



19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 350 045**

51 Int. Cl.:

**G01S 15/89** (2006.01)

**A61B 8/08** (2006.01)

**A61B 8/14** (2006.01)

**G06T 17/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **04821950 .5**

96 Fecha de presentación : **25.11.2004**

97 Número de publicación de la solicitud: **1680690**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **19.07.2006**

54

Título: **Método y aparato para detectar movimientos de objetos.**

45

Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**17.01.2011**

45

Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**17.01.2011**

73

Titular/es: **TOMTEC IMAGING SYSTEMS GmbH**  
**Edisonstrasse 6**  
**85716 Unterschleissheim, DE**

72

Inventor/es: **Monaghan, Mark;**  
**Baumann, Rolf;**  
**Schreckenberg, Marcus;**  
**Rossmann, Alexander y**  
**Kapetanakis, Stam**

74

Agente: **Lehmann Novo, María Isabel**

ES 2 350 045 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

Método y aparato para detectar movimientos de objetos.

### Campo de la invención

La presente invención se refiere a un método y aparato para visualizar y detectar movimientos de objetos, preferentemente los movimientos de tejido muscular durante el ciclo cardíaco, más preferentemente a un método ultrasónico y aparato para visualizar y detectar los movimientos de partes de tejido muscular, tales como el modelo de contracción de ventrículos y aurículas, de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación independiente 1 y la reivindicación independiente 11. Más concretamente, la invención se refiere a un método y un aparato para visualizar el modelo de contracción del corazón de un cuerpo humano o animal y para presentar una representación gráfica de la superficie de, por ejemplo, una cámara cardíaca con el fin de detectar si presenta una contracción sincrónica o asíncrona.

### Antecedentes de la invención

Actualmente, se conocen métodos y aparatos para la creación ultrasónica de imágenes tridimensionales, en donde un objeto se escanea por medios de escaneado de imágenes ultrasónicas de dos o tres dimensiones, con el fin de adquirir imágenes de sección transversal del objeto, en donde el tiempo de adquisición discreto de cada imagen de sección transversal se registra junto con la información de la imagen. En adelante, cada una de dichas imágenes de sección transversal se digitaliza y registra junto con su correspondiente posición y tiempo de adquisición. Asimismo, es conocido en la técnica anterior la transformación de dichas imágenes de sección transversal en un conjunto de datos de dos o tres dimensiones, utilizando técnicas de presentación de volúmenes y/o reconstrucción de superficies y mostrar el conjunto de datos tridimensional, en el transcurso del tiempo, mostrando, de este modo, una representación gráfica del objeto escaneado, en una manera tridimensional, que puede ser objeto de animación visualizando la representación tridimensional en estos tiempos de adquisición discretos. También es bien conocido en la técnica anterior adquirir datos volumétricos con la correspondiente resolución en espacio y en tiempo.

El documento EP 0961 135 A1, que constituye el más reciente documento de la técnica anterior, da a conocer un método y un aparato para generar rápidamente un modelo de volumen de estructura alámbrica del objeto escaneado y cómo mostrar la superficie del objeto mediante interpolación sobre el modelo de volumen de estructura mallada. De este modo, es posible visualizar, por ejemplo, el corazón de un paciente, de forma tridimensional, así como su movimiento, en el transcurso del tiempo, en una carcasa de superficie de realidad virtual.

No obstante, el escaneado ultrasónico del corazón (ecocardiografía) ha presentado dificultades especiales y problemas debido al movimiento relativamente complejo del corazón y cambios dinámicos en la configuración del corazón, que se producen durante el ciclo cardíaco. Debido a estos problemas y otros, históricamente el escaneado ultrasónico cardíaco ha estado limitado a la creación de imágenes de dos o tres dimensiones, en donde no fue posible, de una manera aceptable, ver o visualizar la contracción miocar-

dial a través del ciclo cardíaco. Para los cardiólogos y electro-fisiólogos, es muy importante conocer el modelo de contracción del músculo cardíaco, en particular, ventrículos y aurículas. Una contracción sincrónica periódica da lugar a resultados óptimos en la función cardíaca, perturbaciones en la conducción inter-ventricular o intraventricular pueden dar lugar a una contracción asíncrona de las cámaras cardíacas y de este modo, reducir la función y la eficiencia del corazón. Los métodos actuales para evaluar la contracción asíncrona están limitados y exigen una mano de obra excesiva. Hasta ahora, la propagación de la contracción de la superficie interior de las cámaras cardíacas fue examinada a través de otras modalidades de creación de imágenes, tales como CT o MRI (Creación de Imágenes por Resonancia Magnética). No obstante, estas técnicas no están tan difundidas como la adquisición y análisis del movimiento de las paredes de las cámaras del corazón y son exigentes en tiempo y complejas.

Actualmente, las técnicas de MRI y CT son capaces de proporcionar la distribución de parámetros estática visualizando, de este modo, el modelo de contracción de los ventrículos, de forma bidimensional, utilizando la codificación de colores (creación de imágenes funcionales). Un inconveniente es el número limitado de colores que se pueden diferenciar por un ojo humano. Además, la interpretación de mapas de colores suele ser no intuitiva con respecto a diferencias locales. Por ejemplo, no existe ninguna interpretación natural para que el color "amarillo" sea más grande o más pequeño que el color "verde". Un procedimiento adecuado es el uso de un mapa de colores con un número limitado de colores (por ejemplo, azul y rojo) y transiciones suaves. Sin embargo, aunque la interpretación se hace más intuitiva, la diferenciación entre niveles de colores próximos se hace más difícil. De este modo, en condiciones normales, solamente un intervalo limitado de valores es objeto de mapeado a la vez, sin una visión global de la propagación de la contracción de la superficie del corazón.

Además, el documento EP-A-1 430 837 describe un aparato ultrasónico adecuado para visualizar los modelos de contracción utilizando un creado de información de desplazamiento y calculando una magnitud de desplazamiento para respectivos sitios sobre la superficie de un tejido objetivo en la telediástole.

Por último, el documento US-A-5 568 811 describe la medición de los movimientos de estructuras tisulares estableciendo una correlación entre zonas seleccionadas entre al menos dos instantes de tiempo y la visualización de dicha estructura tisular y su estimación de características del movimiento.

### Objetivo de la invención

Por lo tanto, es un objetivo de la invención dar a conocer un método ultrasónico y un aparato para detectar movimientos de objetos de una manera rápida y fiable, especialmente para describir un método y aparato que permite una evaluación rápida y reproducible de la contracción de un vaso sanguíneo, tal como un músculo cardíaco, en particular para visualizar la propagación de la onda de contracción a través de la superficie del corazón de un ser humano, en el transcurso del tiempo, especialmente la superficie interior de las cámaras cardíacas.

Al mismo tiempo, es un objetivo de la presente invención dar a conocer un método y un aparato que

obtiene la información antes descrita, no invasiva y rápida, para reducir el tiempo de examen siendo, de este modo lo más exacto posible.

#### Sumario de la invención

Los objetos de la invención se resuelven mediante las características caracterizantes de las reivindicaciones 1 y 11. Formas de realización preferibles se reivindican dentro de las subreivindicaciones y se especifican, además, como sigue:

En una forma de realización preferida, se utilizan medios de escaneado de imágenes bidimensionales de tipo ultrasónicos para adquirir imágenes de sección transversal bidimensionales de dicho objeto. Sin embargo, es además posible utilizar un medio de escaneado de imágenes ultrasónico tridimensional para adquirir imágenes de sección transversal tridimensionales, que son volúmenes de dicho objeto. El término "imagen de sección transversal" abarca, por lo tanto, ambas posibilidades.

Aunque la invención utiliza técnicas conocidas para obtener un conjunto de datos tridimensional con el fin de visualizar los contornos del objeto bajo examen, por ejemplo, el corazón durante un ciclo cardíaco, es ahora sorprendentemente posible, utilizando un aparato ultrasónico para visualizar el movimiento de la superficie interior de las cámaras cardíacas, durante el ciclo cardíaco. Con el fin de obtener información singular sobre la sincronización de la contracción del corazón para cada subconjunto o segmento de la superficie del corazón, la presente invención separa dichos datos tridimensionales en una pluralidad de unidades volumétricas y calcula el cambio de volumen para poder obtener información de nivel de una unidad de superficie pequeña y discreta del objeto. Mediante dicho método, es posible visualizar el frente de contracción de las cámaras cardíacas de un ser humano en una forma de tres o cuatro dimensiones.

#### Descripción de las formas de realización preferidas

Preferentemente, la información de nivel de cada una de las superficies unitarias es una gama de colores o una gama de valores de gris con el fin de visualizar fácilmente en qué "nivel o localización" está la superficie de cada unidad volumétrica. El conjunto de datos tridimensionales es preferentemente separado en una pluralidad de unidades volumétricas utilizando un centro de gravedad dentro del objeto bajo examen y enlazando todas las esquinas de dicha superficie unitaria con el centro de gravedad. De este modo, el objeto completo es separado en dicha pluralidad de unidades volumétricas, siendo cada una un segmento tridimensional del objeto bajo examen.

Al mismo tiempo, es conveniente separar, además, la información de nivel utilizando bordes de niveles discretos y asignando un número limitado de colores, preferentemente dos o tres, a dicha información de nivel discreto. De este modo, es posible visualizar dos o tres posiciones de la superficie de cada unidad volumétrica de una manera sencilla indicando, de este modo, si la superficie está en un estado "contraído" o en un estado "expandido". Visualizando la información de nivel, de forma tridimensional o bidimensional, en el transcurso del tiempo, es posible visualizar el movimiento de la superficie del objeto como la propagación de una onda de contracción sobre la superficie de un corazón, durante el ciclo cardíaco.

Todavía más preferentemente, las superficies unitarias solas, con su correspondiente información de

nivel, se visualizan bidimensionalmente, en un mapa bidimensional, utilizando métodos de transformación bidimensional que son conocidos por sí mismos.

Visualizando el objeto tridimensional de forma bidimensional (como el mapamundi bidimensional de la Tierra), es posible visualizar el movimiento de cada segmento de la superficie del objeto mediante una representación en color de la superficie bidimensional del segmento. Puesto que los bordes entre los colores se desplazarán a través de la imagen bidimensional, es posible seguir, por ejemplo, la onda de propagación de la contracción de una cámara cardíaca.

Según una forma de realización preferida de la presente invención, la propagación de dicha información de nivel se visualiza, en el transcurso del tiempo, en dicho mapa bidimensional, en donde se pueden visualizar, además, vectores de propagación bidimensionales. Utilizando la longitud y la dirección de dichos vectores de propagación bidimensionales, es posible visualizar la dirección, la magnitud y la velocidad del cambio de volumen de las respectivas unidades volumétricas así como sus respectivas posiciones principales y sus números en dicho mapa. Si una pluralidad de unidades volumétricas próximas se desplazan, al mismo tiempo, y en la misma dirección, pero antes o después, de las unidades volumétricas en otros lugares del objeto, el vector de propagación tendrá una dirección desde el primer grupo de unidades volumétricas al segundo grupo de unidades volumétricas, en donde la longitud del vector de propagación es una medida para la velocidad de la propagación de la onda y/o la diferencia en el cambio de volumen. En este caso, el cambio de volumen de cada unidad volumétrica se calcula preferentemente mediante la aplicación de algoritmos de reducción de ruido, algoritmos de ampliación de bordes y/o algoritmos de reducción de artefactos espaciales.

Los tiempos de adquisición discretos, para un objeto cardíaco, se seleccionan preferentemente de acuerdo con un algoritmo que considera las variaciones del ciclo cardíaco mediante sincronismo electrocardiográfico y/o variaciones del ciclo respiratorio mediante medidas de la impedancia. Estos se suelen conocer en la técnica anterior.

Los medios de cálculo son, preferentemente, capaces de definir un centro de gravedad que es una esquina de todas las unidades volumétricas, en donde otras esquinas están todas ellas incluidas en la superficie del objeto. De este modo, está garantizado que un cambio en volumen de cada unidad volumétrica de lugar a un cambio de nivel de la respectiva superficie unitaria. Dichos medios separan dicha información de nivel, preferentemente utilizando bordes de niveles discretos y asignando un número limitado de colores, preferentemente dos o tres a dicha información de nivel tipo discreto. Al mismo tiempo, medios de transformación realizan la transformación de dicha superficies unitarias, con sus respectiva información de nivel, en un mapa bidimensional en el transcurso del tiempo utilizando métodos de transformación bidimensionales conocidos y dichos medios de visualización muestran, preferentemente, la información de nivel en forma bidimensional.

Además, el aparato comprende, preferentemente, medios de sincronismo electrocardiográfico y medios de iniciación respiratoria para escanear dinámicamente objetos cardíacos. Al mismo tiempo, dicho aparato tiene medios de visualización que son capaces de vi-

sualizar el mapa bidimensional de la presente invención y un mapa bidimensional de un sistema de mapeado electrofisiológico, siendo capaces, de este modo, de comparar la propagación del nivel de potencial y la propagación del nivel de contracción de cada segmento de la superficie de un corazón con el fin de proporcionar información fiable para la diagnosis del corazón para un médico.

Algunas formas de realización preferidas de la presente invención serán descritas en conjunción con los dibujos adjuntos como sigue:

La Figura 1a representa una adquisición ecocardiográfica por endoscopio,

La Figura 1b representa el principio de adquisición de imágenes de sección transversal de un corazón, en forma secuencial,

La Figura 2 representa un ejemplo de una sonda de transductor tridimensional,

La Figura 3 representa, de forma esquemática, la superficie segmentada de un objeto tridimensional,

La Figura 3a representa un segmento de la Figura 3 separado en una pluralidad de unidades volumétricas,

La Figura 3b representa una unidad volumétrica de la Figura 3a,

La Figura 4 representa el cambio de volumen de la unidad volumétrica de la Figura 3b en el transcurso del tiempo,

La Figura 5 representa un segmento parcial del objeto de la Figura 3, con líneas de iguales niveles de contracción en diferentes momentos,

La Figura 6 representa una vista bidimensional del objeto representado en la Figura 3/Figura 5 y

La Figura 7 muestra 6 representaciones tridimensionales y bidimensionales del objeto representado en la Figura 3 en 6 tiempos de adquisición diferentes.

La Figura 1 representa un objeto 1 tal como un órgano interno o tejido (v.g., corazón) que es escaneado por un haz ultrasónico 8 de medios de escaneado 4, tales como un transductor que está incorporado dentro de una sonda situada en una vena o arterias adyacentes al objeto 1 (tal como en el esófago adyacente a la cámara cardíaca), en donde los medios de escaneado 4 están enlazados con medios de procesamiento (no representados) por una conexión de endoscopio 3 dentro de la trayectoria endoscópica 2. La sonda transesofágica 4 aloja un transductor de matriz rotacional, en un extremo distal de un endoscopio estándar. El plano de escaneado puede girarse continuamente, en un ángulo de 180°, comenzando desde una posición de creación de imágenes longitudinal mediante un mando de control, situado en el mango de mando del ecoscopio. Las secciones transversales cardíacas abarcan un volumen de forma cónica con su vértice con origen en el transductor (comparar también con la Figura 1b). A continuación, se activa un motor paso a paso mediante la lógica de regulación, que controla la adquisición de imagen en un plano dado mediante un algoritmo que considera la variación del ciclo cardíaco mediante el sincronismo denominado ECG-gating 5 y la variación de los ciclos respiratorios mediante la medición de la impedancia. Para cada posición del corazón (p.e., sístole y diástole), el corazón es escaneado adquiriendo una serie de secciones transversales 6 obteniendo, de este modo, un conjunto de imágenes de sección transversal 7 que pertenecen a una determinada posición del corazón (que es similar a una imagen estroboscópica que represente una determina-

posición del corazón en cada tiempo de adquisición t1, t2, ... t6).

La Figura 1b representa una vista ampliada del principio de adquisición de secciones transversales secuenciales 6. Un transductor 4, que está enlazado con el ordenador, mediante una conexión endoscópica 3 escanea el corazón 1 constituido por el ventrículo izquierdo 11 y el ventrículo derecho 10 adquiriendo todos los planos de adquisición 9 a través del haz ultrasónico 8 con el barrido, de este modo, del haz ultrasónico en una dirección S.

La Figura 2 representa un ejemplo de un medio de escaneado de imagen ultrasónico tridimensional, tal como una sonda transtorácica 24 que es capaz de adquirir una matriz 23 de elementos de imagen en 3-D. En este caso, se pueden adquirir imágenes de sección transversal tridimensionales, es decir volúmenes. Otras técnicas de adquisición de imágenes son también posibles, tal como la sonda-catéter de tipo ultrasónico.

La Figura 3 representa, de forma esquemática, la presentación tridimensional de la superficie del objeto 1 que está dividida en segmentos 11 que tienen bordes de segmentos 12. El volumen tridimensional 16 se puede dividir, además, en una pluralidad de unidades volumétricas 21 teniendo cada una de ellas una superficie unitaria 20. Dicha separación se realiza, preferentemente, enlazando cada esquina (en la Figura 3a, cada unidad volumétrica tiene cuatro esquinas en la superficie) en la superficie con un centro de gravedad 18, que está situado en el interior del volumen tridimensional 16. Según se representa en la Figura 3b, cada unidad volumétrica 21 presenta una superficie unitaria 20 que se expande o contrae a través de varios niveles desde el centro de gravedad 18 que está en una posición fija. Siempre que el volumen tridimensional 16 cambie, el cambio de volumen  $\Delta V$  de cada unidad volumétrica 21 da lugar a un cambio de nivel de la superficie unitaria 20.

Según se representa en la Figura 3b, los niveles 13, 14 y 15 están divididos por bordes de niveles 10 que son predeterminables. Siempre que el cambio de tiempo  $\Delta T$  sea suficiente para elevar la superficie de la unidad sobre un borde de nivel 10, la superficie recibirá, de acuerdo con una forma de realización preferida de la presente invención, otra información de nivel discreta, tal como otro color. Por lo tanto, es posible asignar, por ejemplo, el color azul al primer nivel 13, el color gris al segundo nivel 15 y el color rojo al tercer nivel 14.

Siempre que la superficie unitaria 20 esté dentro de uno de los tres niveles 13, 14 o 15 antes citados, la superficie será asignada a una determinada información de nivel, por ejemplo, el color azul siendo el primer nivel 13. La respectiva superficie unitaria 20 de la unidad volumétrica 21, según se representa en la Figura 3a, estará entonces coloreada de azul.

La Figura 4 representa el cambio de volumen  $\Delta V$  de tres unidades volumétricas 20a, 20b y 20c (20b de la Figura 3b) en el transcurso del tiempo. Si el ciclo cardíaco de un corazón es examinado, t1 es el tiempo inmediatamente después del final de la diástole, t<sub>p</sub> es el tiempo al final de la sístole y t6 es el tiempo inmediatamente antes de la endiástole. En el tiempo t<sub>p</sub>, la unidad volumétrica 20b ha alcanzado su más bajo volumen, de modo que la superficie unitaria 20b haya alcanzado su más bajo nivel. El tiempo t<sub>p</sub> respectivo no es el tiempo en que todas las unidades volumétri-

cas 20a, 20b o 20c alcanzan su más pequeño volumen sino solamente el tiempo en el que una unidad volumétrica singular 20b alcanza su más bajo volumen. Otras unidades volumétricas 21 alcanzan su más baja "posición" en otros momentos de más bajo volumen  $t_{p2}$ ,  $t_{p3}$  entre  $t1$  y  $t6$ .

Según se puede observar a partir de la Figura 4, todas las unidades volumétricas 20a, 20b y 20c recibieron diferente información de nivel, es decir las primeras unidades volumétricas 20a recibieron la información 14, mientras que el tiempo del más bajo volumen  $t_{p2}$  está en el área 14, las segundas unidades volumétricas 20b (representadas en la Figura 3b) la información 15, mientras que el tiempo de más bajo volumen  $t_{p1}$  está en el área 15 y las terceras unidades volumétricas 20c recibieron la información 13, mientras que el tiempo del más bajo volumen  $t_{p3}$  está en el área 14. Cuando se "desplaza" la información de nivel en el curso del tiempo, cada unidad volumétrica recibirá diferente información de nivel, tal como colores, en el transcurso del tiempo y por lo tanto, es posible visualizar la onda de contracción como una película de imágenes. Desde el punto de vista estadístico, cada unidad volumétrica tiene una determinada "día y fecha"  $\Delta T$ , es decir, el tiempo necesario para alcanzar el momento del más bajo volumen  $t_p$ .

La Figura 5 representa una visualización dinámica de una superficie bidimensional en un espacio tridimensional. El volumen 16 se representa parcialmente en la Figura 5, con los bordes de niveles 10 visualizando los bordes de varios niveles 13, 14 y 15. El primer nivel 13 indica segmentos de paredes que han alcanzado ya su contracción máxima. Desde  $t1$  a  $t2$ , los límites de color se desplazan de modo que el color para el nivel 13 se direcciona al nivel 14 y para  $t3$  direccionado a nivel 15 y así sucesivamente. De este modo, un determinado color indica las zonas que están momentáneamente en su fase de contracción máxima y después de la propagación del color, en el transcurso del tiempo, visualiza el frente de contracción muscular mecánica de la cámara cardíaca. El frente de contracción de la cámara cardíaca se propaga, en el transcurso del tiempo, mientras los diversos segmentos 20 de la superficie interior de la cámara cardíaca se mueven en diferentes momentos en direcciones distintas.

Cuando se transforma la representación tridimensional del volumen 16, según se representa en la Figura 5, en un mapa bidimensional, según se representa en la Figura 6, se utiliza un método de transformación bidimensional. En una forma de realización preferida, el eje de centros 22 del volumen tridimensional se utiliza como el centro del mapa bidimensional, que extiende la superficie del volumen tridimensional, según se representa esquemáticamente por los segmentos 11 y los bordes de segmentos 12.

De este modo, la Figura 6 representa estos segmentos 11 del volumen tridimensional de la Figura 3 o de la Figura 5, con un primer subconjunto de superficies unitarias 20 (solo parcialmente representado en la Figura 6) indicando un primer nivel 13, un segundo subconjunto de superficies unitarias 20 que indica un tercer nivel 14 y el resto de las superficies unitarias 20 indicando un tercer subconjunto, por ejemplo, un segundo nivel 15, en colores grises a modo de ejemplo. La representación del volumen en la Figura 6 muestra un tiempo de adquisición discreto  $t1$ , ...,  $t6$  con una determinada área/región del objeto estando a un tercer nivel 14 y otra área o zona estando a un primer nivel

13 (p.e., coloreada de azul) indicando, de este modo, que la primera área presenta un estado en un primer nivel 13, mientras que la segunda área presenta otro estado en un tercer nivel 14 (p.e., con color rojo).

La Figura 6 representa, además, el vector de propagación 19 que tiene su origen en el eje de centros 22 y apunta en la dirección de la propagación de la contracción. Puesto que la primera área está en su primer nivel 13, el vector de propagación 19 lleva en la dirección de una fuente de contracción de esa área.

La Figura 7 muestra seis tiempos de adquisición diferentes  $t1$  ...  $t6$ , en donde el volumen tridimensional 16, de acuerdo con la Figura 3, se muestra por encima de la representación bidimensional de la superficie del volumen tridimensional 16. Los primeros niveles 13, los segundos niveles 15 y los terceros niveles 14 se visualizan a través de áreas bidimensionales en el mapa bidimensional así como sobre la superficie tridimensional 16, en consecuencia.

La Figura 7 representa el mapeado del frente de contracción bidimensional circular del ventrículo izquierdo de la cámara cardíaca de un ser humano mostrando, de este modo, áreas que están en un primer nivel 13 (contraídas) y áreas que están en un tercer nivel 14 (expandidas). Seleccionando los tiempos  $t1$ , ...,  $t6$ , la gama dinámica de colores está distorsionada en ambos límites superior e inferior. Como resultado, la visualización bidimensional muestra solamente dos colores, a saber azul y rojo distinguidos por los colores gris o blanco del segundo nivel. Avanzando progresivamente la ventana temporal a través del ciclo cardíaco, se puede observar las áreas que consiguen una contracción máxima  $t_p$  en una forma progresiva. Este fenómeno se puede visualizar como una película digital que muestra la contracción máxima mecánica como una onda continua a través del ventrículo izquierdo del corazón. La codificación de colores de cada posición estática de la superficie del corazón permite el mapeado de colores de todas las superficies unitarias 20 y un mapeado continuo de la propagación de la onda de contracción del corazón. La resolución dentro de un fotograma único se puede ajustar, de este modo, para ser tan fina como sea necesario para resolver las diferencias locales aumentando el número de tiempos de adquisición y por consiguiente, el número de fotogramas así como aumentando el número de unidades volumétricas.

El ejemplo representado en la Figura 7 muestra dicha secuencia de seis fotogramas estáticos. Sin embargo, la invención permite visualizar estos fotogramas como parte de una imagen dinámica, de modo que se vea como una película de imágenes. La propagación de un determinado color, en el transcurso del tiempo, a través del mapa bidimensional muestra la evolución temporal del modelo de contracción y de este modo, permite una fácil evaluación del sincronismo o asincronismo y su propagación del ciclo cardíaco. Dicha visualización se puede comparar fácilmente con el mapeado de potenciales electrofisiológicos, en el transcurso del tiempo, comparando, de este modo, la excitación y contracción del músculo cardíaco.

Según se representa en la Figura 6, el vector de propagación 19 se puede utilizar, además, en dicha representación en película de imágenes en movimiento. Es posible crear dicho vector de propagación teniendo en cuenta el modelo espacial de la contracción además de la evaluación temporal. El vector bidimensional representa la magnitud del miocardio en el ven-

trículo izquierdo, que ha alcanzado la contracción máxima y la dirección media de la onda de contracción. Esto se puede realizar como una flecha de movimiento superpuesta sobre la propagación del frente de contracción. El origen del vector está basado preferentemente en el centro 22 de la imagen paramétrica.

Se pueden añadir vectores adicionales para fuentes secundarias de contracción designadas en la misma manera. Esto es, por ejemplo, necesario cuando algunos pacientes pueden mostrar dos o más ondas de contracción según se observa después de un fallo cardíaco con una disincronía importante secundaria para áreas de cicatrización (señales eléctricas se retardarán cuando circunden una cicatriz y pueden dar lugar a dos áreas separadas que inician la contracción casi simultáneamente) o en un ritmo cardíaco biventricular.

Una representación vectorial alternativa del vector de propagación 19 se puede realizar, además, de-

finiendo un vector con su origen en el área de la contracción máxima inicial, es decir el área que alcanza primero el primer nivel 13 y la longitud y dirección del vector que sigue la onda de contracción máxima a través del ventrículo izquierdo. En el caso de múltiple dispersión de ondas, en diversas direcciones, desde el área de múltiples vectores de propagación de origen 19 se puede visualizar de la misma manera (mapeado de vectores de contracción múltiple-MCVM).

El método anteriormente descrito se puede utilizar también para imágenes que sean adquiridas con tecnología de CT o de MR, en tanto que los datos sean capaces de transformarse en un conjunto de datos tridimensional utilizando técnicas de presentación de volúmenes y/o reconstrucción de superficies y pudiéndose mostrar como un conjunto de datos tridimensional en el transcurso del tiempo.

## REIVINDICACIONES

1. Método para mostrar movimientos de objetos, que comprende las etapas que consisten en:

- digitalizar cada una de las imágenes (7) de sección transversal al menos bidimensionales de un objeto (1) adquiridas en tiempos de adquisición discretos (t1-t6) escaneando el objeto por medio de escaneado de imágenes (4),

- registrar cada una de dichas imágenes (7) de sección transversal así como su posición y su tiempo de adquisición correspondiente (t1-t6) y

- transformar dichas imágenes de sección transversal (7) en un conjunto de datos tridimensionales utilizando técnicas de reconstrucción de superficie y/o de restitución en volumen,

**caracterizado** por las etapas que consisten en:

- separar el conjunto de datos tridimensionales en una pluralidad de unidades volumétricas (21), tales que cada unidad volumétrica (21) posea una superficie unitaria (20) y cada una de estas superficies unitarias (20) sea una pequeña unidad de superficie de dicho objeto (1)

- calcular el cambio de volumen de cada unidad volumétrica (21) en el curso de dichos tiempos de adquisición (t1-t6) para obtener las informaciones de nivel (13-15) de cada superficie unitaria (20) correspondiente, en el curso del tiempo y las informaciones de nivel (13-15) son informaciones para visualizar la localización de la superficie unitaria (20)

- mostrar visualmente dichas informaciones de nivel (13-15).

2. Método según la reivindicación 1, **caracterizado** porque dichas informaciones de nivel (13-15) están constituidas por una gama de color o por una gama de valor de gris y cada una de dichas unidades volumétricas (21) es un segmento tridimensional de dicho objeto (1).

3. Método según las reivindicaciones 1 o 2, **caracterizado** porque se separa el conjunto de datos tridimensionales en una pluralidad de unidades volumétricas (21) utilizando un centro de gravedad (18) en dicho objeto (1) y efectuando un enlace de todas las esquinas de dichas superficies unitarias (20) con dicho centro de gravedad (18).

4. Método según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque se separa dichas informaciones de nivel (13-15) utilizando bordes de nivel discretos (10) y asignando un número limitado de colores, preferentemente dos o tres, a dichas informaciones de nivel discretas.

5. Método según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque se muestra dichas informaciones de nivel (13-15) de manera tridimensional, en función del tiempo.

6. Método según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque se muestra dichas superficies unitarias (20) y sus informaciones de nivel correspondientes (13-15) de manera bidimensional en un mapa utilizando un método de transformación bidimensional.

7. Método según la reivindicación 6, **caracterizado** porque se muestra visualmente la propagación de dichas informaciones de nivel (13-15) en el curso del tiempo en dicho mapa, preferentemente mostrando adicionalmente un vector de propagación bidimensional (19).

8. Método según la reivindicación 6 o 7, **caracterizado** porque se muestra la longitud y la dirección del director de propagación bidimensional (19) en relación con la dirección, la cantidad y la velocidad de cambio de volumen de las unidades volumétricas respectivas (21) así como sus posiciones respectivas y sus números en dicho mapa.

9. Método según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque se calcula el cambio de volumen de cada unidad volumétrica (21) por aplicación de algoritmos de reducción de ruido, algoritmos de refuerzo de borde y/o algoritmos de reducción de artefactos espaciales.

10. Método según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado** porque se elige dichos tiempos de adquisición discretos (t1-t6) para un objeto cardíaco (1) en movimiento, de acuerdo con un algoritmo, considerando las variaciones del ciclo cardíaco por sincronismo electrocardiográfico y las variaciones del ciclo respiratorio mediante medias de impedancia.

11. Aparato para detectar movimientos de objetos, que comprende medios de escaneado de ultrasonidos (4) para escanear un objeto (1) y adquirir imágenes de sección transversal al menos bidimensional (7) de dicho objeto (1) en tiempos discretos (t1-t6), medios de digitalización para digitalizar cada una de dichas imágenes de sección transversal (7), medios de registro para registrar cada una de dichas imágenes de sección transversal (7) y su posición correspondiente así como su tiempo de adquisición correspondiente (t1-t6) y

medios de transformación para transformar dichas imágenes de sección transversal (7) en un conjunto de datos tridimensionales utilizando técnicas de reconstrucción de superficie y/o técnicas de restitución en volumen,

**caracterizado** porque dicho aparato comprende, además, medios de separación adaptados para separar el conjunto de datos tridimensional en una pluralidad de unidades volumétricas (21), en las cuales cada unidad volumétrica (21) comprende una superficie unitaria (20), siendo dicha superficie unitaria (20) una pequeña unidad de superficie de dicho objeto (1),

medios de cálculo adaptados para calcular el cambio de volumen de cada unidad volumétrica (21) en el curso de dichos tiempos de adquisición (t1-t6) para obtener informaciones de nivel (13-15) de cada superficie unitaria (20) correspondiente, en el curso del tiempo, en donde dichas informaciones de nivel (13-15) son informaciones sobre el emplazamiento de la superficie unitaria (20) y medios de visualización adaptados para mostrar dichas informaciones de nivel (13-15).

12. Aparato según la reivindicación 11, **caracterizado** porque dichos medios de separación están adaptados para separar dichas informaciones de nivel (13-15) utilizando bordes de nivel discretos (10) y asignar un número limitado de colores, preferentemente dos o tres, a dichas informaciones de nivel discretas y porque el aparato comprende, además, medios de transformación adaptados para transformar dichas superficies unitarias (20) con sus informaciones de nivel respectivas (13-15) de manera dimensional en el curso del tiempo en un mapa, utilizando un método de transformación bidimensional y porque dichos medios de visualización están adaptados para mostrar dichas informaciones de nivel (13-15) de manera bidimensional.

13. Aparato según las reivindicaciones 11 o 12, **caracterizado** porque dichos medios de visualización están adaptados para mostrar un vector de propagación bidimensional (19) para mostrar así la longitud y la dirección de dicho vector de propagación bidimensional (19) en relación con la dirección, la cantidad y la velocidad de cambio volumétrico de las unidades volumétricas respectivas (21), del mismo modo

que sus posiciones respectivas y sus números en dicho mapa.

14. Aparato según una de las reivindicaciones 11 a 13, **caracterizado** porque dicho aparato comprende, además, medios de sincronismo electrocardiográfico y medios de iniciación de respiración para escanear, de manera dinámica, objetos cardíacos (1).

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65



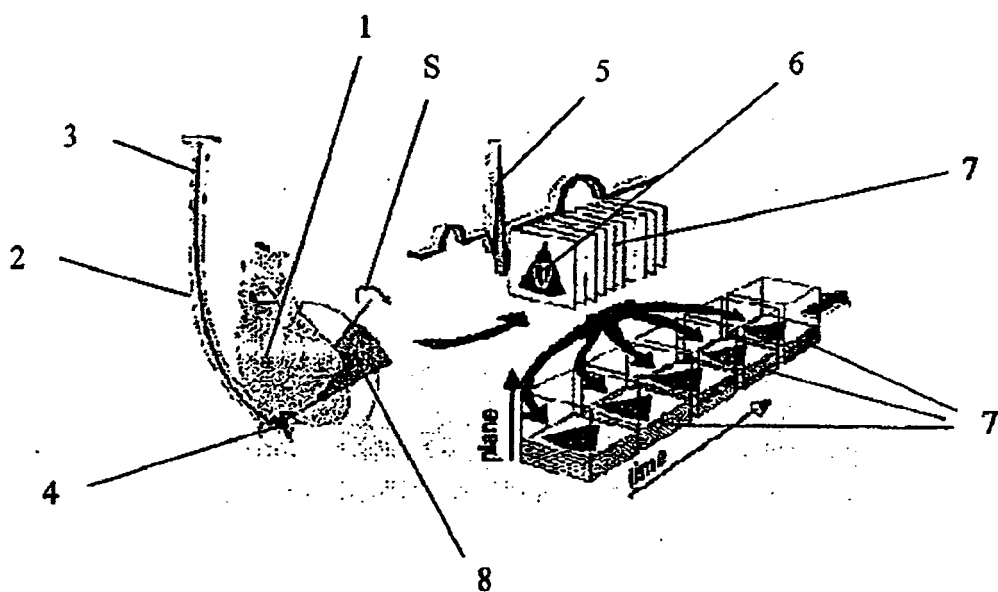


Figura 1a

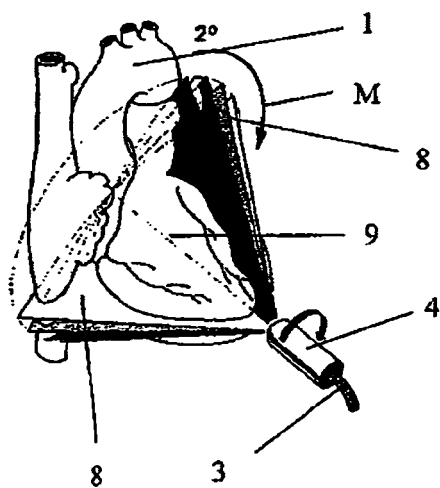


Figura 1b

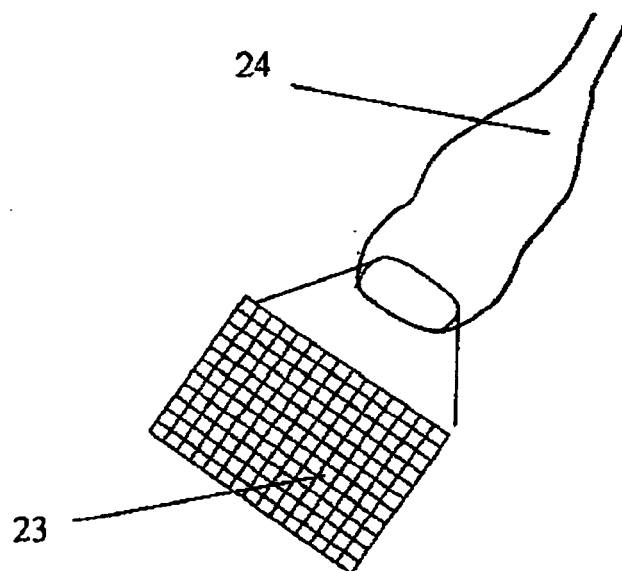
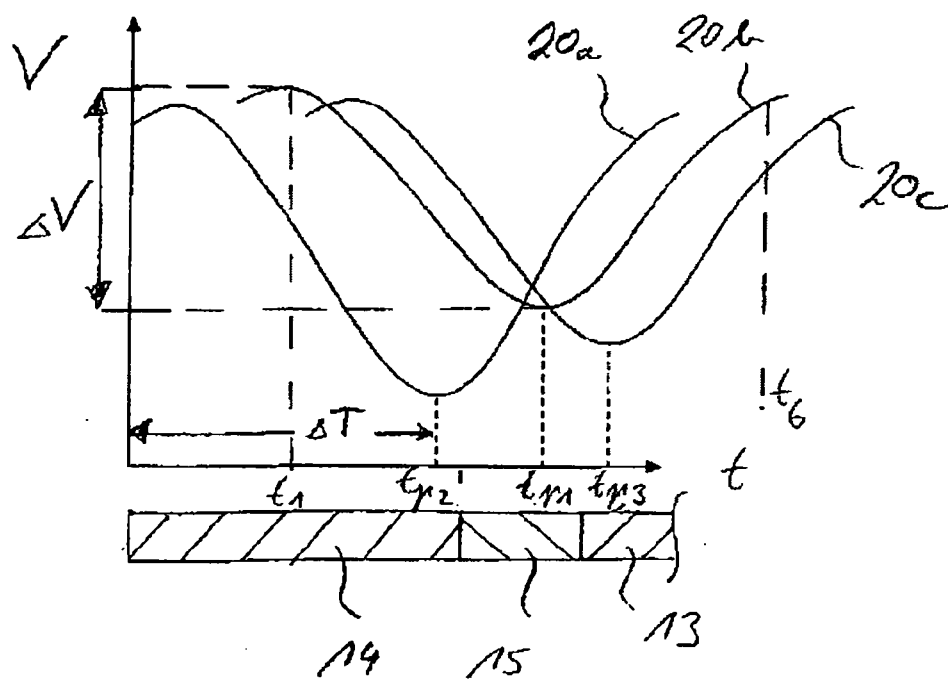
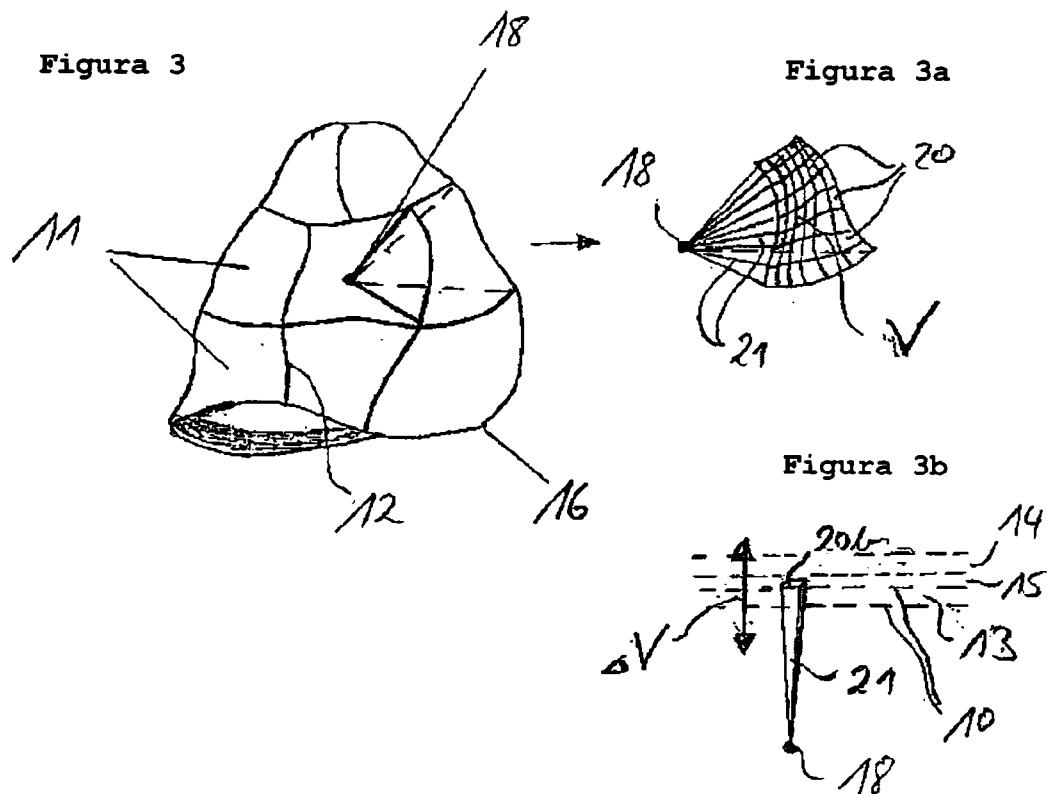


Figura 2



**Figura 4**

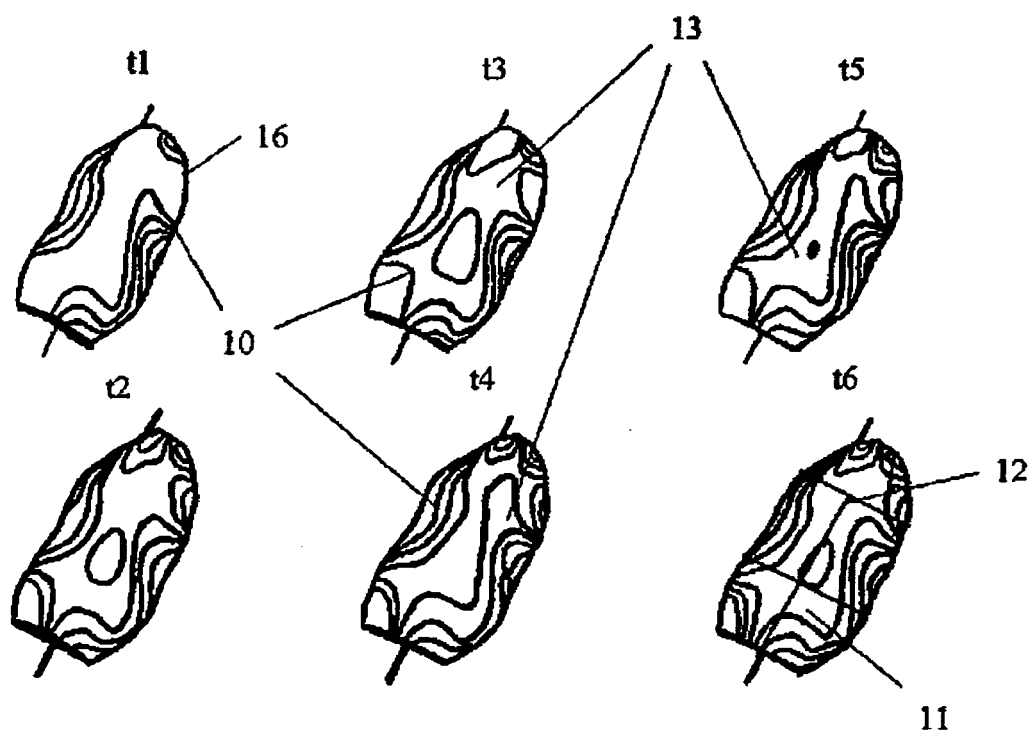


Figura 5

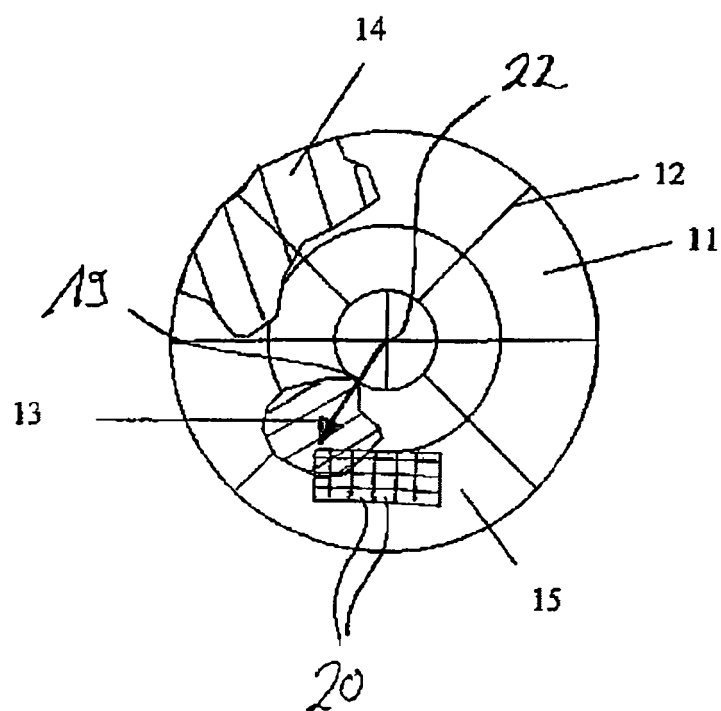


Figura 6

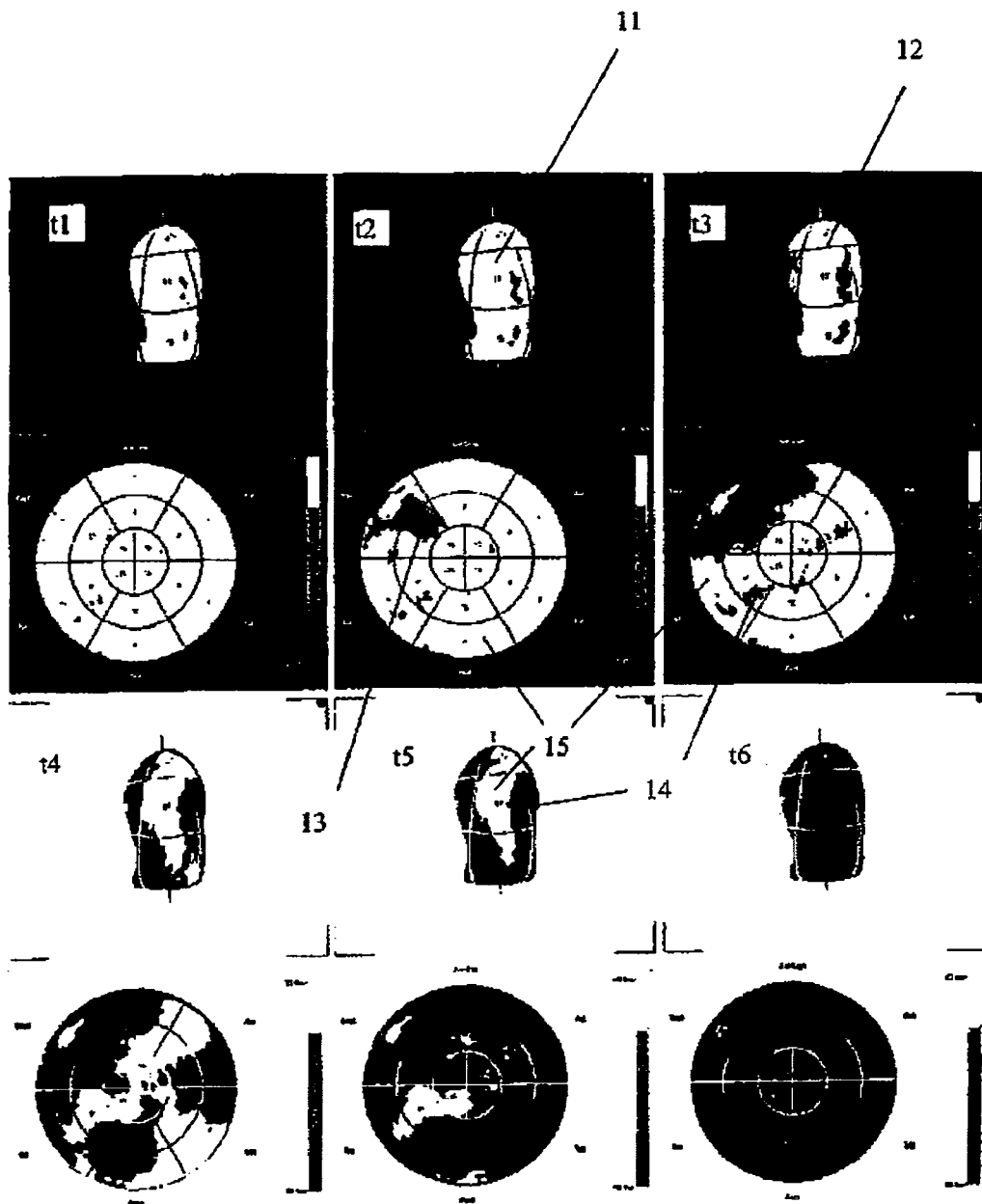


Figura 7