

# DESARROLLO TEÓRICO-PRÁCTICO EN LA ENSEÑANZA DE LA BIOINGENIERÍA: FOTO-PLETISMÓGRAFO Y ELECTROCARDIÓGRAFO

Mataix, César; Hernández, Álvaro; López, Elena;  
Sebastián, Eduardo; López, Emilio y Bueno, Emilio

Departamento de Electrónica. Universidad de Alcalá  
Campus Universitario, s/n. 28805-Alcalá de Henares (Madrid)

Tel.: 91 8854870. Fax: 91 8854899. E-mail: mataix@depeca.alcala.es

## RESUMEN

*En este trabajo se proponen dos prácticas guiadas de diseño de circuitos electrónicos para la captación de señales biológicas susceptibles de ser llevadas a cabo por parte de los alumnos. En la primera de ellas, se desarrolla un pletismógrafo a partir de la determinación teórica de un modelo físico de la interacción del paso de la luz a través del tejido y de la sangre para la captación lineal de la señal del pulso cardíaco. En la segunda se realiza el diseño de un electrocardiógrafo empleando circuitos integrados complejos, mediante el cual el alumno puede comprobar la problemática de las interferencias estudiada en la asignatura de teoría, así como las técnicas para minimizarlas.*

## 1. INTRODUCCIÓN

Uno de los principales retos en la enseñanza y práctica de la Bioingeniería consiste en la correcta aplicación de las tecnologías de dispositivos electrónicos para la captación adecuada de parámetros fisiológicos. Esto conlleva un entendimiento de los fenómenos físicos y/o electrofisiológicos del sistema del que se quiere extraer información, los cuales han sido adquiridos previamente en la asignatura *Fundamentos de Bioingeniería*. En la asignatura *Instrumentación Biomédica* se estudian las diferentes técnicas y circuitos de captación y acondicionamiento de señales biológicas para lo cual se requiere un nivel de conocimientos de cierta complejidad en electrónica que, unidos a los conocimientos adquiridos anteriormente sobre el sistema de interacción dentro del cuerpo humano, permiten realizar diseños electrónicos de medida o captación fiables y de manera segura.

En el *Laboratorio de Instrumentación Biomédica* se llevan a la práctica los conocimientos adquiridos en la asignatura de teoría. Dada la complejidad y problemática asociada en la captación de biopotenciales esta asignatura se imparte en el último año de la titulación de 2º ciclo de Ingeniería Electrónica en la Universidad de Alcala de Henares.

Para una comprensión adecuada de las prácticas el alumno deberá tener amplios conocimientos de electrónica analógica, incluyendo dispositivos electrónicos, técnicas de amplificación, técnicas de filtrado, optoelectrónica, dispositivos de control, etc.

En este trabajo se proponen dos prácticas guiadas de diseño de circuitos electrónicos para la captación de señales biológicas susceptibles de ser llevadas a la práctica por parte de los alumnos. En la primera de ellas, se desarrolla un pletismógrafo (detector de cambios en volumen) para la captación lineal de la señal del pulso cardíaco. En la segunda se realiza el diseño de un electrocardiógrafo empleando circuitos integrados complejos.

## 2. DETECCIÓN LINEAL DEL PULSO CARDIACO

Desde hace muchos años se utilizan dispositivos optoelectrónicos para la captación del pulso cardíaco. Esto se consigue con relativa facilidad en determinadas regiones del cuerpo humano, como son los dedos, el lóbulo de la oreja, el cartilago de la nariz, etc. El pulso cardíaco es consecuencia del bombeo de sangre desde el corazón a las arterias, las cuales se expanden a consecuencia de su elasticidad; lo que permite acomodar este exceso repentino de volumen sanguíneo a lo largo de todos los conductos arteriales, debido a la poca resistencia al flujo sanguíneo en comparación con el resto de vasos sanguíneos (venas y capilares). Esta combinación de resistencia y elasticidad arterial produce un vaciamiento transitorio del volumen de sangre arterial hacia el resto del sistema circulatorio.

Tanto la sangre como el tejido humano permiten el paso de la luz, siendo ésta parcialmente absorbida en la sangre, y parcialmente reflejada en el tejido, sangre y hueso (véase figura 1). El objetivo es describir un modelo de la interacción de la luz a su paso a través del cuerpo humano, y el diseño de un dispositivo electrónico, basado en la reflexión de la luz, para la correcta captación de los cambios en el volumen sanguíneo durante el pulso.

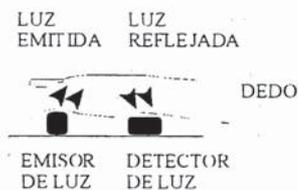


Figura 1. Disposición general del sistema.

## 2.1. Métodos

El sistema está basado en la emisión de energía en forma de luz y en la detección de la luz reflejada (emisor y receptor en el mismo lado; figura 1). La cantidad de luz detectada estará modulada por los cambios en el volumen de sangre existente en la zona del cuerpo iluminada.

El sensor utilizado para la captación de la luz es una LDR. Estos dispositivos se comportan como resistencias variables en función de la iluminación que incide sobre ellos. De este modo la resistencia que presentan responde a la siguiente expresión matemática:

$$R = A \cdot E_r^{-\alpha} \quad [1]$$

donde A es un factor de atenuación;  $E_r$  es la energía recibida; y  $\alpha$  es un factor exponencial. Por otro lado, según la ley de Lambert-Beer, la intensidad de luz o energía reflejada al receptor es:

$$E_r = I_r = \beta \cdot I_0 e^{-(\delta_1 \cdot x_1 - \delta_2 \cdot x_2)} \quad [2]$$

donde  $I_0$  es la energía emitida; el factor  $\beta$  determina la cantidad de energía reflejada; los factores  $\alpha_1$  y  $\alpha_2$  son los coeficientes de atenuación de la sangre y del resto de tejidos corporales, respectivamente; y, finalmente,  $x_1$  y  $x_2$  son los espesores de sangre y tejidos, antes mencionados. Esta expresión representa el modelo de interacción de la luz con la sangre.

Una vez determinada la forma de la energía recibida por la LDR, se puede obtener fácilmente, mediante sustitución, la expresión final de la resistencia

$$R = A \cdot \beta^{-\alpha} \cdot I_0^{-\alpha} \cdot e^{(\alpha \delta_1 x_1 - \alpha \delta_2 x_2)} \quad [3]$$

A partir de esta expresión, para obtener una señal lineal al diámetro del vaso arterial será necesario realizar una operación logarítmica. Puesto que la tensión obtenida es proporcional a la resistencia presentada por la LDR se obtiene la siguiente expresión:

$$V = \ln \frac{A}{\beta^\alpha \cdot I_0^\alpha} + (\alpha \cdot \delta_1 \cdot x_1 + \alpha \cdot \delta_2 \cdot x_2) = K \cdot x_1 + C \quad [4]$$

En esta última expresión queda patente la relación lineal entre la tensión de salida y el diámetro de los vasos sanguíneos que propagan el pulso.

## 2.2. Diseño

En la figura 2, se puede observar el diagrama de bloques básico con las partes fundamentales del sistema desarrollado.



Figura 2. Diagrama de bloques general.

El primer bloque conforma la parte sensora del diseño. Está constituido por un diodo emisor de luz (LED) cuya respuesta espectral se encuentra centrada en 710 nm (rojo); y una fotorresistencia (LDR) de sulfuro de cadmio. En cuanto al amplificador logaritmico emplazado en el segundo bloque, su función es linealizar la señal exponencial proporcionada por el bloque sensor con objeto de obtener una respuesta lineal. Finalmente, se encuentra una etapa de acondicionamiento y filtrado de la salida dada por el amplificador logaritmico.

## 2.3. Resultados

Una vez realizado el montaje, se pudieron obtener diversos resultados aplicándose el sistema a distintas personas. En la figura 3, aparece un ejemplo.

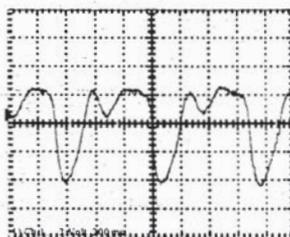


Figura 3. Señal de salida del sistema.

Se ha conseguido obtener una relación directa del diámetro de las vasos sanguíneos y la señal de salida proporcionada por el sistema, posibilitando este hecho la cuantificación del pulso obtenido con respecto al perfil de los cambios en volumen sanguíneo que ocurren durante el pulso.

Por otra parte se ha podido eliminar la influencia que en la medida tienen los tejidos que rodean a los vasos (masa muscular y cutánea). De este modo, el sistema queda insensibilizado ante variaciones en el espesor de estos tejidos de las distintas personas que lo utilicen.

### 3. CAPTACIÓN DE LA SEÑAL ELECTROCARDIOGRÁFICA

Con esta práctica se pretende hacer uso de los métodos teóricos estudiados para afrontar la problemática asociada en la captación de señales bioeléctricas, como la señal del electrocardiograma (ECG), realizando un circuito electrónico sencillo que sea capaz de medir los potenciales extracelulares originados por el corazón. El alumno puede comprobar cómo siguiendo las pautas teóricas se puede realizar un circuito adecuado que permita medir las derivaciones principales (I, II y III) de la señal del ECG con una alta probabilidad de éxito.

La práctica presenta tres características importantes para su implantación en el laboratorio: es realizable en un corto periodo de tiempo, el coste de los componentes empleados es reducido y engloba gran parte de la problemática relacionada con la captación de señales bioeléctricas. Además se ha realizado un diseño en el que se ha tenido presente la seguridad del alumno, de manera que no se pueden producir daños durante la realización de la práctica, si previamente se han guardado unas mínimas precauciones.

#### 3.1. Circuito propuesto

Cualquier sistema de acondicionamiento de biopotenciales se va a ajustar a un diagrama de bloques muy similar, el cual estará compuesto por una etapa de preamplificación con alto rechazo al modo común, una etapa de aislamiento y una etapa posterior de amplificación y filtrado. El diagrama de bloques propuesto para el electrocardiógrafo se muestra en la figura 4.

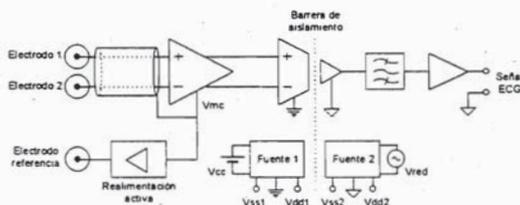


Figura 4. Diagrama de bloques del circuito electrónico realizado para la captación del ECG.

Para la realización práctica del circuito se emplearon componentes comerciales que conjugaban unas buenas características eléctricas con un coste reducido. Como preamplificador se eligió un amplificador de instrumentación, concretamente el INA114 de Burr-Brown, el cual está pensado para aplicaciones biomédicas, incorporando una etapa de protección contra sobretensiones en los terminales de entrada. El amplificador de aislamiento empleado fue el HCPL7820, que cuenta con alto rechazo al modo aislado (IMRR). El filtrado analógico de la banda de frecuencias de interés (de 0,1 a 100 Hz) se realiza mediante un filtro Butterworth de 2º orden, pues presenta una buena linealidad en la banda de paso. Por último, la alimentación de la zona aislada del circuito se obtiene a partir de una batería única y un circuito regulado para obtener tensiones simétricas de  $\pm 5$  V. Para la zona no aislada se emplea una fuente de alimentación del laboratorio.

Gracias al empleo de circuitos integrados comerciales complejos (amplificadores de instrumentación y aislamiento, etc.) el alumno no pierde la visión de los elementos que constituyen un sistema de captación de biopotenciales. En esta práctica se ha tenido especial cuidado en seleccionar los componentes empleados, de manera que presenten unas características electrónicas mínimas y a la vez tengan un coste económico reducido. Bien es cierto que con el empleo de amplificadores operacionales y un optoacoplador se obtendría un circuito más económico aún, pero presentaría el inconveniente de ser un circuito electrónico más complejo, lo cual implica mayor tiempo para llevarlo a cabo. Además, las características electrónicas no serían tan buenas como las de un amplificador de instrumentación.

Una vez que el alumno tiene funcionando el circuito puede comprobar cómo afectan algunas interferencias a la señal ECG: moviendo los electrodos, variando la frecuencia de corte del filtro, eliminando el electrodo de referencia, variando el ritmo de la respiración, etc.

### 3.2. Resultados

La señal ECG obtenida en la presente práctica presenta un nivel de ruido bajo, como se puede apreciar en la figura 5. La interferencia que más se aprecia es la originada por la red de distribución eléctrica, que se podría eliminar introduciendo un filtro elimina banda selectivo.

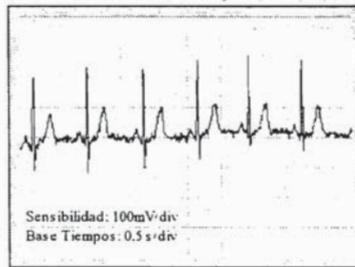


Figura 5. Señal ECG obtenida en la práctica.

La práctica fue realizada por los alumnos en dos sesiones de 2 horas, sin encontrar ninguna dificultad en la puesta en marcha del circuito, por lo que el grado de satisfacción fue elevado, ya que pudieron comprobar que la aplicación práctica de unos conocimientos teóricos previamente adquiridos les permitió realizar un circuito que "funcionaba".

## 4. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Ferrero, J. M. *Bioelectrónica. Señales bioeléctricas*. U. Politécnica de Valencia. 1994.
- [2] Tompkins, W. J. *Biomedical digital signal processing*. Prentice Hall 1993.
- [3] Ramos, J. y otros. *Nuevas tendencias en sistemas de adquisición de alta resolución para micropotenciales cardiacos*. CASEIB. pp 128-130. Valencia 1997.