

Análisis espectral de la Variabilidad del Ritmo Cardíaco mediante la señal Temporización Cardíaca

Javier Mateo y Pablo Laguna

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

María de Luna 3, 50015 Zaragoza (España)

E-mail: jmateo@posta.unizar.es

Resumen

La variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) es un índice usado clínicamente de forma extensiva en el estudio del sistema cardiovascular. Para explicar los mecanismos de control del sistema cardiovascular, se ha generalizado el modelo "Integral Pulse Frequency Modulation" (IPFM). Este modelo asume una señal moduladora, $m(t)$, que genera los instantes de aparición de cada latido. Los métodos de estimación de la densidad espectral de potencia (PSD) de la HRV intentan inferir el espectro de $m(t)$ a partir de los instantes de aparición de los latidos. Desde este punto de vista, se presenta la señal Temporización Cardíaca (HT) como alternativa al uso extendido de las señales de Ritmo Cardíaco (HR) o Periodo Cardíaco (HP). Se demuestra su relación lineal con $m(t)$, permitiendo una adecuada estimación de la PSD de la HRV sin la aparición de componentes espectrales espurias y sin ningún efecto de filtrado como ocurre con las señales HR o HP. Se propone el uso de *splines* de orden elevado (14) como método de interpolación para obtener una estimación continua, o bien muestreada equiespaciadamente de $m(t)$. Esta metodología se extiende para modelar la presencia de latidos ectópicos y se proporciona un método de reducción de la influencia perjudicial de estos latidos sobre la PSD de la HRV. Se han comparado los principales métodos utilizados en HRV y los resultados muestran que el método propuesto recupera el espectro original con mayor precisión, y por tanto, resulta el más adecuado para el estudio de la HRV.

1. Introducción

El análisis de la variabilidad del ritmo cardíaco (HRV) se basa en el estudio de la actividad del nodo sinoauricular (SA) como la fuente de impulsos repetitivos que generan los latidos del corazón normales. La actividad normal del nodo SA está regulada por los sistemas nerviosos simpático y parasimpático [1]. El estudio de la HRV consiste en analizar la variación de los instantes de ocurrencia de los latidos de forma que se pueda inferir las propiedades de interés clínico del sistema de control cardiovascular. Los métodos de estimación espectral de la HRV aprovechan en cierta forma las propiedades espectrales que presenta la actuación de cada sistema sobre una banda determinada del espectro de la variabilidad. Realizando un análisis de la

potencia espectral en determinadas bandas se puede obtener información del control ejercido por un sistema en concreto.

El modelo "Integral Pulse Frequency Modulation" (IPFM) propuesto por Bayly en 1968 [2] se ha utilizado frecuentemente para interpretar los mecanismos del sistema autónomo para controlar el ritmo cardíaco. Este modelo tiene como entrada una señal moduladora, $m(t)$, que al actuar a través del modelo IPFM, genera los instantes en los que se produciría un latido [3-5]. Los métodos de estimación de la PSD intentan inferir el espectro de la señal $m(t)$ a través de los momentos de ocurrencia de los latidos, normalmente mediante las señales de Ritmo Cardíaco (HR) o de Periodo Cardíaco (HP). A pesar de la existencia y el uso extendido del modelo IPFM, nos encontramos entre los propios autores que lo asumen marcadas discrepancias en cuanto a la conveniencia de la utilización de una representación temporal a partir de las posiciones de cada latido que represente con fidelidad la señal moduladora responsable de la HRV [4-6]. Precisamente, éste será el punto de partida de la metodología propuesta, en la que asumiendo el modelo IPFM, introduciremos una nueva señal denominada Temporización Cardíaca (HT)¹. Esta señal surge como necesidad, ante las limitaciones de las utilizadas con anterioridad, de representar fielmente a la señal generadora de los instantes de ocurrencia de los latidos a través del modelo IPFM [8-9].

En las señales relacionadas con la HRV sólo se conocen sus valores en los instantes de ocurrencia de los diferentes latidos. Estos instantes se encuentran irregularmente espaciados en el tiempo, dando lugar a un muestreo irregular inherente a todas las señales de HRV. Cuando las señales no están uniformemente muestreadas la problemática asociada no es evidente y constituye otro de los puntos de discrepancia entre los diferentes estudios de la HRV. En este trabajo se propone la interpolación por *splines* de orden elevado (14) para obtener una representación continua o regularmente muestreada de $m(t)$ y a través de ella estimar el espectro de la HRV.

¹ HT abreviatura que proviene de la acepción inglesa *Heart Timing*

La presencia de latidos anómalos resulta habitual en registros precedentes de casos reales. La procedencia de estos latidos puede ser debida a fallos en el detector de complejos QRS, tanto por falsas detecciones de complejos inexistentes (falsos positivos) como por complejos sin detectar (falsos negativos). No obstante, con los detectores actuales se consiguen tasas muy elevadas de detección correcta y en todo caso la corrección de este tipo de anomalías resulta sencilla. Sin embargo, otra procedencia de estos latidos anómalos puede ser fisiológica, originada por latidos ectópicos, bien ventriculares si su origen procede del ventrículo o supraventriculares si su origen proviene de puntos anteriores en la secuencia eléctrica. El análisis de la HRV se debe basar únicamente en los latidos normales que son los que tienen su origen en el nodo SA y los latidos ectópicos deben rechazarse en una fase previa al análisis de la variabilidad. Se propone un método de corrección del efecto de estos latidos basado en la señal HT junto con una nueva generalización del modelo IPFM ante la presencia de latidos ectópicos. La interpretación de la nueva generalización del modelo IPFM resultará sencilla ante la reinicialización del nodo SA y se mostrará como la definición de la señal HT sigue siendo válida ante esta generalización.

2. El modelo IPFM y la señal Temporización Cardíaca

El modelo IPFM está basado en la hipótesis de que la influencia tanto del sistema simpático como del sistema parasimpático sobre el nodo sinoauricular pueden representarse mediante una única señal moduladora $m(t)$. Los latidos se generan cuando la integral del ritmo cardíaco instantáneo alcanza un umbral. En ese momento, el proceso vuelve a repetirse [2].

La serie de los instantes en los que se origina cada latido puede generarse mediante

$$k = \int_0^{t_k} \frac{1+m(t)}{T} dt \quad (1)$$

donde k es un entero que representa el k -ésimo latido y t_k es el instante de ocurrencia de este latido [4]. El cociente $(1+m(t))/T$ representa el ritmo cardíaco instantáneo. T es el valor medio del intervalo entre latidos o periodo cardíaco medio durante el tiempo analizado. La componente $m(t)/T$ representa la HRV y su media es cero. La variabilidad normalmente es pequeña comparada con la media del ritmo cardíaco, $1/T$. En lo sucesivo, sin pérdida de generalidad, consideraremos que el primer latido se produce en $t_0 = 0$ y que $m(t)$ es causal, de forma que $m(t) = 0$ si $t < 0$.

Basándonos en el modelo IPFM, definimos la función continua Temporización Cardíaca como

$$ht(t) = \int_{-\infty}^t m(t) dt = \int_0^t m(t) dt \quad (2)$$

cuyo espectro es

$$HT(\omega) = \frac{M(\omega)}{j\omega} + p M(0) \delta(\omega) = \frac{M(\omega)}{j\omega} \quad (3)$$

ya que el valor medio de $m(t)$ es nulo.

Resulta claro que el espectro de la señal $ht(t)$ es el mismo que el de $m(t)$ a excepción del denominador $j\omega$ debido a la integración, pudiéndose obtener $M(\omega) = j\omega HT(\omega)$.

Sin embargo, a través de los latidos únicamente podemos conocer sus muestras no equiespaciadas en t_k . Así, usando la nueva señal, la ecuación (1) se puede escribir como

$$ht(t_k) = kT - t_k = \int_0^{t_k} m(t) dt \quad (4)$$

donde $ht(t_k)$ define las muestras de la señal HT que pueden calcularse a través de los instantes de ocurrencia de los latidos.

En la figura 1 se muestra gráficamente la generación de los instantes de ocurrencia de los latidos a través del modelo IPFM. Los latidos ocurren en los instantes en los que la integral del ritmo cardíaco instantáneo, $x(t)$, toma valores enteros o, de forma equivalente, alcanza el umbral unitario de forma sucesiva al reinicializarse el integrador.

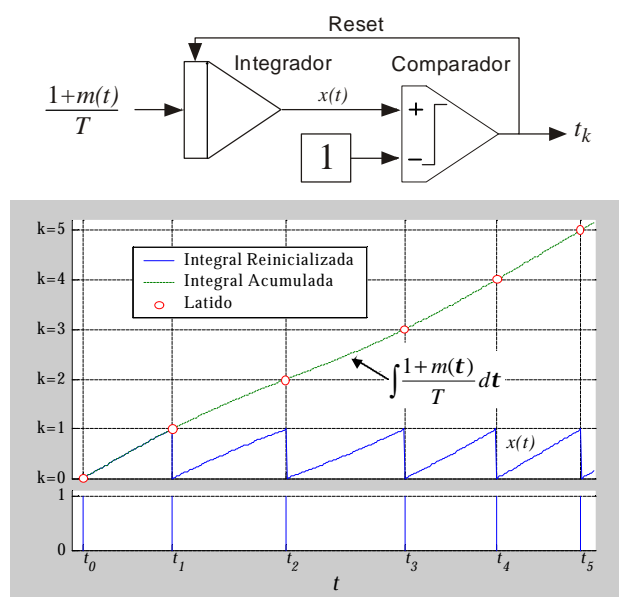


Fig. 1. Generación de los latidos a través del modelo IPFM

3. El muestreo no uniforme

En las señales relacionadas con la HRV sólo se conocen sus valores en los instantes de ocurrencia de los diferentes latidos que se encuentran irregularmente espaciados en el tiempo. La problemática asociada cuando las señales no están uniformemente muestreadas constituye otro de los puntos de discrepancia entre los diferentes estudios de la HRV. Así, nos encontramos autores que utilizan el *Espectro de Cuentas* directamente o con alguna variante como método de estimación espectral [3]. Otros asumen que las señales se encuentran uniformemente espaciadas y obtienen su espectro directamente de las secuencias de las diferentes señales [4]. Algunos autores prefieren realizar la estimación mediante métodos directos a través de las muestras no uniformemente espaciadas [7] y finalmente, otros autores realizan un preprocesado de la señal no uniformemente espaciada para obtener una interpolación de sus muestras regularmente espaciadas para posteriormente aplicar un método convencional de estimación espectral [5].

La obtención del espectro de forma directa conduce a

$$\text{FT} \{ht(t_k)\} = \frac{1}{j\omega} M(\omega) * \sum_{k=-\infty}^{\infty} e^{j\omega t_k} \quad (5)$$

Si los instantes t_k estuvieran regularmente espaciados, se podría recuperar el espectro de $m(t)$ si se satisface el criterio de Nyquist. Sin embargo, cuando las muestras no están regularmente espaciadas se pierde la ortogonalidad de las exponenciales de forma que su suma deja de ser un tren de deltas y se introducen componentes espectrales espurias en la banda base de interés no presentes en $M(\omega)$.

Por esta razón, resulta más adecuado obtener una estimación de la señal $ht(t)$ mediante interpolación. El método de interpolación por *splines* resulta adecuado por cuanto se aproxima a un interpolador ideal cuando el orden de las *splines* se incrementa. El orden propuesto es 14 ya que con órdenes superiores no se mejoran los resultados debido a la precisión limitada en los cálculos. La interpolación puede entenderse como un filtro variante en el tiempo que actúa con una función de transferencia que es función del espacio entre las muestras interpoladas, T_0 . En la figura 2 se muestra la respuesta impulsiva y la función de transferencia del filtro variante en el tiempo debido a la interpolación por *splines* de orden 2, 4 y 14.

La frecuencia de corte obtenida mediante *splines* de orden 14 es de $0.48/T_0$ Hz muy cercana a la de un interpolador ideal de $0.5/T_0$ Hz. Esto supone un efecto de filtrado paso bajo despreciable y una distorsión prácticamente nula. La posibilidad de diferenciación algebraica de la función interpolada por *splines* resulta muy adecuada en nuestro caso de forma que puede obtenerse una estimación continua de $m(t)=ht'(t)$ válida sin restricciones por la definición de $ht(t)$ incluso en situaciones no estacionarias.

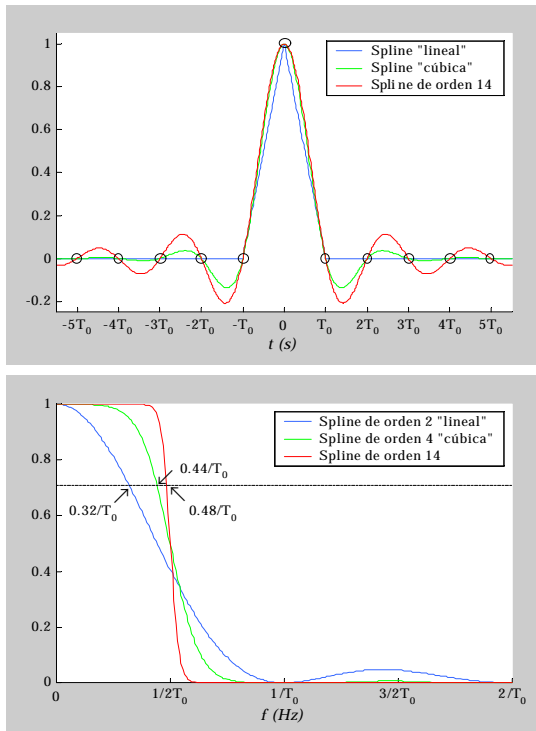


Fig. 2. Respuesta impulsiva y función de transferencia debida a la interpolación por *splines* de orden 2, 4 y 14

4. Presencia de latidos ectópicos

El análisis de la HRV se basa en el estudio de la actividad del nodo SA como la fuente de impulsos repetitivos que generan los latidos del corazón normales. Además del nodo SA, existen otros marcapasos latentes en el corazón. Normalmente, la conducción correcta del impulso eléctrico generado en el nodo SA a través del haz de His, junto con el periodo refractario especialmente elevado de las fibras de Purkinje, bloquean cualquier otra actividad eléctrica excepto aquella que proviene del nodo SA. Sin embargo, algunos de los marcapasos latentes pueden interponer impulsos eléctricos adicionales que no son bloqueados y como consecuencia, se generan latidos ectópicos que normalmente se manifiestan como un latido prematuro seguido por un periodo cardiaco más largo que el periodo cardiaco normal debido a una pausa compensatoria. Estos latidos ectópicos, no deberían ser tenidos en cuenta cuando se realice el análisis de la HRV. La distancia temporal entre la localización de estos latidos y sus adyacentes no es fiel reflejo del ritmo de activación del nodo SA y, por lo tanto, tampoco del estado del sistema nervioso que controla su funcionamiento. Las señales temporales asociadas con la HRV presentan un transitorio abrupto en la posición del latido ectópico, resultando inutilizables directamente, en particular al estimar la PSD de la HRV. Un sólo latido ectópico aislado puede distorsionar por completo la estimación de la PSD porque el comportamiento temporal impulsivo supone un contenido en frecuencia adicional de banda ancha. Este hecho hace necesaria la detección y corrección de este tipo de latidos, previamente a cualquier estimación de la PSD de la HRV.

El criterio que se ha establecido para detectar los latidos ectópicos se basa en que la variación del ritmo cardiaco instantáneo debida a los latidos normales que provienen de la actividad del nodo SA está acotada por estar la señal moduladora limitada en amplitud y banda. Se puede por tanto imponer un umbral a la variación del ritmo cardiaco instantáneo de forma que si esta variación supera el umbral, se detectará una anomalía y posteriormente se evaluará qué latido de los que intervienen es, con mayor probabilidad, el causante de dicha anomalía. El umbral impuesto puede entenderse como la máxima aceleración o deceleración del ritmo cardiaco que puede atribuirse a los latidos normales. Desde el punto de vista del modelo IPFM junto con la definición de la señal $ht(t)$ esta condición puede escribirse como

$$\left| \frac{m'(t)}{T} \right| = \left| \frac{ht''(t)}{T} \right| < U \quad (6)$$

Utilizando tres latidos consecutivos para estimar $ht''(t)$ mediante la fórmula de interpolación de Lagrange podemos cuantificar

$$\left| \frac{ht''(t_k)}{T} \right| \approx 2 \left| \frac{t_{k-1} - 2t_k + t_{k+1}}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k-1} - t_{k+1})(t_k - t_{k+1})} \right| < U \quad (7)$$

La importancia del parámetro U es primordial de forma que un valor excesivamente bajo conllevará un excesivo intervencionismo modificando la posición de alguno de los latidos normales obteniendo un ritmo cardiaco excesiva-

mente alisado. Por el contrario, un valor alto supondrá que algún latido ectópico o mal posicionado pueda ser considerado normal, dando lugar a ritmos excesivamente abruptos y por tanto más ruidosos de lo deseable. Tras analizar numerosos registros de diversa procedencia, de forma empírica se ha determinado que el valor de U debe estar comprendido entre 0.2 s^{-2} para registros de escasa variabilidad como en el caso de pacientes con isquemia y 0.3 s^{-2} en registros de mayor variabilidad como ocurre en el caso de sujetos normales.

Una vez detectado el latido ectópico es necesario minimizar su influencia sobre la estimación espectral de la HRV. La presencia de estos latidos puede reinicializar el proceso de generación de los latidos normales posteriores, y esto hace que el procedimiento para corregir su efecto no sea sencillo. Se propone una solución a la corrección de este tipo de anomalías en la serie de latidos válida tanto si el latido ectópico ha reinicializado la actividad del nodo SA como si no se ha visto afectada. La solución propuesta está basada en la señal HT junto con una nueva generalización del modelo IPFM ante la presencia de latidos ectópicos. La interpretación de la nueva generalización del modelo IPFM resulta sencilla ante la reinicialización del nodo SA y se mostrará como la definición de la señal HT sigue siendo válida ante esta generalización.

El modelo IPFM puede generalizarse ante la presencia de latidos ectópicos permitiendo que el proceso de integración de la ecuación (1) pueda reinicializarse prematuramente antes de alcanzar el umbral en el entorno del latido ectópico. Así, suponiendo que el latido ectópico es el k_e , de forma que los latidos precedentes ocurren en los instantes $t_k=t(k)$ y los posteriores ocurren en $t_{k+l}=t(k+s)$, donde s es una cantidad real desconocida correspondiente al valor alcanzado por la integral en el instante de su reinicialización y por tanto

$$s = \int_{t(k_e-1)}^{t(k_e-1+s)} \frac{1+m(t)}{T} dt \quad (8)$$

En la figura 3 se muestra gráficamente esta generalización, apreciándose que los latidos anteriores al ectópico ocurren cuando la integral cruza por valores enteros, mientras que los posteriores ocurren al cruzar por valores enteros a los que se les ha añadido el valor real s . Siguiendo esta generalización la definición de la señal HT sigue siendo válida. Si los valores de s y T fueran conocidos podrían calcularse los valores correctos de la señal HT en los instantes de ocurrencia de cada latido como

$$\begin{cases} ht(t(k)) = kT - t(k) & \text{para } k < k_e \\ ht(t(k+s)) = (k+s) \cdot T - t(k+s) & \text{para } k \geq k_e \end{cases} \quad (9)$$

donde los instantes $t(k)$ para $k < k_e$ y $t(k+s)$ para $k \geq k_e$ son los instantes de ocurrencia de los latidos conocidos antes y después del latido ectópico respectivamente.

Para calcular los valores de s en cada latido ectópico se estimará la posición de los hipotéticos latidos inmediatamente anteriores y posteriores al ectópico, como si éste no hubiera ocurrido. Para ello, se utilizará la definición continua de la señal Periodo Cardíaco, $hp(t(k))=t(k)-t(k-1)$, teniendo en cuenta que sus valores en

los instantes de ocurrencia de los latidos son correctos salvo en la posición del latido ectópico. Una vez eliminado este valor se interpolará mediante *splines* la señal $hp(t)$. La posición del latido anterior al ectópico podrá calcularse como

$$t(k_e - 1 + s) = t(k_e + s) - hp(t(k_e + s)) \quad (10)$$

y la posición del posterior como

$$t(k_e - 1 + s) = t(k_e + s) - hp(t(k_e + s)) \quad (11)$$

Una vez que se ha conseguido que se superpongan temporalmente las secuencias de latidos extendidos hacia adelante y hacia atrás, se puede estimar la función continua $x(t)$ interpolando los pares conocidos $[k, t(k)]$ para $k=1,2,\dots,k_e$ y de forma similar se estimará la función continua $x(t)-s$ interpolando los pares conocidos $[k, t(k+s)]$ para $k=k_e-1,\dots,N$. La figura 4 muestra ambas funciones para el mismo caso de la figura 3 y también muestra los latidos normales originales y los latidos extendidos calculados. La distancia vertical entre ambas curvas es s y de esta forma puede determinarse su valor.

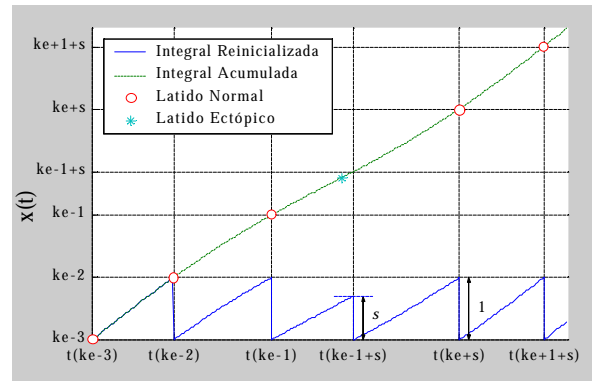


Fig. 3. Extensión del modelo IPFM ante la presencia de latidos ectópicos

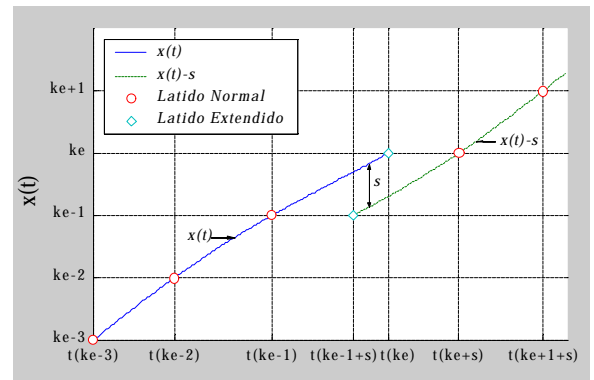


Fig. 4. Obtención del salto "s" debido a un latido ectópico

Todavía resta por evaluarse el periodo cardíaco medio T . Si no hubiera habido latidos ectópicos, sería $T=t(N)/N$, donde N es el número total de latidos. En presencia de latidos ectópicos, puede realizarse el mismo cálculo teniendo en cuenta que el número total *efectivo* de latidos es el de latidos normales N y la suma de todos los saltos debidos a latidos ectópicos. Así, el valor de T puede obtenerse como

$$T = \frac{t_N}{N + \sum_j s_j} \quad (12)$$

Conocidos todos los valores s_j y T , se pueden calcular los valores irregularmente espaciados de la señal $ht(t)$ en los instantes de ocurrencia de los latidos y finalmente, se estimará la señal continua $ht(t)$ o sus muestras equiespaciadas mediante interpolación por *splines* de orden 14 tal y como se ha descrito en el apartado anterior.

5. Resultados

En esta sección se va a comparar el comportamiento de los principales métodos de estimación espectral en presencia de latidos ectópicos. Para comparar el comportamiento de los diferentes métodos la señal moduladora, $m(t)$, se simula mediante la salida de un modelo AR con ruido blanco a la entrada que aproximadamente coincide con la PSD de la HRV en una situación típica de reposo, como la descrita en [10]. Siguiendo la distribución espectral del modelo AR se han generado 50 realizaciones aleatorias de $N=1024$ latidos. Para cada una de las 50 realizaciones se introduce un número variable de ectópicos, M , simulados mediante saltos, s , de diferentes magnitudes y colocados al azar en diferentes posiciones. En concreto se ha introducido un número de ectópicos $M=[0,1,2,3,4,6,8,12,16,20]$ y tres valores diferentes de $s=[0.6,0.8,1]$ para cada caso. En total esto supone 1500 realizaciones diferentes de las posiciones de los latidos. Se compararán los siguientes métodos modificados para contemplar la presencia de anomalías en las series de latidos:

- DFT de la señal $ht(t)$ interpolada por *splines* de orden 14 (FHTI14)

Siguiendo el método expuesto en las secciones anteriores para determinar el valor de los saltos, s , y el periodo cardiaco medio T , se estiman los valores no uniformemente espaciados de la señal $ht(t)$. Posteriormente se calculan las muestras uniformemente espaciadas mediante la interpolación por *splines* de orden 14 y finalmente se aplica la DFT para obtener la estimación de la PSD de cada realización.

- DFT de las señales $hp(t)$ y $hr(t)$ interpoladas por *splines* de orden 14 (FHPI14, FHRI14).

Considerando que las señales basadas en diferencias, como las señales $hp(t)$ y $hr(t)$, sólo presentan valores incorrectos en las posiciones de los ectópicos se obtiene dicha estimación mediante la interpolación por *splines* de orden 14. Luego se aplica la DFT para obtener la estimación de la PSD de cada realización.

- Método de Lomb aplicado a las señales $hp(t)$ y $hr(t)$ (LHP, LHR)

El método de Lomb-Scargle se utiliza como representante de los métodos de estimación espectral directa de la PSD de una señal irregularmente muestreada sin interpolación. El método se aplica por tanto a las señales $hp(t)$ y $hr(t)$ con los valores anómalos previamente anulados.

- Espectro de Cuentas con rellenado (SPC-F)

El Espectro de Cuentas obtiene la información directamente de los instantes de ocurrencia de cada latido mediante pulsos situados en estas posiciones. Al no utilizar ninguna señal temporal intermedia, los huecos entre los latidos creados por las diferentes anomalías sólo pueden ser

corregidos rellenando el hueco con latidos ficticios o modificando la posición de todos los latidos posteriores a cada anomalía. Si los huecos no se rellenan, el espectro obtenido estará notablemente distorsionado, incluso en el caso de que hubiera un solo latido anómalo. En este método, los huecos se rellenan con un latido hipotético en el medio de cada hueco, y posteriormente se aplica el método SPC a esta secuencia.

- Espectro de Cuentas con desplazamiento (SPC-S)

En este caso los latidos posteriores a cada ectópico se desplazan una cantidad igual a la duración del hueco dejado por el latido ectópico para mantener únicamente los intervalos entre latidos correctos y posteriormente se aplica de forma usual el método SPC a esta secuencia.

El objetivo a estimar será la PSD de $m(t)$ a partir de cada realización. Cada realización se considerará como un registro independiente. El comportamiento global de cada método se evaluará mediante la media de la potencia del error normalizada, PEN , definida como

$$PEN = \frac{\int |PSD_{estimado}(f) - PSD_{original}(f)| df}{\int PSD_{original}(f) df} \quad (13)$$

De esta forma se obtendrán para cada método de estimación espectral 30 situaciones en función del número de incidencias M y de su magnitud s para las que se obtiene la PEN promediada sobre 50 realizaciones.

En la figura 5 se muestran los resultados obtenidos. Del análisis de la PEN media, puede observarse que los métodos FHPI14, FHRI14, LHP, y LHR mantienen un error remanente incluso sin ectópicos como consecuencia de la elección de las señales $hp(t)$ o $hr(t)$ como representantes de la HRV. Este error es inherente a la señal temporal y depende poco del número de latidos ectópicos. Las diferencias entre la elección de la señal $hp(t)$ o $hr(t)$ son pequeñas resultando algo mejor el método FHRI14 respecto del método FHPI14, y el método LHP respecto del LHR. La dependencia con el número de latidos ectópicos en los cuatro métodos mencionados es similar, exhibiendo una dependencia casi lineal, con las pendientes mayores cuando las magnitudes de los saltos, s , son mayores. Los métodos basados en el método SPC muestran cómo su rendimiento, apropiado sin la presencia de latidos ectópicos, se deteriora rápidamente en presencia de estos latidos. El método SPC-F es el único método que funciona mejor con el valor mayor de s ($s=1$). Esto es lógico, ya que el valor $s=1$ se corresponde con latidos perdidos o con ectópicos que no reinician la actividad del nodo SA y por tanto, la solución de agregar un latido en el hueco entre los latidos normales es razonablemente buena. A pesar de esto, ninguno de los resultados presenta una aproximación suficiente al espectro original. Salvo en este caso particular de $s=1$, es preferible el desplazamiento de los latidos, SPC-S, frente a la alternativa de rellenado, SPC-F. El método propuesto, FHTI14, obtiene el mejor rendimiento en ausencia de latidos ectópicos, $PEN_{FHTI14}(M=0)=0.37 \cdot 10^{-3}$ con respecto al mejor método sin latidos ectópicos, $PEN_{SPC}(M=0)=1.45 \cdot 10^{-3}$. También obtiene la menor sensibilidad frente al número de latidos ectópicos medida como la pendiente media de la PEN

$\alpha_{\text{FHTI14}}=2.6 \cdot 10^{-3}$ con respecto al siguiente método con mejor sensibilidad, $\alpha_{\text{FHPI14}}=2.8 \cdot 10^{-3}$.

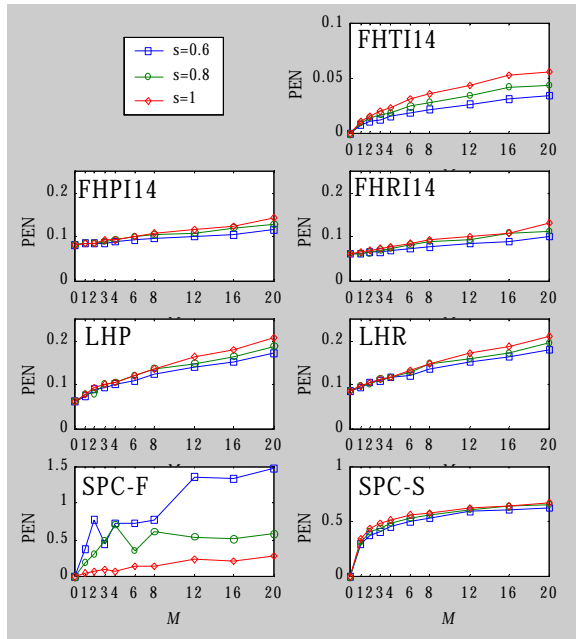


Fig. 5. Media de la PEN en función del número de latidos ectópicos y la magnitud del salto para cada método analizado

6. Conclusiones

La nueva señal Temporización Cardíaca presenta un comportamiento ideal por cuanto puede obtenerse a través de ella el espectro exacto de la señal moduladora y por tanto de la variabilidad del ritmo cardíaco desde la perspectiva del modelo IPFM, a diferencia de las señales utilizadas en la actualidad que distorsionan en mayor o menor medida el espectro de la señal moduladora.

Se ha introducido el uso de *splines* de orden alto como funciones de interpolación para recuperar las muestras equiespaciadas de la señal temporal utilizada. Se ha demostrado que al aumentar el orden de las *splines*, la función de transferencia del filtro interpolador equivalente se aproxima a la de un filtro ideal y por tanto se minimiza el efecto de filtrado paso bajo, propio de cualquier método de interpolación. El método propuesto presenta la ventaja adicional de obtener una representación continua de la señal Temporización Cardíaca que permite su diferenciación algebraica y un posterior muestreo equiespaciado.

Se ha mostrado la forma de evitar la nefasta influencia de los latidos ectópicos en la estimación espectral de la variabilidad del ritmo cardíaco. Una vez más, desde el punto de vista del modelo IPFM, generalizado para explicar la presencia de los latidos ectópicos, se ha justificado la aplicación de la señal Temporización Cardíaca. Se ha demostrado la validez de su definición original, si bien ha sido necesario desarrollar un algoritmo para poder calcular de forma correcta tanto el ritmo cardíaco medio en el periodo de observación como la magnitud de los saltos debidos a la posible reinicialización de la actividad del nodo sinoauricular por la presencia de latidos ectópicos. Otros procedimientos más habituales y sencillos, como la inserción de latidos en el hueco dejado por un latido ectópico o el desplazamiento de los latidos

posteriores al latido ectópico se han mostrado ineficaces dando lugar a un deterioro apreciable en la estimación obtenida mediante el método SPC. Los métodos que utilizan las señales HP o HR se mantienen robustos frente a la presencia de latidos ectópicos, puesto que están basados en diferencias y sólo presentan valores incorrectos en la posición de los latidos ectópicos. Sin embargo, estos métodos parten con un error sustancial debido al marcado efecto de filtrado paso bajo inherente a la utilización de las señales HP o HR para describir la variabilidad del ritmo cardíaco.

7. Agradecimientos

Este trabajo ha sido subvencionado por los proyectos TIC97-0945-C02 de CICYT, P40/98 de CONSI+D y FEDER 2FD97-1197-C02-01.

Referencias

- [1] S. Akselrod, D. Gordon et al., "Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: A quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control", *Science*, 1981, 213, pp. 220-222.
- [2] E. J. Bayly, "Spectral analysis of pulse frequency modulation in the nervous systems", *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1968, 15 (4) pp.257-265.
- [3] O. Rompelman, J. B.I.M. Snijders y C.J. van Spronsen, "The measurement of heart rate variability spectra with the help of a personal computer", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1982, 29, 7, pp. 503-510.
- [4] R. W. DeBoer, J. M. Karemaker y J. Strackee, "Comparing spectra of a series of point events particularly for heart rate variability data", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1984, 31, 4, pp. 384-387.
- [5] R. D. Berger, S. Akselrod, D. Gordon y R. J. Cohen, "An efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1986, 33, 9, pp. 900-904.
- [6] I. P. Mitov y I. K. Daskalov, "Comparison of heart rate variability spectra using generic relationships of their input signals", *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1998, 36, pp. 573-580.
- [7] P. Laguna, G. B. Moody y R. G. Mark, "Power spectral density of unevenly sampled data by least-square analysis: Performance and applications to heart rate signals", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1998, 45(6) pp. 698-715.
- [8] J. Mateo y P. Laguna, "New heart rate variability time-domain signal construction from the beat occurrence time and the IPFM model", *Computers in Cardiology* 1996, pp. 185-188.
- [9] J. Mateo y P. Laguna, "Improved heart rate variability time-domain signal from the beat occurrence times according to the IPFM model", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* 2000, In press.
- [10] ESC/NASPE Task Force, "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use", *Annals of noninvasive electrocardiology*, 1986, 1(2) pp. 151-181.