

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

⑭ Date de dépôt : 08.03.91.

⑮ Priorité :

⑰ Date de la mise à disposition du public de la demande : 11.09.92 Bulletin 92/37.

⑱ Liste des documents cités dans le rapport de recherche : *Se reporter à la fin du présent fascicule.*

⑲ Références à d'autres documents nationaux apparentés :

⑴ Demandeur(s) : ASSISTANCE PUBLIQUE  
Etablissement Public — FR et CENTRE NATIONAL  
DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE Etablissement  
Public — FR.

⑵ Inventeur(s) : Jeanguillaume Christian.

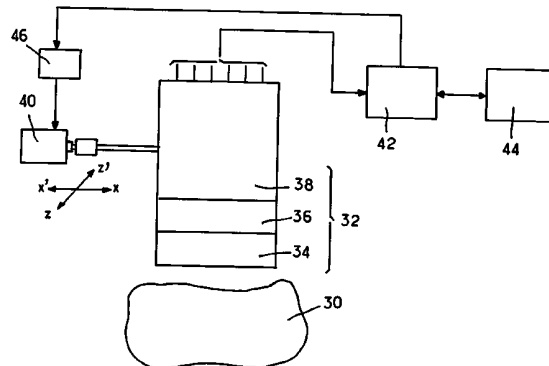
⑶ Titulaire(s) :

⑷ Mandataire : Cabinet Beau de Loménie.

⑸ Système de gamma caméra à haute sensibilité.

⑹ L'invention concerne une gamma caméra à haute sensibilité, notamment utilisable en médecine nucléaire.

La gamma caméra (32) comprend un collimateur (34) présentant des orifices de grandes dimensions et un détecteur (36, 38) pour convertir les photons gamma en impulsions électriques. Les impulsions électriques correspondant aux différentes positions de la gamma caméra (système de déplacement 40) sont traitées par les circuits (42, 44) pour reconstruire la densité de rayonnement  $\rho$  ( $x, y, z$ ) émis par l'objet (30) observé.



## SYSTEME DE GAMMA-CAMERA A HAUTE SENSIBILITE

La présente invention a pour objet un système de gamma-caméra à haute sensibilité.

05 Le diagnostic médical fait de plus en plus appel aux techniques d'imagerie médicale et, notamment, à la médecine nucléaire. Malgré ses qualités intrinsèques d'image médiocres (important bruit statistique et résolution limitée), cette technique d'imagerie nucléaire est irremplaçable car elle apporte  
10 au praticien, par l'intermédiaire de traceurs introduits dans l'organisme à étudier, des renseignements dynamiques sur la physiopathologie des organes et des fonctions étudiées.

Actuellement, la médecine nucléaire utilise essentiellement les caméras du type Anger ou gamma-caméras qui permettent  
15 d'obtenir directement une image en projection plane de la répartition d'une substance radio-active, ou traceur, émettrice de rayonnement gamma. Le brevet américain 3 011 057 décrit le principe de fonctionnement de telles caméras. On peut schématiquement diviser l'appareil en deux parties : le collimateur et le  
20 détecteur. Le collimateur élimine la plupart des rayons gamma émis par la source radio-active à explorer pour ne conserver que ceux qui sont parallèles à une direction donnée. Pour cela le collimateur qui est constitué par un matériau absorbant du rayonnement gamma, tel que le plomb, est percé d'un grand nombre  
25 d'orifices de diamètre très réduit dont les axes définissent la direction de projection pour la formation de l'image. Typiquement, le collimateur a une épaisseur de l'ordre de 53 mm et comporte des trous à section hexagonale de demi-largeur 1,3 mm.

Le collimateur permet donc d'obtenir une image projetée  
30 selon la direction définie par les orifices du collimateur en transformant le foisonnement anarchique des rayons gamma omnidirectionnels émis par les différents points de la source en une image latente monodirectionnelle.

La partie détecteur de la caméra disposée derrière le  
35 collimateur se compose essentiellement d'un scintillateur pour

convertir les rayons gamma en photons et d'un système de photodétecteurs pour convertir les photons émis par le scintillateur en impulsions électriques. Ainsi, la partie détectrice transforme l'image latente gamma en une image visible.

05           En d'autres termes, il existe, en première approximation, une relation bi-univoque entre une ligne de points de l'objet émetteur gamma disposés sur une même perpendiculaire au plan du collimateur et le point d'impact du ou des photons s'il existe, émis par cette ligne de l'objet observé, sur le  
10 photo-scintillateur.

          Si de nombreux perfectionnements ont été apportés à la partie détecteur de la caméra d'Anger pour augmenter sa résolution et diminuer ces distorsions et ces inhomogénéités de champ, le collimateur lui n'a que peu évolué restant dans son principe un  
15 milieu absorbant du rayonnement gamma percé d'une multitude de trous comme on l'a déjà indiqué. C'est pourtant le collimateur qui limite les performances des caméras actuelles. Ainsi, avec une résolution au niveau du cristal scintillateur de l'ordre de 4 mm, la résolution avec le collimateur n'est plus que de 10 mm et le  
20 rendement est diminué d'un facteur  $10^{-4}$ . La présence du type de collimateur décrit ci-dessus impose de plus un compromis draconien entre les deux facteurs constitués par la résolution et le rendement de la caméra. Cette disposition entraîne également une dégradation importante de la résolution avec la distance entre la  
25 source, c'est-à-dire l'organe à observer, et l'entrée de la caméra.

          Pour remédier à ces inconvénients, un objet de la présente invention est de fournir une gamma-caméra et, notamment, un nouveau collimateur de gamma-caméra qui permette d'augmenter la sensibilité de l'appareil d'un facteur pouvant aller jusqu'à 100.

30           Pour atteindre ce but, le système de gamma-caméra à haute sensibilité, selon l'invention, comprend une gamma-caméra comportant un collimateur, un détecteur disposé derrière le collimateur pour convertir les rayons gamma qui, ayant traversé le collimateur, frappent chaque point du détecteur, en signaux  
35 électriques et pour donner une indication de localisation du point

d'impact du rayon gamma émis et un ensemble de traitement des signaux électriques pour élaborer une image de l'émetteur de rayonnement gamma, et des moyens pour déplacer par pas successifs ladite gamma-caméra, et il se caractérise en ce que le collimateur  
05 comprend au moins un orifice dont la section droite a une dimension supérieure à la résolution recherchée, en ce que le pas de déplacement de la gamma-caméra est de l'ordre de grandeur de la résolution recherchée et en ce que les moyens de traitement comprennent des moyens pour mémoriser les signaux électriques recueillis avec  
10 leurs informations de localisation pour chaque position de la gamma-caméra et un ensemble de traitement pour traiter les informations ainsi mémorisées afin de reconstituer une fonction de densité de rayonnement émis de la forme :  $\rho(x,y,z)$  pour les coordonnées spatiales x, y et z correspondant au pas choisi.

15 On comprend qu'ainsi à travers le collimateur, le cristal scintillateur ou le matériau détecteur va recevoir pour chaque point de la source émettrice de rayonnement gamma non pas le seul rayonnement émis selon une direction donnée mais l'ensemble du rayonnement émis dans un angle solide sensiblement défini par la  
20 position de la source et l'ouverture de l'orifice ou des orifices ménagés dans le collimateur et cela pour chaque position de la gamma caméra. Ainsi, le nombre de photons recueillis est beaucoup plus élevé que dans le cas des gamma-caméras à collimateur parallèle.

25 En outre, cette technique, par un traitement convenable des différentes informations reçues, permet de reconstituer une image dans l'espace de la source d'émission gamma et non plus, comme avec les techniques antérieures une image plane correspondant à une projection de l'objet formant la source selon  
30 une direction donnée définie par les axes des orifices percés dans le collimateur.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention apparaîtront plus clairement à la lecture de la description qui suit de plusieurs modes de réalisation de  
35 l'invention donnés à titre d'exemples non limitatifs. La description se réfère aux figures annexées sur lesquelles :

- la figure 1 est un schéma simplifié de l'ensemble du système de gamma-caméra ;

05 - les figures 2a, 2b, 2c et 2d illustrent de façon schématique le principe de détection en fonction de la position du détecteur par rapport à l'objet à observer pour une acquisition plane élémentaire ;

10 - la figure 3 montre de façon simplifiée, en coupe par un plan vertical, une forme simple de réalisation d'un collimateur à un seul trou et le mode de repérage utilisé dans la présente description ;

- les figures 4a et 4b sont des schémas montrant les paramètres pris en compte pour établir les équations de base du fonctionnement de la gamma-caméra selon l'invention ;

15 - la figure 5 est une vue simplifiée en perspective illustrant l'acquisition des informations correspondant à deux sources ponctuelles de rayonnement gamma selon un plan vertical ;

20 - la figure 6 montre en perspective, sous une forme conventionnelle, la nature des signaux recueillis avant traitement correspondant aux deux sources ponctuelles montrées sur la figure 5 ;

- la figure 7 est une vue en perspective montrant les signaux obtenus après une première phase de traitement des signaux délivrés par la gamma-caméra ;

25 - la figure 8 est une vue en coupe verticale d'un premier mode de réalisation pratique de la gamma-caméra ;

- la figure 9 est une vue en plan du collimateur de la figure 8 ;

30 - la figure 10 est un schéma simplifié illustrant les limites de la résolution provoquée par l'épaisseur du cristal scintillateur ;

- la figure 11 est une vue simplifiée en coupe verticale d'un deuxième mode de réalisation de la gamma-caméra permettant d'éviter les inconvénients illustrés par la figure 10 ;

35 - la figure 12 est une vue en coupe verticale d'une variante de réalisation de l'orifice ménagé dans le collimateur ;

- la figure 13 est une vue simplifiée d'un collimateur

utilisable avec des émetteurs gamma de haute énergie ; et

- la figure 14 illustre une méthode tomographique pour améliorer la reconstruction de la fonction  $\rho(x,y,z)$ .

05 Avant de décrire en détails plusieurs modes de réalisation de l'invention, on va en exposer ci-après brièvement le principe de base.

Pour améliorer les performances des gamma-caméras, l'invention utilise les rayons gamma émis non plus dans une direction unique mais dans un angle solide de grandeur conséquente.  
10 On obtient cet effet grâce à un collimateur composé d'au moins un trou cylindrique ou cône de grande dimension, typiquement supérieure à 1 cm, suffisant pour augmenter la sensibilité d'un facteur  $10^2$ . Plus généralement, la section droite de chaque trou est supérieure à la résolution recherchée. L'information spatiale  
15 dégradée par les fortes dimensions de l'orifice ou des orifices du collimateur est codée par un déplacement du système constitué par le collimateur et le détecteur par rapport à la source radio-active de façon à explorer toute la surface à analyser avec un pas du même ordre de grandeur que la résolution recherchée. Les  
20 différentes informations recueillies successivement par le cristal scintillateur et les photo-multiplificateurs sont traitées pour reconstituer l'image à partir de ces données.

Le procédé décrit brièvement ci-dessus peut être rapproché du principe utilisé dans la tomographie axiale  
25 transverse. Dans cette technique, l'information spatiale de profondeur est codée par un mouvement du détecteur et reconstituée secondairement par un traitement, notamment informatique. De façon très simplifiée, dans la technique décrite ci-dessus, le mouvement sert à coder l'information planaire dans le plan du détecteur et  
30 le collimateur code l'information spatiale de profondeur, c'est-à-dire selon la direction perpendiculaire au plan du détecteur. Avec un tel type d'acquisition de données, on obtient un ensemble de données à quatre dimensions : deux données spatiales relatives à la position de l'ensemble détecteur collima-  
35 teur par rapport à l'objet supposé fixe et deux coordonnées

spatiales donnant la position du pixel sur le détecteur ayant reçu le photon.

Les schémas 2a à 2d illustrent ce mode de codage. Sur la figure 2a, on a représenté schématiquement l'objet à détecter 20 qui émet les rayons gamma et le détecteur mobile 22. La flèche F donne la direction du déplacement relatif du détecteur 22 par rapport à l'objet 20. Sur la surface S symbolisant l'interface entre les différentes positions du détecteur et l'objet 20 à analyser, on a représenté schématiquement les différentes positions  $C_{ij}$  occupées successivement par le détecteur 22. On a ainsi  $N \times N$  positions du détecteur 22 si  $i$  et  $j$  varient de 0 à  $N$ . Par ailleurs sur la figure 2c, on a montré que le détecteur 22 et plus précisément son scintillateur permettent de définir des surfaces élémentaires de détection ou pixel  $p_{kl}$ . Le détecteur 22 définit ainsi  $n \times n$  pixels si  $k$  et  $l$  varient de 0 à  $n$ . Sur la figure 2d, on a combiné symboliquement les différentes positions du détecteur 22 représentées chacune par un cône 24 et pour chaque position de détecteur les différents pixels  $p_{kl}$ . On obtient ainsi un ensemble de données formant une matrice de nombre à 4 dimensions à partir de laquelle on recherche l'objet à étudier pour les coordonnées  $x, y, z$  des différents points de la source émettrice.

Si l'on reprend le parallèle avec la tomographie axiale transverse qui consiste à acquérir une série d'images prises sous différents angles constituant un ensemble de nombres à trois dimensions pour reconstituer également un ensemble de nombres à trois dimensions (correspondant à la densité radio-active dans le cas de la tomographie d'émission). Dans le cas présent, c'est à partir d'une acquisition à quatre dimensions que l'on reconstruit un objet à trois dimensions.

Les problèmes de reconstitution d'images sont solubles si on obtient plus de données que de nombres à calculer. Plusieurs méthodes de calcul peuvent alors être utilisées. En ce qui concerne la reconstruction d'images tomographiques, on distingue par exemple la résolution du système linéaire par méthode directe ou itérative, les méthodes d'optimisation du type recherche du

maximum de vraisemblance et la méthode dite de rétroprojection filtrée. Cette dernière méthode est la plus employée car elle est rapide et limite autant que possible la propagation et l'amplification des erreurs.

05            Selon la présente invention, il a été développé une méthode additive dite de sommation-décalage qui, comme la rétro-projection filtrée, permet d'utiliser de façon additive toutes les données obtenues relatives à un point donné de l'objet à analyser, ce qui assure ainsi la pleine efficacité du rendement du détecteur  
10 en utilisant une plus grande partie du nombre de photons gamma émis par la source que dans le cas d'une gamma-caméra classique.

          Dans la description qui suit, afin d'alléger les formules et les explications et pour permettre de donner une représentation graphique des phénomènes intervenants, on s'est limité à une  
15 acquisition réduite obtenue par un détecteur supposé linéaire se déplaçant selon une direction pour étudier un plan de l'objet. Cette réduction de l'espace de travail n'apporte aucune simplification dans le principe du traitement et la méthode qui va être exposée est aisément transposable dans le cas général  
20 précédemment cité, c'est-à-dire dans le cas d'un objet à trois dimensions.

          La figure 1 montre sous une forme simplifiée l'ensemble du système de gamma-caméra.

          On a représenté par 30 l'objet à examiner qui peut, par  
25 exemple, être un organe d'un patient dans lequel on a injecté un traceur émetteur de rayons gamma. En face de l'objet 30, on trouve la gamma-caméra 32 constituée, comme cela est bien connu, successivement par un collimateur 34, et un détecteur constitué, dans l'exemple représenté sur la figure 1, par un dispositif  
30 scintillateur 36 et un ensemble photo-multiplicateur 38. L'ensemble de la gamma-caméra 32 peut être déplacé par rapport à l'objet 30, par exemple à l'aide d'un dispositif d'entraînement schématisé par la référence 40. Le dispositif d'entraînement 40 permet de déplacer la gamma-caméra dans un plan "horizontal"  
35 repéré par les axes  $xx'$  et  $zz'$  afin de balayer l'ensemble de

l'objet 30 comme on l'expliquera ultérieurement. Il suffit de retenir que le dispositif d'entraînement 40 est capable de déplacer la gamma-caméra 32 par pas successifs prédéterminés.

05 A la sortie de l'ensemble photo-multiplieur 38, on obtient une succession de signaux électriques représentatifs du point d'impact des photons sur la face d'entrée du scintillateur. Ces signaux sont donc représentatifs en première approximation des coordonnées  $x$  et  $z$  des points d'impact des rayons gamma pour chaque position de la gamma-caméra. Les signaux de position sont  
10 appliqués à un ensemble de traitement d'informations 42 qui peut être avantageusement un matériel informatique. On a représenté schématiquement par 44 une partie de la mémoire vive des moyens informatiques 42. En outre, on a référencé 46 le circuit de commande des moyens d'entraînement 40, ce circuit de commande 46  
15 recevant des instructions des moyens informatiques 42.

Comme on l'a déjà indiqué et afin de simplifier l'exposé de l'invention, on va décrire en se référant plus particulièrement aux figures 3 à 7 le mode de traitement du signal et l'acquisition des informations à l'aide d'une gamma-caméra supposée linéaire et  
20 permettant d'obtenir l'image de deux sources émettrices ponctuelles A et B.

Sur la figure 3, on a représenté schématiquement l'objet 30 à inspecter, le collimateur 34 et le cristal scintillateur 36 de la gamma-caméra. Dans ce mode de réalisation simplifié, le  
25 collimateur 34 comporte un seul orifice tronconique 50. Pour les besoins de l'explication de l'invention, la position de la gamma-caméra 32 est repérée par rapport à un système d'axes OX "horizontal" et OY "vertical", c'est-à-dire plus précisément perpendiculaire à la ligne de déplacement de la gamma-caméra. On  
30 repère un point du cristal scintillateur 36 par les coordonnées du point N exprimé en fonction de  $X$  qui est la valeur de  $x$  correspondant au point médian  $O'$  du cristal et  $Y$  qui représente l'abscisse du point N considéré par rapport à l'origine  $O'$ . Par ailleurs, à son entrée, l'orifice 50 présente un diamètre  $l$  et, à  
35 sa sortie, c'est-à-dire au niveau de la face d'entrée 36a du

scintillateur 36, l'orifice a un diamètre égal à L. En outre, la distance entre la face d'entrée du collimateur 34 et la face d'entrée 36a du cristal scintillateur est égal à p. On comprend ainsi qu'un point M de l'objet 30 à observer est représenté par les coordonnées x, y alors qu'un point N de la face d'entrée du cristal scintillateur est repéré par les coordonnées  $\chi, \nu$ .

Afin de mieux faire comprendre l'invention, en se référant à la figure 5, on va décrire l'acquisition, à l'aide de la gamma-caméra 32' supposée linéaire, du rayonnement gamma émis par deux sources ponctuelles A et B dans la tranche de l'objet d'épaisseur dz, le point B étant disposé dans le plan de la face d'entrée du collimateur, c'est-à-dire à la distance p de la face d'entrée du détecteur et ayant comme abscisse x la valeur 90 alors que le point A a comme abscisse 50 et comme ordonnée p+64.

Les figures 4a et 4b permettent de mieux comprendre la détermination des bornes d'intégration en x pour déterminer l'ensemble des rayons gamma reçus par le détecteur lors du déplacement de la gamma-caméra selon la direction  $\chi$ . Ces bornes correspondent aux expressions suivantes :

$$b_1 = + - Y/p( - 1/2), \text{ et} \\ b_2 = + - Y/p( + 1/2).$$

En outre, les bornes d'intégration en y sont p et  $\tau$  si  $\tau$  est la valeur de y correspondant au point de l'objet 30 le plus éloigné de la face d'entrée de la gamma-caméra.

Si on appelle  $\rho(x,y)$  la densité de source radio-active la réponse du système de détection que l'on appellera  $g(\chi, \nu)$  est donnée par :

$$g(\chi, \nu) = \int_p^{\tau} \int_{b_1}^{b_2} (\cos \theta / d^2) \rho(x,y) dx dy \quad (1)$$

Dans cette expression, le facteur  $\cos \theta / d^2$  représente le terme d'éloignement de la loi de Lambert,  $\theta$  étant l'angle d'inclinaison du rayon par rapport à la surface 36a du cristal de détection. Pour simplifier les raisonnements, dans les formules ultérieures on peut considérer comme constant le terme en

$\cos\theta/d^2$  qui, dans le cas d'un collimateur dont l'orifice est plus profond que large, ne présente que de faibles variations. De plus, cette approximation n'apporte aucun changement important dans le principe du traitement.

05 Le traitement effectué par le système informatique 40 consiste donc, à partir de l'ensemble des valeurs de  $g$  pour les différentes positions successives du collimateur et qui sont acquises dans la mémoire 42, a déterminé la valeur de  $\rho$  pour les différentes valeurs  $x, y$ .

10 Il suffit donc d'inverser l'équation intégrale pour obtenir l'expression  $\rho(x, y)$  à partir de la réponse du détecteur  $g(\chi, \nu)$ .

On va décrire ci-après une méthode préférée de résolution de cette équation.

15 Afin de mieux faire comprendre cette méthode, la figure 6 représente en perspective la réponse du détecteur respectivement au rayon gamma émis par la source ponctuelle B et par la source ponctuelle A dans l'espace repéré par les coordonnées  $\chi$  et  $\nu$  et par l'axe I sur lequel sont portées les nombres des impacts reçus par le détecteur. Comme on le voit sur la figure 6, la réponse du  
20 détecteur à la source B est une fonction créneau en  $\chi$  qui ne dépend pas de  $\nu$ . En effet, la source B est disposée dans le plan d'entrée du collimateur. En revanche, pour le point A situé à la distance 64 du plan d'entrée du collimateur, la région gauche du  
25 détecteur aperçoit la source B avant celle située à droite. On a donc une réponse dont la base dans le plan  $\chi$  et  $\nu$  est en forme de parallélépipède. Les intensités I sont constantes du fait qu'on a négligé les variations du terme  $\cos\theta/d^2$ . Sinon, l'intensité correspondant à la source B serait plus élevée que pour la source  
30 A puisque cette dernière est plus éloignée du plan d'entrée du collimateur.

Selon l'invention, le traitement des informations recueillies dans la mémoire par le détecteur consiste à réaliser une sommation décalage. Plus précisément, on décale les réponses  
35  $g(\chi, \nu)$  prises pour différentes positions du détecteur, c'est-à-dire

pour différentes valeurs de  $\chi$  en fonction d'un nouveau paramètre  $\zeta$ . Pour celà on effectue le changement de variable

$$\begin{aligned} \nu_2 &= \nu_1 \\ \chi &= \chi_1 + \nu_1 (\zeta/p-1) \end{aligned}$$

05 Puis pour chacune des valeurs de  $\chi$  et de  $\zeta$ , on effectue une sommation sur les différentes valeurs de  $\nu$ , c'est-à-dire pour  $\nu$  variant de  $-L/2$  à  $+L/2$  puisque la longueur du cristal détecteur selon la direction  $x$  est égale à  $L$ .

10 On obtient ainsi une fonction de  $\chi$  et de  $\zeta$ . La figure 7 montre l'image de cette fonction de  $\chi$  et de  $\zeta$  dans l'exemple considéré, c'est-à-dire pour les deux sources émettrices ponctuelles  $A$  et  $B$  et le détecteur étant linéaire. On voit que pour les deux images correspondant aux deux sources on retrouve une fonction créneau en  $\chi$  pour les valeurs de  $\zeta$  correspondant aux  
15 valeurs de  $y$  associées aux positions des sources ponctuelles. Pour les autres valeurs de  $\zeta$ , la réponse du système s'évase et diminue d'intensité. On obtient donc effectivement un étalement en des réponses non concordantes avec la position des sources émettrices, les réponses concordantes étant plus intenses et de pentes plus  
20 raides correspondant à une fonction créneau. Dans la suite des explications, on remplacera les coordonnées  $\chi$  par  $x$  et  $\zeta$  par  $y$  pour retrouver la densité reconstruite  $\rho(x,y)$ .

25 Dans l'étape suivante du traitement, on déconvolue l'image précédente par un créneau de demi-longueur  $ly/2p$  pour retrouver les fonctions Dirac initiales, c'est-à-dire les densités de rayons gamma émis par les deux sources  $A$  et  $B$ .

30 On voit donc qu'à partir de l'enregistrement des signaux impulsionnels émis par le détecteur pour l'ensemble des couples de coordonnées  $\chi, \nu$  du détecteur il est possible de reconstruire effectivement la fonction de densité d'émission  $\rho(x,y)$  pour l'ensemble des points sources de l'objet 30 dans la tranche (plan "vertical") considérée. Celà signifie que l'on obtient dans cette tranche d'épaisseur  $dz$  les valeurs de  $\rho$  pour chaque point de l'objet  $(x,y)$ , c'est-à-dire les mêmes résultats que dans le cas  
35 d'une tomographie et pas seulement une projection plane de l'image

de l'objet dans un plan perpendiculaire à l'axe du détecteur.

En fait la méthode décrite jusqu'ici n'est qu'approchée. En effet, les réponses produites dans les couches de l'image situées au-dessus ou en-dessous de la profondeur réelle de la source, bien qu'étalées ne sont pas nulles. On peut s'affranchir de cet effet par application de la méthode itérative décrite dans ce qui suit. Pour comprendre cette méthode on discrétise la coordonnée  $y$  qui varie ainsi de 1 à  $n$  par valeur entière. La densité de source devient  $\rho_i(x)$  où  $i$  représente l'ordonnée. Soit  $R_{ij}$  la réponse d'un point source situé réellement à l'ordonnée  $y_i$ , reconstruit dans l'ordonnée  $\sum_j$  après sommation décalage. Ainsi la réponse du système à l'ordonnée  $j$  s'écrit :

$$S_j(x) = \int_i \rho_i \otimes R_{ij}(x) \quad (2)$$

avec sommation sur les indices répétés ( $i$ ), et où  $\otimes$  représente le produit de convolution, cette équation exprime, ce qui a été vu précédemment, c'est-à-dire que la réponse du système varie avec la profondeur dans l'objet. Dans la reconstruction un point source s'étend sur toutes les profondeurs de l'image reconstruite. A la profondeur ad hoc la réponse est une fonction créneau, ce qui se traduit au niveau symbolique par un indice double :  $R_{ii}$ , et dans les autres cas la réponse à la forme d'un trapèze (réponse à deux indices différents). Si l'on effectue une transformée de Fourier de l'équation (2), les produits de convolution sont remplacés par de simples multiplications, et on reconnaît un système linéaire, qui peut s'écrire sous forme matricielle :

$$s = t.r$$

Le vecteur  $s$  (transformé de Fourier de  $S$ ) et la matrice (de fonctions)  $r$  (transformée de Fourier de  $R$ ) étant connus, on recherche le vecteur  $t$  (transformé de Fourier de  $\rho$ ).

Comme le système est de grande taille, une résolution directe peut s'avérer assez longue à l'exécution. En remarquant que les termes diagonaux sont les plus importants, on peut envisager d'utiliser une méthode itérative. Pour cela on divise chaque ligne par les termes diagonaux correspondants :

$$s_j/r_{jj} = t_j + \sum_{i \neq j} t_i r_{ij}/r_{jj} \quad (3)$$

ou

$$t_j = s_j/r_{jj} - \sum_{i \neq j} t_i r_{ij}/r_{jj} \quad (4)$$

05 Cette équation est facilement transformée en système itératif (méthode des approximations successives) et converge si les éléments diagonaux sont les éléments les plus importants, ce qui est le cas ici. Alors la première étape consiste dans l'espace direct en une simple déconvolution que nous avons déjà réalisée :

$$10 \quad t_j^{(0)} = s_j/r_{jj} \quad (5)$$

et les étapes suivantes s'écrivent :

$$t_j^{(n+1)} = s_j/r_{jj} - \sum_{i \neq j} t_i^{(n)} r_{ij}/r_{jj} \quad (6)$$

Bien que mathématiquement exacte, dans certains cas, il peut être assez difficile pratiquement de reconstruire la fonction recherchée  $\rho(x,y)$  à partir des données obtenues par le balayage plan d'un trou unique comme cela a été décrit en liaison avec la figure 5. En effet, si ce trou est profond et étroit, l'information en profondeur, c'est-à-dire selon la direction y perpendiculaire au plan du détecteur, est très faible. A l'inverse, si le trou est large et peu profond les différentes réponses associées aux positions successives de la gamma-caméra risquent de se confondre selon le sens de déplacement x.

20 Pour augmenter la fiabilité du traitement de reconstruction de la fonction  $\rho(x,y)$ , plusieurs méthodes peuvent être utilisées, méthodes qui peuvent être combinées entre elles.

La première méthode consiste à réaliser plusieurs acquisitions avec des trous de formes différentes. Des trous à axes inclinés par rapport au plan du collimateur peuvent être utilisés dans ce but.

30 Une autre solution consiste à utiliser une méthode se rapprochant de la tomographie axiale transverse selon laquelle le balayage plan décrit en liaison avec la figure 5 est répété dans plusieurs plans qui sont parallèles à l'axe TT' de l'objet à observer, c'est-à-dire, dans le cas particulier décrit, du patient. C'est ce qu'illustre la figure 14. On a référencé par

35

Po le plan de balayage de la figure 5 et par P (P1, P2, P3, P4...) les autres plans de balayage qui peuvent être repérés par le dièdre qu'ils forment avec le plan de référence Po. A titre d'exemple, le dièdre entre deux plans successifs de balayage peut être de l'ordre de 30 degrés, ce qui correspond à 12 plans de balayage pour faire tout le tour de l'objet à observer.

Si l'on appelle l'index d'un trou du collimateur et/ou de l'angle d'inclinaison du plan (P<sub>α</sub>) correspondant à un balayage plan donné, pour chaque valeur de α on obtient le système linéaire suivant, dans l'espace de Fourier :

$$s_{\alpha} = t \cdot r_{\alpha}$$

Dans cette expression s<sub>α</sub> et r<sub>α</sub> dépendent du paramètre α, c'est-à-dire du plan de balayage ou du trou considéré, mais la fonction t recherchée est indépendante de α.

On obtient ainsi un nouveau système linéaire en faisant la somme sur α de ces systèmes linéaires élémentaires. Par exemple si le collimateur comporte deux trous et si on effectue des balayages dans douze plans différents, α pourra prendre 24 valeurs différentes. Soit n ce nombre, l'équation (4) peut alors s'écrire :

$$\alpha n t_j = \sum_{\alpha} s_{j\alpha} / r_{j\alpha} - \sum_{i \neq j} \sum_{\alpha} t_i r_{i\alpha} / r_{j\alpha}$$

Ce système linéaire sera résolu par la méthode des approximations successives comme cela a été décrit précédemment mais avec un meilleur résultat. En effet, les termes non diagonaux donnent plutôt des réponses perpendiculaires au plan de détection qui ne s'ajoutent pas contrairement aux termes diagonaux. Selon ce mode de réalisation il va de soi que le dispositif de déplacement de la gamma-caméra doit de plus permettre un déplacement ayant une composante selon l'axe yy' perpendiculaire au plan xOz.

Dans la description détaillée précédente du mode de traitement selon la présente invention, on a considéré une "tranche" de l'objet en x,y et un détecteur linéaire. Cependant l'homme de l'art comprend que le même traitement peut être appliqué lorsqu'on l'étend à l'ensemble de l'objet (coordonnée z en plus) et

à un détecteur bi-dimensionnel pour obtenir la reconstruction de la densité d'émission  $\rho$  dans l'espace  $(x,y,z)$  à partir de coordonnées  $\chi$  et  $\lambda$  liées au centre du cristal scintillateur  $V$  et  $\gamma$  repérant chaque "pixel" du cristal.

05           Après avoir décrit le mode de traitement des signaux délivrés par la gamma-caméra, on va décrire plusieurs modes de réalisation de la gamma-caméra selon l'invention.

Les figures 8 et 9 montrent un premier mode de réalisation dans lequel la gamma-caméra comporte un cristal de  
10 détection plan. Dans ce mode de réalisation, le collimateur 70 a la forme d'un disque percé d'orifices 72 régulièrement répartis, ces orifices présentant un grand diamètre au sens défini précédemment. Chaque orifice 72 a une forme tronconique. L'ensemble du collimateur 70 est monté pivotant autour d'un axe de  
15 pivotement 74. Le collimateur 70 est entraîné en rotation autour de son axe 74 par l'intermédiaire d'une couronne dentée 71 coopérant avec un pignon 73 lui-même entraîné par un organe moteur non représenté sur la figure. On a représenté également sur la figure 8 le blindage 76 de la gamma-caméra, ainsi que le cristal  
20 scintillateur 78 disposé derrière le collimateur 70, un guide de lumière 80 et un ensemble de photo-multiplicateurs 82. On comprend ainsi que, par rapport à la partie de détection de la gamma-caméra formée par le cristal scintillateur et les photomultiplicateurs, le collimateur 70 tourne autour de l'axe 74. En outre, la  
25 gamma-caméra dans son ensemble est soumise à un mouvement de déplacement en translation éventuellement dans différents plans si une inclinaison du plan de balayage est requis. Si l'on revient à l'explication initiale correspondant à un détecteur unitaire à un seul orifice, on voit que la coordonnée  $\chi$  correspond en fait à la  
30 combinaison de deux déplacements consistant d'une part dans le mouvement de translation globale de la gamma-caméra et dans le mouvement de rotation du collimateur autour de son axe 74 pour réaliser les différentes positions  $C_{ij}$ .

Dans le mode de réalisation représenté sur les figures 8  
35 et 9, les axes  $72'$  des orifices 72 sont inclinés par rapport à

l'axe de rotation 74 du collimateur 70. Selon d'autres modes de réalisation du collimateur les orifices pourraient être tronçonniques ou cylindriques, ou encore une combinaison de ces deux formes, avec des axes parallèles à l'axe de rotation 74.  
05 Selon encore un autre mode de réalisation, les orifices peuvent présenter une section droite hexagonale.

Selon une autre caractéristique de l'invention, un espace peut séparer la face de sortie du collimateur 70a de la face d'entrée 78a du cristal. Cet agencement est très différent de la  
10 caméra de Anger. En effet dans cette dernière une telle disposition provoquerait un flou sur l'image. Ici l'algorithme de reconstruction s'en accomode fort bien, et on peut donc aménager un espacement pour agrandir l'image radiante recueillie par le cristal. Ce qui permet d'ajuster la taille du pixel (et la  
15 résolution objet) avec la résolution intrinsèque du détecteur. Il est en effet primordial d'avoir assez de données élémentaires pour permettre la reconstruction de tout le volume situé sous l'appareil, d'où un rapport nombre de pixels acquis sur nombre de voxels (volumes élémentaires) suffisant. Le reste du  
20 dispositif est semblable à une caméra de Anger classique. A ceci près qu'il faudra bien sûr soigner la dynamique de comptage, l'augmentation de sensibilité devant conduire à un taux de comptage accru. Un calcul préliminaire donnerait pour un collimateur de 95 mm d'épaisseur, avec 271 trous de 14 mm de rayon  
25 séparés de 1 mm et une résolution intrinsèque de 3 mm (résolution au niveau du détecteur), une résolution de 10 mm à 100 mm de profondeur dans l'objet et une sensibilité supérieure à  $7 \cdot 10^{-3}$  pour une source cubique de 200 mm d'arêtes. Par comparaison un collimateur à trous parallèles classique présentant la même  
30 résolution au niveau de l'objet nécessite 32000 trous hexagonaux de 1,3 mm de demi largeur, de 53 mm de profondeur et des cloisons de 0,2 mm d'épaisseur. Outre les difficultés considérables de fabrication d'un tel collimateur, on note que ces septa sont très fins, ce qui limite la qualité de la collimation (un tel  
35 collimateur est d'ailleurs totalement inefficace pour des rayons

gamma d'énergie supérieure à 200 Kev). Enfin, sa sensibilité est de  $3.10^{-4}$ , soit 20 fois inférieure au système de gamma-caméra selon l'invention. Les caractéristiques d'une telle configuration sont en fait limitées par l'inclinaison des rayons extrêmes. Plus  
 05 généralement, les orifices de grande largeur présentent une dimension supérieure à la résolution recherchée. Typiquement la face d'entrée d'un orifice du collimateur présente un diamètre ou une grande dimensions, de préférence au moins égale à 5 millimètres.

10 Dans la description précédente, on est limité par un aspect du problème lié à l'utilisation d'un collimateur à trous de grands diamètres qui est que, en raison de l'inclinaison de rayons extrêmes, l'effet de l'épaisseur  $e$  du cristal scintillateur sur la résolution du système ne peut plus être négligé. La figure 10  
 15 illustre ce problème. Sur cette figure on a représenté un collimateur 70 présentant un trou unique cylindrique 72 de rayon  $r$ , l'épaisseur du collimateur étant toujours égale à  $p$ . On a également représenté le cristal scintillateur 78 dont la face d'entrée 78a est située à la distance  $h$  du collimateur 70 et qui  
 20 présente une épaisseur  $e$ . On a représenté par  $R_1$  et  $R_2$  les deux rayons extrêmes définis par les bords du trou 72. On comprend que ces rayons sont les plus inclinés par rapport à la face d'entrée plane du cristal. Comme le montre les prolongements en pointillés des rayons  $R_1$  et  $R_2$  l'émission du photon peut se produire dans une  
 25 plage de distance  $f$ . Plus généralement, la résolution intrinsèque  $R_i$  du détecteur plan est donnée par la formule :

$$R_i/e = 2rt/p.$$

En outre la distance  $h$  est limitée par le nombre de pixels significatifs et par la résolution objet  $R_o$  à la distance  $d'$   
 30 considérée par l'expression :

$$h = R_i/R_o (p/2 + d') - p/2.$$

Il faut toutefois noter que l'incertitude sur la distance ne devient significative que pour un rayonnement gamma de grande énergie typiquement supérieure à 100keV. En effet pour les faibles  
 35 énergies, l'interaction se produit à proximité immédiate de la face d'entrée 78a.

Pour remédier à cet inconvénient, une solution illustrée par la figure 11 consiste à utiliser une gamma-caméra à détecteur en portion de calotte sphérique. Le collimateur 81 à un seul trou 83 est raccordé à un blindage extérieur 84. Le trou 83 est de forme tronçônique. Le scintillateur 86 présente une face d'entrée 86a en forme de calotte sphérique dont l'axe est confondu avec celui de l'orifice 83. Le scintillateur est par exemple formé par des fibres optiques scintillantes commercialisées par le CEA. La gamma-caméra comprend des photomultiplicateurs 88 disposés également sur une calotte sphérique et couplés au scintillateur 86 par un guide de lumière 90.

Dans le cas où le collimateur 81 comporte plusieurs trous 83 la face d'entrée 86a du scintillateur 86 définie autant de calottes sphériques qu'il y a de trous, chaque calotte sphérique présentant un axe de symétrie confondu avec celui du trou correspondant.

Une autre solution qui permet de conserver un scintillateur plan, tout en éliminant l'influence des rayons obliques sur la résolution intrinsèque du détecteur, consiste à déterminer la profondeur dans le cristal à laquelle a eu lieu l'interaction du rayon-gamma considéré avec le cristal scintillateur. Le brevet américain US-A-4 675 526 délivré le 23 juin 1983 au nom de J.G. Rogers et al pour "procédé et appareil de codage à 3 dimensions" décrit, dans le cadre d'un tomographe à émission de positron (PET), un tel procédé de calcul.

Ce procédé de calcul permet, pour une épaisseur donnée du cristal détecteur, de réduire les effets des rayons inclinés extrêmes d'un facteur proportionnel à la précision de la mesure. Par exemple pour un cristal d'épaisseur  $e = 10$  mm, la détermination de la profondeur de l'interaction avec une précision de 5 mm (moitié de l'épaisseur) permet d'utiliser des rayons présentant une inclinaison double sans changer la résolution du détecteur.

Du fait de l'utilisation de trous de grande largeur, les rayons s'appuyant sur le bord 102a de la face de l'orifice 102

débouchant dans la face 100a du collimateur auront une inclinaison importante et seront sources de diminution de la précision de localisation au niveau du détecteur. La figure 12 montre une variante de réalisation permettant d'optimiser le rapport sensibilité résolution de l'appareil. Selon ce mode de réalisation, le collimateur 100 présente un orifice tronconique 102 qui va en s'évasant vers le cristal scintillateur courbe 104. Ainsi l'angle  $\beta$  définissant la résolution intrinsèque du détecteur, qui est limité par le bord de l'orifice 102 débouchant dans la face 100a, a une valeur réduite alors que l'angle  $\gamma$  définissant la sensibilité, qui est limité par le bord de l'orifice 102 débouchant dans la face 100b du collimateur peut être rendu maximum. Par exemple, pour un collimateur à trou unique de 135 mm d'épaisseur, de 50 mm de rayon  $r_1$  à l'entrée et de 120 mm de rayon  $r_2$  côté détecteur, et en plaçant à une distance de 33 mm derrière ce collimateur, un cristal scintillateur de forme sphérique (avec 3 mm de résolution intrinsèque) ; on peut obtenir une résolution de 5 mm à 100 mm de profondeur dans l'objet, avec un rendement de  $1,5 \cdot 10^{-3}$ . Soit un rendement 10 fois supérieur à une gamma caméra classique avec une résolution 2 fois meilleure.

Un tel arrangement ne peut toutefois être envisagé que pour des rayons gamma de faibles énergies (même s'il est possible d'utiliser un élément de grand Z pour renforcer l'absorption au niveau de l'arête du collimateur, comme le tungstène). En effet les bords aigus du collimateur présentant alors un angle aigu seraient très vraisemblablement traversés par un rayonnement très énergétique.

Pour les rayonnements d'énergie très élevée, la figure 13 montre un mode préféré de réalisation du collimateur. La géométrie optimale de l'orifice 112 du collimateur 110 est de section circulaire, l'ensemble ayant la forme d'une portion de tore 116. Avec une telle configuration l'épaisseur du milieu absorbant augmente très rapidement dès que l'on s'éloigne du trou, et cette augmentation ne dépend pas de l'angle d'incidence du rayon.

Dans la description précédente, on a envisagé le cas où le détecteur de la gamma-caméra est constitué par la combinaison d'un cristal scintillateur et de photomultiplicateurs. Il va de soi qu'on ne sortirait pas de l'invention si les photomulti-  
05 plicateurs étaient remplacés par d'autres convertisseurs photons/impulsions électriques tels que des dispositifs à transfert de charges.

De même on ne sortirait pas de l'invention si le détecteur était constitué par un composant permettant la conversion  
10 directe rayon gamma/impulsion électrique, par exemple certains types de semi-conducteurs (photodiodes ou dispositif à transfert de charges) ou des chambres à étincelles. Dans ce cas la résolution intrinsèque du détecteur est très sensiblement améliorée.

15 En plus des avantages déjà mentionnés, il est important de souligner que, même en conservant la même résolution au contact du scintillateur, on améliore très sensiblement la résolution en profondeur dans l'objet observé.

20

25

30

35

REVENDEICATIONS

05 1. Système de gamma-caméra à haute sensibilité comprenant une gamma caméra comprenant un collimateur, un détecteur présentant une face d'entrée disposée derrière le collimateur pour  
10 convertir les rayons gamma ayant traversé le collimateur qui frappe chaque point dudit détecteur, en impulsions électriques et pour donner une indication de localisation du point d'impact du rayon gamma émis, et un ensemble de traitement des signaux électriques pour élaborer une image de l'émetteur de rayonnement  
15 gamma et des moyens pour déplacer par pas successifs ladite gamma caméra, caractérisé en ce que ledit collimateur (34, 70, 81, 100, 110) comprend au moins un orifice (50, 72, 83, 102, 112) dont la section droite a une dimension supérieure à la résolution recherchée, en ce que ledit pas de déplacement est de l'ordre de  
20 grandeur de la résolution recherchée, et en ce que ledit ensemble de traitement comprend des moyens (44) pour mémoriser les signaux électriques recueillis avec leurs informations de localisation pour chaque position de ladite gamma caméra, et des moyens de traitement (42) des informations ainsi mémorisées pour reconstituer une fonction de densité de rayonnement émis  $\rho(x,y,z)$  pour  $x,y,z$  correspondant au pas choisi.

2. Système de gamma-caméra selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit orifice est cylindrique ou à section droite hexagonale.

25 3. Système de gamma-caméra selon la revendication 1, caractérisé en ce que ledit orifice (50, 72, 83, 102, 112) est tronçonné et évasé vers ledit détecteur (36, 78, 86, 104).

30 4. Système de gamma-caméra selon la revendication 3, caractérisé en ce que ledit orifice tronçonné (112) est raccordé à la face avant du collimateur (110) par une portion de surface toroïdale (116).

5. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 4, caractérisé en ce que ledit collimateur (70) comporte une pluralité d'orifices (72).

35 6. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 5, caractérisé en ce que ledit collimateur (70)

comporte une pluralité d'orifices (72) dont les axes sont inclinés par rapport à l'axe (74) du collimateur.

05 7. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 5 et 6, caractérisé en ce que ledit collimateur (70) est monté rotatif.

8. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que ledit détecteur est du type à conversion directe présentant une face d'entrée.

10 9. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce que ledit détecteur comprend un système scintillant (36, 78, 86, 104) présentant une face d'entrée disposée derrière ledit collimateur.

15 10. Système de gamma caméra selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'il comprend disposé derrière ledit ensemble scintillant une pluralité de photo-multiplificateurs (88, 82).

11. Système de gamma caméra selon la revendication 9, caractérisé en ce qu'il comprend, derrière l'ensemble scintillant, un détecteur semi-conducteur.

20 12. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 8 à 11, caractérisé en ce qu'un espace (80) est ménagé entre la face arrière (70a) dudit collimateur et la face d'entrée (78a) du détecteur.

25 13. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que ladite face d'entrée (86a, 104a) du détecteur a la forme d'au moins une calotte sphérique.

14. Système de gamma-caméra selon la revendication 13, caractérisé en ce que l'axe de révolution de chaque calotte sphérique coïncide avec l'axe de chaque orifice.

30 15. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 14, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement de l'ensemble de traitement comprennent des moyens (42) pour appliquer à l'ensemble des informations mémorisées une fonction sommation décalage par un décalage des informations dans  
35 une direction spatiale parallèle au plan du collimateur pour les informations correspondant à chaque position de ladite

gamma-caméra, et sommation desdites informations décalées pour chaque position de la gamma-caméra.

05 16. Système de gamma-caméra selon la revendication 15, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement comprennent des moyens pour déconvoluer la fonction correspondant auxdites informations après sommation décalage avec un créneau en relation avec ledit décalage.

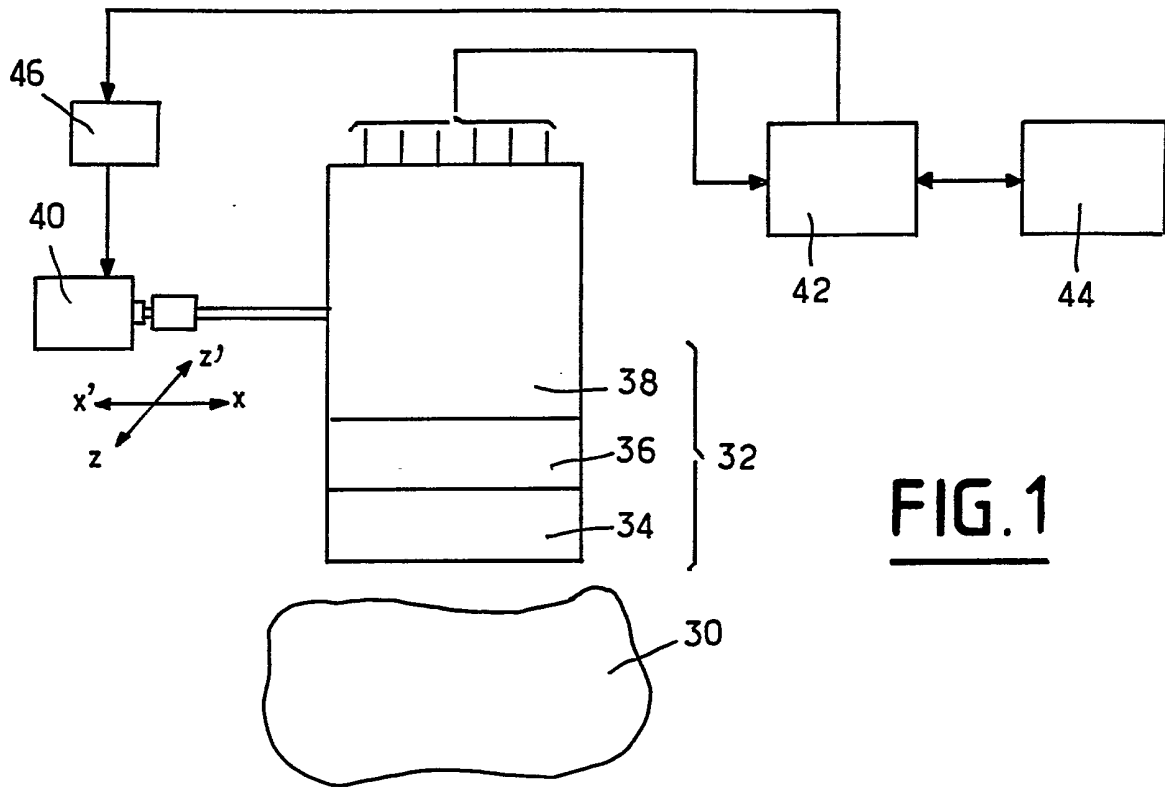
10 17. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 16, caractérisé en ce que lesdits moyens de déplacement (40) sont commandés (46) pour déplacer ladite gamma-caméra selon plusieurs plans de balayage ( $P_0$ ,  $P_1$ ,  $P_2$ ....) successifs parallèles à l'axe longitudinal ( $TT'$ ) de l'objet à observer et en ce que lesdits moyens de traitement (42) sont aptes à appliquer à l'ensemble des informations recueillies dans chaque  
15 plan un traitement tomographique.

20 18. Système de gamma-caméra selon l'une quelconque des revendications 1 à 17, caractérisé en ce que lesdits moyens de traitement (42) comportent des moyens de calcul de la profondeur dans le milieu détecteur du point d'interaction de chaque rayon gamma avec le milieu détecteur.

25

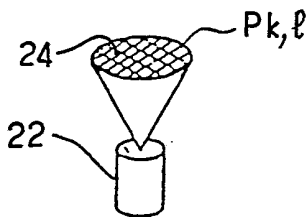
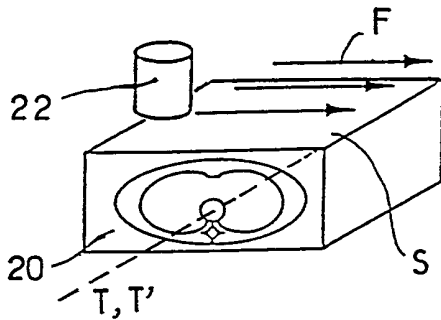
30

35



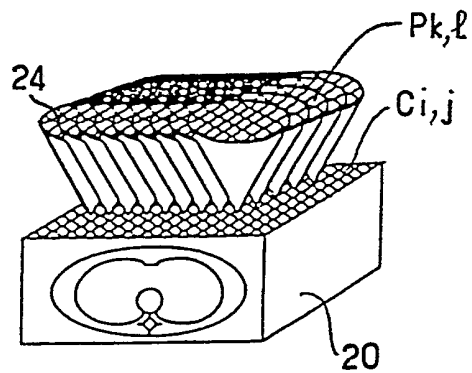
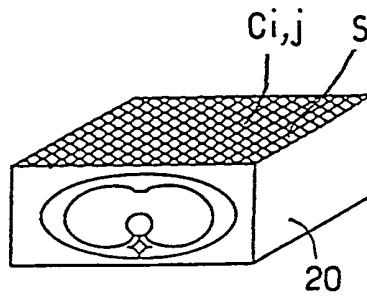
**FIG. 1**

**FIG. 2a**

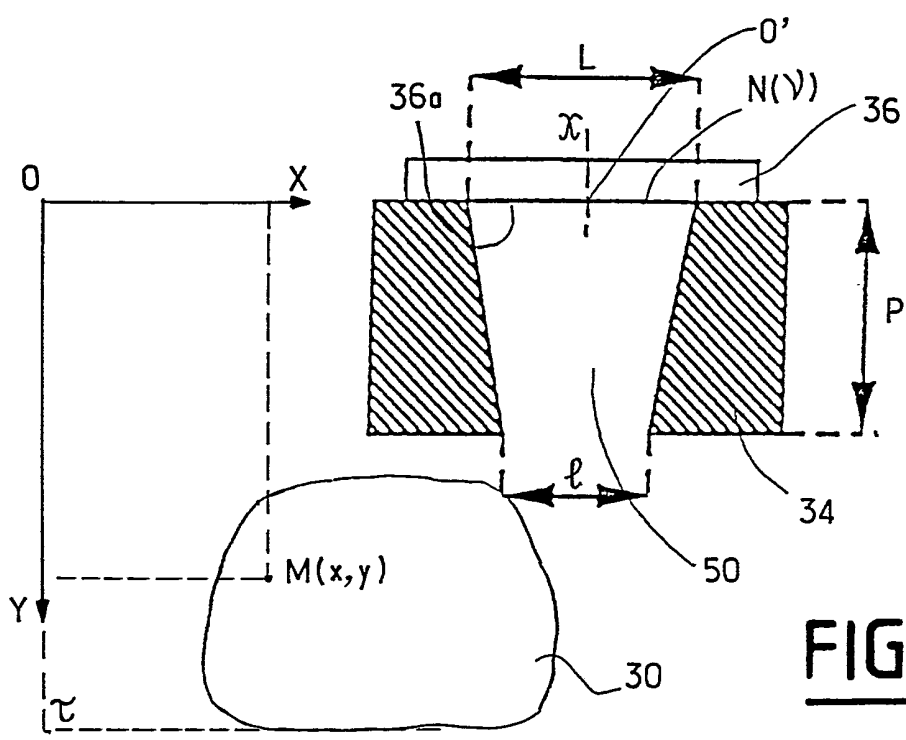


**FIG. 2c**

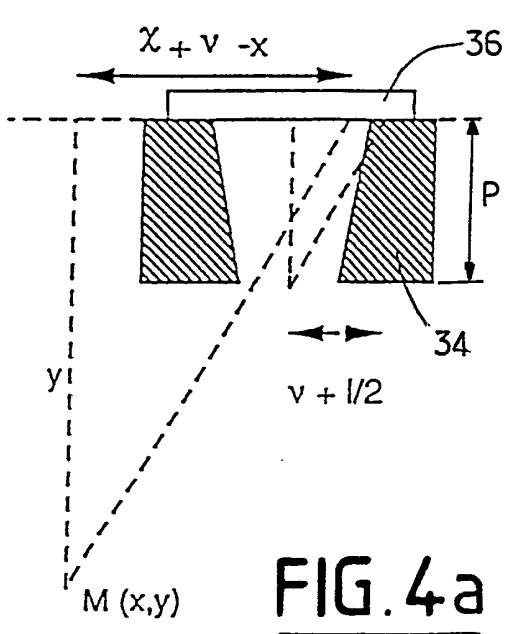
**FIG. 2b**



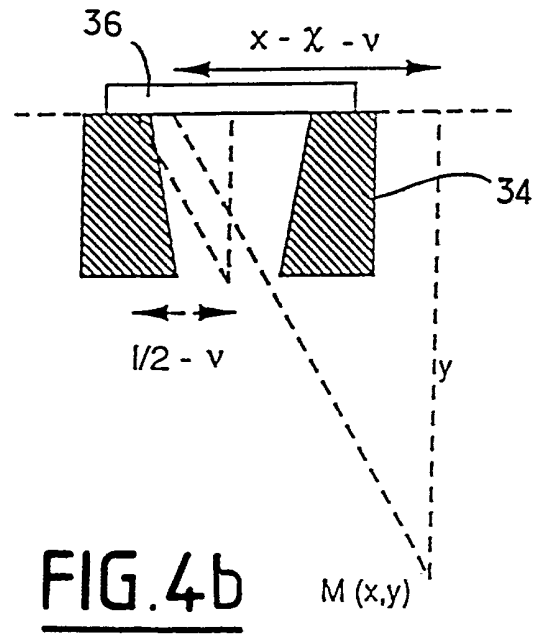
**FIG. 2d**



**FIG. 3**



**FIG. 4a**



**FIG. 4b**

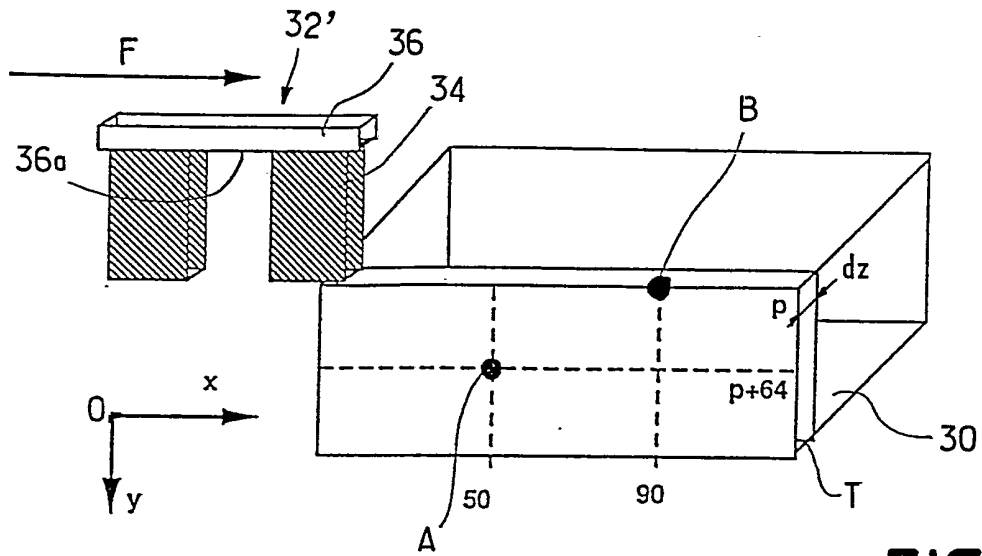


FIG. 5

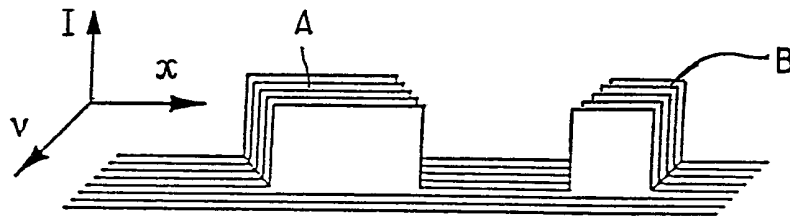


FIG. 6

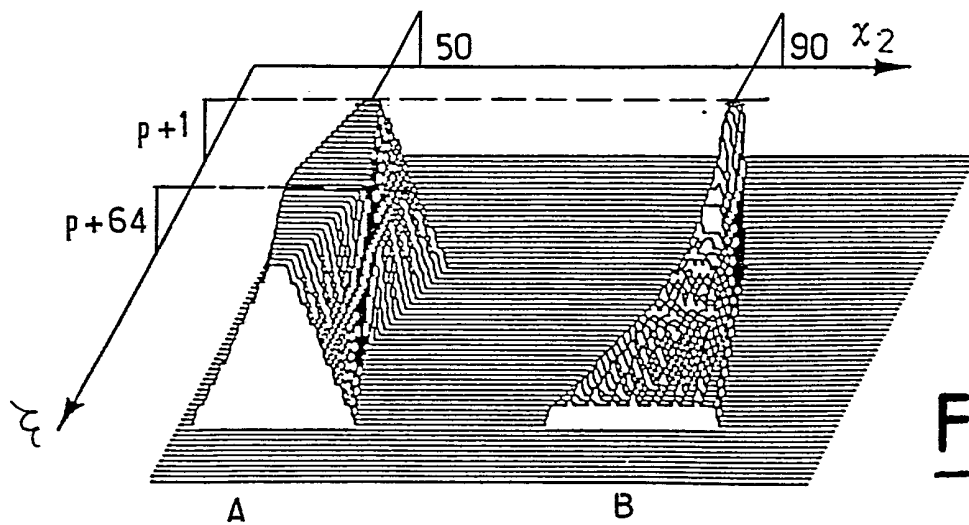
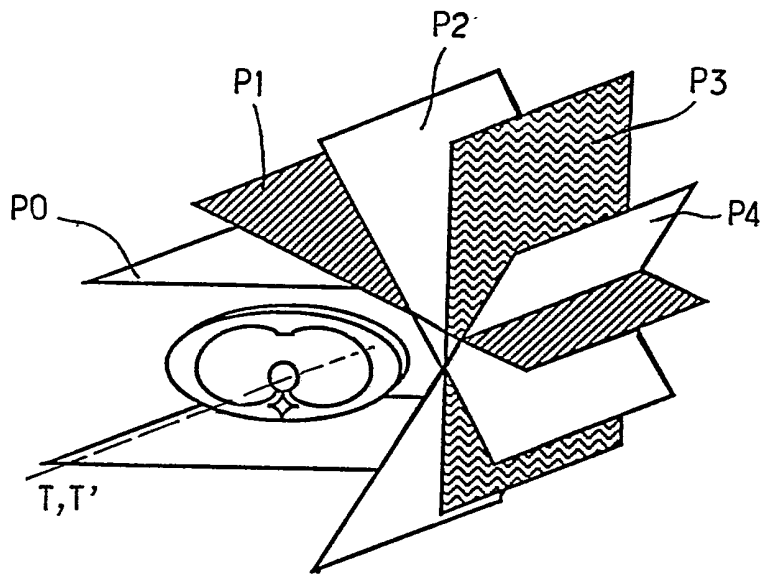


FIG. 7





FIG. 14



INSTITUT NATIONAL

RAPPORT DE RECHERCHE

de la  
PROPRIETE INDUSTRIELLE

établi sur la base des dernières revendications déposées avant le commencement de la recherche

FR 9102861

FA 458152

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		Revendications concernées de la demande examinée
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	
Y	WO-A-8 200 897 (LARSSON) * Abrégé; page 2, lignes 16-38; page 7, lignes 25-30; page 8, ligne 3 - page 10, ligne 38; page 12, lignes 14-17; figures *	1,2,5-7 ,9,10, 12,15, 18
Y	EP-A-0 090 594 (SHIMADZU CORP.) * Abrégé; page 6, ligne 19 - page 8, ligne 23; page 10, ligne 19 - page 12, ligne 7; figures *	1,2,5-7 ,9,10, 12,15, 18
A	EP-A-0 212 416 (SIEMENS) * Page 8, lignes 1-19; figures *	1-3,5,6
		DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.5)
		G 01 T
Date d'achèvement de la recherche		Examineur
19-11-1991		DATTA S.
<p>CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES</p> <p>X : particulièrement pertinent à lui seul                      Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie                      A : pertinent à l'encontre d'au moins une revendication ou arrière-plan technologique général                      O : divulgation non-écrite                      P : document intercalaire</p> <p>T : théorie ou principe à la base de l'invention                      E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date de dépôt ou qu'à une date postérieure.                      D : cité dans la demande                      L : cité pour d'autres raisons                      .....                      &amp; : membre de la même famille, document correspondant</p>		

EPO FORM 1503 03.82 (P0413)