

①⑨ RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

①⑪ N° de publication :
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

2 625 332

②⑪ N° d'enregistrement national :

87 14808

⑤① Int Cl⁴ : G 01 T 1/24; A 61 B 6/00; G 03 B 42/02.

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②② Date de dépôt : 27 octobre 1987.

③⑦ Priorité :

④③ Date de la mise à disposition du public de la
demande : BOPI « Brevets » n° 26 du 30 juin 1989.

⑥⑦ Références à d'autres documents nationaux appa-
rentés :

⑦① Demandeur(s) : *Jean-Jacques WALTER.* — FR.

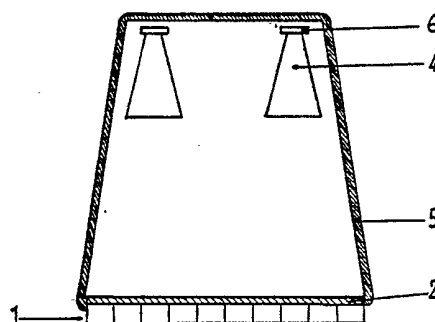
⑦② Inventeur(s) : Jean-Jacques Walter.

⑦③ Titulaire(s) :

⑦④ Mandataire(s) :

⑤④ Capteur pour Gamma Caméra, scanner et radiologie numérique.

⑤⑦ Le capteur est formé d'un collimateur en nid d'abeille 1 dont le rapport du diamètre des hexagones à l'épaisseur est de l'ordre de 1/4. Derrière se trouve un cristal scintillant 2, par exemple en iodure de sodium dopé au thallium. Ce cristal est scruté par des objectifs 4 à très grande ouverture numérique. Ces objectifs forment une image du cristal sur des CCD 6 refroidis à -40° . L'ensemble est protégé par une boîte blindée 5.



FR 2 625 332 - A1

CAPTEUR POUR GAMMA CAMERA, SCANNER ET RADIOLOGIE NUMERIQUE

Les gammas caméras actuelles sont construites selon le principe schématisé figure 1 : le rayonnement gamma incident rencontre d'abord un nid d'abeille en matériau absorbant les rayons gamma, désigné par 1. Ce nid d'abeille, nommé collimateur, élimine tous les rayons qui ne lui sont pas quasi perpendiculaires. Derrière se trouve un cristal scintillant 2, habituellement un iodure de sodium dopé au thallium. Derrière ce cristal est placé une plaque de verre 3 épaisse d'environ 12 mm, qui sert d'écarteur, puis un ensemble de photomultiplicateurs 4. L'ensemble est placé dans une boîte blindée 5 qui élimine les rayonnements parasites.

Lorsqu'un photon gamma se présente devant la grille 1 sous un angle qui lui permet de la traverser, il arrive dans le cristal, où il produit une scintillation. Cette scintillation se compose de 40 photons visibles par kev d'énergie du photon gamma ou X, soit 5600 photons visibles pour un photon gamma de 140 kev. La face du cristal située du côté des photomultiplicateurs est traitée pour être diffusante, tandis que la face opposée est traitée pour être réfléchissante. De la sorte environ 2500 photons sortent du cristal sous la forme d'une large tache. Environ 500 de ces photons sont détectés par les photomultiplicateurs 4. La comparaison des flux dans les divers photomultiplicateurs permet de déterminer la position de la scintillation.

Ce procédé présente plusieurs inconvénients. La précision de la localisation de la scintillation est au mieux de 3,5 mm. De plus le collimateur ne peut à la fois être précis et être transparent. Si le diamètre des hexagones formant le nid d'abeille est petit devant l'épaisseur du bloc de nid d'abeille, environ 1/25, le collimateur est précis, c'est à dire que l'on peut déterminer, avec une précision de l'ordre du centimètre, la localisation du point qui a émis le photon gamma. Mais, dans ce cas, seul un photon gamma sur dix mille peut traverser le collimateur. Si le diamètre des hexagones est plus grand, une proportion plus grande des photons gamma peut traverser le collimateur, mais le point émetteur de chaque photon gamma est moins bien connu.

Le dispositif selon l'innovation est indiqué figure 2. Il permet à la fois une bonne localisation et une grande transparence. Le capteur est formé d'un cristal 2 scruté par un objectif 4. Cet objectif forme une image du cristal sur le CCD 6. L'ensemble est enfermé dans une boîte blindée 5 qui élimine les rayonnements parasites. Il peut éventuellement y avoir plusieurs ensemble objectif-CCD dans la même boîte blindée, pour scruter un cristal de dimension plus importante. Dans le cas où ce capteur

est utilisé pour une gamma caméra, il comporte devant le cristal
2 un nid d'abeille 1 pour lequel le diamètre des hexagones est
d'environ $1/4$ de l'épaisseur du bloc de nid d'abeille, ce qui
assure une grande transparence: 1 photon gamma sur 250 peut
5 traverser le collimateur. Dans le cas où le capteur est destiné
à un scanner ou à une radiologie numérique, le collimateur 1
est remplacé par une grille qui sélectionne les rayons X venus en
ligne droite de l'anode du tube émetteur.

10 Dans le cas de la gamma caméra, une disposition particulière
est prise pour assurer une résolution en énergie suffisante. Les
photons gamma émis par la source que l'on étudie peuvent en effet
avoir leur direction modifiée par effet Compton. Ils deviennent
alors un bruit de fond qui doit être exclu. On se sert pour cela
15 du fait que l'énergie est également modifiée par l'effet
Compton. Il faut donc connaître à 10% ou 15% près l'énergie des
photons gamma. Comme cette énergie est proportionnelle au nombre
de photons visibles émis, il faut pouvoir connaître le nombre de
photons visibles de la scintillation.

20 Le cristal absorbe les photons visibles, 20% étant absorbés
par la traversée de 12,5 mm de cristal. Si l'on ignore la
localisation du point d'émission dans l'épaisseur du cristal,
l'absorption introduit une incertitude. Pour résoudre ce problème
25 un miroir de préférence multidielectrique, est placé entre le
cristal et le collimateur. De plus les deux faces du cristal
reçoivent un traitement anti reflet. Comme l'indice du cristal,
soit 1,85, est très proche du carré de l'indice du fluorure de
magnésium utilisé pour le traitement antireflet - ce dernier est
30 de 1,35 - le traitement antireflet est particulièrement
efficace: 99,5% des photons visibles sortent du cristal, au lieu
de 91% sans le traitement. Grâce à ces dispositions, chaque
scintillation provoque la sortie de deux faisceaux de lumière,
l'un qui sort directement du cristal, l'autre après réflexion. Si
35 le point où s'est produit la scintillation est proche de la face
du cristal éloignée du collimateur, le faisceau direct est peu
affaibli par l'absorption, celui qui est réfléchi l'est beaucoup.
Si le point de scintillation est proche de la face du cristal
située du côté du collimateur, les deux faisceaux sont
40 moyennement affaiblis. La somme des deux reste constante à mieux
que un pour cent près pour un cristal de 12,5 mm d'épaisseur.
Comme les deux faisceaux seront mesurés séparément par le capteur
ci-après décrit, il faut faire la somme pour savoir si l'on avait
à faire à un photon gamma diffusé ou non par effet Compton.

45 L'objectif 4 est optimisé pour cette application: Il ne
comporte que la correction chromatique juste suffisante pour la
largeur de la bande d'émission, soit 100 nm environ. Il présente
une distorsion importante, car celle ci peut être corrigée par le
50 logiciel situé en aval des CCD. Son pouvoir séparateur est tout
juste celui qui est nécessaire pour discerner deux pixels voisins
sur le CCD, par exemple 26 paires de lignes par mm pour un CCD de
1024 x 1024 pixels, mesurant 19,45 mm x 19,45 mm. Le champ est

courbe, et redressé par un disque de fibres optiques. La liaison optique entre l'objectif et le CCD est réalisée au moyen d'un liquide d'indice élevé.

- 5 Ces dispositions permettent d'utiliser toute la latitude disponible dans le calcul de l'objectif pour maximiser l'ouverture numérique. Dans ces conditions il est possible de réaliser des objectifs d'ouverture numérique $F/0,23$.
- 10 Deux types d'objectifs ont été étudiés. Ils ont la même focale de 50 mm, et la même ouverture $F/0,23$. Ils diffèrent par la dimension de l'objet scruté. Le premier, qui convient aux gamma caméra, scrute un cristal de 40 mm x 40 mm. Il est formé, à titre indicatif, de douze lentilles. La lentille de
- 15 plus grand diamètre, située vers le centre de l'objectif, a 120 mm de diamètre. L'ensemble de l'objectif a 220 mm de longueur. Le cristal scruté est placé contre la dernière lentille. Le second objectif convient aux scanners et aux radiologies numériques. Il scrute un cristal dont les dimensions vont de 100 mm x 100 mm à
- 20 200 mm x 200 mm, selon l'énergie des photons X que l'on étudie. Il est formé, à titre indicatif, de huit lentilles. La lentille frontale présente un diamètre de 120 mm. L'objectif a 150 mm de longueur. Une distance de 200 mm sépare le cristal de la lentille frontale si le cristal mesure 100 mm de côté. La distance est
- 25 portée à 450 mm si le cristal a 200 mm de côté. La distance peut être réduite en interposant un bloc de verre entre la lentille frontale et le cristal. Ce bloc de verre doit avoir une grande transparence, ce qui limite son indice à 1,52 dans l'état actuel de la technique. Les distances sont alors réduites dans le rapport
- 30 1,52. Dans tous les cas, l'image est formée sur un CCD carré de 27,5 mm de diagonale. Ceci permet de localiser les points émetteurs de scintillation avec une précision de l'ordre de 0,04 mm pour le premier objectif, et de 0,1 mm à 0,2 mm pour le second. Dans ces conditions, les images des scintillations se
- 35 forment généralement sur deux pixels différents selon qu'elles sont dues aux faisceaux directs ou réfléchis. Les deux pixels sont alignés avec le centre du CCD, et séparés par une distance proportionnelle à leur distance moyenne au centre du CCD, et à la distance qui sépare la scintillation du miroir.
- 40
- Sur les 5600 photons visibles émis par chaque scintillation due à un photon de 140 keV, en moyenne 375 sont reçus par le CCD si on utilise le premier objectif, et 9,5 si on utilise le second objectif avec un cristal de 200 mm de côté. Le rendement
- 45 quantique du CCD, pour la longueur d'onde des scintillations, est de 0,25 pour un CCD à support massif, et de 0,65 pour un CCD à support aminci. Dans ce dernier cas, ceci conduit à 240 électrons pour le premier objectif, et 6 pour le second. Pour que ce faible signal soit décelable, il faut réduire le bruit de fond,
- 50 ce qui est possible en maintenant le CCD à une température de -40° .

La figure 3 indique comment obtenir cette température : le

CCD est fixé sur un refroidisseur à effet Pelletier 7. Le disque de fibres optiques qui redresse le champ 8 est fixé sur le boîtier du refroidisseur 7, et une couche mince d'huile de silicone 9 est interposée entre le disque 8 et le CCD 6. Cette
 5 huile est capable de supporter une température de -40° sans passer à l'état solide. Pour faciliter la fixation, l'arrière du disque 8 est taillé en carré ou en rectangle afin de s'adapter exactement à la forme de la partie sensible du CCD. L'ensemble du refroidisseur 7, du CCD 6, du disque 8 et de la dernière lentille
 10 de l'objectif 10 forme un bloc, qui est fixé sur l'arrière de l'objectif 4 par une monture peu conductrice de la chaleur, afin de pouvoir maintenir le CCD à une température de -40° sans avoir à refroidir tout l'objectif.

15 Dans ces conditions, le seuil de détection est de 5 électrons. Il est opportun de réduire ce seuil. Pour la gamma caméra, la résolution en énergie dépend de la précision du comptage des photons visibles. Pour le scanner et la radiologie numérique, c'est la taille du cristal qui dépend de la précision
 20 du comptage des photons visibles. En effet plus le nombre de photons que l'on sait compter avec assurance diminue, plus le rapport entre la taille du cristal et la taille du CCD peut croître. Comme la taille du CCD est fixée par l'état actuel de la technologie, on ne peut augmenter la taille du cristal qu'en
 25 améliorant le comptage des photons.

Le seuil de 5 électrons est dû uniquement à l'amplificateur de charge du CCD. Pour chaque pixel, les photoélectrons sont accumulés dans un très petit condensateur, dont la valeur est de
 30 l'ordre de un tiers de picofarad. Ces photoélectrons produisent une tension, qui est lue par l'amplificateur de charge. Cette disposition présente deux inconvénients. Le premier est que le seuil est de 5 électrons. Le second est que ce seuil ne peut être atteint que pour une lecture lente, de l'ordre de 50.000 pixels
 35 par seconde. Si l'on veut lire à la vitesse de transfert de charge, soit 10 millions de pixels par seconde, il faut remonter le seuil à 100 électrons.

La disposition selon l'innovation évite ces inconvénients.
 40 Elle consiste à lire les condensateurs en les vidant de leur charge et en amplifiant le courant qui en résulte. La lecture est alors faite en courant et non pas en tension. Pour éviter les inconvénients des capacités parasites, l'amplificateur en courant est gravé sur la même plaquette que le CCD, comme l'est
 45 actuellement l'amplificateur en tension.

Dans ces conditions, la précision avec laquelle l'énergie est connue est de 15% avec le premier objectif. Le second objectif permet d'utiliser un cristal de 120 mm de côté avec des
 50 photons de 50 kev, de 140 mm avec 70 kev, 170 mm avec 100 kev, et 200 mm avec 140 kev.

La probabilité d'interaction d'un photon gamma de 140 kev

avec le cristal est de 0,94 si le cristal présente une épaisseur de 12,5 mm. Dans ces conditions la probabilité de détection d'un photon gamma est de 0,94. Elle tombe à 0,73 si l'épaisseur du cristal est réduite à 6 mm.

5

Dans le cas de la gamma caméra, pour obtenir une image précise malgré un collimateur très transparent, on déplace l'ensemble parallèlement à lui même comme indiqué figure 4. Le capteur se déplace de la position 5 à la position 11. Le corps du patient est en 12. On obtient ainsi un ensemble de vues distinctes. Cet ensemble fait l'objet d'un traitement informatique qui permet de déterminer la position dans l'espace de tous les points émetteurs. Une fois cette détermination effectuée, il est possible de calculer diverses vues : soit une perspective de l'ensemble émetteur, soit une projection orthogonale de cet ensemble sur un plan choisi par l'utilisateur, soit encore une coupe par un plan quelconque.

Le traitement informatique utilise un algorithme particulier, qui permet une résolution de ce problème normalement difficile. Chaque vue est en effet le produit de convolution de la fonction représentant l'émission de l'ensemble des points émetteurs par la fonction représentant la transmission du collimateur. Comme il n'existe pas d'isomorphisme de R^2 dans R^3 les informations recueillies doivent approximer une fonction de R^3 dans R . Appelons P l'ensemble des vues. Cet ensemble forme un potentiel scalaire sur un pavé de dimension trois. Appelons X l'image recherchée, qui forme également un potentiel scalaire sur un pavé de dimension trois. Soit T le filtre linéaire qui modélise le collimateur. La relation entre X , T et P est :

$$X * T_{\text{supp } T} = P$$

Il existe un prolongement P' de P tel que l'équation :

35

$$X * T = P'$$

ait une solution à support compact donné. En vue de résoudre cette équation, effectuons une transformation de Fourier. Comme la transformée d'un produit de convolution est le produit des transformées, il vient :

40

$$\widehat{X} \cdot \widehat{T} = \widehat{P'}$$

Cette équation peut être mise sous la forme :

45

$$X = \widehat{P'} \cdot (\widehat{T})^{-1}$$

$(\widehat{T})^{-1}$ peut être calculée une fois pour toute, puisqu'elle ne dépend que du collimateur. X est alors obtenu à partir de P par un prolongement, une transformation de Fourier, une multiplication et une transformation de Fourier inverse.

50

Cette méthode de résolution ne peut fonctionner que si l'on a interposé un collimateur entre la source gamma et le cristal. En effet, si I et J sont deux ensembles de points émetteurs gamma, considérons une source émettrice qui en chaque point émettrait avec l'intensité J-I. L'intensité émettrice est positive si J est plus grand que I, et négative dans le cas contraire. Le théorème de Gauss montre que si J-I est formé d'un ensemble de parties dont chacune présente une symétrie sphérique, et une masse totale nulle, le rayonnement est nul en dehors de la partie de l'espace où J-I n'est pas nul. En l'absence de collimateur, il existe donc une infinité de solutions à l'équation :

$$X \cdot T = P'$$

Par contre, au delà d'un collimateur, le flux lumineux cesse d'être coulombien, le théorème de Gauss ne s'applique plus, et l'on peut montrer que l'ensemble des solutions forme un espace affine. La différence entre deux éléments de cet espace est une fonction partout inférieure au pouvoir séparateur, ce qui rend possible la méthode indiquée.

Cette méthode ne permet de scruter qu'un champs faible, de 40 mm x 40 mm, sur une hauteur de 200 mm. Dans ce volume, la résolution spatiale est excellente, meilleure que 0,5 mm dans les trois dimensions si on le souhaite. La qualité de la résolution dépend essentiellement du temps accepté pour le calcul. La même méthode, appliquée à un capteur traditionnel, permet d'obtenir une résolution de 3,5 mm dans les trois dimensions, sur une surface beaucoup plus grande.

Le second capteur décrit ci-dessus peut être utilisé pour réaliser un scanner en trois dimensions. Un scanner traditionnel se compose, comme indiqué figure 5, d'une source 1 qui émet des rayons X et d'une pluralité de récepteurs 2 disposés sur un arc de cercle. Ces récepteurs mesurent l'absorption sur les droites qui joignent le foyer émetteur aux divers récepteurs. L'émetteur et les récepteurs sont déplacés par la rotation du cercle support 3. Un ensemble de mesures d'absorption est ainsi constitué. Un traitement informatique de cet ensemble de mesures permet de reconstituer point par point la densité d'absorption du corps 12 qui s'interpose sur le trajet des rayons X.

En remplaçant les récepteurs 2 par le capteur ci dessus, on obtient un ensemble de mesures concernant un volume tridimensionnel, et non plus une coupe plane comme il est habituel. Le traitement informatique de cet ensemble de mesures permet de reconstituer le corps dans ses trois dimensions.

Avec les cristaux modernes d'iodure de sodium, la postlueur reste acceptable. Elle est de 1,5% après 3 ms, 0,5% après 6 ms, et 0,1% après 10 ms. Ces chiffres peuvent être divisés par un facteur 3 dans des conditions actuellement mal connues des

5 fabricants de cristaux, probablement liées à la pureté des cristaux. Il est cependant prudent de ne pas tourner trop vite autour du patient. Si le mouvement d'organe le permet, une durée de tour de 3 ou même 4 secondes est préférable.

10 Comme le cristal capte mieux les photons de moindre énergie, et que ceux-ci sont nombreux dans un rayonnement X, son épaisseur peut être réduite par rapport au cristal de la gamma caméra : 1 mm capte 99,7% d'un rayonnement de 50 kev et 53% d'un rayonnement de 100 Kev. 2 mm capte 77% d'un rayonnement de 100 Kev.

15 Ce capteur est également utilisable pour la radiologie traditionnelle. Il peut donner une indication sur l'énergie des photons gamma en opérant comme pour la gamma caméra : il faut utiliser un cristal de dimension réduite et lire le CCD alors qu'une proportion faible de pixels a reçu une charge. Dans ce cas, très peu de pixels ont reçus une double charge. La charge des pixels qui ont reçus une charge unique est proportionnelle à l'énergie du photon gamma capté sur ce pixel.

REVENDEICATIONS

1 Capteur de rayons X ou gamma, caractérisé en ce qu'il se compose d'un cristal scintillant observé par un objectif à très grande ouverture numérique, un CCD refroidi étant placé au foyer image de cet objectif.

5

2 Capteur selon revendication 1, caractérisé en ce que l'espace compris entre la lentille frontale de l'objectif et le cristal scintillant est rempli d'un matériau à grande transparence, afin de réduire la distance qui sépare la lentille frontale du cristal scintillant

10

3 Capteur selon revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte un miroir mince de préférence multidiélectrique placé devant le cristal, du côté opposé à celui où se trouvent l'objectif, pour renvoyer vers l'objectif les photons qui se dirigeraient dans la direction opposée.

15

4 Capteur selon revendication 1 ci-dessus caractérisé en ce que les faces du cristal sont traitées antireflet.

20

5 Capteur selon revendication 1 ci-dessus caractérisé en ce que la lecture des condensateurs qui contiennent les photoélectrons est faite en courant, et non pas en tension comme il est habituel.

25

6 Formation d'une image de gammagraphie, caractérisée en ce que l'on place un collimateur à grande transparence devant le cristal, que l'on déplace le capteur de façon à disposer d'une pluralité de vues, et que l'on effectue un traitement informatique pour déterminer l'intensité de chacun des points émetteurs à partir des informations contenues dans la pluralité de vues.

30

7 Formation d'une image de gammagraphie selon revendication 6 ci-dessus, caractérisée en ce que le traitement informatique est fondée sur l'algorithme suivant :

35

Si l'on appelle P le pavé de valeurs contenu dans la pluralité de vues, X le pavé de valeur constituant l'image de l'émetteur gamma, et T le filtre linéaire qui modélise le collimateur, la relation :

40

$$I * T_{supp} P = P$$

peut être transformée en utilisant un prolongement P' de P tel que l'équation:

45

$$\hat{X} \cdot \hat{T} = \hat{P}'$$

ait une solution à support compact donné. En effectuant deux

transformations de Fourier, cette équation peut être mise sous la forme :

$$X = (\hat{P}^T \cdot \hat{T})^{-1}$$

8 Scanner tridimensionnel, caractérisé en ce qu'il utilise comme capteur celui décrit revendications 1 à 5 ci-dessus.

9 Radiologie traditionnelle, caractérisée en ce qu'elle utilise comme capteur celui décrit revendications 1 à 5 ci-dessus.

10 Radiologie, caractérisée en ce que l'énergie des photons gamma est mesurée. Pour cela on utilise un cristal de dimension réduite, et on vide les mémoires des CCD alors qu'une proportion faible des pixels ont reçu une charge, de façon à ce qu'un nombre très faible de pixels aient reçu une double charge. La charge des pixels qui ont reçu une charge unique est proportionnelle à l'énergie du photon gamma qui a produit cette charge.

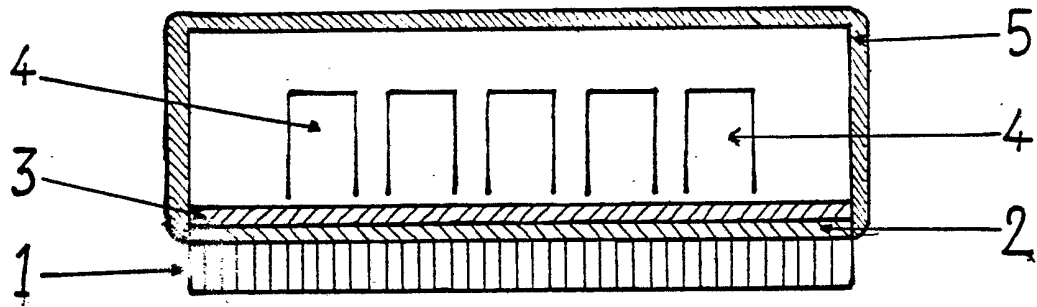


fig 1

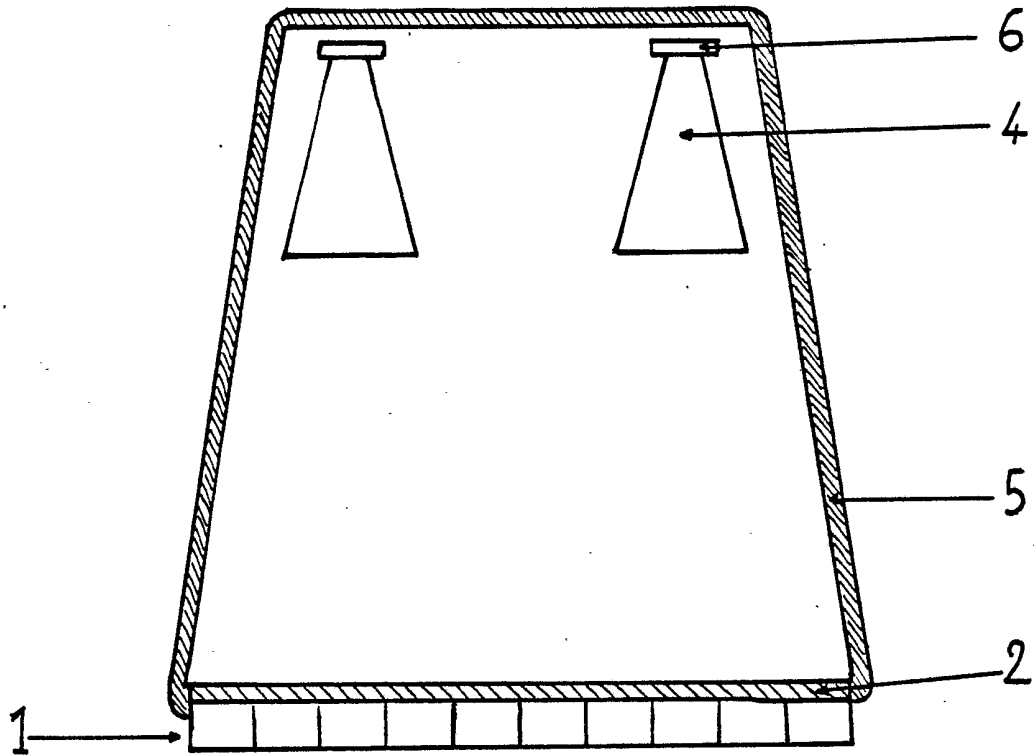


fig 2

2/2

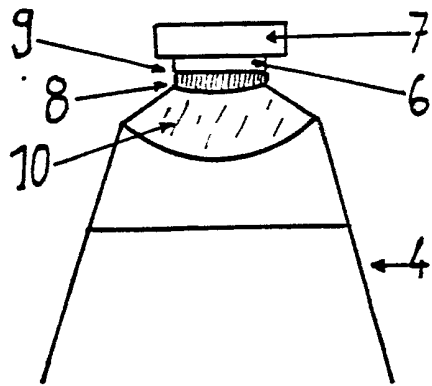


fig 3

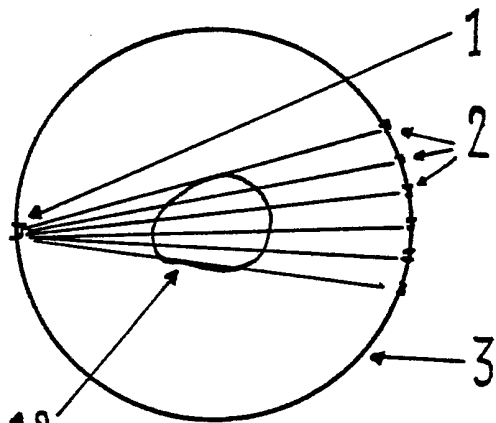


fig 5

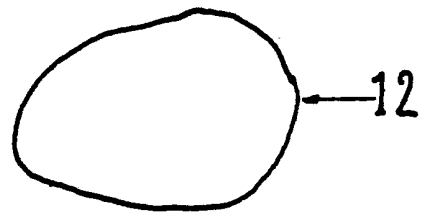
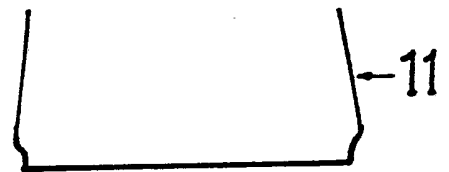
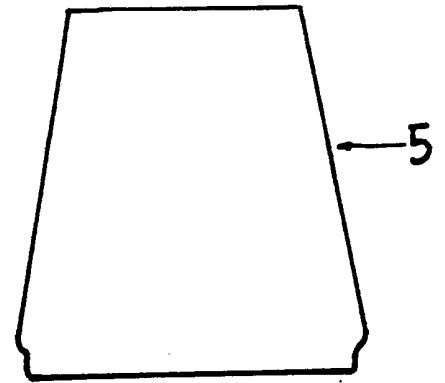


fig 4