

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4104591号
(P4104591)

(45) 発行日 平成20年6月18日(2008.6.18)

(24) 登録日 平成20年4月4日(2008.4.4)

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

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-351667 (P2004-351667)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年12月3日 (2004.12.3)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願平8-196197の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成8年7月25日 (1996.7.25)	(74) 代理人	100058479
(65) 公開番号	特開2005-62206 (P2005-62206A)		弁理士 鈴江 武彦
(43) 公開日	平成17年3月10日 (2005.3.10)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成16年12月3日 (2004.12.3)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核医学診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出し、この検出器の出力に基づいて前記放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置において、

前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換するための2次元配列された複数の半導体素子を有する第1の検出器と、

前記第1の検出器を支持する第1の支持機構と、

前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換するための2次元配列された複数の半導体素子を有する第2の検出器と、

前記第2の検出器を支持する第2の支持機構とを具備し、

前記第1の支持機構は、前記被検体の周囲を前記第1の検出器を回転する第1の回転機構と、前記第1の検出器の回転軸に沿って前記第1の検出器を移動する第1の回転軸移動機構と、前記回転軸から前記第1の検出器の中心に向かう半径軸に沿って前記第1の検出器を移動する第1の半径軸移動機構と、前記第1の検出器の回転軸と前記半径軸とに直交する直交軸に沿って前記第1の検出器を移動する第1の直交軸移動機構とを有し、

前記第2の支持機構は、前記被検体の周囲を前記第2の検出器を回転する第2の回転機構と、前記第2の検出器の回転軸に沿って前記第2の検出器を移動する第2の回転軸移動機構と、前記回転軸から前記第2の検出器の中心に向かう半径軸に沿って前記第2の検出器を移動する第2の半径軸移動機構と、前記第2の検出器の回転軸と前記半径軸とに直交する直交軸に沿って前記第2の検出器を移動する第2の直交軸移動機構とを有することを

特徴とする核医学診断装置。

【請求項 2】

前記半導体素子は、CdZnTeであることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 3】

前記第 1 の検出器と前記第 2 の検出器とを相互に 90° の位置関係に保って前記被検体から SPECT に必要なデータの収集を行うことを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 の検出器と前記第 2 の検出器とが前記被検体を挟んで対向する位置関係に保って前記被検体から SPECT に必要なデータの収集を行うことを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

10

【請求項 5】

前記第 1 の検出器で前記被検体の第 1 の部位からのガンマ線を検出して前記第 1 の検出器の出力に基づいて第 1 の体内分布を生成し、前記第 2 の検出器で前記被検体の第 2 の部位からのガンマ線を検出して前記第 2 の検出器の出力に基づいて第 2 の体内分布を生成することを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 6】

前記第 1 の検出器で前記被検体の第 1 の部位から SPECT に必要なデータの収集を行い、前記第 2 の検出器で前記被検体の第 2 の部位から SPECT に必要なデータの収集を行うことを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

20

【請求項 7】

前記第 1、第 2 の検出器各々において前記複数の半導体素子は一辺が $15\text{ cm} \sim 30\text{ cm}$ の範囲内で他辺が $20\text{ cm} \sim 50\text{ cm}$ の範囲内の矩形に 2 次元配列されることを特徴とする請求項 1 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、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出し、放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置に関する。

30

【背景技術】

【0002】

核医学診断装置は、シングルフォトン核種を用いて放射性同位元素の崩壊時の一つのガンマ線の検出を行い、この検出データに基づいて 2 次元的なガンマ線蓄積画像をえることを特徴としたシングルフォトンカメラと、ポジトロン核種を用いて陽電子が消滅する際に反対方向に一对のガンマ線を放出することを利用し、放出場所を特定することにより 2 次元的なガンマ線の蓄積画像を得ることを特徴としたポジトロンカメラとに分類される。

【0003】

また、近年、複数の角度でガンマ線を検出し、それに基づいて断層像を再構成する断層イメージングの技術 (ECT (emission computed tomography)) が実用化されている。この ECT は、シングルフォトン ECT (SPECT) と、ポジトロン ECT (PET) とに大別される。

40

【0004】

従来のシンチレーションはアンガー型のカメラに代表されるようにガンマ線を光に与えるシンチレータ (NaI の単結晶) の上にライトガイドを介し光電子増倍管を 2 次元状にちょう密に配列し、それぞれの出力信号よりガンマ線の発生場所を重み加算計算にて求めていた。このように光電変換素子として光電子増倍管を使用しているために、検出器が極めて厚い構造を有していること、ならびに光電子増倍管の最外周の部分には位置計算不能のデッドスペースが生じてしまい有効視野の割には極めて面積の大きな検出器になっ

50

出器になってしまいこの検出器を収集目的に応じた設定を行なうにしても自由度に制御が加わるとともに動作の実現手段が極めて機構的に難しく、かつ検出器が数百kgと重いため、理想的な動作から機械的歪みに起因した画像劣化を生じることがあった。また有効視野端から検出器の物理的端面までの距離が大きいこと、検出器が厚いことにより、心臓SPECT時に腕を大きく頭部側に上げてやる必要があり被検者に苦痛を与えたり頭部SPECTで小脳が入らなかつたりする問題点があった。

【0005】

また、従来では、心臓のSPECTを行なう場合、非常に大きなアンガー型検出器との干渉を避けるために、被検体はデータ収集期間中、例えば10分以上、その両腕を頭部側に大きく上げ続けておく必要があり、被検体にとっては大変苦痛なものであった。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、収集の自由度を向上し得る核医学診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出し、この検出器の出力に基づいて前記放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置において、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換するための2次元配列された複数の半導体素子を有する第1の検出器と、前記第1の検出器を支持する第1の支持機構と、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換するための2次元配列された複数の半導体素子を有する第2の検出器と、前記第2の検出器を支持する第2の支持機構とを具備し、前記第1の支持機構は、前記被検体の周囲を前記第1の検出器を回転する第1の回転機構と、前記第1の検出器の回転軸に沿って前記第1の検出器を移動する第1の回転軸移動機構と、前記回転軸から前記第1の検出器の中心に向かう半径軸に沿って前記第1の検出器を移動する第1の半径軸移動機構と、前記第1の検出器の回転軸と前記半径軸とに直交する直交軸に沿って前記第1の検出器を移動する第1の直交軸移動機構とを有し、前記第2の支持機構は、前記被検体の周囲を前記第2の検出器を回転する第2の回転機構と、前記第2の検出器の回転軸に沿って前記第2の検出器を移動する第2の回転軸移動機構と、前記回転軸から前記第2の検出器の中心に向かう半径軸に沿って前記第2の検出器を移動する第2の半径軸移動機構と、前記第2の検出器の回転軸と前記半径軸とに直交する直交軸に沿って前記第2の検出器を移動する第2の直交軸移動機構とを有する。

20

30

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、検出器の小型軽量化が図られ、これにより自由度が向上できる。また、体軸方向に異なる2箇所の同時収集ができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明による核医学診断装置の一実施形態を図面を参照して説明する。なお、本発明の核医学診断装置としては、シングルフォトン核種を用いて放射性同位元素の崩壊時の一つのガンマ線の検出を行い、この検出データに基づいて2次元的なガンマ線蓄積画像を得るシングルフォトンカメラ（シンチレーションカメラ）、ポジトロン核種を用いて陽電子が消滅する際に反対方向に一对のガンマ線を放出することを利用し、放出場所を特定することにより2次元的なガンマ線の蓄積画像を得ることを特徴としたポジトロンカメラ、シングルフォトン核種からのガンマ線を被検体の周囲の複数の角度から検出し、それに基づいて断層像を再構成するシングルフォトンECT（SPECT）、ポジトロン核種からのガンマ線を被検体の周囲の複数の角度から検出し、それに基づいて断層像を再構成するポジトロンECT（PET）のいずれでもよい。ここでは、シングルフォトンカメラ（シンチレーションカメラ）とSPECTを兼用できるタイプを一例として説明する。

40

【0010】

50

(第1の実施形態) 図1に本実施形態による核医学診断装置のブロック図を示す。検出器11は平行多孔型のコリメータ13と、ガンマ線を直接的に電気信号に変換する複数の半導体素子が縦横に配列された半導体素子アレイ15と、複数の半導体素子各々の出力を個々に増幅するためのプリアンプアレイ17とを有している。

【0011】

画像生成プロセッサ19は、プリアンプアレイ17の出力に基づいて、被検体に投与された放射性同位元素の体内分布をいわゆるスタティック画像として生成する。また、SPECT収集時には、画像生成プロセッサ19は、プリアンプアレイ17の出力に基づいて、被検体の断面に関する放射性同位元素の体内分布を断層像として再構成する。これら画像データはディスプレイ21に表示される。

10

【0012】

スタンド23は検出器11を支持する。スタンド走行機構25は、可動部コントローラ35の制御信号にしたがってスタンド23を電動で走行させることができるように構成され、また可動部コントローラ35にスタンド23の位置をフィードバックするためにロータリエンコーダ等により実現され得る位置検出機能を有している。また、スタンド走行機構25は、検出器公転機構27は、可動部コントローラ35の制御信号にしたがって、被検体の周囲に検出器11を回転(公転)させることができるように構成され、また可動部コントローラ35に検出器11の公転角度をフィードバックするためにロータリエンコーダ等により実現され得る公転角度検出機能を有している。なお、説明の便宜上、検出器11の検出面の中心点の回転(公転)中心を原点とし、公転の回転軸をX軸、原点から検出面の中心点を通る公転の半径方向をZ軸、XZ軸に直交するようにY軸とした移動座標系を定義する。

20

【0013】

検出器移動機構29は、可動部コントローラ35の制御信号にしたがって、XYZ直交3軸各々に関して個別に比較的微小距離だけ検出器11を平行移動させることができるように構成され、また可動部コントローラ35に検出器11のXYZ直交3軸各々に関する位置をフィードバックするためにロータリエンコーダ等により実現され得る位置検出機能を有している。検出器自転機構31は、可動部コントローラ35の制御信号にしたがって、Z軸に平行な回転軸に関して検出器11を電動で回転(自転)させることができるように構成され、また可動部コントローラ35に検出器11の自転角度をフィードバックするためにロータリエンコーダ等により実現され得る自転角度検出機能を有している。

30

【0014】

寝台33は、被検体の体軸がZ軸に一致又は略平行になるように、被検体を例えば仰向けの状態で支持する。可動部コントローラ35は、コンソール37を介して入力されたオペレータの命令にしたがって、スタンド走行機構25、検出器公転機構27、検出器移動機構29、検出器自転機構31を個別に制御する。また、可動部コントローラ35は、全身収集やSPECT収集時に必要とされるスタンド走行機構25、検出器公転機構27、検出器移動機構29、検出器自転機構31の相関的な動きを制御する。

【0015】

図2に図1の検出器11の外観を示す。半導体素子アレイ15は、シンチレータ光電子増倍管とを組み合わせた従来の間接的な検出手法に比べてエネルギー分解能に優れる例えば外形寸法3mm×3mm×5mmのCdZnTe等の複数の半導体素子が、縦15cm~30cm、横20cm~50cmの矩形に2次的に配列されている。この矩形サイズは、検出器11の視野(縦15cm~30cm×横20cm~50cm)内に、心臓や頭部が入り、且つ比較的高価な半導体素子の豊潤な使用を避ける最適な大きさとして決定されている。なお、図示しないが、側面及び背面からのガンマ線の入射に伴う誤検出を避けるために、半導体素子アレイ15、プリアンプアレイ17の側面及び背面にはガンマ線不透過の鉛等のシールド層が形成されている。

40

【0016】

図3(a)に検出器11や寝台31やスタンド23等を含む検出器システムの正面図を

50

示し、同図(b)に当該検出器システムの側面図を示す。スタンド25は2本の支柱39とスタンドベース41とを有する。スタンド走行機構25は、床面に施設された走行レール45に、スタンドベース41の底面に形成された凹部43が移動可能に嵌め込まれた構造、走行駆動モータ、動力伝達系とを有する。検出器公転機構27は、スタンド25の支柱39に固定された固定リング47に回転リング49が回転可能に設けられた構造と、駆動モータ51と、駆動モータ51の駆動軸に設けられた駆動ギア53とこの駆動ギア53と回転リング49とに掛け渡されたタイミングベルト55とを含む動力伝達系とを有する。

【0017】

回転リング49に固定された筒状部材57には、検出器11を支持する支持アーム59がスライド可能に挿入され、この構造によりZ軸に関して検出器11が移動でき、つまり被検体に対して検出器11が接近/離間できるようになっている(図4(b)参照)。また、図4(a)に示すように、支持アーム59の一端は検出器11の背面に形成されたXガイド溝61、Yガイド溝63にスライド可能かつ自転可能に嵌め込まれ、この構造によりXY軸に関して検出器11が移動でき、かつ自転できるようになっている。

【0018】

なお、図示しないが、検出器11と画像生成プロセッサ19との間の電氣的な接続はスリップリング機構により実現されている。次にスタティック画像の収集動作を説明する。上述したように検出器11は、頭部や心臓が入る程度の比較的小視野で構成されている。したがって、この視野に入りきらない比較的大きな対象部位を収集する場合、収集手順に工夫が必要とされる。

【0019】

図5(a)に胸部収集時の手順を示しており、この場合、可動コントローラ35に制御により、検出器11のX又はY方向の断続的な移動と、検出器11によるガンマ線の1単位の検出動作とが同期して行われる。なお、検出器11がガンマ線の検出を所定時間継続し、画像生成に必要なデータを収集する動作を" " 1単位の検出動作" "と定義するものとする。まず、検出器11を(A)の位置で所定時間停止し、この間にガンマ線の検出を継続し、次に検出器11を(B)の位置に移動しこの位置で所定時間停止し、この間にガンマ線の検出を継続することにより、視野の狭さを補償することができる。このように検出器11を平行移動して1単位の検出動作を2回繰り返す収集手順を2ステップ動作として定義する。

【0020】

また、図5(b)に示すように、対象部位の形状に応じて、検出器11を自転して収集することも可能である。また、図6に全身収集の手順を示している。全身収集は、1単位の検出動作が(1)~(n)で表した順番で繰り返され、つまりX方向(体軸方向)に関して、検出器11を、1単位の検出動作に要する所定時間を周期として断続的に移動し、これに同期して検出器11によるガンマ線の1単位の検出動作を繰り返す。また、被検体Pの幅が検出器11の視野より長い胸部や胴体等の部分では、図5(a)に示した2ステップ動作が併用される。また、被検体Pの幅が検出器11の視野より短い頭部及び足先端部分を含む部分では、2ステップ動作を併用しない。このような手順により効率よく全身収集を行うことができる。

【0021】

なお、最接近軌道収集を考えた場合、従来のシンチレータと光電子増倍管とを組み合わせた大視野重量の検出器に比較して、本実施形態の小視野軽量の検出器11は被検体Pに25mm以上接近させることができる。このことにより分解能が向上する分だけコリメータ13の感度が向上するように設計することにより、小視野でありながら、従来より単位面積当たり3倍前後のシステム感度が得られるよう設計を行うことができる。また本実施形態の半導体素子による検出器11のエネルギー分解能が従来のシンチレータと光電子増倍管とを組み合わせた大視野の検出器より格段に優れている(99mTcを対象として、従来の約10%のエネルギー分解能に対して、半導体素子では約5%である)ため、従来の

10

20

30

40

50

大視野の検出器と同等の収集時間で同じカウント数の全身画像が高いコントラスト分解能で収集できる。

【 0 0 2 2 】

次に S P E C T 収集動作を説明する。検出器 1 1 が一定角度毎に断続的に公転し、これに同期して検出器 1 1 による 1 単位の検出動作が繰り返されることにより、被検体の S P E C T に必要なデータを収集することができる。この S P E C T 収集でも同様に、収集手順に工夫が必要とされる。

【 0 0 2 3 】

図 7 に示すように、検出器 1 1 の断続的な公転運動に同期して、公転運動が停止している間に Y 方向に関する検出器 1 1 の往復運動 (2 ステップ動作) を行うことにより、検出器 1 1 の小視野を補償することができる。

10

【 0 0 2 4 】

図 8 (a) に 1 周目の S P E C T 収集時の検出器 1 1 の Y 方向の位置を示し、図 8 (b) に 2 周目の S P E C T 収集時の検出器 1 1 の Y 方向の位置を示している。検出器 1 1 の小視野を補償するために、少なくとも 2 周の S P E C T 収集を行うようにしてもよい。この場合、1 周目と 2 周目とで検出器 1 1 の視野が重複しないように、1 周目と 2 周目とで Y 方向の位置を相違させる。この図 8 の方法は、図 7 に比べて、動作がシンプルであり、また検出器 1 1 を Y 方向に移動させる回数が少なく、この移動に要する時間分だけ収集時間を短縮することができる。断続的な公転運動に対する収集の他、連続的な公転運動に対しても対応することができる。

20

【 0 0 2 5 】

図 9 に公転中心と心臓等の対象部位の中心とがずれている場合の収集手順を示している。このような場合、検出器 1 1 の公転運動の各角度で、対象部位が視野に入るように、公転運動の角度毎に検出器 1 1 を Y 方向に適当な距離だけ移動して検出器 1 1 の位置を調整する。

【 0 0 2 6 】

もちろん、例えば図 3 のシステムにおいて検出器 1 1 に例えば縦 2 5 c m、横 5 0 c m 程度の有効視野を有するものを採用することにより Y 方向の動作をすることなく S P E C T 像が得られる他、ホールボディー収集も従来のようなシングルスキャンで得ることができるのは言うまでもない。

30

【 0 0 2 7 】

なお、本実施形態は次のように変形することが可能である。図 1 0 (a) , (b) に示すように、回転リング 4 9 を倒れ防止従動輪 6 1 で回転可能に支持し、駆動ギア 5 3 で回転リング 4 9 を直接的に回転駆動するような構成であってもよい。

【 0 0 2 8 】

また、図 1 1 に示すように、検出器システムをスタンドベース 4 1 から載せることができるモビル台車 6 3 は、病院内で検査室や救急医療室へ移動することを可能にするものであり、台車本体 6 5 と把手 6 7 とキャスト - 6 9 とを有する。キャスト - 6 9 は、移動時に下げ、設置時には上げて台車本体 6 5 を床面に固定することができるように、台車本体 6 5 の底部に上下動可能に設けられている。

40

【 0 0 2 9 】

また、図 1 2、図 1 3 に示すように、図 1 ~ 図 3 に示したと同様の構成の検出器システムを 2 系統を設けた 2 検出器型の核医学診断装置として構成してもよい。第 1 の検出器システム 1 0 1 -1 は図 1 ~ 図 3 に示したと同様の第 1 の構成要素 1 1 -1 ~ 5 9 -1 を有し、第 2 の検出器システム 1 0 1 -2 も図 1 ~ 図 3 に示したと同様の第 2 の構成要素 1 1 -2 ~ 5 9 -2 を有する。第 2 の検出器システム 1 0 1 -2 は、1 8 0 ° 反転され、第 1 の検出器システム 1 0 1 -1 と共通の走行レール 4 5 に設置される。

【 0 0 3 0 】

このように検出器システムを 2 系統設けることにより、次のような収集動作を実現する。第 1 の検出器システム 1 0 1 -1 の第 1 の検出器 1 1 -1 と第 2 の検出器システム 1 0 1 -2

50

の第2の検出器11-2との位置関係を90°に保った状態で、被検体Pの周囲を公転することにより、両者で共同して被検体Pのいわゆる90°SPECT収集を行うことができる。また、90°以外の角度での収集も問題なく行うことができる。また、第1の検出器11-1と第2の検出器11-2とが被検体Pを挟んで対向する位置関係を保った状態で、被検体Pの周囲を公転し、両者で共同して被検体P(7)SPECT収集を行うことにより、約半周の公転によりSPECTに必要なデータの収集を完了することができる。

【0031】

また、図14に示すように、第1の検出器11-1で被検体Pの第1の部位(例えば心臓)からのガンマ線を検出して、第1の検出器11-1の出力に基づいて画像生成プロセッサ19で第1の体内分布を生成し、第2の検出器11-2で被検体Pの第2の部位(例えば頭部)からのガンマ線を検出して第2の検出器11-2の出力に基づいて画像生成プロセッサ19で第2の体内分布を生成し、このように2か所同時にスタティック収集を行うことができる。同様に、2か所同時にSPECT収集を行うことができる。また、第1の検出器11-1と第2の検出器11-2とでそれぞれの収集条件を相違させて収集することもできる。

10

【0032】

なお、図14に示すように、被検体Pが腕を置くためのアームレスト63を、被検体Pの体軸に対して交差する向き(例えば体軸に対して略90°の角度)に腕を安定的に支持することができるように寝台33に設け、従来できなかった心臓と頭部の同時収集時の被検体Pの負担を軽減することを達成する。また、心臓収集のみを考えても、従来は、大型のアンガー型検出器と腕とが干渉するので、腕を大きく上に上げないと、収集が不可であったが、非常に楽な姿勢で収集を行うことができる。

20

【0033】

以上のように本実施形態は半導体素子による小視野の検出器を用いて、以下のような効果を獲得することができる。

【0034】

(1)半導体検出器のシステム感度が従来のシンチレータと光電子増倍管を組み合わせた検出器に比べて著しく高いので、心臓や頭部のSPECTの収集時間が従来の1/2以下で行なえ、しかもエネルギー分解能が良く、関心ウインド内の散乱線の混入率が小さいため画像のコントラスト分解能が高い。

30

【0035】

(2)全身SPECT、全身収集、スタティック収集など従来可能であった収集を同等以上の収集時間で可能、しかも画像のコントラスト分解能が高い。

【0036】

(3)2系統の検出器システムを考えた場合、従来は不可能であった心臓と頭部などの体軸方向に異なる2か所のSPECTあるいはスタティックの同時収集が可能で、しかも独立条件で収集することができる。

【0037】

(4)心臓の90°SPECTが簡単にしかも1/2以下の時間で収集可能である。

【0038】

(5)1検出器システムから2検出器システムへのアップグレードが容易に実現できる。

40

【0039】

(6)半導体検出器の有効視野端からシールド端まで1cm以下と短いため、机にすわった状態でマンモシンチが可能である。

【0040】

(7)モビル台車で別の検査室に移動可能である。

【0041】

(8)2検出器システムでトランスミッションCTを簡単にしかも高画質で実現できる。

【0042】

(9)全体回転リングの開口径が大きく設計でき、しかも全体的に威圧感がないため被検者の安心感が大きい。

50

【 0 0 4 3 】

(1 0) コリメータの重量が 1 0 k g ~ 2 0 k g 前後と軽量化できるので、手で装着可能である。

【 0 0 4 4 】

(1 1) 2 系統の検出器システムで、半導体検出器のカウント処理能力が 5 0 0 k c p s 以上と優れている。F D G - P E T のコインデンス検出にも使用可能である。

【 0 0 4 5 】

(第 2 の実施形態) 図 1 5 に第 2 の実施形態による核医学診断装置の主要部の構成を示す。第 2 の実施形態による核医学診断装置の構成は次の点で第 1 の実施形態と相違する。第 2 の実施形態による核医学診断装置は、アンガー型検出器が採用されず、アンガー型検出器より小形で薄く軽量の 2 つの半導体検出器 1 2 2 1 , 1 2 2 2 が、スタンド 1 3 3 からアーム 1 3 9 1 , 1 3 9 2 を介して被検体 P を挟んで対向した状態で支持される構成が採用される。このような半導体検出器 1 2 2 1 , 1 2 2 2 では、その薄さから、アンガー型検出器を使った心臓撮影時に要求される被検体 P は両腕を頭部側に大きく上げた負担の大きい姿勢をとる必要はなく、例えば胴体 (体軸) に対して 4 5 ° 以上、最大でも 9 0 ° までの角度で両腕を開いた比較的楽な姿勢を可能にする。

10

【 0 0 4 6 】

この姿勢をさらに楽にするために、アームレスト 1 4 0 が用いられる。アームレスト 1 4 0 は、被検体 P が両腕各々と、体軸との開き角度を少なくとも 4 5 ° 以上の特定の角度に制限することができるように構成され、例えばアクリル材あるいはカーボン材で弓型に成型される。アームレスト 1 4 0 を天板 1 3 7 の任意の位置に動かないように装着し、また不使用時には天板 3 7 から取り外すことができるように、アームレスト 1 4 0 の中央部分にはマジックファスナー (登録商標) 1 4 1 が設けられている。

20

【 0 0 4 7 】

アームレスト 1 4 0 の腕を置く部分 1 4 2 は、上方が開いた断面略 U 字形 (又は断面略コ字形又は断面略 L 字形) の形状に形成され、腕がアームレスト 1 4 0 から外れたり、動いたり、腕が閉じてしまうことを防止し、また、特に検出器 1 2 2 1 , 1 2 2 2 が被検体 P の周囲を回転する S P E C T 撮影時に腕と検出器 1 2 2 1 , 1 2 2 2 との干渉を確実に防止できるようになっている。

【 0 0 4 8 】

従来ではアンガー型検出器の厚み、および有効視野端からシールドの外側端面まで (デッドスペース) の距離が 5 c m 以上と大きいことにより、両腕を大きく頭部側に上げ、アンガー型検出器を可能な限り頭部側によせる必要性があったが、半導体検出器 1 2 2 1 , 1 2 2 2 では非常に薄型に設計することが可能でコリメータ部を含めても 5 c m ~ 1 0 c m 程度の厚さで設計できるばかりか、各半導体素子でそのまま位置の検出が可能なため、半導体素子の 2 次元状に配列してある面はすべて有効視野として使用可能で有効視野端からシールド外側端面までの距離は実質的にはほぼシールドの厚さは約 5 m m ~ 1 5 m m 程度と従来より大幅に小型化でき、したがって上述のような姿勢が可能になる。

30

【 0 0 4 9 】

このように、本実施形態のアームレスト 1 4 0 を、半導体検出器 1 2 2 1 , 1 2 2 2 と組合わせて用いることにより、被検体 P の苦痛を大幅に軽減し、よって収集期間中に被検体 P が体を動かすことによる画像が劣化する可能性も少なくなる。

40

【 0 0 5 0 】

なお、このアームレストは図 1 6 に示すように、天板に装着する代わりに、腕を載せるレスト本体 1 4 4 1 , 1 4 4 2 をスタンド 1 4 3 1 , 1 4 3 2 で支持するような構成にしてもよい。

【 0 0 5 1 】

本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態

50

に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】本発明の第1の実施形態による核医学診断装置のブロック図。

【図2】図1の検出器の外観図。

【図3】本実施形態の検出器システムの正面図と側面図。

【図4】図1の検出器移動機構を示す図。

【図5】本実施形態による胸部、頭部、心臓の収集手順の説明図。

【図6】本実施形態による全身収集手順の説明図。

10

【図7】本実施形態によるSPECT収集手順の説明図。

【図8】本実施形態による他のSPECT収集手順の説明図。

【図9】本実施形態による公転中心と心臓等の対象部位の中心とがずれている場合のSPECT収集手順の説明図。

【図10】図1の検出器公転機構の他の構成例を示す図。

【図11】検出器システムを移動するためのモビル台車を示す図。

【図12】本実施形態の変形列としての2系統の検出器システムを有する核医学診断装置のブロック図。

【図13】図12のシステムの側面図。

【図14】図12のシステムによる2か所同時収集の様子を示す図。

20

【図15】第2の実施形態によるアームレストを示す図。

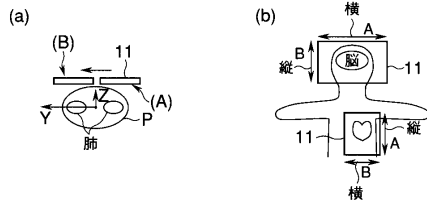
【図16】図15の変形例を示す図。

【符号の説明】

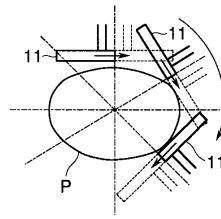
【0053】

11...検出器、13...コリメータ、15...半導体素子アレイ、17...プリアンプアレイ、19...画像生成プロセッサ、21...ディスプレイ、23...スタンド、25...スタンド走行機構、27...検出器公転機構、29...検出器移動機構、31...検出器自転機構、33...寝台、35...可動部コントローラ、37...コンソール。

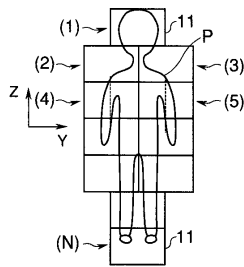
【 図 5 】



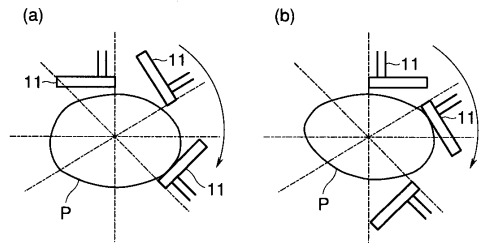
【 図 7 】



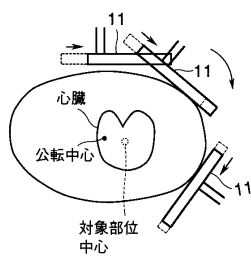
【 図 6 】



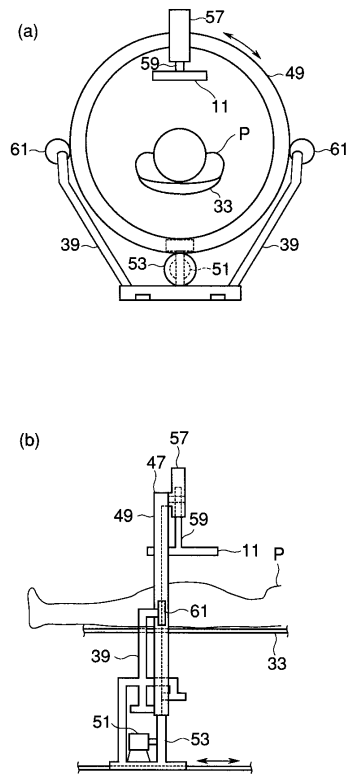
【 図 8 】



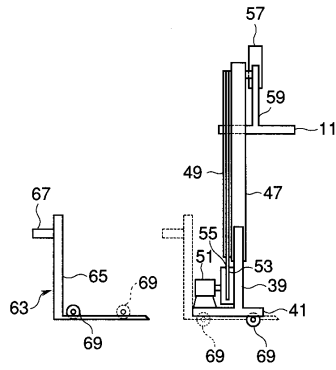
【 図 9 】



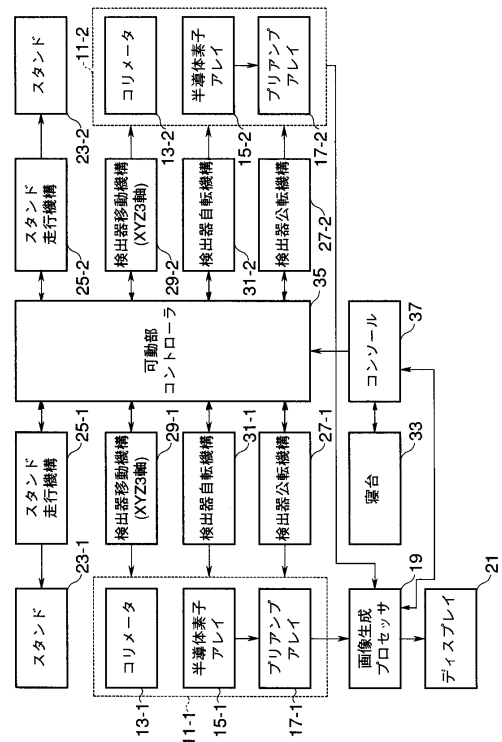
【 図 10 】



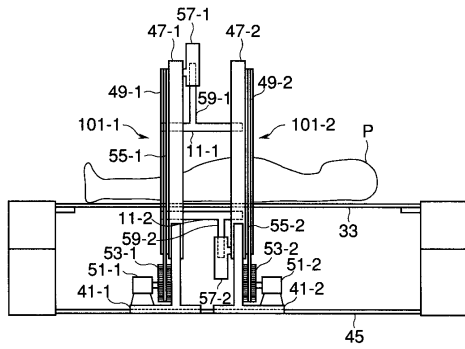
【図11】



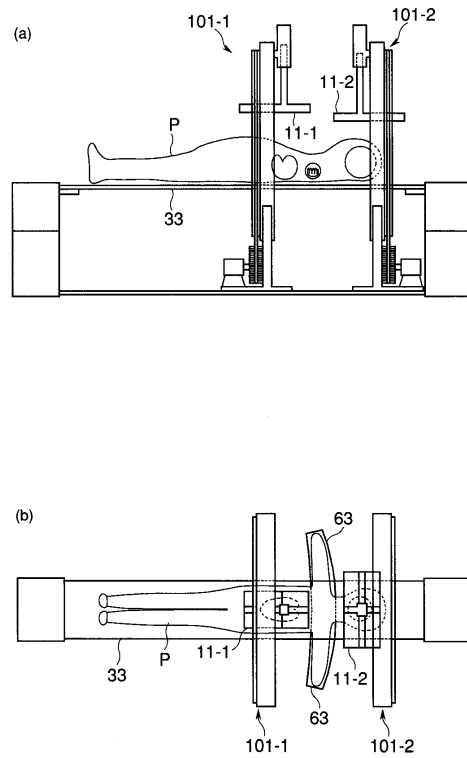
【図12】



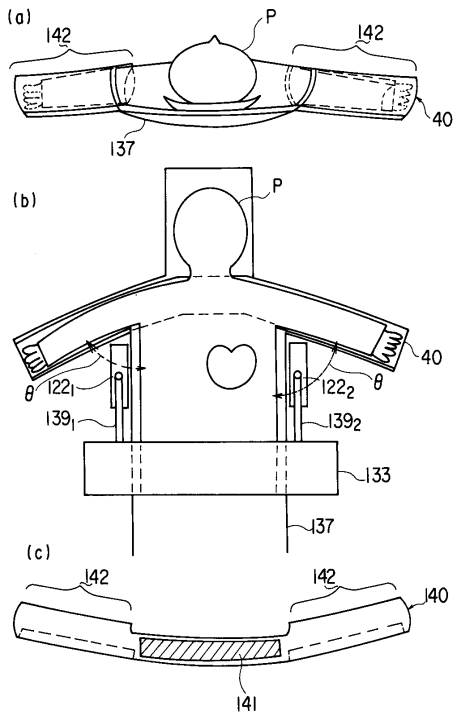
【図13】



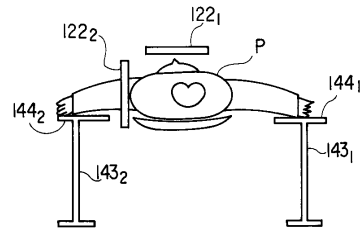
【図14】



【 図 15 】



【 図 16 】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 山河 勉

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開昭62-142288(JP,A)

特開平04-168397(JP,A)

特開昭60-111980(JP,A)

特開昭59-024280(JP,A)

実開昭51-154584(JP,U)

実開昭59-014081(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T1/00~7/12