



Máster en Redes de Telecomunicación para Países en  
Desarrollo

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA DE  
TELECOMUNICACIÓN

**PROYECTO FIN DE MÁSTER**

***PROTOTIPO DE TELE-ECG PARA ZONAS AISLADAS***

Autor:

**Ferney Alberto Beltrán Molina**

Tutores:

**Andrés Martínez Fernández**

**Jesús Requena Carrión**

Curso académico 2009/2010

## ACTA DE EVALUACIÓN

Alumno: Ferney Alberto Beltrán Molina.

Titulación: Máster en Redes de Telecomunicación para Países en Desarrollo.

Título del proyecto: Prototipo de Tele-ECG para zonas aisladas

¿Es el proyecto resultado de Prácticas en empresas? SÍ / NO

Tutor: Andrés Martínez Fernández.

Co-Tutor: Jesús Requena Carrión.

### TRIBUNAL

Presidente:

Vocal:

Secretario:

### CALIFICACIÓN DETALLADA DEL PROYECTO

	Presidente	Vocal	Secretario
<b>Presentación escrita</b> (MB-B-R-M-MM)			
<b>Presentación oral</b> (MB-B-R-M-MM)			
<b>Complejidad técnica</b> (MB-B-R-M-MM)			
<b>Metodología empleada</b> (MB-B-R-M-MM)			
<b>Resultados obtenidos</b> (MB-B-R-M-MM)			
<b>Esfuerzo realizado</b> (MB-B-R-M-MM)			

### CALIFICACIÓN FINAL DEL PROYECTO:

	<b>SB/ NOT/ AP/ SS/ NP</b>
(nota numérica)	Enmarcar la calificación alcanzada

PROYECTO PROPUESTO PARA MATRÍCULA DE HONOR: SÍ/NO

(Sólo si la nota numérica final es igual a 10)

Fuenlabrada, de                      de                      2010

El Presidente

El Vocal

El Secretario

*A mi princesa hermosa: mi hija Valentina*

*A mi madre y hermanos que tanto debo y a Lejis*

## RESUMEN

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de mortalidad a nivel mundial. Se estima que 17,1 millones de personas murieron en el 2004, de las cuales, el 82% se concentra en los países con ingresos bajos o medios. Entre las principales causas de los altos niveles de mortalidad en los países en vía de desarrollo caben destacar la falta de equipamiento idóneo en los centros de salud y el limitado acceso de las personas a los servicios de atención, que reducen drásticamente la detección temprana de las ECV. En este contexto, la necesidad de mejorar o reforzar el acceso a la atención de salud ha estimulado la adopción y adaptación de tecnologías para el diagnóstico, control y consulta a distancia de ECV.

En este Proyecto Fin de Máster, se ha diseñado y desarrollado un sistema de bajo coste para la adquisición, procesamiento, transmisión y almacenamiento de señales electrocardiográficas (ECG) de 12 derivaciones, con el objetivo de reforzar la capacidad de diagnóstico de ECV de los establecimientos de salud rurales. En primer lugar, se aborda el diseño de un dispositivo portátil para la adquisición de señales ECG a través de un ASIC (*Application-Specific Integrated Circuit*) y su posterior transmisión inalámbrica vía Bluetooth. En segundo lugar, se presenta una plataforma de control del dispositivo portátil ECG, y se describe el método de transmisión a través de internet, para un eventual monitoreo remoto en tiempo real del ECG, junto con la arquitectura de almacenamiento de las señales adquiridas para su posterior análisis por parte del especialista. Finalmente, se presentan en conjunto los resultados de evaluación del dispositivo portátil y de la aplicación software, para la transmisión y almacenamiento de las señales ECG, las limitaciones del sistema y los trabajos futuros.

El sistema de tele-cardiología desarrollado constituye un equipo muy versátil, basado en tecnología de bajo costo. Junto con el software propuesto, el sistema completo es de fácil uso y puede ser utilizado tanto por los servicios especializados de cardiología como por los técnicos en salud y médicos de los niveles primarios de zonas aisladas o rurales, que contarán con el apoyo remoto por parte del especialista en el diagnóstico de anomalías cardíacas.

## AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis padres, por su amor y apoyo, y a los que tanto debo, en especial a mi madre que se ha entregado en vida y alma y me ha enseñado con prudencia, amor y coraje la importancia de luchar día a día y no desfallecer, sobre todo porque sin su ayuda no hubiese podido alcanzar este nuevo logro. A mis hermanos, a quienes debo muchos años de paciencia y aprendizaje.

Mi sincero agradecimiento al profesor Dr. Jesús Requena Carrión, tutor de mi trabajo, por sus valiosos consejos y enseñanzas, tanto en lo académico y lo técnico como en lo humano. Al igual agradezco enormemente al profesor Dr. Andrés Martínez que sin la confianza que ha depositado en mí y sus consejos, este Proyecto Fin de Máster no hubiera salido adelante.

Ante todo a mi Lejis, que a pesar de la distancia geográfica, siempre la sentí junto a mí cada instante. Su amor, inteligencia, bondad y valentía fueron su fórmula mágica para estar siempre apoyándome y animándome.

## TABLA DE CONTENIDO

<b>RESUMEN .....</b>	<b>4</b>
<b>AGRADECIMIENTOS .....</b>	<b>5</b>
<b>TABLA DE CONTENIDO .....</b>	<b>6</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>9</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>11</b>
1.1 MOTIVACIÓN.....	11
1.2 OBJETIVOS.....	13
1.3 ESTRUCTURA DEL PROYECTO FIN DE MÁSTER.....	13
1.4 MÉTODOS Y HERRAMIENTAS .....	15
<b>2. PRINCIPIOS DE ELECTROCARDIOGRAFÍA .....</b>	<b>16</b>
2.1 ANATOMÍA BÁSICA DEL CORAZÓN.....	16
2.2 ORÍGENES Y FUNDAMENTOS DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN.....	18
2.2.1 <i>El potencial de acción.....</i>	<i>18</i>
2.2.1.1 Estado de Reposo.....	19
2.2.1.2 Estado Activo .....	19
2.2.2 <i>El sistema especializado de conducción eléctrica.....</i>	<i>20</i>
2.2.3 <i>La noción de vector cardiaco .....</i>	<i>21</i>
2.3 SISTEMAS ECG .....	22
2.3.1 <i>Derivaciones I, II y III.....</i>	<i>23</i>
2.3.2 <i>Derivaciones Aumentadas.....</i>	<i>24</i>
2.3.3 <i>Derivaciones Precordiales .....</i>	<i>25</i>
<b>PARTE I: RESULTADOS DEL SISTEMA DE TELE-ECG.....</b>	<b>26</b>
<b>3. RESULTADO 1: ARQUITECTURA HARDWARE .....</b>	<b>27</b>
3.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO INICIALES.....	28
3.1.1 <i>Calidad de datos y frecuencia de muestreo .....</i>	<i>28</i>

3.1.2	<i>Consumo de energía</i> .....	28
3.1.3	<i>Interferencias y ruido</i> .....	29
3.1.4	<i>Almacenamiento de datos</i> .....	29
3.1.5	<i>Configuración de electrodos</i> .....	30
3.2	FUENTES DE RUIDO E INTERFERENCIA EN EL ECG.....	30
3.2.1	<i>La red de distribución eléctrica y otras interferencias externas</i> .....	30
3.2.1.1	Los campos eléctricos.....	31
3.2.1.2	Los campos magnéticos.....	32
3.2.1.3	Otras fuentes de interferencia.....	32
3.2.2	<i>Electromiograma (EMG) y línea de base</i> .....	33
3.2.3	<i>Interfaz electrodo-paciente</i> .....	34
3.3	HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE ECG.....	35
3.3.1	<i>Características eléctricas del hardware de adquisición</i> .....	36
3.3.2	<i>Electrodos</i> .....	37
3.3.2.1	Tipos de electrodos.....	37
3.3.3	<i>Amplificación</i> .....	38
3.3.4	<i>Filtrado de la señal</i> .....	38
3.3.5	<i>Acondicionamiento adicional de señal</i> .....	39
3.3.5.1	Ganancia programable.....	39
3.3.5.2	Regulación de Offset.....	39
3.3.5.3	Apantallado de cables, driver RL y terminal central de Wilson.....	40
3.3.5.4	Conversión analógica-digital.....	41
3.4	HARDWARE DE CONTROL Y TRASMISIÓN DE INFORMACIÓN.....	42
3.4.1	<i>Módulo Microcontrolador</i> .....	43
3.4.1.1	Características técnicas.....	44
3.4.1.2	Lenguaje de Programación.....	45
3.4.1.3	Comunicación del microcontrolador de la UASC.....	45
3.4.1.4	Firmware.....	48
3.4.2	<i>Fuente de alimentación</i> .....	52
3.4.2.1	Características técnicas.....	52
3.4.3	<i>Módulo Bluetooth</i> .....	53
3.5	DESCRIPCIÓN GENERAL DEL DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL HARDWARE PROPUESTO.....	54
3.5.1	<i>Características técnicas de la UASC</i> .....	54
3.5.2	<i>Diseño de los circuitos impresos (PCB)</i> .....	55
<b>4.</b>	<b>RESULTADO 2: SOFTWARE DE GESTIÓN Y ADMINISTRACIÓN</b> .....	<b>57</b>
4.1	PLATAFORMAS DE DESARROLLO.....	58
4.2	SOFTWARE DE ADMINISTRACIÓN DE LA UASC.....	59

4.2.1	<i>Administración de conexión</i> .....	59
4.2.2	<i>Configuración y gestión de la UASC</i> .....	60
4.3	FORMATO DE DATOS Y BASES DE DATOS.....	61
4.4	REPRESENTACIÓN DE LOS DATOS.....	62
4.4.1	<i>Representación de los registros de la UASC</i> .....	62
4.4.2	<i>Representación de los registros almacenados</i> .....	64
4.5	TRANSMISIÓN DE DATOS.....	64
4.6	SISTEMA GENERAL DE SOFTWARE .....	65
<b>PARTE I: VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS</b> .....		<b>67</b>
<b>5.</b>	<b>VALIDACIÓN DEL SISTEMA</b> .....	<b>68</b>
5.1	FABRICACIÓN .....	69
5.2	CALIBRACIÓN DEL SISTEMA.....	70
5.2.1	<i>Frecuencia de muestreo</i> .....	70
5.2.2	<i>Amplitud de la señal</i> .....	70
5.3	PRUEBAS.....	71
5.3.1	<i>1 Derivación</i> .....	71
5.3.2	<i>3 y 6 Derivaciones</i> .....	71
5.3.3	<i>12 Derivaciones</i> .....	73
5.4	COSTO DEL SISTEMA.....	74
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONES</b> .....	<b>76</b>
6.1	TRABAJO FUTUROS.....	76
6.1.1	<i>Filtrado y pre-procesamientos de información</i> .....	76
6.1.2	<i>Pruebas médicas</i> .....	77
6.1.3	<i>Applet Bluetooth Framework</i> .....	77
6.1.4	<i>Fuente de alimentación y carga de baterías</i> .....	77
6.1.5	<i>Base de datos</i> .....	77
6.1.6	<i>Medidas de Temperatura y Presión Arterial</i> .....	77
<b>7.</b>	<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	<b>79</b>
<b>ANEXO 1</b> .....		<b>84</b>
	ESQUEMA ELECTRICO DE LA UASC.....	84



## ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 2-1: Relación entre la onda P, T y el complejo QRS.....</i>	<i>16</i>
<i>Figura 2-2: Anatomía del Corazón, vista interior.....</i>	<i>17</i>
<i>Figura 2-3: Despolarización y repolarización. Potencial de acción.....</i>	<i>20</i>
<i>Figura 2-4: Actividad eléctrica del corazón.....</i>	<i>21</i>
<i>Figura 2-5: Formas de onda de PA y ciclo cardiaco.....</i>	<i>22</i>
<i>Figura 2-6 Derivaciones de las extremidades de Einthoven y triangulo de Einthoven.....</i>	<i>23</i>
<i>Figura 2-7: Ubicación de los electrodos para las derivaciones I, II y III.....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 2-8: Derivaciones aumentadas aVL, aVR y aVF.....</i>	<i>24</i>
<i>Figura 2-9: Ubicación de los electrodos precordiales.....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 3-1: Interferencias externas de los campos eléctricos de la red de distribución eléctrica.....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 3-2: Interferencia producida por los campos magnéticos.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 3-3: (a) Interferencia de la red de distribución eléctrica (50Hz o 60Hz). (b) Interferencia Electromiograma.....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 3-4: Interferencia a causa de los cambios de potencial electrodo -piel.....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 3-5 : Diagrama simple del hardware de adquisición.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 3-6: Diagrama funcional del ASIC CARDIC, etapa de acondicionamiento de señal.....</i>	<i>36</i>
<i>Figura 3-7: Modelo eléctrico del electrodo.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 3-8: Diagrama de bloque realimentación negativa y sistema de apantallado.....</i>	<i>40</i>
<i>Figura 3-9: Módulo terminal central Wilson, TCW.....</i>	<i>41</i>
<i>Figura 3-10: USAC modular.....</i>	<i>43</i>
<i>Figura 3-11: Prototipo módulo de monrol y transmisión UASC (cara Bottom).....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 3-12: Comunicación Visual UASC.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 3-13: Ejemplo de comunicación SPI entre el módulo CARDIC y el microcontrolador.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 3-14: Diagrama de flujo del Firmware (versión de prueba UASC).....</i>	<i>48</i>
<i>Figura 3-15: Diagrama de estados del Firmware UASC final.....</i>	<i>50</i>
<i>Figura 3-16: Prototipo final de la UASC.....</i>	<i>55</i>
<i>Figura 3-17: Modelo 3D del prototipo de la UASC.....</i>	<i>56</i>
<i>Figura 4-1: Estructura general de transmisión de información de Tele-ECG.....</i>	<i>57</i>
<i>Figura 4-2: Esquema modelar software de administración y gestión.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 4-3: Protocolo de conexión entre UASC y software de administración.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 4-4; Esquemas de consulta de la aplicación web.....</i>	<i>60</i>
<i>Figura 4-5: Interfaz web de usuario para la configuración y administración de la UASC.....</i>	<i>61</i>
<i>Figura 4-8: Procesos de pintado en tiempo real.....</i>	<i>63</i>
<i>Figura 4-9: Ventana de la adquisicieón en tiempo real. Configuración 12-ECG.....</i>	<i>64</i>

<i>Figura 4-10: Interfaz de usuario final.</i> .....	65
<i>Figura 5-1: Esquema general del sistema Tele-ECG propuesto.</i> .....	68
<i>Figura 5-2: Esquema de los PCBs diseñados.</i> .....	69
<i>Figura 5-3: Recepción de la derivación I-ECG.</i> .....	72
<i>Figura 5-4: Representación de 3 y 6 derivaciones del ECG.</i> .....	72
<i>Figura 5-5: Representación 12-ECG, V4 desconectado.</i> .....	73

## 1. INTRODUCCIÓN

### 1.1 MOTIVACIÓN

Una de las principales características de los países que cuentan con una población que vive en zonas rurales pobres, dispersas y muy desfavorecidas es una infraestructura sanitaria que funciona mal o simplemente no existe. Esta situación se hace especialmente patente en países de bajos ingresos, así como en zonas en las que hay o ha habido conflictos armados.

Además de un precario contexto socio-económico, existen obstáculos al despliegue de infraestructuras sanitarias de naturaleza tecnológica. En efecto, el problema de prestar cobertura sanitaria a poblaciones rurales y dispersas, como regiones desérticas o montañosas y en muchos casos comunidades indígenas, radica en las limitaciones logísticas para prestar un servicio digno para el paciente, tales como la falta de infraestructura, tecnología y recursos humanos especializado (1). En este contexto, las tecnologías de la información y las comunicaciones (TIC) presentan un gran aliciente para aquellas personas que viven en zonas remotas con una escasez crónica de médicos, enfermeras y técnicos de salud, o donde el acceso a las instalaciones y al asesoramiento de expertos obliga a recorrer largas distancias (2).

Como se expresa en los Objetivos de Desarrollo del Milenio declarados por las Naciones Unidas en el año 2000 (3), el acceso universal a los servicios de atención primaria constituyen los principios de una base sólida para el fortalecimiento del sistema de salud. Con este fin, se ha estimulado la adopción de tecnologías de diagnóstico, seguimiento y consulta a distancia para zonas geográficamente aisladas. En este sentido, la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 1997 define la telemedicina como el “suministro de servicios de atención sanitaria, en los que la distancia constituye un factor crítico, por profesionales que apelan a las tecnologías de la información y de la comunicación con objeto de intercambiar datos para hacer diagnósticos, preconizar tratamientos y prevenir enfermedades y heridas, así como para la formación permanente de los profesionales de atención de salud y en actividades de investigación y evaluación, con el fin de mejorar la salud de las personas y de las comunidades en que viven”

Teniendo en cuenta esta definición, y gracias a los avances tecnológicos en el diseño y despliegue de redes de telecomunicación, las zonas aisladas y excluidas tienen la oportunidad de implementar nuevos servicios de telemedicina, de fácil uso y bajo costo, que les permitan el acceso a la atención primaria y justa en salud. En este marco, los retos a los que se enfrenta la telemedicina para zonas excluidas son los siguientes (4):

- **Acceso:** aumentar la variedad de servicios en zonas remotas.
- **Costo:** disminuir los altos costos de los sistemas, de esta forma, se sustituye la demanda-cliente por la demanda-proveedor.
- **Calidad:** aumentar la tecnología de atención en salud (robustez, facilidad de uso e interoperabilidad). Sistemas más completos y versátiles.

Entre las especialidades de telemedicina que más atención están recibiendo se destaca la telecardiología para la prevención, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades cardíacas. Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de morbilidad y mortalidad a nivel mundial (5) y consumen, en término de gasto en diagnóstico y tratamiento, una gran cantidad de recursos económicos. De acuerdo con las estadísticas sanitarias de la OMS, se evidencia que 17.1 millones de personas murieron en el 2004, de las cuales, el 82% se concentra en los países con ingresos bajos o medios (6). Por esto, el servicio de telecardiología se presenta como un gran aliciente para contrarrestar esta brecha social de aislamiento y de esta forma mejorar la salud de los individuos, las familias y las comunidades en zonas rurales.

En este sentido, las actuales investigaciones de sistemas de monitoreo de señales cardíacas se ramifican en tres líneas:

- Nuevos métodos médicos de interpretación y detección de enfermedades cardíacas y patologías no cardíacas, gracias a la alta resolución de los registros.
- Procesamiento de señales y gestión de datos para optimizar la transmisión de los datos en tiempo real (7) (8) en redes GPRS, y/o internet.
- Optimización de los dispositivos de monitoreo, concernientes al hardware de captura de señales cardíacas, almacenamiento y transmisión de datos en las redes de área personal (9). En esta línea se plantean resolver problemas tales como disminuir el

consumo elevado de energía y garantizar la autonomía del sistema, a la vez que disminuir los altos costos de los equipos de monitorización de las señales cardiacas (10).

En esta última línea de trabajo, precisamente, se enmarca el presente Proyecto Fin de Máster (PFM), cuyo objetivo final es contribuir en la adopción y adaptación de las tecnologías para el diagnóstico, control y consulta a distancia de ECV.

## **1.2 OBJETIVOS**

Este PFM tiene su sustento en la actual problemática de los establecimientos de salud de zonas aisladas que no cuentan con equipamiento idóneo para la detección temprana de ECV de sus pacientes, y que se encuentran con el sesgo de los altos costos de adquisición de tecnología. Dentro de este contexto, el objetivo general del presente proyecto es diseñar y desarrollar un sistema de tele-ECG de bajo coste, para la adquisición, el procesamiento, la transmisión y el almacenamiento vía web de señales electrocardiográficas.

Como objetivos específicos se plantean los siguientes:

1. Evaluar e implementar la actual tecnología ASIC para la adquisición y procesamiento de señales cardiacas.
2. Estudiar las diferentes posibilidades de transmisión de señales cardiacas de manera inalámbrica, desde el dispositivo de adquisición hacia un computador.
3. Diseñar un software que permita la recopilación, la presentación y el almacenamiento de señales cardiacas, de forma sencilla y eficaz.

## **1.3 ESTRUCTURA DEL PROYECTO FIN DE MÁSTER**

Como se evidencia en los objetivos específicos, este PFM se nutre de tres pilares básicos: el primero la adquisición y procesamientos de señales, el segundo la transmisión de datos y el último la administración y almacenamiento de datos vía Web. Los aportes presentados en este PFM en tres capítulos agrupados en dos partes. La parte 1, presenta los resultados del sistema de tele-ECG propuesto en el PFM y consta de los capítulos 3 y 4. La parte 2 presenta la validación del sistema de tele-ECG propuesto.

Antes de abordar estos tres temas, en el capítulo 2 se tratan los principios electrofisiológicos del funcionamiento del corazón. Se inicia con la explicación de la anatomía básica del corazón, pasando por la actividad eléctrica de las células que conforman el miocardio y se expone el modelo eléctrico del vector cardiaco. Por último, se presenta la importancia de las 12 derivaciones en el Electrocardiograma (ECG), para lo cual, se exponen las principales derivaciones del ECG y su respectiva utilidad en la detección y diagnóstico de las enfermedades cardiacas y eventuales patologías no cardiacas.

El capítulo 3 presenta el sistema propuesto para adquisición y procesamiento de señales cardiacas. Se inicia con la introducción a los métodos de adquisición de señales cardiacas, se exponen los criterios de diseño y los eventuales problemas y fuentes de ruido e interferencia que se presentan en los dispositivos de electrocardiografía. Para culminar el capítulo se describe en detalle la propuesta del prototipo hardware para la adquisición y transmisión de las señales cardiacas. El capítulo también abarca el sistema de transmisión mediante tecnología inalámbrica al punto de control (computador), de las señales cardiacas digitalizadas. Se presentan las diferentes configuraciones de la red y se establece el protocolo de comunicación. Se presenta el modelo final del dispositivo y la metodología de pruebas que se han seguido.

El capítulo 4, presenta el software de gestión y administración del dispositivo ECG, los procedimientos de almacenamiento y gestión de datos. Sobre la plataforma de desarrollo de Django se expone la propuesta realizada en el PFM para la manipulación del dispositivo hardware expuesto en el capítulo anterior. Se presenta un modelo sencillo de base de datos para almacenar la información de los registros del electrocardiograma. También se presenta la arquitectura utilizada para la transmisión de los datos, desde la aplicación web al servidor, haciendo a su vez una comparativa entre los protocolos de comunicación TCP y UDP para el envío de señales biomédicas.

Por último, en el capítulo 5, se presentan la validación de los resultados y pruebas del sistema Tele-ECG propuesto en el PFM. El prototipo hardware para la adquisición de las señales cardiacas como el software de administración y gestión de información se evalúan de forma conjunta y se presentan las limitaciones. Para culminar se exponen las conclusiones y líneas futuras de desarrollo del PFM.

## 1.4 MÉTODOS Y HERRAMIENTAS

El sistema de tele-ECG desarrollado en este PFM buscar dar acceso a servicios de tele-consulta en cardiología, sin limitaciones territoriales, a la población rural y/o de zonas aisladas, por medio de una aplicación web que recoge vía Bluetooth la información suministrada por el sistema de electrodos y la unidad de adquisición de señales cardiacas (UASC).

Por lo tanto, el PFM se distribuye en dos ramas importantes. La primera es el diseño, fabricación y prueba de la UASC. La segunda, el diseño y desarrollo de la aplicación web de gestión y administración de la UASC y el almacenamiento de la información.

Los diseños electrónicos de la UASC son elaborados con el programa *Altium Designer*. La fabricación del Hardware de la UASC se hace a través de maquinas y herramientas para prototipos de PCBs de la empresa LPKF, como lo es el plotter fresadora *protoMat S100*, el sistema de metalizado *ProConduct y el ProMask*.

Para el firmware de la UASC se emplean herramientas de uso libre, como lo es WinAVR y Avr-GCC. Para la aplicación web el desarrollo se construye sobre herramientas de uso libre, como lo son Python y Django.

Para la validación y calibración del sistema se utiliza el ECG simulador/calibrador (ST-16), de la empresa ST-Electromedicina. El ST-16 genera las señales electrocardiográficas de las 12 derivaciones del ECG estándar, y proporciona ritmos cardiacos (30BPM – 240 BPM), arritmias sinusal, fibrilación auricular y ventricular, taquicardia, bloqueo de la rama derecha y simulación de interferencias eléctricas y de artefactos. La calibración del sistema de tele-ECG se realiza con una señal senoidal de 100Hz y 1mV, proporcionada por el ST-16.

## 2. PRINCIPIOS DE ELECTROCARDIOGRAFÍA

El ECG es una señal bioeléctrica representativa que contiene información sobre la condición del corazón. Como se observa en la Figura 2-1 la información sobre el estado de salud y enfermedad del corazón que esta señal proporciona se extrae de manera estándar a partir del análisis de la forma y el tamaño de deflexiones claramente definidas (las ondas P, T y el complejo QRS), y de la forma y longitud de los intervalos de tiempo entre dichas deflexiones (11).

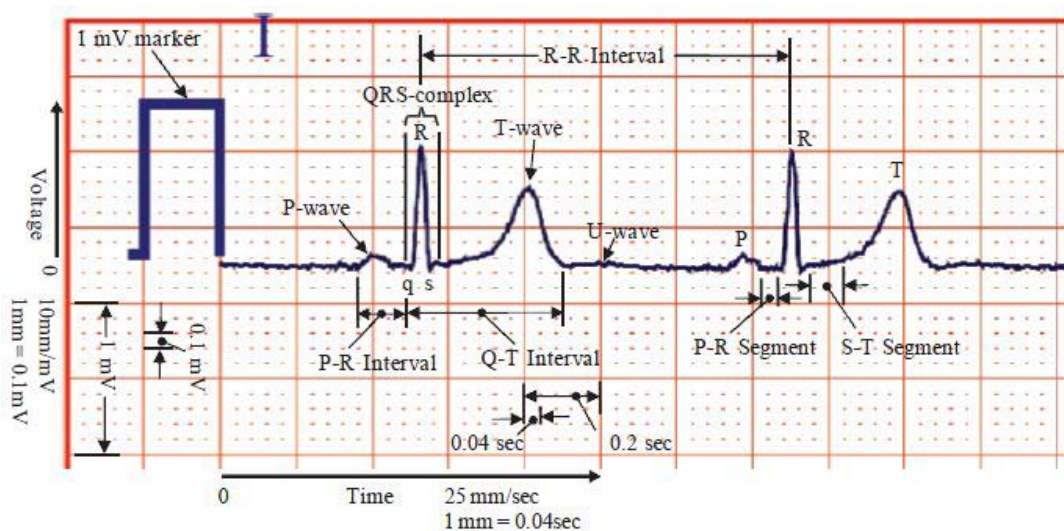


Figura 2-1: Relación entre la onda P, T y el complejo QRS.

### 2.1 ANATOMÍA BÁSICA DEL CORAZÓN

El corazón es el órgano muscular que bombea sangre a todo el cuerpo, la cual es la encargada de llevar los nutrientes y el oxígeno necesarios para el buen funcionamiento de los tejidos. Además de esto, transporta los residuos metabólicos y de dióxido de carbono para su excreción en los riñones y los pulmones, respectivamente.

El corazón se compone de 4 cámaras como se observa en la Figura 2-2. Las dos cámaras superiores se llaman aurículas izquierda y derecha, mientras que las dos cámaras inferiores se llaman ventrículos izquierdo y derecho. Las aurículas se encuentran unidas a los ventrículos por tejido fibroso no conductivo, que mantiene a los ventrículos aislados eléctricamente de las aurículas. Una pared membranosa denominada tabique interauricular, separa la cámara de la

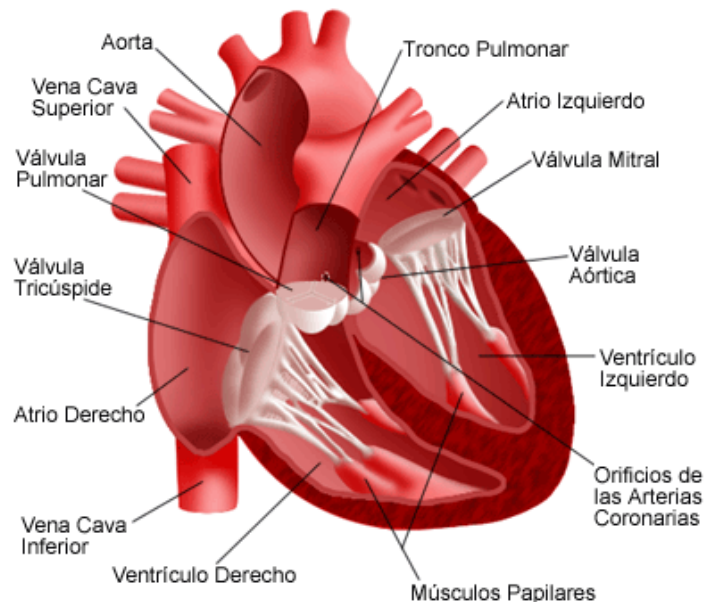


aurícula izquierda de la derecha, mientras que una pared más gruesa muscular conocida como tabique interventricular separa la cámara ventricular izquierda de la derecha (11) .

La sangre pobre en oxígeno se recibe a través de las venas cava superior e inferior, que desembocan en la aurícula derecha. La aurícula derecha se contrae y la sangre va hacia el ventrículo derecho, que a su vez se extiende y optimiza el bombeo. El ventrículo derecho, al contraerse bombea la sangre a los pulmones donde se oxigena. El ventrículo izquierdo, se encarga de bombear la sangre enriquecida de oxígeno, recibida de los pulmones, a través de las venas pulmonares, al resto del cuerpo.

El bombeo se realiza en un movimiento sincronizado, denominado ciclo cardiaco, donde la aurícula izquierda y la derecha al unísono, con fuerza, llenan los ventrículos. Luego los ventrículos derecho e izquierdo al unísono bombean la sangre a los pulmones y otras partes del cuerpo. El tiempo durante el cual se contraen los ventrículos se conoce con el nombre de sístole, mientras que el tiempo durante el cual se relajan los ventrículos para recibir la sangre se denomina diástole.

Típicamente, el ventrículo izquierdo tiene una pared muscular aproximadamente tres veces más gruesa que la del ventrículo derecho, como consecuencia de la mayor carga de trabajo necesaria para hacer circular la sangre al resto del cuerpo, en comparación con la requerida para hacer circular la sangre a los pulmones.



**Figura 2-2: Anatomía del Corazón, vista interior.**

La pared muscular del corazón se compone de tres capas. La capa interna, denominada endocardio, la capa central llamada miocardio, que constituye la parte principal y proporciona la fuerza de contracción para el bombeo, y la capa más externa de la pared del corazón que se llama el epicardio. El corazón entero está encerrado en una membrana delgada llamada pericardio seroso, que se compone de dos capas, la visceral (interior) y parietal (externa). El líquido pericárdico que se encuentra entre estas dos capas minimiza la fricción debida a los latidos del corazón.

## **2.2 ORÍGENES Y FUNDAMENTOS DE LA ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN**

El bombeo de sangre sólo es eficaz cuando el corazón se contrae de manera coordinada. La sangre debe llenar primero las aurículas, y luego ser bombeada a los ventrículos antes de ser expulsada con fuerza. Esta coordinación se realiza mediante un sistema de conducción eléctrica que controla el tiempo exacto para realizar la contracción de la masa del miocardio. Este control se inicia con un delicado marcapasos cardíaco intrínseco (auto-excitable) que fija la tasa a la cual el corazón late, y se conoce con el nombre de nodo sinusal o sino-auricular (SA), el cual genera espontáneamente y de manera regular los impulsos eléctricos. Luego, estos impulsos eléctricos se extienden a través del sistema de conducción del corazón. A partir de este impulso eléctrico, un mecanismo electro-mecánico de acoplamiento excitación-contracción ocasiona la contracción del músculo cardíaco, dando lugar finalmente el bombeo de sangre.

### **2.2.1 El potencial de acción**

La actividad eléctrica del corazón tiene su origen en la generación de diferencias de potencial eléctrico de carácter transitorio en la membrana de las células cardíacas. Dichos cambios transitorios en el potencial de membrana reciben el nombre genérico de potencial de acción. Los potenciales de acción se producen como resultado de la actividad electroquímica en el grupo específico de células conocidas con el nombre de células excitables, entre las que se encuentran las células cardíacas y que existen también en tejidos nerviosos, musculares y glandulares. Estas células están rodeadas por una membrana semipermeable que permite el intercambio de iones específicos a través de ella. Estos intercambios generan impulsos eléctricos que se propagan a través del tejido, llevando de esta manera señales a las células nerviosas o musculares. En las células cardíacas, dicho impulso eléctrico genera una

contracción sincronizada de todas las células que están eléctricamente acopladas, trayendo consigo que todas las cámaras presentes en el corazón se contraigan.

En un potencial de acción cardíaco se distinguen dos fases, un estado de reposo y un estado activo, que se divide a su vez en varias fases: la despolarización, la meseta y la repolarización.

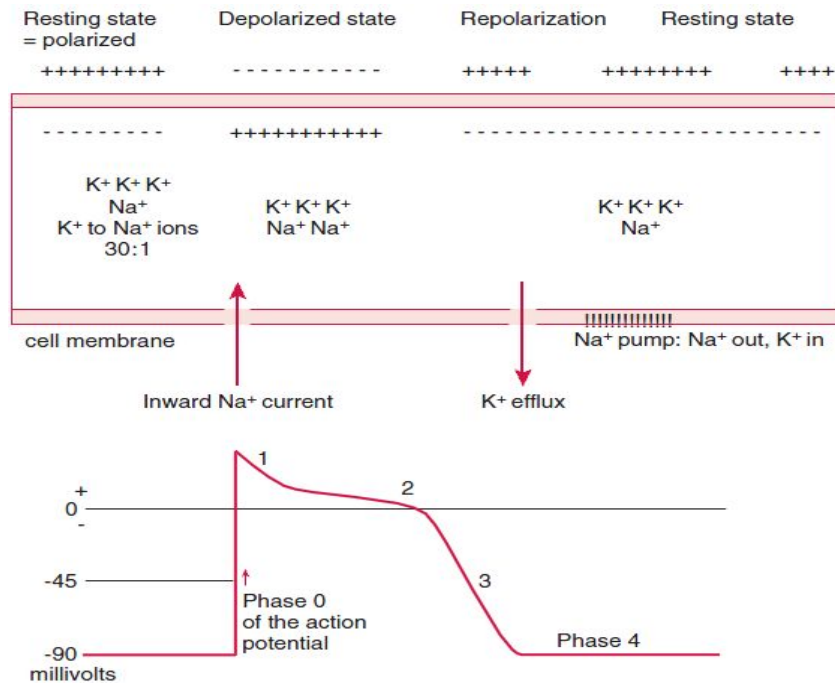
#### *2.2.1.1 Estado de Reposo*

Las células excitables presentan una diferencia de potencial eléctrico en reposo que está comprendido entre  $-40\text{mV}$  y  $-90\text{mV}$  en el interior con respecto al exterior de su membrana celular. La membrana celular que compone dichas células es muy delgada, alrededor de 7 o 15nm y está compuesta por un complejo de lipoproteínas que la hacen impermeable a proteínas intracelulares y otros aniones orgánicos. La membrana en estado de reposo o polarizada es ligeramente impermeable a los cationes de sodio ( $\text{Na}^+$ ) y un poco permeable al potasio ( $\text{K}^+$ ) y al cloruro ( $\text{Cl}^-$ ), lo que conlleva que los iones de potasio puedan salir de la célula de una forma más eficiente de lo que pueden llegar a entrar los iones de sodio.

Típicamente, la concentración de  $\text{K}^+$  en el interior de la célula es de  $140\text{mmol/l}$ , mientras que en el exterior es de  $2,5\text{mmol/l}$ . La diferencia en la concentración crea un gradiente de difusión hacia el exterior de la membrana, donde el movimiento del  $\text{K}^+$  a lo largo de dicho gradiente de difusión ocasiona que el medio interior sea más negativo con relación al exterior, trayendo consigo una diferencia de potencial a través de la membrana (12).

#### *2.2.1.2 Estado Activo*

Las células excitables, cuando son estimuladas adecuadamente, cuentan con la habilidad de generar un potencial de acción. El potencial de acción en la membrana, presenta un ciclo característico, que consiste en un cambio del potencial del nivel de reposo, de una cierta cantidad por un periodo de tiempo determinado. Además de esto, incrementos en la intensidad o en la duración del estímulo, capaces de superar el umbral, suelen conllevar al mismo resultado. El origen del potencial de acción se encuentra en el voltaje, y la naturaleza en función del tiempo de la permeabilidad de la membrana a los iones de  $\text{Na}^+$  y  $\text{K}^+$ . A medida que la membrana se despolariza, la conductancia de la membrana al sodio va aumentando significativamente, provocando que el  $\text{Na}^+$  se precipite en el interior de la célula, y así la despolarización, lo que a su vez induce a un aumento en la conductancia del  $\text{Na}^+$  en la membrana. Si el umbral del potencial de la membrana es excedido, el proceso es auto regenerativo y conduce a la despolarización (11).



**Figura 2-3: Despolarización y repolarización. Potencial de acción.**

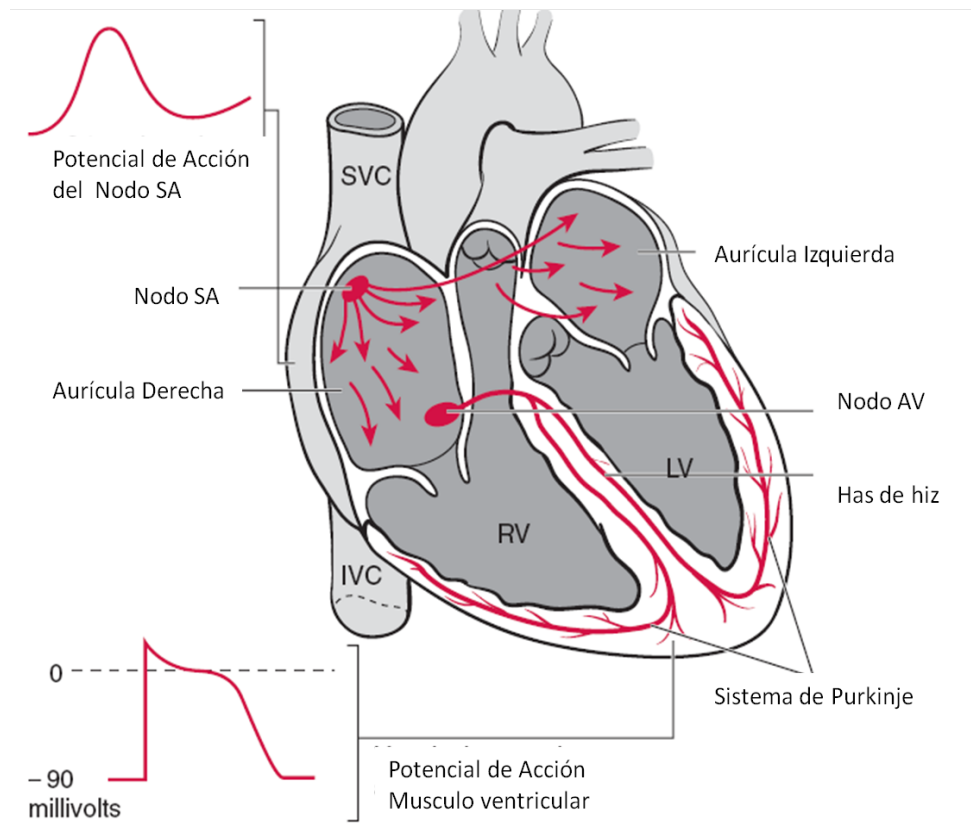
En la Figura 2-3 se puede observar el intercambio iónico que se presenta a través de la membrana celular en cinco fases: en la primera llamada fase cero, se presenta la despolarización, donde el potencial va creciendo de forma ascendente, como consecuencia de la disminución en la permeabilidad en la membrana al  $Na^+$  y al  $K^+$ ; en las fases 1 y 2 del potencial de acción, conocidas, respectivamente, como repolarización temprana y meseta, el potencial de membrana se mantiene aproximadamente constante, cercano a cero, donde la bomba de  $Na^+$  y  $K^+$  hace que el primero se mueva desde el exterior hacia el interior de la célula, y el segundo se desplace de forma contraria, es decir desde el interior hacia el exterior; en la fase 3 se presenta una rápida repolarización, seguida por una fase donde se presenta un periodo de reposo en el cual el potencial es estable (13).

### 2.2.2 El sistema especializado de conducción eléctrica

Como se observa en la Figura 2-4, el nodo SA se encuentra ubicado en la aurícula derecha, cerca a la desembocadura de la vena cava. Las células del nodo SA se caracterizan por la ausencia del estado de reposo propiamente dicho. Después de una lenta repolarización, ocasionada por la lenta entrada del sodio al interior de la célula, se produce de manera automática y espontánea la despolarización durante la fase cuatro de la Figura 2-3, no siendo

necesaria la presencia de un estímulo para provocar el cambio de permeabilidad de la membrana.

La Figura 2-4 presenta el sistema especializado de conducción eléctrica del corazón. Este sistema comienza en el nodo SA, origen del impulso eléctrico. Este impulso se transmite por las aurículas y llega al nodo auriculo-ventricular (AV), en el cual se produce un retardo en la transmisión del impulso, necesario para la fisiología del sistema. Desde el nodo AV el impulso eléctrico pasa por el haz de His, de rápida excitación, y atraviesa sus ramas de derecha a izquierda, despolarizando los tejidos conductores, el sistema de Purkinje y el músculo ventricular. La despolarización se propaga hacia abajo del tabique intraventricular, hacia el ápice del corazón, y después a lo largo de la pared libre del miocardio ventricular izquierdo (13).

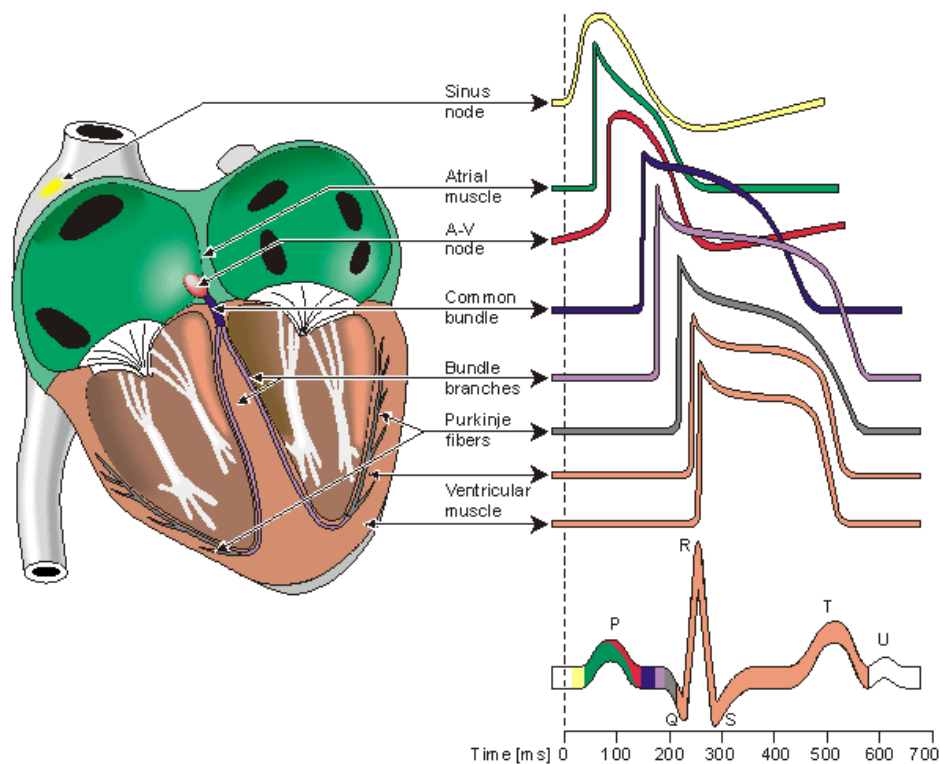


**Figura 2-4: Actividad eléctrica del corazón.**

### 2.2.3 La noción de vector cardiaco

El ECG representa la suma temporal y espacial de los potenciales de acción generados por millones de células cardiacas. En él se describen las distintas fases eléctricas del ciclo

cardíaco. El ECG proporciona una medida de las corrientes eléctricas generadas en el líquido extracelular debidas al cambio en el potencial de acción, como se puede observar en la Figura 2-5. En un momento dado, sólo un grupo de células, de las millones de células individuales presentes en el miocardio, se despolarizan simultáneamente. Este efecto se representa como una fuente de corriente equivalente a un dipolo al que se le asocia un vector, que describe la posición, la orientación y la magnitud de la corriente a lo largo del tiempo. El vector dominante que describe la dirección principal del frente de onda eléctrica se puede definir como la suma de los vectores de todos los dipolos de corriente en el corazón, en un instante y momento de tiempo determinado (14).



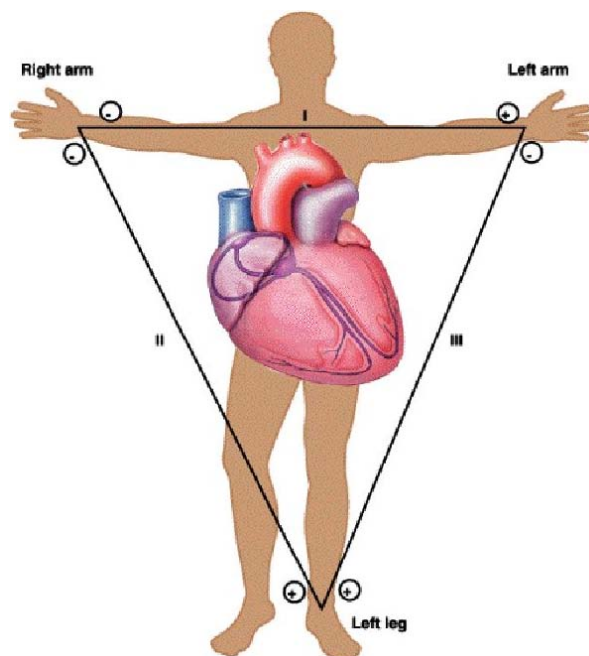
**Figura 2-5: Formas de onda de PA y ciclo cardíaco.**

Forma de las ondas y sincronización de los diferentes potenciales de acción desde diferentes regiones y diferentes células especializadas del corazón y ciclo cardíaco correspondiente al ECG, medida en la superficie del cuerpo.

### 2.3 SISTEMAS ECG

El ECG se obtiene por medio de los electrodos ubicados en la superficie de la piel. La ubicación y cantidad de electrodos determina el tipo de información que se registra. El ECG estándar está constituido por 12 derivaciones y para esto se emplean 10 electrodos, de los cuales uno es utilizado como realimentación o conexión a tierra, dependiendo del sistema de registro.

Los electrodos de superficie se encargan de detectar el potencial sobre la superficie del cuerpo, y se identifican de acuerdo con su ubicación, para dar lugar a las conocidas derivaciones bipolares, aumentadas y precordiales. La actividad bioeléctrica registrada por cada derivación se puede obtener de manera sencilla sin más que proyectar el vector cardiaco sobre el vector de la derivación.



**Figura 2-6: Derivaciones de las extremidades de Einthoven y triángulo de Einthoven.**

### 2.3.1 Derivaciones I, II y III

Einthoven, en 1913, desarrolló un método para estudiar la actividad eléctrica del corazón al representarlo gráficamente en un triángulo equilátero. La hipótesis central de Einthoven se basa en tres hipótesis más simples, las cuales son: (1) el cuerpo es un conductor volumétrico homogéneo, (2) se puede considerar que la medida de todas las fuerzas eléctricas tienen su origen en un dipolo imaginario que se sitúa en el centro eléctrico del corazón y (3) los electrodos colocados en el brazo derecho (*RA*), en el brazo izquierdo (*LA*) y en la pierna izquierda (*LL*) se utilizan para recolectar las variaciones de potencial en estas extremidades, para formar un triángulo equilátero, que también recibe el nombre de triángulo de Einthoven, como se observa en la Figura 2-6 (14).

Las derivaciones I, II y III se constituyen a partir de la diferencia de potencial entre dos electrodos y, por este motivo, son denominadas derivaciones bipolares. Como se observa en la Figura 2-7, el brazo derecho actúa como polo negativo, debido a que la onda de activación se

aleja de éste, marchando desde la base hasta la punta y de derecha a izquierda. Por su parte, al aproximarse la onda de activación a la pierna y brazo izquierdo, estos se convierten en polos positivos. Se debe tener en cuenta que el electrodo ubicado en el pierna derecha (*RL*) nunca se emplea en la obtención de un ECG, ya que solo ayuda a reducir la interferencia del modo común (11).

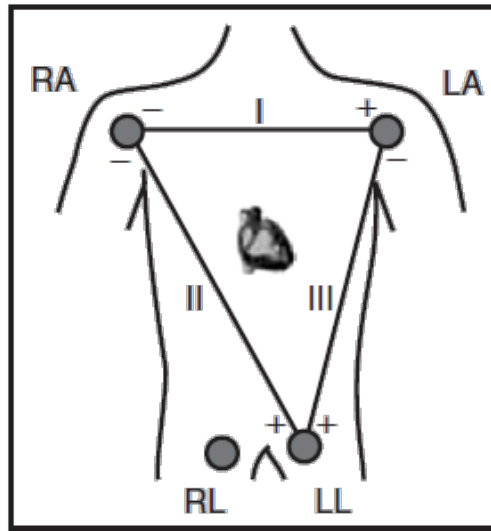


Figura 2-7: Ubicación de los electrodos para las derivaciones I, II y III

### 2.3.2 Derivaciones Aumentadas

Las señales de los electrodos que se encuentran en las extremidades se pueden combinar matemáticamente para brindar 3 puntos de vista adicionales. Estas tres nuevas derivaciones reciben el nombre de derivaciones aumentadas o *aVL*, *aVR* y *aVF*.

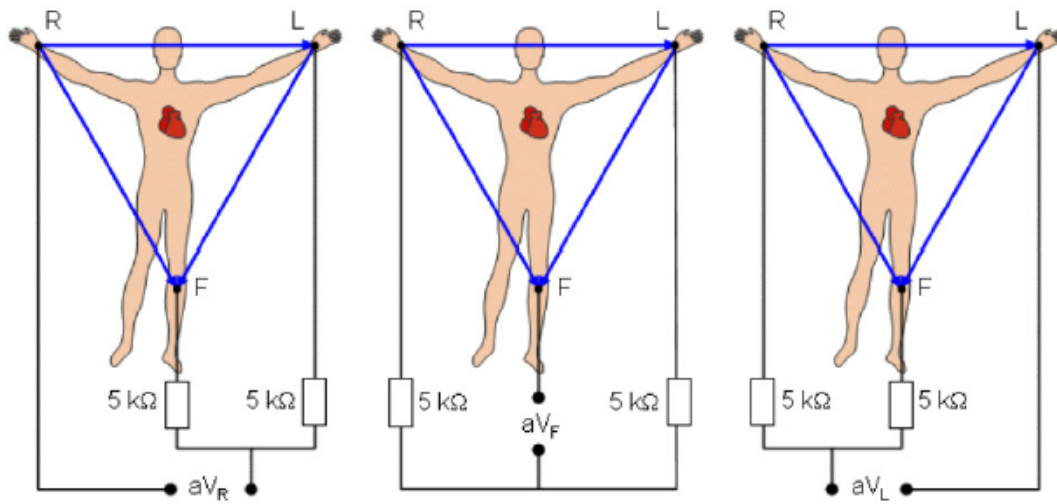


Figura 2-8: Derivaciones aumentadas *aVL*, *aVR* y *aVF*.



En las derivaciones aumentadas, uno de los electrodos que se encuentra en las extremidades funciona como electrodo positivo, mientras que el electrodo negativo es virtual, es el resultado del promedio de las señales de los dos electrodos restantes presentes en las extremidades, como se puede observar en la Figura 2-8. En comparación con las derivaciones I, II y III, las derivaciones aumentadas son derivaciones unipolares. Dichas derivaciones permiten obtener señales del corazón desde diferentes ángulos.

### 2.3.3 Derivaciones Precordiales

El ECG precordial se obtiene al colocar seis electrodos en la parte anterior izquierda del pecho, dando lugar a las seis derivaciones denominadas *V1*, *V2*, *V3*, *V4*, *V5* y *V6*, como se puede observar en la Figura 2-9. Para cada derivación precordial, el electrodo positivo se ubica sobre el tórax, mientras que el electrodo negativo es un electrodo virtual, que se conoce comúnmente como terminal central de Wilson (TCW).

De acuerdo al concepto escalar del ECG de Wilson, el ángulo sólido subtendido por la derivación correspondiente, registra la actividad eléctrica de las regiones del corazón sobre el cual se colocan las derivaciones, así como las regiones distantes. Las derivaciones *V1* y *V2* registran la actividad del ventrículo derecho, mientras que las derivaciones *V3* y *V4* reflejan la actividad de la cara anterior del ventrículo izquierdo, por último las derivaciones *V5* y *V6* muestran la actividad en la pared lateral del ventrículo izquierdo (14).

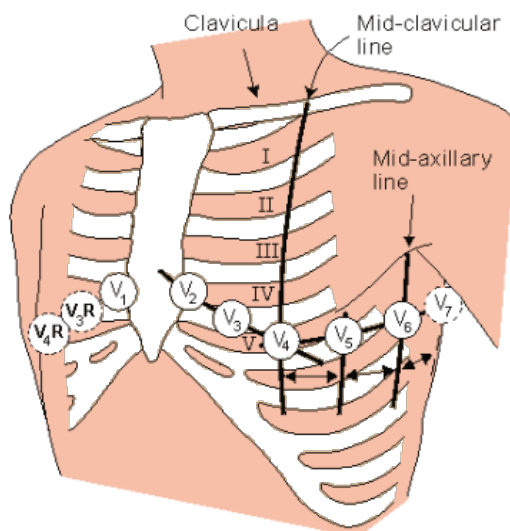


Figura 2-9: Ubicación de los electrodos precordiales.

**PARTE I:**

**RESULTADOS DEL SISTEMA DE TELE-ECG**

### 3. ARQUITECTURA HARDWARE

El ECG es uno de los más importantes instrumentos de medición de parámetros fisiológicos cardiacos. Como consecuencia de la alta estandarización del registro de las señales eléctricas del corazón, y su vital importancia para la detección oportuna de enfermedades cardiacas, el diseño e implementación de electrocardiógrafos requieren de un gran cuidado en todos los módulos que los conforman. Hay una gran diversidad de electrocardiógrafos, que abarca desde los que solo registran la actividad eléctrica de las 3 principales derivaciones, hasta los que proporcionan una interfaz con otros dispositivos, como PC, teléfonos móviles o PDA, a través de conexiones inalámbricas o USB (10).

Este PFM propone un prototipo para el registro de ECG de personas que habitan en zonas aisladas o de difícil acceso. El presente capítulo se centra en la etapa de adquisición, procesamiento y transmisión de los datos, esta última a través del módulo Bluetooth hacia el PC.

Antes de describir el prototipo hardware de electrocardiografía, o unidad de adquisición de señales cardiacas (UASC) propuesto, es importante tener en cuenta muchas cuestiones que pueden afectar al diseño. Por ello, este capítulo inicia con una introducción a los diferentes problemas que se presentan antes del diseño. En esta introducción se exponen el modelo eléctrico para el registro y representación de la actividad cardiaca con las 12 derivaciones estándar del ECG, los diferentes tipos de electrodos, los métodos de adquisición de las señales eléctricas del corazón, las fuentes de ruido que afecta a las señales y algunas soluciones a las mismas.

En un segundo bloque se expone la teoría de adquisición y acondicionamiento de los biopotenciales eléctricos, y se presentan los criterios de diseño y fabricación que se han tenido en cuenta para el prototipo de electrocardiógrafo de 12 derivaciones. Cabe resaltar que si bien se expone la teoría de acondicionamiento de señal, utilizando circuitos integrados (IC) para propósito general, la implementación del módulo de adquisición se realiza con ASIC (*Application-Specific Integrated Circuit*).

Para culminar, este capítulo describe en detalle la propuesta del prototipo hardware para la adquisición y transmisión de las señales cardiacas y presenta las características eléctricas de sus componentes.

### **3.1 CONSIDERACIONES DE DISEÑO INICIALES**

Los diseños de instrumentos para la adquisición de señales médicas se abordan teniendo en cuenta 4 factores, tal y como lo menciona Webster (12): el económico, el tipo de señales, el medio ambiente de trabajo y el factor médico. Consecuentemente, antes de iniciar con la descripción de UASC, es importante presentar los factores que influyeron en el diseño general y la elección de los componentes (15).

#### **3.1.1 Calidad de datos y frecuencia de muestreo**

Para abordar este criterio se debe preguntar en primer lugar cuál es el objetivo final de los registros de ECG, es decir, ¿qué tipo de análisis se desea realizar con estos datos? La frecuencia de muestreo de las señales cardiacas limita los análisis posteriores. Por ejemplo, para realizar un análisis del intervalo PR, la bibliografía recomienda una frecuencia de 500Hz a 1000Hz (15); y para ECGs de alta resolución la frecuencia de muestreo debe ser mayor (16).

Por otra parte, la frecuencia de muestreo estará limitada bien por la velocidad del reloj del conversor analógico digital (ADC), bien por la frecuencia de oscilación del procesador, o bien por la tasa de transmisión del módulo inalámbrico en algunos casos. Como se detalla en la sección 3.5, el sistema propuesto está restringido por una frecuencia de muestreo máxima de 1Khz para las 12 derivaciones estándar del ECG, y a una tasa de transmisión de 115200bit/s entre el procesador y el módulo de transmisión. Además de la frecuencia de muestreo, la calidad de los datos se puede determinar también por la cantidad de bits de resolución del ADC y por el tiempo total de registro.

#### **3.1.2 Consumo de energía**

Un factor importante en el diseño es el consumo de energía. Si bien es cierto que la UASC está pensada para pacientes que se encuentran en lugares donde es sencillo acceder a la red de distribución eléctrica (110V- 220V), el medio ambiente en el cual se va a utilizar este sistema, en muchos casos, dificulta total o parcialmente esta conexión. La UASC cuenta con el suministro de energía a través de baterías, para lo cual se tiene sumo cuidado con los problemas de consumo, tanto en términos de cantidad de energía requerida para la adquisición y digitalización de los datos, como para transmitir de los mismos.

### 3.1.3 Interferencias y ruido

El ruido presente en la adquisición de cualquier señal fisiológica es algo inevitable, y debido a la naturaleza de las señales cardíacas, el principal reto de diseño del ECG es reducir al mínimo las interferencias o el ruido mezclado en los registros, y que en muchos casos tienen mayor amplitud que la propia señal, y con un espectro de frecuencia superpuesto. Por ello, se tratarán en la Sección 3.2 las posibles interferencias y ruidos a los que la UASC se ve afectada.

Las principales pautas que se tienen en cuenta para el diseño de la UASC, con el fin de contrarrestar las interferencias en el sistema, son las siguientes:

*Filtrado de la señal en el intervalo de frecuencias 0,05Hz – 150Hz.* En el diseño de este filtro debe tenerse en cuenta que el filtrado puede limitar un eventual análisis para detectar apneas respiratorias, o las altas frecuencias que componen el complejo QRS de la señal del ECG.

*Apantallado* de los cables que conectan los electrodos y la UASC.

*Diseño de la placa de circuitos impreso (PBC)* basado en las normas y estándares existentes para reducir al mínimo las interferencias internas.

Siguiendo estas estrategias básicas, pueden reducirse al mínimo los efectos de las principales fuentes de interferencia y ruido en el registro de la señal del ECG.

### 3.1.4 Almacenamiento de datos

Debido a que la información recolectada por la UASC será almacenada a través de servidores, y con ayuda de un gestor web, debemos tener muy bien documentada y soportada la protección de datos del paciente. A continuación se presentan las cuestiones principales que se tuvieron en cuenta en el diseño del gestor de información:

1. Futuro uso de los datos.
2. Trazabilidad y verificación de la información recibida.
3. Formato de datos fácil.
4. Ancho de banda.

En el Capítulo 4, se tratará con más detenimiento la gestión de almacenamiento de datos, y se expondrán los criterios tenidos en cuenta para el diseño de las base de datos de ECG.

### **3.1.5 Configuración de electrodos**

Como se trató en el Capítulo 1, existe una gran variedad de opciones para elegir la ubicación y la cantidad de electrodos que intervienen en el registro de un ECG. Un biopotencial es registrado por un par de electrodos y el registro estándar de 12 derivaciones incurre en la ubicación de 9 electrodos base. Acorde a la finalidad del registro se define el número derivaciones a registrar; por ejemplo, para examinar el segmento ST del ECG, es habitual analizar la actividad eléctrica de las derivaciones III, V3 y V5.

La UASC propuesta en este PFM tiene la versatilidad que, desde el terminal de administración, se puede configurar el número de derivaciones a registrar: 1 derivación, 2 derivaciones, 4, 5 y 12 señales.

## **3.2 FUENTES DE RUIDO E INTERFERENCIA EN EL ECG**

Los principales problemas en la adquisición de señales bioeléctricas surgen como consecuencia de su amplitud y frecuencia (17). Dichas amplitudes son pequeñas y a menudo se encuentran contaminadas por ruido, que incluso puede ser de potencia superior a la potencia de la propia señal (18).

Las fuentes de ruido e interferencia que se encuentran habitualmente en un registro electrocardiográfico se detallan a continuación.

### **3.2.1 La red de distribución eléctrica y otras interferencias externas**

La presencia de la red de distribución eléctrica conlleva la aparición de campos eléctricos y magnéticos sobre el sistema UASC y el paciente, los cuales pueden afectar los datos adquiridos del ECG, como se observa en la Figura 3-3a. Este tipo de interferencias se dividen en interferencias internas y externas. Las interferencias internas se originan, por lo general, cuando el equipo de electrocardiografía está conectado a la red de distribución eléctrica. Las interferencias externas se originan por las bajas frecuencias de la red de distribución eléctrica que interaccionan con el sistema de medida.

Debido a que la UASC es alimentada con baterías, las interferencias que la afectará son los externos, como se muestra en la Figura 3-1 y Figura 3-2, en donde se modela el sistema de interferencia correspondiente a los campos eléctricos y magnéticos respectivamente.

### 3.2.1.1 Los campos eléctricos

En la Figura 3-1 se puede observar que los campos eléctricos tienen su origen en el acoplamiento capacitivo de los cables de medida ( $C_e$ ), el acoplamiento sobre el paciente ( $C_p$ ,  $C_b$ ) y el acople capacitivo sobre el electrocardiógrafo ( $C_s$ ). Por otro lado, las impedancias de los electrodos se denotan mediante  $Z_{E1}$ ,  $Z_{E2}$  y  $Z_{E3}$ .

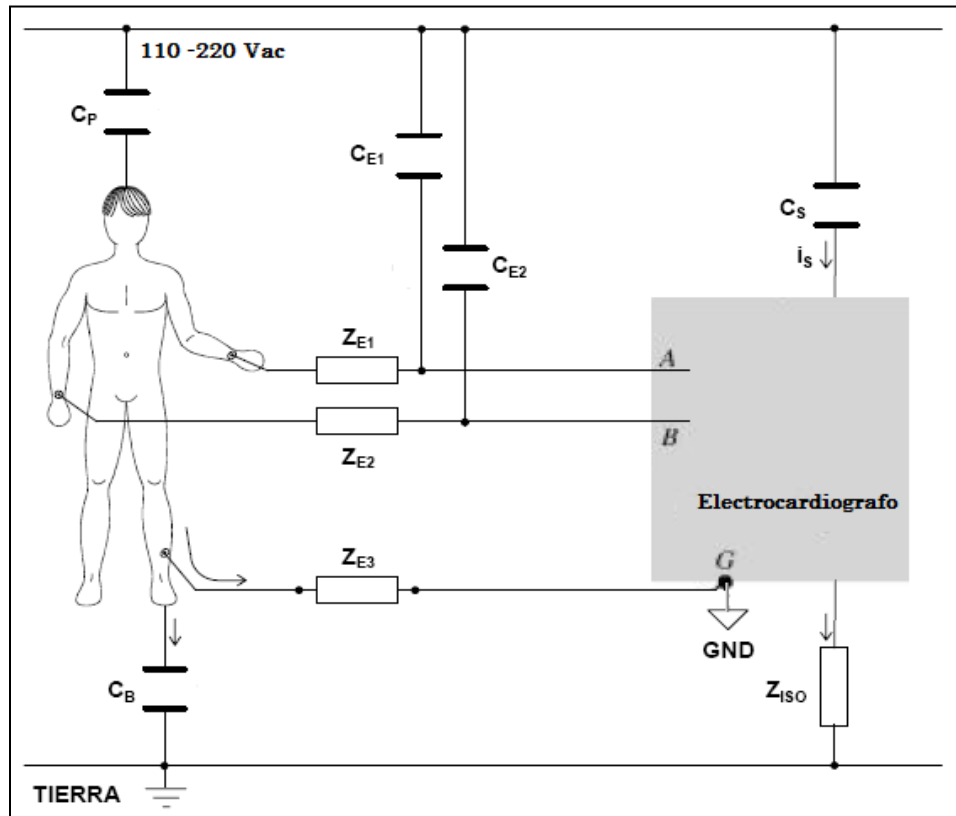


Figura 3-1: Interferencias externas de los campos eléctricos de la red de distribución eléctrica

El cuerpo del paciente puede considerarse un volumen conductor a la frecuencia de la red y por tanto existirá una capacidad de acoplamiento entre paciente y red. En consecuencia, el paciente no estará a un potencial cero respecto a tierra, y a la entrada del circuito de medida, incluyendo los electrodos, aparecerá una tensión de modo común. El valor de esta tensión dependerá de las capacidades de acoplamiento del paciente, de la impedancia del electrodo de referencia y de la impedancia de aislamiento del amplificador. Existen dos maneras a través de las cuales esta tensión de modo común podrá provocar una interferencia. La primera vendrá dada por el rechazo en modo común finito del amplificador (CMRR). La segunda manera, mucho más importante, es la conversión de la tensión de modo común en una tensión de modo diferencial.

La manera de reducir la interferencia es reducir al máximo la impedancia de los electrodos ( $ZE1$ ,  $ZE2$  y  $ZE3$ ) y aumentar todo lo posible la impedancia de entrada de modo común del amplificador, al igual que el CMRR.

### 3.2.1.2 Los campos magnéticos

La Figura 3-2 presenta dos tipos de interferencias: las interferencias producidas por la caída de tensión sobre el tórax, debido a las corrientes inducidas en el interior del paciente por un campo magnético exterior; y las interferencias inducidas en el bucle de medida por la presencia de un campo magnético. Estas interferencias pueden ser fácilmente reducidas si se enroscan los cables conductores y éstos son lo más cortos posible.

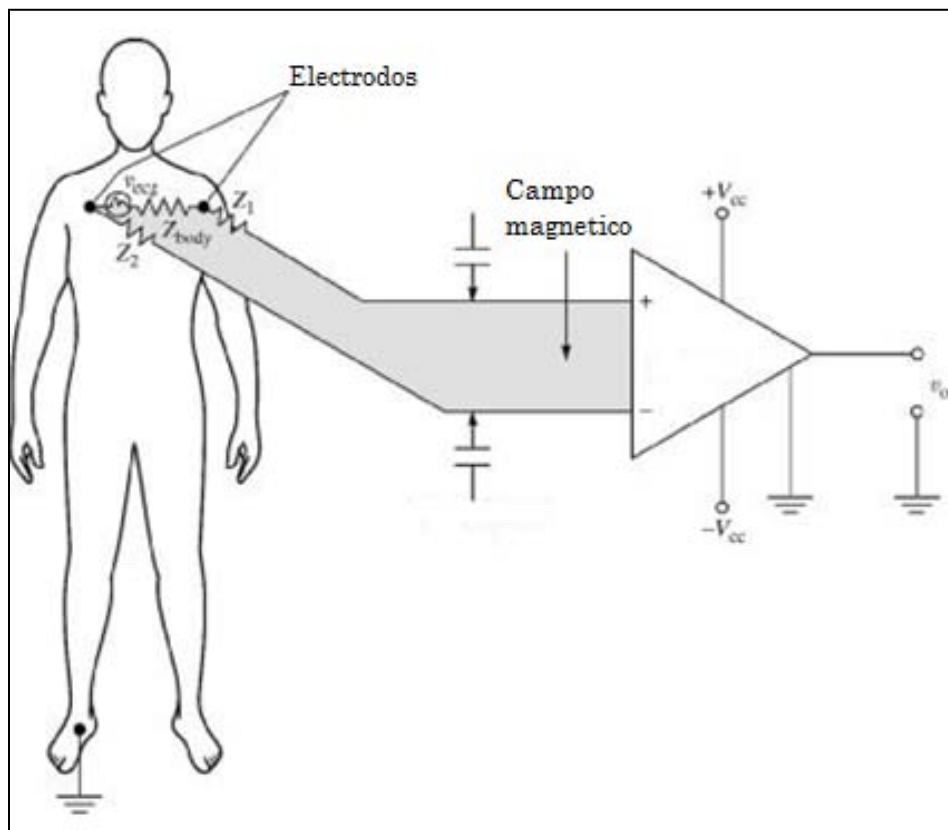


Figura 3-2: Interferencia producida por los campos magnéticos.

### 3.2.1.3 Otras fuentes de interferencia

Interferencias electromagnéticas desde otros dispositivos electrónicos, como equipos de radio o televisores pueden llegar a afectar a la electrónica del electrocardiógrafo. Además, en algunos casos se presentan interferencias debido a los teléfonos móviles, redes Wi-Fi o



cualquier otro dispositivo inalámbrico, ya que los cables que conducen el diferencial de potencial entre los electrodos pueden comportarse como antenas en recepción. Estas interferencias usualmente se reducen mediante la inclusión a la entrada de los amplificadores operacionales, de un condensador de 200pF.

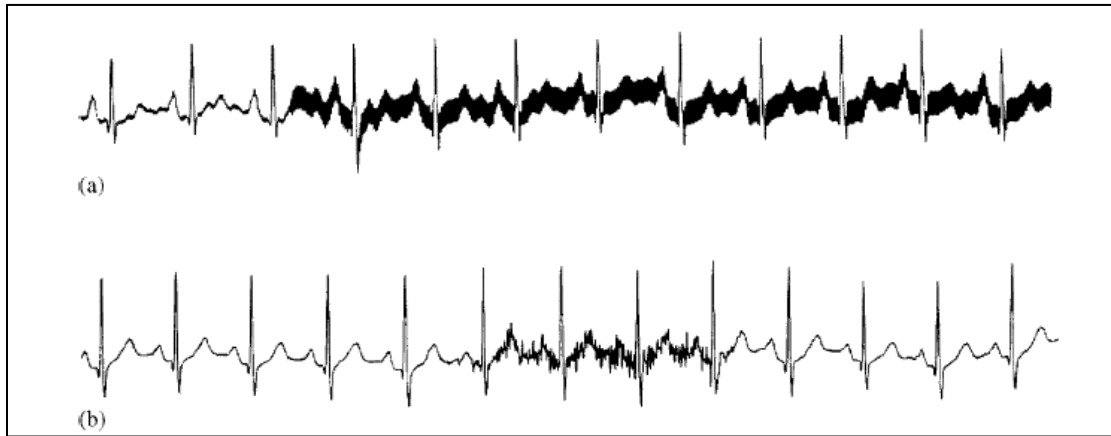
### **3.2.2 Electromiograma (EMG) y línea de base**

Cualquier actividad muscular en el cuerpo produce un biopotencial que, cuando se registra, recibe el nombre de electromiograma (EMG). La amplitud pico de esta señal en la superficie del cuerpo suele estar en el rango de 0,1mV a 1mV, y su espectro de frecuencias oscila entre 5Hz y 500Hz. Debido al solapamiento entre las señales de origen cardiaco y las musculares, se evidencia una interferencia que se conoce como ruido EMG, Figura 3-3b.

Las técnicas para reducir este ruido requieren por lo general la colaboración del paciente. Si se analiza el ruido EMG en el ECG, se observa una variabilidad en el tiempo debida a la respiración. En general, podemos hablar de dos tipos de EMG, a saber, el de soporte y el de línea base. El primero está relacionado con la actividad de los músculos torácicos que no intervienen en la respiración, y su nivel de actividad depende de factores como el estado de relajación del paciente, mientras que el segundo está directamente relacionado con los músculos que intervienen en el proceso de respiración, Así, las variaciones en el volumen pulmonar debido a la respiración pueden cambiar el valor de la impedancia entre los electrodos del ECG, lo cual se traduce en una diferencia de potencial que varía lentamente.

La frecuencia baja de la línea de base hace pensar en que se puede eliminar mediante la implementación de filtros paso alto con frecuencia de corte superior a 1Hz. Sin embargo, las ondas P y T de la señal del ECG están en el rango de 0,05Hz a 2Hz y podrían ser distorsionadas como consecuencia de este filtrado.

El parámetro más importante del electrodo es la impedancia, la cual debe ser lo más baja posible, para reducir el efecto de carga de la etapa posterior de amplificación y minimizar el efecto de las interferencias de modo común que aparecen a la entrada.



**Figura 3-3: (a) Interferencia de la red de distribución eléctrica (50Hz o 60Hz). (b) Interferencia Electromiograma.**

### 3.2.3 Interfaz electrodo-paciente

Los electrodos están formados por una superficie metálica y un electrólito en contacto con la piel. Por lo tanto, existen dos transiciones en el camino de la señal bioeléctrica entre el interior del cuerpo y el sistema de medida (19). La primera es el contacto entre la piel y el electrólito. La segunda es el contacto entre el electrólito y la parte metálica del electrodo. La presencia de estas interfaces provoca un intercambio iónico con la consiguiente aparición de un potencial de electrodo indeseado para la adquisición de la señal.

Otra de las causas de ruido originado en los electrodos es la variación del potencial de contacto, cuando se someten a un esfuerzo mecánico. En otras palabras, la concentración iónica de la interfaz electrodo-electrólito varía por el desplazamiento del electrodo.

Sin embargo, al utilizar electrodos con gel, la principal causa del artefacto está en las variaciones que presenta la epidermis cuando se deforma (12). Estas variaciones dan como resultado una fuente de corriente, debido a una diferencia de actividad metabólica entre las células del estrato córneo y las células vivas de las capas internas de la piel, y que circula a través de los canales extracelulares provocando una diferencia de potencial negativa entre el interior y el exterior de la piel.

Lamentablemente, el espectro de la señal del artefacto está entre 1-10Hz, provocando un solapamiento con la señal ECG y por lo tanto es muy difícil de contrarrestar. Presenta cambios abruptos y no se puede contrarrestar mediante filtros lineales sin distorsionar las características de la onda P y T. Por otra parte, este tipo de interferencias puede llegar a

simular eventos cardiacos en el ECG, como la elevación o depresión en la onda P o T, como se observa en la Figura 3-4.

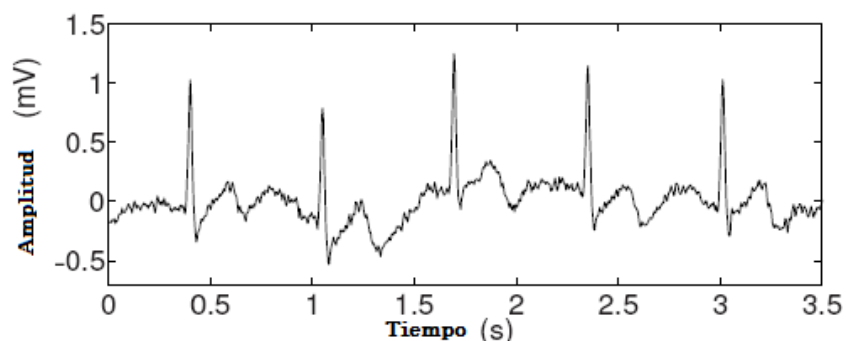


Figura 3-4: Interferencia a causa de los cambios de potencial electrodo -piel

### 3.3 HARDWARE DE ADQUISICIÓN DE ECG

En esta sección se presentan los detalles del módulo de adquisición para el registro del ECG. A medida que se exponen los principios teóricos en el diseño de instrumentación de adquisición, se presentan las características del módulo CARDIC, un ASIC para la adquisición de señales ECG fabricado por la empresa Aurelia Micoelectronica (20). El diseño de los sistemas de adquisición está muy bien documentado en la bibliografía (10) (17) (12) (18) (21).

Como se explicó en los apartados anteriores, el principal inconveniente para el desarrollo del hardware de adquisición de señales bioeléctricas radica en que dichas señales son de muy baja tensión (entre 0,1mV y 4mV) y están siempre acompañadas de un ruido inherente que, en muchos casos, es de mayor en amplitud que las propias señales de ECG. En la Figura 3-5 se presenta un diagrama simple de los procesos esenciales para la adquisición de las señales cardiacas. En la adquisición tradicional, el número de derivaciones de ECG (1 a 12) indica la cantidad de etapas iguales a la representada en la Figura 3-5, que requiere implementar el sistema simultáneamente.

Para reducir el costo, el tamaño y el consumo de potencia, en la etapa de adquisición de las derivaciones de ECG es esencial trabajar con ASIC. Gracias al alto nivel de integración, se puede utilizar un sistema de multiplexación y solo una etapa de adquisición (Figura 3-6). Debido a que los datos de la UASC son enviados al PC por medio del módulo Bluetooth, además de las etapas de amplificación y filtrado se requiere incorporar la etapa ADC.

Tanto el diseño del circuito impreso de la tarjeta de adquisición como los planos eléctricos se pueden ver en el Anexo 1.

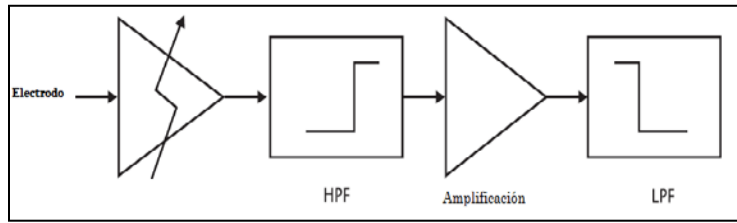


Figura 3-5 : Diagrama simple del hardware de adquisición.

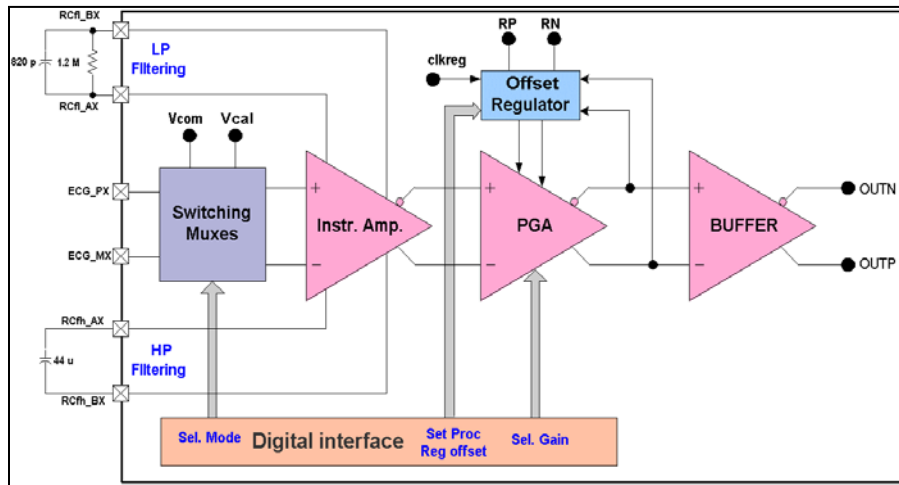


Figura 3-6: Diagrama funcional del ASIC CARDIC, etapa de acondicionamiento de señal.

### 3.3.1 Características eléctricas del hardware de adquisición

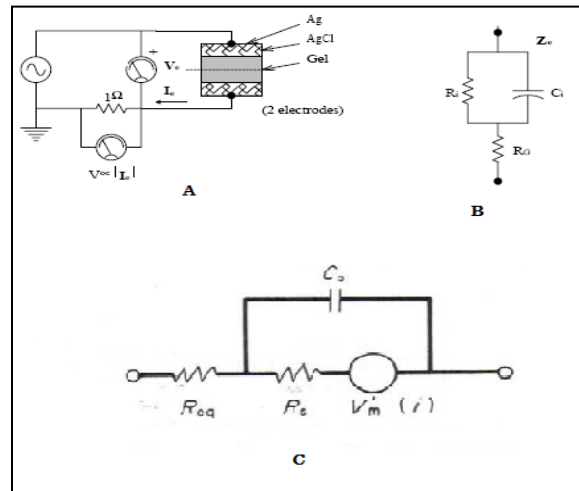
En la Tabla 1, se presentan los principales parámetros eléctricos que caracterizan el ASIC de adquisición de señales cardiacas. Para una mayor información pueden consultarse las hojas de características del dispositivo (20).

Parámetro	Valor
Vdd	0.3v a 6volt
Ganancia ECG	172- 688
RTI volt referenciado a ruido	8 uVrms
CMRR	100dB
Impedancia de entrada diferencial a 10Hz	100Mohm
Filtro HP Frecuencia de corte	53mHz
Filtro LP Frecuencia de corte	150hz
No de canales	8

Tabla 1: características eléctricas del hardware de adquisición.

### 3.3.2 Electroodos

Los electrodos convierten las señales bioeléctricas de los tejidos en corrientes eléctricas. Esta transducción debe ser hecha con la mayor fidelidad posible, y además, no debe perturbar la señal a medir. El tipo de electrodo más común para la detección de señales de ECG son los de cloruro de plata (Ag/AgCl) y para mejorar el contacto entre éste y la piel incorporan el gel electrolítico. La Figura 3-7 presenta el modelo eléctrico de la interface electrodo, donde los valores de la resistencia y el condensador son inversamente proporcionales a la frecuencia. El modelo completo electrodo-piel es representado en la Figura 3-7c. En la figura,  $R_{eq}$  representa la resistencia del fluido corporal y del electrolito,  $V_m$  representa la diferencia potencial presente entre los interfaces electrodo-electrolito y entre la piel-electrolito, que varía dependiendo del tipo del gel y del metal que compone el electrodo, y finalmente,  $R_s$  y  $C_s$  constituyen el modelo eléctrico del la interfaz electrodo-electrolito (12) (18).



**Figura 3-7: Modelo eléctrico del electrodo.**

(A) Circuito de medición (B) Circuito equivalente de electrodo (C) Circuito simple equivalente electrodo-piel.

#### 3.3.2.1 Tipos de electrodos

El tipo de electrodos debe ser acorde a las especificaciones de la aplicación de registros de señales bioeléctricas. En general los electrodos de uso no invasivo para electrocardiografía se diferencian por el tipo de compuesto y por lo tanto, presentan diferencias en el *offset* de voltaje y la impedancia característica. La necesidad de contar con un muy bajo *offset* e impedancias y una alta estabilidad de las propiedades eléctricas, así como una compatibilidad entre el material y la piel, y un fácil uso, ha dado vía a la elaboración de varios tipos de electrodos y varios modos de operación de los mismos (22).

Los electrodos utilizados en la UASC son los del tipo cloruro de plata (Ag/AgCl). El gel conductor y el adhesivo se combinan con la película AgCl. El diferencial de potencial característico de este tipo de electrodos se mantiene bastante constante y su impedancia característica baja, por lo que el ruido térmico es mínimo (12), lo que los hace bastante atractivo para muchas aplicaciones de registro de ECG.

### 3.3.3 Amplificación

La calidad del ECG registrado dependerá en gran medida de las características del sistema de adquisición. Para reducir las interferencias de la red eléctrica y las variaciones del potencial de contacto de los electrodos, el amplificador de biopotenciales deberá estar acoplado en alterna con impedancias de entrada grandes, tanto en modo común como en modo diferencial, y deberá tener un CMRR suficientemente alto. Otro requisito de los amplificadores de ECG es que deben tener un aislamiento galvánico, y de esta manera proteger al paciente. Una impedancia muy alta entre el paciente y el amplificador de ECG, limita cualquier corriente que pueda fluir a través del paciente.

El módulo CARDIC implementado en la UASC, garantiza una impedancia de entrada de 100Mohm y un CMRR mayor de 92dB (20). La Figura 3-6 presenta los principales componentes del amplificador instrumental que integran el ASIC implementado. Los seguidores de entrada, *buffers*, permiten acoplar la señal en alterna y mantener la impedancia de entrada en modo común alta.

### 3.3.4 Filtrado de la señal

El ancho de banda de los filtros y su calidad de corte ponen las condiciones límite para los estudios a posteriori de las características de las señales. La fidelidad del filtro paso-banda, nos debe garantizar la ausencia de distorsiones en el complejo QRS y el rechazo del *offset* de voltaje a causa de los electrodos.

Para el diseño de la tarjeta de adquisición de la UASC, se imprimaron filtros de primer orden en el filtro paso alto, y se calculó con la expresión:

---

Donde  $R_{INT}$  es la resistencia interna característica del amplificador del CARDIC y su valor nominal es 68 ohm.

Con una frecuencia de corte típica de 0,05Hz, el condensador  $C_{HP}$  será de 44uF. Para contrarrestar los efectos de la resistencia interna del condensador se decide implementar este filtro con dos condensadores en paralelo de 22uF.

El filtro paso-bajo de tipo *anti-aliasing* en el módulo UASC es configurado a través de resistencias y condensadores externos y toma valores entre los 130Hz y los 190Hz para programar la frecuencia de corte a 150hz, siguiendo la expresión:

---

Donde REXT es la resistencia externa y también está asociada a la ganancia de amplificación, por lo que se toma como valor el recomendado por el fabricante a 1,2Mohm. CLP será por lo tanto igual a 820pF.

### **3.3.5 Acondicionamiento adicional de señal**

Si bien en este punto se ha abordado el acondicionamiento de los biopotenciales, con respecto a los problemas presentados en la Sección 3.1.3, esto sería solo cierto si la adquisición se hiciera en un ambiente totalmente controlado. Por otra parte, la configuración de las 12 derivaciones estándar de ECG, implica obtener el TCW. A continuación, se presentan las soluciones que se implementaron en el ASIC CARDIC a diversos problemas de adquisición para las 12 derivaciones estándar.

#### **3.3.5.1 Ganancia programable**

En la literatura se evidencia que la amplitud del complejo QRS en un ECG varía entre los pacientes, lo cual resulta en la saturación de la señal en algunos casos, distorsionando el pico del complejo QRS. Para solucionarlo, es casi que inevitable que la UASC cuente con una ganancia ajustable en cada derivación.

El módulo CARDIC, con una implementación simple en software, permite configurar la ganancia deseada acorde con los estándares en el registro de ECG. Es posible seleccionar entre 4 ganancias, que van desde 172 a 800.

#### **3.3.5.2 Regulación de Offset**

Como se ha venido explicando, las señales biomédicas en la etapa de transducción se ven afectadas por una diferencia, de potencial que puede causar una saturación en la etapa inicial

de amplificación, por lo que en determinados casos es necesario garantizar una rápida descarga del condensador que conforma el filtro paso alto. Para garantizar esta rápida descarga, el módulo de administración, del cual se hablará con más detalle en la Sección 3.4, reconfigura eventualmente los registros del CARDIC para activar el switch interno de descarga.

### 3.3.5.3 Apantallado de cables, driver RL y terminal central de Wilson

Al registrar los 8 biopotenciales del cuerpo, el sistema UASC se verá afectado por las interferencias y ruidos, debidos al acople capacitivo entre los cables y la red eléctrica. Para cancelar estas perturbaciones, el sistema implementa un lazo de realimentación negativa denominado *driver RL*, que nos permite un mejor rechazo a estas interferencias. En la Figura 3-8 se presenta el diagrama de bloques que incluye el ASIC CARDIC para implementar un sistema de cancelación basado en un driver RL (20). La diferencia de tensión en modo común es sensada por las dos resistencias  $R1$ , para luego ser amplificado acorde a  $R_{gain}$  (12).

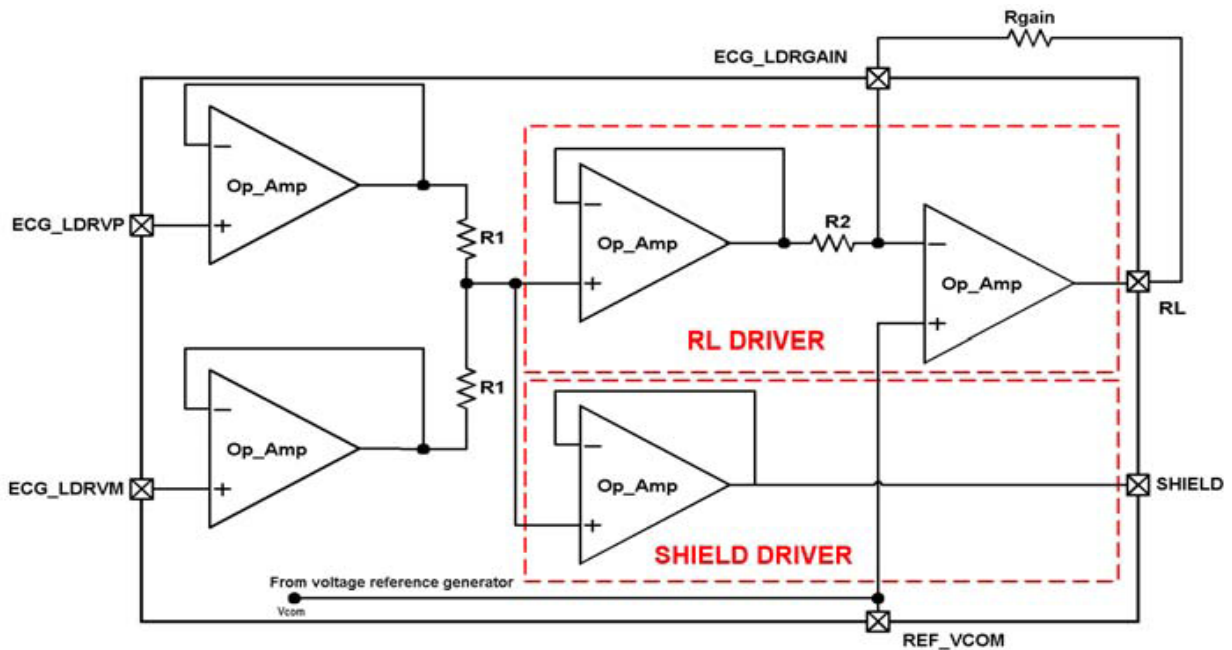


Figura 3-8: Diagrama de bloque realimentación negativa y sistema de apantallado

Por su parte, apantallar los cables de los electrodos a la UASC es algo que se debe hacer con el fin de eliminar las capacidades parásitas y reducir al máximo el ruido de 50Hz o 60Hz procedente de la red eléctrica. La mejor manera de apantallar los cables es a través del un amplificador para cada una de las entradas, como se visualiza en la Figura 3-8 (23). Sin



embargo, y gracias a la implementación de multiplexación del CARDIC, la necesidad del este amplificador se reduce a solo uno para los 8 biopotenciales.

Como se presentó en el Capítulo 2, un sistema ECG con más de 3 derivaciones requiere generar un punto común o punto de referencia. En la Figura 3-9, se presenta la estructura del sumador de las tres derivaciones principales.

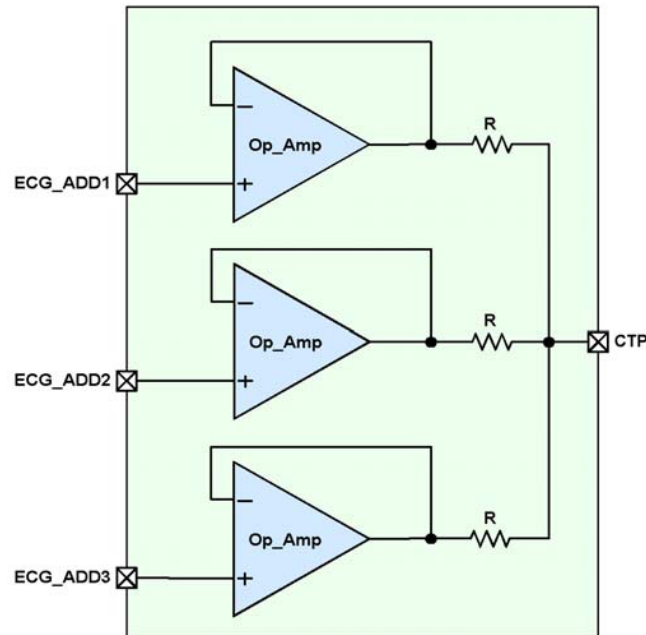


Figura 3-9: Módulo terminal central Wilson, TCW.

En la literatura se habla de tres derivaciones bipolares y de 9 unipolares, en donde se argumenta que la diferencia radica en que las unipolares miden la diferencia de potencial entre la respectiva derivación y el TCW, que constituye un punto virtual. El tratamiento que se realiza en el diseño de hardware de la UASC es que todas las derivaciones son bipolares, es decir cuentan con dos polos, y por consiguiente, al punto común (*CTP*) del CARDIC van conectados los 6 polos negativos de las 6 derivaciones precordiales.

#### 3.3.5.4 Conversión analógica-digital

Debido a la transmisión de la información del registro de ECG vía Bluetooth, es imperativo realizar la conversión analógica-digital de las señales adquiridas, por lo que la resolución del ADC nos indica el nivel de calidad del sistema.

Como se documenta en la bibliografía (24) (25), para hacer estudios de los datos en muchos casos es suficiente una resolución de 12bits y una frecuencia de muestreo de 250 Hz, si bien

en algunos otros casos la resolución de los datos debe ser de al menos 16 bits y frecuencias de muestreo de 2Khz. Con el sistema diseñado es de propósito general, la UASC realiza la etapa ADC con una resolución de 12 bits. Para un mejor detalle del método de digitalización de la información, se puede consultar en la hoja de especificaciones del ASIC CARDIC (20).

### **3.4 HARDWARE DE CONTROL Y TRANSMISIÓN DE INFORMACIÓN**

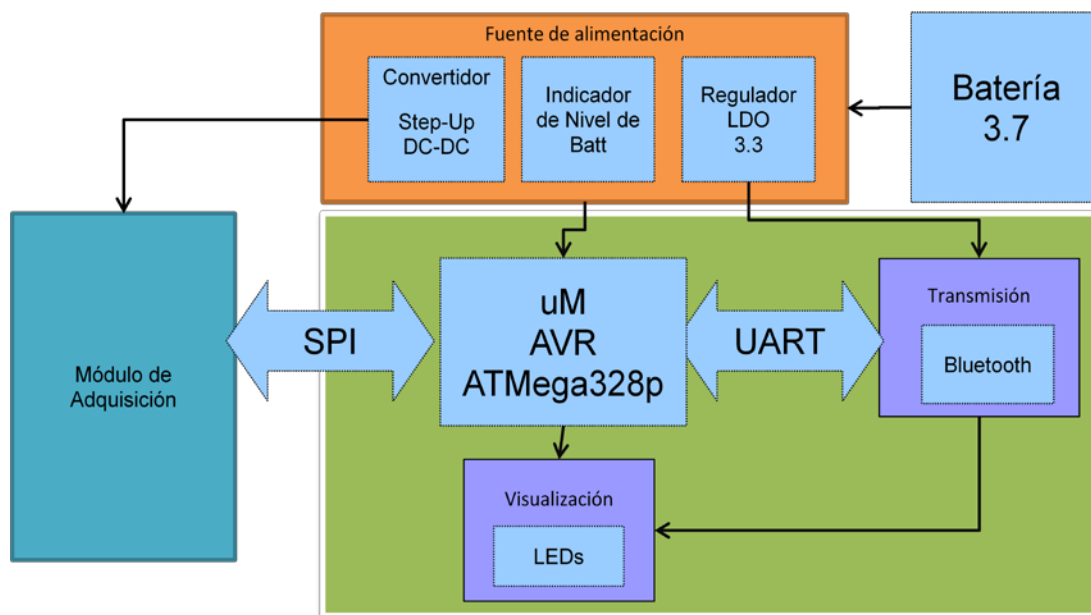
Una vez la información de los registros de ECG se ha digitalizado, tan solo resta gestionar la transmisión de la misma. Sin embargo, y debido a que es necesario configurar vía software un conjunto de parámetros de la etapa de adquisición, entre los que destacan la frecuencia de muestreo, la ganancia de los canales, la activación o desactivación de cada derivación o el consumo de energía, entre otros, la UASC cuenta con un módulo basado en el microcontrolador ATmega para la administración y el control de dichos parámetros.

El sistema UASC está diseñado para que no almacene los registros digitalizados del ECG, siendo éstos por el contrario enviados en tiempo real vía Bluetooth. Las razones de este diseño, se deben a tres factores básicos:

*Población Objetivo:* este diseño está pensado para personas que habitan en zonas aisladas y/o de difícil acceso, por lo que el envío de la información al centro de gestión es el pilar del sistema. En el centro de gestión, el servidor web guarda todos los registros ECG.

*Ahorro en el consumo de energía:* al tener componentes de almacenamiento de datos de estado sólido, el consumo de energía sube drásticamente.

*Procesamiento de la información:* lo primordial del sistema de Tele-ECG es el envío de la información a los cardiólogos o médicos de referencia, por lo que es mucho más rentable, tanto en consumo de energía como en nivel de procesamiento, grabar la información en servidores o centros de gestión, y a los cuales se les podrá implementar mucho más fácilmente los algoritmos de análisis de ECG.



**Figura 3-10: USAC modular.**

El recuadro verde constituye el hardware de control y transmisión de la información.

Además de servir para configurar vía software el ASIC CARDIC, el hardware de control administra el módulo de transmisión y el enlace inalámbrico. La conexión Bluetooth es bidireccional, siendo la aplicación web quien administra los datos de envíos y la configuración de la UASC (Figura 3-10).

Las funciones principales del hardware de control y transmisión son:

- Calibración del offset del módulo de adquisición.
- Calibración de la ganancia del módulo de adquisición.
- Configuración de los canales de adquisición (configuración ECG, presión Arterial, Temperatura).
- Trasmisión en tiempo real de las señales de ECG vía Bluetooth.
- Fuentes de alimentación convertidor DC-DC Boost y LDO, tanto para el módulo de control como para el módulo de adquisición.

### 3.4.1 Módulo Microcontrolador

El microcontrolador administra el módulo de adquisición CARDIC a través de bus serial de interfaz de periféricos (SPI) a una velocidad de 1MHz, mientras que el envío de la información al módulo Bluetooth se realiza por medio de la interfaz serial UART a una tasa de 115.200 bps. Por otra parte la frecuencia de oscilación del reloj de instrucciones es de 16 MHz.

La fuente de alimentación del microcontrolador es de 5 voltios. A pesar de que el dispositivo soporta voltajes desde los 1.8 Voltios, se decide optar por este nivel de tensión teniendo como base que el módulo de adquisición funciona con 5 voltios.

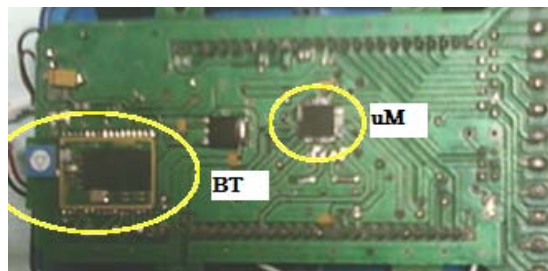


Figura 3-11: Prototipo módulo de control y transmisión UASC (cara Bottom).

### 3.4.1.1 Características técnicas

La unidad básica del hardware de control en el microcontrolador Atmega328p (26), provistos de la tecnología picoPower, nos permite tener consumos inferiores a 100nA, en estado “Down”, y de 0,2mA en modo Activo. El microcontrolador cuenta con 32KB de memoria de programa FLASH, 2KB SRAM, 1 KB EEPROM, 8 canales de 10-bit ADC y hasta 16 millones de instrucciones por segundo (MIPS) a 16 Mhz.

Junto con los microcontroladores de Texas Instruments, los AVR de ATMEL son los componentes más usados en sistemas de sensores corporales portátiles (27). La motivación que existe detrás de su extenso uso radica en que para muchas aplicaciones es más importante contar con un bajo consumo de energía y no hacer procesamiento avanzado en el mismo dispositivo, por lo que es mucho más interesante contar con microcontroladores de bajo tamaño de palabra (8 bits para UASC), que tiene como gran ventaja un consumo muy bajo.

Otras características interesantes de la familia AVR de Atmel son las siguientes:

- Arquitectura Harvard, además implementa la arquitectura RISC (del inglés *Reduced Instruction Set Computer*) avanzada, permitiendo ejecutar una instrucción por cada ciclo de reloj (28).
- Lógica interna de RESET. No necesita componentes externos.
- Oscilador interno de 8Mhz, lo que facilita la implementación.
- Arquitectura optimizada para el uso de lenguajes de alto-nivel, Compilador C (GNU).

### **3.4.1.2 Lenguaje de Programación**

Para programar el microcontrolador de la UASC, en la primera fase de desarrollo se implementó en el IDE de Arduino, que básicamente es un chip AVR con un bootloader. La razón de esto era evaluar los alcances del módulo de adquisición, teniendo como garantía que no se presentaran problemas en el módulo hardware de control (29).

Arduino es ideal para placas de desarrollo y por ende, para aprender y hacer ciertas pruebas en muy poco tiempo de desarrollo. Sin embargo, al tener el bootloader cargado en el microcontrolador se desperdicia espacio de memoria, vital en el sistema definitivo de la USAC, al igual que su entorno de desarrollo limita la programación de los Fuses, configuración del microcontrolador. Por esto, en la segunda fase de desarrollo, se utiliza la plataforma de desarrollo de AVRStudio sobre Windows, el cual soporta WInAVR, herramienta de desarrollo para programar en C los microcontroladores AVR (30). Para la programación del sistema de control de hardware en Linux se utiliza sobre el compilador AVR-GCC.

### **3.4.1.3 Comunicación del microcontrolador de la UASC**

Como se observa en la Figura 3-10 los puertos de comunicación del microcontrolador se clasifican en tres grupos: la comunicación Visual, la comunicación SPI y la Comunicación UART.

#### ***Comunicación visual.***

Es la más sencilla comunicación del microcontrolador, y se encarga de indicar visualmente, por medio de LEDs, el estado actual de la UASC. Se escoge esta modalidad de visualización, con el fin de preservar la batería de la UASC, ya que implementar cualquier otro tipo de visualización, con pantallas LCD o Display, aumenta enormemente el consumo de energía y a la vez es algo inútil si se tiene en cuenta que la información del la UASC se administra desde la aplicación web.

El estado de esta visualización se presenta por medio de dos LEDs, como se observa en la Figura 3-12. El LED rojo indica el estado de la conexión inalámbrica de la UASC, (*On*: conexión establecida, y *Off*: no hay conexión Bluetooth). El LED amarillo, proporciona el estado de adquisición de los registros ECG que se observa en la Tabla 2.



Figura 3-12: Comunicación Visual UASC.

Estado LED	Estado UASC
Off	Sistema apagado.
ON estable	Sistema encendido y periféricos OK.
Parpadeante rápido	ERROR de periféricos.
Parpadeante lento	Envío de información de ECG vía Bluetooth.

Tabla 2: Estados del LED de la UASC.

### **Comunicación vía SPI**

A través del puerto SPI, el microcontrolador transmite y controla toda la información enviada y recibida desde la unidad de adquisición de la UASC (sección 3.3). SPI es un bus de tres líneas, sobre el cual se transmiten paquetes de información de 8 bits; sin embargo, la información enviada por el ASIC CARDIC es de 16 bits, lo que nos lleva a implementar esta comunicación vía Firmware del microcontrolador.

El tipo de comunicación SPI es *full* dúplex. Dos líneas transfieren los datos (*Din* y *Dout*), y una tercera línea es la del reloj (*clk*). La señal de reloj (*clk*) de la interfaz SPI es la que utiliza el ADC del módulo de adquisición (20). La frecuencia de reloj del puerto SPI, por lo tanto, está limitada a 1.28MHz, para garantizar el correcto funcionamiento del algoritmo de ADC. La configuración de la frecuencia, la polaridad y la fase de la señal de reloj *clk* se ajusta vía Firmware del microcontrolador (26), de acuerdo con la Figura 3-13.

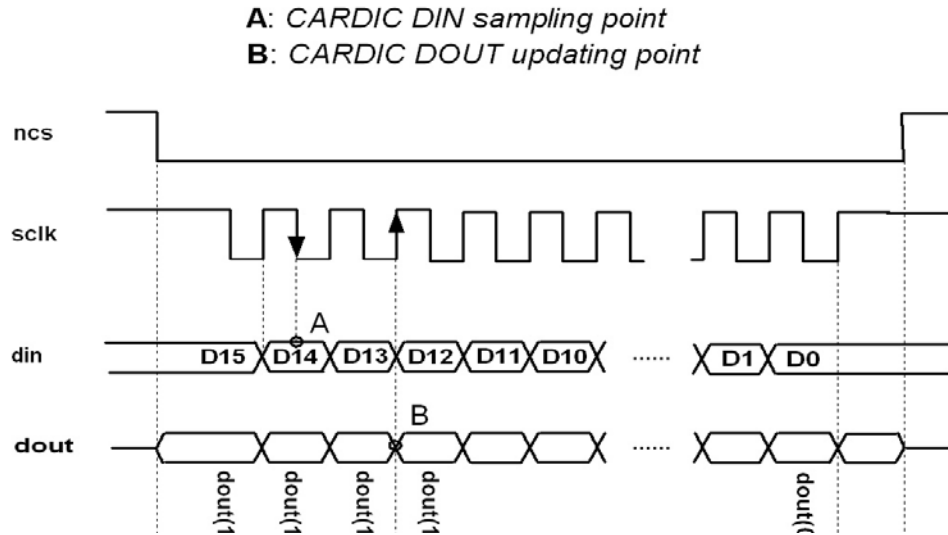


Figura 3-13: Ejemplo de comunicación SPI entre el módulo CARDIC y el microcontrolador.

El bus SPI del CARDIC es controlado a través de la línea selectora llamada Chip Select (*nCS*), por lo que la comunicación del CARDIC es activada sólo cuando esta línea es seleccionada. Los comandos enviados por la interfaz SPI se abordan en la sección de Firmware de microcontrolador, y se pueden ver con mejor detalle en el datasheet del ASIC CARDIC (20).

### Comunicación UART

La transmisión de datos en serie es una de las más comunes. La interfaz USART tiene dos modos de comunicación: asíncrona o síncrona. La primera es *full* duplex con una vía *RX* (Recepción) y *TX* (Transmisión); la segunda es *half* duplex y utiliza una vía de CLK (reloj) y otra de DT (transmisión de datos) con sus configuraciones por dispositivo como maestro o esclavo. En el módulo USART de la UASC se maneja la comunicación en modo asíncrono, por lo que se denomina UART (*Universal Asynchronous Receiver/Transmitter*).

La comunicación UART, se encarga de llevar la información de los registros del ASIC CARDIC a la interfaz de transmisión Bluetooth. Al igual que el módulo SPI, toda la configuración de los parámetros se realiza vía firmware.

Para establecer comunicación UART entre el módulo de control y el CARDIC (Figura 3-10) se establecen los parámetros de comunicación recogidos en la Tabla 3.

<b>Número de bits del dato</b>	<b>8</b>
<b>el número de bits de paro (stop),</b>	<b>1</b>
<b>velocidad de transmisión</b>	115200bps
<b>el control de paridad</b>	N/A
<b>niveles lógicos utilizados</b>	5 V <sup>1</sup>

Tabla 3: Parámetros de configuración de la UART del microcontrolador.

#### 3.4.1.4 Firmware

Como ya se ha comentado, el desarrollo del sistema UASC costa de dos fases. En la primera fase el objetivo es garantizar la correcta comunicación y lectura de la información entre la etapa de adquisición y digitalización, y la transmisión. Para ello, se diseñó el sistema interno de operación del microcontrolador sobre la plataforma IDE de Arduino.

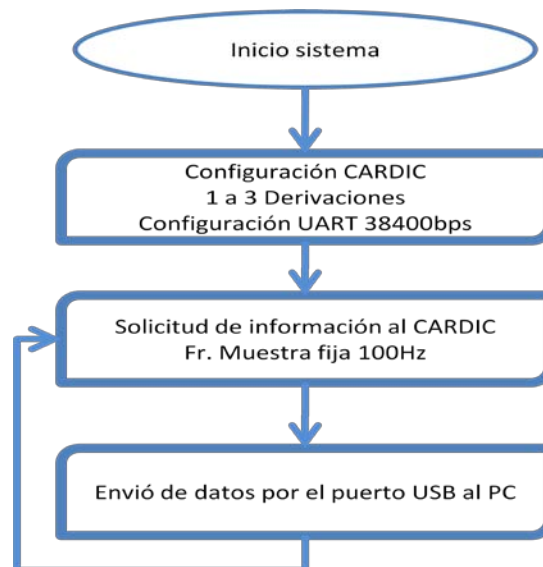


Figura 3-14: Diagrama de flujo del Firmware (versión de prueba UASC).

En la Figura 3-14, se representa el diagrama de flujo de la unidad de control. En esta imagen podemos ver las limitaciones de la fase 1 entre las que se destacan, una baja tasa de muestreo y transmisión de datos. De igual manera, el envío de información es unidireccional, desde la UASC al PC. La configuración del CARDIC es estática, es decir solo al iniciar el sistema se puede configurar qué canal o canales van a ser leídos. Tampoco permite configurar el nivel de ganancia del sistema, ni el offset en la adquisición.

<sup>1</sup> La tensión de los niveles lógicos de salida del microcontrolador, para ser compatibles con los niveles de tensión del módulo Bluetooth, son reducidos, por medio de resistencias, de 5 Volts a 3.3Volt.



Finalmente, los datos adquiridos del registro ECG simple, se envía a través del puerto USB y son recibidos por una aplicación desarrollada sobre el entorno Processing (31).

El firmware de la fase dos se elabora sobre la plataforma de desarrollo winAVR (30) y AVRStudio. La Figura 3-15, presenta el resumen sistemático de los estados del firmware de la UASC. En el diagrama se observa el flujo normal de una adquisición de datos. Sin embargo, debido a eventuales reconfiguraciones o posibles errores el sistema UASC, se puede encontrar en estados temporales de inactividad o reorganización de procesos. A continuación se presenta una breve explicación de cada uno de los estados del firmware UASC, a saber, estado inactivo, *standby*, ON\_BT y ON\_ECG.

#### ***Estado inactivo.***

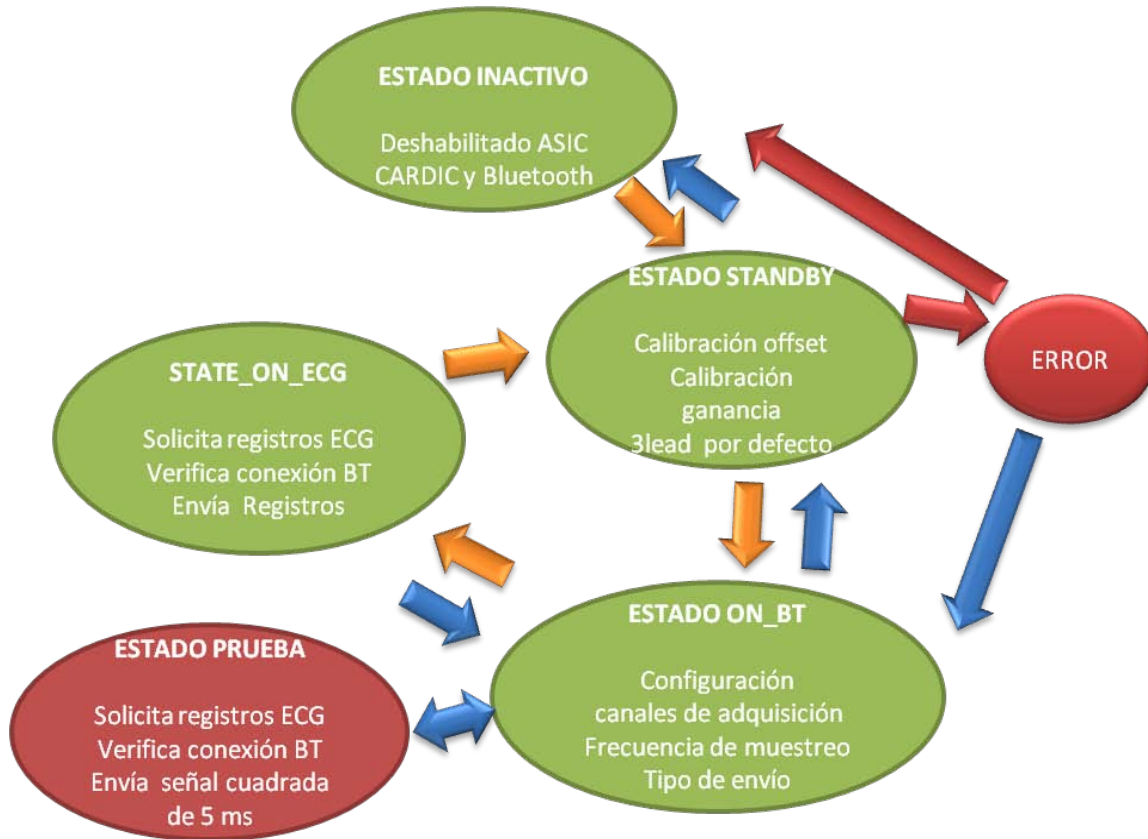
La UASC se encuentra en este estado cuando es encendido el dispositivo por primera vez, o ha estado en un tiempo prolongado de inactividad. En el estado de inactividad los periféricos del sistema se encuentran deshabilitados, o en estado de ahorro de potencia.

#### ***Estado standby.***

Al entrar a este estado la UASC realiza un escaneo de los periféricos, y si todo se encuentra en perfecto funcionamiento, inicia con la calibración del módulo de adquisición. Como se vio en la Sección 3.3.5, es necesario, antes de realizar cualquier muestreo de datos, calibrar el offset de todos los canales ECG y los voltajes de referencias del módulo CARDIC. Para tal fin, se envían 1024 tramas acordes con las tablas de configuración de la hoja de características del ASIC CARDIC (20). Esta operación dura aproximadamente 5 segundos.

Después de calibrar el módulo de adquisición, la UASC revisa sus variables de estado para verificar si la conexión Bluetooth se ha establecido; de lo contrario, se queda en este estado hasta recibir la solicitud desde la aplicación web de conexión Bluetooth. En este estado, y si no hay otra petición en curso de configuración, el sistema configura por defecto el módulo de adquisición para recibir datos de las 3 principales derivaciones de ECG.

En este estado, el módulo CARDIC se encuentra deshabilitado y no fluye información por el puerto SPI, ni se realiza la ADC.



**Figura 3-15: Diagrama de estados del Firmware UASC final.**

Las flechas naranjas indican el ciclo normal de adquisición y envíos de datos. Las flechas azules representan el estado del flujo cuando se presenta alguna anomalía en el proceso.

### ***Estado ON\_BT***

La UASC llega a este estado cuando recibe desde la aplicación web la petición de conexión. Hay dos formas para ello: en primer lugar, a través del pin de conexión Bluetooth; y en segundo lugar mediante la recepción, vía UART, del comando de inicio. La Tabla 4 presenta la codificación de configuración de la unidad de adquisición de la UASC. Estos códigos son enviados por la aplicación web una vez la conexión ha sido establecida vía Bluetooth entre la UASC y la aplicación Web.

El estado ON\_BT, retorna al estado *standby*, cuando la unidad CARDIC no responde a los comandos enviados desde la interfaz SPI. Para pasar al estado ON\_ECG se requiere recibir los códigos 20 a 22, que establecen la lectura de los registros de ECG de acuerdo con la configuración anterior (ver Tabla 4). Para una mejor comprensión de los códigos enviados al ASIC CARDIC puede acudir a su hoja de características (20). Después de un largo periodo de inactividad en este estado, el sistema retorna al estado *standby*.

<b>Tipo de Configuración Registros CARDIC.</b>	<b>Descripción.</b>	<b>Cod. de petición.</b>
<b>Inicio de conexión.</b>	Primer dato enviado desde la aplicación web, informando la conexión del la UASC al PC.	01
<b>Canal de temperatura.</b>	Activa el MUX. del ASIC CARDIC hacia el canal de temperatura.	04
<b>Canal de batería.</b>	Activa el MUX. del ASIC CARDIC hacia el canal de batería.	05
<b>Calibración offset.</b>	Calibra la unidad de adquisición.	06
<b>Todos los canales ECG y lectura cíclica.</b>	Activa todos los canales y automáticamente en cada solicitud de datos, el ASIC CARDIC selecciona uno a uno el canal ECG para ser registrado.	07
<b>Activa canal 0.</b>	Activa el MUX. del ASIC CARDIC hacia el canal 0 del ECG. Registros de la derivación I.	08
<b>Activa canal 0 y descarga rápida de CHP.</b>	Activa el MUX. del CARDIC hacia el canal 0 de ECG y además permite que el condensador del Filtro HP se descargue rápidamente.	09
<b>Activa canal 0, 1 y 2.</b>	Configuración de 4 a 7 derivaciones, (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1). La solicitud de lectura de los 3 canales se realiza manualmente (cod 22).	10
<b>Activa canal 0 y 1.</b>	Configuración de 3 o 4 derivaciones, (I, II, III). La solicitud de lectura de los 2 canales se realiza manualmente (cod 21). La derivaciones III, aVR, aVL, aVF se obtienen en la aplicación WEB, por métodos matemáticos simples.	11
<b>Activa todos los canales ECG y descarga rápida de CHP.</b>	Activa todos los canales del ECG y permite la descarga rápido del condensador del filtro HP. La lectura de cada canal es manual.	12
<b>Solicita la configuración de los registros.</b>	Se envía vía Bluetooth el estado de los 4 registros del ASIC CARDIC.	13
<b>Configuración manual.</b>	Espera el nuevo valor de los registros por parte de la aplicación WEB, los cuales se envían al ASIC CARDIC para su configuración (futura implementación).	15
<b>Activa canal de presión.</b>	Reservado para la lectura del canal de presión arterial.	16-19
<b>Lectura del registro ADC.</b>	Inicia la lectura y envío del registro cero o ADC del CARDIC, a una tasa de muestreo acorde a la configuración.	20
<b>Lectura de canal 0 y 1.</b>	Alterna entre el canal 0 y 1 para realizar la lectura y envío.	21
<b>Lectura de canal 0, 1 y 3.</b>	Alterna entre el canal 0, 1 y 2 para realizar la lectura y envío.	22
<b>Configura la frecuencia de muestreo.</b>	Limitada por la velocidad de la UART (100Hz-900Hz).	50-59
<b>Detiene la transmisión.</b>	El dispositivo queda en espera y deshabilita la lectura del CARDIC.	90
<b>Envía señal de prueba.</b>	Se envía vía Bluetooth una señal cuadrada para la calibración con la aplicación web.	99

Tabla 4: Códigos de configuración del la unidad de adquisición de señales de ECG.

### ***Estado ON\_ECG***

Este estado presenta tres modos diferentes de envío de datos: el modo cíclico o registro cero; el modo 2 canales; y el modo 3 canales. La frecuencia de muestreo de las señales cardiacas varía entre 100Hz y 900Hz y depende del valor del registro (de 50 a 59 respectivamente), como se ve en la Tabla 4.

En el modo cíclico o registro cero, el microcontrolador envía por la interfaz SPI el código 0x0000, y lee el valor del ADC. Esta operación la repite cíclicamente hasta recibir vía Bluetooth el código 90, correspondiente a una nueva configuración de operación. En este modo de operación es la aplicación web la que descompone los datos y los clasifica. Los datos que se reciben en este modo son temperatura, 12-ECG cíclico, 1-ECG, nivel de batería, presión arterial (sin implementar).

Los modos 2 y 3 canales asumen que los registros CARDIC están preconfigurados adecuadamente. En el modo 2 canales, cada tiempo de muestreo se envían 2 datos por la interfaz SPI, 0x9840 y 0x98C0, para leer los registros del canal 0 y 1 (derivaciones I y II). Además de los dos datos, en el modo 3 canales se envía el código 0x9940, que corresponde a la lectura del canal 3 (derivación V1). Debido al algoritmo de conversión ADC del CARDIC, las lecturas de los canales están desincronizadas una trama (20).

### **3.4.2 Fuente de alimentación**

Una batería de litio de 3,7V y 750mA es la fuente de alimentación de la UASC, lo que nos permite olvidarnos por un momento de algunas de las interferencias internas causadas por el acople de las red de distribución eléctrica, a la fuente de alimentación de la UASC.

La Figura 3-10 nos permite ver que el módulo de alimentación de la UASC consta de dos niveles diferentes de tensión (5V y 3.3V), proporcionados por un convertidor DC-DC *boost* y un regulador lineal de bajo consumo, respectivamente. El convertidor *boost* o *step-up*, además de proporcionar la fuente de alimentación de módulo de control de la UASC, es el encargado de alimentar el módulo de adquisición de las señales. Por su parte, el regulador LDO (*Low-Dropout*) se encarga de alimentar el módulo de transmisión inalámbrica de los datos, vía Bluetooth.

#### **3.4.2.1 Características técnicas**

El MAX1676EUB, es un compacto convertidor DC-DC *step-up*. Cuenta con una eficiencia del 94% a 200mA y su rango de voltaje de entrada va desde los 0.7V hasta 5.5V. Además cuenta

con un detector de bajo nivel de batería (32). Por su parte, el chip MC33269DT-3.3 es un regulador LDO de bajo consumo que cuenta con protección térmica y de cortocircuito (33).

Los planos eléctricos se detallan en el Anexo 1 y el criterio de diseño del PCB, como la fabricación de las fuentes, se discuten en la sección 3.5.

### 3.4.3 Módulo Bluetooth

La comunicación inalámbrica emplea el módulo Bluetooth V2.0+EDR F2M03GLA de Free2movie. Es un dispositivo de bajo consumo de potencia y antena integrada. Su potencia de transmisión es de hasta 8dBm y la sensibilidad del receptor de hasta -83dBm. Incluye el firmware UART y, soporta el perfil serial (SPP, *serial port profile*) (34).

La fuente de alimentación del módulo Bluetooth es de 3,3V y es suministrada por el LDO. La configuración del dispositivo se realiza a través del software de configuración Wireless UART de Free2Move y de acuerdo con el protocolo Wireless\_UART (35). En la Tabla 5 se presentan los parámetros de configuración del módulo Bluetooth.

Parámetro	Valor
Nombre Disp. Bluetooth	BTCardic0X
Servicio Disp. Bluetooth	ECGBT
ID Producto	F2M03GLA
Velocidad Puerto Serial	115200
Paridad	None
Número de bits	8
Bits stop:	1
Control de flujo	On
Modo de conexión	Endpoint (Esclavo)
Servidor remoto RFCOMM	Si

Tabla 5: Parámetros de configuración del módulo Bluetooth.

El dispositivo Bluetooth cuenta con 2 pines que indican si el dispositivo ha establecido conexión con otros medios inalámbricos, y permite la desconexión con otros módulos, o evita la conexión con otro dispositivo Bluetooth. Esta característica se utiliza a través del firmware del microcontrolador, para efectos de control del medio inalámbrico.

### 3.5 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL DISEÑO Y FABRICACIÓN DEL HARDWARE PROPUESTO

Como se ha descrito hasta el momento, el sistema de Tele-ECG proporciona vigilancia cardiaca y es de gran interés en los sectores académicos y de investigación, los cuales han fabricado diversos tipos de sistemas de adquisición de ECG.

El sistema propuesto en este PFM busca dar acceso sin limitaciones territoriales a la población rural y/o de zonas aisladas. Por lo tanto, la UASC es concebida como un dispositivo móvil, ligero y de tamaño reducido, sin dejar a un lado la versatilidad para configurar el tipo de ECG, que va desde 1 hasta 12 derivaciones. A su vez la UASC trabaja con el equipo de gestión (ver Capítulo 4) que se encarga de almacenar los registros ECG del paciente, para una posterior evaluación por parte del cardiólogo.

El actual prototipo de la UASC se estructura de tal manera que el módulo de control sea compatible, tanto con el módulo de adquisición de señales, como con la tarjeta de evaluación del ASIC CARDIC. Por lo anterior, se ha decidido diseñar dos tarjetas modulares, la primera encargada del acondicionamiento de los biopotenciales del corazón, y la segunda encargada del control de la información y transmisión de la misma. Adicionalmente, en la segunda tarjeta se implementan las fuentes de alimentación de los dos módulos.

Los planos eléctricos del sistema se pueden ver en el Anexo 1.

#### 3.5.1 Características técnicas de la UASC

A lo largo del capítulo se han presentado las características de cada componente o módulo que conforma la UASC. En la Tabla 6 se presentan la característica más importante de prototipo UASC, y en la Figura 3-16 se visualiza la implementación hardware del prototipo.

Parámetro	Valor
<b>Voltaje Batería</b>	3.7V
<b>Ganancia de canal</b>	Variable (172,344,516,688)
<b>Entr. Volt. Rango dinámico (Max)</b>	10mV AC 300mV DC
<b>CMRR</b>	100dB a 50Hz
<b>Ancho de banda Señal</b>	0,05hz a 150Hz
<b>impedancia de entrada</b>	100MOhn

<b>Frecuencia de muestro</b>	100Hz - 900Hz
<b>No. de canales adquiríos</b>	1, 3, 5 ,12- ECG
<b>Medidor de batería</b>	si
<b>Interfaz</b>	Bluetooth 2.0
<b>Consumo de corriente</b>	20mA – 70mA
<b>Memoria</b>	No
<b>Convertor AD</b>	12 bits
<b>Dimensiones</b>	147x 89x24 mm

Tabla 6: Especificaciones eléctricas y de procesamiento de la UASC.

La Figura 3-16 presenta el prototipo hardware implementados y la Figura 3-17 presenta el modelo 3D.



Figura 3-16: Prototipo final de la UASC.

### 3.5.2 Diseño de los circuitos impresos (PCB)

Antes de abordar este tema, es importante resaltar que el diseño del PCB está dirigido a su fabricación en los laboratorios de la universidad, motivo por el cual se limita su diseño a dos capas. Además, también se espera que estos diseños puedan ser implementados fácilmente.

En el diseño de los PCB se intentó cumplir al máximo con criterios básicos de diseño, registrados en la bibliografía (36) y en las notas de diseño de los fabricantes (37), tales como:

1. Las señales provenientes de los electrodos están lo más alejadas posible de la fuente de reloj y de las señales digitales.
2. Separar los planos de tierra analógica y digital, y así evitar el acople de capacitancias parásitas.
3. No sobreponer en capas distintas señales analógicas con señales digitales, especialmente los planos de tierra y alimentación.
4. Las diferentes tierras tienen solo un punto en común por cada tarjeta.
5. El retorno de las señales debe hacerse lo más paralelo y pegado de la señal para minimizar los lazos de retorno.
6. Segmentación de las PCB por funcionalidad, frecuencia de funcionamiento y tolerancia a ruido.
7. Desacople a través de condensadores de las líneas de alimentación.

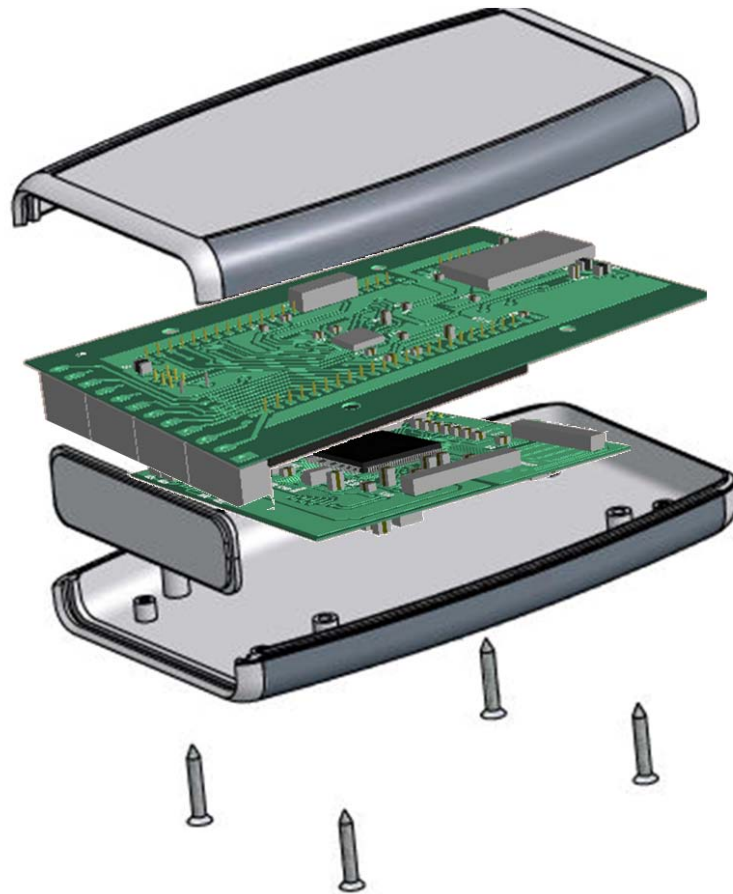


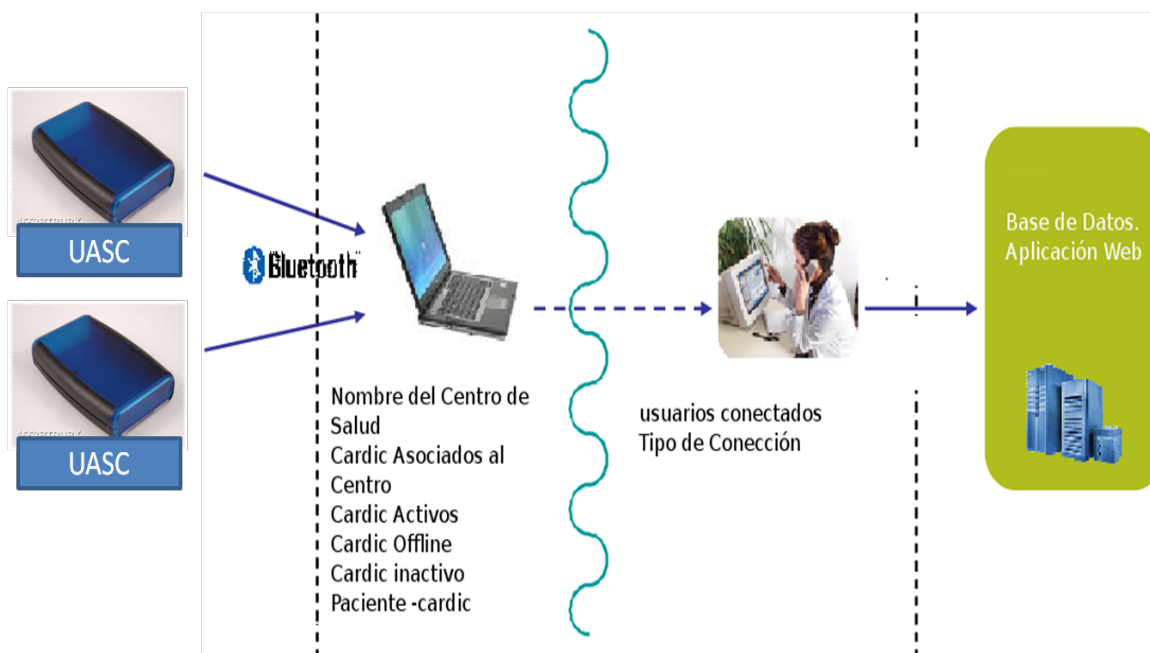
Figura 3-17: Modelo 3D del prototipo de la UASC.



## 4. SOFTWARE DE GESTIÓN Y ADMINISTRACIÓN

El sistema de gestión y administración de la UASC se construye sobre herramientas de desarrollo web y de uso libre, como son Python y Django. El planteamiento de la aplicación web propuesta en este PFM busca proporcionar a los habitantes y técnicos de salud en zonas aisladas, herramientas de Tele-diagnóstico en el ámbito de la cardiología. Por ello, se propone un sistema que ofrece al cardiólogo o al médico de referencia las herramientas básicas para la elaboración de un diagnóstico a distancia.

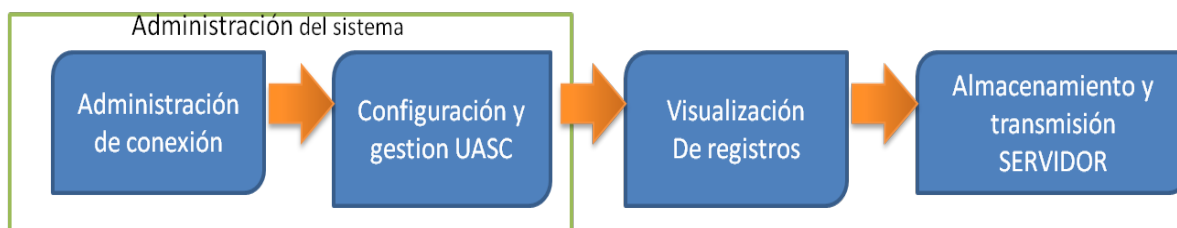
En líneas generales, el software propuesto en este PFM constituye un sistema de administración remoto de la UASC, que no solo administra y configura el hardware diseñado, sino que también se encarga de enviar a un servidor de datos la información adquirida y a su vez presentar los registros ECG recibidos por la UASC.



**Figura 4-1: Estructura general de transmisión de información de Tele-ECG.**

La Figura 4-1 presenta la estructura global de transmisión de datos. La UASC será por lo tanto la capa más baja del sistema y la encargada de transmitir vía Bluetooth el registro de ECG hasta un PC. En el PC se encuentra la aplicación que administra la información recibida y a su vez configura la UASC. Por su parte, la aplicación propuesta en el PFM se divide en módulos

funcionales como se observa en la Figura 4-2, los cuales serán explicados en las siguientes secciones de este capítulo.



**Figura 4-2: Esquema modelar software de administración y gestión.**

## 4.1 PLATAFORMAS DE DESARROLLO

El desarrollo de software para la visualización de los datos provenientes de la UASC ha constado de dos etapas. La primera etapa desarrollada sobre la plataforma Processing (31) buscaba comprobar el correcto funcionamiento de la UASC, y su desarrollo estaba muy ligado con las pruebas de hardware llevadas a cabo desde la plataforma de Arduino (Sección 3.4). Al implementar la interfaz de usuario, esta aplicación no satisface completamente los requisitos del sistema.

El objetivo de la segunda etapa del software es desarrollar la interfaz de administración de la UASC sobre herramientas de uso gratuito, y para ello se implementó en el lenguaje de programación Python, que además de ser un lenguaje interpretativo, nos ofrece herramientas muy potentes de procesamiento matemático y científico como lo es SciPy.

La infraestructura de la aplicación web está basada en Django, el Framework de desarrollo web de Python, y nos brinda el soporte a la base de datos SQLite. Por último, el módulo de representación de datos está basado en la librería de Matplotlib (38) y Gnuplot.

Por su parte, la información recibida de las señales cardíacas es guardada en formato binario y compatible con los array de la librería *numpy* de Python. Sin embargo, como se verá en los resultados, es muy conveniente definir un formato estándar de almacenamiento de la información.

## 4.2 SOFTWARE DE ADMINISTRACIÓN DE LA UASC

### 4.2.1 Administración de conexión

La comunicación Bluetooth entre la UASC y el software de administración es bidireccional y está soportada bajo el estándar RFCOMM, que es un simple protocolo de transporte que emula un puerto RS232 estándar, a través del protocolo L2CAP (39) de Bluetooth.

En las pruebas de desarrollo del sistema, se configura la aplicación como cliente y servidor; sin embargo, para la UASC es mucho más funcional, en cuestión de programación, ser servidor, ya que de lo contrario se debe emparejar el dispositivo con cada punto de administración. La Figura 4-3 presenta la estructura final de conexión entre la UASC y el módulo de administración (40). La librería PyBluez-0.18 es el asiento para el script de conexión Bluetooth y proporciona las siguientes funciones:

- Proporcionar la conexión RFCOMM a través de la capa de “sockets” de Bluetooth.
- Protocolo de descubrimiento de servicios (SDP).
- Emparejamiento de dispositivos UASC con la aplicación.
- Transmisión y recepción de información.

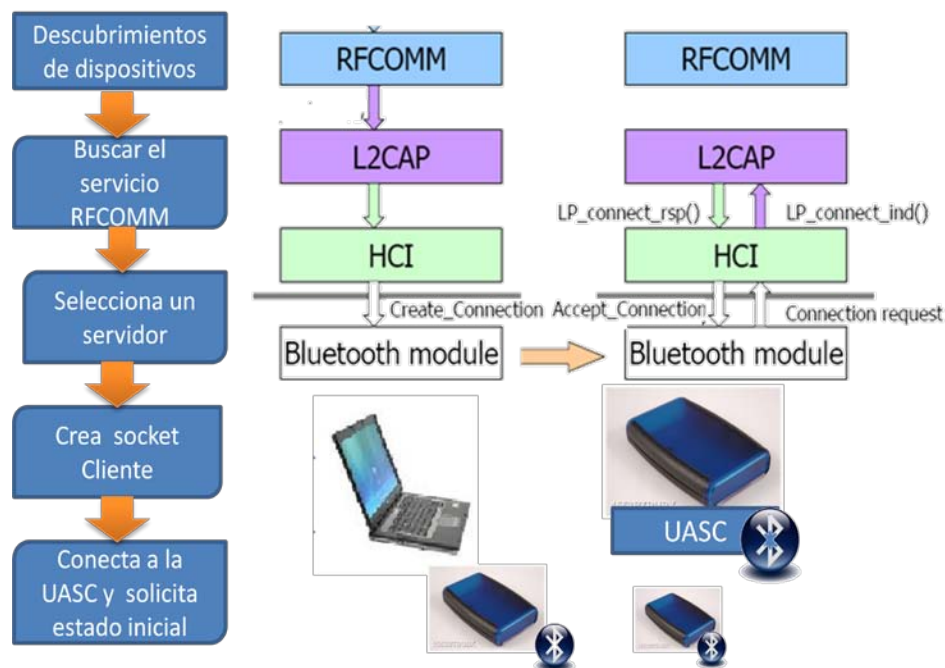


Figura 4-3: Protocolo de conexión entre UASC y software de administración.

#### 4.2.2 Configuración y gestión de la UASC

Variando la cantidad de derivaciones y la tasa de muestreo, la UASC proporciona diversas configuraciones para el registro del ECG. Es imperativo que la gestión del sistema sea lo más fácil posible para el usuario, sin dejar a un lado la versatilidad de la información y sin necesidad de la presencia física del médico en el dispositivo. De igual manera, se busca que el sistema sea de fácil adaptación a las necesidades del paciente y del médico.

La configuración y gestión de la UASC se combina con la aplicación web del cliente. La plataforma de gestión por lo tanto, nos deberá permitir crear de forma dinámica las páginas de estados y configuración de la UASC.

Django es la herramienta de desarrollo utilizada. Esta herramienta emplea el patrón Modelo-Vista-Controlador (MVC), que constituye una guía para el diseño de arquitecturas de aplicaciones que ofrecen una fuerte interactividad con los usuarios. Como se presenta en la Figura 4-4 este patrón organiza la aplicación en tres modelos separados:

*Modelo:* representa los datos de la aplicación y las reglas de negocio de la base de datos.

*Vista:* encargado de ejecutar las operaciones necesarias sobre la UASC y devolver el archivo *html* correspondiente. En otras palabras, en esta fase se procesa la petición del usuario y trabaja muy cerca de las plantillas.

*Controlador:* asocia las consultas de la URL a las vistas y la validación de la información. Básicamente, es un mapeo entre los patrones URL y las funciones de vista que deben ser llamadas por esos patrones URL

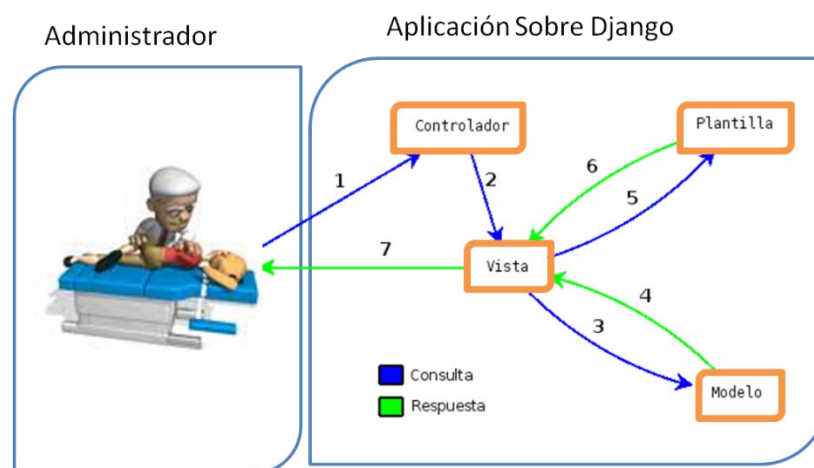


Figura 4-4; Esquemas de consulta de la aplicación web.

Además, en la estructura se puede incluir el módulo *plantillas*. Su finalidad es separar la representación de los datos, de los datos en sí. Una plantilla define rellenos y etiquetas que regulan cómo la información proveniente de la UASC será presentada.

De esta manera, el usuario podrá navegar por las distintas páginas de acuerdo con las necesidades de cada unidad de hardware. Como se presenta en la Tabla 4, el usuario puede seleccionar las diferentes configuraciones de cada UASC conectada al sistema, a través de la interfaz que se presenta en la Figura 4-5.

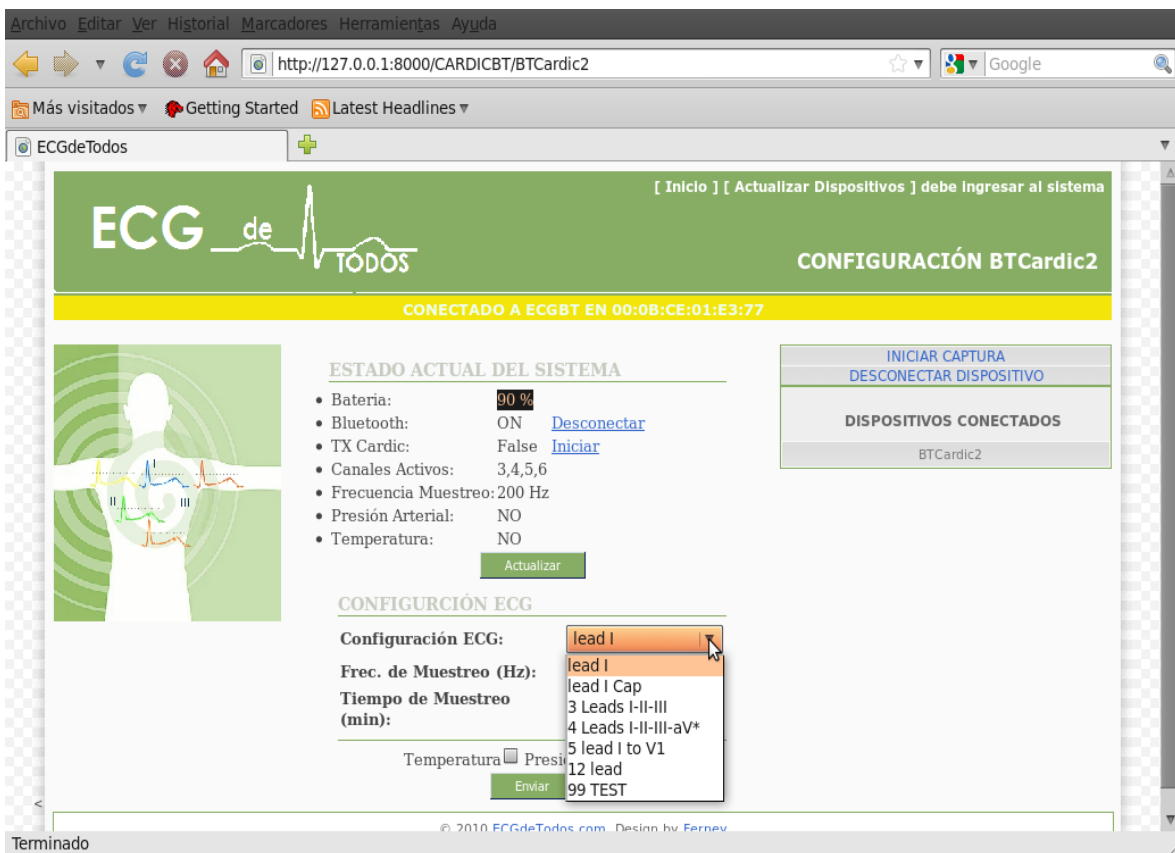


Figura 4-5: Interfaz web de usuario para la configuración y administración de la UASC

### 4.3 FORMATO DE DATOS Y BASES DE DATOS

El formato de datos de los registros ECG es algo inherente a la base de datos, e incluye la descripción de cada registro de ECG a partir de parámetros tales como el número de derivación y la frecuencia de muestreo. La tendencia actual es la representación conjunta de las señales adquiridas y la información médica de características importantes.

En este PFM se han dejado a un lado las anotaciones médicas para dar lugar únicamente al almacenamiento de datos registrados de la UASC, quedando este tema para futuros trabajos. El almacenamiento de datos se realiza en archivos planos, donde cada muestra está representada por 12bit, y el cual está asociado a la base de datos donde se indica el tipo de información almacenada y los atributos que la caracterizan.

De igual manera se realizaron pruebas con las herramientas de software WFDB de Physionet (41), para evaluar una eventual incorporación de los datos obtenidos con los formatos de Physionet. Esta pruebas se llevaron a cabo gracia a la interoperabilidad que proporciona SWIG, que conecta los programas escritos en C y C++ con una variedad de lenguajes, en nuestro caso con Python.

Se decidió escoger como gestor de base de datos a SQLite, por las siguientes razones (42):

*Rendimiento de base de datos.* SQLite realiza operaciones de manera eficiente y es más rápido que MySQL y PostgreSQL.

*Portabilidad,* ya que se ejecuta en muchas plataformas y sus bases de datos pueden ser fácilmente portadas sin ninguna configuración o administración.

*No posee configuración y no necesita ser instalado.* Esta cualidad permite que no haya un administrador de base de datos para crear las tablas, vistas, asignar permisos.

*Por tamaño,* ya que SQLite tiene una pequeña memoria y una única biblioteca, lo que lo hace ideal para aplicaciones de bases de datos incorporadas.

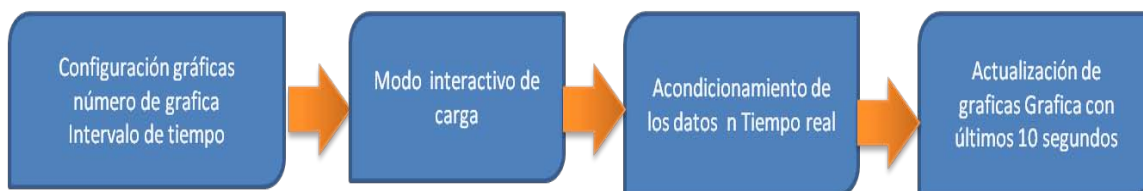
#### **4.4 REPRESENTACIÓN DE LOS DATOS**

La representación de datos se realiza en dos eventos diferentes. El primero es una representación en tiempo real de los datos que se adquieren directamente desde la UASC y la segunda es una presentación en la aplicación web del archivo plano de la información guardada en Base de Datos.

##### **4.4.1 Representación de los registros de la UASC**

La representación se realiza a medida que los datos son recibidos por la UASC, y por lo tanto se tiene en cuenta la configuración actual de cada UASC, ya que este dispositivo solo envía la información de configuración la primera vez al iniciar la transmisión, o bien en caso que el software de gestión se lo solicite.

El diagrama de la Figura 4-6 presenta los procesos ejecutados para la representación de los datos. Gracias al modo interactivo de carga de imágenes, característica de la librería matplotlib, no es necesario utilizar un controlador de eventos o temporizador para el repintado de la información.



**Figura 4-6: Procesos de pintado en tiempo real.**

En la etapa de acondicionamiento de los datos, se revisa la información recibida de la UASC y se clasifica en cada registro. Además se realizan las siguientes operaciones:

*Selección de los 12 bits.* La UASC envía 2 datos de 8 bits cada uno por muestra, y por lo tanto es necesario eliminar la información no útil para la representación y agrupar estos dos paquetes en uno dato de 12bits.

*Almacenamiento de la información* en arrays de tipo *numpy*, para que las operaciones entre señales sean mucho más eficientes y rápidas.

*Cálculo de las derivaciones* III, aVR, AVL y AVF. Como se presentó en el Capítulo 2 las derivaciones ampliadas son el resultado matemático de las tres derivaciones básicas según la configuración de la UASC. A su vez, la derivación III es la diferencia entre las derivaciones II y I.

Por último, se actualiza la información de cada gráfica con los valores de los registros. La ventana de presentación tiene un ancho de 5 segundos, sin embargo y de acuerdo con las necesidades este valor podrá ser variado por el usuario.

Las dos últimas etapas conforman el ciclo normal de flujo de datos desde la UASC a la aplicación. Interactúan cada vez que reciben una cantidad mínima de datos., cantidad que varía acorde a la frecuencia de muestreo.

El resultado de la representación gráfica se observa la Figura 4-7

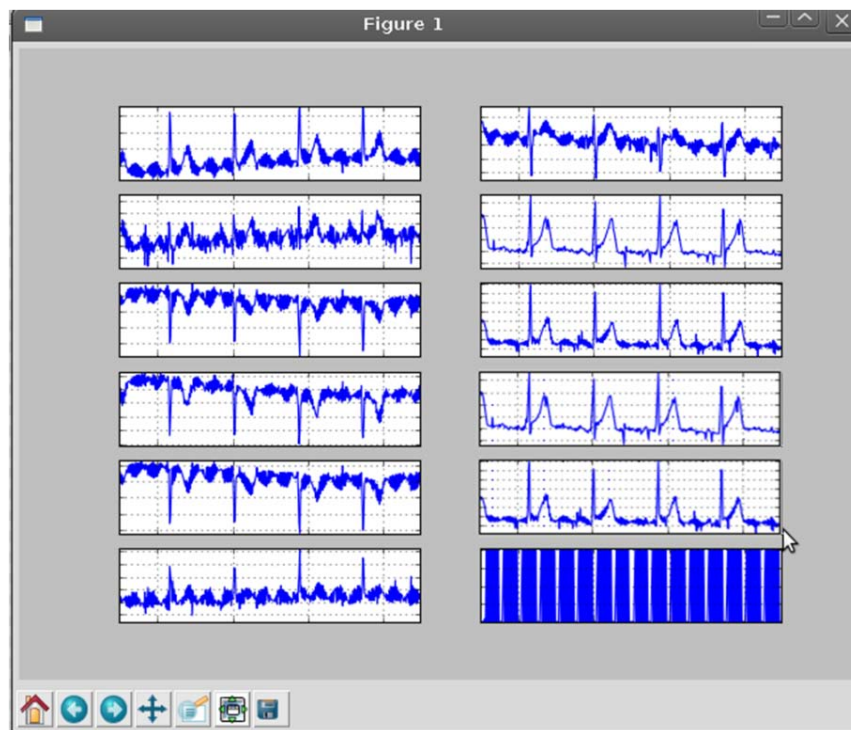


Figura 4-7: Ventana de la adquisición en tiempo real. Configuración 12-ECG.

#### 4.4.2 Representación de los registros almacenados

La presentación de los registros ECG almacenados se hace a través de la generación de imágenes dinámicas en formato PNG a partir de los archivos planos de registro y con base en la información guardada de los parámetros que caracterizan el registros. Seguidamente esta imagen será usada por la aplicación web para ser presentada al usuario.

### 4.5 TRANSMISIÓN DE DATOS

Como se expone en la bibliografía (7), la transmisión vía UDP tiene mejor rendimiento que la conexión TCP. De tal manera, considerando los resultados de la conexión UDP y para una futura transmisión de los datos en tiempo real, se implementa en la aplicación un socket de datagramas, el cual está definido por la dirección IP de la máquina, el puerto en el que escucha, y el protocolo UDP. Básicamente, se transmitirán los paquetes de los registros ECG con la cabecera IP.





Figura 4-8: Interfaz de usuario final.

#### 4.6 SISTEMA GENERAL DE SOFTWARE

La aplicación propuesta se ajusta al esquema cliente-servidor en donde se configura el modo de adquisición para el registro ECG, se procesa la información y se almacena, al igual que se visualiza en tiempo real la adquisición de la señal.

Como se observa en la Figura 4-8, el usuario puede controlar las UASC, a través del menú de la parte superior izquierda, en donde con una simple visualización de la lista puede configurar cada uno de los dispositivos UASC y a la vez saber qué sistemas están actualmente conectados y transmitiendo información. Esto se hace mediante el uso de varios *threads*.

En la aplicación se tiene presente el rol de dos tipos diferentes de usuarios: los que manipulan y gestionan la UASC y los usuarios que revisan los registros de ECG. De esta manera, desde la perspectiva médica el personal de atención primaria de las zonas aisladas es quien lleva a cabo la configuración de las UASC, la adquisición de muestras y su almacenamiento, mientras que el cardiólogo interactúa remotamente con la aplicación web para revisar y dar diagnóstico a los registros ECG.

La página web “ECG para todos” está dividida en 3 partes. A los lados se muestra el menú de interacción entre los dispositivos UASC y el usuario, y los registros de ECG que están

accesibles para la visualización del cardiólogo. En la parte superior se visualiza el estado de la UASC que está activo. El espacio restante se destina para que el usuario configure los parámetros de la UASC como, ve en la Figura 4-5, o para la visualización de los registros ECG.

## **PARTE II**

# **VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS**

## 5. VALIDACIÓN DEL SISTEMA

En el presente PFM se ha desarrollado un sistema de telecardiología consistente en una UASC que adquiere y digitaliza las señales proporcionadas por el sistema de electrodos y las transmite de forma inalámbrica mediante protocolo RFCOMM de Bluetooth, a un centro de gestión y administración ubicado en el PC. Desde el software “ECG-paraTodos” se gestionan los diferentes modos de operación de la UASC, al igual que se monitorizan en tiempo real las señales registradas de cada UASC conectada. Igualmente, este software envía por UDP la información al servidor de la base de datos en donde se almacenan los registros para la posterior revisión por parte del cardiólogo y un futuro procesamiento de la información.

En este punto, para que los usuarios gestionen los dispositivos UASC desde la aplicación web propuesta en este PFM (almacenada en un servidor diferente al PC que gestiona la UASC), creemos que se debe implementar un applet del Bluetooth Framework, y que a la fecha aún se encuentra en fase de desarrollo (43). Esto se explica con más profundidad en la Sección 5.3 dedicada a trabajos futuros. Por lo anterior, las pruebas realizadas se llevaron a cabo implementando la aplicación web en el mismo equipo que va a gestionar las UASC y se enviaron los datos vía UDP a la otra aplicación web donde se van almacenado los registros ECG. De esta forma, en la Figura 5-1 se presenta el esquema implementado en las pruebas del sistema.



Figura 5-1: Esquema general del sistema Tele-ECG propuesto.

## 5.1 FABRICACIÓN

Para el diseño hardware del dispositivo portátil de Tele-ECG propuesto en este PFM, se han diseñado dos tarjetas PCB, como se muestra en la Figura 5-2. La tarjeta de gestión está diseñada con el fin de admitir a su vez la tarjeta de evaluación del ASIC CARDIC, con la cual se realizaron las pruebas del sistema.

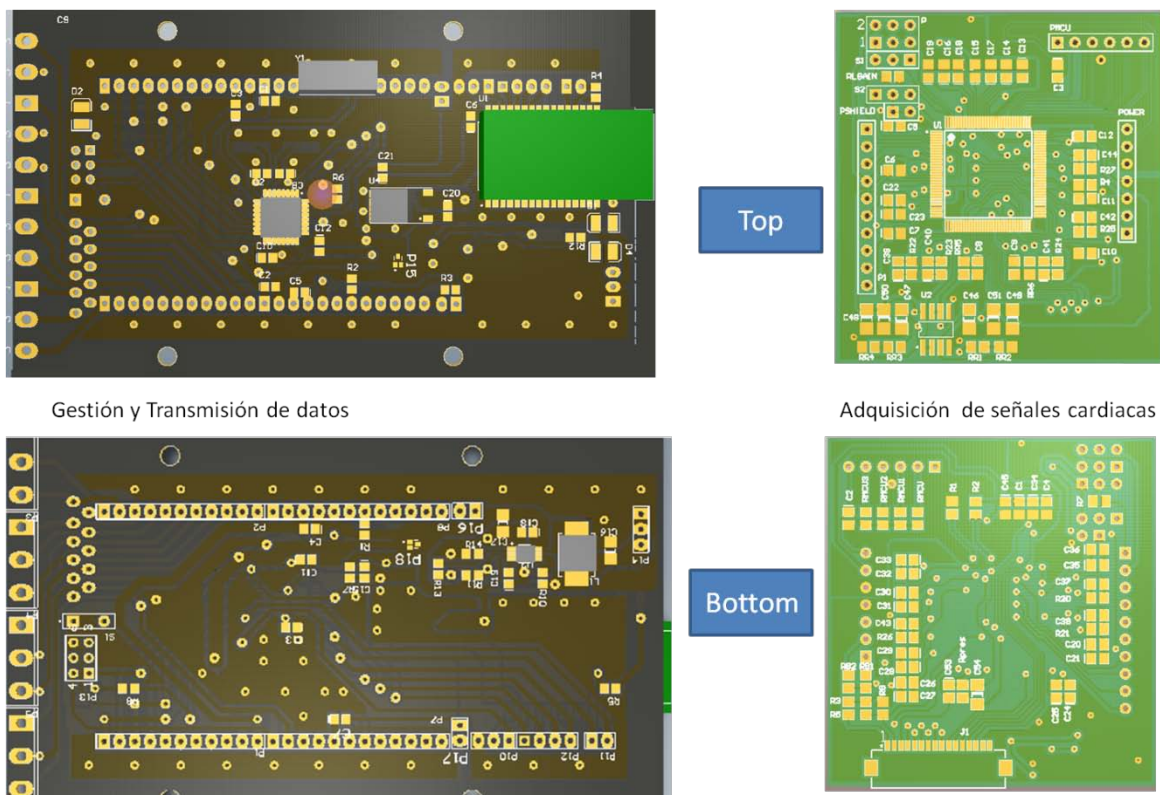


Figura 5-2: Esquema de los PCBs diseñados.

Los resultados que se presentan a lo largo de este capítulo son consecuencia de las pruebas realizadas con la implementación del prototipo de gestión y transmisión de datos y la tarjeta del ASIC CARDIC AuB354Dx de Aurelia Microelettronica (20). La unidad de gestión y transmisión de la UASC se fabrica de acuerdo a los componentes expuestos en el Capítulo 3 y en el Anexo 1. Además, cabe resaltar que su fabricación se llevó a cabo personalmente en los Laboratorios de Circuitos Impreso de la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Telecomunicación de la URJC, y que se realizaron los siguientes procesos:

- Fabricación a doble cara con el Plotter fresador ProtoMat S100 de LDKF.
- Metalización de las vías sin elementos químicos con ProConduct® de LDKF.
- Metalización de taladros de componentes por medio de EasyContac de LDKF.
- Aplicación de las máscaras resistentes de soldadura a los PCB, a través de ProMask de LDKF.

Al momento de la implementación, el horno de reflujo para la soldadura de componentes en el PCB no se encontraba en funcionamiento, por lo que este proceso se realizó manualmente, acarreado un gran esfuerzo para la ubicación y soldadura de los componentes SMD de tipo uMax. De igual manera, antes de realizar este prototipo final se diseñaron, fabricaron y ensamblaron tres PCB que tenían como finalidad la evaluación del Bluetooth OEM, la interconexión del módulo CARDIC AuB354Dx con la tarjeta Arduino (44) y la evaluación de la fuente de alimentación y sus prestaciones.

## 5.2 CALIBRACIÓN DEL SISTEMA

### 5.2.1 Frecuencia de muestreo

Para la calibración de la UASC se utiliza el simulador de ECG ST-16, con el cual se genera una onda senoidal de 100Hz, con una precisión del +/-1%. Se analiza en la aplicación web, el tiempo de muestreo de la señal recibida y se corrige la frecuencia de muestreo de la unidad de control de la UASC.

Después de esta calibración inicia, con el simulador ST-16, se generan señales cardiacas a diferentes frecuencias cardiacas (entre 30 y 210BPM), y se realiza la comprobación visual del sistema.

### 5.2.2 Amplitud de la señal.

Igual que el anterior procedimiento, se utilizan señales generadas por el simulador de pacientes ST-16, con una precisión del +/-3%. Se genera un pulso, de duración 16 segundos, de 0.5mV a 2,0 mV, y se comprueba que la señal recibida por la aplicación web sea correcta. Junto con este procedimiento se calibra el módulo ASIC CARDIC de la UASC, a través de la tensión interna de referencia ("Vcal" = REF\_VCOM ± 5mV).

### **5.3 PRUEBAS**

El prototipo propuesto de UASC se puso a prueba en tres voluntarios sanos. Se realizaron pruebas de transmisión para frecuencias de muestreo de 200, 300, 500 y 900Hz, y para las cinco configuraciones de ECG que permite seleccionar la aplicación web “ECGparaTodos”, a saber, una, tres, seis, siete y doce derivaciones. También se realizaron registros de 1 hora y se evaluó el alcance máximo permitido por la conexión Bluetooth sin pérdida de datos. A continuación se discuten los resultados de las configuraciones.

#### **5.3.1 I Derivación**

Tal vez presentar este resultado es algo irrelevante, si se tiene en cuenta que su máxima tasa de transferencia llega a 14400bps, si la muestra es de 12bits. Sin embargo, la Figura 5-3 expone el ruido generado por la conmutación de la fuente de alimentación.

En la implementación de la fuente final se tuvo en cuenta el diseño del filtro a través de condensadores de tantalio y cerámicos debido a la alta conmutación y a que en el diseño final el modulo Bluetooth es alimentado por la misma batería que el resto del sistema. Como consecuencia, se genera un rizado de alta frecuencia que afecta significativamente el desempeño del módulo de adquisición. Como solución, se propone la implementación de filtros LC escalables para contrarrestar este inconveniente.

#### **5.3.2 3 y 6 Derivaciones**

Estas dos configuraciones (Figura 5-4) no presentan ninguna diferencia para la UASC, ni para la tasa de transmisión, ya que el procesamiento necesario para el cálculo de las derivaciones III, aVR, aVL y aVF se realiza en el software de Gestión en el PC. De esta forma la tasa de transmisión máxima es de 28800bps.

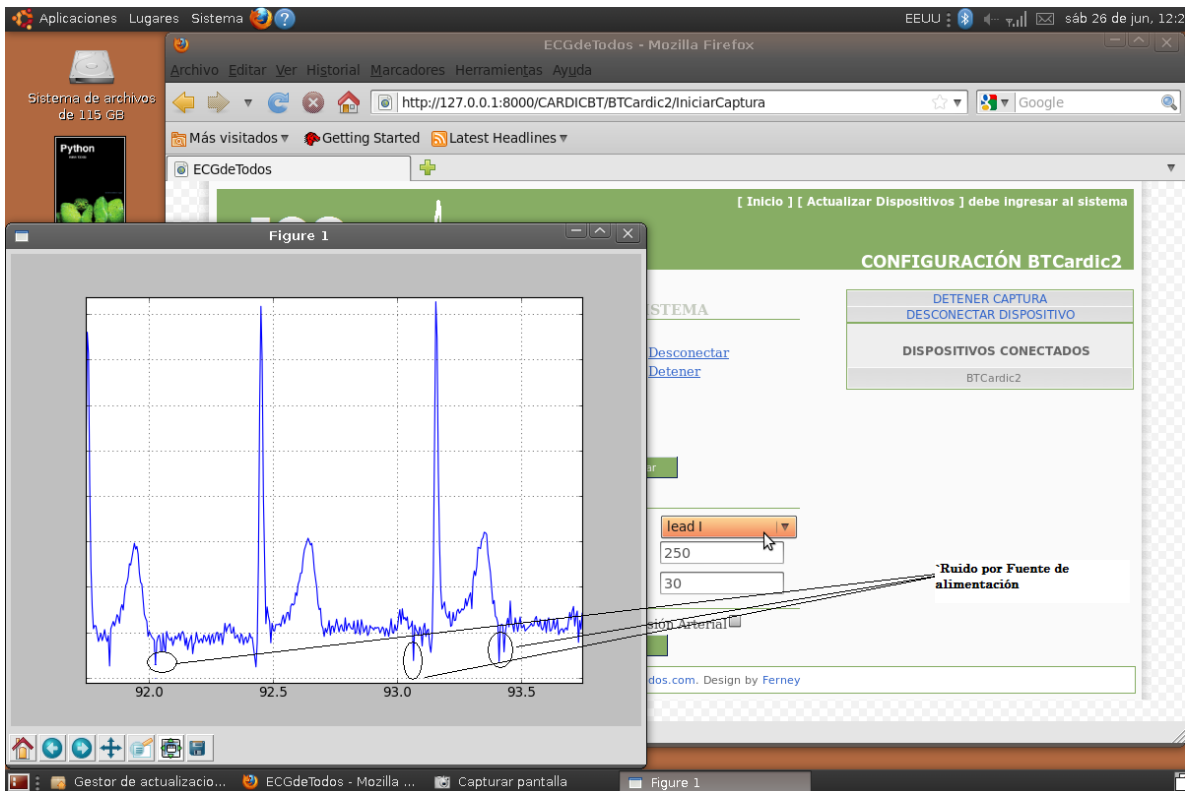


Figura 5-3: Recepción de la derivación I-ECG.

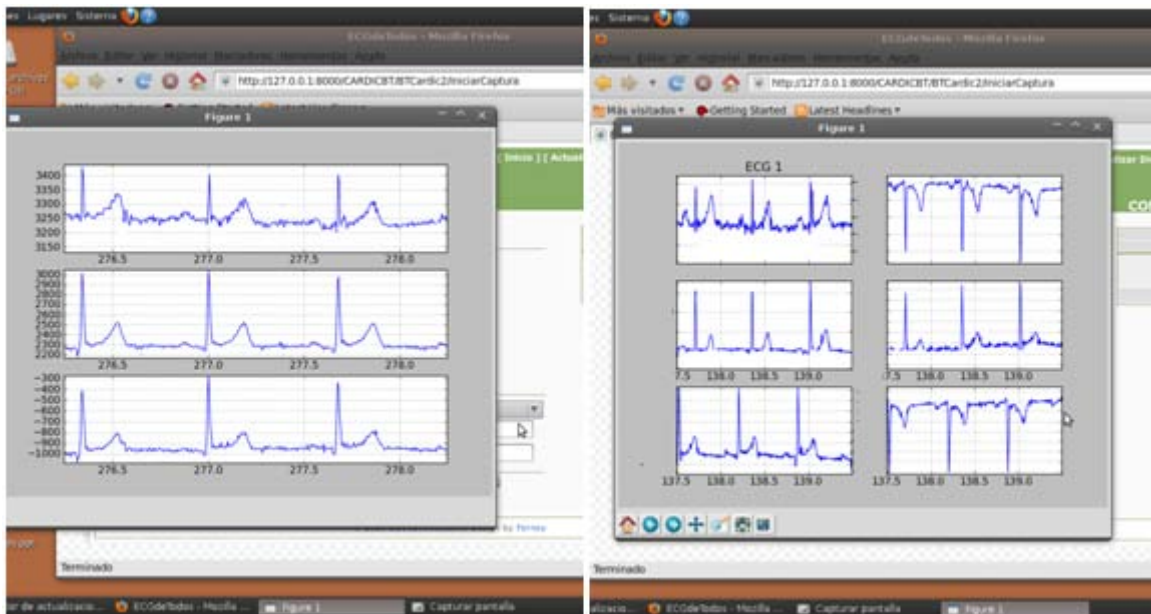


Figura 5-4: Representación de 3 y 6 derivaciones del ECG.



### 5.3.3 12 Derivaciones

El principal inconveniente para esta configuración es el alto nivel de datos que se transmiten a una tasa máxima de 115200 bps. A pesar de no generar inconvenientes para el canal inalámbrico, sí son apreciables retardos en el procesamiento de la visualización de la señal de aproximadamente 3 segundos. La solución propuesta es aumentar el buffer de espera de información para procesar. Además, al tratarse de una frecuencia de muestreo de 900Hz y con las 12 derivaciones activas, la comunicación entre el microcontrolador y el módulo Bluetooth está al límite de su capacidad, lo que puede ocasionar un pequeño buffer de transmisión en el módulo microcontrolador, lo que conlleva a no garantizar la exactitud de la frecuencia de muestreo a 900Hz.

La visualización de esta configuración se presenta en la Figura 5-5, en donde la derivación V4, por efectos de mal conexión, no registra información. Se observa también en las derivaciones ampliadas el efecto de la línea base y ruido de artefactos. Se están actualmente evaluando algoritmos de pre-procesamiento de librerías de código libre.

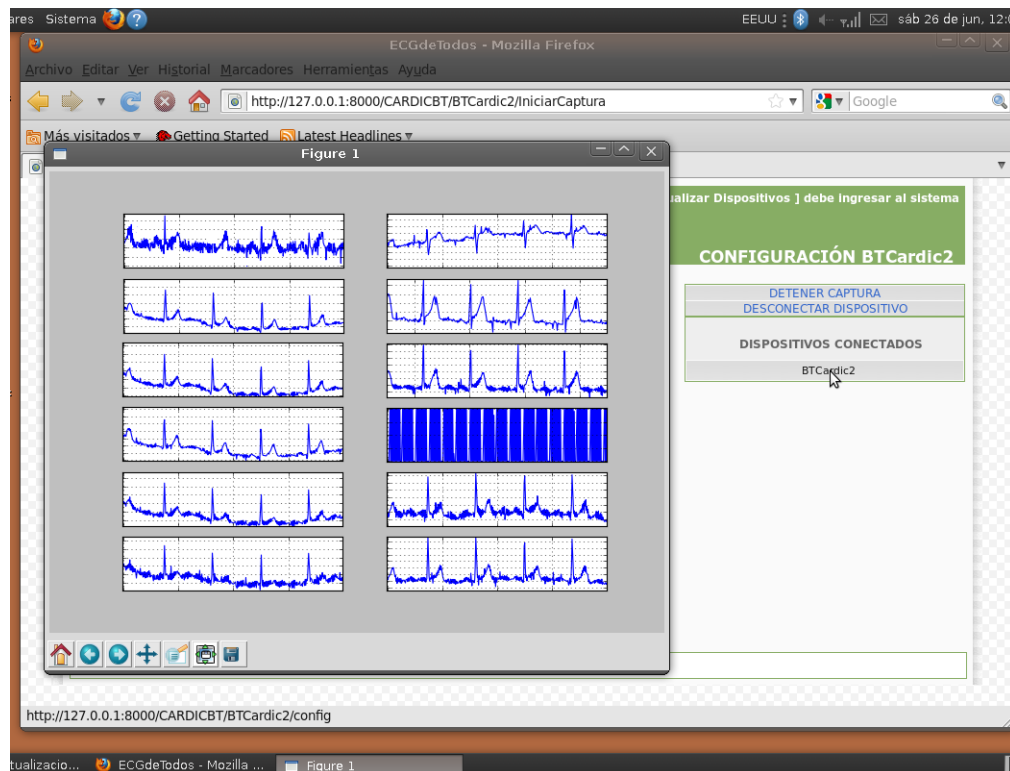


Figura 5-5: Representación 12-ECG, V4 desconectado.

El consumo de energía de la UASC conectada a la aplicación de gestión, pero sin transmitir registros, es de 30mA. El consumo de energía en el modo ON\_ECG depende de la distancia del enlace inalámbrico Bluetooth y de la tasa de muestreo de las señales cardiacas.

#### 5.4 COSTO DEL SISTEMA

En la Tabla 7 se presenta el costo de los componentes electrónicos que conforman el diseño de la UASC. El valor total es de € 134; valor que no contempla los costos de fabricación y ensamble de los PCBs,

	DESCRIPCIÓN	FABRICANTE	REFERENCIA	CANT.	UND.	TOTAL
<b>CIRCUITOS INTEGRADOS Y DE PROCESAMIENTO</b>						
1	Microcontrolador ATMEGA328P	ATMEL	ATmega328P PDIP	1	4,26 €	4,26 €
2	ASIC CARDIC	Aurelia	AuM441Cx	1	50,00 €	50,00 €
3	Amplificadores operacionales	ON Semiconductor	MC33272ADR2G	1	0,99 €	0,99 €
4	Módulo BluetoothV2.0+EDR	FREE2MOVE	F2M03GLA-S01	1	30,00 €	30,00 €
5	Controladores de conmutación STEP-UP	Maxim IC	MAX1676EUB+	1	4,49 €	4,49 €
6	Reguladores de baja caída (LDO) 3.3V	ON Semiconductor	MC33269DT-3.3G	1	0,71 €	0,71 €
<b>CONDENSADORES</b>						
7	Condensadores cerámicos 0.1uF 50V	Kemet	C0805C104K5RA	40	0,04 €	1,48 €
8	Condensador tantalio SMD 4.7uF	Kemet	T491A475K010AT	3	0,14 €	0,43 €
9	Condensador tantalio SMD 47uF	Kemet	T491A474K010AT	10	0,15 €	1,50 €
10	Condensadores cerámicos 18pF 50V	Kemet	C0805C180J5GA	4	0,05 €	0,21 €
11	Condensador tantalio SMD 16V 2.2uF	Kemet	T491A225K016AT	20	0,14 €	2,84 €
12	Condensadores cerámicos SMD 22uF	Kemet	C0805C226M9PA	30	0,47 €	14,13 €
13	Condensador tantalio SMD 25V 10uF	Kemet	T491C106K025AT	10	0,25 €	2,54 €
14	Condensadores cerámicos SMD 0.33uF	Kemet	C0805C334K3RAC	2	0,20 €	0,40 €
15	Condensadores cerámicos SMD 820pF	Vishay	VJ0805A821JXAAT	20	0,07 €	1,34 €
16	Condensadores cerámicos SMD 1uF	Kemet	C0805C105K4RA	15	0,07 €	1,01 €
<b>RESISTENCIAS</b>						
17	Resistencias SMD 10Kohms	Vishay	080510K0FKEA	10	0,04 €	0,37 €
18	Resistencias SMD 1.2Mohms	Vishay	08051M20JNEA	10	0,05 €	0,52 €
19	Resistencias SMD 1Kohms	Vishay	08051K00FKEA	10	0,04 €	0,37 €
20	Resistencias SMD 1Mohms	Vishay	08051M00FKEA	5	0,04 €	0,19 €
21	Resistencias SMD 3.57Kohms	Vishay	08053K57FKEA	4	0,04 €	0,15 €
22	Resistencias SMD 100Kohms	Vishay	0805100KFKEA	5	0,04 €	0,19 €
23	Resistencias SMD 390Kohms	Vishay	0805390KJNEA	4	0,05 €	0,21 €
24	Resistencias SMD 18Kohms	Vishay	080518K0FKEA	4	0,04 €	0,15 €
25	Resistencias SMD 200 Ohms	Vishay	08052000FKEA	2	0,04 €	0,07 €
<b>INDUCTANCIA</b>						
26	Inductancias de 50uH Toriod-SLIC	Pulse	PE-53634NL	3	0,65 €	1,95 €
27	Inductancias de potencia 22uH	TDK	SLF6045T	1	0,52 €	0,52 €
<b>CONECTORES y SOCKET</b>						
28	Conectores 36PS 1 Row	FCI	68000 -136HLF	2	0,76 €	1,52 €

	DESCRIPCIÓN	FABRICANTE	REFERENCIA	CANT.	UND.	TOTAL
29	Conectores 72PS 2 Rows	FCI	67996 -272HLF	1	1,18 €	1,18 €
30	Borne horizontal PCB 11 vías	Phoenix Contact	1984701	1	1,88 €	1,88 €
INDICADORES						
31	LED RED WATER CLEAR 0805	Kingbright	APT2012SRCPRV	1	0,15 €	0,15 €
32	LED GREEN WATER CLEAR 0805	Kingbright	APHCM2012CGCK	1	0,15 €	0,15 €
33	LED ORANGE WATER CLEAR 0805	Kingbright	APHCM2012SECK	1	0,13 €	0,13 €
DIODOS						
34	DIODE ZENER 2.5V 500MW SOD-123	ON Semiconductor	MMSZ5222BT1G	2	0,06 €	0,12 €
35	Diodos Zener ZEN REG 0.2W TR 4V	ON Semiconductor	MM3Z3V9ST1G	2	0,40 €	0,80 €
VARIOS						
36	Caja	Hammond	1553BTBUBK	1	5,51 €	5,51 €
<b>TOTAL</b>						<b>132,44 €</b>

**Tabla 7: Costos componentes electrónicos de la UASC.**

## 6. CONCLUSIONES

En este PFM, se ha diseñado el prototipo de Tele-ECG propuesto, se ha fabricado la tarjeta de gestión y probado, junto con el módulo CARDIC, las prestaciones de las diferentes configuraciones posibles, desde 1 derivación hasta el estándar de 12 derivaciones, y a una tasa de muestreo entre los 100Hz y los 900Hz. El sistema proporciona una alternativa simple de comunicación y almacenamiento de la información, lo que permite su uso por personas no expertas en el tema.

La UASC se constituye como un equipo muy versátil, que se diseña con tecnología de bajo costo y al alcance de todos. El software propuesto para el sistema de tele-cardiología fue concebido como una herramienta de fácil uso, para los técnicos en salud y médicos de los niveles primarios de zonas asiladas o rurales, que cuentan con el apoyo remoto por parte del especialista en el diagnóstico de anomalías cardiacas.

Al evaluar el sistema desde un punto de vista social y económico, es tal vez indudable, como se expresa en investigaciones de tele-cardiología (45), que la viabilidad del sistema propuesto en referencia al costo-beneficio de las poblaciones marginadas es muy alta. Sin embargo, queda pendiente la evaluación en torno a la apropiación social por parte de las comunidades rurales de esta tecnología.

La infraestructura de red que requiere el sistema de TeleECG, limita la implementación del mismo a lugares donde se encuentra desplegada.

### 6.1 TRABAJOS FUTUROS

A continuación se exponen las líneas futuras de trabajos que a partir del desarrollo de este PFM, se pueden llevar a cabo.

#### 6.1.1 Filtrado y pre-procesamientos de información

Posicionar la información del registro ECG en servidores web para diagnóstico a distancia y que dicha información tenga un mínimo de pre-procesamiento y pre-selección de las anomalías facilitan una interpretación del médico. Lo ideal es que, además de contar con la UASC y la

aplicación web, se realice de manera autónoma, un dictamen básico para preclasificar y priorizar la información de cada registro de ECG.

### **6.1.2 Pruebas médicas**

A pesar de que las pruebas se han realizado con personas voluntarias, y que la validación y calibración se llevo a cabo con el ECG simulador/calibrador ST-16, se debe realizar la validación del sistema por parte del personal médico y de esta manera validar el sistema.

### **6.1.3 Applet Bluetooth Framework**

Desarrollar el applet, en Java (43) u otra herramienta de desarrollo, que nos permita controlar la conexión Bluetooth desde la aplicación web es esencial para la unificación el sistema.

### **6.1.4 Fuente de alimentación y carga de baterías**

La UASC actualmente funciona con una batería de 3.7 Voltios. Sin embargo, no cuenta con un sistema de recarga de batería. Se puede implementar este sistema a través de la conexión USB, y de esta manera también dar comunicación al sistema vía puerto USB. Este aspecto está contemplado en el diseño del firmware, mas no implementado en hardware.

### **6.1.5 Base de datos**

El actual diseño de la base de datos no contempla anotaciones por parte del especialista. Tan solo almacena la información que caracteriza cada registro, lo que limita una realimentación entre cardiólogos. Es oportuno, por lo tanto, implementar un diseño de base de datos que permita hacer anotaciones en los mismos instantes de tiempo que ocurre un posible evento.

Por otra parte, es conveniente evaluar la implementación o adaptación de los actuales protocolos de registro digital de electrocardiografía, como lo pueden ser el SCP-ECG o DICOM WG01 para la transmisión de los datos; y el estándar europeo (EDF+), el estándar HL7 aprobado por ANSI (45), o WFDB (*WaveForm DataBase*) de physionet para el almacenamiento de los registros y sus anotaciones médicas.

### **6.1.6 Medidas de Temperatura y Presión Arterial**

El sistema UASC está en la capacidad de gestionar la información tanto de temperatura corporal como de presión arterial, Para ello, es necesario evaluar y adaptar el hardware externo que entregue a la unidad de adquisición.



## 7. BIBLIOGRAFÍA

1. **World Health Organization, WHO.** *Cluster Strategy: Noncommunicable diseases and mental health 2008- 2013.* Geneva, Switzerland : WHO Document Production Services, 2008.
2. **Pan American Health Organization.** *Exclusion in Health in Latin America: Series No.1 Extension of Social Protection in Health.* s.l. : Swedish International Development Cooperation Agency, 2004.
3. Naciones Unidas. *Objetivos de desarrollo del Milenio.* [En línea] 2000. [Citado el: 10 de 2 de 2010.] <http://www.un.org/spanish/millenniumgoals/>.
4. **Bashshur, Rashid L. y Shannon, Gary W.** *History of Telemedicine.* s.l. : USA, 2009.
5. **OMS.** Global Burden of Disease: data sources, methods and results. . [En línea] [Citado el: 19 de 5 de 2010.] [http://www.who.int/healthinfo/global\\_burden\\_disease/en/index.html](http://www.who.int/healthinfo/global_burden_disease/en/index.html).
6. **Organización Mundial de la Salud, .** *Informe sobre la salud en el mundo 2008: La atención primaria de salud, más necesaria que nunca.* Suiza : s.n., 2008.
7. *A Real-Time Continuous ECG Transmitting Method through GPRS with Low Power Consumption.* **Fang, Xin Ge Dakun Lai Zuxiang.** Shanghai, China : s.n., 2008. Bioinformatics and Biomedical Engineering, 2008. ICBBE 2008. págs. 556 - 559 .
8. *Potential and challenges of Body Area Networks for personal health.* **Penders, Julien, van de Molengraft, Jef y Brown, Lindsay.** Minneapolis, Minnesota, USA : s.n., 2009. Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE. págs. 6569 - 6572 .
9. *Design and implementation of a telemedicine system using Bluetooth protocol and GSM/GPRS network, for real time remote patient monitoring.* **Jasemian, Yousef y Nielsen, Lars Arendt.** 2005, Technology and Health Care 13, págs. 199-219.
10. **Augustyniak, Piotr y Tadeusiewicz, Ryszard.** *Ubiquitous cardiology: Emerging Wireless Telemedical Applications.* Hershey New York : Medical Information science reference, 2009.

11. **Acharya, Rajendra, y otros.** *“Advances in cardiac signal processing”*. Berlin : Springer, 2007.
12. **Webster, John G.** *Medical Instrumentation: Application and Design*. 4. USA : Jhon Wiley & Sons, Inc., 2010.
13. **Khan, M. Gabriel.** *Rapid ECG Interpretation*. tercera edición. Boston : Humana press, 2003. 978-1-59745-408-7.
14. **Khawaja, Antoun.** *Automatic ECG Analysis using Principal Component Analysis and Wavelet Transformation*. Alemania : Universitätsverlag Karlsruhe , 2006.
15. **Clifford, Gari D., Azuaje, Francisco y McSharry, Patrick E.** *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Boston : Artech House, 2006.
16. *Real-Time 12-Lead High-Frequency QRS Electrocardiography for Enhanced Detection of Myocardial Ischemia and Coronary Artery Disease.* **Schlegel, Todd T. y Kulecz, Walter B.** s.l. : Mayo Clin Proc., 2004, Vol. 79, págs. 339-350.
17. **Prutchi, David.** *Design and development of medical electronic instrumentation: a practical perspective of the design, construction, and test of material devices*. New Jersey : John Wiley & Sons, Inc, 2005.
18. **Perez, Reinaldo.** *Design of medical electronic device*. San Diego : Academic Press, 2002. ISBN: 0-12-550711-9.
19. **Chaudhuri, Subhasis, Pawar, Tanmay D. y Duttagupta, Siddhartha.** *Ambulation Analysis in Wearable ECG*. New York : Springer, 2009.
20. **Aurelia Microelettronica Srl.** CARDIC: Multiparametric. [En línea] 2009. [Citado el: 13 de 1 de 2010.] <http://www.caen.it/micro/>.
21. **Northrop, Robert B.** *Analysis and application of analog electronic circuits to biomedical instrumentation, Biomedical engineering series*. Florida : Biomedical engineering series, 2004. ISBN 0-8493-2143-3.
22. **Cobbold, Richard S. C.** *Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Application*. New York : John Wiley & Sons Inc, 1974.



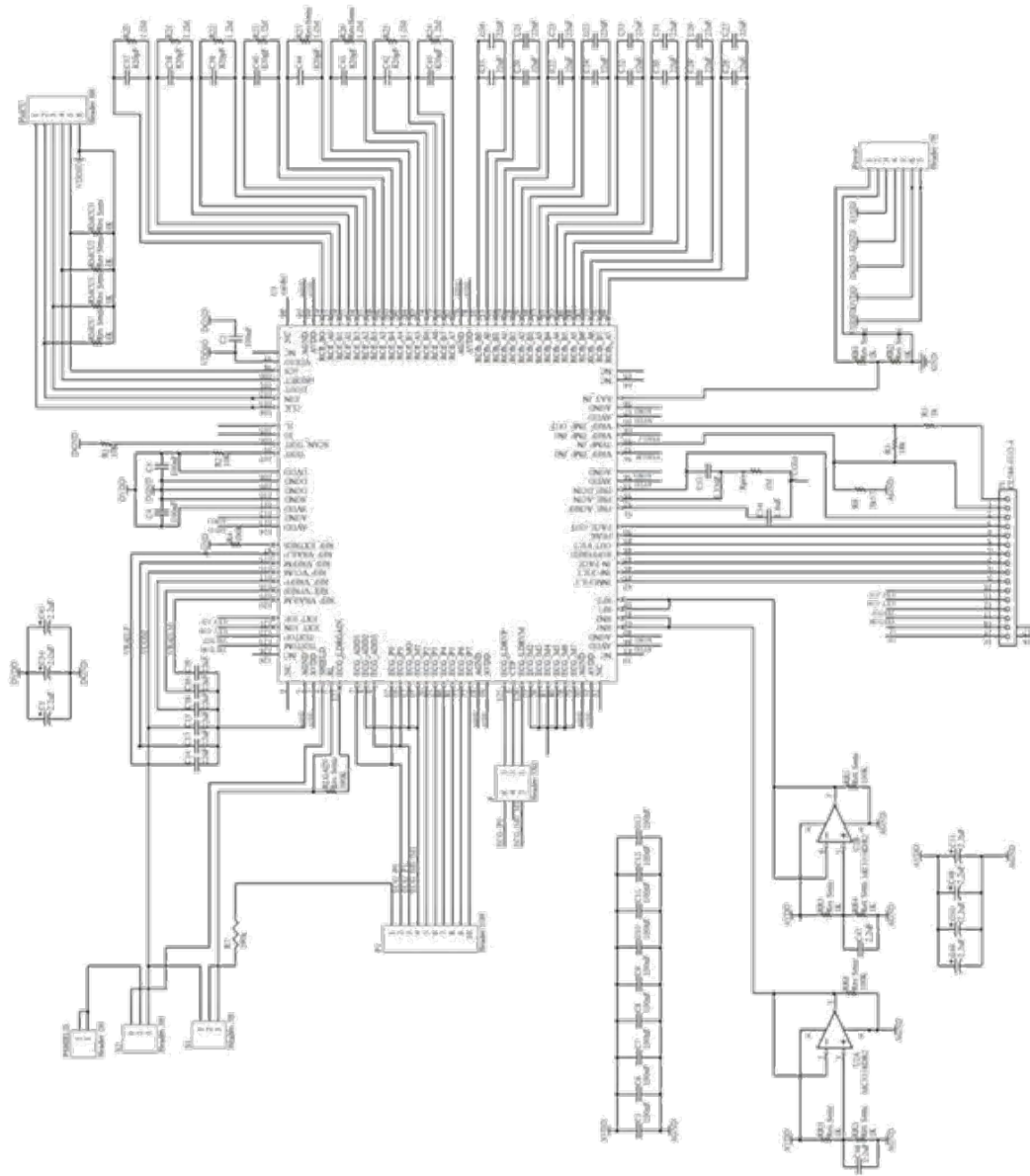
23. **MettingVanRijn, A. C., C. A. Peper y Grimbergen, A.** High Quality Recording of Bioelectric Events. I: Interference Reduction, Theory and Practice. *Biosemi*. [En línea] 2005. [Citado el: 10 de 5 de 2010.] <http://www.biosemi.com/publications/artikel3.htm>.
24. *Comparison of methods for adaptive removal of motion artifact.* **Hamilton, P.S. Curley, M.G. Aimi, R.M. Sae-Hau, C.** Cambridge, MA : s.n., 2000. Computers in Cardiology 2000. págs. 383-386.
25. *Body Movement Activity Recognition for Ambulatory Cardiac Monitoring.* **Pawar, T. Chaudhuri, S. Duttagupta, S.P.** 2007. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 54 Issue: 5 , págs. 874 - 882. 0018-9294.
26. **ATMEL.** Datasheets ATmega328p. [En línea] [Citado el: 30 de 5 de 2010.] <http://www.atmel.com/products/>.
27. **Yang, Guang-Zhong.** *Body Sensor Networks*. London : Springer, 2006. 978-1-84628-272-0.
28. *AVR Enhanced RISC Microcontrollers.* **Bogen, Alf-Egil y Wollan, Vegard.** s.l. : ATMEL Corporation, 2005.
29. **Noble, Joshua.** *Programming Interactivity, A Designer's Guide to Processing, Arduino, and openFrameworks*. s.l. : O'Reilly Media, Inc, 2009.
30. **Pardue, Joe.** *C Programming for Microcontrollers, Featuring ATMEL's AVR Butterfly and the Free WinAVR Compiler WinAVR Compiler*. Timbercrest Trail : Smiley Micros, 2005.
31. **Greenberg, Ira.** *Processing, Creative Coding and Computational Art*. s.l. : friends of ed, 2007.
32. **MAXIM.** MAXIM. *DATASHEET MAX1676EUB*. [En línea] 2000. [Citado el: 10 de 04 de 2010.] <http://datasheets.maxim-ic.com/en/ds/MAX1674-MAX1676.pdf>.
33. **ON Semiconductor.** MC33269. *Low Dropout Voltage Regulator*. [En línea] [Citado el: 10 de 4 de 2010.] [http://www.onsemi.com/pub\\_link/Collateral/MC33269-D.PDF](http://www.onsemi.com/pub_link/Collateral/MC33269-D.PDF).
34. **FREE2MOVIE.** Low power Bluetooth™ Module with antenna- F2M03GLA datasheet. [En línea] [Citado el: 10 de 4 de 2010.] [www.free2move.net](http://www.free2move.net).

35. —. Software user manuals. *Wireless UART protocol*. [En línea] [Citado el: 1 de 6 de 2010.] [http://www.free2move.se/uploads/downloads/103\\_1229952267\\_Wireless\\_UART\\_protocol\\_v4.02.pdf](http://www.free2move.se/uploads/downloads/103_1229952267_Wireless_UART_protocol_v4.02.pdf).
36. **IEEE, Montrose, M.** *Printed Circuit Board Design Techniques for EMC Compliance : A Handbook for Designers*. s.l. : Wiley-IEEE Press , 2000 . 9780470545676.
37. **Texas Instruments Incorporated.** The PCB is a component of op amp design. *Analog Applications Journal*. [En línea] 08 de 2000. [Citado el: 10 de 4 de 2010.] <http://www.ti.com/sc/docs/>.
38. **Tosi, Sandro.** *Matplotlib for Python Developers*. s.l. : Packt Publishing Ltd, 2009. ISBN 978-1-847197-90-0.
39. **ETSI.** RFCOMM withTS 07.10. *Bluetooth*. [En línea] [Citado el: 20 de 2 de 2010.] <http://www.bluetooth.com/SiteCollectionDocuments/rfcomm1.pdf>.
40. **Huang, Albert S. y Rudolph, Larry.** *Bluetooth Essentials for Programmers*. s.l. : Cambridge, 2007. ISBN-13: 9780521703758.
41. **Physionet.** WFDB Applications. [En línea] [Citado el: 4 de 2 de 2010.] <http://www.physionet.org/physiotools/>.
42. **Owens, Michael.** *The Definitive Guide to SQLite*. New York : Springer-Verlag, 2006. ISBN-13: 978-1-59059-673-9.
43. Java APIs for Bluetooth. [En línea] 2010. [Citado el: 20 de 5 de 2010.] <http://jcp.org/en/jsr/detail?id=82>.
44. Arduino. [En línea] 2008. [Citado el: 10 de 2 de 2010.] <http://www.arduino.cc>.
45. *Communication and Retrieval of ECG Data:How Many Standards Do We Need?* **Fischer, R., y otros.** s.l. : IEEE, 2003, Computers in Cardiology, Vol. 30, págs. 21 - 24 .
46. *Interplay of cost and adoption of tele-medicine in Sub-Saharan Africa: The case of tele-cardiology in Ethiopia.* **Kifle, Mengistu, Mbarika, VictorW. A. y Datta, Pratim.** 3, s.l. : Springer Netherlands, julio de 2006, Information Systems Frontiers, Vol. 8, págs. 211-223. ISSN 1387-3326 (Print) 1572-9419 (Online).

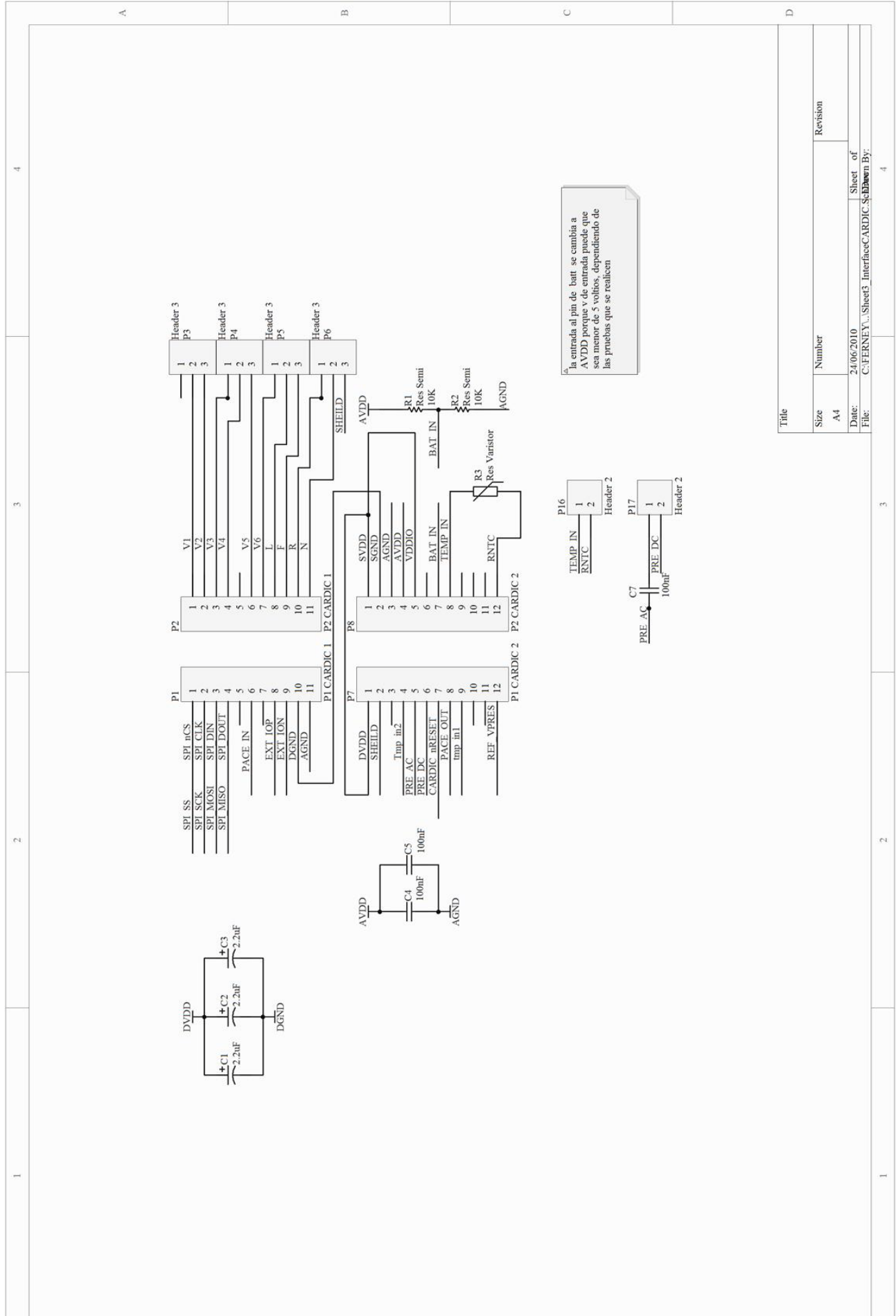


## **ANEXO 1**

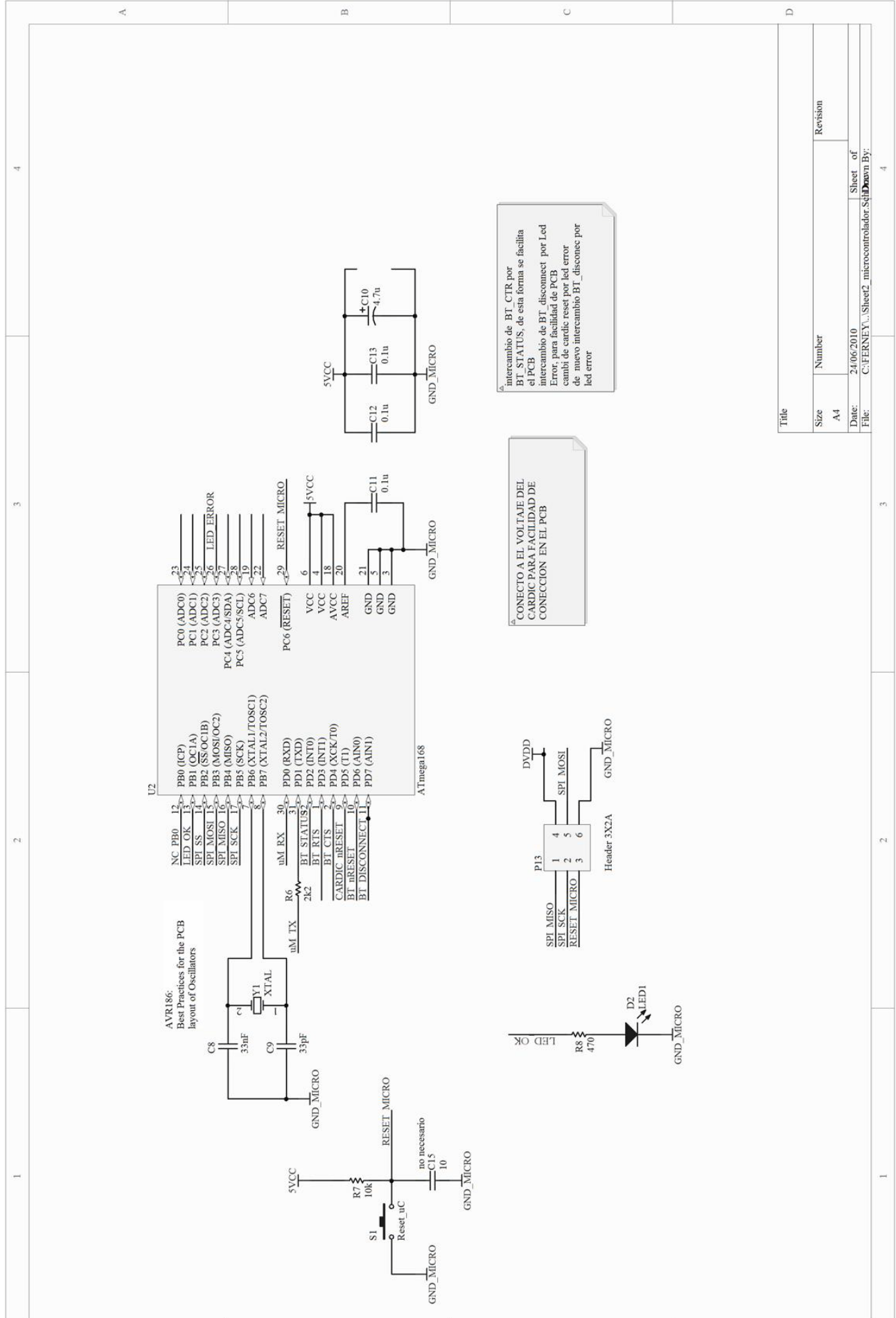
### **ESQUEMA ELECTRICO DE LA UASC**

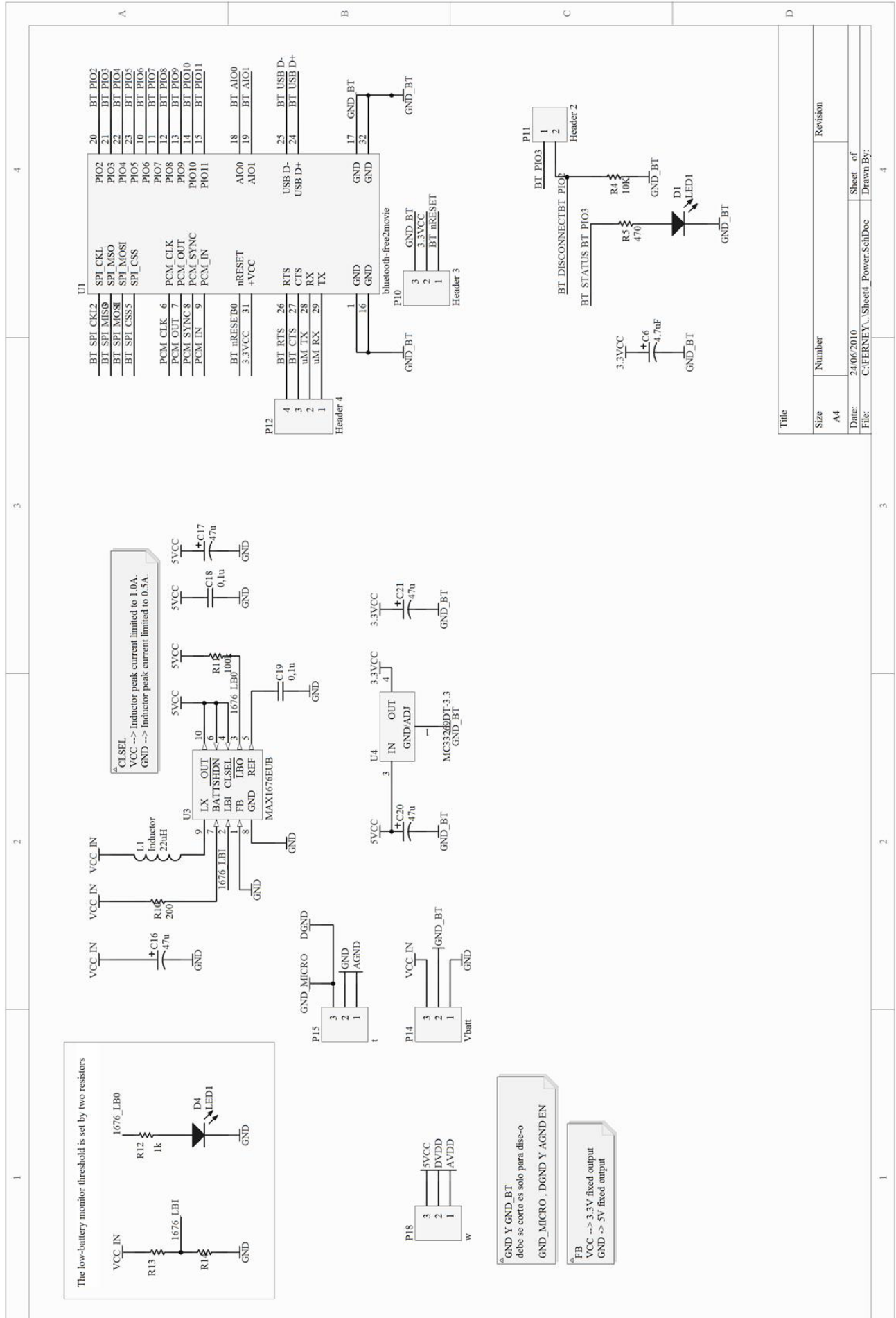


Rev	01
Author	
Proj	CMC/CMC-2000-030-1 (Rev. 0)



Title		Revision	
Size	Number		
A4			
Date:	24/06/2010	Sheet	of
File:	C:\FERNEY...\Sheet3_InterfaceCARDIC.Sch	Drawn	By:





The low-battery monitor threshold is set by two resistors

GND Y GND\_BT debe se corto es solo para dise-o  
GND\_MICRO , DGND Y AGND EN

FB VCC -> 3.3V fixed output  
GND -> 5V fixed output

Title	Size	Number	Revision
	A4		
Date:	24/06/2010		
File:	C:\FERNEY...\Sheet4_Power.SchDoc		
		Sheet of	Drawn By: