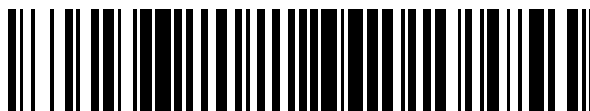


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 802 899**

51 Int. Cl.:

G06T 7/11 (2007.01)

G06T 7/187 (2007.01)

G06T 7/00 (2007.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.01.2014 PCT/IB2014/000023**

87 Fecha y número de publicación internacional: **24.07.2014 WO14111787**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.01.2014 E 14703414 (4)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **01.04.2020 EP 2943933**

54 Título: **Procedimientos implementados por ordenador para identificar canales en un volumen 3D y producto de programa informático que implementa los métodos**

30 Prioridad:

14.01.2013 EP 13000178

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

21.01.2021

73 Titular/es:

UNIVERSITAT POMPEU FABRA (33.3%)

Plaça de la Mercè, 10-12

08002 Barcelona, ES;

HOSPITAL CLÍNIC DE BARCELONA (33.3%) y

UNIVERSITAT DE BARCELONA (33.3%)

72 Inventor/es:

BARBARITO, VALERIA;

CAROTENUTO, LUIGI;

SERRA DEL MOLINO, LUIS;

FRANGI, ALEJANDRO;

BRUGADA, JOSEP y

BERRUEZO, ANTONIO

74 Agente/Representante:

TORNER LASALLE, Elisabet

ES 2 802 899 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

Procedimientos implementados por ordenador para identificar canales en un volumen 3D y producto de programa informático que implementa los métodos

Campo técnico

5 La presente invención versa, en general, en un primer aspecto, acerca de un procedimiento implementado de ordenador para identificar canales en un volumen tridimensional y, más en particular, acerca de un procedimiento que comprende la identificación automática de los posibles canales por medio de una obtención automática de regiones de canal candidato.

10 Un segundo aspecto de la invención versa acerca de un procedimiento para identificar canales en un volumen tridimensional y, más en particular, acerca de un procedimiento que comprende la identificación automática de posibles canales por medio de una obtención automática de volúmenes de canal candidato.

La invención también versa acerca, en un tercer aspecto, acerca de un producto de programa informático que implementa las etapas del procedimiento del primer aspecto de la invención.

15 Un cuarto aspecto versa acerca de un sistema de cartografía electroanatómica (EAM) que comprende medios informáticos de navegación que implementan el procedimiento del primer aspecto.

En la presente invención, se debe entender el término canal en un significado amplio como cualquier estructura similar a un paso que comunica, o ha comunicado en el pasado (en el caso de un paso bloqueado) dos áreas distantes, tales como, entre otros, un canal de gas o de fluido, un canal sanguíneo, una fisura mecánica y un canal eléctricamente conductor.

20 Estado de la técnica

La identificación de canales conductores del miocardio ha surgido como una necesidad del campo de electrofisiología (EP), una especialidad médica de cardiología concebida para tratar pacientes con arritmia. Las arritmias pueden ser el resultado de muchas causas, entre estas la cicatrización de tejido cardíaco, tal como la provocada por un ataque cardíaco. Además, las arritmias cardíacas pueden producirse en cualquiera de las cámaras cardíacas y también pueden clasificarse según la frecuencia cardíaca que producen. En particular, en la presente exposición los inventores se centran en la taquicardia ventricular (TV) relacionada con cicatrices, que podría ser debida a la presencia de canales conductores (CC) anómalos en el ventrículo izquierdo (VI), también denominados canales de reentrada. Si un ataque cardíaco produce tejido cicatricial en el miocardio, y esta cicatriz es tal que tiene canales en la misma, estos canales, que son debidos a la presencia de miocitos viables en el tejido cicatricial, pueden generar circuitos reentrantes asociados con la TV. Se puede llevar a cabo un tratamiento eficaz de una TV relacionada con cicatrices con una ablación por radiofrecuencia utilizando un catéter que se inserta en las arterias para alcanzar el endocardio o el epicardio. Una vez ahí, el EP utiliza el catéter para producir una lesión en el CC en el músculo del corazón, en una ubicación que impedirá que ocurra la arritmia. Esta ubicación tiene que ser identificada con cuidado para evitar crear lesiones en tejido viable que no está contribuyendo al problema de la arritmia.

En la actualidad, el EP utiliza un dispositivo "de navegación" para llevar a cabo una cartografía electroanatómica del endocardio. El dispositivo de navegación utiliza tecnología de seguimiento tridimensional para calcular la posición de la punta del catéter. La anatomía del corazón del paciente está disponible a partir de los barridos volumétricos obtenidos de dispositivos de TC o de RM. Los barridos volumétricos producen imágenes "congeladas" al final de la sístole. Durante la intervención con catéter, se puede sincronizar el barrido volumétrico con el corazón del paciente, en función del sistema de coordenadas captado por el catéter mientras se encuentra en el miocardio. Esto permite que el sistema de navegación represente visualmente el corazón (normalmente una malla poligonal extraída de los datos volumétricos correspondientes a la pared del endocardio) junto con una imagen del catéter, en 3D. El catéter también puede leer tensiones desde su punta para medir la actividad eléctrica en las paredes cardíacas. Se utiliza esta para cartografiar las paredes del endocardio y del epicardio, moviendo y arrastrando la punta a lo largo de la pared para obtener tantas lecturas como sea posible para obtener una imagen tan completa como sea posible de las tensiones. La tensión indica la condición del músculo cardíaco, estando la señal de tejido cicatricial en el extremo inferior del intervalo, y proporcionando el tejido sano el valor máximo. Este es un procedimiento laborioso que normalmente requiere algunos cientos de lecturas de puntos. Estas lecturas son interpoladas por el dispositivo de navegación para producir una cartografía de las tensiones. Entonces, el EP intenta inducir arritmias marcando pasos al corazón en distintos puntos a lo largo de sus vías de conducción, para identificar las fuentes de actividad eléctrica anormal. Utilizando la información visual proporcionada por el mapa de tensiones, el EP tiene que decidir dónde extirpar para detener la arritmia. Una vez localizado el mejor punto, se vuelve a posicionar el catéter y se utilizan RF para producir una lesión al músculo. Entonces, el EP intenta inducir una arritmia, y si no reaparece, se considera que el paciente ha sido tratado con éxito.

Este procedimiento lleva tres a cuatro horas. Esto limita el número de pacientes que pueden acceder a este tratamiento. Y es agotador para el equipo clínico, al igual que nocivo, dado que implica una cierta cantidad de fluoroscopia para monitorizar la posición del catéter a un cierto intervalo de la intervención (no durante la propia cartografía, sino durante las etapas iniciales, cuando no hay ninguna sincronización del catéter con el paciente, y algunas otras veces entre las mismas). Tal procedimiento, de tres a cuatro horas de duración, también conlleva un riesgo elevado para la salud del paciente.

El documento US 2009/0076375 A1 da a conocer la provisión de medios de formación de imágenes en un catéter de ablación, para un procedimiento subsiguiente de ablación, que permite identificar automáticamente "tejido dañado de vía de conducción" procesando las imágenes tridimensionales obtenidas según medios de programa ejecutados en un dispositivo de control, implementando algoritmos de procesamiento de imágenes, por ejemplo que normalmente permiten una detección de bordes o permitir desviaciones en una estructura en áreas específicas de una imagen o patrones que han de ser detectados.

La identificación automática se lleva a cabo sobre el tejido que contiene vías dañadas de conducción, pero no sobre la propia vía de conducción.

Recientemente, con la aparición de un protocolo de RM conocido como RM con realce tardío, ha llegado a ser posible visualizar el tejido cicatricial en el corazón (en pacientes sin un desfibrilador, los desfibriladores de la siguiente generación serán compatibles con la IRM-RT y desaparecerá esta limitación). Estos volúmenes de IRM-RT capturan información acerca de la salud de las células musculares para revelar cuáles pertenecen a cicatrices y cuáles a tejido sano, según se define mediante un intervalo de valores de señal de intensidad que ponen la cicatriz como el valor máximo y lo sano como el mínimo. Las células tisulares viables en el tejido cicatricial pueden tener valores de intensidad entre el intervalo de tejido cicatricial y sano y son clasificados como zona de borde (BZ). Los volúmenes de IRM-RT pueden visualizarse de varias formas para producir una imagen que ha de ser interpretada visualmente por el EP, para determinar dónde se encuentran los posibles CC que inducen la arritmia. Dado que estos CC son tridimensionales (pueden discurrir en el miocardio en cualquier dirección, bien a lo largo de las paredes o bien entre las mismas) y que están embebidos en el miocardio, que también es un volumen, son difíciles de visualizar. Esto requiere el procesamiento del volumen de IRM-RT para identificar las superficies del endocardio y del epicardio para poder centrarse en la visualización en el miocardio. Si se identifican el endocardio y el epicardio en el VI, entonces los valores del tejido cicatricial, de la zona de borde y sano pueden ser interpretados con más claridad y no ser confundidos con la sangre en el VI.

Existen varias formas para visualizar el miocardio resultante. La más sencilla es llevar a cabo un reformateo multiplanario del volumen, para mostrar los valores como intensidades a lo largo de planos que cortan a través del volumen. Esto se realiza normalmente bien a lo largo de los planos de adquisición, o definiendo un nuevo eje en el volumen correspondiente a la anatomía del paciente, como, por ejemplo, el eje menor del VI.

Otro procedimiento de visualización es "interpretar" el miocardio como un volumen tal como se vería si fuese un objeto real, utilizando una proyección en perspectiva y una técnica de "sombreado".

Los presentes inventores han desarrollado una técnica de visualización que parte desde las paredes segmentadas del endocardio y del epicardio (véase [7] para el planteamiento utilizado de segmentación), e interpola un número variable de superficies entre las mismas (véase [2] para el procedimiento de visualización). Estas superficies, o capas, son mallas poligonales, y se debería hacer que su número sea óptimo para capturar toda la información del miocardio. Si hay demasiadas pocas capas, se podría no encontrar un CC, y si hay demasiadas se podría malgastar tiempo y recursos duplicando la información.

Las superficies interpoladas, siguiendo un principio similar a las capas de una cebolla, intersectan el miocardio y, donde lo hacen, toman el valor correspondiente de IRM-RT. El valor asignado a la superficie está codificado por colores para ayudar en la visualización. En particular, se hacen rojos los valores elevados (cicatriz), se hacen violetas los valores reducidos (tejido sano) y verdes los valores intermedios (zona de borde). Los umbrales utilizados para asignar colores a valores de la superficie pueden ser controlados por el usuario.

El EP inspecciona visualmente cada capa para detectar un canal. Dado que los canales normalmente discurren por el interior del miocardio, normalmente un 10% más profundos, e incluso pueden discurrir perpendiculares a las capas interpoladas, es fácil no dar con ellos utilizando una inspección visual. La inspección de un CC en una única capa depende mucho de la experiencia del EP. Esto implica la rotación manual del miocardio para ver todos los ángulos posibles, y hacerlo para todas las capas creadas. Cuantas más capas sean generadas, más precisa es la visualización y menor la probabilidad de no dar con un canal conductor que pueda encontrarse entre capas. Pero, a la vez, más tiempo lleva el procedimiento. Pero esto solo abarca el CC que discurre a lo largo de una capa. Es muy difícil para el ojo humano seguir un CC potencial a través de capas, dado que implica cambiar entre capas y hacer un seguimiento de las entradas y salidas del CC.

Además, la referencia [8] también da a conocer la identificación de canales conductores a partir de datos volumétricos tridimensionales obtenidos de IRM-rc, mediante una distribución de la intensidad de las señales, que crea la definición de las zonas de tejido sano (H), de zona de borde (BZ) y cicatricial (S) mencionadas anteriormente,

aunque en este caso se denomina a la BZ tejido heterogéneo. En [8] la identificación final del CC se lleva a cabo mediante una inspección visual, y hace referencia a que todo el tejido heterogéneo (HT) es un canal conductor (denominado canal HT), sin especificar que se lleva a cabo una identificación más precisa de un canal conductor en el tejido heterogéneo.

5 La referencia [16] describe un estado de la técnica relativo a los desarrollos más nuevos en la cardiología informatizada, incluyendo su uso, entre otros, para una taquicardia ventricular, de modelos cardíacos tridimensionales y su uso en procedimientos de diagnóstico. Ninguno de dichos desarrollos más nuevos da a conocer una identificación automática completa de canales conductores.

10 Tal identificación automática completa de CC solo es conocida por otro tipo de fuente que no son datos de imágenes tridimensionales, como ocurre en los documentos US 6.236.883 B1 y JP 2008237882 A, utilizando el primero características de ECG, mientras que el segundo utiliza una correlación de pasos.

15 En resumen, los procedimientos implementados por ordenador para identificar canales en un volumen tridimensional utilizando un planteamiento por capas ya conocido, solo son automáticos hasta que se muestran las distintas zonas en un medio de visualización para permitir al electrofisiólogo identificar visualmente los CC; es decir, esta última etapa no se lleva a cabo automáticamente. Este es el caso de [7] y de una implementación en soporte lógico del mismo desarrollado por los presentes inventores [5].

Hay disponibles otras publicaciones que describen dicho soporte lógico y los resultados obtenidos con su aplicación en casos reales [1][2][3].

20 Hay disponibles otras publicaciones, que pueden ser consideradas técnica anterior de la presente invención, pero que tampoco divulgan la identificación automática completa de los CC. Algunos grupos de investigación han estado trabajando sobre el procesamiento posterior de imágenes cardíacas de IRM-RT, y algunos de ellos han desarrollado y publicado procedimientos para evaluar las características cicatriciales posteriores a un infarto asociadas con la TV. Véanse [4], [9], [10] y [11].

25 • Otros ejemplos de herramientas comerciales disponibles para una visualización tridimensional y una segmentación del corazón son:

- 30 ○ CMRtools (<http://www.cmrtools.com>)
- TomTec (<http://www.tomtec.de>)
- Segment (<http://medviso.com/products/segment/>)

35 El documento US 2011/224962 A1 da a conocer un sistema que simula una estimulación del tejido cicatricial identificado en un modelo tridimensional del corazón de un paciente generado a partir de vóxeles tridimensionales obtenidos de la segmentación de datos de imagen de un elemento de imagen de volumen tridimensional que comprende dicho corazón del paciente, junto con el tejido dañado y el tejido cardíaco normal, según umbrales de intensidad de la luminancia.

Un procesador de estimulación simula una estimulación eléctrica del corazón del paciente utilizando el modelo para identificar el riesgo de deficiencia cardíaca.

40 El sistema identifica automáticamente el riesgo de ritmos cardíacos rápidos potencialmente peligrosos y de infartos de miocardio mediante la simulación de circuitos de taquicardia ventricular utilizando IRM *in vivo* y un modelo simplificado de ordenador de electrofisiología cardíaca para una estratificación de riesgos no invasiva para una muerte súbita cardíaca.

La identificación automática dada a conocer por el documento US 2011/224962 A1, y llevada a cabo en los vóxeles tridimensionales segmentados, solo está relacionada con dicha identificación de áreas de tejido cicatricial, de tejido dañado y de tejido cardíaco normal.

45 Aunque el documento US 2011/224962 A1 admite la influencia de circuitos reentrantes en torno a las cicatrices de infarto en taquiarritmias ventriculares, lo que indica que dichos circuitos pueden ser complejos, conteniendo áreas de conducción lenta y de múltiples vías de reentrada, el documento US 2011/224962 A1 no da a conocer en absoluto ninguna identificación automática de ninguna de dichas vías, ni de ningún otro canal o de ningún otro elemento en cualquiera de dichas áreas identificadas. En otras palabras, los circuitos de taquicardia ventricular solo son simulados pero no identificados automáticamente en absoluto.

50 No se conoce ningún procedimiento en el estado de la técnica que lleve a cabo dicha última etapa, es decir la referente a la identificación de los canales conductores, automáticamente, relativa a los canales conductores del miocardio.

Además de dicha identificación de los canales conductores del miocardio, existen muchos otros campos de aplicación en los que muchos tipos de objetos incluyen zonas no bien identificadas que son susceptibles de incluir canales que se desea identificar, tales como canales subterráneos de gas o de fluido en el campo de la exploración geofísica, fisuras en la industria mecánica o cualquier tipo de canal en el campo médico o veterinario.

- 5 No se conoce ningún procedimiento en el estado de la técnica que lleve a cabo la identificación automática de tales canales de dichos otros campos de aplicación.

Por otra parte, la dilatación, la erosión, la apertura y el cierre son operaciones morfológicas habituales en un procesamiento de imágenes y, en particular, el uso de la dilatación para una segmentación es bien conocido en la técnica.

- 10 De hecho, se utiliza la dilatación, por ejemplo, para guiar la segmentación creciente de las regiones en casi todos los algoritmos evolutivos, tal es el caso de las referencias [17], [18] y [19], todas ellas relacionadas con el uso de una dilatación de imágenes con fines de segmentación.

- 15 Los presentes inventores no conocen ninguna propuesta que dé a conocer el uso de la dilatación para identificar canales en un volumen tridimensional ni para la identificación de cualquier elemento que no es el que es sometido a una dilatación, sino un elemento intermedio ubicado entre elementos que son sometidos a dilatación.

Referencias

- [1] A. Berruezo, J. Fernandez-Armenta, O. Camara, E. Silva, L.L. Mont, D. Andreu, A. Frangi, J. Brugada, Three-dimensional architecture of scar and conducting channels based on high resolution CE-CMR. Insights for ventricular tachycardia ablation, *European Heart Journal* (2011) 32 (Abstract Supplement), 943.
- 20 [2] Fernandez-Armenta, J. Camara, O. Silva, E. Mont, L. Andreu, D. Sitges, M. Herzcku, C. Frangi, A.F. Brugada, J. Berruezo, A. Three-dimensional Architecture of Scar and Conducting Channels Based on High Resolution ce- CMR. Insights for Ventricular Tachycardia Ablation, *Heart Rhythm Society's Annual Scientific Sessions*, Moscone Center, 2011.
- [3] Berruezo A, Fernandez-Armenta J, Mont L, Zeljko H, Andreu D, Herczku C, Boussy T, Tolosana JM, Arbelo E, Brugada J., Combined Endocardial and Epicardial Catheter Ablation in Arrhythmogenic Right Ventricular Dysplasia Incorporating Scar Dechanneling Technique, *Circ Arrhythm Electrophysiol.* (2011), 28 de diciembre.
- 25 [4] Adrianus P.Wijnmaalen, Rob J. van der Geest, Carine F.B. van Huls van Taxis, Hans-Marc J. Siebelink, Lucia J.M. Kroft, Jeroen J. Bax, Johan H.C. Reiber, Martin J. Schalij, y Katja Zeppenfeld Department of Cardiology, Head-to-head comparison of contrast-enhanced magnetic resonance imaging and electroanatomical voltage mapping to assess post-infarct scar characteristics in patients with ventricular tachycardias: real-time image integration and reversed registration, *European Heart Journal* (2011) 32, 104-114.
- 30 [5] Valeria Barbarito, Luigi Carotenuto, Luis Serra, Oscar Càmara, Juan Fernandez-Armenta, Antonio Berruezo, Alejandro Frangi, A software application for three-dimensional visualization and quantification of scars and conducting channels based on pre-procedure CE-MRI in patients with ventricular tachycardia, *CARS* 27-30 de junio de 2012, Pisa, Italia.
- [6] Larrabide I, Omedas P, Martelli Y, Planes X, Nieber M, Moya JA., Butakoff C, Sebastian R, Camara O, De Craene M, Bijnens BH, Frangi AF, GIMIAS: An Open Source Framework for Efficient Development of Research Tools and Clinical Prototypes, *Func Imaging and Modeling of the Heart*, ser. *Lecture Notes in Computer Science* (2009), vol. 5528, pp. 417426.
- 40 [7] Hans C. van Assen, Mikhail G. Danilouchkine, Alejandro F. Frangi, Sebastian Ordas, Jos J.M. Westenberg, Johan H.C. Reiber, Boudewijn P.F. Lelieveldt, SPASM: A 3D-ASM for segmentation of sparse and arbitrarily oriented cardiac MRI data, *Medical Image Analysis* 10 (2006) 286-303.
- [8] Esther Perez-David, Angel Arenal, Jose L. Rubio-Guivernau, Roberto del Castillo, Leonardo Atea, Elena Arbelo, Eduardo Caballero, Veronica Celorrio, Tomas Datino, MD, Esteban Gonzalez-Torrecilla, Felipe Atienza, Maria J. Ledesma-Carbayo, Javier Bermejo, Alfonso Medina, Francisco Fernandez-Avilés. Noninvasive Identification of Ventricular Tachycardia-Related Conducting Channels Using Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging in Patients with Chronic Myocardial Infarction Comparison of Signal Intensity Scar Mapping and Endocardial Voltage Mapping, *JACC* 2011:184-94.
- 45 [9] Oakes RS, Badger TJ, Kholmovski EG, Akoum N, Burgon NS, Fish EN, Blauer JJ, Rao SN, DiBella EV, Segerson NM, Daccarett M, Windfelder J, McGann CJ, Parker D, MacLeod RS, Marrouche NF., Detection and quantification of left atrial structural remodeling with delayed-enhancement magnetic resonance imaging in patients with atrial fibrillation, *Circulation*. 7 de abril de 2009;119(13):1758-67.
- 50 [10] <http://www.alumni.utah.edu/u-news/august09/?display=life-saving-companies.html>

- [11] Marcos Daccarett, Troy J. Badger, Nazem Akoum, Nathan S. Burgon, Christian Mahnkopf, Gaston Vergara, Eugene Kholmovski, Christopher J. McGann, Dennis Parker, Johannes Brachmann, Rob S. MacLeod, y Nassir F. Marrouche, Association of Left Atrial Fibrosis Detected by Delayed-Enhancement Magnetic Resonance Imaging and the Risk of Stroke in Patients With Atrial Fibrillation, *J Am Coll Cardiol*, 2011; 57:831-838.
- 5 [12] N.Nikopoulos et al. An efficient algorithm for 3d binary morphological transformations with 3d structuring elements for arbitrary size and shape. *IEEE Transactions on Image Processing*. Vol. 9. No. 3. 2000. pp. 283-286.
- [13] Dijkstra, E. W. A note on two problems in connexion with graphs. *Numerische Mathematik* (1959) 1: 269-271.
- [14] Markos G. Tsiouras, Dimitrios I. Fotiadis, Lambros K. Michalis: IGI Global: Computer-Aided Diagnosis of Cardiac Arrhythmias (9781605660264): Capítulos del libro
- 10 [15] Cormen, Thomas H.; Leiserson, Charles E.; Rivest, Ronald L.; Stein, Clifford (2001). "Section 24.3: Dijkstra's algorithm". *Introduction to Algorithms* (Second ed.). MIT Press and McGraw-Hill. pp. 595-601. ISBN 0-262-03293-7.
- [16] Computational cardiology: the heart of the matter. Dr. Natalia Trayanova. Department of Biomedical Engineering and Institute for Computational Medicine Johns Hopkins University. 2012.
- [17] Lei Wang, Xin Gao, Guizhi Zhang. 3D region growing algorithm driven by morphological dilation for airway tree segmentation in image guided therapy. *Journal of biomedical engineering*; 2013 Aug; 30(4):679-83, 691.
- 15 [18] Jakub Smółka. Watershed based region growing algorithm. *Annales UMCS Informatica*. AI 3 (2005) 169-178.
- [19] MH Siddiqi, I Ahmad, S Bt Sulaiman. Weed Recognition Based on Erosion and Dilation Segmentation Algorithm. Singapur 17 de abril-20 de abril de 2009. International Conference on Education Technology and Computer ISBN: 978-0-7695-3609.

20 Descripción de la invención

Es necesario proporcionar una alternativa al estado de la técnica que abarque las deficiencias encontradas en el mismo, en particular las relacionadas con la falta de propuestas que lleven a cabo una identificación automática de canales en un volumen tridimensional.

25 Con ese fin, la presente invención versa, en un primer aspecto, acerca de un procedimiento implementado por ordenador para identificar canales en un volumen tridimensional, según la reivindicación 1.

30 Dependiendo de la realización, dicho parámetro físico está asociado con al menos uno de la absorción o de la reflexión de luz, de radiación magnética o electromagnética, de temperatura, de electricidad, de la intensidad de las señales, de la fase de la señal, del tiempo, de la frecuencia y del color, etc., o una combinación de los mismos, y sus valores se obtienen como respuesta a cualquier técnica conocida de generación de volúmenes tridimensionales, tal como una técnica basada en rayos X para obtener valores de parámetro de absorción de rayos X, una técnica basada en la exploración por ultrasonidos para obtener valores de TOF (tiempo de propagación) de ondas ultrasónicas reflejadas, una técnica de IRM para obtener señales de RF emitidas por tejidos sometidos a un campo magnético, etc.

Para una realización preferida del procedimiento del primer aspecto de la invención:

35 en la etapa a):

- dicha obtención de dicho volumen tridimensional comprende la obtención de un volumen tridimensional de cartografía electroanatómica, EAM, de medios de memoria; y

40 - se identifican los subvolumenes de dicha zona bien definida (en general, tejido central) y de dicha zona no bien definida (en general, tejido de zona de borde) en función de valores de un parámetro eléctrico y/o de un parámetro asociado al mismo;

comprendiendo el procedimiento:

- llevar a cabo dicha generación de parches de la etapa b):

45 b.1) recuperando al menos una malla poligonal tridimensional de EAM (es decir, una malla poligonal con una forma tridimensional) de dicho volumen tridimensional de EAM o dicho subvolumen aislado del mismo; y

50 b.2) generando parches relativos a una zona bien definida y una zona no bien definida en zonas respectivas de dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM que coinciden con los al menos dos subvolumenes identificados, o constituida por los mismos.

- 5 - y llevar a cabo dicha identificación automática de la etapa c) bidimensionalmente sobre dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM, llevándose a cabo la dilatación de dicha subetapa c.1) relativa a los parches de zona bien definida incluidos en dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM, y dicha subetapa c.2) comprende considerar como puntos de canal candidato los puntos del perímetro que intersectan el perímetro de parches adyacentes de zona bien definida.

En general, dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM es dicho volumen tridimensional de EAM o dicho subvolumen aislado del mismo (entonces, la recuperación de la subetapa b.1) únicamente consiste en tomar el volumen tridimensional de EAM o el subvolumen aislado del mismo), y dichos parches de zona bien definida y de zona no bien definida están constituidos por los al menos dos subvolúmenes identificados.

- 10 Para una variante de dicha segunda realización preferente:

- dichos al menos dos subvolúmenes distintos son al menos tres subvolúmenes identificados como: primera zona definida, segunda zona definida y zona no bien definida, siendo dicha zona bien definida dicha segunda zona definida;

- 15 - dicha etapa b) comprende la generación de parches de la primera zona definida, de la segunda zona definida y de zona no bien definida, respectivamente, a partir de dichos al menos tres subvolúmenes; y

- 20 - dicha subetapa b.2) comprende la generación de parches relativos a la primera zona definida, la segunda zona definida y la zona no bien definida en zonas respectivas de dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM que coinciden con los al menos tres subvolúmenes identificados, o constituida por los mismos.

25 EAM volumétrica: según se vuelven más sofisticados los dispositivos que obtienen mapas de tensión en las superficies del corazón (endocardio o epicardio) mediante catéteres de una única punta o de múltiples puntas, también podrán medir (o inferir mediante procedimientos tales como la interpolación de endo a epi, o cualquier otro medio) la actividad eléctrica interna del miocardio. Cuando está disponible tal información eléctrica interna del miocardio, la misma metodología de creación de capas interpoladas entre el endocardio y el epicardio sería aplicable a la detección de canales. En otras palabras, en un caso en el que haya disponibles varias de dichas mallas poligonales tridimensionales de EAM, adyacentes entre sí, también puede utilizarse el planteamiento por capas de la primera realización preferente en combinación con dicha segunda realización preferente, en el que se obtienen parches bien definidos y no bien definidos a partir de la intersección de las capas con los subvolúmenes identificados que comprenden áreas contiguas de las mallas poligonales tridimensionales adyacentes de EAM.

30 Para una variante de las realizaciones preferentes del procedimiento de la presente invención, la etapa c) comprende la obtención automática de regiones de canal candidato bidimensionalmente en al menos dos de las capas definidas o en al menos dos mallas poligonales tridimensionales de EAM, preferentemente en cada capa o en cada malla poligonal tridimensional de EAM, por medio de dichas etapas c.1) a c.3).

- 35 La dilatación de la etapa c.1) se lleva a cabo, para una variante de las realizaciones preferentes primera y segunda del procedimiento de la invención, de forma radial y uniforme.

40 Según una variante de las realizaciones preferentes primera y segunda, el procedimiento comprende, además, una etapa d) para identificar los posibles canales mediante la obtención automática de regiones de canal candidato tridimensionalmente a través de al menos dos capas de dichas capas definidas en b.1) o a través de al menos dos mallas poligonales tridimensionales de EAM recuperadas en b.1), para hallar canales que discurren a través de distintas capas o distintas mallas poligonales tridimensionales de EAM.

El procedimiento comprende, para una implementación de dicha variante de las realizaciones preferentes primera y segunda, llevar a cabo dicha etapa d) como sigue:

- 45 d.1) para cada parche de zona no bien definida en una capa o malla poligonal tridimensional de EAM cuyo perímetro está rodeado por completo por un segundo parche de zona definida, se clasifica un número representativo de puntos del parche de zona no bien definida como puntos de canal candidato;

50 d.2) para cada parche de zona no bien definida que contiene puntos de canal candidato, estos son proyectados hacia al menos otras dos de dichas capas o mallas poligonales tridimensionales de EAM para comprobar la presencia de intersecciones, y cuando se encuentran en un parche de primera zona definida o cuando se encuentran en un parche de zona no bien definida cuyo perímetro se encuentra, al menos en parte, en contacto con un parche de primera zona definida, son clasificados como puntos de salida candidata; y

55 d.3) se definen las regiones de canal candidato como las relativas a una vía que discurre a través de capas o mallas poligonales tridimensionales de EAM a través de enlaces que conectan dos grupos de puntos de salida candidata, y que contienen uno o más puntos de canal candidato.

5 Dicha etapa d.2) comprende, además, opcionalmente, para esos puntos de canal candidato de una zona no bien definida que, como resultado de dichas proyecciones se encuentran en un parche de zona no bien definida, de la capa o malla poligonal tridimensional de EAM sobre la que son proyectados, cuyo perímetro está completamente rodeado por un parche de segunda zona definida, considerando que se clasifica un número representativo de puntos de dicho parche de zona no bien definida como puntos de canal candidato, y clasificar ambos grupos de puntos de canal candidato como enlazados.

10 El procedimiento comprende, para una realización, llevar a cabo dichas proyecciones de la etapa d.2) hacia una pluralidad de dichas capas o de mallas poligonales tridimensionales de EAM, en un número superior a dos, hasta que se encuentran dichos dos grupos de puntos de salida candidata, en la etapa d.3), en dos capas respectivas o mallas poligonales tridimensionales de EAM.

Se pueden utilizar distintos algoritmos para verificar automáticamente la existencia de los enlaces entre cada par de grupos de puntos de salida candidata, uno por capa o malla poligonal tridimensional de EAM, tales como, para una realización, gráficos y algoritmos de búsqueda.

15 Finalmente, el procedimiento comprende, preferentemente, llevar a cabo una fusión de los resultados de las etapas c.3) y d.3) y un filtrado automático de las regiones de canal candidato según requisitos predeterminados del campo específico de aplicación.

20 Para otra realización del procedimiento del primer aspecto de la invención, denominado aquí planteamiento volumétrico, los parches mencionados anteriormente son parches volumétricos y las regiones de canal candidato, comprendiendo el procedimiento llevar a cabo la dilatación de la subetapa c.1) tridimensionalmente sobre los parches volumétricos de zona bien definida.

Para una variante de dicha tercera realización preferida, la dilatación se lleva a cabo de forma uniforme y perpendicular con respecto a cada punto de las caras de cada parche volumétrico de zona bien definida:

25 - para las caras del perímetro externo del parche volumétrico de zona bien definida, para considerar, en la subetapa c.2), como puntos de canal candidato, correspondientes a vóxeles de un volumen de unión candidata, los puntos del perímetro externo que intersectan el perímetro externo de parches volumétricos adyacentes de zona bien definida, y/o

30 - para las caras del perímetro interno del parche volumétrico de zona bien definida, en un caso de que el parche volumétrico de zona bien definida tenga un agujero o cavidad en el mismo, para considerar, en la subetapa c.2), como puntos de canal candidato, correspondientes a vóxeles de un volumen de agujero candidato, los puntos del perímetro interno que intersectan con otros puntos del mismo perímetro interno del mismo parche de zona bien definida.

Según una implementación de dicha variante de la tercera realización preferente:

35 - dicha subetapa c.1) comprende, además, erosionar tridimensionalmente al menos los perímetros ya dilatados de los parches volumétricos de zona bien definida;

- comparar los parches volumétricos de zona bien definida antes de ser dilatados consigo mismos una vez dilatados y erosionados al menos una vez; y

40 - si como resultado de dicha comparación se detecta una diferencia, dicha subetapa c.2) comprende, además, considerar los puntos resultantes de esa diferencia y que pertenecen a una zona no bien definida como puntos de canal candidato que constituyen:

45 - para las caras del perímetro interno del parche volumétrico de zona bien definida: un volumen de agujero potencialmente candidato que pasa a través de dicho parche volumétrico de zona bien definida, detectándose indirectamente dicha intersección de puntos del perímetro interno como resultado de dicha diferencia detectada; o

- para las caras del perímetro externo del parche volumétrico de zona bien definida: un volumen de unión potencialmente candidata entre al menos dos parches volumétricos adyacentes de zona bien definida.

50 Un segundo aspecto de la invención versa acerca de un procedimiento implementado por ordenador para identificar canales en un volumen tridimensional, también denominado aquí planteamiento volumétrico, que comprende:

i) obtener un volumen tridimensional del objeto que contiene, directamente o en un subvolumen aislado del mismo, al menos dos subvolúmenes identificados distintos, en función de valores de parámetros físicos representativos de propiedades físicas de dicho objeto, como: zona bien definida y zona no bien definida; y

55 ii) generar parches volumétricos de zona bien definida y de zona no bien definida, respectivamente, a partir de dichos al menos dos subvolúmenes.

A diferencia de los procedimientos conocidos, el del segundo aspecto de la invención comprende, además:

iii) identificar automáticamente los posibles canales por medio de una obtención automática de volúmenes de canal candidato, como sigue:

5 iii.a) dilatar tridimensionalmente al menos los perímetros de los parches volumétricos de zona bien definida y erosionar tridimensionalmente al menos los perímetros ya dilatados de los parches volumétricos de zona bien definida;

10 iii.b) comparar los parches volumétricos de zona bien definida antes de ser dilatados consigo mismos una vez dilatados y erosionados al menos una vez; y

iii.c) si como resultado de dicha comparación se detecta una diferencia, considerando los puntos resultantes de esa diferencia y que pertenecen a una zona no bien definida como puntos de canal candidato que constituyen:

15 - para las caras de un perímetro interno del parche volumétrico de zona bien definida: un volumen de agujero potencialmente candidato que pasa a través de dicho parche volumétrico de zona bien definida; o

- para las caras de un perímetro externo del parche volumétrico de zona bien definida: un volumen de unión potencialmente candidata entre al menos dos parches volumétricos adyacentes bien definidos.

20 Para una realización del segundo aspecto de la invención y una forma de llevar a cabo dicha implementación de dicha variante de la tercera realización preferente, el procedimiento comprende llevar a cabo una pluralidad de dichas dilataciones seguidas de una pluralidad de dichas erosiones, y luego llevar a cabo dicha comparación.

De forma alternativa, el procedimiento comprende llevar a cabo una pluralidad de iteraciones que incluyen una dilatación seguida por una erosión, y llevar a cabo dicha comparación después de cada una de dichas iteraciones.

Para una realización de dichos planteamientos volumétricos:

25 - dichos al menos dos subvolúmenes distintos son al menos tres subvolúmenes identificados como: primera zona definida, segunda zona definida y zona no bien definida, siendo dicha zona bien definida dicha segunda zona definida;

- dicha etapa b) comprende la generación de parches de la primera zona definida, de la segunda zona definida y de zona no bien definida, respectivamente, a partir de dichos al menos tres subvolúmenes;

30 y comprendiendo el procedimiento, para descartar cavidades, determinar que dicho volumen de agujero potencialmente candidato o dicho volumen de unión potencialmente candidata se corresponde con un volumen de canal candidato si al menos dos extremos del mismo hacen contacto con parches de la primera zona definida o con parches volumétricos de zona no bien definida.

35 Dichos dos extremos pueden ser extremos de un único volumen de agujero, o volumen de unión, o en un caso en el que dicho volumen de agujero o volumen de unión esté formado por una pluralidad de subvolúmenes de agujero, o subvolúmenes de unión, comunicados entre sí formando una vía, dichos dos extremos son los extremos de dicha vía.

40 Para una variante de dicha realización, tanto el procedimiento del primer aspecto como el procedimiento del segundo aspecto comprende aplicar un algoritmo de esqueletización morfológica al volumen de canal candidato para encontrar la línea central del canal.

Para una realización, el procedimiento de los aspectos primero y segundo de la presente invención se aplica a un campo médico o veterinario, preferentemente a la detección automática de canales en órganos internos, tales como el corazón, el cerebro, los pulmones, etc.

45 Para dicha realización preferente aplicada a los órganos internos, dichos canales son, en general, canales eléctricamente conductores - en cuyo caso la zona bien definida es una zona no conductora -, o canales sanguíneos - en cuyo caso la zona bien definida es una zona con bajo suministro de sangre -, o canales tumorales - en cuyo caso la zona bien definida es una zona tumoral -.

50 Para dicha realización para la cual la zona bien definida es una segunda zona definida y también hay una primera zona definida, cuando dichos canales son canales eléctricamente conductores la primera zona definida y la segunda zona definida son, respectivamente, zonas conductora y no conductora, cuando los canales son canales sanguíneos, la primera zona definida y la segunda zona definida son, respectivamente, zonas sana y de bajo suministro de sangre, y cuando los canales son canales tumorales, la primera zona definida y la segunda zona definida son, respectivamente, zonas sana y tumoral.

Para una realización más preferente, dichos canales son canales conductores del miocardio, la primera zona definida, la segunda zona definida y la zona no bien definida correspondientes, respectivamente, a una zona de tejido sano, una zona de tejido cicatricial y una zona de tejido de borde, y dicho subvolumen de dicha subetapa b.1) es un volumen tridimensional del miocardio.

- 5 Para otra realización, se aplica el procedimiento a una exploración geofísica, para identificar canales de fluido, en cuyo caso la zona bien definida es una zona que no contiene, o no es susceptible de contener, fluido (tal como una roca).

- 10 Para dicha realización para la cual la zona bien definida es una segunda zona definida y también hay una primera zona definida, y cuando se aplica el procedimiento a una exploración geofísica, para identificar canales de fluido, la primera zona definida y la segunda zona definida son, respectivamente, una zona que contiene fluido o es susceptible de contener fluido (tal como una cavidad subterránea) y una zona que no contiene o no es susceptible de contener fluido (tal como una roca). En este caso, la zona bien definida es una zona que podría contener fluido, tal como una zona arenosa.

- 15 Otra aplicación del procedimiento de la presente invención es, para otra realización, la que se refiere a la identificación de fisuras en una pieza mecánica, en una estructura o en un dispositivo.

- 20 El procedimiento de la presente invención proporciona un procedimiento automático e independiente de un operario para evaluar la presencia de canales. En la técnica anterior, esta acción no es mencionada explícitamente o, cuando se menciona, es llevada a cabo visualmente por el operario. La detección automática de canales, tales como canales conductores, permite la detección de la presencia de todos los canales en un tiempo más corto, y también permite que los canales de detección que no son detectados con facilidad por el operario, especialmente si discurren a través de más de una capa. Además, se puede analizar un mayor número de capas y se puede considerar un mayor intervalo de valores umbral.

- 25 Un tercer aspecto de la invención versa acerca de un producto de programa informático, que incluye instrucciones de código que, cuando son ejecutadas, en un ordenador implementan al menos todas las etapas del procedimiento del primer aspecto de la invención excepto las etapas a) y b), o al menos todas las etapas del procedimiento del segundo aspecto de la invención excepto las etapas i) y ii).

Para una realización del tercer aspecto de la invención, el producto de programa informático incluye instrucciones de código que, cuando son ejecutadas en un ordenador, implementan todas las etapas del procedimiento de los aspectos primero o segundo de la invención.

- 30 Un cuarto aspecto de la presente invención versa acerca de un sistema de EAM, que comprende:

- un catéter que tiene uno o más electrodos para obtener valores de un parámetro eléctrico (tal como tensión) y/o de un parámetro asociado al mismo, en distintos puntos de al menos un endocardio y/o un epicardio cuando se desplaza a través del mismo; y

- 35 - medios informáticos de navegación en comunicación con dicho catéter y que comprenden:

- un medio de localización configurado para colaborar con dicho catéter para localizar sus posiciones a lo largo de dicho desplazamiento a través del endocardio y/o del epicardio; y

- un medio de lectura configurado para colaborar con dicho catéter para leer los valores adquiridos de ese modo;

- 40 en el que dichos medios informáticos de navegación están configurados y dispuestos para acceder a dichos valores leídos y posiciones localizadas del catéter, correlacionarlos y construir y almacenar en medios de memoria un volumen tridimensional de EAM con los mismos, y comprende un medio de visualización para representar visualmente al menos parte de dicho volumen tridimensional de EAM.

- 45 A diferencia de los sistemas conocidos de EAM, en el sistema de EAM del cuarto aspecto de la presente invención los medios informáticos de navegación implementan el procedimiento del primer aspecto de la invención para la segunda realización preferente (y variantes de la misma) a la que se ha hecho referencia anteriormente, para identificar canales conductores del miocardio en la malla poligonal tridimensional de EAM recuperada de ese modo en la subetapa b.1) y para representar visualmente en dicho medio de visualización al menos la región de canal candidato identificada en la subetapa c.3).

- 50 Para una realización del sistema de EAM del cuarto aspecto de la invención:

- dicho catéter es un catéter de ablación; y

- dichos medios informáticos de navegación están configurados para representar visualmente en dicho medio de visualización la región identificada de canales candidatos junto con al menos parte de dicho volumen tridimensional

de EAM para guiar visualmente a un operario en el uso intraoperativo de dicho catéter de ablación que se desplaza hacia un canal conductor del miocardio para extirparlo.

5 La ventaja de utilizar el sistema de EAM del cuarto aspecto de la invención de forma intraoperativa es que permite identificar rápidamente canales de conducción lenta en los datos de EAM en el momento en el que el tiempo es crítico para tomar una decisión. Dado que el procedimiento se ejecuta en cuestión de milisegundos en una única capa, el EP podría obtener resultados según regula los umbrales que determinan los límites entre Sano-BZ-Central y obtener, en tiempo real, los canales conductores potenciales correspondientes a esos umbrales. Y si hay disponibles canales detectados antes de la operación en los datos de IRM (obtenidos, por ejemplo, por el planteamiento por capas del procedimiento del primer aspecto de la invención) para que sean visualizados durante la intervención, 10 podrían ser comparados con los canales intraoperativos.

Las cartografías EAM no tienen que obtenerse necesariamente de un catéter de una única punta sino que también pueden obtenerse utilizando otras tecnologías, por ejemplo utilizando catéteres que incorporan múltiples electrodos que pueden capturar la tensión del endocardio simultáneamente y, por lo tanto, pueden proporcionar actualizaciones en tiempo real (en el caso de un fabricante, Rhythmia Medical, puede hacerlo utilizando 64 electrodos). Esto puede 15 permitir el cálculo de los canales detectados, dado que las tensiones cambian en tiempo real en el endocardio.

Breve descripción de los dibujos

Se comprenderán más completamente las anteriores y otras ventajas y características a partir de la siguiente descripción detallada de realizaciones, con referencia a los dibujos adjuntos, que deben ser considerados de una forma ilustrativa y no limitante, en los que:

20 La Figura 1 muestra el intervalo de valores para parches H, BZ y S para una realización del procedimiento de la presente invención.

La Figura 2 es una representación esquemática del miocardio como un volumen tridimensional MV, en el que se muestran la pared del endocardio (EnW) y la pared del epicardio (EpW). 25

La Figura 3 muestra el miocardio con superficies interpoladas.

La Figura 4 muestra una de las superficies definidas, según el procedimiento de la invención, que muestra parches de tejido sano (H), de tejido de la zona de borde (BZ) y de tejido cicatricial, en las que hay un canal conductor potencial en la propia superficie. 30

La Figura 5 es representativa de la detección del canal en una única superficie, en particular la mostrada en la Figura 4, es decir, de la identificación automática de la etapa c), en la que se identifican parches cicatriciales, luego se aíslan, y luego se dilatan sus perímetros sobre la superficie que los contiene, según la subetapa c.1) del procedimiento de la invención. Vista izquierda: superficie del VI dividida en parches según el valor umbral. Vista derecha: perímetros dilatados de la cicatriz. 35

La Figura 6 muestra, como parte de la detección de un canal en una única superficie de la Figura 5, etapas adicionales de dilatación en instantes T_1 (izquierda) y T_n (derecha). Los perímetros de los dos parches cicatriciales (S) colisionan en T_n , definiendo puntos de canal candidato (CCP). La extensión de la dilatación se indica como Ext. 40

La Figura 7 muestra, como parte de la detección del canal en una única superficie de las Figuras 5 y 6, cómo en el instante T_m los resultados de la dilatación de los puntos de canal candidato se convierten en una región de canal candidato (CCR), que si es validada por el clínico podría convertirse en un canal conductor detectado (DC). En este caso Ext es la extensión de dilatación al final de las iteraciones. 45

La Figura 8 muestra tres superficies a distintas profundidades del miocardio, correspondiéndose la vista a) con una superficie a una profundidad del 50% desde el endocardio (también denominada S1), la vista b) con una superficie a una profundidad del 44% desde el endocardio (también denominada S2) y la vista c) con una superficie a una profundidad del 55% (también denominada S3), utilizándose dichas superficies para implementar la etapa d) del procedimiento de la invención, para una realización, es decir para llevar a cabo la identificación o la detección automática del canal en múltiples superficies. 50

La Figura 9 muestra, de forma esquemática, cómo obtener la región 1 de canal candidato (CCR1), según la etapa d) del procedimiento de la invención, en la que se han proyectado los CCP de la superficie al 50% sobre la superficie al 44% en la etapa d.2), en la que: 55

(a) el parche 2 de BZ de la superficie al 50% muestra algunos puntos de canal candidato (CCP 2) que se proyectan hacia la superficie al 44% para hallar si existe una salida a tejido sano en esta capa; y

(b) la superficie al 44% y la proyección del parche 2 de BZ sobre el parche 1 de BZ, que indica una salida hacia tejido sano. La parte inferior de los CCP 2 son los puntos 1 de salida candidata (CEP1).

La Figura 10 muestra, como parte de la detección del canal en múltiples superficies de las Figuras 8 y 9, la obtención de la CCR1, en la que:

- 5 (a) muestra los puntos 1 de salida candidata (CEP1); y
 (b) muestra puntos 1 de salida candidata (CEP1) en el parche 1 de BZ.

10 La Figura 11 muestra la superficie al 50% (a) y la superficie al 55% (b), para el cálculo de la región 2 de canal candidato (CCR2), estando proyectados los CCP2 hacia la superficie al 55%, también denominada S3, y mostrando la vista (b), indicado como P2, el perímetro del parche 2 de BZ proyectado sobre el parche 4 de BZ de la superficie al 55%.

La Figura 12 muestra, como parte del procedimiento para obtener la CCR2 de la Figura 11, la superficie al 55%:

- 15 (a) los puntos 4 de salida candidata (CEP4); y
 (b) los puntos 4 de salida candidata en el parche 4 de BZ, es decir, los CEP4 de la CCR2.

20 La Figura 13 muestra las tres superficies, S1, S2 y S3, con enlaces que forman la vía desde los CEP 1 hasta los CEP 4, conectando el Enlace 1 la ER1/CEP1 (es decir, la región 1 de salida que contiene los CEP1) con los CCP2, y conectando el Enlace 2 la ER2/CEP4 (es decir, la región 2 de salida que contiene los CEP 4) con los CCP 2. Esto forma una región de canal que comienza en los CEP 1, continúa en los CCP 2 y termina en los CEP 4.

La Figura 14 muestra, de forma esquemática, la verificación de la existencia de una vía que conecta dos CEP, para la realización de la Figura 13.

25 La Figura 15 muestra, de forma esquemática, la formación de una región de canal candidato, para una realización distinta a la de la Figura 14, en la que hay más de dos enlaces, en particular cuatro.

30 La Figura 16 muestra, de forma esquemática, los resultados obtenidos de la implementación del procedimiento de una única capa, utilizando como entrada datos sintéticos, de la realización de la Figura 5, en la que se detecta un canal (CC).

35 La Figura 17 es análoga a la Figura 16, pero para otra realización que muestra los resultados obtenidos de la implementación del procedimiento en una única capa utilizando como entrada datos sintéticos, para una superficie o una capa definida en la que el parche de BZ tiene dos bifurcaciones. La implementación detecta correctamente un canal que se bifurca (CC).

40 La Figura 18 también muestra los resultados obtenidos a partir de la implementación del procedimiento en una única capa utilizando como entrada datos sintéticos, también, como en la Figura 17, para una capa con dos bifurcaciones, pero para una realización para la cual, a diferencia de la Figura 17, la superficie definida no tiene un pequeño parche cicatricial en la vía del canal, sino que tiene una BZ en uno de los parches cicatriciales. La implementación detecta correctamente un canal CC que se bifurca.

45 La Figura 19 muestra una realización adicional del planteamiento de una única capa del procedimiento de la invención, es decir, la realizada según la etapa c), en forma de los resultados obtenidos de la implementación del procedimiento utilizando como entrada datos de un paciente real. Se detectan dos canales CC en la ventana de la derecha.

50 La Figura 20 es un diagrama de flujo del procedimiento de la invención, para una realización general que combina dos flujos de trabajo, indicados como flujo 2 de trabajo y flujo 3 de trabajo, que implementan, respectivamente, la etapa c) y la etapa d) del procedimiento de la invención.

La Figura 21 muestra, en detalle, el denominado flujo 2 de trabajo, para obtener regiones de canal candidato en superficies individuales, es decir, para llevar a cabo la etapa c) para una realización.

55 La Figura 22 muestra, en detalle, el denominado flujo 3 de trabajo, para obtener regiones de canal candidato a través de superficies, es decir, para llevar a cabo la etapa d) para una realización.

60 La Figura 23 muestra, de forma esquemática, dos parches volumétricos de zonas adyacentes bien definidas (S), en la que la vista a) se corresponde con un estado inicial y la vista b) con un estado en el que, según una realización del procedimiento de la presente invención concebida para identificar un canal que discurre entre ambos parches

volumétricos, los parches volumétricos bien definidos (S) han sido sometidos a una dilatación tridimensional hasta que algunos puntos de sus perímetros externos intersectan entre sí definiendo puntos de canal candidato (CCP).

5 La Figura 24 muestra, de forma esquemática, un parche volumétrico de zona bien definida (S) con forma esférica que tiene un agujero pasante (O) en un estado inicial (vista a)), y que es sometido primero a una sucesión de etapas de dilatación (vistas b) y c)), y luego a una sucesión de etapas de erosión (vistas d), e) y f)), según otra realización del procedimiento de la presente invención concebida para identificar el canal constituido por dicho agujero pasante (O).

10 La Figura 25 es análoga a la Figura 24, pero para un parche volumétrico de zona bien definida (S) que tiene una forma cúbica; y

La Figura 26 muestra, de forma esquemática, el sistema de EAM del cuarto aspecto de la presente invención, para una realización.

15 Descripción detallada de varias realizaciones

A continuación, se describe una realización preferente de la invención con referencia a algunos de los dibujos adjuntos (Figuras 1 a 22), y versa acerca de un procedimiento basado en ordenador para identificar automáticamente un CC en un volumen tridimensional para proporcionar al EP (electrofisiólogo) una lista de todos los CC candidatos potenciales para una arritmia, según el planteamiento por capas descrito anteriormente.

20 Al automatizar el procedimiento de obtención de los canales, en primer lugar se proporciona un procedimiento independiente del operario. En segundo lugar, se habilita la detección de canales que no se encuentran con claridad en una capa, y discurren cruzando capas, que es algo que no se logra con facilidad mediante una evaluación visual por parte del clínico.

25 La motivación principal de esta realización de la invención fue contribuir a planificar el procedimiento de ablación antes de la intervención, presentando el CC al EP. Habiendo identificado el CC antes de la intervención, el EP puede acortar el procedimiento cartografiando con el catéter únicamente las áreas cicatriciales, y no áreas que son claramente sanas. Y puede minimizar la cantidad de tejido extirpada estudiando las vías del CC y escogiendo la punta óptima de ablación con antelación.

30 La utilidad de esta realización de la invención va más allá de este fin intervencionista inicial y puede aplicarse a una detección selectiva de la población para identificar en pacientes infartados aquellos que es probable que tengan arritmias en el futuro. Esto permitirá identificar pacientes que se beneficiarían de la implantación de un desfibrilador cardíaco implantable (DCI) y/o del procedimiento de ablación por catéter.

35 Según esta realización preferente de la invención, como ya se ha explicado anteriormente, el procedimiento detecta canales en el miocardio utilizando capas interpoladas insertadas en el miocardio que pertenecen a datos de imagen volumétrica del corazón humano. Se forma tejido cicatricial en el miocardio como consecuencia de un suministro insuficiente de sangre. Un canal es una vía tridimensional en el miocardio entre dos o más volúmenes de tejido cicatricial. Un canal tiene un punto de entrada y un punto de salida. Estos canales pueden corresponderse con pasillos conductores (CC) del miocardio y, por lo tanto, son de interés para electrofisiólogos para determinar la ubicación óptima para una ablación por catéter, para tratar los circuitos reentrantes relacionados con cicatrices que inducen arritmias. En esta etapa, se obtienen las adquisiciones volumétricas de una nueva modalidad de imágenes por resonancia magnética (RM), pero los principios del procedimiento deberían ser aplicables a otras adquisiciones de imágenes.

45 El procedimiento (también denominado a continuación procedimiento en capas de CC) cuadra directamente con la principal aplicación de soporte lógico que está actualmente en un uso de investigación clínica en el "Hospital Clinic i Provincial de Barcelona (HCPB)". Se basa en haber identificado con anterioridad los límites del endocardio y del epicardio, y luego en la inserción de capas interpoladas de superficie poligonal en el miocardio.

50 El procedimiento funciona procesando la información acerca de las capas de superficie para detectar regiones de canal de una única capa y entre capas para detectar regiones de canal de múltiples capas. El orden en el que se detectan estos dos tipos de capas no importa; las dos partes del procedimiento podrían ser ejecutadas en paralelo. El resultado final es un conjunto de regiones de canal candidato, definidas como líneas múltiples tridimensionales, entre las cuales el clínico selecciona aquellas que se corresponden con el CC.

Este procedimiento en capas de CC funciona como sigue, para la realización preferente:

I. Generar parches de tejido sano (H), de zona de borde (BZ) y de cicatriz (S) en el volumen del miocardio

55 El procedimiento supone que existe una adquisición volumétrica V obtenida (por ejemplo, mediante IRM-RT o cualquier otra técnica de formación de imágenes considerada adecuada para la aplicación) de un objeto tridimensional (un corazón, por ejemplo) utilizando un protocolo que asigna valores a los elementos volumétricos

(vóxeles) de tal forma que se puedan identificar distintos subvolumenes en el volumen del miocardio en función de los valores de intensidad de los vóxeles: tejido sano (H), tejido de zona de borde (BZ) y tejido central de la cicatriz (S). El tejido de BZ tiene un intervalo de intensidades que van de las de H hasta las de S (véase la Figura 1). Los subvolumenes son clasificados en función de dos umbrales de señales de intensidad de los vóxeles, MínBZ y MáxBZ. Estos umbrales varían para cada paciente y pueden ser bien predefinidos o bien regulados para cada paciente. El procedimiento puede repetir automáticamente todas las etapas utilizando un conjunto de distintos valores de umbral contenidos en un intervalo predefinido de MínBZ y un intervalo predefinido de MáxBZ, proporcionando, por lo tanto, una forma para adaptarse a los valores del volumen de entrada. Cualquiera que sea el planteamiento, mantendrán la relación incluyente definida anteriormente. Los canales discurren en la BZ, en ciertas configuraciones de limitación topológica.

I.1 Aislar el volumen del miocardio

Dado tal volumen V, el procedimiento requiere como su entrada una serie de superficies. Estas superficies se encuentran en las paredes del endocardio y del epicardio (véase la Figura 2). Por lo tanto, un requisito previo es obtener un subconjunto de vóxeles del V que representa el miocardio.

15 I.2 Obtener superficies internas

Dadas las superficies del endocardio y del epicardio, la siguiente etapa es para obtener superficies (que pueden ser concéntricas) que se encuentran en el volumen contenido entre los límites de las superficies del endocardio y del epicardio (véase la Figura 3). Véase [2].

I.3 Generar parches de H, de BZ y de S sobre las superficies internas

20 A continuación, es necesario obtener parches en estas superficies. Los parches se forman a partir de la intersección de los subvolumenes H, BZ y S con las superficies generadas. Estos parches están, por definición, delimitados por un perímetro. Los parches se clasifican en función de la intensidad de los vóxeles intersectados. De forma similar a los subvolumenes, los parches se clasifican como parche de tejido sano (H), parche de tejido de zona de borde (BZ) y tejido central del parche cicatricial (S) (véase la Figura 4).

25 Para las realizaciones mostradas en las Figuras, los umbrales para generar parches de H, de BZ y de S en las superficies internas en la etapa I.3 escogidos para definir los distintos parches (Figura 1) están basados en la intensidad de la señal de los vóxeles de las imágenes IRM. Estos valores se escogen inicialmente para que sean MínBZ = (40% del valor máximo) y MáxBZ = 60%. Dada la variabilidad de los barridos de IRM, estas configuraciones podrían variar.

30 La etapa I, incluyendo todas sus subetapas I.1, I.2 y I.3, ya es conocida en el estado de la técnica; por ejemplo por la referencia [5] citada en la anterior sección de la técnica anterior.

II. Detectar regiones de canal en el miocardio

II.1 Obtener regiones de canal candidato en superficies

35 Para todos los parches de S, los perímetros son dilatados radial y uniformemente en la superficie circundante hasta que se obtenga una máxima dilatación MáxDilatación. Los puntos del perímetro que intersectan el perímetro de un parche adyacente de S antes de alcanzar la máxima dilatación MáxDilatación y se encuentran en un parche de BZ son puntos de canal candidato (CCP) (véase la Figura 5). Los CCP adyacentes forman una región de canal candidato (CCR, véanse las Figura 6 y la Figura 7).

40 Se repite este procedimiento para todas las superficies interpoladas en el miocardio para obtener todas las CCR que se encuentran en las superficies. Se necesita el siguiente procedimiento para detectar CCR que no se encuentran completamente en una superficie.

45 En cuanto a las realizaciones ilustradas, para llevar a cabo la etapa II.1 con los datos disponibles de ensayo se ha fijado el número de iteraciones de dilatación a 7. Se podría cambiar este número en función del número de puntos de la superficie (resolución) y/o de la dimensión de los canales que se desean detectar. Un mayor número de iteraciones permitiría la detección de canales más grandes. El número de iteraciones necesarias para detectar un canal en una superficie con una mayor resolución es mayor que el necesario para detectar el mismo canal en una superficie con una menor resolución.

II.2 Obtener regiones de canal candidato que cruzan superficies

50 Esta parte del procedimiento procesa todas las superficies interpoladas en el miocardio al mismo tiempo, para hallar todos los canales que discurren a través de dos o más superficies. Digamos que hay tres capas del miocardio al 44, 50 y 55% de la pared del endocardio (véase la Figura 8). Para cada parche de BZ en una capa, digamos que en el parche 2 de BZ en la capa de la superficie al 50% (véase la Figura 9), si su perímetro está completamente rodeado por un parche de S, se clasifica un número representativo de puntos del parche 2 de BZ como puntos de canal

candidato (por ejemplo, los CCP 1 del parche 2 de BZ), correspondiéndose dicho número representativo de puntos con un subconjunto mínimo de todos los puntos que definen la superficie, escogidos para capturar la geometría de la superficie, de forma que cuando se proyecten a otras superficies adyacentes permita establecer si existe una conexión para formar un canal conductor.

- 5 Para cada parche de BZ que contiene CCP, estos son proyectados ortogonalmente desde la capa de la superficie (50%) hacia las capas adyacentes (en este caso, las superficies al 44% y al 55%) para comprobar la presencia de intersecciones como sigue.

Se comprueban los puntos de intersección de las proyecciones ortogonales de CCP con las capas adyacentes para ver si se encuentran en un parche de BZ y, en caso afirmativo, se comprueba para ver si se corresponden con CCP en la capa adyacente. Si se corresponden con los CCP, se clasifican dos CCP como enlazados. Si no se corresponden con CCP (lo que significa que el perímetro del parche de BZ en la capa adyacente se encuentra en contacto con al menos un parche de H), digamos el parche 1 de BZ en la capa de la superficie al 44% (Figura 9 y Figura 10) o el parche 4 de BZ en la capa de la superficie al 55% (Figura 11 y Figura 12), son clasificados como puntos de salida candidata (CEP) y los CCP y CEP son clasificados como enlazados.

- 15 Si los puntos de intersección se encuentran en un parche de H, significa que los CCP se encuentran en contacto con un parche de H y necesitan ser reclasificados como CEP.

Digamos que el parche 2 de BZ se proyecta sobre la capa 1 de la superficie. En el ejemplo, los CCP 2 intersectan el parche 1 de BZ para producir los CEP 1 del parche 1 de BZ. Esto significa que los CEP 1 y CCP 2 están conectados (se hace referencia a un Enlace 1, véase la Figura 13). Se hace lo mismo proyectando a la superficie al 55% para obtener el Enlace 2 y los CEP 4 correspondientes en el parche 4 de BZ.

20 Para obtener una región de canal candidato que cruza las superficies debe haber una vía a través de los Enlaces que conectan dos CEP y que contiene al menos un CCP.

Para verificar la existencia de una vía que conecta dos CEP, se construyen uno o más gráficos, siendo los vértices los CCP y CEP y siendo los bordes los enlaces. En el ejemplo en la Figura 14, el Gráfico 1 tiene tres vértices, dados por CEP1, CCP2, CEP4, y dos bordes dados por Enlace1 y Enlace2.

En matemáticas, un gráfico es una representación abstracta de un conjunto de objetos en el que se conectan pares de los objetos por medio de enlaces. Los objetos interconectados son representados por una abstracción matemática denominada vértices, y los enlaces que conectan pares de vértices son denominados bordes.

Se analizan todos los gráficos para comprobar la presencia de al menos dos CEP y se comprueba la presencia de una vía para todos los pares de CEP. Para un análisis de los gráficos se puede utilizar un algoritmo de búsqueda de gráficos, tal como, por ejemplo, el algoritmo Dijkstra de vía más corta de una única fuente [15].

Si se halla una vía, todos los CCP y CEP contenidos en la vía forman una región de canal candidato. Una región de canal candidato sigue siendo "candidata" hasta que es comprobada o validada (visualmente o de otra manera) por el clínico para filtrar aquellas que no satisfacen ciertos criterios clínicos. Si se satisfacen los criterios, la región de canal candidato se convierte en una región de canal, es decir, un canal. En el ejemplo en la Figura 15, la vía está compuesta por CEP1, CCP2 y CEP4, que forman, por lo tanto, una región de canal candidato.

La Figura 20 es un diagrama de flujo del procedimiento de la invención, para una realización general que incluye etapas que llevan a cabo las etapas I.1, I.2, I.3, II.1, II. 2 y II.3 mencionadas anteriormente, es decir:

- 40 - Aislar el volumen del miocardio de una imagen volumétrica (V).
- Configurar MínBZ y MáxBZ, en función de la intensidad de la señal de los vóxeles, a partir de intervalos correspondientes de MínBZ y de MáxBZ.
- 45 - Identificar subvolúmenes de H, de BZ y de S, al final de la etapa a).
- Obtener superficies que se encuentran entre el endocardio y el epicardio, en la etapa b.1).
- Generar parches de H, de BZ y de S en las superficies internas, en la etapa b.2).
- 50 - Obtener regiones de canal candidato en las superficies, según el flujo 2 de trabajo de la Figura 21, correspondiente a la etapa c).
- Obtener regiones de canal candidato que cruzan superficies, según el flujo 3 de trabajo de la Figura 22, correspondiente a la etapa d).
- 55 - Filtrar las regiones obtenidas de canal candidato, preferentemente de forma automática.

- Verificar si se han comprobado todas las MínBZ y MáxBZ en el intervalo:
- Si no, configurar de nuevo las MínBZ y MáxBZ y llevar a cabo las etapas subsiguientes.
- Si han sido comprobadas, en función de la intensidad de las señales de vóxeles, a partir de los intervalos correspondientes de MínBZ y MáxBZ, considerar las regiones de canal candidato obtenidas después del filtrado como correspondientes a CC detectados.

En cuanto al flujo 2 de trabajo, este se muestra en la Figura 21, y está relacionado con la etapa c) del procedimiento de la invención, es decir, a la identificación automática bidimensional de CC, que se lleva a cabo en superficies individuales. El flujo 2 de trabajo incluye:

- Dilatar todos los perímetros de parches de S de cada superficie individual, en la etapa c.1).
- Verificar si los puntos del perímetro dilatado de un parche de S cruzan el perímetro dilatado de uno o más parches adyacentes de S. Si no, pasar a la etapa siguiente, en la que se comprueban los puntos del perímetro.
- Si la verificación inmediatamente anterior ofrece una respuesta positiva, los puntos que se cruzan son considerados CCP, en la etapa c.2), y se verifica si los CCP se encuentra en un parche de BZ. Si no, pasar a la siguiente etapa en la que se comprueban todos los puntos del perímetro.
- Si la verificación inmediatamente anterior ofrece una respuesta positiva, los CCP que se encuentran en un parche de BZ están asignados a una región de canal candidato (CCR), en la etapa c.3).
- A continuación, se verifica si se comprueban todos los puntos del perímetro:
- Si no, verificar de nuevo si los puntos del perímetro dilatado aún no verificados de un parche de S cruzan el perímetro dilatado de uno o más parches adyacentes de S, y llevar a cabo las siguientes etapas.
- Si han sido comprobados, se han obtenido todas las regiones de canal candidato, y pueden ser filtrados en la etapa correspondiente del diagrama de flujo de la Figura 20.

En cuanto al flujo 3 de trabajo, este se muestra en la Figura 22, y está relacionado con la etapa d) del procedimiento de la invención, es decir, a la identificación automática tridimensional de CC, que se lleva a cabo atravesando superficies. El flujo 3 de trabajo incluye:

- Extraer todos los parches de BZ en todas las superficies o capas, y llevar a cabo las siguientes etapas sobre cada superficie.
- Definir un contador i y asignar un valor nulo al mismo, es decir, $i=0$.
- Verificar si el parche i -ésimo de BZ únicamente está rodeado por parches de S. Si no, pasar a una etapa subsiguiente que verifica si se han clasificado todos los parches de BZ.
- Si la verificación inmediatamente anterior ofrece una respuesta positiva, se lleva a cabo una clasificación de los puntos de BZ de dicho parche de BZ como CCP, en la etapa d.1).
- Verificar si se han clasificado todos los parches de BZ. Si no, añadir uno al contador i , es decir, $i=i+1$.
- Si la verificación inmediatamente anterior ofrece una respuesta positiva, definir un contador j y asignar un valor nulo al mismo, es decir, $j=0$.
- Calcular la normal a los CCP j -ésimos, es decir, llevar a cabo proyecciones perpendiculares sobre las superficies adyacentes, en la etapa d.2).
- Verificar si hay cualquier intersección con un parche de BZ en capas adyacentes. Si no, pasar a una etapa posterior en la que se verifica si se han clasificado todos los CCP.
- Si la verificación inmediatamente anterior ofrece una respuesta positiva, se comprueba si el parche adyacente de BZ contiene CCP. En caso afirmativo, se clasifican como enlazados los CCP de las capas adyacentes.
- Si la comprobación inmediatamente anterior ofrece una respuesta negativa, se clasifican los puntos adyacentes de BZ como CEP y los CCP de una capa y los CEP de la capa adyacente están enlazados.
- Se verifica si se han clasificado todos los CCP. Si no, añadir uno al contador j , es decir, $j=j+1$.

- Si la verificación inmediatamente anterior ofrece un resultado positivo, se comprueban las vías de conexión entre cualquier par de CEP y que pasan a través de CCP enlazados.

5 - Se considera que cada una de dichas vías comprobadas de conexión es una CCR, en la etapa d.3), y puede ser filtrada en la etapa correspondiente del diagrama de flujo de la Figura 20.

10 Los presentes inventores han implementado un prototipo de trabajo para la realización preferente de la invención, en forma de un programa informático que implementa el procedimiento de la invención. La implementación toma un conjunto de datos de IRM-RT, lo carga en la memoria y procede a segmentarlo para identificar el endocardio y el epicardio. Entonces, interpola automáticamente las capas. Entonces, correlaciona los valores de los vóxeles del volumen original con las superficies. Estas capas correlacionadas proporcionan el punto de partida para la implementación por soporte lógico, que luego procede como sigue.

1. Procesamiento de una única capa

15 2. Procesamiento de múltiples capas

3. Fusionar los resultados de las capas individual y múltiples

4. Emitir los resultados

20 Una vez que el procedimiento emite los resultados, se puede activar un procesamiento adicional para filtrar los canales detectados eliminando aquellos canales que no satisfacen ciertos requisitos clínicos que cabría esperar de canales conductores reales en el miocardio. Después de eso, se necesitaría una interfaz para permitir la eliminación manual por parte de un EP de cualquier falso positivo que pueda no haber sido filtrado con éxito. Se prefiere una ejecución automática de dicha eliminación.

Planteamiento volumétrico:

25 Las Figuras 23 a 25 muestran distintas realizaciones del procedimiento de los aspectos primero y segundo de la invención, implementando un planteamiento volumétrico.

30 La realización de la Figura 23, muestra, en particular, dos parches volumétricos adyacentes S de zona bien definida que tienen una forma esférica y, en su posición inicial en la vista a), estando separados (y rodeados) por un parche volumétrico BZ de zona no bien definida. Ambos parches volumétricos de S son sometidos a una dilatación hasta que algunos puntos de sus perímetros externos se intersectan entre sí, según se muestra en la vista b), definiendo puntos de canal candidato CCP que, según se describe en una sección anterior, definirán regiones de canal candidato CCR, constituyendo dichas regiones volúmenes. En este caso, la CCR es un volumen de unión entre ambos parches volumétricos de S, constituyendo un volumen de canal potencial.

35 Además de dichos volúmenes de unión, se pueden definir canales mediante otro tipo de elementos, en particular mediante agujeros que atraviesan un parche volumétrico de S, como es el caso de las realizaciones mostradas en las Figuras 24 y 25, que difieren entre sí únicamente en la forma del parche volumétrico de S: esférica en la Figura 24 y cúbica en la Figura 25. Estas dos formas son solo ejemplos de formas posibles de los parches, dado que se puede utilizar cualquier tipo de forma volumétrica según el planteamiento volumétrico del procedimiento de la presente invención.

40 Aunque no se muestra, en aras de la claridad, los parches volumétricos de S de las Figuras 24 y 25 están rodeados por parches volumétricos de BZ, por lo tanto, se rellena el agujero pasante O con parte de dichos parches volumétricos de BZ, según se indica en las vistas a).

45 Según se muestra en las Figuras 24 y 25, el parche volumétrico de S que tiene un agujero pasante O en su estado inicial (vista a)) es sometido a algunas etapas de dilatación (etapas b) y c)), en este caso dos, lo que hace más grande el perímetro externo de los parches volumétricos de S y menor el perímetro del agujero O, hasta que el agujero O desaparece en la vista c).

Desde este punto, se somete al parche volumétrico de S a las etapas (e) y f)) de erosión, con el mismo grado que las etapas de dilatación, como resultado de lo cual el perímetro externo del parche volumétrico de S vuelve al tamaño y a la forma originales, como puede verse comparando las vistas a) y f).

50 Debido al hecho de que, como resultado de las etapas de dilatación, ha desaparecido el agujero O, esa característica no es recuperada mediante las etapas de erosión y, por lo tanto, las vistas f) de las Figuras 24 y 25 muestran los parches volumétricos de S sin ningún agujero. Por lo tanto, al comparar la vista a) con la vista f), según el procedimiento de la presente invención, el agujero pasante O puede ser detectado a partir de las diferencias entre dichas vistas.

En este caso, se utilizan etapas de erosión como un mecanismo para detectar el agujero pasante O, y puede ser omitido para otras realizaciones que utilizan mecanismos alternativos para proporcionar tal detección que permita, antes de que se inicie el procedimiento de dilatación, la identificación de distintas partes de cada parche volumétrico de S con respecto al agujero pasante o cavidad demarcado de ese modo.

5 Aunque para la realización de la Figura 23 no se necesita una erosión, puede utilizarse como un mecanismo para detectar los puntos intersectantes CCP, y finalmente la CCR, dado que esos puntos harán que los parches volumétricos de S resultantes de las etapas de erosión sean distintos de los de la vista a). Para mecanismos alternativos para detectar dichos CCP cuando solo se utiliza la dilatación, cada parche volumétrico de S debe ser identificado y etiquetado antes del procedimiento de dilatación.

10 Se lleva a cabo una implementación más específica del planteamiento volumétrico del procedimiento de la presente invención como sigue, para la identificación de canales CC del miocardio:

1. Generar parches de tejido sano (H), de zona de borde (BZ) y cicatricial (S) en el volumen del miocardio

15 1.1. Aislar el volumen del miocardio y clasificar los subvolúmenes. Comienza reconociendo las paredes endocardiales y epicardiales en el conjunto de datos volumétricos, para obtener un subconjunto de vóxeles que representa el miocardio. En las paredes epicardiales y endocardiales se identifica un número de subvolúmenes, que pueden ser clasificados como tejido sano (H), tejido de zona de borde (BZ) y tejido central de la cicatriz (S). El tejido de BZ tiene un intervalo de intensidades que va de las de H a las de S. Los subvolúmenes son clasificados en función de dos umbrales de señales de intensidad de los vóxeles, MínBZ y MáxBZ. Estos umbrales pueden ser bien predefinidos o bien variados para cada paciente, mientras que se mantiene la relación incluyente definida anteriormente. Como resultado de esta operación, se genera un volumen de imagen a partir del conjunto original de datos volumétricos en el que los vóxeles que pertenecen a las regiones de S están asociados con un valor único de intensidad (por ejemplo, MáxBz+1).

2. Detectar volúmenes de canal en el miocardio

25 El volumen de imagen generado en la anterior etapa es sometido a una dilatación seguida de una erosión, con respecto a los vóxeles de S, durante un número fijo de iteraciones. Para cada iteración, se comparan el volumen original (antes de la dilatación y de la erosión) y el volumen resultante (después de la dilatación y de la erosión). Cuando se detecta una diferencia entre los dos volúmenes, los vóxeles resultantes de la diferencia entre los dos volúmenes y que pertenecen a la BZ son clasificados como vóxeles de un volumen de agujero candidato. Al final del procedimiento iterativo, se divide el volumen de agujero candidato (CHT) en distintos subvolúmenes conectados de agujero candidato (CHi con $i=1\dots n$ y n =número de subvolúmenes conectados en CHT). Entonces, se comprueba cada CHi para verificar si tiene zonas de entrada y de salida: los vóxeles CHi que se encuentran en contacto con los vóxeles de H son clasificados como vóxeles de borde. Entonces, se agrupan tales vóxeles de borde para formar volúmenes conectados de borde. Si CHi contiene al menos dos volúmenes diferenciados de borde, sus vóxeles son marcados como vóxeles de canal potencial. Los vóxeles conectados de canal potencial construyen un volumen de canal potencial.

3. Filtrar volúmenes de canal

35 3.1. Entonces, cuando se identifican todos los volúmenes de canal potencial, se filtran los volúmenes que no cumplen los requisitos de canales de generación de arritmia, en función de ciertos criterios geométricos y topológicos, tales como la relación entre la distancia entre los volúmenes de entrada y de salida y la vía más corta en torno a los subvolúmenes adyacentes de S y a través del subvolumen de H que generan el canal.

3.2. Los volúmenes restantes de canal potencial son marcados como canales.

Finalmente, se muestra, de forma esquemática, el sistema de EAM del cuarto aspecto de la presente invención en la Figura 26, para una realización, para la cual el sistema de EAM comprende:

45 - un catéter C que tiene al menos un electrodo para obtener valores de un parámetro eléctrico (tal como la tensión) y/o de un parámetro asociado con el mismo, en distintos puntos de al menos un endocardio y/o un epicardio cuando se desplaza a través del mismo; y

- medios informáticos N de navegación en comunicación con dicho catéter C y que comprenden un medio D de visualización y un sistema electrónico SE que, entre otros, comprende:

50 - un medio de localización configurado para colaborar con dicho catéter C para localizar sus posiciones a lo largo de dicho desplazamiento a través del endocardio y/o del epicardio; y

- un medio de lectura configurado para colaborar con dicho catéter C para leer los valores adquiridos de ese modo.

Los medios informáticos N de navegación están configurados y dispuestos para acceder a dichos valores de lectura y las posiciones localizadas del catéter, correlacionarlos y construir y almacenar en medios de memoria un volumen tridimensional de EAM con los mismos, y para implementar el procedimiento del primer aspecto de la invención para la realización de malla poligonal de EAM (denominada en una sección anterior segunda realización preferente) para identificar canales conductores del miocardio en la malla poligonal tridimensional de EAM recuperada de ese modo en la subetapa b.1), y para representar visualmente en el medio de visualización al menos las regiones de canal candidato CCR identificadas en la subetapa c.3).

Aparte de la realización preferente descrita anteriormente con referencia a las Figuras adjuntas, según se ha expresado en una sección anterior, el procedimiento de la invención tiene muchas otras aplicaciones, según distintas realizaciones. En principio, cualquier industria que dependa de una adquisición de imágenes tridimensionales volumétricas para obtener datos tridimensionales, y que necesite procesar, entonces, para hallar canales en su interior, podría ser un candidato diana para este procedimiento.

Aplicaciones médicas o veterinarias:

Una de dichas aplicaciones adicionales está relacionada con una detección selectiva. La realización o aplicación preferente descrita anteriormente de la invención para revelar cicatrices del IRM-RT (u otros medios de formación de imágenes) y calcular canales conductores para planificar el tratamiento de pacientes ya infartados puede ampliarse a la identificación de pacientes arrítmicos antes de que se desarrolle ningún síntoma. Esto representaría una detección selectiva de la población general, o solo la población de riesgo, y podría evitar una muerte súbita cardíaca (MSC) al proporcionar un protocolo de "estratificación del riesgo" que ha de ser llevado a cabo por las administraciones de salud pública del mundo entero.

Neurología:

En neurología, se forman imágenes del cerebro por diversas razones, entre ellas identificar una actividad tumoral, o los daños tras un ictus o determinar el foco epileptógeno.

Tumores cerebrales:

Cuando el tejido tumoral se desarrolla, puede crear canales atrapados de tejido viable en su interior (o si se desarrolla más de un foco tumoral, los tumores pueden crear canales entre ellos mismos). Este tejido viable atrapado puede formar canales hechos de tractos que se conectan que podrían tener una funcionalidad vital. Si un cirujano está planificando la intervención, es crítico decidir si resecar el tumor o no, y, en caso afirmativo, con cuánta agresividad hacerlo. Si el tumor contiene en su interior canales de tractos críticos para la vida, puede ser aconsejable no resecarlo, o resecarlo de forma menos agresiva. En este ejemplo, que muestra un barrido de IRM después de una inyección de un medio de contraste, el tejido tumoral (la S) aparece como gris más brillante, habiendo absorbido el contraste. El tejido que rodea el tumor que atrapa en su interior tejido viable sería la BZ. Y H sería el cráneo que rodea el parénquima. El procedimiento podría ser utilizado para operar únicamente sobre el límite tumoral (para detectar canales que discurren dentro de tejido no definido atrapado entre tejido tumoral que podría ayudar a cirujanos a decidir una estrategia de resección). Es muy importante identificar tal tejido viable entre tumores, en particular cuando es responsable de llevar a cabo una función importante del cerebro, por lo tanto, su identificación automática evitará su extirpación cuando se extirpan los tumores que lo rodean.

Ictus cerebral:

De forma similar al caso del miocardio, el cerebro puede sufrir una falta de suministro sanguíneo, produciéndose un ictus. El cerebro que tiene tejido infartado con menos suministro sanguíneo podría ser un tipo de tejido (S), y puede diferenciarse de las áreas no bien definidas (BZ), que estarán rodeadas en el interior del cráneo (H). Entonces, este procedimiento puede ser útil para detectar pasillos entre tejido infartado que podría servir para indicar la viabilidad de un futuro suministro sanguíneo y, por lo tanto, el potencial de recuperación del paciente.

Hígado, pulmones:

También de forma similar en el hígado, en áreas de funcionalidad deficiente por falta de suministro sanguíneo o afectadas por cirrosis, podría ser posible identificar tres regiones y detectar canales entre las mismas para contribuir a la toma de decisiones acerca del volumen de trasplante.

Exploración geofísica:

El petróleo, el agua y el gas atrapados en la corteza de la Tierra pueden beneficiarse del procedimiento de la invención cuando es aplicado para predecir los canales de escape o de fuga. Una exploración geofísica utiliza datos sísmicos procedentes de adquisiciones ultrasónicas (entre otras tecnologías) para formar imágenes de la Tierra para detectar o inferir la presencia y la posición de menas de minerales, hidrocarburos, depósitos geotérmicos, depósitos de agua subterránea y otras estructuras geológicas. La industria energética tiene varias empresas importantes que comercializan productos para analizar datos sísmicos volumétricos: Landmark Graphics (Haliburton), GeoQuest (una división de Schlumberger) y Paradigm Geophysical.

Los datos resultantes son volúmenes tridimensionales que pueden ser procesados por la presente invención para extraer canales automáticamente que podrían revelar, por ejemplo, un cauce fluvial antiguo. Tales cauces fluviales son características ricas en arena y pueden absorber petróleo y, por lo tanto, son de gran interés en una exploración petrolífera y de gas. Según se ha descrito en una sección anterior, para esta aplicación la primera zona definida (H) y la segunda zona definida (S) son, respectivamente, una zona que contiene fluido o que es susceptible de contener fluido y una zona que no contiene o que no es susceptible de contener fluido.

Fisuras en productos fabricados:

La industria manufacturera (digamos, para producir un motor de coche o de reacción, y también para producir placas de circuito impreso con *chips* integrados de silicio) podría beneficiarse de este procedimiento para examinar el estado de un dispositivo utilizando adquisiciones tridimensionales (por ejemplo, procedentes de TC de alta energía) de productos que pueden tener fisuras en su interior debido a una porosidad u otros defectos de materiales. Un motor puede fabricarse de varios materiales, teniendo cada uno distintas propiedades de absorción bajo rayos X. En el caso más sencillo, se podría inspeccionar simplemente la pieza metálica o de plástico y clasificar las áreas inspeccionadas con distintos tonos de gris según la clasificación mencionada anteriormente de primera zona definida (H), segunda zona definida (S) y zona no bien definida (BZ), y aplicar el procedimiento de la invención para detectar fisuras automáticamente en la zona BZ. Esto podría automatizarse en la cadena de fabricación, teniendo un TC de alta energía en el punto final, para garantizar que los productos que salen de la fábrica no tienen fisuras similares a canales en su interior, sin que seres humanos tengan que mirar los volúmenes resultantes del barrido.

Una vez se han definido las distintas zonas H, S y BZ para todas las anteriores realizaciones relacionadas con las aplicaciones citadas en distintos campos técnicos, la implementación del procedimiento de la presente invención es evidentemente la misma que para la realización preferente descrita anteriormente relacionada con la identificación de canales conductores del miocardio, difiriendo entre sí por el tipo de elemento que constituye cada zona y por el tipo de canal que ha de ser identificado, según se muestra de forma gráfica en la siguiente tabla.

Realizaciones	Canal	Primera zona definida (H)	Segunda zona definida (S)	Zona no bien definida (BZ)
Realización preferente	Canal conductor del miocardio	Zona de tejido sano	Zona de tejido cicatricial	Zona de tejido de borde
Tumor cerebral	Canal tumoral	Cráneo que rodea el parénquima	Zona de tejido tumoral	Zona de tejido viable
Ictus cerebral	Pasillo para el suministro sanguíneo	Cráneo	Zona infartada	Área no bien definida
Hígado, pulmones	Canal de suministro sanguíneo	Zona de tejido sano	Zona de bajo suministro sanguíneo	Área no bien definida
Exploración geofísica	Canal de petróleo, agua o gas	Zona que contiene fluido o susceptible de contener fluido	Zona que no contiene o no es susceptible de contener fluido	Zona no bien definida
Industria manufacturera	Fisura	Zona con primeras propiedades de absorción bajo rayos X	Zona con segundas propiedades de absorción bajo rayos X	Zona con terceras propiedades de absorción bajo rayos X

En otras palabras, por ejemplo, para el planteamiento por capas, la dilatación de los perímetros de las zonas S y la identificación de los puntos intersecantes del perímetro de zonas adyacentes de S de CCP que forman CCR, se lleva a cabo de la misma forma con independencia de aquello de lo que estén compuestas dichas zonas de S (tejido cicatricial, tejido con bajo suministro de sangre, etc.), es decir, con independencia del campo técnico al que se aplica el procedimiento.

El resto de las etapas del procedimiento del primer aspecto de la presente invención (para los planteamientos tanto por capas como volumétrico) también son válidas, entre otras, para todas las realizaciones incluidas en la anterior tabla, dado que una vez definidas las zonas de S, de H y BZ, para la presente invención, no importa a qué elementos hagan referencia.

Un experto en la técnica podría introducir cambios y modificaciones en las realizaciones descritas sin alejarse del alcance de la invención según se define en las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento implementado por ordenador para identificar canales conductores del miocardio en un volumen tridimensional de datos, comprendiendo el procedimiento:
- 5 a) obtener un volumen tridimensional de un corazón que contiene, directamente o en un subvolumen aislado del mismo, al menos dos subvolúmenes distintos de datos identificados en función de valores de parámetros físicos representativos de propiedades físicas de dicho corazón y denominados: zona S y zona BZ; y
- b) generar parches de la zona S y de la zona BZ, respectivamente, a partir de dichos al menos dos subvolúmenes;
- 10 caracterizado porque:
- el procedimiento se lleva a cabo utilizando un planteamiento por capas, en el que la generación de dichos parches se lleva a cabo:
- 15 b.1) definiendo una serie de capas que representan secciones de al menos parte del volumen tridimensional o de dicho subvolumen aislado del mismo, siendo dichas capas mallas poligonales; y
- b.2) generando parches relativos a la zona S y la zona BZ, a partir de la intersección de los al menos dos subvolúmenes con las capas, definidas en b.1), interpolados en los mismos; y porque el procedimiento comprende, además:
- 20 c) identificar automáticamente posibles canales conductores del miocardio, en dichos parches de zona BZ, bidimensionalmente en al menos una de las capas definidas, mediante la obtención automática de regiones de canales candidatos, como sigue:
- c.1) dilatar al menos los perímetros de los parches de zona S;
- 25 c.2) considerar como puntos de canal candidato (CCP) los puntos del perímetro que intersectan el perímetro de parches adyacentes de zona S, antes de alcanzar una dilatación máxima, y que se encuentran dentro de un parche de zona BZ, y
- c.3) determinar que los puntos adyacentes de canal candidato (CCP) forman una región de canal candidato (CCR).
- 30 2. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que:
- dichos al menos dos subvolúmenes distintos son al menos tres subvolúmenes identificados, en función de los valores de intensidad de los vóxeles y/o de valores cromáticos, como: zona H, zona S y zona BZ;
- dicha etapa b) comprende la generación de parches de zona H, de zona S y de zona BZ, respectivamente, a
- 35 partir de dichos al menos tres subvolúmenes; y
- dicha subetapa b.2) comprende la generación de parches relativos a la zona H, la zona S y la zona BZ, a partir de la intersección de los al menos tres subvolúmenes con las capas, definidas en b.1), interpolados en los mismos.
3. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que dicho parámetro físico está asociado con al menos uno de absorción o de reflexión de la luz, la radiación magnética o electromagnética, la temperatura, la electricidad, la intensidad de las señales, la fase de las señales, el tiempo, la frecuencia y el color, o una combinación de los mismos.
- 40 4. El procedimiento implementado por ordenador de la reivindicación 1, en el que:
- en la etapa a):
- 45 - dicha obtención de dicho volumen tridimensional comprende la obtención de un volumen tridimensional de cartografía electroanatómica, EAM, de medios de memoria; y
- dichos subvolúmenes de zona S y de zona BZ se identifican en función de valores de un parámetro eléctrico y/o de un parámetro asociado al mismo;
- 50 comprendiendo el procedimiento:
- llevar a cabo dicha generación de parches de la etapa b):
- b.1) recuperando al menos una malla poligonal tridimensional de EAM a partir de dicho volumen tridimensional de EAM o de dicho subvolumen aislado del mismo; y

- b.2) generando parches relativos a la zona S y la zona BZ en zonas respectivas de dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM que coincide con los al menos dos subvolúmenes identificados, o está constituida por los mismos;
- 5 - y llevar a cabo dicha identificación automática de la etapa c) bidimensionalmente sobre dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM, llevándose a cabo la dilatación de dicha subetapa c.1) relativa a los parches de zona S incluidos en dicha al menos una malla poligonal tridimensional de EAM, y dicha subetapa c.2) comprende considerar como puntos de canal candidato (CCP) los puntos del perímetro que intersectan el perímetro de parches adyacentes de zona (S).
- 10 5. El procedimiento de la reivindicación 1, 2 o 4, en el que dicha dilatación de la etapa c.1) se lleva a cabo radial y uniformemente.
- 15 6. El procedimiento de la reivindicación 2 o 4, que comprende, además, una etapa d) para identificar los posibles canales mediante la obtención automática de regiones de canal candidato tridimensionalmente a través de al menos dos capas de dichas capas definidas en b.1) o a través de al menos dos mallas poligonales tridimensionales de EAM recuperadas en b.1), para hallar canales que discurren a través de distintas capas o distintas mallas poligonales tridimensionales de EAM.
7. El procedimiento de la reivindicación 6, que comprende llevar a cabo dicha etapa d) como sigue:
- d.1) para cada parche de zona BZ en una capa o malla poligonal tridimensional de EAM cuyo perímetro está completamente rodeado por un parche de zona S, se clasifica un número representativo de puntos del parche de zona BZ como puntos de canal candidato (CCP);
- 20 d.2) para cada parche de zona BZ que contiene puntos de canal candidato (CCP), estos son proyectados hacia al menos otra de dichas capas o mallas poligonales tridimensionales de EAM para comprobar la presencia de intersecciones, y cuando se encuentran en un parche de zona H o cuando se encuentran en un parche de zona BZ cuyo perímetro se encuentra, al menos parcialmente, en contacto con un parche de zona H son clasificados como puntos de salida candidata (CEP); y
- 25 d.3) se definen las regiones de canal candidato (CCR) como las relativas a una vía que discurre a través de capas o de mallas poligonales tridimensionales de EAM a través de enlaces que conectan dos grupos de puntos de salida candidata (CEP), y que contienen uno o más puntos de canal candidato (CCP).
- 30 8. El procedimiento de la reivindicación 1, en el que dichos parches son parches volumétricos y dichas regiones de canal candidato son volúmenes de canal candidato, comprendiendo el procedimiento llevar a cabo dicha dilatación de la subetapa c.1) tridimensionalmente sobre los parches volumétricos de zona S.
9. El procedimiento de la reivindicación 8, en el que dicha dilatación se lleva a cabo uniforme y perpendicularmente con respecto a cada punto de las caras de cada parche volumétrico de zona (S):
- 35 - para las caras del perímetro externo del parche volumétrico de zona S, para considerar, en la subetapa c.2), como puntos de canal candidato (CCP), correspondientes a véxeles de un volumen de unión candidata, los puntos del perímetro externo que intersectan el perímetro externo de los parches volumétricos adyacentes de zona S, y/o
- 40 - para las caras del perímetro interno del parche volumétrico de zona S, en caso de que el parche volumétrico de zona S tenga un agujero (O) o cavidad en el mismo, para considerar, en la subetapa c.2), como puntos de canal candidato (CCP), correspondientes a véxeles de un volumen de agujero candidato, los puntos del perímetro interno que se intersectan con otros puntos del mismo perímetro interno del mismo parche volumétrico de zona S.
10. El procedimiento de la reivindicación 9, en el que:
- 45 - dicha subetapa c.1) comprende, además, una erosión tridimensional de al menos los perímetros ya dilatados de los parches volumétricos de zona S;
- comparar los parches volumétricos de zona S antes de ser dilatados con ellos mismos una vez dilatados y erosionados al menos una vez; y
- 50 - si como resultado de dicha comparación se detecta una diferencia, dicha subetapa c.2) comprende, además, considerar los puntos resultantes de esa diferencia y que pertenecen a una zona BZ como puntos de canal candidato (CCP) que constituyen:
- 55 - para las caras del perímetro interno del parche volumétrico de zona S: un volumen de agujero potencialmente candidato que pasa a través de dicho parche volumétrico de zona S, en el que se detecta indirectamente dicha intersección de puntos del perímetro interno como resultado de dicha diferencia detectada; o

- para las caras del perímetro externo del parche volumétrico de zona S: un volumen de unión potencialmente candidata entre al menos dos parches volumétricos adyacentes de zona S.

5 11. El procedimiento de la reivindicación 10, que comprende llevar a cabo una pluralidad de dichas dilataciones seguidas por una pluralidad de dichas erosiones, y luego llevar a cabo dicha comparación o una pluralidad de iteraciones incluyendo una dilatación seguida por una erosión, y llevar a cabo dicha comparación después de cada una de dichas iteraciones.

12. El procedimiento de cualquiera de las reivindicaciones 10 u 11, en el que el procedimiento comprende:

10 - determinar que dicho volumen de agujero potencialmente candidato o dicho volumen de unión potencialmente candidata se corresponde con un volumen de canal candidato (CH) si al menos dos extremos del mismo hacen contacto con los parches volumétricos de zona H o de zona BZ; y
- aplicar un algoritmo de esqueletización morfológica a dicho volumen de canal candidato (CH) para hallar la línea central del canal.

13. Un producto de programa informático, que incluye instrucciones de código que cuando son ejecutadas en un ordenador implementan la etapa c) según el procedimiento de la reivindicación 1.

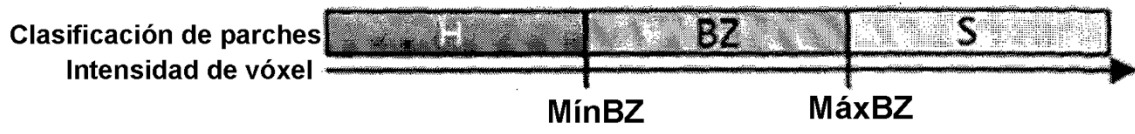


Figura 1

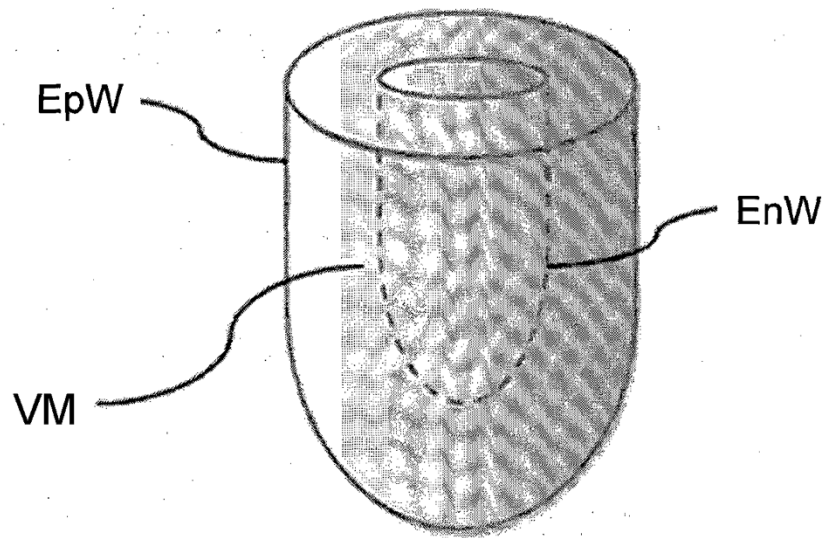


Figura 2

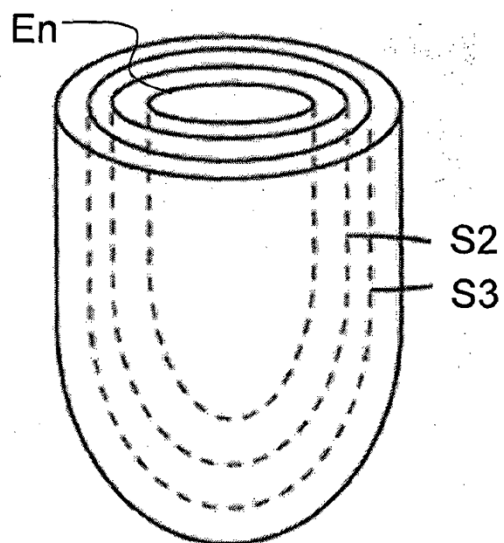


Figura 3

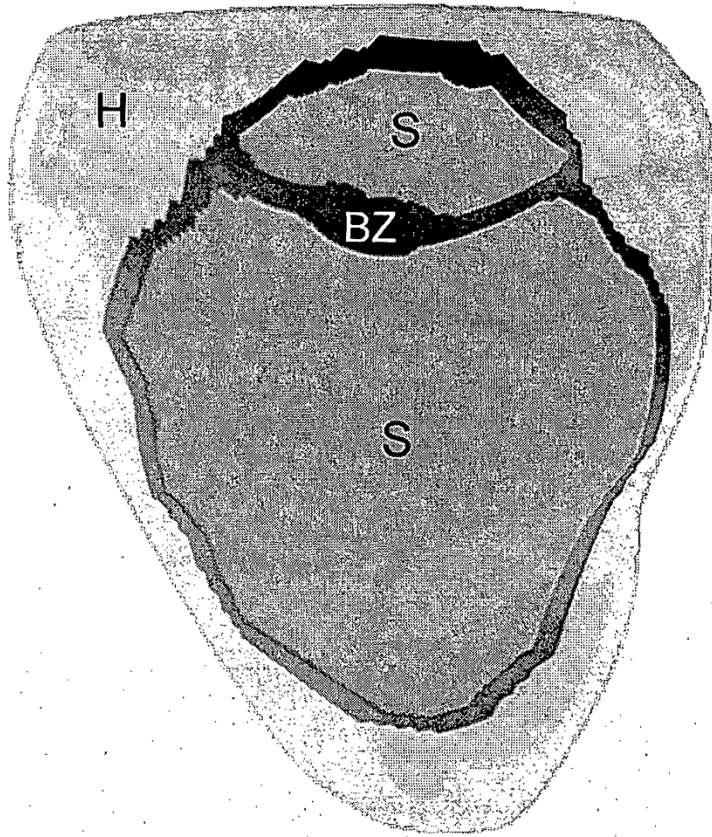


Figura 4

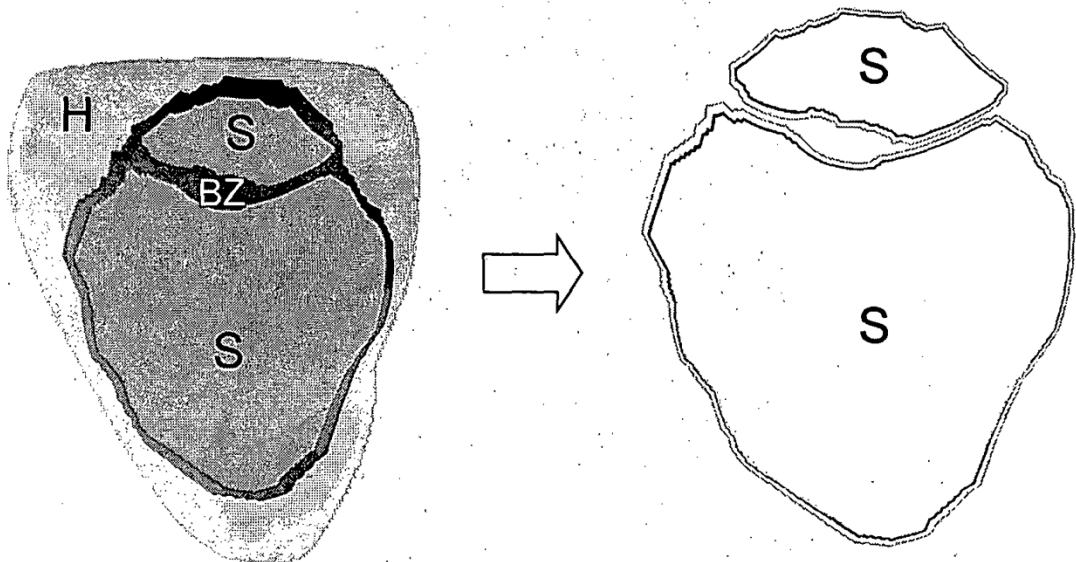


Figura 5

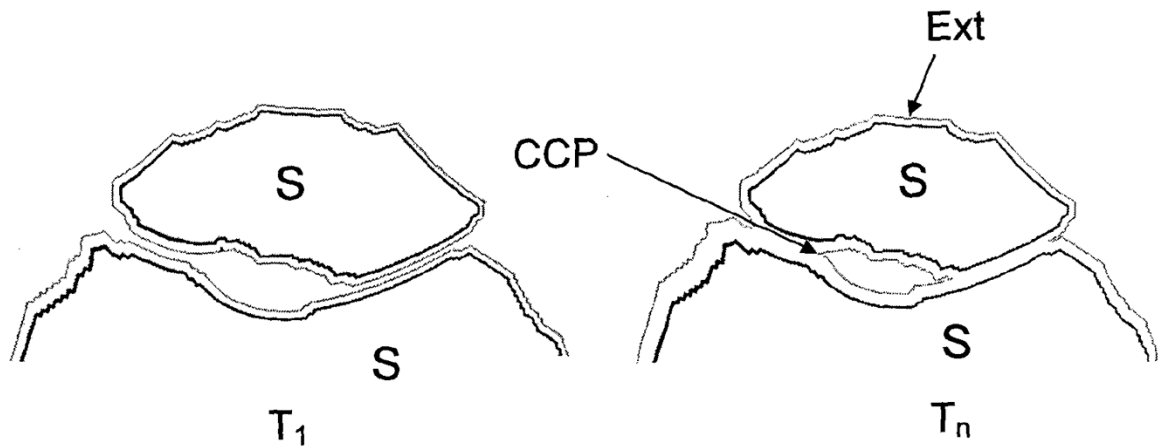


Figura 6

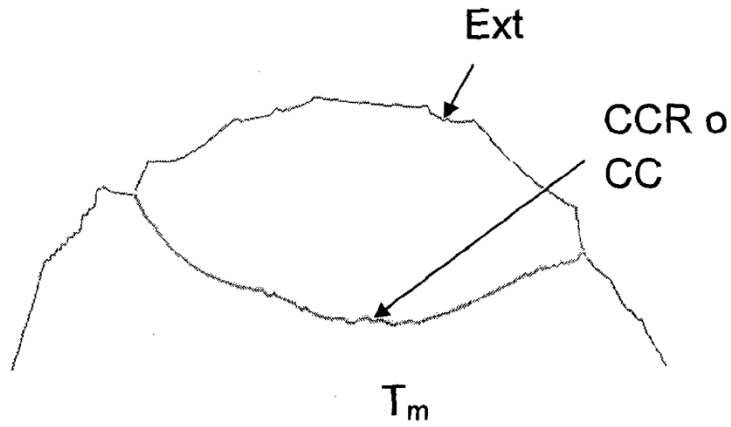


Figura 7

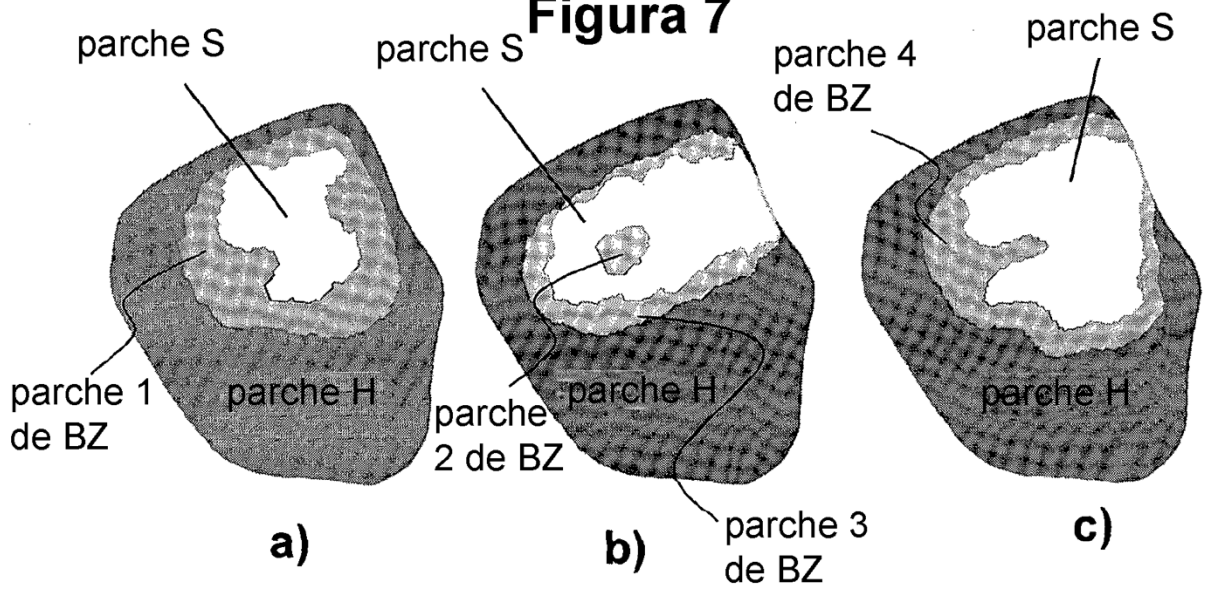


Figura 8

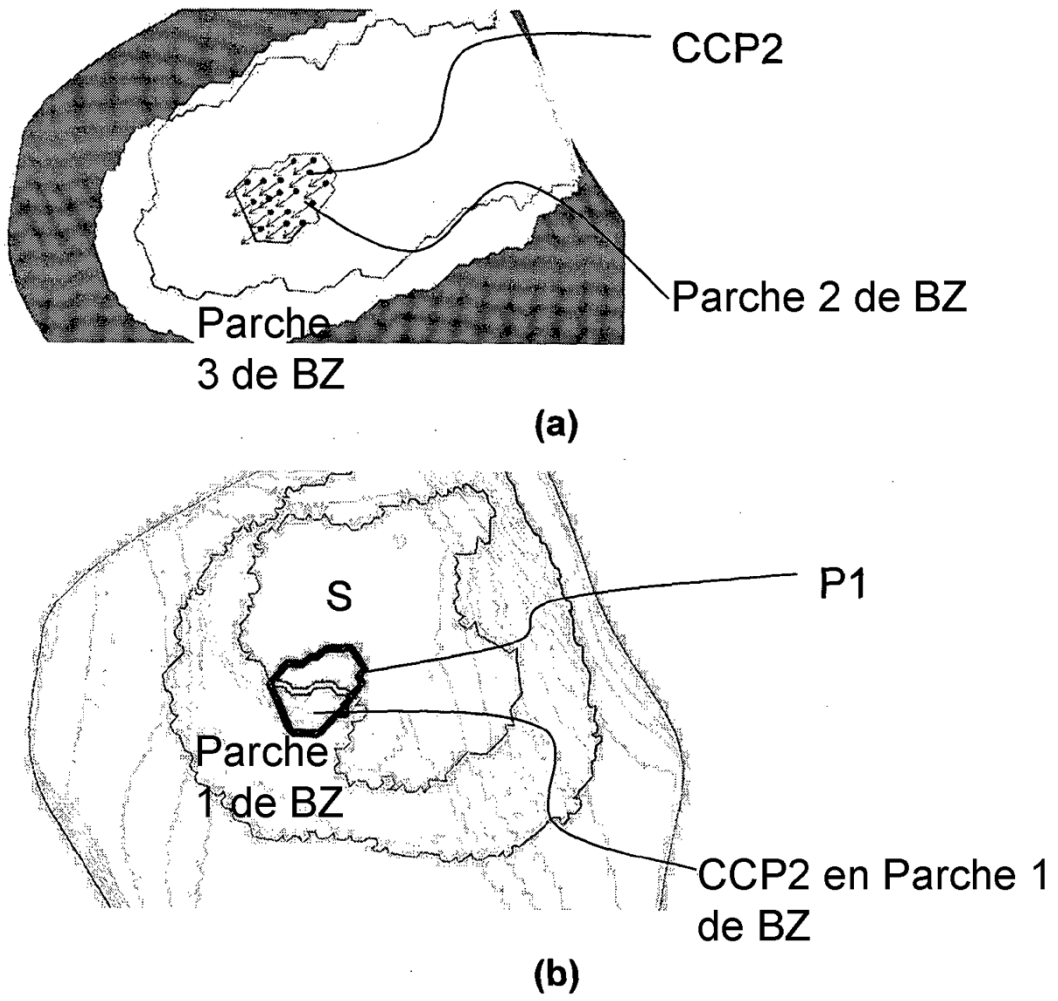
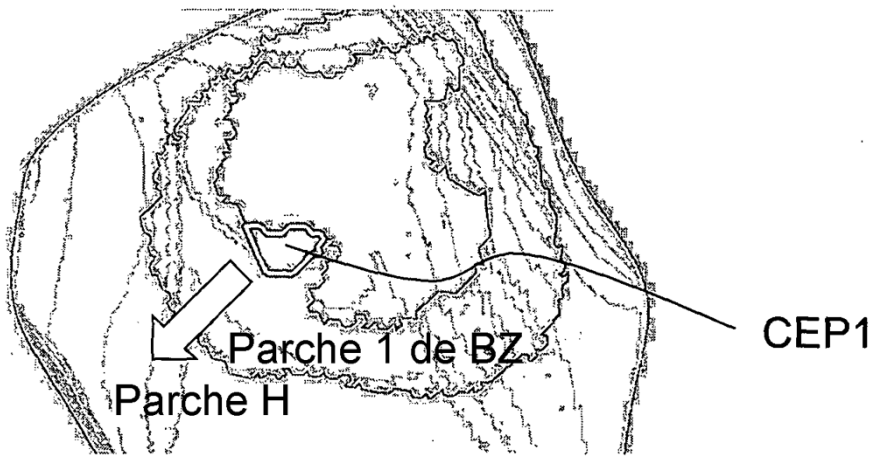
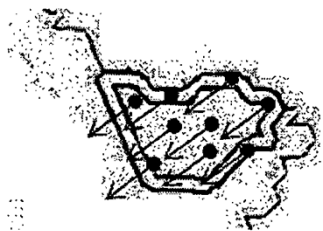


Figura 9



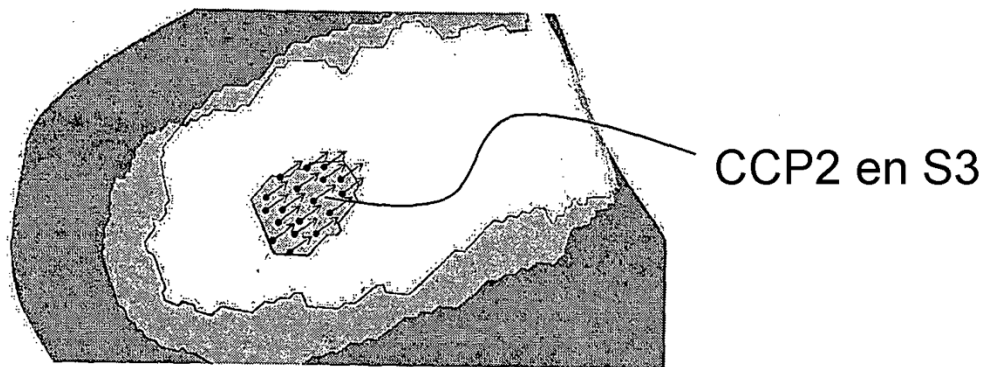
(a)



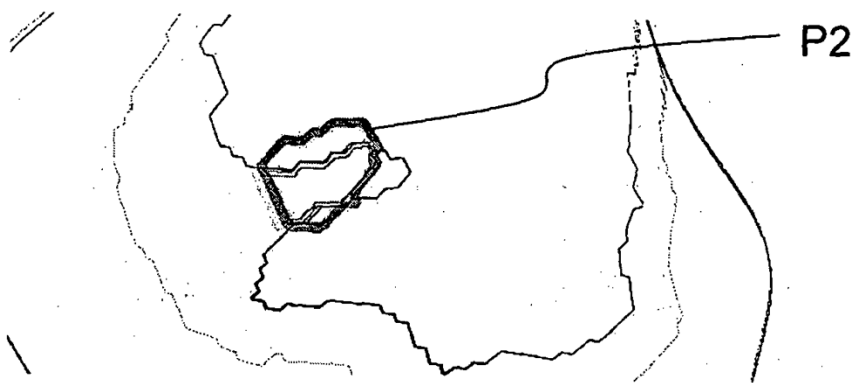
CEP1 en Parche 1 de BZ

(b)

Figura 10

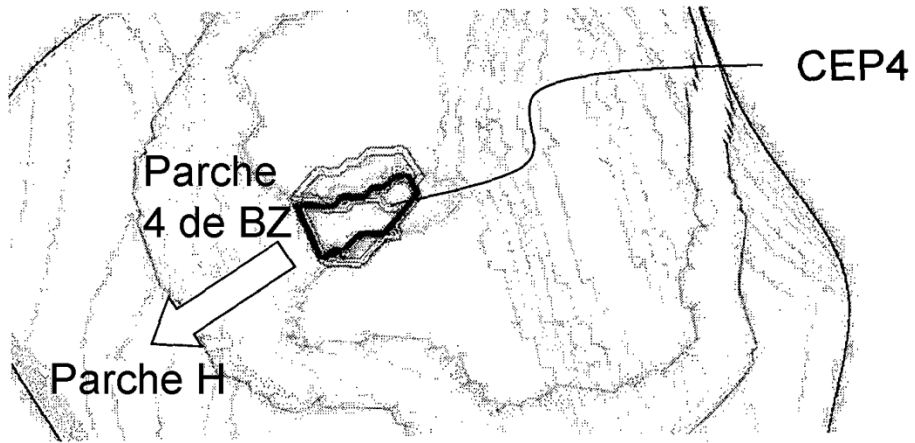


(a)

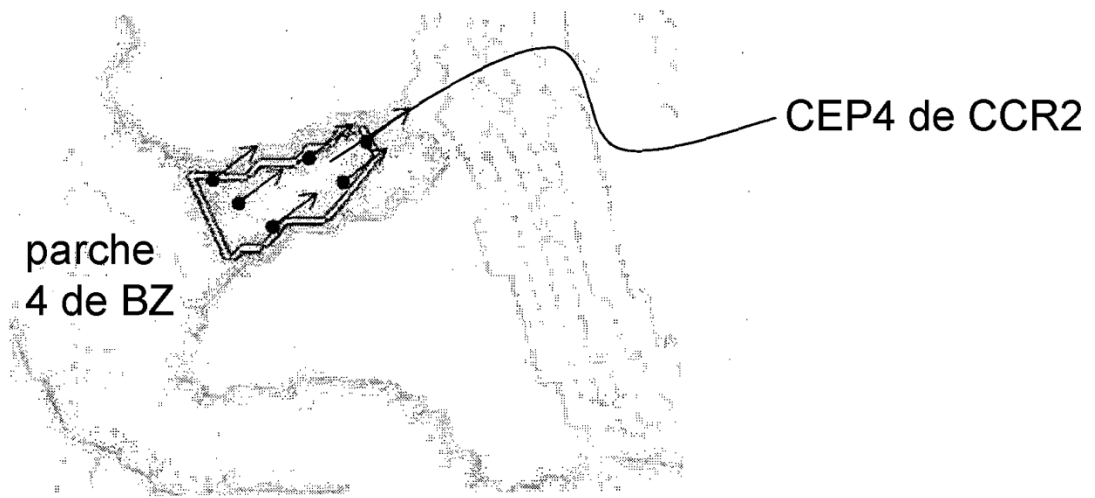


(b)

Figura 11



(a)



(b)

Figura 12

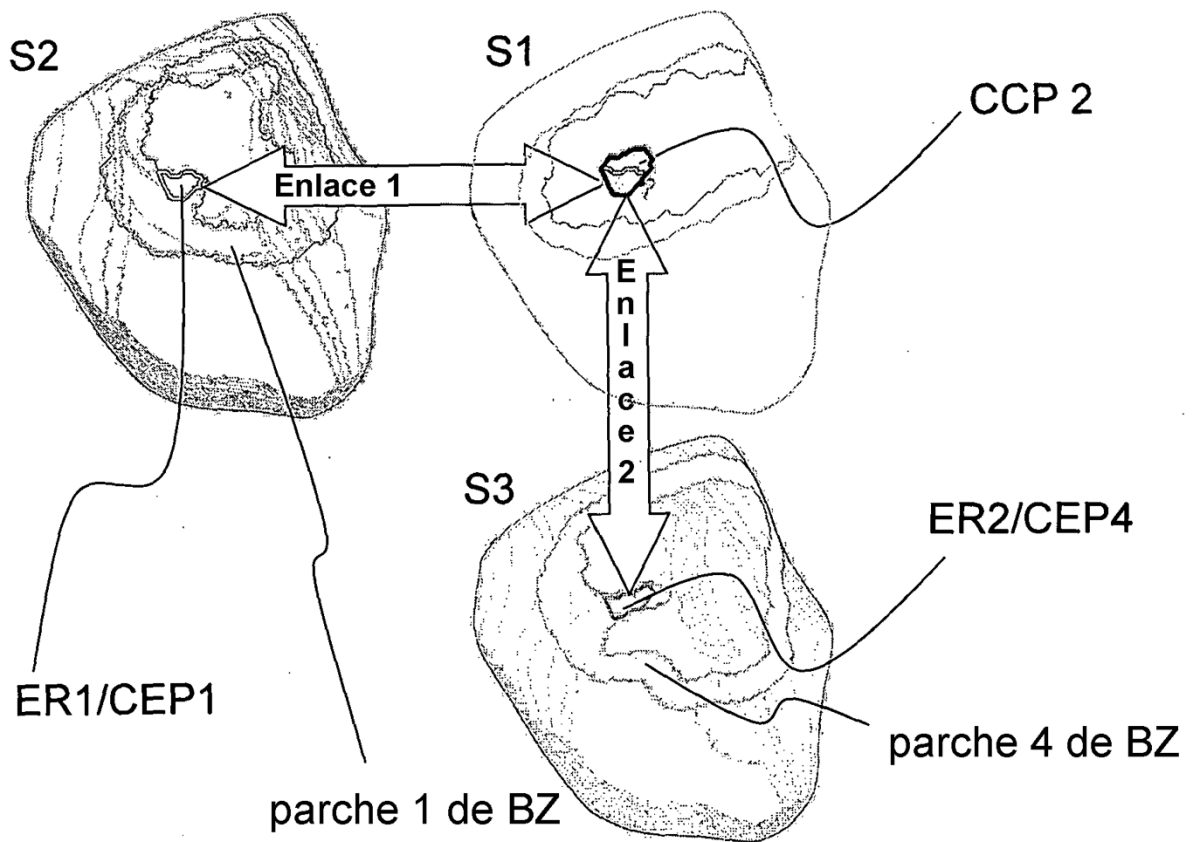


Figura 13

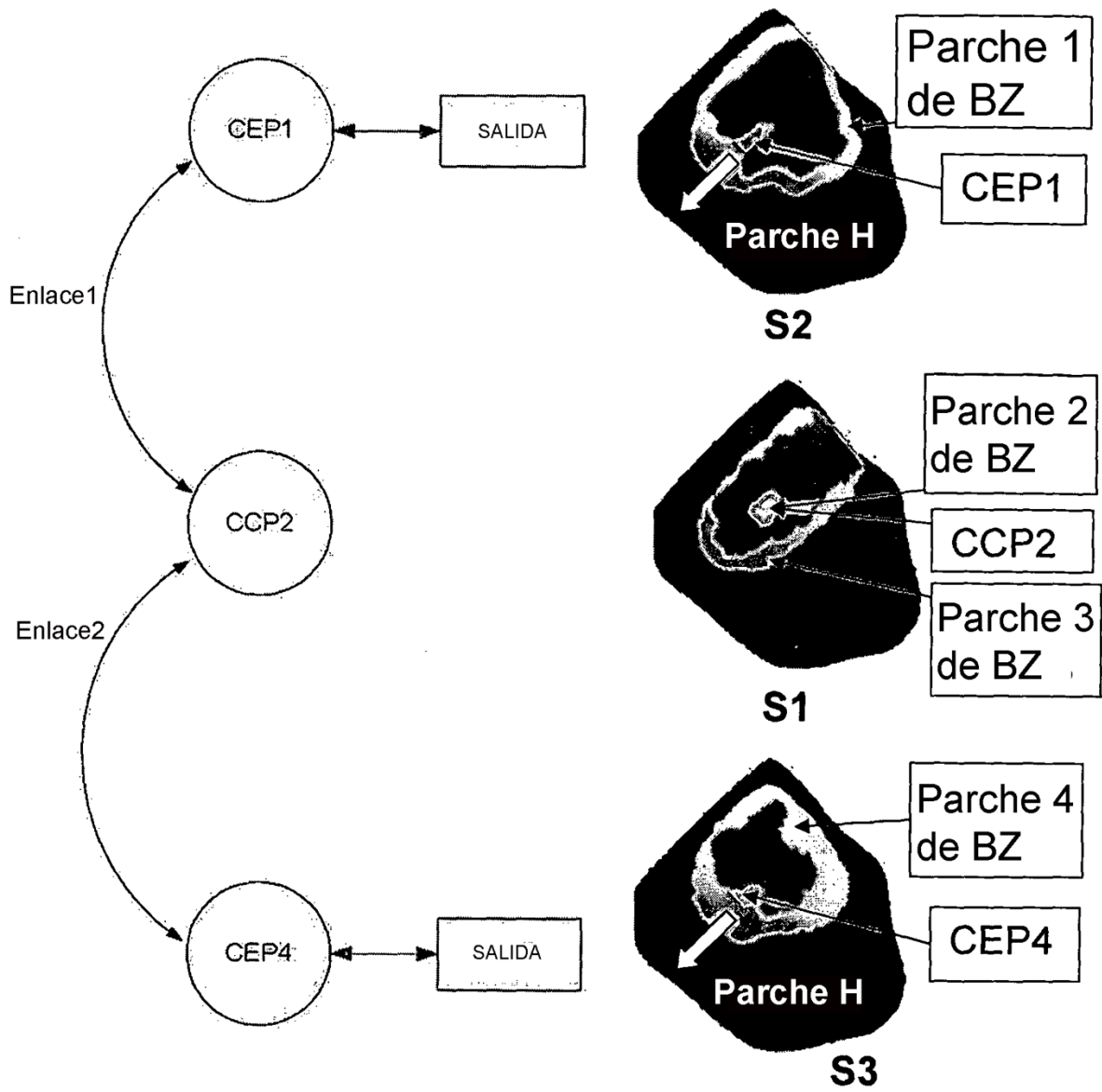


Figura 14

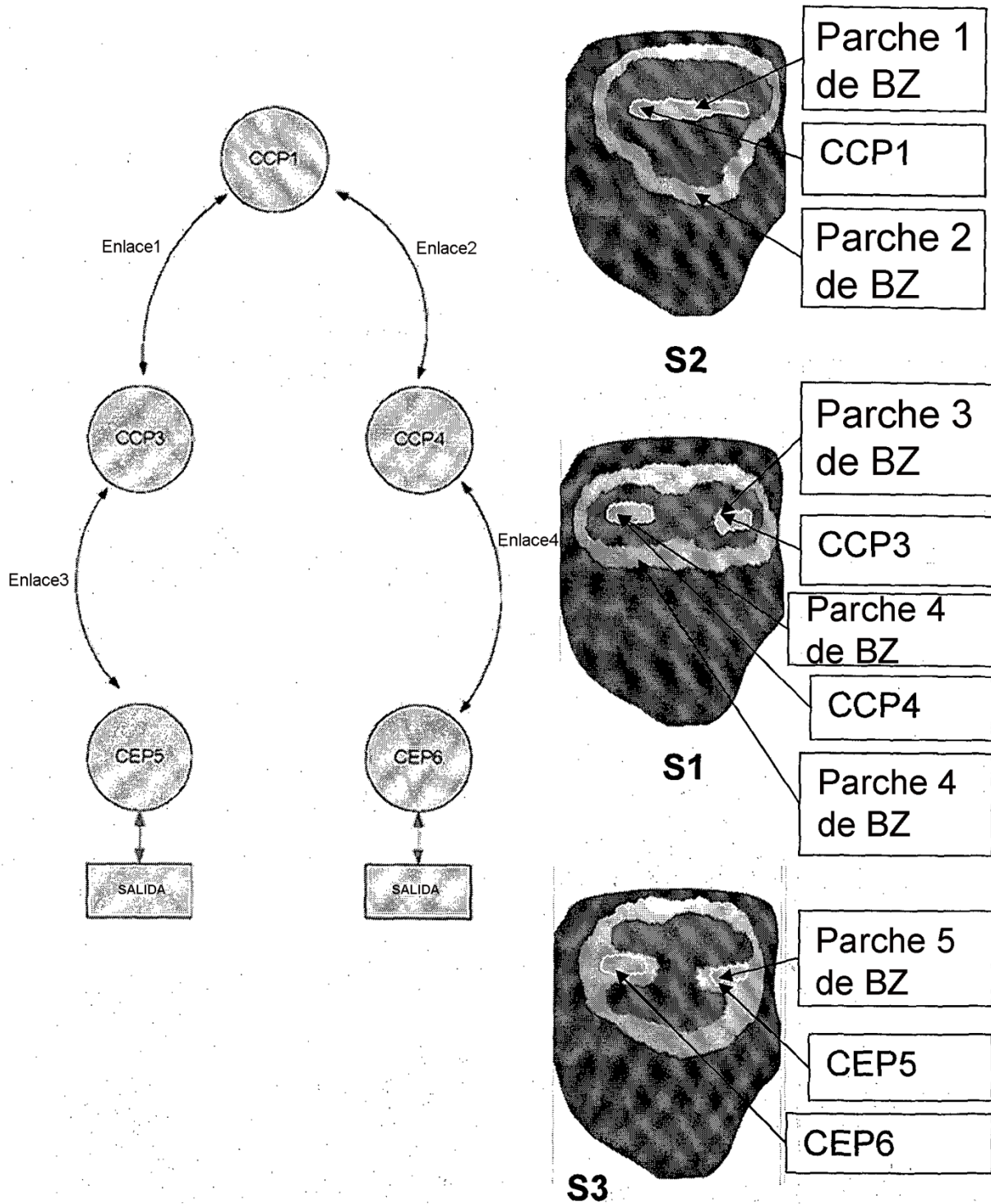


Figura 15

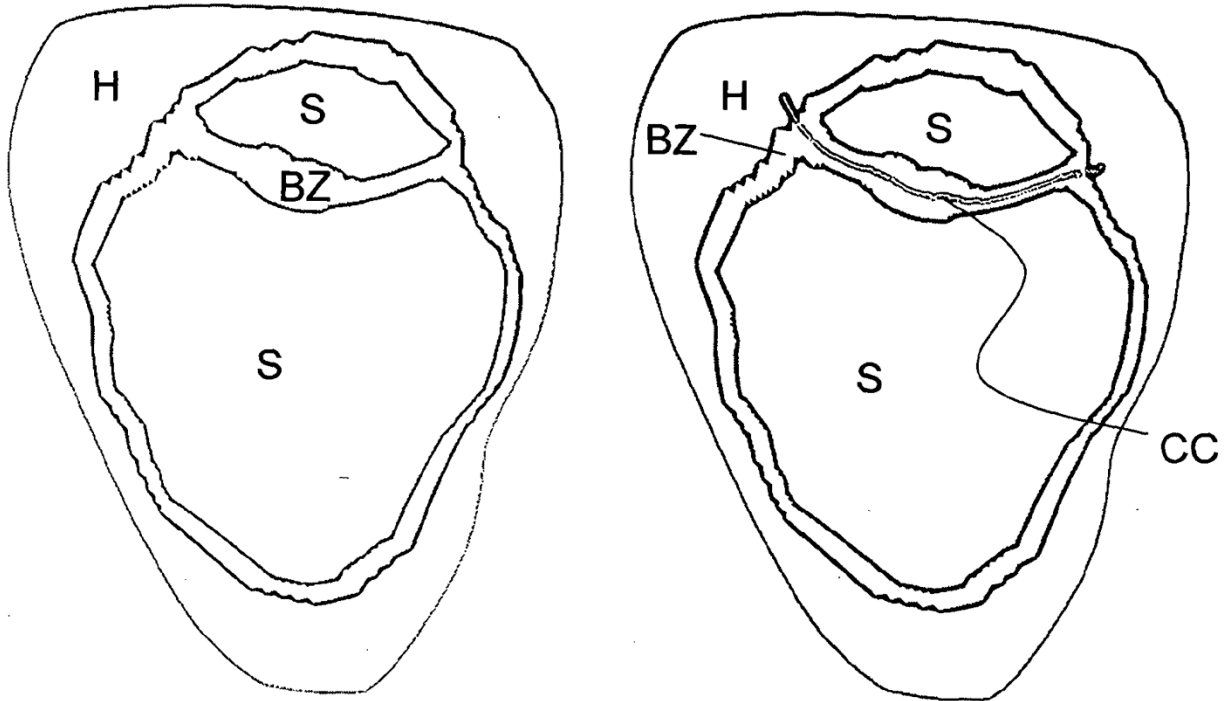


Figura 16

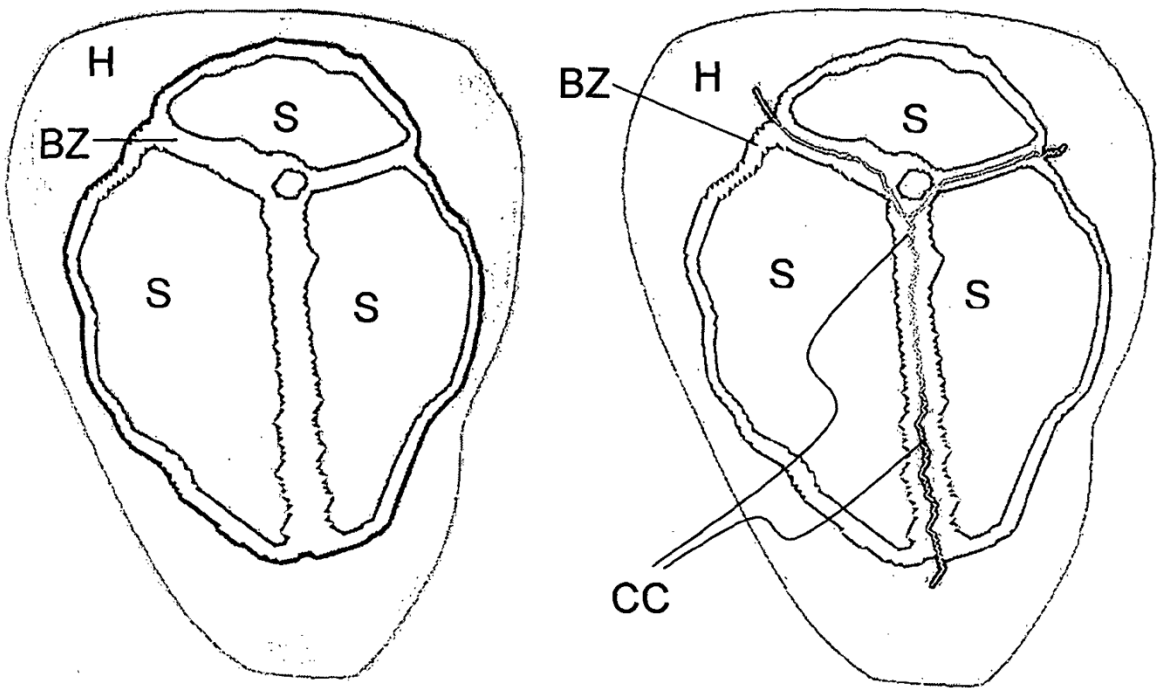


Figura 17

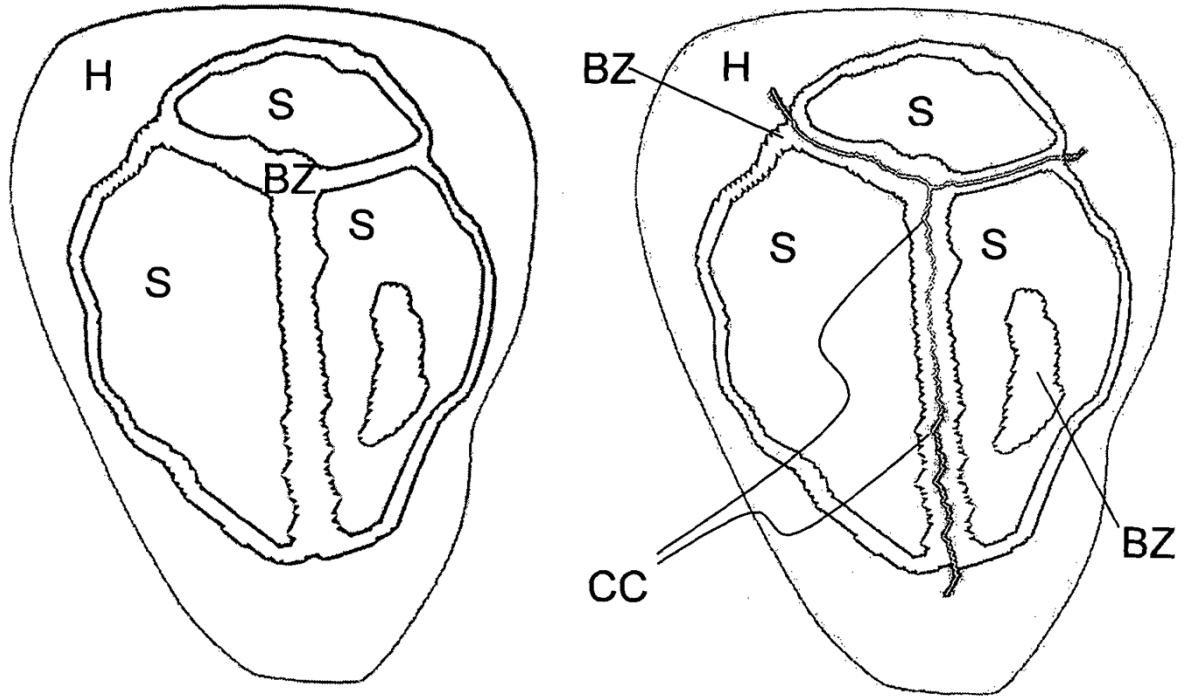


Figura 18

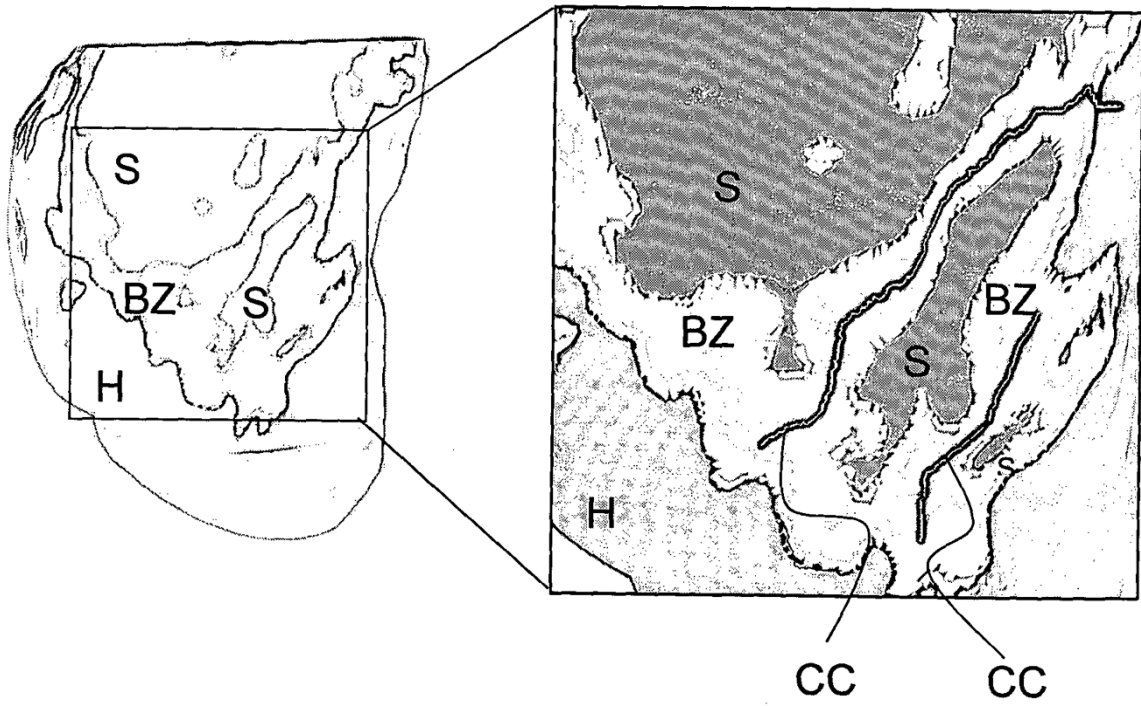


Figura 19

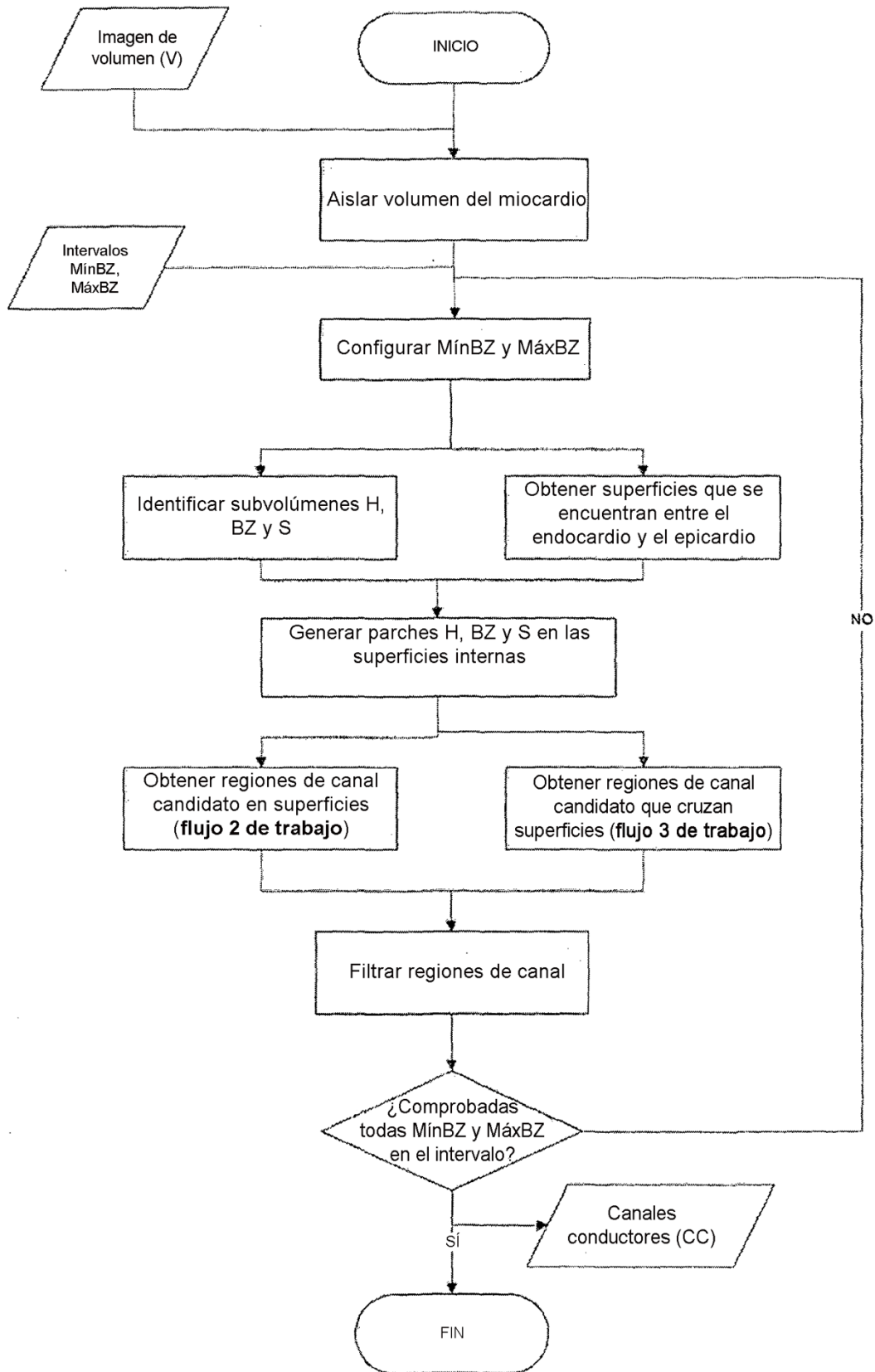


Figura 20

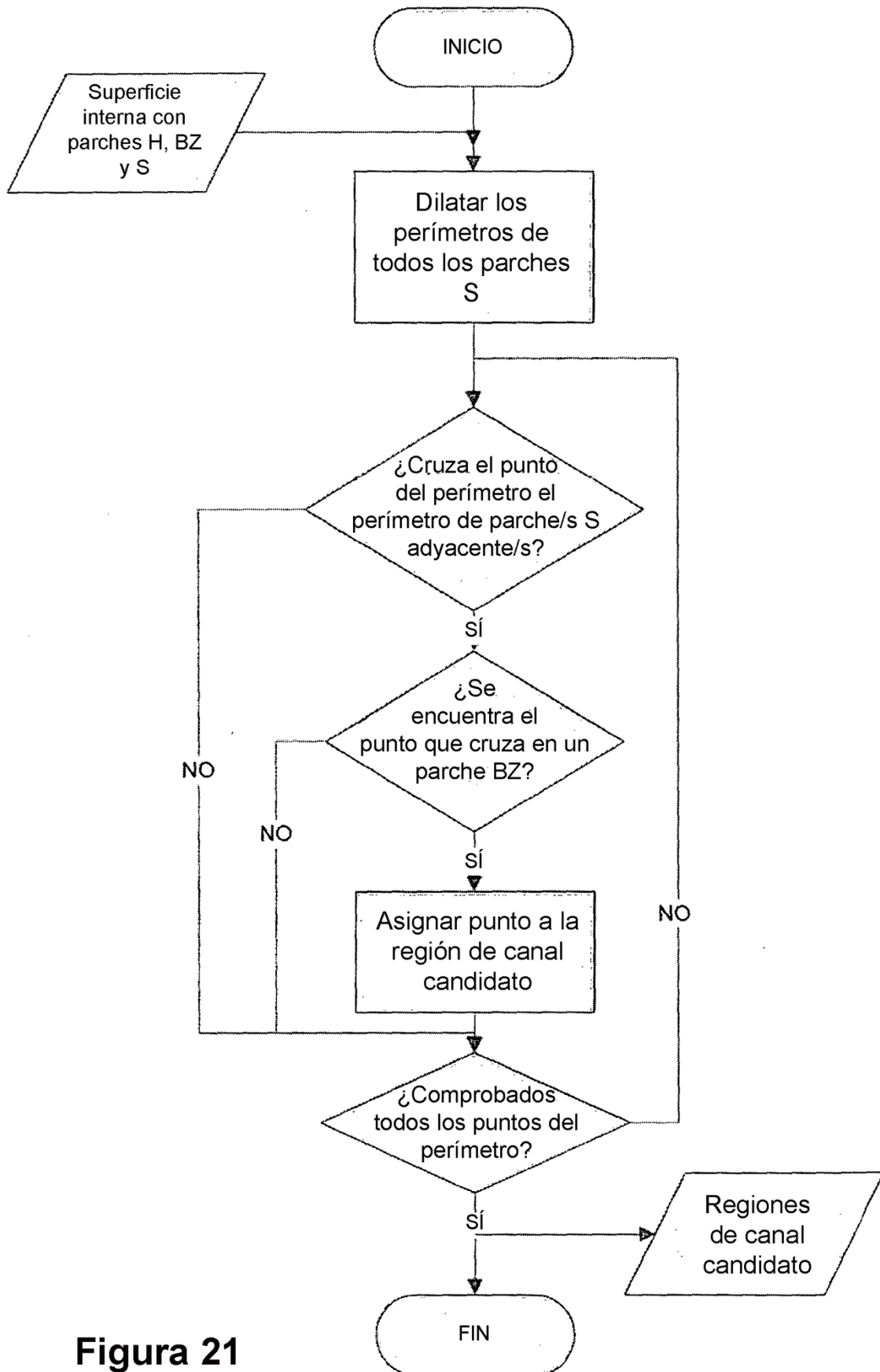
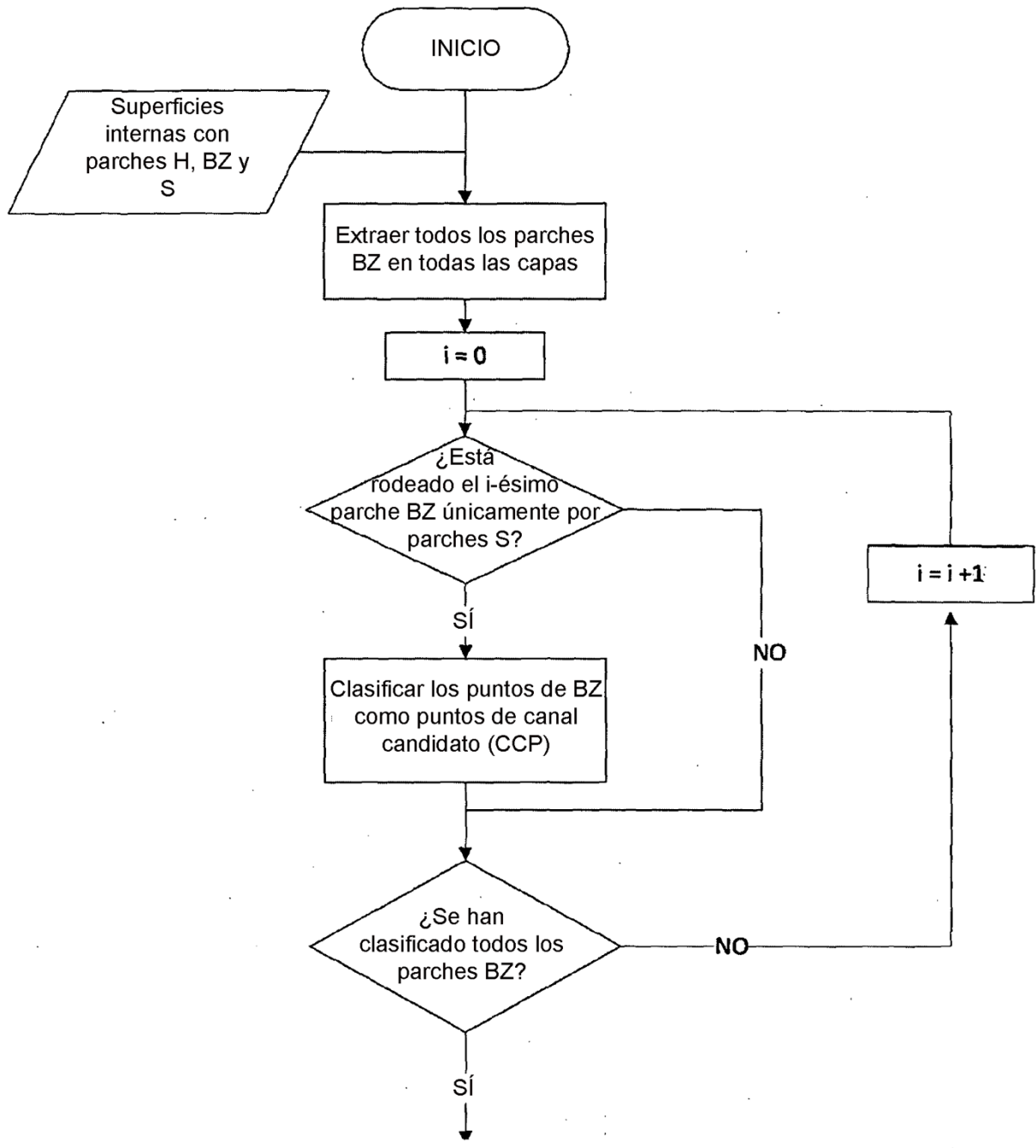


Figura 21



(a la Figura 22 - segunda parte)

Figura 22 - primera parte

(de la Figura 22 - primera parte)

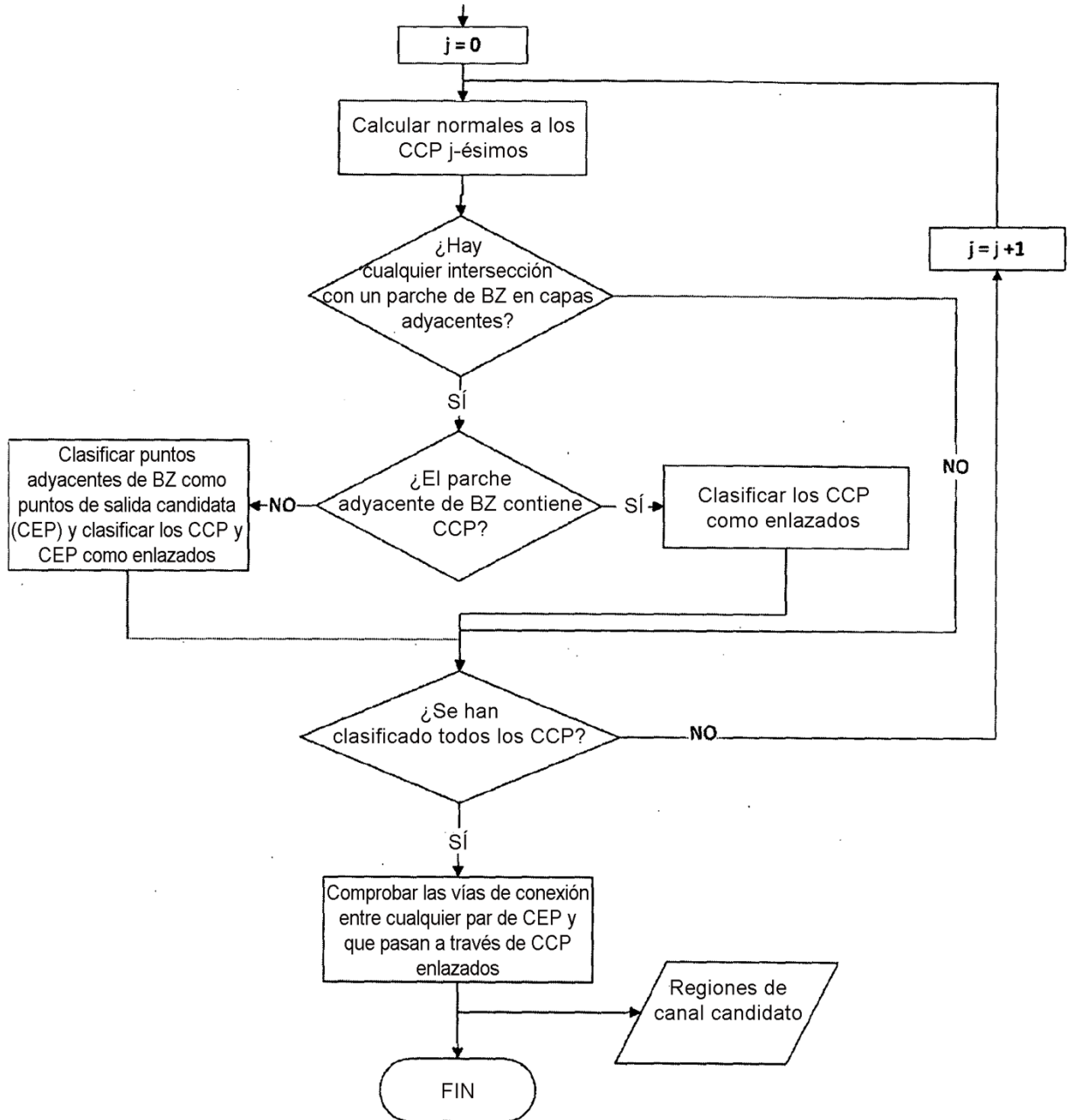


Figura 22 - segunda parte

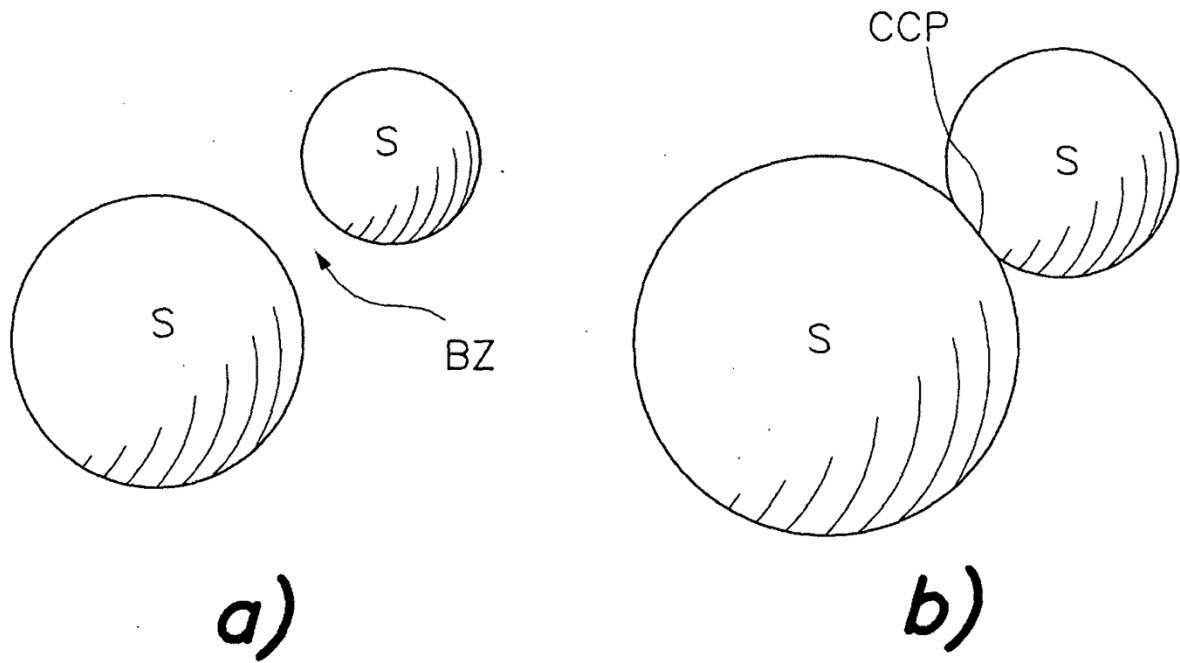


Figura 23

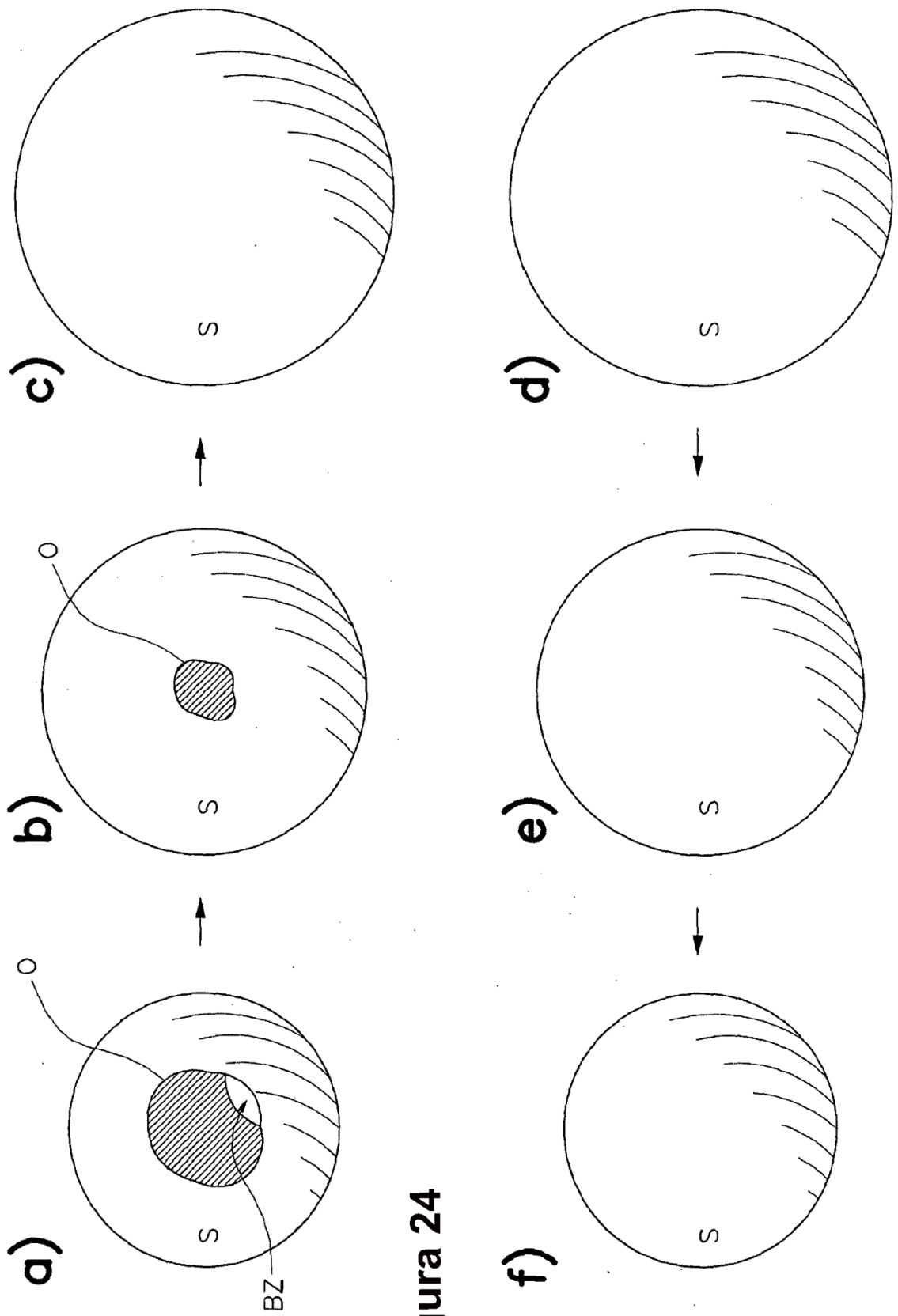


Figure 24

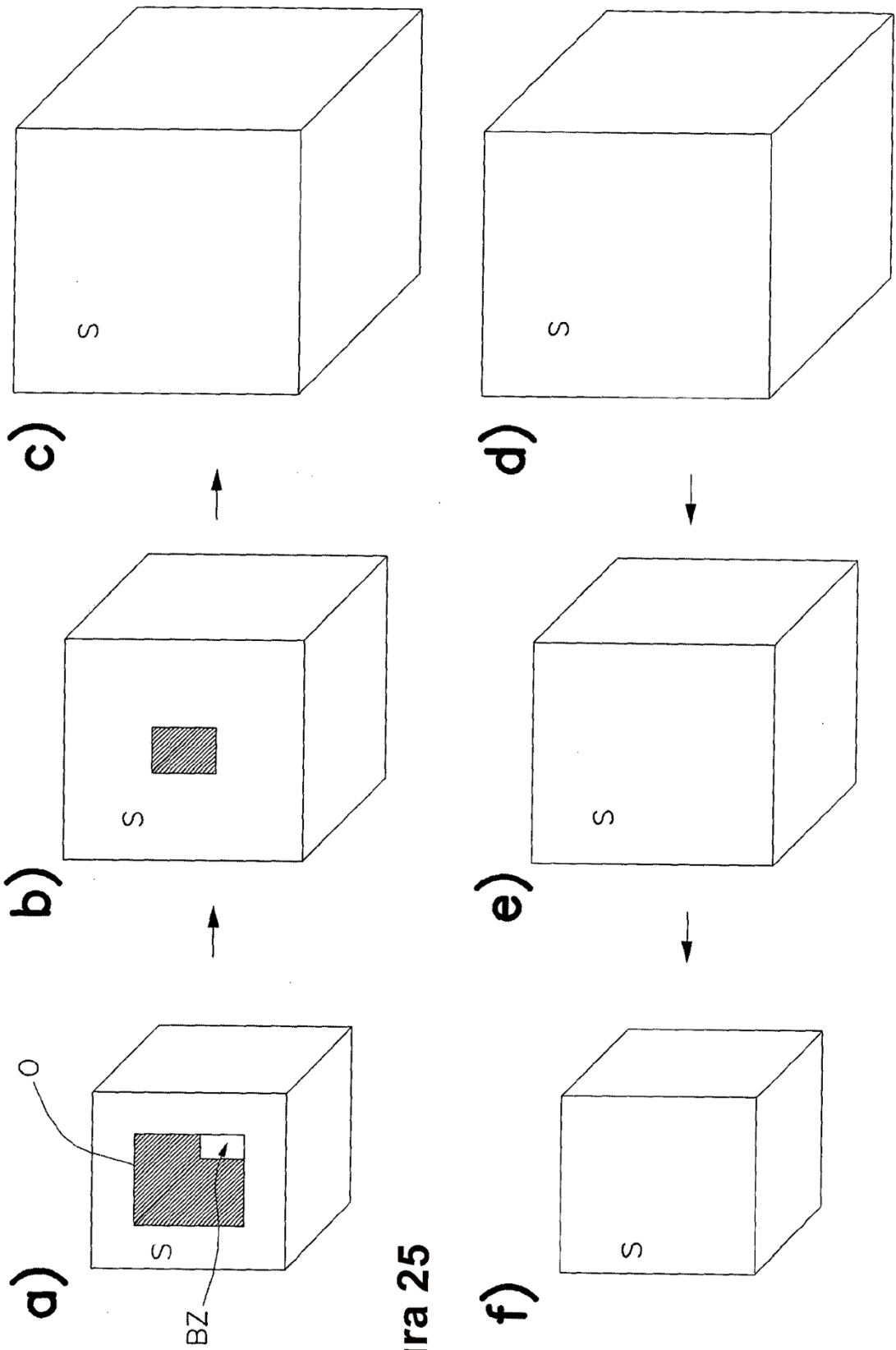


Figura 25

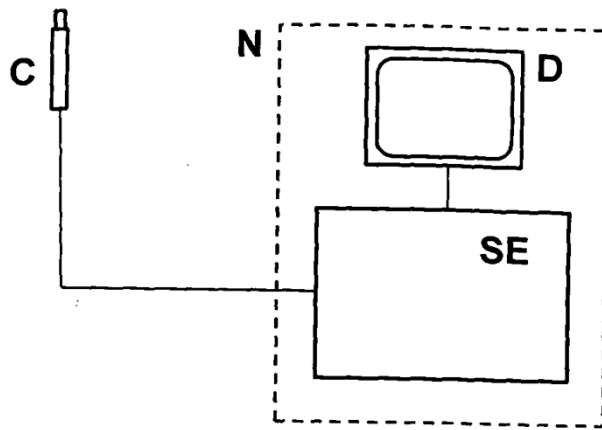


Figura 26