

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 957 552**

51 Int. Cl.:

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/0522 (2011.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **23.11.2017** **PCT/US2017/063169**

87 Fecha y número de publicación internacional: **31.05.2018** **WO18098387**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **23.11.2017** **E 17873810 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.06.2023** **EP 3544513**

54 Título: **Uso de campo electromagnético para imágenes tomográficas de la cabeza**

30 Prioridad:

23.11.2016 US 201662426101 P

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

22.01.2024

73 Titular/es:

EMTENSOR GMBH (100.0%)
Tech Gate Tower Donau-City-Strasse 1
1220 Vienna, AT

72 Inventor/es:

SEMOV, SERGUEI Y.;
HAMIDIPOUR, ABOUZAR;
HOPFER, MARKUS y
BADENAS, RAMON PLANAS

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 2 957 552 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

Uso de campo electromagnético para imágenes tomográficas de la cabeza

Referencia cruzada a solicitudes relacionadas

Se hace referencia a las siguientes patentes, solicitudes de patente y publicaciones de solicitudes de patente:

- 5 (a) Patente de EE. UU. No. 9,414,749 a Semenov, concedida el 16 de agosto de 2016 y publicada previamente el 5 de junio de 2014 como la publicación de la solicitud de patente de EE. UU. No. 2014/0155740 A1, que tiene por objeto, al menos, proporcionar antecedentes e información técnica respecto de los sistemas y entornos de las invenciones de la presente solicitud de patente;
- 10 (b) Publicación Internacional No. WO 2017/066731 A1, que se publicó el 20 de abril de 2017 basada en la Solicitud de Patente Internacional No. de Serie PCT/US2016/57254 a Semenov, presentada el 16 de octubre de 2016 y titulada "ELECTROMAGNETIC INTERFERENCE PATTERN RECOGNITION TOMOGRAPHY", que pretende, al menos, proporcionar una explicación de las técnicas de reconocimiento de patrones y su aplicación a la tomografía electromagnética; y
- 15 (c) Publicación de la solicitud de patente de EE. UU. No. 2012/0010493 A1, que se publicó el 12 de enero de 2012, basada en la solicitud de patente de EE. UU. No. de serie 13/173,078 a Semenov, presentada en 30 de junio de 2011 y titulada "SYSTEMS AND METHODS OF ELECTROMAGNETIC TOMOGRAPHY (EMT) DIFFERENTIAL (DYNAMIC) FUSED IMAGING", que pretende proporcionar antecedentes e información técnica con respecto a la formación de imágenes 4D EMT.

Declaración de derechos de autor

- 20 Todo el material de este documento de patente está sujeto a la protección de derechos de autor según las leyes de derechos de autor de los Estados Unidos y otros países. El propietario de los derechos de autor no tiene objeción a la reproducción por facsímil del documento de patente o de la divulgación de la patente por cualquiera, tal como aparece en los registros gubernamentales oficiales, pero, por lo demás, se reservan todos los demás derechos de autor.

Antecedentes de la presente invención**25 Campo de la presente invención**

La presente invención se refiere en general a la tomografía electromagnética para obtener imágenes de una cabeza humana y, en particular, al uso de formulaciones mejoradas de medios coincidentes, circuitería de control de antena localizada, mediciones de datos simultáneos, calibración mejorada de campos EM y técnicas de normalización mejoradas en sistemas y métodos de tomografía electromagnética para obtener imágenes de una cabeza humana.

30 Antecedentes

- 35 La tomografía electromagnética (EMT) es una modalidad de formación de imágenes relativamente reciente con un gran potencial tanto para aplicaciones biomédicas como industriales. Las aplicaciones biomédicas incluyen, entre otras, la evaluación no invasiva de las condiciones funcionales y patológicas de los tejidos biológicos. Las aplicaciones industriales incluyen, entre otras, exploración de petróleo y gas, búsqueda y evaluación de minas y evaluación de flujo dentro de tuberías no metálicas. Usando EMT, los objetos como los tejidos biológicos se diferencian y, en consecuencia, se pueden obtener imágenes en función de las diferencias en las propiedades dieléctricas de dichos objetos. Se cree que la EMT tiene un alto potencial para aplicaciones biomédicas en base a la reciente demostración de la dependencia de las propiedades dieléctricas del tejido en las diversas afecciones funcionales y patológicas del tejido, como el contenido de sangre y oxígeno, isquemia e infarto, accidente cerebrovascular, neoplasias malignas, edema y otros.

Los sistemas y métodos de reconstrucción de imágenes EMT bidimensionales (2D), tridimensionales (3D) e incluso "cuatridimensionales" (4D) se han desarrollado durante la última década o más. Se ha demostrado la viabilidad de la tecnología para diversas aplicaciones biomédicas e industriales, por ejemplo, para la formación de imágenes cardíacas y formación de imágenes de extremidades.

- 45 Como en cualquier imagen tomográfica, el escenario clásico de formación de imágenes EMT consiste en ciclos de mediciones de señales complejas (por ejemplo: amplitud y fase), tal como están afectadas por la presencia de un objeto en estudio ubicado dentro de un llamado dominio de formación de imágenes, definido por una cámara de formación de imágenes, producida por una pluralidad de transmisores ubicados en diversos puntos alrededor del objeto y medidos en una pluralidad de receptores ubicados en varios puntos alrededor del objeto. Esto se ilustra en la Fig. 1, que es una ilustración esquemática simplificada de partes de un sistema de tomografía electromagnética (EMT).
- 50 Las ubicaciones de los transmisores y receptores pueden estar dentro del dominio de formación de imágenes, en el contorno del dominio de formación de imágenes o fuera del dominio de formación de imágenes. La matriz medida de señales EM puede luego ser utilizada por un sistema de procesamiento de datos en métodos de reconstrucción de imágenes para reconstruir la distribución 2D o 3D de las propiedades dieléctricas del objeto y, por lo tanto, una imagen

2D o 3D del objeto, que para aplicaciones biomédicas es típicamente un cuerpo humano o parte de un cuerpo humano, como una cabeza, un torso, un brazo o similar, pero también puede ser cualquier objeto sin protección metálica.

En general, es muy importante para la reconstrucción de imágenes describir con precisión una distribución de un campo EM dentro del dominio de formación de imágenes. La distribución de un campo EM dentro de una cámara de formación de imágenes es un fenómeno muy complejo, incluso cuando no hay ningún objeto de interés en su interior. El uso de campos EM para obtener imágenes dentro de un objeto fuertemente protegido (pero no protegido metálicamente) es un problema de incluso mayor complejidad. Un ejemplo de tal aplicación es la formación de imágenes del cerebro humano, pero se apreciará que otras aplicaciones de este tipo podrían incluir la formación de imágenes de cualquier tejido humano que esté protegido por una estructura ósea. La formación de imágenes EM del cerebro u otro tejido rodeado de hueso presenta un problema de alto contraste dieléctrico muy complicado. El desafío es reconstruir las propiedades ocultas de tejidos cerebrales profundos que están protegidos de manera efectiva por un escudo de alto contraste dieléctrico, que comprende el cráneo (con propiedades dieléctricas en un intervalo de $16 + j5$) y el líquido cefalorraquídeo (con propiedades dieléctricas en un intervalo de $60 + j30$).

La formación de imágenes EMT de objetos de alto contraste dieléctrico, incluidos los objetos biológicos, implica el problema de la llamada "tomografía de difracción". Aunque tal problema es difícil, se han desarrollado algoritmos matemáticos y sistemas correspondientes e implementaciones de software que demostraron ser muy fiables y entregaron imágenes de objetos de diferentes tamaños desde unos pocos centímetros en el corazón canino extirpado hasta un cuerpo de tamaño completo en casos vectoriales 2D, 3D y 3D. Sin embargo, tales desarrollos aún son menos que ideales cuando se obtienen imágenes dentro de objetos fuertemente protegidos.

Más recientemente, se introdujo el uso de un nuevo flujo de tomografía de reconocimiento de patrones de interferencia para generar una representación precisa de imágenes EMT de objetos que tienen una protección de alto contraste dieléctrico, como, entre otros, el cerebro humano. Sin embargo, el éxito de este flujo depende de mediciones exactas y precisas generadas y recibidas por la pluralidad de dispositivos de hardware EM utilizados cuando se obtienen imágenes dentro de objetos fuertemente protegidos, generalmente, pero no necesariamente, dispuestos en el aparato limitante. Se necesitan mejoras adicionales, que involucren hardware, software, o ambos, para generar y comunicar con exactitud y precisión las señales EM transmitidas y recibidas desde los dispositivos de hardware EM. Zheng Xu et al: "A multi-channel magnetic induction tomography measurement system for human brain model imaging"; "Physiological Measurement vol. 30, no. 6, junio de 2009, páginas S 175-S 186 (XP055201822), describe un sistema de tomografía conocido que utiliza tomografía de inducción magnética, en donde una corriente a través de una bobina de excitación produce un campo magnético que se transmite a un sensor o bobina de detección correspondiente e induce una corriente en dicha bobina.

Compendio de la presente invención

Algunas realizaciones ilustrativas de la presente invención pueden superar una o más de las desventajas anteriores y otras desventajas no descritas anteriormente, pero no se requiere que la presente invención supere ninguna desventaja particular descrita anteriormente, y algunas realizaciones ilustrativas de la presente invención pueden no superar ninguna de las desventajas descritas anteriormente. La invención es según la reivindicación 1.

Breve descripción de los dibujos

Otras características, realizaciones y ventajas de la presente descripción se harán evidentes a partir de la siguiente descripción detallada con referencia a los dibujos, en los que:

Fig. 1 es una ilustración esquemática simplificada de partes de un sistema de tomografía electromagnética (EMT);

Fig. 2 es un diagrama de bloques de un sistema de tomografía electromagnética (EMT) de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención;

Fig. 3 es una vista lateral del escáner tomográfico electromagnético de la Fig. 2;

Fig. 4A es una vista en perspectiva del escáner tomográfico electromagnético para la formación de imágenes de la cabeza de la Fig. 3;

Fig. 4B es una vista en perspectiva del escáner de la Fig. 4A mostrada con la cabeza colocada en el dominio de formación de imágenes de la cámara de formación de imágenes en preparación para la formación de imágenes;

Fig. 5 es una vista en perspectiva de un primer escáner tomográfico electromagnético alternativo para uso en el sistema EMT de la Fig. 2;

Figs. 6A y 6B son vistas laterales de un segundo escáner tomográfico electromagnético alternativo para usar en el sistema EMT de la Fig. 2;

Fig. 7 es una vista lateral de un tercer escáner tomográfico electromagnético alternativo para uso en el sistema EMT de la Fig. 2;

Figs. 8A y 8B son vistas laterales de una cámara de formación de imágenes de tomografía electromagnética (EMT) cilíndrica, mostrada sin y con antenas instaladas en ella, para usar en el sistema de cámara de formación de imágenes de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención;

5 Fig. 9 es una vista en sección transversal lateral de una cámara de formación de imágenes de tomografía electromagnética (EMT) cilíndrica ilustrativa para usar en un escáner tomográfico electromagnético de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención;

Figs. 10A y 10B son vistas laterales de una cámara de formación de imágenes de tomografía electromagnética esférica (EMT) alternativa, mostrada sin y con antenas instaladas en ella, para usar en un sistema de cámara de formación de imágenes de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención;

10 Fig. 11 es una representación gráfica de un patrón de radiación preferido para usar en una o más realizaciones preferidas de la presente invención;

Fig. 12 es un diagrama de bloques simplificado de hardware para el funcionamiento simultáneo de antenas en una cámara de formación de imágenes EMT;

15 Fig. 13 es un diagrama de bloques simplificado del hardware para el funcionamiento secuencial de la antena en una cámara de formación de imágenes EMT;

Fig. 14 es un diagrama de bloques que ilustra la aplicación de una arquitectura superheterodina para uso en el escáner tomográfico electromagnético;

Fig. 15 es un diagrama de bloques que ilustra la aplicación de una arquitectura superheterodina sincronizada para uso en el escáner tomográfico electromagnético;

20 Fig. 16 es un diagrama de flujo de un proceso de calibración ilustrativo para usar en una o más realizaciones preferidas del sistema EMT que se muestra en la Fig. 3;

Fig. 17 es una vista lateral del sistema de cámara de formación de imágenes móvil de la Fig. 3, mostrado en posición vertical;

25 Fig. 18A es un diagrama esquemático de una antena de referencia colocada temporalmente en el centro de una cámara de formación de imágenes;

Fig. 18B es un diagrama esquemático de la antena de referencia y la cámara de formación de imágenes de la Fig. 18A, que ilustra un patrón de radiación omnidireccional de la antena;

Fig. 18C es un diagrama esquemático de una antena de interés que transmite para medir los datos recibidos en la antena de referencia;

30 Fig. 19 es una representación gráfica ilustrativa de señales medidas recibidas desde la antena de referencia por varias antenas alrededor de un anillo;

Fig. 20A es una vista en perspectiva de una tapa, que incluye un marco que soporta un modelo de contorno hueco, para usar en al menos algunas realizaciones para imitar la parte del cuerpo fuera de la cámara de formación de imágenes durante las mediciones de campo vacío;

35 Fig. 20B es una vista frontal del marco de la Fig. 20A;

Fig. 20C es una vista lateral del escáner tomográfico electromagnético de la Fig. 3, mostrada con la tapa de la Fig. 20A instalado en el mismo;

Fig. 21 es una vista en sección transversal lateral de la cámara de formación de imágenes EMT cilíndrica ilustrativa de la Fig. 9;

40 Figs. 22A y 22B son representaciones gráficas del resultado de la reconstrucción de imágenes 2D para el contorno de cabeza humana dentro de la cámara de la Fig. 21 utilizando la medida de campo vacío tomada con la tapa llena;

45 Figs. 22C es una representación gráfica del resultado de la reconstrucción de imágenes 2D para el mismo contorno de cabeza humana de las Figs. 22A y 22B usando el resultado del primer anillo de antena, pero donde la medición del campo vacío se llevó a cabo con el modelo de tapa parcial y contorno hueco de la Fig. 20A que cubre la cámara de formación de imágenes;

Fig. 23 es un diagrama de flujo de alto nivel de un método de reconstrucción de imágenes de tomografía electromagnética (EMTIR) 3D para uso en un sistema EMT de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención;

Figs. 24A y 24B son representaciones gráficas (representadas en una versión en blanco y negro y una versión en color) de una reconstrucción de imagen, para un objeto, usando normalización de antena opuesta; y

Figs. 25A y 25B son representaciones gráficas (realizadas en una versión en blanco y negro y una versión en color) de una reconstrucción de imagen, para el mismo objeto que el de las Figs. 24A y 24B pero usando la normalización antena por antena en las primeras iteraciones.

Descripción detallada

Como una cuestión preliminar, se entenderá fácilmente por un experto normal en la técnica pertinente ("Experto Ordinario") que la presente invención tiene una amplia utilidad y aplicación. También pueden discutirse otras realizaciones con fines ilustrativos adicionales al proporcionar una descripción completa y que se puede llevar a la práctica.

En consecuencia, aunque la presente invención se describe en el presente documento en detalle en relación con una o más realizaciones, debe entenderse que esta divulgación es ilustrativa y sirve como ejemplo de la presente invención, y se realiza simplemente con el propósito de proporcionar una divulgación completa y que se puede llevar a la práctica de la presente invención. La divulgación detallada en el presente documento de una o más realizaciones no pretende limitar el alcance de la protección de patente otorgada por la presente invención, ni debe interpretarse como tal, cuyo alcance se definirá mediante las reivindicaciones.

No se pretende que el alcance de la protección de patente otorgada por la presente invención se defina por la lectura en cualquier reivindicación de una limitación que se encuentre en el presente documento y que no aparezca explícitamente en la propia reivindicación.

Así, por ejemplo, cualquier secuencia(s) y/u orden temporal de etapas de varios procesos o métodos que se describen en el presente documento son ilustrativos y no restrictivos. En consecuencia, debería entenderse que, aunque las etapas de varios procesos o métodos pueden mostrarse y describirse como si estuvieran en una secuencia u orden temporal, las etapas de cualquiera de dichos procesos o métodos no se limitan a llevarse a cabo en una secuencia u orden en particular, a menos que se indique lo contrario. De hecho, las etapas en dichos procesos o métodos generalmente pueden llevarse a cabo en varias secuencias y órdenes diferentes mientras siguen estando dentro del alcance de la presente invención. En consecuencia, se pretende que el alcance de la protección de patente otorgada a la presente invención se defina mediante las reivindicaciones adjuntas en lugar de la descripción que se establece en el presente documento.

Además, es importante tener en cuenta que cada término utilizado en el presente documento se refiere a lo que el Experto Ordinario entendería que significa dicho término en función del uso contextual de dicho término en el presente documento. En la medida en que el significado de un término utilizado en el presente documento, tal como lo entiende el Experto Ordinario basado en el uso contextual de dicho término, difiere de alguna manera de cualquier definición particular del diccionario de dicho término, se pretende que prevalezca el significado del término tal como lo entiende el Experto Ordinario.

Además, es importante tener en cuenta que, como se usa en el presente documento, "un" y "una" generalmente denotan "al menos uno", pero no excluyen una pluralidad a menos que el uso contextual dicte lo contrario. Por tanto, la referencia a "una cesta de picnic que tiene una manzana" describe "una cesta de picnic que tiene al menos una manzana" así como "una cesta de picnic que tiene manzanas". Por el contrario, la referencia a "una cesta de picnic que tiene una sola manzana" describe "una canasta de picnic que tiene solo una manzana".

Cuando se usa en el presente documento para unir una lista de artículos, "o" denota "al menos uno de los artículos", pero no excluye una pluralidad de artículos de la lista. Así, la referencia a "una cesta de picnic que tiene queso o galletas saladas" describe "una cesta de picnic que tiene queso sin galletas saladas", "una cesta de picnic que tiene galletas saladas sin queso" y "una cesta de picnic que tiene queso y galletas saladas". Finalmente, cuando se usa en el presente documento para unir una lista de artículos, "y" denota "todos los artículos de la lista". Así, la referencia a "una cesta de picnic que tiene queso y galletas saladas" describe "una cesta de picnic que tiene queso, en donde la cesta de picnic tiene además galletas saladas", así como describe "una cesta de picnic que tiene galletas saladas, en donde la cesta de picnic tiene además queso".

Con referencia ahora a los dibujos, en los que los mismos números representan los mismos componentes a lo largo de las diversas vistas, se describen a continuación una o más realizaciones preferidas de la presente invención. La siguiente descripción de una o más realizaciones preferidas es meramente de naturaleza ilustrativa y de ninguna manera pretende limitar la invención, su aplicación o usos.

La Fig. 2 es un diagrama de bloques de un sistema 100 de tomografía electromagnética (EMT) de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención. Como se muestra allí, el sistema 100 EMT incluye un escáner 110 tomográfico electromagnético, un ordenador 129 de validación de imagen inicial local que podría estar integrado dentro del sistema o ser independiente, y un sistema 128 informático de procesamiento de imágenes remotas. El ordenador 129 local, que en al menos algunas realizaciones se encuentra en la misma habitación que el escáner 110 tomográfico electromagnético o integrado dentro del escáner 110, puede conectarse al escáner 110 tomográfico

electromagnético a través de una conexión por cable o de forma inalámbrica. En diversas realizaciones, el sistema 128 informático de procesamiento de imágenes remotas está ubicado en otro lugar de la misma instalación (p. ej., el mismo hospital) que el escáner 110 tomográfico electromagnético, en las instalaciones (externas) del proveedor del escáner tomográfico electromagnético, en las instalaciones (externas) de un Centro de Procesamiento de Imágenes (IPC, por sus siglas en inglés) de terceros, u otra ubicación.

La Fig. 3 es una vista lateral del escáner 110 tomográfico electromagnético de la Fig. 2. Como se muestra en el mismo, el escáner 110 tomográfico electromagnético se encuentra en el extremo de una cama 120 en el que un paciente humano 108 está tumbado. El escáner 110 incluye una base 140, que en al menos algunas realizaciones puede rodar de un lugar a otro, y un sistema 150 de cámara de formación de imágenes, incluida una cámara 160 de formación de imágenes que define un dominio 21 de formación de imágenes. La cámara 160 de formación de imágenes está preferiblemente provista de una abertura 161 acolchada que puede, por ejemplo, fabricarse a partir de una espuma blanda con una superficie lisa. La cámara 160 de formación de imágenes es capaz de trasladarse con respecto a la base en al menos una dirección, ángulo o similar. Preferiblemente, la cámara 160 de formación de imágenes es capaz de moverse horizontalmente, hacia y desde la parte superior de la cabeza 109 del paciente, una distancia de hasta 30-40 cm. El paciente 108, la cama 120 y/o el escáner 110 se maniobran de manera que la cabeza 109 del paciente se coloca en la cámara 160 de formación de imágenes.

La Fig. 4A es una vista en perspectiva del escáner 110 tomográfico electromagnético para la formación de imágenes de la cabeza de la Fig. 3, y la Fig. 4B es una vista en perspectiva del escáner 110 de la Fig. 4A mostrada con la cabeza 109 posicionada en el dominio 21 de formación de imágenes de la cámara 160 de formación de imágenes en preparación para la formación de imágenes. En al menos algunas realizaciones, el sistema 128 informático y su funcionalidad de procesamiento de datos y software de formación imágenes está directamente conectado al escáner 110, mientras que en otras realizaciones parte o la totalidad del sistema 128 informático se conecta de forma remota a través de tecnología inalámbrica y/o conexiones por cable de alta velocidad. Funcionalmente, gran parte del funcionamiento del sistema 100 EMT puede ser similar al descrito en la patente de EE. UU. No. 9,414,749 anteriormente mencionada pero en el presente documento se pueden describir varias realizaciones y características particulares.

Se apreciará que en diversas realizaciones, el escáner tomográfico electromagnético puede adoptar diversas formas. En este sentido, la Fig. 5 es una vista en perspectiva de un primer escáner 410 tomográfico electromagnético alternativo para uso en el sistema 100 EMT de la Fig. 2 y las figs. 6A y 6B son vistas laterales de un segundo 510 escáner tomográfico electromagnético alternativo para uso en el sistema 100 EMT de la Fig. 2. En el escáner 410 de la Fig. 5, una cámara 460 de formación de imágenes, que tiene una abertura 461 acolchada, está dispuesto en el extremo 445 superior de un brazo que gira con respecto a una base 440 montada sobre ruedas sobre un eje horizontal. Este escáner 410 se puede enrollar desde el lateral hasta su posición en la cabecera de una cama 120, y la cámara 460 de formación de imágenes se puede girar hacia abajo para que coincida con la orientación de un paciente 108 quien esta recostado en la cama 120 tal que su cabeza 109 está orientada en un ángulo de aproximadamente 30 grados (aunque también son posibles otros ángulos). En el escáner 510 de las Figs. 6A y 6B, una cámara 560 de formación de imágenes, que tiene una abertura 561 acolchada, está dispuesto para trasladarse horizontalmente una distancia de hasta 15-20 cm con respecto a un carro 545 que a su vez se puede trasladar verticalmente sobre una base 540 montada sobre ruedas. Este escáner 510 se puede enrollar en su posición en la cabecera de una cama 120, y la cámara 560 de formación de imágenes se puede ajustar vertical y horizontalmente para que coincida con la posición de un paciente 108 que generalmente está acostado en la cama 120 tal que su cabeza 109 se coloca cerca de la cabecera de la cama 120.

En aún otras realizaciones, se puede incorporar una cama en un escáner tomográfico electromagnético. En este sentido, la Fig. 7 es una vista lateral de un tercer escáner 610 tomográfico electromagnético alternativo para uso en el sistema 100 EMT de la Fig. 2. En este escáner 610, un sistema 650 de cámara de formación de imágenes, incluida una cámara 660 de formación de imágenes que tiene una abertura 661 acolchada, es llevado por una cama 620 integrada. La cámara 660 de formación de imágenes preferiblemente se traslada horizontalmente una distancia de hasta 30-40 cm hacia y desde la cabeza 109 del paciente 108.

Aunque los diversos escáneres 110,410,510,610 tomográficos electromagnéticos descritos en el presente documento toman diferentes formas entre sí, cada escáner proporciona la capacidad de colocar una base, que generalmente, pero no necesariamente siempre, se apoya sobre ruedas, cerca de un paciente 108, apoyado en una cama, y luego reposicionando una parte móvil, incluida una cámara de formación de imágenes, en relación con la cabeza del paciente de modo que rodee la parte de la cabeza 109 del paciente para ser fotografiado sin que el paciente 108 se tenga que mover. Además, la parte móvil del escáner incluye no solo la cámara de formación de imágenes, sino también la electrónica, como se describe más adelante en el presente documento, de manera que la electrónica se mueve con la cámara de formación de imágenes en relación con la base. El movimiento puede ser lineal (vertical, horizontal o, en algunos casos, en un ángulo no vertical/no horizontal), radial o ambos. En algunas realizaciones, el movimiento se efectúa preferiblemente de forma manual, para proporcionar un control más inmediato por parte de un operador, pero en al menos algunas realizaciones se puede proporcionar alguna medida de control automatizado (como el que se puede aplicar a través de un pedal). En al menos algunas realizaciones, la ubicación y/o la orientación de la cámara de formación de imágenes se puede bloquear en su lugar una vez que se coloca como se desee. Tales escáneres pueden estar ubicados físicamente en entornos hospitalarios (por ejemplo, departamento de emergencias, unidades

de cuidados intensivos (UCI), unidades especializadas en accidentes cerebrovasculares o similares) o, en algunas realizaciones, en otras ubicaciones (por ejemplo, una ambulancia). Se apreciará que un solo hospital u otra instalación puede hacer uso de una pluralidad de escáneres, y que tales escáneres pueden o no ser de diferentes tipos, pero que una pluralidad de escáneres puede ser compatible con un único sistema 128 informático de procesamiento de imágenes que normalmente se ubica en remoto con respecto a algunos o todos los escáneres. Sin embargo, en aras de la simplicidad, sólo un único escáner 110 del tipo mostrado en la Fig. 3 se menciona generalmente en la siguiente descripción.

Como se describió anteriormente, la formación de imágenes EMT de objetos de alto contraste dieléctrico, incluidos los objetos biológicos, implica el problema muy complicado de la llamada "tomografía de difracción". Un alto contraste dieléctrico entre tejidos con un alto contenido de agua, como, entre otros, el tejido muscular, y un bajo contenido de agua, como, entre otros, el hueso, presenta una complicación adicional cuando se utilizan campos EM para la formación de imágenes. El hardware especializado en el escáner 110 y métodos 3100 de reconstrucción de imágenes se utilizan preferentemente para resolver el llamado problema de "tomografía de difracción".

Como se señaló anteriormente, el dominio 21 de formación de imágenes del sistema 150 de cámara de formación de imágenes está definido por y dentro de la cámara 160 de formación de imágenes. En este sentido, las Figs. 8A y 8B son vistas laterales de una cámara 160 de formación de imágenes de tomografía electromagnética (EMT) cilíndrica, mostrado sin y con antenas 165 instaladas en el mismo, para uso en el sistema 150 de cámara de formación de imágenes de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención. En la realización ilustrada, las antenas 165 son antenas de ranura, pero se apreciará que en su lugar se pueden usar otros tipos de antenas, tales como antenas de guía de ondas. En la realización ilustrada, la cámara 160 de imagen cilíndrica incluye 192 antenas 165, cada una con un adaptador, que están dispuestas en seis anillos de 32 antenas cada uno. En algunas realizaciones, los adaptadores de antena están vinculados a una caja de 192 placas de circuito impreso (PCB) diseñadas específicamente mediante cables coaxiales semirrígidos, o están integrados directamente en PCB, en donde los PCB proporcionan funciones de control y procesamiento de datos, incluida la generación de las señales electromagnéticas (EM) que se van a transmitir desde las antenas emisoras y la medición de señales EM complejas en las antenas receptoras. Sin embargo, en algunas realizaciones, son posibles otras implementaciones físicas; por ejemplo, como se describe a continuación, el número de dispositivos de control independientes puede reducirse mediante el uso de un funcionamiento secuencial, en lugar de simultáneo, de las antenas.

La Fig. 9 es una vista en sección transversal lateral de una cámara 860 de formación de imágenes de tomografía electromagnética (EMT) cilíndrica ilustrativa para uso en un escáner tomográfico electromagnético de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención. Como se muestra allí, se proporcionan seis anillos de antenas de 32 antenas cada uno. La cámara 860 tiene 195 mm de profundidad y los seis anillos diversos están separados 30 mm de tal manera que el primer anillo (el anillo más cercano a la abertura de la cámara 860, que se muestra en la parte superior de la Fig. 9) se coloca a 15 mm del borde de la abertura y el sexto anillo (el anillo más cercano a la parte inferior de la cámara 860) se coloca a 30 mm de la parte inferior. El interior de la cámara cilíndrica tiene un radio de 145 mm (diámetro de 290 mm) y el exterior de la cámara tiene un radio de 155 mm (diámetro de 310 mm). Se apreciará que otros números de anillos, números de antenas por anillo, espacio entre anillos, espacio entre el primer anillo y la abertura, espacio entre el anillo final y la parte inferior de la cámara, profundidad de la cámara, radio/diámetro interior y exterior del cilindro y otras dimensiones pueden variar según se desee.

En realizaciones alternativas, se pueden utilizar cámaras de formación de imágenes de otras topologías. En este sentido, las Figs. 10A y 10B son vistas laterales de una cámara 760 de formación de imágenes de tomografía electromagnética (EMT) esférica alternativa, mostrada sin y con antenas 765 instalada en la misma, para uso en un sistema de cámara de formación de imágenes de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención. En la realización ilustrada, las antenas 765 son antenas de guía de ondas, pero se apreciará que en su lugar se pueden usar otros tipos de antenas, tales como antenas de ranura. En la realización ilustrada, la cámara 160 esférica de formación de imágenes incluye 177 antenas 765, cada una con un adaptador, que se organizan en ocho niveles de diferentes números de antenas, cada una de las cuales es antena de polo positivo. En algunas realizaciones, los adaptadores de antena están vinculados a una caja de 177 placas de circuito impreso (PCB) diseñadas específicamente mediante cables coaxiales semirrígidos, o están integrados directamente en PCB, en donde los PCB proporcionan funcionalidad de control y procesamiento de datos. Sin embargo, en algunos ejemplos que no caen dentro del alcance de las reivindicaciones, son posibles otras implementaciones físicas; por ejemplo, como se describe a continuación, el número de dispositivos de control independientes puede reducirse mediante el uso de un funcionamiento secuencial, en lugar de simultáneo, de las antenas.

Las antenas se diseñan preferiblemente para producir un patrón particular de radiación con el fin de mejorar el proceso de reconstrucción de imágenes. En este sentido, la Fig. 11 es una representación gráfica de un patrón 250 de radiación preferido para uso en una o más realizaciones preferidas de la presente invención. Como se muestra allí, un patrón 250 de radiación deseado puede ser producido tanto en el plano x-y y el plano y-z utilizando antenas 165 ranuradas diseñadas específicamente o antenas 765 de guía de ondas diseñadas específicamente.

Las antenas 165, 765 operan simultáneamente, en donde cada antena 165, 765 está integrada o conectada a su propio transceptor y analizador de señales. En este sentido, la Fig. 12 es un diagrama de bloques simplificado de hardware 200 para el funcionamiento simultáneo de la antena en una cámara 160, 760 de formación de imágenes

EMT. Usando este enfoque, cuando una cualquiera de las antenas está transmitiendo, las señales recibidas en todas las otras antenas se miden simultáneamente. Con una funcionalidad de control bien diseñada, los módulos transceptores se sincronizan y los datos 220 resultantes desde el proceso de transmisión/recepción se organizan fácilmente y se distribuyen al Centro 230 de Procesamiento de Datos/imágenes.

En algunos ejemplos que no caen dentro del alcance de las reivindicaciones, puede ser posible utilizar un enfoque secuencial o de "conmutación" como el descrito en la patente de EE. UU. No. 9,414,749 anteriormente mencionada. Tal enfoque se muestra como una realización alternativa en la Fig. 13, que es un diagrama de bloques simplificado de hardware 800 para operación de antena secuencial en una cámara 160, 170 de formación de imágenes EMT. Como se muestra en él, una sola unidad 840 de control con transceptor de radiofrecuencia y analizador 840 de señal está conectada a una matriz 850 de conmutación que gestiona el acceso a las antenas 165, 765. En general, se prefiere que el analizador 840 de señales sea un analizador de red vectorial (VNA). La matriz 850 de conmutadores convencionalmente utiliza un enfoque de división de tiempo, en donde cada antena 165, 175 está conectada a los mismos controles electrónicos pero los datos se guardan en diferentes intervalos de tiempo. Sin embargo, cuando se utiliza esta estrategia convencional de división de tiempo/matriz de conmutación/VNA de 2 puertos, presenta varios problemas que se cree que pueden superarse mediante el uso de un enfoque simultáneo como el que se muestra en la Fig. 12. Esto puede entenderse como se indica a continuación.

Cuando se obtienen imágenes de un cerebro humano, generalmente es útil, y a menudo incluso necesario, tener un número bastante grande de antenas (por ejemplo, 177 o 192 en las diversas realizaciones específicas ilustradas en el presente documento). Un gran número de antenas también requiere un aumento en el tamaño de la matriz 850 de conmutación. Desafortunadamente, estos conmutadores son relativamente grandes y tienen dimensiones físicas fijas, y su tamaño y peso tienen un efecto sustancial en el tamaño y peso general del sistema. En el enfoque simultáneo, por el contrario, la matriz 850 de conmutación no es necesaria. En cambio, la integración de tal circuitería con cada antena (evitando así la necesidad de una matriz de conmutación) mejora las especificaciones técnicas del sistema (como reducir el tiempo de adquisición de datos de decenas de minutos a milisegundos, mejorando de manera efectiva la relación señal-a-ruido al evitar artefactos de movimiento de objetos biológicos vivos durante el corto tiempo de adquisición de datos resultante (milisegundos), y permitiendo la obtención de imágenes controladas por circulación) y reduce el peso y las dimensiones del sistema en al menos un factor de dos.

Otro inconveniente del enfoque secuencial es la falta de escalabilidad. Si se desean antenas adicionales (para mayor precisión o similar), la matriz de conmutación debe rediseñarse con una complejidad cada vez mayor. En el enfoque simultáneo, si se desean antenas adicionales, simplemente se añaden.

También se apreciará que las propiedades dieléctricas tanto del medio coincidente como del propio cerebro humano son altamente atenuantes. (Como se analiza más adelante en el presente documento, en al menos algunas realizaciones preferidas, el medio de adaptación se formula para que tenga propiedades dieléctricas similares a las propiedades dieléctricas "promedio" de un cerebro humano). Por lo tanto, a medida que las señales se envían y reciben, hay una disminución en la magnitud de las propiedades de onda a medida que viajan debido a la absorción y dispersión de las señales. Esto, a su vez, requiere el uso de largos tiempos de medición (por ejemplo, 10 milisegundos) para lograr una buena relación señal-ruido (S/N). Cuando estas mediciones se realizan secuencialmente, se debe realizar una medición separada para cada combinación de antena transmisora y receptora. Así, por ejemplo, si se realizan todas las mediciones posibles en un sistema en el que se utilizan 192 antenas, hay un total de 192×191 períodos de medición que requieren un tiempo de medición total de $192 \times 191 \times 10$ milisegundos, lo que suma más de 6 minutos. El funcionamiento de la matriz de conmutación para ajustar el control de un par de antenas a otro requiere aún más tiempo. Desafortunadamente, es difícil, si no imposible, que el cuerpo humano permanezca completamente libre de movimiento durante 6 minutos o más, lo que significa que tomar medidas durante un período de tiempo tan largo inevitablemente introduce ruido de "movimiento" adicional en los resultados.

En el enfoque simultáneo, por el contrario, los tiempos de adquisición de datos son mucho más cortos porque las mediciones se realizan en todas las antenas receptoras simultáneamente. Por ejemplo, si todas las mediciones posibles se realizan en un sistema en el que se utilizan 192 antenas, entonces se realizan 191 mediciones simultáneamente (en paralelo) mientras cada una de las 192 antenas está transmitiendo. Suponiendo que el tiempo de medición sigue siendo el mismo (por ejemplo, 10 milisegundos), hay un total de solo 192 períodos de medición que requieren un tiempo de medición total de 192×10 milisegundos, lo que totaliza solo unos 2 segundos.

En general, el enfoque simultáneo permite tiempos de adquisición de datos considerablemente más cortos en comparación con un enfoque secuencial, reduce el tamaño y el peso del hardware necesario, proporciona una mayor escalabilidad y es más capaz de proporcionar más componentes medidos para los tensores de valor complejo utilizados en los procesos de reconstrucción de imágenes descritos en otra parte de este documento.

De acuerdo con las realizaciones de la invención, la circuitería del transceptor de radiofrecuencia (RF) y el hardware relacionado se implementan utilizando una arquitectura basada en tecnología superheterodina, en donde las señales de radio se convierten a/desde una frecuencia intermedia fija (IF) que se puede procesar más convenientemente que la frecuencia portadora original. En este sentido, la Fig. 14 es un diagrama de bloques que ilustra la aplicación de una arquitectura superheterodina para su uso en el escáner 110 tomográfico electromagnético. Como se muestra allí, el hardware 270 de control incluye circuitería que comprende una etapa 272 de RF que está conectada a la antena 165,

765, circuitería que comprende una etapa 275 de frecuencia intermedia (IF), y una etapa 278 de procesamiento de datos de banda base (BB). La etapa de RF está conectada a la antena 165, 765. En al menos algunas realizaciones, la circuitería 270 transceptora de RF tiene un lado de transmisión y un lado de recepción que están alternativamente conectados a la antena 165, 765 utilizando un conmutador 271 de RF. Los amplificadores 291 de potencia y amplificadores 292 de bajo ruido se proporcionan preferiblemente en la ruta de transmisión y la ruta de recepción, respectivamente, para abordar los problemas de atenuación inherentes a las señales de RF en los tejidos cerebrales. Por ejemplo, a una frecuencia de 1 GHz, el valor medio de la atenuación dieléctrica del cerebro es de aproximadamente 2,5 dB/cm.

El corazón de un transceptor 272 de RF preferido es un sintetizador de frecuencia que proporciona una señal portadora de alta frecuencia (por ejemplo, 1 GHz) para el proceso de modulación/demodulación analógica. De manera similar, una señal portadora de IF se modula/desmodula utilizando la señal digital de fondo. El filtrado, la amplificación y otras funciones de IF se llevan a cabo de la misma manera en la etapa 275 de IF, y la conversión de señal/datos (DAC/ADC) y el post-procesamiento digital se llevan a cabo en la etapa 278 de banda base.

En particular, la modulación en cuadratura se aplica de manera que la señal de IF tiene componentes tanto en fase como en cuadratura. Estos dos componentes permiten el análisis vectorial o el seguimiento de los cambios tanto en la amplitud como en la fase de la señal recibida. Además, debido a que el transmisor y el receptor comparten un oscilador 290 de reloj común, la amplitud y la fase de la señal recibida se pueden determinar con referencia a la señal de transmisión.

Dependiendo del diseño de las antenas 165, 765, la circuitería 272 transceptora de RF y el control de la misma, la interconexión podría realizarse mediante cables coaxiales semirrígidos o líneas de tiras impresas. En una realización preferida, esto se realiza con una implementación de antenas basada en PCB de dos módulos y la correspondiente circuitería transceptora de RF. En un ejemplo de tal disposición, la funcionalidad necesaria para las antenas 165, 765 se implementa en un primer módulo y la circuitería 272 transceptora de RF necesaria se implementa en un segundo módulo, en donde cada módulo incluye una PCB de unos 40 cm² de tamaño, y los módulos están interconectados a través de cables coaxiales. Al eliminar la tecnología de matriz de conmutación e introducir tecnología basada en PCB, se obtienen reducciones significativas de peso y tamaño en el hardware.

Se apreciará que para el funcionamiento simultáneo los controladores individuales deben estar sincronizados. En este sentido, la Fig. 15 es un diagrama de bloques que ilustra la aplicación de una arquitectura superheterodina sincronizada para uso en el escáner 110 tomográfico electromagnético. Como se muestra allí, el hardware 300 de control incluye una sola unidad 295 de control que proporciona funcionalidad para un número arbitrario de controladores de antena y sus respectivas antenas. Tal funcionalidad incluye sincronización y puede incluir, por ejemplo, generación de reloj (incluyendo un oscilador de reloj común), recogida de datos, procesamiento de datos y almacenamiento/transferencia de datos. En al menos algunas realizaciones, la unidad 295 de control se implementa por separado (p. ej., en una PCB separada) de las PCB que contienen la circuitería 272 del transceptor de RF.

Cuando la circuitería 272 del transceptor de RF dedicado se utiliza para cada antena 165, 765, se pueden esperar variaciones de rendimiento entre cada uno de los canales de transmisión (Tx) o recepción (Rx) debido a las imperfecciones de fabricación y ensamblaje. Por lo tanto, es deseable una técnica de ecualización, denominada proceso de calibración, para cuantificar las señales recibidas entre sí y compensar así tales variaciones. En este sentido, la Fig. 16 es un diagrama de flujo de un proceso 1500 de calibración ilustrativo para uso en una o más realizaciones preferidas del sistema 100 EMT mostrado en la Fig. 3, aunque pueden utilizarse adicional o alternativamente otros enfoques. El proceso 1500 de calibración ilustrativo se lleva a cabo preferentemente en condiciones similares a aquellas en las que realmente se utilizará el sistema, pero sin la presencia de un paciente. Durante el uso real, al menos en algunas realizaciones, el espacio en la cámara 160 de formación de imágenes alrededor de la cabeza del paciente está ocupado con un fondo o medios coincidentes. Así, como etapa 1505 previa en el proceso 1500 de calibración, la cámara 160 de formación de imágenes primero se llena con los medios apropiados antes de llevar a cabo el resto del proceso 1500. En al menos algunas realizaciones, el extremo abierto de la cámara 160 de formación de imágenes está cubierto con una tapa para imitar crudamente las condiciones de contorno, evitar que los medios coincidentes se derramen de la cámara 160 y/o para otros fines.

El medio de emparejamiento es un fluido o gel que se utiliza para abordar problemas de emparejamiento electromagnético del cuerpo y/u otros problemas. En al menos algunas realizaciones, el líquido de combinación es una mezcla de glicerol (Ph. Eur.), agua y salmuera. En al menos algunas realizaciones preferidas, los medios de adaptación se formulan para tener una permitividad dieléctrica ($\epsilon = \epsilon' + j\epsilon''$) que es similar a un valor promedio de todos los tejidos cerebrales, es decir, el promedio de todo lo que hay dentro de un cráneo. Así, en esas realizaciones preferidas, ϵ' = aproximadamente de 30 a 60 y ϵ'' = aproximadamente de 15 a 25, y en al menos algunas realizaciones, ϵ' = aproximadamente de 40 a 45 y ϵ'' = aproximadamente de 17 a 21. Al usar un medio coincidente cuya permitividad dieléctrica es tan similar al promedio colectivo del tejido cerebral, se cree que se minimiza el efecto de protección del cráneo.

De acuerdo con diversos aspectos de la presente invención, la cámara 160 de formación de imágenes se puede llenar con un medio coincidente de varias maneras. En algunas realizaciones, se puede usar tecnología como la descrita en la patente de EE. UU. No. 9,414,749 anteriormente mencionada. En algunas realizaciones, el sistema 150 de cámara

de formación de imágenes puede estar equipado para rotar al menos la cámara 160 de formación de imágenes hacia arriba de modo que el gel se pueda cargar en la cámara 160. En al menos algunas de estas realizaciones, la cámara 160 de formación de imágenes puede girarse a una orientación vertical en donde el eje principal del mismo está orientado verticalmente. En este sentido, la Fig. 17 es una vista lateral del sistema 150 de cámara de formación de imágenes móvil de la Fig. 3, que se muestra después de girar a una posición vertical. Tal posición puede ser útil, por ejemplo, para cargar medios coincidentes en la cámara 160 de formación de imágenes, calibrar el sistema y/o medir el campo vacío. Los detalles de algunas metodologías preferibles para estas etapas se describen en otra parte del presente documento. En particular, en algunas realizaciones, la cámara 160 de formación de imágenes no se gira completamente vertical.

Con los medios coincidentes en su lugar, una antena 310 de referencia se coloca con precisión en el centro de un anillo R de N antenas. En este sentido, la Fig. 18A es un diagrama esquemático de una antena 310 de referencia colocada temporalmente en el centro de una cámara 160, 760 de formación de imágenes. La antena 310 de referencia puede colocarse con la ayuda de un soporte de antena de alta tolerancia diseñado específicamente (por ejemplo, una antena monopolo). La antena 310 de referencia se utiliza para llevar a cabo dos conjuntos de mediciones para cada una de k frecuencias de interés. En un conjunto de mediciones, con la antena de referencia transmitiendo, los datos se miden tal como se reciben en cada una de las N antenas en el anillo R , como se muestra en la etapa 1515. Esto se puede hacer en todas las N antenas simultáneamente (o menos preferiblemente, una a la vez, secuencialmente). Como se muestra en la Fig. 18B, la antena 310 de referencia preferiblemente tiene un patrón de radiación omnidireccional, lo que permite la medición simultánea en todas las antenas 165 receptoras. En el otro conjunto de medidas, con la *enésima* antena 170 en el anillo de transmisión, los datos se miden tal como se reciben en la antena 310 de referencia, como se muestra en la etapa 1520. En este sentido, la Fig. 18C es un diagrama esquemático de una antena 170 de interés transmitiendo con el fin de medir los datos recibidos en la antena 310 de referencia. Como se muestra en la etapa 1525, la antena 170 de anillo de interés se incrementa a continuación hasta que las etapas 1515 y 1520 se han repetido para cada antena N en el anillo R , y como se muestra en la etapa 1530, este proceso se repite para cada frecuencia deseada K . Como se muestra en la etapa 1535, las etapas 1510-1530 (incluido el reposicionamiento de la antena de referencia) se repiten a continuación para cada uno de los otros anillos hasta que los datos de calibración se hayan generado por completo para todas las antenas, anillos y frecuencias, como se muestra en la etapa 1540. (Se apreciará que el diagrama de flujo de la Fig. 16 es únicamente ilustrativo y que estas etapas no necesitan realizarse en el orden específico ilustrado en el mismo). Los datos de calibración así obtenidos

son un tensor de valor complejo con coeficientes $C_{i,j,k}^{Exp,calibr}$.

La Fig. 19 es una representación gráfica ilustrativa de las señales medidas recibidas desde la antena 310 de referencia por diversas antenas 165 alrededor de un anillo. Midiendo las características de las señales recibidas, mostradas por los puntos 320 blancos en el gráfico, mientras la antena de referencia está transmitiendo, se determinan las diferencias (es decir, las imperfecciones) entre las rutas de recepción. De manera similar, las diferencias entre las rutas de transmisión se identifican cuando la antena de referencia está operando en el modo de recepción mientras que las

antenas 165 individuales están transmitiendo. Matemáticamente, la matriz de coeficientes de calibración $C_{i,j,k}^{Exp,calibr}$ que se construye de esta manera puede aplicarse a continuación a los datos medidos sin procesar durante la operación real del sistema.

Después de que se haya completado el proceso 1500 de calibración, se puede llevar a cabo el proceso de obtención de datos "sin procesar" del paciente. El proceso de generación de datos del paciente comienza con la cámara 160 de formación de imágenes completamente llena con el medio coincidente, pero sin ningún objeto dentro. Esta medición de campo vacío se ejecuta, lo que da como resultado un tensor de valor complejo de $I \times J \times k$ componentes, donde I es el número de antenas transmisoras, J el número de antenas receptoras y k el número de frecuencias medidas. Este

tensor está representado por $S_{i,j,k}^{med,vacio}$, los parámetros S para el campo vacío medido para cada par de antenas transmisoras y receptoras i, j para cada frecuencia de emisión k . A continuación, como se muestra en las Figs. 4A y 4B, el paciente 108 y/o el escáner 110 se mueven, colocan y/o ajustan de manera que la cabeza 109 del paciente se coloca en la posición correcta dentro de la cámara 160. Con la cabeza 109 del paciente en su lugar, se llevan a cabo

las mediciones de campo lleno, produciendo así un tensor, representado por $S_{i,j,k}^{med,lleno}$, correspondiente al campo lleno medido para cada par de antenas transmisoras y receptoras i, j para cada frecuencia de emisión k . Un tercer

tensor, representado por $S_{i,j,k}^{med,disp}$ y correspondiente a la dispersión causada por la cabeza 109 del paciente, puede entonces obtenerse de la resta algebraica $S_{i,j,k}^{med,disp} = S_{i,j,k}^{med,lleno} - S_{i,j,k}^{med,vacio}$. Los tres tensores de valor complejo

$S_{i,j,k}^{med,lleno}$, $S_{i,j,k}^{med,vacio}$, $S_{i,j,k}^{med,disp}$, que contiene los parámetros S para cada par de antenas transmisoras y receptoras para cada frecuencia emisora, y el tensor de calibración $C_{i,j,k}^{Exp,calibr}$, que contiene los componentes de calibración

para cada par de antenas transmisoras y receptoras para cada frecuencia emisora, comprende los conjuntos de datos de entrada primarios para los algoritmos de reconstrucción de imágenes que se describen a continuación.

Las condiciones del contorno al medir la cámara vacía que contiene solo medios coincidentes ($S_{i,j,k}^{meas,empty}$) están preferiblemente lo más cerca posible de las condiciones del contorno al medir la cámara llena que $S_{i,j,k}^{med,vacio}$ n objeto

5 como una cabeza humana y los medios coincidentes $S_{i,j,k}^{med,vacio}$. Sin embargo, como puede verse en (por ejemplo) la Fig. 3 y la figura. 4B, se apreciará que la anatomía básica dicta que cuando la cabeza de un paciente se coloca en la cámara para la medición, el resto del cuerpo del paciente permanece fuera de la cámara. Las partes del cuerpo del paciente que están fuera de la cámara incluyen típicamente parte o la totalidad del cuello del paciente y partes inferiores de la propia cabeza del paciente. Notablemente, aunque fuera de la cámara, estas partes, particularmente
10 incluyendo las partes inferiores de la cabeza 109 del paciente y el cuello) modifican las condiciones del contorno para los campos electromagnéticos medidos dentro de la cámara en comparación con cuando el cuerpo humano 108 no está presente.

Por lo tanto, en al menos algunas realizaciones, se puede hacer uso de un aparato, el uso en sí no cae dentro del alcance de las reivindicaciones, cuando se mide la cámara vacía, para imitar las condiciones del contorno que están
15 presentes cuando se mide la cámara llena. En este sentido, la Fig. 20A es una vista en perspectiva de una tapa, que incluye un marco 162 que soporta un modelo 164 de contorno hueco para uso en al menos algunas realizaciones para imitar la parte del cuerpo 108 fuera de la cámara 160 de formación de imágenes durante las mediciones de campo vacío. Como se muestra allí, el modelo 164 de contorno hueco se aproxima aproximadamente a la forma de la parte inferior de una cabeza humana. El marco 162, que preferiblemente es rígido, incluye un orificio 163 elipsoidal ubicado
20 en el centro a través del cual se extiende el modelo 164. En este sentido, la Fig. 20B es una vista frontal del marco 162 de la Fig. 20A. En uso, el modelo 164 de contorno hueco se puede unir al marco 162 rígido y la tapa se puede instalar a través de la abertura de la cámara 160 de formación de imágenes. En esta disposición, el modelo 164 de contorno hueco se extiende fuera de (lejos de) la cámara 160, imitando aproximadamente la disposición de la parte inferior de una cabeza humana. Cuando el interior del modelo 164 (la parte que da al interior de la cámara 160) se
25 llena (al menos parcialmente, pero preferiblemente completamente) con medios coincidentes, los medios coincidentes se extienden fuera de la cámara 160 de formación de imágenes y se colocan en el área donde se encuentra el resto de la cabeza 109 y posiblemente se ubicaría el cuello del cuerpo 108, como se muestra en la Fig. 20C.

En algunas realizaciones, el modelo 164 de contorno hueco su propia cavidad cerrada para retener en ella los medios coincidentes sin que se escapen. En algunas realizaciones, el modelo crea una cavidad cerrada completamente; en
30 otras realizaciones, la cavidad cerrada se forma entre el modelo 164 y una tapa completa (maciza) que no tiene abertura elipsoidal u otra abertura en ella.

En algunas realizaciones, la cámara 160 de formación de imágenes está al menos parcialmente inclinada, o incluso invertida, para hacer que los medios coincidentes fluyan o entren en el interior del modelo 164 de contorno hueco. En algunas de tales realizaciones, el modelo 164 está sellado al marco 162 y la tapa está sellada de manera separable a
35 la cámara 160 de formación de imágenes para evitar que los medios coincidentes se escapen de la cámara de formación de imágenes y/o del interior del modelo 164 de contorno hueco. En otras realizaciones, el sellado puede no ser necesario; por ejemplo, si los medios coincidentes están en forma de gel o tienen una consistencia que no fluye con facilidad, la simple unión de la tapa a la cámara de formación de imágenes puede ser suficiente para evitar que los medios coincidentes se escapen de la cámara 160 de formación de imágenes.

40 En diversas realizaciones, el orificio ubicado en el centro puede adoptar formas distintas de la elipsoidal, como la circular.

Esta característica adicional de la invención simula mejor las condiciones de las mediciones de la antena de contorno. Por ejemplo, se hace referencia a la Fig. 21, que es una vista transversal lateral de la cámara 860 de formación de imágenes EMT cilíndrica ilustrativa de la Fig. 9 pero teniendo un contorno 166 de cabeza humana, incluido un modelo
45 167 de accidente cerebrovascular hemorrágico, colocado en el mismo. Usando esta cámara 860, se llevó a cabo un proceso de obtención de imágenes de EMT en el contorno de cabeza con modelo de trazo utilizando mediciones de campo vacío tomadas de dos maneras diferentes. El primer conjunto de mediciones de campo vacío se tomó en la cámara 860 de formación de imágenes vacía de la Fig. 9 con una tapa completa (maciza) que cubre la cámara 860 de formación de imágenes y medios coincidentes que llenan la cámara 860 a la tapa. El segundo conjunto de mediciones de campo vacío se tomó en la cámara 860 de formación de imágenes vacía con el marco 162 y modelo
50 164 de contorno hueco de la Fig. 20A cubriendo la cámara 860 de formación de imágenes y los medios coincidentes llenando la cámara 860 y el interior del modelo 164 de contorno hueco. A continuación se tomaron las medidas de campo lleno con el marco 162 parcial de la Fig. 20B en su lugar, medios coincidentes llenando la cámara 860, y el contorno de la cabeza con un modelo de accidente cerebrovascular extendiéndose a través de la tapa y hacia la
55 cámara 860.

Cuando la reconstrucción de imágenes 2D se lleva a cabo para varios anillos en base a mediciones de campo vacío usando las diferentes condiciones de contorno, el beneficio de usar el marco 162 parcial y modelo 164 de contorno hueco de la Fig. 20A es claro. Las Figs. 22A y 22B son representaciones gráficas del resultado de la reconstrucción

de imágenes 2D para el contorno de cabeza humana 166 dentro de la cámara 860 de la Fig. 21 usando la medición de campo vacío tomada con una tapa llena, en donde la Fig. 22A representa la reconstrucción de imagen 2D utilizando la salida del primer anillo de antena (el anillo más cercano a la abertura de la cámara 860 de imagen) y la Fig. 22B representa la reconstrucción de imagen 2D utilizando los resultados del segundo anillo de antena. Como se muestra en la Fig. 22B, la imagen reconstruida del segundo anillo 169, que no se ve tan afectado por las condiciones de contorno no coincidentes entre las mediciones de campo vacío y las mediciones de campo lleno debido a su ubicación relativa al exterior de la cámara 160 de formación de imágenes, revela la presencia del modelo de accidente cerebrovascular 167. Sin embargo, como se muestra en la Fig. 22A, la imagen reconstruida del primer anillo 168 no proporciona ninguna indicación del modelo de accidente cerebrovascular hemorrágico 167, debido a las condiciones de contorno no coincidentes de la medición vacía y la medición llena.

Por otro lado, cuando las condiciones de contorno de la medición de campo vacío y la medición de campo lleno coinciden más, incluso la reconstrucción de la imagen del primer anillo de antena 168 identifica el modelo de accidente cerebrovascular 167. En este sentido, la Fig. 22C es una representación gráfica del resultado de la reconstrucción de imágenes 2D para el mismo contorno de cabeza humana 166, utilizando los resultados del primer anillo de antena 168, pero donde la medición de campo vacío se realizó con el marco 162 parcial y modelo 164 de contorno hueco de la Fig. 20A cubriendo la cámara 860 de formación de imágenes. Como se muestra allí, la precisión para el primer anillo de antena 168 usando el enfoque de medición de campo vacío mejorado es comparable al del segundo anillo de antena 169 utilizando las condiciones de contorno no coincidentes.

En al menos algunas realizaciones, los datos medidos se validan localmente utilizando algoritmos de reconstrucción de imágenes 2D rápidos que se ejecutan para obtener una pluralidad de cortes 2D antes de que se realice de forma remota la reconstrucción de imágenes 3D completa. Este proceso de dos etapas puede recomendarse debido a los desafíos técnicos inherentes a la realización de la reconstrucción de imágenes en el sitio (es decir, en la unidad de control) para el problema del vector 3D completo debido a la complejidad numérica significativa que generalmente requiere un grupo informático. Por lo tanto, para la reconstrucción de imágenes en 3D, los datos experimentales generalmente deben transferirse a un sistema 128 informático que incluye una unidad de procesamiento de datos más potente que la que generalmente está disponible en el sitio del escáner 110 tomográfico electromagnético. Por otro lado, la reconstrucción de imágenes 2D requiere una capacidad de procesamiento de datos considerablemente menor y puede llevarse a cabo localmente. Por lo tanto, la reconstrucción de imágenes 2D local se puede utilizar para una validación inicial de los datos medidos y se puede activar inmediatamente una re-medición potencial de los datos. Además, los cortes 2D (descritos a continuación) pueden actuar como una condición inicial para la reconstrucción 3D completa, reduciéndose así potencialmente el número de iteraciones necesarias para resolver el problema inverso. Aún más, los cortes 2D reconstruidos inicialmente tienen un poder de diagnóstico considerable y brindan información valiosa e inmediata para quienes toman las decisiones. En este sentido, se debería apreciar que, aunque es posible la reconstrucción de imágenes basada en los solucionadores 2D, la reconstrucción de imágenes basada en los solucionadores 3D completos mejora las imágenes cuantitativamente, y se prefiere mucho más una reconstrucción usando un vector 3D completo para obtener una imagen cuantitativa en todo el volumen.

En el proceso de validación 2D, los datos medidos $S_{i,j,k}^{med,lleno}$, $S_{i,j,k}^{med,vacio}$, después de recopilarse como se describe anteriormente, se almacenan en la memoria interna de una base de datos local conectada al escáner 110 tomográfico electromagnético, y los datos de dispersión $S_{i,j,k}^{med,disp}$ se calculan y se almacenan allí también. En algunas realizaciones, la base de datos local se proporciona en el ordenador 129 local, que se comunica directamente con el escáner 110 tomográfico electromagnético, mientras que en algunas realizaciones, los datos del escáner 110 tomográfico electromagnético se almacenan en una base de datos local (no se muestra), como una base de datos administrada por el hospital en el que se encuentra el escáner 110 tomográfico electromagnético y el ordenador 129 local se comunica con la base de datos local. El ordenador 129 local se utiliza para realizar la validación de datos medidos. En particular, utilizando los procedimientos de reconstrucción de imágenes que se describen a continuación (y/o, al menos, algunas realizaciones, en otros documentos de patente), se ejecutan algoritmos rápidos de reconstrucción de imágenes en 2D para obtener una pluralidad de cortes 2D, en los que se obtiene un corte 2D para cada anillo de antena. Por ejemplo, si la cámara 160 incluye seis anillos de antena, se pueden obtener seis cortes 2D, uno para la distribución de permitividad en el plano de cada anillo.

Una vez que se completa el procedimiento de validación, o en algunos casos al mismo tiempo que dicho procedimiento, el archivo de datos se cifra y se envía, preferiblemente junto con una suma de verificación, al sistema 128 informático de procesamiento de imágenes 3D remoto ubicado en otro lugar de un hospital u otra instalación de proveedor, en un IPC o en otro alojamiento. La transmisión se puede realizar utilizando protocolos de transferencia de archivos estándar como, entre otros, SFTP/SCP, un túnel VPN o similar, donde el tamaño de los datos de reconstrucción de imagen (normalmente, un tamaño matriz de valores complejos de $2 \times N \times N$, correspondiente al campo vacío y lleno, donde N es el número de antenas) suele ser inferior a 5 MB. En el sistema 128 informático de procesamiento de imágenes 3D remoto, la integridad de los datos se verifica a través de la suma de verificación y se procesa con un procedimiento de reconstrucción de imágenes como el que se detalla a continuación. La imagen reconstruida junto con los datos experimentales también se almacena preferiblemente en una base de datos redundante. A continuación, se convierte a formato DICOM, se cifra y se envía de vuelta a los responsables de la toma de decisiones.

Al menos con el fin de mantener la confidencialidad del paciente, se puede generar un número ID único para cada conjunto de datos y adjuntarlo al archivo de datos. En particular, en al menos algunas realizaciones, no es necesario incluir ninguna información relacionada con el paciente, como el nombre, el género o similares. En su lugar, utilizando el número de identificación único, se puede añadir directamente la información relacionada con el paciente a la imagen procesada en formato DICOM cuando se entrega a continuación a la persona que toma las decisiones como una imagen reconstruida.

Junto con el hardware del escáner 110 tomográfico electromagnético, se utilizan uno o más métodos específicos (que por sí mismos no entran dentro del alcance de la reivindicación) para controlar el rendimiento del hardware en el escáner 110 durante la calibración, diversas mediciones, transferencias de datos y otros procedimientos similares. En este sentido, la Fig. 23 es un diagrama de flujo de alto nivel de un método 1800 de reconstrucción de imágenes de tomografía electromagnética 3D (EMTIR) para usar en un sistema 100 EMT de acuerdo con una o más realizaciones preferidas de la presente invención. El método 1800 EMTIR 3D, que generalmente se lleva a cabo por el sistema 128 informático de procesamiento de imágenes 3D, es un proceso iterativo donde una comprobación de convergencia (que se muestra en la etapa 1860) ocurre después de cada iteración a través de los diversos procesos de reconstrucción de imágenes hasta que se obtienen resultados adecuados y se proporcionan como resultado de imagen 1865 reconstruida.

Como se señaló anteriormente, la entrada principal al método 1800 EMTIR es tres tensores 1805 de valor complejo que comprenden los parámetros S entre pares de antenas para cada frecuencia. El número de componentes del tensor es $I \times J \times K$, donde I es el número de antenas transmisoras, $S_{i=1 \dots I, j}$, J es el número de antenas receptoras $S_{j=1 \dots J, k}$ y K es el número de frecuencias emisoras $f_{k=1 \dots K}$. Los tres tensores 1805 contienen los parámetros S para el campo lleno (cuando el objeto 109 medido está dentro de la cámara 160), el campo vacío (cuando la cámara solo contiene el medio coincidente) y el campo dispersado (el campo obtenido debido a los fenómenos de dispersión de ondas del objeto medido).

Sin embargo, también se utilizan otras entradas al proceso 1800. Otras entradas (no mostradas en la Fig. 23) pueden incluir, por ejemplo, datos de calibración (como se describió anteriormente), propiedades físicas del medio coincidente, geometría (topología) y propiedades físicas del dominio 21 de formación de imágenes y propiedades de la antena. Otra entrada al método 1800 EMTIR es un valor inicial para la distribución 1810 de permitividad dieléctrica $\epsilon(x, y, z)$ en el dominio 21 de la imagen. En algunas realizaciones preferidas, este valor se establece como el valor de permitividad media coincidente, $\epsilon^0(x, y, z)$. En otras realizaciones preferidas, puede utilizarse para establecer dicho valor información previa adicional sobre el objeto 109 medido, obtenido a partir de modalidades de imagen convencionales aplicables a la formación de imágenes de la cabeza (tales como, entre otras, MRI y CT), a partir de la reconstrucción de cortes 2D rápidos y/o conocidos a partir de escáneres anteriores del mismo objeto.

En el bloque 1815, el problema directo está resuelto. Resolver el problema directo implica el cálculo de los campos EM dentro del dominio 21 de formación de imágenes con permitividad dieléctrica $\epsilon(x, y, z)$ y N antenas 165 transmisoras actuando como fuentes electromagnéticas. La solución del problema directo en bloque 1815 da como resultado tres tensores adicionales de valor complejo que contienen los S -parámetros para los campos llenos, vacíos

y dispersados ($S_{ij,k}^{\text{sim, lleno}}$, $S_{ij,k}^{\text{sim, vacío}}$, $S_{ij,k}^{\text{sim, disp}}$ para cada frecuencia) desde el punto de vista de la simulación. En

particular, el tensor de S -parámetros para el campo sim vacío, $S_{ij,k}^{\text{sim, vacío}}$, corresponde a la simulación de la cámara con el medio coincidente pero sin el objeto 109 medido. Por lo tanto, como se ilustra en la etapa 1820, este tensor solo se calcula al comienzo del procedimiento iterativo y se almacena en la memoria del ordenador, como se muestra

en el bloque 1825. En el bloque 1830 $S_{ij,k}^{\text{sim, full}}$, $S_{ij,k}^{\text{sim, lleno}}$, $S_{ij,k}^{\text{sim, disp}}$ se calculan en cada etapa mediante el método.

La solución del problema directo en bloque 1815, más específicamente, consiste en calcular los campos EM dentro del dominio 21 de formación de imágenes sujeto a ciertas condiciones de contorno y modelado de las antenas 165 como las fuentes electromagnéticas. Matemáticamente, esto se realiza a través de la solución numérica de las ecuaciones de Maxwell, un conjunto de ecuaciones diferenciales parciales acopladas (PDE) que dan la relación entre los campos de inducción eléctrica y magnética y las propiedades del medio. En general, no existe una solución analítica para estas ecuaciones. Por lo tanto, se utilizan algoritmos numéricos para calcular una solución aproximada. Existen varios métodos numéricos bien conocidos que incluyen, entre otros, FEM (métodos de elementos finitos) o FDTD (dominio de tiempo de diferencia finita). Las aproximaciones numéricas de los campos de inducción eléctrica y magnética dentro de la cámara 160 de formación de imágenes están hechos para cada antena 165 que trabaja como transmisor y receptor resolviendo las ecuaciones de Maxwell dentro del dominio 21 de formación de imágenes N veces, donde N es el número total de antenas activas, independientemente de si la antena está funcionando como transmisora y/o receptora.

A continuación, en la etapa 1835 del proceso iterativo 1800, se resuelve el problema inverso. Resolver el problema inverso implica modificar la permitividad dieléctrica $\epsilon(x, y, z)$ para hacer que los tensores de S -parámetros converjan a los medidos. Varios algoritmos matemáticos están disponibles para su aplicación en esta etapa 1835, incluido el método Gradiente y el método de Newton-Kantorovich. A continuación se describen más detalles del proceso 1835 de

solución del problema inverso, y los detalles adicionales o alternativos de los procesos de solución de problemas directos y/o inversos adecuados para su uso en algunas realizaciones de la presente invención se pueden describir en la patente de EE. UU. No. 9,072,449 a Semenov, concedida el 5 de julio de 2016 y titulada "WEARABLE/MAN-PORTABLE ELECTROMAGNETIC TOMOGRAPHIC IMAGING", y la patente de EE. UU. No. 7,239,731 a Semenov et al., concedida el 3 de julio de 2007 y titulada "SYSTEM AND METHOD FOR NON-DESTRUCTIVE FUNCTIONAL IMAGING AND MAPPING OF ELECTRICAL EXCITATION OF BIOLOGICAL TISSUES USING ELECTROMAGNETIC FIELD TOMOGRAPHY AND SPECTROSCOPY". Las partes relevantes del mismo se incorporan por referencia al presente documento.

Como se representa en la etapa 1840, existe la opción de incorporar técnicas de reconocimiento y eliminación de patrones en el proceso 1800 EMTIR. Por ejemplo, la distribución de incrementos resultantes del bloque 1835, utilizado para actualizar la permitividad dieléctrica, puede procesarse con algoritmos de reconocimiento y eliminación de patrones para eliminar efectos de perturbación no deseados y mejorar la calidad de las imágenes reconstruidas. Las técnicas adecuadas de reconocimiento y eliminación de patrones incluyen métodos de tomografía de reconocimiento de patrones de interferencia EM (EMIPRT) como se describe en la solicitud internacional No. de serie PCT/US16/57254 antes mencionada. Tales métodos pueden aplicarse como se representa en la etapa 1845.

Una vez que la permitividad dieléctrica $\epsilon(x, y, z)$ se actualiza como se muestra en el bloque 1850, el valor del funcional se calcula en el bloque 1855. El valor de funcional corresponde a la diferencia entre los valores reales (medidos) y los valores simulados. Si en la etapa 1860 el valor funcional satisface criterios predefinidos, que pueden incluir la definición de un valor porcentual del valor funcional inicial, entonces se dice que se ha alcanzado la convergencia y se obtiene la imagen reconstruida trazando la distribución de permitividad dieléctrica final en bloque 1865. De lo contrario, las porciones apropiadas del procedimiento se repiten iterativamente hasta que se alcanza la convergencia.

Como se señaló anteriormente, resolver el problema inverso en el bloque 1835 implica modificar la permitividad dieléctrica $\epsilon(x, y, z)$ para hacer que los tensores de S-parámetros simulados converjan a los medidos. Más específicamente, la entrada se genera y se utiliza en la reconstrucción de la distribución de permitividad $\epsilon(\vec{r}) \equiv \epsilon(x, y, z) \in \mathbb{C}$ dentro de la cámara 160. La solución del problema inverso es la distribución de permitividad que minimiza la discrepancia entre los datos medidos y los datos simulados, o minimiza una norma dada

$$\min_{\epsilon} \|S^{exp} - S^{thy}[\epsilon]\|. \quad (1)$$

El funcional de valor real a minimizar es de la forma

$$J[\epsilon(\vec{r})] = \sum_{k=1}^{N_f} w_k \sum_{i=1}^{N_{Tx}} \sum_{j=1}^{N_{Rx}} |S_{ij}^{exp} - S_{ij}^{thy}[\epsilon(\vec{r})]|^2, \quad (2)$$

donde el $S_{ij}(f_k, \epsilon(\vec{r})) \in \mathbb{C}$ son los elementos de la matriz de dispersión medidos y teóricos que dependen de la distribución de permitividad tridimensional $\epsilon(\vec{r}) \equiv \epsilon(x, y, z) \in \mathbb{C}$ en el dominio 21 de la imagen y en la frecuencia dada f_k . En el funcional (2), N_f es el número de frecuencias, N_{Tx} es el número de transmisores, N_{Rx} es el número de receptores, y $w_k \in \mathbb{R}$ es un factor adicional para ponderar diferentes contribuciones de frecuencia en la suma.

Los elementos de la matriz de dispersión se obtienen restando los valores medidos S_{ij} valores de la cámara 160 vacía de los valores obtenidos cuando se coloca un objeto dentro de la cámara,

$$S_{ij}^{disp} \equiv S_{ij}^{lleno} - S_{ij}^{vacio} \quad (3)$$

Para maximizar la información sobre el dispersor en el funcional, se pueden utilizar diferentes normalizaciones dependiendo del objeto en estudio, incluyendo, sin limitación:

$$S_{ijk} \equiv \frac{S_{ijk}^{diso}}{S_{ijk}^{vacio}} \quad \dots \text{ antena por antena} \quad (4a)$$

$$S_{ijk} \equiv \frac{S_{ijk}^{diso}}{S_{i,opp(i),k}^{vacio}} \quad \dots \text{ antena opuesta}$$

(4b)

$$S_{ijk} \equiv \frac{S_{ijk}^{diso}}{\max(S_{ijk}^{vacio})} \quad \dots \text{ valor máximo} \quad (4c)$$

vacío

$$S_{ijk} \equiv \frac{S_{ijk}^{set}}{\min(S_{ijk}^{vacío})} \dots \text{valor mínimo}$$

(4d)

Las Figs. 24A y 24B son representaciones gráficas (representadas en una versión en blanco y negro y una versión en color) de una reconstrucción de imagen, para un objeto, usando la normalización de antena opuesta como se define en la ecuación (4b) anterior. Las Figs. 25A y 25B son representaciones gráficas (realizadas en una versión en blanco y negro y una versión en color) de una reconstrucción de imagen para el mismo objeto que el de las Figs. 24A y 24B pero utilizando la normalización antena por antena como se define en la ecuación (4a) anterior. En las Figs. 24A y 24B y las Figs. 25A y 25B, el objeto bajo prueba es una protección de alto contraste 961 en forma de cilindro elíptico que tiene una pequeña falta de homogeneidad 967 colocada dentro en una ubicación que está descentrada hacia el lado izquierdo.

En ambos casos (es decir, con ambos tipos de normalización), el proceso de reconstrucción de imágenes se encuentra en una iteración relativamente temprana. La propia protección 961 elíptica es visible en ambos casos. Sin embargo, la falta de homogeneidad 967 solo es visible en las Figs. 25A y 25B, que es el caso utilizando la normalización antena por antena. Como se muestra en las Figs. 24A y 24B, los artefactos de tipo anillo presentes en el caso de normalización de antena opuesta impiden la reconstrucción de la pequeña falta de homogeneidad 967 durante las primeras iteraciones. En algunas realizaciones, estos artefactos de tipo anillo pueden eliminarse usando técnicas de eliminación de patrones como se describe en la solicitud internacional número de serie antes mencionada PCT/US 16/57254. Sin embargo, la comparación ilustrada demuestra que la normalización antena por antena se puede utilizar para minimizar los artefactos de tipo anillo sin dicho procesamiento adicional, lo que da como resultado que el objeto pequeño 967 dentro de la carcasa de alto contraste 961 sea más fácilmente visible, particularmente en las primeras iteraciones del proceso de reconstrucción de imágenes. Esto se puede mejorar aún más mediante el uso de un medio coincidente formulado para tener propiedades dieléctricas similares a las propiedades dieléctricas "promedio" de un cerebro humano, lo que ayuda a minimizar los efectos de la protección del cráneo. Por lo tanto, el uso de la normalización antena por antena y/o un medio adecuado de adaptación con propiedades dieléctricas similares a las propiedades dieléctricas promedio de un cerebro humano puede considerarse, al menos en algunas realizaciones, como una alternativa al uso de técnicas de eliminación de patrones y/u otras técnicas de procesamiento adicionales.

Además, se apreciará que la normalización antena por antena actúa como una calibración intrínseca. Si la interacción posterior de la cabeza 109 u otro objeto a las antenas 165,765 es débil, los coeficientes de calibración son iguales para el campo disperso y vacío. En este caso, abandonan:

$$S_{ij} \equiv \frac{c_{ij}^{disp} \cdot S_{ij}^{disp}}{c_{ij}^{vacío} \cdot S_{ij}^{vacío}} = \frac{c_{ij}^{vacío} \cdot S_{ij}^{disp}}{c_{ij}^{vacío} \cdot S_{ij}^{vacío}} = \frac{S_{ij}^{disp}}{S_{ij}^{vacío}} \quad (5)$$

y no es necesaria la calibración. Sin embargo, esta suposición ya no es válida si las antenas 165,765 están muy cerca del objeto 109.

El gradiente de valor complejo del funcional (2) se obtiene a través de la derivada funcional de J con respecto a $\epsilon(\vec{r})$ y está dada por

$$J_{grad}(\vec{r}) \equiv \frac{\delta}{\delta \epsilon(\vec{r})} J[\epsilon(\vec{r})] = \sum_{k=1}^{N_f} w_k \sum_{i=1}^{N_{Tx}} \sum_{j=1}^{N_{Rx}} \text{conj} \left(\vec{E}_i(f_k, \vec{r}) \cdot \vec{E}_j(f_k, \vec{r}) \right) (S_{ij}^{exp} - S_{ij}^{thy}) \quad (6)$$

dónde $\vec{E}_i(f_k, \vec{r})$ son los campos EM simulados transmitidos desde la antena i y j , respectivamente, y conj denota conjugación compleja. Se observa que un factor constante $(2\pi/\lambda_k)^2$ ha sido absorbido en w_k .

Finalmente, la contribución de la permitividad en el dominio 21 de la imagen se obtiene a través del proceso iterativo

$$\epsilon(\vec{r})^{n+1} = \epsilon(\vec{r})^n - h^n J_{grad}^n(\vec{r}), \quad (7)$$

dónde $h^n \in \mathbb{R}$ denota el tamaño de paso de valor real en una iteración dada n .

El problema de optimización de minimizar el funcional para reconstruir la distribución de permitividad es un problema mal planteado porque el número de valores medidos es mucho menor que el número de incógnitas del problema inverso. Por lo tanto, se utiliza preferentemente un procedimiento de regularización. Una de las opciones posibles es el método de regularización clásico de Tikhonov, que es robusto y fácil de implementar.

La imagen resultante se puede utilizar para cualquiera de una variedad de propósitos, que incluyen evaluación, diagnóstico, tomografía electromagnética fusionada dinámica 4D, monitorización de viabilidad y condiciones

funcionales utilizando tal EMT, y otros que involucran cualquier afección funcional o patológica del tejido cerebral, que incluye, entre otros, isquemia, hipoxia, contenido sanguíneo, accidente cerebrovascular agudo y crónico y diferenciación del tipo de accidente cerebrovascular (como isquémico o hemorrágico), edema, lesiones cerebrales traumáticas (TBI), tumores y diferenciación del tipo de tumor, y similares.

- 5 En base a la información anterior, los expertos en la materia comprenderán fácilmente que la presente invención es susceptible de una amplia utilidad y aplicación.

- 10 En consecuencia, si bien la presente invención se ha descrito en el presente documento en detalle en relación con una o más realizaciones preferidas, debe entenderse que esta divulgación es solo ilustrativa y sirve como ejemplo de la presente invención y se realiza simplemente con el propósito de proporcionar una divulgación completa y que se pueda llevar a la práctica de la invención. La descripción anterior no pretende interpretarse como una limitación de la presente invención o excluir cualquier otra realización, adaptación, variación, modificación o disposición equivalente; estando definida la presente invención únicamente por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un escáner tomográfico electromagnético para uso en la obtención de imágenes de una cabeza humana, que comprende:
 - una base (140);
 - 5 una cámara (160) de formación de imágenes, soportada sobre la base, que define un dominio de formación de imágenes;
 - al menos un anillo de antenas (165), soportado por la cámara de formación de imágenes y que rodea el dominio (21) de formación de imágenes;
 - 10 una pluralidad de controladores (295) de antena, comprendiendo cada controlador de antena circuitería montada en una placa de circuito impreso, en donde cada uno de la pluralidad de controladores de antena está dedicado a una antena respectiva en el anillo de antenas, y en donde el circuito de cada controlador de antena respectivo controla el funcionamiento de la antena correspondiente y también proporciona, como resultado, datos representativos de las señales de campo electromagnético medidas recibidas por dicha antena;
 - 15 una unidad de control para proporcionar funcionalidad de sincronización para la pluralidad de controladores de antena y sus respectivas antenas;
 - en donde la circuitería para cada controlador (295) de antena respectivo se realiza en una o más placas de circuito impreso dedicadas que están separadas de las placas de circuito impreso respectivas por los otros controladores de antena, y dicha circuitería para cada controlador de antena respectivo utiliza una arquitectura basada en tecnología superheterodina sincronizada para el funcionamiento simultáneo de las antenas; y
 - 20 en donde la circuitería para cada controlador de antena respectivo incluye una etapa transceptora de radiofrecuencia (RF) que está conectada a la antena, una etapa de frecuencia intermedia (IF) que está conectada a la etapa transceptora de RF y una etapa de procesamiento de datos de banda base (BB) que está conectada a la etapa de frecuencia intermedia (IF).
- 25 2. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 1, que comprende además una pluralidad de adaptadores de antena, en donde cada uno de la pluralidad de adaptadores de antena está dedicado a una antena respectiva en el anillo de antenas (165), y en donde las antenas y los adaptadores de antena incluyen circuitería que se encuentra en una placa de circuito impreso dedicada que está separada de las respectivas placas de circuito impreso por las otras antenas y adaptadores de antena.
- 30 3. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 2, en donde la circuitería para cada antena (165) y adaptador de antena y la circuitería para el controlador de antena correspondiente se llevan a cabo juntos en una única placa de circuito impreso respectiva.
4. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 2, en donde los circuitos para cada antena (165) y adaptador de antena se llevan a cabo en una primera placa de circuito impreso en un primer módulo y la circuitería para el controlador (295) de antena correspondiente a la antena y el adaptador de antena se lleva a cabo en una
- 35 segunda placa de circuito impreso en un segundo módulo.
5. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 4, en donde cada primer módulo de placa de circuito impreso respectivo está conectado a su segundo módulo de placa de circuito impreso correspondiente mediante uno o más cables.
6. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 4, en donde las segundas placas de circuito impreso para todas las antenas están alojadas juntas en una ubicación separada de los anillos de antena (165).
- 40 7. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 4, en donde la pluralidad de segundas placas de circuito impreso está dispuesta en un anillo alrededor de las primeras placas de circuito impreso de manera que cada segunda placa de circuito impreso respectiva está dispuesta junto a su primera placa de circuito impreso correspondiente.
- 45 8. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 1, en donde el circuito para cada controlador (295) de antena respectivo incluye un convertidor de analógico a digital, ADC, llevado a cabo en una o más placas de circuito impreso dedicadas, de modo que se pueden generar los datos representativos de las señales de campo electromagnético complejas medidas recibidas por la antena correspondiente.
- 50 9. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 8, en donde la circuitería para cada controlador (295) de antena respectivo incluye un procesador de señal digital transportado en una o más placas de circuito impreso dedicadas.

10. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 1, en donde la cámara (160) de formación de imágenes es cilíndrica e incluye al menos tres anillos de antenas (165).
11. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 1, en donde la cámara (760) de formación de imágenes es semiesférica e incluye al menos tres anillos de antenas (765).
- 5 12. El escáner tomográfico electromagnético de la reivindicación 1, en donde la cámara (160) de formación de imágenes se traslada con respecto a la base.
13. El escáner electromagnético de la reivindicación 1, en donde el escáner es parte de un sistema tomográfico electromagnético para obtener imágenes de una cabeza humana que comprende además un sistema informático de procesamiento de imágenes que recibe de la pluralidad de controladores de antena, los datos de resultados representativos de las señales electromagnéticas medidas recibidas por las antenas y deriva datos de imagen de los mismos.
- 10

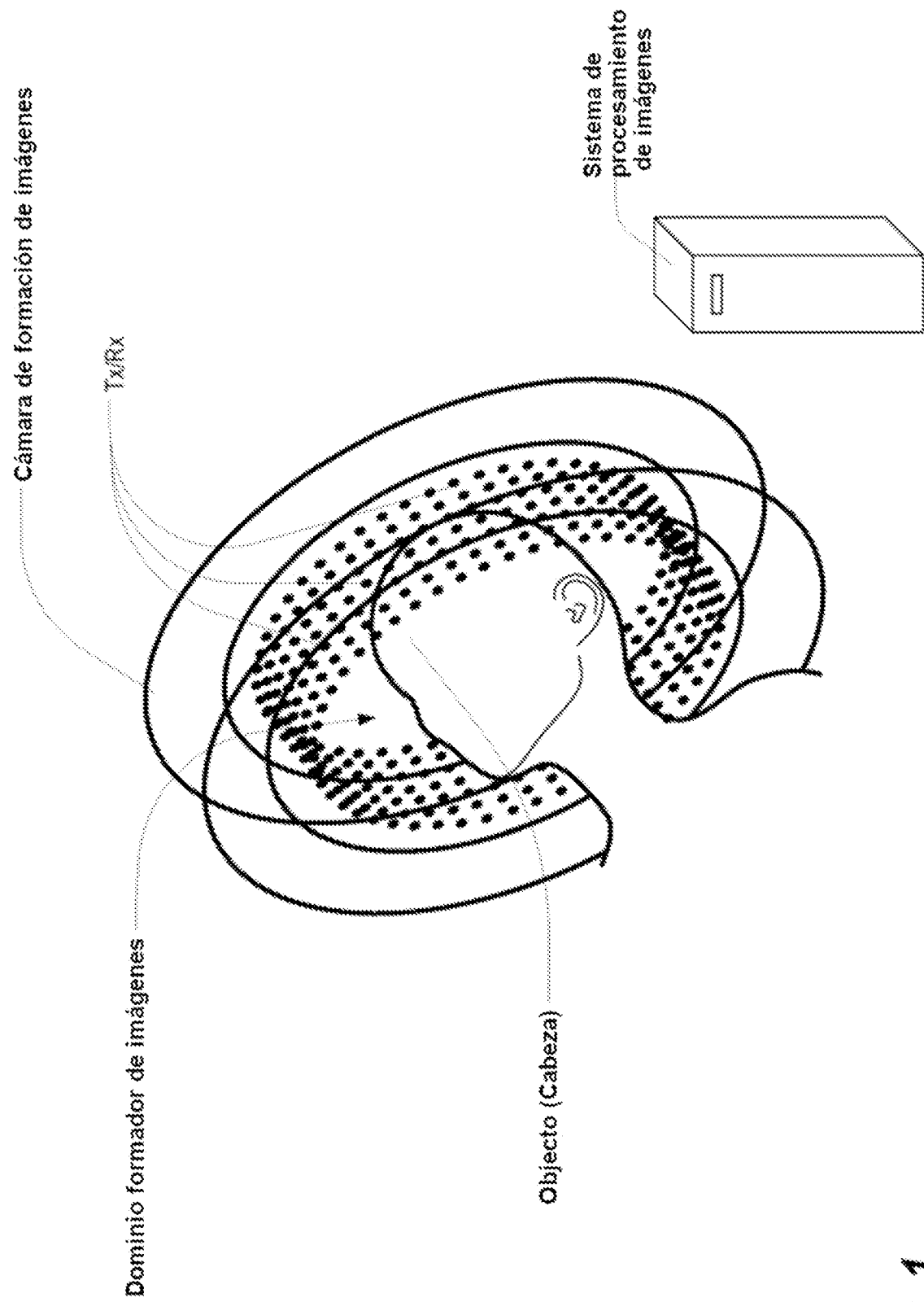


FIG. 1

100

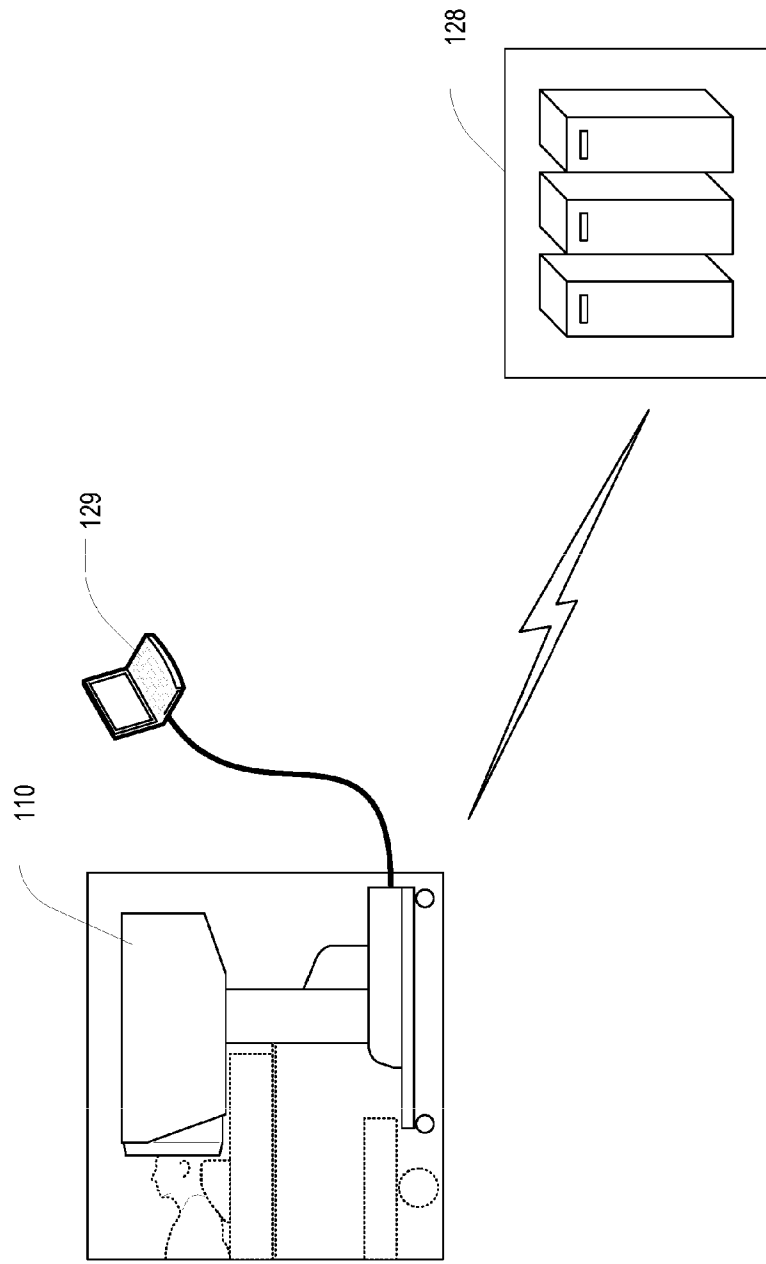


FIG. 2

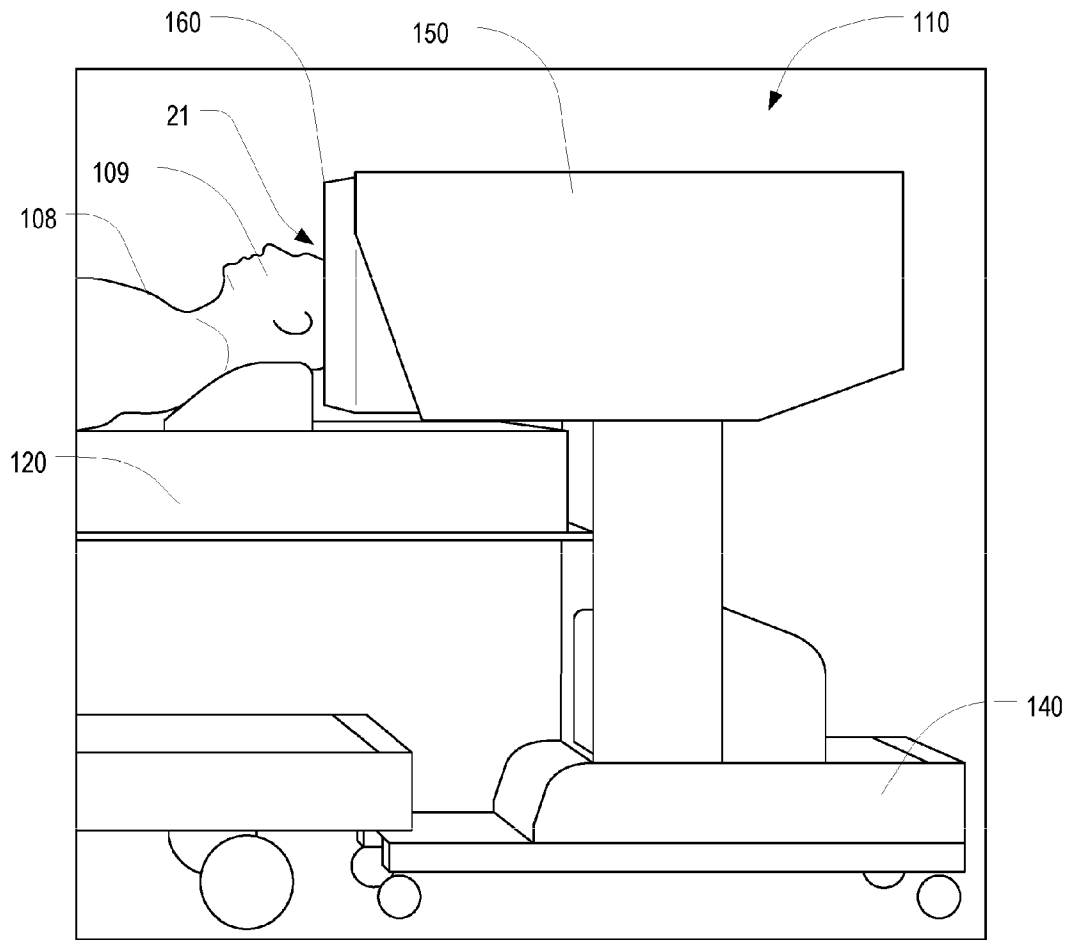


FIG. 3

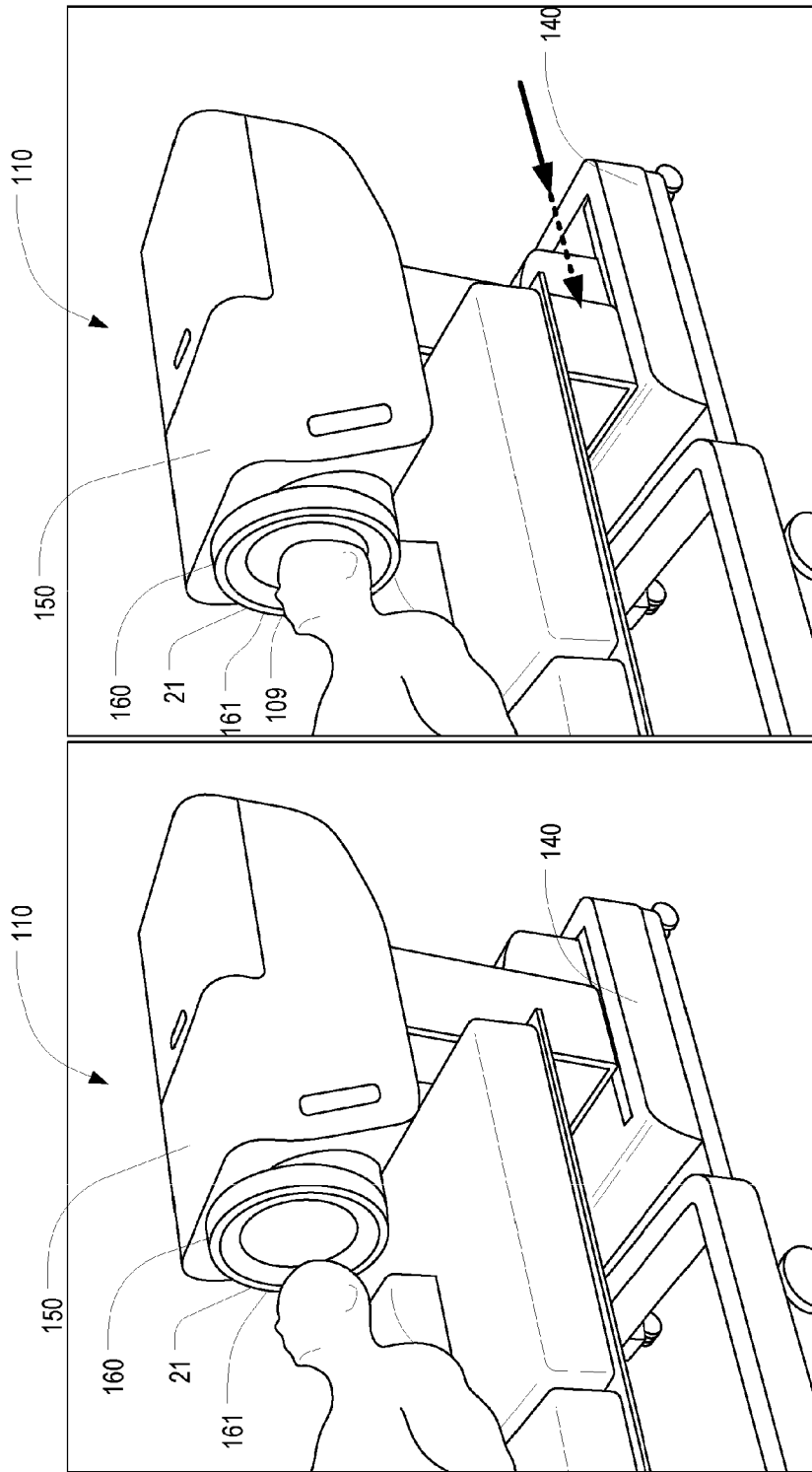


FIG. 4B

FIG. 4A

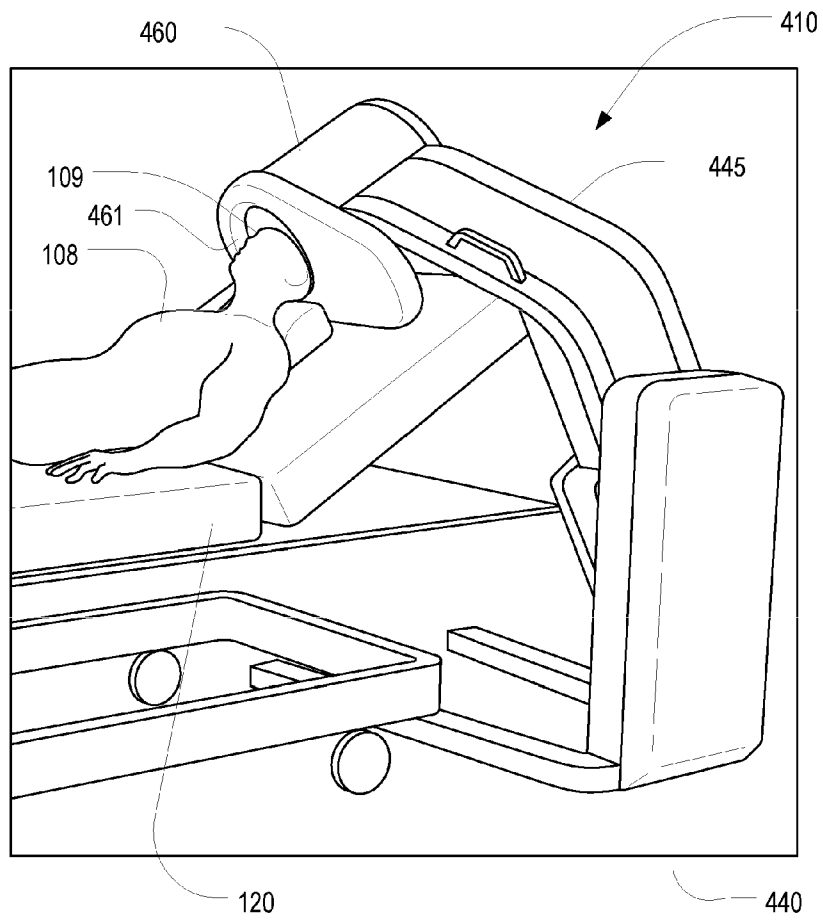


FIG. 5

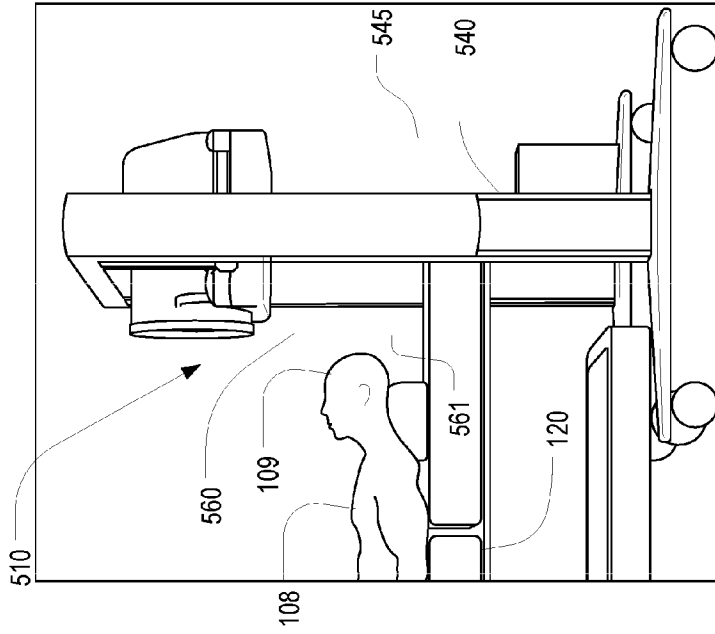


FIG. 6B

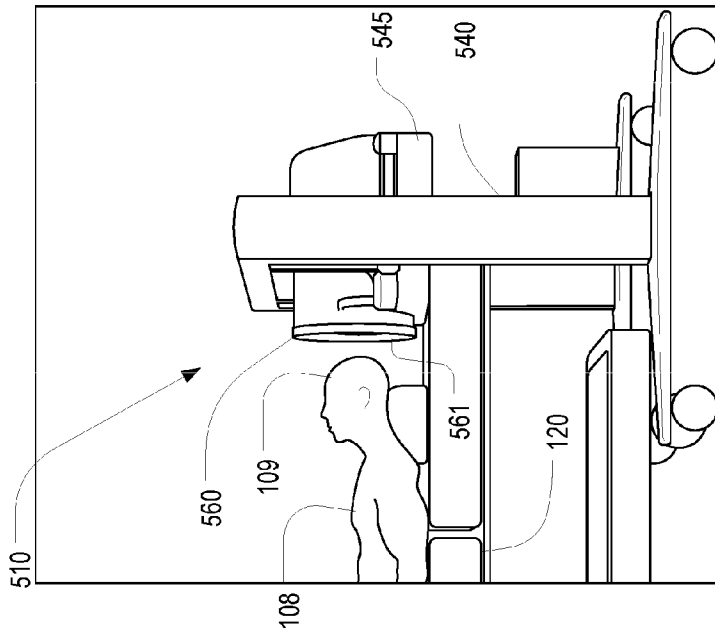


FIG. 6A

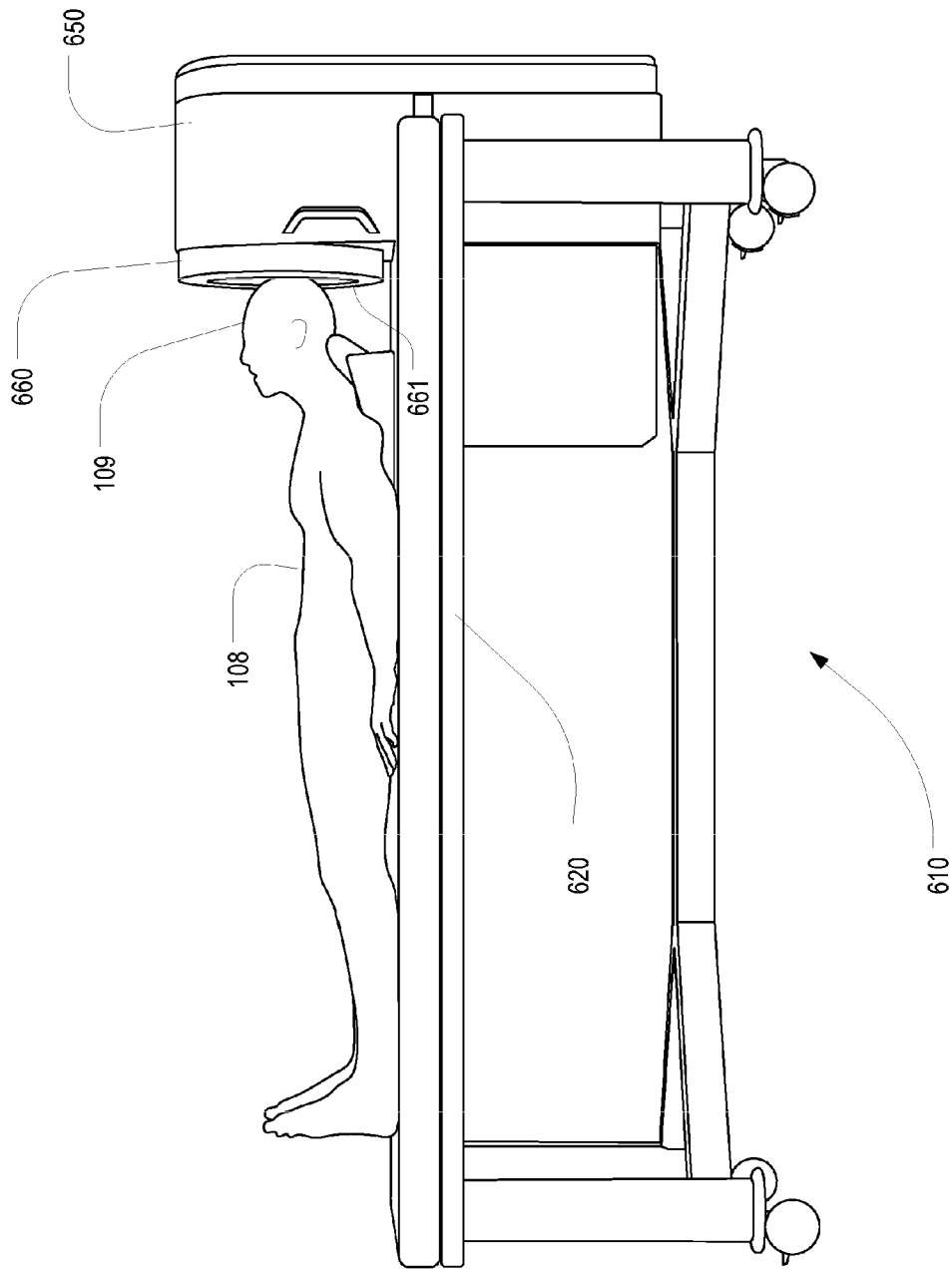


FIG. 7

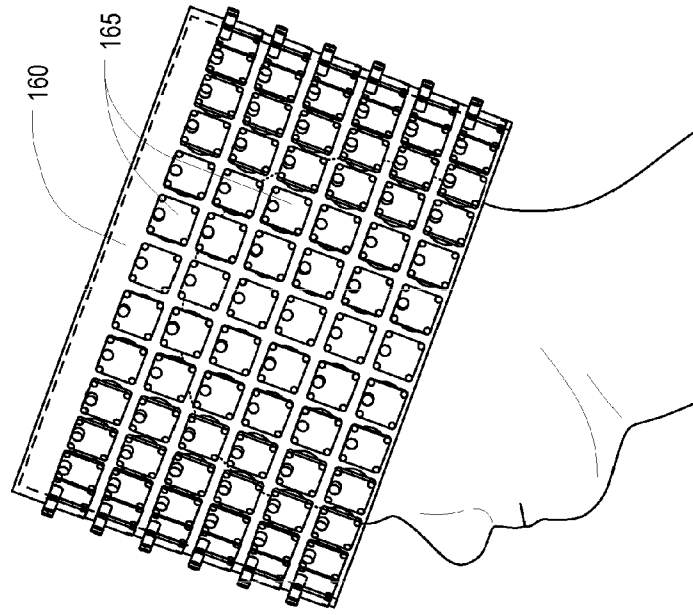


FIG. 8B

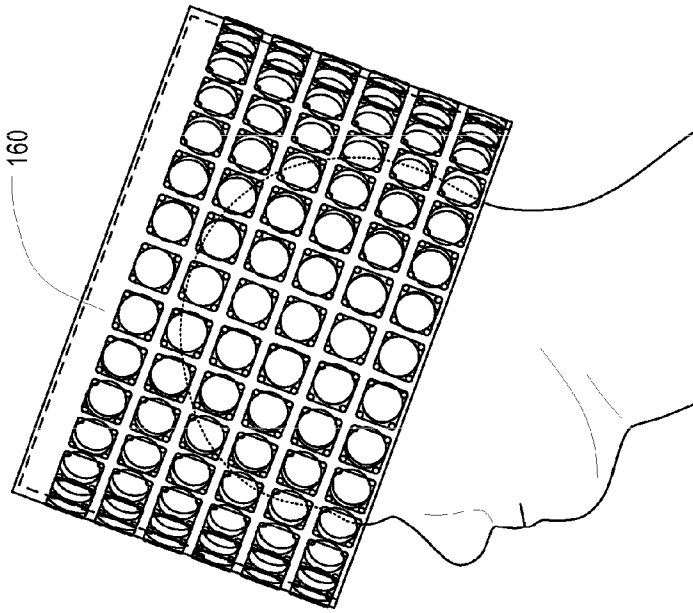


FIG. 8A

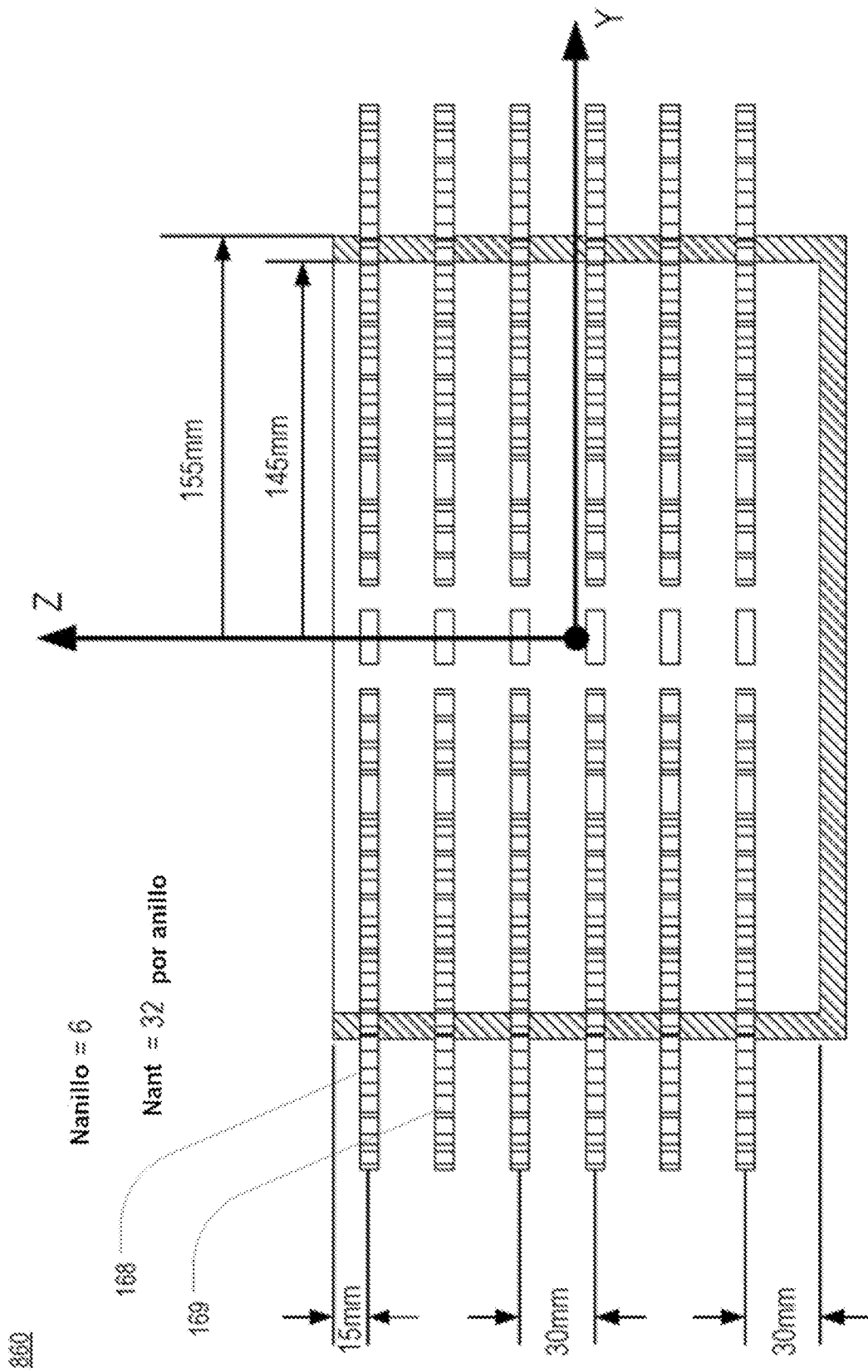


FIG. 9

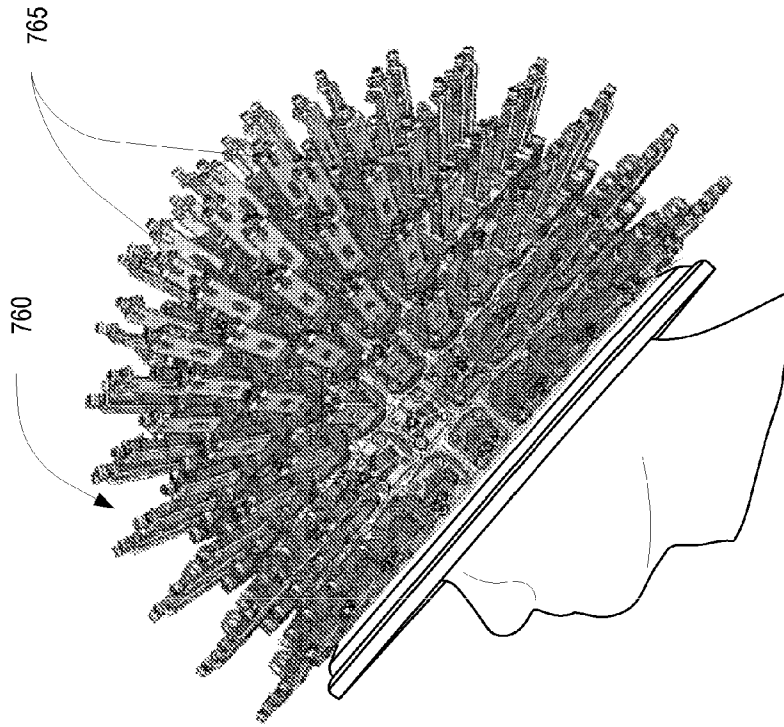


FIG. 10B

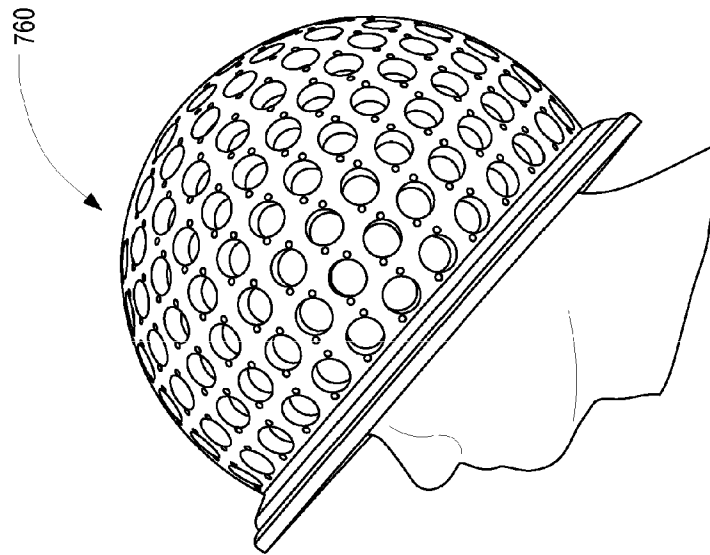


FIG. 10A

250

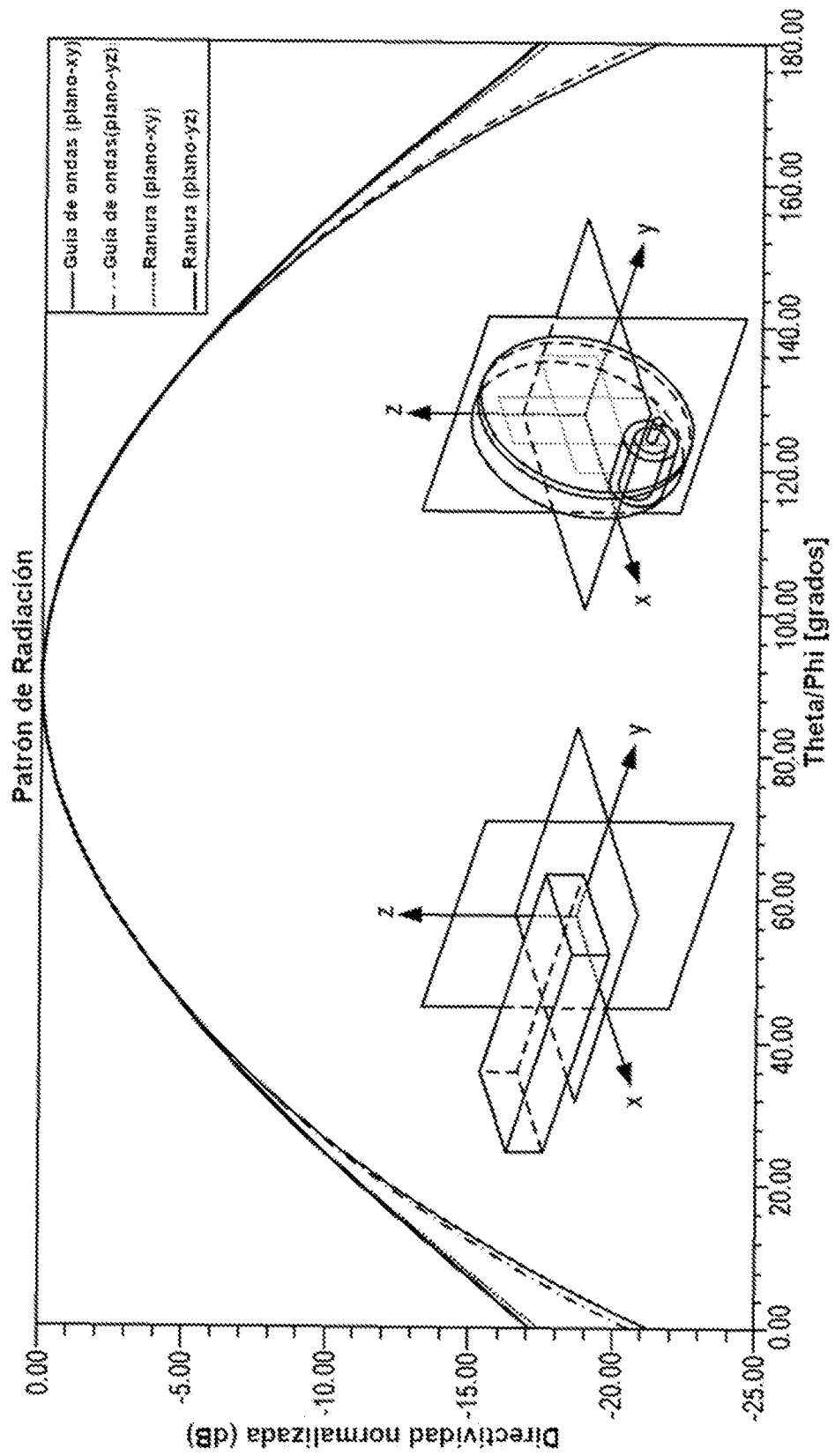


FIG. 11

200

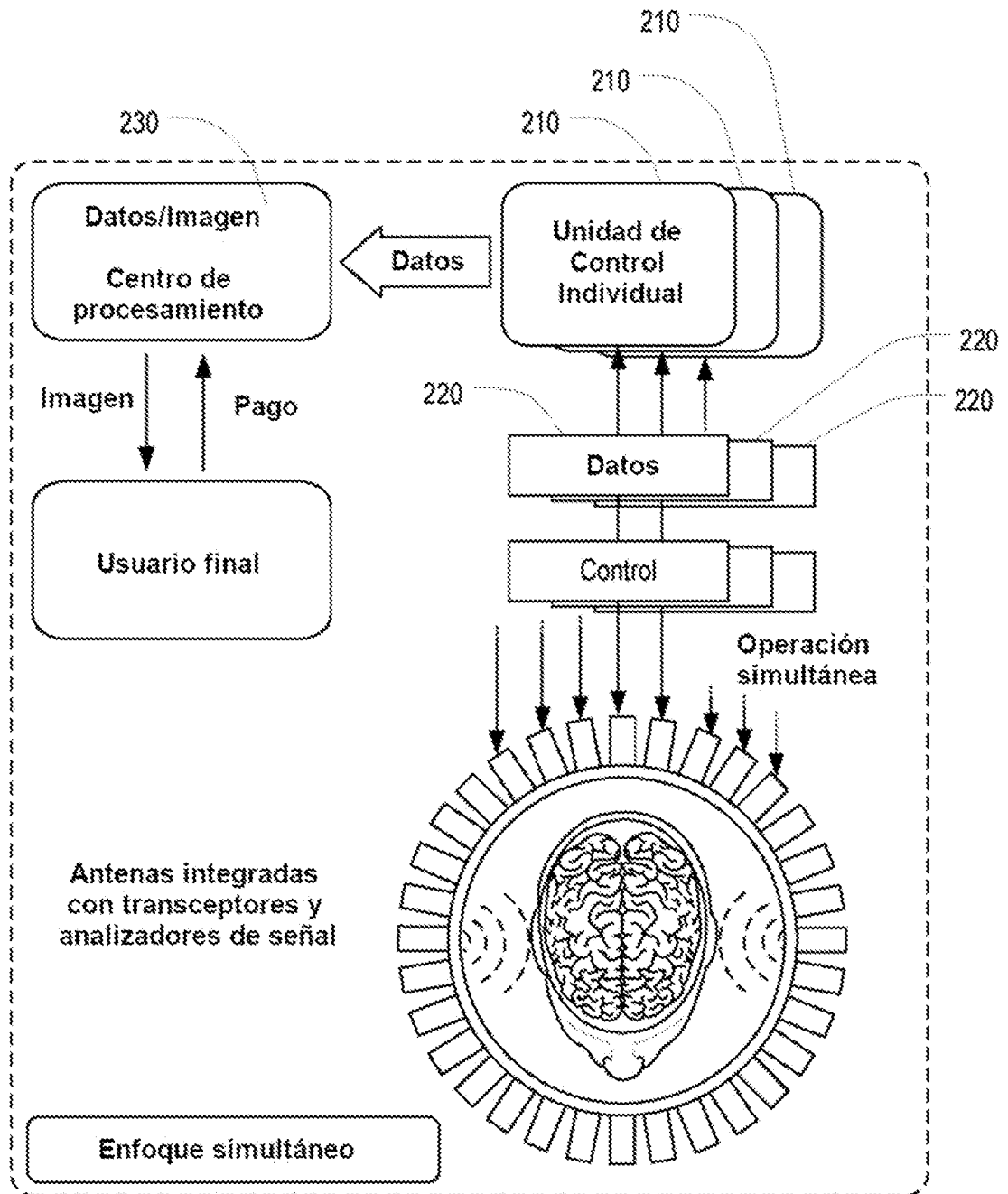


FIG. 12

800

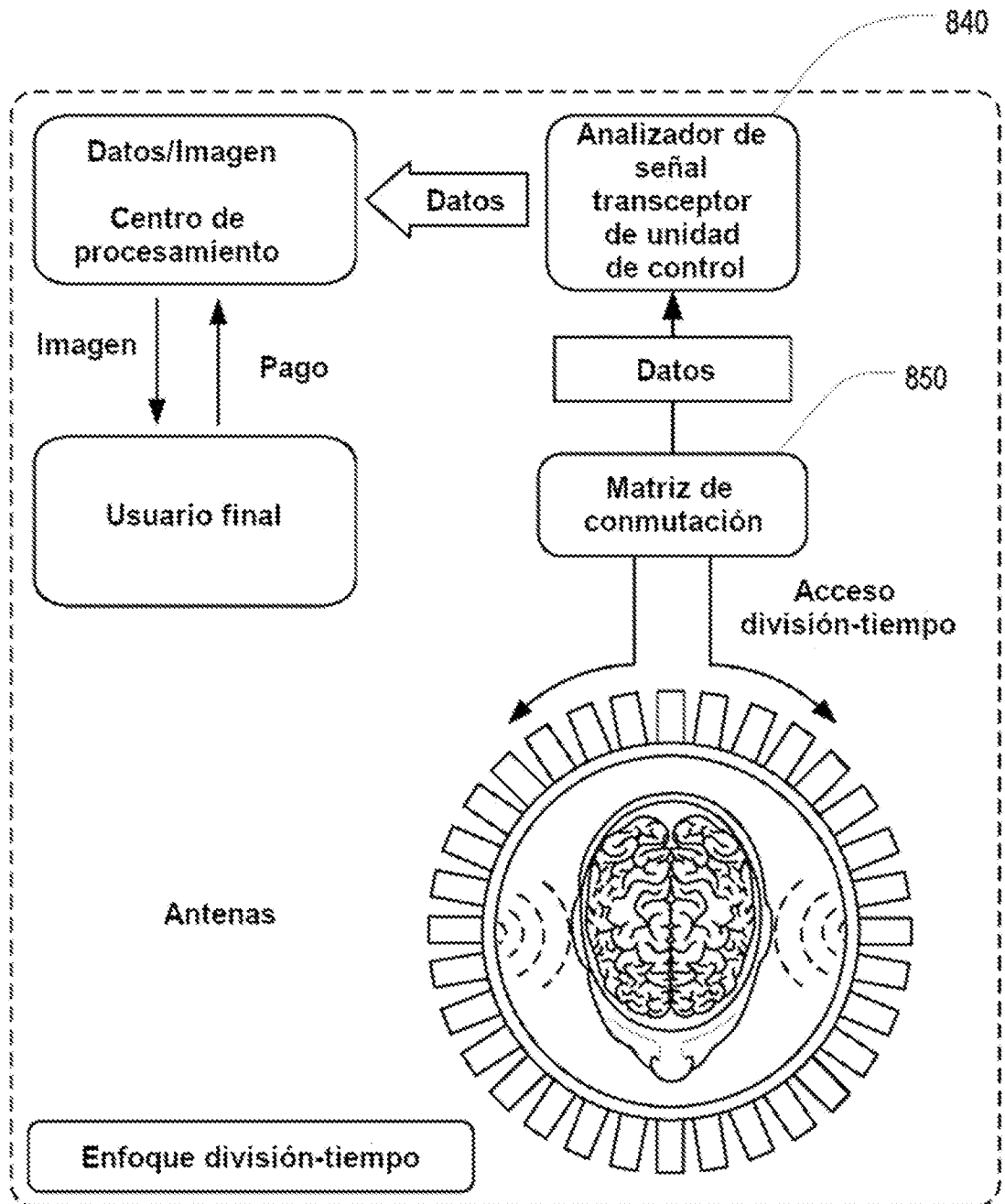


FIG. 13

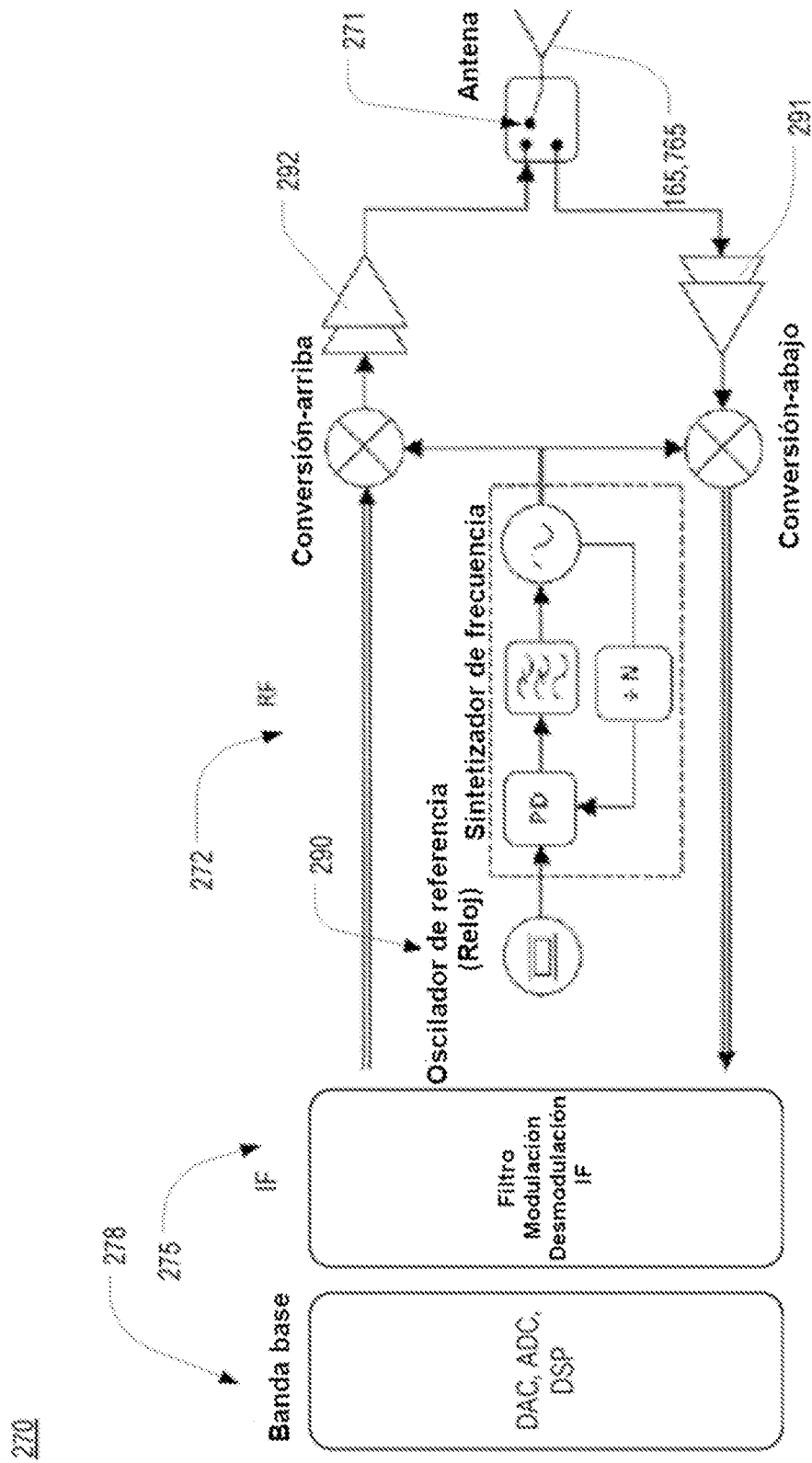


FIG. 14

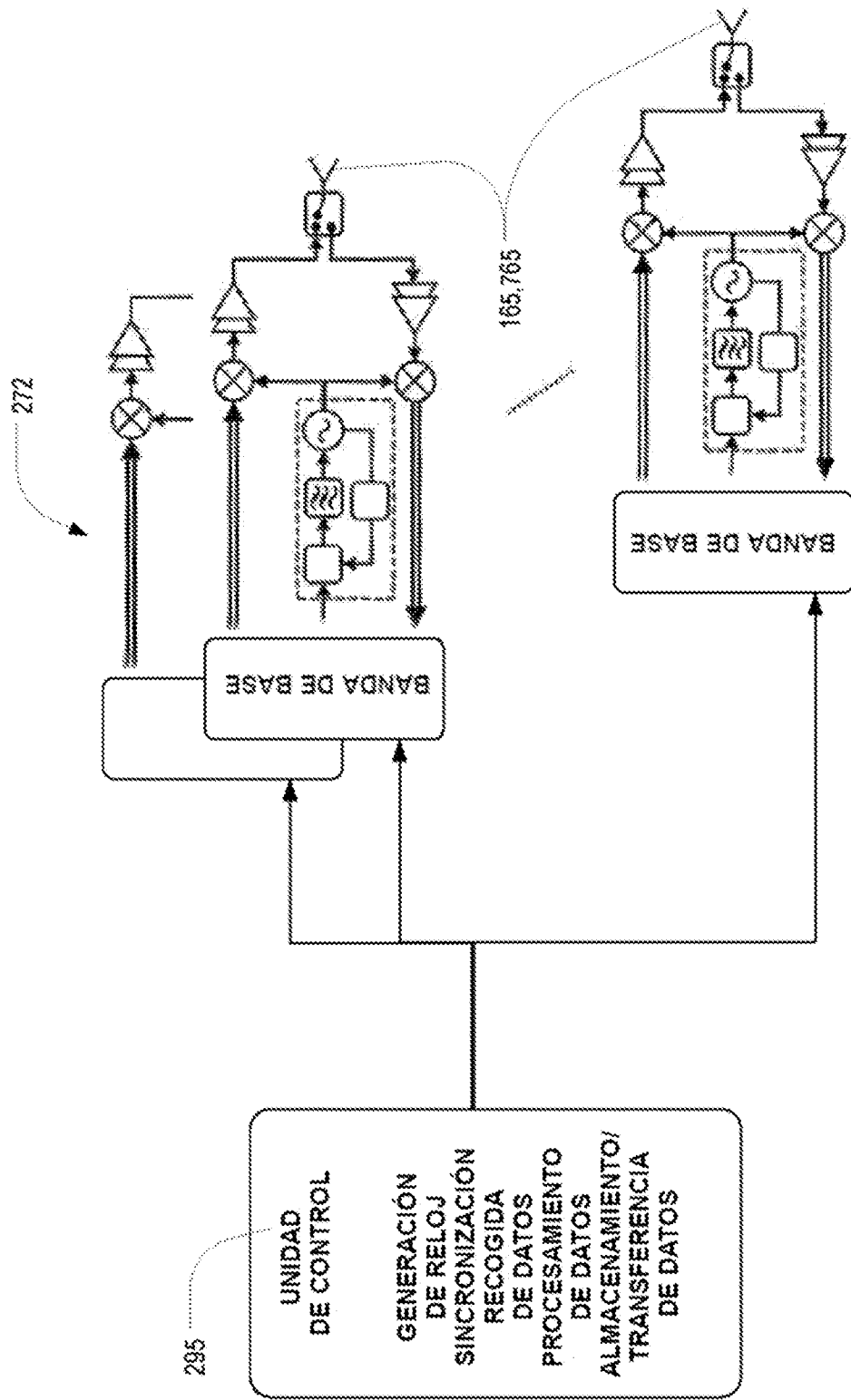


FIG. 15

1500

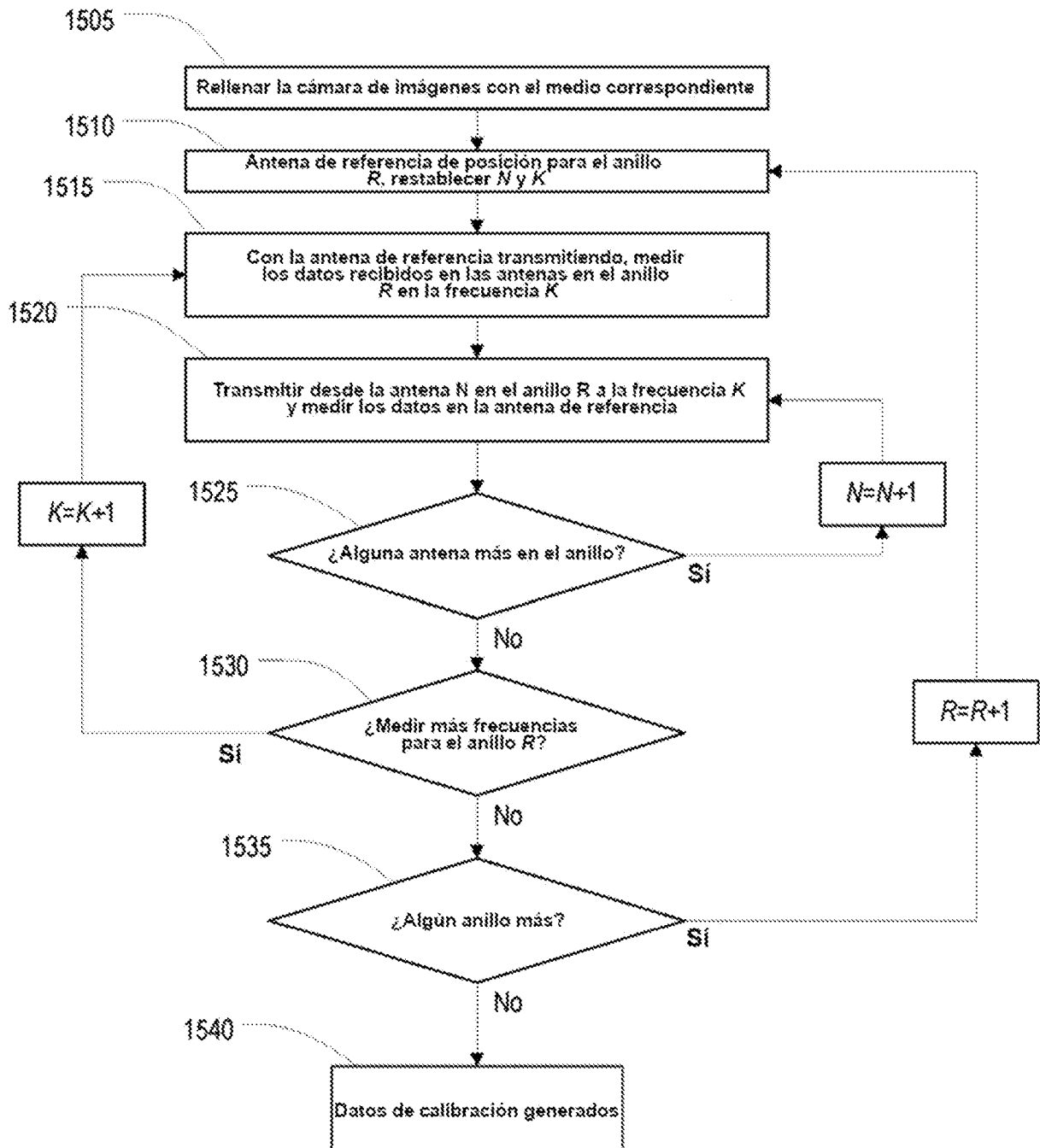


FIG. 16

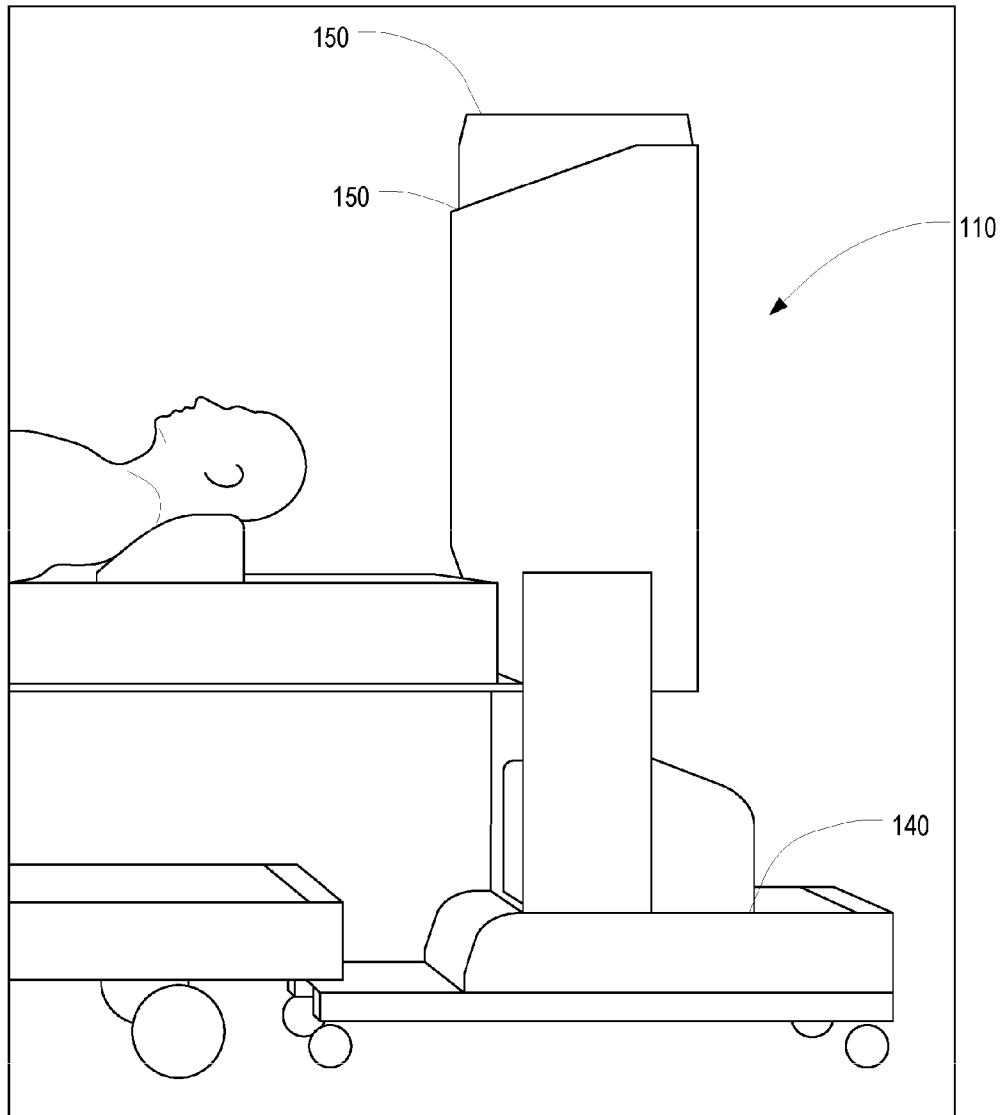


FIG. 17

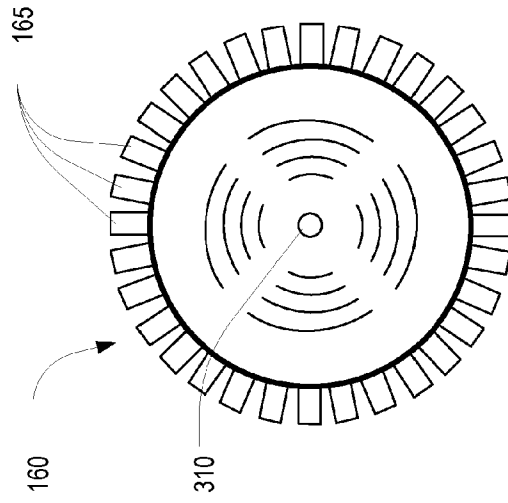


FIG. 18A

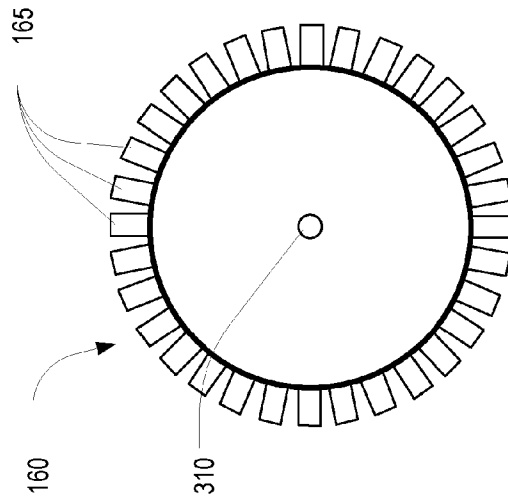


FIG. 18B

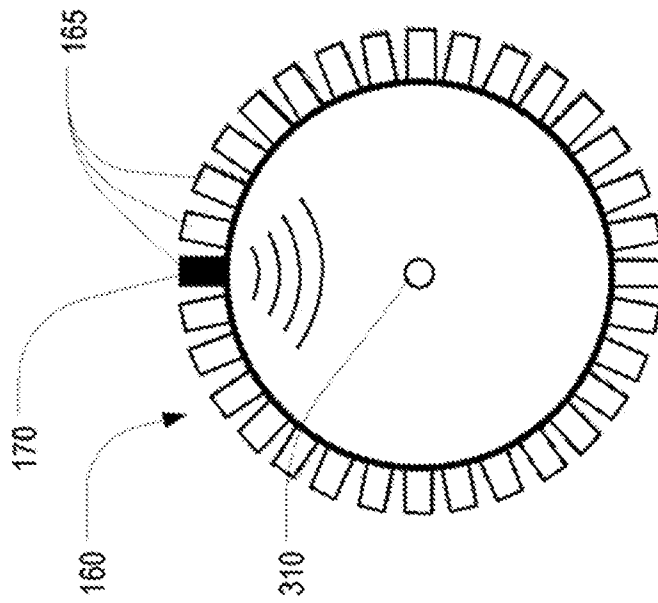


FIG. 18C

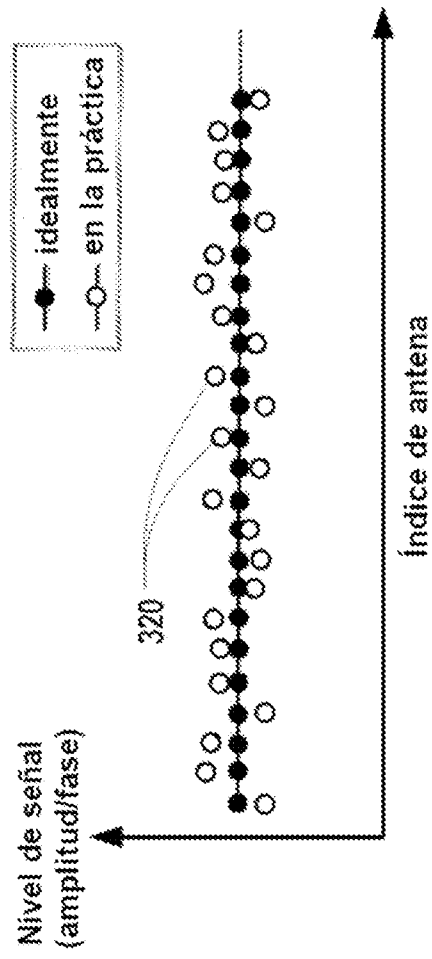


FIG. 19

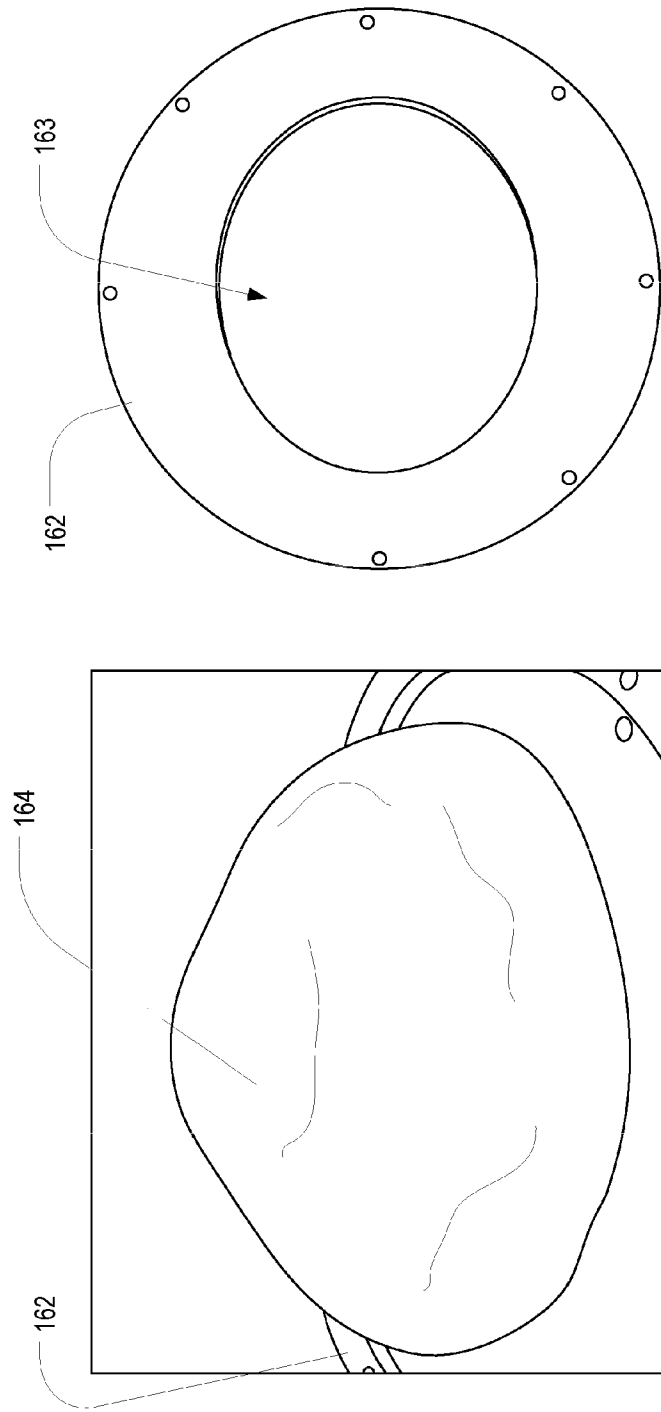


FIG. 20B

FIG. 20A

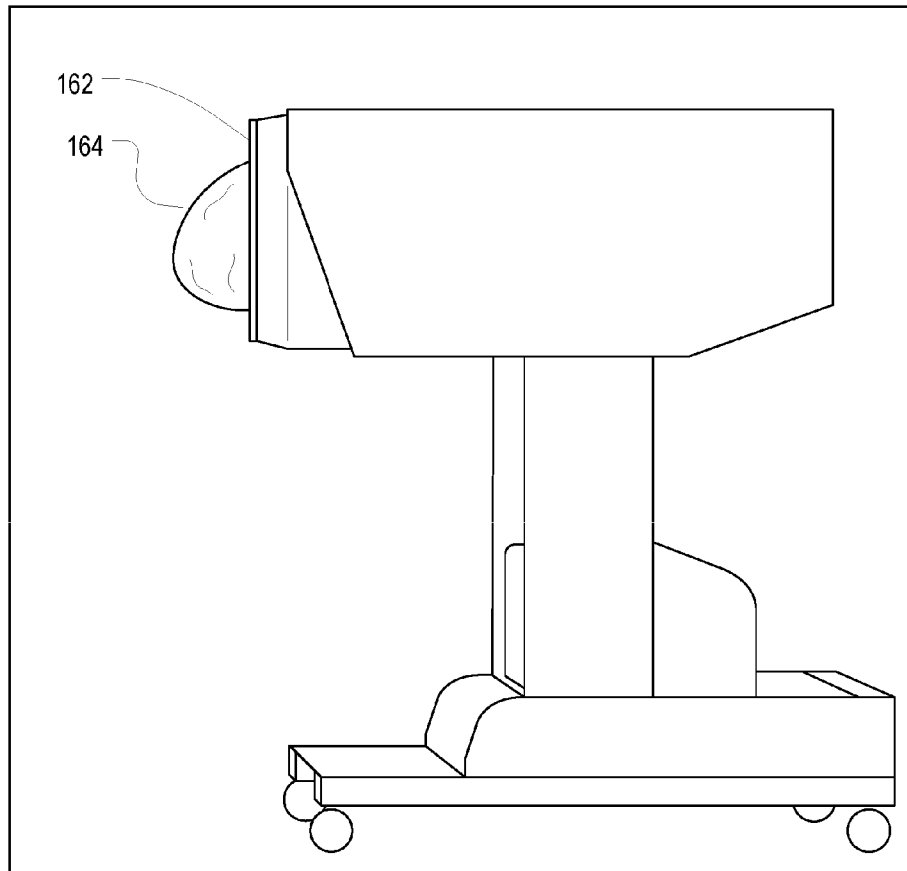


FIG. 20C

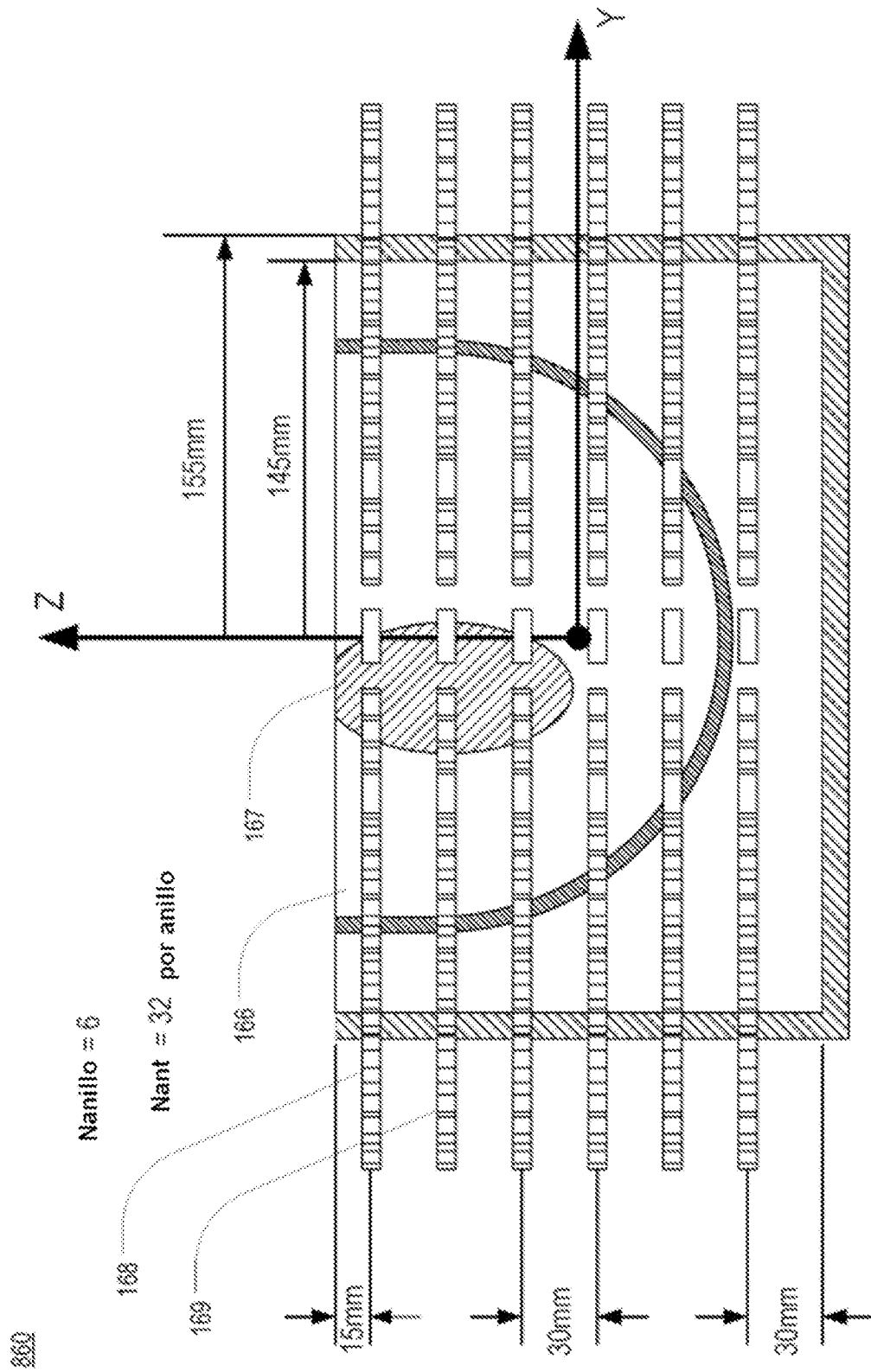


FIG. 21

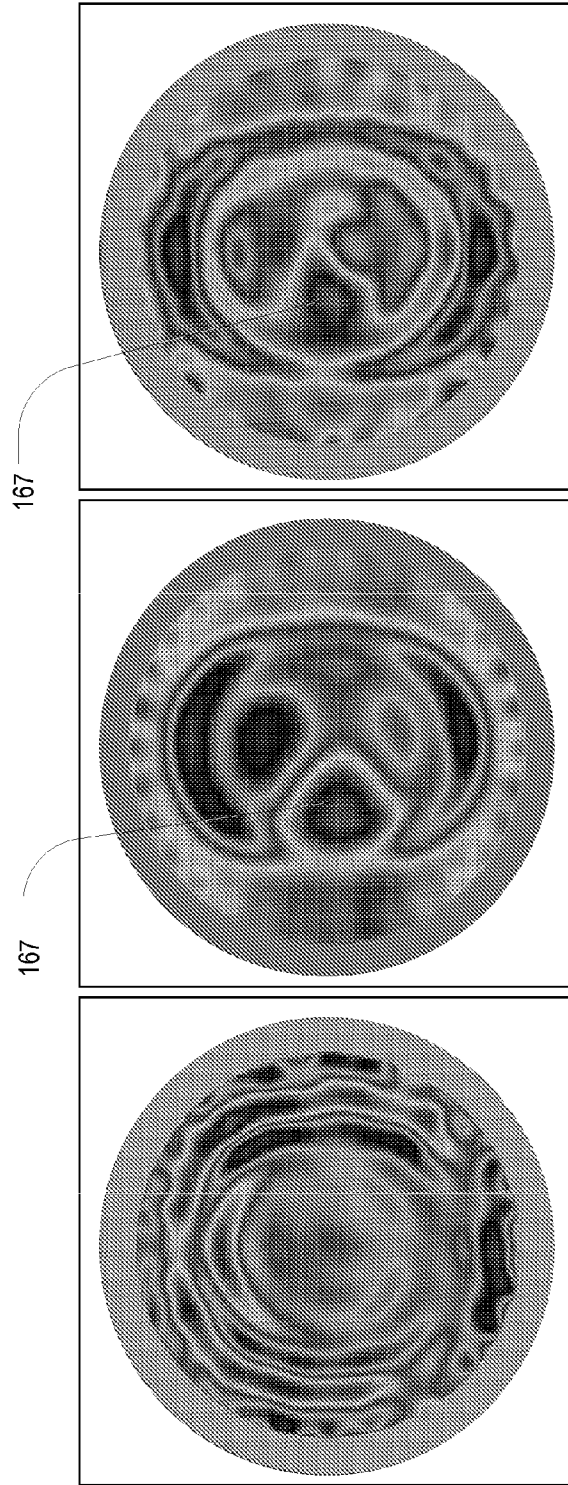
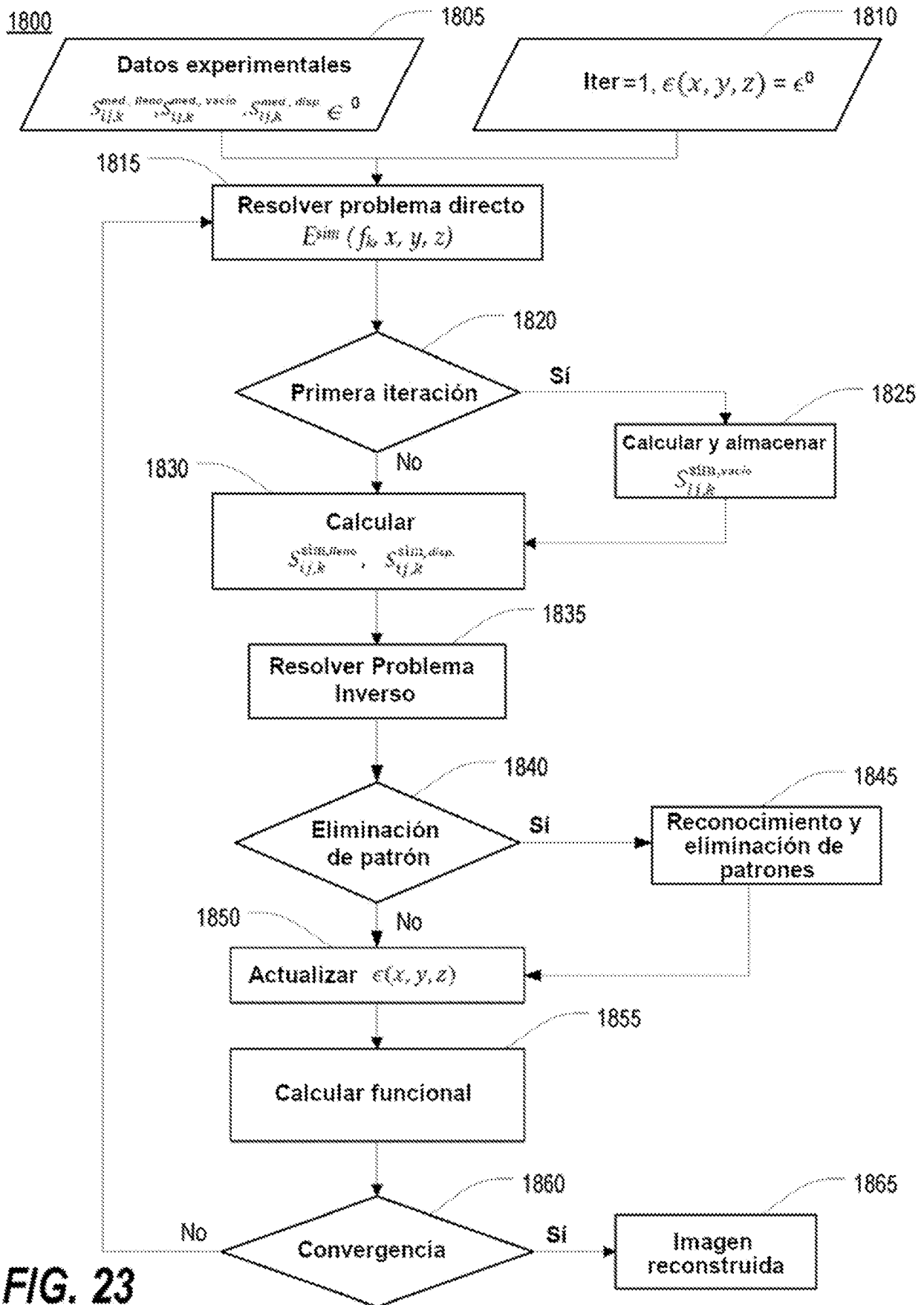


FIG. 22C

FIG. 22B

FIG. 22A



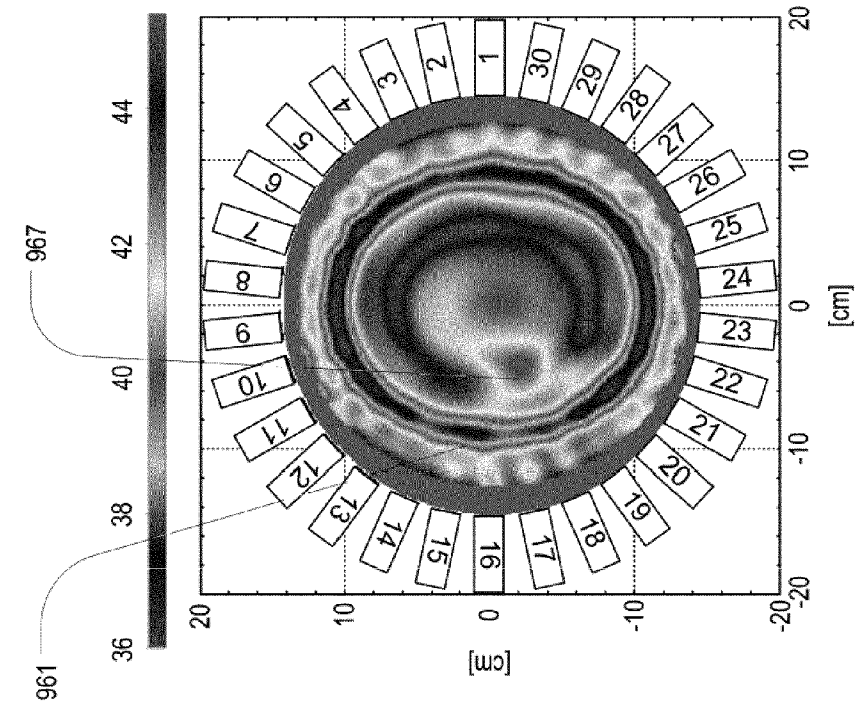


FIG. 25A

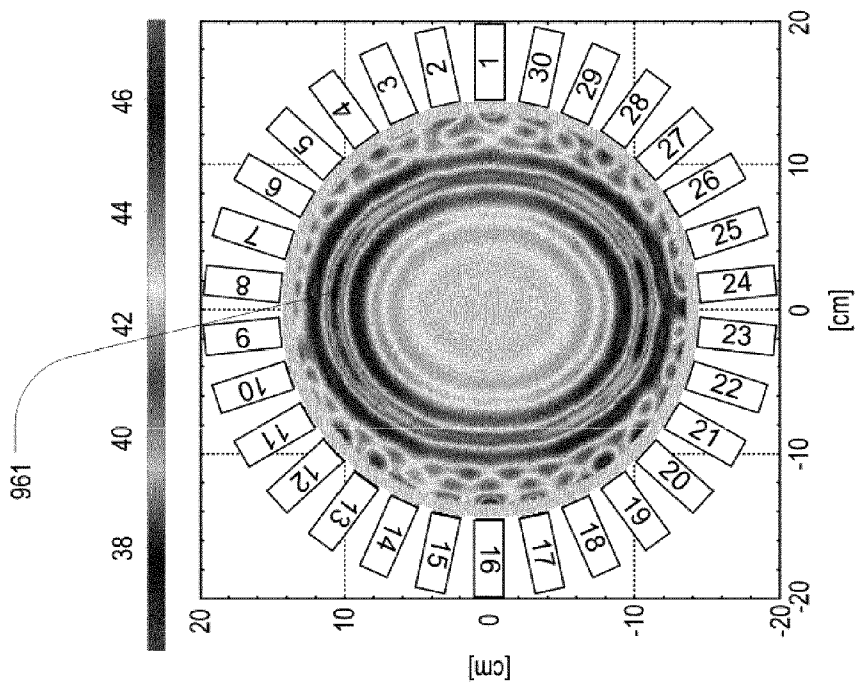


FIG. 24A

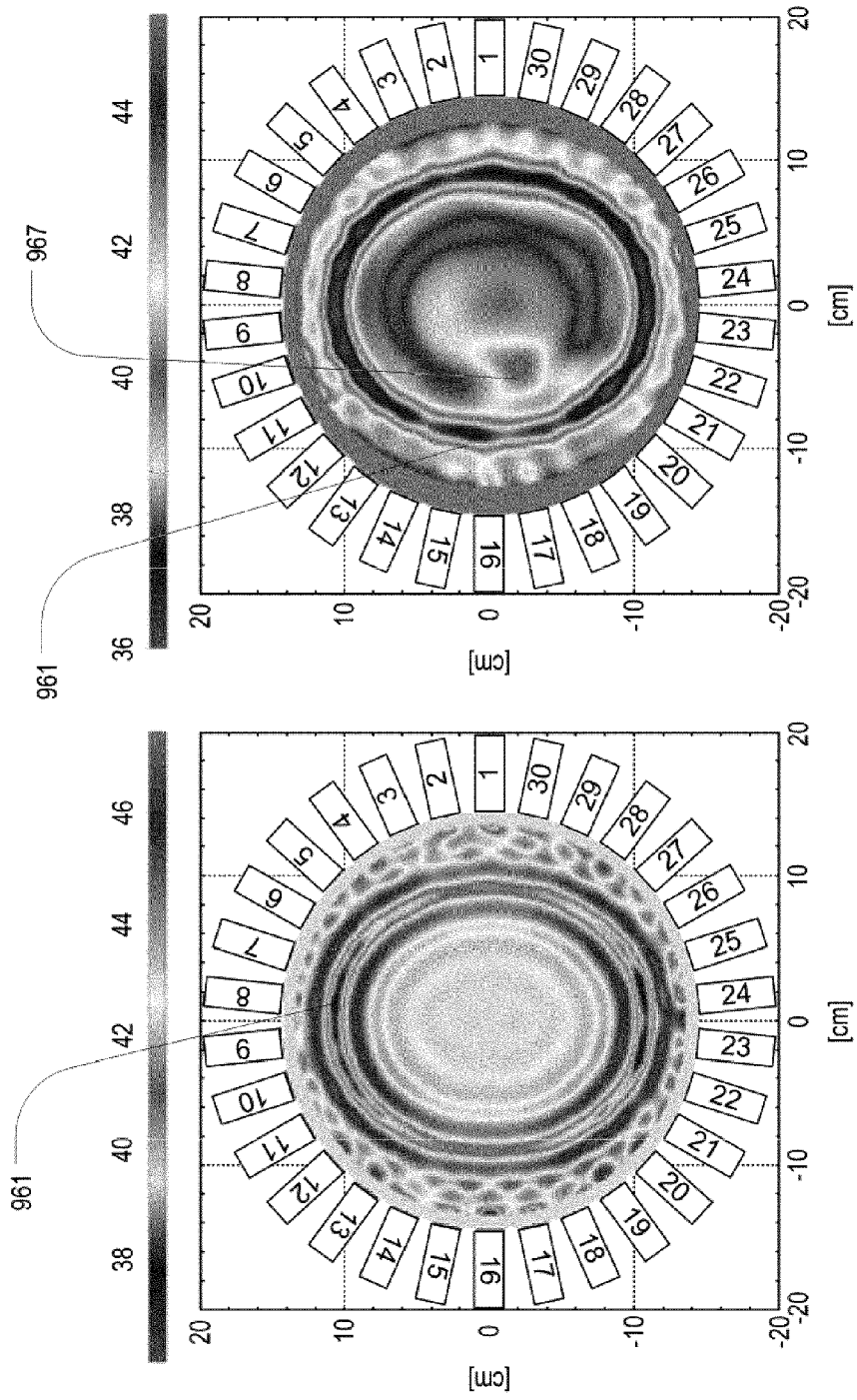


FIG. 25B

FIG. 24B