(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第3828195号

(P3828195)

(45)発行日　平成18年10月4日(2006.10.4)　(24)登録日　平成18年7月14日(2006.7.14)

(51)Int.Cl.			F I		
G01T	1/161	(2006.01)	G01T	1/161	A
G01T	1/24	(2006.01)	G01T	1/24	

請求項の数 3　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願平8-86835
(22)出願日　平成8年4月9日(1996.4.9)
(65)公開番号　特開平9-281241
(43)公開日　平成9年10月31日(1997.10.31)
審査請求日　平成15年3月3日(2003.3.3)

(73)特許権者　000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目１番１号
(74)代理人　100058479
弁理士　鈴江　武彦
(74)代理人　100084618
弁理士　村松　貞男
(74)代理人　100068814
弁理士　坪井　淳
(74)代理人　100092196
弁理士　橋本　良郎
(74)代理人　100091351
弁理士　河野　哲
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠

最終頁に続く

(54)【発明の名称】ガンマ線検出器及びそれを用いた核医学診断装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元的の配列構造を有する単独で用いら得る矩形の第１のガンマ線検出部と、

前記第１のガンマ線検出部と同じ構成及び構造を有する単独で用いら得る第２のガンマ線検出部と、

前記第１のガンマ線検出部を前記第２のガンマ線検出部とともに単一の検出器として用いるに際して前記第１のガンマ線検出部と前記第２のガンマ線検出部とを長辺又は短辺同士を接するように分離可能に保持するフレームとを具備することを特徴とするガンマ線検出器。

【請求項２】

前記フレームは前記第１のガンマ線検出部と前記第２のガンマ線検出部とに対して側面及び背面からのガンマ線の入射を防止するための遮蔽手段を有することを特徴とする請求項１記載のガンマ線検出器。

【請求項３】

架台に回転自在に設けられる第１のアーム支持部と、

前記第１のアーム支持部に取り付けられる第１のアームと、

前記第１のアームの先端において自由関節機構を介して設けられ、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元的の配列構造を有する単独で用いら得る矩形の第１のガンマ線検出部と、

前記架台に前記第１のアーム支持部とは独立して回転自在に設けられる第２のアーム支持部と、

前記第２のアーム支持部に取り付けられる第２のアームと、

前記第２のアームの先端において自由関節機構を介して設けられ、前記第１のガンマ線検出部と同じ構成及び構造を有する単独で用いら得る第２のガンマ線検出部とを具備することを特徴とする核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内に注入されたラジオアイソトープ（以下ＲＩという）から放出されるガンマ線を検出するためのガンマ線検出器及びそれを用いてガンマ線の体内分布を画像化する核医学診断装置に関する。

【０００２】

【従来の技術】

核医学診断装置は、シングルフォトン核種を用いてＲＩの崩壊時の一個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チレーションカメラ（ガンマカメラ）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対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に分類される。

【０００３】

その内、シンチレーションカメラのガンマ線検出器としてアンガー型カメラが主流を占めているが、近年２検出器が対向するアンガー型のシンチレーションカメラを用い、ポジトロン核種の場所を検出するポジトロンカメラが台頭してきている。

【０００４】

アンガー型カメラは、ＮａＩに代表されるシンチレータで発生した蛍光を、ライトガイドを介して稠密に配置された複数の光電子像倍管（ＰＭＴ）で検出し、この検出した信号に対して位置計算処理、エネルギー値計算処理を行う。位置計算処理は、１つのガンマ線イベントに対する各光電子増倍管を重み付け加算することにより、ガンマ線の入射位置を求めるものである。エネルギー計算処理は、全光電子増倍管の出力を加算することにより、ガンマ線のエネルギー値を計算するものである。しかしながら、光電子増倍管は、光検出面上の位置による検出感度のバラツキ、感度の経時的な変化、温度によるドリフト等により検出精度が低下するという問題があった。また、この検出精度の低下を防ぐために、さまざまな補正回路を必要としていた。

【０００５】

また、従来のガンマ線検出器は光電子増倍管を使用していたため、ガンマ線検出器が厚くなるという問題があった。また、光電子増倍管を使用するため、ガンマ線検出器内のデッドスペースが多くなり、ガンマ線検出器全体が大きくなり、さらにガンマ線検出器の重量が数百Ｋｇと重くなるという問題があった。このような、大きさや重量が原因となり、様々な臨床目的に応じた検出器位置設定が難しく、収集目的が限定されたり、広範囲の収集が可能な場合でもガンマ線検出器を支持移動する装置が大規模かつ高価になるというという問題があった。また、検出器が大きいために、ガンマ線検出器の位置を合わせる際に患者に苦痛を伴う姿勢を要求する場合があった。

【０００６】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、核種の生体内分布を高精度で得ることができ、かつ、様々な撮影対象や撮影方法に対する兼用性の高い核医学診断装置を提供することである。

【０００７】

【課題を解決するための手段】

本発明のガンマ線検出器は、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元的の配列構造を有する単独で用いら得る矩形の第１のガンマ線検出部と、前記第１のガンマ

線検出部と同じ構成及び構造を有する単独で用いら得る第２のガンマ線検出部と、前記第１のガンマ線検出部を前記第２のガンマ線検出部とともに単一の検出器として用いるに際して前記第１のガンマ線検出部と前記第２のガンマ線検出部とを長辺又は短辺同士を接するように分離可能に保持するフレームとを具備する。

本発明の核医学診断装置は、架台に回転自在に設けられる第１のアーム支持部と、前記第１のアーム支持部に取り付けられる第１のアームと、前記第１のアームの先端において自由関節機構を介して設けられ、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元的の配列構造を有する単独で用いら得る矩形の第１のガンマ線検出部と、前記架台に前記第１のアーム支持部とは独立して回転自在に設けられる第２のアーム支持部と、前記第２のアーム支持部に取り付けられる第２のアームと、前記第２のアームの先端において自由関節機構を介して設けられ、前記第１のガンマ線検出部と同じ構成及び構造を有する単独で用いら得る第２のガンマ線検出部とを具備する。

【００１０】

【発明の実施の形態】

シングルフォトン核種を用いてＲＩの崩壊時の一個のガンマ線を検出して２次元画像として表示する核医学診断装置の内、ＳＰＥＣＴ（Single Photon Emission Computed Tomography）収集、ホールボディー収集、通常のスタティック収集、マンモ収集、甲状腺収集等や、２検出器を対向状態に設置することによるＰＥＴ収集が、一台のシステムで可能な例について説明する。

【００１１】

図１に本実施形態による核医学診断装置の構成を示す。図２に図１のガンマ線検出部の概略的構造を示す。核医学診断装置は、大きく、ＲＩからのガンマ線を検出するためのガンマ線検出器と、ガンマ線検出器の出力に基づいてＲＩの生体分布を画像化するための信号処理系としての本体とから構成される。

【００１２】

ガンマ線検出器は、第１のガンマ線検出部１と、第２のガンマ線検出部２とを有している。第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とは同じ構成及び構造を有している。そこで、第１のガンマ線検出部１の構成及び構造について説明し、第２のガンマ線検出部２に関する構成及び構造についての説明は省略する。

【００１３】

第１のガンマ線検出部１は、ガンマ線を検出し電気信号として出力するための複数の半導体センサ３を有する。半導体センサ３には例えばＣｄＺｎＴｅが採用される。複数の半導体センサ３は、例えば１２．７ｃｍ×２５．４ｃｍの矩形平面内に稠密に２次元的に配列される。複数の半導体センサ３のガンマ線入射側には、ガンマ線入射方向を制限するためのコリメータ(COLLIMATOR)３が設けられる。１つの半導体センサ３毎にエネルギースペクトラムの収集を可能とするために、複数の半導体センサ３各々の出力にはそれぞれ個々にプリアンプ(PRE-AMP) ７、アナログディジタルコンバータ(ADC) ９、エネルギースペクトラム収集部(ESA) １１が設けられる。

【００１４】

エネルギースペクトラムとは一定時間内に入射したガンマ線の頻度（入射数に相当する）をエネルギー軸に関して分解した分布として定義される。実用的には、０．５～２ＫｅＶのエネルギーバンドを１つのチャネルに対応させ、チャネル毎に頻度を計数することが行われている。

【００１５】

１つのガンマ線は１つの半導体センサ３に入射する。この１つの半導体センサ３の位置がガンマ線の入射位置として直接的に決定される。当該半導体センサ３の出力は当該入射したガンマ線の全エネルギーを完全に直接的に反映している。

【００１６】

複数のエネルギースペクトラム収集部１１それぞれは、半導体メモリと、対応する半導体センサ３にガンマ線が入射してアナログディジタルコンバータ９から信号が出力される毎

に、そのエネルギーレベルが含まれるエネルギーバンドのチャネルに対応するアドレスの値を順次１アップするように半導体メモリを制御するコントローラとから構成される。

【００１７】

本体の波形処理部１３は、エネルギースペクトラム収集部１１各々で収集されたエネルギースペクトラムそれぞれに対して、統計上のノイズ成分を除去するためにスペクトラムの形状推定処理を行う。また、この形状推定処理により推定されたスペクトラム中の散乱性成分及び他核種からのクロストーク成分を除去するために、台形近似法等の散乱線成分及びクロストーク成分の除去処理を推定したスペクトラムに施す。波高分析部１５は、波形処理部１３で補正されたエネルギースペクトラムそれぞれに対して、対象核種に対応する関心ウインドウ内の計数値合計を求める。画像処理部１７は、計数値合計及び半導体センサ３の位置情報に基づいて、ガンマ線の生体分布を画像データとして再構成すると共に、画像表示部２３のマトリクスサイズに対応するように画像データを必要に応じて補間する。なお、画像処理部１７は、第１のガンマ線検出部１及び第２のガンマ線検出器のの配置情報を入力ための配置入力手段が設けられている。画像処理部１７は、この配置入力手段への入力に基づいて、半導体センサ３の位置情報を求める。この画像データは、画像メモリ１９、データ処理部２１を介して画像表示部２３にガンマ線の生体分布として濃淡表示される。

【００１８】

第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とはそれぞれ個々に用いられてもよいし、図３（ａ）に示すように第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の長辺同士が接するようにして１つのガンマ線検出器としても良いし、図３（ａ）に示すように第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の短辺同士が接するようにして１つのガンマ線検出器としても良い。

【００１９】

図３（ａ）のように長辺同士が接するように配置した場合（以下、横置きという）、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の長軸が並列し、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を合わせた検出面はほぼ正方形の形状となる。図３（ｂ）のように短辺同士が接するように配置した場合（以下、縦置きいう）、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の短軸が並列し、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を合わせた検出面は長方形の形状となる。このように第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とを個々に用いたり、縦又は横に並列して用いることは、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２との個々の又は両者を合わせた全体としての検出面の形状や大きさを、撮影対象部位の種類や位置さらに大きさに応じて好ましく変形して使用できることを可能としている。

【００２０】

図４（ａ）は、第１のガンマ線検出部１及び第２のガンマ線検出部２を横置き用の配置に支持固定する縦置き用フレームを示している。横置き用フレーム３５は、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の長辺同士が接触するように、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を支持固定するものである。第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の隣辺関係にある２側面には、突起されたレール３３が形成されている。フレーム３５の内面には、レール３３が挿入される溝３７が形成されている。第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２はレール３３が形成されてない長辺どうしを合わせられた状態で、溝３７にそってフレーム３５に挿入される。フレーム３５の１辺を構成する蓋３６は開閉自在に設けられており、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２がフレーム３５に挿入された状態で閉じられ、固定される。

【００２１】

これにより、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２は横置きの状態で安定的に保持され、また第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２はレール３３が形成されてない長辺どうしを合わせられるので両者の半導体センサ３の２次元アレイは連続的に繋がる。このような横置きの配置は、正方形に近い検出面を必要とする頭部の平面収集

やＳＰＥＣＴ収集，心臓の平面収集やＳＰＥＣＴ収集等に特に有用である。

【００２２】

図４（ｂ）は、第１のガンマ線検出部１及び第２のガンマ線検出部２を縦置き用の配置に支持固定する縦置き用フレームを示している。縦置き用フレーム３９は、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の短辺同士が接触するように、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を支持固定するものである。フレーム３９の内面には、レール３３が挿入される溝４０が形成されている。第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２はレール３３が形成されてない短辺どうしを合わせられた状態で、溝４０にそってフレーム３９に挿入される。フレーム３９の１辺を構成する蓋４１は開閉自在に設けられており、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２がフレーム３９に挿入された状態で閉じられ、固定される。

【００２３】

これにより、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２は縦置きの状態で安定的に保持され、また第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２はレール３３が形成されてない短辺どうしを合わせられるので両者の半導体センサ３の２次元アレイは連続的に繋がる。

このような縦置きの配置は、この縦置きの配置のガンマ線検出器を移動可能に支持する支持機構と組み合わせることにより広い範囲のホールボディ収集、ＳＰＥＣＴ収集、平面収集を行うのに適している。尚、この時の移動方法は、収集と同時に移動を行うスキャン方式、収集と移動を交互に行うステップ移動方式のいずれで行っても良い。

【００２４】

ホールボディー収集を行う場合は、縦置きのガンマ線検出器の短軸が、患者の体軸（頭部と足部を結ぶ方向）と平行になるように、縦置きのガンマ線検出器を支持機構で支持する。次にこの縦置きのガンマ線検出器を体軸方向（頭部と足部を結ぶ方向）に順次移動させて、ガンマ線の収集を行う。この移動の際は、ガンマ線検出器と被検体と間の距離がほぼ一定となるように、ガンマ線検出器を被検体に対して近接・離反移動を行うようにしても良い。

この動作を患者の足部から頭部にかけて行うことにより全身の収集（ホールボディ収集）を行うことができる。

【００２５】

広い範囲のＳＰＥＣＴ収集を行う場合は、縦置きのガンマ線検出器の長軸が、患者の体軸方向と平行になるように、縦置きのガンマ線検出器を支持機構で支持する。次にこの縦置きのガンマ線検出器を体軸を中心として順次回転移動させて、ガンマ線の収集を行う。この収集を例えば３６０度回転する間行うことにより広い範囲のＳＰＥＣＴ収集を行うことができる。

【００２６】

上述したフレーム３５，３９は、周縁の半導体センサ３への側面及び背面からのガンマ線の入射を防止するために、側面部分及び背面部分をガンマ線遮蔽材で覆う構造になっている。このガンマ線遮蔽材は、剛性の強い材料に鉛等のガンマ線を遮蔽する材料を張り付けた２層構造となっている。ガンマ線遮蔽材は、鉛等のガンマ線を遮蔽する材料単体で形成する構造としても良い。

【００２７】

なお、上記では、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を組み合わせて１つのガンマ線検出器とするフレームについて述べたが、第１のガンマ線検出部１及び第２のガンマ線検出部２を単独で使用する場合はそれぞれを単独で固定支持するフレームを用いれば良い。なお、画像処理部１７の入力手段には、この縦置き、横置き、単独の何れかを検出器の配置情報として入力すれば良い。この入力は、操作者が手動で入力しても良いし、また、ガンマ線検出部に配置を検出するための検出器を設けて、この検出器の出力を入力するようにしても良い。

【００２８】

図５（ａ）に第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とを支持する支持機構の正面図を示す。図５（ｂ）に第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の支持機構を上方から見た図を示す。図６に第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２の支持機構の斜視図を示す。

【００２９】

第１のガンマ線検出部１は、アーム２６１を介して回転リング２５１に支持されている。第２のガンマ線検出部２は、アーム２６２を介して回転リング２５２に支持されている。回転リング２５１と、回転リング２５２とは、互いに独立して回転可能に架台に取付られている（Ｃ、Ｃ’）。架台は、床面に設置したレール上を移動できるように構成されている。架台は、このレール上を移動することにより被検体の体軸方向に沿って移動する。アーム２６１，２６２は、上下左右に首振り運動が可能に回転リング２５２、２５２に設けられる（（ａ、ａ’），（ｂ、ｂ’））。アーム２６１，２６２は、そのアーム長が変化可能に、伸縮自在な構造が採用され、又はスライド可能に回転リング２５２、２５２に設けられる（ｄ、ｄ’）。第１のガンマ線検出部１は、アーム２６１の軸方向に対して検出表面の向きを自由に変えられるように、ユニバーサルジョイント機構等の自由関節機構を介してアーム２６１の先端に設けられている。第２のガンマ線検出部２も同様に、アーム２６１の軸方向に対して検出表面の向きを自由に変えられるように、ユニバーサルジョイント機構等の自由関節機構を介してアーム２６２の先端に設けられている。アーム２６１及びアーム２６２の先端には、着脱機構が設けられており、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を簡単に着脱できるように成っている。第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とはそれぞれ支持機構から取り外してハンドキャリー収集（ガンマ線検出部を手で把持した状態で行う収集）やマンモ収集用として用いることが可能である。尚、この第１のガンマ線検出部１及び第２のガンマ線検出部２は、前述のフレームに収容した状態でアーム２６１及びアーム２６２に取り付けられる。

【００３０】

このような支持機構によれば次のように様々な部位、撮影方法に対応できる。ホールボディ、胸部、腹部等の平面又はＳＰＥＣＴ撮影時には、図８（ａ）や図９（ａ），（ｂ）に示すように、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とを、縦置きの状態にセッティングして用いることができる。この場合は、前述の縦置きフレーム３９に第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を収容した状態でアーム２６１及びアーム２６２に取り付ければ良い。また、頭部の平面又はＳＰＥＣＴ撮影時には、図８（ｂ）に示すように、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２とを、横置きの状態にセッティングして用いることができる。この場合は、前述の横置きフレーム３５に第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２を収容した状態でアーム２６１及びアーム２６２に取り付ければ良い。また、心臓の収集効率を向上したい時は、図７に示すように第１のガンマ線検出部１と第２の検出部２との間が角度９０°～１５０°の略Ｌ字型となるように配置して、収集を行えば良い。この場合は、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２をそれぞれ単独でフレームに収容し、アーム２６１及びアーム２６２にそれぞれ取り付け、リング２５１、２５２の回転、アーム２６１、２６２の移動、ガンマ線検出部１、２の回転の複合動作により位置を設定する。

【００３１】

以下にマンモ収集用の支持機構について述べる。

図１０は、マンモ収集用の支持機構の外観図である。台座４２は、床面に設置される台である。支持柱４３は、台座４３に固定され、床面に対して垂直に延びる柱である。テーブル４４は、支持柱４３に固定され、ガンマ線検出部１（または、ガンマ線検出部２）を着脱できるようになっている。テーブル４４は、患者の乳房を検出面に十分載せるために、ガンマ線検出部１の長辺が患者にできるだけ近づくようにガンマ線検出部１を固定するようになっている。また、テーブルはガンマ線検出部１の背面から不要なガンマ線が入射しないように鉛等の遮蔽剤を備えている。圧迫板４５は、ガンマ線検出部１に載せられた乳房を押圧するものであり、ガンマ線検出部１に対して近接・離反移動できるように支持柱

４３に固定されている。
【００３２】
マンモ収集を行う場合は、患者の乳房をテーブル４４に取り付けられたガンマ線検出部１上に載せた後、圧迫板４５で圧迫する。この状態で収集されたデータを波形処理部１３へ送ることにより、画像表示部２３に乳房内の核種分布像を得ることができる。尚、画像処理部１７の入力手段には、ガンマ線検出部１を単独で使用する旨を配置情報として入力すれば良い。また、圧迫板４５の代わりに第２のガンマ線検出部２を取り付けて、２つのガンマ線検出部が対向するようにし、この２つのガンマ線検出部によりガンマ線の収集を行うようにしても良い。
【００３３】
このような本願発明によれば、次のような効果が得られる。
（１）ガンマ線の検出に半導体センサを用いているので、ガンマ線検出器を小型化・軽量化できる。ガンマ線検出器を小型化したことにより、患者への精神的圧迫感を軽減でき、また、安全性も向上する。また、ガンマ線検出器が軽量になったことにより、ガンマ線検出器の支持機構の構成を簡略にできる。
（２）半導体センサを用いているので、ガンマ線を高感度に検出でき、従来より収集時間を短くすることができる。これにより、従来、収集時間の長さが問題となり実現が困難だった全身ＳＰＥＣＴ収集が実現可能なる。
（３）ガンマ線検出部側部のシールドを短くすることができるので、頭部ＳＰＥＣＴ収集時の患者位置設定が容易になり、また、検出器の近接が容易になる。
（４）ガンマ線検出器の厚さを薄くできるので、心臓のＳＰＥＣＴ収集の際に患者が腕を上にあげる必要がなくなり、患者の負担を減らすことができる。
（５）ガンマ線検出部側部のシールドを短くすることができるため、マンモ収集を行うことができる。
（６）ホールボディ収集時に、被検体の体軸方向のガンマ線検出器の長さを短くできるので、最接近軌道収集を行った時にガンマ線検出器が被検体により近づくことができ、これにより画像の分解能が向上する。
（７）支持機構にガンマ線検出部が着脱自在に取り付けられているので、支持機構を変えるだけで、頭部の収集、ホールボディ収集、マンモ収集、ハンドキャリー収集等の様々な診断に対応することができる。
【００３４】
本発明は上述した実施の形態に限定されることなる、種々変形して実施可能である。例えば、第１のガンマ線検出部１と第２のガンマ線検出部２が対向するように支持し、２つのガンマ線検出部へのガンマ線の同時入力を検出できるように構成することにより、ポジトロンカメラとして使用することもできる。
【００３５】
【発明の効果】
本発明によるガンマ線検出器は、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元の配列構造を有する第１のガンマ線検出部と、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元の配列構造を有する第２のガンマ線検出部とを具備する。
【００３６】
また、本発明による核医学診断装置は、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元の配列構造を有する第１のガンマ線検出部と、ガンマ線を検出するための複数の半導体センサの２次元の配列構造を有する第２のガンマ線検出部と、前記第１のガンマ線検出部の出力と前記第２のガンマ線検出部の出力とに基づいてガンマ線の体内分布を画像化する手段とを具備する。
【００３７】
ガンマ線検出器が第１、第２の２つのガンマ線検出部を有していることにより、これら２つの検出部を１枚やＬ字型に連結したり、互いに対向させたり等様々な態様で活用することが可能となり得る。したがって、大きさの相違する様々な撮影対象や平面収集やＳＰＥ

ＣＴ撮影等の様々な撮影方式に対して、兼用性が高くなり得る。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の一実施形態による核医学診断装置の構成を示すブロック図。

【図２】図１のガンマ線検出部の構造を概略的に示す図。

【図３】図１の２つのガンマ線検出部の平面状に連結する場合の様々な態様を示す図。

【図４】図１の２つのガンマ線検出部を平面状に連結する場合に用いられるフレームを示す図。

【図５】図１の２つのガンマ線検出部の支持機構の構造を示す図。

【図６】図１の２つのガンマ線検出部の支持機構の構造を示す図。

【図７】心臓の９０°ＥＣＴ撮影のために支持機構によりＬ字型に支持された２つのガンマ線検出部を示す図。

【図８】ホールボディや頭部の平面収集又はＳＰＥＣＴ撮影のために平面状に連結された２つのガンマ線検出部を示す図。

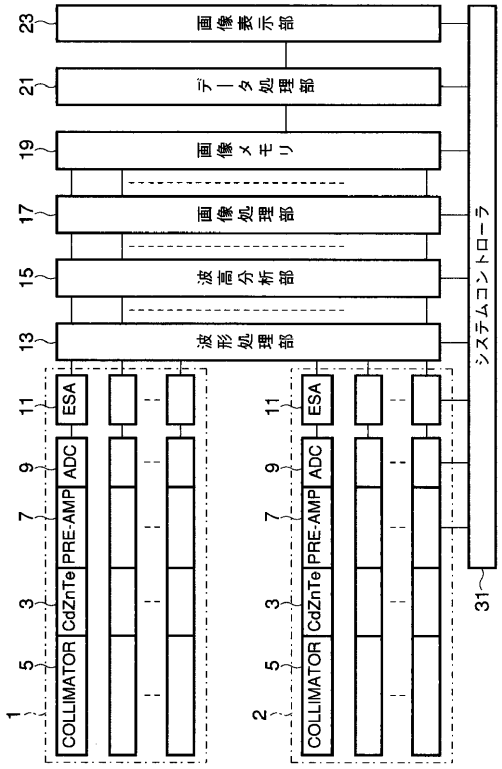
【図９】胸部や腹部のＳＰＥＣＴ撮影の様子を示す図。

【図１０】マンモ収集用の支持機構の外観図である。

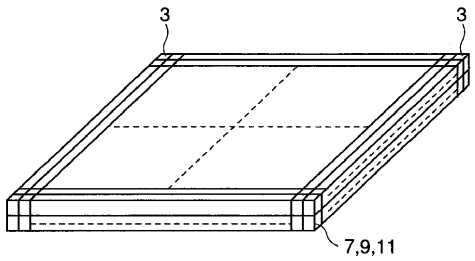
【符号の説明】

１…第１のガンマ線検出部、
２…第２のガンマ線検出部、
３…半導体センサ、
５…コリメータ、
７…プリアンプ、
９…アナログディジタルコンバータ、
１１…エネルギースペクトラム収集部、
１３…波形処理部、
１５…波高分析部、
１７…画像処理部、
１９…画像メモリ、
２１…画像処理部、
２３…画像表示部。

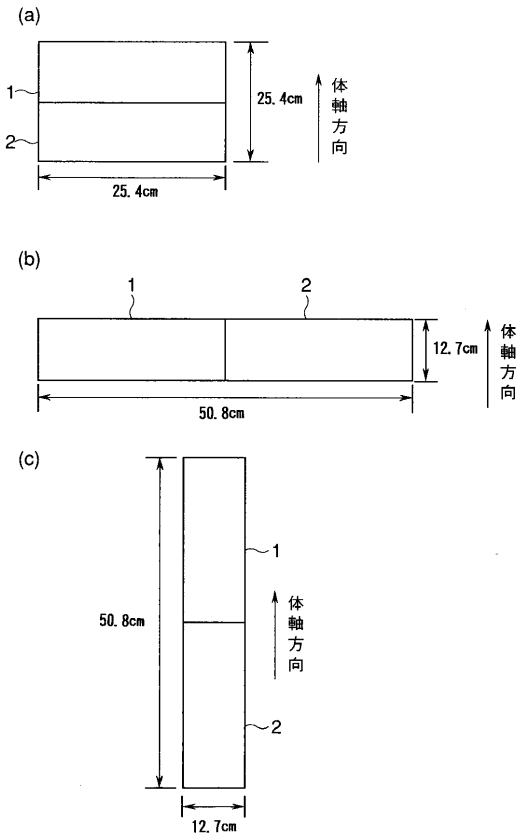
【図１】


23
画像表示部
21
データ処理部
19
画像メモリ
17
画像処理部
15
波高分析部
13
波形処理部
システムコントローラ
31
11
ESA
9
ADC
7
PRE-AMP
3
CdZnTe
5
COLLIMATOR
1
2

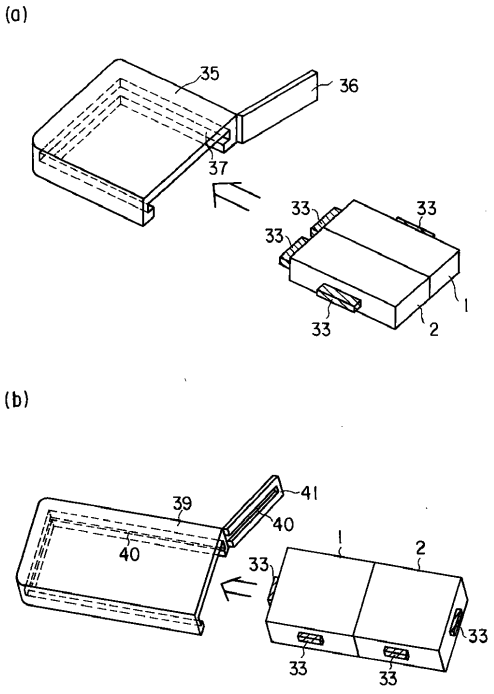
【図２】


3
3
7,9,11

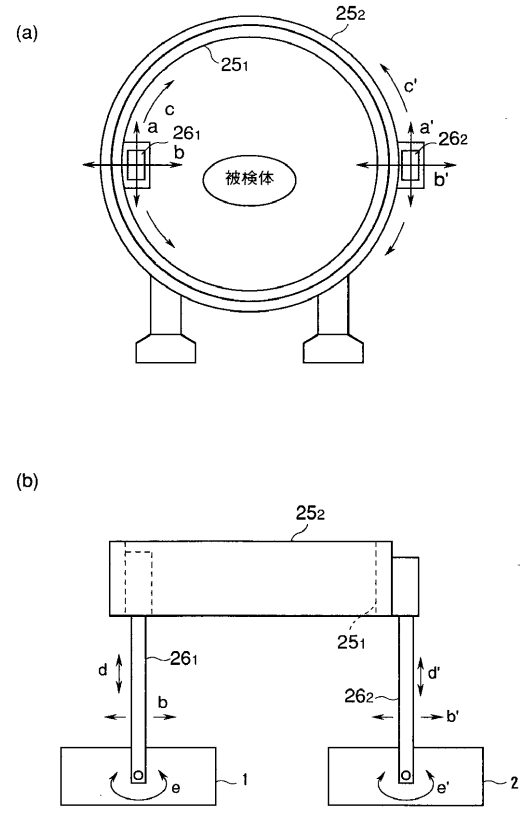
【図３】


(a)
1
2
25.4cm
体軸方向
25.4cm
(b)
1
2
12.7cm
体軸方向
50.8cm
(c)
50.8cm
1
体軸方向
2
12.7cm

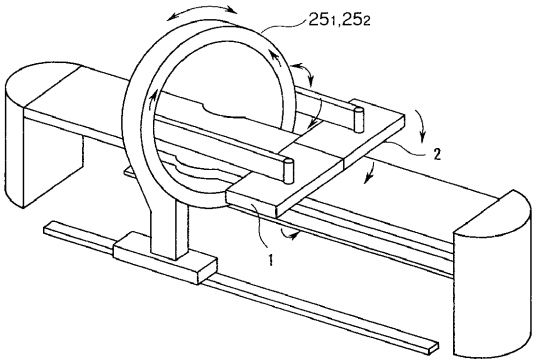
【図４】


(a)
35
36
37
33
33
33
1
33
2
(b)
39
41
40
40
1
2
33
33
33
33

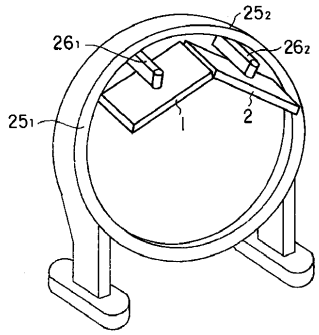
【図５】


(a)
252
251
c
c'
a
261
b
a'
262
b'
被検体
(b)
252
251
d
261
b
d'
262
b'
e
1
e'
2

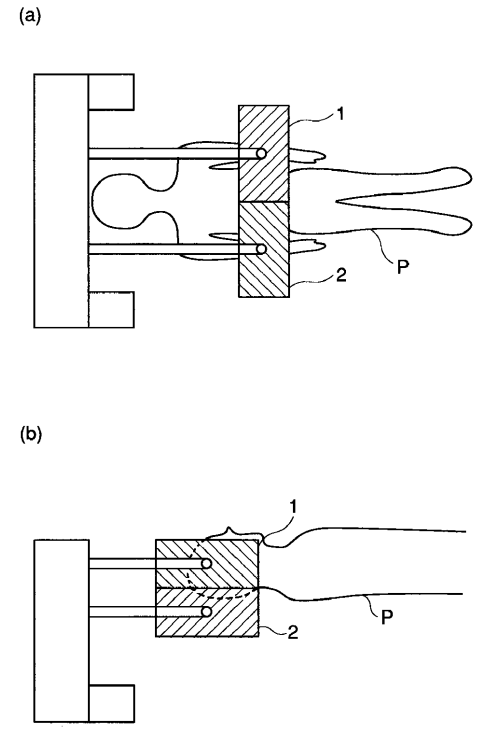
【図６】


251,252
2
1

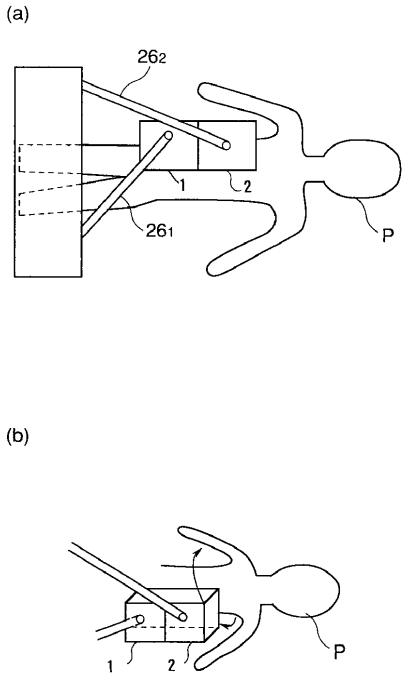
【図７】


252
261
262
251
1
2

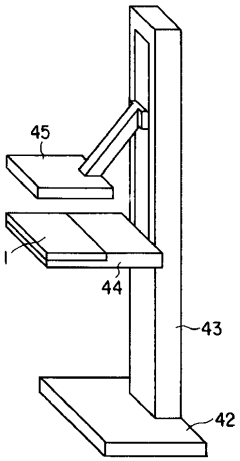
【図８】


(a)
1
2
P
(b)
1
2
P

【図９】


(a)
262
1
2
261
P
(b)
1
2
P

【図１０】



フロントページの続き

(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(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
(72)発明者 蔵掛 忠一
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 青木 洋平

(56)参考文献 特開昭６４－０４６６７９（ＪＰ，Ａ）
特開平０４－１６８３９７（ＪＰ，Ａ）
実開昭５７－１７３０７７（ＪＰ，Ｕ）
実開昭５９－０１４０８１（ＪＰ，Ｕ）
特開平０３－２７９８８７（ＪＰ，Ａ）

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