



(12)

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(21) Numéro de dépôt: 79401064.5

(51) Int. Cl.³: H 01 J 29/39
 H 01 J 31/36

(22) Date de dépôt: 21.12.79

(30) Priorité: 29.12.78 FR 7836957

(43) Date de publication de la demande:
 09.07.80 Bulletin 80/14(84) Etats Contractants Désignés:
 DE GB NL(71) Demandeur: "THOMSON-CSF"- SCPI
 173, Boulevard Haussmann
 F-75360 Paris Cedex 08(FR)(72) Inventeur: Ricodeau, Jean
 "THOMSON-CSF" - SCPI 173, blvd Haussmann
 F-75360 Paris Cedex 08(FR)(72) Inventeur: Rougeot, Henri
 "THOMSON-CSF" - SCPI 173, blvd Haussmann
 F-75360 Paris Cedex 08(FR)(74) Mandataire: Benichou, Robert et al,
 "THOMSON-CSF" - SCPI 173 blvd Haussmann
 F-75360 Paris Cedex 08(FR)

(54) Tube intensificateur d'image radiologique, et chaîne de radiologie incorporant un tel tube.

(57) L'invention concerne un tube intensificateur d'image radiologique à sortie vidéo.

Le tube comporte, dans une même enveloppe à vide, une section image et une section d'analyse ayant une face commune occupée par le cible 16. Dans la section image est formée, dans la cible, une image électrique correspondant à l'image en rayons X incidente; cette image est lue dans la section d'analyse par un pinceau d'électrons balayant la cible point par point. Cette cible a, dans les tubes de l'invention, une structure permettant de limiter le gain photons X - signal vidéo et de la régler entre deux valeurs prédéterminées; elle comporte, sur sa face qui reçoit les photo-électrons e⁻, une couche barrière en métal 1 recouvrant une couche luminescente 2, en contact elle-même avec une couche semi-transparente 3 recouvrant la cible proprement dite 4.

Application, dans une large gamme, de doses indicentes, en fluoroscopie comme en fluorographie.

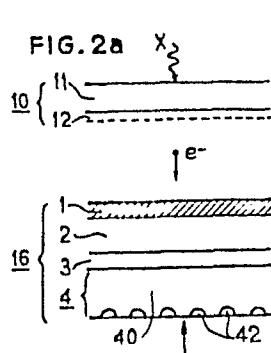


FIG. 2a

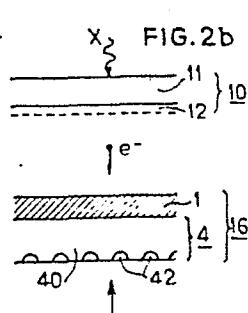


FIG. 2

TUBE INTENSIFICATEUR D'IMAGE RADIOLOGIQUE ET CHAINE
DE RADIOLOGIE INCORPORANT UN TEL TUBE.

L'invention concerne un tube intensificateur d'image radiologique, et la chaîne de radiologie qui comporte un tel intensificateur.

Dans les tubes intensificateurs d'image radiologique (tubes IIR) les rayons X incidents sont convertis en lumière dans un écran luminescent, puis en photo-électrons dans une photocathode. Ces photo-électrons sont accélérés par une optique électronique et focalisés sur une poudre luminescente donnant une image lumineuse de la densité du flux des photons X indicents. Pour une exploitation télévisée on reprend cette image de sortie par une optique qui reforme l'image sur la cible photosensible d'un tube de prise de vues, un vidicon par exemple, où elle crée une distribution de charges qui sont lues par un faisceau électronique donnant alors le signal vidéo.

Il est souhaitable de supprimer l'optique de couplage IIR-vidicon à cause de son poids et de son encombrement, de son manque de luminosité, et d'une façon générale des défauts supplémentaires qu'elle introduit dans la chaîne.

Une première solution de l'art antérieur a été un couplage IIR-vidicon par fibres optiques. L'écran de sortie lumineux de l'IIR est mis en contact avec une galette de fibres optiques ainsi que la cible du tube de prise de vues, les deux galettes étant ensuite couplées entre elles (voie le brevet français n° 74.23 277).

Mais les fibres optiques présentent des défauts

qui s'avèrent graves pour un usage radiologique. Un défaut de l'une des fibres individuelles formant l'ensemble de la galette se traduit par un point ou une zone noire ; de plus, le dessin de la mosaïque

5 des fibres est apparent sur l'image.

Une deuxième solution de l'art antérieur consiste à supprimer l'écran de sortie de l'intensificateur et l'optique de couplage et à envoyer les photo-électrons directement sur une cible du vidicon,

10 sensible à l'impact des électrons - l'ensemble étant placé dans une même enceinte - telle qu'une cible à mosaïque de diodes. On obtient alors un gain rayons X - signal vidéo très élevé.

Malheureusement, il est nécessaire de réduire

15 au maximum le bruit quantique des rayons par l'utilisation de doses X très élevées. De plus, les dimensions du champ d'entrée de l'intensificateur imposent des tensions élevées à l'optique électronique, ce qui donne une énergie élevée aux photo-électrons arrivant

20 sur la cible, et partant, un gain électronique très grand dans la cible. A cause de la dose X élevée et du gain de cible élevé il est nécessaire, pour éviter la saturation électrique de celle-ci, de prévoir des dispositions pour diminuer le gain de la cible. Il

25 faut de plus prévoir, dans ce genre de tubes, la possibilité d'un gain variable de la cible entre 1 et 50 par exemple, pour fonctionner, selon les utilisations, soit en graphie, soit en scopie.

Pour cela une solution consistait dans l'art

30 antérieur à déposer sur une cible à mosaïque de diodes, du côté de l'arrivée des photo-électrons, une ou plusieurs couches barrière, métalliques, épaisses, par exemple de $U \mu\text{m}$ d'aluminium, absorbant une partie de l'énergie des électrons (voir la demande de

brevet français n° 77 05 031). Cette couche, bien que diminuant le gain, introduisait un bruit de multiplication considérable dû au fait que la perte d'énergie des photo-électrons dans la couche barrière 5 est un phénomène statistique qui présente des fluctuations importantes.

L'objet de l'invention est une autre solution n'ayant pas ces inconvénients.

L'invention sera mieux comprise en se reportant à la description qui suit et aux figures jointes 10 qui représentent :

- figure 1 : une vue schématique d'ensemble d'un tube intensificateur d'image radiologique de l'invention ;

15 - figures 2a, 2b : des vues en coupe schématique comparées des cibles d'un tube intensificateur d'image radiologique de l'invention et de l'art antérieur respectivement.

20 - figure 3 : un diagramme de chaîne de radiologie utilisant un tube intensificateur d'image de l'invention.

Le tube intensificateur d'image radiologique à sortie vidéo selon l'invention comporte, dans une même enveloppe maintenue sous vide, un écran d'entrée 25 luminescent en contact avec une photocathode qui convertit les rayons X en photo-électrons, comme dans un intensificateur d'image connu. Ces phot-électrons sont focalisés par une optique électronique et accélérés vers une couche de poudre luminescente, après 30 avoir traversé une couche métallique leur faisant perdre une partie de leur énergie. Cette couche luminescente est, selon l'invention, déposée sur la face arrière d'une cible photo-sensible recouverte au préalable d'une couche semi-transparente. Les

photons lumineux émis par la couche luminescente, et non absorbés dans la couche semi-transparente, créent des porteurs dans la cible, lesquels créent au niveau de la face balayée de la cible une répartition de charges qui est lue par le faisceau d'électrons ; l'ensemble des signaux lus constitue le signal vidéo.

La figure 1 montre en coupe schématique, un tel tube, et la figure 2 la structure de la cible comparé à celle d'une cible utilisée dans l'art antérieur.

Le tube de la figure 1 comporte deux sections I et II, sections image et d'analyse respectivement. Dans la première de ces deux sections, à gauche sur la figure, sont produits les phot-électrons dirigés de l'écran d'entrée du tube vers la cible qui constitue la face d'entrée de la deuxième section, une cible vidicon par exemple. Cette cible est balayé par un faisceau d'électrons issu de l'autre extrémité de cette section à droite de la figure. La section image comprend, dans l'ordre, de gauche à droite du dessin, un écran d'entrée 10, composé, selon l'art connu, d'un scintillateur 11 et d'une photocathode 12, et exposé au rayonnement X incident (flèches de gauche) traversant l'objet à observer 30.

En fonctionnement, un faisceau d'électrons ou photo-électrons, issu de la photocathode 12, est focalisé et accéléré vers la face de sortie de cette première section occupée par la cible de la deuxième section. Cette cible porte le repère 16 et les diverses électrodes de focalisation le repère 14 ; le faisceau d'électrons est représenté par le faisceau de droites en traits interrompus. La deuxième section du tube comprend en outre des moyens de produc-

tion d'un pinceau d'électrons, symbolisé par la flèche, et des moyens assurant, en fonctionnement, le balayage point par point de la cible par celui-ci ; ce balayage utilise un dispositif de déviation portant le repère 20 ; la cathode et l'ensemble des électrodes du canon portent le repère 18. L'ensemble des deux sections est maintenu sous vide dans l'enveloppe 24. En fonctionnement, l'accélération des photo-électrons est assurée par une source de tension continue représentée en 22. Enfin, l'ensemble est placé dans l'enveloppe de protection 25. Le signal vidéo est prélevé sur le circuit du faisceau d'électrons, dans les conditions connues en cette matière et non représentées.

La figure 2(a) montre une coupe schématique de la cible 16 des tube de l'invention, comparé à celle utilisée dans les tubes du même type de l'art antérieur (figure 2b), et leur incorporation dans le tube intensificateur. On voit sur ces figures l'écran d'entrée 10 (11, 12) soumis au rayonnement X incident (flèche ondulée) et la cible 16 de la figure précédente, entre lesquels sont accélérés les électrons de charges e^- . La cible de l'invention, figure 2a, comporte superposées, sur la cible proprement dite 4, du côté opposé à celui lu par le faisceau d'électrons (flèche du bas), trois couches qui consistent respectivement en une couche barrière métallique 1, un écran luminescent 2 et une couche semi-transparente 3, contrairement aux cibles de l'art connu (figure 2b), qui ne comportent, en contact avec la cible 4 proprement dite, que la couche métallique 1.

Dans ces dernières, les électrons sont freinés par la couche barrière 1, de façon à aborder la cible

avec une énergie suffisamment réduite par rapport à leur énergie d'accélération pour éviter les inconvenients signalés. Cette couche est, par exemple, en aluminium et présente une épaisseur de 1 micro-
5 mètre.

Dans la cible de l'invention un freinage des électrons est exercé, comme dans le cas précédent, par la couche métallique 1 ; ce freinage leur laisse suffisamment d'énergie pour exciter la couche luminescente sous-jacente 2 qui émet des photons vers la couche semi-transparent 3 ; la couche métallique 1, également en aluminium par exemple, présente dans ce cas une épaisseur moins grande que l'art connu, de l'ordre de 5000 angstroms. Les photons émis par
10 la partie 2 de la cible sont absorbés par la couche semi-transparente 3 dans une proportion qui dépend de son épaisseur et de sa nature. Le matériau semi-transparent utilisé est par exemple le chrome, déposé sur la cible proprement dite 4 sur une épaisseur de
15 500 angstroms environ ; la couche luminescente est faite d'un matériau cathodo-luminescent tel que le tungstate de calcium, Ca WO_4 , avec une épaisseur de 5000 angstroms également, ou le sulfure de zinc, ZnS.
20

Ainsi, dans l'invention, la réduction du gain s'effectue à deux niveaux ; d'abord par freinage, comme dans l'art antérieur, au niveau de la couche barrière métallique 1, et, ensuite, au niveau de la couche semi-transparente 3, par absorption photono-
25 nique. Cette disposition permet donc d'user de deux paramètres pour réduire le gain rayons X - signal vidéo et régler sa valeur entre les limites désirées.

Elle permet notamment de réduire ce gain en agissant sur un nombre élevé de particules, ce qui,

toutes choses égales réduit le bruit. Elle permet d'ajuster le gain, en agissant sur la tension d'accélération des électrons notamment.

De plus, une tension d'accélération suffisamment élevée permet de conférer aux photo-électrons une énergie suffisante pour qu'ils traversent à la fois la couche barrière métallique 1, la couche luminescente et la couche semi-transparente, et qu'ils atteignent la cible proprement dite 4 et l'excitent directement, avec un gain assez élevé pour permettre les observations en fluorographie à faible dose de rayons X incidents. Ces possibilités constituent des avantages de l'invention par rapport à l'art antérieur.

Le gain se décompose comme suit : chaque photon X incident crée P photo-électrons (environ 150 pour fixer les idées), lesquels photo-électrons créent chacun G photons dans la couche luminescente de la cible du tube de l'invention, que la couche semi-transparente 3 absorbe en partie pour n'en laisser passer que la fraction T ; chacun de ces photons crée un porteur dans la cible proprement dite 4 ; le nombre de porteurs libres dans la cible par photon X incident est donc finalement TGP . Ce gain se réduit aux deux derniers facteurs GP dans le cas d'une cible de l'art connu ne comportant que la couche barrière 1, en admettant que chaque électron incident crée dans la cible un nombre G de porteurs.

L'écran d'entrée 10 des tubes de l'invention est du type de ceux utilisés dans l'art pour la formation d'images radiologiques, à savoir un écran à deux couches, l'une d'iodure de césum ICs, par exemple d'une épaisseur de 100 à 200 micromètres, et l'autre en un matériau photo-émissif, comme

l'antimonure de sodium de potassium, $Sb Na_2 K$, avec une épaisseur de l'ordre de 500 angstroms.

On a admis que la cible proprement dite 4, lue par le pinceau d'électrons, était une cible à semi-conducteur constitué par une mosaïque de diodes formées dans un substrat semi-conducteur, comme le montrent les dessins, où ces diodes portent le repère 42 et le substrat le repère 40. Plus généralement, cette cible peut être, dans les limites de l'invention, 10 toute cible photo-sensible, lue par un faisceau d'électrons, de l'art antérieur.

Les tubes de l'invention sont utilisés dans les chaînes de radiologie, notamment en fluoroscopie, pour la visualisation directe sur un écran de télévision, ou en fluorographie pour la visualisation avec mémoire. Le diagramme de chaînes de ce genre est donné sur la figure 3 où l'ensemble du tube porte le repère 100. Le repère 102 désigne l'écran de visualisation terminant la chaîne dans le premier 20 cas et les repères 104 et 106 le tube à mémoire et l'écran de visualisation, dans le deuxième cas. Les signaux sont prélevés directement à la sortie du tube dans le circuit de balayage de la cible, dans les conditions connues.

R E V E N D I C A T I O N S

1. Tube intensificateur d'image radiologique à sortie vidéo réunissant, dans une même enveloppe à vide, de part et d'autre d'une cible, composée de quatre parties, d'une part, des moyens transformant 5 l'image en rayon X incidente en un faisceau de photo-électrons dirigé vers cette cible et y produisant un impact sous l'effet duquel est formé dans la cible une image électrique de l'image incidente, et d'autre part, des moyens de lecture des signaux électriques 10 constitutifs de l'image ainsi formée, caractérisé en ce que cette cible comporte, du côté exposé aux photo-électrons, trois couches successives consistant en une barrière métallique, recouvrant une couche d'un matériau luminescent, cette dernière étant en contact 15 avec une couche semi-transparente recouvrant la cible proprement dite dans laquelle est formée ladite image électrique.

2. Tube intensificateur d'image radiologique selon la revendication 1, caractérisé en ce que la 20 cible proprement dite est une cible à mosaïque de diodes formée dans un substrat semi-conducteur.

3. Chaîne de radiologie comprenant un tube intensificateur d'image radiologique et un écran alimenté par les signaux de lecture de ce tube pour 25 la visualisation de l'image incidente, caractérisé en ce que le tube intensificateur est un tube suivant l'une des revendications 1 ou 2.

0013241

1/2

FIG.1

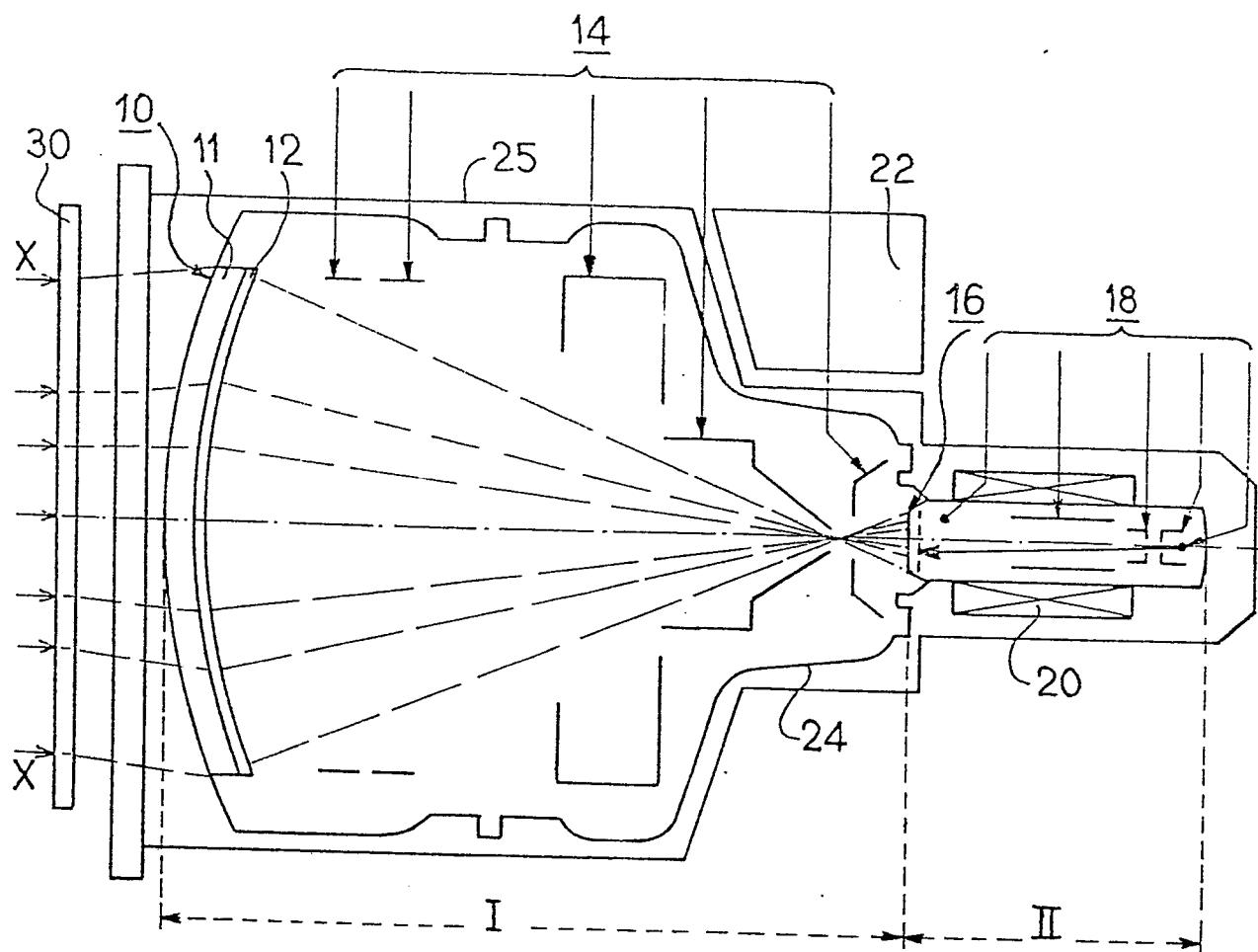


FIG.2a X

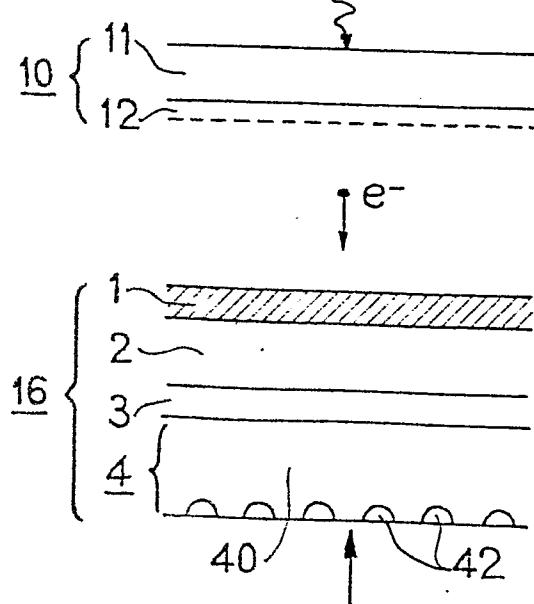
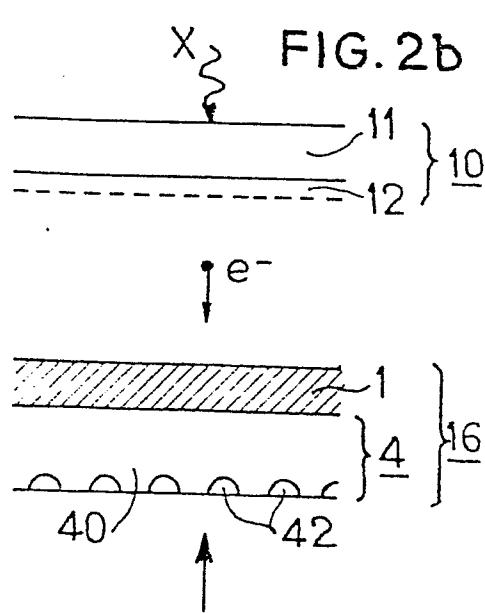


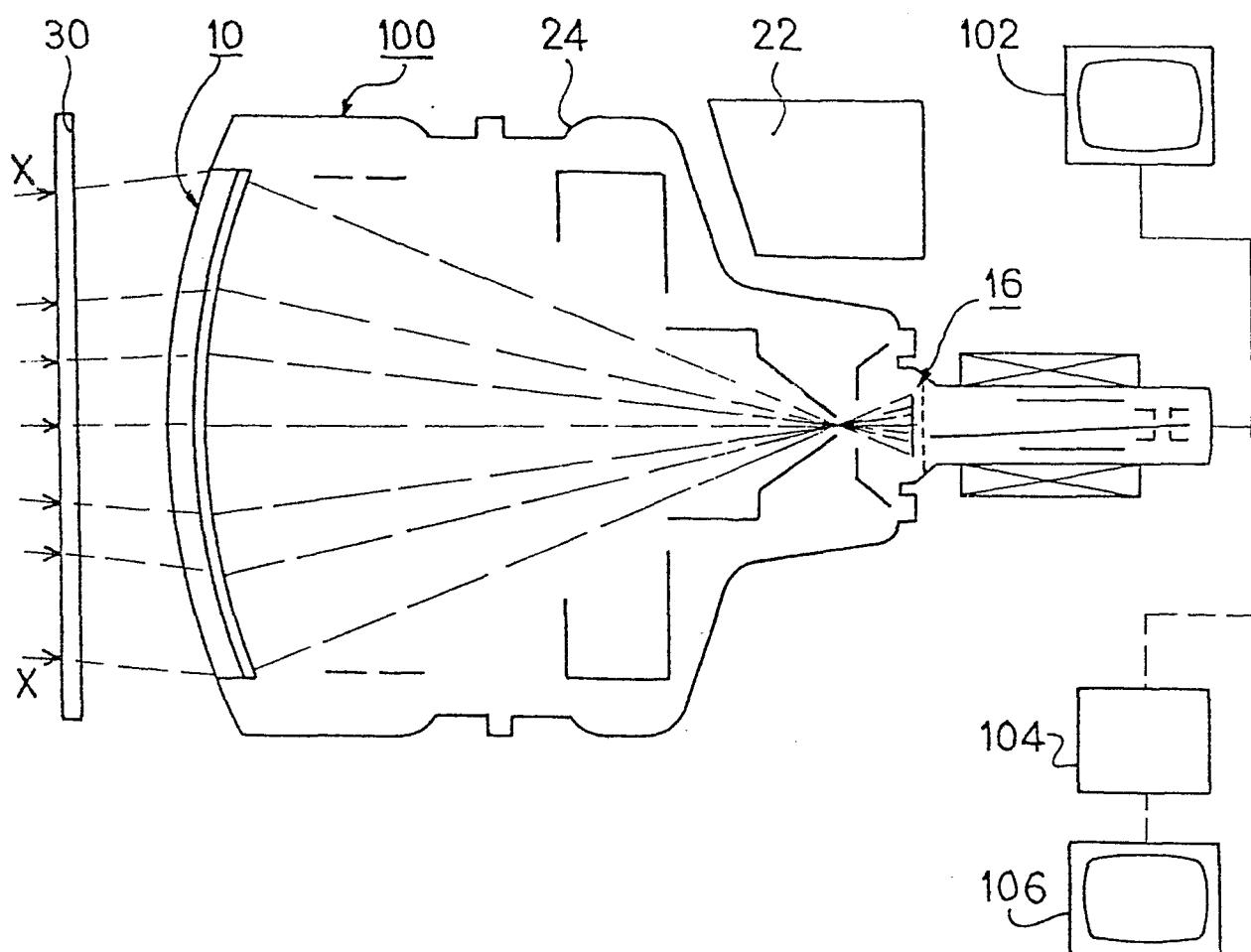
FIG.2



0013241

2/2

FIG. 3





Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

0013241

Numéro de la demande

EP 79 40 1064

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl. "):
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	
	<p><u>GB - A - 1 102 756 (EMI)</u> * Figures 1,3; de la page 1, ligne 73 à la page 2, ligne 58; page 2, lignes 89-97 *</p> <p>---</p>	1	H 01 J 29/39 31/36
A	<p><u>FR - A - 2 301 916 (NORTH AMERICAN PHILIPS CORP.)</u> * Figures 1,2; de la page 3, ligne 1 à la page 4, ligne 4 *</p> <p>---</p>	1-3	
A	<p><u>US - A - 3 039 017 (C.E. BROWN et J.W. CRENSHAW)</u> * Figure 1; de la colonne 2, ligne 5 à la colonne 3, ligne 65; colonne 4, lignes 11-17 *</p> <p>---</p>	1	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl. "):
A	<p><u>US - A - 3 242 367 (C. SZEGHO)</u> * Figures; de la colonne 2, ligne 55 à la colonne 6, ligne 31 *</p> <p>-----</p>	1	H 01 J 31/36 29/44 31/38 31/49 29/45 29/39 9/233
			CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES
			X: particulièrement pertinent A: arrière-plan technologique O: divulgation non-écrite P: document intercalaire T: théorie ou principe à la base de l'invention E: demande faisant interference D: document cité dans la demande L: document cité pour d'autres raisons & membre de la même famille, document correspondant
<input checked="" type="checkbox"/> Le présent rapport de recherche a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche	Date d'achèvement de la recherche	Examinateur	
La Haye	22-02-1980	VAN HENDEN	