

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 445 882**

51 Int. Cl.:

G01R 33/48 (2006.01)

G01R 33/341 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 6/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **29.06.2010 E 10793462 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **13.11.2013 EP 2448479**

54 Título: **Bobina de RF para resonancia magnética nuclear que no es visible en una imagen de rayos X**

30 Prioridad:

03.07.2009 US 222973 P

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

05.03.2014

73 Titular/es:

**IMRIS INC. (100.0%)
Suite 100-1370 Sony Place
Winnipeg, Manitoba R3T 1N5, CA**

72 Inventor/es:

**SCHELLEKENS, WAYNE y
SCARTH, GORDON**

74 Agente/Representante:

VALLEJO LÓPEZ, Juan Pedro

ES 2 445 882 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

Bobina de RF para resonancia magnética nuclear que no es visible en una imagen de rayos X

Esta invención se refiere a una bobina de RF para su uso en resonancia magnética nuclear que puede usarse en un sistema de Resonancia Magnética Nuclear para obtener imágenes de RM de una parte del cuerpo de un paciente y puede permanecer en su lugar durante una radiografía de la parte del cuerpo sin interferir con la imagen de rayos X.

Antecedentes de la invención

La resonancia magnética nuclear (RMN) se emplea habitualmente para imaginología médica. Además, el uso combinado de RMN con radioterapia (Rayos X) y con radiografía se han usado ambos en una serie de situaciones anteriores. Dichos sistemas proporcionan ventajas significativas en comparación con sistemas de modalidad única para obtener información del paciente. Sin embargo, en dichos sistemas de imaginología doble anteriores, puede ser necesario mover o trasladar al paciente de un sistema a otro sistema. Dichos traslados pueden ser difíciles y requerir tiempo, y pueden comprometer los resultados, complicando la grabación de las imágenes.

Se ha usado RMN en combinación con un acelerador de radioterapia. De este modo los rayos X deben ser transmitidos a través de la bobina de RF o el sistema de RMN que permanece en su lugar durante la radioterapia. Aunque las bobinas de RF del sistema de RMN están en la trayectoria de la radiación, no causan una absorción suficiente para degradar de forma significativa la terapia o requerir una dosis más elevada para la adquisición de imágenes. Por ejemplo las bobinas de RF pueden tener un grosor de Al equivalente de aproximadamente 2,3 mm, que es suficientemente bajo para que la terapia se lleve a cabo sin interferencia por parte de la bobina y suficientemente bajo para no afectar a la dosis óptima de radiación de rayos X.

La combinación de RMN con radiografía o más específicamente adquisición de imágenes con rayos X causa problemas únicos. Específicamente, si una bobina de recepción de RMN superficial convencional se coloca en la trayectoria de adquisición de imágenes de un sistema de rayos X, la bobina será visible en la imagen y puede causar artefactos, o bordes o componentes de la bobina de recepción pueden tapar elementos importantes en la imagen de rayos X, que es necesario que vea el cirujano. Por esta razón, cuando se realiza RMN en combinación con radiografía, todas las bobinas del sistema de RMN, incluyendo las bobinas de RF, están dispuestas típicamente fuera de o retiradas de la trayectoria de la radiación para estar fuera del campo de visión.

Por ejemplo, la Patente de Estados Unidos Nº 6.925.319 (McKinnon) expedida el 2 de agosto de 2005 considera un sistema de RMN de imán dividido que tiene todas las bobinas de RMN dispuestas fuera de la trayectoria de la radiación de un sistema de rayos X.

Desafortunadamente, el rendimiento de RMN puede degradarse de forma no deseable mediante un requisito de colocar las bobinas de RF de RMN fuera del campo de visión de un sistema de radiografía. Por ejemplo, bobinas de RF superficiales se colocan a menudo directamente sobre un sujeto del que se están adquiriendo imágenes para una máxima calidad de la imagen de RMN. Dicha bobina superficial está en el campo de visión de cualquier sistema de radiografía que esté dirigido a la misma parte del sujeto que el sistema de RMN. Por lo tanto, RMN y radiografía combinadas convencionales pueden requerir una elección no deseable entre aceptar una calidad de imagen de RMN reducida colocando las bobinas de RF fuera del campo de visión del sistema de radiación, aceptar artefactos de bobina de RF en las radiografías colocando las bobinas de RF en el campo de visión del sistema de radiación, o moviendo las bobinas de RF de RMN a una posición para adquirir imágenes por RMN y a otra posición fuera del campo de visión para radiografía.

La Patente de Estados Unidos 7.394.254 (Rieke) expedida el 1 de julio de 2008 desvela el uso de aluminio para las bobinas de RF para hacerlas "transparentes" a los rayos X. Más particularmente, la patente desvela una disposición en la que una compatibilidad mejorada de RMN con radiografía se proporciona mediante bobinas de RF de RMN que tienen secciones de bobina transmisivas. Las secciones de bobina transmisivas son sustancialmente transparentes a la radiación penetrante empleada por el sistema de radiografía. Por lo tanto, las secciones de bobina transmisivas pueden estar dispuestas en un campo de visión del sistema de radiografía sin introducir artefactos en las radiografías. La transparencia a la radiación penetrante puede conseguirse incluyendo sustancialmente solamente elementos de bajo número atómico (es decir, $Z < 29$) en las secciones de bobina transmisivas. Preferentemente, las secciones de bobina transmisivas están fabricadas sustancialmente de aluminio.

Sin embargo, se acepta que el uso de aluminio para las pistas de una bobina de RF conduce a una degradación de la RMN con respecto al uso de cobre. Sin embargo, el cobre no puede usarse en una pista que es suficientemente fina para generar las secciones de bobina "transmisivas" de Rieke.

Sumario de la invención

Es un objetivo de la presente invención proporcionar una bobina de RF adecuada para su uso en un sistema de imaginología doble usando RMN y radiación penetrante, tal como rayos X.

De acuerdo con un primer aspecto de la invención, se proporciona un aparato de acuerdo con la reivindicación 1.

- Preferentemente, el material no conductor de la placa de soporte está dispuesto con respecto a las pistas conductoras de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante de sustancialmente la totalidad de la bobina de RF ubicada dentro del campo de visión es sustancialmente constante en todo el campo de visión. Puede haber, sin embargo, puntos o zonas donde la atenuación es diferente y se usa un sistema alternativo para eliminar estos puntos o zonas de la imagen. Se apreciará que dicha atenuación no es invisible en la imagen sino que es, en su lugar, visible en el sentido que es suficiente para afectar a la imagen, de modo que su presencia puede determinarse. Sin embargo, la intención es que la atenuación sea constante u homogénea, de modo que no haya ningún artefacto visible dentro de la imagen y la presencia de la bobina de RF dentro de la imagen no afecta a los cambios de intensidad de la imagen en las diversas ubicaciones dentro de la imagen que son provocados por las diferencias de atenuación causada por la parte de la que se están adquiriendo imágenes.
- En una disposición, preferentemente la placa de soporte está formada de material común y en el que el grosor del material común varía de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante de sustancialmente la totalidad de la bobina de RF ubicada dentro del campo de visión es sustancialmente constante en todo el campo de visión.
- En otra disposición, la placa de soporte está formada de un material de base y un material adicional diferente del material de base se añade a la placa de soporte.
- En ambos casos el material puede maquinarse para proporcionar los grosores requeridos tal como se determina analizando la diferencia de atenuación causada por los propios materiales con respecto a las pistas de cobre y calculando el grosor requerido.
- Pueden seleccionarse materiales para el material adicional o para la propia placa que tienen una atenuación muy alta de modo que el grosor del material no es significativamente diferente de las pistas de cobre.
- Pueden usarse técnicas y materiales convencionales para fabricar la placa de soporte, incluyendo imprimir las pistas o grabar las pistas según se requiera. Por lo tanto, el término "pistas" no pretende limitar los conductores a ningún método de formación particular de los conductores en la placa de soporte.
- Preferentemente, el material de base y el material adicional están estratificados para formar una estructura común.
- Preferentemente, las pistas conductoras son continuas en todo el campo de visión para tener un grosor constante y por lo tanto atenuación. Muchas técnicas están disponibles para formar dichas pistas continuas sin necesidad de juntas que pueden doblar el grosor en ciertas ubicaciones o puede requerir material de conexión tal como soldadura. Por lo tanto, preferentemente las pistas conductoras no incluyen ninguna soldadura dentro del campo de visión.
- Preferentemente, no hay cables conectores desde las pistas conductoras dentro del campo de visión de modo que los cables conectores, tales como conectores coaxiales, cables y varillas que conectan desde las pistas al preamplificador u otra ubicación están ubicados fuera del campo de visión.
- En muchos casos, es necesario ubicar los condensadores de sintonización requeridos para que dicha bobina esté ubicada dentro del campo de visión y preferentemente esté dispuesta de modo que el condensador tenga una atenuación de la radiación electromagnética penetrante que sea sustancialmente igual a la atenuación de las pistas conductoras.
- Esto puede conseguirse cuando el condensador se forma a partir de pistas conductoras con un material dieléctrico entre las pistas para definir la capacitancia requerida.
- En muchos casos, también es necesario ubicar un fusible requerido para que dicha bobina esté ubicada dentro del campo de visión y, preferentemente, esté dispuesta de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante por el fusible sea sustancialmente igual a la atenuación de las pistas conductoras.
- Esto también puede conseguirse donde el fusible está formado a partir de pistas conductoras.
- Preferentemente, la placa de soporte no incluye estructuras de fijación y soporte mecánicas dentro del campo de visión.
- La placa de soporte puede ser flexible.
- En muchos casos, también es necesario proporcionar un diodo para la bobina de RF y, donde sea posible, éste puede estar ubicado fuera del campo de visión.
- En algunos casos, es necesario ubicar dentro del campo de visión un diodo u otro elemento similar que tiene una atenuación diferente de las pistas conductoras. En este caso, la ubicación del diodo en el campo de visión está dispuesta para ser constante y la imagen del diodo u otro elemento en la imagen radiográfica se elimina mediante un software de análisis de imágenes.

Preferentemente, las pistas conductoras están formadas de cobre, pero otros materiales conductores de forma similar pueden usarse en lugar de aluminio que es efectivamente transparente a los rayos X pero es generalmente inadecuado para fabricación de una bobina de RF.

5 La placa de soporte puede estar formada de cualquier material no conductor adecuado que sea compatible con RM y tenga una atenuación a los rayos X que es menor de o aproximadamente la del cobre tal como placa de circuitos de fibra de vidrio FR-4.

Breve descripción de los dibujos

10 La figura 1 es una vista isométrica de una sala de angiografía que muestra una mesa para el paciente, un imán de RMN móvil a una posición para adquirir imágenes del paciente sobre la mesa y una disposición para mover un sistema de rayos X:

La figura 2 es una vista isométrica de una mesa para montar al paciente, estando la base omitida por conveniencia de ilustración, y que muestra la construcción de la bobina de RF para adquirir imágenes de la parte superior del torso del paciente.

15 La figura 3 es una vista en planta de la bobina de RF incluyendo los componentes del sistema unidos a ella que se muestran esquemáticamente.

La figura 4 es una vista de sección transversal a través de la bobina de RF.

La figura 5 es una vista de sección transversal a través de la bobina de RF que muestra una construcción modificada.

Descripción detallada

20 En la figura 1 se muestra una disposición para llevar a cabo Resonancia Magnética Nuclear y adquisición de imágenes por rayos X de un paciente mientras el paciente permanece inmóvil sobre una mesa de soporte del paciente. La disposición proporciona una sala 1 en la que está montada una mesa de soporte del paciente 10 con puertas 2 en un lado de la sala para acceder a la sala del imán 3 de un sistema de RMN desde un compartimento del imán 1A. La sala contiene un sistema de adquisición de imágenes por rayos X 4 montado sobre raíles 5 e incluye un transmisor 6 y un receptor 7 de rayos X montados en un soporte en forma de C 8. El sistema de rayos X es de una construcción convencional disponible en el mercado de un fabricante tal como Siemens. La mesa 10 descrita e ilustrada en el presente documento se usa en una disposición en la que el paciente permanece en posición sobre la mesa mientras se realiza la adquisición de imágenes usando RMN y rayos X.

30 El sistema de rayos X 4 que coopera con el imán móvil descrito anteriormente de modo que se pueden adquirir imágenes del paciente mediante cualquier modalidad en la misma mesa. El paciente no se mueve y al menos una de las bobinas de RF permanece en su lugar.

35 La RM es un imán de alto campo (por ejemplo 1,5 T o 3 T o más) que se mueve sobre raíles elevados entre las dos o más salas tal como se ha descrito anteriormente. En el sistema descrito, una o más de estas salas contienen un sistema de rayos X, de plano único o biplano. Cuando el imán se mueve fuera de la sala de exploración por rayos X y un conjunto de puertas protegidas contra RF y rayos X se cierran, la sala de exploración funciona como un laboratorio de rayos X convencional y puede usarse equipo convencional. En particular, pueden realizarse intervenciones guiadas por rayos X.

40 La disposición puede usarse en una configuración de tres salas típica con la sala de angiografía (SA) a la izquierda, una sala de diagnóstico (SD) en el centro, y un quirófano a la derecha. El imán se mueve sobre raíles elevados entre las salas y puede adquirir imágenes en cada una.

Cuando se requiere RMN, el equipo de rayos X se guarda de forma segura, las puertas se abren y el imán se lleva a la sala encima del paciente sobre la mesa. La protección de RF abarca la AR de modo que todo el equipo en la sala de exploración por rayos X se hace silencioso a RF. A continuación puede realizarse la RMN. Seguidamente, el imán se retira de la sala, las puertas se cierran, y el equipo de rayos X se devuelve a su posición de trabajo.

45 El escáner de RM se usa para proporcionar información complementaria a la obtenida usando rayos X. Puede usarse, por ejemplo, para realizar una evaluación inicial antes de la intervención así como para realizar una evaluación posterior a la intervención. Dicha evaluación puede incluir estudios de perfusión y viabilidad de, por ejemplo, el corazón o del cerebro.

50 En la disposición para mover el sistema de rayos X tal como se muestra en la figura 1, la RM entra en la sala de exploración de rayos X y se mueve sobre la cabecera de la mesa 10. Dado que la trayectoria de RM pasa junto a través de la ubicación de los soportes del arco en C, éste último debe moverse antes de que el imán pueda entrar. Dependiendo de la necesidad, un soporte de arco en C montado en el suelo puede moverse sobre raíles en el suelo, una plataforma giratoria en el suelo o un brazo de izado montado en el suelo o la pared. Dependiendo de la necesidad, un soporte de arco en C montado en el techo puede moverse usando raíles extendidos para estacionarlo al pie de la mesa, montando los raíles del soporte sobre una plataforma suspendida desde los raíles del imán móvil, o fijando los raíles del soporte sobre una plataforma con un brazo telescópico para moverlos lateralmente.

Usando una solución para mover un soporte montado en el suelo junto con un motor para un soporte montado en el techo proporciona un mecanismo para mover un sistema biplano. El motor puede proporcionar una posición de montaje del plano único o biplano en cierto ángulo no igual a cero con respecto a los raíles de RM, por ejemplo, 90 grados.

- 5 El Sistema de Manipulación del Paciente o mesa de soporte se muestra en la figura 2 tal como se indica en general en 10. La mesa de soporte del paciente incluye una base 11 de una construcción convencional que permite que la base mueva una parte de soporte del paciente 12 a ubicaciones requeridas en altura y orientación. Mecanismos y acoplamientos impulsores adecuados se conocen en la técnica y, por lo tanto, no se requiere que se describan en el presente documento. En la parte superior de la base 11 está montada la parte de soporte del paciente en forma de un cuerpo generalmente plano 12 formado por un material plástico reforzado con fibra para definir un área superficial suficiente para soportar al paciente mientras está tumbado sobre la parte de soporte del paciente.

- 10 Cuando la adquisición de imágenes ha de ser de la caja torácica, una bobina de la caja torácica anterior 31 está dispuesta para colocarse encima de la caja torácica del paciente cuando está en su lugar para adquirir imágenes sobre el colchón y también la bobina posterior 32 está dispuesta para colocarse detrás del paciente. De forma similar, cuando la adquisición de imágenes va a ser de la cabeza, las bobinas se colocan por encima y por debajo de la cabeza del paciente.

- 15 Para evitar mover al paciente cuando se cambia del sistema de RMN al sistema de imaginología por rayos X, al menos la bobina posterior permanece en su lugar. Por lo tanto, esta bobina será visible en la imagen de rayos X. El sistema de imaginología puede ser un sencillo sistema de rayos X lineal o, más preferentemente, es un sistema giratorio biplanar del tipo ilustrado que toma múltiples imágenes alrededor del paciente.

- 20 Por lo tanto, el aparato para su uso en la adquisición de imágenes de una parte de un paciente tal como se muestra en la figura 1 incluye el sistema de radiografía 4 para generar una imagen radiográfica de un sujeto en el campo de visión usando radiación electromagnética penetrante y el sistema de resonancia magnética nuclear para generar una imagen del sujeto que incluye el imán 3 y las bobinas de RF 31, 32.

- 25 Una ilustración esquemática de la bobina de RF 32 se muestra en las figuras 3 y 4 y está dispuesta para permanecer en su lugar durante la radiografía usando el transmisor 50 y receptor 51 de rayos X mostrados solamente de forma esquemática.

- 30 La bobina de RF incluye una placa de soporte 33 que tiene bordes laterales 34 y el sistema de imaginología 4 define un campo de visión 35 dentro del área de la placa que puede verse en la imagen de rayos X con partes de la placa fuera del campo de visión estando fuera de la imagen.

- Los circuitos de la bobina incluyen pistas conductoras 36, condensadores 37, un fusible 41, un diodo 38, un cable conector 39, y un preamplificador 40. Todos estos elementos son de construcción general convencional y son bien conocidos por expertos en la materia del diseño de bobinas, de modo que, en este caso, no se requiere una explicación detallada.

- 35 Las pistas conductoras de la bobina de RF están dispuestas de un material conductor y típicamente cobre que tiene un grosor T3 de al menos 0,0178 mm (0,0007 pulgadas) y preferentemente en el intervalo de 0,0356 mm (0,0014 pulgadas) a 0,107 mm (0,0042 pulgadas) que es eficaz para recibir las señales de RF desde el sistema de RMN. Dichas pistas típicamente causan una atenuación de la radiación electromagnética penetrante que es claramente visible en la imagen radiográfica, en comparación con un material de placa de soporte de grosor uniforme.

- 40 Tal como se muestra en la figura 4, la placa de soporte está formada de un material no conductor en el campo de visión que tiene un grosor T1 en ubicaciones en la placa separadas de las pistas, seleccionado de modo que una atenuación de la radiación electromagnética penetrante en esas ubicaciones es sustancialmente igual a la atenuación en las pistas conductoras. Por lo tanto, la atenuación del material de la placa en el grosor T1 está dispuesta de modo que es igual a la suma de la atenuación causada por el grosor T3 de la pista y el grosor T2 de la placa en la pista. De esta manera, la atenuación de la radiación electromagnética penetrante de sustancialmente la totalidad de la bobina de RF ubicada dentro del campo de visión es sustancialmente constante en todo el campo de visión.

- 45 Aunque las pistas se muestran en la figura 4 practicadas en zonas poco profundas de la placa, las pistas pueden aplicarse encima de la placa plana y el grosor variable de la placa aplicarse en la parte posterior. Además, la placa puede ser plana llenando huecos con un material que es transparente a los rayos X y, por lo tanto, no afecta a la atenuación.

- 50 En la figura 5 se muestra una disposición alternativa en la que la placa está formada de un material de base 33A y un material adicional 33B se añade a la placa de soporte en zonas separadas de las pistas, material que no es conductor y tiene un factor de atenuación que no es transparente a los rayos X y es diferente del material de base 33A. El material de base y el material adicional se estratifican para formar una estructura común y los huecos pueden llenarse con material transparente adicional.

- 5 Las pistas conductoras están dispuestas para ser continuas en todo el campo de visión para tener una atenuación constante. Es decir, las pistas conductoras no incluyen juntas y, por lo tanto, ninguna soldadura dentro del campo de visión. En su lugar las pistas están impresas o aplicadas de otro modo como una banda continua constante. Como alternativa, las pistas se forman eliminando por ataque químico material no deseado de una capa continua en la placa dejando pistas que son continuas y sin juntas.
- Tal como se muestra en la figura 3, todos los cables conectores 39 de la bobina están ubicados fuera del campo de visión 35, no hay cables conectores procedentes de las pistas conductoras dentro del campo de visión.
- 10 Los condensadores 37 y el fusible 41 para la bobina están, en la mayoría de los casos, necesariamente ubicados dentro del campo de visión 35 y estos están, por lo tanto, dispuestos de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante sea sustancialmente igual a la atenuación de la placa en las pistas conductoras. Por lo tanto, el condensador y el fusible están a su vez formados a partir de pistas conductoras que están diseñadas y dispuestas en la placa con la cantidad requerida de material conductor y el material dieléctrico para proporcionar las características y valores requeridos. El diseño de dichos componentes a partir de pistas conductoras se conoce y está dentro del alcance de un experto en la materia.
- 15 La placa de soporte incluye estructuras de montaje y soporte mecánicas 42 para conexión de la placa a los elementos necesarios, pero éstas están diseñadas y dispuestas de modo que están fuera del campo de visión de modo que la placa es generalmente constante y continua y no hay estructuras mecánicas dentro del campo de visión.
- El diodo necesario 38 está diseñado y dispuesto en las pistas de modo que está ubicado fuera del campo de visión.
- 20 Como alternativa, el diodo u otro elemento necesario está ubicado dentro del campo de visión donde el elemento tiene una atenuación diferente de las pistas conductoras y una construcción y factor de atenuación elevado, de modo que no puede ser compensado razonablemente construyendo el resto de la placa hasta este elevado factor de atenuación. En esta disposición, donde el elemento está ubicado en el campo de visión, la ubicación del elemento en el campo de visión es constante y la imagen del elemento en la imagen radiográfica es eliminada por software de análisis de imágenes en el sistema receptor de rayos X 51.
- 25

REIVINDICACIONES

1. Aparato para su uso en imaginología de una parte de un paciente usando resonancia magnética (52) y usando radiación penetrante (50) para generar imágenes independientes en un campo de visión del paciente, comprendiendo el aparato:
- 5 un sistema de radiografía (50, 51) para generar una imagen radiográfica de un sujeto en el campo de visión usando radiación electromagnética penetrante; y
un sistema de resonancia magnética nuclear (52) para generar una imagen del sujeto;
una bobina de RF (32) para su uso en el sistema de RMN;
- 10 estando la bobina de RF (32) dispuesta para permanecer en su lugar durante la radiografía e incluyendo pistas conductoras de bobina (36) ubicadas en el campo de visión del sistema de radiografía;
incluyendo la bobina de RF (32) una placa de soporte (33) sobre la que se disponen las pistas conductoras (36);
estando las pistas conductoras (36) de la bobina de RF constituidas por un material conductor que tiene un grosor tal que las pistas causan una atenuación de la radiación electromagnética penetrante que es visible en la imagen radiográfica;
- 15 **caracterizado por que** la placa de soporte (33) incluye material no conductor en el campo de visión que tiene un grosor que varía localmente seleccionado de modo que una atenuación de la radiación electromagnética penetrante, causada por el grosor de la placa, en ubicaciones en la placa separadas de las pistas es sustancialmente igual a la atenuación de la radiación electromagnética penetrante, causada por el grosor de las pistas y el grosor de la placa, en ubicaciones en la placa en las pistas conductoras.
- 20 2. El aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el material no conductor de la placa de soporte (33) está dispuesto con respecto a las pistas conductoras (36) de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante de sustancialmente la totalidad de la bobina de RF ubicada dentro del campo de visión es sustancialmente constante en todo el campo de visión (35).
3. El aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la placa de soporte (33) está formada por un material común y en el que el grosor del material común varía de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante de sustancialmente la totalidad de la bobina de RF ubicada dentro del campo de visión (35) es sustancialmente constante en todo el campo de visión.
- 25 4. El aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en el que la placa de soporte está formada por un material de base (33A) y un material adicional (33B) diferente del material de base se añade a la placa de soporte de modo que la atenuación de la radiación electromagnética penetrante de sustancialmente la totalidad de la bobina de RF ubicada dentro del campo de visión es sustancialmente constante en todo el campo de visión.
- 30 5. El aparato de acuerdo con la reivindicación 4, en el que el material de base (33A) y el material adicional (33B) están laminados para formar una estructura común.
6. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 5, en el que las pistas conductoras (36) son continuas en todo el campo de visión para tener una atenuación constante.
- 35 7. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en el que las pistas conductoras (36) no incluyen ninguna soldadura dentro del campo de visión.
8. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que no hay cables conectores procedentes de las pistas conductoras (36) dentro del campo de visión.
- 40 9. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 8, en el que está provisto dentro del campo de visión al menos un condensador (37) que tiene una atenuación de la radiación electromagnética penetrante que es sustancialmente igual a la atenuación de las pistas conductoras.
10. El aparato de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el condensador (37) está formado por pistas conductoras.
- 45 11. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 10, en el que está provisto dentro del campo de visión (35) un fusible (41) que tiene una atenuación de la radiación electromagnética penetrante que es sustancialmente igual a la atenuación de las pistas conductoras (36).
12. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 11, en el que la placa de soporte (33) no incluye estructuras de fijación y soporte mecánicas dentro del campo de visión (35).
- 50 13. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 12, en el que la placa de soporte (33) es flexible.
14. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 13, en el que está provisto un diodo (38) que está ubicado fuera del campo de visión (35).

15. El aparato de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14, en el que está provisto en la placa (33) dentro del campo de visión (35) al menos un elemento que tiene una atenuación diferente de las pistas conductoras, donde la ubicación del elemento en el campo de visión es constante y está provisto un sistema de software (51) dispuesto para eliminar la imagen del elemento en la imagen radiográfica.

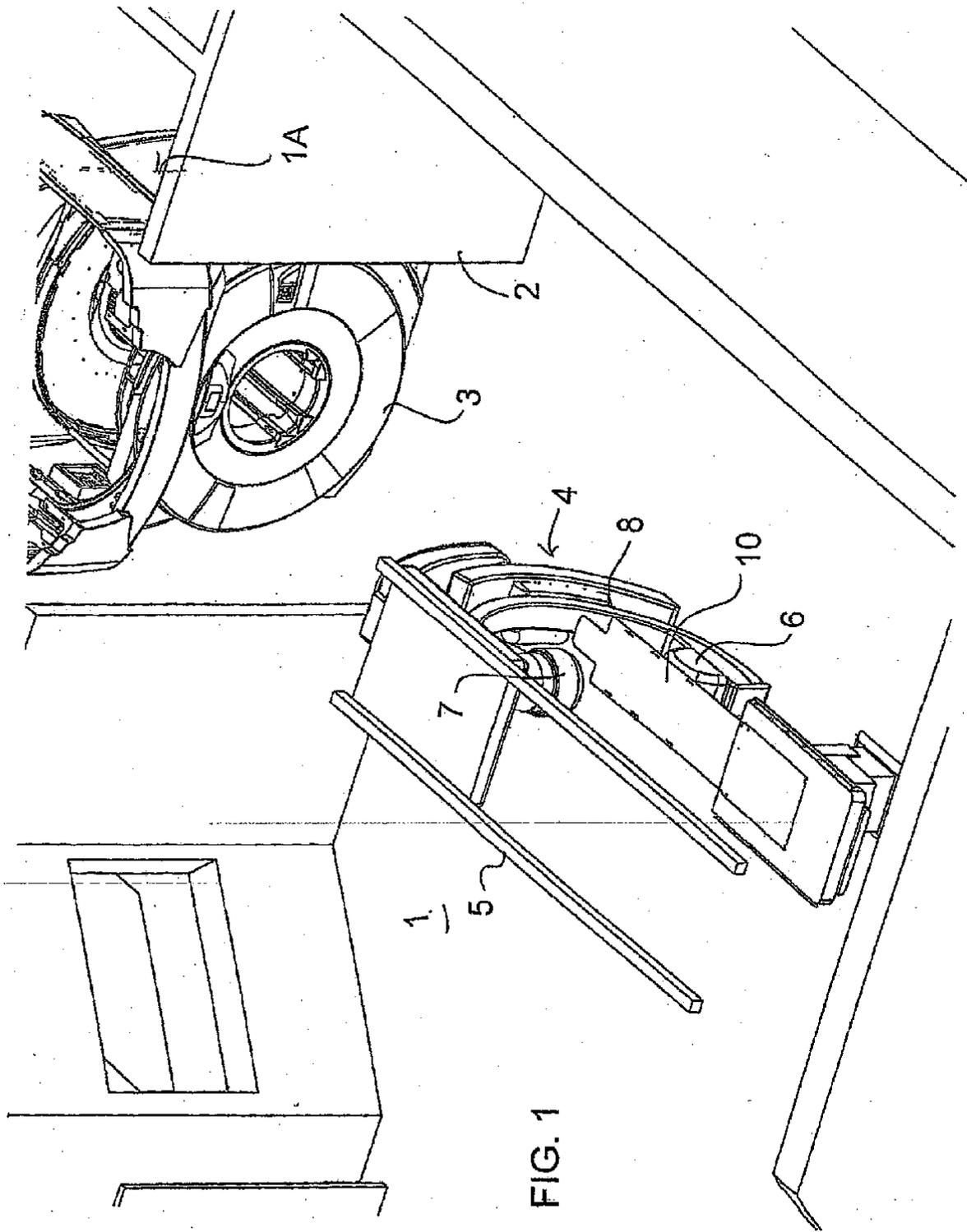


FIG. 1

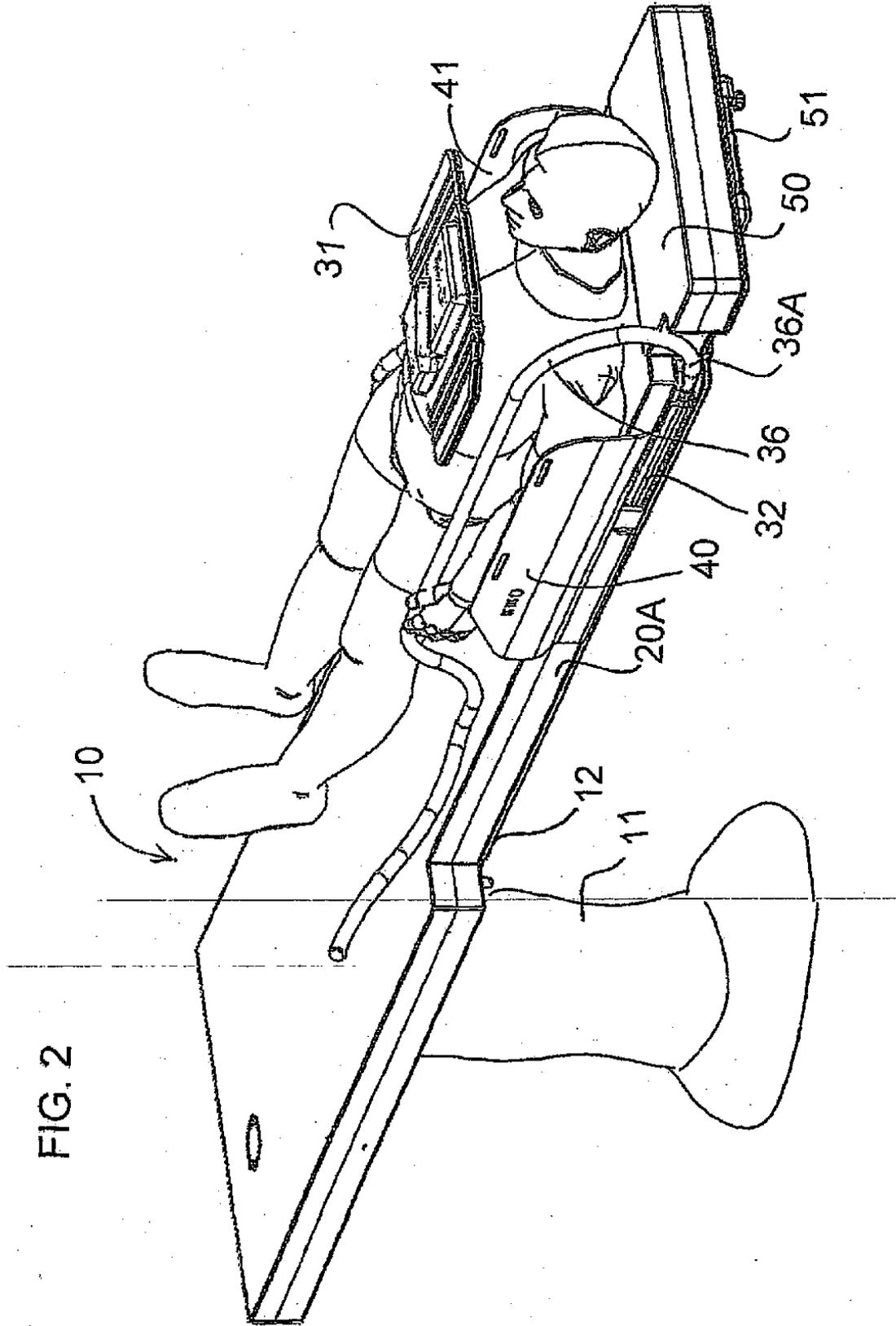


FIG. 2

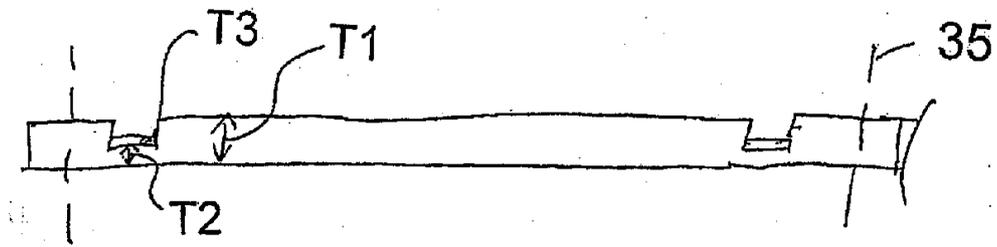


FIG. 4

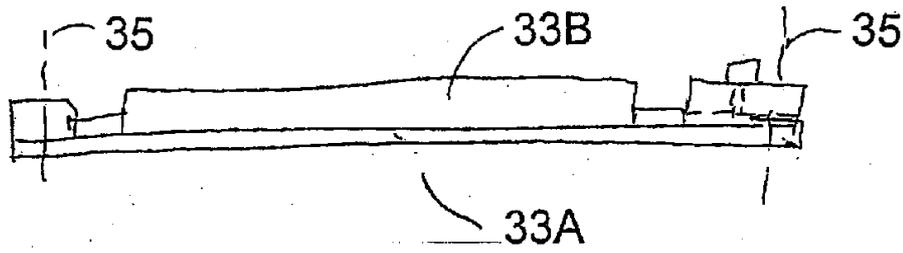


FIG. 5