

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 383 983**

51 Int. Cl.:

A61N 5/00 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

A61B 6/03 (2006.01)

A61N 5/01 (2006.01)

A61N 5/10 (2006.01)

G01T 1/164 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **06790814 .5**

96 Fecha de presentación: **10.10.2006**

97 Número de publicación de la solicitud: **1948309**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **30.07.2008**

54 Título: **Sistema de radioterapia de haz externo e IRM integrado**

30 Prioridad:
17.10.2005 US 726613 P
08.03.2006 US 779971 P

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
28.06.2012

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
28.06.2012

73 Titular/es:
ALBERTA HEALTH SERVICES
STANDARD LIFE CENTRE, 1200 10405 JASPER
AVENUE
EDMONTON AB T5J 3N4, CA

72 Inventor/es:
FALLONE, B. Gino;
CARLONE, Marco y
MURRAY, Brad

74 Agente/Representante:
Carpintero López, Mario

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).

ES 2 383 983 T3

DESCRIPCIÓN

Sistema de radioterapia de haz externo e IRM integrado

Campo de la invención

La presente invención se refiere, en general, a terapia de radiación y, en particular, a un sistema de radioterapia de haz externo y formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) integrado.

Antecedentes de la invención

La terapia de radiación puede administrarse para tratar trastornos de tejido proliferativo incluyendo, aunque sin limitación, cáncer, malformaciones arteriovenosas, lesiones dermatológicas, etc. Durante la terapia de radiación, el tejido del paciente del que se sabe o se sospecha que contiene la enfermedad es expuesto a radiación. Habitualmente se usan aceleradores lineales para irradiar un volumen diana que abarca el tejido a tratar durante la terapia de radiación. Como se sabe, los aceleradores lineales usan tecnología de microondas para acelerar electrones en una guía de ondas y, a continuación, permitir que los electrones colisionen con una diana de metal pesado. Como resultado de las colisiones, rayos X de alta energía se dispersan desde la diana. Una parte de los rayos X dispersados es recogida y modelada por un dispositivo colimador de un haz para formar un haz de salida de radiación que se adapta a la forma del volumen diana. El acelerador lineal también incluye un pórtico que gira alrededor del paciente permitiendo que el haz de salida de radiación sea suministrado al volumen diana deseado desde cualquier ángulo haciendo girar al pórtico.

Antes de exponer a un paciente a radiación, típicamente se desarrolla un plan de tratamiento para determinar de forma precisa la ubicación del tejido a tratar y cómo tratar mejor el tejido con radiación. Se han usado muchas técnicas de formación de imágenes en la planificación del tratamiento tales como, por ejemplo, tomografía computarizada (TC), formación de imágenes por resonancia magnética (IRM), y centellografía nuclear incluyendo tomografía por emisión de fotón único (TCEFU) y tomografía por emisión de positrones (TEP). Las imágenes adquiridas del tejido se usan para definir el volumen diana, de modo que el tejido real irradiado por el haz de salida de radiación se adapta, en la medida de lo posible, al volumen diana. En muchos casos, las imágenes del tejido usadas para definir el volumen diana se adquieren en una única simulación.

Para la administración de la dosis, habitualmente se han utilizado técnicas tales como inmovilización tumoral con RTIM y guiado de imágenes. El objetivo del guiado de imágenes es garantizar que el tejido diana está situado en el isocentro del acelerador lineal al comienzo del tratamiento de radiación. En sitios tisulares donde se espera una gran cantidad de movimiento tisular (por ejemplo radioterapia de cáncer de pulmón), la terapia guiada por imágenes también constituye el control del haz de salida de radiación para garantizar que el tiempo de irradiación está restringido al momento en el que el tejido está ubicado en el isocentro del acelerador lineal.

Desafortunadamente, este método tiene una dificultad fundamental si la imagen usada para definir el volumen diana se adquiere en una única simulación, dado que no se sabe si la reproducción guiada por imágenes de la ubicación diana en posteriores fracciones de tratamiento da como resultado que la dosimetría planificada es administrada de forma precisa a los tejidos diana y no diana. Esto se debe a que no se sabe, *a priori*, si la imagen de simulación única es representativa del posicionamiento del paciente y la configuración del volumen diana en posteriores fracciones del tratamiento por radioterapia.

Para proporcionar una información sobre la posición más precisa respecto al tejido diana y garantizar que el haz de radiación es dirigido apropiadamente en posteriores fracciones de tratamiento por radioterapia, se ha considerado integrar un acelerador lineal con un aparato de formación de imágenes por resonancia magnética.

La IRM es una técnica de formación de imágenes bien conocida. Durante la IRM, una diana, típicamente un paciente ser humano, se coloca dentro de una máquina de IRM y se somete a un campo magnético uniforme producido por un imán polarizante alojado dentro de la máquina de IRM. Pulsos de radiofrecuencia (RF), generados por una bobina de RF alojada dentro de la máquina de IRM de acuerdo con un método de localización particular, se usan para barrer el tejido diana del paciente. Las señales de IRM son irradiadas por núcleos excitados en el tejido diana en los intervalos entre pulsos de RF consecutivos y son detectadas por la bobina de RF. Durante la detección de señales de IRM, campos magnéticos en gradiente se cambian rápidamente para alterar el campo magnético uniforme en áreas localizadas, permitiendo de este modo la localización espacial de señales de IRM irradiadas por cortes seleccionados del tejido diana. Las señales de IRM detectadas se digitalizan, a su vez, y se procesan para reconstruir imágenes de los cortes del tejido diana usando una de muchas técnicas conocidas.

La integración de un acelerador lineal con un aparato de IRM plantea varios problemas técnicos. Por ejemplo, el campo magnético generado por el aparato de IRM interfiere en el funcionamiento del acelerador lineal. En particular, el campo magnético generado en el aparato de IRM interfiere en la trayectoria del haz de electrones en el acelerador lineal a través de la fuerza magnética $F = qvB$ y puede hacer que el haz de electrones se desvíe. Para un campo magnético fuerte, el desvío puede ser lo suficientemente grande para empujar al haz de electrones acelerado a la guía de ondas de aceleración e impedirle que alcance la diana de metal pesado en la salida de la guía de ondas de aceleración. Incluso para un haz de electrones parcialmente desviado, el ángulo alterado de incidencia sobre la

diana de metal pesado puede causar la suficiente perturbación al haz de rayos X de *bremssstrahlung* (radiación de frenado) para hacer que sea clínicamente inaceptable.

Además, la presencia del acelerador lineal perturba el campo magnético generado por el aparato de IRM. Para radioterapia moderna, se requiere mover el haz de radiación con respecto al paciente, para adaptar la radioterapia a la forma del volumen diana. Una gran cantidad de material que se coloca en el campo magnético marginal del imán de IRM causará la alteración de las líneas del campo magnético, que podría extenderse a la región homogénea del imán. Esto en sí mismo no es un problema, dado que esto puede ser compensado; sin embargo, si este material se mueve (por ejemplo si este material fuera un acelerador lineal, o el revestimiento de protección que rodea a una fuente de cobalto), la perturbación dinámica del campo magnético en la región homogénea podría causar distorsiones de la imagen inaceptables. Este problema existiría para radioterapia basada tanto en acelerador lineal como en cobalto.

Siguen existiendo más problemas en que los campos de RF generados por el acelerador lineal interfieren en las bobinas receptoras del aparato de IRM. El acelerador lineal funciona en un modo de potencia pulsada, donde la frecuencia de microondas de RF se genera pulsando una corriente de alto voltaje a un generador de microondas (un klystron o magnetrón), que crea una potencia de RF adecuada que es transportada a través de una guía de ondas de transmisión a la guía de ondas de aceleración. La guía de ondas de aceleración es una estructura periódica que genera campos eléctricos que son adecuados para acelerar electrones a energía de Megavoltaje. Los campos de RF generados por el acelerador lineal están contenidos en estas estructuras resonantes, de transmisión y de aceleración, de modo que ninguna energía apreciable se fugará e interferirá en el funcionamiento del aparato de IRM. Sin embargo, el modulador de energía pulsada genera pulsos de alto voltaje (típicamente de 50 a 100 kV a corrientes grandes de 70 a 110 A) de típicamente 4 microsegundos de duración. Los tiempos de subida y de caída son típicamente menores de 1 microsegundo. El espectro de frecuencia del pulso contiene un componente en el intervalo del MHz que genera una señal de ruido de suficiente potencia que interferirá significativamente con las bobinas receptoras de RF del aparato de IRM. El nivel de frecuencia y de energía exacto del ruido modulador depende de la forma del pulso de alto voltaje modulador, y de las características mecánicas de los circuitos de alto voltaje y de la estructura que aloja a los circuitos de alto voltaje.

La Patente de Estados Unidos N° 6.366.798 de Green divulga una máquina de radioterapia que incluye un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética. La máquina de radioterapia trata una región de un sujeto mientras que se forman imágenes de la región y los volúmenes que lindan con la región por el sistema de formación de imágenes por resonancia magnética. El haz y un ensamblaje de bobina de excitación del sistema de formación de imágenes se disponen de modo que el haz no sea incidente sobre el ensamblaje de bobina. El ensamblaje de bobina de excitación incluye dos segmentos de bobinado separados para producir un campo magnético CC principal. Los segmentos están situados en lados opuestos de la región. Un diván de tratamiento para el sujeto encaja dentro de aberturas centrales alineadas de los segmentos de bobinado. El ensamblaje de bobina produce líneas de campo magnético principal que se extienden generalmente en la misma dirección que el eje alrededor del cual gira el haz. Los problemas de interferencia mutua, que surgen a raíz de la colocación de un haz giratorio en un sistema de formación de imágenes por resonancia magnética estacionario, no se divulgan.

El documento de Patente del Reino Unido N° 2 393 373 de Legendijk divulga un acelerador lineal integrado con un aparato de IRM. Se proporcionan componentes y sistemas que impiden, entre otras dificultades, que el campo magnético del aparato de IRM interfiera en el funcionamiento del acelerador lineal.

La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 2005/0197564 de Dempsey divulga un dispositivo y un proceso para realizar la formación de imágenes por RM durante terapia de radiación usando un sistema de IRM con un par de bobinas de Helmholtz junto con una fuente de radiación de cobalto. El significativo revestimiento de protección requerido para la fuente de cobalto puede corromper la calidad de la imagen de RM durante la rotación.

Como se apreciará, existe la necesidad de un acelerador lineal y un aparato de IRM integrados mejorados que obvie o mitigue al menos una de las desventajas identificadas anteriormente. Es, por lo tanto, un objeto de la presente invención proporcionar un nuevo aparato de radioterapia de haz externo y formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) integrado.

Resumen de la invención

Por consiguiente, en un aspecto se proporciona un sistema de terapia de radiación de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

La fuente de radiación puede ser un linac (acelerador lineal), otro acelerador de partículas incluyendo aquellos que usan plasmas inducidos por láser, que generan radiación electromagnética (tal como fotones, rayos X, radiaciones coherentes), electrones, protones, iones de carbono, otros iones pesados, neutrones o partículas subatómicas tales como mesones pi, una fuente de radioisótopos, un dispositivo que genera radiación que irradia radiación electromagnética, sónica, calórica, UV etc., o una fuente de radiación coherente tal como, por ejemplo, un sincrotrón.

En una realización, la fuente de radiación puede hacerse girar sin afectar a la homogeneidad del campo magnético de IRM. Como alternativa, en otra realización, la fuente de radiación y el aparato de IRM se mantienen estacionarios

consiguiéndose la terapia de rotación mediante la rotación de los sujetos.

En una realización, la emisión de pulsos por parte de la fuente de radiación no se produce al mismo tiempo que la relectura de la señal de RF del aparato de IRM. Además, el ruido de RF, que puede interferir en la relectura de la señal de RF del aparato de IRM, se reduce.

- 5 El sistema de terapia de radiación puede comprender una estructura que reduce las interferencias para impedir que la fuente de radiación y el aparato de IRM interfieran entre sí durante el funcionamiento.

En una realización, el acoplamiento acopla la fuente de radiación y el aparato de IRM, de modo que la fuente de radiación no afecta al campo magnético generado por el aparato de IRM durante el movimiento de la fuente de radiación y/o el aparato de IRM. En una realización, esto se consigue moviendo la fuente de radiación y el aparato de IRM al unísono. El acoplamiento de un pórtico de la fuente de radiación y un pórtico del aparato de IRM a un pórtico común.

La estructura que reduce las interferencias puede incluir un aparato de dirección del haz para mantener la posición del haz de electrones generado por la fuente de radiación. En este caso, el aparato de dirección del haz incluye disposiciones de sensor de la posición del haz y bobina de dirección, dispuestas a lo largo de una guía de ondas de aceleración de la fuente de radiación.

En otra realización, el sistema comprende, además, un dispositivo de formación de imágenes bidimensionales. El dispositivo de formación de imágenes captura una de imágenes axiales con megavoltaje y de tomografía computarizada simultáneamente con imágenes de RM para la verificación del haz, el registro y la generación de datos de atenuación usados en cálculos de planificación del tratamiento. Como alternativa o adicionalmente, el dispositivo de formación de imágenes captura imágenes de TCEFU simultáneamente con imágenes de RM para una información de diagnóstico y un tratamiento mejorados.

Durante el funcionamiento, dichos fuente de radiación y aparato de IRM pueden estar temporizados para impedir que la fuente de radiación y el aparato de IRM interfieran entre sí durante el funcionamiento.

En una realización, los pulsos accionadores de la fuente de radiación son interrumpidos durante la lectura de la señal de RF por el aparato de IRM. Además, el ruido de RF generado por la fuente de radiación que puede interferir en la lectura de la señal de RF por el aparato de IRM se reduce modelando los pulsos accionadores de la fuente de radiación.

El sistema de fuente de radiación e IRM integrado permite que la fuente de radiación y el aparato de IRM funcionen eficazmente sin que la fuente de radiación y el aparato de IRM interfieran entre sí durante el funcionamiento. Esto permite que se capturen y se usen imágenes del sujeto para garantizar que el haz de radiación generado por la fuente de radiación se dirija apropiadamente al tejido diana durante fracciones de tratamiento con radioterapia.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describirán realizaciones más completamente en referencia a los dibujos adjuntos, en los que:

- 35 La figura 1 es una vista en perspectiva, esquemática parcial de un sistema de acelerador lineal e IRM integrado en una orientación;
 La figura 2 es una vista en un plano transversal del sistema de acelerador lineal e IRM integrado de la figura 1 en otra orientación;
 La figura 3 es una vista en un plano sagital del sistema de acelerador lineal e IRM integrado de la figura 1;
 La figura 4 es una vista del extremo de una guía de ondas de aceleración y un aparato de dirección del haz que forman parte del acelerador lineal;
 La figura 5 es un diagrama de secuencia de pulsos que ilustra el funcionamiento del sistema de acelerador lineal e IRM integrado de las figuras 1 a 3;
 La figura 6 es un diagrama que muestra las formas de pulso de alto voltaje aplicadas al acelerador lineal, y
 La figura 7 es una vista del extremo de una realización alternativa de un sistema de acelerador lineal e IRM integrado.

Descripción detallada de las realizaciones

Pasando ahora a las figuras 1 a 3, se muestra un sistema de acelerador lineal e IRM integrado y se identifica generalmente mediante el número de referencia 10. Como puede verse, el sistema de acelerador lineal e IRM integrado 10 incluye un acelerador lineal ("linac") 12 y un aparato de IRM 14. El término linac, en el contexto de la presente solicitud, se refiere virtualmente a cualquier fuente de radiación tal como, por ejemplo, un acelerador de partículas o fuente de radioisótopos, capaz de generar un haz de radiación incluyendo por ejemplo rayos X, rayos gamma, electrones, protones, iones de helio, iones de carbono, otros iones pesados o neutrones.

En este ejemplo particular, el aparato de IRM 14 tiene una fuerza de campo magnético de 0,2 T y es del tipo de imagen abierta que emplea boro que incluye una mesa 16 sobre la que puede yacer un paciente P y moverse dentro

y fuera de la abertura para el imán/linac. Los polos 18 y 20 de un imán polarizante se disponen por encima y por debajo de la mesa 16. Los polos del imán 18 y 20 están montados en un pórtico giratorio 22 que es soportado por un armazón 24.

El linac 12 incluye un cabezal 28 que alberga a un generador de haz de electrones 30 montado sobre un brazo 32 que está fijado al pórtico 22. De esta manera, el linac 12 gira al unísono con el pórtico 22 y, de este modo, mantiene su posición con respecto a los polos del imán 18 y 20. Por supuesto, si se desea, el linac 12 puede tener su propio pórtico. En este caso, el pórtico del linac 12 y el pórtico 22 están acoplados mecánicamente de modo que el linac 12 gire al unísono con los polos del imán 18 y 20.

El generador del haz de electrones 30 incluye una pistola de electrones 33, un generador de RF 34, una guía de ondas de aceleración 36, una diana de metal pesado 38 en un extremo de la guía de ondas de aceleración 36 y un dispositivo de colimación del haz (no se muestra). También se proporciona un aparato de dirección del haz 50, como se muestra en la figura 4 para impedir que campos magnéticos generados por el aparato de IRM 14 interfieran en el funcionamiento del linac. Como se apreciará, un campo magnético de 5 Gauss tiene el potencial para alterar el funcionamiento del linac, dado que campos magnéticos tan bajos como de 1 - 2 Gauss pueden dirigir un haz de electrones en linacs clínicos.

El aparato de dirección del haz 50 incluye disposiciones de sensor de la posición del haz de electrones y bobina de dirección 52, dispuestas a lo largo de la guía de ondas de aceleración 36. Cada disposición de sensor de posición y bobina de dirección incluye bobinas de captación inductivas 54 dispuestas en un anillo alrededor de la guía de ondas de aceleración 36 con sensores capacitivos 56 interpuestos entre cada bobina de captación inductiva. Las bobinas de captación 54 y los sensores 56 detectan cuándo el haz de electrones en la guía de ondas de aceleración 36 se desvía del eje central de la guía de ondas de aceleración 36 y accionan a las bobinas de dirección para reposicionar de este modo el haz de electrones a lo largo del eje central de la guía de ondas 36. Las bobinas de captación 54 y los sensores 56 están acoplados inductiva y capacitivamente al haz de electrones que pasa y, como se ha mencionado anteriormente, están situados en posiciones angulares alrededor de la guía de ondas de aceleración 36. Las señales inductiva y capacitiva combinadas pueden detectar con suficiente precisión la posición del haz de electrones. Si el haz de electrones se desvía del eje central, algunas de las bobinas de captación 54 y los sensores 56 detectarán una señal más grande, y el resto tendrán una señal reducida. Este desequilibrio de la señal se usa para crear una señal de retroalimentación que acciona a las bobinas de dirección. Dado que se usan sensores tanto inductivos como capacitivos, la respuesta de frecuencia del aparato de dirección del haz 50 puede modificarse ajustando los coeficientes de acoplamiento inductivo o capacitivo. Esto permite que el aparato de dirección del haz 50 funcione a un intervalo de frecuencia que no es ruidoso. Para conseguir una muy buena dirección dinámica, las bobinas de captación 54 y los sensores 56 están situados en varias posiciones a lo largo de la guía de ondas de aceleración 36, y se usan varios conjuntos de bobinas de dirección ortogonales.

Además del aparato de dirección del haz 50, el linac 12 está protegido magnéticamente colocando una barrera de Mumetal® (un material disponible en el mercado con permeabilidad magnética muy alta) alrededor de la pistola de electrones 33 y la guía de ondas de aceleración 36 para reducir la exposición del haz de electrones generado por el linac 12 a campos magnéticos en la medida de lo posible.

Como se apreciará, los cambios en el campo magnético presente en el linac 12, que efectúa el haz de electrones generado en su interior, pueden compensarse usando de forma dinámica el aparato de dirección del haz 50. Además, la dirección del haz no causa cambios en el campo magnético fuera del revestimiento de protección de Mumetal®, impidiendo de este modo que el linac 12 interfiera con el funcionamiento del aparato de IRM.

Al fijar el linac 12 y el aparato de IRM 14 al mismo pórtico 22, de modo que el aparato de IRM y el linac giren al unísono, se evita la distorsión del campo magnético de IRM. Como se apreciará, si un linac protegido magnéticamente que está situado muy próximo al campo magnético del aparato de IRM (de modo que exista un acoplamiento magnético entre el linac y el aparato de IRM) se hace girar independientemente del aparato de IRM o viceversa, el movimiento afectará a un cambio en el campo magnético en la región de formación de imágenes del aparato de IRM. Esto dará como resultado la no homogeneidad del campo magnético de IRM, lo que dará como resultado distorsiones de la imagen inaceptables. Al montar los polos del imán 18 y 20 del aparato de IRM 14 en el pórtico 22 que está acoplado mecánicamente al linac 12, el aparato de IRM y el linac se mueven juntos alrededor del sujeto y también lo hace el campo magnético de IRM combinado. Por lo tanto, se garantiza que el campo magnético de IRM es constante en función del ángulo del pórtico y la distorsión de la imagen se elimina. Una contra-rotación de la imagen por medio de software permite que se muestren imágenes no giradas en la pantalla del aparato de IRM. El proceso de proteger el campo magnético en el linac 12 y el ajuste de la homogeneidad del imán de IRM pueden tener que hacerse de forma recurrente hasta que se encuentren ajustes de modo que el linac 12 esté protegido y el imán tenga un campo homogéneo en su isocentro. Sin embargo, una vez que se ha conseguido este ajuste inicial, se elimina la necesidad de compensación dinámica con la rotación del pórtico.

El asegurarse de que el linac 12 y los polos del imán 18 y 20 del aparato de IRM 14 giran al unísono, evita el requisito de compensación dinámica muy complicada del campo magnético de IRM. Dicha compensación requiere modelización sofisticada del aparato de IRM y muchas bobinas compensadoras que tendrían que estar accionadas dinámicamente por un sistema de retroalimentación diseñado adecuadamente.

Como se sabe y se ha descrito anteriormente, el aparato de IRM 14 genera imágenes leyendo señales de RF que se generan desde el interior del sujeto del que se están formando imágenes. Los pulsos de RF transmitidos inclinan los momentos magnéticos de protones del tejido del que se van a formar imágenes. La frecuencia de precesión de los protones depende de la fuerza del campo magnético, que se establece mediante bobinas de campo magnético en gradiente. La información de fase se ajusta aplicando un segundo pulso, y a continuación la formación de imágenes se realiza leyendo las señales de RF de protones de procesamiento y reconstruyendo la imagen en base al campo de gradiente conocido. Esta secuencia de formación de imágenes se realiza en funcionamiento pulsado, con cierto tiempo de repetición entre secuencias de formación de imágenes.

El linac 12 también funciona en un modo de funcionamiento de potencia pulsada. Los pulsos típicamente tienen una duración en el intervalo de aproximadamente 4 μ s a 10 μ s, con una frecuencia de repetición típica de 200 Hz, durante un periodo de repetición de pulsos de 5 ms. La velocidad de dosis del linac 12 se determina mediante la velocidad de dosis promediada en el tiempo. Los pulsos de RF del linac se forman cuando el alto voltaje sobre un banco de condensadores que están acoplados mediante inductores (también denominado como una red formadora de pulsos, o RFP) se descarga a través de un conmutador de alto voltaje. La forma del pulso depende de la capacitancia y la inductancia de la RFP, y se construye normalmente para tener tiempos de subida y de caída bruscos, y un voltaje constante entre ambos, para que se comporten como una función de onda cuadrada. Estos aumento y disminución de voltaje rápidos son la causa del componente de alta frecuencia del ruido de RF que se propaga fuera del linac 12.

La potencia de los pulsos de RF transmitidos al paciente es significativamente mayor que el ruido de RF generado por el linac 12 y, de este modo, los pulsos del linac no afectarán al pulso de RF transmitido. El límite de SAR (tasa de absorción específica) establecido por la FDA es de 0,4 W/kg. La potencia emitida desde los pulsos del linac está en el intervalo del mW. Sin embargo, las señales de RF generadas por protones en precesión en el sujeto son muy pequeñas y, de este modo, cualquier ruido generado por el linac 12 interferirá significativamente en el proceso de lectura de la señal de RF, y probablemente eliminará toda la capacidad de formación de imágenes del aparato de IRM 14.

Para tratar con este problema, se usan secuencias de temporización que garantizan que el linac 12 no está emitiendo pulsos cuando el aparato de IRM 14 está leyendo señales de RF que vuelven del paciente. La figura 5 muestra secuencias de temporización ejemplares. Dos estrategias son posibles. En una estrategia, el aparato de IRM 14 está alterado de modo que produce una señal de bajo voltaje que indica cuándo está a punto de leer señales de RF del paciente. Esta señal interactúa en el linac 12 y derrota a las señales desencadenantes que causan pulsos moduladores y pulsos de la pistola de electrones. De este modo, esto crea un periodo de silencio de RF donde el aparato de IRM 14 puede releer señales de RF.

Como alternativa, en la segunda estrategia, puede prescindirse de periodos de tiempo completos (del orden de segundos) para formación de imágenes de IRM o emisión de pulsos de linac. Esta estrategia puede usarse en sistemas en los que el linac interfiere en el aparato de IRM cuando el aparato de IRM está transmitiendo RF, o si el tiempo de disminución de RF después de un pulso es suficientemente largo de modo que la primera estrategia no es factible. En este caso, la velocidad de dosis del linac 12 y el tiempo de formación de imágenes del aparato de IRM 14 se reducen y, por lo tanto, es necesario un compromiso entre la velocidad de dosis y la resolución de la imagen.

Como se apreciará, la prevención de que el ruido del linac impida la capacidad del aparato de IRM para leer señales de RF permite que la formación de imágenes y la administración de radioterapia se realicen simultáneamente, sin interferencia de la secuencia de formación de imágenes debida al linac.

La reducción del componente de alta frecuencia del ruido de RF producido por el linac 12 también se realiza para reducir la interferencia entre el linac y el aparato de IRM 14. El alto voltaje que se aplica al generador de RF en el linac es una onda cuadrada con componentes de alta frecuencia asociados con ella. Los componentes de alta frecuencia pueden retirarse mediante la conformación apropiada de los pulsos accionadores de alto voltaje. Los tiempos de subida y de caída de los pulsos de alto voltaje pueden modificarse seleccionando la capacitancia e inductancia apropiadas en la RFP. Esto se ilustra en la figura 6. Aunque se muestra una forma de pulso accionador específica, los especialistas en la técnica apreciarán que pueden construirse diversas formas de pulso. La única limitación en la forma del pulso es que se necesita una región de voltaje constante durante el periodo de tiempo en el que el pulso del generador de RF y la pistola de electrones se sincronizan, de modo que electrones y la RF se introduzcan en la guía de ondas de aceleración 36 simultáneamente. Esta modificación puede crear un problema con el tamaño del pulso de alto voltaje, dado que muchos sistemas están diseñados para usar la característica de onda cuadrada de alto voltaje pulsado para doblar el voltaje nominal del generador de alto voltaje. Como resultado, puede requerirse un generador de alto voltaje más grande.

Si se desea, para reducir adicionalmente el ruido de RF, una jaula de Faraday puede colocarse alrededor de toda la estructura del linac para contener el ruido generado por el linac 12. Esto incluye el modulador de energía pulsada, la guía de ondas de transmisión y aceleración y la diana de metal pesado de la radiación *bremssstrahlung*. Un revestimiento de protección de cobre puede integrarse en la diana de metal pesado, que puede usarse en el diseño de la diana respecto a la filtración del espectro de rayos X.

En el ejemplo descrito anteriormente, el aparato de IRM 14 y el linac 12 están acoplados mecánicamente, de modo que los polos del imán y el linac giran al unísono. Los especialistas en la técnica apreciarán que pueden usarse otros dispositivos de acoplamiento que sincronicen el campo magnético del aparato de IRM y el linac para evitar que se produzca una interferencia magnética.

- 5 Además, en la realización descrita anteriormente, la compensación de campos magnéticos residuales presentes en el linac 12 procedentes del imán del aparato de IRM 14 se consigue usando una técnica de dirección del haz dinámica en base a la retroalimentación de las bobinas de posición del haz. Los especialistas en la técnica apreciarán, sin embargo, que puede usarse cualquier método de dirección que use retroalimentación para posicionar apropiadamente el haz de electrones en el linac.
- 10 Además, en la realización descrita anteriormente, la retirada de la interferencia de RF del linac 12 en el proceso de formación de la imagen se consigue imponiendo ciertas restricciones de temporización a la secuencia de emisión de pulsos del linac y la secuencia de pulsos de formación de imágenes del aparato de IRM, mediante modificación del pulso de alto voltaje del linac, y mediante protección de RF. Los especialistas en la técnica apreciarán que pueden usarse otras secuencias de temporización para reducir la interferencia de RF.
- 15 Pasando ahora a la figura 7, se muestra otra realización de un sistema de linac e IRM integrado. En esta realización, el paciente puede recibir tratamiento en una configuración sentada. El linac 112 y el aparato de IRM 114 están acoplados mecánicamente, de modo que el haz de electrones es dirigido horizontalmente, y los polos del imán 118 y 120 están montados verticalmente, de modo que el campo magnético es horizontal, pero perpendicular al haz de electrones. Estos dos componentes son fijos y no móviles. La administración del haz de electrones con ángulo variable se consigue haciendo girar al sujeto que está en posición sentada.
- 20

Un beneficio de esta realización es la capacidad para simular y tratar con guiado por imágenes, a un sujeto que es incapaz de acostarse cómodamente en posición supina o prona, durante periodos lo suficientemente largos para permitir la radioterapia. Esto es particularmente útil para algunos pacientes con cáncer de pulmón, pero también sería útil para otros sujetos.

- 25 Aunque el aparato de IRM 14 se ha descrito teniendo una fuerza de campo magnético de 0,2 T, los especialistas en la técnica apreciarán que otras fuerzas de campo magnético son posibles, así como otros tipos de diseño del imán tales como configuración de par de Helmholtz o una configuración de imán en "c" abierta. En estos casos, un dispositivo de formación de imágenes bidimensionales (2D), tal como por ejemplo un panel plano u otra matriz detectora, se coloca en línea con la fuente de radiación en el lado opuesto al sujeto para proporcionar un megavoltaje o imágenes de TC de haz central, verificación del haz de proyección 2D o registro 2D-a-3D. Esta configuración tiene una aplicación específica para la simulación de tratamiento con radioterapia y proporciona datos de atenuación de megavoltaje importantes para cálculos de planificación del tratamiento. Además, la IRM asociada proporciona imágenes simultáneas que tienen excelente contraste con el tejido blando para definición de la diana. Si la fuente de radiación es un tubo de rayos X de diagnóstico, pueden crearse imágenes de TC e MR simultáneamente, dando al dispositivo amplias aplicaciones en medicina de diagnóstico.
- 30
- 35

- En una realización alternativa, un dispositivo de formación de imágenes en 2D adecuado para la formación de imágenes de medicina nuclear de diagnóstico se coloca en la abertura entre los dos polos del imán para proporcionar formación de imágenes de TCEFU simultánea a IRM. Esta configuración utiliza la fuente de radiación que es interna al sujeto en lugar de una fuente de radiación externa como se ha descrito anteriormente. Como se apreciará, esta disposición proporciona información de formación de imágenes adicional útil en medicina de diagnóstico y planificación del tratamiento.
- 40

Los especialistas en la técnica apreciarán que, dado que algunos sistemas detectores pueden usarse para TC así como TCEFU de diagnóstico, los sistemas de IRM-TC e IRM-TCEFU descritos anteriormente pueden combinarse para dar un sistema de IRM-TC-TCEFU.

- 45 Aunque los ejemplos anteriores describen el uso de un linac, los especialistas en la técnica apreciarán que puede usarse virtualmente cualquier fuente de radiación. Por ejemplo, la fuente de radiación puede ser otro acelerador de partículas incluyendo aquellos que usan plasmas inducidos por láser, que generan radiación electromagnética (tal como fotones, rayos X, radiaciones coherentes), electrones, protones, iones de carbono, otros iones pesados, neutrones o partículas subatómicas tales como mesones pi. Como alternativa, la fuente de radiación puede ser una fuente de radioisótopos, un dispositivo que genera radiación que irradia radiación electromagnética sónica, calórica, UV, etc., o una fuente de radiación coherente tal como, por ejemplo, un sincrotrón.
- 50

Aunque las realizaciones se han descrito en este documento en referencia a los dibujos adjuntos, debe entenderse que la descripción no se limita a aquellas realizaciones precisas, y diversos otros cambios y modificaciones pueden ser realizados en su interior por un especialista en la técnica sin alejarse del alcance y el espíritu de la descripción. Se pretende que todos de dichos cambios y modificaciones se incluyan en el alcance de la divulgación, como se define mediante las reivindicaciones adjuntas.

- 55

REIVINDICACIONES

1. Un sistema de terapia de radiación (10) que comprende:
una fuente de radiación (12) capaz de generar un haz de radiación;
un aparato de formación de imágenes por resonancia magnética (IRM) (14);
5 un acoplamiento (22) para acoplar la fuente de radiación y el aparato de IRM, de modo que el sistema pueda usarse en un modo de rotación, para permitir la irradiación de un sujeto (P) básicamente desde cualquier ángulo simultáneamente con la formación de imágenes y sin reducir la calidad de la imagen de IRM; y
medios para reducir el ruido de RF generado por la fuente de radiación que puede interferir en la lectura de la
10 señal de RF por parte del aparato de IRM, en el que el medio para reducir el ruido de RF modela el pulso de accionamiento de la fuente de radiación, modificando los tiempos de subida y de caída para reducir los componentes de alta frecuencia.
2. El sistema de terapia de radiación de la reivindicación 1, en el que la fuente de radiación puede girar alrededor de un sujeto sin afectar a la homogeneidad del campo magnético del aparato de IRM.
3. El sistema de terapia de radiación de la reivindicación 1, en el que la fuente de radiación y el aparato de IRM se
15 mantienen estacionarios, consiguiéndose la terapia de rotación mediante la rotación del sujeto.
4. El sistema de terapia de radiación de la reivindicación 1, en el que la fuente de radiación y el aparato de IRM pueden girar al unísono.
5. El sistema de terapia de radiación de la reivindicación 1, en el que la emisión de impulsos por parte de la fuente de radiación no se produce al mismo tiempo que la relectura de la señal de RF del aparato de IRM.
- 20 6. El sistema de terapia de radiación de la reivindicación 1, que comprende, además, una estructura que reduce las interferencias para impedir que la fuente de radiación y el aparato de IRM interfieran entre sí durante el funcionamiento.
7. El sistema de terapia de radiación de la reivindicación 6, en el que dicho acoplamiento acopla la fuente de radiación y el aparato de IRM, de modo que dicha fuente de radiación no afecta al campo magnético generado por el
25 aparato de IRM durante el movimiento de dicha fuente de radiación y/o aparato de IRM.
8. Un sistema de fuente de radiación e IRM integrado de acuerdo con la reivindicación 7, en el que la fuente de radiación y el aparato de IRM están acoplados, de modo que se muevan al unísono.
9. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 8, en el que el acoplamiento acopla mecánicamente un pórtico (22) de la fuente de radiación y un pórtico (22) del aparato de IRM.
- 30 10. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 8, en el que el acoplamiento acopla la fuente de radiación y el aparato de IRM a un pórtico común (22).
11. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 6, en el que dicha estructura que reduce las interferencias incluye un aparato de dirección del haz (50) para mantener la posición del haz de electrones generado por dicha fuente de radiación.
- 35 12. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 11, en el que dicho aparato de dirección del haz comprende una disposición de sensor de la posición del haz y bobina de dirección (52) dispuesta a lo largo de una guía de ondas de aceleración (36) de dicha fuente de radiación.
13. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 6, en el que dicha estructura que reduce las interferencias es un revestimiento de protección de RF que rodea a dicha fuente de radiación.
- 40 14. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 13, en el que el revestimiento de protección de RF comprende una jaula de Faraday.
15. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 1, en el que el funcionamiento de dicha fuente de radiación y el aparato de IRM está temporizado para impedir que la fuente de radiación y el aparato de IRM interfieran entre sí durante el funcionamiento.
- 45 16. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 15, en el que los pulsos de accionamiento de la fuente de radiación se interrumpen durante la lectura de la señal de RF por parte del aparato de IRM.
17. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16, que comprende, además, un dispositivo de formación de imágenes bidimensionales.

18. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 17, en el que dicho dispositivo de formación de imágenes captura una de entre imágenes axiales con megavoltaje y de tomografía computarizada.

5 19. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 18, en el que las imágenes axiales con megavoltaje o de tomografía computarizada son capturadas simultáneamente con imágenes de RM para la verificación del haz, el registro y la generación de datos de atenuación usados en cálculos de planificación del tratamiento.

20. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 19, en el que las imágenes de TC y RM son capturadas simultáneamente.

10 21. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 17, en el que dichos dispositivos de formación de imágenes capturan imágenes de TCEFU.

22. Un sistema de terapia de radiación de acuerdo con la reivindicación 21, en el que las imágenes de TCEFU son capturadas simultáneamente con imágenes de RM para mejorar la información de diagnóstico y la planificación del tratamiento.

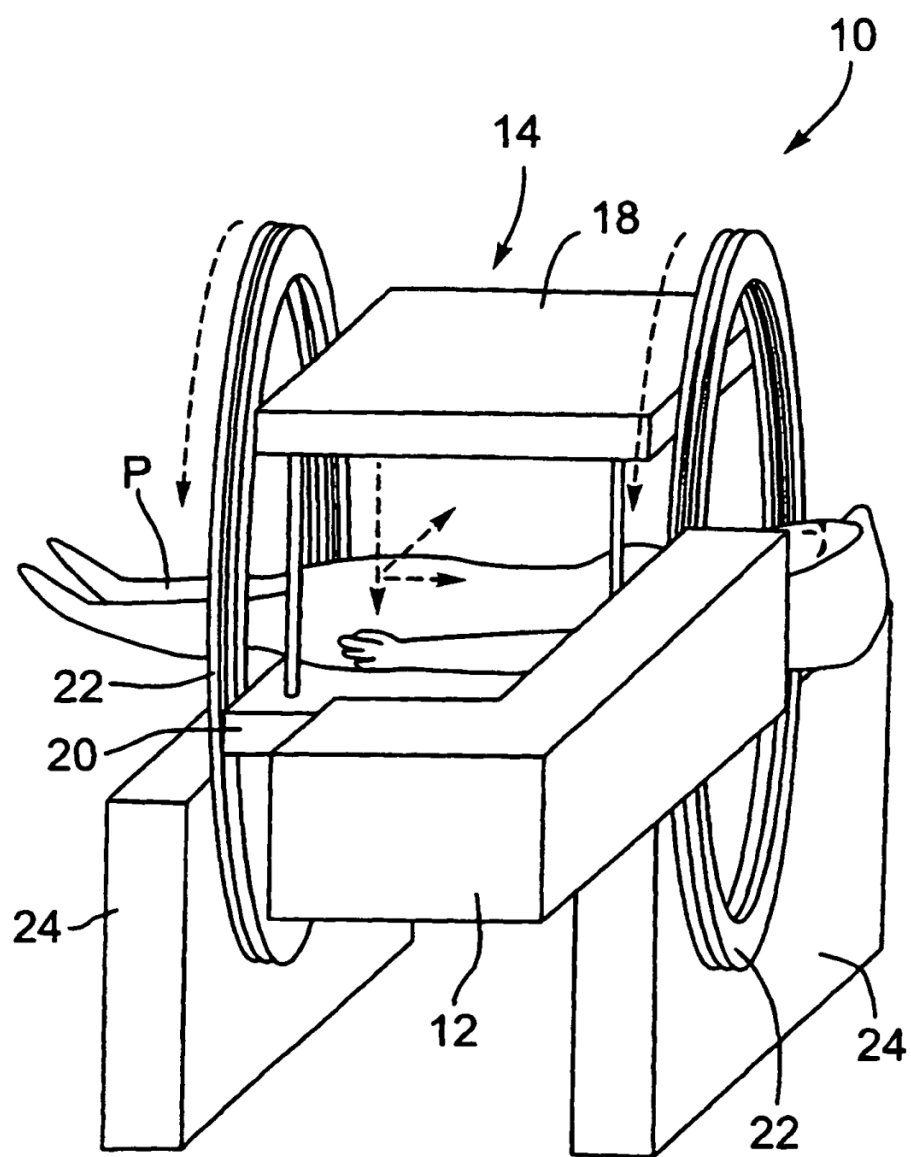


FIG. 1

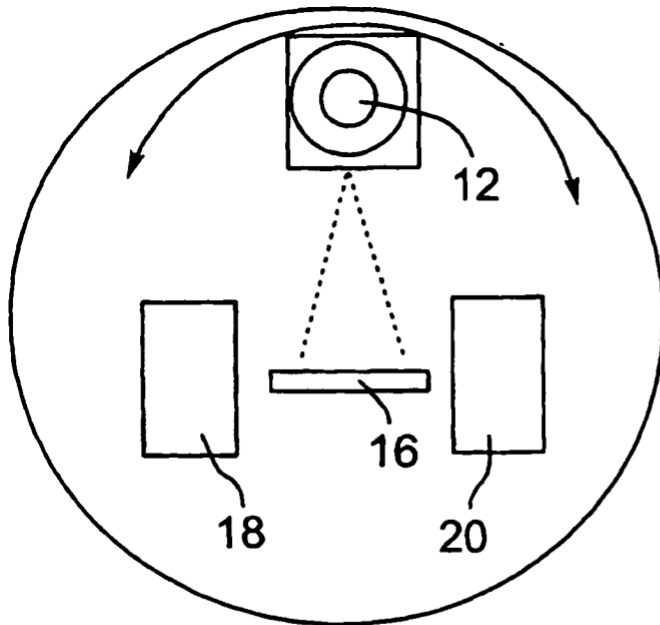


FIG. 2

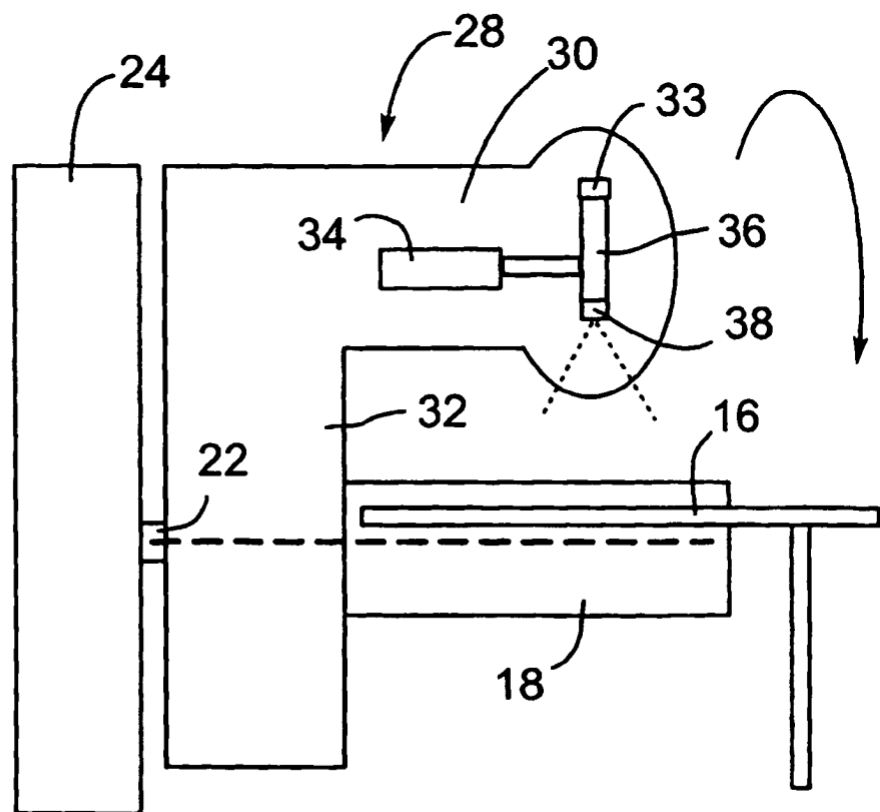
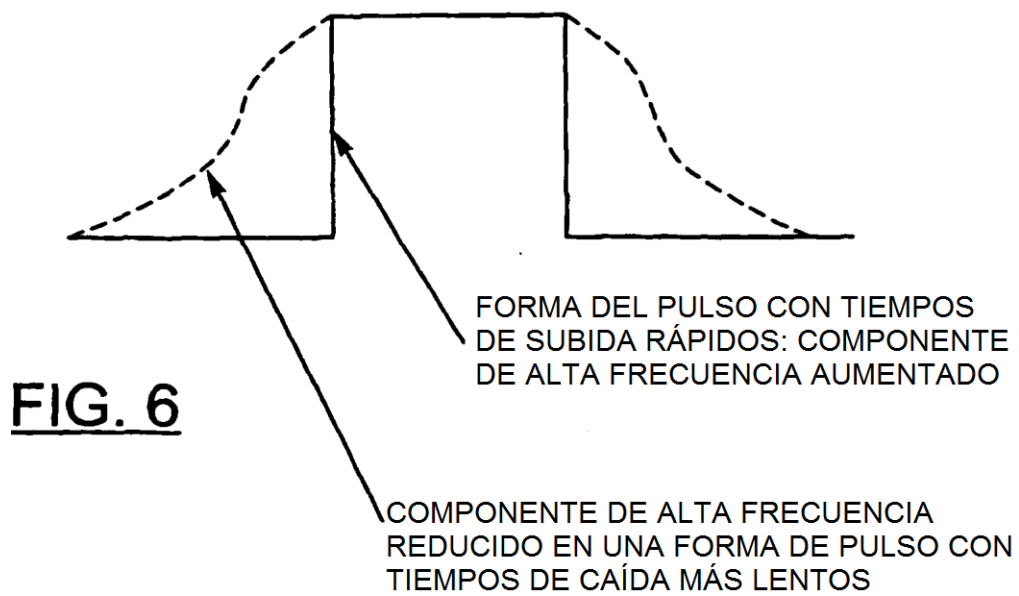
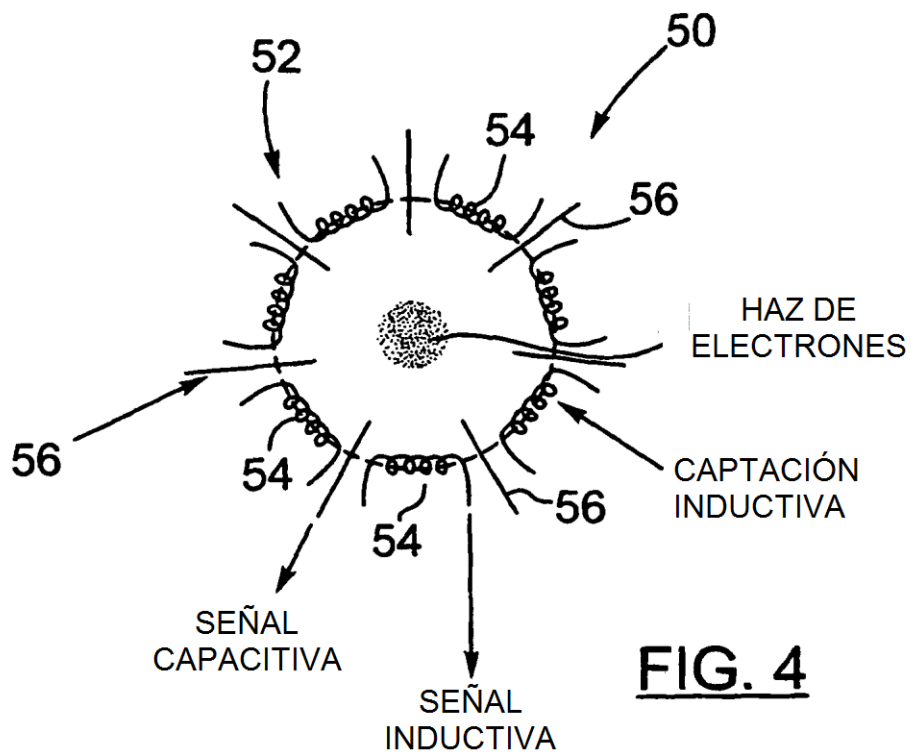


FIG. 3



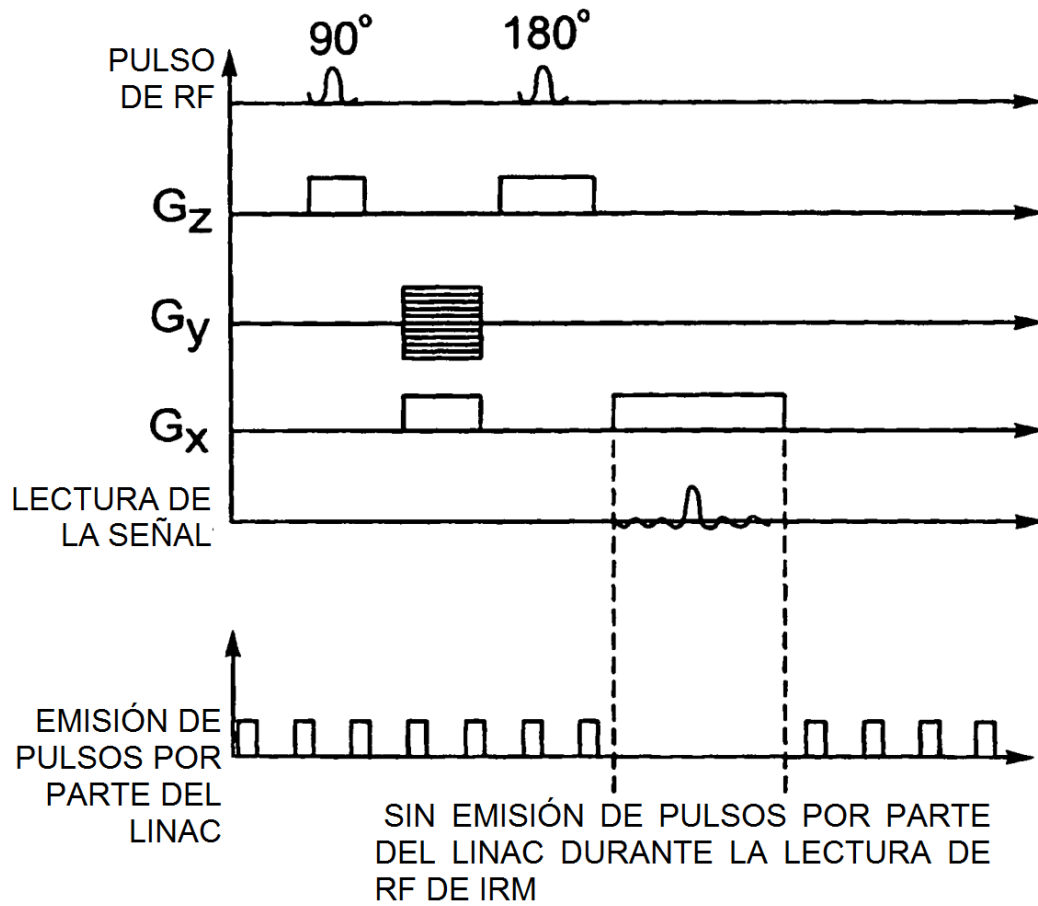


FIG. 5

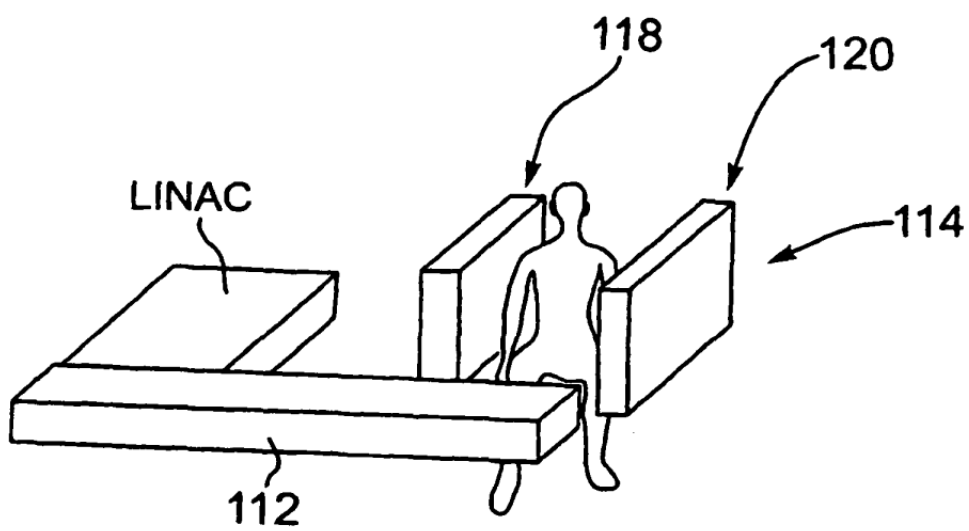


FIG. 7