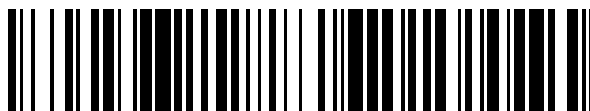


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 706 749**

51 Int. Cl.:

G06T 5/00 (2006.01)

G06T 5/20 (2006.01)

G06T 15/08 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.11.2013** **E 13405127 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **31.10.2018** **EP 2869261**

54 Título: **Método para procesar datos de imagen que representan un volumen tridimensional**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
01.04.2019

73 Titular/es:

GYGER, CYRILL (50.0%)
Mühlegasse 30
CH-5070 Frick, CH y
MALOCA, PETER (50.0%)

72 Inventor/es:

GYGER, CYRILL y
MALOCA, PETER

74 Agente/Representante:

COBO DE LA TORRE, María Victoria

ES 2 706 749 T3

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

DESCRIPCIÓN

Método para procesar datos de imagen que representan un volumen tridimensional

5 **Ámbito técnico**

(0001) La invención hace referencia a un método para procesar datos de imagen que representan un volumen tridimensional, en tanto que los datos comprenden valores de imagen para una cuadrícula de vóxeles. La invención hace referencia, además, al uso del método para el procesamiento de datos de imágenes biológicas.

10

Antecedentes de la técnica

(0002) Hoy en día, las imágenes tridimensionales son una técnica establecida ampliamente en el campo de los diagnósticos médicos. Una serie de técnicas establecidas como las imágenes de resonancias magnéticas (MRI), tomografía computarizada (CT), tomografía de coherencia óptica (OCT), tomografía por emisión de positrones (PET), tomografía computarizada por emisión de fotón simple (SPECT) e imagen ultrasónica (US), así como varias técnicas especializadas o experimentales y menos comunes permiten la adquisición de escaneos tridimensionales. Semejantes escaneos volumétricos se forman usualmente mediante la obtención de una serie de escaneos (cortes) subsecuentes bidimensionales en posiciones desplazadas levemente (focalizando una distancia de inter-corte uniforme) y reconstruyendo un escaneo tridimensional a partir de estos cortes simples. Los datos de imagen correspondientes normalmente comprenden valores de imagen (tales como valores de luminancia y/o de color, etc.) para una cuadrícula de vóxeles tridimensional. "Vóxel" designa un elemento de volumen de la cuadrícula, representado por un valor de imagen o una multitud de los valores de imagen mencionados.

15

20

25

(0003) Comparado con la imagen médica tridimensional, la tercera dimensión espacial ofrece una ganancia de información significativa y a menudo conduce a una mayor profundidad que apoya el diagnóstico.

(0004) Una desventaja mayor en la imagen médica resulta del ruido de imagen que sucede en casi cada método de adquisición y que conlleva un patrón granular irregular. En la imagen por resonancia magnética, el ruido está influenciado por la resistencia de la bobina receptora y por las pérdidas inductivas en la muestra y depende del campo magnético estático y del tamaño de volumen de la muestra. El ruido en magnitudes de imagen por resonancia magnética tiene una distribución de Rice, basada en la hipótesis de ruido gaussiano no correlacionado de media cero en las partes de señales reales e imaginarias. El TAC muestra las características de ruido de rayos X de distribución de Poisson y depende del número de fotones que abandonan la fuente, la cantidad de fotones que pasan sin ser afectados a través de la muestra, aquéllos que son capturados por el detector y aquéllos que subyacen a la dispersión y también los fotones de luz circundantes. La tomografía de coherencia óptica (OCT) sufre un ruido de moteado, estando su origen en la naturaleza coherente de su técnica de escaneo. La dispersión múltiple en el tejido manipula las ondas de luz entrantes en el sentido de una caminata aleatoria bidimensional (dimensión real e imaginaria). Esto conduce a componentes reales e imaginarios de distribución de media cero y a una desviación estándar idéntica que causa la magnitud de ruido para seguir una distribución de Rayleigh.

30

35

40

(0005) Aunque la causa y característica del ruido difiere de una modalidad a otra, su influencia en el contenido de información de la imagen siempre es degradante. Mientras que la reducción del ruido para las imágenes bidimensionales son y han sido previstas muy activamente desde hace décadas, la eliminación del ruido tridimensional se enfocó principalmente con la búsqueda emergente en la imagen volumétrica, y sólo se han realizado esfuerzos limitados hasta el momento para métodos de eliminación del ruido de volumen especializados, a menudo adaptando filtros 2D conocidos a una dimensión adicional. Métodos establecidos y muy conocidos en esta categoría son los filtros Lee (J.S. Lee, "Análisis de moteado y suavización de imágenes de radar de apertura sintética", Graph. Model. Im. Proc. 17(1), 24-32, 1981), el "Filtro helado" (V.S. Frost, J.A. Stiles, A. Josephine, K.S. Shanmugan, y J.C. Holtzman, "Un modelo para imágenes de radar y su aplicación al filtrado digital adaptable de ruidos multiplicativos", IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 4(2), 157-166, 1982), la "Difusión anisotrópica" (P. Perona y J. Malik, "Escala-Espacio y Detección de bordes usando difusión anisotrópica", IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. 12, nº 7, pág. 629-639, 1990) y "Minimización de variación total" (L.I. Rudin, S. Osher, y E. Fatemi, "Variación total no lineal basada en algoritmos de eliminación de ruidos", Physica D 60, 259-268, 1992), todo extendido a una vecindad tridimensional.

45

50

55

(0006) Debido al hecho de que las imágenes en 3D normalmente caracterizan una estructura de información fundamentalmente más compleja que las imágenes en 2D (por ejemplo, bordes en 2D son superficies en 3D), semejantes extensiones directas puede que no sean capaces de considerar la información 3D eficientemente. Las adaptaciones y variaciones, por ello, intentan mejorar la consideración de información de la tercera dimensión tanto como sea posible. La Difusión Anisotrópica fue adaptada y combinada para los datos volumétricos 3D por varios métodos en los últimos años. Otros estudios cubren la eliminación de ruido volumétrico mediante transformación wavelet en 3D, medios no locales, dispersión y auto-semejanza, aproximación de superficie local y otros. Algunas investigaciones se han hecho en términos de eliminación de ruido en 4D (más tiempo volumétrico).

60

65

(0007) En el documento US 2007/040831 A1 (T. Flohr et al.) se hace referencia a un método para filtrar indicadores tomográficos en 3D de un objeto examinado. Ello incluye la aplicación de un único filtro 2D, que es el mismo por todo el área de imagen y dos filtros lineares diferentes con direcciones seleccionadas, que resultan de

los extremos de las varianzas locales, y para entonces se lleva a cabo una mezcla pesada de los vóxeles de imágenes originales y vóxeles de imagen de filtros usando pesos locales. Preparando la aplicación de filtros lineales, la varianza a lo largo de un número de direcciones es determinada; ello permite una determinación subsecuente de las direcciones de varianza máxima y mínima.

5 (0008) El documento US 2008/123992 A1 (Shenzhen Mindray Electrónicas Bio-Médicas) hace referencia a un método y un aparato para procesar una señal de imagen, y específicamente, a un método para el pre-procesamiento de imagen ultrasónica en 3D. El filtro comprende un paso de suavización que incluye la determinación de un valor de media de escala de grises a lo largo de un número de vectores, este valor se
10 asignará entonces al vóxel de partida. Los vectores (directos) se corresponden con las direcciones de máxima uniformidad. El método puede incluir un paso de juicio para llevar a cabo la suavización sólo con vóxeles que estén cerca de una superficie de límite de un objeto, llevándose a cabo con todos los demás vóxeles solamente un filtrado de media.

15 (0009) El documento EP 1 649 810 A1 (Nihon Univ., Matsumoto Dental Univ., J. Morita Mfg Co) hace referencia a un método de procesamiento de imágenes, aplicable a los dispositivos de TAC de rayos X de haz cónico limitado para usos dentales y de partes de la cabeza/cuello y similares. Primeramente, el contraste es aumentado por un método de intensificación del histograma adaptativo. A continuación, se efectúa una corrección de la densidad local en base a una diferencia entre la intensidad media en vecindad de un vóxel y a la intensidad media en el
20 volumen completo. A continuación, los límites de las estructuras son mejoradas; con esa finalidad, partiendo de un vóxel (P) objetivo, la intensidad se integra a lo largo de rutas vectoriales predeterminadas (por ejemplo, 26 longitud 44 rutas); los integrales a lo largo de diferentes rutas están clasificadas en orden decreciente, dependiendo de su valor, y se calcula una media de los ocho integrales mayores; si esta media supera un cierto umbral, el vóxel (P) objetivo es considerado parte del límite.

25 (0010) Pero aún, en muchas situaciones, la mayor parte de estos enfoques adaptados a menudo ofrecen resultados insuficientes, especialmente, para pasos de procesamiento subsecuentes como segmentación de imagen o reconocimiento de contenido en el contexto de la aparición de fuertes ruidos.

30 **Resumen de la invención**

(0011) Es objeto de la invención la creación de un método que pertenece al campo técnico inicialmente mencionado que permite la reducción de ruido eficiente de los datos de imagen tridimensionales, en particular, en el contexto de las aplicaciones de imagen médica.

35 (0012) El cumplimiento de la invención está especificada por las características de la reivindicación 1ª. Según la invención, el método comprende los siguientes pasos:

40 a) Partiendo de un vóxel dado, se forma una ruta vectorial a lo largo de una primera dimensión del volumen tridimensional, conectando un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la primera dimensión. Los vóxeles conectados representan una vecindad espacial del vóxel dado que incluye estructuralmente los vóxeles asociados de la cuadrícula tridimensional.

45 b) Partiendo de un vóxel dado, se forma una ruta vectorial a lo largo de una segunda dimensión del volumen tridimensional, siendo la segunda dimensión diferente de la primera dimensión, conectando la ruta vectorial a un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la segunda dimensión. Los vóxeles conectados representan una vecindad espacial del vóxel dado que incluye vóxeles asociados estructuralmente de la cuadrícula tridimensional.

50 c) Partiendo de un vóxel dado, se forma una ruta vectorial a lo largo de una tercera dimensión del volumen tridimensional, siendo la tercera dimensión diferente de la primera y la segunda dimensión, conectando la ruta vectorial a un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la tercera dimensión. Los vóxeles conectados representan una vecindad espacial del vóxel dado, incluyendo los vóxeles asociados estructuralmente de la cuadrícula tridimensional.

55 d) Los valores de imagen de los vóxeles de las rutas vectoriales están promediados para obtener un valor de promedio, asignado a la posición del vóxel dado.

60 e) Los pasos a) hasta d) son repetidos para un número de vóxeles.

(0013) La ruta vectorial a lo largo de una dimensión dada incluye un número de vóxeles, estando los vóxeles vecinos de la ruta en cortes de la cuadrícula que están adyacentes entre sí, en la dirección de la dimensión dada. Para expresarlo con claridad, además de la distancia en la dimensión dada, los elementos adyacentes de la ruta vectorial pueden pero no tienen que tener una distancia a lo largo de cualquiera de las dos otras dimensiones. Como se comenta más abajo, la ruta vectorial tendrá una cierta longitud. Usualmente, no se extiende a lo largo de
65 toda la dimensión dada.

(0014) En adelante, "promediar" hace referencia a cualquier método de asignación de un valor central o típico a

una serie de valores, por ejemplo, el primer y segundo valor promediado, así como el valor filtrado representan un valor típico de los valores de imágenes o los valores promediados primero y segundo, respectivamente. Entre otros, estos valores típicos de una lista de valores incluyen valores de media (incluyendo medias pesadas), valores o modos de medias.

5 (0015) Preferiblemente, los pasos a) y b) están aplicados a todos los vóxeles de la cuadrícula de vóxeles tridimensionales. Como se muestra abajo, son factibles diferentes sucesiones de pasos a) – e).

10 (0016) El método de reducción de ruido se corresponde con la relación estructural a lo largo de todas las dimensiones y forman rutas vectoriales individuales para cada vóxel en el volumen de imagen representando su vecindad estructural, por ejemplo, una ruta vectorial traza la geometría de una estructura dada a través de un número de cortes. El método hace uso, de este modo, de un contenido de información mayor de escaneos 3D, comparado con imágenes de cortes simples y considera la redundancia encontrada en ese espacio de información. La redundancia no puede ser encontrada solamente en exactamente el mismo lugar físico; también aparece en 15 estructuras y objetos relacionados en el espacio. Considerando la redundancia de información a lo largo de rutas vectoriales, el filtro es capaz de reducir varios tipos de ruido de un modo notable mientras se preserva la información estructural al mismo tiempo.

20 (0017) Los ensayos han demostrado que el método de invención supera a algunos algoritmos mayores de eliminación de ruido tridimensionales usados para imágenes médicas, tanto en calidad de representación visual, como también en reducción de ruido medible. Respecto a la calidad de representación visual, no sólo se reduce drásticamente el ruido, sino que se suaviza o se desgastan los bordes y contornos, incluso se mejoran. Comparado con algunos filtros establecidos ampliamente para la reducción de ruido en la imagen médica en 3D (Frost, Lee, Total Variación de Eliminación de Ruido, Difusión Anisotrópica) el filtro supera todos los resultados 25 medidos de ruido y de indicadores de preservación de estructura (PSNR, RMSE, SSIM). El hecho de tener una calidad de imagen mejorada permite un análisis más comprensivo y más fiable de los datos de imagen, manualmente por un operador así como empleando herramientas de análisis automáticas basadas en ordenador. En particular, las superficies que delimitan las estructuras específicas pueden ser identificadas más fácilmente. Además del análisis y del diagnóstico, el método tiene también una aplicación en cirugía basada en imágenes.

30 (0018) El filtro está inspirado por métodos de otro dominio técnico, es decir, la eliminación de grano de película. En este campo, los algoritmos son conocidos por tener en cuenta la dimensión temporal de una película para filtrar el grano. El resultado visual de semejantes métodos es bastante bueno porque el grano de película está distribuido arbitrariamente y la posibilidad de la existencia de grano en una y la misma posición en sucesivos cuadros es 35 relativamente baja. En lugar de dos dimensiones espaciales más tiempo, como es el caso en las películas, la imagen 3D tiene tres dimensiones espaciales. Y en lugar de un movimiento coincidente, coincide la relación estructural. Para utilizar del mejor modo el contenido de información de las tres dimensiones, el filtrado no sólo se hace en una única dimensión sino en las tres dimensiones.

40 (0019) El método de invención produce los datos de imágenes tridimensionales filtrados. Normalmente, estos datos pueden ser representados en dos dimensiones, mostrando cortes a través del volumen o en tres dimensiones, por ejemplo, mediante un recorte oblicuo, un desplazamiento o un vuelo a través de cortes sucesivos o una proyección de frente. Hay que hacer referencia a que el método de invención puede ser aplicado también a 45 datos de cuatro dimensiones, por ejemplo, tres dimensiones espaciales y tiempo. Es adecuado para la reducción del ruido en el contexto de los datos tridimensionales animados.

50 (0020) El método es especialmente muy adecuado para el procesamiento de datos de imágenes biológicas, preferiblemente, datos de imágenes obtenidas a partir de una tomografía por emisión de positrones (PET), una tomografía computarizada por emisión de fotón simple (SPECT) y/o un proceso de imagen ultrasónica (US), más preferiblemente, datos de imagen obtenidos de una imagen de resonancia magnética (MRI), una tomografía 55 computarizada (CT) y/o una tomografía de coherencia óptica (OCT).

60 (0021) El dato de imagen biológica incluye, en particular, un dato de imagen médica con finalidades clínicas o ciencia médica. Se ha demostrado que el método se puede aplicar y ofrece resultados favorables en el contexto de tres modalidades importantes usadas en la imagen médica moderna, es decir, imagen de resonancia magnética (MRI), tomografía computarizada (CT) y tomografía de coherencia óptica (OCT). Estas modalidades ya presentan patrones de ruido completamente diferentes, se espera que el método de invención provea ventajas también en el contexto de otros métodos mencionados más arriba. Una de las principales ventajas del método de filtrado de la invención es la aplicabilidad a un amplio rango de imágenes que caracterizan diferentes tipos de ruidos.

(0022) Los resultados de método permiten al físico analizar el escaneo con mucha más precisión y proveen perspectivas que no han sido visibles en la imagen no filtrada.

(0023) Preferiblemente, el método comprende la siguiente sucesión de pasos:

65 a) Partiendo de un vóxel dado, se forma una ruta vectorial a lo largo de una primera dimensión del volumen tridimensional, conectando un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la primera dimensión. Los vóxeles conectados representan una vecindad espacial del vóxel

dado que incluye estructuralmente los vóxeles asociados de la cuadrícula tridimensional.

b) Los valores de imagen de los vóxeles de las rutas vectoriales están promediados para obtener un valor de promedio, que está asignado a la posición del vóxel dado.

c) Los pasos a) y b) son repetidos para un número de vóxeles.

d) Los pasos a) – c) son repetidos en los primeros valores de promedio, empleando rutas vectoriales a lo largo de una segunda dimensión que es diferente de la primera dimensión. De este modo, se obtienen los segundos valores de promedio.

e) Los pasos a) – c) son repetidos en los segundos valores de promedio, empleando rutas vectoriales a lo largo de una tercera dimensión que es diferente de la primera y de la segunda dimensión. De este modo, se obtienen valores filtrados, constituyendo los valores filtrados datos de imágenes procesadas representando el volumen tridimensional.

(0024) Los valores de promedio primero y segundo crean un correspondiente set de datos de imagen representando el volumen tridimensional. Según ello, si se aplica a una cuadrícula de vóxeles tridimensionales usualmente rectilínea, el método suma tres aplicaciones sucesivas de un método de filtrado particular sobre los valores de imágenes correspondientes, en tanto que las direcciones características de los tres pasos son perpendiculares entre sí.

(0025) Las pruebas han mostrado que esta sucesión particular de pasos, por ejemplo, tres pasos de promediación sucesivos, aplicándose el segundo paso al resultado del primer paso y el tercer paso aplicándose al resultado del segundo paso, proporciona especialmente buenos resultados, en particular, en el campo del procesamiento de datos de imágenes que resultan de varios métodos de imagen médica.

(0026) Preferiblemente, la primera dimensión se elige para que sea una dimensión de la cuadrícula de vóxeles tridimensionales, teniendo una densidad de información de las más pequeñas. Esta es usualmente la dimensión en la cual la distancia física entre dos vóxeles vecinos es la máxima.

(0027) En especial, el dato de imagen está compuesto por una multitud de cortes de imagen bidimensionales, y la primera dimensión se elige para que sea perpendicular a los cortes de imagen. Semejante dato de imagen se genera normalmente por escaneos volumétricos como se representa usualmente en el contexto de muchos métodos para obtener datos de imágenes biológicas. En estos casos, usualmente, a través de uno de los ejes pasa un medio mecánico (usando un motor paso a paso), en tanto que los otros ejes son atravesados por un medio micro-mecánico o electrónico (por ejemplo, usando un espejo deflector o similar). Usualmente, el primer eje (mecánico) producirá una distancia mayor entre los vóxeles vecinos que a lo largo de otros ejes.

(0028) Del modo más preferible, la segunda dimensión se elige para que sea una dimensión de la cuadrícula de vóxeles tridimensional, que tiene una densidad de información mayor o igual que la primera dimensión y que tiene una densidad de información menor o igual que la tercera dimensión. Esto significa que el filtrado se hace sucesivamente para cada dimensión con la finalidad de aumentar la densidad de información. En otras palabras, la dimensión con la distancia física mayor entre dos pixeles se considera la primera, aquella con la segunda distancia física mayor se considera la segunda y aquella con la distancia más pequeña, se considera la última. Este orden asegura que se aprovecha tanto (tanto tiempo) como sea posible la información de imagen real presente en el escaneo 3D.

(0029) Existen alternativas a la sucesión de pasos discutidos previamente, por ejemplo, tres pasos de promediado sucesivos, en especial, los siguientes:

1. Partiendo de un vóxel dado, se crean las rutas vectoriales a lo largo de las tres dimensiones, y el promediado se aplica a todos los vóxeles que son parte de cualquiera de las tres rutas vectoriales, por ejemplo, sólo hay un paso de promediado para un vóxel dado, produciendo directamente el valor de imagen filtrada.

2. Las rutas vectoriales a lo largo de las tres dimensiones se crean separadamente, y se determinan para cualquier vóxel dado, tres valores promediados (por ejemplo, valores medios) basados en las tres rutas vectoriales y en los valores de imagen iniciales. En un segundo paso de promediado, los tres valores de promedio están promediados por sí mismos (por ejemplo, mediante un promediado aritmético simple) produciendo el valor de imagen filtrada para el vóxel dado.

(0030) Preferiblemente, la vecindad espacial del vóxel dado incluyendo los vóxeles relacionados estructuralmente se determina mediante un algoritmo de coincidencia de bloques. Los algoritmos de coincidencia de bloques (BMA) son conocidos por la tecnología de video, son un medio de localizar bloques en una secuencia de cuadros de video digitales subsecuentes. Esto se usa, por ejemplo, para la estimación del movimiento. Generalmente, en el contexto de la invención el propósito del algoritmo de coincidencia de bloques se encuentra un bloque (por ejemplo, área bidimensional) desde un corte bidimensional vecino que coincide lo más posible con un bloque dado del corte

bidimensional actual. Usualmente, el algoritmo de coincidencia de bloque comprende los pasos de calcular una evaluación métrica para una multitud de bloques candidatos del corte vecino y de elegir el mejor bloque candidato de coincidencia basado en la métrica calculada.

5 (0031) Con la finalidad de obtener resultados óptimos es importante emplear un método que agrupe correctamente aquéllos vóxeles en la vecindad del vóxel dado que se relaciona con la misma estructura, para no desdibujar o deteriorar la foto en el subsecuente paso de promediado.

10 (0032) Una métrica de evaluación preferida del algoritmo de coincidencia de bloque es la proyección integral. Ha demostrado ser muy robusta y tiene muy en cuenta los contornos. La proyección integral puede ser definida como sigue:

$$IP = \sum_{x=1}^m \left| \sum_{y=1}^n A[x, y] - \sum_{y=1}^n B[x, y] \right| + \sum_{y=1}^n \left| \sum_{x=1}^m A[x, y] - \sum_{x=1}^m B[x, y] \right| \quad (1)$$

15 (0033) En la ecuación (1) A y B representan los dos bloques de cortes vecinos para que sean comparados entre sí, las variables x, y indican la posición del vóxel dentro del respectivo bloque. Un valor pequeño de IP indica una alta coincidencia de los bloques comparados, de manera que el valor más pequeño se considera como la mejor similitud.

20 (0034) El tamaño del bloque elegido depende de la resolución y el tamaño de partícula de ruido de promedio del volumen de la imagen. Los tamaños de bloque entre 3x3 a 5x5 píxeles han sido identificados como ideales para la mayoría de los datos de imágenes biológicas o médicas usuales. Normalmente, los bloques mayores se usan para resoluciones más altas. Dependiendo de la dirección de separación de los cortes adyacentes, los diferentes tamaños de bloques pueden ser usados para la coincidencia de los bloques en los respectivos cortes. La calidad del filtrado puede ser mejorada variando el tamaño del bloque y eligiendo el resultado que tenga la mejor calidad de imagen.

25 (0035) De forma similar, el tamaño de área de búsqueda óptima de la coincidencia de bloque depende de la diferencia estructural entre los dos cortes considerados, y por ello, de la resolución física o de la distancia de inter-corte respectiva. Los valores entre 7x7 y 21x21 píxeles han resultado ser adecuados para conjuntos de datos de imágenes médicas. De nuevo, los valores pueden ser diferentes dependiendo de la dirección considerada.

30 (0036) Como una alternativa de la proyección integral, otros criterios se pueden usar para la coincidencia de bloque. Como ejemplo, una búsqueda exhaustiva puede ser realizada para encontrar el mejor bloque de coincidencia respecto a, por ejemplo, una diferencia absoluta de medio (MAD) o suma de medida errores al cuadrado (SSE).

35 (0037) Además, en lugar de la coincidencia de bloque, se pueden usar otros algoritmos para determinar la vecindad espacial del vóxel dado que incluye los vóxeles relacionados estructuralmente. Los posibles algoritmos originan, por ejemplo, desde los campos de reconocimiento de patrones o estimación de movimiento e incluye métodos tales como correlación de fase o error mínimo.

40 (0038) Preferiblemente, el promediado de los valores de imagen de los vóxeles de la ruta vectorial incluye la determinación de un valor medio de los valores de imagen de los vóxeles de la ruta vectorial. Más preferiblemente, la media se basa teniendo en cuenta en el valor de luminancia de los vóxeles. Las pruebas han demostrado que la media produce resultados robustos y particularmente buenos. Además, si es necesario, otros valores de imagen (por ejemplo, valores de color) del vóxel de la ruta vectorial seleccionados por el medio (por ejemplo, basados en luminancia) pueden ser asignados a la posición del vóxel dado.

45 (0039) Como se mencionó más arriba, otros métodos de promediado pueden ser empleados, tales como por ejemplo, valores de medio (con o sin pesos), incluyendo medios o modos truncados.

50 (0040) Ventajosamente, las rutas vectoriales comprenden las porciones del vóxel dado y de la ruta, que se extienden en una dirección positiva de la respectiva dimensión, así como porciones de la ruta, que se extienden en una dirección negativa de la respectiva dimensión. Esto evita distorsiones sistemáticas que podrían ocurrir si sólo se tuviera en cuenta una mitad del espacio de la vecindad del vóxel dado.

55 (0041) En particular, la porción positiva y la negativa tienen la misma longitud, por ejemplo, el vóxel dado está en el medio de la ruta vectorial. Las longitudes más adecuadas de las rutas vectoriales son 1 – 6, en particular, 2 – 5, por dirección, por ejemplo, toda la ruta vectorial tiene una longitud entre 3 y 13, en particular, entre 5 y 11. El tamaño recomendado depende de la resolución física e influye en la fuerza de suavización. Se puede seleccionar de forma diferente a lo largo de diferentes dimensiones. Vectores más largos conducen a un filtrado más fuerte. Como ejemplo, han resultado ser adecuados los valores de la longitud de ruta vectorial entera entre 5 y 13 para OCT y 3 hasta 9 para MRI y CT por dimensión.

(0042) La ruta vectorial puede ser acortada si la métrica de evaluación del algoritmo de coincidencia de bloque muestra una coincidencia pobre, incluso para el mejor bloque de coincidencia. En este caso (por ejemplo, si la métrica excede de un cierto valor de umbral), se puede asumir que la estructura tridimensional, a la que pertenece el vóxel dado, ya no está presente en el corte en consideración.

5 (0043) En algunas de las configuraciones preferibles, el método incluye el paso de mejorar un contraste del dato de imagen, previamente a los pasos a) – e), por ejemplo, previamente al filtrado de ruido. Se ha mostrado que, al menos en algunas configuraciones, esto conlleva la aparición de estructuras adicionales. Usualmente, mejorar el contraste también mejorará el ruido que está presente en el dato de imagen. Sin embargo, el método de invención
10 de reducción de ruido es particularmente efectivo, de modo que el ruido aumentado puede ser esencialmente eliminado en un paso posterior, mientras que permanecen las estructuras adicionales no cubiertas por la mejora del contraste.

15 (0044) El método puede comprender además el paso de ecuilización de histograma adaptativa limitada por contraste (CLAHE) en los valores filtrados. CLAHE es un método específico para mejorar el contraste de imagen. Se puede aplicar a cortes bidimensionales o al volumen tridimensional entero. Equilibrará el contraste en un bloque de imagen dado, recogiendo los valores de luminancia dentro de un cierto número de contenedores. Correspondientemente, se creará cuando se usa un número pequeño de regiones de contenedores de similar luminancia y la imagen resultante tendrá sólo pocas regiones, pero contiguas, de idénticos valores de luminancia.
20 Esto puede resultar ventajoso para la extracción de estructuras (la segmentación de la imagen en diferentes estructuras).

25 (0045) Correspondientemente, las configuraciones preferibles del método de invención comprenden además el paso de extraer una estructura fisiológica a partir de los datos de imágenes procesadas. Especialmente, cuando se aplican los dos pasos mencionados previamente, la extracción y el reconocimiento de tal estructura serán favorecidos enormemente. Según ello, el método de filtrado de invención soporta subsecuentes pasos de procesamiento, como la segmentación de imagen y el reconocimiento de contenido. En este aspecto, el método de invención es un paso de pre-procesamiento para otros pasos de procesamiento basados en los datos de imágenes.
30

(0046) Preferiblemente, el paso de extracción incluye un algoritmo de llenado, partiendo de un vóxel de semilla dado que pertenece a la estructura fisiológica y que incluye todos los vóxeles cumpliendo un criterio de similitud, de este modo, creando un volumen binario que representa la estructura fisiológica. Esto permite la agrupación de vóxeles automática que pertenecen a la misma estructura fisiológica. El vóxel de semilla puede configurarse
35 manualmente por un operador o puede haber un algoritmo para la identificación de los vóxeles que claramente pertenecen a una cierta estructura, y que por ello, son buenos candidatos para ser vóxeles de semilla.

(0047) El método de invención es especialmente adecuado para el procesamiento de datos de imagen OCT retinales, en particular, datos de imágenes representando vasos sanguíneos retinales y/o coroidales. Semejantes
40 datos evidencian un patrón de ruido complejo con fuertes ruidos de moteado característicos. Correspondientemente, el procesamiento es especialmente complicado. Las pruebas han demostrado que usando el método de invención, en particular, cuando se combina con la inicial mejora del contraste y la aplicación de CLAHE a los valores filtrados, se producen sorprendentemente buenos resultados, permitiendo que se identifiquen claramente los vasos sanguíneos coroidales. Por ello, esta aplicación particular del método de invención permite
45 un análisis in vivo de los vasos sanguíneos coroidales, incluyendo aquéllos por debajo del coroides.

(0048) Otras configuraciones ventajosas y combinaciones de características resultan de la descripción detallada abajo y de la totalidad de las reivindicaciones.

50 **Breve descripción de los dibujos**

(0049) Los dibujos usados para explicar las configuraciones muestran:

- Fig. 1 cortes de muestra de diferentes modalidades de imagen;
- 55 Fig. 2 una representación esquemática de los pasos principales de un método según la invención;
- Fig. 3 un corte de los datos de imágenes originales de un escaneo C retinal OCT;
- Fig. 4 el resultado de un paso de mejora de contraste;
- Fig. 5 el resultado del filtrado empleando el método de la invención;
- Fig. 6 el resultado de un paso de filtrado CLAHE;
- 60 Fig. 7 la estructura extraída de los vasos sanguíneos coroidales en un corte dado;
- Fig. 8 gráficos de perfiles de varios filtros;
- Fig. 9 una muestra original OCT y los resultados de varios filtros; y
- Fig. 10 un corte no filtrado de un anterior volumen OCT de un ojo de cerdo y el mismo corte después del filtrado del volumen de imagen con el método de filtro según la invención.

65 (0050) En las Figuras, los mismos componentes están provistos de los mismo símbolos de referencia.

Configuraciones preferibles

(0051) La Figura 1 muestra cortes de muestras de diferentes modalidades de imagen, es decir, a) imagen de resonancia magnética (MRI), b) tomografía computarizada (CT) y c) tomografía de coherencia óptica (OCT). Las imágenes d) – f) de la segunda fila muestran una región ampliada del corte del apilamiento de imágenes mostrado en la primera fila. Como se puede observar en las imágenes ampliadas, el ruido es substancial y su estructura difiere de modalidad a modalidad.

(0052) La Figura 2 es una representación esquemática de los pasos principales de un método según la invención. La Figura esquemáticamente muestra regiones de una cuadrícula de vóxeles regular tridimensional. Cada vóxel representa un elemento espacial cuboide, y las esquinas del cuboide pasan a lo largo de tres dimensiones de forma rectangular entre sí, designadas por X, Y y Z respectivamente. Se supone que la cuadrícula representa datos de imágenes tridimensionales, siendo más pequeña una resolución en dirección Z que en las otras dos direcciones X e Y. Esta es la situación típica, si los datos de imágenes tridimensionales están constituidos por un apilamiento de cortes bidimensionales (en el plano XY).

(0053) Como se describe más abajo, el método comprende un paso de promediado en el que un valor de promedio (filtrado) está determinado por cada vóxel del espacio que se tiene en consideración. La Fig. 2 muestra los pasos correspondientes para un vóxel (2) dado.

(0054) Primeramente, partiendo del vóxel (2) dado de la cuadrícula (1) inicial, representando los datos de imágenes de entrada, se determina una ruta vectorial (10). Esta ruta incluye el vóxel (2) dado, y adicionalmente, 3 vóxeles en la dirección positiva (Z) y 3 vóxeles en la dirección negativa (Z). La determinación de la ruta vectorial (10) se describe en más detalle más abajo.

(0055) Este paso se repite para todos los vóxeles del espacio que se tiene en cuenta.

(0056) En un segundo paso (3), para cada vóxel, el medio del valor de luminancia de los vóxeles de la ruta vectorial (10) asignado al vóxel respectivo, se determina y se asigna a la respectiva posición de vóxel. Esto produce una primera cuadrícula (4) promediada, una sección de la cual se muestra en la Fig. 2.

(0057) A continuación, los pasos mencionados previamente se repiten básicamente, sin embargo, las rutas vectoriales (20) se constituyen de un vóxel dado (5), así como 3 vóxeles en dirección positiva (Y) y 3 vóxeles en dirección negativa (Y). Después de haber determinado las rutas vectoriales (20) para todos los vóxeles de la primera cuadrícula promediada (4), en otro paso (6) se determina el medio del valor de luminancia de los vóxeles de la ruta vectorial (20) asignado al respectivo vóxel, y se asigna a la respectiva posición de vóxel. Esto produce una segunda cuadrícula promediada (7), una sección de la cual se muestra en la Fig. 2.

(0058) A continuación, los pasos mencionados previamente se repiten básicamente, sin embargo, las rutas vectoriales (20) se constituyen de un vóxel dado (8), así como 3 vóxeles en dirección positiva (X) y 3 vóxeles en dirección negativa (X). Después de haber determinado las rutas vectoriales (30) para todos los vóxeles de la segunda cuadrícula promediada (7), en otro paso (9) se determina el medio del valor de luminancia de los vóxeles de la ruta vectorial (30) asignado al respectivo vóxel y se asigna a la respectiva posición de vóxel. Esto produce el valor filtrado del vóxel dado (40). La multitud de los valores filtrados constituyen los datos de imágenes filtrados.

(0059) En adelante, la determinación de las rutas vectoriales (10, 20, 30) y el filtrado de los medios son descritos en más detalle. La ruta vectorial (10, 20, 30) de relación determinada de una dimensión (D) particular para un vóxel específico (I_x) en posición $\mathbf{x}:=\{x,y,z\}$ en el volumen de imagen (I) se considera como la vecindad espacial \bar{n}_x^D de aquel vóxel, en tanto que esta vecindad está clasificada en vecindad positiva y negativa, dependiendo de si va en dirección positiva o negativa de la dimensión considerada ($\bar{n}_x^{D+}, \bar{n}_x^{D-}$).

(0060) Si I representa el volumen de imagen original y I_x el valor de un vóxel en posición x en dicho volumen, las siguientes ecuaciones describen el filtro:

$$\begin{aligned}
 I_x^Z &= med(I_{n_0 \dots n_{|n|}}) \quad | \quad n := \{\mathbf{x}, \bar{n}_x^{Z+}, \bar{n}_x^{Z-}\} \\
 I_x^Y &= med(I_{n_0 \dots n_{|n|}}^Z) \quad | \quad n := \{\mathbf{x}, \bar{n}_x^{Y+}, \bar{n}_x^{Y-}\} \\
 \hat{I}_x &= I_x^X = med(I_{n_0 \dots n_{|n|}}^Y) \quad | \quad n := \{\mathbf{x}, \bar{n}_x^{X+}, \bar{n}_x^{X-}\}
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

med() designa aquí el medio y n contiene las coordenadas de vóxel espaciales (posiciones) de los valores incluidos para los medios. De este modo, las vecindades negativa y positiva, así como el valor en el punto x están consideradas para los medios cada vez. Usando vecindades completamente individuales ($\bar{n}_x^{D+}, \bar{n}_x^{D-}$) para cada vóxel individual (x) en el volumen, se evita una pérdida de resolución durante el filtrado. En la ecuación (2) se considera que la densidad de información física de cada dimensión aumenta de Z a Y a X.

(0061) El tamaño de la vecindad, por ejemplo, el número de vectores considerados en la ruta de un vóxel en particular, por ejemplo, el tamaño de kernel de filtro es parametrizable. En el ejemplo mostrado en la Figura 2, un valor de 3 por dirección ha sido elegido, resultando en 7 valores para toda la ruta. Sin embargo, diferentes valores tales como valores entre 1 y 6 por dirección, resultando en 3 a 13 valores para toda la ruta pueden ser usados durante el procesamiento, por ejemplo, imágenes médicas tridimensionales. En particular, pueden ser adecuados los valores de entre 5 y 13 para OCT y 3 a 9 para MRI y CT por dimensión. Esto muestra la correlación entre la resolución física y el tamaño de kernel de filtro: Cuando más alta es la resolución, más vóxeles representan un tamaño físico continuo, y por ello, puede ser considerado para redundancia de información en una vecindad de vóxel.

(0062) En el contexto de crear las rutas vectoriales (10, 20, 30), la determinación de vecindad se realiza por un algoritmo de coincidencia de bloque. El criterio de coincidencia de bloque es una proyección integral debido a su robustez de ruido y consideración de contorno fuerte:

$$IP = \sum_{x=1}^m \left| \sum_{y=1}^n A[x, y] - \sum_{y=1}^n B[x, y] \right| + \sum_{y=1}^n \left| \sum_{x=1}^m A[x, y] - \sum_{x=1}^m B[x, y] \right| \quad (3)$$

(0063) En la ecuación (3) A y B representan los dos bloques para comparar entre sí. Un pequeño valor de IP indica una alta coincidencia de los bloques comparados, de manera que el valor más pequeño se considera como la mejor similitud.

(0064) El tamaño de bloque elegido depende de la resolución y del tamaño de partícula de ruido de promedio del volumen de imagen. Los tamaños de bloque entre 3x3 a 5x5 píxeles han sido identificados como ideales para el procesamiento de imágenes médicas tridimensionales usuales, en tanto que bloques más grandes normalmente se usan para mayores resoluciones.

(0065) El tamaño de área de búsqueda recomendada de la coincidencia de bloque depende en gran parte del movimiento estructural entre los dos cortes considerados, y por ello, de la resolución física o la distancia de inter-corte en la dimensión dada respectivamente. Para imágenes médicas, son adecuadas las áreas de búsqueda entre, por ejemplo, 7x7 y 21x21 píxeles.

(0066) Ha de ser tenido en cuenta que en el curso del método descrito arriba, se realizan más de una vez varios pasos de cálculo, en particular, respecto a la determinación de vecindad. Para reducir los costes computacionales, los resultados intermedios pueden ser regulados y usados para cálculos subsecuentes.

(0067) La extracción de los vasos sanguíneos coroidales desde una secuencia clasificada de datos de imagen OCT representando un volumen se describe en relación con las Figuras 3-7. La Figura 3 muestra un corte de los datos de imagen originales. La Figura 4 muestra el resultado de un paso de mejora de contraste. La Figura 5 muestra el resultado del filtrado empleando el método de invención. La Figura 6 muestra el resultado de un paso de filtrado CLAHE. Finalmente, la Figura 7 muestra la estructura extraída de los vasos sanguíneos coroidales en un corte dado. Usando un número de cortes, la forma tridimensional de los vasos sanguíneos coroidales pueden ser reproducidos. Ha de tenerse en cuenta que la Figura 6 y 7 no hacen referencia al corte mostrado en la Figuras 3 – 5, sino a una configuración diferente de datos de imágenes.

(0068) La secuencia de los datos de imagen OCT está considerada como un apilamiento de imágenes individuales representando un volumen tridimensional. Un corte de muestra está mostrado en la Figura 3. Antes de nada, el contraste de las imágenes individuales está mejorado por el método propuesto en M.J.A. Girard, N.G. Strouthidis, C. R. Ethier, J. M. Mari, "Eliminación de sombra y mejora de contraste en imágenes de tomografía de coherencia óptica de la cabeza del nervio óptico humano", Invest. Ophthalmol. Vis. Sci. Septiembre 28, 2011 vol. 52 nº 10 7738-7748.

(0069) El resultado de este paso se muestra en la Figura 4, es un volumen de imagen que muestra el contraste ecualizado en la dirección Y, por ejemplo, desde arriba hacia abajo. Las sombras proyectadas por los vasos que se encuentran en el área de escaneo es reducida. Correspondientemente, la visibilidad de los vasos que se encuentran en el fondo de ojo es mejorada. Sin embargo, al mismo tiempo, el ruido en estas regiones también aumenta.

(0070) A continuación, el volumen de imagen mejorada es filtrado usando el método según la invención. La dimensión con la distancia física más grande entre dos píxeles se considera la primera, aquella con la segunda distancia física más grande se considera la segunda, y aquella con la distancia más pequeña, la última. Una longitud de ruta vectorial de 5 ó 7 se selecciona. Esto reduce el ruido de moteado a un mínimo, véase la Fig. 5.

(0071) En un paso posterior, el volumen de imagen filtrada es procesada usando el algoritmo CLAHE (ecualización de histograma adaptativa limitada por contraste). Un tamaño de bloque de 127x127 píxeles y un tamaño de histograma de objetivo de 12 valores son empleados. CLAHE tiene la finalidad de ecualizar el contraste local en el

bloque (ecualización de histograma). En el contexto del método descrito, el número de valores de luminancia es reducido a N contenedores, siendo N menor que el número de diferentes valores de luminancia de la imagen original. De este modo, las regiones de similar luminancia están agrupadas, y una imagen se produce que caracteriza sólo a unas cuantas regiones, pero contiguas de idénticos valores de luminancia, véase la Figura 6. El filtrado CLAHE puede emplearse a cortes individuales bidimensionales o al volumen entero tridimensional.

(0072) Como se puede ver en la Figura 6, las regiones que representan los vasos sanguíneos coroidales toman las mismas escalas de grises, teniendo partes de los mismos una sombra de gris más oscura. Esta característica puede ser empleada para extraer los vasos. En una primera configuración, se emplea un algoritmo de relleno de inundación tridimensional, que empieza desde un punto de semilla determinado manualmente que pertenece a un vaso sanguíneo y que inunda el volumen completo del vaso en el apilamiento de imagen completo. Con esa finalidad, todos los vóxeles son incluidos en la inundación-relleno que tiene una luminancia que coincide con la luminancia del punto de semilla dentro de una cierta tolerancia. Además, los vóxeles que tienen una luminancia más baja siempre están incluidos ya que no constituyen bordes de los vasos, sino que pertenecen a los mismos vasos. La tolerancia se elige de tal modo que las regiones de imagen, que tienen valores de luminancia más altos que aquéllos de los vasos, no son incluidas. Finalmente, un volumen de imagen binario se obtiene, representando los vasos sanguíneos, véanse las áreas blancas en la Figura 7.

(0073) En una segunda configuración, se emplea una "segmentación de canica rodante", en lugar del usual inundación-llenado descrito anteriormente. De nuevo, un punto de semilla perteneciente al vaso sanguíneo se determina manualmente. A continuación, una esfera (canica) de un radio dado no toca el borde del vaso en ninguno de sus puntos de superficie. Los vóxeles cubiertos por la canica se consideran parte del vaso. Además, un proceso de inundación-llenado modificado se lleva a cabo, en el cual la canica se posiciona con su centro en puntos adyacentes del punto de semilla. Se determina si la esfera toca el borde del vaso. Esto se determina mediante la evaluación de la luminancia del medio de los vóxeles que están en la región cubierta por la esfera. Si este valor de luminancia excede un cierto umbral, los vóxeles nuevamente cubiertos por la canica no están incluidos como candidatos dentro del proceso de inundación-llenado. De otro modo, los vóxeles son incluidos y la canica se mueve más hacia los puntos del centro adyacentes. Mediante la variación de la sección transversal de la canica, este segundo método permite segmentar sólo clases específicas de vasos, por ejemplo, aquéllos que tienen un cierto espesor mínimo y que se pueden alcanzar desde el punto de semilla.

Ejemplos

(0074) La realización del método ha sido comparada con filtros de la técnica anterior en el contexto del OCT tridimensional, en esta modalidad representa del mejor modo el carácter común de todas las modalidades consideradas (MRI, CT, OCT) y evidencia un patrón de ruido muy exigente con sus características de ruido de moteado fuerte.

(0075) Los siguientes métodos de filtrado a menudo se usan en la eliminación del ruido de imagen médica en 3D:

- Eliminación del ruido de variación total (L. I. Rudin, S. Osher, y E. Fatemi, "Variación total no lineal basada en algoritmos de eliminación del ruido", *Physica D* 60, 259-268, 1992),
- Lee (J. S. Lee, "Análisis de moteado y suavización de imágenes de rada de apertura sintética", *Graph. Model. Im. Proc.* 17(1), 24-32, 1981),
- Frost (V. S. Frost, J.A. Stiles, A. Josephine, K. S. Shanmugan, y J. C. Holtzman, "Un modelo para imágenes de radar y su aplicación al filtrado digital adaptativo de ruido multiplicativo", *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.* 4(2), 157-166, 1982),
- Difusión Anisotrópica (P. Perona y J. Malik, "Escala-Espacio y Detección de Borde usando Difusión Anisotrópica", *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 12, nº 7, páginas 629-639, 1990).

(0076) La ejecución de la reducción de ruido del método según la invención ha sido medida. Con esa finalidad, se han comparado las imágenes originales sin ruido y las imágenes con eliminación de ruido, que son el resultado de la eliminación de ruido de una versión de ruido añadido del original. Los análisis enfocados en OCT debido a su ruido de moteado exigente y al hecho de que OCT representa la mayoría de las situaciones estructurales comunes encontradas también en MRI y CT como superficies de órganos, vasos tubulares, áreas de tejido uniforme y espacios con fondos homogéneos.

(0077) Para OCT 2D un escaneo de ruido reducido puede ser obtenido mediante el promediado de varios escaneos 2D de la misma posición física. Para OCT 3D sólo algunos dispositivos de búsqueda experimental de hoy día permiten la recuperación instantánea de un volumen de imagen completo en un periodo lo suficientemente corto para ser usado para el promediado, pero incluso entonces, sólo con un número muy pequeño de volúmenes. Debido a esto, se ha usado un volumen fantasma sintético que representa una muestra de ensayo OCT. El volumen sintético representaba objetos con características claves como vasos, tejidos y capas encontradas no sólo en OCT, sino también en otras modalidades, en particular, MRI y CT. Se ha generado un apilamiento de imagen con aspectos claves OCT como vasos sanguíneos, el coroides, y la reflectividad global de disminución, dependiente de la profundidad, similar a un OCT de escaneo C retinal. Los vasos sanguíneos varían en

profundidad, son tortuosos y se trasladan dentro de los cuadros.

(0078) En un paso siguiente, el ruido de moteado se ha añadido artificialmente al mismo. El ruido de moteado es un ruido multiplicativo con una distribución de Rayleigh. La simulación del ruido de moteado puede ser realizada por ello mediante la implementación de este modelo estadístico. Con esta configuración, todos los métodos de medición de ruido comunes pueden ser ejecutados fácilmente, teniendo en cuenta el resultado de eliminación de ruido y el original libre de ruido.

(0079) Para determinar la capacidad de reducción de ruido, la relación señal / ruido pico (PSNR), el error de la raíz media cuadrática (RMSE) y la Similitud Estructural (SSIM) han sido determinados por los métodos de filtrado mencionados arriba y para el método de filtrado según la invención. Para una comparación justa y más representativa con el filtro según la invención, las vecindades tridimensionales han sido tenidas en cuenta para todos estos filtros implicados, extendiéndolos a filtros 3D. Ambos filtros adaptativos, Frost y Lee, en su diseño original suponen un ruido de distribución normal. Debido al hecho de que el ruido de moteado en OCT sigue la distribución de Rayleigh, las propiedades estadísticas en el filtro Lee y Frost han sido adaptadas a la distribución Rayleigh.

(0080) La mejor parametrización para cada método de filtro ha sido evaluada y aplicada al volumen de imagen de prueba ruidosa artificial. Las mediciones subsecuentes se hicieron todas considerando el original libre de ruido del volumen de imagen de prueba usado. Los resultados cuantitativos muestran que el filtro según la invención claramente excede a todos los filtros comparados en todos los criterios de medición cuantitativos:

	PSNR	RMSE	SSIM
Variación total	31.314	6.578	0.966546
Filtro Lee	34.622	4.495	0.979956
Filtro Frost	36.286	3.711	0.988084
Difusión Anisotrópica	33.677	5.012	0.973138
Propuesta	41.242	2.099	0.992382

(0081) El método de invención no sólo supera a los otros filtros en los indicadores PSNR y RMSE de evaluación del ruido clásico, sino también en la medición SSIM. Habida cuenta que el SSIM es capaz de evaluar la ejecución de eliminación de ruido, no sólo mediante diferencias o variaciones cumulativas, sino también considerando las diferencias estructurales que un filtro ha causado en la imagen filtrada, el valor SSIM favorable muestra que la información estructural es fuertemente preservada.

(0082) La Figura 8 muestra diagramas de perfil de los filtros considerados en comparación con el proceso de filtrado según la invención. La Figura 8a) muestra un corte del volumen de prueba sintética con una línea de perfil subrayada. Como se describió arriba, el ruido de moteado artificial ha sido añadido a la imagen del volumen de la prueba y se han aplicado diferentes filtros a los datos de imagen de ruido.

(0083) Los diagramas de perfil muestran los resultados de filtrado respectivos en comparación con el perfil original (línea sustancialmente angular). Como se puede observar claramente en los diagramas, el método según la invención, resultado del cual se representa en la Figura 8 f) sigue de cerca el perfil original que es una indicación de la eliminación casi completa del ruido en todas las áreas. Al mismo tiempo, el filtro consigue evitar la suavización o el deterioro de los bordes de los vasos sanguíneos simulados. Esto está en un claro contraste con los resultados de b) Eliminación del ruido de variación total, c) Lee, d) Frost, y e) Difusión Anisotrópica.

(0084) La Figura 9 permite una comparación visual de las características de filtrado del método de la invención con los cuatro métodos de filtrado de la técnica anterior, mostrando una muestra OCT original a) y los resultados de los filtros considerados con un apilamiento de imagen OCT real:

b) Eliminación del ruido de Variación Total,

c) Lee,

d) Frost, y

e) Difusión Anisotrópica.

(0085) La Figura 8 f) muestra el resultado de un proceso de filtrado según la invención. Como se puede observar en las Figuras, Eliminación de Ruido de Variación Total, Lee y Difusión Anisotrópica, todos sufren una preservación insuficiente de importantes contornos y están todavía distorsionados por artefactos de ruido fuerte, en tanto que el método según la invención muestra contornos claros e incluso mejorados y capas de tejido relacionado homogeneizado.

(0086) La Figura 10 muestra a) un corte no filtrado de un volumen OCT de un ojo de un cerdo anterior (escala de grises invertida) y b) el mismo corte después del filtrado del volumen de la imagen con el método del filtro según la invención. Por dimensión se han usado 11 valores. Las estructuras el escaneo OCT filtrado del segmento del ojo de cerdo anterior está mostrado de un modo detallado y con contornos definidos. Los contornos importantes son mejorados mientras que no se pierden detalles de la imagen. La imagen filtrada con el método de invención puede ser clasificado como casi libre de ruido.

(0087) Otros estudios están relacionados con el filtrado de datos de volumen MRI y CT usando el método conforme a la invención. Las imágenes MRI filtradas mostraron áreas relacionadas limpiamente homogeneizadas y una visibilidad de contorno mejorada al mismo tiempo. En un corte filtrado de una parte MRI del cuerpo superior de un humano, las vértebras han sido representadas con bordes limpios hacia los discos intervertebrales y la aorta mantuvo sus matices, pero fue representada casi libre de ruido. El ruido ha sido eliminado casi completamente, preservando o incluso mejorando los detalles estructurales al mismo tiempo. También, las imágenes CT filtradas exhibían un ruido minimizado, mientras que preservaba incluso los detalles de los vasos más delicados.

(0088) La invención no está restringida a las configuraciones descritas. Entre otras cosas, dependiendo de los datos de imagen (tecnología de imagen usada, resolución, distribución de tamaño de las estructuras visualizadas, nivel de ruido, etc.) se pueden emplear diferentes parámetros y/o métodos particulares para los diferentes pasos. De este modo, la invención encuentra un amplio rango de aplicaciones fuera de las imágenes MRI, CT ó OCT e incluso fuera del proceso de datos de imágenes biológicas.

(0089) En resumen, ha de tenerse en cuenta que la invención provee un método que permite la reducción de ruido eficiente de datos de imágenes tridimensionales, en particular, en el contexto de las aplicaciones de imágenes médicas.

REIVINDICACIONES

1ª.- Un método para el procesamiento de los datos de imagen que representan un volumen tridimensional, comprendiendo los datos valores de imagen para una cuadrícula tridimensional (1) de vóxeles, comprendiendo el método los pasos de:

- a) partiendo de un vóxel dado (2) que forma una ruta vectorial individual (10) a lo largo de una primera dimensión (z) del volumen tridimensional, conectando un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la primera dimensión, los vóxeles conectados representan una vecindad estructural del vóxel dado, que es una vecindad espacial del vóxel dado, incluyendo los vóxeles de la cuadrícula tridimensional que están estructuralmente relacionados con el vóxel dado;
- b) partiendo de un vóxel dado (5) que forma una ruta vectorial individual (20) a lo largo de una segunda dimensión (y) del volumen tridimensional, siendo la segunda dimensión (y) diferente de la primera dimensión (z), conectando un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la segunda dimensión, los vóxeles conectados representan una vecindad estructural del vóxel dado, que es una vecindad espacial del vóxel dado, incluyendo los vóxeles de la cuadrícula tridimensional que están relacionados estructuralmente al vóxel dado;
- c) partiendo de un vóxel dado (8), que forma una ruta vectorial individual (30) a lo largo de una tercera dimensión (x) del volumen tridimensional, siendo la tercera dimensión (x) diferente de la primera y las segundas dimensiones (z, y), conectando un número de vóxeles de cortes bidimensionales de la cuadrícula adyacente en la tercera dimensión, los vóxeles conectados representan una vecindad estructural del vóxel dado, que es una vecindad espacial del vóxel dado, incluyendo los vóxeles de la cuadrícula tridimensional que están relacionados estructuralmente al vóxel dado;
- d) los valores de imagen de los vóxeles promediados de las rutas vectoriales (10, 20, 30) para obtener un valor de promedio (4, 7, 40), asignado a la posición del vóxel dado;
- e) La repetición de los pasos a) hasta d) son repetidos para un número de vóxeles.

2ª.- El método como se indica en la reivindicación 1ª, que comprende los pasos de:

- a) partiendo de un vóxel dado (2), se forma una ruta vectorial (10) a lo largo de la primera dimensión (z);
- b) los valores de imagen promediados de los vóxeles de la ruta vectorial (10) para obtener un primer valor de promedio (4), asignado a la posición del vóxel dado;
- c) la repetición de los pasos a) y b) para un número de vóxeles;
- d) en los primeros valores de promedio, se repiten los pasos a) – c), empleando rutas vectoriales (20) a lo largo de la segunda dimensión (y), obteniéndose los segundos valores de promedio (7).
- e) en los segundos valores de promedio, se repiten los pasos a) – c), empleando rutas vectoriales (30) a lo largo de la tercera dimensión (x), obteniéndose valores filtrados (40), constituyendo los valores filtrados (40) datos de imagen procesados que representan el volumen tridimensional.

3ª.- El método como se indica en la reivindicación 2ª, que se caracteriza por que la primera dimensión (z) se elige para que sea una dimensión de la cuadrícula tridimensional (1) de los vóxeles que tienen la densidad de información más pequeña.

4ª.- El método como se indica en la reivindicación 3ª, que se caracteriza por que los datos de imagen están compuestos por una multitud de cortes de imagen bidimensionales, en el cual la primera dimensión (z) se elige de forma que sea perpendicular a los cortes de imagen.

5ª.- El método como se indica en la reivindicación 3ª ó 4ª, que se caracteriza por que la segunda dimensión (y) se elige para que sea una dimensión de la cuadrícula tridimensional de los vóxeles que tiene una densidad de información mayor o igual que la primera dimensión (z) y que tiene una densidad de información menor o igual que la tercera dimensión (x).

6ª.- El método como se indica en una de las reivindicaciones 1ª hasta 5ª, que se caracteriza por que la vecindad espacial del vóxel dado (2, 5, 8) está determinada por un algoritmo de coincidencia de bloque.

7ª.- El método como se indica en la reivindicación 6ª, que se caracteriza por que una métrica de evaluación del algoritmo de coincidencia de bloque es una proyección integral.

8ª.- El método como se indica en una de las reivindicaciones 1ª a 7ª, que se caracteriza por que el promediado de los valores de imagen de los vóxeles de la ruta vectorial (10, 20, 30) incluye la toma del valor medio de los valores de imagen de los vóxeles de la ruta vectorial (10, 20, 30).

9ª.- El método como se indica en una de las reivindicaciones 1ª a 8ª, que se caracteriza por que las rutas vectoriales (10, 20, 30) comprenden el vóxel dado (2, 5, 8) y las partes de la ruta que se extienden en una dirección positiva de la dimensión respectiva (z, y, x), así como partes de la ruta que se extienden en una dirección negativa de la respectiva dimensión (-z, -y, -x).

10ª.- El método como se indica en una de las reivindicaciones 1ª a 9ª, que comprende además el paso de mejorar

un contraste de los datos de imagen antes de los pasos a) – e).

11^a.- El método como se indica en una de las reivindicaciones 1^a a 10^a, que comprende además el paso de ecualización de histograma adaptativa limitada por contraste en los valores filtrados.

5 12^a.- El método como se indica en una de las reivindicaciones 1^a a 11^a, que comprende además el paso de extraer una estructura fisiológica de los datos de imagen procesados.

10 13^a.- El método como se indica en la reivindicación 12^a, que se caracteriza por que el paso de extracción incluye un algoritmo de llenado, partiendo de una vóxel de semilla dado que pertenece a la estructura fisiológica e incluyendo todos los vóxeles que tienen un criterio de similitud dada, de este modo, creando un volumen binario que representa la estructura fisiológica.

15 14^a.- Uso del método como se indica en una de las reivindicaciones 1^a hasta 13^a para el procesamiento de datos de imagen biológicos, preferiblemente, datos de imagen obtenidos a partir de una tomografía por emisión de positrones (PET), tomografía computarizada por emisión de fotón simple (SPECT) y/o un proceso de imagen ultrasónica (US), más preferiblemente, datos de imagen obtenidos a partir de una imagen de resonancia magnética (MRI), una tomografía computarizada (CT) y/o un proceso de tomografía de coherencia óptica (OCT).

20 15^a.- Uso del método como se indica en la reivindicación 12^a ó 13^a para procesar los datos de imagen OCT retinales.

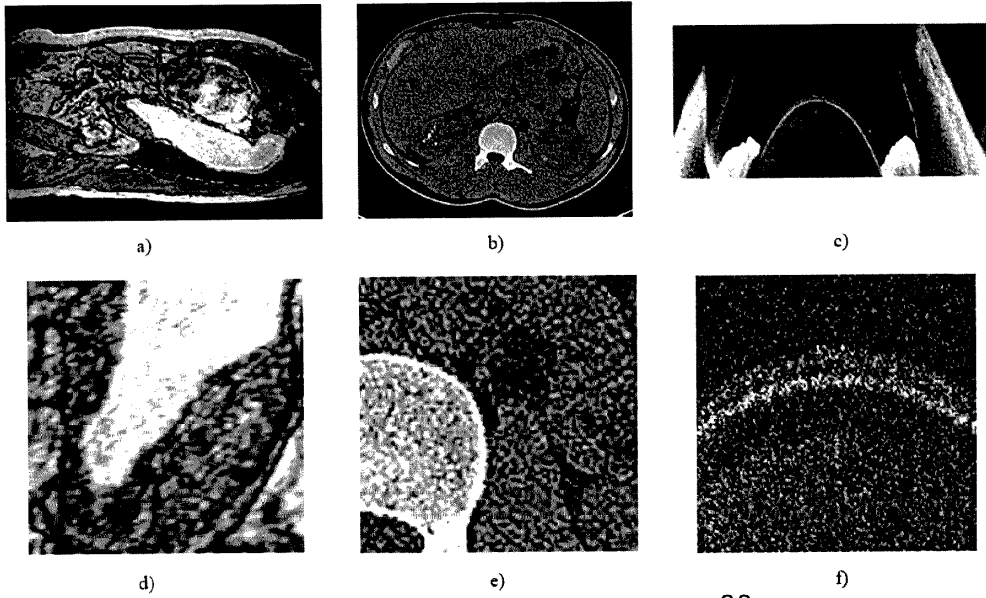


Fig. 1

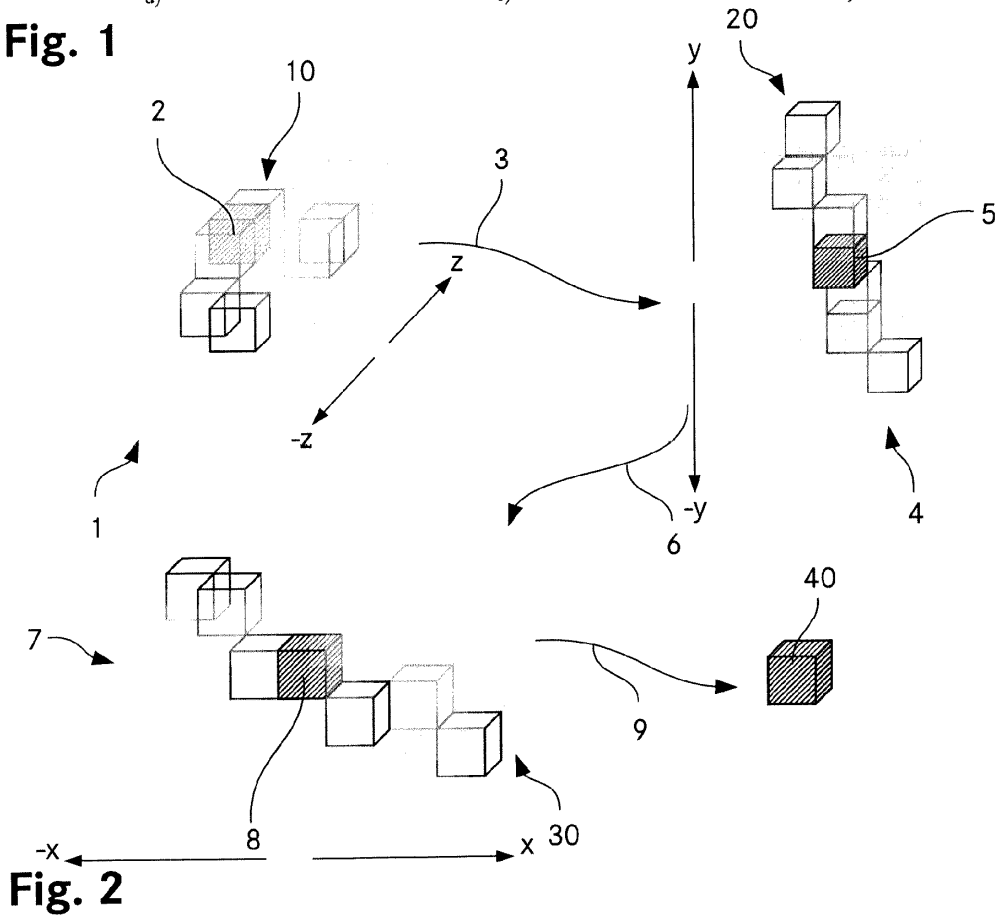


Fig. 2

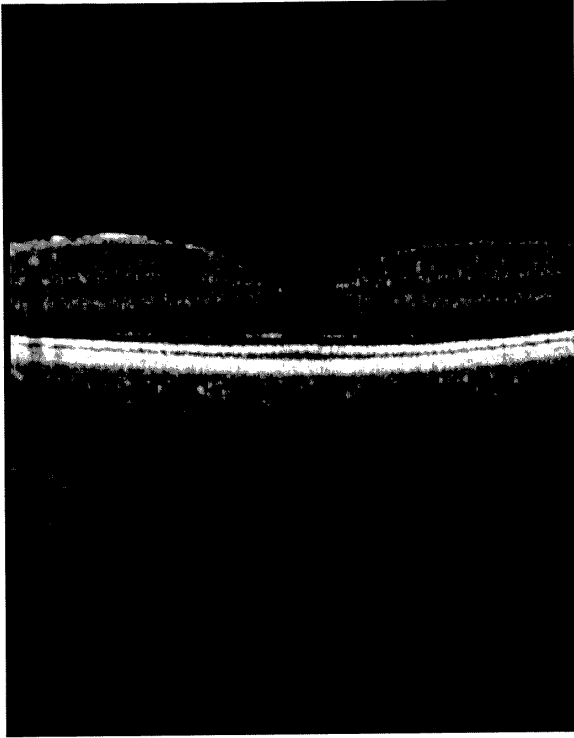


Fig. 3

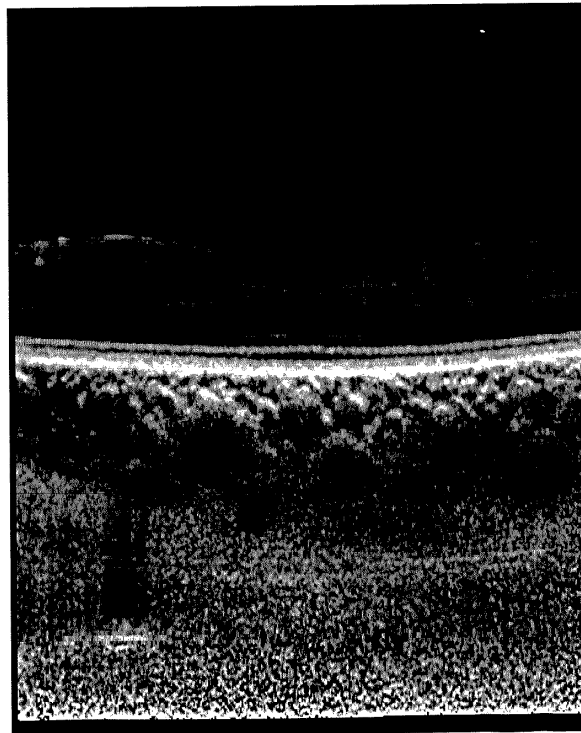


Fig. 4

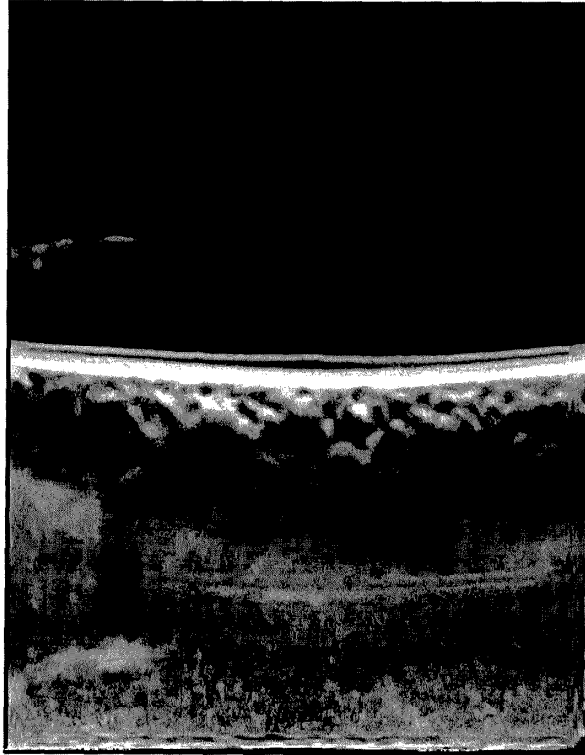


Fig. 5

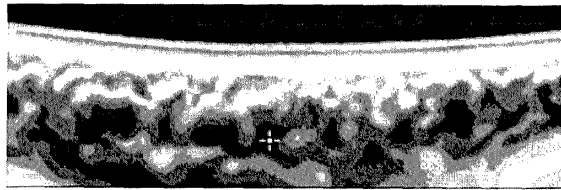


Fig. 6



Fig. 7

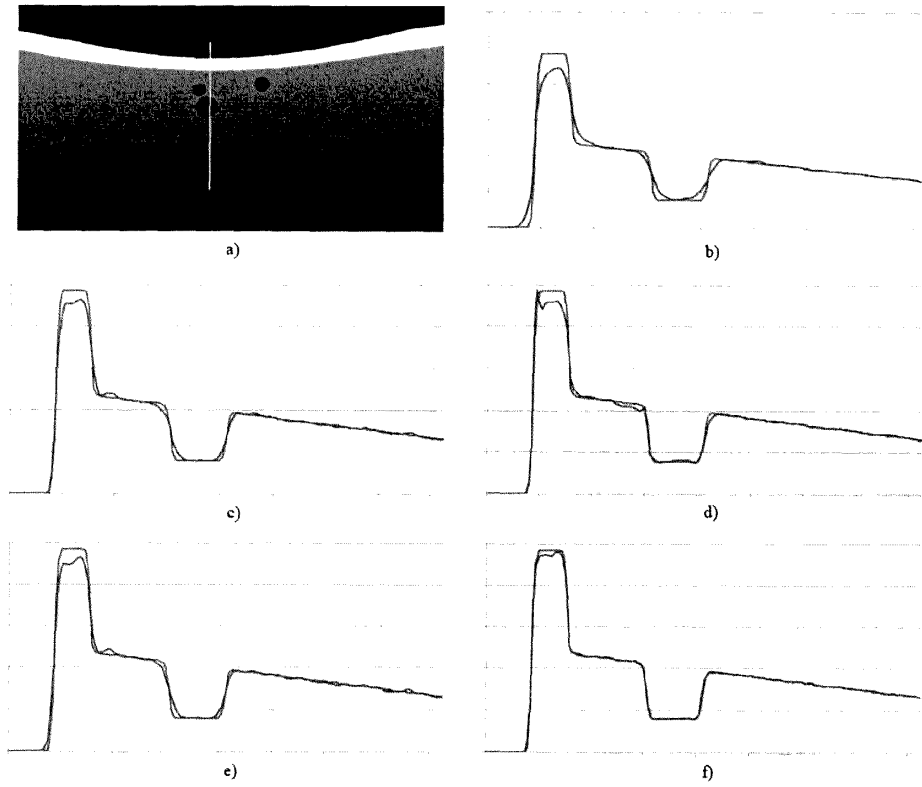


Fig. 8

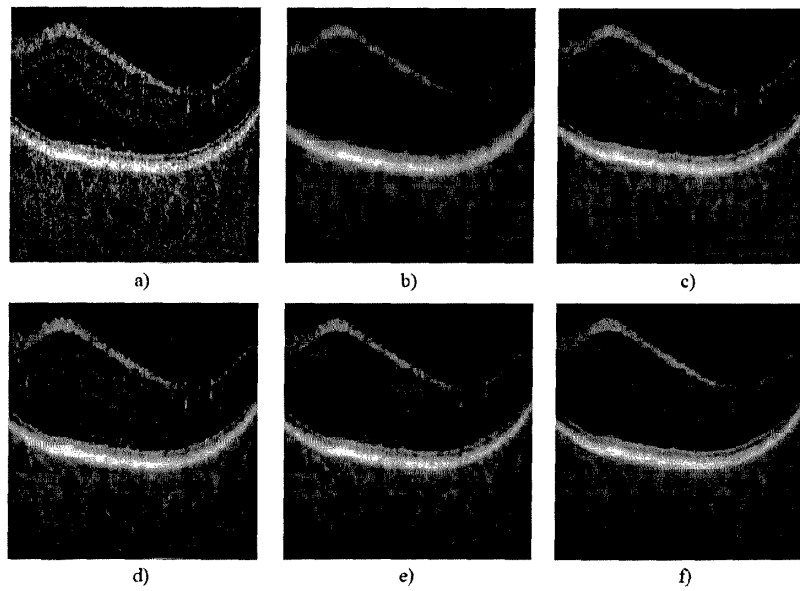
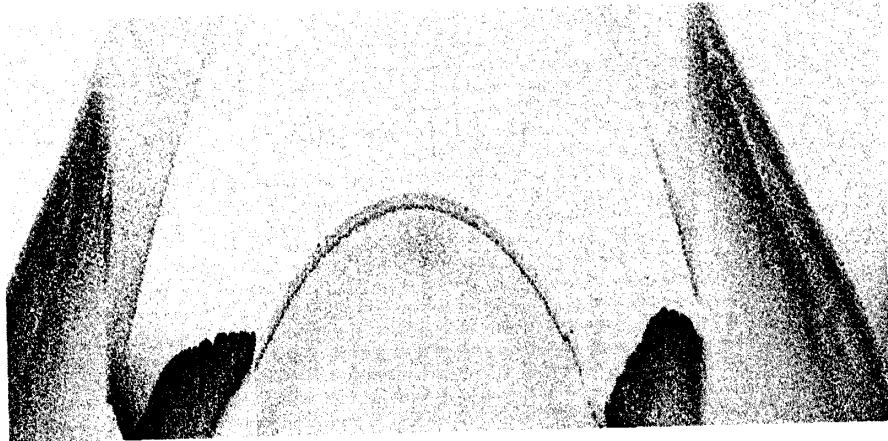
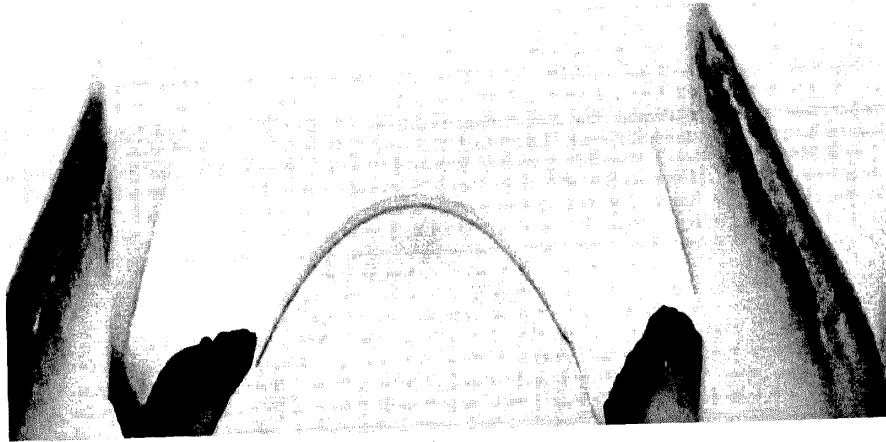


Fig. 9



a)



b)

Fig. 10