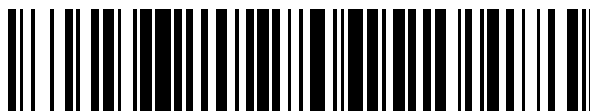


19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 627 850**

51 Int. Cl.:

**G01S 7/52** (2006.01)

**G01S 15/89** (2006.01)

**G01N 37/00** (2006.01)

**A61B 8/00** (2006.01)

**A61B 90/00** (2006.01)

12

## TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **19.07.2005 PCT/CA2005/001135**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.01.2006 WO06007716**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.07.2005 E 05764269 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.04.2017 EP 1774312**

54 Título: **Calibración de dispositivos de obtención de imágenes por ultrasonido**

30 Prioridad:

**20.07.2004 US 589432 P**

**23.07.2004 US 590823 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**31.07.2017**

73 Titular/es:

**ELEKTA LTD. (100.0%)  
2050 Bleury Street, Suite 200  
Montreal, QC H3A 2J5, CA**

72 Inventor/es:

**LACHAINE, MARTIN;  
FALCO, TONY;  
AUDET, VÉRONIQUE y  
HUANG, XING**

74 Agente/Representante:

**SÁEZ MAESO, Ana**

ES 2 627 850 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

Calibración de dispositivos de obtención de imágenes por ultrasonido

5 Campo de la invención

La invención se refiere generalmente al campo de la obtención de imágenes médicas, y, en particular, a la calibración de dispositivos de obtención de imágenes médicas para sistemas de coordenadas de referencia.

10 Información de antecedentes

Los dispositivos de ultrasonido bidimensionales portátiles se usan para crear imágenes de diagnóstico de las características anatómicas de un paciente. Debido a que muchas de las imágenes se usan además para planificar y administrar tratamiento a órganos, lesiones y otras estructuras anatómicas, la exactitud de las imágenes es crítica. Un aspecto de la precisión de una imagen es el grado en el cual las estructuras de la imagen pueden colocarse en ubicaciones identificables en el espacio con relación a un conjunto de marcadores fijos o un sistema de coordenadas de referencia conocido.

Un enfoque es calibrar el dispositivo de ultrasonido mediante el uso de una estructura con elementos incrustados colocados en posiciones conocidas en un sistema de coordenadas y mediante el uso de imágenes de la estructura y las ubicaciones conocidas de los elementos dentro de la misma para calibrar el dispositivo de obtención de imágenes. El dispositivo entonces puede registrarse, por ejemplo, en otro sistema de coordenadas del dispositivo de obtención de imágenes, sistema de coordenadas de unidad de tratamiento o sistema de coordenadas de referencia de la sala.

25 Tradicionalmente, tales estructuras (conocidas como "espectros") contienen una serie de cables en una disposición conocida entre sí (por ejemplo, todos paralelos, ortogonales, etc.). Sin embargo, los cables sólo pueden detectarse con ultrasonido desde ángulos muy específicos, haciendo difícil la adquisición de suficientes imágenes independientes para usar en la calibración. Mediante el uso de tales espectros se requiere múltiples imágenes tomadas de múltiples lados del espectro y en ángulos muy específicos para detectar los cables. Esto aumenta la complejidad y la cantidad de tiempo necesario para realizar la calibración, e introduce posibles fuentes de error. Un artículo en *Ultrasound in Medicine and Biology*, Nueva York, NY, US vol. 27, no 10, 1 de octubre de 2001 páginas 1421-1425 titulado "Accuracy of an electromagnetic three-dimensional ultrasound system for carotid artery imaging" describe un método para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes en un sistema de coordenadas de referencia que incluye ubicar pasadores de acero inoxidable que reflejan una señal acústica en posiciones conocidas con respecto al sistema de coordenadas de referencia. Se obtienen imágenes con respecto a estos pasadores y el dispositivo de obtención de imágenes se calibra al sistema de coordenadas de referencia basado en las imágenes. El documento Gebrauchsumster DE 20 2004 003 757 U1 describe un método para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes que determina un plano de ultrasonido a partir de un solo patrón único creado a partir de las intersecciones de cinco canales huecos en un cubo sólido con el plano de ultrasonido. Los canales son varillas cilíndricas alargadas formadas por orificios en ángulos oblicuos, pero éstos se rellenan con pegamento para mantener una reflexión acústica en la interfase con el material del cubo sólido. El cuerpo de calibración podría comprender hilos para crear la imagen de ultrasonido. La descripción de patente 5,531,520 de Estados Unidos describe un sistema y método de registro de conjuntos de datos tridimensionales que incluyen datos del cuerpo anatómicos.

45 Por lo tanto, se necesitan métodos, sistemas y aparatos que faciliten la calibración conveniente, rápida y precisa de las imágenes de ultrasonido en un dispositivo de ultrasonido portátil y el registro del dispositivo en un sistema de coordenadas fijo.

Resumen de la invención

50 De acuerdo con la presente invención, se proporciona un método y un sistema para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes para un sistema de coordenadas de referencia como se definió en las reivindicaciones 1 y 14 a continuación respectivamente. Las modalidades de la presente invención proporcionan métodos, aparatos y sistemas que facilitan un proceso de calibración más rápido y simplificado para dispositivos de obtención de imágenes. Más específicamente, el proceso para calibrar sondas de ultrasonido portátiles en un sistema de coordenadas de otros dispositivos de obtención de imágenes y/o tratamiento dentro de una sala se simplifica enormemente a través de herramientas de calibración mejoradas y la aplicación de transformaciones matemáticas para relacionar de cualquier otra manera sistemas de referencia independientes entre sí. Mediante el uso de los métodos y aparatos descritos a continuación, los técnicos pueden calibrar rápidamente un dispositivo de obtención de imágenes mediante el uso de imágenes desde prácticamente cualquier ángulo con respecto a un dispositivo de calibración y debido a que se requieren menos imágenes en comparación con procesos de calibración anteriores, se reduce el tiempo necesario para realizar el proceso de calibración. Algunas modalidades se refieren a una herramienta de calibración que utiliza componentes de imagen que tienen características de reflexión difusa, que alivian de esta manera las restricciones de ángulos de incidencia específicas que existen con respecto a los dispositivos de calibración basados en cable. Algunas modalidades de la invención se refieren a la capacidad de rastrear el dispositivo en un espacio tridimensional, sin tener

en cuenta la ubicación del dispositivo en la sala, proporcionando flexibilidad adicional con respecto a la posición del dispositivo durante la calibración.

En las modalidades de la presente invención, se usa un espectro de ultrasonido que contiene una serie de miembros alargados (tales como varillas cilíndricas) para registrar con precisión las imágenes tomadas por una sonda de ultrasonido portátil para sistemas de coordenadas de referencia conocidos. La geometría de los miembros alargados es de manera que reflejan las ondas de ultrasonido de forma difusa, en lugar de especular. Como un resultado, las imágenes de ultrasonido bidimensionales tomadas mediante el uso de la sonda pueden relacionarse con precisión con el sistema de coordenadas del dispositivo de obtención de imágenes y, a su vez, con el sistema de coordenadas de la sala tridimensional, proporcionando de esta manera valiosos datos de diagnóstico y tratamiento tales como la ubicación y forma de un tumor, órgano, lesión u otra estructura o estructuras anatómicas.

Las modalidades de la presente invención proporcionan métodos para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes en un sistema de coordenadas de referencia. Una pluralidad de miembros alargados (por ejemplo, varillas cilíndricas) que reflejan de manera detectable señales acústicas independientemente del ángulo de incidencia de una señal con respecto a los miembros se colocan en posiciones conocidas con respecto a un sistema de coordenadas de referencia. Una pluralidad de imágenes (*por ejemplo*, imágenes de ultrasonidos bidimensionales) se toman de diferentes direcciones con respecto a los miembros mediante el uso de un dispositivo de obtención de imágenes, cada imagen que incluye representaciones de los miembros. El dispositivo de obtención de imágenes se calibra entonces en el sistema de coordenadas de referencia basado en las imágenes de los miembros.

El sistema de coordenadas de referencia puede ser, por ejemplo, un sistema de coordenadas de referencia tridimensional que, en algunas modalidades, se define por una serie de láseres dispuestos alrededor de una sala y/o la orientación física de un dispositivo de tratamiento tal como un LINAC o un dispositivo de obtención de imágenes tal como un escáner TC o MRI. Las imágenes de ultrasonidos bidimensionales pueden tomarse desde diferentes ángulos con respecto a los miembros, que incluyen, por ejemplo, ortogonal a u oblicuo a los miembros. La etapa de calibración incluye determinar los centros de uno o más de los miembros dentro de las representaciones y también puede incluir determinar las coordenadas de los miembros con respecto al sistema de coordenadas de referencia basado en los centros determinados. La calibración del dispositivo de obtención de imágenes puede incluir además relacionar las imágenes con un sistema de coordenadas del dispositivo de obtención de imágenes y relacionar el sistema de coordenadas del dispositivo con el sistema de coordenadas de referencia. El miembro alargado puede ser de cualquier forma siempre que las imágenes en sección transversal tomadas en varios ángulos a través del miembro sean concéntricas y esta condición se cumplirá para la mayoría de los miembros rectos en forma de varilla. Los miembros alargados preferidos tienen formas que no varían a lo largo de sus longitudes (es decir, tienen secciones transversales consistentes, independientemente de si la sección transversal es redonda, elíptica, cuadrada, triangular, de muchos lados, etc.). En algunas modalidades, el dispositivo de obtención de imágenes se recalibra en el sistema de coordenadas de referencia en respuesta a un segundo conjunto de imágenes tomadas a una profundidad de imagen diferente de aquella de la pluralidad de imágenes recibida.

El sistema para calibrar el dispositivo de obtención de imágenes en el sistema de coordenadas de referencia incluye el registro para recibir imágenes (por ejemplo, imágenes de ultrasonido bidimensionales) tomadas de un número de ubicaciones diferentes, donde las imágenes incluyen representaciones de miembros alargados (tales como varillas cilíndricas) que tienen posiciones conocidas con respecto a un sistema de coordenadas de referencia y que reflejan de manera detectable señales acústicas independientemente del ángulo de incidencia de la señal con respecto a los miembros. El sistema también incluye el procesador para calibrar el dispositivo de obtención de imágenes en el sistema de coordenadas de referencia basado en las imágenes.

El procesador determina además los centros de uno o más de los miembros dentro de las representaciones y, en algunos casos, relaciona estos centros determinados con las coordenadas del sistema de coordenadas de referencia. El sistema de coordenadas de referencia puede ser un sistema de coordenadas de referencia tridimensional definido, por ejemplo, por una serie de láseres dispuestos alrededor de la sala y/o la orientación física de un dispositivo de tratamiento tal como un LINAC o un dispositivo de obtención de imágenes tal como un escáner TC o MRI. El procesador, en algunas modalidades, recalibra el dispositivo de obtención de imágenes en el sistema de coordenadas de referencia en respuesta a un segundo conjunto de imágenes tomadas a una profundidad de imagen diferente de aquella de la pluralidad de imágenes recibida.

En un tercer aspecto, que no forma parte de las reivindicaciones siguientes, un aparato para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes en un sistema de coordenadas de referencia incluye una primera carcasa con miembros alargados colocados en posiciones fijas dentro de la primera carcasa y en posiciones conocidas con respecto a un sistema de coordenadas de referencia, y una segunda carcasa en la primera carcasa que incluye áreas objetivo colocadas alrededor de la segunda carcasa para la colocación de un dispositivo de obtención de imágenes. Cuando se coloca en los objetivos, el dispositivo de obtención de imágenes produce imágenes que incluyen representaciones de los miembros en la primera carcasa.

- Los miembros alargados deben ser de un tamaño suficiente de manera que reflejen de manera detectable una señal acústica independientemente del ángulo de incidencia de la señal con respecto a los miembros. La forma de los miembros alargados es de manera que las imágenes en sección transversal de un miembro particular son concéntricas independientemente del ángulo de sección. Los miembros alargados son varillas cilíndricas. El diámetro mínimo necesario para las características de reflexión adecuadas depende de la longitud de onda de la señal acústica. En general, se han obtenido buenos resultados mediante el uso del equipo estándar de ultrasonido con varillas que tienen un diámetro de aproximadamente 12 mm.
- En algunas modalidades, las áreas objetivo son aberturas. Las aberturas pueden dimensionarse, o ubicarse dentro de una ranura o cavidad formada, de manera que se recibe un dispositivo de obtención de imágenes en relación de ajuste cerrado, y en algunas modalidades, el dispositivo de obtención de imágenes es reposicionable en más de una orientación dentro de las aberturas o cavidades. El reposicionamiento puede ser indexable. En algunos casos, el dispositivo de obtención de imágenes es giratorio alrededor de un eje, el eje en algunas modalidades que pasa a través del dispositivo de obtención de imágenes, mientras que en otras modalidades el eje de rotación es externo al dispositivo. En algunas modalidades, los brazos de soporte (por ejemplo, para sujetar el dispositivo de obtención de imágenes) pueden acoplarse (ya sea permanentemente o temporalmente) a la segunda carcasa, por ejemplo, insertándolos en las aberturas en la segunda carcasa. La primera y segunda carcasas pueden, en algunos casos, ser integrales.
- En otro aspecto, las modalidades proporcionan un método para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes (por ejemplo, una sonda de ultrasonido) para un sistema de coordenadas de referencia. El método incluye ubicar, en posiciones conocidas con respecto a un sistema de coordenadas de referencia, objetos que reflejan difusamente una señal acústica desde un dispositivo de obtención de imágenes, aplicar una señal acústica a los objetos para obtener imágenes basadas en la reflexión difusa de la señal y calibrar la imagen para el sistema de coordenadas de referencia basado en las imágenes.
- El sistema de coordenadas de referencia puede ser un sistema de coordenadas de referencia tridimensional definido, por ejemplo, por una serie de láseres dispuestos alrededor de la sala y/o la orientación física de un dispositivo de tratamiento tal como un LINAC o un dispositivo de obtención de imágenes tal como un escáner TC o MRI.
- En otro aspecto, las modalidades pueden incluir una sonda portátil con un mango alargado y una placa frontal (que puede ser curva o compuesta de múltiples placas planas) dispuesta circunferencialmente alrededor del mango y que rodea parcialmente al mango. Se ubican emisores de señales múltiples (por ejemplo, infrarrojos) o reflectores en varios lugares alrededor de la placa frontal.
- En algunas modalidades, la sonda aloja un dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido. En algunas modalidades, los emisores de infrarrojos están en comunicación con un dispositivo para el posicionamiento, y pueden por lo tanto tomar múltiples imágenes ultrasónicas desde numerosas posiciones alrededor de un paciente mientras permanecen dentro de la "visión" infrarroja del dispositivo de rastreo.
- Breve descripción de las Figuras
- En las figuras, los caracteres de referencia similares se refieren generalmente a las mismas partes a través de las diferentes vistas. Las figuras no están necesariamente a escala, en su lugar se hace énfasis generalmente en las ilustraciones de los principios de la invención.
- La Figura 1 es una representación gráfica de un sistema de calibración del sistema de coordenadas de la sala de acuerdo con una modalidad de la invención.
- La Figura 2A es una vista superior de una sonda de obtención de imágenes portátil de acuerdo con una modalidad de la invención.
- La Figura 2B es una vista en perspectiva de la sonda de obtención de imágenes portátil de la Figura 2A de acuerdo con una modalidad de la invención;
- La Figura 3 es una representación gráfica de un sistema de obtención de imágenes de acuerdo con una modalidad de la invención.
- Las Figuras 4A-4D son ilustraciones esquemáticas de varios ángulos de reflexión desde una sonda de obtención de imágenes portátil de acuerdo con una modalidad de la invención.
- Las Figuras 5A y 5B son una vista en perspectiva y una vista en sección transversal, respectivamente, de un aparato de calibración de acuerdo con una modalidad de la invención.

Las Figuras 6A y 6B son representaciones gráficas de imágenes de un aparato de calibración de acuerdo con una modalidad de la invención.

5 Las Figuras 7A y 7B son una vista superior y una vista en sección transversal, respectivamente, de un aparato de calibración de acuerdo con una modalidad de la invención.

La Figura 8 es una vista en perspectiva de un aparato de calibración y un dispositivo de obtención de imágenes portátil de acuerdo con una modalidad de la invención.

10 Las Figuras 9A y 9B son representaciones gráficas de imágenes de varillas dentro de un aparato de calibración de acuerdo con una modalidad de la invención.

15 Las Figuras 10A y 10B son representaciones gráficas de los bordes de varillas dentro de un aparato de calibración de acuerdo con una modalidad de la invención.

Las Figuras 11A y 11B son representaciones gráficas de elipses formadas por los bordes de las varillas dentro de un aparato de calibración de acuerdo con una modalidad de la invención.

20 La Figura 12 es una ilustración esquemática de un sistema de calibración de imágenes de acuerdo con una modalidad de la invención.

#### Descripción detallada

25 A lo largo de las siguientes descripciones y ejemplos, las descripciones ilustrativas de la invención se describen en el contexto de calibrar una sonda de obtención de imágenes por ultrasonido portátil en un sistema de coordenadas de referencia tridimensional definido en una sala de tratamiento de radiación. Sin embargo, debe entenderse que la presente invención puede aplicarse para calibrar la ubicación de prácticamente cualquier dispositivo de obtención de imágenes portátil para cualquier sistema de coordenadas de referencia.

30 Los dispositivos emisores de radiación se usan para el tratamiento de tumores cancerosos dentro de los pacientes. El objetivo primario de la terapia de radiación es erradicar completamente de las células cancerosas, mientras que el objetivo secundario es evitar, en la medida de lo posible, dañar los tejidos sanos y los órganos en los alrededores del tumor. Típicamente, un dispositivo de terapia de radiación incluye un acelerador lineal de partículas ("LINAC") que genera un haz de radiación de alta energía de terapia, tal como un haz de electrones o un haz de fotones (rayos X). El paciente se coloca sobre una mesa de tratamiento ubicada en el isocentro del pórtico y el haz de radiación se dirige hacia el tumor o lesión a tratar.

40 La terapia de radiación típicamente implica una etapa de simulación/planificación y una etapa de tratamiento. Generalmente, la etapa de simulación implica adquirir imágenes de una lesión mediante el uso, por ejemplo de la tomografía computarizada (TC) o la resonancia magnética (MRI) y subsecuentemente usar estas imágenes de simulación para medir con precisión la ubicación, tamaño, contorno y el número de lesiones a tratar. Las imágenes se usan para establecer ciertos parámetros del plan de tratamiento, tales como un isocentro, ángulos de haz, energía, abertura, distribución de dosis y otros parámetros en un intento de irradiar la lesión mientras se minimiza el daño al tejido sano circundante.

45 Determinar los parámetros del tratamiento en la etapa de planificación generalmente requiere información anatómica, tal como la ubicación del tumor y los órganos críticos circundantes. Estos, también, se visualizan y un médico delimita los órganos y volúmenes de interés, ya sea manualmente o mediante programación mediante el uso de uno o más algoritmos informáticos. El plan de tratamiento se diseña entonces para suministrar la dosis de radiación máxima al volumen objetivo delimitado mientras se minimiza la dosis a los órganos sanos circundantes y al tejido normal. El plan de tratamiento puede diseñarse manualmente por el usuario o por algoritmos de optimización.

50 Los tratamientos de radiación, dictados por un plan de tratamiento previamente definido, se suministran típicamente durante varias sesiones de tratamiento, por ejemplo un tratamiento cada día de la semana durante un total de 35 sesiones. Para asegurar la administración precisa de cada tratamiento, el técnico intenta posicionar al paciente de la misma manera en que se posicionó durante la adquisición de las imágenes tomadas durante la planificación del tratamiento. Debido a la naturaleza secuencial de estos tratamientos, se introduce una incertidumbre durante el posicionamiento del paciente en cada tratamiento sucesivo. Además, los órganos internos pueden moverse entre y/o durante las sesiones de tratamiento de manera que su forma y ubicación difieren de su estado inicial en el momento de la planificación. Estos factores pueden comprometer la precisión y efectividad del tratamiento.

60 En algunas modalidades de la presente invención, la precisión del plan de tratamiento se mejora ubicando conjuntamente un dispositivo de obtención de imágenes portátil (un escáner de ultrasonido, por ejemplo) y un generador de imágenes de simulación (por ejemplo, un dispositivo TC o MRI) usado para capturar imágenes usadas durante la fase de planificación del tratamiento. En otras modalidades, la precisión del tratamiento suministrado puede mejorarse

ubicando conjuntamente el dispositivo de obtención de imágenes portátil y el LINAC en la misma sala. Debido a que los dispositivos de obtención de imágenes por ultrasonidos son generalmente portátiles y no fijados en el espacio, calibrar las imágenes tomadas de tal dispositivo en el sistema de coordenadas de la sala en la cual se está usando y, por último el generador de imágenes de simulación o LINAC, ha resultado difícil.

Los métodos y aparatos descritos a continuación superan estos desafíos y proporcionan una calibración más fácil, más precisa del dispositivo de obtención de imágenes, y de esta manera facilitan una calibración precisa de las imágenes tomadas mediante el uso del dispositivo para un sistema de coordenadas de referencia (por ejemplo, sala de planificación o tratamiento).

La relación entre un sistema de coordenadas de un dispositivo de rastreo que se fija en el espacio dentro de una sala de tratamiento y/o de obtención de imágenes y un sistema de coordenadas de esa sala se determina y se expresa como una transformación del rastreador a la sala. Además, un aparato (referenciado en la presente descripción como un "espectro") que contiene varillas que son visibles para un escáner de ultrasonido se coloca en la sala en una ubicación conocida con respecto al sistema de coordenadas de la sala de manera que se conoce la ubicación de las varillas con respecto al sistema de coordenadas de la sala. Se coloca un dispositivo de obtención de imágenes (por ejemplo, un escáner de ultrasonido bidimensional portátil) se coloca, sobre, en y/o cerca del espectro y se toman múltiples imágenes para que contengan representaciones de las varillas dentro del espectro, y los píxeles dentro de las imágenes pueden asignarse a una posición conocida con respecto al dispositivo de obtención de imágenes (la transformación del "cuadro al dispositivo"). El punto central de las representaciones de las varillas dentro de las imágenes se calcula para determinar un punto de referencia preciso para la imagen con respecto al espectro. Durante el proceso de obtención de imágenes, el dispositivo de obtención de imágenes se rastrea por el rastreador, proporcionando de esta manera una transformación del dispositivo al rastreador para cada ubicación del generador de imágenes en el sistema de coordenadas de rastreo. Los píxeles en cada cuadro de imagen generada por el dispositivo se relacionan con el propio generador de imágenes (es decir, con el sistema de coordenadas del dispositivo) mediante el uso de la transformación del cuadro al dispositivo. La transformación del dispositivo al rastreador se usa entonces para asociar los datos de píxeles con el sistema de coordenadas del rastreador y subsecuentemente en el sistema de coordenadas de la sala mediante el uso de la transformación del rastreador a la sala. De esta manera, se pueden asignar ubicaciones de píxel específicas dentro de imágenes múltiples tomadas mediante el uso de un dispositivo no estacionario portátil en varios ángulos pueden asignarse coordenadas en el sistema de coordenadas tridimensional de la sala, el cual puede usarse para guiar al LINAC y/o registrar imágenes de ultrasonido al TC de simulación o imágenes de MRI.

#### Transformación del rastreador a la sala

Con referencia a la Figura 1, se usa un sistema de obtención de imágenes de acuerdo con una modalidad de la invención para obtener imágenes de un sujeto colocado en una sala de tratamiento o simulación 100. En una modalidad, un rastreador 105 se fija en cualquier parte de la sala (por ejemplo, en el techo, una pared, etc.). El rastreador 105 rastrea la posición de al menos un marcador y/o la posición y rotación de un conjunto de al menos tres marcadores, mediante el uso de un sistema de coordenadas 110 del rastreador. Un ejemplo del rastreador 105 es un dispositivo de rastreo óptico, el cual rastrea dispositivos activos emisores de infrarrojos o reflectores ópticos pasivos. La sala 100 puede tener un sistema de coordenadas de la sala 115 que puede o no alinearse con el sistema de coordenadas 110 del rastreador. El sistema de coordenadas de la sala 115 puede, en algunos casos, relacionarse con el movimiento mecánico y/o la colocación de un dispositivo de tratamiento de radiación o un generador de imágenes de simulación y/o el conjunto de soporte del paciente (no mostrado). Para ayudar a visualizar el sistema de coordenadas de la sala 115, los láseres 120 pueden fijarse dentro de la habitación 100 y alinearse de manera que pasen a través de los ejes del sistema de coordenadas de la sala 115. Para calibrar el rastreador 105 en la sala 100, se usa un objeto, tal como un espectro (descrito con más detalle a continuación), que tiene marcadores 125 fijados a su estructura en una configuración conocida, para asociar el sistema de coordenadas de la sala 115 con el sistema de coordenadas 110 del rastreador. El espectro se coloca en una posición y orientación conocidas con respecto al sistema de coordenadas de la sala 115, el cual puede representarse por los láseres 120 de la sala. Una o más imágenes del espectro y los marcadores fijados 125 se capturan por el rastreador 105. El conocimiento de la posición y orientación del grupo de marcadores 125, con relación al sistema de coordenadas de la sala, facilita la transformación del rastreador a la sala. También pueden fijarse marcadores al dispositivo de obtención de imágenes, que permite al rastreador rastrear la posición y orientación del dispositivo de obtención de imágenes y de esta manera permitir una transformación del dispositivo al rastreador.

Con referencia aún a la Figura 1, la calibración de la sala puede llevarse a cabo mediante el uso de, por ejemplo, tres marcadores 125 fijados a una herramienta de espectro (no mostrada) ubicada en una posición conocida en la sala 100 (tal como el espectro descrito en la presente descripción) que puede rastrearse por el rastreador 105. De esta manera, puede definirse un sistema de coordenadas para esta herramienta de marcado. Una instantánea de la herramienta mediante el uso del rastreador 105 facilitará la transformación del rastreador a la sala. Por ejemplo, si la salida del rastreador 105 se da por tres traducciones ( $t_x$ ,  $t_y$ ,  $t_z$ ) y cuatro valores unitarios de cuaternión ( $q_0$ ,  $q_x$ ,  $q_y$ ,  $q_z$ ), esta puede convertirse en la matriz del rastreador a la sala por la operación

$${}^R T_T = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{21} & R_{31} & -[R \cdot T]_1 \\ R_{12} & R_{22} & R_{32} & -[R \cdot T]_2 \\ R_{13} & R_{23} & R_{33} & -[R \cdot T]_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

donde

$$R = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_x^2 - q_y^2 - q_z^2 & 2 \cdot (q_0 q_x + q_y q_z) & 2 \cdot (-q_0 q_y + q_x q_z) \\ 2 \cdot (-q_0 q_x + q_y q_z) & q_0^2 - q_x^2 + q_y^2 - q_z^2 & 2 \cdot (q_0 q_y + q_x q_z) \\ 2 \cdot (q_0 q_y + q_x q_z) & 2 \cdot (-q_0 q_x + q_y q_z) & q_0^2 - q_x^2 - q_y^2 + q_z^2 \end{pmatrix} \quad (2)$$

y

$$T = \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} \quad (3)$$

Aquí  ${}^R T_T$  es la transformación del rastreador a la sala, y R y T son sus componentes de rotación y traslación, respectivamente.

Los marcadores 125 usados para la calibración de la sala pueden fijarse o no a la herramienta, pero unirlos a la herramienta permite usar la misma herramienta tanto para los procesos de calibración de la sala como del dispositivo de obtención imágenes. En una modalidad, los grabados externos en la carcasa de la herramienta permiten al usuario alinear la herramienta con los láseres de la sala 120. En algunos casos, los marcadores 125 pueden desplazarse de los grabados externos para facilitar la alineación con los láseres 120, en cuyo caso los cambios se contabilizan en la definición del sistema de coordenadas de la sala. Los desplazamientos también ayudan a mantener los marcadores 125 en el campo de visión del rastreador 105 para que no queden oscurecidos por el espectro. En algunas modalidades, la herramienta de marcado es asimétrica para asegurar que el rastreador y los sistemas asociados puedan detectar de forma exclusiva las rotaciones de la herramienta.

#### Relación del dispositivo de obtención de imágenes con el rastreador

Para relacionar las imágenes tomadas por un dispositivo de obtención de imágenes portátil con un sistema de coordenadas conocido (por ejemplo, el sistema de coordenadas de la sala), se determina una relación entre los píxeles de las imágenes generadas por el dispositivo de obtención de imágenes y el sistema de coordenadas de los marcadores fijados al dispositivo de obtención de imágenes. Esta etapa se refiere en la presente descripción como "calibración de sonda" y resulta en una transformación de la imagen al dispositivo que puede usarse para convertir coordenadas de píxeles del espacio de la imagen bidimensional al sistema de coordenadas del dispositivo tridimensional.

Las Figuras 2A y 2B ilustran un generador de imágenes portátil 200 que puede rastrearse mediante el uso del dispositivo de rastreo descrito anteriormente de acuerdo con una modalidad de la invención. La sonda 200 incluye uno o más generadores de imágenes 205 para tomar imágenes desde varios ángulos mediante el uso de, por ejemplo, ultrasonido. Aunque el dispositivo de obtención de imágenes representado en las figuras y el texto en la presente descripción se describe como un generador de imágenes de ultrasonido, también se incluyen en la invención otras modalidades de obtención de imágenes que utilizan sondas portátiles. Un ejemplo de un dispositivo de obtención de imágenes incluye, por ejemplo, la cámara gamma portátil LUMAGEM de Gamma Medica, Inc. de Northbridge, CA. La sonda 200 también incluye un mango 210 y un dispositivo de conexión 215 (por ejemplo, un alambre, cable u otro conector flexible o rígido, o un transceptor inalámbrico) que facilita la comunicación entre la sonda 200 y una unidad central de procesamiento, ordenador o unidad de control (no mostrada). La sonda 200 también incluye una o más herramientas de marcado 220, tales como emisores de infrarrojos, que pueden rastrearse por el dispositivo de rastreo de manera que la posición y la orientación de la sonda 200 con respecto al dispositivo de rastreo se conoce durante el escaneo. Esto permite la construcción de conjuntos de datos tridimensionales mediante el uso de las coordenadas del sistema de coordenadas del rastreador a partir de cortes de ultrasonido bidimensionales tomados mediante el uso de la sonda portátil 200. En algunas modalidades, la sonda 200 incluye múltiples (por ejemplo, tres) emisores para dirigir casos cuando la sonda 200 no está directamente frente al rastreador tal como cuando se está adquiriendo un corte sagital (es decir, un corte que es perpendicular a la placa frontal de transmisión/recepción del dispositivo de rastreo).

Por ejemplo, en una modalidad, la sonda 200 incluye una placa frontal 225 y/o una o más placas laterales 230 que rodean el mango 210 (ya sea parcial o completamente), cada placa que tiene uno o más emisores 220 sobre la misma. Los emisores 200 se colocan en varias ubicaciones alrededor de la placa frontal 225 y las placas laterales 230 de la sonda 200 enfrentan direcciones diferentes, de manera que al menos tres emisores pueden "verse" por el dispositivo de rastreo en un momento dado sobre un ángulo amplio de las direcciones de la sonda. Aunque se prefiere esta configuración, pueden usarse diferentes configuraciones para lograr el mismo efecto. A continuación, puede definirse un sistema de coordenadas del dispositivo con relación a los marcadores fijados a la sonda 200. El rastreador graba, ya sea directa o indirectamente, la transformación del dispositivo al rastreador para cada posición y orientación de la sonda 200 para cada imagen. Esta transformación cambia a medida que se mueve la sonda (por ejemplo, cuando se está escaneando un paciente) y se almacena para cada posición de la sonda desde la cual se toma una imagen, permitiendo de esta manera que cada posición de la sonda 200 se asocie a una transformación particular de dispositivo a rastreador.

Uno o más botones 235 que inician y/o detienen el proceso de escaneo se colocan sobre el cuerpo de la sonda 200 para facilitar el escaneado de una región seleccionada de interés del cuerpo.

#### Espectro

La transformación del dispositivo al rastreador determinada por la fijación de marcadores a la sonda 200 no se relaciona inmediatamente con los valores de píxeles de las imágenes individuales generadas por la sonda 200. Para relacionar los valores de píxeles en las imágenes con el sistema de coordenadas del dispositivo, se determina una transformación del cuadro al dispositivo. Esto se realiza mediante el uso del dispositivo para obtener imágenes de una herramienta de calibración (es decir, un espectro) que incluye elementos incrustados que aparecen en imágenes tomadas con el dispositivo.

Con referencia a la Figura 3, la sonda 200 produce una serie de imágenes 300, o cuadros, a medida que se mueve alrededor en el espacio. Un cuadro o "corte" se define como una imagen adquirida con el dispositivo de obtención de imágenes en una posición y orientación dadas. Puede adquirirse, por ejemplo, con el empuje de un botón en el dispositivo de obtención de imágenes o por la selección en un ordenador el cual controla el dispositivo de obtención de imágenes. A medida que aumenta el número de cortes, los resultados de calibración mejoran, con un conjunto de siete cortes que proporcionan resultados particularmente buenos. Cada cuadro 300 tiene una serie de píxeles 305 que pueden etiquetarse por los índices  $(u,v)$  mostrados en 310. Para usar los cuadros 300 para propósitos de planificación junto con un dispositivo de tratamiento, los píxeles 305 de uno o más de los cuadros de imagen 300 se asocian con el sistema de coordenadas de la sala 115  $(x_R, y_R, z_R)$  en una serie de etapas, cada mediante el uso de una transformación matemática. Los píxeles 305 pueden referenciarse mediante el uso de un sistema de coordenadas del cuadro  $(x_F, y_F, z_F)$  indicado en 315, para permitir que cada píxel 305 tenga asociación con sus coordenadas tridimensional 315 dentro del sistema de coordenadas del cuadro 315. Las coordenadas tridimensionales 315 pueden entonces relacionarse con el sistema de coordenadas del dispositivo  $(x, y, z)$  (que se define arbitrariamente con respecto a los marcadores fijados a la sonda 200) mediante el uso de transformación del marco al dispositivo descrita anteriormente. Este sistema de coordenadas del dispositivo puede relacionarse con el sistema de coordenadas del rastreador  $(x_t, y_t, z_t)$  mediante el uso de la transformación del dispositivo al rastreador, la cual puede expresarse en el sistema de coordenadas de la sala  $(x_R, y_R, z_R)$  aplicando la transformación del rastreador a la sala. La transformación del dispositivo al rastreador se determina implícitamente por el rastreador 105 mediante el uso de los marcadores 125 como se describió anteriormente con referencia a la Figura 1 y puede determinarse antes o durante los procesos de calibración. La transformación del rastreador a la sala y la transformación del cuadro al dispositivo se determinan durante el proceso de calibración mediante el uso del método de calibración de la sala descrito anteriormente y el método de calibración de la sonda descrito a continuación.

De acuerdo con una modalidad de la invención, el proceso de calibración de la sonda usa un espectro con elementos incrustados, como se describió a continuación. Sin embargo, las posiciones de los elementos dentro del espectro deben conocerse dentro del sistema de coordenadas del espectro, es decir, el sistema de coordenadas del espectro, con el propósito de relacionar las ubicaciones de los elementos incrustados con el sistema de coordenadas de la sala. Un método convencional para determinar las ubicaciones usa mediciones físicas de los elementos con respecto a la carcasa del espectro.

Otro método para ubicar el espectro con respecto al sistema de coordenadas de la sala usa un espectro que contiene cables, los cuales, cuando se visualizan mediante el uso del dispositivo, aparecen como pequeños puntos en las ecografías. Las posiciones  $(u,v)$  de los cables se identifican bajo una serie de ecografías bidimensionales. Suponiendo que los cables corren a lo largo de la dirección  $x$  en las coordenadas de la sala  $(y_R, z_R)$ , las posiciones de los cables se conocen con relación a la carcasa externa del espectro. Un conjunto de ecuaciones puede definirse relacionando  $(u,v)$  con las posiciones conocidas en la sala  $(y_R, z_R)$ :

$$\begin{pmatrix} x_R \\ y_R \\ z_R \\ 1 \end{pmatrix} = {}^R\mathbf{T}_T {}^T\mathbf{T}_D {}^D\mathbf{T}_F \begin{pmatrix} u \\ v \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (4)$$

donde  ${}^R\mathbf{T}_T$ ,  ${}^T\mathbf{T}_D$ , y  ${}^D\mathbf{T}_F$  son las transformaciones de rastreador a dispositivo, de dispositivo a rastreador y de cuadro a dispositivo, respectivamente. La calibración de la sonda se refiere a la determinación de  ${}^D\mathbf{T}_F$ , que incluye dos parámetros de escala  $s_x$  y  $s_y$ , tres parámetros de traslación y tres de rotación. Estas son las incógnitas que deben resolverse para la calibración de la sonda.

En un sistema de coordenadas particular, cada matriz de transformación (excepto la parte de escala de  ${}^D\mathbf{T}_F$ ) puede expresarse en términos de tres variables de rotación ( $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ) y tres variables de traducción ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$ ) por

$$T(\Delta x, \Delta y, \Delta z, \alpha, \beta, \gamma) = \begin{pmatrix} \cos \alpha \cos \beta & \cos \alpha \cos \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \gamma & \cos \alpha \sin \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \gamma & \Delta x \\ \sin \alpha \cos \beta & \sin \alpha \cos \beta \sin \gamma + \cos \alpha \cos \gamma & \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma - \cos \alpha \sin \gamma & \Delta y \\ -\sin \beta & \cos \beta \sin \gamma & \cos \beta \cos \gamma & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (5)$$

Un conjunto de tres ecuaciones no lineales independientes se obtiene multiplicando todas las matrices de transformación en la Ecuación (4) en la secuencia. La segunda y tercera filas se usan porque no se conoce la intersección del plano de obtención de imágenes con el cable a lo largo de la dirección  $x_R$ . Por lo tanto se determinan dos ecuaciones por cable identificado. Todas las matrices se conocen excepto la matriz de cuadro a dispositivo, la cual tiene ocho parámetros desconocidos. Al adquirir una serie de imágenes de ultrasonido de los cables desde diferentes orientaciones, puede definirse un número suficiente de ecuaciones para resolver los parámetros desconocidos. Se determinan más ecuaciones que incógnitas, lo cual significa que el problema se especifica excesivamente. Este puede resolverse mediante el uso de métodos numéricos para resolver de manera óptima conjuntos de ecuaciones no lineales, como el algoritmo de Levenberg-Marquardt. Las no linealidades surgen de las funciones trigonométricas en las matrices de transformación.

Las ecuaciones no lineales resultantes pueden resolverse directamente. Sin embargo, un enfoque diferente se basa en identidades geométricas para resolver el problema linealmente hasta cierto punto, y luego trata las no linealidades por separado. La ventaja de este enfoque es que proporciona un mayor control sobre la solución (en lugar de permitir que un optimizador encuentre una solución "óptima").

Debido a que los cables son principalmente visibles bajo ultrasonido a través de la reflexión especular (reflejada), el uso de cables como elementos incrustados dentro del espectro requiere que las imágenes se adquieran de la incidencia casi normal. Con referencia a la Figura 4(a), la reflexión especular se refiere a los ecos altos recibidos de las ondas de sonido 405 emitidas por el dispositivo de ultrasonido 200 al entrar en contacto con el cable 410. Como se muestra en la Figura 4(b), sin embargo, el ángulo de incidencia 420 de un haz ultrasónico 425 que no es normal en el cable 410 es mayor que cero, y por lo tanto el eco 430 no se detecta por el dispositivo de ultrasonido. Como un resultado, la imagen no contiene una representación del cable 410. Para compensar, la obtención de imágenes desde múltiples lados ("ventanas laterales") del espectro es necesario obtener imágenes independientes suficientes y asegurar que las imágenes contengan representaciones de los cables, que aumentan la complejidad del espectro (por ejemplo, la incorporación de una o más ventanas laterales) y la cantidad de tiempo requerido para la calibración.

Con referencia a las Figuras 4(c) y 4(d), en una modalidad de la invención, los cables 410 se reemplazan por miembros alargados que, debido a su forma, tamaño, composición y/o características superficiales reflejan de manera detectable señales acústicas (por ejemplo, señales de ultrasonido que tienen una longitud de onda de aproximadamente 0,5 mm) independientemente del ángulo de incidencia de la señal con respecto a los miembros. Por ejemplo, las varillas cilíndricas 430 pueden colocarse dentro del cuerpo del espectro. Como las señales de ultrasonido se reflejan por las varillas cilíndricas 430 de manera difusa (en lugar de la característica de reflexiones especulares de los cables), las varillas 430 incrustadas dentro del espectro pueden verse al distinguir las señales de reflexión difusas procedentes de la varilla comparadas con las señales procedentes de sus alrededores, independientemente del ángulo en el que el dispositivo de ultrasonido se dirige al espectro. De esta manera, las ventanas laterales pueden eliminarse del espectro, y el número de imágenes requeridas, así como también se reduce la cantidad de tiempo requerido para calibrar el dispositivo. Como se ilustra en las Figuras 4(c) y 4(d), el reflejo de la varilla 430 puede detectarse desde cualquier ángulo de visión.

Aunque en la presente descripción se describen como varillas cilíndricas que tienen un diámetro de al menos 3 mm, son adecuados cualquier miembro alargado que tiene una forma de manera que las imágenes en sección transversal de los miembros son concéntricas independientemente del ángulo de sección y que tienen espesor suficiente para producir una reflexión detectable desde cualquier ángulo que corte a través del miembro. Como tal, el miembro alargado puede ser elíptico o cilíndrico o tener cualquier número de lados, siempre que se cumpla la condición anterior y pueda identificarse el punto central.

Con referencia a las Figuras 5A y 5B, pueden usarse múltiples direcciones de vista para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes mediante el uso de un espectro. La Figura 5A ilustra una modalidad posible de un espectro 500 que incluye una o más varillas alargadas descritas anteriormente cuando se usa para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes 200. El dispositivo de obtención de imágenes 200 se introduce en el espectro 500 al colocarlo en, sobre o cerca del espectro, de manera que las varillas 505 incrustadas dentro del espectro 500 son visibles en la imagen resultante 510. En tales imágenes 510, las varillas 505 aparecen como elipses 515. Los expertos en la técnica reconocerán que pueden usarse muchos métodos, manuales o automáticos, para determinar los centros de las varillas 505 mediante el uso de las elipses 515. A continuación se describe un método posible con mayor detalle.

Como una ilustración, la Figura 6 muestra dos imágenes de ultrasonido del mismo espectro que tienen cables y varillas incrustadas dentro de él. La imagen de la Figura 6(a) se adquiere con una incidencia normal, y por lo tanto pueden verse tanto las varillas 505 como los cables 605. Por el contrario, la Figura 6(b) ilustra una imagen adquirida en incidencia oblicua, y las varillas 505 permanecen visibles mientras que los cables (señalados como 605 en la Figura 6(a)) ya no se visualizan por la sonda de ultrasonido. Por lo tanto, mediante el uso de un espectro de acuerdo con la presente invención, existen menos restricciones impuestas al operador con respecto a los ángulos de obtención de imágenes (tanto en grado como en número) durante el proceso de calibración.

Como se describió anteriormente, el espectro de calibración se coloca en un lugar conocido con relación a un sistema de coordenadas de la sala y las imágenes del espectro se usan para calibrar las transformaciones requeridas. Se toman varios "cortes" de imagen diferentes del espectro de calibración, con la sonda colocada en diferentes ángulos de visión u orientaciones para facilitar la calibración. Las Figuras 7A y 7B ilustran un conjunto preferido de ángulos de visión que proporcionan una calibración precisa y rápida mediante el uso del espectro 500 de acuerdo con una modalidad de la invención. Para proporcionar una guía de referencia rápida para los operadores de manera que no tengan que estimar el posicionamiento correcto del dispositivo con respecto a los miembros incrustados, una placa superior 705, o "cargador", puede fijarse a la parte superior del espectro 500. El cargador 705 guía al usuario para identificar los ángulos de visión convenientes dirigiendo la posición de la sonda 200 a un área objetivo identificada del espectro 500. En algunos casos, las áreas objetivo pueden ser calcomanías u otras indicaciones gráficas en el cargador 705, mientras que en otras modalidades el cargador 705 incluye aberturas, ranuras y/o cavidades 710 que guían y confinan cómodamente la sonda en una ubicación y ángulo particular. En tales casos, el usuario coloca la sonda 200 en cada una o más de las ranuras 710 y adquiere las imágenes. Debido a que se usan múltiples imágenes del espectro 500 para calibrar la sonda 200, y ángulos diferentes pueden proporcionar mejores imágenes para la calibración, un cargador 705 fijado a la parte superior del espectro 500 que guía al usuario en la elección de un conjunto de los "mejores" ángulos predeterminados mejora la precisión de la calibración y la velocidad.

En una modalidad, la carcasa del espectro puede hacerse, por ejemplo, de PLEXIGLASS y el interior puede hacerse de ZERDINE, un material que se fabrica para tener las mismas propiedades ultrasónicas que el tejido, de manera que la velocidad del sonido que viaja a través del espectro es de aproximadamente 1540 m/s. Las varillas pueden hacerse de prácticamente cualquier material que refleje señales de ultrasonido. En una modalidad particular, las varillas también se hacen de ZERDINE, sin embargo, tienen diferentes características de atenuación para proporcionar contraste de imagen pero el mismo parámetro de velocidad de sonido que el resto del interior del espectro. En una modalidad, las dimensiones del espectro son 20 cm x 20 cm x 20 cm, y el espectro incluye seis varillas cilíndricas de 12 mm de diámetro cada una, como se muestra en la Figura. 7B. Sin embargo, el tamaño y número de varillas no es central para la invención, siempre que el diámetro de las varillas sea de manera que que las varillas permanezcan visibles en las imágenes adquiridas en incidencia oblicua a las varillas. El uso de dispositivos típicos de ultrasonido, un diámetro de 3 mm o más es generalmente suficiente para generar dispersiones adecuadas para facilitar la reflexión difusiva descrita anteriormente. En algunas modalidades, el espectro incluye una ventana acústica en la parte superior que tiene una estructura similar a un pozo (de manera que puede rellenarse con agua o algún otro fluido para mejorar el contacto ultrasónico entre el espectro y la sonda, por ejemplo), de esta manera permite que el haz de ultrasonido visualice directamente el interior del espectro. En algunas modalidades, las paredes del pozo pueden estar en ángulo para evitar reflexiones ultrasónicas no deseadas desde los lados del espectro.

Con referencia aún a la Figura 7A, una modalidad de un espectro 500 incluye tres ranuras 710a, 710b y 710c que se dirigen de forma normal a la superficie del espectro 500, pero las cuales se orientan 120 grados entre sí, y pueden incluir, en algunos casos, muescas para ayudar a fijar la sonda en cualquiera de las tres ranuras. Cuando se recibe en una de las ranuras 710, la sonda se alinearán con el espectro en cualquiera de las tres posiciones permitidas. Puede haber cualquier número de ranuras 710 y el grado de desplazamiento entre las ranuras no se limita de ninguna manera para permitir una flexibilidad máxima al colocar la sonda 200 en el espectro 500. Dos ranuras adicionales 710d y 710e se desplazan desde el centro del espectro 500, pero se inclinan de manera que apuntan hacia el centro del espectro. En

una modalidad particular, las ranuras 710d y 710e se ubican a una distancia  $dis$  de la línea central vertical 720 del espectro 500 y a una altura  $ht$  por encima de la línea central horizontal 730 del espectro 500. El grado preferido de inclinación se calcula como  $\tan^{-1}(ht/dis)$ , que proporciona de esta manera una inclinación de 45 grados cuando  $h = d$ . Dos ranuras adicionales 710f y 710g se ubican al lado del espectro y son paralelas al borde, y dirigidas hacia el centro del espectro 500. Estos ángulos de alineación proporcionan resultados de calibración convenientes porque cortan a través de los objetivos del espectro con suficientes vistas de imagen independientes para resolver las ecuaciones de calibración requeridas. El número de ranuras y, por lo tanto, las posiciones disponibles de las cuales obtener imágenes pueden aumentarse o disminuirse. Aunque se describen en la presente descripción ángulos de inclinación de 45 grados, puede usarse cualquier ángulo entre aproximadamente 15 y 75 grados con respecto al plano horizontal del cargador 705, siempre que las estructuras del espectro (es decir, las varillas) sean visibles. Las posiciones y los ángulos de las ranuras pueden cambiarse, pero los descritos anteriormente dan resultados precisos, encajan en un espectro de calibración de tamaño conveniente; y mantienen el número de imágenes requeridas bajo para la calibración rápida y fácil del sistema.

La Figura 8 ilustra otra modalidad de la invención donde el cargador 705 incluye un centro giratorio 805 y uno o más brazos extraíbles 810. La sonda 200 puede insertarse en el centro giratorio 805, y las imágenes pueden adquirirse en varios ángulos de rotación (donde el eje de rotación pasa a través de la sonda 200 para obtener escaneos independientes). El centro giratorio 805 puede tener un número fijo de "puntos de ajuste" para asegurar que el usuario pueda visualizar mediante el uso de los mismos ángulos desde la calibración a calibración. Como se ilustra, los puntos de ajuste se indexan mediante el uso de muescas magnéticas 815 en el centro giratorio 805, pero en otras modalidades la rotación puede indexarse mediante pasadores, muescas no magnéticas, imanes u otros dispositivos que proporcionan puntos de ajuste permitidos a lo largo de la zona de rotación del centro 805. En una modalidad, se usan tres puntos de ajuste, con el segundo punto de ajuste que se desplaza 45 grados en el sentido de las manecillas del reloj desde el primero, y el tercer punto de ajuste que se desplaza 45 grados en sentido contrario a las manecillas del reloj desde el primero. En lugar de, o además del centro giratorio 805, pueden usarse uno o más brazos extraíbles 810 para fijar la sonda 200 al espectro 500 y girar la sonda 200 alrededor de un eje del brazo 810, que permite de esta manera que el brazo 810 apunte a la sonda 200 en varios ángulos independientes. El brazo puede colocarse en varios receptáculos 820 dispuestos alrededor del espectro 500 y del cargador 705, y la sonda 200 fijada al mismo mediante el uso de, por ejemplo, un accesorio extraíble 825 unido a la sonda 200. En algunas modalidades, puede usarse un único brazo 810 en receptáculos múltiples 820 y los brazos múltiples 810 pueden adaptarse para sostener la sonda en ángulos variables con respecto al espectro 500, al cargador 705 y las varillas incrustadas en el mismo.

#### Determinación de los centros de las varillas

Como se describió anteriormente, una vez obtenidas las imágenes de las varillas dentro del espectro, se determinan los centros de las varillas con el propósito de asociar correctamente el sistema de coordenadas de la imagen con el sistema de coordenadas del dispositivo y de esta manera encontrar la transformación del cuadro al dispositivo óptima dados los centros de las varillas y sus posiciones conocidas en el espacio tridimensional. Un método tal para determinar los centros de las varillas se describe a continuación con referencia a las Figuras 9, 10 y 11.

Se obtiene una o más imágenes de ultrasonido que contienen representaciones de las varillas cilíndricas encerradas en un espectro. En estas imágenes, las varillas se representan como círculos negros o elipses, en dependencia de los ángulos desde los cuales se tomaron las imágenes. El eje  $x$  corresponde al ancho de la imagen, el eje  $y$  a la altura de la imagen y se define el origen  $(0, 0)$  como la esquina superior izquierda de la imagen. Una adivinación inicial  $(Gx_i, Gy_i)$  de la posición de la varilla  $i$  dentro de la imagen de ultrasonido y el diámetro  $d$  de las varillas se usan para producir el punto central  $(x_i, y_i)$  de cada varilla  $i$  dentro de la imagen de ultrasonido.

A partir de  $(Gx_i, Gy_i)$ , el método escanea una forma de varilla al pasar sobre un cuadrado girado 905 como se ve en la Figura. 9A. Debido a que la representación de la varilla dentro de la imagen es negra, la suma de las intensidades de los píxeles que solapan al cuadrado girado 905 puede calcularse, y la ubicación donde el cuadrado girado encaja mejor dentro de una varilla 910 es donde la suma de las intensidades de los píxeles está en un mínimo. El centro de convolución  $(Cx_i, Cy_i)$  se encuentra para cada varilla  $i$ .

La imagen de ultrasonido puede suavizarse mediante el uso de una técnica de suavizado que pasa sobre la imagen de entrada de un núcleo promedio de  $3 \times 3$ , donde el píxel central dentro del núcleo se reemplaza por los valores de intensidad promedio de sus vecinos.

A partir de  $(Cx_i, Cy_i)$ , el método encuentra los bordes superior e inferior de la varilla 910 en la cual  $(Cx_i, Cy_i)$  se encuentra dentro como se ve en la Figura. 9B. Esto se logra al tomar la primera derivada a lo largo del eje  $y$  arriba y abajo  $(Cx_i, Cy_i)$ , así como también para  $d$  puntos a la izquierda y a la derecha de  $(Cx_i, Cy_i)$ . El borde de la varilla se define como donde se detecta la mayor diferencia y se determina un conjunto de puntos del borde superior 915 y puntos del borde inferior 920.

Cuando no se detecta una derivada máxima (por ejemplo, si la línea derivada se encuentra fuera de la varilla), la ubicación de los píxeles se da como  $(0, 0)$ . Si esto ocurre en sólo un conjunto de los puntos del borde, existe un número

diferente de puntos del borde superiores e inferiores detectados. Para que el número de puntos del borde superior sea igual al número de puntos del borde inferior, se eliminan los puntos (0, 0) y también se eliminan los puntos correspondientes en el conjunto opuesto de puntos, que resulta en dos conjuntos de igual tamaño  $n$ .

Antes de usar los puntos del borde detectados en el algoritmo de la elipse mejor ajustado que se describe a continuación, las distancias entre pares opuestos de puntos del borde se calculan para minimizar la probabilidad de que los puntos detectados sean ruido de imagen (valores atípicos) y para maximizar la probabilidad de que la geometría de los puntos detectados sea un círculo o un elipse. Las Figuras 10A y 10B ilustran un método para determinar tales distancias al calcular la distancia desde cada punto superior 1005a - 1005e a cada punto inferior 1010a - 1010e, y calcular un valor de distancia promedio y para cada conjunto de puntos. Si una distancia entre puntos opuestos está por encima o por debajo de un umbral (la distancia de diámetro real  $d$ , por ejemplo), el punto que está demasiado lejos del valor promedio y del conjunto de los puntos a los cuales pertenece (conjunto superior 1005 o conjunto inferior 1010) se sustituye por ese valor y, acercándolo al borde de la varilla. Con referencia a la Figura 10A por ejemplo, la distancia entre el punto superior 1015 y el punto inferior 1010d es demasiado grande y por lo tanto, el punto superior 1015 se colocará en el valor promedio y para el conjunto superior, es decir, en el punto 1005d. La Figura 10B ilustra otro ejemplo posible donde los primeros (o últimos) puntos del borde de un conjunto no están en el borde. Para que la geometría del conjunto de puntos se ajuste más estrechamente a un círculo o a una elipse, estos puntos se fuerzan para tener el mayor (borde superior) o más pequeño (borde inferior) de un conjunto de valores de  $y$  dentro del conjunto de puntos detectados correspondiente. De esta manera, 1020 y 1025 en la Figura 10B se sustituyen por los puntos 1030 y 1035, respectivamente.

Con referencia a las Figuras 11A y 11B, que usan el conjunto de puntos positivos (x,y) determinados anteriormente para los bordes superior e inferior de la varilla, puede determinarse la elipse que mejor se ajuste a través de esos puntos. En general, la función de la elipse puede definirse como:

$$x = x_c + p \cdot \cos(\alpha) \cdot \cos(x_i) + q \cdot \sin(\alpha) \cdot \sin(x_i)$$

$$y = y_c - p \cdot \sin(\alpha) \cdot \cos(x_i) + q \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(x_i)$$

y las cónicas en forma general pueden definirse como:

$$f(x, y) = \begin{pmatrix} x & y & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a & b & d \\ b & c & e \\ d & e & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

de manera que si  $s = b^2 - ac > 0$  entonces  $f(x, y)$  es una elipse. El centro de la elipse se da como:

$$x_c = \frac{be - cd}{ac - b^2} \quad (7)$$

$$y_c = \frac{bd - ae}{ac - b^2} \quad (8)$$

y los ejes de la elipse se dan como:

$$p = \sqrt{\frac{\det(A)}{s \cdot a_s}} \quad (9)$$

$$q = \sqrt{\frac{\det(A)}{s \cdot b_s}} \quad (10)$$

donde

$$a_s = \frac{1}{2} \left( a + c + \sqrt{(a-c)^2 + 4b^2} \right) \quad (11)$$

$$y \quad b_s = \frac{1}{2} \left( a + c - \sqrt{(a-c)^2 + 4b^2} \right) \quad (12)$$

El ángulo de rotación de la elipse puede entonces describirse por:

$$x_i = \frac{\pi}{2} \quad (13)$$

donde

$$x_i = \frac{a}{2} \tan \left( \frac{2b}{a-c} \right) \text{ si } b \neq c \quad (14).$$

Este enfoque devuelve una elipse definida por su punto central  $(x_i, y_i)$  para los puntos del borde de la varilla  $i$ , las coordenadas de los ejes menor y mayor de la elipse, y el ángulo  $x_i$  de la elipse. El ángulo  $x_i$  es el ángulo entre el eje  $x$  y los ejes semimayores de la elipse 1105 y 1110. La solución proporciona dos resultados, uno que tiene un ángulo positivo  $x_i$  y otro con un ángulo negativo  $x_i$ . Cuando es positiva, la elipse se ubica en el primer cuadrante I 1115 del sistema de coordenadas de la imagen bidimensional y en el cuarto cuadrante IV 1120 cuando es negativa.

El enfoque anterior describe un método para encontrar los centros de las elipses definidas por las imágenes de las varillas. Otros métodos pueden, por ejemplo, usar estrategias de segmentación tales como conjuntos de niveles o contornos activos para encontrar los contornos de las varillas y calcular el centroide de los contornos para encontrar sus respectivos centros.

Una vez conocidos los centros de las varillas, se usan para encontrar la transformación de la imagen al dispositivo mediante el uso de una técnica de optimización no lineal tal como el método descrito anteriormente con respecto al espectro basado en cable (es decir, la Ecuación 4). Otro enfoque para encontrar la transformación óptima incluye las etapas de encontrar tres puntos en un plano de la imagen y un cuarto punto en un segundo plano de la imagen, calcular los parámetros de escala, rotación y traducción mediante el uso de los cuatro puntos de fórmulas analíticas, repetir los pasos anteriores para un cierto número de conjuntos de cuatro puntos y calcular la transformación que minimiza el error máximo (o en algunos casos el promedio) dentro de los conjuntos de puntos mediante el uso de las coordenadas de la sala y la imagen.

Transformación de datos de píxeles en el sistema de coordenadas de la sala

Una vez que se han realizado las calibraciones de la sonda y de la sala, se determinan las transformaciones del cuadro al dispositivo y del rastreador a la sala. Para una imagen dada adquirida durante un escaneo de la sonda, los píxeles pueden convertirse en coordenadas de la sala mediante el uso de la Ecuación (4) anterior. Al asignar coordenadas tridimensionales a los píxeles en cada imagen, las ubicaciones de píxeles pueden convertirse en vóxeles dentro de un conjunto de datos de ultrasonido tridimensional puede generarse expresado en las coordenadas de la sala de simulación o salas de tratamiento.

En algunas modalidades, el sistema de ultrasonidos puede ser capaz de cambiar la profundidad de imagen, la cual a su vez puede cambiar la escala de píxeles, así como también la definición del sistema de coordenadas del cuadro. Los métodos descritos anteriormente contemplan la calibración a una profundidad dada, lo cual puede no ser apropiado si se cambia la profundidad de la imagen. Para dirigir el cambio de la profundidad de la imagen, el número de profundidades que el usuario puede emplear puede limitarse, y puede realizarse un procedimiento de calibración de la sonda diferente para cada profundidad. Otra solución contempla realizar la calibración con una profundidad de referencia única y escalar los parámetros de escala de los píxeles y las transformaciones del cuadro a la sonda en consecuencia cada vez que se cambia la profundidad. Por ejemplo, supongamos que la matriz  $M_0$  (escala) y la matriz  $M_1$  (parte no escalable de la transformación del cuadro al dispositivo) se calibran a una profundidad de referencia  $d_{ref}$ , cuyos valores son:

$$M_{0,ref} = \begin{bmatrix} s_{x,ref} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_{y,ref} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad M_{1,ref} = \begin{bmatrix} R_{ref} & T_{ref} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

donde  $R_{ref}$  es la matriz de rotación  $3 \times 3$  y  $T_{ref}$  es la matriz de traducción  $1 \times 3$  para  $M_1$ . Las profundidades de la imagen se definen desde la superficie de la sonda hasta la parte inferior de la imagen. Para calcular las matrices  $M_0$  y  $M_1$  en otras profundidades, pueden usarse las siguientes ecuaciones:

$$M_0 = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad M_1 = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

donde

$$s_x = \frac{d + P}{d_{ref} + P_{ref}} s_{x,ref}, \quad (17)$$

$$s_y = \frac{d + P}{d_{ref} + P_{ref}} s_{y,ref}, \quad (18)$$

$$R = R_{ref}, \quad (19)$$

y

$$T = T_{ref} - R_{ref} \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \\ 0 \end{pmatrix} \quad (20)$$

donde

$$\Delta x = (s_x - s_{x,ref}) \frac{N}{2} \quad (21)$$

y

$$\Delta y = P \cdot s_y - P_{ref} \cdot s_{y,ref} \quad (22)$$

y  $N$  es el número de píxeles en el ancho de la imagen.  $P$  y  $P_{ref}$  se refieren a las distancias entre la parte superior de la imagen y el píxel correspondiente al borde de la sonda en las imágenes actuales de profundidad y de referencia.

La Figura 12 ilustra una modalidad del aparato 1200 para realizar los métodos descritos anteriormente. El aparato 1200 incluye un registro 1210 que recibe datos de la imagen desde el dispositivo de obtención de imágenes 200 (tal como el dispositivo de ultrasonido portátil descrito anteriormente) mediante un cordón o cable 1205, o en algunas modalidades a través de comunicaciones inalámbricas. El aparato también incluye 1200 un procesador 1215 que, basado en las imágenes y diversos sistemas de coordenadas (sala, rastreador, dispositivo y cuadro), usa los métodos descritos anteriormente para calibrar el dispositivo de obtención de imágenes en el sistema de coordenadas de la sala.

En diversas modalidades, el procesador 1215 puede proporcionarse como software, hardware o sus combinaciones. Por ejemplo, el aparato 1200 puede implementarse en uno o más ordenadores de tipo servidor, tal como un PC que tiene una placa CPU que contiene uno o más procesadores tales como la familia de procesadores Pentium o Celeron fabricados por Intel Corporation de Santa Clara, California, la familia de procesadores 680x0 y POWER PC fabricados por Motorola Corporation de Schaumburg, Illinois, la línea Alpha de procesadores fabricados por Compaq Corporation de Houston, Texas, y/o la línea ATHLON de procesadores fabricados por Advanced Micro Devices, Inc., De Sunnyvale, California. El procesador 1215 también puede incluir una unidad de memoria principal para almacenar programas y/o datos con relación a los métodos descritos anteriormente. La memoria puede incluir memoria de acceso aleatorio (RAM), memoria de sólo lectura (ROM) y/o memoria FLASH que reside en hardware comúnmente disponible, tal como uno o más circuitos integrados específicos de aplicación (ASIC), matrices de puerta programables de campo (FPGA), memorias programables de sólo lectura (EEPROM), memorias programables de sólo lectura (PROM), dispositivos lógicos programables (PLD) o dispositivos de memoria de sólo lectura (ROM). En algunas modalidades, los programas pueden proporcionarse mediante el uso de RAM externa y/o ROM tales como discos ópticos, discos magnéticos, así como también otros dispositivos de almacenamiento comunes.

Para las modalidades en las que la invención se proporciona como un programa de software, el programa puede escribirse en cualquiera de una serie de lenguajes de alto nivel tales como FORTRAN, PASCAL, JAVA, C, C++, C#, LISP, PERL, BASIC o cualquier lenguaje de programación adecuado. Además, el software podría ser implementado en un lenguaje de ensamblaje y/o lenguaje de máquina dirigido al microprocesador residente en un dispositivo de destino.

Se verá por lo tanto que lo anterior representa un método mejorado y unos aparatos de soporte para calibrar dispositivos de obtención de imágenes. Adicionalmente, los términos y expresiones empleados en la presente descripción se usan como términos de descripción y no de limitación, y no existe una intención en el uso de tales términos y expresiones, de excluir cualquier equivalente de las características mostradas y descritas o porciones de estas, sino que se reconoce que son posibles varias modificaciones dentro del alcance de la invención que se reivindica. Por otra parte, aunque el texto y los dibujos mencionados anteriormente contienen encabezados de títulos, debe entenderse que estos títulos y encabezados no pretenden limitar la presente invención, sino que sirven meramente como títulos y encabezados de conveniencia.

Reivindicaciones

1. Un método para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200) para un sistema de coordenadas de referencia, el método comprende:  
5 ubicar una pluralidad de varillas cilíndricas alargadas (505) en posiciones fijas dentro de una carcasa, las varillas tienen posiciones conocidas con respecto a un sistema de coordenadas de referencia (115), las varillas tienen un tamaño, forma, composición y/o características superficiales que causan reflexión difusa de una señal de ultrasonido independientemente del ángulo de incidencia de la señal con respecto a las varillas;  
10 obtener una pluralidad de imágenes en sección transversal (510) tomadas desde diferentes direcciones con respecto a las varillas, las imágenes en sección transversal comprenden representaciones en sección transversal (515) de las varillas; y  
15 calibrar el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido en el sistema de coordenadas de referencia mediante (i) determinar los centros de las representaciones en sección transversal de las varillas dentro de las imágenes en sección transversal y (ii) relacionar las coordenadas de las varillas con el sistema de coordenadas de referencia basado en los centros determinados de las varillas.
2. El método de la reivindicación 1, en donde las varillas (505) tienen un diámetro de al menos aproximadamente 3 mm, o aproximadamente 12 mm.
- 20 3. El método de la reivindicación 1, en donde el sistema de coordenadas de referencia (115) es un sistema de coordenadas de referencia tridimensional.
4. El método de la reivindicación 3, en donde el sistema de coordenadas de referencia tridimensional se define por una serie de láseres (120) dispuestos alrededor de una sala (100).
- 25 5. El método de la reivindicación 3, en donde el sistema de coordenadas de referencia tridimensional se define por una orientación física de un dispositivo de tratamiento.
- 30 6. El método de la reivindicación 3, en donde el sistema de coordenadas de referencia tridimensional se define por una orientación física de un dispositivo de obtención de imágenes.
7. El método de la reivindicación 1, en donde la pluralidad de imágenes en sección transversal (510) son imágenes de ultrasonido bidimensionales.
- 35 8. El método de la reivindicación 7, en donde las imágenes de ultrasonido bidimensionales se toman desde diferentes ángulos con respecto a las varillas cilíndricas (505) para proporcionar mejores imágenes para la calibración.
9. El método de la reivindicación 8, en donde los ángulos son ortogonales a las varillas cilíndricas (505).
- 40 10. El método de la reivindicación 8, en donde los ángulos son oblicuos a las varillas cilíndricas (505).
11. El método de la reivindicación 1, en donde la etapa de calibración comprende relacionar la pluralidad de imágenes en sección transversal (510) con un sistema de coordenadas del dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200) y relacionar el sistema de coordenadas del dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido con el sistema de coordenadas de referencia (115).
- 45 12. El método de la reivindicación 1, que comprende además recalibrar el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200) para el sistema de coordenadas de referencia en respuesta a imágenes tomadas a una profundidad de imagen diferente de aquella de la pluralidad obtenida de imágenes en sección transversal (510).
- 50 13. El método de la reivindicación 1, en donde:  
la carcasa incluye además una pluralidad de marcadores (125) fijados sobre este en una configuración conocida, el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200) incluye además una pluralidad de herramientas de marcado (220), tales como emisores de infrarrojos, configuradas para rastrear por un dispositivo de rastreo (105) durante la obtención de las imágenes en sección transversal (510), y  
55 el método comprende además:  
determinar una primera transformación desde el dispositivo de rastreo para el sistema de coordenadas de referencia (115) basado en la posición y orientación de los marcadores de la carcasa;  
60 determinar una segunda transformación desde el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido al dispositivo de rastreo basado en el rastreo de la pluralidad de herramientas de marcado en el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido con el dispositivo de rastreo; y  
calibrar el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido basado adicionalmente en la primera transformación y la segunda transformación.
- 65

14. Un sistema para calibrar un dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200) en un sistema de coordenadas de referencia (115), el sistema comprende:  
un registro (1210) para recibir una pluralidad de imágenes en sección transversal (510) obtenidas a partir de una pluralidad de ubicaciones, las imágenes en sección transversal que comprenden representaciones en sección transversal (515) de una pluralidad de varillas cilíndricas alargadas (505), las varillas se ubican en posiciones fijas dentro de una carcasa y tienen posiciones conocidas con respecto a un sistema de coordenadas de referencia (115), y las varillas tienen un tamaño, forma, composición y/o características de la superficie que causan una reflexión difusa de una señal de ultrasonido sin importar el ángulo de incidencia de la señal con respecto a las varillas; y  
un procesador (1215), sensible a las imágenes de sección transversal, configurado para calibrar el dispositivo de obtención de imágenes (200) en el sistema de coordenadas de referencia (115) mediante (i) determinar los centros de las representaciones en sección transversal de las varillas (505) dentro de las imágenes en sección transversal y (ii) relacionar las coordenadas de las varillas con el sistema de coordenadas de referencia basado en los centros determinados de las varillas.
15. El sistema de acuerdo con la reivindicación 14, en donde las varillas (505) tienen un diámetro de al menos aproximadamente 3 mm o de aproximadamente 12 mm.
16. El sistema de acuerdo con la reivindicación 14, en donde el sistema de coordenadas de referencia (115) es un sistema de coordenadas de referencia tridimensional.
17. El sistema de acuerdo con la reivindicación 16, en donde el sistema de coordenadas de referencia tridimensional (115) se define por una serie de láseres (120) dispuestos alrededor de una sala (100).
18. El sistema de acuerdo con la reivindicación 16, en donde el sistema de coordenadas de referencia tridimensional se define por una orientación física de un dispositivo de tratamiento.
19. El sistema de acuerdo con la reivindicación 16, en donde el sistema de coordenadas de referencia tridimensional se define por una orientación física de un dispositivo de obtención de imágenes.
20. El sistema de acuerdo con la reivindicación 14, en donde la pluralidad de imágenes en sección transversal (510) son imágenes de ultrasonido bidimensionales.
21. El sistema de acuerdo con la reivindicación 14, en donde el procesador (1215) se configura además para recalibrar el dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200) en el sistema de coordenadas de referencia (115) en respuesta a un segundo conjunto de imágenes tomadas a una profundidad de imagen diferente de aquella de la pluralidad recibida de imágenes en sección transversal (510).
22. El sistema de acuerdo con la reivindicación 14, que comprende además una segunda carcasa en la carcasa, la segunda carcasa que tiene áreas objetivo para la colocación del dispositivo de obtención de imágenes por ultrasonido (200).
23. El sistema de acuerdo con la reivindicación 14, que comprende además un rastreador (105), fijado en una sala (100), el rastreador que se configura para rastrear la posición de al menos un marcador mediante el uso de un sistema de coordenadas de rastreo (110).

Figura 1

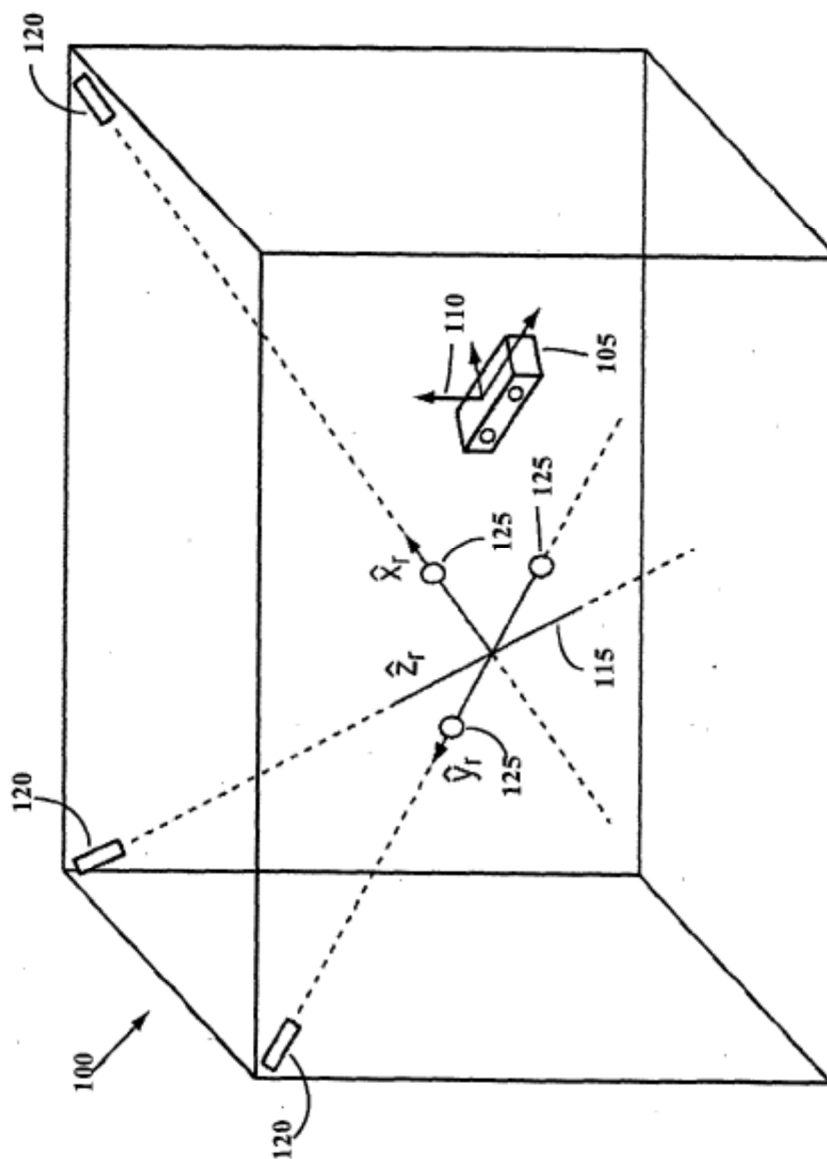


Figura 2

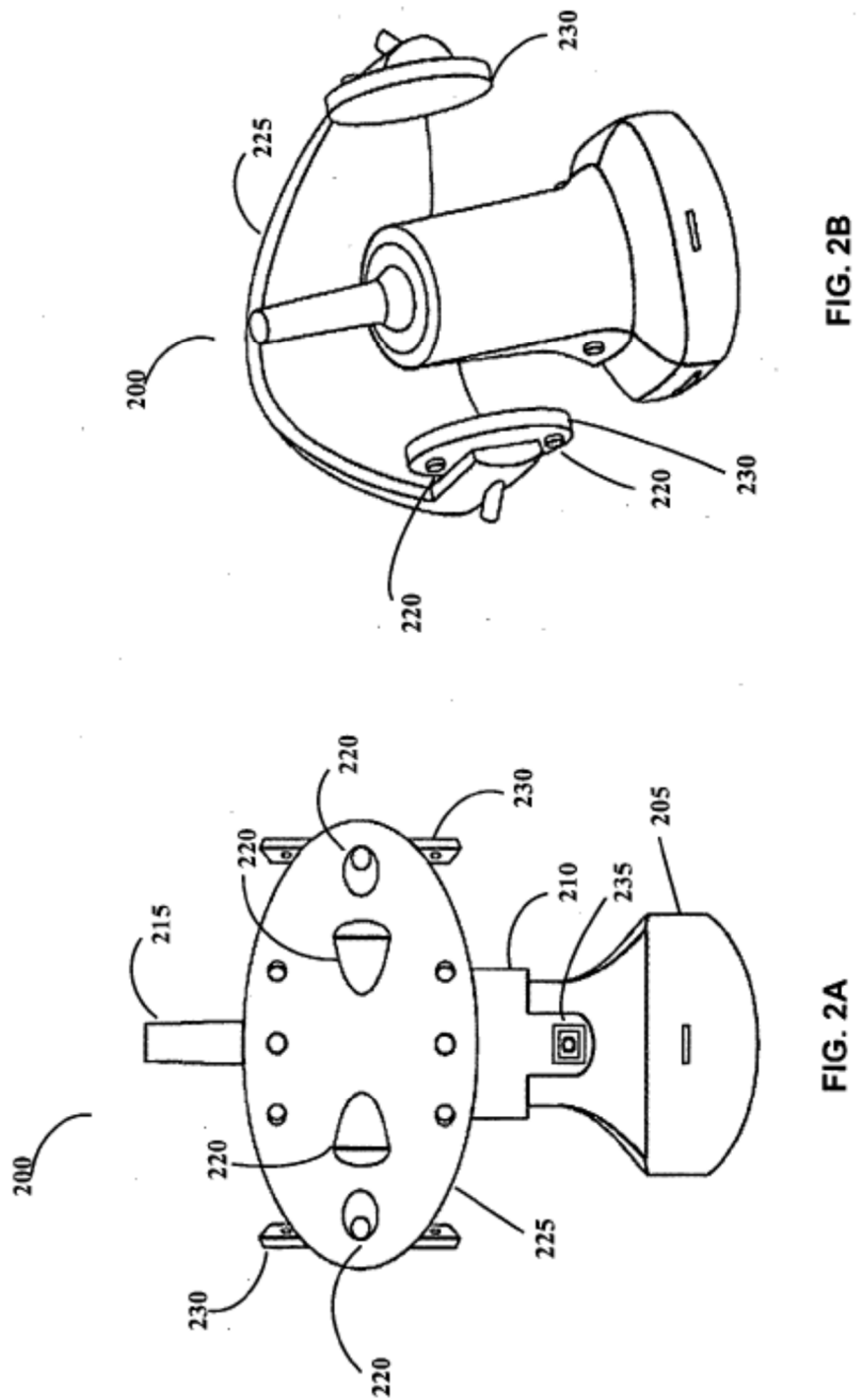


Figura 3

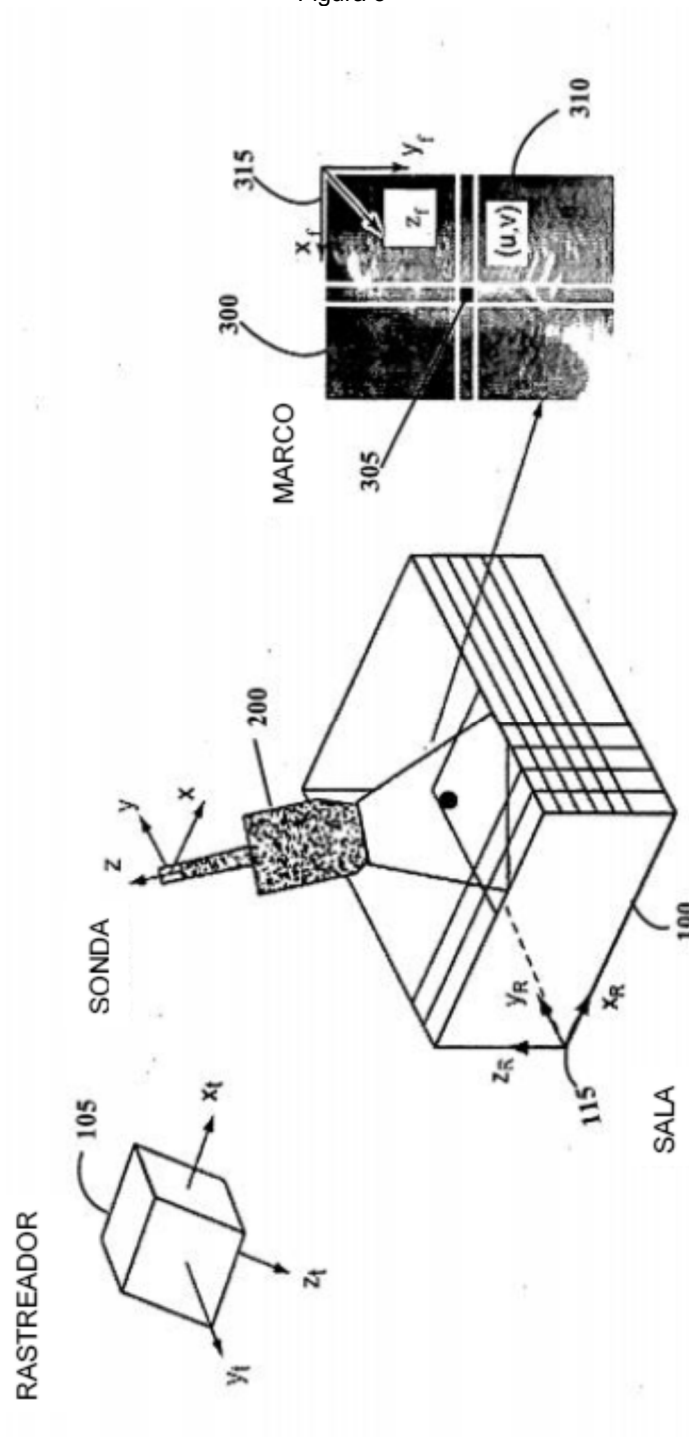


Figura 4

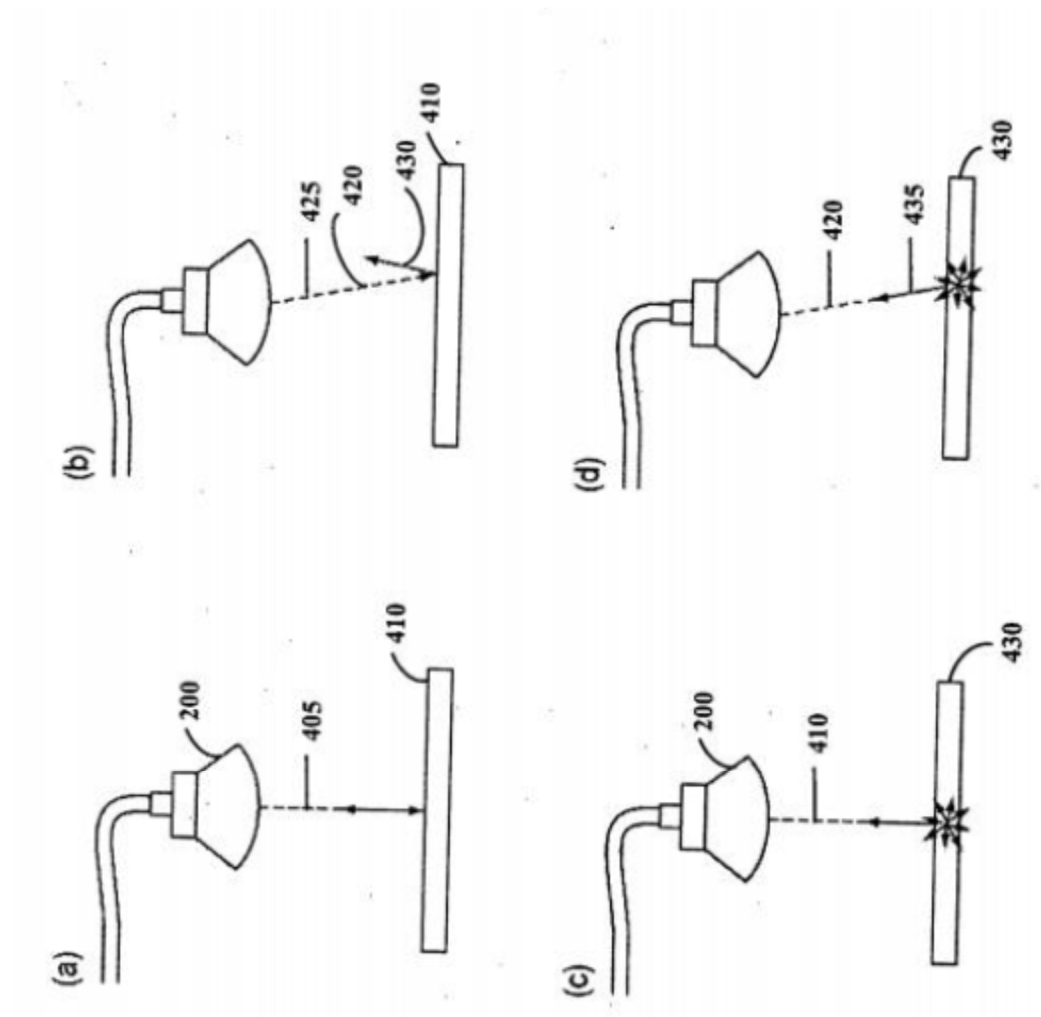


Figura 5

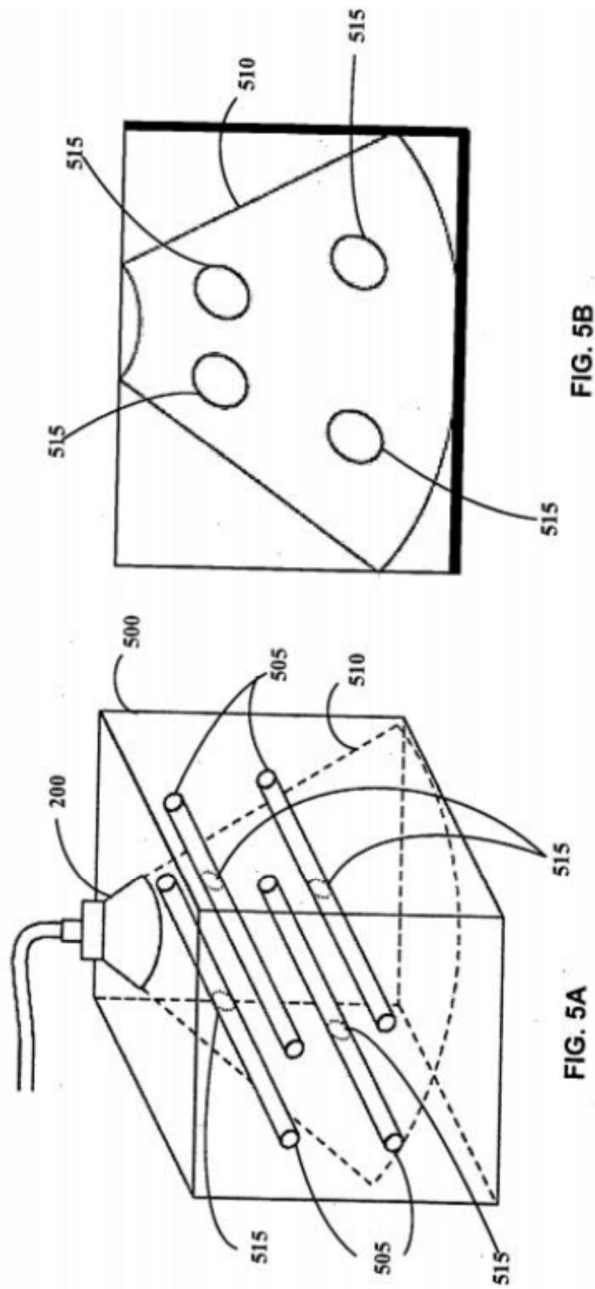


Figura 6

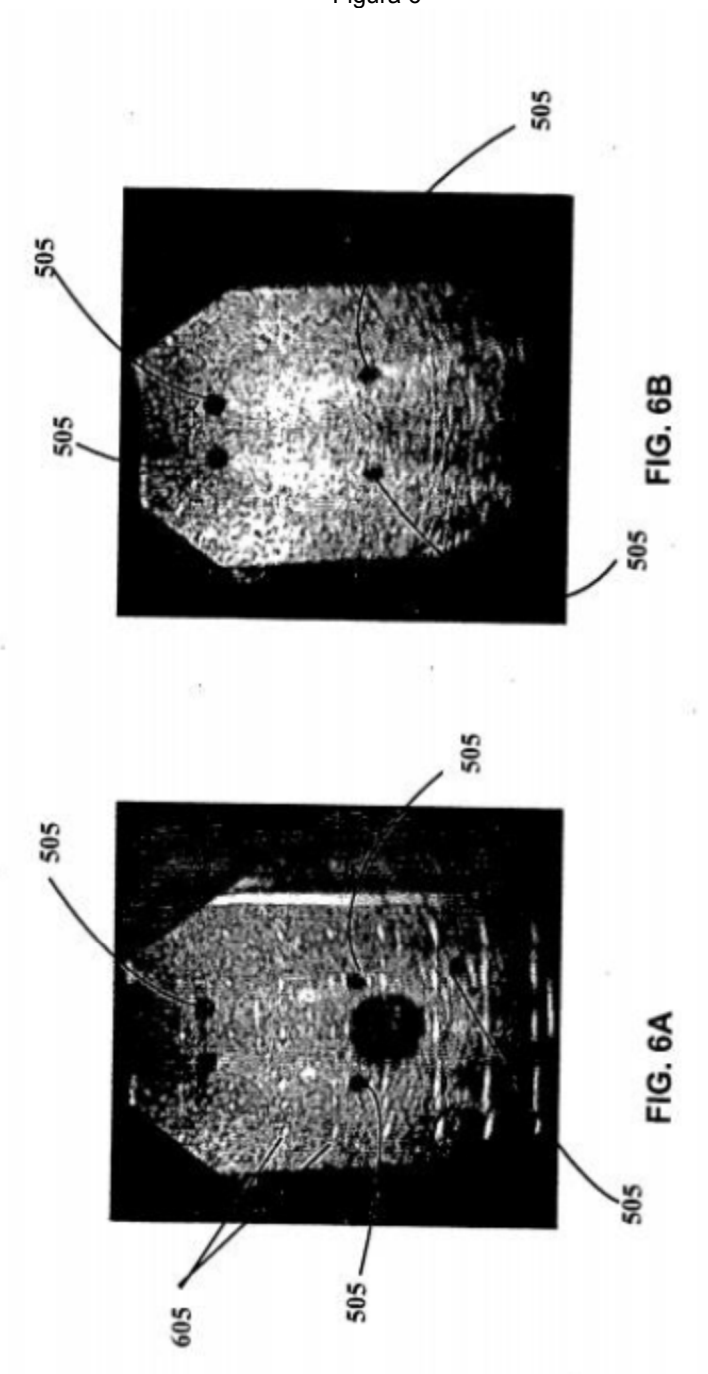


Figura 7

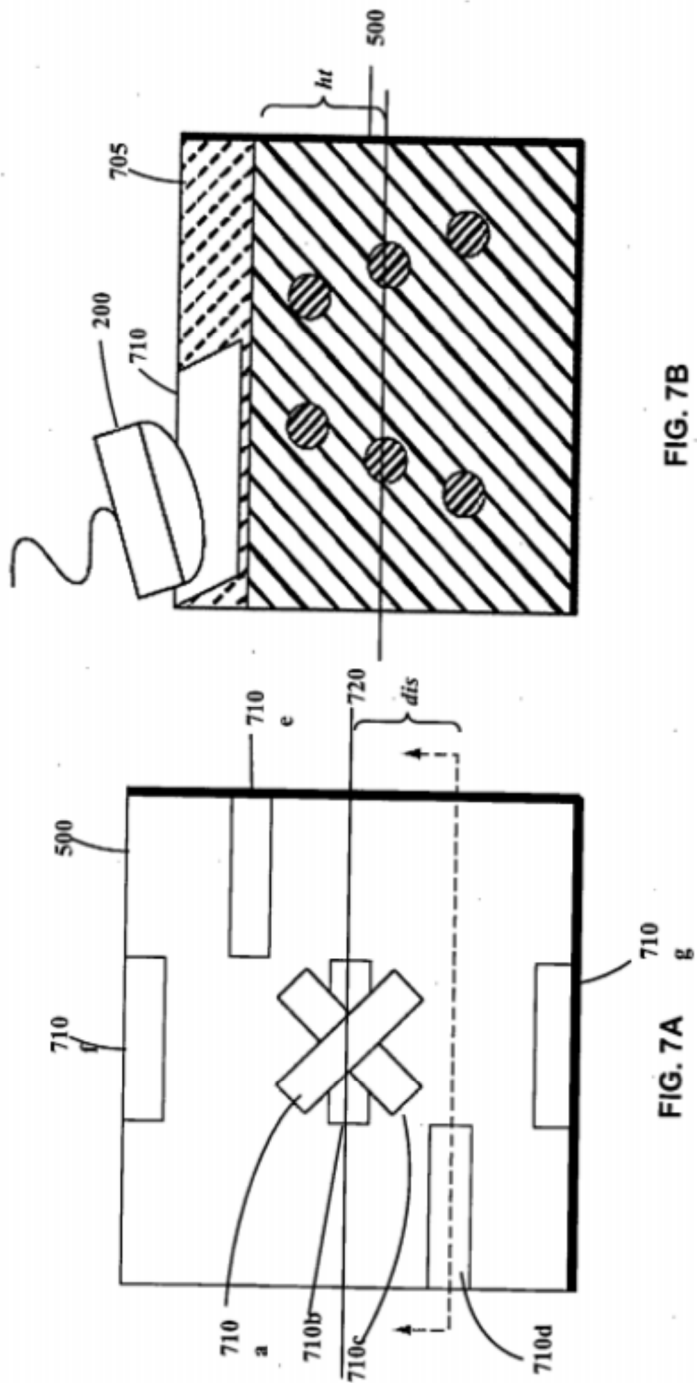


Figura 8

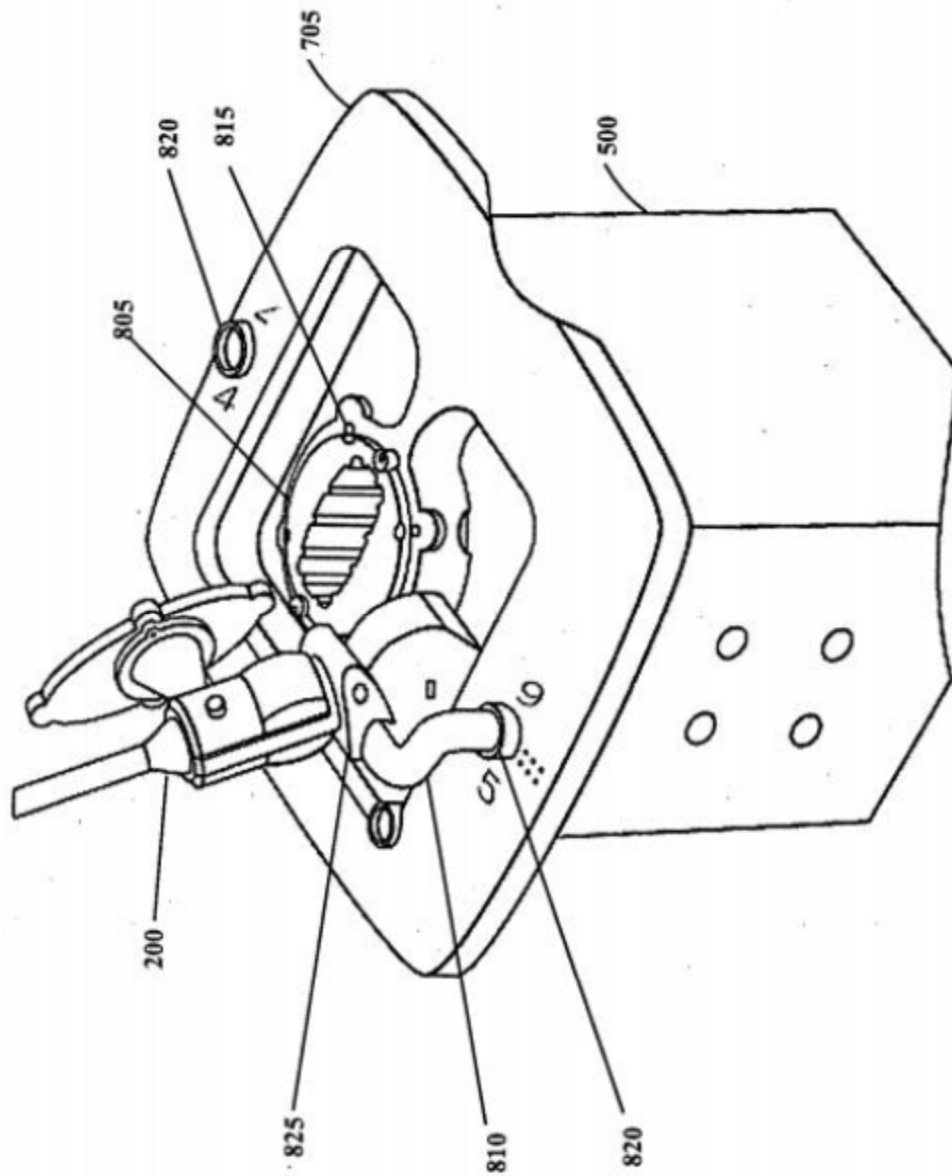


Figura 9

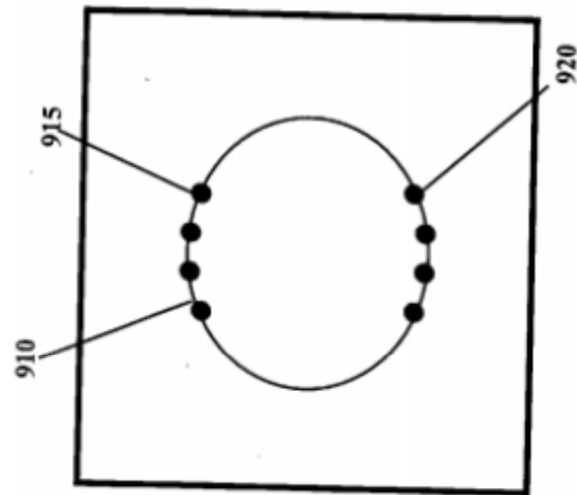


FIG. 9B

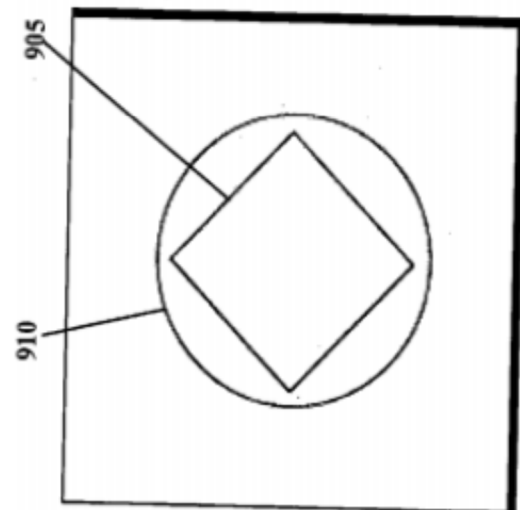


FIG. 9A

Figura 10

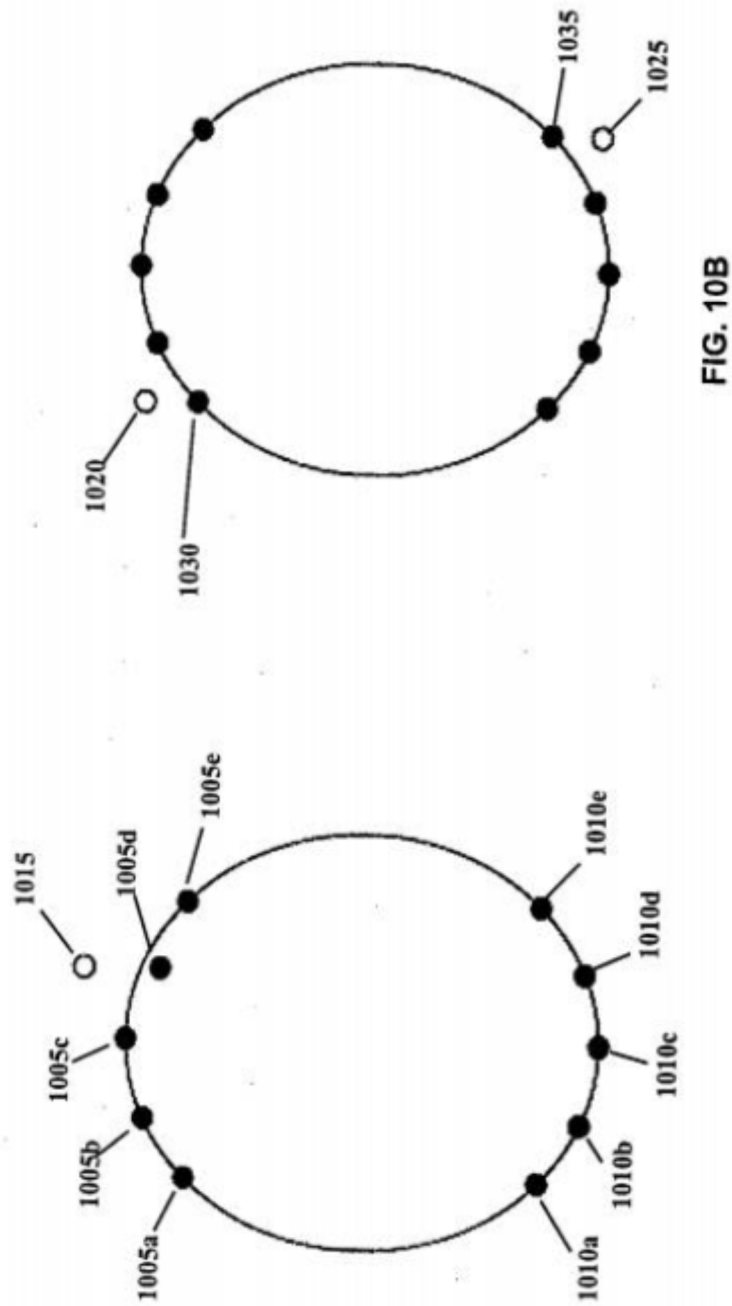


Figura 11

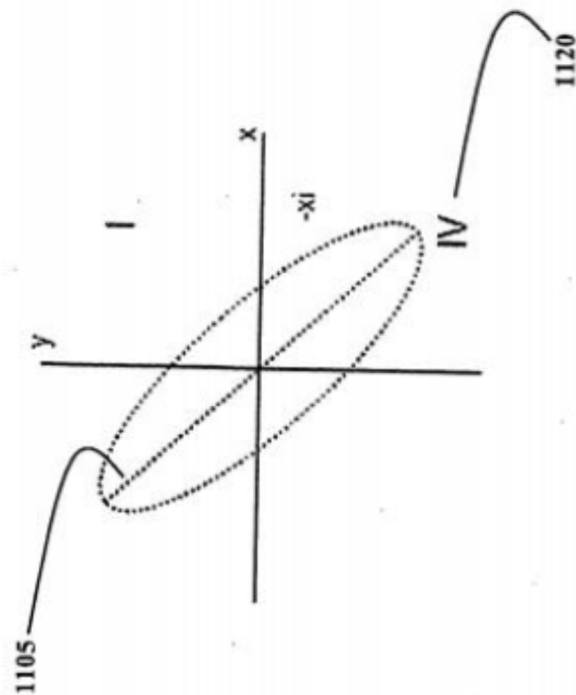
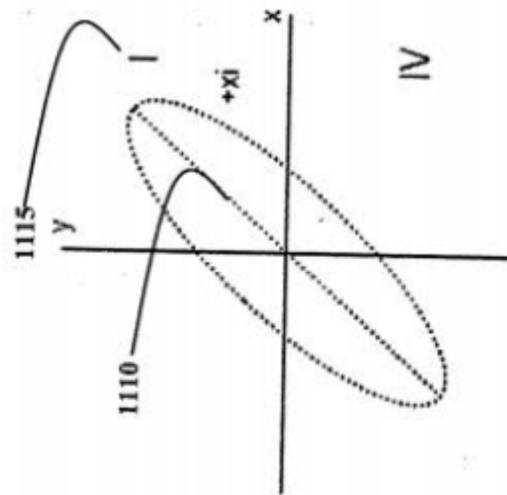


Figura 12

