

(12)

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(21) Numéro de dépôt: 84400799.7

(51) Int. Cl.³: **H 01 J 31/50**
G 21 K 4/00

(22) Date de dépôt: 19.04.84

(30) Priorité: 29.04.83 FR 8307183

(43) Date de publication de la demande:
21.11.84 Bulletin 84/47

(84) Etats contractants désignés:
DE GB NL

(71) Demandeur: THOMSON-CSF
173, Boulevard Haussmann
F-75379 Paris Cedex 08(FR)

(72) Inventeur: Ricodeau, Jean
THOMSON-CSF SCPI 173, bld Haussmann
F-75379 Paris Cedex 08(FR)

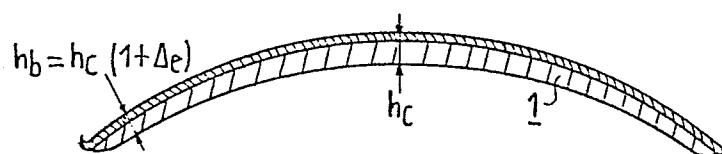
(74) Mandataire: Mayeux, Michèle et al,
THOMSON-CSF SCPI 173, Bld Haussmann
F-75379 Paris Cedex 08(FR)

(54) Intensificateur d'images radiologiques et application à un système de radiologie numérique.

(57) L'épaisseur (h_b) de la couche de matériau luminescent sur les bords de l'écran (1), à $1/10^\circ$ environ du bord du champ image, est environ 15 à 25% plus faible que son épaisseur (h_c) au centre de l'écran. Ainsi la longueur du trajet des rayons X dans le matériau luminescent est sensiblement la même quel que soit l'angle d'incidence des rayons X sur l'écran et lorsque

l'énergie des rayons X varie, la sensibilité en tous points de l'écran varie sensiblement de la même façon. L'écran selon l'invention est utilisé notamment dans des systèmes de radiologie numérique où l'on prend plusieurs fois la même image, en utilisant des énergies différentes de rayons X.

FIG_3



INTENSIFICATEUR D'IMAGES RADIOLOGIQUES ET
APPLICATION A UN SYSTEME DE RADIOLOGIE NUMERIQUE

La présente invention concerne un intensificateur d'images radiologiques. Elle concerne également l'application de cet intensificateur à un système de radiologie numérique.

5 Les intensificateurs d'images radiologiques ou I.I.R. sont bien connus de l'art antérieur. On se reportera par exemple à l'article paru dans la revue technique THOMSON-CSF, volume 8, numéro 4, décembre 1976, intitulé "L'intensification d'image en radiologie médicale et industrielle".

10 Les intensificateurs d'images radiologiques convertissent une image radiologique formée de rayons X en une image observable sur un écran. Ils comportent :

- un écran luminescent d'entrée assurant la conversion des rayons X incidents en photons lumineux ;
- une photocathode en contact optique avec l'écran luminescent qui assure la conversion des photons lumineux en photo-électrons ;
- une optique électronique assurant la focalisation des trajectoires électroniques et le gain en énergie des photo-électrons ;
- un écran d'observation assurant la conversion des photo-électrons en photons lumineux.

20 La présente invention concerne plus particulièrement les écrans luminescents d'entrée des I.I.R.

Actuellement ces écrans sont généralement réalisés par dépôt sous vide, sur un substrat concave, d'un matériau luminescent à numéro atomique élevé, tel que l'iodure de césium.

25 Les écrans connus ont soit le plus souvent une plus grande épaisseur de matériau luminescent sur les bords qu'au centre, soit une épaisseur sensiblement constante, mais plutôt plus forte sur les bords qu'au centre.

30 La figure 1 montre une vue en coupe d'un écran luminescent 1

dont l'épaisseur h_b sur les bords est plus forte que l'épaisseur h_c au centre. Les courbes a et b en pointillés de la figure 2 montrent que, pour les écrans connus, la variation d'épaisseur, du centre vers les bords, de la couche de matériau luminescent en pourcentage de son épaisseur au centre de l'écran est soit croissante - courbe a - soit sensiblement horizontale mais plutôt croissante - courbe b -.

On va exposer ci-après les différents éléments du problème que la Demanderesse se propose de résoudre.

La Demanderesse désire utiliser des I.I.R. pour des systèmes tels que les systèmes de radiologie numérique dans lesquels on doit prendre plusieurs fois une même image, en utilisant des énergies différentes de rayons X. Les diverses images ainsi obtenues sont converties en numérique et traitées sur ordinateur, par exemple par soustraction pondérée, ce qui permet d'obtenir finalement une image où certains organes ressortent par rapport à d'autres.

Les I.I.R. connus conviennent mal à cette utilisation pour les raisons suivantes.

On a vu que dans les I.I.R. connus l'épaisseur de l'écran luminescent est plus forte sur les bords qu'au centre. On augmente ainsi le nombre de rayons X absorbés sur les bords de l'écran ce qui corrige la faiblesse de sensibilité qui existe généralement aux bords du champ d'observation. Cette faiblesse de sensibilité est due, notamment, à la divergence géométrique des rayons X utilisés pour former l'image, à la distorsion en coussin des optiques électroniques des I.I.R....etc.

La différence d'épaisseur entre le centre et les bords de la couche luminescente des écrans d'entrée d'I.I.R. entraîne une différence d'absorption des rayons X. Lorsque l'énergie des rayons X augmente, leur probabilité d'absorption décroît plus vite au centre que sur les bords, car les bords sont plus épais que le centre, et la sensibilité des bords augmente par rapport à celle du centre.

La Demanderesse en a conclu que les I.I.R. connus présentent pour une énergie de rayons X donnée, une sensibilité bords-centre sensiblement uniforme, mais que lorsque l'énergie des rayons X

varie, la sensibilité des I.I.R. au centre de l'écran et leur sensibilité sur les bords évoluent de façon très différente. Les I.I.R. connus ne conviennent donc pas très bien pour les systèmes de radiologie numériques.

5 La présente invention se propose de résoudre le problème de la conception d'un écran luminescent d'I.I.R., utilisable notamment dans un système de radiologie numérique, et dont la sensibilité en tous points de l'écran varie de la même façon, lorsque l'énergie des rayons X varie.

10 La présente invention concerne un intensificateur d'images radiologiques, comportant un écran luminescent en forme de calotte quasi-sphérique assurant la conversion des rayons X incidents en photons lumineux, et caractérisé en ce que l'épaisseur de l'écran est plus faible sur les bords de l'écran qu'au centre.

15 Selon l'invention, on cherche à rendre l'écran luminescent d'entrée identique en tous points pour les rayons X, c'est-à-dire que l'on cherche à avoir une épaisseur "apparente" de l'écran constante pour tous les rayons X incidents. On est amené à diminuer l'épaisseur des bords de l'écran par rapport au centre pour que la longueur du trajet dans le matériau luminescent soit sensiblement la même pour
20 tous les rayons X quel que soit leur angle d'incidence sur l'écran. Ainsi lorsque l'énergie des rayons X varie, la longueur du trajet dans le matériau incident étant la même pour tous les rayons X, la sensibilité en tous points de l'écran varie sensiblement de la même
25 façon.

On constate donc que l'écran selon l'invention est totalement différent des écrans connus. On peut considérer, qu'étant donnés les
30 écrans connus, il existait un préjugé technique dissuadant l'homme de métier de concevoir des écrans luminescents d'épaisseur plus grande au centre que sur les bords. Le calcul et l'expérience ont montré l'intérêt de ces écrans selon l'invention.

D'autres objets, caractéristiques et résultats de l'invention ressortiront de la description suivante, donnée à titre d'exemple non limitatif et illustrée par les figures annexées qui représentent :

- les figures 1 et 3, des vues en coupe d'un écran luminescent d'I.I.R. selon l'art antérieur et selon un mode de réalisation de l'invention ;

5 - la figure 2, des courbes montrant différents profils de variation de l'épaisseur de la couche de matériau luminescent du centre vers les bords de l'écran ;

- les figures 4 et 5, des schémas expliquant le fonctionnement de l'écran selon l'invention.

10 Sur les différentes figures, les mêmes repères désignent les mêmes éléments, mais, pour des raisons de clarté, les cotes et proportions des divers éléments ne sont pas respectées.

La figure 1 a été décrite dans l'introduction à la description. Il en est de même des courbes a et b de la figure 2.

15 Sur la figure 2, la courbe c, en trait plein, montre les variations, en pourcentage, de la grandeur $\Delta e = (h - h_c) / h_c$ lorsque l'on se déplace du centre vers les bords d'un écran luminescent selon un mode de réalisation de l'invention, avec h l'épaisseur de l'écran en un point quelconque de l'écran et h_c l'épaisseur au centre de l'écran.

20 La courbe c est décroissante. Sur les bords du champ image, Δe égale sensiblement - 20%. On définit le bord du champ image de la façon suivante. La projection d'un écran, tel que celui représenté sur la figure 1, sur une surface donne un cercle de rayon r. Le bord du champ image est constitué par une couronne de largeur r/10 ou r/16 environ qui occupe la périphérie de ce cercle.

25 La figure 3 est une vue en coupe d'un mode de réalisation d'un écran selon l'invention dont l'épaisseur h_b sur les bords est plus faible que l'épaisseur au centre h_c . La variation d'épaisseur de l'écran est radiale.

30 Les écrans luminescents sont généralement réalisés par dépôt sous vide, sur un substrat concave, ce qui est imposé pour le bon fonctionnement de l'optique électronique, d'un matériau luminescent à numéro atomique élevé tel que l'iodure de césium. Ce substrat peut être soit la fenêtre d'entrée de l'I.I.R., soit une pièce rapportée à l'intérieur de l'I.I.R.

Pour absorber le maximum de rayons X, l'épaisseur de la couche de matériau luminescent doit être la plus grande possible, mais cela se fait au détriment de la résolution. Un compromis doit être trouvé. Lorsqu'on utilise de l'iodure de césium déposé sous vide, ce compromis se situe actuellement entre 200 et 500 micromètres d'épaisseur.

Pour fabriquer un écran luminescent dont l'épaisseur est plus faible sur les bords qu'au centre, on est conduit à modifier les conditions géométriques de l'évaporation qui sont habituellement employées pour fabriquer des écrans dont l'épaisseur est plus grande sur les bords qu'au centre.

L'invention va être expliquée en se référant aux figures 4 et 5.

Sur la figure 4, on a représenté de façon schématique un intensificateur d'images radiologiques 2. L'écran luminescent 1 se trouve sur la partie droite de l'I.I.R. Cet écran reçoit l'impact de rayons X produits par une source 3 placée sur l'axe OO' de l'I.I.R. à une distance F .

L'écran luminescent est concave. On suppose que dans l'exemple de la figure 4 cet écran est constitué par une calotte sphérique de rayon de courbure R . La courbure de l'écran peut prendre diverses autres formes ; on peut utiliser des écrans luminescents concaves, de forme hyperbolique, parabolique... etc. L'écran est donc constitué par une calotte quasi-sphérique. La flèche de l'écran peut prendre diverses valeurs qui interviennent dans les caractéristiques de l'optique électronique.

On considère sur la figure 4 l'impact sur l'écran des rayons X émis par la source 3 qui arrivent sur l'écran en un point P situé à une distance B de l'axe OO' .

On désigne par α et β les angles sous lesquels le point d'impact P sur l'écran est vu respectivement à partir du centre C de la sphère dont l'écran est une calotte et à partir de la source 3 de rayons X.

La figure 5 est un agrandissement de la région de l'écran comportant le point d'impact P .

On désigne par d le trajet dans le matériau luminescent des

rayons X traversant l'écran obliquement au point P.

Selon l'invention, ce trajet d doit être égal à l'épaisseur h_c de l'écran en son centre, sur l'axe OO' , qui correspond au trajet dans le matériau luminescent des rayons X se déplaçant selon l'axe OO' .

5 L'égalité suivante doit donc être vérifiée :

$$d = h_c = h_p / \cos \Theta, \text{ avec } h_p, \text{ l'épaisseur de l'écran au point P et } \Theta = \alpha + \beta.$$

10 On en déduit donc que l'épaisseur h_p de l'écran au point P égale $h_c \cdot \cos \Theta$ et est donc inférieure à l'épaisseur h_c au centre de l'écran.

En conclusion, - qu'il s'agisse d'un écran concave en forme de calotte sphérique ou d'un écran concave de forme quelconque - pour que le trajet des rayons X dans le matériau luminescent de l'écran ait sensiblement la même longueur quel que soit le point d'impact des rayons X sur l'écran il faut que l'épaisseur de l'écran h , en tous ses points, soit liée à son épaisseur au centre h_c par la relation :

15 $h = h_c \cdot \cos \Theta$, avec $\Theta = \alpha + \beta$, α et β étant respectivement les angles sous lesquels les points d'impacts des rayons X sur l'écran sont vus à partir du centre de courbure de l'écran concave et à partir de la source de rayons X. Ces angles s'expriment de la façon suivante :

20 $\alpha = \text{Arc sin } (B/R)$ et $\beta = \text{Arc tg } (B/F)$, avec B la distance entre l'axe de l'I.L.R et le point d'impact sur l'écran, F la distance entre l'écran et la source de rayons X et R le rayon de courbure de l'écran au point d'impact.

25 On donne à titre d'exemple les valeurs numériques suivantes pour l'exemple des figures 4 et 5 : $B \simeq 100\text{mm}$, le point P défini par cette distance B est situé sur les bords de l'écran, à environ $1/10^\circ$ du bord du champ image.

30 $R \simeq 200 \text{ mm}$

$F \simeq 700 \text{ mm}$

On calcule les angles α et β :

$\alpha = \text{Arc sin } (B/R)$ et $\beta = \text{Arc tg } (B/F)$, ce qui donne $\alpha \simeq 30^\circ$, $\beta \simeq 8^\circ$ et $\Theta \simeq 38^\circ$.

On obtient donc :

$$h_p = h_c \cdot \cos \Theta = h_c \cdot \cos 38^\circ = 0,79 \cdot h_c.$$

La grandeur $\Delta e = (h - h_c) / h_c = -1 + \cos \Theta$ est donc égale à
 5 -0,21. Cela signifie que l'épaisseur de la couche luminescente est
 environ 21 % plus faible sur les bords, c'est-à-dire à $1/16^e$ ou $1/10^e$
 du bord du champ image, qu'au centre de l'écran.

Il faut signaler qu'on approche de façon satisfaisante le
 résultat recherché en fabriquant un écran dont l'épaisseur sur les
 bords, à $1/10^e$ ou à environ $1/16^e$ environ du bord du champ image,
 10 est environ 15 à 25 % plus faible que l'épaisseur au centre de l'écran,
 selon la forme de la courbure de l'écran et la valeur de la flèche.
 Cela signifie que la relation $h = h_c \cdot \cos \Theta$ n'est pas nécessairement
 appliquée en tous points de l'écran de façon rigoureuse et que l'on
 obtient des résultats satisfaisants en appliquant cette relation sur
 15 les bords de l'écran, par exemple à environ $1/10^e$ ou $1/16^e$ du bord
 du champ image et en ne l'appliquant qu'approximativement sur le
 reste de l'écran.

La courbe c de la figure 2 peut donc présenter diverses
 formes, tout en restant décroissante du centre vers les bords. On
 20 peut noter que l'on obtient des résultats satisfaisants avec une
 courbe dans laquelle Δe varie comme le carré de la distance au
 centre.

Qu'elle soit appliquée en tous points de l'écran ou seulement
 sur ses bords, la relation $h = h_c \cdot \cos \Theta$ fait intervenir la distance F
 25 entre l'écran et la source de rayons X. On peut choisir une valeur
 moyenne pour cette distance F qui est généralement comprise entre
 700 et 1500 mm. Dans cette plage de variation de F, la valeur de
 $\cos \Theta$ ne dépend que très faiblement de la valeur de F.

Dans les écrans selon l'invention, dont l'épaisseur est plus
 30 faible sur les bords qu'au centre, pour une énergie donnée des rayons
 X, la sensibilité des bords peut être plus faible que celle du centre si
 rien n'est fait pour y remédier.

On préfère souvent compenser ce manque de sensibilité des
 bords en modifiant les paramètres de construction des écrans

luminescents, selon un ou plusieurs des procédés exposés ci-après dont la liste n'est pas limitative :

- on peut modifier sur les bords le dopage du matériau luminescent ;

5 - on peut accroître sur les bords, ou diminuer au centre, le couplage optique de la photocathode avec l'écran, par exemple en modifiant l'état de surface de la couche luminescente ou/et en modifiant l'état du support sur lequel cette couche est déposée ;

10 - on peut jouer sur les caractéristiques des électrodes faisant partie de l'optique électronique de l'I.I.R. pour diminuer la distorsion en coussin.

- on peut modifier la texture de la couche luminescente pour que le rendement de conversion des rayons X en lumière, soit plus important sur les bords qu'au centre de l'écran.

15 Les écrans selon l'invention sont particulièrement adaptés pour être utilisés dans des systèmes de radiologie numérique utilisant un ordinateur pour obtenir une image radiologique, par exemple par soustraction pondérée d'images obtenues avec des énergies différentes de rayons X. On utilise des rayons X dont l'énergie moyenne
20 varie approximativement de 20 à 30 KeV à 100 KeV. Les écrans selon l'invention peuvent cependant être utilisés dans d'autres systèmes que les systèmes de radiologie numérique, tels que par exemple les systèmes de radiologie classiques.

REVENDEICATIONS

1. Intensificateur d'images radiologiques, comportant un écran luminescent (1), en forme de calotte quasi-sphérique, assurant la conversion des rayons X incidents en photons lumineux, caractérisé en ce que l'épaisseur de l'écran est plus faible sur les bords (h_b) de l'écran qu'au centre (h_c).

2. Intensificateur selon la revendication 1, caractérisé en ce que l'épaisseur (h_b) sur les bords de l'écran (1) est environ 15 à 25 % plus faible que l'épaisseur (h_c) au centre de l'écran, selon la forme de la courbure de l'écran et la valeur de sa flèche.

3. Intensificateur selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce que l'écran (1) est concave et en ce que l'épaisseur de l'écran h est liée à son épaisseur au centre h_c par la relation : $h = h_c \cdot \cos \Theta$, avec $\Theta = \alpha + \beta$, α et β étant respectivement les angles sous lesquels les points d'impacts des rayons X sur l'écran (1) sont vus à partir du centre de courbure de l'écran (C) et à partir de la source de rayons X (3).

4. Intensificateur selon la revendication 3, caractérisé en ce que la relation $h = h_c \cdot \cos \Theta$ est appliquée en tous points de l'écran.

5. Intensificateur selon la revendication 3, caractérisé en ce que la relation $h = h_c \cdot \cos \Theta$ est appliquée essentiellement sur les bords de l'écran.

6. Intensificateur selon l'une des revendications 3, 4 ou 5, caractérisé en ce que la relation $h = h_c \cdot \cos \Theta$ est calculée en prenant une valeur moyenne dans la plage de variation de la distance (F) entre l'écran et la source (3) de rayons X.

7. Intensificateur selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le manque de sensibilité des bords de l'écran est compensé en modifiant l'un ou plusieurs des paramètres suivants des écrans luminescents dont la liste n'est pas limitative :

- le dopage du matériau luminescent ;
- le couplage optique de la photocathode de l'intensificateur avec l'écran, en agissant sur l'état de surface de la couche lumines-

cente ou/et sur l'état du support sur lequel cette couche est déposée ;

- les caractéristiques des électrodes faisant partie de l'optique électronique de l'intensificateur pour diminuer la distorsion en coussin.

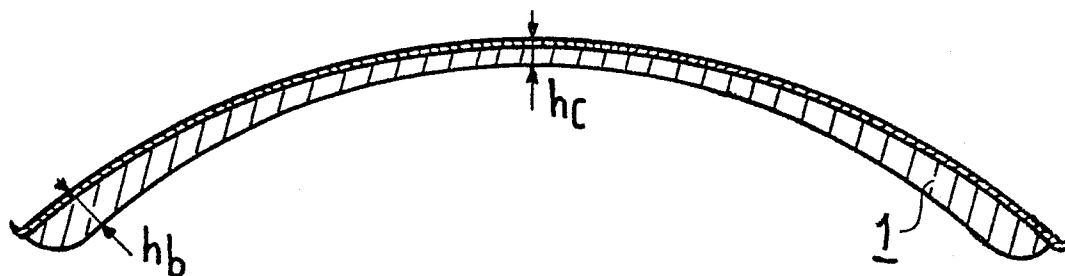
5

8. Application d'un intensificateur d'images radiologiques, comportant un écran luminescent selon l'une des revendications 1 à 7, à un système de radiologie numérique dans lequel on prend plusieurs fois la même image avec des énergies différentes de rayons X.

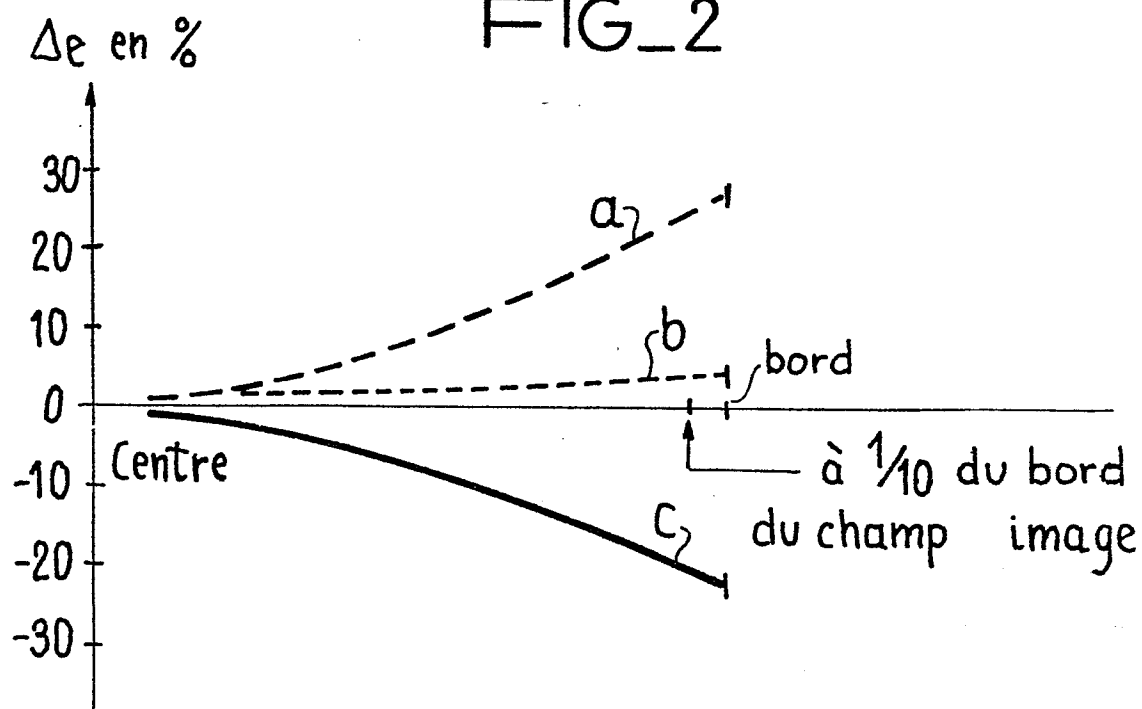
10

1/2

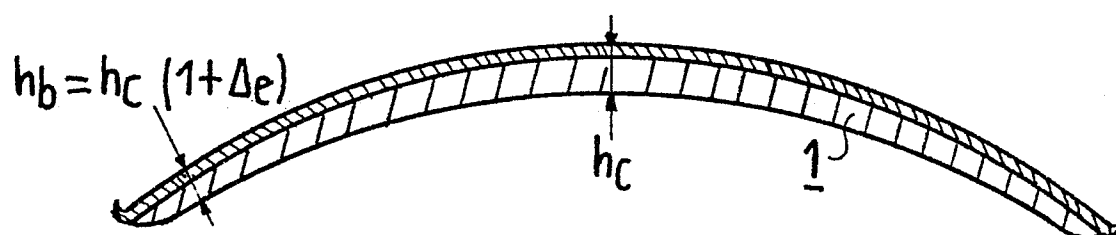
FIG_1



FIG_2

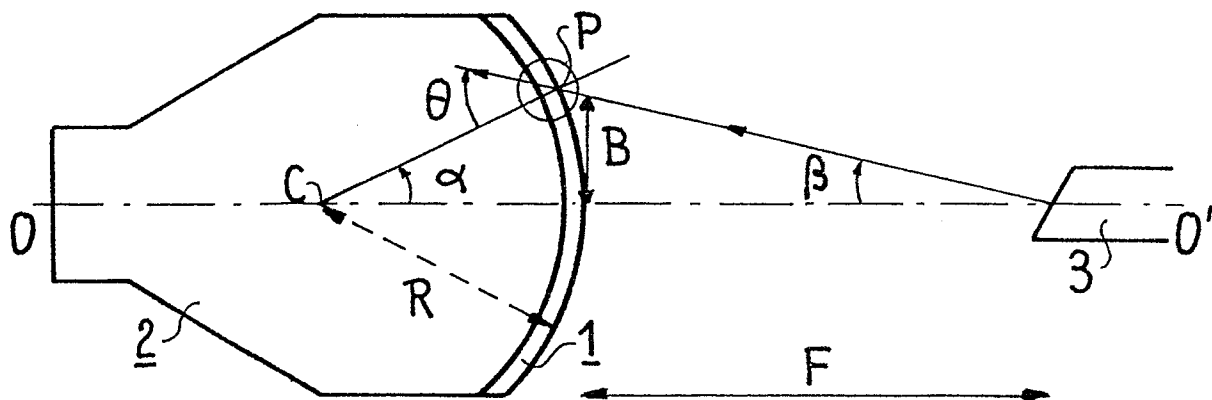


FIG_3

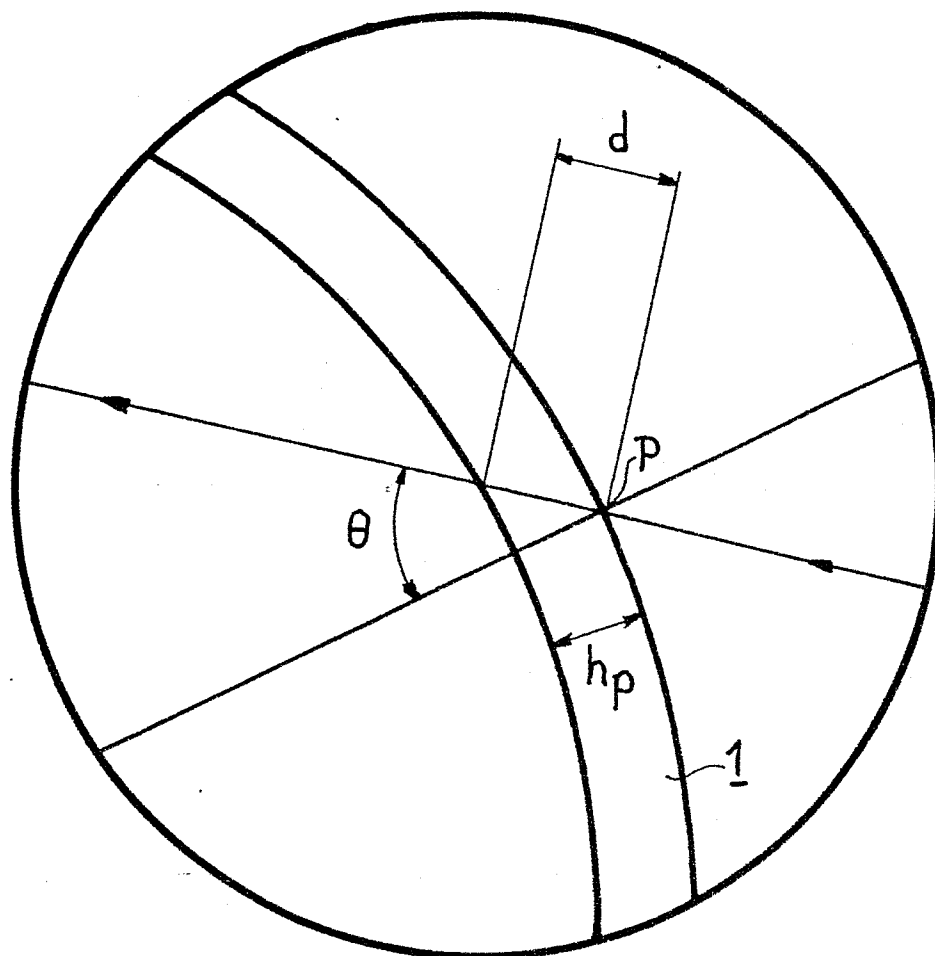


2/2

FIG_4



FIG_5





Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

0125962

Numéro de la demande

EP 84 40 0799

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl. 3)
Y	US-A-2 820 146 (A.R. KUNES et al.) * Colonne 1, ligne 69 - colonne 4, ligne 25; figures 1-5 *	1	H 01 J 31/50 G 21 K 4/00
A	---	7	
Y	US-A-2 955 219 (W.F. NIKLAS) * Colonne 1, ligne 44 - colonne 3, ligne 5; colonne 4, lignes 1-69; figures 1,2 *	1,2-4	
A	---	1,7	
A	FR-A-2 144 827 (SIEMENS AG) * Page 1, ligne 1 - page 3, ligne 15; figure 1 *		
A	---	7	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl. 3)
	US-A-3 697 795 (M. BRAUN et al.) * Colonne 2, ligne 20 - colonne 3, ligne 50; colonne 4, ligne 39 - colonne 5, ligne 44; colonne 6, ligne 40 - colonne 7, ligne 64; figures 1,2 *		H 01 J 29/00 H 01 J 31/00 G 21 K 4/00

Le présent rapport de recherche a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 01-08-1984	Examineur DELANGUE P.C.J.G.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES			
X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire		T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant	