

Wireless Remote Monitoring of Heart Signals

Monitoreo Inalámbrico a Distancia de Señales Cardiacas

Marta Serra, Pedro Aljovin, Bernardo Salas, Maria Toledo

Laboratory of Intermediate Physics
Engineering Physics Program
College of Sciences
National University of Engineering

ABSTRACT

Heart related diseases are a serious concern in health centers with high demand of equipment and specialized personnel. It is important to apply technology to provide adequate health services aiming to reduce mortality rates. This paper presents the design and implementation of an electrocardiograph for heart signals acquisition as well as a wireless transmission-reception system for remote monitoring of heart signals of patients staying at home but being continuously checked by specialized personnel located in hospitals or health centers. In the patient side, the electrocardiograph is composed by a Butterworth filter, signal amplifier, AD converter and wireless transmission system. In the hospital side, there is a wireless reception system connected to a computer where the heart signals are displayed in real time.

INTRODUCCIÓN

El uso de las telecomunicaciones en Medicina busca brindar servicios de salud de fácil accesibilidad a las personas, disminuyendo costos y venciendo distancias entre pacientes y médicos. Entonces, es aquí donde hablamos de Telemedicina, área que junta los avances tecnológicos de las Telecomunicaciones con el conocimiento médico.

Existe una serie de señales que han de ser supervisadas de forma constante o periódica en los pacientes. Las más comunes son: temperatura, presión arterial, ECG (señal del corazón), ritmo cardiaco, etc

El empleo de tecnología RF (radiofrecuencia) en la transmisión de los parámetros de salud, permite llevar un monitoreo continuo de la salud del paciente sin interrumpir sus actividades cotidianas.

En el presente proyecto se diseñó un prototipo de módulo RF de bajo costo para transmitir señales ECG hacia una computadora personal (PC) y que pueda aplicarse a un sistema de monitoreo a distancia a través de Internet.

Se adquiere la señal cardiaca por medio de electrodos para pasar por un proceso de amplificación, filtrado y conversión A/D para obtener una señal digital que es transmitida por medio del módulo RF.

Este modulo transfiere la señal digital a un modulo RF similar de recepción, convirtiendo la señal digital a una analógica por medio del PIC 16f877A. Como resultado tenemos la señal en el centro de salud para el diagnóstico respectivo.

Inicel desarrolló el Telecardio12, un electrocardiógrafo destinado a pacientes en zonas rurales. Este dispositivo se conecta a la línea telefónica mediante un módem para enviar la señal ECG hacia la computadora remota de un cardiólogo, generalmente en un centro de salud urbano.

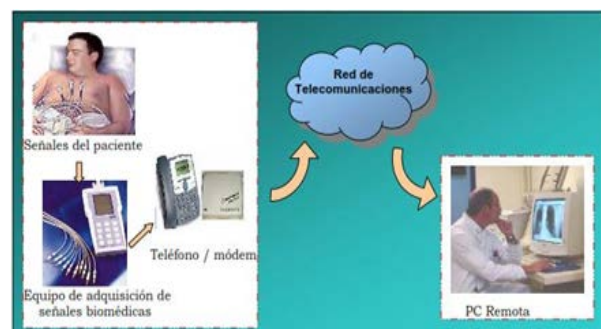


Figura 1. Esquema de funcionamiento

PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA

Para este proyecto en específico se requiere obtener una señal ECG, señal que está formada por potenciales eléctricos de acción del miocardio, a esta señal se le conoce como complejo PQRS.

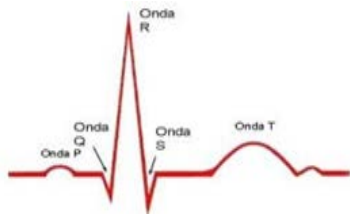


Figura 2: Señal ECG

OBJETIVOS

Se desarrollo un prototipo de monitoreo de señal cardiaca en tiempo real a distancia, para pacientes que no puedan solventar los gastos de transporte u otros de atención.

Se adquirió la señal ECG y se pasó por un proceso de eliminación de ruidos para la transmisión en señal digital.

Se transmitió la señal por medio de módulos RF para luego convertirla a señal análoga y tener la señal ECG en nuestra pantalla

DESCRIPCIÓN DE LA SOLUCIÓN

Para la solución del problema se diseño un circuito para la transmisión de la señal con los siguientes etapas desde la obtención de la señal, etapa de amplificación, etapa de filtrado, etapa de conversión A/D.

Etapa de obtención de la señal:

La señal ECG puede registrarse usando un electrodo activo conectado a un electrodo indiferente a potencial cero (registro unipolar) o dos electodos activos (registro bipolar) en el cuerpo. En un conductor de volumen, la suma de los potenciales en los vértices de un triángulo equilátero con una fuente de corriente en el centro es cero. Puede formarse un triángulo (**triángulo de Einthoven**) con el corazón en su centro, colocando electodos en ambos brazos y en la pierna izquierda. Si estos electodos son conectados a un terminal común, se obtiene un electrodo indiferente que está casi a potencial cero.

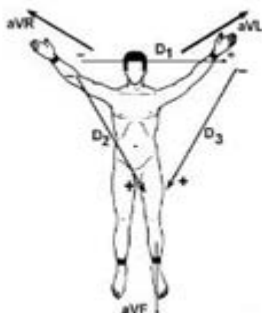


Figura 3: Obtención señal ECG

Etapa de amplificación:

Esta etapa se desarrollo debido a que según la teoría de la señal electro cardiográfica esta posee pequeños voltajes (en mV) del complejo QRS lo cual para adquirirla usamos unos electodos en 3 partes del cuerpo (mano derecha, mano izquierda, pierna derecha), para luego amplificar estos valores.

Para la amplificación de estos valores mínimos usamos el **amplificador de instrumentación** muy útil gracias a las características que este posee, siendo la principal que tiene una entrada diferencial (entrada en mV como la señal electro cardiaca).

Utilizaremos para el proyecto el amplificador AD620

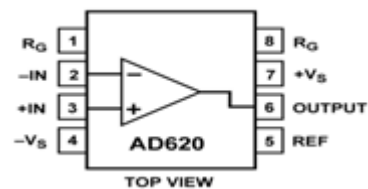


Figura 4: Amplificador de instrumentación

La ganancia que se utilizara para la primera etapa será de $G=100$. Entonces según la hoja de datos del amplificador: $R_g = \frac{49.4k\Omega}{G-1}$

Tendríamos aquí reemplazando que: $R_g = 499\Omega$, esta resistencia es la que se pondrá en la simulación, también trabajaremos con 2 resistencias de impedancias de 220k.

Simulando en el Proteus el amplificador AD620 tendríamos:

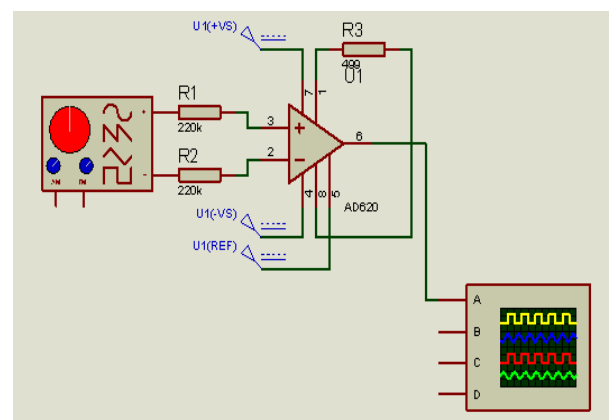


Figura 4: El Amplificador Instrumental AD620 está conectado en sus pines 2 y 3 al generador de señales (en este caso la mano derecha y mano izquierda del paciente), y R3 es la resistencia R_g calculada anteriormente como 499Ω .

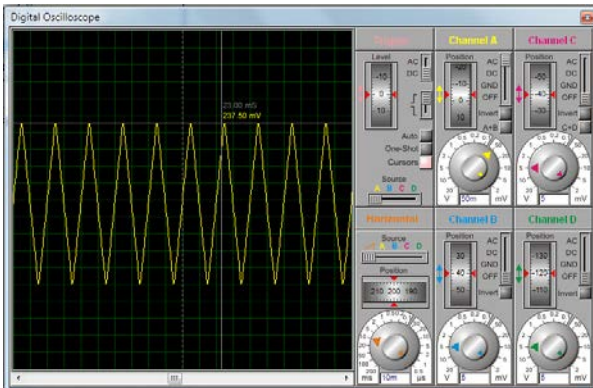
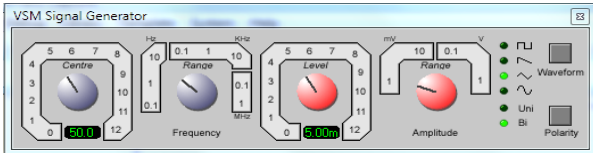


Figura 5: Se aprecia la amplificación de 2.5 mV a 237.5 mV

Etapa de Filtrado:

La etapa de filtrado es primordial en este proyecto, porque para poder realizar la siguiente etapa de conversión A/D (necesaria para la transmisión de las señales) es necesario que estas estén trabajando bajo cierto rango de frecuencias según el teorema de Nyquist.

Esta etapa de filtrado se divide en 2 sub-etapas, una para poder conseguir el intervalo de frecuencias respectivos de la señal electro cardiaca (intervalo de 0.5 Hz a 150 Hz) y la otra eliminando la señal de 60 Hz por intermedio de un filtro NOTCH. Con esto podemos tener la señal definida en una banda de frecuencias y suprimir los “ruidos” que puedan afectar a ella.

Filtro Pasa Bajo

Utilizamos un filtro pasa bajo para eliminar las frecuencias superiores a 150 Hz, utilizamos un filtro activo paso bajas de cuarto orden colocando en cascada dos filtros iguales de segundo orden con una frecuencia de corte $f_c=150$ Hz tenemos las operaciones de diseño así como el gráfico de la tarjeta electrónica y el simulado en Proteus.

Consideraciones del diseño:

$$Av = 1 \dots \quad (I)$$

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{C_2}{C_1}} \dots \quad (II)$$

$$R1 = R2 = R \dots \quad (III)$$

$$f_c = \frac{kc}{2\pi R \sqrt{C_1 C_2}} \dots \quad (IV)$$

Para el filtro Butterworth se tiene los siguientes parámetros establecidos:

$$Q = 0.707, kc = 1$$

Con estos datos se calcula los componentes del filtro, se impone el valor de $C_1=100nF$ y la $f_c=150Hz$ ya que kc es igual a 1 para este tipo de filtro.

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{C_2}{100nF}} = 0.707 \rightarrow C_2 = 200nF \dots (V)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R \sqrt{(100nF)(200nF)}} = 150 \rightarrow R = 7.5k\Omega$$

Para esta etapa usamos el TL081, pero para la simulación se usa el LM741 en Proteus el circuito es el siguiente:

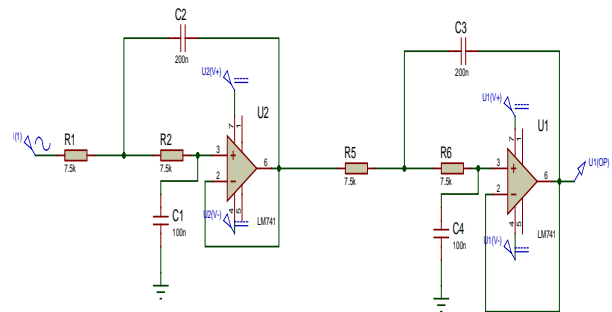


Figura 6: Filtro Pasa bajo

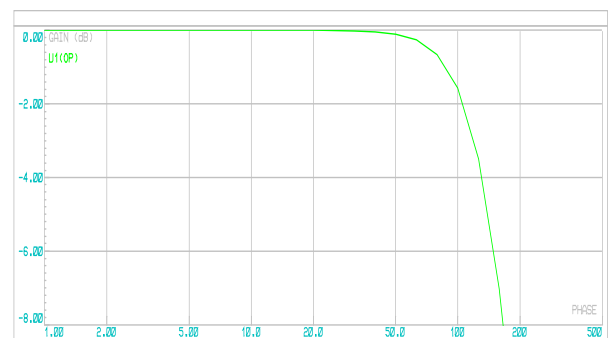


Figura 7: Simulación Filtro Pasa Bajo

Filtro Pasa Alto

Utilizamos un filtro pasa alto para eliminar las frecuencias inferiores a 0.5 Hz, utilizamos un filtro activo paso bajas de cuarto orden colocando en cascada dos filtros iguales de

segundo orden con una frecuencia de corte $f_c=0.5$ Hz , tenemos las operaciones de diseño así como el gráfico de la tarjeta electrónica y el simulado en Proteus.

Consideraciones del diseño:

$$A_v = 1 \dots (I)$$

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R_1}{R_2}} \dots (II)$$

$$C_3 = C_4 = C \dots (III)$$

$$f_c = \frac{kc^{-1}}{2\pi C \sqrt{R_1 R_2}} \dots (IV)$$

De igual manera para este filtro Butterworth se tiene los siguientes parámetros establecidos:

$$Q = 0.707, kc = 1$$

Se impone el valor de $R_2=330k\Omega$ y la $f_c=0.5$ Hz ya que kc es igual a 1 para este tipo de filtro.

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R_1}{330k\Omega}} = 0.707$$

$$\rightarrow R_1 = 660k\Omega \dots (I)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(330k\Omega)(660k\Omega)}} = 0.5$$

$$\rightarrow C = 682nF$$

Simulando en Proteus el circuito pasa alto tenemos que hacer el cambio del TL082 al LM741:

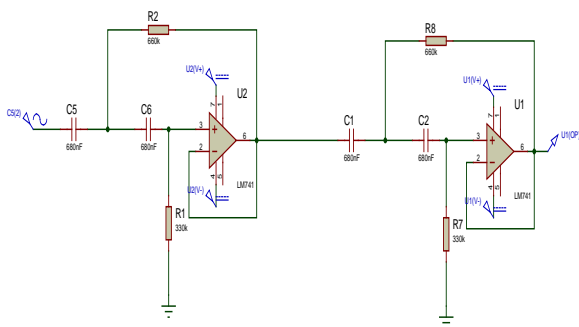
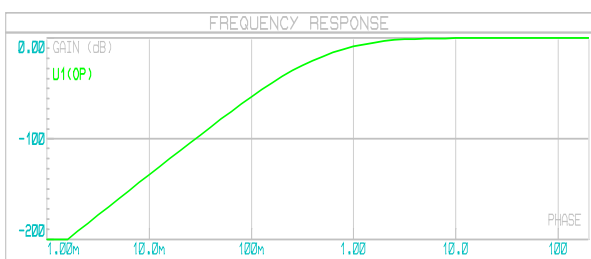


Figura 8: Filtro pasa alta

Figura 9: Simulación Filtro pasa alta



Etapa de supresión de la señal 60 Hz.

Para evitar la alteración de la señal ECG se debe suprimir la componente de frecuencia de 60 Hz, esta frecuencia que forma parte del ruido ambiental debido a la línea de alimentación eléctrica de la red doméstica (inducción electromagnética)

Para suprimir esta señal, se utilizara un filtro NOTCH. Se tiene el circuito de la tarjeta electrónica del filtro NOTCH.

El amplificador operacional está conectado básicamente como seguidor de voltaje, es decir de ganancia unitaria. La pendiente del filtro dependerá directamente del Q del circuito:

$$R_1=R_2=27k, C_1=C_2=100nF, R_3=R_1/2, C_3=C_1 \times 2,$$

$$Q = \frac{R_2}{2R_1} = \frac{C_1}{C_2} = \frac{f_c}{Bw}$$

$$f_c = F_{supr} = \frac{1}{2\pi R_1 C_1}$$

Dado $C_1 = 100nF$, para $f_c = 60$ Hz y $Q = 5$:

$$\rightarrow R_1 = \frac{1}{2\pi(f_c)C_1} = 26.5k\Omega$$

$$\therefore R_1 = 27k\Omega \text{ (valor comercial)}$$

$$\rightarrow C_4 = \frac{C_1}{Q} = 20nF$$

$$\rightarrow R_4 = R_5 = 2R_1Q = 270k\Omega$$

Con la respectiva simulación:

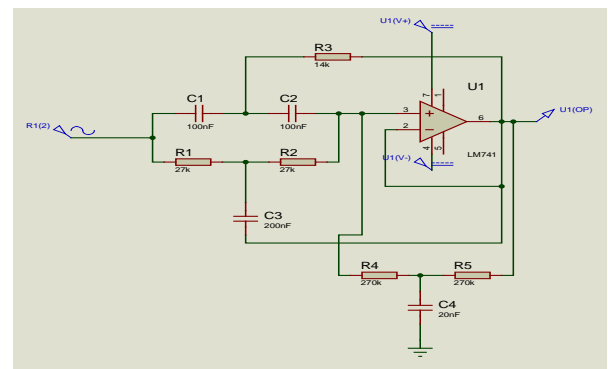


Figura 10: Circuito Filtro NOTCH

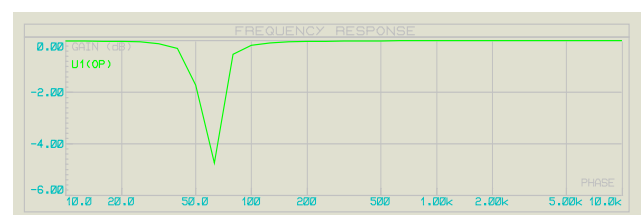


Figura 11: Simulación Filtro NOTCH

Con los filtros desarrollados anteriormente la señal cardiaca la tuvimos sin ruidos y en intervalos de frecuencia deseados para que hayamos podido comenzar con la etapa de conversión A/D, el circuito total de la etapa de filtrado da la siguiente simulación:

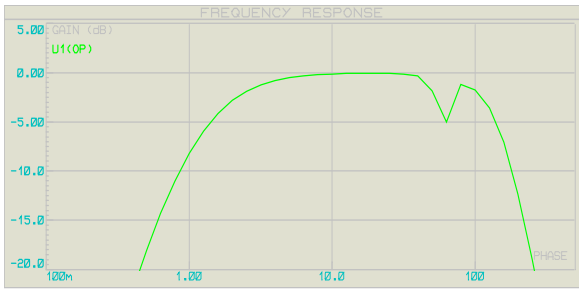


Figura 12: Simulación Etapa de filtrado

Etapa de Conversión Analógico a Digital

Para esta etapa usamos el Microcontrolador PIC16F877A en el cual la secuencia de conversión consta de 2 tiempos, uno de adquisición y el otro de conversión.

El tiempo de adquisición es de 19.72us mientras que el tiempo de conversión requiere como mínimo $10,5T_{AD}$ donde T_{AD} es el tiempo de conversión por bit.

Para un cristal de 20MHz: $T_{AD} = 32T_{OSC}$

Ahora para hallar la resolución en este caso se usa un conversor de 8bits con voltaje de referencia máximo de 5 voltios y voltaje de referencia mínimo de 0 voltios. Entonces la resolución es:

$$Resolución = V_{REF-} + \frac{(V_{REF+} - V_{REF-})}{2^n - 1}$$

Donde n es el número de bits, entonces la resolución es de 0.01953 voltios.

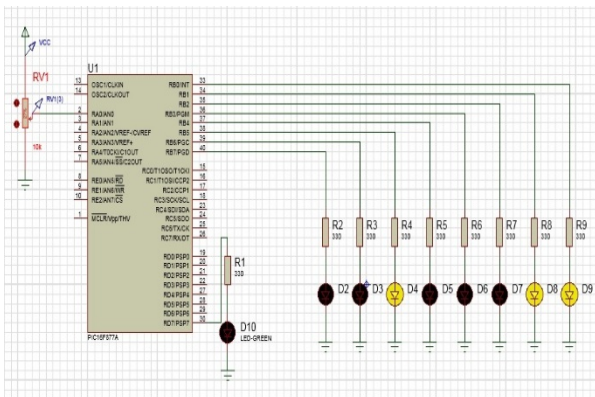


Figura 13: Circuito Conversión A/D

El microcontrolador PIC16f877A usado necesita tener un programa para poder realizar la conversión A/D , para lo cual se programó en el lenguaje "C++" con el siguiente programa:

```
#include "D:\16F877A\Conversor
A_D\Conversor10bits.h"
#fuses nowdt // WDT:produce un reset del
microcontrolador cada cierto periodo de tiempo # use
rs232
(baud=9600,parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8)
```

```
int value; //value:valor leído
float voltaje;
```

```
void main()
{
set_tris_b(0x00); //todos los pines B como salida
set_tris_d(0x00); //todos los pines D como salida
```

```
setup_adc_ports(AN0); //la entrada analógica
setup_adc(ADC_CLOCK_DIV_32); //seleccion
Tad=32Tocs para Cristal de 20Mhz
setup_psp(PSP_DISABLED); //puerto paralelo esclavo
desactivado
// TODO: USER CODE!!
while(true){
```

```
set_adc_channel(0); //canal de la conversión
output_high(pin_d7); //empieza el muestreo
value=read_adc(); //lectura del valor binario en
decimal
voltaje=value*0.01953; // resolución=0.01953 voltios
output_low(pin_d7); //final de la codificación
output_b(value); //se muestra en el puerto B el
valor en binario
//printf("%u-%f\n\r",value,voltaje); //Escritura en el
Hyperterminal
printf("%u",value); //Escritura en el Hyperterminal
delay_ms(10); //tiempo para una nueva secuencia}
}
```

Con este programa nuestro PIC pudo trabajar en la conversión, así obtuvimos nuestra señal digital que es la que transmitimos con el módulo RF.

Etapa de Transmisión

Con la señal digital obtenida en el paso anterior, se comenzó con la etapa de transmisión a través del módulo RF KST-TX01.

Este módulo se conectó al PIC 16F877A, para así obtener los datos de la señal analógica, como muestra la siguiente figura:

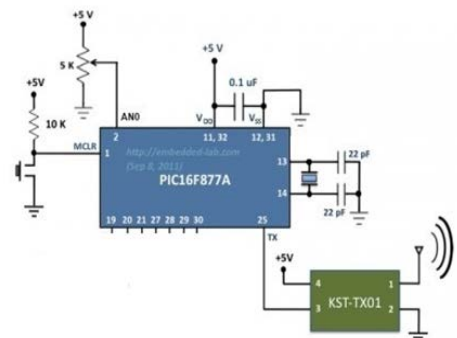


Figura 14: Etapa de transmisión

El transmisor USART del PIC (Tx) envía los datos al pin 3 del KST – RX806 este los recibe y lo transmite utilizando una modulación ASK. Los módulos de RF pueden ser conectados directamente al puerto UART de los micros controladores.

El proceso total de transmisión tiene el siguiente circuito

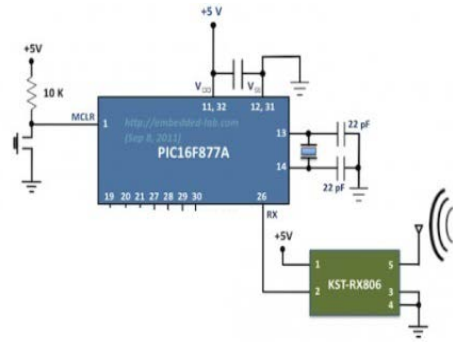


Figura 15: Etapa de recepción

El proceso total de recepción tiene el siguiente circuito:

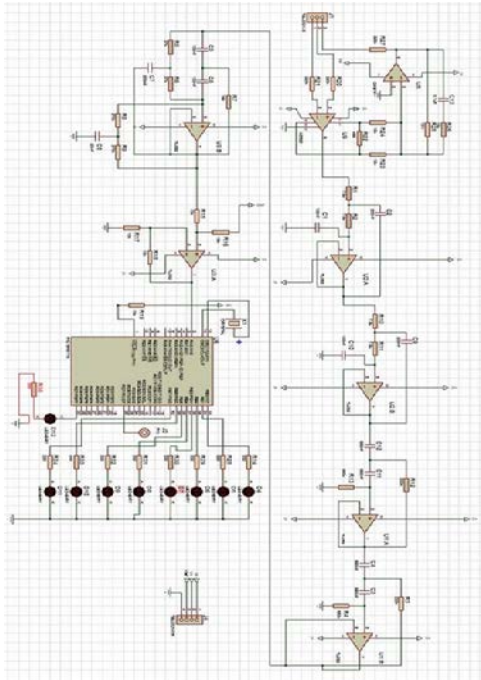
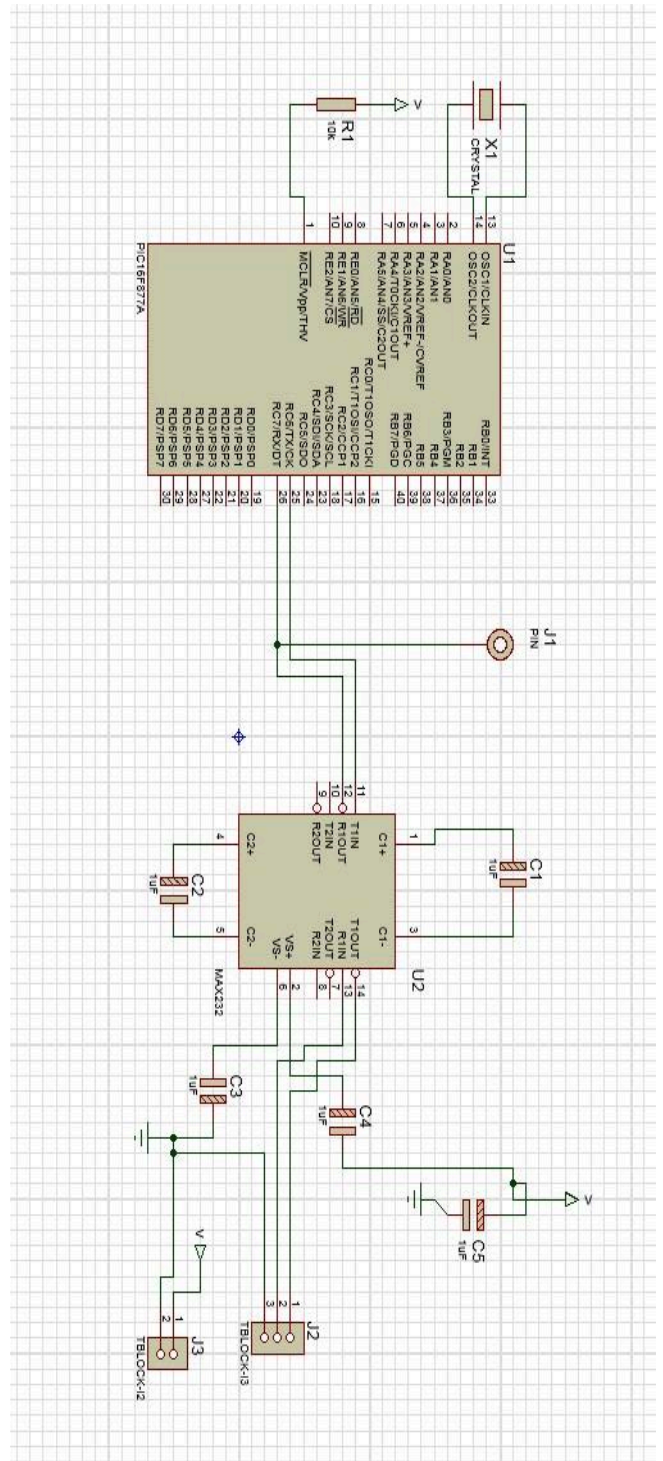


Figura 16: Circuito total de etapa transmisión



RESULTADOS

Luego del proceso de transmisión se procedió con la recepción de la señal en señal digital por medio del módulo KST-RX 806

Etapa de recepción

En el extremo de recepción del módulo KST-RX806 recibe los datos y su salida se conecta a la clavija de entrada USART la otra del PIC. El segundo PIC está programado para leer sus receptor USART (Rx). Como las comunicaciones RX232 típicamente permiten los datos 8bits, la conversión A/D de 8bits se utiliza aquí por simplicidad.

El MAX232 es un circuito integrado que convierte las señales de un puerto serie RS-232 a señales compatibles con los niveles TTL de circuitos lógicos. El MAX232 sirve como interfaz de transmisión y recepción para las señales RX, TX, CTS y RTS.

El circuito integrado tiene salidas para manejar niveles de voltaje del RS-232 (aprox. ± 7.5 V) que las produce a partir de un voltaje de alimentación de +5 V utilizando multiplicadores de voltaje internamente en el MAX232 con la adición de condensadores externos. Esto es de mucha utilidad para la implementación de puertos serie RS-232 en dispositivos que tengan una alimentación simple de +5 V como la de nuestro circuito.

BIBLIOGRAFÍA

[1] Circuito para captura de señales, Laboratorio de Física Universidad de Antioquia <http://fisica.udea.edu.co>

[2] El amplificador de instrumentación, Laboratorio de Física Universidad de Antioquia

[3] Irvin Aaron Cifuentes Gonzales, Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas, Universidad Autónoma de Yucatán

[4] Jaime Héctor Díaz Osornio, Filtrado de señales, UNAM

[6] Ing. David Arturo Fabila García, Sistema embebido de telemedicina a través de 3G, Universidad San Luis de Potosí