

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION
EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété
Intellectuelle
Bureau international



(43) Date de la publication internationale
30 avril 2009 (30.04.2009)

PCT

(10) Numéro de publication internationale
WO 2009/053612 A2

(51) Classification internationale des brevets :
G01T 1/20 (2006.01) **A61B 6/00** (2006.01)
G01T 1/202 (2006.01)

(21) Numéro de la demande internationale :
PCT/FR2008/051822

(22) Date de dépôt international :
8 octobre 2008 (08.10.2008)

(25) Langue de dépôt : français

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :
0758202 10 octobre 2007 (10.10.2007) FR

(71) Déposant (pour tous les États désignés sauf US) : **COM-
MISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE** [FR/FR]; 25
rue Leblanc,, Immeuble "Le Ponant D", F-75015 PARIS
(FR).

(72) Inventeurs; et

(75) Inventeurs/Déposants (pour US seulement) : **PAR-
TOUCHE-SEBBAN, David** [FR/FR]; 5 Chemin du

Grand Rué, F-91680 BRUYERES LE CHATEL (FR).
ABRAHAM, Isabelle [FR/FR]; 15 rue des Aricandiers,
F-91410 CORBREUSE (FR).

(74) Mandataire : **BONNANS, Arnaud**; SANTARELLI, BP
237, 14 Avenue de la Grande-Armée, F-75822 PARIS
CEDEX 17 (FR).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de
protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO,
AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG,
ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL,
IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW,
MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT,
RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ,
TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM,
ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre
de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,
GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM,

[Suite sur la page suivante]

(54) Title: SCINTILLATOR FOR AN IMAGING DEVICE, SCINTILLATOR MODULE, IMAGING DEVICE WITH SUCH A
SCINTILLATOR, AND METHOD OF MANUFACTURING A SCINTILLATOR

(54) Titre : Scintillateur pour dispositif d'imagerie, module scintillateur, dispositif d'imagerie avec un tel scintillateur et procédé de
fabrication d'un scintillateur

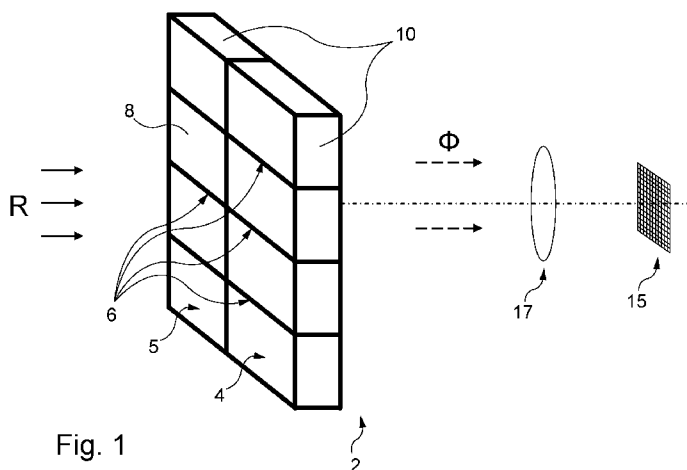


Fig. 1

(57) Abstract: A scintillator (2) for an imaging device comprises a plate (4) made of a material capable of emitting photons (Φ) according to an incident radiation (R). The scintillator comprises at least one block (5) of a second material capable of emitting photons (Φ) according to the incident radiation (R). The plate (4) and the block (5) are assembled via the edge of the plate by connecting means (6) absorbing all or some of the photons (Φ) emitted by the plate and the block (4, 5). A scintillator module and an imaging device with such a scintillator, and a method of manufacturing a scintillator are also proposed.

[Suite sur la page suivante]

WO 2009/053612 A2



ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), européen (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Publiée :

— *sans rapport de recherche internationale, sera republiée dès réception de ce rapport*

Déclaration en vertu de la règle 4.17 :

— *relative à la qualité d'inventeur (règle 4.17.iv)*

(57) Abrégé : Un scintillateur (2) pour dispositif d'imagerie comprend une plaque (4) d'un premier matériau apte à émettre des photons (Φ) en fonction d'un rayonnement incident (R). Le scintillateur comprend au moins un bloc (5) d'un second matériau apte à émettre des photons (Φ) en fonction du rayonnement incident (R). La plaque (4) et le bloc (5) sont assemblés par la tranche de la plaque par des moyens de liaison (6) absorbant tout ou partie des photons (Φ) émis par la plaque et le bloc (4, 5). Un module et un dispositif d'imagerie avec un tel scintillateur et un procédé de fabrication d'un scintillateur sont également proposés.

Scintillateur pour dispositif d'imagerie, module scintillateur, dispositif d'imagerie avec un tel scintillateur et procédé de fabrication d'un scintillateur

5 La présente invention concerne un scintillateur pour dispositif d'imagerie, un module scintillateur, un dispositif d'imagerie utilisant un tel scintillateur ainsi qu'un procédé de fabrication d'un scintillateur.

 Les dispositifs d'imagerie radiographique (ou imageurs radiographiques) sont généralement utilisés pour radiographier un objet ou
10 réaliser l'image d'une source radiative. Ils trouvent par conséquent application dans les contrôles non destructifs, la radiographie et la tomographie d'objets ou de sources de rayonnement, la gammagraphie, la neutronographie et dans toute technique utilisant l'imagerie de rayonnements ionisants X, beta, gamma, protons, neutrons, *etc.* Ces dispositifs peuvent répondre à de nombreux
15 besoins allant du domaine médical à l'astronomie et au contrôle de colis pour la sécurité des transports.

 On utilisera dans la suite le vocable rayonnement (ou rayon) pour mentionner tous les rayonnements ionisants qui peuvent donner lieu à une imagerie : X, beta, gamma, protons, neutrons, *etc.* De même, on utilisera le
20 terme d'imagerie radiographique quel que soit le type de rayonnement considéré.

 D'une manière générale, la radiographie d'un objet s'effectue en interposant l'objet entre une source de rayonnement et un imageur radiographique. Quant à l'imagerie d'une source de rayonnement, elle est
25 obtenue en plaçant un collimateur entre la source et l'imageur radiographique. Le collimateur peut se réduire à un simple trou de petite dimension et l'image de la source est alors formée sur l'imageur, mais ce collimateur peut être plus complexe (par exemple dans le cas d'ouvertures codées multi-trous, fentes, *etc.* ou dans le cas d'imagerie de pénombre) et un traitement numérique des
30 images obtenues peut être nécessaire pour reconstruire l'image de la source.

 L'acquisition d'images radiographiques de la source (ou de l'objet) sous différents angles permet d'effectuer une reconstruction en trois

dimensions de la source (ou de l'objet) par fusion numérique des données fournies par les différentes vues (technique dénommée tomographie). C'est le cas, par exemple, de la tomographie d'émission mono-photonique (TEMP, ou SPECT de l'anglais : "*Single Photon Emission Computed Tomography*").

5 L'imagerie radiographique s'est considérablement développée depuis la découverte des rayons X. Les films radiographiques ont, dans un premier temps, été couplés à des écrans renforçateurs dont la fonction était de convertir le rayonnement en lumière pour en faciliter l'enregistrement par le film. Progressivement, les films sont remplacés par des capteurs électroniques
10 sensibles à la lumière (tels des CCD de l'anglais "*Charge Coupled Device*", des photodiodes, *etc.*) et les écrans renforçateurs sont remplacés par des scintillateurs. Le couplage optique entre le scintillateur et le capteur électronique se fait en général par des lentilles ou des fibres optiques avec une réduction de taille d'image et/ou une amplification de lumière éventuelles.

15 Les brevets US 6,031,892 et US 6,285,739, par exemple, décrivent des dispositifs utilisant un cristal scintillateur, un capteur CCD et une optique de couplage.

Dans les dispositifs d'imagerie radiographique de ce type, la qualité des images dépend principalement de la sensibilité et de la résolution spatiale
20 de l'ensemble scintillateur optique de couplage capteur d'image et du niveau du flux de photons produisant le signal. En effet, le rayonnement ionisant dépose de l'énergie dans le scintillateur, qui la libère sous forme de lumière détectée par le capteur d'image électronique. Le niveau de bruit dans l'image (et donc le rapport signal à bruit) est ainsi principalement fonction de la densité du
25 scintillateur, de la section efficace du matériau dont il est constitué (vis-à-vis du type et de l'énergie du rayonnement ionisant considéré), du nombre de photons lumineux émis par le scintillateur par unité de dose déposée dans le matériau par le rayonnement (rendement lumineux), de la transparence du scintillateur à son propre rayonnement lumineux et du couplage optique entre le scintillateur
30 et le capteur et des performance du capteur lui-même.

La résolution spatiale est quant à elle directement liée à l'épaisseur du scintillateur. En effet, l'élargissement spatial du signal dans le scintillateur

traduit l'étalement du dépôt de l'énergie des rayons incidents en son sein (phénomènes de diffusion des électrons et des photons secondaires créés par l'interaction du rayonnement avec le scintillateur). Plus le scintillateur est épais, plus l'étalement du dépôt d'énergie augmente. L'augmentation de l'épaisseur du scintillateur accroît la sensibilité et le rapport signal à bruit de l'image tout en dégradant la résolution spatiale. Il est donc difficile de réaliser un dispositif à la fois sensible et bien résolu. La difficulté augmente avec les rayonnements très pénétrants car il faut augmenter l'épaisseur du scintillateur pour capter une proportion suffisante de rayons incidents et atteindre une bonne Efficacité Quantique de Détection (DQE).

Les scintillateurs peuvent se classer en deux familles principales : les scintillateurs organiques ou plastiques (par exemple les écrans au phosphore) et les cristaux scintillateurs : Csl, Nal, germanate de bismuth (couramment dénommé BGO), silicates de lutécium (LSO, LYSO), *etc.*

Les cristaux scintillateurs possèdent un avantage sur les scintillateurs organiques car, dans la majorité des cas, leur densité et leur section efficace d'interaction avec le rayonnement sont plus élevées. Les épaisseurs à mettre en œuvre, pour atteindre un rendement de détection donné, en sont significativement réduites et la résolution spatiale en est améliorée. De plus, certains cristaux possèdent des propriétés très utiles pour l'imagerie radiographique : émission lumineuse très brève temporellement autorisant des enregistrements rapides et répétitifs, rendement lumineux très élevé autorisant des pertes dans le couplage optique. Des cristaux performants sont par exemple décrits dans les demandes de brevets FR 2 874 021 et EP 1 754 981.

Actuellement la technologie de fabrication de ces cristaux très performants (à densité et rendement lumineux élevés), tels que le BGO, le LSO et le LYSO ne permet pas de produire des plaques de dimensions suffisantes pour les applications courantes (le besoin typique est de 300 x 300 mm², voire même de 400 x 400 mm²). Le LYSO et le BGO, par exemple, peuvent actuellement s'obtenir en plaques présentant un rendement lumineux uniforme et sans aucun défaut majeur jusqu'à des dimensions d'environ 60 x 60 mm² et

80 x 160 mm² respectivement (et pour des épaisseurs allant jusqu'à 30, voire même 40 mm).

Pour réaliser des scintillateurs de grand format (supérieurs à 100 x 100 mm²) il est possible d'utiliser des cristaux de CsI ou de NaI qui s'obtiennent dans des dimensions typiques de 200 x 200 mm² et 400 x 400 mm² respectivement. Néanmoins, de nombreux défauts demeurent présents dans des cristaux de CsI et NaI de ces dimensions et ces cristaux sont plus ou moins hygroscopiques. De plus, les performances du dispositif d'imagerie sont moins bonnes avec des cristaux en CsI ou en NaI qu'avec les cristaux plus denses (tels que BGO, LSO, LYSO) pour les raisons évoquées précédemment.

Le brevet US 7,057,187 et la demande de brevet FR 2 625 332 décrivent des systèmes d'imagerie radiographique utilisant un cristal scintillateur (préférentiellement du CsI) couplé avec un capteur CCD au moyen d'une optique, pour des rayonnements X dont l'énergie est de 1 à 100 keV. Les épaisseurs de cristal sont respectivement de 50 µm et de 1 mm. L'épaisseur du scintillateur a été limitée pour conserver une bonne résolution spatiale au détriment de la sensibilité. Cela conduit soit à une dégradation de la qualité de l'image radiographique, soit à l'augmentation du temps de pose nécessaire à l'obtention d'une statistique de détection suffisante, soit à l'augmentation de la puissance de la source. Cela peut être préjudiciable dans le cas des applications médicales, par exemple, dans lesquelles la dose reçue par le patient doit être réduite au strict nécessaire. Cela peut aussi être pénalisant pour le contrôle de colis car le temps d'immobilisation est déterminant pour que le système soit opérationnel.

La publication "*A high quantum efficiency prototype video based portal imaging system*" de Samant *et al.*, in Journal of X-ray Science and Technology 14 (2006, pp. 161-175) donne un exemple de scintillateur CsI de 12 mm d'épaisseur et de surface 170 x 170 mm² couplé à une CCD au moyen d'un objectif photographique. Ce dispositif est limité par les dimensions disponibles de scintillateur. Par ailleurs, il est difficile de fabriquer un cristal scintillateur de grande dimension sans aucune imperfection dans la masse. Dans l'exemple cité, le cristal présente environ 20 à 30 imperfections (bulles d'air) réparties

aléatoirement dans la masse du scintillateur. Ces défauts diffusent la lumière générée par le scintillateur et induisent des pics d'intensité (indésirables) sur l'image finale. Cependant, pour la fabrication de scintillateurs de petite dimension et/ou de faible épaisseur, il est possible de sélectionner et de tailler
5 le cristal sur des portions exemptes de tout défaut.

Une autre solution connue pour réaliser des scintillateurs de grand format est d'utiliser la technique de la segmentation, qui permet d'obtenir une bonne résolution spatiale tout en conservant une sensibilité suffisante dans les dispositifs d'imagerie radiographique à haute énergie. Cette technique
10 s'applique couramment aux scintillateurs de type BGO, LSO, LYSO, BaF₂, etc.

Selon cette technique, la face du scintillateur recevant le rayonnement est divisé en petits éléments 50 (figure 9), optiquement séparés et qui transmettent donc chacun la lumière (photons, en général dans le domaine du visible) générée en leur sein. Chaque élément forme donc un guide de
15 lumière et les éléments sont assemblés mécaniquement pour former le scintillateur 52 (figure 8).

En pratique, les petits éléments 50 sont séparés par des parois opaques afin d'empêcher la lumière produite dans chacun d'eux d'atteindre les éléments adjacents. La lumière est éventuellement guidée vers la face de sortie
20 54 du scintillateur grâce à un traitement des faces latérales 56 des éléments scintillateurs (faces adjacentes aux autres éléments similaires, voir figure 9). Ce traitement est généralement adapté pour obtenir une réflexion spéculaire (passant, en outre, par le polissage des faces latérales des segments) de manière à optimiser le rendement lumineux. En effet, la reprise d'image est
25 souvent en contact avec le scintillateur et le couplage optique s'effectue sur une large ouverture numérique (par exemple, dans le cas du couplage du scintillateur à un pavé de fibres optique ou à un amplificateur de luminance). Cependant, dans le cas d'un couplage optique sur une ouverture numérique plus faible (cas d'un système utilisant une CCD et un objectif photographique), il
30 est plus adapté (et moins coûteux) de favoriser la diffusion des faces latérales des segments pour augmenter le rendement lumineux dans la direction de l'axe des segments (voir, par exemple, la publication de Quillin & Aedy, "A pixelated

BGO scintillator array for high energy flash radiography", Nuclear Symposium Conference Record, IEEE 2004, Vol. 2 pp. 794-797.

La face arrière 58 (opposée à la reprise de la lumière) est quant à elle fréquemment traitée de manière à réfléchir la lumière et augmenter le flux
5 lumineux envoyé vers le détecteur (il peut s'agir d'un dépôt métallique ou simplement d'une peinture blanche).

Dans certains cas, des parois latérales 60 sont ajoutées entre les éléments 50 de scintillateur (figure 10) pour réduire la diffusion des particules secondaires (électrons, photons par exemple). Ces parois sont généralement
10 constituées de métal (aluminium, acier, tungstène).

Les brevets et demandes de brevet US 3,344,276, GB 2 167 279, GB 2 034 148, US 5,773,829, US 5,329,124, US 6,344,649, US 2005/0104000, US 7,238,945 décrivent différents scintillateurs segmentés construits sur ce principe.

15 Le principal inconvénient des imageurs radiographiques à scintillateur segmenté réside dans leur coût car ils nécessitent la découpe et l'assemblage minutieux de très nombreux éléments car la taille de pixel doit être proche de la résolution spatiale recherchée. Par ailleurs, il est difficile d'obtenir un assemblage parfaitement régulier et dont la sensibilité ne varie pas
20 trop d'un segment à un autre. La correction de ces défauts implique la mise en œuvre de traitements postérieurs numériques de l'image, plus ou moins élaborés, qui induisent une perte supplémentaire sur la qualité de l'image finale (rapport signal à bruit et résolution effective).

Enfin, des structures différentes ont été proposées pour optimiser le
25 couplage optique entre le scintillateur et le capteur, l'idée étant de limiter une partie de la dispersion de la lumière issue du scintillateur et de la guider vers le détecteur. Les brevets US 6,881,960 et US 7,112,797 proposent des solutions de scintillateur monobloc semi-segmenté sur une partie de son épaisseur. Le brevet US 5,753,918 décrit des éléments scintillateur courbes avec des
30 traitements optiques réfléchissant ou diffusifs. Le brevet US 6,737,103 propose d'associer une matrice de microlentilles optiques pour guider la lumière produite dans le scintillateur. Ces solutions augmentent le coût du scintillateur et ne

résolvent pas le problème des scintillateurs cristallins de grand format. De plus, la structuration conduit, comme pour les scintillateurs segmentés, à des défauts gênants sur les images radiographiques.

La présente invention a pour but de proposer un dispositif d'imagerie
5 radiographique basé sur un module scintillateur de grandes dimensions.

À cette fin notamment, on propose un scintillateur pour dispositif
d'imagerie, comprenant une (première) plaque d'un premier matériau apte à
émettre des photons en fonction d'un rayonnement incident, caractérisé en ce
que le scintillateur comprend au moins un bloc (éventuellement réalisé sous
10 forme d'une seconde plaque) d'un second matériau apte à émettre des photons
en fonction du rayonnement incident et en ce que la plaque et le bloc sont
assemblés par la tranche de la plaque par des moyens de liaison absorbant
tout ou partie des photons émis par la plaque et le bloc (parmi ceux reçus au
niveau de ces moyens de liaison).

15 Les photons considérés ici sont des photons lumineux dont le
spectre correspond à la plage de longueur d'ondes de la lumière réémise par le
matériau scintillateur, en général dans le domaine du spectre visible.

Le module scintillateur est ainsi formé d'un assemblage de plusieurs
plaques ou blocs de cristaux scintillants comprenant au moins une plaque. La
20 solution proposée permet de réaliser un dispositif d'imagerie radiographique de
format supérieur à la limite de dimension de fabrication des cristaux scintillants
essentiellement exempts de défaut. Elle permet en outre de fournir une
alternative moins coûteuse à la filière détecteur segmenté, tout en permettant
éventuellement de réaliser des systèmes d'imagerie radiographiques à haut
25 pouvoir d'arrêt et bien résolus spatialement.

La ou les plaque(s) a (ont), par définition même de ce mot, une
dimension (l'épaisseur des plaques) relativement faible, en tout cas inférieure
aux deux autres dimensions générales de la plaque ; en pratique, l'épaisseur
est généralement inférieure à la moitié de la plus petite des deux autres
30 dimensions (et donc inférieure à la moitié de chacune des deux autres
dimensions). La tranche de chaque plaque correspond, également par
définition, aux faces de cette plaque orientées selon l'épaisseur, c'est-à-dire

selon un axe perpendiculaire aux deux plus grandes faces de la plaque (faces optiques).

Les plaques ou blocs sont généralement parallélépipédiques mais des formes différentes (pavés hexagonaux par exemple) peuvent être utilisées.

5 Il est aussi possible de réaliser des scintillateurs courbes (cylindriques par exemple) par assemblage de plaques ou blocs possédant une certaine courbure.

L'utilisation de moyens d'assemblage (ou de liaison) absorbants pour les photons concernés (c'est-à-dire pour la lumière réémise par le matériau scintillateur) évite toute conséquence néfaste de l'assemblage (liée à la
10 présence d'un plan de joint) sur l'image générée par le dispositif. Le coefficient d'absorption vis-à-vis des photons lumineux émis par le scintillateur est en pratique d'au moins 50% sur l'épaisseur de la liaison, c'est-à-dire selon une direction essentiellement perpendiculaire à la tranche des plaques assemblées.

15 Les moyens de liaison peuvent même posséder un coefficient d'absorption d'au moins 90% sur l'épaisseur de ladite liaison, ce qui permet de diminuer très fortement la diffusion de lumière au niveau des plans de joint.

De manière générale, le pourcentage d'absorption pourra être adapté en fonction de l'application concernée de manière à générer le niveau
20 de signal souhaité à l'endroit du joint, par exemple en choisissant la composition des moyens de liaison comme expliqué plus loin. Il est, entre autres, possible d'obtenir un niveau de signal au niveau du joint proche du signal moyen produit par le scintillateur dans son ensemble.

On prévoit généralement en pratique que le second matériau est
25 identique au premier matériau, même s'il est possible dans certaines applications d'utiliser deux matériaux distincts.

Selon un mode de réalisation envisageable, le premier matériau est un cristal, dont les propriétés de ré-émission de lumière sont intéressantes comme déjà expliqué. Dans ce cas, il peut s'agir d'un matériau de masse
30 volumique supérieure à 5 g/cm³. De tels cristaux ont en effet un fort pouvoir d'arrêt et donnent donc des résultats intéressants dans l'application étudiée ici.

En variante, il pourrait s'agir de matériaux scintillateurs organiques ou plastiques.

Dans le mode de réalisation proposé et décrit plus loin, les moyens de liaison comprennent une colle absorbante dans une partie au moins du spectre visible. Cette colle absorbante comporte par exemple un additif
5 colorant, tel qu'une poudre de carbone colloïdal.

L'invention propose également un module scintillateur comprenant un scintillateur comme il vient d'être évoqué et un élément de structuration (relativement rigide) essentiellement parallèle à l'une des deux grandes faces
10 de la (première) plaque (de préférence la face d'entrée) et assemblé à cette face de la (première) plaque et à une face du bloc au moins. On obtient ainsi un module suffisamment rigide pour des applications pratiques.

L'invention propose aussi un module scintillateur comprenant un scintillateur comme évoqué précédemment ou un module scintillateur comme il
15 vient d'être évoqué, ainsi qu'un cadre de structuration enserrant le scintillateur (ou le module scintillateur évoqué ci-dessus le cas échéant) de manière à positionner et à rigidifier le scintillateur. Le cadre joue ainsi le rôle d'interface mécanique.

L'invention propose ainsi un dispositif d'imagerie comprenant un
20 scintillateur comme décrit ci-dessus, un capteur d'image et des moyens optiques de couplage du scintillateur au capteur. Dans ce dispositif, la (première) plaque et le bloc (éventuellement sous forme de seconde plaque) sont chacun aptes à former une image (comportant une pluralité de pixels) destinée au capteur.

On prévoit par exemple que les dimensions de la plaque et celles du
25 bloc orientées selon le plan d'extension de la plaque (c'est-à-dire parallèles aux deux plus grandes faces de la plaque ou perpendiculaires à la direction de l'épaisseur de la plaque) sont supérieures à dix fois la résolution spatiale du dispositif d'imagerie dans le plan du scintillateur, c'est-à-dire que chaque plaque
30 ou bloc forme pour le capteur une image comportant plus de 10 pixels dans chaque dimension. En pratique, chaque plaque ou bloc correspond même fréquemment à plus de 50 pixels du capteur dans chaque dimension.

Les moyens optiques peuvent ainsi collecter les photons émis dans une direction essentiellement perpendiculaire au plan d'extension de la (première) plaque.

Le couplage optique entre le scintillateur et le capteur peut être
5 réalisé avec une faible ouverture numérique objet, à savoir en général une ouverture inférieure à 20 degrés de demi-angle. L'ouverture numérique objet peut même être inférieure à 5 degrés de demi-angle.

L'invention propose enfin un procédé de fabrication d'un scintillateur, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- 10 - formation d'une (première) plaque d'un premier matériau apte à émettre des photons en fonction d'un rayonnement incident et d'un bloc (éventuellement réalisé sous forme de seconde plaque) d'un second matériau apte à émettre des photons en fonction du rayonnement incident ;
- assemblage de la (première) plaque et du bloc (c'est-à-dire
15 éventuellement de la seconde plaque) par la tranche de la (première) plaque avec interposition de moyens de liaison absorbants.

On peut également prévoir que les moyens de liaison soient compressibles et que le procédé comprenne une étape d'application d'une pression selon une direction parallèle au plan d'extension de la (première)
20 plaque.

Comme déjà mentionné, on peut envisager en outre une étape d'assemblage d'un élément de structuration essentiellement parallèle à l'une des deux grandes faces de la plaque avec cette face de la plaque et avec une face du bloc.

25 D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à la lumière de la description qui suit, faite en référence aux dessins annexés dans lesquels :

- la figure 1 représente le schéma de principe de réalisation d'un dispositif d'imagerie radiographique conforme à l'invention ;
30 - la figure 2 représente une forme de réalisation envisageable pour le dispositif de la figure 1, utilisant un cadre rigide ;

- la figure 3 représente une forme de réalisation envisageable pour le module scintillateur de faible épaisseur du dispositif de la figure 1 ;

- la figure 4 représente les éléments essentiels intervenant dans la partie optique du dispositif de la figure 1 ;

5 - la figure 5 compare deux scintillateurs d'indices différents ;

- la figure 6 donne le schéma général d'un exemple de mise en œuvre pratique du dispositif de la figure 1 ;

- la figure 7 est une vue explosée des éléments concrètement employés dans l'exemple de la figure 6 ;

10 - les figures 8 à 10, déjà décrites, présentent la technique connue des scintillateurs segmentés.

On décrit en référence à la figure 1 un procédé d'assemblage des cristaux entre eux en vue de former un module scintillateur 2. Le mode de réalisation décrit ici prévoit les étapes suivantes :

15 - Les plaques (ou blocs) élémentaires 4, 5 sont taillés dans le même massif cristallin (ou proviennent d'une même série de production) afin de présenter le même rendement lumineux et permettre la fabrication d'un imageur de sensibilité uniforme sur toute sa surface. Les plaques (ou blocs) élémentaires sont aussi polis optiquement sur toutes les faces et sont de la
20 même épaisseur pour limiter les sources de diffusion de lumière dans le module fini. Un soin particulier est apporté au polissage des faces (tranches) des plaques destinées à être collées entre elles comme décrit ci-après : en particulier, il faut veiller à ne pas casser/chanfreiner les arrêtes de ces faces
25 dont l'épaisseur apparente est trop importante.

- Une colle adéquate est choisie en fonction du matériau scintillateur : elle doit permettre une bonne adhésion sur le matériau sélectionné mais doit aussi être suffisamment fluide pour permettre le collage sous presse des plaques (ou blocs) élémentaires afin de réduire au minimum l'épaisseur des
30 joints de colle (donc des interfaces entre les plaques ou blocs). Une colle LOCTITE[®] 326 par exemple peut convenir.

- En général, les colles disponibles dans le commerce ne sont pas absorbantes. La colle sélectionnée est alors mélangée à un additif colorant dont le rôle est d'absorber les photons lumineux produits par le scintillateur. Cet additif peut être, par exemple, une fine poudre de carbone colloïdal (du même type que celui utilisé pour les toners de photocopieuse ou d'imprimante) de manière à rendre la colle suffisamment absorbante sans pour autant trop modifier ses performances de collage. L'ajout de poudre de carbone à raison de quelques pourcents en volume est en général suffisant pour donner à la colle les propriétés optiques escomptées.

10 - La colle rendue absorbante est déposée sur les tranches des plaques 4 à assembler.

- L'assemblage par collage s'effectue sous presse (en appliquant une pression légère simplement destinée à chasser un maximum de colle et réduire l'épaisseur du joint au minimum) et on nettoie l'excédent de colle avant polymérisation. Dans le cas de l'assemblage de cristaux sur une longueur de 10 à 15 cm (et sur une épaisseur de un à quelques centimètres), il est possible de réaliser par exemple des joints de colle 6 de 100 à 200 μm d'épaisseur.

20 On peut remarquer que, bien que les cristaux scintillateurs formant le module décrit ci-dessus sont de même nature (avec les avantages indiqués), il est possible en variante de créer un module scintillateur constitué de cristaux de natures différentes.

25 On décrit à présent en référence aux figures 1 à 3 un traitement envisageable de la face arrière 8 et des faces latérales 10 du module en vue d'optimiser la résolution et l'uniformité lumineuse (homogénéité du rendement lumineux) du module scintillateur.

30 Pour ce qui concerne les faces latérales 10 du module 2, afin de conserver une bonne uniformité d'image sur les bords (au travers de l'uniformité du rendement lumineux spatial), on propose de les rendre absorbantes, peu diffusantes et opaques afin de limiter les effets de bord. Ce résultat s'obtient grâce au poli optique des faces latérales 10, sur lesquelles on applique une peinture noire mate (ou tout autre revêtement absorbant et opaque).

Dans le cas d'un produit industriel, il est généralement nécessaire comme représenté en figure 2 de coller le module dans un support/cadre rigide 12 (en plastique ou en métal) qui pourra éventuellement servir de liaison avec le système d'acquisition d'image 16. Le cas échéant, il faut alors modifier les propriétés optiques de la colle (ou de l'élastomère) utilisée en y incorporant de la poudre de carbone colloïdal selon le même procédé que celui décrit pour le collage des cristaux entre eux. L'épaisseur du joint de colle 14 ou de l'élastomère n'a pas nécessairement besoin d'être mince sur ces faces latérales 10 et il peut même être utile d'utiliser un joint de colle 14 souple et épais pour découpler les chocs et les vibrations éventuels transmis au cristal. En particulier, si le module 2 est destiné à une utilisation dans un environnement induisant des chocs ou des vibrations importantes (applications aéronautiques ou spatiales par exemple), on peut éventuellement envisager de ne pas polir les faces externes de l'assemblage (en les laissant brutes de sciage) pour favoriser l'adhérence et la tenue de la colle. Bien que la rugosité du bord induira alors de la diffusion de lumière et que le joint de collage 14 apparaîtra plus brillant que la masse du cristal, ce défaut est acceptable dans les applications dans lesquelles l'image utile est centrée sur le détecteur et peu d'information utile se trouve au niveau des bords de l'image.

Une possibilité d'amélioration de ce procédé est de repolir après collage les faces d'entrée et de sortie du scintillateur (perpendiculaires au plan de joint) afin de réduire l'épaisseur de colle près de la surface. En effet, celle-ci tend à augmenter en raison de micro-chanfreins résiduels ou de micro-éclats présents sur les arrêtes des plaques et des blocs.

Enfin, comme illustré en figure 1, la face arrière 8 du module (située du côté opposé au capteur électronique d'image) doit, d'une part, être opaque pour que le capteur ne détecte pas les sources de lumière ambiante observables au travers du cristal et, d'autre part, être absorbante pour ne pas dégrader la résolution de système (par réflexion de lumière en direction de l'optique de détection). La mise en place d'un écran noir mat (par exemple une feuille de papier cartonné noir mat dont la couleur noire et l'aspect rugueux remplissent la fonction avec efficacité) est une solution intéressante.

L'application d'une peinture noire mate sur la face arrière 8 du scintillateur est également possible mais moins intéressante sur le plan de l'efficacité : le fini de la couche de peinture (coté capteur d'image) serait en effet parfaitement lisse compte tenu du poli optique du cristal (qui est nécessaire pour garantir une
5 bonne uniformité de l'image produite) et le revêtement conserverait donc un aspect brillant, ce qui limiterait le pouvoir absorbant escompté.

Pour réaliser un module scintillateur de grandes dimensions mais de faible épaisseur (typiquement inférieure à 3-4 mm), on propose par ailleurs ici d'utiliser une structuration 20 (par exemple sous forme de plaque) adaptée pour
10 conserver une bonne rigidité de l'ensemble des plaques de matériau scintillateur. Ainsi par exemple, la face arrière du scintillateur doit être collée sur un élément structurant 20 comme illustré en figure 3, qui ne perturbe pas trop les performances du système et dont le matériau doit être choisi en fonction du rayonnement ionisant considéré. Par exemple, dans le cas du rayonnement X
15 ou gamma, les matériaux métalliques seront à éviter parce qu'ils introduisent une atténuation du rayonnement (qui peut-être importante pour les plus basses énergies) et qu'ils produisent des électrons, sous l'effet du rayonnement, qui interagissent avec le scintillateur et dégradent partiellement la résolution spatiale du système. Un matériau peu dense et non luminescent sous l'effet du
20 rayonnement serait plus adapté (tel que par exemple, le Delrin®, qui est un polyoxyméthylène). Comme il est nécessaire de coller les cristaux assemblés sur la plaque structurante 20 (et que l'utilisation de l'écran noir mat n'est donc plus possible dans ce cas), il est préférable de le faire avec une colle ou un élastomère opaque et absorbant 22, comme précédemment décrit pour le
25 collage des faces externes de l'assemblage sur un cadre métallique.

On décrit à présent un exemple d'intégration d'un tel scintillateur dans un dispositif d'imagerie utilisant un capteur CCD.

De manière générale, lorsque le module scintillateur 30 est couplé à un capteur d'image sous une faible ouverture numérique, par exemple, au
30 moyen d'un capteur CCD 15 et d'un objectif photographique 17, 34 (comme illustré en figure 1 et montré de manière plus détaillée en figure 4), l'utilisation de modules épais (multi-centimétriques) permet d'augmenter l'efficacité

quantique de détection du système sans pour autant dégrader la résolution du système de manière rédhibitoire (elle reste en effet de 1 à quelques millimètres). Plusieurs paramètres contribuent à la limite de résolution du système dans un tel dispositif et, en particulier, les deux facteurs dominants
5 sont la dispersion du dépôt d'énergie dans le scintillateur et la taille du voxel 32 (volume élémentaire observé par un pixel CCD 36). Les dimensions du voxel 32 dépendent de l'indice optique n et de l'épaisseur du scintillateur, de l'ouverture numérique objet α de l'objectif 34 (et de sa résolution), ainsi que de la taille du pixel CCD 36, comme illustré en figure 4. La dimension radiale du voxel 32 au
10 niveau des faces d'entrée et de sortie du cristal, diminue avec l'accroissement de la valeur de l'indice optique du cristal. La figure 5 illustre le couplage d'une optique donnée avec des cristaux de même épaisseur mais d'indices différents n_1 et n_2 , pour une ouverture numérique objet α fixée.

Pour minimiser la taille du voxel observée par un pixel CCD 36 et
15 produire ainsi un imageur bien résolu, ce module scintillateur doit être couplé à un capteur d'image (CCD par exemple) avec une reprise optique qui collecte la lumière émise par le module sous une faible ouverture numérique objet, typiquement de l'ordre de 5 degrés de demi-angle (noté α sur les figures 4 et 5) pour des modules d'épaisseurs multi-centimétriques.

20 Ce type de couplage s'obtient par exemple aisément avec un objectif photographique du commerce, dont le diamètre d'ouverture est typiquement inférieur à 8 cm, à condition de placer l'objectif, et le capteur CCD, à une distance suffisante du module scintillateur (par exemple, pour un objectif dont le diamètre d'ouverture est de 8 cm, il faut placer l'objectif à plus de 45 cm pour
25 observer le module sous une ouverture numérique objet de moins de 5 degrés de demi-angle).

Cette configuration de couplage réduit cependant la quantité de photons lumineux atteignant le capteur CCD. Pour une application donnée, on peut donc envisager de limiter cette distance entre le module scintillateur et
30 l'optique de couplage à la valeur minimale acceptable pour la résolution souhaitée et de sélectionner un capteur CCD dont la sensibilité permet de compenser ce faible rendement de collection de la lumière. Si les niveaux de

rayonnement à détecter sont très faibles, il peut même être nécessaire de sélectionner un capteur doté d'un amplificateur de luminance ou d'utiliser un capteur refroidi ou amplifié. Un amplificateur de luminance peut aussi être nécessaire pour sa fonction d'obturation rapide, mais sa présence contribuerait à diminuer sensiblement la résolution du système. Les cristaux denses (donc à pouvoir d'arrêt élevé) et à haut rendement lumineux mentionnés précédemment sont aussi tout indiqués pour la détection des faibles niveaux de rayonnement.

Pour optimiser la résolution du système global, le plan objet de l'objectif 34 (plan de focalisation F) doit être localisé à l'intérieur du module scintillateur. La position optimale dépend de nombreux paramètres : indice du cristal scintillant, ouverture numérique objet de l'objectif (paramètre α sur la figure 4), taille du pixel 36, grandissement et résolution de l'objectif 34, étalement du dépôt d'énergie dans le scintillateur (pour le rayonnement ionisant considéré), *etc.* En pratique, si l'épaisseur de cristal a été adaptée au rayonnement considéré (c'est-à-dire assez épais pour arrêter un pourcentage suffisant de particules ionisantes mais pas trop pour limiter la perte de résolution du dispositif), une configuration optimale au premier ordre est de dimensionner le système pour que l'objectif focalise en plein milieu du volume du module scintillant (voir figure 4).

Le grandissement de la reprise optique (choisi via la focale de l'objectif) doit permettre de minimiser l'impact du plan de joint formé par la colle absorbante déposée entre les plaques constituant le scintillateur en le projetant sur un petit nombre de pixels : par exemple, un objectif photographique standard du commerce permet de dé-grandir la scène observée de plusieurs facteurs entiers pour la projeter sur un champ adapté aux films 24 x 36 mm. La taille typique d'un pixel CCD grand public étant d'environ 10 μm et la dimension du joint de collage de l'ordre de 100 à 200 μm , un dé-grandissement d'un facteur 5 par exemple, permet de réduire l'impact du plan de joint à une dimension de 2 à 4 pixels sur un capteur CCD.

Le système, tel qu'il est décrit, permet de réaliser un dispositif d'imagerie radiographique utilisant un module scintillateur de grande dimension constitué d'un assemblage de plusieurs plaques (ou blocs) de cristaux

scintillants, en limitant l'influence des interfaces entre les cristaux assemblés sur l'image radiographique finale.

Le procédé de fabrication décrit ci-dessus permet d'obtenir un scintillateur dans lequel la quantité de lumière provenant du joint de collage (donc le signal au niveau du joint de collage) est minimisée. S'il est nécessaire d'obtenir des images radiographiques dans lesquelles les joints de collage ne sont pas (ou quasiment pas) apparents, il est généralement possible d'y parvenir en choisissant la proportion adéquate de poudre de carbone colloïdal et de colle de manière à générer le même niveau de signal à l'endroit du joint que le signal moyen produit par le cristal. On peut noter en effet que la proportion du mélange dépend du système complet dans sa configuration optique définitive, en particulier de l'épaisseur du cristal, de sa nature et de la résolution du système optique et du capteur. Pour la déterminer, on peut procéder par exemple à différents essais de collage sur de petits échantillons de cristaux (d'épaisseur représentative de l'épaisseur finale de l'assemblage) et de les caractériser au moyen de la source de rayonnement dans les conditions finales d'utilisation (*i.e.* avec l'objectif et le capteur sélectionnés). Pour gagner du temps dans cette expérimentation, il est recommandé de réaliser des essais de mélange de poudre de carbone et de colle et d'observer leur transparence visuellement avant de procéder aux essais. Un mélange d'apparence semi-transparent est un bon indicateur de départ.

On remarque que, de manière générale, il est préférable d'utiliser au moins un miroir de renvoi entre le module scintillateur et le système optique (objectif et CCD) pour placer hors flux radiatif la CDD (mais aussi les optiques de l'objectif qui pourraient émettre de la lumière par effet Cerenkov pour certains type et énergie de rayonnement). Par ailleurs, la structure mécanique qui encapsule et positionne l'ensemble des éléments de la chaîne radiographique doit être étanche à la lumière extérieure et ses parois intérieures doivent être peintes au moyen d'une peinture noire mate pour atténuer toute réflexion parasite de lumière en direction de la CCD.

On décrit ainsi à présent en référence aux figures 6 et 7 une mise en œuvre pratique de l'objet qui vient d'être décrit, constituée des éléments suivants :

- 5 - Un scintillateur en BGO de 165 x 165 mm² de 10 mm d'épaisseur constitué de 2 plaques de 82,5 x 165 x 10 mm³ assemblées selon le procédé décrit ci-dessus.
- Une caméra CCD 40, de type LN/CCD-2048SB/2, fabriquée par la société ROPER SCIENTIFIC, et dotée d'une matrice SiTe SI-424A de 49 mm de côté, composée de 2048 x 2048 pixels de 24 µm de côté. Cette matrice
10 amincie est éclairée par l'arrière (augmentant ainsi sa sensibilité dans le visible d'un facteur 2) et refroidie par azote liquide.
- Un objectif de reprise d'image 42, composé de sept lentilles, dont la référence est XCRL 162, a été réalisé par la société LINOS aux États Unis (et distribué en France par Schneeberger).
- 15 - Deux miroirs de renvoi 44, 46, permettant de déporter la CCD hors du flux ionisant.
- L'orifice d'entrée, dans lequel est placé le module scintillateur 48, est protégé par un capot 50 en alliage d'aluminium (AS7G) dont l'épaisseur est de 7 mm sur tout le champ utile de la caméra.

20 Les principales caractéristiques de la caméra CCD sont les suivantes : efficacité quantique supérieure à 65% entre 400 et 600 nm, écart à la linéarité inférieure à 1% sur toute la dynamique, température nominale de fonctionnement : -100°C, courant d'obscurité : 12 e-/pixel/heure à -100°C, bruit de lecture : 6.6 e- à 50 kHz, dynamique de 9280 à S/B = 1 et de 6500 à S/B =
25 10, fréquence de lecture de la matrice CCD : 50 kHz, temps de lecture de la matrice (à 50 kHz) : 84 secondes, facteur de conversion de l'électronique : 1.24 e-/LSB.

Les principales caractéristiques de l'objectif sont les suivantes :
gamme prévue d'utilisation : de 420 nm à 600 nm de longueur d'onde, diamètre
30 du champ objet : 270 mm, focale : 162 mm, tirage objet : 840 mm, tirage image : 19 mm, grandissement : -0.258, nombre d'ouverture effectif (coté CCD) : 1.79, contraste de 86% pour une mire de pas 4 pl/mm, distorsion

inférieure à 0,1%, transmission à 490 nm de longueur d'onde : 86%, longueur de l'objectif : 392 mm, diamètre extérieur de l'objectif : 190 mm, traitement antireflet entre 420 et 560 nm de longueur d'onde, diamètre utile de la lentille d'entrée (coté scintillateur) : 122 mm.

- 5 Les modes de réalisation qui précèdent ne sont que des exemples envisageables pour la mise en œuvre de l'invention, qui ne s'y limite pas.

REVENDEICATIONS

- 5 1. Scintillateur (2) pour dispositif d'imagerie, comprenant une plaque (4) d'un premier matériau apte à émettre des photons (Φ) en fonction d'un rayonnement incident (R), caractérisé en ce que le scintillateur comprend au moins un bloc (5) d'un second matériau apte à émettre des photons (Φ) en fonction du rayonnement incident (R) et en ce que la plaque (4) et le bloc (5)
- 10 sont assemblés par la tranche de la plaque par des moyens de liaison (6) absorbant tout ou partie des photons (Φ) émis par la plaque et le bloc (4, 5).
2. Scintillateur selon la revendication 1, dans lequel l'épaisseur de la plaque est inférieure à la moitié de chacune des deux autres dimensions de la plaque.
- 15 3. Scintillateur selon la revendication 1 ou 2, dans lequel le second matériau est identique au premier matériau.
4. Scintillateur selon l'une des revendications 1 à 3, dans lequel le premier matériau est un cristal.
5. Scintillateur selon la revendication 4, dans lequel le premier
- 20 matériau est un matériau de masse volumique supérieure à 5 g/cm^3 .
6. Scintillateur selon l'une des revendications 1 à 5, dans lequel les moyens de liaison possèdent un coefficient d'absorption d'au moins 50 % sur l'épaisseur de ladite liaison.
7. Scintillateur selon la revendication 6, dans lequel les moyens de
- 25 liaison possèdent un coefficient d'absorption d'au moins 90% sur l'épaisseur de ladite liaison.
8. Scintillateur selon l'une des revendications 1 à 7, dans lequel les moyens de liaison comprennent une colle absorbante dans une partie au moins du spectre visible.
- 30 9. Scintillateur selon la revendication 8, dans lequel la colle absorbante comporte un additif colorant.

10. Scintillateur selon la revendication 9, dans lequel l'additif est une poudre de carbone colloïdal.

11. Scintillateur selon l'une des revendications 1 à 10, dans lequel le bloc est réalisé sous forme de plaque.

5 12. Module scintillateur comprenant un scintillateur selon l'une des revendications 1 à 11 et un élément de structuration essentiellement parallèle à l'une des deux grandes faces de la plaque et assemblé à cette face de la plaque et à une face du bloc.

10 13. Module scintillateur comprenant un scintillateur selon l'une des revendications 1 à 11 ou un module selon la revendication 12, et un cadre de structuration enserrant le scintillateur ou le module.

15 14. Dispositif d'imagerie comprenant un scintillateur selon l'une des revendications 1 à 11, un capteur d'image et des moyens optiques de couplage du scintillateur au capteur, la plaque et le bloc étant chacun aptes à former une image destinée au capteur.

15 15. Dispositif d'imagerie selon la revendication 14, dans lequel les dimensions de la plaque et les dimensions du bloc perpendiculaires à la tranche de la plaque sont supérieures à dix fois la résolution spatiale du dispositif d'imagerie dans le plan du scintillateur.

20 16. Dispositif d'imagerie selon la revendication 14 ou 15, dans lequel les moyens optiques collectent les photons émis dans une direction essentiellement perpendiculaire au plan d'extension de la plaque.

25 17. Dispositif d'imagerie selon l'une des revendications 14 à 16, dans lequel le couplage optique entre le scintillateur et le capteur est réalisé avec une faible ouverture numérique objet.

18. Dispositif d'imagerie selon la revendication 17, dans lequel l'ouverture numérique objet est inférieure à 5 degrés de demi-angle.

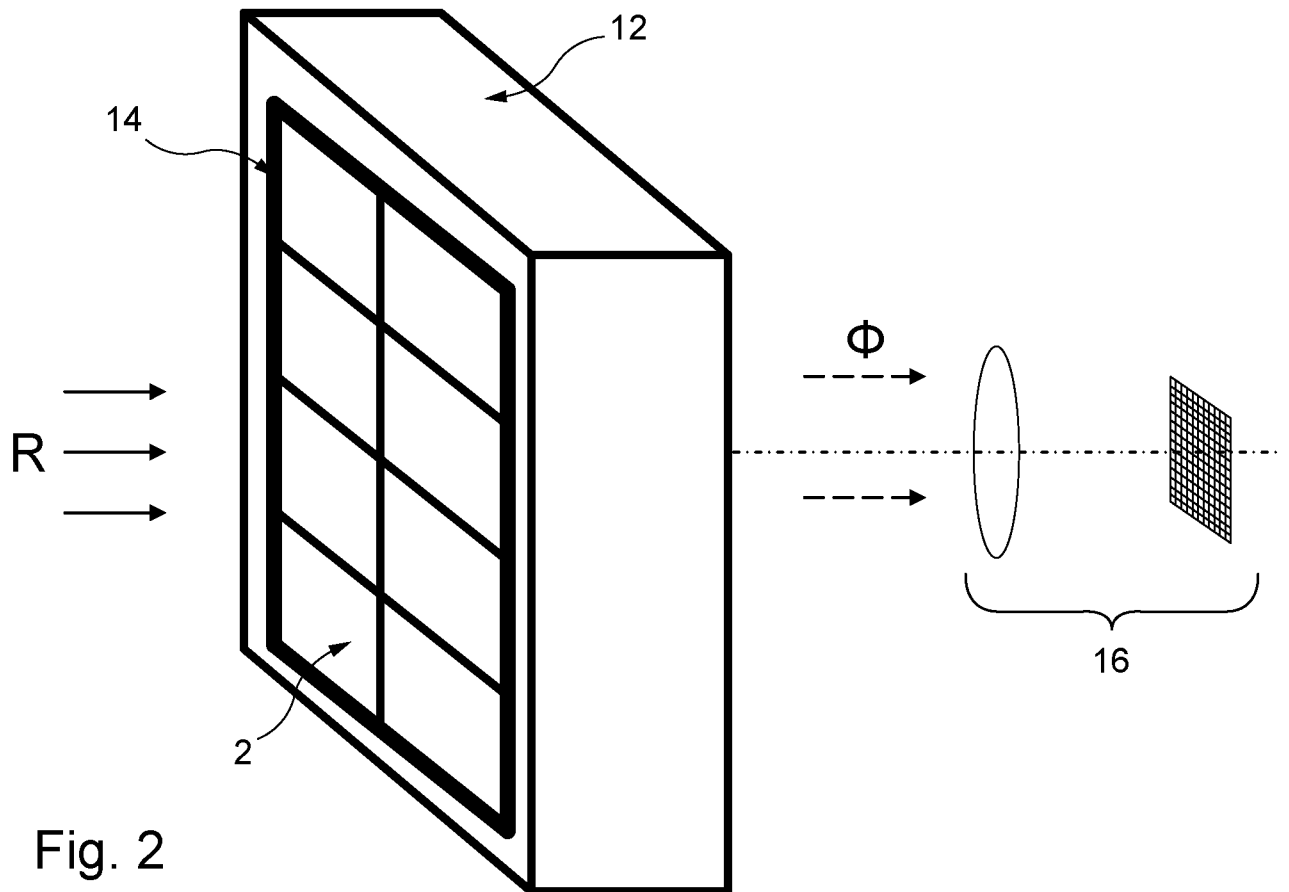
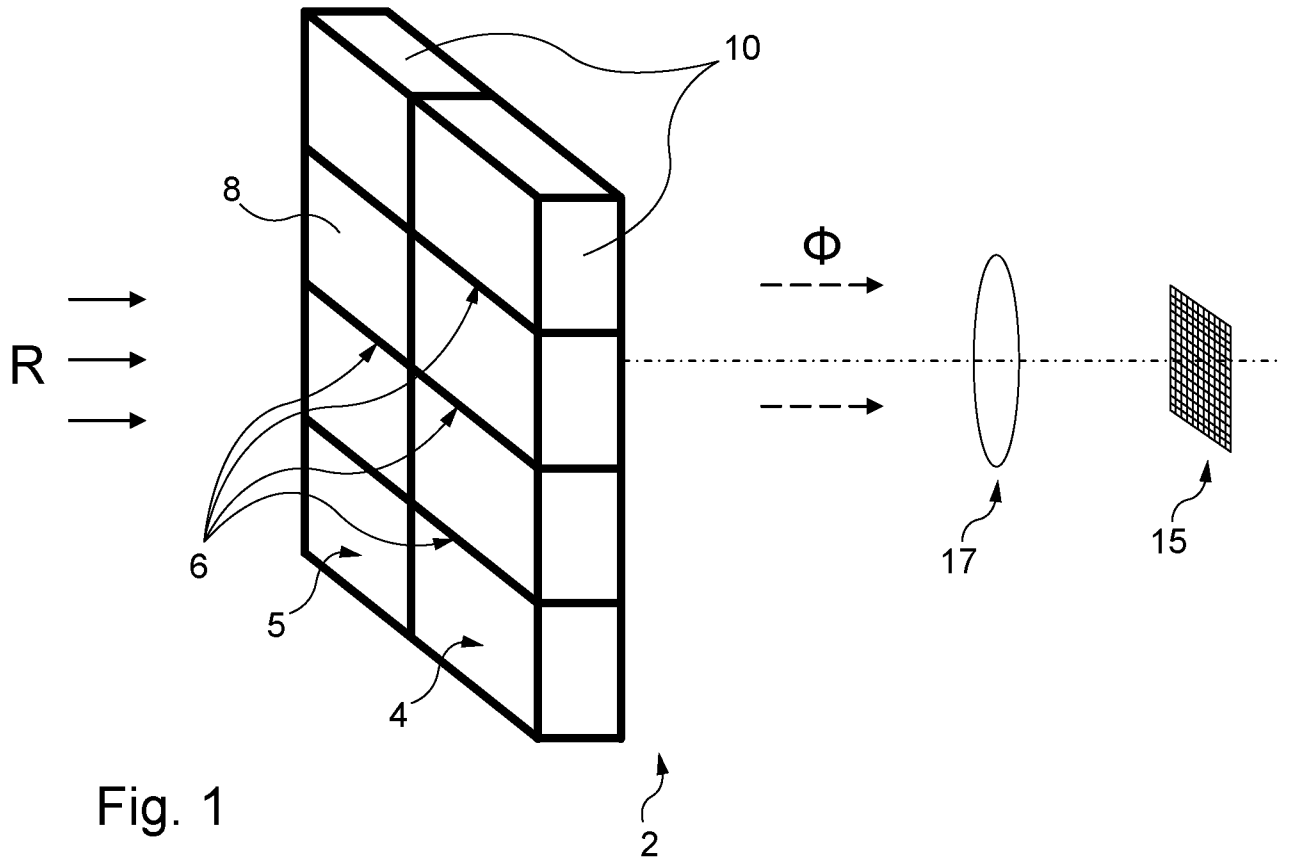
19. Procédé de fabrication d'un scintillateur, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

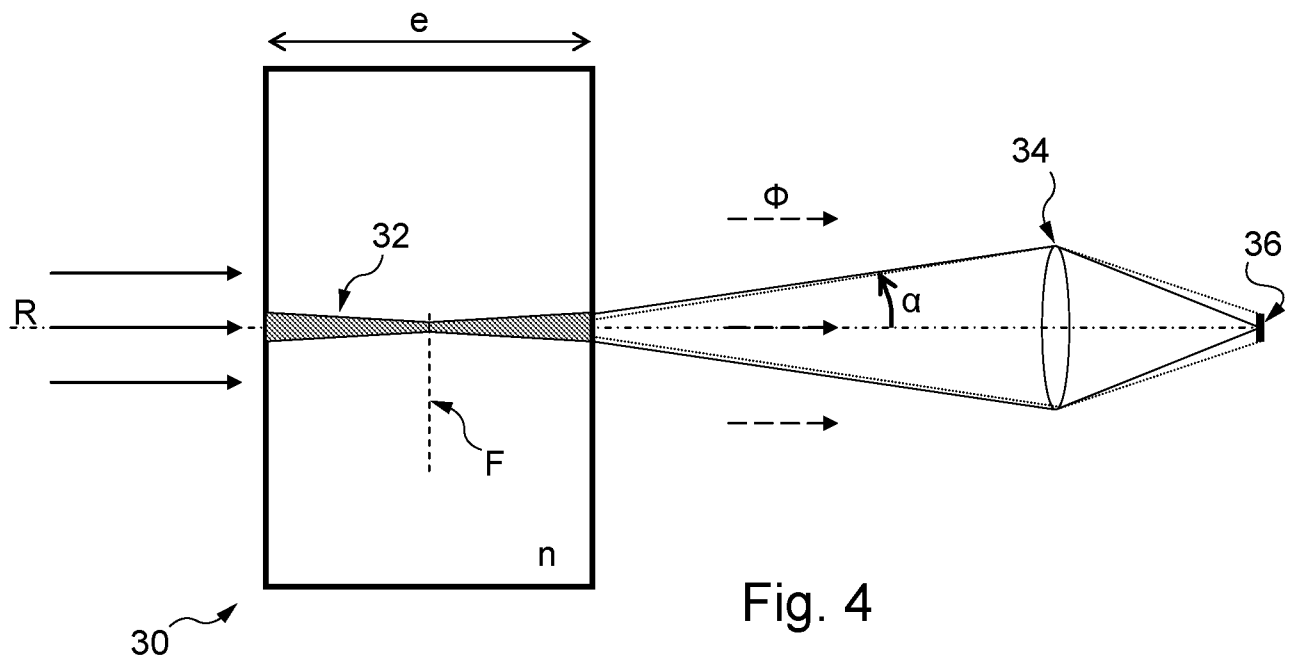
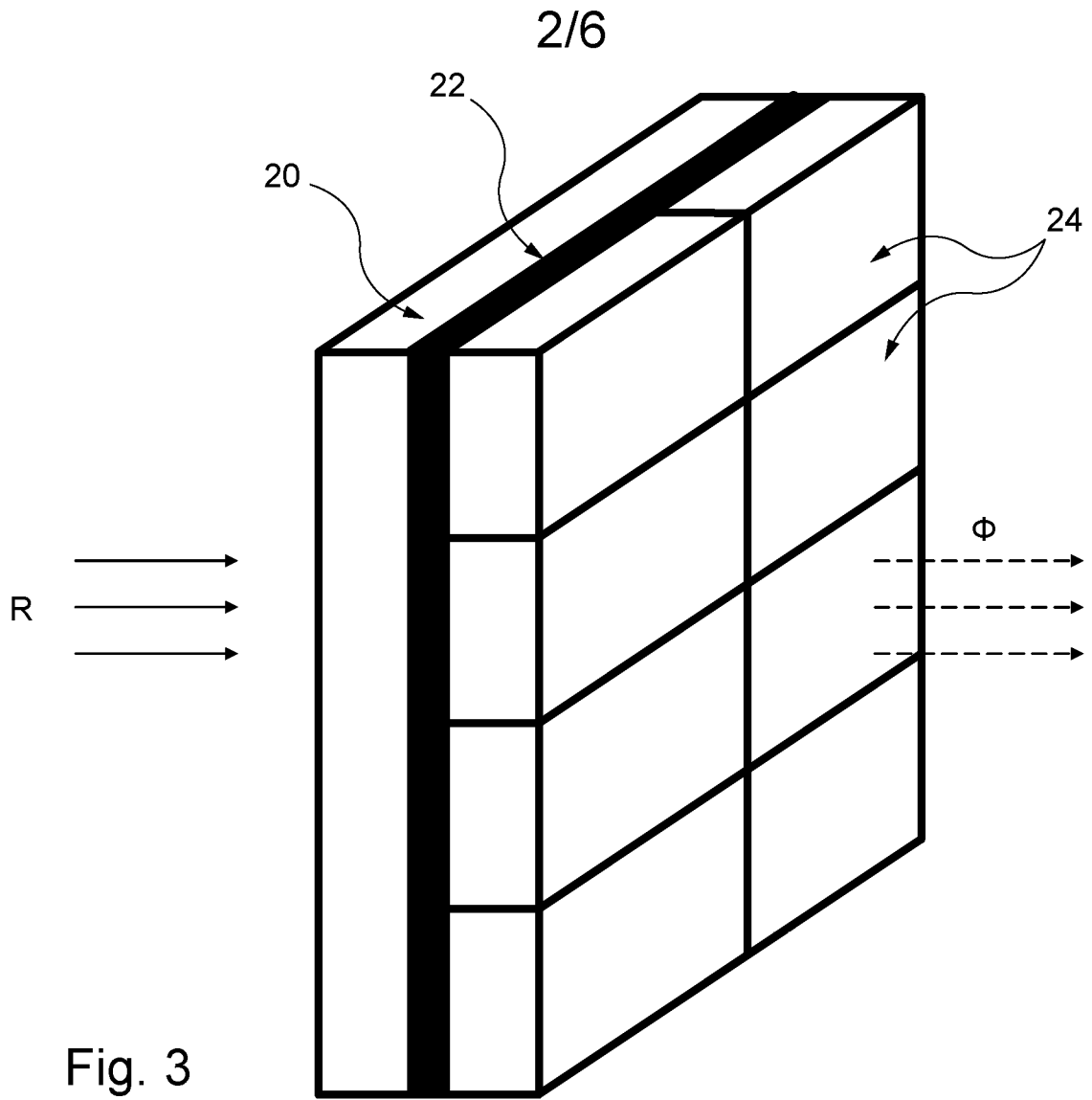
30 - formation d'une plaque d'un premier matériau apte à émettre des photons en fonction d'un rayonnement incident et d'un bloc d'un second matériau apte à émettre des photons en fonction du rayonnement incident ;

- assemblage de la plaque et du bloc par la tranche de la plaque avec interposition de moyens de liaison absorbants.

20. Procédé selon la revendication 19, dans lequel les moyens de liaison sont compressibles et comprenant une étape d'application d'une
5 pression selon une direction parallèle au plan d'extension de la plaque.

21. Procédé de fabrication selon la revendication 19 ou 20, comprenant une étape d'assemblage d'un élément de structuration essentiellement parallèle à l'une des deux grandes faces de la plaque avec cette face de la plaque et avec une face du bloc.





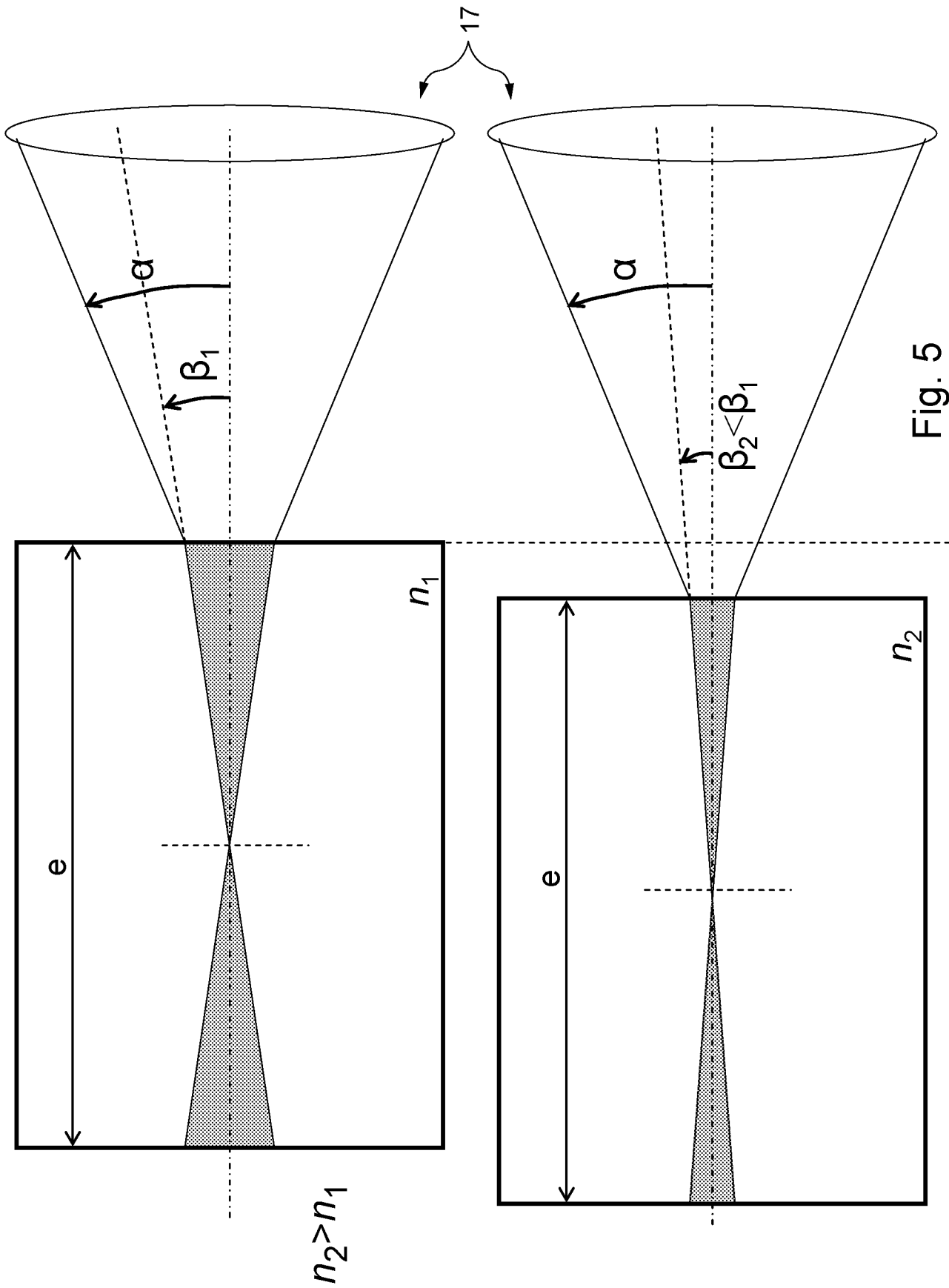


Fig. 5

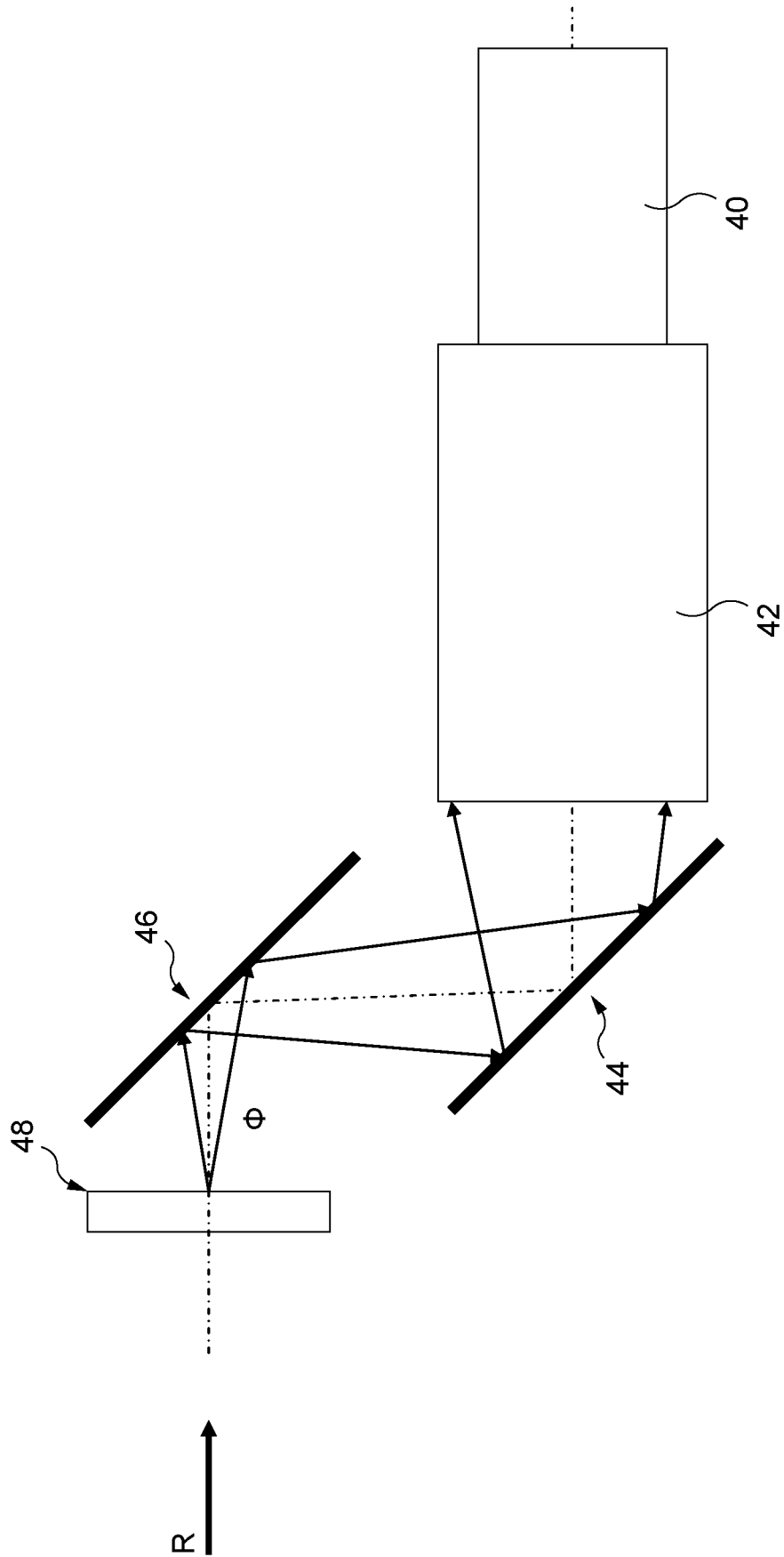


Fig. 6

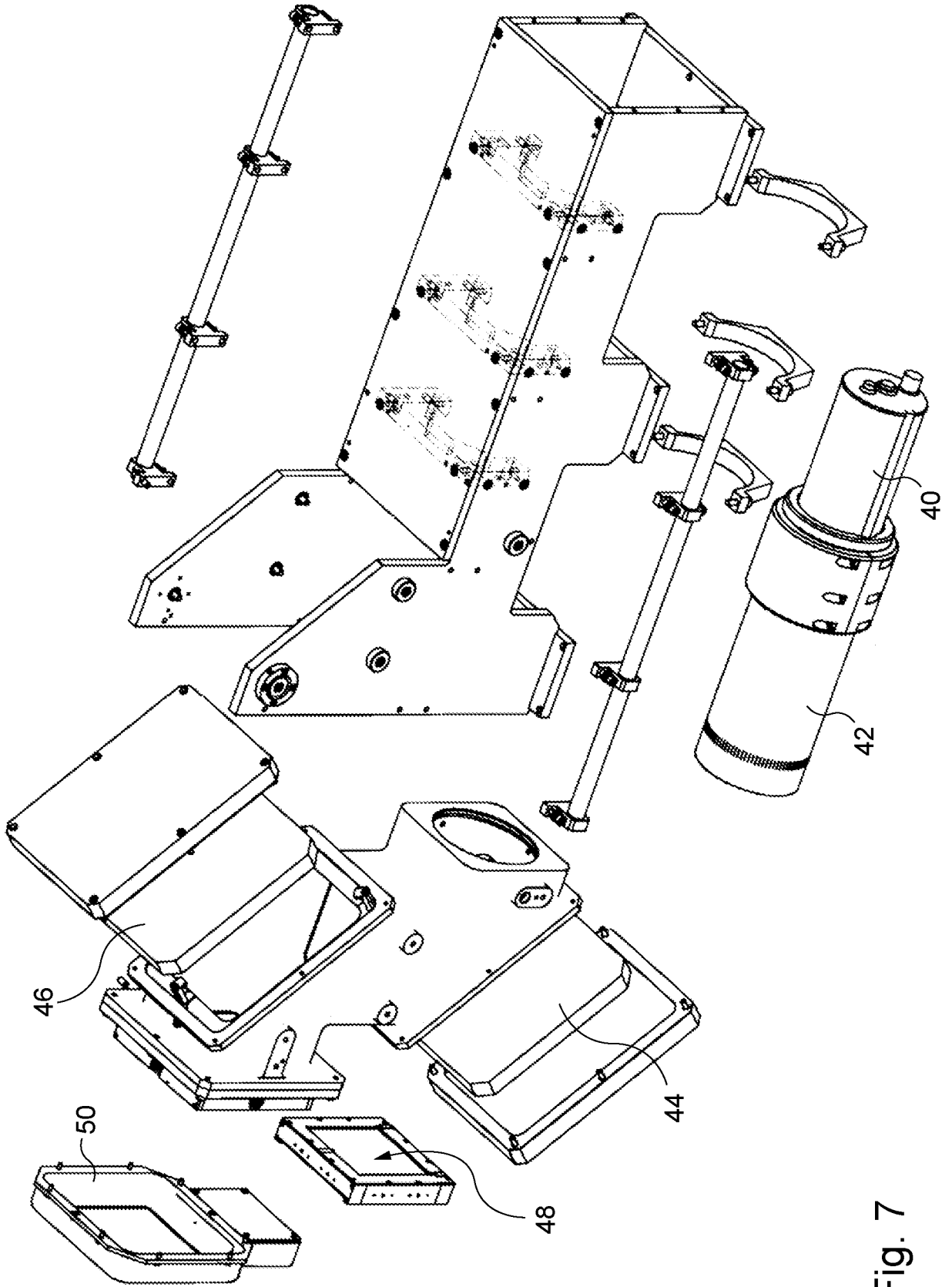


Fig. 7

6/6

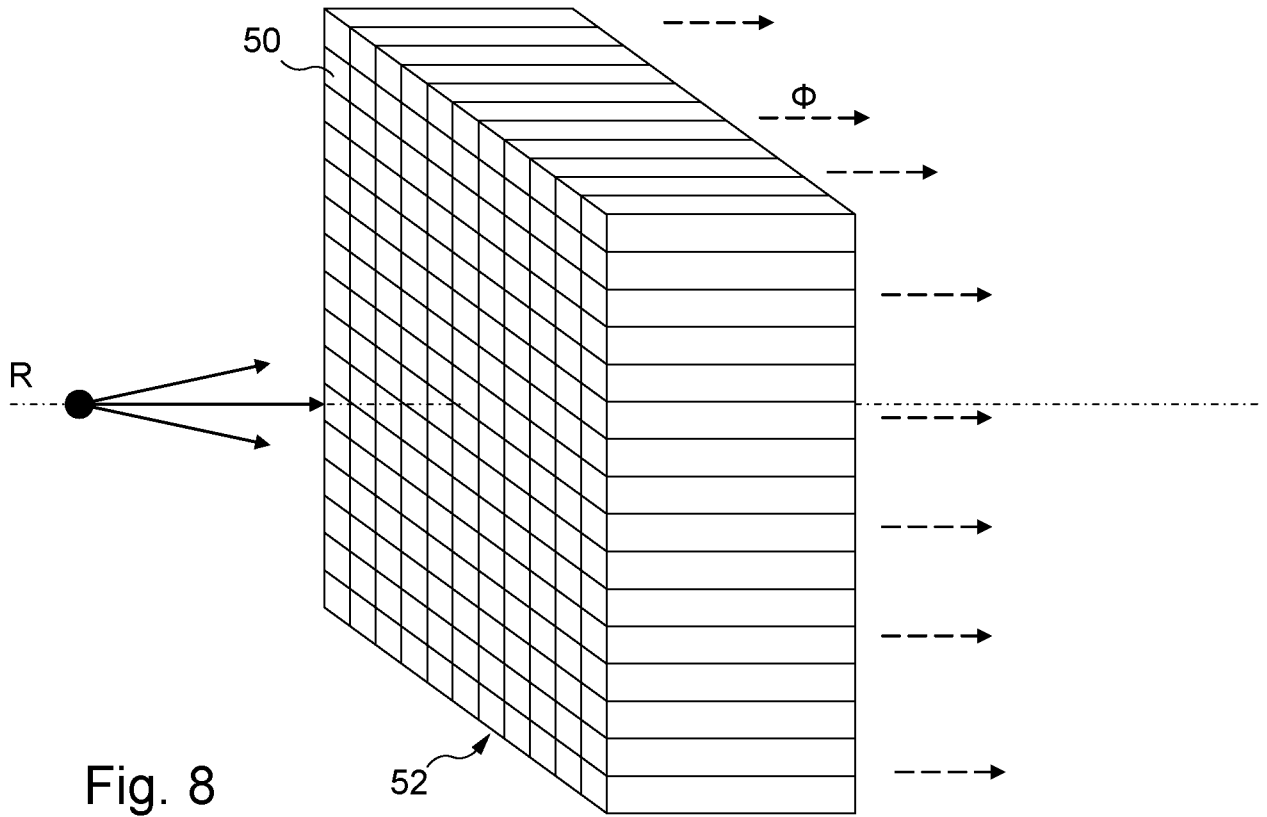


Fig. 8

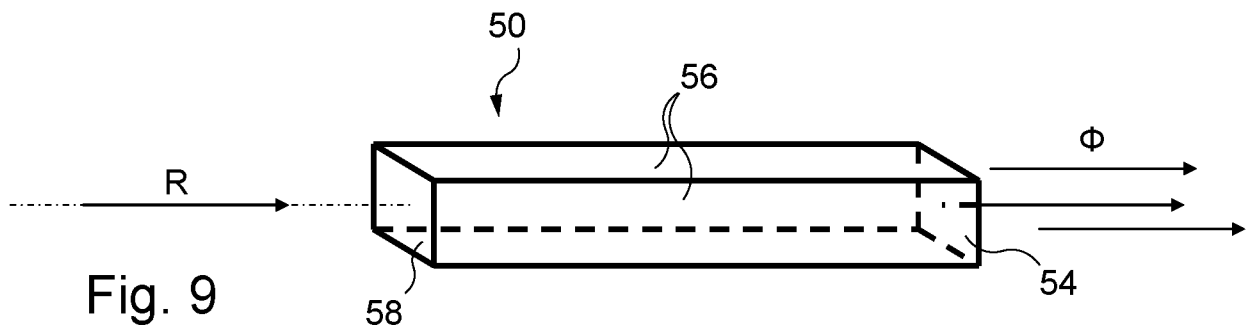


Fig. 9

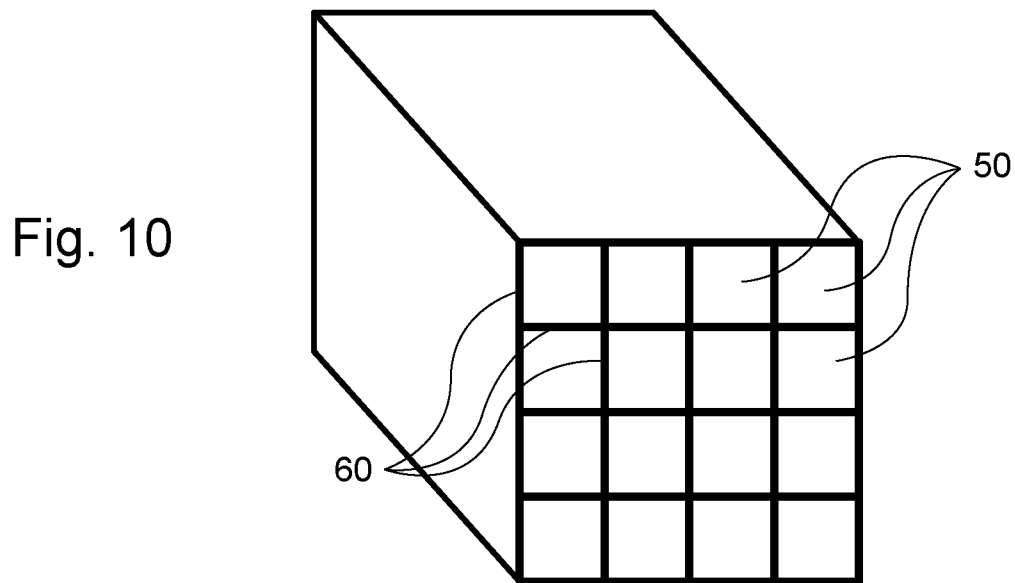


Fig. 10