

Taller No3 sensores

Duarte David, Polo Melanie, y Pirazan Diego

{est.david.duarte2, est.melanie.polo, y est.diego.pirazan}@unimilitar.edu.co

Profesor: Ricardo Clavijo

Resumen— El objetivo de la presente práctica es diseñar y simular un electrocardiograma capaz de medir la regularidad de los latidos cardíacos y de manejar las señales dentro de un rango de frecuencia específico, también rechazando otras, todo esto por medio del uso de filtros. Fue posible aplicar conceptos vistos previamente como el acondicionamiento de una señal mediante el uso de filtros, además de realizar la programación y simulación respectiva de tal forma que se pudiera visualizar gráficamente la señal deseada.

Palabras clave—Electrocardiografía, filtros, filtro de Kalman, comunicación SPI

I. INTRODUCCIÓN

En la vida cotidiana es difícil encontrar una señal eléctrica pura o aislada, debido a que es común que estas se mezclen entre sí o haya distorsión, y ciertas señales son usadas con fines específicos, por lo tanto, es necesario tener algún tipo de dispositivo que permita separar las señales o eliminar el ruido entre ellas. Teniendo en cuenta lo dicho anteriormente, se puede afirmar que los filtros eléctricos tienen como función suplir dichos problemas; su funcionamiento se basa en la discriminación de señales, están diseñados para transmitir o bloquear señales eléctricas dentro de cierto rango o intervalo de frecuencias, de tal forma que la señal de salida se ajuste a los requerimientos del diseño y de acuerdo con lo que se quiera obtener. Siendo esto así, el funcionamiento de un electrocardiograma se ve influenciado a los filtros análogos; pues se encarga de recibir una señal de pulsos, las estudia, se filtran las frecuencias indeseadas y el ruido de esta señal, por lo tanto, mediante el presente trabajo se realizará la aplicación de múltiples filtrados para el tratamiento de una señal de electrocardiograma, con el objetivo de eliminar su ruido y buscar el comportamiento ideal de una señal, además de su visualización en un GLCD.

A. Marco teórico

Electrocardiografía (ECG):

Examen médico que hace uso de señales que son capaces de registrar los latidos y el ritmo del corazón por medio de señales eléctricas que hacen latir el corazón, haciendo uso de cables que reciben la señal.



Ilustración 1. Señal de Electrocardiograma

Filtros:

Son filtros electrónicos que se enfocan en modificar frecuencias en una señal análoga por medio de uso de amplificadores o modelos matemáticos los cuales tienen como objetivo la reducción del ruido en una señal.

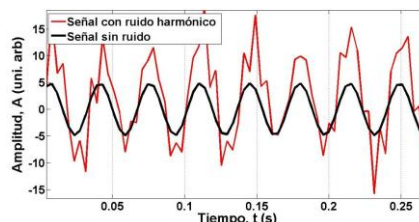


Ilustración 2. Filtración de una señal

Filtro de Kalman

Es un algoritmo desarrollado por Rudolf E. Kalman en 1960, se considera uno de los algoritmos de estimación más importantes y comunes, capaz de producir estimaciones de variables ocultas, además de tener la capacidad de proporcionar una predicción del futuro del sistema basado en estimaciones pasadas.

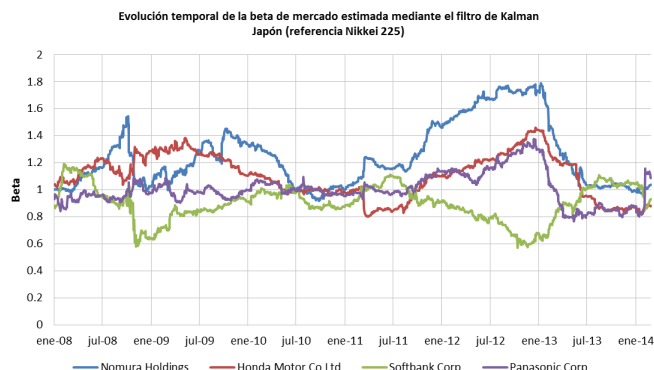


Ilustración 3. Aplicación del filtro de Kalman

Comunicación SPI:

Es una comunicación diseñada para la transferencia de información entre equipos electrónicos, siendo controlado el sistema por un equipo principal el cual será el maestro que controlará a los demás integrados siendo la conexión entre estos y uso de señales de reloj para una comunicación sincrónica.

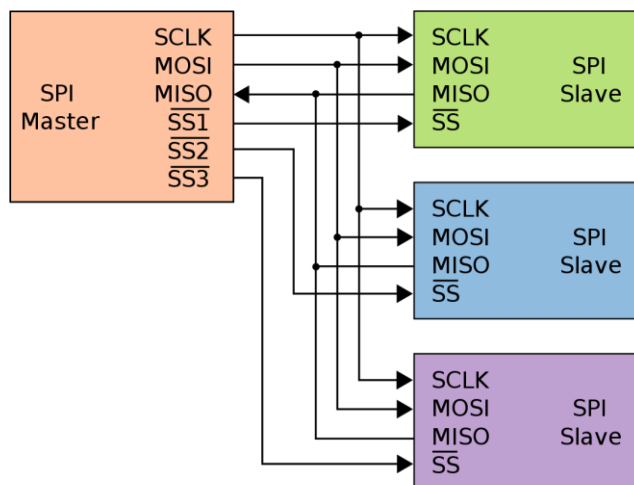


Ilustración 4. Comunicación SPI

II. COMPETENCIAS A DESARROLLAR

- Habilidad para identificar, formular y resolver problemas complejos de Ingeniería aplicando principios de Ingeniería, ciencias y matemáticas.
- Habilidad para comunicarse efectivamente ante un rango de audiencias.
- Capacidad de funcionar de manera efectiva en un equipo cuyos miembros juntos proporcionan liderazgo, crean un entorno colaborativo e inclusivo, establecen metas, planifican tareas y cumplen objetivos
- Capacidad de desarrollar y llevar a cabo la experimentación adecuada, analizar e interpretar datos, y usar el juicio de Ingeniería para sacar conclusiones.

III. DESARROLLO DE LA PRÁCTICA

El presente trabajo tiene como fin realizar la adecuación y filtrado de una señal de electrocardiografía ECG por medio de filtros análogos. Asimismo, se requiere graficar dicha señal e identificar la frecuencia cardiaca en BPM.

IV-A. Adecuación con filtros análogos

Filtro Notch-Rechaza banda

Por medio de un filtro Notch se buscará rechazar o eliminar la frecuencia de 60 Hz, la cual es difícil de eliminar, pero puede ser reducida. A continuación, se implementó el siguiente circuito:

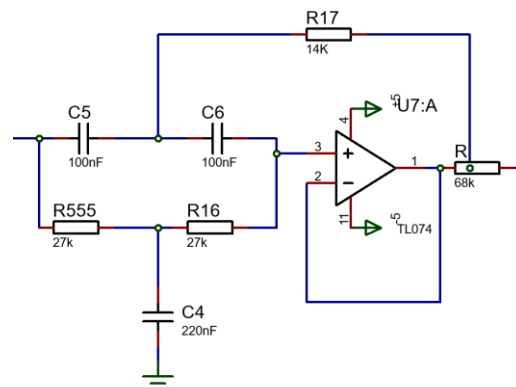


Ilustración 5. Rechaza banda 60 Hz

La frecuencia a rechazar es de 60 Hz, por lo tanto

$$f_0 = 60\text{Hz}$$

Se asume el valor de capacitores como

$$C5 = C6 = 100\text{nF}$$

El valor del condensador conectado a tierra es 2 veces C

$$C4 = 2(100\text{nF})$$

$$C4 = 200\text{nF}$$

Conociendo el valor del condensador y la frecuencia, es posible hallar el valor de las resistencias paralelas a los condensadores

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

$$R = \frac{1}{2\pi C f_0}$$

$$R = \frac{1}{2\pi(100\text{nF})(60\text{Hz})}$$

$$R = 26.52582\text{K}\Omega = 27\text{K}\Omega$$

Por otro lado, la resistencia faltante es igual a la mitad de las resistencias R

$$R_1 = \frac{R}{2}$$

$$R_1 = \frac{27\text{K}\Omega}{2}$$

$$R_1 = 13.5\text{K}\Omega = 14\text{K}\Omega$$

Filtro Pasa Banda (0.5Hz - 35Hz)

El filtro pasa banda está conformado por un filtro pasa bajos y un filtro pasa altos (configuración RC) conectados en serie. Debido a que las señales electrocardiografías están por debajo de los 100 Hz, dicho filtro es diseñado para actuar entre los 0.5 Hz y 35Hz de acuerdo con los requerimientos.

Diseño Filtro Pasa-Altos

Se empleó un filtro pasa altos activo de 1er orden RC inversor. La frecuencia mínima en el que late el corazón es de 0.5Hz, por lo tanto, la frecuencia de corte es igual a dicho valor.

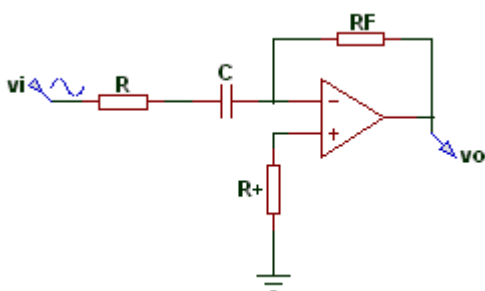


Ilustración 6. Filtro Pasa altos

Se tiene como frecuencia de corte 0.5Hz, se toma una ganancia unitaria y se asume el valor del capacitor:

$$f_c = 0.5\text{Hz}$$

$$C = 4.7\mu\text{F}$$

$$|A| = 1$$

Luego se calculan los valores de las resistencias mediante la expresión

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R_f = R_+ = AR$$

$$R = \frac{1}{2\pi(0.5)(4.7\mu\text{F})} = 67.73\text{K}\Omega = 68\text{K}\Omega$$

$$R_f = R_+ = 1(68\text{K}\Omega)$$

$$R_f = R_+ = 68\text{K}\Omega$$

• Diseño Filtro Pasa-Bajos

Se implementó un filtro pasa bajos activo de 1er orden RC, el cual tiene la siguiente configuración

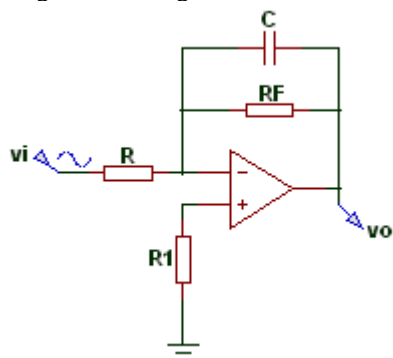


Ilustración 7. Filtro Pasa Bajos

La frecuencia del pasa bandas debe ser de 0.5Hz a 35Hz, por lo tanto, al pasa bajos le es asignada la mayor frecuencia, de esta forma, la frecuencia de corte es igual a dicho valor. Se asumió el valor de capacitancia y una ganancia unitaria:

$$f_c = 35\text{Hz}$$

$$C = 2.2\mu\text{F}$$

$$|A| = 1$$

Luego se calculan los valores de las resistencias mediante la expresión

$$R_f = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{R_f}{A}$$

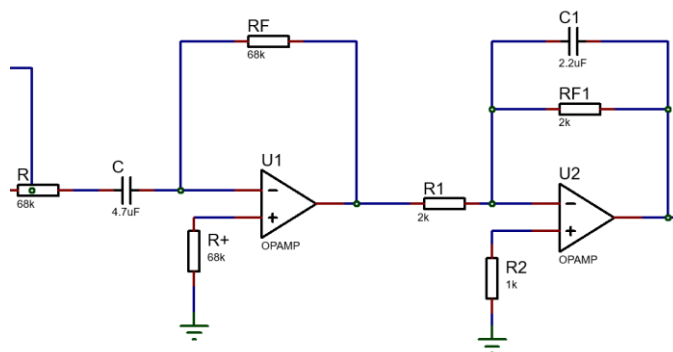
$$R_1 = R || R_f$$

$$R_f = \frac{1}{2\pi(35\text{Hz})(2.2\mu\text{F})} = 2\text{K}\Omega$$

$$R = \frac{R_f}{1} = 2\text{K}\Omega$$

$$R_1 = 1\text{K}\Omega$$

Siendo esto así y uniendo ambos filtros, se obtiene el filtro pasa banda de 0.5Hz a 35Hz como se evidencia en la ilustración 8



Pasa-Banda (0.5Hz-35Hz)

Ilustración 8. Filtro Pasa Banda (0.5 a 35Hz)

• Filtro Pasa Banda (10Hz - 15Hz)

El filtro pasa banda está conformado por un filtro pasa bajos y un filtro pasa altos (configuración RC) conectados en serie. Debido a que las señales electrocardiografías están por debajo de los 100 Hz, dicho filtro es diseñado para actuar entre los 10 Hz y 15Hz de acuerdo con los requerimientos.

• Diseño Filtro Pasa-Altos

Se empleó un filtro pasa altos activo de 1er orden RC inversor.

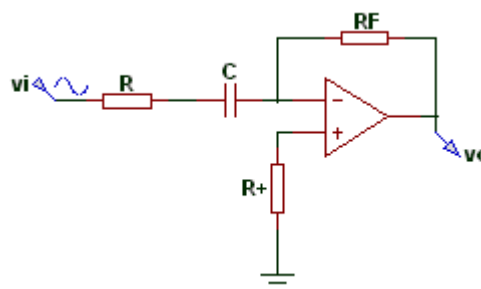


Ilustración 9. Filtro Pasa altos

Se tiene como frecuencia de corte 10Hz, se toma una ganancia unitaria y se asume el valor del capacitor:

$$f_c = 10\text{Hz}$$

$$C = 1\mu\text{F}$$

$$|A| = 1$$

Luego se calculan los valores de las resistencias mediante la expresión

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R_f = R_+ = AR$$

$$R = \frac{1}{2\pi(10\text{Hz})(1\mu\text{F})} = 15.92\text{K}\Omega = 16\text{K}\Omega$$

$$R_f = R_+ = 1(16\text{K}\Omega)$$

$$R_f = R_+ = 16\text{K}\Omega$$

• Diseño Filtro Pasa-Bajos

Se implementó un filtro pasa bajos activo de 1er orden RC, el cual tiene la siguiente configuración

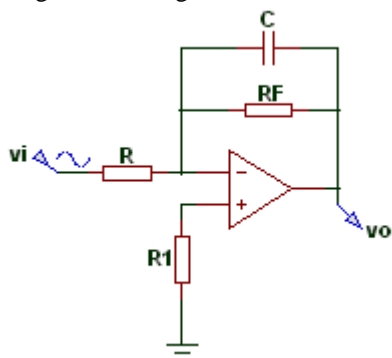


Ilustración 10. Filtro Pasa Bajos

La frecuencia del pasa bandas debe ser de 10Hz a 15Hz, por lo tanto, al pasa bajos le es asignada la mayor frecuencia, de esta forma, la frecuencia de corte es igual a dicho valor. Se asumió el valor de capacitancia y una ganancia unitaria:

$$f_c = 15\text{Hz}$$

$$C = 4.7\mu\text{F}$$

$$|A| = 1$$

Luego se calculan los valores de las resistencias mediante la expresión

$$R_f = \frac{1}{2\pi f_c C}$$

$$R = \frac{R_f}{A}$$

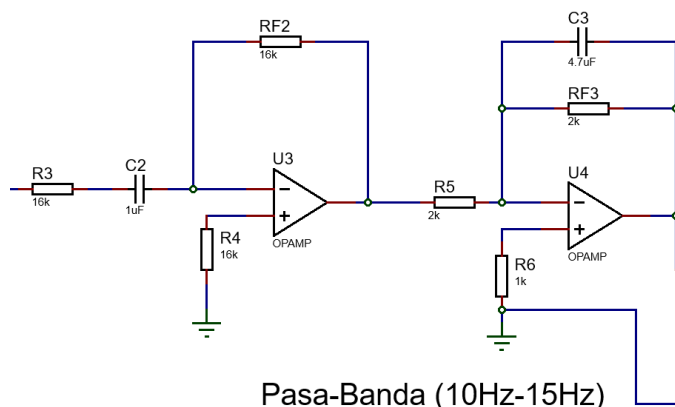
$$R_1 = R || R_f$$

$$R_f = \frac{1}{2\pi(15\text{Hz})(4.7\mu\text{F})} = 2.26\text{K}\Omega = 2\text{K}\Omega$$

$$R = \frac{R_f}{1} = 2\text{K}\Omega$$

$$R_1 = 1\text{K}\Omega$$

Siendo esto así y uniendo ambos filtros, se obtiene el filtro pasa banda de 10Hz a 15Hz como se evidencia en la ilustración 11



Pasa-Banda (10Hz-15Hz)

Ilustración 11. Filtro Pasa banda (10-15Hz)

• Circuito completo

Para el correcto funcionamiento y filtrado de la señal, se unieron cada uno de los componentes descritos anteriormente obteniendo el siguiente circuito

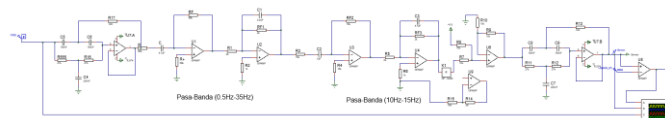


Ilustración 12. Filtrado Análogo completo

Identificación de ondas y frecuencia cardiaca

Para el manejo digital de las señales cardiacas después de haber realizado el filtrado de señal mediante el uso de la función de ADC del microcontrolador de la STM

```
4 void ConfiguracionADC(void){
5   RCC->APB2ENR |=RCC_APB2ENR_ADC1EN; // Activo el reloj del ADC1
6   ADC1->CR1 |=0x20; // Activo la interrupcion del ADC
7   ADC1->CR2 |= (1UL<<10); // Interrupcion individual
8   ADC1->CR2 |= 0x01; // ADON es para inicial el ADC
9   NVIC_EnableIRQ(ADC_IRQn); // Activo el vector de interrupciones para el ADC
10  ADC1->SQR3 = 7;
11  GPIOA->MODER |=0xC000;
12 }

while(1){
    ADC1->CR2 |= (1UL<<30);
    while((ADC1->SR & 0x20)==1);

    186     voltaje= (Xkp*3.3)/4095;
    187     voltaje= voltaje * 100;
```

Ilustración 13. Activacion de ADC

Después de haber realizado la captura de datos procedemos al envío de estos por medio de la comunicación de SPI a la GLCD Nokia para graficar y el envío de datos a la comunicación USART como medios de graficación.

```
1 #include "Usart2.h"
2 #include "stm32f4xx.h" // Device header
3 #include "stdio.h"
4 void ConfiguracionUsart2(void){
5   RCC -> APB1ENR |= (1UL<<17); // Enable clock for UART2
6   USART2->BRR = 0x683; // 9600 baud
7   USART2->CR1 = 0x2D; // Usart 2 TX y RX e interrupcion del RX
8   GPIOA->AFR[0] |= 0x7700; // Seleccionamos el canal AF8 (UART2) Para pines FA2, FA3
9   GPIOA->MODER |= 0xA0;
10 }
```

```

248 //CONFIGURACION SPI
249 RCC->APB2ENR |= RCC_APB2ENR_SPI1EN; // ACTIVACION DE RELOJ SPI
250 SPI1->CR1|=0;
251 SPI1->CR1|=(7<<3)|SPI_CR1_MSTR|SPI_CR1_SPE; // MODO MAESTRO
252 GPIOB->ODR=2; // MANTIENE ENCENDIDO EL RS
253 for(int x=0; x<10000;x++) __ASM("NOP");
254 TxSPI(0x20);
255 TxSPI(0x0C);
256 GPIOB->ODR |=0x3;

```

Ilustración 14. Comunicaciones Serial y SPI

Para el caso de la graficación en la GLCD Nokia se realiza una función la cual plantea como punto cero un punto de la pantalla y pinta cierto pixel por medio de un switch que designara su posición en función al valor de la Decena y su unidad en función a la Unidad.

```

102 void pixel_En_FGrafica(int x, int y){
103
104     sendComando(0x80+x);
105     sendComando(0x43-y/10);
106
107     Decena_Pixel=y/10;
108     Unidad_Pixel=y- (Decena_Pixel*10);
109     switch(Unidad_Pixel){
110         case 0: if(x==0){C_Pixel=0;}
111                 else{C_Pixel=0x80;}break;
112         case 1: C_Pixel=0x80; break;
113         case 2: C_Pixel=0x40; break;
114         case 3: C_Pixel=0x20; break;
115         case 4: C_Pixel=0x10; break;
116         case 5: C_Pixel=0x10; break;
117         case 6: C_Pixel=0x8; break;
118         case 7: C_Pixel=0x4; break;
119         case 8: C_Pixel=0x2; break;
120         case 9: C_Pixel=0x1; break;
121     }
122     sendData(C_Pixel);
123 }

```

pixel_En_FGrafica(tiempo,voltaje);

Ilustración 15. Funcion de graficacion en Nokia

Para la determinar los latidos por minuto se hizo uso de una interrupción la cual se disparará cada que se registre un valor de voltaje equivalente al de una pulsación y por medio del conteo del SysTick poder registrar el tiempo en el cual sucedieron todas las pulsaciones.

```

227 void EXTI0_IRQHandler(void){
228     EXTI->PR |= 0x1;
229     satatusContador=1;
230     contadorlcd=0;
231     send_comando(ddram2L);
232     while(Variablex[contadorlcd]!=0){
233         send_dato(Variablex[contadorlcd]);
234         contadorlcd++;
235     }
236 }
237 }

```

Ilustración 16. Interrupcion de latidos

```

211 if(satatusContador==1){
212
213     contadorBPMAux=contadorBPM;
214     contadorBPMAux=(1/(contadorBPMAux*0.0005))*60;
215     sprintf(Variablex, "%d BPM", contadorBPMAux );
216
217     satatusContador=0;
218     contadorBPM=0;
219 }
220 if(satatusContador==0){
221     contadorBPM++;
222 }
223 }

```

Ilustración 17. Calculo en SysTick de frecuencia de latidos

IV. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Luego de realizar el acondicionamiento análogo de la señal y su correspondiente simulación por medio de microcontrolador, se analizó la eficiencia del trabajo.

Acondicionamiento de la señal

Al haber aplicado los filtros pasa banda, rechaza banda, se esperaba reducir considerablemente el ruido de la señal tomada a un paciente. Como se puede observar en la ilustración, al graficar la salida del conjunto de filtros (señal verde) hay una señal fina, clara y sin ruido, en donde fácilmente se puede identificar el patrón de un pulso cardíaco con variación a través del tiempo.

Digital Oscilloscope

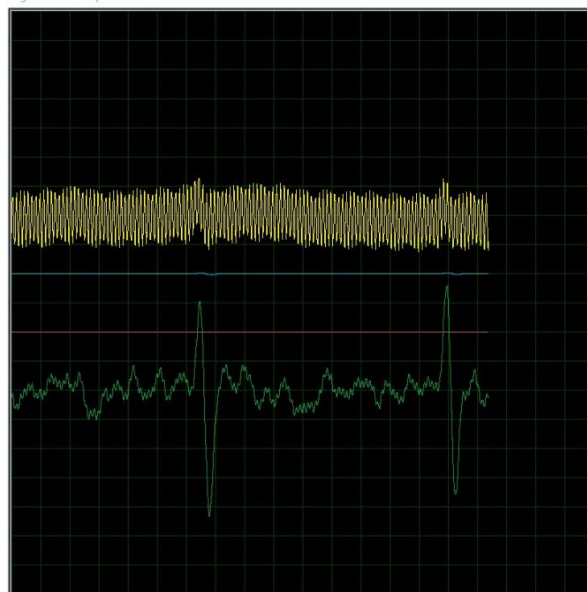


Ilustración 18. Señal salida vs entrada (Osciloscopio)

La señal inicial (amarilla) contiene mucho ruido por lo tanto es imposible leer esta en su estado inicial, al aplicar los diferentes filtros, la señal cambia positivamente de tal forma que la imagen es clara y se puede observar los diferentes tipos de onda presentes en el pulso cardíaco.

Gráfica por simulación

Como se deseaba visualizar la señal del electrocardiograma no solo mediante osciloscopio sino también por medio de un display, se utilizó una pantalla gráfica GLCD de tal forma que se pudiera mostrar el cambio de datos a través del tiempo sin ningún inconveniente. Al graficar la señal obtenida en la

GLCD se obtiene la siguiente imagen

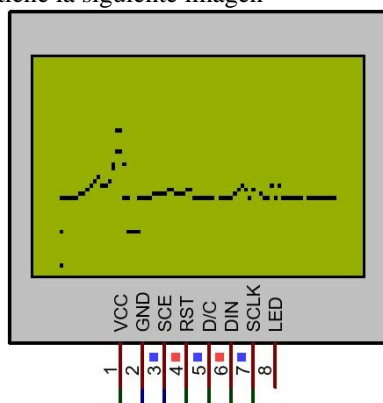


Ilustración 19. Señal en GLCD

Como se puede observar, la señal graficada tiene gran parecido con la mostrada en el osciloscopio.

Gráfica en Python

De forma equivalente, se transmitieron los datos desde el simulador Proteus hasta Python utilizando comunicación serial, de tal forma que en Python se pudiera visualizar de una mejor manera la señal filtrada como se muestra a continuación.

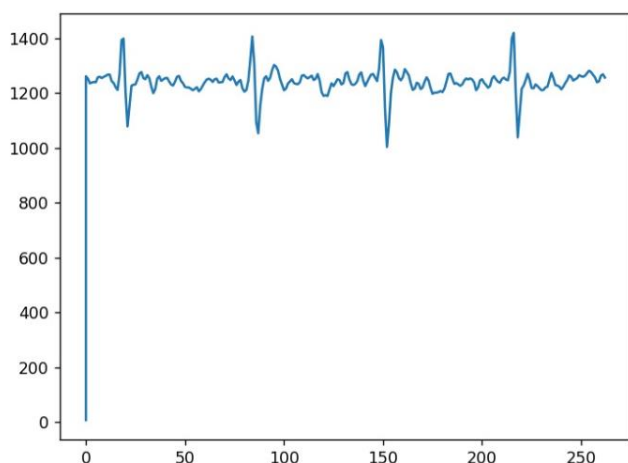


Ilustración 20. Señal en Python

En la ventana de Python se observa la señal de actividad eléctrica del corazón como complejo PQRS, donde la onda P corresponde a la segunda con menor amplitud, T es una onda con mayor amplitud y al parecer mayor periodo mientras que el complejo QRS se caracteriza por tener el pico más alto y pronunciado.



Ilustración 21. Señal final obtenida

Tanto la grafica en el osciloscopio como en la GLCD y en Python coinciden en la visualización de la señal, sin embargo,

en términos de precisión y eficiencia, graficar en Python parece ser más adecuado.

V. CONCLUSIONES

- Por medio del uso de filtro análogos, se puede modelar un circuito capaz de obtener una señal de salida deseada, ignorando las frecuencias o señales de ruido, así como también aceptando un rango de frecuencia específico. De esta forma, se pudo evidenciar que mediante la conexión de distintos componentes incluyendo filtros y amplificadores, es posible diseñar un dispositivo comúnmente usado en el tratamiento de señales, como lo es un electrocardiograma.
- La importancia de un filtro pasa bandas radica en que este permite pasar solo las frecuencias útiles (entre la frecuencia de corte mínima y máxima), mientras las que se encuentran fuera del rango del ritmo cardiaco son despreciadas.
- Un filtro rechaza banda o de Notch permite el rechazo de una frecuencia indeseada como lo es 60Hz (introducida por la corriente alterna) en el ECG y son de gran utilidad cuando interfieren señales de ruido no deseables.
- Por medio de programación es posible identificar una señal en específico, así como también realizar un análisis digital de los datos adquiridos para calcular la frecuencia cardiaca e identificar pulsaciones en el medio.
- Gracias a la aplicación de comunicación serial fue posible transmitir los valores por simulación a un programa como Python, el cual a su vez es capaz de graficar los valores a tiempo real teniendo en cuenta factores como lo son el tiempo y la amplitud.

REFERENCIAS

- [1] Quantdare. 2022. *El filtro de Kalman* * Quantdare. [online] Available at: <https://quantdare.com/filtro-kalman/>
- [2] Giraldo, S. and Educación, C., 2022. ▷ *Comunicación SPI con PIC - [mayo, 2022]*. [online] Control Automático Educación. Available at: <https://controlautomaticoeducacion.com/microcontroladores-pic/comunicacion-spi/>
- [3] 2022. *Online Kalman Filter Tutorial*. [online] Kalmanfilter.net. Available at: https://www.kalmanfilter.net/ES/default_es.aspx
- [4] Bupalud.com. 2022. *Electrocardiograma: para qué sirve y cómo se hace* - Bupa. [online] Available at: <https://www.bupalud.com/salud/electrocardiograma>