

## CONTRIBUCIÓN A LA OPTIMIZACIÓN DEL FILTRADO EN EL DISEÑO DE UN FOTOPLETISMÓGRAFO: SU APLICACIÓN EN ESTUDIOS DEL SISTEMA VASCULAR VENOSO

D. Hernández Seoane<sup>1</sup>, A. Santos Turcáz<sup>1</sup>, A. Sónora Mengana<sup>1</sup>, A. Aldama Figueroa<sup>2</sup>

1 Centro de Biofísica Médica, Univ. De Oriente, P. Lumumba S/N, CP 90500, Santiago de Cuba, Cuba. E-mail: [domingo@cbm.uo.edu.cu](mailto:domingo@cbm.uo.edu.cu)

2 Instituto Nacional de Angiología y Cirugía Vascular, C. Habana.

### RESUMEN

El trabajo presenta una metodología para la determinación de la frecuencia de corte óptima empleada en el diseño del filtrado de un sistema destinado para el estudio de la circulación venosa periférica por Fotopletismografía. La misma permite evaluar mediante un software diferentes valores de la frecuencia de corte y escoger el idóneo para calcular el Tiempo de Reflujo Venoso y a partir de éste realizar el diagnóstico de la insuficiencia valvular venosa en las extremidades inferiores. Se explican los materiales y métodos empleados y se presentan los resultados de forma crítica.

**Palabras claves:** *Fotopletismografía, reflujo venoso, sistema venoso, prueba de la bomba del músculo, filtro pasa bajo Butterworth.*

### ABSTRACT

This work presents a methodology to establish the optimum cutoff frequency used in the design of the filtration system dedicated for the study of the peripheral venous circulation by photoplethysmography. This methodology allows to evaluate by means of a software different values of the cutoff frequency and chooses the suitable value to calculate the time of venous reflux and from this point carries out the diagnosis of valvular venous insufficiency in the inferior extremities. Materials and methods used are explained and the results are critically presented.

**Key words:** *photoplethysmography, venous reflux, venous system, test for muscle bomb, Butterworth filter.*

## 1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades vasculares constituyen una de las principales causas de mortalidad en la actualidad y ocupan un importante lugar en las estadísticas de salud del mundo por la elevada frecuencia con que aparecen y la incapacidad que producen al paciente. Estadísticas en Cuba registran más de 14000 pacientes atendidos en consultas externas, más de 1500 ingresos, cerca de 400 amputaciones, más de 1800 operaciones y más de 350 estudios en un año [1].

Uno de los métodos de diagnóstico de empleo cotidiano más sencillos para el estudio no invasivo del sistema vascular es la Fotopletismografía (PPG) [2], método fotométrico que se basa en el aprovechamiento de las propiedades ópticas del tejido y la sangre de un área seleccionada de la piel, cuya exactitud ha ido mejorando con la introducción de las nuevas tecnologías digitales.

Para este propósito una luz infrarroja no visible se emite hacia el interior de la piel. Dependiendo del volumen de sangre en los vasos sanguíneos presentes en la misma, más o menos luz es absorbida. Por consiguiente, una parte de la luz reflejada corresponde con las variaciones del volumen sanguíneo, lo cual puede ser medido.

No obstante, debe tenerse presente que sólo son posibles mediciones relativas de modo tal que solo pueden registrarse cambios en el volumen y no niveles absolutos.

La señal medida registra tanto el volumen sanguíneo venoso (prueba venosa) como las pulsaciones de la sangre arterial en las arteriolas (prueba arterial).

La prueba del reflujo venoso – también llamada prueba de tiptoe o de bomba del músculo - es una prueba de ejercicio para diagnosticar insuficiencias en las válvulas venosas de las extremidades inferiores. La insuficiencia venosa es una enfermedad muy común de las venas y puede aparecer como resultado de una trombosis (síndrome post – trombótico) [3].

La prueba venosa (reflujo venoso) por fotopletismografía digital (D-PPG) utiliza un tipo especial de sensor (reflexivo) que tiene una parte emisora (LED) y otra receptora (fotodiodo) situados uno al lado del otro en la misma cara del sensor [4].

Especialistas del Centro de Biofísica Médica desarrollaron el Pletismógrafo Digital ANGIODIN PD 3000, equipo portátil microcontrolado, con el que se realizan estudios a nivel arterial y que se encuentran instalados en 35 centros de salud de Cuba [5]. Actualmente se encuentra en etapa de registro una nueva aplicación de dicho equipo destinada para el diagnóstico del sistema vascular venoso.

La metodología que se presenta constituye una herramienta empleada en el diseño de este equipo que permite evaluar mediante un software diferentes valores de la frecuencia de corte del filtro y escoger el idóneo para calcular el Tiempo de Reflujo Venoso y a partir de éste realizar el diagnóstico de la insuficiencia valvular venosa en las extremidades inferiores.

## 2. METODOLOGÍA

La figura 1 muestra un esquema funcional del canal venoso adicionado al ANGIODIN PD 3000 que constituye la plataforma de hardware utilizada.

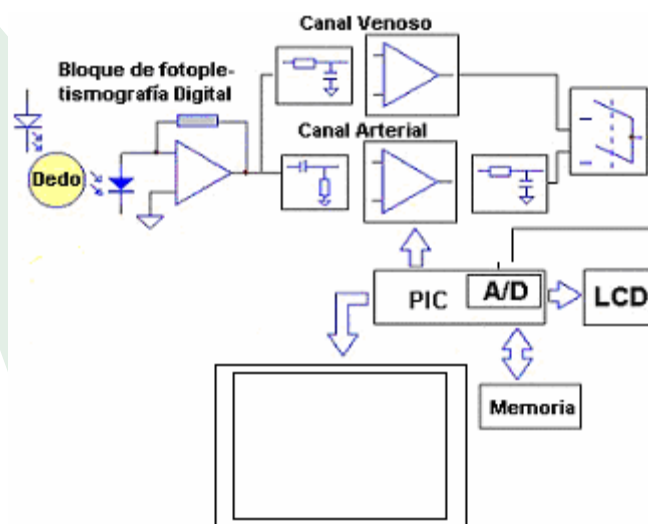


Fig. 1 Esquema funcional del sistema para estudios vasculares.

La señal de voltaje obtenida tras esta primera etapa está compuesta por un nivel de DC (línea base) proporcional al volumen total de sangre y objeto de estudio en la prueba del reflujo venoso, sobre la cual se sobre imponen pequeñas variaciones de voltaje de un orden aproximado de 10 veces menor, correspondientes a las pulsaciones de la sangre, estas últimas son las que se analizan en el estudio arterial [6].

Como resultado de la realización del ejercicio de la prueba de reflujo, al vaciarse la sangre bombeada de las venas, ocurre una variación (descenso) en la línea base (Fig. 2) descrita como una curva lenta que alcanza un pico (menor cantidad de sangre) para luego retornar hasta su nivel estable anterior con el relleno de la sangre, el tiempo de duración de dicha curva (tiempo de reflujo venoso) estará en dependencia del estado de las válvulas venosas como se explicó con anterioridad.

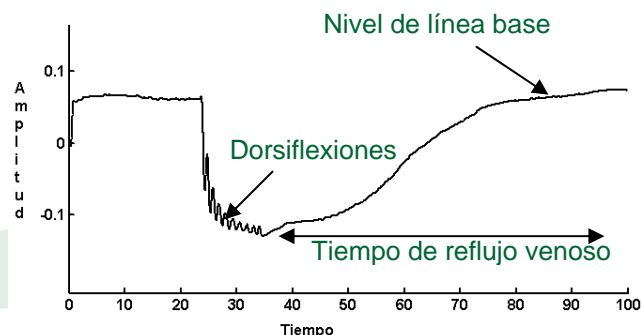


Fig. 2 Curva típica del reflujo venoso

Para realizar el cálculo del Tiempo de Reflujo Venoso es necesario tener en cuenta factores tales como: la señal es de naturaleza cuasi DC y la ocurrencia de accidentes de dicha señal de mayor frecuencia (dorsiflexiones), por lo que una adecuada selección del filtro es decisivo para una correcta representación de dicha señal.

En el sistema que se presenta se seleccionó el circuito integrado LTC 1062 que es un filtro pasa bajo de quinto orden y que además presenta características tales como: que no posee error de DC, en el mismo se han eliminado los problemas de baja frecuencia y posee una respuesta casi plana. La frecuencia de corte es fijada mediante un oscilador interno que puede ser manejado externamente. La relación entre la frecuencia del reloj interno y la frecuencia de corte es 100:1 permitiendo que el rizado del reloj sea despreciable [9].

El filtro se diseñó en configuración pasa bajo con frecuencia de corte de 10 Hz y es del tipo Butterworth de quinto orden, ver Fig. 3.

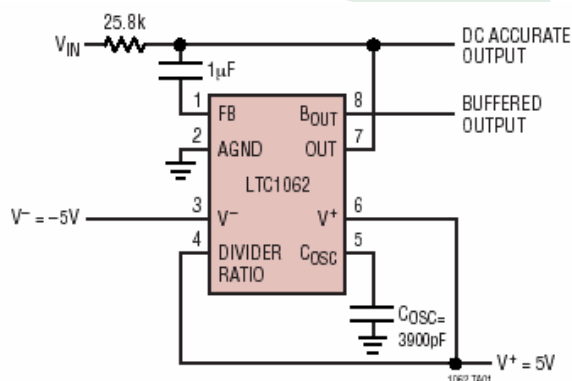


Fig. 3 Filtro pasa bajo Butterworth de quinto orden.

La configuración anterior permitió lograr una señal con muy bajo nivel de ruido, haciendo innecesario la implementación de una segunda etapa de filtros digitales en el microcontrolador.

Para la correcta selección de la frecuencia de corte de dicho filtro se elaboró un programa en MATLAB para simular un filtro FIR digital con características afines al filtro analógico mostrado anteriormente.

Se utilizó además una plataforma de hardware [7], [8] que incluye al equipo ANGIODIN PD 3000 en la etapa de diseño de la nueva aplicación con un osciloscopio digital acoplado a su salida para la recogida del juego de datos que se empleó posteriormente para su evaluación con el software mencionado anteriormente.

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para evaluar el juego de datos obtenido con el osciloscopio se emplearon varias frecuencias de corte para el filtro, por supuesto en el rango lógico de frecuencias según la aplicación. A continuación presentamos tres de los resultados más significativos obtenidos que corresponden a frecuencias de corte de 0.1 Hz, 10 Hz y 1 Hz, (Fig. 4).

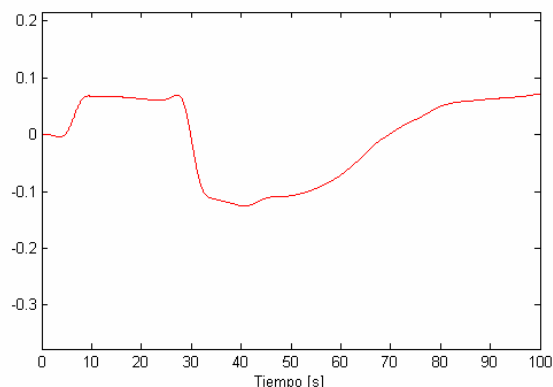


Fig. 4 Resultado de la evaluación en MATLAB de las diferentes frecuencias de corte:

a) frecuencia de corte de 0.1 Hz

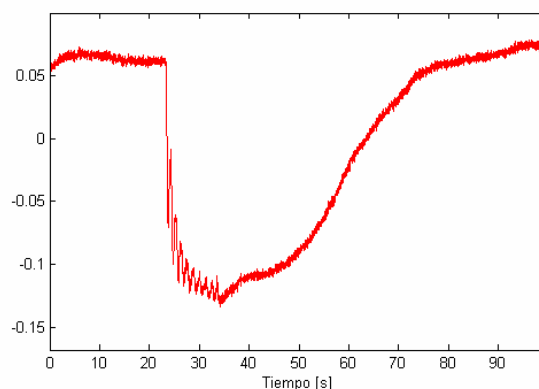


Fig. 4 Resultado de la evaluación en MATLAB de las diferentes frecuencias de corte:

b) frecuencia de corte de 1 Hz

c)

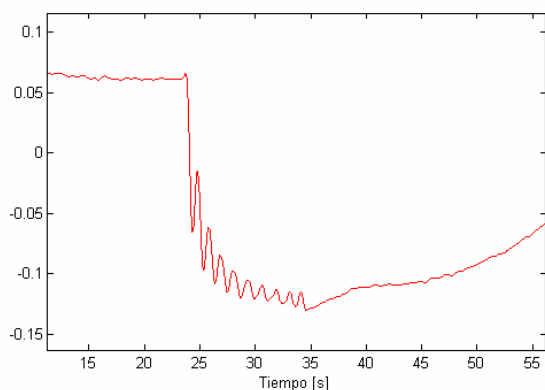


Fig. 4 Resultado de la evaluación en MATLAB de las diferentes frecuencias de corte:  
c) frecuencia de corte de 10 HZ

Teniendo en cuenta estos resultados se escogió finalmente la frecuencia de corte de 10 Hz ya que como se aprecia en la figura 4-c muestra mejores características en cuanto a ruido y reproducibilidad de la señal, es decir una mejor relación ruido-reproducibilidad de la señal.

Finalmente se comprobó prácticamente con el hardware de las figuras 1 y 3 y la plataforma experimental el valor de frecuencia de corte de 10 Hz escogido y se obtuvo en el osciloscopio digital el resultado que muestra en la fig.5.

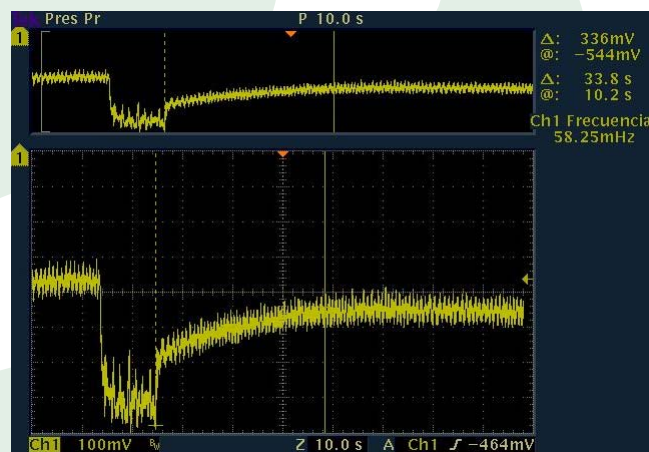


Fig.5 Resultado práctico obtenido en el osciloscopio

Como se puede apreciar en dicha figura aparecen todos los puntos característicos descritos teóricamente [10], [11]. Haciendo una comparación con la señal de la Fig. 2 sería muy fácil establecer dichos puntos y partes fundamentales y por ende realizar un correcto cálculo del Tiempo de Reflujo Venoso.

También es posible apreciar la presencia de un nivel de ruido aceptable en dicha señal lo que corrobora la importancia del filtrado y la validez del diseño implementado.

#### 4. CONCLUSIONES

En la mayoría de las especialidades médicas los métodos de estimación y diagnóstico no invasivos son ahora utilizados rutinariamente. La superioridad de dichas técnicas es más apreciable cuando proveen al especialista médico con una correcta evaluación cuantitativa de los parámetros que son utilizados para el diagnóstico. La medición del Tiempo de Reflujo Venoso por fotopletiografía satisface este criterio especialmente [10], por lo que el sistema presentado puede ser utilizado como un método sencillo y de bajo costo en la práctica médica diaria.

La inclusión de dicho sistema en el equipo médico ANGIODIN PD 3000 diseñado en el Centro de Biofísica Médica permitirá dotar al mismo de otro método de diagnóstico que hará más completo el estudio vascular, extendiendo el mismo al sistema venoso [11].

La herramienta presentada en este trabajo permitió optimizar el filtrado en el diseño brindando la posibilidad de escoger la frecuencia de corte más idónea la cual permite una mayor exactitud en el cálculo final del tiempo de reflujo venoso. Además la misma pudiera ser extendida a otras áreas del diseño de hardware de equipos de fotopletiografía.

#### AGRADECIMIENTOS

Al Instituto Nacional de Angiología y Cirugía Vascular (INACV) C. Habana, Cuba y al Departamento de Angiología del Hospital Provincial "Saturnino Lora" de Santiago de Cuba.

#### REFERENCIAS

- [1] Instituto Nacional de Angiología y Cirugía Vascular, "Informe Estadístico Anual", 1997.
- [2] M. Cuadra Sanz, "Sistema Microcontrolado para el Estudio de Afecciones Circulatorias Periféricas", Tesis en opción al grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica, pp. 1 - 39, 2001.
- [3] S. C. Smeltzer, B. G. Bare, "Medical Surgical Nursing", pp 613 - 617 738 - 739, 7th Edition.
- [4] G. J. Webster, "Medical Instrumentation Application and Design". Webster, Editor, 1992.
- [5] Biofísica Médica, "Manual de Usuario del Fotopletiógrafo Digital", 2003.
- [6] Abramowitz H. E., "The use of photoplethysmography in the assesment of venous

insufficiency: a comparison to venous pressure measurement. Surgery", pp 86 - 434, 1979.

[7] Microchip, "Microchip DataBook", pp. 2.399 - 2.354 5.115 - 5.116, 1994 Edition.

[8] Texas Instruments, "TL034 Datasheet - Quad Enhanced JFET Low-Power Precision Operational Amplifier".

Disponible: <http://www.datasheetcatalog.com/datasheet/TL034.shtml/TL034.pdf>. Fecha de acceso: 01/03/2004.

[9] Linear Technology, "LTC1062 Datasheet 5th Order Lowpass Filter".

Disponible: <http://www.linear.com/1062fd.pdf>.

Fecha de acceso: 01/03/2004.

[10] Garcia-Serrano A, Elefterion A, "Diagnostic value and significance of photoplethysmography in venous insufficiency", Phlebologie, pp 503-18, 1989.

[11] Domingo Hernández Seoane, "Contribución al estudio vascular venoso mediante fotoplethysmografía: propuesta de un sistema portátil microcontrolado", Tesis en opción al grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica, pp.1-40, 2005.