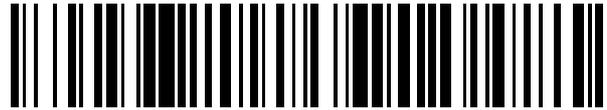


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 608 701**

51 Int. Cl.:

G06K 9/48

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **04.02.2011 PCT/US2011/023710**

87 Fecha y número de publicación internacional: **11.08.2011 WO11097452**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **04.02.2011 E 11740405 (3)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.10.2016 EP 2531091**

54 Título: **Búsqueda de gradiente integrada con imagenología local en sistema quirúrgico por láser**

30 Prioridad:

05.02.2010 US 701409

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

12.04.2017

73 Titular/es:

**ALCON LENSX, INC. (100.0%)
33 Journey, Suite 175
Aliso Viejo, CA 92656, US**

72 Inventor/es:

RAKSI, FERENC

74 Agente/Representante:

LEHMANN NOVO, María Isabel

ES 2 608 701 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

Búsqueda de gradiente integrada con imagenología local en sistema quirúrgico por láser

CAMPO TÉCNICO

5 Este documento de patente se refiere a técnicas de búsqueda de gradiente para distintas aplicaciones, incluyendo aplicaciones quirúrgicas oftálmicas.

ANTECEDENTES

10 Hay muchos métodos para formar imágenes de objetos o partes de objetos para una amplia variedad de propósitos, incluyendo fabricación, diagnósticos, control de calidad, aplicaciones quirúrgicas y muchos más. La tomografía de coherencia óptica (OCT, por sus siglas en inglés) es uno de los muchos métodos para crear tres imágenes tridimensionales y extraer información estructural de materiales. Esta es realizada usualmente escaneando un haz óptico sobre una región o superficie objetivo y analizando a continuación las características espaciales, espectrales y temporales de la luz dispersada y devuelta. La información detallada sobre imagenología puede ser obtenida escaneando a lo largo de un patrón de cuadrícula bidimensional o tridimensional de una densidad espacial suficientemente elevada. Una implementación específica de un modelo de contorno activo para tomografía computarizada óptica del ojo es proporcionada en el documento US 2009/268159.

RESUMEN

La invención está definida por las reivindicaciones adjuntas. La descripción incluye otras disposiciones fuera del marco de la invención para ayudar a comprender los detalles técnicos de la aplicación.

20 Para muchas aplicaciones, no hay necesidad o no es ventajoso crear una imagen completa de una región o superficie completa. Una de estas aplicaciones es la tarea de encontrar puntos específicos de una superficie o región cuya imagen ha sido creada. Estos puntos específicos pueden ser extremos de la superficie cuya imagen ha sido creada, características del objeto cuya imagen ha sido creada, o puntos o bordes límites del objeto. Este documento describe técnica y sistemas para la búsqueda de gradiente basada en la detección o medición en ubicaciones seleccionadas de un objeto objetivo sin realizar la detección o medición en todo el campo sobre el campo completo del objeto objetivo.

25 Las cirugías oftálmicas a menudo encuentran situaciones en las que el procedimiento quirúrgico puede ser dirigido con relación a un punto de referencia, tal como el vértice de la córnea. En los procedimientos de cataratas, los puntos de referencia pueden ser el vértice de la superficie anterior o posterior del cristalino, o su núcleo endurecido. Los puntos de referencia pueden ser identificados por ejemplo, mediante un primer escaneado de la región objetivo con un haz de imagenología por una serie de escaneados de OCT planos B, radiales o cilíndricos. Los datos escaneados pueden ser analizados y utilizados para componer una imagen tridimensional completa de la región, superficie u objeto objetivo. Estos datos de imagen pueden ser almacenados a continuación. Posteriormente, pueden utilizarse algoritmos de búsqueda sobre los datos de imagen almacenados para identificar los máximos o mínimos de interés.

35 Sin embargo, la imagenología de la región objetivo completa, especialmente con escaneado de elevada densidad para asegurar una buena resolución, es innecesariamente ineficiente ya que almacena muchos puntos de datos que eventualmente no son utilizados. Además, tomar estas grandes cantidades de datos consume tiempo y así el proceso es lento. Así, en aplicaciones donde el tiempo es muy importante, estas aplicaciones son desventajosas.

40 Para mejorar la eficiencia de tales procesos de imagenología, por ejemplo, un método de búsqueda para la imagenología quirúrgica puede incluir las operaciones de determinar una coordenada de un límite de una región en relación a un bucle en una proximidad de una primera ubicación, determinar una dirección de un gradiente de la coordenada correspondiente a la primera ubicación, y seleccionar una segunda ubicación basándose en la dirección determinada.

En realizaciones, la coordenada determinada es una de entre una altura, una profundidad, una coordenada z, y una coordenada a lo largo de una línea de referencia.

En realizaciones, el bucle es uno de entre un bucle cerrado, un bucle en un plano, un bucle en una superficie predeterminada, una elipse y un círculo.

45 En realizaciones, la primera ubicación es una de entre una ubicación en un plano transversal a un eje, una ubicación en un plano transversal a la coordenada determinada, una ubicación en un plano (x,y), una ubicación en un sistema de coordenadas radiales, y una coordenada en una superficie predeterminada.

En realizaciones, la coordenada es determinada por una de entre una tomografía de coherencia óptica, una tecnología de medición de profundidad, una medición óptica, y una tecnología de detección de una función de mérito.

50 En realizaciones, la determinación de una dirección de un escalón de gradiente incluye determinar al menos una de entre una dirección de un máximo de la coordenada a lo largo del bucle y una dirección de un mínimo de la coordenada a lo

largo del bucle, y determinar la dirección del gradiente basándose en al menos una de la dirección del máximo y de la dirección del mínimo.

5 En realizaciones, la selección de un segundo escalón de ubicación incluye seleccionar la segunda ubicación desplazando la primera ubicación por un vector incremento, siendo una dirección del vector incremento aproximadamente paralela a la dirección del gradiente.

En realizaciones, la primera ubicación es retenida cuando una magnitud del gradiente es menor que un valor de iteración-parada.

10 En realizaciones, la determinación de una coordenada de un límite de una región en relación a un bucle en la proximidad de un primer escalón de ubicación incluye identificar rayos alrededor de la primera ubicación, y determinar la coordenada en puntos del rayo.

En realizaciones, la determinación de una dirección de un gradiente de la coordenada alrededor del escalón del bucle incluye determinar una tasa de cambio de la coordenada a lo largo de los rayos, seleccionar el rayo a lo largo del cual la tasa de cambio es máxima, e identificar una dirección del rayo seleccionado como la dirección del gradiente, y la tasa de cambio a lo largo del rayo seleccionado como la magnitud del gradiente.

15 En realizaciones, el método incluye desplazar la primera ubicación por un vector de reestructuración que tiene al menos una de una dirección que forma un ángulo distinto de cero con la dirección del gradiente, o una magnitud sustancialmente diferente de la magnitud del gradiente.

20 En realizaciones, el método de búsqueda es realizado sin determinar la coordenada del límite de la región en uno de entre un volumen, a lo largo de líneas paralelas, en un retículo bidimensional, en una cuadrícula, y en un retículo sobre una superficie.

En realizaciones, el límite de la región es una capa oftálmica de uno de entre una córnea, un cristalino, y una catarata, la coordenada es una profundidad de la capa oftálmica, y el método de búsqueda incluye determinar un extremo de la profundidad de la capa oftálmica.

25 En realizaciones, el método de búsqueda es capaz de determinar el extremo de la capa oftálmica más rápidamente que uno de entre 10 ms, 100 ms, 1 s y 10 s.

En realizaciones, un sistema de búsqueda incluye un sistema de imagenología, para determinar una coordenada de una característica de un objeto sobre un bucle en la proximidad de una primera ubicación, y un controlador, acoplado al sistema de imagenología, para determinar la dirección de un gradiente de la coordenada correspondiente a la primera ubicación, y seleccionar una segunda ubicación basada en la dirección determinada.

30 En realizaciones, el sistema de imagenología incluye un escáner, para escanear un haz de imagenología, y un subsistema de adquisición de imágenes, para recibir y para procesar previamente un haz de imagenología devuelto.

En realizaciones, el sistema de imagenología es uno de entre un sistema de tomografía de coherencia óptica, un sistema de medición de profundidad, un sistema de detección óptica, y un sistema de detección de una función de mérito.

35 En realizaciones, el controlador está configurado para determinar al menos una de entre una ubicación de un máximo de la coordenada a lo largo del bucle y una ubicación de un mínimo de la coordenada a lo largo del bucle, y para determinar la dirección del gradiente relacionando cualesquiera dos de entre la primera ubicación, la ubicación del máximo y la ubicación del mínimo.

40 En realizaciones, el controlador está configurado para seleccionar la segunda ubicación desplazando la primera ubicación por un vector incremento, siendo una dirección del vector incremento esencialmente paralela a la dirección del gradiente.

En realizaciones, el controlador está configurado para retener la primera ubicación cuando una magnitud del gradiente es menor que un valor de iteración-parada.

45 En realizaciones, el sistema de imagenología es un sistema de tomografía de coherencia oftálmica, el objeto cuya imagen ha sido creada es una capa oftálmica de uno de entre una córnea, un cristalino, y una catarata, la coordenada es una profundidad de la capa oftálmica, y el controlador está configurado para determinar un extremo de la profundidad de la capa oftálmica.

En realizaciones, el sistema de búsqueda está configurado para determinar el extremo de la capa oftálmica más rápidamente que uno de entre 10 ms, 100 ms, 1 s y 100 s.

50 En realizaciones, un método de búsqueda para imagenología quirúrgica incluye las operaciones de: realizar una búsqueda local de una función de mérito de una región cuya imagen ha sido creada en la proximidad de una primera ubicación, determinar una dirección preferida basándose en la búsqueda local, y seleccionar la segunda ubicación

basándose en la dirección preferida.

En realizaciones, la realización de la operación de búsqueda local incluye imagenología quirúrgica por una de entre una tomografía de coherencia óptica, una tecnología de medición de profundidad, una tecnología de detección óptica y una tecnología de detección de la función de mérito.

- 5 En realizaciones, la realización de la operación de búsqueda local incluye determinar una de entre una altura, una profundidad, una coordenada z, una coordenada a lo largo de una línea de referencia, una densidad óptica, y una intensidad de dispersión óptica.

- 10 En realizaciones, la realización de la operación de búsqueda local incluye determinar la función de mérito a lo largo de uno de entre un bucle cerrado, un bucle en un plano, un bucle en una superficie predeterminada, una elipse, un círculo, una superficie esencialmente cerrada, un elipsoide, y una esfera.

En realizaciones, la realización de la operación de búsqueda local incluye determinar la función de mérito a lo largo de rayos locales.

En realizaciones, la determinación de una operación de dirección preferida incluye determinar una dirección de un gradiente de la función de mérito.

- 15 En realizaciones, la determinación de la dirección de la operación de gradiente incluye determinar al menos una de entre una ubicación de un máximo de la función de mérito sobre una superficie o bucle esencialmente cerrado en la proximidad de la primera ubicación, y una ubicación de un mínimo de la función de mérito sobre la superficie o bucle esencialmente cerrado en la proximidad de la primera ubicación y determinar la dirección del gradiente relacionando cualesquiera dos de entre la primera ubicación, la ubicación del máximo y la ubicación del mínimo.

- 20 En realizaciones, la selección de una segunda operación de ubicación incluye seleccionar la segunda ubicación desplazando la primera ubicación por un vector incremento, siendo una dirección del vector incremento esencialmente paralela a la dirección del gradiente.

En realizaciones, el método incluye retener la primera ubicación cuando la magnitud del gradiente es menor que un valor de iteración-parada.

- 25 En realizaciones, el método de búsqueda es realizado sin determinar la función de mérito en uno de entre un volumen, a lo largo de líneas paralelas, sobre superficies alineadas, en un retículo bidimensional, y en un retículo tridimensional.

- 30 En otro ejemplo, un método para buscar un gradiente de una función sobre un objeto objetivo es descrito como que incluye seleccionar una primera ubicación del objeto objetivo; realizar una operación de detección o medición en la primera ubicación para obtener un valor respectivo de la función; seleccionar un primer bucle que tiene múltiples primeras ubicaciones de bucle del objeto objetivo que son diferentes de la primera ubicación; y realizar una operación de detección o medición en las múltiples primeras ubicaciones de bucle del primer bucle, sin realizar la operación de detección o medición en otras ubicaciones, para obtener valores de la función en las múltiples primeras ubicaciones de bucle respectivas. Una de las múltiples primeras ubicaciones de bucle que tienen el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples primeras ubicaciones es seleccionada. La primera ubicación y la primera ubicación de bucle seleccionada que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples primeras ubicaciones de bucle, y valores correspondientes de la función son utilizadas para determinar un primer gradiente entre la primera ubicación y la primera ubicación de bucle seleccionada. A continuación, una segunda ubicación del objeto objetivo es seleccionada a lo largo de una dirección del primer gradiente y una operación de detección o medición en la segunda ubicación es realizada para obtener un valor respectivo de la función. Un segundo bucle que tiene múltiples segundas ubicaciones de bucle del objeto objetivo que son diferentes de la segunda ubicación es seleccionada y una operación de detección o medición en las múltiples segundas ubicaciones de bucle, sin realizar la operación de detección o medición en otras ubicaciones, es realizada para obtener valores de la función en las múltiples segundas ubicaciones de bucle respectivas. Una de las múltiples segundas ubicaciones de bucle que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples segundas ubicaciones es seleccionada y la segunda ubicación y la segunda ubicación de bucle seleccionada que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples segundas ubicaciones de bucle t, y valores correspondientes de la función son utilizados para determinar un segundo gradiente entre la segunda ubicación y la segunda ubicación de bucle seleccionada.

- 50 Los anteriores y otros aspectos de las técnicas y sistemas para búsqueda de gradiente basadas en detección o medición en ubicaciones seleccionadas de un objeto objetivo están descritos en detalle en los dibujos, la descripción y las reivindicaciones.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

La fig. 1A ilustra el principio del algoritmo de búsqueda de gradiente.

La fig. 1B ilustra un patrón de escaneado de cuadrícula utilizado para formar imágenes

La fig. 2 ilustra una realización de una búsqueda de gradiente integrada con método local 100 de imagenología.

Las figs. 3A-B ilustran la operación de búsqueda local en asociación con un bucle correspondiente a una primera ubicación.

La fig. 4 ilustra el aspecto iterativo del algoritmo de búsqueda de gradiente.

5 Las figs. 5A-B ilustran una operación de búsqueda local basada en rayos.

La fig. 6 ilustra un algoritmo de búsqueda basado en una búsqueda local de una función de mérito 100'.

La fig. 7 ilustra un sistema 200 de búsqueda e imagenología integrado.

DESCRIPCIÓN DETALLADA

El reto de encontrar las coordenadas \vec{x}_{ext} de los extremos de una función $F_{ext}(\vec{x}_{ext})$ se presenta en distintas aplicaciones, donde \vec{x} es un vector de posición en un espacio de dos o más dimensiones, tal como un vector de posición en una superficie objeto o en un volumen objeto de interés. La base del método de gradiente o de descenso o ascenso más pronunciado \vec{a} es que si la función $F(\vec{x})$ es de valor real y es diferenciable en una vecindad de una ubicación \vec{a} , entonces $F(\vec{x})$ varía más rápidamente en la dirección del vector gradiente de F a \vec{a} , $\vec{\nabla}F(\vec{a})$. Por ello, la ubicación $\vec{x}_{m\acute{a}x}$ del máximo $F_{m\acute{a}x}(\vec{x}_{m\acute{a}x})$ puede ser encontrada eficientemente actualizando repetidamente una ubicación inicial en la dirección del vector gradiente, correspondiente a cada actualización. Similarmente, la ubicación $\vec{x}_{m\grave{a}n}$ del mínimo $F_{m\grave{a}n}(\vec{x}_{m\grave{a}n})$ puede ser encontrada eficientemente actualizando repetidamente una ubicación inicial en la dirección opuesta al vector gradiente, correspondiente a cada actualización.

En un ejemplo del algoritmo de búsqueda de máximo el vector de posición es movido o actualizado desde \vec{x}_1 a \vec{x}_2 de acuerdo con la relación:

20
$$\vec{x}_2 = \vec{x}_1 + \gamma \vec{\nabla}F(\vec{x}_1). \tag{1}$$

Para una $\gamma > 0$ suficientemente pequeña, la actualización aumenta el valor de la función $F(\vec{x})$:

$F(\vec{x}_1) \leq F(\vec{x}_2)$. Actualizar repetidamente la ubicación \vec{x} a lo largo de los vectores gradiente correspondientes es por ello un proceso iterativo que genera una secuencia de ubicaciones $\vec{x}(1), \vec{x}(2), \dots, \vec{x}(n)$ con la relación iterativa:

25
$$\vec{x}(n+1) = \vec{x}(n) + \gamma(n) \vec{\nabla}F(\vec{x}(n)). \tag{2}$$

La relación iterativa anterior genera una secuencia correspondiente de valores crecientes de la función $F(\vec{x})$:

30
$$F(\vec{x}(1)) \leq F(\vec{x}(2)) \dots \leq F(\vec{x}(n)). \tag{3}$$

Estos valores convergen a un máximo de $F(\vec{x})$, al menos localmente. En una formulación genérica, la coordenada de inicio $\vec{x}(1)$ puede ser elegida aleatoriamente, o basada en algún conocimiento preexistente o en una suposición de la ubicación del máximo. El tamaño del escalón, controlado por $\gamma(n)$, puede ser una constante o una variable que depende de n , elegida de acuerdo con alguna condición adecuada.

El algoritmo de búsqueda de mínimo análogo puede actualizar la ubicación \vec{x} de acuerdo con:

35
$$\vec{x}(n+1) = \vec{x}(n) - \gamma(n) \vec{\nabla}F(\vec{x}(n)), \tag{4}$$

y proseguir análogamente de otro modo.

La fig. 1A ilustra un algoritmo de búsqueda de gradiente. Aquí \vec{x} es una ubicación bidimensional (x,y) y $F(\vec{x})$ es una función escalar. Los bucles cerrados son líneas iso-valor, o líneas de contorno, que conectan puntos donde $F(\vec{x})$ asume el mismo valor. El conjunto de líneas iso-valor cerradas embebidas encierra un extremo E que puede ser o bien un máximo o bien un mínimo.

Con referencia al algoritmo de búsqueda de máximo, el algoritmo de búsqueda de gradiente puede utilizar un vector escalón, o vector de actualización, que actualiza la ubicación inicial $(x1,y1)$ con un vector paralelo al vector gradiente en

ese punto: $\vec{\nabla}F(x_1, y_1)$, dando como resultado en la ubicación actualizada (x_2, y_2) , como se ha mostrado en la Ecuación (2). La longitud del vector de actualización es controlada por $\gamma(n)$. La fig. 1A muestra que la dirección del vector gradiente en cada ubicación es ortogonal a la línea de contorno que pasa a través de la misma ubicación.

5 La actualización repetida de la ubicación a través de la secuencia (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , ... (x_n, y_n) genera una secuencia de valores de función crecientes:

$$F(x_1, y_1) \leq F(x_2, y_2) \dots \leq F(x_n, y_n) \quad (5)$$

10 El método de búsqueda de gradiente vigila típicamente la secuencia de valores de función. Cuando el aumento de los valores de función cae por debajo de un valor de umbral, el algoritmo ha alcanzado presumiblemente una estrecha proximidad de máximo de la función. El algoritmo es a continuación detenido típicamente y la ubicación de este punto final $\vec{x}_{m\acute{a}x} = (x_f, y_f)$, así como el valor máximo correspondiente de la función $F_{m\acute{a}x}(\vec{x}_{m\acute{a}x})$ son informados como el resultado del algoritmo.

Algunos algoritmos pueden implicar una operación de acortar la longitud del vector de actualización a través de $\gamma(n)$ decreciente cuando el aumento de la función cae por debajo del valor de umbral, para evitar el exceso, o que la búsqueda entre en un ciclo no convergente.

15 El algoritmo de búsqueda de gradiente antes descrito puede ser aplicado e implementado de varias maneras diferentes. La función $F(\vec{x})$ puede ser una amplia variedad de cantidades, incluyendo, por ejemplo, una altura, profundidad, temperatura, absorción óptica o electromagnética, una función de mérito para una búsqueda y una función escalar en distintas aplicaciones. Por consiguiente, la ubicación \vec{x} puede ser un vector multidimensional, que incluye coordenadas espaciales en dos o tres dimensiones, en un sistema de coordenadas relativo o fijo. En una búsqueda genérica para optimizar la función de mérito, la ubicación puede ser un vector de estado apropiado.

20 Los valores de la amplia variedad de funciones, $F(\vec{x})$, pueden ser adquiridos por una amplia variedad de métodos adecuados, que implican a menudo operaciones de detección o medición sobre una superficie objetivo o dentro de un volumen objetivo de un objeto. Ejemplos de operaciones de detección o medición para obtener valores de la función $F(\vec{x})$ incluyen: medir la altura o profundidad de una superficie de objeto objetivo, un grosor de un tejido objeto objetivo, 25 volumen o región por sensores mecánicos o por imagenología óptica; medir una propiedad refractiva, una densidad, u otra propiedad óptica; y medir la distribución de temperatura por sensores de temperatura, por ejemplo, sensores de temperatura de contacto directo, o por sensores de infrarrojos que funcionan desde una distancia. Los valores detectados de la función $F(\vec{x})$ pueden a continuación ser utilizados para realizar el resto del método de búsqueda de gradiente, como se ha descrito anteriormente.

30 Muchas técnicas de búsqueda de gradiente realizan una operación de detección o medición de campo completo para obtener los valores de la función $F(\vec{x})$ para el área o volumen objetivo completo de un objeto. Como ejemplo, la fig. 1B ilustra que algunos métodos pueden realizar la búsqueda de gradiente sobre un conjunto de datos escaneados de cuadrícula. El escaneado puede ser realizado en una cuadrícula (x, y) , los datos de escaneado almacenados, y el algoritmo de búsqueda de gradiente realizado posteriormente sobre los datos de escaneado almacenados. La fig. 1B muestra una cuadrícula dispersa por claridad. En muchas aplicaciones, puede aplicarse una cuadrícula mucho más densa para alcanzar la precisión deseada.

Realizar la búsqueda por gradiente sobre los datos escaneados de cuadrícula en todo el campo puede tener inconvenientes y limitaciones en ciertas aplicaciones. Por ejemplo, detectar los valores de la función $F(\vec{x})$ del área o volumen objetivo completo del objeto puede adquirir un gran número de puntos de datos que a menudo no son utilizados para la subsiguiente búsqueda de gradiente. Como resultado, tal escaneado de cuadrícula puede ser una pérdida del tiempo de tratamiento. Como otro ejemplo, el método de escaneado de cuadrícula puede ser lento, ya que adquirir los datos escaneados sin utilizar requiere tiempo y este proceso lento puede debilitar la aplicabilidad de este método de aplicaciones sensibles al tiempo que requieren encontrar el extremo en un corto periodo de tiempo.

45 Las técnicas de búsqueda descritas en este documento pueden ser implementadas de modos que aborden estos y otros problemas y retos técnicos mediante una búsqueda de gradiente integrada que detecta la función $F(\vec{x})$ solo localmente, determina el gradiente sobre este pequeño conjunto de valores detectados localmente y actualiza la ubicación x basándose en el gradiente determinado. Tal técnica integrada tiene una inteligencia incorporada para seleccionar solo un número limitado de ubicaciones para realizar la detección o medición de los valores de la función $F(\vec{x})$ sin realizar la detección o medición del campo completo sobre todo el campo del área o volumen del objeto objetivo. La selección del número limitado de ubicaciones para realizar la operación de detección o medición reduce el tiempo de procesamiento y utiliza los recursos del sistema de manera eficiente capturando y almacenando solo datos que son relevantes para la búsqueda de gradiente. Esta integración permite el escaneado para que la operación de detección o medición sea local solamente sin ser realizada globalmente en todo el campo del área o volumen del objeto objetivo de interés. Como estos

algoritmos de búsqueda implican solo escaneados locales, pueden ser considerablemente más rápidos que escanear el objetivo sobre cuadrículas completas y esto reduce el tiempo y el esfuerzo de escaneado y computacional.

5 Tales implementaciones pueden ser útiles para aplicaciones de imagenología que no requieren la información escaneada de cuadrícula bidimensional o tridimensional completa acerca del objeto cuya imagen ha sido creada, sino que en su lugar son dirigidas hacia la determinación solo de ciertas características, por ejemplo los extremos de la magnitud espacial del objeto o la ubicación de un máximo de la absorción óptica, o cualquier otro punto de referencia.

Algunas realizaciones de este método de búsqueda de gradiente integrado pueden ser implementadas en aplicaciones oftálmicas, donde este método de búsqueda de gradiente integrado puede ser útil para varias funcionalidades diferentes:

10 1) Pueden ser utilizadas implementaciones para encontrar extremos espaciales de límites de tejidos en el ojo. Estos extremos pueden ser utilizados como puntos de referencia para posicionar y dirigir procedimientos quirúrgicos. Los puntos de referencia pueden incluir, por ejemplo, un vértice de una córnea o un vértice de una superficie anterior o posterior de un cristalino o una retina. Otras características, tales como un grosor del cristalino, o una longitud axial del ojo pueden ser derivadas a partir de estas mediciones.

15 2) Pueden ser utilizadas implementaciones para ubicar extremos de una catarata en el cristalino del ojo. La catarata puede ocupar solo una parte del cristalino, asociada con la región más endurecida del núcleo.

20 3) Pueden ser utilizadas implementaciones para encontrar un extremo de regiones oftálmicas para guiar procedimientos quirúrgicos donde el tiempo es esencial. En procedimientos oftálmicos los pacientes a menudo pierden su capacidad para mantener sus ojos sin movimiento después de 90 - 120 segundos. Por ello, la búsqueda rápida de puntos de referencia para guiar la cirugía oftálmica puede ser muy importante para una terminación a tiempo de la cirugía oftálmica.

Aunque a continuación se han explicado fundamentalmente las implementaciones en un contexto quirúrgico, pueden ser también utilizadas realizaciones en el contexto de cualquiera de las aplicaciones citadas anteriormente, incluyendo además cualesquiera procedimientos de diagnóstico o proceso de fabricación también, donde es utilizado cualquier tipo de proceso de imagenología, tal como la tomografía de coherencia óptica, u OCT.

25 La fig. 2 muestra una realización del método 100 de Búsqueda de Gradiente Integrado con Imagenología Local (GSILI, por sus siglas en inglés). El método GSILI 100 determina en primer lugar una coordenada de un límite de una región en relación a un bucle en la proximidad de una primera ubicación en la operación 110. A continuación, el método 100 determina una dirección de un gradiente de la coordenada correspondiente a la primera ubicación en la operación 120. Finalmente una segunda ubicación es seleccionada basándose en la dirección determinada en la operación 130.

30 Al implementar el método 100, el límite de la región puede ser una superficie de un objeto tridimensional cuya imagen ha sido creada. El límite puede ser definido expresando, por ejemplo, la coordenada z de la superficie como una función de la ubicación (x,y) correspondiente. En el lenguaje de la descripción general anterior, esta coordenada z o altura es la función $F(\vec{x})$ cuyos extremos son buscados: $F(\vec{x}) = z(x, y)$.

35 La primera ubicación puede ser una ubicación en un plano transversal a un eje, una ubicación en un plano transversal a la coordenada determinada, una ubicación en un plano (x,y) , una ubicación en un sistema de coordenadas radiales, y una ubicación sobre una superficie predeterminada. El sistema de coordenadas cartesianas antes descrito es sin embargo un ejemplo donde las coordenadas (x,y) definen la primera ubicación y la coordenada z es la coordenada determinada.

40 En la operación 110 puede seleccionarse un primer bucle en relación a la primera ubicación. El primer bucle puede estar centrado alrededor de la primera ubicación, o puede estar en la proximidad de la primera ubicación. A continuación, los valores de la función $F(\vec{x})$ pueden ser detectados o medidos en un conjunto de ubicaciones a lo largo de un primer bucle. Ejemplos específicos para implementar el método 100 están descritos a continuación en términos de un algoritmo que busca los extremos de una coordenada que puede ser una altura, una profundidad, una coordenada z , y una coordenada a lo largo de una línea de referencia. El método GSILI 100 puede ser implementado para otras funciones
45 $F(\vec{x})$ distintas, incluyendo una propiedad óptica, una función de mérito, y una función escalar.

Después de que la operación de detección o medición haya sido realizada sobre el primer bucle alrededor de la primera ubicación, algunas implementaciones del método 100 seleccionan la ubicación de bucle sobre el primer bucle que tiene el valor máximo o mínimo de la función $F(\vec{x})$. Un primer gradiente puede ser determinado basándose en los valores de la función $F(\vec{x})$ en esta ubicación de bucle seleccionada y en la primera ubicación. A lo largo de este primer gradiente,
50 puede seleccionarse una segunda ubicación dentro del área o volumen objetivo del objeto, en efecto "actualizar la primera ubicación". El ciclo puede ser completado seleccionando un segundo bucle en la proximidad de la segunda ubicación.

El nuevo ciclo comienza detectando o midiendo los valores de la función $F(\vec{x})$ a lo largo del segundo bucle. A

continuación es seleccionada la ubicación de bucle en el segundo bucle que tiene el valor máximo o mínimo de la función $F(\bar{x})$. Un segundo gradiente puede ser determinado basándose en los valores de la función $F(\bar{x})$ en esta ubicación de bucle seleccionada y en la segunda ubicación. A lo largo de este segundo gradiente, puede seleccionarse una tercera ubicación dentro del área o volumen objetivo del objeto y la segunda ubicación actualizada a esta tercera ubicación. Los ciclos del proceso anterior pueden ser repetidos hasta que la búsqueda del máximo o mínimo es completada.

5 En el proceso anterior, el uso de un bucle en conexión con una ubicación proporciona la inteligencia local para seleccionar la siguiente ubicación para la búsqueda de gradiente. La operación de detección o medición es realizada localmente a lo largo del bucle en vez de globalmente en todas las ubicaciones sobre la cuadrícula dentro del área o volumen objetivo completo del objeto. Por ello, la operación de detección o medición local y la actualización de la ubicación de acuerdo con el gradiente local son integradas y entrelazadas durante la búsqueda de gradiente. Estas operaciones y sus distintas implementaciones serán descritas a continuación con más detalle en lo que sigue.

10 El método GSILI 100 pueden buscar los extremos de un límite del objeto cuya imagen ha sido creada. Un ejemplo oftálmico es el vértice de una sección del ojo, tal como la córnea. Otro ejemplo es el vértice del centro endurecido de un núcleo del cristalino.

15 La fig. 3A ilustra que en la operación 110 la coordenada, tal como la coordenada z del límite del objeto cuya imagen ha sido creada, puede ser determinada sobre un bucle 112-1 en la proximidad de un punto de comienzo (x_1, y_1) . El bucle 112-1 puede ser un bucle cerrado, un bucle en un plano, un bucle en una superficie predeterminada, una elipse y un círculo. En algunos casos puede haber una o más discontinuidades a lo largo del bucle 112-1.

20 En algunas realizaciones de la operación 110 los valores de la coordenada pueden ser determinados no continuamente, sino solamente en un conjunto de puntos a lo largo del bucle 112. Los puntos pueden estar ubicados de manera densa o con alguna separación a lo largo del bucle.

En la operación 110 la coordenada puede ser determinada por una tomografía de coherencia óptica (OCT), una tecnología de medición de profundidad y una tecnología de detección de una función de mérito.

25 En un ejemplo, un punto focal de un haz de imagenología puede ser escaneado a lo largo del bucle 112-1 por un escáner. El bucle puede encontrarse en el plano (x, y) , centrado en el punto (x_1, y_1) . La coordenada, tal como la profundidad $z = z(x_i, y_i)$ del límite del objeto cuya imagen ha sido creada, puede ser determinada detectando el haz de imagenología devuelto desde el límite por un sistema de adquisición de imágenes. La coordenada de profundidad z puede ser detectada esencialmente de manera continua, o en un conjunto de puntos (x_i, y_i) cuando el punto focal de un haz de imagenología es escaneando a lo largo del bucle 122-1.

30 La superficie $z = z(x, y)$ puede ser distinguida, por ejemplo, mediante el dispersión óptica que es diferente de manera mensurable sobre los dos lados de la superficie. Puede utilizarse cualquier tecnología de imagenología óptica para determinar la coordenada, medir la reflectividad, dispersión, transmitancia o absorbancia. La medición puede utilizar cualquier parte del espectro electromagnético, incluyendo las porciones infrarroja y ultravioleta.

35 La aplicación total del método GSILI 100 puede ser iniciada seleccionando una ubicación de inicio (x_1, y_1) . La ubicación de inicio puede ser seleccionada aleatoriamente, o utilizando alguna información predeterminada, por ejemplo un resultado de una imagenología anterior, hechos de conocimiento general, o una suposición fundamentada.

La fig. 3B ilustra un resultado posible de la operación 110: el valor de la coordenada determinada a lo largo del bucle, parametrizada por el ángulo polar o de azimut ϕ . Algunas veces este tipo de escanear es denominado crear un escaneado B circular.

40 En la operación 120 puede determinarse una dirección de un gradiente recordando que la dirección del gradiente en una ubicación es esencialmente la dirección del cambio máximo de la coordenada en esa ubicación. Así, la dirección del gradiente puede ser determinada determinando al menos uno de un máximo de la coordenada $z_{m\acute{a}x}$ a lo largo del bucle y su dirección con relación al centro del bucle, caracterizada por el ángulo de azimut o polar correspondiente $\phi_{m\acute{a}x}$ y un mínimo de la coordenada $z_{m\acute{i}n}$ a lo largo del bucle y su dirección con relación al centro del bucle, caracterizada por un ángulo de azimut o polar $\phi_{m\acute{i}n}$ correspondiente. A partir de estos valores la dirección del gradiente puede ser determinada basándose en al menos una de las direcciones del máximo y del mínimo. La dirección del gradiente puede ser identificada por diferentes métodos, por ejemplo como:

(i) la dirección del máximo, caracterizada por un vector que se origina en (x_1, y_1) y que apunta en la dirección del ángulo de azimut $\phi_{m\acute{a}x}$; o por

50 (ii) la dirección del mínimo, caracterizada por un vector paralelo a la dirección del ángulo de azimut $\phi_{m\acute{i}n}$ que apunta hacia (x_1, y_1) ; o por

(iii) conectar directamente los puntos a lo largo del bucle correspondientes a $\phi_{m\acute{a}x}$ y $\phi_{m\acute{i}n}$.

La magnitud del gradiente en los tres casos anteriores (i)-(iii) medida sobre un bucle de radio r puede ser aproximada

por:

$$(i) \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right| \approx (z_{m\acute{a}x} - z(x1, y1)) / r); \text{ o}$$

$$(ii) \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right| \approx (z(x1, y1) - z_{m\acute{i}n}) / r); \text{ o}$$

$$(iii) \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right| \approx (z_{m\acute{a}x} - z_{m\acute{i}n}) / 2r).$$

- 5 Como el gradiente es una derivada numérica, o al menos un diferencial finito de datos discretos, típicamente puede tener una precisión indeseablemente pobre, o de manera equivalente un elevado ruido. Para remediar este problema, el ruido numérico en los valores de los ángulos polares $\phi_{m\acute{a}x}$ y $\phi_{m\acute{i}n}$ puede ser reducido promediando o ajustando la curva al ángulo polar ϕ a lo largo del bucle. El ruido numérico en la magnitud del gradiente puede ser reducido aceptando la dirección del gradiente como cualquiera de las tres posibilidades anteriores, y a continuación realizando operaciones de escaneado adicionales a lo largo de esta dirección de gradiente en puntos a distancias m desde la primera ubicación $(x1, y1)$. Los puntos a distancias m pueden estar equiespaciados sobre el rayo que conecta la primera ubicación en $(x1, y1)$ y el punto en el bucle correspondiente a $z_{m\acute{a}x}$, o seleccionado por algún otro criterio. Etiquetar los valores z nuevamente escaneados sobre el rayo que conecta la primera ubicación en $(x1, y1)$ y el punto en el bucle correspondiente a $z_{m\acute{a}x}$ como $z_{m\acute{a}x}(r1), z_{m\acute{a}x}(r2), \dots, z_{m\acute{a}x}(m)$ y los valores nuevamente escaneados sobre el rayo que conecta $(x1, y1)$ y el punto en el bucle correspondiente a $z_{m\acute{i}n}$ como $z_{m\acute{i}n}(r1), z_{m\acute{i}n}(r2), \dots, z_{m\acute{i}n}(m)$, pueden ser obtenidas aproximaciones de la magnitud de gradiente por distintas implementaciones:

$$(i') \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right|(n) \approx (z_{m\acute{a}x}(rn) - z(x1, y1)) / rn); \text{ o}$$

$$(ii') \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right|(n) \approx (z(x1, y1) - z_{m\acute{i}n}(rn)) / rn); \text{ o}$$

$$(iii') \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right|(n) \approx (z_{m\acute{a}x}(rn) - z(rn)) / (rn + rn').$$

- 20 Cualquiera de estas tres implementaciones puede ser a continuación proseguida promediando sobre N de estos diferenciales discretos:

$$(iv') \left\langle \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right| \right\rangle = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \left| \bar{\nabla} z(x1, y1) \right|(n),$$

para obtener la magnitud del gradiente con una precisión mejorada y ruido reducido. Algunos métodos pueden mezclar las anteriores implementaciones. Estos métodos de promediado pueden determinar la magnitud del gradiente con precisión creciente para N creciente. Otros métodos de reducción de ruido pueden también ser utilizados.

- 25 Volviendo a la fig. 3A, en la operación 130 puede seleccionarse una segunda ubicación desplazando la primera ubicación - en el caso ilustrado la ubicación inicial $(x1, y1)$ - por un vector incremento 114-1 a lo largo de la dirección del gradiente. La magnitud del vector incremento 114-1 puede ser proporcional a la magnitud del gradiente, tal como la magnitud multiplicada por el parámetro γ de control de tamaño de operación.

- 30 En algunas implementaciones en las que la dirección del vector incremento o vector actualización puede no ser totalmente paralela al gradiente, pero puede estar relacionada con él. El vector incremento puede formar un ángulo predeterminado con el vector gradiente.

- 35 La fig. 4 ilustra que las operaciones 110-130 pueden ser realizadas repetidamente, incrementando las ubicaciones (xn, yn) que progresan hacia la ubicación final (xf, yf) , donde la coordenada z asume su máximo valor: $z(xf, yf) = z(M\acute{a}x)$. Obsérvese que $z_{m\acute{a}x}$ indica el máximo de la coordenada a lo largo de los bucles de búsqueda individuales correspondientes a una ubicación específica, mientras que $z(M\acute{a}x)$ indica el máximo total de la superficie $z=z(x, y)$ que es buscada.

- 40 La magnitud de los vectores incremento 114-n, también llamada el tamaño de paso, puede ser proporcional a la magnitud del vector gradiente. La constante de proporcionalidad, γ , puede ser la misma para todas las operaciones, o puede variar paso a paso: $\gamma=\gamma(n)$. Los otros parámetros, tales como el radio del bucle r , pueden también ser seleccionados por un usuario del método 100, o por un ordenador controlador, y pueden o bien permanecer en el mismo o variar paso a paso. Estos parámetros del método 100 pueden ser seleccionados con el fin de conseguir una rápida convergencia del método 100. La selección de parámetros puede depender de lo pronunciado del gradiente, de la complejidad de la superficie y del bucle, de la precisión deseada, la medición del ruido y otras consideraciones.

El método GSILI 100 puede ser terminado cuando una magnitud del gradiente es menor que un valor de iteración-parada. En algunos casos la magnitud del vector incremento puede ser reducida gradualmente para evitar el exceso o que resulte en un ciclo oscilante o circulante. En la práctica, cuando el incremento de la coordenada z resulta menor que un primer valor, entonces γ puede ser reducido a un valor $\gamma' < \gamma$ cuando continúa el método. Esta operación de reducción gradual puede ser repetida para aumentar la precisión.

Las figs. 5A-B ilustran otra realización de la operación 110.

La fig. 5A muestra que la coordenada z puede también ser determinada "en relación al bucle" en el sentido de que la coordenada z es determinada a lo largo de rayos, que emanan desde la primera ubicación y que terminan en o cerca del bucle 112-1. Tomar el gradiente es una derivada numérica y puede producir resultados ruidosos, posiblemente con baja precisión. Este ruido podría conducir a una determinación imprecisa de la dirección y magnitud del gradiente. Las implementaciones promedio (i')-(iv') anteriores reducen el ruido en la magnitud del gradiente, pero aún utilizan solo dos puntos con relación a la dirección. Así la dirección del gradiente es determinada solamente con una precisión limitada por el método 100.

La fig. 5B ilustra que esta implementación puede incluir las operaciones de:

(a) identificar varias direcciones de rayos 1, ... M (solo se han mostrado los rayos 1, 2, y M por claridad);

(b) determinar el valor de la coordenada z en puntos en el primer rayo en: $r_{11}, r_{12}, \dots, r_{1n}$ y $r_{11}', r_{12}', \dots, r_{1n}'$, hasta puntos en el rayo M^{ésimo} en $r_{M1}, r_{M2}, \dots, r_{Mn}$ y $r_{M1}', r_{M2}', \dots, r_{Mn}'$, donde n puede asumir valores de hasta N y n' de hasta N'.

(c) determinar la tasa de cambio a lo largo de los rayos M por cualquiera de los métodos de promedio (i')-(iv');

(d) seleccionar el rayo a lo largo del cual la tasa de cambio es máxima; y

(e) identificar la dirección del rayo seleccionado como la dirección del gradiente, y la tasa de cambio a lo largo del rayo seleccionado como la magnitud del gradiente.

En estas implementaciones el número de puntos N del rayo puede ser de entre 1 y 100, en algunos casos entre 1 y 10, y el número de rayos M puede ser entre 1 y 100, en algunos casos entre 1 y 10.

Para superficies relativamente lisas y que se pueden diferenciar el método GSILI 100 converge a un extremo local del límite de la región cuya imagen ha sido creada. Sin embargo, es posible que el límite buscado tenga más de un extremo, siendo solamente uno de ellos el extremo global o total. Sin embargo, el método GSILI 100 puede resultar muy bien atrapado en cualquiera de los mínimos locales. Al mismo tiempo, algunas implementaciones del método GSILI 100 están dirigidas hacia la determinación del extremo global del límite, y así la búsqueda que resulte atrapada en un mínimo local plantea un reto.

Además, si la imagenología devuelve las coordenadas z con menor precisión, el ruido correspondiente puede crear muchos mínimos aparentes someros, capaces de nuevo de atrapar el algoritmo de búsqueda 100, en analogía por ejemplo a problemas de cristalinidad en aplicaciones científicas.

Para resolver estos dos tipos de capturas, pueden suplementarse implementaciones del método GSILI 100 con variaciones conocidas desarrolladas para métodos de optimización. Algunos métodos de optimización evitan que la búsqueda resulte atrapada en un mínimo local aplicando saltos aleatorios ocasionales no controlados por el gradiente local.

Estas implementaciones de saltos aleatorios pueden desplazar, o actualizar la ubicación (x_n, y_n) mediante un vector de reestructuración, cuya dirección no es paralela a la dirección del gradiente. La magnitud del vector de reestructuración puede ser elegida para que sea suficientemente grande para mover la búsqueda fuera de la depresión en la gráfica del mínimo local. En otras realizaciones, la dirección del vector de reestructuración puede estar relacionada con la dirección del gradiente, pero la magnitud del vector de reestructuración puede ser considerablemente diferente de la magnitud del gradiente.

Volviendo a los méritos totales del método GSILI 100, el método de búsqueda 100 puede ser realizado sin realizar el escaneado de cuadrícula de la fig. 1B, o de manera equivalente, sin determinar la coordenada del límite de la región en uno de un volumen, a lo largo de líneas paralelas, en un retículo bidimensional o cuadrícula, y en un retículo sobre una superficie. Por esta razón, el método GSILI 100 puede ser realizado en un tiempo valiosamente corto.

En aplicaciones oftálmicas el límite de la imagen formada de una región puede ser la capa oftálmica de uno de entre una córnea, un cristalino, y una catarata; la coordenada puede ser una profundidad de la capa oftálmica; y el método de búsqueda 100 puede estar dirigido a determinar un extremo de la capa oftálmica.

Como el método GSILI 100 realiza búsquedas locales en lugar de escanear en cuadrícula la región objetivo completa, puede ser realizado de manera considerablemente más rápida. En la implementación oftálmica anterior el método de

búsqueda 100 es capaz de determinar un extremo de la capa oftálmica más rápidamente que uno de entre 10 ms, 100 ms, 1 s y 10 s. Dado que los pacientes oftálmicos experimentan a menudo dificultades en mantener sus ojos bajo control más allá de 90 -120 segundos, y dadas las restricciones de tiempo del propio procedimiento quirúrgico completo, el tiempo total del método de búsqueda que es inferior a 10 s puede permitir una identificación in situ de un punto de referencia sobre una capa oftálmica como una fase introductoria de la cirugía. Si el método de búsqueda puede ser realizado en menos de 1 s, entonces puede ser realizado de manera repetida durante el procedimiento oftálmico, proporcionando realimentación acerca de sus progresos. Si el método de búsqueda puede ser realizado en menos de 100 ms, entonces puede ser posible una imagenología en tiempo casi real de resolución limitada de un punto de referencia, y si el método puede ser realizado en menos de 10 ms, entonces puede ser posible una imagenología en tiempo casi real de resolución buena de un punto de referencia.

La fig. 6 ilustra aún otra realización 100' del método de búsqueda, posiblemente en un contexto quirúrgico, que incluye:

realizar una búsqueda local de una función de mérito de una región cuya imagen ha sido creada en la proximidad de una primera ubicación en la operación 110'; determinar una dirección preferida basándose en la búsqueda local en la operación 120'; y seleccionar la segunda ubicación basándose en la dirección preferida en la operación 130.

En la fig. 6, la búsqueda local en la operación 110' puede incluir la imagenología por una de entre una tomografía de coherencia óptica, una tecnología de medición de profundidad, una tecnología de detección óptica, y una tecnología de detección de la función de mérito.

La función de mérito puede ser cualquier coordenada espacial, una altura, una profundidad, una coordenada z de superficie, cualquier propiedad óptica, tal como intensidad de dispersión, una receptividad, una transmitancia, una absorbancia, cualquiera de las propiedades anteriores en cualquier porción del espectro electromagnético, tal como en la porción de infrarrojos o ultravioleta, y cualquier propiedad mecánica. En otras implementaciones, la función de mérito puede ser una combinación de cantidades detectadas, por ejemplo el producto o suma ponderada de una reflectividad óptica y una intensidad de dispersión ultravioleta. Son posibles un gran número de funciones de mérito compuestas, combinando distintos parámetros de rendimiento.

Cualquiera de estas funciones de mérito puede ser formada en imágenes si la función de mérito exhibe una variación detectable a través de la capa objetivo. Un ejemplo es la intensidad de dispersión óptica que exhibe un rápido incremento cuando la región de la catarata es alcanzada durante el escaneado del núcleo.

La operación de búsqueda local 110' puede incluir la búsqueda en dos o tres dimensiones en la proximidad de la primera ubicación. De manera correspondiente, la función de mérito puede ser determinada a lo largo de un bucle cerrado, un bucle en un plano, un bucle sobre una superficie predeterminada, una elipse, un círculo, una superficie esencialmente cerrada, un elipsoide, y una esfera, así como a lo largo de rayos locales.

En la operación 120' la dirección preferida puede ser determinada como una dirección de un gradiente de la función de mérito.

Análogamente al método 100 en la fig. 2, la dirección del gradiente en la fig. 6 puede incluir la determinación al menos de una ubicación de un máximo de la función de mérito sobre una superficie o bucle esencialmente cerrado alrededor de la primera ubicación, y una ubicación de un mínimo de la función de mérito sobre la superficie o bucle esencialmente cerrado alrededor de la primera ubicación, seguido por la determinación de la dirección del gradiente relacionando cualquiera de entre dos de la primera ubicación, la ubicación del máximo y la ubicación del mínimo. Cualquiera de los métodos anteriores puede ser aplicado para determinar el gradiente, incluyendo los distintos métodos de promediado.

Una vez que se ha determinado la dirección y magnitud del gradiente, en la operación 130' la selección de una segunda operación de ubicación puede incluir seleccionar la segunda ubicación desplazando la primera ubicación por un vector incremento, donde una dirección del vector incremento puede ser esencialmente paralela a la dirección del gradiente.

Después de que las operaciones 110'-130' hayan sido realizadas de forma repetida, el método de búsqueda 100' puede ser detenido cuando la magnitud del gradiente resulta menor que un valor de iteración-parada, ya que esto señala que el método 100' ha alcanzado la proximidad inmediata del extremo buscado.

Como el método 100' realiza las búsquedas solo localmente, no implica la determinación de la función de mérito de la región cuya imagen ha sido creada en un volumen, a lo largo de líneas paralelas, en superficies alineadas, y en un retículo bidimensional o tridimensional o cuadrícula.

La fig. 7 ilustra un sistema 200 de Imagenología de Búsqueda Integrada (ISI, por sus siglas en inglés). El sistema ISI 200 es capaz de realizar los métodos 100 o 100'. El sistema ISI 200 puede incluir un escáner 210 y una unidad 220 de adquisición de imágenes y procesamiento previo, siendo ambas parte del sistema 230 de imagenología. El escáner 210 está configurado para escanear un haz de imagenología por láser en una región cuya imagen ha sido creada. La unidad 220 de adquisición de imágenes y de procesamiento previo puede recibir y procesar previamente un haz de imagenología devuelto. En implementaciones, el sistema 230 de imagenología puede estar configurado de distintas formas, por ejemplo, un sistema de tomografía de coherencia óptica, un sistema de medición de profundidad, o un

sistema de detección de una función de mérito.

El sistema 230 de imagenología es capaz de determinar una coordenada de una característica de un objeto o un límite de una región. El proceso de imagenología puede estar basado en detectar cualquier propiedad óptica o mecánica que exhiba un cambio detectable en el límite.

5 Un controlador 240 está previsto para controlar el escáner 210 y el sistema 220 de adquisición de imágenes y procesamiento previo. La comunicación entre estos subsistemas puede ser bidireccional. El controlador 240 puede dirigir el sistema 230 de imagenología:

- (i) para determinar la coordenada en un bucle en la proximidad de una primera ubicación;
- (ii) para determinar la dirección del gradiente de la coordenada correspondiente a la primera ubicación; y
- 10 (iii) para seleccionar una segunda ubicación basada en la dirección determinada.

El controlador 240 puede estar configurado para determinar al menos una de entre una ubicación de un máximo de la coordenada a lo largo del bucle y una ubicación de un mínimo de la coordenada a lo largo del bucle, y para determinar la dirección del gradiente relacionando cualesquiera de dos de la primera ubicación, la ubicación del máximo y la ubicación del mínimo.

15 El controlador 240 puede seleccionar además la segunda ubicación desplazando la primera ubicación por un vector incremento, donde la dirección del vector incremento puede ser esencialmente paralela a la dirección del gradiente.

El controlador 240 puede estar también configurado para detener la búsqueda cuando una magnitud del gradiente resulta menor que el valor de iteración-parada.

20 En implementaciones oftálmicas, el sistema 230 de imagenología puede ser un sistema de tomografía de coherencia oftálmica; el límite de la imagen formada de una región puede ser una capa oftálmica de una córnea, un cristalino o una catarata, y la coordenada puede ser una profundidad de la capa oftálmica. El escáner 210 puede mover un punto focal de un haz de imagenología a lo largo de un bucle en la superficie, tal como un plano (x,y) . El sistema 220 de adquisición de imágenes puede detectar la porción devuelta del haz de imagenología por ejemplo, mediante un sensor o agrupación de sensores para determinar una coordenada del límite de la imagen formada, tal como su profundidad z . En estas
25 implementaciones el controlador 240 puede estar configurado para determinar un extremo de la capa oftálmica.

En tales aplicaciones oftálmicas el sistema ISI 200 puede determinar el extremo de la capa oftálmica más rápidamente que uno de entre 10 ms, 100 ms, 1 s y 10 s. Cada uno de estos valores está asociado con una funcionalidad única, como se ha descrito anteriormente.

30 Como se ha indicado de forma repetida anteriormente, aunque algunos aspectos de las implementaciones de los métodos 100 y 100' fueron descritos en relación a procedimientos quirúrgicos, estos métodos son igualmente aplicables en cualquier situación cuando la imagenología de una superficie o límite completo no es necesaria, solamente la identificación de sus extremos o límites o algunas otras características. Como tal, los métodos 100 y 100' pueden ser aplicados para cualesquiera aplicaciones de mecanización de material, diagnóstico, control de calidad y fabricación.

35 Se han descrito un número de implementaciones de técnicas, aparatos y sistemas quirúrgicos por láser de imagen guiada. Sin embargo, variaciones y mejoras de las implementaciones descritas y otras implementaciones pueden ser realizadas basándose en lo que se ha descrito.

La invención puede también ser definida como en los párrafos numerados siguientes, numerados como 1, 8, 12, 14, 22-41:

1. Un método de búsqueda para imagenología quirúrgica, que comprende las operaciones de:

- 40 determinar una coordenada de un límite de una región en relación a un bucle en una proximidad de una primera ubicación;
- determinar una dirección de un gradiente de la coordenada correspondiente a la primera ubicación; y
- seleccionar una segunda ubicación basándose en la dirección determinada,

en donde:

45 el bucle es uno de entre un bucle cerrado, un bucle en un plano, un bucle sobre una superficie predeterminada, una elipse y un círculo.

8. El método de búsqueda del párrafo 1, que comprende:

retener la primera ubicación cuando una magnitud del gradiente es menor que un valor de iteración-parada.

12. El método de búsqueda del párrafo 1, en donde:

5 el método de búsqueda es realizado sin determinar la coordenada del límite de la región en uno de entre un volumen, a lo largo de líneas paralelas, en un retículo bidimensional, en una cuadrícula, y en un retículo sobre una superficie.

14. El método de búsqueda del párrafo 1, en donde:

el límite de la región es una capa oftálmica de uno de entre una córnea, un cristalino, y una catarata;

la coordenada es una profundidad de la capa oftálmica; y

el método de búsqueda comprende determinar un extremo de la profundidad de la capa oftálmica,

10 en donde:

el método de búsqueda es capaz de determinar el extremo de la capa oftálmica más rápidamente que uno de entre 10 ms, 100 ms, 1 s y 10 s.

22. Un sistema de búsqueda que comprende:

15 un sistema de imagenología que determina una coordenada de una característica de un objeto sobre un bucle en una proximidad de una primera ubicación; y

un controlador, acoplado al sistema de imagenología, que

determina una dirección de un gradiente de la coordenada correspondiente a la primera ubicación; y

selecciona una segunda ubicación basándose en la dirección determinada,

en donde:

20 el sistema de imagenología es un sistema de tomografía de coherencia oftálmica;

el objeto cuya imagen ha sido creada es una capa oftálmica de uno de entre una córnea, un cristalino, y una catarata;

la coordenada es una profundidad de la capa oftálmica; y

el controlador determina un extremo de la profundidad de la capa oftálmica,

25 y en donde:

el sistema de búsqueda determina el extremo de la capa oftálmica más rápidamente que uno de entre 10 ms, 100 ms, 1s y 10 s.

23. Un método de búsqueda para imagenología quirúrgica, que comprende las operaciones de:

30 realizar una búsqueda local de una función de mérito de una región cuya imagen ha sido creada en una proximidad de una primera ubicación;

determinar una dirección preferida basándose en la búsqueda local; y

seleccionar la segunda ubicación basándose en la dirección preferida.

24. El método de búsqueda del párrafo 23, comprendiendo la realización de la operación de búsqueda local:

35 imagenología quirúrgica por una de entre una tomografía de coherencia óptica, una tecnología de medición de profundidad, una tecnología de detección óptica y una tecnología de detección de las funciones de mérito.

25. El método de búsqueda del párrafo 23, comprendiendo la realización de la operación de búsqueda local:

determinar una de entre una altura, una profundidad, una coordenada z, una coordenada a lo largo de una línea de referencia, una densidad óptica, y una intensidad de dispersión óptica.

26. El método de búsqueda del párrafo 23, comprendiendo la realización de la operación de búsqueda local:

40 determinar la función de mérito a lo largo de uno de entre un bucle cerrado, un bucle en un plano, un bucle

sobre una superficie predeterminada, una elipse, un círculo, una superficie esencialmente cerrada, un elipsoide, y una esfera.

27. El método de búsqueda del párrafo 23, comprendiendo la realización de la operación de búsqueda local:

determinar la función de mérito a lo largo de rayos locales.

5 28. El método de búsqueda del párrafo 23, comprendiendo la determinación de una operación de dirección preferida:

determinar una dirección de un gradiente de la función de mérito.

29. El método de búsqueda del párrafo 28, comprendiendo la determinación de la dirección de la operación de gradiente:

determinar al menos una de

10 una ubicación de un máximo de la función de mérito en una superficie o bucle esencialmente cerrado en la proximidad de la primera ubicación, y

una ubicación de un mínimo de la función de mérito en una superficie o bucle esencialmente cerrado en la proximidad de la primera ubicación, y

determinar la dirección del gradiente relacionando cualesquiera de dos de entre la primera ubicación, la ubicación del máximo y la ubicación del mínimo.

15 30. El método de búsqueda del párrafo 28, comprendiendo la selección una segunda operación de ubicación:

seleccionar la segunda ubicación desplazando la primera ubicación por un vector incremento,

siendo una dirección del vector incremento esencialmente paralela a la dirección del gradiente.

31. El método de búsqueda del párrafo 28, que comprende:

retener la primera ubicación cuando la magnitud del gradiente es menor que un valor de iteración-parada.

20 32. El método de búsqueda del párrafo 23, en donde:

el método de búsqueda es realizado sin determinar la función de mérito en uno de entre un volumen, a lo largo de líneas paralelas, en superficies alineadas, en un retículo bidimensional, y en un retículo tridimensional.

33. Un método para buscar un gradiente de una función sobre un objeto objetivo, que comprende:

seleccionar una primera ubicación del objeto objetivo;

25 realizar una operación de detección o medición en la primera ubicación para obtener un valor respectivo de la función;

seleccionar un primer bucle que tiene múltiples primeras ubicaciones de bucle del objeto objetivo que son diferentes de la primera ubicación;

30 realizar una operación de detección o medición en las múltiples primeras ubicaciones de bucle del primer bucle, sin realizar la operación de detección o medición en otras ubicaciones, para obtener valores de la función en las múltiples primeras ubicaciones de bucle respectivas;

seleccionar una de las múltiples primeras ubicaciones de bucle que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples primeras ubicaciones;

35 utilizar la primera ubicación y la primera ubicación de bucle seleccionada que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples primeras ubicaciones de bucle, y valores correspondientes de la función para determinar un primer gradiente entre la primera ubicación y la primera ubicación de bucle seleccionada;

seleccionar una segunda ubicación del objeto objetivo a lo largo de una dirección del primer gradiente;

realizar una operación de detección o medición en la segunda ubicación para obtener un valor respectivo de la función;

40 seleccionar un segundo bucle que tiene múltiples segundas ubicaciones de bucle del objeto objetivo que son diferentes de la segunda ubicación;

realizar una operación de detección o medición en las múltiples segundas ubicaciones de bucle, sin realizar la operación de detección o medición en otras ubicaciones, para obtener valores de la función en las múltiples segundas

ubicaciones de bucle respectivas;

seleccionar una de las múltiples segundas ubicaciones de bucle que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples segundas ubicaciones; y

5 utilizar la segunda ubicación y la segunda ubicación de bucle seleccionada que tiene el valor máximo o mínimo para la función entre las múltiples segundas ubicaciones de bucle t , y valores correspondientes de la función para determinar un segundo gradiente entre la segunda ubicación y la segunda ubicación de bucle seleccionada.

34. El método del párrafo 33, en donde el primer bucle es un bucle cerrado que rodea la primera ubicación.

35. El método del párrafo 33, en el que el primer bucle es un bucle cerrado y la primera ubicación está fuera del primer bucle.

10 36. El método del párrafo 33, en donde el primer bucle tiene una o más discontinuidades.

37. El método del párrafo 33, en donde la operación de detección o medición en una ubicación del objeto objetivo para obtener un valor respectivo de la función incluye formar imágenes ópticamente de la ubicación del objeto objetivo para obtener información relativa al valor respectivo de la función.

15 38. El método del párrafo 37, en donde el objeto objetivo es un tejido objetivo de un paciente y la función es una función de una altura, profundidad o grosor del tejido objetivo con respecto a la ubicación.

39. El método del párrafo 37, en donde la operación de detección o medición en una ubicación del objeto objetivo para obtener un valor respectivo de la función incluye la medición de una temperatura en la ubicación del objeto objetivo.

20 40. El método del párrafo 37, en donde la operación de detección o medición en una ubicación del objeto objetivo para obtener un valor respectivo de la función incluye la medición de una propiedad refractiva óptica en la ubicación del objeto objetivo.

41. El método del párrafo 37, en donde la operación de detección o medición en una ubicación del objeto objetivo para obtener un valor respectivo de la función incluye la medición de una densidad en la ubicación del objeto objetivo.

REIVINDICACIONES

1. Un método (100) implementado por ordenador para buscar datos de imagenología quirúrgica, basado en la detección o medición de una función $F(\vec{x})$ en ubicaciones seleccionadas de un objeto cuya imagen ha sido creada que comprende un objetivo oftálmico quirúrgico, para buscar los extremos de una capa oftálmica del objeto cuya imagen ha sido creada sin realizar una detección o medición de todo el campo sobre el campo total del objetivo, en donde el método es realizado en un sistema (200) de búsqueda e imagenología integrado que comprende un sistema (230) de imagenología y un controlador (240), comprendiendo el método las operaciones de:
- 5 (i) seleccionar una primera ubicación seleccionada (x_1, y_1) del objeto cuya imagen ha sido creada;
- (ii) seleccionar (110) un primer bucle (112-1) centrado alrededor de la primera ubicación seleccionada, teniendo el bucle una forma sustancialmente elíptica o circular;
- 10 (iii) detectar o medir valores de la función con un sistema (230) de imagenología en el conjunto de ubicaciones a lo largo del primer bucle centrados alrededor de la primera ubicación seleccionada;
- (iv) determinar (120), con un controlador (240), una segunda ubicación a lo largo del primer bucle donde $F(\vec{x})$ asume un valor máximo o mínimo, y
- 15 (v) determinar la dirección de un primer vector gradiente considerando cualesquiera dos de entre la primera ubicación seleccionada (x_1, y_1) , y la segunda ubicación donde $F(\vec{x})$ tiene un valor máximo o mínimo, estando basado el primer vector gradiente sobre los valores de la función $F(\vec{x})$ en la segunda ubicación determinada a lo largo del primer bucle y de la primera ubicación seleccionada (x_1, y_1) ;
- (vi) actualizar la primera ubicación seleccionada (x_1, y_1) a lo largo del primer gradiente a una segunda ubicación seleccionada (x_2, y_2) ;
- 20 y
- actualizar repetidamente la primera ubicación seleccionada aplicando las operaciones (ii)-(vi) hasta que la ubicación del máximo $F_{\max}(\vec{x}_{\max})$ o del mínimo $F_{\min}(\vec{x}_{\min})$ de la función $F(\vec{x})$ es encontrada.
2. El método de búsqueda de la reivindicación 1, en donde:
- 25 la función $F(\vec{x})$ es una de entre una altura, una profundidad, una coordenada z, y una coordenada a lo largo de una línea de referencia.
3. El método de búsqueda de la reivindicación 1, en donde:
- la primera ubicación (112-1) es una de entre una ubicación en un plano transversal a un eje, una ubicación en un plano transversal a la coordenada determinada, una ubicación en un plano (x, y) , una ubicación en el sistema de coordenadas radiales, y una coordenada en una superficie predeterminada.
- 30 4. El método de búsqueda de la reivindicación 1, en donde:
- la función $F(\vec{x})$ es determinada (110) por una de entre una tomografía de coherencia óptica, una tecnología de medición de profundidad, una medición óptica, y una tecnología de detección de una función de mérito.
5. El método de búsqueda de la reivindicación 2, comprendiendo la determinación (120) de un primer vector gradiente:
- 35 determinar una dirección del primer vector gradiente como un vector que conecta la primera ubicación con la ubicación determinada a lo largo del primer bucle donde $F(\vec{x})$ asume un valor máximo o mínimo; y
- determinar una magnitud del primer vector gradiente a partir de una diferencia de los valores de la función $F(\vec{x})$ en la ubicación determinada a lo largo del primer bucle y en la primera ubicación.
6. El método de búsqueda de la reivindicación 1, comprendiendo la selección (130) una segunda operación de ubicación:
- 40 seleccionar la segunda ubicación (x_2, y_2) desplazando la primera ubicación por un vector incremento (114-1), siendo una dirección del vector incremento aproximadamente paralela a la dirección del primer vector gradiente.
7. El método de búsqueda de la reivindicación 1, comprendiendo la selección (110) un primer bucle (112-1) alrededor del primer escalón de ubicación:

identificar los rayos (r_1, r_2, \dots, r_n) que emanan desde la primera ubicación (112-1); y

determinar la función $F(x)$ en puntos de rayos.

8. El método de búsqueda de la reivindicación 7, comprendiendo la determinación (120) una dirección de una operación de vector gradiente:

5 determinar una tasa de cambio de la función $F(x)$ a lo largo de los rayos;

seleccionar el rayo a lo largo del cual la tasa de cambio es máxima; e

identificar una dirección del rayo seleccionado como la dirección del vector gradiente, y la tasa de cambio a lo largo del rayo seleccionado como la magnitud del vector gradiente.

9. El método de búsqueda de la reivindicación 1, que comprende:

10 desplazar la primera ubicación (112-1) por un vector de reestructuración que tiene al menos una de entre

una dirección que forma un ángulo distinto de cero con la dirección del vector gradiente; o

una magnitud sustancialmente diferente de la magnitud del vector gradiente.

10. El método de búsqueda de la reivindicación 1, en donde:

la capa oftálmica es una de entre una córnea, un cristalino, y una catarata; y

15 la función $F(x)$ es una profundidad de la capa oftálmica.

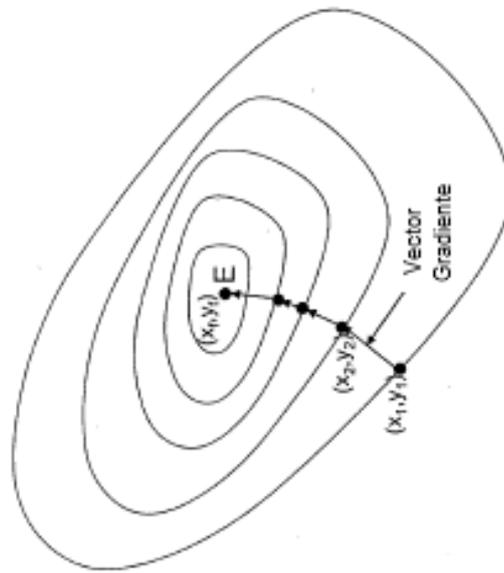


FIG. 1A

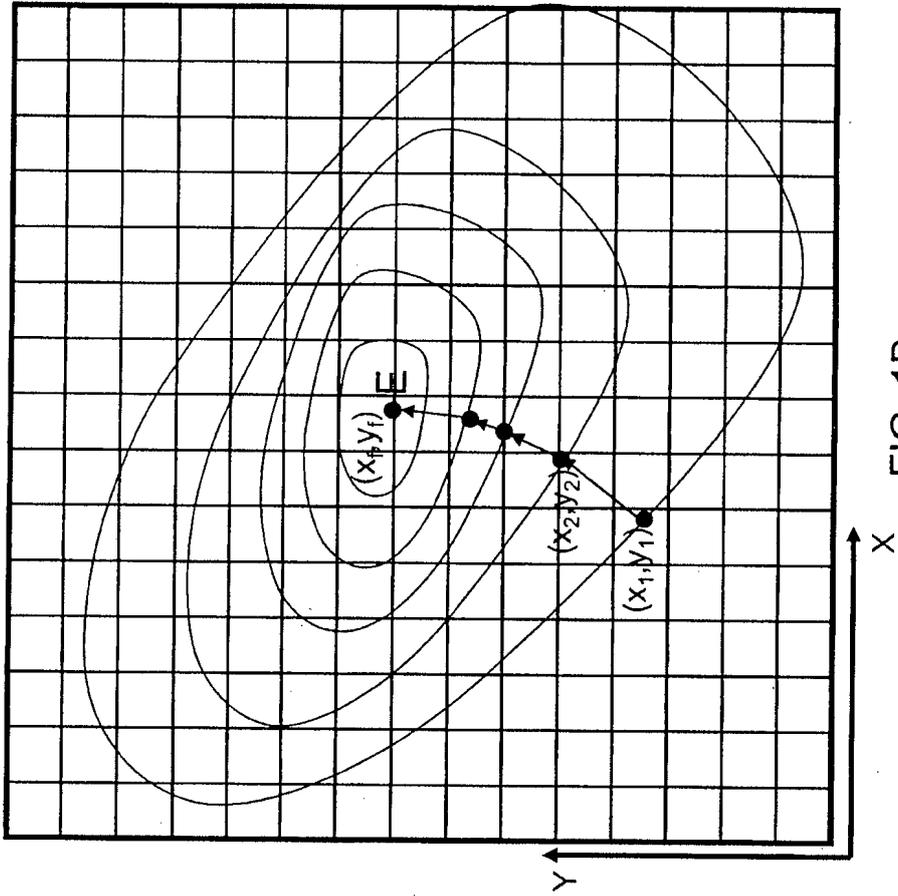


FIG. 1B

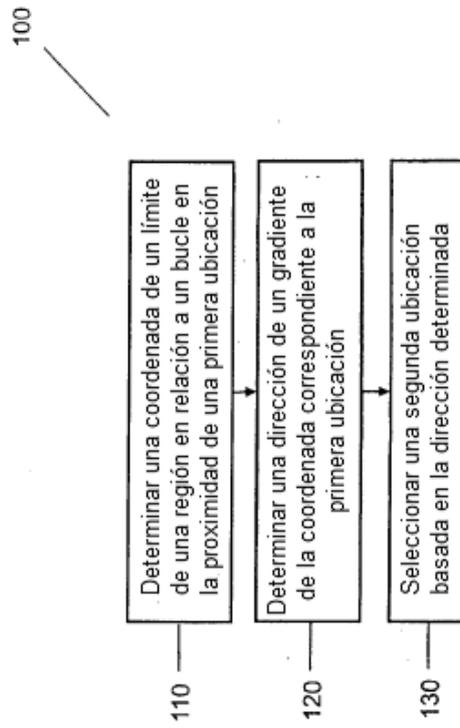


FIG. 2

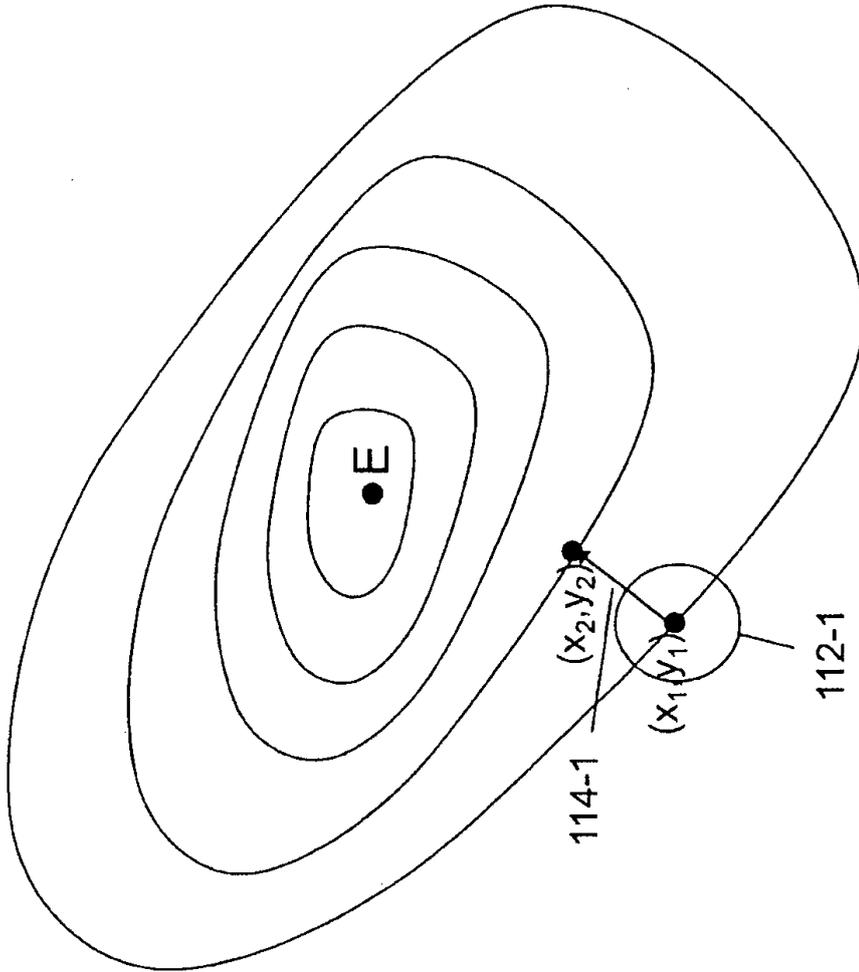


FIG. 3A

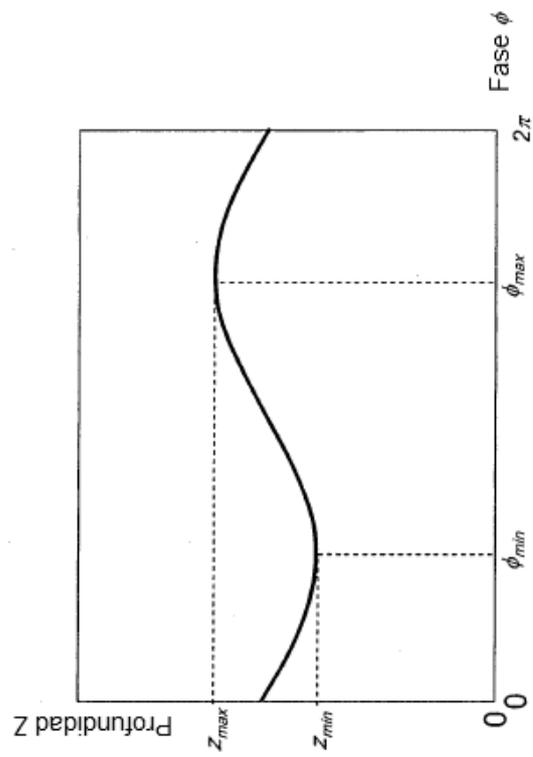


FIG. 3B

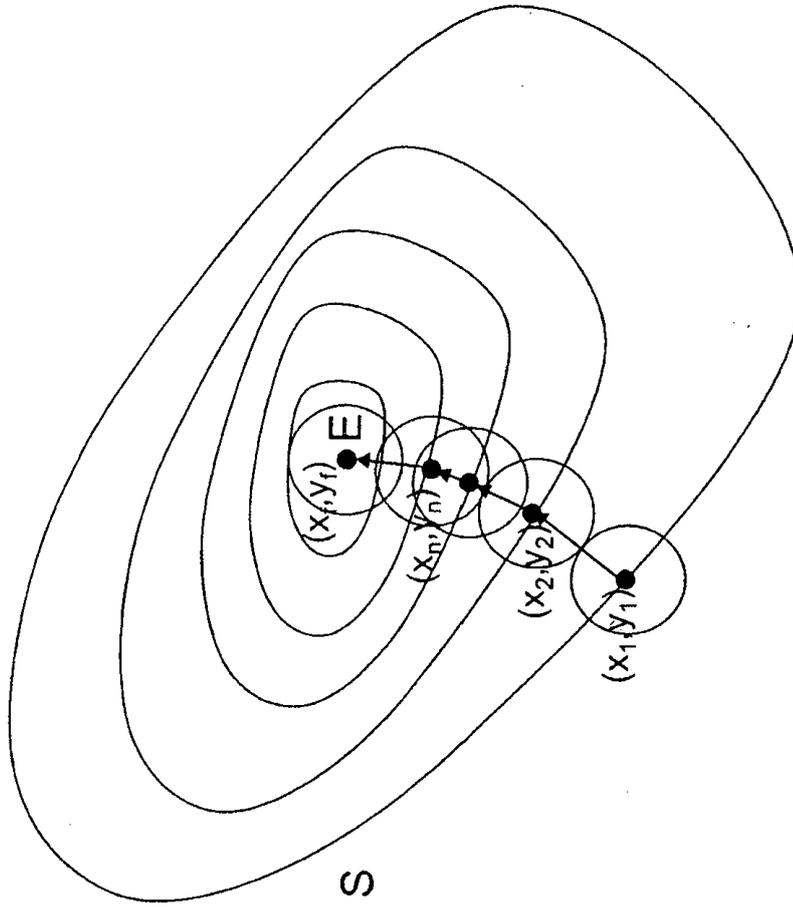


FIG. 4

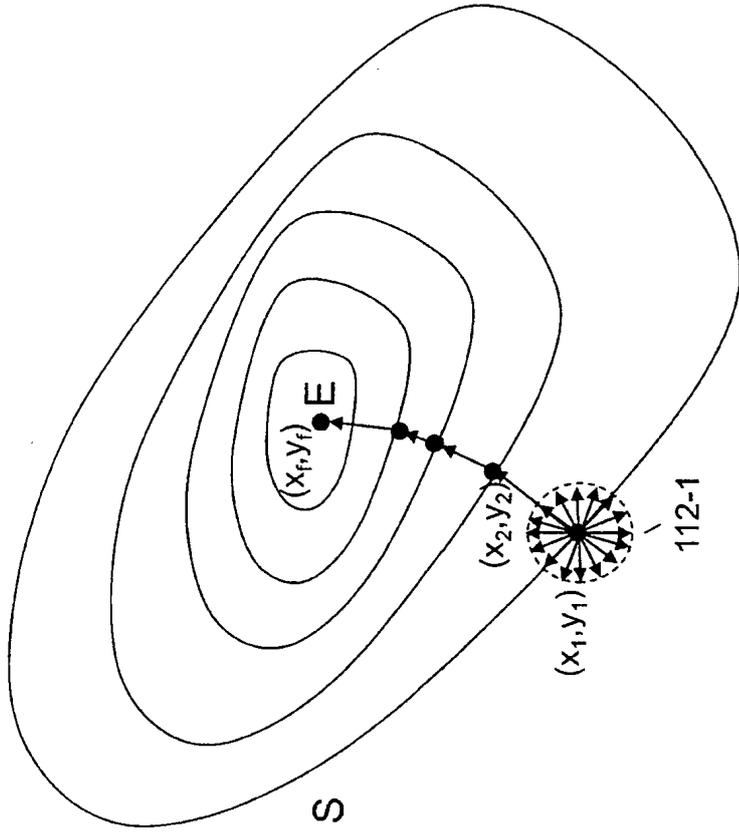


FIG. 5A

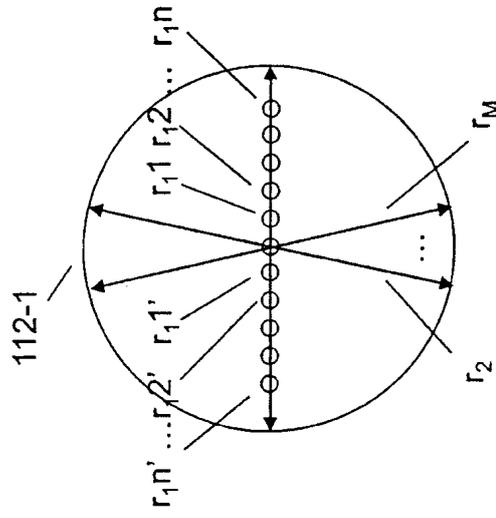


FIG. 5B

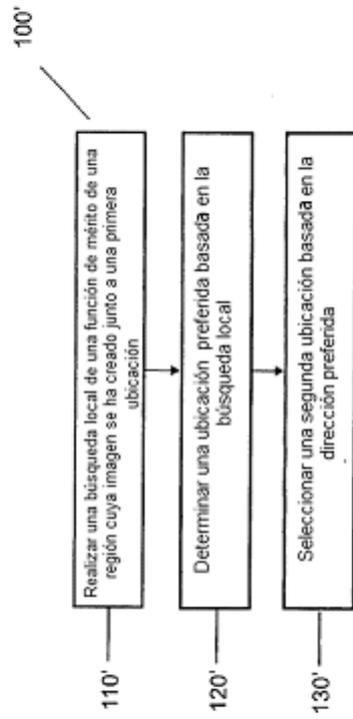


FIG. 6

Sistema 200 de Búsqueda e Imagenología Integrada

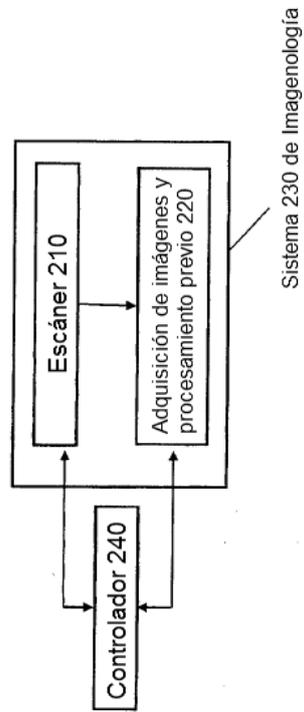


FIG. 7