

Análisis de la contracción cardíaca mediante cámara Gamma y transformada temporal de Fourier

Juan M. Fránquiz, Instituto de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, Ministerio de Salud Pública.

RESUMEN

Se utilizó la transformada de Fourier para estudiar el ciclo cardíaco a partir de las imágenes obtenidas con cámara gamma y radioisótopos. Se construyeron por computadoras dos imágenes digitales correspondientes a la amplitud y la fase del primer armónico. La imagen de fase se analizó cuanti-

tativamente por un procedimiento automático y permitió obtener parámetros representativos del sincronismo de la contracción ventricular, útiles en el diagnóstico y pronóstico de pacientes cardíacos. El método propuesto se evaluó en un grupo de 18 sujetos normales y 35 pacientes con un infarto de miocardio.

ABSTRACT

Equilibrium gated radionuclide cardiac studies were analyzed by the temporal Fourier transform. The amplitude and phase of the first harmonic component were constructed as digital images. The phase image was assessed by a

quantitative computerized method and several parameters representing the contractile synchronism of both ventricles were calculated. The method was assessed in a group of 18 normal subjects and 35 patients with myocardial infarction.

INTRODUCCIÓN

Las variaciones temporales del volumen de las cavidades del corazón en cada latido constituyen un fenómeno periódico que puede ser descrito por los términos de una serie de Fourier (1). Mediante radioisótopos y empleando una cámara gamma (2) acoplada a una minicomputadora en tiempo real (3)

se han obtenido imágenes digitales correspondientes a la amplitud y a la fase de los armónicos de Fourier (4,5). Estas imágenes, principalmente las del primer armónico, son de importancia actual en el diagnóstico médico ya que permiten identificar zonas ventriculares con movimiento normal o patológico (6,7).

En este trabajo se presenta la forma de obtención de dichas imágenes, su significado fisiológico y el procedimiento desarrollado por el autor para el análisis cuantitativo de la imagen de fase de un armónico cualquiera.

MATERIALES Y MÉTODOS

Procedimiento Experimental

Se utilizó una cámara gamma Maxicamera II G.E. acoplada a una minicomputadora Matek 1026 (126 K bytes). A cada paciente se administró por vía endovenosa 15 mCi de Tc-99m (vida media de 6 horas y emisión gamma de 140 KeV) para marcar glóbulos rojos circulantes según la técnica de Pavel y cols. (8). Con el detector de la cámara gamma en posición oblicua anterior izquierda, se registró la radiactividad sobre el corazón durante 10 ó 15 minutos. Este registro se sincronizó con la onda B electrocardiográfica a fin de tomarla como referencia del inicio de cada ciclo cardiaco y poderlo dividir en 16 partes iguales. A cada una de estas partes le correspondió una imagen digital formada por una matriz de 64 filas y 64 columnas y que correspondió a la distribución de la radiactividad en las cavidades cardiacas para el intervalo en cuestión. Como un solo ciclo es un intervalo de tiempo muy pequeño, se sumaron las series de imágenes correspondientes a 200 ó 300 ciclos, hasta acumular en cada imagen 400,000 conteos. Aquellos ciclos cuya longitud fue mayor del 10 % de un valor previamente fijado para cada paciente, fueron rechazados del estudio. El ruido en la serie final de 16 imágenes se eliminó mediante un filtro digital pasa-banda (9). Este estudio se realizó en 18 sujetos normales y 35 pacientes con infarto de miocardio.

El procedimiento aquí descrito se ha explicado en mayor detalle en publicaciones anteriores (4,9).

Imágenes de Amplitud y de Fase

Cada una de las 16 imágenes de la serie está formada por una matriz (64x64) de 4096 elementos, donde cada uno contiene el número de conteos correspondiente a una localización espacial y al intervalo temporal del ciclo cardiaco al cual pertenece la imagen. Cada elemento de la matriz corresponde a un cuadrado de área igual a 40 mm². Como el radioisótopo se encuentra distribuido homogéneamente en la sangre circulante, el número de conteos en cada celda es proporcional a la cantidad de sangre contenida en la posición anatómica que le corresponde (figura 1).

Considerando la periodicidad de las contracciones cardiacas, la evolución

temporal de los conteos $X(t)$ en un elemento cualquiera, puede expresarse por (10):

$$X(t) = \sum_{n=1}^{\infty} A_n \cos(2\pi nt/T - \phi_n) \quad (i)$$

donde:

$$A_n = \sqrt{C_n^2 + S_n^2} \text{ y } \phi_n = \text{TAN}^{-1}(S_n/C_n) \quad (ii)$$

siendo:

$$C_n = 2/T \int_0^T X(t) \cos(2\pi nt/T) dt \quad (iii)$$

$$S_n = 2/T \int_0^T X(t) \text{SEN}(2\pi nt/T) dt \quad (iv)$$

Cada término de (i) corresponde a un armónico de frecuencia $2\pi n/T$, siendo A_n y ϕ_n su amplitud y fase respectivamente.

Cuando $n = 1$ tenemos el primer armónico, A_1 corresponde a la máxima variación de $X(t)$ en el intervalo $[0, T]$ y ϕ_1 a la fase relativa a esta variación, siendo T el período del ciclo cardiaco, que se expresa en milisegundos. La relación entre ϕ_1 y el instante t_m en que $X(t)$ alcanza la máxima amplitud viene dada por:

$$\phi_1 = 360 \times t_m/T \quad (v)$$

ϕ_1 se expresa en grados sexagesimales.

Para la serie de 16 imágenes, las ecuaciones (iii) y (iv) se convierten en:

$$C1^r = \sum_{i=1}^{16} X_i^r \cos 2\pi(i-1)/16 \quad (vi)$$

$$S1^r = \sum_{i=r}^{16} X_i^r \text{SEN } 2\pi(i-1)/16 \quad (vii)$$

Siendo $r = 1, 2, 3, \dots, 4096$.

X_i^r corresponde a los conteos en la r -ésima celda de la matriz de la i -ésima imagen de la serie. A partir de (vi) y (vii) y de las ecuaciones (ii) se calcula $A1^r$ y $\phi1^r$ para cada elemento r .

La imagen de amplitud (figura 1) muestra la magnitud regional del movimiento de las cavidades cardiacas durante su contracción y permite identificar zonas con ausencia de movimiento (aquinesias) o con movimiento disminuido (hipoquinesias). La imagen de fase (figura 2) muestra el sincronismo de la contracción. Permite identificar zonas con movimiento paradójico (disquinesias), o sea, que se distienden cuando se deben contraer, producto de la pérdida de fuerza muscular de la red ventricular. Ambas imágenes se presentan al observador humano en un monitor de TV a color mediante una escala de colores cíclica (4) tal que al contenido de cada

celda r le corresponde un tono de dicha escala.

Análisis Cuantitativo de la Fase

La falta de sincronismo en la contracción ventricular pasee diferentes grados, desde la franca disquinesia o movimiento paradójico, hasta una dispersión en el valor de la fase dentro de cada ventrículo. Esto puede que se deba a trastornos en la conducción del impulso eléctrico que precede a la contracción ventricular o a una pared muscular ventricular lesionada por algún mecanismo patológico. El sincronismo de la contracción ventricular es importante, por cuanto da una medida de la capacidad del corazón para expulsar la sangre al resto del organismo.

Por medio de un programa escrito en FORTRAN IV (4), se construyó un histograma de los valores de la fase para cada ventrículo (figura 3). Usando el cambio de signo de la primera derivada del histograma, se identificaron sus límites y a partir de ellos, se calculó la media (X), la desviación típica (DT) y el porcentaje de las celdas ventriculares contenidas en el histograma (%CV). La diferencia de las medias para el ventrículo izquierdo y el derecho, permitió calcular el defasaje interventricular. En algunos pacientes, con lesión demostrada en el músculo cardiaco, el histograma mostró más de un pico. El programa identificó automáticamente el pico correspondiente a la contracción normal y calculó el defasaje de los otros picos con relación al normal (defasaje intraventricular).

RESULTADOS

Todos los sujetos normales tuvieron un histograma unimodal para ambos ventrículos, los cuales demostraron que se corresponden a una distribución gaussiana por medio del test de Kolmogorov-Smirnov con un nivel de significación de 0,01 (11). En este grupo el defasaje interventricular estuvo por debajo de 10° y el %CV fue $98 \pm 3 \%$.

Como criterio de comparación se calculó la fracción de eyección ventricular izquierda de cada sujeto estudiado (4). En la Tabla I se comparan los resultados atendiendo a la localización anatómica del infarto. La Tabla II muestra los resultado en función del defasaje interventricular. En ambas tablas, para la fracción de eyección y el %CV, las diferencias entre grupos fueron significativas.

DISCUSIÓN

La variación temporal de la cantidad de sangre en las aurículas y los ventrículos se encuentra defasada en 180° , de aquí que en las imágenes de fase aparezcan las aurículas de un color (o tonalidad gris) y los ventrículos de otro, perfectamente distinguibles. Esta distinción en las estructuras cardiacas se ha utilizado para aislar el ventrículo derecho de su aurícula y los grandes vasos adyacentes a él (12). No obstante, lo

más importante de la imagen de fase es que permite identificar aquellas zonas ventriculares con movimiento paradójico, las cuales por pérdida de fuerza en la pared ventricular son incapaces de contraerse y sin embargo se distienden cuando el resto del ventrículo se contrae para expulsar la sangre contenida en él. Esta situación provoca un remanente de sangre en el ventrículo contenida en una especie de "bolsón" (aneurisma), lo cual disminuye la eficiencia del corazón como bomba, indica un pronóstico desfavorable para el paciente y la necesidad de su corrección quirúrgica.

La identificación de movimientos paradójicos puede realizarse por inspección visual de la imagen de fase sin necesidad de llegar a su cuantificación. La cuantificación de la imagen de fase, tal como se propone en el presente trabajo, contribuye a establecer gradaciones en la falta de sincronismo de la contracción ventricular, bien, debida a movimiento paradójico o a otra causa, como puede serlo, un trastorno en la conducción regional del impulso eléctrico que precede a la contracción ventricular. Es conocido que una falta de sincronismo en la contracción ventricular se traduce en una mayor o menor incapacidad del corazón para realizar su función de bomba. El parámetro %CV mostró buena correlación con la eficiencia de la función cardiaca expresada por la fracción de eyección ventricular. El cálculo de este parámetro no tomó en cuenta la estructura tridimensional del ventrículo y por tanto no puede hacerse corresponder con el porcentaje de la masa ventricular que se contrae normalmente. No obstante, nuestros resultados muestran que puede tomarse como un estimado cuantitativo del grado de sincronismo de la contracción ventricular.

El defasaje intraventricular mostró una diferencia significativa entre aquellos pacientes que lo tuvieron por debajo o por arriba de 90° . Aquellos sujetos cuyo defasaje fue mayor de 90° mostraron en la imagen de fase un evidente movimiento paradójico así como un considerable deterioro en la función ventricular. Estos resultados evidencian que es muy probable que defasajes mayores de 90° correspondan a movimiento paradójico, mientras que inferiores a 90° pueden deberse a trastornos regionales en la conducción. La variación del defasaje, en los casos con movimiento paradójico, de 90° a 180° muestra diferentes gradaciones en el movimiento paradójico, lo cual puede incidir en el pronóstico y evolución de los pacientes. Definir este punto corresponde a una investigación médica y se sale de los límites de este trabajo. Igualmente el rango de valores del defasaje encontrados por debajo de 90° , indica diferentes grados de retardo en la conducción del impulso eléctrico, lo cual debe corresponderse con la extensión de las zonas afectadas.

El defasaje interventricular muestra la falta de sincronismo de un ventrículo con relación al otro y nuestros resultados muestran cómo depende con la localización anatómica del infarto. Se sabe que aquellos infartos del miocardio que lesionan la cara anterior destruyen parte del sis-

tema de conducción del impulso eléctrico provocando un retraso en la contracción del ventrículo izquierdo. De esta manera, el grado de defasaje interventricular puede tomarse también como un estimado de la extensión del infarto del miocardio.

Los índices cuantitativos calculados en este trabajo complementan y hacen más objetiva la información suministrada por las imágenes de fase y amplitud. Permiten establecer gradaciones en la disfunción mecánica ventricular y seguir en un mismo sujeto su evolución y respuesta a intervenciones quirúrgicas o farmacológicas.

AGRADECIMIENTOS

El autor agradece la colaboración prestada en la ejecución de este trabajo, al Dr. David García-Barreto y a la Lic. Mercedes Borrón.

TABLA I. Resultados del análisis cuantitativo de la imagen de fase

Grupo	Número	Fracción de eyección	Defasaje intraventricular	Defasaje interventricular	%CV
Normal	18	0,64 ± 0.06	0	7 ± 4	98 ± 3
Anterior (infarto)	18	0.27 ± 0.08	133 ± 43	21 ± 12	64 ± 24
Posterior (infarto)	17	0.48 ± 0.06	50 ± 5	14 ± 6	94 ± 5

(media ± desviación típica)

TABLA II. Comparación del defasaje intraventricular con la localización del infarto y %CV

Defasaje intraventricular	Número de pacientes		Fracción de eyección	%CV
	cara anterior	cara posterior		
≥ 90°	13	0	0.49 ± 0.10	51 ± 18
< 90°	2	3	0.30 ± 0.13	72 ± 16
= 0°	3	14	0.48 ± 0.12	95 ± 3

(media ± desviación típica)

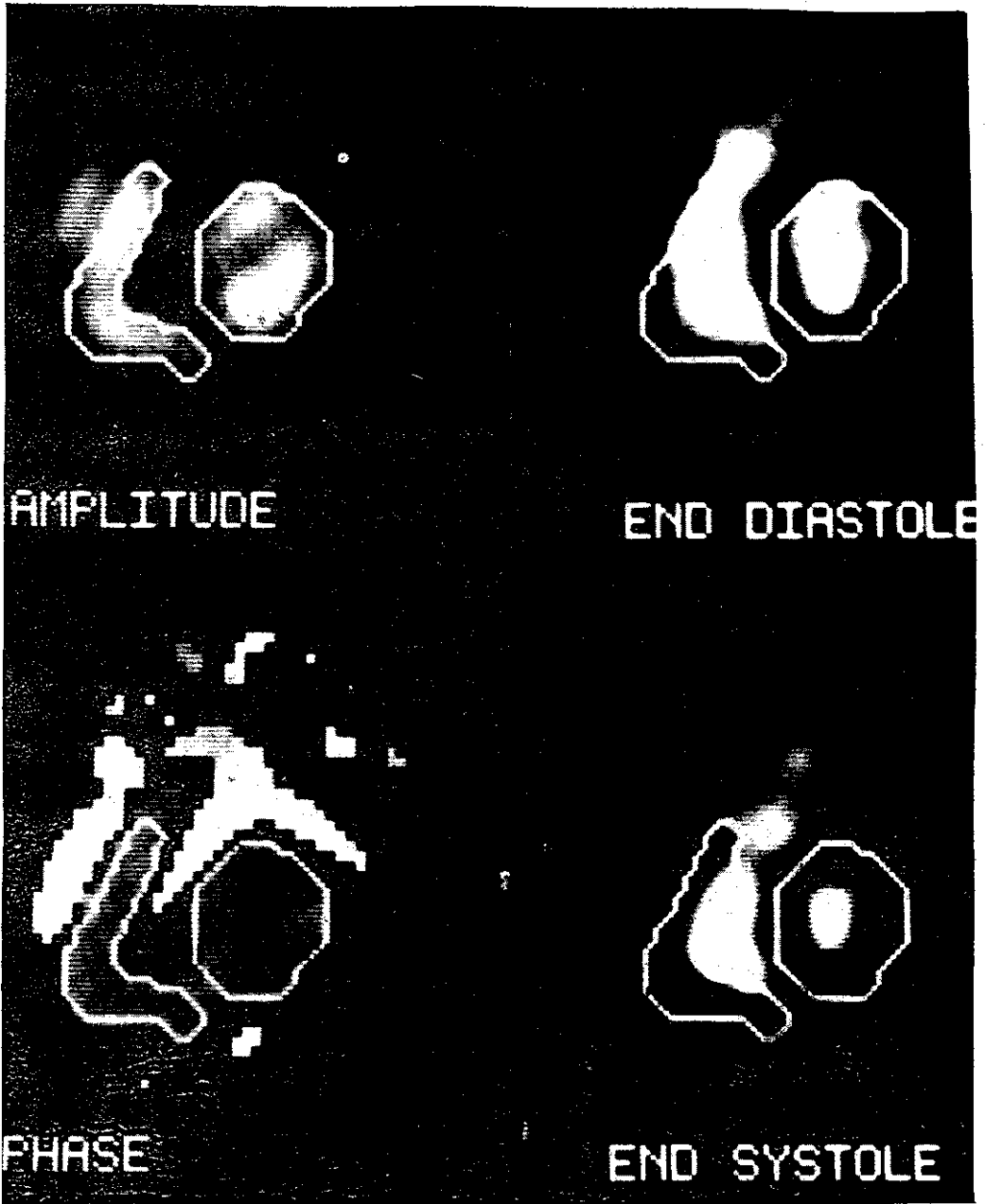


Figura 1. Imágenes de: Amplitud del primer armónico; Diástole final (máxima cantidad de sangre en los ventrículos); Fase del primer armónico; Sístole final (mínima cantidad de sangre en los ventrículos). Cada ventrículo aparece delimitado por una región de interés.

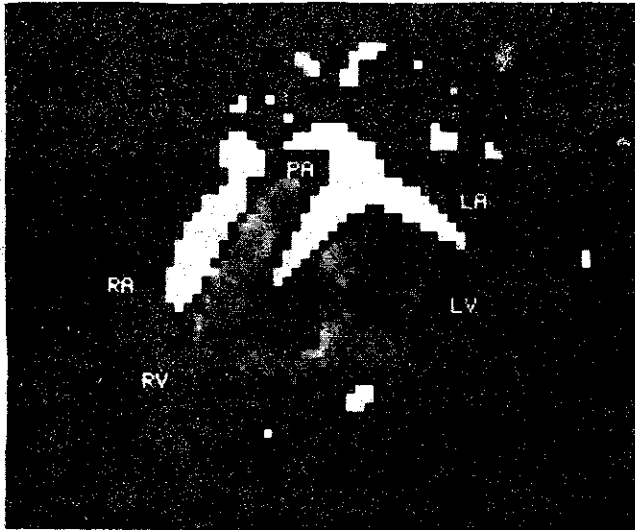


Figura 2. Imagen de fase de un sujeto normal.
 PA: arteria pulmonar; LA: aurícula izquierda; RA: aurícula derecha; RV: ventrículo derecho; LV: ventrículo izquierdo.

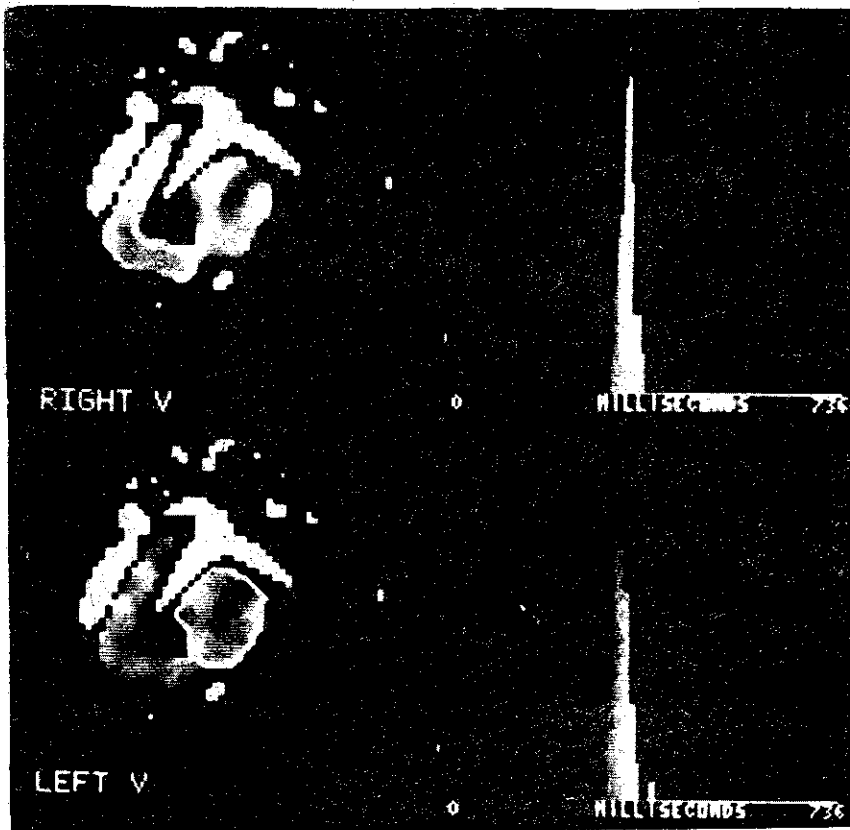


Figura 3. Histograma de la distribución de la fase en los dos ventrículos de un sujeto normal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Adam WE et al.
Cardiov Radiol 2, 161, 1979.
2. Fránquiz, J., R. Fraxedas
Rev. Cub. Med. 19, 87, 1980
3. Fránquiz, J.
Rev. Cub. Med. 18, 561, 1979
4. Fránquiz, J. et al
Eur J Nucl Med 8, 375, 1981
5. Adam WE, F. Bitter
J Nucl Med 22, 47, 1981
6. Fránquiz, J. et al
Proceed. of the IX World Congress of Cardiology, Moscow, 1982.
7. Fránquiz, J. et al
IUG Newsletter 2, 31, 1983.
8. Pavel, F. et al
Am J Cardiol 45, 398, 1980.
9. Fránquiz, J. et al
Nucl-Méd 22, 131, 1982
10. Kufner, A., J. Kadlec
Fourier Series. Academia Publishers, Praha, 1971.
11. Thielmann, K.
Metodología en Bioquímica Clínica. Instituto del Libro, Habana, 1970.
12. Fránquiz, J. et al
Proceed. of the Third World Congress of Biology and Nuclear Medicine,
París, 1982.