



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① Número de publicación: **2 319 836**

② Número de solicitud: 200601425

⑤ Int. Cl.:
G01N 29/46 (2006.01)
G06F 19/00 (2006.01)

⑫

PATENTE DE INVENCION

B1

⑫ Fecha de presentación: **30.05.2006**

⑬ Fecha de publicación de la solicitud: **12.05.2009**

Fecha de la concesión: **21.01.2010**

⑮ Fecha de anuncio de la concesión: **04.02.2010**

⑯ Fecha de publicación del folleto de la patente:
04.02.2010

⑰ Titular/es:
**Consejo Superior de Investigaciones Científicas
c/ Serrano, 117
28006 Madrid, ES**

⑱ Inventor/es: **Cristóbal Pérez, Gabriel y
Gabarda Tébar, Salvador**

⑳ Agente: **Pons Ariño, Ángel**

㉑ Título: **Método automático de análisis de señales acústicas no-estacionarias.**

㉒ Resumen:

Método automático de análisis de señales acústicas no-estacionarias.

Esta patente de invención presenta un método de análisis de la señal acústica temporal generada durante determinados eventos o sucesos de cambio de estado o transformaciones en todo tipo de sistemas físicos caracterizada por presentar una distribución tiempo-frecuencia cualquiera. Un método basado en un algoritmo matemático permite, después de varias etapas intermedias, la determinación unívoca de la cantidad de información (entropía) a partir de un espectro sonoro. Este procedimiento es aplicable a todo sistema de cálculo automático y es de especial interés en ciencias biomédicas, es válido en la determinación de fracturas en estructuras metálicas así como en la prevención de movimientos sísmicos. La presente invención constituye una mejora en los métodos actualmente operativos.

ES 2 319 836 B1

Aviso: Se puede realizar consulta prevista por el art. 37.3.8 LP.

DESCRIPCIÓN

Método automático de análisis de señales acústicas no-estacionarias.

5 **Sector de la técnica**

El procedimiento de invención que presentamos pertenece al sector del tratamiento de las señales acústicas no estacionarias. Se propone un método basado en el análisis temporal de la frecuencia de la señal sonora por medio de un nuevo algoritmo matemático que permite el cálculo de la entropía generalizada de Rényi. El método aquí descrito tiene aplicación directa en todo tipo de señal acústica y muy especialmente en la determinación de sonidos de interés biomédico detectables con los sistemas actuales, como puedan ser los genéricamente denominados electrocardiográficos, (de aquí en adelante emplearemos la abreviatura ECG), los electromiogramas (idem, EMG) y los electroencefalogramas (idem, EEG) largamente empleados en la detección de síntomas precursores en casos de epilepsia. Existen asimismo otras áreas técnicas en donde el procedimiento presentado puede tener aplicación como es el caso de análisis de señales sísmicas, en la detección de fisuras en metales por medio de registros sonoros, etc.

Estado de la técnica

El estudio sistemático de los ruidos escuchados durante los movimientos telúricos en zonas volcánicas o en los movimientos sísmicos motivados por la acumulación de tensión en los bordes de las placas continentales comenzó cuando alguien pensó que toda esa información, utilizada de forma consciente, podía servir para predecir catástrofes geológicas indeseadas [1-20]. Luego la idea se amplió hasta englobar también a los sonidos emitidos por el corazón de los mamíferos captables en una auscultación. Así, en busca de una comprensión general, discutiremos a lo largo de este documento de la determinación y análisis de todos los sonidos, sean cuales sean y como sean, producidos durante sucesos o eventos en los cuales se suceden determinados movimientos físicos o cambios de estado. La investigación es este campo de revelado de la información útil contenida en los sonidos multifrecuencia no estacionarios dista mucho de estar concluido o tan solo de haber arribado a un nivel de conocimiento del cual podamos estar satisfechos. Si hablamos en particular, para centrar esta exposición, de la antes mencionada auscultación cardiaca ésta sigue siendo hoy en día una práctica habitual y esencial en los ambulatorios de Atención Primaria por su sencillez y comodidad para el paciente.

Sin embargo, a pesar de su simplicidad y bajo coste, la utilización del conocido fonendoscopio (el “fonendo”, en la jerga médica) como instrumento de diagnóstico precoz se ha visto limitada por varios factores. En efecto, la clínica se encuentra aquí con un serio obstáculo y este radica, en primer lugar, en un conocimiento insuficiente de los sonidos cardíacos así como a la subjetividad de las interpretaciones (en muchas ocasiones la exploración se efectúa directamente sobre el paciente sin efectuar ningún registro del sonido que se percibe a través del fonendoscopio con el fin de poder aislar el ruido de fondo) [21]. El estudio general de las señales sonoras no-estacionarias servirá a cualquier aplicación práctica por que la experiencia ha demostrado que las diferencias en los espectros sonoros de las diferentes causas físicas son mínimas.

Es un hecho bien documentado en la práctica médica que existe una prevalencia alta de los denominados “soplos” cardíacos. Los soplos son sonidos que pueden aparecer entre los denominados sonidos principales S1 y S2 y que caracterizan el ciclo cardíaco: la sístole se produce entre S1 y S2 y la diástole entre S2 y S1. Se trata de ruidos de alta frecuencia causados por flujo sanguíneo cuando circula a alta velocidad, y cuyo origen puede ser debido a una obstrucción parcial de las válvulas (estenosis) o a reflujos de la sangre. Es de todo punto lógico pensar que la “caracterización” diagnóstica de todos los sucesos cardíacos precisa del análisis completo y unívoco de la señal fonocardiográfica.

Actualmente, en el análisis de cualquier señal sonora existen actualmente varias técnicas que podemos clasificar en dos grandes grupos: segmentación y representaciones conjuntas. La capacidad diagnóstica o pre-cognosciva de todas ellas radica en la capacidad para separar, o aislar, cualquier evento de interés y así precisar en el diagnóstico de cada dolencia.

La primera de ellas, segmentación, cuando se aplica en cardiología, está basada en técnicas de umbralización de la envolvente de diversos parámetros extraídos de la señal temporal, tales como la energía, la amplitud o la frecuencia, apoyándose en ocasiones en otras señales auxiliares como el electrocardiograma (ya que el complejo QRS se encuentra relacionado con S1 y S2) [19]. La señal FCG está caracterizada por su no-estacionariedad (las frecuencias varían con el tiempo), por lo que el segundo conjunto de técnicas basadas en representaciones tiempo-frecuencia permiten representar simultáneamente la variación de las frecuencias de la señal con el tiempo. Con posterioridad también se han propuesto técnicas basadas en wavelets que proporcionan una representación tiempo-escala, permitiendo aproximaciones de la señal con muy pocos términos (soporte compacto) [23]. También se han propuesto representar la señal FCG a través de representaciones adaptativas del tipo de búsqueda cruzada (“matching pursuit”) [22], así como a través de análisis espectral de alto orden por medio del bispectrum y de la función de coherencia [20].

El sistema propuesto en esta patente de invención es una mejora que consiste en analizar la señal FCG mediante una distribución de Wigner-Ville (DVW), para a continuación realizar una medida de la entropía de Rényi lo que va a permitir una fácil discriminación de los eventos catastróficos, o patológicos, de los normales (ya que aquellos en caso de presentarse, incorporan un mayor contenido localizado de altas frecuencias que en el caso de los eventos normales).

Una característica importante del método que aquí se propone es su bajo coste computacional, ya que está basado en la distribución 1D de Wigner-Ville, lo que va a permitir su utilización en sistemas u ordenadores sin grandes prestaciones, hasta incluso en portátiles. Otra característica importante es que va a facilitar una medida objetiva cuantitativa de la existencia o no de “soplos” cardíacos o de otro tipo de anomalías en el ciclo cardíaco, sin que se requiera la presencia de un experto. En caso necesario, los datos registrados podrían transmitirse a un PC o a través de Internet a otro servidor para su posterior procesado. El método es capaz también de llevar a cabo un análisis más detallado de las distintas patologías, a través de un simple sistema de multiresolución, es decir variando la ventana de análisis en donde se calcula la DVW. Por último, una característica importante del sistema que aquí se propone es su alta robustez frente al ruido externo que siempre está presente a la hora de captar la señal FCG.

Referencias bibliográficas

[1] Rui Zou, Will A. Cupples, K. P. Yip, Niels H. Holstein-Rathlou, and Ki H. Chon, “Time-varying properties of renal autoregulatory mechanisms” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 49, No. 10, October 2002.

[2] A. Yadollahi, Z. Moussavi, M.B. Shamsollahil and Z. Ahmadinejad, “Heart sounds localization using lung sounds entropy”, *Int. J. Sci. Res.*, Vol. 15 (2005), in press.

[3] L. Stankovic, “A measure of some time-frequency distributions concentration”, *Signal Processing* 81 (2001) 621-631.

[4] E. Wigner, “On the Quantum Correction for Thermodynamic Equilibrium”. *Physical Review*, Vol. 40, 1932, pp. 749-759.

[5] T. A. C. M. Claasen and W. F. G. Mecklenbräuker, “The Wigner distribution - A Tool for Time Frequency Analysis”, Parts I-III”. *Philips J. Research*, Vol. 35, 217-250, 276-300, 372-389 (1980).

[6] K.H. Brenner, “A discrete version of the Wigner distribution function”, Proc. 1983 EURASIP, Signal Processing II: Theories and Applications, 307-309.

[7] C. E. Shannon and W. Weaver. *The Mathematical Theory of Communication*. The University of Illinois Press, Urbana, Chicago, London, 1949.

[8] N. Wiener. *Cybernetics*. Wiley, New York, 1948.

[9] Alfréd Rényi. “Some fundamental questions of information theory”. In Pál Turán, editor, *Selected Papers of Alfréd Rényi*, volume 3, pp. 526-552. Akadémiai Kiadó, Budapest, 1976. (Originally: MTA III. *Oszt. Közl.*, 10, 1960, pp. 251-282).

[10] T.H. Sang, W.J. Williams, “Rényi information and signal dependent optimal kernel design”. *Proceedings of the ICASSP*, vol. 2, 1995, pp. 997-1000.

[11] L.J. Stankovic, “A method for time-frequency analysis”, *IEEE Trans. Signal Process.* 42 (January 1994) 225-229.

[12] D. Vakman, “Optimum signals which minimize partial volume under an ambiguity surface”, *Radio Eng. Electron. Phys.* 23 (August 1968) 1260-1268.

[13] W.J. Williams, M.L. Brown, A.O. Hero, “Uncertainty, information and time-frequency distributions”, *SPIE Adv. Signal Process. Algebra Arch. Imp.* 1566 (1991) 144-156.

[14] P. Flandrin, R.G. Baraniuk, O. Michel, “Time-frequency complexity and information”, *Proceedings of the ICASSP*, vol. 3, 1994, pp. 329-332.

[15] J. Pitton, P. Loughlin and L. Atlas, “Positive time-frequency distributions via maximum entropy deconvolution of the evolutionary spectrum”, *Proc. ICASSP*, vol. IV, pp. 436-439, 1993.

[16] R. Eisberg & R. Resnick, “*Quantum Physics*”, Wiley, 1974.

[17] R. F. Rushmer, editor, “*Cardiovascular Dynamics*”, W. B. Saunders, Philadelphia, 2nd edition, 1961.

[18] H. Liang, S. Lukkarinen, and I. Hartimo, “Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelope”, *Computers in Cardiology*, pp. 105-108, 1997.

[19] J. Martínez-Alajarín and R. Ruiz-Merino. “Efficient method for events detection in phonocardiographic signals” *Proceedings of SPIE. Bioengineered and Bioinspired Systems II*. Vol. 5839 (2005), pp. 398-409.

[20] G. Draganescu, L. Balaceanu and D. Dodenciu, "The use of high-order spectral analysis for phonocardiogram processing", Tech. Bull. Polytechnic Univ. of Timisoara, Romania, 2002, <http://cmpicsu.utt.ro/cvm/Draganescu-Balaceanu-Dodenciu.pdf>.

5 [21] M.E. Tavel, "Cardiac auscultation. A glorious past , but it does have a future?", *Circulation*, 93 (2006), pp. 1250-53.

[22] X. Zhang, L. G. Durand, L. Senhadji, H.C. Lee, and J.L. Coatrieux, "Time-frequency scaling transformation of the phonocardiogram based of the matching pursuit method", *IEEE Trans. on Biomedical Eng.* 45, (1998), pp. 972-979.

[23] M.S. Obaidat, "Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison", *J. of Medical Eng. And Technology*, 17 (1993), pp. 221-227.

15 Una patente relacionadas con la presente propuesta:

La compañía Biosignetics (29 Downing, Ct, Exeter, NH 03833) ha desarrollado un método que permite llevar a cabo un análisis de la señal fonocardiográfica. Viene descrito en la patente USPTO 60/546,742. Más información en:

20 <http://www.bsignetics.com/products.htm>

Descripción de la invención

Breve descripción de la invención

25 El método propuesto en esta patente de invención consiste en la obtención de la señal sonora temporal generada por determinados eventos o sucesos que están caracterizados por una distribución tiempo-frecuencia, y su análisis posterior mediante un algoritmo matemático que permite la determinación univoca de la cantidad de información (entropía) de Renyi. La metodología presentada tiene aplicaciones en biomedicina, resistencia de materiales metálicos y detección previa de seísmos.

Descripción detallada de la invención

35 Si bien el método propuesto en esta patente de invención es único, en él distinguimos tres fases operacionales distintas: obtención de la señal a partir de una distribución tiempo-frecuencia, pre-procesado de esta señal y cálculo de la entropía de Rényi.

Obtención de la señal a partir de la distribución tiempo-frecuencia

40 La información frecuencial de una señal se puede obtener asociando a un determinado instante t un vector con los valores discretos proporcionados por la pseudo distribución de Wigner (PWD, Pseudo Wigner distribution)). La aproximación discreta de la distribución de Wigner [2-9] empleada es una modificación de otra que fue propuesta en [5] y resulta similar a la expresión de Brenner [6]:

$$45 \quad W(n, k) = 2 \sum_{m=-\frac{N}{2}}^{\frac{N}{2}-1} z(n+m)z^*(n-m)e^{-i2\pi k(\frac{2m}{N})} \quad (1)$$

55 donde z^* es el complejo conjugado de la señal z , m y k representan las variables del tiempo y la frecuencia discretos, respectivamente, y $W(n, k)$ es una matriz en donde cada fila es un vector que representa el valor de la PWD en el instante n y a la frecuencia k . Esta expresión se puede interpretar como la transformada discreta de Fourier (DFT) del producto $r(n,m) = z(n+m)z^*(n-m)$, y está limitada al intervalo $[-N/2, N/2 - 1]$. La PWD presenta coeficientes con diferente magnitud para cada posición $t = n$, debido a cambios en los valores de la señal a lo largo del tiempo. Una forma de cuantificar estas diferencias en la PWD es mediante una medida en cada instante de tiempo, para lo que puede utilizarse la entropía de Rényi de dicha PWD instantánea.

60 La medida de la entropía fue inicialmente propuesta de forma independiente por Shannon [7] y Wiener [8] como una medida del contenido de información por símbolo, a partir de una fuente de información estocástica. Posteriormente, Rényi [9] extendió esta noción introduciendo el concepto de entropía generalizada. La medida de la entropía de Rényi aplicada a una distribución T-F $P(t, \omega)$ tiene la forma:

65

$$R_{\alpha} = \frac{1}{1-\alpha} \log_2 \left(\sum_n \sum_k P^{\alpha}(n, k) \right) \quad (2)$$

5

donde n es la variable temporal discreta y k es la variable frecuencial discreta, y α es un parámetro cuyo valor recomendado ha de ser igual o superior a 2 [14]. Aunque las medidas de Rényi de las distribuciones T-F se parecen a la entropía original, no presentan las mismas propiedades que se derivan de la teoría clásica de la información. Con el fin de adaptar los valores de una distribución al caso de señales de energía unitaria es necesario realizar algún tipo de normalización. La denominada normalización cuántica es la que se ha mostrado de forma experimental como la más adecuada para su aplicación a los registros fonocardiográficos y electrocardiográficos. El procedimiento consiste en asociar la PWD en un determinado instante t con una función de densidad de probabilidad por medio de la expresión: $\check{P}(n, k) = PWD(n, k) PWD^*(n, k)$ junto con una normalización para conseguir que la condición $\sum_n \sum_k \check{P}(n, k) = 1$ se satisfaga.

15

Sustituyendo en la ecuación (2) para $\alpha=3$

$$\check{R}_3 = -\frac{1}{2} \log_2 \left(\sum_n \sum_k \check{P}^3(n, k) \right) \quad (3)$$

20

25

Esta medida puede ser interpretada de modo instantáneo por medio de:

$$\check{R}_3(n) = -\frac{1}{2} \log_2 \left(\sum_k \check{P}^3(n, k) \right) \quad (4)$$

30

35

El término \check{P} tiene que normalizarse de modo instantáneo de la siguiente forma:

$$Q(n, k) = PWD(n, k) PWD(n, k)^* \quad (5)$$

40

$$\check{P}(n, k) = Q(n, k) / \sum_k Q(n, k) \quad (6)$$

45

con objeto de que se verifique la condición de normalización,

$$\sum_k \check{P}(n, k) = 1, \quad \forall n: 1 \leq n \leq M \quad (7)$$

50

55

en donde M representa el número de muestras a procesar y k representa la variable frecuencial: $-N/2 \leq k \leq N/2$

Pre-procesado de la señal

60

Debido a que la señal FCG presenta valores positivos y negativos, la aplicación de las técnicas anteriores requiere una etapa de pre-procesado de la señal, consistente en la aplicación de un desplazamiento a la señal para que todos los valores del FCG sean positivos. Tras esto se obtiene la PWD instantánea mediante la ecuación (1) desplazando una ventana de N muestras a lo largo de la señal. Normalmente el valor de N corresponderá a un valor pequeño p.e. N=8, 10, etc para poder localizar temporalmente los eventos. El valor exacto de este parámetro dependerá de las características particulares de la señal de análisis y de la frecuencia de muestreo utilizada para almacenarla.

65

Procedimiento de obtención de la entropía de Rényi

Una vez calculada la PWD (recordamos, Pseudo Distribución de Wigner) de la señal, se puede asociar a cada instante n un vector de N componentes, que representa su PWD instantánea. A continuación este método calcula la entropía de Rényi en su forma instantánea utilizando la *normalización cuántica* mediante la ecuación (4). Es importante resaltar que la utilización de este tipo concreto de normalización en concreto es fundamental para una precisa localización de los eventos.

Esto origina una nueva secuencia temporal de datos, $\tilde{R}_3(n)$, donde se realzan tanto los eventos cardíacos como cualquier otro. Los parámetros como la longitud de la ventana o el desplazamiento de la señal originan cambios en la forma y en el valor absoluto de la entropía resultante. Por tanto, los resultados obtenidos tendrán significado para señales sometidas a procesos idénticos. La ventaja fundamental así como la novedad más importante del procedimiento que se ha descrito frente a otros previamente existentes reside en el hecho de facilitar una localización más precisa de los eventos de interés preventivo, mientras que el resto de la señal debido a ruido ambiente o ruido interno, desaparece prácticamente en su totalidad, facilitando por tanto el proceso de la identificación de eventos. Por otro lado, la altura de los eventos detectados por el procedimiento descrito parece estar relacionada con su contenido frecuencial. Por ejemplo el sonido S2 contiene frecuencias más altas que el S1. Este hecho puede ser observado en la Fig. 1B en donde los eventos S2 son de mayor amplitud que los S1, lo cual facilita la distinción entre ambos tipos de sonidos. De la misma manera en el caso de la presencia de un soplo cardíaco (debido por ejemplo a estenosis aórtica), la amplitud de los valores de entropía debido al soplo son mayores que S1 o S2, lo que imposibilitaría su detección si se utilizaran otros métodos pre-existentes basados en la umbralización.

Ejemplos de la realización de la invención

Aunque el método desarrollado es aplicable al análisis de señales acústicas con un espectro caracterizado por la sucesión o ocurrencia, simultánea o no, de diversos sucesos definidos por espectros de frecuencias diferentes, se han hecho y presentado aquí, a modo de ejemplo, dos casos de utilización práctica de la técnica desarrollada en el caso especialmente concreto de señales empleadas en diagnóstico clínico. En efecto, el primer escenario consiste en la detección de eventos de interés en fonocardiogramas (Figuras 1-4). El segundo escenario consiste en la detección de eventos de interés en electrocardiogramas (Figura 5-7). Las Figuras 3-5 ilustran los resultados obtenidos en esas dos situaciones diferentes de utilización de la invención. Debemos hacer énfasis en la alta resolución obtenida en la detección de los eventos en comparación con otros métodos ya existentes basados en la umbralización de la magnitud de la señal (Filas tercera y cuarta de las Figuras. 1-2).

35 Descripción de las figuras

Fig. 1. (Fila primera) Ejemplo de la detección de eventos correspondiente a seis ciclos cardíacos de un paciente de control (ver anotación en la figura de los sonidos S1 y S2). (Fila segunda) Detección de eventos de interés (sonidos S1 y S2) mediante el procedimiento propuesto. Obsérvese la alta resolución que se obtiene en la detección de los eventos en comparación con otros métodos ya existentes basados en la umbralización de la magnitud de la señal (Filas tercera y cuarta).

Fig. 2. (Fila primera) Ejemplo de la detección de eventos correspondiente a seis ciclos cardíacos de un paciente de un soplo cardíaco (ver anotación en la figura del soplo así como de los sonidos S1 y S2). (Fila segunda) Detección de eventos de interés (sonidos S1 y S2) mediante el procedimiento propuesto. Obsérvese la alta resolución que se obtiene en la detección de los eventos en comparación con otros métodos ya existentes basados en la umbralización de la magnitud de la señal (Filas tercera y cuarta).

Fig. 3. Ejemplo detallado de la detección de eventos correspondiente a dos ciclos cardíacos de un paciente de control. A) Señal PCG; B) Detección de eventos mediante el procedimiento descrito.

Fig. 4. Ejemplo detallado de la detección de eventos correspondiente a dos ciclos cardíacos de un paciente afectado de un soplo cardíaco debido a una estenosis aórtica. A) Señal PCG; B) Detección de eventos mediante el procedimiento descrito.

Fig. 5. Ejemplo de la detección de eventos en una señal electrocardiográfica (ECG). Los eventos más representativos de la señal de ECG pueden ser caracterizados por los picos y valles de dicha señal temporal a través del denominado complejo PQRST A) Fragmento de señal ECG que representa tres ciclos cardíacos correspondientes a un paciente con arritmia cardíaca, B) Detección de los eventos PQRST mediante el procedimiento descrito.

Fig. 6. A. La figura representa un ciclo cardíaco de una señal de ECG correspondiente a una severa arritmia ventricular. B. Detección de eventos mediante el procedimiento descrito, para una ventana de análisis de $N=8$.

Fig. 7. Detección de eventos mediante el procedimiento descrito, correspondientes a la misma señal representada en la Fig. 6ª, pero utilizando ventanas de análisis de $N=16$, 32 y 64 valores. Obsérvese como la localización de eventos empeora a medida que aumenta el tamaño de la ventana de análisis.

REIVINDICACIONES

1. Método automático de identificación y análisis de señales acústicas no-estacionarias generadas en el curso de eventos o sucesos de interés preventivo **caracterizado** por la utilización de series temporales de alta resolución y que comprenden las siguientes etapas:

i) Obtención de la señal a partir de una distribución tiempo-frecuencia mediante la expresión matemática,

$$W(n, k) = 2 \sum_{m=-\frac{N}{2}}^{\frac{N-1}{2}} z(n+m) z^*(n-m) e^{-i 2\pi k \left(\frac{2m}{N}\right)}$$

ii) cálculo simultaneo y univoco de la entropía de Rényi aplicado a una distribución tiempo-frecuencia por medio de la expresión,

$$R_\alpha = \frac{1}{1-\alpha} \log_2 \left(\sum_n \sum_k P^\alpha(n, k) \right)$$

donde, n y k son, respectivamente, las variables discretas temporal y frecuencial, y α es un parámetro cuyo valor recomendado ha de ser igual o superior a 2.

iii) en el cálculo de la entropía de Rényi se utiliza la normalización cuántica, según se expresa en la ecuación,

$$\tilde{R}_3(n) = -\frac{1}{2} \log_2 \left(\sum_k \tilde{P}^3(n, k) \right)$$

2. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicación anterior, **caracterizado** porque permite determinar y analizar de modo unívoco el contenido de la información mediante el cálculo de la entropía de Rényi.

3. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicaciones anteriores 1 y 2, **caracterizado** porque permite determinar y analizar de modo univoco a partir de una distribución cualquiera de frecuencias sonoras en el tiempo.

4. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicaciones anteriores 1, 2 y 3, **caracterizado** porque permite la diagnosis y prevención de problemas cardiacos a partir de una señal cardiográfica obtenida por cualquier sistema sensible.

5. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicaciones anteriores 1, 2 y 3, **caracterizado** porque permite la diagnosis y prevención de problemas cardiacos a partir de una señal electrocardiográfica y, en especial, una detección muy precisa del complejo QRS de dicha señal ECG.

6. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicaciones anteriores 1, 2 y 3, **caracterizado** porque permite la diagnosis y prevención utilizando señales producidas en eventos tempranos (ondas precursoras) para casos de epilepsia.

7. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicaciones anteriores 1, 2 y 3, **caracterizado** porque es aplicable al estudio de señales electromiográficas de interés en la transmisión eléctrica muscular.

8. Método automático de identificación y análisis de cualquier señal acústica no-estacionaria según reivindicaciones anteriores 1, 2 y 3, **caracterizado** por su aplicación a otras señales acústicas de interés biomédico, en la detección previa de fisuras en estructuras metálicas y en la prevención de movimientos sísmicos.

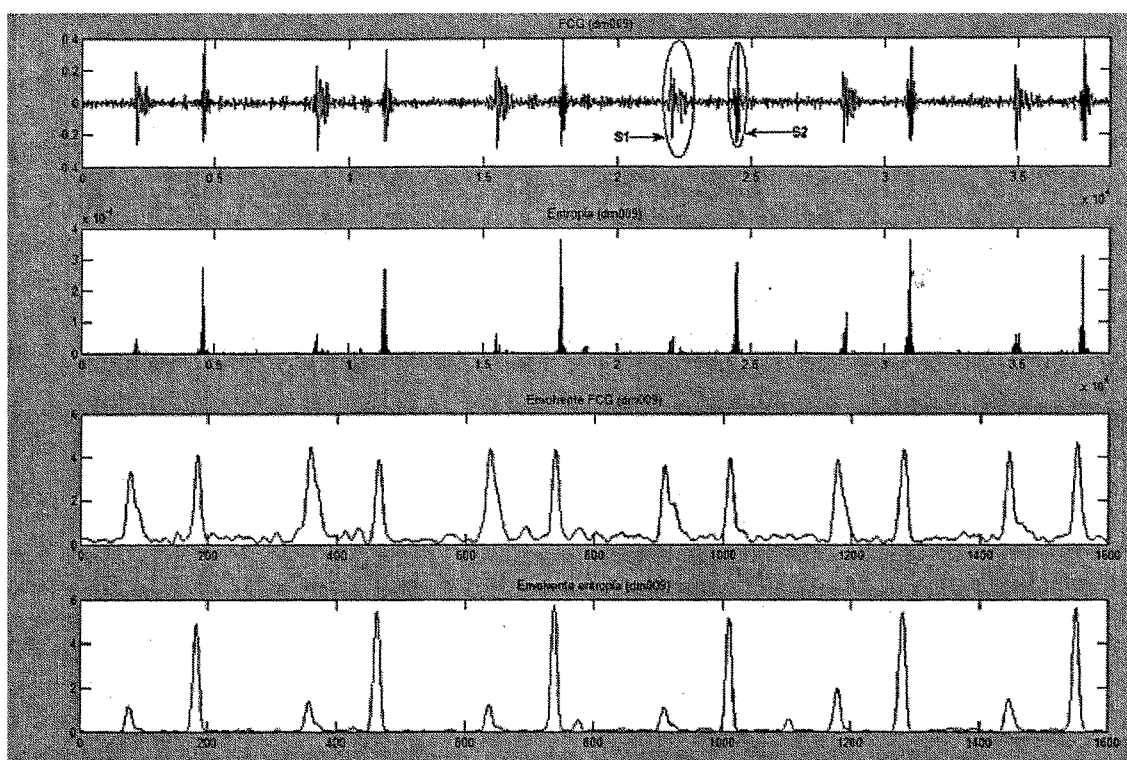


Figura 1

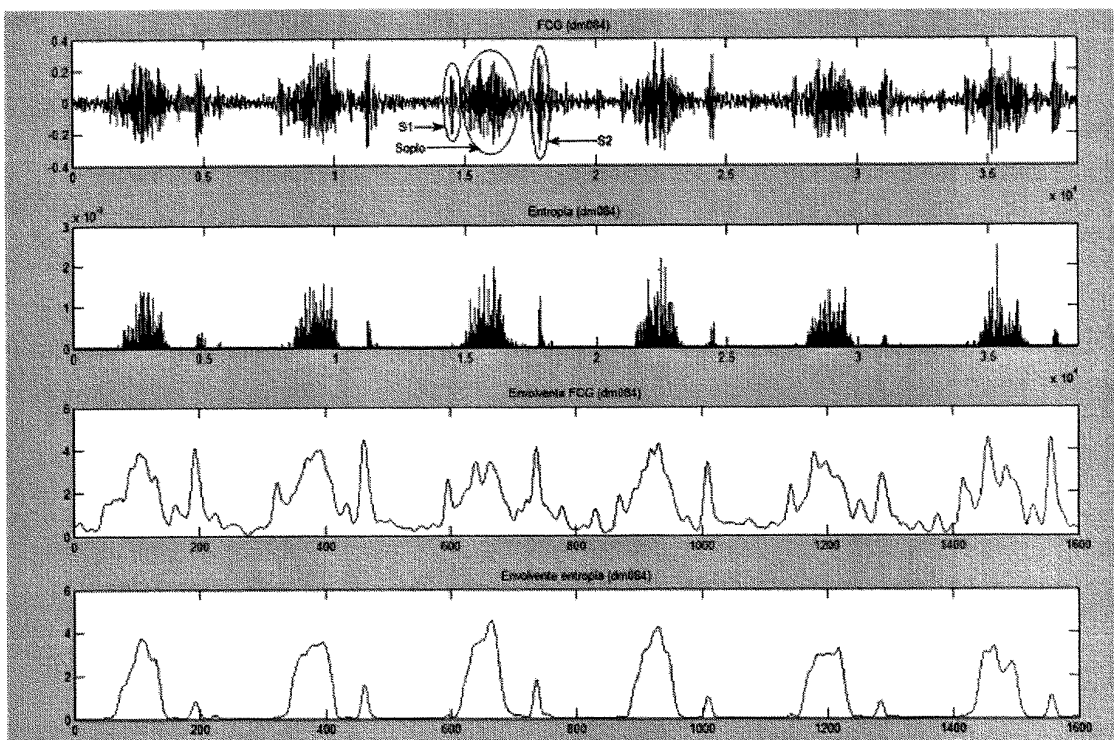


Figura 2

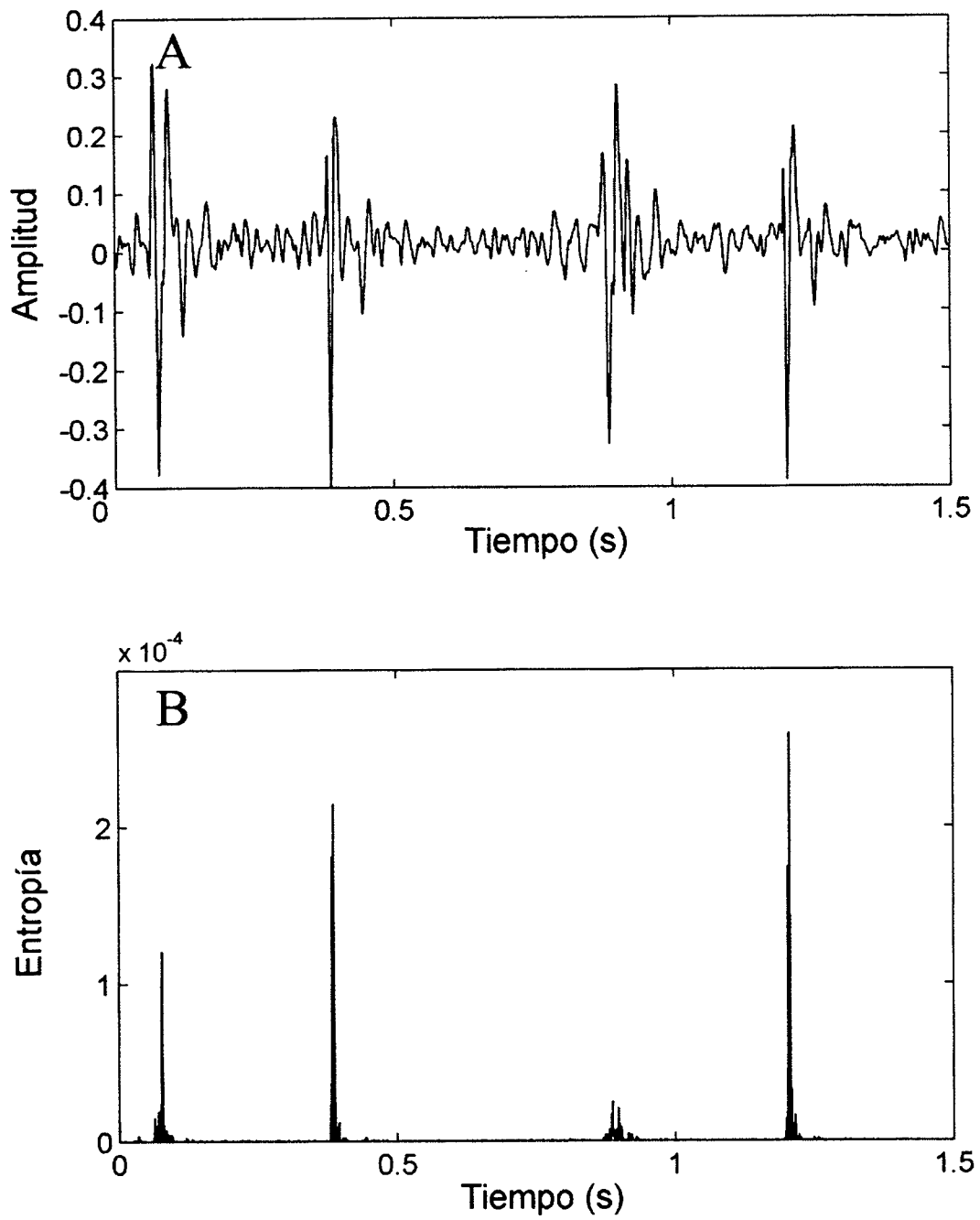


Figura 3

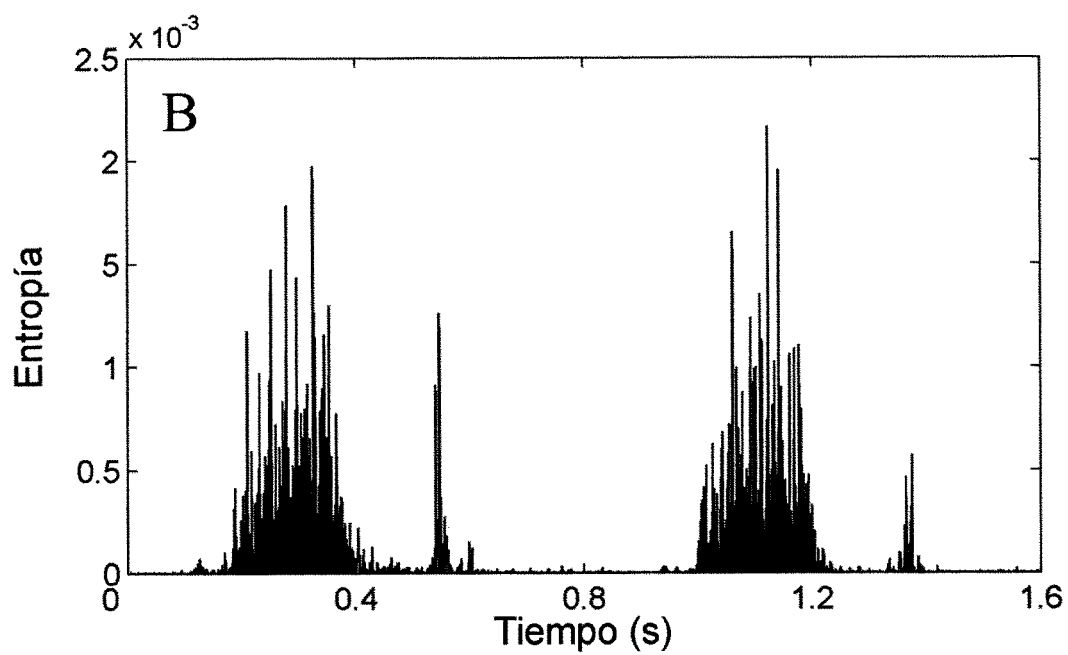
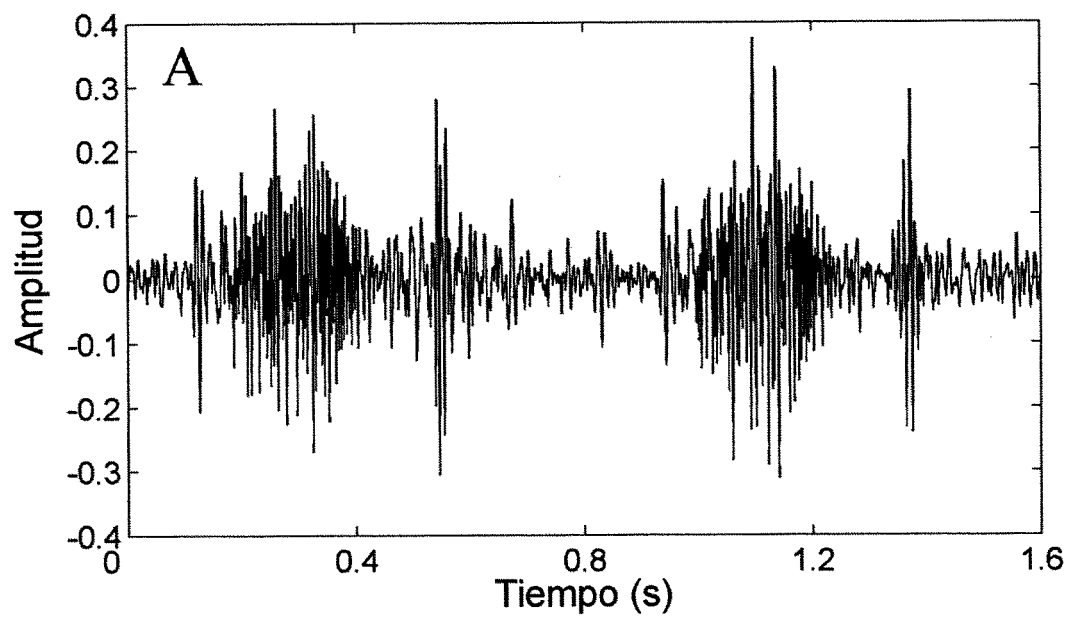


Figura 4

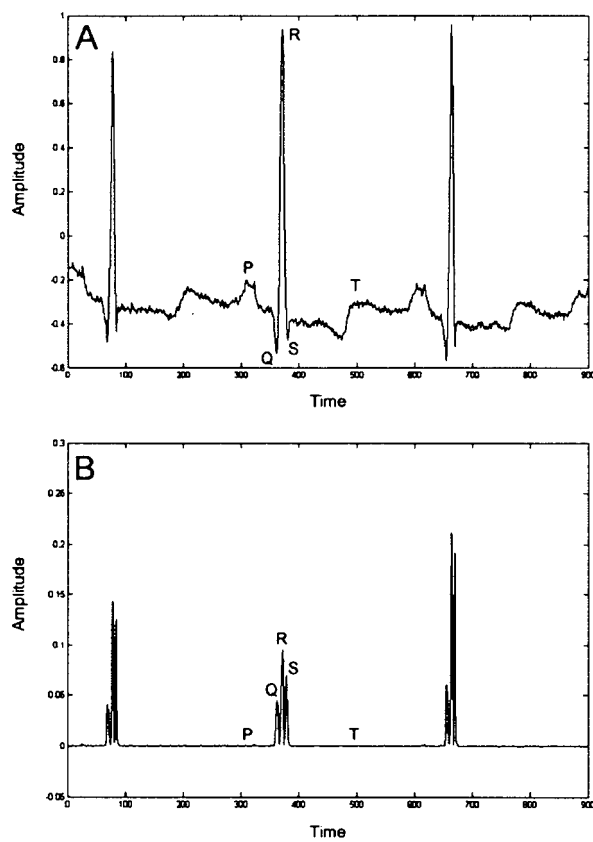


Figura 5

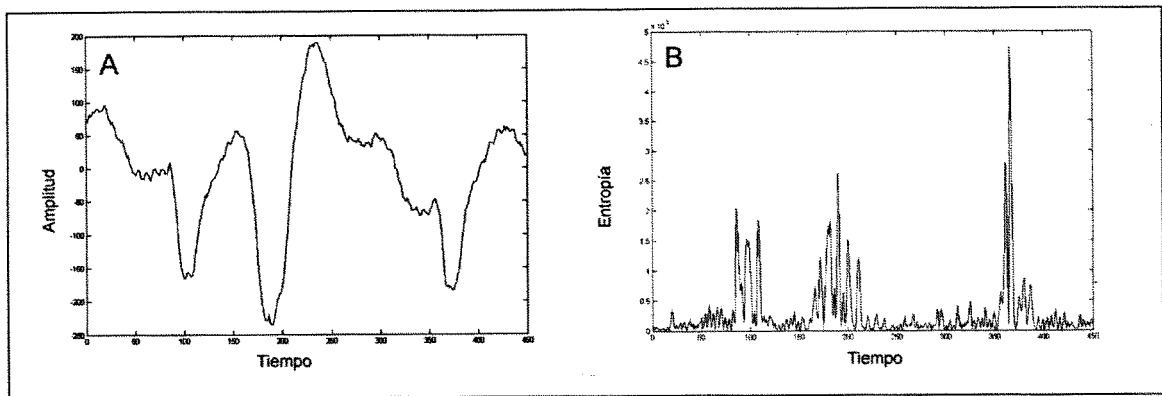


Figura 6

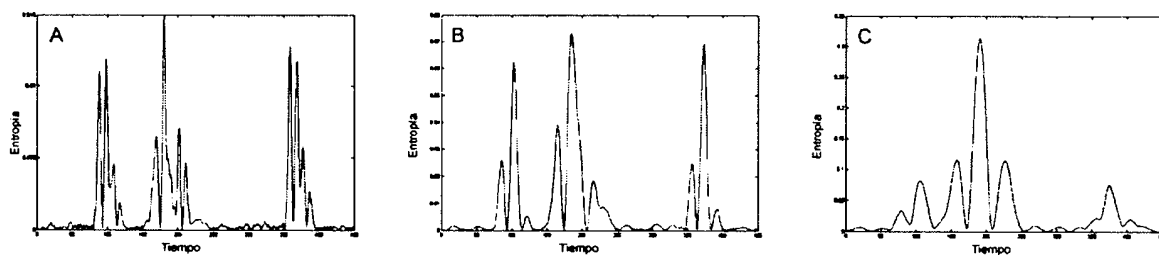


Figura 7



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

① ES 2 319 836

② Nº de solicitud: 200601425

③ Fecha de presentación de la solicitud: **30.05.2006**

④ Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TÉCNICA

⑤ Int. Cl.: **G01N 29/46** (2006.01)
G06F 19/00 (2006.01)

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	⑥ Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	TZU-HSIEN SANG; WILLIAMS, W.J.. "Renyi information and signal-dependent optimal kernel design", Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1995. ICASSP-95., 1995 International Conference on Volumen 2, 9-12 Mayo 1995 Página(s): 997-1000 vol. 2 [en línea] [recuperado el 04.09.2007]. Recuperado de internet: <URL:http://ieeexplore.ieee.org/iel2/3469/10216/00480344.pdf?tp=&arnumber=480344&isnumber=10216>	1-8
A	LAKE, D.E.. "Renyi entropy measures of heart rate Gaussianity", Biomedical Engineering, IEEE Transactions on Volumen 53, Issue 1, Enero 2006 Página(s): 21-27 [en línea] [recuperado el 04.09.2007]. Recuperado de internet: <URL:http://ieeexplore.ieee.org/iel5/10/33150/01561516.pdf?tp=&arnumber=1561516&isnumber=33150>	1-8
A	AVIYENTE, S.; WILLIAMS, W.J.. "Entropy based detection on the time-frequency plane", Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2003. Proceedings. (ICASSP '03). 2003 IEEE International Conference on Volumen 6, 6-10 Abril 2003 Página(s): VI-441-4 vol. 6 [en línea] [recuperado el 04.09.2007]. Recuperado de internet: <URL:http://ieeexplore.ieee.org/iel5/8535/27057/01201713.pdf?tp=&arnumber=1201713&isnumber=27057>	1-8
A	BARANIUK, R.G.; FLANDRIN, P.; JANSSEN, A.J.E.M.; MICHEL, O.J.J.. "Measuring time-frequency information content using the Renyi entropies", Information Theory, IEEE Transactions on Volumen 47, Issue 4, Mayo 2001 Página(s): 1391-1409 [en línea] [recuperado el 04.09.2007]. Recuperado de internet: <URL:http://ieeexplore.ieee.org/iel5/18/19972/00923723.pdf?tp=&arnumber=923723&isnumber=19972>	1-8

Categoría de los documentos citados

X: de particular relevancia

Y: de particular relevancia combinado con otro/s de la misma categoría

A: refleja el estado de la técnica

O: referido a divulgación no escrita

P: publicado entre la fecha de prioridad y la de presentación de la solicitud

E: documento anterior, pero publicado después de la fecha de presentación de la solicitud

El presente informe ha sido realizado

para todas las reivindicaciones

para las reivindicaciones nº:

Fecha de realización del informe
24.04.2009

Examinador
J. Botella Maldonado

Página
1/1