

INDUSTRIA
REGISTRO INDUSTRIAL



19 ES	11 NUMERO	10 A1
21	448441	
22	FECHA DE PRESENTACION	10. 1975

PATENTE DE INVENCION

30 PRIORIDADES: 31 NUMERO	32 FECHA	33 PAIS
Ser. No. 621.405	10 de Octubre de 1.975	EE.UU. de A.

47 FECHA DE PUBLICIDAD	51 CLASIFICACION INTERNACIONAL	62 PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
	H05G	

64 TITULO DE LA INVENCION
PROCEDIMIENTO E INSIALACION PARA EL TRATAMIENTO CON RAYOS X.

71 SOLICITANTE (ES)
VARO, INC.

DOMICILIO DEL SOLICITANTE
2203 West Walnut, Garland, Dallas County Texas 75040, EE.UU. de America

72 INVENTOR (ES)
JAMES ROLAND HERRINGTON, Ing.

73 TITULAR (ES)

74 REPRESENTANTE
GOMEZ ACEBO.

**POOR
QUALITY**

La presente invención se refiere a un sistema de registro de la imagen de la radiación, y más particularmente, a un sistema para intensificar y reducir las representaciones de las imágenes de rayos X.

5 Hasta ahora se han desarrollado sistemas de rotorluorografía para registrar permanentemente representaciones de imágenes de rayos X. Estos sistemas de la técnica anterior ha incluido, por lo general, una pantalla fluorescente para convertir las imágenes radiográficas en imágenes luminosas, un sistema de lentes, un intensificador de imagen y una película para registrar la imagen visible resultante. Ejemplos de estos sistemas convencionales se describe en la patente de los Estados Unidos número 2.595.430, concedida el 6 de Mayo de 1.952, C. M. Tuttle; la patente de los Estados Unidos número 3.126.480, concedida el 24 de Marzo de 1.974 a Bouwers y la patente de los Estados Unidos número 3.417.242, concedida el 7 de Diciembre de 1.968, a R. W. Windebank.

10 Aunque estos sistemas anteriormente desarrollados por lo general han funcionado satisfactoriamente, los sistemas de la técnica anterior han sido caros debido al requisito de unos sistemas de objetivos grandes y de precio elevado, que debían ser endurecidos contra las radiaciones con el fin de impedir su deterioro como resultado de la exposición de los rayos X. Además, estos sistemas previamente desarrollados exigían una excesiva exposición de los pacientes a los rayos X, eran necesariamente de dimensiones bastantes notables y, por lo general, exigían que el operador pasara a la parte posterior de la cabina con el fin de colocar ó retirar la película en la cámara. Estos sistemas previamente desarrollados no incluían características prácticas de protección en caso de fallos, y no han sido suficientemente mecanizados para una exploración rápida y eficaz de gran número de pacientes. Ha surgi

do pues la necesidad de un sistema económico y compacto que pueda accionarse con facilidad y sencillez, para proporcionar rayos X reducidos de calidad diagnósticas, con una exposición razonables a los rayos X del paciente.

5 La presente invención proporciona un sistema de intensificación y reducción de los rayos X que reduce o elimina prácticamente los problemas asociados previamente a la técnica anterior.

10 Según la presente invención, un sistema de reducción y registro de las radiaciones incluye un alojamiento con una pantalla en su primer extremo, colocada de forma que reciba la radiación y la convierta en imágenes visibles. En un segundo extremo del alojamiento se disponen de unas superficies reflectoras para reflejar las imágenes visibles en dirección al primer extremo del alojamiento. En el alojamiento se dispone un conjunto de intensificación de la imagen para amplificar y reducir las imágenes reducidas reflejadas. En la zona del primer extremo del alojamiento se coloca una cámara que registra las imágenes reducidas amplificadas.

15 Según otro aspecto de la invención, un sistema de reducción de rayos X intensificados incluye una pantalla para convertir los rayos X en imágenes visibles. Se proporciona un primer espejo para reflejar las imágenes visibles siguiendo una primera dirección del primer ángulo para reflejar las imágenes visibles a lo largo de la dirección de un segundo ángulo de forma que las imágenes visibles reflejadas se reduzcan y se desdobladas. Un intensificador de imagen recibe y amplifica las imágenes visibles reflejadas. Una cámara de registro registra las imágenes visibles reflejadas amplificadas.

20 Según otro aspecto de la invención, se proporciona un sistema eléctrico de comprobación para un aparato de intensificación y reducción de rayos X en el que una cámara registra la salida de

25
30

un tubo intensificador de la imagen. Un circuito genera una primera señal representativa de la operación del tubo intensificador de la imagen. El circuito compara la primera señal con una señal de referencia, y genera una segunda señal en respuesta al funcionamiento apropiado de la cámara. Una pantalla responde a las señales primera y segunda para indicar el funcionamiento apropiado e inapropiado del aparato.

Según otro aspecto más de la invención, el sistema intensificador y de reducción de rayos X incluye una pantalla para convertir las imágenes de rayos X en imágenes visibles. Un espejo refleja las imágenes luminosas hacia un intensificador de imagen, que intensifica y reduce las imágenes luminosas visibles reflejadas. Una cámara fotografía las imágenes luminosas intensificadas y reducidas. Se proporciona una estructura para generar un número único de cada fotografía tomada por la cámara. Se proporciona una estructura para generar representaciones luminosas visibles de los números únicos y para dirigir las representaciones a los espejos reflectores, de manera que ese número único aparece en cada una de las fotografías tomadas por la cámara.

Para comprender más a fondo la presente invención, así como otros objetos y ventajas de la misma, hacemos ahora referencia a la descripción que sigue, que se realiza con relación a los dibujos adjuntos, en los que:

La figura 1, es una vista en sección superior de la realización preferida del presente sistema de intensificación y reducción de rayos X;

La figura 2 es una vista frontal en perspectiva del sistema representado en la figura 1;

La figura 3 es una vista abierta del alojamiento para el sistema representado en la figura 2;

La figura 4 es una vista lateral en sección del alojamiento
to representado en las figuras 1 y 2;

La figura 5 es una vista frontal de la unidad intensifica
dora de imagen del presente sistema;

5 La figura 6 es una vista de extremo de la cámara y la uni
dad intensificadora de imagen de la invención;

La figura 7 es una vista frontal del alojamiento de la --
presente invención;

10 La figura 8 es una vista de extremo, con los paneles pos-
teriores retirados, del presente sistema;

La figura 9 es una vista desde el fondo del alojamiento -
del sistema;

La figura 10 es una vista en sección del intensificador -
de imagen utilizado con la presente invención;

15 La figura 11 es un diagrama esquemático del sistema eléc-
trico de la invención; y

Las figuras 12 y 13 son esquemas de bloque del circuito -
de registro de la invención.

20 La figura 1 es una vista en sección superior del sistema
de intensificación y reducción de rayos X de la presente invención
identificado en general con el número 10. Una fuente-12 de radia-
ción de rayos X se sitúa en una realización adecuadamente protegi-
da para generar un haz de rayos X, que se dirige en y a través del
objeto 14. Debido a que los rayos X pasan a través del sujeto 14,
25 se forma una imagen de rayos X que se dirige a una pantalla 16. -
Aunque en los dibujos se ilustra una fuente 12 de rayos X, se com-
prenderá que la presente solicitud es apropiada para utilizar con
una gran variedad de tipos de radiación para proporcionar no sólo
radiografía del tórax, sino también mamografías, fluoroscopia y -
30 similares.

La pantalla 16, en la realización preferida, comprende una tapa de baquelita con epoxi, con el fin de poder soportar una pantalla fina intensificadora de rayos X. La pantalla intensificadora incluye una sustancia de centelleo de oxisulfuros de tierras raras ó similares, tal como la pantalla fabricada y vendida como pantalla ordinaria de intensificación de rayos X Kodak Lanex de la Kodak Corporation. En algunos casos, puede utilizarse una rejilla de rayos X sobre la pantalla 16, para permitir el paso de la radiación primaria, pero bloquear la radiación secundaria.

Las imágenes radiológicas aplicadas a la pantalla 16 se convierten en imágenes luminosas visibles gracias a la sustancia luminiscente de centelleo situada en la pantalla, y las imágenes luminosas visibles se dirigen a un alojamiento rectangular alargado 18, siguiendo el recorrido identificado por las líneas 20a y 20b. La imagen luminosa visible se refleja desde un primer espejo 22, montado sobre un soporte 24, e inclinado de forma que refleje las imágenes luminosas visibles en ángulo recto. Las imágenes luminosas visibles reflejadas son reflejadas de nuevo por un segundo espejo 26, más pequeño, montado sobre un soporte 28. El espejo 26 se encuentra también inclinado con el fin de reflejar las imágenes luminosas visibles en un ángulo aproximadamente 90° de la forma que se representa. De esta forma, las imágenes luminosas generadas por la pantalla 16 se "repliegan" paralelamente a la dirección original de recorrido de la imagen luminosa generada originalmente.

Este "repliegue" elimina la necesidad de una cantidad importante de protección para el conjunto de reducción e intensificación del sistema, debido al hecho de que la radiación de rayos X no incide directamente sobre el conjunto, sino que el conjunto se dirige únicamente una radiación secundaria reflejada dos veces

De esta forma, pueden utilizarse lentes endurecidas convencionales no exclusivas para radiaciones, disminuyendo sustancialmente el precio del sistema actual sobre los sistemas anteriormente desarrollados, en los que se necesitaban lentes endurecidas especiales para radiaciones debido a la exposición a la radiación.

La imagen luminosa visible reflejada por el segundo espejo 26 se dirige a la unidad de reducción e intensificación identificada en general con el número 30. La unidad 30 incluye un objetivo 32 que puede ser, por ejemplo, un objetivo Canon XI de 90 milímetros. Una placa correctora de dioptrías 34 se coloca sobre el objetivo 32. La imagen reducida resultante se aplica a través de un adaptador 36 de objetivo a un intensificador 38 de imagen de dos etapas. Unos conectores de perno en forma de U 40 y 42 soportan la unidad 30 dentro del alojamiento 18, como se describirá posteriormente.

Como es sabido, el intensificador de imagen 38 comprende un fotocátodo que forma una imagen de electrones emitidos. A continuación los electrones se aceleran electrostáticamente antes de ser enfocados sobre una pantalla luminiscente del intensificador. La ganancia de la energía de los electrones se hace entonces evidente como una imagen luminosa amplificada. La imagen luminosa amplificada se hace pasar entonces a través de un adaptador de objetivo 44 a un objetivo de colimación 46. El objetivo 46 puede comprender, por ejemplo, un objetivo de colimación Canon XI de 90 milímetros. La imagen visual resultante se aplica entonces a través de un objetivo de formación de imagen 48, sostenido por un perno en U 47, siendo el objetivo, por ejemplo, un objetivo de formación de imagen Canon XI de 180 milímetros.

La imagen resultante visible, amplificada y reducida de la imagen original de rayos X se aplica entonces al objetivo de

una cámara 50, que puede accionarse de forma que registre permanentemente la representación de la imagen radiológica original. La cámara 50 y el resto del sistema se accionan a través de un cordón 52 por medio de un interruptor de funcionamiento a distancia 54. El interruptor 54 incluye dos posiciones, que controlan también el funcionamiento de la fuente de rayos X 12. Aunque se comprenderá que es posible utilizar los diversos tipos de cámaras en la realización preferida, se utiliza una cámara Hasselblad EA 500 accionada eléctricamente, con un formato de película de 70 milímetros, y un chasis-almacén separable 56. Como se describirá posteriormente, el chasis-almacén 56 puede retirarse a través de una puerta lateral para permitir el cambio de la película sin retirar la cámara. El accionamiento a motor 57 para la cámara va montado debajo de la cámara 50 y el chasis-almacén de película 56.

Una característica importante del presente dispositivo son las unidades de visualización 60 y 62, de díodos emisores de luz que generan representaciones visibles de las secuencias de los números. La secuencia de los números generadas por los díodos emisores de luz se reflejan desde los espejos 64 y 66 y a través de los espejos 22 y 26, hasta la unidad 30, y por último hasta la cámara 50. De esta manera, puede grabarse en la imagen de las fotografías tomadas por la cámara 50 unas representaciones de un número único, con el fin de permitir una designación única a cada fotografía tomada por la cámara. Gracias a los espejos 64 y 66, los díodos emisores de luz 60 y 62, y su circuito lógico asociado van protegidos contra la exposición a la irradiación de rayos X directa. El díodo emisor de luz 60, como se describirá posteriormente, se utiliza para proporcionar un número que se incrementa automáticamente, según un esquema de numeración prefijado para cada diferente fotografía. El díodo emisor de luz 62 genera un número

ro que puede ajustarse por medio de un conmutador de rueda 88 que se describirá posteriormente, en el cuadro frontal del alojamiento 18, por parte de la persona que accione la máquina de rayos X.

Una protección de plomo 68 se encuentra formada a lo largo de un lado de la unidad 30 y de la cámara 50, para impedir la exposición a los rayos X directos. De igual modo, una porción protegida con plomo 71 se dispone detrás de la cámara 50 para proteger contra la protección directa a los rayos X. Debido a la disposición de reflexión en doble repliegue del presente sistema, sólo se necesitan dos protecciones de plomo 68 y 71, eliminando de ese modo la necesidad de una amplia protección, con los correspondientes problemas de peso y de coste. Alrededor de la cámara 50 se forma una ligera pantalla deflectora 70, para proteger la película que hay en la cámara contra las fugas de luz que ocurran a través de la puerta 96.

La figura 2 es una vista en perspectiva del sistema 10, que ilustra el tamaño compacto del sistema. En la realización preferida, el alojamiento 18 tiene las dimensiones de 431,8 X 635 X 1016 milímetros, con un peso total de 45 kg. El presente sistema ocupa pues un espacio relativamente pequeño, y es fácilmente transportable, y sin embargo proporciona radiografías de calidad diagnóstica de manera muy fácil de operar. La pantalla 16 tiene unas dimensiones de campo de visión de 355,6 X 406,4 milímetros y puede colocarse junto al tórax ó en cualquier otra zona del paciente que se quiere radiografiar.

Un aspecto importante de la invención es el cuadro 74, que incluye una luz 76 preparada para exposición, que no se enciende hasta que se han comprobado electrónicamente todos los componentes del sistema inmediatamente antes de ponerse en marcha la fuente de rayos X 12. De esta manera, el paciente no queda expuesto a la

radiación con rayos X, salvo que el sistema funcione adecuadamente.

5 El cuadro 74 incluye igualmente una luz intensificadora -
de imagen 78, que se enciende si se aplica corriente al intensifi-
cador de imagen por encima ó por debajo de un nivel determina-
do. Una luz de alimentación con corriente eléctrica de la cámara
y del tubo 80 se enciende si la tensión aplicada por la fuente de
alimentación al tubo intensificador se encuentra por debajo de un
nivel predeterminado, ó si el chasis-almacén no está colocado. -
10 Una lámpara de identificación del paciente 82, se enciende si uno
de los díodos emisor de luz 60 y 62 tiene un segmento quemado. U-
na lámpara 84 de control de exposición automáticamente se encien-
de cuando la intensidad de los rayos X alcanza un nivel excesivo,
según detecta un sistema detector incorporado al sistema. Una lám-
15 para de transporte de la película 86 se enciende cuando el trans-
porte de la película ó el disparador de la cámara 50 no ha funcio-
nado según la secuencia prescrita. Las lámparas 78-86 se enciende
pues únicamente si ocurre una avería en el sistema. Si ocurre una
avería, la luz 76 no se encenderá y no se aplicarán rayos X al pa-
20 ciente, eliminando por lo tanto la irradiación del paciente si no
se puede tomar una radiografía apropiada.

Un registro 88 comprende un registro de rueda accionado -
manualmente con 5 cifras, en el que puede marcarse cualquier se-
cuencia deseada de 5 cifras. El operador del dispositivo puede -
25 utilizar el registro de rueda 88 para marcar un número ó código -
de paciente, correspondiente al paciente concreto que se va a ra-
diografiar. Como se describirá más adelante esta secuencia de 5 -
cifras es presentada por el díodo emisor de luz 60 y reflejada -
hasta la cámara 50. Un registro de 60 cifras 90 se incrementa au-
30 tomáticamente cada vez que la cámara 50 toma una fotografía. Los

números contenidos dentro del registro son presentados por el dió-
do de luz 62 y reflejados hasta la cámara 50. De esta forma, cada
fotografía tomada por la cámara 50 incluye una representación vi-
sual de la disposición de los registros 88 y 90.

5 Al lado del alojamiento 18 se encuentra dispuesta una abe-
tura 94, y una puerta 96 va conectada basculantemente por la bis-
gra 98. Normalmente, la puerta 96 se encuentra cerrada durante el
funcionamiento del sistema. Cuando se desea cambiar la película -
en la cámara, se abre la puerta en 96 y el chasis-almacén de pelí-
10 cula 56, se cambia por un chasis-almacén nuevo. De esta forma, no
es necesario retirar toda la cámara, manteniendo por lo tanto el
enfoque actual de la cámara en todo momento.

La figura 3, es un diagrama abierto que ilustra la cons-
trucción del alojamiento 18. Un armazón rígido 100 comprende unas
15 patas metálicas soldadas en forma rectangular en forma de calcefa
El armazón incluye una primera zona o obstruida 102, en la que -
las imágenes luminosas generadas por la pantalla 16 se dirigen ha-
cia los espejos montados en la parte posterior. Una segunda zona
104, que tiene una menor anchura que la superficie 102 se forma -
20 para acomodar el sistema de reducción e intensificación. Un aspec-
to importante de la invención es la provisión de unos carriles --
106 y 108 que soportan deslizantemente un bastidor que recibe la
unidad de reducción e intensificación 30 y la cámara 50, de forma
que la unidad 30 y la cámara 50 pueden deslizarse hacia afuera pa-
25 ra mantenimiento ó sustitución.

Las paredes laterales 110 y 112 están adaptadas para fijar
se al bastidor 100 por medio de tornillos y similares. Una pieza
superior rectangular metálica 114 se adapta a la parte superior -
del alojamiento. Una pieza inferior rectangular 116 se ilustra en
30 lugar del fondo del bastidor 100. Una placa de montaje 118 está -

adaptada para fijarse al fondo de la placa 116 y permitir el montaje de la unidad sobre un soporte adecuado un trípode ó similar. Una placa posterior 120 está adaptada para fijarse a la parte posterior del marco ó armazón 100, mientras que una chapa 122 puede fijarse en la parte frontal del bastidor para cubrir la superficie 104. La chapa 122 puede retirarse para extraer la unidad 30 y la cámara 50/ El cuadro 74 anteriormente descrito se fija en la chapa frontal 122. El alojamiento de la presente invención se construye de forma hermética y ligera, y es totalmente rígido y prácticamente libre de mantenimiento.

La figura 4 ilustra igualmente un soporte de montaje en U 130 va conectado en 132 a la parte posterior del bastidor 100, y sujeto con pernos por el extremo opuesto al soporte de espejo 28 que soporta el segundo espejo 26. La figura 4 muestra también una porción del primer espejo 22, que puede comprobarse que es mayor que el segundo espejo 26. El segundo espejo 26 refleja las imágenes luminosas visibles en el objetivo 32, y a través del adaptador del objetivo 36 hasta la unidad de intensificación de la luz 36. La figura 4 ilustra como los pernos en U 40, 42 y 47 van fijados rigidamente al armazón que se desliza a lo largo de los carriles 106 y 108.

La salida de la unidad intensificadora de imagen 38 se aplica a través del adaptador de objetivo 44 y a través del objetivo de colimación 46 y el objetivo de formación de imagen 48 y a la cámara 50. Como hemos indicado anteriormente, el chasis-almacén 56 puede separarse de la cámara 50 para permitir cambiar fácilmente la película. Un deflector de la luz 70 se adapta por encima y alrededor de la cámara 50 para proporcionar deflección luminosa a la cámara.

La figura 5 es una vista frontal de la unidad de reduc-

ción e intensificación 30. El perno en U 40 se adapta sobre la por-
ción superior del intensificador de imagen 38, y va sujeto a una -
horquilla 140 por los pernos 142 y 144. La horquilla 140 se apoya
en las pistas 146 y 148 que van montadas rígidamente a un bastidor
5 en forma de U 150. El segundo bastidor en forma de U 152 va sujeto
con pernos al bastidor 150, para formar la pista 136. La horquilla
140 va sujeta a la pista 136 por medio de los pernos 154.

Las figuras 6 es una vista posterior del chasis-almacén
de la cámara y el accionamiento de motor 57 de la cámara. Como se
10 indica, el perno en U 47 va conectado a una horquilla 158 por los
pernos 160 y 162. El accionamiento de motor 57 va conectado a un
accesorio de montaje 164 por medio de un perno 166. El accesorio
de montaje 164 se desliza a lo largo de las pistas 146 y 148. has-
ta la posición deseada, después de lo cual se fija rígidamente a
15 la pista 136.

La figura 7 es una vista frontal del alojamiento 18, con
el panel frontal 76 retirado para ilustrar el chasis-almacén de -
película 56 y el accionamiento de motor de la cámara 57. La pista
136 va apoyada sobre los cariles 106 y 108 con el fin de deslizar
20 se hacia afuera desde el alojamiento 18 para mantenimiento y ajust-
te. La figura 7 ilustra igualmente la pantalla deflectora 70, que
incluye una pieza 174 en forma de U para montar sobre la cámara -
50 e impedir que la luz exponga la película situada dentro de la
cámara. La figura 7 ilustra la colocación del espejo 22 y el espe-
25 jo 26. Los soportes de rejilla 178 y 180 van montados debajo del
alojamiento 18 y se deslizan entre las posiciones retraídas y ex-
tendidas. En la posición extendida, puede colocarse una rejilla de
rayos X sobre los soportes 178 y 180, de forma que se extienda so-
bre la pantalla 16.

30 La figura 8 es una vista posterior del alojamiento 18, con

la chapa posterior 120 retirada, ilustrando un bastidor de montaje 182, fijado rígidamente por la parte posterior al armazón 100. El soporte de montaje en U 130, que sostiene los soportes de espejo va montado al armazón 182 por los pernos 184. En el armazón 182 -
5 van dispuestas una abertura 185 para permitir el ajuste de la posición de los espejos.

La figura 9 es una vista desde abajo del alojamiento 18 que muestra la chapa 118, anteriormente descrita, fijada al fondo 116 para permitir la unión del alojamiento 18 a la plataforma de montaje apropiada. Los soportes de rejilla 178 y 180 pueden moverse a lo largo de las pistas 186 para situarse en la posición retraída ó extendida, para mantener la rejilla de rayos X anteriormente descrita.

La figura 10 es una vista en sección del intensificador de imagen 38. Este intensificador incluye un alojamiento cilíndrico 187 que tiene un soporte de plástico 188 montado en un extremo. Una ventanilla de cristal 190 va montada en el soporte 188 para transmitir imágenes visuales a través de un conjunto de óptica de fibra 192 a un fotocátodo 194. El fotocátodo convierte la luz visible en electrones, que se dirigen a través de objetivos de electrones 196 para acelerarlos y enfocarlos sobre una capa luminiscente P-20 198. La capa luminiscente convierte los electrones en fotos para proporcionar una luz visible que se aplica a través de un conjunto óptico de fibra 200 que se une a un conjunto de fibra óptica 202. El conjunto óptico de fibra 202 dirige la luz visible a una segunda etapa intensificadora de imagen, que incluye un fotocátodo 204, un objetivo de electrones 206, una capa luminiscente 208 y un sistema de óptica de fibra 210. La imagen intensificada y reducida resultante, se aplica a través de una ventanilla de vidrio 212 al objetivo de colimación 46 de la forma anteriormente

descrita.

El uso del intensificador de imagen en dos etapas es un aspecto importante de la presente invención, ya que se proporciona una ganancia de 0,051 candelas/cm² por lux. En los sistemas de la técnica anterior, se utilizaba un intensificador de imagen monoestápico que exige un fotocátodo mucho mayor y un mayor objetivo exigiendo por lo tanto un objetivo mucho más caro y cabinas de mayor tamaño. El actual intensificador de imagen biestápico proporciona un sistema de entrada y salida de 40 milímetros de diámetro para proporcionar la resolución deseada al sistema sin necesitar sistemas de objetivos de precio elevado. Un intensificador adecuado de objetivo de imagen para utilizar con la presente invención, puede comprender, por ejemplo, un intensificador de imagen de dos etapas que utiliza los intensificadores en los conjuntos intensificadores de imagen Varo modelos 8605 y 8606 fabricados y vendidos por la División de Dispositivos Electrónicos de la Varo Corporation.

La figura 11 es un esquema eléctrico del circuito que interconecta el conmutador manual 54 y las luces situadas en el cuadro 74 y el circuito de control del dispositivo. Haciendo referencia al dibujo, un micrófono 230 se encuentra dispuesto junto a la cámara 50 para poder detectar el sonido de funcionamiento del obturador de la cámara. El micrófono va conectado a la entrada positiva de un comparador 232. La entrada negativa del comparador 232 va conectada a una red de resistencia 234 para proporcionar al comparador una tensión de referencia. La salida del comparador se aplica a través de un inversor 236 a la entrada de una puerta NY 238. La puerta 238 va conectada, de forma enganchada, a una puerta NY 240. La salida Q de los enganches va conectada a la entrada de una puerta NY 242. La salida Q del enganche se aplica a través

de un amplificador 244 y un resistor 246 a la base de un transistor 248. El colector del transistor 248 se conecta a la luz de transporte de la película 86 que va montada en el cuadro frontal 74.

5 Un microinterruptor normalmente cerrado 250 se dispone -
junto al chasis-almacén de película 56 en el alojamiento 18, y se
mantiene cerrado mientras que el almacén-chasis de película se en-
cuentra colocado en su lugar. Cuando se retira el chasis-almacén
de película 56, se abre el interruptor 250. El interruptor 250 va
10 conectado a una entrada de una puerta NY 252. Un resistor de detec-
ción 254 va conectado en serie al tubo de intensificador de imagen
38 y a la alimentación con corriente eléctrica del tubo. Una resis-
tencia variable 256 va conectada a través del resistor 254 y apli-
ca una indicación de la corriente que se aplica al tubo intensifi-
15 cador a las entradas de los comparadores 258 y 260. La tensión se
aplica a través del cable 262 a la entrada positiva en un compara-
dor 264. Una tensión de referencia se aplica desde una resistencia
variable 266 a la entrada negativa del comparador 264. La salida
del comparador 264 se aplica a la segunda entrada de la puerta NY
20 252. La salida de la puerta 252 se aplica a través de un inversor
268 a una entrada de una puerta NY 270. La salida de la puerta -
252 se aplica igualmente, a través de un amplificador 272 y una -
resistencia 274, a la base de un transistor 276. El colector del -
transistor 276 se aplica, a través de un resistor 278, a la cámara
25 ra y a la lámpara de alimentación 80 que va montada en el cuadro
frontal 74.

Las salidas de los comparadores 258 y 260 se aplican, a
través de un inversor 280 y un resistor 282, a la base de un tran-
sistor 284. El colector del transistor 284 está conectado, a tra-
30 vés de una resistencia 286, a la luz intensificadora de imagen 78
mon

montada en el cuadro 74. La salida de los comparadores 258 y 260 se aplican también a través de un conductor 290 a una entrada de la puerta NY 270.

Las bornas 300 se conectan a los resistores de detección no representados, que detectan la tensión aplicada al diodo emisor de luz 60 (figura 1). Las bornas 302 se conecta a unos resistores de detección, no representados, que van conectados para detectar la tensión aplicada a los diodos emisores de luz 62 (figura 1). La salida de las bornas 300 y 302, se aplican a los comparadores 304, 306, 308 y 310, respectivamente. Una tensión de referencia se aplica a los comparadores 304, 306 y 308, a partir de una red resistiva 312. La tensión de referencia se aplica al comparador 310 a partir de una red de resistencia 314. Las salidas de los comparadores 304-310 se aplican a una puerta NY de entrada múltiple 316. La salida de la puerta NY 316 se aplica a una puerta NY 318 conectada en configuración de enganche con una puerta NY 320. La salida Q del enganche se aplica a través del conductor 322 a la entrada de la puerta NY 270. La salida Q del enganche se aplica, a través de un amplificador 324 a la base de un transistor 326. El colector del transistor 326 va conectado a través de un resistor 328, a la lámpara de identificación del paciente 82 que anteriormente se ha indicado que va montada en el cuadro 74.

A través de una red capacitiva y resistiva 330 se desarrolla una tensión de referencia que se aplica, a través del conductor 332, a una entrada de la puerta NY 320 y como entrada a un comparador 334. Una tensión de referencia se aplica desde una red resistiva 335 a la entrada negativa de un comparador 334. La salida del comparador 334 se aplica a un temporizador interconectado como oscilador de onda cuadrada 336. La salida procedente del oscilador 336 se aplica para temporizar un contador binario de 7 segundos

mentos 340 y un segundo contador binario de 7 segmentos 342. La salida del comparador 334 se aplica igualmente, a través de un inversor 344, a los basculadores interconectados 346 y 348. La salida Q1 del basculador 346 se aplica, a través del conductor 350, para servir como entrada de capacitación a una puerta NY 316. El oscilador 336, el contador 340 y los basculadores 346 y 348 actúan como retardo para permitir que los díodos emisores de luz se calienten antes de la prueba. El contador 342 va interconectado con los multivibradores 352 y 354. La salida del amplificador 244 se aplica también, a través del conductor 356 al contador 342 y a los basculadores 352 y 354. La salida Q1 del basculador 352 se aplica como señal de supresión para controlar las cifras codificadas en binario a los convertidores de 7 segmentos para accionar los díodos emisores de luz que se describirán posteriormente en las figuras 12 y 13.

La salida de la puerta NY 270 se aplica, a través de un inversor 360 para generar una señal a través del conductor 362 que se aplica a las bornas de prueba de las lámparas de las cifras codificadas en binario a los convertidores de 7 segmentos tal como se muestra en las figuras 12 y 13. La salida del inversor 360 se aplica también a una entrada de la puerta NY 242, y a través de un resistor 364 a la base de un transistor 366. El colector del transistor 366 se conecta para controlar el relé 368 obturador de la cámara con el fin de controlar la apertura y el cierre del obturador de la cámara de la forma que se describirá más adelante.

La salida Q1 del basculador 352 se aplica igualmente como entrada a la puerta NY 242. La salida de la puerta 242 se aplica a una puerta NY 370, que va interconectada en configuración de enganche con una puerta NY 372. La salida del enganche se conecta a una puerta NY 374. La salida de la red capacitiva y resistiva 330

se aplica a través de un conductor 376 a la entrada de la puerta -
NY 372. La salida de la puerta 374 se aplica a través de un inver-
sor 380 a la base de un transistor 382. La salida del inversor -
380 se aplica igualmente a la base de un transistor 384. El colec-
tor del transistor 382 va conectado a una bobina de relé contador
5 386, que controla el avance de registro 90 anteriormente represen-
tado en la figura 2. El colector del transistor 384 va conectado
a la lámpara 76 montada en el cuadro 74 descrita anteriormente res-
pecto a la figura 2.

10 En el funcionamiento del circuito eléctrico representado
en la figura 11, el operador coloca al paciente en la posición de-
seada frente a la pantalla 16. Acto seguido el operador pulsa el
interruptor manual 54 (figura 2) a la primera posición del mismo.
Esta operación del interruptor 54 enciende el tubo de rayos X y ha-
ce que el ánodo del tubo de rayos X gire de la forma conocida, con
15 el fin de distribuir uniformemente el haz de electrones sobre el
ánodo con el fin de impedir daños al tubo de rayos X. Durante el
intervalo de 1 a 2 segundos necesario para que el ánodo alcance
la velocidad requerida, se realiza la interrogación del presente
20 sistema.

Cuando el ánodo empieza a girar al pulsar por primera vez
el interruptor 54, se aplica una tensión de polarización a todos
los puntos de polarización del circuito representado en la figura
11 y empieza a funcionar el sistema de la presente invención. Al
25 recibir la tensión de polarización, todos los enganches y los in-
terruptores del sistema se reponen en la posición deseada.

En este momento, los díodos emisores de luz 60 y 62 son -
probados para asegurarse de que todos los segmentos de los díodos
emisores de luz trabajan adecuadamente. Se aplica potencia a tra-
vés del conductor 362 a las bornas de baja tensión de los conver-
30

5 tadores de los circuitos de los díodos emisores de luz, representa
dos en las figuras 12 y 13, con el fin de encender todos los seg-
mentos de la totalidad de los díodos de emisión de luz 60 y 62. La
corriente que pasa a través de los díodos emisores de luz es enton-
ces detectada por los resistores de detección y aplicada a las bor-
10 nas 300 y 302. Estos niveles de corriente se comparan con los nive-
les generados por las redes resistivas 312 y 314, por los compara-
dores 304-310. Si todos los segmentos de los díodos emisores de --
luz funcionan satisfactoriamente, se aplican unas entradas apropia-
das a las puertas NY 316. El tiempo de prueba del díodo emisor de
luz viene determinado por el funcionamiento del oscilador 336, el
contador 340 y los multivibradores, 346, y 348, que proporcionan
un retardo de tiempo con el fin de permitir que los díodos emiso-
res de luz 60 y 62 se calienten adecuadamente.

15 Cuando se ha dejado un tiempo suficiente para que los dí-
odos emisores de luz se calienten, se aplica a una señal de capaci-
tación a través del conductor 350 a la puerta 316. En este momento
si todos los segmentos de los díodos emisores de luz funcionan sa-
tisfactoriamente, el nivel procedente de la puerta 316. En este -
20 momento, si todos los segmentos de los díodos emisores de luz fun-
cionan satisfactoriamente, el nivel procedente de la puerta 316 -
es detectado por un enganche que comprende las puertas 318 y 320.
El enganche es ajustado por el nivel de la puerta 316.

25 Si la prueba de los díodos emisores de luz es satisfacto-
ria, se aplica una señal de capacitación, a través del conductor
322 a una de las entradas de la puerta 270. Si la prueba de los -
díodos emisores de luz no es satisfactoria, por el hecho de que -
uno de los segmentos de los díodos emisores de luz se haya quema-
do ó por cualquier otra causa, la señal lógica apropiada no es en-
30 viada a la puerta 316 y no se posiciona el enganche. La salida re

sultante de la puerta de enganche 320 es amplificada por el amplificador 324 y aplicada a la base del transistor 326. Esto hace que la lámpara 82 se encienda, indicando en el cuadro 74, que el sistema de identificación del paciente tiene una avería. Si ocurre -
5 esto, el operador no aplicará los rayos X al paciente. Después del período de tiempo determinado por el oscilador 336, el contador - 340 y los multivibradores 346 y 348, se apagan los díodos emisores de luz 60 y 62 y termina la prueba de los díodos emisores de luz.

Igualmente después de haber aplicado corriente al circuito, se comprueba la alimentación de la cámara y del tubo. El conmutador 250 detecta si está ó no en su lugar el chasis-almacén de película 56. En caso afirmativo, se aplica un sistema de capacitación a la puerta NY 252. Además, la alimentación del tubo es detectada por el resistor de detección 254 y comparada la tensión de -
10 alimentación con una tensión de referencia por parte del comparador 264. Si la tensión de alimentación es satisfactoria, se aplica una señal de capacitación a la puerta 252. Si las señales de - entrada apropiadas son detectadas por la puerta 252, se aplica - una señal de capacitación, a través del inversor 268, a la entrada de la puerta NY 270. Si el conmutador 250 ó el comparador 264
15 detectan una avería se aplica un nivel lógico, a través del amplificador 272, a la base del transistor 276, y se enciende la lámpara 80 para indicar que existe una avería en la cámara ó en la alimentación del tubo y no se aplicarán al paciente los rayos X.

La prueba se realiza también desde la salida del resistor de detección 254 de la corriente aplicada al intensificador de --
20 imagen 38. El nivel de corriente es detectado por los comparadores 258 y 260, y comparado con los niveles alto y bajo previamente -- ajustados. Si la corriente es excesivamente alta ó baja, se proporciona una indicación, a través del inversor 280, para hacer que
25
30

el transistor 284 sea conductor y poder iluminar la lámpara intensificadora de imagen 74 para indicar que ha ocurrido una avería - en la corriente del intensificador de imagen, de forma que no se apliquen al paciente los rayos X. Si la corriente del intensificador de imagen es satisfactoria, se aplica una intensificación, a través del conductor 290, a la entrada de la puerta NY 270.

Si todas las pruebas de funciones anteriormente descritas son satisfactorias, se aplicarán simultáneamente 3 niveles lógicos de capacitación a la entrada de la puerta NY 270 y aparecerá un nivel lógico en la salida de la puerta 270 con el fin de activar el transistor 366, para activar el relé del obturador de la cámara 368 para abrir el obturador de la cámara. Si el obturador de la cámara se abre adecuadamente, la cámara producirá un ruido que es captado por el micrófono 230. Este ruido es comparado con un nivel predeterminado de referencia por parte del comparador 232. Si se genera el nivel de señal apropiado, se posicionará el enganche formado por las puertas 238 y 240, y se generará una salida desde la borna Q a la entrada de una puerta NY 242. Si no se detecta el ruido predeterminado de funcionamiento del obturador de la cámara la luz hace que el transistor 248 se ponga en conducción, para encender la lámpara 86 del cuadro 74 (figura 2) e indicar que el transporte de película está averiado.

Si el obturador de la cámara se abre adecuadamente y se detecta el ruido predeterminado, la supresión de los diodos emisores de luz queda superada después de un intervalo de tiempo adecuado, determinado por el contador 342 y los multivibradores 352 y 354, y los diodos emisores de luz se encienden de acuerdo con las secuencias de número almacenadas en los registros 88 y 90 (figura 2). Las secuencias de números son reflejadas por los espejos 64 y 66 (figura 1) y reflejadas por los espejos 22 y 26 a través del -

obturador abierto, para exponer la película con el número apropiado de identificación del paciente. Estos números se aplican durante intervalos de aproximadamente 200 milisegundos para exponer la película. Una vez apagados los díodos emisores de luz, la puerta 242 posiciona el enganche formado por las puertas 370 y 372, y se aplica un nivel predeterminado a la puerta 374. Si todos los sistemas han funcionado adecuadamente hasta este momento, la puerta 374 genera una señal lógica apropiada que se aplica para activar los transistores 382 y 384. La bobina del relé contador 386 es activada entonces para incrementar el registro 90 en un número e identificar adecuadamente la siguiente radiografía que hay que tomar. Además, la lámpara 76 que indica la preparación para la exposición en el cuadro 74, se enciende, indicando al operador que todos los sistemas funcionan adecuadamente.

En un plazo predeterminado de tiempo, como por ejemplo 10 segundos después de encenderse la lámpara 76, el operador acciona el interruptor 54 a una segunda posición, con el fin de encender el tubo de rayos X 12 y exponer al paciente a la radiación para generar las imágenes radiológicas que serán registradas por la cámara 50. Después de un intervalo de tiempo de exposición apropiado, se suelta el interruptor 54 y termina la radiación al paciente. La película pasa automáticamente un ciclo y se corta toda la corriente eléctrica al circuito, reponiéndose todas las puertas del mismo. Si no se enciende la lámpara 76 antes de exponer al paciente a los rayos X, el operador sabe que ha ocurrido una avería y no es necesario que someta a irradiación al paciente.

La figura 12 ilustra el circuito electrónico del control del díodo emisor de luz 60 (figura 1). El registro 38 comprende un conmutador de rueda convencional de 5 cifras que puede ajustarse manualmente en cualquier combinación deseada de 5 cifras por parte

del operador. Cuando se ajusta, el registro de interruptor de rueda genera la salida codificada en binario que representa las 5 cifras ajustadas. Cada una de las 5 salidas de las cifras codificadas en binario se aplica a una cifra codificada en binario a un convertidor de 7 segmentos 400, que puede comprender, por ejemplo, un convertidor de cifras codificadas 4511AE. La salida del convertidor controla una lectura 60 de diodo emisor de luz de 7 segmentos, que genera una de las cifras aplicadas a la cámara 50. Se comprenderá que se proporciona cinco convertidores 400 para controlar cinco diodos emisores de luz 60.

La figura 13 es similar a la figura 12, a excepción de que un registro de 6 cifras 90 se incrementa automáticamente por el funcionamiento de la bobina del relé contador 386. La salida del registro 90 es una salida codificada en binario, que se aplica a 6 cifras codificadas en binario a los convertidores de 7 segmentos 402. La salida de cada convertidor controla una lectura 62 de los diodos emisores de luz de 7 segmentos.

Se comprobará pues que la presente invención proporcione un sistema práctico y excepcional de radiografía que puede ser utilizado convenientemente para poder examinar a un gran número de pacientes y proporcionar registros radiográficos reducidos de calidad diagnóstica. El sistema actual incluye un circuito automático de autocomprobación para eliminar la radiación innecesaria al paciente cuando hay una avería en el sistema. El presente sistema no exige ningún sistema óptico grande y caro ni tampoco ninguna óptica endurecida para la radiación, y sin embargo proporciona excelentes radiografías reducidas, que pueden unirse fácilmente a la carpeta del historial del paciente.

Si bien la presente invención se ha descrito respecto a unas realizaciones específicas de la misma, es fácil comprender -

que cualquiera entendido en la técnica podrá sugerir diversos cambios y modificaciones dentro del ámbito de las reivindicaciones ad juntas.

5 Descrita suficientemente la naturaleza del invento, así como la manera de realizarlo en la práctica, debe hacerse constar que las disposiciones anteriormente indicadas son susceptibles de modificaciones de detalle en cuanto no alteren su principio funda mental.

REIVINDICACIONES

1.- Procedimiento e instalación para el tratamiento con rayos X, cuyo procedimiento está caracterizado porque se interrogan automáticamente unas características predeterminadas de funcionamiento del citado intensificador y de dicha cámara, se comparan las características interrogadas con unos standard preajustados para detectar las averías, se generan rayos X únicamente si no se detecta ninguna avería, se convierten dichos rayos X en imágenes visibles, se dirigen las citadas imágenes visibles a través de un intensificador de imagen y se registra la salida del intensificador de imagen con una cámara.

2.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque el paso de interrogación comprende detectar los sonidos de funcionamiento de la citada cámara,

3.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque el paso de interrogación comprende: detectar el nivel de tensión de unas porciones predeterminadas de dicho intensificador.

4.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque el paso de interrogación comprende detectar la posición apropiada del chasis-almacén de película de dicha cámara.

5.- Procedimiento según la reivindicación 1, caracterizado porque adicionalmente se generan imágenes luminosas de secuencias de números predeterminados para registrar en dicha cámara y se comprueba el funcionamiento apropiado del generador de luz antes de la generación de dichos rayos X.

6.- Procedimiento según la reivindicación 5, caracterizado porque adicionalmente se incrementa automáticamente la secuencia de números generados después de que la citada cámara toma cada fotografía.

7.- Instalación para la realización del procedimiento, se

gún las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque para la reducción y el registro de radiaciones comprende: un alojamiento, una pantalla en un primer extremo de dicho alojamiento para ser colocada de manera que reciba la radiación y para convertir la radiación en imágenes visibles, unas superficies de reflexión dispuestas en un segundo extremo de dicho alojamiento para reflejar las imágenes visibles hacia el primer extremo del alojamiento, unos medios de intensificación de la imagen dispuestos en el alojamiento para intensificar y reducir las imágenes reflejadas, y medios de registro dispuestos en la zona del primer extremo del alojamiento para registrar las imágenes amplificadas reducidas.

8.- Instalación según la reivindicación 7, caracterizada porque las imágenes visibles se reflejan de nuevo siguiendo una línea perpendicular a la pantalla.

9.- Instalación según la reivindicación 7, caracterizada porque las superficies de reflexión comprenden un primer espejo para reflejar las imágenes visibles en un primer ángulo recto, y un segundo espejo para reflejar las imágenes visibles en un segundo ángulo recto devolviéndola hacia el primer extremo del alojamiento.

10.- Instalación según la reivindicación 9, caracterizada porque el primer espejo es mayor que el segundo espejo.

11.- Instalación según la reivindicación 7, caracterizada porque los medios de intensificación de la imagen incluyen objetivos ópticos que no han sido tratados para resistir las radiaciones

12.- Instalación según la reivindicación 1, caracterizada porque comprende adicionalmente medios para generar indicios visibles y para dirigir dichos indicios a los medios de registro para registrar en asociación con las imágenes reflejadas.

13.- Instalación según la reivindicación 1, caracterizada

porque los medios de registro comprenden una cámara rígidamente -
montada en el alojamiento y que tiene un chasis-almacén de pelícu-
la que puede accionarse de forma que se retire del citado aloja-
miento.

5 14.- Instalación según las reivindicaciones anteriores, -
caracterizada porque para la reducción de rayos X, consta de una
pantalla para convertir los rayos X en imágenes visibles; un primer
espejo para reflejar dichas imágenes visibles siguiendo una prime-
ra dirección en ángulo, un segundo espejo montado a lo largo de la
10 primera dirección en ángulo para reflejar las imágenes visibles a
lo largo de una segunda dirección en ángulo, de forma que las imá-
genes visibles reflejadas sean reducidas y repliegadas hacia las -
imágenes visibles generadas originalmente, unos medios de intensi-
ficación de la imagen para recibir y amplificar las imágenes visi-
15 bles reflejadas, y medios para registrar las imágenes visibles re-
flejadas y amplificadas.

 15.- Instalación según la reivindicación 14, caracteriza-
da porque las direcciones primera y segunda en ángulo son normales
entre sí.

20 16.- Instalación según la reivindicación 14, caracterizada
porque el primer espejo es mayor que el segundo espejo.

 17.- Instalación según la reivindicación 14, caracteriza-
da porque las imágenes reflejadas se dirigen paralelamente a las
imágenes visibles.

25 18.- Instalación según la reivindicación 14, caracteriza-
da porque los medios de registro están dispuestos junto al lado de
la mencionada pantalla.

 19.- Instalación según las reivindicaciones anteriores ca-
racterizada porque para la reducción de rayos X intensificados -
30 consta de un alojamiento que tiene un extremo frontal y otro pos-

terior, opuestos entre sí, una pantalla luminiscente dispuesta en el extremo frontal del alojamiento para recibir las imágenes radiológicas de un objeto irradiado por rayos X y para generar imágenes luminosas correspondientes a dichas imágenes radiológicas, un sistema de espejos montado dentro del alojamiento junto al extremo posterior, para reflejar las imágenes luminosas hacia el extremo frontal del alojamiento, un conjunto de intensificación de imagen para intensificar y reducir las imágenes luminosas reflejadas, una cámara situada en la zona del extremo frontal del alojamiento para registrar las imágenes luminosas amplificadas y reducidas, encontrándose dicha cámara protegida contra los citados rayos X.

20.- Instalación según la reivindicación 19, caracterizada porque el sistema de espejos comprende un primer espejo montado en una región de la esquina posterior y un segundo espejo montado en una segunda región de la esquina posterior del citado alojamiento.

21.- Instalación según la reivindicación 19, caracterizada porque el citado alojamiento es rectangular, con una longitud mayor que la anchura y la altura.

22.- Instalación según la reivindicación 19, caracterizada porque se dispone un cuadro de control montado en el extremo frontal del alojamiento, junto a la citada pantalla.

23.- Instalación según la reivindicación 19, caracterizada porque el cuadro de control incluye indicios para indicar el funcionamiento apropiado de unos elementos predeterminados del citado sistema, y medios conectados a dichos indicios para determinar el funcionamiento apropiado de los mencionados elementos.

24.- Instalación según la reivindicación 23, caracterizada porque los citados medios para determinar el funcionamiento adecuado comprende, medios para detectar sonidos, situados junto a la citada cámara y un circuito que responde a dichos medios de detec-

ción para comparar los sonidos de dicha cámara con un standard pre-
determinado.

5 25.- Instalación según la reivindicación 19, caracteriza-
da porque consta de un chasis que lleva montado en el mismo el con-
junto intensificador de imagen y la cámara, unos carriles montados
dentro del alojamiento, a lo largo de un lado del mismo para reci-
bir deslizantemente dicho chasis, y un cuadro montado separablemen-
te en la parte frontal del alojamiento para permitir la retirada
de los carriles.

10 26.- Instalación según la reivindicación 19, caracteriza-
da porque la citada cámara incluye un chasis-almacén de película,
una puerta dispuesta en el lado del alojamiento adyacente a la cá-
mara para permitir la retirada del chasis-almacén de película.

15 27.- Instalación según la reivindicación 19, caracteriza-
da porque el conjunto intensificador de imagen incluye dos inten-
sificadores de imagen situados en posición opuesta entre sí.

28.- Instalación según la reivindicación 19, caracteriza-
da porque el conjunto de intensificación de imagen incluye unos -
objetivos ópticos no tratados para la radiación.

20 29.- Instalación según la reivindicación 19, caracteriza-
da porque consta de medios para generar imágenes de indicios, y -
medios para reflejar dichas imágenes de indicios visibles en la -
mencionada cámara para su registro.

25 30.- Instalación según la reivindicación 29, caracteriza-
da porque consta de un registro montado en la parte frontal del -
alojamiento para indicar dichas imágenes de indicios visibles al
operador.

30 31.- Instalación según la reivindicación 30, caracteriza-
da porque consta de un primer registro que puede ajustar a cualquier
valor deseado por parte del operador, y un segundo registro que se

ajusta automáticamente según el funcionamiento de la cámara.

32.- Instalación según la reivindicación 30, caracterizada porque los medios para generar comprenden medios emisores de luz que responden al ajuste de dichos medios de registro, y unos medios de espejo para reflejar las imágenes de indicios visibles en dirección hacia el sistema de espejos.

33.- Instalación según las reivindicaciones anteriores, caracterizada porque comprende en combinación medios para convertir las imágenes radiológicas en imágenes luminosas visibles, medios para reflejar dichas imágenes luminosas, medios para intensificar y reducir dichas imágenes luminosas visibles reflejadas, una cámara para fotografiar las imágenes luminosas intensificadas y reducidas, medios para generar un número único para cada fotografía tomada por la cámara y medios para generar representaciones luminosas visibles de dichos números únicos y para dirigir dichas representaciones hacia los medios de reflexión de forma que aparezca un número único en cada una de las fotografías tomadas por dicha cámara.

34.- Instalación según la reivindicación 33, caracterizada porque los medios para generar la luz visible comprenden unos dispositivos emisores de luz para emitir números visibles.

35.- Instalación según la reivindicación 33, caracterizada porque los medios para generar un número único incluyen un registro que tiene una presentación visual de números y porque los medios para generar comprenden un generador luminoso de números múltiples.

36.- Instalación según la reivindicación 33, caracterizada porque los medios para generar se encuentran dispuestos junto a los medios para convertir.

37.- Instalación según la reivindicación 33, caracterizada porque los medios para generar un número único comprenden un primer

registro que puede ajustarse manualmente a cualquiera de una serie de números y un segundo registro que puede ajustarse automáticamente en respuesta al funcionamiento de dicha cámara.

5. 38.- Instalación según la reivindicación 37, caracterizada porque se dota de medios para detectar los sonidos de funcionamiento de la cámara, y medios para indicar el segundo registro en respuesta a la detección de los sonidos de la cámara por parte de los medios de detección.

10 39.- Instalación según la reivindicación 27, caracterizada porque se dota de medios para comprobar el funcionamiento de los citados medios para generar representaciones de luz visible antes de la generación de dichas representaciones de los citados números únicos.

15 40.- Instalación según las reivindicaciones anteriores, - caracterizada porque una cámara dispuesta en un sistema electrónico de comprobación registra la salida de un tubo intensificador de imagen comprende medios para generar una primera señal representativa del funcionamiento del tubo intensificador de imagen, medios para comparar la primera señal con una señal de referencia, medios
20 para generar una segunda señal en respuesta al funcionamiento apropiado de la cámara, y medios de presentación, que responden a las señales primera y segunda para indicar el funcionamiento apropiado e inapropiado del aparato.

25 41.- Instalación según la reivindicación 34, caracterizada porque su sistema de comprobación electrónico comprende además medios para inhibir la generación de rayos X al citado aparato hasta que los medios de presentación indiquen el funcionamiento apropiado del aparato.

30 42.- Instalación según la reivindicación 34, caracterizada porque los medios de su sistema electrónico de comprobación para

generar una primera señal comprenden medios para detectar la tensión de alimentación aplicada al tubo.

5 43.- Instalación según la reivindicación 40, caracterizada porque los medios de su sistema electrónico de comprobación para generar una primera señal comprende, medios para detectar la corriente de funcionamiento del tubo.

10 44.- Instalación según la reivindicación 40, caracterizada porque los medios de su sistema electrónico de comprobación para generar una segunda señal comprenden, medios para detectar el emplazamiento apropiado del chasis-almacén de película de la mencionada cámara.

15 45.- Instalación según la reivindicación 40, caracterizada porque los medios de su sistema electrónico de comprobación para generar una segunda señal comprenden, medios para detectar el sentido del funcionamiento apropiado del obturador de dicha cámara.

20 46.- Instalación según la reivindicación 40, caracterizada porque su sistema electrónico de comprobación comprende medios que responden a las citadas primera y segunda señales para generar representaciones luminosas visibles de una secuencia de número único que corresponde a la fotografía tomada por la cámara.

25 47.- Instalación según la reivindicación 46, caracterizada porque su sistema electrónico de comprobación comprende medios para activar los citados medios para generar representaciones luminosas visibles, medios para comprobar el funcionamiento apropiado de los citados medios para generar representaciones luminosas visibles durante dicha activación, y medios para impedir la activación de los medios de visualización ó presentación cuando se detecta el funcionamiento inadecuado de los citados medios de generación.

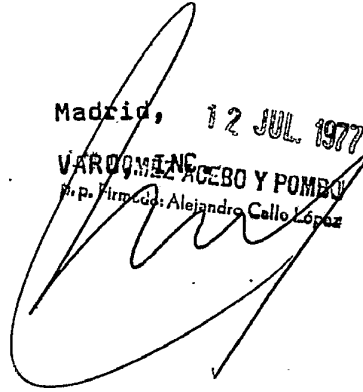
30 48.- Procedimiento e instalación para el tratamiento con

rayos X; tal y como queda sustancialmente descrito en la presente Memoria, e ilustrado en los dibujos adjuntos.

Esta Memoria, consta de 33 hojas escritas a máquina por una sola cara.

Madrid, 12 JUL 1977

VAROQUINE ACEBO Y POMBO
P.P. Firmado: Alejandro Callo López



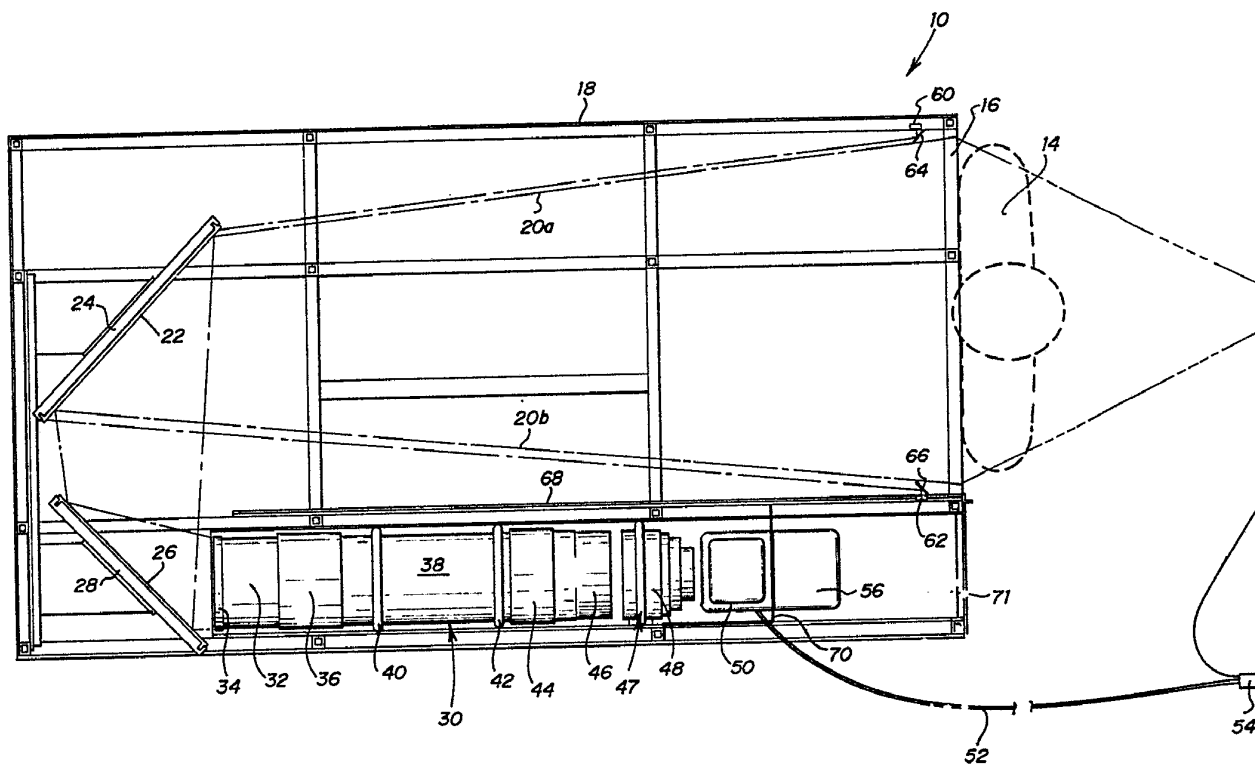


FIG. 1

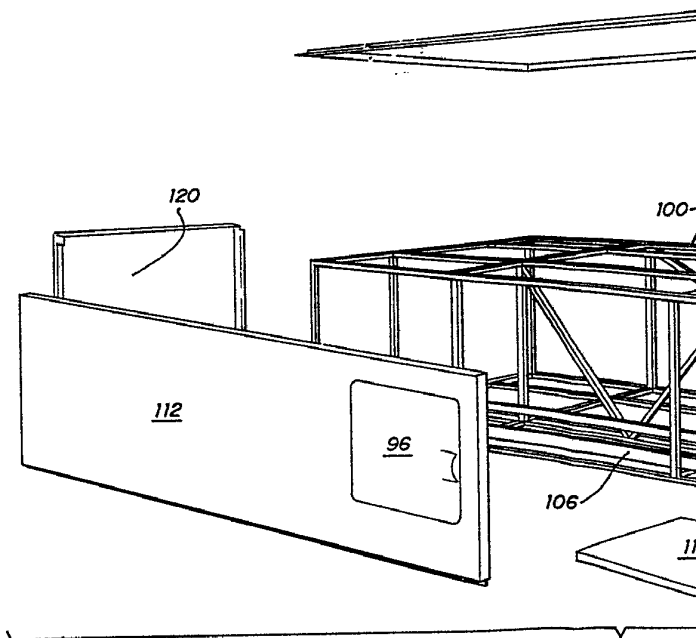


FIG. 3

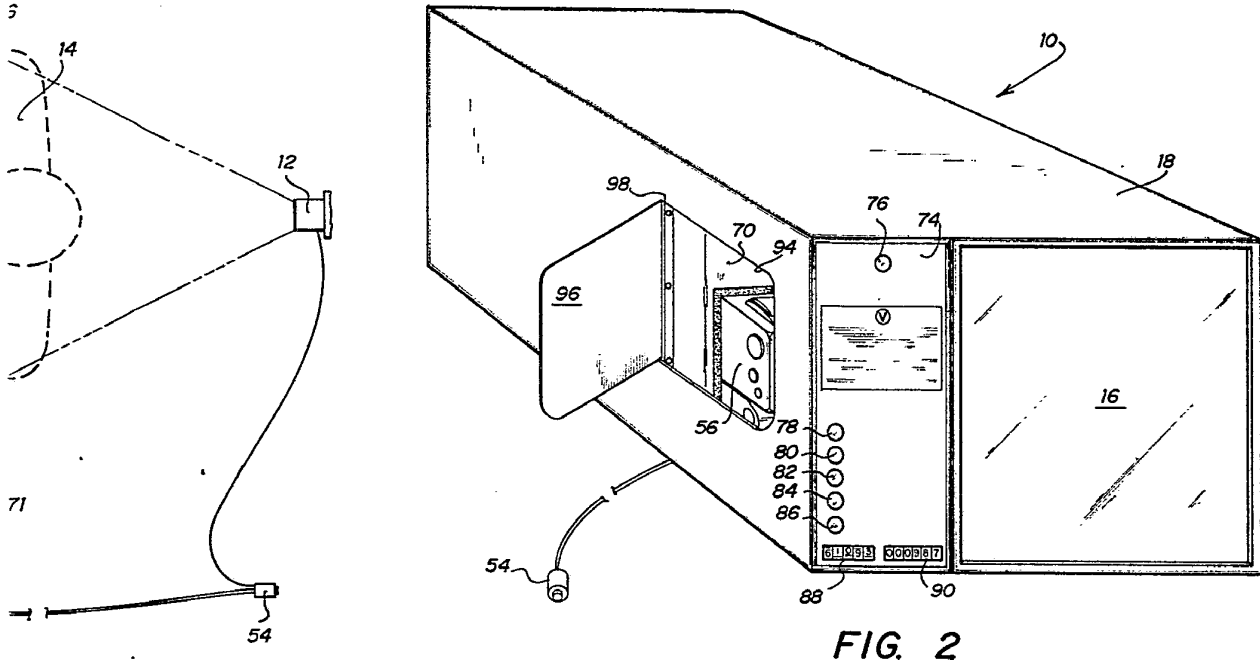


FIG. 2

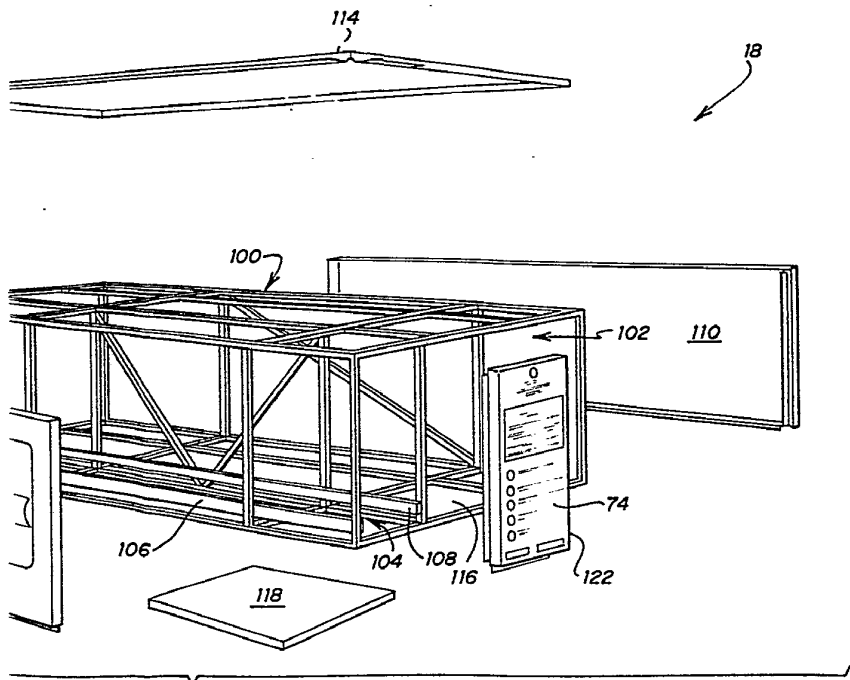


FIG. 3

ESCALA
VARIABLE

12 JUL 1977
Madrid
J. M. GÓMEZ ACEBO Y PONS
Paseo de Alejandro Calle 11

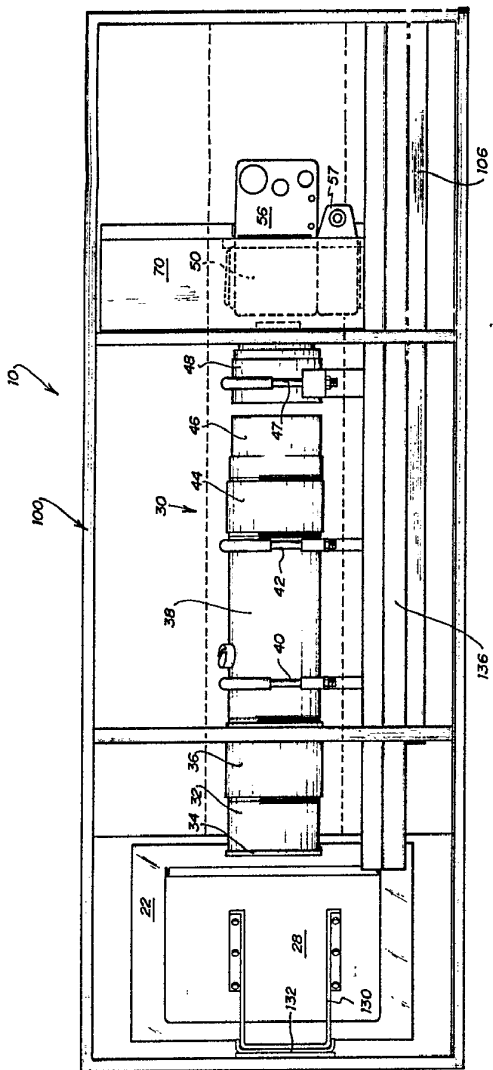


FIG. 4

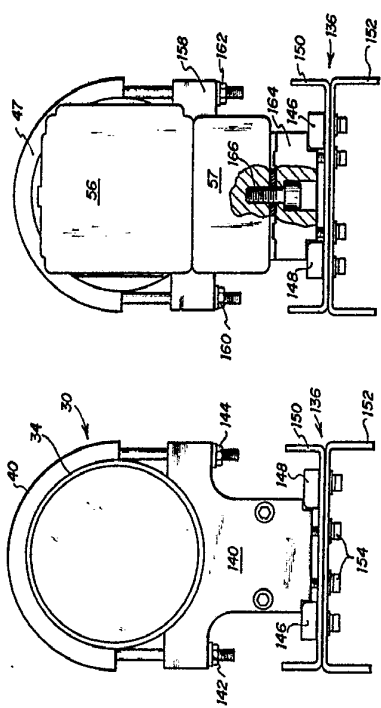


FIG. 5

FIG. 6

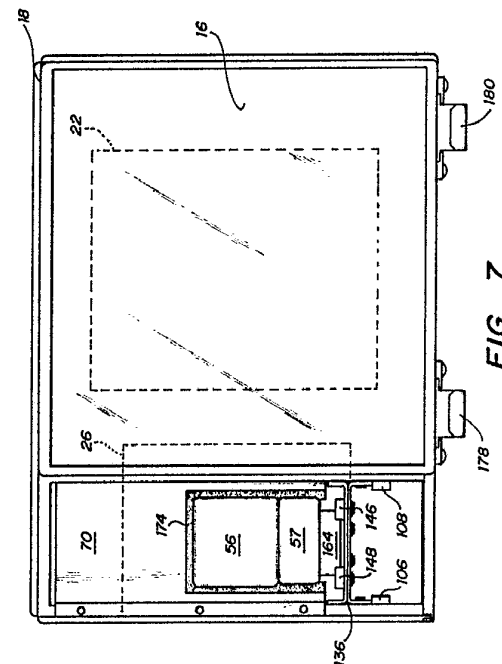


FIG. 7

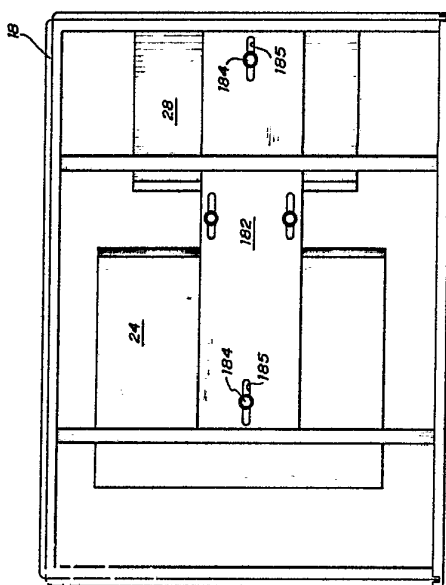


FIG. 8

ESCALA
VARIABLE

12 JUL 1977

J. M. GOMEZ ACEBO Y POMEA
P. P. Firmador: Alejandro Caliz, S. de

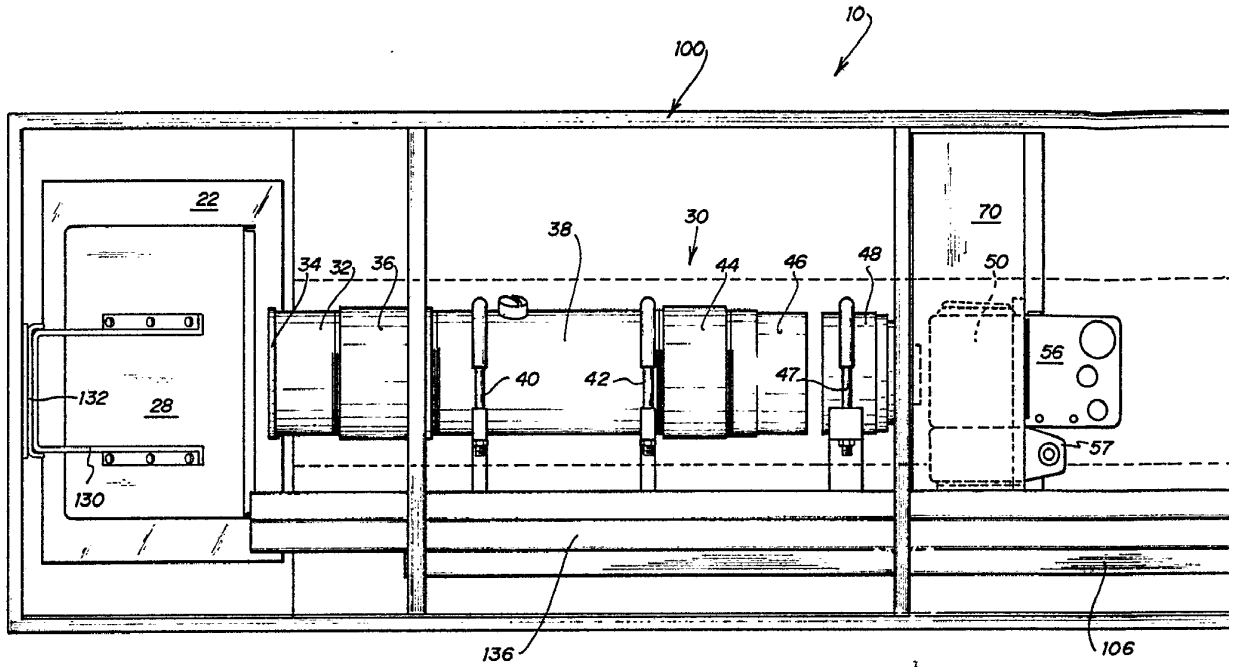


FIG. 4

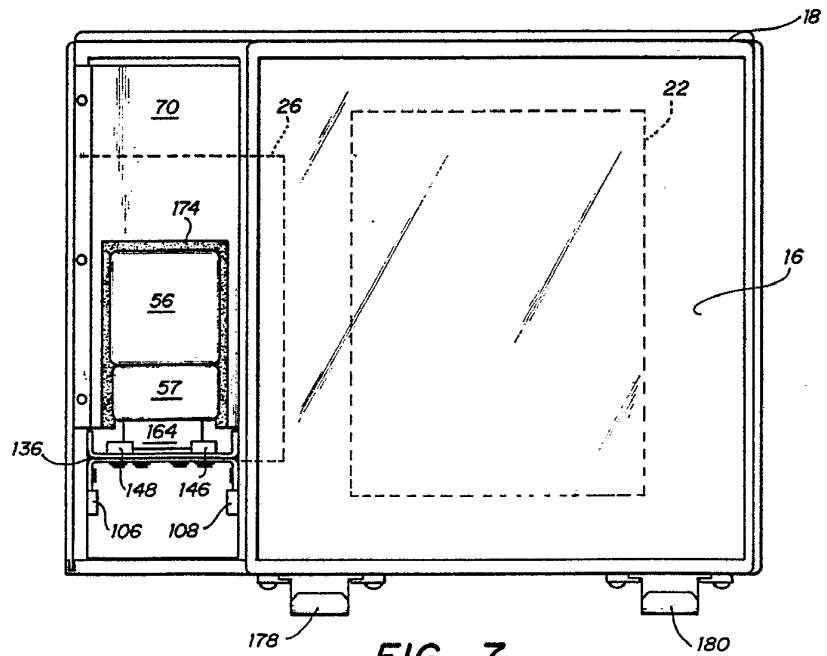


FIG. 7

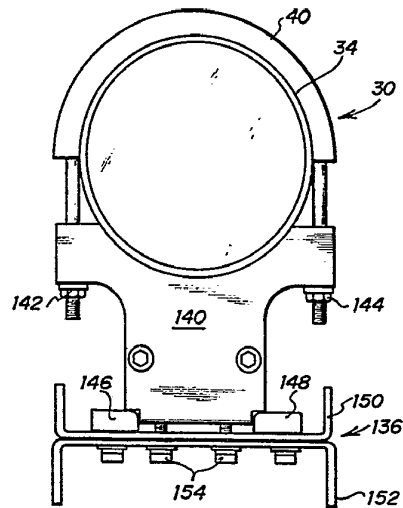
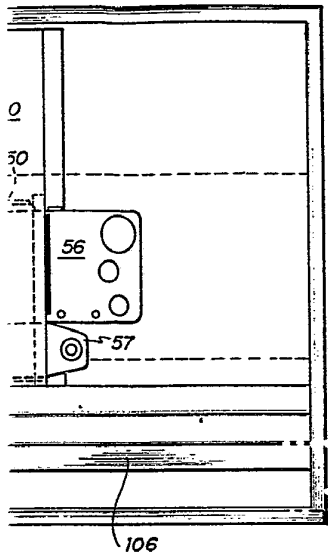


FIG. 5

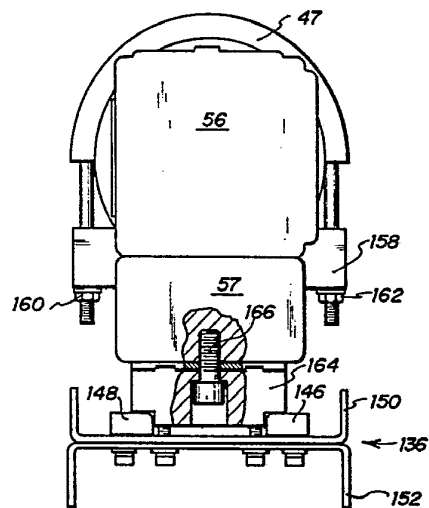


FIG. 6

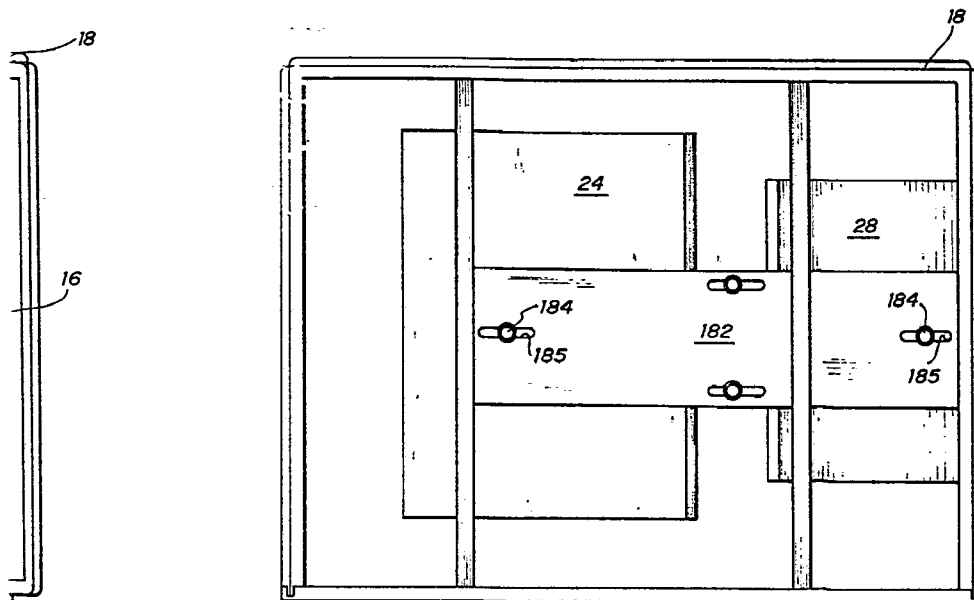


FIG. 8

ESCALA
VARIABLE

[Signature]
12 JUL. 1977
Madrid
J. M. GOMEZ ACEBO Y POMBO
p. p. Firmado: Alejandro Calleja

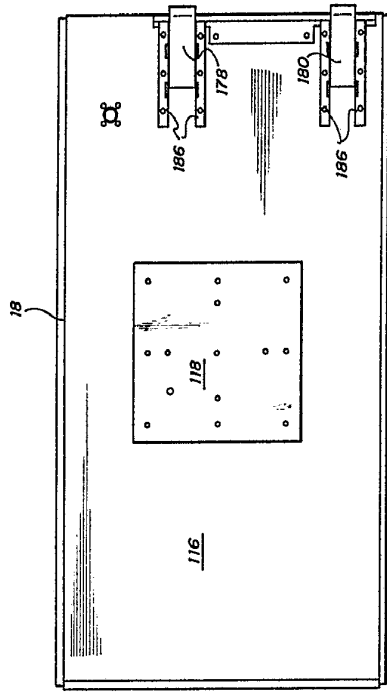


FIG. 9

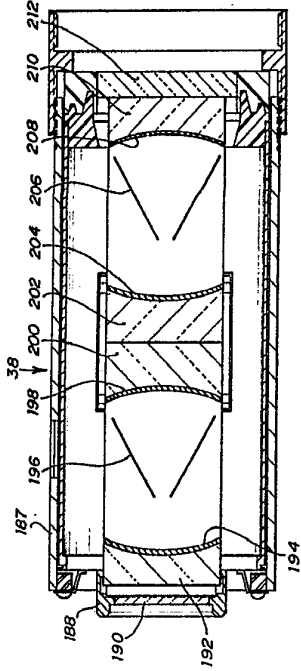


FIG. 10

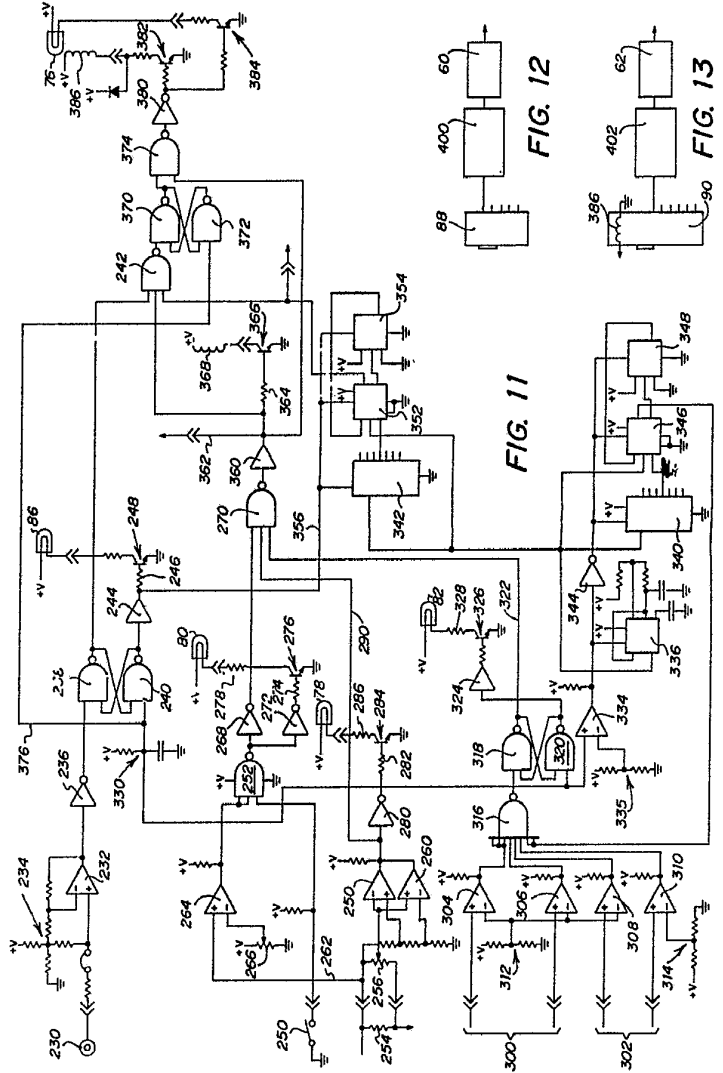


FIG. 11

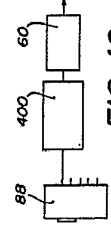


FIG. 12

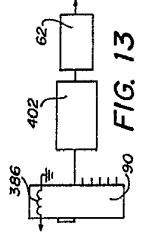


FIG. 13

ESPECIAL
VARIABLE

12 JUN 1977

J. V. GOMEZ ACEBUNO
Madrid
P. P. Firmador/Alejandro C. de la Torre

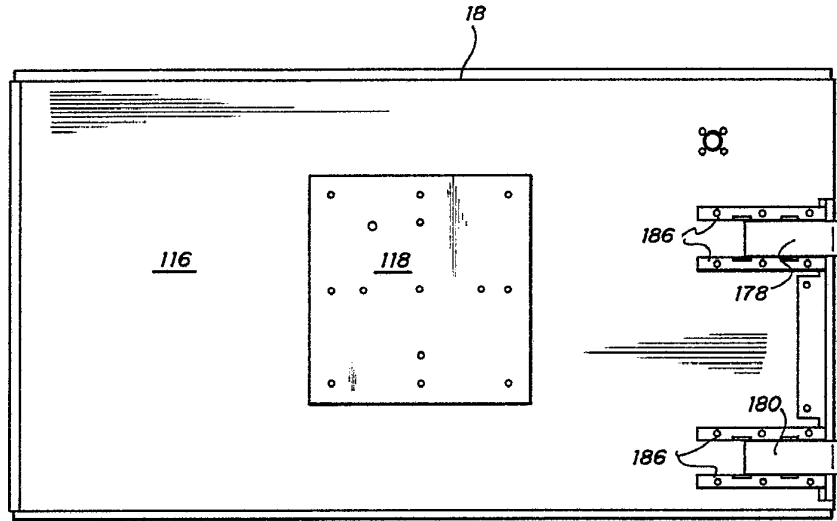
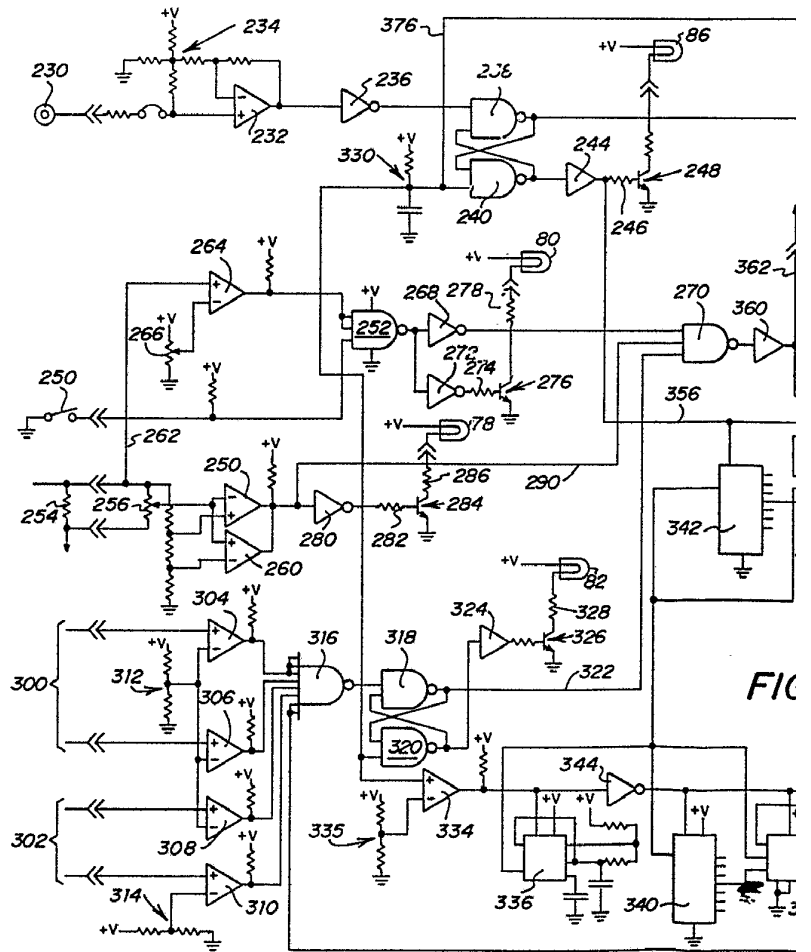


FIG. 9



FIC

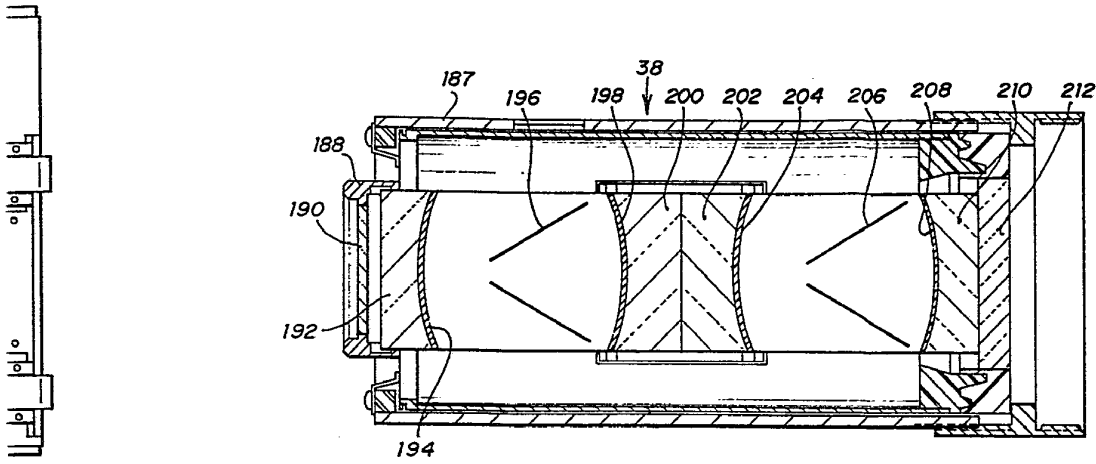


FIG. 10

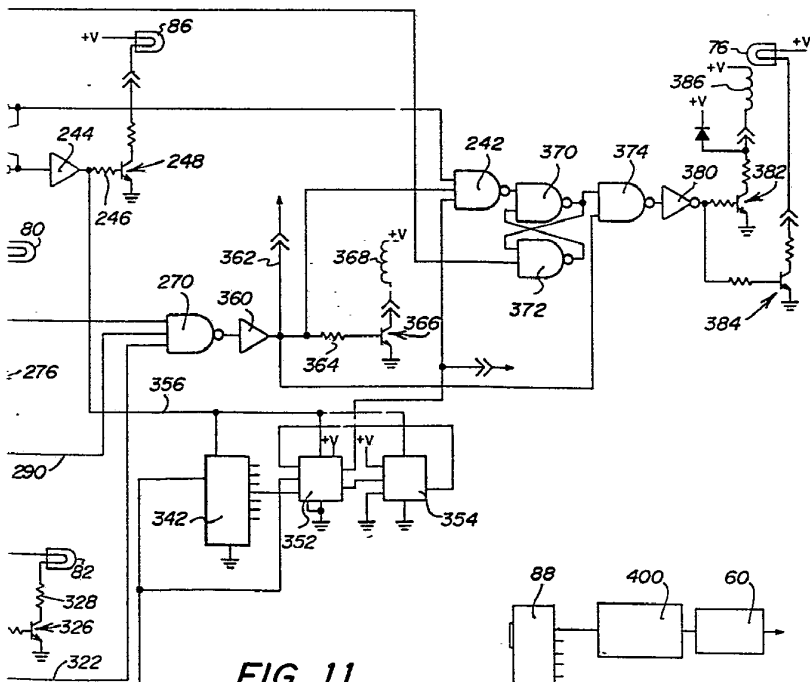


FIG. 11

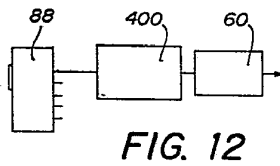


FIG. 12

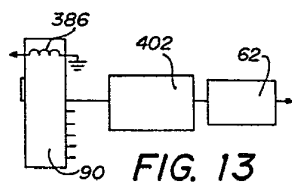
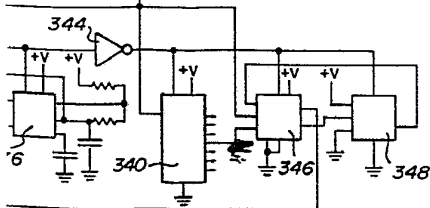


FIG. 13

ESCALA
VARIABLE

12 JUL 1977
Madrid
J. M. GOMEZ ACEBO Y POMEY
p.p. Firmado: Alejandro Calle López