

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4834427号
(P4834427)

(45) 発行日 平成23年12月14日(2011.12.14)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int. Cl.	F I	
GO 1 T 1/161 (2006.01)	GO 1 T 1/161	C
GO 1 T 1/24 (2006.01)	GO 1 T 1/24	
GO 1 T 7/00 (2006.01)	GO 1 T 7/00	A
HO 1 L 31/09 (2006.01)	HO 1 L 31/00	A
HO 4 N 5/32 (2006.01)	HO 4 N 5/32	

請求項の数 10 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-60328 (P2006-60328)
 (22) 出願日 平成18年3月6日(2006.3.6)
 (62) 分割の表示 特願2005-263027 (P2005-263027)
 の分割
 原出願日 平成17年9月9日(2005.9.9)
 (65) 公開番号 特開2007-78671 (P2007-78671A)
 (43) 公開日 平成19年3月29日(2007.3.29)
 審査請求日 平成20年9月5日(2008.9.5)

(73) 特許権者 000005108
 株式会社日立製作所
 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
 (74) 代理人 100064414
 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 土屋 一俊
 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】放射線検出モジュール、プリント基板および核医学診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線検出器と、前記放射線検出器が放射線進行方向および放射線進行方向と直交する方向に複数個並べられて取り付けられる配線基板とを備えた放射線検出モジュールであって、

前記放射線検出器は、

半導体素子の一方の面にカソード電極、および他方の面にアノード電極を有する検出素子を、放射線進行方向に直交する方向に複数個並列配置して、前記アノード電極および前記カソード電極が放射線進行方向と直交する方向に並ぶ状態で配置されているとともに、

放射線進行方向において、前記検出素子の一側に、前記アノード電極に接続された導電部材の接続部が突出し、前記検出素子の他側に、前記カソード電極に接続された導電部材の接続部が突出しており、

放射線進行方向に隣合う前記放射線検出器の間に、前記アノード電極または前記カソード電極の同極同士の前記接続部が相互に向かい合う状態に配置されて、これらが接続部材にてそれぞれ接続されており、

前記カソード電極の前記接続部に接続された前記接続部材は、

前記配線基板上において、放射線進行方向と直交する方向にそれぞれ延設され、放射線進行方向と直交する方向の前記カソード電極の前記接続部同士を接続しているとともに、放射線進行方向に配設された導電材にそれぞれ接続されていることを特徴とする放射線検出モジュール。

【請求項 2】

前記半導体素子が、CdTe, CdZnTeおよびGaAsのいずれかにて構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線検出モジュール。

【請求項 3】

前記導電材が配線または導電部材であることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の放射線検出モジュール。

【請求項 4】

前記接続部は、前記放射線検出器同士の対向面側の下部から対向方向に張り出す張出部と、前記張出部から垂下された端子部とを備え、

前記放射線検出器は、前記端子部により前記配線基板の基板面に非密着状態に取り付けられることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の放射線検出モジュール。

10

【請求項 5】

前記放射線検出器は、前記検出素子が、放射線進行方向に直交する方向に同極が交互に向かい合う状態に複数個並列配置してなることを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の放射線検出モジュール。

【請求項 6】

配線基板と、前記配線基板の第 1 領域に設けられ、複数の放射線検出器を含む複数の検出チャンネルと、前記配線基板の第 2 領域に設けられ、前記検出チャンネルの各々に別々に接続された信号処理装置とを備え、

20

前記放射線検出器は、前記第 1 領域から前記第 2 領域に向かう、放射線進行方向となる第 1 方向、および前記第 1 方向と直交する第 2 方向にそれぞれ複数個配置され、各放射線検出器は、半導体素子の一方の面にカソード電極、および他方の面にアノード電極を有する検出素子を、前記第 2 方向に複数個並列配置して、前記アノード電極および前記カソード電極が前記第 2 方向に並ぶ状態で配置されてなり、

前記第 1 方向において、前記検出素子の一侧に、前記アノード電極に接続された導電部材の接続部が突出し、前記検出素子の他側に、前記カソード電極に接続された導電部材の接続部が突出しており、

前記第 1 方向に隣合う前記放射線検出器の間に、前記アノード電極または前記カソード電極の同極同士の前記接続部が相互に向かい合う状態に配置されて、これらが接続部材にてそれぞれ接続されており、

30

前記カソード電極の前記接続部に接続された前記接続部材は、

前記配線基板上において、前記第 2 方向にそれぞれ延設されて前記第 2 方向の前記カソード電極の前記接続部同士を接続しているとともに、前記第 1 方向に配設された導電材にそれぞれ接続されていることを特徴とするプリント基板。

【請求項 7】

前記半導体素子が、CdTe, CdZnTeおよびGaAsのいずれかにて構成されていることを特徴とする請求項 6 に記載のプリント基板。

【請求項 8】

前記配線基板は、前記複数の検出チャンネルが配置された第 1 配線基板と、前記複数の信号処理装置が配置された第 2 配線基板とを有し、

40

前記第 1 配線基板と前記第 2 配線基板とは、互いに着脱自在に結合されていることを特徴とする請求項 6 または請求項 7 に記載のプリント基板。

【請求項 9】

複数の放射線検出器、および前記放射線検出器が取り付けられた配線基板を有し、被検体を支持するベッドが挿入される計測領域を取り囲み前記計測領域の周囲に配置された複数の放射線検出モジュールと、前記放射線検出器から出力された放射線検出信号を基に得られた情報を用いて画像を生成する画像情報作成装置とを備えた核医学診断装置であって、

前記放射線検出モジュールは、

50

前記配線基板の第1領域に設けられ、複数の前記放射線検出器を含む複数の検出チャンネルと、前記配線基板の第2領域に設けられ、前記検出チャンネルの各々に別々に接続された信号処理装置とを備え、

前記放射線検出器は、前記第1領域から前記第2領域に向かう、前記計測領域の半径方向となる第1方向、および前記第1方向と直交する第2方向にそれぞれ複数個配置され、各放射線検出器が、半導体素子の一方の面にカソード電極、および他方の面にアノード電極を有する検出素子を、前記第2方向に複数個並列配置して、前記アノード電極および前記カソード電極が前記第2方向に並ぶ状態で配置されてなり、

前記第1方向において、前記検出素子の一侧に、前記アノード電極に接続された導電部材の接続部が突出し、前記検出素子の他側に、前記カソード電極に接続された導電部材の接続部が突出しており、

前記第1方向に隣合う前記放射線検出器の間に、前記アノード電極または前記カソード電極の同極同士の前記接続部が相互に向かい合う状態に配置されて、これらが接続部材にてそれぞれ接続されており、

前記カソード電極の前記接続部に接続された前記接続部材は、

前記配線基板上において、前記第1方向と直交する方向にそれぞれ延設され、前記第1方向と直交する方向の前記カソード電極の前記接続部同士を接続しているとともに、前記第1方向に配設された導電材にそれぞれ接続されていることを特徴とする核医学診断装置

。

【請求項10】

前記半導体素子が、 $CdTe$ 、 $CdZnTe$ および $GaAs$ のいずれかにて構成されていることを特徴とする請求項9に記載の核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線検出モジュール、プリント基板および核医学診断装置に係り、特に半導体検出素子を用いた放射線検出モジュール、プリント基板および核医学診断装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、線等の放射線を検出する放射線検出器として、 $CdTe$ （テルル化カドミウム）、 $CdZnTe$ （カドミウム・亜鉛・テルル）、 $TlBr$ （臭化タリウム）、 $GaAs$ （ガリウム砒素）等の半導体材料によって構成された半導体検出素子を備えた半導体放射線検出器がある。半導体検出素子は、放射線と半導体材料との相互作用で生じた電荷を電気信号に変換するため、半導体検出素子を使用した半導体放射線検出器は、シンチレータを使用したものよりも電気信号への変換効率がよく、かつ小型化が可能であるという特徴がある。

【0003】

半導体放射線検出器は、前記の半導体検出素子と、この半導体検出素子の両面に形成された電極とを備えている。これら各電極間に直流高圧電圧を印可することにより、 X 線、線等の放射線が半導体検出素子内に入射したときに生成される電荷を、前記電極から信号として取り出すようにしている。

半導体放射線検出器を医療用放射線撮像装置等（核医学診断装置）に用いる場合、配線基板上に半導体放射線検出器を接続して放射線検出部を形成している（例えば、特許文献1参照）。また、複数の半導体放射線検出器を放射線検出器支持板上に配置した技術が提案されている（例えば特許文献2参照）。

【0004】

【特許文献1】特開2003-84068号公報（段落0024、図3）

【特許文献2】特開2003-167058号公報（段落0020～0021、図3）

）

10

20

30

40

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、核医学診断装置の一種であるPET (Positron Emission Tomography (陽電子放出型断層撮影)) 装置において高精度な画像を得るために、空間分解能を高めたいという要望がある。また、PET装置では検査時間の短縮のために線検出感度の向上、例えば放射線検出器の配置密度を高めたいという要望がある。これらの要望は、SPECT (Single Photon Emission Computer Tomography (単光子放出型断層撮影)) 装置、およびカメラの他の核医学診断装置においても存在する。

【0006】

空間分解能を高めるためには、放射線検出器から出力される信号の数を増やす(チャンネル数を増やす)ことが考えられる。しかしながら、そのようにチャンネル数を増やすと処理回路が増え、これにより、処理回路を搭載するための基板が大型化するとともに、消費電力も増大することとなり、さらには、基板全体としての発熱量も増えることとなるため、放射線検出器の検出感度が低下するおそれがあった。

【0007】

本発明の目的は、チャンネル数を増やすことなく空間分解能を向上でき、診断精度を向上させることができる放射線検出モジュール、プリント基板および核医学診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

前記した目的を達成するため、本発明では、放射線検出モジュールが、放射線検出器と、前記放射線検出器が放射線進行方向および放射線進行方向と直交する方向に複数個並べられて取り付けられる配線基板とを備えた放射線検出モジュールであって、前記放射線検出器は、半導体素子の一方の面にカソード電極、および他方の面にアノード電極を有する検出素子を、放射線進行方向に直交する方向に複数個並列配置して、前記アノード電極および前記カソード電極が放射線進行方向と直交する方向に並ぶ状態で配置されているとともに、放射線進行方向において、前記検出素子の一側に、前記アノード電極に接続された導電部材の接続部が突出し、前記検出素子の他側に、前記カソード電極に接続された導電部材の接続部が突出しており、放射線進行方向に隣合う前記放射線検出器の間に、前記アノード電極または前記カソード電極の同極同士の前記接続部が相互に向かい合う状態に配置されて、これらが接続部材にてそれぞれ接続されており、前記カソード電極の前記接続部に接続された前記接続部材は、前記配線基板上において、放射線進行方向と直交する方向にそれぞれ延設され、放射線進行方向と直交する方向の前記カソード電極の前記接続部同士を接続しているとともに、放射線進行方向に配設された導電材にそれぞれ接続されていることを特徴とする。

【0009】

また、放射線検出器は、配線基板上で放射線進行方向に配置され、さらに半導体放射線検出素子の一方の面にカソード電極、および他方の面にアノード電極を有する半導体検出素子を放射線進行方向に直交する方向に複数個並列配置して構成されるので、放射線進行方向と直交する方向に、放射線検出器ごとに放射線を検出するように構成することができる。したがって、放射線進行方向と直交する方向に、検出領域を細分化することができ、空間分解能を高めることができる。しかも、放射線検出器は、配線基板上の、放射線進行方向に隣合う他の放射線検出器との間で、カソード電極およびアノード電極のいずれか一方の電極が電氣的に相互に接続されて、前記他の放射線検出器と対になって1つの検出器体(検出チャンネル)をなすので、隣合う一对の放射線検出器を放射線進行方向に長く形成された1つの検出器体(検出チャンネル)としてそれぞれ使用することができ、放射線を捕捉しやすい。

また、このような放射線検出器が配線基板上に設けられた検出モジュールを使用することにより、被検体に対して得られる画像の空間分解能に優れ、放射線の捕捉性能に優れた

10

20

30

40

50

核医学診断装置が得られる。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、チャンネル数を増やすことなく空間分解能を向上でき、診断を向上することができる放射線検出モジュール、プリント基板および核医学診断装置が得られる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

次に、検出チャンネルを備えた放射線検出モジュールが適用される核医学診断装置として好適な実施形態であるPET装置を、適宜図面を参照しながら詳細に説明する。

本実施形態のPET装置は、図1(a)に示すように、PET撮像装置1、被検体(被検診者)Hを支持するベッド31、データ処理装置(コンピュータ等)2および表示装置3を備えている。PET撮像装置1において、被検体Hは、長手方向に移動可能なベッド31に載せられて、それらのユニット基板Uによって取り囲まれる計測空間32内に挿入される。

【0012】

(PET装置)

PET撮像装置1は、ベッド31が挿入される計測空間(計測領域)32を取り囲んで、周方向に多数配置されるユニット基板(プリント基板)Uを有する。ユニット基板Uは、図1(b)に示すように、計測空間32の軸方向(ベッド31の長手方向(図1(a)参照))にも複数個配置される。ユニット基板Uは、図2(a)(b)に示すように、放射線検出モジュール(以下、検出モジュールという)20A、および集積回路基板(以下、ASIC基板という)20Bを有する。検出モジュール20Aは、図2(a)に示すように、配線基板24上に、複数の半導体放射線検出器(以下では単に、検出器という)21を備える。検出器21は、被検体Hの体内から放出される線を検出する。本実施形態では、検出モジュール20Aの配線基板24上に、放射線進行方向と直交する方向(図2(a)において矢印X方向、以下単にX方向という)および放射線進行方向(図2(a)において矢印Y方向、以下単にY方向という)に、複数の検出器21が整然と配置された構成となっている。本実施形態では、X方向に配置される検出器21同士の間隔が、Y方向に配置される検出器21同士の間隔よりも狭い間隔とされており、検出器21がX方向に稠密配置されている。ここで、X方向は、PET撮像装置1において周方向にあたり、また、Y方向は、PET撮像装置1において半径方向(放射線進行方向)にあたる(図1(a)参照)。配線基板24上において、1つの検出チャンネル21Aは、Y方向に隣合う一对の検出器21のアノード電極A同士が電氣的に相互に接続されて構成される。この検出チャンネル21Aは放射線進行方向に細長く伸びている。Y方向は検出器21の配置領域から信号処理回路(アナログASIC28)の配置領域に向かう方向であるとも言え、X方向はその方向と直交する方向であるとも言える。

【0013】

ASIC基板20Bは、検出された線の波高値、検出時刻を計測するための特定用途向け集積回路(ASIC28, 29)を有しており、検出した放射線(線)の波高値や検出時刻を測定するようになっている。その集積回路は、放射線検出信号を処理する複数の信号処理装置を含んでいる。

【0014】

次に、PET撮像装置1における細部の説明を行う。

(検出器集合体)

本実施形態に適用される検出器集合体41を説明する。検出器集合体41は2つの検出器21を有する。各検出器21は、2枚の半導体検出素子(以下、検出素子という、図3(a)参照)211と、導電部材22, 23(図3(b)参照)とを有する。検出素子211は、図3(a)に示すように、板状の半導体材料によって構成された半導体素子Sと、その両側面の全面にわたって、蒸着法等により形成された薄い膜状の電極とからなる。検出素子211の一方の面に形成された電極がアノード電極(以下、アノードという)A

であり、他方の面に形成された電極がカソード電極（以下、カソードという）Cである。各検出器21は、検出素子211がアノードA同士が互いに向き合うようにX方向に並列に配置され、導電部材23がそれらのアノードA間に配置されて導電性接着剤によりそれらのアノードAに取り付けられて構成される。それらのアノードAは導電部材23により電氣的に接続される。また、検出器21の各検出素子211のそれぞれのカソードCには、導電接着剤にて導電部材22がそれぞれ取り付けられる。検出器集合体41において、2つの検出器21の隣り合うカソードCの間に位置する導電部材22は、それらの検出器21で共用され、それらのカソードCに接続されている。検出器集合体41においては、4枚の検出素子211にそれぞれ設けられたアノードAとカソードCとが交互に配置され、導電部材22および導電部材23も交互に配置されている。

10

【0015】

半導体素子Sは、放射線と相互作用を及ぼして電荷を生成する領域であり、CdTe、CdZnTe、GaAs等のいずれかの単結晶で形成されている。また、カソードC、アノードAは、Pt、Au、In等のいずれかの材料が用いられる。本実施形態では、検出素子211は、例えば、半導体素子SにCdTe、カソードCに主にPt、アノードAに主にInを用い、pn接合ダイオードを形成している。

ここで、半導体素子Sの厚さt（図3(a)参照）における時間と波高値曲線との関係について説明する。カソードCとアノードAの間に印加するpn接合の逆方向バイアス電圧（以下、バイアス電圧と呼ぶ）が同じ値では、厚さtが薄い半導体素子Sの方が波高値の上昇（立ち上がり）は速く、波高値の精度（エネルギー分解能）が高くなる。波高値の上昇速度が速いと、例えばPET撮像装置1における同時計測の精度（同時計数分解能）が向上する。厚さtの薄い半導体素子Sが波高値の上昇速度が速くなると共に、エネルギー分解能が高くなる（電荷の収集効率がよくなる）のは、電子がアノードAに到達する時間、および正孔がカソードCに到達する時間が短縮される、すなわち電荷の収集時間が短くなるからである。また、途中で消滅するおそれのあった正孔が、厚さtが薄い分、消滅しないでカソードCに到達できるからである。ちなみに、厚さtは、カソードCとアノードAとの間の電極間距離と表現することもできる。なお、アノードAは放射線検出信号を取り出す電極であり、カソードCはバイアス電圧を印加する電極である。半導体素子Sの厚さ（電極間距離）tは、0.2mm～2mmが好ましい。

20

【0016】

導電部材22, 23は、例えば、銅（もしくは銅を主成分とする材料、例えば、りん青銅等）の平板であり、検出素子211の各電極と同じ大きさである。導電部材22, 23は、放射線を検出しない不感領域であるため、薄く形成されるとともに、検出信号が良好に出力される厚さ、例えば、10μmから100μm程度が望ましく、主として50μm程度がよい。導電部材22, 23は、検出器チャンネル21Aを構成するための接続部22A, 23A（図3(b)参照）を有している。この例では、後記するようにY方向において隣り合う各検出器21の接続部23A同士が電氣的に相互に接続される。接続部22A, 23Aは、半導体素子Sよりも外側（側方、図2(a)中矢印Y方向）に張り出す張出部22a, 23aと、この張出部22a, 23aから垂下された端子部22b, 23bとを有する。具体的には、カソードCに接続された導電部材22の張出部22aは、検出器集合体41において、各検出器21の一方の側面（図3(c)では左側）に位置する。アノードAに接続された導電部材23の張出部23aは、その側面と反対側となる、各検出器21の他方の側面（図3(c)では右側）に位置する。つまり、検出器21は、一方の側面に3つの張出部22a（図3(c)では1つのみ図示）、および他方の側面に2つの張出部23aを有している。端子部22b, 23bは、後記する配線基板24上の接続部材APまたは接続部材CPに電氣的に接続するための折曲部22c, 23cを有している。

30

40

【0017】

このように導電部材22, 23は、検出器21を配線基板24へ固定するための固定部材としての役割も果たしている。特に、張出部22a, 23aは、検出器21を配線基板

50

24に取り付ける固定部となる。なお、導電部材22, 23の材質は、銅に限定する必要はなく、アルミニウムまたはアルミニウム合金でもよく、その形状は板状である必要はない。さらに、導電部材22, 23の大きさは検出素子211の電極と同じ大きさであることが望ましいが、全く同じ大きさである必要はない。

また、端子部22b, 23bは、図3(b)に示すように、張出部22a, 23aの張り出し量よりも小さな張り出し量となるように幅狭に形成されている。これにより、端子部22b, 23bの部位において、線が散乱するのを極力少なくすることができる。また、端子部22b, 23bが幅狭に形成されている分、配線基板24から検出器21に伝わる熱が少なくなり、検出器21の安定性が向上する。

本実施形態では、このような端子部22b, 23bにより、検出器21が配線基板24から若干浮き上がる状態に取り付けられる。つまり、検出器21は、検出素子211の各底面部が配線基板24に非密着状態に取り付けられる。これにより、検出器21を装着する際に、検出器21が配線基板24上で擦れて傷つくのを防止することができる。また、検出器21と配線基板24との間に異部材(ほこり等)が挟まるなどして絶縁性が低下した状態で検出器21が配線基板24に取り付けられるのを、積極的に防止することができる。なお、検出器21の底面部には、図示しない絶縁材をコーティングしてもよく、予期しない絶縁破壊が生じるのをさらに防止するようにしてもよい。

【0018】

このような導電部材22, 23を有する検出器21は、Y方向に隣合う一对の検出器21のアノードA(図3(c)参照、以下、同じ)同士が導電部材23, 23の接続部23A, 23Aを介して電氣的に相互に接続されて1つの検出チャンネル21Aを構成する。そのような構成において、Y方向に隣合う検出器21は、アノードAに接続された導電部材23の接続部23A同士が対向する位置関係となるように、配線基板24上に取り付けられる。具体的には、図4、図5に示すように、検出器21は、配線基板24の表面に設けられたアノードA用の接続部材(例えば、配線基板のパッド)APに接続部23Aの端子部23b(図4(a)では不図示、以下同じ)を、カソードC用の接続部材CPに接続部22Aの端子部22b(図4(a)では不図示、以下同じ)を、それぞれ導電性の接着剤25により電氣的に接続された状態で、配線基板24に設置される。つまり、Y方向に隣合う一对の検出器21は、配線基板24上の接続部材APを介して、相互に向かい合う状態の接続部23A同士が電氣的に相互に接続される。

【0019】

このように、Y方向に隣合う検出器21のそれぞれのアノードA同士が接続部材APを介して相互に接続されることにより、X方向に2つの検出チャンネル21Aが構成される。これらの検出チャンネル21Aは、それぞれの接続部材APから検出信号をそれぞれ出力する。配線基板24の片面には、X方向において、32個の検出チャンネル21Aが設置される。ここで、このような検出器チャンネル21Aを構成せず、Y方向に単に2つの検出器集合体41を配置した構成例と本実施形態とを比べると、出力される検出信号の数は、2つであるので同じであるが、本実施形態は、2つの検出器集合体41で構成される2つの検出チャンネル21Aにおいて線を検出することが可能となっている点が大きく異なっている。その結果、X方向におけるチャンネル数が倍になるため、X方向における分解能が倍になる。一方、前記したように出力される検出信号の数は、検出チャンネル21Aを構成しないときと変わらないので、検出チャンネル21Aを構成したことによって信号処理回路の数を増加する必要は無い。つまり、放射線を検出する領域の細分化にともなって、チャンネル数が増加するという事態が生じなく、既存のチャンネル数(検出チャンネル21Aを構成しないときのチャンネル数)をそのまま使用して空間分解能を向上させることができるようになる。

また、Y方向において、検出チャンネル21Aが細長く形成されるので、放射線捕捉能力に優れた検出モジュール20Aが構築できる。なお、検出器集合体41をX方向にさらに分割して(例えば、検出素子211を1枚単位にして)、Y方向で隣合う検出器21を電氣的にそれぞれ相互に接続して検出チャンネルを構成し、これらから信号を出力するよ

10

20

30

40

50

うに構成することも可能ではある。しかし、そのように構成すると、Y方向で隣合う一対の検出器集合体41からは、計4つの信号が出力されることとなり、結果として、検出信号のチャンネル数が増加することとなるので好ましくない。この点、本実施形態では、前記のように、Y方向で隣合う一対の検出器21で構成されるそれぞれの検出チャンネル21Aからそれぞれ検出信号が出力されることとなる。このため、実質的にチャンネル数を増やさずに空間分解能の向上および放射線捕捉の向上を図ることができ、小さながんの発見を可能にする高精度の診断を行うことができる。しかも、信号処理回路(信号処理装置)の増設にともなう配線基板24の大型化を回避することができ、消費電力の増大化、信号処理回路の高発熱を生じることがない。

【0020】

複数の接続部材APは、図4に示すように、Y方向に隣合う一対の検出器21の間に設置されている。各接続部材APには、配線基板24に埋設された信号線(配線)24bがそれぞれ接続される。これにより、各検出チャンネル21Aから出力された線検出信号がそれぞれの信号線24bを通して出力される。各信号線24bは、配線基板24の端部に設けられた複数の端子34に別々に接続されている。

【0021】

また、4つの接続部材CPは、配線基板24のY方向(図4(a)における左右方向)に、接続部材APを間に挟む状態に並列に配置される。全ての接続部材CPには、配線基板24に埋設された配線24aにより短絡された状態で、同一の電位が与えられる。配線24aは、配線基板24の端部に設けられた端子33に接続される。

【0022】

本実施形態では、前記のように、Y方向に配置された一列6個の検出器21が、Y方向で隣合う2つの検出器21同士において、導電部材23(アノードAに接続)の接続部23A同士が向かい合う状態となるように配置されて接着剤25(図5参照)により該当する接続部材APに取り付けられる。また、それぞれの検出器21の接続部22Aが接着剤25により接続部材CPに取り付けられる。ここで、4つの接続部材CPのうち、中央に位置する2つの接続部材CP1をそれぞれ挟んで両側に配置される2つの検出器21は、それぞれの導電部材22(カソードCに接続)の接続部22Aが向かい合った状態となる。つまり、それらの接続部材CP1は、これらを挟んでY方向で両側に配置される検出チャンネル21Aで共用される。

【0023】

接着剤25としては、導電ペースト、半田等を採用することができる。故障等の異常状態になった検出器21、本実施形態では検出器集合体41を配線基板24からの取り外しを考慮した場合、接着剤25は、熱可塑性接着剤を用いるのが好ましい。

【0024】

なお、検出器は、並列に配置された各半導体素子Sが前記の厚さ t ($0.2 \sim 2$ mm、図3(a)参照)を有しており、また、カソードCおよびアノードAの厚みは高々数 μ m程度である。

以上のような2つの検出器21を用いた検出チャンネル21Aの構成は、半導体素子Sの厚さ t (図3(a)参照)を薄くして電荷の収集効率を高め、波高値の上昇速度を増大してエネルギー分解能を向上させると共に、半導体素子Sの並列配置により素通りしてしまう線の量を少なくして、半導体素子Sと線との相互作用を増やすためである(線のカウント数を増やすためである)。線のカウント数の増加は検出チャンネル21Aの感度を向上させることになる。

【0025】

ここで、検出チャンネル21Aによる線の検出原理の概略を説明する。Y方向から検出チャンネル21Aに線が入射して、線と半導体素子Sとが相互作用を及ぼすと、正孔(hole)および電子(electron)が、対になって線が持つエネルギーに比例した量だけ生成される。ところで、検出チャンネル21Aを構成する検出素子211のカソードCとアノードAの電極間には、直流高圧電源(図示せず)からの電荷収集用のバイアス電圧

10

20

30

40

50

(例えば、カソードCが - 500 Vで、アノードAがグラウンド電位に近い電位、即ち、カソードCに対してアノードAが500 V高くなるような逆方向印加電圧)がかけられている。このため、正の電荷に相当する正孔は、カソードCに引き寄せられて移動し、負の電荷である電子は、アノードAに引き寄せられて移動する。これらの正孔と電子とを比較すると、移動し易さ(モビリティ)は、電子の方が相対的に大きいことから、電子が相対的に短時間にアノードAに到達することとなる。一方、正孔は、移動し易さが相対的に小さいことから、正孔の方が相対的に時間をかけてカソードCに到達する。ちなみに、正孔は、電極に到達する前に途中で捕獲(トラップ)されることもある。

検出チャンネル21Aにおいては、アノードA間に配置された導電部材23、およびカソードCに取り付けられた導電部材22は、線を検出しない不感領域となる。なお、アノードAおよびカソードCも不感領域である。

10

【0026】

検出チャンネル21Aの上記した配置により、検出モジュール20Aの配線基板24上に配置されるチャンネル数は、図2(a)、(b)に示すように、検出モジュール20AからASIC基板20Bに向かうY方向(PET撮像装置1の半径方向)に3ch、Y方向と直交するX方向(PET撮像装置1の周方向)に32ch、さらに、配線基板24の厚み方向であるZ方向(PET撮像装置1の奥行き方向)に2ch(配線基板24の両面)となる。検出チャンネル21Aは、配線基板24の片面に合計96個、その両面合計192個が設置されることになる。

本実施形態の検出モジュール20Aにおいては、以下に説明するような3つの構成により、検出器21の配置密度が高められ、そのことによって、検出チャンネル21Aの高精度化が図られている。

20

第1の構成は、接続部22A、23AがY方向を向くように各検出器21を配置していることである。これにより、X方向にそれらの接続部22A、23Aが向けられないので、X方向における検出器21の相互間の隙間を狭くできる。これにより、Y方向に隣合う検出器21で、検出チャンネル21Aが構成されていることと相俟って、被検体H(図1(a)参照)の体軸回り方向(X方向)の分解能を向上させることができる。

また、第2の構成は、X方向において、各検出器21が同極の電極(例えばカソードC)同士が向かい合うように配置されていることにより各検出器21が構成されていることである。この配置によって、X方向における検出器21の相互間の絶縁を軽減できるため、X方向における検出器21の相互間の隙間を狭くすることが可能である。特に、X方向に配置された2つの検出器21が1つのカソードCを共用している検出器集合体41を構成することによって、X方向における検出器21の稠密化を高めることができる。

30

さらに、第3の構成は、Y方向において隣合う検出器21は、同極の電極(アノードAまたはカソードC)に接続される接続部22A、23A(検出器21の外部との電気的接合部)が向かい合うように配置されていることである。この配置によって、Y方向における検出器21の相互間の絶縁を軽減できるため、Y方向における検出器21の相互間の隙間を狭くでき、Y方向における検出器21の稠密化を図ることができる。

【0027】

前記第1および第2の構成では、それぞれ、X方向における検出器21の相互間の隙間が狭くなるため、ベッド31上の被検体Hの体内から放出された線が、図2(a)において下方から上方(Y方向、即ち、PET撮像装置1の半径方向(図1(a)、(b)参照)に進行する場合において、検出器21によって検出されないで素通りする線(隣合う検出器21間に形成される隙間を通過する線)の割合を減らすことができる。したがって、第1および第2の構成のそれぞれによって、線の検出効率が高められ、得られる画像の空間分解能も向上される。また、検査時間を短くすることができるという利点も得られる。

40

また、前記第3の構成では、Y方向における検出器21の相互間の隙間が狭くなるため、Y方向で配線基板24に対して斜めに進行する線の、Y方向における検出器21の相互間の隙間を素通りする割合が減少される。したがって、この第3の構成も、第1および

50

第2の構成と同様に、線の検出効率を増大でき、得られる画像の空間分解能を向上させることができる。また、検診時間の短縮にも貢献する。

このように、第1、第2および第3の構成を有する検出モジュール20Aでは、線の検出効率を増大することができ、画像の空間分解能を向上することができる。

【0028】

本実施形態では、検出器21を配線基板24の両面に設置しているので、検出器21をその片面にしか設置しない場合よりも、PET撮像装置1の奥行き方向(Z方向)に配置される配線基板24の数を半減することができる。このため、Z方向に、より密に検出器21を配置することができる。この場合にも、線の検出効率が増大し、画像の空間分解能の向上に貢献する。また、検診時間もさらに短縮することができる。併せて、前記のよう

10

【0029】

ところで、検出器21は、絶縁材で被膜して絶縁破壊を回避することが好ましい。絶縁材による皮膜は、検出モジュール20Aごと、シリコンゴム等の絶縁材の中に浸して、その後、乾燥することにより、数十ミクロンの厚さに形成することができる。この場合、接続部22A, 23Aの部分を除いて検出器21を絶縁皮膜した後、それらの接続部22A, 23Aの端子部22b, 23bを配線基板24の該当する接続部材AP, CPに取り付けるようにしてもよい。導電部材22, 23は、それと相対する電極の接続部材AP, CPとの絶縁破壊の危険性を低減するため、検出素子211よりも小さく形成して、張出部22a, 23aの一部を検出素子211間に位置させるようにしてもよい。

20

【0030】

また、図6(a)(b)に示すように、Y方向で隣合う検出器21同士の接続部22A, 23Aをオーバーラップさせた状態で、配線基板24上における接続部材APにこれらを接続するようにしてもよい。このように構成することで、Y方向に検出器21をより近接配置することができ、Y方向に検出器21をより一層稠密に配置することができる。また、配線基板24上における接続部材APの形成面積を縮小化することができ、絶縁性の向上を図ることができる。

【0031】

さらに、図7に示すように、各導電部材23を隣合う検出器21に亘る大きさに形成して検出器21間で共用するようにしてもよい。このように構成することで、検出器21間のY方向の距離をさらに縮めることができ、検出器21の配線基板24での稠密実装を実現できる。また、導電部材23によって一对の検出器21が連結されることとなるので、検出チャンネル21Aの剛性が高まる。また、配線基板24への実装の位置決めが行い易く、取付精度が高められる。

30

【0032】

また、図には示さないが、X方向に隣合う検出器集合体41を、その両端に位置するカソードCを1枚の導電部材22で共用するようにして、複数の検出器集合体41を一体化し、X方向により大きな検出器集合体41を構成することも可能である。この構成により、図2(a)のX方向に隣合う検出器集合体41において隣接する導電部材22(カソードC)を1枚分ずつ減らすことができ、その減った分のスペースで、X方向における検出器21の個数を増大できる。したがって、検出器21の配線基板24での稠密実装を実現できる。これは、検出器集合体41を構成している検出素子211が偶数個で、かつ、各検出器集合体41の向かい合う端部に配置される電極をカソードCにすることにより、実現できる。

40

このようなX方向により大きな検出器集合体41を用いた場合においても、Y方向に隣合う検出器21のアノードA同士を導電部材23, 23の接続部23A, 23Aを介して電氣的に相互に接続することにより、複数の1つの大きな検出チャンネル21Aを構成することができる。このような検出チャンネル21Aとすることにより、X方向およびY方向での検出器21の稠密配置が実現される。

50

【 0 0 3 3 】

(ユニット基板)

ユニット基板Uの詳細構造を、図2(a), (b)を用いて説明する。ユニット基板Uは、検出チャンネル21Aが前記のように設置された検出モジュール20Aと、ASIC基板20Bとを備えている。ASIC基板20Bは、コンデンサ26、抵抗27、アナログASIC28およびデジタルASIC29を有する。

【 0 0 3 4 】

(検出モジュール)

検出モジュール20Aは、図4に示すように、複数の検出器21が配線基板24上に設置されて検出チャンネル21Aを形成することで構成される。検出器21のアノードAとカソードCの間には、前記したように、電荷収集のために、例えば、500Vの電圧が印加されている。この電圧は、ASIC基板20Bに設置された電源用配線(図示せず)からコネクタC1を介して検出モジュール20Aの配線基板24に設置された電源用配線(図示せず)を介してそれぞれの検出器21のアノードAとカソードCの間に印加される。検出モジュール20Aは、配線基板24の端部にコネクタC1(図2(a)(b)参照、以下同じ)を備えている。コネクタC1は、前記の端子33および複数の端子34を有する。各検出チャンネル21Aから出力された線検出信号は、コネクタC1を介してASIC基板20B側へ供給される。

【 0 0 3 5 】

(ASIC基板)

ASIC基板20Bは、図2(a), (b)に示すように、配線基板(支持基板)35の両面に、8個(片面4個)のアナログASIC28を設置している。また、配線基板35の片面に、1個のデジタルASIC29を設置している。また、配線基板35の両面には、コンデンサ26および抵抗27が検出チャンネル21Aの数だけ設置されている。また、これらの、コンデンサ26、抵抗27、アナログASIC28およびデジタルASIC29を電氣的に接続する複数の接続配線(図示せず)が、配線基板35内に設けられている。これらの接続配線は配線基板35内で積層構造となっている。コンデンサ26、アナログASIC28およびデジタルASIC29の配線基板35における配列は、検出モジュール20Aの検出器21から供給された信号が伝送される順に合わせたものとなっている。抵抗27は、一端がコンデンサ26の入力側に接続され、他端が配線基板35に設けられたグランド配線(図示せず)に接続される。アナログASIC28は、検出チャンネル21Aから出力されたアナログ信号(線検出信号)を処理する、特定用途向けICであるASIC(Application Specific Integrated Circuit)を意味し、LSIの一種である。アナログASIC28は、個々の検出チャンネル21Aごとに信号処理回路(信号処理装置)を設けている。これらの信号処理回路は、対応する1つの検出チャンネル21Aから出力された線検出信号(放射線検出信号)を入力して線の波高値を求めるようになっている。

ASIC基板20Bは、配線基板35の端部に各コンデンサ26に接続される複数の端子を有するコネクタC2を有している。

【 0 0 3 6 】

ユニット基板Uは、検出器21の設置された面がPET撮像装置1の奥行き方向(ベッド31の長手方向で図2(b)のZ方向)に向くように、PET撮像装置1に設けられた環状の支持部材1b(図1(b)に一部図示)に設置される。この環状支持部材は、計測空間32の周囲を取り囲むように設けられている。環状部材に設置された複数のユニット基板Uは、周方向に配置され、計測空間32を取り囲むこととなる。そして、検出モジュール20Aが内側(計測空間32側)に、ASIC基板20Bが外側に位置するように配置される。本実施形態では、複数のユニット基板Uが、PET撮像装置1の奥行き方向にも配置される。このようにして設置されたユニット基板Uは、図2(a), 図3(c)等に示したX方向の向きが、PET撮像装置1の周方向(環状支持部材の周方向)となり、図2(a), 図3(c)等に示したY方向の向きがPET撮像装置1の半径方向(環状支

10

20

30

40

50

持部材の半径方向)となる。

【0037】

(検出モジュールとASIC基板との接続構造)

検出モジュール20AとASIC基板20Bは、図2(b)に示すように、これらの端部をオーバーラップさせ、このオーバーラップ部分に存在するコネクタC1とコネクタC2を接続することで組み立てられる。検出モジュール20Aの端部とASIC基板20Bの端部は、オーバーラップ部分で締結用のネジ等により着脱自在(分離・接続自在)に結合される。このようにオーバーラップ部分で結合するのは以下の理由による。即ち、検出モジュール20AとASIC基板20Bとが結合されたユニット基板Uは、PET撮像装置1内で片持ち支持されるため、その設置位置によっては、ユニット基板Uの中央部(接続部分)にユニット基板Uを撓ませたり曲げたりする力が作用する。その接続部分が配線基板24と配線基板35の端面同士を突き合わせた構造となっている場合には、接続部分が撓み易かったり折れ曲がり易かったりするるので好ましくない。

10

【0038】

この点を踏まえて、本実施形態では、検出モジュール20AとASIC基板20Bが、前記したようにオーバーラップ部分で結合するようにしている。このため、本実施形態で用いるユニット基板Uは、配線基板24と配線基板35の端面同士を突き合わせて接続するのに比べて撓みや曲げに対するタフネスさが向上する。撓みや曲げに対するユニット基板Uのタフネスさが向上すると、例えば、検出器21の位置ずれが抑制されて線の発生位置を特定する精度が向上する。ちなみに、図1(a)に示すように、PET撮像装置1には、ユニット基板Uが周方向および奥行き方向に多数配置されるため、図1(a)で左右側部(特に真横部)に位置するユニット基板Uは撓んだり曲がったりし易くなる。このため、ユニット基板Uの撓みや曲げに対するタフネスさが重要になる。特に、検出チャンネル21Aは、図2(a)、図3(c)等に示したY方向の向きに隣合う検出器21、21を電氣的に相互に接続して形成されているので、このようにユニット基板Uの撓みや曲げに対するタフネスさが向上することで、検出チャンネル21Aの電氣的な接続が有効に維持され、また、検出器21間の寸法等の取付精度も確保されるので、経年変化等の影響を受け難く、長期にわたって高精度のPET画像を得ることができる。

20

【0039】

このような、コネクタC1およびコネクタC2による検出モジュール20AとASIC基板20Bとの電氣的な接続構造を用いることで、線検出信号を検出モジュール20AからASIC基板20Bへと、低損失で伝送することができる。ちなみに、損失が少なくなると、例えば、検出器21としてのエネルギー分解能が向上する。

30

検出モジュール20Aは、ASIC基板20Bにネジ等で着脱自在に取り付けられているため、例えば、検出器21やASIC28、29に検出不良等の不具合が生じた場合、不具合のある部分(検出モジュール20AまたはASIC基板20B)だけを取り替えれば済む。なお、検出モジュール20AとASIC基板20Bとの電氣的接続は、前記したスプリングピンコネクタのようなコネクタC1によって行われることから、基板同士の接続・接続の解除(結合・結合の解除)は容易であり、取付精度も容易に確保することができる。前記の構成は、ASIC基板20Bに1つの検出モジュール20Aを接続しているが、検出モジュール20Aを複数に分割してもよい。

40

【0040】

回路の長さや線検出信号を伝送する配線の長さ(距離)は、短い方が、途中でのノイズの影響や信号の減衰が少なく好ましい。また、PET撮像装置1で同時計測処理を行う場合は、回路や配線の長さが短い方が時間の遅れが少なく好ましい(検出時間の正確さが損なわれないので好ましい)。このため、本実施形態は、PET撮像装置1の半径方向において中心軸から外側に向かって、ユニット基板Uにおいて、検出器21、コンデンサ26、アナログASIC28およびデジタルASIC29をこの順に配置している。この構成は、検出器21から出力された微弱な線検出信号をアナログASICの増幅器まで伝える配線の長さ(距離)を短くできる。このため、線検出信号に対するノイズの影

50

響が軽減され、線検出信号の減衰も低減される。

また、コンデンサ26および抵抗27をアナログASIC28の内部に設けることもできるが、適切なコンデンサ容量や適切な抵抗値を得るため、および、アナログASIC28の大きさを小さくする等の理由から、本実施形態では、コンデンサ26および抵抗27はアナログASIC28の外に配置されている。なお、ASIC基板20Bに設けられているコンデンサ26、抵抗27およびアナログASIC28を、ASIC基板20Bではなく検出モジュール20Aに設けてもよい。この場合、コンデンサ26、抵抗27、アナログASIC28は、検出器21よりもASIC基板20B側に位置している。検出モジュール20Aが検出器21およびアナログASIC28を有するので、検出器21とアナログASIC28との間の距離（配線の長さ）をさらに短くすることができる。このため、ノイズの影響がさらに低減される。

10

【0041】

（PET撮像装置の動作）

以上の構成を有するPET撮像装置1の動作を説明する。放射線検査を行う前に、まず被検体Hに予め注射等の方法によりPET用の放射性薬剤（例えば¹⁸Fを含む）をその体内投与放射能が例えば370MBq程度になるように投与する。放射性薬剤は、検査目的（がんの場所を把握、または心臓の動脈瘤の検査等）に応じて選ばれる。投与された放射性薬剤は、やがて、被検体Hの患部に集まる。この状態で被検体Hをベッド31上に寝かせる。

PET検査を実行する検査者（診療放射線技師や医師）は、検査の目的に応じて必要な情報（断層像を得たい領域（撮像領域或いは関心領域）、スライス数、スライス間隔、吸収線量等）を、データ処理装置2（図1（a）参照）を介して入力する。この場合、表示装置3に図示しない情報入力画面を表示させて、必要なデータを、キーボードやマウス等により入力する手法を採ることができる。その後、ベッド31を長手方向に移動させて、被検体Hの検査部位（例えば癌の患部）が所定の位置に来るまで被検体Hを計測空間32内に挿入する。そして、PET撮像装置1を作動させる。

20

【0042】

データ処理装置2からの指示により、検出チャンネル21Aの各検出器21のアノードAとカソードCの間に直流高圧電圧が印加され、PET撮像装置1がPET検査を開始する。被検体Hの体内から放射性薬剤に起因して放射された線は、検出チャンネル21A（具体的には検出チャンネル21A内の検出器21）によって検出される。すなわち、PET用の放射性薬剤から放出された陽電子の消滅時に一對の線が約180°の反対方向に放出され、別々の検出チャンネル21Aで検出される。検出チャンネル21Aは線検出信号を出力する。この検出信号は、信号線24b、コネクタC1、C2およびコンデンサ26を経て、該当するアナログASIC28内の対応する信号処理回路（図示せず）に入力される。この信号処理回路は、線検出信号を増幅し、検出した線の波高値を求める。この波高値は、ASIC基板20B上の図示されていないアナログ/デジタル変換器（ADC）でデジタルの波高値情報に変換される。デジタルASIC29は、さらに、線を検出した検出チャンネル21Aの位置情報および線の検出時刻情報も出力する。デジタルの波高値情報、検出チャンネル21Aの位置情報および線の検出時刻情報は、データ処理装置2に入力される。データ処理装置2の同時計測装置（図示せず）は、検出時刻情報を用いて、1つの陽電子の消滅により発生した一對の線を一個として計数し、その一對の線を検出した2つの検出チャンネル21Aの位置をそれらの位置情報を基に特定する。また、データ処理装置2の画像情報作成装置である断層像情報作成装置（図示せず）は、同時計測で得た計数値および検出チャンネル21Aの位置情報を用いて、放射性薬剤の集積位置、すなわち悪性腫瘍位置での被検者の断層像情報（画像情報）を作成する。この断層像情報は表示装置3に表示される。

30

40

【0043】

以下では、本実施形態において得られる効果を説明する。

（1）本実施形態では、配線基板24上において、Y方向に隣合う検出器21、21同士

50

が電氣的に相互に接続されて1つの検出チャンネル21Aをなすので、隣合う一对の検出器21をY方向に長く形成された1つの検出チャンネル21Aに使用することができ、その分、放射線を捕捉しやすい。本実施形態は、このようにY方向に隣合う検出器21同士が電氣的に相互に接続されて構成される検出チャンネル21Aが1つの検出単位(チャンネル)を構成するので、実質的に、Y方向のチャンネル数は減少されることとなる。X方向において検出チャンネル21Aの個数が増大するので、X方向のチャンネル数を増大できる。これによって、PET撮像装置1では、全体のチャンネル数を増やすことなく、X方向のチャンネル数を増加させることができる。これにより、得られる画像の空間分解能が向上する。また、全体のチャンネル数は増加することがないので、信号処理回路の個数も増大せず、信号処理回路の発熱増加の抑制にもなる。これにより、検査時間が短縮される。また、空間分解能の向上により高消費電力となることもなく、さらに、大量生産された検出器集合体41をそのまま用いることもでき、コストを抑えつつ、分解能を高めることができる。

10

(2) 検出器集合体41は、半導体素子Sの一方の面にカソードC、および他方の面にアノードAを有する検出素子211をX方向にカソードCおよびアノードAが並ぶ状態で複数個並列配置して構成されるので、X方向に検出器集合体41を検出素子211の単位(例えば、2つの検出素子211で構成される検出器21)で分割することができる。このため、その分割した部位(例えば検出器21)ごとに放射線を検出することができる。したがって、X方向に、検出領域を細分化することができ、これによって空間分解能を高めることができる。しかも、検出器21は、配線基板24上の、Y方向に隣合う検出器21との間で、カソードCおよびアノードAのいずれか一方の電極が電氣的に相互に接続されて、1つの検出チャンネル21Aをなすので、隣合う一对の検出器21をY方向に長く形成された1つの検出チャンネル21Aとしてそれぞれ使用することができ、それぞれの検出領域において放射線を捕捉しやすい。

20

(3) 検出器21は、検出素子211のカソードC同士またはアノードA同士が向かい合うように配置されるので、導電部材22, 23を共用することができる。したがって、検出素子211の相互間に電気絶縁材を配置する必要がなく、X方向に検出素子211の稠密配置を実現することができる。これにより、感度が向上され、検査時間の短縮も図ることができる。

(4) 導電部材22, 23は検出素子211よりも外側に突出して導電部材22, 23の一部である張出部22a, 23aを有し、張出部22a, 23aが配線基板24に取り付けられるため、導電部材22, 23の配線基板24への取り付けが簡単にできる。

30

(5) 張出部22a, 23aが接着剤25によって配線基板24の接続部材CP, APに取り付けられるので、張出部22a, 23aの接続部材CP, APへの接続作業に要する時間を短縮できる。接着剤25は、検出器21と配線基板24の電氣的接続および機械的接続(保持)の両方の機能を発揮している。また、張出部22a, 23aから垂下された端子部22b, 23bは、張出部22a, 23aの張り出し量よりも小さな張り出し量となるように幅狭に形成されている。これにより、端子部22b, 23bの部位において、線が錯乱するのを極力少なくすることができる。また、端子部22b, 23bが幅狭に形成されている分、配線基板24から検出器21に伝わる熱が少なくなり、検出器21の安定性が向上する。

40

(6) 導電部材22, 23は剛性を有する導電性部材である導電性の金属によって構成されているため、半導体素子Sの保護部材としても機能する。特に、半導体素子SをCdTe, CZT, GaAs等の機械的に脆い半導体材料で構成した場合には、導電部材22, 23によって半導体素子Sの損傷を防止できる。

(7) 張出部22a, 23aは、検出器21の異なる2つの側面で突出しているため、検出モジュール20Aの電気絶縁性を高めることができる。また、検出チャンネル21Aは、隣合う検出器21の張出部23a同士を接続部材APにそれぞれ接続することにより簡単に構成することができ、このような検出チャンネル21Aを構成しない場合に検出器21を配線基板24に実装するときの作業と変わらない作業によって配線基板24上に構築

50

することができる。したがって、特別の実装作業を行うことなく検出器チャンネル 2 1 A を配線基板 2 4 上に構築することができる。

(8) 張出部 2 2 a , 2 3 a が Y 方向を向くように各検出器 2 1 を配置しているため、X 方向における検出器 2 1 の相互間の隙間を狭くでき、その隙間を素通りする線の割合を低減できる。これにより、線の検出効率が高められ、得られる画像の空間分解能も向上できる。

(9) X 方向において、各検出器 2 1 の両側部位には、同極の導電部材 2 2 同士が向かい合うように配置されているため、X 方向における検出器 2 1 の相互間の絶縁を軽減でき、X 方向における検出器 2 1 の相互間の隙間をより狭くできる。これによっても、前記 (8) と同様に、線の検出効率が高められ、画像の空間分解能も向上できる。

(1 0) Y 方向において隣合う全ての検出器 2 1 は、同極の電極 (アノード A またはカソード C) に接続される張出部 2 2 a または張出部 2 3 a が向かい合うように配置されているため、Y 方向における検出器 2 1 の相互間の絶縁を軽減でき、Y 方向における検出器 2 1 の相互間の隙間を狭くできる。したがって、線の検出効率を増大でき、画像の空間分解能を向上させることができる。ここで、張出部 2 2 a , 2 3 a が向かい合うような配置とは、向かい合っている相互の検出器 2 1 の張出部 2 2 a , 2 3 a が完全に向かい合っているだけでなく、向かい合っている相互の検出器 2 1 が Y 方向と直交する X 方向にずれて双方の張出部 2 2 a , 2 3 a の位置が X 方向にずれている場合も含まれる。具体的には、Y 方向において隣合う検出器 2 1 において張出部 2 3 a が突出している側面同士の向かい合っている状態が、張出部 2 2 a , 2 3 a が向かい合うように配置された状態である。

(1 1) 配線基板 2 4 の両面に検出器 2 1 を設置しているため、PET 撮像装置 1 における配線基板 2 4 の数を半減でき、PET 撮像装置 1 における検出器 2 1 の配置密度を向上できる。このため、PET 撮像装置 1 の線の検出効率および画像の空間分解能をさらに向上できる。

(1 2) 検出モジュール 2 0 A と ASIC 基板 2 0 B とが相互に着脱自在に取り付けられるため、どちらかが故障した場合に、故障した検出モジュール 2 0 A または ASIC 基板 2 0 B を簡単に交換することができる。

(1 3) 検出チャンネル 2 1 A を用いた PET 撮像装置 1 では、各検出チャンネル 2 1 A に個別に対応した増幅回路 (検出器チャンネル 2 1 A あたり 1 つ) を多数内蔵した ASIC 等を使用し信号処理回路を形成しているため、検出チャンネル 2 1 A の小型化、ひいては検出チャンネル 2 1 A の個数の増加にも対応できる。この結果、空間分解能のさらなる向上が可能である。

(1 4) エネルギー分解能の高い検出器 2 1 からなる検出チャンネル 2 1 A を多数配置可能な検出モジュール 2 0 A を構成できるため、3 D 撮像において定量性の高い検査が可能となる。

(1 5) 配線基板 2 4 に設置した検出器 2 1 を電気絶縁体で覆うことによって、検出チャンネル 2 1 A の絶縁破壊を防止できる。

(1 6) 接続部材 CP (例えば、接続部材 CP 1) に Y 方向に隣合う 2 つの検出チャンネル 2 1 A における張出部 2 2 a が接続されるため、Y 方向における検出チャンネル 2 1 A の配置密度を向上できる。これによっても、線の検出効率および画像の空間分解能を向上できる。また、この構成は、Y 方向における配線基板 2 4 の長さを短くすることができ、PET 撮像装置 1 の半径方向の長さが短くできる。これは、PET 撮像装置 1 のコンパクト化につながる。前記の (1 0) に示す検出器 2 1 の配置によっても、Y 方向における配線基板 2 4 の長さを短くすることができる。このため、PET 撮像装置 1 は、半径方向の長さをさらに短くでき、よりコンパクトになる。また、検出器 2 1 の張出部 2 2 a , 2 3 a を接続部材 AP , CP 上において、相互にオーバーラップする状態にして接続部材 AP , CP に接続する構成とすることによって、Y 方向において隣合う検出器 2 1 の相互間の間隔をさらに小さくでき、検出器 2 1 の配線基板 2 4 上における Y 方向の配置密度をさらに向上できる。これにより、PET 撮像装置 1 の小型化を図ることができる。さらに、これにより、配線基板 2 4 の表面における接続部材 AP , CP の面積を小さくすることがで

10

20

30

40

50

きるため、これらの間における絶縁破壊を防ぐことができる。

(17) 接続部材C Pに接続されて複数の接続部材C Pで共用される配線24 aが配線基板24に設けられているため、配線基板24に設けられる配線24 a, 24 bの配線密度を低減できる。したがって、配線基板24における配線が容易に行える。

(18) 配線基板24の、検出器21が取り付けられている面がベッド31の長手方向を向いて配置されるため、PET撮像装置1の半径方向(X方向)において、検出器21を密に配置できる。このため、線の検出効率および画像の空間分解能を向上できる。

(19) 前記したように、Y方向(PET撮像装置1の半径方向)の検出器21同士の間隔を短縮することができることにより、被検体HとY方向後段側の検出器21との距離が縮まる。これはPET撮像装置1における線検出感度向上の効果をもたらす。

(20) 本実施形態は、Y方向に隣り合って配置された一対の検出器集合体41を用いて2つの検出チャンネル21 Aを構成し、検出器集合体41が配線基板24に取り付けられるため、検出器21を配線基板24に取り付ける作業時間を短縮することができる。

【0044】

前記実施形態では、アノードAに接続される導電部材23の張出部23 aを接続部材A P(配線)に、カソードCに接続される導電部材22の張出部22 aを接続部材C P(配線)に接続しているが、張出部23 aを接続部材C Pに、張出部22 aを接続部材A Pに接続することも可能である。この場合は、カソードCが線検出信号を出力する電極となり、アノードAがバイアス電圧を印加する電極となる。アノードAとカソードCの間に印加する電圧が逆方向であればいずれのパターンでも実現可能である。

また、アノードAの電位をほぼグラウンド、カソードCの電位を-500 Vとしたが、逆方向であれば電位に制約はなく、PET撮像装置1として機能する範囲で電圧値を設定すればよい。なお、カソードCを放射線検出信号の取り出し電極に、アノードAをバイアス電圧の印加電極にすることも可能である。

さらに、検出器集合体41の両端部にカソードCをそれぞれ配置しているが、アノードAが検出器集合体41の両端部に配置されるように、4個の検出素子211を配置してもよい。

また、検出素子211を4個並列配置させて検出器集合体41を構成しているが、並列枚数は4個に限定する必要はない。ただし、X方向における電気の絶縁性を向上させるためには、偶数個の検出素子211で1つの検出器集合体41を構成するとよい。

前記実施形態では、図4~図7に示すように、配線基板24上の接続部材A Pと接続部材C Pは、接着剤25が接続される部分以外にも設けられているが、これら接続部材A Pと接続部材C Pは、接着剤25が接続される必要最小限の面積とし、必要に応じ配線基板24内部で接続してもよい。これにより、配線基板24の表面で接続部材A Pと接続部材C Pと、それに相対する電極との電気絶縁性を高めることができる。

前述の実施形態は、Y方向に隣り合って配置された一対の検出器集合体41を用いて検出チャンネル21 Aを構成しているが、検出器集合体41を用いずに、Y方向で隣り合って配置された一対の検出器21を用いて検出チャンネル21 Aを構成してもよい。この場合には、X方向に隣り合う検出チャンネル21 Aの検出器21同士は、間に間隙を設けて配置する必要があるため、検出器集合体41を用いる前述の実施形態に比べてX方向における検出器21の稠密化は若干低下するが、X方向における空間分解能は従来に比べて増大する。

【0045】

なお、以上の実施形態では、核医学診断装置としてPET装置(図1参照)を例に説明したが、PET装置に限らず、単光子放出型断層撮影装置(SPECT(Single Photon Emission Computer Tomography)装置)およびカメラにも本発明の検出器および検出モジュールを適用することができる。ちなみに、PET装置およびSPECT装置は、被検者の3次元の機能画像を撮影することで共通するが、SPECT装置は、測定原理が単光子を検出するものであることから同時計測を行うことができず、このため、線の入射位置(角度)を規制するコリメータを備える。また、カメラは、得られる機能画像が2次

10

20

30

40

50

元的なものであり、かつ、線の入射角度を規制するコリメータを備える。

なお、PET装置またはSPECT装置と、X線CTを組み合わせた核医学診断装置の構成としてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】(a)は本発明の好適な実施形態であるPET装置の構成を模式的に示した斜視図、(b)は(a)におけるPET撮像装置のベッドの長手方向に沿った図である。

【図2】(a)は図1に示すPET撮像装置に用いられるユニット基板の正面図、(b)はユニット基板の側面図である。

【図3】(a)は検出素子の模式斜視図、(b)は導電部材の模式図、(c)は検出素子を用いた半導体放射線検出器集合体の斜視図である。

10

【図4】(a)は図2(a)の検出モジュールにおける複数の放射線検出器の配置状態を模式的に示した図、(b)は検出モジュールの断面図である。

【図5】放射線検出器の配置状態を示した斜視図である。

【図6】(a)はその他の検出モジュールにおける複数の放射線検出器の配置状態を模式的に示した図、(b)は検出モジュールの断面図である。

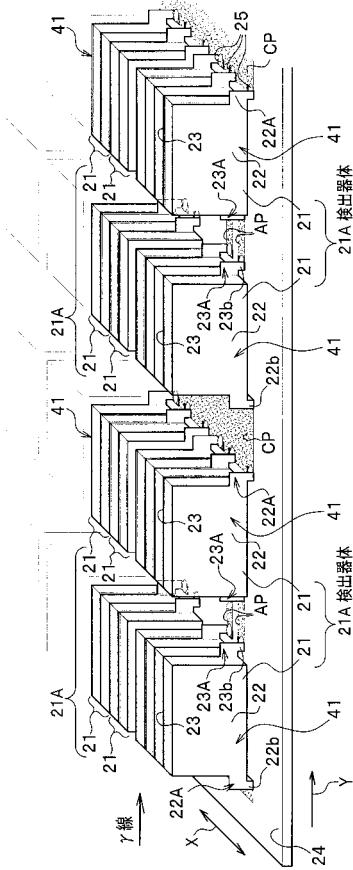
【図7】その他の放射線検出器の配置状態を示した斜視図である。

【符号の説明】

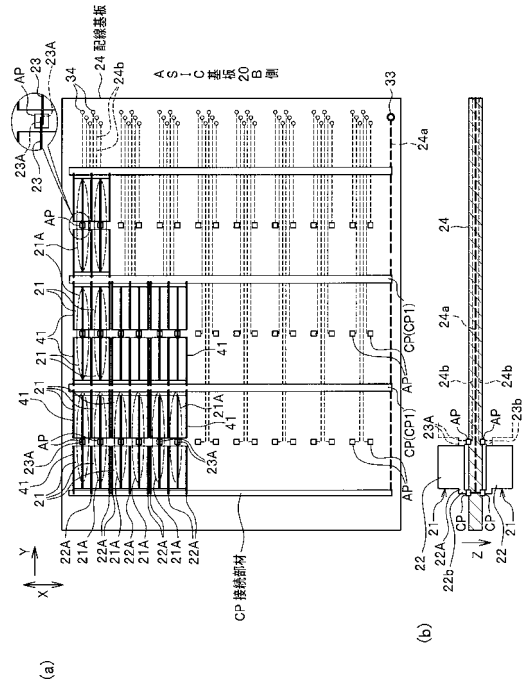
【0047】

1	PET撮像装置	20
2	データ処理装置	
3	表示装置	
20A	検出モジュール	
20B	ASIC基板	
21	検出器(放射線検出器)	
21A	検出チャンネル	
22, 23	導電部材	
22A, 23A	接続部	
22a, 23a	張出部	
22b, 23b	端子部	30
22c	折曲部	
24	配線基板	
28	アナログASIC	
29	デジタルASIC	
31	ベッド	
32	計測空間	
211	検出素子	
41	検出器集合体	
A	アノード	
AP, CP	接続部材	40
C	カソード	
H	被検体	
S	検出素子	
U	ユニット基板	

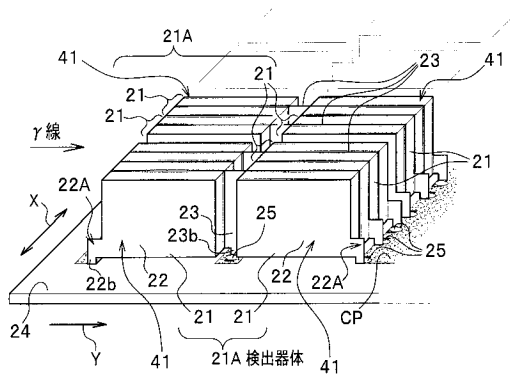
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (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
開発研究所内
株式会社日立製作所 電力・電機
- (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
開発研究所内
株式会社日立製作所 電力・電機
- (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
開発研究所内
株式会社日立製作所 電力・電機
- (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
開発研究所内
株式会社日立製作所 電力・電機
- (72)発明者 陣内 竜司
沖縄県うるま市州崎13番地23
株式会社アクロラド内

審査官 青木 洋平

- (56)参考文献 特開2005-106692(JP,A)
特開2005-106644(JP,A)
特開2005-109269(JP,A)
特開2000-307145(JP,A)
特開平07-122776(JP,A)
特開昭60-196692(JP,A)
特開2000-206257(JP,A)
特開平11-304930(JP,A)
特開2003-167058(JP,A)
特開2005-257437(JP,A)
特開2000-241555(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161
G01T 1/24
G01T 7/00
H01L 31/09
H04N 5/32