

## Incremento de la sensibilidad del ECG de señal promediada mediante mapeo espectrotemporal en pacientes con taquicardia ventricular sostenida

R. A. LAIÑO <sup>Δ</sup>, D. ORTEGA <sup>Δ</sup>, J. VAZQUEZ, A. GINIGER <sup>Δ</sup>

Instituto Cardiovascular de Buenos Aires

Trabajo recibido para su publicación: 11/94 Aceptado: 11/94

Dirección para separatas: Blanco Encalada 1543, Buenos Aires, Argentina

<sup>Δ</sup> Miembro Titular de la SAC

### *Antecedentes*

La detección de potenciales ventriculares tardíos en dominio de tiempo está limitada por el uso de filtros, presencia de ruido y trastornos de conducción intraventricular.

### *Material y método*

Para evitar estos inconvenientes y mejorar la sensibilidad del método, utilizando un promediador computarizado de señales electrocardiográficas se realizó el análisis espectral en tres dimensiones (transformación de Fourier), de las derivaciones de Frank no filtradas y prenormalizadas, en un segmento de 40 mseg de duración (comenzando 15 mseg antes del final de QRS y terminando 25 mseg después), obteniéndose un gráfico tridimensional representativo del mapeo espectrotemporal. Se midió la integrada del área comprendida entre 60 y 120 Hz y limitada por los 40 mseg elegidos, en 20 pacientes voluntarios normales (área media  $500,97 \pm 231$  unidades), en 29 portadores de taquicardia ventricular sostenida e inducible ( $269,40 \pm 281$ ) y en 5 taquicardias ventriculares autolimitadas no inducibles ( $462,97 \pm 267$ ).

### *Resultados*

La diferencia entre normales y portadores de taquicardia ventricular sostenida e inducible fue  $p < 0,01$ ; en cambio no hubo diferencias significativas entre normales y aquellos con taquicardias ventriculares autolimitadas no inducibles. Se determinó un valor normal mayor de 270 unidades, que estaba presente en 15 de 20 normales (especificidad 75%), mientras que en 17 pacientes con taquicardia ventricular sostenida e inducible fue menor (sensibilidad 58,62%). En el 80% de las taquicardias ventriculares autolimitadas no inducibles fue similar a los normales. De las 29 taquicardias ventriculares sostenidas e inducibles, 10 no tenían potenciales ventriculares tardíos en dominio de tiempo (sensibilidad 66%), y de éstos, 6 presentaban áreas menores a 270, por lo que la sensibilidad combinada de ambos métodos fue del 86,2%.

### *Conclusión*

El mapeo espectrotemporal permitió establecer diferencias significativas entre normales y portadores de taquicardia ventricular sostenida e inducible e incrementó la sensibilidad del electrocardiograma de señal promediada en un 20%. *Rev Arg Cardiol* 1995; 63 (2): 111-119.

*Palabras clave* Taquicardia ventricular - ECG de señal promediada - Mapeo espectrotemporal - Transformación de Fourier

Los potenciales ventriculares tardíos (PVT) son señales de baja amplitud y alta frecuencia que se encuentran al final del QRS y persisten en forma variable dentro del segmento ST. Se sospecha que es-

tas señales se originan en zonas no homogéneas de miocardio y con sectores de conducción enlentecida. (1, 2) Se presentan como despolarizaciones tardías que oscilan entre el tejido relativamente nor-

mal y sectores de miocardio enfermo, particularmente necrótico. Estas zonas servirían como sustrato anatómico para la generación de arritmias reentrantes malignas. En consecuencia, la presencia de potenciales ventriculares tardíos puede ser considerada como un marcador de posibles taquicardias ventriculares potencialmente fatales. La detección de estas señales es de vital interés para la prevención de la muerte súbita en determinados pacientes. (3)

Las técnicas de promediación de señales han sido aplicadas a la electrocardiografía de alta resolución para evaluar la presencia de PVT. Estas técnicas no son invasivas y actualmente son poco costosas y sencillas de realizar. Sin embargo, requieren un procesamiento digital relativamente sofisticado, sistemas de computación y algunos algoritmos matemáticos. Los sistemas disponibles en el comercio difieren unos de otros en sus aspectos técnicos. (4)

Algunas dificultades hacen que se reduzca su sensibilidad diagnóstica y así se generan investigaciones cada vez más sofisticadas para mejorar su capacidad predictiva. El presente trabajo analiza estos inconvenientes y propone un procedimiento novedoso, basado en el análisis tridimensional de la conversión en frecuencias de estos potenciales.

## MATERIAL Y METODO

### I. La transformación de Fourier del dominio de tiempo

A raíz de las dificultades señaladas en la introducción y con el objeto de mejorar la sensibilidad del método, hemos aplicado la transformación de Fourier a los sectores terminales del QRS, en un segmento ubicado dentro del mismo, desde 15 mseg antes del final hasta 25 mseg después dentro del segmento ST.

Toda señal periódica puede ser representada por la suma matemática de una serie de ondas sinusoidales de diferente frecuencia y amplitud. La de menor frecuencia es llamada fundamental y los múltiplos de ésta son armónicas, cuya amplitud y fase respecto de la primera se calculan por las series matemáticas de Fourier.

Es sabido que la frecuencia de repetición de la fundamental es la misma que la de la señal evaluada. Cada señal en dominio de tiempo equivale a una en dominio de frecuencia y viceversa.

Las ondas sinusoidales son una representación más real que el registro en función de tiempo, ya que el electrocardiograma traduce la suma de potenciales de transmembrana celular, es decir, la totalidad de la actividad eléctrica cardíaca. Por ejemplo, una

onda Q que mide 0,04 seg en realidad es una sumatoria de ondas sinusoidales cuya fundamental se repite 25 veces por segundo (25 Hz); en el caso de una onda T de 0,20 seg, ésta se repite 5 veces (5 Hz).

Para realizar el análisis en frecuencia de los ECG se tomaron tres derivaciones ortogonales, X, Y, Z, con un promediador de señales Corazonix Predictor versión 6,0, que fueron integradas previamente en un vector en dominio de tiempo, cuyos valores normales para nuestro grupo son: el ancho del QRS menor de 114 mseg, la raíz cuadrada media del voltaje de las señales de los 40 mseg finales del QRS (RMS) mayor de 25  $\mu$ V y la duración de las señales de baja amplitud del final del QRS (LAS) menor de 38 mseg. (5) En el caso de bloqueos de rama tomamos los valores de Buckingham (145, 17 y 45 respectivamente). (6)

Dichas señales fueron adquiridas en un ancho de banda entre 0,05 y 300 Hz. Se incorporaron latidos hasta que el nivel de ruido fuera menor a 0,3  $\mu$ V. De cada derivación se tomaron 512 puntos. Cada uno de ellos fue transformado en ondas de frecuencia mediante una función matemática (ventana), que elimina las discontinuidades en los bordes de la señal transformándola en un verdadero fenómeno repetitivo. De los distintos tipos de "ventanas" matemáticas utilizamos la de Blackman-Harris, que a pesar de no ser la de mayor resolución es la que presenta mejor rango dinámico dado que la dispersión espectral es pequeña y no altera los componentes de baja amplitud y alta frecuencia. (7) Se obtuvieron así curvas como las de las Figuras 1 y 2 (paciente normal y con taquicardia ventricular sostenida, respectivamente), en las cuales la escala de las abscisas representa la frecuencia en Hz y las ordenadas la am-

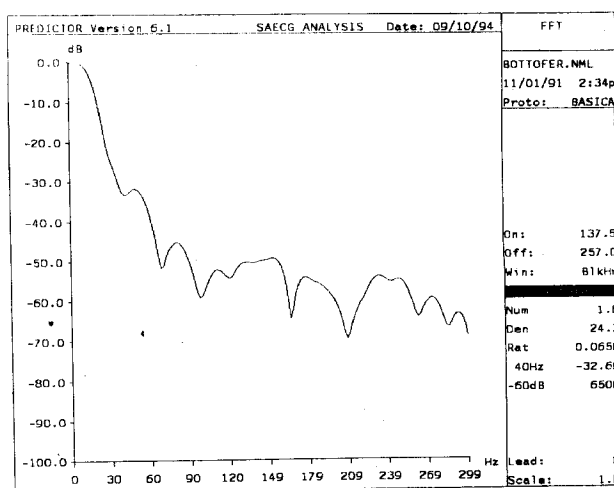


Fig. 1. Evaluación de la presencia de potenciales ventriculares tardíos mediante el método de Fourier en una persona normal.

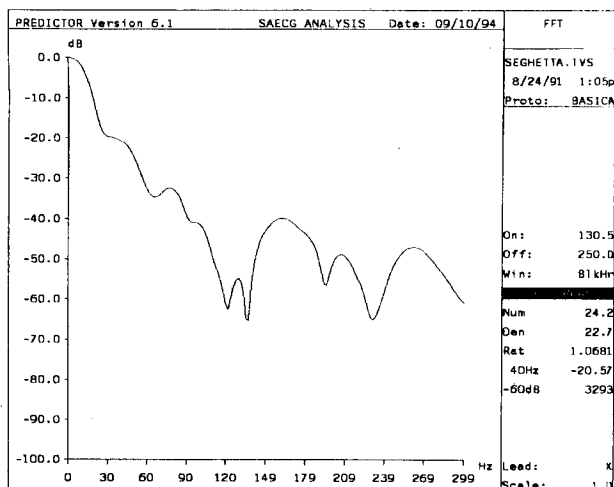


Fig. 2. Evaluación de la presencia de potenciales ventriculares tardíos mediante el método de Fourier en un paciente portador de taquicardia ventricular inducible.

plitud en decibeles (magnitud). Algunos investigadores utilizan los valores en las ordenadas elevados al cuadrado como representación de poder o energía espectral. (6)

Como ya se ha expresado, los pacientes con taquicardia ventricular sostenida (TVS) tienen zonas de conducción enlentecida y asincrónica, generando ondas de alta frecuencia. Las curvas aparecen entonces más "horizontalizadas". Esto permite, siguiendo a M. Cain, hacer dos tipos de análisis: (8)

a) **Análisis cualitativo del contenido de frecuencias.** Debido a que las curvas de los normales tienen mayor pendiente negativa, la caída en decibeles en la zona de frecuencias de 40 Hz es mayor que en los

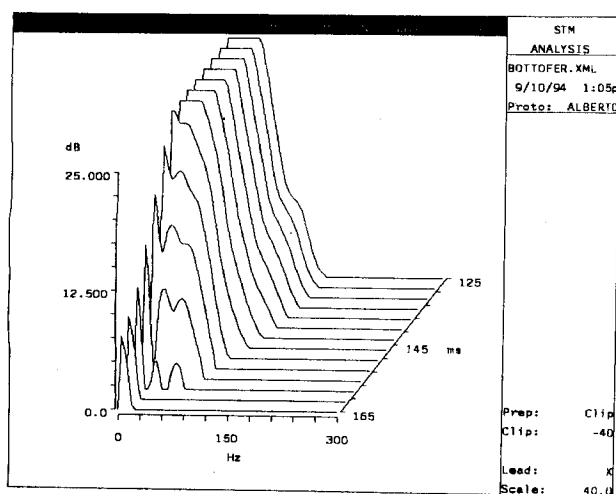


Fig. 3. Evaluación de la presencia de potenciales ventriculares tardíos mediante el método de Fourier en una visión tridimensional (mapeo espectrot temporal, vista tradicional) en una persona normal.

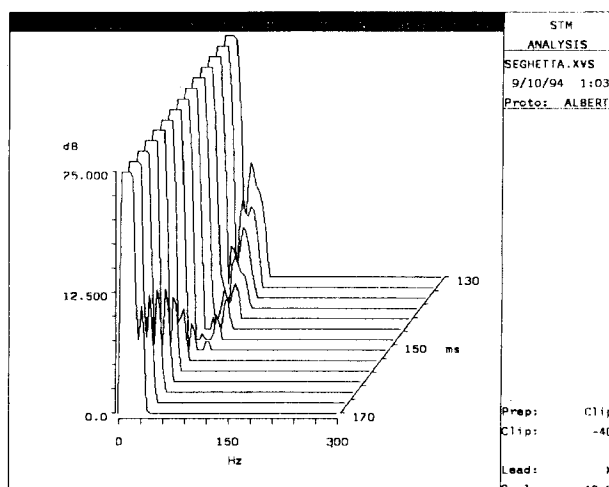


Fig. 4. Evaluación de la presencia de potenciales ventriculares tardíos mediante el método de Fourier en una visión tridimensional (mapeo espectrot temporal, vista tradicional) en un paciente portador de taquicardias ventriculares inducibles.

pacientes que presentan TVS (32,60 Db en la Figura 1, 20,57 en la Figura 2). Se utiliza esta zona de 40 Hz porque la mayoría de las frecuencias del QRS están por debajo de este valor.

b) **Análisis cuantitativo del contenido de frecuencias.** Se ha descrito que los pacientes con TVS tienen una proporción de componentes de alta frecuencia entre 10 y 100 veces mayor que los normales. Para cuantificar esto se miden áreas de alta frecuencia (20-50; 60-120 Hz, etc.) y se las compara con áreas de baja frecuencia, que son las correspondientes al segmento ST (0-20; 0-30 Hz, etc.). Como se ve en la Figura 1 (paciente normal), la relación de áreas

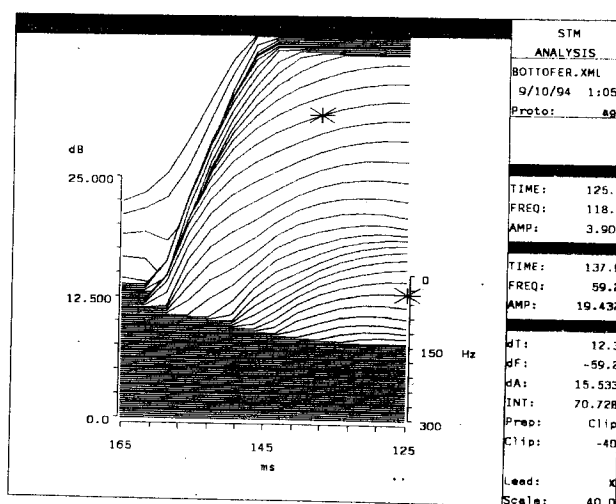


Fig. 5. Evaluación de la presencia de potenciales ventriculares tardíos mediante el método de Fourier en una visión tridimensional (mapeo espectrot temporal, vista lateral) en una persona normal.

**Tabla 1**  
Resultados promedios del ECG de señal promediada en las distintas poblaciones estudiadas

Nº	Area	QRS	RMS	LAS
13 Pacientes con cardiopatía chagásica con TV sostenida	342,6	123,0	17,0	42,1
20 Voluntarios sin TV	495,8	98,3	51,0	23,7
4 Cardiopatía isquémica con TV autolimitada	462,6	125,0	28,8	39,0
14 Cardiopatía isquémica con TV sostenida	264,7	115,0	22,0	39,2

Area: integrada del área del mapeo temporo-espectral (ver texto). QRS: ancho del complejo QRS. RMS: raíz cuadrada media de la amplitud de las señales de los 40 mseg finales del QRS. LAS: duración de las señales de baja amplitud de los 40 mseg finales del QRS.

entre 60-120 Hz/0-30 Hz es 0,065, mientras que en la Figura 2 (TVS) es 1,06, es decir 17,7 veces mayor.

## II. Mapeo temporo-espectral (MTE) convencional

El intervalo de 40 mseg analizado (15 mseg dentro y 25 fuera del QRS) fue dividido en segmentos de 3 mseg, comenzando el primero desde dentro del QRS. Fueron calculados los componentes de frecuencias de cada uno de ellos, obteniéndose así gráficos tridimensionales (Figuras 3 y 4), agregando a las coordenadas de Fourier descriptas más arriba —amplitud y frecuencias— la función de tiempo.

El MTE permite ubicar la ventana en el tiempo entre el punto de comienzo y el final del segmento, combinando las ventajas de ambos métodos (dominio de tiempo y dominio de frecuencias). Puede observarse cualitativamente la diferencia en el rango

comprendido entre 60 y 120 Hz. En la Figura 3 hay una caída abrupta de las ondas de baja frecuencia, sin sobresaltos, mientras que en la Figura 4 se observan picos en este área que corresponden a la presencia de potenciales ventriculares tardíos. (9) El MTE aporta, por su carácter tridimensional, una gran cantidad de otros elementos, pero es difícil en estos gráficos la cuantificación de los resultados. Es por eso que hemos desarrollado una variante con proyección lateral para la evaluación de las diferencias entre pacientes normales y portadores de TVS.

## III. Mapeo temporo-espectral con proyección lateral

Como se observa en las Figuras 5 y 6, se ha girado 90 grados el MTE, pasando a ser ahora el eje Z la frecuencia en Hz. El método condensa la información tridimensional en un plano bidimensional, facilitando la medición de áreas. Para definir las hemos utilizado los sectores comprendidos entre 60 y 120 Hz en el eje de las frecuencias y los cinco primeros puntos en el de tiempo (los cuatro primeros segmentos que están dentro del QRS) pues es allí donde están las mayores diferencias entre normales y patológicos. Esta medición es similar a medir la profundidad en las curvas de transformación de Fourier de las Figuras 1 y 2.

De este modo se compararon las integradas de las áreas del MTE con proyección lateral en 20 voluntarios normales sin arritmias (grupo N), 29 pacientes portadores de taquicardia ventricular sostenida (grupo TVS) y 5 de taquicardia ventricular no sostenida (grupo TVNS) (Tabla 1), estudiados entre octubre de 1991 y diciembre de 1993. Las edades oscilaron entre 22 y 75 años (promedio 53); 23 eran mujeres. En el grupo TVS, 13 pacientes eran portadores de una miocardiopatía chagásica, 5 tenían bloqueo de rama derecha, uno presentaba una displasia arritmogénica de ventrículo derecho con bloqueo de rama, 14 car-

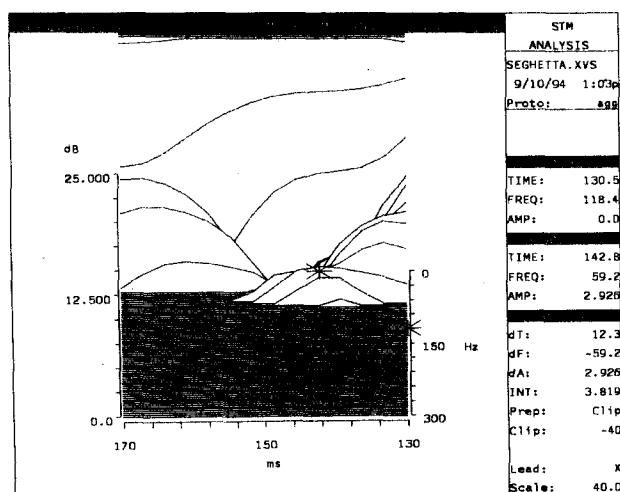


Fig. 6. Evaluación de la presencia de potenciales ventriculares tardíos mediante el método de Fourier en una visión tridimensional (mapeo espectrotemporal, vista lateral) en un paciente portador de taquicardias ventriculares inducibles.

diopatía isquémica estable con secuela de infarto (9 anteriores, 4 inferiores y uno inferolateral), uno de ellos con bloqueo de rama izquierda y una miocardiopatía dilatada de origen indeterminado.

#### Análisis estadístico

Los datos fueron presentados como la media aritmética  $\pm$  el desvío estándar. La comparación entre los grupos fue hecha con la prueba de t para datos no apareados (test de Student). La significación aceptada fue de  $p < 0,05$ .

#### RESULTADOS

Como se ve en las Figuras 5 y 6, la integrada del área delimitada por frecuencias y tiempo es significativamente mayor en los pacientes normales que en los que presentaban TVS (en estos ejemplos fueron 70.728 unidades *versus* 3.819). Estas cifras fueron divididas por 100 para su manejo más sencillo.

La media en el grupo de normales (grupo N) fue  $500,97 \pm 231$  (Figura 7) y en el grupo con TVS  $269,40 \pm 281$ , habiendo entre ambos grupos una diferencia significativa con  $p < 0,01$ . En el grupo TVNS el área fue de  $462,97 \pm 267$ ; no hubo diferencias significativas con el grupo de normales.

Se determinó un valor normal mayor de 270 unidades (media del grupo N menos un desvío estándar). Esta cifra estaba presente en 15 de los 20 normales (Figura 8), lo que le confiere al método una especificidad del 75%. En 17 de 29 TVS era menor, siendo la sensibilidad del 58,62%. En este grupo, 10 tenían potenciales ventriculares negativos en dominio de tiempo (sensibilidad 66%). De estos 10, 6 presentaban áreas menores de 270, por lo que la sensibilidad combinada de ambos métodos fue del 86,2%.

De este modo la posibilidad de detectar verdade-

ros positivos por señal promediada se incrementa un 30,1% respecto del 66% inicial.

De los 5 pacientes del grupo TVNS, 4 tenían áreas mayores a 270 (especificidad 80%).

#### DISCUSION

##### Dificultades originadas en el ruido

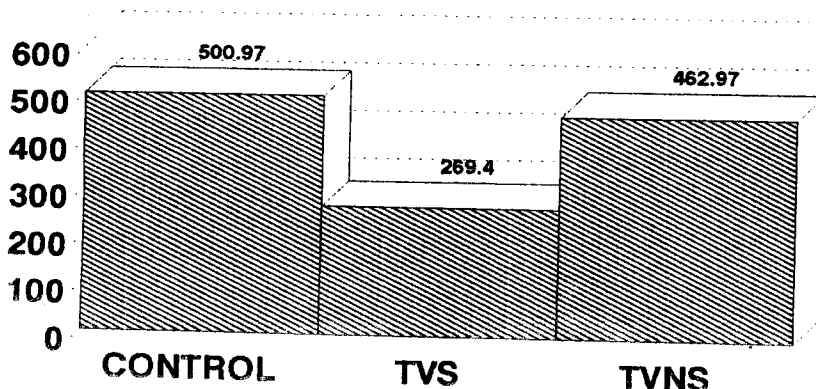
Los potenciales ventriculares tardíos no se pueden detectar mediante el ECG convencional. Los voltajes analizados en un ECG normal se encuentran entre 30 y  $1.500 \mu\text{V}$  (1,5 mV). Con la sensibilidad estándar de los electrocardiógrafos habituales, 1 mm corresponde a  $100 \mu\text{V}$ . El grosor de la línea isoeletrica es de 0,5 mm y tiene por ende una amplitud de ruido de  $50 \mu\text{V}$ . Dado que la amplitud de los potenciales tardíos es de 10 a  $30 \mu\text{V}$ , pueden aparecer enmascarados por el ruido de base del ECG convencional, por lo que es de fundamental importancia disminuirlo a su mínima expresión.

Cualquier señal no deseada es llamada artefacto o ruido electrónico y es el factor limitante más importante en la detección de las señales buscadas, por lo que es conveniente conocer el tipo de ruido que interfiere en la evaluación de los PVT. Este ruido se puede originar en tres fuentes: artefactos por movimiento, interferencia electromagnética y ruido del aparato.

Los artefactos por movimiento se originan en los músculos, la piel, los electrodos y los cables. Los miopotenciales pueden tener una amplitud de varias decenas de  $\mu\text{V}$  y se minimizan colocando al paciente en una posición confortable y relajada y en una habitación suficientemente cálida. Los potenciales originados en la piel se deben a una diferencia de potencial entre la superficie externa e interna de la

## AREAS ESPECTROTEMPORALES

40 MSEG ENTRE 60 Y 120 Hz



ICBA

Fig. 7. Comparación de áreas espectrotemporales entre grupos.

capa superficial, produciendo variaciones de voltaje de hasta 5 mV. Estos artefactos pueden reducirse mediante la abrasión de la piel con un papel de lija o diversas sustancias detergentes y una correcta estabilización en el contacto. Los ruidos de los electrodos están originados en variaciones de la carga a partir de la interfase metal/electrolito y se suelen evitar mediante electrodos de Ag/AgCl y un buen gel sobre la piel. Los movimientos de los cables pueden también crear voltajes estáticos debido a la fricción entre la aislación del cable y los conductores metálicos.

La interferencia electromagnética tiene una forma periódica, regular. En consecuencia el voltaje en función del tiempo es predecible cuando no hay variaciones y es estable. Estas interferencias están originadas en la línea de corriente eléctrica, que en nuestro país corresponde a 50 ciclos (Hz) y sus armónicas, como así también por transmisores de alta frecuencia como estaciones de radio, electrobisturries, etc., y se minimizan o incluso se eliminan con una buena descarga de tierra mediante un cable suficientemente grueso y de muy baja resistencia. La influencia de campos magnéticos de baja frecuencia también debe reducirse. Dado que los campos magnéticos se reducen en proporción a la distancia, los transformadores, motores eléctricos y luces fluorescentes deben alejarse lo más posible del sitio de adquisición de las señales electrocardiográficas. En realidad, lo mejor para reducir la influencia de estos campos sería ubicar al paciente y al sistema de registro en una jaula de Faraday, con buena descarga a tierra.

Los ruidos originados en el aparato están compuestos por voltajes presentes en forma azarosa, no relacionados a fase o frecuencia alguna y en oportunidades tienen características muy inestables. La magnitud exacta de estas interferencias no se puede

predecir, pero cuando se toman numerosas muestras, la probabilidad de distribución de sus amplitudes es gaussiana y el valor medio pasa a ser cero. El ruido de los aparatos es característicamente físico y sólo se minimiza mediante métodos estadísticos, como lo es la señal promediada.

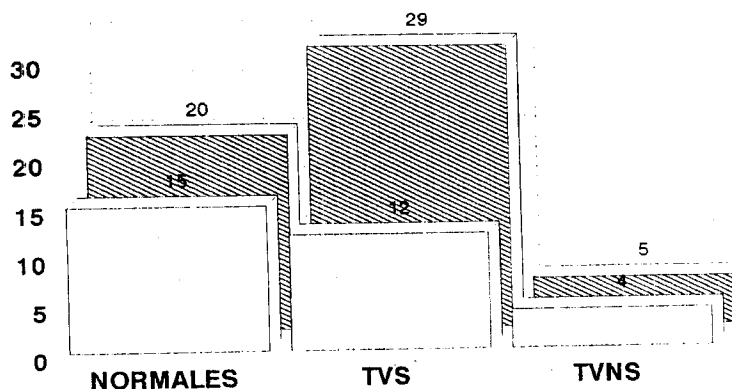
#### Métodos existentes para reducir las dificultades mencionadas: los métodos de promediación

La promediación lineal es el procedimiento aritmético para colocar juntas una secuencia de mediciones y dividir la suma por el número de ellas. Debido a los ruidos y artefactos mencionados, nunca es registrado el voltaje exacto. Sin embargo, la diferencia entre el valor exacto y el promedio es menor que las desviaciones de los resultados individuales. Obviamente, a mayor número de mediciones promediadas, menor es la necesidad de promedir los resultados.

Dado que los distintos resultados de una promediación secuencial se presentan en función del tiempo, el procedimiento es llamado promediación de señales en dominio de tiempo.

Antes de promediar un gran número de latidos de morfología similar se registran y se alinean. Dado que el ECG convencional es una señal repetitiva, también lo son los PVT. Este elemento periódico va a ser exactamente el mismo en cada registro y el promedio va a tener un valor bastante preciso. Al contrario, los ruidos y artefactos tienen una presencia azarosa con una distribución gaussiana y en este caso la media de un número infinito tenderá al cero. De este modo el ruido tendrá valores positivos y negativos en cada instante y se cancelará a sí mismo cuantos más latidos sean procesados. De acuerdo con las teorías estadísticas de probabilidad, la reducción del voltaje por ruido es proporcional a la raíz cuadrada

## INCIDENCIA DE AREAS MAYORES DE 270 U



ICBA

Fig. 8. Incidencia de áreas consideradas patológicas en los distintos grupos.

del número de latidos procesados.

Dado que la señal buscada, los PVT, es siempre la misma y el ruido disminuye, la relación señal/ruido se incrementará progresivamente; por ejemplo, para 100 latidos promediados la relación señal/ruido aumentará por un factor 10, mientras que para 200 latidos mejorará de 14 a 1. En general la promediación de 100 a 200 latidos es suficiente para un valor señal/ruido satisfactorio (ruido menor de 0,3 a 1  $\mu$ V).

Los artefactos debidos a la actividad del músculo esquelético no suelen ser azarosos y su promediación puede ser diferente de cero. Sin embargo, dado que estos artefactos no están sincronizados con la señal buscada, suelen atenuarse, pero su reducción es mucho menor que el ruido electrónico.

### Los dominios de tiempo y frecuencia

La forma tradicional de observar las señales es en dominio de tiempo. Este es un registro de lo que sucede con determinado parámetro (por ejemplo voltaje) *versus* tiempo. Estamos acostumbrados a observar voltajes eléctricos con respecto a la función de tiempo en osciloscopios, registros gráficos, monitores electrocardiográficos, etc. Sin embargo, existe otra forma de representar las variaciones de determinados parámetros.

El matemático francés barón Juan Bautista Fourier mostró que cualquier onda repetitiva puede graficarse a partir del agregado de un determinado número de ondas sinusoidales simples. Estas ondas son llamadas armónicas debido a que sus frecuencias son todas múltiplos integrados de una fundamental, que es la más baja. Si se elige correctamente la amplitud y la fase de las diferentes armónicas, cualquier onda puede ser reconstruida de este modo. La representación gráfica de la amplitud de las armónicas en el eje vertical *versus* su frecuencia en el eje horizontal es lo que se llama dominio de frecuencias.

Es importante entender que ninguna información se pierde o gana por convertir de un dominio a otro. Ambas, dominio de tiempo y de frecuencia, son simplemente representaciones diferentes del mismo fenómeno. Es como mirar el mismo gráfico tridimensional desde ángulos diferentes. En consecuencia, la transformación de Fourier, que utiliza un conjunto de fórmulas matemáticas, debe implementarse mediante un computador digital utilizando determinado algoritmo e instrucciones precisas para resolver el problema. Dado que entre la fundamental y la primera armónica se encuentra el 95% de la información, se utiliza sólo esto y se denomina transformación rápida de Fourier. (11)

El dominio de frecuencias aporta una herramienta útil para entender también el filtrado electrónico. Un filtro electrónico es un aparato que transmite algunos componentes de un espectro de frecuencias

de una señal dentro de ciertos rangos establecidos, suprimiendo todos los otros componentes. La banda de frecuencias que se atenúa a través del filtro es el llamado paso-banda, mientras que los componentes que están atenuados fuertemente se encuentran dentro de la banda de rechazo (*stop-band*).

Cuando se miden potenciales tardíos, los filtros son muy útiles para eliminar ciertos ruidos.

### La representación tridimensional y la vista lateral

Los métodos convencionales no permiten identificar a los pacientes pasibles de presentar taquicardia ventricular sostenida, si son registrados en períodos libres de arritmia. Los PVT registrados en dominio de tiempo mediante el método de promediación de señales, como expresión de conducción demorada y enlentecida, pueden individualizar a dichos pacientes con un valor predictivo positivo de aproximadamente el 20% en el posinfarto agudo de miocardio. Sin embargo este método, como se mencionó más arriba, presenta algunos inconvenientes: a) la preselección de filtros de paso alto que eliminan las bajas frecuencias asociadas con la meseta y la repolarización del potencial de acción, segmento ST y onda T, puede descartar la presencia de ondas de potencial interés; b) la necesidad de conocer con precisión el fin del QRS, porque es allí donde se localizan los PVT; c) la imposibilidad de efectuar mediciones en pacientes con bloqueo de rama (que llegan al 30% en casos con arritmias ventriculares complejas y baja fracción de eyección), síndrome de preexcitación ventricular, etc.

Estos inconvenientes pueden ser evitados midiendo las ondas de alta frecuencia generadas en las zonas de activación enlentecida, con el ya mencionado método de transformación de Fourier.

Sin embargo no hay acuerdo en las áreas que deben ser usadas para darle valor clínico a los resultados. Además el método depende críticamente de la longitud analizada y no es altamente reproducible. (12)

El MTE muestra los dos métodos en una misma representación; puede verse la energía en varias bandas de frecuencia a intervalos predeterminados; provee una manera fácil de visualizar los potenciales ventriculares tardíos, como se ve en las figuras, al "pie de la colina", sin la contaminación del ruido, ya que éste se ve con un espectro distinto (en todos los segmentos utilizados), y también pueden ser observados los potenciales originados en la pared ventricular anterior, habitualmente ocultos por las fuerzas normales de las zonas inferobasales, que son las últimas en despolarizarse, en el dominio de tiempo.

Con la introducción de la proyección lateral, que es un registro bidimensional de datos tridimensionales, hemos logrado facilitar aún más la medición

de dichas áreas. El hecho de que éstas sean mayores en normales que en portadores de TVS, al contrario de lo que se observa en la transformación de Fourier, se debe a que se están midiendo otras variables (frecuencia y tiempo), avanzando desde la onda T hacia el QRS. (13) Nuestros resultados muestran que el método de medición de MTE por vista lateral es más sensible y específico que los tradicionales. La especificidad es del 75%, la sensibilidad del 58,62% y la sensibilidad combinada de ambos métodos del 86,2%, incrementándose de esta manera un 30,1%, lo que representa un 20,2% de aumento en valores absolutos (66 a 86,2%).

La baja sensibilidad hallada en dominio de tiempo, en la muestra analizada, puede deberse al predominio de miocardiopatías en dicha población. Por otro lado, en los pacientes coronarios la mayoría de los infartos fue de cara anterior, que como es sabido disminuye la sensibilidad del método.

En la actualidad el MTE es una herramienta de análisis poderosa y flexible, que ofrece gran cantidad de información y cuya utilidad clínica es cada día más importante. Nuevas investigaciones, como la que se presenta en este trabajo, permiten desarrollar métodos de medición cada vez más sensibles y específicos para identificar áreas "malignas", predictoras de taquicardia ventricular. De esta manera, la electrocardiografía demuestra que aún no ha dado su paso final como auxiliar diagnóstico de la clínica cardiológica.

## SUMMARY

### SPECTROTEMPORAL MAPPING. INCREASE OF SIGNAL AVERAGING ELECTROGRAM SENSITIVITY IN PATIENTS WITH SUSTAINED VENTRICULAR TACHYCARDIA

#### Background

The detection of ventricular late potentials in time domain is limited by filters, noise and intraventricular conduction disturbances.

#### Method

The aim of this study was to resolve these problems, increasing the method sensitivity. A computerized signal averaged electrocardiogram, and spectrotemporal mapping in 3 dimensions (Fourier transformation) of non filtered Frank's derivation were made. The 3 dimensions graphic of spectrotemporal mapping was obtained from a 40 msec segment (15 msec before the terminal QRS and 25 msec after). The 40 msec area between 60-120 Mz was measured in 20 normal voluntary patients (mean area  $500.97 \pm 231$  units), 29 patients with inducible sustained ventricular tachycardia ( $269.40 \pm 281$ ) and 5 patients with non-inducible autolimited

ventricular tachycardia (AVT) ( $462.97 \pm 267$ ).

#### Results

The difference between normals and patients with sustained ventricular tachycardia was  $< 0.01$ , and the normals groups versus patients with autolimited ventricular tachycardia didn't show significant statistical differences. The normal value was superior to 270 units. It was found in 15 of 20 normals patients (specificity 75%) while, in 17 patients with sustained ventricular tachycardia this value was inferior (sensitivity 58.62%). The 80% of patients with autolimited ventricular tachycardia showed a similar area to normal patients. Ten of 29 patients with sustained ventricular tachycardia, didn't show late potentials in time domain (sensitivity 66%), and 6 of them showed an inferior area to 270 units. The combined sensibility of both methods was 86.2%.

#### Conclusion

The spectrotemporal mapping allows to found significant differences between normals and patients with sustained ventricular tachycardia, and it increases 20% the sensibility of signal averaging electrocardiogram.

**Key words** Signal average electrogram - Ventricular tachycardia - Spectrotemporal mapping - Fourier transformation

#### BIBLIOGRAFIA

1. El-Sherif N, Gómez J, Restivo M y col. Late potencial and arrhythmogenesis. *PACE* 1985; 5: 440-462.
2. Breithardt G y col. Standards for analysis of ventricular late potentials using high resolution or signal-averaged electrocardiography. *Eur Heart J* 1991; 12: 473-480.
3. Gomes JA, Winters SL, Stewart D, Horowitz S, Milner M, Barreca P. A new noninvasive index to predict sustained ventricular tachycardia and sudden death in the first year after myocardial infarction: based on signal-averaged electrocardiogram, radionuclide ejection fraction and Holter monitoring. *J Am Coll Cardiol* 1987; 10: 349-357.
4. Breithardt G, Becker R, Seipel L, Abendroth RR, Ostemeyer J. Non-invasive detection of late-potential in man: A new marker for ventricular tachycardia. *Eur Heart J* 1981; 2: 1-11.
5. Simson MB. Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation* 1981; 64: 235-242.
6. Buckingham TA, Thessen CM, Hertweck D, Janosik DL, Kennedy HL. Signal-averaged electrocardiography in the time and frequency domains. *Am J Cardiol* 1989; 63: 820-825.
7. Haber LR, Jilge G, Pulter R, Steinbeck G. Comparison of frequency and time domain analysis of the signal-averaged electrocardiogram in patients with ventricular tachycardia and coronary artery disease: Methodologic validation and clinical relevance. *J Am Coll Cardiol* 1988; 12: 150-158.
8. Cain ME, Ambos HD, Markham J, Fischer AE, Sobel B. Quantification of differences in frequency content of signal-averaged electrocardiograms in patients with compared to those without sustained VT. *Am J Cardiol* 1985; 55: 1500-1505.
9. Habert R, Jilge G, Pulter R, Steinbeck G. Spectral mapping of the electrocardiogram with Fourier transform for identification of patients with sustained ventricular



- tachycardia and coronary artery disease. *Eur Heart J* 1989; 10: 316-322.
10. Lander P, Deal R, Berbari E. The analysis of ventricular late potentials using orthogonal recordings. *IEEE Trans Biomed Eng* 1988; 35: 629-639.
  11. Cain ME, Ambos HD, Witkowski FX, Sobel BE. Fast-Fourier transform analysis of signal-averaged electrocardiograms for identification of patients prone to sustained ventricular tachycardia. *Circulation* 1984; 69: 711-720.
  12. Malik M, Kulakowski P, Camm J. Frequency versus time domain analysis of signal averaged electrocardiograms. I: Reproducibility of the results. *J Am Coll Cardiol* 1992; 20: 127-134.
  13. Laiño RA, Ortega DF, Giniger AG. Análisis de componentes de alta frecuencia en portadores de taquicardia ventricular versus normales mediante análisis espectral. XIX Congreso Argentino de Cardiología, 1992.