



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 0 949 651 A1**

(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:
13.10.1999 Bulletin 1999/41

(51) Int. Cl.⁶: **H01J 31/50**, H01J 29/00,
H01J 29/38

(21) Numéro de dépôt: **99400822.5**

(22) Date de dépôt: **02.04.1999**

(84) Etats contractants désignés:
**AT BE CH CY DE DK ES FI FR GB GR IE IT LI LU
MC NL PT SE**
Etats d'extension désignés:
AL LT LV MK RO SI

(72) Inventeurs:
• **Pradere, Philippe**
94117 Arcueil Cedex (FR)
• **de Groot, Paul**
94117 Arcueil Cedex (FR)

(30) Priorité: **07.04.1998 FR 9804309**

(74) Mandataire:
Simonnet, Christine et al
Thomson-CSF Propriété Intellectuelle,
13, Avenue du Président Salvador Allende
94117 Arcueil Cédex (FR)

(71) Demandeur:
THOMSON TUBES ELECTRONIQUES
92360 Meudon La Foret (FR)

(54) **Dispositif de conversion d'une image**

(57) Pour réduire des phénomènes de distorsion dans un tube (4) intensificateur d'images, on prévoit de munir son entrée d'une mire permanente. On relève alors en temps réel l'image de la mire et on en déduit la correction à apporter à une image (17) transmise et convertie par ce tube intensificateur. Pour créer une

mire permanente, on réalise dans le tube intensificateur des références (23, 24, 26, 27, 32) sur sa fenêtre d'entrée. En variante, les références sont produites par une source (30) laser auxiliaire qui éclaire (29) la cathode (5) du tube par l'arrière.

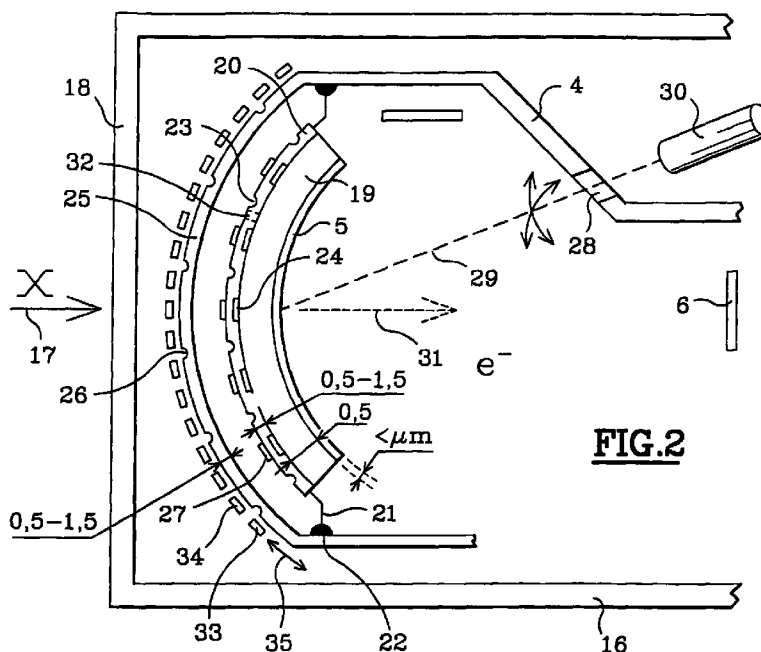


FIG. 2

EP 0 949 651 A1

Description

[0001] La présente invention a pour objet un dispositif de conversion d'une image. La conversion réalisée est la conversion d'une image, transmise par un rayonnement électromagnétique, en une image électronique. Dans un exemple préféré, le rayonnement électromagnétique est un rayonnement X. Il peut néanmoins être un rayonnement du domaine visible. Le domaine de l'invention est principalement celui des intensificateurs d'images radiologiques, IIR. Il peut également être celui des intensificateurs d'images lumineuses, IIL. De tels intensificateurs, en plus de la conversion, réalisent une amplification du signal d'image.

[0002] La figure 1 montre un dispositif intensificateur d'images. Par exemple dans le domaine médical, un tube à rayon X 1, irradie le corps 2 d'un patient. Une grille antidiffusante 3 élimine du rayonnement X traversant le corps 2 les rayons qui ne sont pas radiaux. Dans un tube électronique 4, une photocathode 5 délivre des électrons focalisés sur une cible 6. La photocathode est excitée par le rayonnement à convertir et produit localement, en chaque endroit où elle est excitée, un rayonnement électronique dont l'intensité est proportionnelle à l'intensité du rayonnement électromagnétique incident. Dans le domaine de la radiologie, la photocathode est associée à un scintillateur qui transforme les rayons X, à longueur d'onde très courte, en des rayons électromagnétiques à longueur d'onde plus grande et qui sont susceptibles d'exciter la photocathode 5. Les électrons sont attirés en direction de la cible par la présence d'une anode. Les électrons sont en plus soumis à des déflexions imposées par un champ électrique de focalisation. Le champ électrique est induit par un jeu d'électrodes 7 portées à des potentiels adéquats.

[0003] Au moment de leur arrachement de la photocathode 5, la vitesse des électrons est très faible. La vitesse des électrons, combinée à leur charge, constitue un courant électrique. Les électrons sont alors soumis, malheureusement, selon la loi de Lentz, à des déflexions parasites imposées par tous les champs magnétiques existant sur leur parcours. L'influence magnétique néfaste la plus connue est celle résultant du champ magnétique terrestre.

[0004] Le dispositif de focalisation apporte lui-même dans l'image des déformations connues, dont la correction a déjà été envisagée dans l'état de la technique. La déformation la plus connue est la distorsion en coussin. Elle est due à la nature sphérique de la face d'entrée du tube 4. On sait avec des électrodes de correction, ainsi qu'avec des dispositifs électroniques de lecture de la cible la corriger en conséquence.

[0005] La déformation imposée par les influences magnétiques parasites est une déformation dite en S. Son effet est double. Il résulte d'abord, en ce qui concerne une composante, transverse à l'axe de focalisation, du champ magnétique néfaste, en une translation sensiblement homogène (au premier ordre) de tous les

points, ou pixels, de l'image sur la cible. En plus, en ce qui concerne la composante axiale du champ magnétique néfaste, celle-ci se combine avec la composante transverse à l'axe de focalisation de la vitesse des électrons. Elle conduit à une rotation différentielle de l'image autour de l'axe de focalisation. L'amplitude de cette rotation dépend de la composante transverse de vitesse et de l'atténuation non homogène du blindage magnétique du tube. On sait que, dans ces conditions, la distorsion en rotation des pixels de l'image obtenue est d'autant plus importante que l'écart de ces pixels au centre de l'image est faible.

[0006] La compensation de ces dernières distorsions a été envisagée dans l'état de la technique. Une première solution a consisté à munir une enveloppe 8 du tube intensificateur d'images d'une couche de matériau magnétique pour canaliser dans cette couche les champs magnétiques perturbateurs. Le matériau magnétique utilisé le plus connu est du μ métal. Ce μ métal est un alliage de Nickel Fer qui concentre les lignes de champ. Il est aussi possible de munir l'entrée 9 du tube d'une telle couche de matériau magnétique, mais d'épaisseur très faible, afin d'obtenir une meilleure protection.

[0007] Pour tenter d'éliminer les effets les plus gênants de la composante axiale du champ magnétique terrestre, on a même prévu de disposer près de l'entrée du tube 4 une bobine 10 produisant un champ magnétique axial, mais de valeur opposée à la valeur de la composante axiale du champ magnétique terrestre. Alors que, sans correction, les rotations des pixels sous l'effet de la distorsion peuvent être de l'ordre de 10 mm, avec ces moyens de compensation, elles peuvent être réduites de moitié. Cependant, dans le cas des images à haute résolution, où la taille d'un pixel est de l'ordre de 200 à 300 micromètres, une telle distorsion est encore équivalente à un écart de 15 à 25 pixels. C'est beaucoup trop pour certaines applications.

[0008] La cible 6 est constituée d'une couche de luminophores qui émettent de la lumière sous l'excitation des rayons électroniques, par effet de cathodoluminescence. L'image constituée sur la cible 6 est ensuite lue par différents dispositifs. Par exemple elle peut être lue par une caméra 11 cinématographique. Dans ce cas on enregistre une succession d'images produites sur la cible 6. L'image peut également être lue, si elle est unique, par un appareil photographique 12. Dans une solution préférée de l'invention, l'image est lue par une caméra de télévision 13. En particulier la caméra 13 numérise l'image.

[0009] Il est connu dans le cadre de cette utilisation préférée de corriger à l'aide d'un processeur numérique d'image 14 en relation avec la caméra 13 les distorsions résultant des influences parasites du champ magnétique. L'image corrigée ou l'image brute est présentée sur un moniteur 15. Le principe de la correction consiste à relever une image d'une mire placée sur le trajet du rayonnement électromagnétique, par exemple dans le

plan d'entrée 9 de l'IIR. La mire est connue par construction et constitue la référence de l'image non distordue. Avec la chaîne 4 13 15, l'image de la mire obtenue révèle les distorsions dues au champ magnétique dans les conditions d'acquisition. Le processeur 14 compare ensuite l'image parfaite de la mire avec l'image révélée de la mire. Cette comparaison donne une information sur la distorsion subie par l'image, et qui est donc imposée par la chaîne 4 13 15. À partir de cette information de distorsion, on peut calculer une fonction de distorsion inverse. La fonction de distorsion inverse est alors appliquée à l'image numérique du corps du patient 2 délivrée par la caméra 13 pour la corriger.

[0010] Cette technique est mise en oeuvre notamment dans les tomodesistomètres. En effet pour ces appareils, la précision du dixième de pixel est recherchée d'une part. D'autre part, heureusement pour ces appareils, les orientations du tube 4 dans l'espace, par rapport au champ magnétique terrestre, peuvent être facilement identifiées. En effet, de tels appareils possèdent un axe de rotation, le tube 4 devant occuper des positions radiales prédéterminées autour de cet axe de rotation. Il est donc possible, pour chaque orientation du tube 4 autour de cet axe de rotation, de relever une fonction inverse de distorsion et d'indexer la correction des images délivrées par le tomodesistomètre en fonction de cet angle d'orientation lors de l'acquisition.

[0011] Une telle technique n'est cependant pas possible à utiliser dans un appareil pour lequel la position de l'IIR n'est pas repérée, notamment dans le cadre des appareils de radiologie comportant un bras incurvé en arc de cercle sur lequel le tube 4 se déplace en rotation. Ces appareils sont communément appelés des C-arm. En effet ce bras incurvé est lui-même fixé à un arbre qui permet la rotation de ce bras autour d'un deuxième axe de rotation, perpendiculaire à l'axe de rotation du tube 4 le long du bras incurvé. En outre, l'arbre et lui-même monté sur un pivot rotatif. De ce fait le tube 4 possède trois degrés de liberté en rotation. Pour chacun de ces degrés le tube 4 peut occuper, en fonction des besoins, n'importe qu'elle place. De ce fait la cartographie des fonctions inverses de distorsion à relever est infinie. En pratique, cette solution ne peut pas être utilisée pour des appareils de ce type.

[0012] L'invention a pour objet de remédier à ce problème en constatant que les images utiles ne sont pas acquises en permanence par le tube 4. Dans l'invention, on réalise alors une acquisition quasiment en temps réel d'une image de la mire, pendant, ou avant ou après, l'acquisition de chaque image du corps. Pour y arriver plus facilement, l'invention comporte des moyens, montés à demeure dans le tube 4, pour constituer en temps réel une image de la mire. Dans un exemple ceci peut être réalisé de deux façons. D'une première façon, on incorpore dans l'entrée du tube un motif périodique, ou une grille, qui altère toutes les images d'une manière connue. L'altération se produit géographiquement en des endroits dont la position sur une image théorique

(sans distorsion) est connue à l'avance. On relève les effets de ces altérations dans l'image réelle, on les compare à l'image théorique, et on en déduit une correction à apporter à l'image utile du corps. Dans un autre mode, l'altération n'est pas définitive, elle peut être apportée ou non, en temps réel, à l'image utile. Par exemple, on éclaire par intermittence la photocathode avec un rayonnement lumineux auxiliaire y produisant des traces représentatives de la grille. Ou bien, l'image de la mire est brouillée dans l'image utile pendant l'acquisition de l'image utile, puis l'image de la mire n'est pas brouillée pendant l'acquisition de l'image de la mire. Selon l'invention, dans ces cas d'altération définitive ou non, il est possible d'effectuer un relevé alternatif de l'image utile et de l'image de la mire. Dans ces deux cas, on verra qu'il est également possible d'effectuer une lecture simultanée des deux images.

[0013] L'invention a donc pour objet un dispositif de conversion d'une image transmise par un rayonnement électromagnétique en une image électronique comportant, dans un tube électronique, une photocathode excitée par le rayonnement électromagnétique, une cible, et des moyens de focalisation sur la cible des trajectoires d'électrons produits par la photocathode, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens d'altération, intégrés au tube, pour altérer localement un taux de la conversion électromagnétique - électronique et pour produire une image électronique avec des zones contrastées à l'endroit des altérations locales, et des moyens d'élaboration alternative en temps réel, de l'image altérée et de l'image corrigée de l'image transmise.

[0014] L'invention sera mieux comprise à la lecture de la description qui suit et à l'examen des figures qui accompagnent. Celles-ci ne sont données qu'à titre indicatif et nullement limitatif de l'invention. Les figures montrent :

- figure 1 déjà commentée : la représentation d'un intensificateur d'images utilisable dans l'invention comme dispositif de conversion;
- figure 2 : la représentation du perfectionnement apporté par l'invention au dispositif de la figure 1 ;
- figures 3a à 4b : des exemples de mire utilisables dans le dispositif de l'invention et leurs images distordues ;
- figure 5 : une modification d'un signal d'image due à la présence permanente de la mire ;
- figure 6 : une représentation d'une méthode appropriée pour obtenir des corrections aussi précises qu'une fraction de pixel ;
- figure 7 : une illustration de la mise en oeuvre en temps réel de l'invention.

[0015] La figure 2 montre le perfectionnement apporté au dispositif de la figure 1 dans le cadre de l'invention. On y distingue le tube 4, la photocathode 5 et la cible 6. Le tube 4 est monté dans un caisson 16. Les rayonnements électromagnétiques 17, notamment un rayonne-

ment X, pénètrent dans le caisson 16 par une face d'entrée 18, correspondant à la référence 9 sur la figure 1. La face d'entrée 18 est par exemple réalisée en aluminium ou en plastique. Dans un exemple, l'enveloppe 4 du tube est réalisée en acier inoxydable. Autrement le tube 4 était en verre. Dans le cadre de l'application radiologique, la photocathode constituée d'une couche de matériau Sb-K2-Cs est accolée à un scintillateur 19 qui, dans une solution préférée est en Iodure de Césium, Csl. Le scintillateur 19 est lui-même porté par un support 20 qui, dans un exemple, est en aluminium. L'enveloppe 4 du tube à l'endroit où ce tube reçoit les rayonnements électromagnétiques a une épaisseur comprise entre 0,5 mm et 1,5 mm. Le support 20 du scintillateur 19 a également une épaisseur comprise entre 0,5 mm et 1,5 mm. Dans un exemple l'épaisseur de la couche du scintillateur 19 est de l'ordre de 0,5 mm. L'épaisseur de la couche de photocathode 5 est inférieure au micromètre.

[0016] Afin de maintenir la photocathode 5 sur le tube 4 son support 20 y est fixé par des pattes 21 et des pastilles de céramiques 22. Les pastilles 22 sont isolantes et ont pour but d'isoler électriquement la photocathode 5 portée à une tension nulle par rapport à l'enveloppe du tube 4 portée, elle, à une tension de 100 à 300 volts. Dans un premier exemple de réalisation du perfectionnement de l'invention, pour réaliser les références d'une mire, le support 20 comporte des déformations 23. Par exemple les déformations 23 sont des rainures ou des trous (non débouchants) situés sur la face du support 20 qui reçoit le rayonnement 17. Dans un exemple, la profondeur de ces rainures ou trous est de l'ordre de 0,2 mm. À l'endroit de ces trous, le pouvoir absorbant du support 20 est réduit. Il en résulte une modification de l'image formée sur la cible 6. En première variante, ces déformations 23 creuses sont remplacées par d'autres déformations creuses 24 réalisées sur la face du support 20 intermédiaire entre ce support 20 et le scintillateur 19 (ou la photocathode 5 qui est courbe). Dans cette première variante la diminution d'absorption résultante est augmentée par la déformation, le cas échéant, de la croissance du Csl à cet endroit. La tache résultant dans l'image en est augmentée. Dans une seconde variante, une fenêtre d'entrée 25 du tube 4, formée par la partie de l'enveloppe 4 du tube en regard de la face d'entrée 18, comporte des rainures ou des trous 26 jouant le même rôle que les trous ou rainures 23 et 24. Cependant compte tenu de l'écart existant entre le support 20 et la face d'entrée 25, il peut en résulter une erreur de parallaxe. Il est par contre apparu que la réalisation de références sur la face d'entrée 18 ne conduisait pas à des résultats exploitables du fait d'une erreur de parallaxe trop importante.

[0017] Ces déformations de type positif, qui produisent globalement une plus grande transparence de l'entrée du tube peuvent être réalisées notamment par emboutissage ou gravure. Elles peuvent être remplacées par des déformations agissant dans le sens négatif.

Par exemple des protubérances 27 peuvent être réalisées sur la face du support 20 qui reçoit les rayonnements 17. Ces protubérances peuvent également être réalisées sur la face interne de la fenêtre 25 du tube 4, avec dans ce cas le risque d'erreur de parallaxe évoqué. Les trous et les rainures peuvent être réalisés par des outils tels que des fraises ou des perceuses. Ces trous et ces rainures ainsi que les protubérances peuvent aussi être réalisées par matricage ou estampage. Dans ce dernier cas la raideur des flancs des rainures peut-être atténuée. On verra par la suite que ce défaut n'a pas de conséquences. Les références de distorsion peuvent être également obtenues en réalisant au lieu des protubérances 27 des dépôts de matériaux plus absorbant, ou à l'inverse à d'autres endroits des dépôts de matériau moins absorbant. Ces dépôts peuvent être des marquages à la peinture. Ces derniers peuvent être obtenus par impression ou dépôt après gravure chimique d'une couche de photorésist ou de polymère déposée sur la surface à traiter. Le marquage peut être rapporté sur une face d'entrée du tube, ou sur des faces de couches de matériaux interposés entre celle-ci et la photocathode. On peut aussi prévoir l'inclusion dans le support 20, ou la face d'entrée 25 du tube 4, de billes de matériau plus ou moins transparent aux rayonnements à recevoir avec le convertisseur.

[0018] Dans une autre méthode de réalisation de la mire, il est prévu de ménager une fenêtre 28 dans l'enveloppe 4 du tube. La fenêtre 28 est hors du champ du rayonnement à convertir. Par cette fenêtre 28, un rayon laser 29 (essentiellement un rayon unique, notamment si la source n'est pas une source laser), produit par exemple par une source laser 30 vient éclairer la face arrière de la photocathode 5. Sous l'effet de cet éclairage celle-ci émet un rayonnement électronique 31 révélateur de l'endroit où elle a été excitée par le rayon 29. On peut faire balayer l'arrière de la photocathode 5 par le rayon 29. De préférence, l'émission de la source 30 sera pulsée. Par exemple pour une image de 400 mm par 400 mm, où on prévoira des références, déformations ou marques lumineuses, tous les 20 mm, il faudra produire 400 marques dans le signal d'une image. Dans le cadre d'une application en radioscopie ou radiographie avec 15 images par seconde, la durée de prise de cliché d'une image radiologique est de l'ordre de 5 ms. Chaque image radiographique est séparée d'une image radiographique suivante par un intervalle temporel au cours duquel on procède à l'acquisition de l'image de la mire. Compte tenu de la puissance de la source 30 il est possible que le signal délivré par la photocathode 5 soit dans ce cas bien supérieur à celui délivré par la photocathode 5 en réserve des rayons X. On peut estimer que la durée d'acquisition de l'image distordue de la mire est de 5 ms. Pour les 400 marques la source laser 30 doit donc être pulsée avec une fréquence de l'ordre de 80 KHz. On notera qu'en ce qui concerne la position de la source 31, il est envisageable de se passer de la fenêtre

28 et de la placer à l'intérieur de l'enveloppe du tube 4.

[0019] Plutôt que d'éclairer la photocathode 5 par l'arrière il peut être prévu de laisser passer un rayonnement lumineux auxiliaire par des trous débouchant 32 réalisés dans toute l'épaisseur du support 20. Ces trous sont réalisés avec la densité voulue.

[0020] Un troisième mode de mise en oeuvre de l'invention comporte la réalisation d'une grille 33 dont la forme s'adapte parfaitement à la forme sphérique de la fenêtre d'entrée 25. Cette grille 33 peut glisser alternativement sur la fenêtre d'entrée 25. Le principe de l'acquisition avec ce troisième mode consiste à mobiliser la grille, par exemple à la faire bouger pendant le cliché utile. Dans ce cas des barres 34 de la grille 33 répartissent leur effet d'absorption sur toute l'image : celle-ci en étant affecté uniformément. Au moment de l'acquisition de l'image de la mire, cette mire est constituée par la grille 33 arrêtée dans une position particulière. Des moyens symbolisés par une flèche 35 de mise en mouvement de la grille 33 peuvent comporter un pot vibrant électromagnétique.

[0021] Les figures 3a et 3b montrent l'allure des déformations, marques, et taches lumineuses, de formes rondes, préconisées dans l'invention respectivement avant et après conversion. Par exemple, on choisira un diamètre de ces références équivalent à la taille, rapportée sur la face d'entrée 9 de l'IIR, de 2 à 4 pixels. La figure 3b montre l'image électronique réalisée sur la cible 6 en correspondance de ces références. Les images de ces références sont déformées imparfaitement d'une part, et leurs positions dans l'image sont distordues d'autre part. Quand on réalise des références ponctuelles on recherche, pour effectuer la correction de distorsion des images, la position du centre 36 de ces taches. Les alignements de ces centres 36 permettent de déterminer les distorsions 37 de leurs alignements. On en déduit par interpolation les corrections à affecter aux images révélées.

[0022] Les figures 4a et 4b montrent dans de mêmes conditions les effets du remplacement des trous par des rainures. L'avantage d'utiliser les rainures est de permettre une mesure de tous les points 38 des axes des rainures et d'en déduire les alignements 39 résultant de l'image de ces rainures. Dans ce cas les intersections 40 des alignements 39 peuvent être estimés beaucoup plus précisément.

[0023] La figure 5 montre l'évolution de l'amplitude A d'un signal 42 électronique détecté sur la cible 6 en fonction d'une abscisse x sur cette cible. Ce signal qui présente une évolution relative à la nature du corps 2 interposée présente à l'abscisse x_0 une variation d'amplitude 41, ici positive, due à une diminution de l'absorption du rayonnement électromagnétique à mesurer. Une modification 41 du signal pourrait être négative dans le cas où il y aurait des surépaisseurs. Compte tenu de la nature locale de la variation du signal 42, il est possible de traiter le signal 42 d'image, par exemple par voisinage, pour en éliminer l'impulsion 41.

Il est possible ensuite de déduire du signal mesuré le signal dans lequel l'impulsion 41 a été éliminée. Dans ce cas, il restera un signal révélateur des impulsions 41 seules. Ceci permet d'expliquer qu'il est possible d'acquérir simultanément le signal 42 relatif à l'image transmise et le signal 41 relatif à l'image de la mire. Bien entendu, il est possible d'obtenir cycliquement dans le temps, d'une part le signal 42 et alternativement le signal 41 seul. Ceci est par exemple le cas de variante avec la source lumineuse 30 ou la grille animée 33. Dans le cas de l'acquisition permanente, on peut faire en sorte que l'impulsion 41 soit faible par rapport à la dynamique du signal 42. La déduction de ce signal 42, après filtrage, peut conduire à obtenir une image des signaux 41 très bruitée. On choisira en conséquence d'une part le niveau de variation d'absorption imposé par la présence permanente de la mire et d'autre part le nombre des trous et rainures à y réaliser. Plus les trous sont profonds plus le contraste est élevé, moins il y a besoin de références. Pour des rainures peu profondes on choisira de les rendre plus nombreuses.

[0024] La figure 6 montre que la détermination des alignements 39 peut permettre d'obtenir les lieux des intersections 40 avec une précision supérieure à une fraction de pixel. L'impulsion 41, ici considérablement agrandie donne lieu à une forme en courbe de Gauss dont on sait retrouver la position en abscisse de la moyenne.

[0025] La figure 7 montre le principe de l'invention. Au laboratoire, au cours d'une expérimentation de calibration, on mesure l'image parfaite de la mire. Dans ce but, le convertisseur, l'intensificateur d'images, est placé dans une pièce complètement isolée du champ magnétique néfaste, notamment du champ terrestre. Par d'exemple les murs de la pièce sont recouverts d'une couche de μ métal qui concentre le champ magnétique. L'image ainsi obtenue de la mire est mémorisée dans une mémoire 43 du processeur d'images 14. Cette image mémorisée est par exemple un fichier recensant une collection d'adresses, d'abscisses et d'ordonnées, correspondant aux points de la grille constituant la mire. Au moment de l'utilisation, on acquiert alternativement (ou en même temps) l'image utile, celle du patient 2 par exemple, et celle de la mire. Ces images comportent des déformations identiques. Du fait de la position dans l'espace du tube 4, et des perturbations que lui apporte dans cette position le champ magnétique terrestre, les rainures 44, 45 réalisée sur cette mire se convertissent en des images respectivement 46 et 47 sur la cible 6. Les déformations résultantes sont globalement des déformations en S. On constate que le point 48 de concours des rainures 44 et 45, dont la position est connue par la mémoire 43, s'est déplacé à la position 49. Le processeur 14 est capable de traiter l'image de la figure 3b ou de la figure 4b pour élaborer les coordonnées des images 49 des points de concours 48. Cette élaboration est de type connu, elle est mise en oeuvre dans l'application aux tomodensitomètres citée ci-dessus. En par-

tant de l'image parfaite de la mire stockée dans la mémoire 43 et de l'image acquise en temps réel de la mire, le processeur 14 effectue une comparaison 50 et produit une fonction 51 inverse de distorsion. Cette fonction inverse de distorsion 51 est un ensuite appliquée à l'image utile 52 du patient 2 pour produire par correction l'image corrigée 53. Cette dernière correction est également de type connu dans l'application précédente.

[0026] Les références réalisées dans l'invention doivent avoir un contraste de préférence faible pour ne pas saturer l'image utile acquise en même temps qu'eux. En effet, confer figure 6, la saturation ne permet pas de rechercher la position de la moyenne. Par contre, en acquisition alternative, notamment avec la source 30 ou avec l'éclairage par une source auxiliaire au travers des trous 32, on peut accepter des signaux plus contrastés.

[0027] Du fait de la mesure de l'image de la mire distordue, il est possible ensuite de faire subir à l'image acquise un traitement dans lequel cette image de mire distordue est enlevée et d'où il résulte que l'image transmise est seule prise en compte.

Revendications

1. Dispositif de conversion d'une image transmise par un rayonnement (17) électromagnétique en une image électronique comportant, dans un tube (4) électronique, une photocathode (5) excitée par le rayonnement électromagnétique, une cible (6), et des moyens (7) de focalisation sur la cible des trajectoires d'électrons produits par la photocathode, caractérisé en ce qu'il comporte des moyens (23) d'altération, intégrés au tube, pour altérer localement un taux de la conversion électromagnétique - électronique et pour produire une image électronique avec des zones contrastées à l'endroit des altérations locales, et des moyens d'élaboration alternative en temps réel, de l'image altérée (44-49, 52) et de l'image corrigée (53) de l'image (17) transmise.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens d'altération comportent des modifications (23, 27) locales de la transparence aux rayonnements électromagnétiques d'une face (25) d'entrée du tube, ou de couches (19, 20) de matériaux interposés entre celle-ci et la photocathode.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que la modification de transparence est positive, par réductions locales d'épaisseur notamment par emboutissage ou gravure, et ou par réalisation de zones avec un pouvoir absorbant moins fort des rayons électromagnétiques.
4. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que la modification de transparence est négative, par adjonction de surépaisseurs locales et ou par réalisation de zones avec un pouvoir absorbant local plus fort des rayons électromagnétiques.
5. Dispositif selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'il comporte un marquage rapporté sur une face d'entrée du tube, ou sur des faces de couches de matériaux interposés entre celle-ci et la photocathode.
6. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que la photocathode est courbe, en ce qu'il comporte un scintillateur (19) accolé à la photocathode et porté par un support (20), et en ce que le support du scintillateur possède une surface intermédiaire entre ce support et ce scintillateur, cette surface intermédiaire étant munie de déformations (24) locales formant les moyens d'altération.
7. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que les moyens d'altération comportent des moyens (28-31) d'exciter localement la photocathode avec un rayonnement électromagnétique auxiliaire
8. Dispositif selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens d'exciter comportent des perforations (32) locaux d'un support (20) supportant un scintillateur accolé à la photocathode.
9. Dispositif selon l'une des revendications 7 à 8, caractérisé en ce que les moyens d'exciter comportent une source (30) d'un rayon lumineux excitant la photocathode par une de ses faces opposées à la face excitée par le rayonnement électromagnétique.
10. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que le tube comporte une fenêtre (28) pour y faire pénétrer ce rayon lumineux.
11. Dispositif selon l'une des revendications 1 à 10, caractérisé en ce qu'une fenêtre (25) d'entrée du tube comporte une grille (33) vibrante et des moyens pour, cycliquement l'animer, d'une part, pendant une durée correspondant à une conversion de l'image transmise, et la rendre fixe d'autre part pendant une durée correspondant à un relevé de l'image de la grille.

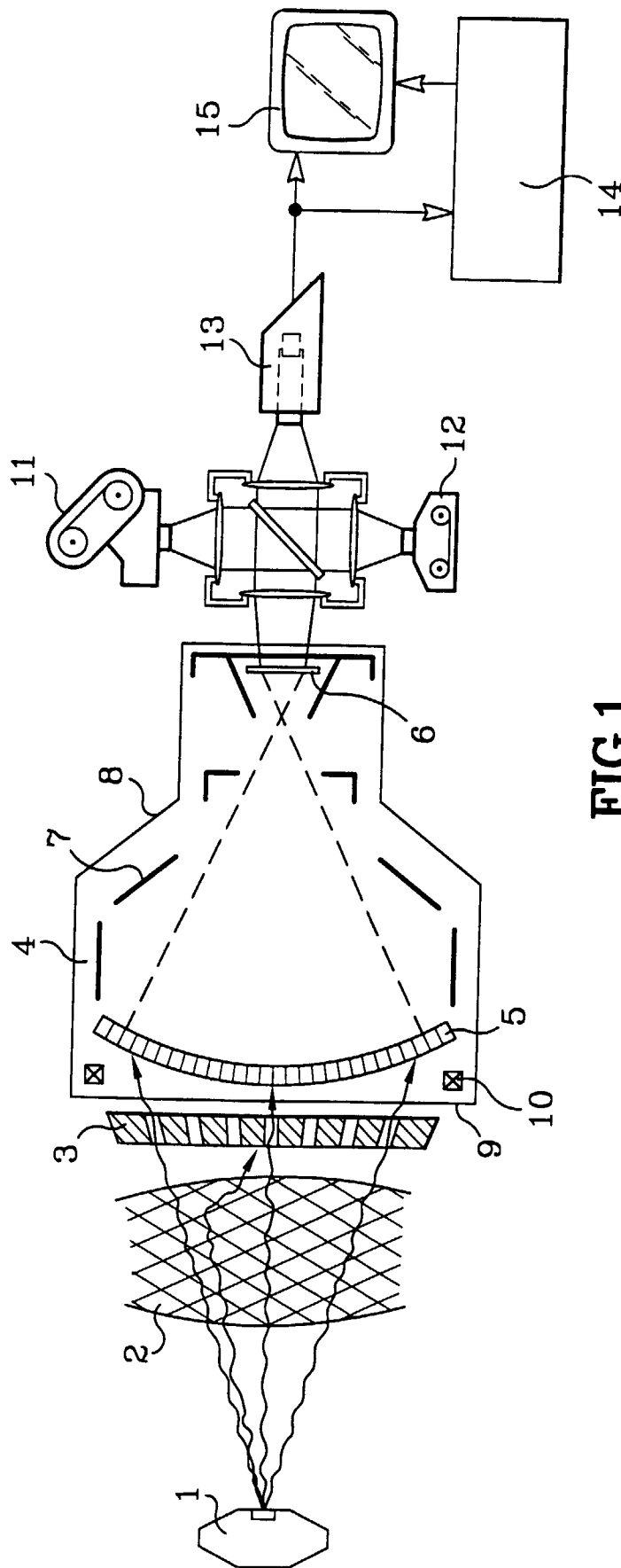


FIG.1

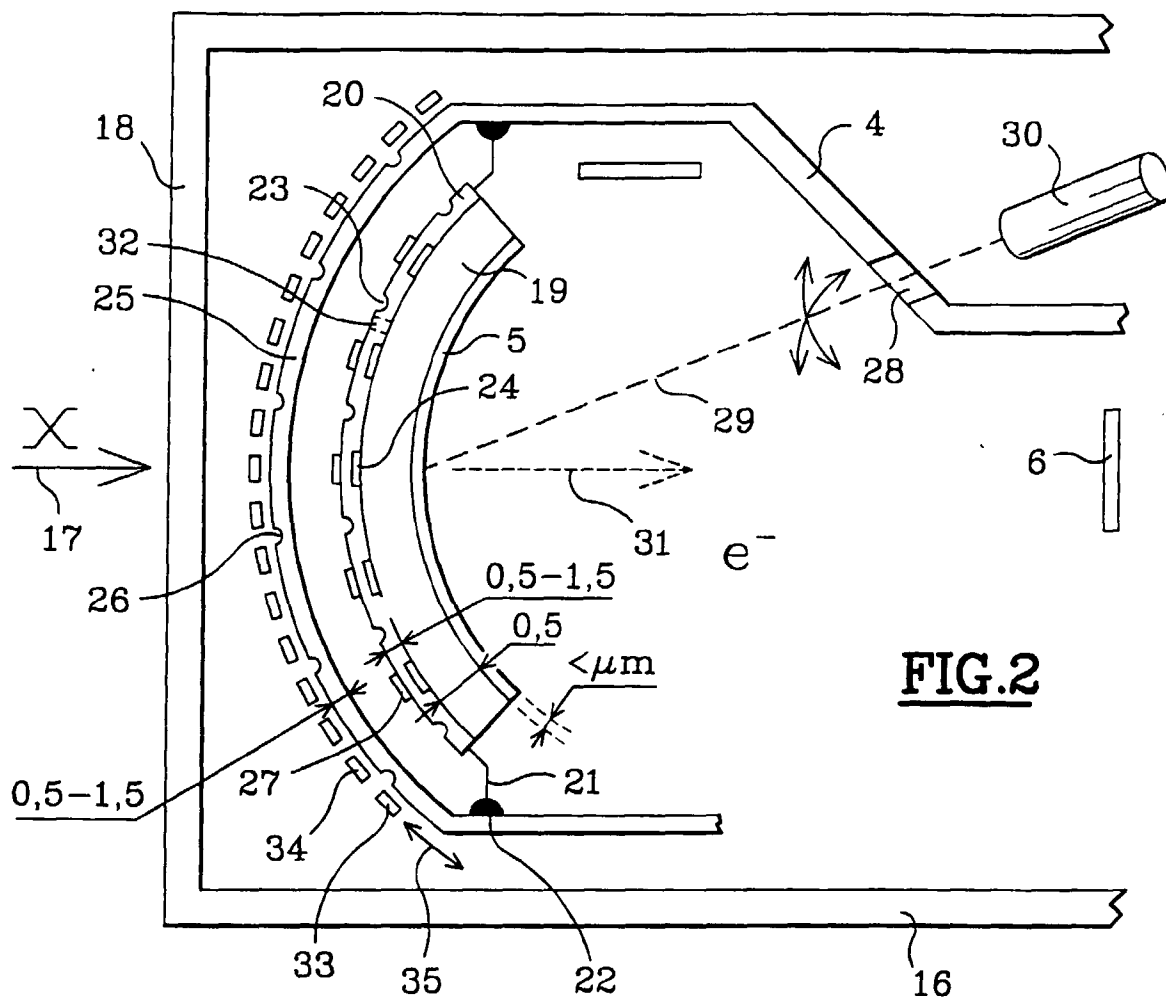


FIG. 2

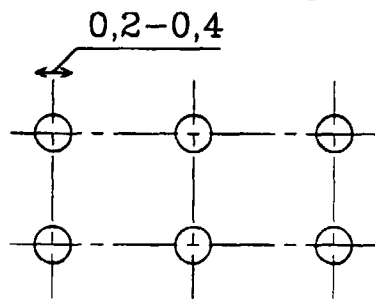


FIG. 3a

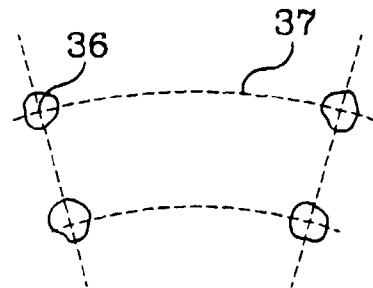


FIG. 3b

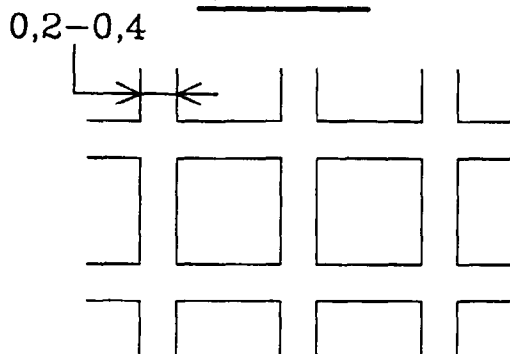


FIG. 4a

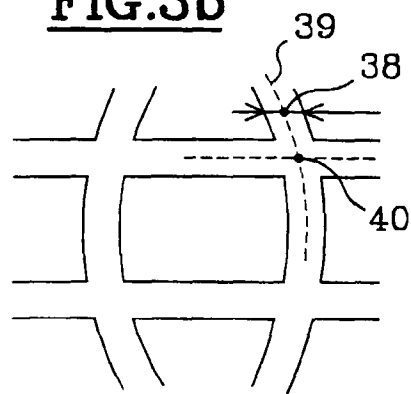


FIG. 4b

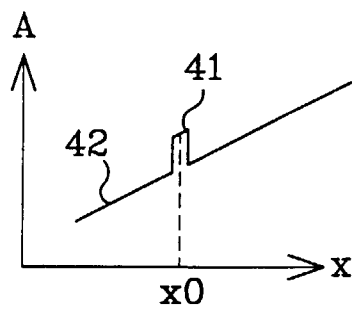


FIG. 5

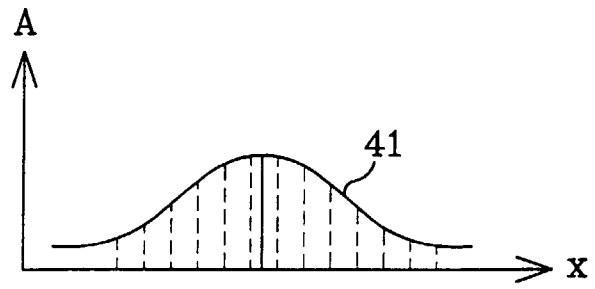


FIG. 6

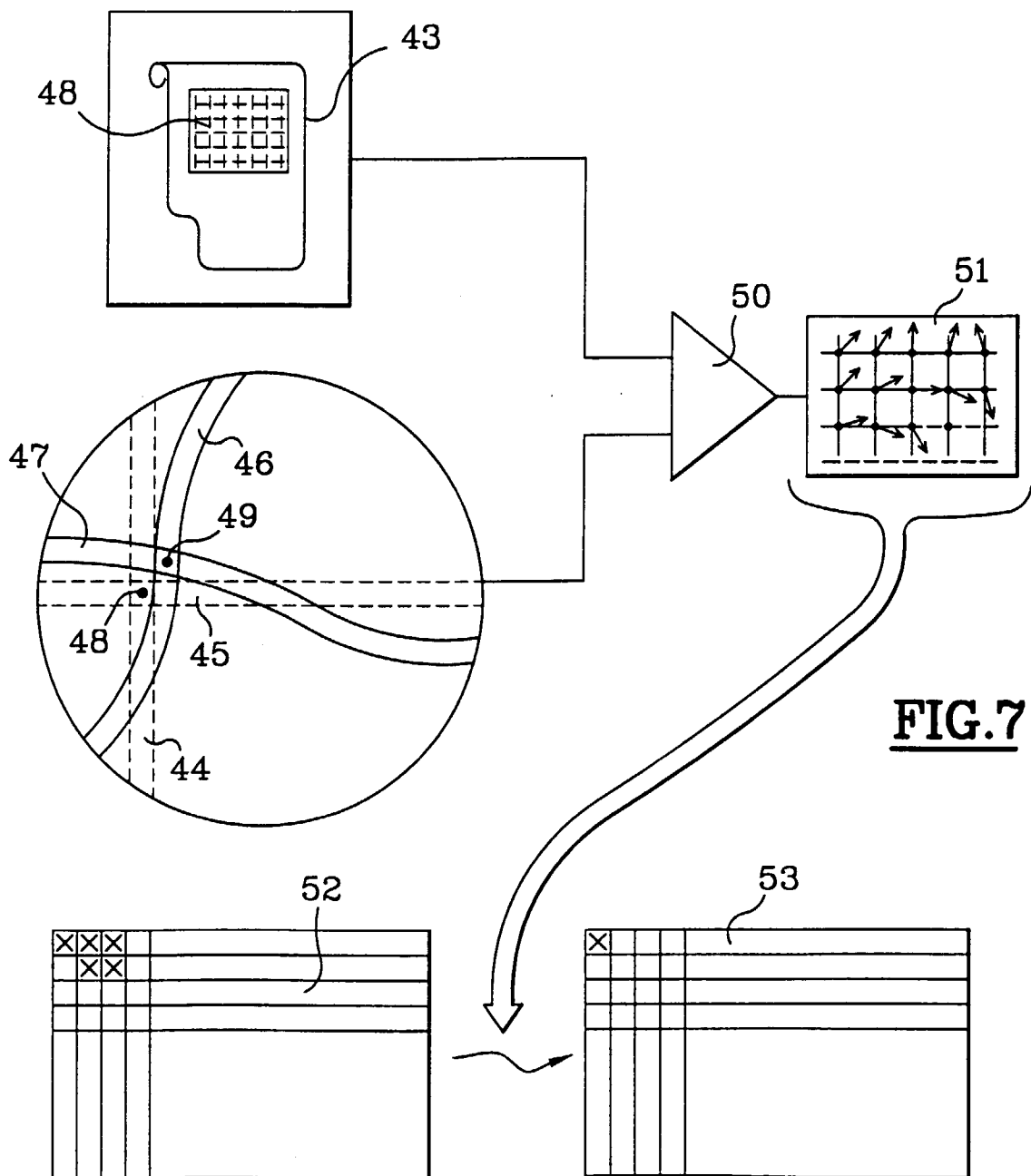


FIG. 7



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 99 40 0822

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.6)
A	DE 35 33 582 A (MESSERSCHMITT BOELKOW BLOHM) 2 avril 1987 * revendication 1 * -----	1	H01J31/50 H01J29/00 H01J29/38
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.Cl.6)
			H01J
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 21 juin 1999	Examineur Van den Bulcke, E
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			

EPO FORM 1503 03.82 (P4/C02)

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET EUROPEEN NO.**

EP 99 40 0822

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche européenne visé ci-dessus.

Lesdits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du

Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

21-06-1999

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
DE 3533582 A	02-04-1987	AUCUN	

EPO FORM P0460

Pour tout renseignement concernant cette annexe : voir Journal Officiel de l'Office européen des brevets, No.12/82