

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3815468号
(P3815468)

(45) 発行日 平成18年8月30日(2006.8.30)

(24) 登録日 平成18年6月16日(2006.6.16)

(51) Int. Cl.	F I	
GO 1 T 1/24 (2006.01)	GO 1 T 1/24	
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/161	C
HO 1 L 31/09 (2006.01)	HO 1 L 31/00	A
HO 1 L 27/14 (2006.01)	HO 1 L 27/14	K
HO 4 N 5/32 (2006.01)	HO 1 L 27/14	D
請求項の数 6 (全 21 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2003-347730 (P2003-347730)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成15年10月7日(2003.10.7)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2004-151089 (P2004-151089A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成16年5月27日(2004.5.27)	(74) 代理人	100100310
審査請求日	平成17年9月30日(2005.9.30)		弁理士 井上 学
(31) 優先権主張番号	特願2002-294295 (P2002-294295)	(72) 発明者	土屋 一俊
(32) 優先日	平成14年10月7日(2002.10.7)		茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		株式会社 日立製作
早期審査対象出願			所 電力・電機開発研究所内
		(72) 発明者	北口 博司
			茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
			株式会社 日立製作
			所 電力・電機開発研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線検出器、放射線検出素子及び放射線撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線を遮蔽し複数の貫通孔を有する格子状の導電性遮蔽体と、各々の前記貫通孔内にそれぞれ配置された放射線検出素子と、前記放射線検出素子が着脱自在に取り付けられる素子保持手段とを備え、

前記放射線検出素子は、第1電極と、前記第1電極の周囲を取り囲んで前記第1電極と接触し、放射線が入射される半導体素子と、前記半導体素子の外側の側面に設けられた第2電極とを備え、前記第1電極の一部が、前記半導体素子の前記第2電極が設けられていない端面から突出しており、

前記第1電極が前記素子保持手段に設けられた電気接続部に接続され、前記第2電極が前記導電性遮蔽体に接続され、

前記第1電極が放射線検出信号を出力する信号出力電極であり、

前記導電性遮蔽体を介して前記各放射線検出素子の側面の前記第2電極に共通電位を供給することを特徴とする放射線検出器。

【請求項2】

放射線を遮蔽し複数の貫通孔を有する格子状の導電性遮蔽体と、各々の前記貫通孔内にそれぞれ配置された放射線検出素子と、前記放射線検出素子が着脱自在に取り付けられる素子保持手段とを備え、

前記放射線検出素子は、放射線が入射され、この放射線の入射方向と交差する方向に並列に配置された複数の半導体素子と、隣接する前記半導体素子間に配置され、これらの半

10

20

導体素子の向き合っているそれぞれの第1側面に接触している第1電極と、前記隣接する半導体素子の、前記交差する方向に位置するそれぞれの第2側面に接触している第2電極とを備え、前記第1電極が、前記半導体素子の、前記放射線が入射する一端面とは反対側に位置する他端面よりも突出し、前記第1電極の幅が前記第2電極のそれよりも狭くなっており、

前記第1電極が前記素子保持手段に設けられた第1電気接続部に接続され、前記第2電極が前記導電性遮蔽体に接続され、

前記第1電極が放射線検出信号を出力する信号出力電極であり、

前記導電性遮蔽体を介して前記各放射線検出素子の側面の前記第2電極に共通電位を供給することを特徴とする放射線検出器。

10

【請求項3】

前記導電性遮蔽体のそれぞれの前記貫通孔内に前記第2電極と接触する前記第2電気接続部を設けている請求項1または請求項2に記載の放射線検出器。

【請求項4】

前記複数の放射線検出素子のそれぞれの前記信号出力電極から出力された放射線検出信号を処理する集積回路と、

前記集積回路が設置された集積回路保持部材とを備え、

前記素子保持部材が前記複数の第1電気接続部に別々に接続された複数の第1コネクタ部、及び前記複数の第2電気接続部にそれぞれ接続された第2コネクタを有し、前記集積回路保持部材が前記集積回路に接続されて前記複数の第1コネクタ部に別々に着脱可能に取り付けられる複数の第3コネクタ部、及び前記第2コネクタに着脱可能に取り付けられて電圧を印加する第4コネクタ部を有する請求項3に記載の放射線検出器。

20

【請求項5】

前記貫通孔の軸方向における前記遮蔽体の長さが、前記放射線検出素子の前記半導体素子の前記軸方向における長さ以上の長さを有する請求項1ないし請求項4のいずれか1項に記載の放射線検出器。

【請求項6】

請求項4に記載の放射線検出器と、

前記集積回路から出力される情報を用いて画像情報を作成する画像情報作成装置とを備えた放射線撮像装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、X線、 γ 線等の放射線の検出、撮像にかかり、特に高エネルギーの γ 線を検出する放射線検出器、放射線検出素子及び放射線撮像装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医療用X線を例に取れば、放射線撮像装置は、フィルム方式に始まり、イメージングプレート、フラットパネルディテクタ(FPD)と、解像度・分解能ともに優れたものが開発されてきた。検出素子には、放射線と反応して発光するシンチレータと光を電荷に変える光電子増倍管やフォトダイオードを組み合わせたシンチレーション検出器や、放射線と反応して発生した電荷を直接収集する半導体検出器等の固体素子が用いられてきている。例えば、シンチレーション検出器が多く用いられているFPDは、従来のX線撮像フィルムと同様に、透過X線を撮像できる大面積撮像装置であり、一枚もしくは複数枚から成る大面積の検出素子基板にTFE技術等を用いて、素子内で検出したX線信号の読み出しを行うものである。フラットパネルと名の付くように、検出素子は非常に薄く、検出器自体は板状である。

40

【0003】

一方、体内に投与された薬剤線源から放射される γ 線を撮像するガンマカメラ(放射線検出器)では、用いられる γ 線は、X線に比較してエネルギーが高いため、そのままでは

50

著しく感度が低下してしまう。すなわち、X線撮像装置で用いている検出素子の厚みでは γ 線の反応確率は低く、 γ 線がそのまま検出素子を通過してしまうからである。そのため、検出素子内での反応確率を上げて感度を向上させるため、検出素子に γ 線入射方向の厚みを要する。つまり、検出素子自体が方向性を持つことになる。したがって、このような方向性を持つ検出器に対して、 γ 線は入射方向を規定しなければ位置分解能を得ることができない。

【0004】

一般に、 γ 線の入射方向性を規定するために、検出器前面にはコリメータと呼ばれるスリット、もしくは多孔の厚い金属板を配置する（例えば非特許文献1参照）。図25に、非特許文献1に記載されている従来のガンマカメラの構成を示す。ガンマカメラの主流は現在でもNaIシンチレータを用いたものであり、この図25のガンマカメラも同様のシンチレータ31を用いている。放射線は、コリメータ41eによって制限された角度でシンチレータ31に入射してシンチレーション光を発する。この光はライトガイド32を挟み、光電子増倍管33に到達して電気信号となる。電気信号は計測回路固定ボード35に取り付けられた計測回路34で整形され、出力コネクタ46eから外部のデータ収集系へと送られる。全体を遮光シールドケース47eに収め、外部の放射線以外の電磁波を遮断している。

10

【0005】

一般に、図25のようなシンチレータ31を用いたガンマカメラでは、一枚の大きなシンチレータ31の結晶の後に、大きな光電子増倍管33を置く構造となるため、位置分解能は10mm程度に留まる。またシンチレータ31を用いた場合、放射線から可視光へ、可視光から電子へと多段階の変換を経て放射線の検出を行うため、エネルギー分解能が悪いという問題点を持つ。そのため、現在ではシンチレータ31に代わり、放射線を直接電気信号に変換する半導体検出素子を備えた放射線検出装置（放射線撮像装置）8が開発されてきている（例えば非特許文献2参照）。図26に示す従来のガンマカメラ（半導体検出器）は、半導体素子77は、それぞれ電極（アノード78、カソード79）を備えている。各電極78、79により半導体素子77は、アノード78を格子状に配置した構成をしている（非特許文献1参照）。なお、符号41eはコリメータ、符号44'は半導体素子搭載兼ASIC実装ボード、符号45cは特定用途向けのICであるASIC

20

(Application Specific Integrated Circuit)、符号46cは検出信号を出力する出力コネクタ、符号47cは可視光や電磁波を遮断する遮光シールドケースである。

30

【0006】

ところで、ガンマカメラ等においてもFPDと同様に撮像面積の大面积化は必須となってきた。大面积化に伴い、多数の検出素子が必要となる。これら多数の検出素子は、シンチレーション検出器では大きな一枚の素子基板に隣接・設置された光電子増倍管もしくはフォトダイオード、半導体検出器では図26(b)のような電極48、49のパターン配線により素子として分離される。また、 γ 線の散乱成分を除くために γ 線はパルスカウンティングにより強度情報を取得する。このため、前置増幅器、波形整形回路、ピークデテクト回路等が各素子に必要であり、大面积では膨大な数の回路となるため、これらの回路はASIC45cを用いることで省スペース化が図られている。

40

【0007】

【非特許文献1】（社）日本画像医療システム工業会、「医用画像・放射線機器ハンドブック」、184頁

【非特許文献2】日刊工業新聞社、「放射線計測ハンドブック第3版」、903頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、図26に示すような従来の半導体検出器では、コリメータ41eを用いても、図14に示すように、検出素子77（シンチレータ31）で散乱した γ 線が隣接するセルに入射し影響を及ぼす。このような散乱線検出（図14の γ_1' 参照）は、位置分

50

解能の低下を招く。この現象による不都合を避けるために、放射線検出器では入射 γ 線 (γ_0) のエネルギーにより、入射位置を識別する。すなわち、 γ 線源 16d から発する γ 線のエネルギー付近の反応信号 (ΔE_{00}) を弁別して選択的に検出するため、さらに、感度が低下する。つまり、元々の感度の低さと、コリメータ 41e による入射 γ 線の減少、エネルギーの弁別により放射線検出器の感度は著しく低いものとなる。この感度の低下を補うために、位置分解能を犠牲にしてコリメータ 41e の孔径を大きくして入射線量を大きくしているが、コリメータ 41e の壁厚は高エネルギー γ 線の検出ほど厚くしなければならない。このことにより、さらに位置分解能が悪くなる。

【0009】

本発明の目的は、放射線検出器や放射線撮像装置の感度を向上させ、信号出力電極と共通電位を供給した導電性遮蔽体との電界の影響の小さい、素子分離型の実用的な放射線検出器を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成する本発明は、放射線を遮蔽し複数の貫通孔を有する格子状の導電性遮蔽体と、各々の前記貫通孔内にそれぞれ配置された放射線検出素子と、前記放射線検出素子が着脱自在に取り付けられる素子保持手段とを備え、前記放射線検出素子は、第1電極と、前記第1電極の周囲を取り囲んで前記第1電極と接触し、放射線が入射される半導体素子と、前記半導体素子の外側の側面に設けられた第2電極とを備え、前記第1電極の一部が、前記半導体素子の前記第2電極が設けられていない端面から突出しており、前記第1電極が前記素子保持手段に設けられた電気接続部に接続され、前記第2電極が前記導電性遮蔽体に接続され、前記第1電極が放射線検出信号を出力する信号出力電極であり、前記導電性遮蔽体を介して前記各放射線検出素子の側面の前記第2電極に共通電位を供給することを特徴とする放射線検出器である。

【0011】

更に、好ましくは、放射線検出素子を着脱可能に保持する保持部を複数備えると共に、放射線検出素子のアノードとカソードを電氣的に接続する電気接続部を備えた素子保持手段（例えば検出器モジュールボード）を有する構成とした。また、素子保持手段と集積回路（ASIC）が実装された集積回路保持手段（例えばASICモジュールボード）を分離可能に接続する構成とした。また、半導体検出素子を同軸形状（棒状のアノードの周囲（外周）に半導体素子を配置しさらにその半導体素子の周囲（外周）にカソードを配置した形状）もしくは積層構造とした。また、放射線検出素子の間に放射線の遮蔽体を配置する構成とした。これらにより、放射線に対する位置分解能を高めることができる。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、放射線検出器における感度を向上させ、信号出力電極と共通電位を供給した導電性遮蔽体との電界の影響の小さい、素子分離型の実用的な放射線検出器を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態（第1～第3実施形態）を、図面を参照して詳細に説明する。なお、第1実施形態は、放射線検出器及び放射線撮像装置における部品等の取付構造及び接続構造に関する。また、第2実施形態は、放射線検出器におけるコリメータの小型化及び省略化に関する。また、第3実施形態は、放射線検出器における検出素子（放射線検出素子）の構造に関する。

【0014】

（第1実施形態）

取付構造・接続構造により、放射線検出器の保守性等を向上する第1実施形態について、図1、図2を参照して説明する。

【0015】

〔ガンマカメラ撮像装置（放射線撮像装置）〕

ガンマカメラ撮像装置は核医学診断装置の一種で、体内に取り込まれた放射性医薬品が、体内に蓄積または沈着して放出する γ 線を体外から計測し、その蓄積度等から診断を補助するものである。例えば ^{131}I をヨウ化ナトリウムの形で人体に投与し、甲状腺への集積を体外から計測し、甲状腺の機能の検査を行う。

【0016】

図1のガンマカメラ撮像装置では、前記のようなRI（Radioisotope）核種を含んだ薬剤を投与された被検体17aを寝台12aに乗せ、ガンマカメラ筐体11に設置された被検体17a上部のガンマカメラ10aにより、被検体17aの患部等に集積した薬剤である γ 線源16aから放射される符号18aの γ 線を撮像する。筐体11の脇にはガンマカメラ（放射線検出器）10aから得られた信号情報を画像化するデータ処理装置（データ収集装置）13a、画像を表示するモニタ15a、入力装置（キーボード）14aが設置されている。これらデータ処理系は必ずしも筐体11の近くにある必要はない。以上が、ガンマカメラ撮像装置の構成である。

10

【0017】

〔ガンマカメラ〕

続いて、ガンマカメラ撮像装置に備えられるガンマカメラ10aの構成を、図2等を参照して説明する。なお、第1の電極がアノードであるときは第2の電極はカソードであり、第1の電極がカソードであるときは第2の電極はアノードである。以下の実施形態では、アノードが第1の電極に相当し、カソードが第2の電極に相当する。

20

【0018】

図2に示すガンマカメラ10aは、コリメータ41a、 γ 線を検出する複数の放射線検出素子（以下、検出素子という）71a、この検出素子71aが出力下 γ 線検出信号（放射線検出信号）を処理する回路であるASIC（特定用途向け集積回路）45aを含んで構成される。検出素子71aは1素子ごとに検出器モジュールボード（素子保持手段、素子保持部材）42aに着脱可能に保持されて固定されている。検出器モジュールボード42aの背面には、ASIC45aが設置されたASICモジュールボード（集積回路保持手段、集積回路保持部材）43aが配置され、検出器モジュールボード42aとはコネクタ48a、48b、49a、49bで接続され、これも着脱可能となっている。ASIC45aはガンマカメラ10aの背面にある出力コネクタ46aと接続され、ここからデータ収集装置（図示せず）へ取得データが送られる。ちなみに、本実施形態では、アノードで信号の授受を行いカソードで電位の供給を行うようにしているが、その逆で、アノードで電位の供給を行いカソードで信号の授受を行うようにしてもよい。

30

【0019】

これら検出素子71aとASIC45aを含めた部品は光によるノイズの影響と、電磁的なノイズの影響を避けるために、遮光シールドケース47aによって覆われている。ここまでがガンマカメラ10aの本体であり、ガンマカメラ10aの前面には入射 γ 線の方角を規定するコリメータ41aが設置される。コリメータ41aは γ 線を大きく減衰させる金属、例えば鉛やタングステンといった放射線遮蔽材でできており、 γ 線を通過させる複数の細長い穴（放射線通路）19があいている。コリメータ41aは入射 γ 線のエネルギーによって種類を変え、取り替えて使うため、ガンマカメラ10aの本体とは取り外し可能になっている。ちなみに、コリメータ41aを含め全体をケースで覆ったものがガンマカメラ10aである。

40

【0020】

なお、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aの接続は、図3を参照して以下に説明する。

【0021】

図3に示すように、検出素子71a（同軸電極素子）は、直方体の半導体素子74、半導体素子74の外周（側面全面）に導電性のある材料により薄く形成されたカソード73aと、半導体素子74の中央に挿通されたアノード（アノードピン）72aを含んで構成

50

される。アノード72aは、検出素子71aの後端部から突出して挿通されている。以下、検出素子71aの γ 線入射側を先端部とし、その反対側を後端部として説明する。検出素子71aは、放射線と反応して電荷を生成する半導体素子74を、棒状に形成した第1の電極（アノード72a）の周囲（外周）に配置し、この第1の電極（アノード72a）とは極性の異なる第2の電極（カソード73a）を半導体素子74の周囲（外周）に層状（膜状）に配置した放射線検出素子に相当する。殊に、検出素子71aは、半導体材料などを同軸的に配置した構成を有する同軸素子に相当する。

【0022】

図3に示す検出器モジュールボード42aは、検出素子71aの後端部の所定長を収容して保持する孔部である保持部Hが複数設けられている。保持部Hは、拡径部と縮径部を有する。検出素子71aの後端部が拡径部に保持され、検出素子71aの後端部から突出しているアノード（アノードピン）72aが縮径部に保持される。各保持部Hにおける拡径部内には、検出素子71aの後端部と接触部する一対のカソードバネ電極（第2電気接続部）が対向して備えられている。カソードバネ電極55aは、検出素子71aの保持及び電位の供給の機能を有する。各保持部Hの縮径部内には、一対のアノードバネ電極（第1電気接続部）55bが対向して備えられている。アノードバネ電極55bは、検出素子71aを、検出器モジュールボード42aに対して着脱可能に保持する（取り付ける）。なお、カソードバネ電極55a、アノードバネ電極55bは、それぞれ板バネを円弧状に撓ませてあるので、検出素子71aの保持が確実に行われる。また、検出素子71aの着脱も容易になる。

【0023】

なお、この実施形態でのカソードバネ電極55a及びアノードバネ電極55bは、検出素子71aに設けてもよい。ちなみに、前記した検出器モジュールボード42aは、放射線を検出する検出素子71aを、両バネ電極55a、55bを介して着脱可能に保持する保持部Hを前面に複数配置して備えると共に、保持部Hに保持される検出素子71aのアノード72aとカソード73aを電氣的に接続する電気接続部（保持部H）を複数配置して備えた構成に相当する。また、この実施形態でのガンマカメラ10aは、請求項の「放射線検出器」に相当する。また、この実施形態の検出器モジュールボード42aは、素子保持ボードでもある。また、この実施形態の保持部Hは、電気接続部にも相当する。

【0024】

図3に示すように、検出器モジュールボード42aにはコネクタ48a、48bが、ASICモジュールボード43aにはコネクタ49a、49bがそれぞれ備えられている。コネクタ48aとコネクタ49aは互いに嵌合される。コネクタ48bとコネクタ49bも互いに嵌合される。図3では、コネクタ48a、48b、49a、49bの構成を明確にするために、コネクタ48aとコネクタ49aを、コネクタ48bとコネクタ49bとを離して図示している。しかしながら、前述したように、コネクタ48aとコネクタ49aが、コネクタ48bとコネクタ49bがそれぞれ嵌合されている。これらのコネクタの嵌合により、検出器モジュールボード42aがASICモジュールボード43aに取り付けられ、両ボードに設けられた配線が接続される。

【0025】

なお、コネクタ48aは、各検出素子71aのアノード72aと接触する各アノードバネ電極55bに一対一で電氣的に接続された信号伝達ピン48apを備える。各信号伝達ピン48apは、コネクタ49aに備えられる同数の受部49ahに挿入されて信号の授受を行うようになっている。また、コネクタ48bは、各保持部Hに設けられたカソードバネ電極55aに接続された電位供給ピン48bpを有する。電位供給ピン48bpは、コネクタ49bに形成される受部49bhに挿入されてカソード電位の供給を行うようになっている。これら構造により、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aが確実に接続される。また、接続を解除して取り外すこともできる。

【0026】

次にガンマカメラ10aの動作について説明する。

【0027】

図2、図3に示すように、図面の左からγ線が入射したとする。コリメータ41aに到達したγ線は、細長い穴19以外ではコリメータ41aを構成する材質により減衰してしまうため、検出素子71aに到達できない。したがって、その細長い穴19を通して検出素子71aに到達して、検出素子71a内で検出されたγ線は入射方向が規定される。このため、γ線が放出された位置を同定できる。検出素子71aは、γ線の入射によって半導体素子74内に生成される電子及び正孔をアノード72aとカソード73aの2つの電極に収集することで、γ線の入射を検出する。また、電子及び正孔の収集量に応じた電荷量から入射γ線のエネルギーも同定できる。

【0028】

10

その電荷量を有するγ線検出信号は、検出素子71aのアノード72aから出力され、アノードバネ電極55b、信号伝達ピン48ap及び受部49ahを介してASIC45aに伝えられる。ASIC45aは各検出素子71aから出力されたγ線検出信号を処理し、得られた情報を画像化するデータ処理装置13aに出力する。高圧電源(図示せず)からの高電圧は、受部49bh及び電位供給ピン48bhを介して各カソードバネ電極55aに伝えられ、各検出素子71aのカソード73aに印加される。検出素子71aでの信号の検出動作については、後述する素子の実施形態で詳しく述べる。

【0029】

比較のために従来例について図26を用いて以下に説明する。

【0030】

20

図26(a)に示す従来のガンマカメラでは、検出素子77は一つの大きな基板であり、図26(b)に示すように電極78のパターンによってピクセルとしていた。また、検出素子77はASIC45cが実装された基板44'にはんだバンプ等により完全に固定されていた(その他の部分は図2等を参照した説明と同じである)。

【0031】

このような構成のため、従来のガンマカメラでは、1つの撮像ピクセルが壊れると、基板44'、ひいては接続されたASIC45cごと、つまりガンマカメラごと交換しなければならず、非常に高額な保守コストが要求された。また、ASIC45cと接続した後不良素子(不良なピクセル)が発見されても、交換ができなかった。特に半導体検出器においては、全素子77にわたる信頼性はまだ充分ではなく、このことは大面積の撮像装置を実用化する上で大きな障害となっていた。

30

【0032】

本実施形態では、このような保守性を考慮し、検出素子は個別に着脱可能な構造とし、1つの検出素子が壊れても、検出素子単位で交換できるようになっている。

【0033】

例えば、10cm角のモジュールボードに1000ch(チャンネル)の分離型素子(3mm角素子)を入れる条件では、従来は数十個の素子(ピクセル)が破損したら、カメラモジュール(基板44')を交換することとしていた。これに対し、本実施形態では1個1個検出素子71aを交換できるので、約1/30のコスト低減になる。また、従来の技術では、手間とコストの関係から、少しぐらいの素子破損はそのまま使いつづけるため、鮮明な画像を得ることができないケースが多かった。これに対し、本実施形態のガンマカメラ10aでは、わずかなメンテナンスで鮮明な画像を得ることができる。

40

【0034】

また、本実施形態では従来技術と異なり、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aが分離可能な構成になっている。このように構成することで、信頼性の高いASIC45aと十分な信頼性を確保することのできない検出素子71aを事後的に分離することができ、製作及び保守に関する自由度を上げることができる。また、従来は検出素子77と基板44'の接続にバンプ接続を用いたが、本実施形態ではバンプ接続が不要であるので、バンプ接続の際に生じる熱の影響を回避することができる。

【0035】

50

さらに、本実施形態では、同じASIC45aを用いて撮像することとしても、撮像に使用する γ 線のエネルギーレベルによって、それに見合った検出素子71aに変更することができる。例えば、半導体検出器ではCdTe（テルル化カドミウム）素子やCZTと呼ばれる素子が、検出性能が高いが、低エネルギーでの撮像が主であれば、CdTeよりも安価なGaAs（ヒ化ガリウム）素子を用いたガンマカメラを購入し、必要に応じて、高エネルギーでも対応できるCdTe素子モジュール（検出器モジュールボード42a）を購入し、モジュールボード42aだけ交換すればよい。つまり、検出素子71aが取り付けられた検出器モジュールボード42a、或いは検出素子71aだけを別に準備して交換すればよい。よって、新たにガンマカメラ10aをもう一台買う必要はない。また、医療X線レベルの低エネルギー領域では、さらに安価なSi素子を、検出素子71aとして用いることもできる。

10

【0036】

また、図2、図3のようなパラレルコリメータ41aだけでなく、穴19の配置が放射状になっており、小部位の拡大撮像を行うコンバージングコリメータ41d（図4に示すガンマカメラ10b参照）や、カメラ面積よりも大きな範囲を縮小撮像するダイバージングコリメータに対応した素子配置を持った検出器モジュールボード42aを接続する等、1つのASICモジュールボード43aで、使用目的にあった検出素子71a（検出器モジュールボード42a）やコリメータ41a、41dを選択することも可能となる。このような撮像は、検出素子内に各ピクセルに対応した区切りを設けない、一枚の基板での検出素子による撮像では困難である。すなわち、高エネルギー γ 線の検出では素子に厚み（奥行き）が必要であり、検出体積が方向性を持っているからである。本実施形態では、ピクセルごとに仕切られており、撮像部位の γ 線入射方向に検出素子71aの軸方向が揃っているため、高エネルギー γ 線での撮像も可能である。

20

【0037】

このように撮像形態のバリエーションが増えることで、従来の単純な等倍平面像に加えてガンマカメラ10の撮像用途を拡大することができる。

【0038】

このように、第1実施形態では保守性の向上、保守コストの低減、製作、保守面での信頼性確保、応用範囲の拡大等の利点が得られる。

【0039】

なお、図2等では、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aを分離可能にした構成を示したが、図5のガンマカメラ10cの模式的断面図において符号44で示すように、両者を一体にして、分離できないようにしてもよい。ちなみに、図5の構成では、検出素子71aは、1つ1つ分離可能になっている。

30

【0040】

また、検出素子71aを保持する保持部Hの、検出器モジュールボード42aにおける配置は、例えば基盤の目のような格子状にすることができる。また、例えば検出素子71aが断面六角形の場合は、保持部Hの配置をハニカム状にすることができる。

【0041】

（第2実施形態）

次に、コリメータの省略化（小型化）による装置自体の軽量化、小型化、並び感度向上を達成できる第2実施形態のガンマカメラ撮像装置について、図6等を参照して説明する。

40

【0042】

図6に示す第2実施形態のガンマカメラ10dの大きな特徴は、第1実施形態のようなコリメータ41a（図2等参照）を省略化した（不要とした）ことである。ガンマカメラ10dは、貫通穴である複数の保持部H1を構成する格子状の遮蔽体50bを有し、それらの保持部H1内にそれぞれの検出素子71aを嵌め込んで保持している。つまり、検出素子71aの周囲（先端面と後端面を除く）をすべて遮蔽体50bで囲んでいる。遮蔽体50bは導電性の放射線遮蔽材で作られる。

50

【0043】

また、このように遮蔽体50bにより検出素子71aを保持する構成にしたことに関連して、導電性のある遮蔽体50bを介してカソード電位を各検出素子71aに供給することとした。検出器モジュールボード42bは、前述した検出器モジュールボード42aから、カソードバネ電極55a及び保持部Hの拡径部を取り除いている。検出器モジュールボード42bの保持部Hはアノードバネ電極55bを設けた縮径部を有する。保持部Hの数は検出素子71aの数と同じである。アノード72aがアノードバネ電極55bと接触している。電位供給ピン48bpは遮蔽体50bに接続されている。なお、他の構成要素、すなわち、ASICモジュールボード43a、コネクタ48a、48b、49a、49b、ASIC45a、出力コネクタ46aは、第1実施形態と同じであるので説明を省略する。ちなみに、この第2実施形態のガンマカメラ10dは、放射線を検出する検出素子71aを複数備える放射線検出器（ガンマカメラ10d）の、検出素子71a間にγ線を遮蔽する遮蔽材50bを配置した構成等にも相当する。

10

【0044】

図7に示すように、格子状の遮蔽体50bの各保持部H内に検出素子71aがそれぞれ配置されている。ここで、各検出素子71aは、第1実施形態で述べたように着脱可能にしてあるものでもよいし、着脱可能にしないものでもよい（以下の説明では着脱可能にしてあるものとする）。

【0045】

図11(a)に検出素子71aを保持する保持構造の1例を示す。遮蔽材50bは保持部H1の内側にそれぞれ円弧状に撓ませたカソードバネ電極55aが設置されている。検出素子71aはこのカソードバネ電極55aにより着脱可能に固定される。ここで用いている検出素子71aは、第1実施形態と同様に同軸電極素子であり、中心軸と側面全面の2つの電極を持っている。このうち、外側（側面全面）の電極はカソード73aである。電位供給ピン48bpより遮蔽体50bにカソード電位を供給することで、各カソードバネ電極55aに接触した全検出素子71aに同じ電位が配されるようになっている。検出素子71aは、第1実施形態と同様に、同軸型のアノード72aを備えたものを用いているが、これの効果等については後述する。

20

【0046】

この構成では、第1実施形態で存在した各検出素子71a間の隙間を遮蔽材50bが有効に使っている。遮蔽体50bの先端部分が第1実施形態でのコリメータ41aの役目を果たす。なお、遮蔽体50bは、例えば第1実施形態のコリメータ41aを構成する材料と同じ材料によって構成することができる。ちなみに、検出素子71aの着脱は、検出素子71aと遮蔽体50bの間にある隙間に専用のピンセットを入れることで行えるようになっている。

30

【0047】

次に第2実施形態での検出動作と利点について、図14、図15の従来例との比較を行いながら図12、図13を用いて説明する。

【0048】

図14は、検出素子77（シンチレータ31）内で検出される主な信号成分を示したもので、図15は一つの検出素子（ピクセル）内で得られる検出信号のエネルギースペクトルを示したものである。図14内のコリメータ41eは、図の都合上相当短めに描いてある。実際は図27のように非常に長いものである。ちなみに、図14において、符号16dはγ線源（被検体の体内のRI核種）であり、符号17dは被検体であり、符号18dはγ線源16から放射されたγ線であり、符号77は検出素子である。一方、図12、図13は第2実施形態で得られる同様の情報を示したものである。

40

【0049】

まず、従来例の検出動作を、図14等を参照して説明する。

【0050】

被検体17d内にあるγ線源16dからは、符号18dで示すγ線が放出される。この

50

際、 γ 線源 1 6 d からは γ_0 (エネルギー E_0) という γ 線のみが放出されるとする。 γ 線は γ 線源 1 6 d から等方的に放出されるが、図 1 4 ではコリメータ 4 1 e を通過する γ 線のみを描いている。コリメータ 4 1 e を通過した γ 線 γ_0 (直達 γ 線) に対しては、検出素子 7 7 (シンチレータ 3 1) 内で光電効果によるエネルギーの全吸収 (ΔE_{00}) と散乱によるエネルギーの低下 (ΔE_{01} というエネルギーを放出) が起こる。なお、散乱した γ 線 γ_1 のエネルギー E_1 は、元の γ 線 γ_0 のエネルギー E_0 よりも小さい ($E_1 < E_0$)。この散乱 γ 線 γ_1 が同一ピクセル内で光電効果により全吸収されたとすれば ΔE_{11} というエネルギーを放出する。 ΔE_{11} と ΔE_{01} を合せると ΔE_{00} に等しい。 γ 線 γ_0 及び γ 線 γ_1 はコリメータ 4 1 e によって入射方向の規定された γ 線である。このように、光電効果によるエネルギーの全吸収 (ΔE_{00}) の信号を取得すれば、 γ 線源 1 6 d のより正しい位置画像情報が得られる。

10

【0051】

しかし、既に説明したように、検出素子 7 7 (シンチレータ 3 1) 内での散乱 γ 線 γ_1 は、必ずしも散乱を起こしたのと同じピクセル内で吸収されるわけではない。隣接するピクセル (本来コリメータ 4 1 e の隣の隙間から入射する γ 線 γ_0 を検出する部分) に飛散し、そこで吸収される散乱線検出という現象がある。散乱線検出により吸収したエネルギーを $\Delta E_{11}'$ とする。また、この他にも被検体 1 7 d の体内で散乱した γ 線が入射する。つまり、 γ 線源 1 6 d からは一種類のエネルギーの γ 線 γ_0 が放射されているが、実際に検出素子 7 7 (或いはシンチレータ 3 1 の後段側に設けられる光電子増倍管 3 3 (図 2 5 参照)) で検出される γ 線光子はこのように異なるエネルギーをもった γ 線として認識される。

20

【0052】

ある 1 ピクセルについてこれらエネルギーの異なる γ 線の検出カウントをエネルギースペクトルとして表わしたものが図 1 5 である。

【0053】

検出器内散乱線 (γ_1') は、 γ 線源 1 6 d の位置とは無関係に検出され、偽の位置情報を与え、画像の位置分解能を低下させる。 γ 線源 1 6 d の真の位置情報を示している信号は、図中の斜線部の全吸収をした ΔE_{00} という信号成分だけである。したがって、通常は検出信号ごとにエネルギー弁別を行い、あるエネルギー閾値 E_t 以上の信号を用いて画像の質を向上させることが必要になる。しかし、図 1 5 から判るように、この信号は検出全カウントに比してごくわずかであり、散乱線成分も含んでいる。さらにコリメータ 4 1 e による入射 γ 線 γ_0 の減少もあるため、位置分解能を向上させようとすると、それに反して非常に感度が低下してしまう。図 1 6 に計測される放射線の成分例を示す。

30

【0054】

強弱 2 つの線源 1 6 e, 1 6 f が存在する場合 (図 1 6 (a)) には、一例として、図 1 6 (b), (b) に示すような 1 4 0 k e V と 5 1 1 k e V とエネルギーレベルが異なる線源 1 6 e, 1 6 f をコリメータ付きの検出器で見た場合の取得画像情報 (計測放射線分布例) が得られる。ただし、検出素子は C d T e を用いている。なお、図 1 6 (b), (c) の棒グラフは、下から上に、光電吸収 (全吸収) した直接 γ 線、コンプトン散乱を起こした直接 γ 線であり、一番上が隣接ピクセルからの散乱線である。

40

【0055】

図 1 6 (b) から判るように、1 4 0 k e V の γ 線では、光電効果がコンプトン散乱よりも確率が高いため、得られた信号はほとんど直接 γ 線 γ_0 (ΔE_{∞}) であり、前記のエネルギー弁別をせずとも十分な画像が得られる。しかし、エネルギーのより高い図 1 6 (c) の 5 1 1 k e V の γ 線 (P E T 検診の際に放射される γ 線) では、カウントされるほとんどが散乱イベントもしくは散乱線 (γ_0 (ΔE_{01}), γ_1' ($\Delta E_{11}'$)) である。このため、真の情報を示す γ_0 (ΔE_{00}) 成分のみを使ったのでは感度が図 1 6 (b) に比べて著しく低く、大きな S/N 比が取れず良好な画質を得ることは難しい。S/N 比を上げるためには、撮像時間を長くして検出カウント数を増やさなければならず、被検体 1 7 e たる患者への負担が大きくなるので好ましくない。

50

【0056】

一方、第2実施形態では、各検出素子71a内で検出される主な信号成分は、図12のようになる。図14と異なるところは、各検出素子71a間に配置された遮蔽体50bによって隣接ピクセルからの散乱線 γ_1' がなくなることである。そのため、エネルギースペクトルは図13のようになる。ここで隣接ピクセルからの散乱線成分 γ_1' がない場合、画像がどうなるかを再び図16に戻って見てみる。

【0057】

511 keVの γ 線の計測放射線分布例を示す図16(c)では、明らかに隣接ピクセルからの散乱線成分 γ_1' ($\Delta E_{11}'$)が真の γ 線源位置よりも広く分布しており、隣接ピクセルからの散乱線が画像の位置分解能を低下させていることは明白である。今、本実施形態の構成により、隣接ピクセルからの散乱線が除去できたとすると、コンプトン散乱を起こした直接 γ 線も含めた分布は、図16(b)に示した140 keVの情報と大差がないことが判る。よって、 γ_0 (ΔE_{00})を抽出するためにエネルギー弁別を行った従来例と比べると、検出器内散乱成分を信号として扱うことのできる本実施形態では、分解能を保ったままはるかに大きな感度(有効カウント)を得ることができる。また、位置精度も向上する。もちろん保守は容易である。

【0058】

ところで、図6に示すように、第2実施形態では、コリメータ(例えば図2の符号41a等参照)が検出素子71aの前面にないので、 γ 線が斜めに入射することが考えられるが、検出素子71aよりも前面に出た遮蔽体50bの部分は、コリメータと同じ役割を果たす。また、高エネルギー γ 線ほど検出素子71aの厚み(長さ)を長くする必要があり、遮蔽体50bの長さも長くなる。しかし、図6等に示されるような細長い検出素子71aを考えた場合、検出素子71a自体が斜め入射成分に対し感度が低いことから、特に第1実施形態のような長いコリメータ41aを置く必要はない(もちろん、図2のようなコリメータ41aを置くことを排除するものではない)。

【0059】

ちなみに、高エネルギー γ 線を撮像する場合ほど本発明の効果は大きくなる。極端な画像の分解能を要求するのでなければ、許容できる範囲で斜め入射成分を抑える程度の遮蔽体50bの長さにすればよい。また、図8のように遮蔽材50eと検出素子71aの長さを揃えて面一にしても、十分な画像が得られる。また、図8において、検出素子71aの先端部が遮蔽材50eから突出したような構成としてもよい。ちなみに、隣接ピクセルからの散乱線除去効果による位置分解能と感度の向上は、検査時間の短縮を生み、患者の負担を大幅に減らす効果をもたらす。

【0060】

また、従来は、エネルギーを求めてカウントするパルスカウント方式であり、 γ 線のエネルギーを弁別しながら γ 線を計測していた。しかし、この第2実施形態のような構成の方式では、エネルギー弁別を必要としない測定が可能である。このため、 γ 線の消滅によって発生した電荷電流を積算平均化する電流モードでも用いることができる。電流モードによる計測では、 γ 線のエネルギーは測定しないため、測定回路構成が簡単になる。そのため、読出用のASICもパルスカウント用のASICがせいぜい数10chしか扱えないのに比べて、1チップのASICで数万chという多数のchが扱え、装置の設計が容易にでき、より安価な装置が提供できる。

【0061】

さらに、コリメータを小型に軽減することにより、或いは省略することにより、ガンマカメラ(放射線検出器)自体の薄型化、軽量化が図られる。例えば、従来例(図26参照)ではコリメータが60mm、検出素子77が15mm、ASIC実装ボード44'が25mmで、全長計100mm程度の厚みを有するが、この第2実施形態のような構成(図6参照)では、検出素子71aから飛び出る遮蔽体50bの部分を10mmに抑えたとすれば、全長計50mm程度で済む。これにより約1/2の小型化が図られる。また、その分、保守が容易になる。

10

20

30

40

50

【0062】

また、従来のガンマカメラは、高エネルギー用のものでは、コリメータだけでも重量は100kgを超える。参考までに図27に中エネルギー用のコリメータの外形例を示す。例えば、産業調査会の新医療機器事典によると、低エネルギー(200keV程度)用の汎用コリメータでは長さ65mm、穴径3mmで重さは54kg、高エネルギー(>400keV)用に至っては、長さ65mm、穴径4mm、重さ110kgにもなる。つまり、ガンマカメラのほとんどがコリメータの重量で占めていることになる。この重量のため、ガンマカメラを支持する装置本体(ガンマカメラ筐体11、図1参照)は強度の面でも非常に大きくなり、威圧感等から心理的に患者へ与える不安は少なくなかった。この第2実施形態のような構成では、遮蔽体50bは数10kg程度とおよそ1/3にでき、装置本体の小型化を図れる上に、フレキシブルアームタイプのガンマカメラの構成にしても、ガンマカメラを支えるアームの負担が少なく、扱いやすいものとなる。このように装置の扱いやすさが向上することで、患者のカメラ設定時間を短縮でき、患者の負担と撮影時間を大幅に軽減できる。また、保守も容易になる。

10

【0063】

第2実施形態のさらなる別の形態としては、図9に示すように、検出素子71aの後端ほど γ よりエネルギーの低い散乱線が多くなることから、遮蔽材を前部と後部で分け、前部遮蔽材51には遮蔽効果の高い材質、後部遮蔽材52には軽量の材質を持ってきて、ガンマカメラ自体の軽量化を図ることもできる。

【0064】

これらの実施形態は、図17に示すように、シンチレータ31bとフォトダイオード36を組み合わせたガンマカメラでも同様の構成をとることができ、遮蔽材50bにより、原理上同様の効果を有する。なお、図17の、符号42fは検出器モジュールボード、符号43fはASICモジュールボード、符号45fはASIC、符号47fは遮光シールドケース、符号48f、49fはコネクタである。

20

【0065】

(第3実施形態)

続いて、第1実施形態や第2実施形態の放射線検出器に好適に使用することのできる検出素子の構造に関する実施形態を、図面を参照して説明する(図18等を適宜参照)。

【0066】

図18、第1実施形態(図2等参照)、第2実施形態(図7等参照)での検出素子71aは、中心軸上にピン状のアノード(アノードピン)72a、アノード72aの周囲を取り囲む半導体素子74、半導体素子74の外周全面に設けられたカソード73aを有する。一方、図19に示すような通常の検出素子171eは、プレーナ型と呼ばれる板状の半導体素子76の両面に電極172e、173eを設けたものである。検出素子171eの半導体素子76内での γ 線の消滅によって発生した電荷を完全に収集するために、許容される電極間隔(図19の電極172eと電極173eとの間隔)は半導体素子76を構成する半導体材料によって上限がある。これは電荷キャリアの移動度、寿命、印加電界によって決まるが、高エネルギー γ 線では前記したように、 γ 線の入射方向に対して素子にある長さが必要である。この長さは許容される電極間隔よりも長い。このため、通常、検出素子171eは、 γ 線の入射方向に対して直交する方向の2つの側面に電極172e、173eを配置し、対向する電極の間から γ 線を入射させる構成をとる。また、検出感度を上げるために図19(b)に示すように、並列に配置された検出素子171eを同じ電極同士で貼り合わせて、一つの単体検出素子として用いる場合もある。遮蔽体50b(図6等参照)を検出素子71aの周囲に配置する第2実施形態は、このような単体検出素子を適用すると、遮蔽体50bはある電位(カソード電位)を持っているため、検出素子171eの電極のない側面部分が電位による電界の影響を受けて、局所的に強い電界が生じるという問題がある。また、サイドに露出したアノード172eが、カソード電位を供給している遮蔽体50bに接触しないように、絶縁処理を施さなければならないという問題がある。

30

40

【0067】

50

一方、本実施形態で説明する検出素子71a（図18等参照）は同軸素子であり、かつ側面全面がカソード73aとなっている。ここで、カソード電位は共通であることから、図18（b）のように検出素子71aを密集させて配置して、隣接する検出素子71a同士が接触しても問題はない。むしろ接触させることにより、一個所の給電で全検出素子71aに同電位を印加させることができるようになる。この構造により、図11（a）、（b）に示したように格子状の遮蔽体50b内に設置したカソードバネ電極55aにより、検出素子71aの保持と給電の両方を行うことが可能になる。つまり、遮蔽体50bにカソード電位を与えれば、カソード73aを介して必然的に全検出素子71aにカソード電位が供給される。一方、アノード72aは、検出信号端子であり、各検出素子71aで独立にする必要がある。中心軸上に配置したピン状のアノード72aはこのような検出素子71a毎の独立性を保つと共に、検出器モジュールボード42b（図2等参照）への素子接続を単純なピン接続とすることを可能にする。さらに同軸型の検出素子71aは、以下に説明する γ 線の検出効率の向上効果をもたらす。

10

【0068】

この素子構造の別形態として、検出素子の製作性を考慮して、図20に示すような4分割した検出素子片71b'の側面にそれぞれカソード75a、アノード74aを蒸着する。4つ検出素子片71b'の各アノード74aを、図20（b）に示す断面角型のアノードピン72bに面して位置させる。そして、4つの検出素子片71b'同士及びそれらの素子片のアノード74aとアノードピン72bを接着して、検出素子を構成することもできる。

20

【0069】

また、図21のように断面十字型のアノードピン72cを用いても同様の検出素子71cを製作することが可能である。なお、図21の符号71c'は検出素子片であり、符号74bはアノード、符号75bはカソードである。

【0070】

ところで、アノード面積をカソード面積に比較して小さくすると、エネルギー分解能が向上するスモールピクセル効果という現象が知られている。プレーナ型と呼ばれる対向電極を備えた平板型の検出素子71fでは、電子を収集するアノード72fの面積をカソード73fの面積に比較して小さくし、これらのアノード72f、カソード73fを別々の面に設置した複数の半導体素子片71f'（図22（a））を並列に配置して構成される。検出素子72fは、スモールピクセル効果によりエネルギー分解能を向上させることができる。したがって、 γ 線の検出効率が向上する。

30

【0071】

なお、この検出素子71fと格子状の遮蔽体50bを組み合わせた構成の例が図10に示される。検出素子71fを遮蔽体50b内で保持する構成の一例を示したのが図11（b）である。この場合、検出器71fのカソード73fが遮蔽体50b内に設けられたカソードバネ電極55aと接触して保持される。アノード72fは検出素子側面にはみ出ることはないため、遮蔽体50bに触れることはない。このため、遮蔽体50bと検出素子71fを絶縁する必要はない。また、カソードバネ電極55aによる接触は両面のカソード73fで受けることができる。アノード72fが検出素子71fの中心部に集中していることから、格子状の遮蔽体50bによる電界の影響は小さい。検出素子71fの製作の点から非常に実用的な構成といえる。この素子構造によって、複数の半導体素子片を並列に配置した検出素子を用いた素子分離型の実用的なガンマカメラを実現できる。

40

【0072】

以上述べたような放射線検出器及び検出素子は、図1を参照して説明したガンマカメラ撮像装置では非常に有効である。その他にも図23に示すような、対向して配置された2つのガンマカメラ10bを設置したカメラ回転リング21を回転させて立体画像を得るSPECT（単光子放射型断層写真）装置20でも同様の効果を有することは明らかである。感度（有効カウント、S/N比）の向上効果は勿論、保守性の向上、保守コスト低減、装置の薄型化、軽量化、検査時間の短縮による患者の負担低減等、ガンマカメラと共通

50

した利点をもたらす。特に複数台のガンマカメラを用いる S P E C T 装置 2 0 では、保守性の向上、保守コストの低減、軽量化は大きな利点となる。S P E C T 装置 2 0 では、ガンマカメラ 1 0 b の替りにガンマカメラ 1 0 d (図 6) を 2 つ設けてもよい。

【0073】

P E T 装置は、撮像ピクセル数は数十万個以上になる場合もあり、数 1 0 個の素子欠陥で大きなカメラユニットを交換するのはランニングコストを非常に悪くする。そこで、図 2 4 に示した P E T 装置 2 5 は、着脱可能な検出素子 7 1 a 等や A S I C と分離できるコネクタボード(検出器モジュールボード 4 2 a や A S I C モジュールボード 4 3 a)を備えた複数のガンマカメラ 1 0 a をベッド 1 2 a の周囲に環状に配置している。これにより、P E T 装置の保守性とランニングコストを大幅に向上させることができる。また、P E T 装置は 5 1 1 k e V という高エネルギー γ 線を対象とするため、前記したように従来技術では検出効率は非常に低い。したがって、ガンマカメラ 1 0 a 等の P E T 装置への適用は、 γ 線の検出効率を向上させる点で、また γ 線を入射した検出素子の位置特定精度を増大させる。ガンマカメラ 1 0 a の替りにガンマカメラ 1 0 d 等の前述した他のガンマカメラを用いてもよい。

10

【0074】

なお、以上説明した本発明は、前記した実施形態に限定されることなく幅広く変形実施することができる。例えば、第 1 実施形態から第 3 実施形態を適宜組み合わせる実施することができる。また、前記実施形態では、主として医療用途を例に説明したが、用途はこれに限定されるものではなく、広く産業一般や研究用途などに適用することができる。また、半導体検出素子の半導体材料も特定のものに限定されるものではない。また、検出素子 7 1 a をバネ電極 5 5 a, 5 5 b) を介して着脱可能に保持することとしたが、これは一例であり、他の保持機構でもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0075】

【図 1】本発明にかかる実施形態の放射線撮像装置としてのガンマカメラ装置の模式的側面斜視図である。

【図 2】本発明にかかる第 1 実施形態のガンマカメラの模式的側断面図である。

【図 3】図 2 の一部を拡大した図である。

【図 4】コンバージングコリメータを適用した他の実施形態のガンマカメラの模式的側断面図である。

30

【図 5】ガンマカメラの他の実施形態の模式的側断面図である。

【図 6】本発明にかかる第 2 実施形態のガンマカメラの模式的側断面図である。

【図 7】図 6 の遮蔽体の斜視図である。

【図 8】遮蔽体の他の実施形態(短い遮蔽材)の斜視図である。

【図 9】遮蔽体の他の実施形態(複数の遮蔽材)の斜視図である。

【図 10】図 2 2 (b) に示す検出素子を適用した遮蔽体の斜視図である。

【図 11】検出素子の保持状態を示す図であり、(a) は図 6 に示すアノードピンを備える検出素子の保持状態を示す図、(b) は図 2 2 の検出素子の保持状態を示す図である。

【図 12】図 6 のガンマカメラにおける隣接ピクセルからの散乱線を遮蔽体で防ぐ第 2 実施形態での原理を示す説明図である。

40

【図 13】図 6 のガンマカメラにおける隣接ピクセルからの散乱線除去効果を示す説明図である。

【図 14】図 2 6 の従来のガンマカメラにおける検出器内散乱線の発生原理を示す説明図である。

【図 15】検出器内で得られる検出 γ 線のエネルギースペクトルを示す図である。

【図 16】エネルギーレベルが異なる γ 線源からの計測放射線分布例を示す図であり、(a) は γ 線源と検出器の位置関係を示す説明図、(b) はその (a) に対する 1 4 0 k e V の γ 線における計測放射線分布例を示す説明図、(c) はその (a) に対する 5 1 1 k e V の γ 線における計測放射線分布例を示す説明図である。

50

【図 17】ガンマカメラ他の実施形態（シンチレータ利用）の模式的側断面図である。

【図 18】本発明にかかる第 3 実施形態の γ カメラにおける、（a）は検出素子の斜視図であり、（b）は検出素子を複数配置した状態を示す斜視図である。

【図 19】放射線検出素子の他の実施形態を示し、（a）はこれに用いられる半導体素子片の斜視図、（b）はその実施形態の斜視図である。

【図 20】放射線検出素子の他の実施形態を示し、（a）はその放射線検出素子に用いられる半導体素子片の斜視図、（b）はその放射線検出素子に用いられるアノードの斜視図、（c）はその放射線検出素子の斜視図である。

【図 21】放射線検出素子の他の実施形態を示し、（a）はその放射線検出素子に用いられる半導体素子片の斜視図、（b）はその放射線検出素子に用いられるアノードの斜視図、（c）はその放射線検出素子の斜視図である。

10

【図 22】放射線検出素子の他の実施形態を示し、（a）はその放射線検出素子に用いられる半導体素子片の斜視図、（b）はその放射線検出素子の斜視図である。

【図 23】放射線撮像装置（SPECT 装置）の構成図である。

【図 24】放射線撮像装置（PET 装置）の構成図である。

【図 25】従来のガンマカメラの構成図である。

【図 26】従来の他のガンマカメラの構成図である。

【図 27】従来のガンマカメラに用いられるコリメータの断面図である。

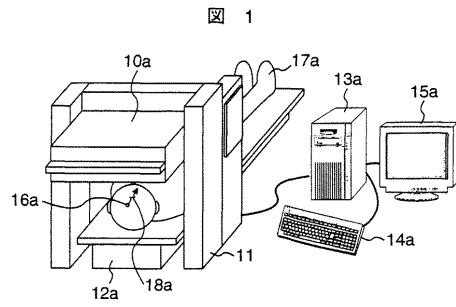
【符号の説明】

【0076】

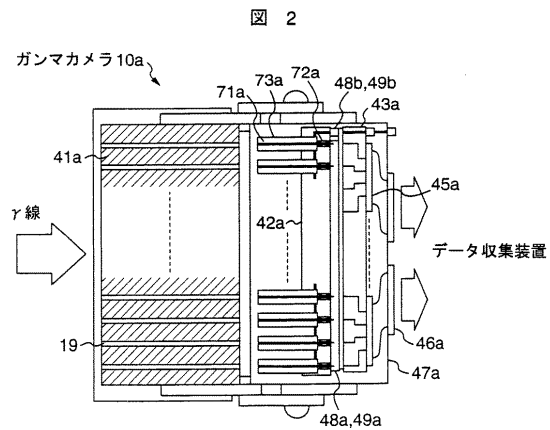
20

10 a, 10 b, 10 c, 10 d, 10 f…ガンマカメラ（放射線検出器）、11…ガンマカメラ筐体、12 a…寝台、13 a…データ処理装置、15…モニタ、16… γ 線源、17 a…被検体、20…SPECT 装置、21…カメラ回転リング、25…PET 装置、35…計測回路固定ボード、41 a, 41 d…コリメータ、42 a…検出器モジュールボード、43 a…ASIC モジュールボード、45 a…ASIC、46 a…出力コネクタ、47…遮光シールドケース、48 a, 48 b, 49 a, 49 b…コネクタ、50 b, 50 e, 51…遮蔽体、55 a…カソードバネ電極、55 b…アノードバネ電極、H, H1…保持部（電気接続部）、71 a, 71 e, 77…検出素子、72 a, 72 f, 74 a, 74 b…アノード、73 a, 73 f, 75 a, 75 b…カソード、78, 79…電極。

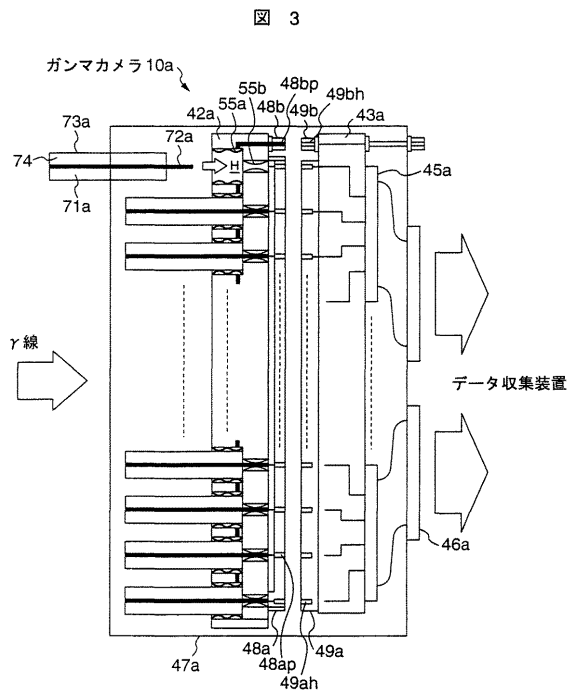
【図 1】



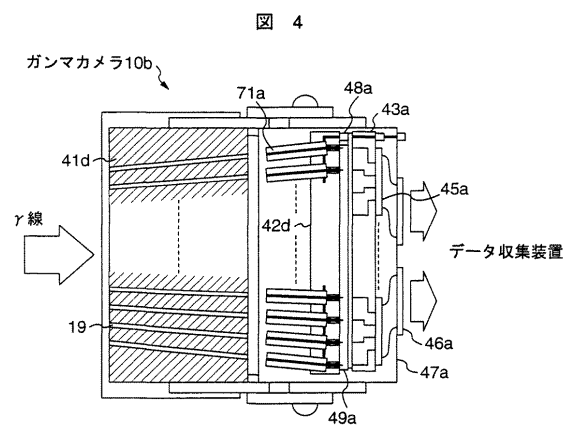
【図 2】



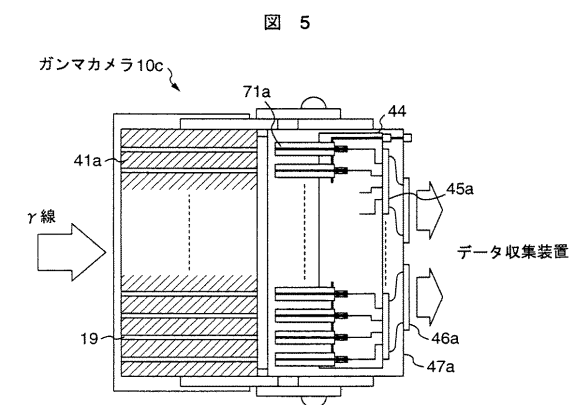
【図 3】



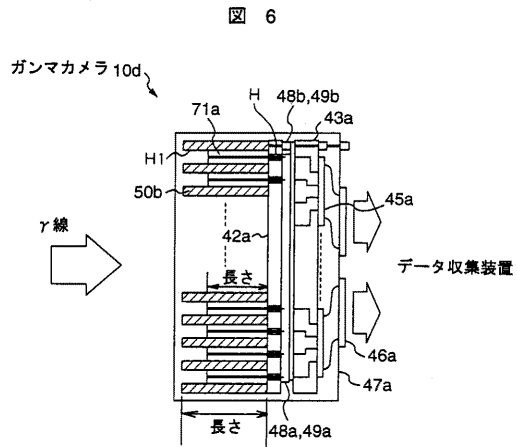
【図 4】



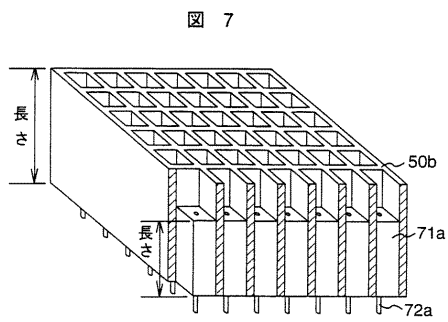
【図 5】



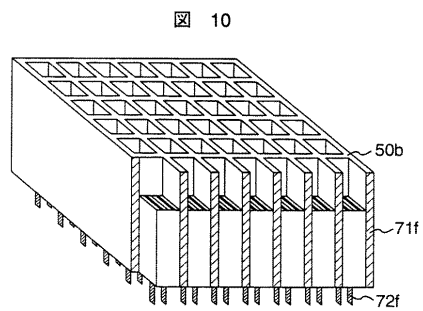
【図 6】



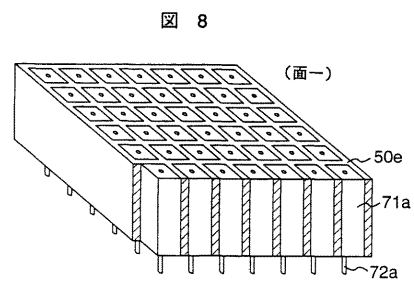
【図 7】



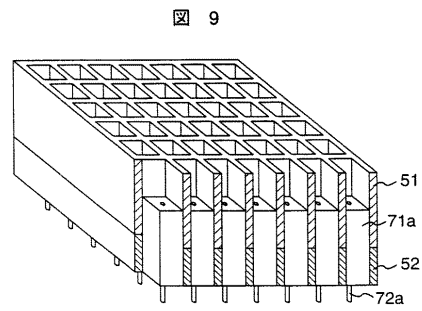
【図 10】



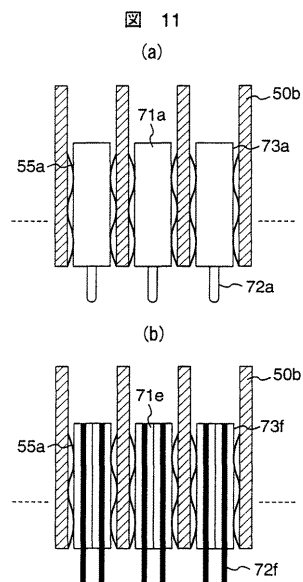
【図 8】



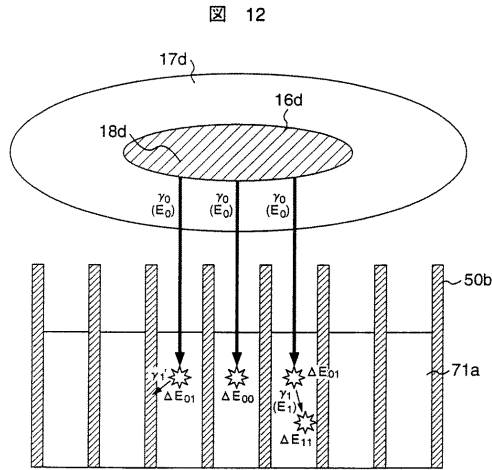
【図 9】



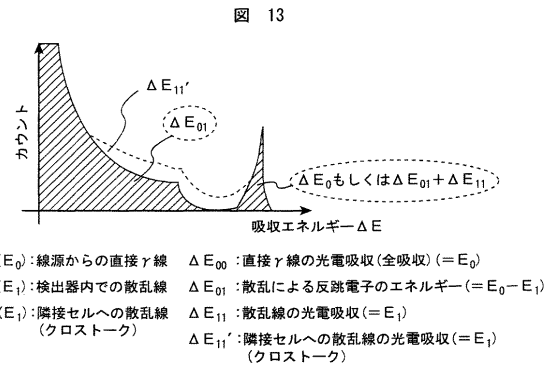
【図 11】



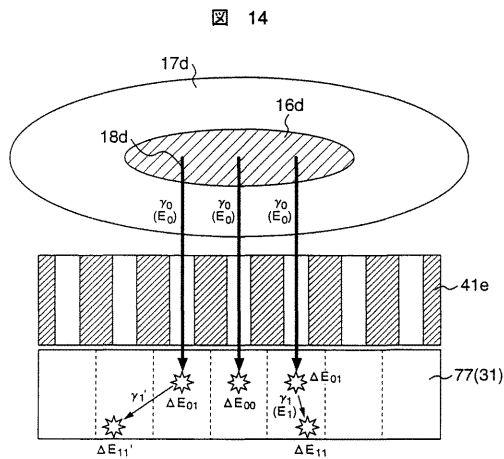
【図 1 2】



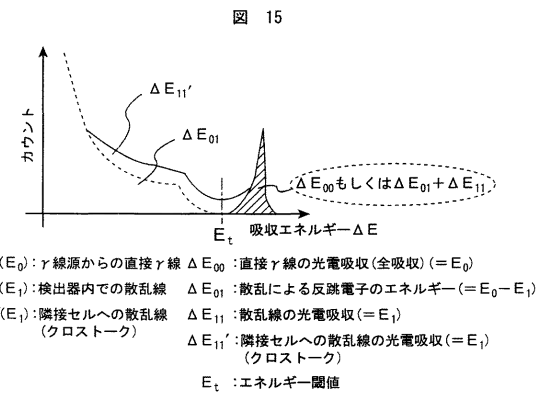
【図 1 3】



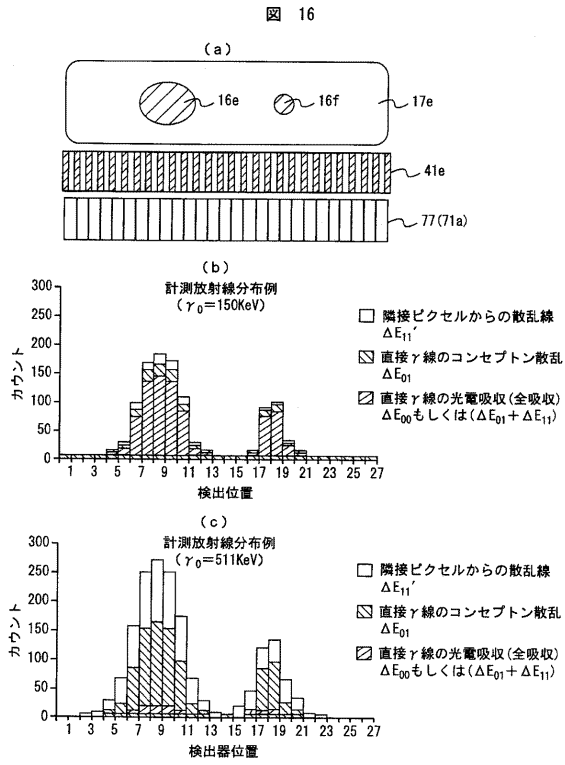
【図 1 4】



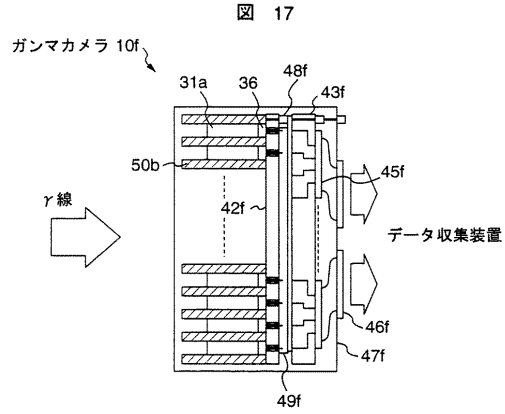
【図 1 5】



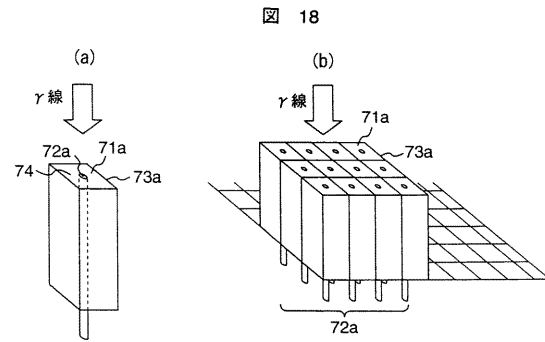
【図 16】



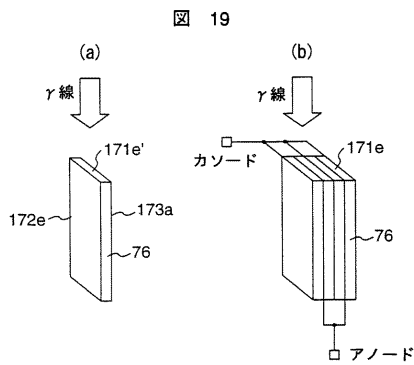
【図 17】



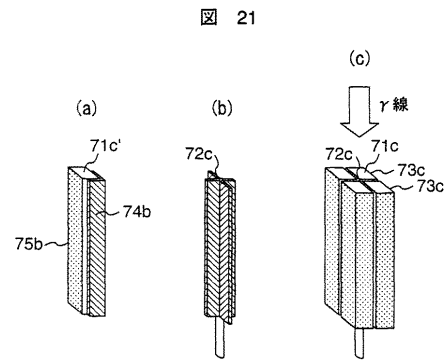
【図 18】



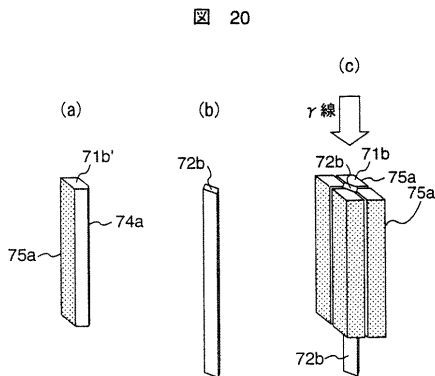
【図 19】



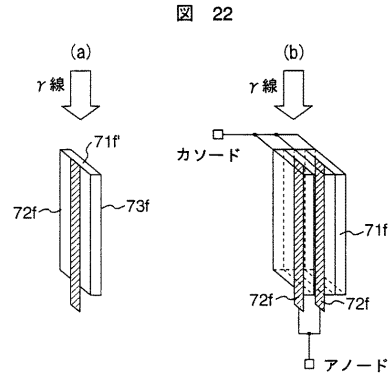
【図 21】



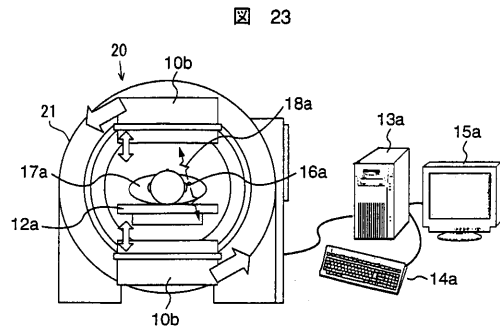
【図 20】



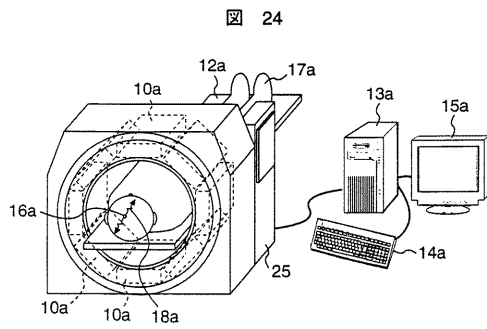
【図 22】



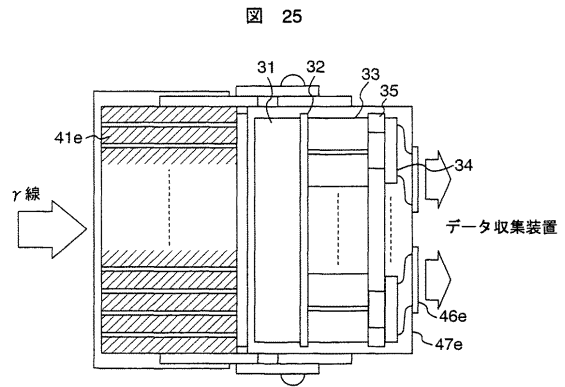
【図 2 3】



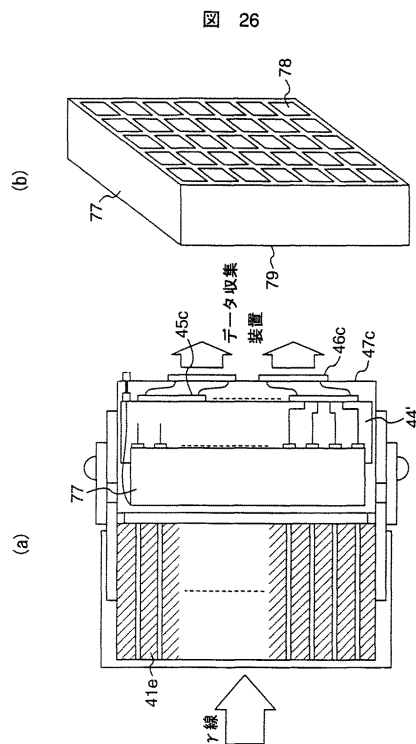
【図 2 4】



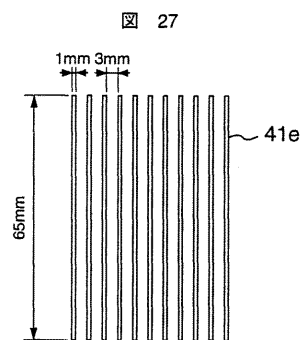
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H04N 5/32

- (72)発明者 横井 一磨
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (72)発明者 梅垣 菊男
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (72)発明者 雨宮 健介
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (72)発明者 上野 雄一郎
東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地 株式会社 日立製作所内
- (72)発明者 柳田 憲史
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (72)発明者 小嶋 進一
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電

審査官 青木 洋平

- (56)参考文献 特開昭58-143285 (JP, A)
特開平11-126890 (JP, A)
特開平11-133155 (JP, A)
特開平06-120550 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01T 1/00-7/12
H01L 27/14
H01L 31/00
H04N 5/32