

MINISTERIO DE INDUSTRIA  
REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL



ESPAÑA

**CONCEDIDA**

**PATENTE DE INVENCION**

19 ES	21	462511	20 A1
22		FECHA DE PRESENTACION	
		21-9-77	

30 PRIORIDADES:	32 FECHA	33 PAIS
31 NUMERO		
726.556	27-9-76	EE.UU.

47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	G03G	

54 TITULO DE LA INVENCION
"APARATO DE FORMACION DE IMAGENES POR ENERGIA RADIANTE"

71 SOLICITANTE (S)	(File AA AME P63-ES)
AMERICAN SCIENCE & ENGINEERING, INC.	

DOMICILIO DEL SOLICITANTE
955 Massachusetts Avenue, Cambridge, Massachusetts 02139, Estados Unidos de América.

72 INVENTOR (ES)
Jay Alan Stein y Lawrence Alan Shepp

73 TITULAR (ES)

74 REPRESENTANTE	(P.- 66.894)
DON FERNANDO DE ELZABURU MARQUEZ	

20 JUN. 1978

UNE A - 4 MOD. 3106

1fg Concedido el Registro del acuerdo con los datos que figuran en la presente descripción y según el contenido de la Memoria adjunta

UTILICÉSE COMO PRIMERA PAGINA DE LA MEMORIA

POOR QUALITY

5

10

15

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La presente invención se refiere en general a la formación de imágenes por energía radiante y más particularmente está relacionada con un nuevo aparato y técnicas para obtener imágenes de sección transversal de pacientes para fines de diagnóstico. La invención se caracteriza por una alta resolución y velocidad y un número de otras características que la hacen ventajosa para uso en tomografía computadorizada.

20

25

Pueden utilizarse diversas técnicas y geome-

13097

trías de medida para tomografía computadorizada de alta velocidad. Una técnica utiliza una fuente de rayos X y una disposición de detectores, en relación fija, trasladada más allá del paciente. Un haz en abanico, que incide sobre la disposición de detectores, produce un abanico de medidas con ángulos variables en cualquier momento dado. Durante la traslación, cada detector registra una serie de medidas paralelas en uno de estos ángulos. Para adquirir medidas en un nuevo grupo de ángulos, la estructura de fuente-detector es hecha girar y luego trasladada otra vez. Las ventajas de esta técnica de doble movimiento son: (1) alta resolución de muestreo a causa de que cada detector puede ser muestreado muchas veces cuando explora a través de un paciente, (2) ningún requisito de adaptación de ganancia, a causa de que cada detector explora a través de todo el paciente, y (3) la posibilidad de frecuente calibrado antes y después de cada exploración. Las desventajas son: (1) lentitud debida a las limitaciones mecánicas de la técnica de doble movimiento y (2) el pequeño ángulo de haz en abanico necesario para permitir una traslación más rápida, que desperdicia rayos X útiles.

Una técnica de exploración diferente utiliza otra vez una fuente de haz en abanico y una disposición de detectores, en relación fija, pero la estructura es hecha girar alrededor del paciente sin ningún movimiento de tras

lación. Cada detector registra medidas de rayos X tangentes a un círculo fijo. Esta técnica de movimiento único tiene las ventajas de (1) altas velocidades de exploración a causa de que se requiere solamente un movimiento mecánico y (2) la posibilidad de utilizar un gran ángulo de abanico. Sin embargo, sus desventajas incluyen: (1) baja resolución de muestreo debido a los muchos detectores pequeños muy próximos requeridos para un muestreo fino, (2) requisitos de adaptación de ganancia a causa de que cada detector no explora a través de todo el paciente, y (3) la imposibilidad de frecuente calibrado a causa de que el calibrado puede conseguirse solamente después de la retirada del paciente, ya que cada detector no explora a través de todo el paciente.

Un objeto importante de esta invención es proporcionar un sistema mejorado de tomografía computadorizada.

Otro objeto de la invención es conseguir el objeto precedente con un sistema que consigue alta resolución de muestreo.

Un objeto más de la invención es conseguir uno o más de los objetos precedentes con un sistema que no requiere una estrecha adaptación en ganancia entre los detectores.

Todavía otro objeto de la invención es conse-

13097

POOR  
QUALITY

guir uno o más de los objetos precedentes con un sistema que permite un calibrado frecuente de los detectores.

5 Aún otro objeto de la invención es conseguir uno o más de los objetos precedentes con un sistema que consigue una exploración de alta velocidad.

Todavía otro objeto de la invención es conseguir uno o más de los objetos precedentes con un sistema que puede utilizar un haz en abanico de rayos X de un gran ángulo.

10

#### RESUMEN DE LA INVENCION

De acuerdo con la invención, hay una fuente de energía radiante penetrante tal como rayos gamma o X, que gira concéntricamente dentro o fuera de una disposición circular estacionaria de detectores. La fuente emite un haz en abanico que pasa a través del círculo del paciente centrado en el eje de rotación e ilumina una pluralidad de detectores para proporcionar simultáneamente una pluralidad correspondiente de señales detectadas representativas cada una de la transmisividad de energía radiante entre la fuente y un detector respectivo. Unos medios de tratamiento de señales combinan las señales detectadas para proporcionar una imagen de sección transversal representativa de la transmisividad de energía radiante de la región explorada.

15

20

25

Otras numerosas características, objetos y ventajas de la invención resultarán evidentes de la siguiente descripción, cuando se lea en unión del dibujo que se acompaña, en el que:

5

#### BREVE DESCRIPCION DEL DIBUJO

La figura 1 es una representación combinada diagramática de bloques de una configuración de fuente de rayos X giratoria y disposición de detectores estacionaria de acuerdo con la invención; y

10

La figura 2 es una representación gráfica de la geometría de las medidas de rayos X registradas por un detector durante una revolución de la fuente de rayos X.

15

#### DESCRIPCION DETALLADA DE REALIZACIONES PREFERIDAS

Haciendo ahora referencia al dibujo y más particularmente a la figura 1 del mismo, se muestra en ella una representación combinada diagramática de bloques de una configuración de fuente de rayos X giratoria y disposición de detectores estacionaria de acuerdo con la invención. La fuente de rayos X 11 gira alrededor de un eje 12 y emite un haz en abanico 13 de rayos X a través de un ángulo suficientemente amplio para iluminar el círculo de paciente 14 centrado en el eje 12. Cuando la fuente de rayos X 11 gira, el haz en abanico 13 ilumina una disposi-

25

ción circular, estacionaria, concéntrica 15 de detectores de escintilación 16. En un momento dado, el haz 13 ilumina un grupo contiguo de detectores individuales 16 para proporcionar simultáneamente una pluralidad correspondiente de señales eléctricas detectadas representativas cada una de la transmisividad de rayos X entre la fuente 11 y uno respectivo de los detectores 16. Unos medios de tratamiento de señales 17 están conectados a los detectores 16 para combinar las señales de salida detectadas a fin de proporcionar una señal de imagen representativa de la transmisividad de rayos X de una sección transversal del paciente dentro del círculo de paciente 14 que acaba de ser explorado. Unos medios de formación de imágenes 21 responden a la señal de imagen para proporcionar una imagen visual de la sección transversal explorada. El sistema de exploración y el paciente pueden desplazarse relativamente en sentido axial para producir una secuencia de imágenes de secciones correspondientes axialmente desplazadas.

Haciendo ahora referencia a la figura 2, se muestra en ella una representación gráfica de la geometría que muestra la secuencia de direcciones de radiación 22 entre la fuente 11 y un detector 16' durante una revolución de la fuente de rayos X 11. El detector 16' es iluminado por el haz en abanico 13 durante una porción de una revolución de la fuente de rayos X 11. A medida que la fuente

de rayos X 11 se mueve a través de esa porción de su revolución, el detector 16' recibe radiación principalmente a lo largo de una secuencia de direcciones 22 cuando la fuente 11 se mueve a lo largo de un arco que subtiende un ángulo que abarca la totalidad del círculo de paciente 14. Una secuencia similar se produce para cada uno de los detectores 16 durante una revolución completa de la fuente de rayos X 11. Los medios de tratamiento de señales 17 combinan las señales procedentes de todos los detectores 16 para proporcionar una señal de imagen de sección transversal de alta calidad o tomograma axial transversal de acuerdo con técnicas bien conocidas que utilizan tratamiento de computadora digital. Los medios de formación de imágenes 21 presentan una imagen visual del tomograma.

La invención se caracteriza por una pluralidad de características que la permiten producir tomogramas computadorizados de alta calidad sin las desventajas de otros sistemas. La invención consigue una resolución de muestreo alta, a causa de que cada detector 16 puede ser muestreado muchas veces cuando la fuente 11 gira alrededor del paciente. No se requiere una adaptación de ganancia estrecha a causa de que cada detector 16 recoge datos a través de todo el paciente. Una falta de adaptación en la ganancia producirá solamente un pequeño desplazamiento de corriente continua en la imagen final recons-

truida.

Otra característica ventajosa es que el calibrado de los detectores 16 puede ejecutarse durante cada exploración, de modo que no es necesaria la retirada del paciente para cada calibrado y es posible un calibrado frecuente.

Otras características deseables incluyen una recogida de datos de alta velocidad, debido al movimiento mecánico único (rotación de la fuente 11), y la posibilidad de utilizar un gran ángulo para el haz en abanico 13, que reduce el desperdicio de rayos X útiles y permite una recogida de datos más eficaz. La alta velocidad de la recogida de datos es deseable para eliminar los efectos del movimiento de respiración del paciente y otros movimientos del cuerpo.

En una realización ilustrativa de la invención actualmente construida y hecha funcionar con éxito para producir un tomograma de alta resolución, había 600 detectores individuales en la disposición iluminada por un haz en abanico de rayos X que abarcaba un ángulo de sustancialmente 50 grados alrededor del eje de rotación y aproximadamente 2-10 mm a lo largo de su eje. Se utiliza una fuente de rayos X de energía de hasta 150 kv a 100 ma capaz de completar una exploración de rotación en 5, 10 ó 20 segundos. Una calculadora Data General tipo Eclipse

combinaba las 600 señales de salida detectadas convertidas en forma digital por convertidores de digital en analógico que utilizaban las técnicas descritas en el Computer Sciences Dept. Technical Report No. 92 de la Universidad Estatal de Nueva York en Buffalo, de enero de 1.975, titulado "Reconstrucción de datos de rayos divergentes", de A. V. Lakshminarayanan.

Aunque hacer girar la fuente con el paciente y quedar estacionaria la disposición circular de detectores es la forma preferida de la invención, cae dentro de los principios de la invención permitir que la fuente de rayos X permanezca estacionaria, y que gire el objeto que se está examinando y los detectores estacionarios conjuntamente.

Se ha descrito un nuevo sistema de formación de imágenes por energía radiante caracterizado por una alta resolución, una recogida de datos de alta velocidad, y otras características deseables en un sistema de tomografía computadorizada. Resulta evidente que los expertos en la técnica pueden hacer ahora numerosos usos y modificaciones y desvíos de las realizaciones específicas descritas en esta memoria sin apartarse de los conceptos de la invención. Consecuentemente, la invención ha de interpretarse como abarcando todas y cada una de las características nuevas y combinaciones nuevas de características pre-

sentes en o poseídas por el aparato y técnicas descritas en ella y limitadas solamente por el espíritu y alcance de las cláusulas adjuntas.

5



REIVINDICACIONES

5

10

15

20

1ª.- Aparato de formación de imágenes por energía radiante que comprende una fuente de un haz en abanico de energía radiante penetrante, una disposición de medios detectores de energía radiante contiguos situados alrededor de un eje de rotación para convertir energía radiante no conformada incidente en una señal detectada correspondiente y medios para desplazar en sentido angular relativamente dicha fuente y dicha disposición alrededor de dicho eje para iluminar secuencialmente diferentes grupos de dichos medios detectores a fin de proporcionar una secuencia de señales detectadas representativa de la respuesta de energía radiante de la región entre la trayectoria recorrida por dicha fuente y dicha disposición.

25

2ª.- Aparato de formación de imágenes por energía radiante según la reivindicación 1ª y que comprende además medios para combinar todas las señales detectadas citadas a fin de proporcionar una señal de imagen, y medios que responden a dicha señal de imagen para producir una

13097

**POOR  
QUALITY**

imagen representativa de dicha respuesta de energía radiante.

5 3ª.- Aparato de formación de imágenes por energía radiante según la reivindicación 1ª, en el que dicha disposición encierra a dicho eje de rotación y dicha fuente está situada dentro de dicha disposición y espaciada de dicho eje.

10 4ª.- Aparato de formación de imágenes por energía radiante según la reivindicación 3ª, en el que dicha disposición es circular con su centro en dicho eje, y la trayectoria de desplazamiento relativo entre dicha fuente y dicha disposición es un círculo dentro de dicha disposición y concéntrico con la misma.

15 5ª.- Aparato de formación de imágenes por energía radiante según la reivindicación 4ª, en el que dicha disposición es estacionaria y dicha fuente gira alrededor de dicho eje.

20 6ª.- APARATO DE FORMACION DE IMAGENES POR ENERGIA RADIANTE.

Tal y como se ha descrito en la Memoria que antecede representado en los dibujos que se acompañan y para los fines que se han especificado.

25 Esta Memoria consta de doce hojas escritas a máquina por una sola cara.

Madrid, 21.5.1977

P.A. Fernando de Eizaburu  
Por Federe

13097

MPB.-

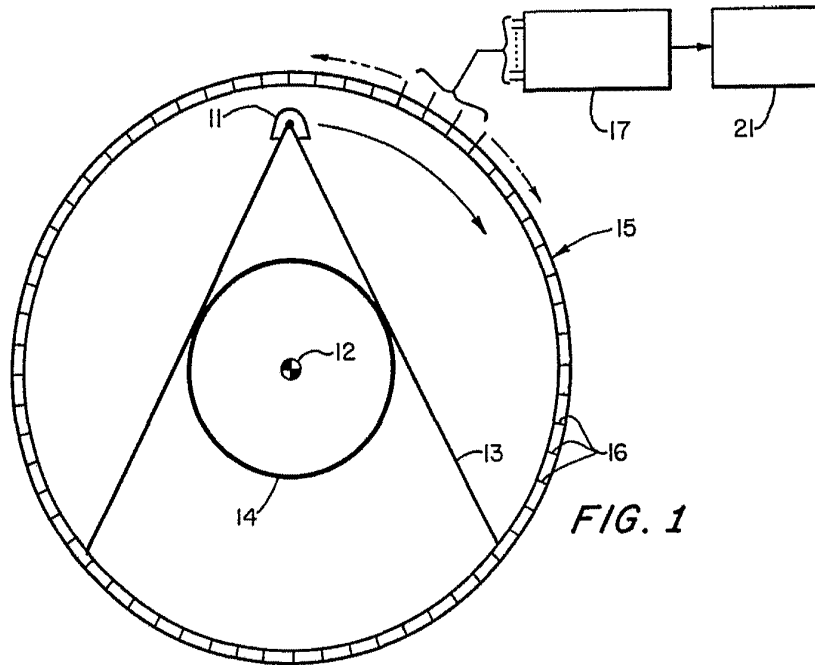


FIG. 1

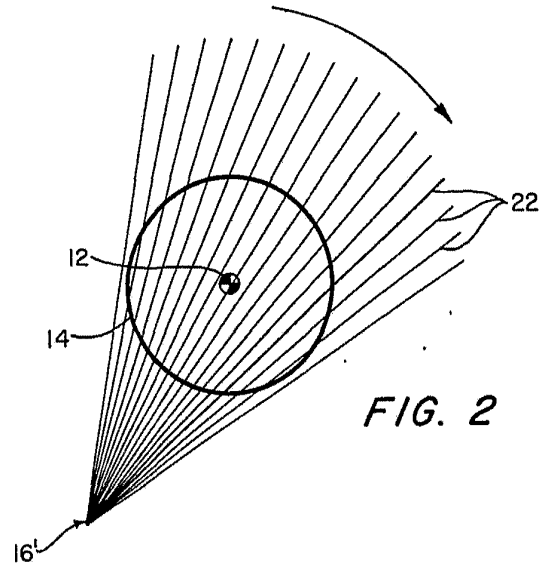


FIG. 2

Fernando de ...  
Pat. Eng.