

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

②2 Date de dépôt : 27.01.93.

③0 Priorité : 27.01.92 ZA 920541.

④3 Date de la mise à disposition du public de la demande : 30.07.93 Bulletin 93/30.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche : *Le rapport de recherche n'a pas été établi à la date de publication de la demande.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑦1 Demandeur(s) : Société dite: CSIR — ZA.

⑦2 Inventeur(s) : Güldenpfennig du Toit Albert.

⑦3 Titulaire(s) :

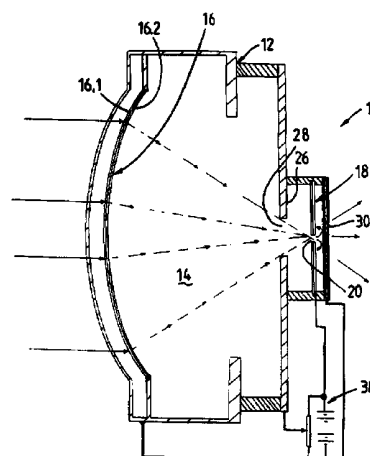
⑦4 Mandataire : Cabinet Lavoix.

⑤4 Convertisseur de rayonnement ionisant et appareil de diagnostic utilisant un tel convertisseur.

⑤7 L'invention concerne un convertisseur de rayonnement ionisant et un appareil de diagnostic utilisant un tel convertisseur.

Ce convertisseur (10) comprend une enceinte étanche au vide (12), une cathode (16), une anode (18) définissant un trou d'épingle (20), une couche de substance luminescente de sortie située à l'opposé de la cathode, ainsi que des électrodes de focalisation (26, 32), les électrodes de focalisation, l'anode et la cathode forçant les photoélectrons émis par la cathode sous l'effet d'un rayonnement ionisant d'entrée, à se déplacer vers le trou (20) et à revenir vers l'anode de sorte que les photoélectrons rencontrent la couche de substance luminescente en produisant un signal représentatif du rayonnement d'entrée.

Application aux appareils de radiodiagnostic.



La présente invention concerne des convertisseurs de rayonnement ionisant, tels que des amplificateurs de brillance et plus particulièrement des tubes à amplificateur de brillance radiologique.

5 Dans la présente description, on utilise l'expression "rayonnement ionisant" pour désigner un rayonnement électromagnétique associé à des photons possédant une énergie égale à au moins 15 eV. Par conséquent les rayons X, les rayons gamma et certains rayons ultraviolets sont
10 tous des types de rayonnements ionisants. L'expression "convertisseur de rayonnement ionisant" englobe les tubes amplificateur de brillance pour un rayonnement ionisant, mais n'est pas limitée à de tels tubes et inclut également par exemple les détecteurs de rayonnement ionisant.

15 Les tubes amplificateur de brillance radiologique connus du déposant comprennent un élément d'entrée ou cathode se présentant sous la forme d'un convertisseur transformant un rayonnement ionisant en des photoélectrons, ce convertisseur étant situé vers une extrémité du tube,
20 une anode située vers une extrémité opposée du tube et des électrodes intermédiaires de focalisation. L'anode comprend une couche de substance luminescente de sortie située sur une face d'une fenêtre de sortie transparente située en face de la cathode. En fonctionnement, la cathode est
25 éclairée par les rayons X, ce qui conduit à la formation d'une image primaire visible sur une couche de substance luminescente d'entrée située sur la cathode. Des photoélectrons émis par la cathode sous l'effet de son éclairement sont accélérés et focalisés par les électrodes
30 de focalisation de sorte qu'une image de sortie amplifiée et visible est formée dans la couche de substance luminescente de sortie par les photoélectrons qui la rencontrent. L'image est visible à travers la fenêtre de sortie transparente. On sait que la luminosité d'une image
35 produite par un tube amplificateur de brillance radio-

logique est proportionnelle au produit du rendement de détection quantique (QDE) par la fonction de transfert de modulation (MTF) du tube. Le rendement QDE est une mesure du rendement avec lequel en moyenne chaque rayon X absorbé est détecté, c'est-à-dire rendu visible, par le tube au niveau de sa sortie. La fonction MTF est une mesure de la réduction du contraste et de la netteté, produite par le tube dans l'image de sortie du détail spatial de l'image primaire.

10 Comme cela est indiqué dans le brevet US 5 144 123 déposé au nom de Malashanko, une tendance générale a consisté à améliorer la qualité de l'image de tubes classiques au moyen de l'amélioration ou de la suppression de certains processus inefficaces de conversion d'énergie dans les tubes classiques. Cependant, la qualité de formation d'images dans de tels tubes classiques reste limitée par la fonction MTF du système opto-électronique de réfraction, avec ses propres défauts d'images, utilisé dans tous ces tubes. Par exemple, des rayons X d'entrée 20 pénètrent dans la cathode, rencontrent la substance luminescente de sortie et provoquent l'apparition d'un fond indésirable et d'un voile dans l'image produit par les photoélectrons rencontrant la substance luminescente de sortie.

25 C'est pourquoi un but de la présente invention est de fournir un autre convertisseur de rayonnement ionisant, à l'aide duquel on estime que l'on peut au moins réduire les inconvénients mentionnés précédemment des convertisseurs classiques.

30 Conformément à la présente invention, il est prévu un convertisseur de rayonnement ionisant, caractérisé en ce qu'il comprend :

- une enceinte étanche au vide;
- une cathode située vers une extrémité de l'enceinte;
- 35 - une anode vers une autre extrémité de l'enceinte;

- l'anode définissant un trou d'épingle et comprenant une région sensible à des électrons la rencontrant et tournée à l'opposé de la cathode; et
 - des moyens de focalisation des électrons;
- 5 et qu'en fonctionnement les moyens de focalisation des électrons, l'anode et la cathode forcent des photoélectrons, émis par la cathode sous l'effet d'un rayonnement ionisant d'entrée reçu par la cathode, à se déplacer en direction du trou d'épingle et à le
- 10 traverser, à la suite de quoi la direction de déplacement desdits photoélectrons est modifiée de sorte que ces derniers rencontrent la région sensible aux électrons la rencontrant, pour délivrer un signal amplifié représentatif du rayonnement d'entrée.

15 En fonctionnement, l'anode, la cathode et les moyens de focalisation produisent des premier et second champs électriques opposés, séparés par l'anode. Les moyens de focalisation comprennent de préférence au moins une électrode intermédiaire de focalisation située entre la

20 cathode et l'anode et au moins une électrode de focalisation de sortie distante de l'anode et située du côté de cette dernière opposé à l'anode pour produire entre elle-même et l'anode le second champ électrique qui a une direction opposée à celle du premier champ électrique

25 produit entre la cathode et l'anode.

Des moyens formant barrière pour le rayonnement ionisant, qui transmettent les photoélectrons, peuvent être prévus entre la cathode et l'anode. L'anode comprend de préférence les moyens formant barrière contre le

30 rayonnement ionisant. Par exemple, l'anode peut être constituée par un métal lourd approprié ou par du verre plombé traité. Sinon, la cathode peut comprendre une couche d'un métal lourd approprié ou de verre plombé définissant une ouverture qui est alignée avec le trou

35 d'épingle.

Avec la structure catadioptrique décrite précédemment qui comprend un système optoélectronique et une anode, on estime que le rendement QDE et la fonction MTF des convertisseurs selon l'invention sont meilleurs que
5 ceux de convertisseurs classiques.

On peut prévoir une surface antiréfléchissante sur une face de l'anode tournée vers la cathode, et le trou d'épingle possède de préférence une forme d'entonnoir.

Dans une première forme de réalisation du
10 convertisseur selon l'invention, la région sensible aux électrons qui la rencontrent comprend une couche de substance luminescente de sortie.

Dans une seconde forme de réalisation, la région sensible aux électrons qui la rencontrent comprend en outre
15 un réseau de dispositifs à couplage de charge (CCD), qui est adjacent à la couche de substance luminescente de sortie, du côté de la cathode.

Dans une troisième forme de réalisation, la région sensible aux électrons qui la rencontrent comprend
20 un réseau de diodes à couplage de charge bombardées par des électrons (ECCD).

La présente invention porte également sur un appareil de diagnostic à rayonnement ionisant, caractérisé en ce qu'il comprend un générateur de rayonnement ionisant,
25 un tube amplificateur de brillance pour le rayonnement ionisant, et des moyens externes de détection d'images, qui sont en communication avec une sortie du tube amplificateur de brillance pour le rayonnement ionisant, que le tube amplificateur de brillance pour le rayonnement ionisant
30 comprend une enceinte étanche au vide; une cathode située vers une extrémité de l'enceinte; une anode située vers une autre extrémité de l'enceinte, l'anode définissant un trou d'épingle et comprenant une région sensible à des électrons la rencontrant et tournée à l'opposé de la cathode; et des
35 moyens de focalisation des électrons; et qu'en

fonctionnement les moyens de focalisation des électrons, l'anode et la cathode forcent des photoélectrons, émis par la cathode sous l'effet d'un rayonnement ionisant d'entrée reçu par la cathode, à se déplacer en direction du trou d'épingle et à le traverser, à la suite de quoi la direction de déplacement desdits photoélectrons est modifiée de sorte que ces derniers rencontrent la région sensible aux électrons la rencontrant, pour délivrer un signal amplifié représentatif du rayonnement d'entrée au niveau de ladite sortie, signal qui est détecté par les moyens externes de détection d'images.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention ressortiront de la description donnée ci-après prise en référence aux dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 est une coupe axiale schématique d'un convertisseur de rayonnement ionisant conforme à la présente invention et réalisé sous la forme d'un tube amplificateur de brillance radiologique;

- la figure 2 est une vue en coupe axiale à plus grande échelle uniquement d'une anode et d'une fenêtre de sortie d'une première forme de réalisation du tube de la figure 1;

- la figure 3 est une vue semblable uniquement d'une anode et d'une fenêtre de sortie d'une seconde forme de réalisation du tube de la figure 1;

- la figure 4 est une vue semblable uniquement d'une anode et d'une électrode de focalisation d'une troisième forme de réalisation de l'invention; et

- la figure 5 est un schéma d'un système de radiodiagnostic comportant un tube amplificateur de brillance radiologique conforme à l'invention.

Le tube 10 comprend une enceinte tubulaire étagée étanche au vide 12 qui définit une chambre intérieure 14 qui est maintenue sous un vide substantiel. Un

convertisseur rayons X en photoélectrons ou cathode 16 est prévu à une extrémité de l'enceinte. La cathode possède une forme sphérique convexe et comprend une couche extérieure 16.1 formée d'une substance luminescente d'entrée sensible aux rayons X et une couche intérieure 16.2 formée d'un matériau photoélectrique.

Vers l'autre extrémité de l'enceinte 12 il est prévu une anode en forme de disque circulaire 18 formée de verre plombeux traité de façon appropriée, de manière à former une barrière au rayonnement ionisant. Comme cela est mieux visible sur la figure 2, l'anode définit un trou d'épingle central 20 en forme d'entonnoir, situé au centre de courbure de la cathode 16. Une surface antiréfléchissante 21 est prévue sur une face de l'anode 18 tournée vers la cathode. Sur une face 22 de l'anode 18, qui est tournée à l'opposé de la cathode 16, il est prévu une surface 23 réfléchissant la lumière et une région sensible aux électrons qui la rencontrent, sous la forme d'une couche de substance luminescente de sortie 24.

Comme représenté sur la figure 1, une électrode de focalisation circulaire 26 définissant une ouverture axiale 28 est prévue entre la cathode 16 et l'anode 18. Comme cela est mieux visible sur la figure 2, sur une fenêtre de sortie en verre transparent 30 est disposée une électrode transparente de focalisation de sortie 32 en SnO_2 . La face de la fenêtre en verre 30 tournée à l'opposé de l'anode et la face de l'électrode 32 tournée vers l'anode sont recouvertes respectivement par des revêtements antiréfléchissants 34 et 36.

En fonctionnement, des moyens d'alimentation en énergie 38 sont utilisés pour maintenir la cathode 16 et l'électrode 32 à zéro volt, alors que l'anode 18 est maintenue à une tension nettement plus élevée que celle de l'électrode de focalisation 26. Par conséquent, un champ électrique d'accélération et de convergence dans la

direction de l'anode 18 est produit entre la cathode 16 et l'anode 18. En outre, un second champ électrique dirigé en sens opposé est produit entre l'électrode de focalisation 32 et l'anode 18.

5 En fonctionnement, la cathode 16 est éclairée par des rayons X délivrés par un générateur 52 de rayons X (représenté sur la figure 5), les rayons X ayant traversé un sujet 54 à examiner. Les rayons X provoquent l'émission de photons visibles, par la couche 16.1 (représentée sur la
10 figure 1), lesquels photons forment une image primaire. Les photons à leur tour provoquent l'émission de photoélectrons par la photocathode 16.2. Ces photoélectrons sont accélérés et amenés à converger, par le champ électrique d'accélération et de convergence mentionné précédemment, en direction
15 du trou d'épingle 20. Les électrons traversent alors le trou d'épingle pour pénétrer dans le second champ électrique mentionné précédemment entre l'anode 18 et la cathode et l'électrode 32. Ce champ tout d'abord décélère, puis arrête les électrons et inverse leur sens de
20 déplacement et focalise les électrons sur la couche sensiblement plane de la substance luminescente de sortie 24. La substance luminescente de sortie émet alors une lumière visible constituant une image de sortie intensifiée, mais réduite.

25 Le champ électrique accélérateur présent entre l'anode 18 et la cathode 16 forme une lentille électronique convergente qui introduit des aberrations chromatiques et sphériques. Ces dernières sont sensiblement annulées par le champ uniforme inverse et retardateur présent entre l'anode
30 18 et l'électrode de focalisation de sortie 32 du convertisseur selon l'invention, ce qui a pour effet que la surface focale est virtuellement plane, l'image présente moins de distorsions, et la focalisation est améliorée sur toute l'étendue de l'image.

35 En outre, une lumière est émise par la substance

luminescente de sortie 24 en direction de la fenêtre 30, à partir de la face que rencontrent les électrons. La lumière émise dans la direction opposée est également réfléchie d'une manière efficace par la surface réfléchissante 23.

5 Dans des tubes amplificateurs classiques de brillance radiologique 14, il faut disposer une barrière opaque à la lumière sur la substance luminescente de sortie afin d'empêcher que la lumière provenant de la substance luminescente de sortie n'atteigne la photocathode sensible

10 à la lumière et qui est tournée vers la substance luminescente de sortie. Cette barrière absorbe l'énergie provenant du faisceau d'électrons et disperse les électrons qui doivent traverser la barrière pour tomber sur la substance luminescente de sortie. Si la barrière est très

15 réfléchissante, les réflexions multiples entre la barrière et la substance luminescente réduisent le contraste. Si la couche n'est pas réfléchissante, la lumière sortante est fortement réduite. Cette perte soit de résolution, soit de luminosité, soit des deux, est réduite dans la région 24

20 sensible aux électrons la rencontrant, du tube conforme à la présente invention.

En outre la barrière de l'anode 18 vis-à-vis du rayonnement empêche la transmission de rayons X d'entrée, qui peuvent avoir pénétré dans la cathode 16, en direction

25 de la couche de substance luminescente de sortie 24. Par conséquent, le fond ou le voile indésirable produit par de tels rayons X pénétrants est réduit dans l'image de sortie formée par la région sensible aux électrons la rencontrant, du tube conforme à l'invention, laquelle région est

30 tournée à l'opposé de la cathode 16.

Comme représenté sur la figure 5, l'image de sortie visible est captée par une caméra vidéo 56 qui est raccordée par l'intermédiaire d'une liaison de communication de données 58 à un ordinateur 60. L'image de

35 sortie peut être affichée en temps réel sur un moniteur 62

ou bien les données concernant l'image peuvent être détectées, mémorisées et traitées par l'ordinateur 60, en vue d'un affichage ultérieur et/ou pour l'établissement d'un diagnostic.

5 Sur la figure 3, on a représenté une autre structure pour l'anode, qui est désignée par le chiffre de référence 300 et fait partie d'une seconde forme de réalisation du tube conforme à l'invention. Le reste du tube est identique à ce qui a été décrit en référence aux
10 figures 1 et 2. L'anode 300 comprend un support circulaire conducteur 302. Une barrière contre le rayonnement ionisant, réalisée sous la forme d'une couche 304 réalisée en un métal lourd approprié définissant une petite ouverture 305, est prévue sur la face du support tourné
15 vers la cathode. Une couche antiréfléchissante 306, qui définit l'ouverture 307, est superposée à la couche 304. Un réseau 308 de dispositifs à couplage de charge CCD est installé entre la couche 304 et la couche de substance luminescente de sortie 310. Un trou d'épingle en forme
20 d'entonnoir 302 est défini dans un insert 314. Les ouvertures 305 et 307 sont alignées avec le trou d'épingle 312.

Le fonctionnement du tube comprenant l'anode 300 est similaire pour l'essentiel à celui du tube 10, hormis
25 que les photons émis par la couche de substance luminescente de sortie 312 sont détectés et reçus par le réseau CCD 308. Un signal électrique représentatif du rayonnement d'entrée est envoyé à la sortie 307. Dans cette forme de réalisation, il n'est pas nécessaire que la
30 fenêtre de sortie 30 et l'électrode focalisation 32 soient transparentes.

Sur la figure 4, on a représenté une autre structure pour l'anode, qui est désignée par le chiffre de référence 400 et fait partie d'une troisième forme de
35 réalisation du tube conforme à l'invention. Le reste du

tube est identique à ce qui a été décrit en référence aux figures 1 et 2, hormis que la fenêtre de sortie 30 est supprimée, tandis qu'une électrode de focalisation 402 est conservée.

5 La structure de l'anode 400 diffère de celle de la figure 3 en ce que le réseau CCD 308 et la couche de substance luminescente de sortie 310 de l'anode 300 sont remplacés par un réseau 404 de diodes à couplage de charge bombardées par les électrons (EBCCD). Un signal
10 électronique de sortie représentatif du rayonnement d'entrée est délivré à la sortie 406.

 Lorsque l'une des anodes 300 ou 400 est utilisée, la caméra 56 du système représenté sur la figure 5 est supprimée. Soit la sortie 316, soit la sortie 406 est
15 raccordée par l'intermédiaire d'une liaison de communication de données, à une interface appropriée (non représentée) dans l'ordinateur 60 ou à un moniteur vidéo (non représenté).

 On peut noter que l'on peut apporter différentes
20 modifications de détail au convertisseur selon l'invention, sans sortir du cadre de cette dernière.

REVENDICATIONS

1. Convertisseur de rayonnement ionisant, caractérisé en ce qu'il comprend :

- une enceinte étanche au vide (12);
- 5 - une cathode (16) située vers une extrémité de l'enceinte;
- une anode (18;300;400) vers une autre extrémité de l'enceinte;
- l'anode définissant un trou d'épingle (20;312) et
10 comprenant une région sensible à des électrons la rencontrant et tournée à l'opposé de la cathode; et
- des moyens (26;30) de focalisation des électrons;
et qu'en fonctionnement les moyens (26;30) de focalisation des électrons, l'anode (18;300;3400) et la
15 cathode (16) forcent des photoélectrons, émis par la cathode sous l'effet d'un rayonnement ionisant d'entrée reçu par la cathode, à se déplacer en direction du trou d'épingle (20;312) et à le traverser, à la suite de quoi la direction de déplacement desdits photoélectrons est
20 modifiée de sorte que ces derniers rencontrent la région sensible aux électrons la rencontrant, pour délivrer un signal amplifié représentatif du rayonnement d'entrée.

2. Convertisseur de rayonnement ionisant selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'en fonctionnement
25 l'anode (18;300;400), la cathode (16) et les moyens de focalisation (26;32) produisent deux champs électriques opposés, séparés par l'anode, de manière à amener lesdits photoélectrons à se déplacer depuis la cathode, traverser le trou d'épingle (20;312) et rencontrer la région sensible
30 aux électrons la rencontrant.

3. Convertisseur de rayonnement ionisant selon l'une des revendications 1 ou 2, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens formant barrière contre le rayonnement ionisant, qui transmettent des photoélectrons et sont
35 situés entre l'anode (18;300;400) et la cathode (16).

4. Convertisseur de rayonnement ionisant selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'anode (18) est réalisée en un matériau approprié destiné à former des moyens constituant une barrière contre le rayonnement ionisant.

5. Convertisseur de rayonnement ionisant selon la revendication 3, caractérisé en ce que l'anode (18;300;400) comprend un support conducteur (302) et une couche (306) d'un matériau approprié destinée à constituer des moyens formant barrière contre le rayonnement ionisant, ladite couche (306) définissant une ouverture (307) et étant située sur le support entre la cathode (16) et la région sensible aux électrons la rencontrant, l'ouverture étant alignée avec le trou d'épingle (312).

6. Convertisseur de rayonnement ionisant selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comporte une surface antiréfléchissante (306) située sur une face de l'anode (300), tournée vers la cathode (16).

7. Convertisseur de rayonnement ionisant selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le trou d'épingle (312) possède une forme d'entonnoir.

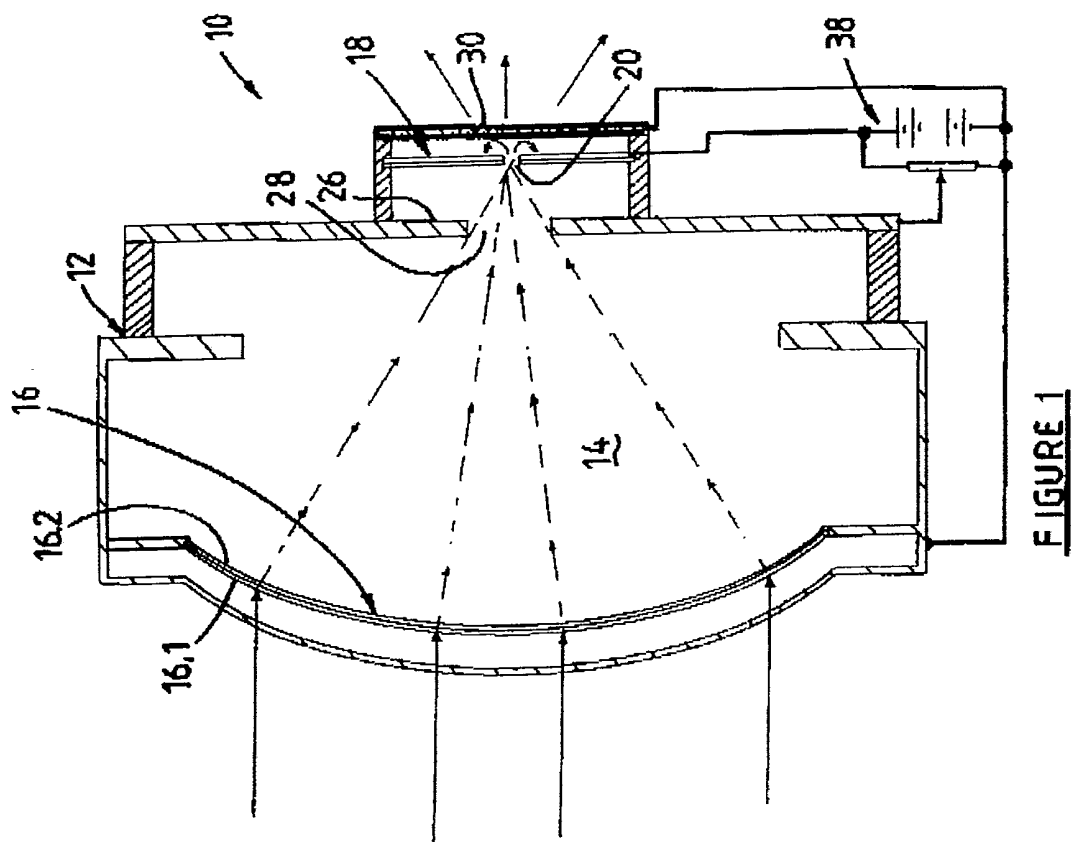
8. Convertisseur de rayonnement ionisant selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que la région sensible aux électrons la rencontrant comprend une couche de substance luminescente de sortie (310).

9. Convertisseur de rayonnement ionisant selon la revendication 8, caractérisé en ce que la région sensible aux électrons la rencontrant comporte en outre un réseau (308) de dispositifs à couplage de charges (CCD), adjacent à la couche de la substance luminescente de sortie, côté cathode.

10. Convertisseur de rayonnement ionisant selon

l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que la région sensible aux électrons la rencontrant comprend un réseau (404) de diodes à couplage de charge, frappées par des électrons (EBCCD).

- 5 11. Appareil de diagnostic à rayonnement ionisant, caractérisé en ce qu'il comprend un générateur de rayonnement ionisant (52), un tube amplificateur de
brillance pour le rayonnement ionisant, et des moyens
externes de détection d'images (56), qui sont en
10 communication avec une sortie du tube amplificateur de
brillance pour le rayonnement ionisant, que le tube
amplificateur de brillance pour le rayonnement ionisant
comprend une enceinte étanche au vide (12); une cathode
(16) située vers une extrémité de l'enceinte; une anode
15 (18) située vers une autre extrémité de l'enceinte, l'anode
définissant un trou d'épingle (20) et comprenant une région
sensible à des électrons la rencontrant et tournée à
l'opposé de la cathode; et des moyens (26,32) de
focalisation des électrons; et qu'en fonctionnement les
20 moyens (26,32) de focalisation des électrons, l'anode (18)
et la cathode (16) forcent des photoélectrons, émis par la
cathode sous l'effet d'un rayonnement ionisant d'entrée
reçu par la cathode, à se déplacer en direction du trou
d'épingle (20) et à le traverser, à la suite de quoi la
25 direction de déplacement desdits photoélectrons est
modifiée de sorte que ces derniers rencontrent la région
sensible aux électrons la rencontrant, pour délivrer un
signal amplifié représentatif du rayonnement d'entrée au
niveau de ladite sortie, signal qui est détecté par les
30 moyens externes de détection d'images (56).



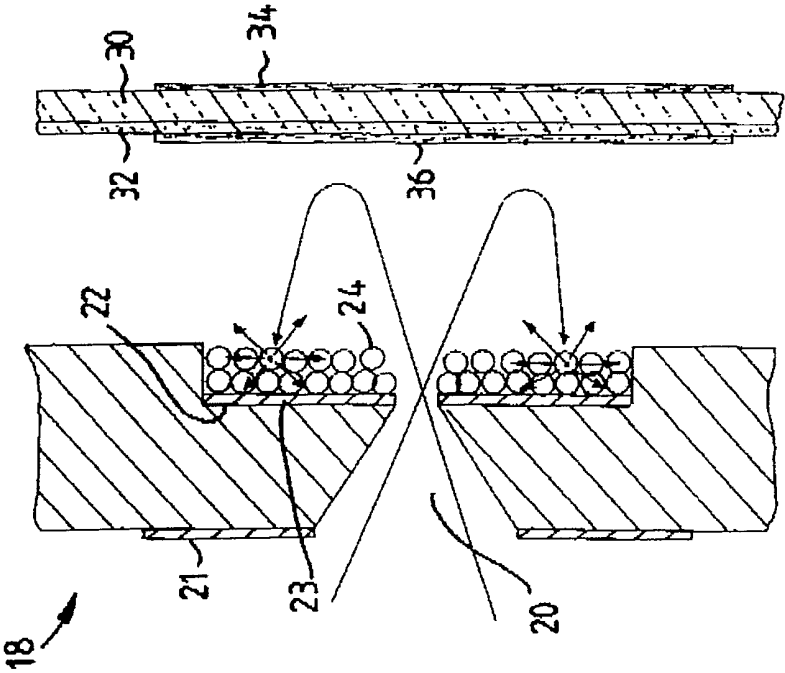
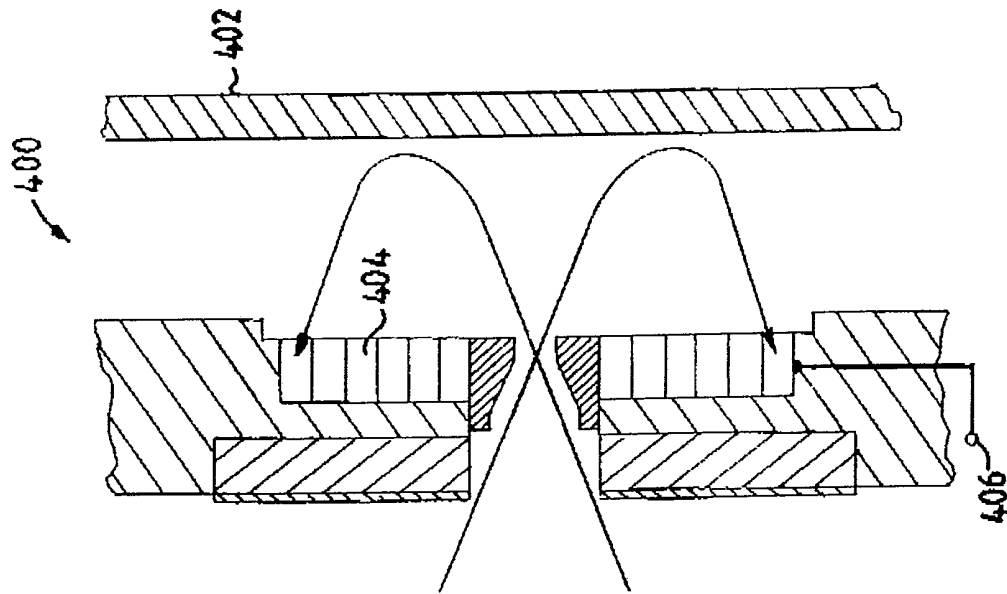
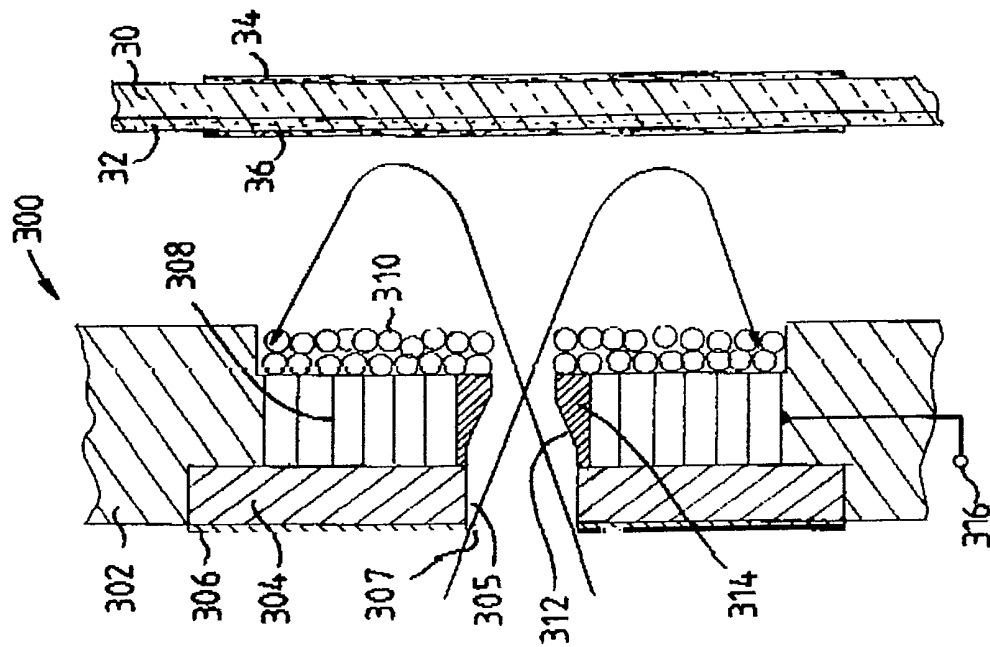


FIGURE 2

FIGURE 4FIGURE 3

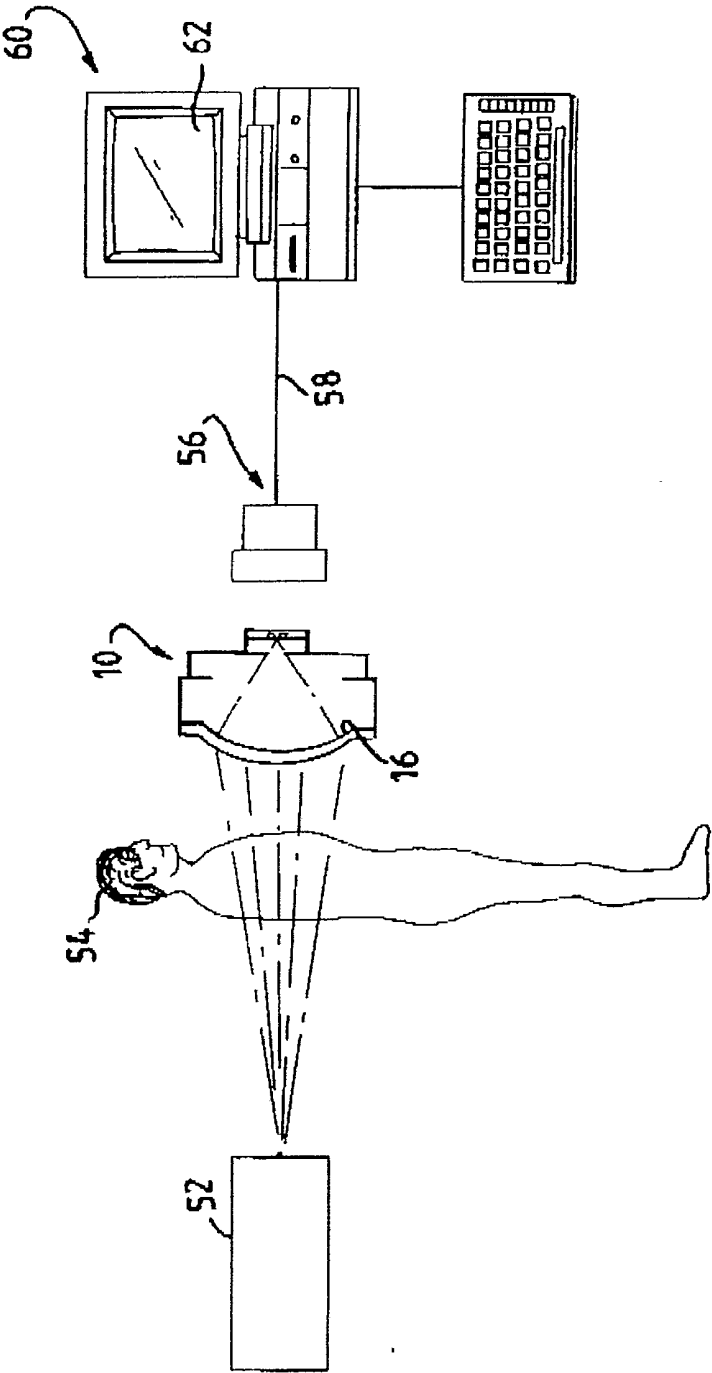


FIGURE 5