

Electrogardiograma ECG

1st Sergio Carracedo Rodríguez
Instrumentación Biomédica
Universitat Politècnica de València
Valencia, España
scarrod@teleco.upv.es

2nd Jorge Huertas Pastor
Instrumentación Biomédica
Universitat Politècnica de València
Valencia, España
jorhuepa@teleco.upv.es

Abstract—En esta práctica se ha trabajado alrededor del ECG. Caracterizando un dispositivo que realiza esta función y diseñando un programa en LabVIEW capaz de mostrar por pantalla tanto la señal del ECG realizado como las pulsaciones por minuto (ppm) que tiene la persona en cuestión.

I. INTRODUCCIÓN

Esta práctica se ha dividido en dos partes, una de ellas consiste en caracterizar un utilizado para la realización del ECG y posteriormente utilizado para la captura de la señal mediante la placa NI myRIO y su muestra en el PC.

II. AMPLIFICADOR DE ECG

A. Respuesta en frecuencia sin filtro notch

En la gráfica siguiente se muestra la tensión pico-pico V_{pp} de la señal conforme va variando la frecuencia. En este caso el filtro notch está *desactivado*.

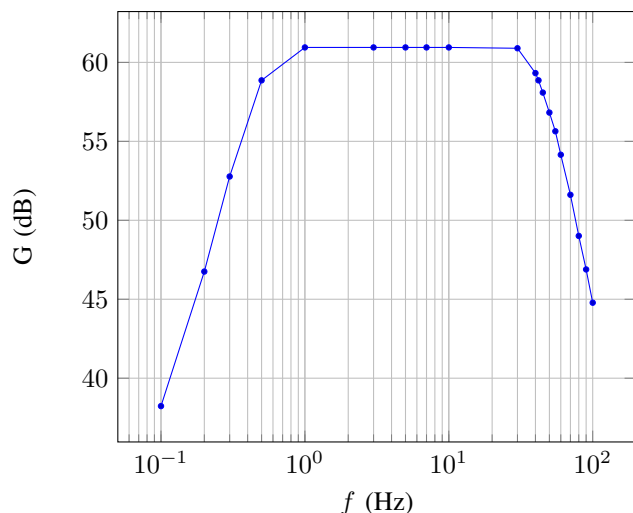


Fig. 1. Ganancia sin filtro notch

En esta gráfica se puede observar la respuesta plana en la banda que estamos observando (desde los 0.5 Hz a los 100 Hz).

B. Respuesta en frecuencia con filtro notch

En la gráfica siguiente se muestra la tensión pico-pico V_{pp} de la señal conforme va variando la frecuencia. En este caso el filtro notch está *activado*.

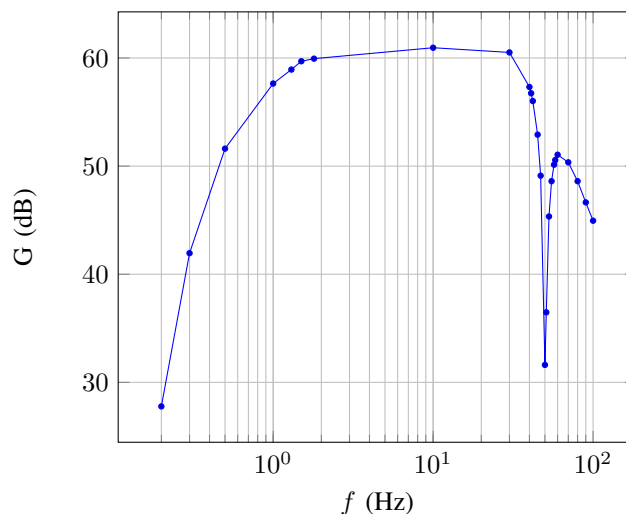


Fig. 2. Ganancia con filtro notch

Se observa que la tensión cae conforme la frecuencia toma valores cercanos a los 50 Hz, que es la componente que queremos eliminar y que nos introduce la red eléctrica.

Podemos decir también que, observando la respuesta en frecuencia que tendría el integrado AD8232, se asemeja bastante.

C. Funcionamiento

Para mostrar su funcionamiento se han hecho unas capturas de pantalla al osciloscopio en el que se muestran la señal sin filtro notch y la señal con él, respectivamente.



Fig. 3. Señal sin el filtro notch funcionando

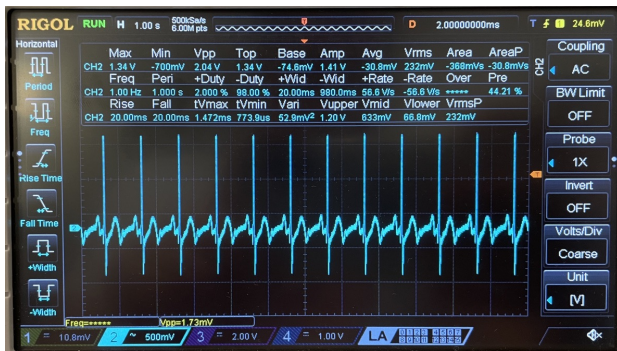


Fig. 4. Señal con el filtro notch funcionando



Fig. 7. D.E. I sin tercer electrodo, sin filtro notch, manos en mesa

Se observa que la tensión pico-pico varía dependiendo de la señal que observemos. Sin el filtro notch vemos que ese valor es mayor debido al ruido.

III. DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS ESTÁNDAR

A. Derivación estándar I sin tercer electrodo

1) *Rodillas:* Como se puede observar en las dos figuras siguientes, al conectarse el filtro, la señal resultante es mucho más limpia que sin él.



Fig. 5. D.E. I sin tercer electrodo, sin filtro notch, manos en rodillas



Fig. 6. D.E. I sin tercer electrodo, con filtro notch, manos en rodillas

2) *Mesa:* Al posicionar las manos sobre la mesa y al tener el filtro desconectado, la señal resultante resulta muy ruidosa como se observa en la siguiente figura.

3) *Aire:* Al dejar las manos en el aire y al tener el filtro desconectado, la señal sale ruidosa, aunque menos que si reposamos las manos sobre la mesa.



Fig. 8. D.E. I sin tercer electrodo, sin filtro notch, manos en el aire

En los casos anteriores se estaba cerrando el circuito reposando la mano derecha sobre el conector del electrodo pero sin conectarlo. Ya que si no se cerraba el circuito haciendo contacto con éste último, la señal resultante sería nula, como se muestra en la siguiente imagen.



Fig. 9. D.E. I sin tercer electrodo, sin contacto

B. Derivación estándar I con tercer electrodo

1) *Rodillas:* En las siguientes dos figuras se puede observar el funcionamiento de la señal con el tercer electrodo, se puede observar que la señal es algo más clara que si no utilizamos electrodo, pues la resistencia entre el conector y la piel es menor si se hace uso del electrodo.

Obviamente, si se pone en funcionamiento el filtro notch, la señal se ve sin el ruido que introduce la red eléctrica, como se observa en las dos imágenes que siguen.



Fig. 10. D.E. I con tercer electrodo, sin filtro notch, manos en rodillas



Fig. 11. D.E. I con tercer electrodo, con filtro notch, manos en rodillas

2) *Mesa*: En este caso, si posicionamos las manos sobre la mesa, se observa como se introduce algo de ruido aún teniendo conectado el filtro notch.



Fig. 12. D.E. I con tercer electrodo, con filtro notch, manos en la mesa

IV. SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

A. Adquisición de derivaciones electrocardiográficas estándar

En la siguiente imagen se puede observar el diagrama de bloques del VI, la parte que está resaltada es la que inicialmente nos aparecería en el programa.

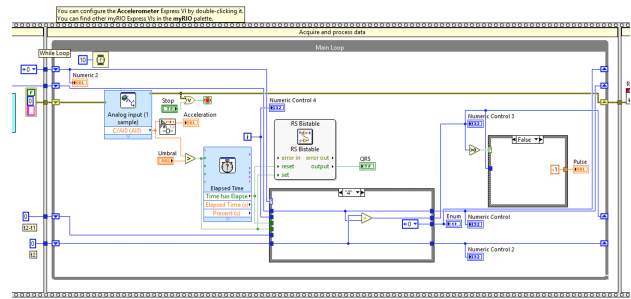


Fig. 13. Block diagram VI inicial

En la figura siguiente se muestra una captura de lo que es la Derivación Estándar I obtenida digitalmente mediante la myRIO y visualizada en LabVIEW.

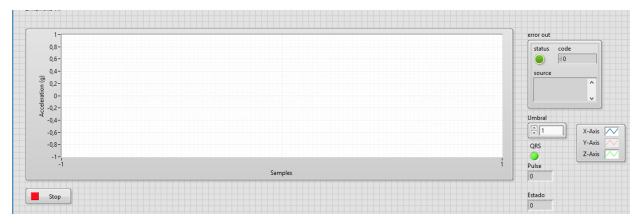


Fig. 14. Captura D. E. I en LabVIEW

B. Exportación de señales adquiridas

Las 20 primeras líneas se adjuntan al final de este documento, son los valores fruto de la exportación de los datos a un documento Excel. Y en la siguiente gráfica, se pueden ver los datos exportados representados:

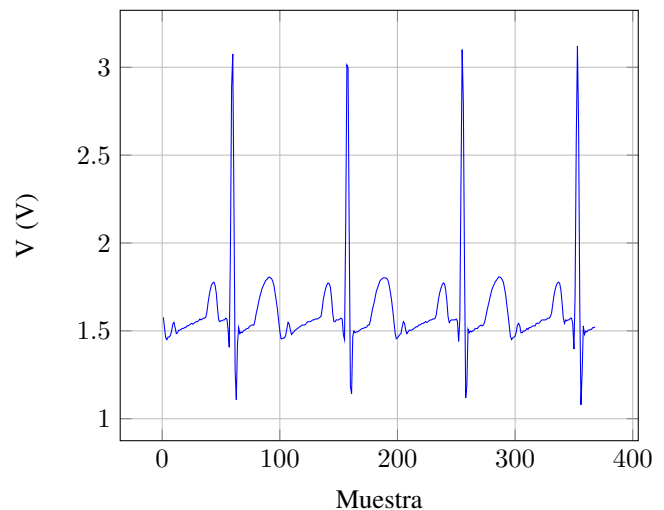


Fig. 15. Señal de la D. E. I, obtenida con myRIO

C. Detector de QRS digital

Para mostrar cuando se mostraba un QRS en un instante concreto para así verlo gráficamente por un led, se programó de la siguiente manera en LabVIEW:

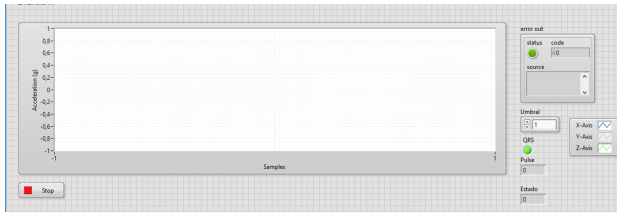


Fig. 16. Captura D. E. I en LabVIEW

De manera que cuando la señal supera el nivel de umbral que le hemos configurado y que se puede modificar cuando el programa está en ejecución, se encienda un LED llamado QRS.

TABLE I
VEINTE LÍNEAS EXCEL

Samples - X-Axis	Acceleration (g) - X-Axis
979	157715,00
980	151367,00
981	145996,00
982	145020,00
983	146484,00
984	146484,00
985	147461,00
986	149902,00
987	153809,00
988	154785,00
989	151855,00
990	148438,00
991	148926,00
992	150391,00
993	150391,00
994	150879,00
995	151367,00
996	151367,00
997	151855,00

D. Pulsómetro

Utilizando la información que se nos proporciona, también podríamos saber las pulsaciones por minuto (bpm) sabiendo el intervalo de tiempo que hay entre dos picos del QRS. Haciendo la inversa y multiplicando por el factor oportuno se obtienen las pulsaciones por minuto.

Dado que no se estaba en el laboratorio cuando se terminó de diseñar este pulsómetro, se simuló el QRS mediante una señal cuadrada con un *duty-cycle* de un 10% y la misma frecuencia que la que tendría la señal original. Aún así, el resultado sigue siendo óptimo.

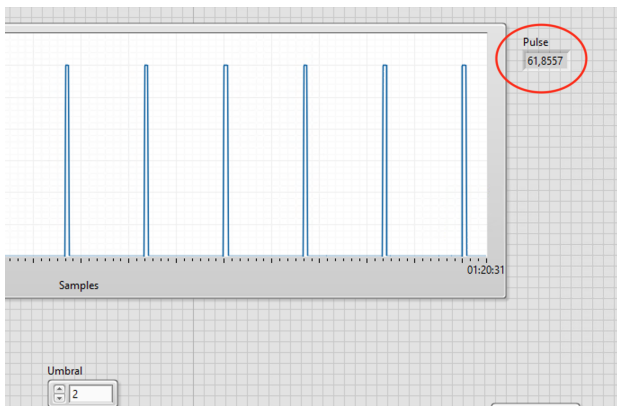


Fig. 17. Pulsómetro en LabVIEW