

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información. CEETI**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

**Sistema para el procesamiento de la señal  
Fotopletismográfica.**

**Autor: Enrique Nápoles Suárez**

**Tutor: DrC. Miguel Mendoza Reyes**

**Santa Clara**

**2013**

**“Año 55 de la Revolución”**

**Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas**

**Facultad de Ingeniería Eléctrica**

**Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información. CEETI**



## **TRABAJO DE DIPLOMA**

### **Sistema para el procesamiento de la señal Fotopletismográfica.**

**Autor: Enrique Nápoles Suárez.** [enapoles@uclv.edu.cu](mailto:enapoles@uclv.edu.cu)

**Tutor: DrC. Miguel Mendoza Reyes**

Profesor Titular. CEETI. Facultad de Ingeniería Eléctrica. [mmendoza@uclv.edu.cu](mailto:mmendoza@uclv.edu.cu)

**Santa Clara**

**2013**

**“Año 55 de la Revolución”**



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería en Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

---

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

---

Firma del Tutor

---

Firma del Jefe de Departamento  
donde se defiende el trabajo

---

Firma del Responsable de  
Información Científico-Técnica

## PENSAMIENTO

*“Lo fundamental es que seamos capaces de hacer cada día algo que perfeccione lo que hicimos el día anterior. Tenemos que ir sobre nuestros errores, marchar sobre ellos, analizarlos y que no se repitan.”*

*Ernesto Che Guevara*

## **DEDICATORIA**

A mis padres.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mis padres por brindarme todo su apoyo y alentarme en todo momento.

A mi novia Katia por estar siempre presente y dedicarme su amor y tener paciencia.

A mi amigo Macdiel por brindarme su apoyo.

A mi tutor DrC. Miguel Mendoza Reyes por haberme transmitido sus conocimientos y guiarme en la realización de este trabajo.

## TAREA TÉCNICA

- Estudiar los fundamentos de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco, VRC. Normas para su estudio. Algoritmos para su medición.
- Seleccionar algoritmos para la adquisición y el acondicionamiento de la señal fotopleletismográfica, FPG ,y el procesamiento de la misma para obtener la señal VRC.
  - Algoritmos para determinación de latidos a partir de la señal FPG.
  - Algoritmos para la determinación de la VRC.
- Desarrollar una aplicación basada en interfaz gráfica de usuario, con las siguientes funcionalidades:
  - Configuración de los parámetros del bloque de adquisición de la señal FPG. (Ganancia, fs, A/D, transmisión PSoc-PC )
  - Configuración de los parámetros para el procesamiento de la señal (elección de algoritmo)
  - Selección de tipo de procesamiento (Online / Offline)
  - Inicio y terminación de la captura
  - Procesamiento de los datos.
    - (Tacograma (RR), RC [*lpm*], VRC )
  - Almacenamiento en disco de datos capturados y resultados del procesamiento.
  - Manejo de base de datos, realización de cálculos estadísticos.
- Realizar pruebas a la plataforma desarrollada ante diferentes tipos de ruidos, simulados o reales.
- Proponer prueba de validación del sistema con respecto a algoritmos basados en el procesamiento de la señal ECG.

---

Firma del Autor

---

Firma del Tutor

## **RESUMEN**

En la actualidad el ritmo cardíaco se obtiene comúnmente a partir del procesamiento de un registro que contenga información de la ocurrencia de los latidos cardíacos en el tiempo, siendo el método más común, el procesamiento de la señal electrocardiográfica, ECG, mediante un electrocardiógrafo. Otra forma posible es utilizar la señal de fotopletismografía, medición ampliamente utilizada en equipos integrados para el registro de datos fisiológicos.

Este trabajo presenta el diseño de los bloques de un sistema que permite el procesamiento de la señal fotopletismográfica en una computadora personal, PC, para obtener el ritmo cardíaco y la variabilidad del mismo. El sistema, desarrollado en LabView, utiliza una interfaz gráfica como base para la adquisición de la señal y su posterior procesamiento. El diseño de la interfaz aporta sencillez en la configuración y uso del sistema desarrollado.

El sistema diseñado puede utilizarse en la docencia e investigación aprovechando las facilidades brindadas por la PC para procesar la señal.

## TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO .....	i
DEDICATORIA .....	ii
AGRADECIMIENTOS .....	iii
TAREA TÉCNICA .....	iv
RESUMEN .....	v
INTRODUCCIÓN .....	1
Organización del informe .....	3
CAPÍTULO 1. Fundamentos de la Fotoplestimografía, ritmo cardíaco y variación del ritmo cardíaco. 4	
1.1 Introducción. ....	4
1.2 Activación eléctrica del corazón. ....	5
1.3 Electrocardiografía. ....	7
1.3.1 Ondas y componentes del Electrocardiograma. ....	8
1.4 Método Fotoplestismográfico. ....	9
1.4.1 Fotoplestismografía de reflexión y transmisión. ....	11
1.5 Ritmo cardíaco. ....	13
1.6 Ciclo cardíaco. ....	13
1.7 Variación del Ritmo Cardíaco. ....	14
1.7.1 Aspecto Clínico de la Variación del Ritmo Cardíaco. ....	15

1.7.2 Medición de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco.....	16
1.7.3 Componentes espectrales.....	18
1.8 Ruidos que afectan la señal FPG.....	20
<b>CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.....</b>	<b>22</b>
2.1 Diagrama general del sistema.....	22
2.1.1 Comunicación con la PC mediante RS-232.....	23
2.2 Determinación de los picos máximos y mínimos.....	25
2.3 Obtención de los ciclos cardíacos y su promedio.....	26
2.4 Algoritmo para la obtención de la VRC.....	26
2.4.1 Requisitos técnicos para el procesamiento de la VRC.....	27
2.5 Algoritmos para el procesamiento de la VRC.....	29
2.6 Determinación y eliminación de los latidos ectópicos.....	30
2.7 Interfaz Gráfica.....	32
2.8. Puerto Serie.....	32
<b>CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....</b>	<b>34</b>
3.1 Interfaz de usuario.....	34
3.1.1 Procedimiento para el interfaz de usuario.....	36
3.2 Detectores de picos máximos y mínimos.....	37
3.2.1 Obtención de los ciclos cardíacos, promedio y latidos por minutos.....	38
3.2.2 Determinación de VRC.....	39
3.2.3 Obtención de los descriptores.....	40
3.2.4 Eliminación de los latidos ectópicos.....	43
3.3 Comprobación de la adquisición, resultados.....	43
3.4 Puerto serie para el procesamiento en tiempo real.....	44

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES .....	48
Conclusiones .....	48
Recomendaciones .....	49
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	50
ANEXOS .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
Anexo I    Inserte título del primer anexo .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>
Anexo II   Inserte título del segundo anexo .....	<b>Error! Bookmark not defined.</b>

## INTRODUCCIÓN

La frecuencia cardíaca es el número de veces que se contrae el corazón durante un minuto, normalmente se mide en latidos por minuto. Para el correcto funcionamiento del organismo es necesario que el corazón actúe bombeando la sangre hacia todos los órganos, pero además lo debe hacer a una determinada presión (presión arterial) y a una determinada frecuencia. Dada la importancia de este proceso, es normal que el corazón necesite en cada latido un alto consumo de energía. Por regla general, la frecuencia normal en reposo oscila entre 50 y 100 latidos por minuto.

Las mediciones ópticas de estados fisiológicos resultan atractivas, pues ofrecen una forma simple, sencilla, no invasiva y en tiempo real de adquirir los datos. Las investigaciones acerca de la sangre y el tejido humano basadas en las propiedades ópticas de los mismos datan de finales del siglo XIX y principios del XX. La Fotopletismografía, que permite estimar los cambios volumétricos en los tejidos a partir de la variación de la intensidad de la luz transmitida o reflejada por los mismos, fue introducida por A.B. Hertzman en 1937. La técnica antes referida, permite obtener el ritmo pulsátil debido a los cambios en la absorción de la luz producidos por la variación del volumen arterial. Generalmente, para medir las pulsaciones, se utilizan como puntos de medición los dedos o los lóbulos de las orejas. Las fuentes luminosas utilizadas con estos fines tienen longitudes de onda en la zona infrarroja debido a que la absorbencia del tejido es baja y la de la hemoglobina, para esa longitud de onda, no cambia con la saturación de oxígeno.

Normalmente el pulso cardíaco, representativo de la activación eléctrica de los ventrículos, y el pulso arterial, representando la acción de bombeo de la sangre por los ventrículos, tienen el mismo ritmo. Sin embargo, en caso de que ocurriese, por ejemplo una arritmia,

algunos pulsos cardíacos no producen eyección efectiva de sangre hacia las arterias por lo cual el ritmo arterial es menor que el ritmo cardíaco.

El presente trabajo prevé el desarrollo de los bloques de un sistema que permita obtener el comportamiento de la frecuencia cardíaca en el tiempo, a partir de la señal Fotopleletismográfica (FPG). Para lo cual, se necesita un sistema flexible que permita, el procesamiento de la señal FPG para la posterior obtención de la variabilidad del ritmo cardíaco (VRC). Esto garantiza la disponibilidad de un entorno útil tanto para la investigación como para la docencia, de ahí el aporte y la pertinencia del presente estudio.

La utilización de una interfaz óptica como base para la extracción de la VRC aporta sencillez al sistema, reafirma su carácter no invasivo y favorece la operación en tiempo real. El desarrollo de esta investigación conducirá a resultados que pueden ser utilizados en programas de aplicación incorporados a nuevos diseños de equipos o sistemas médicos dedicados al estudio del sistema vascular periférico. La aplicación en la docencia de los resultados será inmediata.

Del tema expuesto con anterioridad, surge el siguiente problema científico:

¿Cómo diseñar un sistema que permita la captura de la señal fotopleletismográfica y el procesamiento de la misma en una PC, para obtener parámetros relacionados con la variabilidad del ritmo cardíaco?. En correspondencia con el problema científico, el objeto de estudio es caracterizado por sistemas basados en PC que permitan la captura, acondicionamiento y procesamiento de señales biomédicas así como su posterior análisis.

Para dar solución al problema antes planteado se formularon los siguientes objetivos:

**Objetivo general:**

Diseñar una aplicación que permita la obtención de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco, VRC, a partir del análisis de la señal Fotopleletismográfica, FPG.

**Objetivos específicos:**

- Diseñar los bloques necesarios para la configuración, control y lectura de los datos de un módulo para la captura de la señal FPG.
- Implementar algoritmos para la determinación del ritmo cardíaco a partir de la señal FPG.
- Implementar algoritmos para la determinación de la VRC.
- Evaluar el comportamiento de los algoritmos en presencia de ruidos comunes que afectan la señal FPG.

**Organización del informe**

El informe de la investigación quedó conformado de la siguiente manera: en el primer capítulo se encuentran expuestos los conceptos fundamentales a utilizar, se describe la señal ECG, el Ritmo Cardíaco (RC) y la Variabilidad del Ritmo Cardíaco (VRC), se expone la relación entre la señal FPG y ECG, así como los ruidos que afectan a la señal FPG. También se hace referencia a los descriptores (temporales y espectrales) utilizados para evaluar la VRC.

En el segundo capítulo se muestran los materiales y métodos utilizados para dar respuesta a los objetivos propuestos. Se definen las posibles herramientas de *software* disponibles y los algoritmos y procedimientos posibles para obtener los parámetros deseados de las señales analizadas. Se eligen los más apropiados y se fundamenta la elección de los mismos.

La comprobación de los algoritmos y del sistema en su conjunto compone el tercer capítulo, en el cual se describen los resultados obtenidos una vez aplicado el sistema. Finalmente se encuentran las conclusiones, las recomendaciones y las referencias bibliográficas.

## **CAPÍTULO 1. Fundamentos de la Fotopletismografía, ritmo cardíaco y variación del ritmo cardíaco.**

### **1.1 Introducción.**

La medida del ritmo cardíaco proporciona información relevante sobre la salud de una persona, ya que cualquier desviación de los parámetros corrientes puede ser indicio de una condición física anormal. Son varios los métodos utilizados para la medida del ritmo cardíaco. Nos centraremos en la técnica fundamentada en la Fotopletismografía.

Los primeros estudios fotopletismográficos se realizaron en 1936 en orejas de conejo, un año después en 1937 *Alrick Hertzman* introduce la primera aplicación clínica de la nueva técnica. En la actualidad la señal FPG es utilizada en un gran número de aplicaciones clínicas [1]. Entre estas se destacan la monitorización de signos vitales como saturación de oxígeno en sangre, frecuencia cardíaca, respiración y presión arterial, en este último caso apoyada por otras técnicas. Se han reportado aplicaciones en el estudio de la función autonómica, sobre todo en lo relacionado con la variabilidad del ritmo cardíaco. Sin embargo, ha sido en la evaluación vascular donde se han reportado la mayor cantidad de aplicaciones, destacándose la evaluación venosa, la evaluación de la disfunción endotelial, análisis de la microcirculación por Fotopletismografía de imágenes, realización de estudios de hipersensibilidad al frío y la evaluación de la rigidez arterial [1].

La FPG es una señal de carácter fisiológico, que representa el flujo de sangre en las arterias. El corazón bombea sangre a través de las arterias del cuerpo de manera rítmica, conocido como el ciclo cardíaco, este recibe sangre oxigenada de la circulación pulmonar en su aurícula izquierda, como parte de la diástole auricular. Cuando las aurículas entran en el

período sistólico, también conocido como el período diastólico ventricular, la aurícula izquierda bombea la sangre hacia el ventrículo izquierdo. Durante la sístole ventricular, el ventrículo izquierdo se contrae para bombear la sangre hacia la aorta, la arteria principal que suministra sangre al cuerpo. A partir de aquí, las arterias llevan la sangre a todos los lugares del cuerpo.

El flujo rítmico de la sangre se puede ver en la disminución de grados de claridad en el flujo sanguíneo arterial hasta el nivel de los capilares. Aunque existe, el flujo rítmico es apenas aparente después que la sangre cruza en el retorno venoso. Por lo tanto, se puede decir que, en el lecho vascular, la mayor parte del flujo sanguíneo pulsátil se debe a la sangre arterial [2]. Por lo tanto, la señal FPG representa predominantemente el flujo de sangre en las arterias, de la zona objeto de investigación. La forma básica de la tecnología para medir la señal FPG requiere sólo unos pocos componentes opto-electrónicos: una fuente de luz para iluminar el tejido (piel) y un fotodetector para medir las pequeñas variaciones en la intensidad de la luz asociada con cambios en la perfusión en la cuenca del volumen. La Fotopletismografía es usada de manera no invasiva y en ella se opera principalmente en las longitudes de onda roja o cerca de la infrarroja.

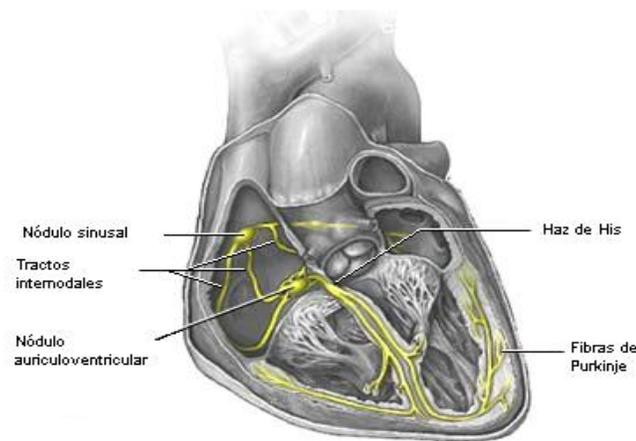
## **1.2 Activación eléctrica del corazón.**

En condiciones normales, la activación cardíaca es el resultado de un impulso que se origina en una célula o en un grupo de células que constituyen el marcapasos y de la propagación de este impulso a todas las fibras de las aurículas y los ventrículos.

La contracción es iniciada por la llegada de la señal eléctrica a las fibras musculares del corazón. Una actividad rítmica regular y una contracción coordinada de las aurículas y ventrículos requieren la presencia de fibras automáticas especializadas que generen el impulso eléctrico y lo distribuyan a las fibras miocárdicas de estas cámaras en la secuencia apropiada y en el tiempo preciso. Realizan ambas funciones grupos especializados de fibras cardíacas que componen el sistema de conducción.

El sistema de conducción se encarga de originar y transmitir el impulso eléctrico por medio de fibras cardíacas especializadas entre las que se incluyen: el nódulo sinusal (SA), el

nódulo aurículo ventricular (AV), el fascículo de His, las ramas derecha e izquierda, y las ramificaciones periféricas de estas ramas fasciculares que dan lugar a la red subendocárdica, e intramiocárdica de Purkinje, como se muestra en la figura 1.1.



**Figura 1. 1: Red de Purkinje**

El nódulo sinusal está en la pared de la aurícula derecha, en la unión entre la propia aurícula y la vena cava superior. Tiene forma de semicírculo y mide unos 15mm de largo y 5mm de ancho. Este nódulo genera potenciales de acción a una frecuencia aproximada de 70 por minuto y, pese a que existen otros tejidos cardíacos dotados de automatismo, es el nódulo sinusal el que marca el ritmo cardíaco, dado que presenta la frecuencia más rápida[3].

Desde aquí la excitación se transmite a las células auriculares vecinas, por las zonas de menor resistencia eléctrica intercelular a una velocidad de 0,3 m/s. Esta propagación de la despolarización se canaliza especialmente a través de las vías específicas de conducción denominadas vías internodales anterior, media y posterior, que conducen el impulso desde el nódulo sinusal al nódulo aurículo ventricular.

El nódulo aurículoventricular (AV) está situado en la parte posterior del septum interauricular y constituye la única vía de comunicación entre la cavidad auricular y la ventricular. Tiene una frecuencia intrínseca aproximada de 50 pulsos por minuto pero, bajo condiciones normales, sigue la frecuencia impuesta por el nódulo sinusal. La velocidad de

propagación en el nódulo AV es muy lenta (0,05 m/s) y da lugar a un retraso en el progreso de la activación que permite un llenado ventricular óptimo durante la contracción auricular.

A continuación del nódulo AV se encuentra el haz de His que se divide a nivel subendocárdica en dos ramas que se propagan una a cada lado del tabique interventricular. Estas ramas del haz de His se arborizan en una compleja red de fibras de conducción denominada Fibras de Purkinje. La velocidad del sistema de conducción ventricular es de 1 a 4 m/s de manera que la activación de la región subendocárdica es casi inmediata en toda la superficie. Todas las células cardíacas tienen la propiedad de generar dipolos eléctricos cuando reciben la señal de activación (despolarización) y cuando, tras su contracción, regresan al estado de reposo (re-polarización).

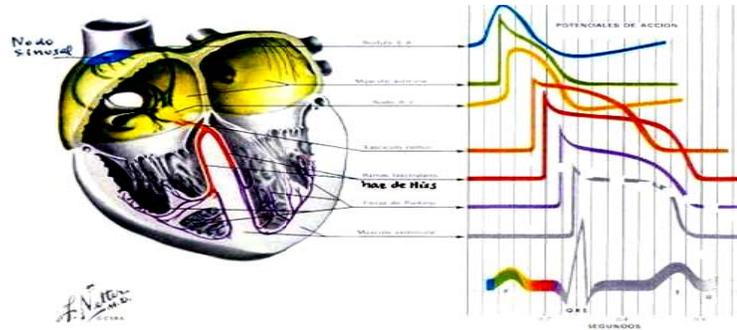
### **1.3 Electrocardiografía.**

La electrocardiografía es el procedimiento diagnóstico con el que se obtiene un registro de la actividad eléctrica del corazón. Los primeros estudios sobre la corriente eléctrica que se origina en el corazón datan de finales del siglo XIX, y se basaban en la utilización de un electrómetro capilar. Pero no fue hasta principios del siglo XX cuando el médico holandés Willem Einthoven desarrolló el galvanómetro de cuerda o alambre, impulsando, de esta manera, el desarrollo de la electrocardiografía.

El ECG se usa para el diagnóstico de muchas enfermedades cardiovasculares. El aparato destinado a recoger las señales eléctricas del corazón se llama electrocardiógrafo. Existen varios tipos de electrocardiógrafos, según las derivaciones cardíacas que pueden registrar:

- Bipolares (3 derivaciones)
- Monopulares aumentadas (3 derivaciones)
- Precordiales (6 derivaciones)

El electrocardiógrafo está basado en la recogida y amplificación de las distintas señales eléctricas de las contracciones del corazón; a nivel de la piel, la señal recogida es de apenas 1 mV.

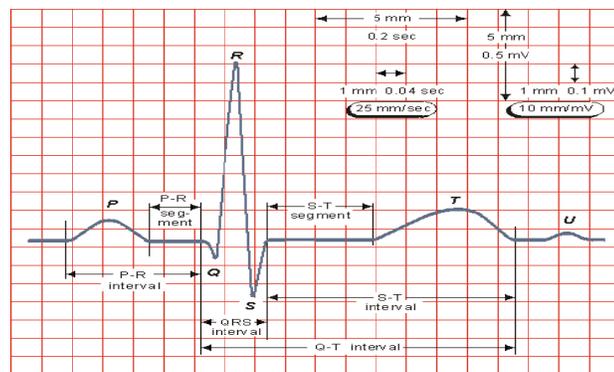


**Figura 1. 2: Señal del electrocardiógrafo**

La medida del ritmo cardíaco proporciona información relevante sobre la salud de una persona, ya que, cualquier desviación de los parámetros corrientes puede ser indicio de una condición física anormal.

### 1.3.1 Ondas y componentes del Electrocardiograma.

Una vez visto la activación eléctrica del corazón, así como las posibles derivaciones que se utilizan para registrar las diferencias de potencial, estamos en disposición de explicar cómo se genera una onda electrocardiograma (ECG) y sus características. Un período del ECG perteneciente a un individuo sano, consiste en una onda P, el complejo QRS, la onda T y la onda U, tal como se muestra en la figura.1.3.



**Figura 1. 3: Electrocardiograma**

Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se nombran intervalos. El ECG puede ser dividido en los siguientes intervalos y segmentos:

- > Onda P. En condiciones normales es la primera marca reconocible en el ECG. Corresponde a la llegada de la señal de activación a las aurículas. Su duración es menor de 100ms y su voltaje no excede los 2,5mV.
- > Intervalo PR: Muestra el período de inactividad eléctrica correspondiente al retraso fisiológico que sufre el estímulo en el nodo aurículo-ventricular. Su duración debe estar comprendida entre los 120 y 200ms.
- > Complejo QRS: Es la marca más característica de la señal electrocardiográfica. Representa la llegada de la señal de activación a ambos ventrículos. Su duración es de 80 a 100ms.
- > Segmento ST: Comprende desde el final del complejo QRS hasta el inicio de la onda T.
- > Onda T: Corresponde a la re- polarización ventricular, aparece al final del segmento ST.
- > Intervalo QT: Comprende desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T y representa la despolarización y re-polarización ventricular. Su duración estará entre 320 y 400 ms [4]-[5].

#### **1.4 Método Fotopleletismográfico.**

El Fotopleletismógrafo, (figura 1.5) es un método no invasivo, para la detección de ondas cardiovasculares propagadas alrededor del cuerpo humano [6]. La fotopleletismografía se basa en propiedades ópticas de una determinada área de la piel usando una fuente de luz emisora y una detectora para obtener un valor estimado del ritmo cardíaco (HR). La fuente emisora (diodo led IR) emite luz infrarroja a 910nm sobre la piel, la cual es absorbida, reflejada o dispersada en mayor o menor cantidad, dependiendo de la cantidad de sangre que esté circulando. La cantidad de luz reflejada o transmitida que capta la fuente detectora nos sirve para obtener información de HR [7].

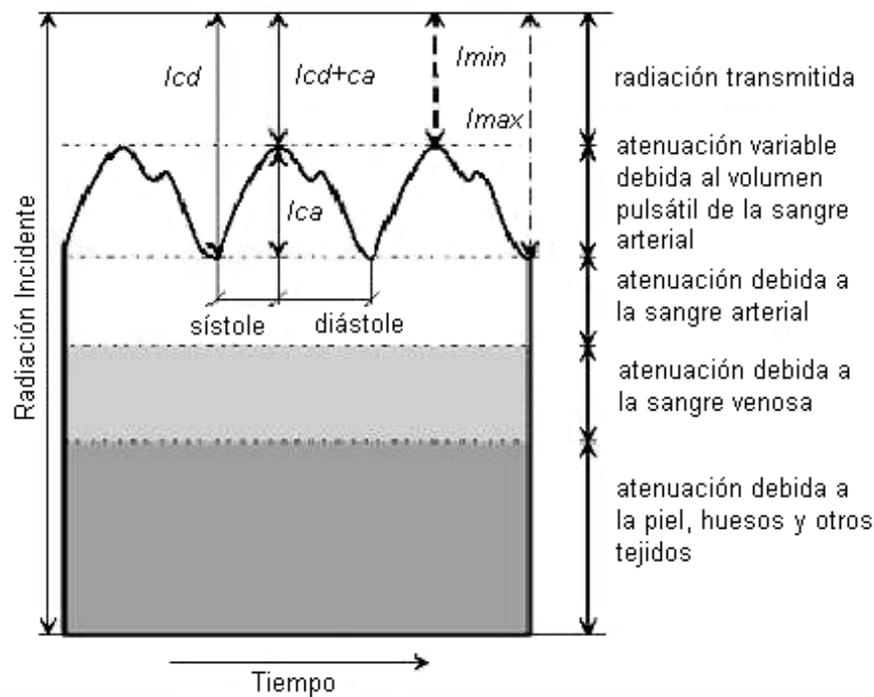


**Figura 1.4 Sensor óptico para fotopleletismografía situado en el dedo índice.**

En los sistemas actuales, por comodidad del paciente, se toma la medida en el dedo índice. Esto se debe a que es el dedo más largo y dada la estructura de pinza del sensor, que sirve para tomar medida, es más práctico. El sensor se coloca de tal forma que el dedo del paciente queda entre emisor y receptor. Para que la luz pueda pasar a través del dedo es necesario que sea infrarroja, correspondiente al espectro no visible, emitiendo a 910 nm.

La señal fotopleletismográfica contiene una abundante información en su forma, altura y tiempo. Por ejemplo, la FPG se caracteriza por un segundo pico en cada uno de sus períodos, que se llama el "dicreto *Notch*" y representa el cierre del valor de la aorta después de finalizar el periodo sistólico, lo que provoca una reacción y un aumento momentáneo en el volumen de sangre de las arterias [8]. El periodo de tiempo entre cada uno de los periodos sucesivos de la onda de FPG representa la repetición del ciclo cardíaco, y por lo tanto puede ser usada para calcular la frecuencia cardíaca.

El pico de altura de cada uno de los periodos de FPG se ve afectado por varios aspectos, incluyendo la presión arterial, el ritmo de respiración del sujeto, y las características de absorción de luz debido a la composición de la sangre. La señal de FPG obtenida tiene dos componentes: componente continua, dc, y alterna, ac.



**Figura 1.5 Señal Fotopletismográfica**

La componente continua varía en magnitud dependiendo de la naturaleza del tejido fino a través del cual la luz pasa (piel, cartílago, sangre venosa, etc.) y la componente alterna, ac, contiene información sobre HR y está relacionada con el volumen de la sangre arterial. La amplitud de la señal ac variará del 1 a 2% del valor de la componente continua [9].

La información sobre HR se obtiene de la componente ac de dicha señal, y mediante la identificación de su frecuencia logramos un valor concreto de ritmo cardíaco. La posición tanto de la fuente emisora como receptora en la implementación de la fotopletismografía puede variar y su colocación da resultado a dos técnicas de recepción de luz: la reflexión y la transmisión.

#### **1.4.1 Fotopletismografía de reflexión y transmisión.**

El empleo de la luz para medir la saturación de oxígeno arterial y la frecuencia cardíaca es conocido como oximetría de pulso y está basada en la medición de la FPG [10]. La oximetría de pulso de señales FPG adquiere por la irradiación, dos diferentes longitudes de onda de la luz a través del tejido, y compara las características de absorción de luz de la

sangre a estas longitudes de onda. La comparación permite una medición de la oxigenación de la sangre y se reporta como la saturación de oxígeno en la sangre [10].

Las señales brindadas producto a los cambios de volumen de la sangre en el tejido tienen particularidades, referentes al proceso que las involucra ya sea la transmisión o la reflexión [11].

Por ejemplo, aumentando el volumen de sangre en el tejido disminuye la luz que es capaz de transmitirse a través del tejido, pero ocurre el efecto opuesto en la luz reflejada. Esto puede ser intuitivamente justificada, ya que mientras más sangre hay en el tejido, más luz de la que pasa a través de él, se bloquea. Dado que esto mejora la cantidad de luz que refleja, la señal observada en la configuración de reflexión aumenta. Del mismo modo, cuando la luz se bloquea, no llega suficiente luz a la célula fotoeléctrica en la configuración de transmisión, y por lo tanto ocurre una disminución en la señal que se observa. En cuanto a la aplicación, la configuración de transmisión es más adecuada para las zonas del cuerpo que presentan mejor a la transmisión de luz a través de ellos, por ejemplo, los dedos o lóbulos de las orejas. Sin embargo, la configuración de transmisión no se puede utilizar en otras áreas del cuerpo donde existan obstáculos como los huesos o los músculos en el camino, además el camino de la luz es mucho más largo que en las zonas delgadas. En tales escenarios, la configuración de reflexión es más útil, siempre que el sistema vascular esté disponible cerca de la superficie de la piel, por ejemplo, la frente, la muñeca o el antebrazo.

La configuración de reflexión no se limita a las zonas donde la configuración de transmisión no se puede utilizar. Puede ser empleado para medir la señal FPG del lóbulo de la oreja o los dedos, del mismo modo que el coeficiente de transmisión de configuración. Sin embargo, debido a su fina área transversal, los dedos y lóbulos de las orejas transmiten gran parte del brillo de luz a través de ellos, dando lugar a una intensidad de señal baja en la configuración de reflexión [11]. En comparación, la configuración de reflexión es más susceptible a los artefactos de movimiento que la configuración de transmisión[6].

Esto se debe a que los transductores de la configuración de transmisión tienen la oportunidad de distribuir su peso en toda el área de la sección del espacio de medida, ya que la celda fotoeléctrica está en el plano opuesto. Sin embargo, los transductores de la configuración de reflexión están diseñados tanto con la célula fotoeléctrica y el LED en el mismo plano. Esto los deja vulnerables a los movimientos debido a su propio peso y por

cualquier movimiento del usuario. No obstante, siempre que el transductor está bien fijado a la zona de medición del cuerpo, los artefactos de movimiento pueden ser minimizados.

### **1.5 Ritmo cardíaco.**

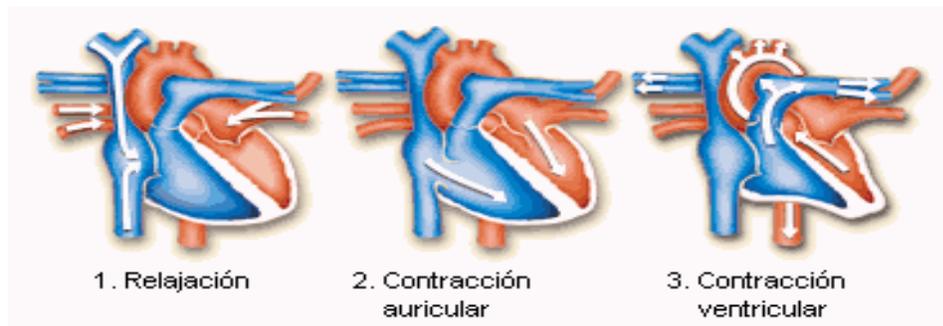
Dotado de un sistema electrogenético el corazón está capacitado para generar rítmicamente impulsos que producen la contracción rítmica del músculo cardíaco, y permite transmitir estos con mayor rapidez. En un normal funcionamiento, las aurículas se contraen aproximadamente un sexto de segundo antes que los ventrículos, lo que favorece establecer el límite previamente de que bombee la sangre a los pulmones y a la circulación periférica, consiente además que todas las partes de los ventrículos se contraigan casi sincrónicamente, lo que hace viable una transmisión exhaustiva en dichas cavidades.

Pese a un intensivo cuidado este propio sistema es susceptible de contusiones por las cardiopatías, específicamente por las isquemias de los tejidos cardíacos en consecuencia a un flujo sanguíneo coronario insuficiente. En ocasiones la derivación de estos factores radica en la aparición de un acento cardíaco anormal o una secuencia anómala de contracción de las cavidades cardíacas, y el empuje del bombeo del corazón resulta a menudo seriamente afectado, incluso hasta el punto de provocar la muerte[13].

Con el incremento del peso del corazón la celeridad cardíaca abrevia regularmente, seguido por la progresión del órgano desde pequeño hasta el discernimiento, este periodo evolutivo incide en la duración de la sístole ventricular y la del intervalo P-R que por demás aumentan al mismo tiempo. El promedio que genera el pulso del individuo sano está dentro de 61 y 64 latidos por minuto, si se toma en circunstancias basales. Puede variar entre 50-100 con una presteza baja para sujetos adiestrados, o con una eminencia para aquellos con una excitación reducida del nervio vago y una ampliación del consumo metabólico. Las mujeres tienen 7 u 8 palpitaciones por minuto más que los hombres[14].

### **1.6 Ciclo cardíaco.**

Se denomina ciclo cardíaco al conjunto de movimientos que efectúa el corazón en cada latido. Fundamentalmente comprende tres fases: la sístole auricular o presístole, la sístole ventricular y la diástole ventricular.



**Figura 1. : Ciclo cardíaco**

Durante la sístole auricular la sangre se acumula en las aurículas, aumenta de presión y pasa a los ventrículos. En los primeros momentos de la sístole ventricular la presión en las arterias es mayor que en el interior de los ventrículos, y las válvulas sigmoideas permanecen cerradas; cuando la presión en el ventrículo es superior a la del sistema arterial se abren las válvulas sigmoideas y se expulsa la sangre. La diástole ventricular empieza cuando se ha vaciado el ventrículo, las válvulas sigmoideas se cierran, el miocardio se relaja y el ventrículo se llena de la sangre procedente de las aurículas. En una persona en reposo el ciclo cardíaco puede durar en torno a los 0,8 segundos, 0,3 la sístole y 0,5 la diástole **Error! Reference source not found.**

### **1.7 Variación del Ritmo Cardíaco.**

Desde los inicios de la electrocardiografía se ha observado que el ritmo cardíaco varía latido a latido. Se trata de pequeñas variaciones en torno a su valor medio aproximadamente de hasta el 10 % y se denomina variabilidad del ritmo cardíaco (VRC).

El ritmo cardíaco y su variabilidad latido a latido dependen del ritmo de disparo del nodo sinoatrial, NSA, que está controlado por el sistema nervioso autónomo, a través de sus dos ramas: el sistema simpático y el sistema parasimpático. Por regla general, la acción del sistema simpático acelera el ritmo cardíaco mientras que la acción del sistema parasimpático lo desacelera. La VRC se origina por la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático, siendo dominante la acción del parasimpático en condiciones de reposo [26].

Las fibras parasimpáticas se originan en el tallo cerebral y la región sacra de la médula espinal y se distribuyen principalmente en los nodos NSA y NAV y en menor grado en las aurículas. Una estimulación de las fibras parasimpáticas o vágales provoca una disminución del ritmo cardíaco debido a una hiperpolarización de la membrana de las células del nodo sino atrial, NSA y una disminución de la velocidad de despolarización. Así mismo, una estimulación parasimpática disminuye la excitabilidad de las células del nodo atrio ventricular NAV, con retraso de la conducción del impulso.

Las fibras simpáticas se originan fundamentalmente en las regiones torácica y lumbar de la médula espinal, también se distribuyen en los nodos NSA y NAV, y tienen una distribución ventricular mucho más importante que las fibras parasimpáticas. Una estimulación de las fibras simpáticas origina un aumento del ritmo cardíaco debido a un aumento en la velocidad de despolarización de la membrana de las células del nodo sino atrial NSA, así como un aumento de la presión arterial media y de la contractilidad del ventrículo izquierdo.

La respuesta a una estimulación parasimpática es muy rápida, pudiéndose observar su efecto sobre el ritmo cardíaco latido ha latido. Sin embargo, la respuesta a una estimulación simpática es mucho más lenta, tras una latencia de hasta 5s, el ritmo cardíaco aumenta gradualmente durante 20-30s hasta alcanzar un nuevo valor estacionario [27].

### **1.7.1 Aspecto Clínico de la Variación del Ritmo Cardíaco.**

La utilidad clínica de la variabilidad de la ritmo cardíaco fue apreciada por primera vez en 1965 cuando Hon y Lee [15] observaron que las dificultades fetales estaban precedida por alteraciones de los intervalos entre latidos, antes de que ocurrieran cambios apreciables en el ritmo cardíaco en sí. Hace 20 años, Sayersy otros enfocaron la atención en la existencia de ritmos fisiológicos arraigada en la señal del ritmo cardíaco de latido a latido [17][18][19][20].

Durante los años 1970, Ewing y otros idearon una serie de pruebas simples de diferencias del ciclo cardíaco (pico a pico) de corto plazo a pie de cama para detectar la neuropatía autónoma en pacientes diabéticos[21]. La relación del riesgo más alto de la mortalidad post-infarto con VRC reducido fue mostrada primero por Wolf y otros en 1977 [22]. En

1981, Akselrod y otros ponen en práctica el análisis espectral de potencia de las fluctuaciones del ritmo cardíaco para evaluar latido a latido el control cardiovascular cuantitativamente [23].

Estos análisis del dominio de la frecuencia contribuyeron a comprender los antecedentes autónomos de las fluctuaciones del intervalo del ciclo cardíaco en el registro del ritmo cardíaco [24],[25].

La importancia clínica de VRC se hizo evidente a fines de 1980 cuando fue confirmado que la VRC era un indicador poderoso de la mortalidad que seguía al infarto agudo del miocardio. Con la disponibilidad de nuevos electrocardiógrafos digitales de alta frecuencia multicanales de 24 h, la VRC tiene el potencial de permitir una comprensión valiosa y más profunda de las condiciones fisiológicas y patológicas de los pacientes y de aumentar la estratificación de los riesgos.

### **1.7.2 Medición de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco.**

#### **Métodos de dominio-tiempo**

Las variaciones del ritmo cardíaco pueden ser valoradas por varios métodos, de los cuales quizás sean los más simples las mediciones de dominio de tiempo. Con estos métodos se determina el ritmo cardíaco en cualquier punto en el tiempo o los intervalos entre complejos normales sucesivos. En un registro Fotopleletismográfico (FPG), cada intervalo de NN es detectado, con su ritmo cardíaco. Las variables en el dominio del tiempo son calculadas incluyendo el intervalo NN medio, la media del ritmo cardíaco, la diferencia entre el intervalo NN más corto y más largo, la diferencia del ritmo cardíaco en la noche y el día, etcétera. Otras mediciones del dominio de tiempo que pueden ser usadas son las variaciones instantáneas en el ritmo cardíaco que acompañan a la respiración, la inclinación. Estas diferencias pueden ser descritas como las divergencias en el ritmo cardíaco o la duración del ciclo.

La variedad de mediciones de dominio de tiempo de la VRC es donde muchas de las mediciones guardan correlación con otra, se recomienda las cuatros siguientes para evaluar la VRC en el dominio de tiempo: SDNN (el cálculo aproximado de VRC en conjunto); el índice triangular de la VRC solo permite un procesamiento superficial de la señal; SDANN

(calcula componentes a largo plazo de la VRC), y RMSSD (calcula componentes de corto plazo de la VRC).

Los métodos que expresan la VRC total y sus componentes de largo y corto plazos no pueden sustituirse mutuamente. El método seleccionado debe corresponder al objetivo de cada estudio.

### **Métodos estadísticos**

A partir de una serie de frecuencias cardíacas instantáneas o intervalos del ciclo, particularmente los registros en periodos largos, tradicionalmente de 24 horas, pueden calcularse con mediciones del dominio de tiempo más complejas. Estas pueden dividirse en dos clases: (a) aquellos que se obtuvieron de las mediciones directas de los intervalos pico a pico o frecuencias cardíacas instantáneas, y (b) las que se derivan de las diferencia entre los intervalos de pico a pico (NN). Estas variables pueden ser obtenidas del análisis del registro total del fotopleletismógrafo o pueden ser calculados usando segmentos más pequeños del período de registro. Este último método permite que la comparación de VRC sea hecha durante las actividades diferentes, por ejemplo el descanso, el sueño, etcétera.

La variable más simple para efectuar el cálculo es la desviación estándar del intervalo de NN (SDNN), o sea, la raíz cuadrada de la varianza. Debido a que la varianza es matemáticamente igual a la potencia total del análisis espectral, la SDNN se calcula en un periodo de 24 horas, comprendiendo de esta forma tanto las variaciones de alta frecuencia a largo plazo como los componentes de las frecuencias más bajas observado en un periodo de 24 h. Como el periodo de la observación disminuye, la SDNN calcula duraciones de ciclos cada vez más cortas. Debe también ser notado que la varianza total de la VRC aumenta con la duración del registro analizada [28]. Por lo tanto, SDNN no es una cantidad estadística bien definida debido a su dependencia sobre la longitud del periodo del registro. En la práctica, es inapropiado comparar las medidas de SDNN obtenidas de los registros con duraciones diferentes. Sin embargo, las duraciones de las grabaciones usadas para determinar los valores de SDNN (y de forma similar, otras mediciones de la VRC) deben estar normalizadas.

Otras variables estadísticas utilizadas con frecuencia a partir de segmentos del periodo total de monitoreo incluyen la SDANN, la desviación estándar del intervalo de NN medio calculado durante los periodos cortos, generalmente de 5 minutos que es un cálculo aproximado de los cambios en el ritmo cardíaco como resultado de ciclos superiores a 5 minutos, el valor medio de la desviación estándar de 5 minutos del intervalo de NN calculado en 24 horas que miden la variabilidad producida por ciclos inferiores a 5 minutos.

Las medidas más comúnmente utilizadas, obtenidas de la diferencia de intervalos incluyen la RMSSD. Todas estas mediciones de la variación de corto plazo calculan las diferencias de alta frecuencia en el ritmo cardíaco y por lo tanto, son altamente correlacionadas.

### **Métodos de dominio de frecuencia**

Se han aplicado varios métodos espectrales[29] para el análisis del tacograma desde finales de 1960. La densidad espectral de potencia (PSD) provee la información básica de cómo la potencia (o sea, la varianza) distribuye como una función de la frecuencia. Independiente del método empleado, solo se puede obtener un cálculo aproximado de la PSD por lo general pueden clasificarse como no paramétricos y paramétricos. En la mayoría de los ejemplos, ambos métodos proveen resultados comparables. Las ventajas de los métodos no-paramétricos son: (a) la simplicidad de los algoritmos empleados (Transformación Rápida de Fourier - FFT en la mayoría de los casos) y (b) la alta velocidad de procesamiento; mientras que las ventajas de los métodos paramétricos son: (a) componentes espectrales más uniformes que pueden distinguirse independientemente de las bandas de frecuencia espectrales, (b) fácil procesamiento del espectro con un cálculo automático de los componentes de potencia de las frecuencia altas y bajas, y la identificación fácil de la frecuencia central de cada componente, y (c) una estimación exacta de la PSD incluso sobre una pequeña cantidad de muestras en la que se supone que la señal se mantenga estacionaria. La desventaja básica de los métodos fundamentales es la necesidad de verificar la conveniencia del modelo elegido y su complejidad (o sea, el orden del modelo).

#### **1.7.3 Componentes espectrales.**

Registros de corto plazo de las que tres componentes espectrales principales son distinguidos en un espectro calculado a partir de registros con duración de 2 a 5 minutos la frecuencia muy baja (VLF) frecuencia baja (LF), y componentes de alta frecuencia (HF).

La distribución de la potencia y la frecuencia central de la LF y HF no son fijas pero podrían variar en relación con los cambios en las modulaciones autónomas del periodo cardíaco[30].

La explicación fisiológica del componente de la VLF está mucho menos definida y la existencia de un proceso fisiológico específico atribuible a estos cambios de periodo cardíaco podrían incluso cuestionarse. El componente no armónico que no tiene propiedades coherentes y que está afectado por algoritmos de supresión de base o retiro de tendencia se acepta como el componente principal de la VLF. Por lo tanto, VLF evaluada a partir de registros de corto plazo (por ejemplo, menor e igual a 5 minutos) es una medida dudosa y deber ser evitada cuando se interpreta la PSD de la señal fotopleletismográfica de corto plazo.

La medición de componentes de potencia de las VLF, LF y HF se realizan por lo general en valores totales de  $ms^2$ , pero las LF y HF también pueden medirse en unidades normalizadas (u.n) que representa el valor relativo de cada componente de potencia con respecto a la potencia total menos el componente de la VLF. La representación de las LF y HF en u.n enfatiza el comportamiento controlado y equilibrado de las dos secciones del sistema nervioso autónomo. Además, la normalización tiende a minimizar el efecto sobre los valores de las LF y HF de los cambios de potencia total. Sin embargo, u.n debe ser dado con valores absoluto de potencia de las LF y HF para describir la distribución de la potencia en componentes espectrales.

El análisis de espectral de grabaciones a largo plazo también puede ser usado para analizar la secuencia de los intervalos de NN en el período 24 horas. El resultado incluye una componente de frecuencia ultra baja (ULF), además de VLF, LF y componentes de HF. La pendiente del espectro 24h también puede evaluarse en una escala de registro a registro colocando linealmente el valor espectral.

El problema de la "inmovilidad" se analiza con frecuencia con registros a largo plazo. Si los mecanismos responsables de las modulaciones de una cierta frecuencia permanecen iguales durante todo el período del registro, el componente de frecuencia correspondiente de la VRC puede utilizarse como una medida de estas modulaciones. Si las modulaciones no son estables, la interpretación de los resultados de análisis de frecuencia está menos definida.

En los mecanismos fisiológicos de modulaciones del periodo cardíaco responsable de los componentes de potencia LF y HF no pueden ser considerados estacionarios durante el período de 24h [30].

### **1.8 Ruidos que afectan la señal FPG.**

La afectación de la señal Fotopleletismográfica por ruidos es inevitable. Entre los tipos de ruido que más afectan a la misma se encuentran los siguientes:

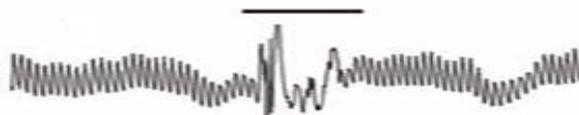
- Ruido debido a las contracciones musculares.
- Ruido producido por la interferencia de la línea de potencia.
- Ruidos producidos por desplazamiento del paciente.
- Ruidos causados por la respiración.

La incidencia de algunos de los ruidos indicados anteriormente puede reducirse mediante la utilización de procedimientos y equipamiento apropiados para la adquisición de la señal Fotopleletismográfica. Tal es el caso de los producidos por la línea de potencia o los de alta frecuencia, debidos a la utilización de equipos que operen con señales de este tipo.

Otros ruidos pueden resultar más difíciles de evitar, puesto que requieren de la colaboración consciente del paciente, lo cual no siempre puede garantizarse. Entre los ruidos causados por movimientos del paciente se encuentran los producidos por la respiración.

Las causas principales de dichos artefactos son las flexiones del dedo, presiones en las sondas o en el sensor y movimientos de la mano. Resulta esencial una detección automática de los artefactos de movimiento y su separación de los segmentos de alta calidad en registros con gran variabilidad de la onda de pulso [2].

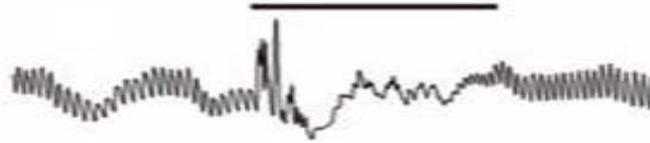
Las Figuras Figura 1. 1, Figura 1. 2, Figura 1. 3 y Figura 1.4 son ejemplos de artefactos de la señal FPG. En ellas se muestran diferentes casos de registros de la señal durante un minuto, donde las zonas afectadas se han marcado con una línea horizontal.



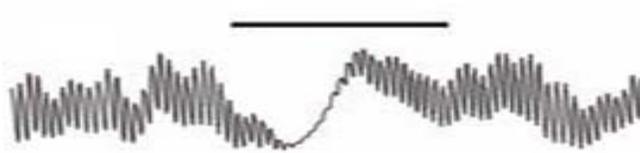
**Figura 1. 1: Movimiento brusco o tirón del cable del dispositivo FPG.**



**Figura 1. 2: Temblor de la mano o el dedo.**



**Figura 1. 3: Un ataque de tos.**



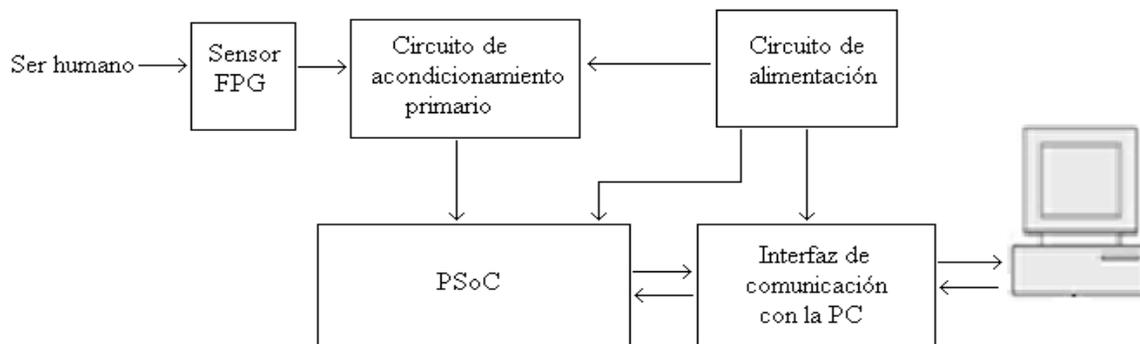
**Figura1.4: Cambio causado por movimiento respiratorio.**

## CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS.

En el presente capítulo se analizarán los materiales y métodos disponibles para el desarrollo del sistema. Se ofrecen alternativas y se fundamentan las elecciones de las mismas.

### 2.1 Diagrama general del sistema.

El sistema para la determinación del ritmo cardíaco a partir de la señal FPG se basa en el uso de un sistema de adquisición previamente desarrollado, basado en PSoC (*Programmable System on a Chip*) que tiene el diagrama general que se muestra en la **Error! Reference source not found.**1. El sistema cuenta con una etapa analógica y una digital. La sección analógica contiene los elementos necesarios para realizar las funciones de filtrado, amplificación y acondicionamiento de la señal FPG procedente del sensor óptico.

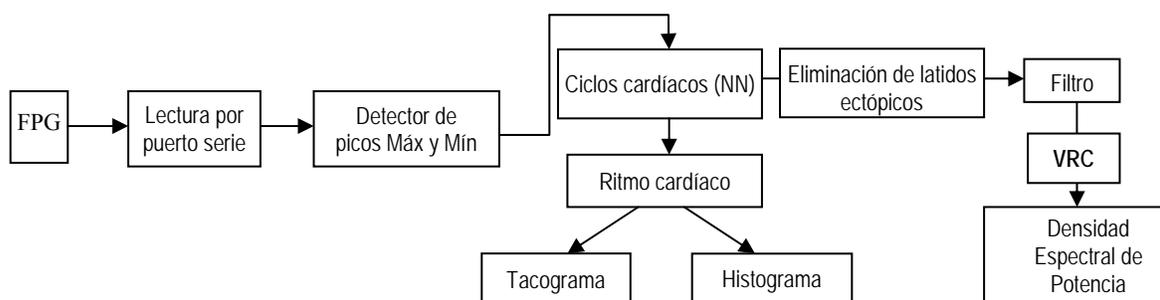


**Figura 2.1: Diagrama en bloques del sistema de adquisición de la señal FPG.**

La sección digital es controlada por el procesador PSoC CY8C27443 [31], de *Cypress Microsystem*. Este se encarga también de la transmisión de los datos hacia una PC para realizar la presentación visual de los mismos.

El sistema a desarrollar debe recoger los datos suministrados por el sistema de adquisición, el cual utiliza la comunicación mediante la interfaz serie RS-232.

Teniendo la señal FPG se estructuró un sistema de adquisición por el puerto serie de un PC, se determina los valores de los picos máximos y mínimos, con su serie de eventos cardíacos (SEC). Se pasa a estimar el ritmo cardíaco, los ciclos cardíacos y su promedio como se muestra en la figura 2.2.



**Figura 2.2. Diagrama general del procesamiento de señal FPG.**

Además, se eliminan los latidos ectópicos que existen en los ciclos cardíacos y junto con un filtro se obtiene la variación del ritmo cardíaco de la cual se extraen los descriptores de densidad de potencia espectral, tacograma y un histograma, lo que facilitará al usuario un mejor diagnóstico del ritmo cardíaco.

### 2.1.1 Comunicación con la PC mediante RS-232.

El procesador utilizado en el sistema (PSoC), permite la conexión con otros dispositivos mediante las interfaces RS-232 (para comunicación serie), IrDA (por infrarrojo) y USB (*Universal Serial Bus*)[32], [33], [34]. En esta aplicación se implementó la comunicación serie con la PC porque no se contaba con el hardware necesario para implementar las otras posibilidades de comunicación.

Los puertos serie, también conocidos como puertos de comunicaciones (COM), están considerados como una interfaz externa fundamental. De hecho, dichos puertos han

acompañado al PC desde hace más de veinte años. En general, todo PC incluye dos puertos serie RS-232, denominado COM1 y COM2.

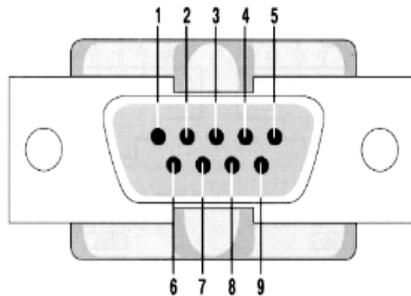
Las señales con las que trabaja este puerto son digitales, +12V (0 lógico) y -12V (1 lógico), para entrada y salida de datos; y a la inversa en las señales de control. El estado de reposo en la transmisión (entrada y salida) de los datos es de -12V.

Para lograr la comunicación con el puerto serie es necesario determinar el protocolo a seguir dado que el estándar del protocolo no permite indicar en qué modo se está operando.

Los parámetros a establecer para la comunicación son los siguientes:

- a) Velocidad del puerto.
- b) Protocolo serie (número de bits-paridad-bits de parada)
- c) Protocolo de control de flujo(RTS/CTS o XON/XOFF)

La conexión con el puerto serie se realiza con un conector del tipo DB9, la descripción del mismo se muestra en la Figura 2.3yTabla 1[35].



**Figura 2.3: Conector DB9 utilizado en el acople a la interfaz RS-232.**

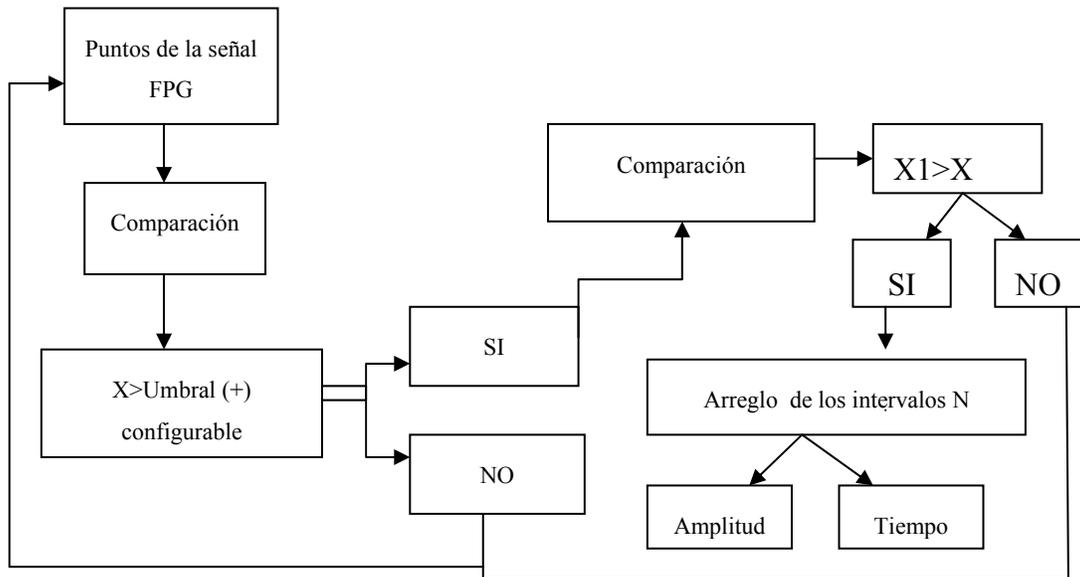
**Tabla 1: Características de los pines.**

Conector 9 pines	Nombre	Descripción	Tipo de Señal
1	DCD	Data Carrier Detect	Control
2	RxD	Receive Data	Data
3	TxD	Transmint Data	Data
4	DTR	Data terminal Ready	Control
5	SG	Signal Ground	Ground
6	DSR	Data Set Ready	Control
7	RTS	Request to send	Control

8	CTS	Clear to send	Control
9	RI	Ring Indicator	Control

**2.2 Determinación de los picos máximos y mínimos.**

El diagrama en bloque es una secuencia donde primero se carga la señal fotopletoisomográfica y se convierte en un arreglo, se establece el tamaño de la señal, empieza la primera secuencia donde se detectarán los valores de los picos máximos (N) de la señal. Para esto se hace una comparación entre las direcciones, para definir cuando llegó al final de todos los puntos de la señal, sale el primer número para ser comparado con el umbral positivo configurable, buscando los valores por encima de este, si no se cumple que es mayor que el umbral (+) se incrementa la dirección formándose un ciclo, hasta tener todos los puntos por arriba del umbral (+) de la señal fotopletoisomográfica. Luego serán procesados en otra secuencia donde el primer número por encima del umbral (+) es tomado como el mayor y se compara con el siguiente, si es verdadero pasa a la salida junto con el tiempo de ese número mayor, así hasta que el punto de la señal esté por debajo del umbral (+) y se pare el ciclo, obteniendo los picos máximos de la señal FPG (figura 2.4)



**Figura 2.4. Diagrama en bloque para la detención de los picos máx**

En la próxima secuencia se hace un arreglo para obtener el tiempo y la amplitud de cada uno de los picos máximos, a ese arreglo se le pasa el primer tiempo del pico máximo, luego se incrementa la dirección y se obtienen todos los tiempos de los puntos máximos de la señal fotopleitismográfica, con la amplitud se hace el mismo procedimiento.

Los valores mínimos de la señal FPG se determinan de igual forma, quedando almacenados en un arreglo con tiempo2 y amplitud2

### 2.3 Obtención de los ciclos cardíacos y su promedio.

Los ciclos cardíacos son los intervalos que hay de pico a pico (NN) en la señal FPG, después de detectados los picos máximos con los valores de tiempo de cada intervalo  $N$ , resto el valor de tiempo del segundo pico menos el valor de tiempo del primer intervalo ( $N$ ), como resultado tendremos el primer ciclo cardíaco y así sucesivamente se hace el procedimiento para todos en la señal FPG.

Se efectúa una sumatoria de todos los ciclos cardíacos y se divide entre la cantidad de intervalos NN, obteniendo el promedio de los ciclos cardíacos, los cuales se dividen entre 60 segundos y tendremos los latidos por minutos que existen en el paciente.

### 2.4 Algoritmo para la obtención de la VRC

La señal VRC se puede obtener a partir de la serie de eventos cardíacos ( $SEC$ ), formada por un tren de impulsos unitarios ubicados en las posiciones en el tiempo de los latidos de la señal fotopleitismográfica libre de ectópicos, según

$$SEC(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - t_n) \quad (2.1)$$

Se utilizó para la extracción de la VRC un algoritmo basado en el filtrado mediante ventana, que aprovecha las características de la señal RR [36]. El procedimiento de extracción, basado en el modelo IPFM, se indica en la figura 5. Se utilizó una frecuencia de re-muestreo de 5 Hz para la obtención de la señal VRC.



**Figura 2.5 Procedimiento de extracción de la señal VRC.**

#### 2.4.1 Requisitos técnicos para el procesamiento de la VRC.

Debido a las divergencias importantes en la interpretación de los resultados, los análisis espectrales de la señal fotopleitismográfica a corto y largo plazo deben diferenciarse estrictamente como se muestra en la Tabla 2.

**Tabla 2 Medidas de Dominio de Frecuencia Seleccionadas de la VRC en con duración de 5 minutos.**

Variable	Unidad	Análisis de registro de corto plazo (5 min)	Gama de frecuencia
VLF	ms <sup>2</sup>	Potencia en gama de frecuencia muy baja	≤ 0.4 Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Potencia en gama de frecuencia baja	0.04-0.15 Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Potencia en gama de frecuencia alta	0.15-0.4 Hz

**Análisis en periodo total de 24h.**

<b>Variable</b>	<b>Unidad</b>	<b>Análisis de registro de 24 h</b>	<b>Gama de frecuencia</b>
ULF	ms <sup>2</sup>	Potencia en gama de frecuencia ultrabaja	0.003-0.04 Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Potencia en gama de frecuencia baja	0.04-0.15 Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Potencia en gama de frecuencia alta	0.15-0.4 Hz

La señal fotopletoislográfica analizada debe satisfacer algunos requisitos para obtener una estimación espectral segura. Cualquier desviación de los siguientes requisitos podría resultar irreproducible ya que son difíciles de interpretar.

Para atribuir componentes espectrales individuales a los mecanismos fisiológicos bien definidos, tales como mecanismos que ajustan el ritmo cardíaco no deben cambiar durante la grabación. Los fenómenos fisiológicos pasajeros quizás pueden ser analizados por los métodos específicos que constituyen un tema de investigación estimulante actualmente, pero que no está todavía listo para ser usados en investigación aplicada. Para verificar la estabilidad de la señal en relación con componentes espectrales seguros, pruebas estadísticas tradicionales podrían estar empleadas [37].

La frecuencia de muestreo tiene que ser escogida apropiadamente. Una frecuencia de muestreo baja podría producir corrimientos en el cálculo de la posición de los picos máximos que modifican el espectro considerablemente. El intervalo óptimo es de 250 – 500Hz o aún mayor para la señal ECG, mientras que un valor inferior de frecuencia de muestreo (en cualquier caso mayor o igual que 100Hz) puede funcionar satisfactoriamente solamente si se utiliza un algoritmo de la interpolación (por ejemplo parabólico) para refinar la determinación de la posición de las ondas R[38].

La eliminación de la línea de base puede afectar las componentes inferiores en el espectro. Es aconsejable verificar la respuesta de frecuencia del filtro o el comportamiento del algoritmo de regresión, si se utiliza, y verificar que los componentes espectrales de interés no sean afectados significativamente.

La selección de la posición del latido en la señal FPG podría ser crítica. Es necesario utilizar un algoritmo apropiado y validado, (por ejemplo derivada + umbral, comparación de patrones, método de correlación, etc.) para establecer un punto de referencia estable e independiente de ruido.

Los latidos ectópicos, los eventos de arritmias, pérdida de datos y ruidos pueden modificar el cálculo de la densidad espectral de potencia de la VRC. La interpolación correcta (algoritmos de regresión lineal o similares) en los latidos precedentes sucesivos sobre las señales de VRC o sobre su función de auto correlación puede reducir este error. De forma preferencial, deben utilizarse grabaciones de corto plazo que estén libres de latidos ectópicos, pérdida de datos y ruido. En algunas circunstancias, sin embargo, la utilización solamente de registros de corto plazo libre de latidos ectópicos puede introducir una polarización significativa. En tales casos debe utilizarse una interpolación correcta y tener en cuenta la posibilidad de que se obtengan resultados afectados por los latidos ectópicos.

### **2.5 Algoritmos para el procesamiento de la VRC.**

La serie de los datos sujeta al análisis espectral puede ser obtenida de maneras diferentes. Una representación ilustrada útil de los datos es la serie de evento discontinua (el DES), que es gráfico de intervalos NN vs tiempo (indicando la ocurrencia del intervalo) que constituye una señal de muestreo de tiempo irregular. Sin embargo el análisis espectral de la secuencia de ritmo cardíaco instantáneo también ha sido usado en muchos estudios

**Error! Reference source not found..**

El espectro de la señal de VRC por lo general se calcula o bien a partir del tacograma de intervalo de pico a pico (duraciones del intervalo versus la cantidad de los latidos progresivos) o interpolando el DES, obteniendo una señal ininterrumpida como una función del tiempo, o calculando el espectro de los recuentos de los ritmos unitarios como una función del tiempo que corresponde a cada intervalo reconocido [40]. Tal elección podría

tener implicaciones sobre la morfología, las unidades de medición de los espectros y la medición de los parámetros espectrales relevantes.

El uso del tacograma para determinar los intervalos N, se basa en el método paramétrico, o la interpolación. Sin embargo, la interpolación con regularidad probada del DES es también apropiada para los métodos paramétricos. La frecuencia de muestreo de interpolación de las DES tiene que ser suficientemente alta para que la frecuencia de Nyquist del espectro no se encuentre dentro de la gama de frecuencia.

Las normas para los métodos no-paramétricos (basado en el algoritmo de FFT) deben incluir los valores indicados en la Tabla 2, la fórmula de la interpolación de DES, la frecuencia de la muestra a la que la interpolación de DES, el número de muestras usado para el cálculo de espectro, y la ventana espectral empleada (ventanas de *Hann* y *triangular* son las que con más frecuencia se utilizan).

Las normas de los métodos paramétricos deben incluir los valores informados en la Tabla 2, el tipo del modelo usado, el número de muestras, la frecuencia para cada componente espectral (LF y HF) y el valor de la orden de modelo (números de los parámetros). Además las cifras estadísticas tienen que ser calculadas para evaluar la confiabilidad del modelo.

## **2.6 Determinación y eliminación de los latidos ectópicos.**

En el estudio de la VRC es imprescindible la eliminación de aquellos latidos que no se producen en el nodo SA. Esto es motivado por dos causas principales, la primera está dada por el hecho de que los latidos ectópicos no se generan por el mecanismo que es responsable de la variabilidad de los intervalos de pico a pico (NN). La segunda razón es que estos latidos ocurren antes o después del instante esperado, creando componentes de alta frecuencia que producen un aumento del estimado de las componentes en la banda HF, lo cual puede distorsionar la medición verdadera de la VRC. La detección de los latidos ectópicos se basa en la alteración morfológica que presenta la frecuencia de los ciclos cardíacos correspondiente y en la variación anómala del intervalo NN con respecto a los latidos que lo preceden [41].

La detección morfológica de los ectópicos se realizó como parte del detector de los picos máximos de la señal fotopletimográfica. La detección a partir del intervalo NN está basada

en la determinación de un valor de referencia, tomado como el valor medio de los períodos NN del registro cuyos valores se encuentren por encima del 5% y por debajo del 90% del intervalo de los mismos. Los latidos para los cuales el intervalo NN medido con respecto al precedente difirió en más de un 25 % del valor de referencia obtenido, se consideraron ectópicos.

Para descartar los latidos ectópicos se siguen dos enfoques principales. Se puede proceder a la eliminación de los mismos sin reposición, o a la inserción de latidos en las posiciones en las cuales se estima que debieron ocurrir. Se ha utilizado aquí la eliminación sin reinscripción, debido a que la inclusión de latidos produce sólo una disminución ligera del error producido por la eliminación de los ectópicos. Por otra parte, la inclusión de latidos en posiciones incorrectas produce un error aún mayor [42].

La eliminación de los latidos ectópicos presentes en la señal fotopleitismográfica altera las posiciones de las marcas de tiempo correspondientes a las distintas etapas de la maniobra. Para solucionar esto se almacenan las posiciones de los latidos ectópicos y los valores del intervalo de pico a pico que les corresponden,  $NN_{ect}(t)$ . Esta información se utiliza luego para determinar las posiciones en el registro de la señal VRC de los límites de las etapas de la maniobra  $l_1$  y  $l_2$ , según:

$$l_1 = t_1 f_r - f_s \sum_{t \leq t_1} NN_{ect}(t) \quad (2.2)$$

$$l_2 = t_2 f_r - f_s \sum_{t \leq t_2} NN_{ect}(t) \quad (2.3)$$

Donde  $t_1$  y  $t_2$  son los tiempos de inicio y terminación de la etapa de esfuerzo respectivamente, en segundos,  $f_s$  es la frecuencia de muestreo en Hz de la señal fotopleitismográfica y  $f_r$  es la frecuencia de re-muestreo de la señal VRC.

## 2.7 Interfaz Gráfica.

Se decidió utilizar una interfaz gráfica de usuario desarrollada en *LabVIEW*, que permitiera adquirir, representar y procesar la señal FPG procedente del PSoC a través del puerto serie de la PC. La elección del *LabVIEW* estuvo fundamentada por la existencia en el mismo de una amplia biblioteca de funciones y bloques para el procesamiento de señales.

La configuración del puerto serie para la comunicación en *LabVIEW* se realizó utilizando los mismos valores de los parámetros de la configuración del UART del PSoC (bits de datos, paridad, bits parada, velocidad de transmisión y control de flujo), para que no existan errores en la presentación visual de la señal.

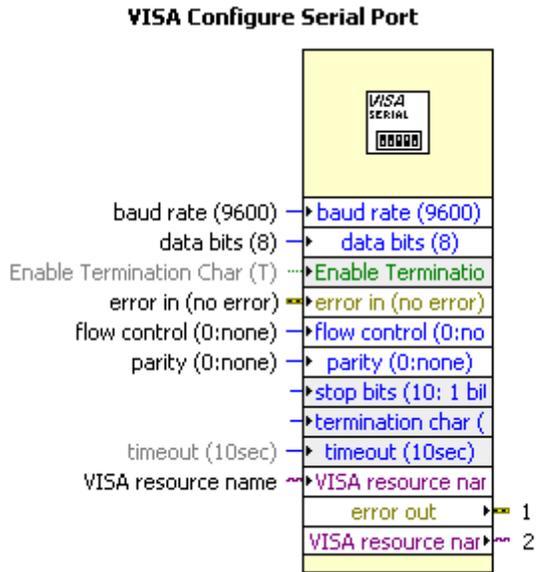
Una vez adquirida la señal se determinan los picos de la misma y se presentan numéricamente en la interfaz la cantidad de latidos, valor máximo, mínimo y promedio entre latidos, cantidad de latidos por minuto y la variación del ritmo cardíaco todo estará visualizado junto con un histograma que representará la cantidad de latidos en la señal fotopletimográfica, un tacograma, el gráfico de densidad de potencia espectral y una gráfica de las series de eventos cardíacos. Esto facilitará el trabajo al usuario y lo ayudará a tener un diagnóstico más rápido del paciente.

## 2.8. Puerto Serie.

La comunicación serial es un medio popular de conectar datos entre una computadora y un dispositivo periférico, como un instrumento programable u otra computadora, utiliza además un transmisor para enviar datos, un bit a la vez, sobre una sola línea de comunicación hacia un receptor. Este método se puede utilizar cuando las tasas de transferencia de datos son bajas o deben transferir datos a largas distancias. Lo popular radica en que la mayoría de las computadoras tienen uno o dos puertos seriales; por lo que tanto, se requiere hardware adicional para relacionar su instrumento a la computadora o computadoras.

Requiere que se definan cuatro parámetros: el *baud rate* (número de bauds por segundo) de la transmisión, el número de data bits (bits de datos) que representan un carácter, el tipo de *parity* (paridad) y el número de stop bits (bits de parada). Cada carácter transmitido es empacado en un marco de caracteres que consiste en un bit de comienzo, seguido por los

bits de datos, el bit opcional de paridad, y el\los bits(s) de parada. En la siguiente figura 2.6 se muestra las configuraciones como el *baud rate* es de 9600 los 8 bits de datos y las otras configuraciones necesarias para la comunicación por el puerto serie.



**Figura 2.6 Configuración del puerto serie**

## CAPÍTULO 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

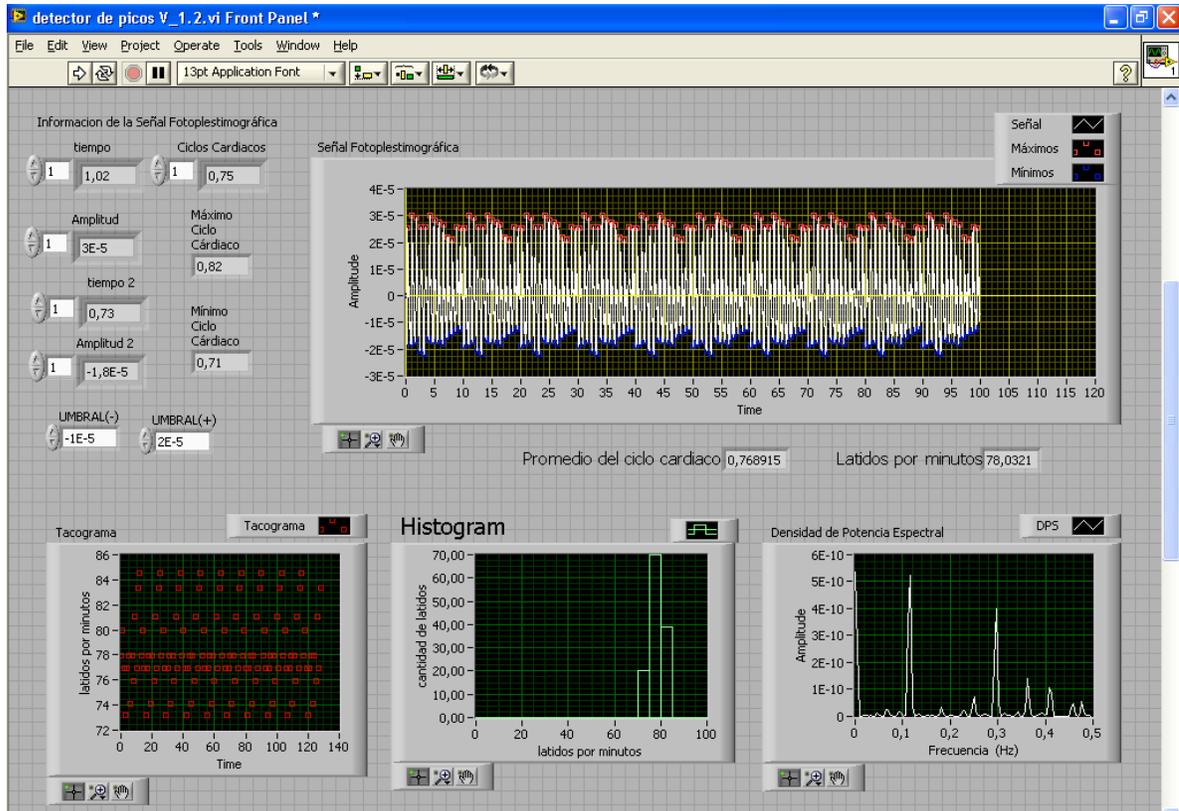
### 3.1 Interfaz de usuario.

En esta interfaz de usuario se puede observar el panel frontal en *LabVIEW* como se muestra en la Figura 3.1 donde el usuario podrá interactuar con facilidad en el procesamiento de la señal FPG. En el panel frontal aparece información de la señal, como el tiempo y amplitud de los picos máximos, y tiempo 2 y amplitud 2 de los picos mínimos, el botón que aparece al lado hace un registro de cada uno de los picos (N) con su tiempo y amplitud.

En el mismo bloque aparecen los umbrales negativos y positivos con un botón en su lado izquierdo que nos permite variarlos en dependencia de la señal fotopleletismográfica adquirida, para poder detectar correctamente los valores máximos de N.

Dentro de la información de la señal FPG encontramos los ciclos cardíacos que son los intervalos de pico a pico (NN), hay 128 ciclos cardíacos donde cada ciclo cardíaco tendrá su valor al ir apretando el botón que se encuentra en el lado izquierdo. En este mismo bloque tendremos máximo y mínimo de los ciclos cardíacos.

Al lado derecho del bloque de información de la señal FPG se observa un gráfico de tiempo contra amplitud de la señal adquirida en el cual se representan los picos máximos con puntos rojos y los picos mínimos de azul, en su parte inferior se muestran los resultados del promedio del ciclo cardíaco.



**Figura 3.1. Interfaz de usuario en LabVIEW**

En el panel frontal se muestran tres gráficos, un tacograma, el histograma y la densidad de potencia espectral. El usuario podrá obtener un resultado detallado del ritmo cardíaco del paciente, como se muestra en el tacograma de tiempo contra amplitud, de 128 valores consecutivos de NN en un paciente, los puntos rojos son los latidos por minutos donde la media es de 78 latidos por minutos, esto nos da una referencia del ritmo cardíaco del paciente.

En el histograma se detectan la cantidad de latidos que hay en la señal fotoplethysmográfica, desde 70 a 75 existen 20 latidos, 75-80 son 70 latidos y a partir de 80-85 hay 39 latidos con un total de 129 latidos.

En la gráfica de densidad de potencia espectral se indican las bandas de frecuencia de las muy bajas frecuencias (VLF), bajas frecuencias (LF) y las altas frecuencias (HF) donde VLF es de 0.08 Hz, LF esta entre 0.08-0.15 Hz y las HF 0.15-0.4 Hz.

### 3.1.1 Procedimiento para el interfaz de usuario.

El primer paso para obtener la señal, se ejecuta el botón *Run* saldrá una ventana y se localizará una carpeta llamada actualizado, como se muestra en la Figura 3.2 para seleccionar la señal guardada como *miarreglo.txt*, luego aparecerá de nuevo la misma ventana y seleccionaremos el documento llamado *filtro.txt*, saldrá la señal FPG con los resultados de máximo y mínimos de los picos, ciclos cardíacos, promedio de los ciclos cardíacos, latidos por minutos y variación del ritmo cardíacos mediante el filtrado.

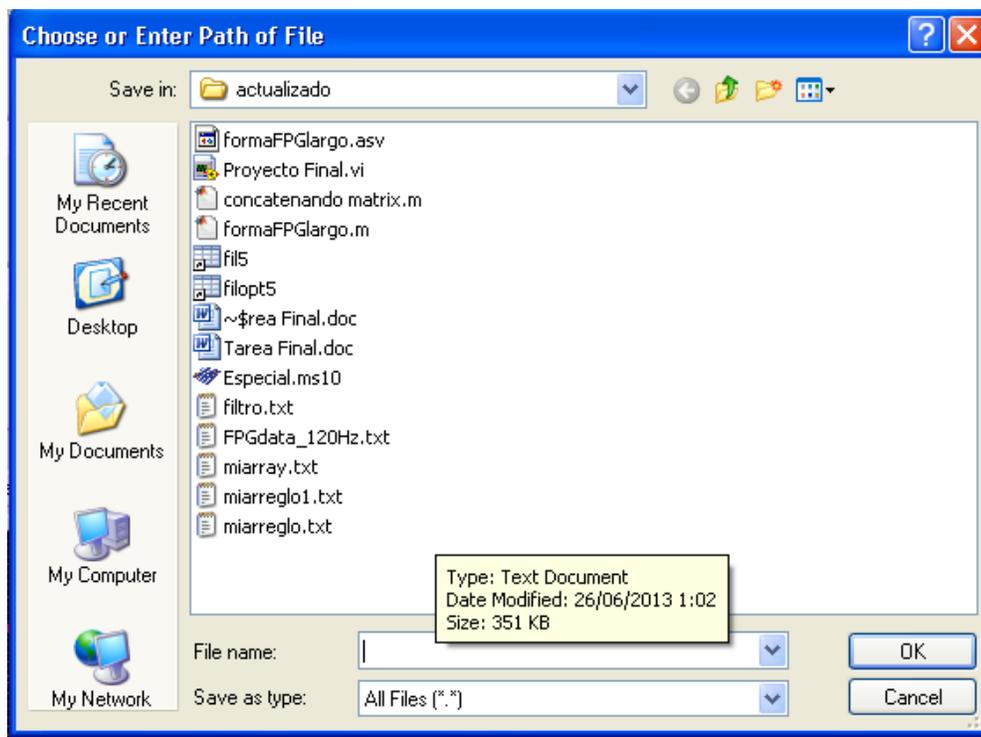


Figura 3.2. Localización de la señal FPG y el filtro

La interfaz tendrá un botón del lado derecho de *Run* que permitirá que el programa siga ejecutándose sin parar hasta que el usuario desee, tiene la opción de dar clic en el botón stop o pause para detener el programa como se muestra la Figura 3.3.



Figura 3.3 Botones para facilitar el trabajo en LabVIEW

### 3.2 Detectores de picos máximos y mínimos.

Todo el diagrama en bloque es una secuencia donde primero se carga la señal Fotoplestismográfica y se convierte en un arreglo y pasa a la primera secuencia donde se detectarán los valores de los picos máximos de la señal, para su detención se establece un umbral positivo configurable donde se hará una comparación entre los puntos por encima del umbral teniendo como resultado los picos máximos de la señal Fotoplestismográfica.

En la próxima secuencia se hace un arreglo para obtener el tiempo y la amplitud de cada uno de los picos máximos, a ese arreglo se le paso el primer tiempo del pico máximo y así sucesivamente, lo mismo sucede con la amplitud, como se muestra en la Figura 3.4

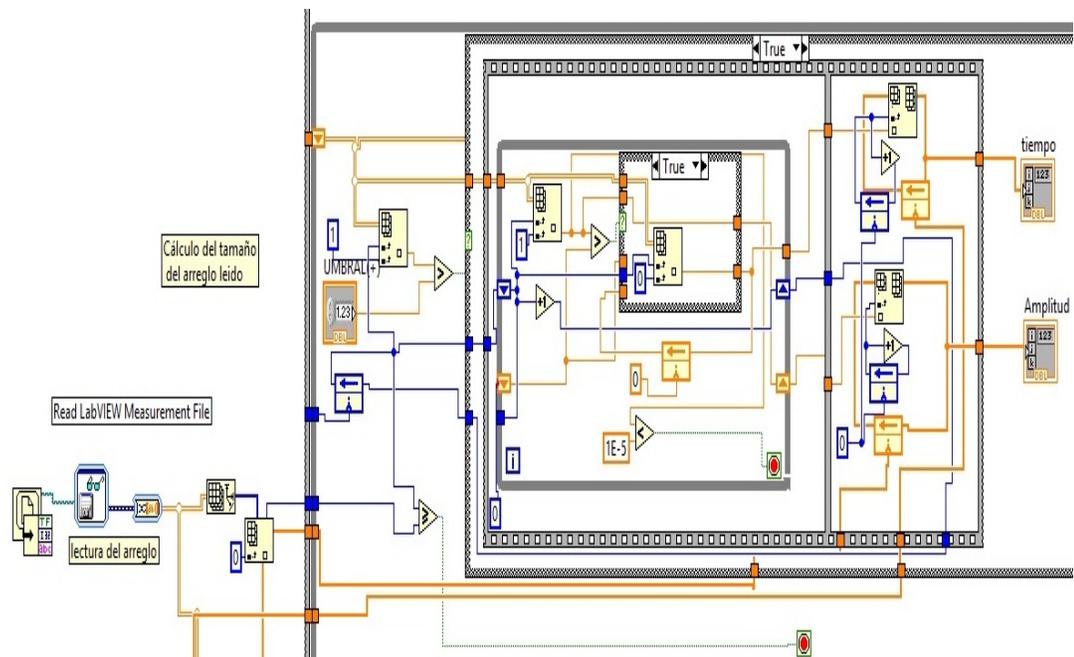
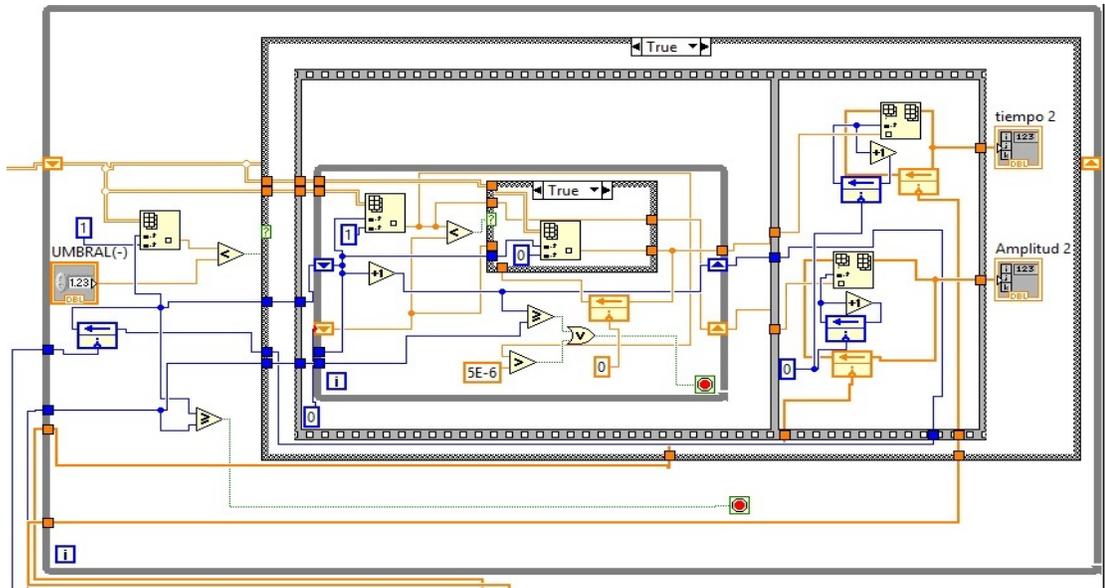


Figura 3.4 Detector de picos máximos.

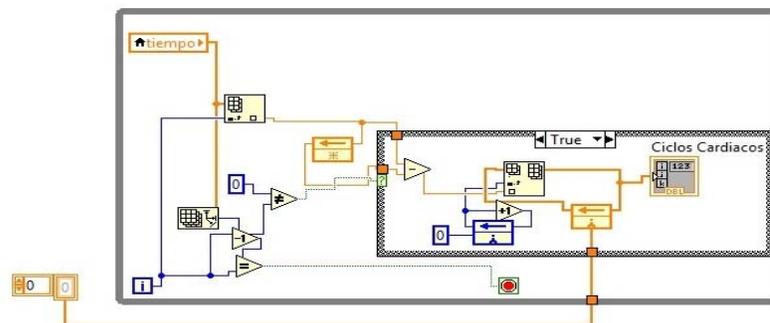
Con el mismo procedimiento se detectan los picos mínimos con la diferencia de tener un umbral negativo configurable como se muestra en la Figura 3.5



**Figura 3.5** Detector de los picos mínimos.

### 3.2.1 Obtención de los ciclos cardíacos, promedio y latidos por minutos.

Para el cálculo en la señal Fotopletoisométrica de los ciclos cardíacos, se resta el segundo tiempo menos el primero de los picos máximos, así consecutivamente hasta tener todos los intervalos de NN guardados en un arreglo, como se muestra en la Figura 3.6.



**Figura 3.6.** Bloque de detección de los ciclos cardíacos.

En el cálculo del promedio se sumaron todos los ciclos cardíacos y se dividieron entre la cantidad de ciclos cardíacos, como se muestra en la Figura 3.7. Con el promedio de los ciclos cardíacos podemos obtener los latidos por minutos, dividiéndolo entre 60 segundos. La obtención de los latidos se realiza en base a la detección de los picos máximos de la

señal Fotopleletismográfica y el cálculo del promedio de los ciclos cardíacos. Esta detección puede ofrecer dificultades, derivadas de la propia variabilidad fisiológica y de la presencia de diversos tipos de ruidos en la señal.

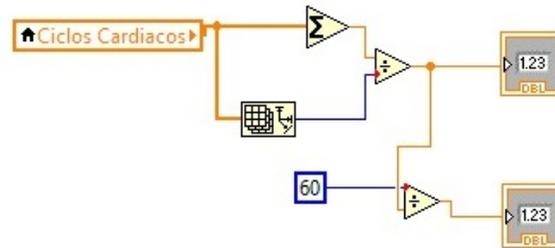


Figura 3.7. Cálculo del promedio de los ciclos cardíacos y latidos por minuto.

### 3.2.2 Determinación de VRC.

Se hace un filtrado a la señal FPG para poder obtener los valores de la variación del ritmo cardíaco como se muestra en la Figura 3.8.

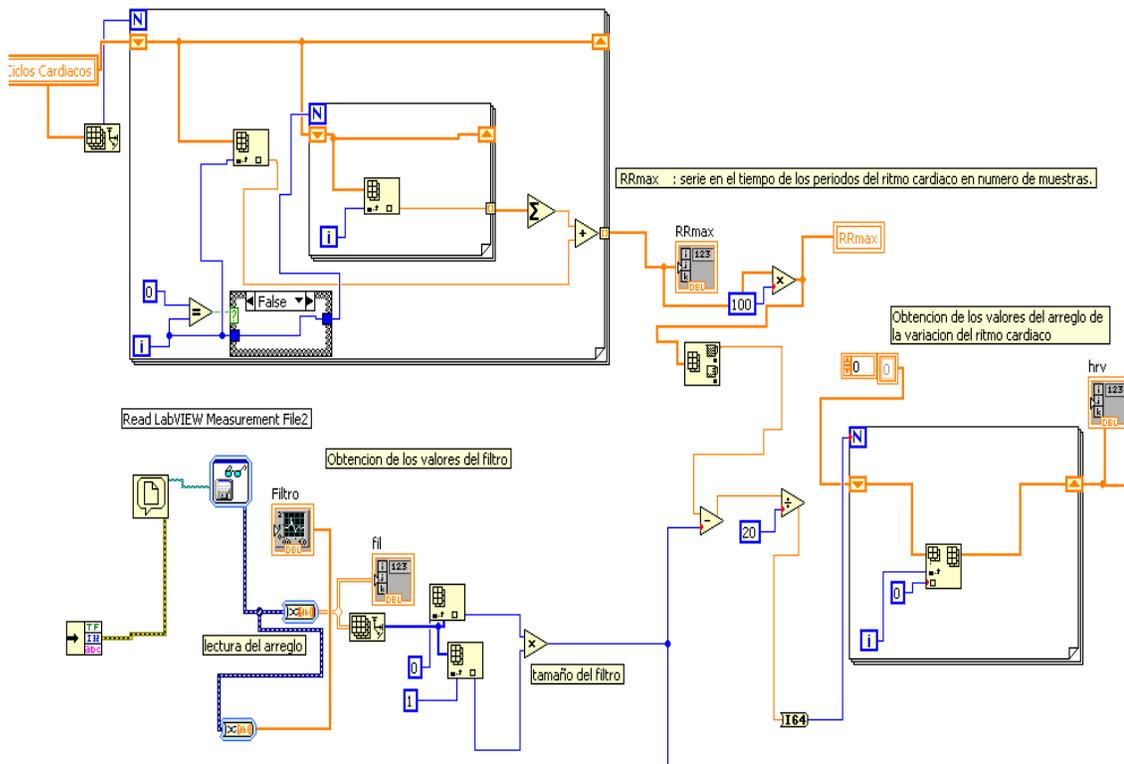
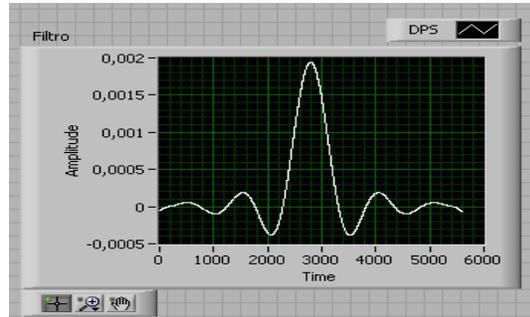


Figura 3.8. Obtención de los valores del arreglo de VRC

Lo primero que se hace es cargar el filtro.txt que se encuentra en la carpeta actualizado esto lo realiza el *ReadLabVIEWMeasurement File2*, se grafica el filtro como se muestra en la figura 3.9.



**Figura 3.9. Filtro utilizado**

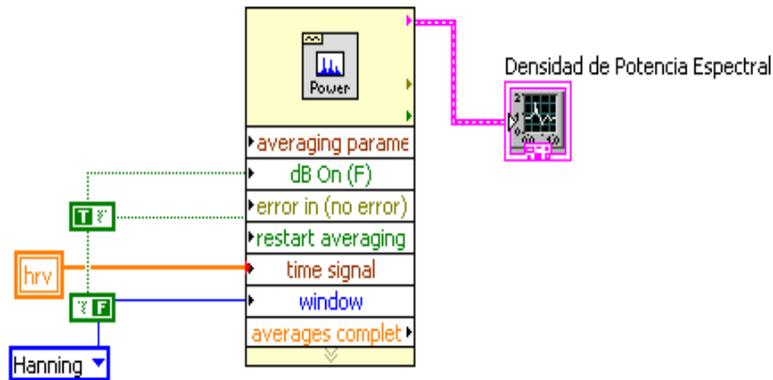
Se hace una lectura del arreglo del filtro, se obtiene las filas y columnas, se multiplican y se tiene el tamaño del filtro (5593).

La serie de periodos en el tiempo del ritmo cardíaco en números de muestras (RRmax) se calcula mediante la sumatoria del arreglo de los ciclos cardíacos más la suma de las direcciones de los tiempos del mismo. El programa está formado por dos *Ciclos For* y un *Estructura Case*, en el *Ciclo For* se ejecuta un número predeterminado de veces y la *Estructura Case* tiene dos o más subdiagramas, o casos. Solo uno de ellos es visible a la vez al igual que su ejecución, el signo de interrogación quiere decir que el caso se está ejecutando. *Estructura Case* se basa en un verdadera o falso.

Después de logrado la serie de tiempo de los periodos en el tiempo del ritmo cardíaco en números de muestras se le resta el tamaño del filtro (5593), como se muestra en la Figura 3.8obteniéndose los valores del arreglo de VRC.

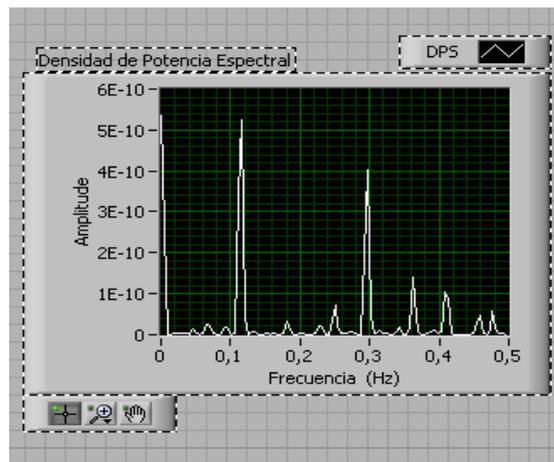
### 3.2.3 Obtención de los descriptores.

Para determinar la densidad de potencia espectral, el mismo *LabVIEW* brinda la herramienta *NI\_MAPro.Ivlib:FFTPower Spectrum.vi*, la señal de variación del ritmo cardíaco se conecta por *time signal* como se muestra en la Figura 3.10.



**Figura 3.10. Configuración de la Densidad de Potencia Espectral**

Para su configuración es necesario que *window* este en modo *Hanning*, *restart averaging* en verdadero y *dB On* en falso, con ello se garantiza el graficado de la densidad de potencia espectral. (Figura 3.11).



**Figura 3.11. Densidad de potencia espectral.**

En el caso del tacograma se utiliza un Ciclo For al cual se le introduce un arreglo de los ciclos cardíacos, se dividió entre 60 segundos para obtener la cantidad de latidos por minuto que ocurren en el paciente. Cada latido está marcado en la gráfica por un punto rojo, lo que le brindará al usuario la posibilidad de identificar la media de los latidos en el paciente (Figura 3.12.)

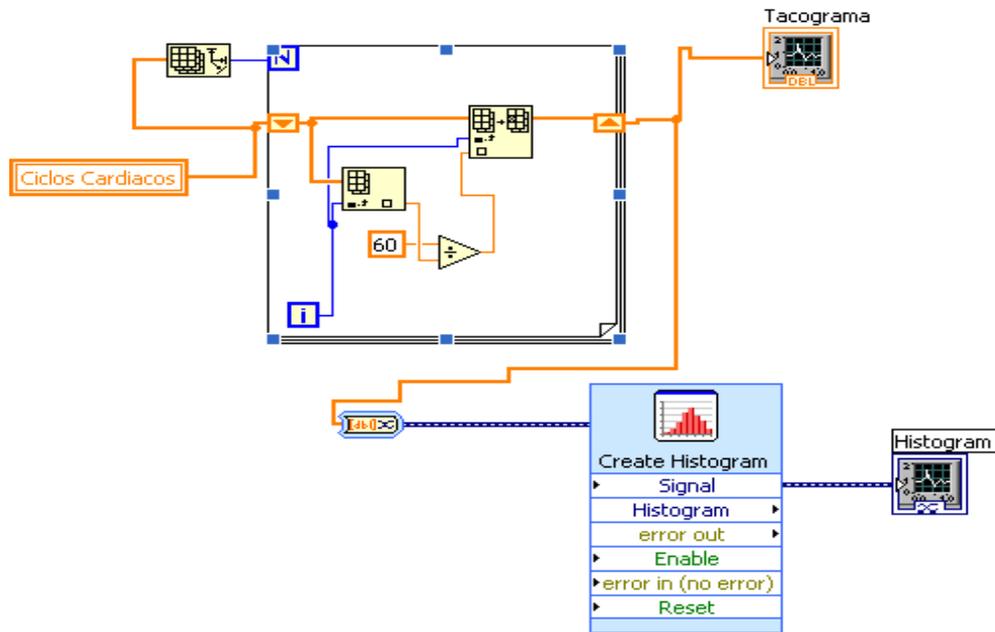


Figura 3.12. Configuración del Tacograma e Histograma

Teniendo en cuenta los resultados en el tacograma, se hizo un histograma a partir una herramienta en LabVIEW llamada *CreateHistogram*, con un número de bandas de hasta 20 y un valor máximo a evaluar de 100 en los valores de la gráfica. Tendremos como resultado una estadística de la cantidad de latidos por minuto enmarcados por rectángulos, con el propósito de hacer factible y fácil un diagnóstico. (Figura 3.13).

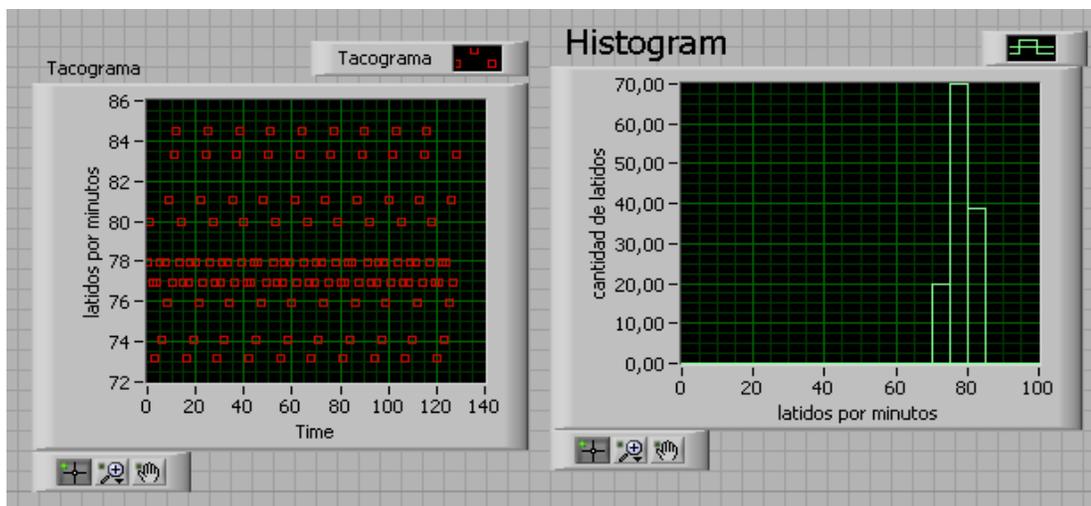
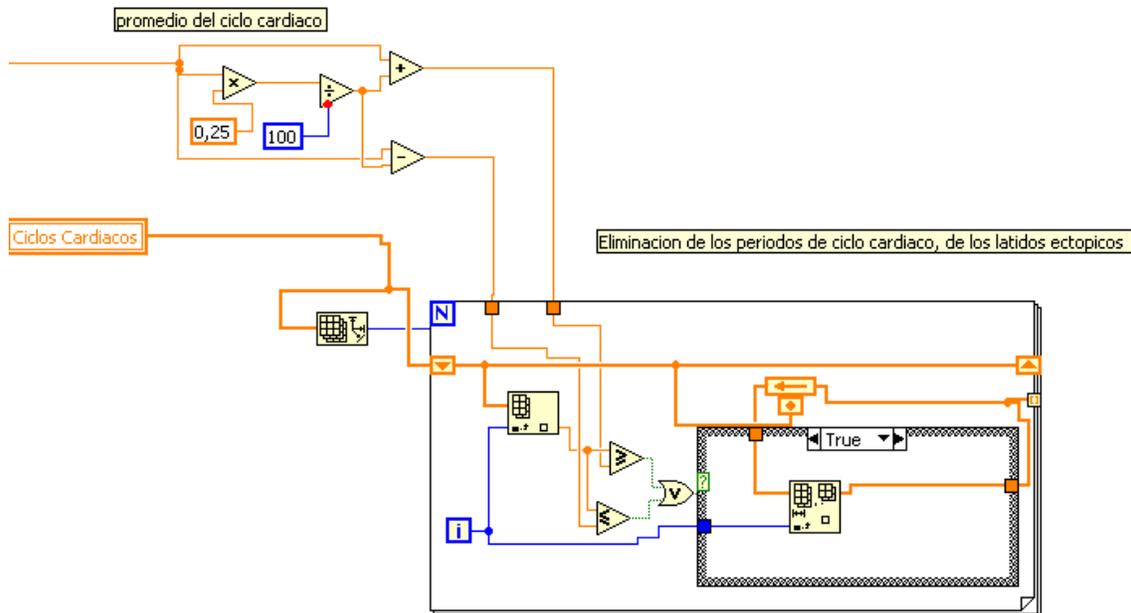


Figura 3.13. Gráfica del Tacograma y del Histograma

### 3.2.4 Eliminación de los latidos ectópicos.

Se determina el 25% del promedio del ciclo cardíaco, y se establece un arreglo de los ciclos cardíacos dentro del Ciclo For (Figura 3.14.)



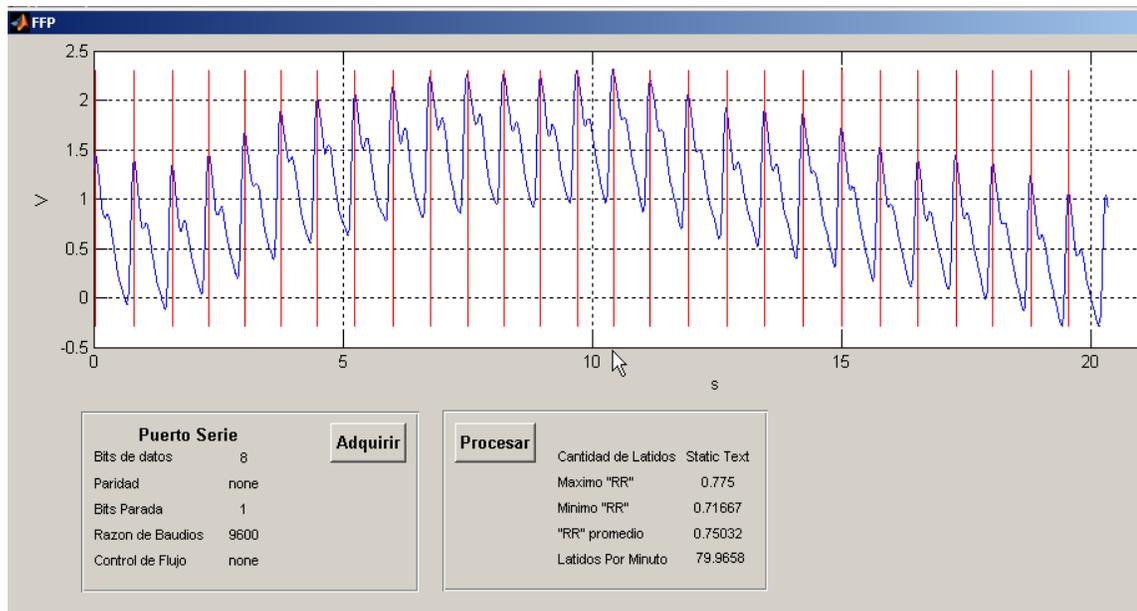
**Figura 3.14. Detección y eliminación de los latidos ectópicos**

Con los elementos de los ciclos cardíacos se establece una comparación para saber si el promedio del ciclo cardíaco está dentro del rango  $\pm$  el 25 por ciento, si está dentro es verdadero y pasa a eliminarse, cuando está fuera del rango el valor queda en un arreglo sin los latidos ectópicos.

### 3.3 Comprobación de la adquisición, resultados

Para comprobar la correcta funcionalidad de la interfaz gráfica desarrollada (Figura 3.15) se acoplaron las distintas etapas del sistema (sensor, circuito de acondicionamiento, PSoC, y la PC) y se adquiere una señal real a través del puerto serie Figura 3.15.

La interfaz también permite el procesamiento de la señal adquirida, determinando las posiciones de los picos en la señal y a partir de la misma el estimado entre dos latidos consecutivos, NN. La cantidad de latidos por minuto y los valores máximos y mínimos de este parámetro se determinan a partir de los resultados previos.



**Figura 3.15. Interfaz gráfica realizada en MATLAB**

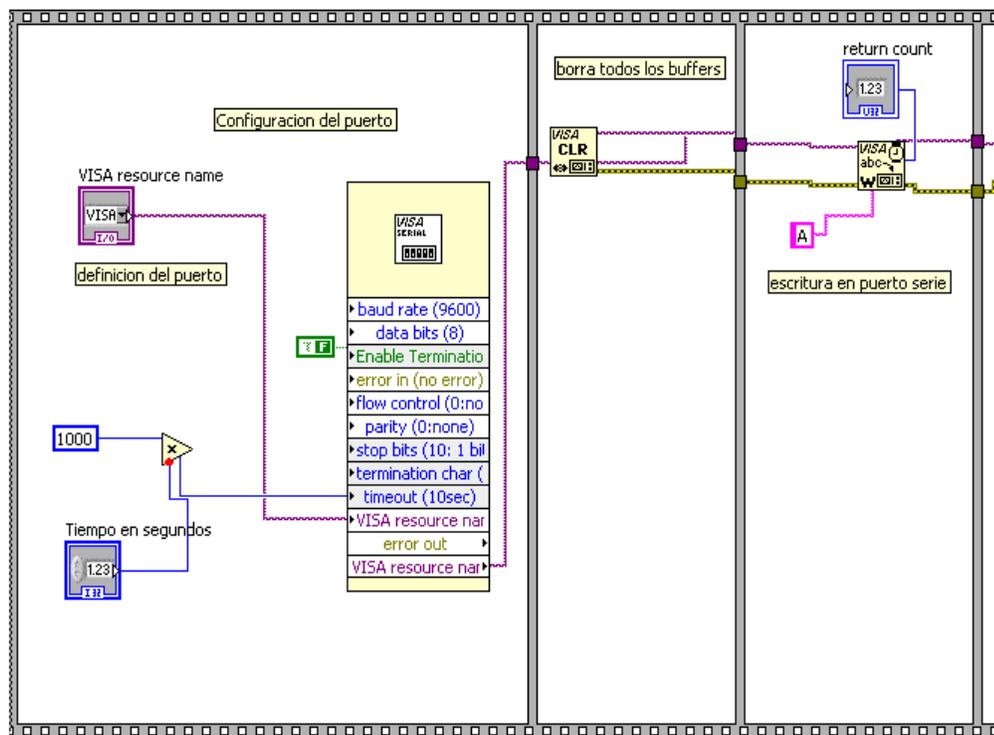
Para la determinación de las posiciones de los picos de la señal, indicativos de la ocurrencia de latidos, se utilizó la función de detector de pico explicada anteriormente. La misma hace una búsqueda de los máximos locales en la señal procesada. Puede añadir tantos acápites como le sean necesarios.

Como se puede observar la programación en MATLAB realizada en una tesis anterior (Yuri Gascón Gascón) demuestra que los resultados obtenidos en *LabVIEW* son correctos.

### 3.4 Puerto serie para el procesamiento en tiempo real.

La comunicación serial es un medio popular de conectar datos entre una computadora y un dispositivo periférico, como un instrumento programable u otra computadora, utiliza además un transmisor para enviar datos, un bit a la vez, sobre una sola línea de comunicación hacia un receptor. Este método se puede utilizar cuando las tasas de transferencia de datos son bajas o deben transferir datos a largas distancias. Lo popular radica en que la mayoría de las computadoras tienen uno o dos puertos seriales; por tanto, se requiere hardware adicional para relacionar su instrumento a la computadora o computadoras.

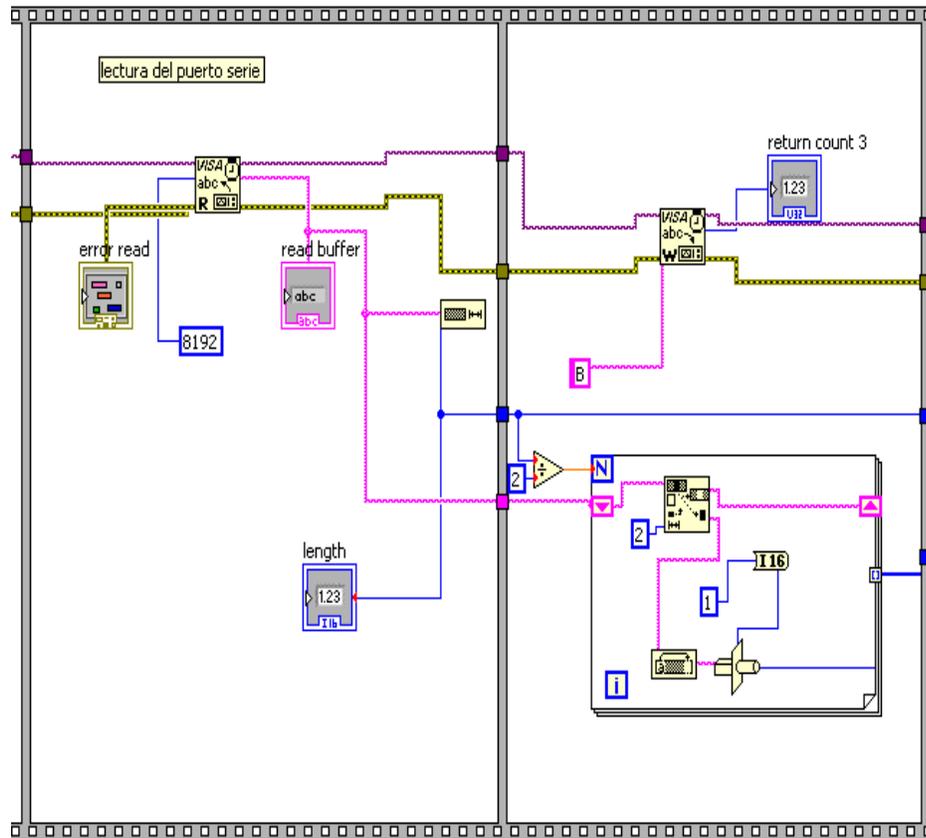
Se requiere además, que se definan cuatro parámetros: el *baud rate* (número de bauds por segundo) de la transmisión, el número de data bits (bits de datos) que representan un carácter, el tipo de *parity* (paridad) y el número de stop bits (bits de parada). Cada carácter transmitido es empacado en un marco de caracteres que consiste en un bit de comienzo, seguido por los bits de datos, el bit opcional de paridad, y el/los bits(s) de parada como se muestra en la figura 3.16, las condiciones para poder adquirir la señal, el *baud rate* a 9600, la cantidad de datos que se van leer y el tiempo esperado para leer los datos, se tuvo en cuenta crear un botón de control para que el usuario decida el tiempo en segundos en el quiere obtener la señal.



**Figura 3.16. Configuración del puerto.**

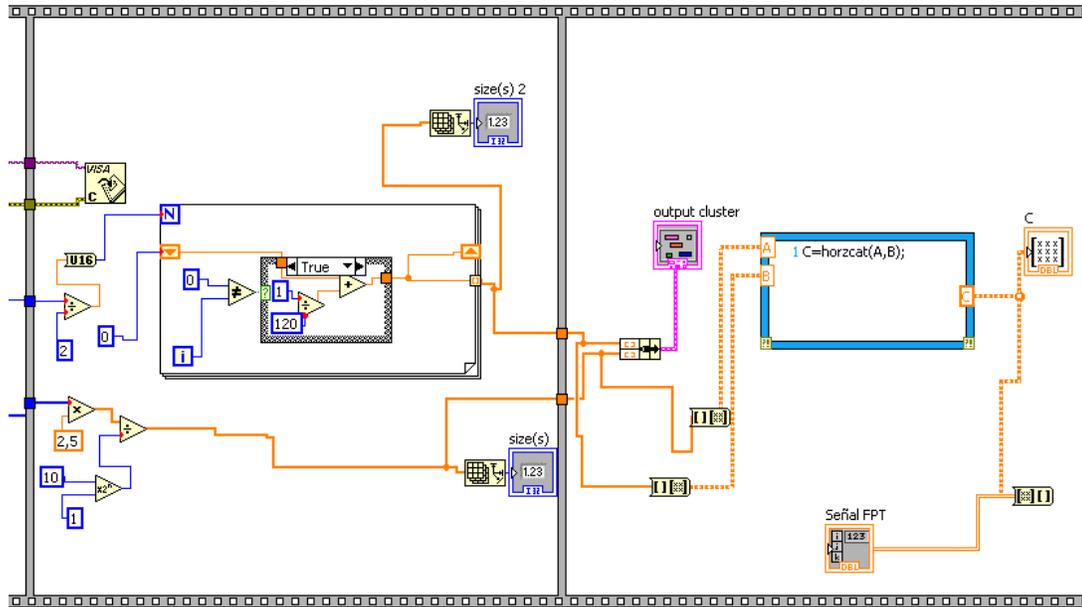
En la siguiente secuencia se pasa a borrar todos los buffers, luego se escribe en el puerto serie la letra A y se inicia a leer la señal fotoplestismográfica.

Posteriormente se lee en el puerto serie los datos, se procesa la señal para tener lo obtenido en números que se puedan leer, se va leyendo de dos en dos *bytes*, se intercambian ya que ultimo *bytes* es el más significativo y se convierten en un arreglo de números enteros, como se demuestra en la Figura 3.17



**Figura 3.17. Lectura del puerto serie.**

En la próxima secuencia se cierra el puerto serie y se multiplica el arreglo de los números obtenidos de la señal FPG por la  $V_{\text{máx}}$  (2.5V). Según el convertidor que exista en equipo físico se divide  $V_{\text{máx}}$  entre la cantidad de bits (n-1), en este caso 10 bits, para obtener la amplitud de la señal en Volt.(Figura 3.18.)



**Figura 3.18. Cierre del puerto y procesamiento de la señal**

En el *Ciclo For* de la figura 3.18 se obtienen los valores de tiempo correspondientes a las muestras de la señal FPG y se forma un arreglo con los instantes de tiempo de la señal y en la próxima sucesión se separan los valores de tiempo y amplitud en dos arreglos.

## CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

### Conclusiones

Al término del presente trabajo de diploma pueden arribarse a las siguientes conclusiones:

- 1 Se diseñó una aplicación para la obtención de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco, VRC, a partir del análisis de la señal Fotopletismográfica, FPG. Esta aplicación brinda la posibilidad de obtener descriptores de la VRC, como la densidad de espectral potencia, tacograma y el histograma, brindándole al usuario información detallada del ritmo cardíaco del paciente.
- 2 Se elaboraron los bloques necesarios para la configuración, control y lectura de los datos de un módulo para la captura de la señal FPG, mediante el diseño de una interfaz gráfica en *LabVIEW* que ofrece un ambiente amistoso y permite la adquisición, procesamiento y visualización de la señal, lo que puede ser de gran importancia para estudios posteriores y su aplicación con fines docentes.
- 3 Se confeccionó el algoritmo para la determinación del ritmo cardíaco a partir de la señal FPG mediante los detectores de los picos máximos. Con él fue posible determinar los ciclos cardíacos, el promedio de los ciclos cardíacos y los latidos por minutos que había en la señal FPG.
- 4 La determinación de la VRC se realizó a partir de la implementación de un algoritmo basado en el filtrado de la serie de eventos en el tiempo del ritmo cardíaco en números de muestras (RRmax), logrando un método confiable y preciso.

**Recomendaciones**

A continuación se reflejan los aspectos en los que debe profundizarse en trabajos posteriores.

- 1 Evaluar el comportamiento de los algoritmos en presencia de ruidos comunes que afectan la señal FPG.
- 2 Implementar otros algoritmos para determinar laVRC.

**REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- [1] Naranjo C.(2007) “Utilización de la Fotoplethismografía en la evaluación del riesgo cardiovascular”.Centro de Biofísica Médica, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, [carlos@cbm.uo.edu.cu](mailto:carlos@cbm.uo.edu.cu).
- [2] Allen J.(2007) “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiological Measurement*.; 28(3): 1-39.
- [3] Gascón M.,(1999)“Análisis de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco: Representación Temporal e Índices Clínicos”. Tesis Doctoral, Departamento de Electrónica y Comunicaciones, Universidad de Zaragoza.
- [4] Gutierrez J., Santiesteban R., Garcia H., Voustianiouk A., Freeman R. y Kaufmann H.,(2002) “High blood pressure and decreased heart rate variability in the Cuban epidemic neuropathy”, *J NeurolNeurosurg Psychiatry*; Vol.73, pp. 71–72.
- [5] Jensen B.,(2005) “QT dynamics in risk stratification after myocardial infarction”, *Heart Rhythm*, Vol. 2, No. 4, pp. 357-364.
- [6] D. Traviglia and Y. Mendelson.,(2004). "A portable setup for comparing transmittance and reflectance pulse oximeters for field testing applications," Bioengineering Conference, 2004. Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast, pp. 212-213.
- [7] [www.nexusediciones.com/pdf/cv2004\\_5/ac-10-5-002.pdf](http://www.nexusediciones.com/pdf/cv2004_5/ac-10-5-002.pdf), (2008) Exploraciones funcionales no invasivas de la circulación venosa.
- [8] Stojanovic R, Karadagic D.,(2007). “A LED-LED based photoplethysmography sensor”, *Physiological Measurement*;8(3):19-27.

- [9] Challoner A V.,(1999). Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow Non-Invasive, *Physiological Measurements*, London Academic Press; 1(3):125–151.
- [10] López Silva, Sonnia M., (1997). Tesis en Oximetría de pulso con Diodos láser infrarrojos. Universidad Complutense de Madrid.
- [11] Traviglia D, Mendelson Y., (2004). A portable setup for comparing transmittance and reflectance pulse oximeters for field testing applications. *Bioengineering Conference. Proceedings of the IEEE 30th Annual Northeast*: 212-213.
- [12] Uretzky G, Palti Y., (2000) “A method for comparing transmitted and reflected light photoelectric plethysmography”, *J. Appl. Physiol*: 132-135.
- [13] Guyton C A, Hall E J., (2001). Músculo cardíaco; el corazón como bomba, En: *Tratado de Fisiología Médica*, McGraw Hill Interamericana (ed), México.
- [14] Llanio Navarro R, Perdomo González G., (2003). Anatomía y fisiología clínicas del sistema cardiovascular, En: *Propedéutica Clínica y Semiología Médica*. La Habana: Ciencias Médicas.
- [15] Roca Goderich R., (2002). Recuento anatomofisiológico del sistema circulatorio, En: *Temas de Medicina Interna*. 4ta Ed. La Habana: Ciencias Médicas.
- [16] Hon EH, Lee ST., (1965). Electronic evaluations of the fetal heart rate patterns preceding fetal death, further observations. *Am J Obstet Gynec*; 87: 814–26.
- [17] Sayers BM., (1973). Analysis of heart rate variability. *Ergonomics*; 16: 17–32.
- [18] Penaz J, Roukenz J, Van der Waal HJ., (1968). Spectral analysis of some spontaneous rhythms in the circulation. In: Drischel H, Tiedt N, eds. Leipzig: Biokybernetik, Karl Marx Univ:233–41.
- [19] Luczak H, Lauring WJ. (1973). An analysis of heart rate variability. *Ergonomics*; 16: 85–97.
- [20] Hirsh JA, Bishop B., (1981) Respiratory sinus arrhythmia in humans; how breathing pattern modulates heart rate. *Am J Physiol*; 241: H620–9.

- [21] Ewing DJ, Martin CN, Young RJ, Clarke BF., (1985). The value of cardiovascular autonomic function tests: 10 years experience in diabetes. *Diabetic Care*; 8: 491–8.
- [22] Wolf MM, Varigos GA, Hunt D, Sloman JG., (1978). Sinus arrhythmia in acute myocardial infarction. *Med J Australia*; 2:52–3.
- [23] Akselrod S, Gordon D, Ubel FA, Shannon DC, Barger AC, Cohen RJ., (1981). Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. *Science*; 213: 220–2.
- [24] Pomeranz M, Macaulay RJB, Caudill MA., (1985). Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. *Am J Physiol*; 248: H151–3.
- [25] Pagani M, Lombardi F, Guzzetti S et al., (1986) Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympatho-vagal interaction in man and conscious dog. *Circ Res*; 59: 178–93.
- [26] Hainsworth R., (1995). The control and physiological importance of heart rate, En: *Heart Rate Variability*, M. Malik and A. J.Camm (eds), Futura Publishing Company, New York.
- [27] Hainsworth R., (2004). Physiological background of heart rate variability, En: *Dynamic Electrocardiography*, M. Malik and A. J.Camm, (eds), Futura Publishing Company, New York.
- [28] Saul JP, Albrecht P, Berger RD, Cohen RJ, (1988). Analysis of long term heart rate variability: methods, 1/f scaling and implications. *Computers in Cardiology*. IEEE Computer Society press, Washington: 419–22.
- [29] Kay SM, Marple, SL., (1981). Spectrum analysis: A modern perspective *Proc IEEE*; 69:1380–1419.
- [30] Furlan R, Guzzetti S, Crivellaro W et al., (1990). Continuous 24-hour assessment of the neural regulation of systemic arterial pressure and RR variabilities in ambulant subjects. *Circulation*; 81: 537–47.

- [31] H. Montag., (2003). "CY8C27143, CY8C27243, CY8C27443, CY8C27543, CY8C27643 PSoC™ Mixed Signal Array", Final Data Sheet For Silicon Revision A, Document No. 38-12012, Revision G, Cypress Microsystems," November.
- [32] Marc., (2000). "Point and Shoot Profile", Infrared Data Association.
- [33] Marc., (1998). "IrDA Control Specification", Infrared Data Association.
- [34] C. Centeno and J. Voos., (2000). "Gestión Remota de Estudios Médicos", Grupo de Ingeniería Clínica (GIC) Universidad Tecnológica Nacional Facultad Regional Córdoba.
- [35] Axelson J., (1998). "Serial Port Complete", Lakeview Research, Madison.
- [36] Rompelman O. y TenVoorde B., (1995). "Spectral Analysis of Fluctuations in Heart Rate and Blood Pressure" en Computer Analysis of Cardiovascular Signals, M. Di Rienzo, G. Mancina, G. Parati, A. Pedotti y A. Zanchetti (eds.), IOS-Press, Amsterdam , pp. 3-13, ISBN: 90-5199-158-4.
- [37] Bendat JS, Piersol AG., (1966). Measurement and analysis of random data. New York: Wiley.
- [38] Merri M, Farden DC, Mottley JG, Titlebaum EL., (1990). Sampling frequency of the electrocardiogram for the spectral analysis of heart rate variability, IEEE Trans Biomed Eng; 37:99–106.
- [39] Berger RD, Akselrod S, Gordon D, Cohen RJ., (1986). An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability. IEEE Trans Biomed Eng; 33: 900–4.
- [40] De Boer RW, Karemaker JM, Strackee J., (1984). Comparing spectra of a series of point events, particularly for heart-rate variability spectra. IEEE Trans Biomed Eng; 31: 384–7.
- [41] Acar B., Savelieva I., Hemingway H. y Malik M., (2000). "Automatic ectopic beat elimination in short-term heart rate variability measurement", Comput. Methods Programs Biomed., Vol. 63, No. 2, pp. 123-131.

- 
- [42] Clifford G. y Tarassenko L., (2005). "Quantifying Errors in Spectral Estimates of HRV Due to Beat Replacement and Resampling", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 52, No. 4, pp. 630-638.

