



DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

(43) Date de publication:
23.12.2015 Bulletin 2015/52

(51) Int Cl.:
H01J 35/08 (2006.01)

(21) Numéro de dépôt: **15172527.2**

(22) Date de dépôt: **17.06.2015**

(84) Etats contractants désignés:
**AL AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB
GR HR HU IE IS IT LI LT LU LV MC MK MT NL NO
PL PT RO RS SE SI SK SM TR**
Etats d'extension désignés:
BA ME
Etats de validation désignés:
MA

(30) Priorité: **19.06.2014 FR 1455638**

(71) Demandeur: **Commissariat à l'Énergie Atomique
et aux Énergies Alternatives
75015 Paris (FR)**

(72) Inventeurs:
• **LEGOUPIL, Samuel
75013 Paris (FR)**
• **STOLIDI, Adrien
92130 Issy Les Moulineaux (FR)**
• **TISSEUR, David
91470 LIMOURS (FR)**

(74) Mandataire: **Brevalex
95, rue d'Amsterdam
75378 Paris Cedex 8 (FR)**

(54) **ANODE STRUCTURÉE EN MULTIPLE SITES DE GÉNÉRATION DE PHOTONS X, TUBE DE RAYONS X ET UTILISATION POUR IMAGERIE DE SOURCE CODÉE**

(57) L'invention porte sur une cible (1) pour faisceau d'électrons (Fe^-) destinée à équiper un tube à rayons X, caractérisée en ce qu'elle comporte une pluralité de sites (2) de génération de rayons X par rayonnement de freinage d'électrons spatialement séparés les uns des autres, formés d'un même matériau et répartis selon un motif structuré dans une couche de conversion électrons-photons (2) qui repose sur une couche support (3), et des éléments (4) d'application d'un même potentiel électrique aux sites de génération de rayons X.

Elle s'étend à un tube à rayons X incorporant cette cible ainsi qu'à un système incorporant ce tube. Elle trouve application en radiographie/tomographie, en détection d'objets indésirables et en imagerie par contraste de phase.

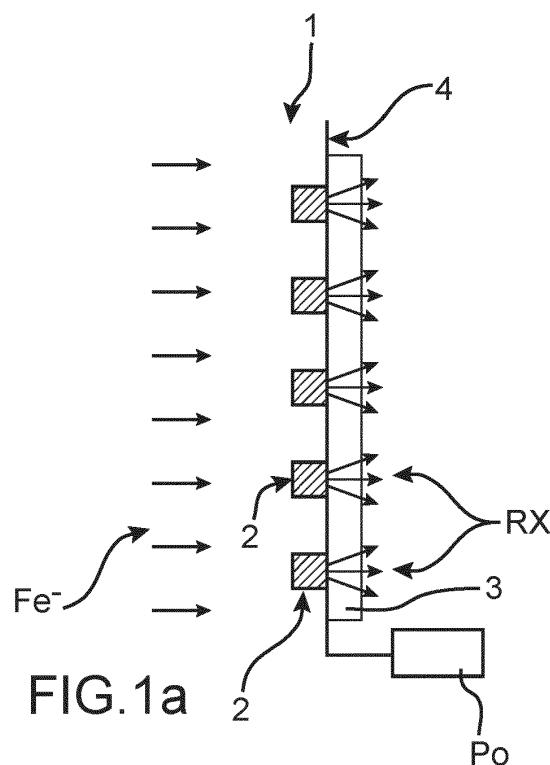


FIG.1a

Description**DOMAINE TECHNIQUE**

5 **[0001]** Le domaine de l'invention est celui de l'imagerie par rayons X. L'invention vise plus particulièrement à améliorer la résolution spatiale ou la résolution en contraste d'un système d'imagerie en proposant une source de rayons X particulière.

[0002] L'invention trouve application aussi bien pour la détection d'objets indésirables dans un contenant, que pour la radiographie et la tomographie fondées sur l'absorption ou sur l'information de phase.

ÉTAT DE LA TECHNIQUE ANTÉRIEURE

15 **[0003]** La radiographie permet d'obtenir une image en projection 2D de l'absorption d'un objet 3D aux rayons X. Cette absorption dépend de l'énergie des photons X, du numéro atomique des matériaux traversés constituant l'objet, ainsi que de la densité et de l'épaisseur de l'échantillon.

[0004] La projection 2D peut être obtenue par l'utilisation d'un détecteur bidimensionnel et d'un cône d'émission de photons X qui éclaire ce détecteur.

20 **[0005]** Une autre façon de procéder consiste à utiliser un détecteur linéaire, collimaté, et une source X en « éventail » qui éclaire le détecteur linéaire. L'information 2D est obtenue en synchronisant l'acquisition du détecteur avec le déplacement de l'objet à analyser. On parle ainsi de contrôle radiographique au défilement.

[0006] On peut aussi obtenir une image de phase des rayons X en 2D d'un objet 3D. L'obtention de l'information de phase dépend de la relation de cohérence entre les photons X.

25 **[0007]** La tomographie par rayons X permet quant à elle d'établir la distribution 3D de l'absorption aux rayons X d'un objet analysé et/ou la distribution du déphasage des rayons X induit par l'objet analysé. L'objet est soumis au flux de photons X émis par un générateur de rayons X, selon différentes radiographies, appelées également projections. Le flux de photons X, modulé par l'objet, est mesuré pour chaque projection par un détecteur de rayonnement bidimensionnel, équivalent à ce qui peut être utilisé en radiographie. Dans la très grande majorité des cas, les projections sont obtenues par rotation de l'objet (ou respectivement du système de mesure) autour d'un axe de rotation fixe. D'autres géométries peuvent être exploitées, telles qu'une trajectoire hélicoïdale ou celles accessibles par un système robotisé.

30 **[0008]** Les paramètres influant d'une source de rayons X sur la qualité de l'image sont les suivants.

[0009] L'énergie des photons X, liée à la tension d'accélération de la source, définit le contraste du système, c'est-à-dire sa capacité à distinguer deux matériaux proches, en densité et/ou en numéro atomique.

[0010] L'intensité du flux de photons X, définie par le courant de la source, influe sur le temps de mesure nécessaire pour obtenir un rapport signal à bruit dans les images satisfaisant.

35 **[0011]** La taille du foyer de la source, c'est-à-dire la zone depuis laquelle les photons X sont émis, impacte la résolution spatiale du système d'imagerie, c'est-à-dire sa capacité à détecter les objets les plus petits (défauts, tumeurs, etc.). La taille du foyer de la source est aussi reliée à la cohérence spatiale (nécessaire en imagerie par contraste de phase).

[0012] Symétriquement, les paramètres influant du détecteur sur la qualité de l'image sont l'efficacité de détection à l'énergie considérée, le bruit de détection et sa résolution spatiale.

40 **[0013]** La résolution spatiale d'un système d'imagerie par rayons X est donc liée à la taille du foyer de la source de rayons X et à la résolution spatiale du détecteur. La dimension non ponctuelle du foyer conduit à un flou dans l'image, limitant les performances de détection. En particulier, la recherche d'objets, comme par exemple des objets indésirables dans des produits de consommation, dont la taille est en deçà d'une certaine dimension s'avère impossible. Pareillement, l'exploitation de l'information de phase peut être difficilement mise en oeuvre sans une forte cohérence spatiale, c'est-à-dire au moyen d'un foyer X de très petite taille.

45 **[0014]** Un foyer d'émission de petites dimensions peut être obtenu par focalisation des électrons en un point de l'anode, lieu de conversion des électrons en photons. Les générateurs de rayons X micro-foyer utilisent ainsi des éléments de focalisation (optiques, bobines) pour concentrer le faisceau d'électrons. Des foyers de 0.5 à quelques centaines de microns peuvent ainsi être obtenus selon l'énergie et le flux du faisceau X. Pour de telles tailles de foyer d'émission, la puissance du faisceau de photons X est limitée car le risque est de fondre l'anode.

50 **[0015]** Les inconvénients d'une telle approche sont, d'une part, l'encombrement, le poids, le coût et la complexité de réglage des éléments de focalisation et, d'autre part, la puissance limitée du faisceau d'électrons incident sur l'anode, et donc du flux de photons X utiles, qui entraîne un temps d'acquisition relativement long, que ce soit en imagerie d'absorption ou de phase.

55 **[0016]** Différentes solutions pour améliorer la résolution spatiale d'un système d'imagerie par rayons X ont été proposées parmi lesquelles une solution consistant à placer un collimateur multi-trous entre la source de rayons X et l'objet à analyser. De telle manière, la source n'apparaît plus comme un foyer unique de taille importante, mais comme un ensemble de foyers d'émission de photons X de tailles plus petites liées au diamètre des trous du collimateur. Les

inconvenients de cette approche sont les difficultés d'usinage du collimateur (trous de quelques microns à centaines de microns selon l'application), l'épaisseur limitée du collimateur qui interdit des sources de rayons X de haute énergie, et les problèmes de positionnement mécanique (problème de stabilité, dilation thermique). En outre, la méthode de reconstruction d'image est spécifique.

[0017] Cette solution est aussi proposée pour une imagerie X par contraste de phase utilisant la technique par interférométrie à grille. Les mêmes inconvenients ressortent, tels que l'épaisseur limitée, les problèmes de positionnement mécanique et l'augmentation du temps d'exposition.

[0018] Une autre solution, décrite par exemple dans la demande de brevet WO 2012/109401 A1, consiste à recourir à une cathode qui présente un motif d'émission d'électrons. Chaque élément du motif est un site local d'émission d'électrons, les sites étant séparés les uns des autres par des zones où il n'y a pas d'émission d'électrons. Les électrons sont arrachés par l'application d'un champ électrique conduisant à une émission par effet de champ. Les électrons sont ensuite accélérés puis freinés sur l'anode où une partie de leur énergie est convertie en rayonnement X. Ainsi, les électrons émis depuis les sites locaux d'émission selon le motif défini sur la cathode, génèrent plusieurs maxima d'émission de photons X, selon le même motif d'émission des électrons.

[0019] Cette solution nécessite d'avoir recours à des sources d'électrons spécifiques du type sources froides à base de nanotubes de carbone par exemple. Les sources d'électrons classiques de type thermo-ionique ne peuvent donc pas être utilisées. En outre, selon la taille et l'éloignement des sites d'émission d'électrons, il n'est pas évident que la relation points d'émission d'électrons / points de production de rayons X soit bijective. Il est en effet probable que des électrons émis depuis un site soient accélérés vers des points de production de rayons X autres que celui lui faisant directement face.

EXPOSÉ DE L'INVENTION

[0020] L'objectif de l'invention est d'améliorer la résolution spatiale ou la résolution en contraste d'un système d'imagerie par rayons X, en particulier au moyen d'une source de rayons X haute résolution présentant, par rapport aux sources de rayons X conventionnelles disponibles sur le marché, un poids réduit, une fabrication simplifiée, un contrôle et un réglage simplifiés, et permettant de produire un faisceau de photons X de plus forte puissance.

[0021] A cet effet, l'invention propose une cible pour faisceau d'électrons destinée à équiper un tube à rayons X, caractérisée en ce qu'elle comporte une pluralité de sites de génération de rayons X par conversion électrons-photons (rayonnement de freinage d'électrons et photons de fluorescence), les sites étant spatialement séparés les uns des autres, formés d'un même matériau et répartis selon un motif structuré dans une couche de conversion électrons-photons rayonnement de freinage d'électrons qui repose sur une couche support. La cible comporte en outre des éléments d'application d'un même potentiel électrique aux différents sites de manière à permettre une émission simultanée de rayons X par tous les sites.

[0022] Certains aspects préférés mais non limitatifs de cette cible sont les suivants :

- les sites de génération de rayons X forment des îlots reposant sur la couche support et répartis par exemple selon un motif en damier, carré ou hexagonal;
- les sites de génération de rayons X forment une pluralité de bandes reposant sur la couche support ;
- elle comprend un premier ensemble de sites de génération de rayon X réalisés en un même matériau, au moins un deuxième ensemble de sites de génération de rayon X réalisés en un même matériau, les ensembles de sites étant électriquement indépendants et des éléments d'application d'un même potentiel électrique connectant chacun des sites d'un ensemble à un même potentiel électrique.

[0023] L'invention s'étend à un tube à rayons X, comprenant un émetteur d'électrons et une cible selon l'invention. Elle s'étend également à un système d'imagerie comprenant un générateur de rayons X équipé d'un tube à rayons X selon l'invention et un détecteur de rayons X. Elle vise également l'utilisation d'un tel système pour la détection d'objets indésirables dans un récipient, ou pour la construction d'une image révélatrice des différences d'absorption des rayons X au sein d'un objet positionné entre le générateur et le détecteur, ou encore pour la construction d'une image par contraste de phase d'un objet positionné entre le générateur et le détecteur.

BRÈVE DESCRIPTION DES DESSINS

[0024] D'autres aspects, buts, avantages et caractéristiques de l'invention apparaîtront mieux à la lecture de la description détaillée suivante de formes de réalisation préférées de celle-ci, donnée à titre d'exemple non limitatif, et faite en référence aux dessins annexés sur lesquels :

- la figure 1a est un schéma illustrant le bombardement par un faisceau d'électrons d'une cible conforme à un premier

mode de réalisation de l'invention;

- les figures 1b, 1c et 1d représentent différentes variantes d'une cible conforme à un premier mode de réalisation de l'invention telle que vue de dessus ;
- la figure 2 représente une anode tournante dont la surface soumise au faisceau d'électrons porte plusieurs motifs de génération de rayon agencés selon des bandes le long de sa circonférence.
- la figure 3 représente une cible constituée de plusieurs cylindres métalliques selon un mode de réalisation possible de l'invention ;
- les figures 4a et 4b représentent une cible constituée de plusieurs ensembles de sites de génération de rayons X ;
- les figures 5 et 6 illustrent la reconstruction d'images en tomographie selon que la source de photons soit mono-site (source conventionnelle) ou multi-sites conformément à l'invention, respectivement ;
- la figure 7 illustre le fait qu'un objet indésirable se projette en autant de points sur un détecteur qu'il y a de sites de génération de rayons X ;
- la figure 8 illustre la détection de trois objets indésirables au sein d'un récipient ;
- la figure 9 illustre une application de l'invention à l'imagerie par contraste de phase.

EXPOSÉ DÉTAILLÉ DE MODES DE RÉALISATION PARTICULIERS

[0025] L'invention offre une amélioration de la résolution spatiale ou en contraste d'un système d'imagerie par rayons X et trouve application dans de nombreux domaines : contrôle non destructif, imagerie médicale, science des matériaux, sécurité, biologie, etc.

[0026] L'invention peut ainsi être utilisée pour réaliser un contrôle radiographique au défilement, afin de détecter des éléments indésirables dans un récipient contenant par exemple une matière agroalimentaire, cosmétique ou pharmaceutique.

[0027] L'invention peut également être utilisée en radiographie ou en tomographie pour construire une image révélatrice des différences d'absorption des rayons X au sein d'un objet.

[0028] L'invention peut également être utilisée pour construire une image de phase d'un objet peu dense ou présentant de faible variation de densité (par exemple des tissus mous, de la fibre de carbone).

[0029] Un générateur de rayons X fonctionne généralement de la façon suivante. Un filament (cathode) parcouru par un courant émet des électrons par effet thermo-ionique. Un champ électrique est appliqué pour accélérer les électrons produits par la cathode. Accélérés, les électrons vont interagir avec une cible (anode), généralement en tungstène, cuivre ou molybdène, et émettre des photons X essentiellement par rayonnement de freinage (effet de Bremsstrahlung) et fluorescence X. Une quantité importante de l'énergie du faisceau d'électrons est convertie en chaleur dans la cible. Cette quantité de chaleur doit être évacuée sous peine de voir l'anode se dégrader.

[0030] Dans ce cadre, et en référence à la figure 1a, l'invention propose une cible (anode) 1 pour faisceau d'électrons Fe^- destinée à équiper un tube à rayons X. La cible 1 comporte plus particulièrement une pluralité de sites 2 de génération de rayons X par rayonnement de freinage d'électrons, les sites étant spatialement séparés les uns des autres et formés d'un même matériau.

[0031] Le nombre de sites 2 est compris entre quelques unités à quelques centaines, selon l'application. Pour une application en contraste de phase, la dimension caractéristique des motifs est de quelques microns. Pour des applications en radiographie conventionnelle, la dimension caractéristique des motifs est comprise entre quelques microns à quelques centaines de microns.

[0032] Ainsi lorsque les sites 2 sont conjointement bombardés par le faisceau d'électrons Fe^- , chaque site génère des rayons X, et la cible apparaît alors comme formant une source X constituée de plusieurs sites RX d'émission de photons X.

[0033] L'invention porte également sur un tube à rayons X équipé d'une telle cible, et comprenant en outre un émetteur d'électrons apte à émettre ledit faisceau d'électrons Fe^- en direction de la cible pour bombarder conjointement les sites de la cible.

[0034] Ce faisceau peut être émis thermo-ioniquement depuis un filament par exemple. L'invention ne nécessite donc pas d'avoir recours à une cathode froide de type source à nanotube de carbone, même si une telle cathode peut y être employée. L'invention présente également l'avantage de ne pas nécessiter d'éléments de focalisation du faisceau d'électrons vers un point de dimensions micrométriques.

[0035] Comme représenté sur les figures 1a et 1b, les sites 2 de génération de rayons X sont plus précisément répartis selon un motif structuré dans une couche de conversion électrons-photons (rayonnement de freinage d'électrons et fluorescence X) qui repose sur une couche support 3.

[0036] La cible 1 est ainsi constituée de deux couches. La couche de conversion électrons-photons 2 assure la conversion des électrons en photons X. Le matériau constitutif de cette couche 2 est de préférence un matériau à numéro atomique élevé, de forte densité, supportant une forte température, de même type que ceux utilisés sur les générateurs X du commerce (tungstène, molybdène, cuivre par exemple). La couche support 3 présente de préférence de bonnes propriétés de résistance mécanique pour assurer la tenue mécanique de la cible 1 et de bonnes propriétés de conduction

thermique pour assurer l'évacuation thermique de l'énergie déposée par les électrons par rayonnement de freinage. Sa densité et son niveau atomique sont de préférence bas de manière à limiter une éventuelle production de photons pour les électrons qui seraient interceptés par cette couche support. La couche de support 3 peut être en diamant ou en silicium. D'autres matériaux remplissant le même rôle, mais moins performants peuvent être envisagés (aluminium, beryllium par exemple).

[0037] Comme représenté sur la figure 1a, le faisceau d'électrons Fe^- éclaire indifféremment les sites de la couche de conversion électrons-photons 2 et la couche support 3, au champ électrique près qui attire les électrons vers les potentiels positifs. Compte tenu de l'épaisseur et du matériau de la couche support 3, la quantité de photons X qui y est produite est négligeable par rapport à la quantité de photons produite dans la couche de conversion électrons-photons 2. En effet, la perte d'énergie des électrons à la matière est proportionnelle au carré du numéro atomique. A titre d'exemple, le numéro atomique du tungstène est 74, et sa densité est 19.6 g/cm^3 . Le numéro atomique du diamant est 6 et sa densité est 3.5 g/cm^3 . Ainsi, pour un flux d'électrons équivalent, 100 fois plus de photons sont produits dans $5 \text{ }\mu\text{m}$ de tungstène que dans $100 \text{ }\mu\text{m}$ de diamant. En outre, l'énergie des photons produits dans la couche support 3 est très différente, notamment parce que les raies de fluorescence X sont de faible énergie, très inférieure à celle d'élément de numéro atomique plus élevé.

[0038] La cible bicouche 1 peut être fabriquée selon des techniques conventionnelles de dépôt de la couche de conversion électrons-photons 2 sur la couche support 3, par exemple un dépôt en phase vapeur de la couche de conversion électrons-photons 2 structurée par exemple au moyen d'un masque de résine photosensible.

[0039] Les sites de génération de rayons X peuvent ainsi former des îlots 2 reposant sur la couche support 3. Les îlots peuvent ainsi présenter en vue de dessus une forme rectangulaire, circulaire ou hexagonale. Comme représenté sur la figure 1a, les îlots peuvent être répartis selon un motif matriciel. Dans une variante représentée sur la figure 1c, les îlots sont répartis selon un motif en damier. On parle ainsi de motifs 2D.

[0040] Alternativement, et comme cela est représenté sur la figure 1d, les sites de génération de rayons X peuvent former une pluralité de bandes, notamment des bandes parallèles entre elles, reposant sur la couche support 3. On parle ainsi de motifs 1D.

[0041] Une telle disposition en bandes trouve avantageusement application dans les tubes à rayons X utilisant une anode tournante, où les bandes sont alors positionnées le long de la circonférence de l'anode. On a ainsi représenté sur la figure 2 une anode 1 tournante autour d'un axe A et dont la surface S soumise au faisceau d'électrons Fe^- porte dans cet exemple illustratif trois bandes B1, B2, B3 de motifs de génération de rayon X agencés le long de sa circonférence. Les bandes sont parallèles entre elles et séparées les unes des autres. Chacune de ces bandes B1-B3 constitue un site RX1-RX3 d'émission de photons X.

[0042] Dans un autre mode de réalisation illustré sur la figure 3, les sites de génération de rayons X sont constitués par des fils ou cylindres métalliques 5, par exemple de tungstène, de molybdène ou de cuivre. Le diamètre externe des fils est typiquement compris entre 10 et $200 \text{ }\mu\text{m}$. Un refroidissement de ces fils peut être réalisé au moyen d'une circulation d'un fluide caloporteur ou d'air forcé dans le fil. On forme de la sorte une multi-source linéaire de photons X.

[0043] Dans l'un ou l'autre de ces modes de réalisation, la cible comprend en outre des éléments d'application 4 d'un même potentiel électrique aux sites de génération de rayons X. Comme représenté sur les figures 1b et 1d, ces éléments sont des éléments de conduction électrique qui permettent à tous les sites d'être connectés électriquement et d'être maintenus au même potentiel P_0 afin que la tension d'anode appliquée permette l'accélération des électrons émis depuis la cathode et une émission simultanée de rayons X par les différents sites.

[0044] Dans un mode de réalisation illustré par les figures 4a et 4b, la cible comporte un premier ensemble de sites de génération de rayon X 2.1 réalisés en un même matériau, au moins un deuxième ensemble de sites de génération de rayon X 2.2 réalisés en un même matériau, les ensembles de sites étant électriquement indépendants et des éléments de conduction électrique qui connectent chacun des sites d'un ensemble à un même potentiel électrique.

[0045] On définit de telle manière plusieurs motifs pouvant être utilisés conjointement ou non, par exemple deux motifs imbriqués sous la forme d'un double peigne. Les matériaux utilisés pour constituer les sites de chacun des ensembles peuvent être différents ou non. Et les potentiels de tension d'anode appliqués à chacun des ensembles peuvent également être différents ou non. Ces potentiels de tension d'anode peuvent être appliqués simultanément ou alternativement.

[0046] Dans l'exemple de la figure 4a, le premier et second ensemble de sites 2.1, 2.2 correspondent chacun à une ligne sur deux d'un motif 2D de sites en damier. Dans l'exemple de la figure 4b, le premier et second ensemble de sites 2.1, 2.2 correspondent chacun à une ligne sur deux d'un motif 1D de sites en bandes. Et sur chacune de ces figures 4a, 4b, les potentiels de tension d'anode P1 et P2 sont respectivement appliqués au premier et au second ensemble de sites de génération de rayons X. L'utilisation de deux potentiels différents en particulier permet de réaliser de l'imagerie dichromatique.

[0047] Les éléments d'application d'un même potentiel électrique peuvent être des fils métalliques ou encore résulter de dépôts sur la couche support dans le cadre du premier mode de réalisation évoqué ci-dessus. Ces éléments peuvent ainsi résulter de la gravure de la couche de conversion électrons-photons, par exemple réalisée lors de la structuration de cette couche pour former les sites de génération de rayons X. Les dimensions des éléments sont de préférence

faibles devant celles des sites de génération de rayons X, de manière à comparativement produire peu de photons.

[0048] L'invention s'étend par ailleurs à un système d'imagerie comprenant un générateur de rayons X équipé du tube à rayons X incorporant la cible précédemment décrite et un détecteur de rayons X.

5 Tomographie

[0049] L'invention couvre également l'utilisation d'un tel système pour la construction d'une image révélatrice des différences d'absorption et/ou de phase des rayons X au sein d'un objet positionné entre le générateur et le détecteur. On reconstruit plus précisément une image 2D en radiographie (par filtrage dans le cadre d'une détection d'objets indésirables) et une image 3D en tomographie. L'invention porte ainsi sur un procédé de reconstruction d'une image révélatrice des différences d'absorption des rayons X au sein d'un objet, comprenant les étapes d'émission de rayons X par le générateur du système selon l'invention en direction de l'objet, et de détection de rayons X après qu'ils aient traversé l'objet au moyen du détecteur du système selon l'invention.

[0050] Prenant l'exemple d'une tomographie réalisée avec le système d'imagerie selon l'invention, la réalisation est similaire à la tomographie classique du point de vue de l'acquisition et de la méthode de reconstruction, sous réserve qu'une description algébrique du problème par exemple soit utilisée.

[0051] En tomographie classique, le problème de reconstruction est le suivant. En se référant à la figure 5, on considère que les photons sont émis depuis un point source P. Les photons émis en direction d'un pixel détecteur considéré Dj sont soit absorbés par l'objet observé, décrit sur une base de pixels, soit détectés. La proportion de photons détectés au point de détection Dj est la mesure qui permet d'estimer l'intégrale des coefficients d'absorption sur la ligne reliant le point d'émission P au point de détection Dj, interceptant l'objet analysé, c'est-à-dire l'ensemble des pixels i de la base de pixels interceptés par la ligne de mesure P-Di. Le processus de tomographie consiste à reconstruire la distribution des coefficients d'absorption dans l'espace de reconstruction, à partir de l'ensemble des mesures du détecteur, et pour l'ensemble des projections.

[0052] Pour chacune des mesures Yi, représentant l'intégrale du coefficient d'absorption sur la ligne de mesure correspondante, le problème peut se ramener à un système $Y=AX$ où Y représente l'ensemble des mesures acquises pour toutes les projections, X l'image inconnue que l'on cherche à reconstruire et A la matrice de projection. Dans la description la plus simple, un élément de la matrice de projection représente la longueur d'intersection entre la ligne de mesure (associée à chaque mesure Di) et le pixel j. Il existe de nombreuses méthodes pour inverser ce système d'équations, qu'elles soient algébriques ou statistiques, régularisées ou non.

[0053] Dans le cas d'une source multi-sites comme c'est le cas pour l'invention, l'approche demeure la même. En référence à la figure 6, les photons détectés dans le pixel détecteur Dj peuvent avoir été émis depuis n'importe quel site s1, s2 ou s3. Tout se passe comme s'il y avait trois systèmes d'équations correspondant aux trois points source, chacun correspondant à une mesure d'absorption $Y=Y1+Y2+Y3$. En d'autres termes, la détection des rayons X comprend une mesure du flux de photons incident sur le pixel Dj du détecteur, ledit flux correspondant à la somme algébrique du flux de photons incident sur le pixel émis par chacun des sites de génération de rayons X.

[0054] Ainsi, en sommant puis, en factorisant (il suffit d'écrire $Y=Y1+Y2+Y3$), on revient au même système d'équations que dans le cas de la tomographie classique. Il est nécessaire de connaître, le cas échéant, l'émission relative des sites s1, s2 ou s3. Si l'homogénéité entre les points d'émissions est insuffisante, cette information peut être obtenue lors de la calibration du système. Le système d'équations peut être inversé par les mêmes méthodes que celles utilisées en tomographie classique.

[0055] Ainsi, considérant à titre d'exemple pédagogique une source structurée selon 3 sites de génération de rayons X comme c'est le cas sur la figure 6, le flux de photons mesuré par un pixel-détecteur Dj (indice portant sur le pixel et le numéro de projection) est donné par :

$$I_j = I^1 e^{-\sum x_i a_{ij}^1} + I^2 e^{-\sum x_i a_{ij}^2} + I^3 e^{-\sum x_i a_{ij}^3}$$

Où:

- I^1, I^2 et I^3 sont les flux de photons détectés en l'absence de l'objet analysé, émis par chacune des sources. Ils sont supposés identiques. S'ils ne le sont pas, un coefficient d'homogénéisation peut être appliqué. Ces coefficients peuvent obtenus par calibration sur objet de référence.
- x_i représente l'ensemble des pixels (2D) ou voxels (3D) constituant l'image recherchée.
- $a_{i,j}^1, a_{i,j}^2, a_{i,j}^3$ représentent les éléments de la matrice de projection reliant l'espace image à l'espace des

mesures. Chaque élément de cette matrice peut être par exemple représenté par la longueur de l'intersection du pixel image (respectivement voxel en 3D) avec les lignes définies par les points sources et le centre du pixel détecteur j.

[0056] En factorisant et prenant le log de l'expression résultante, le problème se ramène au un problème linéaire :

$$Y_j = \ln \frac{I^{1-2-3}}{I_j} = \sum x_i a_{ij}^1 + \sum x_i a_{ij}^2 + \sum x_i a_{ij}^3$$

[0057] Soit pour l'ensemble des mesures, sur toutes les projections :

$$Y = Y_1 + Y_2 + Y_3 = A_1 X + A_2 X + A_3 X = A X.$$

[0058] Ainsi, le problème à résoudre, au moins de façon approximative (au sens mathématique), consiste à résoudre ce système d'équations linéaires (très grand nombre). Les vecteurs X et Y sont de grande dimension car la dimension des images à produire ainsi que le nombre de pixels détecteurs sont très grands. La taille de ce système nécessite qu'il soit résolu par des méthodes itératives.

[0059] Une méthode itérative consiste par exemple à considérer une image initiale $X^{n=0}$ (soit homogène, soit issue d'une méthode de reconstruction autre, moins précise, mais plus rapide), puis à projeter cette image et à comparer les projections obtenues aux projections Y mesurées. L'erreur issue de cette comparaison est propagée de manière à mettre à jour l'image initiale. Le processus itératif est poursuivi jusqu'à convergence, en observant la norme de l'erreur par exemple. Les méthodes pouvant être utilisées sont, par exemple, la méthode de Landweber, la méthode ART (« Algebraic Reconstruction Techniques »), la méthode EM-ML (« Expectation Maximization Maximum Likelihood »), la méthode EM-ML accélérée par le principe des sous-ensembles ordonnés (« Ordered Subsets » en anglais), avec régularisation.

Détection d'indésirables

[0060] L'invention couvre également l'utilisation d'un tel système d'imagerie pour la détection d'objets indésirables dans un produit reçu dans un récipient, le produit étant par exemple une matière alimentaire, cosmétique ou pharmaceutique et les objets indésirables étant par exemple des éclats de verre. En d'autres termes, l'invention porte également sur un procédé de détection d'objets indésirables dans un récipient, comprenant les étapes d'émission de rayons X par le générateur du système selon l'invention en direction de l'objet, et de détection de rayons X après qu'ils aient traversé le récipient au moyen du détecteur du système selon l'invention.

[0061] Cette utilisation est illustrée sur la figure 7 qui représente le fait qu'un objet indésirable I à détecter et qui est contenu dans un produit reçu dans un récipient R se projette en autant de points sur le détecteur qu'il y a de sites d'émission s1-s5 sur la source de rayons X.

[0062] Un filtrage du signal issu du détecteur de type reconnaissance (méthode de gabarit pour la reconnaissance de forme dans un signal, méthode par corrélation du signal mesuré avec le motif de la source, au facteur de grandissement près défini par les distances source-détecteur et source-objet) permet d'identifier la présence d'un éventuel objet indésirable. Le signal issu du détecteur peut être fourni à plusieurs filtres, par exemple des filtres adaptés à la détection d'un indésirable dans une région donnée du récipient (par exemple plusieurs corrélations peuvent être réalisées avec plusieurs signaux correspondant à différentes positions de l'objet à détecter dans le récipient).

[0063] On a représenté sur la figure 8 trois signaux A, B, C correspondant à un exemple où trois objets indésirables sont à détecter. Le signal A correspond au signal à détecter, le signal B correspond au signal effectivement détecté, entaché de bruit, et le signal C correspond au signal B après filtrage. En l'espèce, le filtrage est de type intercorrélation avec un signal représentatif de la distribution spatiale des sites de génération de rayons X et permet, à l'instar de ce qui est réalisé en radar aérien (corrélation du signal radar reçu par l'antenne avec le train d'impulsions émis), la détection de signaux de faible amplitude.

[0064] Le procédé de détection d'objets indésirables dans un récipient peut ainsi comprendre un filtrage passe haut du signal produit par le détecteur, permettant de s'affranchir des variations du signal dues à l'objet lui-même, considérant que l'objet indésirable, de petite taille devant le récipient à contrôler, porte une information haute fréquence par rapport au récipient.

[0065] On procède ensuite à une identification du signal filtré parmi un ou plusieurs signaux de référence. Le signal filtré peut ainsi être comparé à des différents signaux de référence, homothétiques à la structuration de la source, pour prendre en compte le rapport de grandissement, selon la position de l'objet indésirable entre la source et le détecteur. Ainsi, si l'objet indésirable à détecter est proche de la source, il se projette sur une plus grande partie du détecteur.

Dans ce cas, c'est la comparaison au signal de référence présentant la plus grande extension qui permettra la détection. Différentes méthodes de comparaisons peuvent être employées, la plus simple étant la corrélation entre le signal délivré par le détecteur d'une part et le signal de référence d'autre part. Une telle comparaison peut être réalisée avec plusieurs signaux de référence, dont le nombre dépend de la variabilité du facteur de grandissement du système d'imagerie. Etant réalisée de façon numérique, de nombreux signaux de références peuvent être déployés. La sortie du comparateur est comparée à un seuil qui permet de conclure sur la présence ou non d'un objet indésirable, pour le signal de référence donné, correspondant à une distance source X - objet indésirable, donnée. La même approche peut être déclinée sur une succession de quelques lignes (deux à quelques unités) acquises par le détecteur, afin d'intégrer le signal dans le sens de déplacement dans l'objet.

Contraste de phase

[0066] L'invention couvre également un procédé de reconstruction d'une image par contraste de phase d'un objet comprenant les étapes d'émission de rayons X par le générateur du système selon l'invention en direction de l'objet, et de détection de rayons X après qu'ils aient traversé l'objet au moyen du détecteur du système selon l'invention.

[0067] La condition nécessaire à une exploitation de l'information de phase est une forte cohérence spatiale de la source X. La structuration de l'anode du tube à rayon X de l'invention permet de générer des micros sources X individuellement cohérentes (mais incohérentes mutuellement). Cela permet d'exploiter ce type d'imagerie en mettant en oeuvre une méthode d'extraction de l'information de phase. Deux exemples, non exhaustifs, sont présentés ci-après

[0068] Dans un premier exemple de réalisation, l'imagerie par contraste de phase est réalisée par propagation. Cette technique est basée sur la détection directe des franges d'interférences dues à la diffraction de Fresnel induite par l'objet à imager. La diffraction de Fresnel, encore nommée diffraction en champ proche, est une description en champ proche du phénomène physique de diffraction qui apparaît lorsqu'une onde diffracte à travers une ouverture ou autour d'un objet. Elle s'oppose à la diffraction de Fraunhofer qui décrit le même phénomène de diffraction mais en champ lointain.

[0069] Dans ce cadre, l'intensité mesurée par le détecteur varie en fonction de la dérivée spatiale seconde de la phase (appelé aussi courbure) dans le plan transverse à la propagation. C'est une technique sensible aux variations abruptes d'indices optiques. D'une manière concrète, cette technique permet de révéler les contours et structures aux interfaces optiques. Cette technique ne nécessite pas d'apport de matériel autre qu'une source et un détecteur. Elle fonctionne pour des sources de faible cohérence temporelle (source polychromatique). Cependant il est nécessaire d'avoir une forte cohérence spatiale pour générer les franges et un flux important pour les détecter. L'apport de l'invention dans cette technique permet à la fois de répondre à la condition de cohérence spatiale nécessaire à la génération de franges d'interférences, et de fournir un flux de photons X important grâce à l'émission simultanée de tous les sites. Ceci permettant une meilleure détection en diminuant le temps d'exposition, le tout dans une configuration expérimentale compacte.

[0070] Les différentes méthodes d'extraction de l'information de phase suivent toutes le même principe. Pour une intensité mesurée $I(\vec{r}_\perp)$ dans le plan transverse à une position $\vec{r}_\perp$ on prend une fonction $g(I(\vec{r}_\perp))$ variant selon les méthodes utilisées. On passe dans l'espace des fréquences par une transformée de Fourier (TF) de $g(I(\vec{r}_\perp))$ pour appliquer un filtre $H(w)$ (avec $w = (fx; fy)$ représentant les fréquences spatiales), le choix du filtre variant en fonction de la méthode choisie. On repasse dans l'espace réel avec une transformée de Fourier inverse (TF^{-1}) pour obtenir la quantité filtrée $f(g_F)$ tel que $g_F = TF^{-1} [H(w) \times TF [g(I(\vec{r}_\perp))]]$. Enfin on prend une fonction $f(g_F)$ pour obtenir l'information de phase suivant le plan transverse (encore une fois la définition de la fonction $f(g_F)$ varie selon les méthodes). Le procédé peut ainsi s'écrire comme $\phi(\vec{r}_\perp) = f(TF^{-1} \{H(W) \times TF [g(I)]\})$.

[0071] Dans un autre exemple de réalisation, l'imagerie par contraste de phase est réalisée par interférométrie à grille. Selon cette technique, une ou plusieurs grilles d'interférences sont utilisées afin de moduler la phase et d'obtenir directement la dérivée de la phase.

[0072] On s'intéresse plus particulièrement à la technique de l'interférométrie à une seule grille basée sur de l'interférométrie à décalage multilatérale qui consiste à induire plusieurs ordres de diffraction d'un front d'onde considéré (un ordre de diffraction correspond à une réplique du front d'onde étudié basculé d'un angle donné). Ces ordres de diffractions sont induits, dans le domaine des rayons X, par une grille d'interférences (ou réseau) qui apporte une modulation de phase aux fronts d'ondes répliqués. Les répliques vont ensuite interférer constructivement et destructivement jusqu'à une zone de stabilité nommée zone panchromatique résultant de l'effet Talbot continu. C'est dans cette zone stable que la détection peut être réalisée pour ensuite effectuer un traitement de récupération de l'information de phase. La variation de la taille de cette zone panchromatique dépend de la largeur spectrale de la source X (pour la borne inférieure) et de la cohérence spatiale (pour la borne supérieure). L'invention permet, de par la structuration de l'anode, d'augmenter la cohérence spatiale tout en gardant un flux de photons X important. Ainsi l'apport de l'invention dans cette technique permet :

- d'étendre aux sources de laboratoires l'imagerie par contraste de phase à une seule grille, sans restriction de flux due aux tubes micro-foyer,
- de compacter l'installation par une stabilisation de la zone panchromatique due à une augmentation de la cohérence spatiale,
- de maintenir un flux de photons important, diminuant le temps d'exposition.

[0073] A partir du signal détecté on effectue un traitement sur l'interférogramme afin d'extraire l'information de phase. En référence à la figure 9, la procédure de traitement est la suivante :

- Obtenir un interférogramme de référence sans objet à imager;
- Obtenir un interférogramme I généré par l'objet à imager (à gauche sur la figure 9)
- Calculer le spectre S des interférogrammes par une transformée de Fourier TF (à droite sur la figure 9) ;
- Extraire par centrage dans une fenêtre spectrale F de taille ($N' \times N'$) chaque harmonique H générée (à droite sur la figure 9). N' doit être aussi grand que possible sans chevauchement avec les autres harmoniques ;
- Calcul des dérivées de la surface d'onde à partir des harmoniques utiles ;
- Déroulement des dérivées ;
- Utilisation des harmoniques transverses aux axes (f_x ; f_y) représentés à droite sur la figure 9 pour analyse du bruit par clôture des dérivées de la surface d'onde.
- Reconstruction de la surface d'onde permettant l'obtention de l'image de phase.

[0074] On notera que les harmoniques peuvent être sommés afin d'augmenter le rapport signal à bruit.

[0075] Un avantage de l'invention est celui de la simplification des tubes à rayons X. L'invention permet en effet d'obtenir des résolutions spatiales équivalentes à celles obtenues avec des tubes micro-foyer ou nano-foyer, mais sans utiliser d'éléments de focalisation qui conduisent généralement à des appareils onéreux, lourds et difficiles à stabiliser.

[0076] Un second avantage est la possibilité d'augmenter de façon importante la puissance du faisceau de photons X (flux et énergie) sans dégrader la résolution spatiale et sans risque de destruction ou d'endommagement de la cible, comme rencontré dans les tubes micro-foyers ou nano-foyer à transmissions lorsqu'ils sont utilisés à forte puissance. Pour ces derniers, la densité de puissance des électrons focalisés en un point de dimensions micrométriques, peut conduire à l'endommagement, voire la fusion du matériau. Dans le cadre de l'invention, la puissance thermique à dissiper est distribuée sur une plus grande surface. A puissance thermique équivalente pouvant être dissipée, la puissance du faisceau de photons X peut alors être fortement augmentée, conduisant à un flux de photons bien supérieur en flux et en énergie.

[0077] De même, l'invention répond aux limitations de l'imagerie X par contraste de phase sur source de laboratoire. Elle permet en effet de produire à la fois une source cohérente, et, une puissance (flux, énergie) importante, offrant une plus grande utilisation de cette modalité (réduction du temps d'acquisition, augmentation de l'épaisseur de l'objet à sonder).

[0078] En outre, l'augmentation de la fréquence spatiale du point d'émission des photons X engendrée par la décomposition de la surface d'émission sur plusieurs sites, augmente considérablement les performances de reconstruction d'images et de détection d'objets de petites dimensions relativement à l'environnement dans lequel ils se trouvent.

Revendications

1. Cible (1) pour faisceau d'électrons (Fe^-) destinée à équiper un tube à rayons X, **caractérisée en ce qu'elle** comporte une pluralité de sites (2) de génération de rayons X spatialement séparés les uns des autres, formés d'un même matériau et répartis selon un motif structuré dans une couche de conversion électrons-photons (2) qui repose sur une couche support (3), et des éléments (4) d'application d'un même potentiel électrique (P_0 , P_1 , P_2) aux sites de génération de rayons X.
2. Cible selon la revendication 1, dans laquelle les sites de génération de rayons X forment des îlots reposant sur la couche support.
3. Cible selon la revendication 2, dans laquelle les îlots sont répartis selon un motif matriciel ou un motif en damier.
4. Cible selon la revendication 1, dans laquelle les sites de génération de rayons X forment une pluralité de bandes reposant sur la couche support.
5. Cible selon l'une des revendications 1 à 4, dans laquelle la couche de conversion électrons-photons (2) est en

tungstène, en molybdène ou en cuivre.

6. Cible selon l'une des revendications 1 à 5, dans laquelle la couche de support est en diamant ou en silicium.

5 7. Cible selon l'une des revendications 1 à 6, comprenant un premier ensemble de sites de génération de rayons X réalisés en un même matériau, au moins un deuxième ensemble de sites de génération de rayons X réalisés en un même matériau, les ensembles de sites étant électriquement indépendants et des éléments d'application d'un même potentiel électrique connectant chacun des sites d'un ensemble à un même potentiel électrique (P1, P2).

10 8. Cible selon la revendication 8, dans lequel le matériau du premier ensemble de sites de génération de rayons X est différent du matériau d'un deuxième ensemble de sites de génération de rayons X.

9. Tube à rayons X, comprenant une cible selon l'une quelconque des revendications 1 à 8, et un émetteur d'électrons pour bombarder conjointement les sites de génération de rayons X par un faisceau d'électrons.

15 10. Système comprenant un générateur de rayons X équipé d'un tube à rayons X selon la revendication 9 et un détecteur de rayons X.

20 11. Procédé de reconstruction d'une image révélatrice des différences d'absorption des rayons X au sein d'un objet, comprenant les étapes suivantes :

25 - émission de rayons X par le générateur du système selon la revendication 10 en direction de l'objet ;
- détection de rayons X après qu'ils aient traversé l'objet au moyen du détecteur du système selon la revendication 10, ladite détection comprenant une mesure du flux de photons incident sur un pixel du détecteur, ledit flux correspondant à la somme algébrique du flux de photons incident sur le pixel émis par chacun des sites de génération de rayons X.

12. Procédé de détection d'objets indésirables dans un récipient, comprenant les étapes suivantes :

30 - émission de rayons X par le générateur du système selon la revendication 10 en direction du récipient ;
- détection de rayons X après qu'ils aient traversé le récipient au moyen du détecteur du système selon la revendication 10.

35 13. Procédé selon la revendication 12, dans lequel l'étape de détection comprend un filtrage passe-haut du signal produit par le détecteur et une identification du signal filtré parmi un ou plusieurs signaux de référence.

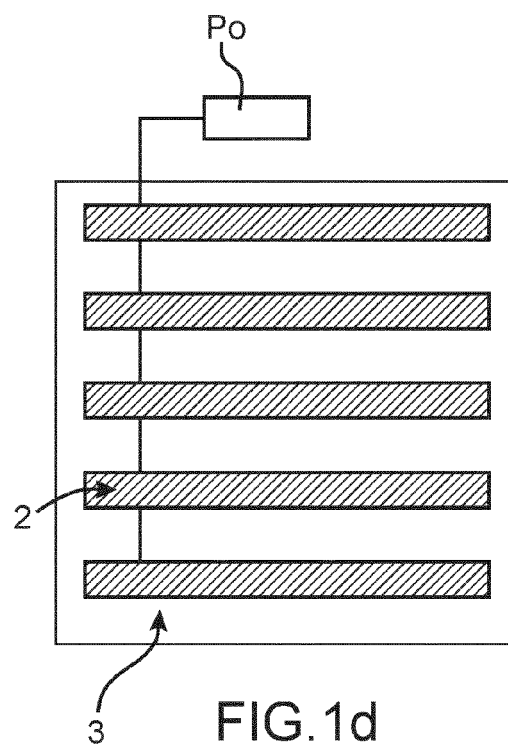
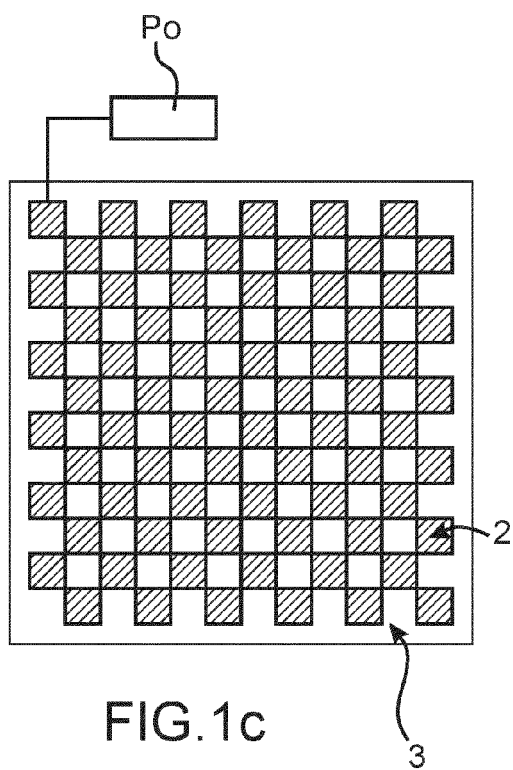
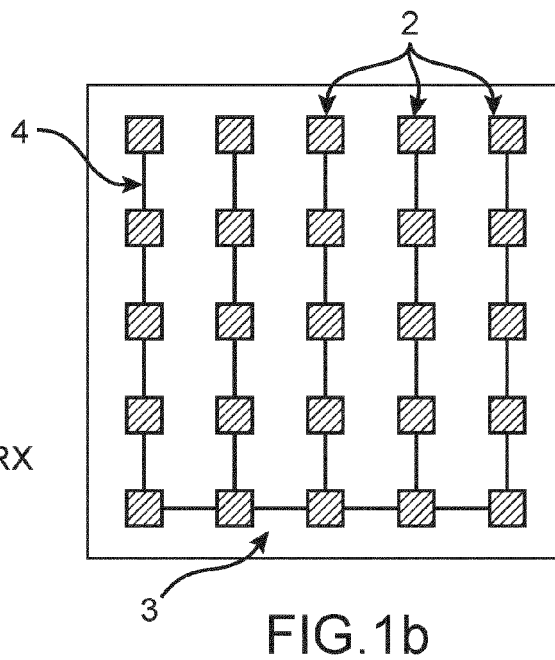
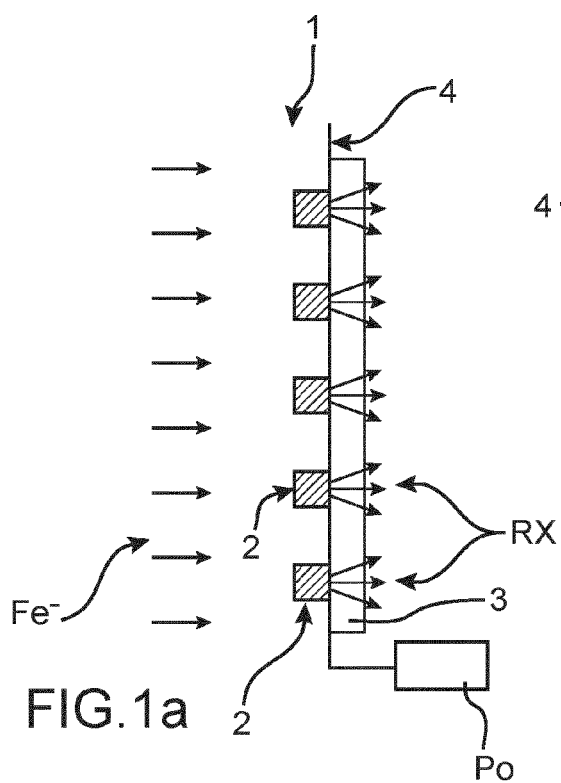
14. Procédé de construction d'une image par contraste de phase d'un objet, comprenant les étapes suivantes :

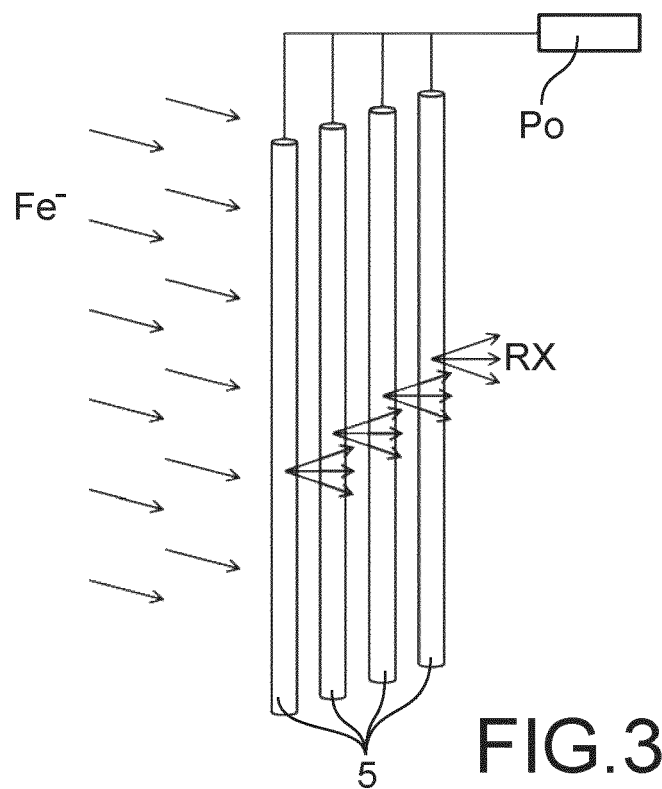
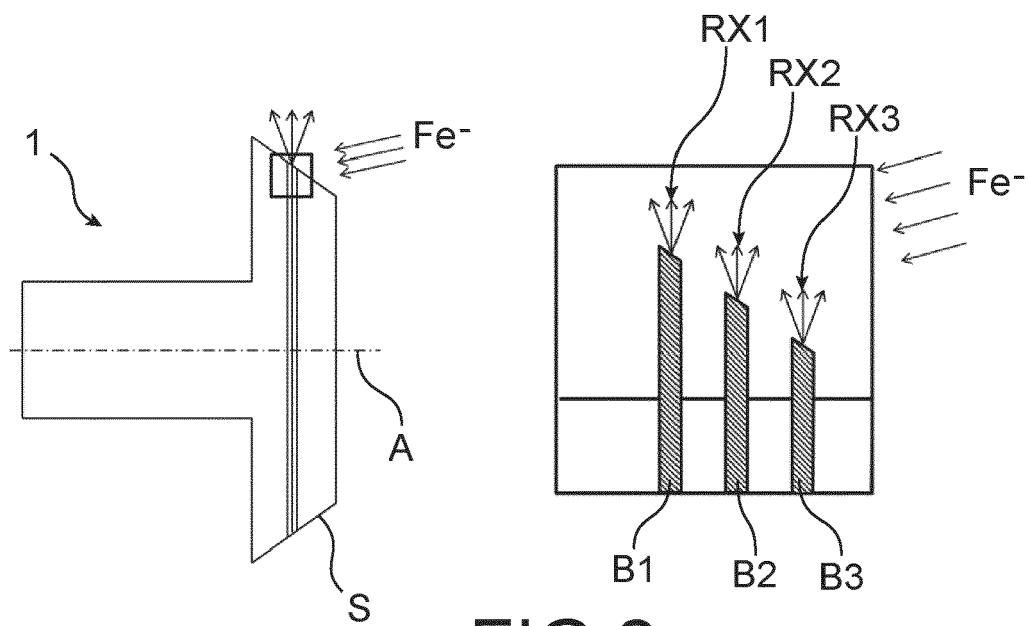
40 - émission de rayons X par le générateur du système selon la revendication 10 en direction de l'objet ;
- détection de rayons X après qu'ils aient traversé l'objet au moyen du détecteur du système selon la revendication 10.

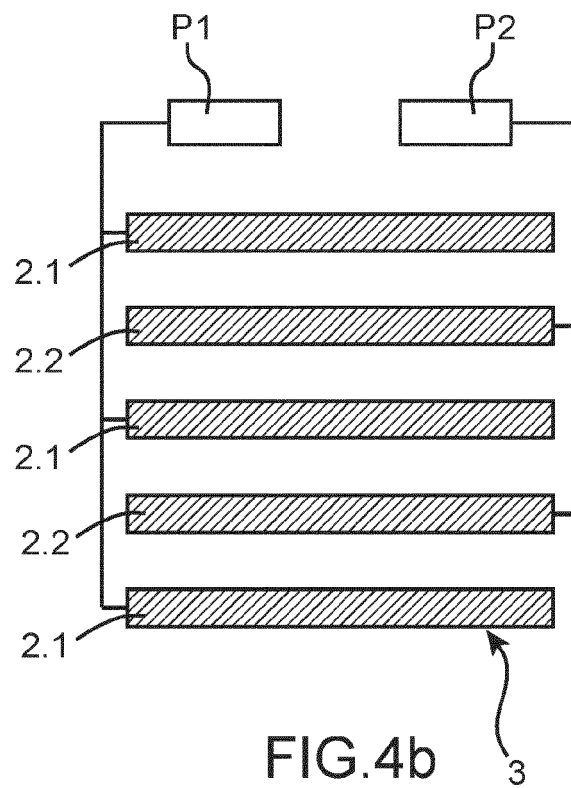
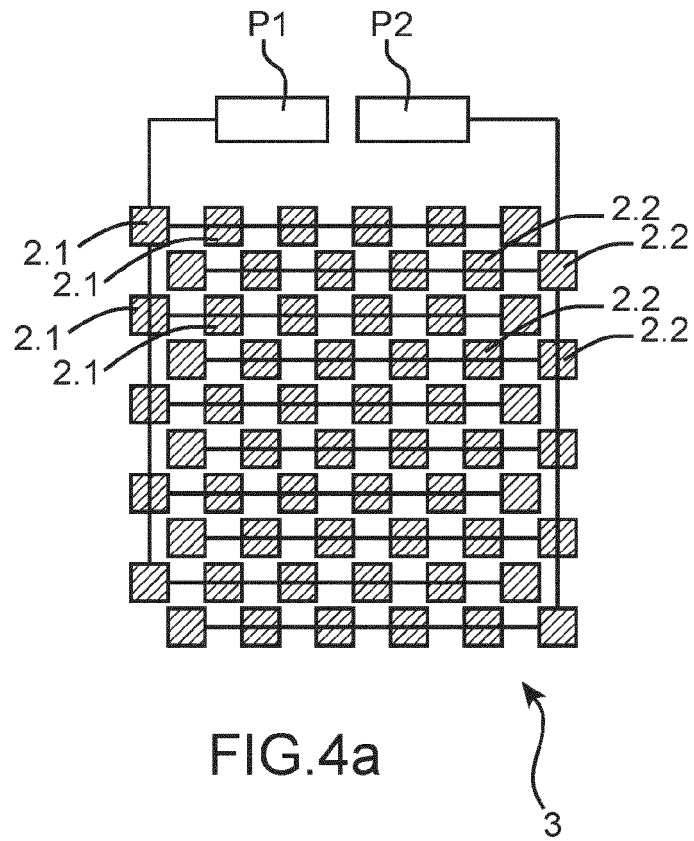
45

50

55







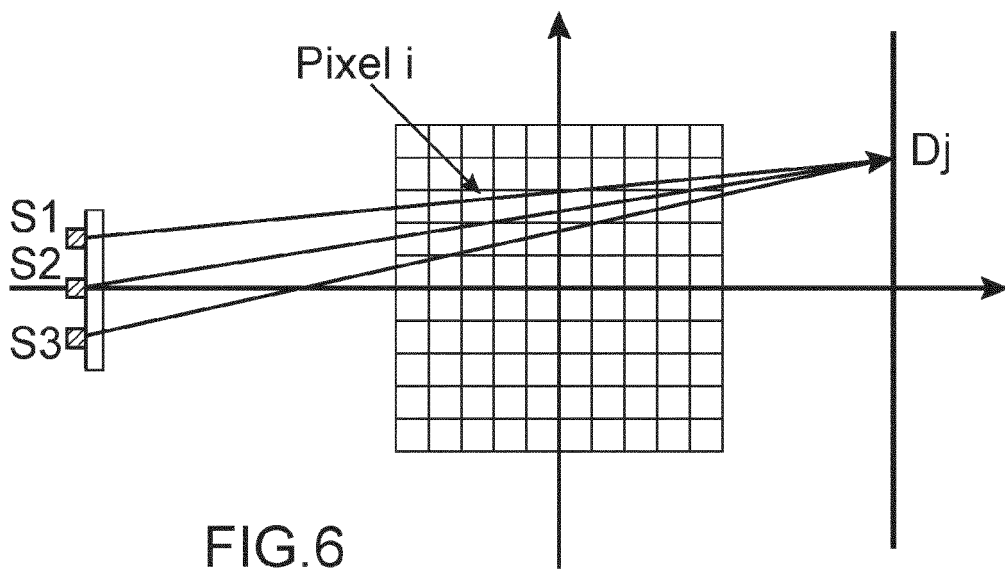
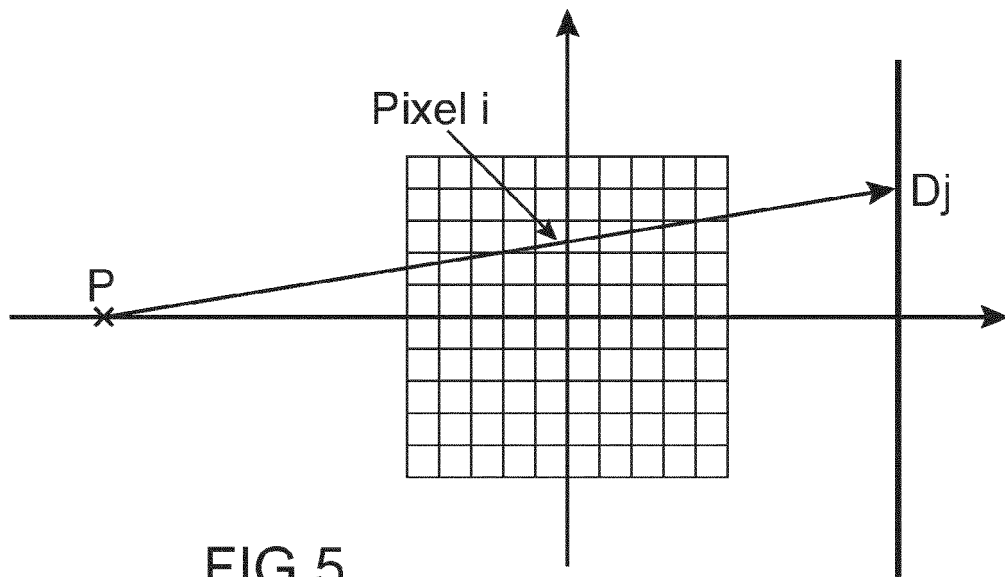


FIG.7

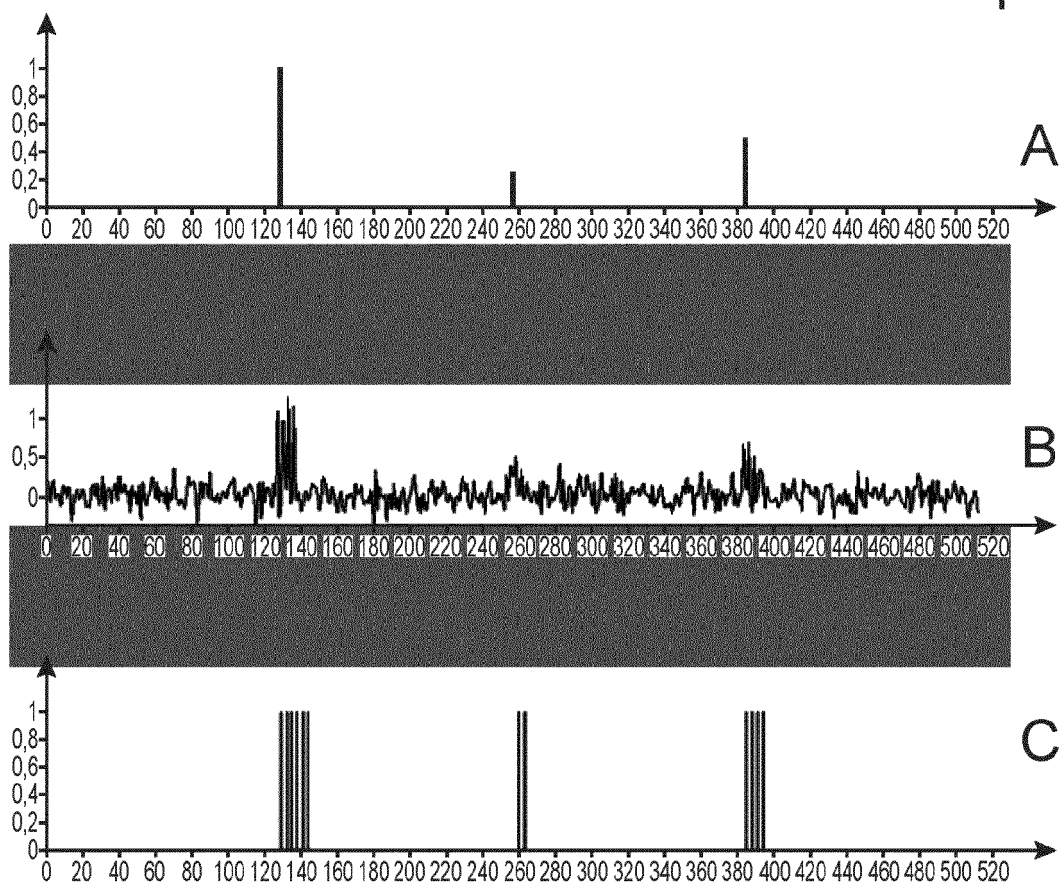
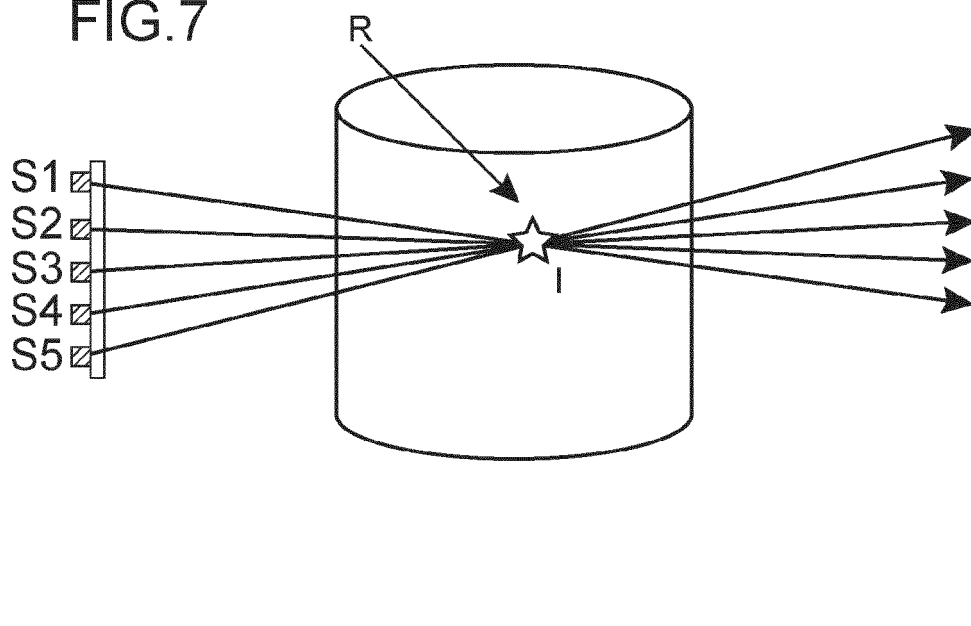


FIG.8

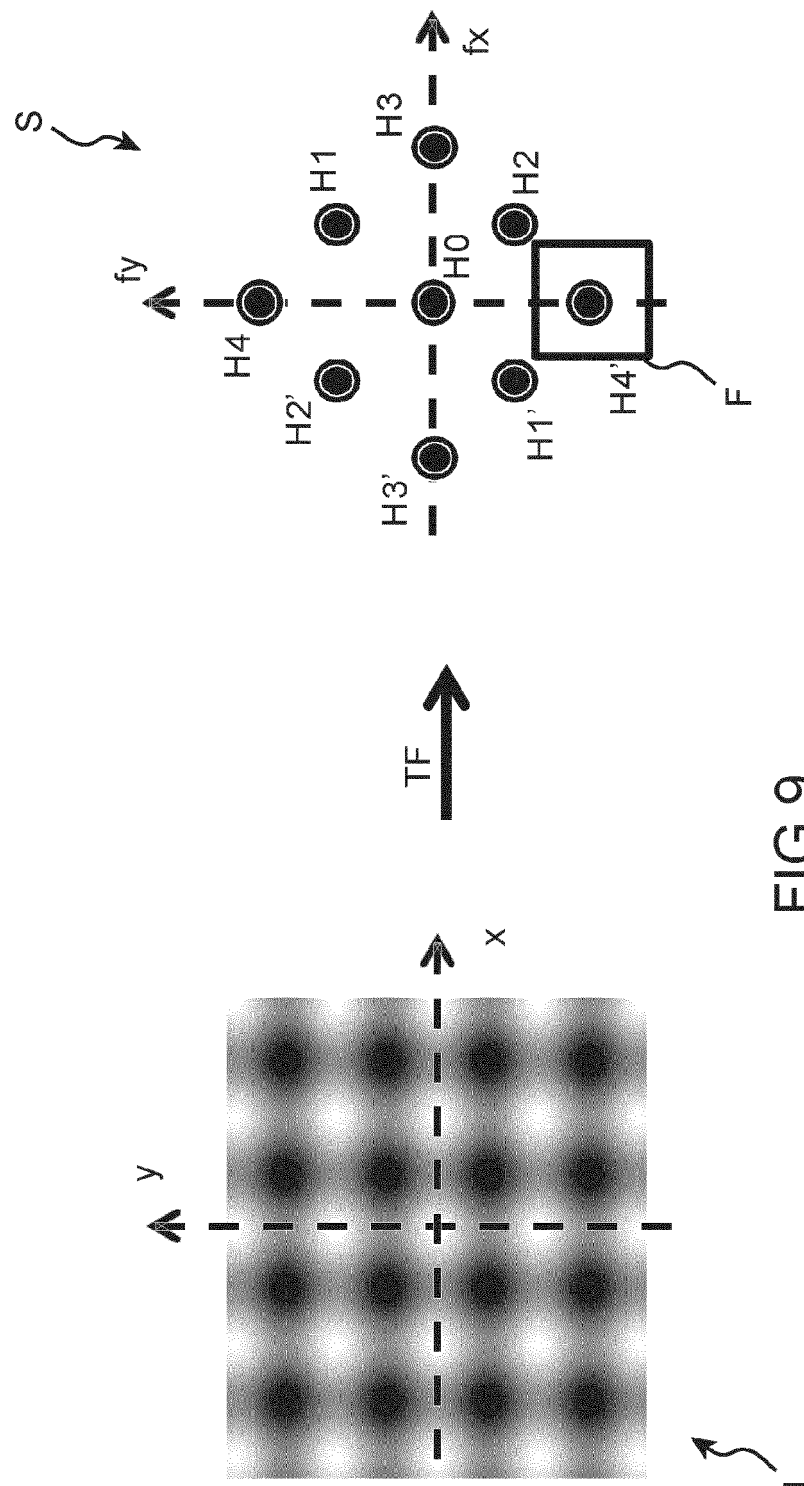


FIG. 9



RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande

EP 15 17 2527

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
X	US 2011/235781 A1 (AOKI SHOZO [JP] ET AL) 29 septembre 2011 (2011-09-29) * figures 1,3,3A,3B,5,6,7,11 * * alinéas [0025] - [0027], [0030] - [0037], [0041] - [0043], [0055] - [0057] *	1-6,9,10	INV. H01J35/08
X	US 2008/240344 A1 (REINHOLD ALFRED [DE]) 2 octobre 2008 (2008-10-02) * figures 3,4,15,16,18 * * alinéas [0002] - [0005], [0013], [0023], [0033], [0046] - [0051] * * alinéas [0075], [0076], [0084] - [0097], [0107], [0110], [0112], [0113], [0115] *	1-3,5,10-13	
X	US 6 560 315 B1 (PRICE JOHN SCOTT [US] ET AL) 6 mai 2003 (2003-05-06) * figures 1,3,4 * * colonne 3, lignes 15-37,52 - colonne 5, ligne 57 *	1,4-6,10	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)
X	US 2009/154640 A1 (BAUMANN JOACHIM [DE] ET AL) 18 juin 2009 (2009-06-18) * figures 1,3,5,6 * * alinéas [0014], [0051] - [0057], [0061], [0068] - [0072] *	1-6,9,10,14	H01J
X	WO 2010/103331 A1 (CXR LTD [GB]; MORTON EDWARD JAMES [GB]) 16 septembre 2010 (2010-09-16) * figures 1,5,8,13 * * pages 1-4,6-8 * * pages 10-13 *	1-5,9,10 7,8	
A			
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche Munich		Date d'achèvement de la recherche 20 octobre 2015	Examineur Giovanardi, Chiara
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)



RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numéro de la demande

EP 15 17 2527

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (IPC)
X	WO 2012/005128 A1 (CANON KK [JP]; SATO GENTA [JP]) 12 janvier 2012 (2012-01-12) * figures 1A,1B,2,3A-D,9A,10A * * alinéas [0001], [0011], [0041], [0042], [0044] * * alinéas [0061] - [0065], [0067] - [0070] *	1,4,5,9,10,14	
X	US 2013/195246 A1 (TAMURA MIKI [JP] ET AL) 1 août 2013 (2013-08-01) * figures 1b,1c,1d,2a,2c,2d,5,6 * * alinéas [0009] - [0011], [0021] - [0024], [0028] - [0030], [0046] *	1-5,7,9-11	
A	JP 2009 212010 A (UNIV NAGAOKA TECHNOLOGY; OOKAWARA MFG CO LTD; HABA HOKI; LIFE TECHNOLO) 17 septembre 2009 (2009-09-17) * abrégé; figures 5,7,8 *	7,8	
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (IPC)
Lieu de la recherche		Date d'achèvement de la recherche	Examineur
Munich		20 octobre 2015	Giovanardi, Chiara
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 [P4C02]

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

EP 15 17 2527

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 20-10-2015.
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets.

20-10-2015

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 2011235781 A1	29-09-2011	DE 112010002512 T5 JP 5548188 B2 US 2011235781 A1 WO 2010109909 A1	24-05-2012 16-07-2014 29-09-2011 30-09-2010
US 2008240344 A1	02-10-2008	AT 438095 T CN 101283269 A DE 202005017496 U1 EP 1946088 A2 JP 2009515152 A KR 20080068787 A US 2008240344 A1 WO 2007051587 A2	15-08-2009 08-10-2008 15-03-2007 23-07-2008 09-04-2009 24-07-2008 02-10-2008 10-05-2007
US 6560315 B1	06-05-2003	DE 10320858 A1 JP 4320415 B2 JP 2004006348 A US 6560315 B1	20-11-2003 26-08-2009 08-01-2004 06-05-2003
US 2009154640 A1	18-06-2009	AT 473685 T EP 1803398 A1 US 2009154640 A1	15-07-2010 04-07-2007 18-06-2009
WO 2010103331 A1	16-09-2010	CN 102422379 A EP 2406809 A1 ES 2531554 T3 GB 2479701 A JP 2012520543 A WO 2010103331 A1	18-04-2012 18-01-2012 17-03-2015 19-10-2011 06-09-2012 16-09-2010
WO 2012005128 A1	12-01-2012	JP 2012032387 A US 2013108012 A1 WO 2012005128 A1	16-02-2012 02-05-2013 12-01-2012
US 2013195246 A1	01-08-2013	JP 2013157269 A US 2013195246 A1	15-08-2013 01-08-2013
JP 2009212010 A	17-09-2009	JP 5288839 B2 JP 2009212010 A	11-09-2013 17-09-2009

EPO FORM P0460

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

RÉFÉRENCES CITÉES DANS LA DESCRIPTION

Cette liste de références citées par le demandeur vise uniquement à aider le lecteur et ne fait pas partie du document de brevet européen. Même si le plus grand soin a été accordé à sa conception, des erreurs ou des omissions ne peuvent être exclues et l'OEB décline toute responsabilité à cet égard.

Documents brevets cités dans la description

- WO 2012109401 A1 [0018]