



Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets



(11) **EP 1 058 273 A1**

(12) **DEMANDE DE BREVET EUROPEEN**

(43) Date de publication:
06.12.2000 Bulletin 2000/49

(51) Int Cl.7: **G21K 4/00**

(21) Numéro de dépôt: **00401506.1**

(22) Date de dépôt: **29.05.2000**

(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

(30) Priorité: **01.06.1999 FR 9906869**

(71) Demandeur: **Commissariat à l'Energie Atomique
75752 Paris Cedex 15 (FR)**

(72) Inventeur: **Guillemaud, Régis
38700 La Tronche (FR)**

(74) Mandataire: **Des Termes, Monique et al
Société Brevatome
3, rue du Docteur Lancereaux
75008 Paris (FR)**

(54) **Ecran de conversion de rayonnements X en photons lumineux de grande dimension et système de radiologie comportant cet écran**

(57) L'invention concerne un écran convertisseur de rayonnements X en photons lumineux comportant une plaque de support (20) rigide de type carbure recouverte, sur une face, d'une couche de iodure de sodium Csl. La plaque de support est réalisée dans un matériau transparent aux rayonnements X et elle présente une

première face (20a) apte à recevoir et à transmettre les rayonnements X et une seconde face (20b), recouverte de iodure de sodium, assurant la conversion des rayonnements X transmis par la plaque de support en photons lumineux visibles.

L'invention concerne aussi un système de radiologie comportant un tel écran.

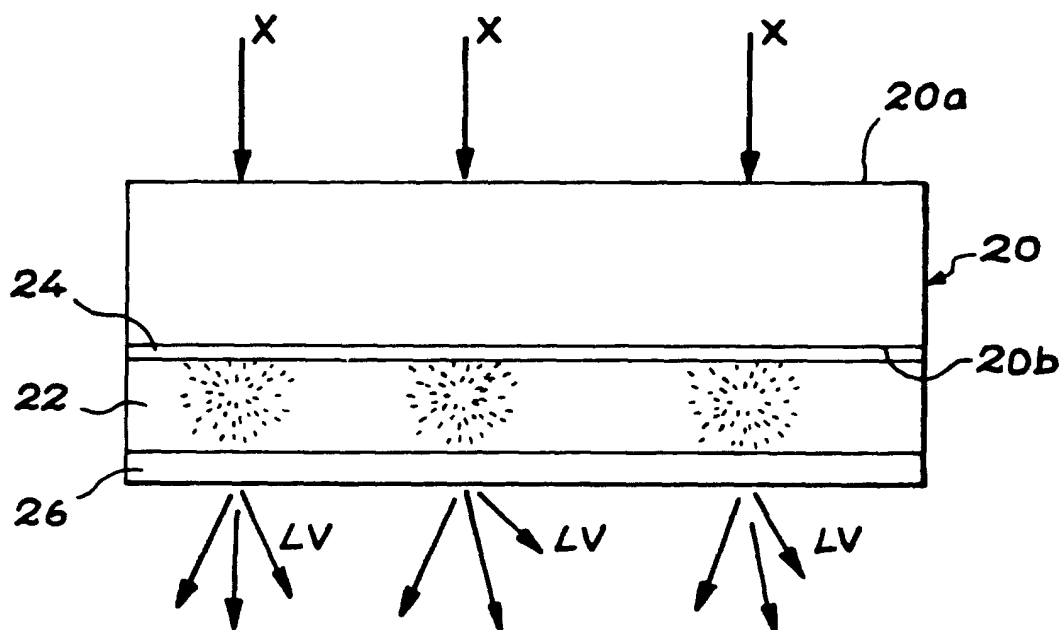


FIG. 2

EP 1 058 273 A1

Description

Domaine de l'invention

[0001] L'invention concerne un écran de conversion de rayonnements X en photons lumineux visibles, de grande dimension. Cet écran peut être associé à des moyens d'émission de rayons X et à des moyens d'acquisition et d'affichage d'images-pour réaliser un système de radiologie numérique.

[0002] L'invention trouve des applications dans tous les domaines nécessitant la conversion de rayons X en photons lumineux visibles et, en particulier, dans le domaine de la radiologie médicale ou dans le domaine du contrôle non destructif.

Etat de la technique

[0003] Dans les systèmes de radiologie à rayons X classiques, le support principal pour l'acquisition de la radiographie est généralement un film radiographique. Dans ces systèmes de radiologie classiques, le dispositif d'acquisition est constitué d'un générateur de rayons X associé à un tube X, d'un support (sur lequel est un patient ou un objet), d'un film radiographique et de son sélecteur associé.

[0004] Pour réaliser une « radiographie », un flux de rayons X est émis par le tube X. Ce flux de rayons X est atténué par le patient ou l'objet ; le flux résiduel transmis à travers le patient ou l'objet est mesuré par le film radiographique. Il y a alors interaction des photons X non atténués avec le film radiographique.

[0005] Depuis quelques années, les systèmes de radiologie X ont évolué : les films radiographiques sont de plus en plus remplacés par des détecteurs numériques. Ces détecteurs numériques convertissent les flux de photons X en une image bidimensionnelle constituée de pixels. Ces systèmes de radiologie à détecteurs numériques permettent d'obtenir directement l'image, contrairement au film radiographique qui nécessite un développement.

[0006] Différents types de détecteurs numériques destinés à des systèmes de radiologie ont été réalisés ces dernières années et sont décrits, notamment, dans la note technique intitulée « Real-time X-ray Imaging Systems » du produit « VARIAN VIP - 9 - SR/I ».

[0007] Un de ces détecteurs numériques consiste, en particulier, en un écran convertisseur de photons X en photons lumineux, associé en une optique de couplage et à une ou plusieurs caméras CCD. Un tel détecteur numérique est un détecteur à conversion, dite « indirecte » ; en effet, avec ce détecteur, les photons X qui arrivent sur l'écran de conversion sont convertis en des photons lumineux suivant une émission isotrope dans l'espace. Une partie des photons lumineux est alors transmise à travers une optique de couplage vers une (ou plusieurs) caméra(s) CCD qui convertit(conver-tissent) ces photons lumineux en charges électriques

afin de créer une image. Un exemple d'un tel détecteur numérique, appliqué à l'imagerie médicale, est commercialisé par la Société SWISSRAY et décrit dans la fiche technique intitulée « Addon®-Multi-System ». Cependant, ce dispositif présente l'inconvénient d'utiliser un écran de conversion classique de type Gd_2O_2S , moyennement efficace.

[0008] Il existe d'autres types d'écrans de conversion. Cependant, pour certaines applications, et en particulier X dans le domaine de l'imagerie médicale, des écrans de conversion de grandes dimensions sont nécessaires. Par exemple, des écrans de 43 cm x 43 cm sont nécessaires pour effectuer des acquisitions « grand champ », telles que les radiographies pulmonaires.

[0009] Outre leurs grandes dimensions, les écrans de conversion destinés à l'imagerie médicale doivent être précis et aussi performants que possible, c'est-à-dire qu'ils doivent fournir le plus grand nombre de photons lumineux possible, pour chaque photon X interagissant avec l'écran.

[0010] De tels écrans sont connus et réalisés au moyen d'une plaque de verre, rigide, recouverte sur une de ses faces d'une couche de iodure de sodium (CsI). En effet, le iodure de sodium est un matériau qui assure la conversion des rayons X en lumière visible. Ce matériau doit être déposé sur un substrat suffisamment rigide, car c'est le substrat qui assure la rigidité de l'écran de conversion. Un tel écran de conversion, constitué d'une plaque de verre recouverte sur une face de iodure de sodium, est placé dans le système de radiologie de façon à ce que la face de verre recouverte de iodure de sodium soit face aux rayonnements X, et la face de verre non recouverte soit face à l'optique de couplage. Le verre a l'avantage de n'atténuer ni les photons X incidents, ni la lumière visible émise par le iodure de sodium. Cependant, le verre présente des réflexions lumineuses internes qui rendent un tel écran difficilement utilisable.

[0011] La demande de brevet US-5 723 865, intitulée « X-ray imaging system », de R. TRISSEL et al. présente un écran de conversion quelque peu similaire à celui décrit ci-dessus, mais dans lequel la plaque de verre est remplacée par une plaque de polycarbonate. La plaque rigide en polycarbonate est recouverte, sur l'une de ses faces, de iodure de sodium. Le polycarbonate a une transparence à la lumière visible moins bonne que le verre, mais les problèmes de réflexion lumineuse interne sont également moins importants que dans le verre. Ce document présente divers moyens permettant de remédier à ces réflexions. L'un de ces moyens est un système antireflet, qui a l'inconvénient de présenter une mauvaise transparence et donc une mauvaise transmission des photons lumineux à travers le substrat de polycarbonate. Un autre moyen consiste en un fluide placé entre l'écran de conversion et l'optique de couplage ; mais ce moyen est difficile à mettre en oeuvre.

[0012] Aucun des écrans de conversion cités précédemment ne permet d'effectuer des acquisitions « grand

champ » avec une qualité optimale.

Exposé de l'invention

[0013] L'invention a justement pour but de remédier aux inconvénients des techniques précédemment décrites. A cette fin, elle propose un écran de conversion de grande dimension destiné, notamment, à des systèmes de radiologie assurant une conversion optimum des rayonnements X en photons lumineux visibles.

[0014] Pour être de qualité optimale, l'écran de conversion « grand champ » de l'invention comporte un substrat qui est suffisamment rigide pour être recouvert de Csl, non-atténuant aux rayons X et capable de résister à des températures élevées, cet écran ayant un coût relativement peu élevé.

[0015] De façon plus précise, l'invention concerne un écran convertisseur de rayonnements X en photons lumineux comportant une plaque de support rigide recouverte, sur une face, d'une couche de iodure de sodium. La plaque de support est réalisée dans un matériau transparent aux rayonnements X et elle présente une première face apte à recevoir et à transmettre les rayonnements X et une seconde face, recouverte de iodure de sodium, assurant la conversion des rayonnements X transmis par la plaque de support en photons lumineux visibles.

[0016] Avantagusement, la couche de iodure de sodium est recouverte d'un film étanche, transparent aux rayons lumineux visibles.

[0017] De préférence, la plaque de support est réalisée dans un carbure. Elle peut être, par exemple, réalisée dans un carbure de silicium ou dans un carbure de bore.

[0018] Selon un mode de réalisation de l'invention, l'écran convertisseur comporte une couche de matériau réflecteur de lumière visible, situé entre la plaque de support et la couche de iodure de sodium.

[0019] Selon une application particulière de l'invention, l'écran de conversion est associé à des moyens d'émission de rayonnements X en direction d'un objet ou d'un corps, et à des moyens numériques d'acquisition et d'affichage de l'image déterminée par l'écran de conversion, pour réaliser un système de radiologie numérique.

Brève description des figures

[0020]

- La figure 1 représente schématiquement un système de radiologie numérique comportant l'écran de conversion de l'invention ; et
- la figure 2 représente schématiquement l'écran de conversion de l'invention.

Description détaillée de modes de réalisation de l'invention

[0021] Sur la figure 1, on a représenté schématiquement un système de radiologie numérique grand champ. Ce système de radiologie comporte des moyens d'émission de rayonnements X, référencés 1, qui peuvent être, par exemple, un générateur de rayons X associé à un tube X. Ce système de radiologie comporte aussi un écran de conversion des rayons X en lumière visible, référencé 2, et des moyens numériques de détection et d'affichage de l'image pixellisée fournie par l'écran de conversion.

[0022] Ces moyens de détection et d'affichage consistent en un système optique 3, tel qu'une optique de couplage, associée à une (ou plusieurs) caméra(s) CCD, référencée(s) 4 sur la figure 1. Cette caméra CCD est reliée à un écran d'affichage sur lequel est affichée l'image numérique obtenue par le système de radiologie, l'écran d'affichage n'étant pas représenté sur la figure par mesure de simplification.

[0023] Autrement dit, les moyens de détection et d'affichage consistent en un système pixellisé de relecture de l'image lumineuse fournie par l'écran de conversion. En d'autres termes, ce système convertit la lumière émise par l'écran de conversion 2 en charges électriques qui sont, à leur tour, converties en valeurs numériques de façon à créer un ensemble de pixels réalisant une image. Ce système pixellisé de relecture peut être réalisé au moyen d'une matrice de lecture de même dimension que l'écran de conversion 2, ou bien par un assemblage de matrices qui couvrent, ensemble, la surface de l'écran. Cette matrice peut être, par exemple, une matrice de lecture à photodiodes.

[0024] Le système pixellisé de relecture peut également être réalisé au moyen d'un ou de plusieurs ensembles de lecture comportant chacun des matrices de lecture de dimensions inférieures à l'écran de conversion. Dans ce cas, un couplage optique est réalisé entre l'écran de conversion et les matrices de lecture. Ce couplage peut être fait par une optique ou par un réducteur par fibre optique.

[0025] La figure 2 représente schématiquement l'écran de conversion, référencé 2 sur la figure 1. Cet écran de conversion comporte un substrat, ou plaque de support, rigide, référencé 20, et présentant une première face 20a et une seconde face 20b. La seconde face 20b est recouverte d'une couche de iodure de sodium Csl qui a la propriété de convertir les rayons X en lumière visible.

[0026] Selon l'invention, la plaque de support 20 est réalisée dans un carbure. Ce carbure peut être un carbure de bore B₄C. De préférence, pour des raisons de coût, ce carbure peut être un carbure de silicium SiC.

[0027] Le carbure de silicium a aussi l'avantage d'être extrêmement rigide et moyennement atténuant. La plaque de support peut donc être de faible épaisseur, ce qui permet une faible atténuation lors de la transmission

des photons X, d'où une meilleure efficacité lumineuse de l'écran et une dose réduite de rayons X à émettre vers le patient ou l'objet pour acquérir une image de bonne qualité.

[0028] Par ailleurs, le carbure de silicium est un matériau transparent aux rayonnements X, mais opaque à la lumière visible, ce qui évite les problèmes de réflexion interne du substrat. L'écran de conversion a ainsi de bonnes propriétés optiques.

[0029] En outre, le carbure de silicium résiste aux hautes températures, ce qui permet un dépôt aisé de la couche 22 de iodure de sodium. Réaliser un écran de conversion à partir d'un tel substrat en carbure et d'une couche de iodure de sodium est donc relativement facile à mettre en oeuvre, ce qui permet de réaliser des écrans de conversion de grande dimension. Toutes ces remarques concernent le carbure de silicium SiC ; mais elles sont aussi vraies pour le carbure de bore B₄C.

[0030] Selon l'invention, l'écran de conversion 2 est placé de façon à ce que la face 20a de la plaque de support 20 est face aux rayonnements X et que la couche 22 en iodure de sodium est face au système optique et à la caméra CCD. La plaque 20 reçoit ainsi, par sa première face 20a, les photons X qu'elle transmet à la couche d'iodure de sodium 22 ; celle-ci, à réception d'un photon X, convertit ce dernier en plusieurs photons lumineux, notés LV sur la figure 2.

[0031] De préférence, la couche de iodure de sodium 22 est recouverte d'un film étanche 26, transparent aux rayons lumineux visibles émis par la couche de iodure de sodium et dont le rôle est de protéger ladite couche 22 de l'humidité.

[0032] Selon un mode de réalisation de l'invention, une couche 24 de matériau réflecteur de lumière visible est placée entre la plaque de support 20 et la couche de iodure de sodium 22 de façon à augmenter l'efficacité lumineuse de l'écran convertisseur 2. Cette couche 24 de matériau réflecteur de lumière visible peut être, par exemple, un film d'aluminium.

[0033] Le choix de l'épaisseur de la couche de iodure de sodium 22 dépend de deux critères, à savoir :

- l'efficacité de détection de l'écran, qui augmente avec l'épaisseur de iodure de sodium ; et
- la résolution de l'écran qui décroît en fonction de l'épaisseur de l'iodure de sodium.

[0034] Les gammes d'épaisseur intéressantes varient suivant les applications radiologiques. Par exemple, pour une radiographie haute résolution des os ou pour une radioscopie, l'épaisseur de la couche de iodure de sodium varie entre 150 µm et 600 µm, voire 700 µm.

[0035] L'épaisseur du substrat de carbure de silicium est déterminée de façon à ce que la flèche de l'écran (la flèche étant la déformation du substrat due à la pesanteur) soit compatible avec la profondeur de champ du système optique d'acquisition d'image.

[0036] Pour une application à la radiologie numérique

médicale, l'écran de conversion peut avoir une taille de 450 mm x 450 mm ; les dimensions du support de carbure de silicium peuvent, par exemple, être de 450 mm x 450 mm x 1 mm d'épaisseur, ce support étant recouvert d'un dépôt de iodure de sodium d'une épaisseur de 450 µm sur une surface minimum de 440 mm x 440 mm.

Revendications

1. Ecran convertisseur de rayonnements X en photons lumineux comportant une plaque de support rigide (20), recouverte, sur une face, d'une couche de iodure de sodium (CsI), caractérisé en ce que la plaque de support est réalisée dans un carbure, transparent aux rayonnements X et en ce qu'elle présente une première face (20a) apte à recevoir et à transmettre les rayonnements X et une seconde face (20b), recouverte d'une couche de iodure de sodium (22), assurant la conversion des rayonnements X transmis par la plaque de support en photons lumineux visibles (LV).
2. Ecran selon la revendication 1, caractérisé en ce que la couche de iodure de sodium est recouverte d'un film étanche (26), transparent aux rayons lumineux visibles.
3. Ecran selon la revendication 2, caractérisé en ce que la plaque de support est en carbure de silicium (SiC).
4. Ecran selon la revendication 2, caractérisé en ce que la plaque de support est en carbure de bore (B₄C).
5. Ecran selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce qu'il comporte une couche de matériau réflecteur de lumière visible (24), située entre la plaque de support (20) et la couche de iodure de sodium (22).
6. Système de radiologie numérique comportant :
 - des moyens (1) d'émission de rayonnements X en direction d'un objet ou d'un corps ;
 - des moyens (2) de réception et de conversion des rayonnements X transmis par l'objet ou le corps ; et
 - des moyens numériques (3, 4) de détection et d'affichage de l'image déterminée par les moyens de réception et de conversion,

caractérisé en ce que lesdits moyens de réception et de conversion consistent en un écran convertisseur selon l'une quelconque des revendications 1 à 5.

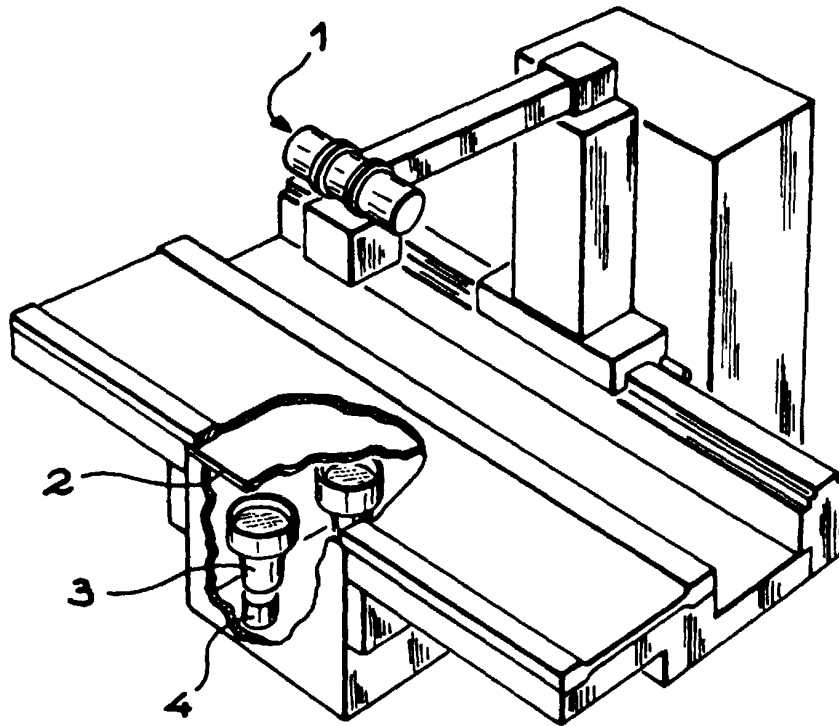


FIG. 1

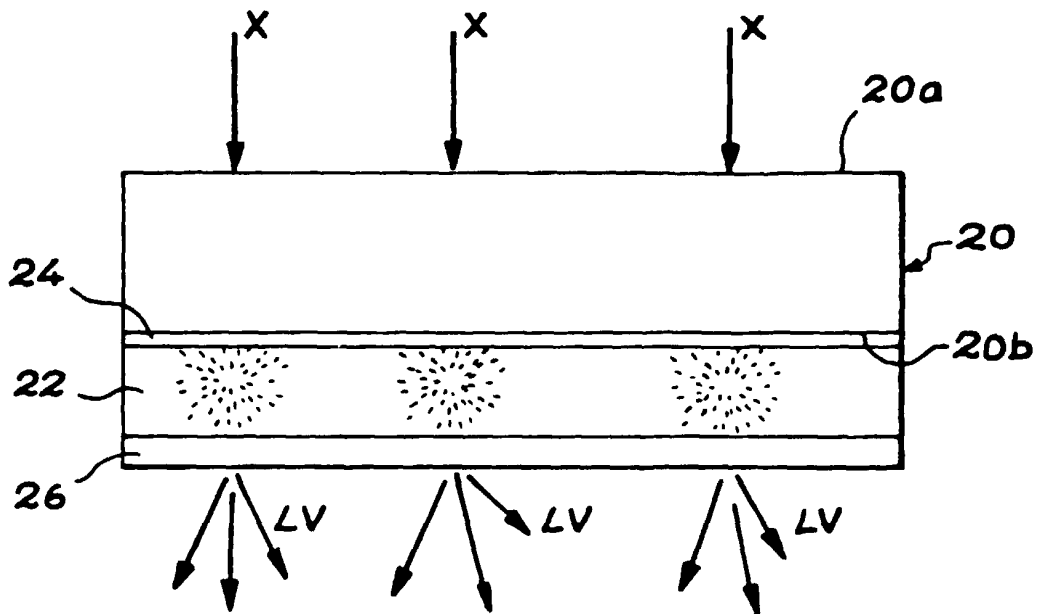


FIG. 2



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande
EP 00 40 1506

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int.CI.7)
A	EP 0 188 274 A (FUJI PHOTO FILM CO LTD) 23 juillet 1986 (1986-07-23) * page 13, ligne 13-28; revendications 1-11 *	1-3,5,6	G21K4/00
A	EP 0 199 426 A (PHILIPS NV) 29 octobre 1986 (1986-10-29) * revendications 1-16 *	1,5,6	G21K
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int.CI.7)
Lieu de la recherche			Examineur
LA HAYE			Drouot-Onillon, M-C
Date d'achèvement de la recherche			
30 août 2000			
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 03.92 (P4/C02)

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

EP 00 40 1506

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.

30-08-2000

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
EP 0188274 A	23-07-1986	JP 1999941 C	08-12-1995
		JP 5062719 B	09-09-1993
		JP 61164200 A	24-07-1986
		JP 1926431 C	25-04-1995
		JP 6052320 B	06-07-1994
		JP 61264299 A	22-11-1986
		JP 61264300 A	22-11-1986
		US 4645721 A	24-02-1987
EP 0199426 A	29-10-1986	GB 2175129 A	19-11-1986
		DE 3676219 D	31-01-1991
		JP 2029538 C	19-03-1996
		JP 7066758 B	19-07-1995
		JP 61250945 A	08-11-1986
		US 4725724 A	16-02-1988

EPO FORM P0460

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