



UNIVERSIDAD DE SEVILLA
ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA
TESIS DOCTORAL

Aportaciones al diseño e implementación de
una plataforma inteligente de ayuda a la vida
independiente

Curso académico 2010-2011

Doctorando: Miguel Ángel Estudillo Valderrama

Directores: Laura María Roa Romero, Luis Javier Reina Tosina

A Sheila
A Margarita y Ángel
A mis amigos y compañeros del GIB

Resumen

En esta Tesis Doctoral se realizan aportaciones metodológicas y tecnológicas para la ayuda a la vida independiente, mediante la investigación y desarrollo de procedimientos y técnicas aplicadas al diseño de sistemas de monitorización ubicua sostenibles e inclusivos en el contexto de las nuevas tendencias de los sistemas de asistencia integral y los Entornos de Vida Asistida (EVA). Para tal fin se comienza la Tesis con un estudio del estado del arte de la asistencia ubicua en el dominio del punto de cuidado, poniendo de relieve los logros y carencias más señalados obtenidos hasta la fecha.

Es en este punto donde se propone un nuevo paradigma distribuido e independiente de las tecnologías para la monitorización ubicua que haga frente a las carencias expuestas. Este paradigma está esencialmente compuesto por un conjunto de dispositivos (sensores o actuadores) inteligentes y una o varias plataformas encargadas de su gestión, procesamiento, almacenamiento y comunicación con el resto de la infraestructura de información sanitaria. A estas plataformas se les denomina PIPM, Plataformas Inteligentes Personales Multidispositivo, y constituyen la principal aportación de la presente Tesis doctoral.

Se continúa con una descripción funcional transparente a las tecnologías subyacentes de los principales módulos de que consta la PIPM, con vistas a un diseño general que pueda ser satisfecho con el estado actual y la evolución a corto, medio y largo plazo de las soluciones tecnológicas disponibles. De esta forma se presenta un núcleo fijo de la plataforma al que se añaden módulos en función de los servicios a satisfacer para el usuario, contexto y escenario específicos de aplicación para dar lugar a un sistema personalizable y adaptable.

Una vez establecida esta descripción funcional se realiza un análisis de los métodos y materiales disponibles actualmente para hacer frente al diseño de la PIPM. En concreto se presta especial atención a los relacionados con las Redes de Sensores Inteligentes (RSI) para la implementación de sistemas portables y empotrados, que se comuniquen mediante estándares inalámbricos. Se enfatizan los requisitos de diseño de la plataforma teniendo en cuenta posibles limitaciones audiovisuales del usuario, así como los mínimos costos posibles para obtener soluciones sostenibles.

Por último en el capítulo de resultados se presenta la arquitectura tecnológica propuesta en el punto de cuidado y se analiza la implementación tecnológica hardware y software de la PIPM. Este diseño se evalúa para un caso de aplicación: la detección de caídas en personas. Finalmente se presentan resultados de simulación para otro caso de aplicación: la detección de infecciones bacterianas en pacientes cateterizados.

Abstract

This thesis represents a methodology and technology contribution the support for the independent living, by means of the research and development of procedures and techniques applied to the design of sustainable and inclusive ubiquitous monitoring in the context of the new trends in integral care systems and Ambient Assisted Living (AAL) Environments. For this purpose, the thesis begins with a study of the state of the art of the new approaches in ubiquitous care in the point of care domain, highlighting the achievements and shortcomings obtained until the present.

It is at this point where a new distributed and technologically independent paradigm for ubiquitous monitoring is proposed that addresses the shortcomings identified. This paradigm is essentially composed of a set of intelligent devices (sensors or actuators) and one or more platforms in charge of its management, processing, storage and communication with the rest of the health information infrastructure. These platforms are called MPIP, Multidevice Personal Intelligent Platforms, and constitute the main contribution of this doctoral thesis.

The thesis continues with a functional description transparently to the underlying technologies of the main modules that make up the MPIP in order to obtain a general design that can be satisfied with the current state and the short-, medium-and long-term available technological solutions. By this way, a fixed core of the platform is presented to which several modules can be added depending on the services to meet user, context and application-specific scenario needs that results in a customizable and adaptive system.

Once this functional description is established, an analysis of the methods and materials available today to address the design of the MPIP is developed. In particular a special attention is given to those related to the Smart Sensor Networks (SSN) for the implementation of portable and embedded systems that communicate through wireless standards. It will be emphasized the design requirements of the platform taking into account possible user visual limitations, as well as the minimum possible costs so as to obtain sustainable solutions.

Finally the results chapter presents the technology architecture proposed at the point of care and analyzes the hardware and software technological implementation of the MPIP. This design is evaluated for a case of application: the detection of human falls. Finally, some simulation results are presented for another case of application: the detection of bacterial infections in catheterized patients.

Lista de Siglas y Acrónimos

| | |
|-----------|--|
| ACCP/SCCM | American College of Chest Physicians/Society of Critical Care Medicine |
| ACK | Acknowledge |
| ADL | Activities of Daily Living |
| ADSL | Asymmetric Digital Subscriber Line |
| AIC | Akaike Information Criterion |
| AIS | Application Image |
| AM | Aggregation Manager |
| Aml | Inteligencia Ambiental |
| API | Application Program Interface |
| AR | Auto Regressive |
| ARM | Advanced RISC Machines |
| ARMA | Auto Regressive Moving Average |
| ASCII | American Standard Code for Information Interchange |
| ASK | Amplitude Shift Key |
| BAN | Body Area Network |
| CAT | Criterion Autoregressive Transfer |
| CA2 | Complemento a Dos |
| CCS | Code Composer Studio |
| CMOS | Complementary metal-oxide-semiconductor |
| CPLD | Complex Programmable Logic Device |
| CRC | Código de Redundancia Cíclico |
| CSL | Chip Support Libraries |
| CSMA/CA | Carrier Sense Multiple Access / Collision Avoidance |
| CVPR | Centro Virtual Proveedor de Recursos |
| C2MP | validación desde el Comienzo desde Múltiples Perspectivas |
| DMA | Direct Memory Access |
| dMAX | Dual Data Movement Accelerator |
| DoC | Domain of Care |
| DP | Diálisis Peritoneal |
| DSP | Digital Signal Processor |
| ECC | Error-Correcting Code |
| ECG | Electrocardiograma |
| EEG | Electroencefalograma |
| EEPROM | Electrically Erasable Programmable ROM |
| EMI | Electromagnetic Interference |
| EMIF | External Memory Interface |
| EPROM | Electrically Programmable ROM |
| EOS | Embedded Operating System |
| EVA | Entornos de Vida Asistida |
| e/CORBA | embedded Common Object Request Browser Architecture |
| EHR | Electronic Health Record |
| FDMA | Frequency Division Multiple Access |
| FIFO | First In First Out |
| FIR | Finite Impulse Response |
| FPE | Final Prediction Error |
| FPGA | Field-Programmable Gate Arrays |
| FSK | Frequency Shift Key |
| FSM | Finite State Machine |
| GIB | Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla |
| GND | Ground |
| GPIO | General Purpose Input Output |

Lista de Siglas y Acrónimos

| | |
|----------|---|
| GPRS | General Packet Radio Service |
| GPS | Global Positioning System |
| GSM | Global System for Mobile Communications |
| GUI | Graphical User Interface |
| HCE | Historia Clínica Electrónica |
| HDL | Hardware Description Language |
| HF | High Frequency |
| HITSIP | Healthcare Information Technology Standards Panel |
| HPI | Host Port Interface |
| HSSP | Healthcare Services Specification Project |
| HWI | Hardware Interrupt |
| IAU | Unidad de Acelerometría Inteligente |
| IBC | Intrabody Communications |
| ICD | In-Circuit Debugger |
| IDE | Integrated Development Environment |
| IDL | Interface Description Language |
| IHE | Integrating the Healthcare Enterprise |
| IIR | Infinite Impulse Response |
| IIS | Integrated Interchip Sound |
| InD | Infrastructure Domain |
| IrDA | Infrared Data Association |
| ISR | Interrupt Service Routine |
| I2C | Inter-Integrated Circuit Serial |
| JMS | Java Message Service |
| JTAG | Joint Test Action Group |
| LAN | Local Area Network |
| LBS | Location Based Services |
| LCD | Liquid Crystal Display |
| LED | Light-Emitting Diode |
| LF | Low Frequency |
| LP | Low Pass |
| MA | Moving Average |
| MAC | Media Access Control |
| MAS | Multi Agent System |
| McASP | Multichannel Audio Serial Ports |
| McBSP | Multichannel Buffered Serial Port |
| MCSD-MAC | Master-Command Sensor-Data MAC Protocol |
| MDIB | Medical Data Information Base |
| MDL | Minimum Description Length |
| MDSD | Model Driven Software Development |
| MEMS | Micro Electro Mechanic Systems |
| MFLOPS | Millions Floating Point Operations Per Second |
| MIPS | Millions Instructions Per Second |
| MISO | Master Input, Slave Output |
| MOSI | Master Output, Slave Input |
| MP3 | MPEG-2 Audio Layer III |
| MSB | Most Significant Bit |
| NCAP | Network Capable Application Processor |
| ODP-RM | Open Distributed Processing - Reference Model |
| OOK | On/Off Key |
| OP | Operating System |

Lista de Siglas y Acrónimos

| | |
|------------------|--|
| OSA | Open Service Architecture |
| PA | Personal Assistant |
| PAN | Personal Area Network |
| PBGA | Plastic Ball Grid Array |
| PCB | Printed Circuit Board |
| PCO ₂ | Presión Arterial de CO ₂ |
| PCS | Pervasive Care System |
| PHD | Personal Health Device |
| PI | Plataformas Inteligentes |
| PIPM | Plataforma Inteligente Personal Multidispositivo |
| PLL | Phase-Locked Loop |
| PoC | Point of Care |
| POSIX | Portable Operating System Interface |
| PRD | Función Periódica |
| PROM | Programmable ROM |
| PS | Proveedor de Servicios |
| PSD | Power Spectral Density |
| PUD | Professional User Domain |
| QFD | Quality Function Deployment |
| QoS | Quality of Service |
| ROC | Receiver Operating Characteristics |
| ROM | Read Only Memory |
| RPC | Remote Procedure Call |
| RSI | Red de Sensores Inteligentes |
| RSP | Red de Sensores Portables |
| RTDX | Real-Time Data Exchange |
| RTOS | Real Time Operating System |
| RTA | Real Time Analysis |
| RTI | Real Time Interrupt |
| RUP | Rationale Unified Process |
| SCA | Software Communication Architecture |
| SCF | Service Capability Features |
| SI | Sensor Inteligente |
| SIM | Subscriber Identity Module |
| SIMO | Slave Input Master Output |
| SMS | Short Message Service |
| SOA | Service Oriented Architecture |
| SoC | System On Chip |
| SOMI | Slave Output Master Input |
| SPI | Serial Peripheral Interface |
| SWI | Software Interrupt |
| SysML | Systems Modeling Language |
| TDMA | Time Division Multiple Access |
| TEDS | Transducer Electronic Datasheet |
| TF | Transformada de Fourier |
| TI | Texas Instruments |
| TICS | Tecnologías de Información y Comunicaciones |
| TSK | Tasks |
| UHPI | Universal Host Port Interface |
| ULP BT | Ultra Low Power Bluetooth |
| UML | Unified Modeling Language |

Lista de Siglas y Acrónimos

| | |
|------|--|
| UMTS | Universal Mobile Telecommunications System |
| UWB | Ultra Wideband |
| WAN | Wide Area Network |
| WPAN | Wireless Personal Area Network |
| xDSL | Digital Subscriber Line |

Índice general

| | |
|---|----|
| CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS..... | 1 |
| Resumen..... | 1 |
| 1.1. Motivación..... | 1 |
| 1.2. Sistemas de asistencia integral al ciudadano..... | 3 |
| 1.2.1. Retos de la teleasistencia pervasiva | 5 |
| 1.3. La Monitorización Ubicua..... | 7 |
| 1.3.1. Breve estado del arte de la monitorización ubicua | 10 |
| 1.4. Paradigma Distribuido Propuesto | 14 |
| 1.5. Hipótesis principal | 15 |
| Justificación de la hipótesis | 15 |
| 1.6. Objetivos | 16 |
| Referencias..... | 17 |
| CAPÍTULO II. MÉTODOS | 25 |
| Resumen..... | 25 |
| 2.1. Propuesta Metodológica | 25 |
| 2.1.1. Métodos para la especificación de requisitos | 28 |
| 2.1.2. Métodos para el desarrollo y evaluación | 29 |
| 2.2. Descripción funcional de la PIPM..... | 31 |
| 2.2.1. Módulos fijos | 32 |
| 2.2.2. Módulos personalizados | 37 |
| Referencias..... | 38 |
| CAPÍTULO III. MATERIALES..... | 41 |
| Resumen..... | 41 |
| 3.1. RSI: Requisitos y Topologías Principales | 41 |
| 3.1.1. Requisitos de Diseño de las RSI | 41 |
| 3.1.2. Topologías principales de las RSI | 42 |
| 3.2. Materiales para el diseño de RSI..... | 44 |
| 3.3. Materiales para la operación en tiempo real..... | 46 |
| 3.3.1. Sistemas empotrados y sistemas en tiempo real | 46 |
| 3.3.2. Sistemas Operativos Empotrados..... | 47 |
| 3.3.3. Técnicas de procesamiento de señales | 49 |
| 3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados | 52 |

Índice general

| | |
|--|-----|
| 3.4.1. Procesadores Digitales de Señales..... | 53 |
| 3.4.2. Depurado de aplicaciones..... | 55 |
| 3.4.3. Optimización software en sistemas empotrados | 56 |
| 3.4.4. Herramientas de Desarrollo Empleadas | 58 |
| 3.5. Materiales para la provisión de servicios..... | 65 |
| Referencias..... | 67 |
| CAPÍTULO IV: RESULTADOS..... | 73 |
| Resumen..... | 73 |
| 4. Diseño de la PIPM..... | 73 |
| 4.1 Arquitectura Distribuida en el DoC..... | 73 |
| 4.2. Diseño Hardware | 75 |
| 4.3. Diseño Software de la PIPM..... | 82 |
| 5. Implementación de la PIPM | 85 |
| 5.1. Implementación Hardware | 85 |
| 5.2. Implementación Software | 102 |
| 5.3. Otros Aspectos de Implementación | 120 |
| 6. Evaluación de la PIPM | 127 |
| 6.1. Aplicación a la detección de caídas | 127 |
| 6.2. Aplicación a la detección de infecciones bacterianas en pacientes cateterizados. | 146 |
| 7. Discusión de los Resultados | 153 |
| 7.1. Discusión de los resultados obtenidos para la detección de caídas..... | 153 |
| 7.2. Discusión de los resultados obtenidos para la detección de infecciones | 154 |
| 7.3. Comparación de la PIPM con soluciones comerciales..... | 155 |
| Referencias..... | 158 |
| CAPÍTULO V. CONCLUSIONES | 167 |
| Conclusiones..... | 167 |
| Evolución tecnológica de la PIPM | 167 |
| Líneas futuras de investigación | 170 |
| Tecnologías de comunicación inalámbricas | 170 |
| Validación del sistema de detección de caídas en un entorno realista | 172 |
| Estandarización de información y eventos..... | 173 |
| Diseño final de la PIPM | 174 |
| Extensión del rango de aplicaciones..... | 174 |

Índice general

| | |
|---|-----|
| Actividad científica desarrollada durante la Tesis Doctoral..... | 175 |
| Publicaciones en Revistas y Capítulos de Libros..... | 175 |
| Publicaciones en Actas de Congresos con Proceso de Revisión Por Pares | 176 |
| Patentes | 177 |
| Proyectos de Investigación | 177 |
| Referencias..... | 180 |
| A.1. Esquemáticos de la PIPM | 183 |
| Cpu y Memoria..... | 183 |
| Módulo de Comunicaciones | 186 |
| Módulo de Interfaz de Usuario..... | 187 |
| Módulo de Control y Supervisión | 189 |
| A.2. Descripción general de la GUI de la PIPM..... | 193 |
| Pantalla principal | 193 |
| Pantalla de menús..... | 193 |
| Pantalla de estado del dispositivo | 193 |
| Pantalla de programación del dispositivo | 194 |
| Pantalla de monitorización de los sensores | 194 |
| Pantalla sensor..... | 195 |
| Pantalla InD..... | 195 |
| Pantallas automáticas de alerta..... | 196 |
| Pantalla de últimos datos recibidos..... | 196 |
| Pantalla de histórico de eventos..... | 196 |
| A.4. Bootloader del TMS320C6727 | 199 |
| A.5. La fenomenología de las caídas | 201 |
| Referencias..... | 202 |

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

Resumen

Existe cada vez más consenso al hablar del colapso del sistema de salud pública en el mundo desarrollado debido a la confluencia de múltiples factores, entre los que destaca fundamentalmente el progresivo envejecimiento de la población.

Desde un punto de vista tecnológico, este panorama obliga a la búsqueda de soluciones que difícilmente se pueden abordar con los modelos clásicos centralizados del sistema sanitario, y que han dado lugar a la aparición de nuevos métodos y aproximaciones más efectivas en el ámbito de los Entornos de Vida Asistida (EVA), en los que los sistemas de monitorización ubicua juegan un papel fundamental. Es en este contexto donde se desenvuelve la Plataforma Inteligente Personal Multidispositivo que se presenta como resultado principal de la Tesis Doctoral.

1.1. Motivación

Numerosos estudios y estadísticas presentan un panorama anunciado durante las últimas dos décadas por diferentes instituciones, expertos y autoridades: el colapso del sistema de salud pública en el mundo desarrollado, hacia mediados de este siglo, debido a la confluencia de diversos factores. Entre ellos destacan el envejecimiento de la población (Kimsella, 2005; Christensen 2009), el cambio de los modelos sociales y la estructura de la familia (Newman, 2008; Siles-González, 2007), el aumento y la prevalencia de patologías crónicas derivadas del estilo de vida en los países desarrollados (Abegunde, 2006), el impacto de la migración y los movimientos de población como origen del brote de enfermedades infecciosas.

En particular el problema del envejecimiento, que ocasiona un incremento de los pacientes crónicos, multi-patológicos en numerosas ocasiones, pone de manifiesto la necesidad de contar con sistemas sanitarios eficientes dado el crecimiento de los gastos económicos derivados de la atención integral a un grupo cada vez mayor de personas en situación de dependencia. Según la ONU, en 2050 España será el país más envejecido del mundo: 44,1% de la población tendrá más de 60 años (UN, 2011). Se dispone de datos más recientes a partir del Imserso y el INE (Imserso, 2008) que predicen un porcentaje de población mayor de 65 años de un 29,9% para 2050, como puede observarse en la Figura 1.1.

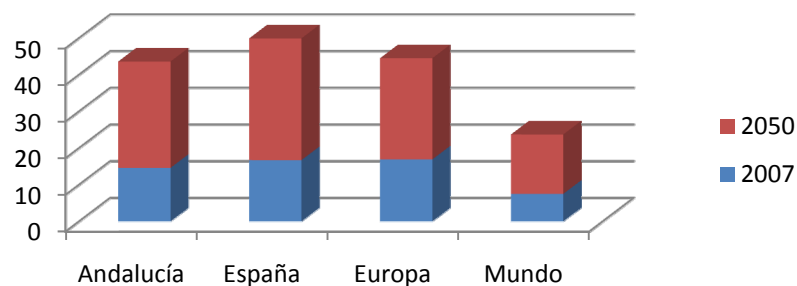


Figura 1.1. Evolución demográfica de la población mayor de 65 años.

Capítulo I. Introducción y objetivos

Desde un punto de vista regional, para el caso de la Comunidad Autónoma de Andalucía, se dispone de estadísticas (Imsero, 2008) que indican que las personas mayores representan ya el 14.6% de la población, pero el aumento progresivo de la esperanza de vida hace que las estimaciones apunten a que en 2050 serán más del 30%. Tomando como cálculo el coste de las plazas en residencias y unidades de estancia diurna, el sector de las personas mayores mueve cada año en Andalucía unos 680 millones de euros y va en aumento. Este aumento de los costes de los servicios médicos asociados a la asistencia de personas mayores y dependientes junto con la reducción del bienestar social de las personas que los atienden, que en numerosas ocasiones son familiares que no perciben nada a cambio, produce un aumento cada vez mayor de las demandas de los ciudadanos hacia sus sistemas sanitarios, asociado a la importancia social actual del concepto de la calidad de la vida. Otros conceptos emergentes asociados con una asistencia social y sanitaria gratuita y universal, de plena vigencia dada la actual coyuntura de crisis económica a escala internacional, son el de sostenibilidad y el de inclusividad, que forman parte de iniciativas a nivel internacional como el plan de acción europeo 2012-2020 de e-Salud (eHealth, 2011). Con el primer concepto se trata de buscar soluciones no sobredimensionadas y ajustadas al caso de aplicación, mientras con el segundo se pretende no dejar a ningún ciudadano al margen del acceso a las nuevas tecnologías.

Es en este punto donde se justifica el gran interés suscitado por la investigación en el contexto de la teleasistencia sanitaria. Se busca que estos sistemas permitan atender de forma remota a los ciudadanos liberando en parte la carga de trabajo de los cuidadores y aumentando en lo posible la calidad de vida de los usuarios teleasistidos. Además, son numerosos los estudios (Fitzgerald, 2008; Whited, 2010) que señalan los beneficios económicos para el sistema sanitario, en cuanto a reducción de gastos, que supone la asistencia remota en comparación con el ingreso del usuario en un centro médico o un centro de día, aunque en ocasiones los criterios de estimación del impacto económico podrían mejorarse (Whitacre, 2009; Dávalos, 2009).

El interés por investigar las características principales de los cuidados a domicilio es grande desde hace tiempo (Lesemann, 1993) y sigue en aumento, ocupándose de aspectos cada vez más diversos de atención al ciudadano, como por ejemplo los cuidados de enfermería, los servicios de ayuda, la asistencia médica, la terapia ocupacional o la fisioterapia. Al mismo tiempo, hay un aumento constante en las demandas de los ciudadanos hacia sus sistemas sanitarios. Este panorama obliga a la búsqueda de una comunicación cada vez más ágil y adaptable entre el paciente y el personal médico junto con el desarrollo de herramientas que faciliten la transmisión e intercambio de información biomédica entre los diferentes equipos médicos, teniendo siempre presente la racionalización de los recursos para evitar gastos innecesarios. Entre los nuevos métodos que están afrontando estos desafíos de forma efectiva, un papel esencial lo desempeñan las tecnologías de información y comunicaciones (TICs). La aplicación de las TICs en la asistencia sanitaria de una manera metodológica es una piedra angular para abordar los nuevos escenarios y retos, la reducción de los costos asociados y la mejora de la eficiencia de los procesos de asistencia, que difícilmente se pueden abordar con los clásicos modelos centralizados del sistema sanitario.

Los avances y las oportunidades que se han originado en el ámbito de la teleasistencia sanitaria en particular y de la aplicación de las TICs en general han llevado a la concienciación pública sobre la necesidad de una nueva reorientación de los recursos sanitarios, que reclama la práctica de una medicina preventiva en lugar de la medicina reactiva mayoritariamente vigente. Los usuarios de dichos sistemas demandan la generación de más información y conocimiento para una atención sanitaria optimizada y personalizada, dirigida a una mejora de su calidad de vida. Además, los ciudadanos quieren estar cada vez más involucrados en su propia salud y bienestar, de manera que se les facilite cambios de conducta en su vida diaria (alimentación, rutinas de

1.2. Sistemas de asistencia integral al ciudadano

actividad física, etc.) para prevenir o tratar posibles enfermedades y en general mejorar su bienestar. En este sentido, los gobiernos y autoridades progresivamente han sido conscientes del impacto de las TICs como un factor clave para obtener soluciones rentables en este escenario cambiante, y se han visto obligados a desarrollar políticas científicas para abordar los nuevos desafíos. Ejemplos de estos son el programa “Ambient Assisted Living Joint Programme”, promovido por la Comisión Europea, o la Ley española de la promoción de la autonomía personal y atención a personas dependientes (Ley 39/2006, 2006).

Por otra parte, se está llevando a cabo una revolución lenta pero imparable en los métodos médicos con objeto de proporcionar una atención más eficiente y adaptable. En el desarrollo de una medicina personalizada están implicados campos de investigación tan dispares como la telemedicina, la genética y proteómica, los sistemas de información, la inteligencia artificial, el modelado, etc. Además, hay cada vez más recursos y más centrados en una cuestión particular de la atención sanitaria, cuyo enfoque por separado puede hacer perder la visión integral para su óptima resolución. Entre estos recursos destacan las redes de sensores para la monitorización ambulatoria en tiempo real, los estudios o análisis realizados en diferentes escalas que permiten un diagnóstico multinivel, los modelos y herramientas de simulación para predecir las reacciones de los medicamentos, o la evolución de las enfermedades relacionadas con la actividad profesional, entre otras. La integración de los resultados obtenidos de estas investigaciones en una arquitectura que permita la reutilización del conocimiento generado en cada una de estas disciplinas es fundamental.

La aplicación de las TICs en la asistencia sanitaria debe por tanto facilitar que la prestación de la asistencia sanitaria actual evolucione del uso de la información de forma parcial y aislada a la síntesis de todos los conocimientos disponibles sobre cada persona en un todo cohesivo. El objetivo final es facilitar la atención de forma remota a dichas personas liberando en parte la carga de trabajo de los cuidadores, aumentando en lo posible la calidad de vida de los usuarios teleasistidos, y disminuyendo los costes económicos asociados.

1.2. Sistemas de asistencia integral al ciudadano

Como se ha comentado en la sección anterior, el panorama demográfico presente y sobre todo futuro presenta una sociedad envejecida en la que casi un tercio de la población serán personas mayores. Urge por tanto establecer un modelo de atención centrado en el usuario y asegurar una asistencia óptima e integral que satisfaga sus necesidades especiales. En estas circunstancias, hay varios factores que demandan una mejor racionalización en la aplicación de las TICs.

En primer lugar, el usuario debe ser atendido por distintos actores, cada uno especializado en una tarea (doctores, trabajadores sociales, cuidadores, etc.), que necesitan compartir información y tener una visión global del estado socio-sanitario del usuario, lo cual hace necesaria la interconexión de sistemas heterogéneos para el intercambio y procesado de la información biomédica (ITU-T, 1997) con objeto de obtener una resolución integral de la asistencia. Para tal fin se requiere la distribución de dicha información mediante una arquitectura abierta y escalable que proporcione servicios que puedan satisfacer las necesidades impuestas por el contexto y escenario de aplicación, y facilite el proceso de integración.

En segundo lugar, los escenarios en los que se desarrolla la atención así como las soluciones tecnológicas ofertadas son numerosas y heterogéneas, pero tienen mucho en común, y por tanto no es eficiente “reinventar” desde cero soluciones para cada requisito específico. Se pretende desarrollar una asistencia más personalizada y adaptativa, basada en la generación de

Capítulo I. Introducción y objetivos

conocimiento médico útil en tiempo real a partir de la mejor información disponible (Haux, 2006). Entre esta información es necesario considerar no sólo la Historia Clínica Electrónica (HCE) (Häyrinena, 2008) del paciente como fuente principal de datos del sistema, sino integrar otra información biológica relevante. En concreto, las TICs deben permitir la transferencia a la práctica clínica de todos los avances en la ciencia y la tecnología de la última década.

En tercer lugar, el movimiento de los recursos sanitarios de un escenario centralizado basado principalmente en un centro hospitalario hacia una distribución a través de las fronteras de las organizaciones, entre ellas entendiéndose también el hogar del usuario como un lugar donde se puede realizar la asistencia sanitaria, es una cuestión fundamental para dar respuestas a las crecientes necesidades socio-sanitarias (Krol, 1997). Uno de los pioneros en intuir este cambio de paradigma fue el profesor Swamy Laxminarayan, quien predijo en 2002 el cambio de la era de la información hacia un paradigma centrado en el conocimiento, a través de la apertura de nuevos marcos para la integración de todos los componentes biofísicos, bioquímicos y conocimientos fisiológicos que tengan como finalidad mejorar el diagnóstico médico (Laxminarayan, 2002). Por lo tanto, el paradigma de la telemedicina concebido originalmente como una solución viable, en el sentido de la relación coste-eficiencia para implementar servicios de salud mediante la utilización de la videoconferencia para la consulta a distancia en zonas geográficas mal atendidas, se ha desplazado, progresivamente, hacia la medicina y la investigación colaborativa por medio de la distribución de las capacidades del sistema sobre redes de alta velocidad y las infraestructuras de información, en lo que se denomina sistemas de cuidado pervasivo (*PCS*, en inglés). El modelo de salud centralizado como consecuencia se está trasladando a un entorno distribuido, donde el usuario asistido adquiere un papel más activo en el proceso de asistencia sanitaria, mediante las prestaciones que aporta la computación pervasiva.

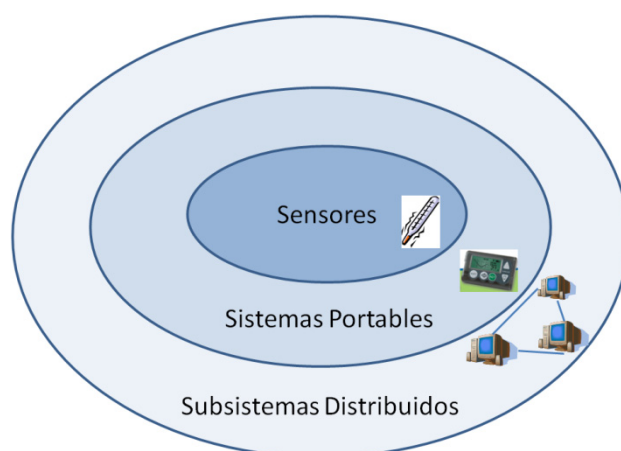


Figura 1.2. Representación visual de las tecnologías involucradas en la Computación Pervasiva.

En la literatura científica, la computación pervasiva o ubicua está directamente relacionada con el despliegue y procesamiento de información embebida en dispositivos inteligentes miniaturizados portables y las TICs con conectividad de red e interfaces de usuario avanzadas (Satyanarayanan, 2001; Lyytinen, 2002; Saha, 2003; Alcañiz, 2005; Kenny, 2006), como se puede observar en la Figura 1.2. Las palabras “en cualquier lugar y en cualquier instante” se han convertido en conceptos fundamentales para el desarrollo de este paradigma de computación desde sus comienzos. En el ámbito sanitario, la computación pervasiva (Varshney, 2003; Korhonen, 2004) es un concepto que está evolucionando hacia una multitud de aplicaciones, atribuyéndosele cualidades para mejorar la asistencia sanitaria debido a su ubicuidad, análisis discreto, diagnóstico, soporte, y funciones de información y documentación (Wan, 2007; Mattila, 2007). Estas capacidades, y en concreto la monitorización y diagnóstico de los usuarios automática y

1.2. Sistemas de asistencia integral al ciudadano

remotamente, hacen de la computación pervasiva una herramienta para avanzar hacia la asistencia en casa del usuario, y para mejorar su autocuidado y vida independiente. Además se pretende por medio de este paradigma incrementar la efectividad y eficiencia de los proveedores sanitarios mediante la documentación automática de actividades, el control de procesos o la correcta información en situaciones específicas de trabajo, entre otras prestaciones. Por ejemplo, los PCS hospitalarios tienen la cualidad de dar el soporte tecnológico necesario para las condiciones de trabajo cotidianas del personal clínico, como es el caso del trabajo cooperativo y móvil, el uso de dispositivos heterogéneos o la frecuente alternancia entre actividades concurrentes (Bardram, 2007).

Varios grupos de investigación y proyectos (GIT, 2011; UIUC, 2011; AINHE, 2011) han hecho importantes avances en las nuevas configuraciones de los PCS. Esta variedad de posibilidades se demuestra con la aparición de nuevos conceptos y paradigmas aplicados al diseño de infraestructuras destinadas al cuidado integral de ciudadanos con necesidades especiales (MacAdam, 2009), como la Inteligencia Ambiental (*Aml*, en inglés), la teleasistencia ubicua (Kurschl, 2009; Sun, 2009), el *context awareness* (Paganelli, 2008), los hogares inteligentes, digitales o domóticos (*Smart Homes*, en inglés) (Chan, 2008; Chan 2009) y, en general, lo que se conoce como los entornos de vida asistida (EVA) (Ortwat, 2008; Varshney, 2007). La *Aml* es un paradigma que trata del posible impacto de la Sociedad de la Información sobre la integración socio-económica de todos los ciudadanos y, en particular, de las personas mayores y discapacitados. En este contexto, la Sociedad no se ve caracterizada, como en la actualidad, por un incremento en la difusión y uso de ordenadores y terminales de telecomunicación, sino como un espacio emergente en el cual las personas están rodeadas por interfaces inteligentes que están incorporadas en toda clase de objetos y en un medio continuo, no obstructivo e invisible que es capaz de reconocer y responder a la presencia de diferentes individuos. Así los sistemas EVA proporcionan una visión de la Sociedad de las TICs en la cual el énfasis se pone en una mayor facilidad, eficiencia y soporte para la interacción humana. Entendiendo que la interacción tiene lugar a través de interfaces naturales en el contexto de un medio que se ajusta a los requisitos de no-obstrucción, personalizable y adaptable a las necesidades de diferentes usuarios.

Estas aproximaciones han mostrado, con mayor o menor éxito, su potencialidad para ayudar a reducir la carga de trabajo del personal sanitario, los profesionales sanitarios y cuidadores (López-de-Ipiña, 2008), para facilitar la gestión de los hospitales (Reina-Tosina, 2005) e incrementar la implicación de los ciudadanos en el proceso de la prestación del cuidado integral en su entorno natural (Prado, 2006), i.e., sus hogares. Para este fin, y dada la heterogeneidad y diversidad de los perfiles de usuarios que acceden al sistema, y en particular en el caso de los usuarios teleasistidos, cada vez cobran más importancia conceptos como la “usabilidad” y la “accesibilidad”, que tratan de garantizar el acceso ágil a las soluciones implementadas eliminando las barreras que las tecnologías subyacentes pudieran ocasionar.

1.2.1. Retos de la teleasistencia pervasiva

Como muestra de los sistemas pervasivos más relevantes desarrollados hasta el momento en la forma de proyectos de I+D se pueden citar los proyectos europeos PERSONA (PERSONA, 2011) y SOPRANO (SOPRANO, 2011), de reciente finalización. Estos proyectos tratan de hacer frente a una serie de retos que aun no han sido resueltos en su totalidad en el contexto de los sistemas EVA:

Capítulo I. Introducción y objetivos

1. La mayoría de los estudios solo enfatizan los retos funcionales, sin proveer un modelo de referencia. Además la estructura hardware, la arquitectura software y los mecanismos de gestión de datos son a menudo modelados y diseñados por separado, por lo que no pueden interoperar correctamente.
2. Las estructuras de red son a menudo complicadas y heterogéneas, lo cual no es adecuado para el desarrollo rápido de aplicaciones EVA.
3. La interoperatividad entre diferentes sistemas EVA es débil. Los datos no pueden ser compartidos, y el descubrimiento de servicios no puede ejecutarse *motu proprio*.
4. El valor de la información contextual solo puede ser tenido en cuenta cuando es modelado e interpretada correctamente (Moran, 2001). Este modelado normalmente se basa en el razonamiento basado en reglas, lo cual puede ser insuficiente y dar lugar a inconsistencias y conflictos dada la gran casuística de la teleasistencia (Prentzas, 2007).

No afrontar con garantías estos retos provoca, entre otras efectos, que las tasas de traslación industrial de los resultados de proyectos de atención domiciliaria sigan estando muy por debajo de las expectativas, aunque se parta de la certeza de que mediante la teleasistencia sanitaria los servicios de salud se pueden ofrecer con mayor eficacia y con menos coste (Saranummi, 2006). Una de las causas principales de este incumplimiento es la práctica común de ofrecer soluciones tecnológicas a casos particulares. Este problema afecta no sólo a los EVA domiciliarios, sino también a todos los dominios de la asistencia integral en que las TICs se aplican. Debido al diseño de metodologías centradas en los requisitos y casos de uso particulares, centrando los esfuerzos en problemas puntuales y aislados en lugar de considerar la institución sanitaria en su conjunto, las soluciones consiguientes adolecen de falta de flexibilidad, escalabilidad, interoperatividad y reusabilidad. Sólo pueden ser utilizados en el contexto particular para el que fueron diseñados, ya que no han tenido en cuenta otros sistemas y la interacción con ellos. Esta situación da lugar a un entorno sanitario con una amplia gama de dispositivos, sistemas y soluciones, cada uno centrado en un problema específico; implementando tecnologías heterogéneas, a menudo propietarias, con pocas o nulas posibilidades de interacción entre ellas y de reutilizar sus capacidades; y finalmente, con grandes inversiones económicas en soluciones que en pocos años pueden quedar obsoletas. La búsqueda de nuevos enfoques metodológicos está por tanto justificada:

En primer lugar, desde un punto de vista tecnológico, distintas aproximaciones han ido surgiendo para resolver la complejidad inherente a la computación distribuida, en la que numerosos dispositivos y sistemas heterogéneos tienen que interactuar. Por lo general cada una se apoya en las anteriores y aporta nuevos y más avanzados elementos de diseño que suponen un avance conceptual y una innovación tecnológica. Uno de los paradigmas que más se están utilizando actualmente es el del diseño de Arquitecturas Orientadas a Servicios (SOA, en inglés) (Shaikh, 2008). Este modelo de arquitectura pretende mejorar la escalabilidad, eficiencia y agilidad de la infraestructura de gestión de información y comunicaciones de una organización, mejorando su productividad y facilitando su evolución y crecimiento. Mediante SOA se facilita la interoperatividad entre aplicaciones heterogéneas desplegadas en los dispositivos heterogéneos del entorno de una red conectada. Para más detalles acerca de SOA se remite la sección 3.5.

En segundo lugar, desde un punto de vista de la interoperatividad de los dispositivos y de la integración de la información, es primordial el uso de estándares sanitarios por parte de los dispositivos que integran el sistema dentro de las infraestructuras de información sanitarias, aunque son pocos los trabajos que incluyen este aspecto en sus investigaciones (IST, 2011; Costanzo, 2009). Es de gran importancia establecer un modelo de información que se integre plenamente dentro del esfuerzo actual por conseguir la máxima interoperatividad de sistemas

1.2. Sistemas de asistencia integral al ciudadano

dada la vasta heterogeneidad de información médica disponible. La idea es que el modelo de información asociado al sistema de teleasistencia sea compatible con los estándares de HCE, fundamentales para la gestión integral de la información del paciente, entre los que destaca la norma prEN13606 del TC251 del CEN en Europa (CEN, 2011), HL7 en EEUU (HL7, 2011) y la iniciativa no lucrativa de openEHR (openEHR, 2011). Para profundizar más en este aspecto es muy recomendable la referencia (Eichelberg, 2005). En concreto en el dominio de aplicación de la monitorización ambulatoria, conocido habitualmente como Punto de Cuidado, cabe señalar los avances conseguidos en las normas IEEE11073 (IEEE11073, 2006) e IEEE1451 (IEEE1451, 2007). Por otra parte, en la actualidad cada vez son más comunes los sistemas encargados de gestionar y manejar información relativa a alertas, y en el caso del entorno sanitario se puede hablar de alertas médicas. En este contexto se suelen monitorizar situaciones que constituyen un riesgo para la salud del usuario (Pettersson, 2008) como por ejemplo son los casos de hipersensibilidad grave a medicamentos, o diagnósticos como trastornos de la coagulación, entre otros. Además, también se suelen registrar para ser notificados los casos de enfermedades contagiosas, o decisiones importantes tomadas por un paciente como la negativa a recibir productos sanguíneos o a la reanimación de una persona en fase terminal. Las alertas de información son comunes en muchos sistemas hoy día, pero generalmente de manera no uniforme e incluso a veces ambigua, lo cual hace que la comunicación de este tipo de información entre diferentes sistemas y organizaciones no sea posible en muchas ocasiones. A fin de facilitar el acceso electrónico a este tipo de alertas críticas, tanto dentro como fuera de las organizaciones, es necesario que la información siga una terminología determinada y una estructuración bien definida.

En tercer lugar, se necesitan metodologías adecuadas para diseñar arquitecturas generales que puedan ser adaptadas a cada caso particular en el entorno sanitario. La visión de este entorno como un todo cohesionado permitirá a las futuras soluciones y sistemas cooperar entre ellos para reusar las capacidades disponibles y alcanzar objetivos más complejos. Esto facilita una asistencia sanitaria más eficiente y personalizada que integre todos los conocimientos relacionados con una sola persona. Así, cada solución particular y sistema será un bloque de construcción de un sistema mayor (el entorno sanitario) que es evolutivo y cada vez más sofisticado, complejo y eficiente. Entre estos enfoques metodológicos destaca el Modelo de Referencia del procesamiento distribuido y abierto (ODP-RM, en inglés) (ISO, 1996), que sirve de base a la norma HISA (ISO, 2009) ampliamente aceptada para desarrollar arquitecturas abiertas sanitarias y servicios de atención social. Esta metodología es independiente de las tecnologías y suficientemente amplia para cubrir todas las necesidades actuales y futuras de los escenarios del entorno sanitario.

Gran parte de las carencias de sobredimensionamiento y capacidad de integración de los sistemas de computación pervasiva y en concreto de los EVA se ponen de manifiesto al comienzo de su flujo procesal u operacional, es decir, en la etapa de recogida de datos de interés mediante dispositivos sensores portables o fijos. La monitorización ubicua es una de las fuentes más importantes de entrada de datos al sistema, que da lugar a requisitos específicos de diseño a tener en cuenta en la implementación del sistema de cuidado pervasivo y que son analizadas a continuación.

1.3. La Monitorización Ubicua

La monitorización ubicua puede definirse como el proceso de recogida de datos a través de diversos elementos distribuidos en el entorno de actuación del usuario, y gestionados por medio de un sistema informatizado. Para esta gestión, y de manera más relevante en el contexto de la monitorización ubicua, conviene destacar el papel de lo que se denominan redes de área

Capítulo I. Introducción y objetivos

personal (PAN, en inglés) inalámbricas (WPAN, en inglés) aunque existen definiciones complementarias en la literatura como redes de área corporal (BAN, en inglés), o Redes de Sensores Portables (RSP). Desde este momento y en adelante serán referidas como PAN.

Las PAN definen un ámbito de actuación centrado en el sujeto o usuario asistido, que se encuentra inmerso en una red inalámbrica que incluye varios sensores y actuadores portados por él mismo, o distribuidos por su entorno, a fin de monitorizar en tiempo real y de forma transparente al sujeto distintas variables de interés. La gran ventaja de estas redes es que permiten que la monitorización se realice de forma mínimamente invasiva, al eliminar en buena parte el cableado que dificulta el trabajo de los profesionales sanitarios e incrementa la sensación de incomodidad por parte de los usuarios que las portan. Se hace preciso para el diseño eficiente de las PAN el estudio e integración de las diversas tecnologías y topologías de red inalámbricas (centralizada, distribuida, etc.) que les dan soporte, teniendo especialmente en cuenta la convergencia que se está produciendo entre las PAN y los nuevos paradigmas de Internet (Luo, 2009). Además, son numerosos los esfuerzos centrados en la investigación y desarrollo de nuevos protocolos (Otal, 2008; Kim, 2009) basados en tecnologías inalámbricas de muy bajo consumo (IEEE802.15.4, 2003) y en general la optimización del consumo de potencia (Anastasi, 2009), requisito fundamental en las PAN para alargar el tiempo de vida de las baterías de los dispositivos que las integran y así garantizar la autonomía del sistema de monitorización durante el mayor periodo de tiempo posible. Por otro lado, un aspecto fundamental de estudio en el campo de las PAN es el de la miniaturización de los dispositivos para facilitar la portabilidad del sistema y el mínimo intrusismo en el quehacer cotidiano del usuario.

Dada la utilización del espectro radioeléctrico en general (y en particular de forma masiva la banda libre ISM para las áreas industrial, científica y médica), que puede dar lugar a interferencias y otros comportamientos no deseados, es necesaria la investigación de mecanismos de seguridad y protección de datos. Esta investigación se concreta en el desarrollo de algoritmos de encriptación (Raymond, 2008) y a propuestas de arquitecturas de red con mejoras de seguridad basadas en la mejora del proceso de autenticación de usuarios a través de estándares conocidos que operan en ISM como Bluetooth (Huang, 2009).

Los sensores son una pieza clave en las PAN al proporcionar capacidades avanzadas para la obtención de información más detallada y específica del usuario, dando lugar a plataformas de soporte para el establecimiento de sistemas de monitorización ubicua integrales. Numerosos sensores ambientales se emplean en este tipo de aplicaciones para incrementar las capacidades de movilidad, seguridad y autocuidado de la ciudadanía. Los sensores ambientales comprenden desde los destinados a tareas puramente de control domótico del entorno del hogar del usuario (iluminación, calefacción, ventilación, humedad, etc.) a los enfocados a la monitorización y el soporte personal: monitores de actividad, sensores de cama y de suelo, alarmas visibles para personas con limitaciones auditivas o pantallas táctiles con realimentación sonora para personas con limitaciones visuales (Koch, 2009). A estos sensores también conviene añadir los utilizados para monitorizar la actividad de la vida diaria de los usuarios (*ADL*, en inglés) (Wilken, 2011) y obtener patrones de actividad general basados en el procesado de información temporal y espacial. De esta manera, si se detecta alguna anomalía o desviación inusual del patrón de actividad, se le deben entregar de forma automática mensajes de asistencia al usuario, su entorno, y/o a los cuidadores si los hubiera. En cualquier caso, hay que tener en cuenta que los sensores ambientales proporcionan en ocasiones información muy ambigua sobre el usuario (Pansiot, 2007).

Desde un punto de vista médico, las aplicaciones clínicas más frecuentes de las PAN son la medida de señales vitales (Paksuniemi, 2005; Botsis, 2008; McAdams, 2010), como la glucosa en sangre para pacientes diabéticos (Lee, 2009; Shea, 2009), medidas de presión sanguínea (Fabian,

1.3. La monitorización ubicua

2007; Kim, 2007), pulsioximetría (Hu, 2009) o ECG (Lai, 2009), entre otras. Estas señales vitales son fundamentales para el tratamiento específico de las enfermedades crónicas, donde deben resaltarse las afecciones derivadas del corazón (Colantonio, 2008; Nee, 2008; Pan, 2008; Costanzo, 2009; Kyriacou, 2009), aunque también se contemplan otras patologías, como las relacionadas con los pulmones y riñones (Rosso, 2010) o con el sistema autoinmune (Kalatzis, 2008). Otros sistemas de monitorización pueden proporcionar información indirecta para el control clínico del usuario, como el movimiento del cuerpo humano (Jafari, 2007) para la prescripción de dietas personalizadas y la prevención de la obesidad (Park, 2009) o la monitorización de los patrones de conducta (Virone, 2008) en caso de las personas padecen de demencia (Miura, 2008) u otros trastornos psíquicos como el Alzheimer (Faucounau, 2009). Por otro lado, desde el punto de vista de la atención social, son cada vez más habituales las aplicaciones que tratan de dinamizar la vida cotidiana de las personas mayores, y dependientes en general, por medio de la realización de actividades psico-motrices gestionadas mediante servicios interactivos (Frameworks, 2009).

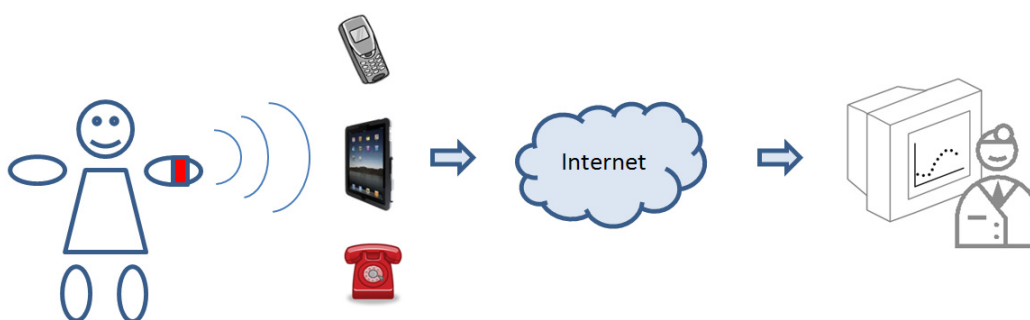


Figura 1.3. Esquema típico de la monitorización remota

A modo de resumen, los dispositivos de monitorización remota pueden tomar muchas formas, pero la mayoría consiste en un sensor inalámbrico conectado a un dispositivo médico (EEG, monitor cardíaco, glucómetro, etc.). Estos dispositivos médicos pueden dialogar inalámbricamente por medio de una PAN establecida ad hoc para el usuario teleasistido. A su vez, esta red puede enviar datos a los doctores, enfermeros y/u otro personal sanitario por medio de dispositivos conectados a Internet, como teléfonos móviles y Smartphone, tableros, PCs de sobremesa, portátiles o incluso un descodificador de televisión (ver Figura 1.3). Estos dispositivos pueden configurarse para comunicar los datos a Internet ya sea de forma cableada o inalámbrica. Por otro lado, los datos del usuario teleasistido pueden guardarse en un dispositivo sanitario de almacenamiento electrónico (EHR, en inglés) para consulta posterior por parte de éste o del usuario profesional.

Una de las carencias más reseñables que pocos sistemas de monitorización ubicua tienen en cuenta en su desarrollo e implementación, y que no es convenientemente resaltada en la literatura salvo alguna excepción (Sun, 2009), es que las resoluciones tecnológicas presentan diseños cerrados para cada contexto sanitario y escenario físico de aplicación. De manera que un usuario que solicite una cartera de servicios médicos y/o sociales de diversa naturaleza se enfrenta a la paradoja de tener que emplear varios sistemas de atención remota simultáneamente en función de cada una de sus necesidades. Por ejemplo para la monitorización de sus constantes vitales podría requerirse una red de sensores inalámbrica que incluye una PDA (Lin, 2004; Hu, 2009) en su domicilio, a la que habría que añadir un sistema de localización física y seguimiento de patrones de movimiento del usuario basado en RFID (Miura, 2008; Hu, 2009) cuando se desplace en un entorno conocido como una residencia de ancianos, sin que ambas soluciones pudieran integrarse fácilmente. Esta acumulación de sistemas y dispositivos es cada vez mayor conforme aumenta el número de servicios que se necesitan para la monitorización del usuario, lo cual da lugar a soluciones no sostenibles.

Capítulo I. Introducción y objetivos

Este hecho se ve agravado al tener que tratar en numerosas ocasiones con dispositivos médicos comerciales que no se atienen a estándares y cuyos fabricantes no facilitan una interfaz abierta para su comunicación con el entorno. Esto se debe a que los modelos de negocio de las empresas involucradas en la comercialización de estos dispositivos acostumbran a presentar soluciones cerradas, que dan lugar a diseños no globales con gran dependencia tecnológica y una limitada perspectiva de evolución. El inconveniente principal de esta disociación de la atención al usuario en diversas soluciones aisladas es su difícil integración al haber sido concebidas de manera independiente en su etapa de diseño. A esto hay que añadir que la dificultad de interacción del usuario con este tipo de sistemas heterogéneos aumenta, así como la sensación de invasión de su espacio vital al tener que emplear numerosos dispositivos (Sun, 2009), lo cual se une al incremento del coste económico derivado de no aprovechar la potencialidad tecnológica de los dispositivos involucrados para integrar diversos servicios.

Para conseguir una resolución integral a la problemática de la atención integral a los ciudadanos, dada la diversidad y complejidad de las soluciones TIC, se precisa de una arquitectura tecnológica distribuida, abierta y escalable que dé servicios a las necesidades que se puedan requerir en cada uno de los contextos médicos y escenarios de aplicación, y que permita su fácil integración. La filosofía de esta arquitectura se corrobora con las tendencias organizacionales actuales que exigen un intercambio de información tanto entre grupos en el interior de una organización como entre organizaciones cooperantes, de modo que existe una necesidad creciente de interconectar sistemas de procesamiento de la información (ITU-T, 1997). Existen numerosos trabajos que analizan proyectos de investigación nacionales e internacionales (Colantonio, 2008; Costanzo, 2009; Nee, 2008; Rosso, 2010; Kalatzis, 2008; Paganelli, 2008; Amoretti, 2009; AMIGO, 2011) que han propuesto arquitecturas de sistemas que de diferentes maneras solucionan algunos de los requisitos expuestos en esta sección.

A continuación se hace una selección de trabajos científicos relevantes relativos a la monitorización ubicua destacando sus ventajas y limitaciones más destacadas.

1.3.1. Breve estado del arte de la monitorización ubicua

El dispositivo *mytag* (Gao, 2008) muestra prestaciones relevantes para su configuración y carácter abierto, pero su escenario específico de aplicación, la respuesta de emergencia ante tragedias y catástrofes, restringe su operación óptima para otros casos de uso. Además, el uso de un protocolo de comunicaciones propietario basado en la norma 802.15.4 no facilita la integración del dispositivo dentro de una arquitectura más compleja de asistencia remota que pudiera emplear estándares comerciales. Finalmente el diseño del sistema, basado en el despliegue de repetidores y pasarelas para conectar con un “Centro Proveedor”, no parece permitir una comunicación directa entre los dispositivos *mytag* y el Centro, que se antoja vital en caso de que la cobertura de la señal no permita el diálogo entre dispositivos y repetidores.

Kyriacou y cols. (Kyriacou, 2009) hace una división interesante entre dos casos o escenarios, el “caso en casa” y el “caso del paciente moviéndose” con el propósito de monitorizar al usuario en todos los escenarios posibles. Para tal fin se emplea una pasarela fija ADSL, y una PDA con conexión UMTS/GPRS con la estación central, respectivamente. La motivación de esta división es aprovechar los beneficios inherentes de los dispositivos portables para un entorno exterior mientras que el dispositivo fijo puede ser mejor opción para el usuario mientras permanece en su hogar, dado que no tiene por qué preocuparse de llevar un dispositivo y vigilar el estado de su batería. Otros estudios también tratan de resolver los problemas tecnológicos relacionados con diferentes escenarios de aplicación donde el usuario final pudiera estar involucrado

1.3. La monitorización ubicua

distinguiendo entre casos exteriores e interiores (*outdoor* e *indoor*, en inglés) (Minkyu, 2008; Kuryloski, 2009; Pindter-Medina, 2009). En este caso las ventajas de elegir una solución tecnológica múltiple deben estar convenientemente justificadas dado el posible aumento de la complejidad del sistema para el usuario cuando cambia de un escenario a otro, así como el probable aumento de los costes asociados.

García-Sáez y cols. (García-Sáez, 2009) presenta una solución basada en una PDA, denominada asistente personal (PA, en inglés), que constituye una de las soluciones más versátiles de la literatura en términos de configuración del dispositivo, comunicación bidireccional con un centro proveedor mediante GPRS, actualización software remota mediante el estándar CORBA y comunicación directa con los biosensores comerciales, en este caso orientado a pacientes diabéticos. A pesar de estas importantes prestaciones del sistema, la comunicación Bluetooth entre el PA y el biosensor no parece la solución más óptima si se compara con el uso extensivo de Zigbee (Zigbee, 2011) y otros estándares de bajo consumo, aunque parece impuesto por el fabricante del biosensor. Por otro lado, la obligación de usar una PDA eleva el precio de una posible comercialización de la PA y tal vez otras opciones tecnológicas podrían ser analizadas. La principal razón de esta selección está relacionada con el hecho de que se elige el middleware original de CORBA para la tarea del control remoto de los sensores, aunque este estándar requiere una gran cantidad de recursos del PA que da lugar a un incremento de su precio junto a una menor autonomía energética, como los autores detallan, que debe ser convenientemente justificada frente otras arquitecturas para sistemas pervasivos en principio menos demandantes, como el estándar *embedded CORBA* (e/CORBA) (CORBA-e, 2011) o iniciativas como *embedded SOA* (eSOA) (Scholz, 2009). Además, los autores subrayan que GPRS muestra algunos problemas cuando la tasa de datos se incrementa en el escenario externo debido al acaparamiento de recursos de CORBA junto con la monitorización del sensor en tiempo real. Este problema podría mejorarse empleando un paradigma de comunicaciones que aprovechara las ventajas de un procesamiento distribuido optimizado (Estudillo-Valderrama, 2009). A lo anterior se añade la posibilidad de gestionar la cobertura de la señal para disminuir la tasa de transmisión y así minimizar la pérdida de datos si la cobertura es lo suficientemente baja, como hace por ejemplo (Jones, 2008).

La principal innovación Bagüés y cols. (Bagüés, 2006) es emplear un paradigma orientado a agentes para la asistencia sanitaria, sin embargo la solución propuesta carece de prestaciones para el control remoto de los dispositivos y su gestión en contraste con (García-Sáez, 2009). Este paradigma ha sido analizado por Isern y cols. (Isern, 2010) por medio de una revisión bibliográfica extensa, aunque se echa en falta un estudio comparativo que analice las ventajas principales de este paradigma comparado con otros, teniendo en cuenta además el uso más extenso de acercamientos como SOA (Hyeju, 2008) en el entorno sanitario.

Muchos trabajos emplean soluciones portables comerciales, como teléfonos móviles, PDAs o SmartPhones (Jones, 2008; García-Sáez, 2009; Pindter-Medina, 2009; Rosso, 2010) mientras que otros desarrollan dispositivos ad-hoc para el sensado y tareas de retransmisión de datos (Gao, 2008; Hyeju, 2008; Khriji, 2008; Wang, 2009; Wong, 2009). El diseño de estos últimos debe facilitar la integración sencilla del dispositivo en el sistema global y su interacción dentro de una arquitectura de comunicaciones más compleja por medio de estándares de comunicaciones inalámbricos y el middleware necesario, en lugar de emplear tecnologías propietarias. Esta cuestión no siempre es tenida en cuenta (Wong, 2009) aunque existe alguna excepción (Naranjo-Hernández, 2011). Por el contrario, si se atienden las soluciones basadas en dispositivos comerciales, uno de los principales handicaps está relacionado con la interfaz de usuario, ya que, por ejemplo, una PDA, difícilmente puede satisfacer las necesidades de usuarios con limitaciones audiovisuales o incapaces de manejar la pantalla táctil en caso necesario. Además, debido a su concepción como dispositivos con numerosos *gadgets* y aplicaciones

Capítulo I. Introducción y objetivos

destinadas al ocio, como es el caso de los Smartphones y tabletas electrónicas (Ipad, 2011; Iphone, 2011), además de una operación innecesariamente más compleja para el usuario, pueden mostrar una peor autonomía de potencia comparado con soluciones dedicadas optimizadas, personalizadas y de bajo costo para el contexto de aplicación: la monitorización integral del usuario (Wang, 2009). En el capítulo de resultados se presenta un análisis comparativo más detallado a este respecto.

Dentro de las iniciativas empresariales llevadas a cabo para la integración de los esfuerzos en el desarrollo de dispositivos comerciales para la asistencia sanitaria, mediante la interoperabilidad y el intercambio de datos entre los hospitales, médicos y agrupaciones de usuarios, se pueden destacar tres grupos de trabajo industriales: HITSP, IHE y ContinuaAlliance. Es conveniente resaltar que estas iniciativas empresariales y en concreto ContinuaAlliance, que recibirá una mayor atención en el análisis por las similitudes encontradas con la propuesta analizada en esta Tesis Doctoral, se han estado desarrollando en su mayor parte durante el proceso de investigación de la misma. Estas coincidencias en las condiciones de diseño vienen a corroborar que las hipótesis de partida de la Tesis Doctoral todavía no enunciadas (véase sección 1.5), así como la descripción funcional de la solución propuesta están bien encaminadas.

Integrando la Empresa Sanitaria (*IHE*, en inglés (IHE, 2011)) es una organización internacional cuyos comienzos datan de 1997, y está formada por profesionales sanitarios y el sector industrial para optimizar el intercambio de información en la asistencia sanitaria mediante sistemas informáticos. IHE promueve para este fin el uso coordinado de estándares ya establecidos y consolidados como DICOM y HL7. La principal desventaja de esta asociación, en el contexto de la Tesis, es que está especialmente destinada a la imagen médica y no tanto a la monitorización ubicua sanitaria.

El Panel de Estándares para la Tecnología de Información Sanitaria (*HITSP*, en inglés (HITSP, 2011)) es una asociación cooperativa entre los sectores públicos y privados que se formó en 2005 con el propósito de armonizar e integrar estándares que satisfagan las necesidades clínicas y de negocio para compartir información entre organizaciones y sistemas. A pesar de tener una buena aproximación al problema, mediante casos de uso específicos, su principal desventaja es que es una organización netamente estadounidense (apuesta por HL7 al igual que IHE).

Continua Alliance (ContinuaAlliance, 2011) es un consorcio industrial que está especialmente enfocado a dirigir el desarrollo de dispositivos médicos inalámbricos mediante un sistema de soluciones sanitarias personales interoperables. La importancia de la iniciativa se puede contemplar desde dos perspectivas, por un lado se pone de manifiesto en la cantidad y relevancia de las empresas promotoras pese a su relativamente corto tiempo de vida (se constituye en 2006); Por otro lado desde su concepción se ha tenido en cuenta la problemática y la importancia inherentes a la monitorización ubicua y los avances en la tecnología de soporte necesaria. En concreto, durante los dos últimos años, la alianza ha estado trabajando en el desarrollo de directrices para la interfaz PAN, puesto que los desarrolladores de dispositivos tienen una amplia variedad de opciones a la hora de elegir un protocolo inalámbrico. Hasta el momento, Continua apoya el uso de Zigbee y Bluetooth como tecnologías inalámbricas, y se prevé que durante el año 2011 se añada a las propuestas la tecnología Bluetooth de muy bajo consumo (*ULP BT*, en inglés). Otros aspectos interesantes son su apuesta por estándares de información médica en el punto de cuidado, especialmente el IEEE 11073, así como el software libre en los desarrollos de los dispositivos, y la arquitectura SOA (McGregor, 2008) como paradigma de base para la prestación de servicios sanitarios.

Uno de los elementos clave definidos por la alianza es el gestor de agregación (*AM*, en inglés) el cual permite a los dispositivos sanitarios personales introducir datos en un EHR remoto para el control clínico. El AM puede tomar la forma de un teléfono móvil, un ordenador personal o un

1.3. La monitorización ubicua

dispositivo ad-hoc dedicado. Dos ejemplos de empresas internacional y nacional que forman parte de Continua Alliance y que implementan AM son Freescale (Freescale, 2011) y Andago (Andago, 2011). En la primera se apuesta tanto por dispositivos comerciales portables como por soluciones ad-hoc basadas en software libre. Por otra parte Andago presenta un asistente sanitario abierto que opera en un Smartphone con buenas perspectivas de diseño, (software libre, basado en SOA) aun en desarrollo. En esta Tesis Doctoral y en particular en el capítulo de Resultados se resaltan las ventajas de los diseños dedicados sobre los dispositivos comerciales dados los menores costos asociados y la personalización de las interfaces, entre otros motivos.

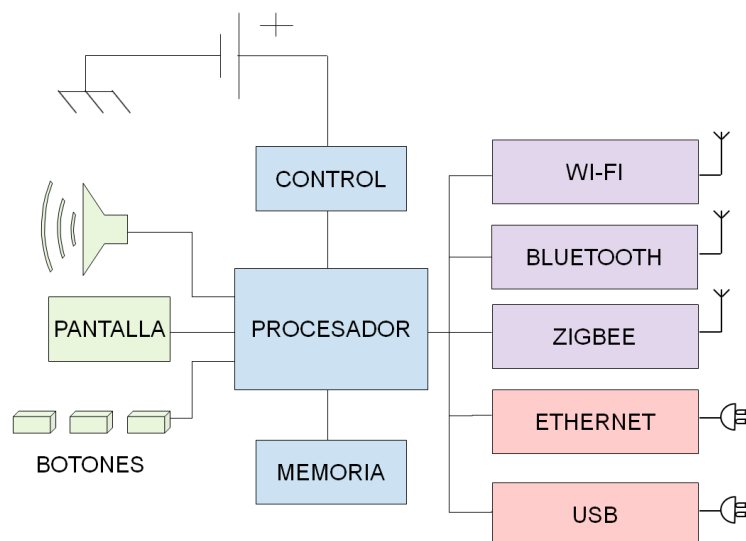


Figura 1.4. Diagrama de bloques de un AM

Para ser un AM certificado por Continua (TI AM, 2011a; TI AM, 2011b), el dispositivo debe integrar al menos una interfaz PAN o de bajo consumo y una interfaz de Internet o de red de área extensa (WAN, en inglés), como se muestra en la Figura 1.4. Debido a que muchos fabricantes desearían ser interoperables con el mayor número de dispositivos posible, a menudo se integran no solo una sino múltiples interfaces cableadas e inalámbricas. Estos fabricantes usualmente emplean una combinación de Ethernet, WiFi e interfaces celulares, como GSM, para la interfaz del AM con la WAN.

La aparición y desarrollo de las iniciativas empresariales comentadas denota la importancia de una conveniente estandarización de la información médica que pueda facilitar la interoperatividad, el escalado del sistema, y la integración de la información generada en las infraestructuras hospitalarias. Esta importancia no es compartida por muchos de los trabajos científicos analizados y ni tan siquiera es prevista en futuros desarrollos, aunque algunas excepciones deben ser tenidas en cuenta (Nee, 2008; Costanzo, 2009). Además, casi ningún estudio presenta una plataforma lo suficientemente versátil como para desarrollar no solo una asistencia sanitaria sino también social, i.e., una asistencia integral útil en caso de que, por ejemplo, pudiera darse alguna situación de peligro en el hogar del usuario (detección de fuego, humo o inundaciones a través de control domótico), o se demanden servicios específicos (monitorización remota de ejercicios físicos bajo supervisión o servicios de compañía a ancianos mediante teleconferencia, por ejemplo). Los beneficios de una asistencia personal e integral deben subrayarse no sólo en términos de una mejora del bienestar de la ciudadanía sino en una potente línea de negocio que puede involucrar muchas entidades y compañías del sector público y privado, y por tanto, promover la búsqueda de una arquitectura conveniente que permita su colaboración y beneficio mutuos. Por otra parte, como se indicó anteriormente, los sistemas desarrollados no muestran una distribución óptima del procesado que pueda aprovechar la potencia de cálculo de los dispositivos involucrados en el sistema (Estudillo-Valderrama, 2009).

Capítulo I. Introducción y objetivos

Por último y en conformidad con la revisión del estado del arte realizada, no hay una plataforma que gestione eficientemente los requisitos especiales que aparecen en escenarios multisensor (hospitales, residencias de ancianos, centros de día, hogares del usuario, etc.).

1.4. Paradigma distribuido propuesto

Con el fin principal de superar las carencias señaladas, se propone en esta Tesis Doctoral un paradigma consistente en una arquitectura distribuida donde van a operar un conjunto de Plataformas Inteligentes Personales Multidispositivo (PIPM). Estas plataformas dan lugar a una primera capa que envía los datos capturados y procesados hacia la segunda capa, centrada en el contexto biomédico deseado y que es procesada por un conjunto de subsistemas distribuidos. La principal ventaja de esta aproximación multicapa respecto de otros acercamientos al problema de la asistencia integral al ciudadano, es que facilita la generación de conocimiento, la personalización del diagnóstico y la asistencia de una manera transparente al usuario y de forma independiente de las tecnologías, abaratando los costes y mejorando por tanto el ratio de coste-eficiencia. Para este fin se tienen en cuenta varias de las aproximaciones metodológicas analizadas en la revisión del estado del arte junto a otras que se detallan en posteriores capítulos.

La arquitectura distribuida propuesta aprovecha las prestaciones innatas de los sistemas pervasivos, sobre todo en lo referente a su portabilidad y a las redes inalámbricas en las que se encuentran inmersos, y también proporciona otras basadas en el concepto de “sensor inteligente”. Este elemento participa activamente en la detección de eventos que origina la monitorización del usuario, así que su rol va más allá del simple repetidor pasivo o pasarela. Como consecuencia de la participación de los SI en la PAN, esta pasa a denominarse RSI (Red de Sensores Inteligentes). Algunas de las mejoras proporcionadas por este paradigma distribuido han sido justificadas en lo concerniente al decremento del consumo de potencia de los dispositivos que integran el sistema que es vital un escenario exterior (Estudillo-Valderrama, 2009). Para un análisis más profundo se refiere el capítulo de Materiales y el de Resultados.

En este contexto, el concepto de Plataforma Inteligente se introduce como una extensión de otros términos similares empleados en la literatura (como servidor o asistente personales). Éste se refiere a “la colección de componentes tecnológicos hardware y software que proporcionan un conjunto de servicios empleados para dar soporte a las aplicaciones” (TOGAF, 2011). Se puede por tanto hablar de una solución que facilita el despliegue de una cartera personalizable de servicios para el usuario final. Además, las PIPM gestionan la operación de varios sensores, y también la suya propia teniendo en cuenta la localización del usuario. Esta localización da lugar a un conjunto de especial consideración en la portabilidad de la plataforma para que pueda ser fácilmente adaptada a los recursos materiales disponibles en cada escenario de aplicación.

Para el diseño de las PIPM se han tenido en cuenta los retos señalados de la monitorización ubicua sanitaria. De forma resumida las plataformas se conciben para resolver las carencias destacadas en términos de gestión multidispositivo en tiempo real, despliegue de servicios, interoperatividad del sistema por medio de la estandarización de la información y de las interfaces de comunicación, y la resolución hardware y software independiente de tecnologías, entre otras. Estos retos han sido parcialmente estudiados por los sistemas revisados en el estado del arte, sin embargo no han sido completados en su totalidad teniendo en cuenta el estado de madurez de las TICs. Es en este punto donde se ponen de relieve las ventajas del concepto de Plataforma Inteligente dentro del paradigma distribuido propuesto, que permite diseños globales sostenibles e inclusivos que puedan ser satisfechos con las tecnologías disponibles. En

1.4. Paradigma distribuido propuesto

particular desde un punto de vista de la implementación de las PIPM, se tienen en cuenta los últimos avances en el desarrollo de sistemas empotrados y portables y su evolución a corto y medio plazo.

La estructura del documento continúa con la presentación de la hipótesis y los objetivos de la Tesis Doctoral, que darán paso al capítulo de Descripción Funcional de la PIPM. Posteriormente se propone el capítulo de Materiales y Métodos disponibles y empleados para el diseño de la PIPM atendiendo a su descripción funcional. Por último en el capítulo de Resultados se presenta la implementación de la PIPM y su evaluación mediante dos aplicaciones.

1.5. Hipótesis principal

La presente propuesta parte de una hipótesis: El estado actual de madurez de las TICs permite la investigación y desarrollo de un nuevo paradigma de monitorización ubicua que mejora la eficiencia de los procesos para la asistencia integral de la ciudadanía, en términos de ayuda a la vida independiente y de la reducción de los costos asociados.

Justificación de la hipótesis

Las TICs han sufrido una enorme evolución en las dos últimas décadas desde varias perspectivas tecnológicas (miniaturización de dispositivos, disminución de costos, mayores capacidad de computación, tecnologías de comunicación inalámbricas de cada vez mayor ancho de banda, etc.), dando lugar a un amplio abanico de soluciones que han demostrado su eficacia para el diseño de dispositivos y sistemas sostenibles e inclusivos que hagan frente a las necesidades en el ámbito de la asistencia integral a la ciudadanía.

1.6. Objetivos

El objetivo principal de la Tesis Doctoral se enmarca en una de las líneas maestras del plan estratégico-científico 2010-2013 del Centro de Investigación Biomédica en Red en Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), del que forma parte el Grupo de Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla, al que pertenece el autor. En concreto se ha desarrollado en el ámbito de aplicación de la línea estratégica de dispositivos y sistemas inteligentes para entornos de vida asistida, perteneciente al área de Bioingeniería e Imagen Médica.

El objetivo principal de la Tesis es:

- La investigación de métodos y técnicas de monitorización ubicua del ciudadano que permitan una asistencia integral, inclusiva y sostenible. Concretamente se estudia la aplicación de los métodos y técnicas investigadas a la realización de una plataforma inteligente personal multidispositivo.

Este objetivo principal se puede descomponer en los siguientes objetivos específicos:

- El desarrollo e implementación de un prototipo preindustrial de la plataforma mediante los recursos tecnológicos disponibles actualmente que garanticen, por un lado, la sostenibilidad del prototipo, y por otro, su inclusividad mediante el diseño de interfaces de usuario amigables y adaptativas.
- El desarrollo e implementación de un sistema empotrado en tiempo real que permita la gestión eficiente de la plataforma y la comunicación con los sensores que la integran, así como con el resto de capas del paradigma distribuido.
- El desarrollo e implementación de algoritmos de procesamiento de las bioseñales capturadas que permitan la generación de eventos de interés y la personalización de la atención al usuario.

Referencias

D. Abegunde, A. Stanciole. An estimation of the economic impact of chronic noncommunicable diseases in selected countries. *World Health Organization*: 2006.

AINHE. Ambient Intelligence for the Networked Home Environment. Amigo. <http://www.hitech-projects.com/euprojects/amigo/>, 2011

M. Alcañiz, B. Rey. New Technologies For Ambient Intelligence. *The Evolution of Technology, Communication and Cognition Towards the Future of Human-Computer Interaction (IOS Press)*: 3-15, 2005.

AMIGO. Entregable IST 2.2 del Proyecto AMIGO IST Amigo Project D2.2. <http://www.hitech-projects.com/euprojects/amigo/deliverables/>, 2011.

M. Amoretti, F. Zanichelli. The Multi-Knowledge Service-Oriented Architecture: Enabling Collaborative Research for E-health. *Proceedings of the 42nd Hawaii International Conference on System Sciences*: 1-8, 2009.

G. Anastasi, M. Conti, M. Di Francesco, A. Passarella. Energy conservation in wireless sensor networks: A survey. *Ad Hoc Networks*, 7(3): 537-568, 2009.

Andango. Página web de Andago. <http://www.andago.com/index.html/>, 2011.

M.I. Bagüés, J. Bermúdez, y cols. An innovative system that runs on a PDA for a continuous monitoring of people. *Proc. 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*: 151–156, 2006.

J.E. Bardram, H. Baldus, J. Favela. Pervasive computing in hospitals. *Pervasive Computing in Healthcare (CRC Press)*: 49-77, 2007.

T. Botsis, G. Hartvigsen. Current status and future perspectives in telecare for elderly people suffering from chronic diseases. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 14: 195–203, 2008.

CA. Página web de Continua Alliance. <http://www.continuaalliance.org/index.html/>, 2011.

CEN. Página Web de CEN ENV 13606. <http://www.en13606.org/>, 2011.

M. Chan, D. Esteve, C. Escriba and E. Campo. A review of smart homes—Present state and future challenges. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 91(1): 55-81, 2008.

M. Chan, E. Campo, D. Estève and J.Y. Fourniols. Smart homes - current features and future perspectives. *Maturitas*, 64(2): 90-97, 2009.

K. Christensen, G. Doblhammer, R. Rau, J.W. Vaupel. Ageing populations: the challenges ahead. *The Lancet*, 374(9696):1196-1208, 2009.

S. Colantonio, D. Conforti, M. Martinelli, D. Moroni, F. Perticone, O. Salvetti, A. Sciacqua. An intelligent and integrated platform for supporting the management of chronic heart failure patients. *Computers in Cardiology*, 35: 897–900, 2008.

CORBA. CORBA-e flyer. http://www.corba.org/corba-e/Corba-e_flyer_v2.pdf, 2011.

S. Costantini, L. Mostarda, A. Tocchio, and P. Tsintza. DALICA: Agent-based ambient intelligence for cultural-heritage scenarios. *IEEE Intell. Syst.*, 23(2): 34–41, 2008.

Capítulo I. Introducción y objetivos

D. Costanzo. Biomedical Data Acquisition and Processing in the Decision Support Services of HEARTFAID Platform. *Proc. IEEE International Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications*: 291-296, 2009.

M.E. Dávalos, M.T. French, A.E. Burdick, S.C. Simmons. Economic Evaluation of Telemedicine: Review of the Literature and Research Guidelines for Benefit–Cost Analysis. *Telemedicine and e-Health*, 15(10): 933-948, 2009.

European Comission. eHealth Action Plan 2012-2020 public consultation. http://ec.europa.eu/information_society/activities/health/ehealth_ap_consultation/index_en.htm/, 2011

M. Eichelberg, T. Aden, R. Jörg, A. Dogac, G.B. Laleci. A survey and analysis of Electronic Healthcare Record standards. *ACM Comput. Surv*,37(4): 277–315, 2005.

M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández. Distributed Processing Methodology for Biomedical Sensor Networks: A Novel Approach. *9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*: 1-4, 2009.

V. Fabian, M. Janouch, L. Novakova, O. Stepankova. Comparative Study of Non-Invasive Blood Pressure Measurement Methods in Elderly People. *Proc Conf IEEE Eng. Med. Biol. Soc*: 612-615, 2007.

V. Faucounau, M. Riguet, G. Orvoena, A. Lacombe, V. Riallec, J. Extrac, A.-S. Rigauda. Electronic tracking system and wandering in Alzheimer's disease: A case study. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52(7-8): 579-587, 2009.

G. Fitzgerald, L. Piri, A. Serrano. Identification of benefits and barriers for the adoption of e-health information systems using a socio-technical approach. *30th International Conference on Information Technology Interfaces (ITI)*, 601-606: 2008.

Frameworks of Integrated Care for the Elderly: A Systematic Review. *Canadian Policy Research Networks*: 1-35, 2009.

Freescale. Página web de Freescale. <http://www.freescale.com/>, 2011.

T. Gao, C. Pesto. Wireless Medical Sensor Networks in Emergency Response: Implementation and Pilot Results. *Proc. IEEE Conf. on Technologies for Homeland Security*: 187-192, 2008.

G. García-Sáez, M. Elena Hernando, y cols. Architecture of a wireless Personal Assistant for telemedical diabetes care. *Int. J. Med. Inf.*, 78(6): 391–403, 2009.

GIT. Georgia Institute of Technology. Aware Home. <http://awarehome.imtc.gatech.edu/>, 2011.

R. Haux. Health Information Systems—past, present, future. *International Journal of Medical Informatics*, 75: 268–281, 2006.

K. Häyrynen, K. Saranto, P. Nykänen. Definition, structure, content, use and impacts of electronic health records: A review of the research literature. *Int J Med Inform*, 77(5): 291-304, 2008.

HITSP. Página web de HITSP <http://www.hitsp.org/>, 2011.

HL7. Página Web de HL7: Health Level 7. <http://www.hl7.org/>, 2011.

Referencias

- F. Hu, Y. Xiao, Q. Hao. Congestion-Aware, Loss-Resilient Bio-Monitoring Sensor Networking for Mobile Health Applications. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 27(4): 450-465, 2009.
- Y.M. Huang, M.Y.Hsieh, H.C. Chao, S.H. Hung, J.H Park. Pervasive, secure access to a hierarchical sensor-based healthcare monitoring architecture in wireless heterogeneous networks. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, 27(4): 400-411, 2009.
- J. Hyeju, K. Sanghyun, B. Changseok. Personalized Healthcare through Intelligent Gadgets. *30th Annual International IEEE EMBS Conference*: 3308-3311, 2008.
- ISO/IEEE11073. Health informatics. Personal Health Devices communication (x73PHD), 2006.
- IEEE 1451. IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators—Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats, IEEE Standard 1451.0, Sep. 2007.
- IEEE 802.15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), 2003.
- IEEE 11073. Página web del estándar IEEE 11073. <http://www.11073.org/>, 2011.
- IHE. Página web de IHE <http://www.ihe.net/>, 2011.
- Imsero. Las personas mayores en España, datos estadísticos estatales y por Comunidades Autónomas. *Informe 2008/Tomo 1: Datos estadístico estatales*: 2008.
- Ipad. Ipad de Apple. <http://www.apple.com/es/ipad/>, 2011.
- Iphone. Iphone de Apple <http://www.apple.com/es/iphone/>, 2011.
- D. Isern D, Sánchez, and A. Moreno. Agents applied in health care: a review. *Int J Med Inf*, 79: 145-166, 2010.
- ISO 10746-1, 2, 3, 4: Information technology - Open Distributed Processing - Reference Model, 1996.
- ISO 12967-1, 2, 3: Health informatics - service architecture, 2009
- IST. Amigo Project Deliverable D2.2. <http://www.hitech-projects.com/euprojects/amigo/deliverables> , 2011.
- ITU-T .Rec. X.901-Information technology – Open distributed processing – Reference Model, Overview: 1997.
- R. Jafari, R. Bajcsy, S. Glaser, B. Gnade, M. Sgroi, S. Sastry. Platform Design for Health-care Monitoring Applications. Platform Design for Health-Care Monitoring Applications. *Joint Workshop on High Confidence Medical Devices, Software, and Systems and Medical Device Plug-and-Play Interoperability (HCMDSS-MDPnP)*: 88-94, 2007.
- V.M. Jones, R. H. in't-Veld, T. Tonis, y cols. Biosignal and Context Monitoring: Distributed Multimedia Applications of Body Area Networks in Healthcare. *MMSP*: 820-825, 2008.
- F.G. Kalatzis, T.P. Exarchos, N. Giannakeas, S. Markoula, E. Hatzi, P. Rizos, I. Georgiou, D.I. Fotiadis. Point-of-care monitoring and diagnostics for autoimmune diseases. *8th IEEE International Conference on Bioinformatics and BioEngineering (BIBE 2008)*: 1 – 6, 2008.

Capítulo I. Introducción y objetivos

- L. Kenny. Exploring the Business and Social Impacts of Pervasive Computing. *IBM Zurich Research Laboratory*, 2006.
- J. Kim, J. Park, K. Kim, Y. Chee, Y. Lim, K. Park. Development of A Nonintrusive Blood Pressure Estimation System for Computer Users. *Telemedicine and e-Health*, 13(1): 57-64 2007.
- J. Kim, K.H. Park. An energy-efficient, transport-controlled MAC protocol for wireless sensor networks. *Computer Networks*, 53(11): 1879-1902, 2009.
- L. Khriji, N. Hamza, F. Touati. Co-design implementation of wireless Bio-Implant for Real-time control and monitoring. *International Conference on Signals, Circuits and Systems*: 1-6, 2008.
- K. Kinsella, D.R. Phillips. Global Aging: The Challenge of Success. *Population Bulletin*, 60(1): 2005.
- S. Koch, M. Marschollek, K.H. Wolf, M. Plischke, R. Haux. On health-enabling and ambient-assistive technologies. What has been achieved and where do we have to go? *Methods Inf Med*, 48(1): 29-37, 2009.
- I. Korhonen, J.E. Bardram. Guest Editorial Introduction to the Special Section on Pervasive Healthcare. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 8(3): 229-234, 2004.
- M. Krol . Telemedicine. *IEEE Potentials*, 16(4): 29–31, 1997.
- P. Kuryloski, A. Giani, R. Giannantonio, y cols. DexterNet: An Open Platform for Heterogeneous Body Sensor Networks and Its Applications. *Body Sensor Networks*: 92-97, 2009.
- S.W. Kurschl, Mitsch and J. Schonbock. Modeling Situation-Aware Ambient Assisted Living Systems for Eldercare. *Proc. 2009 Sixth International Conference on Information Technology: New Generations*: 1214-1219, 2009.
- E. Kyriacou, C. Pattichis, D. Hoplaros, A. Jossif, A. Kounoudes, M. Milis, D. Vogiatzis. Integrated platform for continuous monitoring of children with suspected cardiac arrhythmias. *9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB 2009)*:1-4, 2009.
- C.-C. Lai, R.-G. Lee, C.-C. Hsiao, H.-H. Liua, C.-C. Chen. A H-QoS-demand personalized home physiological monitoring system over a wireless multi-hop relay network for mobile home healthcare applications. *Journal of Network and Computer Applications*, 32(6): 1229-1241, 2009.
- S.N. Laxminarayan. Editorial: information technology in biomedicine: maturational insights. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 6(1): 1–7, 2002.
- H.J. Lee, S.H. Lee, K.S. Ha, H.C. Jang, W.Y. Chung, J.Y. Kim, Y.S. Chang , D.H. Yoo. Ubiquitous healthcare service using Zigbee and mobile phone for elderly patients. *Int J Med Inform*, 78(3): 193-198, 2009.
- F. Lesemann, C. Martin. Home-based Care, the Elderly, the Family and the Welfare State: An International Comparison. *University of Ottawa Press*: 1993.
- Ley 39/2006 de 14 de diciembre de Promoción de la Autonomía Personal y Atención a las personas en situación de dependencia.
- Y.-H. Lin, I.-C. Jan, P.C.-I. Ko, Y.-Y. Chen, J.-M. Wong, G.-J. Jan. A wireless PDA-based physiological monitoring system for patient transport. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 8(4): 439–447, 2004.

Referencias

López-de-Ipiña, D., Laiseca, X., y cols. Infrastructural support for ambient assisted living. *Proc. 3rd Symp. Ubiquitous and Ambient Intelligence*: 66-75, 2008.

X. Luo. From Augmented Reality to Augmented Computing: A Look at Cloud-Mobile Convergence. *International Symposium on Ubiquitous Virtual Reality*: 29-32, 2009. K. Lyytinen, Y.J. Yoo. Issues and challenges in ubiquitous computing. *Communications of the ACM*, 45(12): 62-65, 2002.

M. MacAdam. Frameworks of Integrated Care for the Elderly: A Systematic Review. *Canadian Policy Research Networks*: 1-35, 2009.

E.T. McAdams, C. Gehin, N. Noury, C. Ramon, R. Nocua, B. Massot, A. Oliveira, A. Dittmar, C.D. Nugent, J. McLaughlin. Biomedical Sensors for Ambient Assisted Living. *Advances in Biomedical Sensing, Measurements, Instrumentation and Systems*, 55: 240-262, 2010.

C. McGregor, J.M. Eklund. Real-Time Service-Oriented Architectures to Support Remote Critical Care: Trends and Challenges. *32nd IEEE Annual Int. Conf. Comp. Soft. and Appl. (COMPSAC)*: 1199-1204, 2008.

E. Mattila, Korhonen I, Saranummi N. Mobile and personal health and wellness management systems. *In Pervasive Computing in Healthcare (CRC Press)*:105-134,2007.

L. Minkyu, K. Byeongwoo, H. Dongsoo, J. Suntae, C. Chulho. A Platform for Personalized Mobile u-Health Application Design and Development. *10th IEEE Intl. Conf. on e-Health Networking, Applications and Service (HEALTHCOM)*: 221-226, 2008.

M. Miura, S. Ito, R. Takatsuka, S. Kunifuji. RFID Mat Sensors in Group Home. *IEEE Network Operations and Management Symposium Workshops (NOMS Workshops 2008)*:235-238, 2008.

T.P. Moran, and P. Dourish. Introduction to this special issue on contextaware computing. *Human-Computer Interaction*, 16(2): 87–95, 2001.

D. Naranjo-Hernández, L.M Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, G. Barvarov-Rostán. Hardware-Software Platform and Communications for Energetically Efficient Body Sensor Networks. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*: 2011 (en proceso de revisión).

O. Nee, A. Hein, T. Gorath, N. Hulsmann, G.B. Laleci, M. Yuksel, M. Olduz, I. Tasyurt, U. Orhan, A. Dogac, A. Fruntelata, S. Ghiorghie, R. Ludwig. SAPHIRE: intelligent healthcare monitoring based on semantic interoperability platform: pilot applications. *Communications IET*: 192-201, 2008.

N. Newman, L. Harrison, C. Dashiff, S. Davies. Relationships between parenting styles and risk behaviors in adolescent health: an integrative literature review. *Rev Latino-am Enfermagem*, 16(1):142-150, 2008.

Página Web de openEHR: Open Electronic Health Record. <http://www.openehr.org/>, 2011.

C. Ortwat, A. Graefe and T. Faulwasser. Towards pervasive computing in health care – A literature review. *BMC Medical Informatics and Decision Making*, 8(26): 2008.

B. Otal, C. Verikoukis, L. Alonso. Optimizing MAC Layer Performance based on a Distributed Queuing Protocol for Wireless Sensor Networks. *Proc. of IEEE Global Conference on Communications (GLOBECOM Workshops)*: 1–5, 2008.

Capítulo I. Introducción y objetivos

F. Paganelli, E. Spinicci, D. Giuli. ERMHAN: A Context-Aware Service Platform to Support Continuous Care Networks for Home-Based Assistance. *International Journal of Telemedicine and Applications*: 1-13, 2008.

PERSONA. Proyecto PERSONA. <http://www.aal-persona.org/about.html>, 2011.

M. Paksuniemi, H. Sorvoja, A. Alasaarela, R. Myllyla. 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*: 5182–5185, 2005.

J.I. Pan K.M. Chen, W.S. Hsu. Self risk assessment and monitoring for cardiovascular disease patients based on service-oriented architecture. *Computers in Cardiology*: 637-640, 2008.

J. Pansiot, D. Stoyanov, D. McIlwraith, B.P.L. Lo, G.Z. Yang. Ambient and Wearable Sensor Fusion for Activity Recognition in Healthcare Monitoring Systems. *Proceeding of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks 2007*: 208-212, 2007.

M.J. Park, H.S. Kim, K.S. Kim. Cellular phone and Internet-based individual intervention on blood pressure and obesity in obese patients with hypertension. *Int J Med Inform*, 78(10): 704-710, 2009.

M. Pettersson, J. Wihlborg, y cols. Systematizing medical alerts. *Stud Health Technol Inform*, 136: 753-758, 2008.

J. Pindter-Medina, J.E. Gonzalez-Villarruel, B Tovar-Corona. Proposal for an m-Health System. *Electronics, Robotics and Automotive Mechanics Conference*: 55-59, 2009.

M. Prado, L.M. Roa and J. Reina-Tosina. Viability study of a personalized and adaptive knowledge-generation telehealthcare system for nephrology. *Int J Med Inf*, 75(9): 646-657, 2006.

J. Prentzas, I. Hatzilygeroudis. Categorizing approaches combining rule-based and case-based reasoning. *Expet. Syst.*, 24(2): 97–122, 2007.

D.R. Raymond, S.F. Midkiff. Denial-of-Service in Wireless Sensor Networks: Attacks and Defenses. *IEEE Pervasive Computing*, 7(1): 74 – 81, 2008.

J. Reina-Tosina, L.M. Roa, M. Prado and T. Gómez-Cía. Feasibility of a cost-effective platform for minor ambulatory surgery. *Proc. IFMBE*: 1639-1642, 2005.

R. Rosso, G. Munaro, O. Salvetti, S.Colantonio, F.Ciancitto. CHRONIOUS: An open, ubiquitous and adaptive chronic disease management platform for Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD), Chronic Kidney Disease (CKD) and renal insufficiency. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*: 6850-6853, 2010.

D. Saha, A. Mukherjee. Pervasive computing: a paradigm for the 21st century. *IEEE Computer*, 36(3): 25-31, 2003.

N. Saranummi, I. Korhonen, S. Kivisaari, H. Ahjopalo. A framework for developing distributed ICT applications for health distributed diagnosis and home healthcare. *Proceedings of the 1st Transdisciplinary Conference on D2H2*: 137-43, 2006.

M. Satyanarayanan. Pervasive computing: vision and challenges. *IEEE Personal Communications*, 8(4):10-17, 2001.

A. Scholz, I. Gaponova, y cols. €SOA - Service Oriented Architectures adapted for embedded networks. *7th IEEE International Conference on Industrial Informatics (INDIN)*: 599-605, 2009.

Referencias

- A. Shaikh, M. Memon, y cols. The Role of Service Oriented Architecture in Telemedicine Healthcare System. *Proc. Int. Conf. on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems*: 208-214, 2008.
- S. Shea, R.S. Weinstock, J.A. Teresi, W. Palmas, y cols. A Randomized Trial Comparing Telemedicine Case Management with Usual Care in Older, Ethnically Diverse, Medically Underserved Patients with Diabetes Mellitus: 5 Year Results of the IDEATel Study. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 16(4):446-456, 2009.
- J. Siles-González, C. Solano-Ruiz. Estructuras sociales, división sexual del trabajo y enfoques metodológicos, La estructura familiar y la función socio-sanitaria de la mujer. *Investigación y Educación en Enfermería*, 25(1): 2007.
- SOPRANO. Proyecto SOPRANO. <http://www.soprano-ip.org/>, 2011.
- H. Sun, V. De Florio, N. Gui and C. Blondia. Promises and Challenges of Ambient Assisted Living Systems. *Sixth International Conference on Information Technology: New Generations (ITNG '09)*: 1201-1207, 2009.
- TI AM. TI Aggregation managers for the connected health systems. <http://focus.ti.com/lit/wp/swpy026/swpy026.pdf/>, 2011a.
- TI AM. TI Telehealth Aggregation Manager. <http://focus.ti.com/docs/solution/folders/print/758.html>, 2011b.
- TOGAF. TOGAF RFM v8.1.1. <http://www.opengroup.org/architecture/togaf8-doc/arch/toc.html/>, 2011.
- UIUC. University of Illinois at Urbana-Champaign .Assisted Living Project. I-Living. <http://lion.cs.uiuc.edu/assistedliving/>, 2011.
- UN. United Nations Population Division. World Population Ageing 1950-2050. <http://www.un.org/esa/population/publications/worldageing19502050/>, 2011.
- U. Varshney .Pervasive healthcare. *IEEE Computer*, 36(12):138-140, 2003.
- U. Varshney. Pervasive Healthcare and Wireless Health Monitoring. *Mobile Networks and Applications*, 12(2-3): 113-127, 2007.
- G. Virone, M. Alwan, S. Dalal, S.W. Kell, B. Turner, J.A. Stankovic, R. Felder. Behavioral Patterns of Older Adults in Assisted Living. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 12(3): 387-398, 2008.
- D. Wan, L.E. Taveras. The business of pervasive healthcare. *Pervasive Computing in Healthcare (CRC Press)*: 275-298, 2007.
- B. Wang, L. Wang, S.J. Lin, y cols. A Body Sensor Networks Development Platform for Pervasive Healthcare. *3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE 2009)*: 1-4, 2009.
- J.D. Whited. Economic Analysis of Telemedicine and the Teledermatology Paradigm. *Telemedicine and e-Health*, 16(2): 223-228, 2010.
- B.E. Whitacre, P.S. Hartman, S.A. Boggs, V. Schott. A Community Perspective on Quantifying the Economic Impact of Teleradiology and Telepsychiatry. *The Journal of Rural Health*, 25(2):194-197, 2009.

Capítulo I. Introducción y objetivos

O. Wilken, A. Hein, M. Gietzelt . An approach to the fusion of probabilities of activities for the robust identification of activities of daily living (ADL). *Ambient Assisted Living*: 197-208, 2011.

A.C.W. Wong, D. McDonagh, O. Omeni, C. Nunn, M. Hernandez-Silveira, A.J. Burdett. Sensium: An Ultra-Low-Power Wireless Body Sensor Network Platform: Design & Application Challenges. *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*: 6576-6579, 2009.

Zigbee. Página Web de la Zigbee Alliance <http://www.zigbee.org> , 2011.

CAPÍTULO II. MÉTODOS

Resumen

A partir del análisis del estado del arte de los sistemas de monitorización ubicua sanitaria se propone la descripción funcional de la PIPM, que es la principal aportación científica de la Tesis Doctoral. Esta plataforma trata de resolver las carencias anteriormente señaladas en términos de gestión multisensor y procesamiento de la información capturada en tiempo real, despliegue de servicios e interoperabilidad del sistema, entre otras.

Para tal fin, primeramente se requieren metodologías para la especificación de los sistemas de asistencia integral al ciudadano y particularmente en el dominio del punto de cuidado. Por otra parte, se destaca la importancia de aplicar un procedimiento adecuado aplicado a la evaluación desde las primeras etapas del diseño de la PIPM, para lo que se proponen procedimientos de desarrollo como Harmony en los que la implementación de los diferentes componentes se plantea de manera iterativa o en espiral.

2.1. Propuesta Metodológica

La metodología seguida para definir la arquitectura general de un sistema de monitorización ubicua, y en general de un sistema de asistencia integral al ciudadano, debe basarse en una estrategia doble:

Por un lado, debe formarse un equipo multidisciplinar en el que se incluyan ingenieros biomédicos, profesionales sanitarios y asociaciones de los usuarios teleasistidos. Las sinergias derivadas del trabajo de estos grupos deben llevar a la identificación de los requisitos y el consecuente análisis para alcanzar una solución técnica. Aunque es necesario un mayor nivel de inversión inicial para la puesta en marcha del sistema, los esfuerzos de personalización y rediseño posterior pueden ser reducidos con éxito mediante este enfoque metodológico, obteniéndose una mejor rentabilidad y ratio de coste-eficiencia en el medio y largo plazo. Considerando que el objetivo principal debe ser proporcionar una solución personalizada, sostenible e inclusiva, es fundamental partir de una arquitectura general que pueda corresponderse fácilmente con los requisitos particulares identificados y las limitaciones de los usuarios a un coste mínimo. Diferentes metodologías se han aplicado para hacer frente a este problema de diseño. Entre ellas es común dibujar escenarios específicos para los usuarios finales, utilizando un enfoque atomista, que incorpora todas las diferencias a nivel de diseño. Otra aproximación metodológica posible es la adaptación de escenarios generales ubicuos a personas con diferentes necesidades. Aunque estos métodos tienen sus ventajas y pueden llevar a resultados interesantes, el uso implícito de la totalidad de los enfoques en su diseño deja poco espacio al rediseño y reutilización, o lo lleva a cabo a expensas de un costo alto.

Por otro lado, como se ha comentado a la largo de la Introducción, la arquitectura clásica para los sistemas de asistencia que giraba en torno a tres escenarios – el hogar, el hospital, y lo que se puede denominar centro virtual proveedor de recursos (CVPR) – se ha movido progresivamente a una arquitectura distribuida y ubicua, en la que las fuentes de información son heterogéneas por naturaleza, y las fronteras entre los escenarios son difusas. Lo mismo se aplica a las tecnologías de acceso al sistema. El concepto tradicional de escenario lleva al desarrollo de una solución técnica particular ligada a un caso bajo estudio primordialmente relacionado con el contexto físico y la asistencia sanitaria requerida por el usuario teleasistido. Sin embargo,

Capítulo II. Métodos

cuando el diseño está orientado a los escenarios, la solución usualmente carece de la flexibilidad para proveer las adaptaciones necesarias para minimizar los cambios en las condiciones en las cuales se desarrolló la solución. Un ejemplo es la reutilización de una arquitectura que fue diseñada originalmente para una residencia particular, para su aplicación a una residencia de ancianos, lo cual no puede considerarse como una simple cuestión de escalabilidad del sistema.

El diseño debe estar centrado en el usuario y comprender todos los distintos escenarios que están asociados con él dependiendo del contexto, con objeto de proporcionar un sistema con un óptimo ratio de coste-efectividad. Al conjunto de estos escenarios se le denomina mediante el concepto de *dominio* (ver Figura 2.1). Además, *actor* se define como una extensión del término usuario del sistema en el sentido de sujeto físico o virtual que pretende acceder a uno o varios de los escenarios donde el actor se encuentra situado en cada momento. Es importante hacer notar que algunos escenarios pueden ser compartidos entre distintos actores, como se muestra en la Tabla 2.1. La dupla formada por actor y escenario es la *escena*, que define un conjunto de servicios que dan lugar a un espacio de diseño personal. La escena puede variar a lo largo del tiempo cuando el actor cambia de escenario o incluso debido a su progresivo envejecimiento, que puede inducir la necesidad de nuevos servicios. En contraste con esta concepción metodológica, la única consideración del escenario da lugar a servicios y requisitos de diseño del sistema no personalizables, al estar solamente relacionados con los recursos físicos y tecnológicos disponibles.

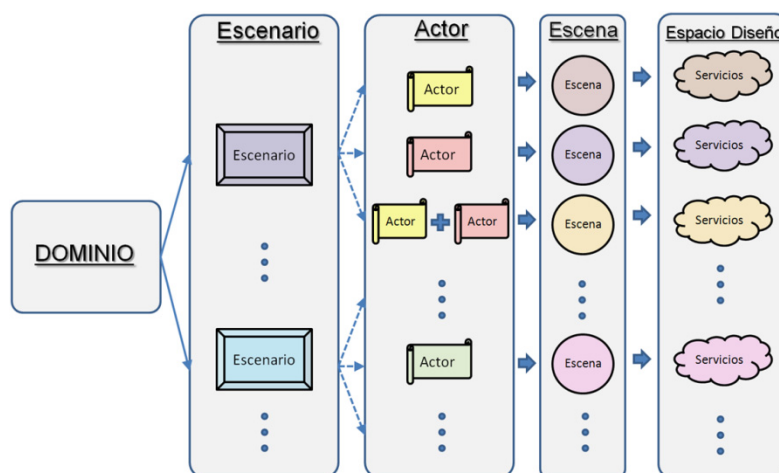


Figura 2.1. *Conceptos metodológicos más importantes y su interrelación.*

Tres son los dominios comunes a cualquier sistema de asistencia integral, los cuales se resumen en la Tabla 2.1: el dominio de cuidado (*DoC*, en inglés), el dominio del usuario profesional (*PUD*, en inglés), y el dominio de infraestructura (*InD*, en inglés). Los requisitos básicos para cada dominio se obtienen de la intersección entre las distintas necesidades aplicables a los diversos escenarios asociados al dominio. De esta manera es posible aplicar la metodología que se expone, que no se ciñe a los escenarios concretos considerados en la aplicación, y allana el camino hacia una personalización del servicio. Aunque todos los actores implican algún grado de participación activa en el sistema, algunos de ellos son esencialmente pasivos (por ejemplo la generación de mensajes).

2.1. Propuesta metodológica

Tabla 2.1. *Lista de dominios, papeles y escenarios involucrados en un sistema de asistencia. No hay correspondencia horizontal pero sí transversal entre las columnas segunda y tercera.*

| Dominio | Actor | Escenario |
|----------------|---|---|
| DoC | Paciente | Domicilio (interior) |
| | Cuidador | Domicilio (exterior) |
| PUD | Doctor | Hospital |
| | Médico de Cabecera | Centro Sanitario Primario |
| | Especialista | Centro Sanitario Periférico |
| | Enfermero | Hospital de Día |
| | Asistente Sanitario | Residencia de Ancianos |
| | Terapeuta ocupacional / Fisioterapeuta | Ambulancia |
| | Farmacéutico | Farmacia |
| | Trabajador Social | Centro Virtual Proveedor de Recursos |
| InD | Proveedor de Servicios | |

Esta Tesis Doctoral se centra en el dominio de cuidado (DoC), el cual puede englobar diferentes escenarios dependiendo del contexto del usuario. Estos escenarios son en general el hogar particular del usuario y un escenario externo, apareciendo el último cuando el usuario abandona el primero. Los actores que pueden acceder al sistema son normalmente los usuarios teleasistidos que demandan la asistencia integral, y los cuidadores profesionales y no profesionales que los atienden en su domicilio. Desde la perspectiva de estos actores, se requiere una integración sin compromisos de las tecnologías que dan soporte a la operación tanto en interiores como en exteriores del sistema. Con este propósito, se sigue un paradigma de procesamiento distribuido debido a su capacidad de enfrentar los requisitos ya citados junto a otros (Estudillo-Valderrama, 2009), como la rápida y eficiente reparación de los dispositivos que integran el sistema, o la provisión de una arquitectura que facilite el desarrollo del sistema por medio de diversos agentes. La aproximación que se presenta en esta Tesis Doctoral para afrontar con garantías estos requisitos está basada en el concepto de plataformas inteligentes multidispositivo en el DoC, las cuales soportan el núcleo de la implementación tecnológica de la arquitectura de servicios proporcionada por el sistema (Figura 2.2).

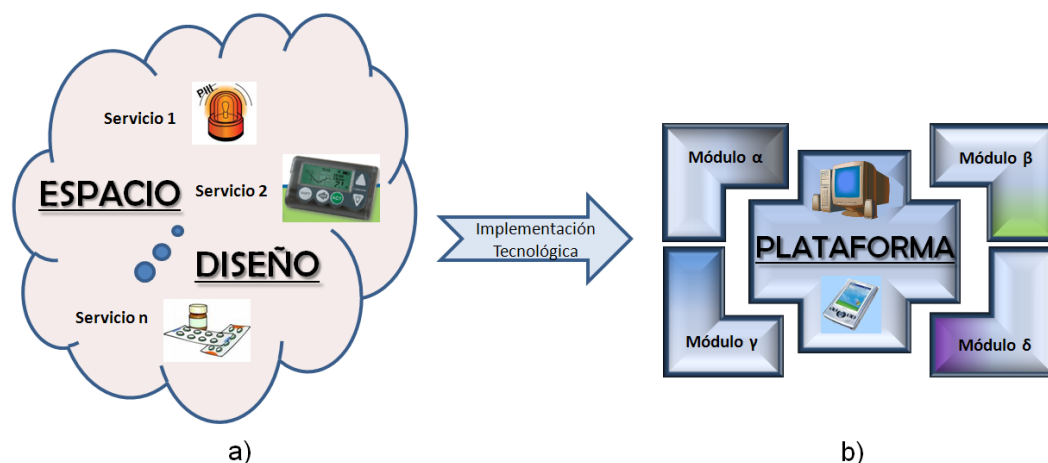


Figura 2.2. La implementación del espacio de diseño (a) da lugar a la PIPM (b). El núcleo de la plataforma es independiente de los servicios requeridos. Los módulos de la plataforma sí están orientados a los servicios.

2.1.1. Métodos para la especificación de requisitos

Para satisfacer los requisitos de aplicación del sistema se debe definir un conjunto modular de servicios considerando la escena de aplicación, que se ajuste a las necesidades identificadas por el grupo multidisciplinar previamente definido. En este punto, dos conceptos metodológicos deben considerarse para la integración óptima de estos requisitos y una fácil adaptación del sistema para que mejore su escalabilidad mediante la adición o eliminación de servicios.

El primero de ellos se engloba en el concepto de “diseño para todos” (Emiliani, 2005), que se refiere al diseño de aplicaciones, servicios y productos interactivos empleados por la mayoría de los potenciales usuarios, sin necesidad de modificación. Como contrapartida a la tecnología de asistencia, que se basa en la adaptación (para personas de movilidad reducida) de los sistemas y servicios dirigidos a un mercado general, el diseño para todos no se concibe como un esfuerzo hacia una solución única para todos los casos, si no como una aproximación a la provisión de productos que puedan ser fácilmente enfocados a una amplia gama de capacidades humanas, requisitos y preferencias. En segundo lugar, el proceso de diseño no se aplica a un diseño único, sino a un “espacio de diseño”, otro concepto metodológico fundamental, en el que un diseño particular se entiende en términos de su relación con un probable diseño alternativo (MacLean, 1991), lo que implica la consideración desde el comienzo de la etapa de diseño, de las necesidades específicas de los usuarios tanto en el proceso original de diseño como en el trabajo posterior centrado en el rediseño y la reutilización.

Entre los requisitos a tener en cuenta en ambos conceptos metodológicos destaca la relevancia cada vez mayor que están teniendo los aspectos de usabilidad y accesibilidad para el desarrollo de sistemas y dispositivos que interactúan con los usuarios finales. Esta importancia está siendo considerada por los organismos de normalización, como AENOR y CEN, para el desarrollo de normativa específica mediante la elaboración de estándares nacionales e internacionales. El primero de aspectos, según la definición de la ISO, se refiere al grado de eficacia, eficiencia y satisfacción con el que los usuarios específicos del sistema pueden lograr objetivos específicos, en contextos de uso específicos. Este aspecto está siendo progresivamente potenciado a través del desarrollo de interfaces hombre-máquina (ISO, 2008). Por otro lado, y teniendo en cuenta las demandas de sectores poblacionales con necesidades especiales (como las personas con limitaciones o los mayores), cabe hablar del concepto de accesibilidad. Este concepto es más

2.1. Propuesta metodológica

amplio que el de usabilidad, ya que con el segundo se refiere a un usuario de una audiencia objetivo y cuando se habla del primero el rango posible de usuarios es el máximo, incluyendo a todo tipo de personas. En la línea de la accesibilidad también deben referirse esfuerzos estandarizadores publicados (AEN/CTN, 2009) o en desarrollo (ISO/FDIS, 2011; FprCEN ISO/TR 22411, 2008) para la construcción y despliegue de sistemas y dispositivos que interactúan con todo tipo de población.

En el corto plazo, el desarrollo de los sistemas de asistencia integral al ciudadano debe basarse en herramientas que mejoren las posibilidades que ofrecen las tecnologías de asistencia sanitaria actuales. Estas tecnologías, que aglutinan tanto sistemas como servicios en el corto y medio plazo, evolucionan a largo plazo hacia un entorno inteligente que pueda satisfacer exitosamente las necesidades de la mayoría de los usuarios considerados a nivel de diseño. A través de este proceso evolutivo, el diseño para todos se convierte en una metodología eficiente y necesaria, que maximiza las ventajas potenciales de la introducción de las TIC en la salud, y reduce al mínimo el riesgo asociado con la exclusión de grupos específicos de personas. La eficacia de esta aproximación se debe fundamentalmente al hecho de que el diseño para todos combina un diseño centrado en el usuario con conceptos como la personalización automática, la distribución y la adaptación.

Otra cuestión primordial es la concepción de la arquitectura de soporte del sistema como un ente distribuido que aglutina una variedad de tecnologías que pueden requerirse en cada escena. Para su desarrollo e implementación se aboga nuevamente por el uso de estándares como un acercamiento ampliamente aceptado para la integración costo-efectiva y la interoperatividad de sistemas heterogéneos. Entre estos enfoques se ha referido la norma HISA en el contexto de las arquitecturas abiertas sanitarias.

2.1.2. Métodos para el desarrollo y evaluación

La validación de la potencialidad física y funcional de los servicios ofrecidos por el sistema de asistencia sanitario requiere la construcción de varios demostradores o prototipos experimentales que deben implementarse en las escenas consideradas durante las primeras etapas de desarrollo del sistema. Sin embargo, antes del diseño de los demostradores y tras su descripción funcional, deben evaluarse las soluciones tecnológicas disponibles. Con este fin, en el DoC hay que prestar especial atención, entre otros, a las RSI y a los avances en los sistemas operativos empotrados en tiempo real, dadas sus ventajas para un fácil despliegue de servicios mediante los dispositivos portables que se consideran convenientes para los propósitos del sistema.

La siguiente fase consiste en el diseño y desarrollo de los demostradores de la plataforma inteligente, aunque debe revisarse constantemente la tecnología disponible durante el desarrollo del proyecto. En esta etapa será necesario seguir una metodología que permita que el desarrollo sea eficiente y minimice los costes asociados. Esta metodología se suele conocer como procedimiento, que puede definirse como la especificación de una secuencia de actividades realizadas por un grupo de personas que cooperan y que generan un conjunto coherente de resultados, uno de los cuales será el sistema deseado. Para tal fin, la evaluación desde las primeras etapas del proyecto constituye un aspecto clave (como se muestra en la Figura 2.3), donde deben señalarse procedimientos de desarrollo como Harmony (Douglass, 2009) o RUP (*Rationale Unified Process*, en inglés) (Krutchen, 2004), en los que la implementación de los diferentes sistemas es planteada de manera iterativa (o en espiral) al evaluar los desarrollos antes y más a menudo que los tradicionales ciclos en cascada. RUP, si

Capítulo II. Métodos

bien se fundamenta en los mismos principios que Harmony, solo está centrado en la disciplina software, mientras que Harmony incluye aspectos tanto software como hardware e involucra muchas disciplinas (química, electrónica, mecánica, etc.) que están intrínsecamente relacionadas con cualquier dominio ingenieril, como es el biomédico. Dada la fuerte dependencia que existe entre el software y el hardware en la PIPM es necesario utilizar un procedimiento que optimice el desarrollo de proyectos en los que las disciplinas citadas adquieren un papel importante. Así, para el desarrollo de los demostradores de las PIPM, y considerando las nuevas tendencias en computación ubicua, se debe seguir procedimientos como el Harmony aplicado a sistemas portables y en tiempo real (Douglass, 2009), que especifica un conjunto de flujos de trabajo para guiar el desarrollo de sistemas robustos, eficaces y seguros.

Siguiendo el procedimiento Harmony, el desarrollo de los demostradores se aborda en espiral, lo que permite la identificación y corrección de problemas con antelación y reduce significativamente los costes asociados. Básicamente, el ciclo de vida en espiral enfoca el desarrollo del proyecto completo como un grupo de subproyectos más elementales que incrementalmente van añadiendo capacidades, siempre validando el subproyecto anterior antes de añadir nuevas prestaciones. Cada subproyecto, por tanto, tiene un objetivo más limitado que el completo, se desarrolla de forma más fácil y está más enfocado a un objetivo concreto que el sistema global. El resultado de cada ciclo es lo que Harmony llama prototipo iterativo, que se define como un sistema funcional y de alta calidad que no es tan completo como el sistema final.

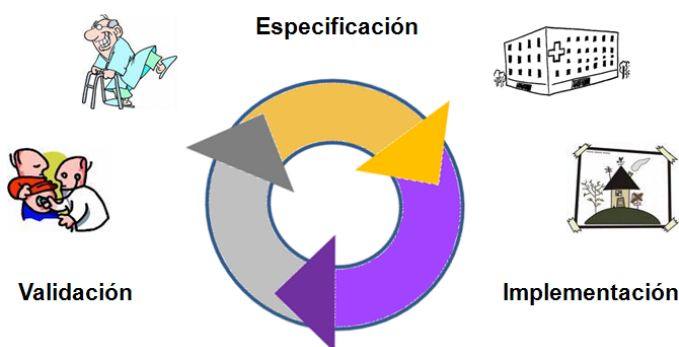


Figura 2.3. Ciclo metodológico de desarrollo del sistema.

Por otra parte, teniendo en cuenta la validación, se deben realizar esfuerzos para lo que se denomina procedimiento C2MP, que se refiere a la validación del sistema desde el Comienzo de la etapa de diseño del proyecto, desde Múltiples Perspectivas (bienestar del usuario, aceptación tecnológica, análisis de costo-eficiencia, etc.) siguiendo un Procedimiento Modular (Estudillo-Valderrama, 2010). Esta metodología facilita la identificación y corrección de problemas en etapas tempranas de desarrollo del sistema y reduce significativamente los costes asociados. Desde el punto de vista de validación integral, esta metodología aplicada al desarrollo de los demostradores mejora la robustez del sistema al ir adquiriendo conocimiento y experiencia de los posibles fallos y cómo solucionarlos, lo que permite una atención especial y la previsión de alternativas adecuadas para las averías que puedan tener consecuencias sobre los servicios proporcionados. Una vez realizados los distintos demostradores, se procede a la integración y validación funcional de los mismos. Por último antes de la posible transferencia industrial de los resultados obtenidos, se aborda el diseño de experimentos pilotos para realizar estudios de usabilidad, accesibilidad y fiabilidad del sistema con distintos tipos de usuarios y considerando distintos escenarios, o preferiblemente diferentes escenas, en aras de disminuir el grado de dependencia y optimizar su operación.

2.2. Descripción funcional de la PIPM

2.2. Descripción funcional de la PIPM

La descripción funcional de la PIPM que se propone atendiendo a la metodología analizada da lugar a un diseño abierto que permite el desarrollo de una plataforma global a la que se puedan incorporar las TICs con visión de futuro. Se pretenden realizar soluciones globales que se adapten fácilmente al estado actual de las TICs y su evolución, a diferencia de la filosofía de diseño que inspira la mayoría de dispositivos comerciales. A partir de este diseño global la implementación del prototipo preindustrial de la PIPM que se presenta en el capítulo de Resultados se realiza con tecnologías suficientemente maduras como para garantizar la operación robusta de la plataforma. Estas tecnologías se discuten en el siguiente capítulo.

Las PIPM tienen un diseño modular personalizable en el que la adición de partes integrales al núcleo de la misma da lugar a cada uno de los servicios demandados en la escena considerada mientras su núcleo almacena los componentes fijos no modificables que permanecen constantes para cualquier aplicación. Estos servicios han de ser nómadas, es decir, capaces de seguir al usuario final. De esta manera, los servicios ofrecidos por el sistema se convierten en ubicuos y pueden ser accedidos cuándo y dónde se necesitan. Para tal fin, si se atienden las corrientes actuales, el uso de sensores y dispositivos portables empotrados, inteligentes, de bajo consumo y capaces de procesar información en tiempo real está completamente justificado. A estas exigencias se añaden las siguientes:

- Diseños pequeños, fáciles de usar, y que raramente requieran intervención manual.
- Gestión, discriminación y priorización de eventos.
- Fácil rediseño, adaptabilidad al contexto y personalización al usuario final.
- Funcionamiento multimodal.
- Diseño robusto y funcionalidad en interiores y exteriores.

Para un análisis más profundo de los requisitos de diseño de las PIPM en el marco de las RSI y las topologías de procesado distribuidas puede consultarse el capítulo de Materiales.

La PIPM debe atender estos requisitos para los escenarios más comunes en el ámbito de la monitorización del usuario: el DoC. Con este propósito se sigue un diseño modular cuyas unidades son independientes y autoejecutables, tal y como se muestra en la Figura 2.4. El propósito de esta filosofía de diseño de las PIPM es facilitar su adaptación al contexto y escenario de aplicación. Por tanto, se debe prestar especial atención a desarrollar los módulos software que puedan ejecutarse en varios de los dispositivos portables y fijos más habituales.

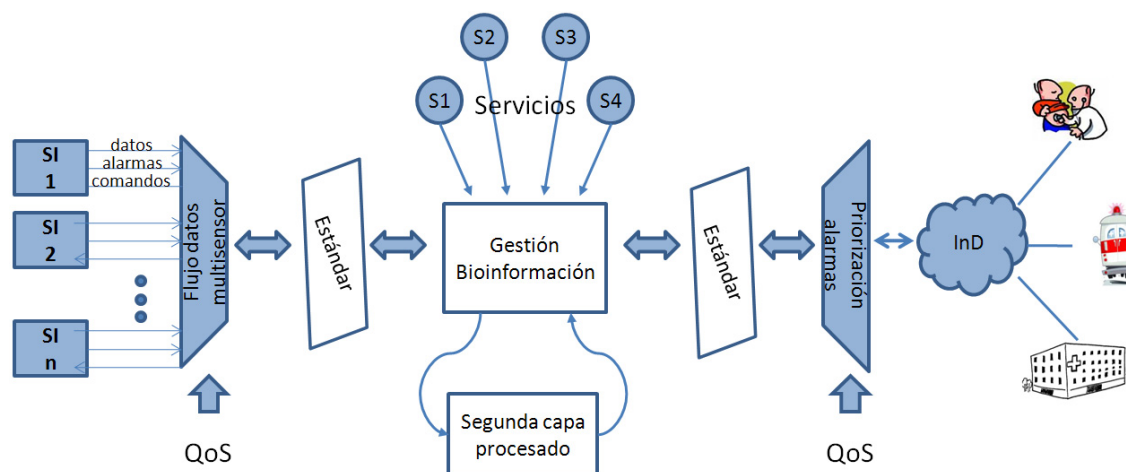


Figura 2.4. Diagrama de bloques funcional de la PIPM.

Capítulo II. Métodos

Una característica fundamental que se debe tener en cuenta en la implementación de la PIPM es su capacidad de personalización en línea al usuario mediante la generación de información adaptativa y eventos de interés en tiempo real. En este sentido se ha buscado una solución modular y abierta, que dé lugar a una fácil configuración de la plataforma para que se ajuste a la incorporación y procesamiento de señales heterogéneas de sensores de muy diversa naturaleza: es lo que se denomina carácter multimodal de la PIPM. La funcionalidad principal de la PIPM por tanto es la de gestionar la RSI portada por el usuario teleasistido. Por ello tiene un carácter personal, en cuanto que se hace cargo del control de las bioseñales que monitorizan a dicho sujeto en particular y su ámbito de actuación se ciñe principalmente a un entorno mono-usuario que establece los particulares requisitos de diseño de esta plataforma. La arquitectura funcional de la PIPM considera dos clases generales de módulos: fijos y personalizados. Se procede a comentarlos con mayor detalle.

2.2.1. Módulos fijos

Módulo de configuración y control

Este módulo de la PIPM gestiona su configuración y es responsable de las siguientes funciones principales:

- Supervisión de la correcta operación de los sensores que integran la RSI, así como de la propia plataforma personal.
- Almacenamiento de los datos relevantes, principalmente en caso de fallo del sistema para restaurarlo a un estado estable conocido, así como con objeto de mantener un histórico de los eventos relevantes de la monitorización del usuario teleasistido.
- Coordinación con los otros módulos de la plataforma.
- Reprogramación de la plataforma a través del módulo de comunicación.

Módulo de alimentación

Como dispositivo eminentemente portable, uno de los objetivos principales será el uso óptimo de la autonomía de la batería. Si se considera que la PIPM toma el papel de “maestro” en la RSI, y los biosensores son los “esclavos”, el consumo de potencia estará principalmente determinado por los transceptores de radiofrecuencia, y será esencial el uso de estrategias de ahorro energético para las comunicaciones en la RSI. A este respecto hay que tener nuevamente en cuenta la inteligencia dotada a los sensores para disminuir la latencia de las comunicaciones, gracias al paradigma multicapa de procesado distribuido.

Módulo de comunicaciones y gestión de datos multisensor

Se definen dos submódulos diferentes con objeto de gestionar las comunicaciones en dos sentidos. El primer submódulo se encarga del diálogo con los SI y una Pasarela mediante una interfaz LAN, mientras que el segundo lo hace con el InD mediante una interfaz WAN. El objetivo de ambas interfaces es proporcionar cobertura de monitorización tanto dentro como fuera de domicilio, mediante un subsistema basado en el contexto geofísico que establece un enlace inalámbrico con la Pasarela en un escenario domiciliario, o activa un transceptor con una red móvil pública hacia el InD en un escenario exterior.

El módulo de comunicaciones establece cuatro tipos de tramas para la información enviada en el enlace bidireccional de comunicaciones SI-PIPM. Estas cuatro tramas son las siguientes:

2.2. Descripción funcional de la PIPM

- En el enlace de bajada se tienen dos tramas: la trama de comando para la reprogramación de los SI, y la trama de asentimiento que la PIPM emplea para confirmar la correcta recepción de las tramas recibidas.
 - Trama de comando: enviada a los SI para cambiar sus umbrales de detección, frecuencia de muestreo o los modos de operación de los dispositivos. Esta trama incluye campos para la identificación del dispositivo sensor, el comando y los parámetros asociados.
 - Trama de asentimiento: esta trama se emplea para prevenir la pérdida de datos mediante un mecanismo de detección de pérdida de tramas y errores en los datos, que provoca el reenvío de las tramas erróneas.
- En el enlace de subida se tienen otras dos tramas: la trama de alarma que alerta de eventos de atención detectados por los SI, y la trama de datos en la que los SI encapsulan la bioinformación preprocesada con destino la PIPM.
 - Trama de alarma: empleada por los SI cuando se detecta un evento de alarma o para enviar una ventana de muestras de datos. Incluye campos para la identificación del dispositivo, el número de muestras enviadas y el “payload” de la trama.
 - Trama de datos: es usada por el dispositivo sensor para la transmisión de información sensorial en tiempo real. Tiene un formato similar al de la trama previa, pero en este caso identifica el instante temporal de la primera trama enviada.

Por otra parte, se establecen tres tipos de modos de operación del módulo de comunicaciones de la PIPM con respecto a los SI:

- Modo 1: Transmisión Continua de Datos: En este modo de funcionamiento el SI transmite en tiempo real la información capturada a una frecuencia de muestreo configurable. Se entra en este modo de funcionamiento después de la detección y envío de un evento de alarma hasta el momento en que ésta sea confirmada mediante un comando por la PIPM, entonces entrará en el modo de espera activa. La PIPM puede retrasar la confirmación si se considera necesario recabar más información. También puede activarse este modo de funcionamiento de forma remota mediante el envío de un comando. Este modo tiene dos submodos:
 - Submodo normal: establecido por defecto en la SI, donde no se presta atención a la ocurrencia de nuevos eventos de alarma.
 - Submodo de alarma: donde la detección de eventos sí genera el envío de alarmas.
- Modo 2: Transmisión Basada en Eventos. Este es el modo de funcionamiento normal de los SI con objeto de reducir al máximo su consumo en comunicaciones. En este modo de operación no se envía ningún dato hasta que el dispositivo sensor no detecte un evento de atención relativo a las bioseñales monitorizadas. Este evento puede consistir en la superación de uno o varios umbrales preestablecidos de las variables monitorizadas o de otros resultantes del procesamiento interno del SI. La alarma generada incluye una ventana de muestras anteriores al evento de alarma de tamaño configurable para su análisis posterior en la PIPM.
- Modo 3: Espera activa. En este modo no se envía ningún dato, pero continúa su almacenamiento en un buffer del SI. Este modo de operación lo puede establecer de forma remota la PIPM, una vez reconocido el evento de alarma, para no saturar al sistema con transmisiones redundantes de alarma mientras se está atendiendo al usuario.

Capítulo II. Métodos

En la PIPM las tramas son empaquetadas en una supertrama para su envío al InD a través de la WAN (igual para el enlace inverso) ya sea de forma directa o a través de una Pasarela. La estructura de la supertrama es simétrica, siendo la misma tanto en el enlace de subida como en el de bajada. En la supertrama se pueden distinguir los siguientes campos generales: identificador de supertrama, identificador de usuario, secuencia de supertrama, secuencia de supertrama asentida, payload, tramas y seguridad. En el capítulo de Resultados se muestran con mayor detalle los campos de la supertrama para el caso de aplicación de la detección de infecciones en pacientes cateterizados. Por otra parte en los trabajos (Naranjo-Hernández, 2009; Naranjo-Hernández, 2011a) se analizan con mayor detalle los protocolos y modos de comunicaciones SI-PIPM y PIPM-InD.

Módulo para la gestión de la priorización de las alarmas

Se tienen diferentes tipos de alarmas generadas por el sistema de acuerdo con el origen de sus respectivas fuentes y su naturaleza automática o manual.

Por un lado se tienen las alarmas automáticas, que pueden ser generadas por los SI, la maquinaria médica y otros sensores comerciales para medidas de campo y ambientales de acuerdo con los servicios definidos por los usuarios teleasistidos. Estos elementos pueden lanzar diferentes alarmas en caso de que detecten situaciones de emergencia mediante su inteligencia embebida y orientada a eventos a partir del procesamiento de las señales capturadas. A estas se añade la generación de alarmas originada por las herramientas de soporte a la decisión clínica empleadas por los profesionales (doctores, enfermeros, cuidadores, etc.) involucrados en la asistencia remota de los usuarios teleasistidos por medio de interfaces de usuario gráficas (*GUI*, en inglés), que también podrían ser gestionadas por la plataforma. Por otro lado, las alarmas deben contemplar el caso de que el usuario teleasistido o profesional (ya sea un enfermero o un cuidador) presione un botón específico de la PIPM destinado a generar alarmas manuales.

Dada la diversidad de alarmas, los esquemas de priorización deben consensuarse entre todos los actores del sistema como paso previo al despliegue de servicios. Con este fin, cada alarma debe ser puntuada en función de los potenciales riesgos para el bienestar de los usuarios, con objeto de proporcionar una respuesta rápida ante la ocurrencia de diversas alarmas al mismo tiempo o en intervalos de tiempo próximos. Por ejemplo, una alarma por detección de caída de una persona mayor deber ser prioritaria en comparación con una alarma domótica generada por un horno encendido.

La PIPM debe tener una tabla configurable (*look-up-table*, en inglés) para la gestión de los eventos de alarma y atención, como indica la Tabla 2.2. En este caso se muestran eventos que comprenden tanto los propios de detección en el contexto biomédico particular (por ejemplo, la detección de caídas) u otros que alertan de fallos en la operación del sistema. Esta tabla además muestra una posible clasificación de dichos eventos de alarma atendiendo a su prioridad de atención.

Tabla 2.2. *Ejemplos de Notificaciones de Alarma de la PIPM*

| Tipo y prioridad | Alta | Media | Baja |
|-------------------------------|-------------------------|---------------------|---------------------|
| Clínica | Caída | Botón de pánico | Ausencia Movimiento |
| Ambiental | Agua | Humo | Puerta abierta |
| Funcionamiento interno | PIPM o SI sin respuesta | Sensor mal colocado | Batería baja |

2.2. Descripción funcional de la PIPM

Módulo de interfaz de usuario

Aunque se recomienda una mínima intervención manual del usuario final, algunas funciones de la interfaz son imprescindibles, como botones, pantalla y dispositivo acústico. Este módulo debe diseñarse teniendo en cuenta posibles limitaciones audiovisuales del usuario, de manera que se complementen los mensajes sonoros con los visuales y así garantizar el carácter inclusivo de la PIPM. Por otra parte, en la medida de lo posible han de seguirse los estándares de accesibilidad y usabilidad para facilitar la gestión del dispositivo por parte del usuario, como por ejemplo las iniciativas del comité de AENOR AEN-CTN 139-SC 8 encargado de "Sistemas y Dispositivos para la tercera edad y la discapacidad", CEN (e.g., UNE 139802:2009 - Requisitos de accesibilidad del software) e ISO (e.g., ISO 9241-151:2008 - Ergonomics of human-system interaction - Part 151: Guidance on www user interfaces). La aplicación de estos estándares a la interfaz de usuario de la PIPM se explica con más detalle en el capítulo de Resultados.

Módulo de estandarización de la información médica

La estandarización de la información médica es fundamental para garantizar el requisito de interoperatividad del sistema. Con este propósito, se debe prestar una especial atención a los estándares médicos, dentro de los cuales dos aparecen como los más prometedores en el ámbito de la plataformas, esto es, en la monitorización ubicua sanitaria: el IEEE1451 (IEEE1451, 2007) y el X73-PHD (ISO/IEEE11073, 2006), basado en IEEE11073. Ambos estándares, y sobre todo el primero desde un punto de vista más experimental, proporcionan capacidades de conexión automática (*plug-and-play*, en inglés) sin afectar la operación software de la plataforma que lo sustenta, característica fundamental en un escenario distribuido donde se van a gestionar múltiples SI y tecnologías. Esta filosofía de trabajo casa completamente con el paradigma de procesamiento distribuido de forma que puede ser fácilmente desarrollado en el firmware del sistema operativo embebido en los SI configurables. Además proporciona una capa de red que puede incorporarse a la PIPM, que además desempeña funciones de pasarela con objeto de mapear este estándar a los que se usan en el ámbito del InD, los cuales son compatibles con HL7-CEN. Para más detalles de este módulo se remite al capítulo de Resultados.

Módulo de gestión de la información y procesamiento inteligente

Tal y como se señaló anteriormente, la PIPM en su condición de dispositivo inteligente participa activamente en la detección de eventos y la generación de nueva información de interés teniendo en cuenta la escena considerada. Dado que la PIPM puede albergarse en un dispositivo con mayor potencia de cálculo comparado con los SI (más enfocados a tareas de sensorización), la generación de información que se espera de ella es mayor. Para tal fin se deben incorporar a la plataforma varios módulos matemáticos software personalizables para el procesamiento de la información de acuerdo con los servicios que pudieran ser demandados por cada usuario, en caso de que sean necesarios.

En concreto, las señales vitales pueden alimentar algoritmos matemáticos de cierta complejidad que requieran parte de los recursos de cálculo y procesamiento de la PIPM, para producir como consecuencia nueva bioinformación que este módulo debe almacenar correcta y eficientemente, gestionar y redireccionar al InD junto con los datos previos ya capturados procedentes de los SI. Para esto debe establecerse una priorización parecida a la de los eventos de alarmas detallados anteriormente en la Tabla 2.2. Estas alertas médicas son directamente enviadas al InD para su urgente atención y gestión. Por el contrario, las señales de tipo doméstico en principio no necesitan capacidades extra de procesado en la PIPM ya que simplemente informan de eventos y alertas de tipo binario del entorno físico del usuario teleasistido que serían enviados al InD.

Capítulo II. Métodos

Módulo de seguridad en las comunicaciones y QoS

Uno de los requisitos más importantes de cualquier sistema de monitorización ubicua donde se gestiona y envía información sensible es la seguridad de las comunicaciones. En la arquitectura que se propone hay dos enlaces de datos principales que pueden sufrir ataques, el que va desde los SI a la PIPM, y el que va desde PIPM hacia el InD. Para el primero, que es inalámbrico, deben tenerse en cuenta los beneficios proporcionados por estándares comerciales PAN altamente testeados, aceptados y extendidos como Bluetooth o Zigbee. A pesar del problema de seguridad inherente a las comunicaciones inalámbricas, la vulnerabilidad de los datos es menor en el ámbito de las PAN dada la pequeña cobertura física de señal (decenas de metros) que estos estándares presentan y que previene la captura maliciosa de datos (*sniffing*, en inglés). En el otro enlace de datos se emplean normalmente tanto estándares móviles inalámbricos WAN (GSM, GPRS, 3G o la incipiente 4G) como los estándares alámbricos (xDSL, CATV, etc.). En ambos casos estas soluciones incorporan sus propias herramientas de seguridad, pero en cualquier caso la PIPM también puede añadir protocolos de seguridad actualizables (Venkatasubramanian, 2010) para asegurar la confidencialidad de los datos del usuario monitorizado.

Desde el punto de vista de la integridad de las comunicaciones y la calidad de servicio (*QoS*, en inglés), la PIPM debe cambiar la política de transmisión de datos con objeto de minimizar las pérdidas de paquetes, principalmente en el ámbito de las WAN, por medio del cálculo de la tasa de pérdida de paquete de datos y la estimación de la cobertura de señal existente.). Sirva como ejemplo, en términos de implementación tecnológica, que si la PIPM mantiene una conexión GPRS muy débil con el InD, y el usuario profesional demanda una transmisión de datos muy demandante, la plataforma debe almacenar los datos para evitar pérdidas y retransmitirlos cuando la señal mejore (Conti, 2010). Mientras tanto, la notificación de alarmas, que es un componente crítico del sistema, está permanentemente activa por medio de un enlace de comunicaciones más fiable con el InD, como por ejemplo el envío de mensajería SMS. Por último, la PIPM también debe proveer mecanismos para la detección de posibles errores mediante la adición de códigos de redundancia cíclica (CRC).

Módulo de actualización remota

La PIPM debe prever la actualización de sus módulos personalizados de forma remota. Para este fin se puede implementar una arquitectura software que gestione el borrado y la escritura de segmentos de la memoria modificables tanto de la plataforma como de los SI. Teniendo en cuenta que las interfaces de los módulos están perfectamente definidas, la adición o eliminación de nuevos módulos software personalizados no afecta al resto y por tanto la integridad del sistema permanece garantizada. Además estos módulos están diseñados para trabajar en paralelo, con lo cual pueden cooperar de forma sencilla.

Las causas para la actualización de los módulos de la plataforma pueden ser variadas. Por ejemplo deben permitir la incorporación de nuevos SI a la plataforma de forma transparente al usuario, añadiéndolos al módulo de gestión de sensores que se comenta a continuación. Además deben actualizar los módulos de procesamiento de señal correspondientes a los nuevos SI atendiendo a la nueva información capturada y procesada. Por otro lado, deben permitir la actualización de dichos módulos de procesamiento en tiempo real atendiendo la escena bajo estudio para conseguir una monitorización adaptable y óptima (Naranjo-Hernández, 2011b).

2.2. Descripción funcional de la PIPM

2.2.2. Módulos personalizados

Módulo de gestión de los sensores

Este módulo es responsable de la provisión de una capa de abstracción para los SI, que proporciona acceso a sus parámetros de configuración, procedimientos de conexión y desconexión automática *plug&play*, planificación y coordinación de las comunicaciones con la PIPM. Este módulo realimenta al de configuración y control para la detección de fallos, así como al de gestión de priorización de las alarmas. Para tal fin la PIPM debe identificar correctamente cada SI que se incorpore a la RSI por medio de una tabla de mapeado actualizable y un conveniente etiquetado, que permita la incorporación de nuevos SI al sistema por medio del módulo de actualización remota o incluso de forma automática.

La personalización de la PIPM por tanto se puede contemplar desde dos perspectivas relacionadas. Por un lado se refiere a su habilidad para dar soporte a distintos SI, que se seleccionarán de acuerdo con las necesidades de monitorización de la escena considerada. Por otro lado, está relacionada con la capacidad que tiene la PIPM de adaptar los umbrales y algoritmos empleados en el módulo de procesamiento al contexto biomédico y al usuario concretos.

Módulo de procesamiento de señal

Se consideran al menos dos capas de procesamiento en el paradigma distribuido propuesto, un primer procesamiento en bruto realizado por los SI y otro más suave en la PIPM. El objetivo de la primera es esencialmente el acondicionamiento de la señal y la detección de alarmas/eventos cruda. En cambio, la segunda ejecuta algoritmos más sofisticados dedicados tanto a la discriminación de falsos eventos como a la generación de conocimiento personalizado. Este doble procesamiento repercute en un aumento de la autonomía portable tal como se muestra en el capítulo de Resultados. Para tal fin se acuden a técnicas de procesamiento de señal digitales expuestas en el capítulo de Métodos y Materiales, que se ejecutan en tiempo real por medio de microprocesadores.

El módulo de procesamiento se divide en dos submódulos que operan de forma paralela:

- Submódulo de detección de eventos: mediante el procesamiento digital de las bioseñales captadas y procesadas en primera instancia por los SI, se realiza la detección de eventos en el contexto socio-sanitario de aplicación de la plataforma.
- Submódulo de personalización: alberga un conjunto de funciones de coste que se alimentan de las bioseñales captadas, ya sea procedentes de la detección de eventos en los SI o solicitadas previa demanda directamente por la PIPM. Este submódulo identifica el contexto de aplicación para proveer una asistencia personalizada, mediante la obtención automática de dinteles que puedan adaptarse a la escena considerada, esto es, a las características fisiológicas y antropométricas del usuario teleasistido así como a las físicas del escenario de aplicación.

Referencias

- AEN/CTN 139, UNE 139802:2009 - Requisitos de accesibilidad del software, 2009.
- B.P. Douglass. Real-Time Agility: The Harmony/ESW Method for Real-Time and Embedded Systems Development. *Ed. Addison-Wesley*, 2009.
- M. Conti, S.Giordano, M. May, A. Passarella. From Opportunistic Networks to Opportunistic Computing. *IEEE Communications Magazine*, 48(9):126-139, 2010.
- L. Emiliani, C. Stephanidis. Universal access to ambient intelligence environments: Opportunities and challenges for people with disabilities. *IBM Systems J.*, 44: 605– 619, 2005.
- M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández. Distributed Processing Methodology for Biomedical Sensor Networks: A Novel Approach. *9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB 2009)*: 1-4, 2009.
- M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, I. Román-Martínez. Ambient Assisted Living: a Methodological Approach. *32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*: 2155-2158, 2010.
- FprCEN ISO/TR 22411 - Ergonomics data and guidelines for the application of ISO/IEC Guide 71 to products and services to address the needs of older persons and persons with disabilities, 2008.
- IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators—Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats, IEEE Standard 1451.0: Sep. 2007.
- ISO/IEEE11073. Health informatics. Personal Health Devices communication (x73PHD), 2006.
- ISO 9241-151:2008 - Ergonomics of human-system interaction -- Part 151: Guidance on World Wide Web user interfaces, 2008.
- ISO/FDIS 9241-910 - Ergonomics of human-system interaction -- Part 910: Framework for tactile and haptic interaction, (in development), 2011.
- P. Krutchen. The Rational Unified Process: An Introduction. *Ed. Addison-Wesley*, 2004.
- A. MacLean, R.M. Young, y cols. Questions, options, and criteria: Elements of design space analysis. *Human-Computer Interaction*, 6: 201–250, 1991.
- D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, T.E. Matos-Rodrigues, M.A. Estudillo-Valderrama. Propuesta de un Protocolo de Comunicaciones Basadas En eventos para el Poc. Aplicación a la Detección de Infecciones. *Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB)*: 107-110, 2009.
- D. Naranjo-Hernández, L.M Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, G. Barvarov-Rostán. Hardware-Software Platform and Communications for Energetically Efficient Body Sensor Networks. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*: 2011a (en proceso de revisión).
- D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama. Personalization and Adaptation to the Medium and Context in a Fall Detection System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2011b (en proceso de revisión).

Referencias

K.K. Venkatasubramanian, A. Barnejee, S.K.S. Gupta. PSKA: Usable and Secure Key Agreement Scheme for Body Area Networks. *IEEE Trans. Inf. Tech. Biomed.*, 14(1): 60-68, 2010.

CAPÍTULO III. MATERIALES

Resumen

Aunque los métodos expuestos hasta el momento son independientes de la tecnología, a la hora de definir los materiales empleados en la realización de la PIPM se va a contar con las tecnologías y recursos actuales, y su evolución a corto plazo mediante estándares industriales que se benefician de la interoperabilidad entre sistemas heterogéneos en el DoC. A partir de los requisitos definidos se establece el importante papel a desempeñar por las RSI en este dominio, dadas sus capacidades avanzadas para la monitorización remota y ubicua de los usuarios. Por tanto, los materiales más significativos para el desarrollo de la PIPM se van a definir en el ámbito de las RSI. Entre estos materiales destacan las topologías de procesamiento distribuidas, los sistemas empotrados en tiempo real, las técnicas de procesamiento digital y las tecnologías inalámbricas.

3.1. RSI: requisitos y topologías principales

3.1.1. Requisitos de diseño de las RSI

Numerosos proyectos e investigaciones (Varshney, 2007; Chan, 2008; Martín, 2009; (Aviles-Lopez, 2009; Bamis, 2008; Kumar, 2008) se han centrado principalmente en establecer los requisitos de las RSI para los sistemas de asistencia remota. Algunos de estos son la interoperabilidad, mantenimiento y autoconfiguración de la red, el despliegue fácil y robusto, la redundancia, los servicios de posicionamiento y la programación de disparadores (*triggers*, en inglés) personalizados. Oppelman en 1997 (Oppermann, 1997) ya enumeró algunos requisitos generales para la nueva generación de sistemas portables que aún hoy continúan siendo vigentes: invisibilidad, movilidad, espontaneidad, heterogeneidad, proactividad, con una comunicación natural con el usuario y adaptabilidad. Desde el punto de vista del procesamiento de la información captada por los biosensores (Chan, 2008), es conveniente diseñar un algoritmo configurable para la evaluación del estilo de vida del usuario, que lance una o varias alarmas en caso de peligro y organice la respuesta ante la emergencia rápidamente y de forma efectiva en caso de necesidad.

En resumen, dadas las especiales condiciones de aplicación para una RSI en el ámbito de la asistencia integral al ciudadano, se proponen las siguientes restricciones:

- Los dispositivos deben tener un tamaño reducido para que puedan ser llevados de forma cómoda por el usuario final.
- La conexión de la red con el centro sanitario ha de ser permanente (Chan, 2008).
- Cuanto más pequeño sea el consumo, mayor será la autonomía del sensor. Sería deseable que su batería no tenga que ser reemplazada en meses.
- La RSI debe tener prestaciones para el procesamiento de datos y la generación de alarmas.
- La tasa de transmisión de bits debe ser lo suficientemente elevada como para permitir el envío de la información generada por los sensores en tiempo real.
- El sistema debe ser robusto ante las interferencias, ruido y distorsiones para salvaguardar las comunicaciones en todo momento. La cobertura o la tasa de transmisión de datos son otras prestaciones a tener en cuenta (Varshney, 2007).
- Su operación no debe perturbar el funcionamiento de otras redes adyacentes.

Capítulo III. Materiales

- Debe ser un sistema escalable, con propiedades de auto-configuración y adaptación.

Por otra parte es fundamental tener en cuenta las cuestiones de diseño que demandan los usuarios potenciales del sistema como paso previo a su desarrollo. Uno de los aspectos clave en el diseño de cualquier solución que permita la asistencia remota es que sea de fácil manejo. Dado que puede ser empleado por personas mayores, se pretende minimizar el número de necesidades operacionales para aprender a manejar los equipos, y como consecuencia mejorar su sensación de comodidad y seguridad cuando sean usados en sus propios hogares (Aviles-Lopez, 2009). Algunas de las barreras a las que se enfrenta la tercera edad a la hora de manejar los dispositivos portables (Vastenburg, 2008) son su complejidad y la fase de aprendizaje requerida para su uso correcto, así como una falta de confianza inicial en el beneficio percibido.

Para corregir estas apreciaciones y crear tecnologías aceptables por parte de los mayores, debe mantenerse un equilibrio entre el beneficio del ciudadano a medio y largo plazo sin perjudicar su quehacer cotidiano, mejorando los patrones de vida existentes sin forzarles a crear otros nuevos. Por otro lado es conveniente buscar patrones de interacción lo más uniformes en las interfaces de usuarios de todos los dispositivos pertenecientes al sistema. A esto se añade la conveniencia de facilitar la adaptación del sistema tanto al usuario como al escenario en que éste se encuentra a lo largo del tiempo. Estos requisitos se amparan en los conceptos de usabilidad y accesibilidad ya mencionados.

De una forma más concreta, con respecto al usuario se propone cumplir una serie de requisitos como:

- Ser fáciles de usar y configurar sin necesidad de ser programados por el usuario.
- Permitir configuraciones y preferencias individuales.
- Ser configurables por el usuario o el InD.
- Ser fácilmente portables.
- Ser extensibles y fácilmente actualizables.
- Ser flexibles.
- Permitir desactivar determinadas prestaciones individuales.
- Ser modulares.
- No necesitar mantenimiento por parte del usuario.
- Ser discretos y no interferir en la vida cotidiana del usuario.

Por último cabe destacarse el cada vez más común empleo de herramientas para trasladar los requisitos de calidad establecidos por los usuarios del sistema a requisitos técnicos para el diseño y la implementación, como la QFD (*Quality Function Deployment*, en inglés) (Pulli, 2007).

3.1.2. Topologías principales de las RSI

Se comienza por clasificar de forma general las topologías de comunicaciones de las RSI en dos, como se muestra en la Figura 3.1:

- Topología Concentrada: 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 el conocimiento generado al InD para su almacenamiento. Una variante de esta arquitectura consiste en que el único sensor sólo recoja la señal y la envíe, mientras que el InD realiza el procesado y toma la correspondiente decisión.

3.1. RSI: requisitos y topologías principales

- Topología Distribuida: dos o más dispositivos forman parte de la RSI y juegan un papel activo en la decisión o detección asociada a la bioseñal recogida por el primer sensor, que realiza un primer procesamiento de las señal antes de enviarla al siguiente dispositivo, la PIPM, que tiene mayor capacidad de cálculo para generar realizar un procesamiento más profundo de la bioseñal. El último dispositivo sirve de nuevo como pasarela a la red WAN y enlaza la RSI con el InD.

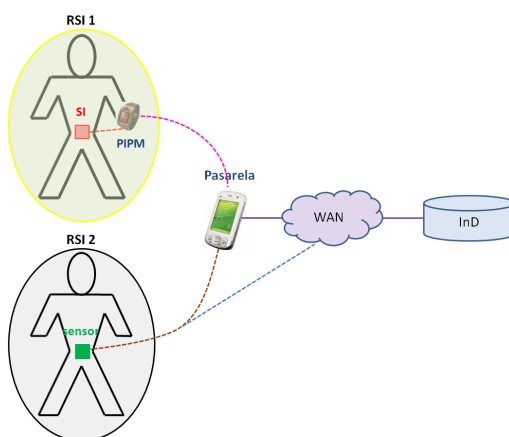


Figura 3.1. Diagrama de bloques de las dos topologías: Distribuida (RSI1) y Concentrada (RSI2).

Es en este contexto donde el paradigma distribuido propuesto en la Tesis cobra especial relevancia, al definir una arquitectura de procesamiento multicapa en la cual cada dispositivo del sistema tiene lo que se denomina “inteligencia” para satisfacer de manera óptima un conjunto de prestaciones que a continuación se enumeran. La principal innovación de este acercamiento, que supone el valor añadido más importante de las RSI frente a las redes inalámbricas en general, consiste en que dichos dispositivos no son pasivos y se encargan únicamente de la adquisición de datos y su transmisión, sino que toman un papel activo en el proceso de detección de eventos de interés en el entorno del usuario asistido. Si bien la arquitectura se ejemplifica en esta subsección mediante la detección de caídas, también puede aplicarse a otros contextos biomédicos, como la detección de infecciones en pacientes cateterizados (ver el capítulo de Resultados).

A continuación se analizan las principales ventajas del enfoque distribuido (RSI1 en la Figura 3.1) en comparación con uno concentrado (RSI2). 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:

1. Mínimo consumo de potencia: se pretende que las baterías del sistema no tengan que ser reemplazadas durante el mayor periodo de tiempo posible, para lo cual se precisa de un protocolo para la gestión óptima de los modos de operación del SI que reduzca al máximo las transmisiones de datos innecesarias y poner a dormir al dispositivo la mayor parte del tiempo. Esto no es posible en RSI2 si el sensor no procesa los datos y tiene que enviarlos continuamente al InD.
2. Cálculo de eventos: por medio de su software empotrado, cada SI debe ser capaz de obtener eventos o pre-objetivos relacionados con el contexto de estudio. De esta manera se puede distribuir el problema del cálculo asociado al procesamiento de las bioseñales en un paradigma bioinspirado. En el ejemplo analizado el SI detectaría una caída potencial, que desde ahora en adelante se denomina impacto, el cual la PIPM, por medio de su algoritmo de procesamiento en tiempo real, puede clasificar como caída o no.

Capítulo III. Materiales

Además, como este paradigma emplea la potencia de cálculo de cada dispositivo, el tiempo empleado en el cálculo total es minimizado, y, como consecuencia, se optimiza la operación en tiempo real del sistema. Esta operación en tiempo real del sistema será una característica fundamental del mismo.

3. Fácil rediseño: en caso de que se precisen modificaciones software, deben realizarse de la manera más transparente posible mediante la aproximación multicapa, que está basada en la filosofía de espacio de diseño. Por ejemplo, un técnico programador podría ajustar los módulos de procesamiento de la PIPM desde el InD. Esta reprogramación del software embebido en los SI se realiza por medio de un protocolo de comandos adaptable entre el SI y la PIPM.
4. Adaptabilidad al contexto y personalización al usuario final: este es un aspecto de diseño clave para la mejora de la calidad de vida del usuario y para la provisión de una asistencia más eficiente. Por ejemplo, en el caso de la detección de caídas, los umbrales posturales empleados pueden diferir entre personas con limitaciones y las que no las tienen.
5. Diseño robusto: los dispositivos pertenecientes a las capas altas del sistema deben preocuparse del buen funcionamiento de los dispositivos de las capas bajas, aparte de ellos mismos. Por tanto, se tiene una verificación doble de cada dispositivo al mismo tiempo.
6. Funcionalidad en interiores y exteriores: como contrapartida a otros sistemas detectores de caídas, se persigue que el sistema trabaje, con total garantía, en cualquier escenario donde el usuario pudiera estar. La arquitectura del sistema propuesto debe permitir la comunicación online con el InD a través de un protocolo universal como TCP-IP.
7. Funcionamiento multimodal: la PIPM 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, y por tanto su posible adaptación sería más difícil y costosa (Roa, 2009).

3.2. Materiales para el diseño de RSI

Como se ha comentado con anterioridad, las RSI (Martín, 2009; Lee, 2009; Rajasekaran, 2009) para el control de los sensores portados por el usuario se convierten en claras protagonistas de los sistemas de monitorización ubicua sanitaria, y la mejor prueba de esta importancia es que su despliegue en entornos altamente demandantes como los hospitales (Hartog, 2006; Mejía, 2010) o las UCIs (Silva, 2009) está constantemente incrementándose debido al avance tecnológico de las RSI en cuatro áreas principales. Estas áreas son discutidas en mayor profundidad en posteriores secciones.

Primeramente, desde el punto de vista hardware, la miniaturización de los dispositivos se está facilitando gracias a los avances en la fabricación de la tecnología de Sistemas Microelectromecánicos (*MEMS*, en inglés) que permite minimizar el tamaño de los componentes de los sistemas portables y su consumo energético. A esto se añaden las cada vez mayores potencias de cálculo disponibles, como las proporcionadas por los dispositivos MPSOC (*Multiprocessor System-On-Chip*) (Khatib, 2007).

3.2. Materiales para el diseño de las RSI

Segundo, desde el punto de vista software, el desarrollo de sistemas empotrados en tiempo real, como TinyOS (Bamis, 2008; Martín, 2009), facilita la dotación al sistema de monitorización del soporte necesario para implementar una arquitectura de servicios, así como para la estandarización de la información médica generada, mediante entornos de desarrollo de código libre que programan los dispositivos portables. De esta manera las RSI están evolucionando desde su uso original de puntos de recolección de datos puros hacia plataformas de servicios complejas. En particular, la arquitectura SOA se ha convertido en un paradigma clave en los sistemas sanitarios (Shaikh, 2009) para la integración de dichos servicios, como puede deducirse a partir de iniciativas públicas y privadas de diversa índole. Respecto de las primeras, el proyecto de especificación de servicios sanitarios (*HSSP*, en inglés) (HSSP, 2011), patrocinado por HL7 y la OMG, representa uno de los esfuerzos más significativos para el desarrollo de estándares middleware abiertos y gratuitos que se dedican a los retos de la interoperabilidad desde la perspectiva SOA (Mykkänen, 2007). Por otra parte, desde el sector privado, Intel (Intel, 2011) o Microsoft (Microsoft, 2011) han hecho también de esta línea de investigación un objetivo preferente de negocio. A estas soluciones basadas en el paradigma de SOA se les añaden nuevas tendencias para la definición de ontologías para la concreción de los servicios, como es el caso de OWL-S (Sun, 2009).

La tercera área principal de diseño de las RSI trata de los avances en comunicaciones inalámbricas, imprescindibles en aplicaciones que utilizan biosensores para la monitorización de signos vitales portados e implantados. En ambos casos la posición de los biosensores es un aspecto clave de diseño para disponer de señales fisiológicas de buena calidad (Lukowic, 2002). Muchos de ellos tienen que estar situados en un emplazamiento específico, a menudo en contacto con la piel o introducidos en el cuerpo humano (Tröster, 2005) para que no interfieran con los hábitos de vida del usuario, llegándose a capacidades de acción a nivel celular (Park, 2005). En cualquier caso, si se pretende que el sistema sea verdaderamente portable, la transmisión de información tiene que pasar, inevitablemente, por el uso de tecnologías inalámbricas (Dohler, 2008), que eviten los problemas de cableado entre los biosensores y mejoren la facilidad de uso (Kirsch, 2007). Bluetooth y Zigbee son buenos ejemplos de los estándares inalámbricos que han emergido fruto de la fundación de alianzas estratégicas entre empresas del sector. Estos estándares han establecido la topología de la arquitectura de comunicaciones RSI junto con el rol que toma cada dispositivo dentro de ella, que habitualmente consiste en una estrella donde coexisten un conjunto de dispositivos sensores gestionados por uno central que habitualmente sólo se preocupa de enlazar con un dispositivo más potente para el procesamiento de las bioseñales (Soon, 2008; Astaras, 2008; Dinh, 2008). Bluetooth proporciona un medio eficaz de transmisión inalámbrica con una buena transferencia de datos (Prado, 2007a; Winston, 2008). El precio a pagar es el alto consumo (Wexler, 2005), que se revela como un aspecto clave en el diseño de los sistemas portables. La estrategia de la Alianza ZigBee es reducir la cobertura y la velocidad de transmisión, permitiendo que el usuario no se preocupe por renovar la batería del dispositivo durante años (Dagtas, 2007). El gran desarrollo de ZigBee a nivel de consumo de potencia ha favorecido la aparición de nuevas alternativas en pleno desarrollo hoy en día. La opción más clara es la propuesta Bluetooth de potencia ultra baja (*BT ULP*, en inglés) (Schoo, 2007), que es una opción adecuada para los sistemas portables donde ya se ha utilizado Bluetooth, gracias a su compatibilidad. Su primer producto comercial, Wibree (Wibree, 2011) aumenta la velocidad de transmisión (1 Mbit/s) con una cobertura de hasta 15 metros, y ya existen precedentes de su uso en el contexto de la Ingeniería Biomédica (Prado, 2007b).

Otro problema al que se enfrentan las tecnologías de red inalámbricas son las interferencias. Las diversas alternativas descritas operan en la banda de frecuencia ISM de 2,4 GHz. El resultado es una sobre-saturación en esta banda, lo que representa un problema doble. Por un lado, existe la necesidad de nuevas metodologías y protocolos específicos para evitar interferencias entre ellas.

Capítulo III. Materiales

Por otro lado, destacar la dificultad intrínseca de desarrollar nuevas propuestas que se basan en esta banda. Además, se tiene el consumo de los transceptores, lo que representa una limitación crítica en la autonomía de los sensores que los portan. En este contexto cabe señalarse los avances realizados en las denominadas comunicaciones intracorporales (*IBC*, en inglés), que estudian las ventajas de utilizar el propio cuerpo humano como canal de comunicaciones para evitar el canal de radiopropagación (Estudillo-Valderrama, 2010), además de emplear potencias de transmisión sumamente bajas, que hacen de IBC una alternativa viable a los estándares inalámbricos comentados anteriormente.

Por último, la cuarta área de diseño es la más innovadora y está relacionada con nuevos paradigmas y aproximaciones que heredan las ventajas de la computación ubicua. Uno de los paradigmas que está teniendo cada vez más relevancia es el de la computación oportunista (Conti, 2010), que parte de las ventajas de las conexiones oportunistas, en el sentido de que la comunicación se despliega explotando las oportunidades de conexión disponibles. Sin embargo, la computación oportunista va más allá y extiende este concepto usando cualquier elemento que esté en el entorno del usuario. De forma específica aprovecha lo que denomina red pervasiva humana, que permite a los usuarios acceder a los servicios y recursos disponibles en los dispositivos de otros usuarios mediante la observación de su comportamiento. Esto se hace posible mediante la explotación del conocimiento de las relaciones sociales humanas entre usuarios (redes sociales), para predecir *qué* recursos estarán disponibles, *cuándo* lo estarán, y *con qué* nivel de estabilidad. Este paradigma, todavía en desarrollo, tiene gran potencial, al permitir combinar y hacer uso de la enorme cantidad de recursos software y hardware en la red, de una manera distribuida y ad-hoc. Además, extiende el ámbito de actuación principal de las redes sociales y lo integra plenamente en las redes de móviles pervasivas.

Paralelamente conviene señalar novedosas aproximaciones destinadas al aprovechamiento de los recursos de red disponibles para garantizar la conectividad del usuario en cualquier escenario. Por ejemplo en (Ravindranath, 2011) se induce el contexto en que están ocurriendo las comunicaciones mediante los elementos de posicionamiento y diversos sensores integrados en los Smartphones y tableros actuales (GPS, acelerómetros, giroscopios, etc.) para predecir hacia dónde se dirige el usuario y seleccionar qué punto de acceso puede proporcionarle cobertura durante mayor tiempo. El objetivo es reducir las limitaciones de la conexión Wi-Fi de los Smartphones cuando los usuarios se alejan del punto de cobertura, que es seleccionado por el dispositivo al mostrar mayor calidad y tasa de transferencia en la señal.

3.3. Materiales para la operación en tiempo real

3.3.1. Sistemas empotrados y sistemas en tiempo real

Un sistema empotrado (también denominado embebido, *embedded* en inglés) se puede definir como un sistema diseñado para realizar un conjunto reducido de funciones, a menudo con restricciones de operación en tiempo real. Se le denomina empotrado ya que normalmente forma parte de un sistema de mayor escala que incluye partes mecánicas y hardware. Por contrario, un sistema de propósito general, como un ordenador personal (*PC*, en inglés), está diseñado para ser flexible y satisfacer un conjunto amplio de necesidades de usuarios. Sin embargo, el continuo desarrollo de las tecnologías de soporte de los sistemas empotrados hace que la frontera con los PCs sea cada vez más difusa. Ejemplos de sistemas empotrados se tienen en numerosos dispositivos portables de uso común hoy en día, como por ejemplo: Smartphones, PDAs, agendas digitales, teléfonos móviles, etc.

3.4. Materiales para la operación en tiempo real

Los sistemas empotrados tienen la carga adicional de tener que reaccionar rápida y eficazmente al entorno externo analógico. Esto puede incluir desde la respuesta a la pulsación de un botón, a un sensor para activar un airbag durante una colisión en un automóvil, o el cursado de una llamada telefónica entrante en un teléfono celular. En pocas palabras, los sistemas embebidos en el contexto operación en tiempo real tienen tiempos límites de ejecución de la aplicación (*deadlines*, en inglés) que pueden ser *duros* o *blandos*, como se verá a continuación. Si se tiene en cuenta la naturaleza transparente al usuario de los sistemas embebidos, también tienen que reaccionar y gestionar condiciones inusuales de forma automática, esto es, sin la intervención directa de un ser humano.

La PIPM, pese a tener numerosas similitudes con las características comentadas, no se ajusta por completo a la definición anterior de dispositivo empotrado, atendiendo a la definición realizada en el Paradigma Propuesto para la Tesis Doctoral (véase sección 2.2). Entre otros motivos esto se debe a la necesidad de satisfacer varias necesidades que no tienen por qué ser un conjunto limitado, diferenciándola de la especificidad del concepto tradicional de sistema empotrado, y cuya implementación puede dar lugar a uno o varios dispositivos fijos o portables en función de la escena considerada. Para más detalle se refiere el capítulo de Resultados.

Sistemas en tiempo real

Según (Oshana, 2005) un sistema en tiempo real es “aquel al que se le requiere que reaccione al entorno (incluyendo el transcurso de tiempo físico) dentro de intervalos de tiempo dictados por dicho entorno”. Es decir, los sistemas en tiempo real son aquellos que mantienen una interacción temporal continua con su entorno. Dentro de los sistemas en tiempo real se pueden destacar dos categorías principales: sistemas suaves (*soft*), y duros (*hard*).

Un sistema en tiempo real debe satisfacer restricciones temporales para no sufrir consecuencias adversas significativas. Si estas consecuencias dan lugar a una degradación del rendimiento, pero no a un fallo del sistema, a éste se le denomina como sistema en tiempo real suave. Si por el contrario las consecuencias dan lugar al fallo del sistema, al sistema se le conoce como sistema en tiempo real duro.

Una funcionalidad del sistema (ya sea hardware, software o una combinación de ambas) es considerada como dura en tiempo real si, y solo si, tiene un instante límite estricto para la finalización de una acción o tarea. Este límite temporal o *deadline* debe alcanzarse siempre, y en caso contrario la tarea en cuestión se considera que ha fallado. El sistema puede tener una o más tareas duras así como otras tareas que no son ejecutadas en tiempo real. Esto es aceptable siempre que el sistema planifique adecuadamente estas tareas de manera que alcancen sus *deadlines*.

Si se aplican estos conceptos a la PIPM propuesta, en función de la prioridad de los servicios proporcionados, se podrían establecer uno o varios *deadlines* determinados por los requisitos de los módulos de procesamiento en tiempo real ejecutados por la PIPM.

3.3.2. Sistemas Operativos Empotrados

Un sistema operativo (OS, en inglés) es un software que se carga inicialmente en el procesador principal del sistema por medio de un programa de arranque. De esta manera, gestiona el resto de los programas ejecutados en el procesador, que se pueden denominar aplicaciones o tareas. Se le denomina sistema operativo empotrado (EOS, en inglés) si se ejecuta en un sistema embebido, el cual determina unos requisitos de operación y una arquitectura especiales.

Capítulo III. Materiales

Para describir una arquitectura EOS paradigmática, el análisis se va a centrar en una solución DSP de Texas Instruments (TI). Los DSP (*Digital Signal Processors*, en inglés), como se verá en la subsección 3.4.1, son útiles en los sistemas empotrados principalmente por una razón: su capacidad para realizar complejas funciones de procesamiento de señales en tiempo real que proporciona al DSP ventajas sobre otros microprocesadores (μP) y microcontroladores (μC) utilizados para el procesamiento embebido. Por tanto, este μP es un recurso de procesado que deberá ser gestionado y planificado como el resto de los recursos del sistema empotrado.

El SO es parte de la capa de software del sistema (ver Figura 3.2, parte central). La función del software del sistema es gestionar los recursos de la aplicación (parte inferior de la figura), como por ejemplo los periféricos DMA (*Direct Memory Access*, en inglés), HPI (*Host Port Interface*, en inglés) o la memoria *onchip*.

El software de sistema (parte superior de la Figura 3.2) proporciona la infraestructura y abstracción hardware necesarias para el software de aplicación. Conforme aumenta la complejidad de esta aplicación, un núcleo (*kernel*, en inglés) en tiempo real puede simplificar la gestión del DSP de forma eficiente mediante un modelo de diseño multitarea. El desarrollador software también puede tener acceso a un conjunto estándar de interfaces entrada/salida para interactuar con el entorno y gestionar las interrupciones generadas.

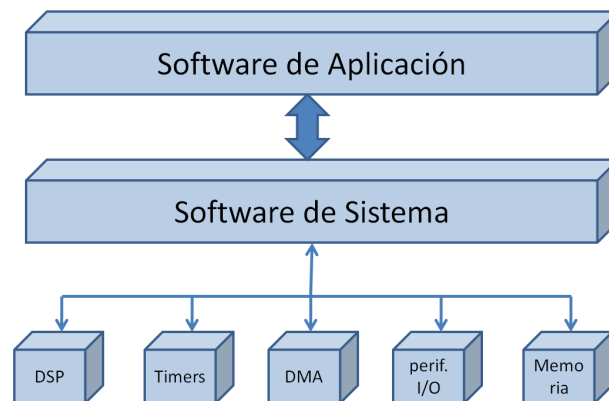


Figura 3.2. Componentes software de un sistema empotrado basado en DSP, esquema tomado de TI.

El esquema presentado facilita la migración a procesadores de nueva generación debido a la abstracción hardware proporcionada por el *kernel* en tiempo real y asociada al software de soporte de los periféricos. Por otra parte, las aplicaciones hacen uso del sistema operativo realizando peticiones a los servicios por medio de interfaces de programa de aplicación (*API*, en inglés).

En este contexto se define un sistema operativo en tiempo real (*RTOS*, en inglés) como un OS especializado que garantiza una cierta capacidad de operación dentro de una restricción temporal especificada, atendiendo a las definiciones del subpartado anterior. Para tal fin el sistema operativo debe tener ciertas propiedades. Entre ellas, la más importante, es que el RTOS debe ser multihilo y "adelantable" (*preemptible*, en inglés). La última propiedad hace referencia a la capacidad del procesador para interrumpir temporalmente la tarea que está siendo ejecutada, sin requerir su cooperación, y con la intención de reanudar dicha tarea en un instante posterior. Por otra parte, el RTOS debe también soportar la prioridad en las tareas y proporcionar mecanismos predecibles para su sincronización. También debe proveer una herencia de prioridad para limitar en la medida de lo posible las condiciones de inversión de prioridad por las que las tareas más prioritarias se ven desplazadas por otras menos urgentes. Finalmente, el comportamiento del RTOS debe ser en todo momento conocido para permitir al desarrollador de aplicaciones predecir con precisión el comportamiento del sistema.

3.4. Materiales para la operación en tiempo real

3.3.3. Técnicas de procesamiento de señales

El objetivo principal de las técnicas de procesamiento de señales es la generación de información clínica a partir de los datos captados por los biosensores, mediante la implementación de modelos que permiten la simulación de comportamientos con señales biomédicas reales. Estos modelos están embebidos en el módulo de procesamiento de la PIPM y permiten la generación de conocimiento para el desarrollo de herramientas de soporte a la decisión clínica.

De forma general, el procesado de señales biomédicas se puede dividir en tres etapas: (i) registro (detección, muestreo, digitalización, preprocesado y almacenamiento de la señal); (ii) procesado (segmentación, filtrado y determinación de los patrones a detectar); y (iii) clasificación y extracción de características (Bronzino, 2006). Por otra parte, las bioseñales pueden ser representadas tanto en el dominio temporal como en el dominio de la frecuencia.

Las componentes de frecuencia de una señal, que pueden resultar difíciles de discernir en una representación temporal, pueden ser separadas y analizadas más fácilmente en el dominio frecuencial. Para muchos métodos y aplicaciones de procesamiento de bioseñales, como por ejemplo el filtrado y el análisis espectral, es útil tener la representación de las bioseñales en el dominio de la frecuencia. En otros casos, puede resultar más apropiado el procesado temporal.

Se exponen a continuación los métodos y estrategias de procesamiento empleados para el tratamiento de los datos registrados en la fase experimental, principalmente aplicados a la detección de caídas. Hay que poner de manifiesto la variedad de los métodos disponibles y por tanto la necesidad de referirse exclusivamente a los utilizados durante el transcurso de la Tesis Doctoral.

Características de las señales de acelerometría

Las frecuencias e intensidades significativas de la señal acelerométrica pueden variar en función de la actividad desarrollada y han sido estudiadas desde hace varias décadas. Carpozzo (Carpozzo, 1982) ya señaló que, durante el andado, las aceleraciones verticales variaban de los -0.3 a los 0.8g, donde g es la aceleración debida a la gravedad, aproximadamente 9.8ms^{-2} . Aminian y cols (Aminian, 1995) corroboró que no hay componentes de frecuencias significantes por encima de los 16Hz ni en la espalda baja ni en el talón mientras se anda en una cinta mecánica. Sun y Hill encontraron que la mayor parte de la banda de energía para las actividades diarias está entre los 0.3 y los 3.5Hz. A la luz de estos resultados, Bouten y cols (Bouten, 1997) concluyeron que para estimar la actividad física diaria, los acelerómetros deben ser de hasta +12g y de hasta +6g si están colocados en la cintura y deben medir entre 0 y 20Hz, aunque esta frecuencia puede aumentar hasta los 40 Hz o más para un análisis más preciso de las transiciones entre posturas. De forma general se puede afirmar que la mayor parte de las frecuencias de los movimientos humanos son bastante bajas. Por este motivo, los acelerómetros para la monitorización del movimiento humano deben ser diseñados para medir cambios de magnitud pequeños a bajas frecuencias. En relación con la amplitud y partiendo de un sensor situado a la altura de la cintura, puede ser suficiente con un rango dinámico de $\pm 2g$, para las aceleraciones a determinar en una persona mayor.

En el caso de las caídas se puede concluir que se caracterizan por un incremento de las amplitudes y frecuencias de las aceleraciones, atribuibles a la vibración que sufre el acelerómetro en el entorno del impacto, como puede observarse en la Figura 3.3. En este caso las componentes frecuenciales principales se encuentran por debajo de los 12 Hz y prácticamente son despreciables a partir de los 20Hz.

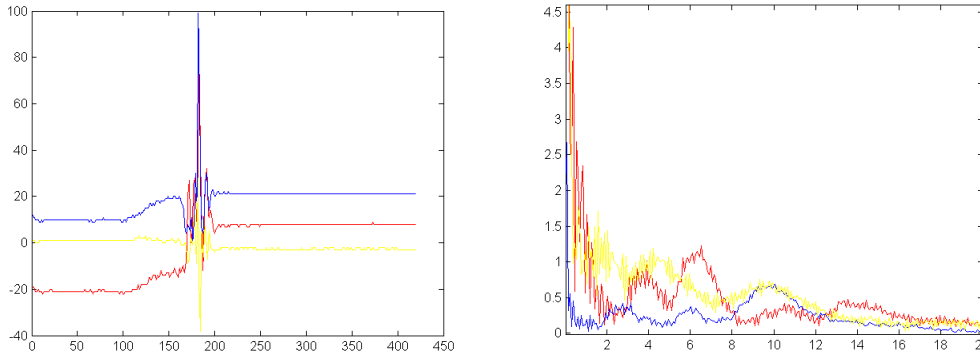


Figura 3.3. Evolución temporal (izquierda) y espectro (derecha) obtenido mediante la FFT de una señal acelerométrica triaxial de caída a 40Hz y $\pm 2g$. El eje vertical está normalizado respecto del valor 256.

Sin embargo, cuando se trabaja con secuencias finitas de datos, como es el caso del cálculo de eventos realizado por la PIPM, los métodos no paramétricos como la FFT pueden carecer de suficiente precisión para estimar la características espectrales de las señales acelerométricas. En este punto se justifica la búsqueda de otros métodos, que se exponen a continuación.

Métodos lineales para la estimación de espectro

La resolución, o habilidad para distinguir características espaciales cercanas del espectro empleando métodos clásicos está limitada fundamentalmente por la longitud disponible de datos. Se sabe que la media del periodograma es igual al espectro convolucionado con la transformada de Fourier de la ventana a través de la que los datos son observados. Si esta ventana es relativamente pequeña, dado que la longitud de datos disponibles es corta, la transformada de Fourier se expande, así que las características del espectro que están cercanas espacialmente (aproximadamente menos que el recíproco de la longitud de datos) son difíciles o hasta imposibles de estimar.

Con objeto de resolver este problema existen métodos que tratan de desarrollar modelos paramétricos del proceso aleatorio hallando el espectro asociado, y para ello normalmente suponen que el proceso aleatorio es estacionario (Haykin, 2002) y que la densidad espectral de potencia es continua.

Estimación espectral basada en modelos lineales: ARMA, MA y AR

Cuando se representa un proceso aleatorio discreto mediante un filtro lineal representado por su función de transferencia en el dominio Z por $H(z)$, y alimentado por un ruido blanco con varianza σ_w^2 , la función densidad espectral del modelo viene dada por la expresión (3.1).

$$\begin{array}{ccc} w[n] & \longrightarrow & x[n] \\ \sigma_w^2 & \longrightarrow & S_x(e^{j\omega}) = \sigma_w^2 |H(e^{j\omega})|^2 \end{array} \quad (3.1)$$

Dado que esta expresión puede evaluarse de forma explícita para el modelo, proporciona una estimación del espectro del proceso aleatorio. Es habitual suponer $\sigma_w^2 = 1$ y a continuación proporcionar la ganancia necesaria en el numerador de la función de transferencia.

Cuando se emplea un modelo ARMA (Modelo Autorregresivo de Media Móvil) de orden (P, Q) la estimación del espectro correspondiente para el proceso aleatorio tiene la forma

3.4. Materiales para la operación en tiempo real

$$\begin{array}{ccc}
 w[n] & \longrightarrow & x[n] \\
 R_w[l]=\delta[l] & \longrightarrow & S_x(e^{j\omega}) = \left| \frac{B(e^{j\omega})}{A(e^{j\omega})} \right|^2 \quad (3.2)
 \end{array}$$

La estimación espectral *ARMA* es lógicamente más efectiva cuando los datos provienen de un modelo racional. En caso contrario, el procedimiento sigue siendo correcto, pero los problemas para encontrar el orden del modelo apropiado y seleccionar los métodos para hallar sus parámetros no son siempre triviales.

Si se tienen evidencias que sugieran pensar que se trata de un modelo *MA* (Media Móvil), entonces la estimación de espectro es de la forma de

$$\begin{array}{ccc}
 w[n] & \longrightarrow & x[n] \\
 R_w[l]=\delta[l] & \longrightarrow & S_x(e^{j\omega}) = |B(e^{j\omega})|^2 \quad (3.3)
 \end{array}$$

Los modelos *MA* o “todo ceros” pueden ser una buena elección cuando las características predominantes en el espectro son nulas a frecuencias específicas. Estos nulos están producidos por ceros cercanos o situados en el círculo unidad.

En cambio, si las características predominantes en el espectro son los picos abruptos entonces el modelo *AR* (Autorregresivo) puede ser el más apropiado. En particular se puede destacar un método basado en modelado *AR* denominado de “máxima entropía” desarrollado por John Parker Burg (Therrien, 1992). El método de Burg está basado en la recursión de Levinson y la estructura en celosía del modelo y se ha probado como efectivo para un buen número de aplicaciones prácticas, entre ellas el procesado de señales de acelerometría. La estimación *AR* tiene la forma de

$$\begin{array}{ccc}
 w[n] & \longrightarrow & x[n] \\
 R_w[l]=\delta[l] & \longrightarrow & S_x(e^{j\omega}) = \frac{|b_0|^2}{|A(e^{j\omega})|^2} \quad (3.4)
 \end{array}$$

Y los picos abruptos se corresponden a los polos cercanos al círculo unidad. Para los modelos *AR* la constante $|b_0|^2$ puede reemplazarse por la varianza de error σ_p^2 del correspondiente problema de predicción lineal y ser reescrito como

$$S_x(e^{j\omega}) = \frac{\sigma_p^2}{|A(e^{j\omega})|^2} \quad (3.5)$$

Una estimación *ARMA* puede modelar espectros con picos y nulos. Sin embargo, dado que el modelado *ARMA* es más complejo que el *AR* y el *MA*, normalmente se emplean modelos más simples (sobre todo *AR*). Si hay picos en el espectro y se elige un modelo *MA*, será necesario emplear un orden mayor para aproximar esos picos. Por otra parte, si existen nulos en el espectro y se emplea un modelo *AR*, su orden debe ser elevado para aproximar los nulos.

Selección del orden

La selección del orden es uno de los problemas más difíciles para desarrollar un modelo lineal a partir de un conjunto de datos observados. Si estos datos se pueden describir como un modelo finito *AR*, entonces la varianza de error de predicción teórica se hace constante una vez que se alcanza el orden del modelo. Por tanto, un procedimiento podría ser monitorizar la varianza de error de la predicción conforme el orden aumenta y elegir el mínimo orden donde la varianza de error de predicción y los coeficientes del modelo parezcan estabilizarse. Sin embargo este

Capítulo III. Materiales

procedimiento no funciona bien en la práctica entre otras razones porque las cantidades estimadas puede que no converjan en absoluto, y si lo hacen puede resultar difícil hallar cuándo ocurre. Como consecuencia, se han propuesto un conjunto de valores, en concreto cuatro, para estimar el orden del modelo, que aparecen listados en la Tabla 3.1. Estos son el criterio de Akaike basado en Teoría de la Información (AIC), el criterio de transferencia autorregresiva de Parzen (CAT), el error de predicción final de Akaike (FPE) y la longitud de descripción mínima de Schwartz y Rissanen (MDL). Cada uno de estos criterios tiene un mínimo distinto para el orden óptimo del modelo.

Si los datos verdaderamente derivan de un modelo AR, estos criterios son realmente efectivos, mientras que no lo son tanto para modelar un AR con datos que no proceden de un modelo autorregresivo.

Tabla 3.1. *Criterios para la selección del orden P del modelo.*

| | |
|------------|--|
| AIC | $AIC(P) = N_S \ln \sigma_{\epsilon P}^2 + 2P$ |
| CAT | $CAT(P) = \left(\frac{1}{N_S} \sum_{N=1}^P \frac{N_S - P}{N_S \sigma_{\epsilon P}^2} \right) - \frac{N_S - P}{N_S \sigma_{\epsilon P}^2}$ |
| FPE | $FDE(P) = N_S \sigma_{\epsilon P}^2 \left(\frac{N_S + P + 1}{N_S - P - 1} \right)$ |
| MDL | $MDL(P) = N_S \ln \sigma_{\epsilon P}^2 + P \ln N_S$ |

Donde N_S es el número de muestras, P es el orden del modelo y $\sigma_{\epsilon P}^2$ es el error de predicción.

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados

Durante los últimos años han sido numerosas las herramientas y recursos electrónicos empleados para el diseño de sistemas empotrados (Catsoulis, 2005; Barr, 2006). Estas herramientas, a diferencia de las comúnmente empleadas para el desarrollo de sistemas de propósito general, tienen como característica común que permiten la programación de los dispositivos a un nivel más bajo, cercano al hardware de los mismos. Por esta razón, a diferencia de otras aplicaciones, se requiere del desarrollador de sistemas empotrados un conocimiento particularmente profundo de los recursos electrónicos (periferia, CPU, etc.) de que dispone para poder optimizar la operación del sistema.

Como ocurre en general con otros tipos de soluciones software, los diseñadores de sistemas empotrados emplean compiladores, ensambladores y depuradores para implementar el software ejecutado en dichos sistemas. Sin embargo, normalmente deben usarse herramientas más específicas, como por ejemplo los depuradores y emuladores *in-circuit* (ICD, en inglés), dado el mayor contacto a bajo nivel que hay que mantener con los dispositivos. Por otra parte, para sistemas que emplean procesamiento digital de señales, existe un conjunto de herramientas bastante extenso para simular el procesamiento matemático de los sistemas empotrados como *Scilab/Scicos*, *Matlab/Simulink*, etc. Otro de los procedimientos más comunes es emplear lenguajes de alto nivel (normalmente C) para facilitar las tareas de programación que posteriormente son traducidas a lenguaje ensamblador optimizado para el DSP mediante herramientas de desarrollo específicas para la plataforma.

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados

Las herramientas software pueden provenir de varias fuentes: empresas software que están especializadas en el mercado de sistemas empotrados, y en particular aquellos con capacidades para el procesamiento digital de señales, como *DSP/BIOS de TI* (TI DSPBIOS, 2011) o *DSPnano RTOS* (DSPnano, 2011); portadas a partir de iniciativas de software libre (bajo el sello GNU); por último, pueden usarse herramientas de desarrollo destinadas a PCs si el procesador del sistema empotrado es de similares características. En cualquier caso, la programación de los sistemas empotrados requiere tener un enfoque totalmente diferente del que se utiliza en la programación en otros entornos más habituales. En este sentido estos sistemas deben ser capaces de responder a los eventos externos de una manera muy predecible y fiable. Además, al ser normalmente sistemas en tiempo real no sólo deben ejecutarse correctamente, sino que se deben hacerlo a tiempo: una respuesta tardía es una respuesta errónea. Debido a este requisito, se va a tener que trabajar con herramientas software como la multitarea, concurrencia, la exclusión mutua, las interrupciones, el control de hardware y el procesamiento digital de señales.

Los sistemas empotrados están controlados por uno o más núcleos de procesamiento que típicamente son microprocesadores ordinarios (μP), y en particular procesadores digitales de señales (DSP), o microcontroladores (μC), que tienen uno o más periféricos *onchip* tratando de minimizar costes y tamaño, y suelen estar dedicados a una o pocas tareas específicas que pueden requerir procesadores muy potentes. Como contrapartida al mercado de los PCs, se emplean un gran número de arquitecturas CPU, tanto de Von Neumann como varios niveles de arquitecturas Harvard, RISC y no-RISC, VLIW, etc. El tamaño de palabra en el direccionamiento de memoria varía desde los 4 a los 64 bits e incluso mayores (principalmente en los procesadores DSP), aunque la más común permanece entre los 8 y los 16 bits. La mayoría de las arquitecturas empotradas se distribuyen en un gran número de variantes y formas, implementadas por diferentes fabricantes.

3.4.1. Procesadores Digitales de Señales

Un DSP puede definirse como un μP especializado con una arquitectura optimizada para las necesidades de ejecución del procesamiento rápido digital de señales. La mayoría de los μP y SO de propósito general pueden implementar exitosamente algoritmos de procesamiento digital de señal, pero no están optimizados para emplearse en dispositivos portables debido a restricciones de tamaño y de autonomía de energía. Un DSP sin embargo tiende a proporcionar una solución de bajo coste, con mejor operación, menor latencia, baja disipación térmica sin la necesidad de emplear baterías muy costosas. Dado el papel relevante que lleva a cabo la PIPM para el procesamiento en tiempo real de las señales biomédicas capturadas por los sensores portados por el sujeto teleasistido y la detección rápida de eventos, se justifica la necesidad de incorporar un DSP a la plataforma.

Los algoritmos de procesamiento de señal digital típicamente requieren un gran número de operaciones matemáticas que se desarrollan rápida y repetidamente sobre un conjunto de datos. Las señales son constantemente convertidas de analógico a digital, manipuladas digitalmente, y entonces convertidas de digital a analógicas, como se muestra en la Figura 3.4.

Capítulo III. Materiales



Figura 3.4. Diagrama de bloques simple de un DSP.

Aunque la arquitectura de un DSP está optimizada específicamente para el procesamiento digital de señales, la mayoría de estos dispositivos también soporta algunas de las características innatas de procesamiento de aplicaciones de los μC , dado que el procesamiento de señal es raramente la única tarea ejecutándose en el sistema. Por ejemplo, es habitual encontrar soluciones DSP que constan de varios periféricos embebidos para interactuar con el entorno que requieren tareas de gestión extras.

Los DSPs modernos están alcanzando una gran potencia de cálculo, que se debe en parte tanto a avances arquitecturales como tecnológicos. Sirvan como muestra de estos avances el desarrollo de la caché de dos niveles ultrarrápida, la circuitería DMA optimizada y un bus de sistema cada vez más ancho. Sin embargo, no todos los DSPs proporcionan la misma velocidad y existe una amplia oferta con diversas prestaciones y periféricos embebidos, con un precio que oscila desde los 1.5\$ a los 300\$ por unidad. Generalmente los DSPs son dispositivos dedicados en circuitos integrados, aunque la funcionalidad de un DSP también puede reproducirse por medio de chips FPGA (*Field-Programmable Gate Arrays*, en inglés) o una combinación de ambos (Parandeh-Afshar, 2009). Para el análisis de la evolución tecnológica que han desarrollado los DSPs en los últimos años se va a comentar el fabricante Texas Instruments, aunque puede acudir a otros como NXP Semiconductors, Analog Devices o Freescale.

TI produce desde los años 80 la serie TMS320C de DSPs. Actualmente se dispone entre otras de la familia c6000 (TI TMS320C6000, 2011) con velocidades de reloj de hasta 1.2GHz y que implementan por separado cachés de instrucciones y de datos. También tienen caché de segundo nivel de hasta 8MiB y 64 canales EDMA. Los modelos con mayores prestaciones son capaces de procesar hasta 8000MIPS (*instructions per second*, en inglés), emplean VLIW (palabras de instrucción muy largas), desarrollan ocho operaciones por ciclo de reloj y son compatibles con un gran rango de periféricos externos y varios buses (PCI/serial/etc.). Todos estos modelos presentan la gran ventaja de ser compatibles hacia atrás, facilitando la portabilidad del código desarrollado. Algunos ejemplos de esta familia de TI son:

- TMS320C62x de punto fijo a 2000 MIPS y con un consumo de 1.9 Vatios.
- TMS320C64x de punto fijo hasta 4800MIPS.
- TMS320C67x de punto flotante hasta 3800MIPS.

También destacar que existen familias de dispositivos multinúcleo que incluyen al menos un DSP de la familia 6000. Entre ellos cabe destacar los chips DaVinci, que integran uno o más núcleos ARM9 y un DSP de punto fijo. Esta tendencia reciente se resume en que los procesadores empotrados RISC de propósito general se están convirtiendo funcionalmente en DSPs o los están integrando en una arquitectura multinúcleo para descargar la tarea de procesamiento digital de la señal. El valor añadido que muestran estas soluciones multiprocesador es que a las ventajas inherentes de los DSP se agrega el soporte tecnológico para la integración de los dispositivos portables en arquitecturas de servicio distribuidas mediante RTOS de alto nivel. Para un mayor detalle de este aspecto se refiere la sección de evolución tecnológica del prototipo preindustrial de la PIPM del capítulo de Conclusiones. Las iniciativas multinúcleo más interesantes de TI son:

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados

- OMAP-L13x, que incluye un ARM9 y un DSP C67x de punto flotante.
- OMAP243x, que combina un ARM11 y un DSP de la serie C64x.
- OMAP3 y OMAP4 incluyen un ARM Cortex-A8 o A9, y frecuentemente un DSP de punto flotante C64x+ DSP.

Muchos DSPs emplean aritmética fija, porque en ocasiones el procesamiento de señal no requiere la precisión proporcionada por el punto flotante, y se puede aprovechar la mayor rapidez y ahorro de coste del primero dada su menor complejidad hardware (ocupan menos silicio), además de consumir menos potencia. Sin embargo, conviene destacar los beneficios de los DSPs en punto flotante, que son básicamente dos. Por un lado pueden ser muy importantes o incluso definitivos para decantarse por esta tecnología cuando las posibles aplicaciones en que se vean envueltos requieran un rango dinámico grande (TI Comparing, 2011), ya que estos μP se caracterizan por manejar una cantidad enorme de variaciones en valores numéricos y aun así seguir proporcionando resultados con gran precisión. En segundo lugar, los DSPs de punto flotante reducen costes y complejidad en la implementación software a cambio de un hardware algo menos económico, dado que generalmente es más sencillo implementar algoritmos en punto flotante.

3.4.2. Depurado de aplicaciones

El *debugging* (depuración, en español) puede realizarse a distintos niveles, dependiendo de las prestaciones disponibles por la herramienta de depurado en particular. Mediante estas herramientas el programador puede cargar, ver el código ejecutándose en el procesador, y comenzar o detener su operación. Normalmente la vista del código puede ser en modo ensamblador o en modo de código de alto nivel, cuando esto es posible.

Dado que un sistema empotrado a menudo está compuesto por una variedad de elementos y periféricos integrados, la estrategia de depuración puede variar. Por ejemplo, depurar un sistema empotrado de naturaleza eminentemente céntrica es distinto que para un sistema empotrado donde el procesamiento se realiza mayoritariamente en los periféricos. Un problema común con el desarrollo multinúcleo es la sincronización correcta entre los diversos núcleos de procesamiento integrantes para la ejecución del software. En este caso, el diseño del sistema empotrado puede requerir comprobar el tráfico de datos en los buses entre los núcleos de procesamiento, lo cual exige depuración a muy bajo nivel (nivel de señal o de bus) por medio de herramientas de monitoreo de laboratorio.

A modo de resumen, las prestaciones de la depuración pueden clasificarse desde las más simples a las más sofisticadas:

- Depuración residente interactiva, empleando una ventana de comandos simple proporcionada por el sistema operativo empotrado.
- Depuración externa empleando *logging* o el puerto serie para analizar la aplicación mediante un servidor de depurado, que también funciona con sistemas multinúcleo.
- Un depurador que conecta un Host con el μP por medio de la interfaz JTAG o Nexus, permitiendo controlar externamente la operación del μP , aunque está normalmente restringido a capacidades de depuración en el mismo.
- Un emulador ICD que sustituya al μP con un simulador equivalente, y que proporciona control total sobre todos los aspectos del μP .
- Un emulador completo que proporciona simulación de todos los aspectos del hardware, permitiendo que sean controlados o modificados.

3.4.3. Optimización software en sistemas empotrados

La programación de aplicaciones empotradas en tiempo real es un ejercicio continuo de optimización. Existe un conjunto de reglas o directrices comunes que puede llevar a cabo el programador de μP y μC empotrados para desarrollar el código más óptimo para la aplicación en cuestión. A continuación se muestran tres estrategias de optimización principales, en este caso particularizadas para los DSP, que deberán aplicarse iterativamente. Por motivos de concreción, se indicarán las directrices más importantes y para mayor información se puede acudir a las referencias (Oshana, 2005) y (TI Efficient, 2011):

- Optimización de la arquitectura DSP: los DSPs son μP optimizados que realizan funciones de procesamiento de señal muy eficientemente si se les proporciona soporte hardware para las funciones más comunes.
- Optimización de algoritmos DSP: elegir la técnica correcta para algoritmos usados frecuentemente puede tener un impacto significativo en el rendimiento del sistema.
- Optimización del compilador DSP: los compiladores DSP son herramientas que ayudan al programador a explotar la arquitectura DSP mediante el mapeo de código para que utilice los mayores recursos de procesamiento posibles.

Generalmente, la optimización del software en un DSP sigue la regla del 80/20. Esta regla quiere decir que el 20% del software de una aplicación estándar emplea el 80% del tiempo en tareas de procesamiento. Por tanto, la cuestión realmente importante en la optimización no es cómo optimizar, si no cuándo hacerlo: Conviene no empezar el proceso de optimización hasta que se comprenda cómo se están consumiendo los ciclos de ejecución.

En general las reglas a seguir para un proceso coherente de optimización del software del DSP son las siguientes:

- Estudiar a fondo la arquitectura del DSP.
- Saber cuándo parar de optimizar. Un proceso excesivamente largo puede ser contraproducente.
- Cambiar un parámetro en cada paso y comprobar la eficacia de dicho cambio: el proceso ha de ser iterativo.
- Emplear las herramientas correctas: en concreto se destaca el perfilador (*profiler*, en inglés) que permite al programador obtener un perfil que muestre dónde se están empleando mayormente los ciclos de programa.
- Planificar un conjunto de tests de regresión y usarlos después de cada iteración.

Un proceso general de optimización de código, como el que se muestra en la Figura 3.5, consiste en una serie de iteraciones, en cada una de las cuales el programador debe examinar el código generado por el compilador y buscar nuevas oportunidades de optimización.

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados

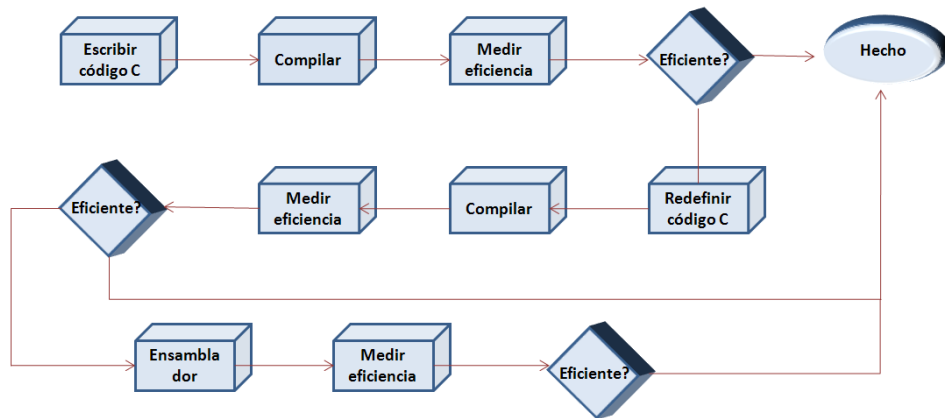


Figura 3.5. Proceso de optimización de código DSP general, imagen tomada de TI.

Programar aplicaciones que van a ejecutarse en alta velocidad requiere que se adapte la formulación del algoritmo de procesamiento a los recursos particulares del sistema empotrado y las capacidades del/los procesador/es que porta. Una cuestión clave en esta adaptación es cómo representar los datos generados tras el procesamiento mediante un conjunto de operaciones. A este respecto, la naturaleza iterativa de los algoritmos DSP hace que la eficiencia de los bucles sea crítica. Por tanto es importante saber si es necesario “desenredar” (*unroll*, en inglés) los bucles y/o cuándo hacer bucles *pipeline* para escribir código DSP de alto rendimiento. Por otra parte, mientras que el lenguaje ensamblador hecho a mano fue tiempo atrás herramienta común para los programadores DSP, los compiladores DSP modernos y óptimos pueden producir código ensamblador de alto rendimiento (ver Tabla 3.2) a partir de lenguajes de programación de alto nivel, entre los que destaca por su amplio uso el lenguaje C.

Tabla 3.2. Ventajas y desventajas de escribir código DSP en ensamblador comparado con lenguaje de alto nivel.

| | |
|---------------------|---|
| Pros | Puede dar lugar en un mayor rendimiento. Acceso a un conjunto de instrucciones nativas (incluyendo instrucciones específicas para la aplicación). |
| Contras | Curva de aprendizaje normalmente elevada (a menudo incrementa el tiempo de desarrollo) Normalmente es código no portable. |
| Conclusiones | Escribir en C cuando sea posible (la mayor parte del tiempo, no se requiere ensamblador). No reinventar la rueda – hacer uso de librerías, terceras partes, código libre, etc. |

Muchas de estas recomendaciones son generales para todos los compiladores DSP. Para tal fin se muestra una lista aplicable a cualquier dispositivo y compilador DSP que se esté utilizando.

1. Evitar eliminar los registros cuando se realiza la compilación. De no ser así los recursos del compilador se están malgastando y se produce una generación de código global muy pobre. La eliminación de registros es aceptable únicamente en casos de interrupciones críticas desde un punto de vista temporal, para las que esta es la única opción disponible con vistas a la mejora de la rapidez de operación.
2. Usar el menor número posible de variables volátiles, ya que el compilador no puede reservar registros para ellas, puesto que asume por defecto que es la única entidad leyendo y escribiendo datos. Por otra parte, cuando las variables son declaradas como volátiles tampoco puede realizarse expansión *inline* si fuera preciso.

3. Optimizar las funciones separadamente, situándolas para ello en archivos independientes. Esto permite al programador ajustar el nivel de optimización para una función específica individual.
4. Para una mejor optimización global del código de aplicación, es conveniente realizarla a dos niveles: nivel de programa y nivel de fichero. Al procesar todos los ficheros antes de generar el código para cada uno, el compilador consigue información muy valiosa de cómo los diferentes bloques de código interactúan y lo optimiza en consecuencia. La única desventaja es el incremento en el tiempo de compilación, que sólo será un inconveniente durante las últimas etapas del proceso de desarrollo software.

3.4.4. Herramientas de Desarrollo Empleadas

Dentro de la variedad de fabricantes de tecnologías expuesta para el desarrollo de los dispositivos portables y empotrados implementados en el marco de esta Tesis Doctoral, la elección se ha decantado por TI por tres razones principales. La primera es que uno de sus μP , en concreto el DSP TMS320C6727, encaja perfectamente con los requisitos expuestos para implementar el prototipo preindustrial de la PIPM (ver el capítulo de Resultados). Por otra parte, el mayor distribuidor a nivel internacional de DSPs es TI, y la política de muestras gratuitas y documentación técnica que ofrece facilita mucho las tareas de implementación. Además, el kernel DSP/BIOS proporciona prestaciones para la implementación de un RTOS en la PIPM, como se analizará más adelante. Por último señalar la integración de las herramientas de desarrollo software facilitadas por TI con otras más específicas para el procesado matemático como los toolboxes Matlab.

Como se analizará en el capítulo de Resultados, y con el objetivo de satisfacer la descripción funcional a desarrollar por la PIPM, se han implementado un conjunto de módulos software empleando varios entornos de desarrollo (Chassaing, 2005). Por un lado la herramienta Code Composer Studio 3.3 (CCS) junto con un Kit de Desarrollo de TI (TMS320C6713 DSK) permite programar el DSP tanto en ensamblador como en lenguaje de alto nivel (C, C++) además de proporcionar varias utilidades de gestión interna del procesador y de los periféricos embebidos en el Kit mediante el kernel DSP/BIOS. Por otro lado se ha usado Matlab y más concretamente los paquetes Embedded Tools for TI C6000 DSPTM, Real Time WorkshopTM y Matlab CoderTM, que hacen posible compilar y ejecutar código C optimizado en el DSP para el desarrollo del hilo de procesamiento de las señales acelerométricas. Además, el paquete Link for Code Composer StudioTM, permite comunicar con la placa de desarrollo del DSP con un Host y realizar un procesamiento paralelo de los datos que gestiona el DSP en Matlab. Se pasa a comentar estas herramientas con algo más de detalle.

Hardware Empleado

Se eligió el kit de desarrollo del DSP TMS320C6713 porque era el que proveía el fabricante al comienzo de la Tesis Doctoral para la familia C67X, aunque actualmente hay otros kits de evaluación específicos para el TMS320C6727 que finalmente se incluye en la PIPM, como el (EVM-Board, 2011) o el (TI Audio, 2011). Ambos DSPs pertenecen a la misma familia, por lo que salvo el caso de algunos periféricos concretos la portabilidad del software es total y hacia atrás, ya que soportan librerías base de periféricos (*CSL* o *Chip Support Libraries*, en inglés) compatibles y el mismo sistema operativo (DSP/BIOS). De esta forma se comenzó a trabajar sobre el kit de desarrollo del 6713 mientras se iba cerrando el diseño hardware del prototipo preindustrial de la PIPM. Posteriormente se fue portando el software del Kit a la PIPM y comprobando su correcta operación a la vez que se ha ido programando directamente sobre la plataforma.

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados

Por otra parte, el DSP que finalmente va alojado en el prototipo preindustrial de la PIPM que se presenta en el capítulo de Resultados es el TMS320C6727, que es una versión más potente del TMS320C6713. La principal motivación de la elección de la familia c672x es que está basada en el núcleo C67x+, que es compatible en código con el núcleo C67x empleado por los TMS320C671x, pero con significantes mejoras incluyendo instrucciones adicionales de punto flotante y un incremento de la frecuencia del núcleo de 225MHz a 350MHz requiriendo una menor alimentación (1.4v para el modelo C6727B-350). Las mejoras principales que introduce la familia de los TMS320C672x de punto flotante de 32/64bits se pueden consultar en la referencia (TI 672x, 2011). A continuación se pasa a comentar los periféricos más importantes de la familia c672x empleados en la PIPM:

dMAX: Acelerador de Movimiento de Datos Dual. El dMAX es un módulo diseñado para realizar movimientos de datos ultrarrápidos. El controlador del dMAX gestiona las transferencias de datos programadas por el usuario entre el controlador de memoria de datos interno y los periféricos del dispositivo C672x. El dMAX permite el movimiento de datos desde/hacia cualquier espacio de memoria direccionable incluyendo la memoria interna, los periféricos y la memoria externa.

EMIF: Interfaz de memoria externa. Esta interfaz se usa normalmente para arrancar desde un dispositivo Flash NOR no multiplexado de 8, 16 o 32 bits de ancho. Para arrancar de memorias más grandes se pueden emplear pines de entrada/salida de propósito general para alcanzar las líneas altas de direcciones. La interfaz de memoria externa del c672x soporta un banco simple de SDRAM y un banco simple de memoria asíncrona, siendo su bus de datos de 32 bits para el modelo C6727B. La SDRAM soporta memorias de hasta 256Mbit y 512Mbit.

UHPI: Interfaz Host-Port Universal. El UHPI es una interfaz paralela por medio de la cual una CPU externa (*Host*) puede acceder a las memorias del DSP. Esta interfaz soporta tres modos:

- Datos/direcciones multiplexadas – modo de media palabra (*Half-Word* 16 bits).
- Datos/direcciones multiplexadas – modo de palabra entera (*Word* 32 bits).
- Modo no multiplexado – direcciones de 16 bits y bus de datos de 32 bits.

McASP0-2: Puertos Serie Audio Multicanal. Los puertos McASP se comunican de manera óptima con los codecs, DACs, ADCs y otros dispositivos similares. Soportan el formato IIS (también conocido como I²S o *Inter-IC Sound, Integrated Interchip Sound* en inglés) así como muchas variaciones de este formato, que incluyen la multiplexión por división en el tiempo (TDM) de hasta 32 slots. El McASP es un módulo configurable y soporta entre 2 y 16 pines de datos serie. También tiene la opción de soportar un modo de transmisor de interfaz digital (*DIT*, en inglés) con 384bits de estado del canal y memoria de datos de usuario.

I2C0-1: Puertos I2C. El C672x incluye dos puertos serie I2C (*Inter-Integrated Circuit*, en inglés), que permiten transmitir y recibir hasta 8 bits a dispositivos compatibles con el estándar. Se trata de una interfaz serie síncrona a dos cables, línea de datos y línea de reloj, que funciona con salidas a drenador abierto que forman puertas AND cableadas. Una aplicación típica es la configuración de un puerto serie I2C como esclavo de un microcontrolador para una interfaz de usuario externa. El otro puerto serie I2C puede emplearse por el DSP para controlar periféricos externos, como un códec o un controlador de red. Los dos puertos I2C están multiplexados en pines con el puerto serie SPI0.

SPI0-1: Puertos SPI. El periférico SPI (*Serial Peripheral Bus*, en inglés) del DSP está formado por dos puertos serie y síncronos, que pueden operar en configuraciones de 3, 4 y 5 pines y en modo *full-dúplex* (i.e., de forma bidireccional y simultánea), mediante tres pines básicos (SPIx_CLK, SPIx_SIMO, SPIx_SOMI) y dos pines opcionales (SPIx_SCS, SPIx_ENA). Los puertos permiten

Capítulo III. Materiales

configurarse como esclavos para controlar el DSP o se pueden usar por este para controlar periféricos externos. El puerto serie SPI1 esta multiplexado en pines con 5 de los seis pines de datos del McASPO y el McASP1.

RTI: Temporizador de interrupciones en tiempo real. El módulo RTI incluye:

- Dos pares de contadores/preescaladores de 32bits.
- Dos capturas de entrada (unidas a los eventos DMA del McASP para la medida de tasa de muestras).
- Cuatro comparadores con capacidades automáticas de actualización.
- *Watchdog* digital para mejorar la robustez del sistema.

PLL y OSC: Generador de Reloj. Los DSP c672x incluyen un oscilador on-chip que soporta cristales en el rango de los 12 a los 25MHz. Alternativamente, el reloj puede obtenerse externamente por medio del pin CLKIN. Por otra parte el DSP incluye un PLL (*Phase-Locked Loop*, en inglés) flexible y programable mediante software para generar hasta tres tipos de reloj (SYSCLK1, SYSCLK2, and SYSCLK3) al escalar su salida.

Software Empleado

En esta subsección se van a describir las herramientas para la implementación del EOS y de los de algoritmos de procesamiento digital en el DSP de un sistema empotrado a partir de su diseño experimental mediante entornos de desarrollo integrado (*IDE*, en inglés) especializadas en procesamiento matemático (como Matlab) y ejecutadas sobre PC.

La motivación de emplear este tipo de IDE es facilitar la implementación y evaluación de la eficiencia de los algoritmos de procesamiento de señal que se van a ejecutar en el sistema empotrado como paso previo a su implementación real en el prototipo, desacoplando así las tareas de implementación software en la placa del prototipo de las del procesamiento de señal. Una vez realizada esta validación, ha de pasarse del lenguaje propietario empleado por la IDE matemática (lenguaje Matlab) al lenguaje de propósito general con que se programa el sistema empotrado (lenguaje C). Una vez se tiene el algoritmo en este lenguaje puede compilarse por terceras herramientas dependientes de plataforma, las cuales generan finalmente el código ensamblador que puede ser ejecutado en el DSP. Entre estas herramientas destaca Code Composer Studio (TI CCS, 2011), que soporta las plataformas DSP de TI y en concreto permite el desarrollo de aplicaciones multiprocesador y multiusuario para las familias de DSP TMS320C2000, TMS320C5000 y TMS320C6000. De forma resumida, CCS es una aplicación que corre en un Host y que permite enlazar con la tarjeta emuladora o de evaluación (*Target*, en inglés), la cual tiene un TMS320, mediante un puerto JTAG. CCS integra todas las herramientas Host y Target en un entorno unificado, de forma que proporciona herramientas de generación de código, depuración e intercambio de datos en tiempo real. Esta herramienta tiene cierta flexibilidad, de forma que además de las aplicaciones que trae, permite la adición de *plug-ins*.

En un primer momento puede pensarse en la reprogramación manual del algoritmo del lenguaje Matlab original a código C (ambos son bastante similares sintácticamente). Este procedimiento podría ser útil si el tamaño del código a implementar es abordable, pero pierde sentido si es necesario invertir demasiados recursos en la depuración que conlleva implícitamente la tarea de reprogramación de código. Para evitar este problema Matlab dispone de herramientas que abordan esta cuestión y que pueden facilitar la conversión de Matlab a lenguaje C reduciendo el coste de desarrollo y verificación del algoritmo final. Se van a comentar brevemente dos herramientas que se han empleado durante el desarrollo de la Tesis Doctoral. Por un lado se comenzó con el Target for TI C6000™, más optimizado para Kits de Desarrollo y módulos de evaluación específicos como el DSK6713 mediante la herramienta *Matlab Simulink*. Por otro lado

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empotrados

se tiene Matlab Coder (Matlab Coder, 2011), que sustituye al anterior ofreciendo una herramienta de propósito más general que añade facilidades para convertir una parte del lenguaje Matlab (denominado Embedded Coder), a código C embebido independiente de plataforma.

Embedded Coder™ es un subconjunto dentro del lenguaje de programación Matlab que soporta la generación de código eficiente para el prototipado y desarrollo de sistemas embebidos. Puede emplearse en diversas tareas como la generación de código C desde código Matlab, generación de funciones MEX desde código Matlab para tareas de verificación del código generado, generación de código HDL (*Hardware Description Language*, en inglés) desde código Matlab, integración de código Matlab en Simulink o incrustación de código C en Matlab, entre otros. De entre estas características resultan de especial interés las dos primeras. Aunque Embedded Coder soporta la mayor parte de los operadores y gran cantidad de las funciones de Matlab, no los aglutina todos. Aquellos elementos presentes en el código original que no estén incluidos en el subconjunto soportado generan errores en la compilación, los cuales son convenientemente señalados para una más fácil depuración.

Tabla 3.3. *Equivalencias de los tipos de variables básicas en distintos lenguajes de programación.*

| Matlab | C | RTW |
|---------|------------------------|-----------|
| double | double | real_T |
| single | float | real32_T |
| int32 | long long int | int32_T |
| int16 | long int | int16_T |
| int8 | short int | int8_T |
| uint32 | unsigned long long int | uint32_T |
| uint16 | unsigned long int | uint16_T |
| uint8 | unsigned short int | uint8_T |
| int | int | int_T |
| uint | unsigned int | uint_T |
| boolean | - | boolean_T |
| char | char | char_T |

En una primera toma de contacto se evidencia que Matlab no necesita declarar las variables antes de ser utilizadas; en cambio en lenguaje C es necesario hacerlo previamente especificando su nombre, tipo y, en caso de tratarse de *arrays*, la longitud de los mismos. Además, si no se especifica el tipo de cada variable Matlab utiliza por defecto variables de precisión doble de 64

Capítulo III. Materiales

bits (*double*, en inglés), lo que puede no ser eficiente en el código C resultante. Por ejemplo, *real_T* hace referencia al tipo *double* en C así como *real32_T* equivale a *single* de Matlab (ver Tabla 3.3). Otra diferencia importante reside en la forma de manejar los arrays. En lenguaje C han de tratarse elemento a elemento tanto en la asignación como en la operación mediante bucles *for*, mientras que en Matlab se simplifica bastante, ya que la asignación puede realizarse como si de una variable entera se tratase. También existen diferencias importantes entre ambos lenguajes en lo que a archivos de cabecera, definición de funciones y paso de parámetros se refiere.

En cuanto a la utilización de la memoria, Matlab asigna la asigna dinámicamente por lo que el tamaño de las variables puede cambiar en tiempo de ejecución, y hace constantes todas aquellas variables que dependen a su vez de otras constantes. Sin embargo, en los sistemas embebidos dados los menores recursos disponibles se recomienda la asignación estática de la memoria, de modo que las variables tienen una longitud fija definida en su declaración. Es por ello que, en lenguaje C, los arrays se suelen sobredimensionar pues una vez definidos no deben crecer.

Tras realizar manualmente las modificaciones necesarias en el código Matlab original para adecuarlo a los requisitos de Embedded Matlab, es posible generar código C automáticamente con el módulo Real-Time Workshop de Matlab. Una de las características de Embedded Matlab es que permite verificar el código C generado dentro del entorno Matlab, es decir, es posible compilar código c en funciones que pueden ser llamadas desde Matlab (funciones C-MEX). De este modo, se permite una conversión y depuración previa y escalada del código aunque éste no se haya terminado de convertir totalmente.

Por último las librerías de la herramienta Real-Time Data Exchange (RTDX™) permiten crear un canal virtual para transferir datos entre el Host y el prototipo a través de un puerto JTAG sin interferir en la aplicación que se está ejecutando en él. Esto se realiza mediante una pequeña librería API software que se ejecuta en el prototipo, que realiza llamadas a funciones de la librería para enviar datos u obtenerlos. La librería hace uso de un emulador para mover datos hacia o desde el Host por medio de una interfaz JTAG en tiempo real mientras la aplicación Target está en ejecución. La gran utilidad de RTDX radica en que el procesamiento de las señales que se realiza en la PIPM se puede desacoplar de la etapa de comunicaciones entre esta y los SI. De esta manera se puede realizar un procesamiento en paralelo en Matlab de los datos que recibe la PIP. En concreto se puede realizar una aplicación que permita la recepción virtual de información en forma de vector de valores procedente del Host. Una vez que el DSP ha recogido el vector de datos, los procesa internamente (filtrado, escalado,...) y los devuelve al Host, donde se estará ejecutando paralelamente la aplicación Matlab correspondiente.

RTOS en la PIPM: DSP/BIOS

DSP/BIOS (TI DSPBIOS, 2011) es un kernel escalable en tiempo real disponible para los DSP TMS320C. Se diseña para usarse en aplicaciones que requieren planificación y sincronización, comunicación *Host-to-Target* o instrumentación en tiempo real. DSP/BIOS proporciona programación concurrente multi-hilo con reemplazo, abstracción hardware, análisis en tiempo real y herramientas de configuración.

El kernel DSP/BIOS define los hilos de una forma amplia en el sentido de incluir cualquier conjunto de instrucciones independientes ejecutadas por el DSP. Un hilo es por tanto un punto único de control que contiene una subrutina, una rutina de servicio de interrupciones (*ISR*, en inglés) o una llamada a una función. DSP/BIOS permite estructurar las aplicaciones como un conjunto de hilos, cada uno de los cuales desempeña una determinada función. Los programas multihilos se ejecutan en un único procesador mediante mecanismos de planificación al permitir a hilos de alta prioridad reemplazar hilos de menor propiedad y permitiendo varios mecanismos

3.4. Materiales para el desarrollo de sistemas empujados

de interacción entre hilos, incluyendo bloqueos, comunicación y sincronización. La gran ventaja de organizar las aplicaciones en tiempo real de esta forma, como contrapartida al esquema clásico de un único bucle centralizado con mecanismo de *polling* o sondeo, es que son más fáciles de diseñar, implementar y mantener.

DSP/BIOS proporciona soporte para numerosos tipos de hilos con diferentes propiedades. Los tipos de hilo (de más alta a más baja prioridad) son:

- **Interrupciones Hardware (HWI):** se disparan en respuesta a un evento externo asíncrono ocurrido en la periferia del DSP. La duración de su ejecución (*deadline*) varía entre 2 y 200 μ s. Las interrupciones HWI sólo pueden ser reemplazadas por otra interrupción a menos que las interrupciones sean desactivadas. En las HWI se incluyen las denominadas funciones CLK, que se ejecutan en cada periodo de *tick* (múltiplo del reloj de CPU), con lo que su carga de procesamiento deber ser mínima.
- **Interrupciones Software (SWI):** se usan para planificar eventos con un deadline mayor a los 200 μ s, permitiendo a las HWI ceder procesado menos crítico a un hilo de menor prioridad. Las SWI tienen 14 niveles de prioridad y pueden reemplazarse por otra SWI de mayor prioridad o por una HWI, pero no pueden bloquearse. En las SWI se incluyen las denominadas funciones PRD, de ejecución periódica con periodo un múltiplo entero del periodo de tick. Ambos periodos son configurables.
- **Tareas (TSK):** difieren de las SWI en que pueden esperar, i.e. bloquearse, durante su ejecución hasta que los recursos necesarios estén nuevamente disponibles. DSP/BIOS proporciona un número de estructuras que puede usarse para la comunicación entre tareas, sincronización y exclusión mutua para el acceso a memoria compartida, como son las colas, semáforos, buzones (*mailboxes*) y cerraduras (*locks*). Las tareas tienen menos prioridad que las interrupciones software, distinguiéndose hasta 15 niveles, y pueden reemplazarse por una HWI o una SWI. DSP/BIOS reemplaza inmediatamente la tarea en curso si otra tarea de mayor prioridad pasa a estar disponible para ejecutarse.
- **Hilos en background (IDL):** son los que se ejecutan cuando la CPU no está ocupada ejecutando ninguno de los anteriores, con lo que sólo deben procesar funciones de pequeño deadline. El hilo de background es el de menor prioridad de todos.

En la Tabla 3.4 se resumen las características principales de los hilos. Pese a que la terminología empleada por TI las denomina a todas con el mismo nombre, el concepto tradicional de *hilo* es el que representa la tarea TSK en el sentido de que tienen más prestaciones para la planificación concurrente de tareas que el resto de las opciones. Comparadas con las SWI, solo las tareas TSK pueden permanecer a la espera de un evento para su ejecución, como la disponibilidad de un recurso concreto. En cambio, todas las entradas que necesite una SWI deben estar disponibles cuando el programa principal ejecuta la SWI.

En la Figura 3.6 se indican los estados en los que puede estar una tarea TSK, y las funciones que se involucran en su gestión.

Capítulo III. Materiales

Tabla 3.4. Tipos de hilos en la DSP/BIOS, tomada de TI.

| Características | HWI | SWI | TSK | IDL |
|-----------------------------------|---|---|---|--|
| Prioridad | Mayor | 2ª Mayor | 2ª Menor | Menor |
| Nº de niveles de prioridad | Depende del DSP | 15 | 16 | 1 |
| Puede dar paso y bloquearse | No, se ejecuta hasta el final salvo reemplazo | No, se ejecuta hasta el final salvo reemplazo | Sí | No |
| Estados de ejecución | Inactivo, preparado, en ejecución | Inactivo, preparado, en ejecución | Preparado, en ejecución, bloqueado, terminado | Preparado, en ejecución |
| Pila | Pila del sistema (única) | Pila del sistema (única) | Pila de la tarea (una por tarea) | Pila del sistema (única) |
| Comparte datos con hilos mediante | Cadenas, colas, tuberías, variables globales | Cadenas, colas, tuberías, variables globales | Cadenas, colas, tuberías, cerraduras, mailboxes, variables globales | Cadenas, colas, tuberías, variables globales |
| Sincronismo con hilos mediante | No aplicable | SWI mailbox | Semáforos, mailboxes | No aplicable |

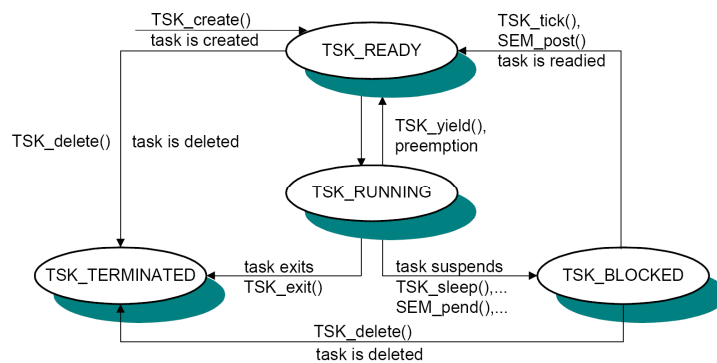


Figura 3.6. Funciones TSK involucradas en la gestión de las tareas TSK, imagen tomada de TI.

3.5. Materiales para la provisión de servicios

3.5. Materiales para la provisión de servicios

Existen muchas tecnologías que se dice implementan SOA, ya sea completamente, o aspectos concretos de ella. CORBA se puede decir que es una de ellas, aunque el término SOA todavía no existía cuando CORBA fue creado. La diferencia entre CORBA y SOA es que la primera es una tecnología específica, orientada a objetos, mientras que SOA es un estilo de arquitectura orientada a servicios con la que se pueden alcanzar algunos de los requisitos que impone SOA (interoperabilidad de servicios independientemente de la plataforma, interfaces y protocolos estandarizados, etc.). Una de las grandes ventajas de CORBA es que desde sus comienzos está optimizado para las Llamadas a Procedimientos o Métodos Remotos (*RPC*, en inglés) y para el trasvase de datos en tiempo real. Estas ventajas son de especial interés en la PIPM para la actualización remota de sus módulos software, y el procesamiento de datos online. En el contexto de los sistemas empotrados CORBA/e (CORBA/e, 2011) nace como iniciativa del OMG para responder a sus exigencias y requisitos específicos, para lo cual define un conjunto de especificaciones optimizadas, compactas, rápidas, predecibles y con la mínima sobrecarga para el sistema empotrado que las soporta. CORBA/e define dos perfiles: el microperfil soporta funcionalidades básicas e interfaces estáticas para DSPs y otros sistemas basados en μ Ps. Por otro lado el perfil compacto soporta aplicaciones más sofisticadas como la imagen o el procesamiento de señales en tiempo real mediante RTOS, por lo que resulta más idóneo para la PIPM.

La gestión de notificaciones de eventos en un sistema de monitorización ubicua puede realizarse conforme al Servicio de Notificaciones de CORBA del OMG (OMG Notification, 2011), el cual a su vez es una extensión del Servicio de Eventos del mismo organismo (OMG Service, 2002). El Servicio de Notificaciones definido en CORBA básicamente permite la comunicación asíncrona entre objetos de un sistema. Para conseguir este objetivo se definen dos roles: el de proveedor y el de consumidor. El componente que en un momento determinado adquiera el rol de proveedor es el que va a generar la notificación, es decir, es el que crea la estructura de datos correspondiente a la notificación que va a enviar a un canal de notificaciones. Como contraposición, los componentes que actúen como consumidores serán los que van procesar o recibir dicha notificación. La subscripción a eventos por parte de un consumidor se consigue mediante objetos de filtrado, que encapsulan una serie de restricciones que especifican los eventos que éste está interesado en recibir, de forma que el canal sólo notificará de dichos eventos. Por otra parte, en el proyecto europeo epSOS (European Patient Smart Open Services) (epSOS, 2010) se han definido los requisitos necesarios para la elaboración de un estándar sobre alarmas de información y ya se ha preparado un borrador sobre dicho estándar (ISO TC215, 2010): el ISO TC 215/SC N donde se definen los requisitos para estandarizar la estructura de las alertas de información en HCE. Además, se definen los conceptos más relevantes para describir un modelo de información que represente este tipo de información de una forma jerárquica, estableciendo dos clases principales: categoría de alerta y severidad de la misma. En el capítulo de Resultados se utilizarán las estructuras y conceptos descritos en el borrador del ISO TC 215/SC N para crear las alertas generadas por los dispositivos sensores y actuadores portados por los usuarios. En concreto se aplicará al sistema de detección de caídas distribuido presentado en esta Tesis doctoral. La gestión de las notificaciones correspondientes a eventos generados en el DoC, y más concretamente por la PIPM, puede llevarse a cabo por el servicio de notificaciones de CORBA comentado con anterioridad.

Aprovechar los servicios que se puedan proporcionar a través de la red de telefonía móvil garantiza la ubicuidad de la provisión al ser la mayor red de acceso disponible. En este contexto OSA/Parlay (OSA Parlay, 2009), también inspirada en SOA, estandariza el acceso a varias funcionalidades de las redes de telecomunicación, permitiendo la creación de aplicaciones que

Capítulo III. Materiales

usen dichas funcionalidades. El modelo de OSA/Parlay añade un nuevo elemento en la red, la *pasarela* o *plataforma*, que se emplea para enlazar las aplicaciones que usan las API de OSA/Parlay con los elementos de red existente. Esta pasarela está bajo el control del operador de red o del InD y es un punto por el que circulan todas las interacciones OSA/Parlay. Gracias a este nuevo elemento las aplicaciones son independientes de los protocolos específicos usados en la red, permitiendo que las redes evolucionen y cambien sin afectar a los servicios y aplicaciones. El *Framework* es el componente central de la plataforma OSA/Parlay que autentifica las aplicaciones y permite el acceso al resto de funcionalidades. Por tanto, antes de poder usar las APIs de OSA/Parlay las aplicaciones tienen que registrarse con el Framework. Las distintas funcionalidades de red se dividen en bloques y son proporcionadas por los SCF (*Service Capability Features*, en inglés). En la actualidad existen SCFs estandarizados para realizar tareas como: control de llamadas de voz y datos, obtener estado del usuario y su terminal, monitorización de localización, mensajería, etc.

Referencias

Referencias

K. Aminian, P. Robert, E. Jéquier, Y. Schultz. Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(2):226-234, 1995.

A. Astaras, M. Arvanitidou, y cols. An Integrated biomedical system for sleep monitoring employing a portable body area network of sensors (SENSATION). *30th Annual International IEEE EMBS*: 5254-5257, 2008.

E. Aviles-Lopez, I. Villanueva-Miranda, J.A. Garcia-Macias, L.E. Palafox-Maestre. Taking Care of Our Elders through Augmented Spaces. *Proc. 2009 Latin American Web Congress (la-web)*: 16-12, 2009.

A. Bamis, D. Lymberopoulos, T. Teixeira, A. Savvides. Towards Precision Monitoring of Elders for Providing Assistive Services. *Proceedings of the First international conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments*: 282, 2008.

M. Barr, A.J. Massa. Programming embedded systems: with C and GNU development tools. *O'Reilly Media Inc.*, 2006.

C.V. Bouten, K.T. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, J.D. Janssen. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(3): 136-247, 1997.

J.D. Bronzino. The Biomedical Engineering Handbook. *CRC Press Inc.*, 2006.

A. Carpozzo. Low frequency self-generated vibration during ambulation in normal men. *Journal of Biomechanics*, 15(8): 599-609, 1982.

J. Catsoulis. Designing Embedded Hardware. *O'Reilly Media Inc.*, 2005.

M. Chan, D. Esteve, C. Escriba, E. Campo. A review of smart homes—Present state and future challenges. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 91(1): 55-81, 2008.

Rulph Chassaing. Digital Signal Processing and Applications with the C6713 and C6416DSK. *J Wiley & Sons*, 2005.

M. Conti, S. Giordano, M. May, A. Passarella. From opportunistic networks to opportunistic computing. *Journal IEEE Communications Magazine archive*: 48(9), 2010.

CORBA/e. Página Web de CORBA/e. <http://www.corba.org/corba-e/index.htm/>, 2011.

S. Dagtas, Y. Natchetoi, H. Wu. An Integrated Wireless Sensing and Mobile Processing Architecture for Assisted Living and Healthcare Applications. *Proceedings of the First ACM SIGMOBILE International Workshop on Systems and Networking Support for Healthcare and Assisted Living Environments*: 70-72, 2007.

A. Dinh, D. Teng, y cols. Data acquisition system using six degree-of-freedom inertia sensor and zigbee wireless link for fall detection and prevention. *30th Annual International IEEE EMBS*: 2353-2356, 2008.

Capítulo III: Materiales

M. Dohler. Wireless Sensor Networks: The Biggest Cross-Community Design Exercise To-Date. *Recent Patents on Computer Science*, 1(1): 9-25, 2008.

DSPnano. Página Web de DSPnano RTOS. http://www.rowebots.com/products/dspnano_rtos/, 2011.

epSOS. Página Web del proyecto europeo epSOS. <http://www.epsos.eu/>, 2010.

EVM-Board. Página Web del EVM-Board c6727 de DSP Weuffen. http://www.dsp-weuffen.de/en/prod_c6727.html, 2011.

M.A. Estudillo-Valderrama, D. Naranjo-Hernández, L.M.Roa-Romero, L.J. Reina-Tosina. Intrabody Communications (IBC) As an Alternative Proposal for Biomedical Wearable Systems. *Handbook of Research on Developments in e-Health and Telemedicine: Technological and Social Perspectives*: 1-26. 2010.

F.T.H. den Hartog, J.R. Schmidt, A. de Vries. On the potential of personal networks for hospitals. *International Journal of Medical Informatics*, 75: 658–663, 2006.

S. Haykin. Adaptive Filter Theory. Ed Prentice Hall, 2002

HSSP. Página Web de HSSP. <http://hssp.wikispaces.com>, 2011.

Intel SOA Expressway for Healthcare. <http://www.intel.com/about/companyinfo/healthcare/products/soa/index.htm/>, 2011.

ISO TC 215/SC N. Health informatics — Alert information in health records, 2010.

I.A. Khatib, D. Bertozzi, A. Jantsch, L. Benini. Performance analysis and design space exploration for high-end biomedical applications: challenges and solutions. *Proceedings of the 5th IEEE/ACM international conference on Hardware/software codesign and system synthesis*, 2007.

C. Kirsch, M. Mattingley-Scott, C. Muszynski, F. Schaefer, C. Weiss. Monitoring chronically ill patients using mobile Technologies. *IBM Systems Journal*, 46(1): 85–93, 2007.

S. Kumar, K. Kambhatla, F. Hu, M. Lifson and Y. Xiao. Ubiquitous Computing for Remote Cardiac Patient Monitoring: A Survey. *International Journal of Telemedicine and Applications*, 8: 1-19, 2008.

H.J. Lee, S.H. Lee, K.S. Ha, H.C.Jang, W.Y. Chung, J.Y. Kim, Y.S. Chang, D.H. Yoo. Ubiquitous healthcare service using Zigbee and mobile phone for elderly patients. *Int J Med Inform*, 78(3): 193-198, 2009.

P. Lukowic, H. Junker, M Stäger, T. von Büren, G. Tröster. WearNET: A Distributed Multi-Sensor System for Context Aware Wearables. *Proceedings Fourth International Conference on Ubiquitous Computing*: 361–370, 2002.

H. Martín, A.M. Bernardos, L. Bergesio, P. Tarrío. Analysis of key aspects to manage Wireless Sensor Networks in Ambient Assisted Living environments. *International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies*, 2009.

Referencias

Matlab Coder. Mathworks Matlab Coder. <http://www.mathworks.com/products/matlab-coder/>, 2011.

D.A. Mejía, J. Favela, A.L. Morán. Understanding and Supporting Lightweight Communication in Hospital Work. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(1): 140-146, 2010.

Microsoft. The Microsoft Connected Health Framework. <http://www.microsoft.com/industry/healthcare/technology/Healthframework.mspx/>, 2011.

J. Mykkänen, A. Riekinena, M. Sormunena, H. Karhunenb, P. Laitinenc. Designing web services in health information systems: From process to application level. *International Journal of Medical Informatics*, 76: 89–95, 2007.

OMG Notification. Notification Service Specification. *Version 1.1.Formal/04-10-11*.

OMG Service. Event Service Specification. *Version 1.2..Formal/04-10-02*

R. Oppermann, R. Rashev, K. Kinshuk. Adaptability and adaptivity in learning systems, 1997.

OSA Parlay. 3GPP TS 29.198 V9.0.0 (2009-12). 3rd Generation Partnership Project; Technical Specification Group Core Network and Terminals; Open Service Access (OSA); Application Programming Interface (API), 2009.

R. Oshana. DSP Software Development Techniques for Embedded and Real-Time Systems. *Ed. Newnes*, 2005.

H. Parandeh-Afshar, A. Cevrero, P. Athanasopoulos, P. Brisk, P. lenne. A Flexible DSP Block to Enhance FPGA Arithmetic Performance. *IEEE International Conference on Field Programmable Technology (FPT)*, 2009.

J.K. Park. BioNano/Micro System in Nanobiotechnology. *Biosystems Review*, 1(1): 59–67, 2005.

P. Pulli, X. Zheng, P. Antoniac, S. Hickey, T. Manninen, O. Martikainen, T. Kuroda. Design and Development of Mobile Services Platform for Senior Citizens. *Proc. International Conference of Concurrent Enterprising*, 2007.

M. Prado, L.M. Roa. Wearable Real-Time and Adaptive Feedback Device to Face the Stuttering: A Knowledge-Based Telehealthcare Proposal. *Medical and Care Compunetics*, 4: 147–156, 2007a.

M. Prado, L.M. Roa. Adaptive Altered Auditory Feedback (AAF) device based on a multimodal intelligent monitor to treat the permanent developmental stuttering (PDS): A critical proposal. *Proceedings Eleventh Mediterranean Conference on Medical and Biomedical Engineering and Computing*: 712–715, 2007b.

M.P. Rajasekaran, S. Radhakrishnan, P. Subbaraj. Elderly patient monitoring system using a wireless sensor network. *Telemedicine Journal and e-Health*, 15(1): 73-9, 2009.

L. Ravindranath, C. Newport, H. Balakrishnan, S. Madden. Improving Wireless Network Performance Using Sensor Hints. *Proceedings of NSDI*, 2011.

Capítulo III: Materiales

L. Roa, J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama. Virtual Center for the Elderly: Lessons Learned. *Distributed Computing, Artificial Intelligence, Bioinformatics, Soft Computing, and Ambient Assisted Living*: 722-726, 2009.

S. Schoo, S. Doht. PAN-to-PAN Communication Between Wimedia-based Distributed Networks. *Proceedings Eighteenth IEEE International Symposium on Personal, Indoor and Mobile Radio Communications*: 1–5, 2007.

A. Shaikh, M. Memon. The Role of Service Oriented Architecture in Telemedicine Healthcare System. *International Conference on Complex, Intelligent and Software Intensive Systems*: 208-214, 2009.

R. Silva, J. Sá Silva, A. Silva, F. Pinto, F. Boavida. Wireless Sensor Networks in Intensive Care Units. *Proceedings of First International Workshop on Medical Applications Networking (MAN 2009) in conjunction with ICC 2009 – IEEE International Conference on Communications, IEEE Communication Society*, 2009.

W. Soon, I. Pek, y cols. Ambulatory Monitoring of Human Posture and Walking Speed using Wearable Accelerometer Sensors. *30th Annual International IEEE EMBS*: 5184-5187, 2008.

H. Sun, V. De Florio, N. Gui, C. Blondia. Promises and Challenges of Ambient Assisted Living Systems. *Sixth International Conference on Information Technology: New Generations (ITNG '09)*: 1201-1207, 2009.

TI Audio. TI Pro Audio Development Kit (TMDSPDK6727). <http://focus.ti.com/docs/toolsw/folders/print/tmdspdk6727.html/>, 2011.

TI CCS. TI Code Composer Studio. <http://focus.ti.com/docs/toolsw/folders/print/ccstudio.html/>, 2011.

TI API-DSP/BIOS. TI TMS320C6000 DSP/BIOS 5.x Application Programming Interface (API) Ref Guide <http://focus.ti.com/general/docs/litabsmultiplefilelist.tsp?literatureNumber=spru403r/>, 2011.

TI Comparing. Comparing Fixed- and Floating-Points DSPs. <http://focus.ti.com/lit/wp/spry061/spry061.pdf/>, 2011.

TI DSPBIOS. TI TMS320 DSP/BIOS User's Guide. <http://focus.ti.com/lit/ug/spru423f/spru423f.pdf/>, 2011.

TI Efficient. TI Generating Efficient Code with TMS320 DSPs: Style Guidelines. <http://www.ti.com/litv/pdf/spra366/>, 2011.

TI TMS320C6000. TI TMS320C6000 Technical Brief <http://focus.ti.com.cn/cn/lit/ug/spru197d/spru197d.pdf/>, 2011.

TI TMS320C6727B, TMS320C6726B, TMS320C6722B, TMS320C6720 Floating-Point Digital Signal Processors. <http://focus.ti.com/lit/ds/sprs370e/sprs370e.pdf/>, 2011.

C.W. Therrien. *Discrete Random Signals and Statistical Signal Processing*. Ed. Prentice-Hall, 1992.

Referencias

G. Tröster. The agenda of wearable healthcare. *Yearbook of Medical Informatics*: 125–138, 2005.

U. Varshney. Pervasive Healthcare and Wireless Health Monitoring. *Mobile Networks and Applications*, 12(2-3): 113-127, 2007.

M.H. Vastenburg, T. Visser, M. Vermaas , D.V. Keyson. Acceptable Assisted Living Services for Elderly Users. *Proc. European Conference on Ambient Intelligence*: 1-12, 2008.

J. Wexler. Bluetooth and ZigBee: compare and contrast. *Techworld*, 2005.

Wibree. Página Web de Wibree <http://www.wibree.com/>, 2011.

W. Winston, A.T. Bui, M. Batalin, L.J. Binney, W. Kaiser. MEDIC: Medical embedded device for individualized Care. *Artificial Intelligence in Medicine*, 42(2): 137–152, 2008.

CAPÍTULO IV: RESULTADOS

Resumen

La descripción funcional de la PIPM da lugar a un diseño que cumpla con los requisitos descritos, como paso previo a su implementación con las tecnologías maduras disponibles en la actualidad mediante los métodos y materiales analizados. Este diseño se presenta en el contexto de la arquitectura distribuida propuesta en el DoC.

A continuación este capítulo se centra en la implementación tecnológica hardware y software de la PIPM mediante el desarrollo de un prototipo preindustrial que contemple el diseño descrito con anterioridad. El prototipo se evalúa para dos casos de aplicación. Por un lado para la monitorización del movimiento humano y en concreto la detección de caídas, válida tanto en escenario interiores como exteriores. Por otro lado se presentan resultados de evaluación para una aplicación interior: la detección de infecciones en pacientes cateterizados.

4. Diseño de la PIPM

4.1 Arquitectura Distribuida en el DoC

En el diseño de la PIPM se han tenido en cuenta, entre otros requisitos señalados a lo largo de la Tesis Doctoral, su carácter multimodal en la medida que debe ser capaz de gestionar y procesar señales heterogéneas de muy diversa naturaleza: se pueden tener desde señales acelerométricas provenientes de elementos sensores ad-hoc como el empleado por el detector de caídas propuesto; hasta sonidos vocales, como es el caso de un dispositivo protésico-terapéutico para la tartamudez basado en la alteración de la realimentación auditiva (Prado, 2007); pasando por los sensores biomédicos comerciales clásicos (temperatura, pulsioximetría, tasa respiratoria, etc.) para por ejemplo la detección de infecciones en pacientes cateterizados.

En la Figura 4.1 se pueden observar las comunicaciones de la PIPM con el resto de los elementos en el DoC. La arquitectura distribuida (Estudillo-Valderrama, 2009a) propuesta consiste en: un conjunto de dispositivos inteligentes (sensores y actuadores, portables y no portables) embebidos en el DoC, la plataformas inteligentes multidispositivo (PIPM) y sus conexiones con el dominio de la infraestructura (InD).

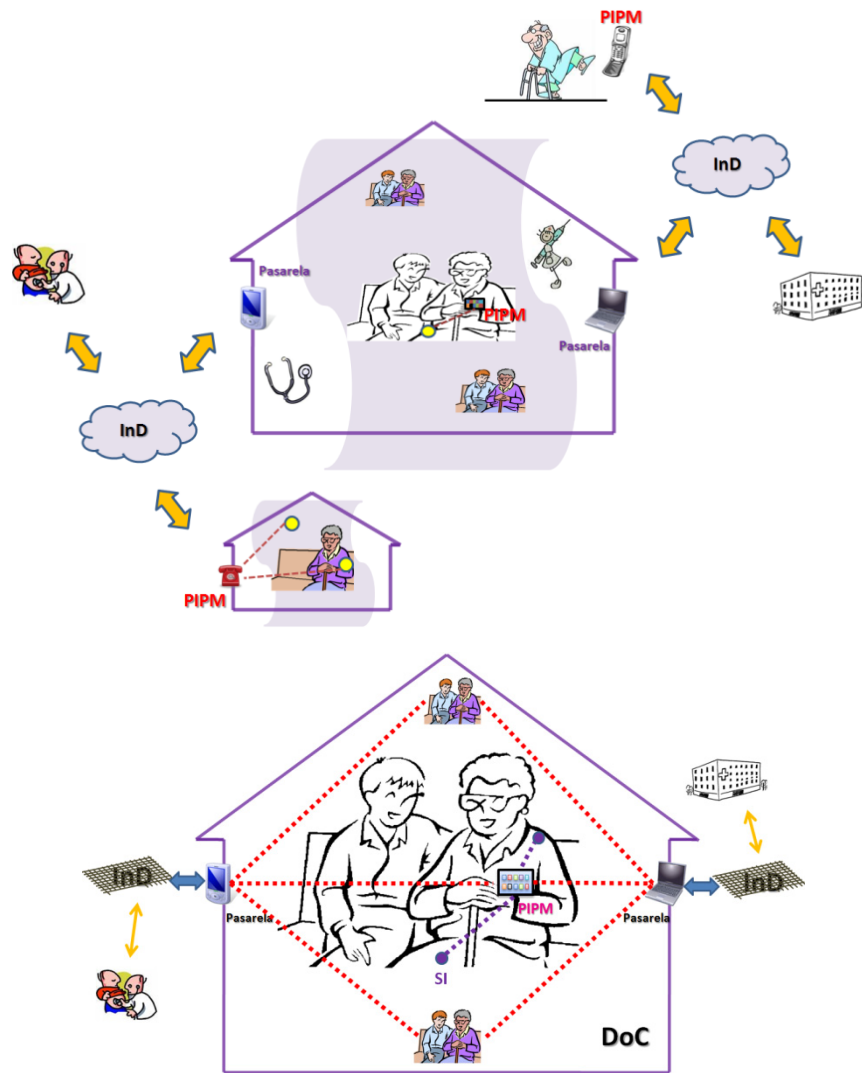


Figura 4.1. Arquitectura distribuida en el DoC. En la parte inferior se detalla el escenario interior.

La PIPM se concibe como un sistema gestor de dispositivos que forman una red de sensores inteligentes (RSI). Además, la PIPM establece comunicaciones con el InD ya sea de forma directa o por medio de una puerta de enlace (representada por la Pasarela). Este enlace de comunicaciones también se puede establecer para un escenario exterior, en el que el usuario puede portar únicamente la PIPM para mayor comodidad. En la parte inferior de la Figura se muestra el detalle de un escenario interior donde se indica su interacción con la Pasarela en un entorno de múltiples usuarios. La PIPM se centra principalmente en el control y la gestión en tiempo real de los SI portados por el usuario asistido mientras que la Pasarela puede desarrollar tareas de seguimiento multiusuario. En ambos casos se precisa contar con las tecnologías de comunicaciones adecuadas que unan el hogar del usuario con otros escenarios remotos, en donde cobran relevancia las redes de área extensa (WAN).

Por otra parte, el InD garantiza la transparencia de distribución y las capacidades de intercambio de información en el sistema, por medio de un conjunto de middlewares distribuidos e interfaces software que permiten el despliegue de los servicios para dar soporte a las aplicaciones de asistencia a desarrollar por el sistema. Entre estas tecnologías subyacentes se pueden citar varias soluciones originales o herederas de SOA tales como los servicios Web (Alonso, 2004), Grid (Foster, 2003), y Cloud Computing (Buyya, 2009).

4.2. Diseño hardware de la PIPM

4.2. Diseño hardware

El núcleo hardware de la PIPM está constituido por un DSP encargado del procesamiento en tiempo real de la información capturada por los SI y la gestión de los módulos de operación embebidos en la plataforma, que pueden englobarse en cuatro categorías principales (ver Figura 4.2).

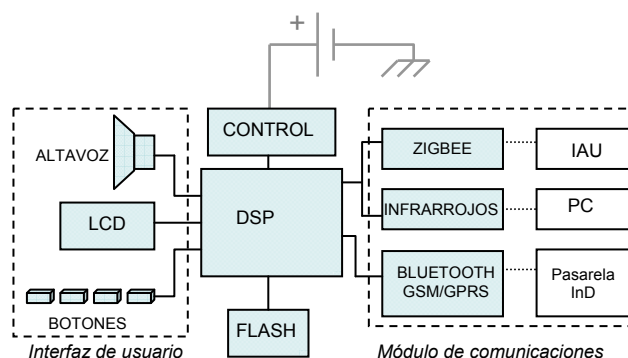


Figura 4.2. Diagrama de bloques del Hardware de la PIPM.

- El Módulo de CPU y Memoria: es el centro de operación de la PIPM donde se aloja el EOS de la PIPM que se encarga de la gestión del resto de los módulos y el procesamiento de las bioseñales. Está compuesto de los siguientes elementos
 - DSP: es el núcleo o CPU del dispositivo.
 - Memoria Flash: actúa tanto de memoria de datos como de programa.
- El Módulo de Comunicaciones: comprende a los periféricos que permiten a la PIPM interactuar con su entorno. Las soluciones comúnmente adoptadas para comunicar con otros dispositivos pertenecientes a la RSI son estándares RF en la banda ISM, aunque cada vez cobran más importancia otras opciones de muy bajo consumo (IBC o UWB). Este módulo está compuesto por:
 - Transceptor Zigbee: que sirve para comunicarse con los SI.
 - Transceptor Bluetooth: proporciona cobertura al enlace entre la PIPM y la Pasarela.
 - Transceptor GSM/GPRS: para establecer la comunicación con el InD en un escenario exterior.
 - Transceptor Infrarrojo: permite reprogramar el dispositivo desde un Host externo.
- El Módulo de Interfaz de Usuario: debe mostrar una interfaz amigable y de fácil manejo. Esta interfaz es configurable atendiendo a la destreza y posibles limitaciones audiovisuales del usuario. La interfaz de usuario consta de:
 - Altavoz: para la reproducción de mensajes sonoros, tanto para tranquilizar al usuario como de alerta ante eventos de interés o percances graves.
 - Pantalla LCD: en ella se muestra información diversa, desde la relativa al estado del dispositivo, como la necesaria para su configuración por el personal técnico encargado de su mantenimiento. También muestra información de interés de la monitorización del sujeto teleasistido.

Capítulo IV: Resultados

- Botonera: consta de cuatro botones, donde uno de ellos actúa como botón de emergencia (luminoso) y el resto permite el desplazamiento por los menús que aparecen en pantalla y la selección de la opción deseada.
- El Módulo de Alimentación y Supervisión: como su propio nombre indica velará por la correcta alimentación y operación de la PIPM. Alerta del un bajo nivel de batería o del posible malfuncionamiento de algún dispositivo, reiniciando la PIPM si es preciso.

En las siguientes secciones se analiza con mayor detenimiento el diseño tecnológico elegido para cada uno de los módulos mencionados de la PIPM (Fernández del Rosal, 2007) justificando las soluciones tecnológicas empleadas, con el objetivo de mostrar finalmente el prototipo preindustrial que ha servido para la validación de la PIPM en el capítulo de Implementación y Evaluación.

MÓDULO de CPU y MEMORIA

CPU de la PIPM: el DSP

En el DSP es donde se llevará a cabo el procesamiento en tiempo real de las bioseñales procedentes de los SI gestionados por la plataforma. Es por tanto lógico que uno de los requisitos de partida más importantes del μP es que sea capaz de procesar a una gran velocidad para facilitar el cálculo matemático eficiente necesario para el tratamiento digital de las bioseñales con las que se trabaja. Por ejemplo, para el caso de un SI que capture señales de acelerometría, podrían ser valores de longitud un byte en Complemento a Dos (CA2) correspondientes a cada eje del acelerómetro embebido en el sensor.

En el capítulo de Materiales se resaltaron las diferencias más significativas entre los DSPs que operan en punto fijo y los que operan en punto flotante (TI Comparing, 2011). Sin embargo hay que destacar que hoy en día las diferencias señaladas, sobre todo en cuanto a costos, se están suavizando de manera significativa aun cuando no han desaparecido completamente. Actualmente, la característica crítica para los diseñadores a la hora de decidir entre uno y otro es la mayor precisión y flexibilidad matemática del formato, así como la facilidad en la implementación, decantándose progresivamente por las opciones en punto flotante. Para el manejo de datos que requieran aritmética real, gran precisión y un rango dinámico más amplio, los DSPs en punto flotante son los que ofrecen la mejor solución. Teniendo en cuenta el carácter multimodal de la PIPM y su posible aplicación al procesado de bioseñales con las características citadas (por ejemplo, imágenes), finalmente se decidió por un μP en punto flotante.

Otros requisitos de diseño fundamentales a la hora de elegir el μP más adecuado se comentan a continuación, que son en general extensibles a todos los dispositivos integrantes en la PIPM. Por un lado al ser la PIPM portada por el usuario, su tamaño es una magnitud a minimizar. Por otro lado está la cuestión de la autonomía, es decir, debe llegarse a un compromiso entre la minimización de la batería de la PIPM sin afectar la correcta operación del sistema mediante una alta autonomía. Como después se verá reflejado en la sección 6.1.2, minimizar el consumo general de la PIPM implica lógicamente minimizar el del DSP. Además también se persigue disminuir en la medida de lo posible el precio del DSP, puesto que un objetivo primordial es desarrollar soluciones sostenibles al estar mayoritariamente destinados a un grupo poblacional, el de las personas mayores y en general el de las personas con limitaciones, que como se señaló anteriormente cada vez recibe más atención y por ello supone mayor gasto para las administraciones públicas en materia de salud. Para más detalles sobre los costes asociados al desarrollo de la plataforma, en comparación con soluciones comerciales, se puede acudir a la sección 7.3.

4.2. Diseño hardware de la PIPM

Una vez cumplidos los requisitos anteriores, se busca el DSP que ofrezca una periferia más completa, versátil y útil de cara a la aplicación que se pretende desarrollar. Dado que en la arquitectura propuesta la PIPM se comunica de forma inalámbrica con los SI y con la Pasarela o el InD, el DSP deberá tener periféricos con los que poder interactuar con los respectivos transceptores de ambos enlaces de comunicaciones. Por último y no menos importante en la elección, está el hecho de que el procesador escogido tenga herramientas de desarrollo tanto software como hardware que faciliten la implementación de la PIPM.

Memoria de la PIPM: Dispositivo Flash

La PIPM debe almacenar información relativa a la identificación de las unidades SI que está monitorizando, su estado de funcionamiento, los algoritmos de procesamiento de señal asociados, además de otros parámetros de control imprescindibles en caso de que alguno de estos dispositivos deje de operar correctamente. De esta forma se puede recuperar su correcta operación desde el instante anterior en que dejó de funcionar de forma óptima, así como registrar convenientemente esta incidencia. Se hace por tanto imprescindible almacenar datos de esta naturaleza en una memoria no volátil.

De entre las memorias no volátiles más comunes del mercado se pueden destacar las ROM (*Read Only Memory*, en inglés), PROM (ROM programable), EPROM (ROM eléctricamente programable), EEPROM (ROM eléctricamente programable y borrable) o Flash. Teniendo en cuenta los requisitos mencionados para la gestión de los SI, y el hecho de que la memoria va a usarse tanto como memoria de datos como de programa, i.e., ha de poder accederse tanto en lectura como escritura desde el DSP, no pueden usarse memorias de sólo lectura como la ROM y PROM. Por otra parte, las memorias EPROM tienen el inconveniente de que para su programación se requiere por lo general un dispositivo externo a tal efecto que borre el contenido de la memoria mediante luz ultravioleta.

Las memorias EEPROM presentan la ventaja de ser borrables a nivel de byte y no a nivel de sector o chip completo como las Flash. En cambio las Flash tienen como mayor mejora el que presentan unos tiempos de programación inferiores a los de las EEPROM, lo que las hace más adecuadas para su funcionamiento como memoria de datos. Por este motivo en el diseño se optó por una Flash.

MÓDULO de COMUNICACIONES

Comunicaciones con los SI: Zigbee

El enlace inalámbrico establecido entre la PIPM y los dispositivos SI es de corto o muy corto alcance en tanto que el sujeto habitualmente porta las unidades sensoras en el cuerpo y que la plataforma personal, que en el diseño final será un dispositivo a modo de colgante o de pulsera, puede ser portado por el usuario monitorizado o encontrarse en sus proximidades (por ejemplo cuando esté en el baño o mientras duerme). En todo caso, teniendo en cuenta esta primera premisa, parece lógico pensar en la opción de un estándar inalámbrico PAN con una cobertura aproximada de diez metros. Otro requisito fundamental es que el consumo de potencia sea el menor posible, puesto que los transceptores suelen ser los elementos de este tipo de dispositivos con mayor consumo, alcanzando hasta un 47% del total para una red inalámbrica de sensores (EE Times, 2011).

También hay que señalar que en la arquitectura tecnológica en la que se desenvuelve la PIPM se emplea una topología de red maestro-esclavo en que esta actúa como maestro, iniciando la comunicación, y el resto de las SI y la Pasarela son esclavos. Otra cuestión importante del diseño es su escalabilidad: se pretende que la RSI sea abierta desde un punto de vista tecnológico,

Capítulo IV: Resultados

teniendo en cuenta que la adición de nuevos sensores no suponga una merma en su funcionamiento. Por último y muy relacionado con lo anterior, señalar que las distintas tecnologías inalámbricas que pudieran convivir en el entorno del usuario deben hacerlo tratando de minimizar posibles problemas por compartir el espacio radioeléctrico, como las interferencias o escuchas malintencionadas, y además permitiendo la localización automática de usuarios monitorizados próximos entre sí para la gestión en entornos multiusuario.

Durante la última década se ha producido una explosión tecnológica que ha dado lugar al desarrollo de comunicaciones inalámbricas para las PAN que han sido implementadas siguiendo una gran variedad de estándares como IrDA (E. Sakka, 2004), Bluetooth (Choi, 2004), UWB (Radunovic, 2005), Zigbee (Lin, 2004), WiFi o GSM-GPRS (Morón, 2009). Por otro lado, cabe destacar el empleo de transceptores RF propietarios con modulaciones FSK, OOK o ASK (Isais, 2003; Lynch, 2005), de extendido uso en la práctica clínica (Piper, 2006). Aunque el tiempo de desarrollo puede disminuirse en estos últimos casos, la falta de interoperabilidad de las soluciones propietarias y su limitada escalabilidad son dos inconvenientes importantes. Teniendo en cuenta que las comunicaciones dentro de las RSI son usualmente unidireccionales y los dispositivos involucrados se encuentran en línea de vista, y que el ancho de banda requerido por los SI es relativamente pequeño (Prado, 2005), Bluetooth y Zigbee destacan entre el resto de las alternativas. Comparado con Bluetooth, Zigbee soporta un mayor número de nodos, topologías de red diversas, conciencia del entorno y un consumo de potencia muy bajo, al coste de una tasa de datos menor (Gutiérrez, 2001). Es por estos motivos que se ha elegido a Zigbee como la interfaz inalámbrica para el enlace entre los dispositivos SI y la PIPM.

Comunicaciones con la Pasarela: Bluetooth

El enlace inalámbrico que se define entre la PIPM y la Pasarela debe tener un mayor alcance que el establecido entre SI y la PIPM, que está acotado a unos diez metros aproximadamente. Esto se debe a que la Pasarela puede alojarse en la mayoría de los casos en un dispositivo situado en un emplazamiento fijo del hogar del usuario (como por ejemplo un ordenador personal), y que este usuario puede desplazarse por el entorno del hogar, con lo que esos diez metros de distancia pueden crecer y el enlace de comunicaciones entre ambos dispositivos debe prever este aumento. Por otra parte, la Pasarela puede requerir un mayor ancho de banda de las comunicaciones impuesto por la gestión de múltiples usuarios en escenarios interiores (por ejemplo, centros de día o residencias de ancianos).

Por los motivos expuestos los estándares que se estudiaron para este enlace entre ambas plataformas son del tipo WLAN, que abarcan coberturas de entre los 10 y 100 m. Dentro de estas soluciones se encuentran tecnologías tan conocidas y comerciales como Wi-Fi o Bluetooth. Tras el estudio de las prestaciones más significativas de las opciones disponibles se escogió Bluetooth para el enlace PIPM-Pasarela porque presentaba características más óptimas en el contexto de aplicación de la arquitectura tecnológica donde se desenvuelven la PIPM: consumo de potencia más eficiente, diversos modos de ahorro energético o un menor coste unitario de un single-chip Bluetooth respecto de uno Wi-Fi.

Comunicaciones con el InD: GSM/GPRS

El enlace de comunicaciones directo entre la PIPM y el InD es de tipo WAN. En este caso el requisito de diseño fundamental es elegir la red inalámbrica de mayor acceso para un escenario exterior y así asegurar la atención del usuario en cualquier lugar, por lo que se decantó por las redes de datos sobre telefonía móvil. Entre las opciones disponibles (GPRS, 3G, 4G) ha primado el menor consumo y precio de los transceptores teniendo en cuenta el ancho de banda necesario, que se reduce por medio de la topología de procesamiento distribuido en el que se desenvuelve la PIPM. Por estos motivos la tecnología finalmente elegida fue la GSM/GPRS.

4.2. Diseño hardware de la PIPM

Comunicaciones con el Host: Infrarrojo

Un aspecto muy importante a tener en cuenta en el desarrollo del prototipo de la PIPM es la posibilidad de que pueda comunicarse con un Host (a todos los efectos un PC) para reprogramar el dispositivo y revisar su estado, facilitar la incorporación nuevos SI a la RSI, reconfigurar los algoritmos matemáticos asociados a las señales procedentes de dichos SI, personalizar la interfaz de usuario de acuerdo a la destreza y posibles limitaciones audio-visuales del usuario, o adaptar sus funcionalidades atendiendo a los distintos sensores inteligentes de que consta la RSI.

Para implementar esta interfaz entre la PIPM y un Host se barajaron fundamentalmente dos opciones: emplear un puerto serie RS-232 o un transceptor infrarrojo. Dadas las características similares de los protocolos RS-232 e IrDA 1.4 tanto en entramado, como en consumo (Vishay, 2011), se eligió el infrarrojo para dotar de mayor portabilidad a la placa preindustrial y reducir su tamaño, puesto que el conector de puerto serie es de mayor tamaño. En este sentido también se ha contemplado aprovechar las prestaciones del estándar Zigbee o incluso de Bluetooth, ya incorporados en el prototipo de la PIPM, para esta tarea de reprogramación. Bluetooth es más común en los equipos informáticos habituales aunque demanda un mayor consumo. Sin embargo este no debe ser un obstáculo fundamental puesto que mientras se configura el dispositivo puede permanecer en carga. De esta forma se hace una apuesta total por las comunicaciones inalámbricas para la comunicación en la PIPM.

MÓDULO de INTERFAZ de USUARIO

Accesibilidad y Usabilidad

En la norma 29136 “Information Technology — User Interfaces — Accessibility of personal computer hardware” (ISO/IEC 29136, 2010) se establecen reglas de diseño para la colocación de los componentes hardware de los PC. Sin embargo estas reglas se pueden extrapolar a dispositivos portables y en particular a la PIPM que se presenta en la Tesis Doctoral. Por ejemplo, respecto del sistema de apagado y encendido se debe tener presente que debe estar en todo momento accesible por el usuario, pero lejos de otros controles para disminuir la posibilidad de una activación accidental.

En relación con la perceptibilidad de la botonera, se ha tenido especial precaución en que sean fácilmente distinguibles de forma visual y táctil sin que se activen fácilmente cuando son tocados accidentalmente. En este sentido cuando los botones se activan conscientemente se ha provisto una realimentación al usuario al menos en dos modalidades (visual mediante la pantalla LCD o auditiva a través del módulo audio). También destacar que como indica la norma se ha provisto en el diseño de la plataforma un botón de reset del tipo *push-button* para retornarla un estado conocido y estable.

Por otra parte la norma UNE-EN_ISO_9241-20 (ISO 9241, 2009) destaca que el sistema debe permitir la individualización del dispositivo por parte del usuario así como el cambio de configuraciones, siempre permitiendo volver a la configuración por defecto y el almacenamiento de las configuraciones personalizadas. Esto se consigue en la plataforma mediante la consideración en su diseño funcional de la reprogramación del dispositivo, en un principio prevista para personal técnico especializado, pero extensible para cualquier usuario que lo solicite.

Desde el punto de vista de la visión del usuario, la PIPM permite la posibilidad de interacción de personas con poca o nula visión, proporcionando información mediante sonido sobre la localización y funcionamiento del menú de usuario, así como permitir la navegación en entornos

Capítulo IV: Resultados

sonoros mediante un altavoz con la suficiente potencia (86dBW para el altavoz del módulo audio, como se verá en el capítulo de Implementación). Respecto de la audición se han procurado evitar sonidos nocivos y se ha tratado de proporcionar información verbal visualmente para usuarios con limitaciones de escucha a través de versiones visuales de las alarmas generadas. Por último respecto a las capacidades físicas del usuario hay que contemplar limitaciones en su movimiento físico, permitiéndole usar cualquier mano sin requerir excesiva fuerza física ni precisión motriz para compensar las limitaciones. En este sentido la botonera provista permite el accionado sencillo con la suficiente resistencia mecánica como para evitar pulsaciones involuntarias.

Por último destacar una serie de normas en proceso de elaboración (*working drafts*, en inglés) más específicas para dispositivos portables dada su cada vez mayor relevancia en el entorno doméstico. Por ejemplo el ISO/IEC JTC 1/SC 35 N 1662 (ISO 1662, 2010) es un estándar internacional que proporciona directrices para diseñar métodos de navegación para menús en escalera. Por otra parte el ISO/IEC JTC 1/SC 35 N 1663 (ISO 1663, 2010) define una estructura y guía general para comandos de voz esenciales. Este estándar internacional define los comandos de voz principales normalizados que se deben usar para controlar los dispositivos TIC más comunes, incluyendo PCs y dispositivos portables. Este conjunto de reglas de diseño, además de otras referenciadas en el capítulo de Métodos y Materiales y la evolución de los *working drafts* indicados hacia normas europeas y nacionales, han tenido una importancia relevante en la implementación del prototipo de la PIPM. Además, jugarán un papel primordial a la hora de establecer el diseño final de la plataforma de cara a su traslación industrial y posible comercialización.

Pantalla: display LCD

Los objetivos a perseguir para la elección de la pantalla fueron nuevamente el bajo consumo, el compromiso entre un tamaño pequeño para no limitar la portabilidad de la PIPM pero suficientemente grande para no dificultar su lectura, y que el dispositivo estuviese dotado de una interfaz de comunicaciones compatible con el DSP elegido. Otro requisito que se ha contemplado en la elección del dispositivo y en el desarrollo del software asociado es que la interfaz gráfica sea inclusiva, esto es, de gran sencillez de manejo y lo más intuitiva posible, puesto que los usuarios a las que está destinada la PIPM pueden tener sus facultades mermadas y/o no tener grandes conocimientos tecnológicos. Finalmente se eligió un display LCD que además de cumplir los requisitos anteriores, facilitaba la interacción con los puertos de comunicación embebidos en el DSP.

La botonera

El diseño del prototipo consta de tres botones principales mediante los cuales el usuario pueda acceder y consultar el menú de aplicación de la interfaz de usuario de la PIPM. Se ha optado por un número limitado de botones grandes y de fácil presión para facilitar la interacción del usuario con el dispositivo. Dos de ellos están destinados para su desplazamiento por dicho menú, en un sentido y en el contrario, y el tercero para la confirmación de la opción seleccionada. Además, se añade un cuarto botón de reset manual del mismo tipo que los anteriores para poder reiniciar el dispositivo a un estado conocido. Este botón en el diseño final disminuiría su tamaño para evitar pulsaciones accidentales.

La botonera también tiene un botón de alarma que se activará manualmente en caso de emergencia para mayor tranquilidad del usuario, y que además se iluminará al ser pulsado para advertirle de su activación y así, en caso de ser una falsa alarma o una pulsación por descuido, pueda desactivar el envío de la alarma generada. Se ha elegido el color rojo para este botón ya que instintiva y convencionalmente se le asocia a situaciones de peligro.

4.2. Diseño hardware de la PIPM

Etapas Audio

La etapa audio es el último bloque de la interfaz de usuario junto con la botonera y la pantalla. Su función es reproducir mensajes sonoros para información de tipo clínico (por ejemplo, recordatorio de toma de medicación, o en caso de caída para que no se preocupe puesto que una ambulancia se dirige a su hogar) o de operación para tranquilidad del usuario monitorizado (por ejemplo, aviso de batería baja o de conexión limitada). Consta de códec para convertir a señales analógicas los mensajes de voz almacenados digitalmente en la memoria, amplificador de potencia y altavoz.

MODULO de ALIMENTACIÓN y SUPERVISIÓN

Multiplexor de potencia

La funcionalidad de este dispositivo consiste en seleccionar la fuente de alimentación de la PIPM. Elige la batería en caso de que no esté conectada la plataforma a la red eléctrica y en caso contrario es una toma de corriente externa la que suministra la alimentación a todo los componentes de la plataforma. De esta manera, aun no estando agotada la batería, de forma voluntaria el usuario puede optar por conectar la PIPM a la red eléctrica por si le resultara de mayor comodidad.

Reguladores de tensión

Se van a encargar de proporcionar la tensión de alimentación adecuada a los dispositivos que integran la PIPM. Este requisito de diseño es imprescindible y está impuesto por los suministradores de componentes de la PIP, que no están alimentados al mismo voltaje.

Monitorización del estado de la batería

Para calcular la capacidad restante de una batería se puede medir únicamente su tensión, no obstante, el error que se puede cometer es elevado. Por este motivo existen dispositivos dedicados a esta tarea, denominados *Gas Gauge*, que permiten que la PIPM tenga conocimiento del estado de carga exacto de la batería. La ventaja de estos circuitos es que, al ser más precisa la estimación de la capacidad de la batería, permiten al usuario usar tanta carga como sea posible hasta agotarla completamente. En (Wang, 2004) se motiva su elección respecto de otras soluciones comerciales y se justifica su coste e integración en los denominados “packs de batería” dada su uso extensivo en dispositivos portables.

Cargador de la batería

Este componente va a encargarse de realizar la carga de la batería al conectar la PIPM a una toma de corriente alterna, mediante un adaptador de corriente alterna a continua AC/DC.

Módulo watchdog

Aparte de los dispositivos internos que poseen algunos μP y soluciones SoC, se ha considerado primordial en el diseño tener uno externo dedicado a todos los componentes de la PIPM para poder monitorizar el estado de la plataforma y particularmente de aquellos dispositivos que no dispongan de uno propio, como por ejemplo la pantalla. La función de este módulo es notificar de errores software y detectar si el sistema se ha quedado bloqueado o “colgado”, procediendo a un reset general para que la plataforma regrese a un estado de funcionamiento normal conocido.

Se ha elegido un módulo comercial diseñado exclusivamente para este fin, como alternativa a otras soluciones integradas que requieren el uso de contadores, circuitos integrados y otros elementos de lógica digital, puesto que es el que presenta un menor tamaño y consumo.

Conector JTAG

La función de este conector en la PIPM es la de realizar la carga del programa en la RAM interna del DSP para permitir labores de emulación y depuración de código gracias a las prestaciones que facilitan IDEs como el software CCS. Las especificaciones JTAG (*Joint Test Action Group*, en inglés) están detalladas en el estándar IEEE 1149.1, que cubre los requisitos para los dispositivos de bus esclavo de puerto de acceso a test (*Test Access Port* o TAP, en inglés). Un superconjunto de estas especificaciones se aplica a los dispositivos emuladores de tipo bus maestro. Por otra parte, existe una versión extendida de este estándar, denominada *scan path*, que permite además de la emulación escanear la periferia de los μ P. En la implementación de la PIPM se puede optar entre ambos tipos de especificaciones.

4.3. Diseño software de la PIPM

Dado que el sistema operativo de la PIPM va ser ejecutado en un DSP, hay que ceñirse a las prestaciones que este procesador proporciona para el desarrollo del software de control o SO. Para tal fin se ha realizado un diseño de las aplicaciones concurrente, mediante hilos, de manera que se maximice su robustez y que pueda liberarse al máximo de carga de procesamiento al DSP, que en funcionamiento normal debe estar disponible el mayor tiempo posible para ejecutar el hilo de procesamiento en tiempo real de los datos enviados por los SI.

Las funciones principales que debe cumplir el SO de la PIPM son:

- Gestionar la comunicación con los periféricos: debe ser capaz de atender las exigencias de los distintos periféricos, principalmente en lo que respecta a los estándares de comunicación interdispositivo empleados (I2C, SPI, etc.).
- Gestionar el funcionamiento interno de la plataforma: debe encargarse de tareas tales como la reprogramación del dispositivo y actualización del modelo matemático; revisión del estado del dispositivo y diagnóstico; gestión de la incorporación de nuevos sensores a la RSI o la revisión del estado tanto de la PIPM como de los SI.
- Procesar en tiempo real las bioseñales procedentes de los SI y obrar en consecuencia. Como ejemplo, y para el caso particular de la detección de caídas, este procesamiento permitiría la generación de eventos de alarma hacia el InD.

El DSP de la PIPM debe realizar un número de aplicaciones parecidas pero no relacionadas en el mismo tiempo, ya sea en respuesta a eventos externos como la disponibilidad de los datos o en presencia de una señal de control. Es tan importante la aplicación en sí misma como cuándo se ejecuta. Para el desarrollo del software de la PIPM se ha seguido un diseño modular en el que las distintas aplicaciones se integran en un conjunto de hilos que se corresponden con las funcionalidades principales de la PIPM. De forma general se puede establecer que el comportamiento del software de control de la PIPM sigue el flujo de control que se resume en la Figura 4.3:

4.2. Diseño software de la PIPM

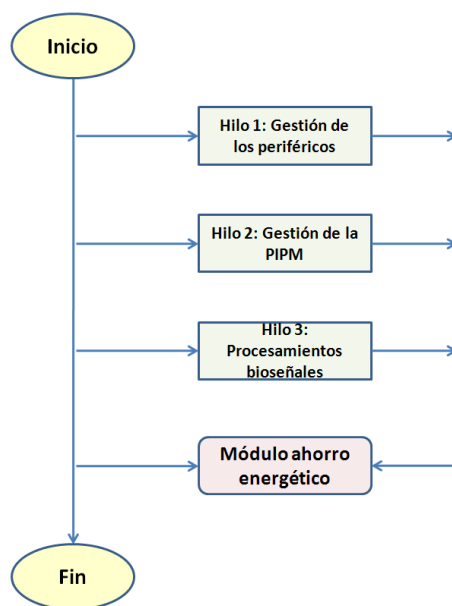


Figura 4.3. Diagrama de flujo de principal.

Para los tres hilos principales de la Figura 4.3, se ha establecido por defecto la misma prioridad. Como consecuencia su planificación vendrá definida en base a la filosofía de “primero en llegar, primero en servirse”. De todas formas estas prioridades se pueden modificar durante la ejecución del software de control: Se puede establecer una mayor prioridad para el hilo de procesamiento si se quiere realizar un estudio más profundo que requiera una mayor carga computacional, para que no sus resultados no se vean excesivamente retardados por la ejecución de los otros dos hilos.

La disponibilidad del sistema las 24 horas del día es fundamental, lo que obliga a supervisar el estado de la batería. Con este fin se ha desarrollado un módulo específico que, en condiciones de batería crítica, hace una salvaguarda del instante, evento, últimos datos capturados y otros datos de estado e identificadores del sistema con el objetivo de que la PIPM retome la actividad en el mismo estado en cuanto recupere energía. Esta salvaguarda junto con el hilo de procesamiento de señal se sitúa en la memoria Flash siguiendo un protocolo de almacenamiento óptimo conforme al diseño del hilo de procesamiento. En la Figura 4.4 se puede observar el diagrama de flujo de dicho módulo.

La ocupación de memoria ante este evento depende del caso de aplicación del sistema. Si por ejemplo se aplica exclusivamente a la detección de caídas (ver los detalles en la sección 6.1), se dispone principalmente de un SI acelerométrico gestionado por la PIPM que deberá almacenar 480 bytes asociados al último evento capturado por el SI (160 muestras correspondientes a 4 segundos a una frecuencia de muestreo de 40Hz de 1 byte en CA2 por cada eje de aceleración). Por otra parte, la información de estado propia de la PIPM a almacenar no supera las decenas de bytes. En base a estos números, la memoria Flash utilizada en el diseño no introduce ninguna limitación en el número de sensores gestionados por la PIPM.

La mayor fuente de ocupación de datos viene dada por la posibilidad de grabar voz en la memoria Flash y que después pueda reproducirse a modo de mensajes de advertencia e información. En una primera propuesta cinco mensajes de seis segundos de duración, a una tasa de muestreo típica del códec de 8 KHz ocuparían 240000 bytes, lo que supone un 22.8% para una memoria Flash estándar de 1Mbyte. De este modo la memoria tiene espacio libre suficiente para ser utilizada también para el almacenamiento del hilo de procesamiento.

Capítulo IV: Resultados

Por último, dado el papel de monitorización y supervisión de la PIPM, existen numerosas aplicaciones que deben ejecutarse con una determinada periodicidad. Esta frecuencia de operación es modificable y se adapta a las necesidades de la RSI, como en el caso de aplicación de la detección de caídas en las proximidades temporales a una detección de impacto, en la que la frecuencia de comunicación con el sensor inteligente (Zigbee) se puede incrementar pasando de 0.5Hz al doble¹ o más. En la Tabla 4.1 se resumen algunas de ellas:

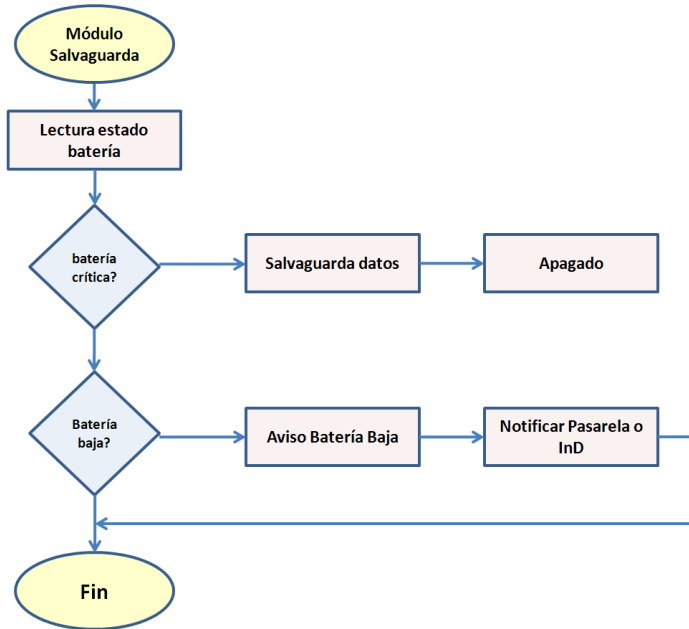


Figura 4.4. Diagrama de flujo del módulo salvaguarda.

Tabla 4.1- Módulos software de la PIPM.

| Módulo | Frecuencia de Ejecución |
|------------|----------------------------|
| Zigbee | 0.5 Hz ¹ |
| Bluetooth | 0.5 Hz |
| Flash | Continua |
| LCD | Determinada por el usuario |
| Infrarrojo | Determinada por el usuario |
| Botonera | Determinada por el usuario |
| Batería | 10 veces al día |
| AutoTest | 1 vez al día |

¹ Esta frecuencia de ejecución es modificable bajo demanda de la PIPM en el modo de transmisión continua de datos.

4.2. Implementación hardware

5. Implementación de la PIPM

5.1. Implementación hardware

Es importante resaltar que para la co-implementación de todos los módulos hardware y software de que consta el prototipo de la plataforma se ha seguido con especial atención las metodologías de desarrollo y evaluación en ciclos iterativos, dadas las ventajas que aportan para conseguir unos diseños más eficientes. En particular se ha seguido la filosofía de trabajo de Harmony, como se refiere con más detalle en la sección 5.3.2.

Para el desarrollo electrónico se ha acudido a las recomendaciones de los *datasheets* de los fabricantes de los componentes empleados. A este respecto, a lo largo de las siguientes secciones se hará referencia constante al capítulo de Anexos, donde podrá obtenerse más información de los esquemáticos de la electrónica de la PIPM.

5.1.1. CPU y Memoria

DSP: TMS320C6727

Tras realizar un estudio sobre las distintas posibilidades que ofrecía el mercado al comienzo de desarrollo de la presente Tesis Doctoral, se eligieron los DSP de la plataforma TMS320C6000™ de Texas Instruments (TI). Esta plataforma (TI Resource, 2011) ofrece el rendimiento más alto tanto en punto fijo como en punto flotante y se recomienda para aplicaciones de video, imagen, infraestructura de banda ancha y aplicaciones de audio. Dentro de esta plataforma se tienen procesadores optimizados para el tratamiento de video como es el caso de las familias TMS320C64x™. También se puede distinguir aquellos procesadores que operan en punto fijo TMS320C62x™ y TMS320C64x™, y los que operan en punto flotante, la familia TMS320C67x™, que fue la que presentaba mejores características.

Los DSP TMS320C67x operan con un rango dinámico que va desde los 600 hasta los 1800 MFLOPS. Dentro de esta familia se distinguen las subfamilias C671x y la C672x, siendo la última la seleccionada al ser la más moderna y de mejores prestaciones, sobre todo en lo que se refiere al núcleo para la CPU (TI 672x, 2011). En las referencias del fabricante del modelo de DSP escogido dentro de esta familia, el TMS320C6727-300 de TI (TI 672x, 2011; TI 67x+, 2011), se indica que a 300MHz este DSP tiene una potencia de cálculo máxima de 2400 MIPS y 1800 MFLOPS que se consiguen con la ejecución en paralelo de hasta 8 instrucciones en cada ciclo, seis de las cuales son en punto flotante. A continuación se comenta con más detalle los periféricos empleados para la comunicación del DSP con los módulos principales de la PIPM

- El **EMIF** se usa por la PIPM para interactuar con una memoria Flash desde la que arranca el DSP. Para tal fin se usan pines de propósito general del DSP para acceder a las líneas superiores de direccionamiento de la memoria.
- El **UHPI** no se utiliza como tal en el prototipo preindustrial de la PIPM puesto que se opta por el transceptor inalámbrico infrarrojo para tareas de programación, aunque sí se emplean varias de sus líneas para el encendido y apagado de Leds.
- En la PIPM uno de los puertos **McASP** es utilizado para transmitir información sonora al usuario teleasistido o al técnico encargado de la revisión y reprogramación de la plataforma, mediante una etapa audio compuesta por un convertor analógico-digital (DAC), amplificador y un altavoz.
- Los puertos **I2C** son dos. En la PIPM se empleará este periférico para comunicar al DSP con el display LCD que hará las veces de pantalla para enviar información visual al

Capítulo IV: Resultados

usuario. El otro periférico I2C se encarga de monitorizar el estado de la batería de la plataforma.

- El TMS320C6727 también dispone de dos puertos **SPI**, uno de los cuales se configura como maestro en la interfaz del DSP con los dos transceptores (Zigbee con los SI, Bluetooth con la Pasarela o GSM/GPRS con el InD) que actuarán como esclavos, conmutando apropiadamente entre uno y otro. Este periférico también gestiona la comunicación con códec de la etapa audio del módulo de interfaz de usuario.
- El DSP escogido también cuenta con un temporizador de interrupciones en tiempo real, **RTI**. En un principio La PIPM utiliza el oscilador on-chip que incluye el DSP junto con un cristal de 24.576MHz externo.
- El DSP no posee pines para interrupciones de propósito general, no obstante, el periférico **dMAX** se puede utilizar en combinación con una señal AMUTEIN del McASP para proporcionar esa capacidad de interrupción externa. Hay un multiplexor para cada McASP, controlado por los registros CFGMCASPO/1/2, que permiten que la entrada AMUTEIN de ese McASP sea una de siete pines de entrada/salida del DSP. Una vez que el pin se ha configurado como una fuente AMUTEIN, un pulso corto (de dos ciclos SYSCLK2 o más) genera un evento en el dMAX. Ese evento puede disparar el dMAX para generar una interrupción a la CPU programando el evento de entrada asociado. La gestión de interrupciones por parte del DSP se analizará con más detalle en la sección 5.2.3.

Multiplexación de pines de los periféricos del DSP

Los pines del DSP van a compartir distintas funcionalidades en la medida de que pueden ser asignados a distintos periféricos. Por lo general, cada periférico tiene un registro de control interno para determinar la función desempeñada por cada pin y si se trata de una entrada o de una salida. Este control software hace que la funcionalidad de los pines pueda cambiar durante la ejecución del programa. En cualquier caso, teniendo en cuenta que algunos de los periféricos mencionados requieren una dedicación exclusiva durante la operación de la PIPM, se puede indicar la siguiente asignación de pines:

- Se comparte la funcionalidad de los pines de los periféricos SPI0, I2C0 e I2C1. El DSP utiliza el periférico I2C0 para comunicarse con el módulo LCD. De esta manera los pines asignados a este grupo quedaría distribuidos así:
 - SPI0_SOMI/I2C0_SDA → Habilitado como I2C0_SDA.
 - SPI0_SIMO → Disponible como pin GPIO.
 - SPI0_CLK/I2C0_SCL → Habilitado como I2C0_SCL.
 - SPI0_SCS/I2C1_SCL → Habilitado como I2C1_SCL.
 - SPI0_ENA/I2C1_SDA → Habilitado como I2C1_SDA.
- También se comparten los pines de los periféricos SPI1, McASP0 y McASP1. Se utiliza el SPI1 como puerto de comunicación con los dos transceptores empleando cuatro líneas, junto a otras líneas adicionales no pertenecientes al puerto. Por tanto, los puertos de audio McASP0 y McASP1 quedan con un máximo de 12 y 4 pines de datos, respectivamente. Por ello los pines quedarían con la siguiente configuración:
 - AXR0[5]/SPI1_SCS → Habilitado como SPI1_SCS .
 - AXR0[6]/SPI1_SCS → Configurado como AXR0[6], pin GPIO .
 - AXR0[7]/SPI1_CLK → Habilitado como SPI1_CLK.
 - AXR0[8]/AXR1[5]/SPI1_SOMI → Habilitado como SPI1_SOMI.
 - AXR0[9]/AXR1[4]/SPI1_SIMO → Habilitado como SPI1_SIMO.
- El periférico EMIF y el UHPI comparten pines. La PIPM utiliza una interfaz con memoria externa con un ancho de datos de 16 bits por lo que la funcionalidad de los pines se establece con las líneas EM_D[31:16]/UHPI_H[15:0] configuradas como UHPI_HA[15:0] y el periférico UHPI en el modo Non-Multiplexed Address/Data Mode.

4.2. Implementación hardware

En la Figura 4.5 puede observarse un zoom de la electrónica correspondiente al DSP y la etapa de desacoplo requerida en el prototipo de la PIPM. Para más detalles del esquemático correspondiente se refiere al Capítulo de Anexos.

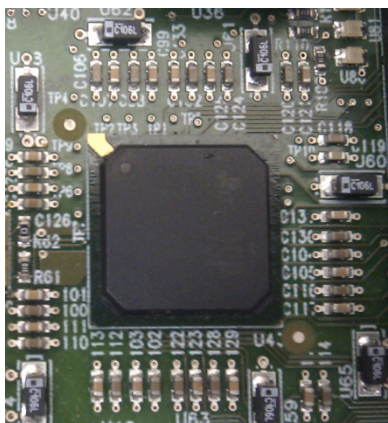


Figura 4.5. Detalle de la electrónica del DSP y la etapa de desacoplo.

MEMORIA: S29AL008D

La CPU del DSP es capaz de ejecutar código desde memoria externa, en este caso haciendo uso del periférico EMIF (TI Peripherals, 2011). Por tanto, esta memoria puede actuar como memoria de datos y de programa. La memoria no volátil Flash elegida estuvo condicionada por los requisitos habituales ya referidos, como la minimización de su tamaño y consumo. Por otro lado se pretendía que la memoria fuera de la mayor capacidad posible sin aumentar excesivamente su coste. Pero sin lugar a dudas los requisitos de diseño más importantes de la Flash impuestos por las demandas tecnológicas de dicho periférico EMIF, dando como resultado el modelo S29AL008D de Spansion. A continuación se detallan algunas de sus características más importantes (Spansion, 2011):

- Capacidad de 512K x 16 bits.
- Tensión de alimentación: 2.7V a 3.6V.
- Consumo de corriente de:
 - 200nA en modo de dormido automático.
 - 200nA en modo standby.
 - 7mA en lectura.
 - 15mA en programación/borrado.
- Encapsulado de montaje superficial 48 ball FBGA de dimensiones: 8.15mm x 5.0mm de área y 1mm de altura.
- Presenta algoritmos embebidos para la reprogramación y borrado de todo el chip o de un sector, así como para la escritura y posterior verificación de datos.

Interfaz con el DSP

Se comentan las conexiones necesarias:

- A_FLASH0 – A_FLASH18 → bus de direcciones. Conectado, respectivamente, a la líneas EM_BA[1] , EM_A[0] – EM_A[12], ACLKR2, AFSR2, ACLKX2, AFSX2 y AMUTE2/HINT del DSP.
- D_FLASH0 – D_FLASH15 → bus de datos. Conectado, respectivamente, a la líneas EM_D[0] – EM_D[15] del DSP.
- \overline{WE} → write enable. Conectado a la línea EM_WE# del DSP.
- \overline{OE} → output enable. Conectado a la línea EM_OE# del DSP.
- \overline{CE} → chip enable. Conectado a la línea FLASH_CE# procedente de una puerta OR.

Capítulo IV: Resultados

- BYTE → ancho del bus de datos. A nivel alto indica palabras de 16 bits.
- $\overline{RY/BY}$ → estado de la memoria: preparada u ocupada. Conectado a la línea UHPI_HD[5] del DSP.

Dado que el periférico EMIF solo dispone de 13 pines para direccionar la memoria externa, será necesario emplear 5 pines extra (ACLKR2, AFSR2, ACLKX2, AFSX2, AMUTE2/HINT) para acceder a los pines correspondientes a las direcciones altas de memoria (A_FLASH14:18). Estos pines necesitan de una resistencia de pull-down de 1KOhm.

En la Tabla 4.2 se puede ver la señal de generación para la habilitación de la memoria Flash (FLASH_CE#).

Tabla 4.2. Tabla de la verdad para $\overline{FLASH_CE}$

| $\overline{EM_CS[2]}$ | AXR0[15]/AXR2[0] | $\overline{FLASH_CE}$ |
|------------------------|------------------|------------------------|
| 0 | 0 | 0 |
| 0 | 1 | 1 |
| 1 | 0 | 1 |
| 1 | 1 | 1 |

Para más detalles del esquemático correspondiente a la memoria Flash se refiere al Capítulo de Anexos.

5.1.2. MÓDULO de COMUNICACIONES

Comunicaciones con los SI: CC2430

Como transceptor Zigbee se ha elegido el dispositivo CC2430 de Chipcon (Chipcon, 2011) para establecer la comunicación entre la PIPM y los SI siguiendo el estándar IEEE 802.15.4 a 250Kb/s. Se comunica a su vez con el DSP a través del periférico SPI con una frecuencia de hasta 6MHz siguiendo un protocolo del tipo comando–respuesta en el que el DSP, y por tanto la PIPM, actúa como maestro y el SI, y como consecuencia el transceptor, como esclavo. Toda trama recibida–transmitida se procesa en el microcontrolador del transceptor, puesto que se trata de un dispositivo SoC. Como consecuencia el DSP va a ser transparente a cuestiones como el entramado y sincronismo de la RSI.

Para la implementación del prototipo preindustrial de la PIPM, se ha hecho uso de un módulo de evaluación del transceptor CC2430 que se adquirió como parte de un entorno de desarrollo para Zigbee del fabricante Chipcon. Este módulo de evaluación (ver fotografía adjunta de la Figura 4.6) consta de una placa PCB (*printed circuit board*, en inglés) en la que está embebido el transceptor, que se conecta al prototipo de la PIPM mediante un par de conectores de 2x10 pines.

4.2. Implementación hardware

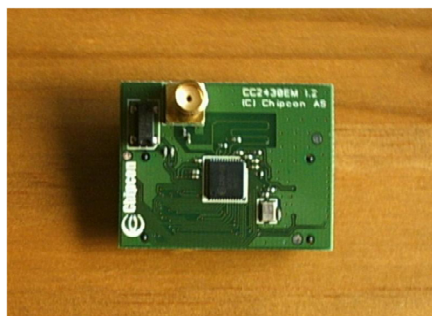


Figura 4.6. Módulo de Evaluación del CC2430.

Cabe señalar que este módulo no estará en la versión definitiva de la plataforma inteligente, si no que en su lugar irá únicamente embebido el transceptor y la lógica digital necesaria. Se emplea en el prototipo preindustrial de la PIPM con el objetivo de realizar pruebas y depurado del software implementado.

Interfaz con el DSP

Se resumen aquí las conexiones que se establecen entre el módulo Zigbee y el DSP. A estas líneas fundamentales se les añaden otras específicas para la sincronización del diálogo entre el DSP y transceptor Zigbee. En primer lugar, de derecha a izquierda, se da el nombre del pin perteneciente al módulo de evaluación del transceptor y a continuación el nombre del pin correspondiente al DSP:

- **SCK** → AXR0[7]/SPI1_CLK.
- **MISO** → AXR0[8]/AXR1[5]/SPI1_SOMI.
- **MOSI** → AXR0[9]/AXR1[4]/SPI1_SIMO.
- **SSN** → SPI_CS_ZIGBEE . Esta señal se va a crear a partir de tres pines del DSP, puesto que son tres los dispositivos que comparten la interfaz SPI y por tanto actúan como esclavos en dicho estándar: transceptor Zigbee, transceptor Bluetooth y códec del módulo Audio. Se puede observar en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia..**

En este caso la señal de habilitación para el transceptor Zigbee sería SPI_CS_ZIGBEE = SPI1_SCS OR AXR0[4] OR UHPI_HD[6].

- **P0.0** → AXR0[0]. Esta línea adicional de E/S provoca una interrupción externa en el transceptor para regresar del modo de menor consumo al modo activo en el que se emitirá radiofrecuencia.

Para más detalles del esquemático correspondiente al transceptor Zigbee se refiere al Capítulo de Anexos.

Comunicaciones con la Pasarela: STLC2500C

El dispositivo STLC2500C de ST Microelectronics (STLC, 2011) es el transceptor Bluetooth utilizado para comunicar la PIPM con la Pasarela mediante el estándar IEEE 802.15.1 a 2Mb/s. La comunicación con el DSP se realiza mediante el protocolo SPI hasta los 6MHz, interfaz en la que de nuevo el DSP, y por tanto la PIPM, actúa como maestro y la Pasarela como esclavo. El STLC2500C posee también un microprocesador que procesa todas las tramas descargando de esta tarea al DSP.

Tal y como sucedía para el caso Zigbee, se ha adquirido un kit de desarrollo para facilitar la tarea de la gestión del transceptor Bluetooth, en este caso se trata del Mini-kit STLC2541X4 de

Capítulo IV: Resultados

características similares a la tarjeta de desarrollo Zigbee utilizada salvo un mayor tamaño y la incorporación de un puerto USB para su conexión a un Host. En la Figura 4.7 se muestra una fotografía del dispositivo.



Figura 4.7. Módulo de evaluación del transceptor Bluetooth.

Interfaz con el DSP

Nuevamente esta interfaz vendrá dada por el periférico SPI y está formada por cinco señales: reloj, habilitación de esclavo, datos de entrada, de salida e interrupción. A continuación se comentan brevemente:

- **SPI_CSN** → Se conecta a la señal $\overline{SPI_CS_BLUETOOTH}$ y es generada como se observa en la Tabla 4.4, i.e.: $\overline{SPI_CS_BLUETOOTH} = \overline{SPI_SCS} \text{ OR } \overline{AXR0[4]} \text{ OR } \overline{UHPI_HD[6]}$.
- **SPI_CLK** → la señal de reloj debe estar activa durante un número de ciclos múltiplo de 8, y a nivel bajo cuando el SPI no se encuentre activo. Está conectada a la línea $AXR0[7]/SPI1_CLK$ del DSP.
- **SPI_DO** → Cuando SPI_SCN está inactiva, SPI_DO aparece como tri-estado. Está conectada a la línea $AXR0[8]/AXR1[5]/SPI1_SOMI$ del DSP.
- **SPI_DI** → Conectada a la línea $AXR0[9]/AXR1[4]/SPI1_SIMO$ del DSP.
- **SPI_INT** → Es la línea de interrupción del esclavo, que se usará cuando éste quiera solicitar una transferencia al maestro, y se activa a nivel alto. Se conecta al pin $AHCLKR2$ del DSP y se asocia a la interrupción externa $AMUTEIN2$.

Tabla 4.4. Tabla de la verdad para $\overline{SPI_CS_BLUETOOTH}$

| $\overline{SPI_SCS}$ | $AXR0[4]$ | $UHPI_HD[6]$ | $\overline{BLUETOOTH}$ |
|-----------------------|-----------|---------------|------------------------|
| 0 | 0 | 0 | 1 |
| 0 | 0 | 1 | 0 |
| 0 | 1 | 0 | 1 |
| 0 | 1 | 1 | 1 |
| 1 | - | - | 1 |

4.2. Implementación hardware

Para más detalles del esquemático correspondiente al transceptor Bluetooth se refiere al Capítulo de Anexos.

Comunicaciones con el Host: HSDL 3021

El transceptor de infrarrojos es el HSDL 3021 de Avago Technology que permite acceder a la PIPM desde un PC a una tasa de hasta 4Mb/s. La comunicación entre el transceptor y el DSP se realiza mediante líneas de entrada-salida de propósito general (GPIO), en las que se emulará el protocolo IrDA1.4. Los motivos que llevaron a la elección del transceptor, en lugar de otras soluciones de fabricantes como Avago o Vishay, fueron nuevamente el tamaño y consumo. Se muestran las características técnicas principales de la elección:

- Consumo LED: 65-150mA.
- Tensión LED: 3.3V.
- Alimentación: 2.4-3.6V.
- Consumo: 3.5mA de media, 2mA (modo *idle*), 1 μ A máximo (modo *shutdown*).
- Alcance: 0.5 m.
- Tasa: 9.6Kbps – 4Mbps.
- Tamaño: 2.5 x 8 x 3mm.

Interfaz con el DSP

Las funciones de los terminales del dispositivo HSDL-3021 de Avago Technology son:

- TxD_IR \rightarrow Entrada de datos del transmisor IrDA. Conectada al DSP a través de la línea GPIO AXR0[11]/AXR1[2].
- RxD \rightarrow datos de recepción IrDA. Conectado al DSP a través de la línea GPIO AXR0[12]/AXR1[1].

Para más detalles del esquemático correspondiente al transceptor Infrarrojo se refiere al Capítulo de Anexos.

5.1.3. MÓDULO DE INTERFAZ DE USUARIO

Pantalla: EM6125

Dada la variedad de soluciones disponibles se que cumplían los requisitos de diseño finalmente se decidió que lo más flexible era utilizar una de las interfaces I2C para tener de esta forma disponible la otra para el dispositivo de monitorización de batería, sin necesidad de tener que conmutar entre una y otra como se hace con los dispositivos que comparten los puertos SPI.

Es EM6125 COG Module de EM Microelectronics es un LCD del tipo COG (Chip On Glass, en inglés) de gráfico completo, con las siguientes características:

- 102 x 80 puntos.
- Tecnología empleada FSTN.
- Dimensiones externas: 37.5 x 38 mm.
- Tensión de alimentación de 1.8 a 5.5 V.
- Compatible I2C.

Interfaz con el DSP

Vendrá dada por el periférico I2C y los siguientes pines:

- SDA \rightarrow datos I2C. Conectada a la línea SPI0_SOMI/I2C0_SDA del DSP.

Capítulo IV: Resultados

- SCL → reloj I2C. Conectada a la línea SPI0_CLK/I2C0_SCL del DSP.
- I → entrada de selección de dispositivo. Se habilita por defecto.
- CS → chip select. Un uno lógico habilita el dispositivo.
- RES → Reset.

Para más detalles del esquemático correspondiente al display LCD se refiere al Capítulo de Anexos.

La botonera

Este ha sido el fabricante elegido para la botonera de la PIPM y para ello se siguieron nuevamente criterios de consumo y tamaño. Los botones son de tipo *push-to-break*, es decir, se hace contacto cuando se pulsa el botón y se deja de hacer contacto cuando no se pulsa el botón. En concreto se han elegido de la serie **UB25SKG03N-A** para los no luminosos y de la serie **UB25SKG035C-CC** para el botón luminoso, tratándose este último de un switch de tipo DPDT (*Double Pole Double Throw*, en inglés). Los botones son de un tamaño suficientemente grande para su fácil acceso sin perjudicar en exceso el tamaño total del prototipo.

Interfaz con el DSP

Ya se mencionó (TI 672x, 2011) que el DSP 6727 solo consta de tres interrupciones, por ello se ha optado por emplear una única interrupción para los cuatro botones que conforman la botonera mediante la OR lógica de las cuatro salidas de los botones. El DSP posteriormente y por inspección de las líneas de entrada/salida de propósito general a las que están conectados determinará cuál de los cuatro botones fue pulsado y obrará en consecuencia. De las tres interrupciones externas disponibles esta interfaz utiliza AMUTEIN0 a través del pin *SPI0_SIMO* perteneciente al periférico SPI0.

Para más detalles del esquemático correspondiente a la botonera se refiere al Capítulo de Anexos.

Etapas audio

Está compuesto por altavoz, amplificador y códec de audio. La señal de sonido digitalizada llega al códec a través del periférico McASP del DSP procedente de la memoria Flash, donde se encuentra almacenada en el formato digital correspondiente. La configuración del códec se hace por medio del periférico SPI0 a 6MHz. Recordar que esta interfaz SPI es compartida también por los transceptores Bluetooth y Zigbee, actuando también como esclavo. Por ello se adjunta la tabla de verdad (ver Tabla 4.5) para el caso del códec.

Se comentan resumidamente los componentes que forman el módulo de audio. Para más detalles del esquemático correspondiente al módulo de audio se refiere al Capítulo de Anexos.

Códec TLV320AIC23B y amplificador TPA302 de TI

El códec TLV320AIC23B junto al amplificador TPA302 se han elegido del fabricante TI debido a que es el que habitualmente emplea dicho fabricante en sus kits de desarrollo para los DSP de la familia 6000, y se ajustaban perfectamente a las necesidades y requisitos de la PIPM.

Interfaz del códec con el DSP

Las funciones de los terminales más característicos del dispositivo TLV320AIC23B son:

- BACK → reloj de bit de la interfaz I2S. Se conecta a la línea ACLKX1 del DSP perteneciente al periférico McASP.
- DIN → entrada de datos serie al DAC estéreo perteneciente a la interfaz I2S. Conectada a la línea AXR0[13]/AXR1[0] del DSP del periférico McASP.

4.2. Implementación hardware

- LRCIN → reloj serie de palabra de la interfaz I2S. Conectado a la línea AFSX1 del DSP correspondiente al periférico McASP.
- ROUT → Línea de salida del canal derecho. Conectada al amplificador de audio.
- SCLK → reloj serie de la interfaz SPI. Conectado a la línea AXR0[7]/SPI1_CLK del DSP.
- SDIN → datos serie de la interfaz SPI. Conectado a la línea AXR0[9]/AXR1[4]/SPI1_SIMO del DSP.

Esta sería la tabla de verdad para la activación de la señal de habilitación de esclavo para el CODEC del periférico SPI1.

Interfaz del amplificador de audio TPA302 de TI con el DSP

Los pines más importantes del amplificador son los siguientes:

- Vo1 → salida del amplificador que está conectada al altavoz.
- SHUTDOWN → debe mantenerse a nivel bajo durante la operación normal del amplificador. Está conectado a la línea ACLK0 del DSP.
- IN1 → entrada de la señal analógica de audio proveniente del códec.

Tabla 4.5. *Tabla de la verdad para $\overline{\text{SPI_SCS_CODEC}}$*

| SPI_SCS | AXR0[4] | UHPI_HD[6] | $\overline{\text{CODEC}}$ |
|---------|---------|------------|---------------------------|
| 0 | 0 | 0 | 1 |
| 0 | 0 | 1 | 1 |
| 0 | 1 | 0 | 0 |
| 0 | 1 | 1 | 1 |
| 1 | - | - | 1 |

El amplificador ha sido diseñado para que la potencia máxima a su salida, para una alimentación de 3.3V y una impedancia de carga de 80 Ω , sea de 0.15W. Eso se traduce en una tensión *rms* de salida de 1.095V. Por otro lado teniendo en cuenta que la tensión a la entrada del amplificador la determina la salida del códec, y es de 1V_{rms}, se obtiene una ganancia total del amplificador de 1.095V/V, equivalente a 0.78dB.

Altavoz CUI INC CDMG 13008L-02

La oferta en cuanto a altavoces es muy variada. Nuevamente se ha acudido a requisitos de mínimo consumo y tamaño a la hora de seleccionar al candidato de CUI INC. Algunas de sus características tanto mecánicas como de otras índoles más relevantes son:

- Dimensiones: 13mm de diámetro y 2mm de espesor.
- Consumo de potencia de 0.2W, como máximo 0.4W.
- Peso: 0.7g.
- Nivel de presión sonora: 86 dB/w \pm 3 dB a 0.2W.

Capítulo IV: Resultados

5.1.4. MÓDULO de ALIMENTACIÓN y SUPERVISIÓN

Dentro de este módulo se va a distinguir a su vez el Watchdog o perro guardián de Maxim (MAX6374), que supervisa la actividad del microprocesador y reinicia el sistema en caso de operación incorrecta, los dispositivos de TI que monitorizan la batería (BQ27200) y controlan su proceso de carga (BQ24010), y los encargados del acondicionamiento de los distintos niveles de alimentación de la PIPM (TPS63000/63001).

Módulo watchdog: MAX6374 de MAXIM

El dispositivo seleccionado es el MAX6374 del fabricante Maxim, que se configura para que proporcione un pulso de reset de 1ms, un tiempo de *timeout* de un segundo y un *tdelay* de 60 segundos.

Interfaz con el DSP

Las funcionalidades de los terminales del módulo vigía son:

- WDI → Entrada al módulo. Si no entra ningún pulso durante el periodo de timeout, la salida WDO dispara un pulso de 1ms y se reinicia el contador interno. Está conectado al DSP mediante AXR0[6]/ $\overline{\text{SPI_ENA}}$.
- SET0-2 → Entradas lógicas para la selección del retraso de startup y el periodo de timeout del módulo.
- WDO → Salida del módulo, que junto con la proveniente del botón de reset externo genera la señal de reinicio del sistema que irá a todos los componentes de la PIPM.

Para más detalles del esquemático correspondiente al dispositivo Watchdog se refiere al Capítulo de Anexos.

Multiplexor de potencia: TP2115

El dispositivo multiplexor es el TP2115 de Texas Instruments. Las funciones de los terminales son:

- D0: entrada al multiplexor que cuando vale 0 habilita el conmutado manual, i.e., permite que, dependiendo del valor de D1, se decida qué señal de entrada es la que se deja pasar. Posee una resistencia interna de pull-up de 1 μ A. Su valor lógico es 0.
- D1: entrada similar a D0 con la que se conmuta entre las dos fuentes de alimentación. Si D1=1 la salida será IN1 (adaptador) y en caso contrario IN2 (batería). Cuando el adaptador esté conectado a la plataforma, ésta se alimentará a partir de él. Conectado a la línea UHPI_HD[3] del DSP
- GND: tierra.
- IN1: entrada primaria de potencia. Proviene del adaptador AC.
- IN2: entrada secundaria de potencia. Proviene de la batería de polímero de Litio.
- ILIM: La resistencia conectada entre este terminal y tierra establece un límite de corriente igual a 500/R. Se ha escogido una resistencia de 400 Ω que fija dicho límite a 1.25A. El multiplexor no proporciona a su salida más de 1A como indica el fabricante.
- OUT: salida del multiplexor que se conecta a la entrada de cada uno de los reguladores de tensión.
- STAT: Salida a drenador abierto que se pone a nivel bajo si la salida proviene del adaptador y en alta impedancia si proviene de la batería. Se conecta una resistencia de pull-up externa de 10KB entre este terminal y la salida.

4.2. Implementación hardware

Para más detalles del esquemático correspondiente al dispositivo multiplexor se refiere al Capítulo de Anexos.

Reguladores de tensión

Regulador de 3.3V

Es el regulador TP63001 de Texas Instruments de salida fija. Las funciones de sus terminales son las siguientes:

- EN: Entrada de habilitación activa a nivel alto.
- FB: se conecta a la salida VOUT si la salida es fija.
- GND: tierra lógica/de control.
- PS/SYNC: habilita (0) o deshabilita (1) el modo de ahorro energético. Configurado para que esté habilitado, así el regulador puede entrar en el modo de bajo consumo.
- L1, L2: conexión del inductor.
- PGND: tierra de potencia.
- VIN: tensión de alimentación para la etapa de potencia.
- VOUT: salida del convertidor que alimenta a los componentes de la PIPM.
- VINA: tensión de alimentación para la etapa de control.

Regulador de 2.75V y 1.2V

En ambos casos se trata del modelo tps6300. Este componente es un regulador ajustable de la misma familia que el anterior, por lo que los terminales son idénticos y también los componentes del esquemático. Las únicas diferencias se observan en el valor del inductor y en la adición de un divisor resistivo (R1, entre VOUT y FB, y R2, entre FB y tierra) que fija el valor de la tensión de salida de estos reguladores.

Para más detalles del esquemático correspondiente a los reguladores de tensión se refiere al Capítulo de Anexos.

Conector JTAG

En la Figura 4.8 se describen las señales y dimensiones del conector JTAG de 14 pines genérico

| | | | |
|-----------------------|----|----|--------|
| TMS | 1 | 2 | TRST |
| TDI | 3 | 4 | GND |
| PD (V _{CC}) | 5 | 6 | no pin |
| TDO | 7 | 8 | GND |
| TCK_RET | 9 | 10 | GND |
| TCK | 11 | 12 | GND |
| EMU0 | 13 | 14 | EMU1 |

Figura 4.8. Conector JTAG de 14 pines, imagen tomada de TI.

Donde las señales son:

- TMS: Test Mode Select.
- TDI: Test Data Input.
- TDO: Test Data Output.
- TCK: Test Clock.
- TRST: Test Reset.
- EMU0: Emulation Pin 0.

Capítulo IV: Resultados

- EMU1: Emulation Pin 1.
- PD: Presence Detect.
- TCK_RET: Test Clock Return.
- GND: Ground.

En el diseño del prototipo de la PIPM se ha considerado emplear los dos modos de funcionamiento disponibles (emulación y escaneo de la periferia) para dotar de mayores facilidades de depuración al prototipo. Las señales EMU0 y EMU1 son activadas internamente mediante una resistencia dedicada de 30 KOhm. Para la emulación y operación normal, no se requiere resistencias de pullup/pulldown si los caminos de señal son mayores de 6 pulgadas (15.24 cms). Para la operación de escaneo de periferia, se debe desactivar EMU0 y EMU1 con una resistencia dedicada de 1kOhm. En la Figura 4.9 se muestran ambas configuraciones:

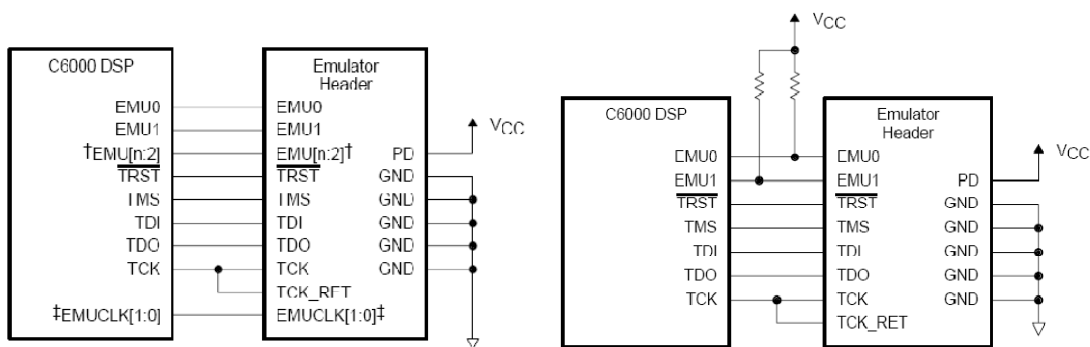


Figura 4.9. En la parte derecha, esquemático para a la emulación. En la parte derecha, esquemático para el escaneo de la periferia. Imagen tomada de TI.

La solución por la que se ha optado es emplear un jumper que permita la conmutación manual entre los dos modos de funcionamiento. Para más detalles del esquemático correspondiente al conector JTAG se refiere al Capítulo de Anexos.

Monitorización del estado de la batería: BQ27200 de TI

Se ha acudido de nuevo a TI porque presenta una gran variedad de estos dispositivos con gran compatibilidad y disponibilidad, así como bajo precio. El DSP puede acceder al estado de la batería consultando los registros de una memoria EEPROM interna de que dispone el Gas Sauge, a través del puerto I2C.

Interfaz con el DSP

Las funciones de los terminales del dispositivo BQ27200 de TI son:

- BAT → entrada que testea la tensión de la batería.
- SCL → entrada para el reloj serie (I2C). Conectado a la línea SPI0_SCS/I2C1_SCL del DSP.
- SDA → entrada de datos serie (I2C). Conectado a la línea SPI0_ENA/I2C1_SDA del DSP.
- SRN → entrada para medir corriente (negativa).
- SRP → entrada para medir corriente (positiva).

Para más detalles del esquemático correspondiente al dispositivo Gas Sauge se refiere al Capítulo de Anexos.

Cargador de la batería: BQ24010 de TI

A este componente se le añaden tres Leds de colores para indicar el progreso en el proceso de carga:

4.2. Implementación hardware

- Led Rojo → Al encenderse se indica que el adaptador está presente y conectado al prototipo. En este caso la PIPM pasa a alimentarse directamente desde el adaptador, mientras se realiza el proceso de carga de la batería.
- Led Verde → Al encenderse indica el comienzo del proceso de carga. Se apaga cuando finaliza.
- Led Naranja → Se enciende cuando finaliza el proceso de carga.

Interfaz con el DSP

Los terminales más importantes del dispositivo son:

- BAT → Entrada para la tensión de la batería.
- IN → Tensión de carga de entrada que tiene que ser conectada a alimentación (Vcc).
- ISET → Punto de establecimiento de la corriente de carga.
- OUT → Salida de corriente de carga. Conectada a la batería.
- PG → Indica cuándo está presente el adaptador. Conectado a la línea UHPI_HD[2] del DSP y al Led de color rojo.
- STAT1 → Salida a colector abierto de estado de carga 1. Se conecta a la línea UHPI_HD[0] del DSP y al LED color verde.
- STAT2 → salida a colector abierto de estado de carga 2. Se conecta a la línea UHPI_HD[1] del DSP y al LED color naranja

Para más detalles del esquemático correspondiente al dispositivo cargador de batería se refiere al Capítulo de Anexos.

Generación del reset del sistema

Merece mención aparte el circuito de generación del reset general del sistema dada su importancia en el módulo de supervisión y alimentación. Por esta razón se muestra en la Figura 4.10 un detalle del esquemático asociado.

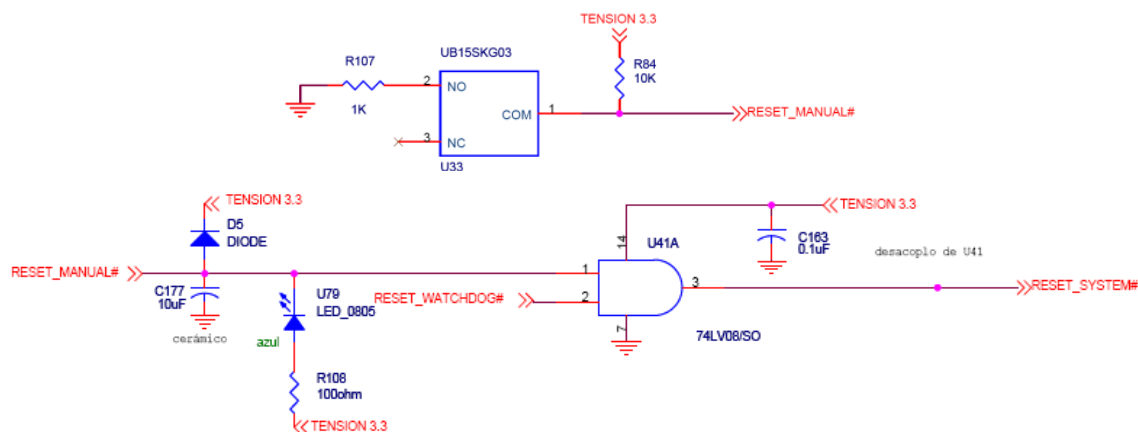


Figura 4.10. Esquemático del Reset del Sistema.

El objetivo del condensador de 10uF que se conecta a la señal de entrada RESET_MANUAL es formar, junto a la resistencia de 1Kohm del pin 2 del botón, un circuito RC que garantice que no esté demasiado tiempo a nivel bajo el condensador. Se evita así un reset general excesivamente largo que paralizaría el funcionamiento del sistema.

Por otro lado la finalidad del diodo D5 es provocar un reset rápido sin tener que esperar a que lo haga el reset del watchdog, que se recuerda tiene un delay de 60 segundos, en caso de que por accidente se desconecte la batería de la PIPM. En este caso la señal TENSION 3.3 se iría a cero voltios, el diodo conduciría y el condensador se descargaría rápidamente activando la señal

Capítulo IV: Resultados

`RESET_MANUAL` y provocando el reset general del sistema. Por último señalar que se dispone de un Led que alertará del pulsado del botón de reset.

Conmutador analógico para el arranque: MAX4702

Se ha optado por emplear un conmutador analógico MAX4702 de Maxim de encapsulado TQFN (el de menor tamaño: 3x3 mm) para conmutar las líneas del DSP que se leen en el flanco de subida de la señal de reset para poder arrancar desde la memoria Flash. En concreto se trata de que las líneas `SPIO_SOMI/I2CO_SDA`, `SPIO_CLK`, `SPIO_SIMO` y `UHPI_HCS` puedan conmutar de valor tras el flanco de subida del reset, para lo que deben estar estables 20ns antes y 20ns después de la señal de reset con los valores indicados en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6. Pines involucrados en el arranque desde Flash externa y su configuración.

| Pines | E/S del DSP | Valor lógico para el arranque |
|--------------------|-------------|-------------------------------|
| UHPI/HCS | E | 1 |
| SPIO_SOMI/I2CO_SDA | E | 0 |
| SPIO_CLK | S | 1 |
| SPIO_SIMO | E | 0 |

El switch MAX4702 va a conmutar entre los valores definidos en la Tabla 4.7:

Tabla 4.7. Tabla de conmutación, imagen tomada de Maxim.

| Entrada (IN) | Conmutación |
|--------------|--|
| L | NC1-COM1, NC2-COM2 NC3-COM3, NC4-COM4 |
| H | NO1-COM1, NO2-COM2 NO3-COM3, NO4-COM4 |

Los pines por tanto quedarían como:

- V+: rango de entrada de alimentación. Conectado a Vcc.
- VL: entrada de alimentación lógica. Conectado a Vcc.
- GND: tierra analógica.
- NCi: pines bidireccionales. A ellos irán los valores lógicos necesarios en los ines implicados en el bootloader en el flanco de reset.
- NOi: pines bidireccionales. A ellos irán los valores de los pines implicados en el bootloader cuando no hay reset.
- COMi: pines bidireccionales. Configurados como salida.

Con lo cual, cuando la señal IN (que proviene a su vez de la señal de reset) esté a nivel bajo (L), se saca en la salida COMi la entrada NCi (i=1,2,3,4). Por ello en los pines NCi están los valores que han de capturarse en el flanco de subida de la señal de reset. Cuando la señal IN está por el contrario a nivel alto (H), se saca en la salida COMi la entrada NOi (salvo en el caso de

4.2. Implementación hardware

SPIO_CLK/I2C_SCL, que es salida), que corresponde a la funcionalidad normal de los pines asociados al arranque cuando no se produce el RESET.

Para establecer un retardo extra de forma que permanezca estable la entrada del conmutador 20ns después de la señal de RESET, se introduce la siguiente etapa mostrada en la Figura 4.11:

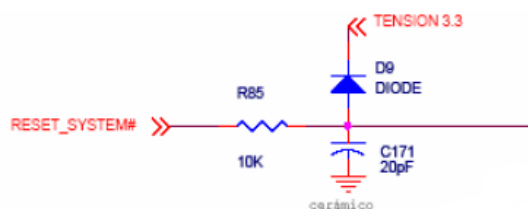


Figura 4.11. *Etapas de retardo a la entrada del switch.*

Que es similar a la ya empleada para mantener la señal de reset general del sistema. En este caso se ha sido más preciso en el cálculo de los valores R y C para obtener un retardo de aproximadamente 20ns y no mucho mayor, y así evitar comportamientos indeseados del DSP al mantener a valores lógicos fijos los pines implicados en el arranque (SPIO_SIMO, por ejemplo, se emplea en la generación de interrupción por botón pulsado). En concreto con $R=10K\Omega$ y $C=20pF$ se obtiene un mantenimiento de la señal durante unos 25.8ns, suficiente para el cometido.

Para más detalles del esquemático correspondiente al conmutador de arranque se refiere al Capítulo de Anexos.

Conectores de observación

Por último y con objeto de facilitar la depuración y el monitoreo de pines mediante las herramientas tradicionales de laboratorio (osciloscopios, multímetros, espectrógrafos, etc.), se han dispuesto en un conector de observación las señales más relevantes que gestiona la PIPM. Para más detalles del esquemático correspondiente al conector de observación se refiere al Capítulo de Anexos.

5.1.5. Otros aspectos del diseño hardware

Se van a comentar otras consideraciones que se tuvieron en cuenta en el desarrollo del prototipo preindustrial de la PIPM. Estas consideraciones y las modificaciones correspondientes han sido posibles en un corto plazo de tiempo gracias al proceso de desarrollo y evaluación de Harmony, que permite la identificación rápida de errores mediante el depurado software y hardware realizado en microciclos de diseño.

Colocación de los componentes en la placa

La gran mayoría de los dispositivos portables actualmente en el mercado tiene una disposición de los componentes bastante similar, que sigue en buena parte cuestiones de diseño generales. Se trata de agrupar elementos por su funcionalidad, evitando en lo posible problemas de interferencias, acoplos y otros efectos adversos.

En concreto, como se puede ver en la siguiente Figura 4.12, se distinguen las siguientes partes principales:

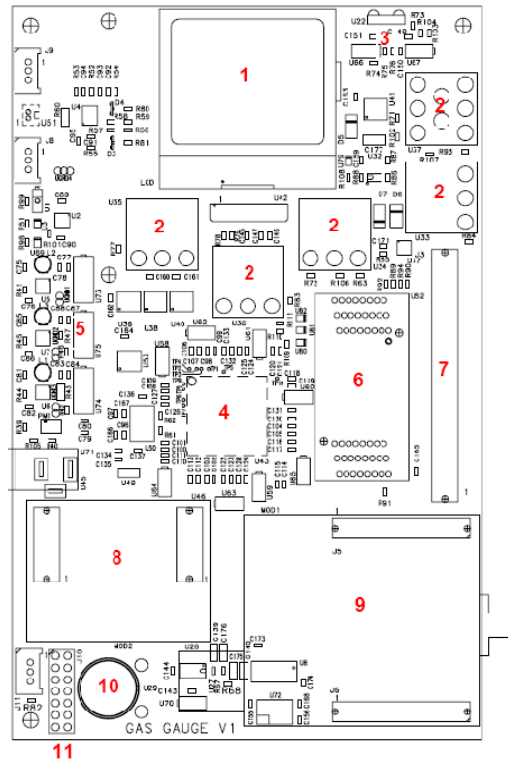


Figura 4.12. Colocación de los componentes en la placa.

- En la parte superior se tiene la pantalla LCD (1) y la botonera (2). En el extremo superior derecho está el transceptor infrarrojo (3)
- En la parte central (4) está el DSP junto con toda su circuitería de desacoplo asociada.
- A la izquierda del DSP (5), en la parte central, se tiene los componentes asociados al sistema de alimentación de la plataforma.
- A la derecha del DSP, en la parte central, se tiene el conector para la memoria Flash (6) y el conector de observación para monitorizar las señales más importantes de la PIPM (7).
- Debajo del DSP se tiene a la izquierda los conectores para el módulo Zigbee (8) y a la derecha los del módulo de evaluación Bluetooth (9) o GSM/GPRS.
- Finalmente en la parte inferior izquierda se pueden ver los integrantes de la etapa audio: códec, amplificador y altavoz (10); así como el conector JTAG para la depuración software del prototipo (11).

Se ha buscado en todo momento optimizar las dimensiones del prototipo preindustrial de la PIPM para que se acercase lo más fielmente posible a las dimensiones del dispositivo final. Actualmente dicho tamaño es de 156x100 mm. Sin embargo conviene señalar que el tamaño final del prototipo se verá grandemente reducido tras eliminar toda la periferia destinada a tareas de depurado y observación.

Por otro lado cabe señalarse que uno de los componentes fundamentales de la plataforma inteligente, como es la batería y su correspondiente conector, se han dispuesto del otro lado de la placa para también optimizar el tamaño del PCB de la PIPM. La batería quedaría por tanto en la otra cara a la misma altura que la interfaz de usuario, para que se sitúe lo más cerca posible de la etapa de alimentación y las pistas hacia ella sean lo más cortas posibles con el objetivo de evitar los efectos de interferencias electromagnéticas (EMIs).




4.2. Implementación hardware

Interferencias, masas y aspectos relacionados

Sin lugar a dudas el problema de las interferencias y la colocación de las tierras en dispositivos electrónicos no es un asunto trivial, y buena cuenta de esto da la extensa bibliografía relacionada con el tema (Balcells, 1992). Merece la pena detenerse el tiempo necesario para hacer una planificación correcta que evite estos efectos perniciosos antes de dar por finalizado el diseño, que van a estar muy relacionados con la colocación de los dispositivos en la placa de que consta la PIPM.

Dada la distinta naturaleza del ruido analógico y digital (el digital es más dañino) hay que emplear planos de tierra separados para los componentes analógicos y los componentes digitales de la placa PCB del prototipo a realizar (TI Grounding, 2011). A ser posible estos planos deben situarse por debajo de estos componentes, que por otra parte deben estar agrupados según su naturaleza en la placa (en el caso de la PIPM la parte analógica es el módulo audio en la parte inferior izquierda; la parte digital corresponde al resto del circuito). Se recomienda también rellenar los huecos entre pistas del PCB con plano de tierra y en caso de no poderse realizar, emplear pistas cortas y anchas en su lugar, especialmente para los circuitos de regulación de tensión conmutados. Por último se recomienda que las etapas amplificadoras de los circuitos de audio estén cerca del altavoz.

La solución final adoptada en la PIPM ha sido:

- Aislar componentes analógicos con su propio plano de masas. Se denomina plano AGND y se representa con el símbolo 
- Aislar componentes digitales con su propio plano de masas. Se denomina plano DGND y se representa con el símbolo 
- Aislar componentes de potencia con su propio plano de masas. Se denomina PGND y se representa con el símbolo 
- Los pines de tierra analógicos y digitales del códec deben estar conectados a la tierra analógica AGND, puesto que el acoplo de señales digitales en circuitos analógicos de este componente es crítico.
- En el caso de los reguladores, su datasheet indica que el pin DGND debe estar unido al PGND cerca del encapsulado.
- Unir las tres tierras (AGND, DGND, PGND) únicamente en un solo punto, idealmente en la tierra común para la batería del circuito, punto de referencia desde el que se toman las diferencias de tensiones en la PIPM. En este caso sería el pin PACK_MENOS del esquemático del Gas Sauge que puede observarse en el capítulo de Anexos.

Estado actual del prototipo

Actualmente el estado actual del dispositivo es el que se muestra en la Figura 4.13.



Figura 4.13. Prototipo preindustrial de la PIPM.

Cabe señalar que la PCB empleada para dar soporte al montaje de todos los componentes es de cuatro capas debido sobre todo a la complejidad del encapsulado del DSP 6727, que es del tipo Plastic Ball Grid Array (PBGA) de 256 terminales.

A continuación se detallan algunas modificaciones realizadas posteriormente a la etapa de montaje de componentes hasta la fecha de entrega de la Tesis Doctoral, realizadas sobre los esquemáticos anexados en el capítulo correspondiente.

- Entre los terminales de los botones U34, U35, U36, U37 se ha colocado un condensador de 1 μf para minimizar los rebotes, ya que se producían múltiples disparos de interrupciones al accionarse cualquiera de ellos.
- Las resistencias R51, R98, R99 de 100 Ohm del sistema de carga U2 (BQ24010), se reemplazaron por una única de 910 Ohm ya que producían un funcionamiento anómalo del chip al drenar demasiada corriente a través de los Leds.
- La pista donde se unen las 3 resistencias fue cortada y separada para llevar el pin 1 del U5 (TPS63001) de 5V a 3.3V, y así evitar que a la entrada del DSP puedan llegar 5V.
- En U2 (BQ24010) la pista del pin 8 (TS) ha sido cortada, separada de tierra y llevada a 2.5 V porque necesaria para simular que la batería tiene un sensor de temperatura. Para este fin se ha creado un divisor de tensión, compuesto por 2 resistencias de 1M Ω entre la alimentación de la fuente de carga de 5V.

5.2. Implementación software

Para desarrollar el EOS de la PIPM se debe hacer uso de todas las prestaciones que ofrece la DSP/BIOS de TI. De esta manera, para la programación concurrente de los tres hilos principales se han empleado las tareas TSM. Se han establecido un conjunto de rutinas HWI para atender a interrupciones tales como las asociadas a la botonera. También se han usado funciones SWI que se disparan para descargar las rutinas de interrupción hardware (HWI). Por otro lado, las funciones periódicas (PRD) se han utilizado para la ejecución de los módulos periódicos de los que se hablará a continuación (ver Tabla 4.8). En la siguiente tabla se indican los estándares interdispositivo empleados, ya sean emulados a través de líneas de E/S de propósito general (GPIO) o mediante periféricos específicos embebidos del DSP, como es el caso del I2C o SPI.

5.2. Implementación software

Tabla 4.8. Módulos software de la PIPM.

| Módulo | Comunicación |
|------------|-------------------------|
| Zigbee | SPI |
| Bluetooth | SPI |
| Flash | GPIO |
| LCD | I2C |
| Infrarrojo | IdDA1.4 emulado en GPIO |
| GSM/GPRS | GPIO o SPI |
| Botonera | Interrupción en GPIO |
| Batería | I2C |
| SelfTest | Varios |

Cuando ninguno de los hilos está en ejecución o termina el hilo de procesamiento, que no es indefinido ya que finaliza cuando lo haga el correspondiente procesado, se ejecuta el módulo de ahorro energético, que da lugar a una disminución de la frecuencia de conmutación de la lógica de estado de la circuitería CMOS del DSP y a un estado de inactividad de la CPU, a espera de una interrupción que lo saque de dicho estado (TI Power-Down, 2011).

A continuación se muestra un resumen del flujo procesal empleado en el EOS de la PIPM. En las secciones siguientes se detalla la implementación del software de la PIPM en relación con la interfaz de usuario (GUI, en inglés) que se ha contemplado para su operación. Por motivos de extensión de la Tesis Doctoral y para su más fácil lectura se ha centrado en los módulos software que el autor considera más relevantes, y por ello no se han comentado todos los módulos implementados.

Por último destacar que en el diseño software de todos los módulos se ha seguido un procedimiento de desarrollo en espiral que ha permitido acelerar los desarrollos mediante la evaluación cíclica de los resultados obtenidos y la depuración de errores sobre la placa del prototipo de la plataforma. Este procedimiento ha permitido optimizar la co-implementación hardware y software de la PIPM. Para un mayor detalle se puede acudir a la sección 5.3.2.

5.2.1. Esquema procesal del software de control de la PIPM

La PIPM, una vez finalizada la ejecución de cualquier función, se pone en modo de bajo consumo (*Ahorro energético*), del que saldrá solo cuando se produzcan una de las dos interrupciones hardware (HWI) previstas: interrupción (*comunic*) del módulo SPI por recepción de dato (ya sea procedente del sensor, de la Pasarela o del InD) o pulsado de botón. Para más información

Capítulo IV: Resultados

acerca del modo en bajo consumo desde una perspectiva software se puede acudir a la sección 5.2.4 del módulo de Gestión y Control.

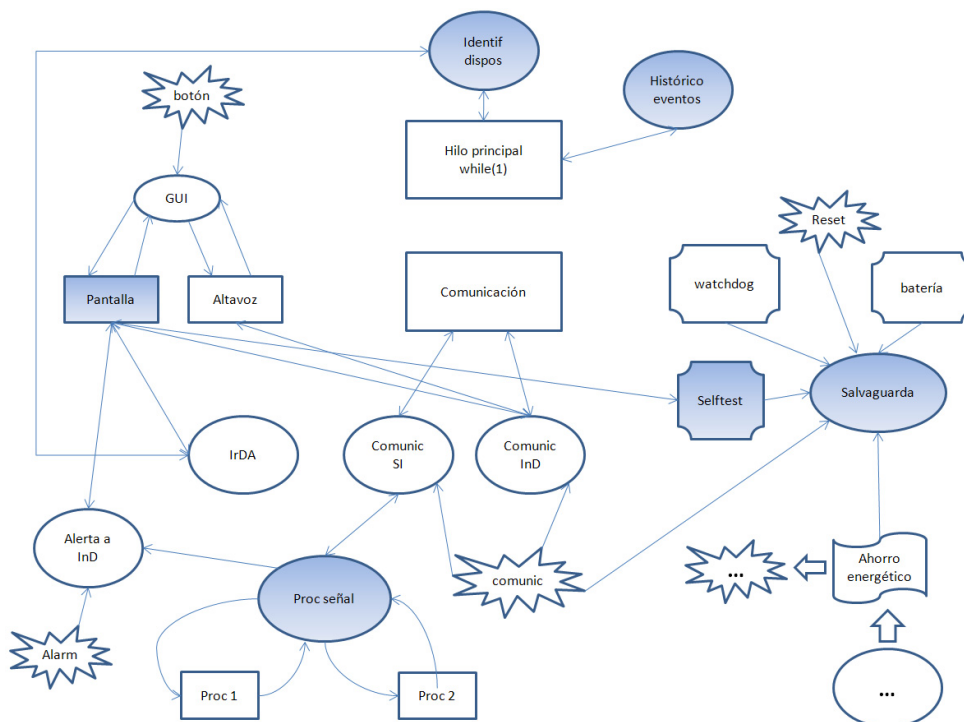
Cuando el usuario interactúa con la PIPM mediante su botonera, se lanza una interrupción que ejecuta una función denominada *GUI*. Esta función lanza las tareas TSK *Pantalla* y *Altavoz*. La función de tipo RTI *ApagaPantalla* es necesaria para apagar la pantalla trascurrido un periodo de inactividad por parte del usuario. Mediante la navegación por el menú se podrá comunicar con el InD ejecutando la función *Comunic InD*. También se puede activar el sensor infrarrojo con la función *IrDa* para tareas de reprogramación de la PIPM e incorporación de nuevos sensores mediante un protocolo de comandos diseñado a tal efecto. Por último se puede solicitar un testeo de la PIPM (que ejecuta el mismo código que la función PRD *Selftest*).

El hilo de comunicación permanece a la escucha en el puerto SPI ante la llegada de un dato del sensor (*Comunic sensores*) o del InD (*Comunic InD*). Si recibe datos del sensor 1 ejecuta la tarea o tareas correspondiente/s (Proc 1) para procesar la señal y en caso de detectar un evento (por ejemplo una caída) envía una alerta al InD mediante la función *Alerta InD*, que también es ejecutada si el usuario pulsa el botón de alarma de la PIPM (*Alarm*).

El hilo principal se ejecuta de forma permanente (while (1)) y se encarga principalmente de gestionar la información que le proviene de la reprogramación del dispositivo y por tanto, de actualizar la tabla de identificación de dispositivos (*Identif dispos*). También lanzará la función *Histórico eventos* para mantener actualizado los históricos del funcionamiento de la PIPM (incidencias, alarmas, umbrales, etc).

Hay al menos tres funciones periódicas PRD que dan lugar a la salvaguarda de la información en Flash mediante la función *Salvaguarda*, estas funciones son: *watchdog*, *Selftest* y *batería*. Esta última realiza la salvaguarda en caso de que el nivel de la misma sea crítico. Por otra parte las funciones asíncronas del botón de *Reset* y la función de *Ahorro energético* también pueden invocar el almacenamiento urgente en Flash de la información relevante.

En Figura 4.14 se muestra un detalle del flujo de operación o diagrama procesal del software de control de la PIPM junto con una leyenda que explica los símbolos empleados.



5.2. Implementación software

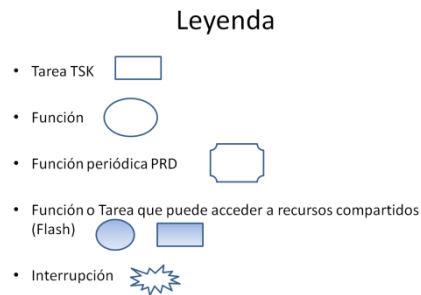


Figura 4.14. *Diagrama Procesal del software de control de la PIPM. Debajo se muestra la leyenda de símbolos utilizada.*

Los bloques sombreados hacen referencia a aquellos módulos software que pueden acceder a recursos compartidos. Estos recursos son principalmente los accesos a variables globales u otros campos de datos alojados en la memoria Flash, como por ejemplo las colas circulares para la gestión de los datos recibidos de los SI a las que acceden los respectivos hilos de procesamiento que se ejecutan en paralelo. Para este fin se hace uso de las prestaciones DSP/BIOS para la compartición y planificación del acceso a recursos, en concreto se emplean el módulo SEM (funciones *SEM_post* y *SEM_pend*), que proporciona funciones para manipular semáforos mediante manejadores del tipo *SEM_handle*. Los semáforos son comúnmente empleados para coordinar el acceso a recursos compartidos entre una serie de tareas competidoras.

A continuación se comenta con más detalle algunos de los aspectos más importantes del software implementado para la plataforma. Las rutinas analizadas para la PIPM han sido implementadas y validadas bien directamente sobre el prototipo preindustrial o por medio del Kit de desarrollo DSK6713, teniendo en cuenta las características de portabilidad del software implementado.

5.2.2. Módulo de comunicaciones

El TMS320C6727 emplea el estándar SPI para las comunicaciones con los transceptores inalámbricos que componen el módulo de comunicaciones: transceptor ZigBee para el enlace con los SI; y transceptor Bluetooth, encargado de la comunicación con la Pasarela. Además el DSP usa líneas GPIO para los transceptores Infrarrojo y GSM/GPRS. En esta sección por motivos de concisión se referirá principalmente al primero de ellos, el transceptor Zigbee.

Como se ha señalado anteriormente, el DSP es transparente a cuestiones como el entramado y sincronización, propias de los protocolos inalámbricos mencionados, y se descarga esta tarea en los microcontroladores de los transceptores de tipo SoC. Las tramas intercambiadas entre los SI y la PIPM atienden la clasificación realizada en el capítulo de Descripción Funcional. En la Figura 4.15 se muestra el envío de tramas de sincronización Zigbee por parte de la PIPM a la que responde el SI (en este caso una Unidad de Acelerometría Inteligente (IAU) triaxial) con tramas de datos, para el modo de transmisión continua de datos. Para más detalles del protocolo del nivel físico implementado se puede acudir a la referencia (Naranjo-Hernández, 2011a).

Capítulo IV: Resultados

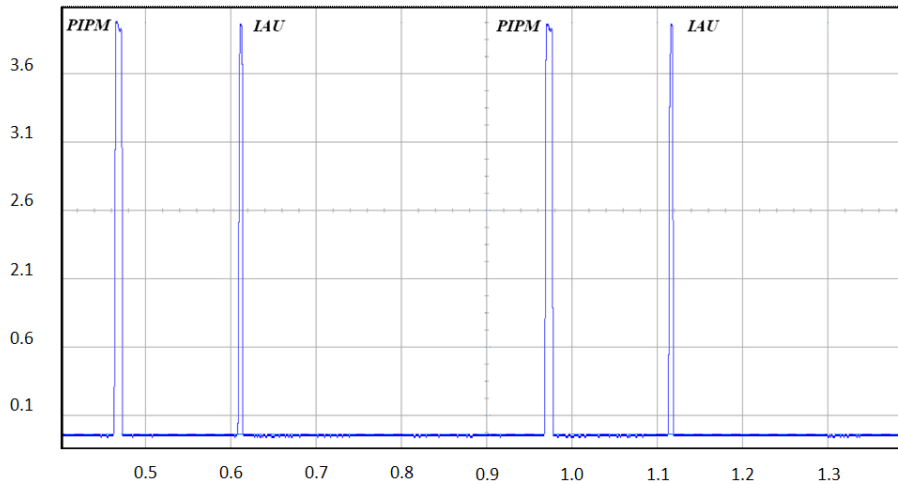


Figura 4.15. Intercambio de tramas a una frecuencia de 2 Hz entre los transceptores inalámbricos de la IAU y la (eje X en milisegundos, eje y en mA).

Para lo que concierne a la operación de la PIPM, la aplicación software encargada de la comunicación con el transceptor va a tener una rutina que envíe cada 0.5 segundos una petición de datos en forma de un byte especial predefinido de petición. Como respuesta procedente de la IUA la PIPM tiene otra rutina capaz de recibir un conjunto de muestras obtenidas durante el último segundo. Por ejemplo para el sensor considerado, este conjunto se puede componer de diez muestras, donde cada muestra estará formada por 3 bytes (uno por cada eje de aceleración), y cada byte está codificado en CA2 y en punto fijo por defecto. Este conjunto de muestras, al igual que el resto recibidas de los diversos SI controlados por la PIPM, son almacenadas y gestionados por un conjunto de colas circulares en el DSP específicas para cada SI.

Para el enlace con la Pasarela mediante el protocolo Bluetooth también se establece en principio una frecuencia de comunicación de 0.5 Hz, por lo que el código que se explica en la siguiente subsección se puede trasladar de forma general a la comunicación con el transceptor Bluetooth. Sin embargo, en una primera etapa de validación en exteriores de la PIPM como sistema detector de caídas (sección 6.1) basada en el envío de mensajes SMS de alerta, esta comunicación se realiza directamente con el InD obviando la Pasarela. En este caso es suficiente con activar una señal de entrada al módulo GSM de manera que ante este estímulo el módulo envíe un SMS al número dedicado que tiene grabado en memoria. Para tal fin el módulo GSM dispone de un microcontrolador capaz de detectar activaciones en su entrada.

Submódulo de comunicaciones SPI

Para las comunicaciones entre el DSP y el transceptor ZigBee mediante el modelo CC2430 de Chipcon, se ha empleado un esquema de comunicaciones SPI básico de 4 pines al que se han añadido otras tantas líneas opcionales para controlar el diálogo con el transceptor, como se muestra en la Figura 4.16. A continuación se describe la funcionalidad de cada una de estas líneas:

- **SPI1_CLK**, correspondiente a la señal de reloj del módulo SPI.
- **SPI1_SOMI**, correspondiente a la señal SOMI (Slave Output Master Input) del módulo SPI.
- **SPI1_SIMO**, correspondiente a la señal SIMO (Slave Input Master Output) del módulo SPI.
- **SPI_CS_ZIGBEE#**, correspondiente a la señal SS (Slave Select) del módulo SPI.

5.2. Implementación software

- **AXR0[0]**, línea adicional de entrada-salida empleada para provocar una interrupción externa en el transceptor para regresar del modo de bajo consumo al modo activo en el que transmite.
- **SPI_L1**, línea adicional de entrada-salida empleada para indicar el momento en el que se puede realizar una transmisión-recepción de datos SPI.
- **SPI_L2**, línea adicional de entrada-salida empleada para indicar el momento en el que el DSP tiene datos que enviar.
- **SPI_L3**, línea adicional de entrada-salida empleada para indicar el momento en el que el transceptor ZigBee tiene datos que enviar.

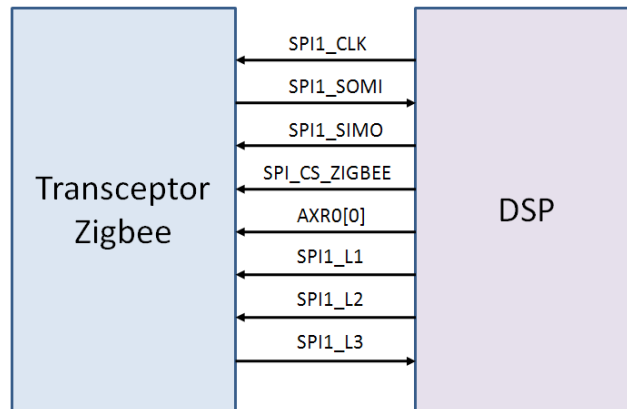


Figura 4.16. Líneas SPI entre el DSP y el transceptor ZigBee.

Por lo que respecta al código desarrollado para la implementación de las comunicaciones entre ambos dispositivos, se ha empleado una topología en la que el DSP es el maestro y el transceptor el esclavo. El programa consta en un principio de un bucle principal en el que se está continuamente preguntando a los dos dispositivos por si es necesario transmitir información. Mediante las líneas L1, L2 y L3 se establece cuándo uno de los dispositivos tiene que transmitir y si puede hacerlo en ese instante particular. Tanto los datos a transmitir, como los que se reciben se almacenan en ambas colas circulares, una de entrada y una de salida. Una vez completado un ciclo de transmisión – recepción, se almacenan en memoria los datos recibidos por el DSP.

Algunos de los ficheros para la comunicación con el transceptor Zigbee son los siguientes:

- *Modulo_spi.h*: cabecera principiapl.
- *Cola_read.c*: implementación de una cola circular para gestionar los datos procedentes del transceptor Zigbee.
- *Cola_write.c*: implementación de una cola circular para gestionar los datos destinados al transceptor Zigbee.
- *write_SPI.c*: para leer del transceptor Zigbee.
- *read_SPI.c*: para escribir en el transceptor Zigbee.

En la Figura 4.17 se muestra una captura de osciloscopio del intercambio de varios bytes en el bus SPI entre el DSP y el transceptor, operando en modo de 4 líneas.

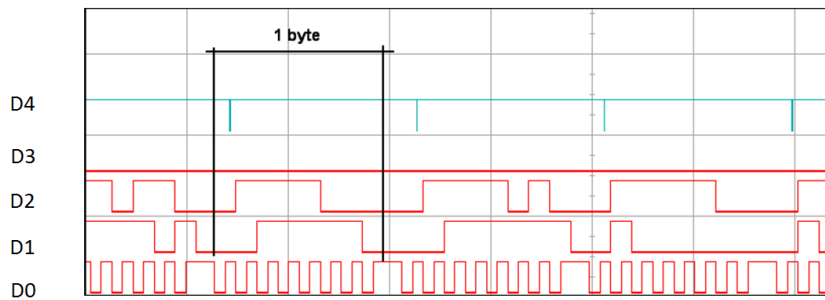


Figura 4.17. Capturas SPI a 48KHz. D0: SPICLK, D1: SIMO, D2: SOMI, D3: CHIP SELECT, D4: Flag del transceptor que se activa al recibir un byte.

5.2.3. Módulo de interfaz de usuario

En esta sección se presentan las funcionalidades principales proporcionadas por la interfaz de usuario gráfica de la PIPM. Para el diseño de esta interfaz se han tenido en cuenta los conceptos de espacio de diseño y diseño para todos, sobre todo en lo referente a la posibilidad de que el usuario de la PIPM pueda presentar algún tipo de limitación audiovisual o motriz. Por este motivo se hace especial hincapié en las varias vías de comunicación que se establecen entre el usuario y la plataforma. Para el diseño hardware y software de la PIPM, se ha considerado la normativa referente a la accesibilidad y usabilidad de sistemas electrónicos y empotrados.

Se parte de una interfaz audiovisual consistente en pantalla, 5 botones (dos de desplazamiento, uno de selección, uno de reset y uno de alarma manual) y altavoz. Como se ha señalado anteriormente el botón de Reset sería más pequeño en un futuro prototipo de la PIPM optimizado para su transferencia industrial y posible comercialización. De ahora en adelante se designará con el símbolo mostrado en la Figura 4.18 la presencia de mensaje acústico en la pantalla respectiva, como se observa en la Figura 4.19.



Figura 4.18. Símbolo para mensaje sonoro.

Conviene hacer notar que sobre el diseño real en la PIPM se ha optado originalmente por un scroll horizontal para la navegación entre los menús atendiendo a la norma (ISO 1662, 2010).



Figura 4.19. Descripción general del GUI de la PIPM.

A modo de ejemplo se adjunta en la Figura 4.20 un zoom de la interfaz gráfica en ejecución sobre el prototipo preindustrial de la PIPM, en concreto una pantalla que informa del envío de una alarma al InD.

5.2. Implementación software



Figura 4.20. Ejemplo de Pantalla de Alerta ejecutada en el prototipo preindustrial de la PIPM.

Para un mayor detalle de la interfaz de usuario y una descripción rápida de la navegación por sus ventanas se puede acudir al capítulo de Anexos.

Submódulo I2C

El submódulo I2C se emplea para comunicar el DSP con los dispositivos LCD y Gas Sauge a 400 Kbps. La frecuencia de ejecución de este submódulo para el LCD viene determinada por el usuario, cuando éste quiera hacer uso de la interfaz de usuario de la PIPM. Por otro lado, se ha establecido que la monitorización del estado de la batería asociada al Gas Sauge se haga 10 veces al día, aunque esta puede configurarse manualmente a petición del usuario.

A continuación se describe brevemente la implementación realizada para la pantalla de la interfaz de usuario.

Código para la pantalla LCD

Se ha implementado una librería de código para controlar la pantalla LCD modelo EM6125 que se gestiona a través del puerto I2C del DSP. La pantalla es de tipo matriz gráfica sin modo texto, por lo cual se ha implementado un set de caracteres ASCII. Además de la posibilidad de visualización de texto es posible desplegar ficheros gráficos de tipo mapa de bits (*bitmap* o *bmp*, en inglés) monocromos, previamente codificados en un formato de bajo nivel.

Como herramienta auxiliar de desarrollo se ha utilizado el software libre *LCD Assistant* (LCD Assistant, 2011) con la cual se puede transformar un mapa de bits a un fichero de código C. Con este fichero se ha convertido cada uno de los mapas de 102x80 pixeles utilizados para la interfaz de usuario de la PIPM.

La trama I2C que se envía a la pantalla tiene los siguientes campos de datos

```
<START><A6><A5><A4><A3><A2><A1><A0><R/W><ACKN><B7><B6><B5><B4><B3><B2><B1><B0><ACKN>...<STOP>
```

Que se corresponden con:

- START → Condición de inicio, por la que la línea de datos cambia de 1 a 0 mientras la señal de reloj permanece a '1' lógico.
- A6-A0=0 → Dirección I2C de la pantalla. En un principio se pone igual a 0.
- R/W=1 → Escritura. No es posible leer datos de la pantalla.
- ACKN → Bit de asentimiento enviado por la pantalla después un byte de datos.
- B7-B0 → Byte de datos a enviar a la pantalla.
- STOP → Condición de parada, por la que la línea de datos cambia de 0 a 1 mientras la señal de reloj está a 1.

Capítulo IV: Resultados

La librería **lib_dsp_lcd1.c** consta de los siguientes ficheros principales, de los que parte del código procede de las librerías CSL de TI.

- *csl_i2c.h*: cabecera de definiciones del puerto I2C.
- *csl_i2cAux.h*: cabecera de definiciones auxiliares del puerto I2C.
- *csl_pll.c.h*: cabecera de definiciones del controlador PLL del reloj.
- *lib_dsp_lcd1.h*: cabecera de definiciones del controlador LCD EM6115.

Y de las siguientes funciones C:

```
void pipm_ini_lcd(void)
void pipm_open_lcd(void)
void pipm_close_lcd(void)
void pipm_write_lcd(void)
void pipm_print_lcd(BYTE y, BYTE x, unsigned char c)
void pipm_lineatexto_lcd(BYTE y, char * texto)
void pipm_refresca_lcd(void)
void pipm_borra_lcd(void)
void pipm_bmp_lcd(Uint8 nbmp)
void pipm_bmp_lcd_dx(Uint8 nbmp, Uint8 dx)
void pipm_bmp_lcd_dx2(Uint8 nbmp, Uint8 dx)
void pipm_barpro_lcd(Uint32 nt, Uint32 nb)
void pipm_barstatus_lcd(Uint8 H, M, S1, S2, Uint8 S3, Uint8 S4, Uint8 S5, Uint8 S6, Uint8 S7, Uint8 S8, Uint32 nt, Uint32 nb)
```

Por otra parte la librería **estado_bateria.c** contiene el código necesario para leer el estado del sistema de carga de batería y mostrarlo por pantalla. Consta principalmente de las siguientes funciones:

- *void ini_estbat(void)*: Configura los pines GPIO utilizados en modo de entrada.
- *macro PIPM_ESTBAT*: Lee simultáneamente los 4 pines GPIO vinculados al circuito de carga y los empaqueta en medio octeto, cuyo significado se obtiene de Tabla 4.9.

Tabla 4.9. Mensajes del estado de la batería.

| Código | Mensaje mostrado en pantalla |
|--------|------------------------------|
| 0:4 | Error hardware |
| 5 | Batería cargada |
| 6 | Error hardware |
| 7 | Descarga en curso |
| 8 | Fallo de batería |
| 9 | Batería cargada |
| 10 | Carga en curso |
| 11 | Fallo de batería |
| 12:15 | Error hardware |

5.2. Implementación software

Ejemplo de uso de la librería:

```
#include "csl_i2c.h" // carga librerias de dependencias
#include "csl_i2cAux.h"
#include "csl_pll.c.h"
#include "lib_dsp_lcd1.c" //carga libreria grafica

main {pipm_ini_lcd(); //inicia modulo i2c
pipm_open_lcd(); //activa bus i2c
pipm_bmp_lcd(1); //visualiza grafico bitmap de indice 1, almacenado en lib_dsp_lcd1.h
pipm_close_lcd(); //desactiva bus i2c

pipm_lineatexto_lcd(8,"HOLA MUNDO"); // introduce línea de texto en fila 8 de la matriz bufer
pipm_refresca_lcd(); // visualiza matriz de texto en pantalla

ini_estbat (); //inicia modulo GPIO
switch PIPM_ESTBAT {
case 5: pipm_lineatexto_lcd(8,"BATERIA CARGADA"); break;
case 7: pipm_lineatexto_lcd(8,"FALLO DE BATERIA"); break;
case 9: pipm_lineatexto_lcd(8," BATERIA CARGADA"); break;
case 10: pipm_lineatexto_lcd(8,"CARGANDO... "); break;
default : pipm_lineatexto_lcd(8,"Error Hardware "); break;
}
pipm_refresca_lcd(); // visualiza texto en pantalla
}
```

A continuación se muestra la pantalla en ejecución en la Figura 4.21.



Figura 4.21. PIPM mostrando información en la pantalla.

Por último se puede observar en la Figura 4.22 una captura de osciloscopio de una señal I2C de 8 bits en la que el maestro (DSP) queda a la espera de confirmación (ACK, en inglés) del esclavo.

Capítulo IV: Resultados

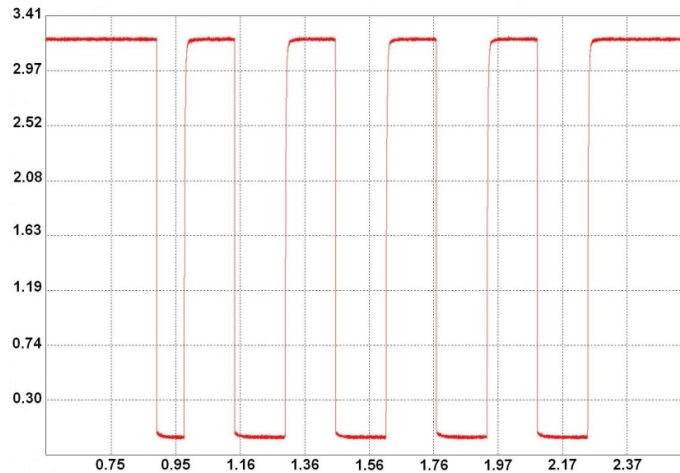


Figura 4.22. Capturas I2C a 6.25KHz (ordenadas en voltios, abscisas en μ s y ms respectivamente).

Submódulo para la botonera y los leds

Este submódulo software gestiona las interrupciones que genera el pulsado de la botonera e interacciona con el usuario encendiendo los Leds conectados a los pines UHPI_HD[8-10] del periférico McASP0 del DSP. Conviene recalcar que la familia TMS320C672x tiene la funcionalidad de atender y gestionar interrupciones externas, sin embargo, al contrario que otros DSPs y microcontroladores, no tiene ninguna línea de interrupción dedicada (TI Interrupts, 2011). Por este motivo, la atención de la interrupción se realiza indirectamente mediante software empleando un dispositivo intermedio: el dMAX. Los pasos para configurar correctamente el módulo de atención de interrupciones son los siguientes (ver Figura 4.23):

1. Decidir qué pin se usa como entrada externa. En el caso de la PIPM se emplean pines del puerto McASP, por lo que la señal de entrada mute AMUTEINO del McASP0 se elige como entrada multiplexada y por medio del registro CFGMCASPx se detalla qué pin o pines en particular son los utilizados. En particular el pin que multiplexa la botonera es el SPIO_SIMO.
2. Desactivar el pin AMUTE cuando se activa la señal AMUTEIN

```
// configurar el pin AMUTE para que se active cuando se active la señal AMUTEIN
mcasphwCfg.glb.amute = 0x00000000;
```

3. Configurar el periférico dMAX para generar una interrupción software al μ P en respuesta del cambio de estado de la señal externa. Para esto se dedican eventos específicos reservados asociados a la generación de interrupciones, como por ejemplo evento 26 para el MCASP0.

```
// Se establece el evento de alta prioridad 26 como correspondiente al McASP0
dmaxEvent.eventUid = CSL_DMAX_HIPRIORITY_EVENT26_UID;
```

4. Determinar qué evento de la ISR del lado del McASP está disparando la interrupción en caso de errores del periférico. Esta ISR es del tipo HWI, en este caso asociada a la interrupción número 13 como se muestra en la siguiente figura que muestra todo el proceso.

```
// Número de interrupción
cpuIntEventSetup.cpuInt = CSL_DMAX_EVENT26_INT_INT13; // interrupt 13
```


5.2. Implementación software

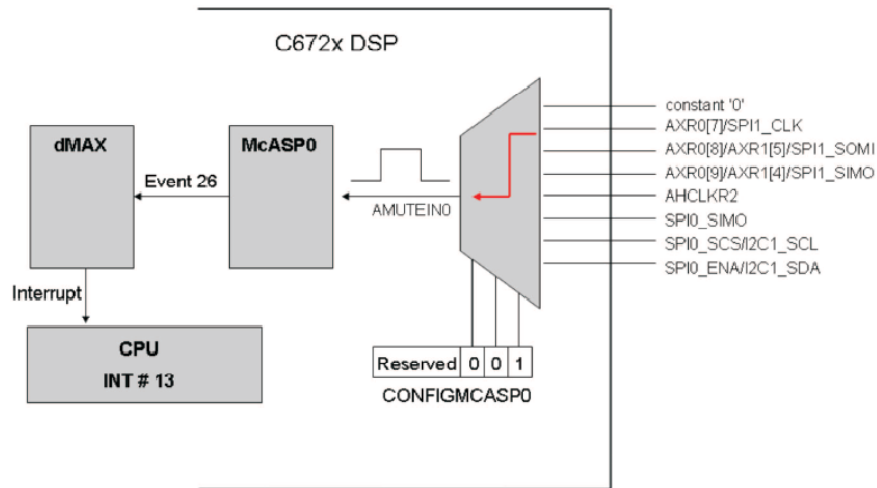


Figura 4.23. Configuración para la gestión de interrupciones externas. Imagen tomada de TI.

En la rutina de interrupción *boton* se llama a otra función SWI encargada de encender los Leds como respuesta al pulsado de los botones. Esta es la norma a aplicar en las rutinas de interrupción hardware al tener un deadline pequeño, para evitar el acaparamiento del μP ya que tienen la máxima prioridad para ser ejecutadas. Los pines que conectan el DSP a los Leds pertenecen al periférico UHPI y los pasos a dar son los siguientes:

Inicializar el periférico

```
/* Se inicializa los registros de configuración del UHPI */
status2 = CSL_uhpiinit (NULL);
```

Habilitar los pines correspondientes

```
/* El banco GPIO_EN8 incluye los pines HD[15:8] */
myHwSetup.gpioEnable=CSL_UHPI_GPIO_EN8;
```

Configurarlos como pines de salida

```
// se establece gpio 8 como pin de salida
shadowDataDirectionRegister1.Bit.DIR1_8 = 1;
myHwSetup.gpioDir.gpioDir1= shadowDataDirectionRegister1.All;
// se establece gpio 9 como pin de salida
shadowDataDirectionRegister1.Bit.DIR1_9 = 1;
myHwSetup.gpioDir.gpioDir1= shadowDataDirectionRegister1.All;
// se establece gpio 10 como pin de salida
shadowDataDirectionRegister1.Bit.DIR1_10 = 1;
myHwSetup.gpioDir.gpioDir1= shadowDataDirectionRegister1.All;
```

Escribir un '1' lógico para encender los LEDS

```
// se escribe un '1' en el pin 8
shadowDataValueRegister1.Bit.DAT1_8 = 1;
myHwSetup.gpioData.gpioData1= shadowDataValueRegister1.All;
// se escribe un '1' en el pin 9
shadowDataValueRegister1.Bit.DAT1_9 = 1;
myHwSetup.gpioData.gpioData1= shadowDataValueRegister1.All;
// se escribe un '1' en el pin 10
shadowDataValueRegister1.Bit.DAT1_10 = 1;
myHwSetup.gpioData.gpioData1= shadowDataValueRegister1.All;
```

Capítulo IV: Resultados

5.2.4. Módulo de gestión y control

Submódulo de arranque del dispositivo desde memoria externa

El *bootloader* (TI Bootloader, 2011) reside en la ROM interna de los DSP TMS32C672x y se sitúa en la dirección 0x00000000. Después del reset, el dispositivo pone el contador de programa al comienzo de la dirección de la ROM y entonces comienza la ejecución del *bootloader*. Los modos de arranque que soporta el *bootloader* son los siguientes:

- HPI
- Flash paralela
- Maestro SPI
- Maestro I2C
- Esclavo SPI
- Esclavo I2C

La selección entre alguno de estos modos depende del estado de los pines en el arranque del DSP. El dispositivo captura el estado de estos pines en el flanco de subida del reset y los copia en los registros CPGPIN0 y CPGPIN1, con lo que el *bootloader* se dirige a estos registros para obtener el estado de los pines de arranque.

Arranque desde Flash

Una vez que el *bootloader* detecta el modo de arranque, lee el primer byte para determinar si se trata de un modo de 8 o de 16 bits que la memoria Flash de tipo paralelo puede acceder al mismo tiempo, como se observa en la Tabla 4.10. En el caso de la PIPM se ha optado por un modo de 16 bits. El *bootloader* entonces establece los registros de control del EMIF para acceder a 8 o 16 bits de acuerdo al modo seleccionado. Los primeros 1024bytes de datos son copiados de la memoria Flash al primer Kbyte de la RAM interna del TMS320x672xx. Entonces el *bootloader* establece el contador de programa a 0x10000004 (i.e., un offset de 0x4 en la memoria interna) y la ejecución del código comienza en esta dirección. En estos primeros 1024 bytes de código o datos se dispone de un *bootloader* secundario definido por el usuario o proporcionado por el fabricante (*TISecondaryBoot.c* de TI), que cargará o ejecutará el resto de código del ejecutivo de control de la PIPM.

Tabla 4.10. Configuraciones de arranque del DSP. Arriba se muestra el formato de bits para el arranque desde Flash Externa. Abajo se indica el modo de arranque.

| | | | | | | | |
|-----------|---|---|---|---|---|------------------|---|
| 7 | 6 | 5 | 4 | 3 | 2 | 1 | 0 |
| Reservado | | | | | | Modo de arranque | |

| Modo de arranque | Descripción |
|------------------|------------------------|
| 00 | Flash paralela 8-bits |
| 01 | Flash paralela 16-bits |
| 10 | Reservado |
| 11 | Reservado |

5.2. Implementación software

Submódulo de ahorro energético

Este submódulo entra en funcionamiento a modo de función en ensamblador embebida en el código C del software de la PIPM, cuando ninguno de los otros módulos que integran los hilos está ejecutándose, con el objetivo de que el DSP no consuma potencia si no se realizan operaciones de interés.

La mayor parte de la energía de operación de la lógica CMOS (TI Power-Down, 2011) interna del DSP se disipa durante la conmutación de circuitos de un estado lógico a otro. Los modos bajo consumo (*power-down*, en inglés) se usan para conseguir ahorros energéticos significantes sin perder ningún dato del contexto de operación, previniendo la conmutación de algunos de los dispositivos lógicos. Los tres modos de operación PD1, PD2 y PD3, disponibles en los DSP de la familia 6000, desarrollan esta funcionalidad.

El modo power-down PD1 bloquea las entradas de reloj internas de la periferia de la CPU, impidiendo que la mayor parte de su lógica conmute. Se puede decir que PD1 realiza lo más parecido al “apagado” de la CPU del DSP. Durante este modo, las transacciones DMA/EDMA pueden ejecutarse entre periféricos y memoria interna. En cambio, durante el modo PD2, la estructura de reloj on-chip por completo (incluyendo buffers múltiples) se detiene en la salida del PLL. PD3 es parecido al modo PD2 pero también desconecta la entrada de reloj externa (CLKIN) hacia el PLL. Sin embargo, despertar de PD3 toma más tiempo que de PD2 debido a que el PLL necesita ser restablecido, tal y como hace cuando se “enciende” la plataforma. Los modos PD2 y PD3 solo son abortados por un reset del dispositivo.

Dadas las características mostradas, y en concreto esta última, se ha elegido de entre los modos disponibles el PD1, ya que se puede sacar a la PIPM del modo de bajo consumo sin necesidad de tener que forzar un reset externo que quedaría a manos del usuario. Para tal fin se puede programar una interrupción periódica y configurable, como la que proporciona alguno de los temporizadores internos del DSP, o emplear la interrupción por botón pulsado en la GUI de la PIPM.

El PD1 toma efecto 8 o 9 ciclos después de la instrucción que motivó el power down (al programar los bits PWRD del registro de estado de control (CSR)). Para entrar en el modo PD1 se puede emplear un código similar al siguiente.

Código

```
; ===== _halt =====
; ahorro energetico mediante Power Down PD

N                .set                4400h    ; despertamos PD1 por interrupt habilitada o no
_halt:
    MVC          CSR,B0                ; B0 <-- CSR
    MVK          N,B1
    OR           B0,B1,B0              ; B0 <-- B0 + N
    B           NextInst              ; ocultamos escritura en CSR con los NOP
    NOP
    MVC          B0,CSR                ; establecemos modo PD1
    NOP
    NOP
    NOP
    NOP
NextInst:
    NOP          NOP                  5
    .end                ; proseguimos ejecución normal
```

Además de los modos de ahorro energético descritos, la instrucción *IDLE* proporciona otra alternativa de menor consumo energético al ejecutar numerosos *NOPs*. Esta instrucción deja de ejecutarse únicamente al servirse una interrupción.

5.2. Implementación software

```
....  
.end
```

En lenguaje C se puede emplear la siguiente función:

```
void *memcpy(void *dst, const void *src, size_t len)
```

Donde *dst* y *src* serian las direcciones destino de copia origen de copia del tamaño de código *size_t*. Este tipo de dato permite como máximo una copia de memoria de 216 bytes, que es suficiente para la salvaguarda de información.

Submódulo watchdog

La configuración que tiene el watchdog de la PIPM en la placa del prototipo preindustrial (SET0=0, SET1=1, SET2=0) da como resultado la siguiente funcionalidad del mismo:

- pulse width(t_{WO}) = 100ms.
- timeout (t_{WD})= 1 - 3s.
- delay(t_{DELAY})= 60 - 180s.

Con lo cual el objetivo de este submódulo software es programar un pulso de 100ms de duración y periodo menor que t_{DELAY} generado por la línea AXR0[6]/SPI_ENA#, que pertenece al dispositivo McASP0 del DSP. Para tal fin, se ha empleado una rutina PRD denominada *Watchdog* que de manera periódica y con un periodo menor de 100ms, va alternando el nivel lógico de este pin y de esta manera se evita que el watchdog reinicie la PIPM cuando opera de forma correcta. A continuación se muestra brevemente el flujo de la rutina.

Primero se comienza por inicializar el módulo McASP

```
// Inicialización del módulo CSL McASP CSL  
status = CSL_mcasplnit (NULL);
```

A continuación se abre la instancia McASP

```
// Se abre la instancia McASP  
hMcasp = CSL_mcasppOpen (&mcasppObj, CSL_MCASP_0, NULL, &status);
```

Se configura los pines del periférico que van a emplearse como GPIO

```
// Se configure el pin AXR0[6] del McASP0 AXR0[6] para emplearse como GPIO  
mcasppHwCfg.glb.pfunc = 0x00000040;
```

Se configura como salida el pin AXR0[6]

```
// Se configure el pin ARX0[6] como salida  
mcasppHwCfg.glb.pdir = 0x00000040;
```

Después en la función periódica basta con configurar el registro correspondiente para alternativamente hacer cambiar de valor a este pin.

```
....  
if (flag==1)  
{  
flag=0;  
//PULSO WATCHDOG A 1  
hMcaspp->regs->PDIN_PDSET = 0x40;  
}  
else  
{
```

Capítulo IV: Resultados

```
flag=1;
//PULSO WATCHDOG A CERO
hMcaspl->regs->PDCLR = 0x40;
}
```

Submódulo selftest

Este submódulo se ha inspirado en la librería BSL (*Board Support Library*, en inglés) de TI para realizar test básicos en el DSP y sus periféricos embebidos. Se ejecuta tanto en el arranque del DSP como a una frecuencia determinada por el usuario profesional encargado de la supervisión y mantenimiento de la PIP, que en un principio se ha establecido en una vez cada 24 horas. También lo puede lanzar manualmente el usuario por medio de la interfaz.

Las pruebas más importantes realizadas son para los periféricos códec, RAM interna, McASP y Flash externa. Como muestra de ejemplo se analiza el caso de la RAM interna, para la que por ejemplo se puede escribir un patrón de datos específico en dicha memoria y a continuación se comprueba que lo que se ha escrito efectivamente es lo correcto. La comprobación se puede realizar a nivel de palabra de 32 bits:

```
// Comprobamos la memoria interna desde byte 0x10000 a byte 0x40000
...
// Rellenamos el rango de la memoria con un valor
for (i = start; i < end; i+=4)
{
    *((Uint32 *)i) = val;
}
...
// Verificamos la escritura
for (i = start; i < end; i+=4)
{
    if (*((Uint32 *)i) != val)
        return 1;
}

return 0;
...
```

A continuación se compara bit a bit dentro de cada palabra:

```
...
// Leemos 1's y 0's
mask = 1;
for (i = 0; i < 32; i++)
{
    // Probamos '1' en la posicion i
    *pdata = mask;
    if (*pdata != mask)
        return 1;

    // Probamos '0' en la posicion i
    *pdata = ~mask;
    if (*pdata != (~mask))
        return 1;

    mask = mask << 1;
}
return 0;
...
```

5.2. Implementación software

5.2.5. Módulo de procesamiento de las bioseñales

Este módulo se corresponde con una tarea TSK que se puede lanzar con máxima prioridad cuando se completa el proceso de recepción de datos procedente de alguno de los SI y su almacenado en las colas correspondientes.

A partir de los algoritmos de procesado de señal implementados experimentalmente en Matlab, se genera por medio de la herramienta CCS el código C optimizado que se ejecuta en la tarea TSK. Para tal fin se realizan dos pasos. En el primero se comprueban los algoritmos desarrollados mediante la generación de funciones C-MEX de Matlab. Este comando es el mismo tanto en la generación de funciones C-MEX como en la generación de funciones C, y se diferencia por las opciones especificadas según el caso. En el segundo paso se genera el código C empotrable en la PIPM, que puede compilarse como una librería mediante CCS y cargarse en la plataforma.

Este proceso se ha seguido con todas las subrutinas de que consta el algoritmo de procesado Matlab siguiendo las guías de diseño de la metodología Harmony.

Comprobación del algoritmo: generación de funciones c-Mex

En este primer paso, no se genera código C fuente sino que se crea una función C-MEX ejecutable desde Matlab. De este modo se puede verificar que al pasar a código C el algoritmo original sigue comportándose del mismo modo, evitando que sus prestaciones pudieran haber sido alteradas a causa de la conversión.

Con este objetivo se utiliza el pragma `%#eml` en la función Matlab que se desea comprobar. Después, desde la línea de comandos Matlab se introduce:

```
emlc -o nombrefuncionx -report nombrefuncion.m -eg{z}
```

Donde,

- `o`: indica que se genera función C-MEX.
- `report`: indica que se genera un informe de compilación.
- `eg{z}`: la entrada de la función se especifica en la variable `z`.

La nueva función generada puede ser llamada en el entorno Matlab del mismo modo que una función Matlab ordinaria. Así, simplemente sustituyendo la función original por su correspondiente función C-MEX se puede comprobar si el código generado realiza la misma función que el código original Matlab. En la captura de pantalla de la Figura 4.24 se muestra la generación de una función C-MEX para la subrutina de un algoritmo para la detección de caídas.

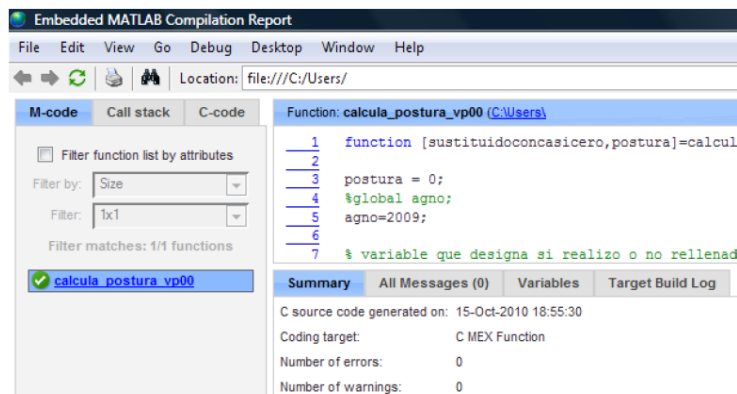


Figura 4.24. Informe de compilación C-MEX de una subrutina del algoritmo de detección de caídas.

Capítulo IV: Resultados

Generación de código c

Una vez verificada la función, se genera el código fuente, obteniendo la función C y los demás archivos necesarios para su compilación. Para tal fin desde la línea de comandos se introduce:

```
emlc -c -T RTW -report nombrefuncion.m -eg{z}
```

Donde,

- *c*: indica que se genere código c.
- *T RTW*: genera código C empotrable y lo compila en una librería.
- *report*: indica que se genere un informe de compilación.
- *eg{z}*: la entrada de la función se especifica mediante un ejemplo en la variable z.

En la Figura 4.25 se muestra una captura de pantalla de la compilación en lenguaje C de la subrutina, como paso previo a su compilación y carga en el prototipo de la PIPM mediante CCS. Cabe destacar que se produce un incremento del código generado (en torno al 15%) si se compara el tamaño de los scripts matlab *.m* originales a los ficheros *.c* generados debido al añadido de algunas librerías matemáticas en la compilación necesarias para ejecutar el algoritmo matemático en el DSP. Se pueden consultar más detalles de la eficiencia de código (tamaño y tiempo de ejecución) para el caso de aplicación de la detección de caídas en la sección 6.1.

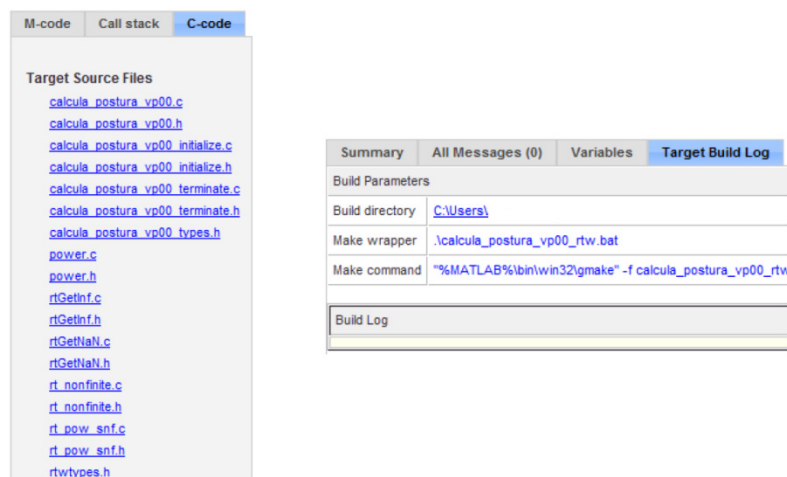


Figura 4.25. Detalle del informe de compilación de la función C de la subrutina.

5.3. Otros aspectos de implementación

5.3.1. Caracterización Funcional

Se han definido tres modos de operación para una estimación del consumo de la PIPM de acuerdo a la carga de trabajo soportada por la CPU del DSP, así como la de sus periféricos activos:

1. Operación normal. Todos los periféricos usados por la PIPM están operativos. La carga de trabajo de la CPU del DSP es del 60%.

5.3. Otros aspectos de implementación

2. Modo de configuración: si la PIPM está siendo configurada por el usuario profesional a través del puerto de infrarrojos, por lo que debe activarse tanto el periférico GPIO a través del cual se comunica el transceptor con el DSP, como el módulo LCD que se comunica con el DSP a través del periférico I2C0. También se activa el periférico I2C1 para monitorizar la batería. La memoria Flash debe estar operativa porque puede que haya que guardar algún parámetro de configuración, pero su utilización se verá sensiblemente reducida respecto del modo de operación anterior. Por otra parte, se presupone que no se está llevando a cabo ninguna comunicación con los transceptores ni ejecutando en el DSP algoritmos de procesamiento de señal. La carga de la CPU por tanto se reduce al 35% porque se limita a la ejecución de rutinas de control, no de procesamiento de señal.
3. Ahorro energético: el DSP detiene cualquier comunicación con los periféricos y la CPU ejecuta solo rutinas de control, así que su carga es del 25% aproximadamente. La frecuencia de la CPU se disminuye hasta los 9.375MHz para disminuir al máximo la demanda a la batería.

A continuación se muestra de forma resumida la operación de los principales periféricos de la PIPM exceptuando el DSP.

El transceptor Zigbee recibe muestras de datos de los SI de su entorno a una frecuencia configurable bajo demanda, e intercambia con estos sensores eventos–alarmas y parámetros de calibrado–sincronización. Presenta cuatro modo de operación: está dormido por defecto (mínimo consumo) y cada segundo se despierta y pasa al modo activo. Se pueden distinguir a su vez dos estados según se encuentre activa la parte de radiofrecuencia (máximo consumo) o no.

El transceptor BT permite cada segundo el intercambio de información entre la PIPM y la Pasarela. Dispone de distintos modos de operación en función del consumo y, de manera análoga al transceptor Zigbee, está dormido por defecto y pasa al modo activo cuando se establece una comunicación con la Pasarela. En este modo se vuelven a distinguir dos estados dependiendo de si la parte de radiofrecuencia se encuentra activa (máximo consumo) o no.

El transceptor de infrarrojos está por defecto en modo de ahorro energético (mín. consumo) y pasa a modo activo durante el periodo de tiempo en el que la PIPM es reprogramada desde un PC por el usuario especializado.

La memoria Flash opera de manera normal durante el 75% del tiempo cuando se utiliza como memoria de programa (acceso en lectura), operando el resto del tiempo como memoria de datos. Sin embargo, cuando la PIPM está siendo reprogramada, la memoria funciona sólo como memoria de datos. El consumo varía con el tipo de operación que se realiza: lectura, escritura o borrado. Durante los periodos de inactividad (las líneas de datos y direcciones no cambian) la memoria está en modo de bajo consumo.

La pantalla LCD, por defecto, no muestra información por pantalla (mín. consumo) y se enciende cuando el usuario pulsa los botones para interactuar con él (máx. consumo) y cuando se configura la PIPM desde un PC (consumo reducido).

La etapa de audio está por defecto en modo de bajo consumo y se activa para reproducir mensajes de audio.

El módulo de alimentación–supervisión funciona sin parar.

Como se puede observar a partir de los datasheets de los dispositivos involucrados, el mayor consumo de la PIPM procede de los transceptores del módulo de comunicaciones junto con la

Capítulo IV: Resultados

CPU del DSP. Esta es la razón por la que se persigue una minimización de la cantidad de tiempo en que los primeros están despiertos por medio del protocolo *Master-Command Sensor-Data Medium Access Control* (MCSD-MAC). Este protocolo define una serie de slots de transmisión y recepción dentro de una supertrama inspirada en los modos de comunicación entre la PIPM y los SI analizados en la descripción funcional de la plataforma. La longitud de estos slots es configurable por la PIPM. El transceptor Zigbee puede reducir su consumo poniéndose a dormir en los periodos de tiempo en que no tiene que enviar o recibir ningún dato, así como desactivando su etapa radio. Además el protocolo propuesto busca minimizar los errores de la capa física de los estándares inalámbricos 802.15.4 para la transmisión de datos en tiempo real, que se refieren en el capítulo de Líneas Futuras de investigación. Para un mayor detalle del protocolo MCSD-MAC se puede acudir a la publicación (Naranjo-Hernández, 2011a).

Consumo y elección de la batería

TI proporciona en su página web una aplicación Excel que estima el consumo del DSP a partir de diferentes parámetros como las frecuencias de operación de la CPU y de sus periféricos embebidos, o los porcentajes de utilización de los mismos (Cobb, 2011). Los resultados obtenidos en función de los modos de operación expuestos se muestran en la Tabla 4.11:

Tabla 4.11. *Consumo del DSP.*

| Consumo | Núcleo | Módulo E/S | Total |
|---------------|-----------|------------|-----------|
| Normal | 460 mA | 47.27 mA | 507.27 mA |
| Configuración | 369.16 mA | 32.42 mA | 401.58 mA |
| Ahorro | 90,83 mA | 4.54 mA | 95.37 mA |

Para el resto de componentes que forman parte de la PIPM se han usado los datos de consumo de sus hojas de características y se ha descrito matemáticamente el consumo de la PIPM en función del número de horas n , que la batería puede hacer frente a esa demanda.

La elección de la batería ha de maximizar la autonomía del prototipo preindustrial, dado el carácter portable de la PIPM, y minimizar el tamaño para que sea discreto y se preserve la condición médica del usuario. Se realizó una evaluación mediante Matlab con baterías de polímero de Litio con capacidad nominal superior a 1000mAh y pequeñas dimensiones, y el resultado de dicho estudio ha sido la batería AE385067P de Vizhuel, cuyas características eléctricas y mecánicas se pueden ver en la Tabla 4.12 y la Figura 4.26. Las dimensiones de las baterías consideradas han hecho que minimizar el tamaño tenga prioridad frente a maximizar la autonomía.

Tabla 4.12. *Batería seleccionada.*

| Modelo | Fabricante | Capacidad Nominal (mAh) | Vol (mm ³) | Autonomía (h) |
|-----------|------------|-------------------------|------------------------|---------------|
| AE385067P | Vizhuel | 1300 | 13477.77 | 14.59 |

5.3. Otros aspectos de implementación

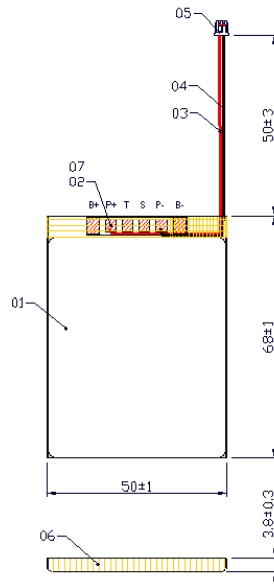


Figura 4.26. Dimensiones mecánicas de la batería, imagen tomada de Vizhuel.

Si se define un periodo de 0.5 segundos entre los slots de recepción de la PIPM, se establece un protocolo de transmisiones en bloques de diez muestras entre los sensores inteligentes y la plataforma junto con otros datos de configuración, y se supone que la CPU está en modo de bajo consumo el 75% del tiempo, se obtiene una autonomía de 14.59 horas para la batería elegida. Una batería con el doble de capacidad nominal proporcionaría una autonomía de 42,13 horas, pero no fue elegida en el proceso de diseño debido a su mayor tamaño y coste.

A partir de este resultado el objetivo es extender la operación de la PIPM a 24 horas diarias, esto es, un día completo de operación ininterrumpida. Con este fin se pueden realizar técnicas de reducción del consumo consistentes en la óptima conmutación entre los modos de operación citados. Desde un punto de vista software se precisa de la correcta gestión y ejecución del módulo de ahorro energético e incluso la disminución de la frecuencia de la CPU en otros modos que no sean el de ahorro energético si procede y sin perjuicio del rendimiento del procesamiento realizado por el DSP. Además, dado que no es necesario que el usuario porte constantemente la PIPM, esta puede cargar su batería mientras permanece en un sitio fijo, por ejemplo, mientras come o duerme. Por último, si se emplean dos baterías en lugar de una, se duplicaría la autonomía temporal de la PIPM.

5.3.2. Metodología Harmony para el desarrollo de la PIPM

Para el desarrollo hardware y software de la PIPM y su evaluación se ha acudido a la filosofía de diseño de Harmony junto a las técnicas de optimización software para sistemas empujados descritas en el capítulo de Materiales y Métodos. Ambas aproximaciones tienen muchas similitudes al establecer ciclos cortos de evaluación de naturaleza iterativa.

El proceso Harmony aplicado al desarrollo de sistemas empujados (*Harmony/ESW*, en inglés (Douglass, 2009)) identifica cinco vistas clave de la arquitectura del sistema a desarrollar: arquitectura de componente y sistema, arquitectura de distribución, arquitectura de gestión de recursos y concurrencia, arquitectura de fiabilidad y seguridad, y arquitectura de despliegue o implementación. Pese a que se ha tratado de prestar atención a todas las vistas, la arquitectura de despliegue o implementación, al involucrar diferentes disciplinas ingenieriles, y en particular

Capítulo IV: Resultados

el codesarrollo hardware y software, ha centrado la implementación de la PIPM en la Tesis Doctoral. Además permite la integración más eficiente de las tendencias tecnológicas emergentes en la plataforma personal durante su desarrollo. En este contexto del codesarrollo, Harmony/ESW enlaza con lo que se denomina comúnmente ingeniería de sistemas (Harmony/ES (Hoffman, 2008)).

La arquitectura de implementación de forma general especifica las responsabilidades de los elementos desde diferentes disciplinas ingenieriles y cómo estos elementos interaccionan entre ellas. En el desarrollo de aplicaciones con especiales requisitos de ejecución en tiempo real mediante sistemas empotrados, como ocurre con la PIPM, las disciplinas más relevantes que se han tenido en cuenta incluyen el software, la electrónica digital, la electrónica analógica y la mecánica. Conforme se fue definiendo el hardware de la PIPM, la arquitectura de implementación se enfocaba a la identificación de cómo el software mapea en la electrónica digital elegida, para lo cual se pueden emplear herramientas de modelado (como *UML* y en particular *SysML* (SysML, 2011)). Por otra parte, en sistemas como la PIPM, con un fuerte grado de codesarrollo con diferentes asignaciones hardware/software a diversos niveles, las tecnologías son evaluadas frente a un conjunto ponderado de criterios de diseño o de efectividad, que definen una función de coste a optimizar. De entre estos criterios para el desarrollo de la PIPM se han tenido en cuenta los siguientes: rendimiento, precisión, seguridad, robustez, propiedades físicas del sistema, coste, mantenimiento y extensibilidad escalabilidad.

Desde un punto de vista del desarrollo software, más relacionado con las prestaciones de Harmony/ESW, se ha prestado especial atención a los siguientes aspectos:

- Ejecución Frecuente: para identificar de forma inmediata posibles defectos mientras se desarrolla la aplicación, se compila y ejecuta inmediatamente de forma incremental.
- Ejecución frente a expectativas: no basta con compilar y ejecutar el sistema parcialmente desarrollado de forma recurrente, sino verificar que hace “lo correcto” según las expectativas que se tengan de la operación de la PIPM.
- Continua realimentación: así se asegura que la PIPM está haciendo lo correcto. Una regla que se ha seguido es la de no dejar transcurrir más de diez minutos sin comprobar que lo hecho hasta el momento es lo correcto.

Teniendo en cuenta todos estos puntos se ha prestado especial atención a la construcción de un nanociclo para la implementación software de la PIPM, aspecto clave del desarrollo de Harmony para sistemas empotrados. El principio de funcionamiento de este nanociclo es sencillo, significa que hay que empezar a ejecutar los modelos muy pronto en el ciclo de desarrollo. Desde un punto de vista práctico significa que el flujo de trabajo básico desarrollado es el mostrado en la Figura 4.27, que ilustra la idea básica de progresar en series de cambios pequeños e incrementales, cada uno de los cuales es validado antes de seguir progresando en el desarrollo.

5.3. Otros aspectos de implementación

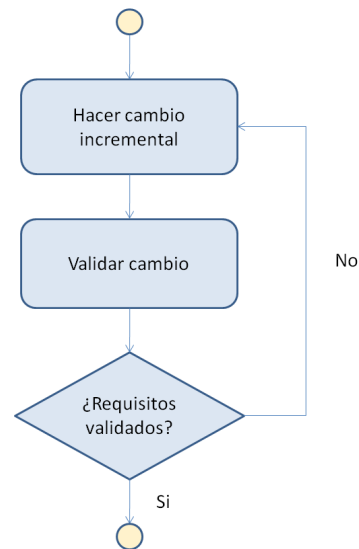


Figura 4.27. *Nanociclo de desarrollo software.*

De esta manera se van a generar un conjunto de modelos parciales, que no dejan de ser segmentos de código asociados a un componente hardware de la PIPM, y que son ejecutados y depurados frecuentemente. Este proceso se ha realizado mediante cuatro actividades primarias:

- Generación frecuente de código fuente: como máximo cada hora.
- Depurado: mediante tests informales que se aplican con herramientas de depurado, como las que proporciona CCS.
- Testeo unitario: se crean pruebas unitarias aplicadas durante el nanociclo.
- Incorporación de cambios disponibles: los cambios testeados y validados han de incorporarse lo antes posible al código desarrollado.

6.1. Aplicación a la detección de caídas

6. Evaluación de la PIPM

6.1. Aplicación a la detección de caídas

En esta sección se presentan los resultados principales obtenidos de dos de los módulos más relevantes de la PIPM, como muestra de la correcta operación de la plataforma para el caso de aplicación analizado. Por un lado se establecen las principales características del módulo de procesamiento de las señales de acelerometría para la detección de caídas. Por otro lado se analizan las características más reseñables del módulo de comunicaciones en el enlace entre la PIPM y el InD para un enlace directo por medio de tecnología móvil (especialmente útil en escenarios externos), y la gestión de las notificaciones enviadas. Por último se recalcan los resultados obtenidos de autonomía gracias al enfoque distribuido propuesto así como las características de operación en tiempo real del sistema de detección.

6.1.1. Estado del arte de la detección de caídas

La capacidad de medir el movimiento humano pretende mejorar la vida independiente de la ciudadanía y en especial, de dos grupos poblacionales especialmente importantes: las personas mayores y los pacientes con patologías crónicas. En este caso resulta de gran interés la estimación del gasto energético asociado al desempeño de una actividad física. En concreto cabe destacarse las ventajas que proporciona la monitorización del movimiento humano para la personalización de tratamientos relacionados con patologías cuya sintomatología puede verse influenciada por la realización de dicha actividad, como es el caso de la diabetes y la dosis pertinente de insulina (Amati, 2009), o para estimar la generación de productos del metabolismo causantes del síndrome urémico, en el caso de pacientes con insuficiencia renal crónica. Otra ventaja asociada a la monitorización del movimiento humano es la medida de ADL (Naranjo-Hernández, 2011b), con la que se puede controlar el desarrollo de la actividad diaria del usuario monitorizado. Las aplicaciones en este campo son variadas, desde las destinadas a fines médicos como la rehabilitación ante lesiones traumatológicas, limitaciones físicas o el control de obesidad, hasta las orientadas a cuestiones más estéticas como el control fitness remoto domiciliario. Por último conviene destacar los resultados obtenidos para el estudio del andado (*gait analysis*, en inglés) y las afecciones relacionadas mediante aproximaciones biomecánicas (Sant'anna, 2010).

Las caídas, sin embargo merecen un tratamiento especial puesto que suponen un riesgo importante para las personas mayores dada la severidad de las lesiones que causan en ellas (Hyndman, 2002; Rajendran, 2007), teniendo una demostrada relación con la morbilidad y la mortalidad en este grupo poblacional (OMS, 2010). La detección de caídas está acaparando desde hace tiempo un significativo esfuerzo en investigación (Hyndman, 2002, Lord, 2007), ya que se ha convertido en un serio problema de salud pública relacionado con un crecimiento significativo de un grupo de población tan importante como son las personas mayores (Chen, 2007, Foroughi, 2008). Además, las caídas representan una carga importante dentro del gasto público sanitario, que se va a ver incrementado notablemente en los próximos años debido a la inversión de la pirámide poblacional. Una detección temprana de la caída aumenta la tasa de supervivencia, reduce el gasto médico derivado y disminuye el tiempo medio de retorno a una vida independiente.

A partir de este momento la revisión del estado del arte se va a centrar específicamente en la problemática de la detección de caídas, que es el principal contexto de aplicación en el que se desenvuelve la PIPM.

Capítulo IV: Resultados

Sistemas para la detección de caídas

Ha habido numerosos intentos para implementar un sistema que detecte las caídas de una manera robusta y eficiente. De hecho, la mera definición de caída puede ser una tarea compleja (Lord, 2007), en la medida que su fenomenología tiene una gran variedad de casos. Una búsqueda en IEEEXplore (IEEExplore, 2011) con los términos “fall detection” muestra 396 resultados desde 2009. Esto es un buen ejemplo de la importancia del problema y representa una muestra significativa de los grandes esfuerzos que están teniendo lugar para la implementación y comercialización de sistemas de detección de caídas, así como de la naturaleza competitiva de esta área de investigación.

Los sistemas de detección de caídas que han sido empleados hasta el momento pueden clasificarse como aquellos que detectan las caídas de manera automática o los que necesitan una notificación manual por parte del usuario (Chen, 2007). Los últimos tienen la gran desventaja de que si la persona accidentada pierde la consciencia, no puede informar acerca de la caída. Dentro de los primeros, ha habido varias aproximaciones utilizadas para adquirir las señales relacionadas con los eventos de caídas, empezando por el uso de sistemas de visionado por cámara (Doukas, 2011; Auvinet, 2011), láseres (Hirata, 2008) o infrarrojos (Srinivasan, 2007), interruptores en los zapatos de las personas monitorizadas (Barrett, 2008), sensores de presión integrados en las sillas (Knight, 2008), en el suelo para la implementación de modelos biomecánicos (Michel-Pellegrino, 2007) o barométricos (Bianchi, 2010), el estudio de la vibración y el sonido causado por la caída del cuerpo en el suelo (Popescu, 2008; Zigel, 2009) o mediante aproximaciones de campos eléctricos cercanos (Rimminen, 2010).

Una buena muestra de estas soluciones se encuentra desde hace varios años disponibles en el mercado al haber alcanzado la fase comercial. Sin embargo la gran mayoría adolece de una clara falta de interoperabilidad que origina importantes limitaciones en su funcionalidad. Se muestran a continuación algunos casos con más detalle:

- Medallón o reloj de pulsera: Con un botón que se activa por el sujeto en caso de caída provocando una conexión telefónica con el centro de teleasistencia. Es el sistema más extendido actualmente. Sin embargo, presenta el inconveniente principal comentado de que es un sistema de alarma no automático por lo que el individuo víctima de la caída debe estar consciente para alertar de la misma.
- Detector de actividad: Se pretende detectar la actividad inusual de la persona en algún lugar del hogar, y a partir de ella determinar la existencia de una posible caída, mediante detectores de presencia como sensores infrarrojos piroelectrónicos (LeBellego, 2006). Los inconvenientes de estos detectores es que no son sistemas autónomos ni portables.
- Detectores de impacto piezoeléctricos y detectores de inclinación (Williams, 1998; Tamura, 2000): El cálculo de la inclinación del sujeto es un método sencillo para determinar si se ha producido una caída. Estos sistemas se implementan con dispositivos electrónicos muy simples y relativamente pequeños que detectan únicamente si el individuo yace en posición horizontal o no. Esta información, junto con el conocimiento del ADL del sujeto, permite la estimación de posibles caídas, aunque la fiabilidad del sistema puede mejorarse al añadir un sensor de impacto al de inclinación. Estos dispositivos pueden realizar monitorización on-line del sujeto durante gran parte del día, siempre que permanezca en entornos conocidos, como puede ser el hogar. Este sin duda es su mayor inconveniente, al no permitir monitorización en escenarios exteriores.
- Análisis basados en frecuencias acústicas: Las caídas se detectan al analizar por las componentes frecuenciales de las vibraciones que causan el impacto en el suelo. Nuevamente el inconveniente principal es que no son sistemas portables (Litvak, 2008).
- Análisis basados en video (Folgado, 2009): se va a monitorizar los movimientos del paciente en tiempo real por medio de canales de video. Presenta como grandes

6.1. Aplicación a la detección de caídas

desventajas que no es un sistema ubicuo, ya que necesita una infraestructura para la toma de video lo que limita la detección a zonas concretas, además de no ser un sistema portable.

Todos los sistemas comentados con anterioridad tienen una característica común, que es la de no emplear información cinemática para sus cálculos. Sin embargo, desde el comienzo de este campo de investigación y preferentemente durante la última década, una gran mayoría de los dispositivos sensores empleados están basados en medidas cinemáticas, a partir de goniómetros, giróscopos (Bourke, 2008), y especialmente acelerómetros (Curone, 2010; Narayanan, 2010; Weiss, 2010; Khan, 2010)). Los acelerómetros son los que más ventajas presentan: responden a la frecuencia y a la intensidad del movimiento, permitiendo la adquisición de importantes características de las caídas, como la intensidad del impacto a diferentes frecuencias y la estimación postural del usuario. Además, el avance tecnológico en el campo de los sistemas micro-electromecánicos MEMS ha hecho posible la producción de acelerómetros comerciales en miniatura, baratos, de bajo consumo y fiables, que permiten un fácil posicionamiento del sensor para más comodidad del usuario y mayor discreción. Otra gran ventaja de los sistemas basados en acelerometría es que dan lugar a medidas indirectas sobre el gasto energético asociado a la actividad física del usuario, donde la literatura es abundante (Bouten, 1997; Crouter, 2006; Plasqui, 2007) y también existen soluciones comerciales (Actigraph, 2011).

Existen numerosos trabajos que emplean sensores cinemáticos para la detección de caídas. En (Luo, 2004) por ejemplo se incluyen hasta tres acelerómetros biaxiales que analizan las componentes x e y de la aceleración. Sin embargo, aunque el sistema es capaz de generar alarmas en tiempo real, su portabilidad en cualquier escena no es posible. Por otro lado, el uso de tres sensores implica tanto un espacio en placa más grande, y por tanto mayor incomodidad del usuario que lo porta, junto al incremento del coste del dispositivo. Este problema también lo presenta (Hwang, 2004) al emplear acelerómetros triaxiales, un sensor de inclinación y un giroscopio. Un inconveniente común a los sistemas basados en la medida de aceleraciones es que están mayoritariamente restringidos al hogar del usuario, dejándolo desprotegido cuando tiene que abandonarlo o al desnudarse (Mathie, 2001). Esta última situación es incluso más peligrosa puesto que normalmente coincide con que el usuario está en el baño o en la habitación, donde es más probable que sufra una caída (Padilla, 1998). Unido a esto, debe tenerse en cuenta la importancia de la localización del dispositivo en el cuerpo humano. Hay un consenso general en que este emplazamiento debe ser cercano al centro de la gravedad del sujeto, esto es, en la espalda, en el plano mediano a la altura del sacro (Bouten, 1997; Mathie, 2001) lo cual no es un requisito cumplido por todos los sistemas de monitorización (Mathie, 2004). Kangas y cols. (Kangas, 2007) subrayó el buen funcionamiento de los detectores basados en un umbral de impacto seguido de una detección postural por medio de acelerómetros localizados en la cintura del usuario. Este tipo de tecnología también es empleada en soluciones comerciales (Tunstall, 2011; Brickhouse, 2011; Ilife, 2011; Lifeline, 2011) aunque no se ofrecen muchos detalles acerca de la fiabilidad del dispositivo. Por ejemplo, el método empleado en (Tunstall, 2011) dio lugar a un 90% de éxito en la detección de caídas, pero al usar maniqués de madera para la validación del sistema, este adolece de falta de personalización. Por todas las razones comentadas, el estudio se va a centrar a continuación en la detección de caídas basada en acelerómetros.

Desde un punto de vista del procesamiento de la señal acelerométrica, se puede distinguir entre aquellos sistemas que realizan una pre-detección de la caída de los que no lo hacen. Respecto de los primeros, destacan los trabajos de Wu y Xue (Wu, 2008) y Bourke y cols. (Bourke, 2007a), los cuales, por medio del análisis de la velocidad de la velocidad de caída del tronco humano,

Capítulo IV: Resultados

obtuvieron algunos resultados muy destacables. Sin embargo, nuevamente la personalización del sistema podría mejorarse se previera en el diseño la posibilidad de adaptar los umbrales al usuario. Además, el uso de múltiples sensores junto con una excesiva tasa de transmisión podría limitar la autonomía de potencia del sistema, además de repercutir en una mayor incomodidad del usuario dificultando su discreción. Este inconveniente es común a (Lindemann, 2005), que muestra resultados off-line con tasas de sensibilidad y especificidad destacables para un detector de caídas situado en la cabeza a modo de audífono, sin embargo a la no detección en tiempo real se une la posición del sensor que lo hace visible y por tanto podría disminuir su aceptación.

Hay varios acercamientos entre los sistemas que detectan caídas con posterioridad al instante de ocurrencia del evento, desde aquellos que emplean redes neuronales (Giansanti, 2008) a los que realizan un análisis en términos de umbrales de aceleración vertical (Bourke, 2007b), así como los basados en el impacto y la posterior determinación de la postura del usuario para un largo periodo de ausencia de movimiento (Jeon, 2007; Karantonis, 2006). Una de las principales desventajas de esta última técnica, además del retraso necesario para la confirmación de la caída, es la ansiedad causada en el paciente cuando no recibe durante un periodo de tiempo un mensaje de confirmación explicando que la asistencia médica está en camino. Además, posteriores intentos del paciente para ponerse de pie pueden dar lugar a la aparición de falsos negativos. Por otra parte, en (Marschollek, 2008), se calculan periodogramas por medio de los datos adquiridos por un sensor de acelerometría triaxial con objeto de detectar patrones comunes que alimenten modelos de aprendizaje de máquina (*machine-learning*, en inglés), los cuales tienen la misma desventaja que las redes neuronales: es necesario un conjunto grande de datos experimentales para optimizar su operación, lo que incrementa su carga de procesado, y por tanto, su consumo. Por otra parte en (Barralon, 2006) y (Khandoker, 2006) emplean la transformada wavelet. Esta herramienta matemática es poderosa y dota de grandes prestaciones al algoritmo de detección, sin embargo dificulta las posibilidades de monitorización on-line en tiempo real por los recursos consumidos en sistemas portables.

Del estudio del arte presentado se extrae que todavía no ha sido implementado ningún dispositivo capaz de cubrir todos los requisitos necesarios para una detección de caídas de forma eficaz que permita una detección en tiempo real para cualquier escena. En los casos en los que se realiza un análisis en tiempo real, el diseño del dispositivo no permite la monitorización en todas las situaciones de alto riesgo, como son cuando el paciente va al baño o sale de su hogar. Además, muy pocos estudios tratan convenientemente o al menos mencionan la necesidad de personalización y de adaptación al medio en el que el individuo se desplaza, ni están realizados sobre sujetos en situaciones cotidianas con lo que pueden no ser suficientemente fiables. Por último y no menos importante, prácticamente ninguno de los sistemas de detección presentados se discute la sostenibilidad e inclusividad de las soluciones propuestas. Para hacer frente a estas carencias, el Grupo de Ingeniería Biomédica ya presentó resultados reseñables (Prado, 2002) de un SI gestionado por la PIPM cuyo diseño final es un dispositivo barato, pequeño, biocompatible, ligero e impermeable que el usuario no necesita quitarse, y por tanto, permite una monitorización 24x7 en cualquier contexto y escenario. Estos resultados están protegidos por una patente (Roa, 2002) y una mejora de la misma atendiendo a los avances tecnológicos y a la optimización de los modos de funcionamiento (Roa, 2010) del sistema.

6.1. Aplicación a la detección de caídas

6.1.2. Sistema de detección de caídas propuesto

El sistema de detección de caídas que se presenta en la Tesis Doctoral trata de hacer frente a las carencias señaladas a lo largo de la sección anterior mediante un procesamiento distribuido entre el SI y la PIPM que persigue una rápida detección de caídas y el menor consumo energético, y persigue una supervisión 24/7 del usuario tanto dentro como fuera del domicilio. Para tal fin se contemplan dos escenarios para la operación del sistema, uno exterior en el que el actor porta la PIPM y otro interior en el que no tiene por qué hacerlo, i.e., puede dejarla conectada a la red eléctrica para no agotar la batería. Los actores que determinan las escenas en las que se desenvuelve el sistema son fundamentalmente dos, no excluyentes. Por un lado se tiene aquel interesado, como complemento a la detección de caídas, en la monitorización del movimiento humano en un escenario interior para diversos fines, como el control de obesidad o la rehabilitación, y que puede corresponder a una amplia variedad de personas de diversa condición física y edad. Por otro lado se tienen aquellos actores que desean únicamente la detección de caídas, que puede ser crítica para su condición física como es el caso de las personas mayores, en cualquier escenario interior o exterior. En esta sección y las siguientes se atiende principalmente esta segunda escena.

Se puede considerar a efectos funcionales y de operación que el sistema de detección de caídas propuesto está compuesto principalmente por dos subsistemas: el subsistema de monitorización, encargado de la captura y transmisión de la información procedente de los SI; y el subsistema de detección, que procesa dicha información y es capaz de generar eventos o notificaciones alertando de situaciones de riesgo correspondientes al usuario monitorizado. Aunque en esta sección y por motivos de concreción, la aplicación del sistema se ha centrado en un caso concreto, la detección de caídas, es conveniente remarcar que la metodología para el diseño del sistema distribuido que se propone permite generalizar los resultados obtenidos a distintos contextos socio-sanitarios.

El sistema está inmerso en una RSI y está compuesto por el prototipo preindustrial de la PIPM, y por un conjunto de SI (pulsioximetría, presión sanguínea, etc.), entre los que destaca la Unidad de Acelerometría Inteligente (IAU), como se puede observar en la Figura 4.28. En la implementación, y para un escenario exterior, se contempla un enlace directo entre la PIPM y el InD (línea discontinua de color rosa) mediante un transceptor GSM/GPRS. Como se ha referido en anteriores ocasiones, el diseño multimodal de la PIPM permite la óptima gestión multisensora, aunque de ahora en adelante se centrará el análisis principalmente en un SI, la IAU, que es el que se adquiere especial relevancia en este caso de aplicación y está patentado por el GIB.

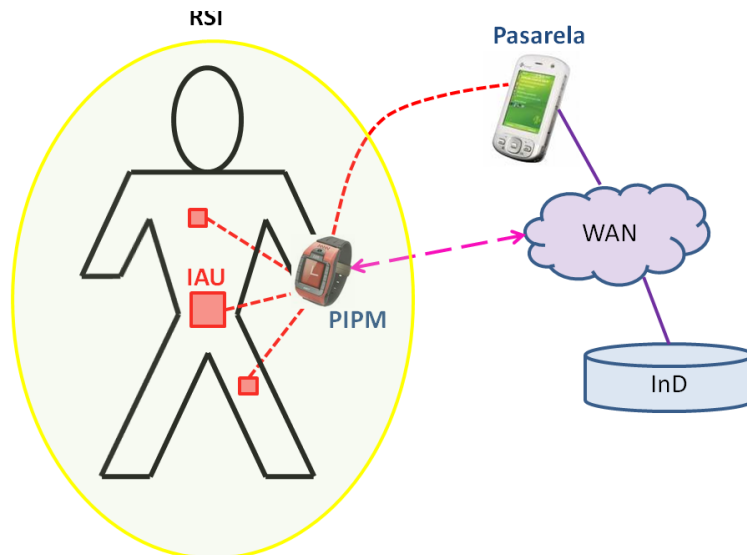


Figura 4.28. Sistema de detección de caídas.

Las señales de aceleración son analizadas de forma distribuida entre la IAU y la PIPM mediante el paradigma bioinspirado propuesto en esta Tesis Doctoral.

Por un lado la IAU permite la monitorización del usuario en situaciones de alto riesgo de forma independiente al escenario y contexto del usuario, mediante la eliminación de las componentes de aceleración relacionadas con el movimiento relativo en la interfaz sensor-cuerpo humano mediante su colocación junto la piel del usuario. La IAU es un dispositivo biocompatible impermeable de pequeño tamaño y bajo consumo que está compuesto principalmente por un acelerómetro triaxial con un rango dinámico de $\pm 2g/\pm 6g$ y una frecuencia de muestreo configurable que va desde los 40Hz hasta los 2560Hz en múltiplos de 40, un microcontrolador PIC (Peripheral Interface Controller) con un algoritmo embebido capaz de detectar “impactos” (ver la Figura 4.29) en una primera etapa de procesado, que son potenciales caídas, y un transceptor Zigbee para su comunicación con la PIPM. Se ha diseñado para ser portada como un parche adhesivo en la espalda del usuario asistido en la altura del sacro, que está cerca del punto de equilibrio del cuerpo humano, como comúnmente es referido en la literatura (Bouten, 1997). La IAU (Jiménez, 2007) puede realizar un preprocesado de las señales muestreadas a una frecuencia mayor de la necesaria para estimar parámetros cinemáticos y posturales con mayor precisión. Un análisis más profundo del diseño actual de la IAU escapa del ámbito de la presente Tesis doctoral y para ello se refiere a (Naranjo-Hernández, 2011).

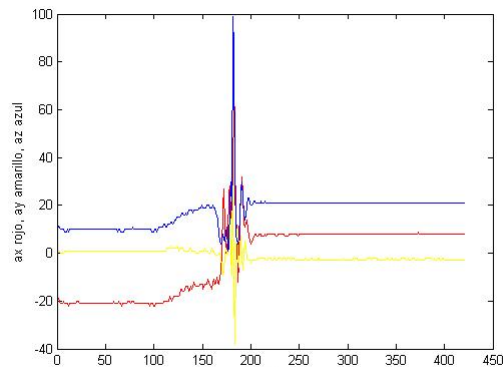


Figura 4.29. Ejemplo de señal de acelerometría a la salida de la IAU para un evento de impacto. Aceleración (eje y) frente a muestras en el tiempo (eje x).

6.1. Aplicación a la detección de caídas

Por otro lado la PIPM desarrolla una segunda etapa de procesado (ver Figura 4.30) de los datos acelerométricos previamente tratados por la IAU para confirmar si ha ocurrido o no una caída correspondiente al evento de impacto detectado por el sensor. Esta clasificación entre impactos y caídas de manera distribuida es una de las principales aportaciones del sistema de detección de caídas propuesto, y se logra mediante el “Modo de transmisión basada en eventos” descrito en el capítulo de Descripción Funcional de la PIPM. Por otra parte, y bajo demanda de la propia plataforma, se puede establecer el envío continuo de datos procedentes de la IAU para adaptar en tiempo real el sistema al entorno en el que se desenvuelve el usuario en cada instante, mediante la actualización de ciertos parámetros de la IAU y la PIPM. Esto se realiza mediante el establecimiento del “Modo de transmisión en tiempo real” en las comunicaciones IAU-PIPIM, que facilita la personalización del algoritmo al contexto y al usuario mediante el post-procesado de registros de datos acelerométricos de mayores dimensiones. Para más detalles de personalización del algoritmo se referencia la subsección 6.1.2.

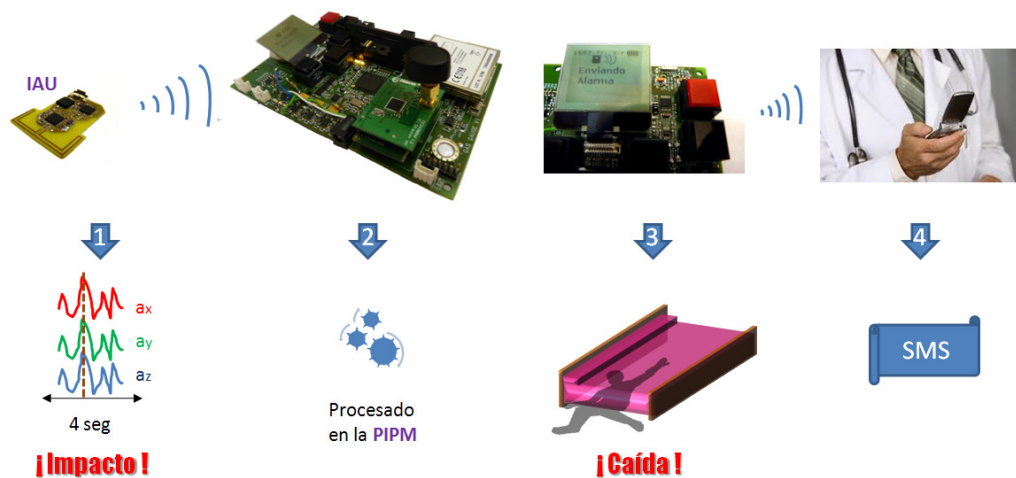


Figura 4.30. *Procesado Distribuido para la detección de caídas.*

El procesamiento distribuido de este sistema actúa emulando a los sistemas biológicos, al presentar un preprocesado local que evita la sobrecarga del nodo central (en este caso la PIPM), y en caso necesario un procesado más profundo en este nodo, el cual está dotado de una capacidad de cálculo mayor que los nodos periféricos (los SI). De ahí que se denomina al diseño como *bioinspirado*. Con esta metodología de procesamiento distribuida se consigue disminuir la carga de procesado en la plataforma y por tanto el flujo de datos entre dispositivos, repercutiendo directamente en una disminución del consumo del sistema.

Algoritmo de detección de caídas

El algoritmo de detección de caídas ejecutado por la PIPM segmenta los datos acelerométricos procedentes de la IAU en ventanas de corta duración con dos objetivos. En primer lugar para realizar una detección rápida para mayor tranquilidad del usuario. En segundo lugar reducir el consumo energético y por tanto obtener una mayor autonomía de la PIPM. Después de esta segmentación se realiza un doble análisis de umbrales al mismo y en tiempo real, teniendo en cuenta los buenos resultados obtenidos por cada análisis por separado. En caso de que ambos umbrales son excedidos en un segmento, se genera un evento de caída.

El análisis temporal para la detección de la postura se realiza por medio del cálculo de la variación del ángulo vertical de la aceleración estática en los segmentos, a partir de la cual se puede determinar la postura del usuario, y en concreto si se encuentra tumbado o no. Este análisis está basado en los resultados de (Karantonis, 2006) que emplean un acelerómetro triaxial y cálculos de trigonometría simple sobre las componentes estáticas de la aceleración. Por

otra parte, mientras se estima la postura del usuario, se realiza un análisis frecuencial con el objetivo de confirmar el impacto previamente detectado en la IAU en el segmento.

Para la confirmación del impacto se emplea una técnica frecuencial basada en la estimación de espectro lineal autorregresivo de Burg. Se ha apostado por modelos lineales dada su mayor simplicidad comparado con las técnicas no lineales. Además, ya que se trabaja con segmentos finitos y cortos de muestras de datos se han elegido técnicas autorregresivas. En concreto se ha empleado el modelado AR debido a su simplicidad para obtener el espectro, porque proporciona la estimación espectral máxima y debido a que las características predominantes del espectro son picos abruptos (Therrien, 1992) para los registros acelerométricos, sobre todo en actividades que dan lugar a impactos (como se puede observar en la Figura 4.31), que son posibles caídas. Además, se pueden observar los buenos resultados del modelado AR-Burg en un ámbito de aplicación similar, como es la estimación del nivel de temblor en las extremidades de pacientes afectados por Parkinson (Sarian, 2007). Por último, como contrapartida a otras técnicas utilizadas en el mismo contexto de aplicación, como la wavelet (Karel, 2010), no demanda una gran potencia de cálculo del DSP.

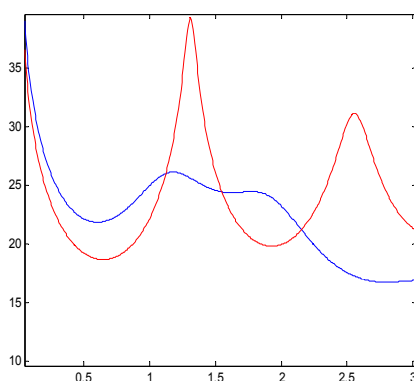


Figura 4.31. Ejemplo de espectro acelerométrico AR-Burg para una actividad de impacto (color rojo) y de no impacto (color azul).

Selección de orden del polo para el análisis frecuencial

Para la estimación del orden óptimo del modelo de Arburg empleado en el análisis frecuencial se han empleado los criterios detallados en el capítulo de Materiales y Métodos (AIC, CAT, FPE, MDL) y se ha programado una rutina en Matlab que implementa las funciones de coste de los criterios seleccionados. Todos ellos buscan el orden que minimice el error de estimación del modelo a través de funciones de coste. Si este orden es muy elevado (en concreto, si supera el máximo $N/2$, siendo N el número de muestras), se toma el valor en el que el valor criterio empieza a decrecer lentamente (Therrien, 1992). Conviene señalar que frecuentemente, cuando hay múltiples polos muy cercanos al círculo unidad, es necesario elegir un modelo de mayor orden para asegurar que estos polos están representados en el modelo. Sin embargo, en el caso de registros acelerométricos, no se ha observado la aparición de numerosos polos de magnitud cercana a uno.

La ejecución de las funciones de coste en Matlab para múltiples experimentos y segmentos de datos confirmaron la elección del orden sexto como el óptimo.

Etapas del algoritmo

Los pasos a realizar por el algoritmo para estimar las posibles caídas pueden dividirse en tres partes o etapas principales: cálculo de umbrales, algoritmo general y casos de riesgo. Por otra parte en el capítulo de Conclusiones y Futuras Líneas se comenta brevemente una cuarta etapa

6.1. Aplicación a la detección de caídas

que trata de mejorar la robustez del algoritmo mediante la estimación del desplazamiento espacial del sensor IAU.

En términos de filtrado para el preprocesado de la señal, los datos de aceleración proporcionados por la IAU (registros acelerométricos de 4 segundos de duración) son tratados por medio de los filtros detallados en (Karantonis, 2006) para estimar el ángulo vertical del usuario. Por un lado las señales de acelerometría son ruidosas por lo que resulta necesario un filtrado de mediana previo que reduzca los artefactos, normalmente producidos por el movimiento relativo del sensor en la interfaz con el cuerpo, y mejore la relación Señal-Ruido de la señal recibida. Por otro lado, dado que el acelerómetro mide la suma de todas las aceleraciones presentes en cada eje de aceleración, como son la componente de aceleración debida a la gravedad (componente estática) y la componente debida al movimiento del cuerpo (componente dinámica) entre otras, se debe realizar un segundo filtrado paso-alto con tal de separar la componente de aceleración gravitacional y la componente debida al movimiento del cuerpo y así conseguir una mejor detección de la postura del sujeto.

Los datos empleados para encontrar los umbrales así como para validar el algoritmo han sido tomados a partir de una batería de experimentos de laboratorio llevados a cabo por el GIB (Noury, 2007) y completados posteriormente (Estudillo-Valderrama, 2009b) (ver sección 6.1.3).

1. Primera etapa: cálculo de umbrales

En la primera parte el objetivo es encontrar los umbrales generales que se van a emplear en el algoritmo. Por esta razón se calcula el modelo AR-Burg de sexto orden del registro acelerométrico por completo para cada eje y cada actividad desempeñada por el usuario, y a continuación se obtiene el espectro frecuencial de estos modelos. Se ha observado que la mayoría de las actividades susceptibles de ser caídas tienen componentes frecuenciales por encima del umbral de 21dB en el rango frecuencia de los 2.25Hz a los 2.5Hz, como se muestra en la Figura 4.32.

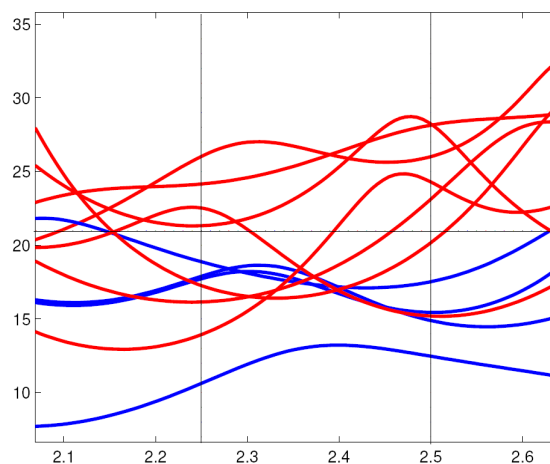


Figura 4.32. *Umbrales de Magnitud (eje x en hercios, eje y en dB).*

2. Segunda etapa: algoritmo general

La segunda parte del algoritmo comprende los siguientes pasos que dan lugar al doble análisis temporal y frecuencial explicado, para cada eje de aceleración:

1. Fragmentación de la señal en segmentos de muestras de 20 elementos, que implican una ventana temporal de 0.5 segundos a la frecuencia de muestreo en que son obtenidos los datos por parte de la IAU (40 Hz).

Capítulo IV: Resultados

2. Cálculo del modelo de ARBurg de sexto orden para cada segmento, así como del correspondiente espectro.
3. Cálculo del ángulo medio Ma para cada segmento.
4. Cálculo del número de muestras que exceden del valor de 21dB en cada segmento. Con este número se halla el porcentaje del eje que sobrepasa el mencionado umbral.
5. Si este porcentaje es mayor del 2%, se rellena el vector binario Vb con un uno. En otro caso se pone un 0 en la componente del vector correspondiente al eje.
6. Si Vb tiene uno o más componentes con el valor 1, i.e. uno o más ejes sobrepasan el umbral anterior, y la media del ángulo para este segmento es mayor que 60° , que corresponde con una postura de *tumbado* (ver Figura 4.33), se determina que ha ocurrido una caída en este segmento.

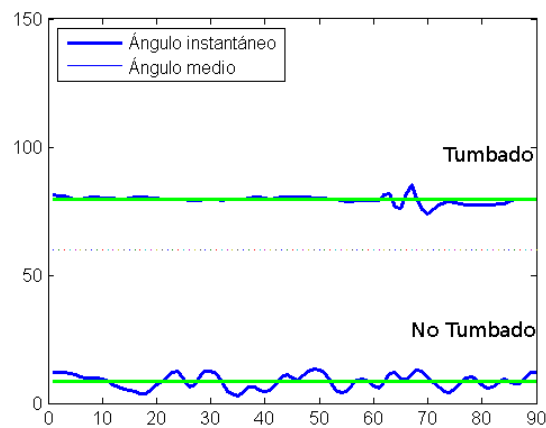


Figura 4.33. Umbrales de Ángulo (eje x en número de muestras, eje y en grados).

3. Tercera etapa: casos de riesgo

En la tercera parte se persigue la mejora de la detección de caídas propuesta en las dos etapas anteriores para determinados casos de riesgo, como ocurre con la caída de rodillas. Puesto que durante esta caída, el usuario no tiene por qué caer al suelo o mantenerse en una postura de tumbado. Para la mejora de la detección para tipo de caída, se ha realizado un análisis temporal de su forma de onda para un amplio conjunto de experimentos. En la Figura 4.34, se puede ver un ejemplo de la aceleración vertical de una caída de rodilla en comparación con otro experimento de impacto vertical, que en este caso es el salto vertical.

Si se analiza el patrón temporal de la caída de rodillas, se puede distinguir claramente un suave decrecimiento en la componente vertical de la aceleración, que corresponde con el periodo de tiempo en que la persona se está cayendo (tramo 1 de la Figura 4.34). Esta caída precede un pico alto y positivo (tramo 2) que a continuación se atenúa debido a la fuerza de absorción del impacto (tramo 3). Por otro lado, en el experimento de salto vertical, se tiene un patrón similar al comienzo que muestra con cierto detalle la persona tomando impulso antes de saltar (tramos 1 y 2). Sin embargo, existe un periodo de vuelo (tramo 3) que precede el primer contacto en el suelo con la punta de los pies previo al del talón (tramo 4). Tras este análisis, se ha estimado que la caída de rodillas se aproxima a la forma de onda normalizada de la Figura 4.35 (parte superior). También se representa la convolución de esta señal con la forma de onda de la Figura 4.34.

6.1. Aplicación a la detección de caídas

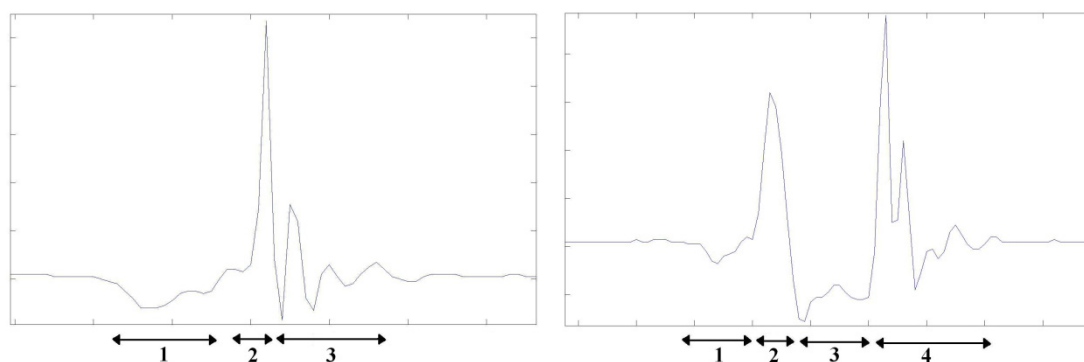


Figura 4.34. Experimento de caída de rodillas (izquierda) y salto vertical (derecha). El eje horizontal representa en número de muestras a una tasa de 40 Hz para la ventana de 4 segundos. El eje vertical muestra el rango dinámico de unidades de la IAU (Naranjo-Hernández, 2011).

Por tanto, si se aplica una detección de cruces empleando el umbral adecuado, se puede discriminar la detección de caída de rodillas de otros experimentos con una evolución temporal similar. Además, el sujeto caído tiende a inclinarse hacia adelante levemente tras el impacto de rodillas, lo cual implica un incremento en la media de la coordenada vertical respecto a la media anterior al impacto. Este procedimiento de convolución puede extenderse a otros patrones de caída que no hayan sido considerados debido a la enorme diversidad de la fenomenología de las caídas. De esta manera, estos patrones pueden ser fácilmente integrados en el algoritmo de la PIPM. Se ha considerado para el estudio la caída de rodillas porque podría dar lugar a falsos negativos del sistema, sin embargo cabe precisar que en este caso el usuario podría pulsar el botón porque permanece erguido y así ser atendido.

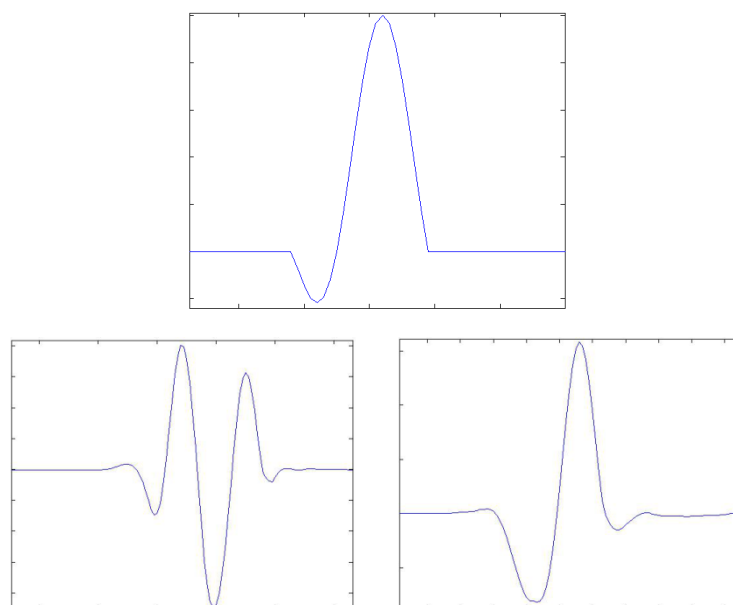


Figura 4.35. En la parte superior se muestra la forma de onda construida y su convolución con la componente vertical (abajo izquierda) de la caída de rodillas y con el salto vertical (abajo derecha). El eje horizontal se representa en número de muestras a 40Hz para la ventana de 4 segundos, el eje vertical se representa en unidades del rango dinámico de la IAU (Naranjo-Hernández, 2011).

Por último en la Figura 4.36 se muestra un diagrama de flujo que resume el algoritmo de detección de caídas en la PIPM.

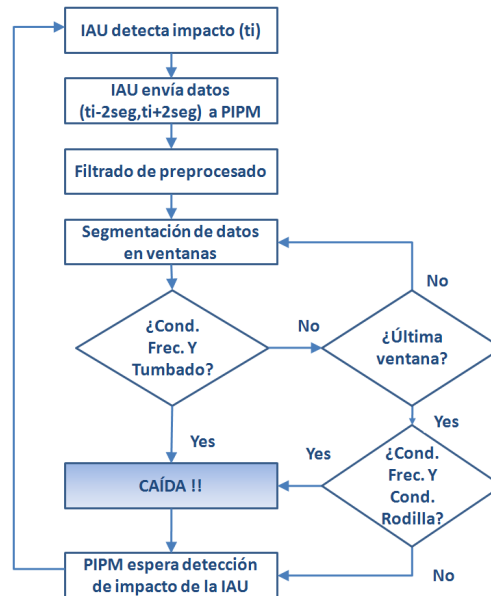


Figura 4.36. Diagrama de flujo del algoritmo. Cond. Frec.: condición frecuencial. Cond. Rodilla: Condición de rodilla.

Personalización de la PIPM para la Detección de Caídas

Para encontrar los valores óptimos de los parámetros que se emplean en el algoritmo de detección de caídas se plantea un procedimiento que consta de varias etapas.

Por un lado se define una función de coste a través de un algoritmo ejecutado en *background* que debe optimizar los umbrales empleados por el sistema para la detección de impactos en la IAU y la detección de caídas en la PIPM. Para ello se ha alimentado inicialmente la función de coste con un conjunto de patrones de actividades divididos en dos grupos, actividades de impacto y actividades de no impacto, y se han hallado los umbrales óptimos. Con este fin se ha establecido un protocolo clínico de recogida de datos de acuerdo a los requisitos de un conjunto de especialistas médicos. En este protocolo, se han ejecutado diversas técnicas de optimización de umbrales a partir de actividades ADL que deben ser monitorizadas mientras los usuarios portan la PIPM y la IAU bajo control clínico. Entre estas técnicas, se puede subrayar las ventajas del ROC (*Receiver Operating Characteristics*, en inglés) (Fawcett, 2004), que ha demostrado buenos resultados en el contexto de estudio (Prado, 2002; Giasanti, 2008). Además, se puede aprovechar el periodo de tiempo necesario para la realización del protocolo clínico con objeto de entrenar a los usuarios en el manejo del dispositivo.

Los umbrales generales obtenidos son los que la PIPM emplea inicialmente por defecto en la detección de caídas para cualquier usuario. Por otra parte la IAU ha mostrado un 100% de éxito en la primera etapa de procesado conducente a la detección de impactos para el conjunto de experimentos de laboratorio llevados a cabo, que se describen en una subsección posterior. Por tanto, se puede confiar plenamente en la detección de caídas ante un evento de impacto. Sin embargo la plataforma inteligente de forma constante, y bajo demanda si es necesario mediante el establecimiento del “Modo de transmisión continua de datos” durante largos periodos sin eventos (impactos) detectados, captura registros aceleración de forma continua y evalúa la función de coste para un usuario en particular con objeto de hallar los umbrales óptimos y así realizar una detección personalizada. Para más detalles de este proceso de optimización se puede consultar la referencia (Naranjo-Hernández, 2011).

6.1. Aplicación a la detección de caídas

Operación en tiempo real de la detección de caídas

Para cumplir los requisitos de operación de la PIPM en tiempo real, se ha propuesto un algoritmo para el procesamiento de los datos acelerométricos que persigue un doble objetivo:

- Primero, realizar una detección de caídas precisa en términos de sensibilidad y especificidad (Noury, 2007) y en un intervalo de tiempo pequeño. De esta manera se evita el tiempo de espera empleado en los algoritmos basados en la ausencia de movimiento del usuario (Karantonis, 2006), y se minimiza el consumo requerido para la transmisión de los datos. Este objetivo se cumple al haber demostrado la robustez del algoritmo para la batería de experimentos realizada (ver siguiente subsección) mediante ventanas temporales de únicamente dos segundos previos ($t_i-2\text{seg}$) y dos segundos posteriores ($t_i+2\text{seg}$) al instante de impacto (t_i) detectado por la IAU
- Segundo, y directamente relacionado con el anterior, implementar un algoritmo con baja carga computacional para no sobrecargar la PIPM, que tiene que gestionar, controlar y procesar los datos de varios biosensores. Este objetivo se explica con mayor detalle a continuación.

Los principales requisitos de diseño tenidos en cuenta para la implementación del algoritmo se derivan de su procesamiento en tiempo real y la mínima interferencia con otros procesamientos de bioseñales que pudieran estar dándose lugar en la PIPM. Para atender estos requisitos desde un punto de vista tecnológico se persigue la minimización del código y su rápida ejecución. Este doble compromiso al mismo tiempo habitualmente no puede ser satisfecho, ya que el código más rápido de ejecutar puede aumentar su ocupación en memoria (por ejemplo si se emplean técnicas de unroll), y por ello debe llegarse a una solución intermedia.

El dispositivo de memoria Flash de la PIPM alberga como memoria de programa las líneas de código asociadas con el algoritmo de detección de caídas, y como memoria de datos las muestras acelerométricas capturadas junto con otros indicadores del estado del sistema para recuperarlo en caso de fallo o de consumo total de la batería. Mediante las prestaciones de depuración y perfilado del compilador de CCS se ha obtenido un ejecutable del algoritmo de tamaño 60Kbytes, lo que corresponde a un 6% de la memoria Flash. Para este fin ha tenido que llegarse a una solución de compromiso entre las opciones de compilado que priorizaban el tamaño del código frente a la velocidad de ejecución. Por otra parte, el resto del código del EOS para la gestión de la PIPM y sus periféricos no alcanza el 25% de la memoria Flash. De esta manera, se dispone de aproximadamente un 70% de la memoria libre para albergar fundamentalmente mensajes de voz reproducibles, nuevos submódulos de procesamiento y los umbrales e históricos correspondientes.

El módulo de procesamiento, tras su optimización mediante las herramientas señaladas el capítulo de Materiales, se puede ejecutar en el DSP de la PIPM (que tiene una velocidad de computación de 2100 MFLOPS) en menos de cien milisegundos, como muestra la siguiente captura de pantalla. Aunque no se ha prefijado un deadline estricto para la operación de la PIPM en tiempo real, que a todos los efectos se puede considerar de tipo blando, dado el contexto de aplicación de la plataforma, se puede estimar que una décima de segundo cumple con los requisitos de operación para la urgencia de un sistema de detección de caídas. En concreto, para la estimación temporal de la ejecución del módulo de procesamiento se han empleado las prestaciones de las herramientas de análisis en tiempo real (RTA, en inglés) de la DSP/BIOS del DSP (ver Figura 4.37).

Capítulo IV: Resultados

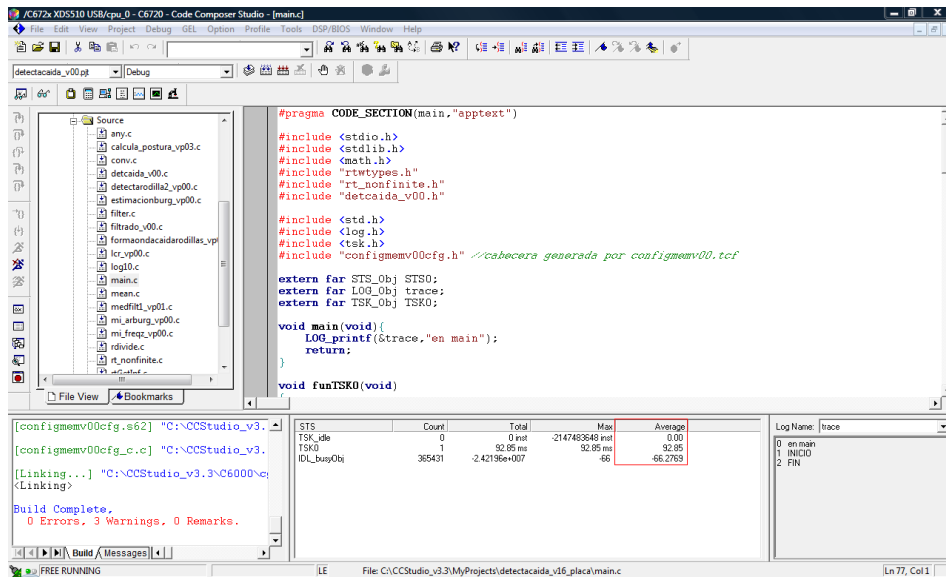


Figura 4.37. Captura de pantalla del código CCS para el algoritmo de detección de caídas. En el recuadro rojo de la parte inferior central se puede observar el tiempo de ejecución (92.85ms).

Autonomía energética de la PIPM asociada al enfoque distribuido

Aunque se han destacado numerosas ventajas que pueden obtenerse mediante un enfoque distribuido de la monitorización ubicua frente a uno centralizado, uno de los aspectos más sencillos de evaluar es el relativo al consumo de potencia de los dispositivos involucrados en el sistema de monitorización. Por esta razón el estudio se va a centrar en este aspecto de diseño sin minusvalorar otros.

Partiendo de los tres modos de operación definidos en la sección 5.3.1, el consumo energético de ambos enfoques (distribuido y centralizado) ha sido comparado en términos de la autonomía de una única batería universal normalizada de 1000mAh incorporada a un único SI gestionado por la PIPM en cada uno de ellos. El caso de aplicación para la evaluación de la autonomía de la PIPM ha sido la detección de caídas, aunque puede extenderse de forma transparente a otros contextos de aplicación. Para este fin se han supuesto los escenarios contemplados en la Figura 3.1 y la ocurrencia de seis eventos de caída en un día de operación del sistema.

En un escenario concentrado se establece una sola etapa de procesado en la RSI, que consta únicamente de un SI provisto de una interfaz de usuario y de un DSP que debe estar activo 40 veces al segundo para adquirir datos acelerométricos. En este caso, el tiempo transcurrido durante el proceso de adquisición junto con el algoritmo de detección de impactos es de 34.43ms en cada segundo. Esta cantidad de tiempo es la mayor desventaja en comparación con el escenario distribuido que se emplea en el detector de caídas propuesto. En este escenario distribuido, el DSP de la PIPM puede permanecer en modo de bajo consumo todo el tiempo salvo durante los 92.85 ms que tarda en procesar los datos provenientes de la IAU para discriminar la ocurrencia de un evento de caída, solamente en caso de que esta detecte un impacto. Por otra parte, la IAU porta un microcontrolador PIC que solo se despierta ante las interrupciones generadas por el acelerómetro en los instantes de muestreo. Además, el consumo del sensor se reduce significativamente al no necesitar la interfaz de usuario, y su autonomía se estima en más de un mes.

Los resultados obtenidos en Matlab (ver Figura 4.38) muestran una autonomía de 11 horas para la PIPM, que supone un significativo incremento (32%) en comparación con la topología empleada en el escenario concentrado. Este incremento es mucho mayor (275%) si se contempla el escenario concentrado más desfavorable (RSI2b), en el que el sensor se limita a

6.1. Aplicación a la detección de caídas

recoger la señal acelerométrica, no la procesa, y la envía por completo al InD para una posterior detección.

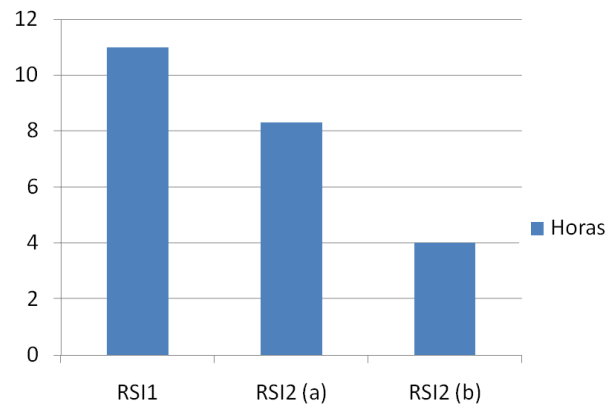


Figura 4.38. *Autonomía energética de la PIPM en número de horas para distintos escenarios con una batería promedio de 1Ah.*

6.1.3. Evaluación del Sistema Detector de Caídas

Experimentación para la Detección de Caídas

Para validar el algoritmo de detección de caídas, se ha trabajado con dos conjuntos de baterías de pruebas que dan lugar, en total, a 332 experimentos. Estos experimentos han sido realizados por un total de 31 jóvenes de ambos sexos y con buen estado de salud, cuyas edades comprenden los 28 ± 4 años, pesos de 72 ± 14 kg y alturas 174 ± 8 cm.

Las condiciones de experimentación se han establecido en las instalaciones y entorno del laboratorio del GIB en la Escuela Superior de Ingeniería de la Universidad de Sevilla. De esta manera se pretende evaluar la detección de caídas del sistema para los escenarios interiores y exteriores más comunes. En concreto, los experimentos han sido desarrollados bajo observación sobre colchonetas finas y haciendo uso de elementos comunes en el mobiliario del hogar (camas, sillas, puertas, etc.) así como de los propios de un escenario exterior (ascensores, pasillos, etc.).

El primer conjunto de experimentos se realizó con un diseño previo de la IAU, mientras que el segundo se realizó con el nuevo, más optimizado (Naranjo-Hernández, 2011). Este último fue extendido a nuevos voluntarios y experimentos (como recoger objetos del suelo o diferentes patrones de caída de rodillas, entre otros) con el objetivo de implementar un detector más robusto (Noury, 2007). En ambos casos, los experimentos de impacto y no impacto fueron distinguidos y separados para un mejor análisis de los datos obtenidos. Los primeros son los que pueden dar lugar a un evento de caída, mientras que los últimos se han utilizado principalmente para una primera validación offline del algoritmo en la que no se consideraba el procesamiento previo de la IAU para la detección de impactos, así como para la tercera etapa de análisis de casos de riesgo. Los experimentos desarrollados están resumidos en la Tabla 4.13 con la tasa de precisión relativa a su detección mediante el algoritmo de detección de caídas implementado en la PIPM. Esta tasa representa el cociente entre el número correctamente clasificado de repeticiones de un experimento y el número total de repeticiones realizado de dicho experimento.

Capítulo IV: Resultados

Los experimentos de laboratorio se han tratado de realizar en las peores condiciones posibles para analizar la robustez del algoritmo. Teniendo en cuenta esto, se puede observar que el único experimento que no ha sido al cien por cien correctamente clasificado es el salto vertical. Esto es debido a las dificultades encontradas para diferenciar entre “salto vertical” y “caída de rodillas” en caso de que las formas de onda sean lo suficientemente parecidas y la postura del usuario no varíe de la posición vertical. Por ejemplo esto sucede si el impacto de las rodillas produce picos ascendentes lo suficientemente importantes en la componente vertical, o en caso de un tiempo de vuelo muy pequeño en el salto vertical. Esta desventaja se podría solucionar con un análisis temporal más profundo que tuviera en cuenta más variables y posiblemente un número mayor de umbrales. Sin embargo, al estar relacionada con experimentos que no originan falsos negativos y son difícilmente reproducidos por personas mayores (difícilmente van a permanecer en una postura completamente vertical durante la caída de rodillas), se consideran poco significativos. En cualquier caso, si se diera esta circunstancia el sujeto tendría mayores garantías de poder pulsar el botón de emergencia.

Tabla 4.13. *Experimentos de detección de caídas en laboratorio.*

| Impacto | Experimento | Tasa de Precisión |
|---------|---|-------------------|
| No | Andar despacio | 100% |
| No | Andar Normal | 100% |
| No | Andar rápido | 100% |
| No | Subir escaleras | 100% |
| No | Bajar escaleras | 100% |
| No | Recoger un objeto del suelo | 100% |
| No | Recoger un objeto del suelo doblando las rodillas | 100% |
| No | Levantarse de una silla | 100% |
| No | Sentarse despacio | 100% |
| Sí | Sentarse abruptamente | 100% |
| Sí | Salto vertical | 90.16% |
| Sí | Caída de rodillas | 100% |
| Sí | Caída al suelo | 100% |
| Sí | Caída al suelo desde una silla | 100% |
| Sí | Caída al suelo desde la cama | 100% |

6.1. Aplicación a la detección de caídas

La sensibilidad y especificidad del conjunto de experimentos mostrado ha sido del 100% y del 95.68% respectivamente, y por tanto, se detectan el total de eventos de caída con un porcentaje muy bajo de falsos positivos. Esta limitación del algoritmo para discriminar la totalidad de falsos positivos puede ser fácilmente paliada porque el usuario tiene, en cualquier instante, la capacidad de cancelar la alarma de caídas manualmente mediante la interfaz de usuario de la PIPM.

Comunicaciones con el InD y Gestión de notificaciones

El objetivo de esta sección es evaluar el módulo de comunicaciones de la PIPM con la Pasarela, así como describir la gestión realizada por parte del InD de los eventos generados en el subsistema de detección de caídas. Para ello se propone una solución preliminar que combina el servicio de notificaciones de CORBA y los servicios de telecomunicaciones de OSA/Parlay citados en el capítulo de Métodos y Materiales. El envío de notificaciones desde la PIPM se basa en las tecnologías de acceso para redes móviles, que aseguran la cobertura universal del sistema, y en la gestión de notificaciones en el InD siguiendo un mecanismo estandarizado. De este modo se aplican estándares tanto a la semántica de las notificaciones como a los procedimientos de transmisión y recepción de las mismas.

En una primera etapa de evaluación, se ha considerado la notificación de eventos (y más concretamente los eventos de caída) mediante el prototipo preindustrial de la PIPM presentado. Para tal fin se ha desarrollado el enlace de comunicaciones entre este y el InD para un escenario exterior (línea discontinua rosa de la Figura 4.28), estableciendo el envío de mensajes SMS cuyo contenido informa de eventos concernientes a la RSI portada por el usuario, el instante en que se producen, junto a otros campos. En esta evaluación de la PIPM el identificador de usuario y el instante serían el propio número de la SIM insertada en el módulo GSM y la hora de envío del mensaje, respectivamente. Por lo tanto, el flujo de operación de este sistema sería el siguiente:

1. La IAU detecta un impacto.
2. La IAU envía una ventana de cuatros segundos de datos acelerométricos a la PIPM.
3. La PIPM procesa la información para confirmar la ocurrencia de una caída asociada a este impacto.
4. La PIPM envía un mensaje al servicio de gestión de alarmas, ubicado en el InD, que notifica del evento en el canal correspondiente de CORBA.

En la Figura 4.39 se muestra una secuencia de fotografías para la detección de un experimento de caída.

Capítulo IV: Resultados

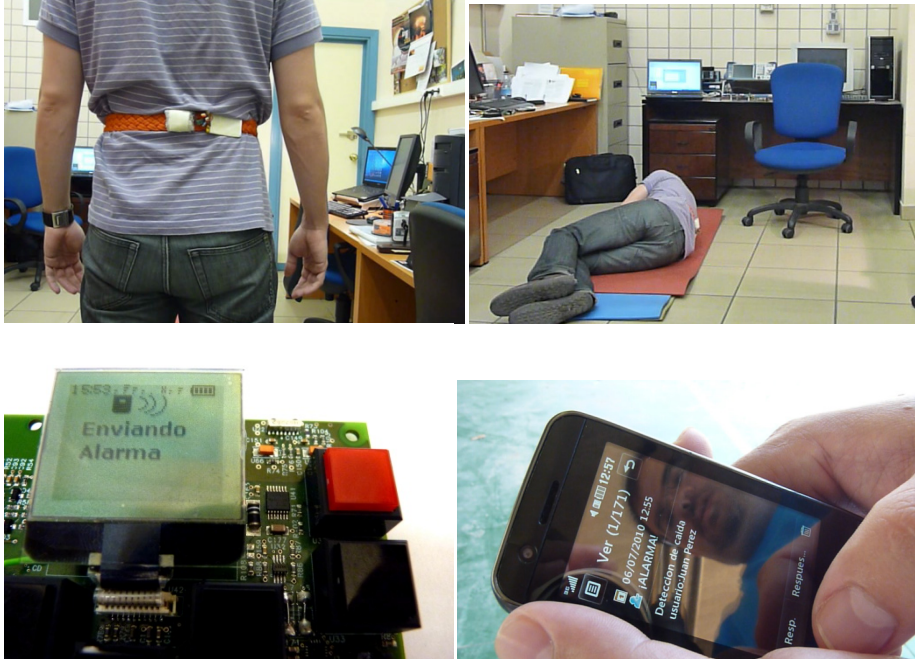


Figura 4.39. Secuencia de fotografías del proceso de detección de caídas y envío del correspondiente mensaje de alerta.

Módulo de Comunicaciones con el InD

Para el envío de mensajes SMS desde la plataforma al InD se emplea el módulo GSM de Telit GM862-GPS, que incorpora un microcontrolador capaz de ejecutar código de scripts en lenguaje *python*. Se puede observar este módulo integrado en el prototipo preindustrial de la PIPM en la Figura 4.40.



Figura 4.40. Prototipo preindustrial de la PIPM. En la parte inferior derecha se observa el módulo GSM (color blanco).

6.1. Aplicación a la detección de caídas

El módulo se puede controlar a través de comandos AT, de manera externa mediante un puerto de comunicación serial o internamente desde los scripts. En el diseño se ha utilizado un esquema mixto, por un lado se emplea un script python que, controlando líneas de entrada/salida de uso general del módulo permite disponer de una interfaz de comunicación I2C implementada por software. Esta interfaz redirige los comandos AT provenientes del módulo hardware I2C embebido en el DSP, hacia el procesador interno del módulo GSM.

Los mensajes SMS enviados deben tener una estructura estandarizada para su correcta gestión. En el capítulo de Métodos y Materiales se ha apostado por una solución basada CORBA para la gestión de notificaciones distribuida entre la PIPM y el InD, que a continuación se describe con más detalle.

Gestión de alarmas y notificaciones

El estándar ISO TC 215/SC N es el empleado para normalizar los eventos originados por el subsistema de detección de caídas. Este estándar tiene dos clases abstractas principales como se muestra en el diagrama UML de la Figura 4.41: “Category Alert” y “Severity”. Dentro de la primera se establecen varias subclases. De entre éstas, dos son las que interesan atendiendo a lo establecido en la Tabla 2.2: la clase “Medical Condition”, donde se pueden alojar las alarmas clasificadas como clínicas, mientras que las procedentes de otros SI gestionados por la PIPM o las originadas por el funcionamiento interno del sistema, no pertenecen a ninguna clase concreta y por tanto serían del tipo “Not classified”.

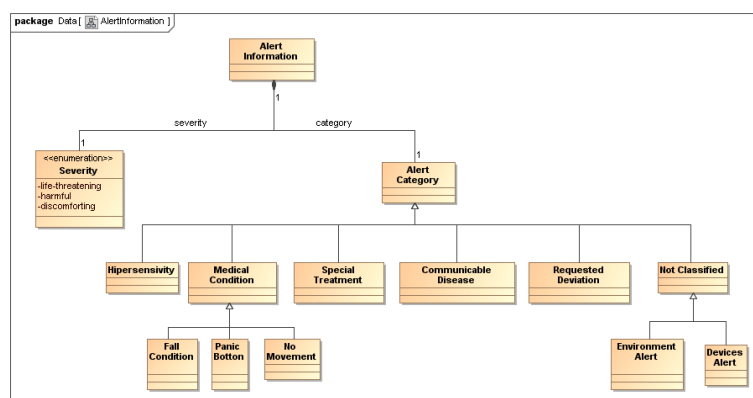


Figura 4.41. Ampliación del modelo de Información del estándar ISO TC 215/SC N.

Respecto al grado de severidad de la alarma, se puede respetar la jerarquización establecida en la Tabla 2.2 con respecto a las categorías “life-threatening”, “harmful” y “discomforting”, respectivamente. Por tanto, para el caso de un evento de detección de caídas, el SMS enviado por la PIPM hacia el InD debe portar los campos “life-threatening” y “Medical Condition”, de tipo “Fall Condition”, como se observa en la Figura 4.41.

Dicho SMS será recibido por el servicio de gestión de alarmas en el InD haciendo uso por ejemplo de la SCF de OSA/Parlay para mensajería estándar o multimedia. Este servicio puede establecer un número especial al cual la PIPM envíe el SMS, de forma que la red se encargue de entregar dicho SMS al servicio correspondiente. Una vez el servicio de gestión de alarmas reciba dicho SMS con los datos procedentes de la PIPM, este mapeará los datos en la estructura de datos correspondiente a un evento estructurado del servicio de Notificaciones (ver Figura 4.42).

Capítulo IV: Resultados

| | | | | |
|---------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------|--------------------------|
| Event Heather | Fixed Header | | domain_name | ClinicalAlertInformation |
| | | | type_name | FallCondition |
| | | | event_name | Fall |
| | Variable Heather | Optional header Field ₁ | ohf_name ₁ | Priority |
| | | | ohf_value ₁ | High |
| | | Optional header Field ₂ | ohf_name ₂ | StartTime |
| | | | ohf_value ₂ | TimeBase:UtcT |
| | | Optional header Field ₃ | ohf_name ₃ | StopTime |
| | | | ohf_value ₃ | TimeBase:UtcT |
| Event Body | Filterable Body Field ₁ | fd_name ₁ | CreationTime | |
| | | fd_value ₁ | TimeBase:UtcT | |
| | Filterable Body Field ₂ | fd_name ₂ | ServerID | |
| | | fd_value ₂ | String | |
| | | fd_name ₃ | UserID | |
| | | fd_value ₃ | String | |
| | Filterable Body Field ₃ | fd_name ₄ | Severity | |
| | | fd_value ₄ | life-threatening | |
| | Filterable Body Field ₄ | fd_name ₅ | AlertCategory | |
| | | fd_value ₅ | FallCondition | |
| | Remaining Body | Remainder_of_body | FallAlarm | |

Figura 4.42. Evento Estructurado para Alertas en caso de caída.

Este evento estructurado contiene además algunos valores adicionales para complementar la información enviada por la PIPM, como son hora de inicio del evento, hora de finalización, identificación de usuario o la prioridad. Una vez el evento se encuentre en el canal de notificaciones CORBA, cualquier otro componente dentro del entorno sanitario gestionado por el InD lo consumiría y actuaría en consecuencia. Por ejemplo, se puede obtener la localización del usuario accidentado (mediante servicios OSA/Parlay, GPS, etc.) y a continuación el InD podría contactar con una ambulancia que acuda al lugar para atender al usuario.

6.2. Aplicación a la detección de infecciones bacterianas en pacientes cateterizados.

En el capítulo de Descripción Funcional se ha hecho hincapié en el diseño de la PIPM desde un punto de vista abierto e independiente de las tecnologías subyacentes, de manera que facilite aplicar la arquitectura distribuida en la que opera a numerosos entornos. Esta sección está centrada en el dimensionamiento de los recursos relativos a las comunicaciones de la PIPM para el ámbito clínico, y en particular para la detección de infecciones en pacientes cateterizados en un escenario interior. Sin embargo, las conclusiones obtenidas son lo suficientemente generales como para ser extrapolables a cualquier tipo de aplicación.

6.2.1. Estado del arte de la detección de infecciones

Se ha seleccionado este caso de aplicación porque a pesar de su importancia, no ha recibido una atención significativa desde la perspectiva tecnológica (Maki, 2001), salvo contadas ocasiones (Rotstein, 2001; Granberg, 2007). De esta limitada atención podría concluirse que las tecnologías no son suficientemente maduras para dar una respuesta óptima a todos los requisitos que se han definido en la Descripción Funcional para este caso de aplicación, sin embargo hoy en día es posible dar soporte tecnológico a los módulos funcionales de la PIPM. El objetivo es mostrar cómo las tecnologías actuales, y en particular las involucradas en la transmisión de datos, pueden proporcionar soluciones racionales al diseño de la PIPM en este ámbito, por medio de una tecnología que puede extenderse a muchos otros.

Desde un punto de vista clínico, la aplicación a este caso particular está motivada por el hecho de que la bacterimia asociada con los catéteres es altamente prevalente en pacientes con varias

6.2. Aplicación a la detección de infecciones

patologías, como los que padecen insuficiencia renal terminal en tratamiento sustitutivo mediante diálisis peritoneal (en concreto las temidas peritonitis) (Arrieta, 2010) y mediante hemodiálisis (Fructuoso, 2009), o los pacientes oncológicos (Urrea, 2009), entre otras. A pesar de los avances remarcables en la dosificación de fármacos por medio de catéteres, la infección asociada muestra una morbi-mortalidad significativa (estimada en torno al 10-28%), y un incremento de los costes (28.000\$ por episodio) derivados de una estancia hospitalaria prolongada y el uso excesivo de antibióticos. La formación de *biofilms* microbiales sobre la superficie de los materiales juega un papel fundamental en la patogénesis de estas infecciones. Los biofilms tienen una gran relación no solo con las infecciones asociadas con los biomateriales implantables, sino con otras muchas infecciones crónicas, y su diagnóstico y tratamiento es un reto médico de alto calibre. La siempre peligrosa sepsis (Diskin, 2006) hace esencial una temprana diagnosis para iniciar el tratamiento médico lo antes posible (Nguyen, 2006), cuestión que es objeto de estudio desde la perspectiva del dispositivo sensor de detección (Halton, 2007; Mujika, 2008; Gottschamel, 2009).

6.2.2. Sistema de detección de infecciones

Este sistema sigue la filosofía de diseño para la arquitectura de procesamiento distribuida propuesta, consistente en SI, PIPM (ambos en el DoC) e InD. En este caso de aplicación la topología de la RSI en el DoC va a ser similar al sistema de detección de caídas, i.e., la PIPM es el elemento central de la red y puede ser portada por medio de un pequeño dispositivo personal electrónico implementado ad-hoc como el prototipo preindustrial presentado en la Tesis Doctoral, o conectada a la red eléctrica.

La diferencia principal con el caso de aplicación anterior consiste en el carácter específico de los SI empleados por el paciente cateterizado para la detección de infecciones. En concreto, de acuerdo con las definiciones del síndrome de respuesta inflamatoria sistémica y de sepsis presentada por el "ACCP/SCCM Consensus Conference Committee" (Bone, 1992), variables fisiológicas como la temperatura, la presión sanguínea, la presión parcial de CO₂ (pCO₂), el pulso y la tasa respiratoria pueden ser indicadores de infección, y por tanto su monitorización en tiempo real puede facilitar una pronta detección de la infección. Además, también puede considerarse la inclusión de un biosensor inteligente que pueda detectar la presencia de bacterias en muestras biológicas tomadas del catéter manualmente por parte del paciente. Una patología que permite la fácil toma de este tipo de muestras es la diálisis mediante tratamiento sustitutivo con diálisis peritoneal (DP), que se va a emplear como ejemplo paradigmático en un escenario interior para la definición de las escenas consideradas. De cualquier manera, los resultados obtenidos a lo largo de esta sección pueden aplicarse fácilmente a otros contextos médicos en los que pudieran darse infecciones, dado que los umbrales gestionados son de carácter genérico para cualquier tipo de sepsis.

En el caso de aplicación de la detección de infecciones en pacientes en tratamiento sustitutivo con DP se requiere la gestión multidispositivo de la PIPM, atendiendo los sensores requeridos para dicha detección. En una primera aproximación la plataforma puede lanzar una alarma de posible infección cuando se supera alguno de los umbrales establecidos en (Bone, 1992):

- Temperatura < 36°C o Temperatura > 38°C
- Presión sanguínea sistólica < 90mmHg
- pCO₂ < 32mmHg
- Tasa Respiratoria > 20 respiraciones/min
- Tasa Cardíaca < 90 pulsos/min

Capítulo IV: Resultados

- Detector de bacterias = Positivo

Se puede considerar, como se muestra en la Figura 4.43, una escena compuesta por un único paciente cateterizado (actor) en su domicilio (escenario). Esta escena es la más común puesto que una de las mayores virtudes de la DP es que permite su tratamiento en el hogar del paciente para su mayor comodidad, a lo que se une la disminución de los costes sanitarios relativos a la alternativa de su tratamiento hospitalario mediante hemodiálisis. En esta escena la misión principal de la PIPM es la de gestionar la operación de los 6 sensores descritos para detección precoz de infecciones peritoneales y enviar la información capturada al InD.

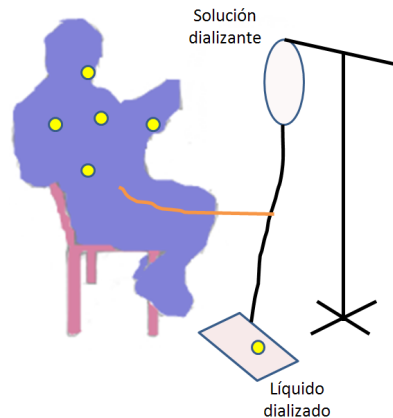


Figura 4.43. Escena domiciliar de la DP. Los círculos en color amarillo representan la posición aproximada de los SI que integraría el sistema de detección de infecciones.

Por otro lado se plantea la posibilidad de considerar una sola PIPM para gestionar los SI portados por varios pacientes cateterizados al mismo tiempo, ya que a todos los efectos, teniendo en cuenta el carácter modular y dual de la PIPM, se puede obviar el enlace de comunicaciones con la Pasarela y comunicar directamente con el InD. Esta escena podría darse en escenarios interiores como una residencia de ancianos o en un centro de día, donde cohabitarían un gran número de pacientes cateterizados. Esta escena es menos común que la anterior en la práctica diaria dado que la DP es mayoritariamente empleada en el domicilio particular del paciente de forma individual. Sin embargo, pese a este motivo, se le ha prestado especial atención porque permite evaluar fácilmente el rendimiento de la PIPM para un entorno exigente desde un punto de vista de las comunicaciones en el que debe gestionar un número cada vez mayor de sensores.

Los requisitos desde el punto de vista del procesamiento distribuido de las bioseñales para este caso de aplicación no son tan exigentes respecto del anterior de la detección de caídas, ya que se limitan a la comprobación de la superación de determinados umbrales preestablecidos (detección binaria) sin necesidad de realizar un análisis complejo de las bioseñales. Por este motivo, en la siguiente sección se presta mayor atención a otros aspectos de estudio más interesantes de estudio. En concreto se van a mostrar muestran los resultados de simulación más significativos para el módulo de comunicaciones de la PIPM tanto en el DoC como en el enlace con el InD.

6.2. Aplicación a la detección de infecciones

6.2.3. Evaluación del sistema de detección de infecciones

Para evaluar la operación y viabilidad de la PIPM para la monitorización de infecciones en pacientes cateterizados, se ha realizado un estudio por simulación de las comunicaciones gestionadas por el sistema propuesto. Con este fin, se ha implementado en Matlab un generador de datos para la creación y transmisión de las tramas en los enlaces de comunicaciones entre el DoC y el InD para distintas configuraciones multidispositivo, correspondientes a las escenas consideradas. Así, se pretende comprobar el rendimiento y la fiabilidad de la resolución tecnológica de la plataforma para entornos demandantes durante un largo periodo de tiempo de observación.

El simulador emplea una función de distribución de densidad de probabilidad uniforme para generar eventos de infección con una tasa de 1.5 infecciones por cada 1000 días y por paciente cateterizado (Zingg, 2009). Por otra parte cada evento lanza el envío de una alarma por parte de todos los sensores inteligentes (SI), que incluye 12 horas de información previa, siendo esta cantidad un parámetro configurable. Además, una vez que la alarma ha sucedido, cada SI envía nuevas tramas de datos correspondientes a muestras posteriores al evento de infección durante un intervalo de entre 2 y 6 horas con un periodo de 300 segundos, para tareas de post-procesado. Los elementos necesarios para los asentimientos de los datos también han sido incluidos en la simulación, que ha sido repetida 20 veces para obtener una mejor representación estadística de los valores obtenidos, asumiendo también que el error de tasa total o pérdida en la transmisión de tramas en el espacio radioeléctrico es de un 50% (condiciones muy desfavorables). Se ha escogido un periodo de observación elevado con un doble objetivo. Desde un punto de vista clínico puede dar lugar a un mejor tratamiento de la patología al disponer de un volumen de datos importante relacionados con el evento de infección. Desde un punto de vista tecnológico se persigue la evaluación de las prestaciones de comunicaciones de la plataforma para unas condiciones altamente demandantes.

En primer lugar se analiza el flujo de datos en el enlace de comunicaciones entre los dispositivos del DoC, que viene dado por el entramado SI-PIPM descrito en el capítulo de Descripción Funcional. Los sensores simulados muestrean automáticamente la información biomédica con la tasa mostrada en las columnas segunda y tercera de la Tabla 4.14 (Varshney, 2009). Este análisis se corresponde a la escena compuesta por un único paciente monitorizado que porta los seis SI para la detección de infecciones junto con la PIPM, que en esta ocasión hace de punto de conexión con el InD. La Tabla 4.14 representa la simulación de las comunicaciones en los enlaces de cada uno de los SI con la PIPM en ambos sentidos, incluyendo las tramas de asentimiento, y la tasa de datos global. Las mayores tasas de transmisión obtenidas por los sensores se muestran en la última columna, así como la tasa máxima de la interfaz de la PIPM con estos. Este valor es más alto que la tasa de muestreo de los SI porque considera picos en la transmisión asociados con el envío de las 12 horas de información sensorial previas a la detección del evento de alarma de infección.

Por otro lado, para la segunda escena considerada, el flujo de datos entre la PIPM y el InD ha sido simulado considerando una estructura de supertrama que incluye los campos necesarios para atender los requisitos de monitorización de los SI portados por varios pacientes. La supertrama principalmente se encarga de agrupar un conjunto de tramas intercambiadas entre los SI y la PIPM para su envío al InD. La mayor tasa de transmisión en esta escena se corresponde con los datos adicionales que hacen falta para la formación de la supertrama, su transmisión y asentimiento, la identificación del paciente, gestión de alarmas, etc. Una descripción general de esta supertrama se explica a continuación atendiendo a la Figura 4.44..

Capítulo IV: Resultados

Tabla 4.14. *Parámetros de transmisión en el DoC.*

| Sensores | Bytes/muestra | Frecuencia muestreo | Tasa de Pico para enlace ascendente/descendente (bps) |
|------------------------|---------------|---------------------|---|
| Temperatura | 2 bytes | 1/ minuto | 84.5 / 4.5 |
| Presión sanguínea | 4 bytes | 1/ minuto | 169 / 9 |
| Pulso | 1 bytes | 1/ minuto | 42.3 / 2.3 |
| Tasa de respiración | 1 bytes | 12/ minuto | 507 / 26.9 |
| Pulsioximetría | 2 bytes | 12/minuto | 1014 / 53.8 |
| Detección de bacterias | 1 byte | 1/minuto | 42.3 / 2.3 |
| Interfaz SI-PIPM | | | 2872.32/152.32 |



Figura 4.44. *Formato de las supertramas intercambiadas entre la PIPM y el InD.*

- Identificador de supertrama (S1, 1 byte): consta de dos campos. En el primero, contenido en los 4 bits más significativos, se identifica el origen de las comunicaciones: PIPM (0000) o InD (0001). En el segundo campo, designado por los 4 bits menos significativos, se indican el número de tramas que están incluidas en la supertrama (sería 0000 si es sólo para asentimiento de supertrama).
- Identificador de usuario (S2, 2 bytes): Identificador binario del usuario origen o destino de la supertrama.
- Secuencia de supertrama (S3, 1 byte): Número de secuencia de la supertrama en el enlace de comunicaciones de subida PIPM-InD o en el enlace de comunicaciones de bajada InD-PIPM. El primer valor es 0x01.
- Secuencia de supertrama asentida (S4, 1 byte): Número de secuencia de la supertrama asentida. Se utiliza para informar al otro extremo del enlace de comunicaciones PIPM-InD de una recepción correcta de supertrama (en este caso empezaría por el valor 0x00). Se genera también una supertrama cada vez que haya que asentir una supertrama recibida (incluyendo tramas en su caso).
- Payload (S5, 2 bytes): Número de bytes resultado de la suma de los bytes de las tramas que se enviarán dentro de la supertrama (Ns).
- Tramas (S6, Ns bytes): En este campo se incluirán de forma secuencial las distintas tramas de la supertrama.
- Seguridad (S7, 2 bytes): CRC ITU-T de 16 bits para la detección de errores similar al utilizado en el estándar IEEE 802.15.4.

La Tabla 4.15 representa la simulación de las comunicaciones desde la PIPM al InD, añadiendo la información de los SI en la estructura de supertrama anterior. Esta tabla muestra las tasas de transmisión obtenidas para distintas configuraciones de escenarios multidispositivo asociadas a la monitorización de varios pacientes, partiendo del hecho de que cada paciente va a portar los

6.2. Aplicación a la detección de infecciones

seis biosensores detallados en la tabla anterior. En esta tabla se puede observar una reducción significativa de las transmisiones de datos al emplear la arquitectura de comunicaciones distribuida propuesta como contrapartida a un sistema centralizado.

Tabla 4.15. *Tasas de transmisión en el enlace ascendente/descendente PIPM-InD.*

| | Tasa pico en la PIPM (bps) | Tasa media en la PIPM (bps) | Tasa media en un sistema centralizado (bps) |
|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------|---|
| 6 SI (1 Paciente) | 3089.92/348.16 | 0.022/0.004 | 25.6/11.52 |
| 12 SI (2 Pacientes) | 5962.24/500.48 | 0.042/0.006 | 47.46/ 13.44 |
| 24 SI (4 Pacientes) | 11706.88/805.12 | 0.083/0.008 | 91.2/ 17.28 |
| 48 SI (8 Pacientes) | 23196.16/1414.4 | 0.16/0.013 | 178.66/ 24.96 |
| 96 SI (16 Pacientes) | 46174.72/2632.96 | 0.32/0.023 | 353.6/ 40.32 |

Finalmente en la Tabla 4.16 se muestra la tasa de recepción requerida en el InD, nuevamente comparada con una solución centralizada, para una población de 100000 pacientes (para lo cual hay que aumentar el identificador de usuario S2 de la supertrama a 3 bytes) durante un año, esto es, 600000 sensores monitorizados en tiempo real. En esta ocasión se pone a prueba el dimensionamiento de las comunicaciones de los enlaces de comunicaciones de la PIPM por medio de una escena altamente demandante. Hay que tener en cuenta que como sólo se envían datos cuando se detecta una infección, se disminuye de forma drástica el envío de datos, pero considerando que en un momento dado (dada la aleatoriedad de los procesos infecciosos) pueden coexistir varias transmisiones correspondientes a varios pacientes, es de prever que el valor de pico no sea el de un sólo paciente. Este ha sido el motivo de repetir la simulación 20 veces, para encontrar un valor de pico de mayor significancia estadística. Se puede observar la característica aleatoria del proceso infeccioso en la Figura 4.45.

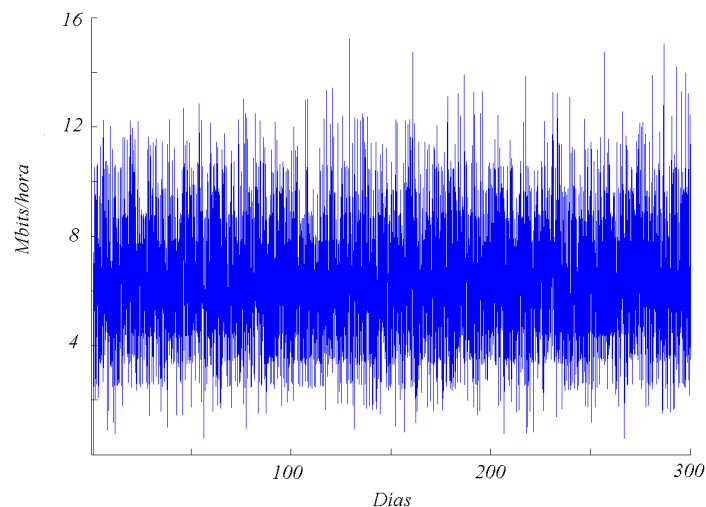


Figura 4.45. *Distribución aleatoria de eventos de infección en el InD.*

Capítulo IV: Resultados

Las demandas tecnológicas pueden hacerse intratables o muy caras con las soluciones de comunicación actuales atendiendo a la filosofía de diseño tradicional centralizada, como se observa en la Tabla 4.16. Sin embargo el estudio por simulación demuestra la viabilidad de dichas tecnologías mediante la PIPM y el paradigma distribuido propuesto.

Tabla 4.16. *Tasas de recepción en el InD para 100000 pacientes.*

| | Medio | Valor de Pico |
|--------------|-----------------|----------------|
| Con PIPM | 15.22 Mbit/hora | 29.42 Kbit/seg |
| Centralizado | 8.54 Gbit/hora | 672 Mbit/seg |

Para la primera escena considerada consistente en los seis sensores portados por un único paciente cateterizado en su domicilio, las tasas de transmisión ofrecidas por los estándares de comunicación inalámbricos habituales en el contexto de las PAN son suficientes para implementar las comunicaciones en el DoC entre los SI y la PIPM, que demandan menos de 3Kbps como máximo (ver Tabla 4.14 para el enlace ascendente). En concreto en el prototipo preindustrial de la PIPM se implementa un enlace Zigbee con los sensores que cumple con los requisitos impuestos para la tasa de datos.

Por otra parte, para la segunda escena estudiada, una tasa de pico de 30Kbps mostrada en la Tabla 4.16 en la interfaz DoC-InD es perfectamente asumible por un enlace de datos móvil que una directamente la plataforma con el InD, como la tecnología de comunicaciones GPRS/UMTS que incorpora el módulo Telit incorporado por la PIPM para el caso de aplicación de la detección de caídas. También sería asumible para un enlace Bluetooth con un Pasarela si se requiere su uso. En cualquier caso cabe señalar, sobre todo en lo que concierne a la segunda escena, que la duración de la batería de la PIPM se vería reducida al aumentar en torno a 10 veces el ancho de banda transmitido. En este sentido cabe señalar que la tasa de datos se ha incrementado de facto grandemente para el envío de información pre- y post- detección de la infección con vistas a un tratamiento de la patología más personalizado. Por este motivo y en entornos multiusuario es recomendable emplear dispositivos fijos conectados en red y tecnologías de comunicación cableadas (por ejemplo, xDSL).

Finalmente, la reducción en las tasas medias de transmisión mediante la arquitectura de procesado distribuida disminuye considerablemente el consumo de potencia asociado a las comunicaciones de los dispositivos del sistema de detección de infecciones, mejorando por tanto su portabilidad. En la Tabla 4.17 se muestra el consumo energético estimado para un sensor de pulsioximetría que emplea el estándar Zigbee con la PIPM.

Tabla 4.17. *Consumo estimado del sensor de pulsioximetría.*

| | Consumo energético medio en un año |
|----------------------|------------------------------------|
| Sistema Distribuido | 95.85 Julios |
| Sistema Centralizado | 2186.50 Julios |

7. Discusión de los resultados

7. Discusión de los resultados

Para llevar a cabo el procedimiento metodológico propuesto se ha comenzado por una discusión del estado del arte en el contexto de la monitorización ubicua, que ha dado lugar al establecimiento de los requisitos de diseño. Para tal fin se ha trabajado con metodologías de “espacio de diseño” y “diseño para todos” que junto con las escenas consideradas establecen un conjunto de servicios que el sistema debe proveer al usuario. Estas metodologías son independientes de las tecnologías disponibles. Para los procesos de implementación y evaluación se proponen los procedimientos Harmony y C2MP, que persiguen el codesarrollo hardware y software de las implementaciones de forma iterativa en ciclos breves de tiempo, así como la evaluación desde los comienzos de desarrollo del sistema con vistas a minimizar las modificaciones para futuras aplicaciones a otras escenas consideradas.

Estas metodologías se han seguido en la implementación del prototipo preindustrial de la PIPM mediante el estudio de los recursos materiales disponibles y la elección de aquellos que, satisfaciendo las condiciones de diseño (principalmente operación en tiempo real, portabilidad, minimización del tamaño y bajo precio) dan lugar a soluciones sostenibles e inclusivas. Para este fin, una vez implementado el prototipo, se ha realizado una comparación con otras opciones comerciales en términos de costos asociados y autonomía estimados, ofreciendo mejores resultados en ambos casos (consumo 27% menor y precio de listado de componentes 3.6 veces menor) que se detalla en una sección posterior. Por otra parte se discuten las ventajas que tiene la aproximación propuesta en desde el punto de vista de la inclusividad, mediante el diseño de interfaces de usuario sencillas y amigables que tratan de cumplir la normativa vigente de usabilidad y accesibilidad.

Para la evaluación del prototipo preindustrial desarrollado, se ha estudiado su aplicación a la detección de caídas en personas mediante un paradigma distribuido que trata de hacer frente a las carencias de otros sistemas referidas en la literatura. El prototipo obtiene buenos resultados en la robustez de la detección (sensibilidad y especificidad del 100% y del 95.68%, respectivamente), su operación en tiempo real (tiempo de ejecución menor de 100ms con un tamaño de código que no supera los 300Kbytes) y el consumo energético asociado al paradigma propuesto frente a uno centralizado (mejora del 32%). Por último se ha evaluado la aplicación del prototipo a la detección de infecciones en pacientes cateterizados, simulando las demandas de tasa de transmisión en comparación con una solución centralizada. Los resultados obtenidos confirman la viabilidad tecnológica del prototipo preindustrial y del paradigma distribuido propuesto, mediante los estándares de comunicaciones LAN y WAN disponibles (Zigbee, Bluetooth y GSM/GPRS, entre otros) sin afectar la operación de la plataforma.

7.1. Discusión de los resultados obtenidos para la detección de caídas

Tras la revisión del estado del arte en la detección de caídas, a pesar del gran número de soluciones propuestas tanto en el ámbito puramente científico como en el industrial y comercial, se han identificado una serie de carencias y requisitos de diseño que no son cumplidos en su totalidad y que sin embargo pueden completarse teniendo en cuenta el estado de desarrollo de las TICs. Entre estos se ha subrayado la robustez y rapidez de la detección, el funcionamiento en cualquier escena, la portabilidad por medio del bajo consumo de los dispositivos, y la posibilidad de personalizar los umbrales de detección. Para satisfacer estos requisitos se ha propuesto un sistema distribuido bioinspirado que realiza una detección en tiempo real, y que evita los

Capítulo IV: Resultados

tiempos de espera impuestos por otros detectores basados en la hipótesis de que el sujeto caído permanece inmóvil tras la caída.

Como resultado de esta aproximación bioinspirada al problema, se propone un algoritmo de detección de caídas rápido y distribuido entre dos dispositivos inteligentes (IAU y PIPM), basado en la detección de impacto seguida por una estimación de la postura del usuario. Para tal fin, la PIPM emplea un doble procesado temporal y frecuencial de baja carga computacional, mediante cálculos trigonométricos simples y técnicas autorregresivas para la estimación del espectro, respectivamente, que conducen a una detección rápida y de baja carga computacional. Este procesado se completa con un análisis temporal adicional en la PIPM con objeto de detectar algunos eventos de caídas problemáticos en cuanto a la generación de falsos negativos, como la caída de rodillas. El análisis está basado en la convolución con formas de onda previamente conocidas, y puede extenderse fácilmente a otros casos con costes computacionales mínimos. El procesamiento distribuido se aplica a registros de aceleración de corta duración (en torno a los 4 segundos) que incrementan notablemente la autonomía del sistema frente a otras aproximaciones centralizadas.

Desde el punto de vista de la robustez y precisión en la detección de caídas, los resultados obtenidos mediante una amplia batería experimental con personas que realizan diversas actividades cotidianas conducentes o no a eventos de caídas, ponen de manifiesto la viabilidad de la solución propuesta. Además se provee al sistema de mecanismos que permiten la personalización de los umbrales para la consideración de multitud de escenas, optimizando la aplicación del sistema a poblaciones de riesgo, como las personas mayores, en sus entornos habituales.

7.2. Discusión de los resultados obtenidos para la detección de infecciones

La detección de infecciones en pacientes cateterizados supone una aplicación interesante para evaluar escenas exigentes desde el punto de vista computacional y de las comunicaciones requeridas para la transmisión de los datos. Esta aplicación, tras un breve estado del arte, se considera que no ha sido convenientemente analizada desde la perspectiva de las TICs, pero los resultados obtenidos muestran la viabilidad de la PIPM mediante los recursos tecnológicos disponibles y nuevamente demuestran su utilidad práctica en los escenarios de aplicación del sistema (centros de día, residencias de ancianos, etc.).

Los principales resultados que se presentan para esta aplicación han sido obtenidos mediante simulación por dos motivos principales. El primero es porque, tras el establecimiento de los signos vitales a monitorizar para la detección eficaz de infecciones en pacientes cateterizados, no se han encontrado sensores comerciales con interfaces electrónicas accesibles y comunicaciones inalámbricas estandarizadas para su comunicación con la PIPM, por lo que se ha acudido a hojas de características y frecuencias de muestreo indicadas en la bibliografía. En segundo lugar porque se ha querido poner énfasis en un periodo de observación lo suficientemente extenso (de un año) como para demostrar la robustez del prototipo de la PIPM en aplicaciones clínicas críticas, como es la detección de infecciones en pacientes en DP, para los que una peritonitis no detectada a tiempo puede suponer un grave riesgo para su salud. Estos resultados han confirmado que el prototipo de la PIPM satisface los requisitos de tasas de datos impuestas por la aplicación mediante los estándares inalámbricos de comunicación disponibles en la actualidad, y su evolución a corto plazo.

7. Discusión de los resultados

7.3. Comparación de la PIPM con soluciones comerciales

En esta sección se pretende realizar una comparación de las prestaciones de la PIPM que se presenta en esta Tesis Doctoral respecto de soluciones comerciales y en concreto de los denominados teléfonos inteligentes (*SmartPhones*, en inglés). La razón por la que realiza una comparación con estos dispositivos es porque en principio cumplen con algunas de las condiciones de diseño de la plataforma (portabilidad, ubicuidad, soporte para SOA, etc.) además de su cada vez mayor presencia en los países desarrollados. Sin embargo un análisis comparativo más profundo determina las mejores prestaciones del prototipo industrial de la PIPM al amparo de los conceptos de sostenibilidad e inclusividad, cada vez más relevantes en la sanidad pública y teniendo en cuenta el sector poblacional mayoritario al que está destinado el sistema.

Existe una ventaja importante de la PIPM relativa a su sencillez de manejo, por lo que se ha prestado especial atención a la simplicidad del diseño de la interfaz de usuario que permita el acceso a personas con limitaciones audiovisuales y motrices. En estos casos difícilmente se pueden subsanar las dificultades de interacción del usuario con las pantallas táctiles o teclados de pequeño tamaño disponibles en la mayoría de los Smartphones actualmente, aunque existe alguna iniciativa, todavía en desarrollo, desde el mundo de fabricantes multinacionales como ThinkContacts de Nokia (ThinkContacts, 2011).

A continuación se va a realizar el análisis comparativo desde dos perspectivas fundamentales: duración de la batería y costes asociados.

Duración de las baterías

Durante los últimos años se ha producido una auténtica revolución tecnológica en la telefonía móvil gracias al desarrollo de las TICs y en particular de las arquitecturas de procesamiento empujadas, que permiten alojar sistemas operativos cada vez más potentes para dar soporte al despliegue de aplicaciones de usuario más complejas y demandantes computacionalmente. Se está evolucionando hacia un terminal móvil que evoluciona de forma pareja en recursos y prestaciones a un ordenador de sobremesa, y por eso se le denomina SmartPhone. Sin embargo la tecnología de las baterías de estos dispositivos no se ha desarrollado de la misma manera, siendo por lo general dominantes en el mercado las basadas en iones de litio (conocidas como *Li-On*), como la que usa la PIPM. Estas baterías, aunque muestran más ventajas que las convencionales de plomo y níquel, tienen un tiempo de vida escaso con un número de ciclos de carga-descarga limitado. Este inconveniente da lugar a la continua investigación de técnicas para la mejora del consumo de las baterías (Zhuang, 2010) de los Smartphones, mediante por ejemplo la optimización de los ciclos de inacción (*sleep mode*, en inglés) (Arunkumar, 2009).

Los SmartPhone proporcionan hasta diez horas de tiempo de conversación normal y hasta 300 horas en modo *standby*, mientras que consigue una autonomía de cinco horas en tiempo de conversación en 3G (del orden de 2 o 3 veces más que en 2G) y 150 horas en modo *standby*. Sin embargo estos números decrecen abruptamente cuando se emplean las aplicaciones multimedia o se navega por internet (Cnet, 2011). En cualquier caso en estos estudios se suponen condiciones óptimas de utilización, para lo cual se disminuye el iluminado de la pantalla al 50%, se activa el salvapantallas, y el volumen del altavoz también se reduce al 50%. Es por esto que cabe esperar que los resultados en un uso cotidiano del aparato sean más pesimistas. De este análisis cabe concluir que es complicado realizar una comparación realista de la autonomía de la batería, dado que depende fuertemente del usuario y del modo de utilización del dispositivo.

Para tratar de ofrecer una comparación con la PIPM más realista se ha partido de los datos proporcionados por el trabajo de Díaz Hayas y Merino Gómez (Díaz-Zayas, 2010), en este caso

Capítulo IV: Resultados

referidos a un Smartphone Nokia con EOS *Symbian* (Symbian, 2011). En este trabajo se presentan datos de consumo de corriente para cinco modos de funcionamiento: modo de espera, herramienta de medida, modo activo, llamada de voz GSM y llamada de voz UMTS. Atendiendo estos modos se establece un periodo de observación de 9 minutos donde se calcula el consumo de la batería en miliamperios. En este periodo de observación se obtiene un consumo promedio de 12.52mA de la PIPM para el paradigma distribuido propuesto y los modos de operación establecidos en la sección 5.3.1.

A continuación se compara el consumo de corriente obtenido para la PIPM respecto del SmartPhone, donde se aprecia los menores valores de corriente que requiere la plataforma en términos absolutos.

- En el modo de espera el consumo se reduce a 1mA dado que se apaga la pantalla del Smartphone (que es el elemento más demandante de la batería) y no se ejecuta ninguna aplicación. Este modo sería equivalente al de ahorro energético de la PIPM en términos de consumo.
- En el modo activo, la pantalla permanece encendida al mínimo de luminosidad y se desactiva el salvapantallas, pero no se produce ninguna transmisión. En este caso el consumo promedio es de 16 mA, que es un 27% mayor que para la PIPM.
- Por último en el modo de llamada de voz 3G, se obtiene un consumo promedio de 50mA, del orden de 4 veces más que en el caso de la PIPM. Si se observa el dato para la llamada GSM, de menor ancho de banda, se obtiene un incremento 2.5 veces mayor.

Costos de producción y venta

La comparación en términos de costes de implementación de un prototipo de laboratorio ad-hoc como la PIPM respecto de un producto comercial no resulta trivial al ser complicado separar los costes de diseño de los costes de producción para tiradas pequeñas de fabricación de la PIPM. Desde el punto de vista del precio de los componentes se puede partir del estudio provisto por la empresa *iSuppli* respecto del *Nexus One Smart Phone* (ISuppli, 2011), en el que se hace un desglose del listado de los componentes (*BOM*, en inglés) principales de este SmartPhone. Con referencia a estos datos, a continuación se establece una comparativa con los gastos de la adquisición de componentes electrónicos necesaria para la implementación del prototipo de la PIPM a través de un distribuidor multinacional de componentes electrónicos (Farnell, 2011):

- La etapa de potencia del prototipo de la PIPM asciende a 16.35€ mientras que para el Nexus es de 1.2\$.
- El DSP de la PIPM cuesta 104€ mientras que para el Nexus es de 30.5\$, tratándose incluso de un microprocesador más moderno.
- En el presupuesto del Nexus se excluyen todas las resistencias, bobinas, capacidades y la lógica digital, que para la PIPM asciende a un montante de 40€.
- Por último en el Nexus los PCBs cuestan 6.2\$, mientras que el diseño de la placa del prototipo de la PIPM se encargó a una empresa especializada que cobró 278€.

Si se hace un balance grosso modo tan solo de las tres primeras partidas (obviando los costes de diseño del PCB) se obtiene un montante de 160.35€ de la PIPM frente a 31.7\$ del Nexus, con lo que el incremento de coste es 6 veces mayor para los componentes de la PIPM en comparación con los precios de componentes al por mayor del Nexus. Esta diferencia de precios tan elevada se debe al ahorro de costes en los componentes para la producción en masa del SmartPhone con vistas a su comercialización, variable que no ha sido posible considerar en este estudio por motivos de concisión. De hecho, si se hace una extrapolación del precio de los componentes de la PIPM, se obtendría un precio aproximado de 48\$ para los componentes de la plataforma frente a los 175\$ del Nexus, como se muestra en la Tabla 4.18. De esta manera queda patente el menor precio relativo del BOM de la PIPM comparado con el Smartphone. Sin embargo conviene

7. Discusión de los resultados

resaltar que la diferencia del total del precio del BOM de la PIPM se reduce a aproximadamente 200€ frente a 175\$ del Nexus. Esta disminución se debe a que el Smartphone incluye numerosa tecnología destinada al ocio y las aplicaciones multimedia (pantalla táctil, cámara fotográfica y de vídeo, reproductor de música MP3, etc.) que no es imprescindible en el diseño de la PIPM teniendo en cuenta los usuarios a los que va dirigida.

Por último desde un punto de vista del precio de mercado que alcanzan los SmartPhones, para ver el impacto que tendrían en el bolsillo del usuario, se puede hacer una cuenta sencilla, que consiste en dividir el precio de un Nexus liberado respecto del de sus componentes, obviando otros costes asociados (desarrollo, producción, etc.). En este caso se tiene un precio de mercado de 450\$, con lo que los beneficios obtenidos son de cerca del 257%. Si se establecieran unos beneficios similares para la PIPM se obtendría un precio de mercado de 123\$ para la PIPM, i.e, menos de la tercera parte del precio del SmartPhone. En esta cuenta simple se están incluyendo beneficios netamente empresariales para la comercialización en gran escala de la PIPM, que en la realidad tratarían de reducirse para mitigar el impacto económico en el usuario y conseguir una solución sostenible, mediante por ejemplo la subvención parcial o total de la plataforma por la sanidad pública.

En la Tabla 4.18 se resumen la comparativa de costos y precios realizada. El símbolo (*) denota precios estimados de la PIPM en relación con el precio de mercado y los costos de componentes al por mayor del SmartPhone

Tabla 4.18. *Comparativa de costos y precios entre el Nexus One y la PIPM.*

| | PIPM | SmartPhone |
|--|-------------|-------------------|
| Costos de Lista de componentes | 48\$ (*) | 175\$ |
| Precio del venta del dispositivo en mercado | 123\$ (*) | 450\$ |

Referencias

- Actigraph. Página web de The Actigraph. <http://www.theactigraph.com/>, 2011.
- G. Alonso, F. Casati, H. Kuno, V. Machiraju. Web services: concepts, architectures and applications. *Heidelberg: Springer*, 2004.
- F. Amati, J.J. Dubé, P.M. Coen, M. Stefanovic-Racic, F.G.S. Toledo, B.H. Goodpaster. Physical Inactivity and Obesity Underlie the Insulin Resistance of Aging. *Diabetes Care*, 32(8): 1547-1549, 2009.
- J. Arrieta. Evaluación Económica del Tratamiento Sustitutivo Renal (Hemodiálisis, Diálisis Peritoneal y Trasplante) en España. *Nefrología*, 1(1): 37-47, 2010.
- N. Arunkumar, V. Srinivasan. Introduction of New Operable Modes for Batter Li timization in MobileDevices. *IEEE International Advance Computing Conference (IACC 2009)*: 765-769, 2009.
- E. Auvinet, F. Multon, A. Saint-Arnaud, J. Rousseau, J. Meunier. Fall Detection with Multiple Cameras: An Occlusion-Resistant Method Based on 3-D Silhouette Vertical Distribution. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 15(2): 290-300, 2011.
- Joseph Balcells y cols. Interferencias electromagnéticas en sistemas electrónicos. *Ed. Marcombo-Boixerau*, 1992.
- P. Barralon, N. Vuillerme, N. Noury. Walk detection with a kinematic sensor: frequency and wavelet comparison. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 1: 1711-4, 2006.
- A. Barrett, M. O'Connor, K. Culhane, A.M. Finucane, G.O' Laighin. A footswitch evaluation of the gait of elderly fallers with and without a diagnosis of orthostatic hypotension and healthy elderly controls. *Proc. 30th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 5101-5104, 2008.
- F. Bianchi, S.J. Redmond, M.R. Narayanan, S. Cerutti, N.H. Lovell. Barometric Pressure and Triaxial Accelerometry-Based Falls Event Detection. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehab. Engineer*, 18(6): 619-627, 2010.
- R.C. Bone, R.A. Balk, y cols. The ACCP/SCCM Consensus Conference Committee. *Chest*, 101(6): 1644-1655, 1992.
- A.K. Bourke, K.J. O'Donovan, G.M. O'Laighin. Distinguishing falls from normal ADL using vertical velocity profiles. *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 3176-3179, 2007a.
- A.K. Bourke, J.V. O'Brien, G.M. Lyons. Evaluation of a thresholdbased tri-axial accelerometer fall detection algorithm. *Gait Posture*, 26(2): 194-199, 2007b.
- A.K. Bourke, G.M. Lyons. A threshold-based fall-detection algorithm using a bi-axial gyroscope sensor. *Med. Eng. Phys.*, 30(1): 89-90, 2008.

Referencias

C.V.C. Bouten, K.T.M. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, J.D. Janssen. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44: 136-147, 1997.

Brickhouse. Página Web de Brickhouse Security. <http://www.brickhousesecurity.com/>, 2011.

R. Buyya, C.S. Yeo, S. Venugopal, J. Broberg, I. Brandic. Cloud computing and emerging IT platforms: vision, hype, and reality for delivering computing as the 5th utility. *Future Generation Computer Systems*, 25(6): 599-616, 2009.

Y.-C. Chen, C.-C. Wang. RFID emergency notification system for fall accidents at home. *Proc. 4th Int. Conf. Intell. Comput. Commun. Process*: 323–326, 2007.

Chipcon. Texas Instruments. CC2430 A True System-on-Chip solution for 2.4 GHz IEEE 802.15.4 / ZigBee. <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/cc2430.pdf/>, 2011.

S.-H. Choi, B.-K. Kim, J. Park, C.-H. Kang, D.-S. Eom. An implementation of wireless sensor network for security system using Bluetooth. *IEEE Trans. Consumer Electronics*, 50(1):236–244, 2004.

Cnet reviews. How we test: Cell phones and smartphones. <http://reviews.cnet.com/how-we-test/cell-phones/>, 2011.

Cobb B. TMS320C672x Power Consumption Summary <http://www.ti.com/litv/pdf/spraaa4b/>, 2011.

S.E. Crouter, J.R. Churilla, D.R. Bassett. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 98(6): 601–612, 2006.

D. Curone, G.M. Bertolotti, A. Cristiani, E.L. Secco, G. Magenes. A Real-Time and Self-Calibrating Algorithm Based on Triaxial Accelerometer Signals for the Detection of Human Posture and Activity. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 14(4): 1098-1105, 2010.

A. Díaz-Zayas, P. Merino-Gómez. A Testbed for Energy Profile Characterization of IP Services in Smartphones over Live Networks. *Mobile Networks and Applications*, 15(3): 330-343, 2010.

C.J. Diskin, T.J. Stokes, y cols. Catheter locks, heparin and biofilm: what is the risk. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 23: 2708-2709, 2008.

B.P. Douglass. Real-Time Agility: The Harmony/ESW Method for Real-Time and Embedded Systems Development. *Ed. Addison-Wesley*, 2009.

C.N. Doukas, I. Maglogiannis. Emergency Fall Incidents Detection in Assisted Living Environments Utilizing Motion, Sound, and Visual Perceptual Components. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 15(2): 277-289, 2011.

EE Times. RF IC to target body-area network devices. http://www.eetindia.co.in/ART_8800609143_1800005_NP_8cb4f23f.HTM/, 2011.

Capítulo IV: Resultados

M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández. Distributed Processing Methodology for Biomedical Sensor Networks: A Novel Approach. *9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB 2009)*: 1-4, 2009a.

M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa-Romero, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández. Design and implementation of a distributed fall detection system-personal server. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 13(6): 874-81, 2009b.

Farnell. Página Web de Farnell. <http://es.farnell.com/>, 2011.

T. Fawcett. ROC graphs: Notes and practical considerations for researchers. HP Lab., Palo Alto, CA, Tech. Rep, 2004.

L. Fernández del Rosal, M. Prado Velasco, M. A. Estudillo Valderrama. Diseño hardware y autonomía del servidor personal inalámbrico (PSE) de un monitor de movimiento humano. *Actas de XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB)*:479-482, 2007.

E. Folgado, M. Rincón, E.J. Carmona, M. Bachiller. A block-based model for monitoring of human activity. *Neurocomputing*, 74(8): 1283-1289, 2009.

H. Foroughi, H. S. Yazdi, H. Pourreza, and M. Javidi. An eigenspacebased approach for human fall detection using integrated time motion image and multi-class support vector machine. *Proc. 4th Int. Conf. Intell. Comput. Commun. Process*: 83–90, 2008.

I. Foster, C. Kesselman. The grid 2: blueprint for a new computing infrastructure. *San Francisco (CA): Morgan Kaufmann Publishers Inc*, 2003.

M. Fructuoso, R. Castro, L. Oliveira, C. Prata, T Morgado. Infección de catéteres de hemodiálisis: una revisión retrospectiva. *Nefrología*, 29(2): 176-177, 2009.

D. Giansanti, G. Maccioni, S. Cesinaro, F. Benvenuti, V. Macellari. Assessment of fall-risk by means of a neural network based on parameters assessed by a wearable device during posturography. *Med. Eng. Phys.*, 30(3): 367–372, 2008.

J. Gottschamel, L. Richter, y cols. Development of a Disposable Microfluidic Biochip for Multiparameter Cell Population Measurements. *Anal. Chem.*, 81(20): 8503-8512, 2009.

O. Granberg, J.G. Bellika, E. Arsand, G. Hartvigsen. Automatic infection detection system. *Stud Health Technol Inform*, 129(1): 566-570, 2007.

J.A. Gutiérrez, M. Naeve, E. Callaway, M. Bourgeois, V. Mitter, B. Heile. IEEE 802.15.4: a developing standard for low-power low cost wireless personal area networks. *IEEE Network*, 15(5): 12–19, 2001.

K. Halton, and N. Graves. Economic Evaluation and Catheter-Related Bloodstream Infections. *Emerging Infectious Diseases*, 13(6): 815-823, 2007.

Y. Hirata, S. Komatsuda, K. Kosuge. Fall prevention control of passive intelligent walker based on human model. *Proc. IEEE Int. Conf. Intell. Robots Syst*: 1222–1228, 2008.

Referencias

H.-P. Hoffman. Harmony/SE: A SysML Based Systems Engineering Process. *Innovation Telelogic User Group Conference*, 2008.

J.Y. Hwang, J.M. Kang, Y.W. Jang, H. C. Kim. Development of Novel Algorithm and Real-time Monitoring Ambulatory System Using Bluetooth Module for Fall Detection in the Elderly. *Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*: 2204 – 2207, 2004.

D. Hyndman, A. Ashburn, and E. Stack. Fall events among people with stroke living in the community: Circumstances of falls and characteristics of fallers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 83: 165–170, 2002.

IEEExplore. Página Web de IEEExplore. <http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/guesthome.jsp?reload=true/>, 2011.

ilife solutions. Página Web de ilife solutions. <http://www.ilifesolutions.com/>, 2011.

R. Isais, K. Nguyen, G. Perez, R. Rubio, H. Nazeran. A lowcost microcontroller-based wireless ECB-blood pressure telemonitor for home care. *Proc. 25th Annual Intl. Conf. of the IEEE EMBS*: 3157–3160, 2003.

ISO UNE-EN 9241-20:2009. Ergonomía de la interacción persona-sistema. Parte 20: Pautas de accesibilidad para equipos y servicios de tecnologías de información/comunicación (TIC), 2009.

ISO/IEC JTC 1/SC 35 N 1662. Information technology – User interfaces – Guidelines on navigation methods for ladder menus with 4-direction devices, 2010 (Working Draft).

ISO/IEC JTC 1/SC 35 N 1663. Information technology — User interfaces — Principal voice commands — Part 1: Framework and general guidance, 2010 (Working Draft).

ISO/IEC 29136, Information technology –. User interfaces – Accessibility of personal computer hardware, 2010 (Working Draft).

iSuppli. Google Nexus One Carries \$174.15 Materials Cost, iSuppli Teardown Reveals. [http://www.isuppli.com/Teardowns/News/Pages/Google-Nexus-One-Carries-\\$17415-Materials-Cost-iSuppli-Teardown-Reveals.aspx/](http://www.isuppli.com/Teardowns/News/Pages/Google-Nexus-One-Carries-$17415-Materials-Cost-iSuppli-Teardown-Reveals.aspx/), 2011.

A.-Y. Jeon, S.-Y. Ye, J.-M. Park, K.-N. Kim, J.-H. Kim, D.-K. Jung, G.-R. Jeon, J.-H. Ro. Emergency detection system using PDA based on self-response algorithm. *Proc. Int. Conf. Convergence Inf. Technol*: 1207–1212, 2007.

J.G. Jiménez, L.M. Roa, M. Prado. Diseño de una unidad inteligente de acelerometría de segunda generación para la monitorización del movimiento humano. *Actas del XXV Congreso Anual De La Sociedad Española De Ingeniería Biomédica*: 56-59, 2007.

M. Kangas, A. Konttila, I. Winblad, T. Jämsä. Determination of simple thresholds for accelerometry-based parameters for fall detection. *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 1367–1370, 2007.

Capítulo IV: Resultados

D.M. Karantonis, M.R. Narayanan, M. Mathie, N.H. Lovell, B.G. Celler. Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 10(1): 156–167, 2006.

J.M.H. Karel, R. Senden, J.E.M. Janssen, H.H.C.M. Savelberg, B. Grimm, I.C. Heyligers, R. Peeters, K. Meijer. Towards unobtrusive in vivo monitoring of patients prone to falling. *2010 Annual International IEEE Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*: 5018-5021, 2010.

A.M. Khan, Young-Koo Lee, S.Y. Lee, Tae-Seong Kim. A Triaxial Accelerometer-Based Physical-Activity Recognition via Augmented-Signal Features and a Hierarchical Recognizer. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 14(5):1166-1172, 2010.

A.H. Khandoker, R.K Begg, M. Palaniswami. Estimating Falls Risk in the Elderly: a Wavelet Based Multiscale Analysis. *4th International Conference on Electrical and Computer Engineering ICECE*: 165–168, 2006.

H. Knight, J.-K. Lee, H. Ma, Chair alarm for patient fall prevention based on gesture recognition and interactivity. *Proc. 30th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 3698–3701, 2008.

LCD Assistant. Página Web de LCD Assistant. http://en.radzio.dxp.pl/bitmap_converter/, 2011.

G. LeBellego, N. Noury, G. Virone, M. Mousseau, J. Demongeot. A Model for the Measurement of Patient Activity in a Hospital Suite. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 10(1): 92-99, 2006.

Lifeline de Philips. Página Web de Lifeline de Philips. <http://www.lifelinesys.com/content/lifeline-products/auto-alert/>, 2011.

T.-H. Lin, W. J. Kaiser, and G. J. Pottie. Integrated low-power communication system design for wireless sensor networks. *IEEE Communications Magazine*, 42(12): 142–150, 2004.

U. Lindemann, A. Hock, M. Stuber, W. Keck, C. Becker. Evaluation of a fall detector based on accelerometers: a pilot study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(5): 548-51, 2005.

D. Litvak, Y. Zigel, I. Gannot. Fall detection of elderly through floor vibrations and sound. *Conference Proceedings of the International Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*: 4632-4635, 2008.

S.R. Lord, C. Sherrington, H.B. Menz, J.C.T. Close. Falls in Older People: Risk Factors and Strategies for Prevention. *Cambridge, U.K.: Cambridge Univ. Press*, 2007.

S. Luo, Q. Hu. A Dynamic Motion Pattern Analysis Approach to Fall Detection. *IEEE International Workshop on Biomedical Circuits & Systems*: 1-5-8a, 2004.

C. Lynch, F. O'Reilly. PIC-based TinyOS Implementation. *Proc. 2nd European Workshop on Wireless Sensor Networks*: 378–385, 2005.

Referencias

- D.G. Maki, P.A. Tambyah. Engineering out the Risk of Infection with Urinary Catheters. *Emerging Infectious Diseases*, 7(2): 1-6, 2001.
- M. Marschollek, K.-H. Wolf, M. Gietzelt, G. Nemitz, H.M. Schwabedissen, R. Haux. Assessing elderly persons' fall risk using spectral analysis on accelerometric data—A clinical evaluation study. *Proc. 30th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 3682–3685, 2008.
- M.J. Mathie, J. Basilakis, B.G. Celler. A system for monitoring posture and physical activity using accelerometers. *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4: 3654-3657, 2001.
- M.J. Mathie, A.C.F. Coster, N.H. Novell, B.G. Celler, S.R. Lord, A. Tiedemann. A pilot study of long term monitoring of human movement in the home using accelerometry. *Journal of Telemedicine and Telecare*, 10(3): 144-155, 2004.
- V. Michel-Pellegrino, D.J. Hewson, M. Drieux, J. Duchene. Evaluation of the risk of falling in institution-dwelling elderly: Clinical tests versus biomechanical analysis of stepping-up. *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 6121–6124, 2007.
- M.J. Morón, J.R. Luque, A. Gómez-Jaime, E. Casilari, A. Díaz-Estrella. Prototyping of a remote monitoring system for a medical Personal Area Network using Python. *3rd International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)*: 1-5, 2009.
- M. Mujika, S. Arana, y cols. Magnetoresistive immunosensor for the detection of Escherichia coli O157:H7 including a microfluidic network. *Biosens Bioelectron*, 24(5): 1253-1258, 2008.
- D. Naranjo-Hernández, L.M Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, G. Barvarov-Rostán. Hardware-Software Platform and Communications for Energetically Efficient Body Sensor Networks. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2011a (en proceso de revisión).
- D. Naranjo-Hernández, L.M Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama. Personalization and Adaptation to the Medium and Context in a Fall Detection System. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2011b (en proceso de revisión).
- M.R. Narayanan, S.J. Redmond, M.E. Scalzi, S.R. Lord, B.G. Celler, and N.H. Lovell. Longitudinal Falls-Risk Estimation Using Triaxial Accelerometry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(3): 534-541, 2010.
- H.B. Nguyen, y cols. Severe Sepsis and Septic Shock: Review of the literature and Emergency Department Management Guidelines. *Annals of Emergency Medicine*, 48(1): 28-54, 2006.
- N. Noury, A. Fleury, P. Rumeau, A. K. Bourke, G. O. Laignin, V. Rialle, J. E. Lundy. Fall detection—Principles and methods. *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 1663–1666, 2007.
- OMS. Caídas. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/es/>, 2010.

Capítulo IV: Resultados

F. Padilla Ruiz, A. Bueno Cavanillas, C. Peinado Alonso, M. Espigares, y cols. Frequency characteristics and consequences of falls in a cohort of institutionalized elderly patients. *Atención Primaria*, 21: 437-445, 1998.

H.G. Piper, J.L. Alexander, A. Shukla, F. Pigula, J.M. Costello, P.C. Laussen, T. Jaksic, M.S. Agus. Real-time continuous glucose monitoring in pediatric patients during and after cardiac surgery. *Pediatrics*, 118(3): 1176-1184, 2006.

G. Plasqui, K.R. Westerterp. Physical activity assessment with accelerometers: An evaluation against doubly labeled water. *Obesity*, 15: 2371–2379, 2007.

M. Popescu, Y. Li, M. Skubic, M. Rantz. An acoustic fall detector system that uses sound height information to reduce the false alarm rate. *Proc. 30th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 4628–4631, 2008.

M. Prado, L.J. Reina-Tosina, L. Roa. Viability Study of a Personalized and Adaptive Knowledge-Generation Telehealthcare System for Nephrology (Nefrotel). *International Journal of Medical Informatics*, 75(9): 1910-1911, 2002.

M. Prado, L. M. Roa, J. Reina-Tosina, M. Rovayo. Wearable human movement monitoring device aimed at providing personalized support in healthcare. *Microtechnologies for the New Millenium. Smart Sensors, Actuators, and MEMS II. Proceeding of SPIE*, 5836: 570–578, 2005.

M. Prado, L. Roa. Wearable Real-time and Adaptative Feedback Device to Face the Stuttering: a Knowledge based Telehealthcare Proposal. *Medical and Care Compunetics*, 4: 147-156, 2007.

B. Radunovic, H. L. Truong, and M. Weisenhorn. NReceiver Architectures for UWB-Based Transmit-Only Sensor Networks. *IEEE Intl. Conf. on Ultra-Wideband*: 379–384, 2005.

P. Rajendran, A. Corcoran, B. Kinosian, M. Alwan. Falls, fall prevention and fall detection technologies. *Eldercare Technology for Clinical Practitioners*: 187–202, 2007.

H. Rimminen, J. Lindström, M. Linnavuo, R. Sepponen. Detection of Falls Among the Elderly by a Floor Sensor Using the Electric Near Field. *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, 14(6): 1475-1476, 2010.

L. Roa, M. Prado, L.J. Reina-Tosina. Sistema Portable para Monitorización de Movimiento, Estado Postural y Actividad Física de Humanos Durante las 24 Horas del Día. Nr.:P200201710, 2002.

L. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández, M.A. Estudillo-Valderrama. Adición a la Patente P200201710 Por Sistema Portable para la Monitorización del Movimiento, Estado Postural y Actividad Física de Humanos las 24 Horas del Día. Nr.:P201000469, 2010.

R. Rotstein, S. Berliner, R. Fusman, I. Shapira, D. Avitzour, N. Arber, D. Zeltser. The usefulness of telemedicine for the detection of infection/inflammation at the point of care. *Telemed J E Health*, 7(4): 317-23, 2001.

E. Sakka, A. Prentza, I. E. Lamprinos, L. Leondaridis, D. Koutsuris. Integration of Monitoring Devices in the e-Vital Service. *Proc. 26th Annual Intl. Conf. of the IEEE EMBS*: 3097–3100, 2004.

Referencias

A. Sant'anna, N. Wickström. A symbol-based approach to gait analysis from acceleration signals: identification and detection of gait events and a new measure of gait symmetry. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 14(5): 1180-1187, 2010.

A. Sarian, H. Rusmann, C. Wider, y cols. Quantification of Tremor and Bradykinesia in Parkinsons Disease Using a Novel Ambulatory Monitoring System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(2): 312-322, 2007.

Spansion. S29AL008De8 Data Sheet. http://www.spansion.com/Support/Datasheets/S29AL008J_00_09_e.pdf/, 2011.

S. Srinivasan, J. Han, D. Lal, A. Gacic. Towards automatic detection of falls using wireless sensors. *Proc. 29th Annu. Int. Conf. IEEE EMBS*: 1379–1382, 2007.

STLC. Datasheet del STLC 2500C. <http://tec.icbuy.com/upload/st/stlc2500c.pdf/>, 2011.

Symbian. Página Web de Symbian <http://symbian.nokia.com/>, 2011.

SysML Open Source Specification Project. <http://www.sysml.org/>, 2011.

T. Tamura, T. Yoshimura, F. Horiuchi, Y. Higashi, T. Fujimoto. An Ambulatory Fall Monitor for the Elderly. *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*: 2608 – 2610, 2000.

C.W. Therrien. Discrete Random Signals and Statistical Signal Processing. *Prentice-Hall*, 1992.

ThinkContacts. <https://projects.forum.nokia.com/ThinkContacts/wiki/>, 2011.

TI Bootloader. Using the TMS320C672x Bootloader. <http://focus.ti.com/general/docs/litabsmultiplefilelist.tsp?literatureNumber=spraa69d/>, 2011.

TI Comparing. Comparing Fixed- and Floating Point DSPs. White Paper <http://focus.ti.com/lit/wp/spry061/spry061.pdf/>, 2011.

TI Grounding. Texas Instruments Application Bulletin. Analog-To-Digital Converter Grounding Practices Affect System Performance. <http://focus.ti.com.cn/cn/lit/an/sbaa052/sbaa052.pdf/>, 2011.

TI Interrupt. Configuring External Interrupts on TMS320C672x Devices. <http://focus.ti.com/lit/an/spraaj3/spraaj3.pdf/>, 2011.

TI Peripherals. TMS320C672x DSP Peripherals Overview Reference Guide. User Guide <http://focus.ti.com/lit/ug/spru723b/spru723b.pdf/>, 2011.

TI Power-Down. TMS320C DSP Power-Down Logic and Modes. Reference Guide <http://focus.ti.com/lit/ug/spru728c/spru728c.pdf/>, 2011.

TI Resource. DSP Resource Guide (Rev. D) <http://focus.ti.com/lit/sg/sprt285d/sprt285d.pdf/>, 2011.

TI 672x. TMS320C6727, TMS320C6726, TMS320C6722 Floating- Point Digital Signal Processors". Data Sheet. <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/tms320c6727.pdf/>, 2011a.

Capítulo IV: Resultados

TI 67x+. TSM320C67x/C67x+ DSP CPU and Instruction Set Reference Guide. User Guide. <http://focus.ti.com/lit/ug/spru733a/spru733a.pdf/>, 2011.

Tunstall. Página Web de Tunstall. <http://www.tunstall.co.uk/>, 2011.

M. Urrea, L. Rozas. La bacteriemia asociada al catéter venoso central: implementación de un nuevo protocolo de consenso. *Anales de Pediatría*, 71(1): 20-24, 2009.

U. Varshney. Wireless Health Monitoring: Requirements and Examples. *Pervasive Healthcare Computing*, 2009.

Vishay Semiconductors. Infrared Data Communication According to IrDA Standard. Part 1: Physical Layer. <http://www.vishay.com/docs/82513/physical.pdf/>, 2011.

M. Wang. Battery Products & Technology. Solutions for OEM Design Engineers, Integrators & Specifiers of Power Management Products. *Reprinted from the March 2004 issue of Battery Power Products & Technology Magazine*, 2004.

A. Weiss, I. Shimkin, N. Giladi, and J. Hausdorff. Automated detection of near falls: algorithm development and preliminary results. *BMC Research Notes*, 3(2): 62-69, 2010.

G. Williams, K. Doughty, K. Cameron, D.A. Bradley. A Smart Fall & Activity Monitor for Telecare Applications. *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 20(3): 1151 – 1154, 1998.

G.Wu, S. Xue. Portable preimpact fall detector with inertial sensors. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 16(2): 178–183, 2008.

Z. Zhuang, K.-H. Kim, J.P. Singh. Improving energy efficiency of location sensing on smartphones. *Proceedings of the 8th international conference on Mobile systems, applications, and services (MobiSys '10)*: 315-329, 2010.

Y. Zigel, D. Litvak, and I. Gannot. A Method for Automatic Fall Detection of Elderly People Using Floor Vibrations and Sound—Proof of Concept on Human Mimicking Doll Falls. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 56(12): 2858-2867, 2009.

W. Zingg, A. Imhof, y cols. Impact of a prevention strategy targeting hand hygiene and catheter care on the incidence of catheter-related bloodstream infections. *Critical Care Medicine*, 37(7): 2167-2173, 2009.

Capítulo V. Conclusiones

Conclusiones

De las investigaciones realizadas en la Tesis Doctoral se puede concluir lo siguiente:

- La metodología propuesta establece un procedimiento para la especificación de requisitos, el desarrollo y la evaluación iterativos de sistemas integrales de ayuda a la vida independiente, de forma transparente a los materiales empleados.
- Atendiendo este procedimiento metodológico se presenta la descripción funcional de una plataforma inteligente personal multidispositivo para la monitorización ubicua de usuarios en el DoC, que hace frente a las carencias señaladas en el estado del arte.
- La descripción funcional da lugar a un diseño abierto de la plataforma que puede satisfacerse con el estado actual de las TICs y su evolución a medio y largo plazo. En particular, se ha desarrollado una plataforma portable mediante software de control empotrado y algoritmos de procesamiento digital de bioseñales que cumplen con las condiciones de operación en tiempo real de la PIPM en el DoC.
- Los diseños, implementaciones y evaluaciones obtenidos sugieren que la plataforma propuesta cumple las especificaciones funcionales definidas, y por tanto su viabilidad dentro del paradigma distribuido propuesto. En concreto:
 - La implementación del prototipo preindustrial de la PIPM da lugar a una solución sostenible e inclusiva.
 - Se ha evaluado la operación del prototipo para la detección de caídas en humanos, obteniendo una detección robusta y rápida.
 - Se ha evaluado el dimensionamiento de las comunicaciones del prototipo para entornos multidispositivo demandantes, como la detección de infecciones en pacientes cateterizados, comprobando que puede ser satisfecho con las tecnologías actuales.

Evolución tecnológica de la PIPM

El procedimiento de diseño jerarquizado e iterativo de la PIPM consistente en cinco pasos principales (análisis de requisitos; descripción funcional; estudio de tecnologías disponibles; desarrollo y evaluación en espiral) ha dado lugar al prototipo preindustrial de la PIPM que se presenta en la Tesis. Este prototipo actualmente se encuentra en el último estado de depuración como paso previo a la construcción del diseño final y posible comercialización por medio de una empresa contratada a tal efecto. Aunque el diseño base de la PIPM data del comienzo de la Tesis, el procedimiento de codesarrollo hardware y software basado en Harmony (ver siguiente subsección) ha facilitado dos cuestiones primordiales: Por un lado la corrección eficiente de posibles fallas en la placa del prototipo durante su implementación así la depuración eficiente del software desarrollado; Por otra lado el estudio e incorporación de las tecnologías emergentes más apropiadas y con el suficiente estado de madurez que se hayan podido desarrollar durante el proceso de diseño y construcción del prototipo actual. De esta manera, partiendo de la descripción funcional global de la PIPM se puede obtener una gama de

Capítulo V. Conclusiones

productos que se adapten a las necesidades del usuario y a los avances en términos tecnológicos, que en el contexto de los sistemas portables y las RSI es imparable.

En particular, los dispositivos empotrados son cada vez más complejos e involucran EOS en tiempo real y de alto nivel (basados en Linux o Windows) para gestionar sistemas y aplicaciones avanzadas, entre ellas la provisión de servicios. A este respecto sería deseable que la PIPM no solo consumiera servicios remotos, sino que desde el otro extremo del InD se puedan invocar servicios alojados en la plataforma, de manera que la variedad de aplicaciones que podría proporcionar aumentaría exponencialmente. Sirva como ejemplo la actualización de forma remota de los algoritmos alojados en la PIPM, realizadas por un usuario profesional emplazado en otro emplazamiento geográfico distinto al portador de la plataforma. Uno de los acercamientos más empleados en la literatura científica es SOA, que proporciona una arquitectura abierta que encaja perfectamente con estos requisitos y por tanto con el paradigma propuesto, al definir servicios como unidades funcionales autocontenidas, autodescriptivas e independientes de la plataforma, localizadas en dispositivos que pueden pertenecer a distintas subredes al mismo tiempo (Erl, 2005). Además, en el capítulo de Métodos y Materiales se apostó por CORBA, y en concreto su versión para dispositivo empotrados (CORBA/e) para facilitar esta prestación de servicios en entornos inalámbricos.

Otra gran ventaja de las nuevas tendencias tecnológicas de los dispositivos empotrados son las facilidades que proporcionan para la implementación de los estándares de información propios del DoC. En este ámbito dos son los estándares principales aplicables dada su mayor referencia en las publicaciones científicas dentro del contexto biomédico: IEEE1451 y X73. En caso de optar por cualquiera de ellos o una combinación de ambos la PIPM tiene que posibilitar su interacción con los estándares que se emplean en otros dominios, como es el caso de la iniciativa europea prEN13606 o el americano HL7, para así conseguir la integración de la información generada en el DoC dentro de las infraestructuras sanitarias. Desde un punto de vista tecnológico el procesamiento de la información que se requiere en la PIPM y el proceso de mapeado demandan al menos un EOS con las suficientes prestaciones y los recursos hardware necesarios para darle soporte. Como muestra se pueden señalar los avances obtenidos con TinyOS para el IEEE1451 en una arquitectura de tipo DSP+ARM (Wooshik, 2010).

Por último destacar que aunque en la arquitectura tecnológica del DoC se definen dos elementos diferentes, PIPM y Pasarela, no es necesario que se correspondan con dispositivos físicos independientes debido al diseño modular software de la PIPM que facilita su implementación tecnológica en diversos dispositivos portables o fijos. De esta manera se permite flexibilizar los recursos y adaptar la arquitectura distribuida propuesta a la escena considerada en cada momento, para asegurar una asistencia remota eficaz en cualquier lugar con mínimos costos. Esto es posible si ambos dispositivos comparten el mismo núcleo operacional, que facilita el intercambio de funcionalidades en caso de que alguna de las dos no esté presente en el entorno del usuario o por motivos de ahorro de costes. La operación dual de la PIPM toma especial relevancia en la transición entre los escenarios interior y exterior. En este caso, cuando el usuario teleasistido abandona el primero, la PIPM adopta el rol de la Pasarela con el fin de garantizar la comunicación con el InD y la provisión de servicios al usuario. Como se comentó anteriormente, existen enfoques de computación distribuida que facilitan este intercambio de papeles, como el paradigma oportunista (Conti, 2010). Una vez que el usuario regresa de nuevo al escenario interior, la PIPM delega a la Pasarela las funcionalidades previamente adoptadas y desempeña de nuevo el rol de Plataforma Personal, encargándose prioritariamente de la gestión multidispositivo. Para este propósito, la detección de la presencia de la Pasarela en las proximidades del usuario se hace mediante el intercambio de tramas de comandos entre ambas plataformas. Estas tramas de comandos además añaden más recursos de seguridad al sistema en caso de que la conexión entre ambas se debilite excesivamente.

Evolución tecnológica de la PIPM

Además, con la finalidad de ahorrar en consumo de energía, el transceptor inalámbrico empleado por la PIPM para comunicarse con la Pasarela permanece dormido hasta que la respuesta al envío de tramas *beacon* comienza de nuevo, lo cual provoca la desactivación del transceptor que comunique con el InD.

Modificaciones sobre el prototipo actual

Si se parte del diseño actual del prototipo de la PIPM, las principales modificaciones que se están considerando actualmente para atender los requisitos que define la evolución tecnológica de la PIPM tienen dos vertientes estrechamente relacionadas: software y hardware.

Desde un punto de vista software se pueden extender las prestaciones de DSP/BIOS para alcanzar los requisitos de portabilidad y la variedad de protocolos de comunicación inalámbricos contemplados mediante la adición de una capa POSIX (*Portable Operating System Interface*, en inglés) (POSIX, 2008) que dé soporte al estándar CORBA. La finalidad principal de POSIX es implementar código fuente de aplicaciones portable entre diferentes sistemas operativos, En este sentido cabe destacar la solución Tailwind de Blackhawk (Tailwind, 2011) que se observa en la Figura 5.1.

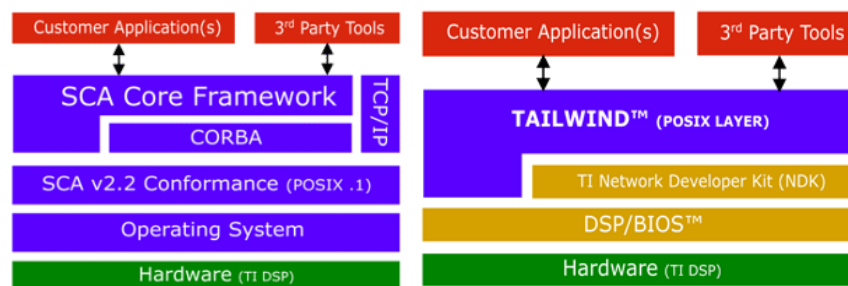


Figura 5.1. Diagrama de entorno de operación de las SCA (izquierda) y solución propuesta por Tailwind (derecha), imagen tomada de BlackHawk.

La Arquitectura de Comunicación Software (SCA, en inglés) es una arquitectura abierta que asiste a los desarrolladores estableciendo reglas para facilitar que los elementos software y hardware de un sistema empotrado puedan cooperar sin conflictos en un mercado emergente como es el de las redes inalámbricas. Existen sistemas operativos compatibles con SCA que programan la parte ARM de los dispositivos OMAP y DaVinci de TI, pero pocos lo realizan para la parte DSP. Además, dado que DSP/BIOS por sí solo no soporta SCA, tiene por tanto que extenderse con POSIX. En este punto es donde Tailwind juega un papel importante (Figura 5.1, parte de la derecha), al permitir que DSP/BIOS soporte aplicaciones que requieren compatibilidad con SCA. Esta herramienta, aunque originalmente estuviera destinada a varias plataformas de la familia TIC6000, actualmente se centra en los dispositivos c64x+ mononúcleo o multinúcleo.

A modo de conclusión, las modificaciones tecnológicas más inmediatas a incluir en el prototipo preindustrial de la PIPM que se presenta (ver capítulo de Conclusiones para más detalles) se refieren al soporte software necesario para facilitar el desarrollo del paradigma SOA y la estandarización de la información médica. A este respecto la evolución más significativa pasa por reemplazar el DSP actual por un dispositivo multinúcleo c64x+ si se sigue apostando por TI, ya sea para poder dar soporte a iniciativas como Tailwind, o en caso de optar por otros EOS de libre distribución como TinyOS u otros basados en Linux como Android (BeagleBoard, 2011). Aunque a priori y para facilitar la portabilidad de los desarrollos realizados en la DSP/BIOS del prototipo se apuesta por Tailwind, se precisa un estudio del estado del arte de los EOS disponibles y decidir por el que más se ajuste a los requisitos de aplicación de la PIPM.

Líneas futuras de investigación

Como futuros avances en la investigación se destacan varias temáticas que se explican a continuación.

Tecnologías de comunicación inalámbricas

Por un lado se prevé la investigación, desarrollo e implementación de nuevas tecnologías de comunicación inalámbricas de muy bajo consumo para el enlace entre los SI y la PIPM. Estas tecnologías tratan de hacer frente a las desventajas de los estándares inalámbricos de comunicaciones (sobresaturación de banda ISM y consumo energético, principalmente), a las que se añaden sus limitaciones en relación con la tasa de transmisión, que pueden resultar insuficientes para ciertas aplicaciones. En particular el control de acceso al medio (MAC, en inglés) del IEEE 802.15.4 no es una solución óptima debido a la alta probabilidad de colisiones durante el periodo de contención, que emplea acceso múltiple por detección de portadora (CSMA/CA, en inglés) y la baja capacidad de los hasta siete slots de tiempo garantizados empleados por el protocolo junto al modo de acceso al canal por múltiple división temporal (TDMA, en inglés). Debido a esto, una sobrecarga de contención puede dar lugar a un desperdicio energético y un retraso temporal. Por esta razón, existen numerosos intentos en la actualidad para mejorar el rendimiento del protocolo MAC y así reducir el tiempo de comunicación y el consumo de potencia en las RSI. Se han propuesto diversos protocolos TDMA para reducir la escucha de canales vacíos, evitar colisiones y mejorar la eficiencia energética (LPRT (Afonso, 2007), DQRAP (Otal, 2008), HMAC (Yun, 2008)). Otros autores hicieron revisiones de los métodos de contención ((Changle, 2008), BSNMAC, ODMAC (Yun, 2008), ACCS (Changle, 2008)) o carga de los nodos compartida (DQMAC (Otal, 2008)).

En la búsqueda de una alternativa, destacan dos que no son mutuamente excluyentes, la primera es conocida como IBC, y la otra es la tecnología inalámbrica Ultra Wideband (UWB) y en particular su variante de pulsos gaussianos. A continuación se presentan las principales prestaciones de ambas tecnologías, comenzando por IBC.

IBC

Los modelos de propagación desarrollados para IBC se basan en propuestas circuitales y en la simulación numérica, principalmente a través de técnicas de diferencias finitas. Sin embargo, no existe una solución óptima que aplicar en todas las circunstancias, y la mejor opción para un enlace particular entre dos dispositivos sensores dependerá en gran medida de las condiciones de diseño (consumo, velocidad de transmisión, complejidad electrónica, naturaleza del sensor y su posicionamiento, etc.).

En el acoplamiento capacitivo, la información se transmite a través de los campos eléctricos generados entre los electrodos de señal y de referencia del transmisor, estableciéndose el rango de frecuencia de 1 MHz a 600 MHz como el más adecuado desde el punto de vista de la atenuación de las transmisiones (Ruiz, 2006). Por medio de receptores de alta sensibilidad y bajo consumo, la tasa de transmisión se ha incrementado hasta los 10 Mbps (Song, 2006), suficiente para las transmisiones de alto ancho de banda como el vídeo. Sin embargo, esta técnica depende en gran medida del camino de retorno de la señal y puede no ser una técnica idónea en entornos con alto ruido electromagnético.

Por medio del acoplamiento galvánico, la señal se transmite a través del acoplamiento de corrientes eléctricas dentro del cuerpo humano mediante un par de electrodos que se ponen en contacto con la piel. Los resultados experimentales muestran que el acoplamiento galvánico es

Líneas futuras de investigación

una técnica adecuada para transmitir datos entre dispositivos situados en el pecho o en distancias cortas a lo largo de las extremidades, en el rango de frecuencia de 10 KHz a 1 MHz. Se obtienen transferencias de datos de hasta 64 Kbps (Wegmueller, 2006) utilizando transceptores electrónicos simples. Sin embargo, la tasa de transmisión obtenida puede ser insuficiente para algunas aplicaciones multimedia.

Por otra parte, si se usan antenas para transmitir las bioseñales, la operación se basa normalmente en el acoplamiento de campos electromagnéticos cercanos a fin de confinar la señal en la superficie del cuerpo. Los investigadores han propuesto la banda de frecuencias de 300 MHz hasta 1500 MHz con antenas compactas de UHF como la más óptima. La desventaja de este tipo de tecnología es la complejidad de los transmisores-receptores, debido a la utilización de antenas miniaturizadas y osciladores de radiofrecuencia, mezcladores y amplificadores. En este sentido, las técnicas UWB que se comentan posteriormente están teniendo una gran aceptación debido a su bajo consumo de energía, diseño simple, y las altas tasas de transferencia de datos obtenidas (más de 100 Mbps).

Los dos factores decisivos que posibilitan el uso de cualquiera de estas tres técnicas de transmisión IBC en el enlace entre los SI y la PIPM son la accesibilidad y la colocación del SI, junto con el ancho de banda necesario para la aplicación de monitorización. En caso de que se considere la PIPM como un dispositivo electrónico situado en el brazo del paciente a modo de reloj, se puede obtener la Tabla 5.1.

Tabla 5.1. *Técnicas IBC óptimas para la monitorización de diferentes bioseñales. Leyenda: AC = Acoplamiento Capacitivo; GC = Acoplamiento Galvánico, Ant = Transmisión mediante Antenas.*

| BioSeñal | Posición del Biosensor | Tasa de datos requerida | Técnica óptima IBC |
|-----------------------|------------------------|-------------------------|--------------------|
| Temperatura | Cualquiera | 2.4 bps | AC, AG |
| SpO2 | Dedo, Lóbulo Oreja | 7.2 Kbps | Ant |
| Datos Acelerométricos | Sacro | 2,04 Kbps | AG, AC |
| EEG | Cabeza | 6 Kbps | Ant |
| ECG 1punto | Tórax | 6 Kbps | AG |
| Ultrasonido Doppler | Cualquiera | 1200 Kbps | Ant, AC |

Una vez que se ha establecido la tasa de datos para cada señal biomédica, una metodología válida consiste en encontrar la técnica IBC que mejor se adapte al posicionamiento del SI considerado con los menores requisitos electrónicos, para abaratar costes. En este caso el AG parece una buena opción en el caso de posicionamiento en el tórax y los brazos. Sin embargo las medidas en los dedos de la mano de la SPO₂ dificultan el uso de electrodos biopotenciales, y debido a esto la *Ant* es una mejor alternativa a pesar de su innecesario alto ancho de banda. En caso de que efectivamente se tenga que lidiar con transmisiones que requieran una alta velocidad de datos, *Ant* y *AC* son las mejores opciones. *AC* destaca sobre *Ant* debido a su implementación más simple, siempre que el entorno de aplicación no perturbe en gran medida el camino de retorno electromagnético a tierra.

Capítulo V. Conclusiones

UWB

Debido a las características particulares del entorno de las RSI, relacionadas principalmente con la presencia del cuerpo humano, las técnicas de radiofrecuencia UWB están teniendo una gran aceptación (Naranjo-Hernández, 2008). UWB es una tecnología inalámbrica de transmisión de alta velocidad de transferencia de datos y de consumo de energía muy bajo. Proporciona robustez para evitar la distorsión de la señal y aumenta la privacidad de las comunicaciones, gracias a su gran ancho de banda (Alomainy, 2006). Además de esto, el sistema es más inmune a interferencias y ruidos (Lymberis, 2005) que los estándares comerciales, lo que permite una gran reducción de la potencia transmitida para el corto alcance, como es el caso de las transmisiones corporales. Un tipo especial de transmisión UWB se basa en la modulación de pulsos muy cortos de Gauss (Naranjo-Hernández, 2008), que permite velocidades de transmisión muy alta (más de 100 Mbps, y capaz de alcanzar el rango de los Gbps). Las restricciones de energía establecidas por organizaciones internacionales para este tipo de transmisiones permiten su operación simultánea con transmisiones estandarizadas con mínima o ninguna interferencia.

Por otra parte, UWB elimina la distorsión causada por el efecto multitrayecto, porque es altamente improbable que el resultado final de todas las reflexiones llegue antes del siguiente pulso ultracorto. Esta es una propiedad muy adecuada en entornos con elevadas tasas de reflexiones como los propios de las RSI. Además, los circuitos transceptores pueden ser muy simples, pequeños y de bajo costo, porque la tecnología UWB basada en pulsos no necesita ninguna portadora, con lo que los dispositivos electrónicos son más sencillos. Por último, las bajas frecuencias que transportan las señales UWB proporcionan un alto grado de penetrabilidad en los materiales. Esto permite la creación de redes completas sensor-actuador, con dispositivos implantados y portados en el cuerpo humano y antenas omnidireccionales UWB con gran ancho de banda (Suh, 2004; Lin, 2005; Alomainy, 2006; Su, 2007)

En el ámbito de UWB-IBC, los sistemas de modulación más comunes son PPM, OOK, ASK, PSK y FSK (Alomainy, 2006). Scholtz ya en 1993 propuso la técnica de salto de tiempo (*TH*, en inglés) como método de acceso al canal para evitar colisiones entre las transmisiones de diferentes dispositivos para la modulación de sistemas basados en pulsos gaussianos UWB (Scholtz, 1993). Sin embargo, la investigación en los canales IBC se han centrado en conseguir comunicaciones eficientes punto a punto, dejando de lado el estudio de los métodos de acceso al canal salvo alguna excepciones simples, como TDMA (Wegmueller, 2006) o FDMA (Handa, 1997).

Validación del sistema de detección de caídas en un entorno realista

Se continuará con la validación en términos de usabilidad y accesibilidad del sistema de detección de caídas en los escenarios y con los actores más realistas posibles, como pueden ser personas ancianas en un centro de día o en su hogar particular. Para tal fin el GIB mantiene contactos con organizaciones y centros geriátricos de carácter público y privado. En esta validación se planteará la conveniencia de añadir mecanismos al algoritmo de detección de caídas que busquen afinar el proceso de detección y por tanto la robustez del sistema, sin afectar su operación en tiempo real, para minimizar en la posible aparición de falsos negativos. A continuación se indica una de las posibilidades que se está barajando.

Son varias las soluciones portables que tratan de estimar desplazamientos espaciales a partir de medidas acelerométricas. En concreto existen dispositivos comerciales para aplicaciones de detección de caídas (Lifeline, 2011) que basan su funcionamiento en la hipótesis, realista, de que las personas al caer terminan en el suelo. Por lo tanto, un complemento a las etapas de que consta el algoritmo de detección de caídas presentado que le podría dotar de mayor robustez, consiste en estimar la diferencia de altura del sensor IAU ante eventos de impacto, y si esta altura supera la distancia media entre el sacro y el suelo (de 1 metro aproximadamente) se puede suponer con garantías que el impacto que ha sufrido el sujeto ha tenido como

Líneas futuras de investigación

consecuencia una caída. Así, se podría evitar el uso de patrones temporales de convolución, como es el caso de la detección de caída de rodilla, y por tanto se limitaría el número de umbrales empleado por el algoritmo.

Para obtener valores de desplazamiento hay que integrar doblemente la aceleración, problema que no es trivial y suele conllevar a errores de cálculo acumulativos que pueden distorsionar gravemente la medida y por tanto la estimación (Mathie, 2003). Sin embargo, dado que únicamente interesa la componente de aceleración en la coordenada gravitacional, se puede simplificar el problema. En concreto, se pueden utilizar reglas de integración basadas en técnicas de predicción lineal para señales cuasi-oscilatorias limitadas en banda (Yan, 2004), como contrapartida a los errores de integración de las reglas de integración tradicionales como la trapezoidal.

Para tal fin, si se parte de la Figura 5.2 (izquierda), y en concreto del triángulo formado por $O-X-g$ (Figura 5.2, derecha), se pueden plantear unas ecuaciones trigonométricas sencillas que expresen los valores a y b en función del *tilt* ϕ hallado previamente en el algoritmo para la estimación de la postura del usuario.

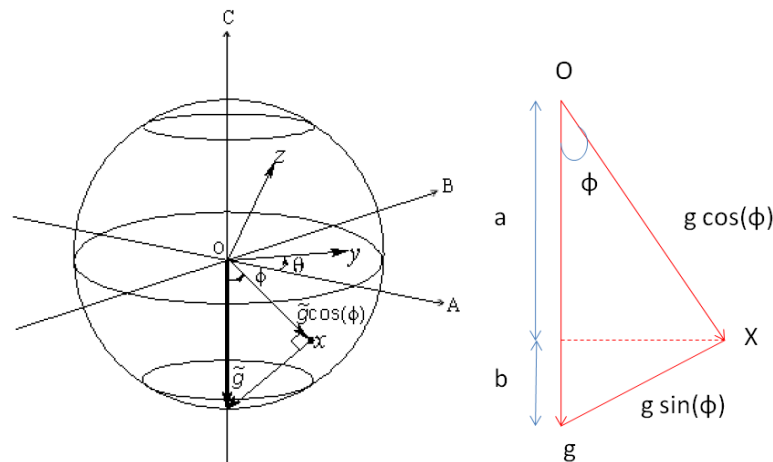


Figura 5.2. Relación de ángulos en el sensor de acelerometría inteligente del detector de caídas. La imagen de la izquierda está tomada de (Mathie, 2003).

De la trigonometría de la Figura 5.2 se puede llegar fácilmente a estas ecuaciones.

$$a = g \cos^2 \phi \quad (5.1)$$

$$b = g \sin^2 \phi \quad (5.2)$$

$$a + b = g \quad (5.3)$$

Dado que g es una constante ($9.8m/s^2$), los valores de a y b son inmediatos. Una vez hallados, integrándolos se podría estimar la posición en el eje g , y de esta manera hallar el desplazamiento en altura del sensor. Hay que tener en cuenta que a e b dependen de funciones trigonométricas y cuadráticas del ángulo ϕ , que pueden introducir ruido a la señal y hacer menos preciso el cálculo del desplazamiento.

Estandarización de información y eventos

Dos estándares aparecen como los más prometedores en el DoC: el IEEE1451 (IEEE 1451, 2007) y el X73 (IEEE 11073, 2006). Aunque los dos presentan ventajas interesantes, el primero desde el punto de vista del autor muestra mejores prestaciones dadas sus capacidades optimizadas *plug&play* que mejoran la flexibilidad del sistema para incorporar nuevos biosensores a la PIPM. Esta cuestión, junto con la no disposición de herramientas de desarrollo y código libre de la X73

Capítulo V. Conclusiones

como contrapartida al IEEE1451 (OpenIEEE1451, 2011) puede hacer optar por esta última aunque observando de cerca los avances de la primera, e incluso considerando la posible coexistencia de ambas tal y como se muestra en (Kim, 2009). Por tanto la capa de sensores del DoC está compuesta por numerosos SI que procesarán señales de forma distribuida, y las enviarán a la PIPM con distintos niveles de semántica de acuerdo a las plantillas TEDS definidas en el IEEE1451 o los diferentes perfiles contemplados en el estándar IEEE 1073/ISO 11073. En este caso, para atender la constante evolución de estos estándares y en especial del IEEE 1073, se puede optar por implementar código modificable dentro de los microcontroladores de los SI a modo de firmware, para que puedan adaptarse a esta evolución y realizar la conversión de los cambios a la estructura sintáctica de los mensajes IEEE 1073. La tarea de integración puede ser llevada a cabo por el módulo de estandarización de la PIPM que mapea en tiempo real los datos del transductor a partir de la TEDS y/o los mensajes X73, en otros compatibles con los estándares del dominio de la InD (por ejemplo el prEN13606 (CEN 13606, 2010)) en el enlace de subida DoC-InD, y hace lo contrario en el enlace de bajada InD-DoC.

Diseño final de la PIPM

Actualmente la PIPM se encuentra en la etapa final de pruebas y depurado del prototipo preindustrial, tanto a nivel software como a nivel hardware. Finalizada esta etapa se podría realizar el diseño completo de la PIPM con vistas a su posible transferencia industrial. Paralelamente, y atendiendo al carácter modular de la plataforma, se está trabajando en una gama de diversos demostradores que cumplan desde un punto de vista funcional con los requisitos de las escenas consideradas teniendo en cuenta la madurez de las tecnologías disponibles. Para estos demostradores el objetivo será obtener dispositivos electrónicos sostenibles, que serían mucho más pequeños que el prototipo preindustrial actual, y podrían utilizarse a modo de colgante o pulsera. Para este fin, han de cumplirse los siguientes hitos desde un punto de vista hardware:

- Retirar los componentes de observación (jumpers y conector).
- Quitar los módulos de evaluación de los transeptores, e insertar en su lugar los transeptores y la lógica digital asociada.
- Determinar el diseño final de la/s antena que irán finalmente en la PIPM.
- Eliminar el socket de la Flash para insertarla directamente en la placa PCB.
- Búsqueda de una batería de tamaño algo menor si es posible.

Respecto del software se prevé la optimización del EOS de la plataforma y el desarrollo de los módulos de estandarización y actualización remota. A este respecto y desde un punto de vista hardware se prevé realizar las modificaciones necesarias en el prototipo preindustrial actual de la PIPM para soportar los estándares IEEE 1451, X73 y CORBA/e. Por último no se descarta la implementación software de la plataforma sobre EOS de alto nivel y de gran aceptación para el consumidor, como Android (Android, 2011), ya sea mediante dispositivos dedicados como el presentado en la Tesis Doctoral (TI Android, 2011), o a través de soluciones comerciales de tipo Smartphone.

Extensión del rango de aplicaciones

En la línea de los proyectos de investigación actualmente en marcha o recientemente concedidos en los que colabora el investigador dentro del GIB (ver siguiente sección), se seguirá trabajando en la validación de la PIPM en entornos reales mediante el desarrollo de demostradores personalizables, sostenibles e inclusivos. Estos demostradores operan en el marco una arquitectura abierta de servicios distribuidos que permita satisfacer eficientemente las necesidades asistenciales y sociales de los mayores y en general las personas con limitaciones.

Líneas futuras de investigación

Como muestra destacar que se investigará la extensión del sistema de detección de caídas a un monitor de movimiento para la estimación del gasto energético asociado a la actividad física. Concretamente se están desarrollando una serie de modelos biomecánicos que describan las actividades cotidianas realizadas por el ser humano durante la vida diaria, como por ejemplo la marcha, y que por tanto contribuyan en mayor medida al consumo energético. A partir de estos modelos se quiere verificar si los datos obtenidos mediante acelerometría pueden ser utilizados para estimar de forma fiable el consumo energético debido a la actividad física como se indica en numerosas referencias científicas (Crouter, 2006; Crouter, 2006b; Plasqui, 2007) y dispositivos comerciales (Actigraph, 2011; Stayhealthy, 2011), o bien es necesario buscar una nueva aproximación para obtener estimaciones más precisas.

Actividad científica desarrollada durante la Tesis Doctoral

Publicaciones en Revistas y Capítulos de Libros

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández.

TÍTULO: Design and Implementation of a Distributed Fall Detection System-Personal Server

REVISTA: IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2009, pp. 874-881.

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, D. Naranjo-Hernández, L.M.Roa-Romero, L.J. Reina-Tosina,

TÍTULO: Intrabody Communications (IBC) As an Alternative Proposal for Biomedical Wearable Systems

LIBRO: Handbook of Research on Developments in e-Health and Telemedicine: Technological and Social Perspectives, 2010, pp. 1-26.

AUTORES: L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, J. Calvillo-Arbizu,

TÍTULO: A comprehensive view of the Technologies Involved in Pervasive Care

LIBRO: Future Visions on Biomedicine and Bioinformatics, L. Bos, D. Carroll, L. Kun, A. Marsh, and L. M. Roa editors, Springer, 2010 (en prensa)

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina,

TÍTULO: Functional and Technological Description of a Multiperson Intelligent Platform

REVISTA: IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2011 (en proceso de revisión)

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama.

TÍTULO: Personalization and Adaptation to the Medium and Context in a Fall Detection System.

REVISTA: IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2011 (en proceso de revisión)

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, G. Barvarov-Rostán

TÍTULO: Hardware-Software Platform and Communications for Energetically Efficient Body Sensor Networks,

REVISTA: IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2011 (en proceso de revisión)

AUTORES: L.M. Roa, D. Naranjo-Hernández, J. Reina-Tosina, J.S. Oliva, A. Lara, J.A. Milán, M.A. Estudillo-Valderrama,

TÍTULO: Applications of Bioimpedance to End Stage Renal Disease (ESRD)

REVISTA: Modeling and Control of dialysis systems, Springer-Verlag, Heidelberg, Germany, 2011 (en prensa).

Capítulo V. Conclusiones

Publicaciones en Actas de Congresos con Proceso de Revisión Por Pares

AUTORES: L.J. Reina-Tosina, L.M. Roa, M.A. Estudillo-Valderrama, M. Prado, T. Gómez-Cía, M.N. Amaya-Povea

TÍTULO: Plataforma de Teleconsulta de Alta Resolución para Cirugía Menor Ambulatoria

REVISTA: Actas del XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. XXIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. 2005, pp. 143-146.

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, M. Prado, L. Fernández-del-Rosal,

TÍTULO: Diseño Software de un Servidor Personal (PSE) para el Control y Procesado de Señales Provenientes de Sensores Inteligentes

REVISTA: Actas del XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Actas del XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2007, pp. 60-63.

AUTORES: L. Fernández-del-Rosal, M. Prado, M.A. Estudillo-Valderrama,

TÍTULO: Diseño Hardware y Autonomía del Servidor Personal Inalámbrico (PSE) de un Monitor de Movimiento Humano

REVISTA: Actas del XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. Actas del XXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2007, pp. 60-63.

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina,

TÍTULO: Propuesta de una Plataforma de Biosensores Inteligentes Basados en Tecnología Ultra Wideband de Pulsos

REVISTA: Actas del XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2008, pp. 553-556.

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández.

TÍTULO: A Proposal of a Fall Detection Algorithm for a Multidevice Personal Intelligent Platform

REVISTA: 8th IEEE International Conference on Bioinformatics and Bioengineering, 2008, pp. 1-4.

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández., G. Barbarov

TÍTULO: Análisis del Procesamiento Distribuido Aplicado a una Red de sensores Biomédica

REVISTA: Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2009, pp. 681-684

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, G. Barbarov,

TÍTULO: Método para el Ajuste de los Parámetros del Algoritmo De detección de Impactos en un Sistema de Detección de Caídas

REVISTA: Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2009, pp. 491-494

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, T.E. Matos-Rodríguez, M.A. Estudillo-Valderrama,

TÍTULO: Propuesta de un Protocolo de Comunicaciones Basadas En eventos para el Poc. Aplicación a la Detección de Infecciones

REVISTA: Actas del XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, 2009, pp. 107-110

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández.

TÍTULO: Distributed Processing Methodology for Biomedical Sensor Networks: a Novel Approach

REVISTA: International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, 2009, pp. 1-4

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama

TÍTULO: Optimization Procedure for the Impact Detection Thresholds in An accelerometer Smart Sensor

Actividad científica desarrollada durante la Tesis Doctoral

REVISTA: International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, 2009, pp. 1-4

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, D. Naranjo-Hernández.
TÍTULO: Design and Implementation of a Distributed Fall Detection System-Personal Server
REVISTA: IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2009, pp. 874-881

AUTORES: L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama
TÍTULO: Virtual Center for the Elderly: Lessons Learned
REVISTA: International Workshop of Ambient Assisted Living, 2009, pp. 722-726.

AUTORES: M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, I. Román-Martínez
TÍTULO: Ambient Assisted Living: A Methodological Approach
REVISTA: 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2010, pp. 2155-2158

AUTORES: L.M. Roa, M.A. Estudillo-Valderrama, L.J. Reina-Tosina, I. Román-Martínez
TÍTULO: Arquitectura Abierta para Entornos de Vida Asistida
REVISTA: IX Congreso Nacional de la Sociedad Española de Electromedicina e Ingeniería Clínica, 2010

AUTORES: S. Rivas-Rivas, L.M. Roa, M.A. Estudillo-Valderrama, I. Román-Martínez, G. Barbarov
TÍTULO: Gestión de Notificaciones para un Sistema de Detección de Caídas Distribuido
REVISTA: Actas del XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, pp. 1-4, 2010

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama
TÍTULO: Personalización y Adaptación Continua al Medio en un Sistema de Detección de Caídas
REVISTA: Actas del XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, pp. 1-4, 2010

AUTORES: D. Naranjo-Hernández, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, G. Barbarov
TÍTULO: Plataforma Hardware-Software y Comunicaciones para Redes de Sensores Corporales Energéticamente Eficientes
REVISTA: Actas del XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica, pp. 1-4, 2010

Patentes

AUTORES: L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina, M.A. Estudillo-Valderrama, D. Naranjo-Hernández,
TÍTULO: Adición a la Patente P200201710 Por "Sistema Portable para la Monitorización del Movimiento, Estado Postural y Actividad Física de Humanos las 24 Horas del Día
Nº REGISTRO: P201000469
ENTIDAD TITULAR: Universidad de Sevilla, CIBER-BBN
PAISES: España (pendiente de extensión internacional PCT)

Proyectos de Investigación

TÍTULO: Herramienta de telemedicina para la clasificación de pacientes para una consulta quirúrgica de Acto Único
ENTIDAD FINANCIADORA: Proyecto 98/03 de la Consejería de Salud de la Junta de Andalucía
FECHA DE INICIO: 01/01/2005
FECHA DE FINALIZACIÓN: 31/12/2006
OBJETIVOS PRINCIPALES: El objetivo primordial de este proyecto fue el establecimiento de una arquitectura de comunicaciones completo que diera soporte a una aplicación concreta de consulta biomédica de alta calidad, como es la Cirugía Menor Ambulatoria en su modalidad de acto único, todo ello basado en el estándar DICOM.
PAPEL EN EL PROYECTO: Becario de Investigación.

Capítulo V. Conclusiones

TÍTULO: Sistema de Teleasistencia para Nefrología: Nefrotel.

ENTIDAD FINANCIADORA: Fondo de Investigaciones Sanitarias, Instituto de Salud Carlos III (PI04/0687)

FECHA DE INICIO: 28/12/2004

FECHA DE FINALIZACIÓN: 30/04/2008

OBJETIVOS PRINCIPALES: Nefrotel es un sistema de teleasistencia enfocado a los pacientes con insuficiencia renal crónica terminal y tiene como objetivos la investigación y desarrollo de una metodología y especificaciones tecnológicas que proporcionen un sistema con las funcionalidades básicas de supervisión, cuantificación de la adecuación de la diálisis, integración de conocimiento biomédico multi-escala, acceso a Nefrotel por parte de los paciente y reusabilidad, interoperabilidad y escalabilidad de sus recursos.

PAPEL EN EL PROYECTO: Becario de Investigación.

TÍTULO: Sistema portable para la monitorización del movimiento, estado postural y actividad física de humanos durante las 24 horas del día.

ENTIDAD FINANCIADORA: CITIC (2005/657)

FECHA DE INICIO: 01/07/2005

FECHA DE FINALIZACIÓN: 01/02/2007

OBJETIVOS PRINCIPALES: En este proyecto se pretende implementar el hardware y software de un sistema integrado que permita la monitorización 24 h/ 7 días del sujeto paciente con objeto de registrar su actividad física, movimiento y estado postural tanto en su domicilio como fuera de él. Una de las aplicaciones más importantes del proyecto será la detección de caídas en personas mayores y enfermos crónicos, así como la estimación de su consumo calórico para una mejor personalización de sus tratamientos médicos.

PAPEL EN EL PROYECTO: Becario de Investigación.

TÍTULO: Sistema de Teleasistencia para Nefrología: Nefrotel.

ENTIDAD FINANCIADORA: Consejería de Ciencia, Innovación y Empresa Junta de Andalucía, Proyectos de Excelencia (EXC/2005/TIC-314)

FECHA DE INICIO: 01/03/2006

FECHA DE FINALIZACIÓN: 28/02/2009

OBJETIVOS PRINCIPALES: Nefrotel es un sistema de teleasistencia enfocado a los pacientes con insuficiencia renal crónica terminal y tiene como objetivos la investigación y desarrollo de una metodología y especificaciones tecnológicas que proporcionen un sistema con las funcionalidades básicas de supervisión, cuantificación de la adecuación de la diálisis, integración de conocimiento biomédico multi-escala, acceso a Nefrotel por parte de los paciente y reusabilidad, interoperabilidad y escalabilidad de sus recursos.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

TÍTULO: PREDIRCAM: Plataforma inteligente para la monitorización, tratamiento y prevención personalizados de la Diabetes Mellitus, el riesgo cardiometabólico y la insuficiencia renal.

ENTIDAD FINANCIADORA: CIBER-BBN (Intramural, BIO-08-01)

FECHA DE INICIO: 02/01/2008

FECHA DE FINALIZACIÓN: 02/01/2010

OBJETIVOS PRINCIPALES: El proyecto PREDIRCAM desarrollará y validará una plataforma inteligente de tecnologías biomédicas para la monitorización, prevención y tratamiento personalizados de la Diabetes Mellitus, el riesgo cardiometabólico y la insuficiencia renal. El prototipo de esta plataforma facilitará la monitorización ambulatoria por el paciente, a demanda según necesidades, para la oportuna adquisición de datos, y envío a la estación médica de la información pertinente, en modos síncrono y asíncrono, según el caso.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

TÍTULO: PIMETRANS: La Piel como Medio de Transmisión en sistemas portables.

ENTIDAD FINANCIADORA: Consejería de Ciencia, Innovación y Empresa Junta de Andalucía, Proyectos de Excelencia (P08-TIC-04069)

FECHA DE INICIO: 01/01/2009.

FECHA DE FINALIZACIÓN: 01/01/2013.

Actividad científica desarrollada durante la Tesis Doctoral

OBJETIVOS PRINCIPALES: Este proyecto se centra en el estudio y aplicación de las tecnologías de comunicaciones basadas en la transmisión a través del cuerpo humano (*intradody communications*, IBC), para el diseño de sistemas portables. El objetivo fundamental de PIMETRANS es el modelado electromagnético de esta nueva tecnología de comunicación, en sus modalidades de acoplamiento capacitivo/galvánico de baja frecuencia, y de campo cercano de alta frecuencia. Con ello se pretenden obtener expresiones simples que puedan servir de guía para el diseño de los sistemas portables: banda de frecuencias, disposición de los sensores sobre el cuerpo, caracterización de la atenuación, configuración de los electrodos/antenas, orientación, etc. Los modelos serán validados mediante resultados experimentales disponibles en la literatura y herramientas de simulación electromagnética. El alcance de la investigación propuesta se extenderá al desarrollo de un prototipo de sistema portable, que integre las tecnologías IBC junto con otras soluciones inalámbricas de bajo consumo.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

TÍTULO: Desarrollo de un microsistema integrable en implantes para la detección precoz de biofilms.

ENTIDAD FINANCIADORA: Convocatoria PSE 2008, Plan Nacional I+D+I 2008-2011 (PS-010000-2008-1)

FECHA DE INICIO: 19-04-2008

FECHA DE FINALIZACIÓN: 06-05-2009

OBJETIVOS PRINCIPALES: El Subproyecto 4 SP4 "Desarrollo de un Microsistema Integrable en Implantes para la Detección Precoz de Biofilms" (IPSENS) liderado por el Grupo de Ingeniería Biomédica implementa un sistema integrado de sensorización de implantes para la detección de infecciones debidas a crecimientos bacterianos descontrolados denominados biofilms.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

TÍTULO: Advanced micro-chamber for organotypic cell culture monitorization (MICHOR-MON)

ENTIDAD FINANCIADORA: Convocatoria Proyectos Intramurales CIBER-BBN, 2009.

FECHA DE INICIO: 01/01/2010

FECHA DE FINALIZACIÓN: 31/12/2011

OBJETIVOS PRINCIPALES: El objetivo principal del proyecto es desarrollar una plataforma que permita mantener un cultivo celular 3D que aproxime las condiciones del tejido natural, incluyendo el flujo de nutrientes y el microentorno in vivo.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

TÍTULO: Personalized Decision Support for Enhanced Control in Pervasive Healthcare Platforms (PERSONA)

ENTIDAD FINANCIADORA: Convocatoria Proyectos Intramurales CIBER-BBN, 2010.

FECHA DE INICIO: 01/01/2011

FECHA DE FINALIZACIÓN: 31/12/2012

OBJETIVOS PRINCIPALES: El objetivo principal de este proyecto es desarrollar herramientas de soporte a la decisión clínica (PDS, en inglés) para la monitorización continua del paciente e integrada en una plataforma de teleasistencia distribuida. El impacto clínico de las PDS se evaluará en el control metabólico de mujeres con diabetes tipo 1 bajo atención de optimización preconcepcional.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

TÍTULO: Investigación y Desarrollo de una Arquitectura Abierta para Asistencia a Mayores (ID3AM)

ENTIDAD FINANCIADORA: Convocatoria Proyectos de Investigación de Excelencia de la Junta de Andalucía 2010

FECHA DE INICIO: Pendiente de resolución

FECHA DE FINALIZACIÓN: Pendiente de resolución

OBJETIVOS PRINCIPALES: En este proyecto se pretende investigar y definir una arquitectura distribuida y abierta de asistencia a mayores que permita satisfacer eficientemente las necesidades sociales y asistenciales de ciudadanos con necesidades específicas mediante la aplicación de nuevos paradigmas en el contexto de los entornos de vida asistidos. La arquitectura diseñada se concretará en la implementación de un conjunto de sistemas que permitan el despliegue de dos demostradores o pilotos orientados a personas mayores y correspondientes a dos escenarios de aplicación: un centro de día y un entorno de atención domiciliaria.

PAPEL EN EL PROYECTO: Investigador colaborador.

Capítulo V. Conclusiones

Referencias

- Actigraph. Página Web de Actigraph. <http://www.theactigraph.com/>, 2011.
- J.A. Afonso, J.H. Correia, L.A. Rocha. Design and Implementation of a Real-Time Wireless Sensor Network. *Proc. of International Conference on Sensor Technologies and Applications*, 2007.
- A. Alomainy, Y. Hao, X. Hu, C.G. Parini, P.S. Hall. UWB on-body radio propagation and system modelling for wireless body-centric networks. *IEE Proceedings. Communications*, 153(1): 107–114, 2006.
- Android. Página Web de Android. <http://www.android.com/>, 2011.
- BeagleBoard. Página Web de Beagleboard. <http://beagleboard.org/brief/>, 2011.
- CEN prEN 13606-5. 2010. Health informatics -- Electronic health record communication -- Part 5: Interface specification, 2010.
- M. Conti, S. Giordano, M. May, A. Passarella, A. From opportunistic networks to opportunistic computing. *IEEE Communications Magazine*, 48(9): 126-139, 2010.
- S.E. Crouter, K.G. Clowers, D.R. Bassett. A novel method for using accelerometer data to predict energy expenditure. *Journal of Applied Physiology*, 100(4): 1324-1331, 2006a.
- S.E. Crouter, J.R. Churilla, D.R. Bassett. Estimating energy expenditure using accelerometers. *Eur J Appl Physiol*, 98(6): 601-612, 2006b.
- L. Changle, L. Huan-Bang, R. Kohno. Reliability Evaluation and Enhancement of IEEE 802.15.4 Slotted Contention Scheme. *Proc. Wireless Communications and Mobile Computing Conference*: 938-942, 2008.
- T. Erl. Service-Oriented Architecture (SOA): Concepts, Technology, and Design. *Ed. Prentice Hall*, 2005.
- T. Handa, S. Shoji, S. Ike, S. Takeda, T. Sekiguchi. A very low power consumption wireless ECG monitoring system using body as a signal transmission medium. *Proceedings International Conference on Transducers, Solid-State Sensors and Actuators*: 1003-1006, 1997.
- IEEE 1451. IEEE Standard for a Smart Transducer Interface for Sensors and Actuators—Common Functions, Communication Protocols, and Transducer Electronic Data Sheet (TEDS) Formats, *IEEE Standard 1451.0*, Sep. 2007.
- ISO/IEEE11073. Health informatics. *Personal Health Devices communication (x73PHD)*, 2006.
- W. Kim, J.S. Ahn, y cols. Interoperability among HL7, IEEE1451, and IEEE 11073. *Proc. ET Conference on Assisted Living*: 21, 2009.
- Lifeline. Página web de Philips lifeline. <http://www.lifelinesys.com/content/lifeline-products/auto-alert/>, 2011.
- C.-C. Lin, L.-C. Kuo, H.-R. Chuang, Y.-C. Kan. A Planar Triangular Monopole Antenna for UWB Communication. *IEEE Microwave and Wireless Component Letters*, 15(10): 624–626, 2005.

Referencias

- A. Lymberis. Wearable health systems and applications: the contribution of Information and communication Technologies. *Proceedings Twenty-seventh IEEE-Engineering in Medicine and Biology Society EMBSE Annual International Conference*: 4149–4152, 2005.
- M. Mathie. Monitoring and Interpreting Human Movement Patterns Using a Triaxial Accelerometer. *PhD dissertation*, 2003.
- D. Naranjo-Hernández, M.A. Estudillo-Valderrama, L.M. Roa, L.J. Reina-Tosina. Propuesta de una plataforma de biosensores inteligentes basados en tecnología Ultra WideBand de pulsos. *Actas del XXVI Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*: 553-556, 2008.
- OpenIEEE1451. Página Web de OpenIEEE1451. <http://iee1451.nist.gov/>, 2011.
- B. Ota, C. Verikoukis, L. Alonso. Optimizing MAC Layer Performance based on a Distributed Queuing Protocol for Wireless Sensor Networks. *Proc. of IEEE Global Conference on Communications*: 1-5, 2008.
- G. Plasqui, KR. Westerterp. Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water. *Obesity*, 15(10): 2371-2379, 2007.
- POSIX. IEEE STANDARD 1003.1-2008 - IEEE Standard for Information Technology - Portable Operating System Interface (POSIX(R)). <http://standards.ieee.org/findstds/standard/1003.1-2008.html/>, 2008.
- J.A. Ruiz, S. Shimamoto. Experimental evaluation of body channel response and digital modulation schemes for intra-body communications. *IEEE International Conference on Communications*: 349-354, 2006.
- R.A. Scholtz. Multiple Access with timehopping impulse modulation. *Military Communications Conference*: 447-450, 1993.
- Stayhealthy. Página Web de RT3 Research Activity Monitor. http://www.stayhealthy.com/en_us/main/research_activity_monitor, 2011.
- S.-J. Song, N. Cho, S. Kim, H.-J. Yoo. A 4.8-mW 10-Mb/s Wideband Signaling Receiver Analog Front-End for Human Body Communications. *Proceedings European Solid-State Circuits Conference*: 488-491, 2006.
- S.-W. Su, J.-H. Chou, K.-L. Wong. Internal Ultrawideband Monopole Antenna for Wireless USB Dongle Applications," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 55(4): 1180-1183, 2007
- S.-Y. Suh, W. Stutzman, W. Davis, W. Waltho, J. Schiffer. A Novel CPW-fed Disc Antenna. *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*: 2919-2922, 2004.
- Tailwind POSIX API. <http://www.blackhawk-dsp.com/products/Tailwind.aspx/>, 2011.
- TI Android. Introducing Android for NON-Phone Applications <http://processors.wiki.ti.com/index.php/Android>, 2011.
- S. Wegmueller, W. Fichtner, M. Oberle, N. Kuster. BPSK & QPSK Modulated Data Communication for Biomedical Monitoring Sensor Network. *Engineering in Medicine and Biology Society Annual International Conference*: 2071-2074, 2006.
- K. Wooshik, L. Suyoung, A. Jinsoo, N. Jiyoung, K. Namhyun. Integration of IEEE 1451 and HL7 Exchanging Information for Patients' Sensor Data. *J Med Syst*, 34(6): 1033-1041, 2010.

Capítulo V. Conclusiones

W. Yan, D.H. Mugler. A robust DSP integrator for accelerometer signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(2): 385 – 389, 2004.

D. Yun, S.-E. Yoo, D. Kim, D. Kim. OD-MAC: An On-demand MAC Protocol for Body Sensor Networks Based on IEEE 802.15.4. *Proc. 14th IEEE International Conference on Embedded and Real-time Computing Systems and Applications*, 2008.

Apéndices

A.1. Esquemáticos de la PIPM

CPU y MEMORIA

Esquemático del DSP

Se puede observar en la Figura A.1 la multiplexación de pines en el DSP así como la etapa de desacoplo del DSP en la Figura A.2. Los Leds que van conectados a los pines configurables de entrada/salida UHPI_HD[8-10] se emplean para tareas de depuración del desarrollo software.

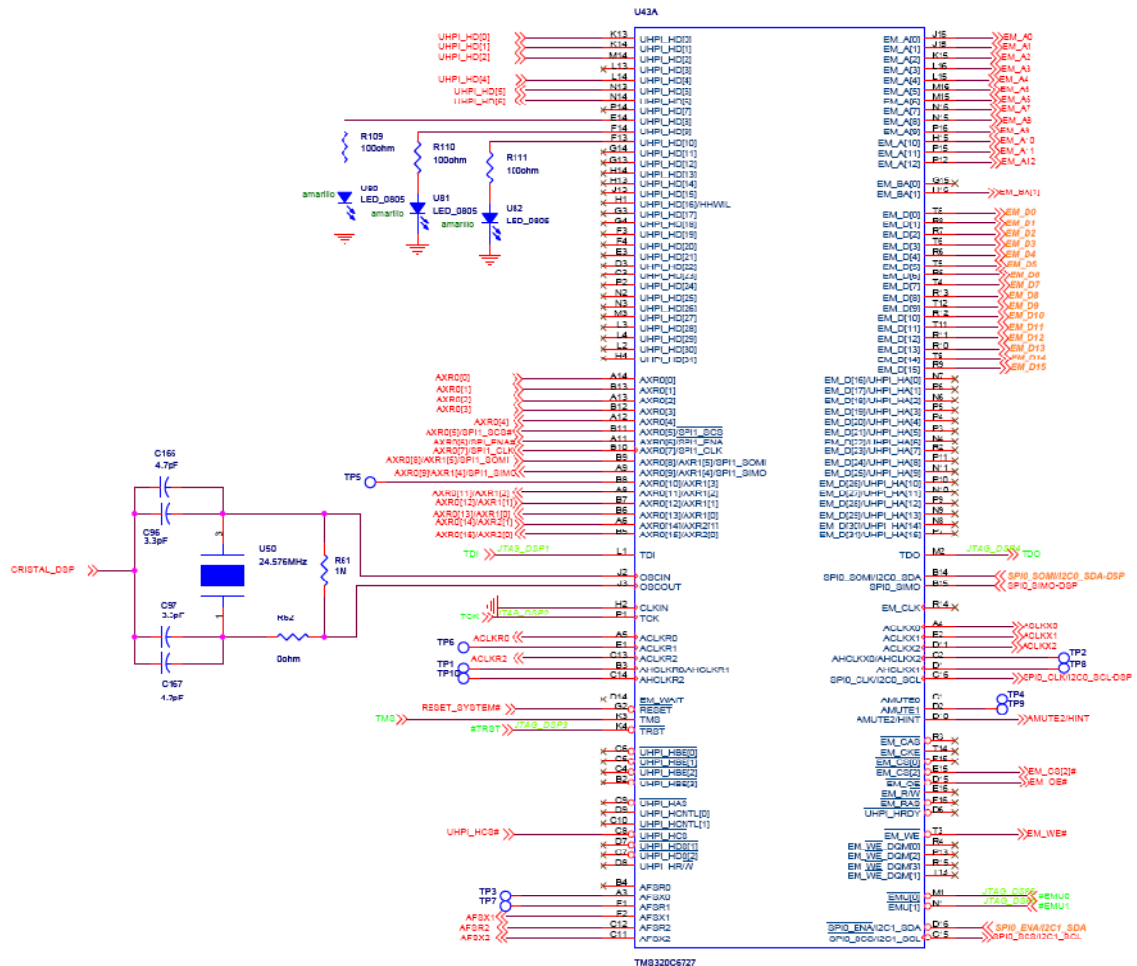


Figura A.1. Esquemático del DSP.

Apéndices

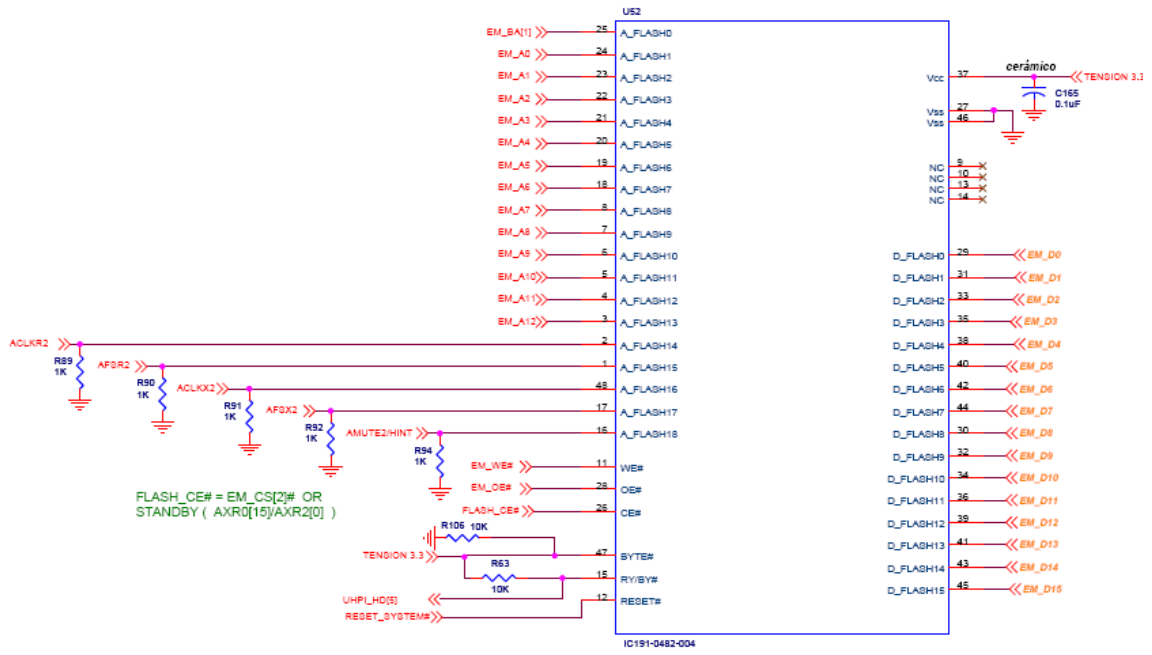


Figura A.3. Esquemático de la memoria Flash.

Apéndices

MÓDULO de COMUNICACIONES

Esquemático del módulo Zigbee

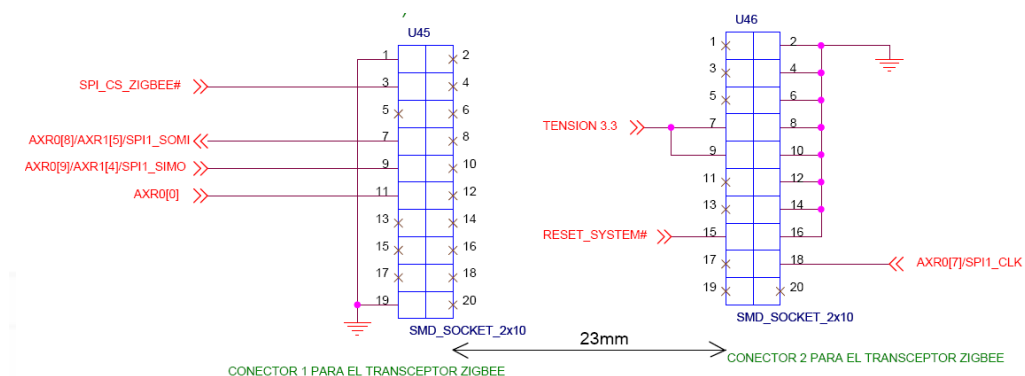


Figura A.4. Esquemático de los conectores del módulo Zigbee.

Esquemático del módulo Bluetooth

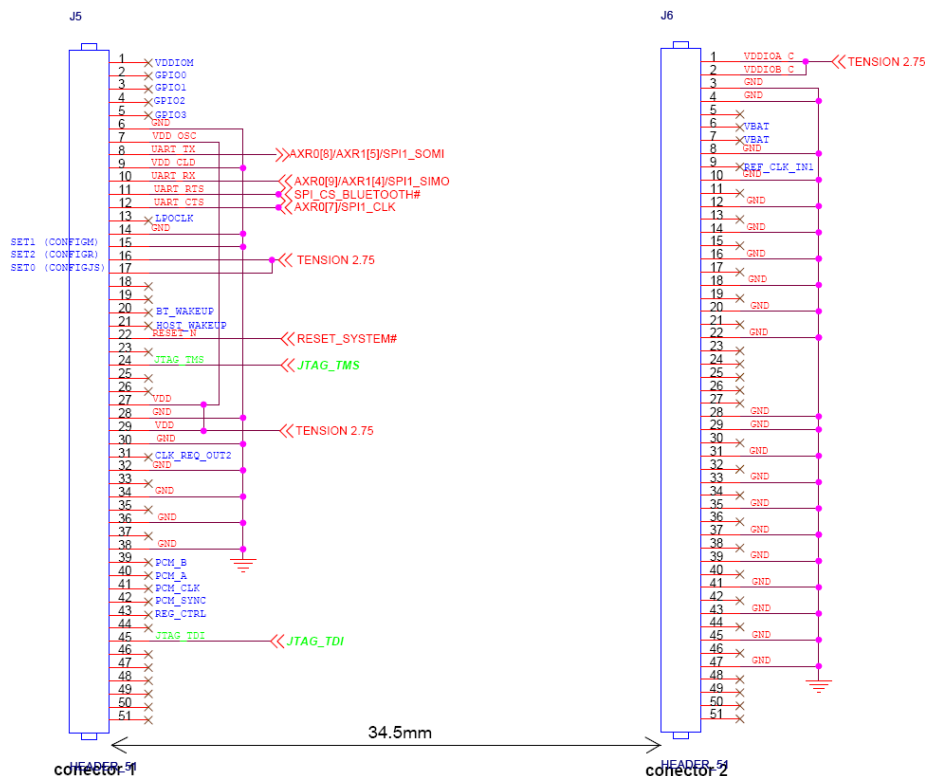


Figura A.5. Esquemático de los conectores del módulo Bluetooth.

Apéndices

Esquemático del transceptor infrarrojo

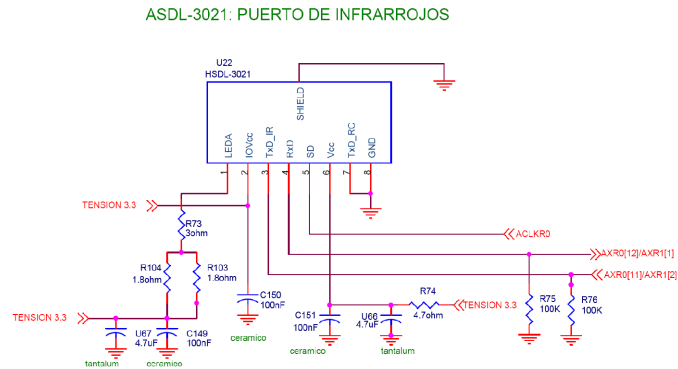


Figura A.6. Esquemático del transceptor infrarrojo.

MODULO DE INTERFAZ DE USUARIO

Esquemático del módulo LCD

Para la conexión del módulo LCD a la placa PCB del prototipo de la PIM se va a emplear una clavija SMT (*Surface Mount Connector*, en inglés) vertical al que irá conectado el conector de tipo HSL (*Heat Seal Connector*, en inglés) del módulo LCD, como se observa en la Figura A.7.

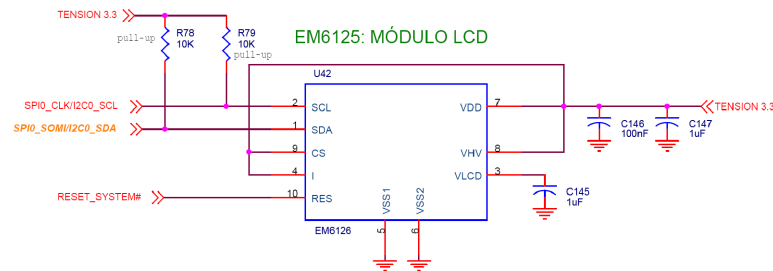


Figura A.7. Esquemático del módulo LCD.

Esquemático de la botonera

En la Figura A.8, Figura A.9 y Figura A.10 se muestra el botón luminoso, uno de los tres no luminosos, el botón de Reset y la generación de la interrupción asociada a los cuatro.

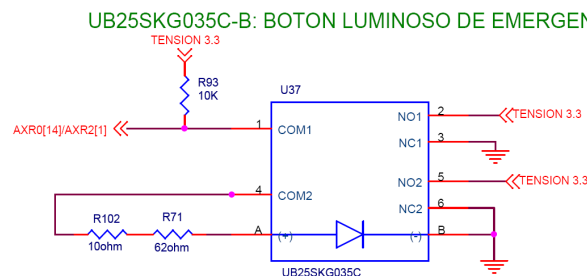


Figura A.8. Esquemático botón luminoso.

Apéndices

UB25SKG03N-B: BOTON NO LUMINOSO PARA VALIDAR

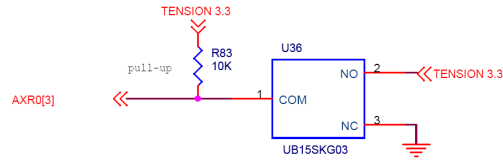


Figura A.9. Esquemático botón no luminoso.

GENERACION DE LA INTERRUPCION POR BOTON PULSADO

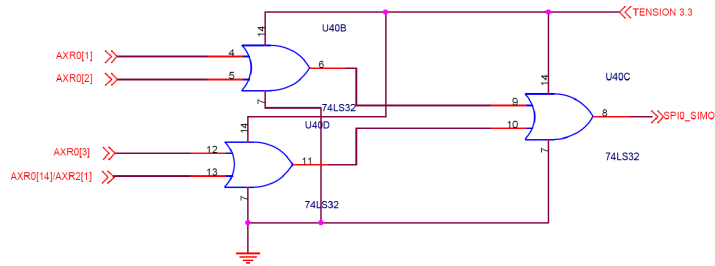


Figura A.10. Generación interrupción botón pulsado.

Esquemático del códec

La salida ROUT del códec es la entrada de alimentación del amplificador en la Figura A.11.

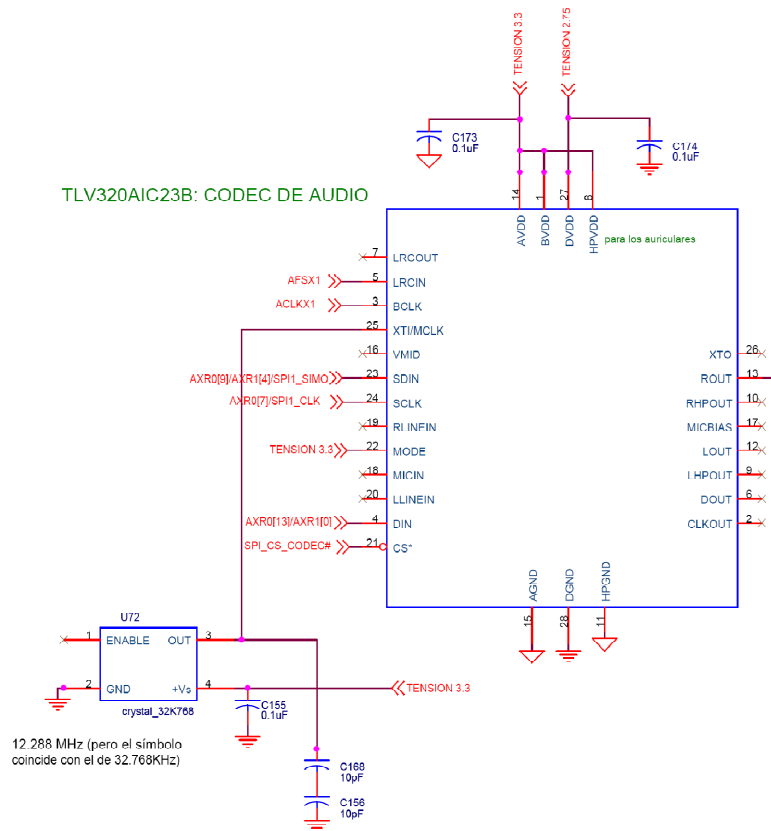


Figura A.11. Esquemático del códec.

Apéndices

Esquemático del amplificador de audio

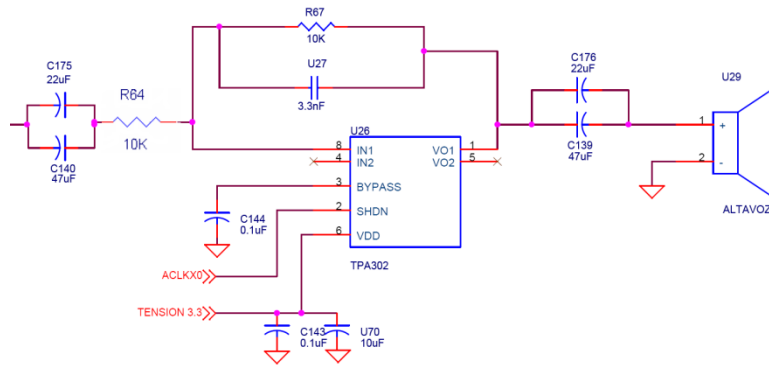


Figura A.12. Esquemático del amplificador de audio.

MÓDULO de CONTROL y SUPERVISIÓN

Esquemático del watchdog

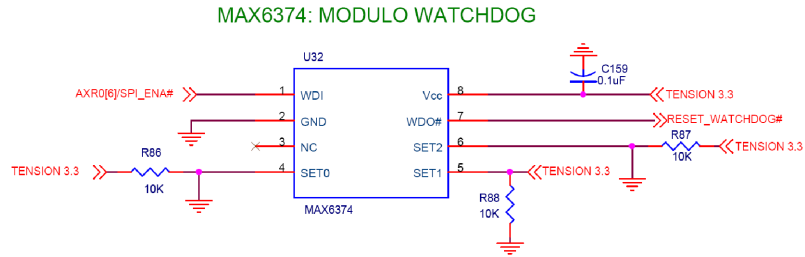


Figura A.13. Esquemático del Watchdog.

Esquemático del multiplexor de potencia

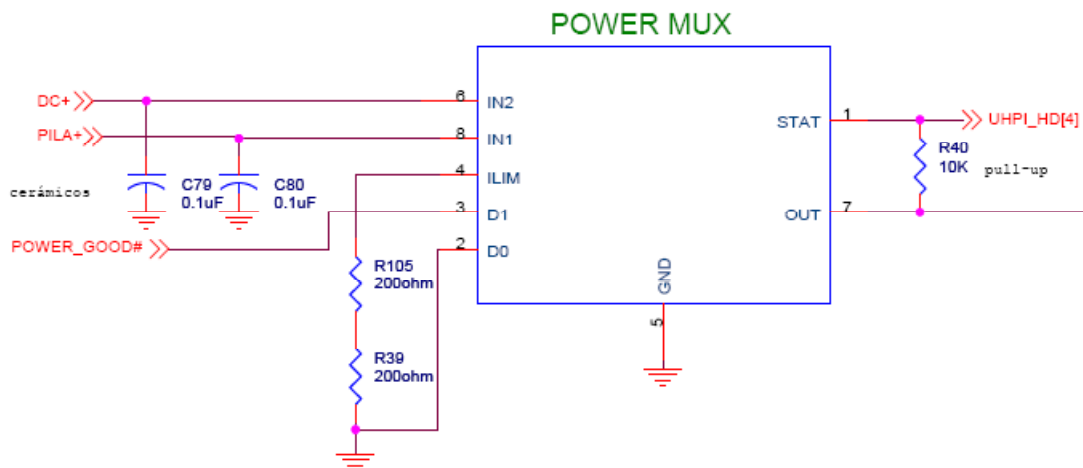


Figura A.14. Esquemático del multiplexor de potencia.

Apéndices

Esquemático del regulador de 3.3V

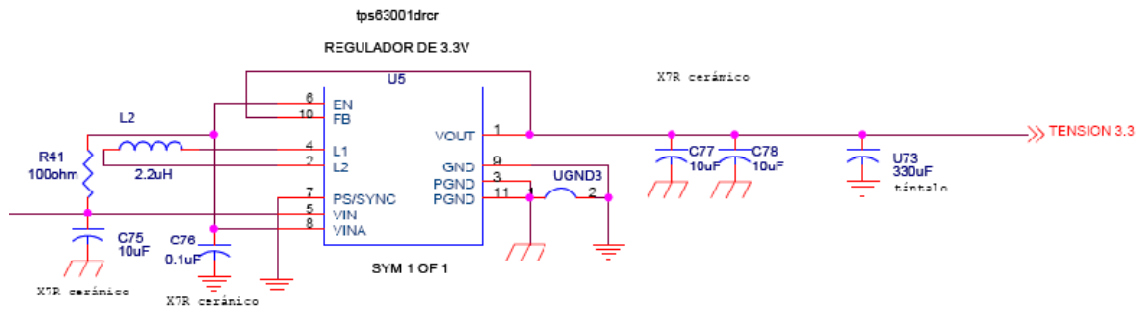


Figura A.15. Esquemático del regulador de 3.3v.

Esquemático del regulador de 2.75V y 1.2V

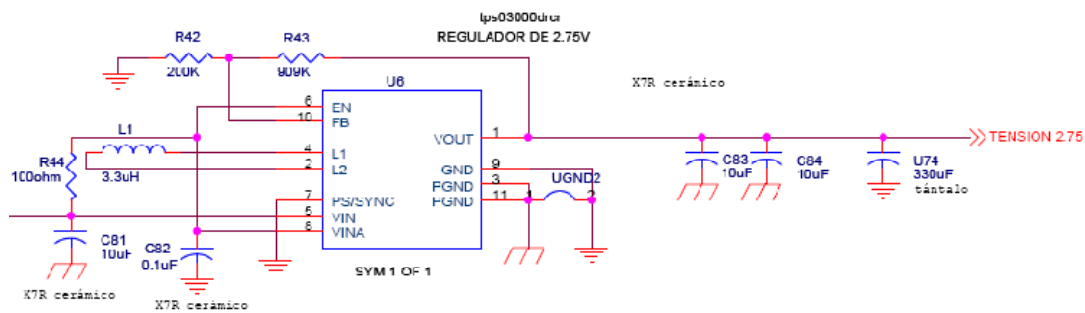


Figura A.16. Esquemático del regulador de 2.75v.

Conector JTAG

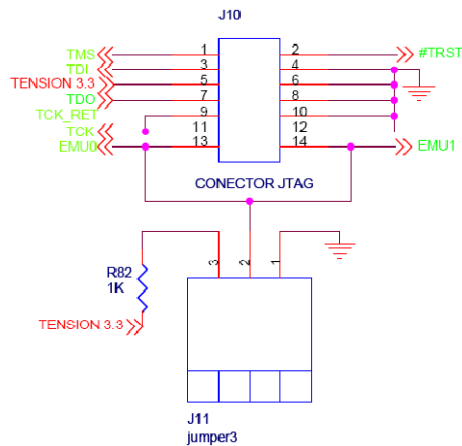


Figura A.17. Esquemático del conector JTAG.

Apéndices

Esquemático del Gas Sauge

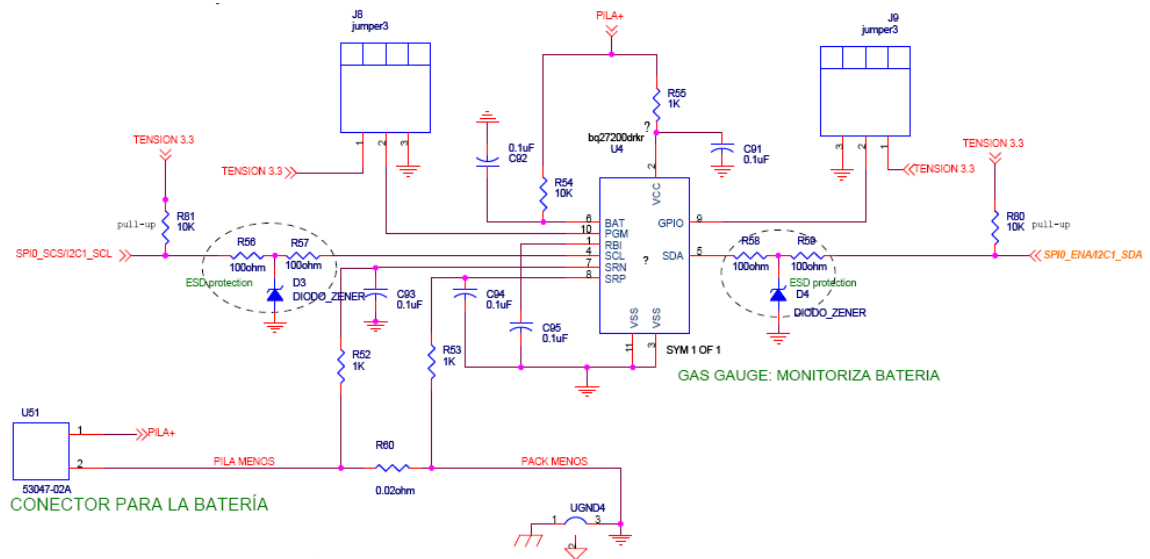


Figura A.18. Esquemático del Gas Sauge.

Esquemático del cargador de batería

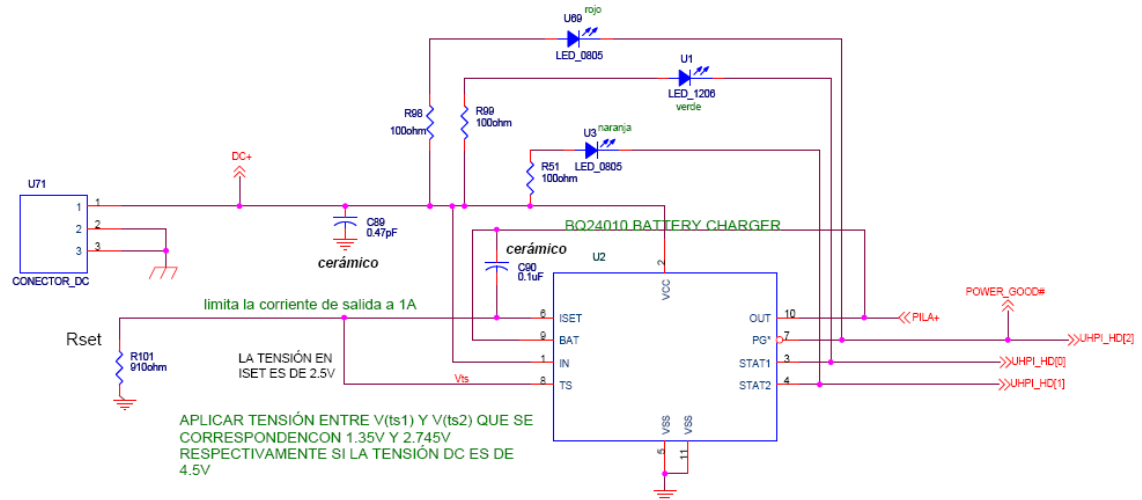


Figura A.19. Esquemático del cargador de batería.

Apéndices

Esquemático del switch para el bootloader

MAX4702: Switch analógico para el Bootloader

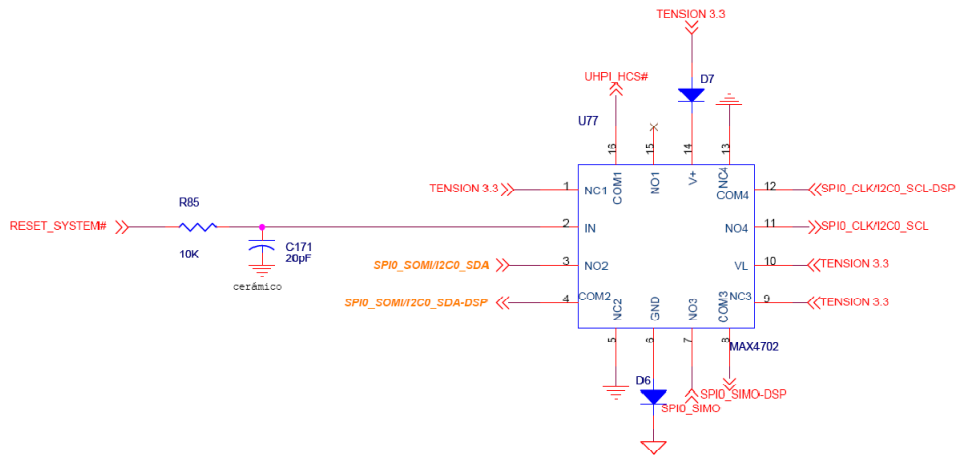


Figura A.20. Esquemático del conmutador o switch analógico.

Conectores de observación

Conectores de acceso a las distintas señales. No presentan ninguna colocación determinada

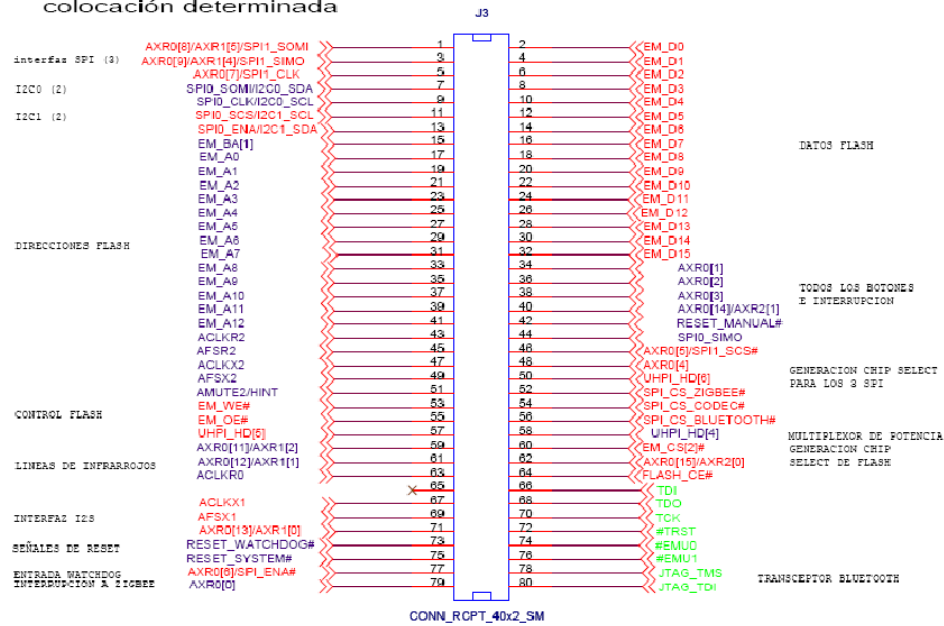


Figura A.21. Esquemático del conector de observación.

A.2. Descripción general de la GUI de la PIPM

Pantalla principal

Pantalla raíz que aparece al encenderse la PIPM, al pulsar Reset o al pulsar reiteradamente Volver. Se establece un contador para que pasado un tiempo de inactividad, se apague el LCD y se vuelva a la PP.

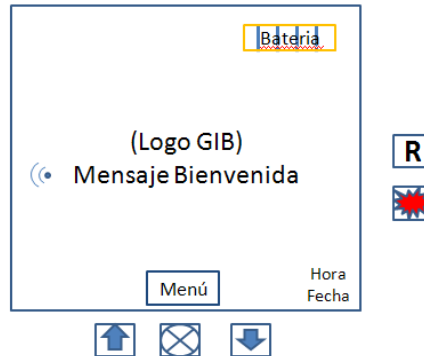


Figura A.22. Pantalla principal del GUI de la PIPM.

Pantalla de menús

Pantalla donde se muestran los tres menús disponibles: estado de la PIPM, menú para la gestión de los SI portados por el paciente y menú para la comunicación con el InD o la PIMS. Se muestra en la Figura A.23.

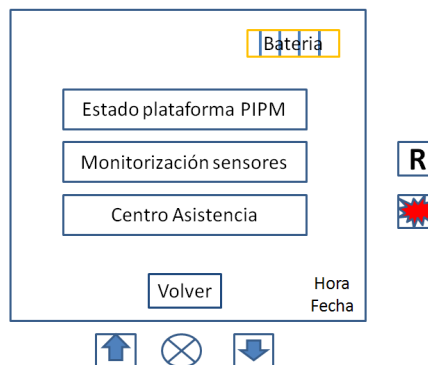


Figura A.23. Pantalla de menús del GUI de la PIPM.

Pantalla de estado del dispositivo

Pantalla donde se muestra la duración estimada de la batería y si el funcionamiento es o no correcto. En caso de que no lo sea se indica un código de error codificado que automáticamente se envía al proveedor de servicios. También muestra opción para reprogramar el dispositivo para personal autorizado.

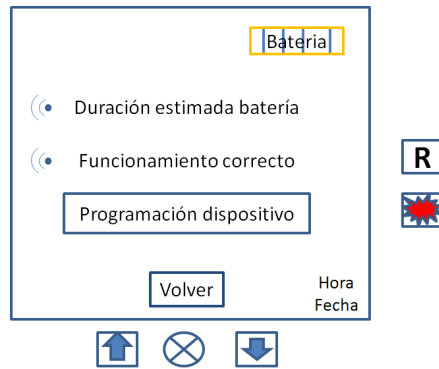


Figura A.24. Pantalla de estado del dispositivo del GUI de la PIPM.

Pantalla de programación del dispositivo

Pantalla que permite la programación del dispositivo, solicitando usuario y contraseña para que pueda acceder personal autorizado. Una vez validado habilita la interfaz IrDa para comunicar con un Host y así poder reprogramar la PIPM.

Una pantalla similar a la de la Figura A.25 se emplea en caso de querer reprogramar el SI, que habilita el módulo de comandos entre la PIPM y dicho sensor, como se observa en la Pantalla Sensor.

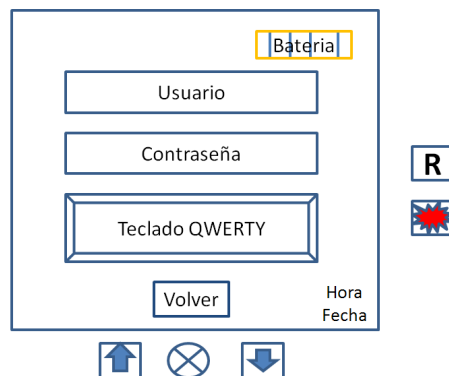


Figura A.25. Pantalla de programación de dispositivo del GUI de la PIPM.

Pantalla de monitorización de los sensores

La pantalla de la Figura A.26 muestra los sensores disponibles para elegir de cuál de ellos se quiere mostrar información.

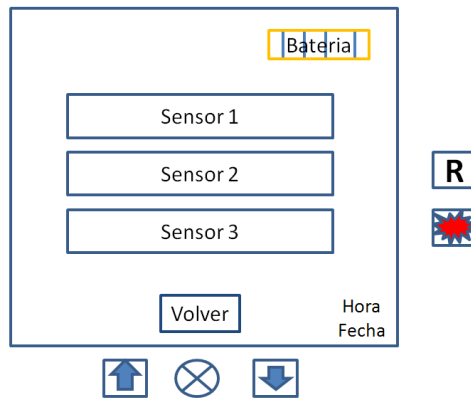


Figura A.26. Pantalla de monitorización de los sensores del GUI de la PIPM.

Pantalla sensor

Pantalla donde se muestran las opciones de visualización de información correspondientes al sensor elegido, en este caso el sensor 1.

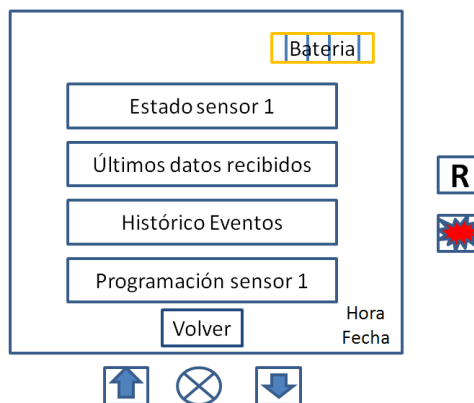


Figura A.27. Pantalla de Sensor del GUI de la PIPM.

Pantalla InD

En la Figura A.28 se muestran las opciones de visualización de información para la comunicación de la PIPM con InD o la Pasarela.

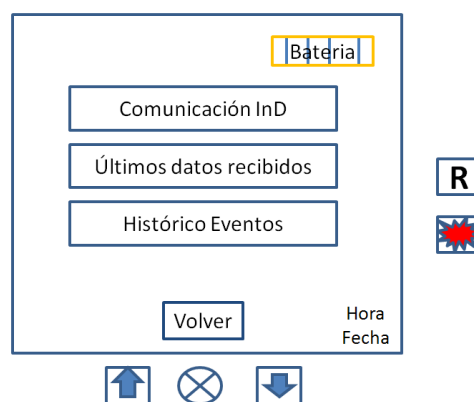


Figura A.28. Pantalla de InD del GUI de la PIPM.

Pantallas automáticas de alerta

En estas pantallas, reflejadas en la Figura A.29, se muestran las alertas automáticas con las que la PIPM informa al usuario de eventos de interés acontecidos mediante mensajes de voz y en la pantalla.

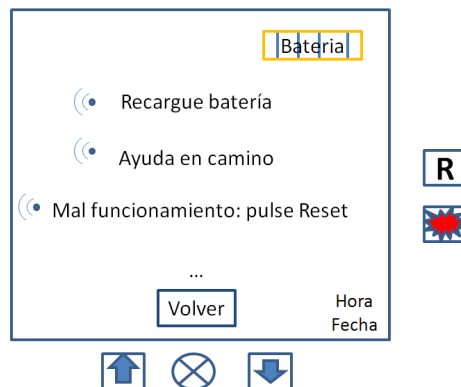


Figura A.29. Pantallas automáticas de alerta del GUI de la PIPM.

Pantalla de últimos datos recibidos

Pantalla donde se muestran una gráfica con los últimos datos recibidos por el dispositivo *di*, que pueden proceder de un SI o del InD.

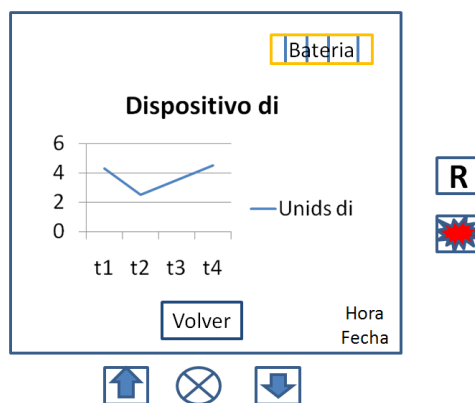


Figura A.30. Pantalla de últimos datos recibidos por parte del dispositivo *di*.

Pantalla de histórico de eventos

Pantalla donde se muestra una tabla con los últimos eventos producidos clasificados por instante (hora y fecha) y por código significativo (Ev1, Ev2, etc...). Estos eventos pueden producirse tanto en el enlace SI-PIPM como en PIPM-InD.

Apéndices

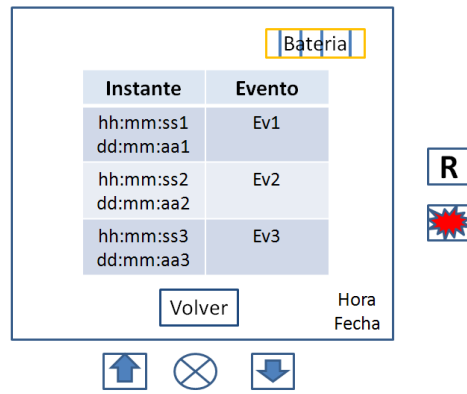


Figura A.31. Pantalla de histórico de eventos de la GUI de la PIPM.

A.3. Bootloader del TMS320C6727

Un bootloader es un programa sencillo y normalmente multietapa que no tiene la totalidad de las funcionalidades del OS y que está diseñado exclusivamente para preparar el arranque y todo lo que necesita el OS para funcionar. El proceso de arranque comienza con la CPU ejecutando los programas contenidos en una dirección predefinida de la memoria ROM que configura la CPU para ejecutar el bootloader.

TI ha desarrollado (TI Bootloader, 2011) dos scripts *perl* que se lanzan desde la ventana de comandos de Windows, *genBootCfg* y *genAIS*, para crear ficheros de datos en el formato que entiende el bootloader. Este formato se denomina AIS (*Application Image Script*, en inglés).

“*genBootCfg*” es un script que permite la configuración inicial de los periféricos PLL, EMIF, SDRAM y ASYNC RAM del DSP. También permite establecer la configuración de los pines GPIO que van a emplearse para extender el direccionamiento en el arranque desde memoria externa, como es caso de la configuración que se presenta de la PIPM. Una vez establecida la configuración, el script genera dos archivos (**.cfg* y **cfg.c*). El archivo **cfg.c* debe incorporarse al proyecto CCS para ser compilado junto al resto del código de la aplicación, en el que debe incluirse el código C del bootloader secundario (*TISecondaryBoot*).

“*genAIS*” crea el formato de datos necesario para el modo de arranque seleccionado. Por tanto, el resultado de la compilación del proyecto (fichero *.out*) junto con el fichero **.cfg* generado por *genBootCfg* es la entrada a *genAIS*, que genera como salida el fichero a grabar en la memoria Flash. Este fichero AIS tiene el formato ASCII, binario o ensamblador. Los contenidos del fichero de salida dan lugar a una cadena de datos AIS formulada especialmente para las necesidades del bootloader secundario incluyendo dos nuevos comandos que permiten la paginación cuando se emplean pines GPIO (pines de entrada/salida de propósito general) como pines de direcciones. Los contenidos del fichero son copiados al comienzo de la Flash en la dirección *0x00000000*.

El proceso queda resumido en la Figura A.32:

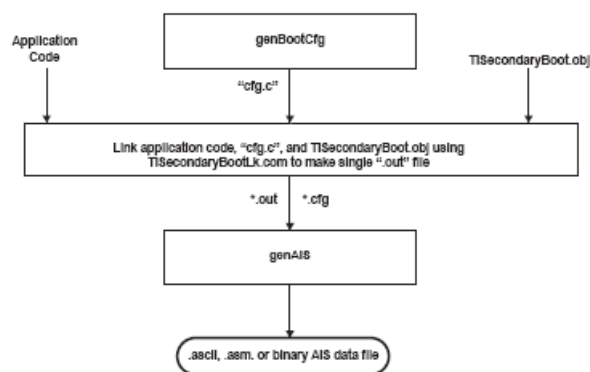


Figura A.32- Pasos para el arranque del dispositivo, imagen tomada de TI.

El programa bootloader secundario, que no es convertido al formato AIS por la herramienta *genAIS*, procesa el código de aplicación como una cadena AIS.

En caso de que interesara grabar el programa en formato binario en una Flash de 16 bits de bus de datos, tendría que ejecutarse una línea de comandos tal como esta:

```
genAIS.pl -i fichero.out -o fichero.bin -bootmode tiseboot -pf 16 -otype bin -cfg PIPM.cfg
```

Apéndices

Para grabar el programa en una memoria Flash se puede emplear un programador basado en FPGA, como el *Cyclone II FPGA Starter Development Board* de Altera (Cyclone, 2011). Mediante una pequeña placa de adaptación se consigue que la FPGA escriba en una memoria Flash externa en vez de la que se incluye en el kit de desarrollo. La aplicación permite también leer y escribir direcciones de memoria de forma aleatoria o crear un archivo que incluya todo el contenido de la Flash.

A.4. La fenomenología de las caídas

Las caídas pueden producir desde leves deterioros funcionales, hasta tener consecuencias más graves como las temidas fracturas de cadera o incluso fatales como la muerte. La reducción en la calidad de vida que dichas caídas provoca en las personas, y en concreto en los mayores, así como el coste sanitario asociado a su atención hospitalaria, motivan el estudio de los factores de riesgo y las causas que las originan. Diversos estudios han analizado la casuística relacionada con la fenomenología de las caídas (Downton, 1991; Tinetti, 1994; Tinetti, 1996; Dresner-Pollak, 1996; Padilla-Ruiz, 1998; Tennsted, 1998; Donald, 1999) desde numerosos puntos de vista: lugar donde se producen las caídas, frecuencia de las mismas, dependencia con el sexo del sujeto, factores de riesgo, consecuencias de las caídas, intervenciones para reducir el riesgo de caídas entre personas mayores, miedo a caer entre personas mayores y factores psicológicos. En (Cameron, 1997) ya se establecieron algunos riesgos de las caídas basándose en otros estudios. Estos riesgos son los siguientes: edad, sexo, movilidad, ADL, historial de caídas previas, visión pobre, efectos de la medicación, cognición y demencia. Por tanto conviene resaltar que no solo influyen factores fisiológicos en el aumento del riesgo de caídas sino que los factores psicológicos juegan también un papel crucial. La pérdida de confianza es determinante y puede incluso generar pánico al realizar diversos tipos de actividades por el miedo a una posible caída y a la falta de asistencia adecuada cuando esto ocurra. Además es esencial considerar en el diseño del detector que vaya a ser portado por personas con mayor riesgo de sufrir caídas, el factor de *discreción* del aparato tanto en lo referente a su tamaño como a su posición en el cuerpo del sujeto monitorizado.

Sin embargo no se ha descrito convenientemente la problemática desde un punto de vista etiológico. Brevemente se van a comentar algunos aspectos desde esta perspectiva que debe dar forma a la definición funcional del sistema de detección de caídas a desarrollar. Para empezar es conveniente señalar que aunque los aspectos del equilibrio humano que más se deterioran con la edad no están del todo identificados, está claro que al menos indirectamente interviene un deterioro del control motor relacionado con el equilibrio, i.e., no se trata solo de un problema de pérdida de capacidad muscular y flexibilidad. El estudio del equilibrio humano viene siendo objeto de estudio desde hace tiempo y es un aspecto importante en el campo de la quinesología. En (Horak, 1991) se establecen los elementos que intervienen en dicho equilibrio y su mantenimiento: sistema músculo-esquelético, coordinación motora, percepción de la orientación, organización sensorial, control central predictivo, adaptación al entorno. Existen diversos modelos que tratan de definir patrones de diferencias repetibles entre personas con desórdenes en el equilibrio y las que no lo tienen, destacándose dos alternativas principales. La primera trata sobre los llamados análisis posturográficos, que miden parámetros relacionados con el mantenimiento de ciertas posturas simples. La segunda se centra en el análisis de los modos de andar, más ligados en principio a la estimación de parámetros dinámicos. Entre los índices asociados con este segundo modelo, se puede destacar entre otros el trabajo pionero de Tinetti (Tinetti, 1986) que evalúa la secuenciación de posturas fundamentales para el mantenimiento del equilibrio estable. Respecto a la primera aproximación, existen estudios desde hace más de dos décadas que señalan diferencias en los patrones posturales entre las personas mayores que sufren caídas y las que no (Lee, 1999; Lee, 2000). En relación con esto existen algunos patrones cinemáticos reseñables correspondientes a los programas de coordinación motora central para el mantenimiento del equilibrio (tobillo, cadera y andado (Horak, 1986)).

Referencias

K. Cameron, K. Hughes, K. Doughty. Reducing Fall Incidence In Community Elders by Telecare Using Predictive Systems. *Proceedings of the 19th International Conference IEEE/EMBS*: 1036-1039, 1997.

Cyclone II FPGA Starter Development Kit. <http://www.altera.com/products/devkits/altera/kit-cyc2-2C20N.html/>, 2011.

I.P Donald, C.J. Bulpitt. The prognosis of falls in elderly people living at home, 1999.

R. Dresner-Pollak, y cols. Characteristics of falls in 70 year olds in Jerusalem. *Israel Journal of Medical Sciences*, 32(8): 625-628, 1996.

J.H. Downton. Prevalence, characteristics and factors associated with falls among the elderly living at home. *Aging*, 3(3):219-228, 1991.

F.B. Horak. Foundation for Physical Therapy. Contemporary Management of Motor Control Problems. Assumptions underlying motor control for neurological rehabilitation. *Proceedings of the II-STEP Conference*: 11-27, 1991.

F.B. Horak, L.M. Nashner. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*, 55(6): 1369-81, 1986.

L.W. Lee, D.C. Kerrigan. Identification of kinetic differences between fallers and nonfallers in the elderly. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(3): 242-246, 1999.

L.W. Lee, D.C. Kerrigan, y cols. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(6): 730-735, 2000.

F. Padilla-Ruiz, y cols. Frequency, characteristics and consequences of falls in a cohort of institutionalized elderly patients. *Atención Primaria*, 21(7): 437-42, 1998.

TI Bootloader. TI Using the TMS320C672x Bootloader. <http://www.ti.com/litv/pdf/spra69d>, 2011.

Tennsted S, y cols. A randomized, controlled trial of a group intervention to reduce fear of falling and associated activity restriction in older adults. *Journals of Gerontology, Psychological Sciences and Social Sciences*, 1998.

E. Tinetti. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J. Am. Geriatrics Soc*, 34(2): 119-26, 1986.