



Máster en Redes y Servicios de
Comunicaciones Móviles

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE
INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIONES

PROYECTO FIN DE MÁSTER

*Plataforma modular para docencia e investigación
de señales biomédicas*

Autora: Leticia Talavera Carrasco

Tutor: Susana Borromeo

Co-tutor: Roberto de la Prieta

Curso académico 2009/2010

Agradecimientos

A toda mi familia, en especial a mis padres (Francisco Javier y Alfonsa), que gracias a su apoyo, su confianza y su cariño han hecho posible que haya llegado a la culminación de esta etapa universitaria.

A Carlos, una persona muy especial, por comprenderme en lo incomprendible. Por apoyarme y animarme a seguir adelante, porque con él todo ha sido más fácil.

A mis compañeros del máster, por su ayuda y apoyo prestados. De los cuales me llevo buenos amigos: Fernando, Alicia, Esther, Cristina...y muy buenos momentos.

A mis amigos de Fuenlabrada por hacerme reír y ayudarme en los malos momentos.

A Susana, tutora de mi proyecto y Roberto mi co-tutor, por su paciencia y ayuda prestada.

A mis compañeros del Departamento de Tecnología Electrónica. Por enseñarme tanto.

En definitiva, a toda la gente que ha compartido conmigo estos años universitarios.

Gracias a todos. Nunca os olvidaré.

Leticia Talavera Carrasco

*Si lloras por haber perdido el sol,
las lágrimas no te dejarán ver las estrellas.*

Rabindranath Tagore

*Nuestra recompensa se encuentra en el esfuerzo y no en el resultado,
un esfuerzo total es una victoria completa.*

Mahatma Gandhi

*Si una persona es perseverante, aunque sea dura de entendimiento,
se hará inteligente; y aunque sea débil se transformará en fuerte.*

Leonardo Da Vinci

*A veces navegamos con el viento, a veces en contra;
pero debemos navegar, no estar a la deriva, ni echar el ancla.*

Oliver Wendell Holmes

Resumen

Desde hace algunos años, la Telemedicina está siendo incorporada de manera progresiva y creciente en el ámbito de la medicina, tanto en aplicaciones clínicas como en investigación. El empleo de las tecnologías inalámbricas y su incorporación a los sistemas de adquisición de señales biológicas, como el electrocardiograma, se convierten en herramientas eficaces para la monitorización y el cuidado de la salud, así como una solución a la optimización de recursos médicos.

Por otra parte, la implementación de un sistema para monitorizar la actividad eléctrica del corazón utilizando un teléfono móvil puede ser de gran interés didáctico en enseñanzas de grado o postgrado dentro de la ingeniería de telecomunicación ya que cubre aspectos de la ingeniería biomédica, procesamiento de señal, comunicaciones inalámbricas y programación en terminales móviles.

En este trabajo se ha desarrollado una plataforma de bajo coste e inalámbrica, con capacidad de transmisión de corto y largo alcance que adquiere y procesa la señal del ECG.

En el diseño del sistema ha primado la modularidad, independizando las etapas de adquisición, procesamiento y comunicaciones. Gracias a esto, ha sido posible desarrollar un sistema para aplicaciones docentes y otro para ser utilizado como plataforma en proyectos de investigación cuyo objetivo es el desarrollo de instrumentación clínica de bajo coste. En ambos sistemas, las etapas de procesamiento y comunicaciones son las mismas, modificándose únicamente las etapas de adquisición.

En el caso del sistema desarrollado con fines docentes, la etapa de adquisición se ha diseñado con las señales accesibles en cada una de las etapas básicas que definen un sistema de instrumentación: amplificación y filtrado. El sistema orientado a investigación se basa en un chip comercial, multiparamétrico, que permite la monitorización de las 12 derivaciones utilizadas en uso clínico.

Se han diseñado, implementado y validado cada una de las partes que componen el sistema. Como tecnologías inalámbricas se han utilizado Bluetooth y GSM. También se ha desarrollado las aplicaciones que permiten la visualización del ECG en un terminal

móvil, así como la recepción de SMS con los resultados del procesamiento de la señal del ECG.

Los resultados del trabajo de este proyecto están siendo utilizados en otros proyectos actualmente en curso, como una plataforma modular para la adquisición y procesamiento de un electrocardiograma utilizando una FPGA o un sistema de adquisición y transmisión inalámbrica utilizando ZigBee, tecnología que ha sido homologada recientemente (noviembre de 2009) para aplicaciones médicas. Por otra parte, la plataforma con fines docentes e ha incorporado como material docente en la asignatura de Instrumentación Electrónica, asignatura de cuarto curso de la carrera de Ingeniería de Telecomunicación que se imparte en la Universidad Rey Juan Carlos.

ÍNDICE GENERAL

Índice de figuras	11
Índice de Tablas	15
1. Introducción	17
1.1. Motivación del proyecto	17
1.2. El electrocardiograma	19
1.2.1. Inscripciones electrocardiográficas	19
1.2.2. Derivaciones electrocardiográficas	21
1.2.3. Medidas de un electrocardiograma	25
Frecuencia Cardiaca	25
1.3. Conceptos básicos de tecnologías inalámbricas	28
2. Objetivos	35
2.1. Hipótesis	35
2.2. Objetivos	35
3. Materiales y Métodos	37
3.1. Metodología de desarrollo	37
3.2. Materiales empleados	41
3.2.1. Entornos de desarrollo	41
3.2.2. Tecnologías de comunicación utilizadas en el proyecto	43
4. Implementación	47
4.1. Arquitectura del sistema	47
4.2. Módulo de Adquisición	48
4.2.1. Sistema para aplicaciones docentes	48
4.2.2. Sistema para fines en el campo de la investigación	53
4.3. Módulo de Procesamiento	59
4.4. Módulo de Comunicaciones	64

4.4.1.	Comunicación de corto alcance: Bluetooth	65
4.4.2.	Comunicación de largo alcance: GSM	69
4.4.3.	Software Dispositivo Móvil	72
4.5.	Implementación del sistema completo	74
4.5.1.	Hardware del sistema completo	74
4.5.2.	Software del sistema completo	74
4.5.3.	Configuración de la comunicación serie RS232	76
4.6.	Resultados	76
4.6.1.	Módulo ECG para aplicaciones docentes	76
4.6.2.	Módulo ECG con fines en el campo de la investigación	90
4.6.3.	Alcance y consumo	91
5.	Conclusiones y Aplicaciones Futuras	93
	Bibliografía	95
A.	Anexo A	99
B.	Anexo B	103
C.	Anexo C	109
D.	Anexo D	117
E.	Anexo D	119

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1.	Registro de un ECG normal [11].	19
1.2.	Derivaciones electrocardiográficas.	22
1.3.	Derivaciones Bipolares.	23
1.4.	Derivaciones Monopolares.	23
1.5.	Situación de las derivaciones precordiales.	24
1.6.	Taquicardia ventricular [13].	26
1.7.	Bradicardia sinusal [14].	26
1.8.	Pila de protocolos Bluetooth.	32
1.9.	Pila de protocolos Bluetooth.	32
3.1.	Tareas desarrolladas en este trabajo	38
3.2.	Sistema completo de comunicaciones.	39
3.3.	Diagrama de bloques del sistema de comunicación de corto alcance.	40
3.4.	Diagrama de bloques del sistema de comunicación de largo alcance.	40
3.5.	Simulador de ECGs: ST-16.	43
3.6.	Tarjeta de desarrollo del módulo Bluetooth Ezurio BISM II <i>Bluetooth</i> ^T M Version 2.0 Serial Module. El módulo Ezurio se representa con un rectángulo rojo.	44
3.7.	Módem GSM/GPRS MTX-65.	45
3.8.	Módem GSM/GPRS MTX-65.	45
4.1.	Diagrama de bloques del módulo ECG para aplicación docente. Derivación bipolar.	49
4.2.	Fuente de alimentación del módulo ECG orientado a la docencia.	50
4.3.	Etapas de Adquisición y Acondicionamiento.	50
4.4.	Esquemático de la etapa de adquisición y acondicionamiento de la placa para aplicación docente.	51
4.5.	Esquema y ecuación del amplificador de Instrumentación INA114.	52
4.6.	Amplificación de ECG con la masa en el pie derecho.	52
4.7.	Diagrama de bloques del módulo ECG para investigación.	54

4.8.	Diagrama de bloques funcional del chip CARD/C.	55
4.9.	Vista de arriba de la placa de evaluación. El chip CARD/C se simboliza con un cuadrado azul.	56
4.10.	Descripción de los pines de la placa de evaluación.	57
4.11.	Modo de direccionamiento SPI.	58
4.12.	Secuencia de lectura del ADC controlado por SPI.	58
4.13.	Circuito del microcontrolador.	59
4.14.	Intervalo RR calculado.	60
4.15.	Diagrama de bloques del método del umbral para el cálculo del intervalo RR.	62
4.16.	Anchura del complejo QRS calculada.	63
4.17.	Diagrama de bloques del método del umbral para el cálculo del ancho del complejo QRS.	64
4.18.	Circuito de comunicación.	65
4.19.	Diagrama de bloques del módulo Bluetooth.	66
4.20.	Diagrama de bloques del módulo Bluetooth.	67
4.21.	Intercambio de información entre el módulo ECG, el módulo Bluetooth y el terminal de usuario.	68
4.22.	Conexión entre el módulo ECG (derecha) y el módulo Bluetooth (izquierda).	69
4.23.	Diagrama de bloques del módulo GSM.	70
4.24.	Intercambio de información entre el módulo ECG, el módulo GSM y el terminal de usuario.	71
4.25.	Conexión entre el módulo ECG (izquierda) y el módulo GSM (derecha).	72
4.26.	Bloques funcionales.	74
4.27.	Diagrama de bloques del sistema completo.	75
4.28.	Prototipo del Módulo ECG para docencia.	77
4.29.	Distintas etapas del bloque de adquisición. Flecha roja indica la salida del INA114, flecha azul la salida del primer filtro paso bajo y flecha verde la salida del segundo filtro paso bajo.	77
4.30.	Señal del ECG obtenida a la salida del INA114.	78
4.31.	Ruido obtenido a la salida del INA114.	78
4.32.	Señal del ECG obtenida a la salida del primer filtro paso bajo.	79
4.33.	Ruido obtenido a la salida del primer filtro paso bajo.	79
4.34.	Señal del ECG obtenida a la salida del segundo filtro paso bajo.	80
4.35.	Ruido obtenido a la salida del segundo filtro paso bajo.	80
4.36.	Señal electrocardiográfica a la entrada del microcontrolador.	81
4.37.	Pruebas de validación del hardware del módulo ECG para docencia.	82
4.38.	ECG 1 y ECG 2 de la base de datos MIT-BIH.	83
4.39.	ECG 3 y ECG 4 de la base de datos MIT-BIH.	84
4.40.	ECG 5 de la base de datos MIT-BIH.	84
4.41.	Validación del registro ECG 1. El complejo QRS está señalizado con una flecha verde y la distancia entre las ondas R-R está señalizado con una flecha roja.	86

4.42. Señal ECG de 60 y 90 pulsaciones.	87
4.43. Señal ECG de 120 y 150 pulsaciones.	87
4.44. Resultado del sistema completo.	89
4.45. Prototipo real del módulo utilizando el chip CARD/C.	90
C.1. Electrocardiograma	110
C.2. Etapa de Adquisición y Acondicionamiento	111
C.3. Amplificador con Righ-Leg Drive	112
C.4. Conexión completa del sistema. Conexión del módulo ECG al módulo Bluetooth señalado con círculos rosas. Conexión del módulo ECG al módulo GSM señalado con círculos azules. Adquisición del ECG señalado con un círculo amarillo.	113

ÍNDICE DE TABLAS

1.1. Amplitud y duración de las ondas de un ECG normal. Los valores de la amplitud son obtenidos a través de un registro milimetrado.	21
1.2. Cálculo de las distintas derivaciones.	25
1.3. Tipos de transmisiones Bluetooth.	31
3.1. Proceso y herramientas utilizadas en el desarrollo del sistema.	41
4.1. Configuración de la comunicación serie RS232 en los distintos módulos que constituyen el sistema.	76
4.2. Resultados de los algoritmos de procesamiento.	85
4.3. Resultados tras aplicar los algoritmos de procesamiento a las cuatro señales electrocardiográficas mostradas en las figuras 4.42 y 4.43.	88
4.4. Resultados tras aplicar los algoritmos de procesamiento a varias señales generadas por el simulador ST-16.	88

Introducción

1.1. Motivación del proyecto

Las tecnologías de la información, basadas en sistemas de comunicación inalámbrica, han experimentado una notable expansión debido, fundamentalmente, al desarrollo de las comunicaciones móviles. Este hecho está dando origen a la aparición de nuevos conceptos y topologías de redes, como son las redes de área personal (PAN: Personal Area Network) o las redes de área corporal (BAN : Body Area Network), que se presentan como una solución al problema de la accesibilidad a los servicios por parte de personas discapacitadas o personas mayores.

Gracias al empleo de las tecnologías inalámbricas, la telemedicina ha recibido un gran empuje en los últimos años, presentándose como una solución a la optimización de los recursos médicos en cuanto a equipo y personal humano.

El hecho de poder pasar consulta desde el centro de salud de una pequeña población rural con el servicio de cardiografía de un hospital a varios kilómetros a través de una pantalla, es un ejemplo de la importancia del empleo de las TICs en el ámbito de la salud. Además, los sistemas de monitorización de enfermos crónicos o recién operados desde casa a través del envío de datos al hospital, donde son supervisados por el médico, evitan un buen número de ingresos.

Por todo lo anterior, los nuevos sistemas de adquisición de señales biológicas con capacidad de procesamiento y comunicación inalámbrica se convierten en herramientas eficaces para la monitorización y el cuidado de la salud.

A nivel europeo y dentro del V y VI Programa Marco se han desarrollado distintos proyectos en este campo de aplicación. Cabe los siguientes: AMON “Advanced care and alert portable telemedical Monitor” [1], en el que se desarrolló un dispositivo de pulsera basado en biosensores conectado mediante GSM con un centro de salud. “Telematic

Support for Patient Focused Distant Care” [2] en el que se monitorizaban parámetros cardiovasculares mediante sensores integrados en una red inalámbrica y su transmisión mediante internet utilizando redes de telefonía móvil. Dentro del proyecto MobiHealth [3] se desarrolló una arquitectura PAN para la transmisión de información de sensores que medían variables fisiológicas a través de GPRS/UMTS.

Otros ejemplos de proyectos dentro del VI programa Marco son el proyecto “Multi Monitoring Medical Chip for Homecare Applications” [4] en el que se desarrolló un chip que integraba sensores y comunicación inalámbrica mediante Bluetooth para la monitorización de constantes vitales y el proyecto “Optical Fibre Sensors Embedded Multitel, into Textile for Healthcare” [5] donde se desarrollaron sensores embebidos en tejidos textiles para la monitorización constante de parámetros vitales de pacientes.

En Estados Unidos también existen antecedentes como los trabajos dirigidos por Jovanov [6], orientados a las redes inalámbricas y sistemas de monitorización biomédicos. Entre los grupos de investigación que están trabajando en el desarrollo de plataformas hardware para la adquisición de señales biológicas se encuentra el de la Universidad de Harvard, proyecto CodeBlue [7], en el que se utiliza como plataforma la desarrollada por la Universidad de Berkeley, basada en Zigbee.

Desde el punto de vista tecnológico, el creciente grado de miniaturización de los dispositivos y sensores permitirá el uso de elementos de monitorización o alertas personales, embebidos en la ropa o integrados en la casa, en la medida que sean autónomos de las comunicaciones, baratos y con baja dependencia energética.

Por otro lado y desde el punto de vista docente, los estudios universitarios están sufriendo un profundo cambio con los nuevos planes adaptados al EEES, en los que se fomenta el aprendizaje y el trabajo del alumno. En este contexto, y dentro de asignaturas como Instrumentación Electrónica, en Ingeniería de Telecomunicación, se plantea el desarrollo de una plataforma de señales biológicas con capacidad inalámbrica.

El proyecto fin de master que se detalla en esta memoria se enmarca dentro de los escenarios descritos en los párrafos anteriores, el desarrollo de una plataforma hardware modular inalámbrica para adquisición de señales biológicas, en particular de la señal de electrocardiografía y que además se convierta en una herramienta docente.

A continuación, y a lo largo de este capítulo introductorio, se van a presentar los conceptos básicos de electrocardiografía y las tecnologías inalámbricas que se han utilizado en el desarrollo del proyecto.

1.2. El electrocardiograma

El electrocardiograma es una representación gráfica de los impulsos eléctricos que trabajan sobre el corazón, recogidos a través de unos electrodos que se colocan en la superficie del cuerpo. Es una herramienta imprescindible en el diagnóstico de arritmias cardiacas y enfermedades coronarias. Entre otros aspectos, gracias al electrocardiograma se puede obtener información acerca del ritmo cardiaco, presencia de infartos de miocardio, crecimiento de las cavidades cardiacas, lesiones por obstrucción coronaria, inflamación del pericardio, trastornos de conducción eléctrica del corazón.

1.2.1. Incripciones electrocardiográficas

La siguiente figura 1.1 incluye un registro de ECG normal, donde se ven las distintas ondas e intervalos.

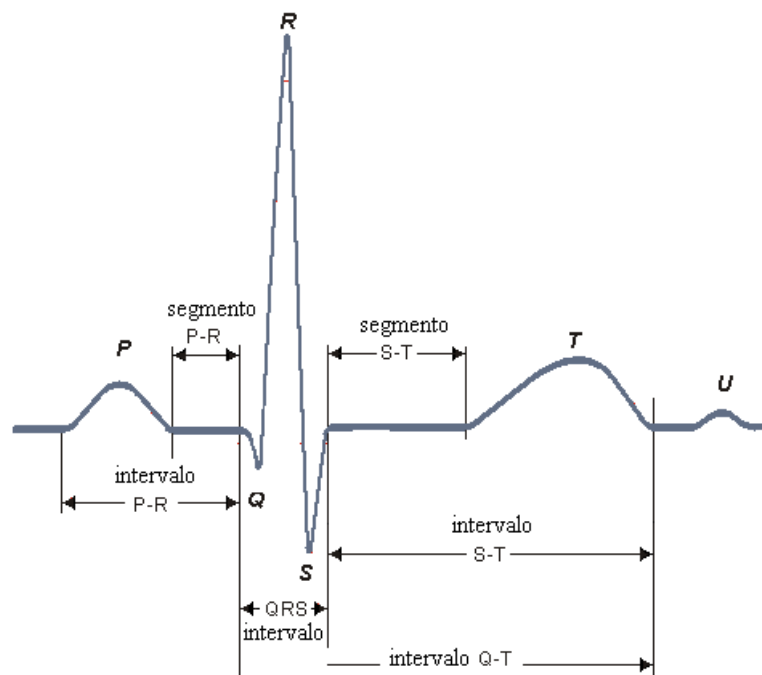


Figura 1.1: Registro de un ECG normal [11].

El trazado típico de un ECG registrando un latido cardíaco normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T. La pequeña onda U normalmente es difícilmente detectable. Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se denominan intervalos. El ECG puede ser dividido en los siguientes intervalos y segmentos.

Onda P: Es la señal eléctrica que representa la despolarización auricular y se caracteriza por: ser la primera onda del ciclo electrocardiográfico, su duración no debe exceder los 0,11 segundos en el adulto y 0,07-0,09 segundos en los niños, su voltaje no debe superar los 0,25 mV (2,5 mm), tiene que preceder al complejo ventricular y debe ser redondeada y de rampas suaves.

Intervalo PR: Período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo hasta que llega al nodo AV (auriculo ventricular). Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200 mg.

Complejo QRS: Representa la despolarización ventricular y su duración en el caso de no existir anomalías debe ser inferior a 0,12 segundos. En este intervalo se produce una inflexión de mayor voltaje.

Onda Q: Primera deflexión negativa del complejo QRS. Su anchura en las derivaciones D1, aVL, V5 y V6 no es superior a 40 mg. A veces esta onda no se visualiza en el ECG, aunque cuando existe siempre es la primera onda en el complejo QRS.

Onda R: Primera deflexión positiva del complejo QRS. Su voltaje varía entre 6-8 mm.

Onda S: Deflexión negativa que sigue a la onda R. No siempre se encuentra presente en un ECG.

Segmento ST: Es el segmento que va desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.

Onda T: Representa la repolarización ventricular y se caracteriza por ser positiva en las derivaciones D1, D2, VL, aVF, V5, V6, negativa en las derivaciones de V1 a V4, su amplitud no debería exceder los 6 mm, aunque dependiendo de la edad de la persona esto puede variar, la parte ascendente de la onda es mucho más lenta que la parte descendente y se dibuja suavemente tras el segmento ST.

Intervalo QT: Comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y repolarización ventricular. Su duración varía en función de la frecuencia cardíaca, aunque suele estar comprendida entre 300 y 440 mg.

Onda U: Pequeña deflexión positiva que sigue a la onda T, corresponde a la repolarización tardía del sistema purkinje o de los músculos papilares. Su amplitud suele estar comprendida entre 0.3 y 2 mm.

En la tabla 1.1 indicamos la duración y la amplitud de cada una de las ondas de un ECG normal.

Onda	Duración	Amplitud
P	≤ 110 mseg	$\leq 2,5$ mm
Segmento PR	120-200 mseg	-
Complejo QRS	< 120 mseg	≤ 25 mm en V5
Segmento ST	-	≤ -1 mm
T	-	≤ 6 mm
Intervalo QT	300-440 mseg	-
U	-	0,3-2 mm

Tabla 1.1: Amplitud y duración de las ondas de un ECG normal. Los valores de la amplitud son obtenidos a través de un registro milimetrado.

Los principales defectos o errores en la realización de un ECG son: temblor del paciente, interferencia eléctrica (cuando se encuentra cerca del electrocardiógrafo otro aparato conectado a la misma corriente), inestabilidad de la línea de base (este trazo surge cuando no existe contacto apropiado entre la piel y los electrodos), inversión de los cables de los brazos.

1.2.2. Derivaciones electrocardiográficas

Las derivaciones electrocardiográficas son circuitos eléctricos que se forman para poder captar la actividad eléctrica del corazón desde cualquier punto de la superficie corporal.

En la práctica clínica para el registro del electrocardiograma se emplean doce derivaciones: seis de miembros y seis precordiales. Las primeras derivaciones son aquellas en las que los electrodos se colocan en los miembros del paciente para poder registrar los eventos eléctricos que se producen en el plano frontal. Las segundas son derivaciones en las que los electrodos se colocan en el precordio del paciente para poder registrar los eventos eléctricos que se producen en el plano horizontal.

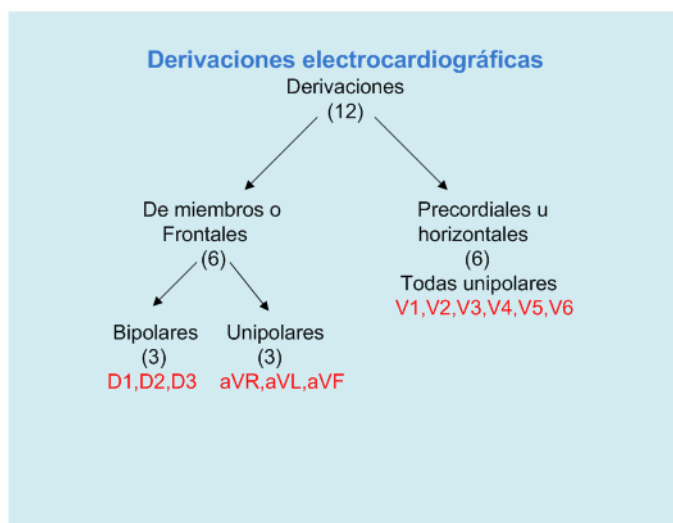


Figura 1.2: Derivaciones electrocardiográficas.

Derivaciones de Miembros.

Las derivaciones de miembros a su vez se clasifican en dos grupos: bipolares y unipolares o monopolares.

Las derivaciones bipolares (ver figura 1.3) son aquellas que registran la diferencia de potencial existente entre dos miembros, por ello en cada miembro se coloca un electrodo de polaridad opuesta (positivo o negativo). Dichas derivaciones son 3 (DI, DII, DIII) y fueron creadas por Willen Einthoven [12].

- DI: Registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo).
- DII: Registra la diferencia de potencial entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo derecho (polo negativo).
- DIII: Registra la diferencia de potencial entre la pierna izquierda (polo positivo) y el brazo izquierdo (polo negativo).

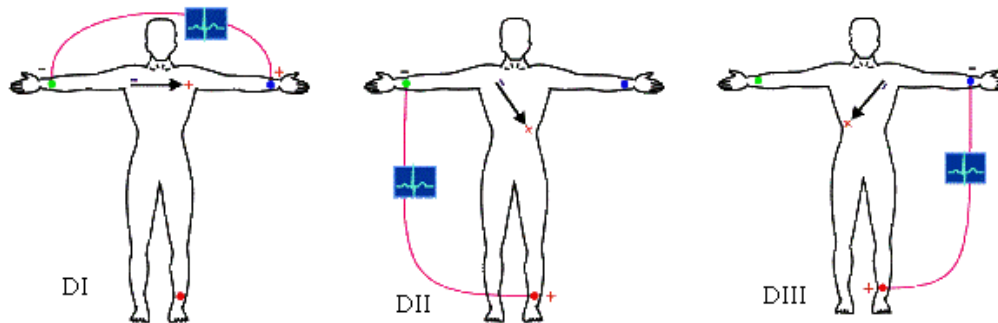


Figura 1.3: Derivaciones Bipolares.

Las derivaciones unipolares o monopolares son las encargadas de registrar las diferencias de voltaje en el plano frontal de cada miembro por separado, según un electrodo indiferente ($V=0$). La relación que deben cumplir las tres derivaciones es la siguiente: $aVR + aVL + aVF=0$, donde la 'a' significa ampliada o aumentada.

- aVR: Brazo derecho (+) y Brazo izquierdo + Pierna Izquierda (-).
- aVL: Brazo izquierdo (+) y Brazo derecho + Pierna Izquierda (-).
- aVF: Pierna izquierda (+) y Brazo derecho + Brazo izquierdo (-).

La representación gráfica de las derivaciones monopolares se muestra en la figura 1.4.

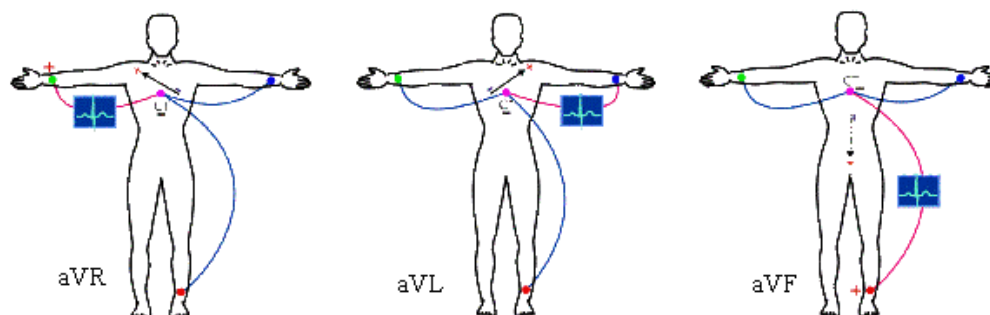


Figura 1.4: Derivaciones Monopolares.

Derivaciones Precordiales.

Son derivaciones completamente monopolares o unipolares, pues comparan la actividad del punto en que se coloca el electrodo a nivel precordial (Electrodo explorador) con la suma de los tres miembros activos o Central Terminal (LL + LA + RA, que da como resultado 0).

La localización precordial de los electrodos es la siguiente:

- V1: intersección del cuarto espacio intercostal derecho con el borde derecho del esternón.
- V2: intersección del cuarto espacio intercostal izquierdo con el borde izquierdo del esternón.
- V3: a mitad de distancia entre V2 y V4.
- V4: intersección del quinto espacio intercostal izquierdo y la línea medioclavicular.
- V5: intersección del quinto espacio intercostal izquierdo y la línea axilar anterior.
- V6: intersección del quinto espacio intercostal izquierdo y la línea medioaxilar.

En la figura 1.5 se muestra en detalle cada una de las derivaciones precordiales.

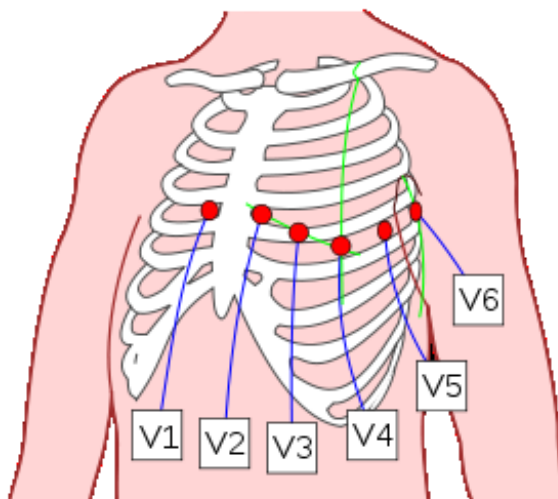


Figura 1.5: Situación de las derivaciones precordiales.

En la siguiente tabla [1.2] se muestran los cálculos necesarios para obtener cada una de las derivaciones descritas anteriormente.

Derivación	Tipo	Cálculos
I	Extremidad	LA-RA
II	Extremidad	LL-RA
III	Extremidad	LL-LA
aVR	Aumentada	$RA-(LA+LL)/2$
aVL	Aumentada	$LA-(RA+LL)/2$
aVF	Aumentada	$LL-(RA+LA)/2$
V1	Precordial	$V1-(RA+LA+LL)/3$
V2	Precordial	$V2-(RA+LA+LL)/3$
V3	Precordial	$V3-(RA+LA+LL)/3$
V4	Precordial	$V4-(RA+LA+LL)/3$
V5	Precordial	$V5-(RA+LA+LL)/3$
V6	Precordial	$V6-(RA+LA+LL)/3$

Tabla 1.2: Cálculo de las distintas derivaciones.

1.2.3. Medidas de un electrocardiograma

Como ya se ha comentado, del análisis de los datos obtenidos en un ECG, se pueden estudiar distintos parámetros que nos permitirán determinar si el paciente presenta algún tipo de anomalía cardíaca. A la hora de estudiar esta información, debemos tener en cuenta parámetros como la edad, estado físico del paciente, etc, aspectos que afectan a la variabilidad de los datos obtenidos.

Frecuencia Cardíaca

Normalmente la frecuencia cardíaca depende de los impulsos generados por el nodo sinoauricular (SA), este nodo es el marcapasos natural del corazón fijando la frecuencia del latido.

Los valores que se consideran normales para la frecuencia cardíaca son 130 latidos por minuto (lpm) al nacer, aumenta durante el primer mes de vida hasta 160 lpm, y a partir de aquí va disminuyendo con la edad (2 años : 85-125 lpm. 4 años : 75-115 lpm. 6 años : 65-100 lpm. >6 años : 60-100 lpm).

Estudiando estos valores podemos detectar dos tipos de anomalías:

- **Taquicardia:** cuando la frecuencia cardíaca supera los límites de la normalidad para esa edad. La taquicardia ventricular es una frecuencia cardíaca rápida en reposo que se inicia en los ventrículos, típicamente de 160 a 240 latidos por minuto. Un ejemplo de taquicardia ventricular se muestra en la figura [1.6].

Taquicardia ventricular



Figura 1.6: Taquicardia ventricular [13].

- **Bradicardia:** La bradicardia se caracteriza por la lentitud del ritmo cardíaco, por lo general, por debajo de los 60 latidos por minutos, es decir cuando la frecuencia cardíaca es menor del límite inferior de la normalidad para esa edad (ver figura 1.7).

Bradicardia sinusal



Figura 1.7: Bradicardia sinusal [14].

Patologías cardíacas como bradicardia, fibrilación, palpitaciones o taquicardia son conocidas como arritmias cardíacas y pueden afectar a personas de ambos sexos y a cualquier edad, incluso en la infancia.

Existe todo un campo de investigación en el diseño de algoritmos y procesamiento de la señal del ECG para la detección de este tipo de patologías. Sin embargo el alcance de este proyecto queda fuera de este ámbito, centrándonos únicamente en proporcionar una plataforma que permita estudiar e implementar los algoritmos desarrollados.

1.3. Conceptos básicos de tecnologías inalámbricas

El concepto de redes inalámbricas ha tomado y sigue tomando una gran importancia, ya que eliminan la necesidad del uso de redes cableadas.

Dentro de las redes inalámbricas se pueden hacer dos clasificaciones: redes de larga distancia y redes de corta distancia. Dentro de las redes de larga distancia se pueden incluir las Redes de Área Metropolitana (MAN - Metropolitan Area Network) como es el caso de Wimax y las Redes de Área Amplia (WAN - Wide Area Network) como son las redes celulares.

La tecnología Wimax (*Worldwide interoperability for Microwave Access - Interoperabilidad Mundial Para Acceso por Microondas*) se define en el estándar IEEE 802.16 como un interfaz orientado a infraestructuras fijas que requieren de un acceso inalámbrico de banda ancha [15][16]. Funciona de una forma similar a Wi-Fi pero a velocidades más altas, mayores distancias y para un mayor número de usuarios. Algunas características de Wimax son: distancias de hasta 50 kilómetros, con antenas muy direccionales y de alta ganancia, velocidades de hasta 70 Mbps (35 Mbps reales en cada dirección), siempre que el espectro esté completamente limpio, anchos de banda configurables y no cerrados, sujeto a la relación de espectro, permite dividir el canal de comunicación en pequeñas subportadoras.

En cuanto a las redes celulares se encuentran: GSM [17](Global System Mobile) primer sistema celular; GPRS (General Packet Radio Service) que permite la transmisión de información por paquetes; EDGE (Enhanced Data rate from GSM Evolution) utiliza un nuevo esquema de modulación para mejorar GPRS; UMTS [18][19](Universal Mobile Telecommunication System) que presenta un nuevo desarrollo de infraestructura para dotar de una mayor tasa de transferencia que GSM/GPRS y EDGE; HSPA [20](High Speed Packet Access) que mejora los retardos de transmisión y la eficiencia de las comunicaciones y LTE [21](Long Term Evolution) que está orientado para usarse como sistema celular para los teléfonos móviles de la cuarta generación (4G). A continuación se explican algunas tecnologías significativas de esta categoría y que podrían ser de interés en el desarrollo de este proyecto:

- **GSM (Groupe Special for Mobile Communications)** nació en 1992 y se considera el estándar de telefonía móvil pública celular en Europa. GSM por su velocidad de transmisión y otras características se considera un estándar de segunda generación (2G). GSM digitaliza y comprime la información y luego divide cada canal de 200 MHz en ocho espacios de tiempo de 25 MHz. Este sistema opera en las bandas 900 MHz y 1800 MHz en Europa, África y Asia y en las bandas 850 MHz y 1900 MHz en Estados Unidos. La banda 850 MHz también se utiliza para GSM y 3GSM en Canadá, Australia y en varios países de Latinoamérica. Una de las grandes ventajas es el roaming internacional, que permite el uso de un celular en cualquier país del mundo donde exista la tecnología GSM.

Algunas características destacadas de este estándar son:

- Servicios de voz y datos.
- Gran capacidad de tráfico.
- Empleo de sistemas de señalización digitales.
- Amplia variedad de servicios suplementarios como son la llamada en espera, el desvío de llamadas, etc.
- Conexión con la red RDSI (Red Digital de Servicios Integrados, en inglés ISDN).
- Calidades altas de cobertura, tráfico y señal recibida.
- Uso eficiente del espectro radioeléctrico.
- Seguridad y privacidad en el interfaz radio mediante la encriptación de los datos.

Se puede decir que esta tecnología es multi-servicio. Se pueden clasificar éstos en servicios portadores (como la voz), teleservicios (como los SMS) y servicios suplementarios (como la llamada en espera).

- **GPRS(General Packet Radio Service)** es la evolución de la tecnología de comunicaciones móviles GSM diseñada con el objetivo de optimizar los servicios de transmisión de datos sobre una red actualmente utilizada para la transmisión de voz.

Es una red de conmutación de paquetes superpuesta a la actual estructura de conmutación de circuitos GSM. Permite velocidades de transferencia de 56 a 144 kbps.

La tecnología GPRS mejora a GSM con los siguientes servicios:

- Servicio de mensajes multimedia (MMS).
 - Mensajería instantánea.
 - Aplicaciones en red para dispositivos a través del protocolo WAP.
 - Servicios de mensajes cortos (SMS).
- **UMTS** es la tecnología sucesora de GSM y usada por los móviles de tercera generación. UMTS permite introducir muchos más usuarios a la red global del sistema, y además permite incrementar la velocidad a 2 Mbps por usuario móvil.

Algunas características de esta tecnología son: velocidad de acceso a Internet elevada, transmisión de voz con calidad equiparable a la de las redes fijas, capacidades multimedia.

Dentro de las redes de media/corta distancia se pueden considerar las Redes de Área Local (LAN - Local Area Network) y las Redes de Área Personal (PAN - Personal Area Network). Algunos de los estándares y tecnologías más relevantes de esta categoría son las siguientes:

- **Wi-Fi** [22] *Wireless Fidelity* es un estándar del IEEE 802.11 creado por la asociación WECA (Wireless Ethernet Compatibility Alliance) con el fin de promover conectividad inalámbrica en la mayoría de los dispositivos, asegurando su compatibilidad. Pertenece a la familia de protocolos de WLAN y permite un ancho de banda de 22 MHz con un alcance de 100 metros y con una velocidad de hasta 125 Mbps.

Existen diversos estándares asociados a esta tecnología:

- IEEE 802.11b y 802.11g: Trabajan en la banda libre ISM (*Industrial, Scientific, Medical*) de 2,4 GHz con velocidades de hasta 11 Mbps y 54 Mbps respectivamente.
- IEEE 802.11a: conocido como WIFI 5, opera en la banda de 5 GHz que no es utilizada por ninguna otra tecnología, por lo tanto existen muy pocas interferencias. Su alcance es algo menor que los estándares que trabajan a 2,4 GHz (aproximadamente un 10 %), ya que a mayor frecuencia, menor alcance.
- 802.11.n: Hace uso simultáneo de la bandas de 2,4 GHz y 5,4 GHz, lo que hace que sea compatible con dispositivos basados en todas las ediciones anteriores de Wi-Fi. Este estándar ha sido aprobado por el IEEE el 11 de Septiembre de 2009 con una velocidad de hasta 600 Mbps en capa física [23].

El problema de Wi-Fi es la baja tolerancia a interferencias, ya que fue creado para operar a distancias reducidas y en espacios abiertos no muy extensos. Otro agravante del problema es el aumento de los usuarios que utilizan esta tecnología. Para evitar esto, Wi-Fi optó por el mecanismo DSSS (*Direct Sequence Spread Spectrum*), que consiste en dividir las frecuencias comprendidas entre 2,412 y 2,484 GHz en una serie de canales, cuyo número varía en función de la legislación de cada país.

- **Bluetooth** [24] está definido por el estándar global de comunicaciones 802.15.1 de IEEE. Este estándar permite la transmisión de datos y voz entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en entornos de comunicaciones móviles y estáticas. Esta tecnología establece la comunicación entre dos dispositivos que cumplan con las especificaciones Bluetooth, utilizando un protocolo robusto y seguro.

- **Características de la tecnología Bluetooth:**

- Bluetooth se concibió como una tecnología para sustituir el cable.
- Opera en la banda de frecuencia de 2.4 GHz. La tecnología usa la banda ISM (Industrial Scientific Medical) que no necesita licencia.
- Transmisión de datos, voz y vídeo.
- Proporciona comunicaciones seguras y robustas.
- Focalización: ninguna.
- No requiere una línea de visión directa.
- Velocidades: 1 Mbps.
- Dispositivos soportados: 8 por picorred.
- La potencia de transmisión va desde 1 a 100 mW.

- **Tipos de transmisiones:**

Originalmente, Bluetooth se pensó como un enlace de corto alcance. La sensibilidad del receptor Bluetooth es de -70 dBm (Wi-Fi \approx -100 dBm). La tasa de error debe ser inferior al 0,1 %. En la tabla 1.3, se muestra los tres tipos de transmisores que especifica Bluetooth.

Clase	Mínima Pot. TX	Máxima Pot. TX	Alcance
1	1mW (0dBm)	100mW (20dBm)	Hasta 100 m
2	0,25mW (-6dBm)	2,5mW (4dBm)	Hasta 10 m
3	-	1mW (0dBm)	Hasta 1 m

Tabla 1.3: Tipos de transmisiones Bluetooth.

- **Topología:**

Los dispositivos que se encuentran dentro del rango de cobertura pueden establecer una comunicación. La topología que puede seguir se especifica en la figura 1.8. Se forma una Picorred cuando dos o más unidades comparten el mismo canal.

Para cada enlace, hay dos tipos de unidades

- Maestro (uno): la unidad que establece la picorred (sincronización).
- Esclavo: sólo pueden tener enlaces con el maestro.

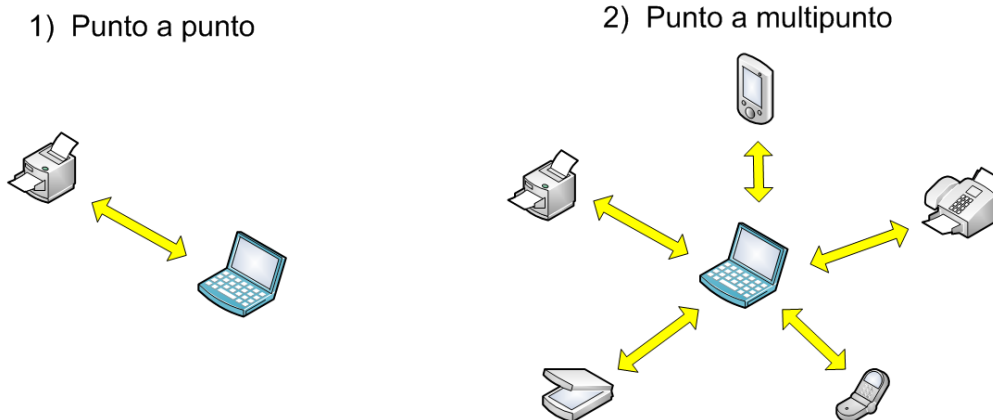


Figura 1.8: Pila de protocolos Bluetooth.

• **Pila de protocolos:**

En la figura 1.9 se muestra la pila de protocolos Bluetooth. La pila se basa en el modelo de referencia OSI (Open System Interconnect) de ISO (Internacional Standard Organization) para la interconexión de sistemas abiertos. La especificación Bluetooth utiliza una arquitectura de protocolos que divide las diversas funciones de red en un sistema de niveles. En conjunto, permiten el intercambio de información entre aplicaciones diseñadas de acuerdo con dicha especificación y fomentan la interoperabilidad entre los productos de distintos fabricantes.

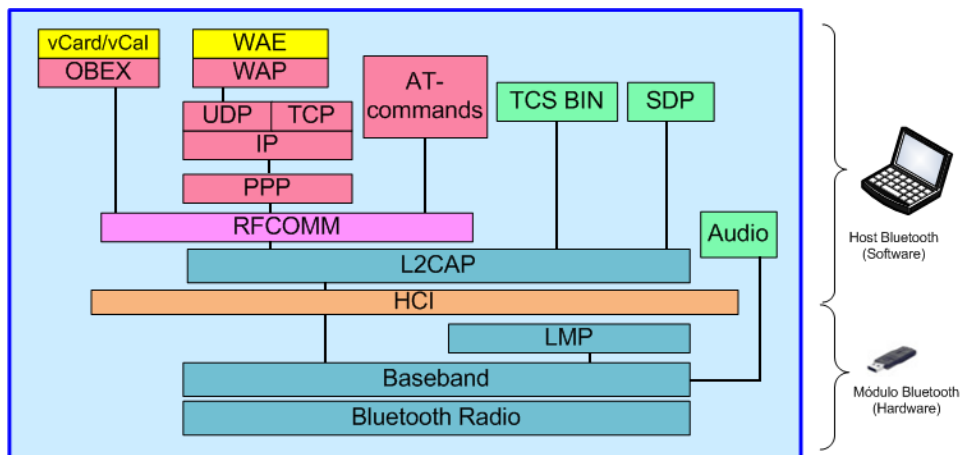


Figura 1.9: Pila de protocolos Bluetooth.

La pila de protocolos se divide en dos zonas:

- El módulo Bluetooth (Hardware).
- El host Bluetooth (Software).

- **ZigBee** [25] es un estándar de comunicación inalámbrica bidireccional de bajo coste y bajo consumo. Está definido en el estándar IEEE 802.15.4 y es capaz de operar en tres bandas de frecuencias: 2,4 GHz, 915 MHz y 868 MHz, con un número fijo de canales cada una, siendo la banda de 2,4 GHz la que más canales permite (11-26 canales).

Su objetivo son las aplicaciones que requieren comunicaciones seguras con baja tasa de envío de datos y maximización de la vida útil de sus baterías. Está diseñado para utilizarse en entornos cerrados (hogares, sensores médicos, juegos, etc). Además, en función de los requisitos de la aplicación, los nodos se colocan de forma que puedan crear redes de topologías diferentes, como son las configuraciones en estrella, árbol o malla.

En cuanto a los dispositivos ZigBee existen dos clasificaciones:

1. En función del papel que juegan en la red:
 - a) Coordinador: Debe existir uno por red, y es el dispositivo más completo. Se encarga de controlar la red y las rutas que deben seguir los dispositivos para conectarse entre ellos.
 - b) Router: Se encarga de interconectar dispositivos dentro de la red.
 - c) Dispositivo final: No puede transmitir información a otros dispositivos, sin embargo, posee la funcionalidad necesaria para comunicarse con el coordinador o un router.

2. En función de su funcionalidad:
 - a) Dispositivo de funcionalidad completa (FFD - Full Function Device): Conocido como nodo activo. Puede funcionar como coordinador o router y comunicarse con todos los nodos de la red.
 - b) Dispositivo de funcionalidad reducida (RFD - Reduced Function Device): Se le conoce como nodo pasivo. Básicamente son los sensores/actuadores de la red.

2.1. Hipótesis

El Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad Rey Juan Carlos ya ha desarrollado prototipos de sistemas de adquisición de señales biomédicas, en particular ECG, EMG y oxímetro de pulso, con capacidad de comunicación inalámbrica, utilizando Bluetooth.

El diseño de una plataforma hardware flexible, de bajo consumo, con capacidad de comunicación inalámbrica, tanto de corto alcance, como de largo alcance, para la adquisición y procesamiento en tiempo real de señales biológicas nos va a permitir el desarrollo de un sistema fácilmente adaptable a los requisitos de interoperatividad del mercado y a los requisitos impuestos por las aplicaciones para telediagnóstico y monitorización de constantes vitales de bajo coste en países de desarrollo.

Por otro lado, un sistema de adquisición de señales biológicas con comunicaciones inalámbricas puede ser una herramienta de gran interés didáctico en asignaturas como Instrumentación Electrónica en las titulaciones de Ingeniería y en particular en Ingeniería de Telecomunicación.

2.2. Objetivos

El objetivo global del proyecto es el diseño de una plataforma hardware de bajo consumo, flexible, con capacidad de comunicación inalámbrica, para la adquisición y procesamiento en tiempo real de señales biológicas y que puede tener aplicación en docencia y en investigación.

En cuanto a la docencia, el objetivo es diseñar un sistema para poder ser utilizado como material didáctico en asignaturas como Instrumentación Electrónica de Ingeniería de

Telecomunicación. En cuanto a la investigación poder utilizar la plataforma en proyectos cuyo objetivo es el desarrollo de instrumentación clínica de bajo coste.

Para conseguir este objetivo se han definido los siguientes objetivos parciales:

- **Objetivo 1:** Diseño de la arquitectura hardware. Para ello definimos las especificaciones del sistema: consumo, alimentación, interoperatividad, modos de funcionamiento y las especificaciones de las etapas de adquisición, procesamiento y comunicaciones a nivel de bloque (entradas/ salidas) y de interconexión. El diseño modular debería permitir desarrollar aplicaciones a medida, eliminando las restricciones y la falta de flexibilidad de los módulos comerciales, pudiendo emplear distintas tecnologías de comunicación.
- **Objetivo 2:** Diseño de la etapa de adquisición de las señales biológicas: en concreto de la señal de electrocardiografía.
- **Objetivo 3:** Desarrollo e implementación de algoritmos de procesamiento del ECG que permita validar el sistema desarrollado.
- **Objetivo 4:** Empleo de protocolos de comunicación de corto y largo alcance para realizar el envío de datos, bien sea a un teléfono móvil, una PDA o una estación base.

Materiales y Métodos

En este capítulo se detalla la metodología empleada en la realización de este proyecto, los entornos de desarrollo y las tecnologías utilizadas.

3.1. Metodología de desarrollo

El desarrollo de cualquier proyecto de ingeniería sigue unas etapas que se enumeran a continuación:

1. Definición de los objetivos del proyecto (ver capítulo 2.1).
2. Adquisición de los conocimientos básicos para el desarrollo del sistema.
3. Especificaciones de alto nivel, donde se define qué hay que hacer y no cómo hay que hacerlo.
4. Diseño de alto nivel.
5. División en bloques y desarrollo de cada uno de los bloques.
6. Pruebas de cada bloque.
7. Comprobación del funcionamiento del sistema completo [27].

Por otra parte en la realización de este proyecto se ha seguido el Modelo de Desarrollo en Espiral [28]. Este modelo consiste en dividir el trabajo en una serie de tareas secundarias más sencillas. Con este modelo se consigue una gran flexibilidad ante posibles cambios que puedan transcurrir a lo largo del proceso. Cada tarea secundaria se divide a su vez en las etapas siguientes: análisis de requisitos, diseño, implementación y pruebas. Estas tareas pueden realizarse secuencialmente o a la vez, según su naturaleza, y a medida que se van completando se van integrando con las anteriores.

De acuerdo con lo expuesto en los párrafos anteriores, las tareas desarrolladas durante la realización del proyecto pueden verse en la figura 3.1:

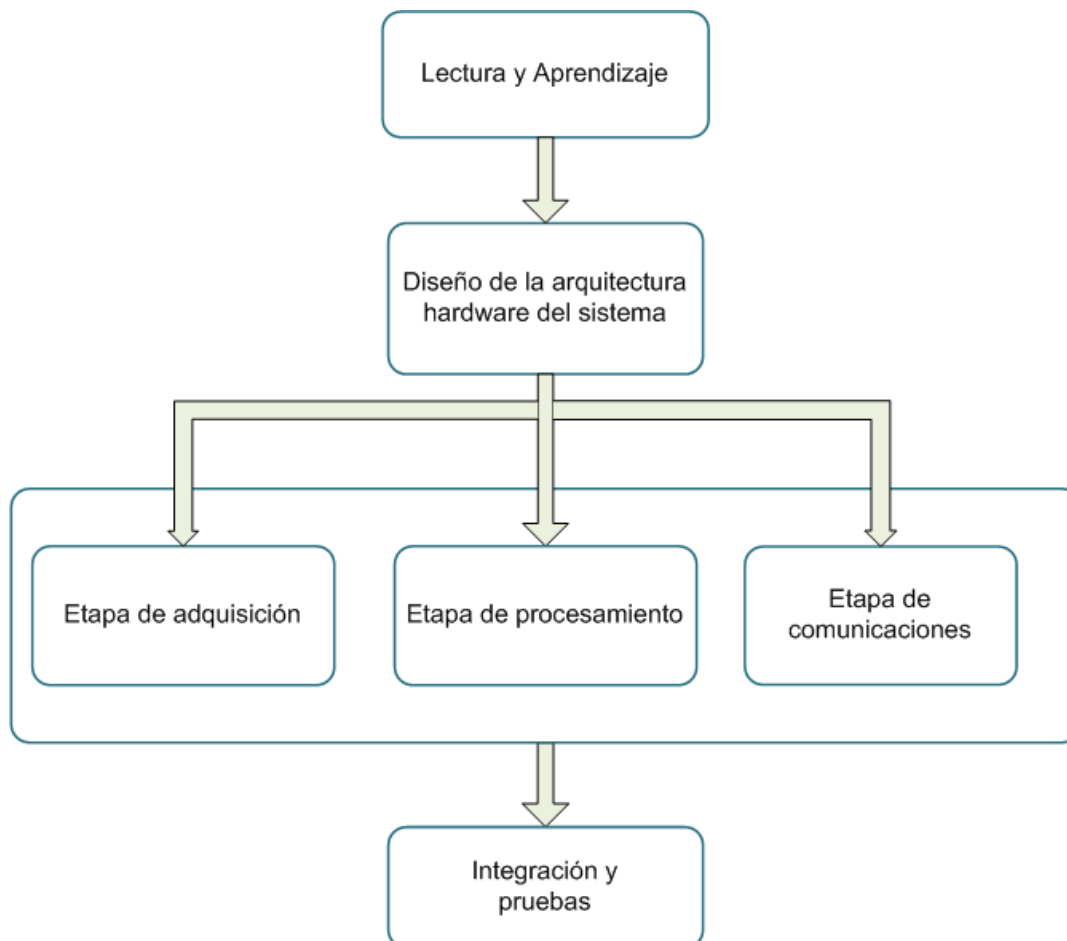


Figura 3.1: Tareas desarrolladas en este trabajo

A continuación se explican en detalle cada una de las tareas:

1. Lectura y aprendizaje.

- a) Documentación sobre señales biológicas y en particular electrocardiografía.
- b) Documentación del hardware y software de las tecnologías de comunicación de corto alcance, y en particular, Bluetooth y ZigBee.
- c) Documentación del software de las tecnologías de comunicación de largo alcance, GSM/GPRS y UMTS.
- d) Documentación y aprendizaje de los programas para el diseño de esquemas de circuitos electrónicos, placas de prototipado y diseño en PCB (Printed Circuit Board).

- e) Documentación de las herramientas de diseño: microcontroladores, compiladores, simulador de señales electrocardiográficas.
2. Diseño de la arquitectura hardware del sistema.
 - a) Definición de las especificaciones del sistema: consumo, alimentación, interoperatividad, modos de funcionamiento.
 - b) División en bloques funcionales.
 - c) Especificaciones de la etapas de adquisición, procesamiento y comunicación a nivel de bloque: entradas/salidas e interconexión.
 3. Etapa de adquisición.
 - a) Evaluación de distintas alternativas: realización de un diseño propio, empleo de un circuito integrado comercial.
 - b) Implementación y pruebas.
 4. Etapa de procesamiento.
 - a) Elección del dispositivo donde se va a realizar el procesamiento.
 - b) Implementación de algoritmos de procesamiento del ECG.
 - c) Evaluación de los resultados.
 5. Etapa de comunicaciones.

Como se ve en la figura 3.2, el sistema completo lo forman la etapa de adquisición de un electrocardiograma, la etapa de procesamiento y la etapa de comunicaciones, donde los datos se envían a un dispositivo móvil empleando protocolos de comunicación de corto y largo alcance.

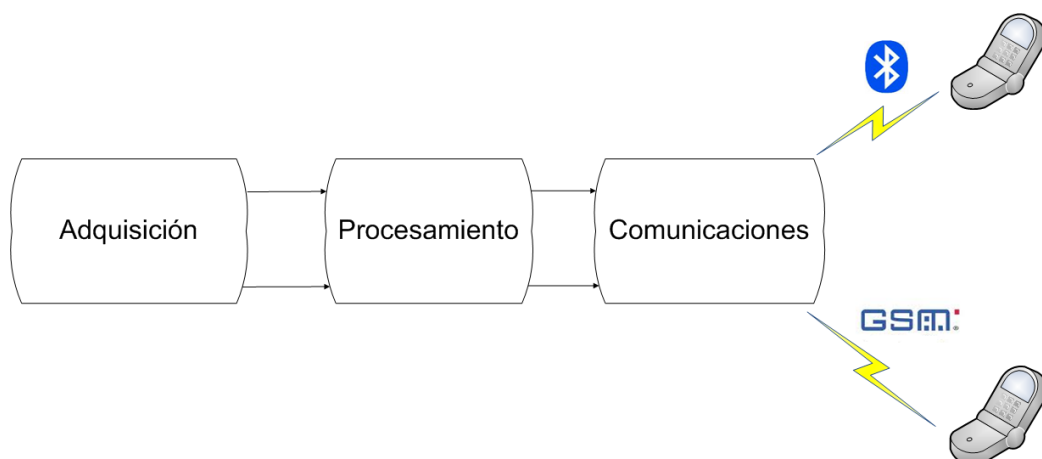


Figura 3.2: Sistema completo de comunicaciones.

5.1. Comunicación de corto alcance

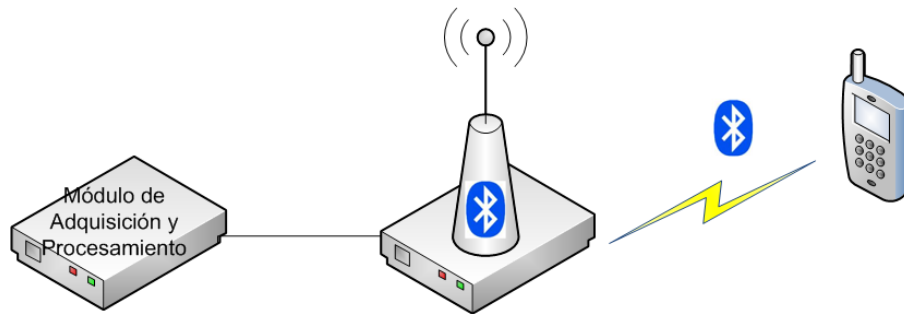


Figura 3.3: Diagrama de bloques del sistema de comunicación de corto alcance.

- a) Elección del protocolo de comunicación.
- b) Desarrollo hardware del sistema de comunicación entre los módulos de comunicación de corto alcance y el módulo de adquisición y procesamiento y el terminal móvil.
- c) Desarrollo de una aplicación en el dispositivo móvil para recibir, visualizar y almacenar los datos recibidos.
- d) Pruebas de transmisión: alcance, tasa de datos, tasa de errores.

5.2. Comunicación de largo alcance

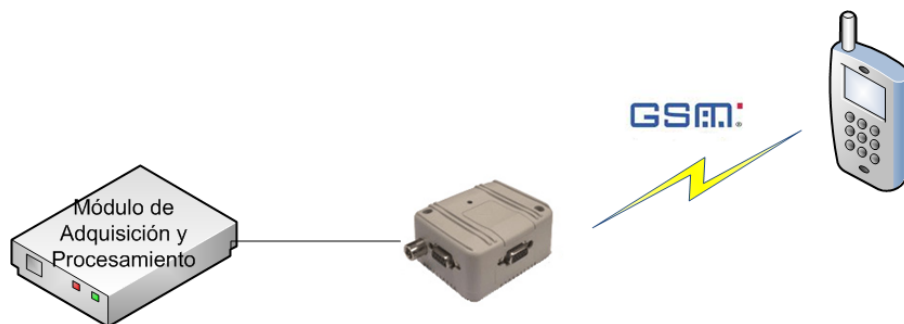


Figura 3.4: Diagrama de bloques del sistema de comunicación de largo alcance.

- a) Elección de la tecnología de comunicación.
- b) Desarrollo hardware del sistema de comunicación entre módulos GSM-módulo de adquisición y procesamiento y el teléfono móvil con GSM (controlador).
- c) Pruebas de transmisión: alcance, tasa de datos, tasa de errores, tiempo de conexión.

3.2. Materiales empleados

En este apartado se describen cada una de las herramientas, tanto hardware como software, utilizadas para el diseño del sistema propuesto. Por otro lado se explican brevemente las tecnologías utilizadas y algunos conceptos básicos de J2ME [26](Java 2 Micro Edition), lenguaje de programación utilizado para realizar la aplicación en el móvil.

3.2.1. Entornos de desarrollo

Los procesos que se llevan a cabo para completar el diseño de un sistema y las herramientas utilizadas para ello, se muestran en la tabla 3.1.

Proceso	Herramienta
Captura de esquemáticos y diseño del circuito impreso o PCB	Altium Microfresadora PROTOMAT C-60
Desarrollo y programación Software	PIC C Compiler MPLAB NetBeans ICD3 Nokia PC Suite
Visualización de los resultados del sistema	Hyperterminal Matlab Dispositivo móvil
Verificación del diseño	Osciloscopio Simulador ST-16 Polímetro Fuente de alimentación Generador de funciones
Documentación del sistema	LaTeX

Tabla 3.1: Proceso y herramientas utilizadas en el desarrollo del sistema.

A continuación vamos a explicar en detalle la tabla 3.1.

a) Captura de esquemáticos y diseño del circuito impreso o PCB

Para el diseño de circuitos impresos (PCBs o Printed Circuit Board) se ha utilizado el entorno de desarrollo Altium [29], que permite la implementación de sistemas electrónicos en todas sus fases. El prototipado de placas PCBs se ha realizado con la microfresadora PROTOMAT C-60 del Laboratorio de Diseño de Circuitos Digitales y Tecnología Electrónica (LabTel). Cabe mencionar, que la autora del proyecto ha realizado los esquemas del circuito impreso y soldaduras de algunos de los componentes del sistema, y en el uso de la microfresadora ha sido supervisada por uno de los tutores del proyecto.

b) Desarrollo y programación Software

A lo largo de la memoria se explicará que como unidad de procesamiento y control se ha utilizado el microcontrolador de Microchip “dsPIC30F3013” de 28 pines [30]. Su elección se debe fundamentalmente a la capacidad de procesamiento en el propio PIC y que cuenta con dos puertos series (2 UARTS). Además otras características de este microcontrolador que lo hacen idóneo para nuestra aplicación son: precio reducido, bajo consumo, capaz de ejecutar hasta 30 millones de instrucciones por segundo, los registros de memoria de un dsPIC son de 16 bits, a diferencia de los PIC que son de 8 bits, por tanto se dispone de una mayor capacidad de cómputo.

Para la implementación software se han utilizado tres entornos de desarrollo diferentes, dos para el lenguaje de programación C y uno para Java. Para el diseño software y programación del microcontrolador dsPIC30F3013 se ha utilizado el lenguaje de programación C, empleando los entornos PIC C Compiler [31] y MPLAB [32]. MPLAB es un entorno integrado que incluye un editor de texto, funciones para el manejo de proyectos, simulador interno y una variedad de herramientas que ayudan a ejecutar la aplicación (compilar, programar y depurar).

Para programar y depurar el software del sistema se ha utilizado una herramienta de depuración y programación de Microchip llamada ICD3 [33].

Para la programación del sistema de comunicación Bluetooth con el dispositivo móvil y el sistema de comunicación GSM con el terminal móvil se ha utilizado el lenguaje de programación Java, empleando el paquete J2ME de NetBeans [34], que permite desarrollar aplicaciones a partir de un conjunto de componentes de software llamados módulos. Es necesario utilizar la versión J2ME debido a que los dispositivos móviles tienen una potencia de cálculo baja e interfaces de usuario pobres y otras versiones como J2SE (Java 2 Platform Standard Edition) o J2EE (Java 2 Platform Enterprise Edition) no pueden adaptarse correctamente a estas limitaciones. Para instalar la aplicación desarrollada en el teléfono móvil se ha hecho uso del software Nokia PC Suite [35].

c) Visualización de los resultados del sistema

Para visualizar los datos recogidos por el sistema se ha utilizado el hiperterminal “Advanced Serial Port Terminal” [36]. Para ello se conecta el ordenador a la plataforma hardware mediante puerto serie y recogemos los datos digitalizados enviados desde el ECG. Para el análisis de los datos obtenidos, utilizamos el entorno de desarrollo Matlab.

d) Verificación del diseño

El simulador/calibrador ST-16 [37](ver figura 3.5) es un equipo que genera la señal de electrocardiograma del paciente de 12 derivaciones y señales de test que permiten la verificación y calibración de equipos de ECG. Este simulador calibrado evita los arte-

factos producidos por los electrodos y otras señales biológicas como los artefactos de la respiración. Es capaz de simular ECG con ritmo normal sinusal de 30, 60, 90, 120, 150, 180, 210 y 240 pulsaciones por minuto con secuencia automática de 20 segundos por cada señal, arritmias sinusales, fibrilación ventricular, taquicardia ventricular, etc.



Figura 3.5: Simulador de ECGs: ST-16.

3.2.2. Tecnologías de comunicación utilizadas en el proyecto

En este apartado se van a explicar las tecnologías utilizadas en el desarrollo de este proyecto.

3.2.2.1. Tecnología Bluetooth (corto alcance)

Se ha elegido Bluetooth como tecnología de corto alcance debido fundamentalmente a su uso extensivo en terminales móviles.

Para el diseño de la comunicación Bluetooth se ha empleado el módulo *Bluetooth™* BISM II de Ezurio (ver figura 3.6). Es un dispositivo de bajo coste y clase 1, por lo que soporta un alcance de hasta 100 metros. Permite realizar aplicaciones médicas, automatización industrial, telemática, aplicaciones de voz, etc. Los módulos de Bluetooth Ezurio se configuran mediante una serie de comandos AT [38], lo que simplifica en gran medida su uso.

La placa de desarrollo del módulo Bluetooth utilizada en este proyecto es la que se muestra en la figura 3.6. Se comunica con el módulo de adquisición y procesamiento mediante puerto serie.

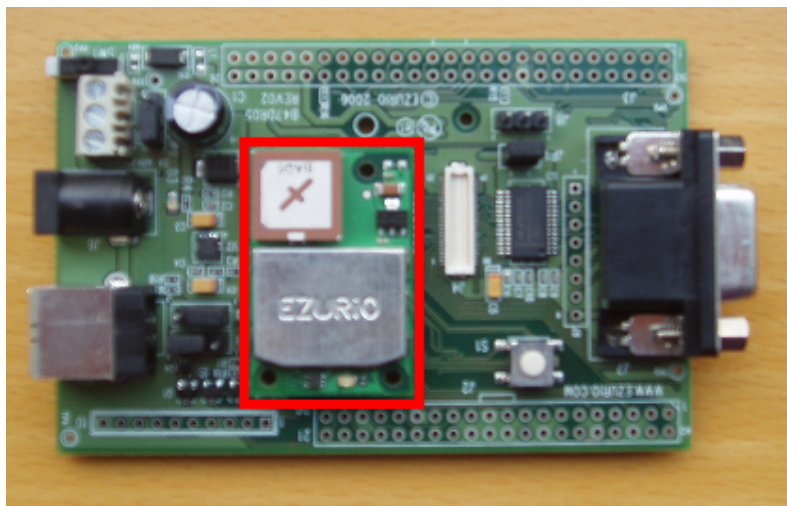


Figura 3.6: Tarjeta de desarrollo del módulo Bluetooth Ezurio BISM II Bluetooth^T M Version 2.0 Serial Module. El módulo Ezurio se representa con un rectángulo rojo.

3.2.2.2. Tecnología GSM (largo alcance)

Para el diseño de la comunicación GSM se ha utilizado un módem comercial GSM/GPRS MTX-65. Está basado en el chip TC65 de Siemens [39], diseñado para aplicaciones máquina a máquina. Las comunicaciones con el terminal módem se realizan mediante comandos AT.

La elección de este modelo en el proyecto se basa en las prestaciones que presenta, entre otras, el envío y recepción de mensajes de texto, poseer un conector compatible con el módulo ECG para realizar la comunicación, el tipo de programación empleada, porque es suficiente para la tasa de datos que queremos enviar y porque el Departamento de Tecnología Electrónica tiene experiencia en el manejo de este módem.

La función que se quiere implementar es procesar la recepción de mensajes de texto enviados desde el ECG.

El TC65 es un terminal GSM/GPRS cuatribanda con dos puertos serie para aplicaciones, un puerto USB para depuración (figura 3.8), un conector para la alimentación (figura 3.8), un bus de expansión que facilita la conexión de todo tipo de periféricos como se muestra en la figura 3.7 y los componentes necesarios para utilizar aplicaciones Java J2ME embebidas.

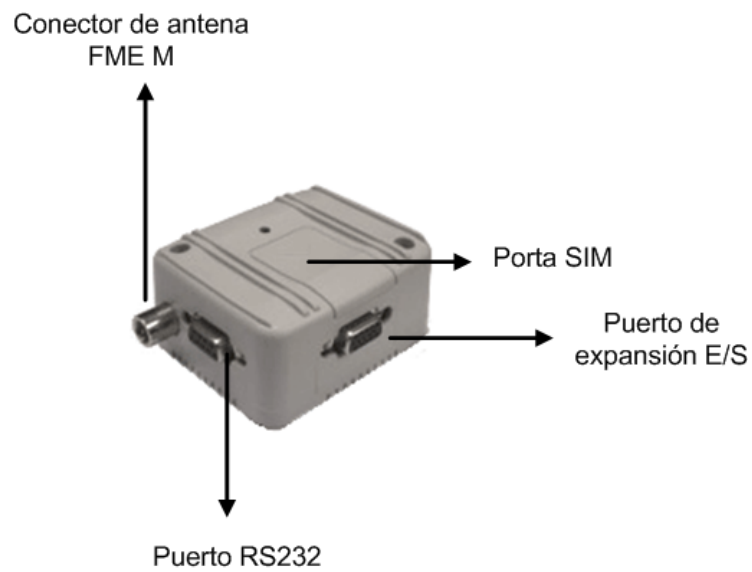


Figura 3.7: Módem GSM/GPRS MTX-65.

A continuación se enumeran algunas de las especificaciones más significativas:

- Acceso a la pila del protocolo TCP/IP mediante comandos AT.
- GSM cuatribanda 850/900/1800/1900 MHz para la versión 99.
- Protocolos soportados: TCP, UDP, HTTP, FTP, SMTP, POP3.

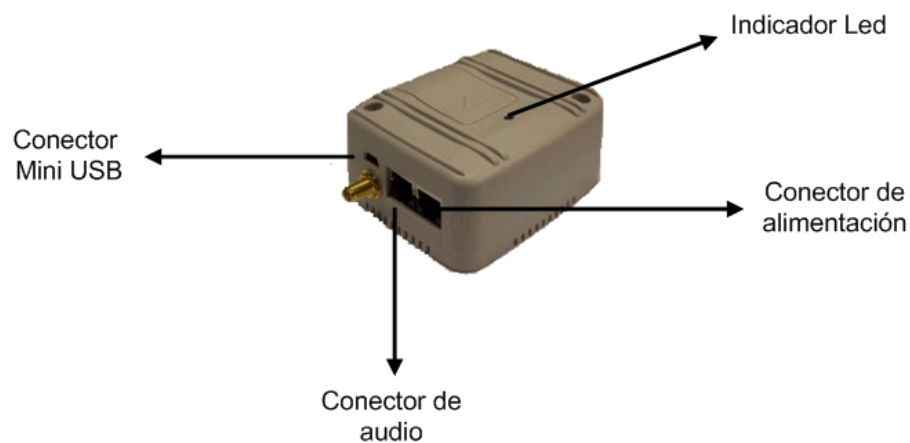


Figura 3.8: Módem GSM/GPRS MTX-65.

- Voltaje de alimentación: 6 a 30V.
- GPRS clase 12.

- Consumo (para 12V de alimentación):
 - Potencia baja: 0,5 mA.
 - Modo dormido: 29 mA.
 - Modo activo: 184 mA (valor medio).

Implementación

En este capítulo se describe el diseño hardware y el software del sistema realizado y su integración. Se hace una descripción detallada de la arquitectura del sistema, el hardware de cada uno de los módulos que lo componen (módulo de adquisición, módulo de procesamiento y módulo de comunicaciones) y el software de comunicación.

4.1. Arquitectura del sistema

Como ya se ha comentado, en el desarrollo del proyecto se han realizado 2 sistemas para aplicaciones distintas. En el diseño se ha intentado que el sistema sea lo más modular posible, consiguiendo que las etapas de procesamiento y comunicaciones sean las mismas, modificando únicamente la etapa de adquisición.

Funcionalmente el sistema se puede dividir en tres módulos:

- **Módulo de Adquisición:** Dado los dos enfoques que se le quiere dar al proyecto, hemos desarrollado dos tipos de placas debido a que los objetivos de las mismas son distintos. Una de ellas destinada al campo de la docencia, utiliza sólo las derivaciones bipolares desarrollando por tanto un diseño más sencillo y la otra, orientada al campo de la investigación, utiliza las 12 derivaciones empleando el chip comercial CARD/C desarrollado por Aurelia Microelettronica [40].
- **Módulo de Procesamiento:** Para procesar las señales biomédicas hemos utilizado el microcontrolador dsPIC30F3013. Dicho dsPIC tiene que manejar simultáneamente dos puertos serie, uno para la comunicación con el módulo BT y el otro para la comunicación con el módulo GSM. Por otra parte también se implementa el protocolo de comunicación con la etapa de adquisición, que en el caso de utilizar el chip CARD/C, se realiza mediante el protocolo SPI y en el caso de utilizar la plataforma para fines docentes se utiliza el conversor analógico digital propio del dsPIC para leer los valores analógicos de la señal de ECG.

- Módulo de Comunicaciones: Se ha elegido utilizar como tecnología de corto alcance Bluetooth, para el envío de la señal electrocardiográfica en tiempo real a un dispositivo móvil y como tecnología de largo alcance GSM, para enviar mediante un mensaje de texto los resultados obtenidos tras aplicar los algoritmos de procesamiento.

A continuación se van a describir en detalle cada uno de estos módulos.

4.2. Módulo de Adquisición

Como ya se ha comentado a lo largo de la memoria, en el desarrollo del proyecto se han implementado los diseños con dos enfoques distintos, uno aplicado a la docencia y el otro a la investigación.

Su diferencia más significativa es la adquisición de la señal de ECG. En el caso de la plataforma para aplicaciones docentes prima la sencillez y el enfoque didáctico. Para ello únicamente se emplean las derivaciones bipolares, y se ha diseñado el sistema para que estén accesibles las señales en cada una de las etapas básicas que se definen en cualquier sistema de instrumentación: amplificación y filtrado. De esta forma es posible visualizarlas.

En el caso del diseño desarrollado con fines en el campo de la investigación, es necesario el empleo de las 12 derivaciones. El objetivo es una plataforma de bajo coste, pequeño tamaño y con alta capacidad de procesamiento. Se opta por utilizar un chip comercial que permite conseguir estos objetivos.

En ambos diseños, el elemento encargado del procesamiento de la señal de ECG y del control de los módulos de comunicación es un dsPIC.

4.2.1. Sistema para aplicaciones docentes

La figura 4.1 muestra el diagrama de bloques del módulo ECG desarrollado para aplicaciones docentes. El esquema eléctrico del circuito completo del módulo ECG para aplicaciones docentes se encuentra en el Anexo A.

Uno de los bloques es el microcontrolador dsPIC30F3013, que se encarga de recibir la señal analógica de un ECG, digitalizarla utilizando para ello el convertor analógico digital y gestionar a través del puerto serie Hardware (USART) la comunicación RS232 para enviar los datos digitalizados al módulo Bluetooth. A su vez realiza el procesamiento de la señal electrocardiográfica para enviar al módulo GSM los resultados obtenidos tras aplicar ciertos algoritmos de procesamiento a través del puerto serie Software. Los datos procesados también podrían enviarse al módulo Bluetooth.

Además en el diagrama de bloques aparecen el circuito de comunicación MAX232, encargado de acondicionar los niveles de tensión a RS-232 y el conector ICD3. Éste último se utiliza para programar y depurar el software desarrollado. Los bloques de alimentación, adquisición y acondicionamiento se van a explicar en detalle en los siguientes apartados.

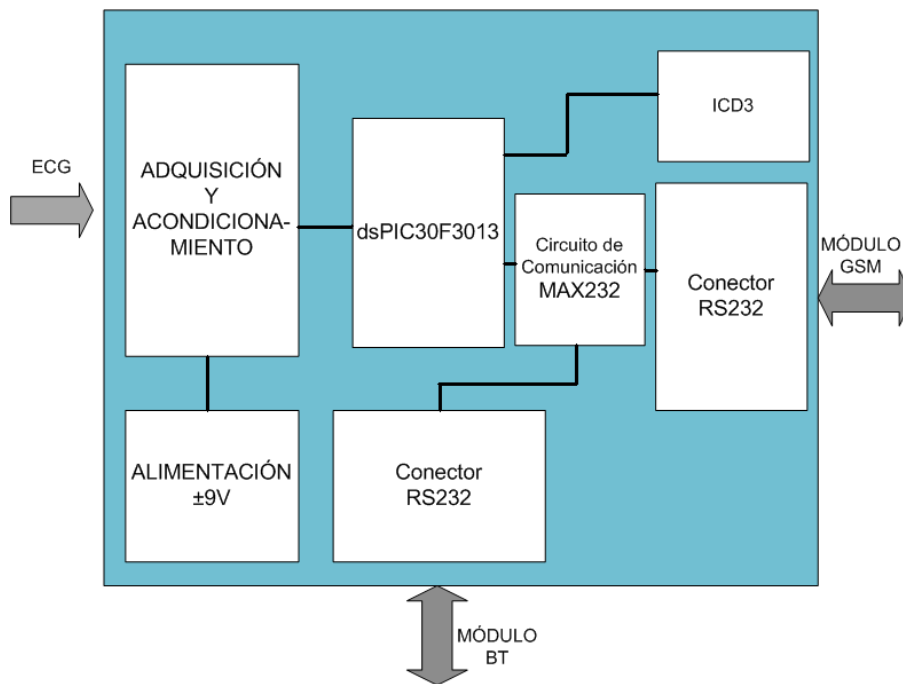


Figura 4.1: Diagrama de bloques del módulo ECG para aplicación docente. Derivación bipolar.

4.2.1.1. Etapa de alimentación

El módulo es alimentado con una tensión simétrica de valor $\pm 9V$, que posteriormente es acondicionada mediante un regulador LM7805 (ver figura 4.2) para alimentar a los distintos componentes que constituyen dicho módulo.

Las alimentaciones necesarias son: $+5V$, con las que se alimenta el microcontrolador y el MAX232 y $\pm 9V$, con las que se alimenta el amplificador de instrumentación y los distintos amplificadores operacionales que se utilizan en las etapas de acondicionamiento.

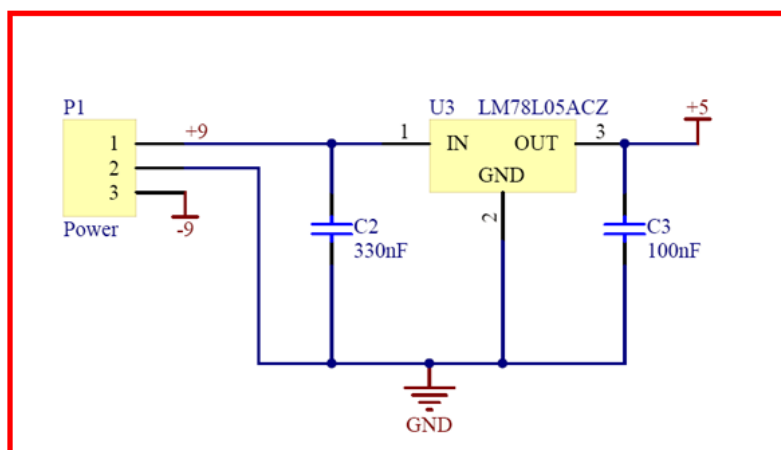


Figura 4.2: Fuente de alimentación del módulo ECG orientado a la docencia.

4.2.1.2. Adquisición y acondicionamiento

En la figura 4.3 se muestra el diagrama de bloques de la etapa de adquisición y acondicionamiento de la señal procedente de los electrodos. Consta de una etapa de amplificación, filtrado y ajuste de continua.

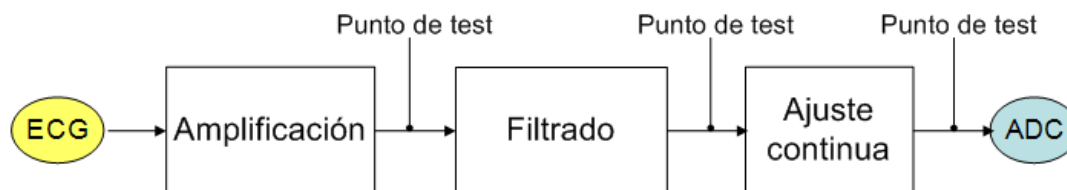


Figura 4.3: Etapa de Adquisición y Acondicionamiento.

El esquemático de esta etapa es el que se muestra en la figura 4.4.

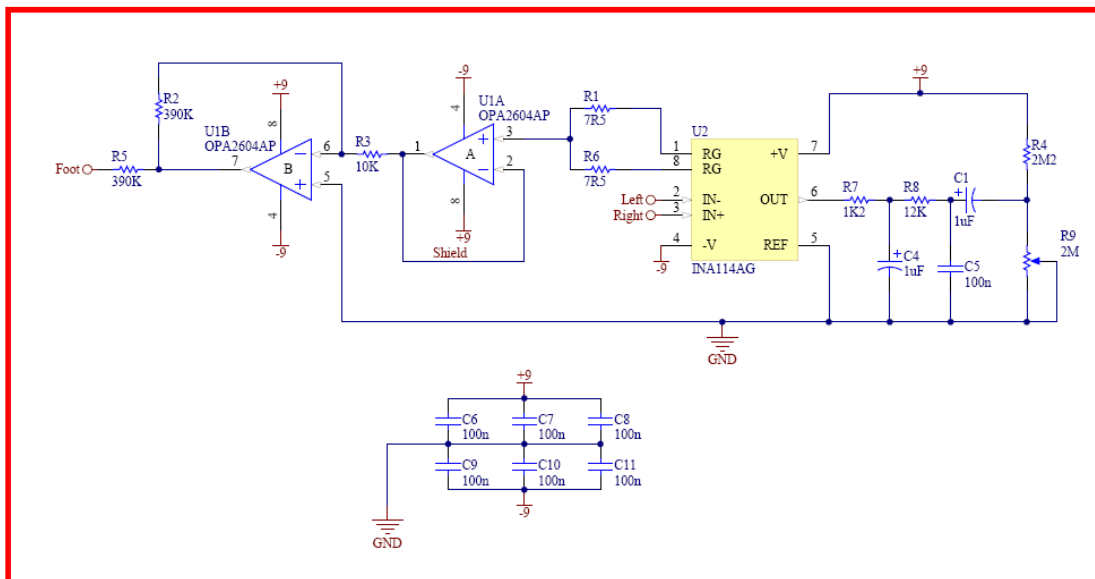


Figura 4.4: Esquemático de la etapa de adquisición y acondicionamiento de la placa para aplicación docente.

4.2.1.2.1. Amplificación

La etapa de amplificación es necesaria debido a que la amplitud de las señales bioeléctricas es muy pequeña, en torno a mV. El esquemático de esta etapa se muestra en la figura 4.4.

Hemos utilizado una ganancia de 3000. Para la amplificación de la señal bioeléctrica se utilizan:

- **Amplificador de Instrumentación INA114:** Para realizar la etapa de amplificación se utiliza un amplificador de instrumentación por su elevado CMRR (rechazo al modo común), y su alta impedancia de entrada. Como puede verse en la figura 4.5, la ganancia del circuito integrado viene dada por $G = 1 + \frac{50}{RG}$, donde RG es una resistencia externa que se coloca entre los terminales 1 y 8 del circuito integrado.

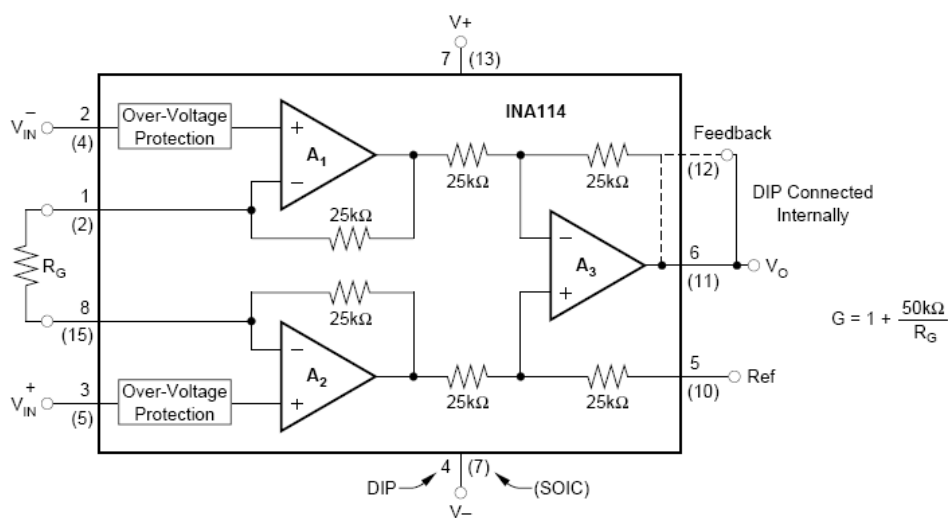


Figura 4.5: Esquema y ecuación del amplificador de Instrumentación INA114.

La etapa de amplificación se puede ver de manera más clara en la figura 4.6.

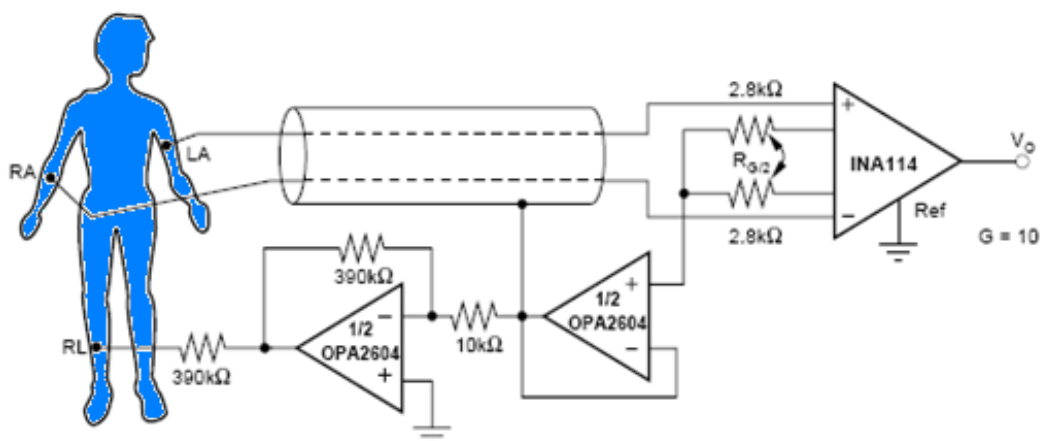


Figura 4.6: Amplificación de ECG con la masa en el pie derecho.

- **Amplificadores Operacionales OPA2604:** Estos dos amplificadores operacionales (AO) se introducen para resolver el problema de la tensión en modo común del sujeto bajo estudio con respecto a nuestra 'masa local'. El primer amplificador operacional (U1A) es un buffer o seguidor de tensión que se añade para mejorar la impedancia de entrada del AO inversor y no afectar al punto sobre el que toma su entrada. El segundo operacional (U1B) es un amplificador inversor con ganancia -39 que proporciona realimentación negativa. La ganancia tiene que ser lo suficientemente alta para que el sistema pueda reaccionar convenientemente dentro del margen de frecuencias de interés. Además se añade una resistencia de protección para limitar la corriente que circula por el paciente durante el 'transitorio' en que se está equilibrando la tensión en modo común (ver figura 4.6).

4.2.1.2.2. Filtrado

Para el filtrado de la señal [41] [42] se utilizan dos filtros paso bajo en cascada de orden 1, y con una frecuencia de corte de 132,6 Hz. En otras palabras, se ha diseñado un filtro de orden dos que presenta una caída de -40dB/decada a partir de la frecuencia de corte, es decir una atenuación $\times 100$ una década por encima de la frecuencia de corte, $\times 10^4$ dos décadas por encima, etc. Para esta etapa también se ha utilizado un filtro paso alto para eliminar la componente continua de la señal y las componentes de baja frecuencia en las que no estamos interesados ('*base-line*'): artefactos de respiración o movimientos del sujeto bajo estudio, tensión por impedancias de contacto de los electrodos, etc. La frecuencia de corte del filtro paso alto es 0,072 Hz.

4.2.1.2.3. Ajuste de nivel de continua

Para ajustar el nivel de continua de la señal de ECG, se ha montado un divisor resistivo con un potenciómetro multivuelta que es sumada a la señal proveniente de la etapa de filtrado.

4.2.2. Sistema para fines en el campo de la investigación

Como hemos dicho anteriormente, otro objetivo de este trabajo es desarrollar una plataforma para adquisición y procesamiento de señales biomédicas que nos de la flexibilidad necesaria para poder probar algoritmos de procesamiento con distintos dispositivos (dsPIC, FPGAs) y que nos permita desarrollar un sistema de uso clínico de bajo coste (12 derivaciones). Para ello nos basamos en un chip comercial CARD/C.

El diagrama de bloques desarrollado se puede ver en la figura 4.7. El microcontrolador dsPIC30F3013, se encarga de recibir la señal digitalizada del CARD/C y gestionar a través del puerto serie Hardware (USART) la comunicación RS232 para enviar los datos digitalizados al módulo Bluetooth y a su vez realiza el procesamiento de la señal electrocardiográfica para enviar al módulo GSM los resultados obtenidos tras aplicar ciertos

algoritmos de procesamiento a través del puerto serie Software.

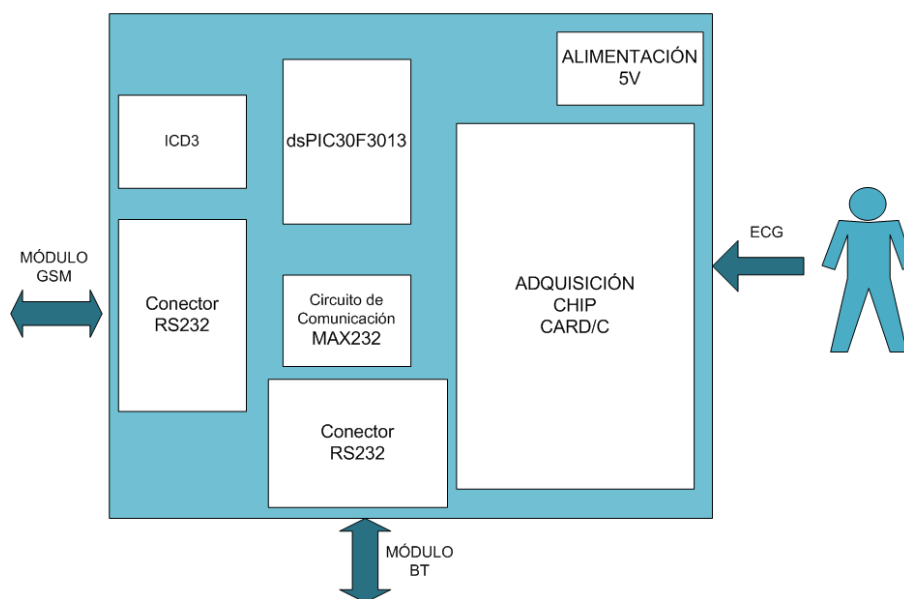


Figura 4.7: Diagrama de bloques del módulo ECG para investigación.

Este módulo es alimentado con una tensión de 5V, a través de una pila. En el diseño se ha añadido la funcionalidad de programar el microcontrolador en el propio módulo, sin necesidad de un programador externo. El esquema eléctrico del circuito completo del módulo se encuentra en el Anexo B.

El CARD/C es un chip multiparamétrico, ya que es capaz de procesar la presión sanguínea y la temperatura corporal, mediante sensores externos de presión y temperatura respectivamente. La máxima frecuencia del interfaz serie está limitada por las características del ADC a 1,28 MHz. A la salida del circuito integrado (CARD/C) obtenemos valores digitales que serán leídos por el microcontrolador para posteriormente procesarlos por el propio PIC. En la figura 4.8 puede verse el diagrama de bloques del circuito.

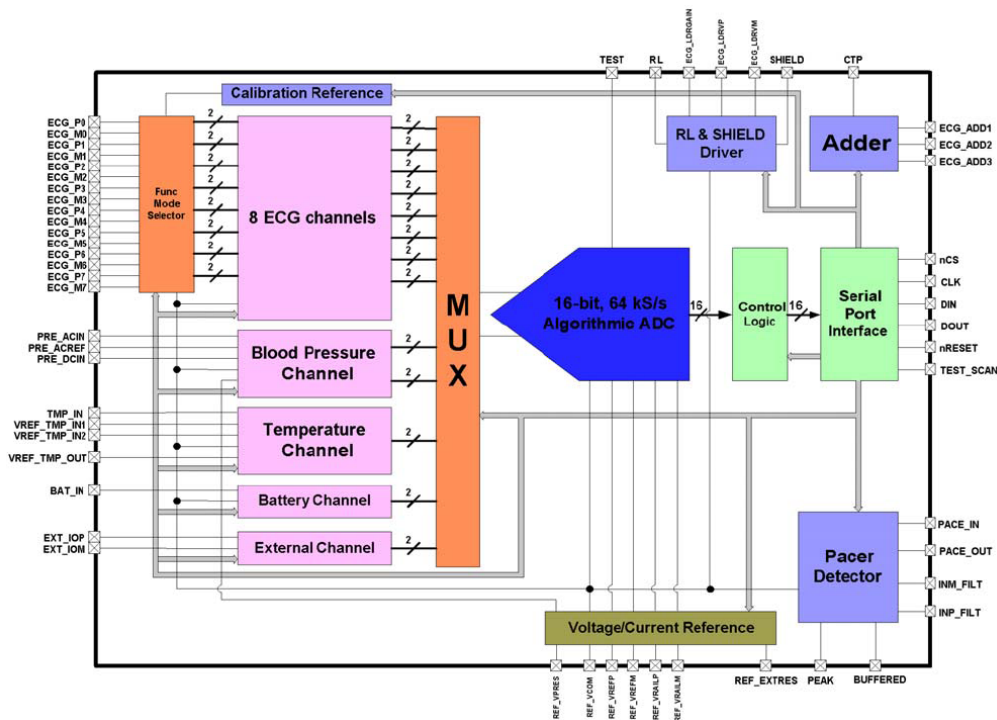


Figura 4.8: Diagrama de bloques funcional del chip CARD/C.

El módulo que procesa la señal del ECG está compuesto de 8 canales idénticos que recibirán y amplificarán las señales procedentes de los electrodos colocados en el sujeto, un bloque sumador y un bloque driver RL & SHIELD. Cada bloque se controla por un interfaz digital capaz de recibir todos los comandos utilizando el protocolo de comunicación SPI. Si se hace una medición de ECG, se activa un procedimiento cíclico y el multiplexor analógico (MUX) conecta esta sección al convertidor A/D.

En nuestro desarrollo se ha utilizado la placa de evaluación del chip CARD/C que está compuesta de 46 pines y de una serie de componentes externos con el fin de realizar un filtrado paso bajo a las señales electrocardiográficas. La siguiente figura representa la placa de evaluación vista desde arriba.

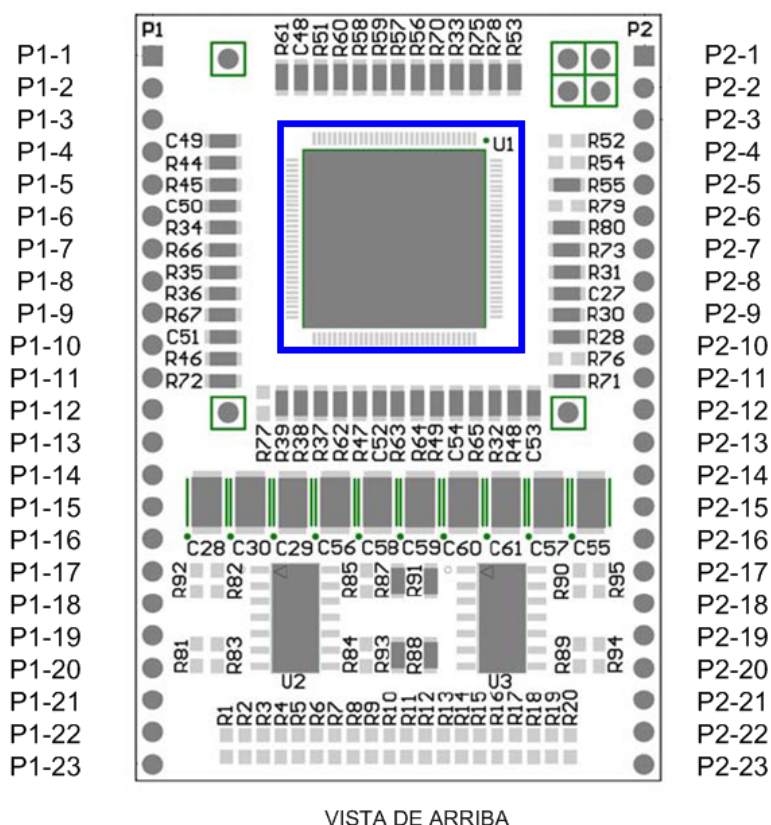


Figura 4.9: Vista de arriba de la placa de evaluación. El chip CARD/C se simboliza con un cuadrado azul.

La figura [4.10] muestra una breve descripción de cada uno de los pines de esta placa. Los pines SVDD y DVDD están conectados entre sí a una alimentación de 5V, utilizados para alimentar los dispositivos digitales (microcontrolador, MAX232, etc). El pin AVDD está conectado a una alimentación diferente de 5V.

Pin n°	Pin name	Type	Description	Pin n°	Pin name	Type	Description
P1-1	nCS	Digital Input	Chip Select ¹	P2-1	V1	Analog Input	ECG input
P1-2	CLK	Digital Input	Serial clock input ²	P2-2	V2	Analog Input	ECG input
P1-3	DIN	Digital Input	Serial data input ³	P2-3	V3	Analog Input	ECG input
P1-4	DOUT	Digital Output	Serial data output.	P2-4	V4	Analog Input	ECG input
P1-5	Reserved			P2-5	Reserved		
P1-6	PACE_IN	Analog Input	Pacemaker detector input.	P2-6	V5	Analog Input	ECG input
P1-7	Reserved			P2-7	V6	Analog Input	ECG input
P1-8	EXT_IOP	Analog Bidirectional	External channel input/output.	P2-8	L	Analog Input	ECG input
P1-9	EXT_ION	Analog Bidirectional	External channel input/output.	P2-9	F	Analog Input	ECG input
P1-10	DGND	Ground	Digital Power Ground	P2-10	R	Analog Input	ECG input
P1-11	AGND	Ground	Analog Power Ground	P2-11	N	Analog Output	Right Leg driver output
P1-12	DVDD	Power	Digital Power Supply 5V	P2-12	SVDD	Power	Switched Capacitor Circuits Power Supply
P1-13	SHIELD	Analog Input	ECG cable shields output	P2-13	SGND	Ground	Switched Capacitor Circuits Power Ground
P1-14	Reserved			P2-14	AGND	Ground	Analog Power Ground
P1-15	Tmp_in2	Analog Input	Reference for Temperature channel Input	P2-15	AVDD	Power	Analog Power supply 5V
P1-16	PRE_AC	Analog Input	Pressure AC channel inverting input.	P2-16	VDDIO	Power	Digital power supply for serial I/O (5+3.3V)
P1-17	PRE_DC	Analog Input	Pressure DC channel input.	P2-17	Reserved		
P1-18	nRESET	Digital Input Pull Up to VDDIO	Master Reset ⁴	P2-18	BAT_IN	Analog Input	Battery input channel.
P1-19	PACE_OUT	Analog Output	Pacemaker detector output	P2-19	TEMP_IN	Analog Input	Temperature input channel.
P1-20	Tmp_in1	Analog Input	Reference for Temperature Internal Buffer input	P2-20	Reserved		
P1-21	Reserved			P2-21	Reserved		
P1-22	Reserved			P2-22	Reserved		
P1-23	REF_VPRES	Analog Input/Output	Reference for Pressure Channel	P2-23	RNTC	Analog Input	Input for NTC sensor

Figura 4.10: Descripción de los pines de la placa de evaluación.

Para la comunicación con el microcontrolador, se ha implementado el protocolo SPI (Interfaz Periférico Serie). El CLK se utiliza para sincronizar la comunicación. Los datos presentes en el pin DIN son muestreados en el flanco de bajada de la señal del reloj, mientras los datos en el pin DOUT se actualizan después del flanco de subida del reloj. El protocolo SPI tiene 4 registros de estado de lectura/escritura de 16 bits cada uno y un registro solo de lectura. El intercambio de datos SPI se divide en una única trama de longitud fija de 16 bits con la posibilidad de unir varias tramas en una secuencia continua de datos. Mientras un registro de estado está escribiendo en el pin de entrada DIN, el pin de salida DOUT lee el contenido de los datos convertidos por el ADC si el comando anterior era o bien una lectura sobre el registro de salida del ADC o una escritura en un registro de estado. Sin embargo si el comando anterior era una lectura sobre el registro de estado, entonces DOUT lee el contenido de ese registro.

Se emplea un mecanismo de direccionamiento doble para realizar simultáneamente operaciones de lectura y escritura en registros diferentes, por lo que los valores de la

conversión ADC están disponibles incluso durante la actualización de los registros de control. El modo de direccionamiento del protocolo de comunicación SPI se detalla en la siguiente figura 4.11.

Write [15]	Register Address [14 :12]	Written Register	Read Register
1	"000"	None	ADC output
0	"000"	None	ADC output
1	"001"	Status Control0	ADC output
0	"001"	None	Status Control0
1	"010"	Status Control1	ADC output
0	"010"	None	Status Control1
1	"011"	Status Control2	ADC output
0	"011"	None	Status Control2
1	"111"	Status Control3	ADC output
0	"111"	None	Status Control3

Figura 4.11: Modo de direccionamiento SPI.

La explicación detallada de cada uno de estos registros viene dada en el datasheet del chip CARD/C [44].

La secuencia llevada a cabo en caso de un flujo continuo de datos de lectura del ADC para un muestreo multi-canal, controlado por SPI se muestra en la figura 4.12.

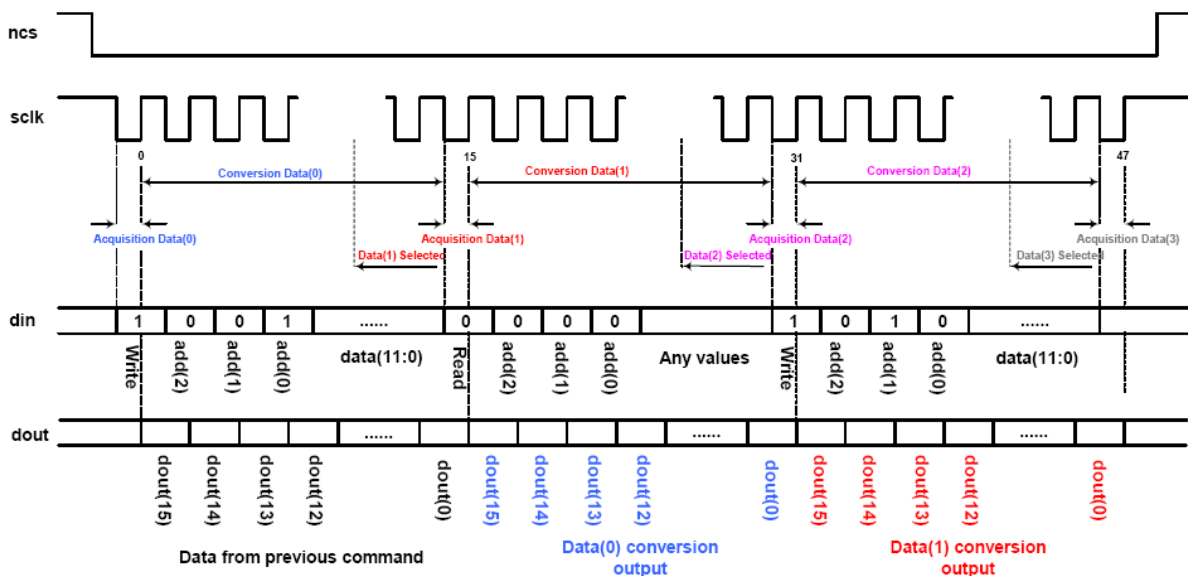


Figura 4.12: Secuencia de lectura del ADC controlado por SPI.

4.3. Módulo de Procesamiento

El microcontrolador utilizado para el desarrollo del sistema es el dsPIC30F3013 de 28 pines de Microchip [45]. Utiliza 12 bits para la conversión A/D, 24 KBytes de memoria del programa, 1024 Bytes de memoria EEPROM, la máxima frecuencia operativa de la familia dsPIC30F es de 120 MHz. Es el encargado de gestionar las comunicaciones y procesar la información en ambas direcciones. Se ha decidido utilizar un DSP (Digital Signal Processor) por su capacidad de procesado. El microcontrolador elegido tiene dos puertos serie, uno hardware utilizado para la conexión con el módulo bluetooth y otro software para la conexión con el módulo GSM.

En la figura 4.13 se muestra la circuitería necesaria para el correcto funcionamiento del microcontrolador.

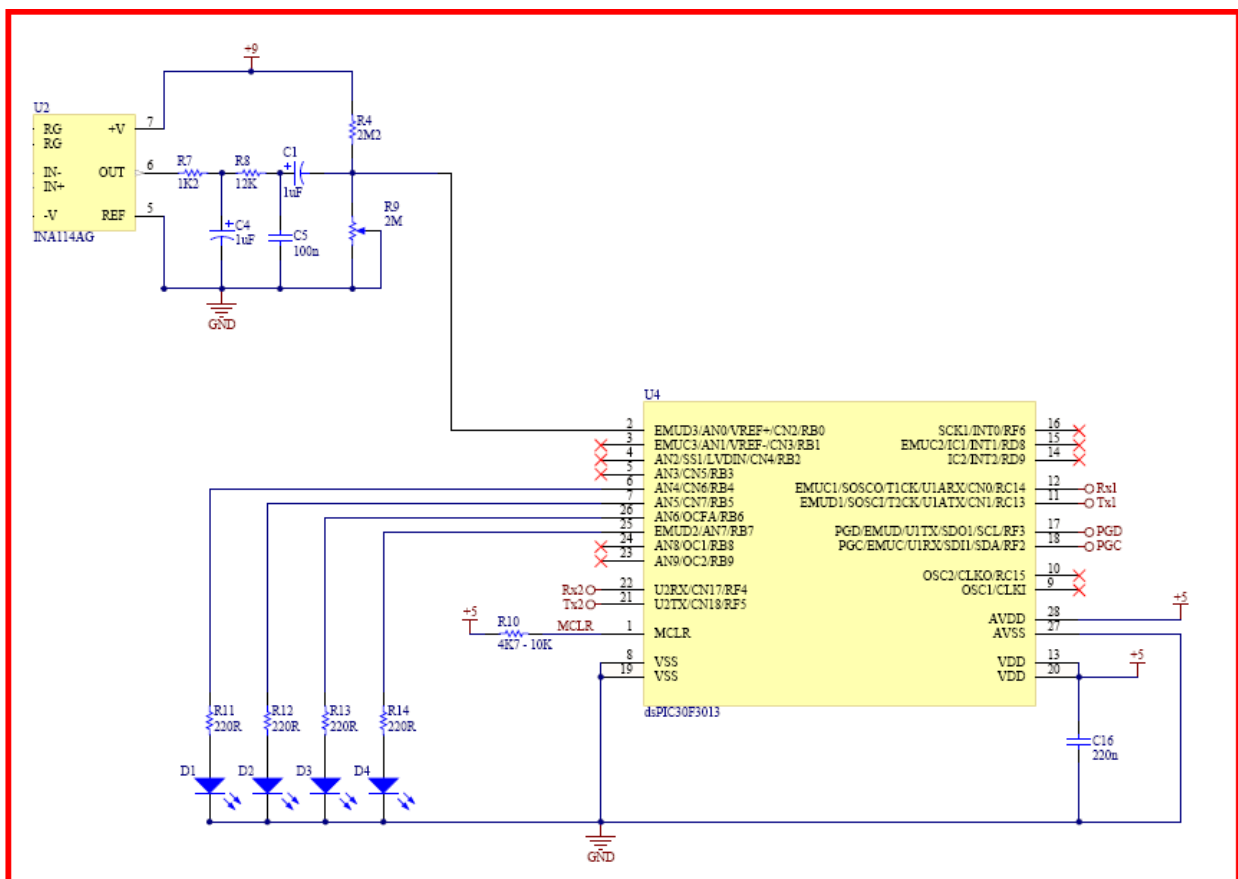


Figura 4.13: Circuito del microcontrolador.

En el caso del sistema desarrollado para aplicaciones docentes, el microcontrolador es el encargado de digitalizar la señal. La lectura de la señal electrocardiográfica se realiza a través del pin RB0 del microcontrolador, que como se muestra en la figura 4.13

corresponde a una entrada analógica.

Los pines RF3 y RF2 del microcontrolador se utilizan para la programación y depuración.

El envío de datos al módulo Bluetooth se realiza a través del pin RC13 y la lectura de datos de dicho módulo se realiza a través del pin RC14. Por otro lado, para la comunicación con el módulo GSM se utiliza el pin RF5 para el envío de datos al módem y el pin RF4 para la lectura de datos.

En el caso de utilizar el chip CARDIC la comunicación con la etapa de adquisición se hace mediante el protocolo SPI o introduciendo una señal analógica, en el caso de la placa con fines docentes, en un pin y realizando su conversión analógica digital. El control de los módulos de comunicación se explican en la sección siguiente.

Aunque el objetivo de este proyecto no es el desarrollo de algoritmos de procesamiento de la señal ECG, la implementación de algoritmos sencillos han sido de utilidad para validar el hardware desarrollado.

Primero se ha comprobado la eficacia de estos algoritmos con ECG previamente capturados de una base de datos y posteriormente se han aplicado esos mismos algoritmos a ECG adquiridos por nuestro sistema. Los dos algoritmos implementados son:

1. **Distancia entre las ondas R-R:** Si se observa un electrocardiograma la figura que destaca claramente es el complejo QRS. La primera opción para calcular el intervalo RR, la que parece más fácil, rápida y sencilla, es la de definir un umbral por encima del cual sólo se encuentren los vértices del complejo QRS, a partir de aquí sólo haría falta calcular el máximo de estos vértices, y la distancia RR será la distancia entre estos vértices, útil para calcular la frecuencia cardíaca del paciente.



Figura 4.14: Intervalo RR calculado.

El inconveniente de este algoritmo es encontrar un umbral óptimo debido a la variabilidad de la señal. Para ello se ha recurrido a realizar diferentes ensayos hasta encontrar el umbral adecuado. Para que este umbral fuera dinámico se eligió la siguiente fórmula [46]:

$$\text{Umbral} = \text{media} + K * (\text{máximo} - \text{media})$$

Donde la media y el máximo se han calculado a partir de 400 muestras del ECG capturadas y K es una constante que se ha calculado empíricamente. El diagrama de bloques seguido para realizar el cálculo del intervalo RR mediante el método de umbralización es el siguiente.

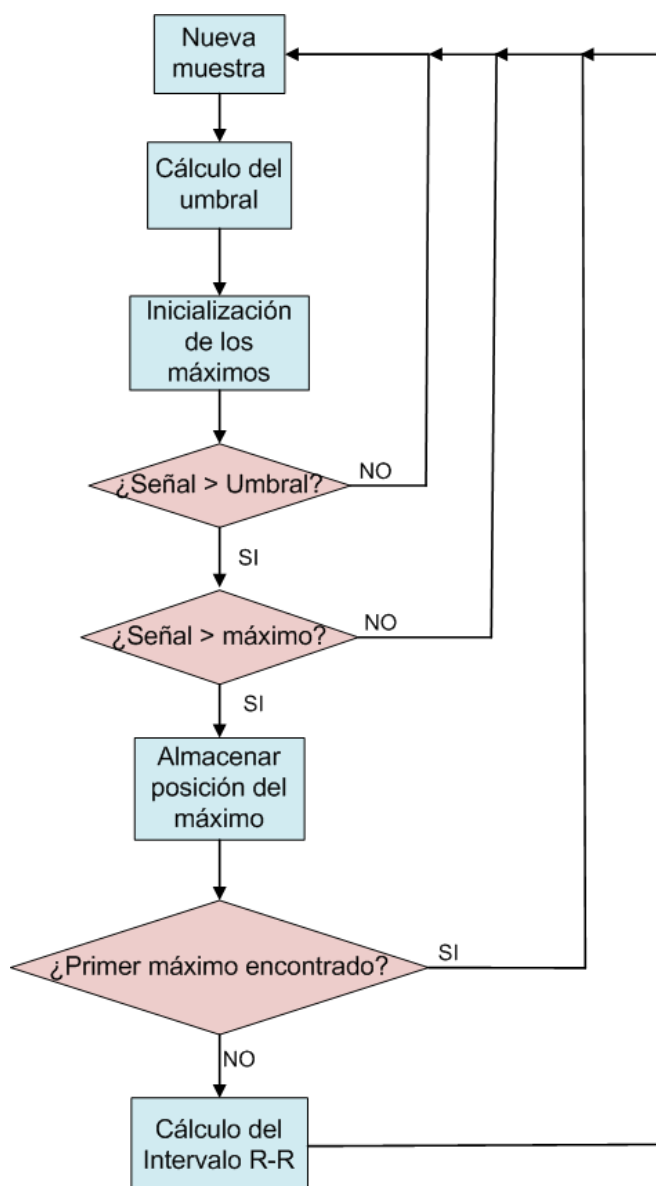


Figura 4.15: Diagrama de bloques del método del umbral para el cálculo del intervalo RR.

2. **Anchura del complejo QRS:** Este es otro parámetro de interés en el estudio de las patologías cardíacas. Para el cálculo de este parámetro se ha partido de la medida del máximo del complejo QRS (onda R, calculada en el algoritmo anterior). Partiendo de este punto el inicio del complejo QRS será el mínimo anterior a ese máximo calculado y el final del complejo será el siguiente mínimo.

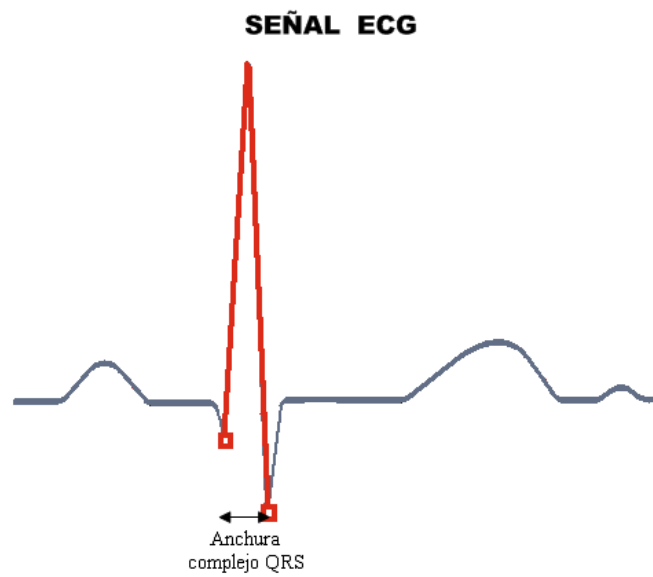


Figura 4.16: Anchura del complejo QRS calculada.

El diagrama de bloques seguido para realizar el cálculo de la anchura del complejo QRS mediante el método del umbral es el siguiente.

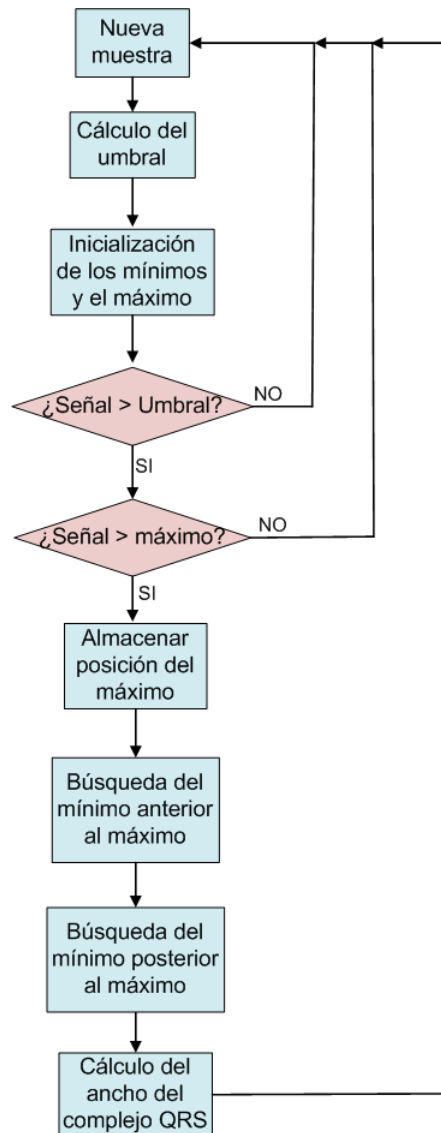


Figura 4.17: Diagrama de bloques del método del umbral para el cálculo del ancho del complejo QRS.

El microcontrolador muestrea la señal del ECG almacenando el resultado y cada 2 minutos aproximadamente, tomando 400 muestras calcula el intervalo RR y el complejo QRS.

4.4. Módulo de Comunicaciones

Para establecer la comunicación con los módulos Bluetooth y GSM se necesita un circuito de adaptación de señales de niveles de tensión TTL a niveles de tensión de la comunicación serie RS232. Para ello se emplea el circuito integrado MAX232 que incorpora toda la funcionalidad requerida. Son necesarios dos conectores tipo DB9, uno para

la conexión con el módulo BT y otro para el módem GSM.

Para la comunicación con el módulo Bluetooth, la señal del ECG es transmitida a la entrada del circuito integrado MAX232 (señal Tx1 de la figura 4.18). De la misma manera, pero en sentido inverso, la señal de recepción es enviada desde el circuito integrado MAX232 al microcontrolador, señal Rx1 (PIN RC14).

Para la comunicación con el módulo GSM, la señal es transmitida a la entrada del circuito integrado MAX232 (Señal Tx2 de la figura 4.18). De la misma forma, la señal de recepción es enviada desde el circuito MAX232 al microcontrolador, señal Rx2 (PIN RF4).

La figura 4.18 muestra el circuito de comunicación del módulo ECG para docencia, que corresponde con el bloque encuadrado en rosa de la figura 4.28.

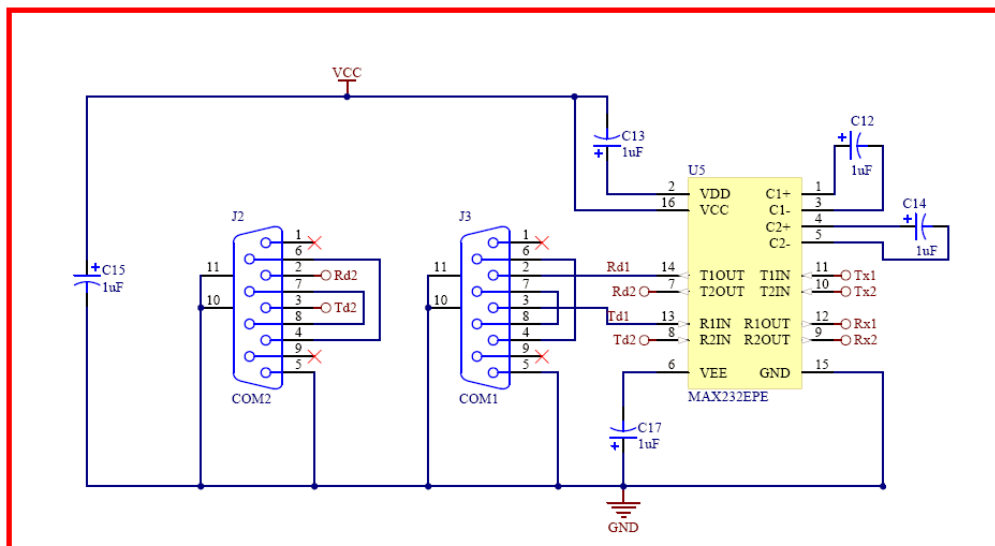


Figura 4.18: Circuito de comunicación.

El resto de conexiones que acompañan al circuito integrado MAX232 se describen en las especificaciones del fabricante [47], donde Rd1 y Td1 son las señales de transmisión y recepción de los pines del puerto serie COM1 (correspondiente al módulo Bluetooth) y Rd2 y Td2 las señales de transmisión y recepción de los pines del puerto serie COM2 (módem GSM).

4.4.1. Comunicación de corto alcance: Bluetooth

Las características del módulo Bluetooth utilizado en el desarrollo de este trabajo se explicaron en la sección 3.2.2. La figura 4.19 representa el diagrama de bloques del módu-

lo Bluetooth. El bloque circuito de comunicaciones Bluetooth se comunica con cualquier dispositivo conectado al puerto serie hardware de dicho módulo.

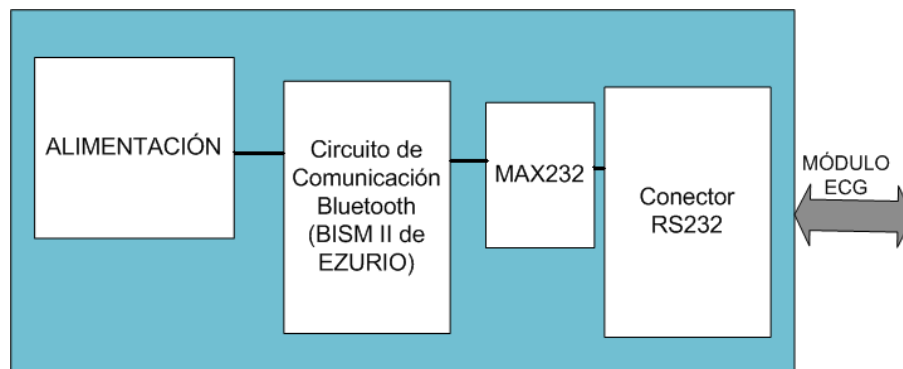


Figura 4.19: Diagrama de bloques del módulo Bluetooth.

La interfaz con el microcontrolador se hará a través de la UART hardware del propio microcontrolador, lo que convierte la comunicación en un proceso bastante sencillo, y que además sólo utiliza 2 pines de E/S del microcontrolador.

4.4.1.1. Software del módulo Bluetooth

Se ha desarrollado una aplicación para el terminal de usuario (PDA, dispositivo móvil, etc.) que permite la conexión con el módulo Bluetooth y la recepción de la señal electrocardiográfica. La primera tarea es configurar el módulo de Ezurio mediante una serie de comandos a través del puerto serie. Configuramos dicho dispositivo para que sea conectable y descubrible, es decir que sea visible a otros dispositivos Bluetooth y así puedan conectarse a él.

Tras esto, se establece la comunicación Bluetooth con el terminal de usuario. Para ello, el dispositivo móvil enviará el carácter '@' al módulo Bluetooth y éste al módulo ECG por el puerto hardware (conexión serie RS232).

El terminal de usuario (PDA, dispositivo móvil..) debe tener una aplicación específica instalada para permitir la conexión con el módulo Bluetooth y poder recibir los datos de la señal electrocardiográfica. Este software se explicará más adelante.

Por último el módulo Bluetooth debe esperar a recibir los caracteres TP y el tamaño de los datos enviados por el módulo ECG. Una vez recibidos, el módulo ECG empezará a enviar la señal al módulo Bluetooth a través del puerto hardware.

A continuación, se muestra el diagrama de flujo de este software.

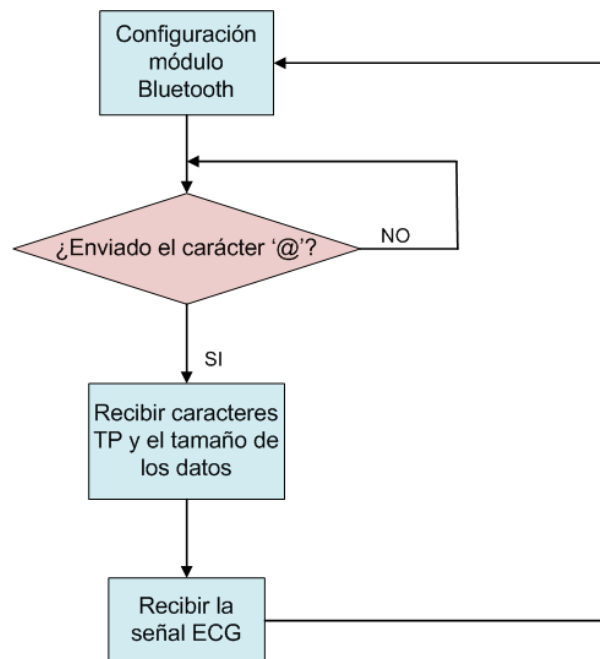


Figura 4.20: Diagrama de bloques del módulo Bluetooth.

4.4.1.2. Protocolo de comunicación desde el módulo de ECG hasta el terminal de usuario vía Bluetooth.

El módulo ECG está permanentemente recibiendo datos del simulador de electrocardiogramas. Es a petición del módulo Bluetooth cuando estos datos leídos se envían desde el módulo ECG al módulo Bluetooth. La comunicación se inicia mediante unos caracteres de petición de información enviados desde un terminal móvil. El terminal de usuario espera a recibir la información leída por el módulo ECG para interpretar los datos y dibujarlos en la pantalla del dispositivo móvil.

En la figura 4.21 se muestra el orden de intercambio de información entre el módulo ECG, el módulo Bluetooth y el terminal móvil.

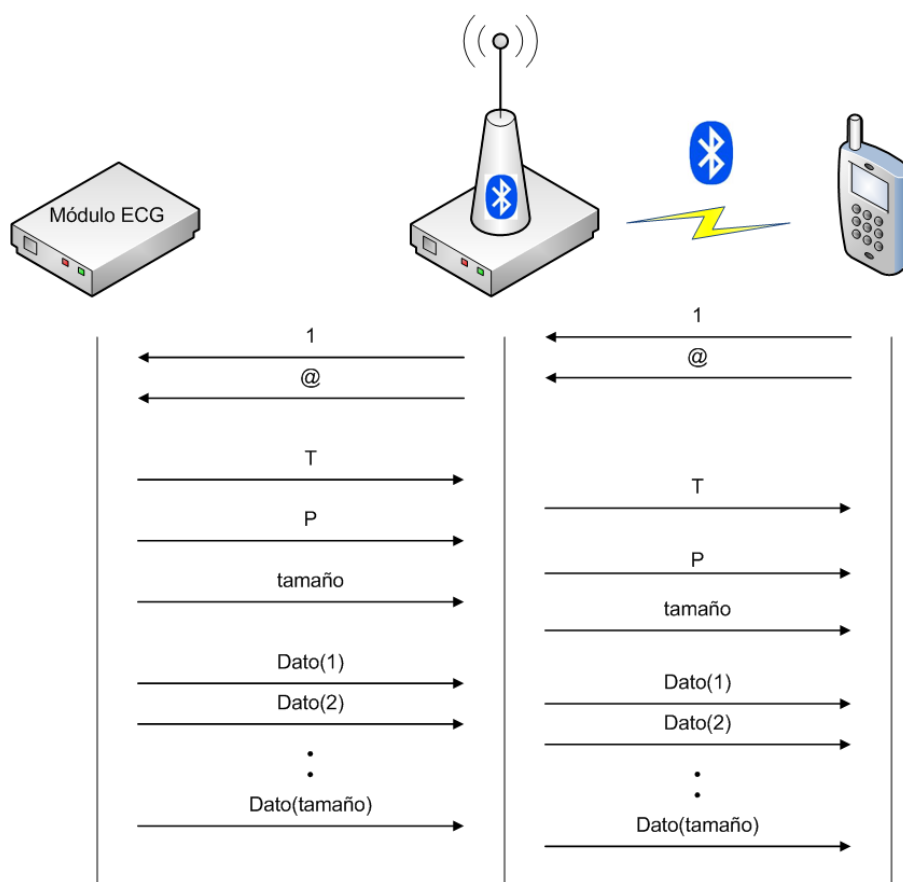


Figura 4.21: Intercambio de información entre el módulo ECG, el módulo Bluetooth y el terminal de usuario.

4.4.1.3. Conexión módulo ECG - módulo Bluetooth

Para interconectar los distintos módulos se realiza una conexión serie RS232 entre el módulo Bluetooth señalado mediante un círculo azul (ver figura 4.22) y uno de los dos puertos serie existentes en el módulo ECG (puerto Hardware), señalado mediante un círculo rojo en la misma figura. Se utiliza un cable cruzado para conseguir una adecuada correspondencia entre las señales de transmisión y recepción entre ambos módulos.

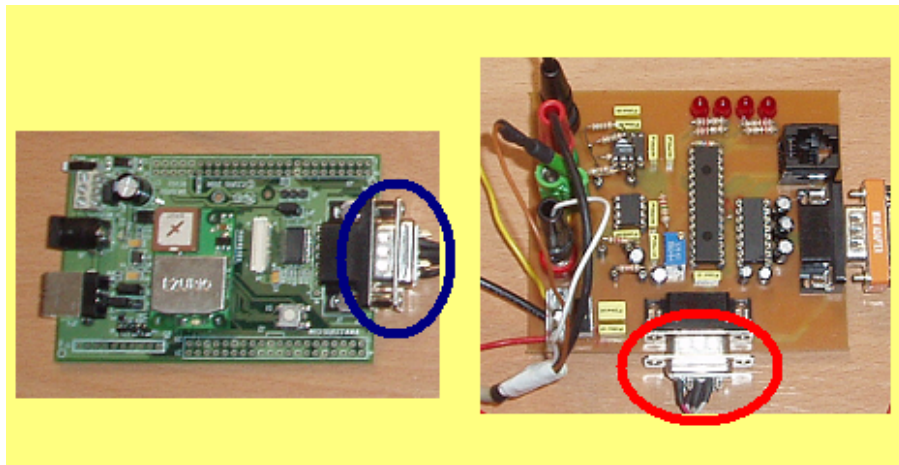


Figura 4.22: Conexión entre el módulo ECG (derecha) y el módulo Bluetooth (izquierda).

4.4.2. Comunicación de largo alcance: GSM

Sobre el módulo GSM utilizado en este proyecto se habló detalladamente en la sección 3.2.1. En esta sección se describe el software desarrollado.

4.4.2.1. Software del módulo GSM

El software para el módulo GSM (ver figura 4.23) se ha implementado en Java como ya se comentó anteriormente. Como primera tarea se realiza la configuración de los parámetros del módem GSM y del puerto serie del mismo.

La segunda tarea del módulo GSM consiste en entrar en un estado de “espera”, hasta que recibe ciertos caracteres de inicialización y el tamaño de los datos que espera recibir. Una vez recibido esto, almacena el intervalo entre las ondas R-R enviado por el módulo ECG.

La tercera tarea de este módulo es muy similar a la segunda y consiste en entrar en un modo de “espera”, hasta recibir ciertos caracteres de inicialización y el tamaño de los datos que posteriormente espera recibir. Tras esto, almacena la anchura del complejo QRS enviado por el módulo ECG.

Cuando el módulo GSM ya tiene almacenados los dos resultados envía un mensaje de texto a un dispositivo móvil.

El protocolo de comunicación que se establece entre el módulo ECG y el dispositivo móvil vía GSM se detalla en la sección siguiente.

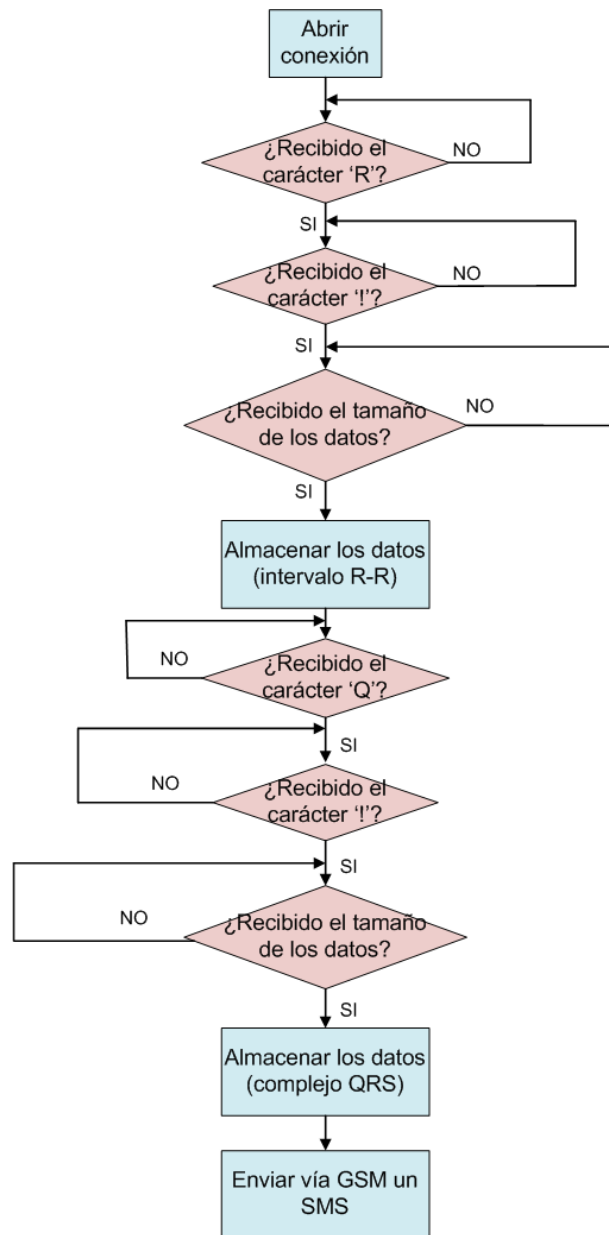


Figura 4.23: Diagrama de bloques del módulo GSM.

4.4.2.2. Protocolo de comunicación desde el módulo de ECG hasta el terminal de usuario vía GSM.

En el caso de GSM, es el módulo ECG el que inicia la comunicación enviando al módem GSM unos caracteres de inicio para el establecimiento y sincronización de la comunicación. El módulo ECG enviará los resultados de los algoritmos de procesamiento cada 2 minutos.

El funcionamiento en condiciones normales sería el envío de datos mediante SMS en el caso de detectar alguna patología o alarma.

En la figura 4.24 se detalla el intercambio de información entre el módulo ECG, el módulo GSM y el terminal de usuario.

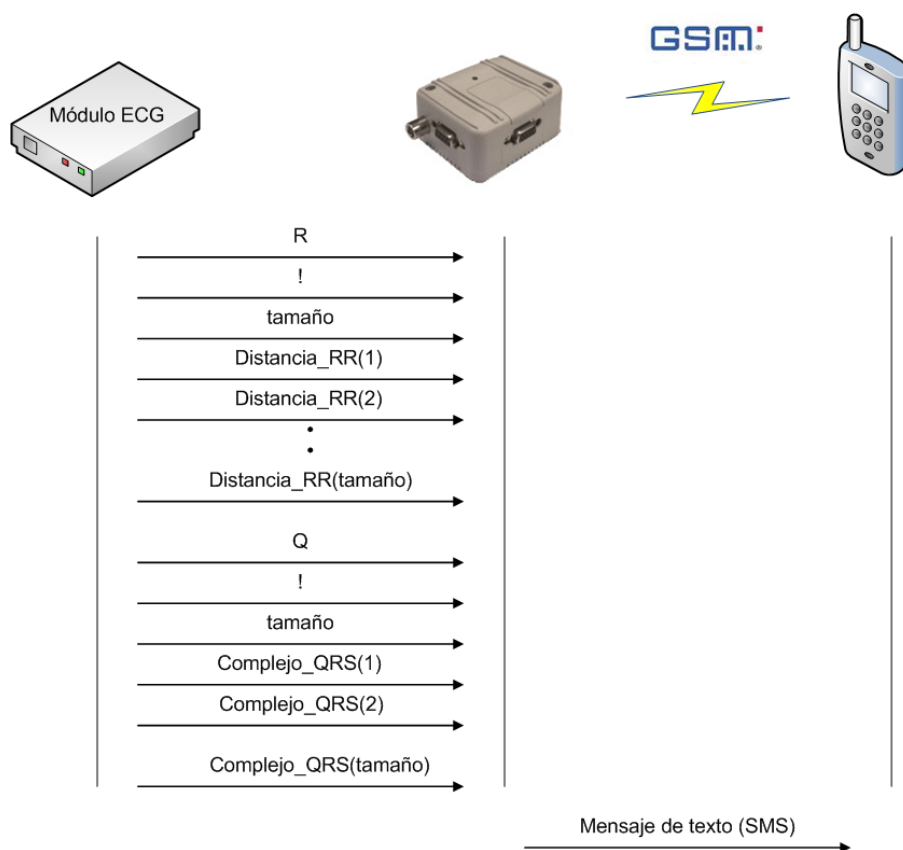


Figura 4.24: Intercambio de información entre el módulo ECG, el módulo GSM y el terminal de usuario.

4.4.2.3. Conexión módulo ECG - módulo GSM

Se realiza una conexión serie RS232 entre el módulo GSM señalizado mediante un círculo verde (ver figura 4.25) y uno de los dos puertos serie RS232 existentes en el módu-

lo ECG (puerto Software), señalado mediante un círculo morado en la misma figura. Se utiliza un cable cruzado para conseguir una adecuada correspondencia entre las señales de transmisión y recepción entre ambos módulos.

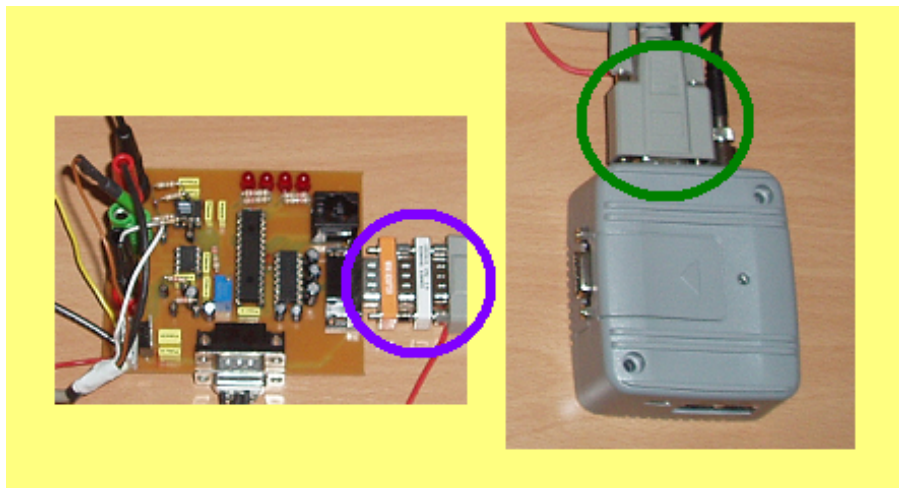


Figura 4.25: Conexión entre el módulo ECG (izquierda) y el módulo GSM (derecha).

4.4.3. Software Dispositivo Móvil

El software se ha desarrollado utilizando la plataforma J2ME. El dispositivo móvil establece la conexión con el módulo ECG, ya que le es conocida la MAC del módulo Ezurio de Bluetooth. Una vez establecida dicha conexión, el módulo ECG empieza a enviar los datos vía Bluetooth.

Los paquetes utilizados en la implementación del software para el dispositivo móvil se encuentran en el anexo E.

La funcionalidad del software se describe a continuación:

INICIAR CONEXIÓN: La conexión del cliente se crea pasándole una URL al método “Connector.Open()”, indicando explícitamente la MAC de nuestro módulo bluetooth Ezurio (servidor).

ACEPTAR CONEXIÓN: El siguiente paso será crear un flujo para la entrada y salida de datos de dicha conexión cliente.

VISUALIZAR SEÑAL ECG: Cuando el servidor ha aceptado la conexión con el cliente, el dispositivo móvil empezará a recibir paquetes de datos. Primero, tendrá que enviar al servidor dos bytes (el número 1 y el carácter @) que indique que está listo para recibir

nuevos datos, después el móvil recibirá unos caracteres de inicialización y el tamaño de los datos de la señal a visualizar, y posteriormente los datos.

Para la visualización de la señal de modo gráfico se utiliza la clase “Graphics”. Contiene la funcionalidad necesaria para dibujar a bajo nivel. Cuando tenemos nuevos datos para dibujar llamaremos al método “repaint()”. Primero, se activarán los parámetros del grosor y color de la gráfica, la señal dibujada será verde sobre fondo negro.

Cada vez que llegan nuevos datos se desplaza hacia la izquierda el contenido del array que almacena la señal del ECG. El ancho de este array dependerá del ancho de la pantalla del móvil.

CERRAR CONEXIÓN: Cuando el cliente manda un 0, el servidor mandará un byte (1) para indicar que está de acuerdo con el cierre de la conexión. Después se cerrarán las conexiones abiertas.

4.5. Implementación del sistema completo

4.5.1. Hardware del sistema completo

A continuación, se muestra el diagrama que muestra los bloques funcionales que intervienen en el sistema hardware para aplicaciones docentes.

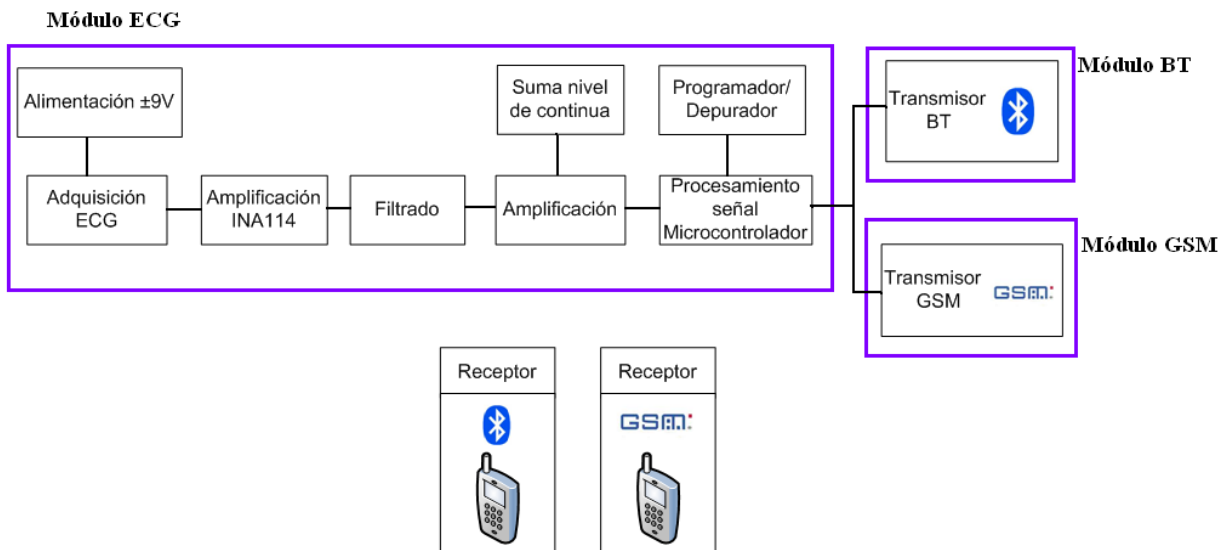


Figura 4.26: Bloques funcionales.

4.5.2. Software del sistema completo

La primera tarea del software consiste en configurar el convertor analógico digital seleccionando la entrada analógica por la que el PIC empezará a recibir la señal del ECG. Posteriormente el módulo ECG espera continuamente a recibir un carácter por el puerto hardware proveniente del módulo Bluetooth ('@').

Una vez que el módulo ECG recibe ese carácter, envía por el puerto HW los caracteres TP y el tamaño de los datos. Seguidamente el PIC empieza a enviar los datos leídos de la entrada del ECG al módulo Bluetooth.

Por último, el módulo ECG envía por el puerto software una serie de caracteres para establecer la comunicación con el módem GSM. Envía los caracteres 'R', '!' y el tamaño de los datos para seguidamente enviar la distancia calculada entre las ondas R-R. A continuación envía los caracteres 'Q', '!' y el tamaño de los datos y por último envía la

anchura del complejo QRS de la señal ECG capturada.

El diagrama de bloques del sistema completo [4.27] se muestra en la siguiente figura.

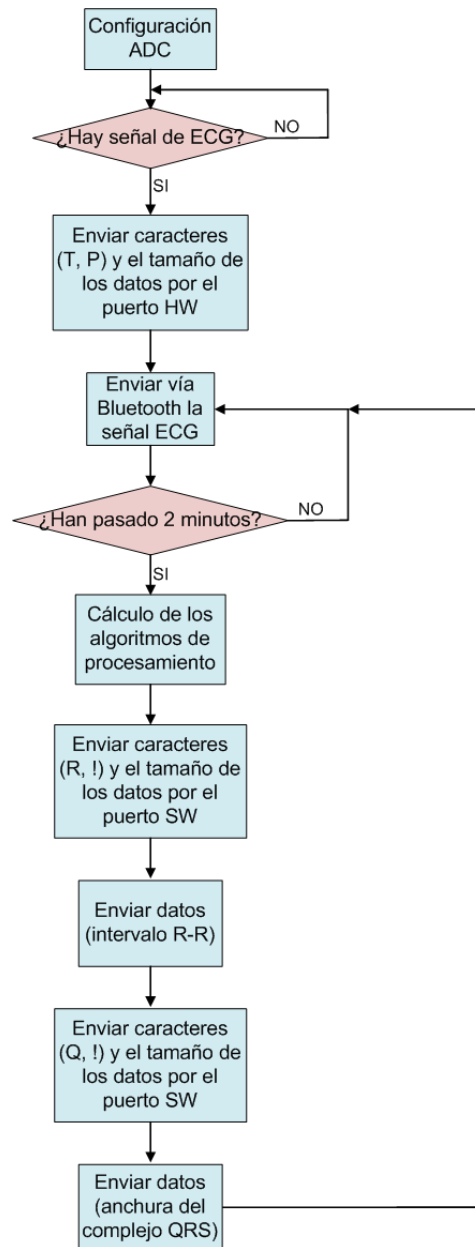


Figura 4.27: Diagrama de bloques del sistema completo.

4.5.3. Configuración de la comunicación serie RS232

Se deben configurar los parámetros del protocolo de comunicación serie RS232 para conseguir una correcta comunicación entre los distintos módulos que componen el sistema. Los parámetros de configuración son: velocidad de transmisión de los datos, la longitud de los bytes transmitidos, el número de bits de parada, la existencia o no del bit de parada y la existencia o no del control de flujo. En la tabla 4.1 se muestran cada uno de los parámetros para cada módulo.

Módulos del sistema	Velocidad (baudios)	Longitud del byte (bits)	Bits de parada	Control de paridad	Control de flujo
Módulo ECG (puerto HW)	9600	8	1	No	No
Módulo ECG (puerto SW)	9600	8	1	No	No
Módulo Bluetooth	9600	8	1	No	No
Módulo GSM	9600	8	1	No	No

Tabla 4.1: Configuración de la comunicación serie RS232 en los distintos módulos que constituyen el sistema.

4.6. Resultados

4.6.1. Módulo ECG para aplicaciones docentes

El prototipo real del módulo ECG para docencia se muestra en la figura 4.28, en la que se señalan los distintos bloques en que se divide dicho módulo. La parte señalizada con un rectángulo rojo indica el microcontrolador, con un rectángulo azul indica la fuente de alimentación, con uno amarillo el programador/depurador, con uno verde el bloque de adquisición de un electrocardiograma y los bloques en rosa los circuitos de comunicación (puertos series RS232).

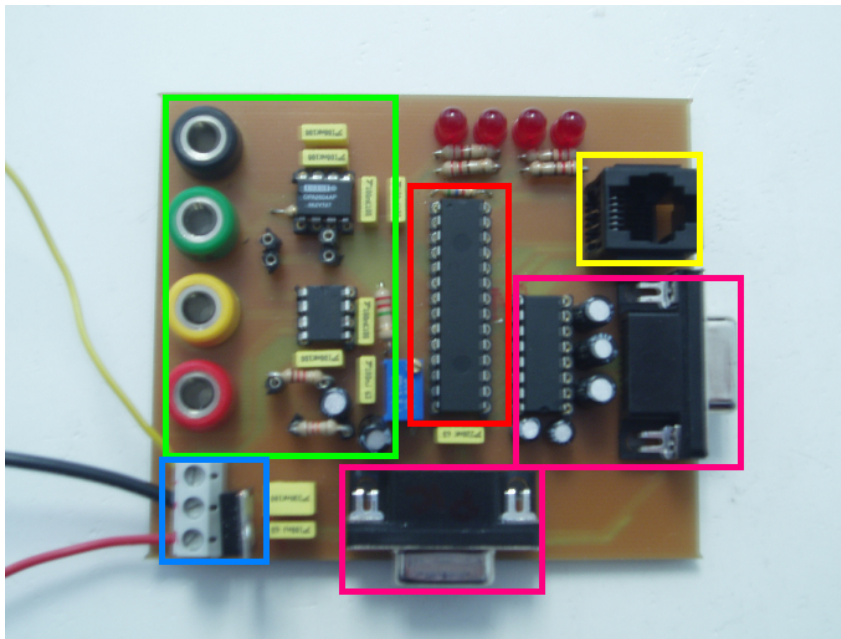


Figura 4.28: Prototipo del Módulo ECG para docencia.

La figura 4.29 representa mediante unas flechas las salidas de cada etapa del bloque de adquisición donde los estudiantes pueden visualizar las formas de onda que se obtienen.

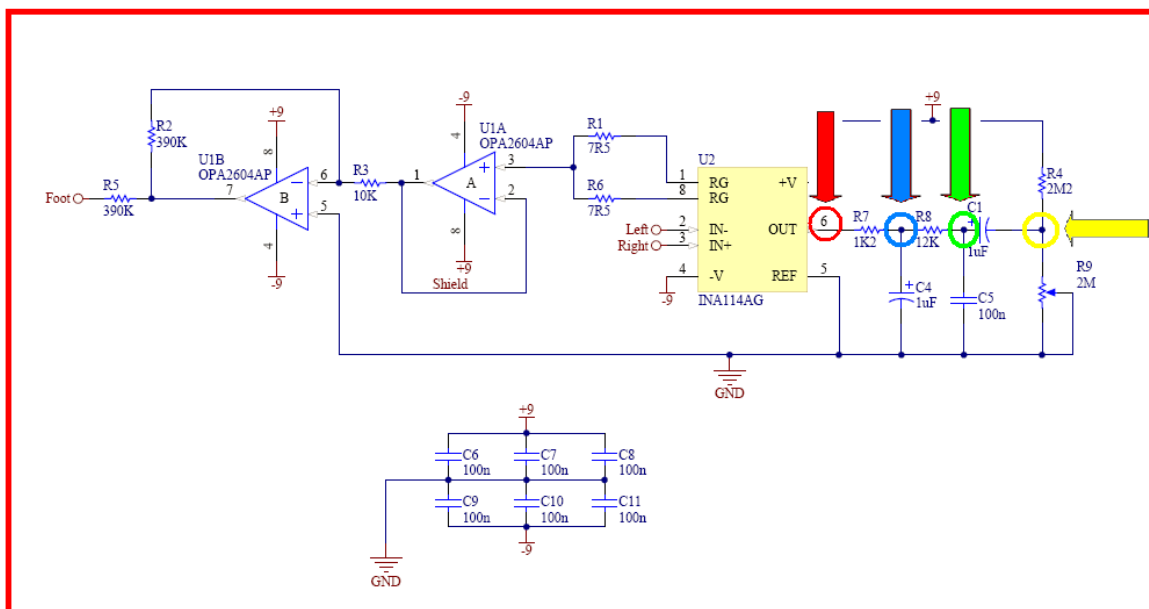


Figura 4.29: Distintas etapas del bloque de adquisición. Flecha roja indica la salida del INA114, flecha azul la salida del primer filtro paso bajo y flecha verde la salida del segundo filtro paso bajo.

La primera salida representada en la figura 4.29 con una flecha roja representa la salida después del amplificador de instrumentación INA114. La señal electrocardiográfica que obtenemos se muestra en la figura 4.30. Se puede observar la presencia de mucho ruido dentro de la señal del ECG, por eso es necesario una etapa de filtrado para eliminarlo.

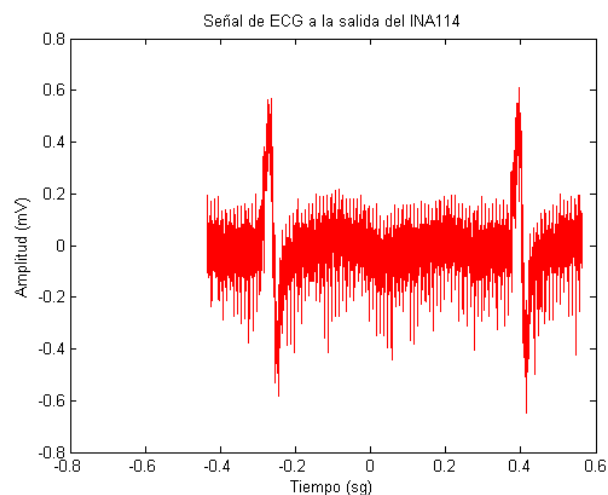


Figura 4.30: Señal del ECG obtenida a la salida del INA114.

El ruido presente dentro de la señal del ECG se representa en la figura 4.31.

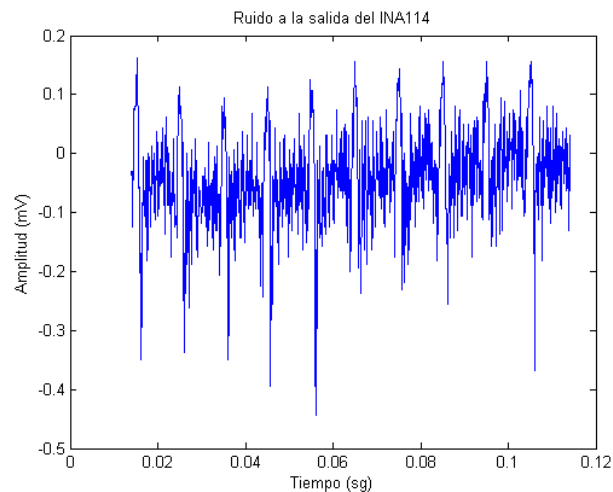


Figura 4.31: Ruido obtenido a la salida del INA114.

La segunda salida representada en la figura 4.29 con una flecha azul muestra la señal del ECG a la salida del primer filtro paso bajo, por tanto eliminará el ruido de alta frecuencia de la señal. Se observa una clara disminución del ruido presente.

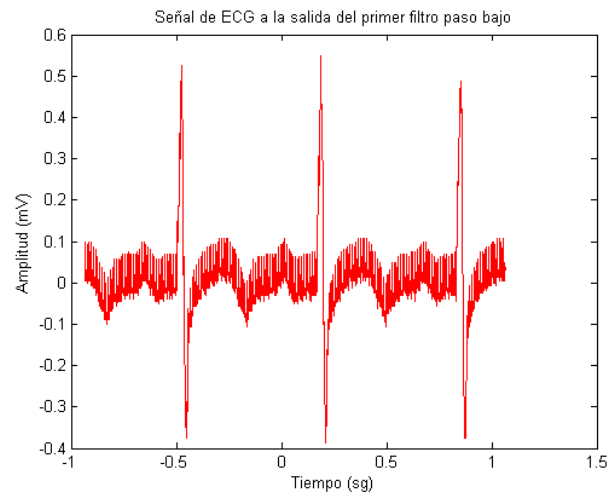


Figura 4.32: Señal del ECG obtenida a la salida del primer filtro paso bajo.

El ruido presente en esta primera etapa de filtrado se representa en la figura 4.33.

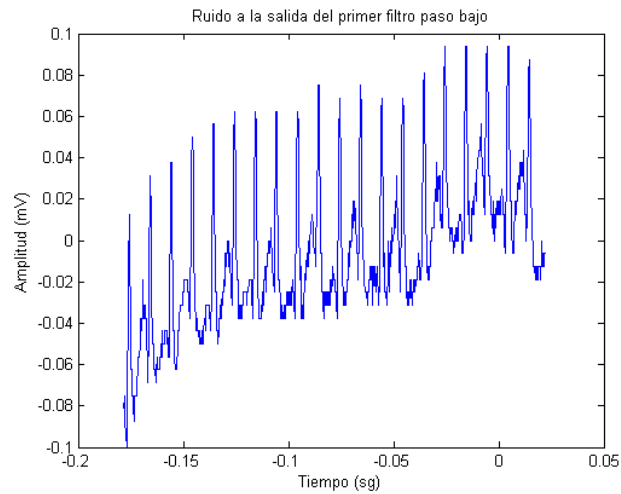


Figura 4.33: Ruido obtenido a la salida del primer filtro paso bajo.

La tercera salida representada con una flecha verde en la figura 4.29 muestra la señal del ECG después del segundo filtro paso bajo, eliminando por tanto más ruido de alta frecuencia. Obtenemos una señal electrocardiográfica más limpia.

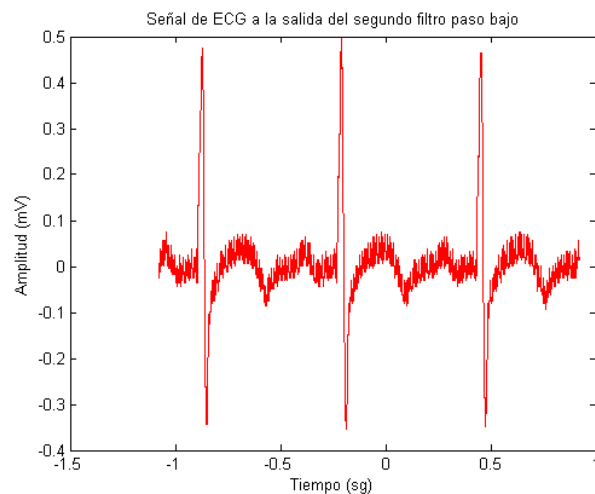


Figura 4.34: Señal del ECG obtenida a la salida del segundo filtro paso bajo.

El ruido presente en la segunda etapa de filtrado se representa en la figura 4.33. Podemos observar una clara disminución de amplitud en la señal de ruido.

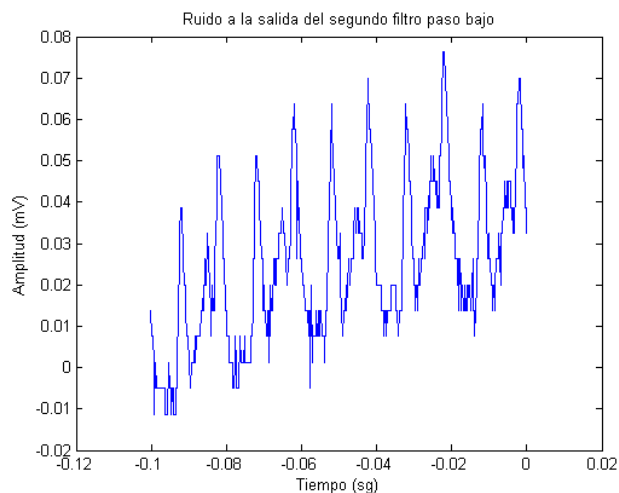


Figura 4.35: Ruido obtenido a la salida del segundo filtro paso bajo.

La última salida simbolizada con una flecha amarilla representa la señal del ECG a la entrada del pin RB0 del microcontrolador. Se observa que gracias a la última etapa de amplificación se ajusta el nivel de continua de la señal.

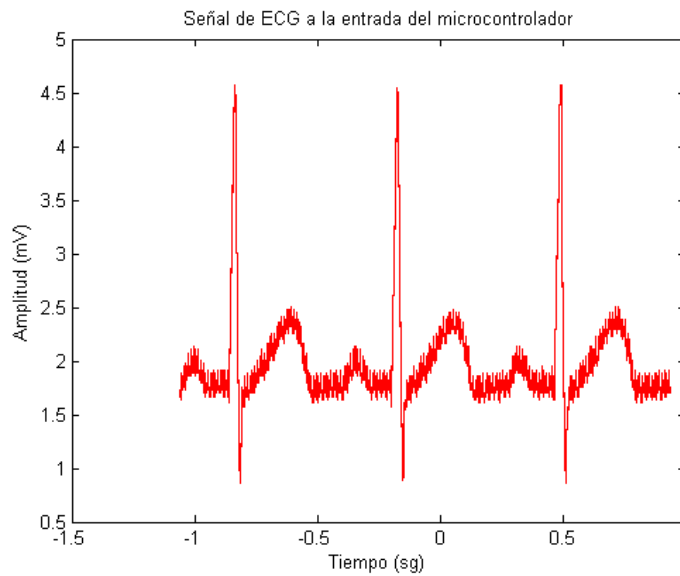


Figura 4.36: Señal electrocardiográfica a la entrada del microcontrolador.

La siguiente figura muestra las pruebas hardware llevadas a cabo para comprobar el correcto funcionamiento del módulo ECG para docencia. La última columna indica la captura de datos del osciloscopio en cada prueba.

Bloque hardware	Señal de entrada	Señal de salida	Imagen resultante
Salida INA114	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la salida del amplificador de instrumentación INA114	Figura 4.30
Salida primer filtro paso bajo	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la salida del primer filtro paso bajo	Figura 4.32
Salida segundo filtro paso bajo	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la salida del segundo filtro paso bajo	Figura 4.34
Entrada microcontrolador	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la entrada del pin RBO del microcontrolador	Figura 4.36
dsPIC30F3013	Señal del ECG	<p>Prueba 1: Canal 1 del osciloscopio en el pin 20 del microcontrolador y referenciado a GND para comprobar la alimentación del PIC.</p> <p>Prueba 2: Canal 1 en el pin 11 y canal 2 en el pin 12 del microcontrolador que corresponden a las señales de transmisión y recepción de comunicación respectivamente (UART1), referenciado a GND.</p> <p>Prueba 3: Canal 1 en el pin 21 y canal 2 en el pin 22 del microcontrolador que corresponden a las señales de transmisión y recepción de comunicación respectivamente (UART2), referenciado a GND.</p>	
Comprobación de la conexión con los módulos de comunicación	Señal del ECG	<p>Prueba 1: Canal 1 del osciloscopio en el pin 11 del MAX232 y canal 2 en el pin 14 del MAX232 que corresponden a la señal de transmisión desde el microcontrolador al puerto serie RS232 (conexión BT), referenciado a GND.</p> <p>Prueba 2: Canal 1 del osciloscopio en el pin 10 del MAX232 y canal 2 en el pin 7 del MAX232 que corresponden a la señal de transmisión desde el microcontrolador al puerto serie RS232 (conexión GSM), referenciado a GND.</p> <p>Prueba 3: Canal 1 del osciloscopio en el pin 13 del MAX232 y canal 2 en el pin 12 del MAX232 que corresponde a la señal que se transfiere desde el RS232 (conexión BT) al microcontrolador, referenciado a GND.</p> <p>Prueba 4: Canal 1 del osciloscopio en el pin 8 del MAX232 y canal 2 en el pin 9 del MAX232 que corresponde a la señal que se transfiere desde el RS232 (conexión GSM) al microcontrolador, referenciado a GND.</p>	

Figura 4.37: Pruebas de validación del hardware del módulo ECG para docencia.

4.6.1.1. Validación de los algoritmos de procesamiento

A fin de evaluar la funcionalidad de los módulos desarrollados se han realizado una serie de pruebas para validar los algoritmos de procesamiento. Para ello hemos utilizado señales electrocardiográficas de la base de datos MIT-BIH [48] y ECGs generadas por el simulador ST-16.

1. Base de datos de ECGs: MIT-BIH

Se han utilizado una señales electrocardiográficas obtenidas de la base de datos MIT-BIH [[48]]. Se ha seleccionado “MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database”. Esta base de datos incluye 18 registros de ECG registrado en el “Arrhythmia Laboratory at Boston’s Beth Israel Hospital” (en la actualidad es el Centro médico de diagnóstico de “The Beth Israel”). Fueron tomados a 18 sujetos: 5 hombres de 26 a 45 años de edad, y 13 mujeres de 20 a 50 años.

De estos 18 registros, se han seleccionado 5 para validar los algoritmos implementados en este trabajo: m16265.mat, m16272.mat, m16483.mat, m16539.mat, m16786.mat. En cada uno de los registros hay un total de 256 muestras. La frecuencia de muestreo en este caso es de 128 Hz.

A la señal ECG se le suma 3 para que todos los valores sean positivos, y así el rango en vez de ser de $[-3..3]$ sea de $[0..6]$.

Las señales electrocardiográficas de cada uno de los registros se muestran en las figuras siguientes:

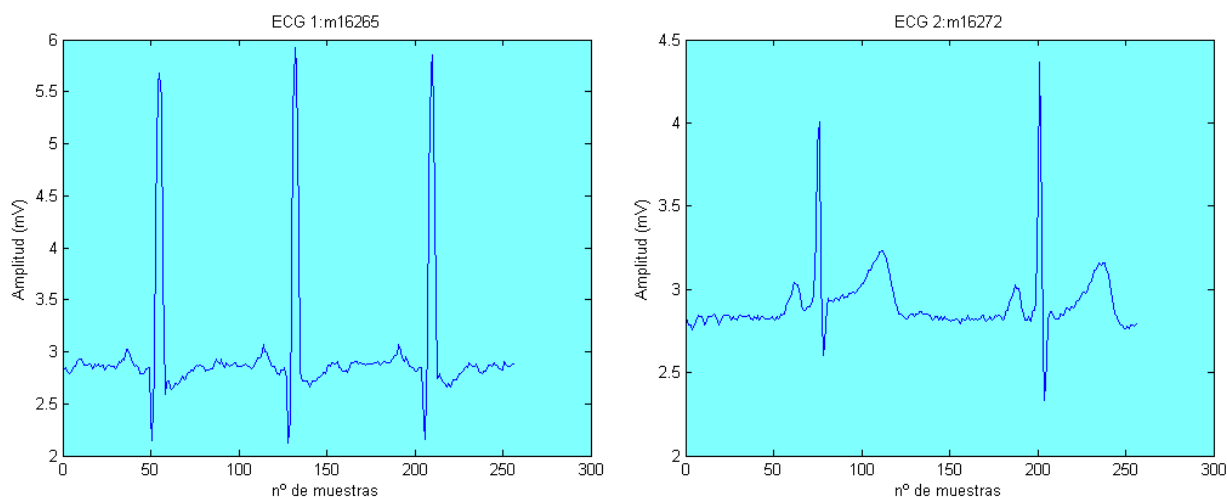


Figura 4.38: ECG 1 y ECG 2 de la base de datos MIT-BIH.

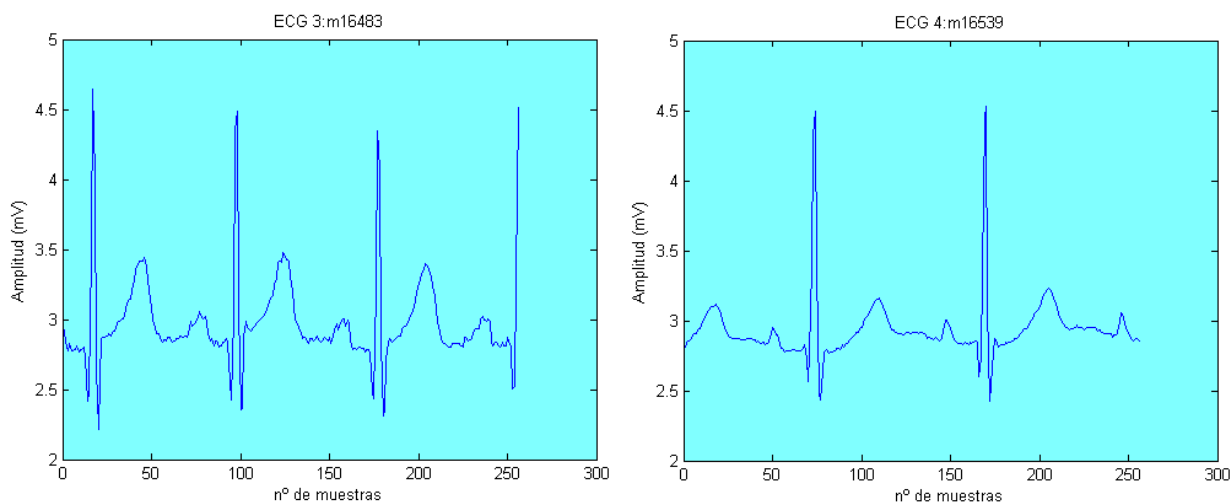


Figura 4.39: ECG 3 y ECG 4 de la base de datos MIT-BIH.

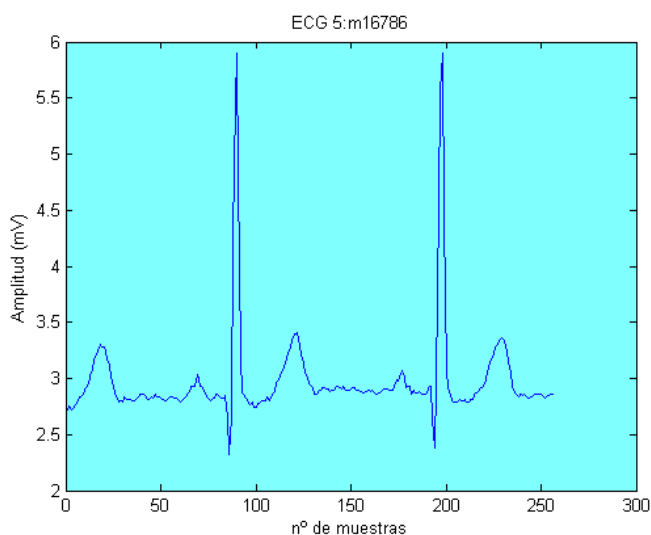


Figura 4.40: ECG 5 de la base de datos MIT-BIH.

El primer parámetro a calcular es el intervalo RR, puesto que la medida del complejo QRS se basa en el valor del intervalo RR.

En un ritmo sinusal el intervalo R-R debe mantenerse prácticamente constante, la medida de él dependerá de la frecuencia cardiaca que tenga el paciente. Los valores normales para la frecuencia cardiaca en reposo son de 60 a 100 latidos por minuto en adultos (incluyendo ancianos) y niños de más de 10 años, es decir de 1 a 1,67 latidos por segundo. Valores mayores a 100 latidos por minuto se puede considerar riesgo de taquicardia.

La duración, amplitud y morfología del complejo QRS es muy importante para diagnosticar diferentes trastornos, como el infarto agudo de miocardio, arritmias cardíacas, hipertrofia ventricular, anomalías de la conducción, desequilibrios electrolíticos. Valores mayores de 0,10 seg son considerados anormales. Las anomalías que puede presentar el complejo QRS, indican distintos trastornos como bloqueo de rama, hipertrofias, taquicardia y otras anomalías ventriculares. Cuando los complejos son pequeños indican pericarditis.

Los resultados obtenidos tras aplicar los dos algoritmos de procesamiento, cálculo del intervalo RR y la anchura del complejo QRS a señales electrocardiográficas de la base de datos se muestran en la siguiente tabla ([??]):

Registro de ECG	Pulsaciones por minuto	Distancia R-R	Complejo QRS	Ritmo cardíaco	Figura	Distancia R-R base de datos	Error
16265	98	609 msg	62,5 msg	Normal	figura 4.38	609 msg	0 %
16272	61	976,5 msg	62,5 msg	Normal	figura 4.38	984 msg	0,76 %
16483	97	617,18 msg	46,87 msg	Normal	figura 4.39	617 msg	0 %
16539	80	750 msg	46,87 msg	Normal	figura 4.39	750 msg	0 %
16786	71	844 msg	85,93 msg	Normal	figura 4.40	844 msg	0 %

Tabla 4.2: Resultados de los algoritmos de procesamiento.

Dichos resultados se pueden validar en la propia base de datos [49].

La frecuencia de muestreo de las señales biomédicas seleccionadas de la base de datos es de 128 Hz, lo que quiere decir que muestreamos 128 muestras por segundo, por tanto en el caso del registro 16265 (ECG 1), si la distancia entre las ondas R-R son un total de 78 muestras, indica en términos de tiempo que esa distancia corresponde a 609 msg y si la anchura del complejo QRS son 8 muestras, corresponde a 62,5 msg, de esta forma validamos la correcta implementación de los algoritmos de procesamiento (ver figura 4.41). El mismo razonamiento válido para el resto de registros de la base de datos.

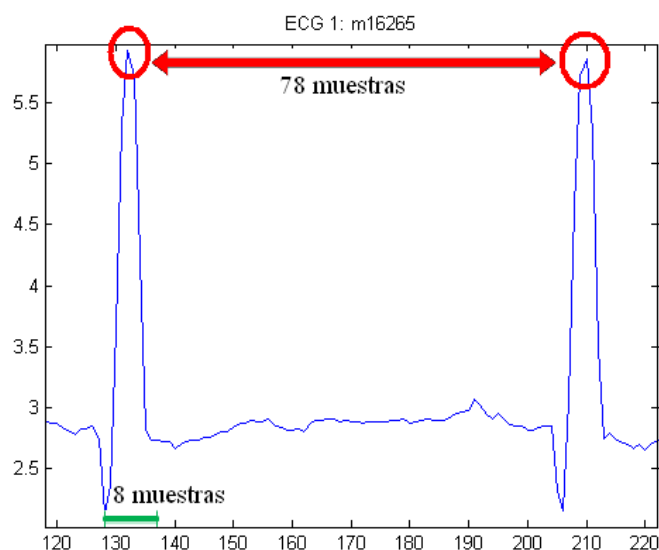


Figura 4.41: Validación del registro ECG 1. El complejo QRS está señalizado con una flecha verde y la distancia entre las ondas R-R está señalizado con una flecha roja.

Como se muestra en la tabla ??, el valor del intervalo R-R del registro 16265 es de 609 msg, lo que significa 1 latido cada 0,609 sg, por tanto en un minuto la frecuencia cardíaca es de 98 pulsaciones por minuto, verificándose una frecuencia cardíaca normal ya que sus valores están comprendidos entre 60 y 100 pulsaciones por minuto y una anchura del complejo QRS normal ya que su valor no excede de 100 msg para considerarse anormal. Lo mismo ocurre con el resto de registros de ECGs de la base de datos.

2. Simulador ST-16.

Por otro lado, evaluamos los algoritmos de procesamiento aplicados a las señales electrocardiográficas generadas por el simulador ST-16. Se han obtenido 4 señales ECG, dos de ellas con ritmo normal y las otras presentan taquicardia. Las señales se muestran en las figuras siguientes:

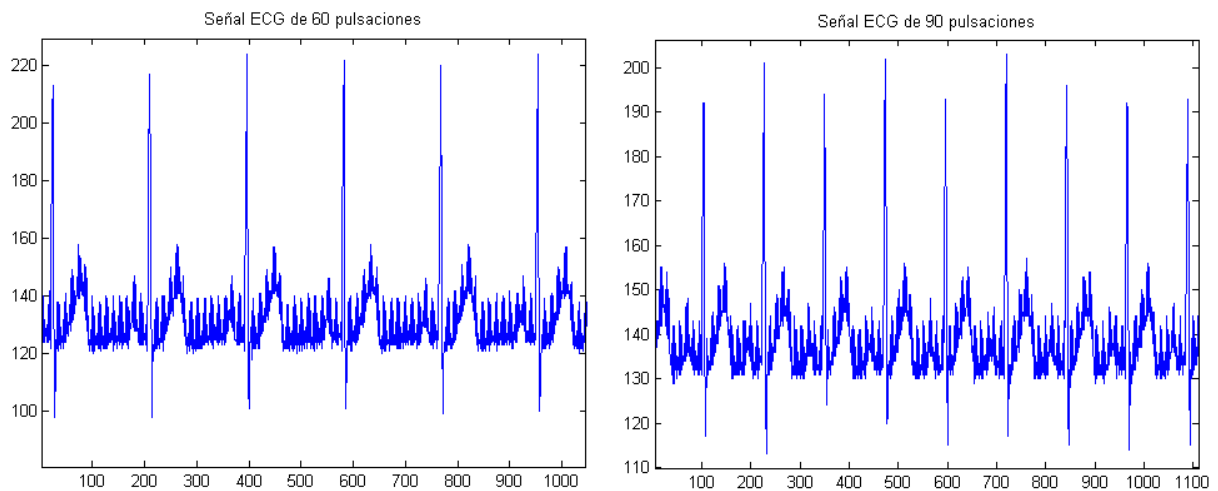


Figura 4.42: Señal ECG de 60 y 90 pulsaciones.

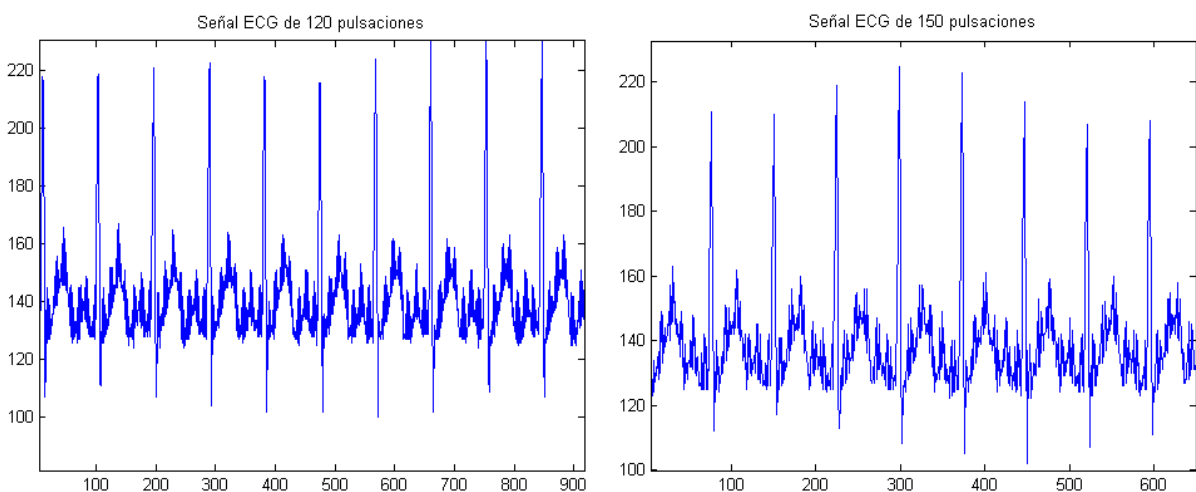


Figura 4.43: Señal ECG de 120 y 150 pulsaciones.

Un punto que hay que cumplir siempre es el Teorema de Nyquist que indica que la frecuencia de muestreo debe ser por lo menos el doble de la máxima frecuencia de la señal a muestrear. Nuestra señal ECG tiene un ancho de banda máximo de 100 Hz, por lo tanto una frecuencia de muestreo de 200 Hz es suficiente para un correcto funcionamiento del sistema.

La tabla siguiente (4.3) representa los resultados obtenidos tras aplicar los algoritmos de procesamiento a las cuatro señales electrocardiográficas mostradas en las figuras 4.42 y 4.43.

Pulsaciones/min ST-16	Intervalo R-R	Complejo QRS	Frecuencia cardiaca	Pulsaciones/min obtenidas	Figura
60	930,00 msg	44,99 msg	Normal	64	4.42
90	620,00 msg	44,99 msg	Normal	96	4.42
120	465,00 msg	44,99 msg	Riesgo de Taquicardia	129	4.43
150	370,00 msg	40,00 msg	Riesgo de Taquicardia	162	4.43

Tabla 4.3: Resultados tras aplicar los algoritmos de procesamiento a las cuatro señales electrocardiográficas mostradas en las figuras 4.42 y 4.43.

Como vemos, la frecuencia cardíaca de los dos primeros ECGs (64 y 96 pulsaciones/min) reflejan una frecuencia cardíaca normal ya que sus valores están comprendidos entre 60 y 100 pulsaciones por minuto, y una anchura del complejo QRS normal ya que ningún valor excede de 100 msg para considerarse anormal, sin embargo las dos últimas señales electrocardiográficas presentan taquicardia debido a un ritmo acelerado del corazón (129 y 162 pulsaciones/min) y una anchura del complejo QRS normal.

La siguiente tabla (4.4), muestra el valor medio del intervalo RR y complejo QRS obtenido tras aplicar los algoritmos de procesamiento a varias señales electrocardiográficas adquiridas del simulador.

Pulsaciones/min ST-16	Valor medio del intervalo R-R	Valor medio del complejo QRS	Frecuencia cardiaca	Pulsaciones/min obtenidas	Error
60	929,00 msg	47,50 msg	Normal	64	6,6 %
90	632,00 msg	46,24 msg	Normal	94	4,4 %
120	468,00 msg	43,75 msg	Riesgo de Taquicardia	128	6,6 %
150	371,00 msg	37,50 msg	Riesgo de Taquicardia	161	7,3 %

Tabla 4.4: Resultados tras aplicar los algoritmos de procesamiento a varias señales generadas por el simulador ST-16.

4.6.1.2. Validación del sistema completo: Bluetooth y GSM

Una vez comprobado el correcto funcionamiento de dichos algoritmos, se conecta el módulo Bluetooth al módulo ECG mediante un cable serie tipo RS232 para visualizar la señal vía Bluetooth. En el terminal móvil se ha cargado previamente la aplicación de envío y recepción de caracteres de control vía BT. En tercer lugar, conectamos únicamente el módulo GSM para verificar el correcto envío de SMS. Por último, conectamos a la vez

el módulo BT y el módulo GSM y probamos el funcionamiento del sistema completo.

La figura 4.44 muestra el funcionamiento de nuestro sistema completo. En un terminal de usuario que puede ser una PDA o un dispositivo móvil visualizamos la señal ECG vía bluetooth y simultáneamente en otro terminal móvil recibimos cada 2 minutos, un mensaje de texto vía GSM con los resultados obtenidos tras procesar dicha señal.



Figura 4.44: Resultado del sistema completo.

4.6.2. Módulo ECG con fines en el campo de la investigación

El prototipo real de este sistema modular se muestra en la figura 4.45, en la que se señalan los distintos bloques en que se divide dicho módulo. La parte encuadrada con un rectángulo rojo indica el microcontrolador, con un rectángulo azul indica la fuente de alimentación, con uno amarillo el programador/depurador, con uno verde el bloque de adquisición de un electrocardiograma y los bloques en rosa los circuitos de comunicación (puertos series RS232).

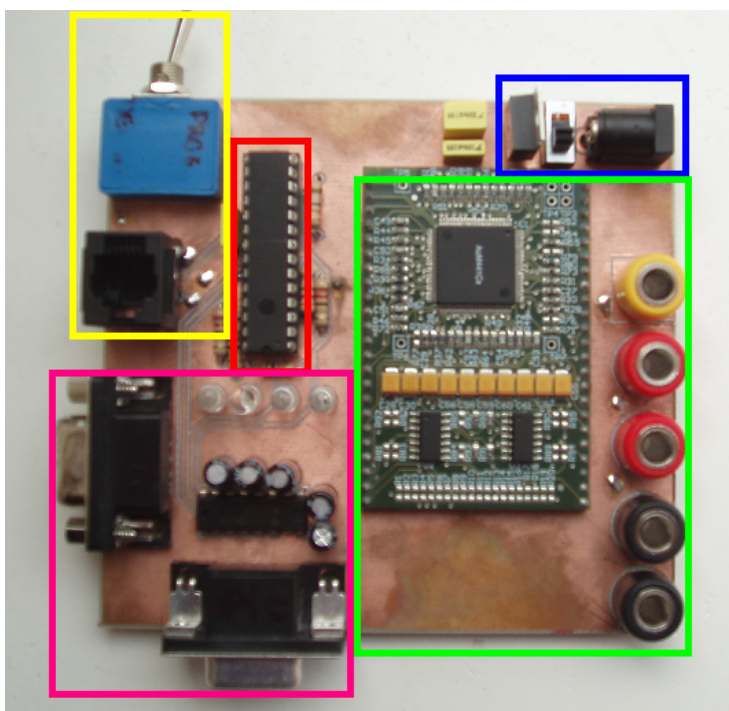


Figura 4.45: Prototipo real del módulo utilizando el chip CARD/C.

Hemos comprobado la comunicación con el chip CARD/C mediante el protocolo SPI, escribiendo en los distintos registros explicados en la sección 4.2.2, y leyendo correctamente el valor escrito.

Actualmente se está utilizando esta placa en conjunto con una FPGA, objetivo planteado en el proyecto.

Con la plataforma desarrollada, conseguimos un doble objetivo:

1. Poder utilizarla como módulo de adquisición y que sirva de servidor de señales a la FPGA.
2. Al incorporar el microcontrolador, podemos comparar los algoritmos de procesamiento, eficiencia y capacidad de cómputo utilizando FPGA o PIC.

4.6.3. Alcance y consumo

- En cuanto al alcance, se han realizado pruebas tanto en exterior, como en interior, con visión directa (LOS) y sin visión directa (NLOS):

Para el caso de interiores con visión directa se prueba hasta una distancia máxima de 25 metros en instalaciones diáfanas de 2m de ancho, no interrumpiéndose la comunicación en todo el área de pruebas.

Para el caso de interiores sin visión directa (NLOS) las pruebas se realizan en un edificio con muros separadores de pladur de 10cm de grosor y una distancia máxima de 25 metros, y se observa que la comunicación no se pierde en dicho área, incluso con la presencia de múltiples obstáculos.

Para el caso de pruebas exteriores sobre el módulo Bluetooth se garantiza un radio de cobertura de, al menos, 30 metros.

En el caso de nuestra aplicación, los datos obtenidos son suficientes para garantizar un comportamiento satisfactorio.

- En cuanto al consumo, se han realizado pruebas tanto en modo de transmisión, como en modo de reposo:

Para el modo de transmisión, la plataforma hardware consume 21 mA por la alimentación de +9V, y 12 mA por la alimentación de -9V.

Para el modo de reposo, es decir sin transmisión, la placa consume 42 mA por la alimentación de +9V y 12 mA por la alimentación de -9V.

Conclusiones y Aplicaciones Futuras

El presente trabajo surge en el ámbito de dos de las líneas de investigación del Departamento de Tecnología Electrónica de la Universidad Rey Juan Carlos: los sistemas inalámbricos y la ingeniería biomédica. A partir de la experiencia previa en proyectos académicos tales como un electrocardiógrafo digital con transmisión inalámbrica Bluetooth a teléfonos móviles, o el desarrollo de un sistema de adquisición, procesado y transmisión de electrocardiogramas y electromiogramas, se planteó la necesidad de desarrollar una plataforma modular e inalámbrica para ser utilizada tanto en investigación como en docencia.

Dado que los objetivos en docencia y en investigación no eran compatibles en cuanto a número de electrodos, accesibilidad de señales e interoperabilidad, se han desarrollado dos sistemas en los que las etapas de procesamiento y comunicaciones son las mismas, modificándose únicamente las etapas de adquisición.

La plataforma desarrollada incorpora dos módulos inalámbricos (Bluetooth y GSM) que permiten la comunicación entre cualquier terminal de usuario que disponga de dichas tecnologías y el módulo ECG. La utilización de un teléfono móvil para la comunicación entre un hipotético paciente y su red de apoyo (médico, familiares) es una solución práctica, dado que hoy en día el uso de teléfonos móviles está muy generalizado.

Aunque el objetivo de este proyecto no ha sido el desarrollo de algoritmos de procesamiento de la señal del ECG, la implementación de algoritmos sencillos, nos ha permitido validar el hardware desarrollado. La inclusión de un dsPIC como unidad de procesamiento dota al sistema de una alta capacidad de cómputo para implementar algoritmos más complejos de detección de patologías cardíacas.

Asimismo el sistema es capaz de manejar dos puertos serie simultáneamente y permite la programación y depuración del código del microcontrolador dsPIC sobre la misma placa, facilitando tanto el desarrollo del software como la incorporación de nuevos módulos inalámbricos.

En definitiva, se ha conseguido realizar una plataforma inalámbrica, flexible y configurable para la adquisición, procesamiento y monitorización de señales ECG.

Dada la modularidad del sistema propuesto se abre la puerta para una serie de aplicaciones y desarrollos futuros, tanto en el ámbito docente como en el de la investigación, tales como la integración de otras tecnologías inalámbricas ZigBee o WiFi o la utilización de FPGAs para el procesamiento de la señal ECG en tiempo real.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] AMON: “AMON: A Wearable Multiparameter Medical Monitoring and Alert System” Urs Anliker, Jamie A. Ward, Paul Lukowicz, Gerhard Tröster, François Dolveck, Michel Baer, Fatou Keita, Eran B. Schenker, Fabrizio Catarsi, Luca Coluccini, Andrea Belardinelli, Dror Shklarski, Menachem Alon, Etienne Hirt, Rolf Schmid, and Milica Vuskovic. IEEE Transaction on Information Technology in biomedicine, Vol,8, December 2004.
- [2] TELEMEDICARE: <http://www.sintef.no/units/informatics/projects/TelemediCare/mainweb/index>
- [3] Web oficial de Mobihealth: <http://www.mobihealth.org/>
- [4] M3C: “Algorithms and Protocols Enhancing Mobility Support for Wireless Sensor Networks Based on Bluetooth and Zigbee” Garcia, Javier Ph D Thesis, Mälardalen Universtiy Press.
- [5] OFSETH: http://www.csem.ch/sfit/pdf/concertation_lucerne_ofseth.pdf
- [6] JOVANOVO3: “Stress Monitoring Using a Distributed Wireless Intelligent Sensor System” Jovanov et als, IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINEMAY/JUNE 2003.
- [7] Web oficial de CodeBlue: <http://fiji.eecs.harvard.edu/CodeBlue>
- [8] Proyecto fin de Carrera: Electrocardiógrafo digital con transmisión inalámbrica Bluetooth a teléfonos móviles.
- [9] Proyecto fin de Carrera: Desarrollo de un sistema de adquisición, procesado y transmisión de electrocardiogramas (ECG).
- [10] Electrocardiograma(ECG): <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>

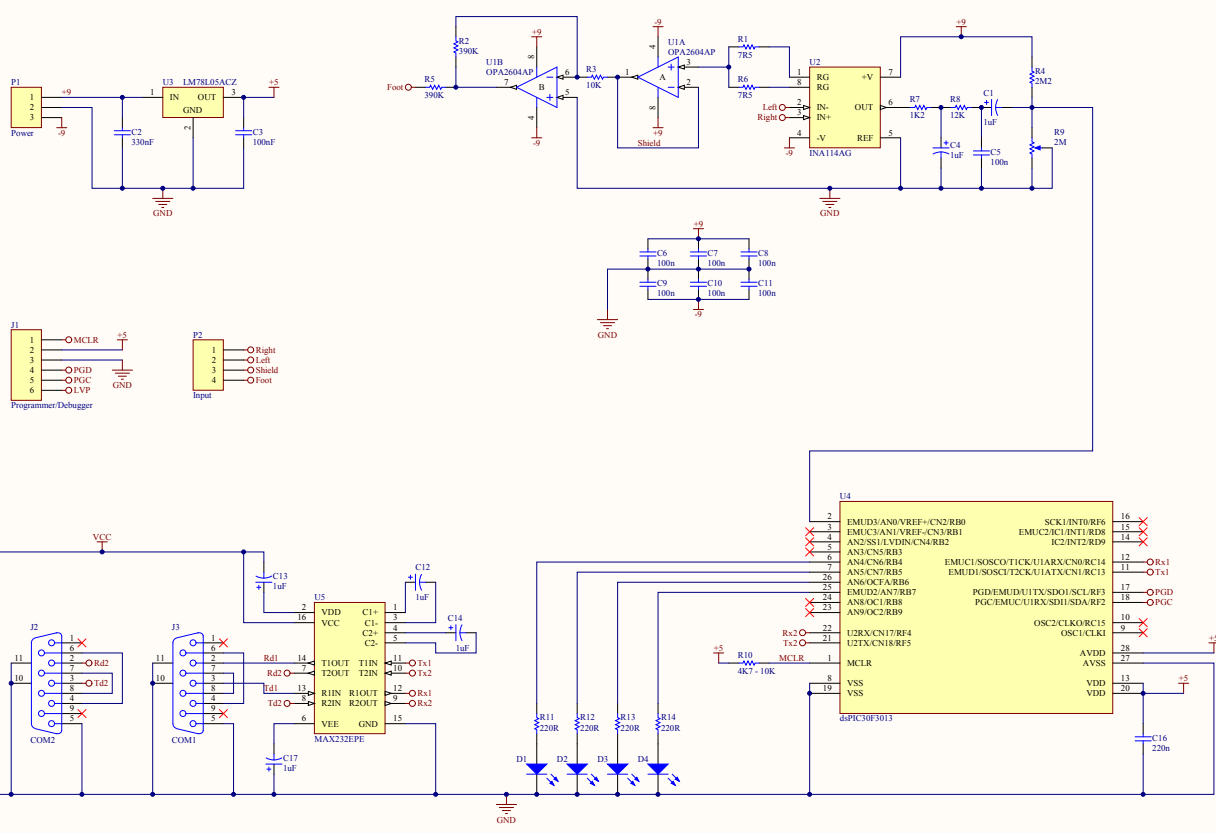
- [11] **Representación gráfica de un ECG normal:** http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html
- [12] **Derivaciones electrocardiográficas:** <http://www.dalcame.com/ecg.htm>
- [13] **Taquicardia ventricular:** http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/18034.htm
- [14] **Bradicardia sinusal:** http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/18033.htm
- [15] **Wimax Forum:** <http://www.wimaxforum.org>
- [16] **Wimax.com:** <http://www.wimax.com>
- [17] **Asociación GSM:** <http://www.gsm.org>
- [18] **UMTS World:** <http://www.umtsworld.com>
- [19] **UMTS Forum:** <http://www.umts-forum.org>
- [20] **3GPP HSPA:** <http://www.3gpp.org/HSPA>
- [21] **3GPP LTE:** <http://www.3gpp.org/LTE>
- [22] **Wi-Fi Alliance:** <http://www.wi-fi.org>
- [23] **Revista de Internet. Se aprueba el estándar 802.11n:** <http://www.revistadeinternet.com/Comunicaciones/2920/2009/09/14/Se-aprueba-el-estandar-80211n>
- [24] **Bluetooth Special Interest Group:** <https://www.bluetooth.org/apps/content/>
- [25] **ZigBee Alliance:** <http://www.zigbee.org>
- [26] **J2ME:** <http://java.sun.com/javame/index.jsp>
- [27] **Storey, Neil: "Electronics A Systems Approach", Pearson-Prentice Hall 3rd Edition, 2006.**
- [28] **J. Vergara, Desarrollo basado en prototipos:** <http://gsys.es/~jvergara/memoria-www/node27.html> (2004).
- [29] **Web oficial de Altium:** <http://www.altium.com>
- [30] **Datasheet del microcontrolador dsPIC30F3013:** <http://www.labtools.com.br/arquivos/dspic30f2011.pdf>
- [31] **Web oficial de PIC C Compiler:** <http://www.picccompiler.com>

- [32] Web oficial de Microchip: <http://www.microchip.com>
- [33] MPLAB ICD 3, In Circuit Debugger: www.microchip.com/icd3/
- [34] Web oficial de NetBeans: <http://www.netbeans.org>
- [35] Web oficial de Nokia PC Suite: <http://www.nokia.es/soporte/software/pc-suites>
- [36] Advanced Serial Port Terminal: <http://www.virtualserialport.com/products/serial-port-terminal/>
- [37] Simulador/Calibrador ECG ST-16: <http://www.stelectromedicina.es/pdf/simul-pdf/Folleto%20ST-16%20v.0709.pdf>
- [38] Comandos AT del módulo de bluetooth Ezurio: <http://lairdtech.com/WorkArea/linkit.aspx?LinkIdentifier=id&ItemID=3435>
- [39] Chip TC65 de Siemens: http://www.cinterion.com/en/ktcm/modules_terminals/Terminals/TC65T
- [40] CARD/C: <http://www.caen.it/micro/syproduct.php?fam=bio&mod=CARDIC>
- [41] Van Alste, JA and Schilder, TS. "Removal of Base-Line Wander and Power-Line". IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1985, vol 32, p. 12.
- [42] Ahlstrom, ML and Tompkins, WJ. "Digital filters for real-time ECG signal processing using microprocessors". IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1985, p. 708-713.
- [43] Huhta, J.C. and Webster, J.G. "60-Hz interference in electrocardiography". IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1973, p. 91-101.
- [44] Data Sheet CARD/C: <http://www.caen.it/micro/getattach.php?mod=CARDIC&obj=mn&id=2255>
- [45] Microchip: <http://www.microchip.com/>
- [46] Trabajo Fin de Carrera: Sistema de Adquisición, Procesado y Transmisión de ECG. Autor: Miguel Ángel García Garrido. Septiembre 2001. Universidad de Alcalá.
- [47] Datasheet MAX232: http://www.datasheetcatalog.net/es/datasheets_pdf/M/A/X/2/MAX232.shtml
- [48] Base de datos MIT-BIH: <http://www.physionet.org/physiobank/database/>
- [49] Validación de los resultados de la base de datos MIT-BIH: <http://physionet.org/cgi-bin/ATM>

- [50] “Servicios y tecnologías de teleasistencia: tendencias y retos en el hogar digital”. Miguel A. Valero, José A. Sánchez, Ana Belén Bermejo. Informe de vigilancia tecnológica. Círculo de Innovación en TIC (CITIC). 2006
- [51] Coric S., Leeser M., Miller E. Parallel-Beam Backprojection: An FPGA Implementation Optimized for Medical Imaging Proceedings of the ACM/SIGDA 10th International Symposium on Field-programmable gate arrays, pp. 217-226, 2002
- [52] J. F. Garamendi, N. Malpica, J. Martel y *E. Schiavi. “Automatic Segmentation of the Liver in CT Using LevelSets Without Edges” Lecture Notes in Computer Science Editor Springer Berlin / Heidelberg. ISSN 0302-9743 (Print) 1611-3349 (Online) Volume 4477/2007
- [53] N. Malpica, J.F. Garamendi, M. Desco and E. Schiavi. “Endocardial Tracking in Contrast Echocardiography Using Optical Flow” Lecture Notes in Computer Science. Editor Springer Berlin / Heidelberg ISSN 0302-9743 (Print) 1611-3349 (Online) Vol. 3745/2005. DOI 10.1007/11573067

Esquemático completo del módulo ECG

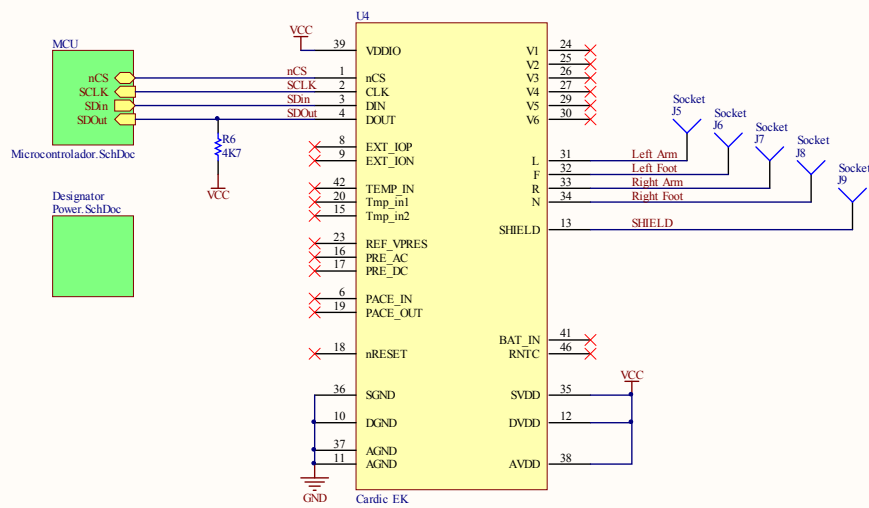
En el esquemático siguiente se muestra el circuito del módulo ECG explicado en el capítulo 4.



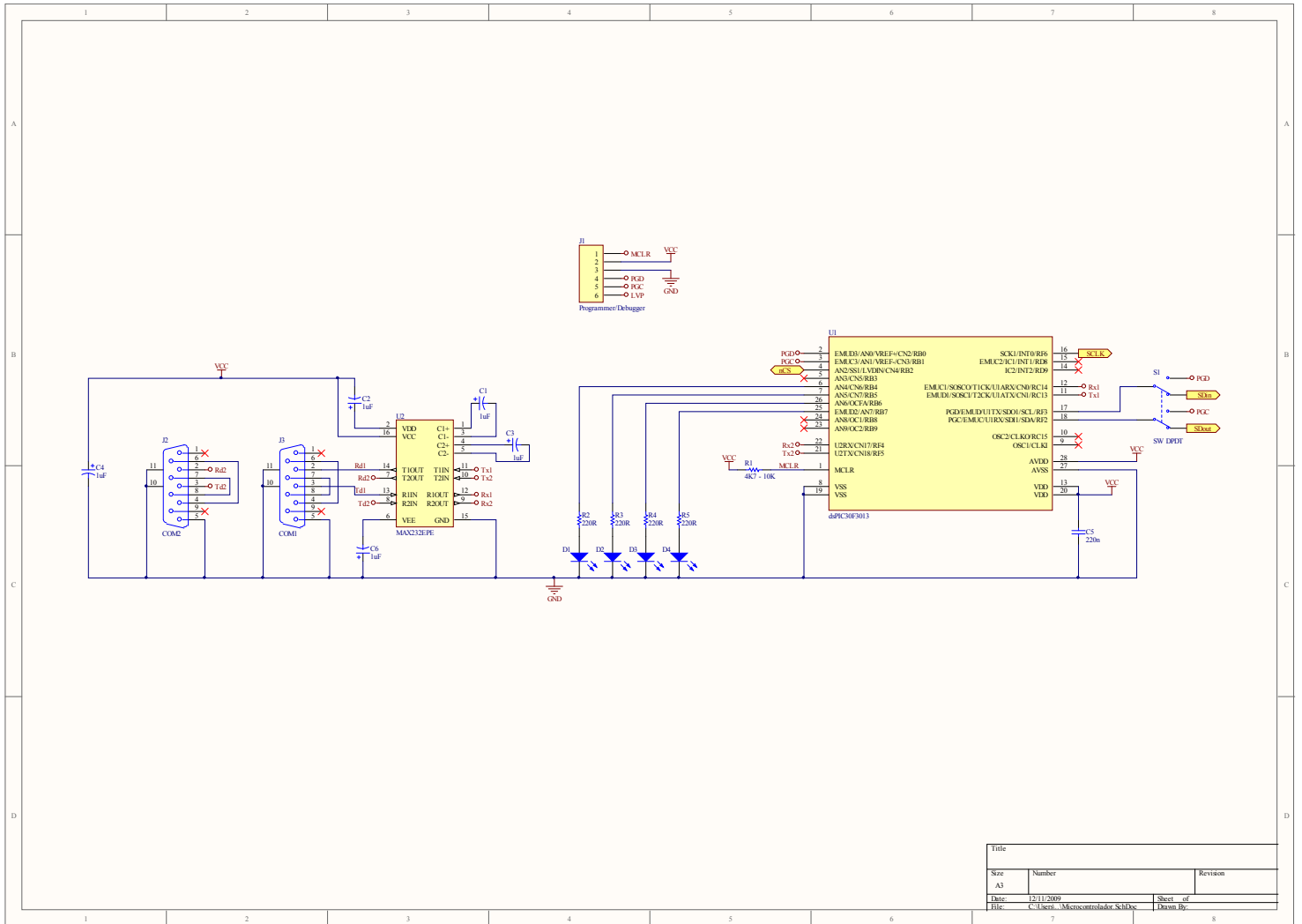
Title		
Size	Number	Revision
A3		
Date:	09/03/2010	Sheet of
File:	C:\Documents and Settings\UECG\SchDoc	Drawn By:

Esquemático completo del módulo ECG utilizando el chip comercial
CARD/C

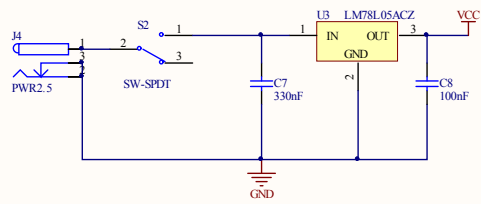
En el esquemático siguiente se muestra el circuito del módulo ECG
explicado en el capítulo 4.



Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	12/11/2009	Sheet of
File:	C:\Users\Main\SchDoc	Drawn By:



Title		
Size	Number	Revision
A3		
Date:	12/11/2009	Sheet of
File:	C:\Users\...Microcontroller_Sch01.doc	Drawn By:



Title		
Size	Number	Revision
A4		
Date:	12/11/2009	Sheet of
File:	C:\Users\...\Power.SchDoc	Drawn By:

APÉNDICE **C**

Anexo C

Instrumentación Electrónica
PRÁCTICAS DE LABORATORIO.

1. OBJETIVOS

- Introducir los conceptos básicos de los sistemas de medida de biopotenciales. - Introducir los conceptos básicos de tecnologías inalámbricas de corto y largo alcance. - Utilizar la placa hardware para la adquisición de un electrocardiograma.

2. MATERIAL NECESARIO

- Placa de adquisición del ECG. - Simulador de señales electrocardiográficas ST-16. - Fuente de alimentación. - Tarjeta de desarrollo del módulo BT. - Módem GSM.

3. EL ELECTROCARDIOGRAMA

Un electrocardiograma (ECG) es un registro de la actividad eléctrica del corazón llevado a cabo a partir de unos electrodos aplicados en la superficie de la piel, habitualmente en ambos brazos y piernas y sobre el tórax.

En el ECG se realiza la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Las derivaciones I, II y III se miden sobre los miembros: la I va del brazo derecho al izquierdo, la II del brazo derecho a la pierna izquierda y la III del brazo izquierdo a la pierna izquierda. A partir de esto se obtiene el punto imaginario V, localizado en el centro del pecho, por encima del corazón. Las otras nueve derivaciones provienen del potencial entre este punto y las tres derivaciones de los miembros (aVR, aVL y aVF) y las seis derivaciones precordiales (V1-6).

La forma de onda de señal cardíaca típica es como la mostrada en la Figura C.1.

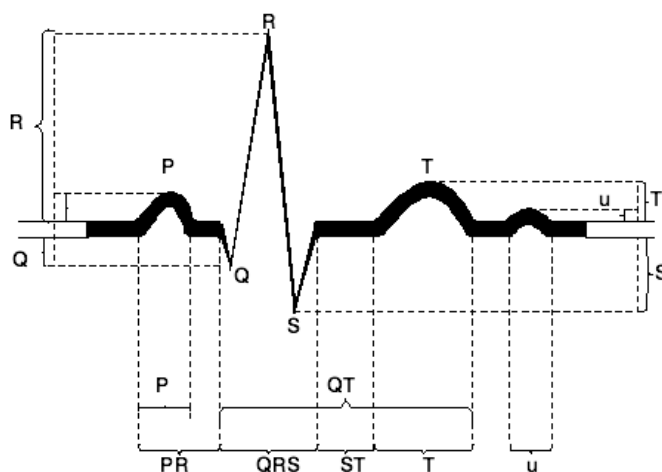


Figura C.1: Electrocardiograma

La señal electrocardiográfica (ECG) tiene como parámetros:

- Rango de medida de amplitud: 0,05-3 mV.
- Frecuencia entre 0,5 Hz y 100 Hz.

Los bajos valores del ECG y la presencia de interferencias, tanto de baja frecuencia (típicamente los introducidos por los movimientos de los electrodos o la actividad muscular) como de alta frecuencia, hacen necesaria una etapa de filtrado.

Dado que la señal de la Fig. C.1 es relativamente periódica y cada ciclo tiene la misma estructura, se puede tomar cualquier punto de los señalados en la figura para calcular el ritmo cardiaco. Se elegirá el complejo QRS ya que es el que más favorece el reconocimiento.

4. DESARROLLO DE LA PRÁCTICA

a) Se visualizan las señales y se comprueba el efecto de la variabilidad de las R y C en las distintas fases de la etapa adquisición y acondicionamiento.

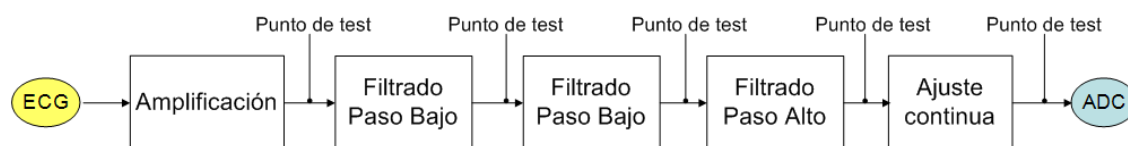


Figura C.2: Etapa de Adquisición y Acondicionamiento

Para la etapa de amplificación se utiliza un bioamplificador que está basado en el uso de amplificadores de instrumentación comerciales. La topología utilizada es la descrita en el datasheet del INA114 (ver Fig. C.3). Este bioamplificador adquiere la señal del ECG, mediante tres electrodos localizados en la mano derecha, mano izquierda y pie derecho (Triángulo de Eindhoven).

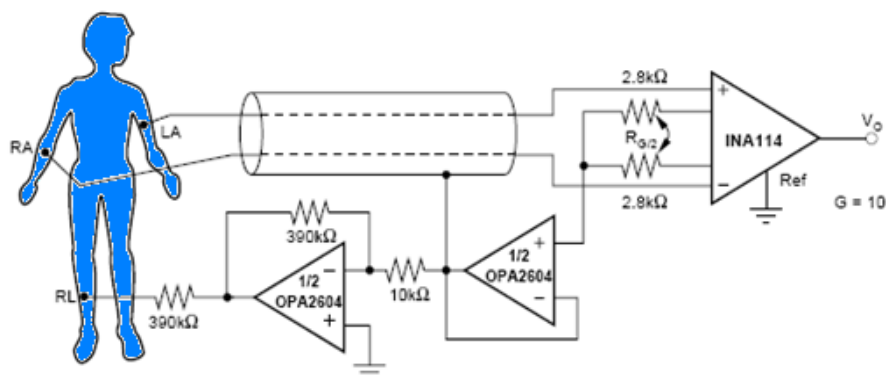


Figura C.3: Amplificador con Right-Leg Drive

Además se ha implementado una etapa de filtrado, que limita el ancho de banda del ECG entre 0,5 y 250 Hz. Por último se ha montado un divisor resistivo con un potenciómetro multivuelta para ajustar el nivel de continua de la señal de ECG.

b) Obtener el resultado del intervalo RR.

c) Envío de la señal de ECG a un terminal móvil utilizando la tecnología de corto alcance Bluetooth y envío de los resultados obtenidos tras aplicar el algoritmo de procesamiento a la señal electrocardiográfica a un dispositivo móvil utilizando la tecnología de largo alcance GSM.

La figura C.4 muestra la conexión completa de nuestro sistema. El módulo ECG está conectado simultáneamente al módulo Bluetooth mediante el puerto serie RS232 Hardware y al módulo GSM a través del puerto serie Software. La adquisición de electrocardiogramas se representa con un círculo amarillo en la figura y se obtiene gracias al simulador ST-16.

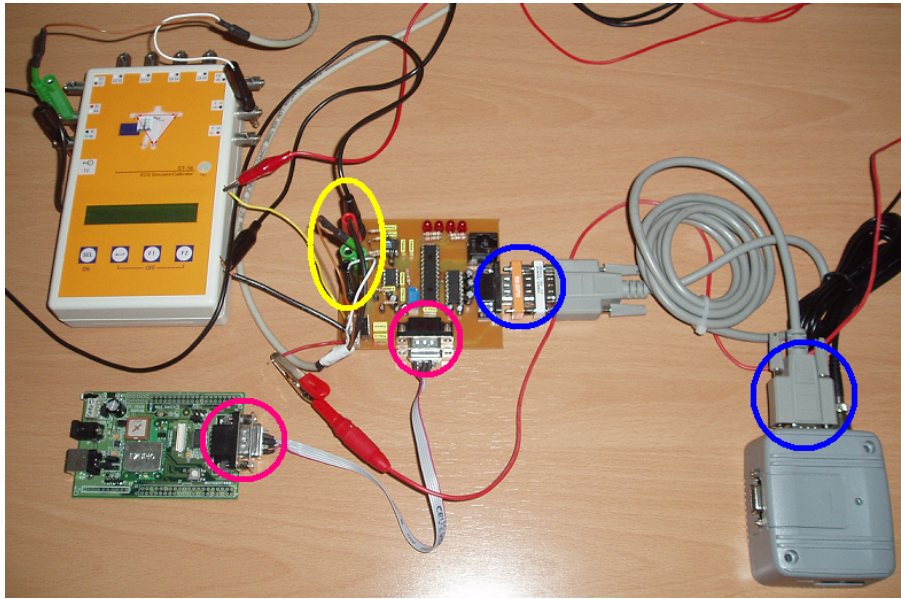


Figura C.4: Conexión completa del sistema. Conexión del módulo ECG al módulo Bluetooth señalado con círculos rosas. Conexión del módulo ECG al módulo GSM señalado con círculos azules. Adquisición del ECG señalado con un círculo amarillo.

TAREAS A REALIZAR POR EL ALUMNO

a.- Estudios teóricos

1. Leerse la documentación del módulo de Bluetooth y el módulo GSM utilizado en la práctica.
2. Calcular la frecuencia de corte de cada uno de los filtros.

b.- Tareas a realizar en el laboratorio

1. Configuración del módulo Bluetooth y módulo GSM.
2. Realizar el montaje de la Fig. C.4.
3. Ir observando la señal electrocardiográfica en cada una de las etapas de acondicionamiento y guardar el resultado.
4. Completar la siguiente tabla:

Bloque hardware	Señal de entrada	Señal de salida	Imagen resultante
Salida INA114	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la salida del amplificador de instrumentación INA114	
Salida primer filtro paso bajo	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la salida del primer filtro paso bajo	
Salida segundo filtro paso bajo	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la salida del segundo filtro paso bajo	
Entrada microcontrolador	Señal del ECG	Canal 1 del osciloscopio en la entrada del pin RB0 del microcontrolador	
dsPIC30F3013	Señal del ECG	<p>Prueba 1: Canal 1 del osciloscopio en el pin 20 del microcontrolador y referenciado a GND para comprobar la alimentación del PIC.</p> <p>Prueba 2: Canal 1 en el pin 11 y canal 2 en el pin 12 del microcontrolador que corresponden a las señales de transmisión y recepción de comunicación respectivamente (UART1), referenciado a GND.</p> <p>Prueba 3: Canal 1 en el pin 21 y canal 2 en el pin 22 del microcontrolador que corresponden a las señales de transmisión y recepción de comunicación respectivamente (UART2), referenciado a GND.</p>	
Comprobación de la conexión con los módulos de comunicación	Señal del ECG	<p>Prueba 1: Canal 1 del osciloscopio en el pin 11 del MAX232 y canal 2 en el pin 14 del MAX232 que corresponden a la señal de transmisión desde el microcontrolador al puerto serie RS232 (conexión BT), referenciado a GND.</p> <p>Prueba 2: Canal 1 del osciloscopio en el pin 10 del MAX232 y canal 2 en el pin 7 del MAX232 que corresponden a la señal de transmisión desde el microcontrolador al puerto serie RS232 (conexión GSM), referenciado a GND.</p> <p>Prueba 3: Canal 1 del osciloscopio en el pin 13 del MAX232 y canal 2 en el pin 12 del MAX232 que corresponde a la señal que se transfiere desde el RS232 (conexión BT) al microcontrolador, referenciado a GND.</p> <p>Prueba 4: Canal 1 del osciloscopio en el pin 8 del MAX232 y canal 2 en el pin 9 del MAX232 que corresponde a la señal que se transfiere desde el RS232 (conexión GSM) al microcontrolador, referenciado a GND.</p>	

5. Obtener el valor del intervalo RR.
6. Enviar la señal de ECG a un dispositivo móvil vía Bluetooth.
7. Enviar el resultado del intervalo RR vía GSM.

Se adjunta en el anexo D un manual de usuario para la utilización de la plataforma hardware desarrollada en este proyecto.

MANUAL DE USUARIO DE ECG

1. Conectar los cables apantallados a la placa hardware y al simulador ST-16.
 - Conector rojo de la placa al LA del simulador.
 - Conector amarillo de la placa al RA del simulador.
 - Conector verde de la placa al shield.
 - Conector negro de la placa al RL del simulador
2. Alimentar la placa a $\pm 9V$, utilizando una fuente de alimentación externa.
3. Conectar la tarjeta de desarrollo del módulo Bluetooth a la placa ECG utilizando para ello un cable cruzado.
4. Alimentar la tarjeta de desarrollo del módulo BT con una pila.
5. Conectar el módem GSM a la placa ECG utilizando para ello un cable cruzado.
6. Alimentar el módem con un pila.
7. Guardar la aplicación Software para el móvil (fichero .jar) en el terminal de usuario (dispositivo móvil, PDA, etc.) utilizando Nokia PC Suite.
8. Guardar la aplicación Software para el módem GSM (fichero .jar) en el módem.
9. Abrir el entorno de desarrollo MPLAB y cargar nuestro proyecto.

10. Establecer las configuraciones del ICD3:

- Debugger - Settings

11. Programar el microcontrolador. Para ello:

- Seleccionamos el ICD3: Debugger - Select Tool - MPLAB ICD 3
- Programamos el microcontrolador: Debugger- Program

12. Ejecutar el programa. Para ello:

- Debugger - Run

Paquetes implementados en el software del dispositivo móvil

- **btmovil**: Paquete principal del software para el servicio pedido por el dispositivo móvil bluetooth.
- **btmovil.bluelet**: Paquete para la aplicación Bluetooth del componente de la consola (pantalla). Contiene los comandos bluetooth para gestionar la búsqueda de dispositivos y servicios. Utiliza las clases para interfaces gráficos asignados a dispositivos de poca capacidad.
- **btmovil.bt_cte**: Interfaz que contiene los valores constantes requeridos en el software del dispositivo.
- **btmovil.discovery_bt**: Implementa las clases para el descubrimiento de dispositivos bluetooth.
 - **DiscoveryImpl**: Esta clase contiene las funciones que invocan los métodos para descubrir dispositivos y servicios Bluetooth.
- **btmovil.discovery_gui**: Paquete que contiene las clases que desarrollan los interfaces para el descubrimiento de dispositivos y servicios bluetooth del móvil.
 - **DeviceDiscoveryUI**: Esta clase implementa la funcionalidad de listar por pantalla los dispositivos visibles que utilizan bluetooth.
 - **Discovery_MIDlet**: Utiliza las clases del paquete btmovil.discovery_bt. Implementa el MIDlet para la búsqueda de dispositivos y servicios BT, visualizando por pantalla los resultados. Además, ofrece la funcionalidad de que el usuario seleccione el dispositivo sobre el que desea iniciar la comunicación.

- **ServiceDiscoveryUI:** Esta clase lista por pantalla los servicios ofrecidos por los dispositivos encontrados.
- **btmovil.spp_drawvector:** Desarrollado para la visualización gráfica de la señal recibida vía Bluetooth por otro dispositivo.
 - **DrawVector:** Extiende de la clase *Canvas*, esta clase es la que implementa las funcionalidades para visualizar gráficos en la pantalla de un dispositivo con poca capacidad y tamaño. Almacenará el ECG recibido por bluetooth, y filtrará la señal para ajustarla a las dimensiones del móvil. Refresca la pantalla cada vez que llegan nuevos datos al dispositivo.
- **btmovil.spp_bt:** Implementa la gestión del dispositivo móvil como cliente de espera a recibir la señal del electrocardiograma.
- **btmovil.spp_gui:** Contiene la implementación del interfaz de la aplicación.
 - **SPP_MIDlet:** MIDlet de la aplicación lectura del ECG para el dispositivo móvil. Gestiona la opción seleccionada por el usuario en la pantalla. Además, implementa las funciones para visualizar la señal gráfica de la recepción del electrocardiograma.
 - **SPP_Start:** Interfaz sencilla que muestra las distintas opciones de las que dispone nuestra aplicación.