

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

ARQUITECTURA ABIERTA ESCALABLE PARA
MONITORIZACIÓN DOMICILIARIA: APLICACIÓN A
PACIENTES CON PATOLOGÍAS CARDÍACAS

JORGE MUÑOZ MARÍ

UNIVERSITAT DE VALENCIA
Servei de Publicacions
2003

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 23 de Setembre de 2003 davant un tribunal format per:

- D. José Espí López
- D. José Rafael Magdalena Benedito
- D. Javier Chorro Gascó
- D. Alberto Pla Banén
- D. Joaquín Roca Dorda

Va ser dirigida per:

D. Juan Francisco Guerrero Martínez

D. Javier Calpe Maravilla

©Copyright: Servei de Publicacions
Jorge Muñoz Marí

Depòsit legal:

I.S.B.N.:84-370-5805-8

Edita: Universitat de València
Servei de Publicacions
C/ Artes Gráficas, 13 bajo
46010 València
Spain
Telèfon: 963864115



TESIS DOCTORAL

Arquitectura Abierta Escalable para
Monitorización Domiciliaria: Aplicación a
Pacientes con Patologías Cardiacas.

realizada por
Jorge Muñoz Marí

dirigida por
Dr. Juan F. Guerrero Martínez y
Dr. Javier Calpe Maravilla

Departament d'Enginyeria Electrònica
UNIVERSITAT DE VALÈNCIA – ESTUDI GENERAL
València – Maig, 2003.

Arquitectura Abierta Escalable para Monitorización
Domiciliaria: Aplicación a Pacientes con Patologías
Cardiacas.

Jorge Muñoz Marí, 2003.



Dpt. Enginyeria Electrònica.
Facultat de Física.

D. JUAN FRANCISCO GUERRERO MARTÍNEZ, Doctor en Ciencias Físicas, Profesor Titular del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Facultad de Física de la Universitat de València, y

D. JAVIER CALPE MARAVILLA, Doctor en Ciencias Físicas, Profesor Titular del Departamento de Ingeniería Electrónica de la Facultad de Física de la Universitat de València.

HACEN CONSTAR QUE:

El Ingeniero en Electrónica D. Jorge Muñoz Marí ha realizado bajo nuestra dirección el trabajo titulado “Arquitectura Abierta Escalable para Monitorización Domiciliaria: Aplicación a Pacientes con Patologías Cardíacas”, que se presenta en esta memoria para optar al grado de Doctor en Ingeniería Electrónica.

Y para que así conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado, en València, a 2 de Junio de 2003.

Juan F. Guerrero Martínez

Javier Calpe Maravilla

Javier Calpe Maravilla
Director del Departamento

Tesis Doctoral: ARQUITECTURA ABIERTA ESCALABLE PARA
MONITORIZACIÓN DOMICILIARIA: APLICACIÓN
A PACIENTES CON PATOLOGÍAS CARDIACAS.

Autor: JORGE MUÑOZ MARÍ

Directores: Dr. JUAN FRANCISCO GUERRERO MARTÍNEZ
Dr. JAVIER CALPE MARAVILLA

El tribunal nombrado para juzgar la Tesis Doctoral arriba citada, compuesto por los señores:

Presidente: _____

Vocales: _____

Secretario: _____

Acuerda otorgarle la calificación de _____

Y para que así conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado.

València, a

Índice general

Resumen.	v
Organización de la Tesis.	vii
1. Introducción.	1
1.1. Objetivos.	1
1.2. Trabajos de Telemedicina en el Grupo de Procesado Digital de Señales.	2
1.3. Justificación.	4
1.4. El Electrocardiograma.	8
1.5. Arritmias.	10
1.6. El Infarto Agudo de Miocardio.	19
1.7. Estudio de parámetros obtenidos del ECG.	20
2. Soluciones en Telemedicina.	23
2.1. Breve introducción a la Telemedicina.	23
2.1.1. Fechas importantes en la evolución de la Telemedicina.	24
2.1.2. Beneficios clave de la Telemedicina.	26
2.2. Revisión de métodos.	27
3. Implementación del sistema.	41
3.1. Diagrama de bloques del sistema.	42
3.2. Bioamplificador.	43
3.3. Digitalizador	44
3.4. Módulo de transmisión BlueTooth.	46
3.4.1. Seguridad en BlueTooth.	51

3.4.2.	Compatibilidad con aplicaciones biomédicas.	52
3.4.3.	Elección del módulo BlueTooth.	52
3.5.	PDA.	54
3.6.	Servidor del Centro Médico.	58
4.	Programación del sistema.	61
4.1.	Módulo digitalizador.	61
4.2.	PDA.	63
4.2.1.	Recepción de datos.	65
4.2.2.	Análisis de datos. Detección de marcas del ECG.	65
4.2.3.	Compresión de datos.	73
4.2.4.	Cifrado.	76
4.2.5.	Generación de Alarmas.	77
4.2.6.	Indicador de infarto.	78
4.2.7.	Clasificador de Arritmias.	79
4.3.	Servidor del Centro Médico.	83
4.3.1.	Receptor de Alarmas.	83
4.3.2.	Base datos.	85
4.3.3.	Interfaz con los datos.	96
4.3.4.	Módulo de control remoto.	105
5.	Resultados.	109
5.1.	Métodos utilizados para la validación de los detectores de marcas implementados.	110
5.2.	Comparación entre el algoritmo utilizado y el original.	112
5.3.	Comparación entre los algoritmos detectores analizados.	114
5.3.1.	Discusión del resultado de la comparativa.	115
5.4.	Validación del algoritmo seleccionado.	116
5.4.1.	Detección de onda R.	116
5.4.2.	Detección del principio del QRS.	120
5.4.3.	Detección del final del QRS.	122
5.4.4.	Validación del pico de T.	124
5.4.5.	Validación del final de T.	125

5.5. Comprobación del algoritmo utilizado con registros capturados por nuestro sistema.	127
5.5.1. Comprobación de la onda R.	128
5.5.2. Comprobación del principio del QRS.	130
5.5.3. Comprobación del final del QRS.	131
5.5.4. Comprobación de la localización del pico de la onda T.	131
5.5.5. Comprobación de la localización del fin de la onda T.	132
5.6. Evaluación del algoritmo detector de cambios en la onda T.	133
5.7. Pruebas de los algoritmos compresores.	135
5.7.1. Validación del algoritmo compresor ADPCM.	135
5.7.2. Índice global de compresión.	137
5.8. Consumo del sistema de adquisición.	137
5.9. Consumo de la PDA.	139
5.10. Pruebas de transmisión y alcance entre el sistema de adquisición y la PDA.	139
5.11. Funcionamiento en tiempo real.	141
6. Conclusiones y Proyección Futura.	145
6.1. Consideraciones previas.	145
6.2. Aportaciones.	146
6.3. Conclusiones y Proyección Futura.	147
Agradecimientos.	159

Resumen.

En esta Tesis se propone una arquitectura abierta y escalable destinada a la monitorización domiciliaria.

Con el aumento de la población y la mejora de la calidad y esperanza de vida, la ocupación de los hospitales es un problema cada día más acuciante. Desde hace tiempo, se viene pensando como posible solución las consultas y los cuidados a distancia, lo cual no es otra cosa que la telemedicina.

El auge de las telecomunicaciones y su implantación en la sociedad moderna hacen viable su uso en medicina, y se presentan como una solución idónea al problema citado.

En esta Tesis se plantea el uso de tecnologías y herramientas modernas para aportar soluciones al problema de la monitorización de pacientes remota, a través de una arquitectura modular que permite implementar servicios eficientes para la telemonitorización.

Se hace un estudio de los sistemas de monitorización remota existentes hoy en día, tanto a nivel comercial como a nivel de investigación. Se trata de aportar una solución, basada en técnicas de procesamiento digital de señales, que además de crear un simple canal de comunicación aporte una monitorización “inteligente” que ayude a la toma de decisiones por parte de los especialistas. Se tienen en cuenta diversos aspectos como el ahorro de ancho de banda en los canales de comunicación, la seguridad en las transferencias y el uso de estándares para facilitar la integración con los sistemas existentes y futuros.

Como ejemplo práctico de la arquitectura propuesta, se implementa un sistema de monitorización remota enfocado a pacientes que sufren algún trastorno cardíaco, fundamentalmente enfocado a pacientes post-infarto. Dicho sistema es capaz de analizar la señal de electrocardiograma por sí mismo y generar alarmas en caso de que se produzca algún peligro. Para completarlo, se implementa también un modelo de servidor que recoge los datos analizados por el sistema remoto y permite gestionarlos desde el Centro Médico.

Se han evaluado los módulos implementados, y se ha hecho un análisis exhaustivo de los algoritmos propuestos. Por último se han establecido las conclusiones y se indica la proyección futura para posteriores trabajos.

Organización de la Tesis.

- **Capítulo 1: Introducción.**

En este capítulo se hace una introducción al problema médico para el cual queremos aportar una solución, se analiza el tipo de señales biomédicas sobre las que vamos a trabajar y los métodos para obtener soluciones, y se justifica la necesidad de un sistema como el planteado.

- **Capítulo 2: Soluciones de telemedicina.**

En este capítulo realizaremos una revisión bibliográfica de las soluciones y sistemas existentes hoy en día desde el punto de vista de la telemedicina en general y de la monitorización domiciliaria en particular.

- **Capítulo 3: Implementación del sistema.**

En este capítulo se describe en profundidad el sistema planteado y los módulos que lo conforman, entrando en detalle en el estado del arte de las soluciones adoptadas.

- **Capítulo 4: Programación del sistema.**

En este capítulo abordamos los distintos algoritmos que vamos a utilizar en nuestro sistema, desde los métodos de detección y clasificación de electrocardiogramas hasta los métodos de encriptación y cifrado pasando por los métodos de compresión de la señal de ECG.

- **Capítulo 5: Resultados.**

En este capítulo se muestran los resultados de la validación del sistema propuesto.

- **Capítulo 6: Conclusiones y Proyección Futura.**

Por último, en este capítulo se establecerán las conclusiones a las que hemos llegado tras el desarrollo e implementación de nuestro sistema, y se comentarán posibilidades para su proyección futura.

Capítulo 1

Introducción.

1.1. Objetivos.

El propósito de esta Tesis es diseñar una arquitectura modular, escalable, basada en estándares y utilizando el estado del arte de la tecnología, que sirva como modelo para tareas de monitorización domiciliaria o remota en el ámbito de la sanidad.

Como ejemplo de implementación de esta arquitectura, se implementará un sistema de monitorización portátil inteligente con los siguientes objetivos:

- Realizar un seguimiento continuo de pacientes post-infarto y monitorización de arritmias. Este tipo de pacientes es susceptible de necesitar una monitorización continua tras un episodio de fallo cardiaco. El sistema permitirá monitorizar el estado del paciente tanto en la planta del hospital como en su domicilio. Al poder trasladar al paciente a su entorno familiar, éste mejora en calidad de vida y estado anímico, de modo que su recuperación es mejor y más segura.
- Realizar un sistema modular suficientemente flexible como para que sea fácil su adaptación a otro tipo de pacientes y patologías. También es objetivo de esta Tesis realizar un sistema que sea fácilmente portable a diversas plataformas hardware para su mejor adaptación a los recursos existentes.
- Reducir costes tanto por parte del hospital como por parte del paciente. En el ámbito hospitalario, la monitorización de este tipo de pacientes requiere del uso de electrocardiógrafos convencionales así como del personal facultativo para su manipulación, la gestión de camas y las citas previas a los chequeos rutinarios. Por su parte, el paciente debe trasladarse periódicamente al hospital para realizar estos chequeos. La

disponibilidad de un sistema portátil de estas características permite que el paciente realice estas pruebas en casa, evitando el desplazamiento al hospital, permitiendo la realización de un mayor número de pruebas, y desahogando a los facultativos del centro.

- Disponer de un sistema de monitorización inteligente que sea capaz de analizar distintas variables fisiológicas mediante técnicas de procesamiento digital de señales y sea capaz de generar alarmas y transmitir las utilizando las tecnologías de comunicación existentes, ya sea mediante la línea telefónica convencional, redes de banda ancha (cable) o tecnologías de transmisión sin cables como GPRS o el emergente UMTS.
- Plantear un diseño de centro servidor que recoja las alarmas y permita realizar una gestión centralizada y segura de las mismas.

1.2. Trabajos de Telemedicina en el Grupo de Procesado Digital de Señales.

El Grupo de Procesado Digital de Señales (GPDS) dispone de una larga experiencia, que comienza en el año 1988, en la investigación de temas relacionados con el procesado y desarrollo de sistemas de adquisición y diagnóstico de señales biomédicas, especialmente en áreas de cardiología. A partir de 1998, el GPDS comenzó a trabajar en la línea Telemedicina aportando sus conocimientos y experiencia en adquisición y procesado de bioseñales. Desde entonces, se ha venido trabajando en una serie de estudios y proyectos de los cuales destacamos los siguientes.

En el año 2000 el Dr. Rafael Magdalena Benedito presentó su trabajo de Tesis Doctoral con título *NEMESIS: Nueva Estación Médica de Electrocardiografía con Servicios de Información Secundarios* [1]. En este trabajo se diseñaba una arquitectura global que abarcaba los tres ámbitos principales de aplicación en Telemedicina y los dividía en tres niveles que se resumen en la tabla 1.1.

La presente Tesis abarca los niveles 1 y 2 propuestos en NEMESIS, si bien la parte de desarrollo del Centro Médico encaja mejor en el nivel 3.

En el año 2001 se concedió una subvención dentro del Programa de Fomento de la Investigación Técnica (PROFIT, exp. FIT-070100-2001-19) con título *Desarrollo de un sistema de monitorización cardiaca domiciliar para grupos sociales deprimidos empleando servicios de información por cable y la red telefónica convencional*, que permitió la adquisición del material necesario para el desarrollo de sistemas de telemedicina para captura de señales biomédicas y monitorización remota. A partir de la concesión de esta ayuda a la investigación se comenzó el desarrollo de los sistemas que han conducido

Nivel	Descripción	Tipo de Aplicación	Lugar
1	Adquisición de parámetros médicos remota. Monitorización de señales biológicas.	Sistemas hardware y software de adquisición. Comunicaciones a través de líneas telefónicas con bajo ancho de banda en un solo sentido con el nivel 2.	Hogar o consulta rural.
2	Adquisición de parámetros médicos remota. Monitorización de señales biológicas. Revisión de registros de pacientes. Gestión de pacientes asignados.	Sistemas hardware y software de adquisición. Software de revisión de información y comunicaciones. Comunicaciones a través de líneas telefónicas con bajo ancho de banda, o líneas de mayor ancho de banda según disponibilidad. Plena comunicación con el nivel 3, y posibilidad de envío de mensajes cortos de señalización al nivel 1.	Ambulatorio y centro de atención al público especializados (centros de especialidades).
3	Adquisición de parámetros médicos remota. Monitorización de señales biológicas. Revisión de registros de pacientes. Análisis e investigación avanzada de los datos. Gestión de pacientes asignados. Gestión de la red.	Sistemas hardware y software de adquisición. Software de revisión de información y comunicaciones. Sistemas de análisis y procesado de datos. Comunicaciones a través de líneas de mayor ancho de banda. Plena comunicación con el nivel 2, y posibilidad de comunicación entre estaciones del nivel 1.	Hospitales. Servicios de hospitales. Centros especiales de gestión de datos e instituciones de investigación.

Tabla 1.1: Niveles definidos en NEMESIS.

a la arquitectura desarrollada en este trabajo.

En este año, el GPDS ha solicitado una subvención CICYT (Centro de Investigación Científica y Tecnológica) con título *Sistema de monitorización médica personal para grupos sociales específicos*, y ha propuesto la creación de una Red de Excelencia con título *e-HESTIA: e-Health Embedded Systems using Telecommunications and Information Applications. New systems of telemedicine with added values in Information Society: Personal e-health monitoring*, dentro del 6º Programa Marco del Information Society Technologies (ISC), de la cual sería el grupo coordinador en caso de aprobarse. El sistema planteado en ambas propuestas está basado en la arquitectura planteada en la presente Tesis, y el objetivo es continuar el trabajo realizado hasta ahora.

1.3. Justificación.

Las enfermedades del aparato circulatorio y, en concreto, las enfermedades coronarias, son una de las principales causas de muerte en los países desarrollados. En España, según las cifras recogidas por el Instituto Nacional de Estadística [2], durante el año 2000 murieron 360.391 personas, de las que 125.723 (un 35 %) lo hicieron a causa de enfermedades del aparato circulatorio, siendo ésta la principal causa de muerte. Dentro de éstas, 25.074 se debieron a infarto agudo de miocardio y 14.241 a otras enfermedades isquémicas del corazón. Estas dos enfermedades coronarias representan el 31 % de las muertes por enfermedades del aparato circulatorio y un 11 % de las muertes totales. En la Comunidad Valenciana, los fallecidos totales fueron 36.563, de los que 13.453 muertes tuvieron su causa en fallos del aparato circulatorio en general, 2.643 debido a infartos y 1.915 a otras enfermedades isquémicas, representando unos porcentajes similares a la media nacional. Como se ve, las enfermedades coronarias son una causa de mortalidad importante en nuestros días. No obstante, tienen más repercusión médica, social y económica aquellos pacientes que, tras sufrir una enfermedad cardíaca, precisan un seguimiento y control posterior. En ese mismo año, hubo 39.430.776 estancias en hospitales (4.502.740 altas), de las que 5.391.683 (551.930 altas) correspondieron al aparato circulatorio (14 %). El tiempo de estancia media fue de 10 días, y la edad media de los pacientes fue de 66 años. Las enfermedades cardiovasculares afectan principalmente a personas mayores, siendo éste un grupo social con características especiales. Los enfermos dados de alta por infarto de miocardio fueron 45.669, y 100.351 por otras enfermedades isquémicas de corazón. En el ámbito de la Comunidad Valenciana, fueron 4.979 altas con infarto de corazón y 11.083 con otras enfermedades isquémicas. El total de altas por enfermedades del sistema circulatorio fue de 55.036. Las 16.062 altas de enfermedades isquémicas e infartos, representan a un colectivo de personas, generalmente de edad avanzada, que precisa un seguimiento sistemático en el hospital durante los meses siguientes a la enfermedad. Dicho seguimiento implica un desplazamiento del paciente al hospital, en donde se le realiza un electrocardiograma y diversos exámenes médicos secundarios. Este desplazamiento significa costes y molestias, tanto en tiempo como económicas, cuando no dificultades, para el paciente. Asimismo, precisa de un médico que lo atienda, reservando consulta y material para la realización de dicho seguimiento. Cuando este seguimiento se realiza a personas con edad avanzada o residentes en zonas rurales, los problemas, inconvenientes y gastos se incrementan, afectando a la calidad de la asistencia médica. La evolución de la pirámide de población española y el despoblamiento de grandes áreas interiores implica que esta situación será cada vez más preocupante.

En este sentido, se estima que aproximadamente un 10 % de la población

española vive en áreas rurales, alejadas de grandes ciudades y centros de atención sanitaria, población que ocupa un 80 % de la extensión del territorio nacional. Asimismo, el 40 % de la población nacional se encuentra en 50 municipios, mientras que el resto se dividen en más de 8.000 pueblos y ciudades como podemos observar en las figuras 1.1 y 1.2. No se trata de acabar con todos los desplazamientos a los hospitales, ya que hay equipos médicos que no son sustituibles por sistemas de ayuda al diagnóstico, y además el trato personal entre el médico y el paciente revela muchos aspectos vitales para el diagnóstico, pero sí se plantea disminuir estas visitas para beneficiar tanto al paciente como al especialista.

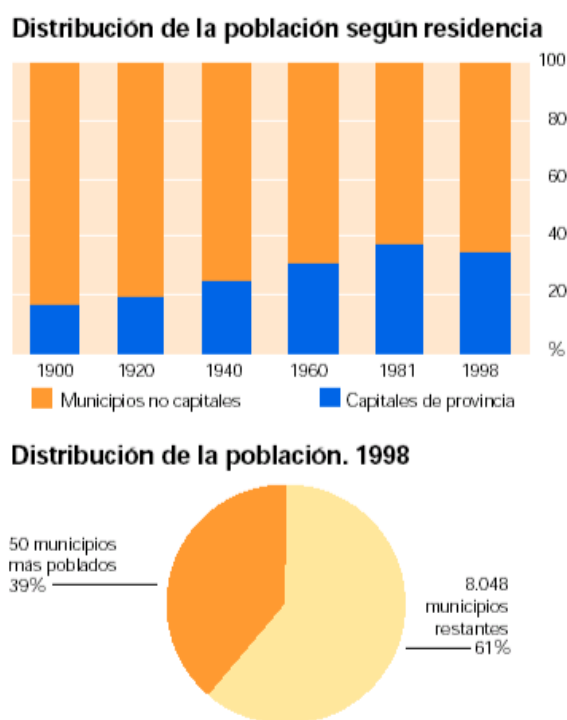


Figura 1.1: Distribución de la población. Instituto Nacional de Estadística.

Respecto a la Unión Europea, las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de fallecimientos y una de las mayores causas de hospitalización [3]. Así por ejemplo, en Alemania cerca de un millón de personas padecen enfermedades coronarias, lo cual supone un coste total anual de 28.000 millones de euros. En otros países la situación es similar y los números son proporcionales a la cantidad de habitantes. Según el estudio de J. Lee *et al.* [4], el 33 % de los pacientes que han sido operados de una lesión cardiaca vuelven a tener algún tipo de problema relacionado, y el 5 % fallece por muerte súbita.

Aunque la mortalidad debida a este tipo de enfermedades decrece, se espera

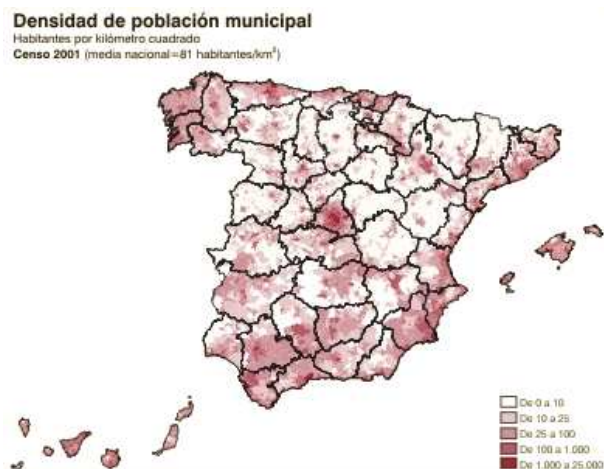


Figura 1.2: Densidad de población municipal.

que en los próximos años el número de afectados aumente con el incremento de la esperanza de vida junto con los cambios en los estilos de vida y los factores sociales y de trabajo. Según [3], el número de fallecimientos en Alemania ha caído de 228 a 208 desde 1979 hasta el año 2000, mientras que en el mismo periodo el número de intervenciones cardiovasculares ha aumentado desde 15 hasta 338.

Las tecnologías de la telecomunicación han ido ganando popularidad y estableciéndose poco a poco como tecnologías de uso cotidiano. Son numerosas las aplicaciones que éstas tienen en distintos ámbitos tanto empresariales como sociales. Hoy en día se encuentran ya implantadas la telefonía móvil, los sistemas de posicionamiento global (GPS), o los servicios de televisión e Internet por cable, que ofrecen un gran ancho de banda, programas a la carta y servicios de ordenadores en red (Network Computers). Las diferentes administraciones nacionales y autonómicas están interesadas y respaldan el uso de estas tecnologías en ámbitos médicos.

El uso de la información es algo integrado en la práctica clínica. Los médicos trabajan con diversas fuentes de información. Por un lado la información relativa al paciente, tanto de su estado de salud como su historia y evolución, se utiliza para elaborar los protocolos diagnósticos y terapéuticos y establecer patrones poblacionales de enfermedad. Por otro lado, el médico también se nutre de información relativa al funcionamiento del sistema sanitario o de bibliografía especializada. Un buen uso de los sistemas de información puede redundar en la selección correcta de conocimientos científicos, su interpretación y su aplicación a la toma de decisiones en medicina.

Por estas características, en medicina se aprecian cada vez más las ventajas que aportan los sistemas de telemedicina en un entorno caracterizado por el

aumento del número y la complejidad de las especialidades médicas, mayor disponibilidad y prestaciones de los ordenadores, precios más asequibles y mayor familiaridad de los médicos con las nuevas tecnologías. La tecnología de la información actúa sobre la forma en la que los datos del paciente son recogidos y analizados, sobre la comunicación con otros colegas o especialistas y sobre la literatura biomédica a la que se accede y en la que se basa la toma de decisión clínica.

Una de las aportaciones de la telemedicina es el aprovechamiento de las nuevas tecnologías de las comunicaciones para aumentar la calidad de la asistencia médica y, como fin último, la calidad de vida del paciente. Normalmente conlleva además una disminución de los costes de la atención sanitaria y un mejor aprovechamiento de los recursos médicos. Por tanto, ante el problema de desplazamientos de ciertos grupos sociales desfavorecidos (ancianos y habitantes de medios rurales) se plantea un sistema que permita realizar seguimientos de pacientes post-infartados desde lugares muy próximos a su residencia. Esto implica una solución pluridisciplinar, con el fin de que la solución propuesta satisfaga a los usuarios, tanto médicos como pacientes, en la medida en que proporcione datos fiables y de calidad que permitan garantizar la validez de los datos sin menoscabar la calidad de la atención. Por otro lado, se necesita conocer el estado del arte de las comunicaciones con el fin de poder acompañar las técnicas de telecomunicaciones con las necesidades médicas.

El sistema que se propone pretende aprovechar los avances tecnológicos mencionados anteriormente y hacer avanzar las necesidades médicas hacia su integración en la sociedad de la información, redundando en el bienestar social y económico de las partes activas en estos procesos, es decir, paciente y sistema de salud, a unos precios razonables.

Desde el punto de vista económico, nuestro sistema aporta varias ventajas a los centros hospitalarios pues permite la gestión remota de un buen número de pacientes antes y después de una intervención quirúrgica, reduce el número de ingresos para chequeos rutinarios, permite un mejor seguimiento de los pacientes y favorece una gestión más efectiva de los recursos de los centros hospitalarios.

Para el paciente, un sistema como el propuesto mejora notablemente su posterior recuperación, tanto por el hecho de recibir una monitorización continua que permite conocer su estado y actuar preventivamente antes de llegar a una situación crítica, como desde el punto de vista psicológico, pues éste se encuentra por lo general más cómodo en su entorno familiar, como por la reducción de desplazamientos al centro de hospitalización que suponen un esfuerzo adicional para una gran mayoría de los pacientes a los que nos referimos.

1.4. El Electrocardiograma.

El Electrocardiograma es una señal eléctrica resultante de la despolarización y repolarización auricular y ventricular del corazón. En la actualidad constituye uno de los métodos no invasivos más utilizados para realizar diagnósticos del estado de salud de una persona.

Para adquirir la señal de ECG necesitamos básicamente tres elementos: los electrodos, que son los sensores que se ponen en contacto con la piel del sujeto y se encargan de captar sus impulsos eléctricos; un bioamplificador, cuya función es amplificar la señal de los electrodos de micro-voltios a milivoltios para que la señal pueda ser registrada; y por último, un sistema que se encargue de mostrar y/o almacenar la señal adquirida.

Para obtener el ECG se han de posicionar los electrodos en zonas determinadas del cuerpo. En función de la posición de los electrodos el vector de campo eléctrico generado por la actividad cardíaca tendrá un módulo y dirección diferentes, lo que conlleva que, según la localización de los electrodos, obtendremos amplitudes, polaridades y duraciones distintas. Por este motivo se han estandarizado distintas localizaciones para colocar los electrodos. Estas localizaciones reciben el nombre de derivaciones. En la tabla 1.2 se muestran las 12 derivaciones estándar.

Tipo	Posición electrodos	Definición
Bipolares (Einthoven)	RA, LA, RL, LL	I = LA-RA II = LL-RA III = LL-RA
Aumentadas (Goldberger)	LA, RA, LL, RL	aVR = RA - 0.5(LA+LL) aVL = LA - 0.5(LL+RA) aVF = LL - 0.5(LA+RA)
Unipolares (Wilson)	V1, V2, V3, V4, V5, V6	V1 = v1 - (LA+RA+LL)/3 V2 = v2 - (LA+RA+LL)/3 V3 = v3 - (LA+RA+LL)/3 V4 = v4 - (LA+RA+LL)/3 V5 = v5 - (LA+RA+LL)/3 V6 = v6 - (LA+RA+LL)/3
RA = Brazo derecho, LA = Brazo izquierdo LL = Pierna izquierda v1 ... v6 Puntos de conexión propuestos por Wilson		

Tabla 1.2: Las 12 derivaciones estándar.

En la figura 1.3 podemos ver el aspecto de la señal de ECG tomado en la derivación II.

El proceso de un ciclo cardíaco se inicia en el Nodo Sinusal (Nodo SA) (figura 1.4), compuesto por células autoexcitables (o marcapasos) dotadas de cierto ritmo, cuya frecuencia está afectada por diversos factores. El Nodo

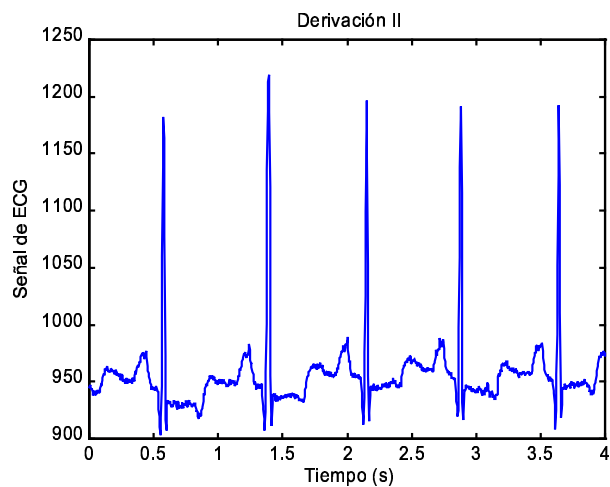


Figura 1.3: Electrocardiograma tomado desde la derivación II.

SA provoca la excitación de las células de la aurícula derecha, produciendo su contracción y la de la aurícula izquierda hasta llegar al Nodo Aurículo-Ventricular (Nodo AV).

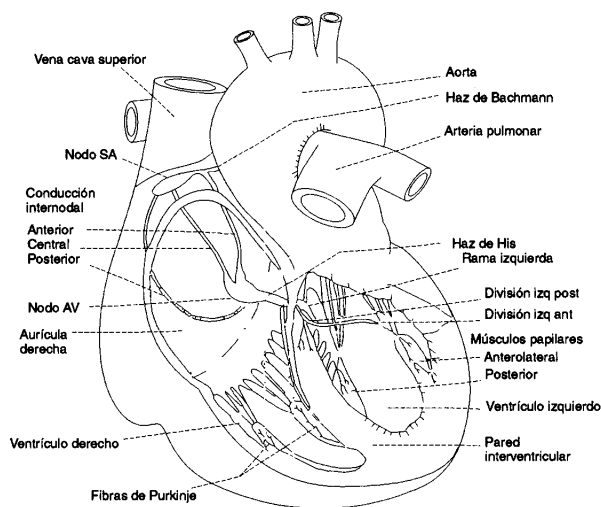


Figura 1.4: Corazón Humano.

Las células del Nodo AV tienen una conducción muy lenta y retienen la excitación el tiempo suficiente para que las aurículas bombeen la sangre a los ventrículos. Pasado este tiempo, la excitación continúa a través del Haz de His hasta alcanzar las fibras de Purkinje donde se transmite a todos los puntos de los ventrículos izquierdo y derecho causando su contracción, lo que provoca que la sangre venosa salga en dirección a los pulmones y la

sangre arterial hacia el resto del cuerpo.

Desde el punto de vista eléctrico, el ciclo cardiaco tiene tres fases: despolarización, repolarización y descanso. En el ECG, estas fases corresponden a las siguientes ondas [5]:

- *Onda P*. La onda P corresponde a la actividad eléctrica producida por la despolarización auricular, cuyo inicio marca el Nodo SA. Puede tener una apariencia monofásica, bi o difásica, o multifásica. La mostrada en la figura 1.3 es una onda P monofásica.
- *Segmento PR*. Realmente estaríamos hablando del segmento PQ, pero no se utiliza esta terminología sino segmento PR. Durante este periodo de tiempo, que aparece como un segmento isoelectrico en el ECG, se produce la retención de la excitación por el Nodo AV y el paso al Haz de His.
- *Complejo QRS*. El complejo QRS corresponde a la actividad eléctrica producida por la despolarización ventricular, momento en el que los ventrículos se contraen. La primera onda positiva, normalmente la de mayor amplitud, se llama R. La onda Q (si existe) se define como la primera onda negativa que precede a la onda R. La onda S se define como la primera onda negativa que sigue a la onda R. Se define como punto de unión (J) el final del complejo QRS, también llamado unión S-T.
- *Segmento ST-T*. Este complejo representa la repolarización ventricular, aunque el comienzo de la repolarización ventricular, desde un punto de vista electrofisiológico, comienza de hecho unos milisegundos después del comienzo del complejo QRS.
- *Onda T*. La onda T corresponde al final de la actividad eléctrica producida por la repolarización ventricular. Análogamente a la onda P, puede tener apariencia monofásica, bi o difásica, y multifásica.

1.5. Arritmias.

Una arritmia es un ritmo cardiaco anormal [6]. Las arritmias más sencillas de definir, sin introducirnos en cual es su lugar de origen, son la bradicardia, un descenso en el número de pulsaciones o latidos, y la taquicardia, un aumento del número de pulsaciones.

En lo que sigue haremos una breve descripción de las arritmias más conocidas, mostrando algunos ejemplos de ellas.

Latidos Auriculares Prematuros.

Los Latidos Auriculares Prematuros, o APC (*Atrial Premature Complex / Beat*), son debidos a ectópicos provenientes de la aurícula, pero no del Nodo SA. En el ECG se puede apreciar una onda P' ectópica que tiene una forma diferente a la onda P generada por el Nodo SA. Esta forma es tanto más distinta según la distancia a la que se encuentre el generador ectópico del generador del Nodo SA. En la figura 1.5 se muestra un ejemplo de esta arritmia, marcado con una letra A. Tanto en ésta como en el resto de figuras, la letra N marca los latidos normales.

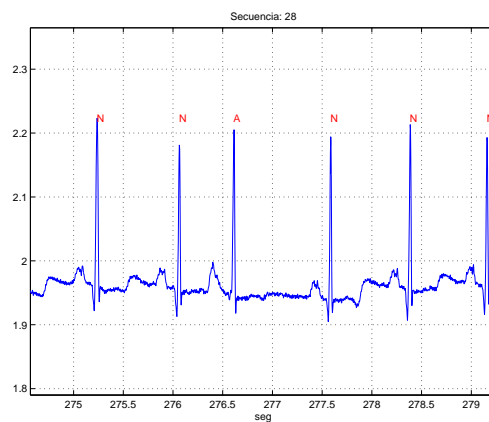


Figura 1.5: Ejemplo de APC (marca A). Registro 100 de la MIT-BIH DB [7].

La onda P' aparece antes de lo esperado, debido a esto, el segmento P'R es mayor en duración.

Dentro de los APC, nos encontramos además con:

- *APC Bigeminales*. Aparecen dos latidos seguidos, uno debido a la activación normal del Nodo SA y otro debido al APC. La duración del QRS correspondiente al APC es menor. Los APC aparecen antes, van inmediatamente después de la onda T.
- *APC no conducidos*. Pueden aparecer como una onda P' a la que no le sigue el QRS correspondiente, o enmascarados bajo la onda T, en cuyo caso la deforman. No generan latido porque se produce una reflexión en el Nodo AV o en el Haz de His. Les sigue una pausa.
- *APC Bigeminales no conducidos*. Son una combinación de los anteriores. Cuando se pasa de APC Bigeminal conducido a no conducido se produce un descenso abrupto del ritmo cardiaco, pasando de 80 pulsaciones por minuto a sólo 45 ó 50. Esto puede provocar una pérdida de la consciencia.

Flutter Auricular.

Se trata de una forma rápida y regular de Taquicardia Auricular sostenida por un circuito de realimentación. Normalmente es paroxística, pudiendo durar desde segundos hasta horas, ocasionalmente días. Aparecen ondas en forma de dientes de tiburón. El ritmo auricular es regular y va desde los 240 hasta los 350 pulsos por minuto. La onda P' es negativa en las derivaciones I, II y V_F .

Fibrilación Auricular.

La Fibrilación Auricular (figura 1.6 es una rápida y fragmentada actividad eléctrica debida a múltiples y simultáneas ondas reentrantes en la aurícula. El ventrículo responde con un ritmo de 100 a 160 pulsos por minuto si la conducción del Nodo AV es normal. Se observa una ausencia de ondas P y aparecen ondas de fibrilación de pequeña amplitud. El QRS es estrecho. Si la conducción del Nodo AV es normal se produce un ritmo cardiaco ventricular irregular. Si hay algún problema en dicha conducción se produce un ritmo regular.

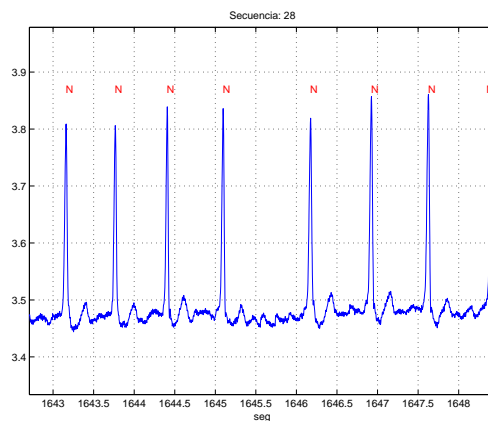


Figura 1.6: Ejemplo de AF registro 202 de la MIT-BIH DB.

Se distinguen tres casos: *paroxística*, si se detiene por sí sola en unos minutos u horas, *persistente*, si requiere intervención para regresar al ritmo normal del Nodo SA, o *permanente*, si no se puede recuperar el ritmo normal, y si se hace éste no se mantiene.

Latidos Prematuros del Nodo.

Los Latidos Prematuros del Nodo, en inglés *Nodal (o Junctional) Premature Beats (NPC)*, se generan en los puntos de unión del Nodo AV con el Haz de His. En el ECG se muestran como una P' invertida en las derivaciones II, III y V_F , y en función de la velocidad de conducción pueden aparecer antes, durante o después del QRS, que por otra parte es normal. Si aparecen antes, suele haber una distancia P'R menor de 0,12 segundos.

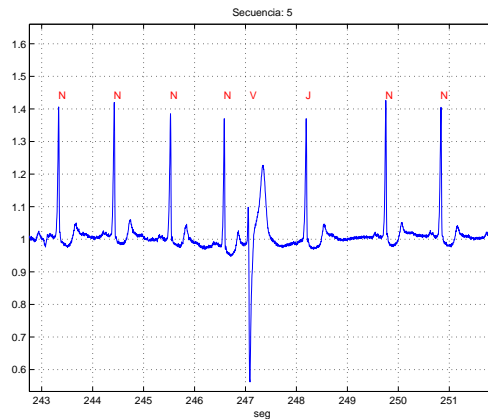


Figura 1.7: Ejemplo de NPC (marca J). Registro 114 de la MIT-BIH DB.

La figura 1.7 muestra un ejemplo. En este caso el NPC (letra J) sucede tras una Contracción Ventricular Prematura (letra V).

Latidos de Escape del Nodo.

Las células que componen la unión del Nodo AV con el Haz de His tienen una frecuencia inherente de 35 a 60 pulsos por minuto. En el caso de que en ese periodo de tiempo no reciban la orden de descarga del Nodo SA terminan por descargarse ellas solas, provocando el latido. En inglés este tipo de latidos recibe el nombre de *Nodal (o Junctional) Escape Beats*.

En el ECG aparece una pausa más larga antes de su aparición. La onda P', si aparece, está muy cerca del QRS, que es normal. Están normalmente asociados a estados de bradicardia. La figura 1.8 muestra un ejemplo.

Contracción Ventricular Prematura.

La Contracción Ventricular Prematura, o PVC (acrónimo en inglés de *Premature Ventricular Contraction*) consiste en uno o dos latidos ectópicos ventriculares que ocurren antes de que llegue la activación del Nodo SA. Los

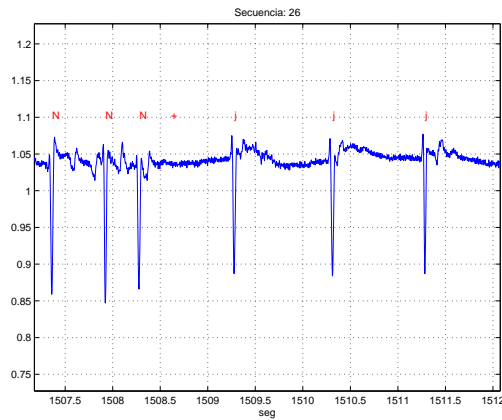


Figura 1.8: Ejemplo de una sucesión de NESC (marca j). Registro 222 de la MIT-BIH DB.

PVC se reconocen en el ECG por su aparición prematura y por su forma. La figura 1.9 muestra un ejemplo.

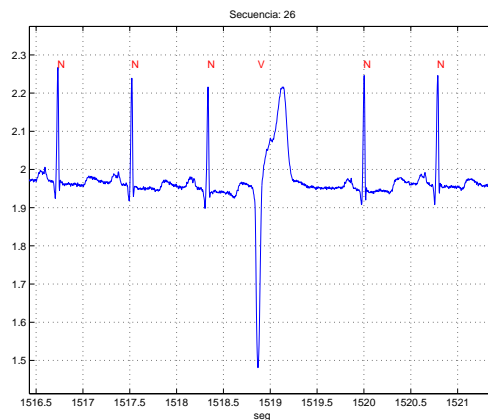


Figura 1.9: Ejemplo de PVC (marca V). Registro 100 de la MIT-BIH DB.

Los PVC aparecen con mayor probabilidad en estados de bradicardia al alargarse la distancia entre complejos QRS. No presentan onda P y la siguiente onda P aparece oculta por la presencia de la onda T del PVC. El complejo QRS es más ancho (normalmente mayor de 0,12 segundos), aparece antes y tiene una amplitud mayor. Suele aparecer una pausa compensatoria, de modo que el siguiente latido tarda un poco más en llegar. La onda T se alarga y presenta una polaridad inversa respecto al QRS.

Los PVC pueden aparecer en pacientes sanos y no necesariamente son síntomas de enfermedad. Su frecuencia aumenta con la edad, en estados de bradicardia o taquicardia, o en pacientes que hayan sufrido un infarto agudo de

miocardio.

R sobre T.

El término indica que una onda R (PVC) ha ocurrido en el pico de la onda T. Estos PVC aparecen en la zona vulnerable del ECG, donde el miocardio ventricular no ha tenido tiempo de repolarizar totalmente. En el caso de un infarto agudo de miocardio, esta superposición puede iniciar una taquicardia ventricular.

Taquicardia Ventricular.

La Taquicardia Ventricular (figura 1.10) consiste en al menos tres contracciones ventriculares prematuras (tres PVC). El ritmo cardiaco es regular, de 100 pulsos por minuto o mayor. El QRS es ancho. El ECG presenta una apariencia regular. Aparece con más frecuencia en pacientes adultos que han tenido un infarto o una enfermedad arterial coronaria.

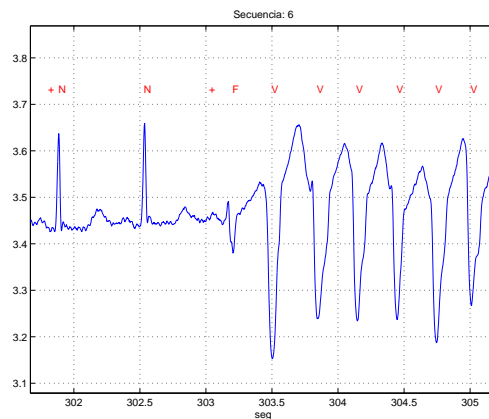


Figura 1.10: Ejemplo de VT registro 205 de la MIT-BIH DB.

Fibrilación Ventricular.

La Fibrilación Ventricular (FV) es una perturbación severa del ritmo eléctrico del corazón, asociada a un colapso hemodinámico.

Como la actividad eléctrica de los ventrículos está fraccionada, el ECG resultante muestra ondulaciones irregulares donde no aparecen complejos ventriculares claros.

Las enfermedades arteriales coronarias, con o sin infarto de miocardio, son la causa más común asociadas a la FV. La FV es muy peligrosa pues el

bombeo de sangre es insuficiente como para que llegue oxígeno al cerebro, lo cual puede provocar la muerte si no se la detiene a tiempo.

Fusión Ventricular.

Consiste en la unión de un latido ventricular y uno normal. La figura 1.11 muestra un ejemplo de Fusión.

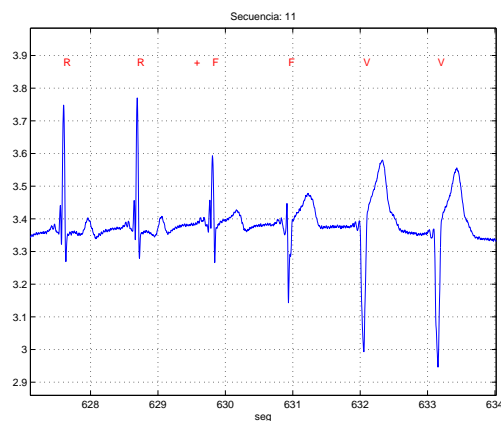


Figura 1.11: Ejemplo de Fusión (marca F). Registro 124 de la MIT-BIH DB.

Couplet.

Un couplet son un par de ectópicos consecutivos, por ejemplo un pareja de PVC, como los que se muestran en la figura 1.12.

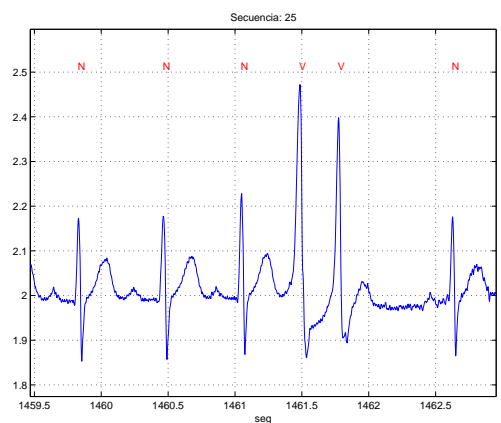


Figura 1.12: Ejemplo de Couplet (marcas V). Registro 215 de la MIT-BIH DB.

Bloqueo de las Ramas del Haz.

El Bloqueo de las Ramas del Haz, en inglés *Bundle Branch Block* (BBB), es uno de los ejemplos más distintivos de defectos en la conducción intra-ventricular. Consiste en el retraso u obstrucción del impulso de conducción en una de las ramas del Haz. La consecuencia de este bloqueo es que los ventrículos izquierdo y derecho en lugar de activarse al mismo tiempo se activan primero uno y luego el otro.

Se distingue entre LBBB cuando son las Ramas Izquierdas del Haz las que sufren el bloqueo, y RBBB cuando son las Derechas. Fijándonos en la derivación V_1 , en el caso de tener un RBBB, el retardo en la activación ventricular derecha resulta en una onda R' prominente (figura 1.13), resultando un complejo rSR'. En el caso de un LBBB, primero se activa el ventrículo izquierdo y luego el derecho, como consecuencia aparece un complejo QRS negativo de mayor duración (figura 1.13).

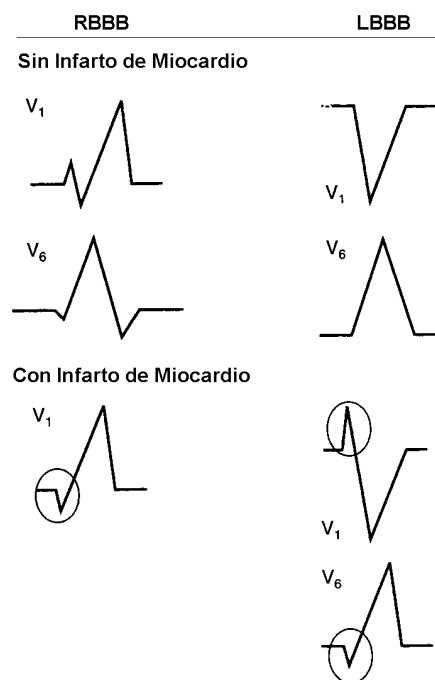


Figura 1.13: Ejemplos de RBBB y LBBB en derivaciones V_1 y V_6 , con y sin IM.

RBBB.

En otras derivaciones, en el RBBB se aprecia una onda S pronunciada y una onda Q empequeñecida, denotada por la letra q. La duración del QRS es mayor o igual a 0,11 segundos.

En casos de Infarto de Miocardio, cuando en la derivación V_1 hay un RBBB aparece una onda Q inicial seguida de una onda R. La figura 1.13 muestra las diferencias.

La figura 1.14 muestra un ejemplo de un paciente con un bloqueo derecho continuo.

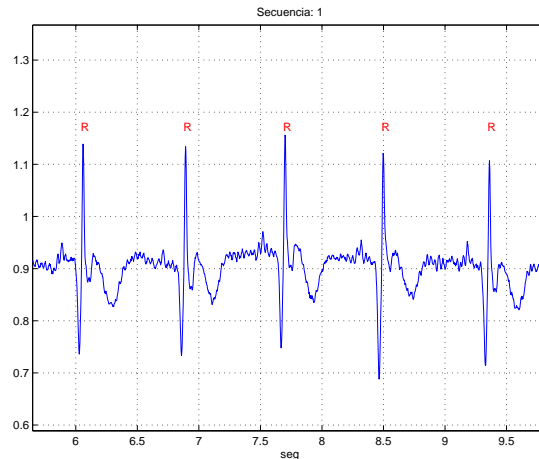


Figura 1.14: Ejemplo de RBBB (marca R). Registro 118 de la MIT-BIH DB.

Dado que la despolarización es anormal al producirse un BBB, se espera que la repolarización también lo sea. De este modo, se espera que la polaridad de la onda T sea inversa a la del complejo QRS/rSR'. Esto sólo ocurre en la derivación V_1 . Si no ocurre así, se puede sospechar de una enfermedad en el miocardio.

En el caso de haber padecido un infarto de miocardio (IM), la aparición de RBBB es un indicador de mortalidad. En los casos donde existe BBB antes de sufrir el IM, la mortalidad es menor.

LBBB.

En otras derivaciones, aparece una onda R más grande. En V_6 no aparecen onda q ni onda S. En las derivaciones $V_1 \dots V_6$ la polaridad de la onda T está invertida. La duración del QRS es mayor o igual a 0,12 segundos. La figura 1.15 muestra el ECG de un paciente con bloqueo izquierdo.

En los casos de LBBB con Infarto de Miocardio, en la derivación V_1 aparece una onda r (R de menor amplitud), y en V_6 una onda q. También aparece una ligera elevación del segmento ST.

En los casos de pacientes con LBBB sospechosos de tener una lesión isquémica, la probabilidad de sufrir un Infarto de Miocardio es cinco veces superior

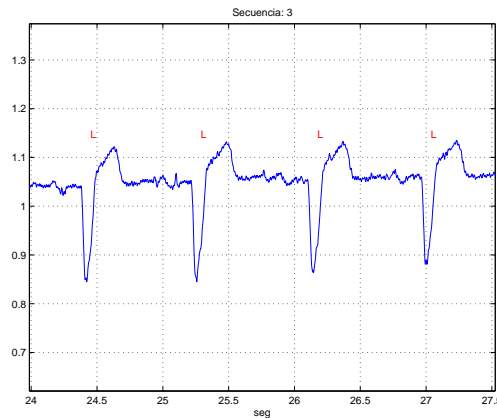


Figura 1.15: Ejemplo de LBBB (marca L). Registro 111 de la MIT-BIH DB.

a los pacientes que sólo muestran LBBB.

1.6. El Infarto Agudo de Miocardio.

El Infarto de Miocardio se produce al obstruirse las arterias por las que circula la sangre en el corazón. Al obstruirse, las células del miocardio no reciben sangre, se dañan y pueden llegar a morir. Como consecuencia, el corazón falla.

En el Electrocardiograma, los signos de un Infarto Agudo de Miocardio (IM) son:

- Cambios en la onda T (isquemia).
- Desplazamiento del segmento ST (daños).
- Ondas Q anormales (muerte celular).

Respecto a las ondas T, durante los primeros 5 a 30 minutos las ondas aparecen más agudas. Este cambio va normalmente acompañado de una elevación del segmento ST. Finalmente las ondas T se invierten. Tras una hora, la elevación del segmento ST es permanente y pueden aparecer ondas Q extrañas.

En un corazón sano, durante el segmento ST (repolarización ventricular) todas las capas del miocardio tiene el mismo potencial eléctrico, de manera que no circulan corrientes entre las distintas áreas del corazón, por ello el segmento ST es isoelectrico. Si el miocardio está dañado, esto no ocurre así.

Con IM, las zonas dañadas presentan un potencial menos negativo que el resto, el potencial no es el mismo en todas las capas y circula corriente. Todo esto se ve reflejado en el ECG en una elevación o depresión en el segmento ST. Cuanto mayor sea la zona dañada, mayor será el cambio en el segmento ST.

Las ondas Q suelen presentarse cuando algunas células del miocardio han muerto. Presentan mayor duración y amplitud que las ondas Q normales, o sencillamente aparecen ondas Q donde previamente no aparecían.

Normalmente, se habla dos tipos de IM:

- Inferior, cuando la obstrucción ocurre en la arteria coronaria posterior derecha.
- Anterior, cuando la obstrucción ocurre en la arteria coronaria anterior izquierda.

En la posible detección de IM, resulta de gran ayuda contar con más de un canal de ECG para analizar.

1.7. Estudio de parámetros obtenidos del ECG.

Como se ve, a partir de las distintas ondas y complejos que conforman el ECG se puede realizar un diagnóstico acerca del estado de salud del paciente.

Además de las vistas en el estudio de las distintas arritmias y el infarto de miocardio (cambios en las formas del ECG, duración y amplitud de las distintas ondas, etc.), hay otras medidas, extraídas a partir de las características del electrocardiograma, que nos permiten evaluar el estado de salud del paciente. Destacamos dos por su relación con esta Tesis:

- La variabilidad del ritmo cardiaco, que denotaremos por la siglas HRV del inglés *Heart Rate Variability*. Son numerosos los estudios que identifican la disminución de la variabilidad del ritmo cardiaco como un indicador de patologías en pacientes que han sufrido algún tipo de trastorno coronario [8, 9, 10, 11, 12].
- Cambios en la duración del segmento QT. La distancia QT está relacionada con la fases de despolarización y repolarización ventricular. Lesiones en el corazón pueden dar lugar a cambios en la duración de este segmento que pueden ser indicadores de arritmias fatales, como nos muestran algunos estudios [13, 14]. Otra forma de estudio del segmento QT se realiza sobre ECG multicanal donde se estudia la diferencia de duración del QT entre las distintas derivaciones adquiridas [15, 16, 17].

A esta diferencia se la denomina dispersión del QT [13]. El estudio de esta dispersión da información acerca de la homogeneidad del proceso de repolarización, siendo posible bajo su análisis detectar zonas del corazón dañadas.

Es usual estudiar estas medidas en conjunto y tratar de relacionarlas. Los cambios en HRV deben ir acompañados de cambios en el segmento QT. La rapidez con la que el QT se adapta a los cambios de HRV es también un posible índice para distinguir entre pacientes sanos y enfermos.

Estudios sobre la duración del segmento QT indican que éste es más largo en pacientes con el llamado *Síndrome de QT largo*. Sin embargo, se plantean dudas acerca de si en todos los casos puede tratarse de un índice discriminatorio para detectar la gravedad en un paciente.

En algunos casos de *Torsades de Pointes*, una taquicardia ventricular polimórfica de más de 170 pulsos por minuto con un patrón único de QRS, éstos han sido precedidos de un aumento progresivo en la duración del QT de más de 440 ms [6]. Una regla general utilizada por los cardiólogos indica que el QT corregido según la fórmula de Bazett ($QT_c = QT/\sqrt{RR}$) se considera normal si es menor que la mitad del ritmo cardiaco cuando éste es mayor de 70 pulsaciones por minuto [6].

Sobre la HRV, podemos establecer tres grandes grupos de técnicas utilizadas para su análisis.

Análisis en el dominio del tiempo, mediante índices como la media, la desviación estándar, el RMSSD, el pNN50 o el índice triangular HRV (ver tabla 1.3). Estos índices se calculan habitualmente sobre registros de larga duración (12 ó 24 horas).

Análisis en el dominio de la frecuencia. Para ello se puede utilizar la transformada de Fourier u otros métodos para obtener el espectro de la HRV. Se definen tres zonas frecuenciales para registros de corta duración (menores de 5 minutos) y cuatro para registros largos (entre 12 y 24 horas) [18]. La tabla 1.4 los resume.

El espectro se suele calcular sobre registros de corta duración, típicamente de 2 a 5 minutos [18]. Esto es debido a que el ECG es una señal no estacionaria, con lo cual en registros de larga duración los cambios frecuenciales en las distintas bandas definidas quedan oscurecidos por el promediado que se realiza al calcular el espectro de una señal de larga duración de estas características.

También se utilizan transformadas tiempo-frecuencia y wavelets para estudios de larga duración puesto que estas transformadas sí tienen en cuenta los cambios temporales en señales no estacionarias.

Otros métodos: métodos no lineales, como el biespectro, exponente de

Índice	Definición
Media	$\bar{x} = \sum_{i=1}^N \frac{NN_i}{N}$
SD	$\sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (NN(n) - \overline{NN})^2}{N - 1}}$
RMSSD	$\sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{N-1} (DARR(n) - \overline{DARR})^2}{N - 2}}$, $DARR = NN(n) - NN(n-1) $
pNN50	$\frac{\sum_{n=2}^N V(n)}{N}$ con $\begin{cases} V(n) = 1 \Leftrightarrow NN(n) - NN(n-1) \geq 50 \text{ ms,} \\ V(n) = 0 \Leftrightarrow NN(n) - NN(n-1) < 50 \text{ ms} \end{cases}$

Tabla 1.3: Índices en el dominio temporal.

Región	Rango de frecuencias	Comentarios
ULF	≤ 0.003 Hz	Sólo para registros de larga duración.
VLF	0.003 a 0.04 Hz	Afectada por algoritmos de eliminación de la línea base. Se recomienda evitar su interpretación en registros cortos.
LF	0.04 a 0.15 Hz	Relacionada con modulación simpática o con la modulación simpática/parasimpática.
HF	0.15 a 0.4 Hz	Relacionada con la actividad parasimpática (vagal).

Tabla 1.4: Regiones en el dominio frecuencial.

Hurst, dimensión de correlación, exponente de Lyapunov [18] o la dimensión fractal [19].

Para el QT se utilizan índices similares, si bien no parece haber mucho estudios sobre el QT en el dominio de la frecuencia. En el análisis en el dominio temporal se utilizan los mismos (media, desviación estándar, etc.), tanto sobre el QT como sobre el QT corregido en función de la HRV mediante distintas fórmulas, como la de Bazett. En el dominio de la frecuencia, es posible utilizar las mismas bandas frecuenciales, y parece ser que en sujetos sanos la variabilidad de la repolarización ventricular está gobernada por los sistemas nerviosos simpático y parasimpático de manera similar a como ocurre en la HRV, según se demuestra en [14], donde se hace un estudio de la relación entre la HRV y la variabilidad del segmento RT a través del espectro cruzado de ambas series.

Capítulo 2

Soluciones en Telemedicina.

2.1. Breve introducción a la Telemedicina.

Según S. Akselsen [20], la Telemedicina se puede definir como: “La investigación, seguimiento y gestión de pacientes y la formación de pacientes y personal médico usando sistemas que proporcionen acceso inmediato a un sistema experto y a información del paciente, sin importar en qué lugar se encuentre el paciente o la citada información”.

La telemedicina comenzó a desarrollarse, tal y como la conocemos hoy en día, a partir de los años 70. Durante los años 80 recibió un fuerte desarrollo con la evolución de la electrónica y la aparición de los primeros ordenadores personales. Sin embargo, fue a partir de los 90, con el florecimiento de las nuevas redes de telecomunicaciones y la aparición de Internet, junto con la aparición de nuevos sistemas más compactos, robustos y de menor consumo, cuando se materializó el verdadero crecimiento y desarrollo de la telemedicina, surgiendo aplicaciones concretas de *telepatología*, *teleradiología*, *teledemartología*, *telecardiología*, etcétera.

Las primeras experiencias con telemedicina surgieron con la aparición de la telegrafía, el teléfono y la radio a finales del siglo XIX [21]. Mediante la radio, inicialmente mediante código Morse y más tarde con voz, se produjeron algunas de las primeras experiencias, principalmente proporcionando ayuda médica a embarcaciones en alta mar. En la Primera Guerra Mundial las comunicaciones de radio se utilizaron ampliamente para asistencia médica de heridos. Más tarde, a mediados del siglo XX, con el auge del transporte aéreo a larga distancia, surgió la necesidad de brindar apoyo médico a los tripulantes de estos vuelos, apoyo que se realizaba a través de un enlace de radio.

El teléfono también fue usado prácticamente desde sus inicios para ofrecer ayuda médica remota. Además de mediante voz, el teléfono pronto empezó a

usarse como medio para comunicar señales médicas, como el tele-estetoscopio propuesto en 1910 por S.G. Brown [22], aparato que servía para enviar por la línea telefónica las señales amplificadas procedentes de un estetoscopio. Hoy en día, utilizando la red telefónica y un módem es posible enviar cualquier tipo de información biomédica, incluso con la aparición de tecnologías como la RDSI y la ADSL voz y vídeo en tiempo real (videoconferencia).

También la televisión ha sido utilizada como medio para realizar medicina a distancia. En sus comienzos, principalmente utilizándola en circuitos cerrados de televisión en centros médicos.

Por último, la aparición de las nuevas redes de telecomunicación sin cable, cuyo mayor exponente lo constituye sin duda la telefonía móvil, permiten expandir el uso de la telemedicina a sitios donde esto antes era prácticamente imposible, como ambulancias o centros médicos móviles, a lugares remotos donde un enlace físico es imposible, o países con problemas económicos donde no existe una red de comunicaciones por cable y es muy caro implantarla, resultando una opción mucho más económica el uso de estas redes inalámbricas.

2.1.1. Fechas importantes en la evolución de la Telemedicina.

1900. Con la introducción del teléfono que, como hemos visto, se comenzó a utilizar con fines de asistencia médica prácticamente desde su aparición.

1951. Primera demostración de telemedicina en la Feria Mundial de Nueva York.

1957. Albert Jutras comienza la práctica de la *teleradiología* en Montreal.

1959. Cecill Wittson empieza un programa de *teleeducación* y *telepsiquiatría* en el Instituto Psiquiátrico de Nebraska.

A partir de 1960. La Administración Nacional del Espacio y la Aeronáutica (NASA) y el Servicio de Salud Pública de Estados Unidos comenzaron a proporcionar cuidados médicos en zonas remotas en la reserva india de Papago en Arizona mediante personal paramédico y el uso de habitáculos móviles con rayos-X y ECG conectados por satélite. La NASA ha estado siempre muy interesada en la telemedicina desde las primeras misiones tripuladas al espacio, y la impulsó notablemente con el desarrollo de técnicas como la supervisión remota de señales, fisiología humana y su adaptación a entornos de baja gravedad, sistemas de soporte vital, etc.

1967. Se establece una conexión por microondas entre el Aeropuerto de

Boston y el Hospital General de Massachusetts para atender urgencias en el aeropuerto.

1986. La Clínica Mayo comienza un programa transmitido por satélite bidireccional entre los campus de la Mayo en Ronchester, Minnesota, Scottsdale, Arizona y el de Jacksonville, Florida, para ayudar a médicos situados en clínicas remotas.

1989. La Universidad Técnica de Ciencias en la Salud en Texas, a través del proyecto MedNet, proporciona ayuda médica a 37 comunidades rurales.

A partir de 1990. Con el advenimiento de las redes de telecomunicaciones de alta velocidad comienzan a integrarse los centros de investigación, las universidades y los grandes hospitales para propulsar el avance de la Telemedicina.

Siglo XXI. la Telemedicina comienza a ser parte de un buen número de proyectos de investigación, fundamentalmente en países avanzados. La práctica médica habitual incorpora las aplicaciones de Telemedicina de forma paulatina, teniendo en cuenta los tiempos de adaptación y capacitación que profesionales y pacientes deben emplear para adecuarse al nuevo escenario. Las interconsultas aparecen como la aplicación más utilizada. Las aplicaciones de telemetría y telediagnóstico se vuelven cada vez más frecuentes. La evolución de la Telemedicina crece al ritmo del avance vertiginoso de la tecnología.

En el campo de las investigaciones, un análisis a vista de pájaro del aumento de las publicaciones relacionadas con la Telemedicina es una buena muestra de la evolución y el interés suscitado por ésta en los últimos años. Buscando el término “telemedicine” en MedLine/PubMed [23], la reconocida base de datos de información médica de la Librería Nacional de Medicina [24], encontramos que las primeras publicaciones aparecen en el año 1974, entre los años 1975 y 1977 se publicaron 15 publicaciones, entre 1978 y 1989 aparecen una media de 7 a 9 artículos cada tres años. Ya en los 90, entre 1990 y 1992 aparecen 58 artículos, entre 1993 y 1995 tenemos 548, entre 1996 y 1998 ascendemos a 1.896 publicaciones, entre 1999 y 2001 encontramos 2.300 y entre el inicio del año 2002 y lo mediados de 2003 se han publicado 772 nuevos artículos. La figura 2.1 muestra la evolución de carácter exponencial del número de publicaciones.

En España, tomando como referencia los artículos publicados en los congresos anuales de la Sociedad Española de Bioingeniería, en 1995 aparecía una única sesión de telemedicina con 7 comunicaciones, en 1997 hay una sesión también con 7 comunicaciones, en 1998 tenemos 2 sesiones de telemedicina

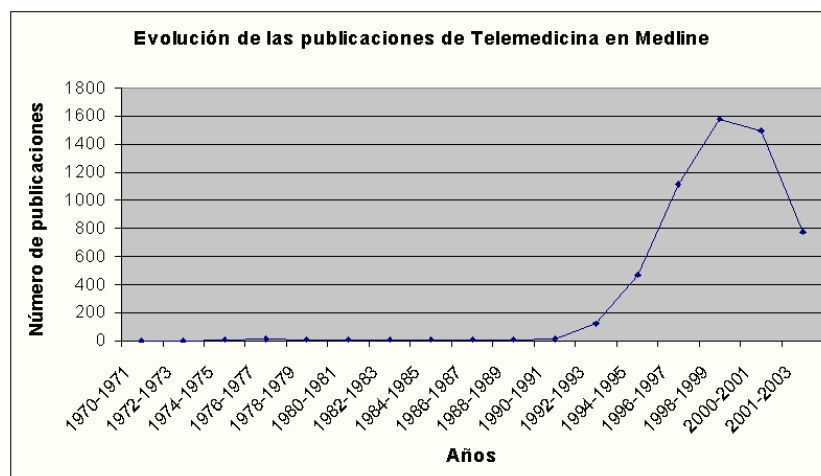


Figura 2.1: Evolución de las publicaciones de telemedicina en MedLine.

con un total de 14 comunicaciones y 14 carteles, en 1999 fueron 19 las comunicaciones y 22 los carteles presentados de telemedicina. En el año 2002, se dedicaron 3 sesiones a telemedicina con un total de 29 comunicaciones, de entre un total de 134, entre las que se incluía un artículo de nuestro prototipo [25].

2.1.2. Beneficios clave de la Telemedicina.

- Intercambio de registros de pacientes entre hospitales. Permite la rápida disponibilidad de historiales médicos de pacientes con independencia del lugar donde se preste la atención médica. Para ello es necesario recurrir a normas y estándares para almacenar la información.
- Teleasistencia a pacientes en lugares de difícil acceso o con dificultades de desplazamiento, físicas o económicas. Es una ayuda muy importante para pacientes cuya movilidad se ve afectada por la edad o determinadas enfermedades, o que viven en un entorno rural alejados del centro médico, o con pocos recursos económicos para costearse numerosos viajes.
- Seguimiento doméstico de pacientes. Permite hacer un seguimiento continuo cuando el paciente abandona el hospital y se le da de alta. Pacientes que han sufrido infartos, enfermos de Alzheimer, diabetes, con necesidad de un seguimiento oncológico, etc. Todos estos casos requieren que el paciente se desplace repetidamente al hospital para efectuar pruebas médicas e incluso en algunos casos se vea obligado a cambiar de residencia. Mediante la Telemedicina es posible, utilizando las redes de comunicación disponibles, realizar una parte de estas

pruebas médicas mejorando la calidad de vida del paciente, descargando de trabajo en tiempo real al servicio hospitalario y disminuyendo costes tanto del paciente como del hospital.

- Aumento de la calidad de vida del paciente. Los dos puntos anteriores suponen un aumento significativo en la calidad de vida de los pacientes afectados, tanto desde el punto de vista económico como desde el punto de vista de su salud física y emocional, ya que estos progresan mejor en un entorno familiar.
- Colaboración y consulta entre especialistas en diferentes puntos. Los especialistas pueden, mediante las redes de ordenadores comunicarse entre ellos bien mediante texto escritos, adjuntando documentación como imágenes médicas, vídeos de corta duración y sonidos. Aumenta la calidad de la información transmitida, y disminuye el coste. También es posible establecer videoconferencias que pueden resultar útiles para que un especialista guíe a otro en determinadas circunstancias.
- Reducción de costes. Como hemos ido comentando, los anteriores puntos redundan en una disminución importante de los gastos económicos, tanto desde el punto de vista del paciente como desde el punto de vista de la administración de los hospitales, bien sean públicos o privados.

2.2. Revisión de métodos.

En este apartado vamos a revisar los sistemas de telemedicina existentes hoy en día, centrándonos en el campo de la monitorización domiciliaria, que es el campo de interés para esta Tesis. En primer lugar veremos algunas de las soluciones comerciales ofrecidas por distintas empresas. En segundo lugar, veremos algunos de los proyectos relacionados con la monitorización domiciliaria propuestos en la bibliografía por otros grupos de investigación.

Una búsqueda de distribuidores de sistemas de monitorización domiciliaria en Telemedicine Today [26] arroja un total de 42 empresas que ofrecen productos para la monitorización domiciliaria. En principio no aparece empresa ninguna en monitorización personal; algo razonable, dado que es una área tecnológicamente emergente. Tampoco tenemos que aferrarnos a estas cifras, aunque sean un buen referente: la mayoría de empresas son de origen estadounidense y no aparecen entidades de investigación (universidades, por ejemplo), que son de interés para esta Tesis.

No obstante, esta lista provisional permite avanzar que un gran porcentaje de empresas dedicadas a la telemedicina se centran en la provisión de un sistema de comunicación entre el paciente y un asistente o médicos (usualmente

videoconferencia). Son sistemas de telecuidado, más centrados en proporcionar cuidados y apoyo a distancia que en monitorizar señales médicas desde casa del paciente.

Un informe interesante del Dr. Masatsugu Tsuji [27], catedrático de economía de la Universidad de Osaka, refleja el estado actual de la teleasistencia doméstica, la telemedicina y la salud social (*telehomecare, telehealth y community health*). Para la teleasistencia, basan sus sistemas en la videoconferencia, de calidad variable según la red de datos disponible. Para la telemedicina no usa el envío de imágenes y se dedica a la monitorización de variables médicas. Los dispositivos básicos son un ordenador PC, una cámara y sensores remotos destinados a medir temperatura, presión sanguínea, pulso, ritmo cardiaco, ECG y oxígeno en sangre. La información se transmite usando redes de datos convencionales. También usan dispositivos de monitorización remota específicos (que sustituyen al PC al llevar una pantalla para mostrar datos), con un coste entre 2.000 y 3.000 euros. En agosto de 2000 el gobierno japonés tenía en marcha 8.100 estaciones de telemedicina en las 76 provincias del país. Respecto a la salud social, proporciona servicios de información a los ciudadanos y mantiene bases de datos de estos, centralizando los servicios. Según este informe, los resultados y beneficios de la telemedicina son innegables y rentables.

Otro documento revelador es el de análisis de costes realizados por el Dr. Dansky y otros [28], en el que se evalúan los costes de la telemedicina en Estados Unidos. En este artículo, estiman el coste de una visita médica tradicional en 107 euros, realizando una media de 36 visitas cada 100 días. Estimando los gastos de personal, material y mantenimiento del sistema de telemedicina, los gastos llegaban a ser hasta un 33% menores en periodos de tiempo largos.

Por último, otro documento que aporta un punto de vista muy interesante fue un informe realizado por el Telehealth laboratory [29], donde un comité de expertos enunció los requerimientos mínimos para diseñar sistemas de telemedicina que satisficieran requerimientos de rendimiento e interoperabilidad. En ella se describen los pasos detallados (protocolo) a llevar a cabo para la instalación y puesta en marcha de sistemas de telemedicina domiciliaria (evaluación previa, información al paciente y familia, logística de la distribución de material...) así como las variables médicas susceptibles de ser monitorizadas:

- Signos vitales (presión sanguínea, tasas cardiacas y respiratorias, temperatura corporal).
- Estado de la pie, mucosa bucal, pelo y uñas.
- Apariencia general (expresión facial, aspecto, impresión visual).

- Reacción de la pupila (dilatación, contracción).
- Vena yugular (distensión).
- Peso (ganancia o pérdida).
- Sonidos respiratorios.
- Movimientos del torso.
- Sonidos peristálticos.
- Niveles de oxígeno y dióxido carbónico.
- Nivel de glucosa.
- Estado mental (orientación, memoria reciente y remota, juicio, imitación, capacidad de interpretación y abstracción, y presteza en la respuesta).
- Signos de ansiedad (inquietud, temblores, locuacidad).
- Postura del cuerpo.
- Cicatrizaciones quirúrgicas (pruebas de cicatrizado normal).
- Evidencia de tubos (intravenosos, cutáneos, nasogástricos, drendos, Foley).
- Dolor.
- Náusea.
- Apetito.
- Diarrea.
- Consumo de líquidos.
- Movilidad.
- Producción de orina.
- Cansancio/somnolencia.

Aparte, el sistema identifica en una tabla cada cuadro diagnóstico con los parámetros relevantes a monitorizar.

Desde el punto de vista técnico, se realizó una catalogación de aspectos principales que debía presentar cualquier sistema telemédico para ser eficaz. De forma resumida, los aspectos claves eran:

- Tecnologías amigables con el usuario.
- Aceptación por el usuario.
- El “toque personal”.
- Formación.
- Gestión de datos.
- Privacidad y confidencialidad.
- Integridad del sistema.
- Infraestructura.
- Políticas, procedimientos y protocolos.
- Necesidades audiovisuales.

Este documento presenta un punto de partida objetivo desde el que empezar a diseñar un sistema de telemedicina. Si bien la experiencia previa del grupo en bioingeniería y telemedicina permite la toma de decisiones y la definición de un sistema de monitorización personal completo, siempre es necesario la búsqueda de otros puntos de vista y la adopción de nuevos sistemas o ideas. El contenido de este documento se ha mostrado como una referencia valiosa para contrastar las ideas y los trabajos llevados a cabo en esta Tesis.

Una búsqueda un poco más exhaustiva sobre sistemas similares al propuesto en esta Tesis muestra alrededor de una decena de dispositivos relacionados con este trabajo. Ahora nos vamos a centrar en dispositivos de captura de datos biomédicos que están siendo usados en sistemas de telemedicina o que son adecuados para ser usados en estas aplicaciones.

American Telecare [30] es una compañía que vende dispositivos para realizar monitorización domiciliar y telecuidado. De entre sus productos destacamos la estación de vídeo para paciente (505 Video Patient Station), que permite la comunicación audiovisual entre el paciente y el centro de telemedicina. A efectos prácticos se comporta como un videoteléfono. Pueden conectarse periféricos de esta compañía. Para pacientes o situaciones sin necesidades de videoconferencia, se ofrece una estación de monitorización (*monitoring station*), localizada en el hogar del paciente, que recaba información del paciente mediante periféricos o formularios y envía los datos de forma periódica por la línea telefónica convencional, además de informar al paciente de su estado. Tiene pantalla táctil, conexión inalámbrica con periféricos e interfaz amigable. Los periféricos que ofrece esta empresa monitorizan la señal ecocardiográfica, la coagulación sanguínea, el peso del paciente, la concentración de oxígeno en sangre y el nivel de glucosa. Como

desventajas, el sistema no realiza monitorización en tiempo real, y no es capaz de realizar una toma automática de decisiones: toda la información es enviada para ser procesada por el centro receptor.

Otra empresa con gran cantidad de sistemas dedicados a la monitorización es General Electric Medical Systems [31]. No obstante, pese a estar dedicados a la monitorización, no permiten por su tamaño la monitorización portátil. Las variables que pueden monitorizar la serie DINAMAP son, según el modelo, presión sanguínea, ritmo cardiaco, temperatura, oxígeno en sangre, 3 canales de ECG y respiración. La serie DASH, más completa y con pantalla en color, monitoriza hasta 12 canales de ECG, oxígeno en sangre, presión cardiaca, temperatura, respiración y otras, y además permite la detección de arritmias, la detección del segmento ST e historial de alarmas. Hay que destacar que estos completos monitores envían sus datos a ordenadores PC con el software propietario adecuado; no obstante, su diseño está concebido para el uso en habitaciones de hospital o en hogares donde el sistema tenga poca movilidad.

NEPTEC [32] es otra empresa dedicada a la distribución de dispositivos para la monitorización domiciliaria. Su sistema es, conceptualmente, un sistema de videoconferencia más un sistema de adquisición de datos al que se le pueden conectar ciertos periféricos. Esta unidad de paciente envía los datos (y el vídeo) sobre la línea telefónica. Los periféricos de que dispone esta empresa son un estetoscopio, medidor de presión sanguínea, glucómetro, báscula, pulsímetro, medidor de flujo respiratorio, cámara para cicatrices y un analizador de aliento y drogas. Está desarrollando un capturador de ECG y un monitor fetal. De nuevo, los datos adquiridos son enviados a través de la línea telefónica a una estación médica controlada por una enfermera o médico.

La empresa AMD Telemedicine [33] dispone de varios productos para monitorización domiciliaria o personal. Uno de ellos (AMD-8200) es un sistema autónomo que registra localmente hasta 99 episodios de presión sanguínea, pulso, oxígeno en sangre y temperatura. Posteriormente se pueden descargar a un PC. El AMD-92000 BP es un medidor de presión sanguínea con módem integrado, capaz de enviar los datos a través de la línea telefónica. Existe una balanza (AMD-9300) con similares propósitos. Dispone de dos electrocardiógrafos (AMD-9600 y AMD- 9700) que transmiten la señal cardiaca por teléfono usando adaptadores acústicos. Existe un software de control de estos dispositivos.

HomMed [34] es otra empresa que distribuye sistemas de monitorización domiciliaria. Ofrece un monitor para el paciente y una estación central para gestionar los datos recibidos. Dicha estación se conecta de forma inalámbrica a la central. Los periféricos de que dispone permiten monitorizar espirometrías, medidas de glucosa y coagulación. Usa tarjetas magnéticas para compatibilizar el uso por varios usuarios.

CardGuard [35] es la última empresa que revisamos. Es una de las más veteranas en aspectos de monitorización personal y domiciliaria, y ofrece múltiples soluciones y dispositivos. Actualmente tiene en desarrollo un sistema inalámbrico usando teléfonos móviles GSM/GPRS y PDAs para comunicarse a un centro médico basado en aplicaciones web. Su nombre es PMP (Personal Medical Phone) y es un híbrido de los dispositivos antes citados conectado vía web. El dispositivo incluye medidores de 1 a 12 canales de ECG, presión sanguínea, glucómetro, espirómetro, saturación de oxígeno y termómetro. Aparte de este producto estrella todavía en desarrollo, ofrece sistemas portátiles de cardiología (grabador de eventos cardiacos, mini monitor transmisor, transmisores personales de 12 y 1 canales con y sin memoria y monitores de marcapasos), espirómetros transtelefónicos, monitores fetales y maternos y glucómetros. CardGuard ha demostrado ser una compañía referente en el tema de telemedicina y monitorización personal.

En cuanto a organizaciones que estén llevando a cabo proyectos de telemedicina, podemos destacar UC Davis Health System, Center for Health and Technology [36], entidad que se dedica a la investigación en telemedicina y colabora con varias entidades estadounidenses. Asesora y mantiene una red de monitorización cardiaca y fetal entre varios hospitales. El centro para interacción sensomotriz de la Universidad de Aalborg de Dinamarca [37] está trabajando en soluciones similares a la propuesta en esta Tesis (Bluetooth y sensores portables integrados en la red telemédica).

Por último, en la búsqueda de soluciones similares al planteamiento de esta Tesis, hemos advertido un número considerable de instituciones que ofrecen servicios de telemedicina, centrándose más en aspectos organizativos que en aspectos técnicos. Por citar unos ejemplos, destacamos el Hospital General de Marquette [38], que brinda a sus pacientes la posibilidad de contratar servicios de telemedicina, primordialmente basados en videoconferencia. Algo similar, ofrecer servicios de telemedicina, lo lleva a cabo Hawaii Multimedia Corporation [39].

Como resumen de lo visto hasta ahora, podemos extraer ciertas conclusiones:

- Están surgiendo múltiples soluciones basadas en la telemedicina, y aparece una concienciación de la economía de costes y aumento de la calidad de vida.
- La forma tradicional de implementar soluciones telemédicas eran basadas en la videoconferencia para interactuar con el paciente.
- Existen multitud de dispositivos que monitorizan señales biomédicas para su posterior transmisión, siendo las más usadas:
 - ECG (señal y eventos).

- Temperatura.
 - Oxígeno en sangre.
 - Ritmo cardiaco.
 - Espirometría.
 - Glucosa en sangre.
- La mayor parte de los sistemas implican soluciones domiciliarias (no portátiles) y monitorización periódica (no continua). Además, los dispositivos locales no presentan inteligencia ni capacidad de proceso.
 - Ahora comienzan a aparecer implementaciones inalámbricas de sistemas de telemedicina, aunque normalmente desembocan en soluciones propietarias.

Ya en el apartado de publicaciones, a continuación revisaremos algunos sistemas propuestos por otros investigadores y grupos de investigación.

En el apartado internacional, Sotiris Pavlopoulos *et al.* presentan en [40] un sistema de monitorización remota para que unidades móviles y de emergencia puedan consultar con especialistas en un centro médico. El sistema está basado en el monitor de bioseñales Dinamap Plus III de Johnson & Johnson enlazado a un PC portátil enlazado mediante un cable serie RS232. Consta también de una cámara CCD y una tarjeta de adquisición, instalada en el PC, para la captación de imágenes fijas. Por último, completa el sistema un módem Siemens M1 GSM para establecer la comunicación utilizando la red de telefonía móvil mediante este estándar. La señal se transmite comprimida y encriptada usando TCP/IP sobre GSM a una velocidad máxima de 9600 bps. Se envía un ECG de tres electrodos capturado a una frecuencia de 200 Hz, y a una frecuencia de 1 Hz la presión sanguínea, la saturación de oxígeno en sangre. Las imágenes fijas se envían comprimidas en JPEG a una resolución de 320x240 pixels, tardando entre 3 a 5 segundos por imagen enviada. El especialista puede dibujar sobre las imágenes recibidas para dar instrucciones al equipo de la unidad móvil, y puede escoger entre ver las imágenes fijas o ver las bioseñales. Las señales e imágenes recibidas se almacenan en una base de datos accesible más tarde mediante una aplicación desarrollada en Visual Basic.

Otro sistema, más en la línea del propuesto en esta Tesis, lo plantean Jing Bai *et al.* en [41]. Se trata de un sistema portable de monitorización de ECG y presión sanguínea. El sistema está basado en una placa PC 486 de dimensiones más reducidas que un PC normal, con un disco duro, un módem convencional, un puerto de entrada para la recepción de los datos de presión sanguínea, un receptor de radio con un convertor analógico digital para la recepción del ECG, tres botones para interactuar con el sistema y una

pequeña pantalla de LCD para dar instrucciones al paciente, todo ello en una caja que el paciente puede llevarse a su casa en régimen de alquiler. Por otro lado, el paciente lleva instalados dos módulos comerciales, por un lado el detector de presión sanguínea, que almacena en memoria las últimas 30 medidas que toma, y un detector de ECG de tres electrodos que emite por radio a una distancia máxima de 30 metros. El sistema tiene 5 modos de funcionamiento, a saber:

1. Modo de aprendizaje, para cuando el paciente se conecta los electrodos.
2. Modo de monitorización “online”, en el cual el sistema revisa el ECG del pacientes mediante un detector de arritmias, siendo capaz de clasificar hasta siete anormalidades y generar alarmas. En caso de alarma el sistema llama al centro médico por el módem e informa de lo acontecido.
3. Modo de transferencia del ECG manual, en la que el paciente decide enviar el ECG que está siendo adquirido.
4. Modo Holter, en el que se almacena el ECG durante periodos de 24 horas o más, hasta un máximo de 3 días, en el cual una vez se tiene el registro completo se envía al centro médico para su estudio.
5. Modo de monitorización de la presión sanguínea, en el cual el paciente conecta el medidor de presión sanguínea al sistema para que este recoja los datos y los envíe al hospital.

El sistema utiliza un sistema de compresión previo al inicio de la señal (no se especifica cual). No se utiliza ningún sistema de cifrado de la información.

S. Khoór, J. Nierbel y E. Kail nos muestran en [42] un sistema de telemetría para ECG que utiliza BlueTooth para transmitir la señal proveniente de un grabador de ECG digital a un teléfono móvil, el cual a su vez transmite la señal obtenida a un servidor central que tiene instalado un servidor web. En el servidor, los ECGs recibidos son analizados automáticamente y tras esto se presentan a un experto para que los supervise. Mediante este sistema se realizan estudios de ECG estándar y de larga duración, analizando principalmente arritmias y anormalidades morfológicas.

S. Barro *et al.* presentan en [43] un sistema de monitorización remota, pensada para entornos hospitalarios, pero que tiene aspectos en común con algunas partes de esta Tesis, como el acceso a los datos recogidos por un servidor central a partir de un interfaz web con programas en Java y el uso de una PDA, por parte del especialista, también para acceder a los datos almacenados en el servidor. El sistema recoge la información generada por los monitores instalados en cama de Marquette de una unidad de cuidados

coronarios y los centraliza, almacenándolos en una base de datos a la cual el médico puede acceder desde donde se encuentre mediante la aplicación Java, utilizando para ello un navegador con el plug-in de Java instalado. La aplicación permite visualizar cualquiera de los canales de ECG que se estén adquiriendo por el monitor instalado en la cama del paciente en tiempo real. También es posible para el médico acceder utilizando una PDA a los registros de alarma que se hayan producido. En este último caso sólo se accede a los 20 últimos segundos y 10 segundos siguientes posteriores a la alarma, no siendo posible la visualización en tiempo real.

En *Computers in Cardiology 2001*, ET van der Velde *et al.* presentaron un sistema parecido al anterior [44], pero en este caso utilizaba un ordenador portátil Siemens SIMpad basado en Windows CE (precursor de los actuales Tablet PC) en lugar de una PDA. La conexión a la unidad de cuidados coronarios se realiza mediante el estándar IEEE 802.11b para redes locales inalámbricas, y el objetivo es el mismo, es decir, poder visualizar las señales biomédicas desde cualquier sitio en el hospital. El sistema evoluciona a partir de un software ya desarrollado, CARIS, que se ejecuta en PCs de sobremesa. Para evitar tener que reprogramar el software cliente para funcionar sobre el Siemens SIMpad, se utiliza un programa de terminal, Windows Based Terminal (WBT), de Citrix Technologies, para acceder a un PC normal con el WBT Server instalado. Es interesante destacar que como proyección futura del sistema se pretendía reimplementar el software bajo un interfaz web y acceder desde el SIMpad a través de un navegador, evitando de esta manera tener que recurrir al software terminal propietario.

Similar a los dos últimos, S.P. Nelwan *et al.* presentaron en [45] un sistema basado en PDA que se comunica mediante GPRS para que desde una ambulancia, desde la consulta del médico, o desde cualquier lugar de un hospital, se puedan visualizar señales biomédicas capturadas. El sistema utiliza una conexión LAN Wireless cuando se halla en entornos hospitalarios, o en la consulta del médico, alcanzando una velocidad de 11 Mbit/s y funcionando a una distancia máxima de 100 metros. Fuera del hospital se utiliza GPRS para enviar la señal a una velocidad máxima de 384 Kbps. Se descarta el uso del GSM ya que la máxima velocidad para este estándar es de 9.600 bps, insuficiente para la aplicación desarrollada. Se puede transmitir hasta seis formas de onda, ECG, presión sanguínea pulmonar y venosa, curva de respiración y EEG. El sistema utiliza compresión sin pérdidas, mediante la biblioteca de funciones zlib, para reducir la cantidad de datos a transmitir. En este trabajo se ha puesto especial énfasis en el tema de la seguridad. Cualquier usuario que desee acceder a la aplicación deberá introducir un nombre de usuario y contraseña válidos. La red local donde se instale deberá contar con un cortafuegos. Para el establecimiento de la conexión entre la PDA y el dispositivo que recoge las señales biomédicas se utiliza un mecanismo de encriptación híbrido similar a PGP (Pretty Good Privacy), esto

permite intercambiar, mediante el algoritmo de cifrado asimétrico de Diffie-Hellman, una clave aleatoria de 128 bits para el subsiguiente flujo de datos. Esta clave se genera de nuevo para cada conexión. Los nombre de usuario y contraseñas se intercambian mediante CHAP o SHA1. Para el intercambio de datos se utilizan algoritmos de cifrado por bloques como el Advanced Encryption Standard (AES) o el RC4. Para evitar errores en la transmisión, se utiliza el código de redundancia cíclica (CRC) de 32 bits. Además de visualizar la señal, la PDA permite almacenarla, en formatos estándar tipo EDF o Physionet, en un memorias de tipo CompactFlash o PCMCIA.

Otro trabajo interesante se muestra en [46] por Ren-Guey Lee *et al.* Se trata de un sistema de telemedicina en casa a través de la red de Televisión por Cable (CATV). Las principales ventajas de este tipo de redes son que se dispone de un gran ancho de banda separado en digital, para la transmisión de señales biomédicas, y analógico para la realización de videoconferencias usando las frecuencias normales de televisión. En el trabajo, como señales biomédicas se envían un ECG de tres electrodos tomado a 200 Hz y 16 bits de resolución, y la presión sanguínea, muestreada a razón de una muestra por minuto, con 16 bits de resolución, todo ello en tiempo real. Se trata en definitiva de un sistema de teleconsulta, ya que no se realiza ningún tipo de diagnóstico automático, sencillamente se le ofrece la posibilidad al paciente y al especialista de ponerse en contacto y a este último de visualizar algunas señales biomédicas de interés. No se utiliza compresión ni cifrado de la señal.

F. Gouaux *et al.* presentaron en Computers in Cardiology 2002 [47] otro sistema de monitorización remota portátil. En este caso no se indica la plataforma en la que se basa el sistema que lleva el paciente, por lo que parece que es un módulo desarrollado por ellos mismos. El sistema permite hacer chequeos al paciente, para ello registra el ECG de tres electrodos y pide datos al paciente. Con todo ello, el sistema analiza lo que tiene y si encuentra que hay riesgo se comunica a través de Bluetooth con el móvil del paciente para que éste envíe un mensaje de alarma al hospital. El mensaje de alarma es recibido por el servidor, quien a su vez envía un mensaje SMS al teléfono móvil del médico. Cuando el médico recibe la alarma, éste se conecta, utilizando un navegador, al servidor para examinar en detalle la alarma recibida. El sistema remoto del paciente dispone de un servidor web embebido, al que se puede acceder mediante Bluetooth, que permite, ya en el hospital o en la consulta del especialista, extraer las señales de las alarmas y acceder a los datos del paciente.

A nivel de teleconsulta, otro sistema interesante lo presentaron F. Chiarugi *et al.* también en Computers in Cardiology 2002 [48]. En este caso, el sistema del paciente está compuesto por un PC con un sistema de videoconferencia basado en el estándar H.323 y un sistema de adquisición de para adquirir el ECG de 12 derivaciones y un estetoscopio que envía el sonido por el sistema

de videoconferencia. Las señales biomédicas se transmiten, junto con la señal de vídeo y audio, en tiempo real utilizando el protocolo TCP/IP. El principal problema del sistema lo constituye el hecho de que se necesita al menos un ancho de banda de 128 kbps, que sea además robusto y fiable.

A nivel nacional, destacamos los siguientes trabajos.

Alfredo I. Fernández *et al.* presentan en [49] un sistema de monitorización portátil muy similar al nuestro, sin embargo el sistema de adquisición se conecta a un ordenador personal mediante un cable, con lo cual el sistema sólo es válido para hacerse chequeos de vez en cuando, y no se realiza ningún procesamiento de la señal, el especialista debe estar presente para visualizar y analizar los datos que le llegan del sistema remoto. No obstante es un sistema muy interesante que tiende a evolucionar a un sistema como el propuesto en esta Tesis.

También E. Montón *et al.* [50] presenta un sistema de monitorización portátil utilizando una arquitectura muy parecida a la nuestra. En este caso el sistema de adquisición de señales no se especializa en la señal de ECG y recoge otras medidas como el pulso, porcentaje de oxígeno en sangre, temperatura corporal y presión sanguínea. Se toma además un ECG de hasta 7 derivaciones. El interfaz escogido es también mediante una conexión serie, bien física o mediante BlueTooth. Las conexiones se realizan mediante servicios web y la seguridad se garantiza mediante el estándar SSL o mediante el protocolo de comunicación estándar para transmisión de ECG del CEN/TC251 [51].

En [52], Luciano Boquete *et al.* plantean un sistema de monitorización portátil que se conecta al centro médico a través de un teléfono móvil utilizando el estándar GPRS. El sistema monitoriza la señal de ECG y la glucemia en sangre para pacientes diabéticos. El análisis de la señal de electrocardiograma consiste en una detección sencilla del pulso cardíaco y generación de alarmas basada en este. La adquisición y el procesamiento se basan en un único micro-controlador, siendo por tanto limitada la capacidad de procesamiento y la escalabilidad del sistema.

Por último, José Manuel Quero Reboul del Grupo de Tecnología Electrónica de la Universidad de Sevilla también presenta en [53, 54, 55] un sistema inteligente de monitorización cardiológica que ha dado lugar a un proyecto llamado CardioSmart. El sistema está basado en el microchip de Motorola MCL68L11 que se comunica con una estación base mediante el estándar GSM. Es un módulo compacto y de bajo consumo con una arquitectura similar en las primeras etapas a nuestro sistema, es decir, bioamplificador más microprocesador para digitalizar la señal. La capacidad limitada del microchip permite solamente implementar un sencillo algoritmo de detección del pulso cardíaco y generar alarmas basadas en un umbral mínimo y máximo sobre el mismo. La señal se digitaliza mediante el conversor analógico-digital de 8 bits que lleva integrado el microchip, y se trabaja a una frecuencia de

muestreo de 100 Hz. El sistema tiene dos modos de funcionamiento, uno de monitorización del ritmo cardiaco que envía la señal al centro receptor en tiempo real, y otro tipo Holter que registra el electrocardiograma en una memoria Flash durante 24 horas, sin comprimir la señal. No se cifra tampoco la señal de electrocardiograma antes de su transmisión, aplicándose únicamente el cifrado del estándar GSM.

Como resumen general de la revisión de métodos, podemos extraer las siguientes conclusiones:

- Un buen número de sistemas de telemonitorización, tanto a nivel de hospital como a nivel domiciliario, tienden a utilizar ordenadores de bolsillo (PDAs) o los futuros Tablet PC como medio para la visualización y el análisis de las señales biomédicas capturadas, principalmente por los siguientes motivos:
 - Para el usuario, los ordenadores de bolsillo son fáciles de manejar, disponen de una interfaz completa compuesta por una pantalla en color, sonido, y permiten la entrada de datos mediante un puntero o directamente con los dedos. Además son de reducidas dimensiones y pesan poco.
 - Desde el punto de vista del desarrollador, son sistemas que tienen una potencia similar a los ordenadores de sobremesa y se programan utilizando las mismas herramientas que el resto de ordenadores. El interfaz con el usuario es el mismo, con lo que no hay que rediseñarlo, y cuenta con las mismas herramientas de acceso a la información (navegadores de Internet estándar, correo electrónico, agendas, etc.).
 - Son dispositivos dotados de una gran conectividad. Pueden conectarse directamente mediante un cable, por infrarrojos, mediante BlueTooth o mediante una tarjeta de red inalámbrica.
 - Son relativamente económicos, y se espera que su precio descienda aun más.
- La información tiende a guardarse en bases de datos siguiendo los diversos estándares propuestos (DICOM, HL7), si bien existen todavía dudas acerca de cual se impondrá, o si convivirán varios de ellos.
- El acceso a la información se realiza a través de interfaces web, utilizando un software *middleware* como PHP, ASP, Java-Servlets o *applets* Java para acceder a la base de datos, por varios motivos:
 - Sólo hay que desarrollar y mantener la aplicación que reside en el servidor, el cliente siempre es el mismo, un navegador estándar,

que en la mayoría de los casos se encuentra ya instalado en los ordenadores.

- El cliente siempre accederá a la última versión del software desarrollado, con nuevas opciones y errores corregidos.
 - Se puede acceder desde cualquier tipo de ordenador y sistema operativo, el único requisito es tener un navegador, algo que está garantizado en el 99% de los casos. Esto asegura que se puedan utilizar los recursos existentes en los centros médicos sin necesidad de invertir en la renovación de los sistemas. Es posible acceder también mediante ordenadores de bolsillo adaptando las páginas de acceso para acomodarlas a su resolución.
 - Procediendo de esta manera, automáticamente se tiene disponible de una arquitectura que permite que el usuario pueda acceder a los datos desde cualquier localización, tanto dentro como fuera del hospital.
 - Se cuenta con mecanismos de seguridad estándares ya desarrollados para acceder a la información. Principalmente se utiliza Secure Sockets Layer (SSL), basado a su vez en algoritmos de cifrado asimétricos (para establecer la conexión y garantizar la autenticidad de los datos) y simétricos (para realizar el trasvase de información).
-
- Se tiende a utilizar dispositivos inalámbricos. Se recurre a las redes locales de conexión inalámbrica (IEEE 802.11) para entornos hospitalarios, donde ya existe en la mayoría de los casos una infraestructura de red de ordenadores, o a estándares como Bluetooth para entornos domésticos o donde la distancia de transmisión no es un factor clave.
 - Con el aumento en la potencia de los ordenadores portátiles y de bolsillo, se desarrollan dispositivos dotados de “inteligencia” propia que permiten la monitorización continua de los pacientes y avisan en caso de alarma.

Por estas razones, pensamos que nuestro sistema debe implementar y utilizar, en la medida de lo posible, todas estas tecnologías, siendo a su vez lo suficientemente modular como para poder garantizar su escalabilidad y actualización al ritmo en el que estas tecnologías vayan evolucionando, tornándose más eficientes y económicas.

Capítulo 3

Implementación del sistema.

En este capítulo veremos en detalle los distintos componentes hardware que componen nuestro sistema portátil de monitorización.

En resumen, nuestro sistema consiste en lo siguiente: por un lado, un pequeño módulo, que consta de un bioamplificador junto con un sistema de adquisición y un módulo de transmisión serie Bluetooth, lo lleva el paciente consigo. Este módulo se encarga de tomar el ECG y enviarlo al siguiente, que es una PDA (Personal Digital Assistant).

La PDA recoge el ECG, lo almacena, lo analiza y, opcionalmente, lo muestra por pantalla junto con otros parámetros extraídos del propio ECG, como por ejemplo el ritmo cardiaco. Si la PDA detecta alguna anomalía se procede a generar una alarma, poniéndose en contacto con el centro médico. Para ello, la PDA se autentifica mediante una identificador de 128 bits que se regenera en cada nueva conexión. Una vez autenticada, se establece una clave aleatoria, también de 128 bits, que se utilizará para cifrar el intercambio de datos entre la PDA y el servidor del centro médico, utilizando para ello el Advanced Encryption Standard (AES). En caso de alarma, se transmiten el tipo de alarma, la hora y fecha del evento, las marcas detectadas por el algoritmo y finalmente 5 minutos de ECG previos a la alarma, y 1 minuto posterior. Si en el momento en el que se produce la alarma no se puede establecer conexión con el servidor, el sistema almacena el evento y sigue reintentando la conexión hasta que lo consigue.

Por su parte, en el Centro Médico hay un servidor que se encarga de la recepción de alarmas de los módulos remotos. Su tarea consiste en recoger los datos, almacenarlos en una base de datos y avisar al personal del hospital. Para ello se presenta por pantalla una ventana con las alarmas recibidas, y se envían mensajes de correo electrónico al encargado o encargados de gestionarlas.

Además del receptor de alarmas, desde cualquier ordenador del centro médi-

co y utilizando un navegador estándar, se puede acceder al servidor a través de un interfaz web que permite gestionar la base de datos de los pacientes. Esta base, que sigue el estándar propuesto por el CEN/TC251 [51], contiene los datos básicos del paciente, su historial y las alarmas recibidas por el sistema. El usuario puede visualizar la señal de ECG asociada a cada alarma a través de esta aplicación web.

Para completar el sistema en el centro médico, también desde cualquier ordenador del hospital con un navegador estándar y soporte para Java, se puede acceder a una aplicación que permite que el médico pueda visualizar, en cualquier momento y en tiempo real, la señal de electrocardiograma que el sistema remoto está adquiriendo y las marcas detectadas por el algoritmo. También permite cambiar los parámetros que gobiernan la detección de puntos característicos, y enviar mensajes cortos al paciente que serán mostrados por pantalla en la PDA. El paciente puede a su vez responder a estos mensajes. El acceso a este módulo de control remoto se hace a través de la interfaz web descrita en el párrafo anterior, con lo que el sistema queda finalmente integrado en una sola aplicación.

3.1. Diagrama de bloques del sistema.

El diagrama de bloques del sistema es el que se muestra en la figura 3.1.

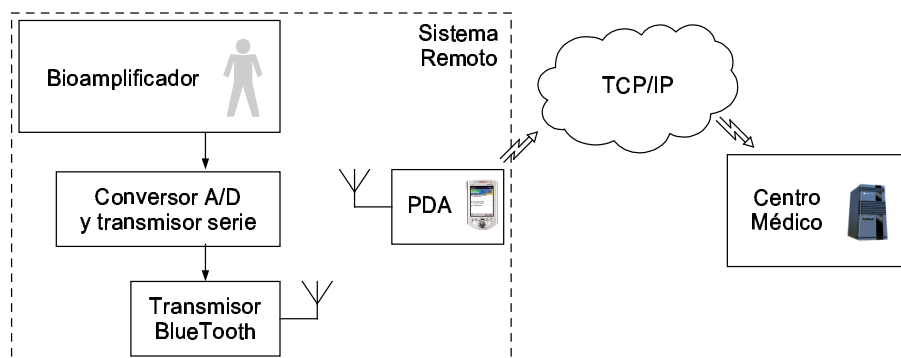


Figura 3.1: Diagrama de bloques del sistema.

En él se muestran los siguientes módulos:

- **Bioamplificador.** Consiste en un bioamplificador que mediante un par de electrodos es capaz de captar la señal de ECG y amplificarla a niveles que pueden ser captados por el siguiente módulo digitalizador.
- **Convertor analógico-digital y serialización.** El siguiente módulo se encarga de digitalizar la señal y transmitirla vía serie al siguiente módulo de transmisión.

- Transmisor BlueTooth. La función de este módulo es la de transmitir mediante el estándar BlueTooth la señal digitalizada. El módulo aparece como un esclavo BlueTooth, en nuestro caso particular como un puerto serie convencional.
- PDA. La PDA (Personal Digital Assistant) va a ser la encargada de realizar el análisis y clasificación de la señal de ECG proveniente del paciente, así como de generar alarmas y ponerse en contacto o recibir órdenes del centro médico. La PDA podrá conectarse al centro médico utilizando redes inalámbricas o por cable.
- Servidor centro médico. Se trata de una estación de trabajo encargada de recibir y gestionar los datos procedentes de los distintos módulos remotos. Es además capaz de controlar los citados módulos remotos.

A continuación veremos con más detalle los distintos bloques que componen nuestro sistema.

3.2. Bioamplificador.

El bioamplificador es un diseño del Dr. Juan Guerrero Martínez [56], miembro del Grupo de Procesado Digital de Señales, que consiste en un amplificador diferencial de ganancia 1600 con un factor de rechazo en modo común (CMRR) de 110 dB.

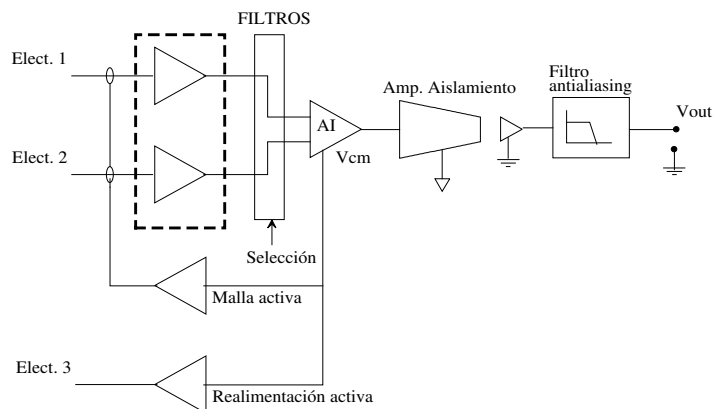


Figura 3.2: Diagrama de bloques del bioamplificador.

La etapa de entrada utiliza una estructura de amplificador compuesto de cara a mejorar el CMRR. La tecnología seleccionada para esta etapa es

CMOS para obtener un valor óptimo entre el valor de la impedancia de salida de la fuente y la tensión y corriente de ruido del circuito.

Para evitar la degradación que se produce en la impedancia de entrada y el CMRR del amplificador al utilizar cables blindados en la conexión de los electrodos, debida fundamentalmente a la diferencia entre los valores que presentan las impedancias de los electrodos y las de contacto con la piel, y a las capacidades distribuidas de cada cable, se ha conducido la pantalla con la tensión en modo común para anular su contribución (circuito de malla activa).

Con el objetivo de proporcionar un camino de baja impedancia para las corrientes de desplazamiento producidas por la componente capacitiva de la interferencia de red, se utiliza un tercer electrodo conectado al paciente mediante un circuito de realimentación activa que permite reducir su impedancia efectiva manteniendo los niveles de seguridad estándar.

Para terminar, se utiliza un filtro pasa-baja *antialiasing* de orden 6 con respuesta de Butterworth.

En la tabla 3.1 se muestran sus principales características.

Ganancia	1600
CMRR	110 dB
Consumo	12 mA
Impedancia de entrada diferencial	> 200 M Ω
Rizado	0.5 dB entre [0.45-50] Hz 3 dB entre [0.03-100] Hz

Tabla 3.1: Parámetros del bioamplificador.

El diseño del prototipo está hecho con componentes convencionales. Para siguientes implementaciones se procederá a realizar un diseño SMD para reducir su tamaño y consumo.

3.3. Digitalizador

El módulo digitalizador es el encargado de convertir la señal analógica en una señal digital y transmitirla vía serie utilizando una UART o el estándar RS-232. Para nuestro sistema nos hemos decantado por utilizar el microcontrolador PIC 16F873 de Microchip por los siguientes motivos:

- Contiene en un sólo dispositivo el conversor analógico-digital y el puerto serie que necesitábamos.
- Contiene varios temporizadores y modos de funcionamiento que permiten definir con precisión la frecuencia de muestreo a utilizar.



Figura 3.3: Aspecto del módulo bioamplificador.

- Es capaz de funcionar hasta 20MHz y dispone de cinco canales de conversión A/D, con lo que sería posible trabajar con frecuencias de muestreo de hasta 4MHz con cada canal, frecuencia que supera con mucho la necesaria para las aplicaciones biomédicas en las que se puede plantear su uso.
- Dispone de una memoria Flash EPROM que permite su sencilla y rápida programación. Esto evita tener que recurrir a dispositivos emuladores y permite que se pueda reprogramar fácilmente por cualquier operador, pudiendo actualizar el software rápidamente para nuevas aplicaciones.

El único handicap de este tipo de dispositivos es la máxima resolución del convertor analógico-digital interno, que es de 10 bits. Para nuestra aplicación sería conveniente disponer de un convertor de 12 bits. No obstante, para una primera aproximación, 10 bits son suficientes y el paso a 12 bits en un futuro consistirá en cambiar el PIC por un modelo superior, ya que el programa no hay que cambiarlo al ser los modelos compatibles software. En caso de no disponer de un modelo con convertor de 12 bits se procedería a utilizar un convertor analógico-digital externo conectado a uno de los puertos de entrada digital del microchip.

Las principales características de la familia 16F87x son:

- CPU RISC de alto rendimiento.
- Todas las instrucciones se ejecutan en un sólo ciclo, excepto las de salto.
- Máxima velocidad 20MHz / 200ns ciclo de instrucción.
- WatchDog Timer (WDT) interno.

- Modo de bajo consumo (SLEEP).
- CMOS FLASH/EEPROM de bajo consumo y alta velocidad.
- Tres temporizadores internos (8 bit, 16 bits en modo sleep, 8 bits contador).
- Dos módulos contadores/comparadores/PWM.
- Conversor Analógico-Digital multicanal de 10 bits.
- Puerto serie USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter).
- Puerto paralelo esclavo (PSP) de 8 bits.
- Rango de voltaje de 2.0V a 5.5V.
- 8K x 14 words FLASH de memoria de programa.
368 x 8 bytes de memoria de datos RAM.
256 x 8 bytes de memoria de datos EPROM.

Para la conexión de este módulo con el bioamplificador y el módulo transmisor Bluetooth se ha diseñado una placa que contiene además del microprocesador un regulador de tensión LM7805CV así como los componentes necesarios para su conexión. El esquema del circuito es el de la figura 3.4.

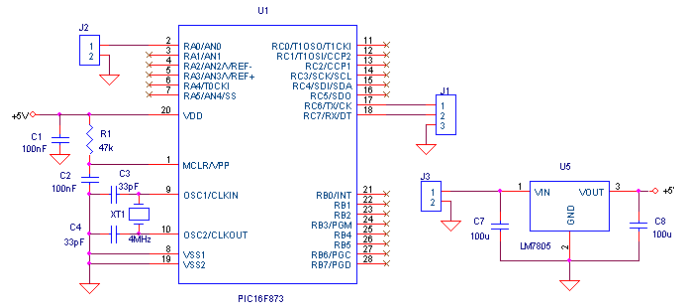


Figura 3.4: Esquema del módulo conversor analógico-digital.

En el capítulo de programación del sistema se detalla el programa que funciona sobre el microprocesador y que se encargará de digitalizar la señal y transmitirla por el puerto serie mediante un sencillo protocolo.

3.4. Módulo de transmisión Bluetooth.

Bluetooth es una especificación completa, incluyendo la descripción tanto para la capa de enlace como para la capa de aplicación, de un estándar para la comunicación radiofrecuencia entre dispositivos. Bluetooth está diseñado

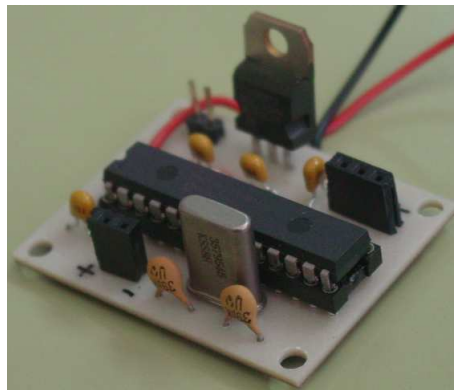


Figura 3.5: Aspecto del módulo conversor analógico-digital.

para ser robusto ante interferencias, con un diseño de relativamente baja complejidad, bajo consumo y económico.

Los dispositivos BlueTooth se comunican en la banda de frecuencias de 2,4 GHz y tienen un alcance medio de unos 10 metros. La banda escogida es una banda libre de uso en la mayoría de los países. Se utilizan 79 canales de 1 MHz de amplitud, con lo que el ancho de banda total utilizado va desde 2,4 GHz hasta 2,4835 GHz. Para evitar interferencias con otros aparatos electrónicos de alta frecuencia, BlueTooth utiliza paquetes de transmisión de tamaño corto y cambia con frecuencia el canal utilizado para la transmisión. Es posible establecer hasta 7 enlaces simultáneamente.

En la descripción BlueTooth se definen por un lado las especificaciones, que describen como funciona el sistema, y por otro lado los perfiles, que describen como usarlo en distintos ámbitos.

La figura 3.6 muestra la capa de protocolos de BlueTooth. En la especificación BlueTooth se especifican las siguientes:

- Radio. Describe los requisitos necesarios para un módulo BlueTooth operando en la banda de frecuencia de 2,4 GHz.
- Banda base. Se especifica el controlador de enlace BlueTooth (BLC), que se encarga de implementar los protocolos de la banda base y otras rutinas de enlace a bajo nivel. En esta capa se definen los protocolos de autenticación y encriptación utilizados por BlueTooth.
- LMP. Acrónimo en inglés de *Link Manager Protocol*, es el encargado de establecer y controlar los enlaces con otros dispositivos BlueTooth.
- HCI. Siglas de *Host Controller Interface*, esta capa proporciona una interfaz de comandos para poder comunicar con el LMP y banda base, y permite ver el estado del hardware y los registros de control.

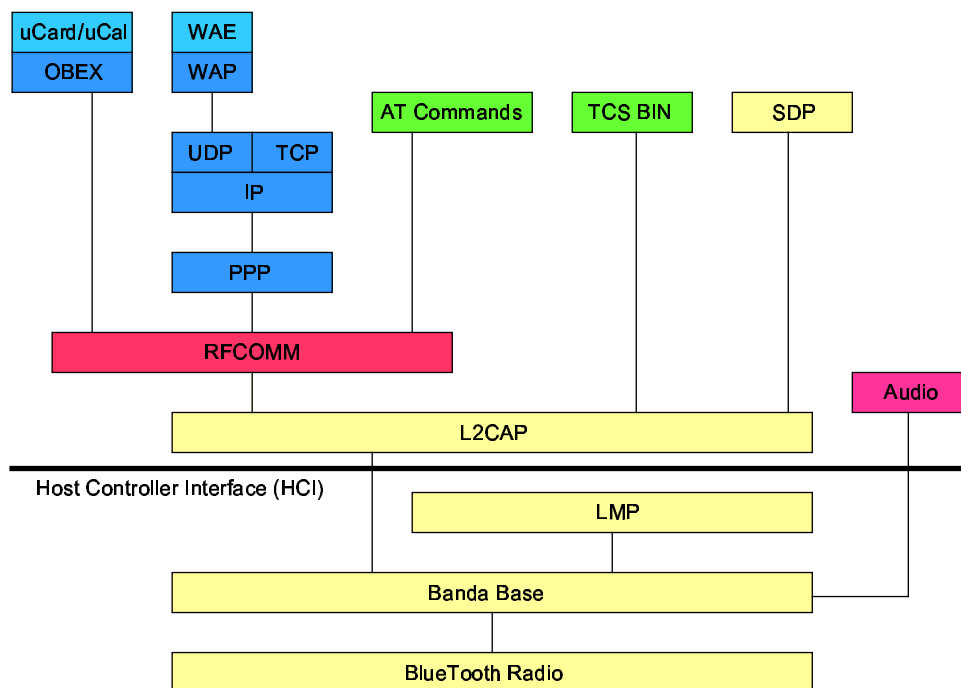


Figura 3.6: Capa de protocolos BlueTooth.

- L2CAP. Es el *Logical Link Control and Adaptation Protocol*, da soporte para protocolos de multiplexado de alto nivel, segmentación y reensamblado de paquetes y acuerdo de la calidad de la comunicación.
- RFCOMM. Este protocolo emula puertos serie sobre la capa anterior L2CAP. Sobre este protocolo puede ir el protocolo PPP (*Point-to-Point Protocol*), que da acceso a su vez a TCP/IP, proporcionando de esta manera la posibilidad establecer una comunicación estándar basada en este último.
- SDP. Acrónimo de *Service Discovery Protocol*, proporciona los medios para que las aplicaciones puedan obtener los servicios que estén disponibles en la red BlueTooth. También permite obtener las características de dichos servicios.

La figura 3.7 nos muestra los perfiles definidos por el estándar BlueTooth, sus relaciones y dependencias. Son los siguientes:

- K1. GAP. *Generic Access Profile*. Define los procedimientos generales relacionados con la detección de dispositivos BlueTooth y los procesos de conexión a los mismos, así como aspectos relacionados con el uso de diferentes niveles de seguridad.

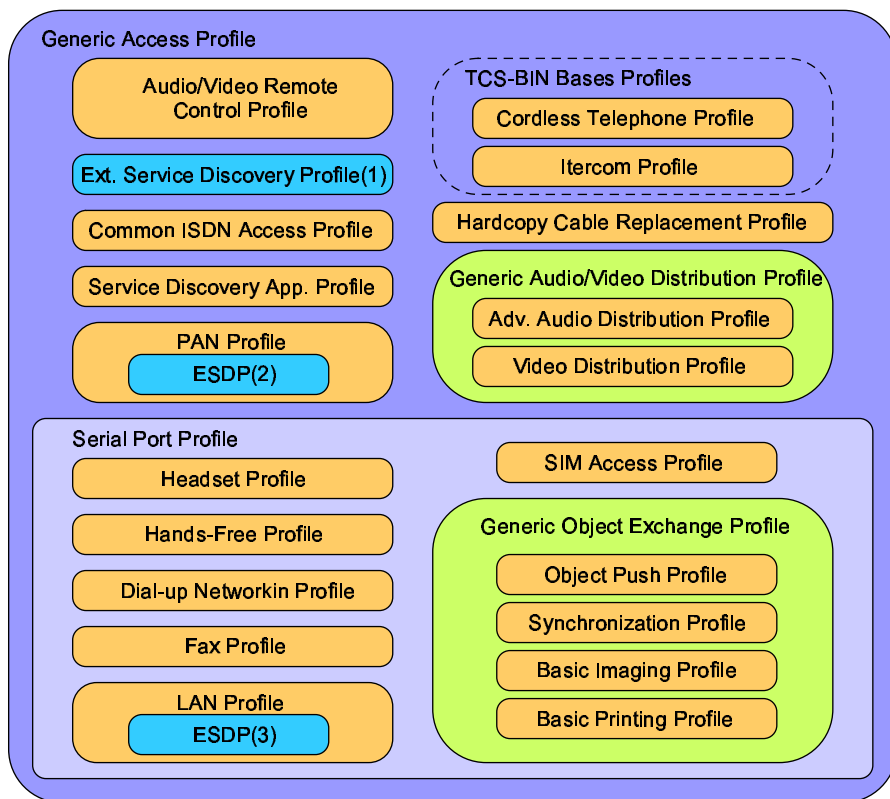


Figura 3.7: Perfiles BlueTooth y sus dependencias.

En esencia describe cómo deben usarse las capas más bajas de protocolos BlueTooth, banda base y LMP.

- K2. SDAP. *Service Discovery Application Profile*.
 Define qué pasos deben darse para que una aplicación averigüe los servicios proporcionados por otros dispositivos BlueTooth y cómo obtener información relacionada con estos servicios. Es decir, describe cómo utilizar la capa SDP.
- K3. CTP. *Cordless Telephony Profile*.
 Define los procedimientos a seguir para utilizar la tecnología de teléfono 3 en 1. Se trata de una solución para dar funcionalidades extra a teléfonos móviles.
- K4. IP. *Itercom Profile*.
 Se trata de añadir una funcionalidad de tipo 'walkie-talkie' a teléfonos móviles.
- K5. SPP. *Serial Port Profile*.
 Define los protocolos y procedimientos que deben ser usados para uti-

lizar la emulación RS232 de dispositivos BlueTooth. Esta emulación la proporciona la capa RFCOMM.

- K6. HS. *Headset Profile*.
Es un perfil que especifica como utilizar dispositivos BlueTooth para auriculares.
- K7. DNP. *Dial-up Networking Profile*.
Se definen dos tipos de aplicaciones. Por un lado el uso de un teléfono móvil o un módem BlueTooth para permitir a un ordenador conectarse a Internet, y al revés, el uso de un teléfono móvil o un módem para permitir a un ordenador personal recibir llamadas.
- K8. FP. *Fax Profile*.
Define los requisitos para que un ordenador personal pueda usar un teléfono móvil o un módem BlueTooth para transmitir o recibir un fax.
- K9. LAP. LAN (Local Area Network) *Access Profile*.
Define el acceso a una red de área local utilizando el protocolo PPP sobre la capa RFCOMM.
- K10. GOEP. *Generic Object Exchange Profile*.
Define un modelo genérico de objeto a intercambiar para trabajar sobre el protocolo OBEX.
- K11. OPP. *Object Push Profile*.
Junto al anterior, define los mecanismos para intercambio de objetos genéricos entre dispositivos BlueTooth.
- K12. FTP. *File Transfer Profile*.
Define los modos de transferencia de objetos genéricos (documentos, archivos, etc.).
- K13. SP. *Synchronization Profile*.
Se definen los requisitos para poder realizar tareas de sincronización, por ejemplo entre un teléfono móvil o una PDA y un ordenador personal.

Además, los siguientes perfiles están en periodo de desarrollo y aprobación y pronto serán incorporados.

- ESDP. *Extended Service Discovery Profile*.
- A2DP. *Advanced Audio Distribution Profile*.
- AVRCP. *Audio Video Remote Control Profile*.

- BIP. *Basic Imaging Profile.*
- BPP. *Basic Printing Profile.*
- CIP. *Common ISDN Access Profile.*
- GAVDP. *Generic Audio Video Distribution Profile.*
- HFR. *Hands-Free Profile.*
- HRCP. *Hardcopy Cable Replacement Profile.*
- HID. *Human Interface Device Profile.*
- PAN. *PAN (Personal Area Networking) Profile.*
- SAP. *SIM Access Profile.*

3.4.1. Seguridad en BlueTooth.

La especificación BlueTooth, concretamente la capa de banda base, incluye algoritmos para establecer una comunicación segura autenticada, y permite cifrar la transmisión entre los dispositivos. Para ello se utilizan tres elementos:

1. Dirección pública (BD_ADDR). Se trata de una dirección de 48 bits única para cada dispositivo BlueTooth. Esta dirección es pública y se puede obtener interrogando al módulo BlueTooth.
2. Dos claves secretas, una clave de autenticación de 128 bits y otra de encriptación de entre 8 y 128 bits calculada para cada sesión a partir de la primera.
3. Un número aleatorio de 128 bits.

La clave de autenticación es también llamada clave de enlace, pues se utiliza en las primeras fases al establecer la comunicación entre los participantes. Existen cuatro tipos de claves de enlace:

- Clave de unidad. Es una clave que recibe cada módulo BlueTooth y que rara vez se cambia.
- Clave combinada. Es una clave que se genera entre dos dispositivos BlueTooth a partir de sus claves de unidad. Este es el método recomendado para establecer el enlace y la autenticación de las partes.

- Clave maestra. Se utiliza en entornos donde existe un único dispositivo Bluetooth maestro y varios dispositivos esclavos. La clave es la misma para todos y es posible utilizarla para generar una clave de encriptación para este tipo de entornos. Se genera una clave maestra nueva cada vez que se inicia una sesión.
- Clave de inicialización. Utilizada cuando los dispositivos a conectar entre sí no disponen todavía de la clave de unidad o clave combinada para el establecimiento de la conexión y el proceso de autenticación. Una vez establecido un primer enlace que permite a los dispositivos conocer las otras claves, ésta se descarta. Se genera a partir de la dirección BD_ADDR de cada dispositivo, de un número aleatorio y de un PIN que puede tener entre 1 y 16 dígitos. Para los dispositivos en lo que esto es posible, se recomienda introducir nuevos números PIN antes del inicio de cada sesión. Si esto no es posible se pueden generar números PIN de 128 bits suficientemente robustos.

El proceso de enlace sigue los siguientes pasos:

1. Generación de una clave de inicialización.
2. Generación de una clave de enlace.
3. Intercambio de la clave de enlace.
4. Autenticación.
5. Opcionalmente, generación de una clave de encriptación para cifrar el resto de la comunicación.

3.4.2. Compatibilidad con aplicaciones biomédicas.

Los dispositivos Bluetooth de clase 2 emiten una potencia máxima de 2,4 mW (4 dBm). Según los estándares internacionales [57] un dispositivo de estas características trabajando a una frecuencia de 2,4 GHz sería totalmente seguro aún implantado en el cuerpo humano.

Por otro lado también hay que tener en cuenta la atenuación en la emisión introducida por el cuerpo humano dada la baja potencia de emisión. Según [58] una separación mínima de 10 mm entre la antena y el cuerpo es suficiente para asegurar un funcionamiento correcto o con pérdidas inapreciables.

3.4.3. Elección del módulo Bluetooth.

De cara a la implementación de un enlace Bluetooth mediante componentes comerciales existen básicamente dos planteamientos:

1. *Chip sets BlueTooth*, consistentes en un integrado que implementa la especificación de Banda Base y otro integrado para la transmisión por radiofrecuencia. Como inconveniente de este tipo de soluciones se encuentra que el resto de capas BlueTooth de más alto nivel deben ser implementadas por el diseñador. La ventaja de esta aproximación es que se dispone de total libertad en el diseño del dispositivo.
2. *Módulos BlueTooth*, que consisten en un único elemento de reducidas dimensiones que incluyen todos los elementos para implementar un dispositivo BlueTooth. El enlace con el dispositivo se realiza mediante una conexión serie UART, RS-232 o USB. La ventaja principal de este tipo de soluciones es que se reducen considerablemente los costes y el tiempo de desarrollo.

Para la transmisión BlueTooth hemos escogido el módulo comercial de la empresa Wireless Futures [59] que implementa el estándar SPP (puerto serie) de BlueTooth. Este módulo está basado a su vez en el chip BlueTooth de Samsung BTMZ7311A0 [60].

El módulo se comporta como un puerto serie esclavo detectable por cualquier dispositivo BlueTooth maestro. Cuando es detectado el módulo pregunta por una contraseña (PIN) y si ésta es correcta se establece una comunicación transparente cifrada por el estándar BlueTooth.

El módulo BlueTooth fue escogido por su sencillez y bajo consumo. Al llevar ya implementada la especificación RFCOMM y pertenece al perfil SPP es posible utilizar el protocolo PPP y sobre éste último TCP/IP. Las principales características de éste módulo son:

- Puerto serie conforme al perfil BlueTooth SPP, velocidad de hasta 115.200 bits por segundo (bps), protocolo hardware/software.
- Voltaje de alimentación: entre 3,3 y 6 voltios.
- Rango de operación: 100 m.
- Consumo aproximado: 1,8 mA en Standby, 60,9 mA emitiendo.
- Frecuencias de emisión: de 2.400 MHz hasta 2.483,5 MHz.
- Programable mediante comandos estándar AT. Se entra en el modo de programación enviando tres caracteres '+' espaciados durante más de 100 ms en modo RS-232, o bien utilizando el pin DIO B.
- Conexión UART y RS-232.



Figura 3.8: Aspecto del módulo puerto serie BlueTooth.

3.5. PDA.

La PDA (Personal Digital Assistant) es el módulo encargado de recibir la señal biomédica (señal de ECG en nuestro caso) proveniente del puerto serie BlueTooth y procesarla, clasificarla, almacenarla y transmitirla bien por petición del sistema controlador remoto, bien por generación de alarmas en caso de detectarse alguna anomalía en el ECG del paciente.

Las PDAs pueden ser consideradas ordenadores de bolsillo. Se utilizan habitualmente para organizar listas de contactos, citas y tareas a realizar. Sin embargo, sus recursos permiten que se puedan realizar muchas otras tareas. Cuentan con una gran capacidad de interacción con otros dispositivos como ordenadores personal o teléfonos móviles. Esta característica las está haciendo muy populares en ambientes hospitalarios como interfaz de gestión de la información entre el personal y las bases de datos. Los sistemas de instrumentación portátil que antes se implementaban sobre ordenadores portátiles se benefician de una mejora evidente con el uso de PDAs en autonomía, peso, volumen y costes económicos sin pérdida de prestaciones.

Para el diseñador, las capacidades de las PDAs también las hacen atractivas: cuentan con una interfaz de usuario completa con pantalla, botones y altavoces, tienen varias opciones de comunicaciones como puertos serie o USB, enlaces por infrarrojos o por radiofrecuencia para acceder a redes de área local o a otros dispositivos (BlueTooth), y además se programan con las herramientas habituales, ya que disponen de un sistema operativo y lenguajes de programación de alto nivel que incluyen una gran biblioteca de funciones. Además se dispone de una unidad central de proceso de potencia media-alta y de bastante memoria.

La PDA escogida para la implementación de nuestro sistema es el modelo iPAQ H3660 de Compaq con 64MB de memoria RAM. La tabla 3.2 muestra un resumen de las principales características de esta PDA.

El principal handicap de estos dispositivos es la duración de la batería. El

Característica	Descripción
Procesador	StrongARM SA-1110 a 206 MHz
Memoria	64 MB SDRAM
Pantalla	TFT en color de 240x320 pixels.
Luz de fondo	5 niveles de brillo, sensor de luz para ajuste automático.
Audio	Altavoz y conector de auricular estéreo de 3.5 mm (Jack)
Infrarrojos	IrDA, transferencias de hasta 11.5 kb por segundo.
Comunicaciones	Puerto de comunicaciones y conector de expansión.
Indicadores	3 modos de alarma, parpadeo de led, tono de aviso o mensaje de Windows. Un indicador de carga amarillo.
Batería	Polímero de Litio, 1000 mAH de capacidad.
Tamaño y Peso	83.5 x 130 x 15.9 mm, 163.5 g
Stma. Operativo	Windows Pocket PC 2000 (CE 3.0)

Tabla 3.2: Principales características de la PDA iPAQ H3660.

mayor consumo se produce por el uso de la luz de fondo y sonidos. La PDA no dispone, de fábrica, de dispositivo alguno para almacenar de forma permanente la información y los programas instalados. Para ello utiliza la memoria instalada. Por este motivo, la PDA siempre guarda una remanente de carga en la batería que utiliza para salvaguardar los datos del usuario, un máximo de 36 horas. Por este motivo también, cuanto mayor cantidad de memoria se disponga en la PDA, menor tiempo de duración tendremos ya que será necesaria más energía para conservar los datos almacenados. En el capítulo de resultados, la tabla 5.41 muestra las horas de funcionamiento en función de la memoria instalada y de si tenemos activados la luz de fondo y el sonido.

La tarea de la PDA consiste en iniciar el programa de captura y procesado de la señal para establecer contacto con el módulo Bluetooth a partir de un puerto serie virtual. Una vez establecido el contacto, el programa monitoriza constantemente la señal de ECG, obteniendo sus puntos característicos, y clasificándola. En caso de detectar alguna anomalía, se procede a generar una alarma y a ponerse en contacto con el centro médico para transmitir el tipo de alarma junto con los últimos 5 minutos de ECG registrado y marcas detectadas, y un minuto de ECG y marcas detectadas posteriores a la alarma.

El programa permite realizar una visualización de la señal que está adquiriendo, de modo que el mismo paciente puede ver si la captura se está realizando correctamente. En caso de no recibir señal durante más de 4 segundos, la PDA avisa por pantalla al paciente y genera una señal acústica. Si no existe interacción con el usuario en los siguientes segundos, se procede a generar una alarma. El programa también ofrece datos sobre el pulso cardiaco, duración media de la anchura de los complejos QRS y duración media del segmento QT (figura 3.9).

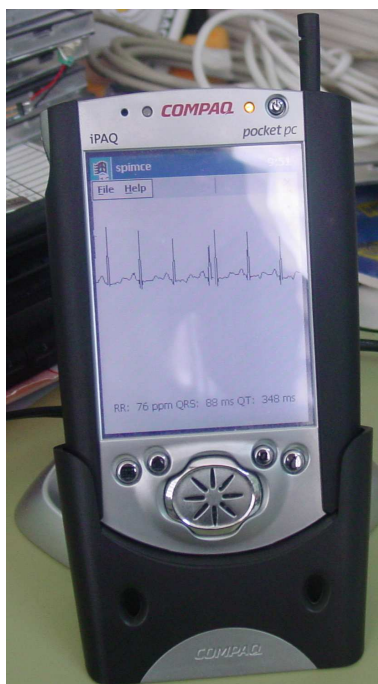


Figura 3.9: Pantalla de la PDA en funcionamiento.

Asimismo, el centro médico puede establecer conexión con la PDA para pedirle que envíe el ECG en tiempo real, así como las marcas detectadas por el algoritmo. De este modo el médico puede, en cualquier momento, consultar el estado de cualquiera de sus pacientes, modificar los parámetros del algoritmo que considere oportunos o enviar mensajes de texto al paciente.

La transmisión del ECG del paciente se realiza comprimido para aprovechar mejor el ancho de banda disponible, y encriptado para salvaguardar la privacidad de los datos del paciente. En el capítulo de programación del sistema se detallan los algoritmos utilizados para comprimir y encriptar la señal.

La PDA dispone de varias opciones de conexión al centro médico en función del módulo o módulos de expansión con los que la dotemos. Dividiremos estas opciones en conexiones directas e indirectas.

Es importante recalcar que cualquiera que sea el medio físico que escojamos para la conexión, a nivel de software la aplicación **siempre trabajará sobre el protocolo TCP/IP**. De este modo **la aplicación es independiente del sistema de conexión de que dispongamos**.

Conexiones directas.

Las conexiones directas son aquellas que no van a requerir de ningún intermediario para su establecimiento. Tenemos varias opciones:

- Mediante GSM, GPRS o UMTS. La conexión se establecerá preferentemente utilizando el estándar GPRS. En el futuro la conexión podrá establecerse utilizando UMTS cuando este sistema se encuentre ya establecido sin más que cambiar el módulo de expansión de la PDA. El estándar GSM se utilizará únicamente en el caso de no disponer de cualquiera de los dos anteriormente citados.
- Mediante tarjeta de conexión Wireless. Este módulo de expansión conecta la PDA a una red local, que en nuestro caso puede ser la propia red local del hospital o bien la red local que el paciente tenga instalada en su casa por un enlace de cable de banda ancha.

La conexión directa mediante GPRS o UMTS (cuando este sistema esté disponible) será la preferida si el sistema se encuentra en el domicilio del paciente, pues este tipo de conexión le ofrecerá mayor libertad de movimientos y mayor seguridad al ser posible su establecimiento desde cualquier situación, siempre que exista cobertura.

Conexiones indirectas.

Las conexiones indirectas se establecerán mediante un intermediario, un PC en la mayoría de los casos. De este modo lo que se hace es conectar la PDA a un PC, y a su vez el PC se conectará al centro médico mediante una conexión ya sea por módem, cable o red local.

Para la conexión de la PDA al PC tenemos a su vez varias opciones:

- Conexión directa por cable. Podremos conectar la PDA al PC utilizando una conexión serie bien mediante el puerto serie del PC o por el puerto USB.
- Conexión mediante tarjeta Wireless y red local. Análoga a la conexión directa mencionada en la sección anterior, pero en este caso se define una red local donde el PC es el maestro y por tanto el encargado en último término de establecer la conexión con el centro médico.
- Conexión mediante BlueTooth. La PDA puede conectarse al PC utilizando el mismo módulo BT que utiliza para la conexión con el puerto serie esclavo. La principal ventaja de esta conexión es que no es necesario añadir ningún otro módulo de expansión a la PDA. Sin embargo,

necesitaremos equipar el PC con un módulo BT para poder realizar la conexión con la PDA.

- Conexión mediante puerto de infrarrojos. Este tipo de conexión tiene dos inconvenientes. Por un lado no puede haber ningún obstáculo en medio de los dispositivos a conectar. Por otro lado, su alcance es limitado.

3.6. Servidor del Centro Médico.

El servidor del centro médico será el encargado de gestionar las conexiones provenientes de los distintos módulos remotos, así como de proporcionar un interfaz adecuado para la gestión de la base de datos de pacientes con sus datos e historial.

Este módulo dispone de una base de datos donde se almacenan los datos personales de cada paciente y la información médica para el especialista. La base de datos diseñada cumple con el estándar propuesto por el CEN/TC251 [51]. Asimismo, dispone de un histórico de las alarmas de cada paciente junto con los últimos 5 minutos de ECG y marcas detectadas previas a la generación de cada alarma y un minuto de ECG y marcas detectadas posteriores a la alarma. El sistema funciona de modo automático para la recepción de alarmas y se encarga de notificarlas al médico bien mediante correo electrónico o generando alarmas en el servidor.

El servidor permite a su vez establecer una conexión con cualquiera de los módulos remotos. Para el establecimiento de la conexión se solicita un nombre de usuario y una contraseña, y tras su correcta validación se permite visualizar el ECG en tiempo real del paciente así como las marcas detectadas por el algoritmo. Opcionalmente, se puede registrar el ECG captado en la base de datos, y se pueden cambiar los parámetros de detección que gobiernan el algoritmo si el médico lo considera oportuno.

Más en detalle, el sistema está compuesto básicamente por tres módulos:

Sistema de recepción de alarmas, que consiste en un programa que funciona continuamente y se encarga de recibir las alarmas emitidas por los módulos remotos, almacenarlas en la base de datos y avisar al personal del centro médico.

Sistema de gestión de pacientes y visualización de alarmas, basado en una interfaz web, que permite a los especialistas del centro médico acceder a la información de la base de datos de los pacientes. También permite ver las alarmas que se hayan recibido para cada paciente, y visualizar los 5 minutos previos a la generación de la alarma y un minuto posterior. Para acceder al sistema de gestión es necesario proporcionar un nombre de usuario

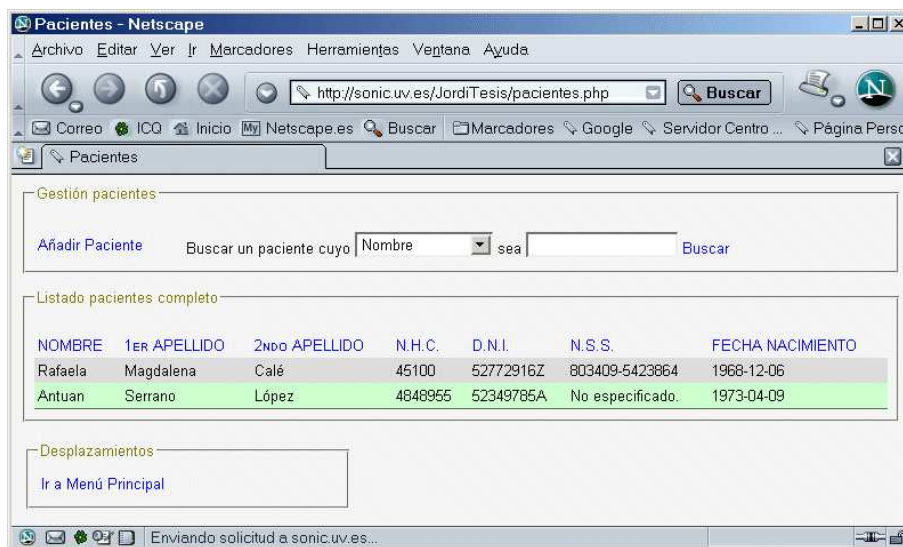


Figura 3.10: Pantalla de la aplicación del servidor.

y una contraseña. En la actualidad el sistema dispone de dos tipos básicos de usuarios, usuario avanzado, que permite acceder a todos los servicios y modificarlos, y usuario normal, que sólo permite visualizar las entradas de la base de datos, pero no modificarlas.

Sistema de control de las unidades remotas. Se lanza desde la interfaz de gestión de pacientes y permite que el médico se conecte en tiempo real al sistema remoto para visualizar el ECG y las marcas detectadas por el algoritmo. Permite modificar los parámetros que gobiernan el algoritmo de detección y también permite registrar el ECG recibido y el envío de mensajes de texto cortos (chat) entre este sistema y el remoto. Mediante este módulo el médico podrá, cuando lo desee, tener información inmediata acerca del estado del paciente.

Capítulo 4

Programación del sistema.

En este capítulo se describe el funcionamiento de cada uno de los módulos que componen el sistema.

4.1. Módulo digitalizador.

El microcontrolador PIC 16F873 es el encargado de digitalizar la señal y transmitirla por el puerto serie al módulo de transmisión Bluetooth.

La figura 4.1 muestra el diagrama de bloques del algoritmo del PIC.

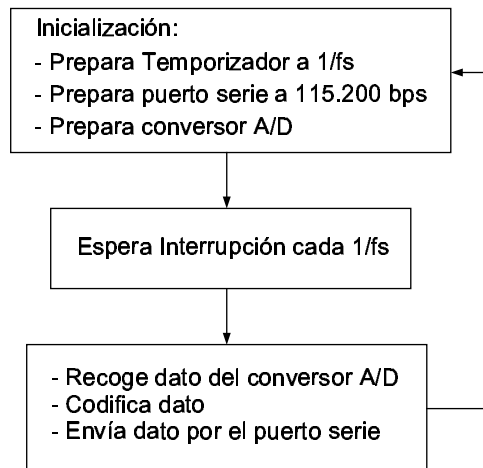


Figura 4.1: Diagrama de bloques del programa digitalizador.

Por una parte el temporizador 0 se programa para generar una interrupción cada milisegundo, por tanto la frecuencia de muestreo sera de 1 kHz. Si necesitamos una frecuencia de muestreo menor es el programa de la PDA

el encargado de reducir la frecuencia aplicando un filtro antialiasing y diezmado la señal.

Cuando el temporizador cuenta 1 ms, se ejecuta la rutina de tratamiento de interrupción que vuelve a programar el temporizador para la siguiente muestra, lee la señal presente en el conversor digital-analógico y la almacena en el buffer de envío para ser transmitida por el puerto serie.

Por el puerto serie vamos a enviar muestras de 12 bits de resolución. Aunque el conversor analógico-digital es de 10 bits programamos el microcontrolador para trabajar con 12 bits pues en el futuro nuestra intención es trabajar con esta resolución. De este modo bastará con cambiar el chip para trabajar con la resolución deseada.

Por el puerto serie transmitiremos cada vez 8 bits. Para transmitir cada muestra utilizaremos dos bloques de 8 bits. Primero transmitiremos la parte baja, después en la parte alta los 4 bits restantes. En los 4 bits restantes vamos a implementar un sencillo protocolo que permite distinguir al módulo receptor entre la parte alta y la parte baja. Dicho protocolo consiste en lo siguiente.

Los tres bits más significativos de la parte alta serán siempre 101, el cuarto bit lo utilizaremos como bit de control de la parte baja, de modo que si ocurre que los tres bits más significativos de la parte baja también son 101 se procederá a ponerlos a 000 y se marcará este hecho poniendo el bit de control a 1. Si por el contrario esto no ocurre, la parte baja quedará intacta y el bit de control será 0. La figura 4.2 muestra esquemáticamente el funcionamiento del protocolo.

Marca	Bit de Control	Parte Alta	Parte Baja
1 0 1	y	x ₁₁ x ₁₀ x ₉ x ₈	x ₇ x ₆ x ₅ x ₄ x ₃ x ₂ x ₁ x ₀

y = 1 si parte baja = 101x xxxx, y parte baja se pone a 000x xxxx
y = 0 si parte baja ≠ 101x xxxx

Ejemplos:

- Para transmitir 2B7h (= 001010110111b) transmitiremos primero como parte baja 17h (= 00010111b) y luego como parte alta B2h (=10110010b).
- Para transmitir 237h (= 001000110111b) transmitiremos como parte baja 37h y como parte alta A2h.

Figura 4.2: Descripción del protocolo de transmisión serie.

El puerto serie va a trabajar a una velocidad máxima de 115200 bps, límite impuesto por el módulo de transmisión serie Bluetooth. Para esta velocidad la tabla 4.1 muestra los canales disponibles. Para el cálculo de los valores de la tabla hay que tener en cuenta que, al transmitir un byte, en realidad

se transmiten 10 bits, ya que el protocolo serie utiliza un bit para marcar el inicio y otro para marcar el fin.

Frecuencia de muestreo	Nº de canales máximo
1 kHz	5
500 Hz	11
250 Hz	23

Tabla 4.1: Número de canales según la frecuencia de muestreo.

Sobre el PIC tenemos un buffer de almacenamiento temporal para el caso en el que ocurra algún retraso en la transmisión por el puerto serie. El buffer se almacena en la memoria interna del PIC. La tabla 4.2 muestra la capacidad del buffer en función del PIC utilizado y la frecuencia de muestreo. Para aprovechar mejor la memoria, las muestras se almacenan en memoria utilizando el formato 212 para muestras de 12 bits, de modo que 2 muestras ocupan 3 bytes.

En la tabla 4.2 mostramos también la capacidad para los modelos 16F876/77 ya que en nuestro sistema el paso de uno a otro es inmediato sin más que cambiar el chip e indicar las zonas de memoria disponibles en el programa.

	873/874	876/877
Memoria disponible	192 bytes	368 bytes
Nº muestras almacenadas en formato 212	128	245
Capacidad del buffer a $F_s = 1$ kHz	128 ms	245 ms
Capacidad del buffer a $F_s = 250$ Hz	512 ms	980 ms

Tabla 4.2: Capacidad del buffer temporal.

4.2. PDA.

La PDA es la encargada de analizar la información y atender a las comunicaciones. Se encarga de recoger la señal proveniente del módulo Bluetooth, analizarla para extraer los puntos característicos del ECG, clasificarla para la detección de anomalías, almacenarla para su posterior revisión y estar pendiente de posibles peticiones del centro hospitalario para atenderlas adecuadamente.

La figura 4.3 muestra las distintas tareas de las que se debe ocupar el programa de la PDA.

Cada una de las tareas que ejecuta la PDA es independiente del resto, aunque se ejecutan en el mismo proceso, son hebras (o hilos) que se encargan

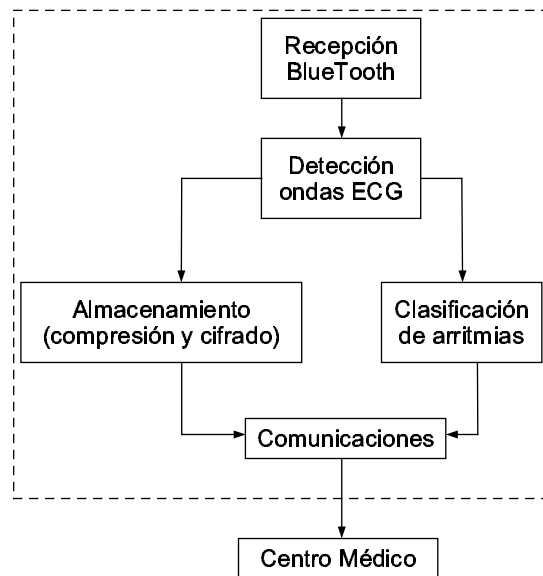


Figura 4.3: Tareas del programa de la PDA.

de realizar su cometido en sincronización con el resto. Para poder funcionar de este modo es necesario que el sistema operativo tenga capacidad para gestionar este tipo de procesos, en caso contrario se podría obtener un funcionamiento similar emulando la función del sistema operativo llamando a cada tarea cada cierto tiempo.

Dadas las características del programa, se ha optado por implementar un solo proceso que controla varios hilos. El problema de esta opción es que si cae el proceso principal se caen todos sus hilos. Para evitar que esto pase, una posible solución es ejecutar otro proceso “vigilante” que se encargue de vigilar al primero y de relanzarlo si éste cae. Como la única tarea del proceso vigilante es monitorizar al otro, se trata de un programa extremadamente sencillo, con una carga computacional prácticamente inapreciable y muy robusto, lo que hace difícil que él mismo caiga.

Otra opción alternativa al mono-proceso es hacer procesos separados cada uno a cargo de una tarea. Esto permite que los procesos, además de la tarea que tengan asignada, se vigilen entre sí de modo que si cae alguno puede recuperarse. La desventaja de esta opción es que la comunicación entre procesos es bastante más compleja que entre hilos de un mismo proceso, y que se necesitan más recursos de memoria dado que cada proceso trabaja en un espacio separado del resto.

Dada la importancia de las tareas a realizar por este módulo, vamos a describir en detalle cada una de ellas en las siguientes secciones.

4.2.1. Recepción de datos.

El módulo de recepción de datos se encarga de recibir la señal de ECG de un puerto serie virtual que crea el módulo maestro Bluetooth acoplado a la PDA. El módulo se encarga de convertir los datos codificados con el protocolo descrito en el apartado anterior y almacenarlos en memoria en un buffer circular donde el módulo de detección los recoge y almacena. La transmisión está cifrada por el propio estándar Bluetooth.

En caso de que el enlace con el puerto serie Bluetooth se pierda, el sistema notifica al usuario emitiendo una aviso sonoro cada segundo y mostrando un mensaje de alerta por pantalla. El aviso termina cuando el enlace se vuelve a recuperar. Toda la gestión de la conexión se realiza de manera automática sin que el usuario que porta el módulo de adquisición del ECG tenga que intervenir más allá de estar lo suficientemente cerca de la PDA como para que se establezca correctamente el enlace.

4.2.2. Análisis de datos. Detección de marcas del ECG.

Este módulo realiza una de las tareas más importantes del sistema, el análisis y detección de marcas de la señal de ECG. El módulo se encarga de detectar las ondas Q, R, S, T y fin de, T así como el principio y final del complejo QRS de la señal de ECG.

Elección del algoritmo detector.

El algoritmo detector que buscamos tiene que cumplir los siguientes requisitos:

- Funcionamiento en tiempo real.
- Simplicidad por dos motivos: facilitar su modificación y adaptación a nuestras necesidades, y portabilidad a cualquier plataforma hardware.

Para la elección del algoritmo detector de puntos característicos de la señal de ECG se procedió a realizar una búsqueda bibliográfica. Nuestras principales fuentes de información fueron un estudio previo realizado por nuestro grupo en [61], un estudio comparativo de algoritmos detectores de QRS publicado en enero de 1990 en IEEE Transactions on Biomedical Engineering por Gary M. Friesen *et al.* [62] y un estudio reciente de enero de 2002 en IEEE Engineering in Medicine and Biology por Bet-Uwe Köler *et al.* [63].

Los estudios más completos tienden a hacer una separación de algoritmos detectores entre los siguientes tipos:

- Amplitud y primera y/o segunda derivada.
- Filtros Digitales.
- Transformadas.
- Redes Neuronales.
- Detección de patrones.
- Métodos de detección por cruces por cero.

En una primera aproximación descartamos los algoritmos basados en transformadas por su complejidad de cálculo y su consumo de memoria. En general realizar una transformada para representar la señal en otro espacio vectorial suele consumir bastantes recursos de CPU, o de memoria para el almacenamiento temporal de tablas e índices, o ambos.

Los métodos basados en redes neuronales fueron también descartados en un principio porque generalmente este tipo de detectores requiere de un periodo de entrenamiento previo para cada paciente y patología que los hace poco aconsejables para un sistema portátil remoto.

Los métodos de detección de patrones estudiados suelen ser costosos computacionalmente y requieren de espacio en memoria para el almacenamiento de los patrones a comparar.

De entre los restantes, los mejores algoritmos son aquellos que combinan propiedades de cada uno de ellos.

Finalmente optamos por utilizar el algoritmo propuesto por Pablo Laguna *et al.* en [64]. Este algoritmo presenta varias ventajas en lo que se refiere a nuestro sistema de las cuales destacamos:

- Es un algoritmo sencillo, fácilmente modificable que puede trabajar en tiempo real sobre cualquier plataforma sin consumir muchos recursos.
- Además del complejo QRS, detecta la posición exacta de las ondas R, Q, T y fin de T.
- Combina técnicas de filtrado digital, primera derivada y umbral de amplitud.
- Está basado a su vez en algoritmos de probada eficiencia como el algoritmo detector de QRS de Pan y Tompkins [65].
- Se dispone de una descripción detallada de las distintas fases y funcionamiento del algoritmo.

El algoritmo originalmente se utilizaba para detectar señales procedentes de la derivación II procedentes de registros Holter. Su diagrama de bloques se muestra en la figura 4.4.

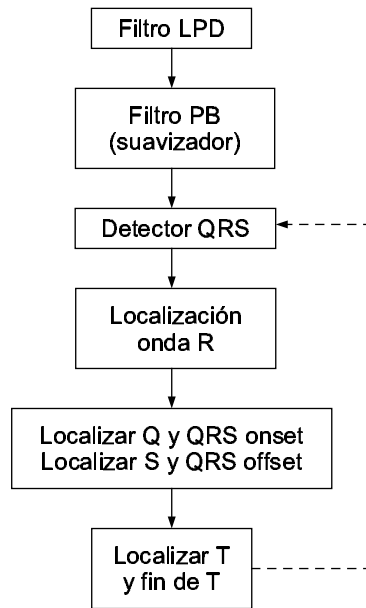


Figura 4.4: Diagrama de bloques del algoritmo detector de marcas.

La primera fase del algoritmo consiste en filtrar la señal mediante un filtro digital pasa banda. Este filtro se divide a su vez en dos filtros. El primer filtro es un filtro pasa baja diferenciador (LPD) que tiene como función de transferencia y módulo de respuesta en frecuencia las siguientes:

$$G_1(z) = 1 - Z^{-6} \quad (4.1)$$

$$|G_1(\omega T)| = 2|\sin(3\omega T)| \quad (4.2)$$

El segundo filtro es un filtro pasa baja cuya función de transferencia es:

$$G_2(z) = \frac{1 - Z^{-8}}{1 - Z^{-1}} \quad (4.3)$$

Y su módulo de respuesta en frecuencia:

$$|G_2(\omega T)| = \left| \frac{\sin(4\omega T)}{\sin(\frac{1}{2}\omega T)} \right| \quad (4.4)$$

En la figura 4.5 podemos ver la respuesta en frecuencia de G_1 y G_2 así como la respuesta en frecuencia del filtro resultante $G_3 = G_1G_2$. El retardo del filtro global es de 7 muestras.

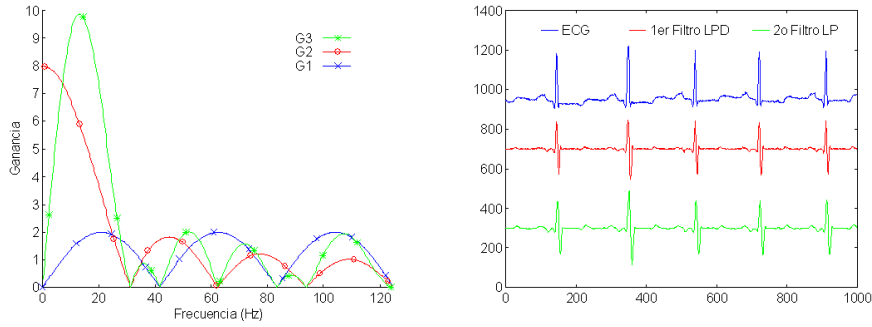


Figura 4.5: Respuesta en frecuencia de los filtros aplicados.

Tras la aplicación de estos filtros, el algoritmo define un umbral de amplitud correspondiente al 80 % del pico mayor detectado que servirá para detectar los complejos QRS. Este umbral se actualiza constantemente mediante la expresión:

$$H_{n+1} = 0,8H_n + 0,2(0,8PK_n) \quad (4.5)$$

Al detectar un posible complejo QRS se procede a localizar la onda R mediante un criterio de picos y amplitudes. Una vez localizada la onda R, ésta se utilizará para localizar el resto de ondas. La localización de la onda R permite calcular la distancia RR media según la expresión:

$$RR_{av} = \begin{cases} 0,8RR_{av} + 0,2RR & \text{si } 1,5RR_{av} > RR > 0,5RR_{av} \\ RR_{av} & \text{en caso contrario} \end{cases} \quad (4.6)$$

El algoritmo realiza una búsqueda de complejos QRS hacia atrás si no ha sido capaz de detectar ninguno en un periodo de $1,8RR_{av}$. Para ello redefine el umbral de amplitud como $H'_n = 4/5H_n$.

La onda Q se localizará utilizando la señal obtenida tras filtrar la señal original de ECG por el primer filtro. Esto se hace así porque el segundo filtro elimina picos de la señal que impedirían la correcta detección del pico donde se localiza la onda Q. La onda Q se define en este algoritmo como el primer pico anterior a la onda R. Al mismo tiempo se localiza el principio del QRS (QRS onset) mediante un criterio de amplitud.

Por último, se procede a detectar la localización del final de la onda T y el pico de la onda T. Para ello se utiliza la información de la distancia RR media definida en la ecuación 4.6 para definir una ventana de búsqueda para la onda T dada por:

$$(bwind, ewind) = \begin{cases} (140, 500) \text{ ms} & RR_{av} > 700 \text{ ms} \\ (100, 0,7RR_{av}) \text{ ms} & RR_{av} < 700 \text{ ms} \end{cases} \quad (4.7)$$

El algoritmo es capaz de diferenciar entre cuatro tipos de ondas T, a saber: normal (arriba-abajo), invertida (abajo-arriba), sólo abajo y sólo arriba. La detección de fin de T se realiza mediante criterios de amplitud y localización de máximos y mínimos. Una vez localizado el fin de T se detecta el pico de T buscando hacia atrás el primer pico en la señal filtrada.

Cambios y mejoras añadidas al algoritmo original.

El descrito anteriormente es el algoritmo original tal y como aparece en [64]. Para nuestro sistema hemos introducido una serie de cambios y mejoras para adaptarlo a nuestras necesidades, las cuales pasamos a describir a continuación.

- Localización de la onda S y final del QRS. De una manera similar a como se detectan la onda Q y el principio del QRS se añade al algoritmo original la capacidad de detectar también las ondas S y final del QRS. Estas ondas son empleadas por el algoritmo clasificador.
- Adaptación de los filtros para trabajar a cualquier frecuencia. Los filtros del algoritmo original están diseñados para trabajar a una frecuencia de muestreo de 250Hz. Mediante el cálculo de la situación de los ceros de los filtros aplicados es posible rediseñar de una forma rápida los filtros para que trabajen en cualquier frecuencia múltiplo de 125 Hz.
- Definición del umbral y detección de complejos QRS. Tal y como se presenta el algoritmo original, la actualización del umbral es demasiado sensible a picos de amplitud anormalmente altos, bien sea por complejos QRS anómalos, bien por picos provenientes provocados por *glitches* u otro tipo de ruido externo. Para darle mayor robustez, nosotros introducimos un criterio extra de modo que sólo se actualiza el umbral de detección si el último pico detectado está en torno al 60 % del valor del umbral medio actual. Los resultados de esta modificación pueden apreciarse en registros donde aparece un número elevado de Latidos Ventriculares Prematuros (PVC) que elevan la amplitud de la señal al tener el QRS más amplio y pueden llegar a enmascarar latidos normales. Un buen ejemplo de este tipo de registros lo constituye el 114 de la base de datos del MIT-BIH [7], donde pasamos de tener 55 falsos negativos en el algoritmo original a solamente 3 con el algoritmo modificado.

- Definición de la distancia media RR (RR_{av}). En el algoritmo original la distancia media RR sólo se actualiza si la última distancia RR detectada está entre los umbrales definidos en la ecuación 4.6. Si por algún motivo se produce un cambio en el ritmo cardiaco lo suficientemente brusco como para salirse de los márgenes definidos por la ecuación 4.6, el RR medio no se volverá a actualizar hasta que este vuelva a estar de nuevo dentro del margen de actualización, provocando errores en la detección en las ondas de fin de T y pico de la onda T y en las siguientes detecciones de QRS. Para solventar este problema, definimos un RR_{av} más robusto consistente en el promedio de las últimas 8 distancias RR. El número de distancias RR utilizadas para calcular el promedio se puede modificar en tiempo real para ajustarlo mejor a cada caso.

- Redefinición del criterio de distancia para la localización de complejos QRS. Por un lado, se define un criterio de distancia mínima a la cual consideramos improbable que se pueda localizar un nuevo complejo QRS. Esta distancia es un parámetro modificable del algoritmo que toma un valor por defecto de 300 ms. Por otro lado, se redefine el criterio por el cual si el complejo QRS detectado dista más de $1,5 RR_{av}$ se considera que quizás pueda existir un complejo QRS más cercano que no ha sido detectado. Como el criterio anterior, el valor 1,5 es un valor modificable en tiempo real.

- Definición de un umbral de señal de ruido para mantener el umbral de detección por encima de éste y poder detectar mejor la ausencia de señal en la entrada.

- Ventanas de búsqueda de las ondas. En la búsqueda de las ondas se toman siempre márgenes de búsqueda limitados para evitar detecciones erróneas. Si una onda no es detectada se asigna como posible detección el límite marcado por la ventana de búsqueda.

- Trabajo sobre búferes circulares. Para poder trabajar en tiempo real se ha creado una biblioteca de funciones de búsqueda de máximos, mínimos, picos, umbrales, etc. que trabajan sobre búferes circulares en memoria.

- Todos los parámetros del algoritmo son modificables en tiempo real y se pueden ajustar para mejorar la detección en cada caso particular. No obstante, los valores por defecto funcionan adecuadamente en la mayoría de los casos. En la tabla 4.3 se muestran todos los parámetros del algoritmo.

Parámetro	Descripción	Valor por defecto
time_detecting_pkn	Tiempo sin detectar picos	3000 ms
r_too_far	QRS demasiado lejos	$10 * (RR_{av}/10)$
r_too_near	QRS demasiado cerca	300 ms
back_time	Búsqueda hacia atrás	2000 ms
first_read_time	Primera búsqueda de Hn	1000 ms
first_read_alarm	Alarma si no se detecta señal	3000 ms
threshold	Umbral mínimo	4096/100
pkn_mindur_window	Tiempo mínimo de duración del pico detectado	80 ms
rp_search_window	Ventana de búsqueda de R	200 ms
qp_search_window	Ventana de búsqueda de Q	80 ms
sp_search_window	Ventana de búsqueda de S	80 ms
hq_search_window	Ventana de búsqueda Hq (QRS on/off)	100 ms
qo_search_window	Ventana de búsqueda QRS onset	100 ms
qf_search_window	Ventana de búsqueda QRS offset	100 ms
hq_div_qp_found	Umbral detección QRS onset si Q encontrada	2
hq_div_qp_not_found	Umbral detección QRS onset si Q no encontrada	5
hq_div_sp_found	Umbral detección QRS offset si S encontrada	2
hq_div_sp_not_found	Umbral detección QRS offset si S no encontrada	5
Kt	Umbral de detección de fin de T	2

Tabla 4.3: Parámetros del algoritmo.

Otras aproximaciones.

Durante el desarrollo del algoritmo se intentaron implementar algunas mejoras de cara a aumentar la eficiencia del mismo, principalmente en la parte que detecta el complejo QRS y la onda R.

Al tratarse de un algoritmo que funciona definiendo un umbral de detección, éste es susceptible de cometer errores en la detección cuando los complejos QRS varían de uno a otro en amplitud de manera significativa, o bien ante la presencia de ruido en la señal de ECG. Por lo general, el ruido no afecta excesivamente al algoritmo debido al filtro pasa-banda resultante por el que pasa la señal.

Para evitar esta limitación, se intentaron dos posibles soluciones para cambiar la detección por umbral por las que veremos a continuación.

Cálculo del Moving-Average.

El algoritmo utilizado está parcialmente basado en el algoritmo propuesto por Pan y Tompkins en [65]. En dicho algoritmo se realiza un filtrado similar al utilizado por nosotros para después pasar la señal filtrada por un operador no lineal (el cuadrado) que realza las componentes de alta frecuencia de la señal, correspondientes al complejo QRS. Por último se calcula la integral sobre una ventana de desplazamiento (*moving-average*). De este modo obtenemos una señal en la que quedan claramente destacados los complejos QRS

como elevaciones sobre una señal que para el resto de ondas es prácticamente nulo.

Sobre esta señal es posible sustituir el criterio de detección por umbral de amplitud por un criterio de detección que consiste en detectar “montículos”. De este modo el algoritmo detector no depende de la amplitud que tenga cada complejo QRS, solamente de sus componentes de alta frecuencia que darán lugar a los citados montículos. No obstante sigue siendo necesario definir un umbral de amplitud mínimo ya que algunas ondas T generan montículos apreciables que pueden confundir al detector si se no se adoptan más precauciones.

Se probó la mencionada solución y se obtuvieron los resultados de su funcionamiento. En el capítulo de resultados podemos ver la comparativa entre éste y el algoritmo de detección por umbral. Como se verá, los resultados son similares. El algoritmo mediante *moving-average* no mejora significativamente la capacidad detectora del algoritmo mediante detección por umbral, aumenta significativamente el número de operaciones a realizar -y por tanto el tiempo de CPU utilizado y el consumo del dispositivo- y los requisitos de memoria, y además no está totalmente exento de aplicar un umbral mínimo para distinguir entre complejos QRS y ondas T. Todos estos inconvenientes nos llevaron a optar por no utilizar este sistema.

Detección mediante un operador no lineal.

Otra opción para destacar los complejos QRS es el uso de un operador no lineal. El operador no lineal escogido fue el operador de energía de Teager-Kaiser (TKEO) utilizado en [66] cuya expresión es:

$$\Psi[x(n)] = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad (4.8)$$

Este operador se utiliza para calcular el SNEO (*Smoothed Nonlinear Energy Operator*) como operador para detectar picos y en [66] para descartar complejos QRS de la señal de ECG sobre el EEG.

El TKEO aplicado sobre nuestra señal filtrada destaca los complejos QRS, y en menor medida la onda T. De este modo, parece factible su utilización para la detección de los complejos QRS. Además es un operador que sólo requiere de operaciones de suma y producto, con lo que no consume muchos ciclos de CPU.

Sin embargo, el TKEO plantea varios problemas. En primer lugar complejos QRS con amplitudes que varían poco dan lugar a picos de muy distinta amplitud al tratarse de un operador fuertemente no lineal. Esto obliga a definir un criterio de umbral de amplitud que sea capaz de adaptarse a estos cambios de una manera muy dinámica, mayor a la que utilizábamos en el

algoritmo original sin modificar. Por otro lado, algunas ondas T pueden detectarse erróneamente como complejos QRS dado que sobrepasan el umbral definido.

Tras las pruebas realizadas sobre los registros de las bases de datos, presentes en el capítulo de resultados, constatamos que el uso del TKEO no proporciona una mejora significativa en la detección de complejos QRS, sigue funcionando bajo un criterio de umbral de amplitud y además requiere de un mayor uso de CPU y de memoria.

4.2.3. Compresión de datos.

Podemos clasificar los algoritmos de compresión en dos grupos, con pérdidas y sin pérdidas. Los algoritmos de compresión con pérdidas son capaces de alcanzar tasas de compresión más elevadas dado que descartan partes de la señal original que se consideran redundantes y que por tanto no es necesario almacenar.

Los algoritmos de compresión sin pérdidas, por el contrario, no comportan una pérdida de información, obteniendo por lo general tasas de compresión más bajas. Son ejemplos conocidos de este tipo de algoritmos los basados en diccionarios de palabras, como el LZW [67, 68] o el Deflate [69], o los basados en la codificación entrópica de la señal (en esencia, asignar menos bits a las palabras que aparecen con más frecuencia en lugar de utilizar un número de bits fijo para la codificación). El más conocido de estos últimos es, por supuesto, el codificador propuesto por David A. Huffman en 1952 [70].

Dadas las características de la señal de ECG, los algoritmos de compresión con pérdidas resultan adecuados ya que no toda la información presente en la adquisición de la señal es de interés clínico.

En cuanto a la manera de enfocar el problema de la compresión de la señal de ECG también podemos distinguir dos grupos, los algoritmos basados en técnicas de compresión directa y los algoritmos basados en transformadas.

En el primer grupo, la técnica consiste en hacer un análisis de la señal a comprimir en el dominio temporal, bien sea sin pérdidas mediante algoritmos basados en predictores (mediante polinomios, redes neuronales, etc.), diccionarios (LZW, Deflate y similares), codificadores de entropía (codificador de Huffman y derivados) o una combinación de ellos.

El grupo de algoritmos basados en transformadas lo constituyen aquellos que pasan la señal de la base del dominio temporal a otra donde ésta quede representada por un menor número de vectores base. La transformada de Karhunen-Loeve (KLT) es la que menor número de funciones ortonormales precisa para la representación de una señal, sin embargo no se suele utili-

zar por ser su cálculo costoso computacionalmente. En lugar de la KLT se utilizan casos particulares de ella, más conocidas, como la transformada de Fourier (FT), transformada del coseno (CT), de Walsh, Haar, etc., debido a que para su cálculo sí se conocen algoritmos rápidos y eficientes.

La compresión mediante estos métodos se realiza fijando un umbral mínimo para los coeficientes de las transformadas, descartando aquellos que no lo superan. También se descartan aquellos coeficientes que no aportan información significativa o son redundantes. Por ejemplo, para el caso de la transformada de Fourier del ECG se pueden descartar los coeficientes correspondientes a frecuencias altas. De este modo se obtienen tasas de compresión altas (por lo general mayores que con los métodos de compresión directa) sin prácticamente perder información útil.

Es además común en este tipo de algoritmos codificar los coeficientes y opcionalmente aplicar un algoritmo de codificación entrópica para alcanzar mayores tasas de compresión.

Sin embargo, los métodos basados en transformada presentan problemas en señales no estacionarias, como es el caso de la señal de ECG, pues el cálculo de las mismas se realiza sobre una ventana de muestras, lo cual conlleva problemas de enventanado que se manifiestan al descomprimir la señal con la aparición de artefactos en los bordes de la ventana (*glitches*). Para reducir este efecto se aplican distintos tipos de ventanas (Hamming, von Hann, etc.) o se utilizan funciones base distintas para codificar los extremos de la ventana.

Es posible utilizar también las transformadas tiempo-frecuencia (TTF) para evitar este tipo de errores, siendo su uso más adecuado para señales no estacionarias como la señal de ECG. No obstante su cálculo requiere de mucha capacidad de cómputo y memoria, por lo que no se suelen utilizar para compresión.

En los últimos años ha aparecido un buen número de algoritmos de compresión de ECG basados en transformadas Wavelets. Las transformadas Wavelets descomponen la señal en una serie de funciones base constituidas por dilataciones y contracciones temporales de una función base denominada Wavelet madre. Esto da lugar a una representación de la señal en el dominio espacio-temporal similar a la que ocurría con las transformadas tiempo-frecuencia, pero a diferencia de estas últimas la resolución temporal y frecuencial varía en función de la frecuencia. Algoritmos como el presentado en [71] son capaces de alcanzar razones de compresión de 15:1 sin introducir pérdidas significativas en la señal original, siendo además computacionalmente poco costosos.

Pese a que, como hemos indicado, existen algoritmos eficientes para el cálculo de la mayoría de transformadas, el proceso completo (transformación, cuan-

tización y codificación entrópica) consume por lo general bastantes recursos de memoria e introduce un retardo en la señal de salida. Es por ello que en una primera aproximación descartamos el uso de este tipo de algoritmos para nuestro sistema.

Buscamos un algoritmo con las siguientes características:

- Que necesite pocos recursos de procesador y memoria para que trabaje de manera eficiente en tiempo real sobre cualquier plataforma.
- Que introduzca pocas pérdidas en la señal original.
- Que no introduzca retardos en la señal de salida de cara a su transmisión en tiempo real al centro hospitalario.
- Que sea sencillo y dispongamos de control total sobre él para su adaptación a nuestro sistema.

Un algoritmo que reúne estas características lo constituye la ADPCM (Adaptive Differential Pulse Code Modulation).

En ADPCM la compresión se realiza mediante un predictor y un codificador adaptativos. El predictor se encarga de predecir la muestra siguiente a partir de n muestras anteriores, dando lugar a una señal de error diferencia entre la señal predicha y la señal original. Este error da lugar a términos de mucha menor amplitud que los de la señal original, términos que podemos codificar con un menor número de bits.

Para la descompresión de la señal se utiliza el mismo predictor junto con la señal de error codificada para volver a obtener la señal original. Las figuras 4.6 y 4.7 muestran los diagramas de bloques del compresor y descompresor utilizados en la ADPCM.

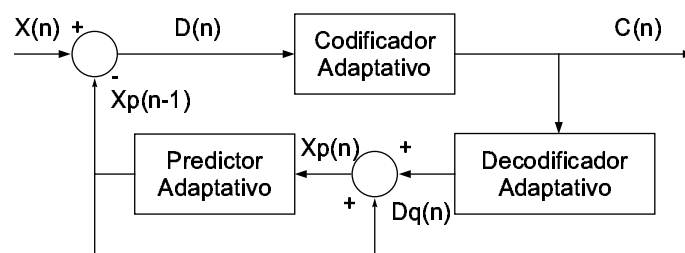


Figura 4.6: Diagrama de bloques del compresor ADPCM.

El proceso de compresión y descompresión de la señal introduce un pequeño error en la misma. En el capítulo de resultados se muestran las pérdidas introducidas por el citado proceso.

La ADPCM consigue una razón de compresión fija de 4:1, suficiente para nuestros propósitos. A modo de ejemplo, se muestran en la tabla 4.4 la razón

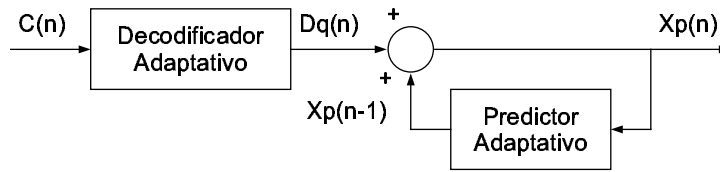


Figura 4.7: Diagrama de bloques del descompresor ADPCM.

de compresión media obtenida de la compresión de las señales de la base de datos QT, calculadas con la ADPCM y algunos de los programas compresores más conocidos. En la tabla se muestra el PRD (Porcentaje de Diferencia Residual) medio de la ADPCM. Este índice se utiliza en compresión para tener una idea de las diferencias entre la señal original y la señal tras el proceso de compresión y descompresión.

Algoritmo	Razón de compresión	PRD
ADPCM	4:1 (75 %)	4,22 %
GZIP/ZIP	1,7:1 (42 %)	-
RAR	3:1 (67 %)	-

Tabla 4.4: Ejemplos de tasas de compresión obtenidas con varios compresores.

Para mejorar la capacidad de compresión, tanto la señal de ECG como las marcas detectadas se almacenan utilizando la librería de compresión zlib [72]. Se trata de una librería de uso libre basada en el algoritmo Deflate y codificación Huffman.

4.2.4. Cifrado.

Para el cifrado nuestra idea es escoger un algoritmo estándar, robusto y eficiente.

Para la elección del algoritmo de cifrado nos basamos en trabajos previos del grupo [73] y se realizó una consulta bibliográfica [74, 75, 76]. También se tuvieron en cuenta las recomendaciones del CEN/TC251 con respecto a los algoritmos de cifrado utilizados en firmas digitales [77].

Tras este estudio, se vio que no hay una clara definición de un estándar de cifrado para señales biomédicas, si bien se recomienda la utilización de algoritmos de cifrado estándares en otros campos. En la bibliografía, se recomienda el uso del DES (Data Encryption Standard) o Triple-DES para el cifrado de la comunicación, y el uso del RSA como algoritmo de clave asimétrica para las tareas de autenticación y firma digital.

Así pues, para cifrar la comunicación decidimos utilizar un algoritmo de uso estandarizado. Puesto que el DES ha quedado anticuado, nos decantamos

por su sucesor, el Advanced Encryption Standard (AES) o Rijndael [78, 79].

El AES es el algoritmo escogido por el National Institute of Standards and Technology (NIST) [80] como nuevo estándar de cifrado, ya que los anteriores, el Data Encryption Standard (DES) o su variante Triple-DES (consistente en cifrar tres veces el mismo mensaje utilizando el DES) han quedado obsoletos.

El AES es un algoritmo de cifrado por bloques que admite longitudes variables para los bloques (128, 256 y 512 bits) y para las claves (128, 256 y 512 bits). Cualquier combinación de longitudes de bloques y claves es posible, siendo posible su ampliación a longitudes múltiplos de 32 bits.

En nuestro sistema hemos escogido como longitudes de bloque y clave 128 bits, pues con ellas obtenemos un cifrado suficientemente robusto introduciendo al mismo tiempo un retardo mínimo en la señal. No obstante, estos valores pueden ser ampliados fácilmente a 256 ó 512 bits.

4.2.5. Generación de Alarmas.

En nuestro sistema detectaremos posibles anomalías en el electrocardiograma capturado según los siguientes eventos:

- Ausencia de señal de entrada, o señal considerada como ruido, durante más de 4 segundos.
- Síndrome de QT largo. Se monitoriza si la distancia QT supera un valor crítico ajustable durante un determinado tiempo, también ajustable.
- Posible indicador de infarto. Se realiza midiendo la elevación del segmento ST.
- Arritmias, utilizando para ello un clasificador de arritmias que describiremos en breve en este mismo apartado.

Todas las alarmas provocan que el sistema de monitorización domiciliar se ponga en contacto con el servidor del centro médico para informar de lo acontecido. En todos los casos se transmiten los cinco minutos de ECG anteriores al suceso de la alarma y un minuto posterior. Las alarmas van acompañadas de una indicación sonora por parte de la PDA y muestran en pantalla un mensaje que describe lo que ocurre y que precauciones tomar.

A continuación describiremos en detalle cada una de las alarmas.

Ausencia de señal de entrada.

El funcionamiento es extremadamente sencillo. Si durante más de 4 segundos la señal de entrada no supera un umbral de ruido, definido dinámicamente a lo largo de la adquisición de la señal, se procede a generar la alarma correspondiente. También se muestra por pantalla de la PDA un aviso de ausencia de señal, que se acompaña con una señal acústica cada dos segundos.

Síndrome de QT largo.

Como vimos en el capítulo 1, un QT largo es un indicador de que algo está fallando en el proceso de repolarización ventricular, y puede ser un indicador de mayor riesgo de muerte súbita.

Para la monitorización del QT utilizaremos el QT corregido según la fórmula de Bazett, que relaciona el QT con el ritmo cardiaco.

$$QT_c = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (4.9)$$

Consideraremos que el QT_c es normal si se cumple la regla mostrada en [6]. La regla se puede expresar de la siguiente manera:

$$QT_c \text{ es normal si } QT_c \leq \frac{RR}{2} \quad (4.10)$$

Lo que significa que a 70 pulsaciones por minuto (857,14 ms) el QT_c se considera normal si está por debajo de 428,57 ms.

La duración del QT_c se monitoriza constantemente. Si durante 10 o más latidos se obtiene un QT_c demasiado largo, según la regla de la ecuación 4.10, se procede a generar una alarma.

En el caso de tener menos de 70 pulsaciones por minuto tomaremos como QT_c largo un valor mayor de 430 ms. En casos de bradicardia el detector de arritmias, explicado más adelante, se encargará de generar su propia alarma.

Todos los valores utilizados como constantes para definir lo que el algoritmo considera un QT largo pueden ser modificados por el médico para adaptarlos a cada paciente o mejorar la eficiencia en la detección.

4.2.6. Indicador de infarto.

Para detectar posibles casos de Infarto de Miocardio (IM) se va a proceder a monitorizar el nivel del segmento ST, pues como se vio en el capítulo de introducción éste resulta ser indicador claro de este tipo de patología.

La medición del cambio en el segmento ST la realizaremos de manera indirecta midiendo la distancia del pico de la onda T respecto al nivel basal del ECG. El nivel basal lo mediremos en el segmento isoeléctrico del ECG correspondiente al tramo PR.

Para obtener el nivel basal procedemos como sigue. Una vez detectado el QRS, abrimos una ventana de búsqueda comprendida entre 100 y 30 ms antes de la posición del QRS (estos valores son parámetros del algoritmo ajustables en cualquier momento por el cardiólogo). Partiendo desde el punto a 30 ms del QRS y yendo hacia atrás buscamos un punto por debajo del 10 % del valor del pico del QRS detectado. Una vez encontrado, tomamos como nivel basal la media de los valores presentes desde el punto hallado hasta el final de la ventana, a 100 ms de la posición del QRS.

Una vez obtenido el nivel basal sólo queda medir la elevación del segmento ST midiendo la diferencia de la onda T respecto a él. De la misma forma, podemos establecer la polaridad normal de la onda T.

Al principio del algoritmo los primeros 10 pulsos se toman como normales y sirven para definir el nivel normal del segmento ST. Este valor de 10 pulsos es ajustable y puede ser cambiado por el médico, quien puede así mismo indicarle al algoritmo que recalcule en cualquier momento el valor del nivel normal.

Con el valor del nivel normal obtenido, se monitoriza pulso a pulso el nivel del segmento ST, obteniendo el nivel medio promediado en los últimos 8 pulsos. Este nivel promediado se compara con el nivel normal. Si durante más de 30 segundos se encuentra que el nivel ha sufrido un cambio mayor del 65 % se procede a generar una alarma. El tiempo de 30 segundos y el valor del 65 % son parámetros establecidos en base a que son los que mejor se ajustan a los criterios de marcación que se siguen en la European ST-T Database [81]. Esto se ha hecho así ya que el algoritmo se ha evaluado utilizando los registros y las marcas de esta base de datos. En cualquier caso, estos valores pueden ser ajustados por el cardiólogo en todo momento.

4.2.7. Clasificador de Arritmias.

Un clasificador es un sistema que, a partir de una señal de entrada, extrae una serie de características, para después, utilizando un conjunto de funciones denominadas *decisiones* o *conjuntos discriminantes*, obtener una clasificación.

En la figura 4.8 podemos ver el diagrama de bloques de un clasificador general. La entrada al sistema es un vector X de entrada (usualmente las muestras de la señal) y denominado *vector patrón*. Dicho vector contiene toda la información disponible en la señal. De este vector se extrae un conjunto

de características β para obtener el *vector de características*. El clasificador opera sobre el *vector de características* mediante el conjunto de *decisiones* y finalmente ofrece el resultado de la clasificación.

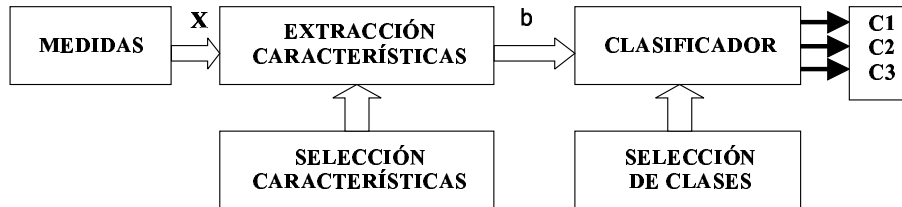


Figura 4.8: Esquema de un clasificador general.

El proceso completo de un clasificador consta de dos partes:

1. **Fase de aprendizaje.** En esta fase se dota al sistema de la información necesaria sobre:
 - Las características a seleccionar, que serán aquellas que mejor discriminan.
 - Las clases a clasificar, que consistirán en patrones obtenidos a partir de las características correspondientes a cada clase mediante una estimación de su probabilidad de distribución.

2. **Fase de clasificación.** Esta fase consta a su vez de dos etapas:
 - Extracción de características a partir del vector de entrada (vector de señal), en función de la información sobre selección de características.
 - Clasificación, comparando los patrones de las clases con el vector de características mediante alguna función de decisión. En general, cuando existen M clases, se utilizan M funciones de decisión, $d_i(\beta)$, $i = 1..M$. La señal con vector patrón x y vector de características β se clasificará en la clase i -ésima, w_i , si:

$$d_i(\beta) > d_j(\beta); i, j = 1 \dots M; i \neq j \quad (4.11)$$

Las características son representaciones compactas de los patrones conteniendo, idealmente, sólo información relevante de los mismos para su clasificación. La elección óptima de características para un determinado caso no es obvia, y generalmente se realiza basándose en el conocimiento previo de que se dispone sobre el problema. Esto crea un cierto grado de incertidumbre en la selección, frecuentemente resuelta mediante métodos de prueba y error,

y también suele generar un número inicialmente grande de características seleccionadas, que puede reducirse mediante algunas técnicas.

Las características se organizan usualmente como un vector (vector de características), que constituye una representación comprimida del patrón. La dimensión de dicho vector viene limitada por diversos factores contrapuestos, como la complejidad del hardware o el software del clasificador, el hecho de que la clasificación sea más precisa cuando el vector de características sólo contiene las más relevantes o la máxima pérdida de información permisible.

El proceso de clasificación requiere que los vectores de entrenamiento estén agrupados en clases bien definidas y separables en el espacio de características. Esta separación en clases se conoce como *clustering*, y existen diversas técnicas para implementarlo, tanto en aprendizaje supervisado (en el que ya existe una asignación previa de cada vector de entrenamiento a una clase, aunque dicha asignación pueda no ser correcta) como automático (en el que el propio sistema debe generar la asignación).

Tras esta breve introducción a los sistemas de clasificación, pasaremos a describir el clasificador de arritmias que hemos utilizado.

El clasificador utilizado como ejemplo de funcionamiento de nuestro sistema está basado en el clasificador de Tompkins [82]. Se trata de un clasificador sencillo que no obstante es capaz de clasificar hasta 10 tipos de arritmias, adaptándose al ritmo cardiaco normal de la persona.

Para este clasificador tenemos un espacio de características de dimensión 2, constituido por la distancia RR y la duración del QRS. El proceso de aprendizaje del clasificador consiste en almacenar ocho pulsos considerados normales, los cuales permitirán definir la zona normal (figura 4.9). A partir de la definición de esta zona, excepto para la zona 0, se definen los límites del resto de zonas. La zona 0 tiene límites fijos basados en limitaciones fisiológicas, de modo que cualquier vector de características que caiga en ella se considera ruido por estar fuera de lo esperado para los valores de duración de RR y QRS.

Puesto que queremos un funcionamiento totalmente automatizado del sistema, para definir los primeros pulsos normales se utiliza un proceso de correlación entre pulsos, de modo que cuando se encuentran 8 pulsos con un índice de correlación superior al 90 % se consideran como normales.

Una vez concluido el proceso de aprendizaje, comienza el proceso de clasificación que consistirá en representar el valor de características de la señal de entrada en el plano de características definido.

Conforme van entrando nuevos pulsos, éstos se van promediando de modo que siempre tendremos el promedio de los último 8 pulsos. Esto permite que el clasificador se vaya adaptando automáticamente a los cambios de ritmo cardiaco normales en una actividad diaria, como incrementos debidos a la

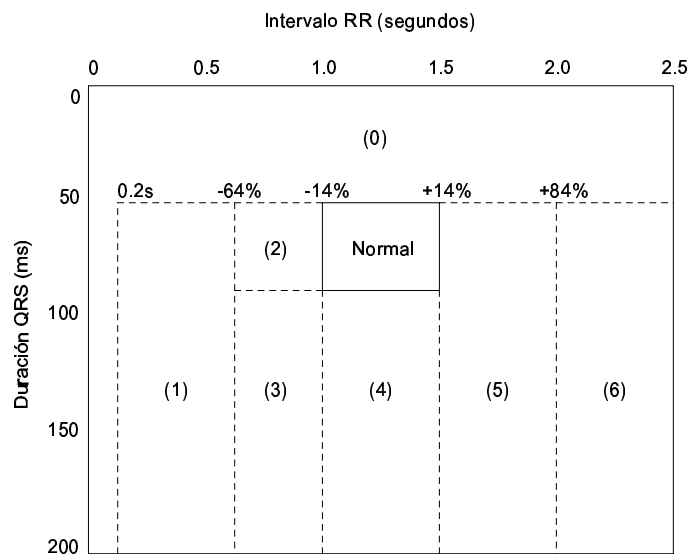


Figura 4.9: Mapa y zonas del clasificador de arritmias.

realización de un esfuerzo o decrementos por estar durmiendo. El resto de zonas consideradas en el espacio de características se calculan a partir de la zona normal, por lo que a su vez éstas también quedarán redefinidas.

La tabla 4.5 muestra las arritmias que podemos detectar en función del mapeo de los latidos en el mapa definido en la figura 4.9.

Arritmia	Descripción
Normal	Cuando el latido cae en la zona normal
Asístole	No se detectó onda R durante más de 1.72 s, menos de 35 ppm ¹
Caído	Un intervalo RR largo, zona 6
R sobre T	Cuando el latido cae en la zona 2
PVC Compensado	Un latido en la zona 3 seguido de otro en la zona 5
PVC Descompensado	Un latido en la zona 3 seguido de otro en la zona normal
Couplet	Dos latidos consecutivos en la zona 3 seguido de otro en la zona normal o en la zona 5
Bradicardia Paroxismal	Más de 2 latidos consecutivos en la zona 5
Taquicardia	El RR medio es mayor que 120 ppm (cae en zona 1)
Fusión	Cuando el latido cae en la zona 4 (QRS anormalmente largo)
Escape	Un latido con un QRS retrasado, cae en la zona 5
Rechazado	Zona 0: RR menor que 200 ms, o duración del QRS menor que 60 ms

Tabla 4.5: Arritmias detectadas por el algoritmo clasificador.

4.3. Servidor del Centro Médico.

El servidor del centro médico está compuesto de tres módulos que son los siguientes:

- Recepción de alarmas.
- Interfaz web para gestión de pacientes y visualización de registros recibidos. La interfaz actúa sobre una Base de Datos donde se almacena de manera eficiente la información.
- Aplicación para el control remoto del módulo de monitorización domiciliaria y visualización en tiempo real del ECG del paciente.

Como se ha descrito anteriormente, estos tres módulos permiten al usuario comprobar si se ha registrado alguna alarma, ver de qué tipo es y acceder de forma inmediata a su revisión. Además, mantiene una base de datos de dichas alarmas, por lo que se mantiene un registro histórico de las alarmas recibidas y permite el mantenimiento de la misma.

A continuación describiremos en detalle cada uno de estos módulos.

4.3.1. Receptor de Alarmas.

El receptor de alarmas es un programa que funciona en modo residente en el sistema operativo en el que se instale y se encarga de recibir las alarmas que se generen en cada módulo remoto. Está escrito en C, para asegurar su eficiencia y portabilidad, y se comunica mediante el protocolo TCP/IP.

El receptor escucha por un socket TCP/IP y espera a que alguno de los módulos solicite la recepción de una alarma. Se ha seleccionado este protocolo sobre otros o sobre una implementación propietaria por varios motivos. En primer lugar, es un protocolo de comunicaciones muy popular y extendido, con prestaciones fuera de toda duda, fiabilidad, robustez, gestión de paquetes, conexiones, etc., y con un importante apoyo de desarrollo y compañías comerciales. Esto abarata costes de programación, mantenimiento y hardware. Además, favorece la compatibilidad, ya que son muchas las plataformas, tanto hardware como software, que lo soportan de forma nativa. Además, este protocolo está fácilmente disponible a través de cualquier dispositivo de comunicaciones hardware (módem, ethernet, bluetooth, radio...). Por tanto, es una elección en nuestro juicio acertada y fiable. En ese momento, se procede a autenticar el módulo remoto mediante un identificador de 128 bits aleatorio, generado cuando se le entrega el módulo remoto al paciente. Una vez autenticado el módulo remoto, se procede a recibir la alarma junto con la señal de electrocardiograma correspondiente a los 5

minutos previos a la generación de la alarma, y 1 minuto posterior a ella. En concreto se transmite:

Campo	Tipo
Fecha y hora de la generación de la alarma.	time_t (entero 32 bits)
Fecha y hora de la recepción de la alarma.	time_t (entero 32 bits)
Tipo de alarma.	entero 32 bits
Longitud del ECG que se va a enviar.	entero 32 bits
Señal de ECG.	muestras de 16 bits

El tipo time_t es un formato correspondiente al tiempo transcurrido, en segundos, desde las 0 horas, 0 minutos, UTC (tiempo universal coordinado, del 1 de enero de 1970, llamado tiempo de calendario, POSIX.1 Anexo B 2.2.2.).

La señal de ECG se almacena en muestras de 16 bits, comprimidas mediante ADPCM y zlib y cifradas por el Advanced Encryption Standard (AES), descrito en el punto anterior.

La comunicación entre el servidor y el módulo remoto también se cifra utilizando el AES. La clave utilizada es de 128 bits y se genera al entregarle el módulo remoto al paciente. Cuando la transmisión de la alarma termina, el módulo receptor genera una nueva clave aleatoria que transmite, encriptada por la anterior, al módulo remoto como nueva clave para futuras conexiones.

Para asegurar que no ha habido errores en el proceso de transmisión, todos los campos incluyen en un código de redundancia cíclica (CRC) de 32 bits. En el caso de que se produzca algún error se procede a retransmitir.

Una vez recibidos los datos de la alarma y comprobado que son correctos, el módulo receptor los introduce en la base de datos para que el especialista, a través de la interfaz web descrita en el siguiente punto, los pueda revisar y analizar. También se procede a enviar un mensaje de correo electrónico a la dirección asociada para la generación de alarmas y a mostrar por pantalla un aviso de recepción de alarmas como se muestra en la figura 4.10.



Paciente	Tipo de Alarma	Hora	Fecha	Hora de recepción	Fecha de recepción
Carlos García	Sin recepción durante 4s	03:15:02	13/05/2003	03:15:00	13/05/2003
Juan Pérez	Bradycardia	16:45:48	14/05/2003	16:30:22	14/05/2003
Benito Gómez	Taquicardia	16:45:48	14/05/2003	16:40:30	14/05/2003

Figura 4.10: Aviso de alarmas.

4.3.2. Base datos.

Hemos hecho una pequeña base de datos sencilla inspirada en el estándar propuesto por el CEN/TC251 [51] como ejemplo de lo que puede ser una base de datos para almacenar los datos del paciente y sus alarmas. En principio, el hecho de contemplar los campos recomendados en el estándar favorecerá la inclusión de éstos en sistemas informáticos más grandes (como podría ser la base de datos de pacientes del hospital). Desde el punto de vista técnico, sería rápido y efectivo la exportación de los datos de esta base de datos a cualquier base de datos que aceptara comandos SQL, o bien adaptar el sistema para enlazarla con otra base de datos distinta.

La base de datos se denomina CPR (*Computer Patient Register*). Está normalizada a la tercera forma [83] con lo que asegura la integridad, modularidad, seguridad y alta eficiencia en el tratamiento de los datos.

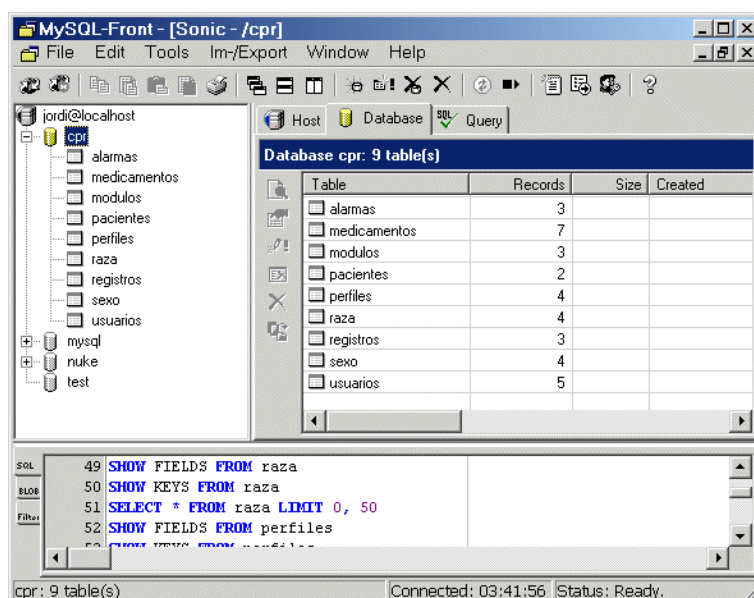
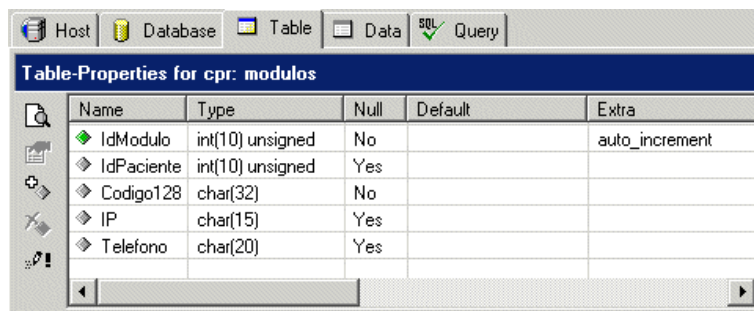


Figura 4.11: Programa MySQL-Front para la gestión de la base de datos.

A continuación describiremos las tablas y campos definidos en la base CPR.

Tabla Módulos.

Para el funcionamiento del módulo receptor de alarmas, la base de datos CPR contiene la tabla Módulos con la información suficiente para localizar la situación de los módulos remotos, poder autentificar y establecer la comunicación y enlazar cada módulo con el paciente que lo tenga. Consta de los siguientes campos:



Name	Type	Null	Default	Extra
IdModulo	int(10) unsigned	No		auto_increment
IdPaciente	int(10) unsigned	Yes		
Codigo128	char(32)	No		
IP	char(15)	Yes		
Telefono	char(20)	Yes		

Figura 4.12: Estructura de la tabla módulo.

- *IdModulo*: Índice auto numérico que identifica el módulo inequívocamente para la aplicación web y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- *IdPaciente*: Identificador que hace referencia al paciente que posee el módulo o PDA. Este campo puede estar vacío indicando que está disponible.
- *Codigo128*: Clave de 128 bits utilizado para la autenticación entre el Receptor de Alarmas y el módulo remoto.
- *IP*: Dirección unívoca de la situación del módulo remoto en el caso que esté conectado a la red Internet.
- *Telefono*: Teléfono desde el cual es posible comunicarse con el módulo GSM/GPRS/UMTS de la PDA en el caso de disponer de este tipo de enlace.

Tabla Registros.

El Receptor de Alarmas gestiona la recepción del ECG transmitido por el módulo (generalmente correspondiente a una alarma). Este se almacena en la nueva tabla Registros de la base de datos CPR. Los campos de esta tabla han sido diseñados para seguir el estándar CEN/TC251 en la medida de lo posible.

Los campos que contienen la información de cada Registro son:

- *IdRegistro*: Índice auto numérico que identifica la alarma inequívocamente para las aplicaciones y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- *IdPaciente*: Código que identifica a cada paciente introducido en la base de datos.

Name	Type	Null	Default	Extra
IdRegistro	bigint(20) unsigned	No		auto_increment
IdPaciente	int(10) unsigned	No	0	
IdModulo	int(10) unsigned	No	0	
Fecha	date	No	0000-00-00	
Hora	time	No	00:00:00	
FechaRecep	date	No	0000-00-00	
HoraRecep	time	No	00:00:00	
TipoAlarma	int(4) unsigned	No	1	
Peso	float	Yes	0	
Altura	float	Yes	0	
IdTipoMed	tinyint(1) unsigned	No	0	
IdMed	tinyint(2) unsigned	No	0	
Prioridad	tinyint(1) unsigned	Yes	1	
Sisto	float	Yes	0	
Diasto	float	Yes	0	
FiltrosLB	float	Yes	0	
FiltrosPB	float	Yes	0	
Entidad	varchar(50)	Yes	Domicilio particular.	
Departamento	varchar(50)	Yes	0	
EntidadAnal	varchar(50)	Yes	Módulo remoto en ...	
DepartAnal	varchar(50)	Yes	0	
MedPrincipal	varchar(50)	Yes	0	
MedAux	varchar(50)	Yes	0	
ATS	varchar(50)	Yes	0	
Habitacion	varchar(50)	Yes	0	
Estado	varchar(50)	Yes	0	
L_ECG	int(4) unsigned	No	0	
FicheroECG	blob	Yes		
Observaciones	varchar(255)	No	No hay observacio...	

Figura 4.13: Estructura de la tabla Registros.

- *IdModulo*: Código que identifica el módulo inequívocamente. Se añaden los campos *IdPaciente* y *IdModulo* simultáneamente para permitir los cambios de módulos remoto entre los pacientes registrados en el Centro Médico.
- *Fecha*: Fecha de generación de la alarma registrada por el módulo remoto.
- *Hora*: Hora de generación de la alarma registrada por el módulo remoto.
- *FechaRecep*: Fecha de recepción de la alarma por el Centro Médico. En el mejor de los casos la transmisión de la Alarma se realizaría inmediatamente y este valor coincidiría con el campo *Fecha*.
- *HoraRecep*: Hora de recepción de la alarma por el Centro Médico. Si la

transmisión de la Alarma entre el módulo remoto y el servidor médico se realiza en el mismo día, la diferencia entre los campos HoraRecep y Hora mostrará el tiempo que tarda la transmisión del ECG.

- *TipoAlarma*: Código de 32 bits (entero de 4 Bytes) asociado al tipo de Alarma detectada por el módulo remoto. La descripción del código se encuentra en la tabla Alarmas de la base de datos CPR. El valor por defecto es 1 indicando que no se corresponde con una alarma propiamente dicha (como se verá en la tabla Alarmas).
- *Peso*: Peso del paciente en el momento de la adquisición del ECG medido en kilogramos.
- *Talla*: Talla del paciente en el momento de la adquisición del ECG medida en centímetros.
- *IdTipoMed*: Código que hace referencia al tipo de medicación que recibe el paciente. La descripción se encuentra en la tabla Medicamentos.
- *IdMed*: Código que hace referencia a la medicación recibida por el paciente. El código IdMed está sujeto al código IdTipoMed y puede considerarse una descripción detallada del tipo de Medicación.
- *Prioridad*: Valor entre 1 y 10 especificando la importancia de la alarma detectada. Por defecto se encuentra en valor 5 indicando la prioridad normal.
- *Sito*: Presión sistólica medida en mmHg en el momento de la adquisición del ECG.
- *Diasto*: Presión diastólica medida en mmHg en el momento de la adquisición del ECG.
- *FiltroLB*: Frecuencia de corte del filtro paso-bajo utilizado para eliminar las componentes de baja frecuencia. En su defecto aparece el valor 0 indicando que no se ha utilizado.
- *FiltroPB*: Frecuencia superior de corte del filtro pasa-banda utilizado para eliminar las componentes de alta frecuencia. En su defecto aparece el valor 0 indicando que no se ha utilizado.
- *Entidad*: Lugar en el que se recoge el ECG. Por defecto contiene 'Domicilio particular' dado el carácter móvil y personalizado del módulo remoto.
- *Departamento*: En su caso, departamento de la Entidad.

- *EntidadAnal*: Lugar en el que se estudia y analiza el ECG. Por defecto contiene 'Módulo Remoto en PDA' para indicar que la detección de la alarma la realiza la PDA.
- *DepartAnal*: En su caso, departamento de la Entidad de Análisis.
- *MedPrincipal*: Médico principal responsable del tratamiento del paciente.
- *MedAux*: Médico auxiliar.
- *ATS*: En su caso, enfermera/o que atiende al paciente.
- *Habitación*: En su caso, habitación que ocuparía el paciente en el centro de salud
- *Estado*: Descripción breve subjetiva del estado del paciente.
- *L_ECG*: Longitud del ECG (32 bits) enviado por el módulo.
- *ECG*: Fichero que contiene el ECG correspondiente a la Alarma.
- *Observaciones*: Campo con texto bien introducido por el personal médico como automáticamente por el módulo remoto.

Se ha distinguido entre campos que admiten valores nulos, para asegurar la compatibilidad con el estándar de transmisión de ECG seguido, y aquellos que no admiten valores nulos, necesarios para el funcionamiento de las diferentes aplicaciones que componen el sistema global.

Tabla Alarmas.

El tipo de alarma detectado por el módulo remoto está codificado en un valor de 32 bits que es enviado junto con el ECG. El significado de ese valor está disponible en la tabla Alarmas de la base de datos CPR.

- *TipoAlarma*: Número de 32 bits que identifica unívocamente la alarma detectada en el módulo remoto.
- *Alarma*: Breve descripción del tipo de alarma.

Name	Type	Null	Default	Extra
TipoAlarma	int(4) unsigned	No		auto_increment
Alarma	char(20)	No		

Figura 4.14: Estructura de la tabla de alarmas.

Name	Type	Null	Default	Extra
IdMed	int(3)	No	0	
IdTipoMed	int(3) unsigned	No	0	
Medicamento	varchar(50)	Yes	0	
IdTrat	tinyint(3) unsigned	No	0	

Figura 4.15: Estructura de la tabla de medicamentos.

Tabla Medicamentos.

La tabla medicamentos contiene la información del tratamiento que sigue el paciente y puede afectar en alguna medida al funcionamiento del corazón. La codificación y organización de los tratamientos se ha seguido según el estándar CEN/TC251.

Los campos que contiene la tabla Medicamentos son los siguientes:

- *IdTrat*: Índice auto numérico que identifica el tratamiento inequívocamente para las aplicaciones del sistema y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- *IdTipoMed*: Código, según el estándar, que especifica el tipo de tratamiento que lleva el paciente.
- *IdMed*: Código, según el estándar, del medicación recibida por el paciente.
- *Medicamento*: Descripción del tratamiento del paciente en el que se incluye la transcripción de los códigos IdTipoMed y IdMed.

IdMed	IdTipoMed	Medicamento	IdTrat
1	0	Digitálico (No especificado)	1
1	1	Digitálico (Digoxin-Lanoxin)	2
1	2	Digitálico (Digitoxin-Digitalis)	3
8	0	Psicotrópicos (No especificado)	4
8	1	Psicotrópicos (Tricyclic antidepressant)	5
8	2	Psicotrópicos (Phenothiazide)	6

Figura 4.16: Ejemplo de contenido de tratamientos en la tabla medicamentos.

Tabla Pacientes.

La tabla Pacientes de la base de datos CPR contiene la información indispensable para la correcta identificación y localización del paciente así como sus características fisiológicas (en conjunción con la información incluida en la transmisión del ECG). Se incluyen además dos campos para la identificación del paciente dentro de bases de datos clínicas más importantes y completas como son el número de historia clínica (NHC) y el número de la seguridad social (NSS).

Name	Type	Null	Default	Extra
IdPaciente	int(10) unsigned	No		auto_increment
Nombre	varchar(50)	Yes	No especificado	
Apellido1	varchar(50)	Yes	No especificado	
Apellido2	varchar(50)	Yes	No especificado	
IdSexo	tinyint(1) unsigned	Yes	0	
IdRaza	tinyint(1)	Yes	0	
FecNac	date	Yes	0000-00-00	
Direccion	varchar(255)	Yes	No especificada	
ECorreo	varchar(20)	Yes	No especificado	
CP	varchar(15)	Yes	No especificado	
DNI	varchar(20)	Yes	No especificado	
NSS	varchar(20)	Yes	No especificado	
Telefono	varchar(20)	Yes	No especificado	
Observaciones	varchar(255)	Yes	No hay observaciones	
NHC	varchar(20)	Yes	No especificado	

Figura 4.17: Estructura de la tabla pacientes.

Los campos que contiene la tabla Pacientes son:

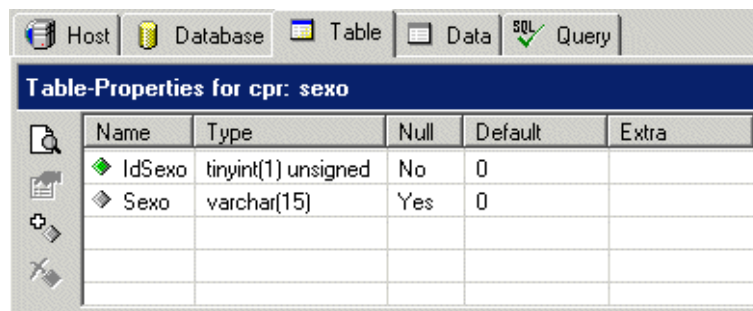
- *IdPaciente*: Índice auto numérico que identifica el paciente inequívocamente para las aplicaciones del sistema y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- *Nombre*: Nombre del paciente.
- *Apellido1*: Primer apellido del paciente:
- *Apellido2*: Segundo apellido del paciente.
- *IdSexo*: Código de 0 a 3 correspondiente al sexo del paciente. Su descripción se encuentra en la tabla Sexo.
- *IdRaza*: Código de 0 a 3 correspondiente a la raza del paciente. Su descripción se encuentra en la tabla Raza.
- *FechaNac*: Fecha de nacimiento.
- *Direccion*: Dirección completa del paciente.
- *ECorreo*: Correo electrónico.
- *CP*: Código Postal. Este valor está excluido del campo Dirección para permitir búsquedas de tipo geográficas en base a su código postal.
- *DNI*: Número de identificación nacional.
- *NHC*: Número de historia clínica.
- *NSS*: Número de la seguridad social.
- *Telefono*: Teléfono de contacto.
- *Observaciones*: Campo destinado a cualquier tipo de puntualización necesaria sobre el paciente.

Tabla Sexo.

La tabla Sexo es necesaria para la introducir la descripción de los códigos de Sexo especificados por el estándar CEN/TC251.

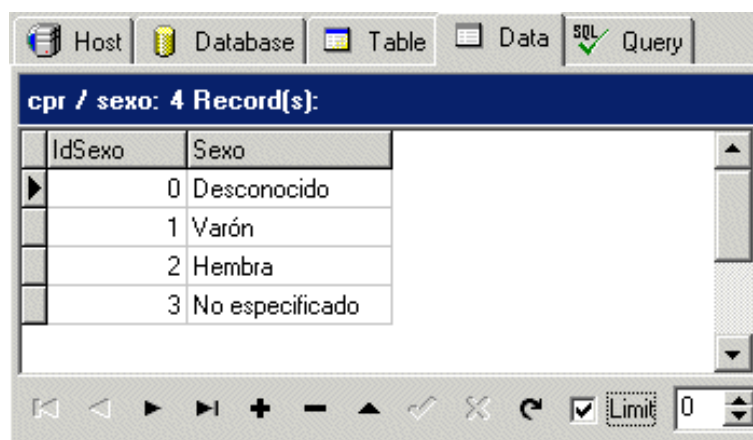
Los campos de la tabla son:

- *IdSexo*: Código según el estándar para especificar el sexo en la transmisión del ECG.
- *Sexo*: Descripción del código IdSexo.



Name	Type	Null	Default	Extra
IdSexo	tinyint(1) unsigned	No	0	
Sexo	varchar(15)	Yes	0	

Figura 4.18: Estructura de la tabla sexo.

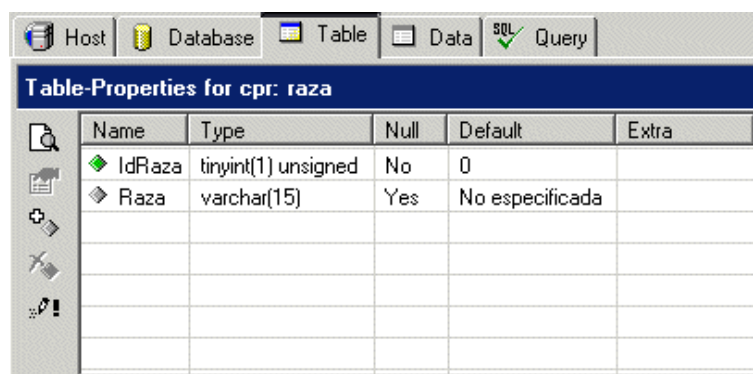


IdSexo	Sexo
0	Desconocido
1	Varón
2	Hembra
3	No especificado

Figura 4.19: Relación de códigos de Sexo descritas.

Tabla Raza.

La tabla Raza es necesaria para la introducir la descripción de los códigos de Raza especificados por el estándar CEN/TC251.



Name	Type	Null	Default	Extra
IdRaza	tinyint(1) unsigned	No	0	
Raza	varchar(15)	Yes	No especificada	

Figura 4.20: Estructura de la tabla raza.

Los campos de la tabla Raza son:

- *IdRaza*: Código según el estándar para especificarla raza en la transmisión del ECG.
- *Raza*: Descripción del código IdRaza.

IdRaza	Raza
0	No especificada
1	Caucásica
2	Negra
3	Oriental

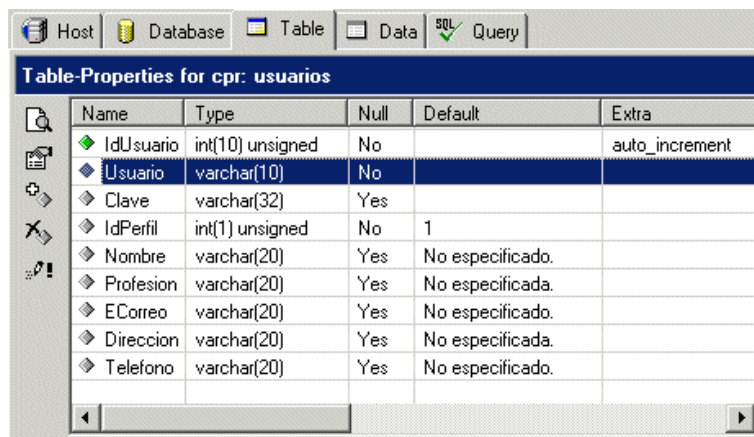
Figura 4.21: Relación de códigos de Raza descritas.

Tabla Usuarios.

La tabla Usuarios de la base de datos CPR contiene, además de información sobre la situación personal del usuario así como datos para estar localizable, los códigos de acceso a las diferentes aplicaciones, especialmente el servidor del centro médico. Para acceder a las aplicaciones es necesario introducir dos palabras de paso denotadas por 'usuario' y 'clave'. La clave es la palabra de paso que recibirá un tratamiento secreto por la aplicación (sustituyendo los caracteres por símbolos asteriscos) y también un tratamiento secreto por la base de datos (la clave está almacenada después de ser transformada por el algoritmo criptográfico MD5) que dificulta descubrir la clave original si un fallo de seguridad ocurriera en la base de datos.

Los campos que contiene la tabla Usuarios son:

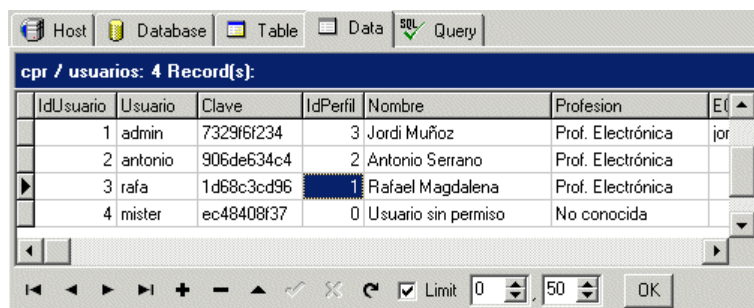
- *IdUsuario*: Índice auto numérico que identifica el usuario inequívocamente para las aplicaciones y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- *Usuario*: Cadena no vacía que identifica al usuario al acceder a la aplicación (máximo de 10 caracteres).



Name	Type	Null	Default	Extra
IdUsuario	int(10) unsigned	No		auto_increment
Usuario	varchar(10)	No		
Clave	varchar(32)	Yes		
IdPerfil	int(1) unsigned	No	1	
Nombre	varchar(20)	Yes	No especificado.	
Profesion	varchar(20)	Yes	No especificada.	
ECorreo	varchar(20)	Yes	No especificado.	
Direccion	varchar(20)	Yes	No especificada.	
Telefono	varchar(20)	Yes	No especificado.	

Figura 4.22: Estructura de la tabla usuarios.

- *Clave*: Cadena de único conocimiento por el usuario que lo verifica al acceder a la aplicación codificada utilizando el algoritmo criptográfico MD5.
- *IdPerfil*: Código que define los permisos que definen el acceso y las acciones que puede realizar el usuario. Su descripción se encuentra en la tabla Perfiles.
- *Nombre*: Nombre completo del usuario.
- *Profesión*: Situación laboral o motivo para utilizar la aplicación.
- *Ecorreo*: Correo electrónico.
- *Dirección*: Dirección para localizar al usuario en caso necesario.
- *Telefono*: Teléfono de contacto.



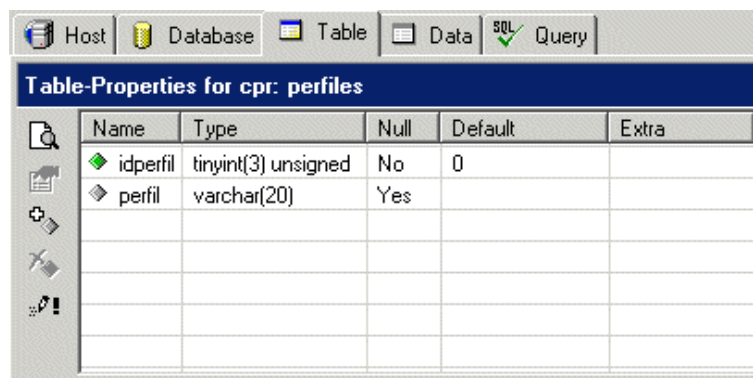
IdUsuario	Usuario	Clave	IdPerfil	Nombre	Profesion	ECorreo
1	admin	7329f6f234	3	Jordi Muñoz	Prof. Electrónica	jor
2	antonio	906de634c4	2	Antonio Serrano	Prof. Electrónica	
3	rafa	1d68c3cd96	1	Rafael Magdalena	Prof. Electrónica	
4	mister	ec48408f37	0	Usuario sin permiso	No conocida	

Figura 4.23: Ejemplo de datos en la tabla usuarios.

Tabla Perfiles.

La tabla Perfiles de la base de datos CPR contiene los códigos, y su descripción correspondiente, que definen los permisos de los que disponen los usuarios. Consta de los siguientes campos:

- *IdPerfil*: Índice que identifica el perfil de usuario inequívocamente y permite una eficiente gestión de la base de datos.
- *Perfil*: Descripción del perfil.



Name	Type	Null	Default	Extra
idperfil	tinyint(3) unsigned	No	0	
perfil	varchar(20)	Yes		

Figura 4.24: Estructura de la tabla perfiles.

En principio se han definido 3 perfiles que se corresponden con las características de los posibles usuarios del servidor del centro médico:

- *Código 0*: Usuario no activo y por tanto sin acceso al servidor del centro médico. Este código permite dar de baja a usuarios sin necesidad de eliminarlos de la base de datos.
- *Código 1*: Usuario autorizado para entrar al servidor del centro médico para hacer consultas. No tiene acceso a la modificación de información de la base de datos.
- *Código 2*: Usuario autorizado para entrar al servidor y modificar la información de la base de datos (pacientes, registros, etc). Tiene privilegios para crear nuevos usuarios así como para modificarlos.

4.3.3. Interfaz con los datos.

Características técnicas.

Para almacenar la información relativa a cada paciente, datos personales, alarmas recibidas y otros, se utiliza una base de datos. En nuestro sistema

utilizamos MySQL [84], una base de datos con código fuente abierto multiplataforma que se puede utilizar libremente para fines no comerciales. Se trata de una base de datos relacional, robusta y moderna utilizada ampliamente por multitud de empresas y usuarios. No obstante, el uso de una base de datos u otra en esta aplicación no es crucial, siempre y cuando la base de datos cumpla unos mínimos imprescindibles (API de funciones, conectividad ODBC, relacionalidad, escalamiento, multiproceso, fiabilidad) que prácticamente cumplen hoy en día todas las bases de datos disponibles.

Como lenguaje *middleware* para el desarrollo del interfaz web utilizamos PHP [85], un lenguaje con una sintaxis similar al C, extremadamente potente, con orientación a objetos, código fuente abierto, multiplataforma y gratuito que permite diseñar de forma rápida y eficiente todo tipo de aplicaciones basadas en web.

Como servidor de web para recibir las conexiones, utilizamos Apache [86], un servidor web de probada eficiencia que es hoy en día el servidor más utilizado en Internet. Apache es también multiplataforma, código fuente abierto y gratuito.

Las principales ventajas que la elección de estas herramientas suponen en la creación de la aplicación para acceder a los datos del centro médico son:

- Portabilidad. Todo el software escogido para la implementación de la aplicación es multiplataforma y se dispone del código fuente para, en caso necesario, particularizarlo a las necesidades existentes.
- Bajo coste. Excepto la base de datos MySQL, tanto PHP como Apache se pueden utilizar sin coste alguno.
- Seguridad. El software escogido es revisado y corregido constantemente por sus creadores y usuarios, ofreciendo una de las plataformas más seguras existentes en el mercado.

Además, utilizar un interfaz web para diseñar la aplicación conlleva una serie de ventajas. Por un lado sólo es necesario instalar y mantener el software en el servidor del centro médico, para el resto de terminales basta con tener instalado un navegador estándar (que viene preinstalado en la mayoría de sistemas operativos de hoy en día). De este modo cada usuario de la aplicación no tiene que instalarse nada nuevo en su terminal, y siempre accede a la última versión de la aplicación. Enlazando con este último punto, revisiones del software para añadirle funcionalidad o corregir fallos no supone tener que reinstalarlo en cada terminal por separado.

Por otro lado, la comunicación con el servidor se realiza de manera segura utilizando el estándar SSL de 128 bits para el establecimiento del enlace entre el terminal y el servidor.

Este tipo de arquitectura se puede utilizar tanto en la red local privada del centro hospitalario, protegida del exterior por un cortafuegos, como para acceder de forma remota desde otros centros o desde el domicilio a la información del paciente. De este modo el médico puede consultar, desde cualquier lugar y en cualquier momento, el estado de cada paciente y si se han recibido o no alarmas.

Aplicación web con PHP.

La aplicación web es un interfaz sencillo y fácil de manejar que permite acceder a los datos del paciente, dar de alta nuevos pacientes, dar de baja a los existentes y otras opciones que veremos a continuación.

En primer lugar se presenta una pantalla de bienvenida que pregunta al usuario por un nombre de usuario y una contraseña (figura 4.25). La validación del usuario y la contraseña establecerán el tipo de permiso de cada usuario, que en estos momentos son tres:

- No activo: Usuario no activo y por tanto sin acceso al servidor del centro médico. Este código permite dar de baja a usuarios sin necesidad de eliminarlos de la base de datos.
- Usuario Normal: Usuario autorizado para entrar al servidor del centro médico para realizar consultas, pero no tiene acceso a la modificación de información de la base de datos.
- Usuario Avanzado: Usuario autorizado para entrar al servidor y modificar la información de la base de datos (pacientes, registros, etc). Tiene privilegios para crear nuevos usuarios así como para modificarlos.

En el momento que se pulsa entrar, la información del formulario es enviada al servidor Apache donde se comprueba la autenticidad del usuario y en función de esta consulta se permite el acceso o no a la pantalla siguiente.

Una vez identificado se crea una sesión en el servidor y se especifica el tipo de perfil que dispone el usuario.

Una vez validado el usuario, se pasa a la siguiente pantalla donde aparece la lista de pacientes dados de alta junto con un sistema de búsqueda que permite buscar por cualquier campo de la base de datos. En esta pantalla es posible además dar de alta nuevos pacientes o administrar otros usuarios si disponemos de los permisos adecuados (figura 4.26).

Al pulsar 'Añadir Paciente' se accede a otra pantalla (figura 4.27) con un formulario que contiene todos los campos de la tabla pacientes. Dado que el sexo y raza están codificados en la base de datos, estos campos se muestran



Figura 4.25: Pantalla de bienvenida a la aplicación.

mediante menús desplegables para simplificar la elección del código por parte del usuario. La introducción de la información en la base de datos está sujeta a la comprobación de los campos. En el caso que alguno no tenga el formato correspondiente aparece una ventana indicando una advertencia.

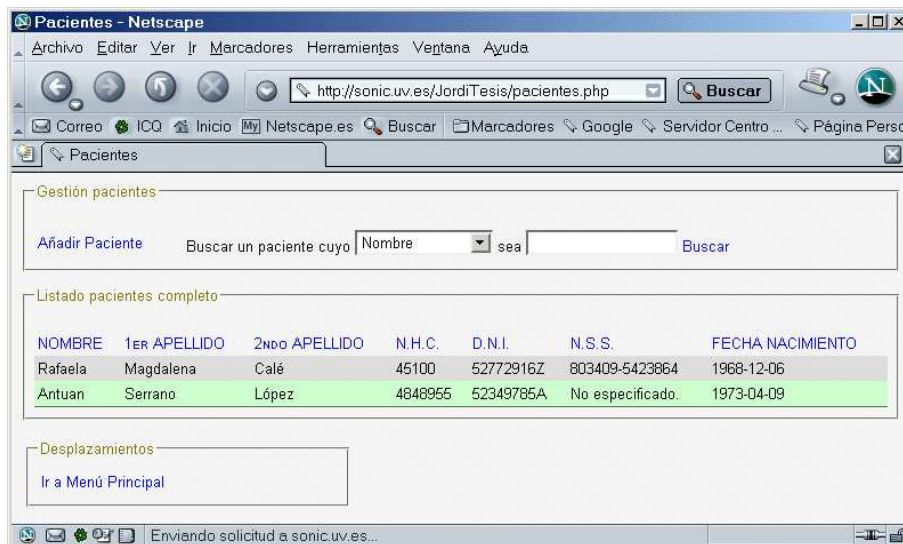


Figura 4.26: Gestión de pacientes.

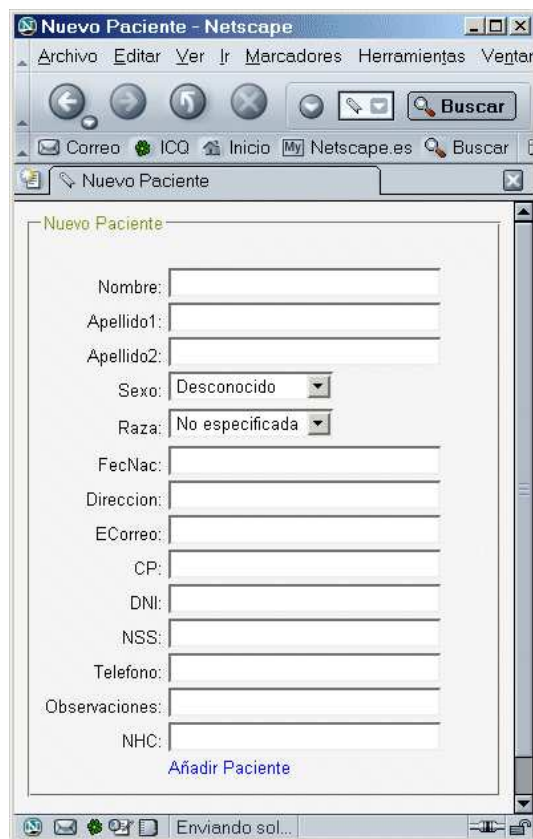


Figura 4.27: Alta de nuevos pacientes.

Desde la pantalla de gestión de pacientes (figura 4.26), pinchando sobre el nombre o los apellidos del paciente pasaremos a otra pantalla (figura 4.28) donde podremos ver y editar (si tenemos permiso para ello) los datos del paciente. Además nos aparecerá un histórico de las alarmas recibidas por el paciente ordenadas por fecha y hora, con la posibilidad de visualizar el tipo de alarma y la señal de ECG en los 5 minutos previos y 1 minuto posterior a la generación de la alarma.

Al editar un paciente, se accede a un formulario idéntico a la introducción de nuevos pacientes con la salvedad que ahora aparece con los datos del paciente almacenados en la base de datos. Así, únicamente hay que actualizar la información incorrecta (figura 4.29). De nuevo, cuando se introduce la información en el formulario se comprueba si ésta tiene un formato correcto, avisando si no es así.

Desde la pantalla de históricos de alarmas es también posible, si disponemos de los permisos adecuados, dar de baja a un paciente. Los datos no son eliminados de la base de datos, simplemente se da de baja y se deja de mostrar

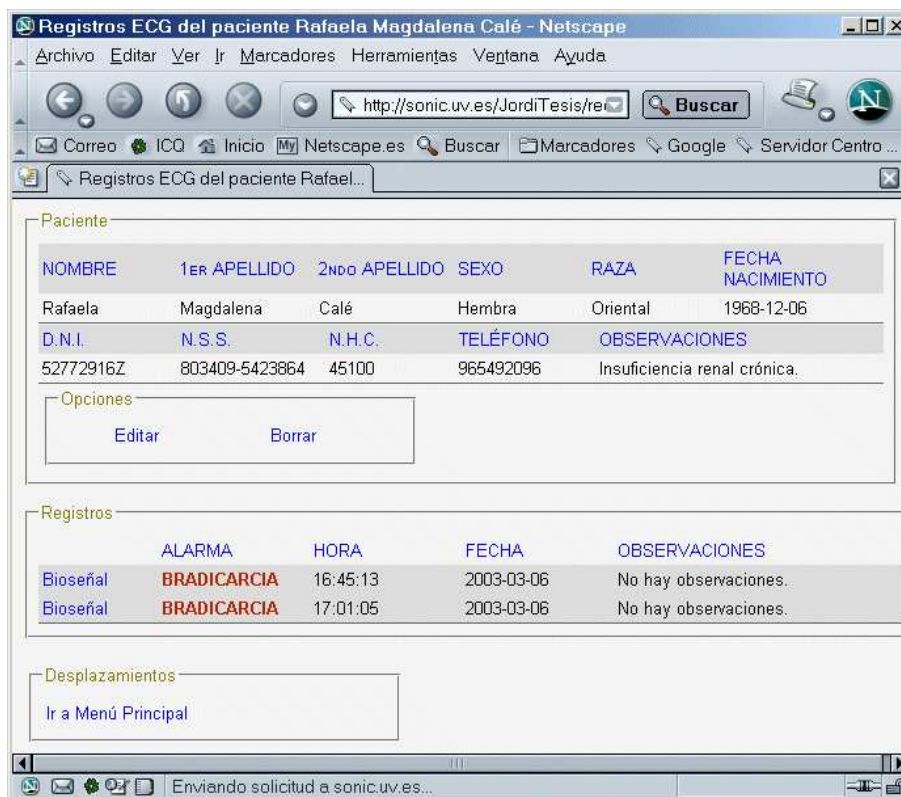


Figura 4.28: Gestión del paciente seleccionado.

por pantalla. De este modo dispondremos de un histórico de pacientes, junto con las alarmas que pudo producir, para su posterior estudio. Por otro lado, permite recuperar fácilmente la información de un paciente que haya sido dado de baja por error. Si se da de baja un paciente, se devuelve al usuario a la pantalla de listado de pacientes dado que el histórico de alarmas no tiene sentido si se elimina el paciente.

La aplicación Web da la posibilidad de visualizar el ECG recibido a consecuencia de la detección de una anomalía en el paciente. Pulsando en el hiperenlace 'Bioseñal' se accede a una pantalla pensada para visualizar el registro de ECG (figura 4.30). Para generar la imagen del registro de ECG con las marcas se utiliza el programa 'pschart', disponible en el WFDB Software Package de PhysioNet.org. El usuario tiene la opción de visualizar las marcas detectadas por el algoritmo seleccionándolas en la tabla situada en la parte inferior, así como desplazarse a través del registro utilizando las flechas situadas a ambos lados de la imagen. Finalmente, la representación gráfica está complementada con parte de la información recibida con la alarma tal como la Fecha y hora de adquisición así como el tratamiento que recibe el paciente.



Figura 4.29: Edición de la información relativa al paciente.

Al igual que ocurre con los pacientes, las alarmas también pueden ser editadas por los usuarios avanzados. No obstante, en esta ocasión no todos los campos pueden cambiarse, como por ejemplo los datos de la fecha y hora de la alarma, o los datos del ECG registrado. Para acceder a la pantalla de edición de alarmas basta con pulsar cualquier campo de una alarma para pasar a la pantalla mostrada en la figura 4.31.

Por último, los Usuarios Avanzados tienen la opción de crear nuevos usuarios así como de modificar los datos de cada uno de ellos (figura 4.32). Esta opción, que aparece sólo si el usuario ha sido autenticado como avanzado, está disponible desde el menú Desplazamientos situado en la parte inferior de la pantalla de gestión de pacientes.

De nuevo, al pulsar sobre los datos de uno de ellos podremos pasar a la pantalla de edición, donde también tendremos la opción de darlos de baja marcándolos como 'No activos' (figura 4.33).

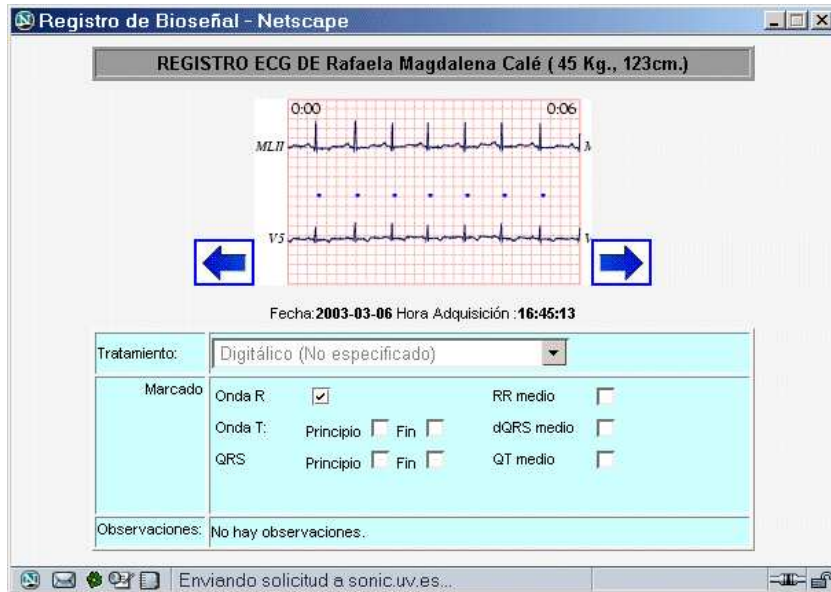


Figura 4.30: Visualización del ECG de las alarmas de los pacientes.

Figura 4.31: Edición de la información relativa a los registros del paciente.

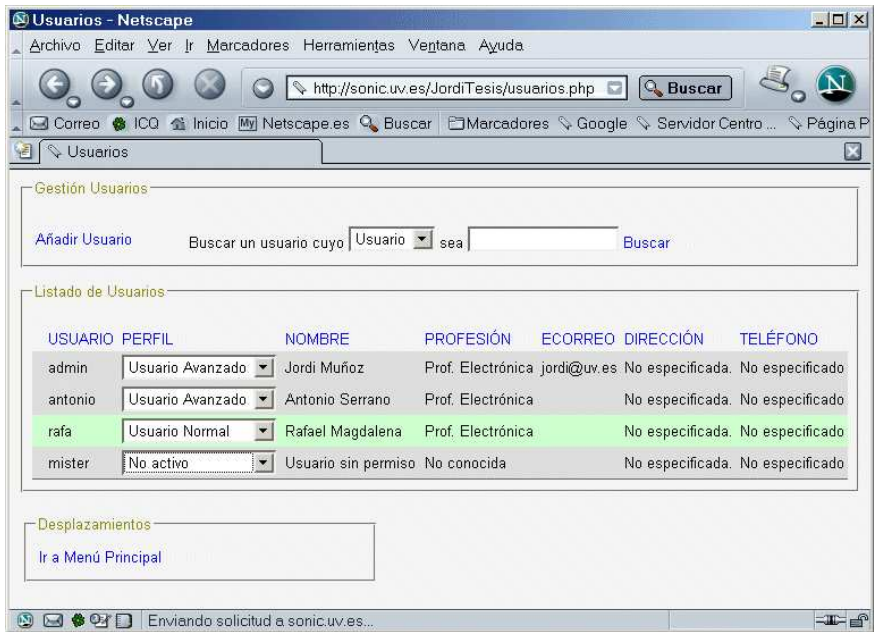


Figura 4.32: Gestión de los usuarios del sistema.

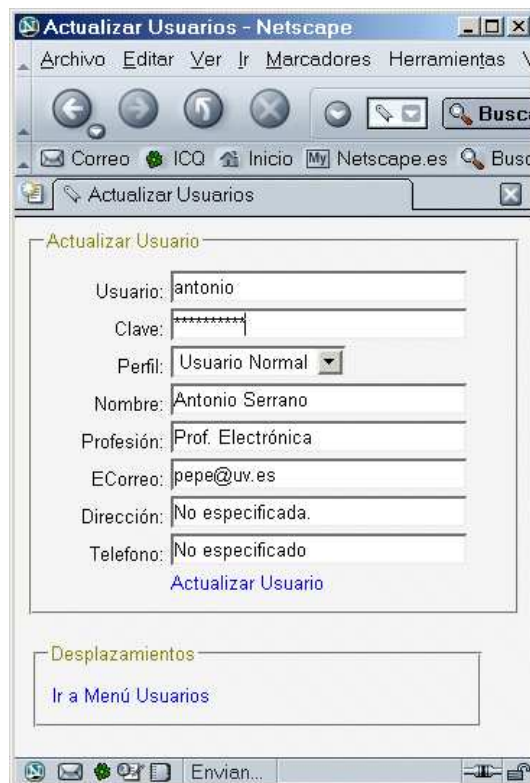


Figura 4.33: Edición y baja de usuarios.

4.3.4. Módulo de control remoto.

El módulo de control remoto nos va a permitir ponernos en contacto con el sistema remoto en cualquier momento para visualizar el ECG del paciente en tiempo real y controlarlo.

Para la implementación de este módulo se escogió el lenguaje de programación Java por varias razones:

- Principalmente porque utilizando Java podemos insertar este módulo como un *applet* (subprograma) dentro de cualquier navegador estándar que admita el Java Plug-in. De esta forma el usuario no tiene que preocuparse de instalar en su ordenador el programa, únicamente deberá disponer de un navegador con soporte para Java. Esto le permite conectarse desde distintas localizaciones. Además, el usuario siempre accederá a la última versión del módulo de control, con nuevas funcionalidades y fallos corregidos. Por otro lado, de este modo se simplifica la integración de este módulo con el anterior, basado en web, y la distribución de diferentes versiones de software a los usuarios.
- La portabilidad del lenguaje Java hace que sea posible ejecutar el módulo de control remoto sobre prácticamente cualquier plataforma.
- Java es un lenguaje de programación moderno y robusto totalmente orientado a objetos. Esta orientación a objetos permite modularizar las distintas partes del programa, de modo que es posible actualizar determinadas partes sin tener que cambiar ni recompilar el resto. Esto se traduce en varias ventajas, por ejemplo es posible reutilizar el código generado para la aplicación en otras partes (por ejemplo, la clase que se encarga de implementar el Advanced Encryption Standard). Otra ventaja es que una vez el usuario ha accedido por primera vez a la aplicación mediante su navegador y la haya descargado, esta permanecerá en la caché del navegador con lo que en posteriores conexiones no tendrá que volver a bajársela, o sólo se bajará aquellas partes (clases de Java) que hayan cambiado desde su última visita.

El funcionamiento de este módulo es el siguiente. Tras arrancar se establece contacto con el módulo remoto vía TCP/IP. El módulo remoto autentifica al servidor mediante una clave aleatoria de 128 bits conocida por ambos que se genera al entregarle el módulo remoto al paciente. Tras la autenticación el módulo remoto puede pasar a solicitar el ECG en tiempo real del paciente, así como las marcas detectadas por el algoritmo (figura 4.34).

Además de esto, el médico puede enviar pequeños mensajes de texto utilizando el campo de texto disponible en la aplicación para que el módulo

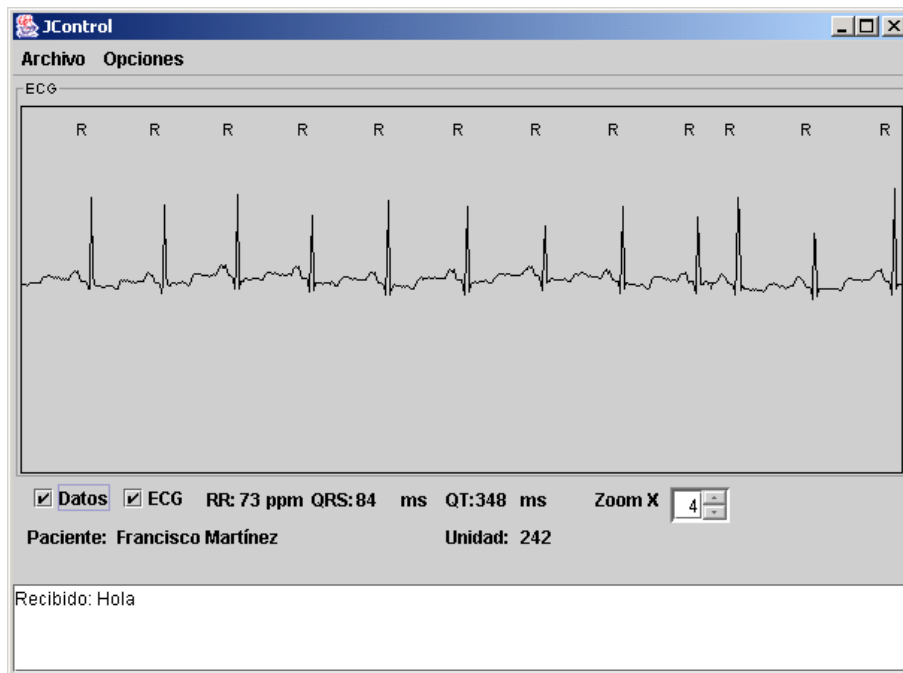


Figura 4.34: Aplicación de control del módulo remoto.

remoto los muestre en la pantalla de la PDA. A su vez, el paciente puede contestar al médico en la aplicación que corre en la PDA.

Es posible también cambiar los parámetros que gobiernan al algoritmo detector con el fin de mejorar la detección de puntos característicos del ECG, y cambiar los parámetros de configuración de los algoritmos detectores de alarmas (figura 4.35).

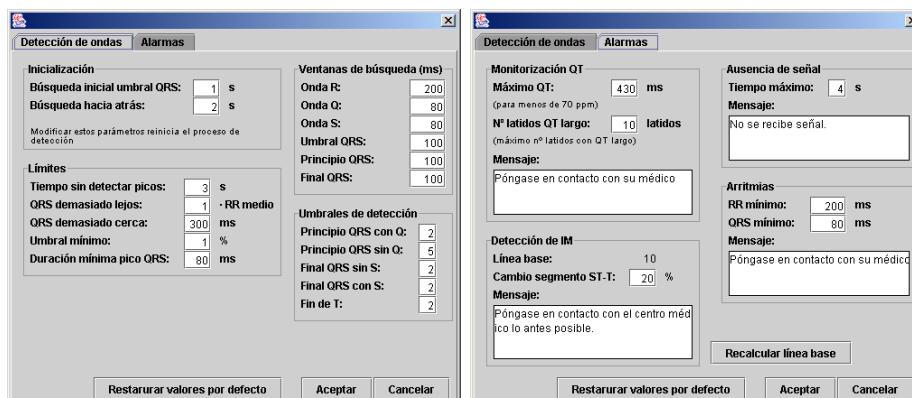


Figura 4.35: Cambio de las constantes que gobiernan el algoritmo de detección de marcas.

Al tratarse de un programa escrito en Java, el módulo de control remoto funciona desde cualquier navegador estándar que tenga instalado el Java Plug-in como un *applet* o subprograma. De esta forma, el usuario no tiene que instalarse la aplicación en su ordenador, basta con que se conecte con el servidor del centro médico y acceda a ella desde el entorno web.

Capítulo 5

Resultados.

En este capítulo se mostrarán los resultados de:

- La comprobación de los algoritmos detectores implementados.
 - Métodos utilizados.
 - Comparativa entre el algoritmo original y el propuesto por nosotros.
 - Comparativa entre las distintas implementaciones de algoritmos.
- El funcionamiento del algoritmo finalmente escogido como detector de ondas del ECG.
 - Validación del algoritmo con ficheros de bases de datos de pacientes.
 - Comprobación del algoritmo en ficheros adquiridos mediante nuestro sistema de adquisición.
- La evaluación del algoritmo detector de cambios en la onda T.
- El PRD y coeficiente de correlación para ver las pérdidas introducidas por el compresor ADPCM. También se mostrarán la razón de compresión obtenida utilizando ADPCM y zlib.
- El consumo del sistema al completo y de sus módulos por separado.
- La autonomía de la PDA.
- Las pruebas de transmisión y alcance entre el sistema de adquisición y la PDA.
- El funcionamiento del programa en tiempo real.

5.1. Métodos utilizados para la validación de los detectores de marcas implementados.

Para la validación de los algoritmos detectores de marcas del electrocardiograma hemos utilizado la base de datos QT [87]. Se trata de una base donde se han recopilado registros de otras bases conocidas, como la del MIT-BIH [7], la European Society of Cardiology ST-T Database [81] y otros registros recogidos en el Boston's Beth Israel Deaconess Medical Center.

Además de las marcas correspondientes al QRS (*QRS fiducial mark*), que corresponde normalmente a la localización de la onda R, se encuentran marcadas en esta base la localización del principio, el pico y el final de la onda P, principio y final del complejo QRS, el pico y final de la onda T y, si existe, el pico y final de la onda U. Se trata por tanto de una base de datos muy adecuada para poder validar algoritmos que, como los utilizados en esta Tesis, detectan varios puntos característicos del ECG.

Los registros de la base de datos QT tiene una duración de 15 minutos, están muestreados a una frecuencia de 250 Hz y con una resolución de 11 ó 12 bits. En total hay 105 registros pertenecientes a 7 grupos distintos de registros. La tabla 5.1 muestra los registros disponibles.

Grupo	Base de datos original	Registros	Latidos
Grupo 1	MIT-BIH Arrhythmia Database	15	673
Grupo 2	MIT-BIH ST Change Database	6	206
Grupo 3	MIT-BIH Supraventricular Arrhythmia DB	13	517
Grupo 4	MIT-BIH Normal Sinus Rhythm DB	10	300
Grupo 5	European ST-T Database	33	1041
Grupo 6	Sudden death patients from BIH	24	744
Grupo 7	MIT-BIH Long Term ECG DB	4	141

Tabla 5.1: Registros en la base de datos del QT.

En la base de datos QT disponemos de las siguientes marcas:

- Ficheros de anotaciones manuales `.atr`, correspondientes a las marcas de los expertos de las bases de datos originales, que indican la localización del QRS, normalmente situado en la posición de la onda R.
- Ficheros `.qlc` correspondientes a marcas manuales de expertos que indicaron la localización de las ondas P y principio de P, onda R, principio del QRS, final del QRS, pico de la onda T y final de la onda T. Estos registros sólo contienen marcas a partir del minuto 10 del registro, dando los primeros 10 minutos como tiempo de aprendizaje del algoritmo. En nuestro caso, el algoritmo comienza a marcar desde el principio del registro, utilizando los primeros 2 ó 3 segundos de la señal de ECG para establecer los umbrales y valores de detección

de los complejos QRS. Normalmente hay 30 segundos de anotaciones. No obstante, hay bastantes registros con anotaciones posteriores, no consecutivas, quedando espacios de tiempo sin marcar.

- Por último, disponemos de marcas de anotaciones automáticas .pu generadas por el algoritmo *ecgpuwave*, derivado del que nosotros mismos utilizamos, propuesto por P. Laguna, R. Jané y P. Caminal en [87]. Este algoritmo es una adaptación para la base de datos QT que mejora bastantes aspectos relativos a la detección de las ondas Q y S, principio del QRS y final del QRS, pico de T y fin de T. Además, *ecgpuwave* también marca el principio, situación y final de la onda P.

Para la validación de las marcas, se ha utilizado el programa *bx* que se encuentra en el *WFDB Software Package* del Physio Toolkit de Physionet.org [88]. El programa implementa el algoritmo de comparación latido a latido descrito en AAMI/ANSI EC38:1998 (American National Standard for ambulatory ECGs) y en AAMI EC57:1998 (American National Standard for Testing and Reporting), disponibles en [89].

El programa *bx* da en su salida el número de aciertos, número de Falsos Positivos, número de Falsos Negativos y calcula la Sensibilidad y la Predictividad Positiva en función de estos. La Sensibilidad (S) se define como:

$$S = \frac{\text{Aciertos}}{\text{Aciertos} + \text{Falsos Negativos}} * 100 \% \quad (5.1)$$

Por su parte, la Predictividad Positiva (P) se define como:

$$P = \frac{\text{Aciertos}}{\text{Aciertos} + \text{Falsos Positivos}} * 100 \% \quad (5.2)$$

De este modo, la Sensibilidad es un índice que nos indica, si su valor es alto, que el algoritmo no se está dejando ondas por detectar. Por el contrario, si su valor es bajo significa que existe un número elevado de Falsos Negativos y que por lo tanto el algoritmo no está detectando todas las ondas presentes en el registro.

La Predictividad Positiva indica si el número de Falsos Positivos es alto, lo que implica que el algoritmo está detectando ondas que en realidad no existen. Un valor alto indica que el algoritmo está funcionando correctamente.

Si ambos índices bajan, significará que tanto el número de Falsos Negativos como el de Falsos Positivos ha aumentado. Esta situación se corresponde usualmente a una localización errónea de las ondas detectadas. Por tanto en estos casos supondremos que en la mayoría de los casos el algoritmo está detectando las ondas pero no está siendo preciso en su localización, generando un Falso Negativo y un Falso Positivo por cada onda mal situada.

En las tablas que se presentarán a lo largo de los siguientes apartados se muestran los resultados individuales por cada grupo de registros presentes en la base de datos QT. Esto se hace así ya que cada grupo de registros presenta particularidades que hacen deseable el poder tener información acerca de cómo se comporta el algoritmo en cada uno de ellos. Los grupos se corresponden con los definidos en la tabla 5.1.

5.2. Comparación entre el algoritmo utilizado y el original.

En este apartado realizaremos una evaluación del algoritmo escogido en nuestro sistema (Algoritmo A1) con las mejoras comentadas en el capítulo de programación del sistema y el algoritmo original (Algoritmo A0) propuesto por P. Laguna *et al* en [90].

Compararemos los algoritmos en la detección del QRS y la onda R, que es donde se han introducido las modificaciones más significativas. Aparte de la detección del final del QRS y la onda S, que el algoritmo original no detecta, la detección del resto de puntos es similar por lo que no entraremos en detalle en ellos. Es suficiente con saber que la correcta detección del resto de ondas del ECG depende de la correcta localización de la onda R, y que por tanto el algoritmo que más se aproxima en la detección de la onda R obtiene mejores resultados en la detección de los otros puntos.

En la comparativa se han utilizado las marcas manuales (.atr) de las bases de datos originales, las marcas manuales (.q1c) de la base de datos QT, y las marcas automáticas (.pu) generadas con el programa *ecgpuwave* [87], también presentes en la base de datos QT.

Para las pruebas se ha utilizado una versión modificada del programa *bxh*. La modificación consiste simplemente en añadirle el código necesario para que a la salida calcule la información de la media y desviación estándar en los aciertos. Esto nos da una idea de la precisión que alcanza cada algoritmo en la detección. La ventana para la cual se considera que la detección del QRS es correcta es de 150 ms, distancia que viene indicada por el AAMI/ANSI en la implementación del algoritmo presente en el programa *bxh*.

En las tablas se presenta como G1 ... G7 a los grupos de registros (ver tabla 5.1). La letra S es la Sensibilidad en porcentaje, la P la Predictividad Positiva en porcentaje, la M la Media en milisegundos, y la D la Desviación Estándar en milisegundos.

En la tabla 5.2 mostramos los resultados de la comparativa respecto a las marcas manuales .atr. En la tabla 5.3 los resultados respecto a las marcas manuales .q1c. Por último, en la tabla 5.4 los resultados respecto a las marcas

automáticas .pun.

.atr		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	Todos
A0	S	98,01	99,81	99,77	99,90	99,88	99,94	98,84	99,47
	P	99,96	99,98	99,99	100	98,98	100	100	99,98
	M	17,3	15,7	25,7	19,9	47,4	16,8	12,2	30,7
	D	9,9	7,3	5,6	4,7	13,7	3,3	4,7	9,6
A1	S	99,36	99,86	99,92	99,99	99,93	100	99,55	99,81
	P	99,86	99,91	99,99	100	99,98	100	100	99,96
	M	13,0	13,3	20,3	17,5	40,8	16,8	10,7	25,8
	D	8,0	6,9	4,8	4,2	8,9	2,9	5,3	7,1

Tabla 5.2: Resultados de los algoritmos A0 y A1 respecto a las marcas manuales .atr.

.q1c		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	Todos
A0	S	100	100	100	100	100	99,77	100	99,95
	P	83,34	80,05	87,48	97,09	97,41	96,28	83,48	92,36
	M	22,2	13,8	15,4	11,3	19,1	13,1	10,6	16,3
	D	10,1	4,3	4,0	3,5	9,0	4,3	4,2	6,5
A1	S	100	100	100	100	100	100	100	100
	P	80,69	79,66	84,17	97,10	97,24	94,50	83,48	91,09
	M	19,8	8,8	12,0	10,9	11,9	10,6	5,9	12,2
	D	8,4	3,4	3,2	3,4	6,0	3,7	4,0	5,0

Tabla 5.3: Resultados de los algoritmos A0 y A1 respecto a las marcas manuales .q1c.

.pu		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	Todos
A2	S	97,91	99,82	99,81	99,94	99,92	99,37	98,86	99,45
	P	98,80	99,88	99,87	99,90	99,87	99,76	99,86	99,84
	M	19,8	9,1	6,0	6,5	21,0	7,8	4,5	13,3
	D	10,8	8,2	5,8	4,1	8,6	9,1	2,9	8,0
A1	S	99,21	99,87	99,94	100	99,93	99,66	99,55	99,75
	P	99,57	99,79	99,83	99,82	99,81	99,63	99,81	99,74
	M	10,1	8,1	5,4	4,3	13,5	5,1	3,6	8,5
	D	8,7	6,6	5,2	3,4	5,2	5,8	3,0	5,7

Tabla 5.4: Resultados de los algoritmos A0 y A1 respecto a las marcas automáticas .pu.

A partir de los resultados obtenidos vemos que el algoritmo A1 aumenta la sensibilidad respecto al algoritmo A0 original, es decir, decrece el número de falsos negativos, que era uno de los objetivos a alcanzar con las modificaciones introducidas.

La predictividad positiva aumenta ligeramente en el algoritmo A1, lo cual es lógico puesto que A1 es más sensible en las detecciones.

La media y desviación estándar disminuyen apreciablemente, lo cual nos indica que estamos siendo más precisos en la localización de la onda R, también uno de los objetivos de las mejoras introducidas.

Así pues, nuestro algoritmo mejora los resultados de precisión y detección del número de QRS y ondas R. Como efecto secundario del aumento de sensibilidad, aparece en algunos registros un número ligeramente mayor de falsos positivos.

5.3. Comparación entre los algoritmos detectores analizados.

En este apartado vamos a realizar una comparativa de los resultados obtenidos en la detección del QRS y onda R de las tres implementaciones probadas en esta Tesis. Estas implementaciones son:

- Algoritmo 1: Detección mediante filtros digitales y umbral.
- Algoritmo 2: Detección mediante filtros digitales y *Moving Average*.
- Algoritmo 3: Detección mediante filtros digitales y el operador no lineal de energía de Teager-Kaiser (TKEO).

En el capítulo de programación del sistema se detallan los pormenores de cada implementación. En los siguientes subapartados nos referiremos a estos algoritmos como Algoritmo 1 (A1), Algoritmo 2 (A2) y Algoritmo 3 (A3).

Para establecer la comparativa se han tomado en consideración, como en el apartado anterior, las marcas efectuadas por cada uno de los algoritmos respecto a las marcas manuales efectuadas por expertos originales de las bases de datos (archivos .atr), con las marcas manuales de la base de datos QT (archivos .q1c), y con las marcas automáticas obtenidas por el programa *ecgpuwave* presentes en la base de datos QT (archivos .pu).

Las tablas mostradas a continuación tienen los mismos campos que las tablas del apartado anterior. Puesto que en las tablas 5.2, 5.3 y 5.4 ya aparecen los resultados obtenidos con el algoritmo A1, en las siguientes tablas sólo se mostrarán los resultados de los algoritmos A2 y A3.

Los resultados de la comparativa evaluando los algoritmos con respecto a las marcas manuales originales .atr se muestran en la tabla 5.5. En la tabla 5.6 se muestra la comparativa comparando con las marcas manuales .q1c de la base de datos QT. Por último, en la tabla 5.7 se muestran los resultados de la comparativa de los algoritmos respecto a las anotaciones automáticas .pu del programa *ecgpuwave*.

.atr		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	Todos
A2	S	98,27	99,55	99,13	99,96	99,76	99,26	98,32	99,32
	P	98,22	99,58	99,28	99,99	98,73	99,32	97,6	98,89
	M	17,5	11,6	13,7	18,7	28,1	16,8	5,7	20,3
	D	11,2	5,6	4,8	4,5	6,7	2,9	4,9	6,7
A3	S	98,64	99,79	99,97	99,99	99,96	100	98,85	99,66
	P	99,13	99,98	99,94	99,94	99,86	100	99,95	99,76
	M	6,9	12,3	1,0	18,0	40,1	16,9	10,6	24,4
	D	6,6	6,8	5,0	4,6	8,7	2,9	4,7	6,8

Tabla 5.5: Resultados de los algoritmos A2 y A3 respecto a las marcas manuales .atr.

.q1c		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	Todos
A2	S	100	100	100	100	100	99,73	95,69	99,77
	P	81,40	79,66	81,25	97,10	97,14	93,99	76,76	90,42
	M	17,4	8,8	12,0	10,4	18,2	10,8	10,7	14,1
	D	6,7	3,4	3,2	3,5	3,5	3,5	4,4	3,9
A3	S	99,68	100	100	100	100	99,31	100	99,80
	P	81,63	80,00	84,17	97,10	97,24	94,36	83,48	91,21
	M	15,9	8,8	12,0	10,9	12,2	10,6	5,9	11,8
	D	6,7	3,4	3,2	3,4	7,2	3,4	4,0	5,1

Tabla 5.6: Resultados de los algoritmos A2 y A3 respecto a las marcas manuales .q1c.

.pu		G1	G2	G3	G4	G5	G6	G7	Todos
A2	S	98,14	99,57	99,22	99,96	99,81	99,27	98,34	99,32
	P	98,28	99,46	99,20	99,86	98,16	98,99	97,39	98,70
	M	9,8	5,7	4,5	5,0	17,0	4,9	4,1	9,4
	D	8,8	4,1	3,2	4,0	5,1	4,6	5,1	5,1
A3	S	98,51	99,81	99,97	100	99,97	99,37	98,85	99,58
	P	98,82	99,85	99,78	99,76	99,69	99,37	99,76	99,52
	M	10,3	7,9	1,0	5,1	12,2	5,7	3,6	8,2
	D	8,2	6,8	4,5	4,0	4,4	4,5	2,8	5,0

Tabla 5.7: Resultados de los algoritmos A2 y A3 respecto a las marcas automáticas .pu.

5.3.1. Discusión del resultado de la comparativa.

De los resultados de la comparativa de los algoritmos A1, A2 y A3 observamos que no existen diferencias significativas entre ellos.

Particularizando para la tabla que muestra los resultados respecto a las marcas manuales .atr, observamos como en el Grupo 5 correspondiente a los registros de la European ST-T Database, la media y desviación son bastante altas para los tres algoritmos, si bien el Algoritmo A2 (*moving-average*) obtiene mejores resultados. Esto es debido a que en esta base de datos las marcas manuales .atr marcan el inicio del QRS en lugar de la posición de la onda R.

Respecto a las comparaciones con las anotaciones manuales .q1c de la base de datos QT, observamos un descenso en la Predictividad Positiva debido a un aumento en el número de Falsos Positivos. Este aumento es debido a que en las anotaciones .q1c hay zonas sin marcar por el experto. Por lo demás, los tres algoritmos se comportan de manera similar, siendo quizás un poco más preciso el Algoritmo 1.

Visto que los tres algoritmos tienen un funcionamiento similar, decidimos seleccionar el Algoritmo 1 como definitivo debido a que, de los tres evaluados, es el más sencillo y el que comporta menos carga computacional.

En los apartados siguientes veremos los resultados de la detección de las ondas del electrocardiograma sólo para el algoritmo escogido. Para los demás, los resultados son muy parecidos ya que el resto de ondas se detectan de igual manera.

5.4. Validación del algoritmo seleccionado.

En los subapartados que siguen mostraremos los resultados obtenidos de la validación del algoritmo utilizado en esta Tesis para la detección de ondas en el ECG.

Los resultados muestran los valores de Sensibilidad y Predictividad Positiva para una distancia de 150 ms, que es lo que indica el estándar, y distancias más restrictivas de 50 y 20 ms. A la frecuencia de muestreo en que estamos trabajando, 250 Hz, estas distancias corresponden a 37,5, 12,5 y 5 muestras respectivamente.

También se mostrarán, en una tabla aparte, la media y desviación estándar de los aciertos para una distancia de 150 ms. Esto nos permitirá conocer el grado de precisión del algoritmo en la detección de la posición de cada onda.

5.4.1. Detección de onda R.

Si bien ya vimos los resultados de la detección de la onda R en el apartado de comparativa de los algoritmos, en esta ocasión se hace un análisis más exhaustivo.

La tabla 5.8 muestra los resultados de la detección de la onda R validándolos con los ficheros de anotaciones manuales originales presentes en la base de datos QT. Por su parte, la tabla 5.9 nos muestra la media y desviación estándar.

En la tabla 5.8 se han omitido los ficheros del Grupo 5 correspondientes a los registros de la European ST-T Database. Esto se debe a que en esta base de datos las marcas corresponden a la localización del principio del QRS en

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	99,36	99,86	98,88	99,41	97,27	97,79
Grupo 2	99,86	99,91	99,73	99,97	90,96	91,03
Grupo 3	99,92	99,99	99,87	99,95	97,63	97,72
Grupo 4	99,99	100	99,99	100	99,84	99,85
Grupo 6	100	100	100	100	100	100
Grupo 7	99,55	100	98,94	99,42	99,78	99,51
Todos	99,73	99,94	99,50	99,76	97,22	97,55

Tabla 5.8: Resultados de la validación de la onda R con ficheros de marcas manuales .atr.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	13,0	8,0
Grupo 2	13,3	6,9
Grupo 3	20,3	4,8
Grupo 4	17,5	4,2
Grupo 6	16,8	2,9
Grupo 7	10,7	5,3
Todos	15,8	5,9

Tabla 5.9: Resultados de la media y desviación estándar en la onda R con ficheros de marcas manuales .atr.

lugar de la posición de la onda R, con lo cual no podemos establecer una comparativa entre las marcas del experto y el algoritmo, ya que este último detecta la posición de la onda R.

Por otro lado, del Grupo 6 (registros de la base de datos Sudden Death del BIH) sólo se incluye el registro sel17152, ya que para el resto no existen anotaciones manuales .atr en la base de datos QT.

Como se observa, los resultados para la comparación estándar a 150 ms arrojan una sensibilidad y predictividad positiva mayores del 99 %, con una media de 15,3 ms y una desviación estándar de 5,6 ms. Estos resultados muestran que el algoritmo está funcionando de manera eficiente en lo que respecta a la detección de la onda R.

A una distancia de 50 ms el algoritmo sigue comportándose de manera correcta, siendo la Sensibilidad y la Predictividad Positiva superiores al 99 %.

Como era de esperar, para una distancia máxima de 20 ms el algoritmo comete más errores, siendo los registros correspondientes a la base de datos del MIT-BIH ST Change los que obtienen peores resultados. El responsable de este descenso es el registro sel308, un registro que contiene un mayor nivel del ruido y en el cual la marca del experto cae entre dos picos correspondientes al QRS. Los canales del registro corresponden seguramente a la derivación V_3 o V_4 (no está indicado en la base de datos), lo cual dificulta la detección a nuestro algoritmo.

Para la validación de las marcas obtenidas por el algoritmo frente a las marcas manuales de la base QT (archivo .q1c) ha sido necesario modificar ligeramente el comportamiento del programa *bxh*, ya que, en los archivos de marcas manuales de esta base de datos, aparecen intervalos de 1 minuto o más sin marcar, lo cual daba lugar, al compararlos con el programa original *bxh*, a un número excesivamente alto e incorrecto de Falsos Positivos. Hemos modificado el programa original para evitar que tenga en cuenta estos intervalos no marcados. Los resultados se presentan en la tabla 5.10. La tabla 5.11 muestra la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	100	88,69	96,00	78,01	91,30	74,98
Grupo 2	100	79,66	100	79,66	86,59	69,16
Grupo 3	100	84,17	100	83,58	99,87	84,78
Grupo 4	100	97,10	100	96,77	100	96,77
Grupo 5	100	97,24	100	96,84	94,04	90,80
Grupo 6	100	94,50	100	94,10	97,61	91,74
Grupo 7	100	83,48	100	83,48	100	82,68
Todos	100	91,09	99,43	90,39	95,55	87,02

Tabla 5.10: Resultados de la validación de la onda R con archivos de marcas manuales .q1c.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	19,8	8,4
Grupo 2	8,8	3,4
Grupo 3	12,0	3,2
Grupo 4	10,9	3,4
Grupo 5	11,9	6,0
Grupo 6	10,6	3,7
Grupo 7	5,9	4,0
Todos	12,2	5,0

Tabla 5.11: Resultados de la media y desviación estándar en la onda R con archivos de marcas manuales .q1c.

En esta ocasión se ha validado el total de 105 registros presentes en la base de datos QT, ya que las marcas manuales .q1c están presentes para todos ellos.

De nuevo, la Sensibilidad para 150 y 50 ms es superior al 99 % en la mayoría de los grupos de registros. En esta ocasión, sin embargo, la Predictividad Positiva desciende en torno al 88 %. El motivo principal de este descenso son los tiempos sin marcar presentes en las anotaciones manuales .q1c. Pese haber modificado el algoritmo de validación de las marcas para evitar estos espacios en blanco, el proceso de automatización para obtener los resultados obliga a tomar un criterio medio para descartarlos, criterio que si es demasiado restrictivo puede dar lugar a Falsos Negativos erróneos. Preferimos en

este caso que aparecieran Falsos Positivos que en realidad no lo son antes de saltarnos marcas en el fichero de anotaciones manuales correctamente marcadas por el algoritmo.

Para un distancia de 20 ms, la Sensibilidad cae al 95,53%. Nuevamente es el Grupo 2, correspondiente a los ficheros del MIT-BIH ST Change, el que obtiene peores resultados, de nuevo debido al registro sel308, por las mismas razones apuntadas anteriormente.

Por último, presentamos en la tabla 5.12 los resultados de la validación del algoritmo frente a las marcas generadas de manera automática por el programa *ecgpuwave* (ficheros .pu). La media y desviación estándar se presentan en la tabla 5.13.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	99,21	99,57	95,42	95,82	91,90	92,36
Grupo 2	99,87	99,79	99,72	99,82	99,70	99,80
Grupo 3	99,94	99,83	99,88	99,77	99,48	99,62
Grupo 4	100	99,82	100	99,82	99,99	99,81
Grupo 5	99,93	99,81	99,78	99,67	94,14	94,12
Grupo 6	99,66	99,63	99,16	99,14	98,42	98,47
Grupo 7	99,55	99,81	99,47	99,77	99,43	99,73
Todos	99,75	99,74	99,04	99,04	96,54	96,62

Tabla 5.12: Resultados de la validación de la onda R con ficheros de marcas automáticos .pu.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	10,1	8,7
Grupo 2	8,1	6,6
Grupo 3	5,4	5,2
Grupo 4	4,3	3,4
Grupo 5	13,5	5,2
Grupo 6	5,1	5,8
Grupo 7	3,6	3,0
Todos	8,5	5,7

Tabla 5.13: Resultados de la media y desviación estándar en la onda R con ficheros de marcas automáticos .pu.

Para la validación con los ficheros de marcas automáticos .pu volvemos a tener una Sensibilidad y Predictividad Positiva del 99%. Para 20 ms estamos en un 96%. En el Grupo 2, el registro sel308 que en las anteriores comparaciones daba problemas en esta ocasión no los da, puesto que en ambos algoritmos la marca se sitúa en posiciones similares. En el Grupo 1, de los registros del MIT-BIH Arrhythmia DB, el registro sel104 es el que peores resultados obtiene. El motivo es que en este registro tenemos una onda S muy pronunciada que el algoritmo *ecgpuwave* marca como onda R.

A través de una inspección visual vemos que nuestro algoritmo marca la onda R correctamente en la mayoría de los latidos.

5.4.2. Detección del principio del QRS.

Para la validación de la situación del principio del complejo QRS hemos utilizado los ficheros de marcas manuales de la base de datos QT (.q1c) y los ficheros de marcas automáticos (.pu). Ni en esta ocasión ni en las siguientes utilizamos los ficheros .atr de anotaciones manuales de las bases de datos originales porque no contienen marcas de este tipo.

La validación la realizamos implementando un programa de comparación basado en el programa *bxh* modificado¹ para poder validar el resto de marcas detectadas por el algoritmo, es decir, principio y final del QRS, pico de T y fin de T.

En la tabla 5.14 se muestran los resultados de la validación del principio del QRS frente a las anotaciones manuales de la base de datos QT. Como en el apartado anterior, se realizaron pruebas sobre todos los registros a 150, 50 y 20 ms. La tabla 5.15 muestra la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	100	53,01	98,71	52,12	77,07	40,97
Grupo 2	100	58,01	100	57,33	93,78	55,12
Grupo 3	100	66,18	98,76	64,84	83,28	56,05
Grupo 4	100	97,42	100	96,77	98,33	95,16
Grupo 5	100	88,04	97,72	84,76	85,55	74,93
Grupo 6	100	85,65	93,78	78,13	78,40	65,94
Grupo 7	100	53,06	100	53,06	94,39	50,94
Todos	100	77,63	97,37	74,49	84,45	65,57

Tabla 5.14: Resultados de la validación del principio del QRS con ficheros de marcas manuales .q1c.

Como vemos, aparecen bastantes Falsos Positivos. Como antes, el problema es que los ficheros .q1c tienen espacios en blanco difíciles de tener en cuenta al aplicar un algoritmo de validación automático.

La media y desviación estándar indican que no estamos alcanzando la suficiente precisión. Según las recomendaciones del CSE Working Party en [5], la desviación estándar debería ser como máximo de 6,5 ms, siendo nuestra desviación estándar media superior. Será necesario por tanto afinar el algoritmo en este sentido para mejorar los resultados.

En la tabla 5.16 se muestran los resultados de la validación del algoritmo frente a las marcas automáticas generadas por *ecgpuwave*. La tabla 5.17

¹El programa *bxh* original sólo sirve para validar latidos.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	14,5	10,7
Grupo 2	10,4	6,7
Grupo 3	18,3	8,9
Grupo 4	14,5	8,3
Grupo 5	17,0	14,3
Grupo 6	21,5	14,3
Grupo 7	8,5	7,4
Todos	16,8	11,8

Tabla 5.15: Resultados de la media y desviación estándar en el principio del QRS con ficheros de marcas manuales .q1c.

muestra la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	99,18	99,65	96,46	97,75	79,51	80,61
Grupo 2	99,86	99,77	98,24	98,35	88,32	88,26
Grupo 3	99,95	99,85	97,44	97,40	80,57	80,69
Grupo 4	100	99,82	99,48	99,31	85,99	85,86
Grupo 5	99,93	99,81	96,16	96,07	79,42	79,35
Grupo 6	99,61	99,55	92,94	92,92	67,48	66,58
Grupo 7	99,50	99,77	98,78	99,12	74,26	75,62
Todos	99,74	99,74	96,16	96,31	77,78	77,76

Tabla 5.16: Resultados validación principio QRS con ficheros de marcas automáticos .pu.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	18,4	14,00
Grupo 2	15,4	15,6
Grupo 3	18,7	13,3
Grupo 4	17,1	7,4
Grupo 5	18,8	14,5
Grupo 6	27,6	17,9
Grupo 7	18,5	8,3
Todos	20,4	14,2

Tabla 5.17: Resultados de la media y desviación estándar en el principio del QRS con ficheros de marcas automáticos .pu.

En esta ocasión obtenemos buenos resultados de Sensibilidad y Predictividad Positiva para la validación a 150 y 50 ms. Para 20 ms los resultados empeoran notablemente. En el Grupo 5, el registro sele0603 obtiene muy malos resultados (tan sólo el 9% en sensibilidad y predictividad) debido a que no existe la onda Q, con lo cual el principio del QRS se marca casi en la onda P. En el Grupo 6, el registro sel49 también obtiene malos resultados, descendiendo el porcentaje general. Sin embargo, en este registro una inspec-

ción visual muestra que es el algoritmo *ecgpuwave* el que no está marcando correctamente la posición de inicio del QRS, marcándola al final de la onda P. El registro sel14172 del Grupo 7 también obtiene malos resultados, en esta ocasión el principio del QRS se marca con retraso respecto a las marcas de *ecgpuwave*.

La media y desviación estándar son superiores que en el caso de la validación con marcas manuales. El valor de la desviación estándar indica que el algoritmo debe ser mejorado en lo que se refiere a la detección del principio del QRS.

5.4.3. Detección del final del QRS.

Como en el apartado anterior, utilizamos las marcas manuales (.q1c) y automáticas (.pu) para validar los puntos detectados por el algoritmo a 150, 50 y 20 ms. La tabla 5.18 muestra los resultados para la validación frente a las marcas manuales, la tabla 5.19 muestra la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	100	52,93	86,90	48,84	69,08	40,17
Grupo 2	100	57,33	93,67	55,99	88,11	54,40
Grupo 3	100	65,58	95,27	63,52	73,41	47,10
Grupo 4	100	96,77	99,33	96,13	82,67	80,16
Grupo 5	100	87,18	93,27	80,64	72,51	59,95
Grupo 6	100	85,04	92,72	77,95	68,50	56,30
Grupo 7	100	53,06	97,69	51,35	82,19	39,61
Todos	100	77,04	93,25	72,31	73,44	55,53

Tabla 5.18: Resultados de la validación del final del QRS con ficheros de marcas manuales .q1c.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	36,7	21,4
Grupo 2	34,2	18,3
Grupo 3	35,7	15,7
Grupo 4	31,2	13,0
Grupo 5	25,2	15,3
Grupo 6	27,7	16,1
Grupo 7	30,2	13,9
Todos	30,0	16,3

Tabla 5.19: Resultados de la media y desviación estándar en el final del QRS con ficheros de marcas manuales .q1c.

Como en las anteriores ocasiones, la validación con los ficheros de marcas manuales arroja un número alto de Falsos Positivos, reflejados en la baja Predictividad Positiva alcanzada.

Para el final del QRS, tenemos buenos resultados para 150 ms. Sin embargo, la media y desviación estándar son altas. El CSE Working Party recomienda un valor máximo para la desviación estándar de 11,6 ms, siendo en nuestro caso casi 5 ms superior. Estos resultados eran de esperar pues la localización de la onda S y final del QRS son similares, en nuestra implementación del algoritmo, a la localización de la onda Q y principio del QRS. El algoritmo debe ser mejorado en este aspecto.

La tabla 5.19 augura, como se ve efectivamente, que los resultados para la validación a 20 ms no son muy buenos. En concreto, el registro sel102 del Grupo 2 arroja los peores resultados (S = 12 %, P = 3 %), debido a que en el registro la onda S está muy pronunciada y confunde el proceso de marcación del algoritmo.

La tabla 5.20 muestra los resultados frente a las marcas automáticas. La tabla 5.21 la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	99,10	99,61	85,10	85,55	68,62	69,01
Grupo 2	99,75	99,69	96,89	96,83	91,95	91,89
Grupo 3	99,90	99,80	90,45	90,36	75,99	75,91
Grupo 4	100	99,82	99,65	99,47	91,48	91,31
Grupo 5	99,86	99,79	92,13	92,05	74,07	74,01
Grupo 6	99,46	99,37	82,96	82,93	60,80	60,86
Grupo 7	99,55	99,81	96,63	98,06	74,02	74,37
Todos	99,66	99,67	89,98	90,04	73,17	73,21

Tabla 5.20: Resultados de la validación del final del QRS con ficheros de marcas automáticos .pu.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	29,2	19,3
Grupo 2	8,4	8,8
Grupo 3	20,7	15,3
Grupo 4	22,5	11,7
Grupo 5	20,8	14,0
Grupo 6	27,4	15,9
Grupo 7	35,2	20,5
Todos	23,5	15,1

Tabla 5.21: Resultados de la media y desviación estándar en el final del QRS con ficheros de marcas automáticos .pu.

Los resultados de la validación para el final del QRS con los ficheros de marcas automáticas son similares a los obtenidos con las marcas manuales. No obstante, la Predictividad Positiva mejora notablemente al no tener zonas sin marcar en el fichero de referencia, y la media y desviación estándar bajan ligeramente. Sin embargo, la desviación estándar sigue siendo superior a la

recomendación del CSE.

5.4.4. Validación del pico de T.

Una vez más, validamos el algoritmo comparando las marcas generadas por él frente a las anotaciones manuales (.q1c) y automáticas (.pu) de la base de datos QT, para 150, 50 y 20 ms.

Los resultados de la validación frente a las marcas manuales se presentan en la tabla 5.22. La tabla 5.23 muestra la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	97,21	52,09	89,24	50,48	85,36	48,83
Grupo 2	100	57,33	98,89	56,65	94,20	53,95
Grupo 3	99,74	65,02	99,02	64,47	97,62	63,82
Grupo 4	100	96,47	100	96,17	96,33	92,65
Grupo 5	98,59	84,37	91,62	77,48	88,66	74,81
Grupo 6	86,39	77,01	70,84	62,76	64,48	57,70
Grupo 7	99,50	52,26	99,50	52,26	99,00	51,50
Todos	96,00	74,06	88,96	68,28	85,21	65,45

Tabla 5.22: Resultados de la validación del pico de T con ficheros de marcas manuales .q1c.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	19,4	13,9
Grupo 2	10,1	11,1
Grupo 3	14,0	9,7
Grupo 4	11,9	6,7
Grupo 5	20,3	10,6
Grupo 6	31,8	18,3
Grupo 7	6,4	5,2
Todos	20,1	12,2

Tabla 5.23: Resultados de la media y desviación estándar en el pico de T con ficheros de marcas manuales .q1c.

En esta ocasión, el Grupo 6, correspondiente a los registros Sudden Death Patients del BIH, obtiene el peor grupo de resultados. Concretamente los registros sel41 y sel43 hacen caer en picado los valores medios de Sensibilidad y Predictividad. En estos dos registros, la onda P, cercana a la onda T, que está invertida, confunde el proceso de detección del algoritmo y hace que ésta sea marcada erróneamente como onda T. Sin estos dos registros la Sensibilidad aumenta al 98 % a 150 ms, y la Predictividad al 76 %.

La media y desviación estándar en esta ocasión son aceptables para la detección del pico de la onda T.

La tabla 5.24 muestra los resultados de la validación frente a las marcas automáticas. La tabla 5.25, la media y desviación estándar.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	92,72	93,08	90,35	90,78	90,12	90,55
Grupo 2	99,46	96,32	97,60	94,53	97,48	94,40
Grupo 3	97,72	97,95	96,40	96,75	96,24	96,68
Grupo 4	99,83	99,76	99,76	99,69	99,60	99,14
Grupo 5	97,63	98,13	96,27	96,20	95,96	95,98
Grupo 6	85,63	81,85	67,70	65,84	64,89	63,36
Grupo 7	98,67	98,75	98,51	98,59	98,31	98,39
Todos	94,56	93,74	89,40	88,88	88,58	88,14

Tabla 5.24: Resultados de la validación del pico de T con ficheros de marcas automáticas .pu.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	9,1	13,5
Grupo 2	8,1	10,4
Grupo 3	8,5	12,2
Grupo 4	6,4	3,1
Grupo 5	9,8	7,5
Grupo 6	36,0	26,2
Grupo 7	6,6	4,9
Todos	15,0	12,9

Tabla 5.25: Resultados de la media y desviación estándar en el pico de T con ficheros de marcas automáticas .pu.

Como viene ocurriendo en todas las validaciones, la Predictividad Positiva mejora al validar con los registros de marcas automáticos, pues éstos no presentan zonas sin marcar.

Los resultados son similares a los obtenidos para la validación con marcas manuales. La detección del pico de la onda T se realiza de manera aceptable, estando alrededor del 90 % incluso cuando validamos a 20 ms de distancia máxima. Los valores resultantes de media y desviación estándar indican que la detección es bastante precisa.

5.4.5. Validación del final de T.

Como en los apartados anteriores, la validación ha sido realizada frente a los ficheros de marcación manual y automática de la base de datos QT, a 150, 50 y 20 ms. Las tablas 5.26 y 5.27 muestran los resultados de la validación frente a las marcas manuales, y la media y desviación estándar, respectivamente.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	97,38	51,98	83,78	47,90	43,44	23,00
Grupo 2	99,44	56,79	97,44	55,70	66,81	36,34
Grupo 3	100	65,02	99,01	64,27	75,78	50,63
Grupo 4	100	96,17	99,33	95,53	79,67	76,46
Grupo 5	98,48	84,21	84,22	71,75	51,86	45,56
Grupo 6	87,22	77,40	61,31	55,25	36,87	33,98
Grupo 7	100	52,38	96,50	51,51	50,35	24,68
Todos	96,20	74,03	83,41	64,22	53,64	41,94

Tabla 5.26: Resultados de la validación de fin de T con ficheros de marcas manuales .q1c.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	34,6	19,5
Grupo 2	30,4	17,0
Grupo 3	18,9	13,8
Grupo 4	21,3	14,6
Grupo 5	33,0	16,1
Grupo 6	58,9	20,0
Grupo 7	24,7	15,9
Todos	35,8	17,1

Tabla 5.27: Resultados de la media y desviación estándar en el fin de T con ficheros de marcas manuales .q1c.

Como era de esperar, el grupo 6 sigue dando malos resultados, lo cual es lógico pues la detección del pico de la onda T mediante este algoritmo depende de la correcta localización del final de T. Los resultados a 20 ms son coherentes con la media y desviación estándar calculada.

La media y desviación estándar obtenidas son bastantes buenas, ya que la el CSE Working Party recomienda una desviación estándar máxima de 30,6 ms.

La tabla 5.28 presenta los resultados frente a las marcas automáticas, y la tabla 5.29 la media y desviación estándar.

Los resultados frente a las marcas automáticas empeoran ligeramente respecto a los obtenidos frente a las marcas manuales. En esta ocasión, hay que tener en cuenta que el algoritmo *ecgpuwave* de validación automática también comete errores que se ven reflejados en los resultados obtenidos.

La media en esta ocasión es menor, siendo mayor la desviación estándar. No obstante, ésta sigue estando por debajo de la recomendación del CSE de 30,6 ms.

Origen	S 150 ms	P 150 ms	S 50 ms	P 50 ms	S 20 ms	P 20 ms
Grupo 1	89,22	89,34	80,75	80,82	69,00	69,06
Grupo 2	99,48	96,24	97,37	94,15	87,32	84,34
Grupo 3	95,86	95,46	87,66	87,55	69,40	69,23
Grupo 4	99,86	99,74	98,30	98,19	93,11	92,99
Grupo 5	96,45	95,66	89,17	88,53	72,27	71,86
Grupo 6	81,00	72,95	56,47	51,74	36,88	32,58
Grupo 7	88,90	88,15	80,34	79,70	67,66	67,48
Todos	92,02	89,68	81,31	79,80	66,03	64,71

Tabla 5.28: Resultados de la validación del fin de T con ficheros de marcas automáticas .pu.

Origen	Media (ms)	SD (ms)
Grupo 1	28,0	25,3
Grupo 2	15,5	11,2
Grupo 3	26,6	21,7
Grupo 4	14,0	7,8
Grupo 5	25,9	16,7
Grupo 6	45,3	30,7
Grupo 7	23,6	24,0
Todos	28,8	20,9

Tabla 5.29: Resultados de la media y desviación estándar en el fin de T con ficheros de marcas automáticas .pu.

5.5. Comprobación del algoritmo utilizado con registros capturados por nuestro sistema.

En este apartado veremos una serie de resultados del comportamiento de nuestro algoritmo probado sobre registros de ECG capturados por nuestro sistema.

Para la prueba se tomaron varios registros de voluntarios en el laboratorio del Grupo de Procesado Digital de Señales. Se registraron cuatro ECG con la derivación II de dos hombres y dos mujeres, un ECG en la derivación V_3 y dos ECG en la derivación V_4 , estos tres últimos de hombres. Se utilizaron electrodos de pinzas para la derivación II y electrodos adhesivos para las derivaciones V_3 y V_4 . Los sujetos tenían una edad comprendida entre 25 y 32 años y estaban sanos. La tabla 5.30 muestra el sexo y la derivación tomada en cada uno de ellos.

Se tomaron 10 minutos de ECG. En los 5 primeros minutos, se pidió a los voluntarios que permanecieran sentados en una postura relajada. En el minuto 5 se les pidió que andaran y se movieran haciendo una serie de movimientos normales, pero que evitaran realizar movimientos bruscos para que no se despegaran los electrodos.

	Derivación	Sexo
Sujeto 1	II	Hombre
Sujeto 2	II	Hombre
Sujeto 3	II	Mujer
Sujeto 4	II	Mujer
Sujeto 5	V_4	Hombre
Sujeto 6	V_4	Hombre
Sujeto 7	V_3	Hombre

Tabla 5.30: Derivación utilizada y sexo de cada sujeto en la prueba.

Las marcas de referencia se obtuvieron con el programa *ecgpwave* utilizado en los apartados anteriores. Se calcularon la Sensibilidad (S), la Predictividad Positiva (P), la Media (M) y la Desviación Estándar (SD) comparando a la distancia de 150 ms recomendada por el AAMI/ANSI.

En los siguientes apartados se analizan los resultados de la comprobación para cada onda detectada.

5.5.1. Comprobación de la onda R.

En la tabla 5.31 están los resultados obtenidos. Se muestra por separado los primeros 5 minutos donde el sujeto permanecía en una postura relajada, los 5 siguientes donde éste andaba y se movía, y el resultado del registro completo. Como resumen se muestra la media de cada periodo y del registro global.

La diferencia entre los 5 primeros minutos donde el sujeto está relajado y los 5 siguientes donde se mueve es evidente en los resultados. La cantidad de ruido depende del buen posicionamiento y fijación de los electrodos. Así por ejemplo, en los sujetos 1 y 6, donde no se consiguió una buena colocación de los electrodos, todas las medidas empeoran notablemente. En el resto de sujetos, donde la colocación de los electrodos era más firme y el contacto con la piel mejor, los movimientos normales no empeoran significativamente los resultados.

Destacan algunos resultados, como por ejemplo el que se obtiene en los primeros 5 minutos del ECG del Sujeto 4 en los que, pese a tener una sensibilidad y predictividad buenas, la desviación estándar resulta ser el doble que la media. En el histograma representado en la figura 5.1 se ve lo que está ocurriendo. La mayoría de aciertos están a una distancia menor de 10 ms, sin embargo, muy pocos valores considerados como aciertos por el algoritmo de validación están a mucha distancia, haciendo crecer de esta manera el valor de la desviación estándar.

El resultado global indica una sensibilidad y predictividad buenas, y una desviación estándar un poco elevada debido a unas pocas detecciones que

Sujeto	S (%)	P (%)	M (ms)	S (ms)
Sujeto 1 (0:00 - 4:59)	100	99,79	4,9	1,7
Sujeto 1 (5:00 - 9:59)	93,07	70,15	37,0	51,0
Sujeto 1 (0:00 - 9:59)	96,40	82,31	21,1	39,6
Sujeto 2 (0:00 - 4:59)	100	100	6,8	9,2
Sujeto 2 (5:00 - 9:59)	99,28	99,52	4,3	8,0
Sujeto 2 (0:00 - 9:59)	99,64	99,64	4,0	5,9
Sujeto 3 (0:00 - 4:59)	100	100	6,8	3,1
Sujeto 3 (5:00 - 9:59)	99,28	99,04	8,2	9,1
Sujeto 3 (0:00 - 9:59)	99,63	99,51	7,5	6,9
Sujeto 4 (0:00 - 4:59)	99,01	98,53	6,5	13,3
Sujeto 4 (5:00 - 9:59)	90,85	92,54	12,7	24,9
Sujeto 4 (0:00 - 9:59)	94,78	95,46	9,6	20,2
Sujeto 5 (0:00 - 4:59)	100	100	6,2	2,1
Sujeto 5 (5:00 - 9:59)	98,18	98,19	8,2	12,5
Sujeto 5 (0:00 - 9:59)	99,07	99,07	7,2	6,9
Sujeto 6 (0:00 - 4:59)	98,47	98,47	3,3	7,9
Sujeto 6 (5:00 - 9:59)	87,47	90,11	7,1	23,0
Sujeto 6 (0:00 - 9:59)	92,58	94,06	5,2	17,3
Sujeto 7 (0:00 - 4:59)	100	100	6,8	9,2
Sujeto 7 (5:00 - 9:59)	98,80	99,52	7,9	9,6
Sujeto 7 (0:00 - 9:59)	99,37	99,64	7,4	9,4
Media (0:00 - 4:59)	99,64	99,50	5,5	5,7
Media (5:00 - 9:59)	95,28	92,72	12,1	19,7
Media (0:00 - 9:59)	97,35	95,69	8,9	15,5

Tabla 5.31: Resultados de las pruebas con registros propios en la onda R.

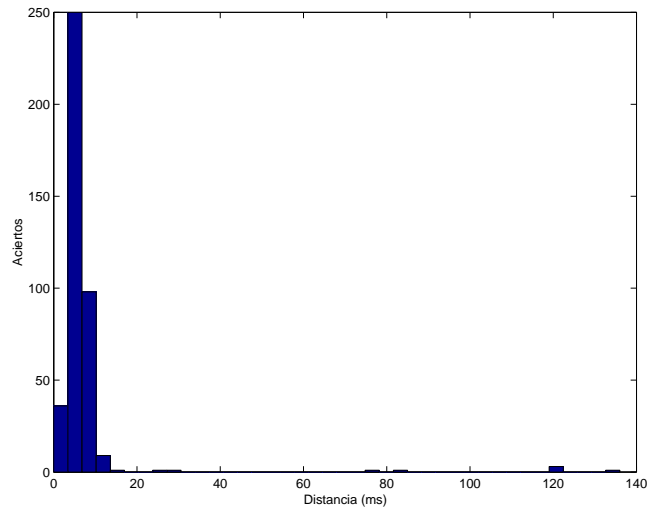


Figura 5.1: Histograma de la distancia de los aciertos en la onda R para los 5 primeros minutos de ECG del Sujeto 4.

se salen notablemente de la media. Estas falsas detecciones son debidas, en la mayoría de los casos, a artefactos en la señal de ECG provocados por movimientos de los sujetos.

5.5.2. Comprobación del principio del QRS.

Como en el caso anterior, se muestra los resultados desglosados para ver el comportamiento del algoritmo si el sujeto está en una posición relajada o si está en movimiento. La tabla 5.32 muestra los valores obtenidos.

Sujeto	S (%)	P (%)	M (ms)	S (ms)
Sujeto 1 (0:00 - 4:59)	100	99,77	14,7	10,2
Sujeto 1 (5:00 - 9:59)	93,93	70,64	43,5	46,1
Sujeto 1 (0:00 - 9:59)	96,84	82,60	29,2	36,4
Sujeto 2 (0:00 - 4:59)	100	99,76	11,9	11,5
Sujeto 2 (5:00 - 9:59)	99,76	100	13,7	15,2
Sujeto 2 (0:00 - 9:59)	99,88	99,88	12,8	13,5
Sujeto 3 (0:00 - 4:59)	100	100	9,9	11,9
Sujeto 3 (5:00 - 9:59)	99,52	99,04	12,6	14,1
Sujeto 3 (0:00 - 9:59)	99,76	99,51	11,2	13,1
Sujeto 4 (0:00 - 4:59)	98,77	98,53	10,05	13,1
Sujeto 4 (5:00 - 9:59)	90,60	92,07	17,9	22,3
Sujeto 4 (0:00 - 9:59)	94,54	95,22	14,2	18,6
Sujeto 5 (0:00 - 4:59)	100	100	11,8	9,0
Sujeto 5 (5:00 - 9:59)	98,41	97,97	13,6	16,3
Sujeto 5 (0:00 - 9:59)	99,19	98,96	12,7	13,2
Sujeto 6 (0:00 - 4:59)	99,08	99,08	13,5	16,0
Sujeto 6 (5:00 - 9:59)	88,27	90,93	13,6	25,1
Sujeto 6 (0:00 - 9:59)	93,30	94,78	17,5	21,5
Sujeto 7 (0:00 - 4:59)	100	100	37,3	16,7
Sujeto 7 (5:00 - 9:59)	99,28	100	34,9	19,7
Sujeto 7 (0:00 - 9:59)	99,62	100	36,1	18,3
Media (0:00 - 4:59)	99,69	99,59	15,7	12,6
Media (5:00 - 9:59)	95,68	92,95	22,5	22,7
Media (0:00 - 9:59)	97,59	95,85	19,1	19,2

Tabla 5.32: Resultados de las pruebas con registros propios en el principio del QRS.

Observamos que para la detección del principio del QRS, aumentan ligeramente la sensibilidad y predictividad positiva. Sin embargo, la media aumenta notablemente (unos 10 ms) y la desviación estándar ligeramente (hasta 5 ms). Si el sujeto está en reposo obtenemos unos resultados similares a los obtenidos con los registros de la base de datos QT.

5.5.3. Comprobación del final del QRS.

Mostramos los resultados en la tabla 5.33 en el mismo formato que en los anteriores subapartados.

Sujeto	S (%)	P (%)	M (ms)	S (ms)
Sujeto 1 (0:00 - 4:59)	100	99,77	7,9	9,8
Sujeto 1 (5:00 - 9:59)	87,01	65,68	38,3	47,0
Sujeto 1 (0:00 - 9:59)	93,24	79,62	22,7	36,8
Sujeto 2 (0:00 - 4:59)	100	99,76	5,3	3,1
Sujeto 2 (5:00 - 9:59)	99,05	99,28	3,8	9,0
Sujeto 2 (0:00 - 9:59)	99,52	99,52	4,6	6,8
Sujeto 3 (0:00 - 4:59)	100	100	1,1	2,5
Sujeto 3 (5:00 - 9:59)	99,52	99,28	4,3	14,5
Sujeto 3 (0:00 - 9:59)	99,76	99,64	2,7	10,6
Sujeto 4 (0:00 - 4:59)	98,03	97,55	7,6	13,9
Sujeto 4 (5:00 - 9:59)	89,27	91,36	14,7	27,3
Sujeto 4 (0:00 - 9:59)	93,48	94,38	11,1	21,9
Sujeto 5 (0:00 - 4:59)	100	100	1,9	4,9
Sujeto 5 (5:00 - 9:59)	97,97	97,97	7,4	20,0
Sujeto 5 (0:00 - 9:59)	98,96	98,96	4,7	14,9
Sujeto 6 (0:00 - 4:59)	98,47	98,47	4,7	15,7
Sujeto 6 (5:00 - 9:59)	86,93	89,56	8,7	23,8
Sujeto 6 (0:00 - 9:59)	92,30	93,77	6,7	20,3
Sujeto 7 (0:00 - 4:59)	99,73	99,73	23,6	27,9
Sujeto 7 (5:00 - 9:59)	98,80	99,52	19,6	22,5
Sujeto 7 (0:00 - 9:59)	99,24	99,62	21,5	25,3
Media (0:00 - 4:59)	99,46	99,33	7,4	11,1
Media (5:00 - 9:59)	94,08	91,79	13,8	23,4
Media (0:00 - 9:59)	96,64	95,07	10,6	19,5

Tabla 5.33: Resultados de las pruebas con registros propios en el final del QRS.

En la detección del final del QRS, la sensibilidad y predictividad positiva disminuyen un poco respecto a la detección del principio del QRS. La media disminuye y la desviación estándar aumenta, estando la media por encima de la recomendación del CSE Working Party de 11,6 ms. No obstante, para los sujetos en reposo la desviación estándar está dentro de la recomendación.

5.5.4. Comprobación de la localización del pico de la onda T.

Mostramos los resultados en la tabla 5.34 en el mismo formato que en los anteriores subapartados.

Las pruebas muestran un resultado parecido al obtenido con la base de datos QT en cuanto a sensibilidad y predictividad positiva si el sujeto está relajado

Sujeto	S (%)	P (%)	M (ms)	S (ms)
Sujeto 1 (0:00 - 4:59)	96,00	95,55	13,1	26,3
Sujeto 1 (5:00 - 9:59)	77,43	56,41	40,8	44,1
Sujeto 1 (0:00 - 9:59)	86,52	72,56	25,7	38,1
Sujeto 2 (0:00 - 4:59)	99,52	98,80	8,1	12,8
Sujeto 2 (5:00 - 9:59)	97,84	97,37	11,3	20,0
Sujeto 2 (0:00 - 9:59)	98,67	98,08	9,7	16,8
Sujeto 3 (0:00 - 4:59)	99,50	99,01	6,8	8,7
Sujeto 3 (5:00 - 9:59)	97,09	96,19	10,5	20,4
Sujeto 3 (0:00 - 9:59)	98,28	97,57	8,6	15,8
Sujeto 4 (0:00 - 4:59)	97,97	94,95	12,4	18,3
Sujeto 4 (5:00 - 9:59)	87,06	81,97	24,5	35,6
Sujeto 4 (0:00 - 9:59)	92,45	88,13	18,2	28,5
Sujeto 5 (0:00 - 4:59)	99,04	98,80	6,7	7,1
Sujeto 5 (5:00 - 9:59)	93,88	93,24	13,6	26,2
Sujeto 5 (0:00 - 9:59)	96,39	95,94	10,2	19,5
Sujeto 6 (0:00 - 4:59)	89,88	95,40	12,5	22,1
Sujeto 6 (5:00 - 9:59)	85,63	83,52	15,7	30,5
Sujeto 6 (0:00 - 9:59)	87,86	89,13	14,1	26,6
Sujeto 7 (0:00 - 4:59)	98,40	98,40	23,7	25,9
Sujeto 7 (5:00 - 9:59)	90,53	89,88	19,2	28,9
Sujeto 7 (0:00 - 9:59)	94,29	93,93	21,4	27,5
Media (0:00 - 4:59)	97,19	97,22	11,9	17,3
Media (5:00 - 9:59)	89,92	85,51	19,4	29,4
Media (0:00 - 9:59)	93,49	90,76	15,4	24,7

Tabla 5.34: Resultados de las pruebas con registros propios en pico de T.

y en reposo. La desviación estándar aumenta aún en el caso de estar el sujeto en reposo. Se aprecia un empeoramiento global si el sujeto está en movimiento. Esto era de esperar dado que la localización de la onda T resulta complicada aún con el paciente en reposo.

5.5.5. Comprobación de la localización del fin de la onda T.

Mostramos los resultados en la tabla 5.35 en el mismo formato que en los anteriores subapartados.

A la vista de los resultados de la media y desviación estándar se concluye que la localización de fin de T no tiene una precisión suficiente, estando la desviación estándar media ligeramente por encima de la recomendación del CSE Working Party de 30,6 ms, incluso en los minutos en que los sujetos estaban en reposo.

Los resultados medios de sensibilidad y predictividad positiva son aceptables para fin de T. Cuando el sujeto se mueve los cambios en la señal de ECG afectan muy negativamente a la detección.

Sujeto	S (%)	P (%)	M (ms)	S (ms)
Sujeto 1 (0:00 - 4:59)	92,47	92,04	72,9	45,9
Sujeto 1 (5:00 - 9:59)	79,01	57,66	62,5	40,9
Sujeto 1 (0:00 - 9:59)	85,60	71,86	68,0	43,9
Sujeto 2 (0:00 - 4:59)	98,06	97,36	48,8	36,9
Sujeto 2 (5:00 - 9:59)	96,15	95,69	52,4	37,6
Sujeto 2 (0:00 - 9:59)	97,10	96,52	50,4	37,3
Sujeto 3 (0:00 - 4:59)	99,01	98,52	18,7	19,8
Sujeto 3 (5:00 - 9:59)	96,37	95,67	26,5	31,2
Sujeto 3 (0:00 - 9:59)	96,67	97,08	22,6	26,4
Sujeto 4 (0:00 - 4:59)	97,46	93,87	34,8	34,1
Sujeto 4 (5:00 - 9:59)	85,07	80,09	55,7	43,0
Sujeto 4 (0:00 - 9:59)	91,19	86,83	44,7	39,9
Sujeto 5 (0:00 - 4:59)	99,28	99,04	19,1	17,5
Sujeto 5 (5:00 - 9:59)	94,10	93,47	27,6	32,0
Sujeto 5 (0:00 - 9:59)	96,62	96,17	23,4	26,2
Sujeto 6 (0:00 - 4:59)	80,06	78,83	38,4	38,7
Sujeto 6 (5:00 - 9:59)	80,68	78,02	30,2	34,7
Sujeto 6 (0:00 - 9:59)	80,39	78,41	34,1	36,8
Sujeto 7 (0:00 - 4:59)	98,12	97,34	26,2	33,1
Sujeto 7 (5:00 - 9:59)	90,00	89,13	22,5	32,0
Sujeto 7 (0:00 - 9:59)	93,87	93,04	24,3	32,6
Media (0:00 - 4:59)	94,92	93,86	36,9	32,3
Media (5:00 - 9:59)	88,77	84,25	39,6	35,9
Media (0:00 - 9:59)	91,78	88,56	38,2	34,7

Tabla 5.35: Resultados de las pruebas con registros propios en fin de T.

5.6. Evaluación del algoritmo detector de cambios en la onda T.

Para evaluar el funcionamiento del algoritmo detector de cambios en la onda T se han utilizado registros de la base de datos European ST-T Database [81]. Esta base de datos contiene registros para la evaluación de algoritmos que realizan un análisis sobre los cambios en los segmentos ST y T. Los registros proceden de capturas de ECG de ambulatorio de 79 personas cuya edad estaba comprendida entre los 30 y 84 años. Cada una de estas personas tenía o era sospechosa de tener isquemia en el miocardio, algunas de ellas habían sufrido anteriormente un infarto de miocardio. Los registros contienen anotaciones realizadas por expertos que indican el principio y el final de los cambios del segmento ST o de la onda T. Cada registro dura 2 horas y está muestreado a una frecuencia de 250 Hz con 12 bits de resolución.

Para la marcación del principio de un episodio de cambio de la onda T se ha seguido el criterio descrito en el capítulo de programación del sistema, de modo que se considera que existe un cambio real en la desviación de la onda

T si durante 30 segundos su valor supera el 65 % del valor umbral definido en los primeros segundos del inicio del registro. Este valor umbral es el que más se aproxima al criterio de marcación utilizada en la European ST-T Database.

Dada la longitud de los registros, se han realizado las pruebas en la primera hora de los mismos. Los criterios para la selección de los registros han sido:

- Que al comienzo del registro el nivel de la onda T fuera normal, de manera que se pudiera establecer el valor de referencia para la posterior comparación.
- Que existieran cambios claros en la elevación o depresión de la onda T. En algunos registros de la base de datos la elevación es casi inapreciable aún bajo una inspección visual. Estos registros se descartaron.
- Que existieran episodios de cambio en la primera hora del registro, puesto que es en ese tiempo donde realizamos el análisis.

Se han calculado los valores de sensibilidad y predictividad positiva obtenidos de la prueba en cada registro. Para comparar las marcas del experto y las generadas por el algoritmo se ha desarrollado una aplicación en Matlab a tal efecto. La ventana bajo la cual se considera que la marca generada por el algoritmo es correcta respecto a la marca del experto se ha fijado en 1 minuto. La elección de este valor se justifica por el criterio de marcación seguido, puesto que se marca a partir de los 30 segundos consecutivos de desviación.

La tabla 5.36 muestra los resultados obtenidos en los 12 registros escogidos para la prueba.

Los resultados nos muestran comportamientos dispares en función del registro analizado y el número de episodios presentes. Así por ejemplo, hay registros como el e0127 donde se obtiene una sensibilidad del 100 % y una predictividad del 66,7 %, y otros donde se invierten las tornas, como el e0415, con una sensibilidad del 75 % y una predictividad del 100 %. Así pues, no podemos establecer una clara tendencia del algoritmo, si bien por el resultado global parece más propenso a la generación de falsos positivos que de falsos negativos.

En algunos registros donde se aprecia un baja sensibilidad, como el e0613, se demuestra que el criterio basado únicamente en un umbral no funciona adecuadamente. En este registro se producen frecuentes cambios en la amplitud de la onda T que confunden el proceso de detección del algoritmo. También existen variaciones bruscas en la línea base, debidas a movimientos del paciente y los electrodos, que impiden realizar correctamente el cálculo de la línea base de referencia.

Registro	S	P	Episodios
e0103	75	60	4
e0105	50	100	3
e0113	100	50	1
e0119	50	100	2
e0121	100	50	2
e0127	100	66,7	2
e0403	50	33	2
e0411	100	20	2
e0415	75	100	4
e0501	50	66,7	4
e0515	50	50	2
e0603	66,7	100	3
e0613	25	50	4
Media	68,6	65,1	2,7

Tabla 5.36: Resultados de la evaluación del algoritmo de detección de cambios en el segmento ST-T.

En general, si bien el algoritmo se comporta correctamente en algunos casos, en otros no lo hace y puede generar un número excesivo de falsos positivos, o lo que es peor, de falsos negativos.

En resumen, las pruebas realizadas nos muestran que el algoritmo necesita ser mejorado en algunos aspectos, como el criterio seguido para considerar un cambio real en la onda T, de cara a su utilización fiable en un sistema de monitorización.

5.7. Pruebas de los algoritmos compresores.

En este apartado realizaremos dos grupos de pruebas. El primero tendrá como objetivo evaluar las pérdidas introducidas por la ADPCM en el proceso de compresión y descompresión de la señal. El segundo tiene como objetivo ver el índice de compresión alcanzado utilizando la librería zlib [72] después de comprimir con ADPCM.

5.7.1. Validación del algoritmo compresor ADPCM.

En este apartado mostraremos los resultados de la utilización del algoritmo compresor ADPCM en los registros de la base de datos QT, con el fin de evaluar las pérdidas introducidas por el mismo en el proceso de compresión y descompresión de la señal.

Para la evaluación de las pérdidas introducidas utilizaremos dos índices. Por un lado el porcentaje de diferencia residual o PRD (Percentual Residual

Difference), definido en la siguiente expresión:

$$\text{PRD} = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (d(n) - x(n))^2}{\sum_{n=1}^N x(n)^2}} * 100 \% \quad (5.3)$$

Donde $d(n)$ representa la señal después de haber sido comprimida y descomprimida, y $x(n)$ representa la señal original. El PRD es un índice ampliamente utilizado como evaluador de las pérdidas introducidas por algoritmos compresores. Dada la expresión 5.3, cuanto menos pérdidas introduzca el proceso de compresión, menor será el porcentaje de diferencia residual.

Por otro lado utilizaremos la correlación como segundo índice de medida de la cantidad de pérdidas introducidas por el proceso de compresión y descompresión. El índice de correlación entre dos señales x e y de la misma longitud se define como:

$$\text{corr}(x,y) = \frac{\sum_{n=1}^N x(n)y(n)}{\sqrt{\sum_{n=1}^N x(n)x(n) \sum_{n=1}^N y(n)y(n)}} \quad (5.4)$$

El índice de correlación indica la similitud entre dos señales, siendo igual a la unidad cuando $x = y$.

La tabla 5.37 muestra los resultados obtenidos con la ADPCM.

Registros	PRD (%)	Coef. Corr. (%)
Grupo 1	2,7	99,78
Grupo 2	7,9	99,68
Grupo 3	4,6	99,86
Grupo 4	6,5	99,78
Grupo 5	0,6	99,84
Grupo 6	3,1	99,91
Grupo 7	5,1	99,82
Todos	3,1	99,83

Tabla 5.37: Resultados de la validación del algoritmo compresor.

Como se aprecia, los resultados obtenidos indican que las pérdidas introducidas por el algoritmo ADPCM en el proceso de compresión y descompresión de la señal son mínimas, por lo que resulta adecuada su utilización.

5.7.2. Índice global de compresión.

En este apartado se evalúa el índice global de compresión de nuestro sistema al aplicar la ADPCM (compresión fija de 4:1) y los algoritmos de compresión de la librería zlib, que utiliza el algoritmo Deflate y Codificación Huffman.

Para realizar las pruebas se comprimieron los 105 registros de la base de datos QT. Para establecer una comparativa, se comprimieron también los archivos utilizando dos compresores de uso normal bastante conocidos, el GZIP y el RAR. La tabla 5.38 muestra los resultados obtenidos.

Algoritmo	Razón de compresión
ADPCM + zlib	4,5:1 (80 %)
GZIP	1,7:1 (42 %)
RAR	3:1 (67 %)

Tabla 5.38: Índices de compresión obtenidos.

Los resultados muestran que el uso de la librería zlib aumenta un poco el índice de compresión, pues pasamos de 4:1 a 4,5:1. Respecto a los otros compresores, el uso de ADPCM y zlib alcanza, como era de esperar, una mayor razón de compresión.

5.8. Consumo del sistema de adquisición.

Es este apartado veremos el consumo aproximado de los tres componentes que constituyen nuestro sistema de adquisición, el bioamplificador, el sistema de digitalización y transmisión serie y el módulo BlueTooth. Veremos cada uno de ellos por separado y al final el conjunto.

El sistema está preparado para funcionar con una pila de 9 voltios.

La tensión de alimentación se fijó a $8,9 \pm 0,1$ voltios. La tabla 5.39 nos muestra el consumo aproximado de cada componente.

Componente	Corriente (mA)
Bioamplificador	$11,82 \pm 0,02$
Convertor A/D + P. Serie	$6,23 \pm 0,01$
Módulo BlueTooth	$[3,8 - 11,5] \pm 0,1$
Mód. BT, puesta en marcha	41 ± 2

Tabla 5.39: Consumo de los componentes por separado.

Como se puede observar, el consumo del módulo BlueTooth varía. Si no transmite, la corriente varía entre 3,8 y 11,5 mA. Cuando se comunica con otro dispositivo BlueTooth, bien porque está transmitiendo o porque está siendo consultado, se alcanzan picos de corriente de hasta 63,2 mA.

La tabla 5.40 muestra el consumo del sistema al completo.

Descripción	Corriente (mA)
Todo el sistema	[37,2 - 41,4]
Cuando transmite	[63,2 - 65,1]

Tabla 5.40: Consumo del sistema completo.

En la figura 5.2 se muestra la gráfica de corriente del sistema cuando no se está transmitiendo. Se aprecia una variación de corriente debida al módulo serie BlueTooth. Las figuras 5.3 muestran las variaciones de corriente cuando éste se encuentra en transmisión. La figura de la izquierda muestra el comienzo de la transmisión, donde aparecen picos de hasta 190 mA. La figura de la derecha muestra la transición del establecimiento de la conexión a la transmisión normal, donde se producen picos de hasta 130 mA.

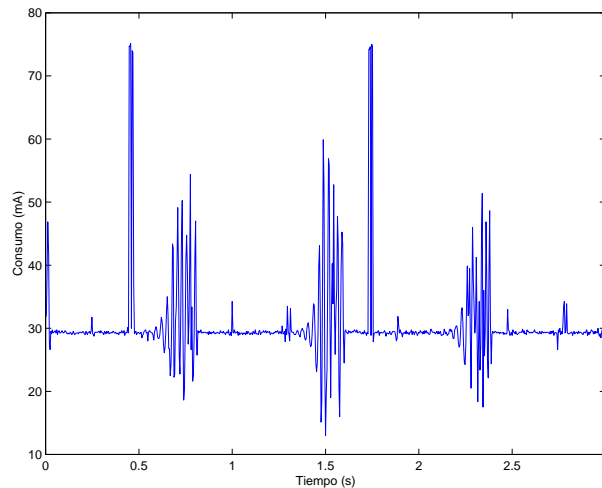


Figura 5.2: Gráfica de consumo de corriente del sistema sin transmisión.

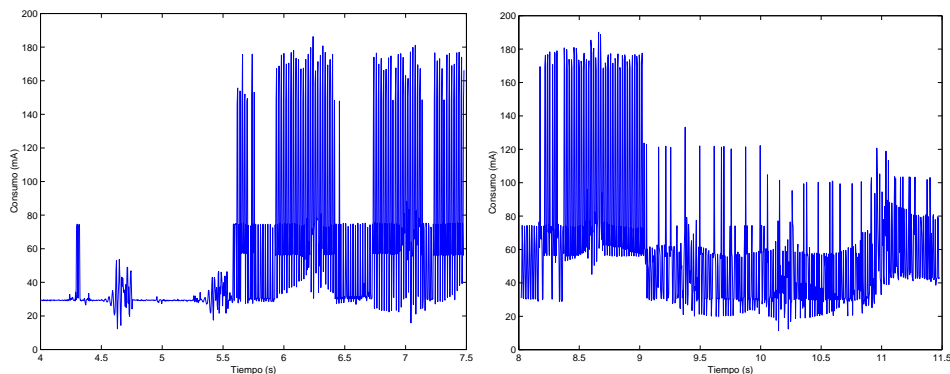


Figura 5.3: Gráficas de consumo de corriente del sistema en transmisión.

5.9. Consumo de la PDA.

La PDA lleva una batería de Litio integrada, lo cual dificulta hacer una medida de la corriente que consume en funcionamiento normal.

La duración de la batería depende fundamentalmente de tres factores. De la memoria que tenga instalada, puesto que ésta hace de espacio de almacenamiento y necesita energía para conservarlos. Un 30 % de la batería se reserva siempre a esta tarea. Depende también del nivel de brillo seleccionado. La luz que emite la PDA para poder visualizar la pantalla es uno de los recursos que más consumen, limitando seriamente la duración de la batería si permanece encendida a máximo brillo. Por último, la reproducción de sonido también eleva considerablemente el consumo.

El fabricante ofrece una tabla, que mostramos en la tabla 5.41, donde se nos muestra el tiempo que dura la batería en función de la memoria instalada y del nivel de brillo y sonido seleccionados.

Brillo	Audio	32 MB SDRAM	64 MB SDRAM
Super	Alto (6/6)	02:30-02:45	01:30-01:45
Super	Desactivado	03:00-03:15	01:45-02:00
Alto	Medio (3/6)	03:15-03:30	01:45-02:00
Medio	Desactivado	03:30-04:00	02:15-02:30
Bajo	Silencioso (1/6)	03:45-04:00	02:15-02:45
Ahorro de batería	Alto	08:00-08:15	05:45-06:00
Ahorro de batería	Silencioso	13:30-13:45	06:00-06:15
Ahorro de batería	Desactivado	14:00-14:15	09:00-09:15

Tabla 5.41: Horas de funcionamiento de la PDA en función del brillo, sonido y memoria (hh:mm).

En nuestras pruebas, pusimos el programa en ejecución con el módulo Bluetooth de la PDA activado. El programa realizaba el análisis de la señal de ECG y lo almacenaba en disco comprimido y cifrado. Se seleccionó un registro que no produjera alarmas. En estas condiciones, sin utilizar el sonido ni la luz de la PDA, el sistema estuvo funcionando durante 6 horas aproximadamente.

5.10. Pruebas de transmisión y alcance entre el sistema de adquisición y la PDA.

Las pruebas de transmisión se realizaron entre el módulo que adquiere la señal y la envía por el puerto serie Bluetooth y la PDA. El objetivo de estas pruebas es comprobar los errores que se cometen en la transmisión, el consumo medio y máximo cuando se transmite y el alcance máximo sin

pérdidas.

Las pruebas se realizaron en el laboratorio del Grupo de Procesado Digital de Señales. El laboratorio es un entorno donde no existe un ruido electromagnético excesivo. En concreto, en el laboratorio existe un concentrador para redes inalámbricas que cumplen con el estándar IEEE 802.11b y emite en el mismo rango de frecuencias que el utilizado por Bluetooth. También hay dos dispositivos más Bluetooth, un teléfono móvil y un ordenador personal Apple eMac. Las pruebas, realizadas con estos dispositivos apagados y encendidos mostraron que no existen interferencias apreciables entre ellos.

Antes de que comience la transmisión, los dispositivos deben enlazarse. Para ello la PDA busca al puerto serie remoto. Si lo encuentra, comienza el protocolo Bluetooth de autenticación de los participantes en el cual el puerto serie remoto solicita un PIN. Este PIN se puede programar, con lo que no es necesaria la intervención del usuario. Cuando finaliza todo el proceso de autenticación e intercambio de claves se establece finalmente la comunicación. Las pruebas realizadas mostraron que en nuestro caso la máxima distancia a la cual los dispositivos pueden realizar este proceso es de $4 \pm 0,5$ metros.

En las pruebas para cuantificar el número de errores de transmisión, se observó que siempre que el enlace entre los dispositivos Bluetooth esté establecido no se producen este tipo de errores. La capa de protocolos Bluetooth asegura que los datos son transmitidos correctamente, por lo que el uso de un protocolo de sincronización sencillo como el que utilizamos (descrito en el capítulo de programación del sistema) es válido.

Sin embargo, una vez se sobrepasa una distancia límite la conexión se pierde. En estos casos no se reciben muestras hasta que el enlace Bluetooth se recupera de nuevo, lo que ocurre cuando volvemos a acercarnos a los dos dispositivos transmisores. Una vez recuperada la transmisión ésta vuelve a estar libre de errores.

Así pues, podemos resumir que, en entornos donde no exista un ruido electromagnético excesivo, la conexión está libre de errores siempre que no se sobrepase la distancia máxima para la cual los dispositivos están enlazados. En los casos en que se pierde el enlace, el módulo de adquisición de datos almacena en un buffer temporal las muestras que adquiere de modo que si la interrupción es pequeña no se pierden datos. La tabla 4.2 del capítulo de programación del sistema muestra la capacidad del citado buffer.

Durante las pruebas de transmisión se observó un consumo medio por parte del sistema de adquisición (microcontrolador PIC) y el enlace serie Bluetooth de 70 ± 10 mA. El consumo tiene picos de consumo esporádicos que alcanzaron hasta 110 mA.

En cuanto al alcance, los resultados de las pruebas se resumen en la tabla

5.42.

Descripción	Alcance en metros
Alcance sin obstáculos en medio	$28,5 \pm 0,5$
Alcance con obstáculos en medio	10 ± 1
Recuperación del enlace si se pierde	$3 \pm 0,5$
Establecimiento inicial de la conexión	$4 \pm 0,5$

Tabla 5.42: Resultados de las pruebas de alcance.

Las pruebas realizadas muestran que pese a las especificaciones del fabricante, que indica un alcance máximo de 100 metros, como mucho puede alcanzar unos 30 metros aproximadamente, siempre que el enlace sea directo y no hayan obstáculos en medio. En un entorno normal, con paredes u otros objetos entre los dispositivos enlazados, el alcance máximo es de unos 10 metros.

Si la conexión se pierde es necesario aproximar los dos dispositivos a una distancia mínima de unos 3 metros para asegurarse de que éstos vuelvan a recuperar el enlace plenamente. A distancias mayores no está garantizado que se recupere bien el enlace, resultando en una transmisión espúrea que sólo transmite valores de vez en cuando. Si el enlace no se recupera en menos de 20 segundos, éste se descarta completamente y es necesario repetir todo el proceso de conexión y autenticación entre los dispositivos. El tiempo de 20 segundos viene impuesto en nuestro caso por los dispositivos Bluetooth utilizados.

En resumen, vemos como el enlace entre los dispositivos Bluetooth probados es relativamente corto. Puede haber objetos entre los dispositivos enlazados, pero en este caso la distancia no debe ser de más de 10 metros, y en caso de pérdida del enlace es necesario acercar los dispositivos a menos de 3 metros para que éstos queden de nuevo correctamente enlazados. Por otro lado, el consumo medio del sistema es elevado, lo que limita la autonomía del sistema.

5.11. Funcionamiento en tiempo real.

Para evaluar el funcionamiento del programa de monitorización remoto en tiempo real se procedió a realizar el siguiente test. El programa recogió como entrada de datos registros de la base QT. El almacenamiento de ficheros para su envío se activó, con lo que el programa comprimía la señal de electrocardiograma utilizando la ADPCM y la librería zlib de compresión como segundo paso. El programa tenía también en marcha el programa servidor que atiende las peticiones remotas. Por último, los clasificadores estaban activados, si bien no había comunicación con el servidor del centro médico

en caso de alarma.

Se probó el programa en diversas plataformas para obtener una serie de resultados globales que nos permitan hacernos una idea de su eficiencia. En la prueba se analizaron en cuatro ocasiones los 105 registros que componen la base de datos QT, tomando los tiempos de inicio y fin del algoritmo en cada fichero. Cada fichero contiene 15 minutos de ECG.

Con la PDA tuvimos un problema al medir los tiempos, y es que las funciones estándar de *C time* y *ftime* utilizadas para medir los tiempos en el PC no están disponibles en la biblioteca de funciones del compilador de Microsoft para la arquitectura ARM. La única función disponible es *GetSystemTime*, que realiza una operación similar. Sin embargo, esta función no obtiene los milisegundos en la plataforma Windows CE, con lo cual el error cometido en la medida de los tiempos es de ± 1 segundo.

La tabla 5.43 presenta el resumen de las pruebas realizadas.

Plataforma	PC				PDA
CPU	AMD 450 MHz		PIV mb 1,6 GHz		ARM 206 MHz
Sistema Operativo	Windows 2000		Windows XP		Windows CE 3.0
Compilador	GCC	MS C++	GCC	MS C++	MS C++
Tiempo medio por registro (s)	34,5	27,5	8,0	4,6	[3-5]

Tabla 5.43: Resultados de la evaluación en tiempo real.

Sin duda, destaca el bajo tiempo empleado por la PDA en el análisis de los ficheros (de 3 a 5 segundos por fichero), sólo comparables con los tiempos obtenidos utilizando el compilador de Microsoft en un Pentium IV Mobile a 1,6 GHz. La PDA tiene una CPU StrongARM a 206 MHz, frente a los 450 MHz del ordenador menos potente que utilizamos, aunque en realidad la verdadera medida de la capacidad de la CPU es la cantidad de operaciones por segundo que puede realizar más que la velocidad del reloj del sistema.

Los ficheros fuente del programa son los mismos tanto para la versión de PC como para la versión de la PDA, cambiando solamente el compilador utilizado, siendo la versión del GNU C para Windows que acompaña al sistema Cygwin [91] o el compilador C/C++ de Microsoft en la versión de PC, y el compilador de C/C++ Microsoft para la plataforma Windows CE que se sirve con el sistema de desarrollo. Ambos códigos fueron compilados con las opciones de *debug* activadas y sin pedirle al compilador que optimizara el código.

Fundamentalmente dos razones pueden explicar esta diferencia de velocidad entre el PC y la PDA:

- Windows Pocket PC 2000 es un sistema operativo mucho más sencillo que consume menos recursos que Windows 2000 o Windows XP. El

número de tareas ejecutándose en la PDA también es menor, con lo que la aplicación dispone prácticamente de todo el tiempo de la CPU.

- El acceso a memoria en la PDA es mucho más rápido. La memoria instalada es más rápida, no necesita realizar tareas de paginación ni tiene soporte para memoria virtual, con lo que los accesos a memoria se simplifican notablemente. Además, en el caso de la PDA la lectura y escritura de los datos analizados se hace en memoria.

Los ficheros analizados son de una duración de 15 minutos cada uno. En muestras, dado que están digitalizados a 250 Hz, suponen un total de 225.000 muestras. Esto nos indica que en un segundo el programa en la PDA es capaz de analizar, en el peor de los casos, 45.000 muestras por segundo.

Como vemos, estamos muy por encima de la frecuencia de muestreo habitual de 250 Hz para ECG, se puede subir incluso esta frecuencia hasta 1 kHz, máxima frecuencia empleada en electrocardiografía, sin ningún problema. También tenemos la posibilidad de analizar un mayor número de canales.

Capítulo 6

Conclusiones y Proyección Futura.

6.1. Consideraciones previas.

Tras el estudio de los sistemas de telemonitorización existentes hoy en día podemos extraer las siguientes conclusiones:

- Se tiende a extender la telemedicina como algo más que un sistema de videoconferencia con herramientas particulares de la medicina, dotando a los sistemas de monitorización domiciliaria de procesado de señales biomédicas que permiten realizar un pre-diagnóstico y pueden generar alarmas en caso de emergencia.
- Hay una clara tendencia al uso de redes inalámbricas para la interconexión entre los sistemas, principalmente por dos motivos. Uno, por el ahorro económico que suponen las redes inalámbricas al no necesitar de una infraestructura global, es decir, el cableado. Dos, por la posibilidad y comodidad de usar los sistemas desde cualquier localización.
- Los ordenadores de bolsillo, PDAs o Tablet PCs, son de gran aceptación por el público en general por su facilidad de uso, en gran parte debida a que están basados en entornos ya conocidos por los usuarios, por su portabilidad, y por el ahorro en costes. Desde el punto del vista del ingeniero de sistemas, ofrecen una arquitectura potente y programable utilizando las mismas herramientas a las que está acostumbrado.
- Se tiende al uso de sistemas centralizados con una interfaz web accesibles mediante navegadores estándar, extendiendo su funcionalidad

mediante aplicaciones *middleware* como PHP, ASP, Servlets, o *applets* Java.

La arquitectura descrita en esta Tesis se basa en estas conclusiones y trata de extraer lo mejor de cada una de ellas a través de la modularidad y el uso de estándares.

6.2. Aportaciones.

Podemos resumir las aportaciones realizadas en esta Tesis en los siguientes puntos:

- Se ha propuesto e implementado una arquitectura modular y escalable para entornos de monitorización domiciliaria.
- Se ha implementado y probado un bioamplificador y un sistema de adquisición y transmisión inalámbrica basado en Bluetooth.
- Se ha dotado al sistema de un procesado de la señal que permite analizar la señal de electrocardiograma y generar alarmas en caso de situaciones anómalas. En este sentido, tenemos varios puntos:
 - En cuanto a la detección de puntos característicos del ECG y partiendo del algoritmo propuesto por Pablo Laguna *et al.* en [90], se ha implementado un algoritmo que detecta el principio del QRS, final del QRS, las ondas Q, R, S y T y el final de T. Dicho algoritmo mejora los resultados del algoritmo original propuesto y detecta ondas que el original no detectaba.
 - Se ha comenzado el desarrollo e implementación de un algoritmo detector de cambios en la elevación de la onda T que permite generar alarmas en pacientes post-infarto o con problemas relacionados con infarto de miocardio.
 - Se ha implementado el sistema de detección de arritmias propuesto por Tompkins en [82].
 - Se han realizado comprobaciones exhaustivas de los algoritmos propuestos para su validación.
- Se ha implementado todo el sistema de detección en una PDA a través de un programa con una interfaz sencilla y fácil de manejar por el usuario. La PDA está dotada con un enlace Bluetooth con el sistema de adquisición de la señal de ECG.

- Se ha propuesto e implementado un modelo de entorno de trabajo para el Centro Médico, basado en una interfaz web con un servidor, que permite gestionar de manera sencilla y eficiente los datos de los pacientes y las alarmas que éstos puedan generar.

6.3. Conclusiones y Proyección Futura.

La implementación del sistema de monitorización remota descrito en esta Tesis demuestra la viabilidad de la arquitectura planteada. El sistema, planteado para pacientes con algún tipo de patología cardiaca, puede ser fácilmente adaptado a otros tipos de pacientes con otras patologías.

Sin embargo, el sistema necesita para su futuro desarrollo que exista una interacción entre usuarios (pacientes y médicos) y desarrolladores para definir con exactitud los requisitos que debe cumplir. Además, debería contarse con la participación decidida de los gestores sanitarios para impulsar y fomentar este tipo de sistemas.

En cuanto al sistema implementado, varias son las mejoras que se prevén en el futuro.

Respecto al sistema de bioamplificación y adquisición de la señal:

- Implementación de ambos sistemas utilizando tecnología SMD para hacer el sistema más compacto, robusto y portátil.
- Rediseñar el sistema de cara a disminuir su consumo y aumentar su autonomía.

Respecto al sistema de adquisición de la señal:

- Ampliación del número de canales de ECG a monitorizar, con el fin de mejorar la precisión en la detección de las ondas características del ECG y poder analizar varias derivaciones en busca de anomalías.
- Trabajar con una resolución de 12 bits para las señales de ECG.
- Permitir modificar por software los parámetros de adquisición, como la ganancia, la frecuencia de muestreo y los filtros aplicados, de cara al registro de otras señales biomédicas como la presión sanguínea, la saturación de oxígeno en sangre, la respiración o la temperatura corporal.
- Dotar al sistema de un protocolo más robusto de comunicaciones que permita la detección de transmisiones erróneas y petición de retransmisiones.

Respecto al sistema de transmisión BlueTooth:

- Los módulos probados para la transmisión inalámbrica BlueTooth tienen un alcance limitado a unos 10 metros. Puesto que el estándar BlueTooth define un alcance máximo de 100 metros, es posible que se puedan alcanzar mayores distancias con módulos de mayor potencia. Sin embargo, esto tiene dos inconvenientes: por un lado la radiación emitida es mayor, por otro el consumo aumenta notablemente.
- El consumo del módulo BlueTooth es elevado para un sistema de monitorización continua. Dado que no se espera que estos módulos de transmisión reduzcan significativamente el consumo en el futuro, la solución, si se quiere utilizar esta conexión, pasa por utilizar baterías recargables de mayor duración.

Respecto al uso de la PDA:

- Hemos hecho un gran esfuerzo para implementar un sistema que no dependiera de la arquitectura escogida y sea portable a otras, presentes y futuras. En este sentido, las PDA son sistemas muy interesantes pero que todavía presentan problemas como la baja autonomía (las baterías duran poco) o el hecho de que su uso no está muy extendido en según qué campos. En el futuro, las nuevas PDA, o sus sustitutos, presumiblemente teléfonos móviles con más prestaciones, gozarán de mayor autonomía y de un mayor número de posibilidades de conexión (BlueTooth integrado, GPRS/UMTS y GPS).

Respecto al sistema de detección de la señal:

- Dotar al algoritmo de la capacidad de reconocer distintas formas del ECG provenientes de cualquiera de las 12 derivaciones estándar.
- Conseguir un funcionamiento totalmente autónomo que simplifique al máximo la interacción con el usuario.
- Mejorar la detección de las ondas del ECG, en particular del principio y final del QRS, pico de T y fin de T.

Respecto al sistema de clasificación:

- Mejorar el algoritmo de detección de cambios en la onda T, extendiendo la detección a cambios en el segmento ST.

- Realizar pruebas exhaustivas en registros reales sobre los sistemas de clasificación de arritmias empleados para determinar su eficacia y mejorarlos.
- Implementar otros sistemas de detección, como la detección de fibrilación ventricular.

Respecto al servidor del centro médico:

- Mejorar la seguridad en la comunicación con los sistemas remotos utilizando algoritmos de llave pública y el uso de estándares como SSL.

Respecto al sistema global:

- Dotar al sistema de la robustez necesaria dado el sector al que va orientado. El sistema debe ser capaz de autochequearse para ver si todo está funcionando correctamente y alertar en caso de fallos. Deben aportarse soluciones a problemas inesperados, lo cual sólo será posible a partir de una puesta en marcha real del sistema mediante pruebas piloto que permitan realizar una evaluación detallada y realista de los problemas que puedan surgir.
- Analizar el grado de aceptación por parte del paciente y el médico, lo que permitirá modificar el interfaz de usuario y las prestaciones del sistema para adaptarlos a sus necesidades.

Bibliografía

- [1] J.R. Magdalena Benedito. *NEMESIS: Nueva Estación Médica de Electrocardiografía con Servicios de Información Secundarios*. PhD thesis, Universitat de València, 2000.
- [2] Instituto Nacional de Estadística. España en cifras, 1999. Disponible en <http://www.ine.es/>.
- [3] O. Schöffski. Diffusion of medicines in europe. *Friederich-Alexander-Universität, Erlangen-Nürnberg, Germany*, 2002.
- [4] J. Lee, G. Klein, A. Krahn, R. Yee, K. Zanke, C. Simpson, A. Skanes, and B. Spindler. Rate-control versus conversion strategy in postoperative atrial fibrillation. *American Heart Journal*, 140:871–877, 2000.
- [5] The CSE Working Party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European Heart Journal*, 6:815–825, 1985.
- [6] M. Boudreau Conover. *Understanding Electrocardiography*. Mosby, 11830 Westline Industrial Drive. St. Louis, Missouri 63146, 2003.
- [7] Massachusetts Institute of Technology. MIT-BIH arrhythmia database, 1997. <http://ecg.mit.edu/>.
- [8] J.T. Bigger Jr., J.L. Fleiss, R.C. Steinman, L.M. Rolnitzky, R.E. Kleiger, and J.N. Rottman. Frequency domain measures of heart period variability and mortality after myocardial infarction. *Circulation*, 85:164–171, 1992.
- [9] M.G. Kienzle, D.W. Ferguson, C.L. Birkett, G.A. Myers, W.J. Berg, and D.J. Mariano. Clinical, hemodynamic and sympathetic neural correlates of heart rate variability in congestive heart failure. *The American Journal of Cardiology*, 69:761–767, 1992.
- [10] American College of Cardiology Cardiovascular Technology Assessment Committee. Heart rate variability for risk stratification of life-

threatening arrhythmias. *Journal of the American College of Cardiology*, 22:940–950, 1993.

- [11] J.P. Saul, Y. Arai, R.D. Berger, L.S. Lilly, W.S. Colucci, and R.J. Cohen. Assessment of autonomic regulation in chronic congestive heart failure by heart rate spectral analysis. *The American Journal of Cardiology*, 61:1292–1299, 1988.
- [12] P. Tikkanen. *Characterization and Application of Analysis Methods for ECG and Time Interval Variability Data*. PhD thesis, Department of Physical Sciences, Division of Biophysics, and Biomedical Engineering Program. Faculty of Science, University of Oulu, Finland, 1999.
- [13] C.P. Day, J.M. McComb, and R.W.F. Campbell. QT dispersion: An indication of arrhythmia risk in patients with long QT intervals. *British Heart Journal*, 63:342–344, 1990.
- [14] M. Merri, M. Alberti, and A.J. Moss. Dynamic analysis of ventricular repolarization duration from 24-hour holter recordings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 40:1219–1225, 1993.
- [15] D.M. Mirvis. Spatial variation of QT intervals in normal persons and patients with acute myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, 5:625–631, 1985.
- [16] M. Zabel, T. Klingenhoben, M.R. Franz, and S.H. Hohnloser. Assessment of QT dispersion for prediction of mortality or arrhythmic events after myocardial infarction. *Circulation*, 97:2543–2550, 1998.
- [17] W. Zareba, A.J. Moss, and S. Le Cessie. Dispersion of ventricular repolarization and arrhythmic cardiac death in coronary artery disease. *Journal of the American College of Cardiology*, 74:550–553, 1994.
- [18] Task Force of the European Society of Cardiology, the North American Society on Pacing, and Electrophysiology. Heart rate variability. Standards on measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93:1043–1065, 1996.
- [19] J.L. Anderson, L.A. Karagounis, K.M. Stein, F.L. Moreno, R. Ledingham, and A. Hallstrom. Predictive value for future arrhythmic events of fractal dimension, a measure of time clustering of ventricular premature complexes, after myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology*, 30:226–232, 1997.
- [20] S. Akselsen, A. K. Eidsvik, and T. Folkow. Telemedicine and ISDN. *IEEE Communications Magazine*, pages 46–51, 1993.

- [21] O. Ferrer-Roca. *Telemedicina*. Editorial Médica Panamericana, Marcelo T. de Alvear 2145 (1122) - Buenos Aires, Argentina, 2001.
- [22] S.G. Brown. A telephone relay. *Journal of the Institute of Electrical Engineers*, pages 590–619, 1910.
- [23] National Library of Medicine PubMed. PubMed, 2003. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi>.
- [24] National Library of Medicine. Information, 2003. <http://www.nlm.nih.gov/nlmhome.html>.
- [25] J. Muñoz Marí, J. Guerrero Martínez, J. Calpe Maravilla, J.R. Magdalena Benedito, G. Camps I Valls, and M. Martínez Sober. Sistema portátil inteligente de monitorización de ECG. In *Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, pages 329–332, Spain, 2002. Zaragoza.
- [26] Telemedicine Today. Product info, 2003. <http://www.telemedtoday.com/productinfo>.
- [27] Dr. Masatgusu Tsuji. Health care 2002, 2002. <http://www.wmrc.com/businessbriefing/pdf/healthcare2002/reference/08.pdf>.
- [28] Dr. Dansky et Al. Health care 2002, 2002. <http://www.wmrc.com/businessbriefing/pdf/healthcare2002/reference/08.pdf>.
- [29] Telehealth Laboratoty. Telehome user requeriments, 2002. http://www.telehealthlab.com/pubs/Telehomecare_User_Requirements_200204%042.htm.
- [30] American Telecare. Productos, 2003. <http://www.americantelecare.com/>.
- [31] General Electric Medical Systems. Productos, 2003. <http://www.gemedicalsystemseurope.com/eses/>.
- [32] NEPTEC. Productos TeleHomeCare, 2003. <http://neptec.com/products/telehomecare/>.
- [33] AMD Telemedicine. Productos para monitorización domiciliaria o personal, 2003. <http://www.amdtelemedicine.com>.
- [34] HomMed. Sistemas de monitorización domiciliaria, 2003. <http://www.hommed.com/>.
- [35] CardGuard. Productos, 2003. <http://www.cardguard.com/site/index.asp>.

- [36] UC Davis Health System. Center of health and technology, 2003. <http://telehealth.ucdavis.edu/Telemedicine/RemoteMonitoring.htm>.
- [37] Centro Para Interacción Sensomotriz de la Universidad de Aalborg de Dinamarca. Soluciones de telemedicina, 2003. <http://www.smi.auc.dk/telemedicine/main.html>.
- [38] Marquette. Hospital general, 2003. <http://www.mgh.org/telehealth/telehome.html>.
- [39] Hawaii Multimedia Corporation. Productos, 2003. <http://www.hawaiimultimedia.com/news060100.asp>.
- [40] S. Pavlopoulos, E. Kyriacou, A. Berler, S. Dembeyiotis, and D. Koutsouris. A novel emergency telemedicine system based on wireless communication technology. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2:261–267, 1998.
- [41] J. Bai, Y. Zhang, D. Shen, K. Wen, C. Ding, Z. Cui, F. Tian, B. Yu, B. Dai, and J. Zhang. A portable ECG and blood pressure telemonitoring system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 18:63–70, 1999.
- [42] S. Khoór, J. Nierberl, and E. Kail. Telemedicine ECG-telemetry with bluetooth technology. *Computers in Cardiology*, 28:585–588, 2001.
- [43] S. Barro, J. Presedo, D. Castro, M. Fernández-Delgado, S. Fraga, M. Larra, and J. Vila. Intelligent telemonitoring of critical-care patients. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 3:80–88, 1999.
- [44] E.T. Van der Velde, C. Brobbel, T.A. Witteman, D.E. Atsma, M.J. Schalijs, H.J. Spruijt, J. Bosmans, and M.H. Baljon. Application on handheld computers for mobile access to cardiology information system. *Computers in Cardiology*, 28:157–160, 2001.
- [45] S.P. Nelwan, T.B. Van Dam, and S.H. Meij P. Klootwijk. Ubiquitous mobile access to real-time patient monitoring data. *Computers in Cardiology*, 29:557–560, 2002.
- [46] R.G. Lee, H.S. Chen, C.C. Lin, K.C. Chang, and J.H. Chen. Home telecare system using cable television plants - an experimental field trail. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 4, 2000.
- [47] F. Gouaux, L. Simon-Chautemps, J. Fayn, S. Adami, M. Arzi, D. Assanelli, M.C. Forlini, C. Malossi, A. Martinez, J. Placide, G.L. Ziliani,

- and P. Rubel. Ambient intelligent and pervasive systems for the monitoring of citizens at cardiac risk: New solutions from the EPI-MEDICS project. *Computers in Cardiology*, 29:289–292, 2002.
- [48] F. Chiarugi, M. Spanakis, P.J. Lees, C.E. Chronaki, M. Tsiknakis, A. Traganitis, and S.C. Orphanoudakis. Real-time cardiac monitoring over a regional health network: Preliminary results from initial field testing. *Computers in Cardiology*, 29:347–350, 2002.
- [49] A.I. Hernández, F. Mora, G. Villega, G. Passariello, and G. Carrault. Real-time ECG transmission via internet for nonclinical applications. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 5:253–257, 2001.
- [50] E. Montón, V. Traver, C. Fernández, J. Cervera, and S. Guillén. Sistema de telemonitorización multifuncional para uso en servicios e-health y m-health. In *Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, pages 235–238, Spain, 2002. Zaragoza.
- [51] Comité Europeo de Normalización. CEN, 2003. <http://www.cenorm.be/>.
- [52] L. Boquete, I. Bravo, R. Barea, M.A. García, J.A. García, and A. de Santiago. Sistema portátil para la transmisión de variables fisiológicas por telefonía móvil. In *Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, pages 325–328, Spain, 2002. Zaragoza.
- [53] M. Elena, J.M. Quero, C.L. Tarrida, and L.G. Franquelo. On-line monitoring system for cardiac diseases using GPRS/GSM. In *International Symposium on Circuits and Systems*. International Symposium on Circuits and Systems, 2001.
- [54] S.L. Toral, J.M. Quero, M. Elena Pérez, and L.G. Franquelo. A microprocessor based system for ECG telemedicine and telecare. In *XVII Conference on Design of Circuits and Integrated Systems*. DCIS, 2002.
- [55] J.M. Quero, M. Elena, C.L. Tarrida, and L.G. Franquelo. On-line monitoring system for cardiac diseases using GSM. In *International Symposium on Circuits and Systems*, Phoenix, USA, 2002. ISCAS.
- [56] J. Guerrero, J. Carrascosa, J. Calpe, J. Espí, M. Martínez, A. Rosado, and E. Soria. Técnicas de diseño de amplificadores biopotenciales: Eliminación de interferencias. *Mundo Electrónico*, 269:62–66, 1996.
- [57] A.A.A. de Salles. Biological effects of microwave and RF. *Proceedings of Microwave and Optoelectronics Conference*, pages 51–56, 1999.

- [58] W.G. Scanlon and N.E. Evans. Numerical analysis of bodyworn UHF antenna systems. *Electronics & Communications Engineering Journal*, pages 53–64, 2001.
- [59] Wireless Futures. Bluetooth products, 2003. <http://www.wirelessfutures.co.uk/>.
- [60] Samsung Electromechanics. Bluetooth modules, BTMZ7311A0, 2003. <http://www.sem.samsung.com/bluetooth>.
- [61] A. López, J. Guerrero, A. Rosado, J. Francés, R. Magdalena, J. Muñoz, A. Serrano, and E. Soria. Estudio comparativo de algoritmos detectores de complejos QRS en tiempo real. *Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, pages 131–134, 1998.
- [62] G.M. Friesen, T.C. Jannett, M.A. Jadallah, S.L. Yates, S.R. Quint, and H. Troy Nagle. A comparasion of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37:85–97, 1990.
- [63] B.U. Köhler, C. Henning, and R. Orglmeister. The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, January/February:42–57, 2002.
- [64] P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, R. Jané, and Hyung-Ro Yoon. New algorithm for QT interval analysis in 24-hour holter ECG: Performance and applications. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 28:67–73, 1990.
- [65] J. Pan and W.J. Tompkins. A real time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 32:230–236, 1985.
- [66] Hae-Jeong Park, Do-Un Jeong, and Kwang-Suk Park. Automated detection and elimination of periodic ECG artifacts in EEG using the energy interval histogram method. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49:1526–1533, 2002.
- [67] J. Ziv and A. Lempel. A universal algorithm for sequential data compression. *IEEE Transactions on Information Theory*, IT-23, no. 3:337–343, 1977.
- [68] T.A. Welch. A technique for high performance data compression. *IEEE Computer*, 17(6):8–19, 1984.
- [69] L. Peter Deutsch. DEFLATE compressed data format specification. *The Internet Engineering Task Force*, RFC 1951, 1996.
- [70] D.A. Huffman. A mehod for the construction of minimum redundancy codes. *Proceedings of the IRE*, 40:1098–1101, 1952.

- [71] M.L. Hilton. Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44:394–402, 1997.
- [72] G. Roelofs, J.L. Gailly, and M. Adler. Zlib, a massively spiffy yet delicately unobtrusive compression library, 2003. <http://www.gzip.org/zlib/>.
- [73] J.R. Magdalena, J. Calpe, J. Guerrero, and O. Farpón. Criptografía. introducción y perspectiva de la transmisión segura de datos. *Mundo Electrónico*, 261:70–75, 1995.
- [74] B. Sklar. *Digital Communications*. Prentice-Hall, 1998.
- [75] G.J. Simmons. *Contemporary Cryptology. The Science of Information Integrity*. Institute of Electrical and Electronics Engineers, Inc, 1992.
- [76] D.E. Robling Denning. *Cryptography and Data Security*. Addison-Wesley Publishing Company, 1982.
- [77] Grupo de Trabajo 6 Comité Técnico 251. Medical informatics algorithms for digital signature services in health care. Technical Report 95, CEN, European Committee for Standardization, 1995.
- [78] J. Daemen and V. Rijmen. The block cipher rijndael. *Smart Card Research and Applications*, 1280:288–296, 2000.
- [79] J. Daemen and V. Rijmen. Rinjdael, the advanced encryption standard. *Dr. Dobb's Journal*, 26:137–139, 2001.
- [80] NIST. National institute of standards and technology, 2003. <http://csrc.nist.gov/CryptoToolkit/aes/>.
- [81] A. Taddei. Dpt. of Bioengineering and Medical Informatics. National Research Council (CNR) Institute of Clinical Physiology. European ST-T database, 2003. Contact: taddei@ifc.pi.cnr.it.
- [82] W.J. Tompkins. *Biomedical Digital Signal Processing*. Prentice Hall, 1992.
- [83] T.M. Connolly and C.E Begg. *Database Systems: A Practical Approach to Design, Implementation, and Management*. Addison-Wesley, 2001.
- [84] MySQL AB. MySQL database server, 2003. <http://www.mysql.com/>.
- [85] The PHP Group. PHP: Hypertext processor, 2003. <http://www.php.net/>.
- [86] The Apache Software Foundation. Apache HTTP server project, 2003. <http://httpd.apache.org/>.

- [87] P. Laguna, R.G. Mark, A. Goldberger, and G.B. Moody. A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG. *Computers in Cardiology*, 24:673–676, 1997. <http://www.physionet.org/>.
- [88] Research Resource for Complex Physiologic Signals. National Center for Research Resources. National Institutes of Health. PhysioNet, 2003. <http://www.physionet.org/>.
- [89] Association for the Advancement of Medical Instrumentation. AAMI/ANSI EC38:1998, AAMI EC57:1998, 1998. <http://www.aami.org/>.
- [90] P. Laguna, R. Jané, and P. Caminal. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Computers and Biomedical Research*, 27:45–60, 1994.
- [91] Red Hat Inc. Cygwin, 2003. <http://www.cygwin.com/>.

Agradecimientos.

En primer lugar quisiera agradecer a mis directores, Juan Guerrero y Javier Calpe, todo el apoyo que me han brindado y el esfuerzo que han hecho en la realización de esta tesis.

Me gustaría también agradecer profundamente la colaboración de mis compañeros del Grupo de Procesado Digital de Señales. Creo que no se les puede pedir más de lo que han hecho. Espero y deseo poder corresponderos algún día.

Quisiera también agradecer el apoyo recibido por mis padres y mi familia sin cuyo apoyo constante cualquier proyecto es sencillamente imposible. Una vez más, gracias.

También es necesario agradecer a Manolo, Mini, José Luis, Manolo Salmeron y a Pere la ayuda sin la cual no me hubiera sido posible finalizar este trabajo a tiempo.

En penúltimo lugar, y no por ello menos importante, quisiera dedicar este párrafo a mis amigos y amigas sin cuya existencia la vida en general sería mucho más aburrida. Gracias por estar ahí, gracias por vuestra amistad.

Y finalmente, quisiera agradecer a Gloria todos los buenos momentos que pasamos juntos y el cariño sin límites que, día tras día, me da. Un beso y un abrazo muy fuerte.

Valencia, mayo de 2003.