



“Mediciones Fotopletismográficas”

G. Celi, M. Rocha, M. Yapur

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

Escuela Superior Politécnica del Litoral, Campus Gustavo Galindo, Km 30.5 vía Perimetral, Guayaquil, Ecuador
galgacel@espol.edu.ec, maliroch@espol.edu.ec, myapur@fiecc.espol.edu.ec

Resumen

El presente trabajo trata sobre el manejo e implementación de un fotopletismógrafo, el cual permite sensar el ritmo cardiaco de una persona. Para su funcionamiento, se utilizan diferentes etapas de filtrado y amplificación de la señal muestreada. El Fotopletismógrafo es un instrumento muy utilizado para la adquisición de signos vitales de un paciente. Con el fotopletismógrafo se monitorea de forma no invasiva la presión sanguínea; su funcionamiento se basa en la absorción diferencial de la luz reflejada desde los capilares del dedo hacia el fototransistor. Para la implementación se utilizó herramientas de Electrónica Básica, conceptos de programación y un entorno gráfico de Labview.

Palabras Claves: *Fotopletismógrafo, fototransistor, Labview.*

Abstract

This paper deals with the management and implementation of a photoplethysmograph, which allows sensing the heart rate of a person. For his performance, using different stages of filtering and amplification of the sampled signal. The photoplethysmograph is a widely used tool for the acquisition of a patient's vital signs. The photoplethysmograph monitors a non-invasive way the blood pressure, its operation is based on the differential absorption of light reflected from the capillaries of the finger to the phototransistor. Was used for the implementation basic electronic tools, programming concepts and a Labview graphical environment.

Key Words: *photoplethysmograph, phototransistor, Labview.*

1. Introducción.

Todo fotopletismógrafo permite visualizar la variación del volumen sanguíneo como consecuencia de la actividad cardiaca. Para ello, se utiliza una pareja de fotodiodo y fototransistor acoplados para la adquisición de la señal proveniente de un vaso sanguíneo del paciente. En este proyecto, se ha desarrollado un fotopletismógrafo que va a mostrar la forma de onda de las pulsaciones en un osciloscopio virtual. Se incluyen conceptos básicos de medicina acerca de presión sanguínea. La siguiente parte será la explicación etapa por etapa de

la implementación y los pasos que se siguieron para mostrar los resultados.

2. Conceptos Básicos.

2.1. Presión Sanguínea

La presión sanguínea es una medición de la fuerza que se aplica sobre las paredes de las arterias a medida que el corazón bombea sangre a través de todo el cuerpo [1]. Esta presión puede ser de dos tipos: la presión venosa, aquella que toma lugar en las venas, y la arterial, la que ocurre en las arterias.

La presión está determinada por la fuerza y el volumen de sangre bombeada, así como por el tamaño y la flexibilidad de las arterias. Los valores de la presión sanguínea se expresan en kilopascuales (KPa) o en milímetros de mercurio (mmHg).

Se puede distinguir en la presión arterial: La presión sistólica que ocurre cerca del principio del ciclo cardíaco durante la sístole o contracción ventricular. La presión diastólica que ocurre en la fase de diástole o relajación ventricular del ciclo cardíaco [2].

2.2. Mediciones no Invasivas

Las mediciones no invasivas son aquellas que no penetran la piel del paciente. Las formas más comunes de mediciones no invasivas son: por auscultación (escuchar), oscilométrica, palpación y pletismográfico. Estos métodos son sencillos y rápidos, además requieren menor pericia y no son dolorosos para el paciente. El inconveniente con estos métodos es que no tienen gran exactitud. Su uso más común es para exámenes y monitoreo de rutina [3].

3. Fotopletismografía.

3.1. Pletismografía

La Pletismografía consiste en registrar de una manera no invasiva las variaciones de volumen sanguíneo en las diferentes partes del cuerpo de una persona, especialmente sus extremidades [4].

3.2. Fotopletismógrafo

Un Fotopletismógrafo se obtiene a menudo mediante el uso de un opto-acoplador que ilumina la piel y mide los cambios en la absorción de la luz que se dan debido a que con cada ciclo cardíaco, el corazón bombea sangre a la periferia. A pesar de que este pulso de presión es algo amortiguado por el tiempo que llega a la piel, es suficiente para dilatar las arterias y arteriolas en el tejido subcutáneo [5].

El cambio de volumen causado por la presión de pulso, es detectado en la piel con la luz infrarroja que emite un diodo LED; luego se mide la cantidad de luz transmitida o reflejada con un fototransistor. Cada ciclo cardíaco aparece como un pico en la

forma de onda del Fotopletismógrafo. La forma de la onda que entrega un PPG varía con la localización y la forma en la que se adjunta el opto-acoplador.

3.3. Técnicas de Captura

El Fotopletismógrafo obtiene la señal de las variaciones aplicando la fotopletismografía en los dedos; con este propósito se describen los tres tipos de captura mostrados en la figura 1. Las tres técnicas son: Trans-iluminado, reflexión de luz y Fibra Óptica. La técnica de reflexión de luz fue la utilizada para implementar la captura de la señal fisiológica [6].

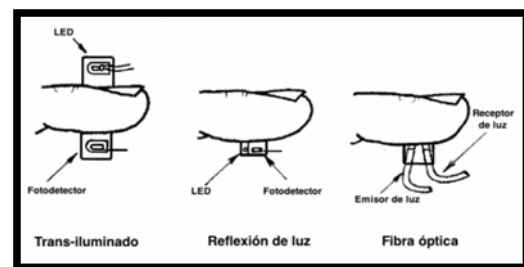


Figura 1. Técnicas de captura en la Fotopletismografía.

3.4. Forma de Onda

La señal obtenida por cualquiera de las técnicas mencionadas se ilustra en la figura 2.

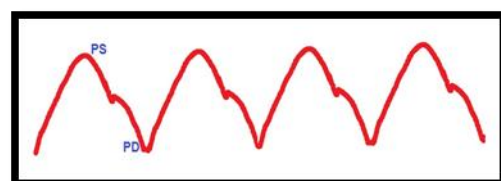


Figura 2. Señal característica de la Presión Sanguínea.

Esta es la señal característica de un fotopletismógrafo, la cual está directamente relacionada con la frecuencia cardíaca, donde cada periodo de la señal corresponde a una pulsación del corazón.

La señal presenta dos picos por cada periodo, el pico mayor representa la presión sistólica y el segundo pico representa el inicio de la presión diastólica cuyo valor es el mínimo de la curva; los

valores de estos picos indicaran la estabilidad de la presión arterial de cada paciente además de dar información sobre el ritmo cardiaco.

4. Diagrama Circuital.

En el presente capítulo se procederá a detallar cada una de las etapas que conforman el Fotopleletismógrafo, tal como se muestra en el diagrama de bloques de la Figura 3.

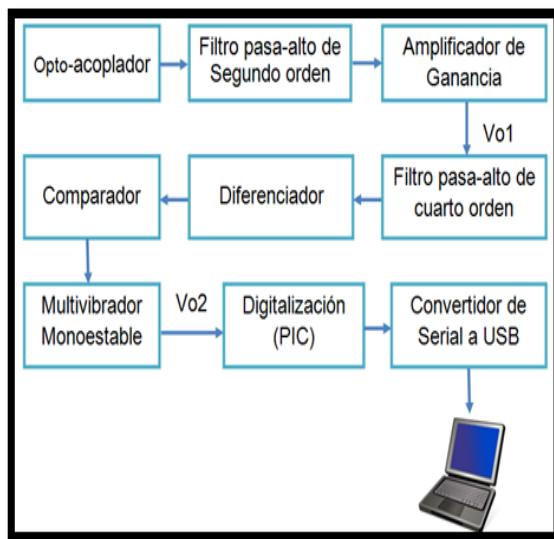


Figura 3. Diagrama de Bloques del Fotopleletismógrafo

4.1. Optoacoplador Infrarrojo

El optoacoplador de luz infrarroja consiste en un diodo emisor de luz infrarroja y un fototransistor. En los capilares de los dedos existe un cambio constante del flujo sanguíneo, el mismo que produce variaciones en la intensidad de la luz reflejada, la cual será detectada por el fototransistor. La configuración que se utiliza es la que se aprecia en la figura 4, la señal adquirida desde el dedo es VA, cuya sensibilidad varía de acuerdo al valor del potenciómetro de precisión de 10KΩ.

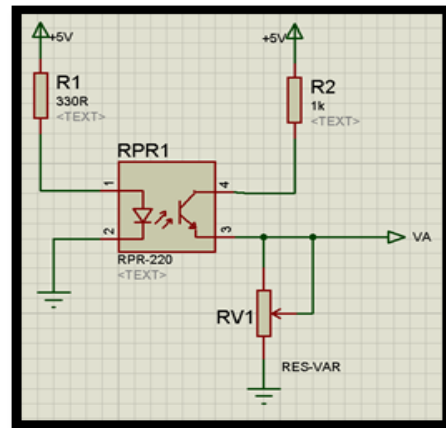


Figura 4. Optoacoplador Infrarrojo.

4.2. Filtro Pasa-Alto

El propósito del filtro pasa-alto es remover las variaciones de voltaje causadas por el movimiento del dedo y el voltaje de polarización DC del optoacoplador, todo esto para asegurar que la siguiente etapa del circuito no esté saturada y pueda operar adecuadamente.

Ingresa la señal proveniente del Optoacoplador VA y la salida será VB, como se aprecia en la figura 5.

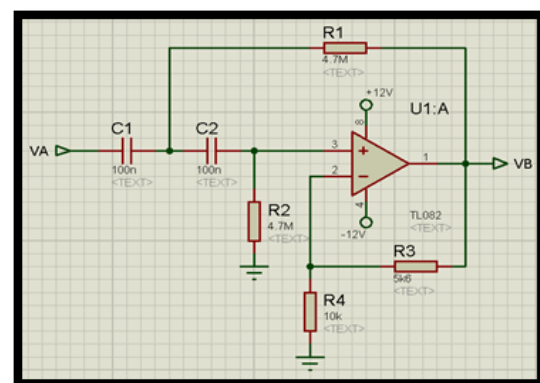


Figura 5. Filtro Pasa-Alto.

La ganancia A_v y frecuencia de corte f_L pueden ser determinadas a partir de los siguientes cálculos.

$$A_v = \frac{R_3 + R_4}{R_4} = \frac{5.6K\Omega + 10K\Omega}{10K\Omega} = 1.56$$

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{C_1 C_2 R_1 R_2}}$$

$$f_L = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)(100nF)(4.7M\Omega)(4.7M\Omega)}}$$

$$f_L = 0.3Hz$$

De acuerdo a estos cálculos se puede establecer que el filtro operará desde una frecuencia de 0.3Hz y tendrá una ganancia de 1.56.

4.3. Amplificador de Ganancia

La figura 6 muestra una configuración que es usada para amplificar la señal VB para la siguiente etapa del circuito. La salida será VC.

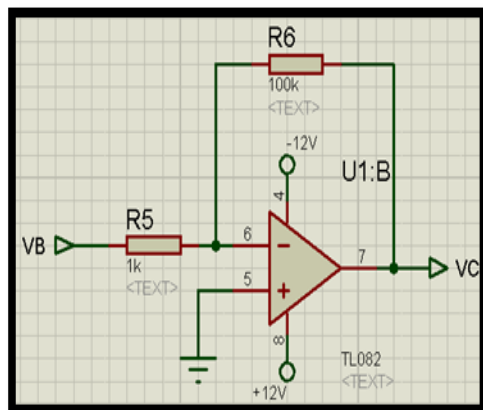


Figura 6. Amplificador Inversor.

Este es un amplificador inversor de ganancia 100, la cual se determina mediante la siguiente ecuación.

$$A_v = \frac{-R_6}{R_5} = \frac{-100K\Omega}{1K\Omega} = -100$$

4.4. Filtro Pasa-Bajo de Cuarto Orden

El objetivo del filtro pasa-bajo de cuarto orden de las figuras 7 y 8, es remover el ruido de alta frecuencia de la fuente de poder, luz y lámparas fluorescentes. La entrada es VC.

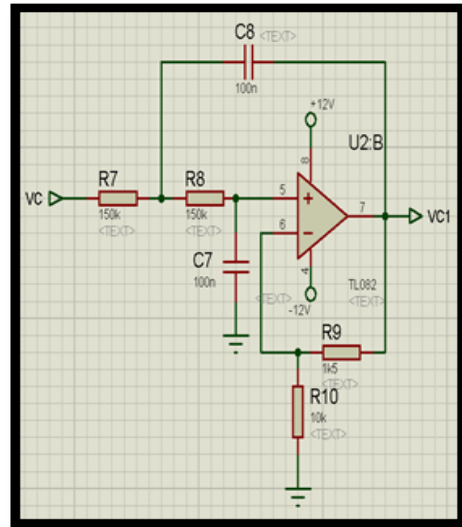


Figura 7. Filtro pasa-bajo de cuarto orden.

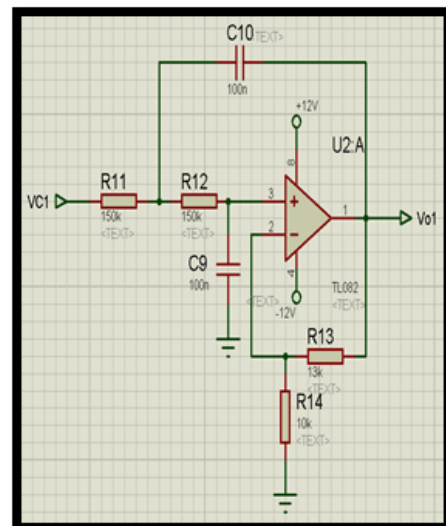


Figura 8. Filtro pasa-bajo de cuarto orden.

Se emplea dos filtros pasa-bajos de segundo orden Butterworth, conectados en serie para formar el filtro pasa-bajo de cuarto orden, el cual mejora su selectividad. Sus ganancias A_{v1} y A_{v2} , además de sus frecuencias de corte f_{H1} y f_{H2} son determinadas mediante las siguientes ecuaciones:

$$A_{v1} = \frac{R_9 + R_{10}}{R_{10}} = \frac{1.5K\Omega + 10K\Omega}{10K\Omega} = 1.15$$

$$A_{vz} = \frac{R13 + R14}{R14} = \frac{13K\Omega + 10K\Omega}{10K\Omega} = 2.3$$

$$A_v = A_{v1} * A_{vz} = 1.15 * 2.3 = 2.645$$

$$f_{n1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{C7C8R7R8}}$$

$$f_{n1} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)(100nF)(150K\Omega)(150K\Omega)}}$$

$$f_{n1} = 10.6 \text{ Hz}$$

$$f_{n2} = \frac{1}{2\pi\sqrt{C9C10R11R12}}$$

$$f_{n2} = \frac{1}{2\pi\sqrt{(100nF)(100nF)(150K\Omega)(150K\Omega)}}$$

$$f_{n2} = 10.6 \text{ Hz}$$

La señal resultante de esta etapa será Vo1, la cual muestra la onda de la presión sanguínea. De esta manera se aprecia que el rango en el cual trabajará el Fotopletismógrafo es de 0.3Hz a 10.6Hz.

4.5. Diferenciador

El circuito diferenciador de la figura 9 es utilizado por lo general como indicador de la velocidad de cambio en control de procesos, en el caso específico del fotopletismógrafo puede acentuar el volumen de cambio de la señal de presión sanguínea, ya que siempre está variando entre la presión sistólica y diastólica.

La entrada será la señal Vo1 la cual después de pasar por el diferenciador será la señal VD.

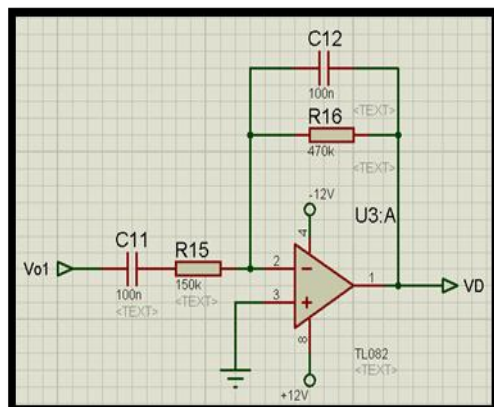


Figura 9. Diferenciador.

Las ecuaciones del voltaje de salida y frecuencia de corte son mostradas a continuación:

$$V_{out} = -R16C11 \frac{dV_{in}}{dt}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R16C11}$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi(100nF)(4.7M\Omega)} = 3.38 \text{ Hz}$$

Con el resultado de la frecuencia de corte se puede determinar que hasta 3.38Hz, equivalentes a 203 latidos por minuto, el circuito actúa como diferenciador. De esta manera se asegura su correcto funcionamiento.

4.6. Comparador

De acuerdo a la figura 10, el voltaje de conducción del diodo D2 es usado como un voltaje umbral. El diodo Zener D1 es usado para limitar el voltaje de entrada del comparador.

En un latido de corazón, el comparador puede generar solo un pulso que es usado para disparar el multivibrador monoestable.

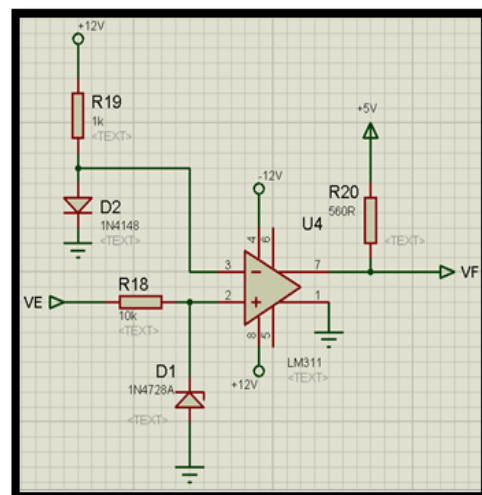


Figura 10. Comparador.

4.7. Multivibrador Monoestable

La figura 11 muestra el multivibrador monoestable que recibe la señal VF y produce un pulso por cada señal de disparo positivo que recibe el multivibrador la cual será la señal Vo2. El LED conectado a la salida del multivibrador titilará una vez por cada latido del corazón.

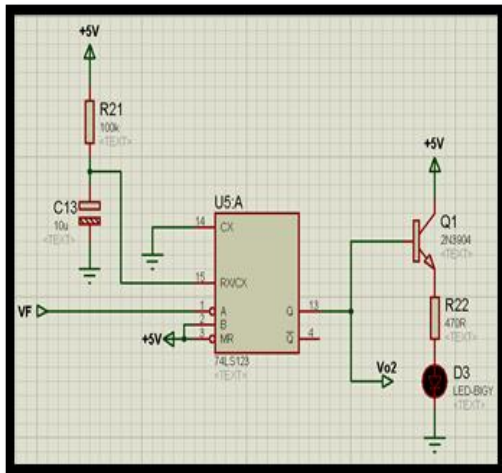


Figura 11. Multivibrador Monoestable.

El ancho del pulso t_w es controlado por el resistor R21 y el capacitor C13, y está dado por la siguiente ecuación:

$$t_w = kR21C13 \left(1 + \frac{0.7}{R21}\right)$$

$$t_w = (0.28)(100K\Omega)(10\mu F) \left(1 + \frac{0.7}{100K\Omega}\right)$$

$$t_w = 0.28 \text{ seg.}$$

4.8. Digitalización de señales Vo1 y Vo2.

Como se puede apreciar en la figura 12, se muestran las entradas y salidas del microcontrolador 16F886. Los puertos 0 y 1 del registro RA serán las entradas analógicas de las señales VG y Vo2 respectivamente. El LED conectado al puerto 2 del registro RA indicará el correcto funcionamiento del PIC.

La salida digitalizada será por el puerto 6 del registro RC e irá al módulo convertidor de serial a USB como VH.

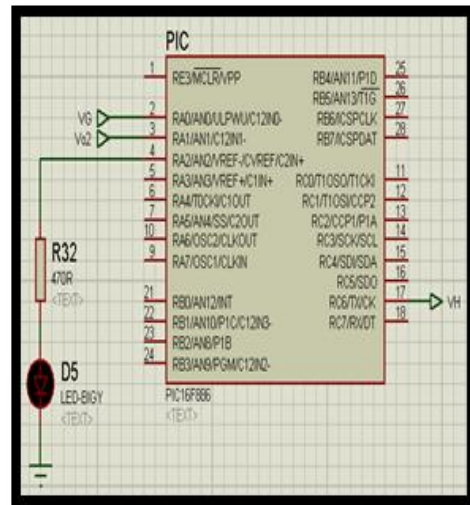


Figura 12. Digitalización de la Señal Vo1 y Vo2.

4.9. Código del PIC.

A continuación se muestra el código del microcontrolador 16F886.

ProgramCodigoDigitalizador

```

dim V01,V02 as byte
dim tx_V01,tx_V02 as string[4]

main:

OSCCON=%01110101 'DEFINE LA VELOCIDAD DEL
OSCILADOR        INTERNO EN 8MHZ
OPTION_REG=$80
intcon=0
ANSEL=%01100000 'DEFINE ENTRADAS ANALOGICAS Y
SALIDAS DIGITALES
ANSELH=0
CM2CON0=0

TRISA=%00000000 'SE INICIALIZA LOS PUERTOS COMO
ENTRADAS
TRISB=0
TRISC=%10000000 'SE INICIALIZA COMO PUERTO DE
ENTRADA Y SALIDA
TRISE=%00000011 'SE INICIALIZA COMO PUERTO DE
ENTRADA Y SALIDA
V01=0
V02=0

Usart_Init(19200) 'Initialize USART module

Delay_ms(100) 'RETARDO PARA EL LED INDICADOR
portA.2=1
Delay_ms(100)
portA.2=0
Delay_ms(100)
portA.2=1
Delay_ms(100)
portA.2=0
Delay_ms(100)

```

portA.2=1

WHILE(1)

V01 = Adc_Read(5)>>2

V02=Adc_Read(6)>>2

ByteToStr(V01 ,tx_V01) 'CONVIERTE V01 EN STRING
Y GUARDA EN tx_V01
ByteToStr(V02 ,tx_V02)

USART_Write(97) '97 ES EL CODIGO ASCII DE LA
LETRA "a"
Usart_Write_Text(tx_V01)
USART_Write (98) '98 ES EL CODIGO ASCII DE LA
LETRA "b"
Usart_Write_Text(tx_V02)
Delay_ms(20)

WEND
end.

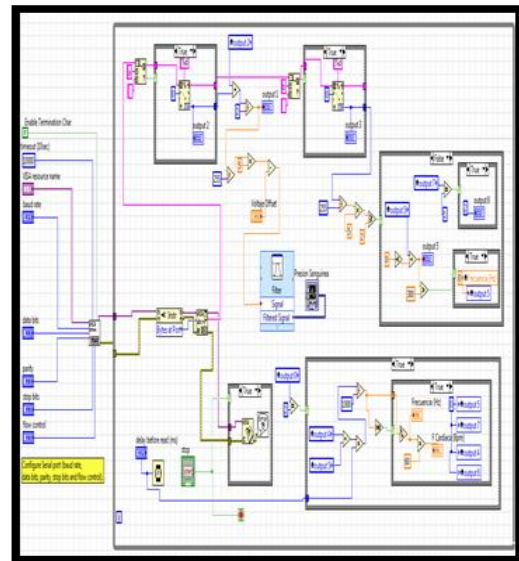


Figura 14. Programación en Labview.

4.10. Convertidor Serial a USB

Para la transmisión de los datos se utiliza el módulo USB-USART de la figura 13, el cual permite la comunicación serial por puerto USB para hacer interface con una computadora o PC. La transferencia de datos se da a 19200 Baudios.

La señal digital que viene del PIC, VH, entra al pin Rx del módulo USB-USART y la resultante es transmitida por el puerto mini-USB hacia el computador.



Figura 13. Módulo USB-USART.

4.11. Interfaz Gráfica

Para la presentación de la señal de presión cardíaca en el computador se utiliza el entorno gráfico de Labview, figura 14.

Se programó gráficamente un entorno que recibe los datos enviados por el PIC a través del puerto serial, luego los lee, los reconoce y los procesa. Labview trabaja con un tipo de programación concurrente, por lo que las dos señales Vo1 y Vo2 serán procesadas al mismo tiempo. El usuario puede cambiar los parámetros de configuración de puerto serial como lo son el puerto COM designado y la velocidad de muestreo; también se puede variar el valor de frecuencia de corte del filtro pasa-bajo digital que se ubicó para suavizar la señal Vo1. La señal Vo1 será mostrada en un osciloscopio, también se podrá apreciar el valor de la frecuencia cardíaca tanto en Hz como en bpm.

5. Pruebas y Resultados

Una vez acoplado el circuito y el computador a través del puerto USB de la misma, el Fotopletismógrafo está listo para realizar las diferentes pruebas de funcionamiento.

El gráfico 15 presenta la señal Vo1 y la frecuencia cardíaca al momento de realizar una medición.

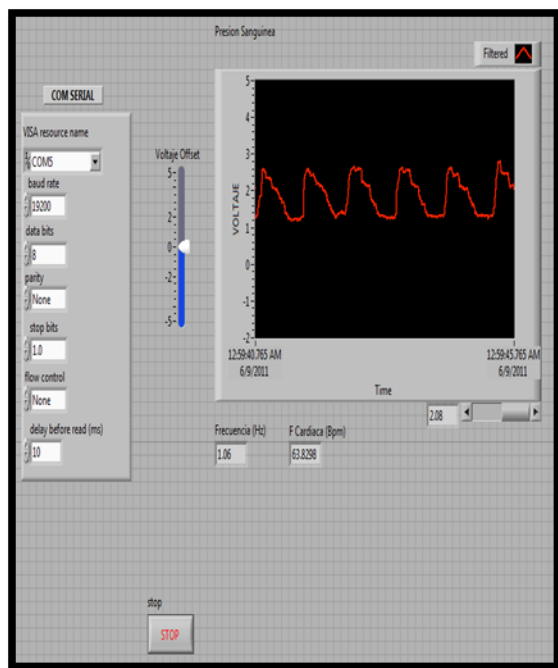


Figura 15. Presión Sanguínea y Frecuencia cardiaca.

6. Conclusiones.

Después de realizar diferentes pruebas, se puede concluir lo siguiente:

La adquisición de la señal fisiológica a través del dedo con el Opto-acoplador infrarrojo reduce en gran medida el ruido producido por la luz visible, pruebas realizadas con otro tipo de Opto-acoplador producía muchos problemas al captar la señal por el ruido antes mencionado.

La utilización de filtros en el proyecto es indispensable para eliminar los ruidos presentes en la medición al momento de adquirir la señal; el fotopletoisógrafa opera en su diseño circuital de 0.3-10.6 Hz, con este rango de frecuencia se asegura la disminución de los ruidos ocasionados por los movimientos en el dedo (ruido de baja frecuencia) y los que son producidos por la luz visible.

Finalmente, se ha implementado el fotopletoisógrafa con la ayuda de conceptos elementales de presión sanguínea y configuraciones de Electrónica Básica; luego de realizar varias pruebas y de acuerdo a las mediciones obtenidas, se puede decir que el fotopletoisógrafa entrega resultados bastante confiables y las señales de ruidos

presentes en las mediciones, se han reducido lo mayormente posible.

7. Recomendaciones.

A lo largo de la implementación del circuito y la interfaz gráfica que da como resultado el Fotopletoisógrafa se encontraron muchas dificultades, es por ello que a continuación se detallará algunas sugerencias que ayudarán al perfecto funcionamiento de esta herramienta:

El potenciómetro de precisión en la etapa del Opto-acoplador debe estar debidamente calibrado, de esta manera asegurar la obtención de la señal fisiológica.

Verificar con que COM está trabajando el puerto USB escogido para la transmisión de datos, ya que este parámetro puede incidir para que la interfaz gráfica no muestre dato alguno.

8. Referencias.

- [1] Sociedad Ecuatoria de Medicina Familiar, *La hipertensión*, <http://www.saluddealtura.com/todo-publico-salud/salud-nutricion-familia/enfermedades/hipertension-informacion/hipertension0/>, Agosto de 2005.
- [2] Barillaro, G., *Entorno Médico*, <http://entornomedico.blogspot.com/2009/12/pulso-arterial.html>, 12 de Enero de 2009.
- [3] Thibodeau, G. & Patton, K., *Estructura y Función del Cuerpo Humano*, ELSEVIER 13va Ed., 2008.
- [4] Rutherford, R. B., *Rutherford cirugía vascular*, ELSEVIER 6ta Ed., 2006.
- [5] Marinel-Lo Roura, J. & Samsó, J. J., *Diagnóstico hemodinámico en angiología y cirugía vascular (Vol. I)*, Glosa, 2003.
- [6] Martínez González, D., *Sistema autónomo para la medida óptica del ritmo cardíaco*, Universidad Politécnica de Cataluña, España, 2008