

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 370 727**

21 Número de solicitud: 201000363

51 Int. Cl.:

**G06T 15/00** (2011.01)

**G06T 17/00** (2006.01)

**A61B 19/00** (2006.01)

12

PATENTE DE INVENCION CON EXAMEN PREVIO

B2

22 Fecha de presentación:

**18.03.2010**

43 Fecha de publicación de la solicitud:

**22.12.2011**

Fecha de la concesión:

**01.03.2013**

45 Fecha de publicación de la concesión:

**13.03.2013**

73 Titular/es:

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID  
RAMIRO DE MAEZTU, 7  
28040 MADRID (Madrid) ES y  
FUNDACIÓN INVESTIGACIÓN BIOMÉDICA  
HOSPITAL GREGORIO MARAÑÓN**

72 Inventor/es:

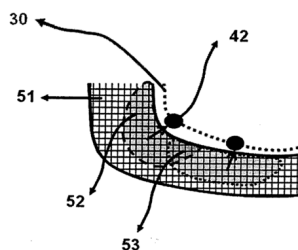
**LEDESMA CARBAYO, María Jesús;  
SANTOS LLEO, Andrés;  
RUBIO GUIVERNAU, Jose Luis;  
ARENAL MAIZ, Angel;  
PEREZ DAVID, Esther;  
BERMEJO THOMAS, Javier;  
FERNÁNDEZ AVILÉS, Francisco y  
DESCO MENÉNDEZ, Manuel**

54 Título: **MÉTODO PARA VISUALIZAR LA INFORMACIÓN CONTENIDA EN IMÁGENES TRIDIMENSIONALES DEL CORAZÓN.**

57 Resumen:

Esta invención describe un método que tiene como punto de partida una imagen tridimensional del corazón. Sobre dicha imagen se define una región de interés. Por otra parte se define la superficie que se representará, en forma de malla de polígonos tridimensional, en la visualización. Se asocia a cada vértice de la malla una función que asigna pesos a cada elemento de la región de interés. Utilizando dichas funciones junto con los valores de intensidad de los elementos la región de interés, se asignan parámetros de visualización a los vértices. Dichos parámetros se utilizan para generar la visualización interactiva de la superficie. Una aplicación del método sería su utilización como apoyo para la caracterización del sustrato miocárdico de taquicardias ventriculares en pacientes con cardiopatías isquémicas y en el guiado de procedimientos de ablación para corregir dichas taquicardias.

Fig. 5



ES 2 370 727 B2

## DESCRIPCIÓN

Método para visualizar la información contenida en imágenes tridimensionales del corazón.

5 **Sector técnico**

La invención se enmarca en el campo de las herramientas de visualización para el apoyo al diagnóstico o a la planificación de intervenciones quirúrgicas o terapéuticas. Más concretamente, el método descrito se encuadra dentro de las técnicas de visualización tridimensional interactiva a partir de imágenes tridimensionales adquiridas mediante técnicas de imagen médica no invasivas.

**Antecedentes de la invención**

Las enfermedades del corazón y del sistema circulatorio ocasionan 1,9 millones de muertes en la Unión Europea. Eso representa aproximadamente la mitad de todas las defunciones que se producen en los países europeos; de este grupo de enfermedades, la cardiopatía isquémica es una causa fundamental de defunción. La cardiopatía isquémica conduce a muchas muertes prematuras y, dado que la asistencia sanitaria de las enfermedades cardiovasculares es cara y prolongada, constituye también una gran carga económica en Europa.

En algunos tipos de cardiopatías, tanto de origen isquémico como no-isquémico, pueden surgir complicaciones en forma de trastornos del ritmo cardíaco, como por ejemplo las taquicardias ventriculares (en adelante TV), taquicardias auriculares y la fibrilación auricular.

Las arritmias ventriculares son la principal causa de muerte súbita. Aunque el uso del desfibrilador automático implantable (en adelante DAI) previene las muertes súbitas, las descargas aumentan la mortalidad no arrítmica, por lo que otro tipo de terapia como la ablación es esencial en el tratamiento de estos pacientes. La ablación del sustrato arrítmico (ASA) de las TV reduce significativamente la incidencia de descargas en pacientes con DAI. Además se puede utilizar de forma profiláctica para prevenir descargas.

La tasa de implantes anual en nuestro país se acerca a los 80 por millón de habitantes, por lo tanto se implantan más de 3000 dispositivos por año. Aunque no hay cifras exactas, el número de pacientes portadores de un desfibrilador está cerca de los 20000. Si tenemos en cuenta que en un 80% de los casos estos implantes son debidos a cardiopatía isquémica y que en este grupo un 20% tienen al menos una descarga anual podremos darnos cuenta de la magnitud del problema. Por lo tanto la identificación no invasiva del sustrato de las TV puede facilitar el tratamiento de muchos pacientes con cardiopatía isquémica.

Actualmente, una de las principales técnicas de diagnóstico y tratamiento utilizadas en pacientes con trastornos del ritmo es el Mapeo Electro-Anatómico (en adelante EAM, del inglés *Electro-Anatomical Mapping*), que consiste en la medición por contacto de la actividad eléctrica del corazón en varios puntos del mismo y la representación de esas mediciones sobre un mapa tridimensional. La patente US5738096, por ejemplo, describe como utilizar sondas invasivas capaces de medir, mediante contacto directo, la actividad eléctrica del corazón del paciente en diversas localizaciones dentro del mismo, al mismo tiempo que se almacena la información sobre la posición y orientación de las sondas en cada una de dichas localizaciones. De esta forma es posible generar un mapa electro-anatómico de la región de interés del corazón y representarlo sobre una superficie tridimensional, cómo se explica en mayor detalle en la patente EP1070480. Esta técnica de construcción de mapas electro-anatómicos es de gran utilidad, sin embargo la construcción de mapas detallados implica medir en varios centenares de localizaciones dentro del corazón del paciente, por lo que la duración de este tipo de intervenciones quirúrgicas puede llegar a varias horas, durante las cuales el paciente está expuesto a cierta dosis de radiación ionizante (rayos X) debido a la fluoroscopia utilizada durante la intervención, además de los riesgos inherentes a cualquier intervención quirúrgica, aun siendo esta mínimamente invasiva.

El objeto principal de la presente invención es describir un método que permite generar mapas del sustrato miocárdico de ciertos tipos de arritmias, como las TV, similares a los mapas proporcionados por EAM, pero utilizando únicamente la información obtenida a partir de técnicas de imagen no invasivas.

Es conocida en el estado de la técnica la utilidad diagnóstica de la imagen mediante Resonancia Magnética Nuclear (en adelante MRI, del inglés *Magnetic Resonance Imaging*) en la identificación del sustrato miocárdico de algunos tipos de arritmias cardíacas. Más concretamente, las imágenes obtenidas mediante MRI con realce tardío (en adelante DE-MRI, del inglés *Delayed Enhanced MRI*), en las que se administra al paciente un contraste basado en gadolinio entre 10 y 15 min antes de la adquisición de las imágenes, proporcionan valiosa información acerca del estado del miocardio del paciente en presencia de una patología, como podría ser después de un infarto de miocardio. Publicaciones como S. Nazarian, *et al.*, "Magnetic Resonance Assessment of the Substrate for Inducible Ventricular Tachycardia in Nonischemic Cardiomyopathy", *Circulation*, 2005, vol. 112, pp. 2821-2825 y también D. Bello, *et al.*, "Infarct morphology identifies patients with substrate for sustained ventricular tachycardia", *J. Am. Coll. Cardiol.*, 2005, vol. 45 pp. 1104-1108, describen la utilización de este tipo de imágenes para identificar el sustrato de TV en pacientes con cardiopatías no-isquémicas e isquémicas, respectivamente.

Existen también otras publicaciones recientes como V.Y. Reddy, *et al.*, “Integration of Cardiac Magnetic Resonance Imaging with Three-Dimensional Electroanatomic Mapping to Guide Left Ventricular Catheter Manipulation”, *J. Am. Coll. Cardiol.* 2004, vol. 44, pp. 2202-2213 y F.M. Bogun *et al.*, “Delayed-Enhanced Magnetic Resonance Imaging in Nonischemic Cardiomyopathy”, *J. Am. Coll. Cardiol.* 2009, vol. 53, pp. 1138-1145, que tratan acerca de la posibilidad de combinar la información de las imágenes obtenidas mediante MRI con los mapas electro-anatómicos proporcionados por la técnica EAM.

En V.Y. Reddy *et al.* se describe como registrar las imágenes tridimensionales de MRI con los mapas de EAM, así como la utilidad que esto tiene al aprovechar la información anatómica proporcionada por MRI para facilitar la interpretación de los mapas electro-anatómicos. De forma similar, la patente EP1760661 describe cómo combinar los mapas electro-anatómicos con imágenes anatómicas obtenidas, por ejemplo, mediante MRI o Tomografía Computarizada (en adelante CT, del inglés *Computerized Tomography*).

Además, tanto en V.Y. Reddy *et al.*, para el caso de pacientes con infarto crónico de miocardio, como en F.M. Bogun *et al.*, para pacientes con cardiopatía no-isquémica, se menciona la posibilidad de segmentar manualmente la superficie que delimita el tejido cicatricial para después superponer dicha segmentación con el mapa generado por EAM. Dada la correlación existente entre el tejido cicatricial identificado en DE-MRI y el sustrato de las arritmias cardiacas, se explica en dichas publicaciones cómo esta identificación es de utilidad para el guiado de procedimientos de ablación del sustrato arrítmico (en adelante ASA).

Es claro por tanto, a la vista del estado de la técnica, la relevancia diagnóstica que las imágenes proporcionadas por la técnica DE-MRI tienen en la identificación del sustrato de algunos tipos de arritmias cardiacas como la TV, tanto las asociadas a cardiopatías isquémicas como no-isquémicas. Sin embargo la visualización de toda la información contenida en las imágenes tridimensionales no es sencilla, siendo lo más habitual que se haga mediante la representación de cortes bidimensionales sucesivos que muestran cada vez subconjuntos de dicha información. Esto no es lo más conveniente para la localización del sustrato de las arritmias, como las zonas de conducción lenta rodeadas de tejido cicatricial que forman el sustrato de algunos tipos de TV, ya que requiere que sea el médico especialista quien integre la información de los cortes sucesivos. Por ello esta invención propone un método para generar una representación en forma de superficie tridimensional con un mapa de colores que condense la información disponible en todo el volumen, de forma similar a cómo se muestra en los mapas electro-anatómicos de EAM. Dicha representación tiene gran utilidad y valor diagnóstico, y los procedimientos descritos en V.Y Reddy *et al.* y F.M. Bogun *et al.* son un primer paso en este sentido. Sin embargo en ambas publicaciones se lleva a cabo una segmentación manual que separa el tejido sano del cicatricial, lo que implica una pérdida de información al no aprovecharse todos los matices contenidos en las imágenes de DE-MRI en forma de diferentes niveles de gris en el contraste entre los diferentes tejidos de interés.

Existen en el estado de la técnica métodos que tienen por finalidad la representación de información proveniente de una imagen tridimensional sobre una superficie coloreada de forma apropiada. Por ejemplo la patente EP0961993 describe, dentro del campo de la endoscopia virtual, un método para generar superficies que representen características morfológicas, como la curvatura, convexidad y grosor, de la pared de un órgano con lumen como el colon. Para ello en primer lugar se define la superficie de interés como una iso-superficie dentro de la imagen tridimensional, y a continuación se examinan, en la dirección normal a cada punto de dicha superficie, los valores de la imagen para determinar los mencionados parámetros morfológicos.

En la misma línea, la patente EP1458292 propone un método de aplicación general a cualquier órgano hueco. El método propuesto en ese documento describe cómo, a partir de una imagen tridimensional en la que aparezca el órgano de interés, proyectar sobre la superficie interna de dicho órgano la información contenida en una capa de grosor predeterminado dentro de la pared del órgano. Existe también otro método, descrito en la patente US6181348, que es muy similar al de la patente EP1458292, aunque no se limita a órganos huecos.

Sin embargo, los métodos descritos en estas patentes no son aplicables al problema que motiva la presente invención, que es la generación de una visualización de utilidad para el apoyo al diagnóstico y a la planificación de intervenciones quirúrgicas en pacientes con arritmias, como por ejemplo las TV, que proporcione información similar a la que se obtiene mediante la técnica EAM, y al mismo tiempo evite algunos de los inconvenientes de dicha técnica al utilizar únicamente imágenes tridimensional del corazón del paciente obtenidas de forma no-invasiva.

El motivo principal por el que dichos métodos no son aplicables a nuestro problema es la forma en que se generan los parámetros de visualización de la superficie a partir de la información contenida en la imagen tridimensional. En el método descrito en la presente invención, a cada punto de la superficie a representar se le asignan parámetros de visualización en función de los valores de intensidad de un conjunto de elementos de la imagen tridimensional, que en la implementación preferida, serán todos aquellos que estén por debajo de un umbral de distancia respecto a dicho punto. Con esto se consigue emular las medidas realizadas mediante EAM, en las que para cada localización el procedimiento de medida obtiene un valor de voltaje que incluye la contribución de todo el tejido en una región circundante a la sonda, con menor contribución según nos alejamos de ésta.

En EP0961993 la visualización representa características morfológicas, como la curvatura, convexidad y grosor, de la pared del órgano de interés, que no son relevantes para el problema que motiva la presente invención. Más aún, en el método descrito en el documento EP0961993 la superficie visualizada coincide con la superficie interior del órgano, y además se asume que, por el tipo de imágenes utilizadas, dicha superficie coincidirá con una iso-superficie de la

imagen. Para el caso de las imágenes de DE-MRI utilizadas en la implementación preferida de la presente invención, esa asunción no es válida ya que, por ejemplo, es fácil que zonas de miocardio no viable que son fundamentales para la detección del sustrato de las arritmias se confundan en lo que a nivel de intensidad se refiere con la sangre del interior del ventrículo, por lo que la segmentación requiere de conocimiento previo de la anatomía del corazón, y no puede basarse únicamente en los niveles de intensidad de la imagen.

En los documentos EP1458292 y US6181348, los métodos para asignar parámetros de visualización a los puntos de la superficie son variaciones de la proyección de los elementos de la imagen sobre los puntos de la superficie, ya que para cada uno de estos se evalúan una serie de elementos de la imagen dispuestos a lo largo de la dirección normal a la superficie. Como se ha explicado anteriormente, en la realización preferida de esta invención se emula el funcionamiento del EAM, para lo cual es necesario que los parámetros de visualización de un punto de la superficie se basen en el conjunto de elementos de la imagen que están a una distancia del punto inferior a un umbral concreto, lo que claramente no puede conseguirse con métodos basados en la proyección de los elementos de la imagen sobre la superficie como los mencionados anteriormente.

Una vez descrito el problema que motiva la presente invención, así como el estado de la técnica relacionado con la misma, pasamos a describir en mayor detalle el método propuesto.

### Descripción de la invención

La presente invención describe un método para, partiendo de una imagen tridimensional del corazón, generar una visualización interactiva de una superficie tridimensional utilizando parámetros de visualización calculados a partir de la información contenida en una región de interés dentro de dicha imagen.

Las posibles aplicaciones del método propuesto incluyen su uso para el apoyo al diagnóstico en pacientes con arritmias cardíacas asociadas a ciertos tipos de cardiopatías o para ayudar en el guiado de intervenciones quirúrgicas relacionadas con dichas arritmias. Un ejemplo concreto de aplicación sería el apoyo a la identificación del sustrato miocárdico de taquicardias ventriculares (en adelante TV) en pacientes con cardiopatías isquémicas, y el apoyo a la planificación de intervenciones de ablación destinadas a corregir dichas taquicardias. Para ello el método descrito permite generar mapas del sustrato miocárdico de dichas TV, similares a los proporcionados por la técnica de Mapeo Electro-Anatómico (en adelante EAM), pero utilizando únicamente la información obtenida a partir de técnicas de imagen tridimensional no invasivas.

El punto de partida del método es una imagen tridimensional del corazón, en la que exista contraste según alguna característica de los tejidos de interés. Dicha imagen habrá sido previamente adquirida mediante alguna técnica de imagen tridimensional, como por ejemplo Tomografía Computerizada (CT) o Resonancia Magnética Nuclear (MRI). El tipo de imagen y el contraste presente en la misma podrá variar según cada aplicación concreta.

Sobre dicha imagen tridimensional un experto define la región de interés dentro del corazón, delimitando así qué elementos de la imagen (en adelante vóxeles, del inglés *volume elements*) serán los que se tendrán en cuenta durante los siguientes pasos del método propuesto. Para definir sobre la imagen dicha región, que será dependiente de la aplicación concreta, el experto se basará en criterios anatómicos y funcionales. Por ejemplo en la realización preferida, en la que la región de interés es el miocardio del ventrículo izquierdo, el experto dejará fuera de la región algunas estructuras del corazón, como los músculos papilares u otras estructuras endocavitarias, que en las imágenes de DE-MRI utilizadas en dicha realización coinciden en nivel de intensidad con el miocardio que sí se incluye en la región.

A continuación un experto define una superficie que será la que se representará en la visualización interactiva. La superficie definida será de nuevo dependiente de la aplicación concreta, y en el caso general se definirá de forma independiente a la región de interés.

Una vez definida la superficie, y para facilitar su visualización, se genera una representación de la misma en forma de malla de polígonos tridimensional, pudiendo utilizarse cualquiera de los métodos conocidos en el estado de la técnica para la generación de dicha malla poligonal. La malla generada estará compuesta por vértices y arcos que interconectan dichos vértices.

El siguiente paso consiste en definir para cada uno de los vértices de la malla una función que asigne pesos a las contribuciones que tendrán cada uno de los vóxeles de la región de interés en el cálculo de los momentos estadísticos que se utilizarán para determinar los parámetros de visualización asignados a dicho vértice. Dicha función será de la forma:

$$w_i: \Omega \rightarrow \mathbb{R}^+$$

$$i = 1 \dots N_p \quad ; \quad \Omega = \{v_j; j = 1 \dots N_v\}$$

donde  $N_p$  es el número de vértices de la malla poligonal y  $N_v$  es el número de vóxeles  $v_j$  dentro de la región de interés  $\Omega$ . La asignación de un peso igual a cero  $w_i(v_j) = 0$  significa que el vóxel  $v_j$  no contribuye al cálculo de parámetros de visualización para el vértice  $p_i$ . Esta función de pesos permite que las contribuciones de los vóxeles

de la región de interés a cada vértice emulen la forma en que se realizan las medidas con la técnica EAM. Como se ha mencionado anteriormente, en las medidas realizadas mediante EAM, el resultado obtenido en cada localización incluye contribuciones del todo el tejido en varios milímetros alrededor de la sonda, pero por el tipo de medida dicha contribución es menor según aumenta la distancia del tejido a la sonda. Esto puede emularse mediante una definición adecuada de la función de pesos.

A partir de la función de pesos asociada a cada vértice de la malla y de los valores de intensidad de los vóxeles pertenecientes a la región de interés se calculan uno o más momentos estadísticos asociados a cada vértice, como por ejemplo la media o la varianza:

$$\mu_i = \frac{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j) \cdot I(v_j)}{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j)}$$

$$\sigma_i^2 = \frac{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j) \cdot (I(v_j) - \mu_i)^2}{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j)}$$

siendo  $I(v_j)$  el valor de intensidad de la imagen en el vóxel  $v_j$ , y  $\mu_i, \sigma_i^2$  la media y varianza, ponderadas según la función de pesos  $w_i$ , que se asignarían al vértice  $p_i$ . Opcionalmente podría también calcularse, para cada uno de dichos momentos, una medida sobre la confianza estadística de los mismos.

Utilizando los momentos estadísticos asignados a cada vértice, se calculan uno o más parámetros de visualización, como por ejemplo el color, y a partir de dichos parámetros y de la malla poligonal, se genera la visualización interactiva. Dicha visualización es interactiva en cuanto a que el usuario puede interactuar con ella para, por ejemplo, girar, desplazar, ampliar o reducir la visualización de la malla.

### Breve descripción de los dibujos

La Figura 1 muestra la imagen tridimensional (10) separada en cortes bidimensionales (11) en los que se puede distinguir el órgano de interés (12) y el realce de contraste (13) existente en algunas estructuras o tejidos de interés. Se representan también las dimensiones (14) de cada elemento o vóxel de la imagen y las orientaciones (15) de los ejes principales de la misma.

En la Figura 2 se muestra uno de los cortes bidimensionales (11) de la imagen, en la que aparece resaltada la región de interés (20) definida dentro del órgano (12) de interés. También se resaltan algunas estructuras (21) y (22) que, aunque pueden tener niveles de intensidad similares a los de la región de interés, el experto dejará fuera de la misma utilizando su conocimiento anatómico previo.

La Figura 3 muestra uno de los cortes bidimensionales (11) de la imagen, y se observa la intersección de la superficie (30) sobre la que se generará la visualización con dicho corte bidimensional (11).

En la Figura 4, de nuevo sobre uno de los cortes bidimensionales (11), se aprecia la máscara (40) del interior de la intersección de un corte con la superficie (30). En paralelo se muestra la malla tridimensional (41) generada a partir del conjunto de dichas máscaras (40), y que está compuesta por vértices (42) y por los arcos (43) que los conectan.

La Figura 5 ilustra, dentro de un corte (11) de la imagen, la función que asigna pesos a cada uno de los elementos o vóxeles (51) de la región de interés de la imagen. Por ejemplo para uno de los vértices (42) que componen la malla generada a partir de la superficie (30), se resalta el conjunto (52) de elementos o vóxeles que contribuyen, al tener un peso no nulo, a dicho elemento o vóxel (42). También se ilustra cómo pueden existir algunos elementos o vóxeles (53) que queden asignados a más de un vértice.

La Figura 6 muestra la visualización del mapa (60) resultante, en la que mediante una función de transferencia (62) se asignan colores a los diferentes valores asignados a los vértices (42) de la malla (41).

### Descripción de una realización preferida

La presente invención describe un método que, de forma general, permite obtener una visualización interactiva a partir de la información contenida en una región de interés dentro de una imagen tridimensional. Para ello se genera una representación, en forma de malla poligonal, de una superficie tridimensional y se asignan colores u otros parámetros de visualización a los vértices de dicha malla según ciertos momentos estadísticos calculados a partir de los valores de intensidad del conjunto de elementos de la imagen (en adelante vóxeles) que están dentro de una cierta región de interés.

El punto de partida para la realización preferida es una imagen tridimensional de al menos parte del corazón del paciente obtenida mediante Resonancia Magnética Nuclear con Realce Tardío (en adelante, DE-MRI). En esta técnica de imagen mediante MRI se administra al paciente un contraste basado en gadolinio, como por ejemplo gadodiamida (Omniscan<sup>®</sup>, GE Healthcare), y tras una espera de 10-15 min se adquiere una imagen MRI con una secuencia de tipo inversión-recuperación. Para el caso de pacientes con alguna cardiopatía isquémica, como aquellos que han sufrido un infarto de miocardio, las imágenes obtenidas mediante DE-MRI muestran contraste entre el miocardio sano (viable) y el miocardio cicatricial (no viable).

En la realización preferida el método descrito se aplica a imágenes del corazón de pacientes con arritmias cardíacas asociadas a ciertos tipos de cardiopatías, como por ejemplo las taquicardias ventriculares (en adelante TV) en pacientes que han sufrido infarto de miocardio. En esta realización, el resultado del método descrito es una visualización interactiva de una malla de triángulos tridimensional que representa el ventrículo izquierdo del corazón del paciente, sobre la que se representa según una gama de colores el grado de viabilidad del tejido miocárdico en un entorno de cada vértice de la malla. Por tanto en esta realización preferida se consigue, utilizando únicamente la información obtenida mediante una técnica de imagen tridimensional no invasivas como es DE-MRI, una visualización que ofrece información similar a la que se puede obtener mediante la técnica de Mapeo Electro-Anatómico (en adelante EAM), y que es por tanto de utilidad para localizar y caracterizar el sustrato de las TV y por tanto puede utilizarse como apoyo al diagnóstico para estos pacientes, así como a la planificación de posibles intervenciones terapéuticas destinadas a corregir dichas TV.

Como muestra la Fig. 1, la imagen tridimensional (10) de partida puede considerarse como una pila de imágenes bidimensionales (11). En la realización preferida el corazón del paciente (12) aparecerá en varios de los cortes bidimensionales (11) que componen la imagen (10), y existirá contraste entre el tejido sano y el tejido cicatricial (13). Además típicamente se dispondrá de información adicional sobre la forma en que fue adquirida la imagen (10), como por ejemplo las dimensiones (14) de cada elemento o vóxel de la imagen y la orientación (15) de los tres ejes principales de la imagen respecto al cuerpo del paciente. La imagen puede estar almacenada, por ejemplo, según el estándar Digital Imaging and Communication in Medicine (DICOM), y en ese caso la información sobre las dimensiones y orientación de la imagen estará disponible en las cabeceras de la imagen.

En la realización preferida, la imagen tridimensional del corazón se adquiere de forma que la orientación (15) de uno de los ejes principales de la imagen coincida con el eje principal del ventrículo izquierdo del corazón del paciente, de forma que en cada uno de los cortes bidimensionales (11) perpendiculares a dicho eje principal el contorno interior del ventrículo izquierdo tendrá forma aproximadamente circular.

En la Fig. 2 se muestra un corte bidimensional (11) de la imagen tridimensional (10) en la que se puede observar el órgano de interés (12), por ejemplo el corazón. Dentro de la imagen se define la región de interés (20) del órgano, a partir de la cual se calcularán posteriormente los parámetros de visualización que se utilizarán para generar la visualización de la superficie. Volviendo a la realización preferida, la región de interés sería el miocardio del ventrículo izquierdo del paciente, y la definición de dicha región se haría por parte de un experto. En una realización alternativa, la región podría definirse automáticamente mediante un sistema experto que identifique, clasifique y segmente las regiones anatómicas o funcionales de interés, admitiendo distintas realizaciones, siendo un programa de ordenador la solución preferente.

La Fig. 3 muestra de nuevo un corte bidimensional (11) de la Imagen tridimensional (10) en la que se puede observar el órgano de interés (12). Además se muestra la intersección de dicho corte bidimensional (11) con la superficie (30) que se representará en la visualización. En la realización preferida dicha superficie sería la que delimita el interior del miocardio del ventrículo izquierdo del paciente, y por tanto la superficie coincidiría con el borde interior de la región de interés (20) definida previamente por parte de un experto. En realizaciones alternativas la superficie (30) podría no coincidir con ninguno de los contornos de la región de interés (20). Además, en realizaciones alternativas la definición de la superficie podría llevarse a cabo mediante un sistema experto que capture el conocimiento del especialista y automatice la definición de la superficie, admitiendo distintas realizaciones, siendo un programa de ordenador la solución preferente.

En la realización preferida el experto utilizará su conocimiento anatómico previo para definir la región de interés, y por tanto la superficie, ya que en las imágenes de DE-MRI no siempre es posible segmentar el miocardio del ventrículo izquierdo utilizando únicamente la información que proporcionan los niveles de intensidad de los vóxeles. Uno de los motivos es que al segmentar el miocardio es habitual dejar fuera algunas estructuras del corazón, como los músculos papilares (21), que coinciden en nivel de intensidad con el miocardio que si se incluye en la región (20). Es más, por el tipo de contraste presente en las imágenes de DE-MRI los niveles de intensidad de las zonas no viables del miocardio pueden coincidir con los de la sangre del interior del ventrículo (22), que se deja fuera de la región de interés.

El siguiente paso consiste en generar una malla de polígonos tridimensional que represente la superficie (30) definida previamente, pudiendo utilizarse para ello alguno de los métodos existentes en el estado de la técnica.

En la realización preferida, puesto que la intersección de la superficie (30) con cada uno de los cortes (11) de la imagen es una curva cerrada, la malla puede obtenerse como muestra la Fig. 4 mediante la generación para cada corte de una máscara (40) del interior de la superficie (30), lo que puede conseguirse por ejemplo utilizando operaciones de morfología matemática, para posteriormente utilizar un algoritmo de generación de mallas poligonales a partir de iso-

superficies, como por ejemplo los conocidos “*marching cubes*” o “*marching tetrahedrons*”, sobre el volumen formado por el conjunto de dichas máscaras (40) en todos los cortes (11) de la imagen. El resultado es una malla de puntos tridimensional (41) formada por vértices (42) y arcos (43) que conectan dichos vértices formando la malla poligonal. En la realización preferida dicha malla poligonal será concretamente una malla de triángulos.

El siguiente paso consiste en definir para cada uno de los vértices de la malla (42) una función que asigne pesos a las contribuciones que tendrán cada uno de los vóxeles (51) de la región de interés (20) en el cálculo de los momentos estadísticos que se utilizarán para determinar los parámetros de visualización asignados a dicho vértice. Dicha función será de la forma:

$$w_i: \Omega \rightarrow \mathbb{R}^+$$

$$i = 1 \dots N_p \quad ; \quad \Omega = \{v_j: j = 1 \dots N_v\}$$

donde  $N_p$  es el número de vértices (42) de la malla poligonal (41) y  $N_v$  es el número de vóxeles  $v_i$  (51) dentro de la región de interés  $\Omega$  (20). La asignación de un peso igual a cero  $w_i(v_j) = 0$  significa que el vóxel  $v_j$  no contribuye al cálculo de parámetros de visualización para el vértice  $p_i$ .

En la realización preferida, la función de pesos tiene por objetivo emular el funcionamiento del EAM, en el que cada medición en una localización dada incluye contribuciones de todo el tejido dentro de un entorno de varios milímetros alrededor de la sonda. Para ello en dicha realización la función de pesos se define como:

$$w_i(v_j) = \begin{cases} 1 & \text{si } d(v_j, p_i) \leq u_0 \\ 0 & \text{si } d(v_j, p_i) > u_0 \end{cases}$$

donde  $u_0$  es el umbral de distancia y  $d(v_j, p_i)$  es la distancia euclídea entre el vóxel  $v_j$  y el vértice  $p_i$ , aunque en realizaciones alternativas podría utilizarse cualquier otra definición de distancia. Con esta definición de la función de pesos se consigue que a cada vértice (42) de la malla contribuya el conjunto (52) de vóxeles cuya distancia euclídea al vértice esté por debajo de un umbral predeterminado  $u_0$  que para la realización preferida tendrá un valor de entre 5 mm y 10 mm. Para el cálculo de dicha distancia se tendrán en cuenta las dimensiones (14) de los vóxeles, puesto que en las imágenes de DE-MRI es típico que estos sean anisótropos. La Fig. 5 muestra además cómo con esta definición de la función de pesos puede haber determinados vóxeles que estén dentro del umbral de distancia de varios vértices de la malla (53) y también puede haber otros vóxeles de la región de interés de la imagen que no contribuyan a ningún vértice de la malla.

Como se ha mencionado anteriormente, en las medidas realizadas mediante EAM, el resultado obtenido en cada localización incluye contribuciones del todo el tejido en varios milímetros alrededor de la sonda, pero por el tipo de medida dicha contribución es menor según aumenta la distancia del tejido a la sonda.

En una realización alternativa, este comportamiento podría emularse mediante la definición de una función de pesos, del tipo:

$$w_i(v_j) = \begin{cases} f(d(v_j, p_i)) & \text{si } d(v_j, p_i) \leq u_0 \\ 0 & \text{si } d(v_j, p_i) > u_0 \end{cases}$$

donde  $f(\cdot)$  es una función decreciente, de forma que el peso asignado a cada vóxel  $v_j$  de la región de interés vaya disminuyendo según aumenta su distancia euclídea con el vértice  $p_i$ .

En otra realización alternativa, la función de pesos podría definirse de forma que cada vóxel de la región de interés contribuyese únicamente al vértice más cercano según alguna medida de distancia. En este caso la función de pesos definiría una correspondencia unívoca, ya que cada vóxel de la región de interés quedaría asignado a un único vértice de la malla, el más cercano según la medida de distancia utilizada. En este caso la función de pesos sería de la forma:

$$w_i(v_j) = \begin{cases} 1 & \text{si } \operatorname{argmin}_k [d(v_j, p_k)] = i \\ 0 & \text{si } \operatorname{argmin}_k [d(v_j, p_k)] \neq i \end{cases}$$

A continuación, a partir de la función de pesos asociada a cada vértice (42) de la malla y de los valores de intensidad de los vóxeles (51) pertenecientes a la región de interés (20) se calculan uno o más momentos estadísticos asociados a cada vértice. En la realización preferida los momentos estadísticos calculados son la media y la varianza ponderados según la función de pesos correspondiente a cada vértice:

$$\mu_i = \frac{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j) \cdot I(v_j)}{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j)}$$

$$\sigma_i^2 = \frac{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j) \cdot (I(v_j) - \mu_i)^2}{\sum_{j=1}^{N_p} w_i(v_j)}$$

siendo  $I(v_j)$  el valor de intensidad de la imagen en el vóxel  $v_j$ , y  $\mu_i$ ,  $\sigma_i^2$  la media y varianza, ponderadas según la función de pesos  $w_i$ , que se asignarían al vértice  $p_i$ .

En dicha realización, la media  $\mu_i$  contiene información acerca del grado de viabilidad del miocardio en el entorno del vértice  $p_i$ , mientras que la varianza  $\sigma_i^2$  da información sobre la dispersión de los valores de la imagen en dicho entorno. Por tanto ambos momentos son relevantes para la generación de una visualización útil para el apoyo al diagnóstico, ya que la media permite distinguir entre regiones del miocardio con tejido completamente viable, completamente no-viable, o situaciones intermedias, mientras que la varianza aporta información acerca de la heterogeneidad del tejido.

En realizaciones alternativas puede también calcularse algún tipo de medida de la confianza estadística de dichos momentos. Por ejemplo, a partir del número de vóxeles que han contribuido con un peso no nulo al cálculo de la media  $\mu_i$  y la varianza  $\sigma_i^2$  puede calcularse, para un nivel de confianza deseado, el intervalo de confianza para ambos momentos.

Para poder visualizar adecuadamente la información contenida en los momentos estadísticos asignados a cada vértice, así como en las medidas de confianza estadística de dichos momentos en algunas realizaciones, es necesario convertirlos en uno o más parámetros de visualización, que pueden ser por ejemplo los colores con los que se representará cada vértice de la malla.

En la realización preferida, en la que los momentos estadísticos asignados a cada vértice son la media y la varianza en un entorno de vóxeles alrededor del vértice en cuestión, los parámetros de visualización utilizados son colores dentro del espacio de color HSV (*Hue-Saturation-Value* o Tono-Saturación-Valor). A cada vértice se le asigna un color con saturación y valor del 100%, y con un tono que varía de forma lineal desde el 0% (tono rojo) correspondiente al mínimo valor de  $\mu_i$  para  $i = 1 \dots N_p$  y el 83% (tono morado) correspondiente al máximo valor de  $\mu_i$  para  $i = 1 \dots N_p$ .

La Fig. 6 muestra la visualización (60) generada a partir de la malla tridimensional (41) y de los parámetros de visualización asociados a cada uno de sus vértices. Como parte de la visualización se puede apreciar la función de transferencia (62) lineal que convierte los valores de  $\mu_i$  asociados a cada vértice en colores dentro del espacio de color HSV.

En una realización alternativa, podrían asignarse como parámetros de visualización el color dentro del espacio de color HSV, pero utilizando en la asignación a cada vértice tanto el valor de la media  $\mu_i$  como el de la varianza  $\sigma_i^2$ . Para ello el tono (H) de cada vértice se elegiría a partir de  $\mu_i$  de igual forma que en la realización alternativa, pero el valor (V) variaría entre el 0% y el 100% según  $\sigma_i^2$ .

En realizaciones alternativas, en las que además de uno o más momentos estadísticos, se haya calculado alguna medida de la confianza estadística de los mismos, podrían calcularse los parámetros de visualización de cada vértice a partir no solo de los momentos estadísticos, sino también de las medidas de confianza de para los mismos.

La visualización (60) es interactiva en cuanto que el usuario puede interactuar con ella para girar, desplazar, ampliar o reducir la visualización de la malla poligonal. Asimismo, también puede modificarse de forma interactiva la función de transferencia que determina los colores utilizados para visualizar los valores de los vértices de la malla, para así poder ajustar el contraste deseado entre las zonas con información de interés.

En la realización preferida la visualización incluye además información relativa a la orientación de la superficie representada con respecto al cuerpo del paciente, utilizando para ello la información disponible sobre la orientación (15) de los tres ejes principales de la imagen respecto al cuerpo del paciente.



En realizaciones alternativas pueden incluirse, antes de la visualización, etapas de suavizado o simplificación de la malla, con el objetivo de mejorar su aspecto visual o de reducir el número de vértices. Para ello pueden utilizarse métodos existentes en el estado de la técnica, como por ejemplo los que describe la patente US7365745.

5 **Aplicación industrial**

Como ya se ha mencionado en apartados anteriores, esta invención puede aplicarse en el desarrollo de herramientas de visualización para el apoyo al diagnóstico o a la planificación de intervenciones quirúrgicas o terapéuticas.

10 Concretamente, esta invención puede utilizarse para generar mapas del sustrato miocárdico de ciertos tipos de arritmias, como las taquicardias ventriculares, a partir de imágenes tridimensionales adquiridas mediante técnicas de imagen médica no invasivas. Al ser un método que se basa únicamente en información adquirida de forma no invasiva, puede ser utilizado como apoyo en la elección de terapia tanto en pacientes con trastornos del ritmo cardiaco, como en pacientes susceptibles de sufrir dichos trastornos.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

## REIVINDICACIONES

5 1. Un método para visualizar la información contenida en imágenes tridimensionales del corazón, consistente en los siguientes pasos:

1. obtener mediante alguna técnica no invasiva una imagen tridimensional de al menos una parte del corazón,
2. definir una región de interés dentro de la imagen tridimensional,
- 10 3. definir una superficie sobre la que se visualizará la información,
4. generar una malla de polígonos tridimensional que represente dicha superficie, compuesta por vértices y arcos que conectan dichos vértices,
- 15 5. asignar parámetros de visualización a los vértices de la malla de polígonos tridimensional,
6. generar una visualización interactiva a partir de la malla tridimensional y de los parámetros de visualización asignados a sus vértices,

20 que se **caracteriza** por:

- a) la imagen tridimensional presenta contraste según una característica anatómica o funcional de los tejidos de interés del corazón,
- 25 b) la región de interés dentro del corazón es definida por un experto a partir de criterios anatómicos y funcionales,
- c) la superficie sobre la que se lleva a cabo la visualización se define por un experto, de forma independiente a la región de interés,
- 30 d) para cada vértice de la malla poligonal, se define una función de pesos que indica la contribución de cada vóxel de la región de interés al citado vértice,
- 35 e) a cada vértice se le asocian, a partir de la función de pesos asociada a dicho vértice y de los valores de intensidad de los vóxeles, uno o más momentos estadísticos,
- f) para cada vértice se calculan uno o más parámetros de visualización a partir de los momentos estadísticos asociados a dicho vértice.

40 2. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que la imagen tridimensional mencionada en a) presenta contraste según la viabilidad del tejido miocárdico.

45 3. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que la imagen tridimensional mencionada en a) es adquirida mediante la técnica de Resonancia Magnética Nuclear.

4. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que la región de interés mencionada en b) delimita el miocardio del ventrículo izquierdo del corazón.

50 5. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que la superficie mencionada en c) coincide con el contorno interior de la región de interés definida en b).

55 6. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que la superficie mencionada en c) coincide con el contorno exterior de la región de interés definida en b).

7. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que el experto mencionado en b) es un sistema experto automatizado implementado mediante un programa de ordenador.

60 8. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que el experto mencionado en c) es un sistema experto automatizado implementado mediante un programa de ordenador.

9. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que la función de pesos mencionada en d) utiliza alguna medida de distancia entre los vértices de la malla poligonal y los vóxeles de la imagen.

65 10. Un método según lo descrito en la reivindicación 9, en el que la medida de distancia utilizada es la distancia euclídea entre los vértices de la malla poligonal y los vóxeles de la imagen.

11. Un método según lo descrito en la reivindicación 10, en el que la función de pesos asigna pesos decrecientes con el valor de la distancia euclídea entre los vértices de la malla poligonal y los vóxeles de la imagen.

5 12. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que los momentos estadísticos mencionados en e) incluyen al menos la media.

13. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que los momentos estadísticos mencionados en e) incluyen al menos la varianza.

10 14. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que el paso e) comprende además el cálculo de una o más medidas de confianza estadística de los momentos mencionados en e).

15 15. Un método según lo descrito en la reivindicación 14, en el que para el cálculo de los parámetros de visualización mencionados en f) se utilizan tanto los momentos estadísticos como las medidas de confianza mencionadas en la reivindicación 14.

16. Un método según lo descrito en la reivindicación 1, en el que los parámetros de visualización mencionados en f) incluyen al menos el color utilizado para representar cada vértice de la malla.

20 17. Un método según lo descrito en la reivindicación 16, en el que el cálculo de los colores se hace en el espacio de color HSV (Tono-Saturación-Valor).

25

30

35

40

45

50

55

60

65

Fig. 1

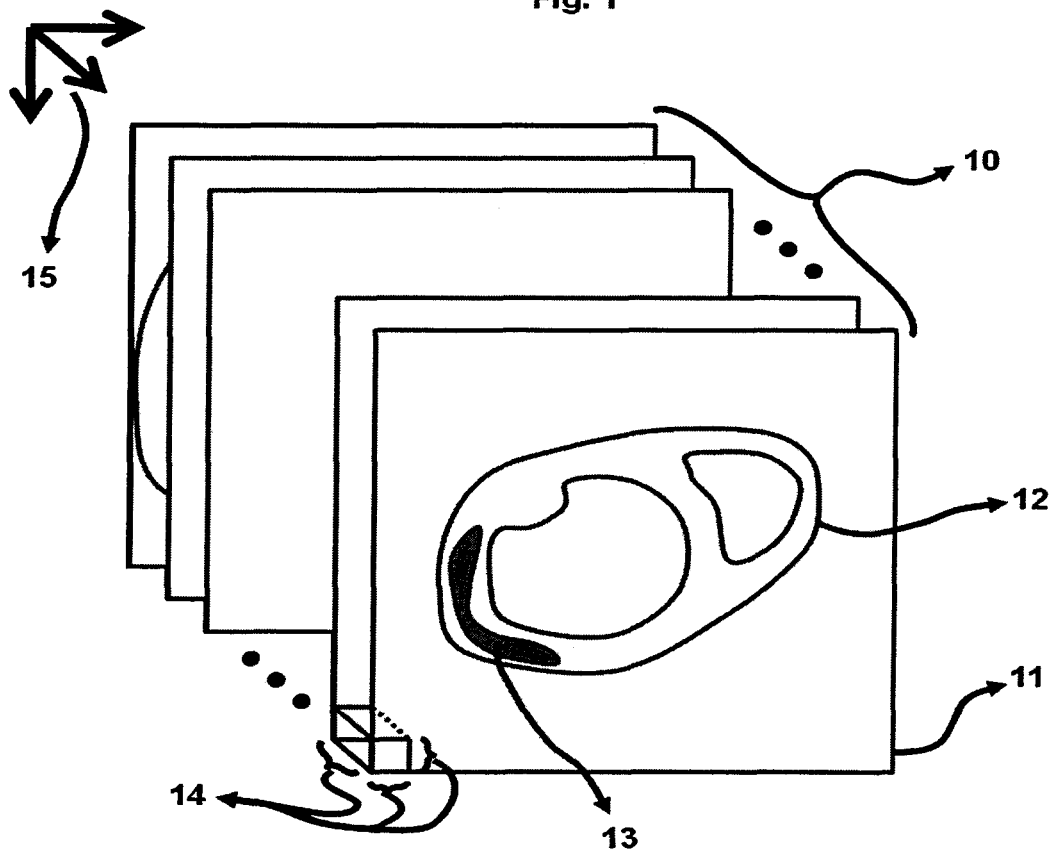
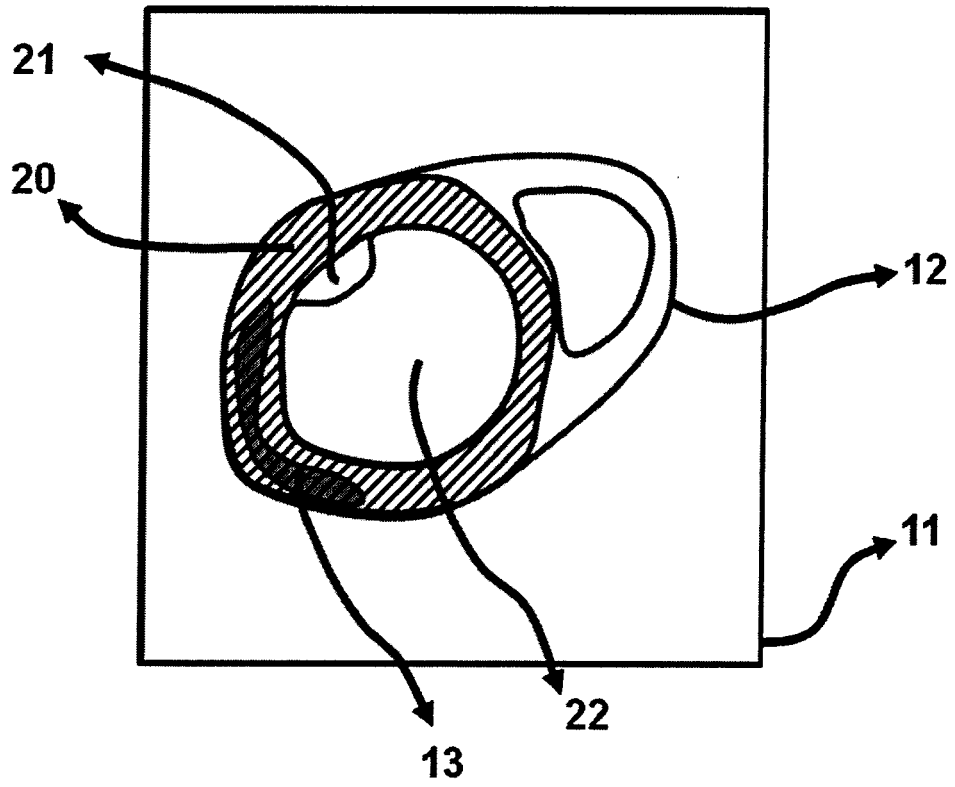


Fig. 2



**Fig. 3**

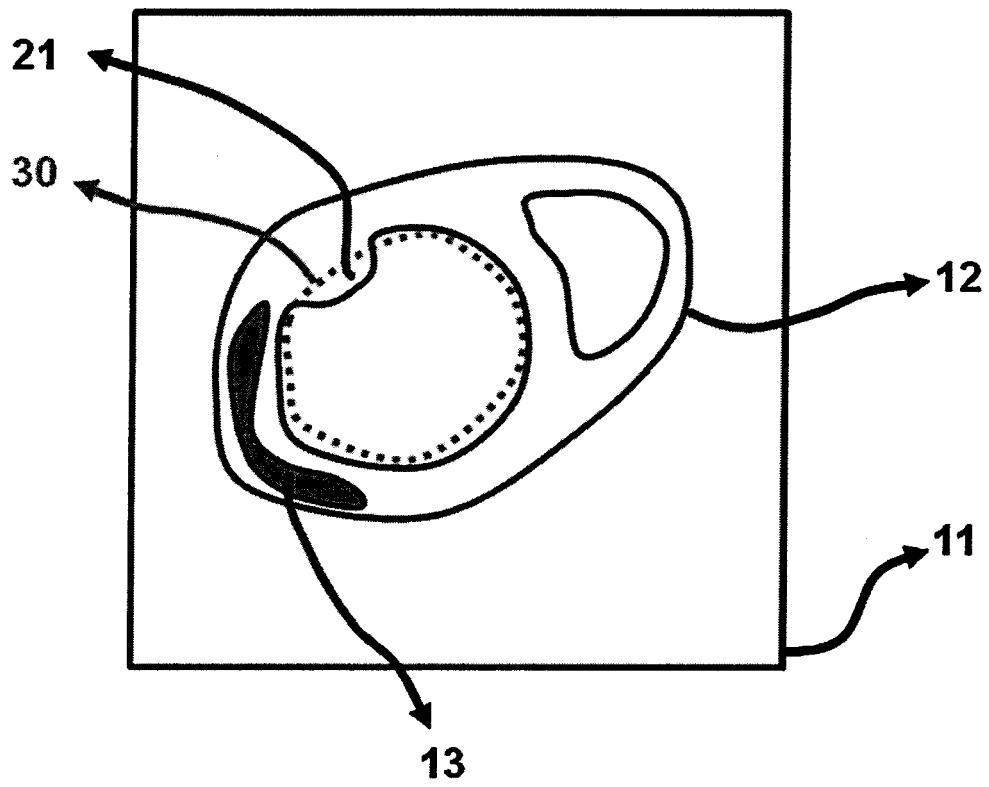


Fig. 4

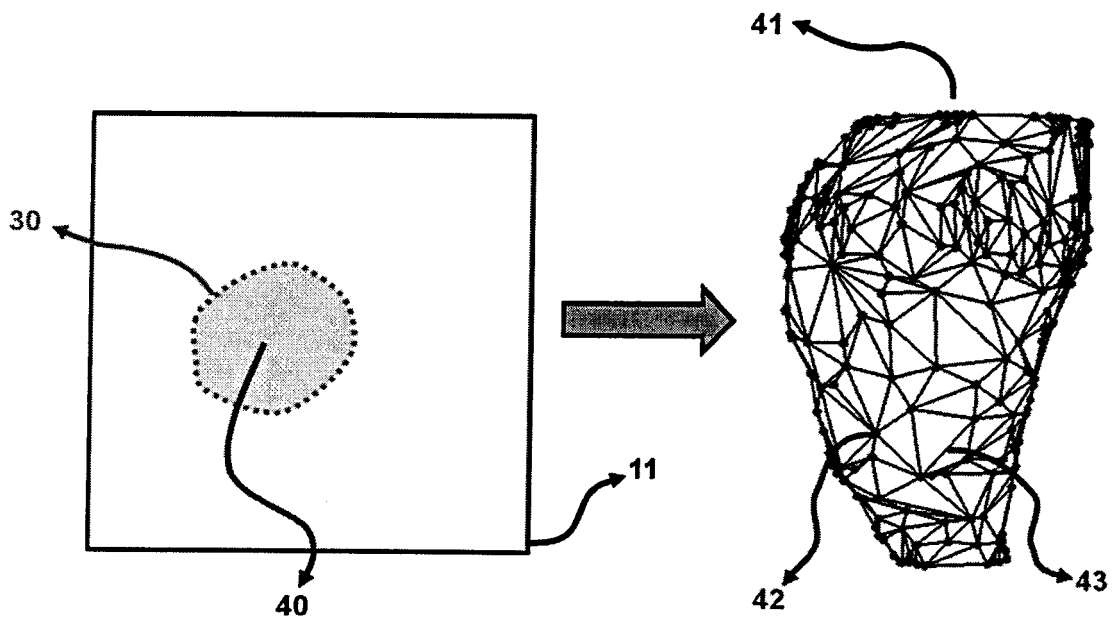
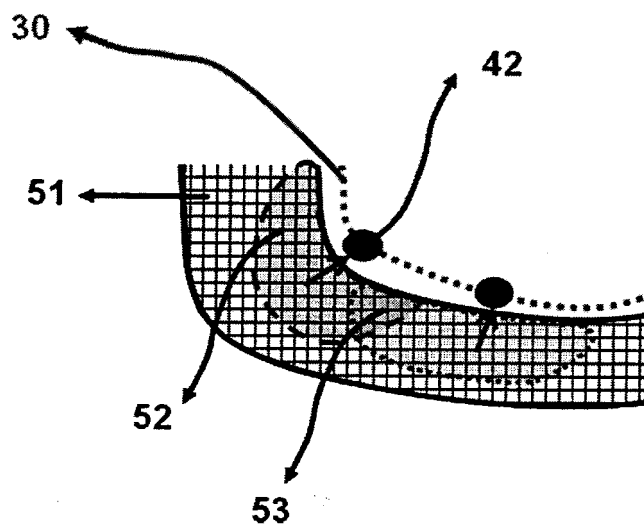
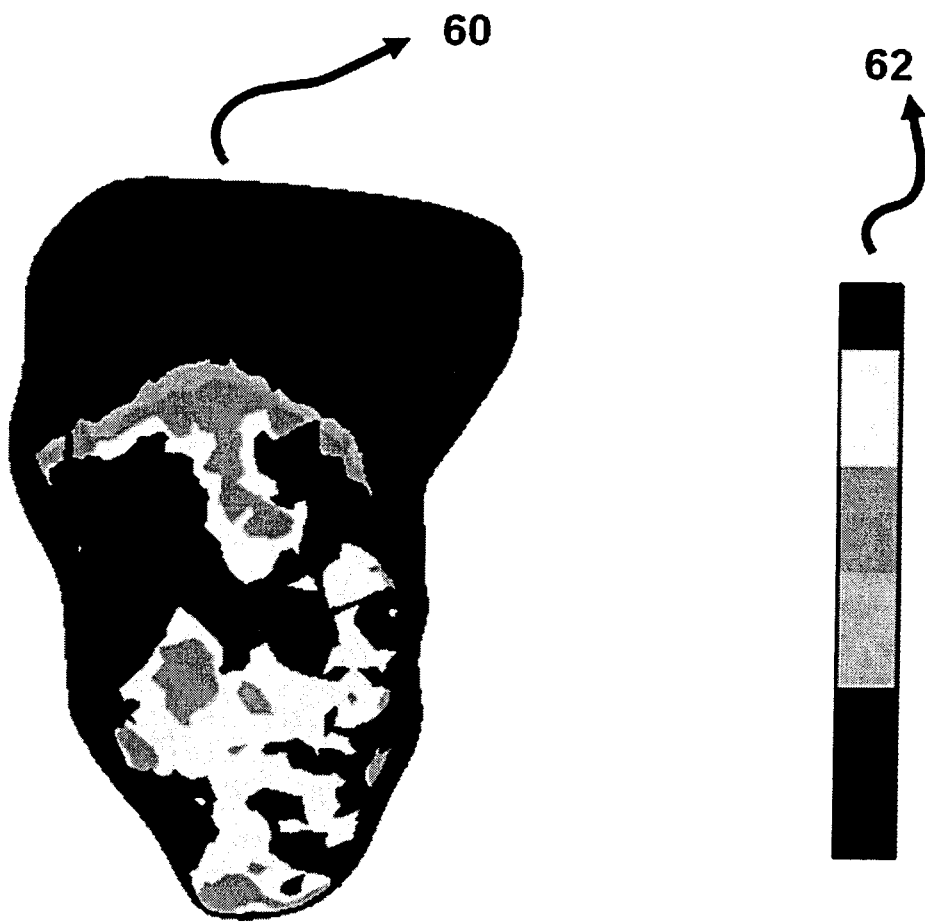


Fig. 5





**Fig. 6**





OFICINA ESPAÑOLA  
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

②① N.º solicitud: 201000363

②② Fecha de presentación de la solicitud: 18.03.2010

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

Categoría	Documentos citados	Reivindicaciones afectadas
A	DE 102006013476 A1 (SIEMENS AG) 04.10.2007, todo el documento.	1-17
A	DE 10340544 A1 (SIEMENS AG) 31.03.2005, reivindicaciones 1-24.	1-17
A	US 20090190811 A1 (ZHENG et al.) 30.07.2009, todo el documento.	1-17
A	WO 2009031081 A2 (KONINK. PHILIPS ELECTRONICS) 12.03.2009, todo el documento.	1-17
A	TOPS et al. "Fusion of multislice computed tomography imaging with three-dimensional electroanatomic mapping to guide radiofrequency catheter ablation procedures", Heart Rhythm, Elsevier US, vol. 2, nº 10, octubre 2005, páginas 1076-1081.	1-17
A	TOPS et al. "Fusion of electroanatomical activation maps and multislice computed tomography to guide ablation of a focal atrial tachycardia in a Fontan patient", Journal of Cardiovascular Electrophysiology, abril 2006, vol.17, nº 4, páginas 431-434.	1-17
A	DEN UJIL et al. "Real-time integration of intracardiac echocardiography and multislice computed tomography to guide radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation", Heart Rhythm, Elsevier US, vol. 5, nº 10, octubre 2008, páginas 1403-1410.	1-17

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  
30.11.2011

Examinador  
A. Cárdenas Villar

Página  
1/5

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

**G06T15/00** (2011.01)

**G06T17/00** (2006.01)

**A61B19/00** (2006.01)

Documentación mínima buscada (sistema de clasificación seguido de los símbolos de clasificación)

G06T, A61B

Bases de datos electrónicas consultadas durante la búsqueda (nombre de la base de datos y, si es posible, términos de búsqueda utilizados)

INVENES, EPODOC, WPI, INSPEC, NPL, BIOSIS, MEDLINE

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 30.11.2011

**Declaración**

<b>Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986)</b>	Reivindicaciones 1 - 17	<b>SI</b>
	Reivindicaciones	<b>NO</b>
<b>Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986)</b>	Reivindicaciones 1 - 17	<b>SI</b>
	Reivindicaciones	<b>NO</b>

Se considera que la solicitud cumple con el requisito de aplicación industrial. Este requisito fue evaluado durante la fase de examen formal y técnico de la solicitud (Artículo 31.2 Ley 11/1986).

**Base de la Opinión.-**

La presente opinión se ha realizado sobre la base de la solicitud de patente tal y como se publica.

**1. Documentos considerados.-**

A continuación se relacionan los documentos pertenecientes al estado de la técnica tomados en consideración para la realización de esta opinión.

Documento	Número Publicación o Identificación	Fecha Publicación
D01	DE 102006013476 A1 (SIEMENS AG) 04.10.2007, todo el documento.	
D02	DE 10340544 A1 (SIEMENS AG) 31.03.2005, reivindicaciones 1-24.	
D03	US 20090190811 A1 (ZHENG et al.) 30.07.2009, todo el documento.	
D04	WO 2009031081 A2 (KONINK. PHILIPS ELECTRONICS) 12.03.2009, todo el documento.	
D05	TOPS et al. "Fusion of multislice computed tomography imaging with three-dimensional electroanatomic mapping to guide radiofrequency catheter ablation procedures", Heart Rhythm, Elsevier US, vol.2, nº 10, octubre 2005, páginas 1076-1081.	
D06	TOPS et al. "Fusion of electroanatomical activation maps and multislice computed tomography to guide ablation of a focal atrial tachycardia in a Fontan patient", Journal of Cardiovascular Electrophysiology, abril 2006, vol.17, nº 4, páginas 431-434.	
D07	DEN UJIL et al. "Real-time integration of intracardiac echocardiography and multislice computed tomography to guide radiofrequency catheter ablation for atrial fibrillation", Heart Rhythm, Elsevier US, vol. 5, nº 10, octubre 2008, páginas 1403-1410.	

**2. Declaración motivada según los artículos 29.6 y 29.7 del Reglamento de ejecución de la Ley 11/1986, de 20 de marzo, de Patentes sobre la novedad y la actividad inventiva; citas y explicaciones en apoyo de esta declaración**

La solicitud de patente en estudio tiene una reivindicación independiente, la nº 1, de la que dependen, directa o indirectamente, todas las demás y que se refiere a un método para visualizar la información contenida en imágenes tridimensionales del corazón obtenidas mediante técnicas de imagen médica no invasivas. El método incluye las etapas de definición de una región de interés dentro del corazón, definición de una superficie sobre la que se visualizará la información, generación de una malla de polígonos tridimensional compuesta de vértices (para cada vértice se calculan uno o más parámetros de visualización a partir de los momentos estadísticos asociados a cada uno) y arcos que representa dicha superficie y, finalmente, generación de visualización interactiva. Las reivindicaciones dependientes 2 – 8 se refieren a la imagen tridimensional original, a la definición de la región de interés y a la superficie sobre la que se lleva a cabo la visualización. El resto de reivindicaciones (9 – 17) se refieren a características técnicas del proceso de cálculo para los vértices de la malla de polígonos.

Los documentos D01 – D07 reflejan diferentes aspectos del estado de la técnica.

Así, por ejemplo, el documento D01 describe un método para la visualización con exactitud posicional de regiones tisulares seleccionadas junto con datos anatómicos de alta resolución durante intervenciones invasivas de órganos. Realiza un proceso de segmentación de una sección de tejido que contiene una zona de interés y, a través de un proceso de tratamiento de datos de imagen, permite la representación tridimensional reconstruida de la zona tisular. Este método permite la representación exacta de la posición de una zona de tejido de interés con una alta desintegración de datos anatómicos.

El documento D02 describe un procedimiento y un dispositivo para el apoyo visual en intervenciones de catéter en el corazón que utiliza información de imágenes tridimensionales del corazón obtenidas a partir de técnicas de resonancia magnética y tomografía computerizada. A partir de estos datos de imagen, mediante un proceso de segmentación, se extrae la configuración de la superficie 3D de las zonas de tejido de interés; estos nuevos datos de imagen 3D seleccionados se hacen corresponder, durante la aplicación del catéter, a los datos electro-anatómicos de cartografía 3D. Finalmente, los datos de imagen 3D seleccionados y los datos cartográficos se visualizan superpuestos en posición y dimensión correcta.

El documento D03 se refiere a un método para la segmentación de la superficie del endocardio del ventrículo izquierdo en un volumen cardíaco tridimensional que incluye un proceso de generación de una malla de representación de la superficie de interés.

El documento D04 describe un procedimiento específico de visualización de elementos de volumen o vóxeles de aplicación en el tratamiento de imágenes médicas.

Los documentos D05 y D06 se refieren a la fusión de imágenes de tomografía computerizada multicapa con el mapeo electro-anatómico para guiar procedimientos de ablación mediante catéter por radiofrecuencia.

El documento D07, también de aplicación en intervenciones de ablación mediante catéter por radiofrecuencia, se ocupa de la integración en tiempo real de los datos de eco-cardiografía intracardiaca y los obtenidos por tomografía computerizada.

Aunque los documentos citados cubren diferentes aspectos del estado de la técnica se considera que no anticipan las características técnicas de la invención reivindicadas en la solicitud en estudio y no afectan ni a la novedad ni a la actividad inventiva según lo especificado en los artículos 6 y 8 de la Ley de Patentes.