

13 ABR. 1978

ES

NUMERO

457.933

A1

FECHA DE PRESENTACION

18-ABRIL-1977



ESPAÑA

PATENTE DE INVENCION

30 PRIORIDADES:		
31 NUMERO	32 FECHA	33 PAIS
678.074	19-4-1976	ESTADOS UNIDOS
47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	G01T	
54 TITULO DE LA INVENCION		
" DETECTOR DE RAYOS X DEL TIPO DE CAMARA IONICA PARA DETERMINAR LA DISTRIBUCION DE LAS INTENSIDADES DE LOS RAYOS X "		
71 SOLICITANTE (S)		
GENERAL ELECTRIC COMPANY		
DOMICILIO DEL SOLICITANTE		
1 River Road, Schenectady, New York 12305 - ESTADOS UNIDOS		
72 INVENTOR (ES)		
JOHN MAPES HOUSTON, de nacionalidad estadounidense.		
73 TITULAR (ES)		
74 REPRESENTANTE		
DON BERNARDO UNGRIA GOIBURU		

CM.-

1 El invento se refiere a conjuntos detectores
de rayos X del tipo de cámara de ionización destinados
a ser utilizados con aparatos tomográficos de formación
de imagen, mecanizados y que funcionan a gran velocidad.
5 Más particularmente, el invento se refiere a cámaras de
ionización que incluyen conjuntos planos de electrodos
colectores sustancialmente paralelos en los cuales los
rayos X incidentes penetran en el detector en un plano
sustancialmente paralelo a los elementos de electrodo.

10 La tomografía por rayos X mecanizada produce
imágenes de órganos internos del cuerpo exentos de la
sombra de las estructuras intermedias. Los equipos tomo-
gráficos de la técnica anterior estaban generalmente
constituídos por una fuente de rayos X dispuesta frente
15 a uno o varios detectores de rayos X en una estructura
móvil. La fuente y los detectores giran y/o se despla-
zan en un plano que atraviesa los órganos del cuerpo so-
metidos a examen y producen señales eléctricas represen-
tativas de las vistas a lo largo de una multiplicidad
20 de trayectos seguidos por los rayos. A continuación se
combinan las señales, generalmente en un equipo de orde-
nador numérico, para reconstruir imágenes exentas de
sombra de ciertas secciones internas del cuerpo. Un equi-
po de tomografía de este tipo se describe por ejemplo
25 en la Patente de los Estados Unidos nº. 3.778.614 a nom-
bre de Hounsfield.

La velocidad de producción de imágenes en un
sistema tomográfico que incluye unas fuentes y unos detec-
tores móviles está obligatoriamente limitada por el tiem-
30 po necesario para realizar el desplazamiento físico o la

1 rotación del mecanismo y está, típicamente, limitada
a menos de una imagen por segundo. Por tanto, este equi-
po no es adecuado para producir imágenes móviles de ór-
ganos del cuerpo, por ejemplo de los latidos de un cora-
5 zón. El Dr. Earl Wood de la Mayo Clinic ha propuesto re-
cientemente un sistema tomográfico para formar la ima-
gen de órganos del cuerpo en movimiento, en el cual se
excitan mediante impulsos secuenciales una multiplici-
dad de fuentes de rayos X para producir rápidamente unos
10 datos de transmisión de rayos X a lo largo de un cierto
número de diversos trayectos seguidos por los rayos.

Los detectores de rayos X utilizados en los
aparatos tomográficos de la técnica anterior incluían ge-
neralmente cristales de centelleo o pantallas fosfores-
15 centes conectadas con detectores ópticos tales como por
ejemplo tubos de imagen de tipo orthicon o fotomulti-
plicadores. Estos aparatos tienen dimensiones bastante
importantes y deben generalmente ser utilizados con un
aparato de colimación para obtener una resolución espa-
20 cial fina. Estos detectores de centelleo y dicho aparato
de colimación son detectores de energía de rayos X
relativamente ineficaces. Por consiguiente, es necesario
exponer un paciente sometido a un examen tomográfico en
un equipo de este tipo, a una dosis relativamente eleva-
25 da de radiación ionizante.

Nuestra solicitud de Patente Coopendiente
nº de serie 616.930 , presentada el 26 de septiembre
de 1975 con Nathan R. Whetten describe un conjunto de
cámara de ionización llena de xenón a alta presión, que
30 está caracterizado por un elevado rendimiento de detec-

1 ción y una fina resolución espacial cuando se utiliza
en un equipo de tomografía por rayos X. El detector in-
cluye un gran número de células de detección separadas
5 por placas colectoras metálicas sustancialmente parale-
las que pueden enfocarse en una sola fuente de rayos X
divergentes. Los fotones de rayos X que penetran en las
células detectoras producen parejas de ion-electrón que
se desplazan bajo la influencia de un campo eléctrico
en una dirección paralela a la línea del conjunto de
10 detección y sustancialmente perpendicular a la dirección
del haz de rayos X incidente, hasta las placas colecto-
ras. Los detectores de este tipo son perfectamente ade-
cuados para la detección eficaz de energía de rayos X
divergentes, la cual, por ejemplo, puede ser producida
15 a partir de una sola fuente de rayos X colimada para
obtener una distribución espacial plana en forma de aba-
nico. Sin embargo, el conjunto de cámara ionica de esta
Patente es relativamente ineficaz para la detección de
energía de rayos X que procede de un conjunto de fuen-
20 tes de rayos X separadas en el espacio, del tipo utili-
zado en el equipo tomográfico a gran velocidad descrito
más arriba.

De acuerdo con el presente invento, un aparato
de tomografía por rayos X a gran velocidad incluye
25 un conjunto de rayos X colimadas, separadas en el espa-
cio, y dispuestas frente a un conjunto de detectores de
rayos X situados a una corta distancia. Cada una de las
fuentes de rayos X está colimada para producir un chorro
relativamente estrecho, plano, en forma de sector, de fo-
30 tones de rayos X. Los grupos de fuentes de rayos X del

1 conjunto se excitan por medio de impulsos simultaneamen-
te para obtener datos de transmisión de rayos X que per-
mitan la reconstrucción tomográfica de la imagen. La co-
limación y la agrupación de las fuentes de rayos X, así
5 como la secuencia de excitación se eligen de modo que ca-
da fuente de un grupo ilumine un sector separado y distin-
to del conjunto de detectores de rayos X. De este modo
se reduce el tiempo necesario para producir una imagen
tomográfica.

10 Un conjunto de cámara de ionización adecuado
para ser utilizado en este equipo tomográfico incluye
un conjunto en forma de peine de electrodos colectores
de una primera polaridad dispuestos en un punto equidis-
tante entre dos electrodos en forma de hoja paralelos so-
15 metidos a polaridades opuestas y sumergidos en un gas ioni-
zable a presión alta. La energía de rayos X penetra en
el detector en una dirección sustancialmente paralela
a los electrodos en forma de peine y reacciona con el
gas del detector para producir parejas de electrón-ion.
20 Los electrones y los iones se desplazan bajo la influen-
cia de un campo eléctrico, en una dirección sustancial-
mente perpendicular tanto a la dirección del haz de rayos
X incidente como a la dirección lineal del conjunto, has-
ta los electrodos colectores. Las células de detección
25 del presente conjunto no se enfocan en una sola fuente
de rayos X, como era el caso con las células del conjun-
to descrito en la memoria de patente mencionada más arri-
ba, y por tanto están perfectamente adaptadas para ser
utilizadas en sistemas de tomografía dotados de fuentes
30 de rayos X múltiples, distribuídas en el espacio.

1 Las nuevas propiedades que se creen son características del presente invento se reseñan en las Reivindicaciones adjuntas. El invento propiamente dicho, conjuntamente con otros objetos y ventajas del mismo, podrá entenderse más claramente leyendo la siguiente descripción
5 detallada de su modo de realización preferido, tomada conjuntamente con los dibujos adjuntos en los cuales :

La Figura 1 es un sistema de tomografía a gran velocidad según la técnica anterior;

10 La Figura 2 es un sistema de tomografía a gran velocidad según el invento ;

La Figura 3 es una célula de detección única de la técnica anterior ;

15 La Figura 4 es un conjunto de cámara de ionización según el invento ;

La Figura 5 es una vista lateral de un conjunto de cámara de ionización según el invento ;

La Figura 6 es una variante de realización de la cámara de ionización según el invento, que permite obtener un funcionamiento a gran velocidad ;
20

La Figura 7 es una variante de realización de una cámara de ionización según el invento ;

La Figura 8 es un electrodo colector destinado a ser utilizado en las cámaras de ionización de las Figuras 4,5,6 y 7 ;
25

La Figura 9 es una variante de realización del electrodo colector de la Figura 8 ; y

La Figura 10 es una variante de estructura de los electrodos colectores incluidos en los conjuntos de cámara de ionización según el invento.
30

1 La Figura 1 muestra un sistema de tomografía
con rayos X a gran velocidad de la técnica anterior.
Un conjunto de fuentes de rayos X 20 alimentadas por im-
pulsos está dispuesto frente a un conjunto de detectores
5 de rayos X 22. Cada detector de rayos X individual del
conjunto 22 está constituido por una pantalla fosfores-
cente 24 adaptada para emitir luz proporcionalmente a
la intensidad de los rayos X incidentes. La luz proceden-
te de la pantalla 24 se concentra por medio de un objeti-
10 vo 26 sobre un tubo de captación de imagen del tipo uti-
lizado en cámara de televisión, típicamente un tubo de
imagen tipo orthicón 28. Las señales eléctricas proce-
dentes de cada tubo 28, que representan una distribución
lineal de las intensidades de los rayos X en el sentido
15 de la anchura de una pantalla 24, se transmiten a un or-
denador numérico para su tratamiento y su transformación
en imágenes tomográficas de rayos X.

Las estructuras 30 del cuerpo que están sometidas a examen se intercalan entre el conjunto de fuente 20
20 y el conjunto de detección 22. Las fuentes individuales
de rayos X del conjunto 20 se excitan por impulsos secuencialmente con el objeto de producir chorros de radiación
ionizante 32 que están atenuados en grados variables por
la estructura 30 del cuerpo y que llegan al conjunto de
25 detección 22. Los elementos del conjunto 20 pueden exci-
tarse mediante impulsos bajo la forma de una secuencia
rápida para proporcionar una información de transmisión
de rayos X que corresponde a una multiplicidad de trayec-
tos que se cortan a través de la estructura 30 del cuer-
30 po y a partir de la cual puede reconstituirse la informa-

1 ción de imagen. Sin embargo, cada fuente del conjunto
20 ilumina necesariamente de manera sustancial la to-
talidad del conjunto de detección 22, y por consiguiente
la frecuencia de excitación mediante impulsos secuencia-
5 les de las fuentes individuales está limitada por la ve-
locidad a la cual los datos pueden ser leídos a partir
de los elementos de detección por medio de los tubos de
captación de imagen 28. La información producida por un
solo impulso debe haber sido extraída completamente de
10 un tubo de detección 28 antes de excitar mediante impul-
so otra fuente del conjunto 20 para eliminar la redundan-
cia de información que se produciría si rayos X proceden-
tes de dos fuentes llegasen al mismo tubo durante la mis-
ma lectura.

15 La Figura 2 representa un sistema tomográfico
a gran velocidad según el invento, Un conjunto sustan-
cialmente semi-circular de fuentes de rayos X 20 inclu-
ye una multiplicidad de ánodos 40 de tubos de rayos X
individuales separados por un conjunto de colimadores 42
20 Los colimadores 42 tienen una forma tal que el haz de ra-
yos X procedente de cada ánodo 40 se limite a un chorro
en forma de sector sustancialmente plano. La energía de
rayos X del chorro atraviesa una estructura de cuerpo
30 y llega a un conjunto curvilíneo de detectores 44
25 de cámara de ionización situados a una distancia reduci-
da los unos de los otros en el plano del chorro de rayos
X. Las dimensiones y la geometría de los colimadores 42
se eligen para limitar la anchura del chorro de rayos X
de modo que ilumine un sector relativamente pequeño del
30 conjunto 44. Por ejemplo, en la ilustración de la Figu-

1 ra 2 , los rayos X procedentes del ánodo 40a atraviesan
el colimador 42a para formar un chorro en forma de sec-
tor 46a que llega a un pequeño sub-grupo 48a de detec-
tores situados en el conjunto 44. De la misma manera,
5 los rayos X procedentes del ánodo 40b atraviesan el co-
limador 42b, y llegan a un grupo separado y distinto 48b
de detectores situados en el conjunto 44.

Las fuentes de rayos X del conjunto 40 se exci-
tan por impulsos en grupos, eligiéndose las fuentes de
10 cada grupo de modo que las fuentes individuales iluminen
grupos separados y distintos de detectores en el conjun-
to 44. Después de la excitación mediante impulsos de ca-
da grupo de fuentes, se aplican los datos procedentes del
detector 44 a un ordenador numérico para su tratamiento
15 y se excitan mediante impulsos otro grupo de fuentes,
elegidas de la misma manera para iluminar grupos de detec-
tores distintos. De acuerdo con la geometría del colima-
tor y el número de detectores y de fuentes utilizados
en los conjuntos, la velocidad de tratamiento del alma-
20 cén puede ser aumentada en un factor de dos o más.

El conjunto de detección 44 puede incluir unas
cámaras de ionización del tipo descrito en la solicitud
de Patente de los Estados Unidos mencionada más arriba,
nº de serie 616.930, que se incorpora aquí a título de
25 referencia como antecedente. Este detector incluye un
conjunto de células de detección definidas entre electro-
dos colectores planos individuales que están dispuestos
de manera sustancialmente paralela a la dirección del haz
de rayos X indicente y perpendicularmente al plano del
30 chorro de rayos X. Las células individuales de un detec-

1 tor de este tipo están enfocadas en una sola fuente para
 obtener una recogida y una detección de rayos X con ele-
 vado rendimiento, y un detector de este tipo está perfec-
5 tamente adaptado para ser utilizado en un aparato de to-
 mografía convencional que incluye una sola fuente de ra-
 yos X. Cuando se utiliza en un sistema de tomografía de
 fuentes múltiples, este conjunto presenta una sustancial
 reducción de rendimiento de detección para los rayos X
 procedentes de un punto alejado del punto focal de sus
10 células individuales. El motivo de este defecto de ren-
 dimiento puede ser observado haciendo referencia a las
 Figuras 2 y 3 que representan una vista ampliada de una
 célula de detección individual iluminada por los rayos X
 procedentes de una fuente situada fuera de su región fo-
15 cal y que incide en el plano de la célula con un ángulo β .
 Si representa por R el radio del arco del detector y por
 P el radio del campo de observación en el cuerpo 30, el
 valor máximo del ángulo β se produce en el borde de
 cada arista de tal manera que $\text{seno } \beta = P/R$. En un siste-
20 ma típico del tipo ilustrado en la Figura 2 que se emplea,
 por ejemplo, para observar un corazón que está latiendo,
 P es igual aproximadamente a 20 cm y R es igual aproxima-
 damente a 75 cm, lo que da lugar a un ángulo máximo β de
 16°. El rendimiento de la célula para los ángulos de de-
25 tección oblicuos se determina por medio de la separación
 de los electrodos colectores d . La separación d se deter-
 mina, entre otros factores por el grado de resolución es-
 pacial necesario para el sistema y por el tiempo neces-
 ario para que los electrones y los iones producidos en
30 una célula se desplacen bajo la influencia de un campo

1 eléctrico hasta los electrodos individuales. Por ejemplo,
si la célula está llena de un gas de detección xenon a
una presión de aproximadamente 20 atmósferas, se necesi-
ta una separación d de aproximadamente 1 mm para obtener
5 un tiempo de respuesta de 1 milisegundo. La respuesta de
una célula de este tipo, con una separación de 1 mm entre
electrodos, para rayos X que inciden con un ángulo β de
16° será tan solo aproximadamente el 14% de su rendimien-
to para rayos X que inciden con un ángulo de 0°. Esta
10 reducción de rendimiento da lugar a importantes problemas
de calibración en los algoritmos de reconstrucción de
imagen e incrementa necesariamente las dosis de radia-
ción necesarias para producir una imagen de resolución
dada. Naturalmente, el problema de la calibración en
15 un conjunto de fuentes múltiples aumenta mucho debido
al hecho de que el ángulo de incidencia de los rayos X
en cada célula es diferente por cada detector y por tan-
to deben almacenarse y utilizarse grandes números de fac-
tores de calibración.

20 La Figura 4 es un conjunto de cámara ionica
según el invento que presenta un rendimiento de detección
sustancialmente constante a pesar de la variación de los
ángulos de incidencia de los rayos X. Un par de ánodos
conductores planos 50 y 52 están dispuestos paralelamente
25 a un haz incidente en forma de hoja de rayos X 54. Una
multiplicidad de cátodos en forma de barra 56 están dis-
puestos a distancias iguales entre los ánodos 50 y 52 y
están dispuestos de manera sustancialmente paralela los
unos respecto a los otros, siendo su dimensión más larga
30 generalmente paralela a los rayos X incidentes. Un termi-

1 nal de una fuente de tensión 58 está conectado con las
placas de ánodo 50 y 52. Cada uno de los cátodos 56 es-
tá conectado a través de una multiplicidad de circuitos
detectores de corriente 60 con el otro terminal de la
5 fuente de tensión 58. En un modo de realización preferi-
do del invento, un nudo común de la fuente de tensión y
de los detectores de corriente representa el potencial
de masa.

10 Los expertos en la materia se darán cuenta que
la polaridad de la fuente de tensión y la posición de la
conexión de tierra pueden alterarse sin afectar la uti-
lidad del invento y que la designación de los electrodos
colectores 50, 52 y 56 como ánodos y cátodos se da sola-
mente para facilitar la descripción.

15 Un gas de detección 62 llena el espacio forma-
do entre las placas de ánodos 50 y 52 y los cátodos 56.
El tipo de gas, la presión del gas, y la separación W
entre los electrodos se eligen utilizando métodos bien
conocidos en la técnica de tal manera que una importante
20 fracción (típicamente superior al 70%) de los fotones de
rayos X incidentes sean absorbidos en el gas. De manera
típica, el gas de detección 62 está constituido por un
gas raro de número atómico elevado, por ejemplo xenon,
cripton, argón, o un gas molecular que incluye átomos
25 de un peso atómico superior al del argon (por ejemplo
39,9); a una presión incluida aproximadamente entre 10
atmósferas y 100 atmósferas.

30 Los rayos X incidentes 54 reaccionan con el gas
de detección 62 entre los ánodos 50 y 52 para producir
parejas de electrón-ión. Los electrones se desplazan

1 bajo la influencia del campo eléctrico impartido por la
fuente de tensión 58 a las placas de ánodos 50 y 52, mien-
tras que los iones se acumulan similarmente en los cát-
dos 56. La circulación de corriente ionica hacia cualquier
5 cátodo individual 56 es proporcional al número de reaccio-
nes entre fotones y átomos de gas en la región de este
cátodo de tal modo que la distribución de la circulación
de la corriente entre los circuitos detectores de corrien-
te individuales 60 del conjunto es función de la distri-
10 bución de la intensidad de los rayos X a lo largo del con-
junto de detección. La dirección del movimiento de los
electrones y de los iones en el interior del detector
es sustancialmente perpendicular al sentido longitudinal
del conjunto y al haz incidente de rayos X.

15 Los cátodos 56 pueden montarse paralelamente
los unos respecto a los otros para producir un conjunto
de detección lineal. En variante, los detectores pueden
formar pequeños ángulos los unos respecto a los otros con
el objeto de definir un conjunto curvo o semi-circular
20 del tipo que se ilustra en la Figura 2.

 La Figura 5 ilustra un modo de realización
preferido del detector. Un recinto externo 70, que puede
típicamente estar formado con aluminio soldado, contiene
el gas de detección 62. Una cara del recinto forma una
25 ventana curva 72 de espesor reducido. El espesor de la
ventana y el material de la misma se eligen de modo que
la absorción de los rayos X en la ventana 72 sea sustan-
cialmente inferior a la absorción de los rayos X en el
interior del gas 62. Una multiplicidad de hilos rígidos
30 74 atraviesan una cara 76 del recinto 70 opuesta a la ven-

1 tana 72. Cada uno de los hilos 74 está aislado del recinto
to 70 con un elemento de inserción dieléctrico 78 que puede típicamente estar constituido por una resina epoxi.
Los cátodos 56 están sujetos típicamente mediante soldadura, en los hilos 74, en un plano sustancialmente paralelo a un haz incidente de rayos X y perpendicularmente a la ventana 72. Los ánodos 50 y 52 están separados del cátodo 56 por unos aisladores 80 y están soportados por un perno aislado y no conductor de la electricidad 82,
5
10 Unos anillos de protección 84 conectados a masa pueden introducirse en los aisladores 80 entre los ánodos 50 y 52 y los cátodos 56 para efectuar el drenaje de las corrientes de fuga que podrían, en caso contrario, circular a través de los circuitos detectores de corriente e introducir errores en ellos. La longitud óptima L de los ánodos y cátodos a lo largo del haz de rayos X incidente es función de la presión del gas en la envoltura. En el caso de gas de detección xenon a una presión de 20 atmósferas, una longitud de electrodo L de 2,5 cm representa un valor óptimo. Si la presión del xenon se eleva hasta 50 atmósferas, la longitud de electrodo óptima puede reducirse aproximadamente hasta un centímetro. En general, una presión de gas elevada (por ejemplo del orden de 50 atmósferas) es conveniente ya que permite utilizar detectores de menores dimensiones y por tanto tiende a reducir las vibraciones microfónicas y las corrientes de error asociadas. Una elevada presión del gas tiende también a reducir la transmodulación entre los elementos del conjunto, que podría ser producida por las radiaciones características del xenon.
15
20
25
30

1 El intervalo entre los electrodos y los cátodos d (Figura 3) determina el tiempo de respuesta del detector. En el caso de haces de rayos X en forma de hojas gruesas, la separación de los electrodos y el tiempo de respuesta pueden mantenerse en valores pequeños apli-
5 ando varios conjuntos de cátodos 56 entre tres o más placas de ánodo 90, 92 y 94 (Figura 6).

La Figura 7 ilustra una variante de realización de la construcción de detector, en la cual el recinto incluye dos mitades 100 y 102, mantenidas por unos tornillos 104. Los ánodos 50 y 52 de este modo de realización pueden estar soportados por unos bloques aislados 106 y 108 sujetos en unas tiras metálicas 110 y 112 que están soldadas en la pared posterior de la mitad 102 del recinto del detector.
10
15

La Figura 8 es un modo de realización del cátodo 56 útil para el detector de la Figura 7. El elemento de cátodo incluye una barra metálica rígida 120 que está sujeta en la pared posterior del recinto del detector y que está soportada por un aislador 122 el cual puede por ejemplo estar constituido por resina epoxi. El aislador 122 puede, si se desea, estar contenido en un cabezal metálico 123 para facilitar su fijación en la pared del recinto.
20

La Figura 9 es una variante de realización de un cátodo 56 útil para el detector de la Figura 7. El cátodo de este modo de realización incluye una lámina plana de metal 124 que está unida, por ejemplo mediante soldadura, con una barra metálica rígida 120 que está soportada por un aislador 122 y un cabezal 123 de la misma ma-
25
30

1 nora que la barra de cátodo de la Figura 8. Si se desea
la lámina 124 puede ser nervurada para aumentar su rigi-
dez y reducir las vibraciones microfónicas.

5 La Figura 10 es una variante de realización
de cátodo útil para los detectores de las Figuras 5 y 7
Los elementos de cátodo incluyen una multiplicidad de
tiras metálicas 130 que están unidas a la superficie de
una hoja dieléctrica 132. Las tiras metálicas 130 pueden
10 aplicarse a la hoja 132 de cualquier manera convencional,
por ejemplo, mediante impresión por serigrafía, grabando
placas de circuito impreso, o mediante depósito de va-
por. La hoja dieléctrica 132 puede, por ejemplo, estar
constituída por resina epoxi reforzada, cerámica, o cual-
quier otro material utilizado corrientemente para esta
15 aplicación en la técnica de los detectores.

 El modo de realización de cátodo de la Figura
10 es particularmente útil porque el número de piezas in-
dividuales que se necesita es notablemente inferior en
comparación con otros conjuntos de detección a gran esca-
20 la y la separación entre los elementos de cátodo puede
mantenerse rígidamente para reducir las señales microfó-
nicas.

 El detector según el invento permite efectuar
la medición de la intensidad de los rayos X con una gran
25 precisión y un rendimiento elevado, particularmente en
geometrías en las cuales los rayos X proceden de fuentes
separadas en el espacio. La utilización de un gas de de-
tección a presión elevada permite construir un conjunto
de cámara iónica compacto y rígido que tiene un reducido
30 número de piezas por cada célula de detección y que es

1 un medio de detección gaseoso dispuesto entre dicho primer ánodo, dicho segundo ánodo y dicho tercer ánodo y dichos cátodos; y

5 un dispositivo para aplicar un potencial eléctrico entre dichos cátodos y dichos ánodos, con lo cual se forma un campo eléctrico entre dichos cátodos y dichos ánodos, y para conectar cada uno de dichos cátodos a un circuito de tratamiento de señales.

10 2.- Detector de rayos X según la reivindicación 1, caracterizado porque dichos elementos de cátodo son paralelos los unos a los otros.

15 3.- Detector de rayos X, según las Reivindicaciones 1 ó 2, caracterizado porque dicho medio gaseoso está constituido por elementos de peso atómico superior o igual al peso atómico del argón.

4.- Detector según la Reivindicación 3, caracterizado porque dicho medio gaseoso está constituido por argón, criptón, xenon o mezclas de estos gases.

20 5.- Detector según la Reivindicación 4, caracterizado porque dicho medio gaseoso es xenon.

25 6.- Detector según la Reivindicación 1, caracterizado porque dicho medio de detección gaseoso tiene una presión incluida aproximadamente entre 10 atmósferas y 100 atmósferas.

7.- Detector según la Reivindicación 6, caracterizado además porque incluye un recipiente resistente a la presión situado alrededor de dichos ánodos, dichos cátodos, y dicho medio gaseoso y que los contiene.

30 8.- Detector según la Reivindicación 7, caract-

1 terizado porque dicho recipiente resistente a la presión incluye una ventana dispuesta perpendicularmente a dichos ánodos y dichos cátodos y en una posición adyacente a éstos.

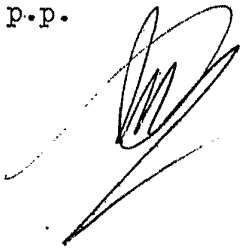
5 9.- Detector según la Reivindicación 1, caracterizado porque dichos elementos de cátodo están constituidos por tiras de material conductor de la electricidad dispuestas en una hoja de material dieléctrico.

10 10.- Se reivindica por último como objeto sobre el que ha de recaer la Patente de Invención que se solicita: " DETECTOR DE RAYOS X DEL TIPO DE CAMARA IONICA PARA DETERMINAR LA DISTRIBUCION DE LAS INTENSIDADES DE LOS RAYOS X ".


15 Todo conforme queda descrito y reivindicado en la presente Memoria Descriptiva que consta de diecinueve páginas mecanografiadas y dibujos que se acompañan.

Madrid, 18 de abril de 1977

BERNARDO UNGRIA
P.P.

20 

25

30 

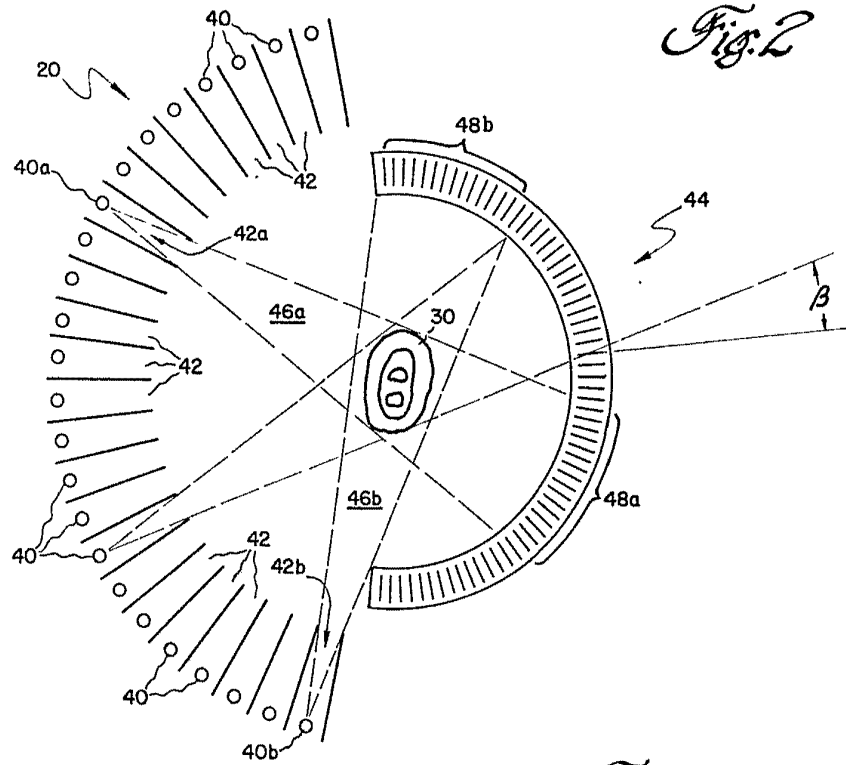


Fig. 2

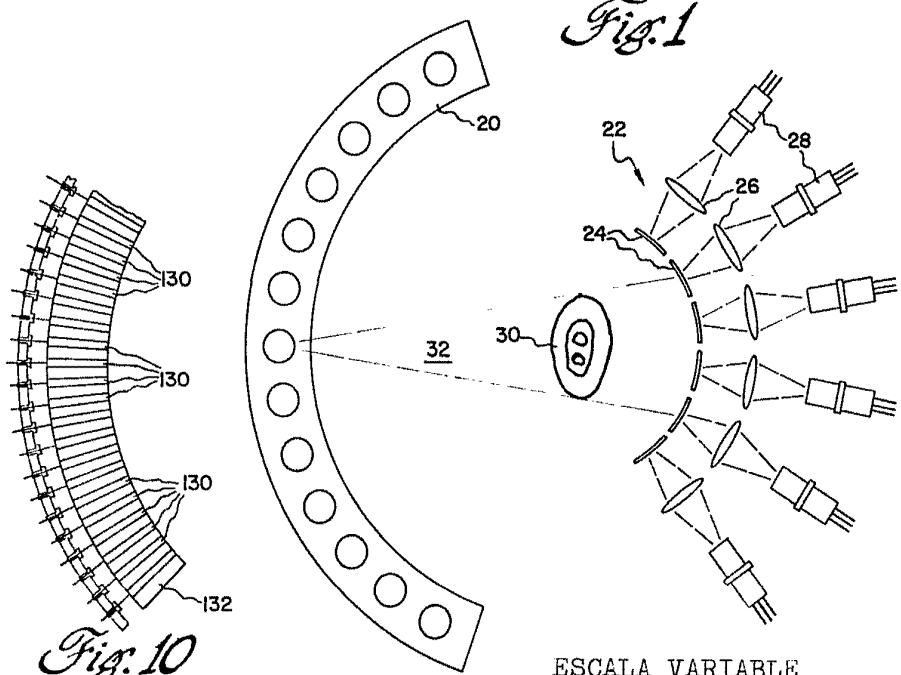


Fig. 1

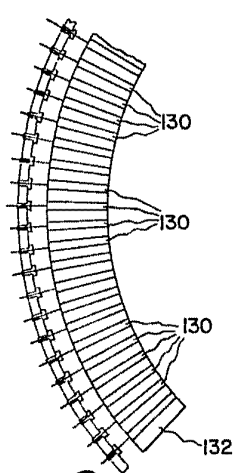


Fig. 10

ESCALA VARIABLE
Madrid 18 de abril de 1977
BERNARDO UNGRIA
D. P.

Fig. 3

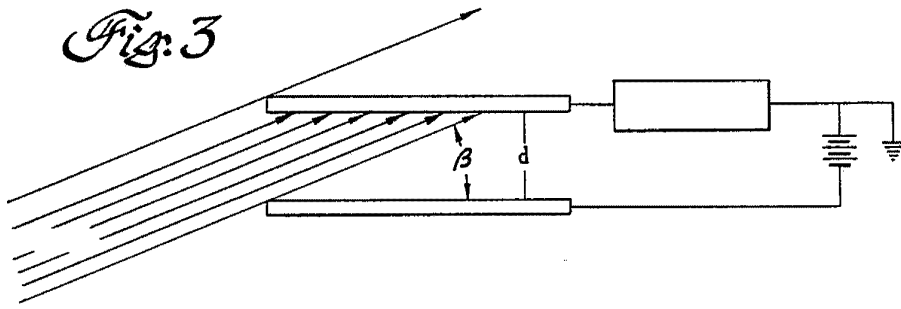


Fig. 4

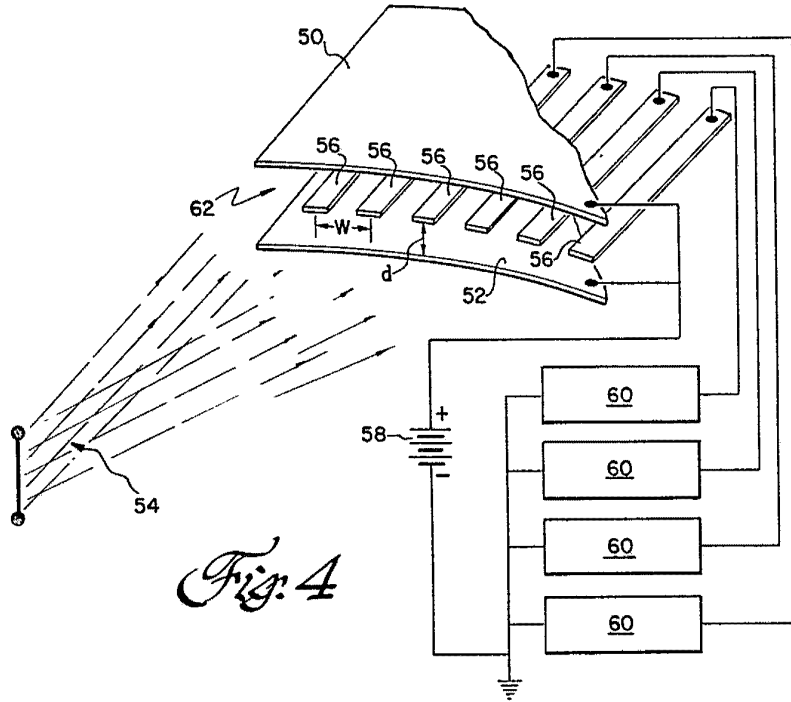
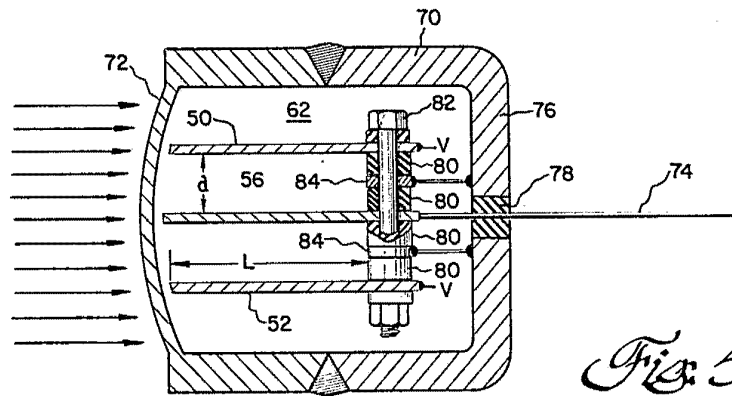


Fig. 5



ESCALA VARIABLE
Madrid 18 de abril de 1977
BERNARDO UNGERIA
P. P.

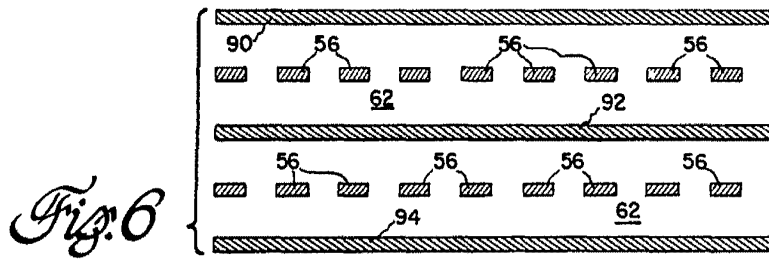


Fig. 6

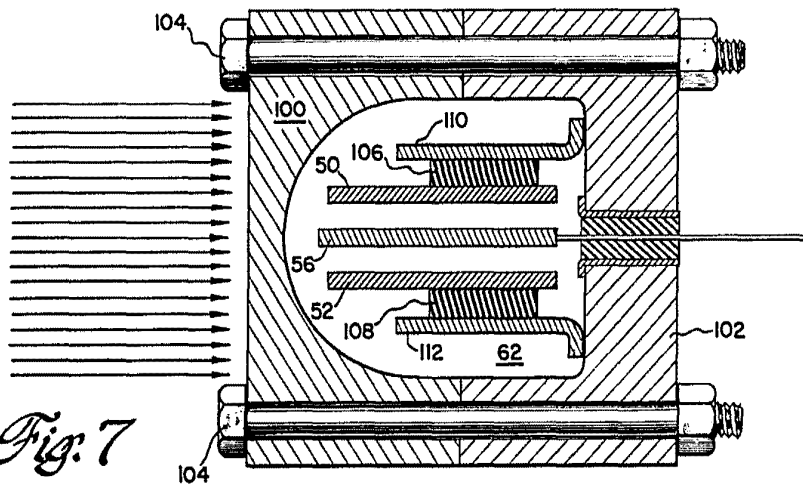


Fig. 7

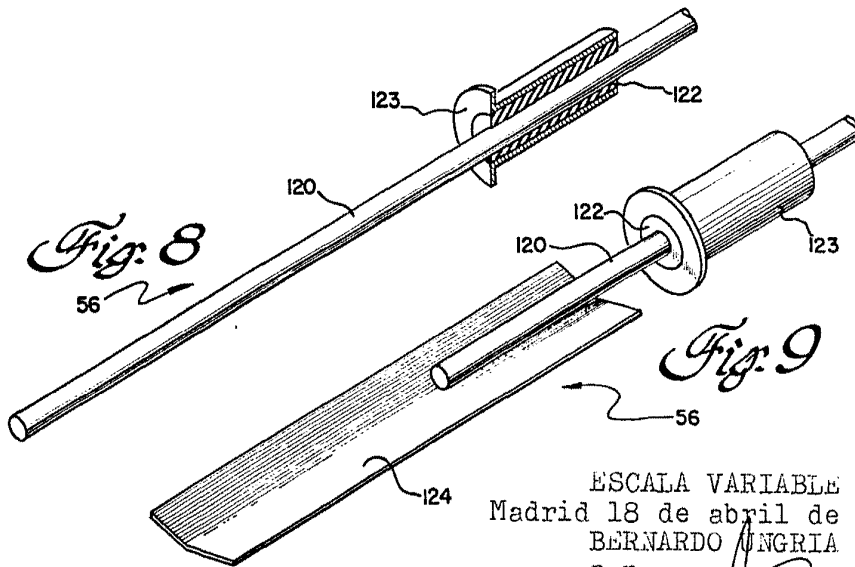


Fig. 8

Fig. 9

ESCALA VARIABLE
 Madrid 18 de abril de 1977
 BERNARDO UNGRIA
 p.p.