(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 552 159**

(51) Int. CI.:

A61B 18/18 (2006.01)
A61N 1/40 (2006.01)
A61N 5/02 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **06.09.2011 E 11180243 (5)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **02.09.2015 EP 2425794**

(54) Título: **Array aplicador de campo electromagnético con sensores de campo integrantes para la corrección implícita del acoplamiento mutuo y la desadaptación**

(30) Prioridad:

06.09.2010 CH 14392010

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
26.11.2015

(73) Titular/es:

FOUNDATION OF RESEARCH ON INFORMATION TECHNOLOGIES IN SOCIETY (IT'IS FOUNDATION) (100.0%)
Zeughausstrasse 43
8004 Zürich, CH

(72) Inventor/es:

CAPSTICK, MYLES;
KUSTER, NIELS;
KUEHN, SVEN y
NEUFELD, ESRA

(74) Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

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

Array aplicador de campo electromagnético con sensores de campo integrantes para la corrección implícita del acoplamiento mutuo y la desadaptación.

Antecedentes de la invención

Esta invención se refiere a sistemas para crear condiciones de campo electromagnético específicas dentro de regiones específicas en el espacio, o para enfocar la energía electromagnética hacia objetos dieléctricos con control mejorado.

La capacidad de crear condiciones de campo electromagnético específicas es un requisito básico en muchas aplicaciones médicas desde el diagnóstico por imágenes hasta terapias. La presente invención tiene aplicaciones en estas dos disciplinas, así como en la tecnología de arrays en fase empleada para las comunicaciones y las aplicaciones de detección.

Una aplicación de esta invención es la generación de condiciones de campo específicas en ciertas ubicaciones en el cuerpo humano en aras de la hipertermia.

El Instituto Nacional del Cáncer de los Institutos Nacionales de la Salud de Estados Unidos define Hipertermia (también llamada terapia térmica o termoterapia) como un tipo de tratamiento de cáncer en el que el tejido corporal se expone a temperaturas elevadas (hasta 45ºC). Las investigaciones han mostrado que las temperaturas elevadas pueden dañar y matar células cancerígenas, normalmente con una lesión mínima a los tejidos normales. Matando las células cancerígenas y dañando las proteínas y las estructuras dentro de las células, la hipertermia puede contraer los tumores.

Esta invención trata sobre la hipertermia local en la que se aplica calor a una región pequeña, como un tumor. Es posible usar diversas técnicas para repartir energía para calentar el tumor. En el contexto de esta invención, se pueden emplear microondas o bien radiofrecuencias para aplicar el calor. Dependiendo de la ubicación del tumor, hay diversos planteamientos para la hipertermia local. En el presente caso, se emplea un planteamiento externo para tratar tumores. La energía se aplica por medio de un aplicador. El aplicador está compuesto de un número de elementos que se posicionan alrededor o cerca de la región apropiada, y la energía se enfoca al tumor para elevar su temperatura usando técnicas de arrays en fase. La hipertermia se aplica a menudo en combinación con otras terapias como la radioterapia y/o la quimioterapia. La hipertermia se ha llevado a cabo como parte del tratamiento de muchos tipos de cáncer, incluyendo sarcoma, melanoma, y cánceres de la cabeza y cuello, cerebro, pulmón, esófago, pecho, vejiga, recto, hígado, apéndice, cuello uterino, y revestimiento peritoneal (mesotelioma).

Una antena de array en fase es una antena compuesta de un número de elementos de radiación (más) pequeños, cada uno con su propio punto de alimentación. Las antenas de array en fase son orientables eléctricamente, lo que significa que la antena física puede ser estacionaria pero el patrón de la antena se puede manipular ajustando la ponderación de amplitud y las fases de cada elemento de tal manera que se enfoque hacia una región particular o de tal manera que permita la ubicación de objetos en el espacio. Los arrays en fase también se pueden utilizar para generar condiciones de campo específicas en ciertas ubicaciones en el espacio o para enfocar la energía de radiofrecuencia (RF) hacia objetos dieléctricos con el fin de elevar la temperatura de una región objetivo en el interior del objeto dieléctrico o paciente o inducir campos y corrientes en un paciente para excitar átomos, nervios u otros mecanismos celulares.

Un array en fase se puede usar para la hipertermia enfocando la energía de RF hacia el paciente de tal manera que se eleve la temperatura. Cuando un array en fase se usa para este propósito, se denomina aplicador ya que aplica energía al paciente. Los elementos del array en fase o aplicador son alimentados por una fuente de alimentación multicanal de RF o de microondas donde las señales de fase y amplitud son ágiles de tal manera que la energía de RF o de microondas se puede enfocar a una región o tumor objetivo. El número de elementos del array y la colocación de estos elementos con respecto a la región objetivo definen la calidad del enfoque que se puede conseguir.

El ejemplo de la hipertermia de RF se usará para ilustrar los beneficios de la invención. Aunque se han propuesto y usado muchos sistemas en el pasado para el tratamiento de hipertermia de tumores, sólo o bien en conjunción con otras terapias, generalmente ha faltado la consistencia y calidad del tratamiento. De suma importancia en la hipertermia local es la capacidad de aplicar o enfocar la energía del aplicador hacia la región, tejido o tumor objetivo.

Para conseguir resultados del tratamiento satisfactorios, toda la región objetivo se debería calentar suficientemente. Para garantizar esto, un buen aplicador electromagnético y modelos específicos para el paciente se usan más preferentemente para planificar y optimizar el tratamiento. Esta etapa de predecir con exactitud la deposición de energía (y/o subidas de temperatura) y optimizar eso para el mejor tratamiento del tumor ha faltado en los sistemas de hipertermia y ha contribuido a malos resultados. Durante el propio tratamiento, en el que la energía de RF o de microondas se aplica al array de hipertermia con las amplitudes y fases de excitación como se determina por la planificación del tratamiento, es esencial desde un punto de vista del aseguramiento de la calidad que los campos electromagnéticos generados por cada elemento se monitorice para determinar que el tratamiento planificado correcto se esté aplicando realmente.

Común a todas las antenas de array en fase o aplicadores de hipertermia es el requisito de una fuente multicanal que pueda generar señales potentes con amplitud y fase controlables con exactitud con las que alimentar los elementos generadores de campo electromagnético individuales. No es importante para esta invención qué procedimiento se usa para generar estas señales.

Los aplicadores de elementos múltiples o de array en fase generalmente disponen los elementos del array alrededor del paciente con un bolo de agua que llena el espacio entre paciente y array para proporcionar el enfriamiento de la superficie y reflexiones inferiores en la interfaz del paciente. Las patentes estadounidenses 4672980, 5251645 y 5441532 muestran todas aplicadores de array en fase típicos. Cada uno tiene los elementos dispuestos en un array circular alrededor del paciente con los elementos de antena individuales (o pares de elementos en la patente estadounidense 4672980) excitados por una fuente de alimentación de RF con amplitud y fase controladas. Ninguno de estos sistemas mide las señales aplicadas concretas ni ninguna energía reflejada que reduciría la energía radiada efectiva. Estos factores por lo tanto aumentan la incertidumbre. En las patentes estadounidenses 5251645 y 5441532, se colocan sensores de campo en y alrededor del cuerpo del paciente para medir el campo aplicado general en esos puntos y se reivindica que usando los valores de estos sensores la excitación del array se puede controlar de tal manera que la energía se enfoque hacia el objetivo. La patente estadounidense 4672980 usa un planteamiento diferente donde catéteres de medición de temperatura son insertados en el paciente y el sistema controlado para maximizar el aumento de temperatura en la región objetivo. El inconveniente de ambos planteamientos es que el cuerpo humano es altamente carente de homogeneidad y no hay una relación intuitiva entre excitaciones aplicadas del array y el patrón de deposición de energía. En esencia estos planteamientos asumen que conocer el campo o temperatura en algunos puntos es un sustituto de conocer la radiación de cada elemento del array.

En la literatura, Paulides y col. 2007 describen un sistema del estado de la técnica típico, donde la magnitud y fase de las señales aplicadas para cada elemento del aplicador se mide junto con la energía reflejada, de tal manera que los valores de control se pueden ajustar de tal manera que las señales aplicadas teniendo en cuenta las reflexiones sean como se desea. Cuando se usa con una planificación del tratamiento apropiada este sistema tiene el potencial de funcionar de forma satisfactoria. Sin embargo, el sistema depende de un modelo de simulación de ordenador que defina totalmente el dispositivo concreto y no hay ningún medio disponible para tomar en consideración totalmente los cambios en el registro del paciente con respecto al aplicador para la impedancia de los elementos y el elemento de acoplamiento mutuo de la excitación.

En el contexto más amplio de los arrays en fase para otras aplicaciones, la Patente estadounidense 5867123 usa una técnica de excitar únicos elementos y observar las señales recibidas por elementos adyacentes para una prueba y un análisis de fallos incorporados. Fulton y Chappell, 2009, examinan diferentes técnicas de calibración para arrays en fase y declaran que los arrays se deberían calibrar en un entorno anecoico para determinar la matriz de acoplamiento para permitir la compensación del acoplamiento mutuo en el array. Adicionalmente, se observa que se puede introducir hardware electrónico interno para la monitorización de cualquier cambio desde el acoplamiento calibrado inicial o ganancias de las cadenas de transmisión que permita que se aplique una corrección. Lee y col, 1992/3, introdujeron una línea de transmisión (microtira) en el panel de antena para acoplarse con cada elemento de manera que se pudieran probar las funciones de transmisión y recepción de la electrónica. La línea de transmisión recibe energía de todos los elementos o inyecta energía en todos los elementos del array de forma simultánea.

El documento US-6208903 da a conocer un aplicador de microondas para el tratamiento de hipertermia. En una forma de realización, el aparato comprende una pluralidad de elementos de antena de trayectoria circular que tienen cada uno una alimentación coaxial en el centro de la trayectoria geométrica y un puerto coaxial débilmente acoplado destinado a muestrear el campo efectivo bajo la trayectoria. Esta disposición está limitada a generar ondas de superficie electromagnéticas en capas de tejido inmediatamente por debajo del aplicador. La señal de cada uno de los puertos de muestreo individuales es alimentada de manera secuencial a un comparador de fase-amplitud por

medio de un conmutador de microondas multidireccional de un único polo. Sin embargo, tales puertos de muestreo coaxiales actúan como antenas en las que se pueden acoplar señales directamente y de ese modo están sometidos a la contaminación de la señal del campo de los elementos de antena vecinos. Además, el uso de un único comparador de fase-amplitud implica distancias más bien largas por las que se dirigen las señales individuales.

El documento WO-2008/068485 da a conocer un aparato para tratar tejido de piel con radiación de microondas y está dirigido a mantener una intensidad de campo constante por la superficie tratada, con una profundidad del tratamiento limitada a menos de 5 mm. La fase de elementos de array individuales se controla sólo en aras de la adaptación de la impedancia, y no para gestionar ningún acoplamiento mutuo de elementos del array.

El documento US-4885589 da a conocer un sistema de radar de array en fase donde módulos de transmisión y de recepción situados de forma remota asociados con cada elemento del array se conectan a medios transmisores / receptores de radar centralmente ubicados que usan fibras ópticas, particularmente con el fin de garantizar la inmunidad a la exposición de pulsos electromagnéticos.

El documento US2008/0297402 da a conocer arrays en fase y medios para la validación de la funcionalidad y/o calibración del array. Un elemento del array, o un elemento adicional, se usa para la comparación con mediciones previas cuando se usa como un transmisor o bien receptor mientras que el resto de los elementos del array están configurados como receptores o bien transmisores, respectivamente, y mide la respuesta característica. El principio de funcionamiento sólo se basa en las señales de transmisión ya que se alimentan al/los elemento(s) del array o se reciben en cada puerto de recepción (mediciones basadas en los puertos), lo cual no refleja la excitación total de los elementos.

El documento US2004/0061644 da a conocer la integración de sondas en un array para permitir su calibración. Las sondas se acoplan radiativamente a una pluralidad de elementos del array o un elemento del array se acopla radiativamente a una pluralidad de sondas, dependiendo de si es una calibración de transmisión o de recepción.

El documento WO-2007/146175 trata de la calibración de las cadenas de transmisión o/y de recepción de un array en fase y no se refiere a los elementos de radiación de un array.

Resumen de la invención

La experiencia con los tratamientos de hipertermia de radiofrecuencia y la planificación del tratamiento y el conocimiento de los defectos de los sistemas de la naturaleza analizada anteriormente, ha llevado a que se hagan desarrollos importantes para el equipamiento y los sistemas de control. Estos desarrollos mejoran en gran medida la certeza y la consistencia a través de la excitación de campo asegurada. La presente invención mejora la consistencia a través de la excitación de campo asegurada de cada elemento de antena del array en presencia del acoplamiento mutuo, desadaptación y reflexiones y por tanto se reduce la incertidumbre. Asimismo, la invención permite que la matriz de acoplamiento se determine de forma más exacta que mediante el uso de mediciones de impedancia o de la matriz de dispersión, permitiendo una forma de auto-calibración que se puede llevar a cabo para cada paciente que se someta al tratamiento. La clave para conseguir una excitación de campo asegurada como se determina por la planificación del tratamiento es la inclusión de sensores integrados en los propios elementos de antena que midan la fase y amplitud de corriente que fluye en un elemento metálico o campo en un elemento basado en ranuras. Estos sensores, en ausencia del acoplamiento mutuo o reflexiones, proporcionan una medida proporcional a la excitación. Sin embargo, no hay ningún requisito para considerar la desadaptación o las diferencias de fase en cables de conexión, ya que es la corriente (o campo) concreta en la antena lo que se mide. Con el acoplamiento mutuo y las reflexiones, los sensores miden la suma de todas las excitaciones, sea cual sea su origen, y por tanto se permite la determinación del campo radiado concreto. La excitación de cada elemento a su vez y la medición de la corriente (o campo) en la antena excitada junto con la excitación acoplada de todas las demás antenas permitirán que la matriz de acoplamiento del array se determine directamente.

La Patente estadounidense 5867123 analizada anteriormente también excita cada elemento a su vez, pero no usa esto como un medio para conseguir la auto-calibración; incluso si lo hiciera, la desadaptación de los elementos aumentaría la incertidumbre. Lee y col., 1992/3 incluye líneas de transmisión introducidas en el panel de antena, pero le falta la capacidad de detectar cada elemento de antena de forma individual, y no da a conocer ninguna motivación o capacidad de determinar las corrientes (o campos) de la antena debido a la excitación directa o bien la excitación mutuamente acoplada. Por tanto, este sistema se usa como una herramienta de diagnosis más que para el control de la excitación del campo.

La presente invención comprende un array de elementos generadores de campo electromagnético e integra en cada uno un sensor para medir la fase y amplitud de la corriente que fluye en un elemento metálico (antena o bobina) o campo en un elemento basado en ranuras enlazado a un dispositivo de medición para permitir la medición tanto de la fase como de la amplitud de las señales eléctricas de cada uno de los sensores. Asimismo, puesto que la señal recogida por cada sensor es directamente proporcional a la fase y amplitud de la corriente o campo en el elemento generador de campo magnético asociado donde la corriente o campo es la corriente o campo total cuya amplitud y fase es la suma de las excitaciones tanto aplicada (de la fuente de alimentación de radiofrecuencia) como secundaria del acoplamiento mutuo y la desadaptación, por tanto el valor medido representa la excitación ideal en ausencia de acoplamiento mutuo y desadaptación. Esta invención usa entonces sensores integrados en la antena para añadir una funcionalidad adicional, por ejemplo, la excitación directa de cada elemento del array por una fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia o de microondas, con amplitud y fase controlables de forma individual, se puede modificar usando un controlador de realimentación de tal manera que la excitación total como se mide por el sensor integrado (corriente en un metálico o el campo en una antena basada en ranuras) sea la excitación del array ideal sin acoplamiento o desadaptación de tal manera que la superposición de los campos producidos por cada elemento generador de campo electromagnético produzca una distribución de campo electromagnético específica en un volumen o región definidos. Se corrige implícitamente el acoplamiento mutuo y la desadaptación sin el conocimiento explícito de, y el cálculo basado en, el acoplamiento mutuo y la desadaptación, denominados matriz de acoplamiento, de tal manera que los cambios en la matriz de acoplamiento debido a la presencia de objetos o los cambios de los mismos se toman en cuenta de forma inherente. Adicionalmente, usando la excitación secuencial de cada elemento, la invención puede determinar directamente la matriz de acoplamiento mutuo exacta del array incluso en presencia de variaciones en la impedancia de la fuente y longitudes de cable no definidas que pueden ser útiles al determinar la excitación inicial del array de elementos generadores de campo electromagnético de tal manera que la realimentación pueda conseguir con mayor rapidez la excitación del array ideal predefinida.

Breve descripción de los dibujos adjuntos

Fig. 1: es ilustrativa de dos elementos del array adyacentes (ranuras con cavidad posterior) mostrando uno la incorporación de una posible implementación de la presente invención

Fig. 1a Dos elementos del array adyacentes (ranuras con cavidad posterior), con la protección de la cavidad de un elemento cortada

Fig. 2: es ilustrativa de un array en fase aplicador de hipertermia de RF completo, detalle de los elementos pequeños de los sensores no incluidos

Fig. 3. Fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia

Fig. 4. Dispositivo de medición, un único canal

Fig. 5. es ilustrativa de un sistema completo con transmisor multicanal con fase y amplitud controladas y detectores de fase/amplitud conectados mediante un bus de medición a los controladores de medición y de ordenador.

Fig. 6. es ilustrativa de un array para hipertermia de radiofrecuencia en el que se muestra un bolo de agua para la colocación entre los elementos del array y el paciente para reducir la reflexión y facilitar el enfriamiento de la superficie.

Descripción técnica con referencia a los dibujos adjuntos

La invención se refiere a un sistema compuesto de cinco partes integrantes, son las características innovadoras de algunas de estas partes y la integración y el uso de ellas en conjunto las que proporcionan la innovación. La primera parte integrante son los elementos generadores de campo electromagnético, figura 1, que se disponen en un array de geometría arbitraria, figura 2. El array de elementos se conecta a una fuente de alimentación de radiofrecuencia, figura 3, que tiene un número de canales de fase y amplitud controlables por ordenador de forma independiente. Integrado en cada elemento generador de campo electromagnético hay un elemento detector de corriente (o campo) que produce una salida eléctrica proporcional al campo magnético generado, cada señal eléctrica se mide por un dispositivo de medición que mide tanto la amplitud como la fase, figura 4. Los datos de medición son comunicados a través de un bus de medición a un controlador de medición. Un ordenador de control utiliza los datos de medición para controlar la fuente de alimentación de radiofrecuencia de tal modo que los campos electromagnéticos generados sean los campos requeridos, todo el sistema y las interconexiones se muestran en la figura 5.

Una aplicación ilustrativa de la invención es un sistema aplicador de array en fase 19, figura 5, que puede generar condiciones de campo específicas en ciertas ubicaciones en el espacio o enfocar la energía de RF hacia objetos dieléctricos. La medición directa de las corrientes o campos en elementos metálicos, de ranura o de bobina 26 permite la cuantificación directa de los campos radiados o reactivos generados por los elementos generadores de campo electromagnético. Más específicamente, la invención proporciona la posibilidad de corregir implícitamente las perturbaciones en el campo electromagnético generadas debido al acoplamiento mutuo y la desadaptación en el array aplicador 19 sin medir explícitamente la matriz de acoplamiento y aplicar una corrección a las excitaciones de la fuente de alimentación de radiofrecuencia 18. La relación directa entre la corriente en un elemento metálico (o campo en un elemento basado en ranuras) y la salida eléctrica de los sensores 4 de los elementos al campo radiado o reactivo se puede determinar por medios experimentales o numéricos.

Un objetivo de la invención es proporcionar un medio mejorado de determinar el campo próximo radiado o reactivo concreto de cada elemento 26, figura 1, en un array de elementos generadores de campo electromagnético 19 para aplicaciones de hipertermia de radiofrecuencia, figuras 2 y 6, donde la carga inmediata debido al paciente, los objetos dieléctricos y otros componentes del sistema cambia el acoplamiento entre y la adaptación vista en los puertos de entrada 3 de los elementos 26 o donde la impedancia de la fuente de los canales de la fuente de alimentación de radiofrecuencia 11 no están bien caracterizadas.

Un objetivo adicional de la invención es proporcionar mayores niveles de confianza de que la excitación del array real de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia 18 sea la excitación planificada que garantiza un mayor control de calidad de la distribución de campo generada por el array 19 de elementos generadores de campo electromagnético. Para permitir esto, el campo electromagnético generado se mide, figura 4, usando un dispositivo de medición como un voltímetro vectorial o demodulador en fase/cuadratura de suficiente sensibilidad. Se puede añadir una circuitería adicional, como se muestra en la figura 4, para permitir la auto-calibración de los detectores de amplitud y fase facilitada no sólo distribuyendo el oscilador local a través de un bus sino también una referencia de fase que se puede conmutar al modo de entrada para permitir la calibración y / o la eliminación de la ambigüedad de fase reduciendo además la incertidumbre.

Adicionalmente, la invención proporciona un nuevo paradigma para la corrección del acoplamiento mutuo del array midiendo implícitamente el campo electromagnético generado con el acoplamiento mutuo y la desadaptación tomados en consideración. Por tanto las excitaciones concretas y planificadas tienen una baja desviación en particular en presencia de variaciones que podrían no modelarse durante la planificación del tratamiento.

Asimismo, la invención no limita la geometría o colocación de los elementos del array aplicador 26, figura 2, alrededor o cerca del área objetivo y se puede aplicar a cualquier array genérico de elementos generadores de campo electromagnético 19. En particular no hay límites sobre la proximidad de objetos dieléctricos como pacientes u otros atributos modificadores del acoplamiento mutuo o la adaptación de los elementos.

Aunque los sensores de corriente o campo 4 integrados, figura 1, tienen en cuenta implícitamente la desadaptación y el acoplamiento mutuo, la invención permite que la matriz de acoplamiento (que describe la desadaptación y el acoplamiento mutuo) del array aplicador de elementos generadores de campo electromagnético se determine directamente con una mayor exactitud que la técnica estándar de calcular la matriz de acoplamiento a partir de los parámetros-S y con la comodidad de no tener que desconectar el array aplicador 19 de la fuente de alimentación de radiofrecuencia 18, figura 5, y conectarlo a un analizador de red. Mediante la excitación de cada elemento 2 a su vez usando la fuente de alimentación de radiofrecuencia y la medición de las corrientes (o campos) 5 requeridas en todos los elementos 2 usando el dispositivo de medición 18 la matriz de acoplamiento se puede determinar de forma más exacta ya que las impedancias de salida no ideales de cada amplificador 10 y las longitudes de cable de conexión entre la salida de la fuente de alimentación de radiofrecuencia 11 y el elemento generador de campo electromagnético 3 se toman en consideración de forma inherente.

La invención mientras que proporciona esta información muy importante acerca del campo radiado o reactivo de cada elemento 26 también ofrece la capacidad de detectar qué canal de salida 11 de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia 18 se ha conectado a qué elemento generador de campo electromagnético 26 en el array 19 y por tanto eliminar la posibilidad de la conexión incorrecta y la oportunidad de un tratamiento que esté completamente equivocado.

Con un dispositivo de medición 20 integrado con cada elemento 26 se hace posible tener una identidad individual para cada elemento generador de campo electromagnético que permita calibraciones individuales para que se

asigne la combinación de elemento-dispositivo de medición. Por lo tanto, se pueden asignar datos de calibración al elemento correcto para fines de control de calidad, facilidad de uso y seguridad. Una función de calibración puede proporcionar por lo tanto una calibración acreditada que se puede atribuir a un elemento dado. Se permite que todo el array 19 sea modular con elementos reemplazables 26 y proporcione capacidades de 'plug and play' (conectar y listo).

Descripción de la forma de realización preferida

La forma de realización preferida se puede describir en el contexto de un sistema aplicador de hipertermia de RF, figuras 5. Este sistema aplicador de hipertermia consiste en sistemas tanto de hardware como de control por ordenador y estos sistemas permiten paradigmas de uso mejorado que ilustran la utilidad de la invención.

El sistema aplicador de hipertermia ilustrado en la figura 5 toma la forma de un aplicador de array anular compuesto de elementos generadores de campo electromagnético, figura 2, donde los elementos generadores de campo electromagnético, figura 1, se colocan alrededor del cuerpo en la proximidad de la región que calentar. No se da siempre el caso de que los elementos necesiten formar un anillo completo, sino que se podrían colocar predominantemente en un lado del paciente. En este array específico sin embargo el vector de campo-E de todos los elementos se debería alinear predominantemente en la misma dirección dentro de la región objetivo, pero no es un requisito en todas las aplicaciones del sistema. La región entre el aplicador y el paciente se llena mediante un bolo de agua, figura 6, de una forma definida que permite tres cosas:

1. Miniaturización de los elementos de antena debido a la alta constante dieléctrica.

2. Minimización de la discontinuidad entre antena y paciente ya que las propiedades dieléctricas de agua y tejido son mucho más similares que aire y tejido.

3. Proporcionar el enfriamiento de la piel del paciente ya que se pueden producir altos niveles de absorción de energía específica en la superficie corporal.

Las antenas de ranura con cavidad posterior, figura 1, se eligen como los elementos generadores de campo electromagnético en la forma de realización preferida de los presentes inventores ya que proporcionan: Bajo perfil, buena pureza de polarización, dimensiones exactas mediante técnicas de procesamiento de circuito impreso fotolitográfico, facilidad de fabricación, estructura robusta, respuesta de banda relativamente ancha y por tanto tolerancia a los cambios medioambientales. Con una forma de realización de antena de ranura 2 entonces un procedimiento apropiado de detección es mediante la detección del campo en la ranura por medio de espiras de acoplamiento pequeñas 4. Las espiras 4 son suficientemente pequeñas de tal manera que la cantidad de potencia acoplada es pequeña en comparación con el total, que podría ser de centenas de vatios, que se aplica al puerto de la antena 3 y de manera que el campo en la ranura 2 permanezca inalterado por la medición.

Cada elemento de ranura en el aplicador es alimentado desde una fuente de alimentación de radiofrecuencia con fase y amplitud controlables, figura 3. Los campos en cada ranura de los elementos del aplicador debido a su propia excitación y los campos acoplados de otros elementos son detectados 4 y medidos usando un dispositivo de medición 20 que consiste en un detector de fase / amplitud, figura 4, y los valores comunicados a un sistema de control 21. En este caso se usa un demodulador en fase/cuadratura 14 en conjunción con un par de convertidores de analógico a digital 15 para medir los niveles de voltaje en fase y cuadratura. La señal digital se convierte entonces a una magnitud y fase que usa el microprocesador 16 y se comunica al controlador de medición 21 a través de un bus de medición 17.

El sistema de control 22 ajusta las amplitudes y fases 8 de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia 18 y mide 20 los campos resultantes 4 aplicados de cada elemento 26 y permite el control de realimentación para garantizar que los campos aplicados sean los campos requeridos.

Un paradigma de uso típico es que un modelo electromagnético numérico validado del array aplicador 19 se usa con un modelo EM específico para el paciente derivado de CT, MRI u otros datos de imagen dentro de un software de planificación de tratamiento. En el software de planificación de tratamiento se define la región o regiones objetivo para el tratamiento y los valores de excitación ideales óptimos (o no ideales teniendo en cuenta el acoplamiento mutuo y la desadaptación en base a la matriz de acoplamiento mutuo para el modelo que puede o no corresponder estrechamente a la matriz de acoplamiento real debido a los posibles errores previamente mencionados a partir de los que se puede calcular la excitación ideal) son derivados y los valores correspondientes de campo-EM, SAR o

aumento de temperatura a través de toda la región o regiones objetivo generados.

Las excitaciones objetivo son transferidas entonces al software de control de tratamiento y el paciente situado en el aplicador 19 en la posición modelada en la planificación del tratamiento. El bolo de agua 25 se llena de agua demonizada.

Los dispositivos de medición 20 se ponen en modo de calibración donde el conmutador de RF 13 en la figura 4 se conmuta de manera que la señal de referencia de fase de la entrada de calibración del bus 12 se mida por cada dispositivo de medición para permitir la calibración de la fase del dispositivo y también para eliminar la ambigüedad de fase del divisor de fase en cuadratura ÷2 en el demodulador en fase/cuadratura 14.

Cada canal de salida de la fuente de alimentación de radiofrecuencia 11 de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia 18 se excita a su vez para determinar qué elemento 26 del aplicador se conecta a cada canal de salida y para medir los campos/corrientes 4 inducidos en todos los elementos para generar la matriz de acoplamiento mutuo concreto para el array 19 en el momento del tratamiento. Además la desviación de fase y amplitud debido a las diferencias de los cables de conexión o del canal de transmisión se puede eliminar o calibrar. Los desplazamientos de fase debidos a la variación en la impedancia de los elementos del aplicador con respecto a la ideal, por ejemplo debido a la proximidad del paciente y por tanto al cambio en el entorno inmediato constante dieléctrico, también son eliminados.

El tratamiento se inicia con energía de radiofrecuencia 18 aplicándose a cada elemento 26 en base a la planificación del tratamiento, en base a excitaciones tanto ideales como corregidas (usando la matriz de acoplamiento), los niveles de excitación concretos se determinan usando la monitorización del campo 4 y la medición 20 y se controlan por el controlador de realimentación 27 para corregir cualquier desviación con respecto a los niveles de excitación deseados. A lo largo de todo el tratamiento la potencia de salida total de cada canal 11 puede ser controlada 8 y la relación correcta entre amplitudes y fase monitorizada 20 y regulada al valor correcto. Mientras que la invención dada a conocer en este documento se ha descrito por medio de formas de realización específicas y aplicaciones de las mismas, numerosas modificaciones y variaciones se podrían hacer a la misma por los expertos en la materia sin desviarse del ámbito de la invención expuesta en las reivindicaciones.

Referencias citadas

Patentes estadounidenses

Patente de Estados Unidos 5251645

"Adaptative nulling hyperthermia array" Inventores: Fenn, Alan J. (Wayland, MA) Cesionario: Massachusetts Institute of Technology (Cambridge, MA).

Patente de Estados Unidos 4672980

"System and method for creating hyperthermia in tissue" Inventores: Turner, Paul F. Cesionario: BSD Medical Corporation (Salt Lake City, UT)

Patente de Estados Unidos US5441532 y Solicitud de patente de la OMPI WO/1993/000132 "ADAPTATIVE FOCUSING AND NULLING HYPERTHERMIA ANNULAR AND MONOPOLE PHASED ARRAY APPLICATORS", Inventores: Fenn, Alan J. (Wayland, MA) Cesionario: Massachusetts Institute of Technology (Cambridge, MA).

Otra literatura

Calibration techniques for digital phased arrays, Fulton, C.; Chappell, W.; Microwaves, Communications, Antennas and Electronics Systems, 2009. COMCAS 2009. IEEE International Conference on Communications, Antennas and Electronic Systems. Año de publicación: 2009, Página(s): 1-10

A Built-In Performance-Monitoring/Fault Isolation and Correction (PM/FIC) System for Active Phased-Array Antennas, Kuan-Min Lee, Ruey-Shi Chu, y Sien-Chang Liu, IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, VOL. 41, NÚM. 11, NOVIEMBRE 1993

K. M. Lee, R. S. Chu, y S. C. Liu, "A performance monitoring/fault isolation and correction system of a phased array

antenna using transmission-line signal injection with phase toggling method", IEEE AP-S 1992 Symposium Digest (Chicago, IL), Julio 18-25, 1992, vol. 1, pp. 429-432.

REIVINDICACIONES

1. Un sistema para producir una distribución de campo electromagnético predeterminada en un volumen o región definida, que comprende una fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia o de microondas (18), un array (19) de elementos generadores de campo electromagnético (26) conectados a dicha fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia o de microondas (18), y un controlador de realimentación (27) para controlar la fuente de alimentación de radiofrecuencia o de microondas (18) para conseguir el campo electromagnético deseado producido por cada uno de dichos elementos (26) de tal manera que la superposición de los campos producidos por dichos elementos generadores de campo electromagnético (26) produzca dicha distribución de campo electromagnético predeterminada en dicho volumen definido, siendo la realimentación al controlador (27) la amplitud y fase del campo electromagnético generado por cada uno de los elementos generadores, en el que los sensores de corriente o los sensores de campo eléctrico, magnético o electromagnético (4) están integrados con cada elemento generador de campo electromagnético (26) para determinar directamente la excitación del elemento y por tanto indirectamente la amplitud y fase del campo electromagnético generado por cada uno de los elementos generadores (26), comprendiendo el sistema además una pluralidad de dispositivos de medición (20), estando cada dispositivo de medición (20) interconectado con al menos un sensor (4) respectivo y estando de ese modo integrado con un elemento generador (26) asociado que tiene dicho al menos un sensor (4) respectivo integrado en el mismo, para determinar y emitir la amplitud y fase de la señal de dicho al menos un sensor (4) respectivo y por tanto el campo electromagnético producido por dicho elemento (26) asociado.

2. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 1 en el que los elementos generadores de campo electromagnético (26) son elementos o bobinas de antena basados en conductores o ranuras (26).

3. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 1 o la reivindicación 2, en el que la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) está provista de medios de control para controlar de forma individual amplitudes y fases (8) para producir salidas de radiofrecuencia controladas de forma individual (11).

4. Un sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el que cada elemento generador de campo electromagnético (26) está provisto de un puerto de alimentación (3) al que se aplica la potencia de salida de radiofrecuencia (11) de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18), y de dichos sensores (4) integrados para medir la fase y amplitud de corriente que fluye en un elemento metálico o campo en un elemento basado en ranuras (2), que es la análoga a la corriente en un elemento de metal, siendo la salida de los sensores una señal eléctrica que es una medida de dicha corriente o campo.

5. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 2 ó 4, en el que los elementos generadores de campo electromagnético (26) se sitúan en una configuración de array (19) de tal manera que cada elemento (26) puede ser excitado por la potencia de salida de radiofrecuencia (11) de un canal de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) y de tal manera que la señal eléctrica de los sensores (4) integrados de los elementos generadores de campo (26) sea proporcional a la corriente de radiofrecuencia o proporcional a un campo en el caso de elementos basados en ranuras (26).

6. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 5, en el que los sensores (4) integrados proporcionan una indicación directa de la amplitud y fase relativa del campo electromagnético producido por el elemento generador de campo electromagnético (26) respectivo en presencia del acoplamiento mutuo entre elementos de modo que se permita el control de los campos aplicados en presencia del acoplamiento mutuo.

7. Un sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que el dispositivo de medición (20) es un demodulador En fase/Cuadratura (IQ) (14) o voltímetro vectorial, donde la multiplicación de las señales eléctricas medidas por un factor de calibración proporciona la cuantificación del campo electromagnético producido por cada elemento generador de campo electromagnético (26) individual.

8. Un sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 7, en el que cada elemento generador de campo electromagnético (26) está integrado con un canal del dispositivo de medición (20) asociado para formar un módulo integrado de tal manera que cada módulo está provisto de una identidad o número de serie individual de tal manera que los datos de calibración se pueden asignar de forma ininterrumpida a cada elemento generador de campo electromagnético, los módulos integrados se pueden intercambiar para permitir una rápida reparación y/o mantenimiento, y donde la identidad individual proporciona una detección automática de hardware diferente y asignación de datos de calibración.

9. Un sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 2, 4, 5 ó 6, en el que el controlador de realimentación (27) permite el ajuste de la amplitud y fase (8) de cada canal individual de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) de tal manera que las corrientes o campos de los elementos de radiación de campo electromagnético (26) en el caso de elementos basados en ranuras detectados por los sensores (4) y medidos por el dispositivo de medición (20) son las corrientes o campos deseados.

10. Un sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, adaptado para enfocar energía de radiofrecuencia hacia uno o más objetos dieléctricos o una o múltiples regiones de dicho uno o más objetos dieléctricos, con el fin de excitar átomos, moléculas o estructuras celulares o de elevar la temperatura dentro de dicho uno o más objetos o una o múltiples regiones dentro del objeto u objetos dieléctricos.

11. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 9, en el que el controlador (27) está configurado para corregir el acoplamiento mutuo entre y la desadaptación de los elementos generadores de campo electromagnético sin el conocimiento explícito de, y el cálculo basado en, el acoplamiento mutuo y la desadaptación.

12. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 11, configurado para corregir cambios en el acoplamiento mutuo y la desadaptación debido a la presencia de objetos dieléctricos o metálicos, particularmente el paciente, el bolo de agua (25), o estructuras de soporte, o debido a cambios en la posición de estos objetos usando dicha señal eléctrica de los sensores (4) integrados de los elementos generadores de campo (26) que es proporcional a la corriente de excitación de radiofrecuencia total en cada elemento (26) incluyendo las excitaciones acopladas mutuas y de reflexión.

13. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 12, configurado para determinar el acoplamiento mutuo y la desadaptación, descritos en términos de una matriz de acoplamiento, del array (19) de elementos generadores de campo electromagnético (26) directamente por la excitación (11) de cada elemento generador de campo electromagnético (26) a su vez por un único canal de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) y usando las corrientes o campos medidos por todos los dispositivos de medición (20) de todos los sensores (4) integrados para determinar dicha matriz de acoplamiento.

14. Un sistema de acuerdo con la reivindicación 13, configurado para usar la matriz de acoplamiento para calcular las amplitudes y fases iniciales de las salidas de radiofrecuencia (11) de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) y las corrientes o campos medidos por los dispositivos de medición (20) de los sensores de corriente o campo (4) integrantes de los elementos generadores de campo electromagnético (26) y para usar el controlador de realimentación (27) para ajustar con precisión el sistema para proporcionar las corrientes o campos deseados en los elementos generadores de campo electromagnético (26).

15. Un sistema de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 14, en el que cada salida de radiofrecuencia (11) de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) es conectable con uno cualquiera de los elementos generadores de campo electromagnético (26) individuales, y que se configura para usar el sensor de corriente o campo (4) integrado para determinar qué salida de radiofrecuencia (11) de la fuente de alimentación multicanal de radiofrecuencia (18) se conecta a qué elemento generador de campo electromagnético y definir el mapeo correcto entre salida (11) y elemento (26).

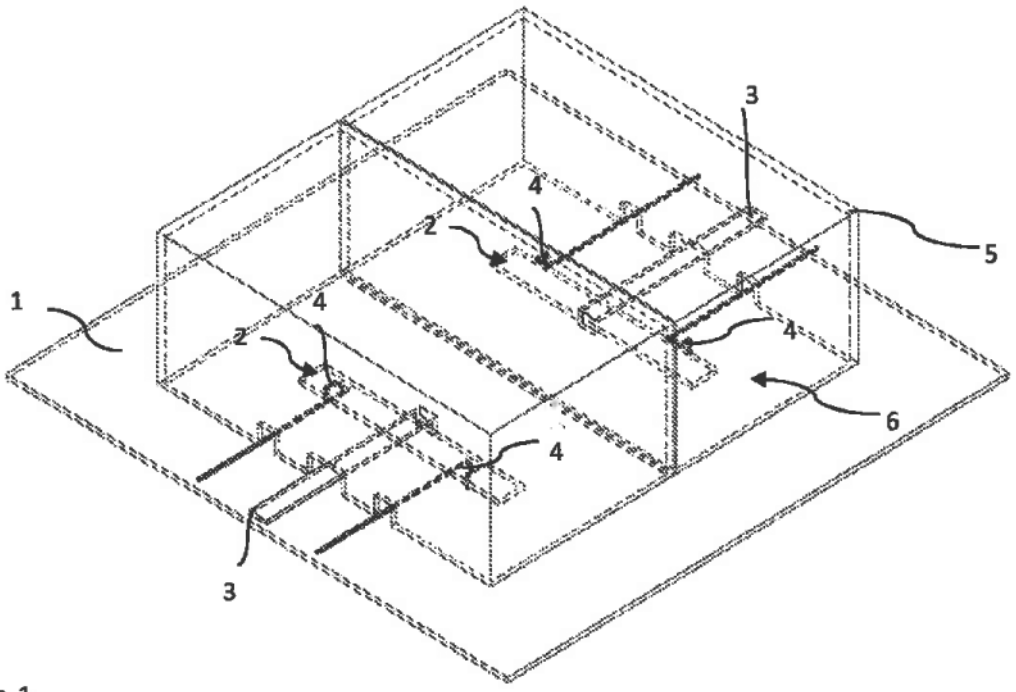

Fig. 1

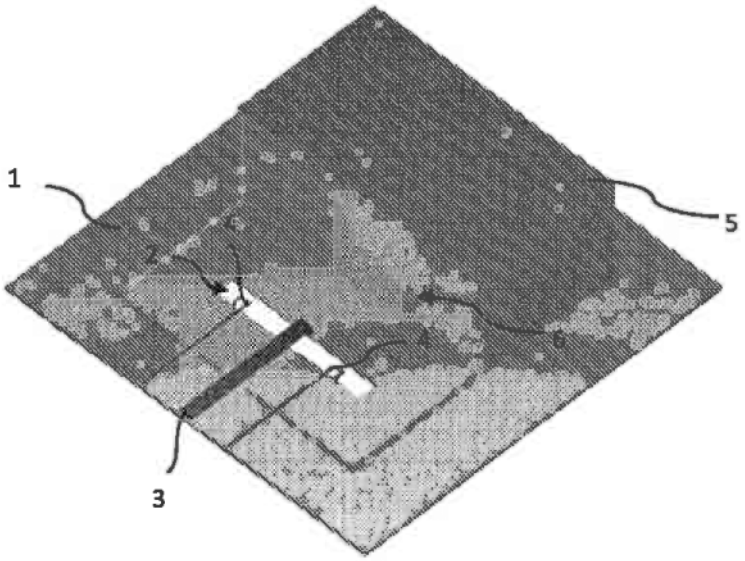

Fig. 1a

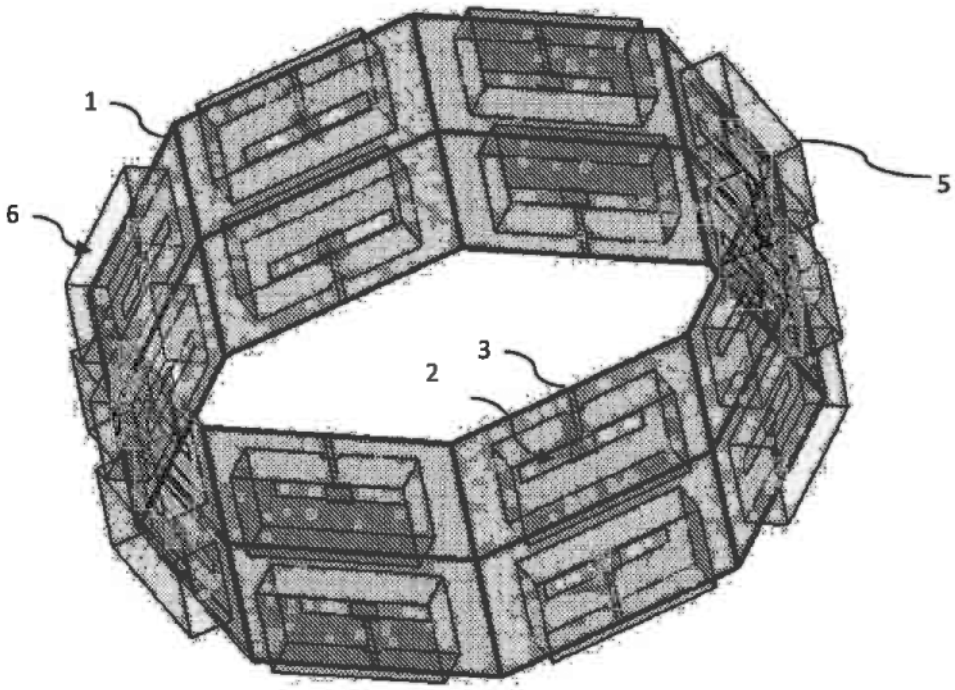

Fig. 2:

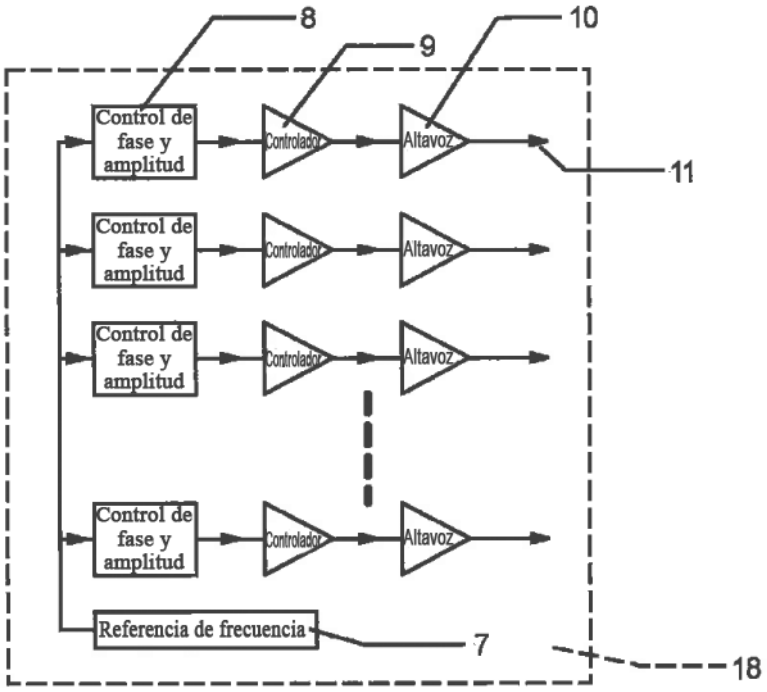
8
9
10
11
Control de fase y amplitud
Controlador
Altavoz
Control de fase y amplitud
Controlador
Altavoz
Control de fase y amplitud
Controlador
Altavoz
Control de fase y amplitud
Controlador
Altavoz
Referencia de frecuencia
7
18

Fig. 3.

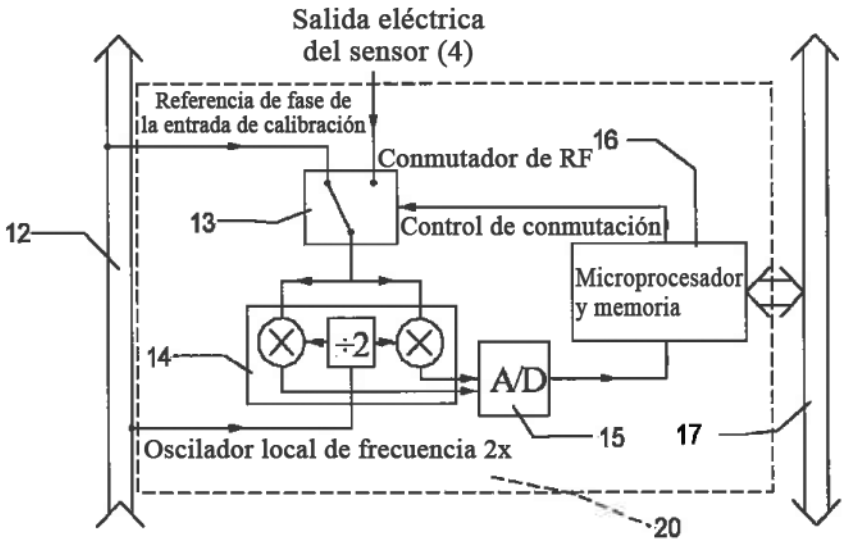
Salida eléctrica
del sensor (4)
Referencia de fase de
la entrada de calibración
Conmutador de RF
16
13
Control de conmutación
12
Microprocesador
y memoria
÷2
14
A/D
15
17
Oscilador local de frecuencia 2x
20

Fig. 4

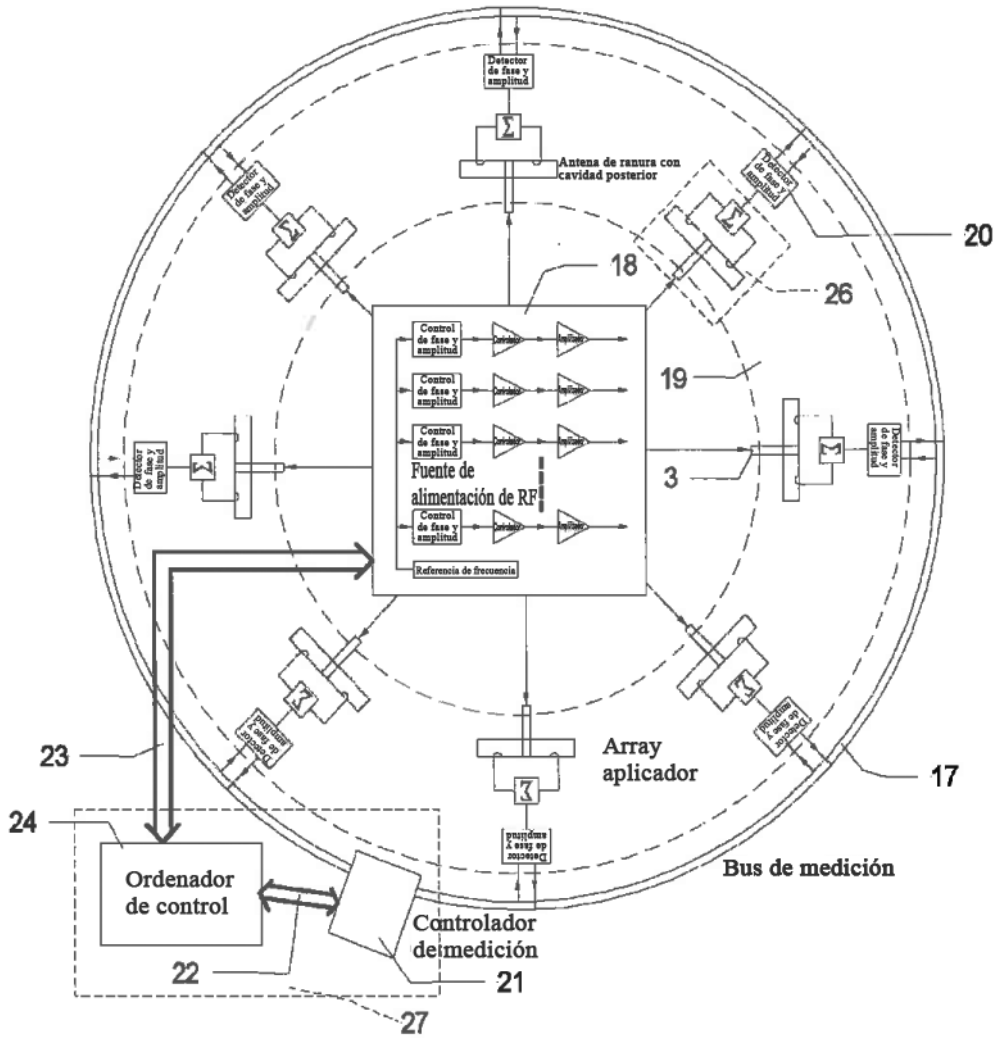
Detector de fase y amplitud
Antena de ranura con cavidad posterior
20
18
26
Control de fase y amplitud
Fuente de alimentación de RF
Referencia de frecuencia
19
3
Array aplicador
17
23
24
Ordenador de control
Controlador de medición
Bus de medición
22
21
27

Fig. 5

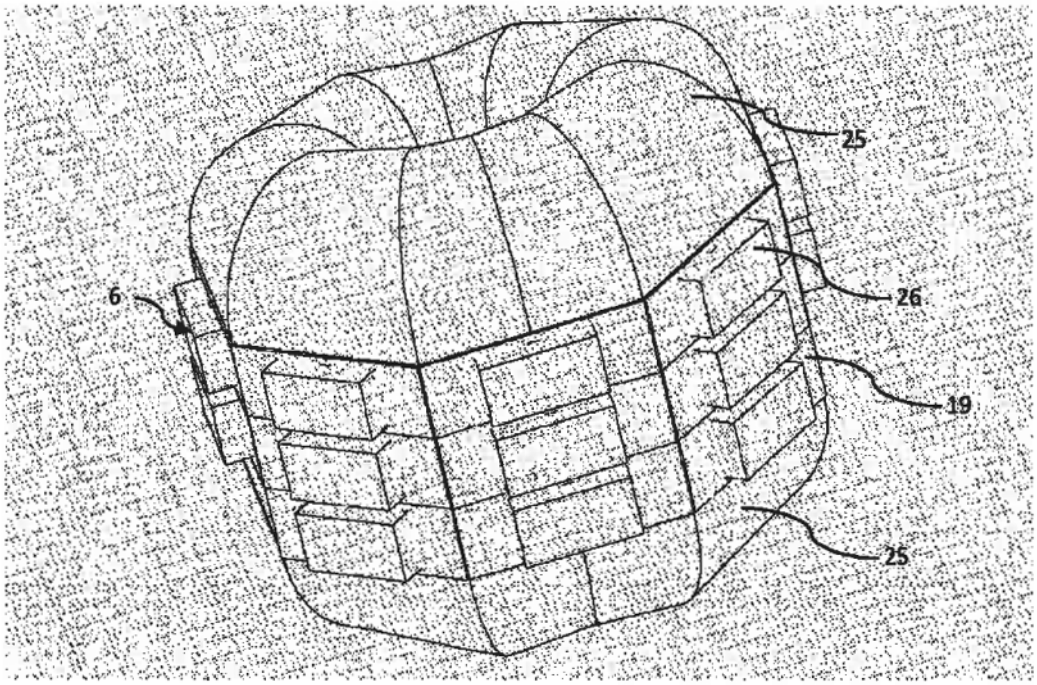

Fig. 6