

## MECANISMOS DE FILTRADO APLICADOS A SEÑALES DE UN OXÍMETRO DE PULSO

D. Suárez, Y. Forneiro, E. Alba  
Instituto Central de Investigación Digital

Calle 202 # 1704 entre 17 y 19, Playa, La Habana, CP 11600.  
dsuarez@icid.cu

### RESUMEN

Se presenta el procesamiento digital realizado a las señales pletismográfica y frecuencia cardíaca provenientes de la tarjeta de oximetría del oxímetro de pulso OXY9800®. Se evalúa el comportamiento de estas señales y se determinan los mecanismos de filtrado en cada caso con vistas a garantizar la visualización de las mismas desde los equipos que la incorporan. Se emplea Matlab para evaluar los posibles mecanismos de filtrado y se implementan los filtros digitales IIR y ventana promediable. Se obtienen los espectros de frecuencia y respuesta temporal correspondientes a la señales que se analizan, antes y después de aplicar los mecanismos de filtrado. Se visualizan los resultados utilizando un instrumento virtual y se concluye que los mecanismos de filtrado fueron adecuados.

**Palabras claves:** *oxímetro de pulso, procesamiento digital de señales, filtro de ventana promediable, filtro IIR.*

### ABSTRACT

The goal is to use the OXY9800's oximeter board as one OEM solution for monitoring equipments, but its typical behavior shows harmful artifacts at both plethismograph and heart frequency signals. Digital filtering techniques are used to solve the problem, combining one high-pass IIR filter for plethysmography with one moving average filter for heart frequency. Matlab's Filter Design Toolbox is used to design and evaluate the filters while implementing them into a PIC microcontroller. Resulting frequency and time domain characteristics with and without the proposed algorithms are presented and discussed. There's simply no possible comparison, which points to use them.

**Key words:** *Pulse oximeter, digital signal processing, moving average filter, IIR filter.*

## 1. INTRODUCCIÓN

El procesamiento digital de señales constituye hoy día una necesidad puesto que existe un gran número de equipos ruidosos que comparten los mismos locales de trabajo y líneas de alimentación. Otros, que no son ruidosos, pero que se encuentran cercanos a fuentes generadoras de ruido o utilizan la misma línea de alimentación, son afectados producto de los fenómenos de interferencia electromagnética y otros fenómenos físicos.

Los centros hospitalarios representan un ejemplo de lo antes mencionado. Muchos equipos médicos sufren de fenómenos de interferencia producidos por equipos de refrigeración, sistemas de iluminación y motores. Por otra parte y no menos importante, existen fenómenos biofísicos en las personas tales como variaciones de flujos sanguíneos y variaciones de potencial eléctrico en las membranas y tejidos que se reflejan en las morfologías de las señales que se visualizan en forma de artefactos durante la monitorización.

Por otra parte, existe una tendencia de fabricantes de equipamiento médico tales como desfibriladores, monitores de signos vitales y otros equipos, de utilizar en sus equipos, módulos OEM (Original Equipment Manufacturer) que no son sino bloques electrónicos de probada eficacia y alta fiabilidad para la medición o estudio de determinada función biológica.

Como ejemplo se pueden mencionar módulos OEM orientados a la medición de los niveles de oxígeno en sangre de un paciente:

- OEM III de Nonin [1]
- ChipOx de Envitec [2]
- OxyMax de Nellcor [3]

Desde un elemento configurable externo, un microcontrolador o FPGA, es posible establecer la comunicación con los módulos utilizando, en muchas ocasiones, una interfaz serie y protocolos de comunicación ya establecidos. Siguiendo la idea de los módulos OEM y la necesidad de eliminar los ruidos o artefactos que alteran la morfología de las señales médicas durante su visualización, en el presente trabajo se analizan, utilizando Matlab, los espectros de frecuencias asociados a los datos de salida de la tarjeta de oximetría del oxímetro de pulso OXY9800®. De esta manera se logra conocer el comportamiento de las señales y se evalúa el funcionamiento de la tarjeta con vistas a su introducción en otros diseños como un módulo OEM.

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS

Para obtener los espectros de frecuencias y realizar el análisis de las señales, fue necesario implementar un hardware capaz de interactuar con la tarjeta de oximetría y con la computadora. La Figura 1 muestra la estructura en bloques del hardware.

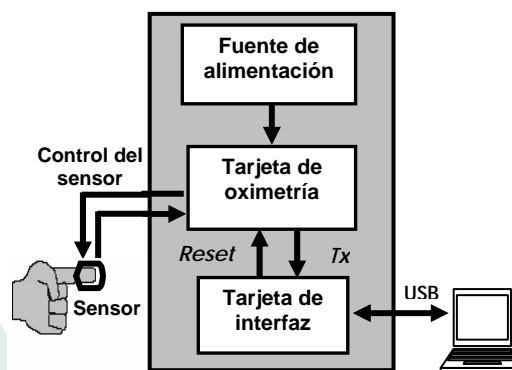


Fig. 1 Diagrama en bloques del hardware. La comunicación se establece utilizando la línea de transmisión Tx y la tarjeta de oximetría se puede iniciar con la señal Reset. Observe que el sensor de oximetría va colocado en el dedo del paciente

La fuente de alimentación se ocupa de entregar los niveles de tensión y corrientes necesarios para el funcionamiento del hardware. Incorpora una lógica de control (no representada en la Figura 1) para la habilitación de la alimentación de la tarjeta de oximetría, desde la tarjeta de interfaz.

La tarjeta de oximetría del oxímetro de pulso OXY9800® es la encargada de excitar al sensor de oximetría y amplificar las señales eléctricas de salida que él suministra. A su vez, implementa un filtro analógico y desarrolla la digitalización de los datos mediante un conversor A/D de 12 bit. Utilizando un micro controlador se realiza el cálculo de la saturación de oxígeno en sangre (SpO2) y la frecuencia cardíaca (FC) así como la transmisión de los datos en formato serie RS232 [4].

La tarjeta de interfaz incorpora un micro controlador de la familia de Microchip y el circuito integrado FTDI232BM para establecer la comunicación con la computadora.

El siguiente trabajo se realiza en dos etapas que se describen a continuación y se desarrolla en el mismo orden en que se presentan:

Primera etapa: Se establece la comunicación de la tarjeta de oximetría con la computadora a través de un firmware que ejecuta el micro controlador en la tarjeta de interfaz. Desde la computadora se analizan las señales pletismográfica y FC utilizando Matlab.

En esta etapa las señales que transmite la tarjeta de oximetría no se modifican.

Programado el micro controlador y habilitada la alimentación para comenzar esta etapa de trabajo, se inicia la recepción de las muestras relativas a la medición utilizando un paciente aparentemente sano. Estas muestras se colocan en el editor de Matlab donde se obtienen las morfologías de las curvas del paciente que se monitoriza.

Concluidos los ensayos con la señal pletismográfica se pasa a comprobar el comportamiento de la FC para lo cual se utiliza el simulador de oximetría Index2 [5], que simula las señales fisiológicas tal y como si fuera el dedo de un paciente. El valor de FC se selecciona en el propio simulador y se fue variando en pasos de 5 pulsos por minuto (ppm) una vez que el ensayista se percataba desde la computadora que la tarjeta de oximetría detectaba la variación. El ensayo se inició en 75 ppm, indicando un paciente sano y se disminuyó hasta 45 ppm (presencia de bradicardia).

En todos los casos, excepto los ensayos de la FC, los experimentos se realizaron con voluntarios aparentemente sanos, que fueron debidamente informados acerca de los objetivos y proceder experimental, manifestando su autorización.

Segunda etapa: Se implementan las rutinas de filtrado a partir del análisis de los resultados de la primera etapa de trabajo. Se transmiten los nuevos datos de oximetría hacia la computadora con el fin de visualizarlos en un instrumento virtual para comprobar su estabilidad.

### 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A continuación, los ejes x (abscisa) de los gráficos de respuesta temporal, corresponden a cantidad de muestras, donde el intervalo de tiempo entre muestras es de 13.33 ms, que figura en la especificación técnica de la tarjeta de oximetría [4].

#### 3.1 Procesamiento de la señal pletismográfica

En la Figura 2 se observa la respuesta temporal de la curva pletismográfica del ensayo realizado en un voluntario aparentemente sano con su brazo en reposo.

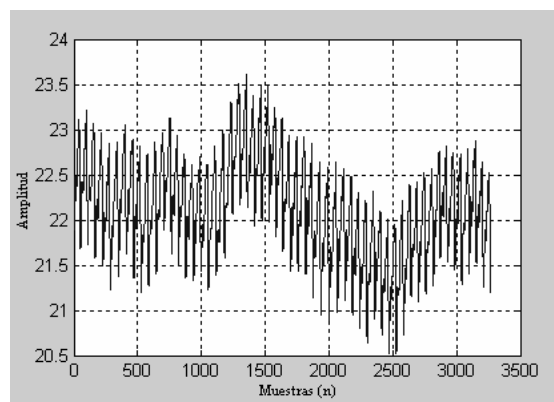


Fig. 2 Curva pletismográfica obtenida con Matlab durante el ensayo en un paciente aparentemente sano. Observe que la curva tiene una componente de directa.

En un segundo ensayo se le orienta al voluntario bajo estudio que mueva su brazo en cualquier dirección. La Figura 3 muestra la respuesta temporal y la Figura 4, el espectro de frecuencia asociado.

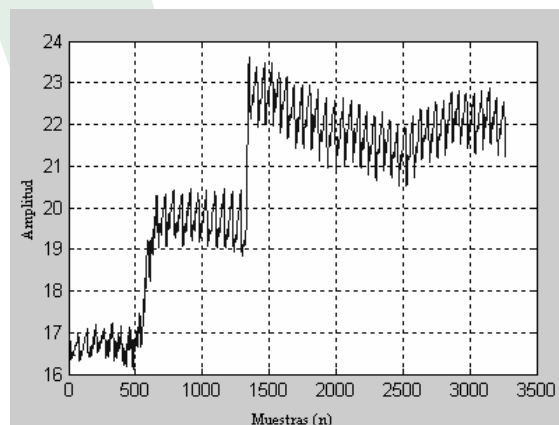


Fig. 3 Curva pletismográfica obtenida con Matlab donde el paciente mantiene el brazo en movimiento. Observe que el valor de la componente de corriente directa varía. Esto ocurre según el movimiento del brazo del paciente.

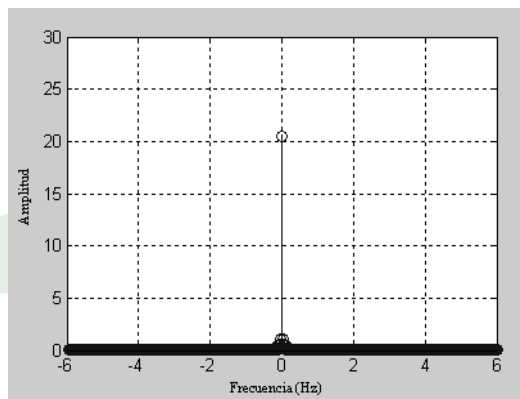


Fig. 4 Espectro de frecuencia de la señal pletismográfica mostrada en la Figura 3.

Con el brazo en movimiento y con el brazo en reposo existe una componente de directa en la señal pletismográfica, debida a las variaciones de flujo sanguíneo.

Monitorizar esta señal en un display gráfico sería engorroso pues se perdería cuando se reciban datos fuera de una ventana de valores. Para eliminar la componente de directa se utiliza un filtro pasa alto IIR dada sus ventajas sobre los filtros FIR en cuanto a recursos y velocidad de procesamiento.

Utilizando el toolbox Filter Design de Matlab, se obtuvieron los coeficientes del numerador y del denominador del filtro (Tabla I), que fueron utilizados en el desarrollo del firmware que ejecuta el micro controlador ubicado en la tarjeta de interfaz durante la segunda etapa de trabajo.

Tabla I  
Características generales del filtro IIR diseñado.

Filtro IIR pasa-alto	Butterworth Struct Direct Form II, orden 2
Frecuencia de corte	0,2 Hz
Frecuencia de muestreo	75 Hz
Coeficientes del numerador	[1, -2, 1]
Coeficientes del denominador	[1, -1.97630571353128, 0.97658315548585]

A continuación se presenta la rutina utilizada para la implementación del filtro IIR. Para la compilación del firmware se empleó el compilador CCS y el ambiente de desarrollo MPLAB de Microchip. El firmware que ejecutó el micro controlador ocupó el 6% de la memoria ROM.

```
void FiltroPasaAltoOxi (void)
{
  xv[0] = xv[1]; xv[1] = xv[2];
  xv[2] = (float)IR_IN / 1.011918152;
  yv[0] = yv[1]; yv[1] = yv[2];
  yv[2] = (xv[0] + xv[2]) - 2 * xv[1] + (-
    0.976583155*yv[0]) + (1.976305713 * yv[1]);
  IR_SAL= (int16) yv[2];
}
```

La Figura 5 muestra el espectro de frecuencia de los datos adquiridos a la salida del filtro IIR, del paciente con el brazo en movimiento y la Figura 6, la respuesta temporal.

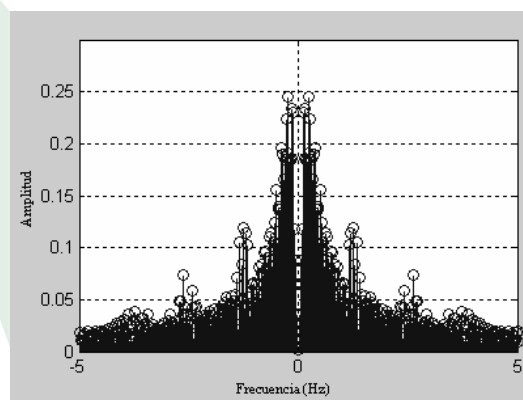


Fig. 5 Espectro de frecuencia asociado a la señal pletismográfica del paciente bajo ensayo con el brazo en movimiento. Observe que la componente de directa desaparece.

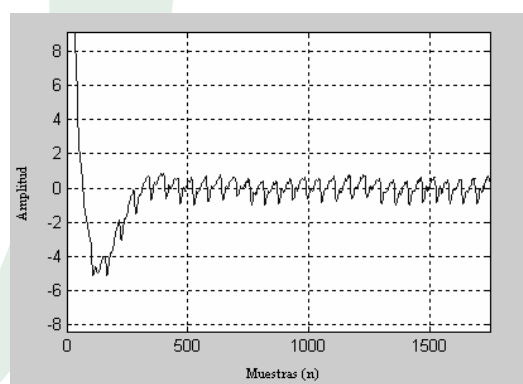


Fig. 6 Gráfica pletismográfica del paciente con el brazo en movimiento, a la salida del filtro IIR.

Ya sea con el brazo del paciente en movimiento o en estado de reposo, la curva pletismográfica mantiene un comportamiento estable a lo largo de todo el intervalo de visualización. Es posible plantear entonces que el empleo del filtro IIR mejora la calidad de visualización de la señal.

### 3.2. Procesamiento de la frecuencia cardiaca

La Figura 7 muestra la respuesta temporal de la FC obtenida con la tarjeta de oximetría a partir de la variación de los valores de FC desde el simulador de oximetría en pasos de 5 ppm.

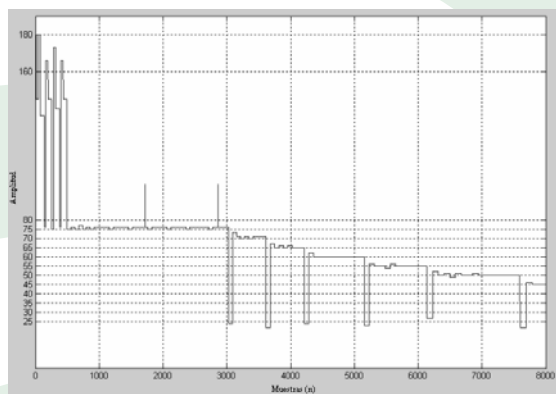


Fig. 7 Gráfica de FC utilizando el simulador de oximetría Index2. Observe que el valor de FC va disminuyendo. Aparecen picos en la señal y variaciones hasta que se estabiliza.

Lo que aquí se percibe es que existe la presencia de estados transitorios o picos producto del propio mecanismo utilizado por el simulador en el momento en que se varía el valor de FC. Después de aparecer el pico, se observa que hay variaciones presentes en la medición por lo que no se obtiene una señal totalmente estable hasta transcurrir un tiempo. Esto ocurre en cada valor de FC seleccionado. Para eliminar esta situación antes de que los datos sean visualizados se hace necesario recurrir a las técnicas de procesamiento digital de señales una vez más.

El procedimiento que se sigue consiste en el diseño de un filtro del tipo ventana promediable (Moving Average Filter) que pertenece a la familia de filtros FIR. La selección del mismo se basa en los pocos recursos que requiere su ejecución y en la calidad de las señales resultantes una vez aplicado el mecanismo [6]. La característica de este filtro es pasa-bajo. A medida que se aumenta el orden del mismo, la respuesta se acerca a la de un filtro ideal, aunque el tiempo de procesamiento es mayor así como los recursos a utilizar. Su implementación

consiste en almacenar en una zona de memoria, que denominaremos buffer, los últimos  $n$  valores recibidos y calcular su promedio. Esta ventana de  $n$  valores se va desplazando a medida que se reciben nuevas muestras que entran en el buffer. A medida que se selecciona una mayor cantidad de muestras, la respuesta temporal de la señal se suaviza aunque aumenta el tiempo de respuesta del filtro, es decir, se hace más lenta la respuesta de la medición en curso ante algún cambio en los signos vitales del paciente. La Figura 8 ilustra la respuesta temporal de la señal a la salida del filtro una vez implementado en el micro controlador. Se concibió el firmware promediando 8 muestras de FC.

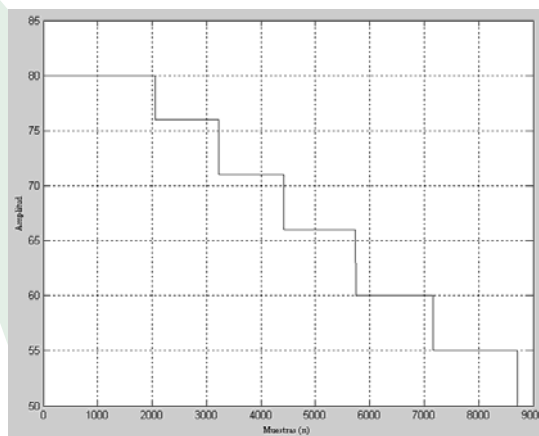


Fig. 8 Respuesta temporal de la frecuencia cardiaca a la salida del filtro de ventana promediable. Observe que la señal no presenta picos ni variaciones bruscas en sus niveles.

Se puede plantear que el mecanismo de procesamiento adoptado es aceptable pues se obtienen valores de FC con una diferencia de  $\pm 2$  ppm con respecto a los generados por el simulador Index2 (Figura 8).

Con el objetivo de comprobar la estabilidad del sistema propuesto en períodos prolongados de monitoreo se utilizó con éxito el instrumento virtual Oxy v2.4 [7] cuyo panel frontal se muestra en la Figura 9. Observe que se visualizan las señales pletismográfica, FC y SpO2 de un paciente aparentemente sano utilizando los mecanismos de filtrado.



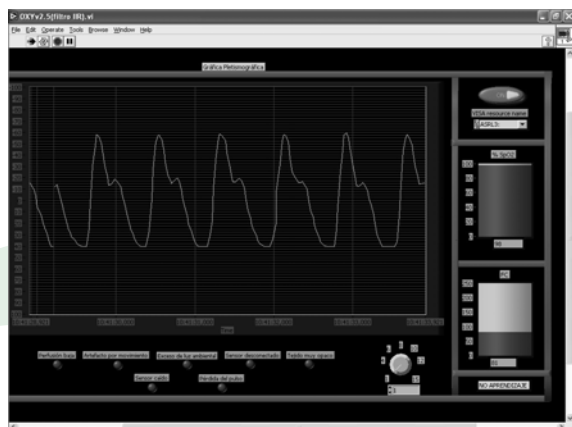


Fig. 9 Panel frontal del instrumento virtual que muestra las señales que transmite la tarjeta de oximetría utilizando los filtros presentados. La señal pletismográfica no presenta componente de directa. De arriba hacia abajo en la columna derecha se presentan los indicadores de SpO<sub>2</sub>.

Se cuenta con un filtro pasa-alto IIR implementado con pocos recursos de memoria ROM, que elimina la componente de directa que afecta la visualización de la señal pletismográfica.

El filtro de ventana promediable aplicado a la señal FC garantiza entregar valores estables de dicha señal.

Se dispone de un hardware con conexión a la computadora, para experimentación de algoritmos de filtrado.

## RECONOCIMIENTOS

Se agradece a:

A Basilio Zubillaga por transmitir su experiencia.

A José Folgueras Méndez por la revisión del manuscrito.

## REFERENCIAS

- [1] R.Luye, et-all (2005). Oxímetro de pulso portátil con PIC16F877 y LCD 16x2. XV Congreso Argentino de Bioingeniería.
- [2] Envitec. User manual Digital Oximeter Module ChipOx®, 2006.
- [3] Ahrens TS, Ott K. (2006) .Comparison of three new generation pulse oximeters in a medical intensive care unit. Critical Care Medicine 34(12): A85.
- [4] Manual de usuario Oxímetro de pulso OXY 9800®, 2003
- [5] Index®2 Series User's Guide. Revision A. July 1997.

[6] S.W.Smith (1999). The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. Second Edition, ISBN 0-9660176-6-8

[7] D.Suárez, Y.Forneiro (2007). Empleo de instrumento virtual en el desarrollo de equipos médicos. Revista Bioingeniería y Física médica 8(2), ISSN-1606-0563.