

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

①1 N° de publication : **3 097 655**  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

②1 N° d'enregistrement national : **20 01010**

⑤1 Int Cl<sup>8</sup> : **G 01 T 1/164 (2019.12), G 01 T 1/202**

⑫ **DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

**A1**

②2 Date de dépôt : 31.01.20.

③0 Priorité : 19.06.19 US 16446471.

④3 Date de mise à la disposition du public de la  
demande : 25.12.20 Bulletin 20/52.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de  
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été  
établi à la date de publication de la demande.*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux  
apparentés :

Demande(s) d'extension :

⑦1 Demandeur(s) : **DAMAVAN IMAGING SAS — FR.**

⑦2 Inventeur(s) : **ILTIS Alain.**

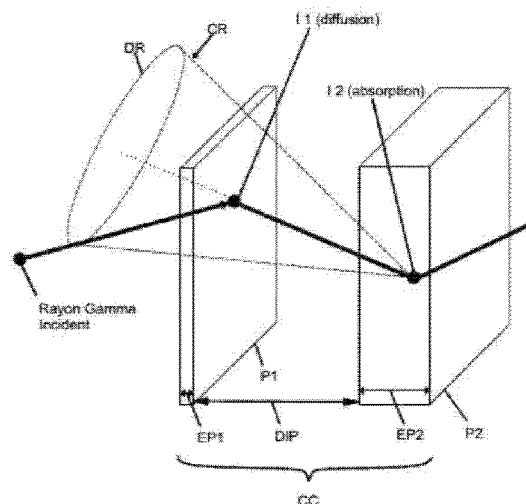
⑦3 Titulaire(s) : **DAMAVAN IMAGING SAS.**

⑦4 Mandataire(s) : **DEBAY IP.**

⑤4 **PROCEDE D'IMAGERIE UTILISANT CONJOINTEMENT UNE RECONSTRUCTION PET ET UNE RECONSTRUCTION COMPTON, DE PREFERENCE EN COMPTON 3D.**

⑤7 La présente invention concerne un dispositif, un système et un procédé d'imagerie PET et Compton, caractérisé par l'utilisation d'une localisation de zone dense par imagerie 3D Compton.

Figure à publier avec l'abrégié : Fig. 1



FR 3 097 655 - A1



## Description

### **Titre de l'invention : procédé d'imagerie UTILISANT CONJOINTEMENT UNE RECONSTRUCTION PET ET UNE RE- CONSTRUCTION COMPTON, de preference en compton 3D**

#### **Domaine technique**

[0001] La présente demande se rapporte au domaine de l'imagerie et plus particulièrement à l'imagerie de sources de rayons gamma. En particulier, l'invention concerne un système et des procédés d'imagerie par détection de rayons gamma combinant la détection de type caméra Compton et la détection de coïncidence de type Tomographie à Emission de Positron (PET). L'invention concerne en outre l'utilisation du système d'imagerie et/ou de détection dans les domaines notamment de l'astronomie, de l'industrie nucléaire et du médical.

#### **[0002] ARRIERE-PLAN TECHNOLOGIQUE DE L'INVENTION**

[0003] A l'heure actuelle, l'imagerie de sources de rayons gamma (dont l'énergie est généralement supérieure à 30 KeV) s'effectue essentiellement à des fins de diagnostic médical autour de trois techniques : Le PET, le SPECT et la Caméra Compton.

[0004] Le SPECT est basée sur la scintigraphie et permet de réaliser des images et des reconstructions en trois dimensions des organes et de leur métabolisme au moyen d'un ensemble de gamma caméras tournant autour d'un patient. Le SPECT peut utiliser plusieurs énergies de rayons gamma, mais le collimateur en plomb qui permet de connaître la trajectoire des rayons en absorbe plus de 99%.

[0005] Le PET utilise généralement un anneau de détecteurs segmentés. Pour le PET on utilise des composés radio-pharmaceutiques émetteurs de positrons. Ceux-ci donnent naissance à une paire de photons de 511 keV dont il est possible de localiser la source d'émission grâce à leur détection simultanée sur l'anneau de détecteurs (détection de coïncidence). Cependant les radioéléments utilisés pour le PET ont une vie brève et sont donc souvent coûteux. L'imagerie PET est une imagerie fonctionnelle qui est très attractive pour guider une intervention médicale par une image qui indique clairement où se situe la source du rayonnement que l'on observe. C'est le cas en particulier en Oncologie où l'émission des rayons est concentrée sur les tumeurs et permet de différencier ces dernières des tissus sains. De plus, l'imagerie PET est également largement utilisée en imagerie préclinique sur le rat ou sur la souris pour observer in vivo les processus biologiques. L'imagerie PET est d'ailleurs la technologie d'imagerie qui permet d'obtenir les images les plus précises actuellement (rapport signal/bruit et résolution angulaire), pour des rayonnements gamma énergétiques de 511 keV. En particulier, un des points clefs dans l'imagerie PET est la mesure précise

du temps de vol des photons 511 keV depuis leur lieu d'émission. Cette mesure de temps de vol est d'autant meilleure que l'épaisseur de scintillateur traversée est mince. Cependant, dans de telles configurations, une grosse part des photons n'est pas détectée correctement car la probabilité de détection croît avec l'épaisseur de scintillateur traversé. Cependant, les imageurs PET sont habituellement constitués d'un anneau complet autour du patient (ou tout objet) dont le diamètre est d'environ 80 cm pour une largeur de plus de 20 cm et une épaisseur de scintillateur de 20 mm. Cette configuration en anneau est imposée par le champ de vue très réduit du PET. En effet, seules les interactions en coïncidence entre deux détecteurs sont observées, ce qui impose un angle solide réduit. Cette configuration rend leur utilisation difficilement envisageable dans un contexte d'opération chirurgicale. Par ailleurs, les scanners PET sont très onéreux (de l'ordre de deux millions d'euros) du fait du volume de détecteurs nécessaires. D'autre part, dans le contexte de l'imagerie préclinique ou les dimensions du scanner sont beaucoup plus réduites, les doses de radioactivité injectées aux souris sont très importantes ce qui peut perturber les processus physiologiques que l'on souhaite observer. De même, pour une imagerie interventionnelle, il serait intéressant de pouvoir réduire de manière drastique la dose injectée (par exemple une dose inférieure ou égale à 1MBq) au voisinage de l'organe à traiter.

[0006] La caméra Compton, comme le SPECT, permet de faire une image quelle que soit l'énergie du rayonnement gamma, mais contrairement au SPECT, tous les photons peuvent contribuer à l'image. Cependant, les applications de la caméra Compton sont aujourd'hui encore souvent limitées, notamment à cause de son coût, du niveau élevé de bruit sur les images et de la difficulté d'obtenir des reconstructions précises. Plus généralement dans toutes les technologies ci-dessus, lorsqu'on utilise des cristaux scintillants pour réaliser une image de sources de rayonnement gamma, on se heurte à la nature probabiliste de l'interaction photon gamma/matière. Nous remarquons essentiellement deux effets. Le premier effet réside dans le fait que le photon gamma peut être absorbé à une profondeur quelconque sur son trajet de propagation (Effet « Depth of Interaction » selon la terminologie anglo-saxonne). Le deuxième effet consiste en ce que tous les systèmes d'imagerie actuels (matrice de pixels ou caméra d'Anger) reposent sur le postulat que l'endroit où a lieu le maximum d'émission de lumière est le lieu où le photon gamma a été détecté. Du fait de la déviation Compton, ce postulat est correct tant que l'on considère la valeur moyenne d'un grand nombre d'événements. Par contre, dans le cas d'un scanner de type PET, si l'on reconstitue la position d'un événement unique, l'erreur, sur la position, peut-être de plusieurs millimètres. La solution adoptée est alors de rejeter les événements pour lesquels l'énergie déposée n'est pas correcte. Cela conduit à rejeter un grand nombre d'événements. Des solutions, dites « d'imagerie temporelle » ont donc été développées, comme décrit notamment

dans les demandes de brevets français FR2997766 et FR3013125 en ce qui concerne le PET. De plus, concernant la technologie des caméras Compton, les demandes de brevet WO2016185123 et WO2017077164 décrivent des systèmes et procédés qui tirent avantages à la fois de l'imagerie temporelle, mais également de la combinaison de l'imagerie Compton et de l'imagerie PET. La présente demande propose donc des solutions pour pallier à certains des inconvénients de l'art antérieur, notamment en visant à fournir, de préférence à moindre coût, des dispositifs, systèmes et procédés dont l'utilisation est la plus variée possible et/ou qui permettent d'améliorer la qualité des images obtenues.

[0007]

[0008] Par ailleurs, une autre problématique générale et constante dans le domaine concerne la mesure du temps d'arrivée des premiers photons sur un pixel donné, car elle est importante pour la qualité des images obtenues à l'aide des signaux recueillis par les scanners PET et également pour les camera Compton temporelle. En particulier, le premier photon détecté dans un cristal permet de mesurer la coïncidence temporelle pour une émission à 511 keV et permet donc d'estimer le temps de vol des photons depuis la source (« Time of Flight » selon la terminologie anglo-saxonne). De plus, dans une logique d'imagerie temporelle, le temps d'arrivée des premiers photons sur chaque pixel permet de déterminer la position du disque (et donc du cône) des photons non diffusés, ce qui permet d'améliorer la précision de l'estimation de la position (notamment en « profondeur », c'est-à-dire parallèlement à l'axe d'imagerie sur lequel sont alignés les détecteurs PET).

[0009] L'utilisation de cristaux monolithiques pour des scanners PET présente de multiples avantages, tels qu'un accès aisé à la mesure de la profondeur, un coût réduit et un potentiel de résolution spatiale élevée, notamment en utilisant les informations relatives à la distribution des événements dans le temps (« imagerie temporelle », comme mentionné ci-dessus). Les cristaux scintillants les plus rapides sont aujourd'hui les halogénures de Lanthane, comme par exemple le CeBr<sub>3</sub> ou le LaBr<sub>3</sub>:Ce qui émettent jusqu'à 4 fois plus de photons pendant la première nanoseconde que le LYSO:Ce souvent utilisé actuellement dans le domaine. A ce titre, ces halogénures de Lanthane sont les meilleurs candidats pour l'imagerie temporelle. Cependant ces cristaux sont très délicats à mettre en œuvre car ils sont extrêmement sensibles aux conditions atmosphériques (notamment l'hygrométrie), ce qui restreint leur utilisation sous la forme de cristaux monolithiques.

[0010] Néanmoins, l'utilisation des cristaux monolithiques se heurte à un paradoxe en ce qui concerne la mesure du temps d'arrivée des photons. En effet, a priori, la mesure du temps d'arrivée des premiers photons devrait être plus précise dans un cristal monolithique que dans un détecteur sous la forme d'une matrice (i.e., pixelisée) de cristaux

scintillants, notamment du fait de l'absence de déviation optique depuis le lieu d'émission. Pourtant, dans un détecteur « pixelisé », le premier photon détecté par un pixel donné est très susceptible d'avoir subi de multiples réflexions sur les faces latérales du cristal avant d'être collecté par le photodétecteur et l'information sur le temps réel d'émission sera donc imprécise, voire totalement perdue. En revanche, dans un cristal monolithique, une fois la position de l'interaction connue, il est possible de déterminer un « disque des photons non diffusés » dans lequel la majorité des photons détectés n'a subi aucune perturbation (e.g., réflexion) entre leurs points d'émission dans la source et leurs points de collecte dans le photodétecteur. Le temps d'arrivée est par conséquent plus précis. Aujourd'hui, cependant, les résolutions temporelles mesurées avec des cristaux monolithiques sont inférieures à celles qui sont mesurées avec des réseaux de pixels.

- [0011] La présente demande propose également des solutions à ce problème paradoxal.
- [0012] Plus encore, la résolution spatiale, rapport signal/bruit des imageurs TEP sont limités par de nombreux facteurs : la thermalisation du positron, la non colinéarité de photons de 511 keV, la structure des détecteurs, la grande proportion des événements enregistrés dû aux coïncidences fortuites, aux paires diffusées. Ces événements non désirés affectent la mesure de l'activité et augmentent le bruit dans les images reconstruites.
- [0013] L'information temps de vol apporte des améliorations mais est limitée par la précision de la mesure de temps. Des études théoriques montrent que si l'on pouvait obtenir un temps de vol de 30 pico secondes, il n'y aurait plus besoin de reconstruction sophistiquée de l'image elle serait parfaitement claire.
- [0014] Par ailleurs le temps de vol est aujourd'hui peu pertinent sur les petits scanners (cerveau par exemple) ou imagerie petit animal le scanner faisant moins de 30 centimètres de diamètre. Le diamètre des anneaux TEP étant le facteur limitant pour l'imagerie très grands champs (chevaux, ...)
- [0015] Ce pendant du fait des mécanismes physiques de l'émission de lumière dans les scintillateurs, obtenir des temps de vols aussi faibles avec de cristaux suffisamment épais pour être efficaces (vingt millimètres environ) est loin d'être gagné et les progrès sont lents.
- [0016] Les meilleurs scanners TEP actuels ont un temps de vol de 240 picosecondes FWHM ce qui correspond à une longueur moyenne de LOR de six centimètres à comparer à quatre-vingt centimètres sans temps de vol.
- [0017] Dans ce contexte, il serait donc intéressant de proposer une imagerie PET qui présente moins d'inconvénients que l'art antérieur, en termes de temps d'acquisition, rapidité de convergence des algorithmes, qualité des images reconstruites, et possibilités d'imagerie petit champ (type petit animal, cerveau ...) et très grand champ

(chevaux, ...).

### **Exposé de l'invention**

- [0018] La présente invention propose un dispositif, système et procédé d'imagerie PET et COMPTON 3D permettant de palier au moins une partie des inconvénients de l'art antérieur.
- [0019] Le procédé d'imagerie « PET et Compton » ou inversement « Compton et PET », tel que divulgué dans le cadre de la présente invention, désigne un procédé d'imagerie utilisant conjointement une reconstruction PET et un reconstruction Compton 3D.
- [0020] A cet effet, l'invention concerne un procédé d'imagerie PET et Compton mis en œuvre par un dispositif comportant au moins un module PET en regard, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une caméras Compton réalisant au moins une vue Compton, les champs d'acquisition desdites vues PET et Compton possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager.
- [0021] Selon une particularité, ledit dispositif permet la réalisation des étapes suivantes :
- acquisition d'une vue Compton ;
  - localisation d'une zone dense et de son contour en trois dimensions ;
  - calcul de la carte 3D de probabilité de détection à partir de l'image Compton
  - détection en coïncidence par les cameras PET et association d'une ligne de réponse (LOR) ;
  - segmentation des LOR qui traversent la zone dense en utilisant la probabilité de détection déterminée par l'image Compton.
- [0022] L'invention concerne également un procédé d'imagerie PET et Compton mis en œuvre par un dispositif comportant au moins une caméra Compton réalisant au moins une vue Compton à partir d'au moins deux positions, de préférence trois, parmi trois positions connues réparties sur au moins un des trois axes (X, Y, Z) d'un trièdre, les champs d'acquisition desdites vues possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager.
- [0023] Selon une autre particularité, le dispositif ci-dessus décrit permet la réalisation des étapes suivantes :
- acquisitions suivant trois vues Compton distinctes ;
  - localisation d'une zone dense et de son contour en trois dimensions ;
  - calcul d'une carte 3D de probabilité de détection à partir de l'image Compton ;
  - détection en coïncidence par les cameras PET et association d'une ligne de réponse (LOR) ;
  - segmentation des LOR qui traversent la zone dense en utilisant la probabilité de détection déterminée par l'image Compton.
- [0024] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton comprend

une étape supplémentaire de filtrage des LOR traversant une zone dense en considérant de la probabilité d'association d'une LOR avec ladite zone dense.

- [0025] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton comprend au moins une caméra multi-captures Compton.
- [0026] Selon une autre particularité, dans les zones de l'image présentant un fort contraste, les LOR sont segmentés sur des longueurs inférieures ou égales à deux centimètres (cm).
- [0027] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton contient une méthode de reconstruction tomographique PET et Compton tenant compte d'au moins trois vues distinctes localisant l'objet à imager, définissant les contours de la zone dense et guidant la segmentation des LOR.
- [0028] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton contient une méthode de reconstruction PET et Compton dans laquelle ne sont retenues que les intersections de cônes issus de 3 vues différentes localisant l'objet à imager, définissant les contours de la zone dense et guidant la segmentation des LOR.
- [0029] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton contient une étape supplémentaire dans laquelle la localisation du lieu d'émission des photons est déterminée par l'intersection entre un cône Compton une LOR dans le cas par exemple où le radio-élément émet un photon gamma en coïncidence avec l'émission d'un positron (ex  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{41}\text{Sc}$ ...)
- [0030] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton contient une étape supplémentaire dans laquelle la localisation du lieu d'émission des photons est déterminée pour les radionucléides qui sont émetteurs d'au moins deux types de rayonnements par l'intersection entre un cône Compton une LOR.
- [0031] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton est capable de mesurer le temps de vol du photon en coïncidence avec l'émission PET.
- [0032] Selon une autre particularité, ledit procédé d'imagerie PET et Compton contient un processus de dépouillement Compton, utilisé dans le cas où l'intensité de la source est identique entre plusieurs vues, pour filtrer les évènements parasites pour lesquelles ladite intensité de la source ne satisfait pas à la loi de l'inverse des distances au carré, ne variant pas comme  $1/d^2$  sur chacune des vues,  $d$  étant la distance de la source à la caméra sur chacune des vues.
- [0033] Selon un mode de réalisation, l'invention concerne en outre un imageur PET et Compton comportant au moins une caméra Compton apte à réaliser au moins une vue Compton, au moins deux caméras TEP aptes à réaliser des acquisitions en coïncidence pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités ci-dessus décrites.
- [0034] Selon une autre particularité, ledit imageur comporte des caméras hybrides PET et Compton.

- [0035] Selon une autre particularité la caméra Compton à une résolution temporelle qui lui permet de mesurer le temps de vol depuis le lieu d'émission (cas des radionucléides générant l'émission d'une manière quelconque de 3 photons). Dans ce contexte l'intersection du cône Compton avec la LOR liée à la désintégration du positron donne deux segments de droite. Les temps de vol mesurés sur les deux détecteurs en coïncidence et sur la caméra Compton permettent alors souvent d'exclure un des deux segments de droite sur la base d'une discrimination basée sur les temps de vol (TOF).
- [0036] Selon une autre particularité, ledit imageur est couplé à une troisième modalité d'imagerie (CT-Scan ou IRM ...) facilitant la fusion d'images pour un meilleur diagnostic.
- [0037] Selon une autre particularité, au moins une des caméras Compton dudit imageur est montée sur au moins un dispositif muni d'au moins un moteur pouvant successivement et/ou simultanément se mouvoir dans toutes les directions de l'espace et être orienté suivant les angles d'Euler, soit en mode automatique, soit en mode manuel.
- [0038] Selon un autre mode de réalisation, l'invention concerne également l'utilisation dudit imageur PET et Compton selon au moins une des particularités décrites dans le domaine de la santé, dans le domaine vétérinaire et dans l'industrie.
- [0039] Selon un autre mode de réalisation, l'invention concerne l'utilisation dudit imageur PET et Compton pour réaliser des images avec au moins un traceur apte à générer des photons d'énergies différentes.
- [0040] Selon une autre particularité, l'invention propose des Kit d'améliorations d'imagerie, pour transformer les imageurs PET, les imageurs CT-Scan, les imageurs IRM compatibles avec le procédé selon les particularités décrites. Ledit Kit d'amélioration contient, un dispositif apte à réaliser au moins une vue, de préférence trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace.
- [0041] Selon une autre particularité, ledit Kit d'amélioration contient en outre un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur PET et dudit dispositif à trois vues Compton pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités décrites.
- [0042] Selon une autre particularité, ledit Kit d'amélioration contient un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur CT-Scan et dudit dispositif à trois vues Compton et deux caméras TEP pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités décrites.
- [0043] Selon une autre particularité, ledit Kit d'amélioration contient un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur IRM et dudit dispositif à trois vues Compton et deux caméras TEP pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités décrites.



## BREVE DESCRIPTION DES FIGURES

[0044] D'autres caractéristiques, détails et avantages de l'invention ressortiront à la lecture de la description qui suit en référence aux figures annexées, qui illustrent :

- [Fig. 1] est une représentation schématique d'une imagerie Compton classique de l'art antérieur,
- [Fig. 8] est une représentation schématique, de la reconstruction « classique » d'une des directions du trièdre (une vue = X), de Gauche à droite :
  - A) Largeur du cône correspondant aux erreurs de mesure
  - B) Intersection de 2 cônes vus par une même caméra présentant deux zones d'intersection étendues
  - C) Forme et volume de cette zone d'intersection correspondant au cas classique : La solution est dégénérée selon l'axe de visée
- [Fig. 9 a] est une représentation schématique de deux cônes selon deux vues distinctes.
- [Fig. 9.b] est la représentation schématique de la zone d'intersection de ces deux cônes et de son volume.
- Fig. 9.c] et [Fig. 9.d] sont les l'images de deux sources ( $^{22}\text{Na}$  et  $^{137}\text{Cs}$ ) détectés par deux vues distinctes selon un mode de réalisation de l'invention (image reconstruite (MLM/MLEM) à partir desdites deux vues selon l'axe X [Fig. 9.c], selon l'axe Z [Fig. 9.d]:
- [Fig. 10] est une représentation schématique de trois caméras Compton réparties sur les trois axes (X, Y, Z) d'un trièdre centré en O,
- [Fig. 11.a] est une représentation schématique de trois cônes selon trois vues distinctes.
- [Fig. 11.b] est une représentation schématique de la zone d'intersection desdits trois cônes et de son volume.
- [Fig. 12] représente un mode de réalisation de l'invention comprenant deux sources de 30 kBq, l'une de  $^{137}\text{Cs}$ , l'autre de  $^{22}\text{Na}$  séparées de 15 cm et observées depuis une distance de 50 cm.
- [Fig. 12.a] représente la coupe X-Z obtenue par reconstruction 3D « classique » en considérant toutes les intersections entre cônes Compton. La position des 2 sources est clairement visible mais l'image présente de nombreux artefacts.
- [Fig. 12.b] représente la même coupe X-Z obtenue par reconstruction selon l'invention n'utilisant que les intersections multi vues et montrant nettement la position des deux sources et la quasi disparition des artefacts.
- [Fig.13] est une représentation schématique d'un mode de réalisation double

émission de l'invention (la source de  $^{22}\text{Na}$  émet simultanément des photons gammas de 1,3 MeV et des  $\beta^+$  qui génèrent des photons de 511 keV) qui illustre un dispositif contenant deux caméras TEP détectent chacun un photon de 511 keV et une caméra Compton détectant le photon de 1,3 MeV pour une mise en œuvre du procédé de l'invention.

- [Fig.14] est une représentation schématique d'un mode de réalisation de l'invention et illustre un dispositif contenant deux caméras TEP détectent chacun un photon de 511 keV et trois caméras Compton localisant une zone dense centrée sur trièdre dont l'origine est le lieu d'émission de la source qui coïncide avec le point d'intersection des cônes Compton.

### **DESCRIPTION DES MODES DE REALISATION PREFERES DE L'INVENTION**

- [0045] La présente invention concerne un système et un procédé d'imagerie utilisant conjointement une reconstruction à coïncidence de type PET et une reconstruction mono-photonique à la même énergie (511 keV) de type Compton 3D. Par la détection de rayonnement gamma mis en œuvre par un dispositif comportant au moins un module de détection à coïncidence de type PET. Les deux parties du module PET sont en regard pour effectuer des détections en coïncidence de paires de photons. Ladite coïncidence dépend d'une fenêtre temporelle  $\Delta t$  (delta t) supérieure à la différence entre le temps d'arrivée  $t_2$  du second photon détecté par l'une des caméras TEP à celui  $t_1$  du premier photon détecté par l'autre caméra TEP ( $\Delta t = t_2 - t_1$ ). Système dit Time Of Flight (TOF).
- [0046] Dans certains modes de réalisation plusieurs paires de caméras PET peuvent être montées en regard formant un anneau, des arcs etc. L'objectif recherché dans ces modes de réalisations étant qu'avec ces dispositions des caméras PET, on réussit à cibler de volumes importants et couvrir de larges surfaces. Ainsi, on accélère les acquisitions. De plus la majorité des caméras PET classiques actuels sont réalisés suivant ce schéma.
- [0047] Dans certains modes de réalisation, le dit dispositif comprend en outre au moins une caméra Compton réalisant au moins une vue Compton, les champs d'acquisition desdites vues possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager.
- [0048] Dans certains modes de réalisation, ledit dispositif comprend une ou plusieurs caméras Compton réalisant au moins une vue Compton à partir d'au moins une position parmi trois positions connues réparties sur au moins un des trois axes (X, Y, Z) d'un trièdre ([fig.14]), les champs d'acquisition desdites vues possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager.
- [0049] L'objectif recherché étant de localiser et délimiter les zones denses avec le nombre de vues acquises, et requis pour appliquer la reconstruction 3D Compton enseignée dans

demande déposée le même jour par le même inventeur. Notamment les éléments ci-dessus :

- [0050] A cet effet, l'invention concerne un procédé d'imagerie Compton utilisant une ou plusieurs caméras Compton. Lesdites caméras Compton réalisent au moins trois vues [fig.10], [Fig. 11.c] (contenant les centres de capture CC1, CC2, CC3 [Fig. 10.]) à partir de trois positions connues réparties sur les trois axes (X, Y, Z) passant chacun par un des centres de capture d'une des caméras Compton. De manière avantageuse, la mise en œuvre dudit procédé permet la reconstruction 3D de l'image d'un objet à partir d'un minimum de vues, de préférence trois.
- [0051] Un avantage d'utilisation du procédé de la présente invention est de permettre de réduire le nombre de vues nécessaires à la reconstruction de l'image qui impose des contraintes (le temps, dose, coût, etc.). Par exemple, multiplier le nombre de vues a un coût, soit en temps de pause si l'on doit déplacer la caméra pour obtenir suffisamment de vues, soit en coût d'équipement si l'on utilise un équipement prenant simultanément plusieurs vues.
- [0052] Par une réduction de l'incertitude position par acquisition, la mise en œuvre du procédé de la présente invention permet de cumuler les avantages du mode de détection des caméras Compton, de la méthode de sélection originale et inédite des photons requis pour reconstruire l'image 3D.
- [0053] Selon une particularité, le procédé de la présente invention comporte une étape de reconstruction 3D Compton nécessitant moins de 10 photons/voxels pour reconstruire l'image. Ceci en partie en raison de la finesse de notre méthode de sélection des photons qui en réduisant l'incertitude de position par acquisition améliore la précision de localisation des photons gamma de reconstruction.
- [0054] Selon une autre particularité ledit procédé permet avec très peu de photons en comparaison avec les imageurs tomographiques classiques actuels, de reconstruire des images 3D de qualité meilleure ou tout au moins équivalente. Ainsi, en effectuant une acquisition simultanée des trois vues, on réduit de manière significative, par exemple dans le domaine médical, le temps, la dose et le coût généré uniquement par les soins, sans tenir compte du matériel.
- [0055] Un autre avantage non négligeable qui découle de cette précision améliorée de localisation lors de la mise en œuvre du procédé est qu'elle induit la réduction significative des temps d'acquisition.
- [0056] De plus, s'abstraire des nombreuses contraintes liées aux collimateurs mécaniques est avantageux et, permet aussi d'avoir de grands champs de vue sur l'objet à imager. Cet atout utilisé dans la présente invention permet facilement de couvrir en totalité les objets de grandes et de petites tailles qu'on désire imager avec un minimum de vues.
- [0057] La collimation électronique des caméras Compton améliore la sensibilité, en com-

paraison par exemple avec les caméras d'Anger car elle accepte les photons quelque soit leur angle d'incidence. Elle est aussi beaucoup plus robuste aux perturbations par des sources secondaires et/ou hors champ. En effet, il est possible d'exclure de la reconstruction les cônes qui contiennent une source secondaire à celle qu'on souhaite étudier, par exemple une source hors champ de mesure. En réalisant un tel traitement on obtient une image et un taux de comptage de la source principale très similaires à ce que l'on obtient en l'absence de source secondaire. Cette collimation électronique est donc apte à exclure des sources ou des photons non désirées et ne retenir que ceux utiles à la reconstruction de l'image pour un gain en qualité et en temps.

- [0058] Selon une particularité, le procédé de la présente invention comporte une étape de reconstruction 3D Compton nécessitant moins de 10 photons/voxels pour reconstruire l'image. Ceci en partie en raison de la finesse de notre méthode de sélection des photons qui améliore la précision de localisation des photons gamma de reconstruction pour une meilleure image avec moins de coups en comparaison avec les imageurs classiques du même type.
- [0059] Dans un mode de réalisation, de manière non limitative, il est possible de réaliser une image 3D à partir d'une seule position fixe c'est à dire une seule acquisition (mode planaire).
- [0060] Dans un autre mode de réalisation, il peut aussi être envisagé de réaliser une ou plusieurs reconstruction(s) tomographique(s) (axiale ou longitudinale) à l'aide du mode tomographique.
- [0061] Il peut être difficile dans certains cas, à l'aide d'une ou de deux vues seulement, de définir tous les contours d'un objet à imager, ce qui contribue à induire dans les images reconstruites un certain nombre d'artéfacts. Avec moins de trois vues échantillonnant les trois directions de l'espace, des informations peuvent être absentes ou mal résolues pour la reconstruction 3D d'un objet. Deux vues simultanées, même assez proches d'un même objet, permettent toutefois de lever l'indétermination en profondeur dans la reconstruction Compton et présentent de nombreux avantages (amélioration du rapport signal/bruit, réduction des artéfacts.).
- [0062] Selon une particularité, on réalise une de reconstruction Compton 3D à partir de trois vues, échantillonnant chacune une des trois directions de l'espace. Les temps d'acquisitions et les nombres de coups selon chaque vue définis au gré de l'utilisateur. Telle qu'illustré sur la [fig.1], I1 et I2 sont les deux points d'interaction et la direction de diffusion est donnée par la droite d (I1 I2) passant par I1 et I2. Le point d'absorption I2 sommet du cône Compton est le point repère localisant la position d'une des vues sur l'un des axes, les trois axes formant un trièdre dont l'origine O [Fig. 10.] est le point d'intersection desdits axes.
- [0063] La localisation précise du lieu d'émission du photon détecté est d'importance

cruciale. Pour une mesure idéale selon une vue, l'origine du photon absorbé est obtenue sur la surface du cône Compton (cône de sommet I2, d'axe d (I1 I2), et de demi-angle d'ouverture téta [fig.1]. En prenant en compte les incertitudes de mesure, l'origine dudit photon ne repose plus sur la surface du cône, mais se trouve à l'intérieur d'un volume entourant cette surface [Fig. 8.a].

- [0064] Avec deux interactions a1 et a2 de deux photons détectés issus d'une même source (S) détectées par la même caméra Compton, sur une même vue (mode 1D), on obtient deux zones d'intersection (z1 et z2) étendues des cônes Compton [Fig. 8.b.], montrant la dégénérescence de la solution suivant l'axe de prise de vue de la caméra Compton utilisée. Cette dégénérescence induit de nombreux artefacts principalement l'artefact de la source fantôme dans une image reconstruite. Un autre avantage du procédé de la présente invention est de permettre la levée de ladite dégénérescence.
- [0065] La taille des volumes d'intersection des cônes en imagerie Compton affecte la rapidité de convergence des algorithmes de reconstruction utilisés.
- [0066] Les modes 1D, 2D, 3D décrits ci-dessous doivent être compris comme étant le nombre de directions spatiales de prise(s) de vue(s). Mode 1D pour prise(s) de vue(s) dans une seule direction ; mode 2D prise(s) de vue(s) dans 2 directions : et mode 3D pour prise(s) de vue(s) dans trois directions.
- [0067] Mode 1D (prise(s) de vue(s) dans une seule direction)
- [0068] Selon une variante, deux photons gammas issus de la même source sont détectés par une caméra Compton selon un des axes du trièdre (mode 1D). Pour une reconstruction Compton classique (en mode 1D), les volumes d'intersection des cônes sont assez importants. Par exemple, 2240 cm<sup>3</sup> pour le volume d'intersection suivant une vue [Fig. 8.c].
- [0069] Mode 2D (prise(s) de vue(s) dans 2 directions :).
- [0070] Selon une autre variante, les deux photons gammas sont détectés soit par deux caméras Compton différentes, chacune suivant un des trois axes du trièdre, soit par une seule caméra Compton apte à réaliser successivement deux vues, chacune suivant deux axes différents du trièdre ([Fig. 9.a] ; [Fig. 9.b]).
- [0071] Une telle disposition des caméras Compton permet d'avoir deux prises de vue distinctes suivant deux axes d'un plan passant par l'objet à imager, les détails de l'objet à imager sont mieux circonscrits, mieux définis et mieux résolus qu'en mode 1D.
- [0072] Avec deux vues selon X et Y à 90° l'une de l'autre, on a un volume d'interaction des cônes Compton de 1327 cm<sup>3</sup> [Fig. 9.b]. Inférieur à celui obtenu de l'intersection des cônes Compton en acquisition 1D. Par ailleurs de nombreuses valeurs de X et Y sont exclues, la solution n'est plus dégénérée selon les axes d'observation. Un avantage de ce mode de réalisation est d'accélérer la convergence de l'algorithme de reconstruction.
- [0073] Les [Fig. 9.c] et [Fig. 9.d] sont les vues et les images obtenues de la reconstruction

2D classique à partir des vues selon X et selon Y à  $90^\circ$  l'une de l'autre. Toutes les intersections entre les cônes sont considérées comme valides. Les vues sont prises suivant les axes X et Y et l'image montrée selon l'axe Z où l'on ne dispose d'aucune observation.

- [0074] Un des avantages de ce mode réalisation (reconstruction 2D classique) est de mettre en évidence trois problèmes, une ligne d'artéfact selon l'axe de vue, l'image de la source ponctuelle n'est pas sphérique et présente une distorsion selon les mêmes axes que l'artéfact, le temps de calcul de l'image est très long.
- [0075] Un lissage peut alors être envisagé pour réduire les artéfacts et de meilleures statistiques mais ils resteront problématiques dans le cas d'une source étendue dont on souhaite reconstituer la forme.
- [0076] Les [Fig. 9.c] et [Fig. 9.d] montrent que ce défaut est réduit si on observe selon l'axe X ou Y ou sont réalisées les observations (vues). Ces défauts sont d'origines diverses, la mauvaise définition des contours de l'objet à imager induit des défauts naturellement moins importants suivant l'axe de vue mais plus important si on n'est pas dans l'axe de vue, l'intersection de la paroi du cône (par exemple issue de Y) qui ne contient pas la source avec l'angle de vue (X dans ce cas). En effet l'angle de prise de vue est dense en cônes selon X, mais pauvre en intersection de cônes issus de Y.
- [0077] Dans ce mode de réalisation, deux phénomènes intéressants sont mis en évidence, la taille de la tâche qui contient la source est réduite par rapport à une observation selon un seul axe (la résolution spatiale est supérieure).
- [0078] Un avantage de ce mode de réalisation est qu'il permet de positionner correctement l'objet avec un nombre très faible de photons (une dizaine seulement par voxel contre une 50 pour une image sur au moins une vue simple par exemple).
- [0079] Selon une autre particularité, ne sont considérées que les intersections de cônes provenant des vues X et Y dans la reconstruction. Toutes les intersections X-X et Y-Y sont éliminées, ce qui a pour effet d'améliorer la précision de localisation de la source, d'accélérer la convergence de l'algorithme, et de réduire les artéfacts dus aux sources fantômes.
- [0080] Selon une autre particularité, une observation selon l'axe Z réduit davantage les artéfacts. En effet, avec cette observation complète il n'y a plus de direction particulière selon une vue et l'artéfact est beaucoup moins marqué. Ainsi, une solution que propose le procédé est, pour limiter ce problème, d'observer le système selon l'axe Z.
- [0081] Mode 3D (prise(s) de vue(s) dans trois directions).
- [0082] Selon une autre variante, trois photons gammas issus de la même source sont détectés, soit par trois caméras Compton différentes, chacune suivant un des trois axes du trièdre ([fig.10] ; [Fig. 12]), soit par une seule caméra Compton apte à réaliser trois

vues, chacune suivant trois axes différents du trièdre, soit par deux caméras, l'une réalisant une vue suivant un des axes du trièdre et l'autre réalisant successivement les deux autres vues respectivement sur les deux autres axes du trièdre. Ces différentes options de disposition des caméras Compton ont pour but de recouvrir toutes les configurations envisageables pour au final permettre d'obtenir trois prises de vue distinctes suivant les trois axes d'un trièdre.

- [0083] Selon un mode de réalisation, les vues peuvent être acquises, soit simultanément par trois caméras Compton distinctes, soit séquentiellement par un déplacement d'au moins une caméra Compton sur lesdits 3 axes X, Y et Z du trièdre.
- [0084] Selon un mode de réalisation, le lieu d'émission (S) du photon détecté coïncide avec le point d'intersection (O) des axes X, Y et Z origine du trièdre [fig.10].
- [0085] Selon un autre mode de réalisation, ledit trièdre est un trièdre aux axes X, Y et Z orthogonaux définissant trois directions de l'espace. Trois vues suivant les trois directions de l'espace constituent des conditions optimales d'observation pour une source donnée située à origine dudit trièdre, Dans le cas où le champ de vue est transparent au rayonnement, les vues dessus et dessous sont équivalentes en information, et sont celles où les axes joignant la source à la caméra constituent un trièdre orthogonal.
- [0086] Dans un mode de réalisation, on observe simultanément la source selon les 3 axes du trièdre et on ne considère que les intersections qui comprennent les trois angles de vue, il n'existe dans le cas le plus général que 8 solutions ponctuelles possibles pour la source dans l'espace, 8 zones restreintes si les cônes ont une certaine épaisseur due aux incertitudes [Fig. 9.a].
- [0087] Dans le cas où les 3 prises de vues sont réalisées de telle manière que l'angle du trièdre entre les 3 caméras et la position de la source est de  $90^\circ$ , Il y a deux zones positions possibles qui sont dans une gamme de distance à chacune des vues relativement réduites. Les solutions ne sont plus dégénérées dans aucune direction. Le volume de la zone des solutions est plus réduit que dans les modes 1D et 2D. Avec trois vues, le volume d'interaction des cônes Compton [Fig. 11.b] est de  $360 \text{ cm}^3$ , environ 20 fois inférieur à celui obtenu de l'intersection des cônes Compton en mode 1D et 2D. Ceci accélère davantage la convergence de l'algorithme de reconstruction classique utilisé. De plus la résolution spatiale des images reconstruite est améliorée en passant d'une reconstruction 2D à une reconstruction 3D.
- [0088] Selon une autre variante de réalisation, le procédé contient une méthode de reconstruction Compton dans laquelle ne sont retenues que les intersections de cônes issues de vues différentes. Un des avantages étant par exemple, l'amélioration de la précision de localisation de la source qui permet une meilleure réduction des artéfacts de source fantôme dans l'image reconstruite.

- [0089] Si on compare 2 intersections de cônes en mode 3D contenant une même source mais correspondant à deux groupes de photons différents, la probabilité que les solutions « fantômes » coïncident est très faible. La technique de reconstruction va donc converger avec un nombre très limité de photons. (Dans une moindre mesure c'est aussi le cas quand on considère toutes les intersections).
- [0090] On passe d'une technique d'imagerie basée sur une approche probabiliste qui nécessite un nombre important de photons (50 pour une image 1D) à une technique d'imagerie quasi déterministe qui pourrait fournir une image correcte avec moins de 10 photons/voxel. Un autre avantage qui en découle est de permettre de détecter de manière certaine une faible contamination avec un nombre réduit de photons.
- [0091] Le voxel étant l'unité d'image volumique dont la géométrie peut varier à souhait de manière non limitative (cubique, cylindrique, sphérique, etc.).
- [0092] Un autre intérêt d'imposer la présence de cônes provenant des 3 vues pour considérer une zone d'intersection comme valide, est que cela va considérablement accélérer la convergence de l'algorithme de rétroprojection en supprimant les zones non pertinentes pour localiser la source.
- [0093] Un autre intérêt est que cette réduction des incertitudes amène à réduire les dimensions de la tâche qui contient l'image de la source. Avec trois vues on a une meilleure résolution angulaire de la caméra Compton.
- [0094] Selon une autre variante, ledit procédé d'imagerie Compton contient en outre un processus de dépouillement Compton, utilisé dans le cas où l'intensité de la source est identique entre plusieurs vues, pour filtrer les événements parasites pour lesquelles ladite intensité de la source ne satisfait pas à la loi de l'inverse des distances au carré, ne variant pas comme  $1/d^2$  sur chacune des vues,  $d$  étant la distance de la source à la caméra sur chacune des vues.
- [0095] Lorsque l'on observe une source donnée simultanément à partir de plusieurs points ou si l'intensité de la source de radiation n'est pas significativement variable durant le temps d'observation et les positions relatives des prises de vues dans l'espace sont précisément connues, il est possible d'exclure certaines des solutions issues des intersections de cônes en tenant compte de la loi de variation du nombre de photons détectés avec la distance.
- [0096] En particulier, si les vues de la source sont simultanées, il est possible dans la plupart des cas de déterminer laquelle des deux solutions est la bonne car le nombre de photons détectés par chaque caméra doit varier comme  $1/d^2$  en fonction de l'éloignement de la source, ce qui n'est pas en général vérifié pour la source « fantôme ».
- [0097] L'utilisation de cette règle en  $1/d^2$  permet d'exclure un certain nombre de solutions principalement celles qui sont générées par les sources fantômes.



- [0098] Une autre variante d'utilisation de cette règle en 1/d2 permet dans la présente invention d'affiner les résultats de métrologie des flux de photon, de mesure d'activité, de localisation précise et identification de diverses types sources et points chauds.
- [0099] Dans le cas où l'objet à imager présente une absorption notable du rayonnement, les vues selon l'axe X et selon l'axe -X ne sont pas nécessairement équivalentes et doivent être observées. Dans ce cas on pourra être amené à réaliser 6 vues, voire plus selon l'importance de l'absorption du rayonnement.
- [0100] A contrario, l'atténuation due au rayonnement diffusé (imagerie médicale) n'est pas gênante puisqu'il est possible d'obtenir des images quantifiées du rayonnement diffusé.
- [0101] La présente invention concerne en outre un imageur Compton comportant au moins une caméra Compton, apte à réaliser au moins trois vues successives ou simultanées et mettant en œuvre le procédé d'imagerie Compton selon les particularités ci-dessus décrites.
- [0102] Ladite zone dense pouvant être localisée en utilisant une vue Compton, deux vues Compton, de préférence au moins trois vues Compton, la précision de localisation selon l'axe de visée de la caméra Compton étant faible. De plus, avec au moins 3 vues Compton, les artéfacts sont réduits, les contours mieux définis, et la reconstruction 3D Compton plus rapide et bien meilleure.
- [0103] Selon un autre mode réalisation, ledit dispositif comprend au moins une caméra Compton multi-capture (utilisant au moins deux positions de captures d'imagerie Compton réalisées à partir d'au moins deux emplacements différents). Ce mode de réalisation permet de définir plus facilement de définir une géométrie souhaitée pour délimiter la zone dense localisée. Par exemple, pour une vue réalisée avec une caméra Compton binoculaire (deux têtes de captures) il est plus aisé de définir des géométries cylindriques pour les voxels desdites zones denses localisées par ces caméras Compton binoculaire. Ainsi on améliore la qualité des images reconstruites.
- [0104] Selon un mode de réalisation, ledit dispositif est apte à localiser une zone dense en utilisant l'intersection des cônes issus de diverses vues distinctes et apte à délimiter le contour de ladite zone dense ([fig.14]).
- [0105] Selon un mode de réalisation, ledit dispositif est apte à quantifier l'activité présente dans ladite zone dense en comptant le nombre de cônes et ainsi à estimer la distribution du radio traceur dans dite zone dense.
- [0106] Selon un autre mode de réalisation, ledit dispositif est apte à effectuer des détections en coïncidence par les cameras PET et d'associer à chacune une ligne de réponse (LOR) ([fig.13]).
- [0107] La reconstruction 3D Compton ci-dessus décrite est utilisée pour reconstruire l'image 3D de la zone dense localisée et ensuite calculer une carte 3D de probabilité de

détection à partir de l'image.

- [0108] La reconstruction 3D Compton donne une carte de densité 3D des interactions valides (multi-vues par exemple) issue des événements Compton détectés. Cette carte permet de calculer voxel/voxel une carte de probabilité de présence d'émission gamma dans ce voxel. Le filtrage est effectué en affectant à chaque segment de la LOR PET traversant le voxel Compton la probabilité associée. Ce processus de filtrage est similaire à celui qui est utilisé dans les scanners PET type Time of Flight. Dans ces scanners pour chaque LOR on définit une distribution de probabilité de position de la source en fonction des temps d'arrivée relatifs des photons sur les deux détecteurs en coïncidence.
- [0109] Dans le cas d'une source ponctuelle isolée dans l'espace, en admettant une résolution spatiale de la caméra Compton d'un centimètre (cm) sur chaque vue 2D, on peut positionner la source dans un voxel 3D d'un centimètre cube (cm<sup>3</sup>). Dans ce cas l'intersection de la LOR d'un PET avec ce voxel donnera un segment de droite d'une longueur de 1 cm FWHM. Cette longueur correspond à un temps de vol de la lumière de 30 pico seconde (ps).
- [0110] Selon un mode de réalisation, ledit dispositif est apte à sélectionner un faisceau sur la base d'une pluralité de LOR et de la zone d'intersection entre ledit faisceau et ladite zone dense.
- [0111] Selon un mode de réalisation, le procédé d'imagerie PET et Compton comprend une étape supplémentaire de filtrage électronique des LOR traversant une zone dense en considérant de la probabilité d'association d'une LOR avec ladite zone dense.
- [0112] Selon un mode de réalisation, ledit dispositif est apte à segmenter des LOR du faisceau traversant ladite zone dense. En délimitant ladite zone dense où il y a forte concentration d'activité, on localise la source. Puis, en segmentant les LOR traversants ladite zone dense suivant les contours de celle-ci, on réduit l'incertitude sur la position réelle de source. Cette étape du procédé est déterminante en optimisant la position de la source, permet de réaliser une image locale très précise, d'accélérer les algorithmes reconstruction, de réduire la dose nécessaire pour l'imagerie.
- [0113] En imagerie PET, l'information le temps de vol est utile pour améliorer la qualité d'image, le temps d'acquisition, réduire la dose etc. Les meilleurs imageurs PET actuels ont un temps de vol de 240 ps FWHM ce qui correspond à une longueur moyenne de LOR de 6 cm. Cette longueur est grande devant la résolution spatiale intrinsèque des scanners de l'ordre de trois ou quatre (3 ~ 4) millimètres (mm). De ce fait il n'est pas possible d'obtenir une image directement en positionnant les segments de droite dans l'espace. Il faut passer par un sinogramme et un processus complexe de reconstruction. Toute fois la section de 6 cm améliore considérablement la résolution spatiale des images reconstruites. La méthode de segmentation des LOR de la présente

invention basée sur les contours de la zone dense localisée par les caméras Compton permet d'obtenir des LOR de 1 cm ce qui est impossible pour les imageurs actuels et contribue à réduire les artefacts et améliorer la résolution spatiale. En effet un apport essentiel des caméras Compton au dispositif est de permettre la réalisation d'une image 3D Compton précise des zones denses de tailles d'environ 1 cm pour une source ponctuelle et leur localisation. Aussi, la résolution temporelle de nos caméras (<250 ps) facilite la mise en œuvre du procédé de la présente invention car il est possible d'obtenir une mesure de Time of flight entre l'émission et la caméra Compton dans le cas où un événement est détecté par le PET.

- [0114] Selon un autre mode de réalisation de l'invention une seule vue Compton est nécessaire pour localiser la source. On intersecte les LOR issues du scanner PET avec une image Compton « bi-dimensionnelle » acquises à partir d'une seule vue Compton. Dans ce mode de réalisation la position de la source sera précise (à 1 cm par exemple) dans la direction perpendiculaire à la visée de la caméra (X, Y) et dégénérée selon l'axe de visée (axe Z).
- [0115] Selon un mode de réalisation de l'invention, dans le cas où la source émet un photon gamma en même temps qu'un positron ( $^{22}\text{Na}$ ,  $^{41}\text{Sc}$ , etc.) une seule vue Compton est nécessaire pour localiser la source. Les deux photons de 511 keV ayant été détectés conjointement par les caméras PET et le troisième photon détecté par la seule caméra Compton dans la même fenêtre temporelle.
- [0116] Ce mode de réalisation est adapté aux radionucléides qui sont émetteurs simultanément de deux types de rayonnements, les betas plus ( $\beta^+$ ) et les gammas ( $\gamma$ ) par exemple le  $^{22}\text{Na}$ , le  $^{41}\text{Sc}$  etc. Pour ce type de radionucléides, deux photons de 511 keV sont détectés et un troisième d'énergie différente (1,3 MeV pour  $^{22}\text{Na}$  par exemple) lui aussi émis lors de la désintégration dudit radionucléide. La très bonne résolution temporelle (< 250 ps) de certaines caméras Compton équivalente à celle des caméras TEP permet la détection des trois événements en mesurant les temps de vol entre source/ détecteurs PET mais aussi source/caméra.
- [0117] Tel que décrit ci-dessus, la localisation 3D d'une source peut être réalisée par au moins trois vues distinctes.
- [0118] Les deux photons de 511 keV sont détectés conjointement par les caméras PET et le troisième photon détecté par la caméra Compton dans la même fenêtre temporelle. L'intersection réalisée entre le cône Compton issu de la caméra Compton et la LOR joignant les deux caméras TEP donne le lieu d'émission des trois photons détectés. Les trois événements tous issus du même atome donnent aussi ici, une localisation quasi déterministe dudit lieu d'émission (deux zones d'intersections cône /LOR).
- [0119] En outre la mesure des temps d'impact des photons sur les deux détecteurs PET et sur la caméra Compton permet d'estimer la distance source/détecteur sur la LOR et sur

le cône. On doit donc intersecter une tranche de cône pour le Compton avec un segment de droite pour la LOR. Dans ce mode une seule caméra Compton suffit. Dans ce mode on peut aussi faire une image Compton avec le photon co-emis avec le beta plus.

- [0120] Dans un autre mode de réalisation, les gammas co-emis avec le beta plus. étant émis dans toutes les directions de l'espace, on peut par fenêtrage d'énergie des caméras PET centrée sur 1,3 MeV filtrer les 511 KeV et ainsi on dispose à l'issue dudit fenêtrage de trois vues à 1,3 MeV permettant de réaliser l'image à 1,3 MeV de la source.
- [0121] Dans un autre mode de réalisation, ledit procédé contient une étape supplémentaire dans laquelle la localisation du lieu d'émission des photons est déterminée pour les radionucléides qui sont émetteurs d'au moins deux types de rayonnements en simultané (par exemple  $^{22}\text{Na}$ ,  $^{41}\text{Sc}$ ) par l'intersection entre un cône Compton une LOR.
- [0122] Dans un autre mode de réalisation, ledit dispositif contient une caméra Compton est capable de mesurer le temps de vol du photon en coïncidence avec l'émission PET.
- [0123] Dans un autre mode de réalisation, l'intersection des deux objets donnera dans le cas général deux segments de LOR de 1 cm de longueur et de 3-4 mm de diamètre. Par ailleurs, comme on dispose du temps d'arrivée du troisième photon sur la caméra Compton, il est possible dans la plupart des cas d'exclure l'une des deux positions du fait du TOF, soit Compton soit PET. Dans le cas où l'on peut exclure une des deux positions, on a une image déterministe sans reconstruction de la zone d'émission. Deux ou trois évènements de ce type par Voxel suffisent à obtenir une image parfaite de l'objet et permet une nette réduction de la dose injecter pour une application médicale par exemple.
- [0124] Selon une particularité, l'étape de segmentation des LOR du procédé de la présente invention en s'appuyant sur le contour délimitant les zones denses permet d'obtenir des LOR d'environ 1 cm. Les avantages de ce mode de réalisation sont nombreux quelques-uns étant la réduction significative du nombre de coïncidences fortuites, l'accélération de la reconstruction, l'amélioration de la qualité d'image, aussi le coût du dispositif de la présente invention par rapport aux TEP et TEP TOF classiques.
- [0125] De manière avantageuse, ce mode de réalisation de l'invention accélère la convergence de l'algorithme de reconstruction et améliore la qualité de l'image reconstruite.
- [0126] Selon un autre mode de réalisation, les trois vues sont acquises à partir de trois positions connues réparties sur au moins un des trois axes (X, Y, Z) d'un trièdre ([fig.14], les champs d'acquisition desdites vues possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager. L'objectif ici étant à l'aide des trois vues Compton localiser la zone dense.
- [0127] Selon un mode de réalisation, ledit dispositif contient une méthode lui permettant de

réaliser des acquisitions suivant trois vues Compton distinctes.

- [0128] De manière non limitative, une des méthodes serait d'insérer au moins deux têtes Compton à  $90^\circ$  l'une de l'autre à l'intérieur de l'anneau d'un scanner PET, la troisième tête étant située dans l'axe de l'anneau hors du champ de vu habituel du PET, les trois têtes aptes à former un trièdre direct centré sur la zone à imager [fig.14].
- [0129] Une autre méthode serait de disposer les trois têtes Compton à  $120^\circ$  l'une de l'autre en dehors de l'anneau du PET chacune étant inclinée et visant le centre géométrique de l'anneau afin de réaliser un trièdre qui échantillonne bien tous les axes dudit trièdre.
- [0130] En outre, ces méthodes de réalisation peuvent être envisagées sous plusieurs formes :
- [0131] Dans un mode de réalisation, la présente invention met un Kit à disposition des utilisateurs leur permettant d'augmenter les performances d'un scanner TEP existant en réalisant un rétrofit et comportant au moins une caméra Compton. Le nombre des dites caméras Compton du Kit variant en fonction de la nature du montage souhaité. Ce mode de réalisation permet de modifier et améliorer des imageurs actuels en leur permettant de proposer d'autres options d'utilisations ;
- [0132] Dans un autre mode de réalisation, en mettant à disposition un autre Kit permettant d'ajouter un détecteur mince type diffuseur à l'intérieur d'un anneau PET existant, de réaliser un couplage entre ce centre diffuseur à l'absorbeur derrière et adjoindre un détecteur Compton.
- [0133] Un autre mode de réalisation met à disposition le dispositif tel que décrit dans la présente invention en un seul bloc et comportant trois caméras Compton et au moins deux caméras TEP.
- [0134] Ledit dispositif est apte à localiser une zone dense et de délimiter le contour de ladite zone dense.
- [0135] Selon un mode de réalisation, le procédé d'imagerie PET et Compton est apte à mettre en œuvre une méthode de reconstruction tomographique PET et Compton qui tient compte d'au moins trois vues distinctes localisant l'objet à imager qui contient ladite zone dense.
- [0136] Selon un autre mode de réalisation, le procédé d'imagerie PET et Compton contient une méthode de reconstruction Compton dans laquelle ne sont retenues que les intersections de cônes issus de 3 vues différentes.
- [0137] Selon un mode de réalisation, le procédé d'imagerie PET et Compton est apte à mettre en œuvre une méthode de reconstruction tomographique PET et Compton qui tient compte d'au moins trois vues distinctes localisant l'objet à imager, définissant les contours de la zone dense et guidant la segmentation des LOR.
- [0138] Selon un autre mode de réalisation, le procédé d'imagerie PET et Compton contient une méthode de reconstruction PET et Compton dans laquelle ne sont retenues que les intersections de cônes issus de 3 vues différentes définissant les contours de zones

denses guidant la segmentation des LOR.

- [0139] Selon un autre mode de réalisation, le procédé d'imagerie PET/Compton contient un processus de dépouillement Compton, utilisé dans le cas où l'intensité de la source est identique entre plusieurs vues, pour filtrer les événements parasites pour lesquelles ladite intensité de la source ne satisfait pas à la loi de l'inverse des distances au carré, ne variant pas comme  $1/d^2$  sur chacune des vues,  $d$  étant la distance de la source à la caméra sur chacune des vues. En réduisant ainsi les contributions des photons détectés non issues de ladite zone dense, des photons issus de sources fantômes, des photons fortuits, seul les événements vrais sont retenus. On affine et améliore la qualité de l'image. Ici, un événement est vrai si le photon à son origine contribue réellement à la formation l'image.
- [0140] L'invention concerne en outre un imageur PET et Compton comportant au moins une caméra Compton apte à réaliser au moins une vue Compton, au moins deux caméras TEP aptes à réaliser des acquisitions en coïncidence pour la mise en œuvre du procédé selon une des particularités décrites.
- [0141] Selon un mode de réalisation, l'imageur PET et Compton de la présente invention comporte des caméras hybrides PET et Compton. Les technologies de caméras hybrides PET et Compton sont enseignés dans la demande PCT/EP2019/062805 du même inventeur (« un premier module (CP), dit "hybride", dont le scintillateur (2) comprend au moins une plaque de cristal scintillateur (P1), dit rapide, dont le temps de montée au pic de lumière est inférieur à 1ns, ledit module "hybride" étant apte à produire à la fois une diffusion Compton et une absorption d'au moins une partie du rayonnement gamma pour une détection de coïncidence entre les événements dans ce premier module hybride (CP) et les événements dans un second module (CP, P) de détection avec lequel ce premier module hybride (CP) forme donc ledit couple de modules PET de détection de coïncidences ») sont apte à réaliser les deux types d'acquisitions (PET et Compton). Leur utilisation facilite la compacité de l'imageur (une seule caméra au lieu de deux voir plus, dans certains modes de réalisation).
- [0142] Selon un mode de réalisation, l'imageur PET et Compton de la présente invention est couplé à une troisième modalité d'imagerie (CT-Scan ou IRM ...) facilitant la fusion d'images pour un meilleur diagnostic.
- [0143] Le couplage de l'imageur PET et Compton à un CT-Scan permet grâce au CT-Scan d'acquérir une cartographie réelle des coefficients d'atténuations de l'objet à imager et de pouvoir appliquer pendant la reconstruction PET et Compton une correction d'atténuation pour une zone souhaitée.
- [0144] Le couplage de l'imageur PET et Compton à un imageur type IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) permet entre autres d'apporter une solution au problème de petite taille de champ des imageurs IRM, de mieux comprendre le fonctionnement

d'un organe en combinant les avantages de ces deux modalités d'imagerie fonctionnelle, etc.

- [0145] Ce mode de réalisation divulguant le couplage de l'imageur PET et Compton de la présente invention avec une autre modalité d'imagerie permet de réaliser simultanément plusieurs images avec différentes modalités d'imageries dans la même position. Un avantage étant, en facilitant la réalisation des fusions d'images tirer profit des atouts de chacune desdites modalités. Ainsi, permet d'améliorer la qualité de l'interprétation des images fusionnées résultantes, la précisions du positionnement des patients en sale de traitement etc.
- [0146] Selon un autre mode de réalisation de la présente invention, au moins une desdites caméras Compton est montée sur au moins un dispositif muni d'au moins un moteur pouvant successivement et/ou simultanément se mouvoir dans toutes les directions de l'espace et être orienté suivant les angles d'Euler, soit en mode automatique, soit en mode manuel. L'objectif étant d'obtenir le plus aisément quel que soit la configuration géométrique, toutes les vues souhaitées de l'objet à imager.
- [0147] Selon un mode d'utilisation, l'invention concerne en outre l'utilisation de l'imageur PET et Compton, dans les domaines de la santé, dans le domaine vétérinaire et dans l'industrie.
- [0148] De manière non limitative, le dispositif de la présente invention met à disposition des utilisateurs de nombreuses options d'utilisations qui permettent à l'utilisateur d'envisager sans contraintes supplémentaires imager des objets de très grandes taille (éléphants ...).
- [0149] Selon un autre mode d'utilisation, l'utilisateur a à disposition d'autres options d'utilisation pour des objets de petites tailles pour lesquelles les imageurs actuels ne proposent pas de solutions.
- [0150] Ces options d'utilisation découlent principalement de l'absence des collimateurs mécaniques, de la précision de localisation des sources, du faibles faible nombre de photons/pixel requis pour reconstruire l'image.
- [0151] En outre, de manière inédite, l'invention met à disposition des utilisateurs plusieurs types de kit d'amélioration d'imagerie, pour transformer de manière réversible des imageurs (par exemple des imageurs PET, des imageurs CT-Scan, IRM...) les rendant compatibles avec le procédé selon l'une des caractéristiques décrite ci-dessus.
- [0152] De manière non limitative, ledit Kit d'amélioration contient, d'une part un dispositif ape à réaliser au moins trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace et d'autre part un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur PET à celles dudit dispositif à trois vues Compton pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités décrites précédemment.

- [0153] De manière non limitative, ledit Kit d'amélioration contient, d'une part un dispositif apte à réaliser au moins trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace, au moins deux caméras TEP et d'autre part un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur CT-Scan et dudit dispositif à trois vues Compton et deux caméras TEP pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités décrites précédemment.
- [0154] De manière non limitative, ledit kit d'amélioration contient, d'une part un dispositif apte à réaliser au moins trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace, au moins deux caméras TEP et d'autre part un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur IRM à celles dudit dispositif à trois vues Compton et deux caméras TEP pour la mise en œuvre du procédé selon les particularités décrites précédemment.
- [0155] Plusieurs types de combinaisons peuvent être envisagées sous forme de Kit. Celles bénéficiant des particularités de la présente invention et modifiant un imageur quelconque rentrent également dans la portée de la présente invention.
- [0156] On comprend aisément à la lecture de la présente demande que les particularités de la présente invention, comme généralement décrites et illustrées dans les figures, peuvent être arrangées et conçues selon une grande variété de configurations différentes. Ainsi, la description de la présente invention et les figures afférentes ne sont pas prévues pour limiter la portée de l'invention, mais représentent simplement des modes de réalisation choisis.
- [0157] L'homme de métier comprendra que les caractéristiques techniques d'un mode de réalisation donné peuvent en fait être combinées avec des caractéristiques d'un autre mode de réalisation à moins que l'inverse ne soit explicitement mentionné ou qu'il ne soit évident que ces caractéristiques sont incompatibles. De plus, les caractéristiques techniques décrites dans un mode de réalisation donné peuvent être isolées des autres caractéristiques de ce mode à moins que l'inverse ne soit explicitement mentionné.
- [0158] Enfin l'homme de métier comprendra que les informations contenues dans les figures, notamment celles des figures 1 à 3, seront des informations techniques incorporables au présent texte en tant qu'annexe.
- [0159] Il doit être évident pour les personnes versées dans l'art que la présente invention permet des modes de réalisation sous de nombreuses autres formes spécifiques sans l'éloigner du domaine défini par la protection demandée, ils doivent être considérés à titre d'illustration et l'invention ne doit pas être limitée aux détails donnés ci-dessus.



## Revendications

- [Revendication 1] Procédé d'imagerie PET et Compton mis en œuvre par un dispositif comportant au moins deux modules PET en regard, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une caméra Compton réalisant au moins une vue Compton, les champs d'acquisition desdites vues PET et Compton possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager, ledit dispositif permettant la réalisation des étapes suivantes :
- acquisition d'une vue Compton ;
  - localisation d'une zone dense et de son contour en trois dimensions ;
  - Calcul de la carte 3D de probabilité de détection à partir de l'image Compton
  - Détection en coïncidence par les cameras PET et association d'une ligne de réponse (LOR) ;
  - Segmentation des LOR qui traversent la zone dense en utilisant la probabilité de détection déterminée par l'image Compton.
- [Revendication 2] Précédé d'imagerie PET et Compton mis en œuvre par un dispositif comportant au moins un module PET en regard, caractérisé en ce qu'il comprend au moins une caméra Compton réalisant au moins une vue Compton à partir d'au moins deux positions, de préférence trois, parmi trois positions connues réparties sur au moins un des trois axes (X, Y, Z) d'un trièdre, les champs d'acquisition desdites vues possédant au moins une zone de recouvrement couvrant l'objet à imager, ledit dispositif permettant la réalisation des étapes suivantes :
- acquisitions suivant trois vues Compton distinctes ;
  - localisation d'une zone dense et de son contour en trois dimensions ;
  - calcul d'une carte 3D de probabilité de détection à partir de l'image Compton ;
  - détection en coïncidence par les cameras PET et association d'une ligne de réponse (LOR) ;
  - segmentation des LOR qui traversent la zone dense en utilisant la probabilité de détection déterminée par l'image Compton.
- [Revendication 3] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 2 caractérisé en ce qu'il comprend une étape supplémentaire de filtrage des LOR traversant une zone dense en considérant de la probabilité d'association d'une LOR avec ladite zone dense.
- [Revendication 4] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 3 caractérisé en ce qu'il comprend au moins une caméra multi-captures

- Compton.
- [Revendication 5] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 4, caractérisé en ce que dans les zones de l'image présentant un fort contraste, les LOR sont segmentés sur des longueurs inférieures ou égales à deux centimètres.
- [Revendication 6] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il contient une méthode de reconstruction tomographique PET et Compton tenant compte d'au moins trois vues distinctes localisant l'objet à imager, définissant les contours de la zone dense et guidant la segmentation des LOR.
- [Revendication 7] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 6, caractérisé en ce qu'il contient une méthode de reconstruction PET et Compton dans laquelle ne sont retenues que les intersections de cônes issus de 3 vues différentes localisant l'objet à imager, définissant les contours de la zone dense et guidant la segmentation des LOR.
- [Revendication 8] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'il contient une étape supplémentaire dans laquelle la localisation du lieu d'émission des photons est déterminée par l'intersection entre un cône Compton une LOR.
- [Revendication 9] Procédé d'imagerie PET et Compton selon les revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'il contient une étape supplémentaire dans laquelle la localisation du lieu d'émission des photons est déterminée pour les radionucléides qui sont émetteurs d'au moins deux types de rayonnements par l'intersection entre un cône Compton une LOR.
- [Revendication 10] Procédé selon la revendication 8 à 9 caractérisé en ce que la caméra Compton est capable de mesurer le temps de vol du photon en coïncidence avec l'émission PET
- [Revendication 11] Imageur PET et Compton comportant au moins une caméra Compton apte à réaliser au moins une vue Compton, au moins deux caméras TEP aptes à réaliser des acquisitions en coïncidence pour la mise en œuvre du procédé selon les revendications précédentes.
- [Revendication 12] Imageur PET et Compton selon la revendication 11, caractérisé en ce qu'il comporte des caméras hybrides PET/Compton.
- [Revendication 13] Imageur PET et Compton selon la revendication 11, caractérisé en ce qu'il couplé à une troisième modalité d'imagerie (CT-Scan ou IRM ...) facilitant la fusion d'images pour un meilleur diagnostic.
- [Revendication 14] Imageur PET et Compton selon la revendication 12 caractérisé qu'au moins une desdites caméras Compton est montée sur au moins un

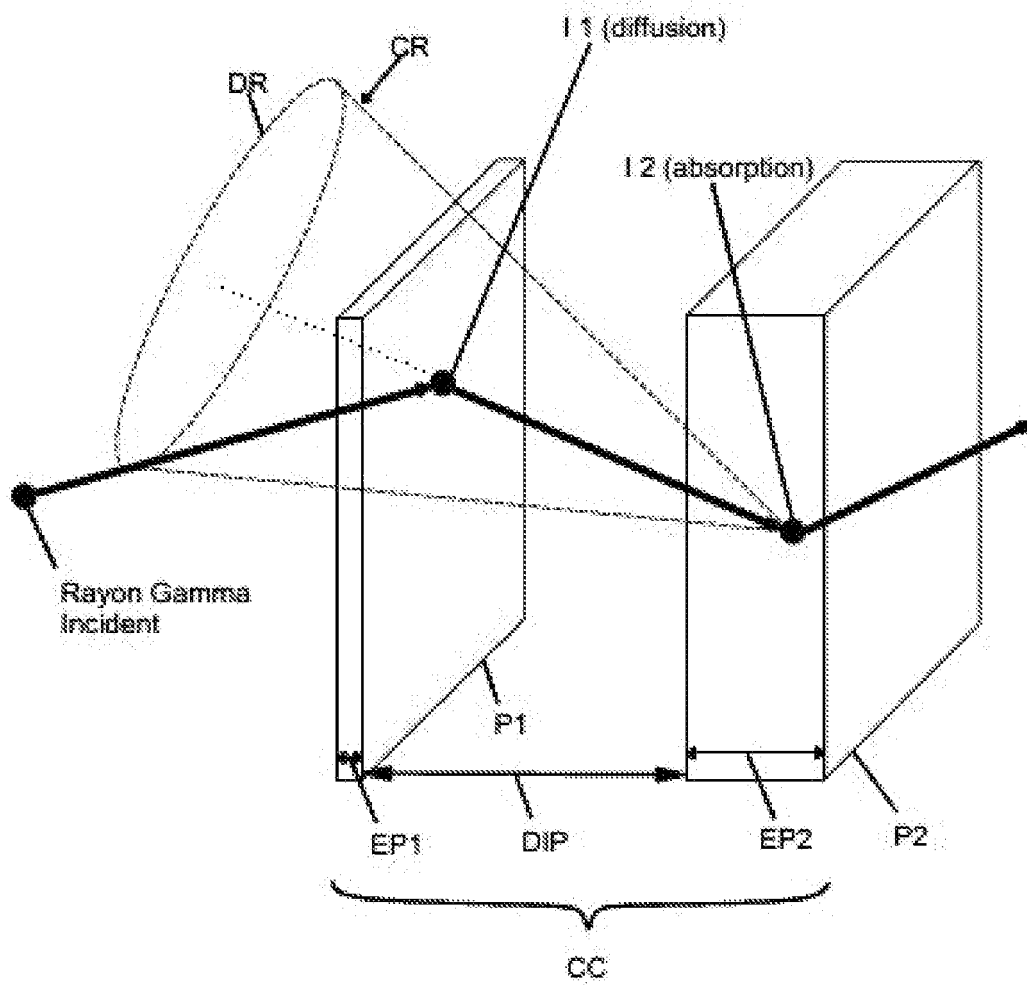
dispositif muni d'au moins un moteur pouvant successivement et/ou simultanément se mouvoir dans toutes les directions de l'espace et être orienté suivant les angles d'Euler, soit en mode automatique, soit en mode manuel.

- [Revendication 15] Utilisation de l'imageur PET et Compton selon les revendications 10 à 13 pour réaliser des images avec au moins un traceur apte à générer des photons d'énergies différentes.
- [Revendication 16] Kit d'amélioration d'imagerie, pour transformer des imageurs PET compatibles avec le procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce qu'il contient, d'une part un dispositif apte à réaliser au moins trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace et d'autre part un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur PET et dudit dispositif à trois vues Compton pour la mise en œuvre du procédé selon la revendication 1 à 9.
- [Revendication 17] Kit d'amélioration d'imagerie, pour transformer les imageurs CT-Scan compatibles avec le procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce qu'il contient, d'une part un dispositif apte à réaliser au moins trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace, au moins deux caméras TEP et d'autre part un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur CT-Scan et dudit dispositif à trois vues Compton et deux caméras TEP pour la mise en œuvre du procédé selon la revendication 1 à 8.
- [Revendication 18] Kit d'amélioration d'imagerie, pour transformer les imageurs IRM compatibles avec le procédé selon l'une des revendications 1 à 9, caractérisé en ce qu'il contient, d'une part un dispositif apte à réaliser au moins trois vues distinctes Compton suivant les trois directions de l'espace, au moins deux caméras TEP et d'autre part un module de reconstruction mettant en œuvre un algorithme de reconstruction combinant les acquisitions de l'imageur IRM et dudit dispositif à trois vues Compton et deux caméras TEP pour la mise en œuvre du procédé selon la revendication 1 à 9.

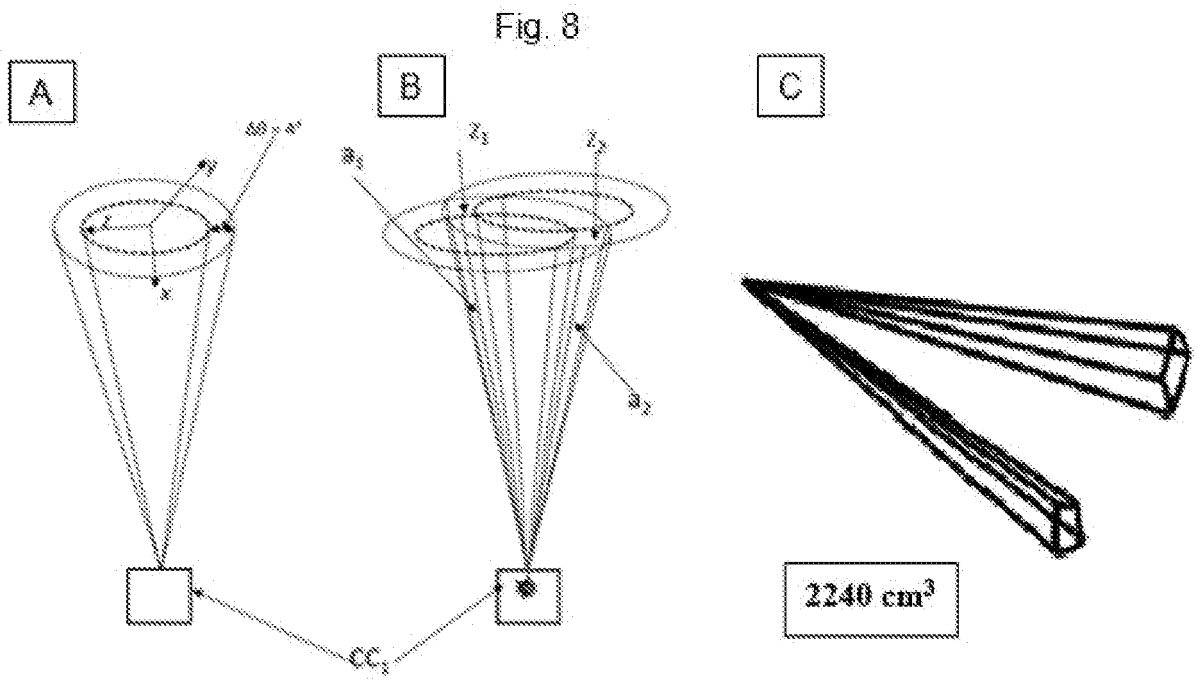
[Fig. 1]

1/7

FIGURE 1



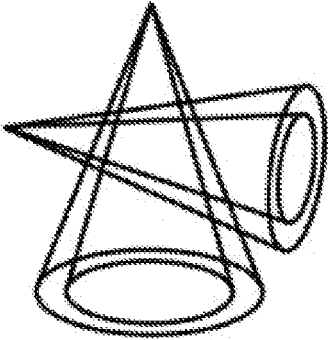
[Fig. 8]



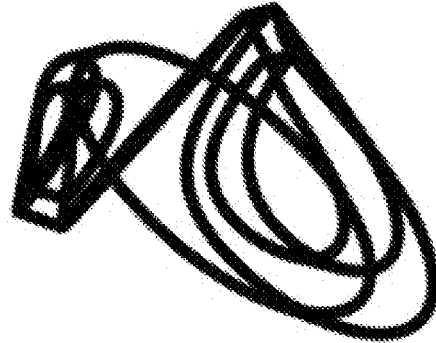
[Fig. 9]

Fig. 9

9A

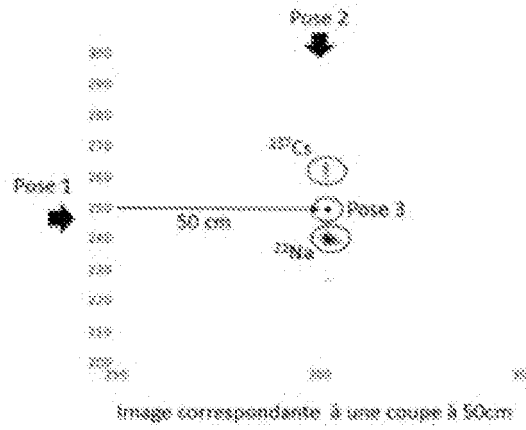
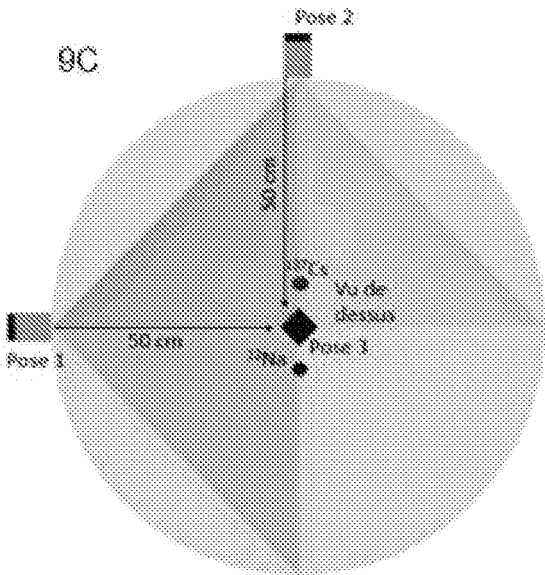


9B

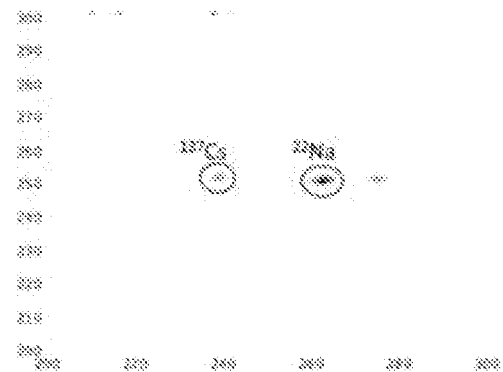
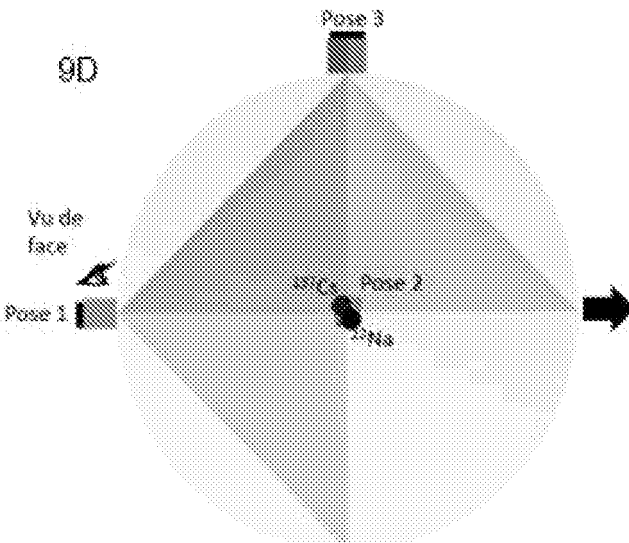


1327 cm<sup>3</sup>

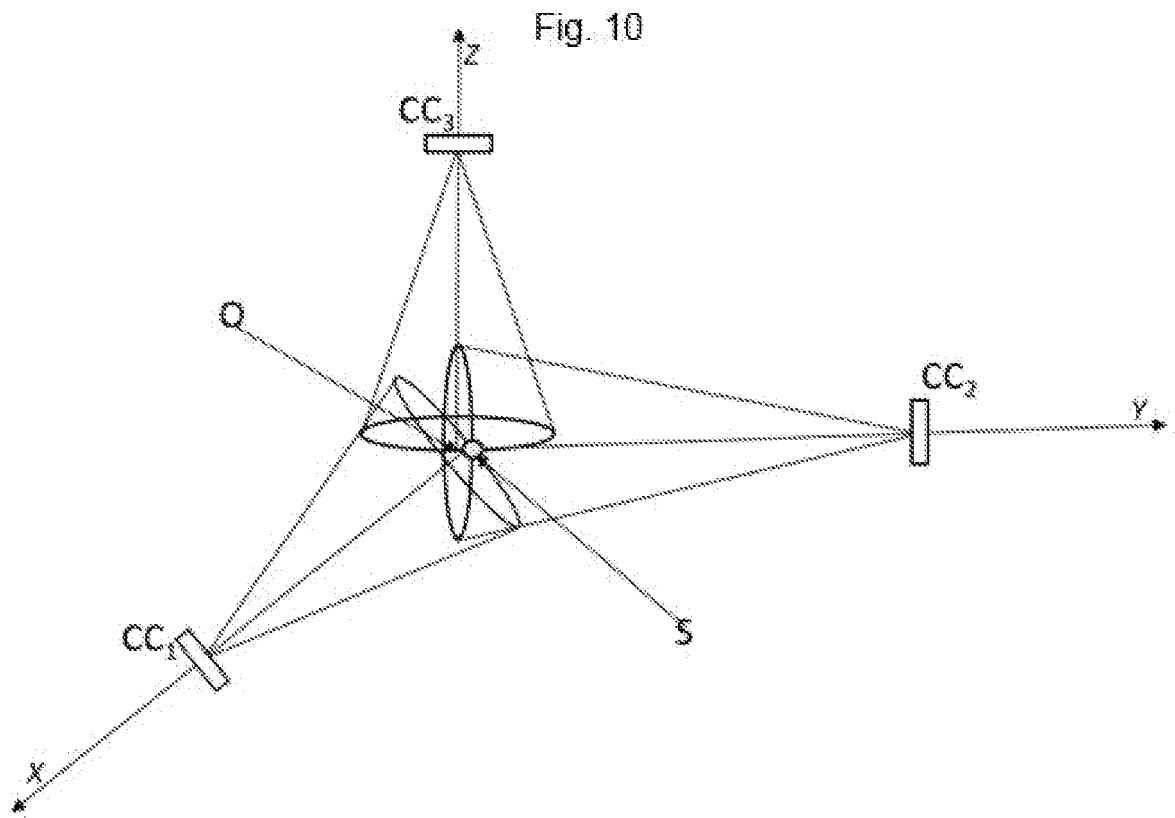
9C



9D



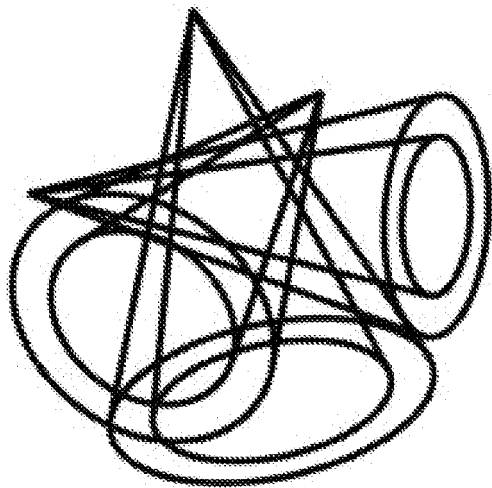
[Fig. 10]



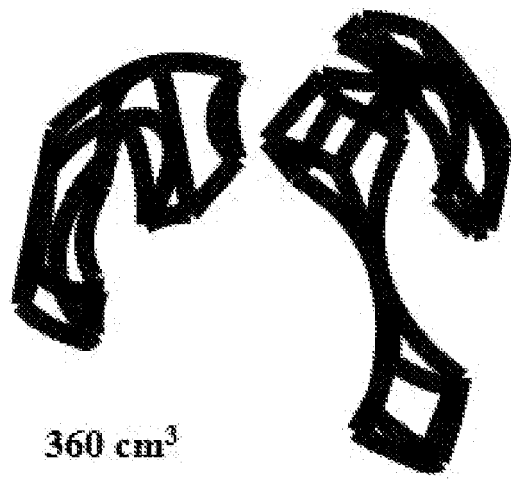
[Fig. 11]

Fig. 11

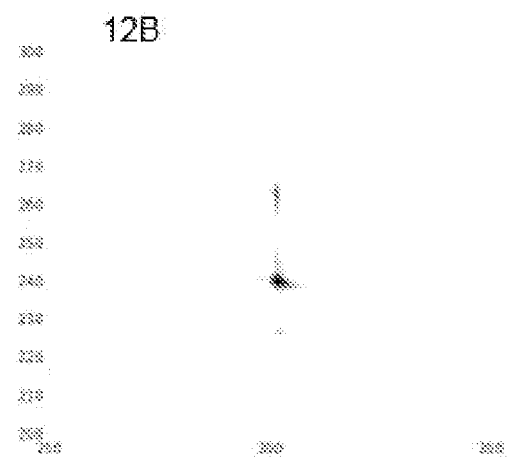
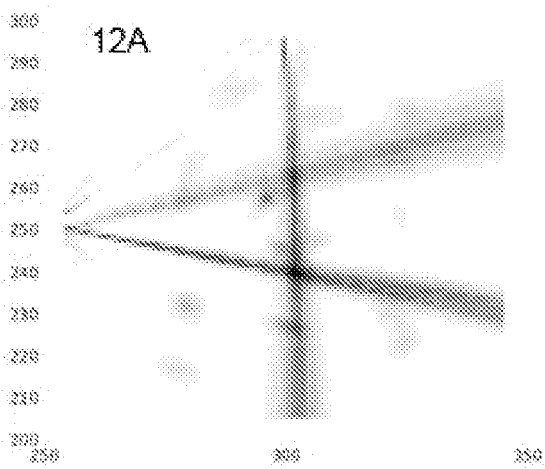
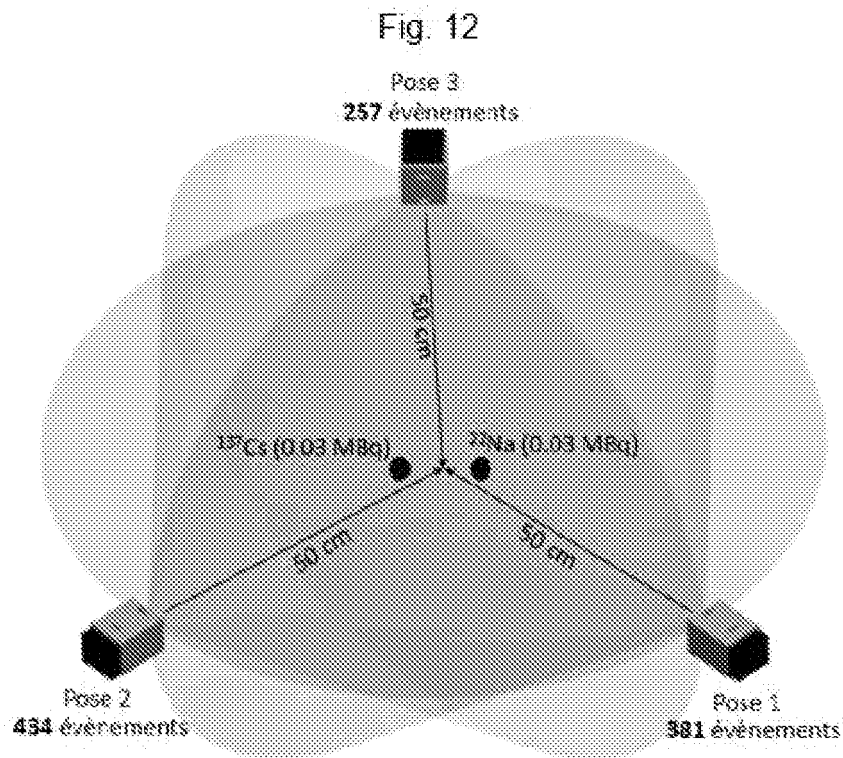
11A



11B

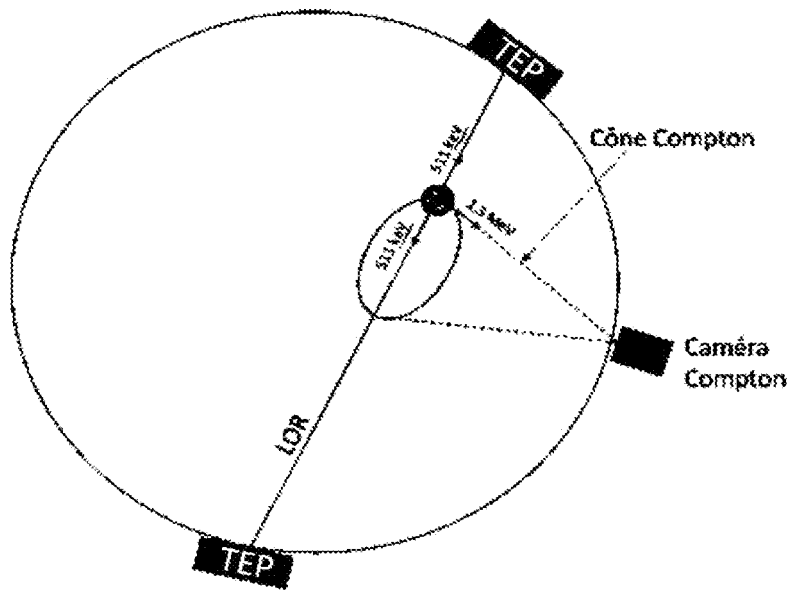


[Fig. 12]





[Fig. 13]



[Fig. 14]

