

Desarrollo de un electrocardiógrafo portátil

1st Antonio García Manso
Dept. Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática
Universidad de Extremadura
Cáceres, España
agmanso@unex.es

2nd Jorge A. Flores Román
Escuela Politécnica
Universidad de Extremadura
Cáceres, España
jofloresr@alumnos.unex.es

3rd Carlos J. García Orellana
Dept. Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática
Universidad de Extremadura
Badajoz, España
cjpgarcia@unex.es

4th Horacio M. González Velasco
Dept. Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática
Universidad de Extremadura
Cáceres, España
hmgvelas@unex.es

5th Ramón Gallardo Caballero
Dept. Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática
Universidad de Extremadura
Cáceres, España
rgallardo@unex.es

6th Miguel Macías Macías
Dept. Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática
Universidad de Extremadura
Mérida, España
mmacias@unex.es

Resumen—Esta comunicación se centra en el desarrollo de un trabajo de grado. Entendiendo que en los trabajos de grado se deben aplicar y desarrollar los conocimientos y capacidades adquiridos por los estudiantes, se presenta aquí la realización de un electrocardiógrafo portátil como una síntesis de las competencias adquiridas. El proyecto se desarrolla en diversas etapas desde la captación de la actividad eléctrica del corazón hasta su representación en una pantalla LCD a color de 240×320 píxeles. Donde se indica el número de pulsaciones por minuto y, dependiendo de éste, si el paciente tiene una actividad cardíaca normal o anormal.

Index Terms—Signals capture, amplification, filtering, A/D conversion, digital signal processing, final degree project.

I. INTRODUCCIÓN

El trabajo de grado aquí presentado está relacionado con la instrumentación electrónica y el procesamiento de señales. En titulaciones como el Grado de Ingeniería de Sonido e Imagen en Telecomunicación de la Escuela Politécnica de Cáceres los estudiantes deben cursar 4 asignaturas enmarcadas en el área de Electrónica y otras tantas de áreas afines, teniendo, además, como optativa en el último curso “Diseño Mediante Circuitos Analógicos Integrados”. De forma que los bloques básicos de los que se compone el diseño se han tratado anteriormente, tanto en teoría como en prácticas, en las asignaturas cursadas. Si bien es verdad que los bloques básicos que constituyen el electrocardiógrafo (ECG) habían sido estudiados y utilizados, por separado, en las prácticas de las asignaturas cursadas, el proyectando debía enfrentarse a un problema complejo como es medir, mostrar e interpretar la actividad eléctrica del corazón. Para lo cual fue necesaria una labor de documentación previa acerca de como obtener las formas de onda buscadas y, sobre todo, cuales iban a ser los niveles de amplitud de las mismas, Fig. 1. En base

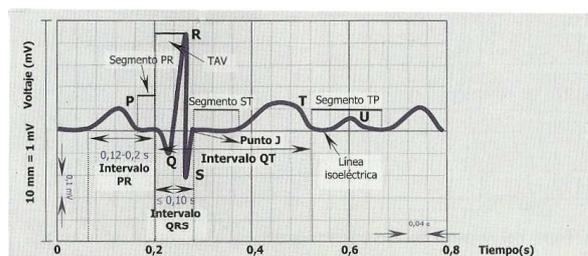


Figura 1. Registro de un ECG donde se distinguen sus características principales.

a lo cual había que decidir que tipo de dispositivos usar y determinar las conexiones a realizar para la captación de las señales de acuerdo a un esquema definido, donde se considera un punto de referencia sobre el cual efectuar las medidas (Fig. 2). Para ello fue necesario consultar y requerir información de entornos relacionados con la medicina que, en principio, nada tenían que ver con la titulación indicada anteriormente. Esto constituye un gran enriquecimiento para estudiantes en sus últimos años del grado. Es decir, supone una buena oportunidad de colocar al estudiante en un entorno multidisciplinar y de enfrentarlo a problemas reales en un entorno más real y no limitado a su campo específico de conocimiento.

Esto hace que este tipo de trabajo fin de grado sea válido para evaluar un buen número de las competencias que un ingeniero en telecomunicaciones debe haber adquirido al final de sus estudios. Como por ejemplo, dentro de las competencias básicas podemos evaluar que sepan aplicar sus conocimientos a su trabajo o vocación profesional (CB2), que tengan la

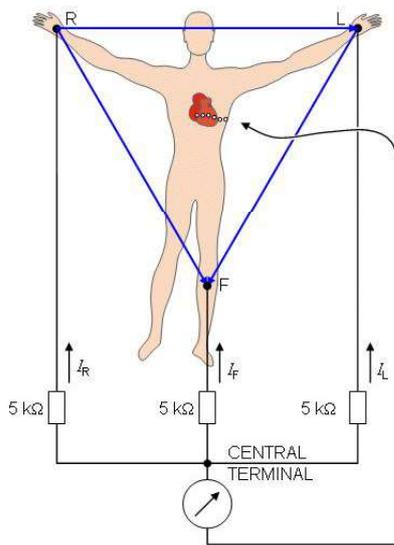


Figura 2. Triángulo de Einthoven. Terminal central de Wilson [1].

capacidad de interpretar y reunir datos relevantes (CB3), que sean capaces de transmitir información, ideas y soluciones a problemas (CB4) y que hayan desarrollado las habilidades de aprendizaje necesarias con un alto grado de autonomía (CB5). Entre las competencias generales podemos evaluar el conocimiento en las materias básicas y las tecnologías que le dote de versatilidad para adaptarse a nuevas situaciones (CG3), la capacidad de resolver problemas con iniciativa (CG4), la facilidad para el manejo de las especificaciones (CG6) y la capacidad de trabajar en un grupo multidisciplinar (CG9), entre otras. Y, como competencias específicas podemos evaluar los conocimientos básicos sobre el uso y la programación de ordenadores y microcontroladores (CP2), la comprensión y el dominio de los conceptos relacionados con los circuitos eléctricos (CP4), la capacidad de evaluar las ventajas e inconvenientes de las distintas alternativas tecnológicas (CP10) y, por supuesto, la CP26 que, de alguna manera, resume la tabla de competencias, ya que se refiere a como debe realizarse un trabajo fin de grado. Todas estas competencias están recogidas en la documentación referida al Grado en Ingeniería de Sonido e Imagen en Telecomunicación de la Escuela Politécnica de Cáceres [7]

En la siguiente sección se describen los principales componentes utilizados para la captación de la señal del corazón y adecuarla para su posterior visualización. En la sección III se describen el microcontrolador y la pantalla utilizados. Y, en la IV una breve descripción del algoritmo utilizado para obtener el número de pulsaciones por minuto del corazón. En la sección V se describe el proceso seguido para la construcción del electrocardiógrafo y, finalmente, en la sección VI se exponen las conclusiones del trabajo.

II. DESCRIPCIÓN DE LOS COMPONENTES UTILIZADOS.

La magnitud de la señal eléctrica que llega a un ECG está en un rango de 0.5 a 4 mV con un ancho de banda de 0.01-250 Hz [1]. Aunque la media suele ser de 1 mV de amplitud y la señal útil entre 1 Hz y 100 Hz. Una señal de estas características es necesario amplificarla y después filtrarla ya que, el ruido de 50 Hz, proveniente de la red de alimentación, la envuelve completamente. Por lo tanto, se ha dividido la parte del sistema que realiza un procesamiento analógico de la señal, es decir, hasta la inclusión del filtro *antialiasing* y el convertidor analógico-digital en las siguientes etapas.

- Alimentación.** El sistema de alimentación se realizó con dos pilas recargables de 9 V y dos circuitos convertidores DC-DC basados en el integrado LM2596. Antes de esta opción se contemplaron otras, como son el uso de convertidores DC-DC que proporcionaran salidas positivas y negativas en un mismo integrado, como por ejemplo el MAX680 o, el TC7660. Pero según sus hojas de características no proporcionaban suficiente corriente para alimentar todas las partes del circuito. También se barajó la opción de utilizar una única fuente de voltaje positivo. Y utilizar dispositivos *"single supply"*, amplificadores operacionales y de instrumentación, y adecuar los circuitos a la alimentación simple y no simétrica. Pero, finalmente, se optó por seguir con la alimentación simétrica ya que el uso de los dos integrados LM2596 daba muy buenos resultados y no era una solución excesivamente costosa.
- Transductores.** Como transductor se utilizaron electrodos de dos tipos, de pinza para brazos y pierna y tipo ventosa para medidas precordiales (Fig. 3), con los que era posible obtener medidas relacionadas con las corrientes iónicas producidas por la distribución de potencial en el interior del corazón debido a la excitación miocárdica. El corazón, después de todo, es una estructura tridimensional y su corriente eléctrica se distribuye en todas las direcciones a través del cuerpo. Hay que tener en cuenta que las diferentes derivaciones de un ECG se pueden *"considerar"* como diferentes cámaras de vídeo mediante las cuales se puede visualizar la actividad eléctrica del corazón desde diferentes ángulos. De forma que cuantos más puntos, derivaciones, se obtengan mejor será la representación eléctrica del corazón. Los electrocardiógrafos pueden recoger hasta 12 derivaciones. Estas derivaciones se pueden diferenciar dependiendo de si capturan los potenciales directa o indirectamente. Distinguiendo tres derivaciones bipolares estándar (D1, D1 y D3) y tres derivaciones unipolares aumentadas (aVR, aVL y aVF). Además, de otras seis derivaciones de tórax (V1, V2, V3, V4, V5 y V6) que registran las diferencias de voltaje por medio de electrodos colocados en varias posiciones en la pared del tórax [1]. Los electrodos utilizados llevan una conexión donde acoplar un cable tipo Schiller [8], que es uno de los fabricantes de cables para electrocardiógrafos utilizado



Figura 3. Electrodo utilizados

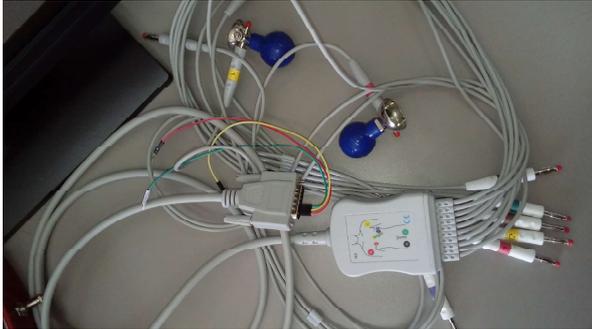


Figura 4. Cable tipo Schiller utilizado para el transporte de señales.

para transmitir las señales (Fig. 4), es decir, es un cable especialmente diseñado para recoger 10 derivaciones de un electrocardiograma estándar. Y, decimos cable “tipo” Schiller porque no se utilizó un cable original, no teníamos presupuesto para ello y se optó por buscar en otros mercados, principalmente en el mercado chino.

■ **Pre-amplificación.** Este trabajo se centró en realizar una medida de las derivaciones bipolares que son las conocidas *derivaciones estándares de Einthoven* D1, D2, D3. Siendo:

- D1: diferencia de voltaje entre los electrodos del brazo izquierdo (LA) y del brazo derecho (RA)
 $D1 = LA - RA$
- D2: diferencia de voltaje entre los electrodos de la pierna izquierda (LL) y el brazo derecho (RA), $D2 = LL - RA$
- D3: diferencia de voltaje entre los electrodos de la pierna izquierda (LL) y el brazo izquierdo (LA), $D3 = LL - LA$

As can be seen D2 is the sum of D1 plus D3. Esto indica, en todos los casos, que se medirá una señal que será la diferencia de potencial entre dos puntos del cuerpo. Las tres derivaciones estándar tienen inconvenientes y limitaciones, pero también nos permiten hacer algunas medidas básicas como:

- EL ritmo cardíaco.
- La posición del corazón.
- Las medidas de las ondas, espacios y segmentos, sobre todo con D2.
- El diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias.
- La frecuencia cardíaca.

También se realizaron algunas pruebas conectando uno de los electrodos directamente al tórax (medidas precor-

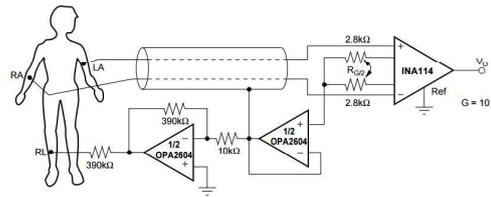


Figura 5. Amplificador de señales para realizar un ECG con accionamiento para la pierna derecha, como se muestra en la hoja de datos de INA114AP

diales) y no en uno de los dos brazos. En la Fig. ??, se puede ver un esquema simplificado capturado directamente de la hoja de datos del INA114. Se decidió usar el INA114 como amplificador de instrumentación por su elevado valor de rechazo al modo común. Ya que, presenta un CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*) como mínimo de 115 dB. Por otro lado, si finalmente se hubiera decidido diseñar el circuito con dispositivos *single supply*, el AD623 podría haber sido una buena opción, ya que permite alimentación simple como modo de operación y es *rail-to-rail*, es decir, puede alcanzar los valores extremos de la alimentación a la salida, aunque su CMRR es un poco menor, según su *datasheet* asegura un mínimo de 90 dB. Por último, una opción interesante, sobre todo si se contempla la adquisición de más medidas (precordiales), una buena opción puede ser el INA2126, ya que dependiendo del encapsulado (S0-16) puede presentar dos amplificadores en un mismo integrado, lo cual puede ser conveniente para salvar espacio a la hora de diseñar el circuito. Aunque presenta un CMRR de 94 dB.

■ **Filtrado y amplificación.** El filtrado es, quizás, la etapa más importante debido a que, el ruido de 50 Hz de las líneas de alimentación eléctrica está presente a nuestro alrededor y, de alguna forma se refleja en las mediciones realizadas sobre nuestro cuerpo. Este ruido de 50 Hz que aparece por la producción y distribución de energía eléctrica, irradia un campo electromagnético que es captado por nuestro cuerpo. El campo eléctrico de 50 Hz apenas es capaz de penetrar en nuestro tejido pero para el campo magnético, nuestro cuerpo es permeable a todas las frecuencias [2]. Para eliminar este ruido se utilizó un filtro Notch activo centrado en 50 Hz. Además, aunque en el esquema mostrado en la Fig. 7 no aparezca, se utilizó también un filtro paso alto para eliminar otra componente de ruido de continua presente en la señal. Esta componente de ruido que suele estar por debajo de 1 Hz se debe al contacto entre el electrodo y la piel. Otra etapa importante en cualquier sistema de adquisición de datos es el filtro *antialiasing*. De entre las posibles soluciones para llevar a cabo esta tarea se optó por utilizar un filtro paso bajo de quinto orden basado en el circuito integrado LTC1062. Este filtro

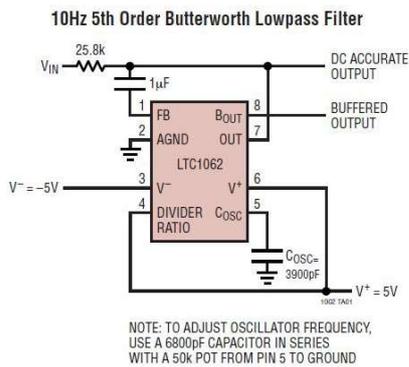
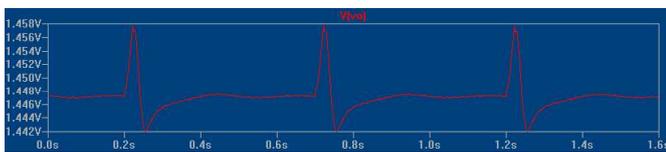
Figura 6. Filtro *antialiasing*

Figura 8. Resultado de la simulación del circuito propuesto. Obtenido mediante una señal sinusoidal de 0.5 mV de amplitud y 50 Hz de frecuencia y una señal triangular de de valores extremos -1 V y 1 V convenientemente modificada.

se coloca justamente en la última parte del sistema, antes de la entrada al conversor analógico digital del microcontrolador (μc). Esto se hace para evitar que el ruido del cableado que, vaya a la salida de este filtro, pueda afectar a la señal. La frecuencia de corte elegida fue de 120 Hz para más tarde realizar un muestreo a 300 Hz y que no se produzca *aliasing*. El LTC1062 es un filtro de quinto orden que suele ser usado como filtro *antialiasing* con una respuesta bastante plana en la banda de paso. El filtro puede ser controlado externamente con una red RC para ajustar la frecuencia de corte (Fig. 6).

En la Fig. 7 se puede ver un esquema del circuito propuesto hasta la inclusión del filtro *antialiasing* donde se pueden apreciar las distintas etapas que componen el circuito. Y en la Fig. 8 se puede ver un resultado de la simulación obteniendo una onda que recuerda a la que se pretende obtener. En la parte superior de la Fig. 7 y, más esquemáticamente en la Fig. 5, se puede observar el circuito de acople a la pierna izquierda. Este circuito se usa para aumentar la razón de rechazo al modo común. Es decir, analizando este circuito se observa que la función que realiza es poner, de forma dinámica, el cuerpo a un potencial que es el inverso del modo común (amplificado de forma negativa con una ganancia de -39) recogido por los otros dos electrodos. Este circuito dirige una pequeña corriente (menor de $1 \mu A$) a la pierna izquierda del paciente de forma que trata de compensar las corrientes que fluyen por el cuerpo. De esta forma se consigue minimizar el modo común. Por otro lado también mejora la seguridad del paciente creando una tierra virtual y aislando el paciente.

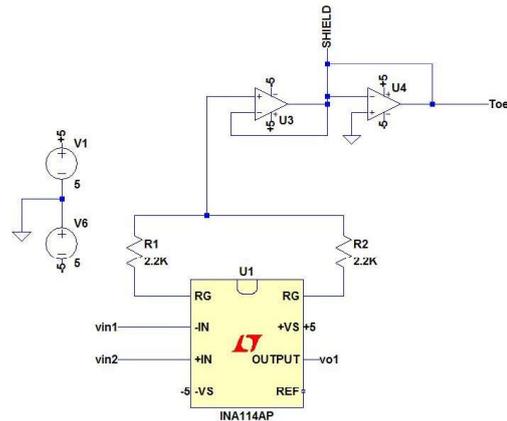


Figura 9. Modificación hecha para el circuito de la pierna.

Sin embargo durante la realización del trabajo, el proyectando observó que el esquema indicado no estaba proporcionando buenos resultados, quizás debido a las limitaciones de los dispositivos empleados, y la señal quedaba envuelta por el ruido de 50 Hz. De forma que optó por el esquema indicado en la Fig. 9. Donde como se puede observar a las entradas del amplificador se conectan los electrodos de captura de la señal, (brazo derecho y brazo izquierdo) y, el circuito de la pierna izquierda se conecta a tierra virtual y a la protección del cable usado (SHIELD).

III. MICROCONTROLADOR Y PANTALLA LCD

III-A. Microcontrolador

El uso de microcontroladores cada vez más extendido gracias a la filosofía “*do it yourself*”, (DIY), hace que todo el sistema se pueda integrar de un forma rápida y relativamente sencilla. Esta forma de operar se debe principalmente al acceso en los últimos años a un amplio espectro de herramientas de bajo costo para el prototipado rápido con microcontroladores como Mbed [3], Arduino [4] o Raspberry PI [5]. Arduino y Mbed engloban una gama relativamente amplia de microcontroladores, siendo más numerosa la de Mbed, ya que bajo esta plataforma es posible utilizar microcontroladores de diferentes fabricantes que utilizan procesadores basados en ARM.

Los microcontroladores disponen de conversores analógico digital (ADC), algunos también de digital analógico (DAC), puertos de comunicación (puerto serie, SPI (*Serial Peripheral Interface*), I^2C (*Inter-Integrated Circuit*), USB, etc. . .), PWM (modulador de ancho de pulso), entradas y salidas analógicas, entradas y salidas digitales, memorias etc... Con todo lo anterior más una CPU, se pueden realizar una gran variedad de tareas. Algunos μc poseen una CPU bastante potente, como algunos modelos que se pueden operar bajo la plataforma Mbed, con los cuales se puede hacer un procesamiento digital de una señal (DSP). El microcontrolador usado en este trabajo fue el μc LPC1768 (Fig. 10) que se puede programar *online* utilizando el entorno y el compilador de la plataforma de Mbed. Las características más importantes de

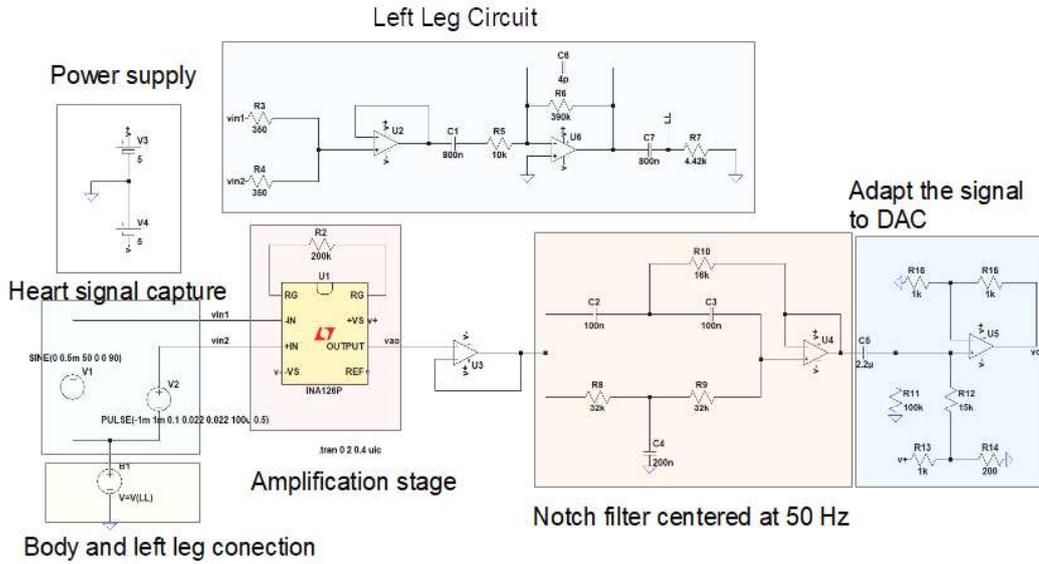


Figura 7. Esquema del circuito propuesto hasta la inclusión del filtro antialiasing.

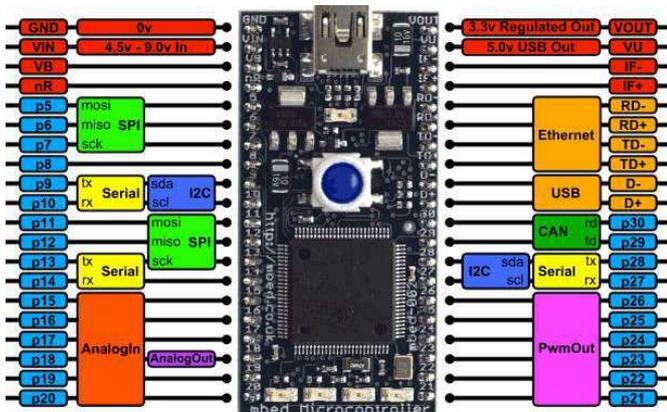


Figura 10. Microcontrolador Mbed LPC1768.

este microcontrolador son:

- Procesador de 32 bits ARM Cortex-M3.
- Frecuencia de reloj de 96 MHz, 512 kB de memoria Flash para programas y 64 kB de RAM.
- Interfaces USB (maestro y esclavo), Ethernet, 2xSPI, 2xI2C, 2xCAN, 6xAnalogIn, 6xPWM, 1xAnalogOut.
- Funcionamiento a 3.3 V, pero las E/S son tolerantes a 5 V.

Admite varias formas de programación, via web indicado anteriormente, [3], mediante un compilador *online* o, Mbed SDK (“Software Development Kit”). Mbed SDK se puede programar directamente en C/C++. Aquí se optó por el compi-

lador *online* que se incluye en un entorno amigable en el cual hay que registrar el dispositivo y cargar las librerías adecuadas al mismo. La programación también se realiza en C/C++.

Dado que el microcontrolador permite realizar un procesamiento digital de la señal, se propuso también la realización de un filtrado digital para eliminar el ruido de 50 Hz y comprobar de esta forma que tipo de filtrado, analógico o digital, obtenía mejores resultados. Es decir, el sistema se diseñó de forma que se pudiera optar por el filtrado analógico, filtro Notch o, el filtrado digital. En concreto, para el filtrado digital, se optó por una estructura de filtro FIR (*Finite Impulse Response*). Para la obtención de los coeficientes de dicho filtro se utilizó MatLab con sus funciones específicas para la obtención del filtro. Después de varias pruebas, se encontró un filtro de orden 50 con el que eliminar la componente ruidosa de 50 Hz.

III-B. Pantalla LCD

Se utilizó una pantalla TFT LCD (*Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display*) a color de 2.4 pulgadas con una resolución de 240 × 320 píxeles. Esta pantalla utiliza la librería de *drivers* ILI9328. Además, para facilitar su uso se pueden encontrar en los repositorios de Mbed (Code) librerías realizadas por los usuarios. Aquí se utilizó una realizada por Todor Todorov [9]. Decir que se tuvieron que realizar varios ajustes en dicha librería ya que, por ejemplo, parecía que tenía mal definidos algunos colores (verde por magenta) y algunas funciones no hacían lo que se suponía debían hacer (*WakeUp()*). La conexión física entre el microcontrolador y la pantalla se realizó con una conexión de 16 bits en paralelo,

para la conexión de datos, además de los pines de tierra y alimentación y otros cuatro de control. Como son *Rd* selector de registro, *Cs chip selected*, *Rd* lectura, *Wr* escritura y el pin de *Reset*.

En una documentación tan extensa como la de la librería ILI9328 que, es de 106 páginas, a veces puede ser difícil encontrar detalles como que había que fijar *Rd* a 3.3 V para su correcto funcionamiento. Y, si bien es verdad que el *driver* ILI9328 soporta conexión SPI parece que en la pantalla que se utilizó no estaba soportado o, no se encontró la forma de hacerla funcionar. Una vez solucionados los problemas encontrados para la conexión, se usaron las funciones contenidas en la librería facilitada por Todor Todorov para realizar un programa que capturara la señal procedente del corazón y la representara en la pantalla junto con información relativa a la frecuencia cardíaca del paciente.

IV. DETECCIÓN DE LA ACTIVIDAD CARDÍACA

El programa de detección de la actividad cardíaca consistía en un pequeño algoritmo que capturaba intervalos de 6 segundos de la señal para poder medir así la frecuencia. De forma que podríamos considerar que la información mostrada en pantalla no era exactamente en tiempo real (retraso de 6 segundos). Esto se debía, por un lado, al tiempo que necesitaba el algoritmo para realizar los cálculos pertinentes y, por otro lado, a que además debía disponer de datos suficientes para poder dar resultados coherentes. Una vez capturado el intervalo de 6 segundos de la señal, el algoritmo buscaba el máximo y el mínimo de la señal para después detectar los picos. Una vez hecho esto, se podían contar las pulsaciones por minuto del paciente realizando una serie de cálculos sencillos. Y esta información junto con un mensaje indicando si se había detectado bradicardia (ritmo cardíaco lento o irregular), taquicardia (ritmo cardíaco irregular o acelerado) o, pulso normal se mostraba en la pantalla como se puede ver en la Fig. 11. Donde se puede apreciar perfectamente el trazado típico de un pulso del corazón en un ECG. Es decir, en esta imagen se pueden ver correctamente el complejo característico QRS y las curvas características P y T similares a las indicadas en la Fig. 1. Además, se observa que la señal apenas tiene rizado debido al ruido. Decir que esta imagen corresponde a una fotografía tomada de la pantalla cuando el dispositivo estaba trabajando sobre un paciente real.

V. CONSTRUCCIÓN DEL ELECTROCARDIOGRAFO.

La construcción del electrocardiógrafo se orientó a la visualización de la señal del corazón con el menor coste posible. En una primera fase el proyectando trató de hacer el sistema de una forma totalmente autónoma llegando incluso a utilizar monedas de 5 céntimos como electrodos y *Vicks VapoRub* como gel conductor y la tarjeta de sonido de su propio ordenador para captar las señales. Después desde la universidad se le proveyó del material necesario.

Tras todo el proceso de documentación, búsqueda de posibles soluciones y simulaciones necesarias, es decir, una vez el circuito estaba más o menos definido y funcionando



Figura 11. Señal obtenida del paciente y mostrada en pantalla.

sobre *protoboards* se empezaron a diseñar las placas PCB (*Printed Circuit Board*) de 60 mm x 80 mm. Todo ello fue realizado por el proyectando de forma autónoma. Para realizar el circuito en la PCB utilizó fotolitografía con una insoladora casera construida con leds ultravioleta. Para la realización del circuito, enrutado de las pistas y colocación de los componentes, utilizó la versión gratuita de EAGLE [10]. Y para el revelado utilizó una disolución de agua y sosa cáustica. Una vez revelada, utilizó otra nueva disolución de ácido clorhídrico (agua fuerte o, Sulfuman), agua oxigenada y agua para atacar la placa y eliminar el cobre sobrante. Mediante FreeCAD [11] diseñó la caja para contener todo el sistema, pero debido a sus dimensiones no se pudo imprimir bien en las impresoras disponibles y se optó por comprar una. El resultado del montaje es el mostrado en las Figuras 12 y 13. Como se puede observar en la Fig 12 el montaje de la



Figura 12. Caja donde se incluyeron todos los circuitos del sistema.

pantalla, conector e interruptor en la caja no fue, estéticamente, del todo satisfactorio principalmente por dos motivos como son, por un lado, la falta de tiempo y, por otro, la falta de herramientas adecuadas con las que poder efectuar de forma correcta los cortes necesarios. Aún así presenta un resultado aceptable para tratarse de un primer prototipo. Y, en la Fig. 13 se puede apreciar el interior de la caja con las distintas partes

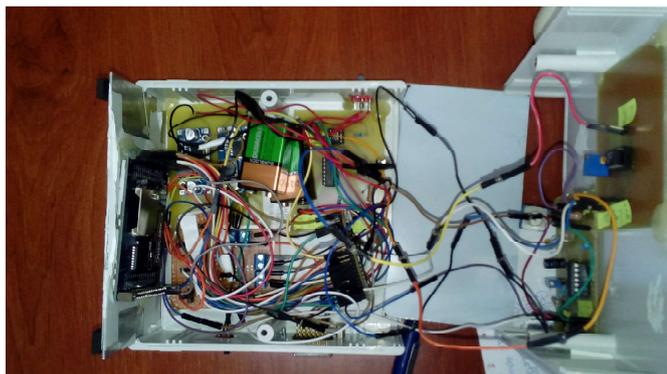


Figura 13. Vista interior de la caja donde se montaron los circuitos del electrocardiógrafo.

del sistema. A modo de resumen se indican las actividades seguidas por el proyectando y el tiempo aproximado que tardó en realizar cada una de ellas para la realización del electrocardiógrafo.

- Estudio básico de la onda cardíaca: 24 horas,
- Diseño de circuito de alimentación: 8 horas,
- Diseño de etapa de pre-amplificación: 15 horas,
- Diseño de amplificación de la señal: 4 horas,
- Diseño de filtros analógicos: 25 horas,
- Diseño de filtros digitales: 20 horas,
- Diseño del sumador de tensión y divisor de tensión: 6 horas,
- Código para mostrar la señal en la pantalla y aprendizaje del uso de la propia pantalla: 50 horas,
- Código usado para la detección de bradicardia o taquicardia: 13 horas,
- Construcción de circuitos en protoboard y pruebas: 100 horas,
- Construcción de prototipo final: 25 horas,
- Pruebas con otros circuitos al final descartados: 20 horas

La suma total de las horas invertidas en la realización del proyecto fue de aproximadamente 310. Considerando que, según la normativa de trabajo fin de grado recogida en [12] referida al título indicado anteriormente, el estudiante tiene que dedicar un número total de 300 horas a la realización de dicho trabajo y, que como se ha indicado anteriormente son horas aproximadas, el desajuste horario no parece excesivo. Indicando que, corrigiendo algunos factores en los que quizás se tardó demasiado por falta de una correcta planificación del trabajo, se pueden reducir el número de horas a emplear por los proyectandos.

VI. CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Los resultados obtenidos con la realización de este TFG fueron totalmente satisfactorios tanto para el proyectando como para los demás miembros del grupo. Aunque, quizás, se le podría haber sacado más provecho si desde un principio se hubiera diseñado y estructurado mejor por parte de la dirección del proyecto. Pero, al mismo tiempo, se le hubiera

quitado la libertad al proyectando de realizarlo de forma autónoma. Y de buscar sus propias soluciones. De forma que desde la dirección se optó por trabajar a demanda de lo que el proyectando iba requiriendo en cada momento, tratando de que buscara y probara diversas soluciones a cada problema encontrado. Este es un trabajo que admite muchas mejoras futuras así como, potenciar más el procesado digital. De forma que se podrían probar desde estrategias de ahorro de consumo de energía para prolongar la duración de las baterías, hasta hacer un procesado más complejo realizando un electrocardiógrafo completo con los 10 electrodos. De forma que la cantidad de datos registrados sería mucho mayor, por lo que también sería mucho más rica la información que se podría obtener. Dando lugar a diversos enfoques para el trabajo fin de grado o, incluso poder convertirlo en un trabajo fin de máster.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo ha sido parcialmente financiado por la Junta de Extremadura y FEDER a través de la ayuda a Grupos de Investigación.

REFERENCIAS

- [1] A. L. Goldberger, Z. D. Goldberger and Alexei Shvilkin, "Goldberger's Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach". 9th Edition, Elsevier, ISBN: 978-0-323-08786-5, 2013.
- [2] Miguel Ángel Solano Vérez y Juan Sáiz Ipiña, "Apuntes de "Efectos Biológicos del Campo Electromagnético"". Grupo de Electromagnetismo de la Universidad de Cantabria (2010) [En línea]. Disponible en: https://ocw.unican.es/pluginfile.php/1926/course/section/2221/apuntes_4.pdf. [Accedido: 12/04/2018].
- [3] "Development Platform for Devices — mbed". [En línea]. Disponible en: <http://mbed.org/>. [Accedido: 16-feb-2018].
- [4] "Arduino - HomePage". [En línea]. Disponible en: <http://arduino.cc/>. [Accessed: 16-feb-2018].
- [5] "Raspberry Pi — An ARM GNU/Linux box for \$25. Take a byte!" Disponible en: <https://www.raspberrypi.org/>. [Accedido: 16-feb-2018]
- [6] "a-Si TFT LCD Single Chip Driver 240RGBx320 Resolution and 262K color. Datasheet". [En línea]. Disponible en: <https://cdn-shop.adafruit.com/datasheets/ILI9328.pdf>. [Accedido: 21-feb-2018].
- [7] "Competencias en el Grado en Ingeniería de Sonido e Imagen en Telecomunicación". [En línea]. Disponible en: <https://www.unex.es/conoce-la-uex/centros/epcc/titulaciones/info/competencias?id=1628>. [Accedido: 09/04/2018]
- [8] "Schiller 10-Lead, 2 meter, Resting ECG/EKG Patient Cable with Banana Plugs, USA". [En línea]. Disponible en: http://www.schillerservice.com/Schiller_10_Lead_2_meter_Resting_ECG_EKG_Patient_p/2.400071s.htm. [Accedido: 10/04/2018]
- [9] "Todor's public repositories". [En línea]. Disponible en: <https://os.mbed.com/users/todorov/>. [Accedido: 12/04/2018]
- [10] "EAGLE". [En línea]. Disponible en: <https://www.autodesk.com/products/eagle/overview>. [Accedido: 16/04/2018]
- [11] "FreeCAD". [En línea]. Disponible en: https://www.freecadweb.org/?lang=es_ES. [Accedido: 16/04/2018]
- [12] "Plan Docente de la Asignatura. Trabajo Fin de Grado". [En línea]. Disponible en: <https://www.unex.es/conoce-la-uex/centros/epcc/titulaciones/info/asignaturas?id=1628>. [Accedido: 17/04/2018]