

# ECG de señal promediada

## Análisis de los potenciales ventriculares tardíos. Principios básicos

**RAPHAEL HENKIN\*, SERGIO DUBNER\*\***

\* Irvine (California). \*\* Buenos Aires

Trabajo recibido para su publicación: 2/92. Aceptado: 3/92

Dirección para separatas: Raphael Henkin, Ph.D., 1621 Alton Ave., Irvine, California 92714-4878, EE.UU.

La enfermedad coronaria es la principal causa de muerte ocurrida en los países occidentales industrializados. En los Estados Unidos aproximadamente entre un tercio y la mitad de todas las muertes y el 50% al 75% de las muertes cardíacas (alrededor de 400.000 personas por año) pueden serle atribuidas.<sup>1</sup>

Además de su morbilidad y mortalidad, las manifestaciones clínicas son al azar, impredecibles, y en oportunidades totalmente ausentes, lo que dificulta el diagnóstico clínico.

Aproximadamente el 50% de todas las muertes ocurren súbitamente y esto puede ser atribuido a la presencia de alteraciones en la velocidad de conducción del estímulo resultante del compromiso tisular producido por la enfermedad. El diagnóstico de enfermedad coronaria, en cualquiera de sus formas, puede ser un indicador de riesgo de muerte súbita de causa arrítmica.

La evaluación de las arritmias cardíacas, debidas a inestabilidad eléctrica, puede realizarse de distintas formas. La más frecuente y antigua es el electrocardiograma convencional (ECG) y más recientemente el electrocardiograma ambulatorio (Holter), los que han sido utilizados para la identificación y estratificación de estas arritmias. Una limitación de estas técnicas es la incapacidad para determinar el mecanismo electrofisiológico involucrado y las patentes de conducción; ciertas arritmias son focales y benignas, mientras que otras son potencialmente letales. Aunque ellas pueden ser morfológicamente similares, ninguna de estas técnicas electrocardiográficas ofrece la posibilidad para diferenciar un tipo del otro.

Otro enfoque utiliza la inducción de arritmias en un contexto clínicamente controlado, para la evaluación del sustrato y la acción de drogas sobre éste. No obstante, la estimulación eléctrica programada es un procedimiento in-

vasivo que se acompaña de riesgo potencial, y además su valor pronóstico se encuentra aún en controversia.

Un método reciente y promisorio es el registro de alta resolución de la actividad eléctrica promediada del corazón. Es un método no invasivo, capaz de detectar señales de baja amplitud, indicativas de áreas de conducción enlentecida, capaces de generar una arritmia maligna; y puede además identificar prospectivamente a los pacientes de riesgo.<sup>1-4</sup>

### REENTRADA: Descripción básica

La excitación por reentrada está asociada a formas malignas de arritmias: taquicardia, aleteo y fibrilación. A diferencia de las automáticas (o "gatilladas"), requieren de un sustrato anatómico, generalmente resultante de un infarto agudo de miocardio (IAM). El IAM es el resultado de la interrupción de la circulación de una arteria coronaria o sus ramas. Después de una fase isquémica (4 a 6 días), queda constituido el medio propicio para la aparición de arritmias reentrantes.

Estas pueden ser divididas en dos tipos: reflejo y por movimiento circular. En la primera, los impulsos son conducidos bidireccionalmente a lo largo de la misma vía, dentro del sustrato. En el movimiento circular, el frente de activación encuentra un sitio de bloqueo unidireccional en forma de arco y se propaga formando un círculo, excitando el tejido próximo al sitio del bloqueo, después de haber transcurrido su período refractario, que se ejemplifica como "modelo de figura en forma de 8" (Fig. 1). Este describe especialmente el mecanismo de arritmias ventriculares, ya que por la dispersión de los períodos refractarios el frente de onda se bifurca y viaja en forma horaria y antihoraria alrededor del arco en dos círculos que tienden a juntarse en la parte posterior, para dirigirse a

la parte proximal del bloqueo, provocando la reentrada de los tejidos repolarizados, perpetuando el circuito y la taquicardia ventricular.<sup>4</sup>

## ARRITMOGENESIS Y POTENCIALES TARDIOS

Diversos estudios han demostrado que durante un ritmo normal, relativamente lento, la activación de ciertas áreas dentro de la zona infartada puede estar retrasada. Si la conducción sigue un patrón 1:1, los registros de la zona infartada han mostrado pequeños potenciales en el segmento ST, que se ubican en la parte final del QRS. Cuando se inducen arritmias por reentrada en forma experimental, estos potenciales unen como "puentes" el intervalo entre latidos sucesivos. Dichos potenciales de baja amplitud reflejan la conducción enlentecida en tejidos isquémicos.<sup>5</sup>

Las células que constituyen esta área tienen una despolarización lenta y períodos refractarios prolongados; no se excitan tan rápidamente o no retornan al nivel basal en forma precoz, como las células normales.

En esencia, estos potenciales se encuentran después que la masa ventricular en esa área del ventrículo se ha despolarizado y repolarizado, y son los resultados de tejidos fisiológicamente comprometidos. La literatura los menciona como **potenciales tardíos** y su baja amplitud es el reflejo de la pequeña masa tisular que les da origen.<sup>1, 5</sup>

## RUIDO Y SEÑAL PROMEDIADA

El ECG convencional detecta señales que se encuentran sobre los 100 uV y registra típicamente ruidos de 50 uV o más. Los potenciales tardíos tienen una amplitud de 1-20 uV y son fácilmente enmascarados por el ruido, por lo que su reducción es esencial para la correcta visualización de los potenciales.<sup>6, 7</sup>

El ruido está constituido por componentes procedentes de varias fuentes:

- 1) Electromiográfico o ruido muscular.
- 2) De la interfase electrodo/piel.
- 3) Ambiental de alta frecuencia.
- 4) Interferencia del sistema (cable) en la banda de 60 Hz.

La reducción del ruido es esencial para visualizar los potenciales tardíos. La promediación de las señales reduce efectivamente el ruido causal, incrementando la relación señal/ruido. La técnica está basada en el conocimiento previo de la forma de otra onda, tomada como punto de referencia, con la que se compara la señal de interés en forma repetitiva, y a través

del tiempo se guarda en la memoria del sistema; es más efectiva si la señal es invariable y el ruido no relacionado a ésta (al azar). El análisis estadístico revela que el ruido ocasional es reducido en forma proporcional a la raíz cuadrada del número de latidos promediados; por ejemplo, al tomar 100 latidos se logra disminuir diez veces en el nivel de ruido.

El punto de referencia para el electrocardiograma de señal promediada (ECGSP) es uno de los complejos QRS, cuya adecuada selección y alineación es crítica para el proceso de promediación; la introducción de latidos aberrantes puede distorsionar el resultado final.

Los primeros estudios que utilizaron esta técnica confiaron en la selección visual de los datos, para la identificación de latidos ectópicos u artificios, previa a la promediación. Actualmente, la mayoría de los equipos usan patrones de reconocimiento y algoritmos de alimentación computarizados para discriminar y rechazar complejos ectópicos. La mayor deflexión del QRS es comúnmente usada para identificar el punto de referencia o confianza. Una vez identificada, esta forma de onda será usada como patrón sobre el cual serán comparados los siguientes complejos. Esto se realiza con el uso de técnicas de correlación cruzadas que comparan conjuntos de puntos del modelo patrón con los correspondientes puntos del complejo que están siendo testeados. Si éste se encuentra dentro del margen de tolerancia elegida (habitualmente del 98%) será incluido en el promedio.

Otros métodos involucran la identificación del pico de la onda R; no obstante, éstos son

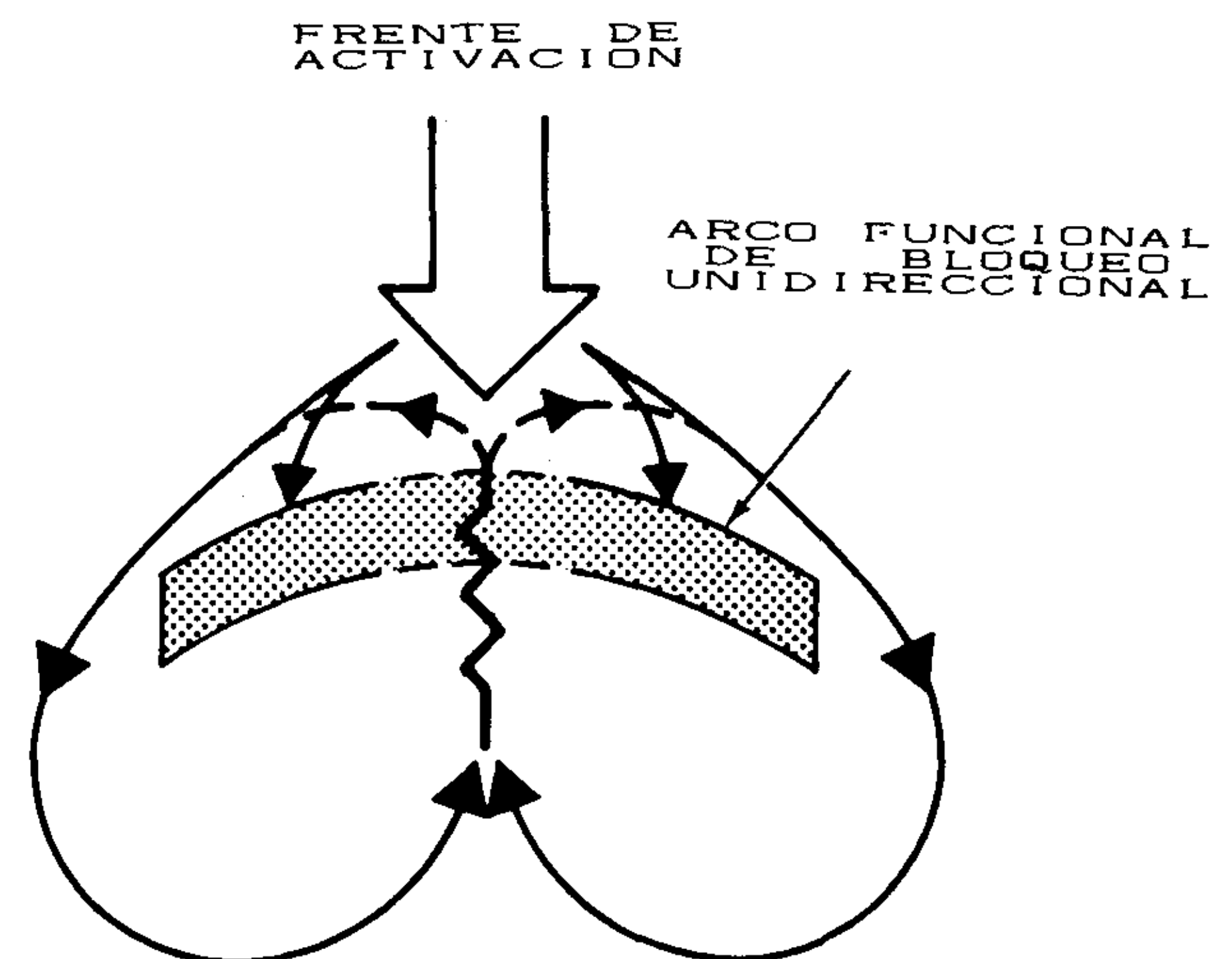


Figura 1

poco confiables pues la señal reconstituida en forma digital puede presentar errores de interpretación.

La mayoría de los autores acumulan entre 100 y 500 latidos para obtener la promediación, con valores de ruido basal de 1,0 uV o menos. Steimberg y colaboradores han propuesto recientemente que sea usado 0,3 uV como valor estándar;<sup>6</sup> aunque sería una sugerencia válida, esto no resolvería el problema, ya que todos los equipos disponibles usan diferentes algoritmos para identificar el ruido basal.

### FILTRADO

Completado el proceso de promediación, se comienza a realizar la medición de los potenciales tardíos. El filtrado de las ondas facilita el reconocimiento y análisis de éstos.

Los filtros son sistemas digitales que atenúan las frecuencias no deseadas al transformar la señal a su espectro de frecuencia, sustrayendo luego los elementos no deseados. La mayoría de los autores han usado filtros de alta frecuencia con cortes que varían entre 25 y 100 Hz. Esto impide el pasaje de ondas por encima del valor de corte predeterminado, y en el caso del ECG excluye a los elementos de baja frecuencia que corresponden a las fases de *plateau* y repolarización del potencial de acción. En la actualidad, la mayoría de los equipos utilizan filtros de banda, ya que además atenúan los elementos de alta frecuencia.

Pese a ser útiles, los filtros poseen un lado adverso para su uso: los digitales tienen un sistema de alarma que a medida que se acercan a la línea basal tienen tendencia a emitir un sonido o sonar. Este estímulo sonoro es un artefacto que puede semejar a los potenciales tardíos tanto por su localización (parte terminal del QRS) como por su amplitud y morfología. Para evitar esto, Simson incorporó un filtro bidireccional en su esquema de análisis. Este filtro procesa la señal en dirección anterógrada (desde el borde izquierdo) hasta la parte media del QRS.

Luego es procesado retrógradamente desde el borde derecho hasta que ambos convergen en el centro del QRS. De esta forma, el sonido de la alarma es eliminado del área de interés: la parte final del QRS y el segmento ST.<sup>4</sup> El filtro de Simson de cuarta generación (llamado Butterworth) es el filtro industrializado en forma estándar y está incorporado en la mayoría de los equipos disponibles.

Los problemas sobre qué filtros utilizar y

qué banda de frecuencia emplear están aún siendo debatidos. En la selección del equipo se debe considerar especialmente la flexibilidad en este aspecto. El análisis espectral de la frecuencia ha dado a través de los años información útil. Scher y colaboradores determinaron que las frecuencias mayores que 80 Hz constituían menos del 3% de la energía total contenida en el ECG.<sup>7</sup> Golden, y más tarde Riggs y colaboradores, determinaron independientemente que la mayoría de la energía en un QRS normal está debajo de 35 Hz.<sup>8,9</sup> Craelius y colaboradores encontraron que el QRS no contenía energía encima de los 70 Hz.<sup>10</sup>

Muy pocos estudios intentaron comparar los efectos de los tipos de filtros y bandas de frecuencia en el ECGSP. Roszanski encontró que los filtros de alta frecuencia, 20, 40 u 80 Hz, no impedían la visualización de los potenciales tardíos. Simpson y Denes, independientemente utilizaron técnicas de registro e instrumentos similares, pero obtuvieron resultados conflictivos.<sup>5,11</sup> Simson concluyó que, con filtros de 25 ó 40 Hz identificaba correctamente pacientes de alto riesgo con una diferencia del 1%.<sup>12</sup> Denes encontró que con el límite de 40 Hz mejoraba el valor predictivo y la reproducibilidad del estudio, cuando comparaba los sujetos normales con un grupo de alto riesgo ya conocido.

Gomes y colaboradores estudiaron 86 pacientes con múltiples límites de frecuencia entre 10 y 100 Hz. El límite de 25 fue el más específico (90%) pero no el más sensible. La mayor especificidad y sensibilidad fue encontrada a los 80 Hz.<sup>13</sup>

Más recientemente, Careff y colaboradores estudiaron 100 voluntarios normales y sus análisis revelaron que los filtros de 25 y 40 eran los más exactos.<sup>14</sup> Finalmente, Uther y Denes han desarrollado un esquema de análisis en donde no se utilizan los filtros, y los grados de sensibilidad, especificidad y valor predictivo son aceptables.<sup>15</sup>

### ANÁLISIS CUANTITATIVO DE LOS POTENCIALES TARDÍOS

Inicialmente los investigadores identificaban visualmente la presencia de los potenciales tardíos, y más recientemente se han empleado algoritmos computarizados para identificarlos.

Los potenciales tardíos se encuentran en la parte final del QRS y en el segmento ST. La identificación visual requiere la distinción entre el final del QRS y el comienzo de los potenciales tardíos.

Un método más objetivo y reproducible fue desarrollado por Simson. Después del filtrado y con límites de frecuencia de 25-250 Hz, las tres derivaciones, XYZ, son elevadas al cuadrado y sumadas, y se calcula la raíz cuadrada de la suma. Los parámetros numéricos son calculados por algoritmo de computadora sin requerir técnicos o médicos. Si la duración de la magnitud de los vectores, incluyendo los potenciales tardíos, si existen, conocida como **duración del QRS en alta frecuencia**, es mayor de 120 msec, es considerada como anormal.

La medición correspondiente al **promedio de la raíz cuadrada (root mean square = RMS) del voltaje de los 40 msec terminales de la magnitud del vector**, es considerada anormal si los valores son inferiores a 25 uV.

Denes, usando un método similar al de Simson, propuso un tercer parámetro numérico basado en la **duración de la señal de baja amplitud (low amplitude signal = LAS)**. Si la duración del segmento terminal del vector desde el inicio del potencial tardío hasta el primer punto del mismo que tenga una amplitud de 40 uV es mayor de 40 milisegundos, se considera que los potenciales tardíos están presentes (Fig. 2).

Varios investigadores, utilizando el equipo ART (Arrhythmia Research Technology), que fue el primero en comercializarse y emplear el método de Simson, han propuesto diferentes valores numéricos para los tres parámetros, creando así mayor confusión. Esto dificulta la evaluación de la sensibilidad, especificidad y valor predictivo del método.

#### EVALUACION CLINICA DEL METODO

Hay un número importante de publicaciones que tratan la utilidad del ECGSP. En 1981 Simson estudió pacientes post-IAM con historia de taquicardia ventricular clínica e inducible y observó que el 92% tenía potenciales tardíos,<sup>4</sup> constituyendo el grupo de mayor riesgo desde que se acepta que el infarto de miocardio genera el sustrato para la génesis de la arritmia.

Basados en estos estudios, sabemos que la realización del ECGSP durante la fase aguda del IAM o proceso isquémico no es clínicamente predictiva. En esta fase aguda, que desde el punto de vista anatómico, eléctrico y fisiológico es un período inestable, los eventos arrítmicos pueden ser gatillados o por reentrada, y generalmente con un pronóstico benigno si superan esta etapa.<sup>16</sup>

El ECGSP ha sido utilizado con mayor eficacia para predecir inducibilidad en el estudio electrofisiológico en pacientes post-IAM con

taquicardia ventricular clínica, sostenida o no. Se han estudiado pacientes con disfunciones anatómicas ventriculares y los potenciales tardíos han demostrado ser marcadores independientes de estos eventos arrítmicos.

La mayoría de los estudios han demostrado que la terapéutica con drogas no modifica la presencia de los potenciales tardíos.

Es más, puede inclusive demorar aún más la conducción en áreas cuyos tejidos estén ya deprimidos, causando una exageración de los potenciales existentes o generar nuevos.

Se debe recordar que los potenciales tardíos son marcadores de un sustrato anatómico; por lo tanto no pueden ser erradicados a menos que dicho sustrato anatómico sea removido quirúrgicamente.

#### ANALISIS DE LOS POTENCIALES TARDIOS MEDIANTE UN REGISTRO DE HOLTER

La posibilidad de grabar y analizar el ECG de señal promediada en forma confiable y reproducible de registros Holter, grabados para la detección de arritmias o isquemia transitoria, ofrecería ventajas evidentes para el médico y el paciente.

En un estudio reciente se compararon los registros en tiempo real de ECGSP con aquellos realizados en un Holter de tres canales, utilizando los mismos electrodos de superficie.<sup>17</sup>

Filtro: LP 25-250 :  
 His 80-500 Hz  
 Duración QRS: 153 msec  
 RMS 40 : 3.7 uV  
 LAS 40 : 71 msec  
 Ruido (Suma de vectores) 0.6 uV

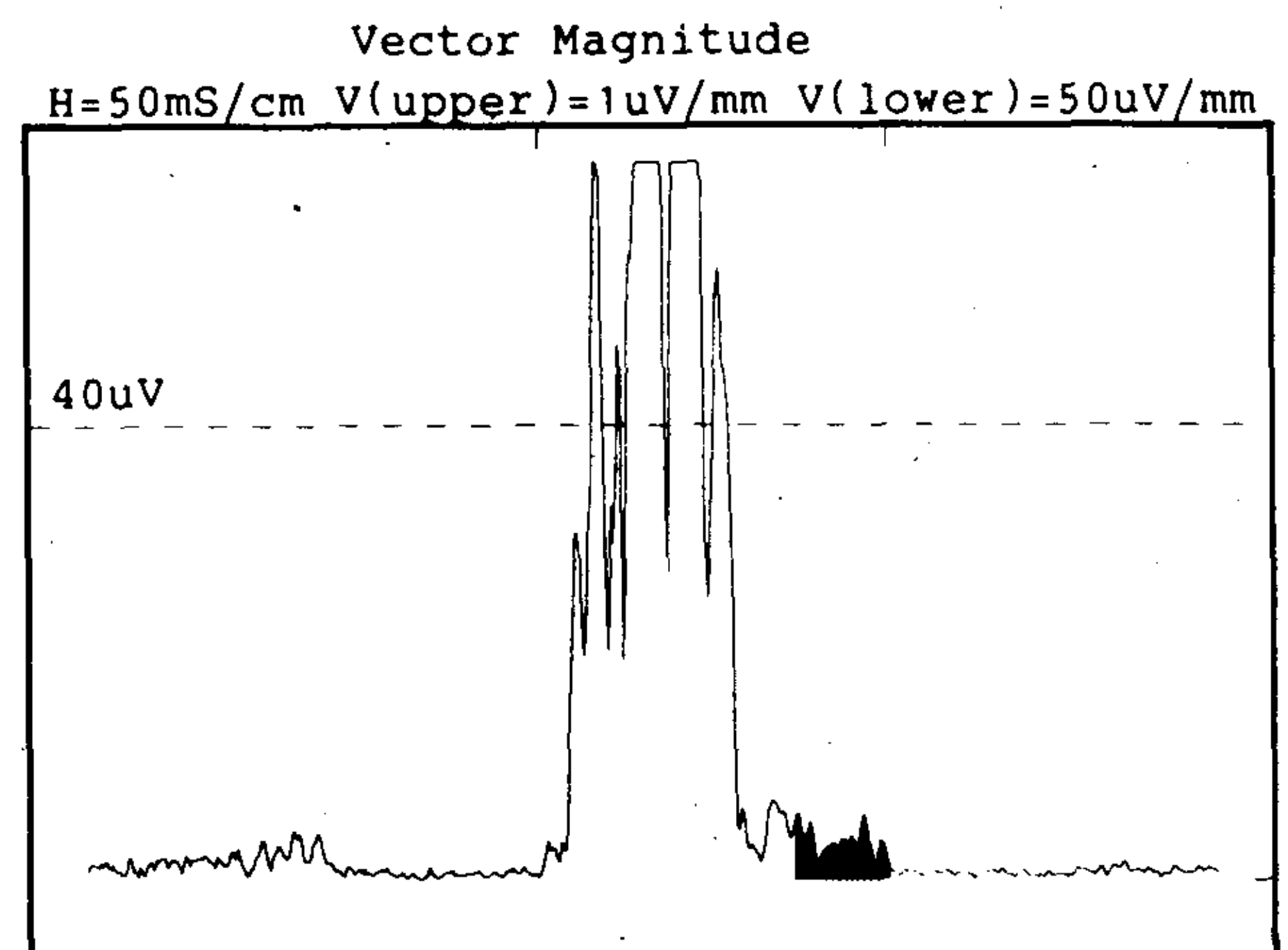


Figura 2

Los parámetros numéricos y la apariencia morfológica de los potenciales tardíos tenían estrecha correlación al comparar ambos métodos. La respuesta restrictiva de alta frecuencia del sistema Holter, aparentemente no impediría el análisis clínicamente útil de los potenciales tardíos provenientes de la grabación. Este estudio sugiere que la certeza diagnóstica usando el criterio de tiempo real entre 25-250 Hz es aceptable para el uso clínico. El Holter puede otorgar beneficios significativos como consecuencia de poder realizar un análisis de los potenciales tardíos en la misma cinta que fue usada para el análisis de las arrimias, y permitiría futuros estudios sobre posibles cambios dinámicos de los potenciales tardíos en relación con cambios isquémicos transitorios o taquicardias ventriculares espontáneas.

La aseveración de que la limitación de la respuesta de frecuencia del sistema Holter anula la posibilidad de definir los potenciales tardíos está erróneamente basada en la premisa de que los potenciales tardíos son de alta frecuencia. Esta falacia es quizá debida a que se emplea usualmente un filtro de alto pasaje. En una comparación hecha con ECGSP de tiempo real se observó que la región de potenciales tardíos estaba compuesta de frecuencias similares o aun más bajas que el resto del complejo QRS.<sup>18</sup>

Estos hallazgos sugieren que los potenciales tardíos no pueden ser confiablemente distinguidos del QRS adyacente sobre la base de contactos de alta frecuencia y los intentos de descubrir los potenciales tardíos sobre esta base no deben ser tenidos en cuenta. Además ellos sugieren que el análisis de los potenciales tardíos por medio de cintas de Holter es una alternativa posible al análisis proveniente del ECGSP de tiempo real.

## ANALISIS DE LOS POTENCIALES TARDIOS EN DOMINIO DE FRECUENCIA

### Técnica de análisis de frecuencia

El concepto de señal es esencial para explicar o detectar fenómenos bioeléctricos. Uno de los principales objetivos de cualquier esquema de análisis es caracterizar las propiedades que posee una señal dada. El análisis de frecuencia más comúnmente usado para este propósito es el de series de Fourier. Para generar una serie a partir de una señal, un grupo infinito de señales básicas medidas y analíticamente definidas son sumadas para representarla. En otras palabras, este análisis es un método para descomponer

sistemáticamente una señal en una cantidad de señales elementales, que son más simples, para que se puedan analizar y definir.

Combinando sinusoides de diferentes magnitudes y fases, cualquier onda puede ser construida e inversamente el contenido espectral de cualquier onda puede ser analizado descomponiéndola en sus componentes sinusoidales más simples. J. B. J. Fourier desarrolló el método

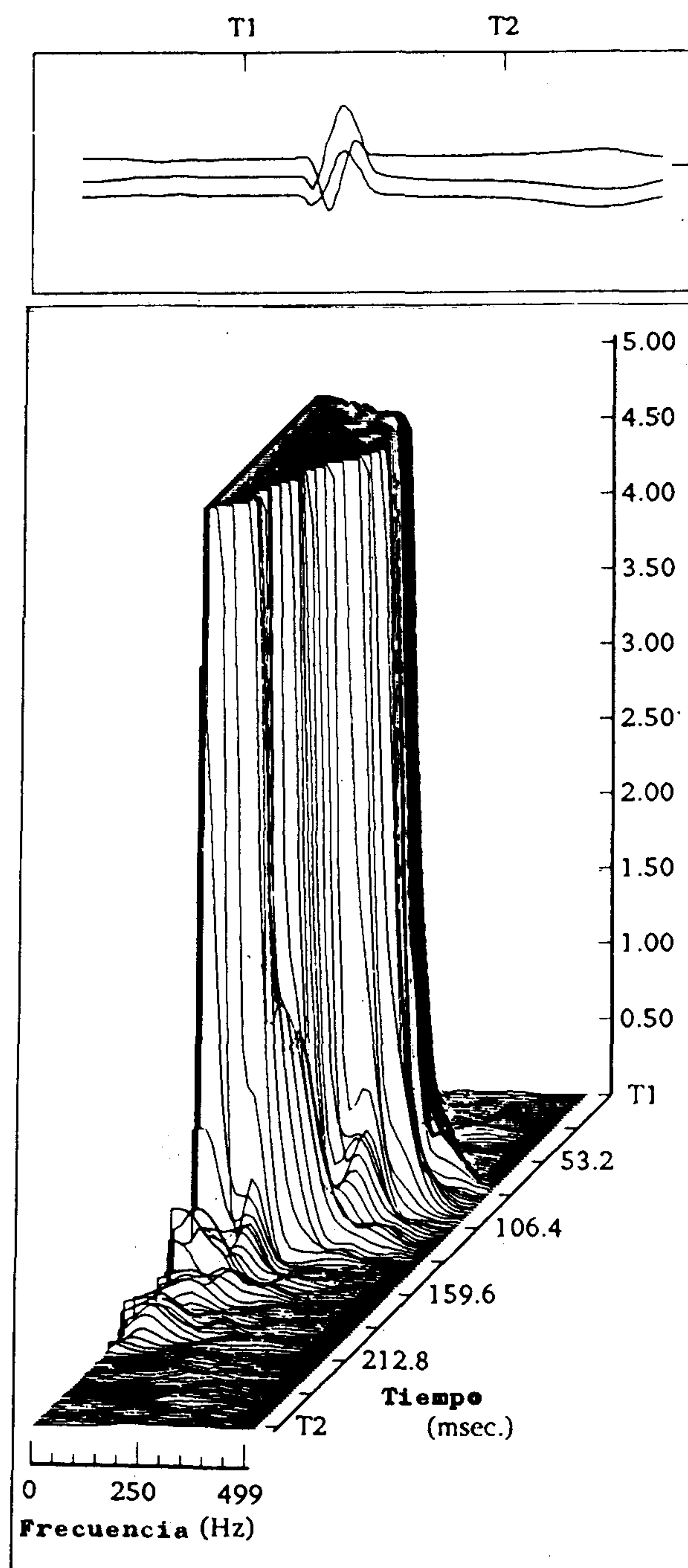


Figura 3

matemático que permite lograrlo en los inicios del siglo XIX. En 1965 la introducción de la transformación rápida de Fourier (FFT) permitió el análisis espectral de una serie de datos digitalizados; y es conocida como conversión discreta de Fourier (DFT).

### Espectrocardiografía

Las técnicas convencionales para análisis de potenciales tardíos en dominio de frecuencia son imperfectas. Hay una falta de acuerdo en la literatura en temas tales como características del filtro óptimo y criterios numéricos de anormalidad.

Las mediciones numéricas son muy sensibles en el algoritmo específico usado para determinar la finalización del QRS. Ante la presencia de trastornos de conducción intraventricular, los que están presentes en muchos de los pacientes de alto riesgo, la interpretación de los potenciales tardíos puede ser dificultosa; en consecuencia, la mayoría de los estudios publicados han excluido específicamente a estos pacientes.

La espectrocardiografía es una nueva técnica de análisis con dominio de frecuencia que puede sobreponerse a algunas de las desventajas de la técnica con dominio de tiempo convencional y a los métodos previamente mencionados de análisis de frecuencia, identificando correctamente el riesgo arritmogénico en pacientes subclasificados o no pasibles de análisis por los métodos desarrollados previamente.

La espectrocardiografía es fundamentalmente diferente a todas las técnicas de análisis porque no procura detectar ni tomar medida de los potenciales tardíos. Todos los cálculos y medidas son hechos por micropotenciales a través de todo el QRS; más aún, no se realizan presunciones acerca de si la anormalidad está representada por altas y/o bajas frecuencias. La patente de anormalidades arritmogénicas serían, según este postulado, frecuentes y abruptos cambios en la velocidad de inscripción del frente de ondas del QRS a medida que éste se propaga a través del ventrículo, alrededor y a través de áreas de conducción anormal, resultando una turbulencia espectral de alto grado (Fig. 3).

El análisis espectral se efectúa realizando cortes a todo el QRS en segmentos consecutivos en las tres derivaciones ya promediadas, y cada uno de estos segmentos es analizado con la transformación rápida de Fourier.

Dada la información tridimensional del espectrocardiograma, la presentación está construida basada en tiempo, frecuencia y densidad de poder espectral; esta última generalmente

representada en la escala vertical.

### CONCLUSION

Las determinaciones no invasivas que intentan predecir arritmias malignas y muerte súbita son elementos esenciales en la estratificación de grupos de pacientes de riesgo. La posibilidad de evaluar la información proveniente del análisis de micropotenciales (en dominio de tiempo o de frecuencia), de la variabilidad de la frecuencia cardíaca y su análisis espectral y, cuando es posible, del análisis del segmento S-T, otorgan al médico elementos de gran valor para justificar terapias adicionales con un alto grado de confiabilidad.

### BIBLIOGRAFIA

1. El-Sheriff N, Gomes JA, Restivo M, Mehra R: Late potentials and arrhythmogenesis. *PACE* 1984; 10: 349-357.
2. Simson MB et al: Detection of delayed ventricular activation on the body surface in dogs. *Amer J Physiol* 1981; 241: H363.
3. Breithardt G et al: Relation between late potential in man. A new marker for ventricular tachycardia. *Eur Heart J* 1981; 2: 1.
4. Simson MB: Identification of patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction from signals in the terminal QRS complex. *Circulation* 1981; 64: 235.
5. Simson MB et al: Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardias. *Amer J Cardiol* 1983; 51: 105-112.
6. Steinberg JS, Bigger JT Jr: Importance of the endpoint of noise reduction in analysis of signal averaged electrogram. *Amer J Cardiol* 1989; 63: 556-560.
7. Scher AM, Young AC: Frequency analysis of electrocardiogram. *Circ Res* 1960; 8: 344-346.
8. Golden DP, Wolthuis RA, Hoffler GW: A spectral analysis of the normal resting electrocardiogram. *IEEE, Trans BME* 1978; 12: 377-379.
9. Riggs T, Isenstein B, Thomas C: Spectral analysis of normal electrocardiogram in children and adults. *J Electr* 1979; 12: 377-379.
10. Craelius W, Hussain SM, Pajtapoulos D, Saksena S, Parsonnet V: Intraoperative spectral analysis of ventricular potentials during sinus rhythm and ventricular tachycardia. *PACE* 1983; 6: 321.
11. Rozanski JJ, Mortara D, Myerburg RJ, Castellanos A: Body surface detection of delayed depolarization in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm. *Circulation* 1981; 63: 1172-1178.
12. Denes P, Santarelli P, Hansen RG: Quantitative analysis of the high frequency components of the terminal portion of the body surface QRS in normal subject and in patients with ventricular tachycardia. *Circulation* 1989; 64: 16-26.
13. Gomes JA, Winters SL, Stewart D, Targonski A, Barreca P: Optimal bandpass filters for time-domain analysis of signal-averaged electrocardiogram. *Amer J Cardiol* 1987; 60: 1290-1298.
14. Caref EB, Turitto G, Ibrahim B, Henkin R, El-Sherif N: Role bandpass filters in optimizing the value of the signal averaged electrocardiogram as a predictor of the result of programmed stimulation. *Amer J Cardiol* 1989; 64: 16-26.
15. Deniss AR, Ross DL, Uther JB: Reproducibility of measurements of ventricular activation time using the signal aver-

- aged Frank vectocardiogram. *Amer J Cardiol* 1986; 57: 156-160.
16. Turitto G, Caret EB, Macina G, Fontaine JM, Ursell SN, El-Sheriff N: Time course of ventricular arrhythmias and the signal averaged electrocardiogram in the post-infarction period: a prospective study of correlation. *Brit Heart J* 1988; 60: 17-22.
17. Kelen G, Henkin R, Lannon M, Bloomfield D, El-Sheriff N: Correlation between the signal averaged electrocardiogram from Holter tapes and from real-time recordings. *Amer J Cardiol* 1989; 63: 1321-1325.
18. Henkin R, Kelen G, El-Sheriff N: Frequency characteristics of late potentials and implications upon analysis techniques. *RBM* 1990; 12: 139.

## Variabilidad de la frecuencia cardíaca. Utilidad del análisis espectral para evaluar el sistema nervioso autónomo

**RUY SILVEIRA MORAES FILHO, Ing. ELTON L. FERLIN**

Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Grupo de Ingeniería Biomédica, Porto Alegre, Brasil

Trabajo recibido para su publicación: 2/92. Aceptado: 3/92. - Traducción: Dres. Socas y Halpern

*Dirección para separatas:* Dr. Ruy Silveira Moraes Filho, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Unidad de Métodos no Invasivos, Rua Ramiro Barcelos 2350, Porto Alegre, RS, Brasil - CEP 90000

Cuando analizamos detenidamente el electrocardiograma de un individuo normal notamos que existen fluctuaciones de la frecuencia cardíaca (FC) entre latido y latido (Fig. 1A). Esto puede ser fácilmente evidenciado midiendo los intervalos R-R. Estas variaciones son el resultado de la acción del sistema nervioso autónomo sobre el nódulo sinusal, modulando la frecuencia por la estimulación vagal o simpática, que se presentan como dos componentes distintos.

Uno, con frecuencia más alta, representado por ciclos menores de 6 segundos de duración, relacionado con la respiración y regulado exclusivamente por el nervio vagal (arritmia sinusal respiratoria); y otro con frecuencia baja, con ciclos que duran más de 6 segundos, relacionado preferentemente con la actividad simpática (termorregulación, homeostasis y barorreflejos del sistema cardiovascular) y alguna participación vagal.

La Figura 1 muestra un modelo de modulación de la FC, propuesto por Saul<sup>1</sup>, donde el comando central, la respiración, la actividad barorrefleja y los reflejos cardiopulmonares pueden modular la actividad autónoma sobre el corazón y por consiguiente la FC. La respuesta a los diversos estímulos no es uniforme; aquella mediada por la actividad simpática se caracteriza por presentar un retardo temporal fijo (Fig. 1A), permitiendo que sólo los estímulos de baja frecuencia sean totalmente

transmitidos para modificar la frecuencia. La actividad vagal se caracteriza por presentar una respuesta rápida, permitiendo mayores modulaciones de la frecuencia.

En la Figura 1B podemos ver dos estímulos semejantes que, al actuar sobre el nódulo sinusal, uno genera una respuesta rápida y otro lenta. La sumatoria de los estímulos vagal (rápido) y simpático (lento) generan la variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Generalmente estamos acostumbrados a analizar el ECG en dominio de tiempo, midiendo los intervalos R-R en milisegundos, o sea amplitud sobre tiempo. Podemos analizarlos en dominio de frecuencia, es decir, amplitud sobre frecuencia de onda.

El análisis espectral es un método que representa una señal en dominio de frecuencia, en la cual la variabilidad aparece como un conjunto de oscilaciones individuales, cada una con una frecuencia y amplitud específicas.

De una forma esquemática podemos explicar la transformación del análisis en dominio de tiempo con el de frecuencia de la siguiente manera: en la Figura 2A se representan, en la parte izquierda y en dominio de tiempo, diversas oscilaciones de la misma amplitud, con frecuencias distintas. Si consideramos este intervalo como si fuera 1 segundo, ellas variarían entre uno a seis ciclos por segundo. A la derecha se representan en dominio de frecuencia. Si expresamos las frecuencias en Hz (1 Hz = 1 ciclo/seg),