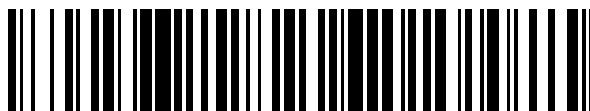


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 744 329**

51 Int. Cl.:

A61B 5/05

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **16.09.2013 PCT/IB2013/058573**

87 Fecha y número de publicación internacional: **27.03.2014 WO14045181**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.09.2013 E 13801733 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.06.2019 EP 2903511**

54 Título: **Aparatos para probar la integridad de los tejidos mamarios**

30 Prioridad:

18.09.2012 IT MI20121542

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

24.02.2020

73 Titular/es:

**UBT S.R.L. (100.0%)
Via Santa Maria della Spina 25, Frazione
Rivotorto
06081 Assisi (PG), IT**

72 Inventor/es:

**RASPA, GIOVANNI;
TIBERI, GIANLUIGI y
RASPA, RICCARDO LUIGI**

74 Agente/Representante:

ISERN JARA, Jorge

ES 2 744 329 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

Aparatos para probar la integridad de los tejidos mamarios

5 Campo de la invención

La presente invención se refiere a un aparato para probar la integridad de los tejidos mamarios.

10 En particular, la invención se refiere a un aparato que permite la detección de tumores de mama por medio de la obtención de imágenes de la integridad de partes del cuerpo.

Técnica anterior

15 Como es bien sabido, en las aplicaciones médicas, se consideran de gran interés los métodos de análisis basados en la formación de imágenes.

Los métodos conocidos proporcionan reconstrucciones tomográficas de tejidos usando diferentes medios:

- escáneres de ultrasonidos;
- tomografía computarizada (TC) basada en rayos X;
- obtención de imágenes mediante resonancia magnética nuclear (MRI).

Dichos métodos se ven afectados por múltiples problemas.

- 25 • el ultrasonido está sujeto a problemas de contraste e incapacidad para detectar imágenes de objetos con altas diferencias en términos de impedancia acústica, tales como en zonas con aire y hueso;
- la tomografía implica administrar dosis de radiación ionizante al paciente;
- la resonancia magnética requiere largos períodos de aplicación del campo magnético y es muy costosa.

30 Además, en la aplicación específica de detección del cáncer de mama, son bien conocidas las limitaciones de la mamografía de rayos X.

Más concretamente, esta técnica, incluso con imágenes de alta resolución y con dosis relativamente bajas de radiación, no detecta aproximadamente el 15 % de los cánceres presentes, mientras que aproximadamente el 75 % de las lesiones de mama identificadas resultan ser benignas.

40 Con el tiempo, la obtención de imágenes de microondas ha atraído una atención creciente, especialmente por su aplicabilidad en la detección del cáncer de mama. Esto se debe al importante contraste que se detecta entre los tejidos normales y malignos, característico de las propiedades dieléctricas de los tejidos a frecuencias de microondas.

La investigación actual en la obtención de imágenes de mama de microondas se puede dividir en:

- 45 • tomografía de microondas;
- técnicas de radio de banda ultra ancha (UWB).

Desafortunadamente, estos métodos también se ven afectados por múltiples problemas:

- 50 • la tomografía es intrínsecamente inestable, ya que requiere resolver un problema inverso no lineal;
- en la UWB, se requieren técnicas de enfoque complejas; en algunos casos, se requieren filtros para mejorar la supresión de posibles imágenes perturbadoras (supresión de perturbaciones) y la discriminación espacial, pero implican un aumento de la complejidad;
- también se han propuesto enfoques basados en técnicas de inversión de tiempo (TR), pero requieren el conocimiento de la función de transferencia de canal asociada con la retroalimentación.

55 También se ha de señalar que los métodos propuestos se caracterizan por una baja relación señal/perturbación.

60 En la literatura del análisis de imágenes para el cáncer de mama realizado a frecuencias de microondas, se supone que la relación S/P (relación señal/perturbación) dentro de la zona mamaria es la relación entre la respuesta máxima que identifica un tumor y la respuesta máxima que identifica una posible imagen de perturbación (emborronamiento) en la misma imagen.

65 Se puede deducir que cuanto mayor es la relación, mejor es la detección y determinación de la posición de la posible falta de integridad del tejido mamario.

A modo de ejemplo, en la técnica que se ha mencionado anteriormente que hace uso de algoritmos de enfoque, la relación S/P detectada dentro del tejido mamario es de 4 dB.

5 La solicitud de patente de EE.UU. que tiene el número de publicación US 2006/0241409 desvela un sistema de microondas para estimar las propiedades dieléctricas medias de un tejido mamario, con el fin de detectar la presencia y ubicación de un tumor. Esto se logra usando un método iterativo que es una extensión del algoritmo de dispersión inversa en el dominio del tiempo basado en un método de diferencia finita en el dominio del tiempo.

10 La solicitud de patente de EE. UU. que tiene el número de publicación US 2011/0130656 desvela un aparato de reconstrucción de imágenes de microondas para el diagnóstico del cáncer de mama. El aparato comprende una pluralidad de antenas n.º 1, n.º 2, ... n.º 16 dispuestas de manera que permitan la inserción de una mama (véase la Fig. 2). La reconstrucción de imágenes mamarias usa un algoritmo iterativo que comprende una transformación logarítmica de los valores de amplitud de la onda electromagnética recibida de la pluralidad de antenas n.º 1, n.º 2, ... n.º 16, para mejorar la sensibilidad y reducir el número de cálculos realizados.

15 Navid Ghavami *et al.*, "UWB Microwave Imaging of Objects With Canonical Shape", *IEEE Transactions on antennas and propagation*, vol. 60, n.º 1, 1 de enero de 2012, páginas 231-239, desvelan un método para la obtención de imágenes de microondas de banda ultra ancha basado en el Principio de Huygens para la propagación directa de las ondas, de modo que no se requiera la generación/inversión de la matriz.

20 Grzegorz Tomasz M. *et al.*, "Fast 3-D Tomographic Microwave Imaging for Breast Cancer Detection", *IEEE Transactions on medical imaging*, vol. 31, n.º 8, 1 de agosto de 2012, páginas 1584-1592, desvelan un sistema de obtención de imágenes de microondas que logra un tiempo de examen de menos de 2 minutos y produce imágenes tomográficas en 3-D en minutos.

25 A la luz de lo anterior, el objeto de la presente invención es proporcionar un aparato para probar la integridad de los tejidos mamarios que permita la identificación de la integridad de dichos tejidos de una manera precisa y fiable. Otro objeto de la invención es proporcionar un aparato que permita determinar la presencia de una falta de integridad en el tejido mamario y localizarla con precisión dentro del tejido mamario.

30 Sumario de la invención

Estos y otros objetos se consiguen mediante un aparato para probar la integridad de los tejidos mamarios de acuerdo con lo que se desvela en las reivindicaciones adjuntas.

35 El aparato, según lo desvelado, consigue los siguientes efectos técnicos:

- permite una identificación precisa y fiable de la integridad de los tejidos mamarios;
- permite determinar la presencia de una falta de integridad y localizarla con precisión dentro del tejido mamario;
- 40 - permite determinar, de manera no invasiva y al mismo tiempo fiable, la presencia de falta de integridad en un tejido mamario;
- es de construcción e implementación sencillas.

45 Los efectos técnicos mencionados anteriormente y otros efectos técnicos de la invención se pondrán de manifiesto con mayor detalle a partir de la siguiente descripción de una realización ilustrativa, que se ofrece a modo ilustrativo y no limitante con referencia a los dibujos adjuntos.

Breve descripción de los dibujos

50 La Figura 1 muestra un diagrama de bloques que representa la invención;
Las Figuras 2a, 2b y 2c muestran una vista esquemática del aparato de la invención.

Descripción detallada de la invención

55 La invención se refiere a un aparato para probar la integridad de los tejidos mamarios que comprende una o más antenas de transmisión hacia el tejido mamario y que operan en la banda de microondas, una o más antenas de recepción desde el tejido mamario y que operan en la banda de microondas, y una unidad de procesamiento configurada para determinar un parámetro principal que representa una discontinuidad eléctrica del tejido mamario y para generar una señal que represente una falta de integridad del tejido mamario.

60 Con referencia a las figuras, 1 indica, en general, un aparato para probar la integridad de los tejidos mamarios de acuerdo con la presente invención.

65 En la presente descripción y en las reivindicaciones posteriores, la expresión "tejido mamario" significará el tejido que comprende un componente glandular, un componente adiposo, en el que las estructuras glandulares están introducidas y sumergidas, y un componente de soporte fibroso, que genera subdivisiones entre los diferentes

apéndices glandulares.

A modo de ejemplo, el tejido mamario 2 puede mostrar una constante dieléctrica relativa en el intervalo de 1 a 20.

5 A modo de ejemplo, el tejido mamario 2 puede tener una conductividad comprendida entre 0 S/m y 1 S/m.

El aparato de acuerdo con la invención, como se pondrá más de manifiesto en el presente documento de aquí en adelante, está configurado para determinar la presencia de falta de integridad dentro del tejido mamario 2 basándose en posibles discontinuidades en el comportamiento eléctrico del propio tejido mamario.

10 A lo largo de la descripción, la expresión "falta de integridad" significará una falta de homogeneidad en el tejido mamario indicativa de condiciones anómalas en la composición del propio tejido.

15 En términos prácticos, la invención permite identificar, dentro de la masa de tejido mamario 2 (que se supone que es homogénea, dentro de ciertos límites), zonas en las que la constante dieléctrica relativa y/o la conductividad tienen variaciones significativas (por ejemplo, un aumento de al menos el 25 %).

20 Preferentemente, la constante dieléctrica relativa y la conductividad del tejido mamario se conocen de antemano, aunque de una manera que no es del todo precisa.

Con referencia a las figuras, el aparato para comprobar la integridad de los tejidos mamaros 1 comprende una estructura de soporte fija o carcasa 10, en la que hay montada una estructura de bastidor móvil 11.

25 La estructura de bastidor móvil 11 comprende una plataforma PO esencialmente horizontal.

El aparato de acuerdo con la invención comprende un primer motor M1 asociado con la plataforma PO horizontal.

En particular, el primer motor M1 está acoplado a un eje 22 que pasa por la plataforma PO horizontal.

30 La estructura de soporte fija 10 está configurada para comprender el motor M1 y los componentes del transceptor electromagnético descritos a continuación. Preferentemente, la estructura de soporte fija 10 está configurada esencialmente como un paralelepípedo.

35 La parte superior de 10 comprende un rebaje 20 en forma de copa configurado para soportar el tejido mamario 2 que se va a analizar.

El aparato 1 de la invención comprende además un eje vertical AV que es esencialmente perpendicular a la plataforma PO.

40 De acuerdo con la invención, el eje vertical AV está asociado con un segundo motor M2 configurado para deslizar un carro asociado con la primera plataforma PO a lo largo del eje AV.

En otras palabras, el posicionamiento de la plataforma PO horizontal a una altura predefinida para medir el tejido mamario está determinado por el motor M2.

45 El motor M2 gira un tornillo de bola en el que se desliza un carro conectado a la plataforma horizontal.

Como alternativa, el posicionamiento de la plataforma PO horizontal sobre el eje vertical se puede lograr con medios mecánicos equivalentes tales como cinturones, rejillas, cadenas, etc.

50 La posición de la altura inicial se indica en el sistema de ensayo por medio de un sensor SM2.

Con referencia a las figuras, el aparato para comprobar la integridad de un tejido mamario de acuerdo con la invención comprende una o más antenas de transmisión TX.

55 Estas antenas están configuradas para conseguir en un tejido mamario 2 un campo electromagnético principal F1.

Las antenas Tx están montadas dentro de la carcasa 10.

60 Las antenas Tx son concéntricas con el eje 22 y pueden montarse en la plataforma PO.

Preferentemente, el campo electromagnético principal F1 se define en una banda en el intervalo de frecuencia de microondas.

65 En particular, las frecuencias pueden estar comprendidas entre 0,5 GHz y 4 GHz, más preferentemente entre 1 GHz y 3 GHz.

Preferentemente, se aplica al tejido mamario 2 una pluralidad de campos electromagnéticos procedentes de diferentes direcciones.

5 En la realización preferida, se prevé el uso de una o más antenas de transmisión TX.

En particular, se puede usar una pluralidad de antenas de transmisión TX con el fin de generar los campos electromagnéticos mencionados anteriormente procedentes de diferentes direcciones.

10 En otras palabras, las antenas de transmisión TX están configuradas para generar el campo electromagnético principal F1 procedente de diferentes posiciones.

En una realización, puede hacerse uso de una sola antena de transmisión TX, movida adecuadamente con respecto al tejido mamario 2 con el fin de adoptar diferentes posiciones a lo largo del tiempo y, por lo tanto, aplicar en el tejido mamario 2 campos electromagnéticos procedentes de diferentes direcciones.

15 Asimismo, se contempla que se pueden mover varias antenas de transmisión TX con respecto al tejido mamario 2.

Ventajosamente, las antenas de transmisión TX se pueden tanto mover con respecto al tejido mamario 2 como conmutarse (es decir, encenderse/apagarse) para generar los campos electromagnéticos deseados en las direcciones y los intervalos de tiempo previstos.

Preferentemente, el tejido mamario 2 tiene una configuración con secciones esencialmente circulares.

25 Las antenas de transmisión TX se posicionan ventajosamente alrededor del tejido mamario 2, preferentemente a una altura Q1 dada con respecto a la base del tejido mamario que se va a analizar.

En otras palabras, las antenas Tx están montadas en los primeros soportes b12 que sobresalen de la plataforma PO.

30 Las antenas de transmisión TX se pueden establecer en una altura Q1 definida de acuerdo con el tejido mamario que se va a medir.

35 Las antenas de transmisión TX pueden distribuirse en todo el tejido mamario 2 sobre una circunferencia con un radio R1.

Ventajosamente, la distribución circunferencial de las antenas de transmisión TX, con respecto al tejido mamario 2, puede ser esencialmente uniforme de manera angular. Preferentemente, hay al menos tres antenas de transmisión TX, para permitir eliminar la denominada "imagen" del transmisor y evitar que esta perjudique a la calidad de la medición.

40 Con referencia a las figuras, el aparato para comprobar la integridad de un tejido mamario de acuerdo con la invención comprende una o más antenas de recepción RX configuradas para recoger un campo electromagnético reflejado F2 correspondiente al campo F1 transmitido.

45 Estas antenas Rx están montadas dentro de la carcasa 12.

Las antenas Rx están asociadas de forma giratoria con el eje 22 por medio de los brazos b21.

50 En otras palabras, los brazos b21 que giran alrededor del eje 22 llevan a cabo una rotación de las antenas RX en un patrón circular con un radio R2.

La medición tener lugar usando una o más antenas de recepción RX. En una realización, se puede usar una sola antena de recepción RX, movida adecuadamente para adoptar diferentes posiciones a lo largo del tiempo alrededor del tejido mamario 2.

55 Asimismo, se prevé que se puede mover un mayor número de antenas de recepción RX con respecto al tejido mamario 2.

60 Como ocurre con las antenas de transmisión, las antenas de recepción RX pueden estar situadas ventajosamente a una altura Q1 dada.

En otras palabras, las antenas RX están montadas en los segundos soportes b22 que sobresalen de los brazos b21.

65 En el caso de las antenas de recepción RX, también, la altura Q1 se define en función del tejido mamario que se vaya a medir.

Preferentemente, las antenas de recepción RX y las antenas de transmisión TX están situadas a la misma altura Q1.

5 Preferentemente, ambas antenas Tx y Rx están situadas esencialmente a una altura Q1 igual a la mitad de la altura del tejido mamario 2.

10 Convenientemente, las antenas de transmisión TX están dispuestas en una posición más externa radialmente que las antenas de recepción RX, con respecto al tejido mamario 2. Esta posición de las antenas es óptima para aplicar el principio de Huygens a fin de calcular el campo electromagnético dentro del tejido mamario 2, que se explicará a continuación. De hecho, dicha posición de las antenas garantiza la posibilidad de medir el campo electromagnético en una superficie externa cerrada esencialmente en contacto con el tejido mamario 2 que se va a analizar.

15 En términos prácticos, las antenas de transmisión TX están situadas a una mayor distancia desde el tejido mamario 2, es decir, a la distancia R1, que las antenas de recepción RX, que están a una distancia R2.

Preferentemente, las antenas de transmisión TX están a una cierta distancia desde el objeto, mientras que las antenas de recepción están en la proximidad inmediata del (casi en contacto con el) tejido mamario 2 y situadas sobre un soporte giratorio con, por ejemplo, una resolución angular de nueve grados.

20 La dimensión del brazo b21 determina el respectivo radio R2. En una realización, también se puede suponer que es variable en función de las dimensiones del tejido mamario 2 que se vaya a medir.

25 La conexión eléctrica entre la antena de rotación Rx y el dispositivo receptor se garantiza por medio de una junta giratoria coaxial.

Como alternativa a la junta giratoria, la conexión se puede realizar por medio de un cable flexible en espiral y con los movimientos de inversión de la dirección de rotación cada 360 grados.

30 El punto cero de partida de la rotación se indica en el sistema de control por medio de un sensor SM1.

Preferentemente, hay cuatro antenas de transmisión Tx1, Tx2, Tx3, Tx4 fijadas a la plataforma Po horizontal, a una distancia igual al radio R1 superior a R2. En una realización preferida, el número de antenas Tx es de 3.

35 En otras realizaciones, este número puede ser superior o igual a 4.

40 Las antenas (en este caso, cuatro) se sitúan en arcos circunferenciales iguales a 90 grados con un radio R1, y están conectadas al dispositivo de recepción por medio de un conmutador coaxial que determina la secuencia de activación de las mismas. En una variante, como reemplazo de las antenas TX fijas, es posible colocar una sola antena TX que está posicionada por un motor M3, que no se muestra en la figura, y que está acoplada o reemplaza al primer motor M1, en el arco circunferencial establecido por la secuencia de medición.

En particular, el motor M3 está acoplado a un eje 21 (no mostrado en la figura) que es concéntrico con el eje 22 y que pasa a través de la plataforma PO horizontal.

45 La antena TX está asociada de forma giratoria con el eje 21 por medio del brazo b11.

El sistema para el posicionamiento de la antena TX pivota sobre el eje 21 que es concéntrico con el eje 22 de la antena Rx.

50 El punto de partida cero de la rotación se indica en el sistema de control por medio de un sensor SM3.

Preferentemente, las antenas de transmisión y recepción están aisladas de la parte restante de la estructura por medio de un recubrimiento de material de absorción de microondas.

55 Con particular referencia a la figura 1, el aparato para probar la integridad de un tejido mamario comprende una unidad de procesamiento 3 configurada para procesar parámetros que representan los campos electromagnéticos F1 y F2.

60 En general, cabe señalar que, en el presente contexto y en las reivindicaciones posteriores, la unidad de procesamiento 3 se presenta dividida en distintos módulos funcionales (módulos de memoria o módulos de funcionamiento) únicamente con el fin de describir las funciones de la propia unidad de una manera clara y completa.

65 En realidad, la unidad de procesamiento 3 puede consistir en un solo dispositivo electrónico (por ejemplo, un PC, un ordenador portátil, o similares), debidamente programado para llevar a cabo las funciones descritas, y los diferentes módulos pueden corresponder a entidades de hardware y/o al software habitual perteneciente al dispositivo

programado.

Como alternativa, o además, las funciones pueden ser realizadas por una pluralidad de dispositivos electrónicos sobre los que se pueden distribuir los módulos funcionales mencionados anteriormente.

5 La unidad de procesamiento 3 puede además depender de uno o más procesadores para ejecutar las instrucciones contenidas en los módulos de memoria.

10 Además, los módulos funcionales mencionados anteriormente pueden distribuirse en diferentes equipos locales o remotos en función de la arquitectura de la red a la que estén conectados.

15 De acuerdo con la invención, la unidad de procesamiento 3 comprende un primer módulo operativo 4 configurado para determinar, en función del campo electromagnético reflejado F2, un parámetro principal MP que representa una discontinuidad eléctrica del tejido mamario 2.

En función del parámetro principal MP, es posible, por tanto, establecer si hay una falta de integridad dentro del tejido mamario 2.

20 En otras palabras, en función del parámetro principal MP, es posible establecer si hay una anomalía en la composición del tejido mamario 2.

En otras palabras más, basándose en el parámetro principal MP, es posible establecer si hay una falta de homogeneidad en el tejido mamario 2.

25 De acuerdo con la invención, la unidad de procesamiento 3 comprende un segundo módulo operativo 5 configurado para generar, en función del parámetro principal MP, una señal S que representa una falta de integridad 2a del tejido mamario 2.

30 La señal S puede ser generada por el módulo operativo 5, por ejemplo, y emitirá (por ejemplo, a través de una pantalla o de un monitor) un valor que represente la mera presencia, o también la posición, de la falta de integridad del tejido mamario 2.

35 Ventajosamente, aprovechando las características técnicas de la invención, también es posible determinar la posición de la falta de integridad dentro del tejido mamario 2.

Con el procedimiento de la invención, el valor de la relación S/P dentro del tejido mamario es de aproximadamente 8 dB, es decir, aproximadamente el doble del valor obtenido con la técnica que hace uso de los algoritmos de enfoque.

40 Entrando en más detalle, la invención se basa en las siguientes consideraciones.

Consideremos un tejido mamario 2 que tiene secciones esencialmente circulares; supongamos que el radio de la sección correspondiente a la altura Q1 es a_0 . El valor de a_0 puede variar entre 2 y 10 cm.

45 El tejido mamario 2 está iluminado por al menos una antena tx que opera en la banda de frecuencia dada.

Se supone que conocemos la constante dieléctrica y la conductividad del tejido mamario 2 de antemano; esta información no tiene que ser necesariamente particularmente precisa.

50 Se supone, por otra parte, que si el tejido mamario 2 presenta un comportamiento homogéneo en términos de constante dieléctrica y conductividad, se puede considerar intacto, es decir, libre de patologías detectables.

Por el contrario, si se encontraran discontinuidades, la evaluación en cuanto a la integridad cambiaría y podrían darse casos en los que hubiera anomalías.

55 Supongamos que se mide el campo transmitido por Tx en los puntos $r_{x_{np}} \equiv (a_0, \Phi_{np})$ con $np = 1, \dots, N_{PT}$ situado en la superficie. En mayor detalle, la función de transferencia se mide en módulo y fase a través de una VNA o arquitectura equivalente, también denominada s12. La función de transferencia se mide en la banda operativa sobre un número NF de frecuencias f_i diferenciadas. Utilizando el principio de Huygens, se calcula el campo dentro del tejido mamario 2. En particular, el primer módulo operativo 4 está configurado además para calcular, en función del campo electromagnético reflejado F2, y utilizando el principio de Huygens, un campo electromagnético dentro del tejido mamario 2, y está configurado además para determinar, en función del campo electromagnético calculado dentro del tejido mamario, el parámetro principal MP que representa la discontinuidad eléctrica del tejido mamario 2. El uso del principio de Huygens garantiza una mayor relación señal/perturbación en comparación con las técnicas conocidas, y una mejor resolución, siendo otros parámetros iguales. Además, la aplicación del principio de Huygens no requiere el uso de algoritmos iterativos y, por lo tanto, es numéricamente más estable. Finalmente, el uso del

principio de Huygens no requiere la sincronización entre las antenas de transmisión TX y las antenas de recepción RX: como resultado de ello, el aparato 1 es más simple y más barato de fabricar.

5 Si el tejido mamario 2 contiene una falta de integridad, la imagen I mostrará una señal máxima en el sitio correspondiente a la posición de la propia falta de integridad. El máximo se caracteriza preferentemente por una relación S/P de aproximadamente 8 dB, obtenida usando una banda comprendida entre 1 GHz y 3 GHz, y al menos tres antenas de transmisión TX.

10 Para eliminar posibles aberraciones, se puede usar el filtrado en el dominio del tiempo de manera apropiada.

En mayor detalle, se pueden llevar a cabo las siguientes etapas:

- 15 • se comienza desde la función de transferencia en el dominio de la frecuencia; dicha señal podría contener contribuciones reflejadas/dispersadas por el entorno en el que se realiza la medición, siendo, por lo tanto, "externas" al tejido mamario que se analiza;
- se pasa al dominio del tiempo a través de una transformada inversa de Fourier; las posibles contribuciones "externas" (es decir, reflejadas/dispersadas por el entorno en el que se realiza la medición) se mostrarán con un retardo mayor que las contribuciones "internas" (es decir, reflejadas/dispersadas por el tejido mamario que se analiza);
- 20 • la señal del dominio del tiempo se multiplica por una franja de tiempo para filtrar los componentes "externos";
- se vuelve al dominio de la frecuencia a través de una transformada de Fourier.

- La función de transferencia se puede obtener a $NF = 625$ frecuencias diferenciadas entre 1 GHz y 3 GHz.

25 El campo se puede medir en $N_{pt} = 40$ puntos equidistantes angularmente en la superficie del tejido mamario 2.

Se obtiene un total de $M = 4$ series de datos ($m = 1 \dots 4$) variando la posición de la antena de transmisión en etapas de 90° .

30 Ventajosamente, la banda de frecuencia, NF , N_{pt} , M puede variarse.

35 Para realizar una operación de obtención de imágenes en 3D, se puede repetir el procedimiento desvelado y reivindicado varias veces, colocando las antenas a diferentes alturas a lo largo de la altura, es decir, la extensión longitudinal, del tejido mamario. De esta forma, es posible obtener una imagen tridimensional de la falta de integridad 2a del tejido mamario 2, lo que permite observar la extensión espacial del estado anómalo de la composición del tejido mamario 2 y mejorar así la capacidad de cuantificar el propio estado anómalo.

La unidad de procesamiento 3 puede comprender además un módulo de posicionamiento 6.

40 El módulo de posicionamiento 6 está configurado para determinar las dimensiones de los brazos 21 en función del tejido mamario que se vaya a medir.

45 En otras palabras, el aparato de la invención puede comprender un sensor S4 situado en la proximidad de la copa 20 y configurado para medir las dimensiones d1 del tejido mamario 2.

El módulo de posicionamiento 6 recibe el valor de las dimensiones d1 como entrada y determina una variación correspondiente de los brazos b21.

50 La unidad de procesamiento 3 comprende además un segundo módulo de posicionamiento 7.

El segundo módulo de posicionamiento 7 está configurado para mover la plataforma de soporte PO a lo largo del eje vertical AV.

55 En otras palabras, el segundo módulo de posicionamiento 7 está configurado para accionar el segundo motor M2 con el fin de posicionar la plataforma PO horizontal a una altura Q1 predefinida para medir el tejido mamario.

La altura inicial se indica en el sistema de control por medio del sensor SM2 descrito anteriormente.

60 La unidad de procesamiento 3 de acuerdo con la invención comprende, además, un módulo de control 8.

El módulo de control 8 está configurado para controlar una o más antenas de transmisión (TX) y/o una o más antenas de recepción (RX) para conmutarlas entre un estado de activación y un estado de desactivación.

65 El efecto técnico alcanzado es una medición óptima del tejido mamario 2 que se va a analizar.

La invención logra ventajas importantes.

En primer lugar, el aparato de acuerdo con la invención hace posible determinar, de una manera no invasiva y al mismo tiempo fiable, la presencia de falta de integridad en un tejido mamario 2.

5 Además, de manera no invasiva y, al mismo tiempo, con un alto grado de fiabilidad, el aparato de acuerdo con la invención permite determinar la posición de la falta de integridad dentro del tejido mamario 2.

Es más, el aparato permite un posicionamiento óptimo de las antenas de transrecepción electromagnéticas para garantizar un análisis óptimo del tejido mamario.

10

REIVINDICACIONES

1. Aparato para probar la integridad de un tejido mamario que comprende:

- 5 - un alojamiento que comprende un receso en forma de copa (20) configurado para soportar el tejido mamario (2) que se va a analizar;
- una estructura de soporte fija (10) y una estructura de bastidor móvil (11) montada sobre la misma; comprendiendo la estructura de bastidor móvil una plataforma esencialmente horizontal (PO);
- 10 - una o más antenas de transmisión (TX) montadas en la plataforma (PO) y que operan en la banda de microondas, configuradas para aplicar en dicho tejido mamario (2) un campo electromagnético principal (F1);
- una o más antenas de recepción (RX) que operan en la misma banda y configuradas para captar un campo electromagnético reflejado correspondiente (F2);
- una unidad de procesamiento (3) que comprende:
 - 15 • un primer módulo operativo (4) configurado para determinar, en función de dicho campo electromagnético reflejado (F2), un parámetro principal (MP) que representa una discontinuidad eléctrica de dicho tejido mamario (2);
 - un segundo módulo operativo (5) configurado para generar, en función de dicho parámetro principal (MP), una señal (S) que representa una falta de integridad (2a) de dicho tejido mamario (2); estando dichas una o
 - 20 más antenas de transmisión (TX) montadas en primeros soportes (b12) que sobresalen de la plataforma (PO);

comprendiendo el aparato además:

- 25 - un eje (22) que pasa a través de la plataforma horizontal y un motor (M1) acoplado al eje (22);
- al menos un brazo (b21) que comprende un soporte (b22) que sobresale del brazo, estando la una o más antenas de recepción (RX) montadas en dicho soporte, en el que el brazo (b21) está adaptado para girar
- 30 alrededor del eje (22) para llevar a cabo una rotación de una o más antenas de recepción (RX); en el que dichas una o más antenas de transmisión (TX) están dispuestas en una posición más externa radialmente que dichas una o más antenas de recepción (RX), con respecto a dicho tejido mamario (2), estando las una o más antenas de recepción (RX) configuradas para moverse giratoriamente de manera que capten dicho campo electromagnético reflejado (F2) en diferentes direcciones;
- una junta giratoria coaxial para conectar eléctricamente las una o más antenas de recepción giratorias a la unidad de procesamiento;
- 35 - y un motor (M2) para posicionar la plataforma horizontal (PO) a una altura predefinida de modo que dichas una o más antenas de transmisión (TX) y dichas una o más antenas de recepción (RX) puedan posicionarse repetidamente a diferentes alturas a lo largo de la altura de dicho tejido mamario.

2. Aparato de acuerdo con la reivindicación 1, en el que las una o más antenas de transmisión (TX) y las una o más antenas de recepción (RX) están aisladas del resto de la estructura por medio de un recubrimiento de material de absorción de microondas.

3. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer módulo operativo (4) está configurado además para filtrar en el dominio del tiempo dicho campo electromagnético reflejado (F2), con el fin de eliminar las contribuciones reflejadas/dispersadas por el entorno de medición.

4. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que el primer módulo operativo (4) está configurado además para:

- 50
 - calcular, en función de dicho campo electromagnético reflejado (F2) y utilizando el principio de Huygens, un campo electromagnético dentro del tejido mamario;
 - determinar, en función del campo electromagnético calculado dentro del tejido mamario, dicho parámetro principal (MP) que representa la discontinuidad eléctrica del tejido mamario (2).

5. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dichas una o más antenas de transmisión (TX) están configuradas para generar dicho campo electromagnético principal (F1) que se origina desde diferentes posiciones.

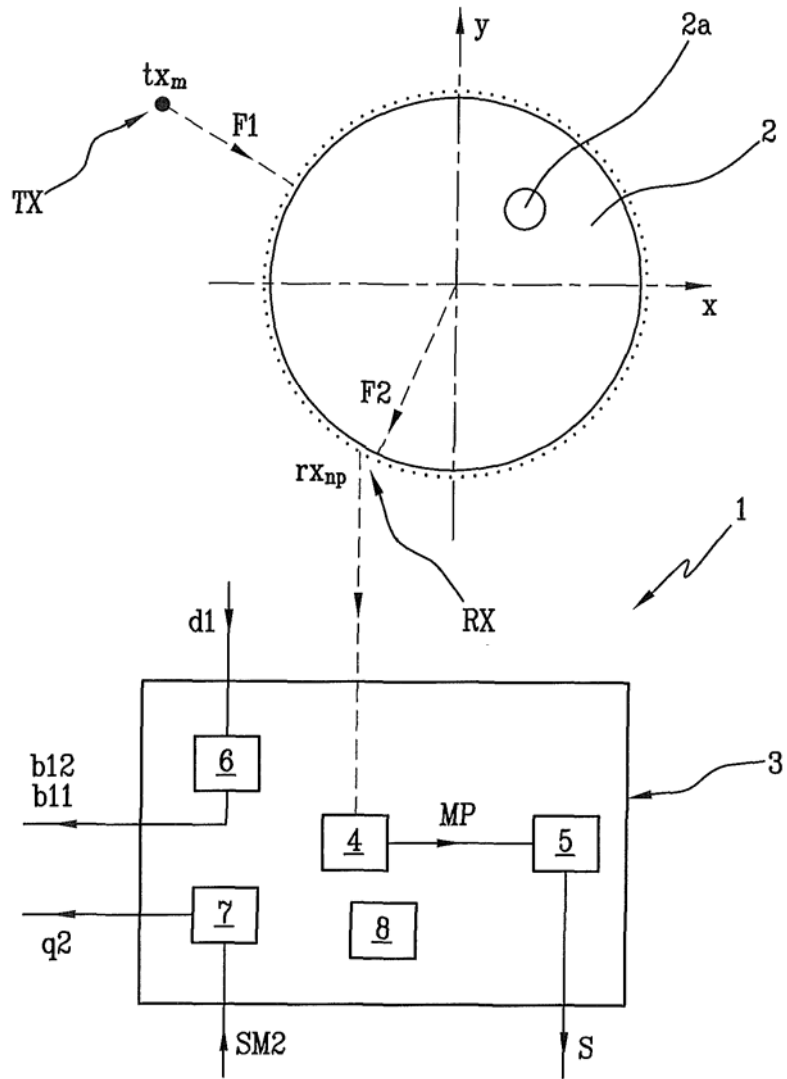
6. Aparato de acuerdo con la reivindicación 5, en el que dichas una o más antenas de transmisión (TX) están posicionadas cada una en una respectiva posición, para la emisión de dicho campo electromagnético principal (F1).

7. Aparato de acuerdo con las reivindicaciones 5 o 6, en el que dichas una o más antenas de transmisión (Tx) están configuradas para ser

- 65 - movidas con respecto a dicho tejido mamario (2) para emitir dicho campo electromagnético principal (F1) desde dichas posiciones diferentes.

8. Aparato de acuerdo con las reivindicaciones 6 o 7, en el que las una o más antenas de transmisión (Tx) están configuradas para emitir dicha radiación en un intervalo de frecuencia predeterminado.
- 5 9. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 5 a 8, en el que dichas una o más antenas de transmisión (Tx) están situadas en al menos tres posiciones diferentes.
- 10 10. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 6 a 8, en el que dicho tejido mamario (2) tiene secciones que son esencialmente circulares, y dichas una o más antenas de transmisión (TX) están situadas a una altura dada con respecto a la base de dicho tejido.
- 15 11. Aparato de acuerdo con la reivindicación 10, en el que dicho tejido mamario (2) tiene secciones que son esencialmente circulares, y dicha una o más antenas de recepción (RX) están situadas a una altura dada con respecto a la base de dicho tejido.
- 20 12. Aparato de acuerdo con las reivindicaciones 10 u 11, en el que dichas una o más antenas de transmisión (TX) y dichas una o más antenas de recepción (RX) están situadas a la misma altura (Q1) con respecto a la base de dicho tejido.
13. Aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en el que dicha unidad de procesamiento (3) comprende un módulo de control (8) configurado para controlar dichas una o más antenas de transmisión (TX) y/o dichas una o más antenas de recepción (RX) a fin de conmutarlas entre un estado de activación y un estado de desactivación.

Fig.1



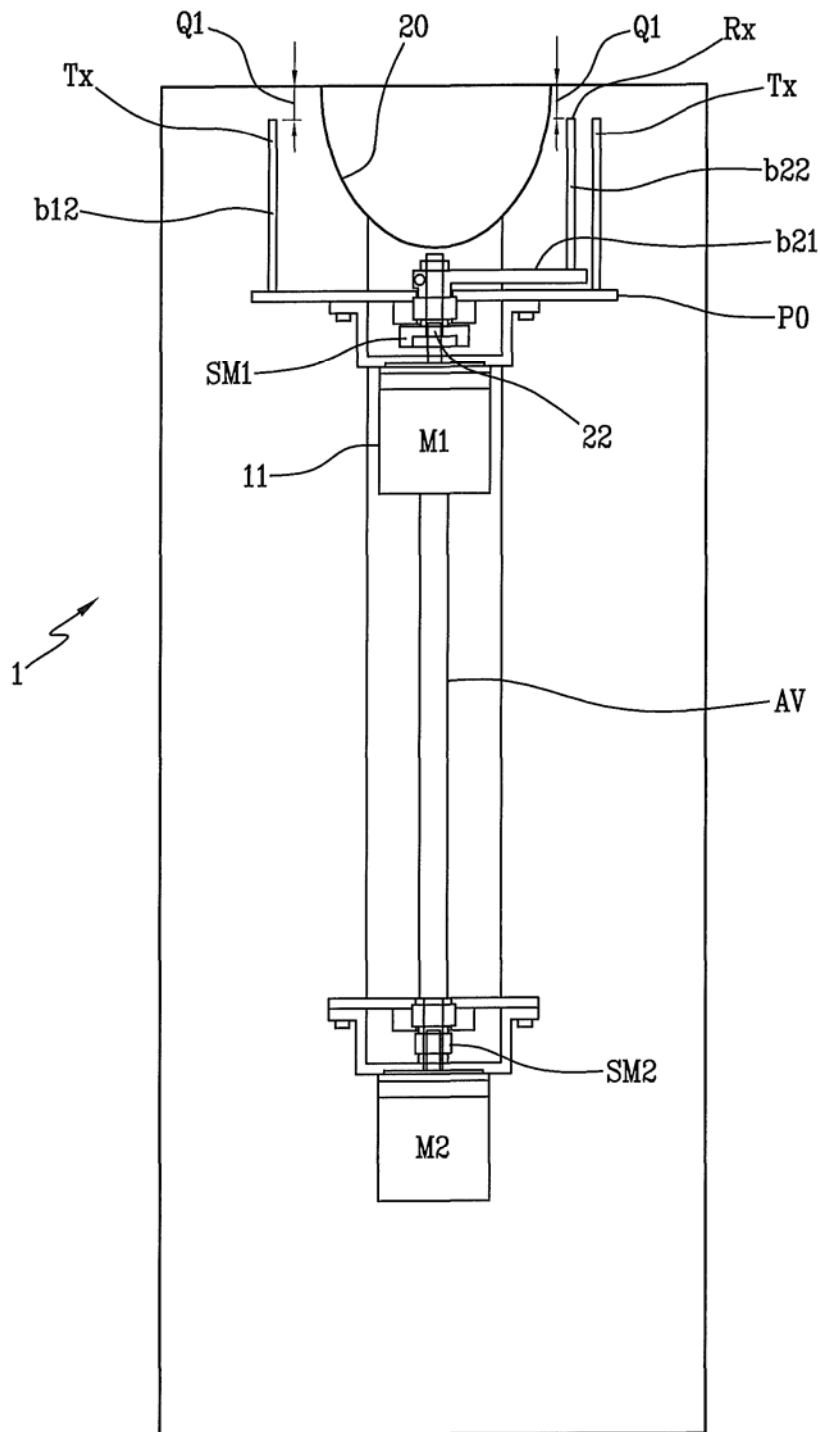


Fig.2a

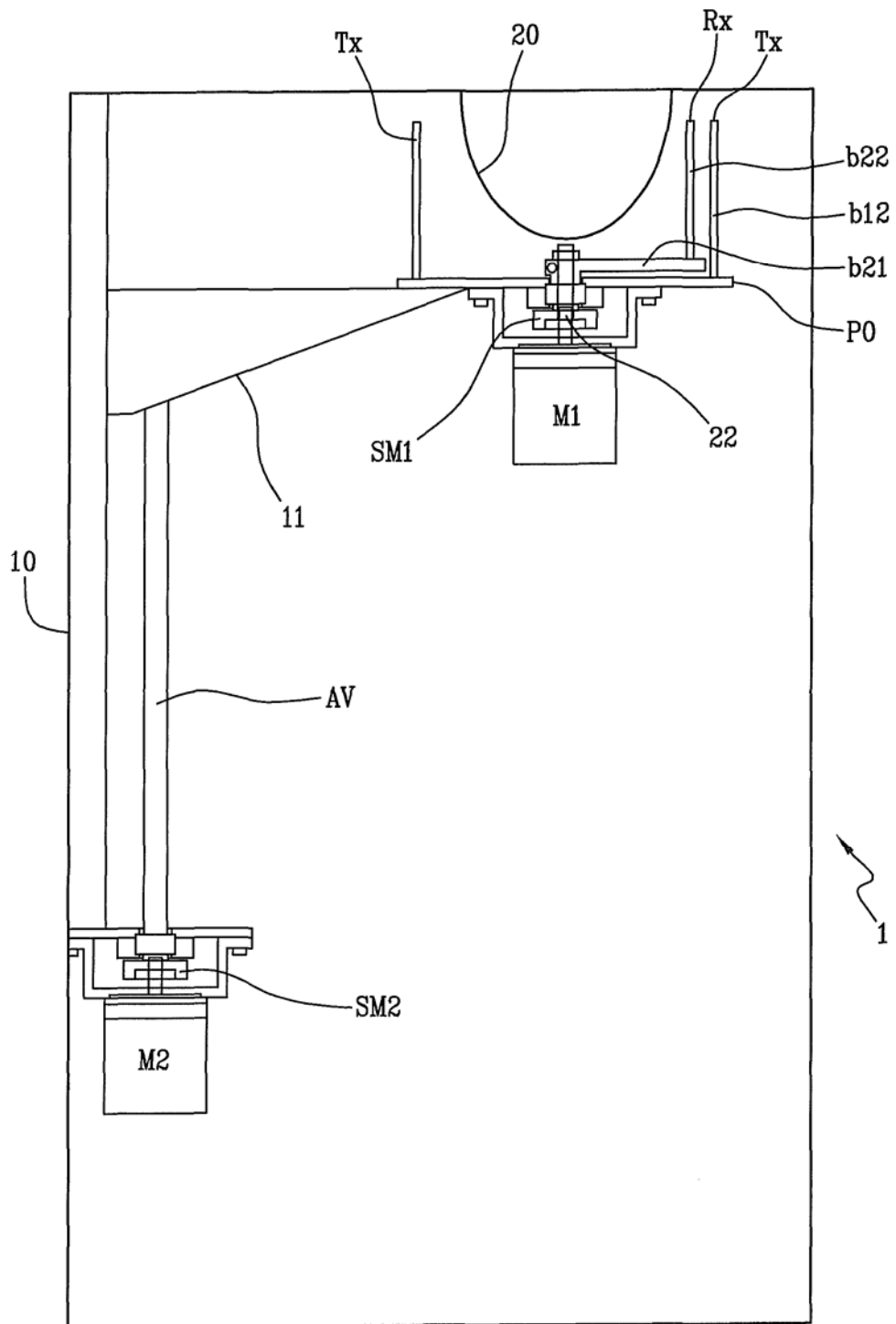


Fig.2b

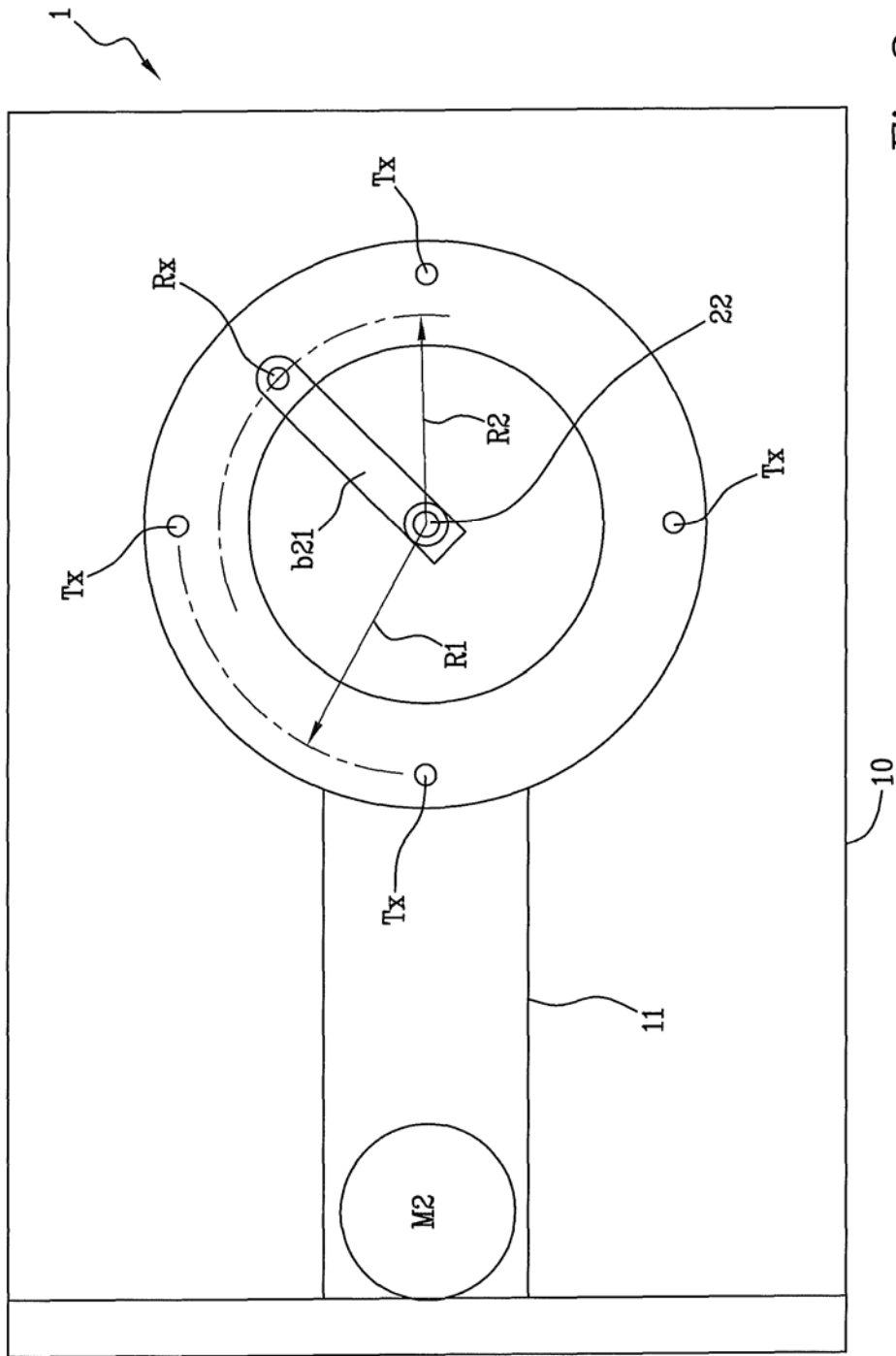


Fig.2c