

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5657925号
(P5657925)

(45) 発行日 平成27年1月21日(2015.1.21)

(24) 登録日 平成26年12月5日(2014.12.5)

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

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2010-137557 (P2010-137557)	(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
(22) 出願日	平成22年6月16日(2010.6.16)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2012-2656 (P2012-2656A)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
(43) 公開日	平成24年1月5日(2012.1.5)	(72) 発明者	柳田 祐司 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
審査請求日	平成25年6月14日(2013.6.14)	審査官	小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 核医学イメージング装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

陽電子核種から放出される放射線を検出するための複数の検出素子が環状に配置された環状検出素子群が、所定の軸方向に沿って複数配置された検出部と、

前記陽電子核種を含む線源が配置された状態で、前記検出部を前記所定の軸を中心にして回転させる回転部と、

前記回転部による回転中に、前記検出部が検出した放射線量を示す放射線情報を前記環状検出素子群ごとに生成する放射線情報生成部と、

前記放射線情報生成部により生成された前記環状検出素子群ごとの放射線情報を用いて、前記環状検出素子群ごとの検出感度を補正するための補正值を算出する補正值算出部と

10

、
前記陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、前記検出部が回転されるように前記回転部を制御し、前記回転部による回転中に、前記検出部が検出した放射線量を前記補正值算出部により算出された前記環状検出素子群ごとの補正值により補正した後に、核医学画像を再構成するように制御する再構成制御部と、

を備え、

前記放射線情報生成部は、前記回転部によって回転させられている間に、所定の位置において環状検出素子群によって検出された放射線量を示す情報を前記環状検出素子群それぞれの前記放射線情報として生成することを特徴とする核医学イメージング装置。

【請求項2】

20

前記回転部は、前記検出部を、前記所定の軸を中心にして一定の速度で任意の整数回数、回転させ、

前記再構成制御部は、前記陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、前記検出部が整数回数回転されるように前記回転部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の核医学イメージング装置。

【請求項 3】

陽電子核種から放出される放射線を検出するための複数の検出素子が環状に配置された環状検出素子群が、所定の軸方向に沿って複数配置された検出部を、前記陽電子核種を含む線源が配置された状態で、前記所定の軸を中心にして回転させる回転部による回転中に、前記検出部が検出した放射線量を示す放射線情報を前記環状検出素子群ごとに生成する放射線情報生成手順と、

10

前記放射線情報生成手順により生成された前記環状検出素子群ごとの放射線情報を用いて、前記環状検出素子群ごとの検出感度を補正するための補正值を算出する補正值算出手順と、

前記陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、前記検出部が回転されるように前記回転部を制御し、前記回転部による回転中に、前記検出部が検出した放射線量を前記補正值算出手順により算出された前記環状検出素子群ごとの補正值により補正した後に、核医学画像を再構成するように制御する再構成制御手順と、

をコンピュータに実行させ、

前記放射線情報生成手順は、前記回転部によって回転させられている間に、所定の位置において環状検出素子群によって検出された放射線量を示す情報を前記環状検出素子群それぞれの前記放射線情報として生成することを特徴とする核医学イメージング装置の制御プログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施の形態は、核医学イメージング装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体の生体組織における機能診断を行うことができる医用画像診断装置として、ポジトロンエミッションCT装置（PET装置、PET：Positron Emission computed Tomography）が知られている。具体的には、PET検査では、陽電子放出核種で標識された薬剤が被検体に投与される。そして、PET装置は、薬剤から放出された陽電子が電子と結合して消滅する際に、ほぼ反対方向に放出する511keVの一对のガンマ線を検出することで、薬剤を取り込んだ被検体の組織分布を示す核医学画像（PET画像）の再構成を行う。

30

【0003】

PET装置は、ほぼ反対方向に放出する511keVの一对のガンマ線を、被検体の周囲に環状に配置されたフォトンカウンティング（photon counting）方式の検出器モジュールからなる検出器を用いて検出する。そして、PET装置は、検出したガンマ線のデータを演算処理することにより、PET画像の再構成を行う。

40

【0004】

ところで、検出器モジュールは、入射したガンマ線を可視光に変換するシンチレータ（検出素子）と、光電子増倍管（PMT：Photomultiplier Tube）とを有し、ガンマ線を電気信号に変換する。PET装置では、ガンマ線検出の空間分解能を向上させるために、被検体の周囲に環状に配置された検出器モジュールに数万個～数十万個のシンチレータが備えられている。

【0005】

ここで、数万個～数十万個のシンチレータそれぞれのガンマ線の検出感度が異なることから、PET装置では、シンチレータごとのばらつきを平準化するための補正が行われる

50

。例えば、補正方法としては、陽電子放出核種を線源として用いてシンチレータごとの補正值を算出し、算出した補正值によって被検体から得られたガンマ線の検出量を補正する正規化処理が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2007-107995号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来技術においては、核医学画像の生成出力に時間を要してしまう場合があった。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施の形態の核医学イメージング装置は、検出部と、回転部と、放射線情報生成部と、補正值算出部と、再構成制御部とを備える。検出部は、陽電子核種から放出される放射線を検出するための複数の検出素子が環状に配置された環状検出素子群が、所定の軸方向に沿って複数配置される。回転部は、陽電子核種を含む線源が配置された状態で、前記検出部を前記所定の軸を中心にして回転させる。放射線情報生成部は、回転部による回転中に、検出部が検出した放射線量を示す放射線情報を環状検出素子群ごとに生成する。補正值算出部は、放射線情報生成部により生成された環状検出素子群ごとの放射線情報を用いて、環状検出素子群ごとの検出感度を補正するための補正值を算出する。再構成制御部は、陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、検出部が回転されるように回転部を制御し、回転部による回転中に、検出部が検出した放射線量を補正值算出部により算出された検出素子群ごとの補正值により補正した後に、核医学画像を再構成するように制御する。放射線情報生成部は、前記回転部によって回転させられている間に、所定の位置において環状検出素子群によって検出された放射線量を示す情報を前記環状検出素子群それぞれの前記放射線情報として生成する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、実施例1にかかるPET装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、実施例1における検出器モジュールを示す図である。

【図3】図3は、実施例1にかかるシンチレータの環状構造を示す図である。

【図4A】図4Aは、実施例1にかかる検出値情報生成部を示す図(1)である。

【図4B】図4Bは、実施例1にかかる検出値情報生成部を示す図(2)である。

【図5】図5は、検出値情報記憶部によって記憶される情報の一例を示す図である。

【図6】図6は、実施例1にかかる補正を模式的に示す図である。

【図7】図7は、実施例1にかかるPET装置による補正值算出処理の手順を示すフローチャートである。

【図8】図8は、実施例1にかかるPET装置による補正処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【実施例1】

【0010】

図1は、実施例1にかかるPET装置100の構成を示す図である。図1に示すように、実施例1にかかるPET装置100は、架台装置10と、コンソール装置20とを有する。架台装置10は、被検体Pに投与され、被検体Pの生体組織に選択的に取り込まれた陽電子放出核種から放出される一対のガンマ線を所定のモニタリング期間において計数する。架台装置10は、図1に示すように、天板11と、寝台12と、寝台駆動部13と、検出器モジュール14と、同時計数部15とを有する。なお、架台装置10は、図1に示

10

20

30

40

50

すように、撮影口となる空洞を有する。

【 0 0 1 1 】

天板 1 1 は、被検体 P が横臥するベッドであり、寝台 1 2 の上に配置される。寝台駆動部 1 3 は、後述する寝台制御部 6 1 の制御のもと、天板 1 1 を移動することにより、被検体 P を架台装置 1 0 の撮影口内に移動させる。

【 0 0 1 2 】

検出器モジュール 1 4 は、被検体 P から放出されるガンマ線を検出するフォトンカウンティング (photon counting) 方式の検出器である。図 2 は、実施例 1 にかかる検出器モジュール 1 4 を示す図である。検出器モジュール 1 4 は、図 2 に示すように、シンチレータ 1 4 1 と、光電子増倍管 (PMT: Photomultiplier Tube) 1 4 2 と、ライトガイド 1 4 3 とを有するアンダー型の検出器である。

10

【 0 0 1 3 】

シンチレータ 1 4 1 は、被検体 P から放出されて入射したガンマ線を可視光に変換する検出素子である。例えば、シンチレータ 1 4 1 は、NaI や BGO などが、図 2 に示すように、2次元に配列されている。光電子増倍管 1 4 2 は、シンチレータ 1 4 1 から出力された可視光を増倍して電気信号に変換する。そして、光電子増倍管 1 4 2 は、図 2 に示すように、ライトガイド 1 4 3 を介して稠密に複数個配置されている。ライトガイド 1 4 3 は、シンチレータ 1 4 1 から出力された可視光を光電子増倍管 1 4 2 に伝達するために用いられる。例えば、ライトガイド 1 4 3 は、光透過性に優れたプラスチック素材などから形成される。

20

【 0 0 1 4 】

なお、光電子増倍管 1 4 2 は、シンチレーション光を受光し光電子を発生させる光陰極、発生した光電子を加速する電場を与える多段のダイノード、および電子の流れ出し口である陽極を有している。光電効果により光陰極から放出された電子は、ダイノードに向かって加速されてダイノードの表面に衝突し、複数の電子を叩き出す。この現象が多段のダイノードに渡って繰り返されることにより、なだれ的に電子数が増倍され、陽極での電子数は、約 1 0 0 万にまで達する。かかる例では、光電子増倍管 1 4 2 の利得率は、1 0 0 万倍となる。また、なだれ現象を利用した増幅のためにダイノードと陽極との間には、通常 1 0 0 0 ボルト以上の電圧が印加される。

30

【 0 0 1 5 】

すなわち、検出器モジュール 1 4 は、ガンマ線をシンチレータ 1 4 1 により可視光に変換し、変換した可視光を光電子増倍管 1 4 2 により電気信号に変換することで、被検体 P から放出されたガンマ線の数を計数する。

【 0 0 1 6 】

架台装置 1 0 においては、図 1 に示すように、複数の検出器モジュール 1 4 が、被検体 P の周囲を環状に取り囲むように配置される。また、架台装置 1 0 においては、環状検出器モジュール群が、所定の軸 (被検体 P の体軸) 方向に沿って複数配置される場合もある。なお、以下では、複数の検出器モジュール 1 4 をまとめて、単に検出器と記載する場合がある。すなわち、架台装置 1 0 は、陽電子核種から放出される放射線を検出するために、放射線を光に変換する複数のシンチレータ 1 4 1 が環状に配置された環状シンチレータ群が、被検体 P の体軸方向に沿って複数配置された検出器を有する。

40

【 0 0 1 7 】

図 3 は、実施例 1 にかかるシンチレータ 1 4 1 の環状構造を示す図である。図 3 に示すように、シンチレータ 1 4 1 は、架台装置 1 0 において、周方向及び軸方向それぞれに均一に配置される。例えば、検出器は、1 0 0 0 個のシンチレータ 1 4 1 が環状に配置された環状シンチレータ群が、5 0 個軸方向に沿って配置された構成となる。かかる場合、シンチレータ 1 4 1 は、合計 5 0 0 0 0 個配置される。なお、周方向とは、検出器モジュール 1 4 によって形成される円周方向を意味する。また、軸方向とは、被検体 P が天板 1 1 に横臥した場合の体軸方向を意味している。

【 0 0 1 8 】

50

図1に戻って、同時計数部15は、各検出器モジュール14の出力結果に基づいて、陽電子から放出された一対のガンマ線の入射方向を決定するための同時計数情報を生成する。具体的には、同時計数部15は、シンチレータ141から散乱して出力された可視光を同じタイミングで電気信号に変換出力した光電子増倍管142の位置および電気信号の強度に対応する入射ガンマ線のエネルギーから重心位置を演算することで、検出器モジュール14におけるガンマ線の入射位置(シンチレータ141の位置)を決定する。また、同時計数部15は、各光電子増倍管142が出力した電気信号の強度を積分することで、検出器モジュール14に対して入射したガンマ線のエネルギー値を演算する。

【0019】

そして、同時計数部15は、検出器モジュール14における出力結果の中から、ガンマ線の入射タイミング(時間)が一定時間の時間ウィンドウ幅(例えば、2 n s e c)以内にあり、エネルギー値がともに一定のエネルギーウィンドウ幅(例えば、350 k e V ~ 550 k e V)にある組み合わせを検索(Coincidence Finding)する。そして、同時計数部15は、検索した組み合わせの出力結果を、2つの消滅フォトンと同時に計数した情報であるとして同時計数情報(Coincidence List)を生成する。なお、同時計数部15においては、確率的に一定の比率で含まれる偶発同時計数を除外するためのランダム補正を、計数率(count/sec)を用いて行なうこともできる。

【0020】

コンソール装置20は、操作者によるPET装置の操作を受け付けるとともに、架台装置10によって収集された同時計数情報からPET画像を再構成する。コンソール装置20は、図1に示すように、入力部30と、表示部40と、同時計数情報記憶部51と、データ記憶部52と、検出値情報記憶部53と、補正データ記憶部54と、寝台制御部61と、検出器回転部62と、検出値情報生成部63と、補正值算出部64と、画像再構成部65と、システム制御部66とを有する。そして、コンソール装置20が有する各部分は、図1に示すように、内部バスを介して接続される。

【0021】

入力部30は、PET装置100の操作者が各種指示や各種設定の入力に用いるマウスやキーボードなどを有する。そして、入力部30は、操作者から受け付けた指示や設定の情報を、システム制御部66に転送する。例えば、入力部30は、操作者からPET画像を再構成する際の再構成条件や、画像補正を行なうための補正条件などを受け付ける。

【0022】

表示部40は、操作者によって参照されるモニタである。表示部40は、後述するシステム制御部66による制御に基づいて、PET画像を操作者に表示したり、入力部30を介して操作者から各種指示や各種設定などを受け付けるためのGUI(Graphical User Interface)を表示したりする。寝台制御部61は、寝台駆動部13を制御して、被検体Pを架台装置10の撮影口内に移動させる。

【0023】

検出器回転部62は、検出器を、周方向に回転させる。具体的には、検出器回転部62は、環状に配置された複数の検出器モジュール14を周方向に一定の速度で任意の整数回数、回転させる。すなわち、検出器回転部62は、図3に示す複数の環状シンチレータ群を周方向に一定の速度で任意の整数回数、回転させる。なお、検出器回転部62は、陽電子核種を含む線源が配置された状態、および、陽電子核種が投与された被検体PのPET画像を撮影する際に、上述した検出器の回転制御を行なう。

【0024】

検出値情報生成部63は、陽電子核種を含む線源が配置された状態で検出器が検出器回転部62による回転中に、環状シンチレータ群それぞれで検出した放射線量を示す情報である検出値情報を生成する。具体的には、検出値情報生成部63は、検出器回転部62による回転中に、所定の検出位置において環状シンチレータ群によって検出された放射線量の情報を検出値情報として生成する。

【0025】

10

20

30

40

50

より具体的には、検出値情報生成部 6 3 は、環状のシンチレータ 1 4 1 が検出器回転部 6 2 による回転中に、所定の検出位置で検出したガンマ線のエネルギー値を示す検出値情報をリングごとに生成する。図 4 A 及び図 4 B は、実施例 1 にかかる検出値情報生成部 6 3 を示す図である。例えば、検出値情報生成部 6 3 は、図 4 A に示すように、検出器に軸方向に配置された環状シンチレータ群を 1 つのリングとして、各リングに対してリング ID 1 ~ 5 0 を割り振る。

【 0 0 2 6 】

そして、検出値情報生成部 6 3 は、リングごとに所定の検出位置で検出されたガンマ線のエネルギー値を示す検出値情報を生成する。例えば、検出値情報生成部 6 3 は、図 4 B に示すように、被検体 P を中心として、被検体 P の直上にある位置から時計周りで角度 8 0 10
0 にある位置を検出位置 7 0 とする。そして、検出値情報生成部 6 3 は、リングごとに検出位置 7 0 で検出されたガンマ線のエネルギー値を算出した検出値情報を生成する。

【 0 0 2 7 】

例を挙げれば、検出値情報生成部 6 3 は、検出器が検出器回転部 6 2 によって一定の速度で整数回数、回転させられている間の検出位置 7 0 において検出されたガンマ線のエネルギー値をリング ID 1 ~ 5 0 のリングごとに算出した検出値情報を生成する。ここで、検出値情報生成部 6 3 は、環状シンチレータ群に含まれる全てのシンチレータそれぞれが検出位置 7 0 で検出したエネルギー値を加算した値を検出値情報として算出する。

【 0 0 2 8 】

検出値情報記憶部 5 3 は、検出値情報生成部 6 3 によって生成された検出値情報を記憶する。図 5 は、検出値情報記憶部 5 3 によって記憶される情報の一例を示す図である。なお、図 5 は、図 4 B に示す検出位置 7 0 における検出値情報の例を示している。図 5 に示すように、検出値情報記憶部 5 3 は、リングごとに、各シンチレータが検出したガンマ線のエネルギー値と、検出されたエネルギー値の合計とを記憶する。 20

【 0 0 2 9 】

ここで、図 5 に示すリングとは、検出値情報生成部 6 3 によって割り振られたリングの ID を意味している。また、図 5 に示すシンチレータ ID とは、リングごとに各シンチレータを一意に識別するための識別子である。また、図 5 に示すエネルギー値とは、各シンチレータによって検出されたエネルギー値を意味する。また、図 5 に示す合計とは、検出位置 7 0 で検出されたガンマ線のエネルギー値の合計を意味している。 30

【 0 0 3 0 】

例えば、検出値情報記憶部 5 3 は、図 5 に示すように、「リング： 1、シンチレータ ID： 1 0 1」の「エネルギー値」として「 5 」を記憶する。同様に、検出値情報記憶部 5 3 は、図 5 に示すように、「リング： 1」における「シンチレータ ID： 1 0 2」以降のエネルギー値を記憶する。そして、検出値情報記憶部 5 3 は、「リング： 1」の「合計」として「 6 1 2 0 」を記憶する。すなわち、上述した合計は、「リング ID： 1」において、「位置： 7 0」で各シンチレータによって検出されたエネルギー値の合計が「 6 1 2 0 」であることを示している。同様に、検出値情報記憶部 5 3 は、図 5 に示すように、「リング： 2」以降のエネルギー値についても記憶する。 40

【 0 0 3 1 】

図 1 に戻って、補正值算出部 6 4 は、検出値情報生成部 6 3 によって生成された環状シンチレータ群ごとの放射線情報を用いて、環状シンチレータ群ごとの検出感度を補正するための補正值を算出する。具体的には、補正值算出部 6 4 は、検出値情報記憶部 5 3 によって記憶されたリングごとの検出値情報を用いてリングごとの検出感度を補正するための補正值を算出する。例えば、補正值算出部 6 4 は、図 5 に示す検出位置 7 0 におけるリング ID 1 ~ 5 0 までの合計の値を用いて、リングごとの検出感度を補正するための補正值を算出する。例えば、補正值算出部 6 4 は、リング ID 1 の合計値を「 1 」とした場合の各リングの相対値を補正值として算出する。

【 0 0 3 2 】

ここで、本実施例の補正值について説明する。本実施例では、検出器回転部 6 2 が環状 50

シンチレータ群を一定の速度で整数回数、回転させる。従って、環状シンチレータ群に含まれる複数のシンチレータ 141 は、全ての位置にそれぞれ同一の時間滞在することとなる。すなわち、所定の検出位置において、環状シンチレータ群に含まれるシンチレータ 141 それぞれが検出したエネルギー値を加算した補正值を用いることで、環状シンチレータ群に含まれるシンチレータ 141 ごとの検出感度のばらつきが平準化される。

【0033】

図6は、実施例1にかかる補正を模式的に示す図である。図6においては、シンチレータ 141 によって検出されたエネルギー値を示している。図6に示すように、PET装置 100 においては、周方向及び軸方向それぞれに配置されたシンチレータ 141 ごとに検出感度が異なる。本実施例では、検出器を一定の速度で整数回数、回転させ、回転中に所定の検出位置で検出したエネルギー値を加算した補正值を用いることにより、図6に示すように、周方向のばらつきを平準化することができる。

10

【0034】

従って、実施例1にかかるPET装置 100 では、軸方向の補正、すなわち、リング間の検出感度のばらつきに対する補正を実行するだけでよく、補正処理時間を短縮することができ、核医学画像の生成出力に要する時間を短縮することを可能にする。例えば、実施例1にかかるPET装置 100 では、50000個すべてのシンチレータに対して補正を実行することなく、50個の環状シンチレータ群に対する補正を実行するだけでよい。従って、実施例1にかかるPET装置 100 は、核医学画像の生成出力に要する時間を短縮することを可能にする。

20

【0035】

補正データ記憶部 54 は、補正值算出部 64 によって算出された補正值を記憶する。具体的には、補正データ記憶部 54 は、補正值算出部 64 によって算出されたリングごとの補正值を記憶する。

【0036】

図1に戻って、同時計数情報記憶部 51 は、同時計数部 15 によって生成された同時計数情報を被検体Pの投影データ(サイノグラムデータ)として記憶する。

【0037】

画像再構成部 65 は、同時計数情報記憶部 51 により記憶された投影データを、補正データ記憶部 54 により記憶された補正值を用いて補正する。そして、画像再構成部 65 は、補正した投影データを、例えば、逆投影処理することでPET画像を再構成する。また、画像再構成部 65 は、再構成したPET画像をデータ記憶部 52 に格納する。

30

【0038】

システム制御部 66 は、陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、検出部が回転されるように検出器回転部 62 を制御する。そして、システム制御部 66 は、検出器回転部 62 による回転中に、検出器が検出した放射線量を補正值算出部 64 により算出された環状シンチレータ群ごとの補正值により補正した後に、核医学画像を再構成するように制御する。

【0039】

具体的には、システム制御部 66 は、PET検査が実行される際に、検出器が整数回数回転するように検出器回転部 62 を制御する。そして、システム制御部 66 は、補正データ記憶部 54 によって記憶された補正值を用いて補正した後に、核医学画像を再構成するように、画像再構成部 65 を制御する。

40

【0040】

また、システム制御部 66 は、寝台制御部 61 を制御することにより、天板 11 の移動を制御する。また、システム制御部 66 は、データ記憶部 52 が記憶するPET画像を、表示部 40 に表示するように制御する。また、システム制御部 66 は、入力部 30 を介して入力された操作者からの設定情報に基づいて、各種処理を制御する。

【0041】

次に、図7を用いて、実施例1にかかるPET装置 100 の処理について説明する。図

50

7は、実施例1にかかるPET装置100による補正值算出処理の手順を示すフローチャートである。なお、図7においては、架台装置10に線源が設置された後の処理について示している。図7に示すように、実施例1におけるPET装置100においては、PET装置100の操作者によって補正值算出コマンドが実行されると(ステップS101肯定)、検出器回転部62が検出器を回転させてガンマ線を収集する(ステップS102)。具体的には、検出器回転部62は、検出器を一定の速度で整数回数、回転させる。そして、環状シンチレータ群それぞれが、所定の検出位置に入射したガンマ線を光に変換する。

【0042】

ここで、検出器が検出器回転部62によって回転させられていることから、シンチレータ141がどの位置にあったのかをシステム制御部66が算出する。具体的には、システム制御部66は、シンチレータIDそれぞれに対応するシンチレータ141がどの位置にあったのかを、検出器の初期位置と検出器の回転速度とを用いて算出する。このことにより、シンチレータ141がどの位置で、どの程度のガンマ線を光に変換したかが明らかになる。そして、各リングの環状シンチレータ群それぞれが、所定の検出位置に入射したガンマ線を光に変換する。このように、検出器は所定の検出位置におけるガンマ線を各リングで収集する。

【0043】

その後、回転数が規定の回数に達した場合には(ステップS103肯定)、検出値情報生成部63がリングごとの合計値を算出する(ステップS104)。その後、補正值算出部64が、リングごとの合計値を用いて補正值を算出して(ステップS105)、補正值を格納する(ステップS106)。

【0044】

具体的には、補正值算出部64は、リングごとに算出された所定の検出位置の合計値を用いて、リングごとの補正值を算出する。そして、補正值算出部64は、算出した補正值を補正データ記憶部54に格納して処理を終了する。なお、補正值算出コマンドが実行されるまで、PET装置100は待機状態である(ステップS101否定)。また、PET装置100は、検出器の回転数が規定の回数に達するまで、ガンマ線の収集を継続する(ステップS103否定)。

【0045】

図8は、実施例1にかかるPET装置100による補正処理の手順を示すフローチャートである。図8に示すように、実施例1にかかるPET装置100は、PET検査が実行されると(ステップS201肯定)、検出器回転部62が検出器を回転させてガンマ線を収集する(ステップS202)。具体的には、システム制御部66による制御のもと、検出器回転部62が、検出器を整数回数回転させてガンマ線を収集する。

【0046】

そして、補正值算出部64は、リングごとの正規化処理を実行する(ステップS203)。具体的には、補正值算出部64は、補正データ記憶部54によって記憶された、リングごとの補正值を用いて、PET検査によって被検体から検出された同時計数情報の正規化処理を実行する。そして、画像再構成部65は、正規化処理が実行された同時計数情報に基づく投影データを用いて再構成を実行して(ステップS204)、処理を終了する。なお、PET装置100は、PET検査が実行されるまで待機状態である(ステップS201否定)。

【0047】

ここで、同時計数情報記憶部51が記憶する同時計数情報における検出位置は、シンチレータIDにより示されている。しかし、検出器がPET画像撮影時に回転していることから、同時計数情報における検出位置は、補正する必要がある。そこで、画像再構成部65は、システム制御部66の制御により、同時計数情報におけるシンチレータIDに対応するシンチレータ141が、検出時間において、どの位置にあったのかを、検出器の初期位置と検出器の回転速度とを用いて算出する。これにより、画像再構成部65は、同時計数情報における検出位置を補正する。そして、画像再構成部65は、システム制御部66

10

20

30

40

50

の制御により、検出位置を補正した同時計数情報を投影データとして、例えば、逆投影処理や逐次近所法により、PET画像を再構成する。

【0048】

上述したように、実施例1によれば、検出器は、陽電子核種から放出される放射線を検出するための複数の検出素子が環状に配置された環状検出素子群が、所定の軸方向に沿って複数配置される。検出器回転部62は、陽電子核種を含む線源が配置された状態で、検出器を所定の軸を中心に回転させる。検出値情報生成部63は、検出器回転部62による回転中に、検出部が検出した放射線量を示す放射線情報を環状検出素子群ごとに生成する。補正值算出部64は、検出値情報生成部63により生成された環状検出素子群ごとの放射線情報を用いて、環状検出素子群ごとの検出感度を補正するための補正值を算出する。陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、検出部が回転されるように検出器回転部62を制御し、検出器回転部62による回転中に、検出部が検出した放射線量を補正值算出部64により算出された検出素子群ごとの補正值により補正した後に、核医学画像を再構成するように制御する。従って、実施例1にかかるPET装置100は、軸方向の補正、すなわち、リング間の検出感度のばらつきに対する補正を実行するだけでよく、補正処理時間を短縮することができ、核医学画像の生成出力に要する時間を短縮することを可能にする。

10

【0049】

また、実施例1によれば、検出器回転部62は、検出器を所定の軸を中心に一定の速度で任意の整数回数、回転させる。そして、システム制御部66は、陽電子核種を投与された被検体を撮影する際に、検出器が整数回数回転されるように検出器回転部62を制御する。従って、実施例1にかかるPET装置100は、検出器が回転している間、各位置における検出素子の滞在時間を同一にすることができる。

20

【0050】

また、実施例1によれば、補正データ記憶部54に記憶させる補正データをリングごとの補正データだけに低減することができ、メモリの容量を低減してコストを削減することが可能になる。

【0051】

また、実施例1によれば、検出値情報生成部63は、検出器回転部62によって回転させられている間に、所定の検出位置において環状検出素子群によって検出された放射線量を示す情報を、環状検出素子群を補正するための検出値情報として生成する。従って、実施例1にかかるPET装置100は、任意の位置におけるガンマ線を検出することで補正值を算出することができ、補正值算出にかかる処理の負荷を低減することを可能にする。

30

【実施例2】

【0052】

さて、これまで実施例1について説明したが、上述した実施例1以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【0053】

(1)核医学イメージング装置

上述した実施例1では、核医学イメージング装置としてPET装置を用いる場合について説明したが、本実施例はこれに限定されるものではなく、例えば、PET-CT(CT: Computed Tomography)装置などの他の核医学イメージング装置を用いる場合であってもよい。

40

【0054】

(2)同時計数部

上述した実施例1では、架台装置10で同時計数情報を生成するPET装置に適用する場合について説明したが、本実施例はこれに限定されるものではなく、例えば、コンソール装置20で同時計数情報を生成するPET装置に適用する場合であってもよい。

【0055】

(3)検出値情報生成部

50

上述した実施例 1 では、検出値情報をコンソール装置 20 で生成する場合について説明したが、本実施例はこれに限定されるものではなく、例えば、架台装置 10 で生成される場合であってもよい。

【0056】

(4) 検出器回転部

上述した実施例 1 では、検出器回転部 62 が検出器全体を回転させる場合について説明したが、本実施例はこれに限定されるものではなく、例えば、各検出器モジュール 14 から同時計数部への配線間をスリップリングで接続する場合であってもよい。かかる場合は、同時計数部 15 は、各検出器モジュール 14 からの出力を、出力された位置（例えば、スリップリングの位置）に対応付けて取得することができる。すなわち、かかる場合では、画像再構成部 65 は、上述した同時計数情報の検出位置の補正を行なうことなく、PET 画像の再構成を行なうことができる。

10

【0057】

(5) 検出値情報

上述した実施例 1 では、リングごとの検出感度を補正するための検出値情報として、所定の検出位置におけるガンマ線のエネルギー値を用いる場合について説明した。しかしながら、本実施例はこれに限定されるものではなく、例えば、一定の速度で整数回数の回転中に、リングに含まれるシンチレータによって検出された全てのガンマ線のエネルギー値を用いる場合であってもよい。

【0058】

以上説明したとおり、実施例 1、2 によれば、核医学画像の生成出力に要する時間を短縮することを可能にする。

20

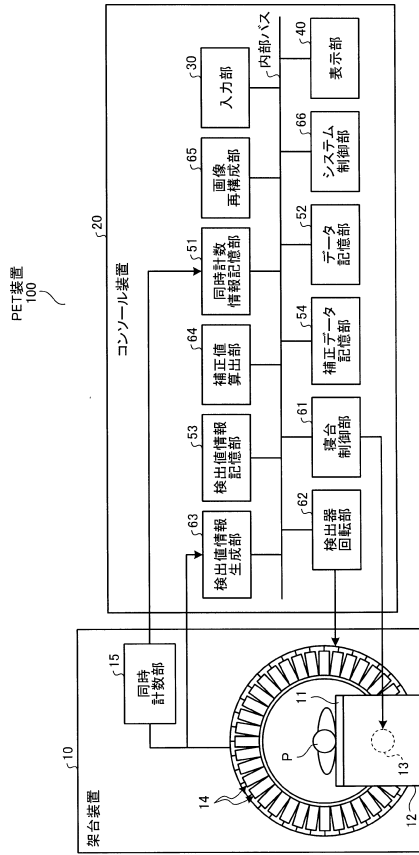
【符号の説明】

【0059】

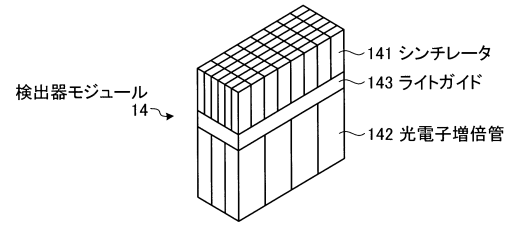
- 14 検出器モジュール
- 141 シンチレータ
- 62 検出器回転部
- 63 検出値情報生成部
- 64 補正值算出部
- 65 画像再構成部
- 66 システム制御部
- 100 PET 装置

30

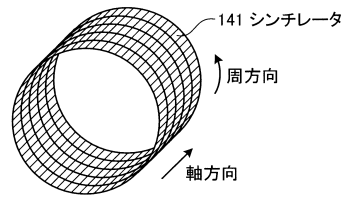
【図1】



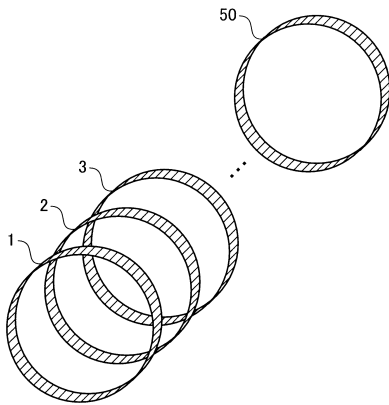
【図2】



【図3】



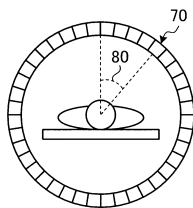
【図4A】



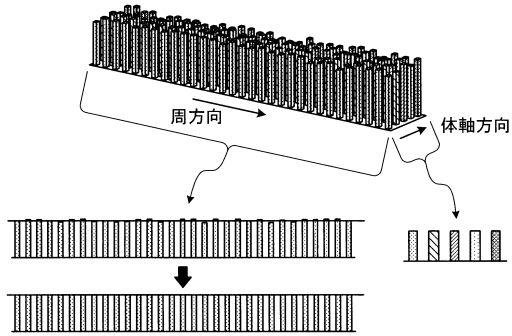
【図5】

シンチレータ ID	エネルギー値				合計
	101	102	103	.	
リング 1	5	7	6	.	6120
2	6	8	7	.	6202
3	5	7	7	.	6033
.
.

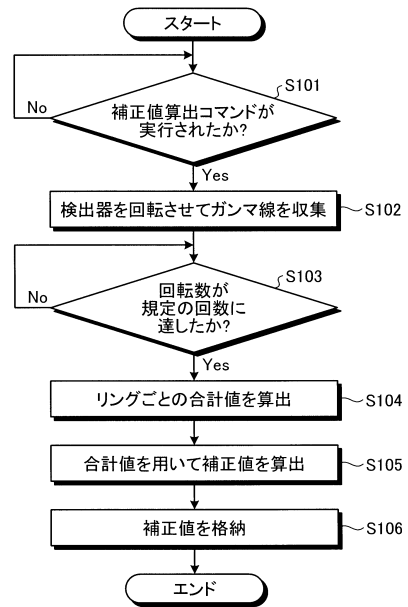
【図4B】



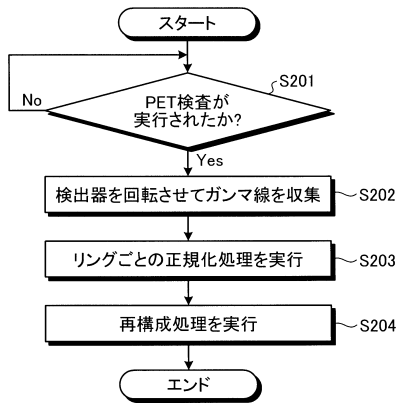
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平09 - 101369 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161