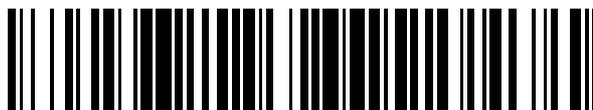


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 890**

51 Int. Cl.:  
**A61B 5/0452** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **03724280 .7**  
96 Fecha de presentación: **28.04.2003**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1534127**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **01.06.2005**

54 Título: **SISTEMA Y PROCEDIMIENTO PARA PREDECIR EL COMIENZO DE UNA PATOLOGÍA  
CARDIACA USANDO ANÁLISIS FRACTAL.**

30 Prioridad:  
**01.07.2002 US 187662**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**23.12.2011**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**23.12.2011**

73 Titular/es:  
**SCHRECK, DAVID M.  
80 DIVISION AVENUE  
SUMMIT, NJ 07901, US**

72 Inventor/es:  
**Schreck, David M.**

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

**ES 2 370 890 T3**

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín europeo de patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre concesión de Patentes Europeas).

## DESCRIPCIÓN

Sistema y procedimiento para predecir el comienzo de una patología cardíaca usando análisis fractal

### Campo de la invención

5 La presente invención está dirigida a la predicción de una actividad cardíaca aguda a partir del análisis fractal de bucles espaciales generados a partir de derivaciones sintetizadas de un electrocardiograma ("ECG" derivadas de tres derivaciones medidas pertenecientes al conjunto de las derivaciones usadas de forma rutinaria, incluyendo el ECG estándar de 12 derivaciones.

### Antecedentes de la invención

10 El ECG es un registro de la actividad eléctrica del corazón que es una prueba diagnóstica usada comúnmente en muchos entornos médicos. El registro del ECG estándar incluye 12 formas de onda de derivaciones, denotadas como I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 y V6, dispuestas en un orden específico que es interpretado por un médico usando técnicas de reconocimiento de patrones. El ECG es adquirido por médicos, enfermeras u otros técnicos especialmente formados usando soporte físico y equipo especializados. En la configuración habitual, se colocan en el torso del cuerpo 10 electrodos para medir los potenciales eléctricos que definen las 12 derivaciones estándar. Con el paso de los años se han ensayado otros sistemas de derivaciones. Estos incluyen el sistema de vectorcardiograma de Frank ("VCG"), que usa 3 derivaciones casi ortogonales, denotadas como X, Y y Z; 4 derivaciones del pecho derecho, denotadas por V3R, V4R, V5R y V6R; y 3 derivaciones de la parte posterior izquierda, denotadas como V7, V8 y V9. Ningún único fabricante fabrica en la actualidad equipos que permitan la adquisición de las 22 derivaciones. Para adquirir estas derivaciones, el técnico debe quitar primero las presillas de las derivaciones sujetas a los sitios estándar de colocación de los electrodos y volver a sujetarlas en los electrodos colocados en los sitios no convencionales. Esto requiere al menos 3 adquisiciones separadas de trazados y un total de 21 colocaciones de electrodos.

25 Es habitual en la práctica de la medicina poner a los pacientes con anomalías cardíacas potenciales en un monitor de ritmo, equipo de soporte físico especialmente diseñado que muestra únicamente una derivación de ECG, pero que tiene la capacidad de medir 3 derivaciones diferentes. Hay algunos fabricantes que han diseñado monitores de ritmo que pueden presentar tres derivaciones también, pero el formato habitual de visualización sigue siendo una derivación. Con este equipo, al paciente se le colocan de 3 a 4 electrodos en el torso del cuerpo para adquirir las 3 configuraciones de derivaciones diferentes. Aunque el paciente esté conectado al monitor de ritmo, si se ordena un ECG estándar de 12 derivaciones, el técnico colocará entonces todos los electrodos adicionales para la adquisición separada del ECG. Así, la eficiencia de la adquisición de un ECG mejoraría si existiera un procedimiento mediante el cual pudieran adquirirse instantáneamente bajo demanda el ECG estándar de 12 derivaciones, el VCG de 3 derivaciones, las 4 derivaciones del pecho derecho o las 3 derivaciones posteriores izquierdas a partir del monitor de ritmo en vez de la máquina habitual de ECG, usando menos que el número estándar de electrodos.

35 Nicklas, et al., en la patente estadounidense nº 5.058.598, inventaron un sistema para sintetizar derivaciones de ECG en base al desarrollo de una transformada específica para el paciente. Este sistema podía sintetizar un ECG de 12 derivaciones basado en la recepción de datos de 3 derivaciones. Sin embargo, este sistema requería, en primer lugar, adquirir de un paciente un ECG completo de n derivaciones de la manera habitual para calcular una transformación específica para el paciente, al que se aplicarían luego datos subsiguientes de ECG adquiridos de ese paciente. Esto es engorroso, ya que la transformación resultante es aplicable a un único paciente y es preciso almacenarla en un medio que debe ser accesible para su uso durante la estancia del paciente en el hospital. Además, la transformación de Nicklas también puede tener una dependencia con respecto al tiempo, indicando que la transformada del paciente puede cambiar con el tiempo, de tal forma que puede ser preciso recalcular la transformación para cada encuentro subsiguiente con ese paciente en aras de la precisión diagnóstica.

45 Dower, en la patente estadounidense nº 4.850.370, usó el sistema de 3 derivaciones del VCG de Frank para derivar el ECG de 12 derivaciones; sin embargo, este sistema no es convencional y la mayoría del personal clínico no está familiarizado con él. Dower también desarrolló otra configuración no convencional de derivaciones conocida como sistema EASI, pero esta configuración requiere la adquisición de 4 derivaciones para derivar el ECG de 12 derivaciones.

50 Gracias al documento WO9809226 se conoce un procedimiento según el preámbulo de la reivindicación 1.

### Resumen de la invención

55 La presente invención resuelve los problemas mencionados anteriormente usando las técnicas matemáticas del análisis factorial abstracto y del algoritmo de optimización símplex para derivar una matriz de transformación universal que sea aplicable a todos los pacientes y que sea independiente del tiempo. Así, esta matriz de transformación universal es aplicable cuando hace falta y no requiere la adquisición de un ECG completo de n derivaciones para cada paciente antes de su implementación.

Para hacer esto, en primer lugar, se miden y se digitalizan los datos de tensión-tiempo para algún conjunto de derivaciones de ECG para definir un conjunto de entrenamiento de ECG. Sin limitación, ejemplos de conjuntos de derivaciones incluyen los siguientes formatos:

- 12 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6;
- 5 15 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, X, Y, Z;
- 15 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9;
- 16 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V3R, V4R, V5R, V6R;
- 18 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9, X, Y, Z;
- 19 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9, V3R, V4R, V5R, V6R;
- 10 22 derivaciones: I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6, V7, V8, V9, V3R, V4R, V5R, V6R, X, Y, Z.

Una vez que las matrices de datos de tensión-tiempo han sido adquiridas, se aplica la técnica del análisis factorial abstracto ("AFA") a cada conjunto de entrenamiento de matrices de datos de tensión-tiempo para minimizar el error en las matrices medidas. Acto seguido, la etapa final es aplicar la técnica de optimización simplex ("SOP") para derivar una matriz de transformación universal aplicable a todos los pacientes y que es independiente del tiempo.

- 15 Esta matriz de transformación universal puede ser aplicada entonces a un subsistema estándar de 3 derivaciones medidas para derivar el ECG estándar de 12 derivaciones, así como otros sistemas, y pueden generarse hasta 22 derivaciones para permitir una interpretación más precisa de la actividad eléctrica cardíaca. Estos valores de ECG derivados son aproximadamente un 98% más precisos cuando se comparan con las mediciones observadas de derivaciones. El sistema estándar de 3 derivaciones usado para sintetizar el ECG de 12 derivaciones son las derivaciones medidas I, aVF y V2 que pertenecen al sistema estándar de 12 derivaciones. Este conjunto de derivaciones medidas resulta convencional y familiar para el personal clínico y, por eso, es fácil de aplicar. La aplicación del análisis factorial abstracto y la optimización simplex se describen en la solicitud del inventor, en tramitación como la presente, "SYSTEM AND METHOD FOR SYNTHESIZING LEADS OF AN ELECTROCARDIOGRAM", solicitud de patente con número de serie 10/150.719, presentada el 17 de mayo de 2002. Dado que este conjunto de derivaciones se aproxima a un sistema ortogonal, estos vectores de derivaciones pueden ser trazados en una relación mutua en un espacio tridimensional para dar una curva en el espacio cuyas propiedades pueden ser correlacionadas con patologías coronarias. Las propiedades de la curva espacial tridimensional pueden estar caracterizadas por calcular los índices fractales de las curvas, y los valores de esos índices fractales son predictivos de síndromes cardíacos agudos.

- 30 La técnica del análisis fractal abstracto es bien conocida en la técnica matemática aplicada. El concepto de un índice fractal fue dilucidada por vez primera por Mandelbrot en *The Fractal Geometry of Nature*, Freeman, Nueva York, 1983. Para una explicación del cálculo de índices fractales de curvas planas, véase Katz, *Fractals and the Analysis of Waveforms*, Comput. Biol. Med. 18:3, pp. 145-156 (1988).

**Breve descripción de los dibujos**

- 35 La FIG. 1 representa un diagrama de flujo de cómo se calcula y se usa la matriz de transformación universal de la presente invención.
- La FIG. 2 representa una comparación entre un ECG medido y uno predicho mediante la aplicación de la matriz de transformación universal de la invención.
- La FIG. 3 representa la varianza porcentual acumulada como una función del número de autovalores según se determina mediante análisis factorial abstracto.
- 40 La FIG. 4 representa un ciclo eléctrico cardíaco típico tal como es medido por un ECG.
- La FIG. 5 representa una copia impresa de un ECG que compara valores medidos con valores derivados a través del procedimiento de optimización simplex.
- La FIG. 6 representa un bucle normal de ECG espacial tridimensional.
- 45 La FIG. 7 representa un monitor cardíaco portátil a la cabecera de la cama.
- La FIG. 8 representa un bucle espacial tridimensional de ECG que representa un IM inferior agudo.
- La FIG. 9 representa las fuerzas vectoriales de los potenciales cardíacos en un bucle espacial tridimensional de ECG.

La FIG. 10 representa la forma en que se traza un bucle espacial tridimensional de ECG con el transcurso del tiempo.

La FIG. 11 representa los triángulos de área del bucle espacial tridimensional de ECG.

La FIG. 12 representa el bucle espacial tridimensional de ECG de un corazón normal de un varón.

5 La FIG. 13 representa el bucle espacial tridimensional de ECG de un corazón de un varón que presenta IM agudo.

La FIG. 14 ilustra la separación de los índices fractales para la actividad cardiaca normal en contraposición con la de un IM.

10 Las FIGURAS 15 y 16 ilustran la separación de valores de los índices fractales para corazones tanto de varones como de hembras para la actividad cardiaca tanto normal como la de un IM.

La FIG. 17 representa una tabla de valores de derivaciones e índices fractales.

**Descripción detallada de la invención**

15 El ciclo completo de la actividad cardiaca está representado por una onda denominada onda PQRST, definida por Einthoven, Arch. ges Phys. 150:275, 1913, reimpresa en Am. Heart J. 40:163, 1950, traducida por H. E. Huff y P. Sekelj. Esta onda representa la contracción y la relajación plenas del corazón. Un ejemplo de una onda PQRST se muestra en la FIG. 4. Un ciclo cardiaco completo dura como media 1/72 de segundo.

**Análisis factorial abstracto**

20 En la FIG. 1 se representa un diagrama de flujo que ilustra el procedimiento general de la invención. La primera etapa, mostrada en el bloque 100, es la aplicación de un análisis factorial abstracto a un conjunto de datos de entrenamiento. En la presente invención, se aplica un análisis factorial abstracto (“AFA”) a toda una matriz de datos medidos de un ECG de n derivaciones para “pretratar” el conjunto de entrenamiento de ECG, a partir del cual se deriva la matriz de transformación mediante optimización simplex para minimizar el error inherente en este conjunto de entrenamiento. La ventaja del AFA es que esta técnica elimina el error previsible —como una línea de referencia inestable, ruido en la línea de referencia y errores en la colocación de las derivaciones— de un conjunto de datos, produciendo un conjunto de datos medidos mejorado. En la FIG. 2 se muestra una comparación de los valores de ECG para la derivación I tal como es medida y como es predicha mediante AFA, que muestra una estrecha coincidencia.

25 De cara al AFA, el ECG puede ser representado en un sistema de n dimensiones por medio de una suma lineal de términos de productos. El ECG estándar de 12 derivaciones es un sistema en el n=12. En un instante particular t, el ECG de 12 derivaciones puede ser representado como

$$\mathbf{V}(t) = V_1(t)\mathbf{L}_1 + V_2(t)\mathbf{L}_2 + \dots + V_n(t)\mathbf{L}_n,$$

siendo **V** un vector de 12 dimensiones, siendo  $V_m$  el potencial en la derivación emésima, siendo  $\mathbf{L}_m$  un vector unidad en el espacio de 12 dimensiones, y siendo t el tiempo. El potencial **V(t)** también puede ser representado por un conjunto de vectores {**X**} de base ortogonal que cruza el espacio:

$$\mathbf{V}(t) = \sum_{m=1}^n K_m(t)\mathbf{x}_m.$$

35 El análisis factorial abstracto identifica n, el número de factores que influyen en el conjunto de datos, K, la matriz de coeficientes de la transformación, y X, el conjunto abstracto de las derivaciones vectoriales.

40 Para llevar a cabo un AFA, consideramos una matriz [V] de N×M datos de mediciones tensión-tiempo, siendo N el número de derivaciones y siendo M el número de puntos de datos. En el AFA, se diagonaliza una matriz de covarianzas para producir un conjunto de autovalores  $\lambda_j$  que pueden ser ordenados por magnitud. La matriz de covarianzas puede definirse como  $[Z] = [V]^T[V]$ , que es una matriz de M×M con hasta M autovalores, o puede definirse como  $[Z] = [V][V]^T$ , matriz N×N con hasta N autovalores. Cada autovalor  $\lambda_j$  corresponde a un autovector  $\mathbf{X}_j$  de base ortogonal. El procedimiento de diagonalización implica encontrar una matriz [Q<sub>j</sub>] que diagonalice [Z]:  $[Z][Q_j] = \lambda_j[Q_j]$ . En el contexto de los ECG, M son típicamente 300 mediciones en un ciclo completo. Múltiples conjuntos de entrenamiento de la matriz N×M son sometidos a la técnica de AFA.

45 A partir de la aplicación del AFA al conjunto de datos, encontramos que 3 derivaciones pueden dar cuenta de casi todo el contenido de la información en un ECG de n derivaciones, siendo n = 12 a 22 derivaciones. Esto puede demostrarse por medio de la varianza porcentual acumulada. La varianza puede definirse como:

$$Var = \lambda_j / \sum_{k=1}^n \lambda_k,$$

siendo  $n = 12 \dots 22$  y siendo  $\lambda_j$  la magnitud del  $j$ -ésimo autovalor. La varianza porcentual acumulada se define como

$$Var\ acum\ \% = \frac{\sum_{k=1}^c \lambda_k}{\sum_{k=1}^n \lambda_k},$$

siendo  $c$  = valor  $c$ -ésimo en la secuencia de autovalores  $\lambda_j$  ordenados por magnitud. Así, la varianza porcentual acumulada es una medida del contenido de la información del sistema. La FIG. 3 es un gráfico de la varianza porcentual acumulada como una función de  $\lambda_j$  e ilustra que la mayor parte del contenido de la información del sistema está contenida en los 3 primeros autovalores. De hecho, el AFA demuestra que 3 derivaciones pueden dar cuenta de aproximadamente el 98-99% del contenido de la información de un ECG de 12 derivaciones. Así, para un sistema de 12 derivaciones, la matriz [K] de transformación resultante es una matriz de  $3 \times 12$  de datos purificados del ECG, según se indica en el bloque 101 de la FIG. 1. Dado un conjunto de  $M$  mediciones de tensión-tiempo para 3 derivaciones, pueden calcularse las mediciones del conjunto completo de 12 derivaciones multiplicando la matriz [K] de transformación por la matriz  $3 \times M$  de datos de datos de tensión-tiempo para las 3 derivaciones medidas. Este resultado puede generalizarse fácilmente a un sistema con un número arbitrario de derivaciones, de ahí nuestra terminología de un ECG de  $n$  derivaciones.

### Optimización simplex

La siguiente etapa en la derivación de la matriz de transformación universal de la presente invención fue la aplicación de la técnica de optimización simplex ("SOP") al conjunto de entrenamiento que fue sometido al AFA, indicado en el bloque 102 de la FIG. 1. Puesto que 3 derivaciones dan cuenta de casi toda la información de un ECG de  $n$  derivaciones, se aplicó la SOP a un conjunto de 3 derivaciones, que comprendía {I, aVF, V2}, para calcular las otras derivaciones.

La optimización simplex, que es diferente del algoritmo simplex usado para minimizar los sistemas lineales restringidos es un procedimiento para encontrar un máximo para una función de variables múltiples cuando la función subyacente pueda ser desconocida. Un simplex es una figura geométrica definida por un número de puntos  $(n+1)$  que es uno más que el número de variables. Para una función de dos variables  $z = f(x, y)$ , se empieza con 3 puntos  $\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3)\}$ , y se mide el valor de la función para esos 3 puntos. Estos 3 puntos son entonces etiquetados como "B", "N" y "W", respectivamente, para los valores mejor, segundo mejor (o segundo peor) y peor. Puesto que estamos buscando un punto máximo, el mejor valor tiene la mayor magnitud.

El siguiente punto R para medir la función  $f$  se determina por  $R = P + (P - W)$ , siendo P el centroide de la figura cuando se elimina el valor del peor punto.

Una vez que la función se ha medido para R, hay 3 posibilidades para el paso siguiente. En primer lugar, si el valor de R es mejor que el valor de B, se ensaya una expansión con un nuevo punto definido por  $E = P + 2(P - W)$ . Si el valor de E es mejor que B, se mantiene E y el nuevo simplex se define por N, B y E. Si el valor de E no es mejor que el de B, se dice que la expansión ha fracasado y el nuevo simplex se define por B, R y N.

En segundo lugar, si el valor de R se encuentra entre B y N, el nuevo simplex se define como B, R y N, y se reinicia el procedimiento.

Por último, si el valor de R es menos deseable que el de N, se dio un paso en la dirección equivocada, y se debe generar un nuevo simplex. Hay 2 posibilidades. Si el valor de R está entre los de N y W, el nuevo punto debería estar más cerca de R que W:  $C_R = P + 0,5(P - W)$ , y el nuevo simplex se define por B, N y  $C_R$ . Si el valor de R es peor que el valor en W, entonces el nuevo punto debería estar más cerca de W que R:  $C_W = P - 0,5(P - W)$ . El nuevo simplex se define entonces por B, N y  $C_W$ . El proceso se itera hasta que se encuentra un máximo.

Para el caso del ECG de 3 derivaciones, se calculan los valores de las otras derivaciones como funciones de un conjunto de 3 derivaciones, preferentemente {I, aVF, V2}. Así, el simplex será una figura tridimensional definida por 4 puntos que representan los valores iniciales de {I, aVF, V2}. Los resultados de esta optimización se utilizaron en la etapa 103 para definir una matriz [K] de transformación universal  $N \times 3$  tal que, cuando es multiplicada por un vector que comprende las 3 derivaciones {I, aVF, V2} para un instante determinado produce un ECG completo de  $n$  derivaciones. En particular, la matriz [K] fue calculada para todo el ciclo PP del latido del corazón, así como para segmentos dentro del ciclo PP, como el intervalo PR, el intervalo QRS, el intervalo SP y el intervalo QT. La precisión de la optimización fue comprobada y validada mediante la comparación de los valores y coeficientes derivados para las derivaciones II, III, aVR y aVL con valores medidos para esas derivaciones. En la FIG. 5 se representa una comparación de un ECG sintetizado basado en valores derivados de la optimización simplex con un ECG medido.

### Bucles espaciales

Como se ha mencionado más arriba, el inventor ha verificado mediante la aplicación del AFA que ~98-99% de la información mostrada en el mismo puede ser reproducida a partir de la medición de solo 3 derivaciones. Dado que estas derivaciones son aproximadamente ortogonales, las tomas simultáneas de valores pueden trazarse de forma mutua en un espacio tridimensional, dando como resultado un bucle espacial de ECG. Casi toda la información de un ECG de 12 derivaciones está en el bucle espacial tridimensional de ECG. Además, el inventor ha verificado que

el contenido de la información de las configuraciones de derivaciones de hasta 22 derivaciones puede ser reproducido a partir de solo 3 derivaciones medidas. Al aumentar el espacio de las derivaciones hasta 22 derivaciones, los médicos pueden diagnosticar con mayor precisión una patología cardiaca, como el infarto cardiaco derecho o el infarto posterior.

5 En la FIG. 6 se muestra un bucle espacial tridimensional ("3D") típico de un corazón normal de varón. Este tipo de visualización se puede incorporar fácilmente en un monitor cardiaco estándar, mostrado en la FIG. 7, que incorpora la configuración de onda única que existe en la actualidad. Este bucle espacial también puede imprimirse para el historial médico del paciente. El bucle espacial tridimensional que se muestra en la FIG. 8 representa un IM inferior agudo. Cuando se compara con la visualización de la función cardiaca normal representada en la FIG. 6, se puede  
10 ver que las fuerzas vectoriales que viajan en la secuencia cronometrada son claramente diferentes. Otro ejemplo de la comparación de bucles espaciales tridimensionales para la actividad cardiaca normal frente a actividad cardiaca del IM agudo puede encontrarse en las FIGURAS 12 y 13. Las fuerzas vectoriales de los potenciales cardiacos se muestran en un bucle espacial tridimensional de ECG en el sentido contrario a las agujas del reloj representado en la FIG. 9. Además de proporcionar información de diagnóstico, los bucles espaciales tridimensionales de ECG  
15 pueden servir como dispositivos didácticos para formar a los médicos en el campo de electrofisiología cardiaca.

En general, el vector eléctrico cardiaco traza un bucle en el tiempo de N dimensiones, siendo N el número de derivaciones. El análisis factorial abstracto ha demostrado que podemos tomar N como igual a 3 y, así, trazamos las derivaciones I, aVF y V2 en una relación mutua, dado que son aproximadamente ortogonales. Sin embargo, no hay ninguna razón fundamental por la que el bucle espacial no pueda ser considerado como una curva en un espacio de  
20 N dimensiones, siendo N el número de derivaciones. Este bucle espacial tiene un área superficial definida, definida por triángulos barridos por el vector del bucle según avanza con el transcurso del tiempo. Esto se ilustra en la FIG. 10. La estructura de longitud y el área superficial definidas por este bucle espacial pueden producir información que caracteriza el estado patológico de un paciente. En particular, puede calcularse un índice fractal que puede ser calculado a partir del bucle espacial en la etapa 104 de la FIG. 1, y el valor de este índice puede predecir la presencia o la ausencia de síndromes coronarios agudos ("ACS") patológicos en la etapa 105 de la FIG. 1. Este índice también puede servir como desencadenante ante el cual el ECG pueda ser impreso automáticamente, ahorrando tiempo y dinero, y posiblemente la vida de un paciente, ya que el diagnóstico del ACS puede realizarse en el punto de servicio, posiblemente antes de que se desarrollen los síntomas.

Esta curva espacial puede estar caracterizada por diversos índices fractales. La tasa de cambio temporal en los valores de los índices a partir de un valor de referencia también es predictiva de la actividad cardiaca. Dado que el bucle vectorial del potencial del ECG traza un bucle en el espacio en el transcurso del tiempo con cada latido del corazón, puede calcularse un índice fractal a partir de la secuencia de triángulos formados con un área A(t) y un perímetro L(t), tal como se muestra en la FIG. 11. La varianza en una función del índice fractal de latido en latido es una medición de la actividad autonómica. Estos índices fractales pueden ser calculados por un dispositivo como el  
30 monitor cardiaco portátil modificado a la cabecera de la cama representado en la FIG. 7.

Un procedimiento de cálculo de un índice fractal para un bucle espacial útil en el análisis de ECG se basa en un cálculo de un índice fractal adaptado para una curva plana según describe Katz para datos bidimensionales X-Y. Una dimensión fractal D de una curva plana se define como  $D = \log(L)/\log(d)$ , siendo L la longitud total de la curva y siendo d el diámetro o la extensión plana de la curva. La longitud puede ser definida en términos de un tamaño o  
40 una distancia medios del paso entre puntos sucesivos, a, y un número de pasos en una curva n, como  $n = L/a$ , en cuyo caso la dimensión fractal es  $D = \log(n)/(\log(n) + \log(d/L))$ . La monografía de Katz proporciona ejemplos de esta fórmula aplicada a varias formas de onda básicas de 30 puntos cada una en la Fig. 1 de Katz.

El procedimiento de la fórmula de Katz para D en datos X-Y puede ser aplicado fácilmente a los bucles espaciales definidos por los valores de las derivaciones del ECG, para bucles espaciales en cualquier dimensión. Para definir la dimensión fractal para un bucle de N dimensiones, resulta útil definir algunas cantidades preliminares. En primer lugar, definimos  
45

$$D(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}$$

$$L(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2}$$

$$DD(t_k) = \max(D(t_k), DD(t_{k-1}))$$

y

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + L(t_k),$$

representando  $x_i(t_k)$  el valor de la derivación i-ésima del ECG en un ECG de N derivaciones en el instante  $t_k$ . Puede verse que D es una longitud en un espacio de N dimensiones, mientras que L es un segmento de arco en el espacio

de N dimensiones definido por la diferencia entre  $D(t_k)$  y  $D(t_{k-1})$ , la longitud en el instante anterior  $t_{k-1}$ . Puede pensarse que el tiempo  $t_k$  es  $k\delta t$ , siendo  $\delta t$  una unidad de tiempo. Entonces, definimos una dimensión fractal como una función de tiempo  $k$  como

$$FD(k) = \log(k) / (\log(k) + \log(DD(t_k)/LSUM(t_k)))$$

5 La FIG. 17 representa una tabla de una hoja de cálculo de valores de derivaciones medidos 46 veces en el segmento ST del ciclo cardiaco. Estos valores de derivaciones son para el conjunto estándar de 12 derivaciones, que son I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 y V6. Las columnas etiquetadas "D", "L", "DD", "LSUM", y la columna "Y" de "FD" corresponden a valores, respectivamente, para  $D(t_k)$ ,  $L(t_k)$ ,  $DD(t_k)$ ,  $LSUM(t_k)$  y  $FD(k)$ , tal como han sido definidos más arriba. Las columnas etiquetadas "ST" y "X" son valores del contador del intervalo temporal,  $k$ .

10 La tasa de cambio temporal de  $k$ , a medida que  $k$  aumenta, a la que se ha hecho referencia como la derivada temporal de  $FD$ , también puede ser calculada fácilmente para los bucles espaciales. El inventor ha encontrado que la derivada temporal de  $FD$ , indicada en lo sucesivo como  $FD'$ , es un excelente predictor de ACS, porque  $FD'$  hace una separación en valores negativos y positivos en base a la actividad cardiaca normal en contraposición a la anormal, respectivamente. Esta separación de valores es ilustrada gráficamente en las FIGURAS 14, 15 y 16. Así, el paso de  $FD'$  de valores negativos a positivos puede ser como desencadenador para generar una alarma y para imprimir automáticamente los ECG sintetizados, ahorrando tiempo y dinero, y posiblemente la vida de un paciente. El hecho de que el paso de  $FD'$  sea predictivo del inicio de un IM permite que la diagnosis de ACS se realice en el punto de servicio, posiblemente antes de que los síntomas del ACS se desarrollen realmente. Esta diferencia temporal puede ser decisiva para salvar la vida de un paciente.

20 Hay otros índices fractales útiles para predecir una función cardiaca anormal. Para definirlos, necesitamos algunas cantidades preliminares:

$$PerimTot(t_k) = D(t_k) + LSUM(t_k)$$

$$\text{Área}(t_k) = \frac{1}{4} \left( (D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) - D(t_{k-1}) + L(t_k))(-D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) + D(t_{k-1}) - L(t_k)) \right)^{1/2}$$

y

$$\text{ÁreaSuma}(t_k) = \text{ÁreaSuma}(t_{k-1}) + \text{Área}(t_k)$$

Podemos definir ahora dos índices fractales adicionales:

$$K1 = (LSUM(t_k) \wedge FD(k)) / \text{ÁreaSuma}(t_k)$$

y

$$K2 = (PerimTot(t_k) \wedge FD(k)) / \text{ÁreaSuma}(t_k)$$

25 Una vez más, las derivadas de tiempo de estos índices como función de  $k$  son un excelente predictor de ACS, porque la derivada temporal hace nuevamente una separación en valores negativos y positivos en base a una actividad cardiaca normal en contraposición a una anormal, respectivamente.

30 Los índices fractales presentados son únicamente un muestreo de posibles índices fractales para el análisis de bucles espaciales de ECG. Para una exposición general de otras medidas de dimensión fractal, véase Francis C. Moon, Chaotic and Fractal Dynamics, John Wiley & Sons, Inc., capítulo 7.

35 El procedimiento de la invención puede ser implementado en cualquier sistema de ordenadores usando cualquier lenguaje disponible de programación. Una realización de la invención se implementa usando Microsoft Visual Basic ejecutado en un ordenador personal que ejecuta el sistema operativo Windows. Sin embargo, la invención no está limitada a esta implementación, y están dentro del alcance de la presente invención otras implementaciones en otros lenguajes de programación que se ejecutan en otras máquinas, como el Macintosh, o en estaciones de trabajo que se ejecutan bajo el sistema operativo Unix o variantes del mismo, como Linux.

40 De forma alternativa, el procedimiento de la invención puede ser implementado en un monitor cardiaco estándar que ha sido modificado para adquirir 3 derivaciones en fase, mostrar un bucle espacial tridimensional, calcular un índice fractal para ese bucle y monitorizar la tasa de cambio temporal del índice fractal. Estas modificaciones pueden lograrse por medio de la adición al monitor de soporte físico y soporte lógico dedicados de ordenador. Este soporte lógico puede ser programado con la matriz de transformación universal reivindicada por la solicitud del inventor, en tramitación como la presente, para calcular un ECG de N derivaciones a partir de las tres derivaciones adquiridas y mostrar el bucle espacial y calcular el índice fractal y monitorizar su tasa de cambio temporal. Además, el monitor

modificado puede imprimir el ECG completo de N derivaciones y hacer sonar o indicar una alarma cuando un cambio en la derivada temporal del índice fractal indica el inicio de una patología cardíaca.

5 Aunque la presente invención ha sido descrita e ilustrada en diversas realizaciones preferentes y alternativas, no debe interpretarse que tales descripciones e ilustraciones sean limitaciones de la misma. En consecuencia, la presente invención abarca cualquier variación, modificación y/o realizaciones alternativas, estando el alcance de la presente invención limitado únicamente por las reivindicaciones que siguen.

**REIVINDICACIONES**

1. Un procedimiento para predecir una patología cardiaca que comprende las etapas de:  
 adquirir una pluralidad de valores de derivaciones como una función del tiempo para un conjunto de derivaciones de electrocardiograma;
- 5 definir una curva espacial a partir de los valores de derivaciones de al menos tres derivaciones; **caracterizado por**  
 calcular un índice fractal como una función del tiempo para la curva espacial; y  
 monitorizar la tasa de cambio temporal del índice fractal, en el que una tasa de cambio temporal negativa del índice fractal es indicativa de una actividad cardiaca normal y una tasa de cambio temporal positiva del índice fractal es indicativa de una actividad cardiaca patológica.
- 10 2. El procedimiento de la reivindicación 1 que, además, comprende la etapa de calcular los valores de las derivaciones a partir de lecturas de electrodo tomadas de electrodos fijados a un paciente.
3. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que el conjunto de derivaciones de electrocardiograma comprende de 3 a aproximadamente 80 derivaciones y en el que el conjunto completo de derivaciones de electrocardiograma puede calcularse a partir de un subconjunto de al menos 3 derivaciones de electrocardiograma usando una matriz de transformación universal.
- 15 4. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que el índice fractal está definido por la ecuación

$$FD(k) = \log(k) / (\log(k) + \log(DD(t_k) / LSUM(t_k))),$$

en la que:

$t_k = k\delta t$  es el tiempo después de k intervalos de la unidad de tiempo  $\delta t$ ;

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

$$DD(t_k) = \max \left( \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}, DD(t_{k-1}) \right);$$

20 N representa el número de derivaciones de electrocardiograma; y

$x_i(t_k)$  representa el valor de la derivación i-ésima en el conjunto de N derivaciones en el instante  $t_k$ .

5. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que el índice fractal está definido por la ecuación

$$K1 = (LSUM(t_k) ^ FD(k)) / \text{ÁreaSuma}(t_k)$$

en la que

$t_k = k\delta t$  es el tiempo después de k intervalos de la unidad de tiempo  $\delta t$ ;

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

$$FD(k) = \log(k) / (\log(k) + \log(DD(t_k) / LSUM(t_k))),$$

$$DD(t_k) = \max \left( \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}, DD(t_{k-1}) \right);$$

$$\text{ÁreaSuma}(t_k) = \text{ÁreaSuma}(t_{k-1}) +$$

$$\frac{1}{4} \left( (D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) - D(t_{k-1}) + L(t_k))(-D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) + D(t_{k-1}) - L(t_k)) \right)^{1/2}$$

en las que  $D(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N X_i^2(t_k) \right)^{1/2}$  y

$$L(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

N representa el número de derivaciones de electrocardiograma; y

$x_i(t_k)$  representa el valor de la derivación i-ésima en el conjunto de N derivaciones en el instante  $t_k$ .

6. El procedimiento de la reivindicación 1 en el que el índice fractal está definido por la ecuación

$$K1 = (PerimTot(t_k) \wedge FD(k)) / \text{ÁreaSuma}(t_k)$$

5 en la que

$t_k = k\delta t$  es el tiempo después de k intervalos de la unidad de tiempo  $\delta t$ ;

$$PerimTot(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i^2(t_k)) \right)^{1/2} + LSUM(t_k)$$

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

$$FD(k) = \log(k) / \left( \log(k) + \log(DD(t_k) / LSUM(t_k)) \right);$$

$$DD(t_k) = \max \left( \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}, DD(t_{k-1}) \right);$$

$$\text{ÁreaSuma}(t_k) = \text{ÁreaSuma}(t_{k-1}) +$$

$$\frac{1}{4} \left( (D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) - D(t_{k-1}) + L(t_k))(-D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) + D(t_{k-1}) - L(t_k)) \right)^{1/2};$$

en las que  $D(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N X_i^2(t_k) \right)^{1/2}$  y

$$L(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

N representa el número de derivaciones de electrocardiograma; y

$x_i(t_k)$  representa el valor de la derivación i-ésima en el conjunto de N derivaciones en el instante  $t_k$ .

- 10 7. El procedimiento de la reivindicación 1 que, además, comprende la etapa de visualizar el bucle espacial en un monitor cardiaco.
8. El procedimiento de la reivindicación 1 que, además, comprende las etapas de visualizar los valores del índice fractal en un monitor cardiaco y almacenar dichos valores del índice fractal en dicho monitor cardiaco.
9. Un aparato para monitorizar la actividad cardiaca que comprende:
- 15 medios para adquirir una pluralidad de valores de derivaciones como una función del tiempo para un conjunto de derivaciones de electrocardiograma;
- medios para definir una curva espacial a partir de los valores de derivaciones de al menos tres derivaciones; **caracterizado por**
- medios para calcular un índice fractal como una función del tiempo para la curva espacial; y
- 20 medios para monitorizar la tasa de cambio temporal del índice fractal, en el que una tasa de cambio temporal negativa del índice fractal es indicativa de una actividad cardiaca normal y una tasa de cambio temporal positiva del índice fractal es indicativa de una actividad cardiaca patológica.
10. El aparato de la reivindicación 9 que, además, comprende la etapa de calcular los valores de las derivaciones a partir de lecturas de electrodo tomadas de electrodos fijados a un paciente.

11. El aparato de la reivindicación 9 en el que el conjunto de derivaciones de electrocardiograma comprende de 3 a aproximadamente 80 derivaciones y que comprende además medios para calcular el conjunto completo de derivaciones de electrocardiograma a partir de un subconjunto de al menos 3 derivaciones de electrocardiograma usando una matriz de transformación universal.

- 5 12. El aparato de la reivindicación 9 en el que el índice fractal está definido por la ecuación

$$FD(k) = \log(k) / (\log(k) + \log(DD(t_k)/LSUM(t_k))),$$

en la que:

$t_k = k\delta t$  es el tiempo después de k intervalos de la unidad de tiempo  $\delta t$ ;

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

$$DD(t_k) = \max \left( \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}, DD(t_{k-1}) \right);$$

N representa el número de derivaciones de electrocardiograma; y

$x_i(t_k)$  representa el valor de la derivación i-ésima en el conjunto de N derivaciones en el instante  $t_k$ .

- 10 13. El aparato de la reivindicación 9 en el que el índice fractal está definido por la ecuación

$$K1 = (LSUM(t_k) ^ FD(k)) / \text{ÁreaSuma}(t_k)$$

en la que

$t_k = k\delta t$  es el tiempo después de k intervalos de la unidad de tiempo  $\delta t$ ;

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

$$FD(k) = \log(k) / (\log(k) + \log(DD(t_k)/LSUM(t_k))),$$

$$DD(t_k) = \max \left( \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}, DD(t_{k-1}) \right);$$

$$\text{ÁreaSuma}(t_k) = \text{ÁreaSuma}(t_{k-1}) +$$

$$\frac{1}{4} \left( (D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) - D(t_{k-1}) + L(t_k))(-D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) + D(t_{k-1}) - L(t_k)) \right)^{1/2}$$

en las que  $D(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N X_i^2(t_k) \right)^{1/2}$  y

$$L(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

N representa el número de derivaciones de electrocardiograma; y

- 15  $x_i(t_k)$  representa el valor de la derivación i-ésima en el conjunto de N derivaciones en el instante  $t_k$ .

14. El aparato de la reivindicación 9 en el que el índice fractal está definido por la ecuación

$$K1 = (\text{PerimTot}(t_k) ^ FD(k)) / \text{ÁreaSuma}(t_k)$$

en la que

$t_k = k\delta t$  es el tiempo después de k intervalos de la unidad de tiempo  $\delta t$ ;

$$PerimTot(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i^2(t_k)) \right)^{1/2} + LSUM(t_k)$$

$$LSUM(t_k) = LSUM(t_{k-1}) + \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

$$FD(k) = \log(k) / \left( \log(k) + \log(DD(t_k) / LSUM(t_k)) \right);$$

$$DD(t_k) = \max \left( \left( \sum_{i=1}^N x_i^2(t_k) \right)^{1/2}, DD(t_{k-1}) \right);$$

$$\text{ÁreaSuma}(t_k) = \text{ÁreaSuma}(t_{k-1}) +$$

$$\frac{1}{4} \left( (D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) - D(t_{k-1}) + L(t_k))(-D(t_k) + D(t_{k-1}) + L(t_k))(D(t_k) + D(t_{k-1}) - L(t_k)) \right)^{1/2};$$

en las que  $D(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N X_i^2(t_k) \right)^{1/2}$  y

$$L(t_k) = \left( \sum_{i=1}^N (x_i(t_k) - x_i(t_{k-1}))^2 \right)^{1/2};$$

N representa el número de derivaciones de electrocardiograma; y

$x_i(t_k)$  representa el valor de la derivación i-ésima en el conjunto de N derivaciones en el instante  $t_k$ .

15. El aparato de la reivindicación 9 que, además, comprende medios para visualizar el bucle espacial.
- 5 16. El aparato de la reivindicación 9 que, además, comprende medios para visualizar los valores del índice fractal y almacenar dichos valores del índice fractal.

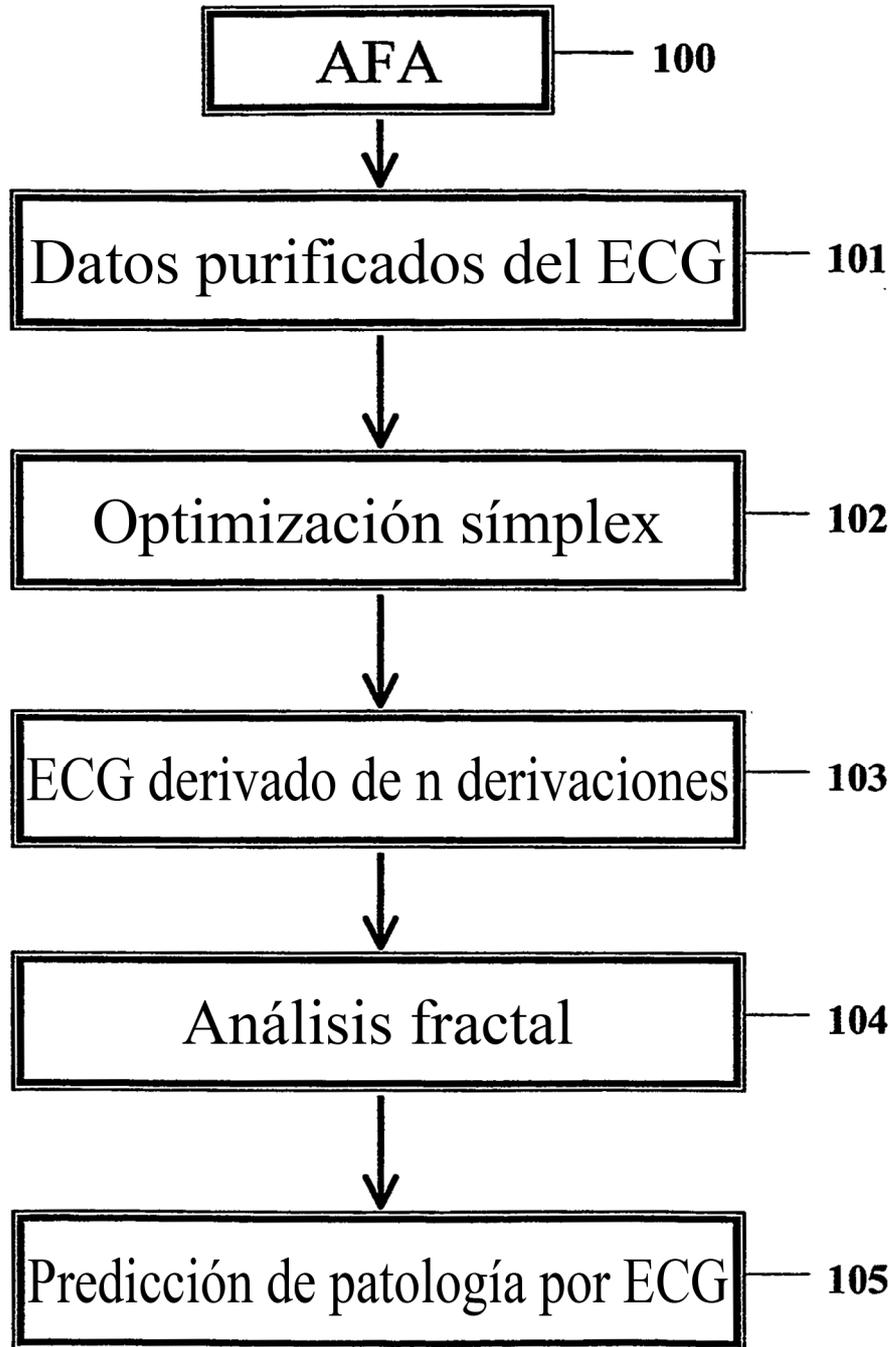


Fig. 1

DERIVACIÓN I  
CASO 1

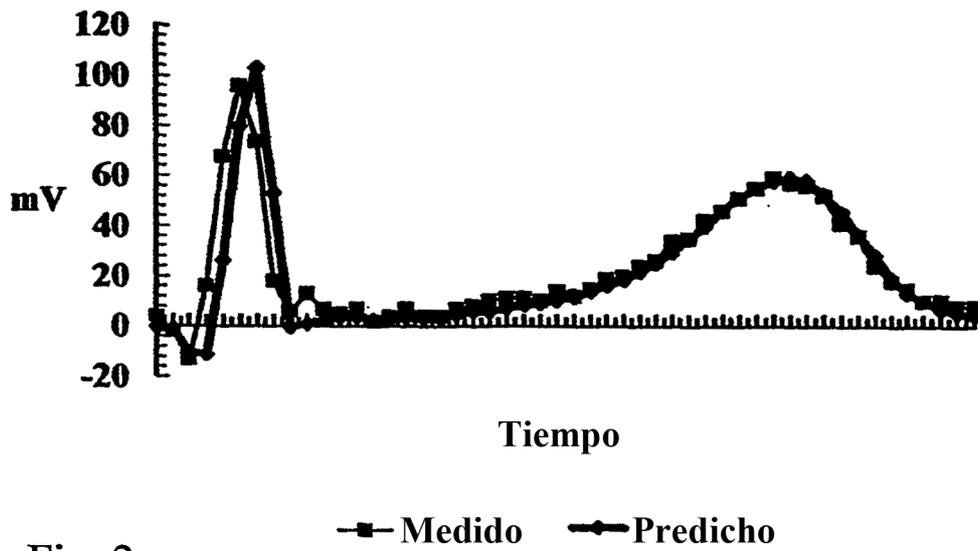


Fig. 2

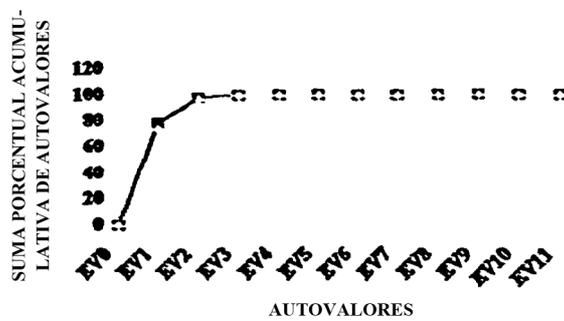


Fig. 3

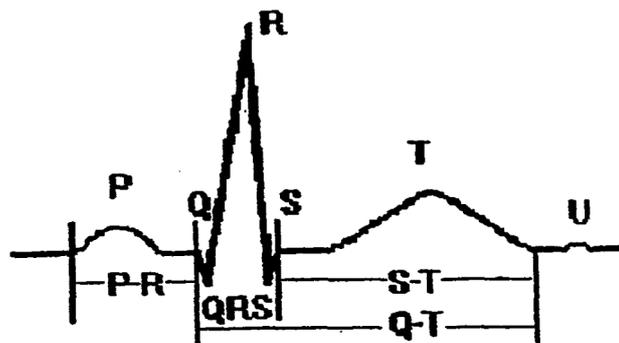


Fig. 4

Caso 50  
— Medido — Predicho

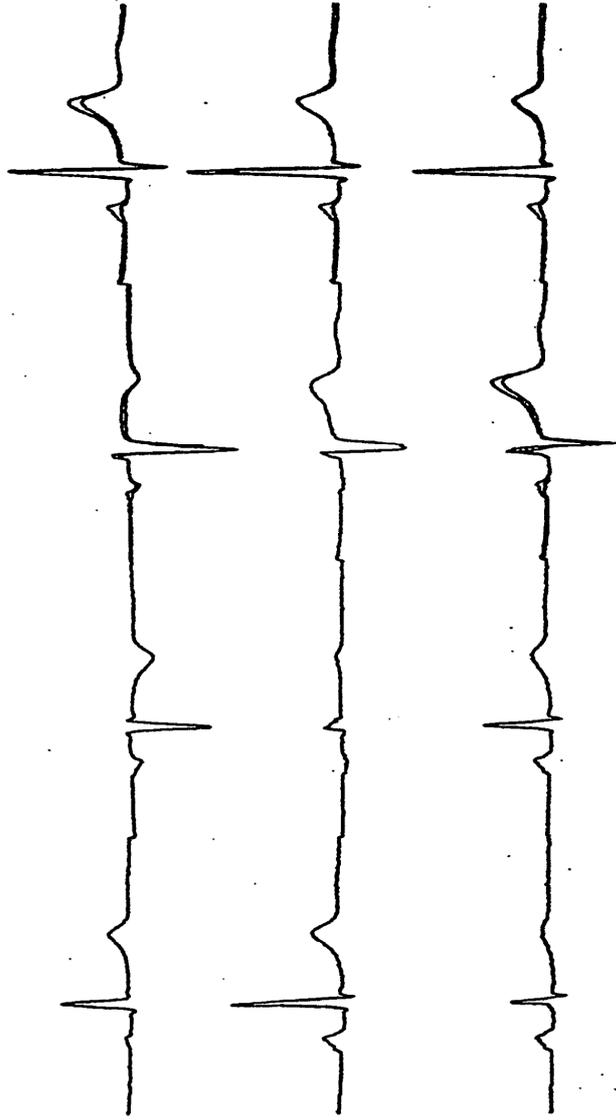


Fig. 5

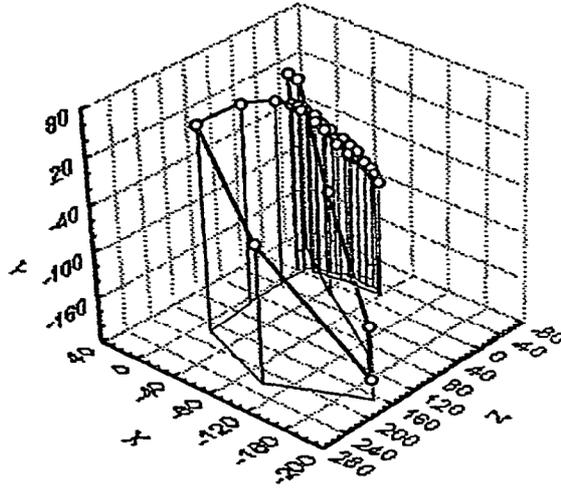


Fig. 6

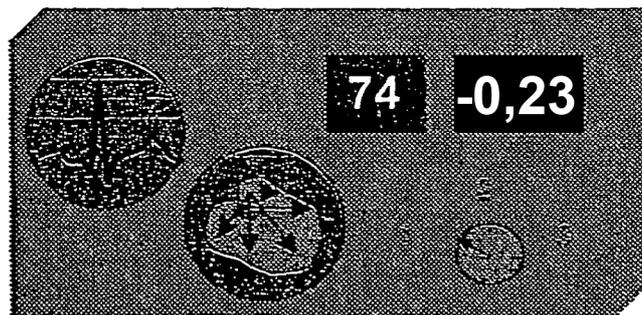


Fig. 7

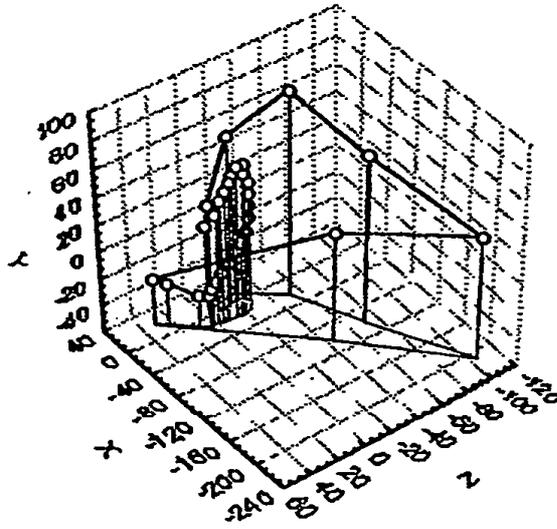


Fig. 8

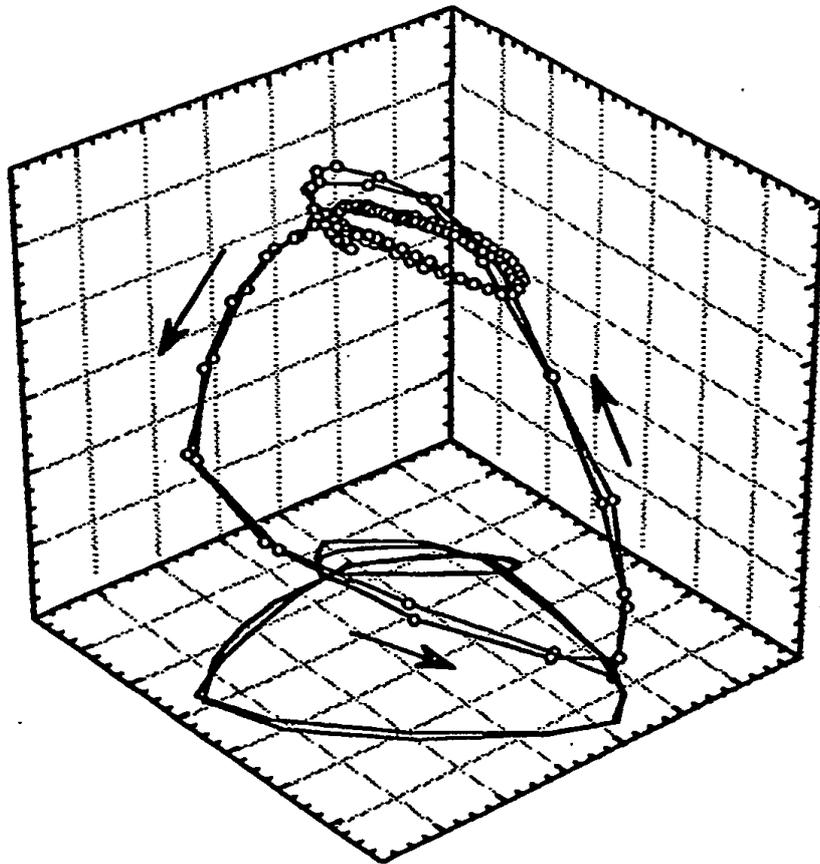
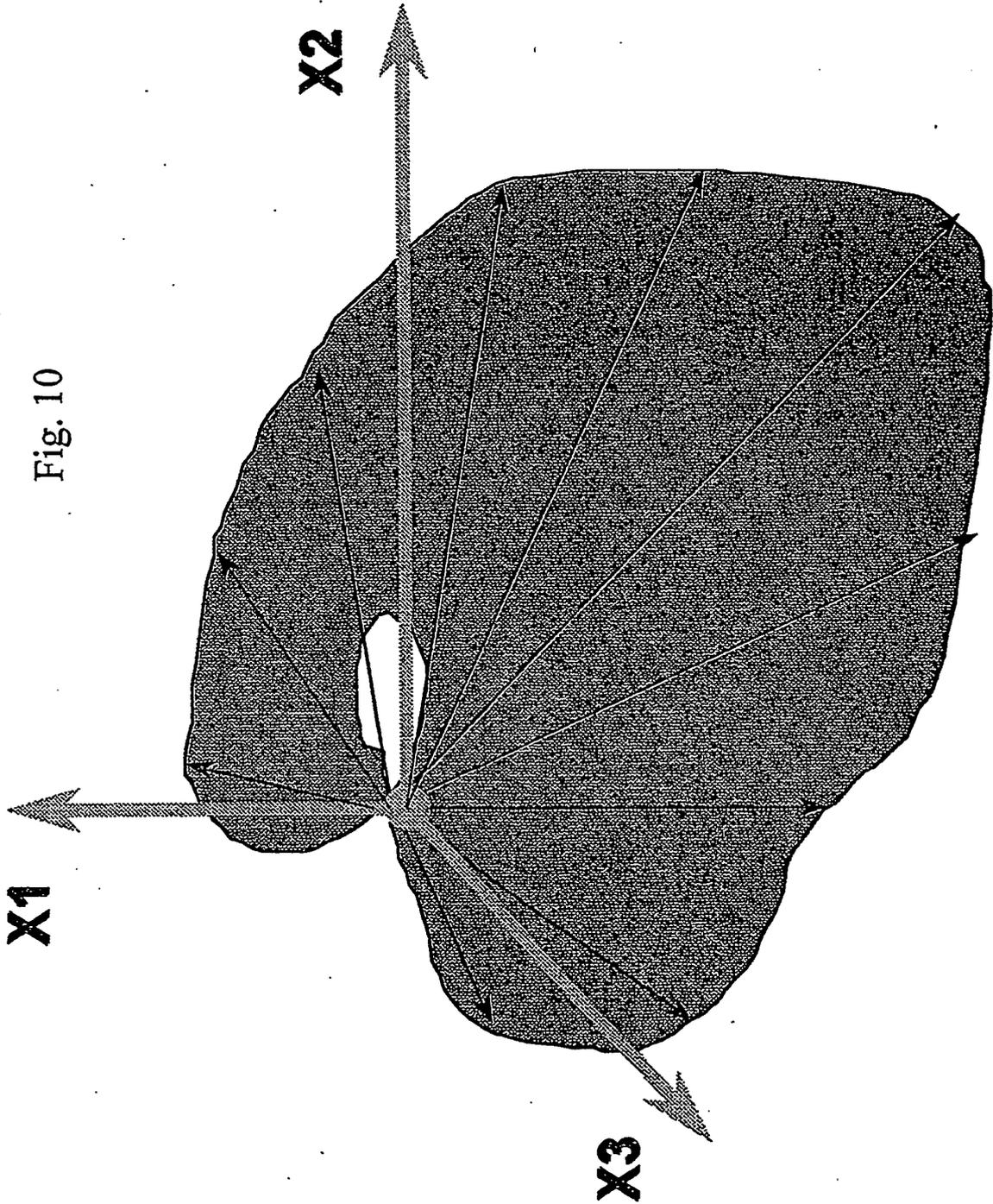


Fig. 9



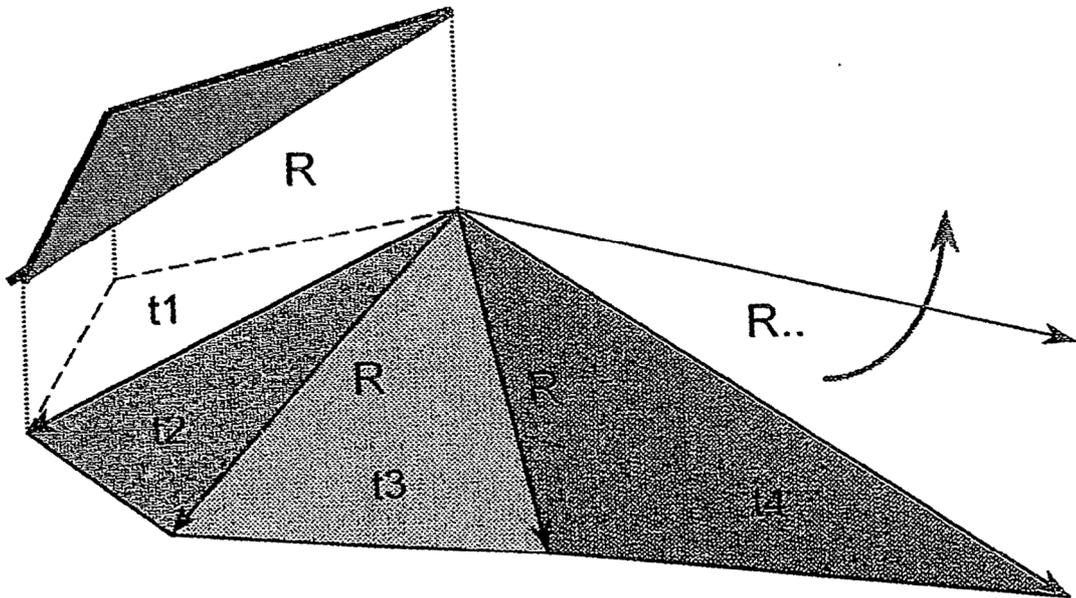


Fig. 11

Trazo del bucle vectorial tridimensional cardiaco  
Caso n° 7: Varón normal

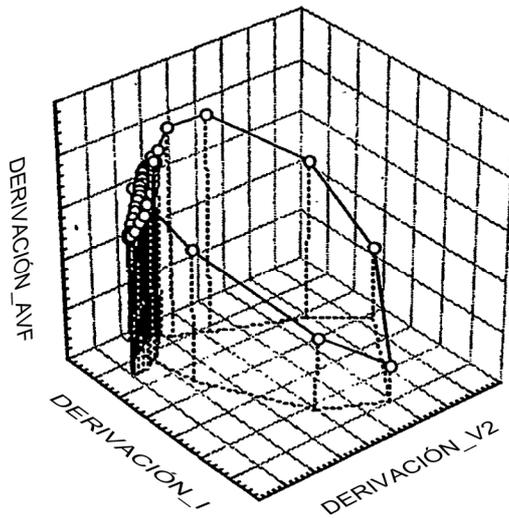


Fig. 12

Diagrama vectorial tridimensional cardiaco del CASO n° 35  
Varón con IM agudo

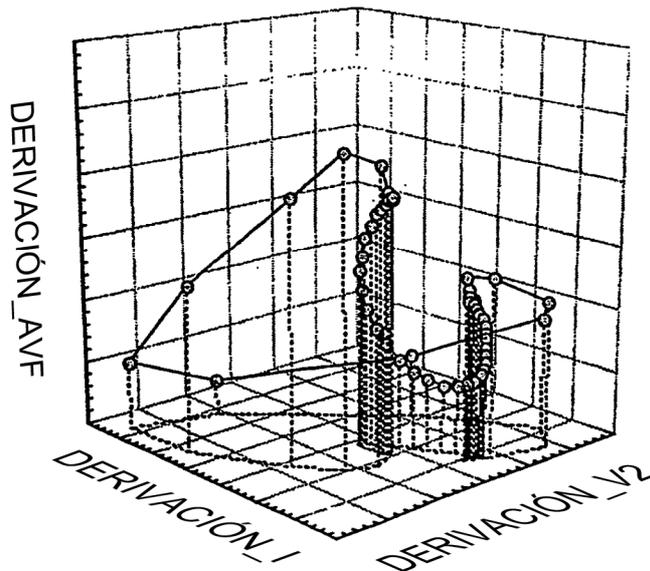


Fig. 13

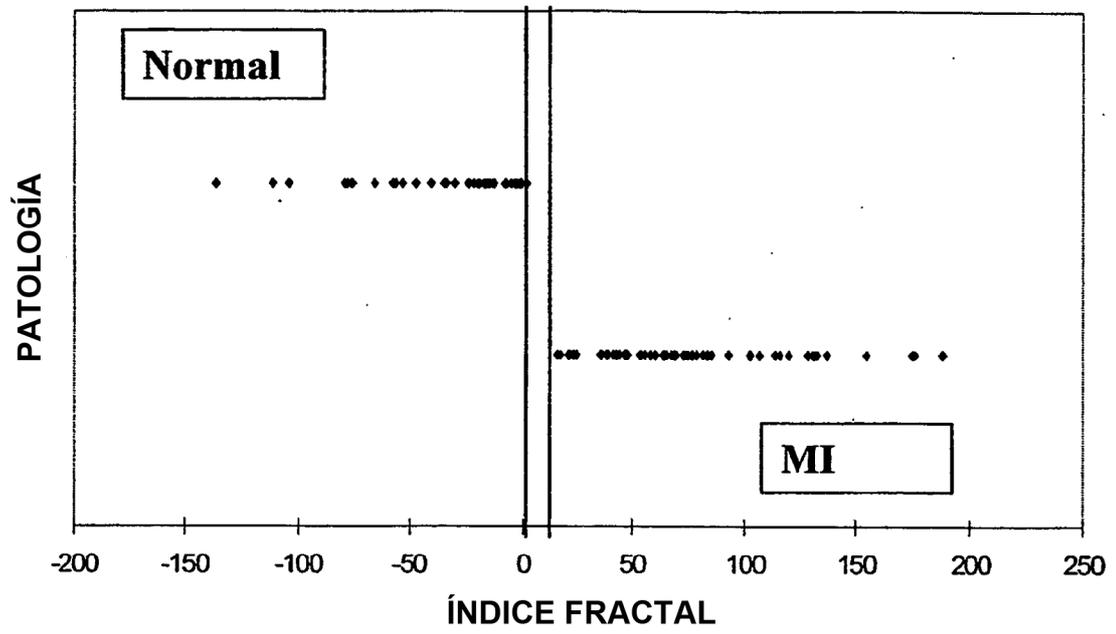


Fig. 14

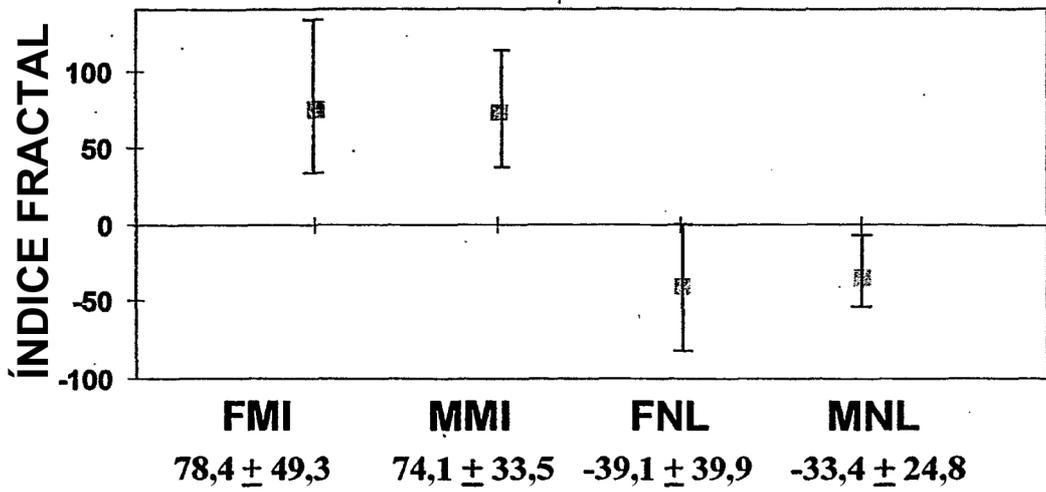


Fig. 15

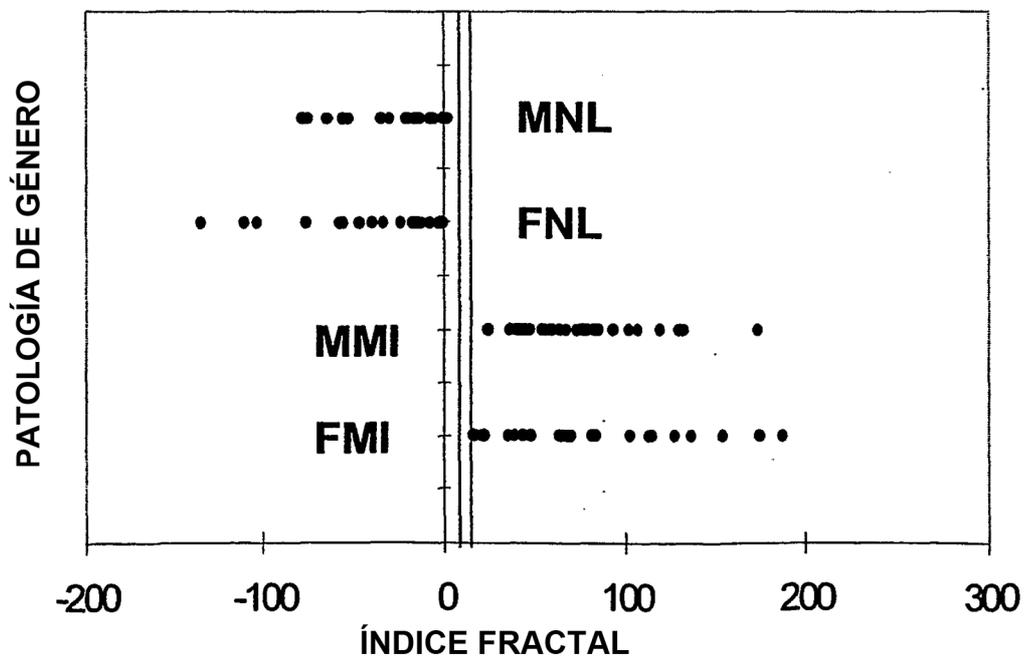


Fig. 16

# ES 2 370 890 T3

ST	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	RAY D	ARC L	SI/ENTONCES DD	PERIM LSUM	X	FRAC D FD Y
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0
2	-3	-3	0	2,61	-1,3	-1,3	8	5	2	0	-1	-3	11,45505	11,45505	11,45505	11,45505	2	0
3	-3	-1	2	1,74	-2,2	0,44	19	20	11	4	-1	-3	30,49504	21,34342	30,49504	32,79846	3	1,070987
4	-3	3	6	0	-3,9	3,92	27	35	25	14	4	-2	53,66241	25,71314	53,66241	58,51161	4	1,066559
5	8	22	14	-13,1	-2,6	15,7	27	52	52	44	30	14	101,6629	60,87652	101,6629	119,3881	5	1,110937
6	28	52	24	-34,8	1,74	33,1	27	77	100	98	75	44	200,4845	104,7127	200,4845	224,1008	6	1,066269
7	64	92	28	-67,9	15,7	52,2	11	112	162	172	136	86	339,5645	144,399	339,5645	368,4998	7	1,043868
8	105	125	20	-100	37	63,1	-15	140	221	245	197	128	475,6991	142,1189	475,6991	510,6187	8	1,035267
9	142	152	10	-128	57,4	70,5	-54	140	250	294	243	164	570,4243	107,7996	570,4243	618,4183	9	1,03817
10	162	171	9	-145	66,6	78,3	-106	99	239	308	264	186	603,6749	82,59279	603,6749	701,0111	10	1,069429
11	151	164	13	-137	60	77	-154	17	168	251	235	176	528,7766	136,2005	603,6749	8372116	11	1,157926
12	121	123	2	-106	51,8	54,4	-185	-84	46	130	146	134	382,4199	233,6832	603,6749	1070,895	12	1,299846
13	88	64	-24	-66,1	48,7	17,4	-179	-144	-64	13	61	86	296,0123	217,205	603,6749	1288,1	13	1,419403
14	46	20	-26	-28,7	31,3	-2,6	-148	-168	-142	-74	-1	44	287,5918	163,1094	603,6749	1451,209	14	1,497813
15	25	5	-20	-13,1	19,6	-6,5	-107	-136	-127	-76	-17	27	233,4825	67,67206	603,6749	1518,881	15	1,516812
16	17	2	-15	-8,27	13,9	-5,7	-70	-84	-76	-47	-13	18	146,813	66,98064	603,6749	1605,862	16	1,545299
17	17	4	-13	-9,14	13,1	-3,9	-45	-48	-43	-24	-2	16	88,07428	61,74578	603,6749	1667,608	17	1,559192
18	18	15	-3	-14,4	9,14	5,22	-27	-22	-18	-4	10	20	54,1086	50,32916	603,6749	1717,937	18	1,566998
19	18	21	3	-17	6,53	10,4	-17	-10	-5	5	13	20	47,13152	24,81678	603,6749	1742,754	19	1,562656
20	15	21	6	-15,7	3,92	11,7	-8	1	3	12	16	18	43,57187	18,87374	603,6749	1761,627	20	1,556407
21	13	17	4	-13,1	3,92	9,14	-1	8	8	12	14	14	37,52436	13,43965	603,6749	1775,067	21	1,548615
22	11	14	3	-10,9	3,48	7,4	1	12	8	12	13	11	33,97149	7,207456	603,6749	1762,275	22	1,539032
23	10	13	3	-10	3,05	6,96	3	12	8	10	10	9	30,55636	4,912774	603,6749	1787,187	23	1,529411
24	8	12	4	-8,7	1,74	6,96	4	14	9	10	10	9	30,41643	3,925054	603,6749	1791,112	24	1,520238
25	8	12	4	-8,7	1,74	6,96	6	16	11	11	10	9	32,65209	3,605551	603,6749	1794,718	25	1,5117
26	9	12	3	-9,14	2,61	6,53	8	18	13	12	11	9	35,63476	4,139487	603,6749	1798,857	26	1,504043
27	9	10	1	-8,27	3,48	4,79	8	19	13	13	11	9	35,35982	3,613319	603,6749	1802,671	27	1,49685
28	8	10	2	-7,83	2,61	5,22	9	20	14	13	11	8	35,97735	2,671208	603,6749	1805,342	28	1,489763
29	8	10	2	-7,83	2,61	5,22	9	20	15	13	11	8	36,37814	1	603,6749	1806,342	29	1,482559
30	8	11	3	-8,27	2,18	6,09	10	22	16	13	12	8	39,00165	3,183606	603,6749	1809,526	30	1,47659
31	8	11	3	-8,27	2,16	6,09	11	23	16	14	12	9	40,38724	2	603,6749	1811,526	31	1,470596
32	8	11	3	-8,27	2,18	6,09	11	24	17	14	12	9	41,36579	1,414214	603,6749	1812,94	32	1,464767
33	8	12	4	-8,7	1,74	6,96	11	26	18	16	13	10	44,68959	3,759701	603,6749	1816,699	33	1,460062
34	8	12	4	-8,7	1,74	6,96	12	26	19	16	13	10	45,35592	1,414214	603,6749	1816,114	34	1,454864
35	8	12	4	-8,7	1,74	6,96	13	27	20	17	13	10	46,98041	2	603,6749	1820,114	35	1,450139
36	8	12	4	-8,7	1,74	6,96	13	27	20	17	13	10	46,98041	0	603,6749	1820,114	36	1,445025
37	8	13	5	-9,14	1,31	7,83	13	27	20	17	15	11	48,34729	2,852253	603,6749	1822,966	37	1,441062
38	9	13	4	-9,57	2,18	7,4	14	28	22	19	15	11	50,8724	3,624272	603,6749	1826,59	38	1,437545
39	9	14	5	-10	1,74	8,27	14	29	23	19	15	11	52,40647	2,266131	603,6749	1828,856	39	1,433794
40	9	15	6	-10,4	1,31	9,14	14	29	24	19	15	12	53,65766	2,266131	603,6749	1831,122	40	1,430225
41	9	15	6	-10,4	1,31	9,14	14	31	26	20	15	12	56,01915	3	603,6749	1834,122	41	1,427042
42	10	16	6	-11,3	1,74	9,57	15	31	26	22	16	12	57,97007	3,022474	603,6749	1837,145	42	1,424017
43	10	16	6	-11,3	1,74	9,57	15	32	28	23	16	12	59,80409	2,44949	603,6749	1839,594	43	1,420964
44	10	16	6	-11,3	1,74	9,57	14	33	29	23	17	12	60,84841	2	603,6749	1841,594	44	1,417916
45	10	18	8	-12,2	0,87	11,3	14	33	30	23	17	13	62,74572	3,813319	603,6749	1845,408	45	1,415515
46	10	19	9	-12,6	0,44	12,2	15	33	30	24	19	13	64,57306	3,022474	603,6749	1848,43	46	1,412999

Fig. 17