

Tratamiento de rizados en la estimación de la densidad espectral de potencia de la señal de ritmo cardiaco

Ripple treatment in power spectral density from rhythm cardiac signal

JAVIER ENRIQUE GONZÁLEZ-BARAJAS

Magister en Ingeniería
Universidad Santo Tomás
javiergonzalez@usantotomas.edu.co
Bogotá, Colombia

EDWIN FRANCISCO-FORERO

Magister en Ingeniería
Universidad Santo Tomás
fedwinforero@usantotomas.edu.co
Bogotá, Colombia

IVÁN MARINO-MARTINEZ

Ingeniero en Telecomunicaciones
Universidad Santo Tomás
marinobolivar@yahoo.com.co
Bogotá, Colombia

Fecha de recibido: 21/02/2013
Fecha de aceptado: 23 /11/2013

Forma de citar: GONZÁLEZ, Javier, FRANCISCO, Edwin y MARINO, Iván. Tratamiento de Rizados en la Estimación de la Densidad Espectral de Potencia de la Señal de Ritmo Cardiaco. Rev.UIS.Ingenierías, 2013, vol.12, n.2, p.p 17-27.

RESUMEN

El análisis de la Variabilidad de la Frecuencia cardiaca (VFC) está basado en el estudio de los cambios detectados en cada ciclo cardiaco. Estos cambios son estudiados a partir de la señal de ritmo cardiaco y se compone de las medidas adquiridas del tiempo entre las ondas R de la señal electrocardiográfica (ECG). El análisis de la señal de ritmo cardiaco está basado en dos tipos de métodos: cálculos estadísticos (dominio del tiempo) y estimación de la densidad espectral de potencia (Dominio de la frecuencia). La Densidad Espectral de Potencia (PSD) de la señal de ritmo cardiaco puede realizarse a través de métodos aplicados a señales con un tiempo de muestreo irregular. Para este caso, la literatura ha registrado el uso del método de Lomb. El principal objetivo de este trabajo es la presentación de los resultados obtenidos de la implementación de la técnica basada en el promediado de espectros para realizar un tratamiento de la PSD estimada a partir de la señal de ritmo cardiaco. El procedimiento está basado en tomar señales de ritmo cardiaco adquiridas de señales electrocardiograficas con ritmo sinusal normal de la base de datos "Physionet". Los resultados obtenidos permitieron ilustrar una atenuación del risado de la PSD estimada.

PALABRAS CLAVES: Desidad Espectral de Potencia, Tiempos RR, muestreo irregular.

ABSTRACT

The analysis of heart rate variability (HRV) is based on the study of changes detected in each cardiac cycle. These changes have been studied from the cardiac rhythm signal and it is composed of data acquired from the time measured between the R waves of electrocardiographic signal. The cardiac rhythm signal analysis is based on two kinds of methods: statistical calculation (time domain) and the power spectrum density estimation (frequency domain). Power spectrum density (PSD) estimation from cardiac rhythm signal, can be done through math methods

for signals with non-regular sampling time. For this case, in the literature has been registered the use of Lomb method. The main goal of this paper is the presentation of results obtained from the implementation of a technical based on spectrum averaging oriented to ripple decrease of the PSD estimation in cardiac signal rhythm. The final procedure is based on the application of the same technique taking cardiac rhythm signals acquired from normal sinus rhythm database “Physionet”. The results obtained from these experiments showed a decrease of ripple in the PSD and variation of parameters in the frequency domain.

KEYWORDS: Power Spectral Density, RR time, non-regular sampling

1. INTRODUCCIÓN

El análisis de la variabilidad de la Frecuencia cardiaca (VFC) está basado en el estudio de las fluctuaciones de la frecuencia instantánea del electrocardiograma (ECG). Estos cambios son calculados a través de cuantificación del valor del tiempo entre cada onda *R* del ECG. La Figura 1 contiene un ejemplo de una señal ECG compuesta por las ondas *P*, *Q*, *R* y *S*. A partir de las ondas *R*, se realiza una medición entre cada una para extraer el dato denominado Tiempo *RR* y constituye el principal insumo para la construcción de la señal de ritmo cardiaco. Para la detección de la onda *R* se han utilizado diferentes métodos que proveen alternativas para la implementación en dispositivos de procesamiento en tiempo real basados en transformaciones matemáticas (Xiaomen, 2011). Dentro de los principales problemas para la detección de la onda *R* se resalta el proceso de umbralización (Lihuang, et al., 2009), por lo cual se han propuesto métodos basados en el histograma (González, J; 2014) y que han sido probados en ambientes de ruidos (Zhong, et al., 2012)

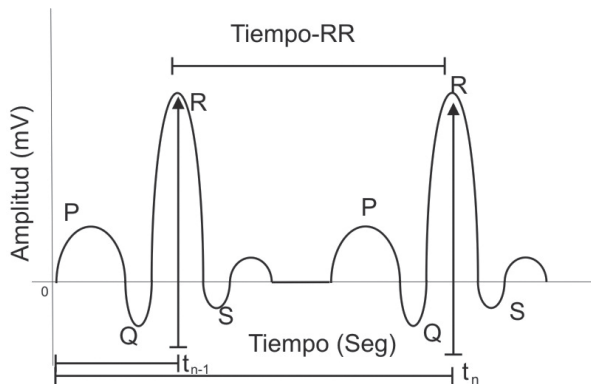


Figura 1. Señal ECG y tiempos RR. Este valor es cuantificado a partir del tiempo entre las ondas *R* de la señal ECG

Los datos contenidos en la señal de ritmo cardiaco son el principal insumo para el análisis de la VFC. La Figura 2 indica la metodología clásica, en la cual se toman los

valores de la señal de ritmo cardiaco para la realización de cálculos estadísticos (análisis en el dominio del tiempo) y para la medición de indicadores sobre la densidad espectral de potencia (PSD) de esta señal (análisis en el dominio de la frecuencia) (Laguna, et al., 1995). Para el análisis en el dominio de la frecuencia, hay que tener en cuenta que la señal de ritmo cardiaco posee un muestreo irregular y se han propuesto dos tipos de metodologías para la estimación del espectro: una clásica y otra alternativa.

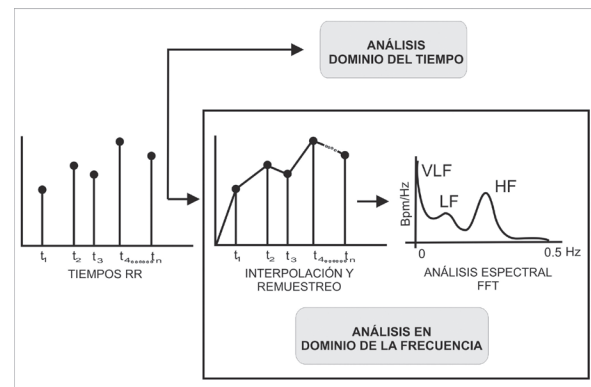


Figura 2. Análisis de la Variabilidad de la Frecuencia Cardiaca: Dominio del Tiempo y Dominio de la Frecuencia. El análisis en el Dominio de la Frecuencia se realiza utilizando interpolación y remuestreo (método clásico)

En el cálculo de la PSD, es común la presencia de componentes de rizados que pueden distorsionar el espectro de los datos bajo estudio. Por lo cual, el objetivo de este artículo es ilustrar los resultados obtenidos al implementar un método propuesto (Figura 3) utilizando el promediado de espectros de señales de ritmo cardiaco para la disminución de rizados y obtener un suavizado de la PSD estimada. La aplicación una variación de la técnica de Lomb, en la cual se incluye un promediado de espectros ha presentado un excelente resultado sin causar un atenuado efecto pasa bajos en la PSD comparado con la técnica basada en la interpolación lineal y el remuestreo.

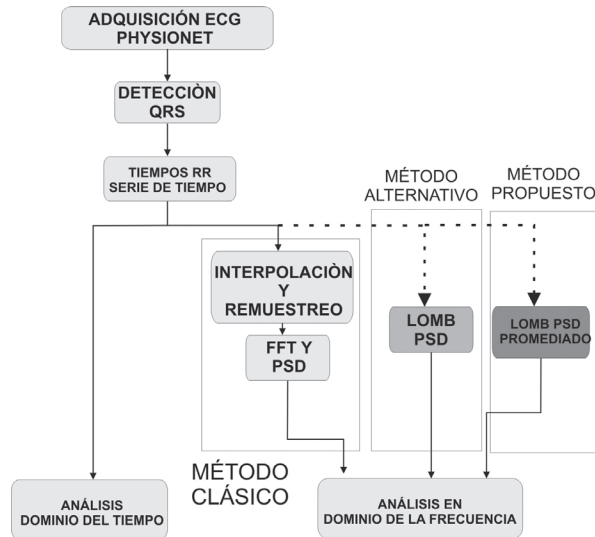


Figura 3. Propuesta de método propuesto para el tratamiento de rizados en la estimación de la PSD utilizando una versión de Lomb promediado

2. MARCO CONCEPTUAL

Los valores de tiempo entre cada onda R de la señal ECG son almacenados en un arreglo denominado señal de ritmo cardiaco, tal como se puede ver en la figura 4 (Malik, M.; 2010)

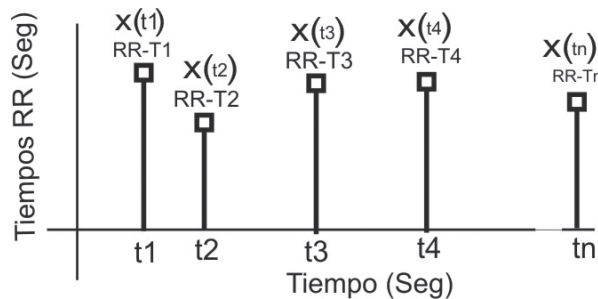


Figura 4. Señal de ritmo cardiaco. Esta serie de tiempo está formada por los tiempos RR tomados de la señal ECG y el tiempo transcurrido entre cada uno

La señal de ritmo cardiaco se compone de una serie de tiempo donde $x_n(t_n)$ contiene el valor de tiempo entre cada onda R de la señal ECG. El dato t_n corresponde al tiempo acumulado (ver figura 4) se puede estimar a partir de los tiempos RR adquiridos anteriormente través de la ecuación (1). Otra utilidad que posee la ecuación (1) es la de permitir obtener un arreglo de datos para la base de tiempo de la señal de ritmo cardiaco.

$$t_n = x_1(t_1) + x_2(t_2) + \dots + x_{n-1}(t_{n-1}) \quad (1)$$

Como se pudo ver en la Figura 4, cada onda R ocurre a un tiempo indeterminado. Esto quiere decir que el valor de diferencia entre la ocurrencia de un latido t_n y el anterior t_{n-1} siempre será un valor diferente. Por lo cual la serie de tiempo $x_n(t_n)$ posee un tiempo de muestreo irregular.

El método clásico (ver Figura 3) para el estudio en el dominio de la frecuencia está basado en la interpolación lineal y remuestreo de la señal de ritmo cardiaco, con la finalidad de calcular la densidad espectral de potencia (PSD) a través de la Transformada Rápida de Fourier (FFT). El método basado en la FFT, puede causar un efecto pasa bajos en la PSD de la señal de ritmo cardiaco que ha sido registrado en publicaciones anteriores (Malik, M.; 2010)

En el análisis en el dominio de la frecuencia de la VFC, se debe tener en cuenta que el espectro de la señal de ritmo cardiaco se define en tres grandes bandas. Con componentes espectrales por debajo de 0.04 Hz se encuentra la banda denominada de muy baja frecuencia o VLF. Una segunda banda de bajas frecuencia (LF) está localizada entre 0.04 y 0.15 Hz. Por último, con un rango entre 0.15 y 0.4 Hz se encuentra la banda de altas frecuencias (HF). Los parámetros calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia están basados en la estimación del área contenida en la PSD de cada una de las principales bandas. El área de la PSD se puede calcular utilizando la ecuación (2).

$$Area = \sum_{f=F1}^{F2} P(f) \quad (2)$$

Donde $P(f)$ corresponde al valor de la PSD para un valor de frecuencia f . la sumatoria de la ecuación (2) de ejecuta entre los valores límites de la banda de frecuencia sobre la cual se calcula el parámetro del análisis de la VFC en el dominio de la frecuencia.

La Tabla 1 proporciona una lista de los principales parámetros calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia de la VFC.

Tabla 1. Parámetros para el análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco. Cada variable posee una unidad y un rango de frecuencias específico

VARIABLE	UNIDAD	RANGO DE FRECUENCIAS	DESCRIPCIÓN
Area VLF	ms ²	<0.04Hz	Potencia de las componentes de muy baja frecuencia
Area LF	ms ²	0.04 - 0.15 Hz	Potencia de las componentes de baja frecuencia
LFnu	n.u.		Potencia LF en unidades normalizadas. Potencia LF/(Potencia total - potencia VLF) x100.
Area HF	ms ²	0.15 - 0.4 Hz	Potencia de las componentes de alta frecuencia.
Hfnu	n.u.		Potencia HF en unidades normalizadas. Potencia HF/(Potencia total - potencia VLF) x100.
LF/HF			Relación de LF a HF. Potencia LF/Potencia HF.

Como se pudo observar en la Tabla 1, los parámetros calculados en el análisis en el dominio de la frecuencia dependen de la estimación de la PSD y del área contenida en diferentes rangos de frecuencia [(Malik, M.; 2010), (BANSAL, D.; et al., 2009)]. Esto implica la necesidad de tener métodos robustos que permitan tener una excelente estimación de la PSD que no sea sensible al muestreo irregular de los datos contenidos en la señal de ritmo cardiaco.

El problema ocasionado por la estimación de la PSD de una señal con muestreo irregular ha requerido la implementación de métodos alternativos. Con el propósito de evitar los procesos de resmuestreo e interpolación en la estimación de la PSD de la señal de ritmo cardiaco, se han utilizado métodos basados en soluciones aportadas por la astrofísica. Está el caso del método de Lomb que ha sido utilizado para estudiar la PSD de la señal de ritmo cardiaco (Laguna, et. al.; 1995). El método de Lomb ha sido implementado exitosamente para el análisis de la VFC (Cesarelli, et al., 2009) y ha permitido mejorar el cálculo de los diferentes parámetros extraídos a partir de la PSD de la señal de ritmo cardiaco (Zhiguo, et al., 2012), (Gombarska, D.; Horicka, M., 2012). El uso de métodos alternativos para la estimación de la PSD abre las puertas para la generación de nuevos estudios clínicos que buscan comparar las diferencias entre los parámetros extraídos con FFT y Lomb (Thong, T.; et al., 2004), (Bansal, D.; et al., 2009), (Passler, S.; et al., 2013)

El método de Lomb (N. R. Lomb, 1976) toma un arreglo de datos $x_n(t_n)$ el cual contiene las muestras adquiridas para cada tiempo t_n y procede calcular la densidad

espectral de potencia para cada valor de frecuencia f como se observa en la ecuación (3).

$$P(f) = \frac{1}{2\delta^2} \left[\frac{\left(\sum_{n=1}^N (x_n(t_n) - \bar{x}) \cos(2\pi f((t_n) - \tau)) \right)^2}{\sum_{n=1}^N \cos^2(2\pi f((t_n) - \tau))} + \frac{\left(\sum_{n=1}^N (x_n(t_n) - \bar{x}) \sin(2\pi f((t_n) - \tau)) \right)^2}{\sum_{n=1}^N \sin^2(2\pi f((t_n) - \tau))} \right] \quad (3)$$

En la ecuación 4, δ^2 corresponde a la a la varianza de los datos $x_n(t_n)$ y el cálculo de la variable τ se realiza a través de la ecuación (3). La variable τ corresponde a una corrección aplicada a cada valor de tiempo t_n debido a la condición irregular del tiempo de ocurrencia (LAGUNA, P, 1995).

$$\tan(4\pi\tau) = \frac{\sum_{n=1}^N \sin(4\pi t_n)}{\sum_{n=1}^N \cos(4\pi t_n)} \quad (4)$$

El método de Lomb ha tenido gran utilidad en aplicaciones del procesado de la señal de ritmo cardiaco (PRESS, W., 2007), (Laguna P., et al., 1998), también se ha aplicado en el estudio de componentes de audio(SHAO-YEN., Tseng, Wai-Chi Fang., 2010), análisis de señales de múltiples canales, análisis de componentes armónicas de sistemas de potencia (Zhiguo Zhang., Shing-Chow, Chan., 2005) eléctrica Zhang, Z.G.; et al., 2009), estudios de grabaciones con componentes superpuestas (Zhang, Z.G.; Chan, S.C., 2010) análisis de adquisiciones no regulares de sistemas laser (Thong, T.; 2004) y análisis de la frecuencia respiratoria (Hui-bomeng, et al., 2010), (Vasu, V., et al., 2010).

Para otras aplicaciones, se han introducido variaciones de la implementación de la técnica de Lomb. Estas variaciones de la técnicas se basan en la inclusión de promediados de espectros que permite la atenuación de rizados (Thon, T.; et al., 2004) implementación de ventanas móviles fijas (Zhiguo, et al., 2012) y el uso de ventanas adaptativas ZHANG, Z.G.; Chan, S.C., 2010) Estas variaciones han sido implementadas en el estudio de la VFC SHAO-YEN Tseng; (Wai-Chi, Fang., 2010).

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Para desarrollar estudios en el dominio de la frecuencia de una señal de ritmo cardiaco, se puede contar con repositorios digitales con es el caso de Physionet (Physionet., 2014) Para este trabajo se utilizaron arreglos de tiempos RR almacenados en la base de datos de pacientes con ritmo sinusal normal. La base de datos contiene 54 archivos de grabaciones de 30 hombres con edades entre 28 a 76 años y de 24 mujeres con edades entre 58 a 73 años. La base de datos permite su exportación al formato .mat que es utilizado por el

asistente matemático Matlab®. Esta base de datos con tiempos RR ha sido utilizada en diferentes estudios clínicos (Goldmith, RL., et al., 1992), (Bigger, JT., 1995), (STEIN, PK., 1999) y (Mietus, JE., 2002).

Por medio del asistente matemático Matlab®, se puede tomar la señal de ritmo cardiaco almacenada en un archivo llamado *nr001.mat* y genera un arreglo de datos denominado *RR1* y organizar un eje del tiempo para graficar la señal de ritmo:

```
load nr001
N=length(RR1);
c=0;
for i =1:N
    t(i)=c+RR1(i);
    c=t(i);
end
plot(t,RR1)
```

La Figura 5 ilustra la señal de ritmo cardiaco graficadas por las líneas de código escritas para el asistente matemático Matlab®.

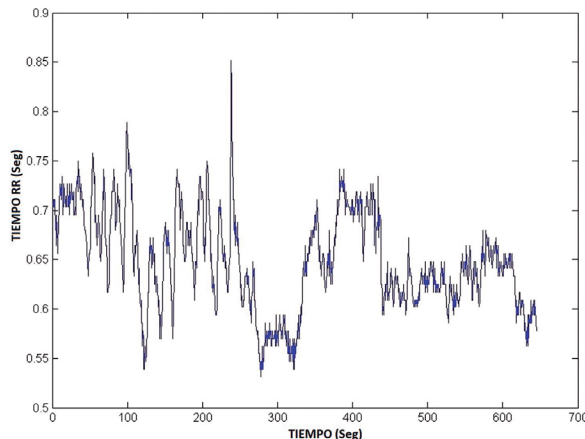


Figura 5. Señal de ritmo cardiaco tomada de la base de datos *Physionet*, después de un proceso de interpolación y remuestreo

Como se pudo apreciar en la Figura 5, los datos contenidos en la señal de ritmo cardiaco presentan un muestreo irregular. Tradicionalmente, para estimar la PSD y poder hacer un análisis en el dominio de la frecuencia, se procede a realizar un proceso de interpolación lineal y remuestreo.

Con la finalidad de poder ejecutar un proceso de interpolación lineal se procede a utilizar las siguientes líneas de código implementadas en Matlab®:

```
Ts=min(RR1)/4;
Fs=1/Ts;
tfinal=t(N);
ti=t(1):Ts:tfinal;
x=interp1(t,RR1,ti,'linear');
N1=length(x);
```

Las líneas de código toman los datos contenidos en el arreglo *RR1* y la base de tiempo *t*, con la finalidad de realizar una interpolación con base al arreglo *t_i* que contiene los nuevos valores en el tiempo con muestreo regular. El resultado final es el arreglo *x* que posee una señal de ritmo cardiaco con muestreo regular.

La Figura 6 contiene el resultado de estimar la PSD a través de la Transformada Rápida de Fourier. Se puede observar las diferentes zonas del espectro definidos en la tabla 1 con sus respectivas atenuaciones en decibeles (db). En la zona VLF se puede apreciar una atenuación de 2db. En la zona LF ya se obtiene una atenuación de 3db y en la zona HF ya se cuenta con atenuaciones de 4 db. Estas atenuaciones son consecuencia del proceso de interpolación lineal y remuestreo. La Figura 6 también permite observar la cantidad de rizados presente en la PSD. También se puede ver en la figura 6 un efecto pasa bajos (sección B). El efecto pasa bajo y los rizados pueden alterar los índices estadísticos calculados para el estudio en el dominio de la frecuencia de la V.F.C.

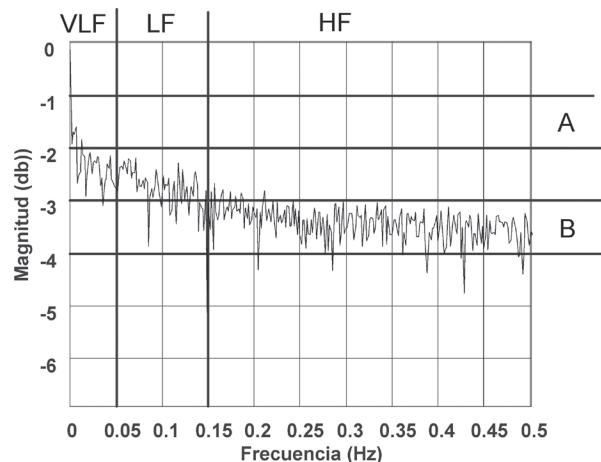


Figura 6. Cálculo de la PSD a través del cálculo de la FFT. Después de un proceso de interpolación y remuestreo

A partir de la señal con frecuencia de muestreo fija, se puede generar una estrategia basada en el periodograma de Welch para la estimación de la PSD a partir de promedios de espectros de *l* segmentos de la señal con tamaño *L*. Tomando como referencia la Tabla 1 y

el cálculo del área de la PSD descrito en la ecuación (2), se procede a estimar los parámetros para el análisis en el dominio de la frecuencia. La Tabla 2 contiene los resultados de la PSD estimada en la Figura 6.

Tabla 2. Parámetros calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco. Caso Interpolación y remuestreo

VLF	LF	HF	LFnu	HFnu	LF/HF
1,178757208	0,000702487	8,4114E-05	85,36140499	10,22095278	8,351609368

Como se pudo ver en la Figura 6, la PSD estimada por medio del cálculo de la FFT posee rizados y podría afectar los parámetros para el análisis en el dominio de la frecuencia. Para observar el impacto se puede proceder a implementar una estrategia para el tratamiento de rizados basado en un promediado de espectros.

El primer paso consiste en un proceso de segmentación de la señal de ritmo cardiaco. Con las siguientes líneas de código implementadas en el asistente Matlab® se puede obtener una versión segmentada de la señal de ritmo cardiaco almacenada en la variable x :

```
c=0;
L=400;
for i=1:8
    xrl=x(1+c:L+c);
    xfl=abs(fft(xrl));
    MP(i,:)=(xfl);
    c=c+L;
end
```

Las líneas de código toman la variable x y generan segmentos de tamaño L . El producto final es la matriz MP , que contiene en cada línea la magnitud de la Transformada de Fourier de cada segmento.

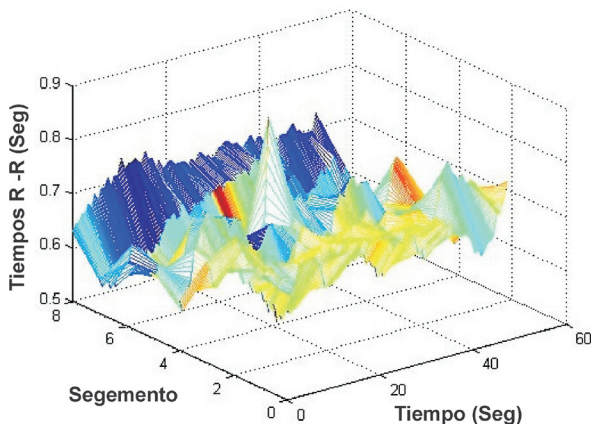


Figura 7. Segmentación de la señal de ritmo cardiaco con muestreo regular

La PSD para cada segmento se puede calcular a través de la ecuación 5.

$$XF_l = \left| \sum_{k=0}^{L-1} x_l(n) e^{j \frac{2\pi n k}{L}} \right|^2 \quad (5)$$

En la ecuación 5 se puede ver la variable L , que indica el número de muestras del segmento. Para el caso de este trabajo se ha escogido un segmento con valor $L=400$, que equivale a 53 segundos de señal de ritmo cardiaco. También se cuenta con la variable l , que es un número entero que cumple la condición: $0 < l < L$ e indica el segmento que está bajo estudio. La PSD promedio se calcula tomando cada resultado XF_l como se puede ver en la ecuación 4.

$$P_A = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} XF_l \quad (6)$$

Con las siguientes líneas de código se calcula el promedio de los espectros contenidos en cada línea de la matriz MP y se obtiene el arreglo de datos PMT :

```
for i=1:L
    PMT(i)=(sum(MP(:,i)))/L;
end
```

El resultado obtenido al estimar la PSD a través de los promediados de espectros de los segmentos de la señal de ritmo cardiaco con muestreo regular se puede apreciar en la Figura 8.

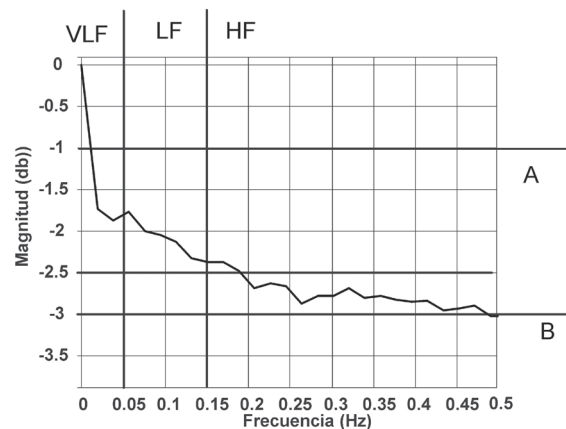


Figura 8. Cálculo de la PSD a través del cálculo de la FFT y promediado de espectros

El resultado contenido en la Figura 8 permite observar una PSD sin rizados. Se puede observar en la sección

B de la Figura 8, que existe nuevamente un efecto pasa bajos. Con la finalidad de analizar cómo varían los parámetros para el análisis en el dominio de la frecuencia, se han calculado cada uno y se pueden apreciar en la Tabla 3.

Tabla 3. Parámetros calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco. Caso: Espectro Promediado

VLF	LF	HF	LFnu	HFnu	LF/HF
1,000498279	0,000730883	8,20072E-05	40,58077989	4,553282633	8,912422786

Los resultados de la Tabla 3, presentan valores diferentes a los obtenidos en la Tabla 1. Se pueden ver variaciones entre el 15% y 50 % con respecto a los valores obtenidos en la Tabla 1.

Como aporte de este trabajo, se quiere brindar una alternativa para minimizar los rizados de la PSD evitando la interpolación y remuestreo que conlleva el método basado en la FFT. Como se expuso anteriormente se cuenta con la estrategia de Lomb y como valor agregado se presenta una variación del método para estimar la PSD de la señal de ritmo cardiaco. Con base a las ecuaciones (3) y (4) se ha diseñado una propuesta de algoritmo que se puede apreciar en la Figura 9. Esta propuesta contiene una etapa de segmentado que genera una matriz con porciones de la señal de ritmo cardiaco. De manera seguida se plantea la generación de un arreglo de datos con los valores de frecuencia para el cual se ejecuta el algoritmo de estimación de PSD por medio de Lomb. Se ha escogido un valor de frecuencia inicial de 0 Hz y una frecuencia final de 0.5 Hz, con un paso de 0.0001 Hz. Como ventaja de la técnica de Lomb, se destaca que la resolución en frecuencia puede ser escogida por el usuario.

El siguiente paso en el algoritmo, es el uso de una función diseñada en Matlab denominada *psdlombgeneral*. La función tiene como entrada los siguientes parámetros:

- *Seg*: corresponde al arreglo de datos de entrada.
- *t*: Corresponde a la base de tiempo. Se supone que cada dato de entrada tiene un valor en el tiempo acorde a su ocurrencia.
- *Fin*: Es el valor de frecuencia límite. Para este caso es 0.5 Hz.
- *Res*: Es el valor de resolución en frecuencia. Para este caso es 0.0001 Hz.
- *P*: Es el valor de PSD calculado para cada valor de frecuencia.
- *W*: Son los valores de frecuencia para el cual fue calculado cada valor de PSD.

El paso final del algoritmo propuesto en la Figura 9 es el promediado de cada arreglo P que genera la función *psdlombgeneral*.

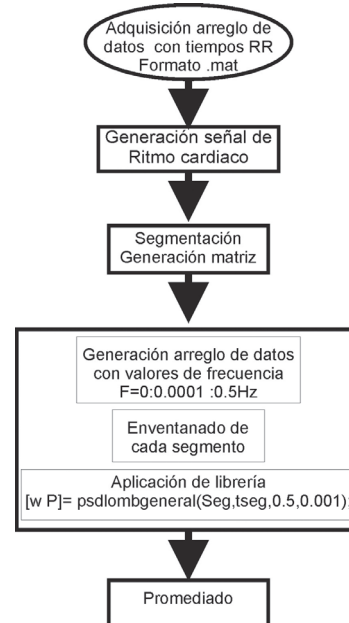


Figura 9. Algoritmo para la implementación del método propuesto basado en el promediado de espectros calculados a través del método de Lomb

4. RESULTADOS

Para los experimentos desarrollados se tomaron los mismos archivos en formato *.mat* con las señales de ritmo cardiaco. Como prueba preliminar se procedió a estimar la PSD a través de la técnica de Lomb, la cual no requiere aplicar procesos de interpolación lineal y remuestreo. La Figura 10 ilustra el resultado obtenido al utilizar la misma señal de ritmo cardiaco utilizada en la Figura 5.

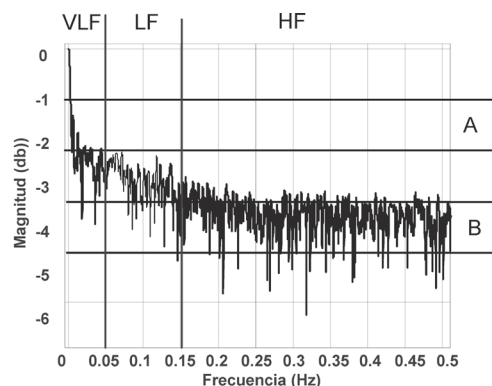


Figura 10. Estimación de la PSD a través de la técnica de Lomb. En este caso no fue necesario la interpolación y remuestreo

La Figura 10 ilustra un efecto pasa bajos constantes en la sección B. También se puede apreciar la presencia de rizados de la PSD de cada segmento.

Con la finalidad de poder obtener una atenuación de los rizados, se ha procedido a segmentar la señal de ritmo cardiaco acorde al algoritmo propuesto en la figura 9. A cada segmento se ha calculado su respectiva PSD usando la función *psdlombgeneral*. El resultado obtenido se puede apreciar en la Figura 11.

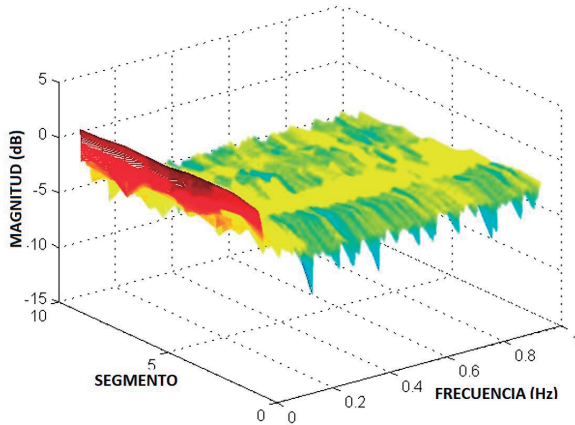


Figura 11. Cálculo de PSD de cada segmento de la señal de ritmo cardiaco

El resultado final del proceso se puede evidenciar en la figura 12. En el cual se puede observar el efecto de suavizado en la PSD calculada a través del promediado de espectros.

Para comparar el resultado obtenido por la metodología propuesta en este trabajo, se incluye en la Figura 12 el resultado obtenido al utilizar promediado de espectros calculados a través de la FFT.

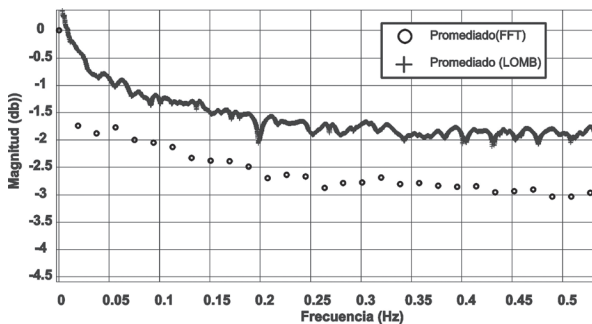


Figura 12. Resultado obtenido después del proceso de promediado de espectros calculados a través de la técnica de Lomb para estimación de PSD

Los resultados obtenidos de la comparación entre ambos métodos permiten ver la ventaja que ofrece el

uso de la técnica de Lomb en el proceso de atenuación de rizados en la estimación de la PSD. Como se pudo ver en la Figura 12, permite obtener una estimación de la PSD con rizados atenuados y además, comparado con resultados obtenidos de otras metodologías (FFT), registra una menor atenuación por el efecto pasa bajos. La Tabla 4 contiene los parámetros calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco. En este caso se han calculado para la PSD estimada a través de promediados de espectros y la técnica de Lomb.

Tabla 4. Parámetros calculados para el análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco. Caso: Espectro Lomb Promediado

VLf	LF	HF	LFnu	HFnu	LF/HF
123,9766094	1566,966028	7670,705769	5,14042926	25,16373659	0,204279251

La tabla 4 indica los cambios obtenidos en cada uno de los parámetros. Este resultado abre la puerta a la cuestión acerca de la posibilidad de analizar las alteraciones obtenidas en el cálculo de parámetros en el dominio de la frecuencia y la incidencia en análisis clínicos.

5. CONCLUSIONES

El análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco exige el uso de técnicas orientadas a la estimación de la Densidad Espectral de Potencia (PSD) para datos irregularmente muestreados. El uso de técnicas tradicionales para estimar la PSD basadas en la Transformada Rápida de Fourier tienen dos grandes inconvenientes: es requerido el proceso de interpolación y remuestreo e induce un efecto pasa bajos el espectro. Como alternativa se cuenta con la técnica de Lomb, que permite calcular la PSD, tomando los datos de la señal de ritmo cardiaco sin importar el tiempo de ocurrencia de cada uno. Al estimar la PSD por medio de la técnica de Lomb, se puede evidenciar la presencia de rizados en el espectro calculado.

Para obtener un valor agregado, se ha propuesto un algoritmo que propociona una variación a la estrategia para el cálculo de la PSD para el análisis en el dominio de de la frecuencia en el análisis de la variabilidad de la Frecuencia Cardiaca. Las pruebas realizadas con señales de ritmo cardiaco y se ha evidenciado que el promediado de espectros calculados a partir del método de Lomb puede aportar en el suavizado de la densidad espectral de potencia.

El suavizado del espectro, permite facilitar el análisis en el dominio de la frecuencia de la señal de ritmo cardiaco y permite tener una mejor caracterización de la variabilidad de la frecuencia cardiaca.

La metodología propuesta y los resultados obtenidos permiten obtener una herramienta para abrir el espacio a nuevas investigaciones orientadas al estudio de comportamientos fisiológicos que puedan ser medidos con mayor sensibilidad sin la presencia de rizados en la PSD.

6. REFERENCIAS

XIAOMEN Cui; Giaomeng, "A NEW real-time ECG R-wave detection algorithm," Strategic Technology (IFOST), 2011 6th International Forum on , vol.2, no.1, pp.1252,1255, 22-24 Aug. 2011.

LIHUANG She; Guohua Wang; Shi Zhang; Jinshuan Zhao, "An Adaptive Threshold Algorithm Combining Shifting Window Difference and Forward-Backward Difference in Real-Time R-Wave Detection," Image and Signal Processing, 2009. CISP '09. 2nd International Congress on , vol.1, no.1, pp.1,4, 17-19 Oct. 2009.

GONZÁLEZ J, "Cálculo del umbral para la detección de la onda R del complejo Cardíaco", Tecno Lógicas, vol.17,no 32,pp 47-55, 2014.

ZHONG Yue; Lisheng Xu; Li Yan; Yanhua Shen; Shuhong Wang, "Adaptive R-wave detection method in dynamic ECG with heavy EMG artifact," Information and Automation (ICIA), 2012 International Conference on , vol.1, no.1, pp.83,87, 6-8 June 2012.

Malik M. *Clinical Guide to Cardiac Autonomic Tests*. Kluwer Academic Publisher. Netherland 2010. Pag 149.

LAGUNA, P.; Moody, G.B.; Mark, R.G., "Power spectral density of unevenly sampled heart rate data," Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference , vol.1, no.1, pp.157,158 vol.1, 20-25 Sep 1995.

CESARELLI, M.; Romano, M.; Ruffo, M.; Bifulco, P.; Pasquariello, G.; Fratini, A., "PSD modifications of FHRV due to CTG storage rate," Information Technology and Applications in Biomedicine, 2009. ITAB 2009. 9th International Conference on , vol.1, no.1, pp.1,4, 4-7 Nov. 2009.

ZHIGUA Zhang; Shing-Chow Chan; Chong Wang, "A New Regularized Adaptive Windowed Lomb

Periodogram for Time-Frequency Analysis of Nonstationary Signals With Impulsive Components," Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on , 2012, vol.61, no.8, pp.2283,2304

GOMBARSKA, D.; Horicka, M., "Evaluation of heart rate variability in time — Frequency domain," ELEKTRO, 2012 , vol.1, no.1, pp.415,418

THONG, T.; Yung, I.O.; Zajdel, D.P.; Ellingson, R.M.; McNames, James; Aboy, M.; Oken, B.S., "Heart rate variability analysis of effect of nicotine using periodograms," Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE , vol.1, no.1, pp.294,297, 1-5 Sept. 2004.

BANSANL, D.; Khan, M.; Salhan, A.K., "A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability," Computer and Automation Engineering, 2009. ICCAE '09. International Conference on , vol.1, no.1, pp.243,246, 8-10 March 2009

PASSLER, S.; Noack, A.; Poll, R.; Fischer, W.-J., "Validation of the use of heart rate variability measurements during meal intake in humans," Computing in Cardiology Conference (CinC), 2013 , vol.1, no.1, pp.999,1002, 22-25 Sept. 2013.

N. R. Lomb, "Least-squares frequency analysis of unequally spaced data," Astrophysics and Space Science, vol. 39, no. 2, pp. 447–462, 1976.

PRESS, W., Numerical Recipes 3rd Edition. Hong Kong, China: Cambridge University Press, 2007. Pp685.

LAGUNA P., G. B. Moody and R.G. Mark. Power Spectra Density of Unevenly Sampled Data by Least-Square Analysis: Performance and Application to Heart Rate Signals. IEEE Trans. on Biomedical Engineering Vol. 45, No. 6. June. pp. 698-715. 1998.

SHAO-YEN Tseng; Wai-Chi Fang; , "An effective heart rate variability processor design based on time-frequency analysis algorithm using windowed Lomb periodogram," Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2010 IEEE , 2010, vol.1, no.1, pp.82-85, 3-5 Nov.

ZHIGUO Zhang; Shing-Chow Chan; , "Robust adaptive Lomb periodogram for time-frequency analysis of signals with sinusoidal and transient components," Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005. Proceedings.

(ICASSP '05). IEEE International Conference on , vol.4, no., pp. iv/493- iv/496 Vol. 4, 18-23.

ZHANG, Z.G.; Cai, X.L.; Chan, S.C.; Hu, Y.; Hu, L.; Chang, C.Q.; , "Time-frequency coherence analysis of multi-channel eventrelated potential using adaptive windowed Lomb periodogram," Neural Engineering, 2009. NER '09. 4th International IEEE/EMBS Conference on ,2009, vol., no., pp.657-660, April 29 .

ZHANG, Z.G.; Chan, S.C.; , "Harmonic analysis of power system signals using a new regularized adaptive windowed Lomb periodogram," Green Circuits and Systems (ICGCS), 2010 International Conference on ,2010, vol., no., pp.567-572, 21-23 .

THONG, T.; McNames, J.; Aboy, M.; , "Lomb-Wechperiodogram for non-uniform sampling," Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE , 2004,vol.1, no.1, pp.271-274, 1-5

HUI-BOMENG; Yan-li Gao; Zhi-qiang Liu; Yan-fang Yu; Jian-hua Wu; , "Analysis of Turbulent Characteristics of Unevenly Velocity Signals in KSM Used Empirical Mode Decomposition and Lomb Periodogram," Information Engineering and Computer Science (ICIECS), 2010 2nd International Conference on ,2010, vol.1, no.1, pp.1-4, 25-26.

VASU, V.; Fox, N.; Heneghan, C.; Sezer, S.; , "Using the Lomb periodogram for non-contact estimation of respiration rates," Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE , 2010,vol.1, no.1, pp.2407-2410, Aug. 31

THON, T.; McNames, James; Aboy, M., "Lomb-Wech periodogram for non-uniform sampling," Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE , 2004,vol.1, no., pp.271,274, 1-5 .

ZHIGUO Zhang; Shing-Chow Chan; Chong Wang, "A New Regularized Adaptive Windowed Lomb Periodogram for Time-Frequency Analysis of Nonstationary Signals With Impulsive Components," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on* ,2012, vol.61, no.8, pp.2283,2304, Aug.

ZHANG, Z.G.; Chan, S.C., «Harmonic analysis of power system signals using a new regularized adaptive windowed Lomb periodogram," Green Circuits and

Systems (ICGCS), 2010 International Conference on ,2010, vol., no., pp.567,572, 21-23.

SHAO-YEN Tseng; Wai-Chi Fang, "An effective heart rate variability processor design based on time-frequency analysis algorithm using windowed Lomb periodogram," *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2010 IEEE* ,2010, vol.1, no.1, pp.82,85, 3-5.

BANSAL, D.; Khan, M.; Salhan, A.K., «A Review of Measurement and Analysis of Heart Rate Variability,» Computer and Automation Engineering, 2009. ICCAE '09. International Conference on ,2009 vol.1, no.1, pp.243,246, 8-10.

Physionet. in: <http://www.physionet.org/>. Consultada en marzo 29 de 2014.

GOLDMITH RL, Bigger JT, Steinman RC, et al. Comparison of 24-hour parasympathetic activity in endurance-trained and untrained young men. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20. pp.552-558.

BIGGER JT, Fleiss LF, Steinman RC, Rolnitzky LM, Schneider WJ, Stein PK. RR variability in healthy, middle-age persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction. *Circulation* 1995; 91. pp.1936-1943.

STEIN PK, Ehsani AA, Domitrovich PP, Kleiger RE, Rottman JN. The effect of exercise training on heart rate variability in healthy older adults. *Am Heart J* 1999; pp.138:567-576.

MIETUS JE, Peng C-K, Henry I, Goldsmith RL, Goldberger AL. The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure. *Heart* 2002; 88: pp.378-380.

7. AGRADECIMIENTOS

Los resultados obtenidos en este trabajo fueron logrados dentro de los objetivos del proyecto: PLATAFORMA INFORMÁTICA PARA EL ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LA FRECUENCIA CARDIACA ORIENTADO A LA PRESTACIÓN DE SERVICIOS DE ANÁLISIS Y CÁLCULO DE DESCRIPTORES. Este proyecto fue financiado por la convocatoria interna de proyectos de grupos de investigación FODEIN 2012 - 2013, realizada por la unidad de investigación y postgrados de la Universidad Santo.

8. CURRICULUM



Javier E. González Barajas.

Ing. Electrónico UIS. Magister en Ingenierías, Área Electrónica, UIS. Experiencia en proyectos patrocinados por Colciencias orientados al diseño e implementación de prototipos de sistemas de instrumentación biomédica y procesamiento de señales electrofisiológicas. Docente – Investigador de Facultad de Ingeniería Electrónica, en el área del tratamiento digital de señales de origen biológico y procesamiento de imágenes. Universidad Santo Tomás. Cra 9 N° 51-15, Edificio División de Ingeniería s. Bogotá. Colombia. e-mail: Javiergonzalezb@usantotomas.edu.co



Edwin F. Forero García.

Ing. Electricista UIS. Magister en Ingenierías, Área Electrónica, UIS. Con experiencia en desarrollo de proyectos orientados al diseño y construcción de dispositivos para análisis no destructivo de materiales a través del ultrasonido. Docente – Investigador de Facultad de Ingeniería Electrónica en el área de instrumentación electrónica y eficiencia energética. Universidad Santo Tomás. Cra 9 N° 51- 15, Edificio División de Ingenierías. Bogotá. Colombia. e-mail: edwinforero@usantotomas.edu.co



Iván Marino Martínez. Estudiante Fac. Ing. de Telecomunicaciones. Universidad Santo Tomás. Bogotá Colombia. E-mail: marinobolivar@yahoo.com.co