

MINISTERIO DE INDUSTRIA
REGISTRO DE LA PROPIEDAD INDUSTRIAL



⑩ ES	⑪ ⑫	NUMERO 457.748	⑩ A 1
	⑫	FECHA DE PRESENTACION 13-4-1977	

PATENTE DE INVENCION

⑨ PRIORIDADES:	③② FECHA	③③ PAIS
③① NUMERO 76/11153	15-4-76	Francia

④⑦ FECHA DE PUBLICIDAD	⑤① CLASIFICACION INTERNACIONAL G 01 N	⑤② PATENTE DE LA QUE ES DIVISIONARIA
------------------------	--	--------------------------------------

⑤④ TITULO DE LA INVENCION

"UN METODO PERFECCIONADO DE EXAMEN MEDICO POR MEDICION DE ABSORCION DE RADIACION"

⑦① SOLICITANTE (S)

N.V. PHILIPS GLOBELAMPENFABRIEKEN (PHF 76-534)

DOMICILIO DEL SOLICITANTE

Emmasingel 29, Eindhoven, Holanda

⑦② INVENTOR (ES)

Jean Perilhou

⑦③ TITULAR (ES)

⑦④ REPRESENTANTE

DON ALBERTO DE ELZABURU MARQUEZ (P-65.562)

1 El invento se refiere a un método de exa-
men médico por medición de absorción de radiación, en don-
de en un campo de análisis que se hace coincidir sucesiva-
mente con una pluralidad de "rebanadas" o láminas de cuer-
5 po paralelas del cuerpo a ser examinado se define cada vez
una pluralidad de zonas elementales en el plano de inter-
sección de, cada vez, una pluralidad de líneas de análi-
sis que se cortan situadas en el campo de análisis, mien-
tras que para el cálculo de la absorción en una zona ele-
10 mental la absorción medida a lo largo de cada una de las
líneas de análisis que se cortan en dicha zona elemental
es tratada matemáticamente merced a medios de medida que
pueden ser orientados y que comprenden los siguientes com-
ponentes a uno y otro costado del campo de análisis y en
15 el plano del mismo: una fuente de radiación y un sistema
de n detectores de medida de escintilación o centelleo ali-
neados, cuyas posiciones mutuas definen en el mencionado
campo una red de n líneas de análisis para cada una de las
orientaciones de los medios de medida, estando acoplados
20 cada uno de los detectores, a través de un conductor de
luz, a un convertidor fotoeléctrico, con el fin de suminis-
trar, durante cada serie de medidas que corresponde a una
orientación dada de los medios de medida, n señales I_1 de
medida que son representativas de la absorción de radiación
25 a lo largo de las n líneas de análisis, siendo comparadas
las mencionadas señales I_1 de medida con una señal I_0 de re-
ferencia que es representativa de la dosis de radiación del
haz de radiación incidente y que es suministrada por un de-
tector de referencia que está situado en el exterior del
30 campo de análisis, comprendiendo los mencionados medios tam

1 bien medios para realizar periódicamente la ocultación del
haz, de modo que estos medios pueden suministrar sucesiva-
mente la señal de referencia y las n señales de medida.

El invento se refiere también a un aparato
5 para examen médico por medida de absorción de radiación.

Los principios del método y del aparato del
tipo expuesto están descritos en los artículos de A.M.
Cormack, titulados "Representation of a Function by the li
ne Integrals, with some Radiological Applications", en
10 "Journal of Applied Physics", volumen 34, número 9, y vo-
lumen 35, número 10, septiembre de 1963 y octubre de 1964.
El problema a resolver se formula aquí del modo siguiente:

- se supone que la letra D indica una zona
bidimensional con absorción g no homogénea, estando atra-
vesada esta zona elemental, a lo largo de una línea recta
15 L, por un haz de radiación, cuya dosis de radiación ascien-
de a I_0 antes de entrar en la zona. Después de pasar a tra-
vés de la mencionada zona, la dosis de radiación tiene en-
tonces un valor I_1 , dado por

$$20 \quad I_1 = I_0 \exp - \int_L g(s) ds,$$

siendo g una medida correspondiente a la distancia a lo
largo de la línea L.

Si $FL = \ln (I_0 / I_1)$, se obtiene la siguiente expresión:

$$FL = \int_L F(s) ds.$$

25 El problema consiste en la determinación
del coeficiente g de absorción lineal sobre la base de los
valores FL de integral lineal a lo largo de una pluralidad
de líneas L que se cortan.

La Memoria de Patente Francesa número
30 2.019.365 describe un dispositivo en el cual se deduce la

1 absorción a lo largo de cada una de las líneas de análisis
a partir de la transferencia de radiación a lo largo de ca
da línea de análisis y de la dosis inicial del haz de ra-
diación incidente, medida en el punto en que el haz entra
5 en el cuerpo examinado en cada una de las líneas. La dosis
(IO) inicial se obtiene por medio de un dispositivo de re-
ferencia que comprende un escintilador y un atenuador cu-
yas propiedades de absorción corresponden a las del cuer-
po a ser examinado, estando acoplado indistintamente el
10 mencionado escintilador, a través de un tubo óptico común,
a los n fotomultiplicadores para n líneas de análisis (en
ese caso los medios comprenden los mencionados medios de
ocultación), o cooperando con un fotomultiplicador de refe-
rencia. Como resultado de este método de disposición, pue-
15 den realizarse correctamente las medidas, independiemen-
te de las fluctuaciones de dosis de la fuente de radiación.
La fuente de radiación está constituida por una fuente de
Rayos X en este caso.

El invento tiene por objeto mitigar los in-
20 convenientes originados por variaciones dependientes del
tiempo de la dosis de radiación de la fuente de radiación,
en este caso una fuente de rayos X, así como por variacio-
nes de las propiedades de los detectores utilizados y dife-
rencias en los mismos, en este caso preferiblemente escin-
25 tiladores de cristal con fotomultiplicador.

El método de acuerdo con el invento está ca-
racterizado principalmente porque se hace uso de medios pa-
ra medir n señales IO a lo largo de las n líneas de refe-
rencia que definen una configuración de red en un plano de
30 referencia, que no es el plano del campo de análisis, coin

1 cidiendo la proyección de la mencionada configuración de red
en el mencionado plano del campo de análisis con la confi-
guración de red definida por las n líneas de análisis, com-
prendiendo los mencionados medios de medida medios de acoplamiento óptico de modo que, por una parte, la señal IO
5 que corresponde a una línea de referencia es suministrada
por un convertidor fotoeléctrico que está acoplado al detector cuya posición determina la línea de análisis correspon-
diente a la línea de referencia, mientras que por otra par-
10 te los mencionados medios de acoplamiento permiten la com-
paración de las mencionadas n señales II y las n señales IO
que se forman en ausencia de cualquier medio absorbente en
el campo de análisis, permitiendo los medios para la ocul-
tación periódica, que forman parte de los mencionados me-
15 dios de medida, la medida sucesiva de las n señales II y las
 n señales IO en cualquier orientación de los mencionados
medios de medida.

La ventaja básica del método de acuerdo con
el invento está realizada en el hecho de que se tienen en
20 cuenta las causas de la inestabilidad y la carencia de ho-
mogeneidad en la respuesta de los medios de medida, de modo
que pueden obtenerse resultados de medida muy precisos.

El aparato para realizar el método de acuer-
do con el invento tiene una disposición constructiva y es-
25 tructura muy simples y puede ser adaptado para utilización
de cualquier variante del método de acuerdo con el invento.
El aparato de acuerdo con el invento está caracterizado por
que en un plano de referencia que no es un plano de análi-
sis, están dispuestos una fuente de radiación y un sistema
30 de n detectores de medida de escintilación, comprendiendo

1 un dispositivo de medida un sistema de n detectores de es-
cintilación cuyes proyecciones en el plano de análisis con-
tan a las n líneas de análisis definidas por las posicio-
nes mutuas de la mencionada fuente y los n detectores de
5 medida, estando acoplado cada detector de escintilación in-
dependiente, a través de una fibra óptica individual, a un
conductor de luz de un detector de medida en el cual termi-
na la pertinente línea de análisis por medio de un acopla-
miento ajustable, estando previsto un obturador con ranu-
10 ras para ocultación periódica de la radiación, permitien-
do la longitud de ranura y el desplazamiento de ranura el
acceso del haz de radiación incidente alternativamente al
plano de análisis y al plano de referencia.

Se describirá con detalle posteriormente con
15 referencia al dibujo diagramático que se acompaña una rea-
lización preferida de acuerdo con el invento.

El dibujo representa los elementos de los
medios de medida que son de importancia esencial en un apa-
rato de acuerdo con el invento para realizar el método de
20 acuerdo con el invento.

La figura representa una fuente 1 de rayos
X y dos detectores 2d y 2h que están acoplados a converti-
dores 4d y 4h fotoeléctricos a través de conductores 3d y
3h de luz. Esta disposición constructiva es conocida, y los
25 detectores 2d y 2h forman parte de un sistema que compren-
de n detectores de medida alineados del tipo de escintila-
dor de cristal. En el plano de un campo de análisis, los
mencionados n detectores definen líneas de análisis por la
posición de los mencionados detectores con relación a la
30 fuente de rayos X, por ejemplo las líneas 5d y 5h. Un coli-

1 mador está asociado, preferiblemente con cada uno de los detectores.

De acuerdo con el invento, los medios de medida comprenden, en un plano de referencia que no es el
5 plano del campo de análisis, un sistema 6 que incluye n elementos discretos para detectar la dosis de radiación local por medio de escintilación. En la figura dos de estos elementos están indicados por las referencias 6d y 6h. El sistema 6 ocupa una posición con relación a la fuente de rayos X, tal que las proyecciones de los n elementos independientes en el plano de análisis cortan a las n líneas de análisis. En otras palabras, los elementos discretos definen n líneas de referencia en el plano de referencia (por ejemplo, las líneas 7d y 7h), cuyas proyecciones coinciden
10 en el plano de análisis con las n líneas de análisis, tales como por ejemplo las líneas 5d y 5h. De acuerdo con el invento, cada uno de los elementos discretos está acoplado, por intermedio de una fibra óptica tal como, por ejemplo, las fibras 8d y 8h, al conductor de luz que proporciona un
15 acoplamiento óptico entre el correspondiente detector y el convertidor fotoeléctrico asociado.

Los medios para la ocultación periódica de acuerdo con el invento están formados por un obturador que tiene una ranura que es desplazable de modo que el haz de rayos X es dejado pasar alternativamente al plano del campo de análisis y el plano de referencia, de modo que se forman zonas F_a y F_r de radiación. El obturador en la figura está formado por un manguito 9 cilíndrico de plomo que está dispuesto coaxialmente con relación a la fuente 1 de rayos X y que es giratorio alrededor del eje longitudinal de
25
30

1 la fuente 7. El obturador comprende dos series paralelas
de ranuras alineadas, formando parte de ellas las ranuras
9a y 9r. Estas ranuras están distribuidas regularmente so-
bre la circunferencia del manguito 9 y son preferiblemente
5 de la misma longitud que es suficiente para irradiación de
los n detectores de medida de los elementos discretos del
sistema 6. Las ranuras de una de las series han sido des-
plazadas con relación a las de una serie siguiente en una
distancia que es igual a la mitad del paso de las ranuras
10 de una serie. Las líneas interrumpidas en la figura indican
la posición de las ranuras de la serie que incluye la ranu-
ra 9r cuando el haz de rayos X está orientado hacia el sis-
tema 6 formado por los elementos de detección independien-
tes.

15 Se supone que la fuente de rayos X es, por
ejemplo, un tubo de tipo conocido que funciona con una ten-
sión de 150 kV y que está activado de un modo pulsante du-
rante el funcionamiento.

20 En el caso de un campo de análisis con un én
gulo de abertura de 30° , el número de ranuras de cada una
de las dos series de ranuras del obturador asciende a lo su-
mo a 5 mientras que la longitud de arco de cada una de las
ranuras está comprendida entre 30° y 36° .

25 La velocidad de giro del obturador es, por
ejemplo, de 3 a 5 revoluciones por segundo, lo cual origina
de 30 a 50 impulsos por segundo (2 x 5 impulsos por revolu-
ción). Cada ciclo de medida, que corresponde a una orienta-
ción dada en la cual están orientados los medios de medida
en el plano del campo de análisis, requiere dos impulsos,
30 lo cual corresponde, para los 180 ciclos (un ciclo por gra-

1 do de giro alrededor de un paciente) necesarios para obtener la información requerida por "rebanada" o lámina del cuerpo del paciente, a 360 impulsos y una duración comprendida entre 12 y 7,5 segundos.

5 Se ha establecido ya que la longitud de arco de las ranuras debe estar comprendida entre 30° y 36° . En realidad, esta longitud es necesariamente mayor de 30° , porque debe tenerse en cuenta el movimiento giratorio del obturador, es decir la distancia angular recorrida por el mencionado obturador en la duración del impulso, con el fin de
10 asegurar que todos los detectores de medida o todos los elementos de detección de referencia reciben radiación.

 Cuando el obturador gira a una velocidad de tres revoluciones por segundo, es decir aproximadamente
15 1000° por segundo, existe un juego de 3° el cual, para un recorrido libre de 36° en ambos costados, permite una duración de aproximadamente 2,7 ms $((36-30)/2)$. De este modo, se impone un máximo en lo que respecta a la duración del impulso. Cuando el obturador gira a una velocidad de cinco re
20 voluciones por segundo, es decir 1800° por segundo, la duración máxima de impulso resultante será de aproximadamente 1,6 ms. Una longitud práctica de las ranuras es de 36° y una duración práctica de los impulsos es de 3 ms a una velocidad de giro de 3 revoluciones por segundo del obturador,
25 y 1 ms a una velocidad de giro de 5 revoluciones por segundo del obturador.

 Una distancia práctica entre la fuente 1 y los detectores de medida tales como, por ejemplo, los detectores 2d y 2h, asciende a, por ejemplo, 200 cm; una distancia práctica entre la fuente 1 y el centro del cuerpo a ser
30

1 analizado asciende entonces a aproximadamente 100 cm, mientras que la distancia entre la fuente 1 y el sistema 6 formado por los elementos independientes de detección asciende aproximadamente a 50 cm.

5 El número de detectores de medida, y por tanto también el número de elementos independientes del sistema 6, asciende, por ejemplo, a 200. El material de escintilación utilizado para formar los detectores de medición consiste, preferiblemente, en ioduro de sodio o ioduro de cesio. Cada detector de medida está conformado, por ejemplo, como un bloque de dimensiones 5 x 5 x 5 mm; el mencionado bloque está separado de bloques adyacentes por un colimador de plomo que tiene un espesor de, por ejemplo, 1,5 mm y una longitud que es suficiente para conseguir una colimación adecuada. Cada uno de los elementos independientes del sistema 6 puede ser un elemento independiente, pero el mencionado sistema puede estar formado alternativamente por un bloque único en el cual los 200 elementos discretos están limitados por las posiciones mutuas de las fibras ópticas con las cuales están acoplados dichos elementos discretos a los conductores de luz que cooperan con los 200 detectores de medida. La longitud del sistema 6 asciende, por ejemplo, a 250 cm, el espesor a 5 mm, y la altura también a 5 mm. El espesor de 5 mm está determinado al mismo tiempo por el factor de que la absorción de radiación es entonces sustancialmente del 100.%.
10
15
20
25

Todas las fibras ópticas tienen la misma longitud, es decir una longitud de aproximadamente 200 cm; el diámetro de las fibras asciende a 1 mm. El acoplamiento de las fibras a los conductores (3d, 3h) de luz es controlable.
30

1 Sobre una de las superficies de los conductores de luz, por
ejemplo, está fijado un manguito metálico de control que
está provisto de un tornillo micrométrico para bloquear una
caparúza en la cual está fijado el extremo de la fibra ópti
5 ca. La profundidad a la cual penetra la fibra en este man-
guito de control puede ser así variada, de modo que puede
ser controlada más o menos la transmisión de luz hasta el
fotomultiplicador.

Las dos señales de medida de cada uno de los
10 200 impulsos luminosos sucesivos que son producidos en 6d y
en 2d pueden ser almacenadas en una memoria y pueden ser tra-
tadas en un paso posterior, (por ejemplo, mediante la deter-
minación del cociente entre las dos señales) siendo enton-
ces utilizada una de las dos señales como valor de referen-
15 cia, (por ejemplo, la señal que se origina en 6d.)

El método permite la realización de medidas
muy exactas, incluso si se producen desviaciones en el per-
tinentemente fotomultiplicador durante un ciclo de medidas. Las
desviaciones individuales en cada uno de los fotomultiplica
20 dores son ahora compensadas por la referencia continua al
haz incidente. De este modo, los impulsos de luz que son re-
cibidos por el fotomultiplicador y que se originan indistin-
tamente en el elemento 6d o en el elemento 2d están equili-
brados en un cierto grado con una precisión de pocas unida-
25 des por ciento, de modo que se consigue que el mencionado
fotomultiplicador funcione en un trayecto estable.

El haz de radiación transmitido a través de
las ranuras diverge más o menos en una dirección transversal
al plano de análisis o al plano de referencia. La altura de
30 las ranuras, por ejemplo la ranura 9a, está determinada adu-

1 más por las propiedades descritas y también por el diámetro
del obturador. Esta altura está escogida preferiblemente de
modo que es posible el análisis de las "rebanadas" o lámi-
nas de cuerpo que tienen un espesor de aproximadamente 7,5
5 mm.

El número de fotones que es recibido por impulso
por cada detector de medida o por cada elemento independien-
te del sistema 6 depende de la potencia de la fuente de ra-
diación, de la duración de los impulsos, de la configuración
10 geométrica de los medios de medida y de las dimensiones de
los propios detectores; para el detector de medida, el nú-
mero de fotones depende también de la absorción del tejido
examinado. La amplitud de los impulsos eléctricos resultan-
tes que son suministrados por el convertidor fotoeléctrico,
15 es decir los impulsos I_1 e I_0 definidos en la introducción,
depende de las propiedades de transmisión óptica del conjun-
to formado por el detector, el conductor de luz y el conver-
tidor. En lo que concierne al impulso I_0 , depende de las
pertinentes propiedades de la fibra de acoplamiento óptico.
20 Los cálculos han demostrado que los impulsos I_1 e I_0 tienen
el mismo orden de magnitud cuando se tiene en cuenta el coe-
ficiente de absorción máximo en los tejidos examinados. El
cociente I_1/I_0 , en ausencia de cualquier medio de absorción,
está controlado para cada convertidor fotoeléctrico por adap-
25 tación de la profundidad de penetración de las fibras ópti-
cas en el conductor de luz cooperante.

La anterior descripción de una realización
de acuerdo con el invento no constituye una limitación del
campo del invento. Hasta donde concierne al método y a los
30 medios, cualquier variante de los mismos que lleve a la for-

1 mación de un impulso de referencia para cada línea de absor-
ción que está determinada en el plano del campo de análisis
con el fin de compensar desviaciones y falta de homogenei-
dad de los elementos de los medios de medida del aparato,
5 está cubierta por el invento.

10

REIVINDICACIONES

15

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

20 1.^a.- Un método perfeccionado de examen médico por medición de absorción de radiación, en donde en un campo de análisis que se hace coincidir sucesivamente con una pluralidad de "rebanadas" o láminas de cuerpo paralelas del cuerpo a ser examinado se definen cada vez una plu-
25 ralidad de zonas elementales en el plano de intersección de cada vez, una pluralidad de líneas de análisis que se cortan situadas en el campo de análisis, mientras que para el cálculo de la absorción en una zona elemental la absorción medida a lo largo de cada una de las líneas de análisis que
30 se cortan en la mencionada zona elemental es tratada matemáticamente merced a medios de medida que pueden ser orien-

1 tados y que comprenden los siguientes componentes a cual-
quiera de los lados del campo de análisis y en el plano del
mismo: una fuente de radiación y un sistema de n detectores
de medida de centelleo o escintilación alineados, cuyas po-
5 siciones mutuas definen en el mencionado campo una red de
n líneas de análisis para cada una de las orientaciones de
los medios de medida, estando acoplado cada uno de los de-
tectores, a través de un conductor de luz, a un convertidor
fotoeléctrico con el fin de suministrar, durante cada serie
10 de medidas que corresponde a una determinada orientación de
los medios de medida, n señales I1 de medida que son repre-
sentativas de la absorción de radiación a lo largo de las
n líneas de análisis, siendo comparadas las mencionadas se-
ñales I1 de medida con una señal IO de referencia que es
15 representativa de la dosis de radiación del haz de radia-
ción incidente y que es suministrada por un detector de re-
ferencia que está situado en el exterior del campo de aná-
lisis, comprendiendo los mencionados medios también medios
para realizar periódicamente la ocultación del haz, de modo
20 que estos medios pueden suministrar sucesivamente la señal
de referencia y las n señales de medida, caracterizado por
que son utilizados medios para medir n señales IO a lo lar-
go de las n líneas de referencia que definen una configura-
ción de red en un plano de referencia que no es el plano
25 del campo de análisis, coincidiendo la proyección de la men-
cionada configuración de red en el mencionado plano del cam-
po de análisis con la configuración de red definida por las
n líneas de análisis, comprendiendo los mencionados medios
de medida medios de acoplamiento óptico de modo que, por una
30 parte, la señal IO que corresponde a una línea de referencia

1 es suministrada por el convertidor fotoeléctrico que está
acoplado al detector cuya posición determina la línea de
análisis correspondiente a la línea de referencia, mien-
tras que por otra parte los mencionados medios de acopla-
5 miento permiten la comparación de las n señales I_1 y las
 n señales I_0 que se forman en ausencia de cualquier medio
de absorción en el campo de análisis, permitiendo los me-
dios para la ocultación periódica que forman parte de los
mencionados medios de medida la medida sucesiva de las n
10 señales I_1 y las n señales I_0 en cualquier orientación de
los mencionados medios de medida.

2^a.- Un aparato para examen médico por me-
dición de absorción de radiación y previsto para realizar
el método de acuerdo con la reivindicación 1^a, caracteri-
15 zado porque en un plano de referencia que no es un plano
de análisis están dispuestos una fuente de radiación y un
sistema de n detectores de medida de escintilación, un dis-
positivo de medida que comprende un sistema de n detecto-
res de escintilación cuyas proyecciones en el plano de aná-
20 lisis cortan a las n líneas de análisis definidas por las
posiciones mutuas de dicha fuente y los n detectores de
medida, estando acoplado cada uno de los detectores dis-
cretos de escintilación, por intermedio de una fibra ópti-
ca individual, a un conductor de luz de un detector de me-
25 dida en el cual termina la pertinente línea de análisis
por medio de un acoplamiento ajustable, estando dispuesto
un obturador con ranuras para ocultación periódica de la
radiación permitiendo la longitud de las ranuras y el des-
plazamiento de las mismas el acceso del haz de radiación
30 incidente, alternativamente, al plano de análisis y el pla

1 no de referencia.

3^a.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 2^a, caracterizado porque la conexión entre la fibra óptica y el conductor de luz está realizada por medio de un
5 manguito de control provisto de un tornillo micrométrico para bloqueo.

4^a.- Un aparato de acuerdo con la reivindicación 2^a, caracterizado porque el obturador esta formado por un manguito cilíndrico de plomo que está dispuesto coaxialmente con relación a la fuente de rayos X y que realiza un movimiento giratorio alrededor del eje longitudinal,
10 estando provisto el manguito de dos series paralelas de ranuras alineadas de la misma longitud que están distribuidas regularmente sobre la circunferencia del manguito, estando desplazadas las ranuras de una de las series con relación a las ranuras de la otra serie en una distancia
15 igual a la mitad del paso de las ranuras de una serie, siendo la disposición de las ranuras sobre el manguito tal que durante el movimiento giratorio del manguito las ranuras de
20 ambas series cortan alternativamente al plano del campo de análisis y al plano del campo de referencia.

5^a.- Un aparato de acuerdo con las reivindicaciones 2^a y 4^a, en el cual la fuente de radiación es un tubo de rayos X de 180 kV que funciona de un modo pulsante,
25 caracterizado porque para un ángulo de abertura de 30° del campo de análisis, cada serie de ranuras del obturador comprende cinco ranuras cada una de las cuales tiene una longitud de arco de 36°, estando distribuidas las mencionadas ranuras con un paso de 72°, siendo el obturador giratorio
30 a una velocidad de giro de 3 a 5 revoluciones por segundo

1 y siendo giratorios los medios de medida en un ángulo de
180° alrededor de un campo de análisis y en el plano del
mismo a una velocidad que corresponde a 15° a 24° por se-
gundo, teniendo asociada la fuente de radiación un generador
5 de control para la activación de la fuente por medio de un
impulso que tiene una frecuencia comprendida entre 30 y 50
impulsos por segundo y una duración comprendida entre 3 ms
y 1 ms.

6^a.- "UN METODO PERFECCIONADO DE EXAMEN ME-
10 DICO POR MEDICION DE ABSORCION DE RADIACION".

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

15 Esta Memoria consta de diecisiete hojas es-
critas a máquina por una sola cara.

Madrid, 25. MAY 1977

P.A.

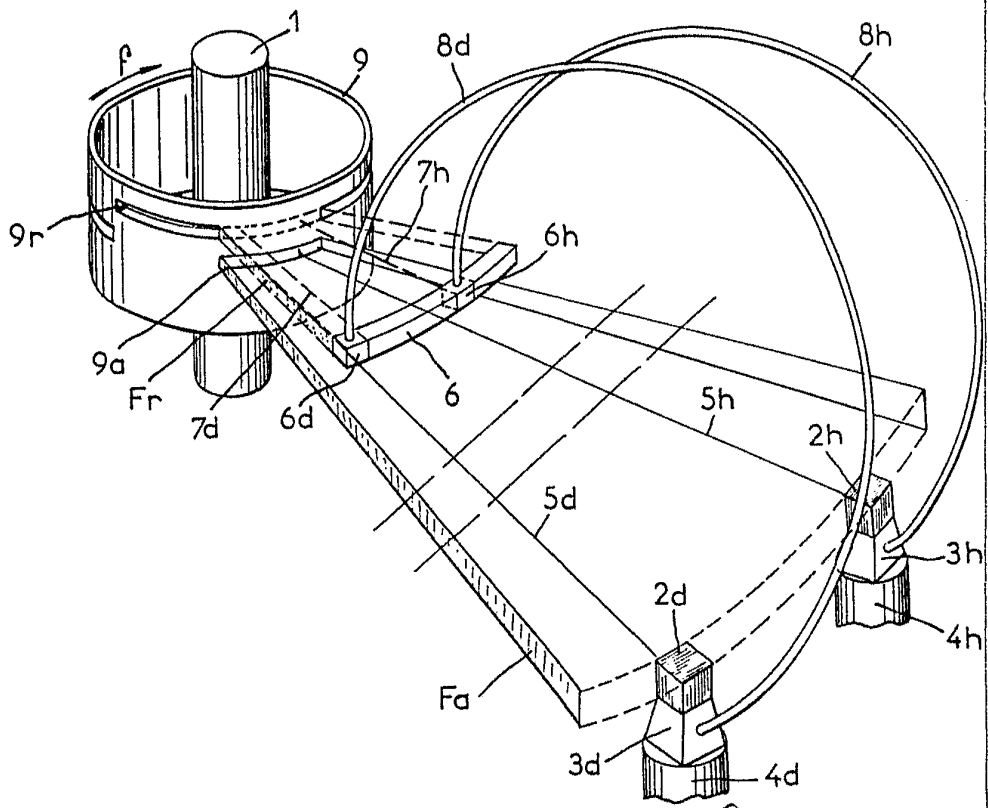
Alberto de Elzaburu
Por Poder



20

25

30



Alberto da Fizzolara
Per Penna