

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3979599号

(P3979599)

(45) 発行日 平成19年9月19日(2007.9.19)

(24) 登録日 平成19年7月6日(2007.7.6)

(51) Int. Cl.		F I			
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	C
GO 1 T	1/17	(2006.01)	GO 1 T	1/17	F
GO 1 T	1/24	(2006.01)	GO 1 T	1/24	

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2003-183274 (P2003-183274)	(73) 特許権者	000005108
(22) 出願日	平成15年6月26日(2003.6.26)		株式会社日立製作所
(65) 公開番号	特開2005-17142 (P2005-17142A)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(43) 公開日	平成17年1月20日(2005.1.20)	(74) 代理人	100064414
審査請求日	平成17年1月25日(2005.1.25)		弁理士 磯野 道造
		(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
			株式会社 日立製作所 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】 核医学撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

アノードおよびカソードの電極の間に半導体材料が挟まれて 線を検出する複数の放射線検出器からの 線検出信号を入力すると、 線の検出時刻を判別するとともに、 線を検出した放射線検出器のアドレスを判別する 線検出信号処理装置を備え、

複数の前記 線検出信号の入力により判別される複数の検出時刻に基づいて同時判定を行い、

前記同時判定により同時と認定された一对の 線を検出した放射線検出器の前記アドレスに基づいて画像を構成する核医学撮像装置において、

前記放射線検出器から入力される 線検出信号のレベルが所定の値になるまでの立ち上がり時間を解析する立ち上がり時間解析手段と、 10

あらかじめ求めておいた、前記立ち上がり時間と前記 線の検出時刻を補正する時刻補正值との対応関係の情報に基づき、前記検出された立ち上がり時間から、前記時刻補正值を生成する時刻補正データ生成手段と、

前記検出時刻と前記時刻補正值とに基づいて、前記検出時刻を補正する補正用演算手段をさらに備え、

前記補正した検出時刻に基づいて前記同時判定を行うことを特徴とする核医学撮像装置。

【請求項2】

前記立ち上がり時間解析手段は、複数の前記放射線検出器ごとに設けられており、複数の 20

前記放射線検出器から出力されたそれぞれの前記線検出信号を入力し、入力した各線検出信号に対応する立ち上がり時間を出力することを特徴とする請求項1に記載の核医学撮像装置。

【請求項3】

アノードおよびカソードの電極の間に半導体材料が挟まれて線を検出する複数の放射線検出器からの線検出信号を入力すると、線の検出時刻を判別するとともに、線を検出した放射線検出器のアドレスを判別する線検出信号処理装置を備え、

複数の前記線検出信号の入力により判別される複数の検出時刻に基づいて同時判定を行い、

前記同時判定により同時と認定された一对の線を検出した放射線検出器の前記アドレスに基づいて画像を構成する核医学撮像装置において、 10

前記放射線検出器から入力される線検出信号のレベルが所定の値になるまでの立ち上がり時間を解析する立ち上がり時間解析手段と、

あらかじめ求めておいた、前記立ち上がり時間と前記線の検出時刻を補正する時刻補正值との対応関係の情報に基づき、前記検出された立ち上がり時間から、前記時刻補正值を生成する時刻補正データ生成手段と、

前記線検出信号の入力に対応して出力され、前記検出時刻を決定する信号であるタイミング信号の出力タイミングを、前記時刻補正值に基づいて調整するタイミング調整手段をさらに備え、

前記調整されたタイミング信号に基づいて前記検出時刻を補正し、補正した検出時刻に基づいて前記同時判定を行うこと 20

を特徴とする核医学撮像装置。

【請求項4】

前記立ち上がり時間解析手段は、前記放射線検出器ごとに設けられており、前記放射線検出器から出力された前記線検出信号を入力し、入力した各線検出信号に対応する立ち上がり時間を出力すること

を特徴とする請求項3に記載の核医学撮像装置。

【請求項5】

あらかじめ求めておいた、前記立ち上がり時間と前記電極に挟まれた方向における放射線検出器の内部での線の吸収位置との対応関係の情報に基づき、前記検出された立ち上がり時間から、前記放射線検出器の内部での線の吸収位置を生成する位置補正データ生成手段と、 30

前記放射線検出器のアドレスと前記吸収位置に基づいて、前記アドレスで示される吸収位置を補正する補正用演算手段をさらに備え、

前記補正したアドレスで示される吸収位置に基づいて画像を構成することを特徴とする請求項1ないし請求項4のいずれか1項に記載の核医学撮像装置。

【請求項6】

前記立ち上がり時間と前記時刻補正值との対応関係の情報は、前記立ち上がり時間の大きさに応じた複数の区分に分けられており、この区分ごとに前記立ち上がり時間と前記時刻補正值との対応関係が設定されていること 40

を特徴とする請求項1ないし請求項5のいずれか1項に記載の核医学撮像装置。

【請求項7】

前記放射線検出器は、線の入射側に前記対向する一方の電極が位置するように、線の出射側に前記対向する他方の電極が位置するように配置されていること

を特徴とする請求項1ないし請求項6のいずれか1項に記載の核医学撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射性同位元素(RI)によって標識された薬剤を患者等の被検体に投与し、そのRIから放出される線を検出して、被検体内のRI分布を取得する核医学撮像装置に 50

関する。

【 0 0 0 2 】

【 従来 の 技 術 】

患者等の被検体に R I によって標識された放射性薬剤（以下、単に、薬剤という）を投入し、その R I から放出される 線を検出して、被検体内の R I 分布を取得する装置を総じて核医学撮像装置と呼ぶ（例えば特許文献 1 参照）。核医学撮像装置の代表的なものとしては、ガンマカメラやシングルフォトンエミッション C T (S P E C T)、ポジトロンエミッション C T (P E T) 等がある。

【 0 0 0 3 】

ガンマカメラは、被検体内から放出される 線を平面型検出器によって測定し、その平面分布をイメージングする装置であり、平面型検出器の前面にはコリメータを取り付け、線の入射方向を制限して指向性を与えている。平面型検出器は複数の放射線検出器を複数列及び複数行に配置している。

10

【 0 0 0 4 】

単光子放出型断層写真撮影装置（ S P E C T 装置）は、前記のガンマカメラと同様の平面型検出器を被検体の周囲に配置して被検体内から放出される 線を検出し、 X 線 C T と同様に画像化処理して被検体の断層像を得る装置である。 S P E C T 装置についてもガンマカメラと同様に、平面型検出器の前面にコリメータを取り付け、線の入射方向を制限している。 S P E C T 装置に用いられる R I は単一の 線を放出する核種（例えば^{99m}Tc や¹²³I 等）が用いられる。 S P E C T 装置は少なくともいずれかの R I の被検体内での分布を画像化し、臓器の循環、代謝情報を知ることができる。

20

【 0 0 0 5 】

陽子放出型断層写真撮影装置（ P E T 装置）は、被検体周囲に配置したリング状検出器によって被検体内から放出される 線を検出し、この線の検出信号を基に画像化処理して被検体内の R I 分布を示す断層像を得る装置である。リング状検出器は環状に且つベッドの長手方向に配置された多数の放射線検出器を有する。その P E T 装置は、陽電子（⁺）を放出する核種によって標識した薬剤を被検体に投与し、⁺を放出して電子と結合し消滅する際に、ほぼ反対方向（ $180 \pm 0.6^\circ$ ）に放出する 511 keV の一対の 線を検出対象としている。

【 0 0 0 6 】

P E T 装置は、同じタイミングで検出された一対の 線を同時計数装置で選出すれば、一対の線の入射方向を判別することができる。このため、 P E T 装置は、ガンマカメラや S P E C T 装置と異なりコリメータを使用する必要がない。 P E T 装置に用いられる陽電子放出核種には¹⁸F、¹⁵O、¹¹C 等がある。例えば¹⁸F で標識した薬剤であるフルオロデオキシグルコース（2-[F-18]fluoro-2-deoxy-D-glucose, ¹⁸F-FDG）は、被検体内に投与されたとき、糖代謝により腫瘍組織に高集積することを利用し、腫瘍部位の特定に使用される。

30

【 0 0 0 7 】

ところで、従来の核医学撮像装置においては、 線を検出する放射線検出器として、主に酸化ビスマスゲルマニウム（ B G O ）やタリウム添加ヨウ化ナトリウム（ N a I (T l) ）等の物質で構成されたシンチレータを用いている。この放射線検出器は、入射した 線をシンチレータによって一旦微弱な光に変換し、この微弱な光を光電子増倍管やフォトダイオード等で電気信号に変換する。そのため、核医学撮像装置が大型化してしまうという問題があった。

40

【 0 0 0 8 】

そこで、現在テルル化カドミウム（ C d T e ）やテルル化カドミウム亜鉛（ C d Z n T e ）等の半導体セルで構成される半導体放射線検出器（以下、半導体検出器という）が注目されている（例えば特許文献 2 参照）。これら半導体検出器は 線を電荷キャリア（電子と正孔）へと直接的に変換する。従って、個々の半導体セルで 線を検出できるため、シンチレータと光電子増倍管を用いた場合に比べ装置の小型軽量化が期待できる。また、生

50

成される電荷キャリア数も、シンチレータ検出器によって得られる数に比べて非常に多く、この事は良好なエネルギー分解能を得られることを意味している。

【0009】

【特許文献1】

特開平11-337645号公報(段落番号[0002]、図1)

【特許文献2】

特開2003-79614号公報(段落番号[0016]、図1)

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、半導体放射線検出器を用いた場合にノイズのより少ない画像を得ることができる核医学撮像装置を提供することにある。 10

【0011】

【課題を解決するための手段】

前記目的を達成するため、本発明では、誘起電荷量に対応して半導体放射線検出器から出力される電圧信号(線検出信号)の立ち上がり時間を解析する機能と、立ち上がり時間に基づいて、半導体検出器の半導体検出部内の吸収時刻を精度良く求めるための時刻補正情報を与える機能とを備えたことを特徴とする。

【0012】

好ましくは、半導体検出部による線の吸収によって放射線検出器から出力される線検出信号の受信タイミングに対応して得られた第1吸収時刻情報を、線検出信号の立ち上がり時間を用いて得られた時刻補正情報により補正して第2吸収時刻情報を生成し、第2吸収時刻情報により選択された複数対の線検出信号を基に得られた情報により画像を生成することにある。この複数対の線検出信号を基に得られた情報には、具体的な例である補正用演算装置から出力されて選択された2つのデジタル信号を1つの信号として計数して得られる計数値が含まれる。 20

【0013】

好ましくは、予め電圧信号の立ち上がり時間と半導体検出素子内の吸収時刻との相関を求めるための立ち上がり時間-時刻補正值特性データ(時刻補正データ生成装置で使用)、及び電圧信号の立ち上がり時間と半導体検出素子内の吸収位置との相関を求めるための立ち上がり時間-吸収位置特性データ(位置補正データ生成装置で使用)を作成する。立ち上がり時間解析器と、立ち上がり時間-時刻補正值特性データを内蔵した時刻補正データ生成装置及び立ち上がり時間-吸収位置特性データを内蔵した位置補正データ生成装置を含む補正データ生成装置を撮像装置の装置系に組み込む。この補正データ生成装置は時刻補正データ生成装置と位置特定装置を統合した装置である。時刻補正データ生成装置に基づいた補正值を時刻補正装置に入力し、検出時刻から補正值を差し引いた値を吸収時刻として出力する。さらに位置補正データ生成装置に基づいた吸収位置データから検出器アドレス(検出器内の吸収位置)を新たなアドレスデータとして出力する。 30

【0014】

前述の立ち上がり時間-時刻補正值特性データ及び立ち上がり時間-吸収位置特性データは撮像装置の稼働前に生成し、その後、半導体放射線検出器の経時特性に応じて定期的に特性試験を実施し、それらの特性データを更新することができる。また、それらの特性データにおける立ち上がり時間の区画及び吸収位置の区画の数は、要望された分解能、画質に応じて調整することができる。 40

【0015】

補正データ生成装置は1つの半導体放射線検出器に1個設けても良いが、入射線のに応じて複数の半導体放射線検出器毎に一つ設けて処理することもできる。なお、個々の半導体検出素子(半導体検出部)の特性を考慮し、補正データ生成装置内の特性データを個々の補正データ生成装置毎に設定しても良いが、吸収位置の区画数が数個程度であれば個々の補正データ生成装置毎に特性データを設定する必要はなく、代表的な一特性データを複数もしくは全ての補正データ生成装置に適用してもよい。このような場合でも、十分に時 50

刻補正や吸収位置の精度の向上を図ることができる。

【0016】

【発明の実施の形態】

発明者等は、半導体検出器を適用した核医学撮像装置を詳細に検討した際に新たな課題を発見した。発明者等が発見した、半導体検出器における新たな課題を以下に詳細に説明する。半導体検出器に線が入射した時に内部で発生する現象を図10及び図11を用いて詳細に説明する。

【0017】

図10に示すように、半導体検出器60は、例えばCdTeで構成される半導体検出素子69と、この半導体検出素子69の両端に形成されたアノード63及びカソード64とによって構成されている。入射線65はこの半導体検出器60に入射し、半導体検出素子69内部の異なる線吸収位置66A、66Bで半導体検出素子69と相互作用を起こす。半導体検出素子69の内部では入射線65の吸収により電子67と正孔68を生成する。半導体検出素子69には電圧が印加されているため、電子67はアノード63に、正孔68はカソード64に向かってそれぞれ移動する。

10

【0018】

これら電荷キャリア（電子67、正孔68）の移動により半導体検出素子69の両端で電荷が誘起され、後段の増幅器（図示せず）によって誘起電荷量に比例した電圧信号が出力される。後段の信号処理装置（図示せず）では、この電圧信号から検出することにより入射線65の検出時刻及びエネルギーを認識する。

20

【0019】

図11(a)、(b)に、線吸収位置66A、66Bにおける出力電圧信号の時間経過を示す。ここで、この増幅器から出力される電圧信号の時間経過は2つの成分から構成され、1つは電子による高速成分であり、もう1つは正孔による低速成分である。これらの違いは移動度の違いに起因しており、例えばCdTeにおいては電子67の移動度が約 $1100\text{ cm}^2/\text{V}/\text{秒}$ 、正孔68の移動度が約 $100\text{ cm}^2/\text{V}/\text{秒}$ と、およそ1桁異なる。

【0020】

即ち、これは、電圧信号の時間経過が半導体検出素子69内の線吸収位置66A、66Bに依存して変化することを意味する。カソード64の近傍である線吸収位置66Aで線が吸収されると、低速な正孔成分32Aでもカソード64までの距離が短いために短時間で電荷が誘起される。電子成分31Aについてもアノード63までの距離は長いが高速なために短時間で電荷が誘起される。この結果、正孔成分31Aと電子成分31Bの両成分を足し合わせた電圧信号33Aも高速で立ち上がり（図11(a)中のT参照）、最大値に達した後、徐々に減衰していく。

30

【0021】

一方、アノード63の近傍である線吸収位置66Bで線が吸収されると、電子成分31Bはアノード63までの距離が短いために非常に短時間で電荷が誘起されるが、逆に正孔成分32Bはカソード64までの距離が長く、低速なため、立ち上がりが遅い（図11(b)中のT参照）。従って電圧信号33Bが最大値に達する時間も長くなる。また、正孔68はカソード64への移動時にトラップされてしまい十分に収集することができなくなるため、吸収位置30Aで得られる程の誘起電荷量に及ばず、信号量欠損の原因となる。このように、半導体検出器において線吸収位置によっては信号欠損が生じると、この半導体検出器の出力である線検出信号に基づいて得られる情報を用いて作成される患者の画像情報に対してノイズになるという新たな課題を、発明者等が見出した。

40

【0022】

前述のように、線吸収位置66A、66Bの違いによる出力信号の変化は、主として低速成分である正孔に依存している。例えばCdTeでは、Si（電子： $1500\text{ cm}^2/\text{V}/\text{秒}$ 、正孔： $500\text{ cm}^2/\text{V}/\text{秒}$ ）やGe（電子： $3900\text{ cm}^2/\text{V}/\text{秒}$ 、正孔： $1900\text{ cm}^2/\text{V}/\text{秒}$ ）に比べて電子、正孔共に移動度が遅く、しかも電子と正孔とで移動度の違いが大きいことから、電圧信号33Bの最大値に達する時間が長くなる傾向が顕著となる

50

【 0 0 2 3 】

発明者等は、半導体検出器において生じる上記の現象が核医学撮像装置にとって次のような損失をもたらすことを新たに見出した。すなわち、例えばPET装置において同時に放出される一对の線を検出し、この一对の線が同時に入射されたと判別する場合、予め同時計数時間窓と呼ばれる時間幅を設定しておき、この時間幅内に得られた2つの検出事象を同時と判定する。この時間幅は小さい程好ましい。なぜならその時間幅が大きいと、その時間幅内で一对の線を検出する(真の同時計数)だけでなく、体内の他の箇所でも発生した線を検出する(偶発同時計数)機会が増えるためである。偶発同時計数は偽の現象であり、被検体の画像(断層像)に対するノイズの原因となる。

10

【 0 0 2 4 】

一方、シンチレータ検出器の場合、発光現象を利用しているため入射線は検出素子内部のどこで吸収されても信号の立ち上がりはほとんど変わらないので、入射線が吸収された瞬間の時刻(線吸収時刻)と後段のタイミング検出装置で信号を検出する時刻(検出時刻)との時間差が吸収された位置に対してほとんど変化せず、また信号の立ち上がりが速い。従ってシンチレータ検出器においては同時検出する性能に優れ、いわゆる同時計数分解能を示す半値幅は短く、約10[ns]であり、時間幅もほぼ同程度に設定できる。

【 0 0 2 5 】

ところが、CdTe等の半導体検出器では前述の様に吸収位置に依存して信号の立ち上がりが増えるため、線吸収時刻と検出時刻のばらつきが大きくなる。このため半値幅は20[ns]程度と大きくする必要があり、同時計数時間窓と呼ばれる時間幅も同様に大きく設定しなければならない。そこで、半導体検出器を用いた場合において被検体の画像(断層像)の画質を向上させるためにも、半導体検出器を用いた場合においてもシンチレータ検出器に劣らない程度の同時計数分解能を保证する必要がある。

20

【 0 0 2 6 】

発明者等は、上記した新たに発見した課題を解消するために、すなわち画像におけるノイズの低減を図るために本発明をなしたのである。その新たな課題を解消するために種々検討して得られた本発明の具体的な実施の形態を、以下に説明する。

【 0 0 2 7 】

(第1の実施の形態)

30

次に、本発明の第1の実施の形態である核医学撮像装置、具体的にはPET装置を、図1ないし図6を参照して詳細に説明する。なお、本実施の形態では、同一の要素については番号の次にアルファベット小文字で付し、重複した説明を省略する。

【 0 0 2 8 】

まず、本実施の形態のPET装置の時刻補正データ生成装置17及び位置補正データ生成装置18(図5)に用いる立ち上り時間 T と検出時刻差 Δt との関係を示す特性、及び立ち上り時間 T と吸収位置 $x(N')$ との関係を示す特性を得る試験装置Aを、図1を用いて説明する。試験装置Aは、半導体検出器1a、1bと、負の高圧電源5と、半導体検出器1a、1bで誘起された電荷を増幅する前置増幅器6a、6bと、前置増幅器6a、6bの出力を高速で波形整形して増幅する高速増幅器7a、7bと、この高速増幅器7a、7bの出力信号のタイミングを検出するタイムピックオフ装置8a、8bと、タイムピックオフ装置8aからの出力信号を所定時間遅らせる遅延装置9と、2つのタイムピックオフ装置8a、8bから出力されたタイミングパルスの時間差に比例した波高のパルスを出力する時間波高変換器10と、高速増幅器7aの出力波形の立ち上がり時間に比例した波高のパルスを出力する立ち上がり時間解析器11とから構成される。なお、半導体検出器1a、1bは、約5mm角の2つの半導体検出素子2a、2bと、電圧印加電極(陽極)であるアノード3a、3bと、陰極であるカソード4a、4bとを備えている。

40

【 0 0 2 9 】

2つの半導体検出器1a、1bの間に ^{22}Na 等の陽電子放出核種の標準線源12及び穴径が約100 μm の鉛製コリメータ13を設置する。まず初めは、半導体検出器1a、1b

50

のカソード 4 a、4 b をコリメータ 1 3 の出口側に配置する。従って、標準線源 1 2 が放出した陽電子の消滅により発生する一対の線 2 9、2 9 は、半導体検出器 1 a、1 b のカソード 4 a、4 b 近傍に入射する。半導体検出素子 2 a、2 b 内部に線が吸収されたことにより誘起された各電荷は、図 4 に示すように、波形 3 6 A の形で発生する。その電荷を入力した前置増幅器 6 a、6 b は波形 3 7 A の電圧信号を出力する。この電圧信号を入力した高速増幅器 7 a、7 b は波形 3 7 A の立ち上がり波形を有した波形 3 8 A の電圧信号を出力する。高速増幅器 7 a の出力信号はタイムピックオフ装置 8 a 及び立ち上がり時間解析器 1 1 に入力される。高速増幅器 7 b の出力信号はタイムピックオフ装置 8 b に入力される。タイムピックオフ装置 8 a、8 b は、例えばコンスタントフラクシオン方式等でタイミングパルスを出力する。時間波高変換器 1 0 は両タイミングパルスの検出時刻差（時刻補正值）に比例した波高のパルスを出力する。

10

【0030】

一方、立ち上がり時間解析器 1 1 は、例えば入力信号波高の 1 0 % から 9 0 % までに経過した立ち上がり時間 T に比例した波高のパルスを出力する。現在の状態（図 1 の状態）では、一対の線 2 9、2 9 がそれぞれカソード 4 a、4 b 付近で吸収されるため、前述したように、半導体検出素子 2 a、2 b 内部で発生する正孔成分と電子成分による電圧信号もそれぞれ高速で立ち上がり（図 1 1 (a) 中の T 参照）、両者のタイミング検出の時間差も小さい。即ち検出時刻差も立ち上がり時間 T も小さい。

【0031】

ここで、一方の半導体検出器 1 a を図 1 中の矢示 a 方向に移動して測定すると、半導体検出素子 2 a 内の吸収位置はカソード 4 a から離れるために、半導体検出器 1 a で発生する電圧信号の立ち上がりが低速となる。このため、図 4 に示すように、半導体検出器 1 a から出力される誘起電荷の波形は 3 6 B、前置増幅器 6 a の出力である電圧信号の波形は 3 7 B、及び高速増幅器 7 a の出力である電圧信号の波形は 3 8 B のようになる。これに伴って、検出時刻差と立ち上がり時間 T が増加する。このように半導体検出器 1 a をコリメータ 1 3 に対して矢印 a（図 1）の方向に移動させることにより、図 2 に示すような立ち上がり時間 T と検出時刻差との相関、及び立ち上がり時間 T と半導体検出器 1 a の移動量 x （以下、吸収位置 x という）との相関を得ることができる。

20

【0032】

従って、図 2 に示す特性を基に入力された立ち上がり時間 T を検出時刻差（時刻補正值）に変換し、得られた検出時刻差を出力する時刻補正データ生成装置、及び図 3 に示す特性を基に入力された立ち上がり時間 T を吸収位置 x に変換し、吸収位置 x （以降の実施の形態では位置情報として吸収位置 N と表記する）を出力する位置補正データ生成装置をそれぞれ作成することができる。なお、図 2、図 3 を見ても分かるように $T -$ 特性、 $T - x(N)$ 特性はばらつきをもった分布を有しており、1 対 1 で変換することは困難である。そこで、例えば立ち上がり時間 T を、 T_1 、 T_2 を境として 3 つの時間区画に分け、時刻補正データ生成装置ではそれらの時間区画に対応して 1、2、3 に、及び位置補正データ生成装置ではそれらの時間区画に対応して N_1 、 N_2 、 N_3 に変換してもよい。または、その 3 つの区画毎に立ち上がり時間 T と検出時刻差との第 1 関係式、及び立ち上がり時間 T と吸収位置 N との第 2 関係式をそれぞれ設定し、時刻補正データ生成装置は第 1 関係式を用いて立ち上がり時間 T に対応した検出時刻差を、位置補正データ生成装置は第 2 関係式を用いて立ち上がり時間 T に対応した吸収位置 N を算出するようにしてもよい。

30

40

【0033】

次に、図 2 に示す $T -$ 特性、図 3 に示す $T - x(N)$ 特性を用いた本実施の形態に係る PET 装置（核医学撮像装置の一種）を、図 5 を参照して説明する。まず、被検体（被検診者）H に ^{18}F 等の陽電子放出核種を標識した薬剤を投与し、薬剤が被検体内を拡散して撮像可能な状態となるまで待機する。これにより、薬剤は被検体内の癌の患部に集積する。PET 装置 P は、図 5 に示すように、例えば CdTe からなる半導体検出器 1 a、1 b・・・1 n をリング状に配置した構成となっている。撮像可能な状態になっ

50

た被検体 H が横たわっているベッド B が P E T 装置 P 内に挿入される。この状態で、多数の半導体検出器が被検体 H の周囲を取り囲んでいる。それらの半導体検出器は、薬剤に起因して被検体 H から反対方向 ($180 \pm 0.6^\circ$) に放出される一対の線をそれぞれ検出する。このようにして、P E T 撮像が行われる。P E T 装置 P は、更に、線検出信号処理装置 4 1、同時係数装置 2 6 及び画像再構成装置 (画像作成装置) 2 8 を有する。P E T 装置 P に設置される多数の半導体検出器は、P E T 装置 P の周方向において複数の群に分割されている。線検出信号処理装置 4 1 は、それらの群ごとに設けられる。

【0034】

以下、図 6 に基づいて、1つの線検出信号処理装置 4 1 について説明する。各半導体検出器のカソード 4 a、4 b・・・4 n には高圧電源 5 から電圧が印加されている。被検体 H から放出された線が各半導体検出器 1 の半導体検出素子 (半導体検出部) 2 a、2 b・・・2 n に入射すると、線が半導体検出素子 2 によって吸収された場合、その吸収された線のエネルギーに対応した量の電荷がアノード 3 a、3 b・・・3 n 及びカソード 4 a、4 b・・・4 n にそれぞれ誘起される。それぞれの誘起電荷は、アノード 3 a、3 b・・・3 n に個々に接続されている前置増幅器 6 a、6 b・・・6 n に線検出信号として出力され、該当する前置増幅器によって増幅される。

【0035】

前置増幅器 6 a、6 b・・・6 n に個々に接続されている低速増幅器 (比例増幅器) 1 4 a、1 4 b、・・・1 4 n のそれぞれは、前置増幅器 6 a、6 b・・・6 n のうちの該当する前置増幅器からの出力を入力して前述の誘起電荷量に応じた十分な波高を有する、図 4 に示す電圧波形 3 9 A (または電圧波形 3 9 B) を出力する。この電圧波形の波高は線エネルギー値を反映している。低速増幅器 1 4 a、1 4 b、・・・1 4 n に個々に接続されている波高保持装置 1 5 a、1 5 b・・・1 5 n のそれぞれは、該当する低速増幅器からの電圧波形 3 9 A (または電圧波形 3 9 B) を入力し、その電圧波形の波高値を有したパルス信号を信号処理装置 2 0 の波高弁別装置 2 3 a、2 3 b、・・・2 3 n に出力する。

【0036】

一方、前置増幅器 6 a、6 b・・・6 n に個々に接続されている高速増幅器 7 a、7 b、・・・7 n のそれぞれは、前置増幅器 6 a、6 b・・・6 n のうちの該当する前置増幅器から出力された信号の立ち上がりを高速で増幅し、図 4 に示す波形 3 8 A (または波形 3 8 B) の電圧信号を出力する。

【0037】

高速増幅器 7 a、7 b、・・・7 n のうち該当する高速増幅器からの電圧信号を入力するタイムピックオフ装置 (時刻検出装置) 8 a、8 b、・・・8 n は、それぞれ、信号処理装置 2 0 の時刻判別装置 (時刻付与装置) 2 2 a、2 2 b、・・・2 2 n のうち接続されている時刻判別装置に、その電圧信号の受信タイミングに応じてタイミングパルスを出力する。タイムピックオフ装置及び時刻判別装置は時刻決定装置を構成している。高速増幅器 7 a、7 b、・・・7 n の電圧信号は補正データ生成装置 1 6 の立ち上がり時間解析器 (立ち上り時間発生装置) 1 1 にも入力される。立ち上がり時間解析器 1 1 は、高速増幅器 7 a、7 b、・・・7 n からのそれぞれの電圧信号を基にそれぞれの電圧信号の立ち上がり時間 T を計測し、時刻補正データ生成装置 1 7 及び位置補正データ生成装置 1 8 に出力する。補正データ生成装置 1 6 は、立ち上がり時間解析器 1 1、立ち上がり時間解析器 1 1 から出力される立ち上がり時間 T を基に検出時刻差 Δt を求める時刻補正データ生成装置 1 7、その立ち上がり時間 T を基に吸収位置 N を求める位置補正データ生成装置 1 8 を備える。

【0038】

時刻補正データ生成装置 1 7 は、図 2 を基にして得られた時刻データ特性 (例えば、立ち上がり時間 T と検出時刻差 Δt の関係式) を用いて高速増幅器 7 a、7 b、・・・7 n のそれぞれの電圧信号の各立ち上がり時間 T に対して時刻補正值である検出時刻差 Δt をそれぞれ求め、信号処理装置 2 0 の補正用演算装置 2 5 に出力する。これらの検出時刻

10

20

30

40

50

差 は半導体検出器 1 a、1 b・・・1 n からそれぞれ出力される 線検出信号に対するものである。位置補正データ生成装置 1 8 は、図 3 を基にして得られた位置データ特性（例えば、立ち上がり時間 T と吸収位置 N の関係式）を用いて上記の各立ち上がり時間 T に対して半導体検出器 1 a、1 b・・・1 n の吸収位置 N をそれぞれ求め、信号処理装置 2 0 の補正用演算装置 2 5 に出力する。

【0039】

信号処理装置 2 0 では以下の処理が行われる。波高弁別装置 2 3 a、2 3 b、・・・2 3 n のそれぞれは、閾値以上の波高値を有するパルス信号を弁別して時刻判別装置 2 2 a、2 2 b、・・・2 2 n のうち該当する時刻判別装置に出力する。時刻判別装置 2 2 a、2 2 b、・・・2 2 n のそれぞれには、高速クロック装置 1 9 からのタイミングパルスであるクロック信号が入力される。各時刻判別装置は、波高値を有するパルス信号を、該当するタイムピックオフ装置からタイミングパルスを入力したときのクロック信号に対応した時刻 の時刻情報を有するデジタル信号に変換し、このデジタル信号を該当するアドレス判別装置 2 4 に出力する。時刻判別装置 2 2 a、2 2 b、・・・2 2 n 及びアドレス判別装置 2 4 は時刻・アドレス判断装置 2 1 に含まれる。

10

【0040】

アドレス判別装置 2 4 は、時刻判別装置 2 2 a、2 2 b、・・・2 2 n のそれぞれから時刻 の時刻情報が付与されたデジタル信号を入力したとき、そのデジタル信号を出力した時刻判別装置が実質的に接続されている半導体検出器のアドレス情報 N がそのデジタル信号に付与される。アドレス判別装置 2 4 は時刻情報 及びアドレス情報 N が付与されたデジタル信号を補正用演算装置 2 5 に出力する。アドレス情報は、PET 装置 P に設けられた各半導体検出器ごとに付与されている。補正用演算装置 2 5 において、時刻 が検出時刻差（時刻補正值） により補正された時刻補正情報（ - ）が生成され、更に、アドレス情報 N に半導体検出器 1 内部の吸収位置 N の情報が付加された補正アドレス情報（ $N * N$ ）が生成される。補正用演算装置 2 5 は、時刻補正情報（ - ）及び補正アドレス情報（ $N * N$ ）が付与されているデジタル信号を同時計数装置 2 6 に出力する。

20

【0041】

本実施の形態では、前置増幅器、高速増幅器、タイムピックオフ装置、低速増幅器、波高保持装置、時間判別装置及び波高弁別装置は、それぞれ、半導体検出器ごとに設けられている。このため、1 つの半導体検出器の出力である 線検出信号は、途中で信号形態が変わる場合もあるが、実質的にそれらの装置に入力されることになる。

30

【0042】

本実施の形態は、時刻補正データ生成装置 1 7、及び補正用演算装置 2 5 における時刻を検出時刻差 で補正する構成を含む時刻補正装置と、位置補正データ生成装置 1 8、及び補正用演算装置 2 5 におけるアドレス情報 N に半導体検出器 1 内部の吸収位置 N の情報を付加する構成を含む位置補正装置を備えているとも言える。補正アドレス情報（ $N * N$ ）は、該当する半導体検出器のアドレス情報 N （半導体検出器の番地）及びその半導体検出器内においてガンマ線が吸収された位置 N を含んでいるため、ガンマ線の吸収された位置を精度良く示している。吸収位置 N の情報をアドレス情報 N に付加することは、アドレス情報 N の補正に相当する。

40

【0043】

なお、図 6 に示した半導体検出器 1 及び 線検出信号処理装置 4 1 の構成は PET 装置 P に設けられたそれらの一部である。PET 装置 P に設けられた多数の半導体検出器が、半導体検出器 1 a、1 b・・・1 n を 1 つの単位として、複数のグループに分割されている。それらの半導体検出器は、図 5 に示すように、グループ毎に異なる 線検出信号処理装置 4 1 に 線検出信号を出力する。それらの 線検出信号処理装置 4 1 から出力された、時刻補正情報及び補正アドレス情報が付与されている各デジタル信号が、同時計数装置 2 6 に入力される。

【0044】

50

同時計数装置 26 は、各信号処理装置 20 の補正用演算装置 25 から出力されたデジタル信号を用いて同時計数を行う。すなわち、それらのデジタル信号に付与された時刻補正情報 () のうち、同時計数時間窓 $w [ns]$ の時間内に入っている 2 つのデジタル信号を選択すると共に、同時計数によりそれらの 2 つのデジタル信号を 1 つの信号として計数する。同時係数装置 26 は、選別された 2 つの信号の補正アドレス情報の組み合わせ (対の補正アドレス情報)、及び同時計数された信号の計数値 (線対の発生数) の各情報を、同時計数装置 26 のメモリ (図示せず) に記憶する。

【 0045 】

画像再構成装置 28 は上記メモリ内の複数対の補正アドレス情報及び計数値を記憶装置 27 に記憶させる。その対の補正アドレス情報が、上記対の 線 29 のそれぞれの飛行方向データに相当する。画像再構成装置 28 は、複数対の補正アドレス情報及び計数値を用いて、公知のフィルタバックプロジェクション法により各ボクセルにおける 線発生密度を求める。画像再構成装置 28 は、これらの 線対発生密度に基づいて、放射性核種の集積位置、即ち腫瘍位置での断層画像を作成する。この断層像の情報は記憶装置 27 に記憶される。また、その断層像の情報は表示装置 (図示せず) に表示される。

10

【 0046 】

なお、選択された 2 つのデジタル信号を 1 つの信号として計数して得られた計数値は、選択された 2 つのデジタル信号に対応する対の 線検出信号を基に得られた情報である。

【 0047 】

このように、本実施の形態によれば、補正データ生成装置 16 で得られた時刻補正值 (検出時刻差) を得ることができるため、この時刻補正值 を用いて、実際に 線が半導体検出素子 2 で吸収された瞬間に近い時刻を、時刻補正情報 () として同時計数判定することができる。すなわち、時刻補正值 を用いるので同時計数時間窓 $w [ns]$ を短く設定でき、偶発同時計数が低減される。このため、従来の PET 装置に比べてノイズの少ない断層像を得ることができる。

20

【 0048 】

本実施の形態では、例えば、立ち上がり時間 T を T_1 と T_2 を境界にして 3 分割しているため、同時計数分解能は、後段の装置系 (補正データ生成装置 16、信号処理装置 20、同時計数装置 26 等) による影響を考慮しても、従来の $20 [ns]$ 程度から半分程度に小さく抑えられ、シンチレータの約 $10 [ns]$ に匹敵する性能を発揮することができる。このため、得られる断層像の精度が更に向上する。従って、同時計数時間窓 w の幅もシンチレータと同程度に設定することができ、高精度な時間分解能を得ることができる。

30

【 0049 】

アドレス情報も個々の半導体検出器 1 のアドレス N に加え、その内部での 線の吸収位置 N を付加したことにより、 線が吸収された位置をより高精度に判別することができる。つまり、半導体検出器 1 及びそれに付随する装置の数を変化させることなく、計測上は実効的に半導体検出器内で 3 つの領域のうちどの領域でガンマ線が吸収されたのかを判別できるということは、1 つの半導体検出器の寸法を 3 分の 1 に小型化して半導体検出器の数を 3 倍に増加した場合と同等である。このような本実施の形態では、結果的に画像上の空間分解能が大幅に向上できる。さらに、1 つの補正データ生成装置 16 が設けられている本実施の形態は、 線検出信号処理装置 41 の構成を単純化できる。なお、補正データ生成装置 16 は、放射線検出器ごとに設置し、該当する高速増幅器に接続してもよい。

40

【 0050 】

以上、本実施の形態によれば、容易に作成可能な立ち上がり時間解析器を用いて被検体に吸収される 線吸収の電圧信号の立ち上がり時間を計測し、時刻補正值及び吸収位置情報を付加することにより同時計数分解能及び空間分解能を向上できる。その結果、画質上の大幅なノイズ低減、空間分解能向上が実現できる。

【 0051 】

(第 2 の実施の形態)

50

本発明の第2実施の形態を、図7に基づいて説明する。本実施の形態に係る核医学撮像装置であるPET装置P1は、PET装置Pの線検出信号処理装置41を線検出信号処理装置51に替えた構成を有する。なお、本実施の形態では、第1の実施の形態と同一の構成要素に同一の符号を付し、その説明を省略するものとする。線検出信号処理装置51は、補正データ生成装置16に替えて検出時刻補正装置35を有する。検出時刻補正装置35は、タイムピックオフ装置8、立ち上がり時間解析器11、時刻補正データ生成装置17、遅延装置52及びパルス出力タイミング調整装置(以下、タイミング調整装置という)53を有し、半導体検出器ごとに設けられる。各検出時刻補正装置35は、高速増幅器7a、7b、・・・7nのうち該当する高速増幅器にそれぞれ接続される。位置補正データ生成装置18は、複数の補正データ生成装置16Aの立ち上がり時間解析器11からの立ち上がり時間Tを入力して半導体検出素子2内の吸収位置Nを算出し、吸収位置Nを信号処理装置20の補正用演算装置25に出力する。

10

【0052】

高速増幅器7a、7b、・・・7nからそれぞれ出力された電圧信号は、該当する検出時刻補正装置35のタイムピックオフ装置8及び立ち上がり時間解析器11にそれぞれ入力される。タイムピックオフ装置8は、前述したように、タイミングパルスを出力する。このタイミングパルスは遅延装置52で設定時間d(以下、遅延時間dという)だけ遅延された後にタイミング調整装置53に入力される。遅延装置52及びタイミング調整装置53は時刻調整装置を構成している。設定時間dは、全ての遅延装置52において同一の値に設定されている。一方、立ち上がり時間解析器11は、該当する高速増幅器から

20

【0053】

時刻補正データ生成装置17は、求めた検出時刻差をタイミング調整装置53に出力する。タイミング調整装置53は、設定時間dだけ遅延されているタイミングパルスを、更に($s -$)だけ遅延させて時刻判別装置22に出力させる。ここで、sは想定されるに対して確実に $s >$ となるような値であり、全てのタイミング調整装置53で共通の値に設定されている。また、前記から分かるように遅延時間dは、立ち上がり解析器11での立ち上がり時間Tの計測からタイミング調整装置53で($s -$)を求めるまでの処理のための待ち時間であり、前記処理が行える程度の時間に設定すればよい。結果として、各補正データ生成装置16Aのタイミング調整装置53から時刻判別装置22a、22b、・・・22nのうちの該当する時刻判別装置に出力される時刻は($+ d + s -$)となる。この時刻は、結局、第1の実施の形態における時刻補正情報($-$)を、全ての補正データ生成装置16Aに共通な値($d + s$)だけ遅延させた時刻である。従って、時刻判別装置22a、22b、・・・22nは第1実施の形態と同様に実質的に時刻補正情報($-$)を取得することになる。

30

【0054】

一方、位置補正データ生成装置18は、図3の特性図を基にして得られた位置データ特性から半導体検出素子2内の吸収位置Nを算出し、補正用演算装置25に出力する。これにより、第1の実施の形態と同様に、時刻補正情報($-$)と補正アドレス情報($N * N$)が付与されているデジタル信号を同時計数装置21に出力する。

40

【0055】

本実施の形態は、線検出信号処理装置41の構成の単純化を除いて、第1実施の形態で生じる効果を得ることができる。更に、本実施の形態は、タイミング調整装置53で受信したタイミングパルスが時刻判定装置22に出力される時刻を、予め補正データ生成装置16内部で調整する構成としているため、信号処理装置20の内部で時刻補正を行う必要がなくなり、信号処理装置20内部での論理設計を簡素化することができる。

【0056】

(第3の実施の形態)

次に、本発明の第3の実施の形態について図8に基づいて説明する。図8は第3の実施の

50

形態に係る核医学撮像装置の一種であるガンマカメラの構成を示すブロック図である。本実施の形態は、時刻補正值等の時刻情報は特に必要がないため、時刻補正データ生成装置を設置していない。しかし、位置補正データ生成装置を備えている。なお、本実施の形態では、前記第1の実施の形態と同一の構成要素に同一の符号を付し、その説明を省略するものとする。

【0057】

半導体検出器1よりも被検体H側に鉛製のコリメータ13が設置される。コリメータ13は、開口部である複数の線通路61を形成する。半導体検出器1の幅が5mm程度であり、1つの半導体検出器1に対して3つの線通路61が対向している。線29がいずれの開口部61から半導体検出器1に入射したかは、後段の位置特定装置62を構成する立ち上がり時間解析器11で立ち上がり時間Tを計測し、位置補正データ生成装置18を基に半導体検出器1内の吸収位置Nを求めることにより識別できる。このため、位置補正データ生成装置18は、1つの半導体検出器1に対向する3つの線通路の配置に対応して3通りの吸収位置Nが等間隔で決定されるように立ち上がり時間Tの区画の間隔を予め設定しある(図3参照)。

10

【0058】

本実施の形態におけるガンマカメラの作用について説明する。

まず、被検体Hに単光子放出型核種(例えば ^{99m}Tc 等)を含む放射性薬剤を投与する。この放射性薬剤が被検体H内を拡散し、撮像可能な状態となるまで待機する。被検体Hが横たわっているベッドを移動させて被検体Hを、平面状に配置されたCdTe半導体検出器1を用いたガンマカメラに近接させる。半導体検出器1に高圧電源5を印加し、線29の検出を開始する。被検体Hから放出された線29が線通路61を通過して半導体検出器1に入射する。線29が半導体検出器1内で吸収されると、そのエネルギーに応じた量の電荷(線検出信号)が誘起される。この電荷は前置増幅器6で増幅される。前置増幅器6からの出力信号は、低速増幅器14及び高速増幅器7に入力される。低速増幅器14で増幅された出力信号は波高保持装置15に入力され、波高保持装置15の出力である波高パルスが信号処理装置20の波高弁別装置23に出力される。高速増幅器7で増幅された出力信号は位置特定装置26の立ち上がり時間解析器11に入力される。

20

【0059】

立ち上がり時間解析器11は、第1の実施の形態と同様に、立ち上がり時間Tを計測する。位置補正データ生成装置18は、計測された立ち上がり時間Tに対応する吸収位置情報Nを求め、この吸収位置情報Nを信号処理装置20の補正用演算装置25に出力する。

30

【0060】

波高弁別装置23は波高保持装置15から出力される波高パルスのうち閾値以上の波高値を有する波高パルスを弁別する。アドレス判別装置24は、各波高弁別装置23から出力された波高パルスをそれぞれ入力し、該当する半導体検出器1のアドレスNを判別する。アドレス判別装置24は入力した波高パルスをアドレスNの情報を付与したデジタル信号に変換し、このデジタル信号を出力する。そして補正用演算装置25は、吸収位置Nの情報を前記アドレスNに付加した補正アドレス情報($N * N$)を付与したデジタル信号を計数装置(図示せず)に出力する。計数装置は、複数の信号処理装置20、すなわち補正用演算装置25からのそれぞれのデジタル信号を計数して得られる各計数値及び該当する補正アドレス情報を、計数装置のメモリ(図示せず)に記憶する。画像再構成装置28は、上記メモリに記憶された補正アドレス情報及びその計数値、及び前述のフィルタバックプロジェクション法を用いて、被検体Hに対する平面画像を生成する。この画像は表示装置(図示せず)に表示される。

40

【0061】

以上、本実施の形態によれば、位置特定装置62で吸収位置N'を求めることによって、半導体検出器1の幅(患者の体軸方向における長さ)よりも小さな線通路61を有するコリメータ13を配置しても、1つの半導体検出器1にどの線通路61から線29が

50

入射したかを識別でき、結果的に空間分解能を大幅に向上することができる。しかも、容易に作成可能な位置特定装置 6 2 を備えるだけで、半導体検出器 1 の数及びそれに付随する装置数を増やすことなくガンマカメラをコンパクト化することができる。

【 0 0 6 2 】

このガンマカメラは、1つないし複数の平面状半導体検出器を、被検体の周囲で回転させることにより S P E C T 装置として使用することも可能である。

【 0 0 6 3 】

(第 4 の実施の形態)

本発明の第 4 の実施の形態について図 9 に基づいて説明する。図 9 は、第 4 の実施の形態に係る医学撮像装置の一種であるガンマカメラの構成を示すブロック図である。本実施の形態でも第 3 の実施の形態と同様に時刻補正データ生成装置を設置していない。なお、本実施の形態では、前記第 1 の実施の形態と同一の構成要素に同一の符号を付し、その説明を省略するものとする。

10

【 0 0 6 4 】

本実施の形態も半導体検出器 1 よりも被検体 H 側に鉛製のコリメータ 1 3 が設置される。約 5 mm の幅を有する 1 つの半導体検出器 1 に対してコリメータ 1 3 に形成される 1 つの線通路 6 1 が対向している。コリメータ 1 3 は半導体検出器 1 の相互間に挿入されており、線通路 6 1 の幅は半導体検出器 1 の幅に等しい。半導体検出器 1 のアノード 3 は、線通路 6 1 に対向している。カソード 4 はアノード 3 と平行になるように半導体検出素子 2 に設けられる。半導体検出器 1 及びコリメータ 1 3 の幾何学的形状から、半導体検出器 1 には で表される視野角から 線が入射し得る。

20

【 0 0 6 5 】

しかし、半導体検出素子 2 内部の吸収領域を 3 つの吸収領域 7 1 A、7 1 B、7 1 C に分割し、被検体から最も遠い吸収領域 7 1 C のみを選別した場合、これは実効的にコリメータ 1 3 の高さが増加したことを意味し、この吸収領域 7 1 C に入射する 線の視野角はと小さい。

【 0 0 6 6 】

前者の大視野角 で撮像する場合は、画像再構成装置 2 7 で得られる画像の空間分解能は粗いが 線の計数率が高く短時間で検査が行える。これを通常検査モード (短時間簡易モード) と呼ぶ。一方、後者の小視野角 では吸収領域 7 1 C で吸収された事象のみを選択するため、計数率は低く検査時間はかかるが空間分解能が優れた画像が得られる。これを高分解能検査モードと呼ぶ。本実施の形態では、被検体 H である検査者の要望に応じ検査モードを変えることができる。例えば分解能は低くとも短時間検査を必要とする場合には通常検査モードで使用し、より高分解能な検査を要する場合には高分解能検査モードで使用すればよい。

30

【 0 0 6 7 】

検査モード、すなわち通常検査モード及び高分解能検査モードの設定は、検査者が予め制御器 7 2 の入力画面等で選択できるものとする。制御器 7 2 は、動作設定信号により、通常検査モードではガンマ線が上記 3 つの吸収領域のどの領域で吸収されたかにかかわらずガンマ線が 1 つの半導体検出器に入射した場合に該当する半導体検出器のアドレス N の情報を付加したデジタル信号を出力するように、高分解能検査モードでは位置特定装置 1 8 からの許可信号を入力した場合のみにアドレス N の情報を付加したデジタル信号を出力するように、アドレス判別装置 2 4 を設定する。通常検査モードを選択した場合、半導体検出器 1 のアドレス N のみが識別できればよいので位置特定装置 7 3 を起動する必要はない。制御器 7 2 は、通常検査モードでは位置特定装置 7 3 へ停止命令を送信し、位置特定装置 7 3 からの許可信号の出力を阻止する。通常検査モードでは、第 3 実施の形態と同様に、計数装置 (図示せず) が、アドレス判別装置 2 4 から出力された、アドレス N の情報を付加したデジタル信号を計数し、この計数値及びアドレス N を計数装置のメモリ (図示せず) に記憶する。画像再構成装置 2 8 は、そのメモリ入力したアドレス N 及び計数値を用いて実施の形態 3 と同様に再構成処理を行い、放射性核種の集積位置の平面画像を生成す

40

50

る。この画像は表示装置（図示せず）に表示される。

【0068】

一方、制御器72は、高分解能検査モードを開始する際に起動命令を、高分能検査モードを終了する際に停止命令を、位置特定装置73にそれぞれ送信する。位置特定装置73は、起動命令を入力して停止命令を入力する間、吸収領域71Cでガンマ線が吸収されたときにアドレス判別装置24に許可信号を出力する。すなわち、位置特定装置73は、立ち上がり時間解析器11で算出した立ち上がり時間 T が吸収領域71Cに該当する値である場合にアドレス判別装置24に許可信号を送信する。起動命令を入力して停止命令を入力する間であっても、吸収領域71A, 71Bでガンマ線が吸収された場合には、位置特定装置73は許可信号を出力しない。アドレス判別装置24は、その許可信号を受信した場合に限り、上記の計数装置に対して、アドレスNの情報を付加したデジタル信号を出力する。高分解能検査モードにおいても、画像再構成装置27は、上記したように被検体Hの平面画像情報を生成する。

10

【0069】

また、制御器72は、別のモードとして常に位置特定装置73を起動して吸収位置Nをアドレス判別装置24に出力するようにする。そして、アドレス判別装置24は補正アドレス情報($N * N$)を画像再構成装置27に出力する。画像再構成装置28ではこの補正アドレス情報($N * N$)を取捨選択することにより分解能の異なる画像を得ることもできる。

【0070】

本実施の形態によれば、重量の大きいコリメータ13の交換作業を行うことなく、検査者は所望の検査時間や空間分解能を選択して検査を実施することができる。また、本実施の形態では、第3の実施の形態と同様に、1つないし複数の平面状半導体検出器を被検体の周囲で回転させることによりSPECT装置として使用することも可能である。

20

【0071】

なお、前記各実施の形態では検出時刻差（時刻補正值）、吸収位置を3分割として説明したが、3つに限ることはない。分割数が複数であれば十分に効果があり、その数を増やせば時間分解能及び空間分解能をさらに向上させることができる。また、前述の各実施の形態では、半導体検出器をテルル化カドミウム(CdTe)を用いて構成するものとして説明したが、CdTeの替りに例えばテルル化カドミウム亜鉛(CdZnTe)、ガリウムヒ素(GaAs)、臭化タリウム(TlBr)等の化合物半導体を用いて半導体検出器を構成してもよい。

30

【0072】

また、前記第1の実施の形態では、時刻補正值を図2の特性図から求めるものとして説明したが、本発明はこれに限ることなく、時刻補正值は、撮像対象となる線源の種類、撮像対象の部位、撮像時刻等の撮像パラメータに応じて任意に設定できるものである。

【0073】

【発明の効果】

本発明によれば、空間分解能を向上でき、ノイズが低減された画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る時刻データ及び位置データを作成するための試験装置を示す構成図である。

【図2】第1の実施の形態に係る時刻データを示す特性図である。

【図3】第1の実施の形態に係る位置データを示す特性図である。

【図4】第1の実施の形態に係る主な装置要素における出力波形を示す特性図である。

【図5】第1の実施の形態に係る核医学撮像装置の一種であるPET装置を示す全体構成図である。

【図6】第1の実施の形態に係るPET装置の線検出信号処理部を示すブロック図である。

【図7】本発明の第2の実施の形態に係るPET装置の線検出信号処理部を示すブロッ

50

ク図である。

【図 8】本発明の第 3 の実施の形態に係る核医学撮像装置の一種であるガンマカメラの構成を示すブロック図である。

【図 9】本発明の第 4 の実施の形態に係る核医学撮像装置の一種であるガンマカメラの構成を示すブロック図である。

【図 10】半導体検出器に線が入射した時に内部で発生する現象を示す説明図である。

【図 11】線吸収位置における出力電圧信号の時間経過を示す特性図で、(a)はカソード寄りの線吸収位置における出力電圧信号の時間経過を示す図、(b)はアノード寄りの線吸収位置における出力電圧信号の時間経過を示す図である。

【符号の説明】

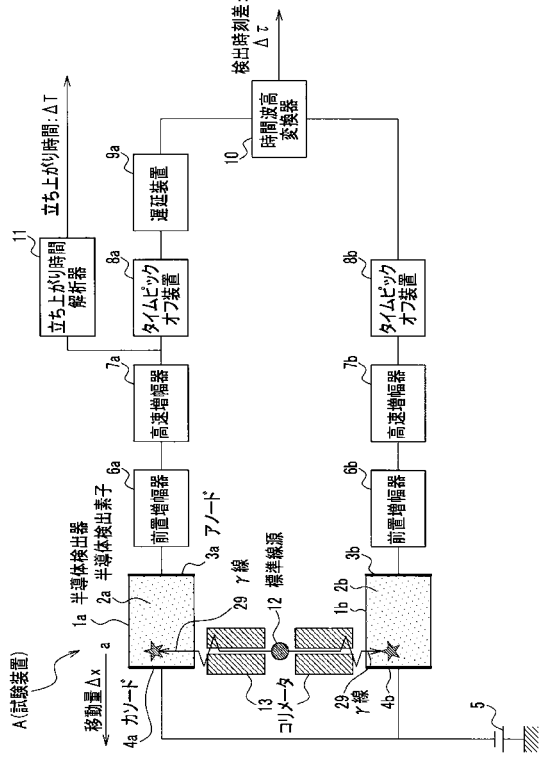
- 1、1 a、1 b、1 n 半導体検出器
- 2、2 a、2 b、2 n 半導体検出素子
- 3、3 a、3 b、3 n アノード
- 4、4 a、4 b、4 n カソード
- 6、6 a、6 b、6 n 前置増幅器
- 7、7 a、7 b、7 n 高速増幅器
- 8、8 a、8 b、8 n タイムピックオフ装置
- 9 遅延装置
- 10 時間波高変換器
- 11 立ち上がり時間解析器
- 12 標準線源
- 13 コリメータ
- 14、14 a、14 b、14 n 低速増幅器
- 15、15 a、15 b、15 c 波高保持装置
- 16 補正データ生成装置
- 17 時刻補正データ生成装置
- 18 位置補正データ生成装置
- 19 高速クロック装置
- 20 信号処理装置
- 26 同時計数装置
- 27 記憶装置
- 28 画像再構成装置
- 62, 73 位置特定装置
- 29 線
- P PET 装置

10

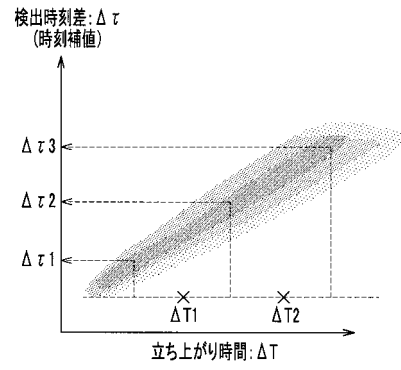
20

30

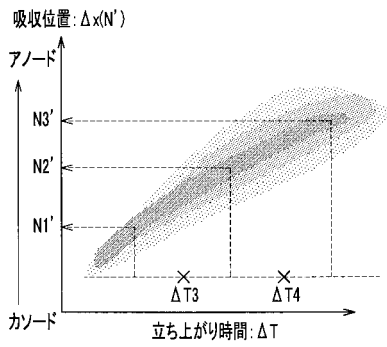
【 図 1 】



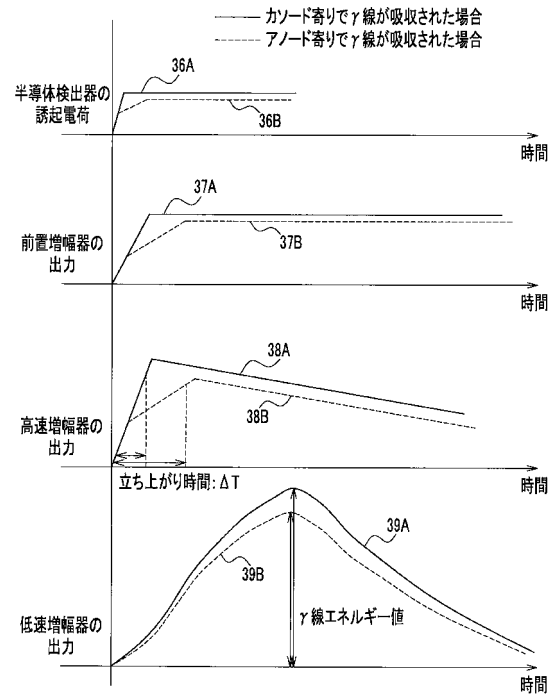
【 図 2 】



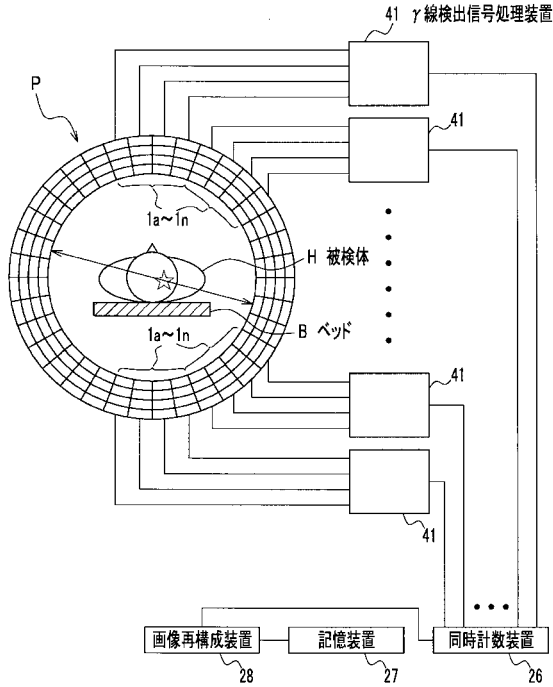
【 図 3 】



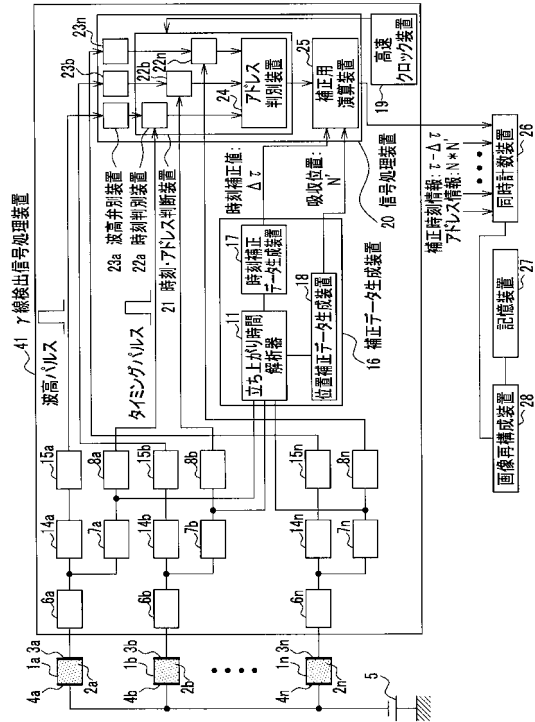
【 図 4 】



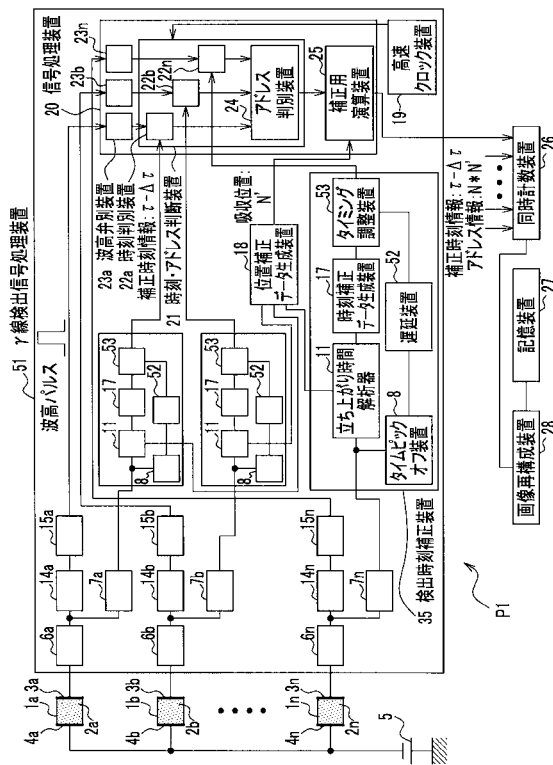
【図5】



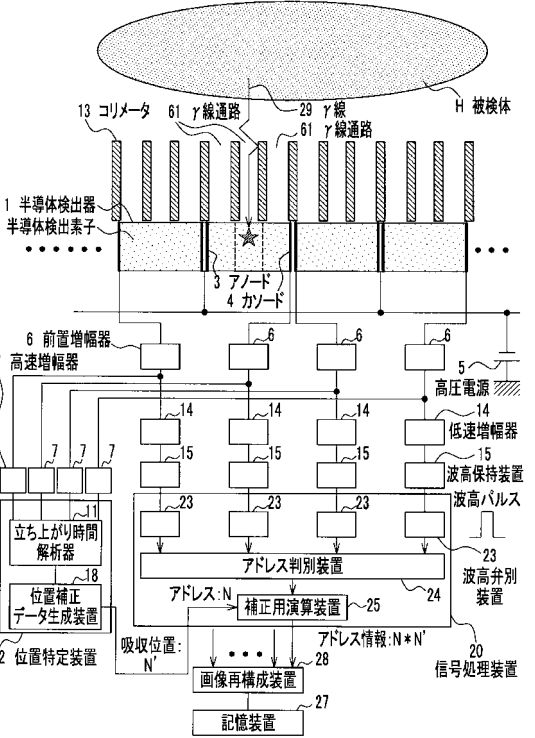
【図6】



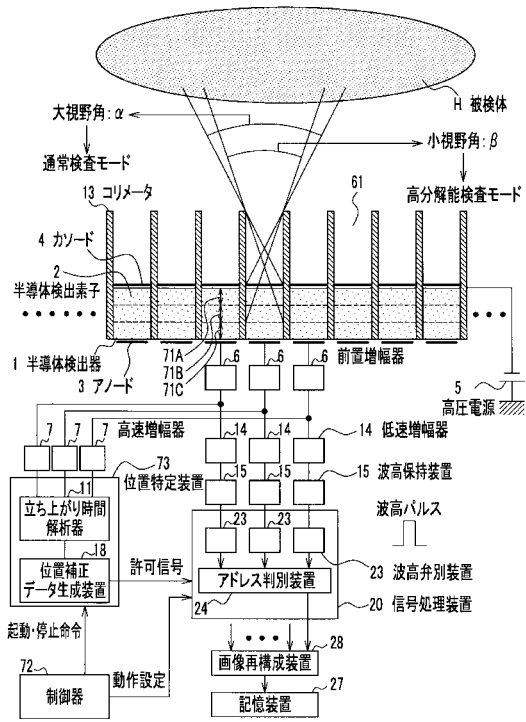
【図7】



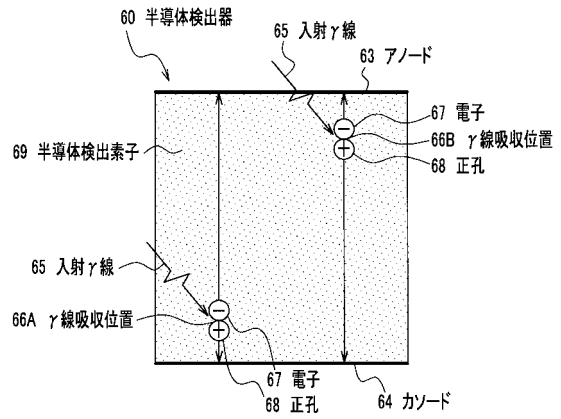
【図8】



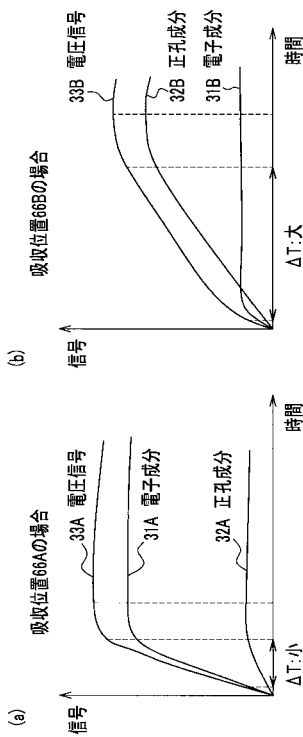
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

- (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
研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電機開発研
- (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
研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電機開発研
- (72)発明者 上野 雄一郎
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電機開発研
- (72)発明者 土屋 一俊
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電機開発研
- (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
研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電機開発研
- (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
研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電機開発研

審査官 村田 尚英

- (56)参考文献 特開平11-281747(JP,A)
特開平11-344568(JP,A)
特開昭62-273478(JP,A)
特開2002-062357(JP,A)
特開平11-337645(JP,A)
特開平09-127249(JP,A)
特開2002-243858(JP,A)
特開2003-004853(JP,A)
G.F.ノルノ木村逸郎、阪井英次、17.7.1タイムピックオフ法(7)タイムピックオフ法の相互比較、放射線計測ハンドブック、日本、日刊工業新聞社、1991年1月30日、第2版、P.430-434,501,676-678,682

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
G01T 1/00 - 7/12