

Contenido el Registro de Patentes de invención de los que figuran en la presente descripción y según el contenido de la Memoria adjunta.

ES 11 21 22

NUMERO	476.079
FECHA DE PRESENTACION	16-12-1978

10 A1

5 MAR. 1979



ESPAÑA

PATENTE DE INVENCION

<p>30 PRIORIDADES:</p>		
<p>31 NUMERO</p> <p>P 27 56 659.2</p>	<p>32 FECHA</p> <p>19-12-1977</p>	<p>33 PAIS</p> <p>R.F.A.</p>
<p>47 FECHA DE PUBLICIDAD</p>	<p>51 CLASIFICACION INTERNACIONAL</p> <p>G 0 1 T</p>	<p>62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA</p>
<p>64 TITULO DE LA INVENCION</p> <p>"UN DISPOSITIVO PARA DETERMINAR LA DISTRIBUCION DE LA ABSORCION DE UN CUERPO MEDIANTE UNA FUENTE DE RADIACION PUNTIFORME"</p>		
<p>71 SOLICITANTE (ES)</p> <p>N.V. PHILIPS'GLOEILAMPENFABRIEKEN (PHD 77-155 Spain-HK/TS)</p>		
<p>DOMICILIO DEL SOLICITANTE</p> <p>29-Emmasingel, Eindhoven, Holanda</p>		
<p>72 INVENTOR (ES)</p> <p>Peter LUX</p>		
<p>73 TITULAR (ES)</p>		
<p>74 REPRESENTANTE</p> <p>DON ALBERTO DE ELZABURU MARQUEZ (P.-70.719)</p>		

jga

La presente invención se refiere a un dispositivo para determinar las distribuciones de absorción de un cuerpo por medio de una fuente, principalmente puntiforme, para generar una radiación que atraviese o penetre en el cuerpo; y un dispositivo detector para medir la radiación que haya pasado a través del cuerpo y para generar una señal de detector; y un dispositivo de tratamiento para derivar de las señales de detector unas señales eléctricas representativas de la absorción del cuerpo a lo largo de los haces de radiación próximos o vecinos.

Un dispositivo de este género, que se usa, señaladamente, en la tecnología de los rayos X aplicados a la Medicina, es ya conocido, por ejemplo, por la Memoria alemana DOS 24 39 847. La radiación engendrada por la fuente de radiación se refrena u obtura formando un haz de radiación en abanico, que es dirigido al cuerpo que se va a examinar e incide sobre un dispositivo detector dispuesto en el lado opuesto del cuerpo y consistente en un elemento de detector para medir la radiación a lo largo de cada trayecto de radiación. Cada elemento detector consta de un cristal de centelleo que comprende un fotomultiplicador y un amplificador conectado al mismo. La ganancia de los amplificadores debe ajustarse individualmente a la sensibilidad de los cristales y de los fotomultiplicadores. La cadena constituida por el cristal, el fotomultiplicador y el amplificador debe proporcionar, lo más exactamente posible, una conversión por igual de la radiación en una señal eléctrica para todos los elementos detectores, para que se puedan obtener resultados reproducibles. Esto exige un ajuste muy cuidadoso (y, por tanto, costoso) de los amplificadores individuales que, además, debe repetirse a intervalos regu-

lares debido al envejecimiento de los diversos elementos. Aparte de los elevadísimos costes de manufactura, en forma de gran número de fotomultiplicadores y amplificadores, el dispositivo ya conocido trae consigo también elevados
5 costes de funcionamiento o explotación, debidos a las operaciones de supervisión y ajuste continuamente requeridas y que deben ser efectuadas por personal experto.

La presente invención tiene por objeto un dispositivo con el cual sea posible medir la distribución de la
10 absorción, con costes de fabricación y de funcionamiento reducidos.

A este fin, un dispositivo conforme a la invención se caracteriza por que el dispositivo detector comprende un solo elemento detector cada vez para un grupo de
15 haces de radiación adyacentemente situados, un dispositivo de modulación que modula la intensidad de los haces de radiación con arreglo a unas funciones del tiempo, que cada vez forman un sistema de funciones linealmente independiente y completo para los haces de radiación detectados por
20 un elemento detector, estando cada función inequívocamente asignada a un haz de radiación, conteniendo las funciones tan sólo valores de función positivos, derivando el dispositivo de tratamiento, a partir de las señales de detector, cierto número de valores de señal discretos situados, de
25 preferencia, aproximadamente a la misma distancia unos de otros en el tiempo, y almacenando dichos valores de señal, siendo el número de valores de señal discretos igual al número de funciones del sistema de funciones asociado, produciendo dicho dispositivo de tratamiento los valores de
30 señal representativos de la absorción mediante una multi-

plicación de los valores de señal discretos por una matriz de valores que está invertida respecto a la matriz de valores representativa de los valores de función de las funciones usadas durante la modulación en los lugares correspondientes a la toma de los valores de señal discretos, y mediante una logaritmación sucesiva.

Por lo tanto, cada vez para cierto número de haces de radiación, por ejemplo, sólo se necesitan un único cristal, de centelleo o compuesto, un único fotomultiplicador y un único amplificador. Un cambio de la sensibilidad, es decir, una variación de la característica de la señal eléctrica en función de la radiación, pues, afecta uniformemente a un número mayor de haces de radiación paralelos, de modo que no existen mediciones incorrectas debidas a variaciones de la sensibilidad del detector ni, por tanto, existen cambios de las señales de medición unas respecto a otras; por el contrario, se influirá uniformemente sobre todas las señales, caso de que varíe la intensidad de la fuente de radiación. Esto es aplicable a toda clase de elementos detectores, incluidas, por ejemplo, las cámaras de ionización de xenón. Un cambio que se produzca durante una medición se distribuye más o menos entre todas las señales eléctricas, dependiendo del sistema de funciones de modulación utilizado, de modo que se pone de manifiesto sólo con una amplitud sustancialmente reducida.

Los valores de señal discretos derivados de las señales de detector mediante el dispositivo de tratamiento han de corresponder a unos valores de función dados, de las funciones utilizadas durante la modulación: esto es, han de representar valores instantáneos. Ahora bien, por

diversas razones tales valores instantáneos son incorrec-
tos: por ejemplo, debido al fuerte ruido o perturbación
que se hace notar especialmente para las bajas dosis de ra-
diación usadas en el campo de las aplicaciones en Medici-
na. Por lo tanto, es ventajoso que el dispositivo de modu-
lación module cada haz de radiación sólo por medio de va-
lores de función discretos de las funciones asociadas, ce-
da vez durante un período o intervalo de tiempo prefijado,
siendo el número de valores de función discretos igual al
número de funciones usadas, del sistema de funciones co-
rrespondiente, derivándose los valores de función, a inter-
valos de tiempo aproximadamente iguales, de las funciones,
con arreglo a los lugares donde los valores de señal dis-
cretos se deriven en el dispositivo de tratamiento. Duran-
te el período de modulación con un valor de función discre-
to, la señal eléctrica suministrada por el dispositivo de-
tector es integrada, con el resultado de que particularmen-
te el efecto del ruido cuántico se reduce sustancialmente,
derivándose el valor de señal discreto, por medio del dis-
positivo de tratamiento, sólo al final del período de modu-
lación. Entre los períodos de modulación individuales es
posible introducir unos intervalos durante los cuales la
intensidad total de radiación es cero.

Los valores de absorción de los haces de radia-
ción adyacentes forman una función de absorción, con una
secuencia de un orden distinto, hasta un máximo del número
de haces de radiación detectados por el elemento detector.
Según se ha visto, la impresión de la imagen visual no su-
fre influencia cuando las secuencias superiores de esta
función de absorción contienen más ruido que las secuen-

5
10
15

cias/inferiores. Para reducir la dosis total durante la irradiación del cuerpo, es ventajoso que el dispositivo de modulación module los haces de radiación, con los valores de función asociados de aquellas funciones que produzcan las secuencias superiores de la función de absorción formada por la serie de valores de absorción de los haces de radiación adyacentes, durante un período o intervalo de tiempo más breve que con los valores de función de las demás funciones, y que bloquee estos haces de radiación por completo durante el período residual. Cuando se introduzca o intercale cada vez un intervalo entre valores de función sucesivos, durante la modulación con valores de función discretos, este intervalo se prolonga de modo acorde para las funciones correspondientes a las secuencias superiores.

20
25

Otra posibilidad de reducir la dosis de radiación usada durante el examen del cuerpo consiste en que en los sistemas de funciones se omite la función que suministra un valor equivalente, esto es, el valor medio de los valores de absorción para los haces de radiación de un elemento detector. Esto es porque el citado valor equivalente es eliminado de todos modos por el proceso de filtración durante la reconstrucción de la distribución de absorción bidimensional. Para la multiplicación de los valores de señal discretos por la matriz de valores de función es posible, entonces, usar un valor equivalente ficticio, elegido de modo que sea tan grande que durante la multiplicación no se formen valores negativos.

30

Según se ha descubierto, de preferencia se prevé un solo elemento detector para todos los haces de radiación.

En ese caso, sólo se necesita un único amplificador, que puede ajustarse fácilmente y cuya "deriva" o variación lenta de ganancia, que aparece en el transcurso del tiempo, modifica el brillo total de la imangen sólo en el mismo grado.

5

Hasta aquí se ha tenido en cuenta sólo un haz de radiación en abanico de una sola dimensión. Cuando se van a examinar varias capas paralelas que proporcionan una información tridimensional, en lo que concierne a la distribución de absorción del cuerpo, los valores de absorción de las capas individuales se determinan en general consecutivamente. Ahora bien, en una forma de ejecución conforme al presente invento es ventajoso que los haces de radiación formen un abanico bidimensional para cada capa, previéndose un elemento detector para los haces de radiación que son adyacentes en una sola dimensión (en esta capa). Cuando hay un elemento detector presente cada vez para todos los haces de radiación en un plano, se requiere un elemento detector para cada capa que se vaya a examinar. Los haces de radiación que se extiendan adyacentemente en las diversas capas resultan entonces modulados por las mismas funciones, y el dispositivo de tratamiento trata las señales eléctricas de los elementos detectores individuales de la misma manera: por ejemplo, paralelamente (en paralelo) en el tiempo.

10

15

20

25

En el caso de un abanico bidimensional, con arreglo a la idea de la invención, es ventajoso también disponer un solo elemento detector para todos los haces de radiación, modulando entonces el dispositivo de modulación a los haces de radiación con arreglo a unas funciones de

30

tiempo que constituyen un sistema de funciones bidimensionales, completas y linealmente independientes. En ese caso, para la retrotransformación, el dispositivo de tratamiento debe multiplicar los valores de señal discretos por una matriz tridimensional, o bien debe efectuar una multiplicación bilateral por unas matrices bidimensionales, con el fin de determinar una matriz bidimensional de señales de absorción.

Se conocen varios sistemas de funciones completos y linealmente independientes como, por ejemplo, el sistema de funciones de seno y coseno usado para el análisis de Fourier. Ahora bien, el uso de tal sistema de funciones requiere una modulación por gran número de valores diferentes, lo que puede ser problemático. Por lo tanto, resulta particularmente útil que el sistema o los sistemas de funciones sean uno o varios sistemas de las funciones de Walsh-Hadamard. Para estas funciones sólo se usa el valor 1 o el 0 para la modulación conforme al presente invento, lo que significa que un haz de radiación es transmitido por completo o bloqueado por completo, lo cual puede hacerse fácilmente. Otros sistemas de funciones capaces de asumir sólo dos valores distintos son las funciones de Haar, tales como las funciones m descritas en la revista Frecuencia, vol 7 (1976), págs. 196 a 199.

De preferencia, el dispositivo de modulación consta de un diafragma perforado mecánicamente movido entre la fuente de radiación y el dispositivo detector y que comprende unas zonas capaces de transmitir radiación (zonas transmisivas) y unas zonas incapaces de transmitir radiación (zonas no transmisivas), con arreglo a las funciones del

sistema de funciones. Es posible utilizar un dispositivo de modulación de este género para las diversas clases de fuentes de radiación, especialmente también para los rayos X. El diafragma consta efectivamente de uno o más discos rotatorios. La modulación con una frecuencia relativamente alta puede también conseguirse fácilmente por medio de esta forma de construcción de diafragma.

Los valores de señal discretos derivados de las señales de detector por medio del dispositivo de tratamiento han de corresponderse lo más exactamente posible con unos valores de función dados, o con unos instantes dados, durante la modulación con valores de función discretos. Por lo tanto, las señales de sincronismo para controlar la toma de los valores de señal discretos por parte del dispositivo de tratamiento se derivan, de preferencia, del movimiento del diafragma perforado. Así se asegura una relación necesaria entre los valores de señal derivados y los valores de función dados, en unos instantes dados.

En lo que sigue se describen con detalle unas formas de ejecución conforme al presente invento, haciendo referencia a los dibujos esquemáticos adjuntos, en los cuales:

- la figura 1 es una vista esquemática de un dispositivo conforme al presente invento;

- la figura 2 ilustra una forma de ejecución de un diafragma de forma de disco, que utiliza las funciones de Walsh-Hadamard conforme a la invención;

- la figura 3 ilustra otra forma de ejecución de diafragma, que utiliza las funciones m conforme a la presente invención;

- la figura 4 ilustra una forma de ejecución de diafragma para un sistema de funciones de Walsh-Hadamard bidimensionales;

5 - la figura 5 ilustra esquemáticamente otro dispositivo más, conforme a la invención; y

- la figura 6 muestra un esquema funcional o por bloques del dispositivo de tratamiento asociado al dispositivo de la invención ilustrado en las figs. 1 y 5.

10 Una fuente principalmente puntiforme 1, en la fig. 1, suministra la radiación para examinar el cuerpo 4. Esta fuente 1 puede ser, por ejemplo, un tubo de rayos X. Delante de esta fuente 1 hay dispuesto un alineador o colimador 2 que obtura la radiación generada, formando un abanico de haces de radiación 5 situado en el plano del dibujo.

15

Delante del colimador 2 hay dispuesto un diafragma 3 en forma de disco rotatorio, movido por un motor M. Este diafragma 3 modula los haces de radiación individuales con arreglo a distintas funciones del tiempo.

20

Los haces de radiación 5 llegan al cuerpo 4 que se va a examinar, y se atenúan con arreglo a la integral de la absorción del cuerpo a lo largo del haz de radiación, durante el paso a través de este cuerpo. La radiación que sale del cuerpo 4 llega a un dispositivo detector 6 que, en este caso, consta de un solo elemento detector. Este elemento detector 6 puede constar de uno o más cristales de centelleo, cuyos destellos de luz son detectados por un único fotomultiplicador, o bien de una cámara medidora de xenón, y suministra una señal eléctrica que corresponde a la radiación total incidente sobre el detector 6. La señal

25

30

eléctrica del detector es amplificada en un amplificador 7 cuya ganancia se ajusta para una conversión dada de radiación en señales eléctricas, de modo que al dispositivo real y efectivo 8 de tratamiento se le aplica una señal normalizada. Partiendo de esta señal, el dispositivo de tratamiento 8 deriva, por medio de la señal de sincronismo derivada del movimiento del diafragma 3 mediante un detector 10 de posición, una sucesión de señales que corresponde a la absorción del cuerpo 4 a lo largo de los haces de radiación 5 individuales, en la secuencia de posición de los mismos indicada en el dibujo.

Para la descripción del funcionamiento de este dispositivo, se supone que el diafragma 3 modula los haces de radiación individuales con arreglo a unas funciones de Walsh. La fig. 2 representa un diafragma rotatorio adecuado para este fin. Este diagrama comprende cuatro sectores S1 a S4 que constituyen otros tantos pasos capaces de transmitir la radiación, en tanto que las áreas rayadas no son capaces de transmitir la radiación. Los cuatro sectores se hallan separados unos de otros por unas partes o secciones no transmisivas. En la posición representada del diafragma 3, el colimador 2, dispuesto delante de la fuente de radiación se halla situado exactamente detrás del sector S1. La fig. 2 indica el colimador subdividido en cuatro partes o secciones; no obstante, el colimador puede en realidad constar de cualquier número mayor de secciones: por ejemplo, de 100 a 200. Las cuatro secciones contiguas representan unos haces de radiación. Durante la rotación en el sentido de la flecha, los cuatro haces de radiación se modulan en el tiempo, tal como se ilustra en el diagrama de tiempos de

la fig. 2. Mediante la eliminación de las partes de las cuatro curvas de este diagrama generadas por las zonas no transmisivas comprendidas entre los sectores del diafragma, se obtienen exactamente las cuatro primeras funciones de Walsh cuyos valores corresponden a la matriz de Hadamard de cuarto orden:

$$[H_4] = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & -1 & -1 \\ 1 & -1 & -1 & 1 \\ 1 & -1 & 1 & -1 \end{bmatrix}$$

Para esta comparación se supone, naturalmente, que los valores de función -1 se sustituyen por el valor 0 durante la modulación, porque la radiación negativa, en realidad, no existe. Las funciones $M_i(x)$ usadas para modular, asumiendo x el valor 0 o el 1 e indicando el desplazamiento angular del diafragma durante una revolución γ , por tanto, el tiempo, se derivan, pues, de las funciones de Walsh como sigue:

$$M_i(x)_0^1 = \frac{1}{2} [Wal(i, x) + Wal(0, x)].$$

Si la señal de salida del elemento detector 6 o del amplificador 7 se integra durante el período en el que cada vez se sitúa un sector del diafragma frente al colimador 2, y es muestreado al final de este período, estas señales representan los valores espectrales $F'_w(i)$, modificados debido a la modulación por medio de funciones de Walsh desplazadas relacionadas con los valores espectrales de Walsh como sigue:

$$F'_w(i)_0^1 = \frac{1}{2} [F_w(i) + F_w(0)].$$

Los valores espectrales de Walsh no modificados $F_w(i)$ tienen entonces el siguiente resultado:

$$F_w(i) = 2F_w(i)_0^1 - F_w(0)_0^1.$$

5 En estas ecuaciones, la letra i designa cada vez el número de secuencia de los haces de radiación, estos es, el arranque o iniciación con 0 a partir de la izquierda, en el diagrama de la fig. 2. Partiendo de los valores espectrales de Walsh no modificados así obtenidos, es posible determinar la función de la distribución espacial de la intensidad de radiación en el elemento detector, ya que estos valores espectrales están multiplicados por una matriz invertida respecto a la matriz usada durante la modulación. En el caso de las funciones de Walsh-Hadamard, esta matriz es la misma matriz de Hadamard de cuarto orden, ya descrita. Partiendo de la distribución de intensidades así obtenida, la distribución de la absorción puede determinarse, de manera ya conocida, por logaritmación: es decir, la integral de la absorción del cuerpo a lo largo de los haces de radiación individuales.

10

15

20

En lo que sigue se describirá este procedimiento, o proceso de tratamiento, a base de un ejemplo numérico, para lo cual se supone que el cuerpo tiene una distribución de absorción tal que los haces de radiación transmitidos por el diafragma llegan al elemento detector con las siguientes intensidades, tomadas de izquierda a derecha (indicadas relativamente en este caso): 1; 2; 3; 4. Durante la rotación del diafragma, a partir del sector S1, el detector suministra sucesivamente, cada vez, unas señales con arreglo a las siguientes intensidades totales: 10; 3; 5; 4. Para obtener, partiendo

25

30

de estos valores espectrales modificados, los valores espectrales primitivos de la distribución espacial de intensidad de la radiación procedente de todos los haces de radiación que inciden en el detector, se usa la última ecuación, obteniéndose los valores siguientes: 10; -4; 0; -2. Si estos valores espectrales en forma de matriz de una sola columna se multiplican por la matriz de Hadamard de cuarto orden, se obtienen los siguientes valores: 4; 8; 12; 16. Con la excepción del factor 4 de normalización, éstas son las intensidades de los haces de radiación cuando llegan al elemento detector, esto es, en la misma secuencia.

El número de cuatro haces de radiación se ha elegido simplemente para mayor claridad en el ejemplo descrito. Como es obvio, en la práctica se requiere una resolución mucho mayor, que hace necesario un número mucho más grande de haces de radiación y, por tanto, el uso de un número mucho mayor de funciones. El sistema de las funciones de Walsh viene definido hasta órdenes arbitrariamente elevados. El diafragma 3 comprende entonces un número de sectores correspondientemente mayor: es decir, igual al número de haces de radiación diferentes; y los sectores quedan entonces más finamente subdivididos, con arreglo a las funciones de Walsh.

En las funciones de Walsh, los valores de función discretos son iguales a los valores de función para una parte o sección dada en unos instantes dados, y estos valores de función discretos también pueden asumir sólo dos valores numéricos diferentes, de modo que la formación del diafragma resulta, en este caso, particularmente sencilla.

En principio, no obstante, es posible usar también otros sistemas de funciones completas y linealmente independientes que contengan, por ejemplo, funciones continuas. Cuando para la modulación por medio de la variación de función total de tales funciones continuas se haga uso de un diafragma de aberturas, este diafragma puede comprender, en las separaciones entre cada dos haces de radiación, un puente cuya anchura a uno y otro lado del haz de radiación corresponda a la función usada. Es posible entonces omitir por completo las zonas separadoras entre los sectores, como para las funciones de Walsh descritas, si así lo permite la estabilidad del diafragma. El diafragma, como variante, puede estar construido a modo de filtro que comprenda regiones de distinta transmisividad con arreglo a las funciones que se usen.

El diafragma descrito con las funciones de Walsh-Hadamard debe hacerse girar para cada posición angular relativa del cuerpo, respecto al dispositivo 1...6, de modo que todos los valores de todas las funciones pasen por el colimador 2 exactamente una vez, lo que implica una revolución completa cuando estas funciones estén distribuidas por toda la circunferencia del diafragma.

Un diafragma adecuado para uso con la modulación por m funciones es el representado en la fig. 3. Este diafragma consiste, aquí también, en un disco giratorio construido de modo que los valores de función individuales de las diversas funciones, usados simultáneamente durante la modulación de los haces, no estén ya dispuestos radialmente sino, por el contrario, distribuidos por toda la circunferencia. Como se desprende del citado artículo publicado

en la revista Frequenz, vol 7 (1967), págs. 196...199, cada función proviene o surge de la función precedente, ya que está cíclicamente desplazada en un subintervalo. En el disco, por lo tanto, se prevén sucesivamente distintas series/de la misma función, comprendiendo cada función dos sectores transmisores, lo que significa que una función puede extenderse desde el principio del sector S11 hasta el principio, inclusive, del sector S13, y puede abarcar también el sector S12. La función contigua e igual se extiende desde el principio del sector S13 hasta el principio, inclusive, del sector S15, y abarca también el sector S14; y así sucesivamente. Por lo tanto, la fig. 3 sólo muestra una parte del diafragma 3, parte que ilustra esta serie de funciones.

En cuanto este diafragma 3 se haya movido en el sentido de la flecha, en una amplitud equivalente a la anchura del sector S12, los haces provenientes del colimador 2 son modulados por la función siguiente. En cada posición del cuerpo 4 en la fig. 4, por lo tanto, el diafragma 3 debe hacerse girar sólo hasta que todas las funciones estén presentes una sola vez delante del colimador, esto es, en un ángulo que abarque una función completa sobre la circunferencia (a lo sumo, en 360°).

Los límites de los sectores situados delante de los extremos del colimador 2 (en la posición representada en la fig. 3, particularmente, los límites del sector S14) no se extienden perpendicularmente a la dirección del colimador; no obstante, esto sólo da por resultado una desviación secundaria o poco importante de los valores así obtenidos. Con todo, esta desviación es tanto menor cuanto ma-

5
10
15
20

yor es el diafragma, o bien la razón o cociente entre la distancia desde el colimador al punto de rotación del diafragma 3 y la longitud del colimador 2, de modo que una función completa ocupa una pequeña región angular en el diafragma 3, y es posible disponer un número correspondientemente mayor de funciones en la circunferencia. Otra desviación de los valores es la que surge si el diafragma 3 se mueve continuamente, y se produce una suave transición desde una cualquiera de las funciones a la siguiente. En este caso, ello significa la aparición de cierto género de "difonía" entre haces de radiación adyacentes y, por tanto, entre valores de intensidad adyacentes, lo que tiene el mismo efecto que si, en la aplicación ya conocida de unos elementos detectores por separado para cada haz de radiación, las regiones de detección espacial de los detectores individuales se superponen. Este efecto es muy conveniente, porque reduce el denominado "enmascaramiento", esto es, el repliegue de regiones de elevada frecuencia espacial en regiones de menor frecuencia, producido por detalles de una dimensión más pequeña que el diámetro de un haz de radiación.

25

Es de notar que los diafragmas pueden tener también otras formas: por ejemplo, pueden ser tubulares, hallándose entonces la fuente 1 de radiación y el colimador 2 dispuestos en el interior del tubo.

30

Cuando el dispositivo descrito se usa en un sistema de rayos X con fines de aplicación en Medicina, es conveniente una dosis de radiación mínima. El límite inferior de la dosis de radiación viene determinado por el hecho de que las señales engendradas por la radiación detec-

tada por el elemento detector 6 deben ser suficientemente grandes respecto al "ruido" generado por el elemento detector y por el amplificador conectado. Según se ha descubierto, la impresión visual de la imagen, o sea la distribución de absorción en el plano del examen, obtenida de los valores de absorción en diversas posiciones relativas del dispositivo respecto al cuerpo que se va a examinar, no se deteriora cuando las frecuencias superiores de la función de absorción contienen más ruido. Por venir la dosis total de radiación determinada también por el período o intervalo de tiempo durante el cual el diafragma 3 transmite los haces de radiación individuales, los sectores de diafragma, del diafragma representado en la fig. 2, pueden elegirse de modo que sean más pequeños en el área de diafragma que genera las funciones para engendrar las secuencias superiores de la función de intensidad, empezando dichos sectores más tarde, de preferencia, en el sentido de rotación del diafragma. En lugar de esto, es posible también colocar unos puentes en los sectores de los bordes de los haces de radiación asociados a estas funciones, para las secuencias superiores. Cuando se hace uso de funciones distintas de las funciones de Walsh, los puentes pueden ensancharse de manera consiguiente, o bien puede aumentarse el factor de atenuación del área de diafragma. El efecto de la etapa descrita para reducir la dosis de radiación es, en todo caso, tal como si los haces de radiación para las secuencias superiores fuesen modulados por una amplitud de un valor correspondientemente más pequeño que el que corresponde al valor de función de la función asociada. Esta reducción de la amplitud debe tenerse en cuenta para el tratamiento de

los valores de señal discretos derivados de la señal de detector. Esta posibilidad de reducir la dosis de radiación, no obstante, sólo existe cuando se hace uso de unos sistemas de funciones que generan los coeficientes de las secuencias individuales: es decir, señaladamente para las funciones de Walsh, pero no para las funciones m descritas.

Otra reducción de la dosis de radiación usada para medir los valores de absorción es la que puede realizarse por el hecho de omitirse, en el sistema de funciones o en la parte de diafragma asociada, la función que suministra el valor medio de los valores de absorción, es decir, la suma de las intensidades de todos los haces de radiación. En la forma de ejecución de un diafragma representada en la fig. 2, el sector S1 podría entonces no ser transmisor, y el dispositivo de tratamiento 8 de la fig. 1 derivaría sólo tres valores de función, de la señal de salida del detector 6 o del amplificador 7. Para el valor medio o valor equivalente puede elegirse un valor de función arbitrario (por ejemplo, puede tener también el valor 0), pero se ha descubierto que este valor de función arbitrario, de preferencia, se elige de modo que los valores retrotransformados sean todos positivos, antes de la logaritimación en el dispositivo 8. Por otra parte, este valor arbitrario no ha de ser demasiado grande, con el fin de evitar el tratamiento de números innecesariamente grandes durante el ulterior tratamiento de los valores retrotransformados.

Tras esta determinación de los valores de absorción del cuerpo 4, en distintas posiciones de medición del cuerpo 4 respecto al dispositivo 1, 2, 3, 6, cada vez en el

mismo plano, es posible calcular, partiendo de aquellos, la distribución de absorción bidimensional del cuerpo en este plano. Ahora bien, con frecuencia interesa no sólo la distribución de absorción en un solo plano del cuerpo, sino más bien en varios planos sucesivos. Esto puede lograrse fácilmente mediante el desplazamiento del cuerpo en sentido perpendicular al plano del dibujo, en la fig. 1, tras cada serie de mediciones durante las cuales se hace girar el cuerpo sucesivamente, en aproximadamente 180° , respecto al dispositivo. En lugar de esto, mediante la elección de una forma apropiada correspondiente del colimador 2, es posible generar un abanico bidimensional de haces de radiación 5, en forma de cierto número de abanicos planos de haces de radiación, situados uno tras otro, de modo que resulta posible determinar simultáneamente la distribución de absorción en distintos planos del cuerpo. En el dispositivo representado en la fig. 1 hay varios dispositivos detectores 6 dispuestos uno tras otro, comprendiendo cada dispositivo detector su propio amplificador 7 y su propio dispositivo de tratamiento 8 por separado, de modo que las intensidades y, por tanto los valores de absorción se generan simultáneamente cada vez para todos los haces de radiación situados uno tras otro. Si la velocidad de tratamiento del dispositivo de tratamiento 8 es suficientemente alta, puede usarse también para todos los elementos detectores 6, situados uno tras otro, cuyas señales se tratan multiplicadas en el tiempo (esto es, en "multiplex"). Esto resulta particularmente ventajoso para el diafragma ilustrado en la fig. 2, habiendo entonces dispuestos varios colimadores 2 de forma de rendija, uno encima de otro detrás del dia-

fragma, porque la rotación del diafragma produce el bloqueo de los haces de radiación de los distintos colimadores para los diversos planos de examen en diferentes instantes, por parte del extremo o final de sector. Para bloquear los haces de radiación de un colimador o de un plano, todo lo posible y en el mismo instante, es más interesante elegir un diafragma mayor y seleccionar una mayor razón o relación del radio interior respecto al radio exterior de los sectores (una razón más próxima a la unidad). En principio, el diafragma representado en la fig. 2 puede usarse también para el caso en que se produce el abanico bidimensional de haces de radiación. El diafragma representado en la fig. 3 puede también usarse como tal, si los sectores individuales tienen, en dirección radial, una longitud que les permita cubrir o abarcar varios colimadores de forma de rendija dispuestos uno tras otro.

Ahora bien, también puede usarse un solo elemento detector para el abanico total bidimensional de haces de radiación, de modo que sólo haya presentes un amplificador 7 y un dispositivo de tratamiento 8. En este caso, el abanico bidimensional de haces de radiación 5 debe estar modulado por las funciones de un sistema de funciones bidimensionales, completas y linealmente independientes, y el dispositivo de tratamiento 8 debe ejecutar una retrotransformación bidimensional con los valores de señal discretos. La fig. 4 ilustra un ejemplo de un diafragma 3 con una función de Walsh bidimensional. En él, el sector S21 es completamente transmisivo. Del sector S22, la mitad superior es completamente transmisiva, en tanto que la mitad inferior (indicada con líneas de trazo interrumpido) es no

transmisiva. Del sector S23 sólo es transmisiva la mitad, pero la línea de separación se extiende ahora en dirección radial. Las partes transmisivas y no transmisivas del sector S24 están dispuestas con arreglo a un diseño escaqueado.

Cuando se hace uso de un diafragma como éste, la retrotransformación se efectúa por el hecho de que los cuatro valores de señal sucesivamente derivados del detector 6 vienen multiplicados por ciertos valores de una manera que se corresponde con la multiplicación de matrices bilaterales que sigue:

$$[B] = C \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} [b] \begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}.$$

En ella, B es la matriz de imagen, esto es, la distribución bidimensional de los valores de intensidad para la radiación no modulada; \underline{b} es la matriz transformada resultante de los valores dispuestos a modo de matriz y que sucesivamente se derivan del elemento detector; y C es un factor de normalización adecuado. En general, si la matriz transformada depende de la matriz de imagen como sigue, por modulación mediante unos diafragmas correspondientemente formados:

$$[b] = [T] \cdot [B] \cdot [T]^+,$$

siendo T y T^+ unas matrices invertidas entre sí que determinan las funciones moduladoras, es aplicable a la retrotransformación el que la matriz de imagen se derive de aquellas como sigue:

$$[B] = [T]^+ \cdot [b] \cdot [T],$$

si se tiene que ver con una transformación separable en la que las filas puedan ser sucesivamente transformadas por multiplicación de matrices en el lado izquierdo, y las columnas por multiplicación de matrices en el lado derecho.

5 En el caso de sistemas de funciones no separables, es preciso ejecutar, en su lugar, una operación tensorial de orden superior; esto es también posible para los sistemas separables, pero exige más cálculos.

10 La etapas para reducir la dosis de radiación mediante omisión de la equivalente y reducción de la amplitud de las secuencias de orden superior puede, en principio, usarse también para los sistemas de funciones bidimensionales, si estos sistemas efectúan una transformación en la gama de secuencias.

15 En la forma de ejecución ilustrada en la fig. 1, el diafragma 3 se halla dispuesto entre la fuente de radiación 1 y el cuerpo 4 que se va a examinar. Ahora bien, el diafragma 3 puede también, en principio, estar dispuesto entre el cuerpo 4 y el dispositivo detector 6. Esto se ilustra en la fig. 5, en la que los elementos correspondientes a la fig. 1 están designados con iguales números de referencia.

20 Los haces de radiación 5 que hayan pasado a través del cuerpo 4 llegan ahora, en primer lugar, a un tubo 25 ll de conversión de imagen, que convierte la radiación emitida por la fuente de radiación 1 (que puede estar formada, aquí también, por un tubo de rayos X) en luz visible de gran sensibilidad. La información incorporada a la radiación no se modifica por ello, en primera instancia, cambiándose sólo la representación.

30

19019

La radiación visible emitida por el tubo 11 de conversión de imagen es representada o puesta en imagen, por medio de un sistema óptico 12, en el diafragma rotatorio 3, que puede estar construido de manera similar a la de las formas de ejecución ilustradas en las figs. 3 a 5. La radiación transmitida por el diafragma 3 es recogida en el elemento detector 14 por el sistema óptico 13, siendo dicho elemento, por ejemplo, un fotodiodo. La señal de este fotodiodo 14 es tratada de igual manera que la señal procedente del dispositivo detector 6 de la fig. 1.

Como en este caso el fotodiodo sólo hace uso de una parte de la radiación que haya pasado a través del cuerpo 4, transmitida por medio del diafragma 3, el cuerpo 4 se expone a una dosis de radiación correspondientemente mayor. Para utilizar también la radiación no transmitida por el diafragma 3, se hace reflectante el lado de este diafragma que se enfrenta al sistema óptico 12, y se dispone un espejo 15 semitransparente entre el diafragma 3 y el sistema óptico 12. Como consecuencia, la radiación no transmitida por el diafragma 3 es reflejada, desviada por el espejo 15, y recogida en un segundo fotodiodo 17 por el sistema óptico 16. Los dos fotodiodos 14 y 17, pues, suministran unas señales que son complementarias entre sí. En el caso de las funciones de Walsh, por ejemplo, el valor "1" puede ser asignado al fotodiodo 14 y el valor "-1" al fotodiodo 17, con el resultado de que las señales eléctricas procedentes de los fotodiodos 14 y 17 pueden restarse una de otra con el fin de determinar la señal eléctrica final o definitiva.

La fig. 6 ilustra una forma de ejecución del dis-

positivo de tratamiento 8 indicado en la fig. 1. Cuando du
rante la modulación se hace uso de funciones "desplazadas",
tal como sucede con las funciones de Walsh descritas con
referencia a la fig. 2, las señales suministradas por el
5 amplificador 7 de la fig. 1 se aplican, por medio de la en
trada 30, a un paso restador o de substracción 21 que, de
los valores de señal, resta un valor de señal medido prime
ro y almacenado en la memoria 23. Los valores de Walsh es
pectrales y no modificados de la función de intensidad,
10 así obtenidos, se inscriben en una memoria 24, controlándo
se las operaciones de inscribir mediante las señales de re
loj producidas por un generador de reloj 22.

El generador de reloj 22 está activado por una
señal de sincronismo aplicada a la entrada 31 y que puede
15 ser engendrada de manera ya conocida, con dependencia de
la rotación del diafragma 3: por ejemplo, de manera foto-
eléctrica o magnética, es decir, siempre en el instante en
que, para el diafragma representado en la fig. 2, el extre
mo o final del sector S1 haya alcanzado exactamente su po
20 sición delante del colimador 2. Como alternativa, es posi
ble generar una señal al final de cada sector, de modo que
el generador 22 no necesite ser un oscilador autoexcitador,
sino sólo, en realidad, un amplificador. En el otro caso,
para una señal de sincronismo no recurrente por cada revo
25 lución del diafragma, el generador de reloj engendra auto
máticamente unos impulsos, a intervalos que corresponden al
paso de los sectores individuales del diafragma por delan
te del colimador.

La memoria 24 puede ser una memoria de acceso
30 aleatorio, una memoria acumulativa o de "silo", o un regis

tro de desplazamiento. Además, el generador de reloj 22 su-
ministra impulsos de reloj a un primer contador de control
25 que, después de haber contado el número prefijado de se-
ñales de reloj y, por tanto, de valores de señal, suminis-
tra por la salida una señal de salida que corresponde al
5 número de diferentes funciones, o sectores del diafragma,
bloqueando dicha señal de salida el generador de reloj 22
y activando otro generador de reloj 26. Al mismo tiempo,
esta señal produce la rotación del cuerpo 4 en la fig. 1,
10 respecto al dispositivo medidor, con el fin de ajustar la
siguiente posición de medición; durante este tiempo de
ajuste, el diafragma 3 suprime las señales de sincronis-
mo.

Durante este período, el generador de reloj 26
15 suministra unas señales de reloj que sucesivamente van le-
yendo los valores de señal anteriormente almacenados en la
memoria 24 en la misma secuencia, y que aplican estos va-
lores a un multiplicador 27. Al mismo tiempo, estas seña-
les de reloj controlan una memoria fija o de exclusiva lec-
20 tura (ROM) 28 que sucesivamente suministra los valores de
la matriz de retrotransformación, línea a línea. Cuando se
usen funciones de Walsh para la modulación, de la manera
descrita, esta matriz de retrotransformación contiene sólo
los valores 1 y -1, de modo que el multiplicador 27 sólo
25 tiene que invertir el signo.

Los valores de salida del multiplicador 27 se
aplican a un paso sumador 29, cuya salida va conectada a
un registro 33, cuya salida, a su vez, está conectada a la
otra entrada del paso sumador 29. El paso sumador 29 coope-
30 ra con el registro 33 actuando como acumulador. Si el paso

sumador 29 comprende una entrada de control para cambiar a substracción, es ventajoso, cuando se usen funciones de Walsh para la modulación, controlar esta entrada de control directamente desde la salida de la memoria 28, de modo que puede omitirse el multiplicador 27.

Las señales de reloj engendradas por el generador de reloj 26 inscriben en el registro 33, como reacción a cada lectura del valor siguiente tomado de la memoria 28, el valor anteriormente tratado. Además, se hace avanzar en una posición un contador 34 que, tras haber contado un número de señales de reloj correspondiente al número de funciones usado para la modulación, suministra una señal de salida indicativa de que el contenido del registro 33 presente en ese momento representa un valor de intensidad retrotransformado, de un haz de radiación. El valor de absorción se obtiene partiendo de este valor de intensidad, de manera ya conocida, por logaritmación en el paso 37. Este valor de absorción se da como salida por el terminal de salida 32, y se aplica a un dispositivo para la reconstrucción de la distribución de absorción bidimensional. En lugar de eso, el contenido de dicho registro puede inscribirse también en otra memoria 36 que almacene todos los valores de absorción de la serie completa de posiciones de medición y que ponga como salida estos datos en un paso ulterior, para determinar la distribución de absorción en el plano. A continuación, esta señal de salida "borra" el contenido del registro 33, con el fin de permitir la determinación del siguiente valor de intensidad retrotransformado, o valor de absorción.

Usando los impulsos de reloj siguientes, proce-

5 dentes, del generador de reloj 26, se vuelven a leer los valores presentes en la memoria 24, de modo que esta memoria debe ser apropiada para una lectura no destructiva. Al mismo tiempo, se toman por lectura de la memoria 28 los valores de señal de la línea siguiente de la matriz de retrotransformación, y la adición acumulativa, finalmente, produce el siguiente valor de intensidad retrotransformado en el registro 33, y el siguiente valor de absorción en la salida 32, al aparecer la siguiente señal de salida del contador 34.

10 Así, todos los valores de absorción del cuerpo 4 a lo largo de los haces de radiación individuales se van recuperando sucesivamente, y el número de ellos es igual al número de funciones del sistema de funciones usado para la modulación. Por lo tanto, la señal de salida del contador 34 se aplica a otro contador 35, que suministra también una señal de salida al llegarse a una posición correspondiente al número de funciones, deteniendo dicha señal de salida el generador de reloj 26 porque la retrotransformación se ha terminado. En cuanto el cuerpo 4 de la fig. 1 ha alcanzado la nueva posición de medición respecto al dispositivo medidor, el diafragma 3 vuelve a liberar la señal de sincronismo, y la siguiente serie de valores de señal, correspondiente a la serie de intensidades transformadas, aparece en la salida 30 y es inscrita otra vez paso a paso en la memoria 24. La retrotransformación de los valores presentes en la memoria 24, por lo tanto, debe terminarse en el tiempo hasta que el cuerpo 4 haya llegado a su nueva posición de medición, y la frecuencia del generador de reloj 26 debe elegirse de modo acorde.

REIVINDICACIONES

5 Los puntos de invención propia y nueva, que se presentan para que sean objeto de esta solicitud de Patente de Invención en España, por VEINTE años, son los que se recogen en las reivindicaciones siguientes:

10 1a.- Un dispositivo para determinar la distribución de la absorción de un cuerpo mediante una fuente de radiación, principalmente puntiforme, para generar una radiación que atraviese o penetre en el cuerpo, y un dispositivo detector para medir la radiación que haya pasado a través del cuerpo y para generar una señal de detector, y

15 un dispositivo de tratamiento para derivar de las señales de detector unas señales eléctricas representativas de la absorción del cuerpo a lo largo de los haces de radiación próximos o vecinos, caracterizado por el hecho de que el dispositivo detector comprende un solo elemento detector

20 cada vez para un grupo de haces de radiación adyacentemente situados, un dispositivo de modulación que modula la intensidad de los haces de radiación con arreglo a unas funciones del tiempo, que cada vez forman un sistema de funciones completo y linealmente independiente para los haces de radiación detectados por un elemento detector, estando

25 cada función inequívocamente asignada a un haz de radiación, conteniendo las funciones tan sólo valores de función positivos, derivando el dispositivo de tratamiento, a partir de las señales de detector, cierto número de valores de señal

30 discretos situados, de preferencia, aproximadamente a la

misma distancia unos de otros en el tiempo, y almacenando dichos valores de señal, siendo el número de valores de señal discretos igual al número de funciones del sistema de funciones asociado, produciendo dicho dispositivo de tratamiento los valores de señal representativos de la absorción mediante una multiplicación de los valores de señal discretos por una matriz de valores que está invertida respecto a la matriz de valores representativa de los valores de función de las funciones usadas durante la modulación en los lugares correspondientes a la toma de los valores de señal discretos, y mediante una logaritmación sucesiva.

2ª.- El dispositivo de la reivindicación 1ª, caracterizado por el hecho de que el dispositivo de modulación modulada cada haz de radiación sólo por medio de valores de función discretos de las funciones asociadas, cada vez durante un período o intervalo de tiempo prefijado, siendo el número de valores de función discretos igual al número de funciones usadas, del sistema de funciones correspondiente, derivándose los valores de función, a intervalos de tiempo aproximadamente iguales, de las funciones, con arreglo a los lugares donde los valores de señal discretos se derivan en el dispositivo de tratamiento.

3ª.- El dispositivo de la reivindicación 2ª, caracterizado por el hecho de que el dispositivo de modulación modula los haces de radiación con los valores de función asociados de aquellas funciones que producen las secuencias superiores de la función de absorción formada por la serie de valores de absorción de los haces de radiación adyacentes, durante un período o intervalo de tiempo más breve que con los valores de función de las demás funciones,

y bloquea estos haces de radiación por completo durante el período residual.

4ª.- El dispositivo de la reivindicación 1ª, 2ª o 3ª, caracterizado por el hecho de que en los sistemas de funciones se omite la función que suministra un valor equivalente, esto es, el valor medio de los valores de absorción para los haces de radiación de un elemento detector.

5ª.- El dispositivo de la reivindicación 1ª, 2ª, 3ª o 4ª, caracterizado por el hecho de haber un solo elemento detector presente para todos los haces de radiación.

6ª.- El dispositivo de la reivindicación 1ª, 2ª, 3ª, 4ª o 5ª, caracterizado por el hecho de que los haces de radiación forman un abanico bidimensional, previéndose sólo un elemento detector, cada vez, para los haces de radiación que son adyacentes en una sola dimensión.

7ª.- El dispositivo de la reivindicación 6ª, caracterizado por el hecho de que para todos los haces de radiación se prevé un solo elemento detector, modulando entonces el dispositivo de modulación a los haces de radiación con arreglo a unas funciones de tiempo que constituyen un sistema de funciones bidimensionales, completas y linealmente independientes.

8ª.- El dispositivo de cualquiera de las reivindicaciones 1ª a 7ª, caracterizado por el hecho de que el dispositivo de modulación es un diafragma perforado que se mueve mecánicamente entre la fuente de radiación y el dispositivo detector, y que comprende, con arreglo a las funciones de los sistemas de funciones, unas zonas transmisivas de radiación y unas zonas no transmisivas de radiación.

9ª.- El dispositivo de la reivindicación 8ª, caracterizado por el hecho de que el diafragma consta de uno o más discos rotatorios.

5 10ª.- El dispositivo de la reivindicación 8ª o la 9ª, caracterizado por el hecho de que, partiendo del movimiento del diafragma, se derivan unas señales de sincronismo para controlar la toma de los valores de señal discretos por parte del dispositivo de tratamiento.

10 11ª.- Un dispositivo para determinar la distribución de la absorción en un cuerpo mediante una fuente de radiación puntiforme.

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.

15 Esta Memoria consta de treinta y una hojas escritas a máquina por una sola cara.

Madrid, 26. ENE. 1979

P.A.

Alberto de Elizaburo
Por Poder



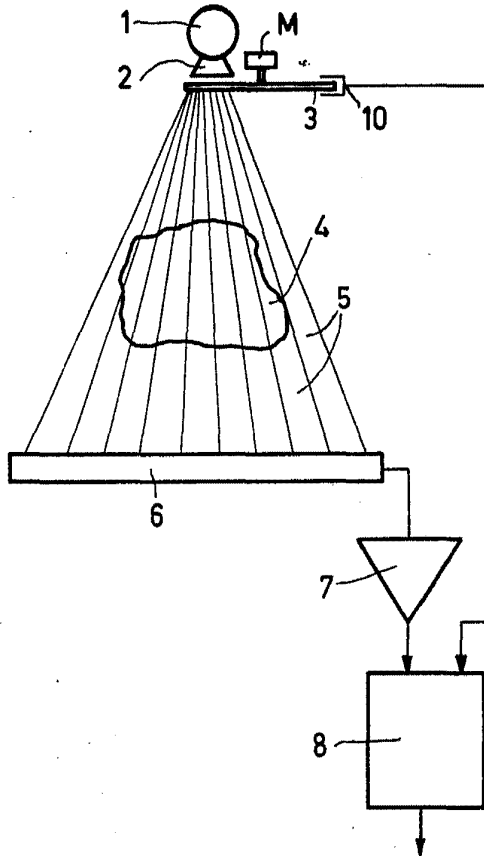
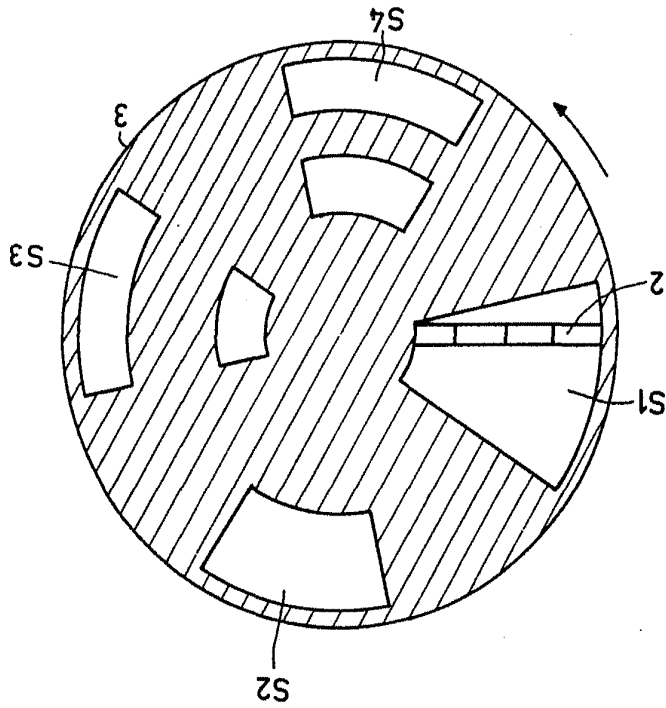
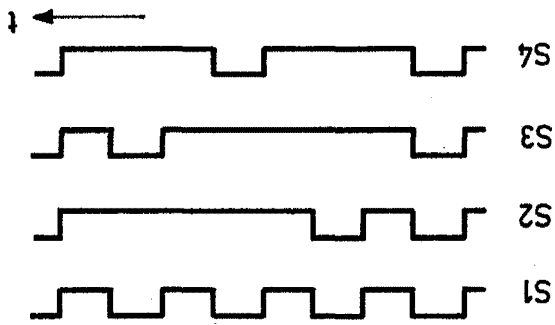


FIG.1

Alberts & Elzburu
For Patent
Alberts
T-V-PHD 77-155

Alberto de Bizburu
For Patent PHD/77-155

FIG.2



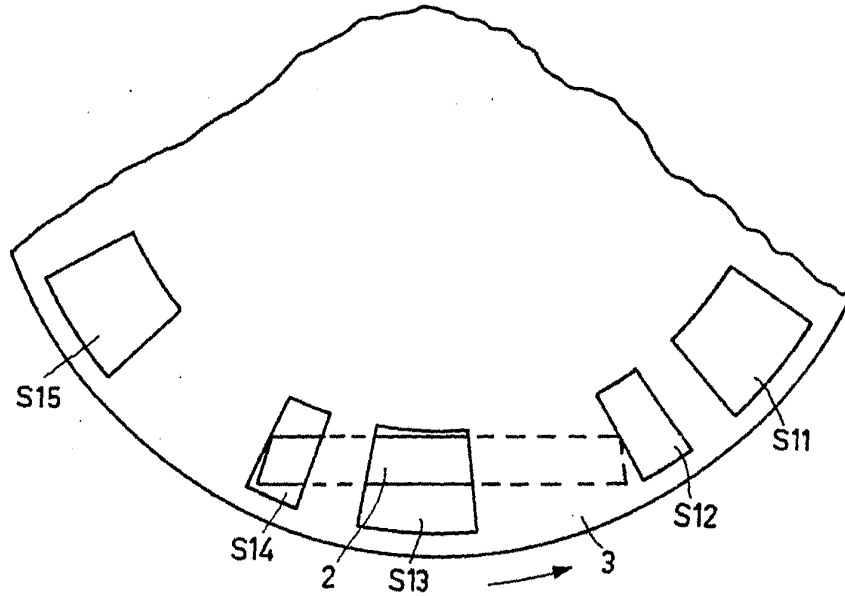


FIG. 3

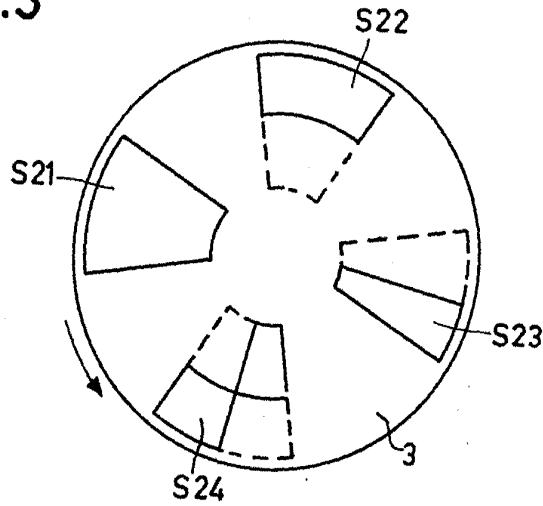


FIG. 4

Alberto de Elzaburo
Por Fidei
3-V-PHD 77-155

4/5

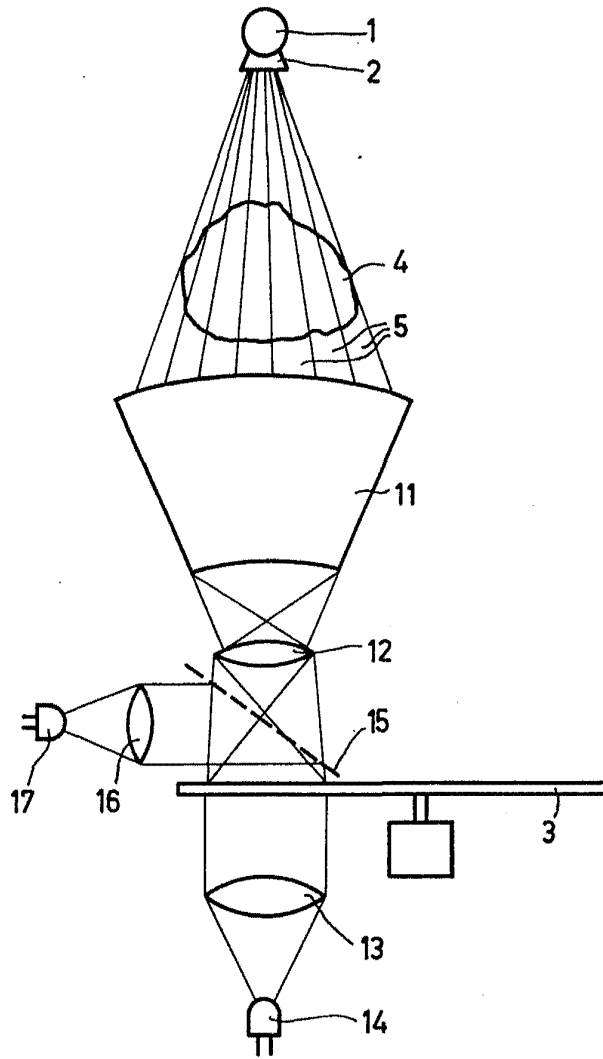


FIG. 5

Alberto de Glanburg
Per. Feder.
Alte
4-V-PHD 77-155

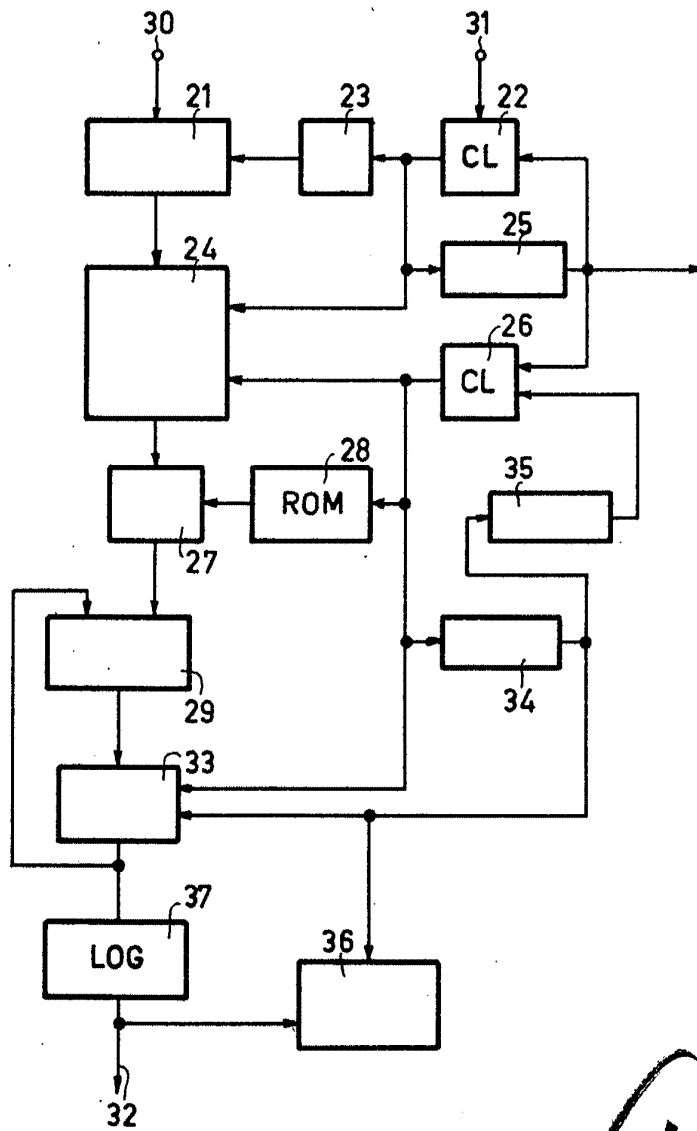


FIG. 6

Alberto de Alzaburu
For Invention
Alzaburu
5-V-PHD 77-155