



Universitat Oberta
de Catalunya

Diseño de un Simulador de Señales Biológicas, mediante Raspberry Pi, para la Comprobación y la Calibración de Equipos Electromédicos de Diagnóstico y Monitorización del Electrocardiograma.

Carlos Alberto Ascanio Velázquez

Aleix López Antón

4 de enero de 2015



Esta obra está sujeta a una licencia de
Reconocimiento-NoComercial-
SinObraDerivada [3.0 España de Creative
Commons](#)

Resumen

El mundo de la ingeniería aplicada a la sanidad nos revela la necesidad de disponer de instrumentación electrónica que permita la verificación del funcionamiento de los equipos electromédicos tanto de diagnóstico como de terapia o intervencionismo.

El coste de esta instrumentación de taller es altísimo, por lo que en este trabajo se pretende diseñar un dispositivo, simulador de paciente y de bajo coste, capaz de generar la señal del electrocardiograma (ECG) de tal forma que nos permita realizar la comprobación de los equipos encargados de su captación y monitorización.

Con el fin de utilizar tecnología actual y accesible a muchos niveles, y dadas las capacidades de ampliación y facilidad de trabajo que ofrece, se utilizará el ordenador de placa reducida Raspberry Pi para la generación de las distintas señales que conforman el ECG y para el control del sistema por el usuario. Las señales serán procesadas por una tarjeta externa, comunicada con Raspberry Pi, que realizará la conversión digital-analógica de las mismas, adaptando sus amplitudes hasta los niveles emitidos por los potenciales bioeléctricos del corazón humano como si de un paciente real se tratara y, realizando el filtrado y la adaptación de impedancias de salida necesaria, todo ello controlado por un microcontrolador tipo DSP encargado de coordinar todo el proceso y el almacenamiento en memoria de las señales.

Palabras clave:

Electrocardiograma (ECG), simulador de paciente, Raspberry Pi, ingeniería biomédica, I²C, GPIO, SPI, señales Phyton.

Abstract

The world of engineering applied to health reveals the need for electronic instrumentation to permit verification of the operation of electrical equipment both diagnostic and therapy or intervention.

The cost of this instrumentation workshop is very high, so this work is to design a device, low cost patient simulator, capable of generating the signal electrocardiogram (ECG) in a way that allows us to check the teams responsible for the collection and monitoring.

In order to use current and accessible technology at many levels, and given the expandability and ease of job offers, reduced computer Raspberry Pi board will be used to generate the various signals that make up the ECG and the control user system. The signals will be processed by an external card, connected to Raspberry Pi, which performs the analog to digital conversion thereof, adapting their amplitudes to the levels emitted by bioelectric potentials of the human heart like a real patient concerned and, realizing the filtering and output impedance matching required, all controlled by a microcontroller DSP type to coordinate the whole process and memory storage of signals.

Keywords:

Electrocardiogram (ECG), patient simulator, Raspberry Pi, biomedical engineering, I²C, GPIO, SPI, Phyton signals.

Agradecimientos

A mi mujer, Verónica.

*Por su cariño, su sencillez, su confianza incondicional en mí que tanto ánimo
y seguridad me infunde y porque este sueño no podría haberse realizado sin
ella.*

Lista de Contenidos

1. Introducción.....	1
1.1 Contexto y Justificación del Trabajo.....	1
1.2 Objetivos del Trabajo.....	2
1.3 Enfoque y Método Seguido	3
1.4 Planificación del Trabajo	4
1.5 Sumario de Productos Obtenidos.....	7
1.6 Breve descripción de los capítulos de la memoria	7
2. Estado del Arte	8
1.1 Equipos de Visualización y Estudio del ECG en la Actualidad.....	8
1.2 Simuladores de Paciente. ¿Qué son y para qué se Utilizan?	9
1.3 Tecnología a Utilizar: Raspberry Pi	9
1.3.1 Características principales	9
1.3.2 Sistemas operativos en Raspberry Pi	10
1.3.3 Posibilidades de Raspberry Pi.....	11
1.3.4 Conexión con dispositivos externos. Puertos GPIO. Protocolo de comunicaciones I ² C	11
1.3.5 Aplicación de Raspberry Pi a la Electromedicina	12
1.4 Actualidad en el Diseño de Equipos de Bajo Coste para la Captura y el Estudio del ECG	13
1.5 Proyectos y diseños de simuladores de señal ECG.....	17
3. La señal ECG	20
3.1 Descripción y Utilidad	20
3.2 Obtención del ECG.....	21
3.3 Caracterización de la Señal ECG: Amplitud y tiempo	24
3.4 Captación del ECG por el equipo electromédico.....	28
4. Protocolos de Comunicación.....	32
4.1 Serial Peripheral Interface (SPI).....	32
4.2 Inter-Integrated Circuit (I2ctm	34
5. Raspberry Pi	35
5.1 Descripción del sistema.....	35
5.2 Configuración inicial del sistema operativo	36

5.3 Actualización de paquetes.....	38
5.4 Puertos GPIO para comunicación I ² C	38
5.5 Configuración de la pantalla TFT	39
6. Tarjeta Procesadora de Señales	41
6.1 Consideraciones de diseño	42
6.2 Microcontrolador DSP	43
6.2.1 Requerimientos de conexiones básicas	45
6.2.2 Módulo SPI	45
6.2.3 Módulo I ² C	46
6.2.4 Módulo CAD	46
6.3 Conversión Digital – Analógico (CDA).....	46
6.4 Atenuación de las Señales	48
6.4.1 Cálculos previos	48
6.4.2 Elección del tipo de amplificador a utilizar.....	50
6.4.3 Diseño del atenuador	53
6.5 Filtrado.....	55
6.6 Adaptación de impedancia en la salida	59
6.7 Esquemas de Conexión	61
6.7.1 Conexión Raspberry Pi con dsPIC33FJ32GS406	61
6.7.2 Conexión dsPIC con etapa de conversión digital a analógico.....	62
6.7.3 Conexión conversores digital analógico con atenuadores	63
6.7.4 Conexión atenuadores con filtros paso bajo y adaptadores de impedancia de salida.....	63
7. Programación	66
7.1 Lenguaje de programación	66
7.2 Acceso al bus I ² C	66
7.3 Programación del menú de usuario.....	68
8. Conclusiones	70
8.1 Análisis, Coste del Hardware y Reflexión Final	70
8.2 Líneas Futuras.....	72
BIBLIOGRAFÍA.....	74

Lista de Figuras

Figura 1. Señal ECG característica [1]	22
Figura 2. Colocación de los electrodos para medir las derivaciones bipolares [27]	23
Figura 3. Derivaciones unipolares en el plano frontal. (a) derivación aVR, (b) derivación aVL y (c) derivación aVF [27].....	24
Figura 4. Colocación de los electrodos para la obtención de las derivaciones precordiales [27]	24
Figura 5. Simulador de paciente “Lion Heart” con electrodos colocados	25
Figura 6. Electrocardiógrafo digital “General Electric”	26
Figura 7. Amplificador de instrumentación con entradas boostaped [28].....	30
Figura 8. Esquema de conexión maestro – esclavo [29].....	33
Figura 9. Esquema de conexión maestro con dos esclavos encadenados [29].....	33
Figura 10. Esquema de conexión maestro con dos esclavos en paralelo [29].....	33
Figura 11. Menú de configuración Raspberry Pi	37
Figura 12. Pineado del puerto GPIO de Raspberry Pi [35].....	38
Figura 13. Raspberry Pi encapsulada en caja específica y Pantalla táctil PiTFT ...	39
Figura 14. Diagrama de bloques del dispositivo	42
Figura 15. Descripción del pines del dsPIC33FJ32GS406 [36].....	44
Figura 16. Descripción de pines del CDA [37].....	48
Figura 17. Amplificador inversor	50
Figura 18. Descripción de pines del amplificador operacional LT1367 [41]	51
Figura 19. Descripción de pines del amplificador operacional LT1366 [42]	53
Figura 20. Atenuador	53
Figura 21. Señal generada de 3.3 V con un nivel de offset de DC = 1.65 V	54
Figura 22. Señal de 33 mV a la salida de la primera etapa de atenuación	54
Figura 23. Señal de 3,3 mV a la salida de la segunda etapa de atenuación.....	55

Figura 24. Filtros posibles (realizada con el software en línea [43]).....	56
Figura 25. Topología de filtro Sallen Key (realizada con el software en línea [43]).	57
Figura 26. Filtro Bessel de 4º orden y datos principales (realizada con el software en línea [43]).....	58
Figura 27. Ganancia en función de la frecuencia (realizada con el software en línea [43])	58
Figura 28. Retardo de grupo en función de la frecuencia (realizada con el software en línea [43]).....	59
Figura 29. Amplificador seguidor de tensión [38]	59
Figura 30. Esquema de conexión Raspberry Pi con dsPIC.....	62
Figura 31. Esquema de conexión entre dsPIC y conversores digital-analógico.....	63
Figura 32. Esquema de conexión conversores digital-analógico y atenuadores.....	64
Figura 33. Esquema de conexión entre atenuadores, filtros paso bajo y adaptador de impedancia de salida.....	65
Figura 34. Menú de opciones	69

Lista de Tablas

Tabla 1. Planificación temporal de tareas	4
Tabla 2. Diagrama de Gantt. Planificación temporal.....	5
Tabla 3. Entregables WBS (realizada con el software en línea: www.wbstool.com).....	6
Tabla 4. Caracterización física de las 12 derivaciones del ECG	26
Tabla 5. Amplificadores de instrumentación comerciales para aplicaciones electromédicas [27]	31
Tabla 6. Características técnicas de los modelos A y B de Raspberry Pi [32] .	35
Tabla 7. Comportamiento del filtro entorno a la frecuencia de corte (realizada con el software en línea: www.wbstool.com).....	60
Tabla 8. Conexionado de pines entre Raspberry Pi y dsPIC.....	61
Tabla 9. Conexionado de pines entre dsPIC y conversores digital-analógico ..	62

Capítulo 1

Introducción

1.1 Contexto y Justificación del Trabajo

Los avances tecnológicos originados como consecuencia de la introducción de la electrónica y la informática para el diagnóstico clínico, han tenido un carácter exponencial en los últimos 20 años, facilitando cada vez más la labor del personal sanitario y creando una demanda y una necesidad de equipos de alta tecnología cada vez mayor y más exigente. Esto hace necesario que, detrás de cada equipo electromédico de diagnóstico o terapia, exista un personal técnico altamente cualificado que permita que estos equipos permanezcan en perfecto estado de funcionamiento y ofreciendo datos fiables.

El mundo de la ingeniería aplicada a la sanidad es tremadamente extenso, variado y absolutamente lleno de altísima tecnología en materia de telecomunicaciones, informática, robótica, electrónica y nuevas tecnologías. Sin duda es una de las áreas menos conocidas por los aspirantes a ingenieros ya que hasta hace pocos años no existían, en nuestro país, titulaciones técnicas específicas para ser aplicadas a la medicina.

La principal misión de los profesionales de electromedicina es realizar la correcta gestión y mantenimiento preventivo de los equipos electromédicos, con el fin de que se utilicen a un nivel óptimo de sus posibilidades, asegurando el funcionamiento continuo eficaz y eficiente de los mismos.

Somos muchos los ingenieros de diferentes especialidades que nos hemos adaptado a este mundo sanitario y hemos adquirido la formación requerida en muchas áreas a base de trabajo personal y formación específica con empresas nacionales e internacionales. Personalmente y tras casi doce años trabajando en el campo de la electromedicina en las áreas de gestión del equipamiento y mantenimiento preventivo y correctivo, he observado que es absolutamente necesario disponer de instrumentación electrónica que nos permita la verificación del funcionamiento de los

equipos electromédicos tanto de diagnóstico como de terapia o intervencionismo. El coste de esta instrumentación de taller o laboratorio es altísimo, por poner un ejemplo, un equipo como el que se pretende realizar en este trabajo, pero sin posibilidad de expansión alguna, tiene un precio de partida de unos 2.000 euros, por lo que no está al alcance de cualquier técnico que pretenda realizar este tipo de comprobaciones.

Ser capaz de diseñar e implementar este tipo de instrumentación de laboratorio con las futuras ampliaciones posibles, que nos permita controlar de forma eficaz el equipamiento electromédico y que, además podamos calibrar por nuestros propios medios sin necesidad de acudir a los fabricantes, es un lujo que a todo técnico de electromedicina le gustaría tener al alcance.

1.2 Objetivos del Trabajo

El objetivo de este trabajo es realizar un estudio teórico detallado y extenso de todas las áreas necesarias a tratar para el diseño final de un dispositivo de bajo coste capaz de generar la señal del ECG con sus diferentes derivaciones. Este equipo realizará la función de un paciente de prueba también conocido como simulador de paciente, que servirá para comprobar el funcionamiento de cualquier equipo electromédico de diagnóstico o monitorización del electrocardiograma como por ejemplo: electrocardiógrafo, monitor de constantes vitales, holter cardiológico, prueba de esfuerzo, ecocardiógrafo, etc.

Se pretende que este sistema no sólo sirva para identificar los fallos puntuales en la obtención del ECG, descartando averías en los equipos o en los cables conectados al paciente, sino para comprobar la correcta calibración del sistema en los mantenimientos preventivos programados.

Este dispositivo debería ser el inicio de un sistema de instrumentación más complejo, aunque sin desviarse del propósito de bajo coste, en el que se incluyan el resto de las constantes vitales por excelencia (saturación de oxígeno y presión no invasiva) para poder ser usado en la comprobación completa de los monitores de paciente situados en las áreas críticas (recuperación de quirófano, UVI, coronarias, urgencias, prematuros, etc.).

1.3 Enfoque y Método Seguido

El dispositivo final a implementar debe proporcionar al usuario un menú de opciones donde seleccionar el principal parámetro del ECG a simular (ritmo cardiaco), la señal de calibración y el inicio y parada de la simulación.

Para el diseño de este sistema de instrumentación de laboratorio, se utilizará el ordenador de placa reducida Raspberry Pi de bajo coste y una tarjeta externa encargada del procesamiento de las señales y de su envío a los puertos donde se conectarán los electrodos de paciente.

La generación de las distintas señales del ECG, con las derivaciones oportunas y con todas sus variantes de configuración será realizada por la Raspberry Pi, mediante un lenguaje de programación de alto nivel y almacenadas en distintos ficheros, de tal forma que cuando el usuario seleccione la configuración de la señal a transmitir, el software leerá los ficheros correspondientes y los enviará a la tarjeta procesadora de señales.

El siguiente paso es el de adaptación de las señales generadas a los niveles y con la calidad necesaria para que un electrocardiógrafo u otro dispositivo de diagnóstico o monitorización sea capaz de interpretar dichas señales como si vinieran de un paciente real. Para ello se diseñará una tarjeta externa que se conectará a la Raspberry Pi mediante el puerto GPIO y usando el protocolo de comunicaciones serie I²C.

Una vez generadas las señales y enviadas a la tarjeta procesadora, el primer dispositivo a implementar y que realizará las funciones de almacenamiento de las señales en memoria y de coordinación del resto de los dispositivos, será un microcontrolador tipo DSP. El siguiente paso, y dado que las señales generadas por Raspberry Pi son digitales, será el de la conversión digital-analógica (CDA) de cada una de ellas.

Posteriormente, se realizará la adaptación de niveles de señal a los niveles de los potenciales bioeléctricos emitidos por el cuerpo humano. El nivel de tensión de las señales con las que se ha trabajado hasta esta etapa es de unos pocos voltios (3.3V. aprox.), pero las señales electrocardiográficas están en el orden de los μ V a mV, por lo que habrá que atenuarlas adecuadamente ya que serán los propios equipos electromédicos de diagnóstico o monitorización los encargados de volverlas a

amplificar.

La última etapa consiste en un filtrado paso bajo de todas las señales con el fin de eliminar los ruidos presentes y ocasionados por la alimentación y por los propios componentes utilizados, de tal manera que las señales estén lo más limpias posibles. Para ello se diseñarán filtros Butterworth para cada una de las salidas.

1.4 Planificación del Trabajo

El trabajo se dividirá en 6 bloques principales:

1. Formación en las áreas de: Electrocardiografía, Raspberry Pi y Programación en lenguaje de alto nivel.
2. Obtención de la señal ECG para su estudio y caracterización
3. Diseño de la tarjeta procesadora.
4. Raspberry Pi
5. Programación
6. Memoria.

Se presenta a continuación la planificación temporal del trabajo en forma de diagrama de Gantt con su tabla de datos asociada.

ACTIVIDAD	Fecha Inicio	Duración	Fecha Fin
FORMACIÓN			
Formación: ECG y equipos de monitorización	22/09/14	27	19/10/14
Formación: Raspberry Pi	01/10/14	27	28/10/14
Formación: Elección Lenguaje de Alto Nivel	25/10/14	5	30/10/14
Formación: Python	05/12/14	8	13/12/14
SEÑAL ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)	20/10/14	13	02/11/14
Señal ECG: Obtención señal ECG	20/10/14	7	27/10/14
Señal ECG: Caracterización derivaciones ECG	26/10/14	7	02/11/14
TARJETA EXTERNA: PROCESADORA DE SEÑALES	09/10/14	58	06/12/14
Tarjeta Externa: Microcontrolador DSP	09/10/14	15	24/10/14
Tarjeta Externa: Conversión CDA.	23/10/14	15	07/11/14
Tarjeta Externa: Diseño de la red de atenuadores.	05/11/14	15	20/11/14
Tarjeta Externa: Diseño de los filtros paso bajo.	21/11/14	15	06/12/14
RASPBERRY PI	04/12/14	10	14/12/14
RasPi: Configuración e inicio del sistema operativo.	04/12/14	3	07/12/14
RasPi: Configuración puerto serie de salida de la Raspberry Pi.	07/12/14	6	13/12/14
RasPi: Configuración pantalla PiTFT	08/12/14	6	14/12/14
PROGRAMACIÓN	04/12/14	8	12/12/14
MEMORIA	05/10/14	91	04/01/15

Tabla 1. Planificación temporal de tareas

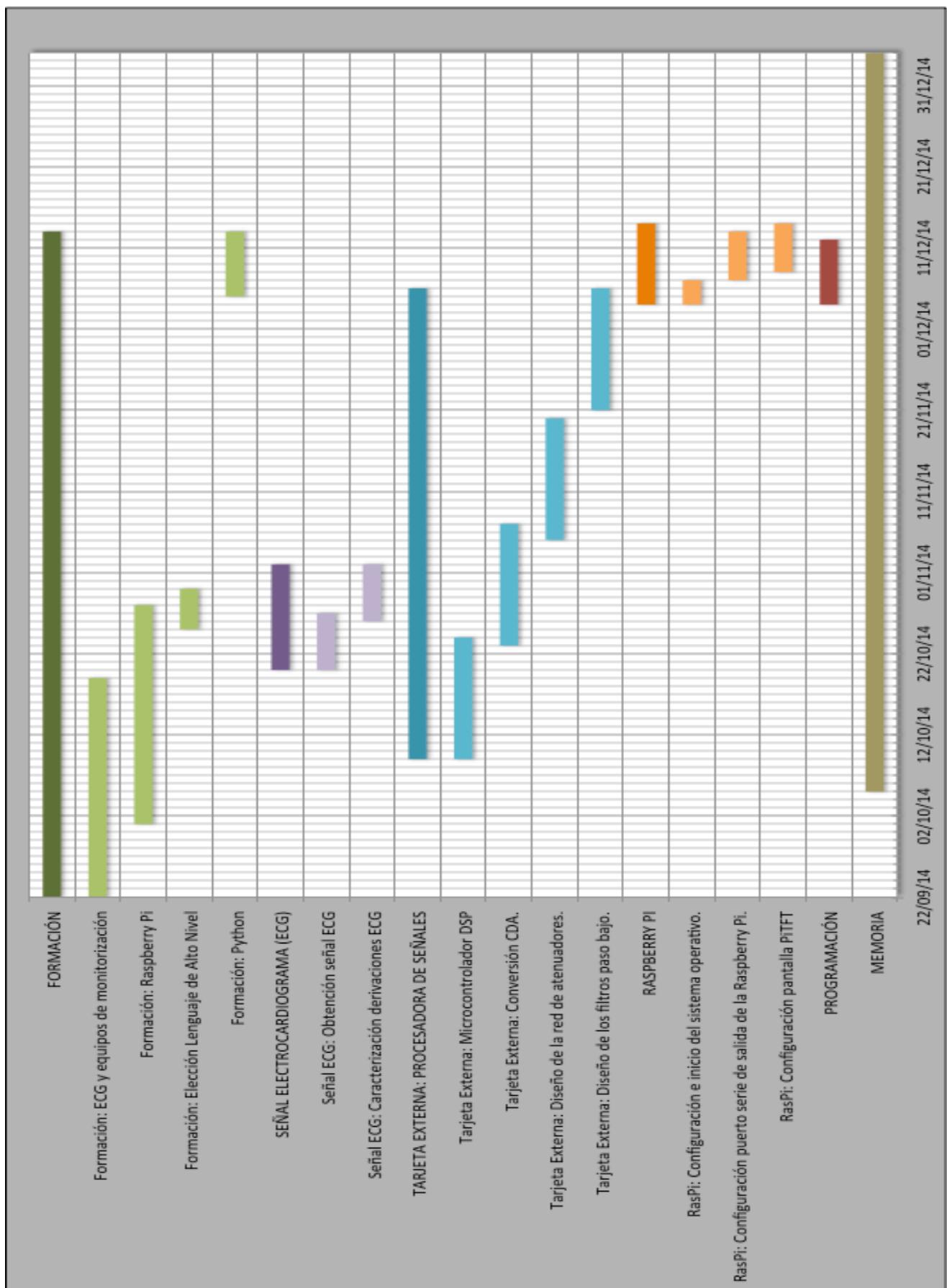


Tabla 2. Diagrama de Gantt. Planificación temporal

Los entregables definidos para el desarrollo del trabajo son los siguientes:

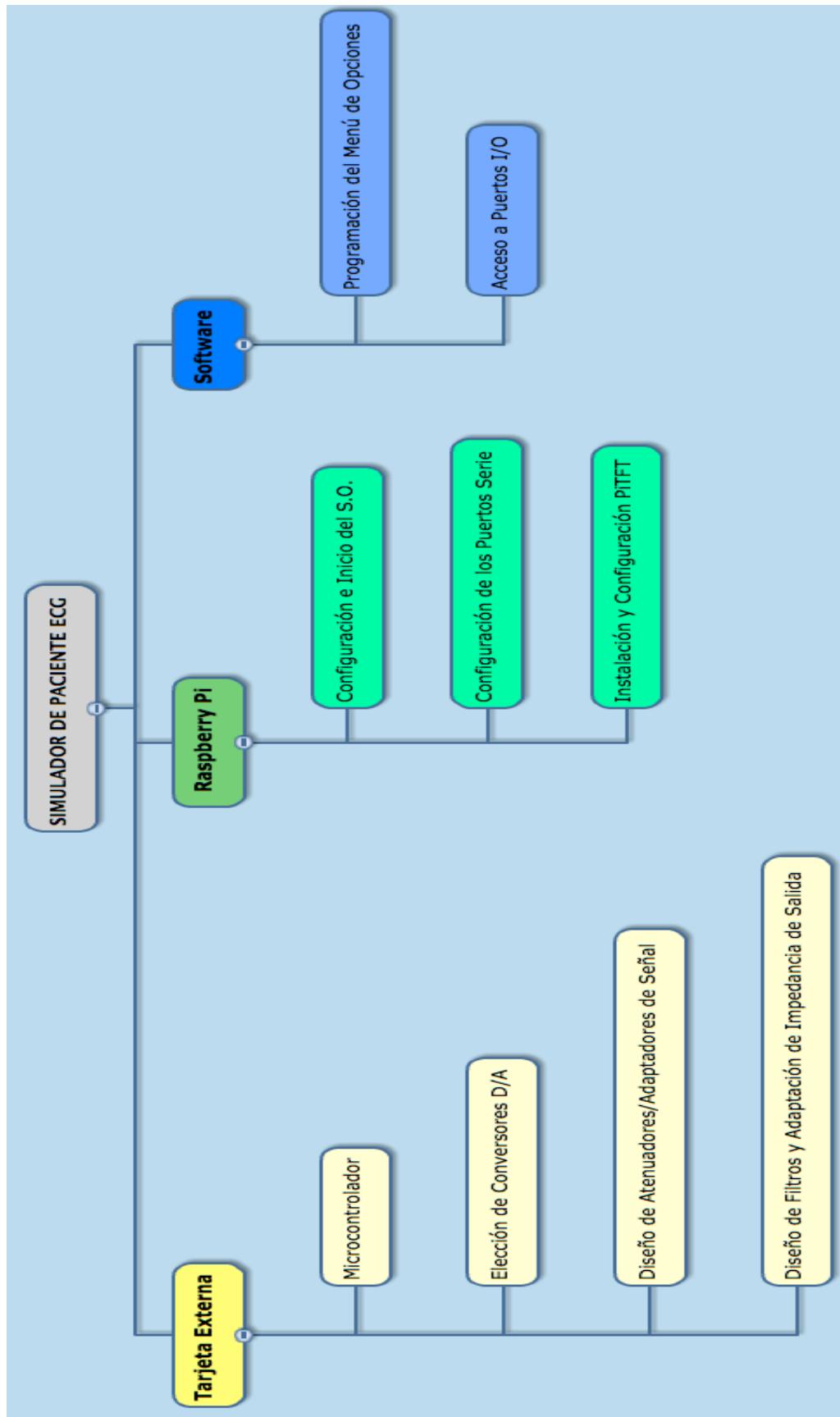


Tabla 3. Entregables WBS.

1.5 Sumario de Productos Obtenidos

Se ha obtenido un estudio teórico completo y detallado de todos los aspectos hardware necesarios para llevar a cabo la implementación final del dispositivo. La áreas detalladas en el estudio son:

- Caracterización eléctrica de la señal ECG con sus distintas derivaciones.
- Descripción del dispositivo Raspberry Pi.
- Descripción de los buses de comunicación serial I²C y SPI.
- Descripción de los distintos integrados comerciales que nos permitirán llevar a cabo el dispositivo final: DSP, CDA y amplificadores operacionales.
- Descripción detallada de la etapa de conversión digital-analógica.
- Descripción con simulación de los atenuadores necesarios para convertir las señales generadas a las amplitudes a utilizar.
- Descripción con simulación de los filtros a implementar con el objetivo de mejorar la calidad de las señales.
- Descripción de la etapa final de adaptación de impedancias de salida.
- Esquemas eléctricos, en forma de diagramas de bloque, de las conexiones entre todos los dispositivos.

1.6 Breve descripción de los capítulos de la memoria

A lo largo de los capítulos de la memoria se abarcarán las siguientes áreas del diseño final:

- Capítulo 2: Descripción de la señal ECG y sus derivaciones, su importancia actual en el diagnóstico de la salud y sus formas de obtención. Carterización eléctrica de las distintas derivaciones.
- Capítulo 3: Descripción de los distintos protocolos de comunicación serial que se utilizarán en el dispositivo.
- Capítulo 4: Descripción y configuración de Raspberry Pi. Puertos de comunicación, librerías a instalar y pantalla TFT.
- Capítulo 5: Descripción detallada de la tarjeta externa encargada del procesado de las señales.
- Capítulo 6: Entorno de programación y acceso al puerto GPIO para comunicaciones I²C de Raspberry Pi.
- Capítulo 7: Programación del menú gráfico de usuario con las opciones disponibles de generación de señales.

Capítulo 2

Estado del Arte

A lo largo de este capítulo y a través de la investigación y estudio de diferentes publicaciones, se abordarán diferentes aspectos necesarios para el desarrollo del Proyecto Final.

Se comenzará, en los apartados 2.1 y 2.2, revisando las publicaciones realizadas en las que se describe la tecnología existente en la actualidad para la monitorización y el diagnóstico del ECG así como los simuladores de paciente de que disponen los ingenieros de mantenimiento para la comprobación del funcionamiento de los equipos electromédicos para electrocardiografía y monitorización de paciente.

En el apartado 2.3 se introducirá, a través de las publicaciones estudiadas, en la tecnología electrónica actual que servirá de herramienta en este Trabajo.

Posteriormente, en el apartado 2.4 se verán proyectos realizados donde se implementó la tecnología descrita anteriormente, con objetivos parecidos o similares al que se persigue. Cómo lo hicieron y los resultados obtenidos.

Finalmente, en el apartado 2.5, se verán diseños que persiguen objetivos prácticamente similares al de este trabajo, con aplicación de las herramientas tecnológicas descritas en el campo de la electromedicina y con bajo coste de realización final.

2.1 Equipos de Visualización y Estudio del ECG en la Actualidad.

Los equipos electromédicos utilizados para visualizar y registrar la actividad eléctrica del corazón han sufrido una transformación sustancial a lo largo de los últimos años, desde el antiguo galvanómetro de Einthoven, que captaba una de las derivaciones del ECG, pasando por los electrocardiógrafos analógicos que registraban mediante agujas tres derivaciones y hasta 6, hasta los modernos equipos digitales capaces de captar las 12 derivaciones del ECG en alta resolución, mostrarlas en pantallas TFT, y de

procesar las señales obtenidas obteniendo automáticamente un diagnóstico clínico fiable de la gran mayoría de patologías detectables mediante esta técnica.

2.2 Simuladores de Paciente. ¿Qué son y para qué se Utilizan?.

Dada la importancia que la electrocardiografía, como herramienta de diagnóstico, ha cobrado en la actualidad clínica, se ha hecho imprescindible la comprobación del correcto funcionamiento de los equipos, tanto para el diagnóstico de fallos como para la comprobación de que las medidas que obtiene son fiables.

Así, el mercado nos ofrece innumerables dispositivos de muchos fabricantes capaces de generar distintas derivaciones del ECG e incluso señales de calibración y señales patológicas típicas con el fin de comprobar su correcto funcionamiento e incluso su capacidad de obtener diagnósticos fiables. Estas herramientas de taller nos permiten además, comprobar la correcta calibración de los equipos electromédicos dentro de los valores de tolerancia establecidos por los fabricantes.

Disponemos de esta manera, de simuladores de paciente sencillos para comprobación, de simuladores aptos para el diseño de equipamiento de diagnóstico que disponen de fuentes de ruido con el fin de ensayar los filtros y algoritmos de los equipos y los simuladores de paciente de alta gama, como los que ofrecen los grandes fabricantes de equipos de medida diseñados específicamente para uso científico además de las capacidades básicas.

2.3 Tecnología a Utilizar: Raspberry Pi.

2.3.1 Características principales.

[4] En 2006 nace el proyecto Raspberry Pi, de la mano de Eben Upton y compañeros de la Universidad de Cambridge. La motivación se basó en la creación de un dispositivo que sirviera a los estudiantes de ingeniería como herramienta de aprendizaje para la programación y para, simplemente, poder probar cosas nuevas.

Así nació el micro-ordenador conocido por Raspberry Pi modelo A con grandes capacidades (salida de video y audio y reproducción de video de alta definición) gracias al microcontrolador Atmel ATmega644.

En 2008, el avance de la electrónica proporcionó a Eben Upton una herramienta de trabajo aún más potente con la incorporación del SoC Broadcom BCM2835 que incorpora, a parte de puerto Ethernet 10/100 que no disponía el modelo A, una CPU ARM 1176JZFS a 700 MHz y otras capacidades increíbles. De esta forma se creó el modelo Raspberry Pi modelo B.

Hoy en día se comercializan los modelos B y B+. Este último dispone de 4 puertos USB en lugar de los 2 del modelo B, de tarjeta micro SD y presenta un menor consumo que su antecesor.

2.3.2 Sistemas operativos en Raspberry Pi.

Son muchos los sistemas operativos que soporta Raspberry Pi, y la mayoría están basados en Linux. Actualmente, el más utilizado es Raspbian (una versión de Linux derivada de Debian), lanzada en 2012 y recomendada por los creadores para iniciarse.

Desde la página oficial de Raspberry Pi [5] podemos descargar actualmente los siguientes sistemas operativos mediante imágenes de disco: Raspbian, Pidora, OpenELEC, RaspBMC, RISC OS y ARCH Linux.

La atención se centrará en Raspbian por ser el elegido para este proyecto. [6] Al no existir una versión de Debian Wheezy armhf para la CPU ARMv6 que contiene el Raspberry PI, se diseñó Raspbian que, es un port no oficial de Debian Wheezy armhf específico para el procesador de Raspberry Pi. Tiene soporte optimizado para cálculos en coma flotante por hardware, lo que permite dar más rendimiento en según que casos. Usa LXDE como escritorio y Midori como navegador web. Además, contiene herramientas de desarrollo como IDLE para el lenguaje de programación Python o Scratch. Dispone de un menú de configuración que permite configurar el sistema operativo sin tener que modificar archivos de configuración manualmente (p.e.: expandir la partición root para que ocupe toda la tarjeta de memoria, configurar el teclado, aplicar overclock, etc.)

[7] Raspbian incorpora paquetes precompilados, de esta forma es muy fácil instalar el que necesitemos en la Raspberry Pi. La primera remesa de estos paquetes, optimizados para el mejor desempeño del dispositivo Pi, se completó en junio de 2012 (poco más de 35,000 paquetes).

Raspbian está en un desarrollo activo así, en 2014, surge una nueva versión del sistema operativo y del software de instalación que ayuda a los usuarios a empezar, NOOBS.

2.3.3 Posibilidades de Raspberry Pi.

Ya se sabe qué es Raspberry Pi y sus características técnicas pero ¿qué utilidad se le puede dar a este dispositivo?. Esta es una de las consultas más realizadas en la web acerca de Raspberry Pi.

Se recopila, en este apartado, una pequeña lista de proyectos de ejemplo ya realizados con Raspberry Pi:

- Implementación de un Mediatercero mediante el uso de XBMC. [9]
- Pibob: Construcción de un sistema Ambilight (como el de Philips) para el televisor. [10]
- Picast 2.0: Se trata de un sustituto de Chromecast. [11]
- Proxy para Siri. [12]
- Pihome: diseño de sistema de control domótico para el hogar. [13]
- BeakPi: control de luces del hogar y reproducción de música de Spotify. [14]
- Pi-Fidelity: Sistema de reproducción de audio a través de emisoras de radio online o archivos.mp3 [15]

2.3.4 Posibilidades de conexión con dispositivos externos. Puertos GPIO. Protocolo de comunicaciones I²C.

Sin duda, las grandes capacidades ofrecidas por Raspberry Pi parten de sus posibilidades de comunicación con el mundo exterior a través de sus puertos de entrada y salida. El puerto de señales de propósito general GPIO [16] dispone de 26 pines de los cuales 2 (patilla 8 (GPIO14) como salida y patilla 24 (GPIO8) como entrada para las versiones B 1 y 2) son para comunicaciones digitales serie utilizando el protocolo I²C.

El uso de estos puertos mediante Linux se realiza como si de ficheros se tratase, es decir, la operación de transmisión de datos o salida es como escribir en el archivo y la operación de recepción o entrada es de lectura de datos de ese fichero. Los pasos necesarios para configurar Raspberry Pi de tal manera que permitan la entrada y salida de datos vienen descritos en varias publicaciones, entre las que destacamos la detallada en [16].

El protocolo utilizado para esta comunicación, tal y como se comentó en el párrafo anterior es el I²C, descrito con bastante detalle en [17] además de en innumerables artículos publicados en la web. Utiliza dos líneas para transmitir la información: una para los datos (SDA) y otra para la señal de reloj (SCL), además de la referencia (masa GND). I²C fue diseñado por Philips y permite velocidades de transmisión típicas de unos 100 Kbits por segundo.

El direccionamiento más habitual para el bus es con direcciones de 7 bits, lo cual quiere decir que se pueden conectar hasta 128 dispositivos sobre el mismo bus, aunque la transmisión es de 8 bits ya que utiliza uno como lectura/escritura.

2.3.5. Aplicación de Raspberry Pi a la Electromedicina.

No tardó en incorporarse Raspberry Pi al mundo del cuidado de la salud y la electromedicina. Así, en el mismo año de su incorporación al mercado, en 2012, de la mano del equipo de Cooking Hacks, se diseñó el "e-Health Sensor Shield" [19]. Este dispositivo, que presenta las mismas medidas que la propia Raspberry Pi con el fin de adaptarse perfectamente a ella, proporciona entradas para 9 sensores biomédicos diferentes, éstos son:

- Pulso.
- Saturación de oxígeno en sangre.
- Flujo de aire en respiración.
- Temperatura corporal.
- Electrocardiograma (ECG) de 3 derivaciones.
- Glucómetro.
- Sensor galvánico para respuesta de la piel.
- Electromiograma (EMG).
- Posición del paciente mediante acelerómetro.

Toda esta información puede ser usada para monitorizar en tiempo real el estado del paciente o para dar información para el diagnóstico médico. La información biométrica reunida puede ser enviada de forma inalámbrica mediante diferentes opciones: Wifi, 3G, GPRS (2G), Bluetooth, etc.

Dado que el dispositivo no cuenta con las certificaciones de producto médico no puede utilizarse para el diagnóstico clínico y su uso se ha restringido a investigación, formación y como herramienta de ayuda a desarrolladores y fabricantes.

Puede verse otro interesante ejemplo de aplicación de Raspberry Pi a la electromedicina en el proyecto desarrollado por la Facultad de Informática de la Universidad Complutense de Madrid durante el pasado curso académico 2013/2014 y denominado "Desarrollo de dispositivos e-Health de bajo coste para Raspberry Pi" [20]. En dicho proyecto, se diseñó un dispositivo de bajo coste capaz de capturar y analizar el ECG en tiempo real. Para ello se estructuró el diseño en tres partes bien diferenciadas, módulo de captura, módulo de procesamiento y una interfaz de conexión entre ambos.

El módulo de procesamiento se basó en la placa Raspberry Pi, aprovechando la gran aceptación que ha tenido y su bajo coste. Para el módulo de captura se utilizó el chip ADS1198, que permite unas velocidades de captura elevadas y al igual que la Raspberry, tiene un coste reducido. Y como interfaz de conexión entre ambos dispositivos, se recurrió al uso del bus SPI (Serial Periferal Interface).

El bus SPI utiliza dos buses separados para la transmisión y recepción, permitiendo una comunicación full dúplex. Su uso está extendido en comunicaciones de corta distancia, como pueden ser las involucradas en circuitos integrados, tarjetas SD o sensores.

El chip ADS1198, de Texas Instruments, se caracteriza por tener ocho canales de 16 bits cada uno, una frecuencia de muestreo de hasta 8 KHz, un amplificador de ganancia programable, referencia interna y un oscilador integrado. Cada canal consta de un multiplexor que permite la lectura desde ocho entradas diferentes, siendo las más relevantes las entradas de temperatura, electrodos y señal de test generada internamente. Sus principales aplicaciones son para: monitorización del ECG de pacientes y para la adquisición de señales de alta precisión.

2.4 Actualidad en el Diseño de Equipos de Bajo Coste para la Captura y el Estudio del ECG

Dado que uno de los objetivos del proyecto es el de realizar un dispositivo útil para un técnico en electromedicina pero a un bajo coste, se estudiarán a continuación distintos proyectos presentados a lo largo de los últimos años en la misma línea aunque el dispositivo implementado no cumpla la misma función. De esta manera, se verán distintos proyectos y estudios donde se implementan diferentes tecnologías aplicadas

al mundo de la medicina con el fin de desarrollar sistemas de bajo coste que permitan la adquisición de señales fisiológicas con distintos fines.

El primero de los estudios a comentar, publicado en 2005, se denominó “Equipo Transportable -Basado en DSP- para el Almacenamiento y Análisis de Señales Biomédicas” [21].

La motivación del proyecto no fue otra que la de diseñar un dispositivo digital con aplicación clínica para la adquisición y estudio de las señales electrocardiográficas a un precio reducido, ya que los dispositivos digitales comerciales eran demasiado caros como para que los presupuestos reducidos de los hospitales del país pudieran afrontar compras de forma masiva. De esta manera, los estudios electrocardiográficos se hacían exclusivamente con equipos analógicos con registro de las señales en papel milimetrado sin posibilidad de apoyarse en técnicas electrónicas y de procesado que faciliten los cálculos y extracción de parámetros.

La herramienta se diseño en tres bloques principales:

1. **Etapa analógica de adquisición y adecuación de la señal:** se realiza la adquisición del ECG por medio de electrodos y transmitido por cables blindados a un conjunto de amplificadores de instrumentación. La amplificación y la adecuación de la señal se realizó teniendo en cuenta las características de las señales de ECG y los rangos que se manejan en el registro estándar de 12 derivaciones según la American Heart Association quien recomienda que el ancho de banda de los equipos destinados a adquirir el ECG sea al menos de 0.1 a 100Hz. Esta etapa la conforman un filtro pasabajas pasivo que cumple la función de antialias, un filtro pasaaltas activo con ganancia que cumple la función de estabilizador de línea base, un sumador no inversor que adiciona un offset de 1V para tener la señal sobre el nivel de cero y poder digitalizarla sin degradar su excusión puesto que el conversor análogo a digital del DSP es un dispositivo unipolar que acepta señales entre 0 y 3.3V y finalmente un driver de pierna derecha para compensar problemas de ruido de modo común en la entrada diferencial de los amplificadores de instrumentación.
2. **Etapa del procesador digital de señales (DSP):** donde se digitaliza la señal y se procesa mediante los algoritmos programados en el mismo. Esta etapa emplea el módulo de evaluación de Motorola® 56F807EVM que incluye el DSP56F807, conectores de expansión de periféricos, memoria externa de 128K Words, entre otros. El 56F807EVM es una plataforma que permite el desarrollo

de trabajos software y hardware que requieren exigentes aplicaciones en tiempo real.

3. **Etapa de software:** para uso del sistema mediante un pc manejo de la información de los pacientes, y visualización y análisis de cada una de las derivaciones del electrocardiograma.

El resultado del proyecto fue altamente satisfactorio pues, después de realizar múltiples pruebas con un simulador de paciente, se realizaron pruebas con pacientes reales bajo supervisión médica con aplicación clínica real.

El segundo de los estudios a presentar se publicó en 2007, [22] “Registro de una Señal Electrocardiográfica por Medio de Matlab y DSP56F807”. Con una misma línea de investigación y de objetivo final, se describe el diseño de un equipo que realiza el procesamiento digital de una señal electrocardiográfica, a partir del módulo de evaluación DSP56F807 de Motorola. Este dispositivo está optimizado para realizar cálculos e implementar algoritmos de procesamiento de señal, permitiendo desarrollar aplicaciones como el filtrado digital de señales electrocardiográficas y además permite cambiar o mejorar los códigos que se implementan en ellos sin necesidad de adicionar más hardware.

El desarrollo del proyecto se basó en la adquisición de tres derivaciones del ECG mediante cinco canales. Posteriormente, las señales son enviadas a una tarjeta analógica de captura de datos, en donde se realiza el acondicionamiento de estas por medio de filtrado y amplificación. A continuación se envían las señales a una tarjeta encargada de agregar una componente DC con el fin de conseguir que los registros se encuentren dentro del rango de 0 a 3.3V.

Mediante programación y compilación con Codewarrior se realiza la configuración de los registros del conversor, de la implementación de un filtro digital FIR pasa bajas y de la comunicación serial del módulo de evaluación con el PC.

Se utilizó MATLAB para el diseño del filtro FIR pasa bajas y para la programación de la recepción y del empaquetamiento de datos, así como de una interfaz de usuario que permite la visualización y análisis de las tres derivaciones con ayuda de una herramienta de apoyo diagnostico.

El proyecto permitió crear una herramienta capaz de realizar el proceso de diagnóstico

con mayor precisión que si se realizara manualmente. A su vez, el programa desarrollado proporciona herramientas que permiten un ahorro sustancial de tiempo en la obtención y tabulación de resultados.

En un diseño más reciente [23], del año 2013, se desarrolló un “Sistema de Adquisición de Biopotenciales para Entornos Académicos”. En este proyecto se realizó un sistema de adquisición y procesamiento de Biopotenciales diseñado especialmente para ser utilizado en entornos académicos. El objetivo fue elaborar una herramienta que, por un lado permitiera que estudiantes y demás personas interesadas pudieran desarrollar aplicaciones que involucren Biopotenciales sin la necesidad de perder mucho tiempo en los detalles de diseño del sistema de adquisición y acondicionamiento y por otro lado, como herramienta pedagógica para aspectos relacionados con la adquisición y el procesamiento digital de señales biológicas.

El núcleo del proyecto residió en el circuito integrado ADS1293 de la empresa Texas Instruments y en el microcontrolador Atmega 32u4 de la empresa Atmel. El sistema se puede programar directamente desde el IDE de Arduino como plataforma de desarrollo, haciendo uso de una librería diseñada para configurar las características más importantes del sistema. Para visualizar y realizar procesamiento digital de las señales adquiridas se construyó una interfaz gráfica basada en el software LabVIEW quien, a su vez controló las comunicaciones seriales con el microcontrolador.

Las pruebas realizadas mediante simuladores de pacientes y voluntarios sanos indicaron que el desempeño del sistema para la adquisición de biopotenciales en condiciones reales es muy bueno y cuenta con las características necesarias para adaptarse a diferentes condiciones dependiendo del tipo de biopotencial que se quiera adquirir.

También durante el 2013, en [24], se utilizó el dispositivo *e-Health Sensor Shield*, comentado en [19] y detallado en párrafos anteriores, en el diseño de un sistema para el reconocimiento de la actividad humana mediante técnicas de soft computing.

El proyecto pretendió implementar un sistema que permitiera monitorizar diferentes constantes vitales de los pacientes mediante sensores biomédicos conectados a una plataforma libre como Arduino, con el fin que de monitorizar y guardar de manera adecuada constantes biomédicas para su posterior análisis. De esta manera se pretendía obtener un prototipo basado en una plataforma de hardware y software libre

capaz de hacer mediciones y guardarlas en una base de datos.

El principal objetivo del proyecto fue el obtener, mediante una base de datos, un histórico de datos biomédicos de los pacientes en base a las medidas obtenidas por los sensores con el fin de poder analizar la evolución de distintos aspectos de la salud de cada paciente y detectar anomalías y/o enfermedades de forma temprana.

En este caso, el principal componente a desarrollar del proyecto fue software, empleando una arquitectura cliente-servidor, de manera que se tiene un programa de bajo nivel en el microcontrolador de Arduino que se encarga de leer datos de los sensores y enviarlos al servidor y por otra parte se tiene un programa servidor que se encarga de recibir peticiones de configuración o comandos de selección de sensores y envía a través del puerto serie estos datos al módulo e-Health. El servidor también es el encargado de recibir los datos por parte de los sensores y almacenarlos en una base de datos.

Se desarrolló también un cliente con una consola de administración, que se comunicaría con el servidor para hacer peticiones de lectura de datos de diferentes sensores con determinadas características y parámetros, además de una base de datos donde se almacenan los datos provenientes de los sensores.

Se diseñó un programa que se encarga de la gestión y configuración del E-Health junto con los sensores haciendo uso de una librería proporcionada por el fabricante de la plataforma E-Health que permite interactuar con los datos de los sensores mediante funciones de alto nivel.

Los resultados que obtuvieron a través de los diferentes experimentos parecen ajustarse a la realidad en casi todas las situaciones y fueron considerados como satisfactorios a pesar de ciertos problemas con algunos de los sensores.

Este proyecto muestra la importancia que tienen los sistemas empotrados y ubicuos en la vida cotidiana, ya que el prototipo permitió capturar varias constantes vitales de un paciente en una sola plataforma, lo cual abre un abanico de posibilidades muy extenso como por ejemplo la capacidad de monitorizar a un paciente desde su domicilio con un sistema de bajo coste.

2.5 Proyectos y diseños de simuladores de señal ECG.

En este apartado del estudio del estado del arte, se tratarán dos proyectos realizados

en la línea del objetivo de nuestro proyecto, es decir, el diseño de dispositivos capaces de generar, que no de capturar, la señal del ECG.

En [25] se realizó el diseño de un generador-simulador digital de señales electrocardiográficas normales y patológicas para calibración.

El primer paso del diseño consistió en la captura de señales ECG simuladas por el simulador de paciente comercial Lionheart 3. Estas señales fueron almacenadas en la memoria del equipo para su posterior regeneración. La adquisición de las señales generadas por el Lionheart 3 se realizó mediante el módulo de adquisición de datos Biopack. Las señales así adquiridas fueron exportadas a una hoja de cálculo donde fueron digitalizadas con una resolución de 8 bits. Con los datos recogidos en la hoja se obtuvieron 3 gráficas para una señal de Ritmo Normal Sinusal de 80 BPM en sus tres derivaciones principales RA, LA y LL. Dado que las formas de onda de las derivaciones RA, LA y LL son prácticamente iguales (invertidas) a las derivaciones bipolares obtenidas con ellas I, II y III, restando estas señales para obtener las derivaciones bipolares se logra invertirlas y conseguir las formas de onda de dichas derivaciones.

El menú diseñado permite que el usuario elija la señal ECG a generar, la cual aparece a la salida del dispositivo y puede ser visualizada en el equipo electrocardiográfico que está siendo utilizado para captarlas. Para fines de calibración, el usuario debe realizar la comparación de la amplitud y frecuencia de la señal mostrada por el equipo electromédico bajo prueba con los parámetros que se conocen de la señal generada por el simulador de paciente diseñado.

El resultado del proyecto fue concluyente y sorprendente, ya que, una vez determinado el error introducido por el dispositivo diseñado, midiendo los parámetros de salida del equipo con un osciloscopio, en los cuales se observa que el error en amplitud es de $\pm 2\%$ y el de frecuencia es de $\pm 1\%$ cumpliendo así con la norma de ECRI, se realizaron pruebas con varios electrocardiógrafos, detectando que varios de ellos no eran capaces de generar, dentro del rango de exactitud necesario, su señal interna de calibración de 1mV.

Como conclusión puede decirse que el simulador de señales electrocardiográficas desarrollado permite la comprobación de la correcta calibración de cualquier dispositivo electromédico de visualización del ECG y nos muestra la necesidad de realizar este tipo de comprobaciones de forma rutinaria y periódica con el fin de evitar que se produzcan diagnósticos equivocados por parte de los especialistas.

Por último, se muestra en [26], otro sistema capaz de comportarse como simulador de paciente generando señales de ECG. En este caso el diseño se realizó con fines de reconocimiento de patologías cardíacas.

En este proyecto la generación de la señal del ECG no se realizó digitalizando señales simuladas por un dispositivo, sino realizando el estudio por separado de cada segmento de la señal, tomando como referencia la producida por la derivación denominada aVL. Así, la generación de los segmentos P y T se realizó utilizando el modelo matemático proporcionado por el movimiento de un pistón ($x(t)=r \cdot \cos(\omega t)$) ya que su gráfica es muy parecida a la de los segmentos en cuestión.

Para generar el segmento QRS, se ubicó el voltaje correspondiente del segmento: punto Q, R y S y los elementos intermedios entre ellos se obtuvieron a partir de las secciones que se forman entre los puntos: PR-Q, Q-R, R-S y S-ST. Cada una de estas secciones se caracteriza por tener una determinada amplitud y su correspondiente pendiente, conforme a lo establecido en una tabla donde se especifica el valor de tensión mínimo, el máximo y el tiempo de duración.

La generación de las señales se realizó mediante MATLAB. La parte hardware del diseño consistió en el microcontrolador PIC16F877A y en un convertidor Digital a Analógico tipo R-2R, de fácil aplicación y con una rapidez de respuesta alta.

De esta forma, se consiguió generar las 12 derivaciones de la señal ECG con una excelente calidad y con un algoritmo que no había sido utilizado nunca para este propósito al asemejar las señales eléctricas producidas por el corazón con la gráfica generada por el movimiento de un pistón.

A lo largo de los documentos que se han analizado se comprueba la importancia que tiene hoy en día la captura y análisis de señales biológicas. Puede apreciarse como, cada vez más, se desarrollan sistemas capaces de capturar distintas señales provenientes del organismo humano con fines de diagnóstico, monitorización, formación, desarrollo, experimental, documental, etc.

Por este motivo se hace cada vez más necesario poder comprobar de forma fidedigna que los equipos diseñados obtienen y analizan correctamente las señales recibidas, sobretodo teniendo en cuenta que nos encontramos en el campo de la salud y que los errores en diagnóstico o en monitorización pueden traer consecuencias fatales, por lo que el estudio de la bibliografía ha venido a fortalecer aún más el objetivo principal del proyecto.

Capítulo 3

El Electrocardiograma (ECG)

3.1 Descripción y Utilidad.

[1] El estudio de la actividad eléctrica del corazón se remonta hasta 1872 donde Alexander Muirhead conectó electrodos a las muñecas de un paciente enfermo y logró registrar los latidos. Pero no fue hasta 1925, cuando Willem Einthoven, mejorando el diseño realizado por Augustus Waller, descubrió el galvanómetro de cuerda, con el que logró registrar las señales emitidas por el corazón asignando las letras P, Q, R, S y T a las diferentes deflexiones y describió las características electrocardiográficas de un gran número de enfermedades cardiovasculares, lo que le sirvió para obtener el Premio Nobel de Medicina.

Hoy en día no se concibe un diagnóstico clínico de cualquier patología del corazón que no incluya un estudio de la actividad eléctrica del mismo mediante la realización de un electrocardiograma (ECG o EKG). [2] El ECG es una exploración básica en cardiología que consiste en la obtención, mediante unos electrodos aplicados en la piel (concretamente en la parte anterior del pecho y en los brazos y piernas), de un registro con la actividad eléctrica (potenciales iónicos) del corazón. Esta actividad eléctrica es la que produce el latido del corazón mediante la emisión de señales que nacen del nodo sinusal, situado en la aurícula derecha, y que se transmiten por unas vías específicas que se distribuyen por todo el corazón. De esta forma se produce la contracción y relajación de las aurículas y de los ventrículos produciendo impulsos eléctricos que se registran en forma de líneas o curvas en un papel milimetrado, o en la pantalla de un dispositivo electromédico (monitor de constantes vitales, electrocardiógrafo, holter de arritmias, prueba de esfuerzo, etc.).

El ECG se ha convertido desde hace muchos años en una prueba diagnóstica básica e imprescindible para evaluar el ritmo y la función cardiaca, utilizándose en el día a día del cuidado de la salud en multitud de aplicaciones tales como [3]:

- En caso de dolor torácico u otros síntomas que sugieran una angina de pecho o un infarto de miocardio.

- En caso de sospecha de arritmias cardiacas.
- En el estudio de sospecha de otros problemas cardiacos como pericarditis (inflamación del pericardio, una membrana que rodea el corazón), miocarditis (inflamación del músculo cardiaco o miocardio), problemas de las válvulas cardiacas, insuficiencia cardiaca, etcétera.
- En personas que llevan marcapasos, para evaluar el funcionamiento del dispositivo.
- En algunas patologías pulmonares como en la embolia de pulmón, en la que un trombo, que se produce generalmente en las piernas, migra hasta el pulmón y obstruye un vaso sanguíneo. Esta patología puede tener un reflejo en el corazón y sospecharse con un electrocardiograma.
- En trastornos de los iones como el potasio, el magnesio, el calcio, etcétera, pues su alteración también se refleja en un ECG.
- Como prueba previa a una cirugía para evaluar la función del corazón para asegurarse de que no existe ninguna condición cardiaca que pueda causar complicaciones durante o después del procedimiento.
- Permite la detección de anomalías conductivas (bloqueo aurículo-ventricular, bloqueo de rama).
- Muestra la condición física de un paciente durante un test de esfuerzo.
- Suministra información sobre las condiciones físicas del corazón (por ejemplo: hipertrofia ventricular izquierda)
- Para vigilar el funcionamiento de un marcapasos implantado.
- Para vigilar la eficacia de ciertos medicamentos para el corazón.
- Para vigilar el estado del corazón después de un infarto o después de algún procedimiento relacionado con el corazón, como el cateterismo cardiaco, la cirugía cardiaca, los estudios electrofisiológicos, etc.

3.2 Obtención del ECG.

[27] La naturaleza eléctrica de las señales que manejan al corazón y que posibilitan sus movimientos, permite su uso como herramienta diagnóstica de su funcionamiento, de esta forma, la medición de estas señales da lugar a la electrocardiografía. Las diferencias de potencial entre las distintas señales, pueden registrarse desde distintos puntos de la superficie del cuerpo, obteniéndose el electrocardiograma (ECG), que no es otra cosa que el registro gráfico de las corrientes que circulan en el corazón.

El estudio del ECG proporciona información sobre:

- Orientación anatómica del corazón
- Tamaño relativo de las cámaras
- Trastornos del ritmo y de la conducción
- Existencia y evolución de isquemias
- Alteración de los electrolitos.

En la figura 1 se observan las formas de onda más características: la onda P, el complejo QRS y la onda T, todas ellas, y sin entrar en detalle de la formación de cada una, producidas como por los potenciales eléctricos que se generan como consecuencia de la polarización y despolarización de las aurículas y ventrículos del corazón.

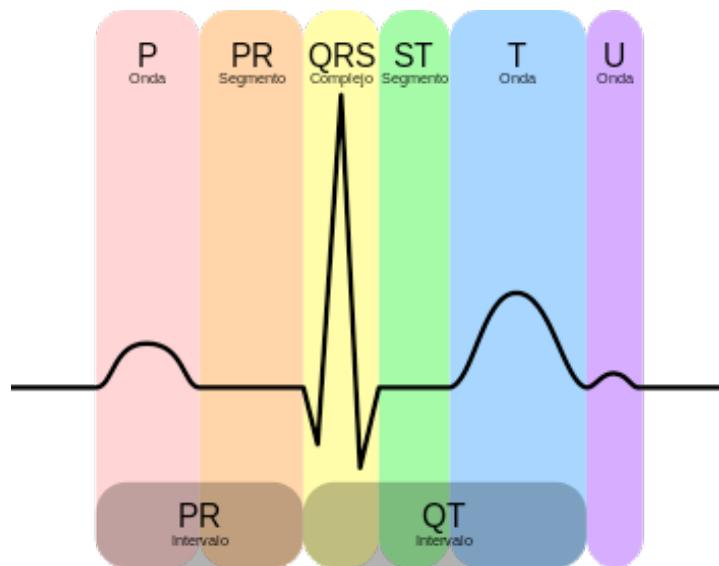


Figura 1. Señal ECG característica

Estos potenciales se obtienen midiendo la diferencia de potencial entre dos electrodos en la superficie del cuerpo. Si dos electrodos son posicionados en dos líneas equipotenciales del campo eléctrico, se puede medir un voltaje diferente de cero. Diferentes posiciones de pares de electrodos, dan lugar a diferentes voltajes por la dependencia espacial del campo eléctrico del corazón y cada par de electrodos en posiciones específicas se conocen como derivación.

Existen doce derivaciones definidas como:

- Derivaciones bipolares: DI, DII, DIII.
- Derivaciones unipolares: aVR, aVL, aVF.
- Derivaciones precordiales: V1, V2, V3, V4, V5, V6.

Las 3 derivaciones bipolares, que forman un sistema triaxial, llamado triángulo de Einthoven, registran la diferencia de potencial entre las extremidades del cuerpo de la siguiente forma:

- DI: entre el brazo izquierdo (LA) y el brazo derecho (RA).
- DII : entre la pierna izquierda (LF) y el brazo derecho (RA).
- DIII: entre la pierna izquierda (LF) y el brazo izquierdo (LA).

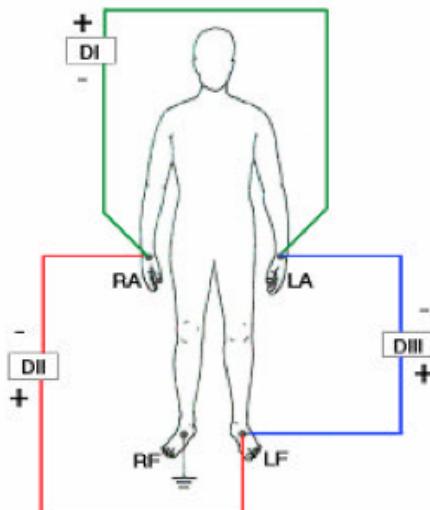


Figura 2. Colocación de los electrodos para medir las derivaciones bipolares.

Las derivaciones unipolares o aumentadas, forman el plano frontal y se denominan aumentadas porque miden los potenciales absolutos de las siguientes extremidades:

- aVR: brazo derecho.
- aVL: brazo izquierdo.
- aVF: pie izquierdo.

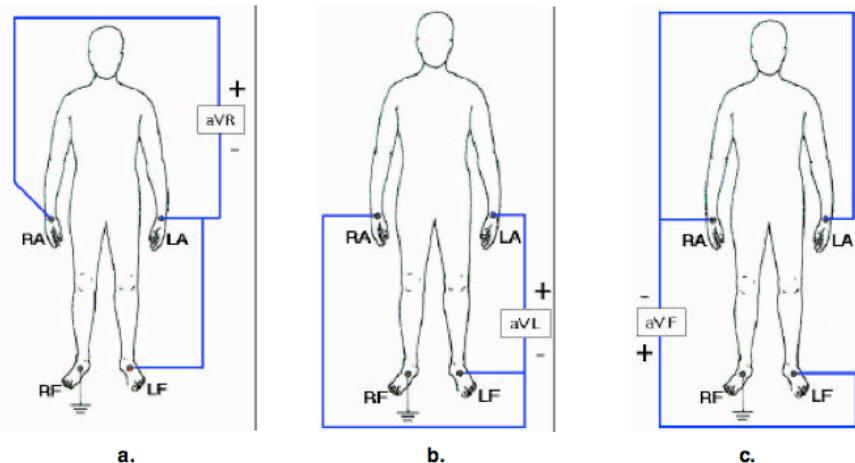


Figura 3. Derivaciones unipolares en el plano frontal. (a) derivación aVR, (b) derivación aVL y (c) derivación aVF.

Las derivaciones precordiales se sitúan en el plano transversal midiendo el potencial absoluto en la zona donde se encuentran ubicados.

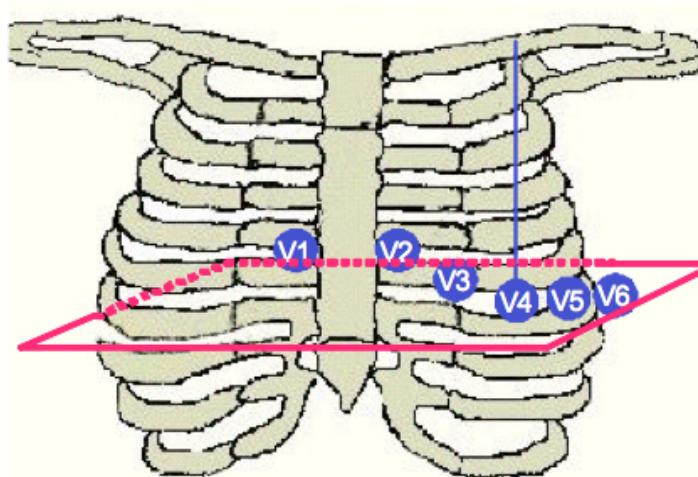


Figura 4. Colocación de los electrodos para la obtención de las derivaciones precordiales

3.3 Caracterización de la Señal ECG: Amplitud y tiempo

A continuación se presentan doce tablas de datos correspondientes a las señales de las doce derivaciones del ECG. En ellas se presentan los datos relativos a la duración y amplitud de cada una de las ondas y segmentos que forman las distintas

derivaciones, además de la duración de las mismas para 60 y 120 latidos por minuto y del margen dinámico total.

Los datos mostrados fueron obtenidos mediante el registro en papel de uso diagnóstico (milimetrado) y con los dispositivos siguientes:

- Simulador de paciente: LionHeart I (figura 5)
- Electrocardiógrafo: General Electric (figura 6)

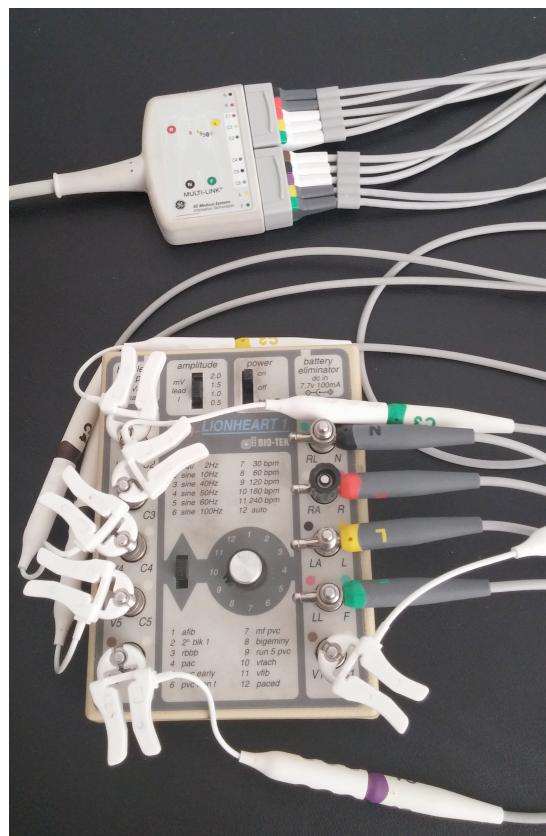


Figura 5. Simulador de paciente “Lion Heart” con electrodos colocados.

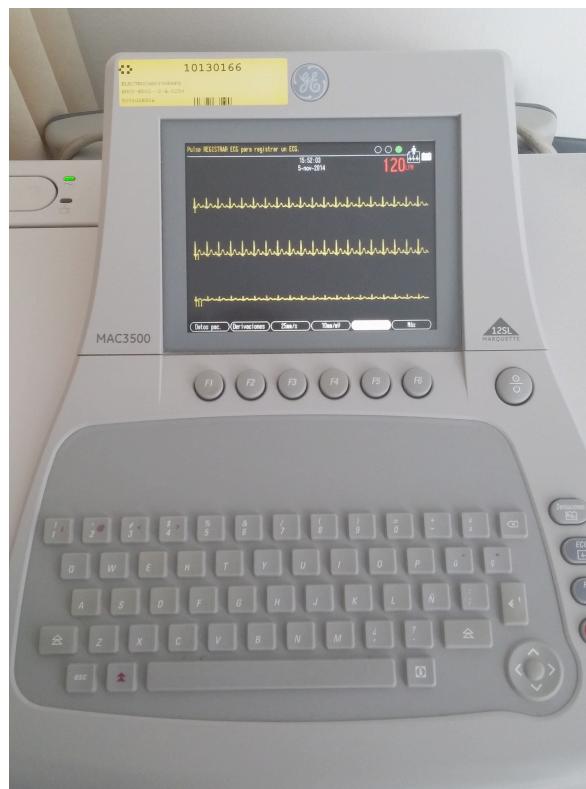


Figura 6. Electrocardiógrafo digital “General Electric”.

Derivación I

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	3,50	0	0,175	0,175
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-2,90	18,50	-0,145	0,925	1,07
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	7,40	0	0,37	0,37
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0	0	0

Derivación II

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	5,5	0	0,275	0,275
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	0	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-3,5	27	-0,175	1,35	1,525
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0	0	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0	10,1	0	0,505	0,505
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0	0	0	0	0

Derivación III

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	2	0	0,1	0,1
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	0	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-1,3	0,8	-0,065	0,04	0,105
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0	0	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0	3	0	0,15	0,15
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0	0	0	0	0

Derivación aVR

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	-4,5	0	-0,225	0	0,225
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	0	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-23	3,5	-1,15	0,175	1,325
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0	0	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	-7,5	1	-0,375	0,05	0,425
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0	0	0	0	0

Derivación aVL

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	0,9	0	0,045	0,045
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	0	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,8	4,7	-0,04	0,235	0,275
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0	0	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0	2	0	0,1	0,1
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0	0	0	0	0

Derivación aVF

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	3,5	0	0,175	0,175
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0	0	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-2,2	1,8	-0,11	0,08	0,19
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0	0	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0	5,9	0	0,295	0,295
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0	0	0	0	0

Derivación V1

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	1,00	0	0,1	0,1
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0	0	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,30	5,00	-0,03	0,5	0,53
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0	0	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	1,90	0	0,19	0,19
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0	0	0

Derivación V2

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	1,50	0,00	0,15	0,15
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,45	7,50	-0,05	0,75	0,795
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	2,85	0,00	0,29	0,285
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0

Derivación V3

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	2,00	0,00	0,20	0,2
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,60	10,00	-0,06	1,00	1,06
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	3,80	0,00	0,38	0,38
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0

Derivación V4

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	2,60	0,00	0,26	0,26
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,78	13,00	-0,08	1,30	1,378
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	4,94	0,00	0,49	0,494
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0

Derivación V5

Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)		MD (mV)
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	2,00	0,00	0,20	0,2
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,60	10,00	-0,06	1,00	1,06
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	3,80	0,00	0,38	0,38
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0,00	0,00	0

Derivación V6								
Segmento	Duración (60 BPM)		Duración (120 BPM)		Amplitud (mm)		Amplitud (mV)	
Onda P	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	1,50	0,00	0,15
Intervalo P-R	2 mm.	80 ms	1 mm.	40 ms	0,00	0,00	0,00	0
Complejo Q-R-S	2,2 mm	92 ms	1,1 mm	46,5 ms	-0,45	7,50	-0,05	0,75
Intervalo S-T	3 mm.	120 ms	1,5 mm.	60 ms	0,00	0,00	0,00	0
Onda T	4 mm.	160 ms	2 mm.	80 ms	0,00	2,85	0,00	0,29
Intervalo T-P	11,8 mm.	470 ms	5,9 mm.	235 ms	0,00	0,00	0,00	0,285

Tabla 4. Caracterización física de las 12 derivaciones del ECG

Dado que los valores de amplitud de las distintas señales generadas con el simulador de paciente utilizado son valores perfectos, que pueden diferir notablemente con las medidas efectuadas en pacientes reales y que el objetivo es que el equipo electromédico sea capaz de representar correctamente las distintas derivaciones con las amplitudes y frecuencias generadas por nuestro simulador, aplicaremos un nivel de offset de 2 mV. a cada una de las derivaciones con el fin de no tener que trabajar con tensiones negativas, lo cual supone una limitación a la hora de escoger los distintos elementos electrónicos necesarios tales como microcontrolador y conversor analógico-digital.

3.4 Captación del ECG por el equipo electromédico

Previo al diseño de la tarjeta procesadora y a la generación propia de las distintas señales, es interesante observar el proceso realizado por un equipo electromédico a la hora de obtener las señales procedentes de los electrodos conectados al paciente o, como se pretende en este caso, de las salidas de un simulador de paciente.

Como se ha visto en las tablas de caracterización del ECG, las señales biométricas originadas por el movimiento del corazón poseen unas amplitudes entre -1,15 mV. y +1,30 mV. cargadas de interferencias por multitud de factores. Los equipos electromédicos capaces de monitorizar estas señales, se encargan de su captura a través de sensores, de su amplificación y de su filtrado.

Como es lógico, existen distintas entidades que regulan los procedimientos y equipos para la medición de señales bioeléctricas, tanto para la protección de los pacientes como para la buena calidad de los registros. [28] Así, podemos encontrar un resumen de los requerimientos de un equipo para la monitorización del ECG según los estándares de la ANSI - AAMI EC11-1991 éstos son:

- Rango Dinámico de Entrada: +/-5mV de señal y tolerancia para offsets dc de +/-300mV .
- Exactitud en la Ganancia: +/- 5% para selecciones de control de ganancia de 20mm/mV, 10mm/mV y 5mm/mV .
- Error del sistema: Para señales de entrada limitadas a +/-5mV y un Slew Rate de 125mV/s, el error máximo permitido es +/-10%.
- Respuesta en la Frecuencia: Caracterizado relativo a la respuesta de 10Hz de un número de señales de prueba. AHA recomienda un ancho de banda de 0.05Hz a 100Hz (+0.5dB,-3dB).
- Respuesta al pulso: El dispositivo debe responder a un impulso de 10mm, con un sobresalto (overshoot) permitido de 10% y una constante de tiempo de decaída ≥ 3 s en la medición de los primeros 320ms.
- Impedancia de entrada: Una impedancia de entrada de una sola entrada(single ended) de por lo menos 2Mohms a 10Hz es requerida.
- Corrientes Directas: 0.2mA en todas las conexiones de los electrodos del paciente.
- Ruido del sistema: 40mV cuando todas las entradas están conectadas juntas.
- Corrientes de riesgo del Paciente: 10mA en el evento de fallas de la red de alimentación principal.

También la IEC define unos estándares para el registro de la señal ECG (IEC601-2-25 (1993)):

- Corrientes de interferencia de Tierra: 500 μ A desde la alimentación a la tierra a través del aislamiento y bajo condiciones normales de operación.
- Corrientes de interferencia del Paciente: 10 μ A. Bajo condiciones de falla simple, éste puede alcanzar hasta 50mA.
- Corriente Enclastrada:100 μ A desde cualquier parte accesible al operador o al paciente.
- Aislamiento: >3500V ac entre el paciente y el toma principal del dispositivo.

El equipo debe ser clasificado como cuerpo protegido (BF) o cardiaco protegido (CF).

- Voltaje offset dc: +/-300mV máximo.
- Respuesta en Frecuencia: 0.05-300Hz.
- Filtro paso Alto: 0.05 y 0.5Hz de selección en software.
- Filtro paso Bajo: 40, 100, 300Hz de selección en software.
- Sensibilidad: 2.44mV.
- CMRR: >110dB a 50/60 Hz.

Debido a que el nivel de la señal de interferencia es mucho mayor que los de las señales bioeléctricas, se debe usar un amplificador diferencial con un CMRR e impedancia de entrada altos para disminuir la interferencia diferencial debida a la red y evitar la distorsión del biopotencial. Existen multitud de propuestas en la bibliografía para realizar este propósito, pero se destaca la presentada en la figura 7, dado que soluciona los problemas asociados con la alta impedancia electrodo/piel. El diseño se basa en un amplificador de instrumentación con una etapa de entrada bostrapped [28]. La realimentación de la entrada bostrapped garantiza una impedancia de entrada alta. De esta forma, el ruido causado por la interferencia de modo común se elimina.

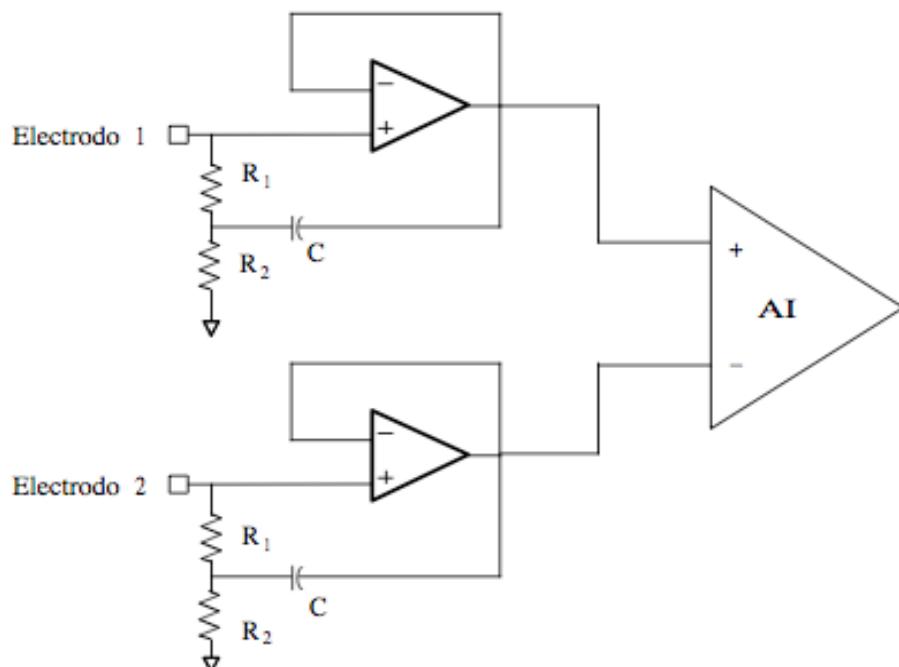


Figura 7. Amplificador de instrumentación con entradas bostraped

Amplificadores apropiados para acondicionamiento de señales bioeléctricas:

A continuación, en la tabla 5, se muestran diferentes amplificadores existentes en el mercado diseñados exclusivamente para el acondicionamiento de las señales bioeléctricas.

Referencia	Tipo de Amplificador	Compañía	Especificaciones
INA326	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación Simple, 110db CMRR a G=100, 100 μ V max offset, MSOP
INA321	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación Simple, 94db CMRR a G=100, 500 μ V max offset, MSOP
INA128	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación Dual, 120db CMRR, 50 μ V max offset, 5 nA max de corriente de bias, 700 μ V
INA118	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación Dual, 110db CMRR, 50 μ V max offset, 5 nA max de corriente de bias, 350 μ V
INA121	Instrumentación	Texas Instruments	Alimentación Dual, 106db CMRR, 200 μ V max offset, 4 pA max de corriente de bias
AD620	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación Dual, CMRR= 90db con G= 1 y CMRR=130db con G= 1000, 15 μ V max offset, 0.5 nA max de corriente de bias
AD621	Instrumentación	Analog Devices	Alimentación Dual, CMRR= 90db con G= 1 y CMRR=130db con G= 1000, 15 μ V max offset, 0.5 nA max de corriente de bias, Resistencia interna de ganancia
OPA335	Operacional	Texas Instruments	Alimentación Simple, 5 μ V max offset, 350 μ A max corriente de alimentación
OPA336	Operacional	Texas Instruments	Alimentación Simple, 125 μ V max offset, 35 μ A max corriente de alimentación

Tabla 5. Amplificadores de instrumentación comerciales para aplicaciones electromédicas

Capítulo 4

Protocolos de comunicación

Comenzamos este apartado describiendo los protocolos de comunicación que se utilizarán en el diseño.

4.1 Serial Peripheral Interface (SPI)

[29] SPI (Serial Peripheral Interface) es un estándar de comunicaciones basado en un bus de comunicación a nivel de circuitos integrados. Se utiliza para el control, en modo maestro - esclavo, de cualquier dispositivo electrónico (ej: EEPROMs, registros de desplazamiento, CAD, microprocesadores, etc.) que acepte un flujo de datos serie regulado por un reloj. Básicamente, el hardware consiste en: señales de reloj, entrada de datos, salida de datos y selección de esclavo para cada circuito integrado que tiene que ser controlado, de esta forma, casi cualquier dispositivo digital puede ser controlado con esta combinación de señales.

El bus SPI se define mediante 4 pines:

- SCLK o SCK : Señal de reloj del bus. Esta señal rige la velocidad a la que se transmite cada bit.
- MISO (Master Input Slave Output): Es la señal de entrada a nuestro dispositivo, por aquí se reciben los datos desde el otro integrado.
- MOSI (Master Output Slave Input): Transmisión de datos hacia el otro integrado.
- SS o CS: Chip Select o Slave Select, habilita el integrado hacia el que se envían los datos. Esta señal es opcional y en algunos casos no se usa.

[30] El Maestro envía la cadena de bits de forma sincronizada con el reloj, esto es, un bit con cada pulso de reloj. El Maestro inicia la transmisión colocando la señal SSTE ó SS>Select a nivel bajo (o alto dependiendo de fabricantes), de tal forma que el Esclavo se activa y empieza la comunicación mediante un pulso de reloj al mismo tiempo que lee el primer bit.

En este protocolo se define únicamente un maestro y varios esclavos. La manera en la cual estos dispositivos se conectan pueden ser de dos tipos: encadenado o paralelo.

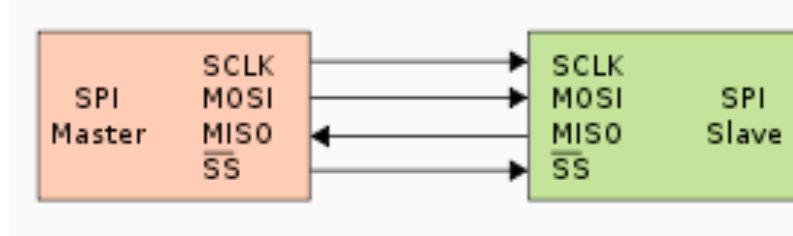


Figura 8. Esquema de conexión maestro - esclavo

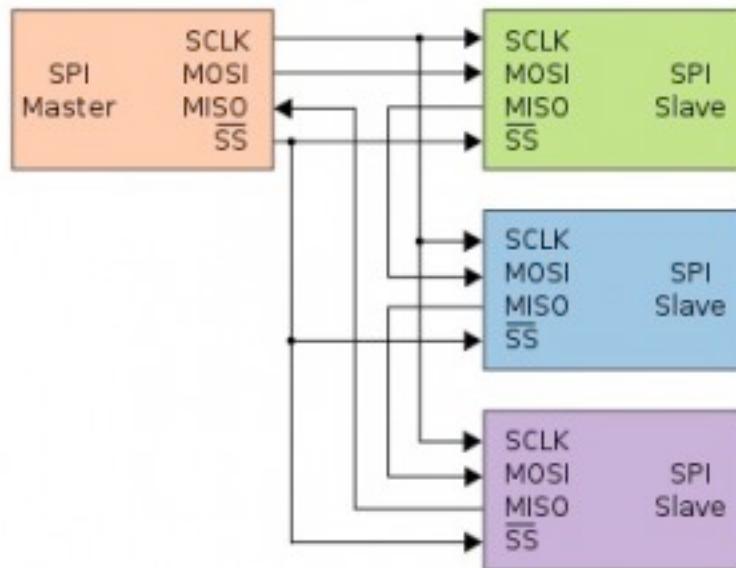


Figura 9. Esquema de conexión maestro con dos esclavos encadenados.

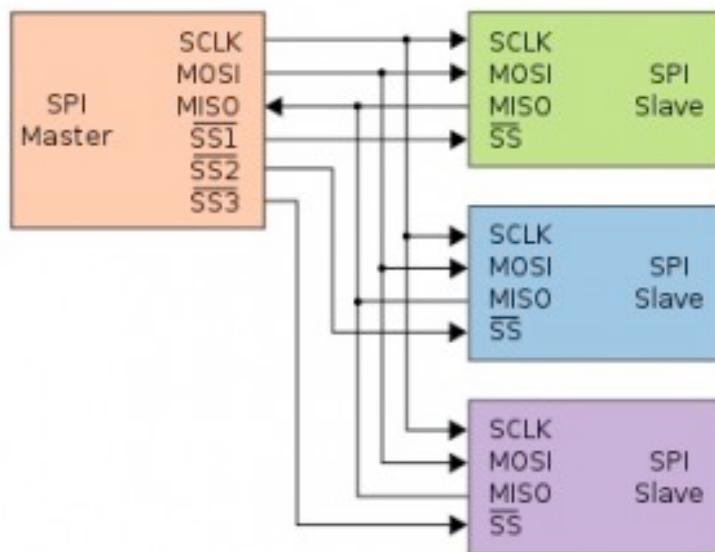


Figura 10. Esquema de conexión maestro con dos esclavos en paralelo.

4.2 Inter-Integrated Circuit (I²C)

[31] Se trata de un bus de comunicaciones de tipo serial, con una velocidad de 100 kbit/s en el modo estándar, permitiendo velocidades de hasta 3.4 Mbit/s.

Su uso está muy extendido en la industria, ya que permite comunicar microcontroladores con periféricos en sistemas integrados además de circuitos integrados entre sí en una misma placa electrónica.

Utiliza dos líneas para transmitir la información: una para los datos y otra para la señal de reloj y una tercera línea como referencia (masa).

- SDA: datos
- SCL: reloj
- GND: tierra

Los dispositivos conectados al bus I²C tienen una dirección única y pueden operar en modo maestro o esclavo. El dispositivo maestro inicia la transferencia de datos generando a su vez la señal de reloj. El bus I²C puede ser multamaestro ya que no es necesario que el maestro sea siempre el mismo dispositivo, pudiendo intercambiarse el rol con otros dispositivos que tengan esa capacidad.

El direccionamiento más habitual para el bus es con direcciones de 7 bits, lo cual quiere decir que se pueden conectar hasta 128 dispositivos sobre el mismo bus, aunque la transmisión es de 8 bits ya que utiliza uno como lectura/escritura.

Capítulo 5

Raspberry Pi.

5.1 Descripción del sistema.

En la tabla 6, se pueden observar las principales características técnicas de las versiones A y B de Raspberry Pi [32].

La versión A está actualmente en fase de descatalogación, por lo que a partir de ahora se hablará exclusivamente de la versión B y es la que se utilizará en este trabajo.

	Raspberry Pi Model A	Raspberry Pi Model B
Placa Raspberry Pi		
Precio	\$25	\$35
SoC	Broadcom BCM2835 (CPU + GPU + DSP + SDRAM + puerto USB)	
CPU	ARM1176JZF-S a 700 MHz (familia ARM11)	
GPU	Broadcom VideoCore IV, OpenGL ES 2.0, -2 y VC-1 (con licencia), 1080p30 H.264/MPEG-4 AVC	
Memoria (SDRAM)	256 MB (compartidos con la GPU)	512 MB (compartidos con la GPU) desde el 15 de octubre de 2012
Puertos USB 2.0	1	2 (vía hub USB integrado)
Entradas de vídeo	Conector [MIPI] CSI que permite instalar un módulo de cámara desarrollado por la RPF	
Salidas de vídeo	Conector RCA (PAL y NTSC), HDMI (rev1.3 y 1.4), Interfaz DSI para panel LCD	
Salidas de audio	Conector de 3.5 mm, HDMI	
Almacenamiento integrado	SD / MMC / ranura para SDIO	
Conectividad de red	Ninguna	10/100 Ethernet (RJ-45) vía hub USB
Periféricos de bajo nivel	8 x GPIO, SPI, IC, UART	
Reloj en tiempo real	Ninguno	
Consumo energético	500 mA, (2.5 W)	700 mA, (3.5 W)
Fuente de alimentación	5 V vía Micro USB o GPIO header	
Dimensiones	85.60mm x 53.98mm (3.370 x 2.125 inch)	
sistemas Operativos soportados	Debian (Raspbian), Fedora (Pidora), Arch Linux (Arch Linux ARM), Slackware Linux, RISC OS.	

Tabla 6. Características técnicas de los modelos A y B de Raspberry Pi.

5.2 Configuración Inicial del sistema operativo.

Se detalla a continuación los pasos necesarios para configurar el dispositivo para poder empezar a trabajar con él [33]:

1. Descargar la imagen del sistema operativo autilizar (934 MB). En este caso la distribución Raspbian, basada en debian. (<http://www.raspberrypi.org/downloads>). Dado que nuestro dispositivo consta, además de la Raspberry Pi, de una pantalla táctil capacitiva "PiTFT", utilizaremos la imagen específica con los drivers de este dispositivo ya incluidos descargable de <https://learn.adafruit.com/adafruit-2-8-pitft-capacitive-touch/easy-install>.
2. Montar la imagen del archivo .img descargado en una memoria SD. Para Windows puede usarse el programa "win32diskimager". En nuestro caso y dado que trabajamos sobre MacOSX, hemos utilizado el programa gratuito "ApplePi-Baker v1.6" descargable de <http://www.tweaking4all.com/hardware/raspberry-pi/macosh-apple-pi-baker/>.
3. Extraer la imagen, ejecutar el archivo y escribir en la unidad de destino.
4. Tarjeta SD lista para insertar en Raspberry Pi.

Iniciando la Raspberry:

Hay varios métodos para trabajar con Raspberry Pi, desde la simple conexión directa a monitor, teclado y ratón, hasta la utilización de ssh para majarlo desde otro ordenador. En este caso se hará con este último método.

Alimentamos la Raspberry con un cargador micro-USB de, almenos 0.7A., y conectamos el cable Ethernet.

Conexión ssh:

Lo primero es obtener la dirección IP de la Raspberry mediante el comando ifconfig.

Mediante conexión ssh (en Mac viene por defecto) y desde la ventana de terminal, ejecutamos el siguiente comando: **ssh pi@hostname** (el nombre del huésped debe ser el dominio o la dirección IP de la máquina remota). Se nos pedirá la contraseña que por defecto es: "**raspberry**".

Configuración:

En este momento hay que configurar la placa, por lo que teclearemos el comando “**sudo raspi-config**” y nos aparecerá la siguiente ventana de configuración:

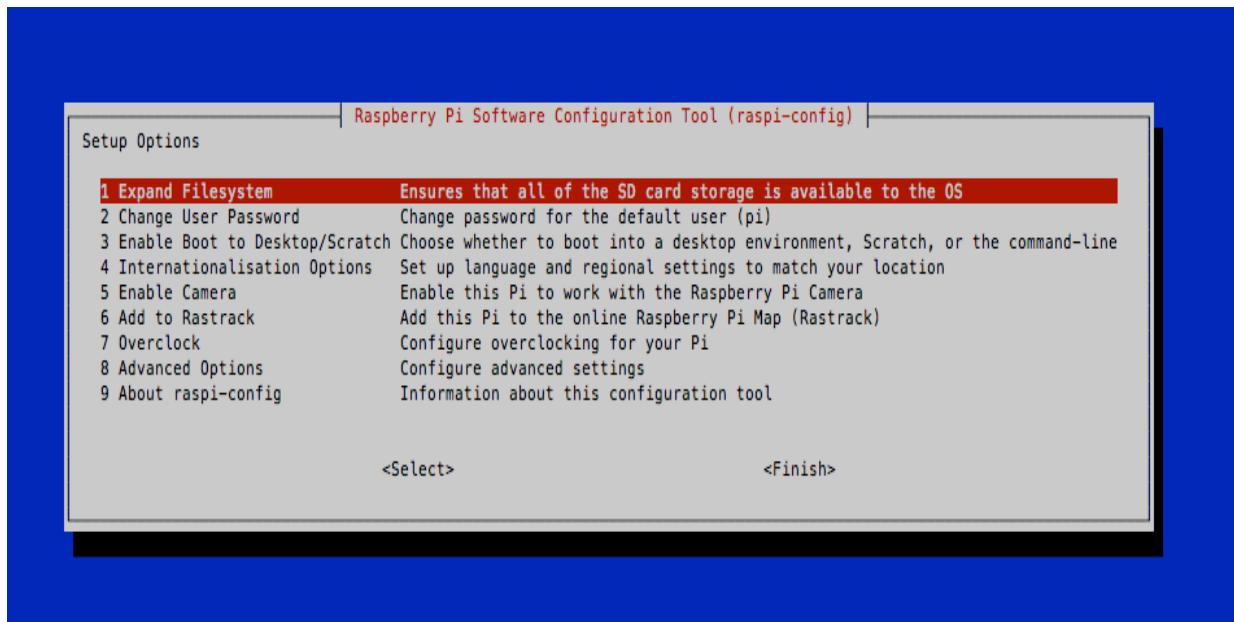


Figura 11. Menú de configuración Raspberry Pi.

En ella usaremos las opciones siguientes:

1. Expand Filesystem: Esta opción permite expandir el sistema operativo para que utilice todo el espacio disponible en la tarjeta. Cuando se instala Raspbian “Wheezy” la imagen copiada en la tarjeta solo ocupa 2 GB, por lo tanto es necesario ejecutar esta opción para que todo el espacio de la tarjeta SD sea utilizado. Si el sistema operativo fue instalado utilizando NOOBS, como es el caso, no es necesario ejecutar esta opción.

2. Change password: cambiar el password por defecto a uno personalizado.

3. Enable Boot to Desktop: Activar el escritorio en modo gráfico al iniciar en lugar de en la ventana de comando.

8. Advanced Options: A través de esta opción podremos:

- Activar SSH (Enable SSH) se utiliza para acceder el Raspberry Pi remotamente desde un cliente SSH.

- Cambiar fecha, hora y zona horaria.

Pulsando **Finish** la Raspberry Pi se reiniciara y estará operativa.

5.3 Actualización de paquetes.

Actualizamos los paquetes instalados a la última versión disponible:

```
sudo apt-get update
```

```
sudo apt-get upgrade
```

5.4 Puertos GPIO para comunicación I²C.

El puerto de señales de propósito general GPIO de Raspberry Pi dispone de 26 pines (figura 12) [35]. La comunicación entre Raspberry Pi y la tarjeta de expansión se realizará mediante el bus I²C.

El uso de estos puertos mediante Linux se realiza como si de ficheros se tratase, es decir, la operación de transmisión de datos o salida es como escribir en el archivo y la operación de recepción o entrada es de lectura de datos de ese fichero.

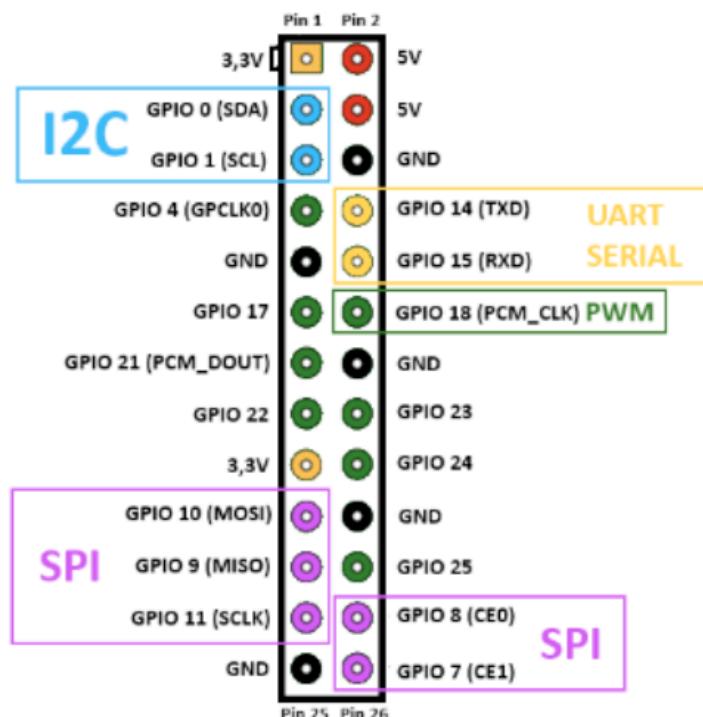


Figura 12. Pineado del puerto GPIO de Raspberry Pi.

5.5 Configuración de la pantalla PiTFT.

Se ha dotado al sistema de una pantalla táctil de tipo capacitivo de 2.8 pulgadas “PiTFT” (<https://learn.adafruit.com/adafruit-2-8-pitft-capacitive-touch/overview>) con el fin de no necesitar un monitor externo para el uso del dispositivo final y cumplir, de esta manera, con el objetivo de diseño de un dispositivo portátil.



Figura 13. Raspberry Pi encapsulada en caja específica y Pantalla táctil PiTFT.

Dado que el kernel instalado en la Raspberry Pi mediante Noobs no dispone de los drivers necesarios, realizaremos los siguientes pasos para poder configurarla [34]:

1. Descarga de los archivos necesarios:

```
cd ~  
wget http://adafruit-  
download.s3.amazonaws.com/libraspberrypi-bin-  
adafruit.deb  
wget http://adafruit-  
download.s3.amazonaws.com/libraspberrypi-dev-  
adafruit.deb
```

```
wget http://adafruit-
download.s3.amazonaws.com/libraspberrypi-doc-
adafruit.deb
wget http://adafruit-
download.s3.amazonaws.com/libraspberrypi0-adafruit.deb
wget http://adafruit-
download.s3.amazonaws.com/raspberrypi-bootloader-
adafruit-20140917-1.deb
```

2. Instalación del nuevo Kernel:

```
sudo dpkg -i -B *.deb
```

3. Reinicio del sistema:

```
sudo reboot
```

Capítulo 6

Tarjeta Procesadora de Señales.

Como se ha visto hasta ahora, la generación de las formas de onda de las distintas señales del ECG, así como la configuración de las mismas, en lo que a amplitud y frecuencia se refiere, por el usuario es una labor realizada íntegramente por el dispositivo Raspberry Pi.

La salida al “exterior” de estas señales se realiza a través del puerto UART de Raspberry Pi, concretamente utilizando los pines que corresponden al bus de comunicaciones serie I²C.

En este momento, se dispone de las diez señales generadas por Raspberry Pi en formato digital y con resolución de 16 bits. Necesitamos ahora realizar la conversión de todas las señales al dominio temporal o analógico, al filtrado de las mismas para generar señales lo menos ruidosas posibles y la adaptación de las mismas a los valores de amplitud generados por el organismo humano.

En este capítulo detallaremos los distintos elementos electrónicos que se implementarán en la tarjeta externa con el fin de obtener el producto deseado. Comenzaremos por el núcleo central de la tarjeta externa, que será el encargado de controlar todo el proceso, desde la comunicación serial con la Raspberry Pi, el almacenamiento en memoria de los distintas señales recibidas, la conversión digital analógica (en adelante CDA) de las señales de los electrodos R, L, F, C1, C2, C3, C4, C5 y C6, el control de los CDAs adicionales y el sincronismo de todo el sistema.

A continuación podemos ver el diagrama de bloques del sistema al completo:

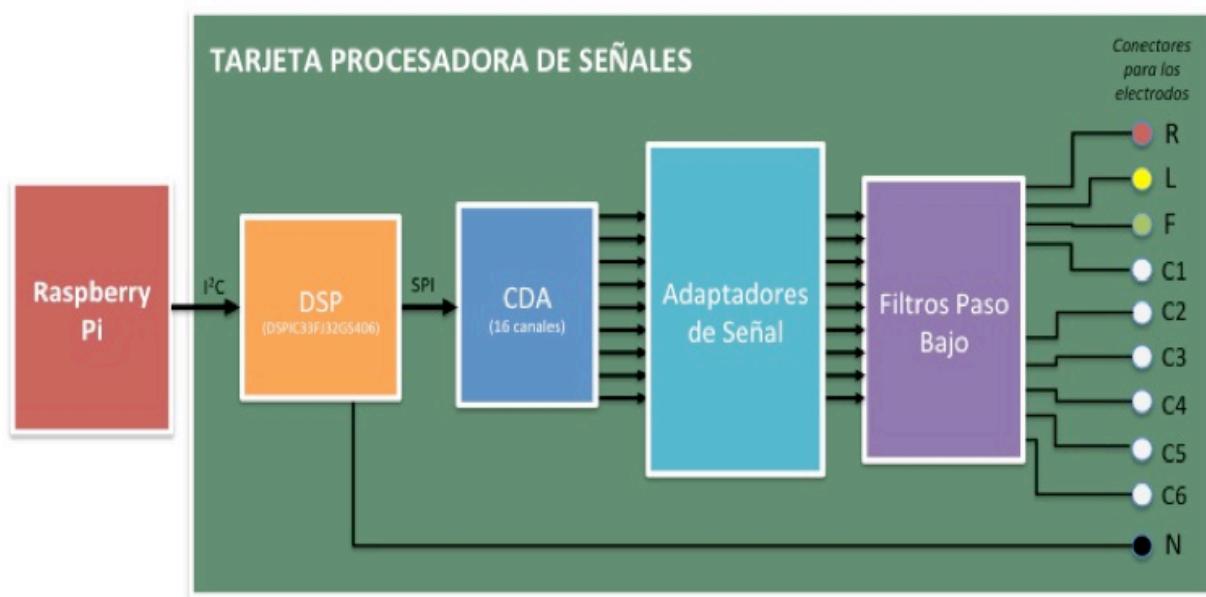


Figura 14. Diagrama de bloques del dispositivo

6.1 Consideraciones de diseño

En la generación de las señales digitales, y con el fin de dotar al sistema de una alta calidad, se va a utilizar una resolución de 16 bits, esto conlleva que los parámetros mínimos necesarios, tanto del dsPIC como del conversor digital-analógico (en adelante CDA) deban tener en cuenta los siguientes cálculos:

Datos previos:

- Duración de la señal de ECG = aproximadamente 630 ms.
- Duración de la onda, o segmento del ECG, más corto = 40 ms. (ver tabla 1)
- Resolución de las muestras = 16 bits.

Frecuencia de muestreo:

Con los datos anteriores podemos determinar que la duración de la onda más rápida = 40 ms. = 25 Hz. por lo que la frecuencia mínima de muestreo para este segmento de la señal del ECG debería ser de 50 Hz. Si bien el teorema de Nyquist nos indica que es suficiente una frecuencia de muestreo doble de la frecuencia de la señal a muestrear, para obtener una señal de la calidad necesaria para nuestro propósito, y sin perder de vista que el proceso que estamos realizando es muestrear una señal

digital para convertirla en analógica, la frecuencia de muestreo recomendada es de al menos 10 veces la frecuencia de la señal a muestrear, esto es **fm = 250 Hz**.

De esta manera, y teniendo en cuenta que estamos trabajando con 9 señales de similares características (se generan 9 señales dado que la del electrodo N es la referencia o masa), el dispositivo elegido debería de poder convertir señales con una velocidad de **2,25 KHz**.

Memoria de almacenamiento de señales:

Por otra parte, una frecuencia de muestreo de 250 Hz. implica tomar muestras cada 4 ms., lo cual se traduce en 158 muestras por señal y en 1.422 muestras en total para las nueve señales. Teniendo en cuenta que cada muestra está formada por 16 bits, necesitaremos una memoria RAM capaz de almacenar 22.680 bits (158 muestras x 16 bits x 9 señales), es decir, **2.9 Kbytes**.

Velocidad de transmisión de datos:

Tal y como se ha dicho anteriormente, se va a tomar una muestra de cada señal cada 4 ms., para 9 señales serán 9 muestras cada 4 ms. y, teniendo en cuenta la resolución de 16 bits por muestra, tenemos que la velocidad de transmisión debe ser de 144 bits cada 4 ms., es decir, 36 bits cada milisegundo y **36.000 bits por segundo (36 Kbps)**.

6.2 Microcontrolador DSP

Dado el tipo de implementación que se requiere para el objetivo de trabajo, donde se va a trabajar con señales digitales y analógicas en tiempo real, se ha optado por un microcontrolador tipo DSP.

La elección del dispositivo se basó en el estudio entre diversas familias de productos, de diferentes parámetros, entre los que se encuentran principalmente:

- **Arquitectura:** Se optó por una arquitectura de 16 bits.
- **Memoria RAM:** 2.9 Kbytes. (ver consideraciones de diseño).
- **Memoria para programa:** los requerimientos en este aspecto no son excesivos dado que gran parte del trabajo es realizado por el dispositivo Raspberry Pi.
- **Disponibilidad de puerto de comunicación SPI:** se necesita como mínimo un puerto SPI de alta velocidad para comunicación con el CDA.

- **Disponibilidad de puerto de comunicación I²C:** es necesario al menos un puerto para la comunicación con Raspberry Pi.
- **Tensiones de alimentación:** es necesario que el dispositivo se pueda alimentar con una tensión de 3.3V.
- **Consumo:** el menor posible dado que se trata de un dispositivo portátil.
- **Coste:** el menor posible en consonancia con el objetivo “low-cost” del proyecto.

Así, el dispositivo elegido fue el **dsPIC33FJ32GS406**. Pasamos ahora a describir los aspectos más relevantes del mismo para nuestro propósito así como sus características principales [36]:

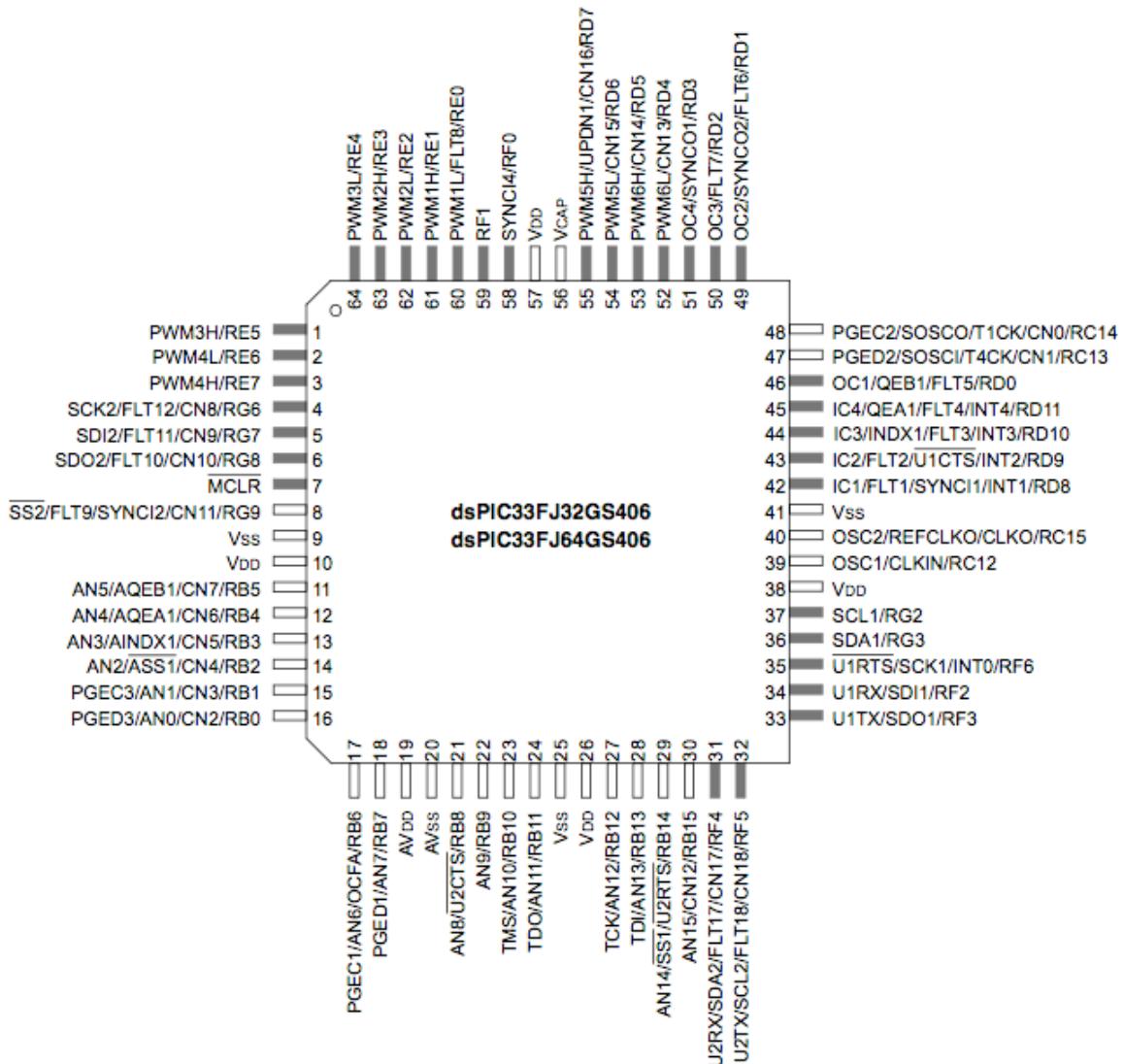


Figura 15. Descripción del pines del dsPIC33FJ32GS406.

- Fabricante: Microchip Technology.
- Tipo de Circuito Integrado: Microcontrolador dsPIC.
- Memoria de programa: 32 kB.
- Capacidad de memoria SRAM:
- Nº de entradas/salidas: 53.
- Arquitectura: 16 bits.
- Montaje: SMD.
- Tensión de trabajo: de 3 a 3.6V.
- Interfaz de comunicación:
 - o I2C x 2
 - o IRDA
 - o LIN
 - o SPI x 2ç
 - o UART x2

6.2.1 Requerimientos de conexiones básicas:

El dsPIC33FJ32GS406 requiere un mínimo de pines que deben ser conectados antes de proceder con cualquier implementación, éstos son:

- Todos los VDD y VSS.
- Todos AVDD and AVSS (si no se usa el módulo CAD).
- VCAP.
- MCLR.
- PGECx/PGEDx.
- OSC1 y OSC2 (si se usa una fuente osciladora externa)

6.2.2 Módulo SPI.

El módulo SPI consiste en un registro de desplazamiento de 16 bits SPIxSR (donde x = 1 ó 2) y un registro buffer SPIxBUF. Adicionalmente, disponemos de un registro de control SPIxCON y un registro de estado SPIxSTAT.

El interfaz serial consta de los siguientes pines:

- SDIx (SerialDataInput)
- SDOx (SerialDataOutput)
- SCKx (Shift Clock Input or Output)
- SSx (Active-Low Slave Select)

Si operamos en modo maestro, como es el caso, el pin SCK se comporta como una salida de reloj, si la operación fuera en modo esclavo se comportaría como una entrada de reloj.

6.2.3 Módulo I²C.

El módulo integrado para comunicaciones I²C, provee una completo soporte hardware para trabajar en modos maestro o esclavo, proporcionando direccionamiento de 7 y de 10 bits, así como transferencias bidireccionales ambos modos. Además, soporta el modo de trabajo multimaestro, detectando y coordinando las colisiones en el bus. Consta de un interface de 2 pines:

- SCLx pin isclock.
- SDAx pin isdata.

6.2.4 Módulo CAD.

El dsPIC33F dispone de 4 comparadores con 4 conversores digital-analógico de 10 bits de resolución. Dado que necesitamos conversores con una resolución de 16 bits, además de que sólo dispone de una salida serie (DACOUT) para los 4 CDAs, lo cual complica su implementación final al no poder usarse al unísono, se ha decidio no aprovechar esta funcionalidad del dsPIC y hacer uso de conversores digital-analógico externos (ver a apartado 6.3).

6.3 Conversión Digital – Analógico (CDA)

Dado que el objetivo de nuestro diseño es obtener un patrón suficiente y adecuado para la comprobación del equipamiento electromédico de diagnóstico y monitorización del ECG, necesitamos simular las 10 señales que, enviadas a través de los 10

electrodos correspondientes al equipo electromédico, darán lugar a las 12 derivaciones. Las señales a generar son: aVL, aVR, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6 y N.

Una vez las señales han sido generadas en la Raspberry Pi, enviadas al microcontrolador y almacenadas en éste, siendo todo este proceso totalmente digital, el siguiente paso es la conversión al dominio analógico con el fin de que las señales puedan ser enviadas a través de los electrodos de paciente al dispositivo electromédico.

Partiendo de las consideraciones de diseño realizadas en el apartado 6.1, obtenemos que los parámetros mínimos necesarios del conversor CDA a utilizar son los siguientes:

- **Resolución:** La misma que en la utilizada en la generación de las señales = 16 bits.
Un conversor de 16 bits permite una resolución de 65.536, es decir, para un intervalo de conversión 0 a 1,35 mV. a cada unidad le corresponden aproximadamente 2 μ V.
- **Frecuencia de conversión:** frecuencia de muestreo mínima necesaria es de 2500 Hz. para las 9 señales.
- **Comunicaciones:** El dispositivo a implementar debe disponer de interfaz de comunicación serie del tipo SPI, dado que se necesitarán velocidades de comunicación elevadas.
- **Número de canales:** Se va a realizar la conversión digital analógico de 10 señales al unísono por lo que, con el fin de simplificar el diseño reduciendo el tamaño y consumo lo máximo posible, se utilizarán dispositivos que dispongan de todos los canales posibles hasta un máximo de 10.
- **Alimentación:** Este parámetro ha hecho eliminar muchas de las opciones disponibles en el mercado, ya que se pretende que se pueda alimentar desde la Raspberry Pi (3.3V) sin necesidad de baterías auxiliares que aumenten el tamaño y el peso del dispositivo.

De esta manera, la familia de dispositivos elegidos es la perteneciente al fabricante Analog Devices, dentro de la cual se ha seleccionado el dispositivo AD5668, cuyas características principales son [37]:

- Número de canales = 8.
- Resolución = 16 bits.

- Tensión de alimentación = 2.7 a 5.5 V.
- Comunicación serial: SPI.
- Tensión de salida = -10V. a +10V.
- Aplicaciones típicas: control de procesos, sistemas de adquisición de datos, instrumentos alimentados por baterías para aplicaciones portátiles, etc.
- Dimensiones= 4 x 4 mm.
- N° de pines = 16.

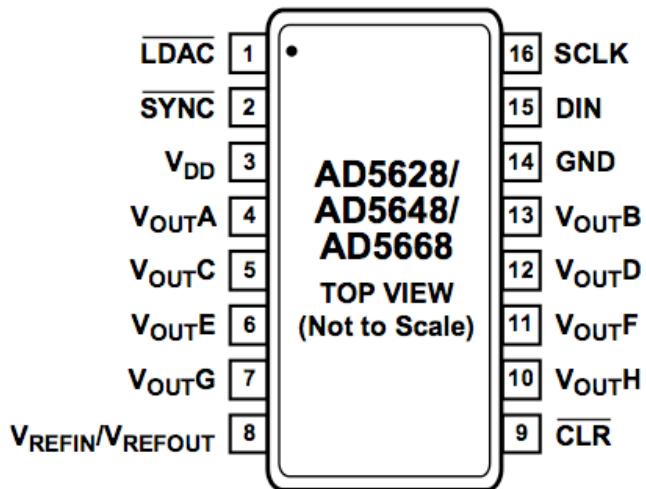


Figura 16. Descripción de pines del CDA.

6.4 Atenuación de las Señales.

6.4.1 Cálculos previos.

Como se ha visto en apartados anteriores, las señales bioeléctricas producidas por el sistema cardíaco humano tienen una amplitud en torno a las centenas de microvoltios. Dado que se pretende generar señales de similares características a las producidas por el cuerpo humano, habrá que atenuar las señales generadas en las etapas anteriores hasta los valores deseados.

Sabiendo que la tensión de salida del DSP, CDA y Filtros Paso Bajo es de $\pm 3,3$ V, que el margen dinámico de la señal ECG es de $-1,15$ mV a $1,30$ mV = $2,15$ mV, y teniendo en cuenta que se añadirá un nivel de offset de 2 mV. en el proceso de generación de las señales, se obtiene que la amplitud máxima de la señal ECG es de:

$$1,30 \text{ mV} + 2\text{mV} = 3,3 \text{ mV}$$

Por lo que la atenuación necesaria será de:

$$\frac{3,3 \text{ V}}{3,3 \text{ mV}} = 1000$$

Para lograr esta atenuación se implementará un amplificador inversor como el de la figura 10. Se puede observar que se trata de un sencillo amplificador inversor donde se ha introducido una resistencia (R_3) haciendo que las impedancias de entrada de ambos terminales sean iguales con el fin de compensar la corriente de polarización y así disminuir la tensión de error en continua en la salida. La relación entre las resistencias empleadas en la etapa de realimentación para obtener una ganancia de 1/1000 debe ser:

$$\frac{(V_i - V_+)}{R_1} = \frac{(V_+ - V_o)}{R_2}$$

dado que el terminal V_+ está conectado a tierra, la tensión en este punto es de 0V., por lo que:

$$\frac{V_i}{R_1} = \frac{-V_o}{R_2}$$

$$\frac{V_i}{V_o} = \frac{-R_1}{R_2}$$

dado que :

$$\frac{V_o}{V_i} = -\frac{1}{1000}$$

se tiene que la relación entre las resistencias debe ser:

$$-1000 = \frac{-R_1}{R_2}$$

$$\frac{R_1}{1000} = R_2$$

Para que las impedancias de ambas entradas sean iguales se debe cumplir que:

$$R_3 = R_1 // R_2$$

$$R_3 = \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2}$$

y como $R_1 \gg R_2$ entonces, $R_3 \approx R_2$.

Eligiendo valores de resistencias estándar en el mercado se obtiene:

$$R_1 = 100 \Omega$$

$$R_2 = R_3 = 100 K\Omega$$

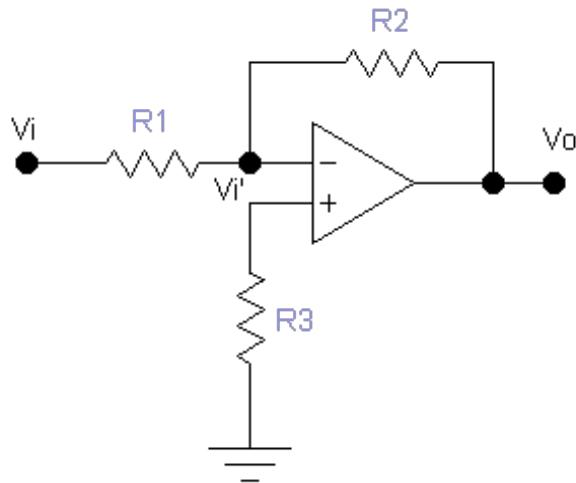


Figura 17. Amplificador inversor.

6.4.2 Elección del tipo de amplificador a utilizar:

Para la elección del tipo de amplificador operacional a utilizar, haremos una breve descripción previa de varios de los dispositivos más propensos a ser utilizados para nuestro dispositivo [38]:

Amplificador de Instrumentación:

Los amplificadores de instrumentación requieren entradas diferenciales amplificando la diferencia entre las dos señales presentes en las entradas y rechazando cualquier señal que sea común a ambas. Estos dispositivos son capaces de obtener una ganancia de forma muy precisa siendo un elemento esencial de los sistemas de medida, principalmente para amplificar señales diferenciales muy pequeñas en muchos procesos industriales, medición, adquisición de datos y aplicaciones médicas. De esta forma, el amplificador diferencial es ideal para amplificar señales provenientes

de transductores como galgas extensiométricas, RTD, electrodos y, en definitiva, para la lectura de sensores, ya que presentan las características:

- Entrada diferencial: con CMMR alto.
- Error despreciable debido a las corrientes y tensiones de offset.
- Impedancia de entrada alta.
- Impedancia de salida baja.

Amplificador Rail to Rail:

Este tipo de dispositivos permiten que la tensión de salida sea igual a la diferencia de potencial entre las fuentes de polarización además de permitir la oscilación dentro de unos pocos milivoltios de alimentación.

Amplificador Low noise:

Están caracterizados por una baja densidad de tensión de ruido $< 10 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ y una baja densidad de corriente de ruido $< 10 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$

Para nuestro diseño se necesita un amplificador que se adapte al trabajo en pequeña señal con bajo nivel de ruido, elevada precisión y el mayor número de canales posibles para limitar el espacio requerido para su implementación.

El amplificador operacional elegido para nuestro diseño es el LT1367 del fabricante Linear Technology [38].

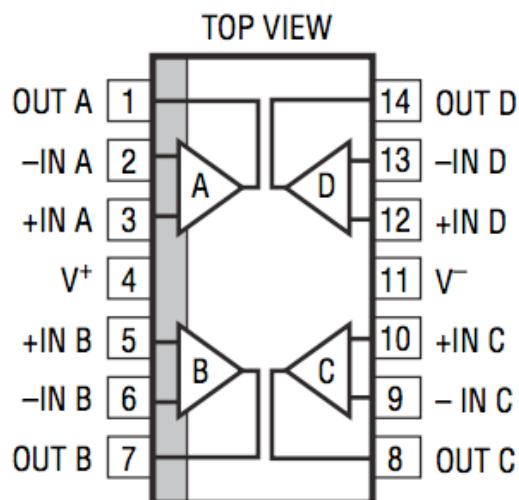


Figura 18. Descripción de pines del amplificador operacional LT1367

Una de las principales aplicaciones de este dispositivo es para el procesado de señales de poco voltaje, como es nuestro caso. El hecho de que sea rail to rail permite que se pueda utilizar todo su rango de operación dentro de las tensiones de polarización sin distorsión en los valores límite.

Dado que estos amplificadores van a trabajar en frecuencias relativamente bajas y con poca potencia, los parámetros que más se tuvieron en cuenta fueron el Slew Rate, el ruido y el voltaje de offset.

Características que lo hacen adecuado para nuestro diseño:

- **Tipo: rail to rail.** El hecho de que sea rail to rail no es decisivo para nuestro propósito, puesto que no vamos a amplificar las señales sino a atenuarlas.
- **Nº de amplificadores = 4.** De esta forma sólo necesitaremos implementar tres integrados en nuestra tarjeta.
- **Bajo nivel de ruido:** Necesario dado que trabajamos en pequeña señal y cualquier ruido puede afectar muy negativamente a la salida.
- **Bajo nivel de offset = $150\mu V$.** Las señales de salida presentan valores en torno a pocos milivoltios, por lo que cualquier nivel de offset añadido es alto y se busca el menor posible.
- **Slew Rate = $0,13 \frac{V}{\mu s}$.** El SR es adecuado para las variaciones con respecto al tiempo de las señales a implementar.
- **CMRR = 90 dB con 2.5V de polarización.**
- **Aplicaciones:** Procesado de pequeña señal, amplificadores de instrumentación.

Bajo los mismos criterios y con el fin de simplificar el diseño lo máximo posible a la vez que utilizar el menor espacio posible, también se utilizará el amplificador de la misma familia LT1366 [39], que posee unas características similares al LT1367 pero con dos amplificadores operacionales en su interior.

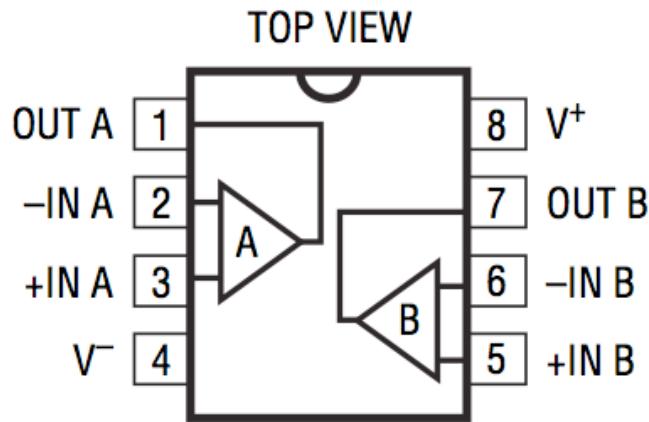


Figura 19. Descripción de pines del amplificador operacional LT1366

6.4.3 Diseño del atenuador.

Una vez realizados los cálculos necesarios y seleccionado el amplificador operacional más idóneo, pasamos a implementar el circuito. La simulación del comportamiento del atenuador ha sido realizada mediante el programa LTSpice disponible en la página web del fabricante Linear Technology [40].

En la figura 20 se muestra el esquema del atenuador diseñado. Se han introducido dos etapas de atenuación con el fin de que no haya tanta diferencia entre las resistencias y evitar posibles conflictos. La primera etapa se diseña para obtener una atenuación de 100 y la segunda para un factor de 10.

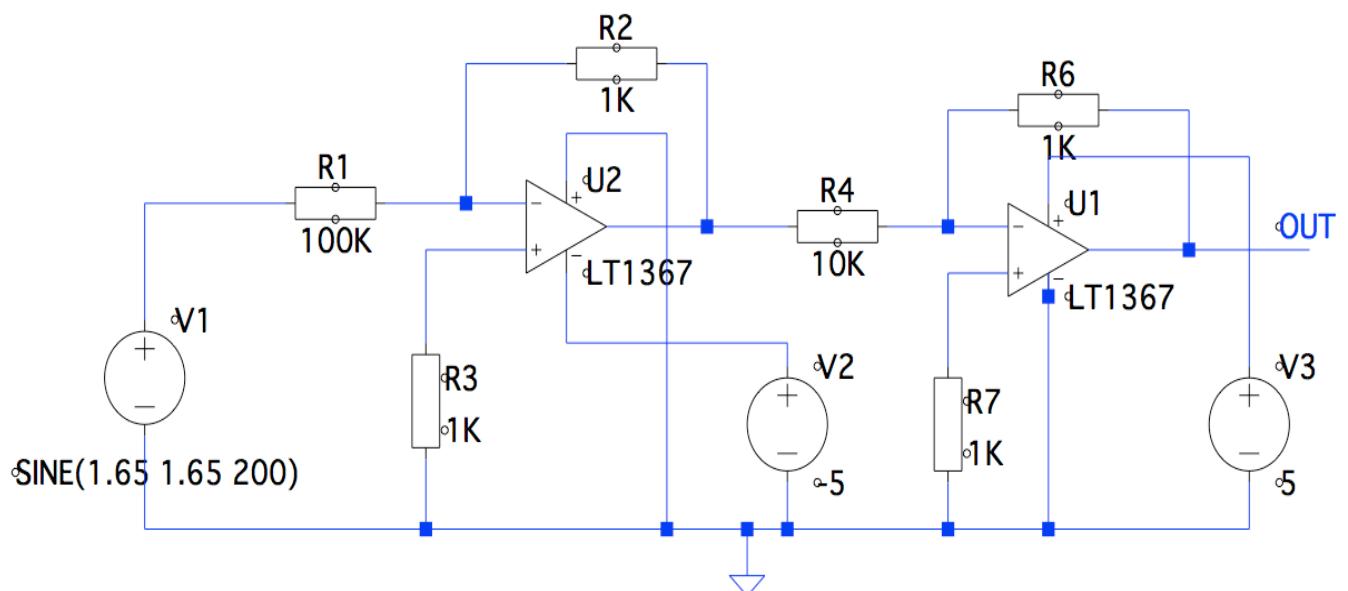


Figura 20. Atenuador.

La simulación del circuito se ha realizado generando una señal senoidal de 200 Hz de frecuencia y 3.3 V de amplitud de pico a pico. Dado que las señales generadas sólo tienen voltajes positivos entre 0 y 3.3 V, se ha añadido un nivel de offset de 1.65 V.

En la figura 20 se presenta la señal de entrada al circuito con una amplitud de 3.3 V mientras que en la figuras 21 y 22 podemos ver la señal obtenida a la salida de la primera y segunda estapa de atenuación respectivamente, obteniendo a la salida del circuito la señal con una amplitud de 3.3 mV.

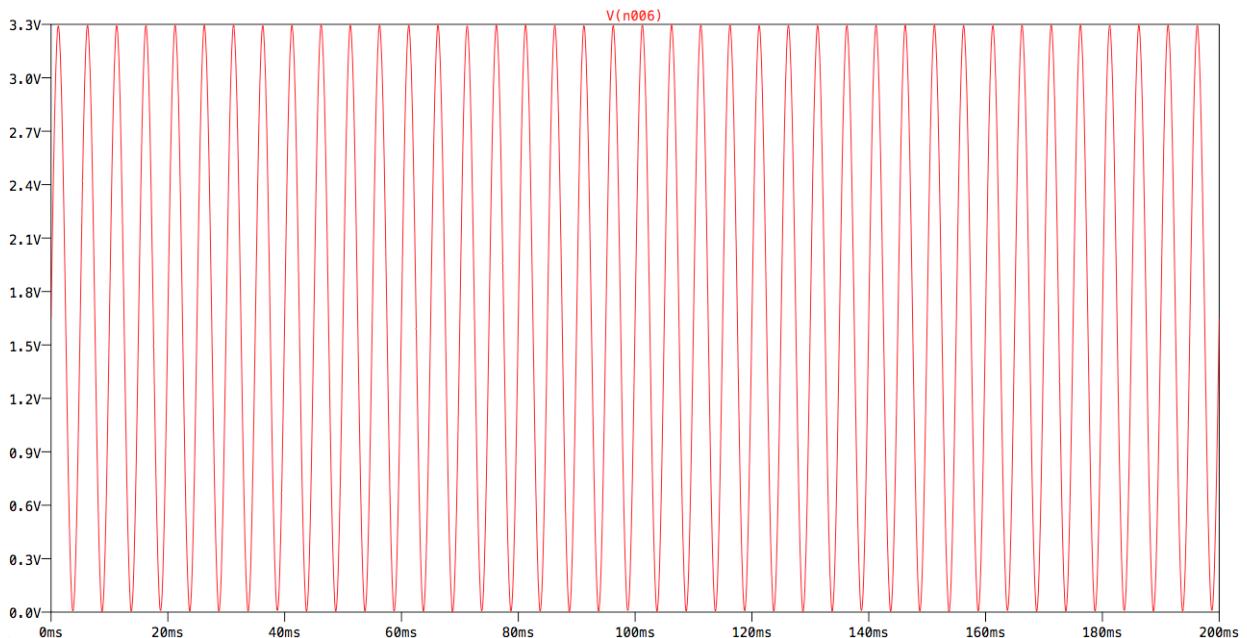


Figura 21. Señal generada de 3.3 V con un nivel de offset de DC = 1.65 V.

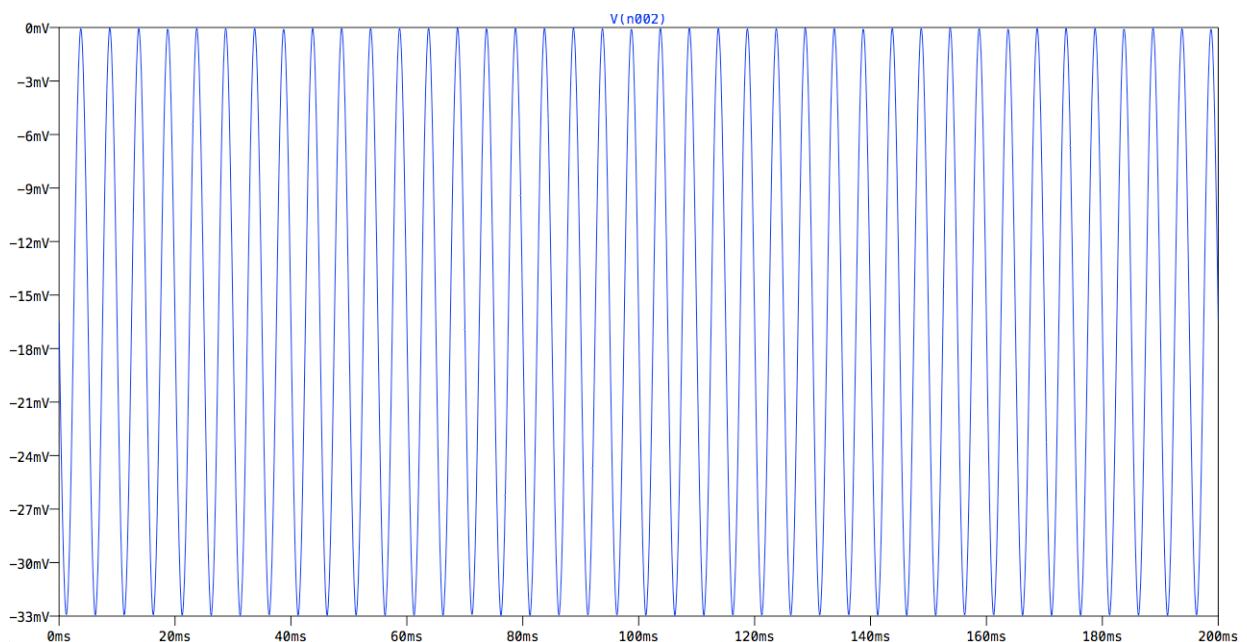


Figura 22. Señal de 33 mV a la salida de la primera etapa de atenuación.

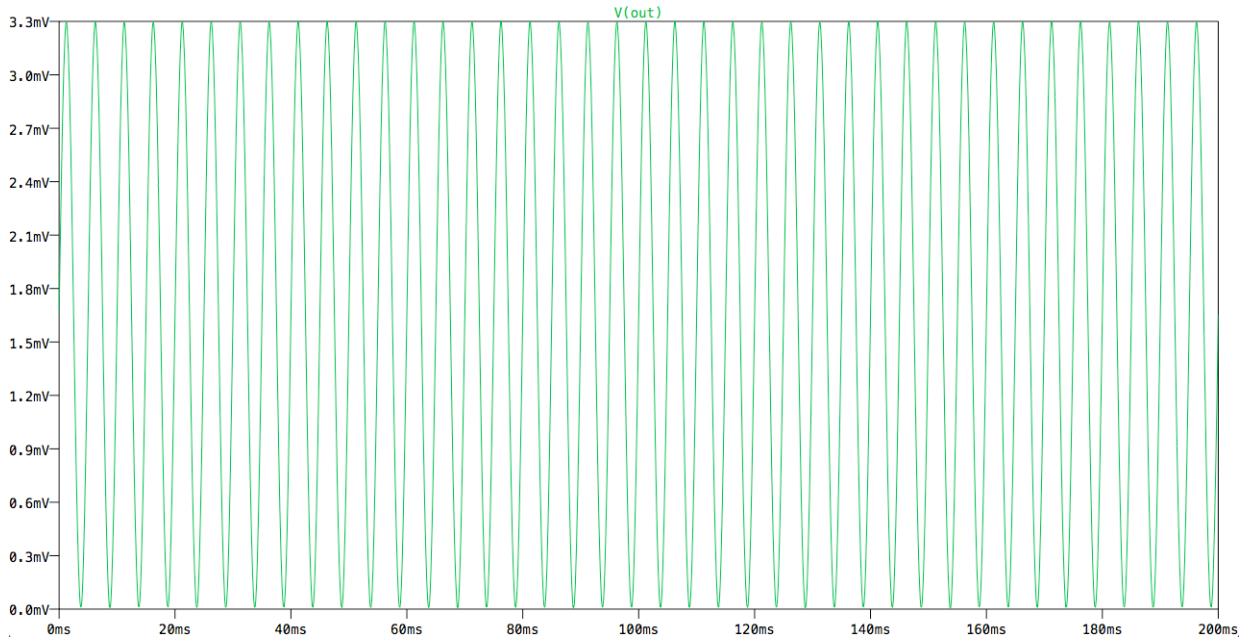


Figura 23. Señal de 3,3 mV a la salida de la segunda etapa de atenuación.

Este circuito está diseñado para la atenuación de una señal, por lo que habrá de repetirse para todas las señales.

6.5 Filtrado.

La penúltima etapa del diseño es la encargada de filtrar las señales generadas con el fin de eliminar los ruidos producidos por los componentes electrónicos del propio dispositivo además de las posibles interferencias que deterioren las señales.

Antes de comenzar con el diseño del filtro, se debe tener en cuenta que los filtros analógicos con elementos pasivos son más adecuados para altas frecuencias y alta potencia, mientras que para bajas potencias y bajas frecuencias los filtros activos analógicos, formados por amplificadores operacionales principalmente, son la mejor opción. Además, también es interesante considerar que, aunque en la mayoría de los casos se especifica la ganancia del filtro, a veces es necesario tener en cuenta la fase, por ejemplo, en un filtro pasobajo, a baja frecuencia, la fase se comporta de forma lineal con la frecuencia, lo cual implica un retardo de grupo constante y, por lo tanto, un retardo absoluto constante, mientras que a frecuencias más altas la fase tiende a crecer cada vez más lentamente, por lo que el retardo absoluto se va reduciendo. Esto nos lleva a la conclusión de que las frecuencias más bajas se retardan más que las más altas dentro de la banda de paso, dando origen a la denominada distorsión de

fase, y que dado que nuestro diseño trabaja con señales de poca potencia y baja frecuencia, daremos más importancia al aspecto del retardo de grupo que al de pendiente de la curva del filtro pasada la frecuencia de corte.

Se utilizarán filtros paso bajo con una frecuencia de corte ajustada a la máxima frecuencia de muestreo necesaria para las 9 señales generadas, es decir 2,25 KHz. (ver apartado 6.1 consideraciones de diseño).

Para la realización del diseño se ha utilizado el software libre proporcionado por Texas Instruments desde su plataforma web. Los parámetros a seleccionar para el diseño automático del filtro son:

- frecuencia de corte = 2.5 KHz.
- ganancia = 1 (0 dB).
- rizado de la banda pasante = 1 dB
- atenuación en la frecuencia de corte = 3 dB.
- atenuación de la banda eliminada = -45 dB
- frecuencia de la banda eliminada = 30.000 Hz.

Con los datos anteriores, el programa nos muestra varias posibilidades de filtros entre las que debemos de elegir uno de ellos por el tipo y el orden (figura 24)

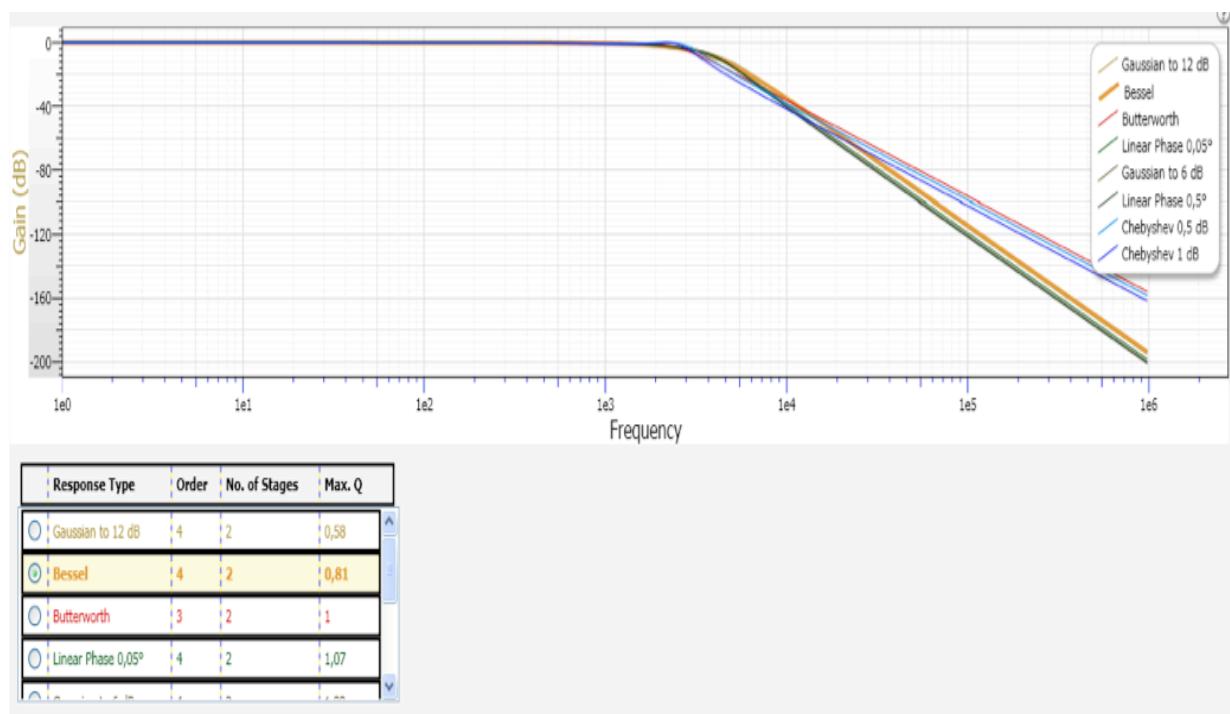


Figura 24. Filtros posibles

Tal y como se ha comentado con anterioridad y a la vista de los resultados presentados en la figura 7, elegiremos un filtro con buena respuesta a nivel retardo de grupo (figura 24), por lo que elegiremos un filtro Bessel de 4º orden.

A continuación debe seleccionarse la topología del filtro, que en este caso se ha utilizado la Sallen Key por su sencillez y buenos resultados. Puede verse en la siguiente figura:

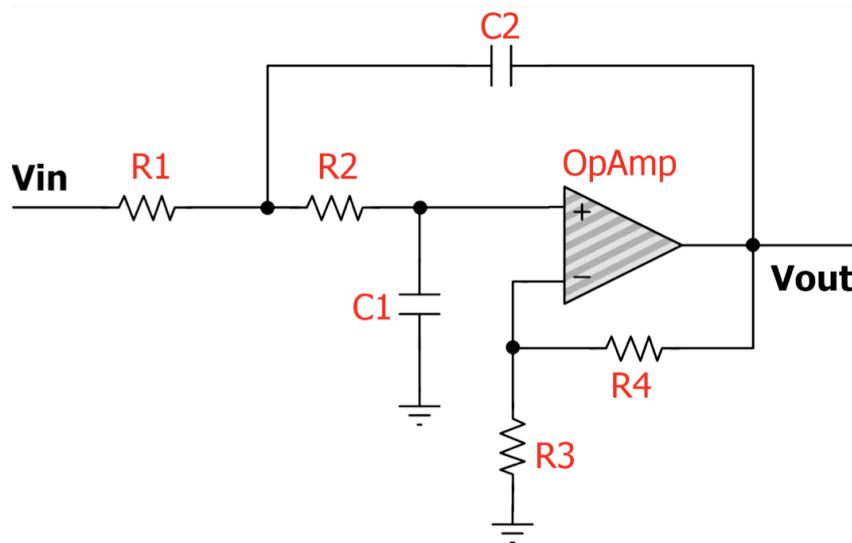
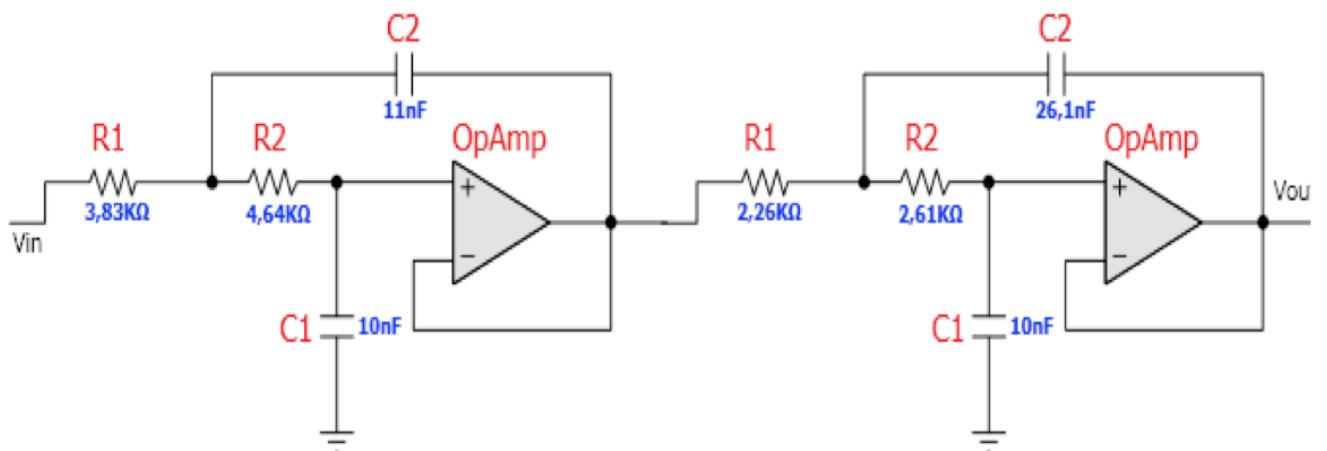


Figura 25. Topología de filtro Sallen Key

Finalmente se obtiene el diagrama completo que incluye dos operacionales con topología Sallen Key, formando un filtro Bessel de 4º orden. Se puede ver, a continuación, el esquema final del filtro (figura 26), gráfica de la ganancia en función de la frecuencia (figura 27), gráfica del retardo de grupo en función de la frecuencia (figura 28) y tabla de datos obtenidos entorno a la frecuencia de corte (tabla 7), donde puede observarse como la ganancia cae 3 dB en valores muy próximos a la frecuencia de corte seleccionada.



Filter Stage:	1	Filter Stage:	2
Passband Gain(Ao):	1	Passband Gain(Ao):	1
Cutoff Frequency(f _n):	3,5475 kHz	Cutoff Frequency(f _n):	3,9775 kHz
QualityFactor (Q):	0,52	QualityFactor (Q):	0,81
Filter Response:	Bessel	Filter Response:	Bessel
Circuit Topology:	SallenKey	Circuit Topology:	SallenKey
Min GBW reqd.:	184,47 kHz	Min GBW reqd.:	322,1775 kHz

Figura 26. Filtro Bessel de 4º orden y datos principales.

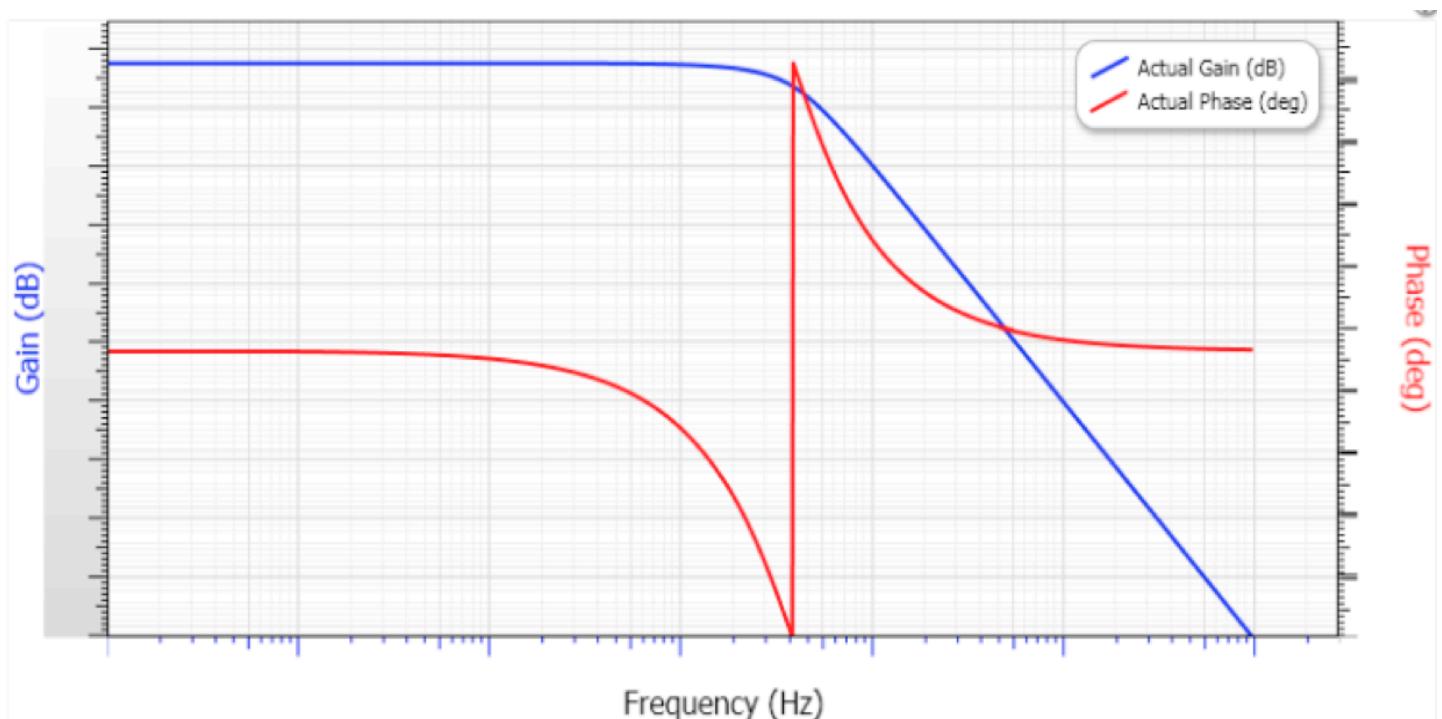


Figura 27. Ganancia en función de la frecuencia.

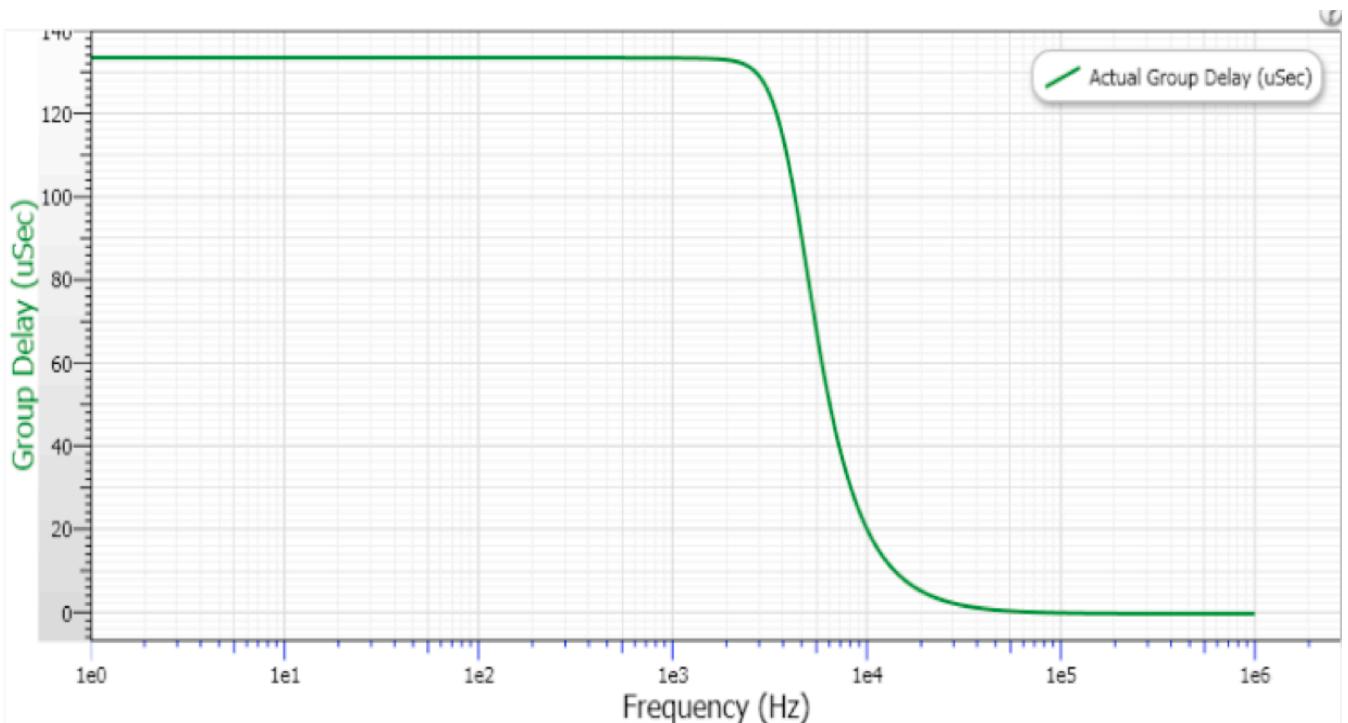


Figura 28. Retardo de grupo en función de la frecuencia

Siguiendo el mismo criterio de diseño que se usó para los atenuadores de señal, el amplificador operacional seleccionado para los filtros es el mismo que en aquél caso.

El diseño realizado es válido para una señal, por lo que debemos utilizar nueve filtros iguales al anterior en nuestro dispositivo para filtrar al unísono las nueve señales implicadas.

6.6 Adaptación de impedancia en la salida

Es importante realizar una adaptación de impedancias con el fin de poder acoplar los electrodos de paciente que van al dispositivo electromédico, por lo que se utilizarán seguidores de tensión después de cada filtro paso bajo.

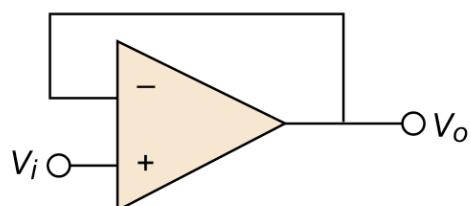


Figura 29. Amplificador seguidor de tensión.

Frequency (Hz)	Frequency (rad/sec)	Gain (V/V)	Gain (dB)	Phase (Degrees)	Phase (Radians)	Group Delay (uSec)
1949,845	12251,235	0,818	-1,74	-93,557	-1,633	132,804
1972,423	12393,098	0,814	-1,783	-94,636	-1,652	132,766
1995,262	12536,603	0,81	-1,827	-95,727	-1,671	132,725
2018,366	12681,77	0,806	-1,871	-96,831	-1,69	132,681
2041,738	12828,618	0,802	-1,917	-97,947	-1,71	132,633
2065,38	12977,166	0,798	-1,965	-99,076	-1,729	132,582
2089,296	13127,435	0,793	-2,013	-100,217	-1,749	132,527
2113,489	13279,443	0,789	-2,063	-101,371	-1,769	132,468
2137,962	13433,212	0,784	-2,114	-102,538	-1,79	132,405
2162,719	13588,761	0,779	-2,166	-103,718	-1,81	132,336
2187,762	13746,112	0,774	-2,22	-104,911	-1,831	132,263
2213,095	13905,284	0,77	-2,275	-106,116	-1,852	132,184
2238,721	14066,3	0,765	-2,332	-107,335	-1,873	132,1
2264,644	14229,18	0,759	-2,39	-108,568	-1,895	132,009
2290,868	14393,946	0,754	-2,45	-109,814	-1,917	131,911
2317,395	14560,62	0,749	-2,511	-111,073	-1,939	131,806
2344,229	14729,224	0,744	-2,574	-112,346	-1,961	131,693
2371,374	14899,78	0,738	-2,639	-113,632	-1,983	131,573
2398,833	15072,312	0,732	-2,705	-114,932	-2,006	131,443
2426,61	15246,841	0,727	-2,774	-116,246	-2,029	131,304
2454,709	15423,391	0,721	-2,844	-117,573	-2,052	131,156
2483,133	15601,985	0,715	-2,916	-118,914	-2,075	130,997
2511,886	15782,648	0,709	-2,99	-120,269	-2,099	130,826
2540,973	15965,402	0,703	-3,066	-121,638	-2,123	130,644
2570,396	16150,273	0,696	-3,144	-123,021	-2,147	130,45
2600,16	16337,284	0,69	-3,224	-124,418	-2,172	130,242
2630,268	16526,461	0,683	-3,306	-125,828	-2,196	130,02
2660,725	16717,829	0,677	-3,391	-127,253	-2,221	129,783
2691,535	16911,412	0,67	-3,478	-128,691	-2,246	129,53
2722,701	17107,237	0,663	-3,567	-130,143	-2,271	129,261
2754,229	17305,329	0,656	-3,659	-131,608	-2,297	128,975
2786,121	17505,716	0,649	-3,753	-133,087	-2,323	128,67
2818,383	17708,422	0,642	-3,85	-134,58	-2,349	128,346
2851,018	17913,476	0,635	-3,949	-136,086	-2,375	128,003
2884,032	18120,904	0,627	-4,051	-137,605	-2,402	127,638
2917,427	18330,735	0,62	-4,156	-139,137	-2,428	127,251
2951,209	18542,994	0,612	-4,264	-140,682	-2,455	126,842
2985,383	18757,712	0,604	-4,375	-142,24	-2,483	126,408
3019,952	18974,916	0,596	-4,489	-143,81	-2,51	125,95
3054,921	19194,635	0,588	-4,606	-145,393	-2,538	125,467
3090,95	+16,899	0,58	-4,726	-146,987	-2,565	124,956

Tabla 7. Comportamiento del filtro entorno a la frecuencia de corte.

[41] Este tipo de amplificadores proporciona una ganancia unitaria sin inversión de polaridad o fase, es decir, el circuito opera como un circuito emisor seguidor o seguidor de fuente y es muy útil para acoplar señales provenientes de sensores, ya que presenta una alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida. La mayor impedancia de entrada da lugar a que la corriente de entrada sea muy pequeña disminuyendo así los efectos de las perturbaciones en la señal de entrada. La menor

impedancia de salida permite que el amplificador se comporte como una fuente eléctrica de mejores características. Además, la señal de salida no depende de las variaciones en la ganancia del amplificador, que suele ser muy variable, sino que depende de la ganancia de la red de realimentación, que puede ser mucho más estable con un menor coste. Asimismo, la frecuencia de corte superior es mayor al realimentar, aumentando el ancho de banda.

Además, se puede utilizar como buffer, para eliminar efectos de carga, y como adaptador de impedancias de diferentes etapas con el fin de conectar un dispositivo de gran impedancia a otro con baja impedancia o viceversa.

El amplificador operacional elegido es el mismo que se ha usado en las etapas de atenuación y filtrado con lo que se consigue ahorrar espacio en la placa y aprovechar al máximo los dispositivos implementados.

6.7. Esquemas de Conexión

6.7.1 Conexión Raspberry Pi con dsPIC33FJ32GS406:

Además de las conexiones mínimas iniciales requeridas para el dsPIC ya descritas en el apartado 6.2, el conexionado entre Raspberry Pi y este dispositivo para la comunicación serial por el bus I²C es como se muestra en la figura 30 y mediante los pines:

Raspberry Pi	dsPIC
pin 1: VDD=3V	pin 48: VDD
pin 3: SDA	pin 46: SDA
pin 5: SCL	pin 47: SCL

Tabla 8. Conexionado de pines entre Raspberry Pi y dsPIC.

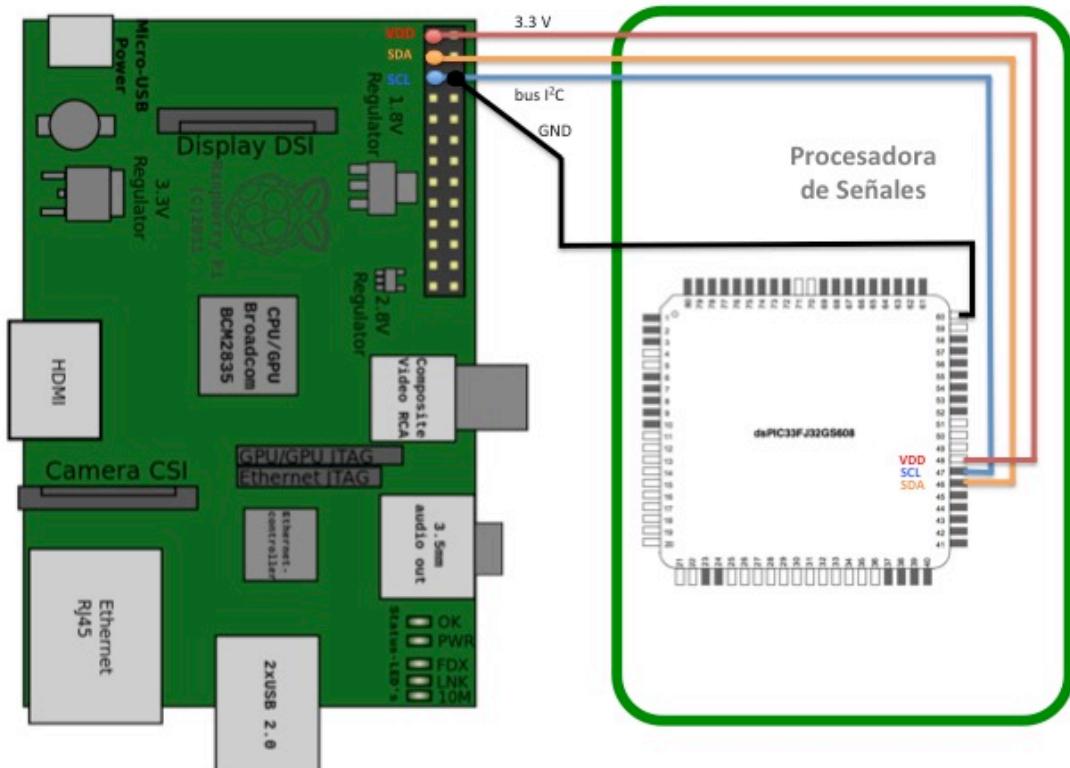


Figura 30. Esquema de conexionado Raspberry Pi con dsPIC.

6.7.2 Conexión dsPIC con etapa de conversión digital a analógico.

A continuación se muestra cómo es el conexionado entre el dsPIC y los convertores digital-analógico. Se utilizará el bus SPI en configuración maestro con dos esclavos en paralelo.

dsPIC	Esclavo 1	Esclavo 2
pin 48: VDD	pin 3: VDD	pin 3: VDD
pin 45: SCK	pin 3: SCLK	pin 3: SCLK
pin 43: SDO	pin 15: DIN	pin 15: DIN

Tabla 9. Conexionado de pines entre dsPIC y conversores digital-analógico.

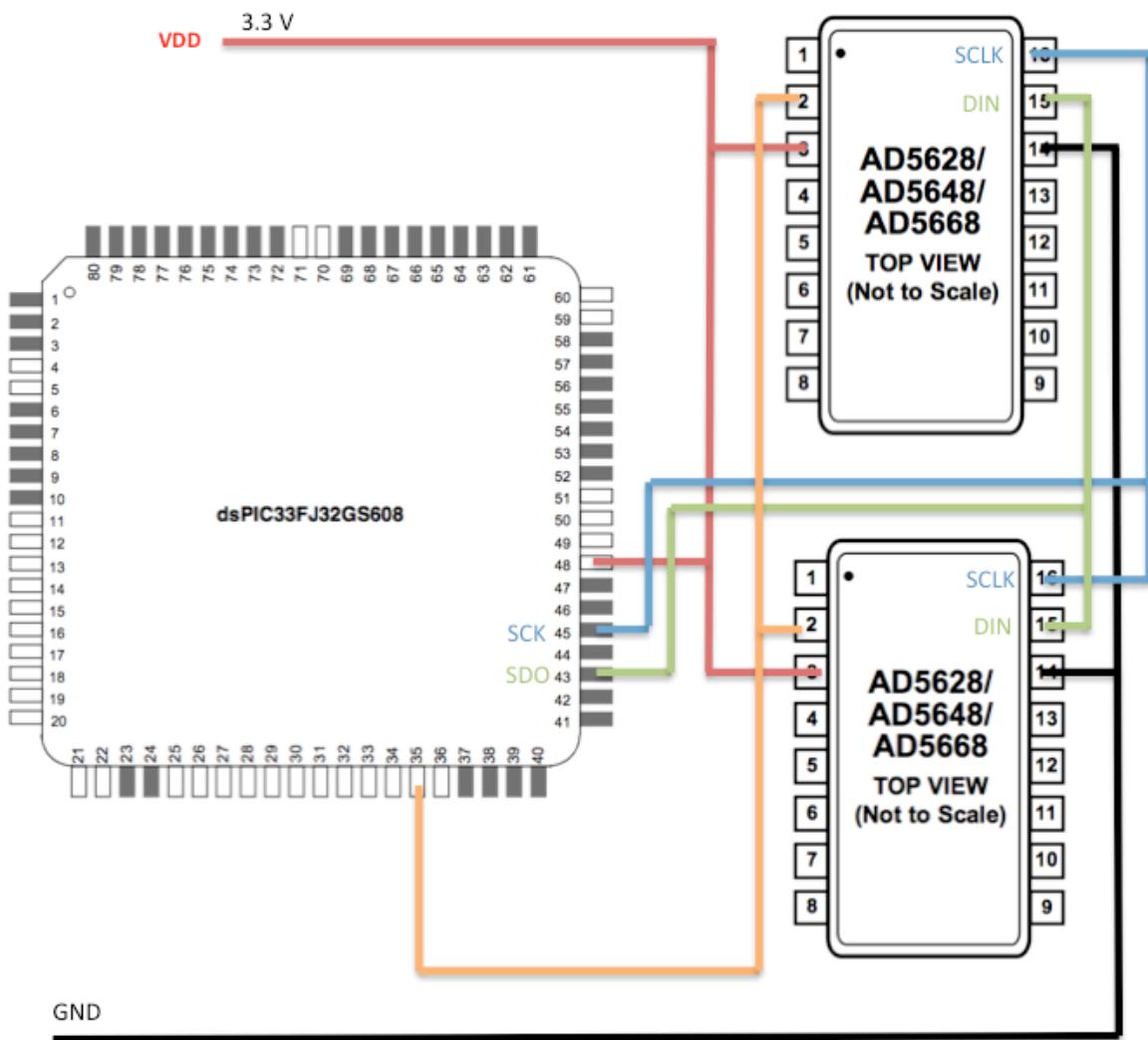


Figura 31. Esquema de conexión entre dsPIC y conversores digital-analógico.

6.7.3 Conexión conversores digital analógico con atenuadores.

En la figura 32 se pueden apreciar todas las conexiones necesarias entre los conversores digital-analógico y la etapa de atenuación de las señales.

6.7.4 Conexión atenuadores con filtros paso bajo y adaptadores de impedancia de salida.

En la figura 33 se detallan las conexiones entre las salidas de los atenuadores con los filtros paso bajo y la etapa de adaptación de impedancias de salida final.

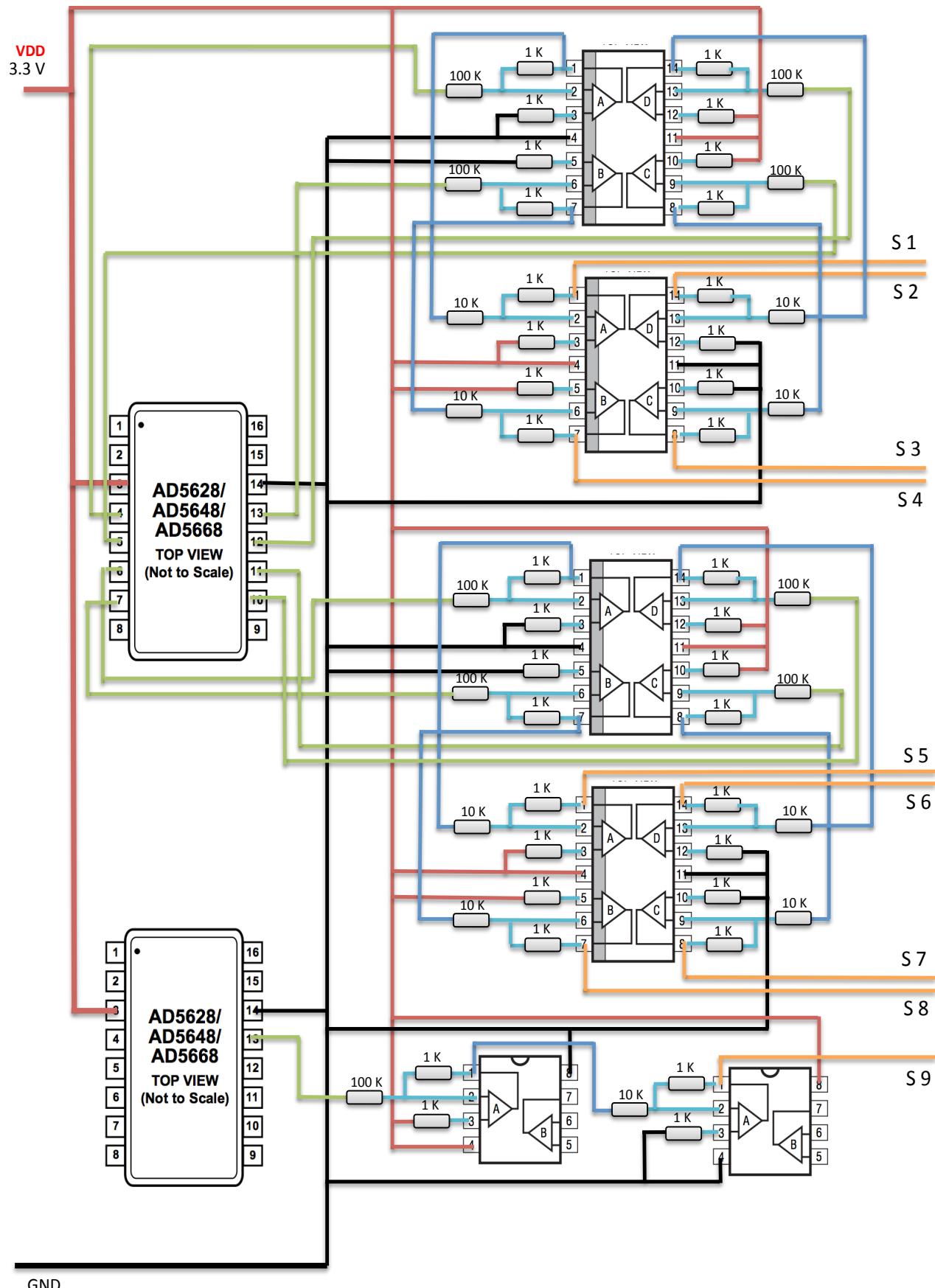


Figura 32. Esquema de conexión entre conversores digital-análogo y atenuadores

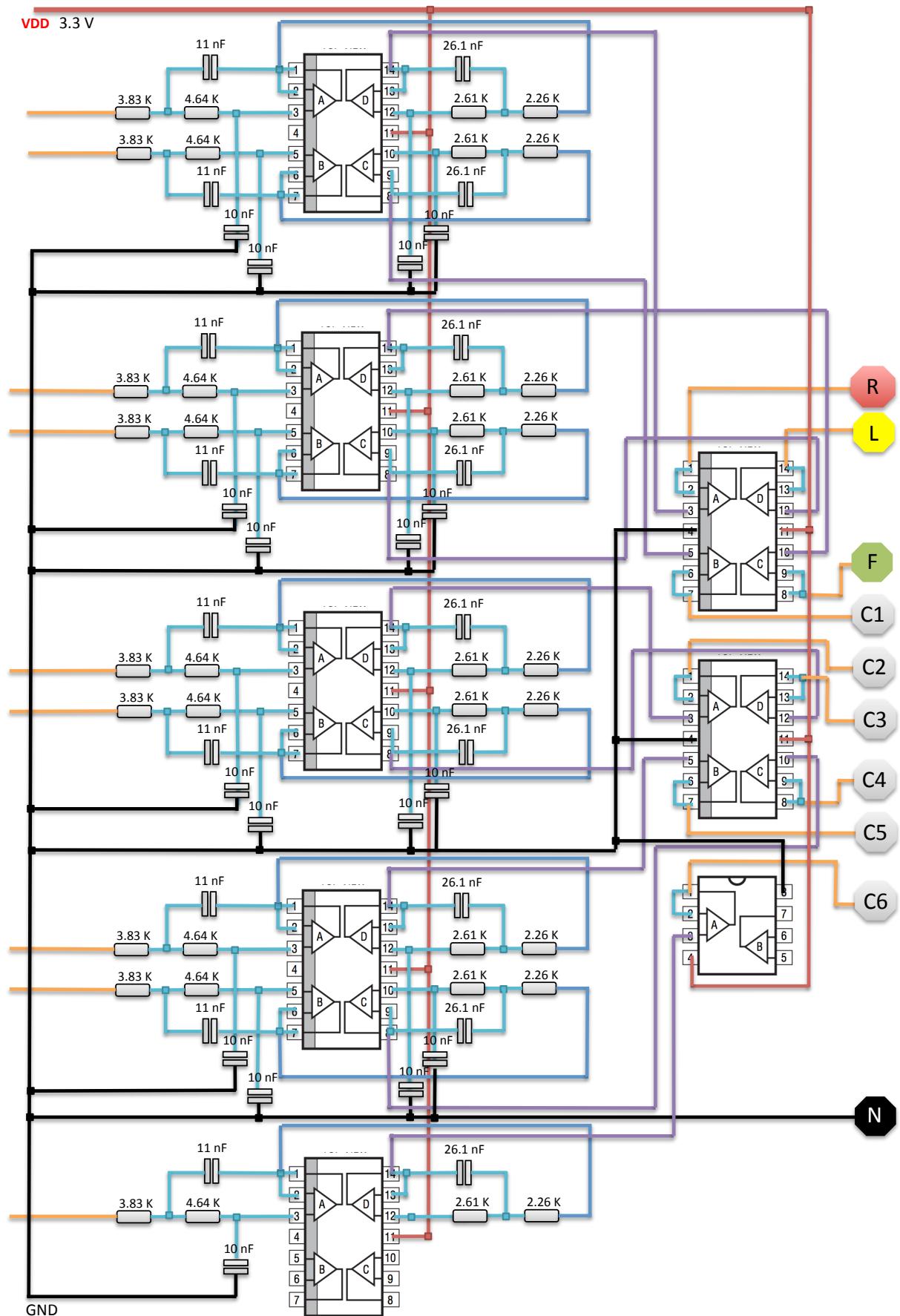


Figura 33. Esquema de conexión entre atenuadores, filtros paso bajo y adaptador de impedancia de salida.

Capítulo 7

Programación

7.1 Lenguaje de programación.

Tanto la generación de las diez señales para los electrodos del ECG y la señal de cuadrada de calibración, como el entorno de usuario se programará mediante en el lenguaje de programación interpretado Python. La elección de Python se debe a varios factores: facilidad de programación, orientación a objetos y posibilidad de instalación de múltiples paquetes que lo convierten en un lenguaje de programación científico con elevadas capacidades en procesamiento de señales.

Con el fin de dotar a Python de las capacidades necesarias para el procesado y visualización de señales, añadiremos los siguientes módulos [42]:

- **Numpy**: añade a Python funcionalidades para el manejo de matrices y la realización de operaciones matriciales y vectoriales.
- **Scipy**: añade funcionalidades para el tratamiento de señales.
- **Matplotlib**: permite hacer gráficas muy completas para mostrar los resultados de las pruebas.

7.2 Acceso al bus I²C.

El primer paso es obtener acceso a los puertos GPIO de la Raspberry Pi para poder transmitir las señales. Con este fin, se realizarán los siguientes pasos [43]:

- Se instala el shell “ipython” por su facilidad de uso y características.

```
sudo apt-get install ipython3
```

- A continuación entrar en modo root para configurar los puertos e instalar la librería apropiada:

```
sudo python
```

```
sudo apt-get install python3-rpi.gpio
```

- Configuración de los pines necesarios para la comunicación serial I²C (3 y 5):

```
Import RPI.GPIO as GPIO  
GPIO.setmode(GPIO.BCM)  
GPIO.setup(3,GPIO.OUT)  
GPIO.setup(5,GPIO.OUT)  
GPIO.output(3,1)  
GPIO.output(5,1)
```

Finalmente, se presentan los comandos Python que servirán para el control del bus I²C para las comunicaciones entre Raspberry Pi y el dsPIC [44]:

```
long write_quick(int addr): envía la dirección con el bit de lectura/escritura.  
long read_byte(int addr): lee un solo byte del dispositivo sin especificar el registro del dispositivo.  
long write_byte(int addr,char val): envía un byte al dispositivo  
long read_byte_data(int addr,char cmd): lee un byte del dispositivo  
long write_byte_data(int addr,char cmd,char val): escribe en el dispositivo.  
long read_word_data(int addr,char cmd): lee un word o 2 bytes del dispositivo.  
long write_word_data(int addr,char cmd,int val): escribe un word o 2 bytes en el dispositivo.  
long read_block_data(int addr,char cmd): lee un bloque de datos.  
long read_i2c_block_data(int addr,char cmd): lee un bloque de datos.  
write_i2c_block_data(int addr,char cmd,long vals[]): escribe un bloque de datos.
```

7.3 Programación del Menú de Usuario.

Con el fin de hacer más amigable el entorno de uso para el usuario, se ha realizado un menú gráfico mediante el paquete de interfaz gráfica de usuario (GUI) “Tkinter”, adaptado a un tamaño de pantalla 320 x 240 para poder ser visualizado en la pantalla táctil implementada (PiTFT), con las siguientes opciones:

1. 60 pulsaciones por minuto
2. 120 pulsaciones por minuto.
3. Señal cuadrada.
4. Salir.

La programación del menú se realiza mediante el siguiente código:

```
"""
MENU GRAFICO DEL SOFTWARE
"""

from tkinter import * #importamos
ventana = Tk() #ventana
ventana.geometry ("320x120") #tamaño de ventana adaptado a PiTFT
ventana.title("MENU DE OPCIONES") #titulo de la ventana

#barra de menus
barraMenu=Menu(ventana)

#botones de opciones
button= Button(ventana,text="60 Pulsaciones por minuto")
button.pack()
button= Button(ventana,text="120 Pulsaciones por minuto ")
button.pack()
button= Button(ventana,text="Señal cuadrada")
button.pack()
button= Button(ventana,text="Salir")
button.pack()
ventana.mainloop() #bucle del programa
```

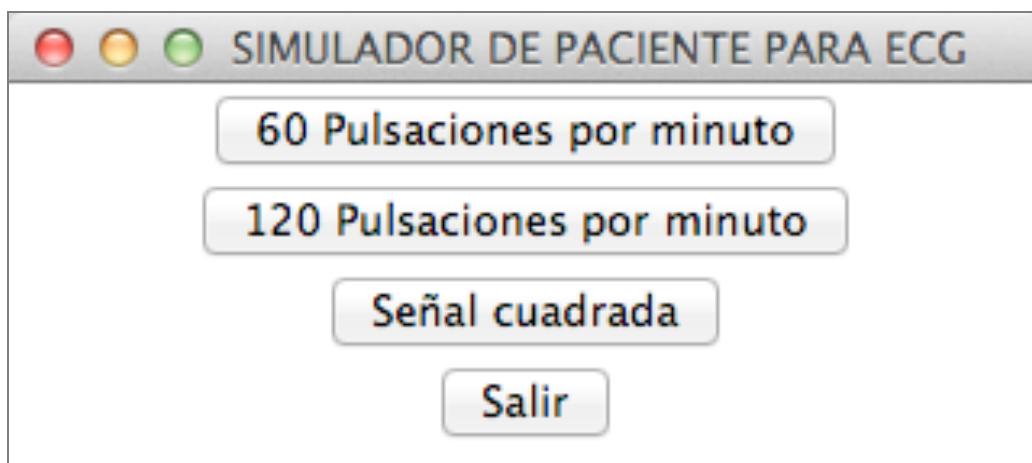


Figura 34. Menú de opciones

Capítulo 8

Conclusiones

8.1 Análisis, Coste del Hardware y Reflexión Final

Realizando un análisis del Trabajo, se puede apreciar cómo se ha realizado un estudio suficientemente amplio de la bibliografía existente en todas las áreas a cubrir, entrando en profundidad en muchos de los proyectos realizados hasta ahora que presentan características comunes con la temática el trabajo, ya sea en la utilización de la plataforma Raspberry Pi, o en el objetivo de usar este dispositivo para el área de la sanidad con un coste económico reducido.

El Trabajo ha logrado el objetivo de presentar un estudio teórico completo y detallado de la implementación de un dispositivo portátil de bajo coste como herramienta de taller para un ingeniero de electromedicina. La incorporación de la pantalla táctil capacitiva con un pequeño menú de usuario programado en python hace que este sistema sea realmente sencillo de utilizar. El tamaño de la tarjeta procesadora de señales diseñada permitirá que sea conectada con facilidad a Raspberry Pi, guardando su relación de aspecto al permitir usar el mismo tamaño, lo cual hace que su integración sea perfecta y extremadamente portátil, ofreciendo un dispositivo ultra compacto, ligero y, sobretodo realmente práctico y económico en relación a los dispositivos comerciales existentes.

Este último aspecto comentado, el económico, a pesar de su importancia en el objetivo final del trabajo, no presenta la entidad suficiente como para dedicar un capítulo completo de la memoria por lo que se describe en este apartado para tener una referencia del posible coste final del dispositivo. Si no se tiene en cuenta la “mano de obra” es decir, los costes relacionados con el tiempo de diseño requerido y, centrando el estudio económico en los aspectos hardware, como si de un diseño de libre distribución se tratara con el fin de que “cualquier” ingeniero de electromedicina pudiera implementarlo, el coste hardware aproximado sería el siguiente:

- Raspberry Pi = **36 €** (<http://www.amazon.es>)

- Pantalla táctil PiTFT = **42 €** (<http://www.amazon.es>)
- Carcasa de protección Pibob = **24 €** (<http://www.amazon.es>)
- Tarjeta de memoria 8 Gb SD = **11 €** (<http://www.amazon.es>)
- Microcontrolador DSP = **3,55 €** (<http://www.digikey.com>)
- Amplificadores operacionales (LT1367) = $8,2 \text{ €} \times 10 = 82 \text{ €}$ (<http://www.digikey.com>)
- Amplificadores operacionales (LT1366) = $5,4 \text{ €} \times 3 = 16,2 \text{ €}$ (<http://www.digikey.com>)
- Conversores digital-analógico (AD5668) = $7,9 \text{ €} \times 2 = 15,8 \text{ €}$ (<http://www.analog.com/>)
- Conectores para electrodos= $0,1 \text{ €} \times 10 = 1 \text{ €}$

TOTAL = 231 euros (aproximadamente)

Uno de los primeros objetivos planteados al inicio del trabajo fue el de implementar el diseño en un prototipo, de tal manera que se pudiera comprobar el funcionamiento del mismo conectándolo con distintos equipos electromédicos. Como puede comprobarse, este objetivo no se ha logrado faltando los siguientes aspectos clave:

- Programación del DSP.
- Generación en python u otro lenguaje de alto nivel de las diez señales necesarias para la formación del ECG.
- Implementación de todos los elementos en placa protoboard o similar y pruebas con equipamiento electromédico.

Sin duda, la principal reflexión que hay que realizar tras la finalización del trabajo es por qué no se ha implementado finalmente el dispositivo. La respuesta es sencilla, la programación de un dispositivo DSP, si no se ha realizado antes, conlleva una curva de aprendizaje que se sale del marco temporal disponible para la realización de este proyecto, así mismo, la programación en un lenguaje de alto nivel tipo python, a pesar de ser mucho más asequible que la del DSP, requiere un tiempo del que no se ha podido disponer al tratar de llevar el estudio teórico a la máxima profundidad posible. Hay que tener en cuenta que la temática abordada por el trabajo, además de requerir una formación inicial importante en determinados aspectos como los fisiológicos y de

estudio de la tecnología actual disponible y útil para el objetivo final, no dispone de una amplia experiencia demostrada y publicada que pudiera facilitar la consecución del objetivo final mediante la modificación, ampliación o perfeccionamiento de trabajos ya realizados.

Por todo lo anterior, la planificación temporal realizada en primera instancia hubo de ser modificada en varias ocasiones para adaptarla al objetivo de presentar un estudio teórico con fundamento y lo más detallado posible. La elaboración de los esquemas de conexión, tipo diagramas de bloques, de todos los dispositivos a integrar en la tarjeta externa requirió un tiempo muy superior al esperado en un primer momento, esto mismo ocurrió en el primer mes de diseño, al observar la necesidad de disponer de un microcontrolador en la tarjeta externa que llevara a cabo la coordinación de todo el proceso, comunicándose con Raspberry Pi y almacenando en memoria las señales generadas por aquella.

8.2 Líneas Futuras

Dadas las posibilidades de expansión que Raspberry Pi ofrece y los dispositivos comerciales disponibles hoy en día, sin duda, la línea futura de este trabajo, reside en la ampliación de señales biológicas o signos vitales que es capaz de generar para la comprobación de otros equipos electromédicos o más parámetros vitales. Entre los más importantes se destacan los siguientes:

- Presión no invasiva.
- Presión invasiva.
- Saturación de oxígeno.
- Señal para electromiografía (EMG)
- Señal para electroencefalografía (EEG)

Con la aportación de los tres primeros puntos dispondríamos de un equipo capaz de comprobar todas las funcionalidades de un moderno “monitor de cabecera” utilizado en las áreas críticas de los hospitales: urgencias, recuperación de quirófano, UVI, UCI pediátrica, coronarias, etc. así como los monitores de traslado usados en las ambulancias.

La incorporación de los últimos dos parámetros proporcionaría la capacidad de comprobación de equipos electromédicos de alta sensibilidad, usados en las áreas de neurología para el diagnóstico de enfermedades del cerebro y de las transmisiones nerviosas, así como para certificar la “muerte cerebral”.

La aplicación de las nuevas tecnologías y la electrónica moderna al mundo sanitario y, concretamente al servicio de los ingenieros que trabajan para el mantenimiento de los equipos electromédicos, abre un interesante campo de trabajo con innumerables posibilidades de aplicación que deben permitir acercar a todos los profesionales del sector las mejores herramientas de trabajo, a un precio justo, para la correcta comprobación y calibración de los equipos de diagnóstico clínico, es decir, para contribuir a la mejora continua de la calidad asistencial que se le brinda al paciente y, en definitiva, a todos nosotros.

Bibliografía

- [1] En línea: <http://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma> (consulta: septiembre, 2014).
- [2] En línea: <http://www.monografias.com/trabajos94/senal-ecg/senal-ecg.shtml> (consulta: septiembre, 2014).
- [3] En línea: <http://www.monografias.com/trabajos54/electro-cardiograma/electro-cardiograma.shtml> (consulta: septiembre, 2014).
- [4] En línea: <http://es.engadget.com/2012/08/11/raspberry-pi-model-b-analizado/> (consulta: octubre, 2014).
- [5] En línea: <http://www.raspberrypi.org/downloads/> (consulta: octubre, 2014).
- [6] En línea: http://es.wikipedia.org/wiki/Raspberry_Pi (consulta: octubre, 2014).
- [7] En línea: <http://www.unocero.com/2012/08/02/raspbian-sistema-operativo-gratuito-para-la-raspberry-pi/> (consulta: octubre, 2014).
- [8] En línea: <http://www.unocero.com/2014/09/18/se-actualiza-raspbian-el-linux-para-raspberry-pi/> (consulta: octubre, 2014).
- [9] En línea: <http://xbmc.org/download/>
- [10] En línea: <http://pibob.nadnerb.co.uk/index.html> (consulta: octubre, 2014).
- [11] En línea: <https://github.com/lanceseidman/picast> (consulta: octubre, 2014).
- [12] En línea: <http://sourceforge.net/p/siriproxyrp/i/wiki/Home/> (consulta: octubre, 2014).
- [13] En línea: <http://pihome.harkemedia.de> (consulta: octubre, 2014).
- [14] En línea: <https://github.com/beakable/BeakPi> (consulta: octubre, 2014).
- [15] En línea: <http://pi-fidelity.blogspot.ca/2013/05/pifi-mini-tutorial-part-one.html> (consulta: octubre, 2014).
- [16] En línea: <http://www.diverteka.com/?p=1455> (consulta: octubre, 2014).
- [17] En línea: http://robots-argentina.com.ar/Comunicacion_busI2C.htm (consulta: octubre, 2014).
- [18] Marco Magagnin. *Shield i2C de Expansión E/S para Raspberry*. Revista Nueva electrónica 3.0, nº 319, 2014.

- [19] En línea: <http://www.raspberrypi.org/forums/viewtopic.php?f=93&t=25500> (consulta: octubre, 2014).
- [20] Xavier Gallofré, Nieva Jesús F, López San José Alvaro Pérez Liaño. *Desarrollo de dispositivos e-Health de bajo coste para Raspberry Pi*. Facultad de Informática Universidad Complutense de Madrid, 2014.
- [21] H. Caicedo 3, G. Salgado 1, H. Loaiza 1, E. Caicedo1, J. Citelli2. *Equipo Transportable -Basado en DSP- para el Almacenamiento y Análisis de Señales Biomédicas*. Revista Colombiana de Física, año 2005, vol. 37, nº2.
- [22] Cárdenas Maestre, Laura Constanza; Montezuma Gómez, Librado Andrés; Chio Cho Nayibe. *Registro de una Señal Electrocardiográfica por Medio de Matlab y DSP56F807*, 2007.
- [23] Montoya Cardona, Juan Camilo. *Sistema de Adquisición de Biopotenciales para Entornos Académicos*. Universidad CES Ingeniería Biomédica Envigado, 2013.
- [24] Romano Rodríguez, Pedro Vicente. *Reconocimiento de Actividad Humana Mediante Técnicas de Soft Computing*. Universidad de Oviedo Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón. 2013.
- [25] Decurt Alayo, Andreé. *Diseño de un generador-simulador digital de señales electrocardiográficas normales y patológicas para calibración*. Área de Bioingeniería, Sección de electricidad y Electrónica-Departamento de Ingeniería Pontificia Universidad Católica del Perú-PUCP. 2008
- [26] Ochoa, Alberto; Hernández Gonzalo; Félix, Ramón A.; Rincón, Bernardo. *Sistema Simulador ECG para el Estudio de Señales Cardiacas*. Universidad Tecnológica de Pereira. 2009.
- [27] En línea: <http://www.oocities.org/vifibio/01ECG.PDF> (consulta: octubre, 2014)
- [28] Alvarez Osorio, Lorena. *Acondicionamiento de señales bioeléctricas*. Universidad Tecnológica de Pereira. 2007.
- [29] En línea: <http://panamahitek.com/como-funciona-el-protocolo-spi/> (consulta: noviembre, 2014)
- [30] En línea: <http://www.engineersgarage.com/articles/spi-what-serial-peripheral-interface-protocol?page=1> (consulta: noviembre, 2014)
- [31] En línea: <http://www.i2c-bus.org> (consulta: noviembre, 2014)

- [32] En línea: <http://www.raspberryshop.es/hardware-raspberry-pi.php> (consulta: diciembre, 2014).
- [33] En línea: <http://www.frambuesapi.co/2013/08/10/tutorial-3-instalacion-y- configuracion-de-inicial-del-raspberry-pi-raspi-config/> (consulta: diciembre, 2014).
- [34] En línea: <https://learn.adafruit.com/adafruit-2-8-pitft-capacitive-touch/easy- install> (consulta: diciembre, 2014).
- [35] En línea <http://diymakers.es/usando-el-puerto-gpio/> (consulta: diciembre, 2014).
- [36] En línea: <http://www.microchip.com> (consulta: noviembre, 2014).
- [37] En línea http://www.analog.com/static/imported- files/data_sheets/AD5628_5648_5668.pdf (consulta: noviembre, 2014).
- [38] Domínguez Gros, Ferrán; Solé Casals, Jordi; *La Amplificación. Instrumentación Electrónica*, Universidad Oberta de Catalunya. 2014.
- [39] En línea: <http://www.linear.com/product/LT1367> (consulta: noviembre, 2014).
- [40] En línea: <http://www.linear.com/product/LT1366> (consulta: noviembre, 2014).
- [41] En línea: <http://www.linear.com/designtools/software/> (consulta: noviembre, 2014).
- [42] En línea: <http://srodriguezv.wordpress.com/2013/07/14/de-matlab-a-python- python-como-lenguaje-de-programacion-cientifico-y-tecnico/> (consulta: diciembre, 2014).
- [43] En línea <http://www.raspberry-projects.com/pi/programming-in-python/i2c- programming-in-python/using-the-i2c-interface-2> (consulta: diciembre, 2014).
- [44] En línea: <http://hetpro-store.com/TUTORIALES/pic/python-i2c-uso-y- configuracion/> (consulta: diciembre, 2014).