

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5532061号
(P5532061)

(45) 発行日 平成26年6月25日(2014.6.25)

(24) 登録日 平成26年5月9日(2014.5.9)

(51) Int. Cl.			F I		
GO 1 T	1/17	(2006.01)	GO 1 T	1/17	E
GO 1 T	7/00	(2006.01)	GO 1 T	7/00	C
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 2 O P
GO 1 T	1/161	(2006.01)	GO 1 T	1/161	C

請求項の数 12 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2012-22639 (P2012-22639)	(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
(22) 出願日	平成24年2月6日(2012.2.6)	(74) 代理人	100100310 弁理士 井上 学
(62) 分割の表示	特願2008-305840 (P2008-305840) の分割	(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 株式会社 日立製作 所 電力・電機開発研究所内
原出願日	平成13年12月3日(2001.12.3)	(72) 発明者	岡崎 隆司 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
(65) 公開番号	特開2012-123011 (P2012-123011A)		
(43) 公開日	平成24年6月28日(2012.6.28)		
審査請求日	平成24年2月6日(2012.2.6)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線検査装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像装置を備え、

撮像装置は被検体からの放射線を検出する複数の放射線検出器を有し、

第1の前記放射線検出器を通った放射線を検出する第2の前記放射線検出器が設けられ

、
前記第1の前記放射線検出器と第2の前記放射線検出器は層配置され、

前記放射線検出器にそれぞれ接続され、前記放射線検出器によって検出された複数のエネルギーを含む放射線の比率を求める信号処理装置を備え、

前記信号処理装置は、複数のエネルギーを含む放射線の比率を求める際に、前記各放射線検出器の検出効率の実測値の比を求め、その実測値の比、及びそれらの放射線検出器の検出効率の理論値の比を求めることを特徴とする放射線検査装置。

【請求項2】

第1の前記放射線検出器及び第2の前記放射線検出器は放射線検出器支持部材に設置されている請求項1記載の放射線検査装置。

【請求項3】

前記撮像装置は前記被検体の周囲を移動して前記被検体にX線を照射するX線源を有する請求項1に記載の放射線検査装置。

【請求項4】

前記撮像装置は前記被検体の周囲を移動して前記被検体に 線を照射する 線源を有し

、前記放射線検出器は、前記線源から照射されて前記被検体を透過する線、及び前記被検体に投与された放射性薬剤に起因して前記被検体から放出される線の両方を検出する請求項 1 に記載の放射線検査装置。

【請求項 5】

前記撮像装置は前記被検体の周囲を移動して前記被検体に X 線を照射する X 線源を有し、前記放射線検出器は、前記 X 線源から照射されて前記被検体を透過する X 線も検出する請求項 1 に記載の放射線検査装置。

【請求項 6】

前記ある放射線検出器と前記他の放射線検出器が直線状に配置されている請求項 1 に記載の放射線検査装置。

10

【請求項 7】

請求項 1 において、

前記放射線検出器は、前記撮像装置に形成されて前記ベッドが挿入される孔部の周囲を取囲んで配置され、かつ前記孔部の半径方向において異なる位置にも配置されていることを特徴とする放射線検査装置。

【請求項 8】

各前記信号処理装置からの出力情報を入力してこれらの出力情報に基づいて前記被検体の断層像のデータを作成する断層像作成装置を備えた請求項 1 に記載の放射線検査装置。

【請求項 9】

前記撮像装置は、前記被検体の周囲を移動して前記被検体に X 線を照射する X 線源を含んでおり、前記複数の放射線検出器は前記半径方向において複数層の放射線検出器配列を形成しており、前記複数層のうち、前記孔部側から少なくとも一層目の前記放射線検出器配列に含まれる前記放射線検出器は、前記放射線の 1 つである、前記被検体を透過した前記 X 線の検出信号である第 1 検出信号、及び他の前記放射線である、前記被検体から放出された線の検出信号である第 2 検出信号の両方を出力する請求項 7 に記載の放射線検査装置。

20

【請求項 10】

前記 X 線源からの X 線の放出及び停止を交互に行わせかつその X 線の放出を設定された時間の間に行わせる制御装置を備えた請求項 9 に記載の放射線検査装置。

【請求項 11】

請求項 1 において、

前記信号処理装置は、前記実測値の比、及びそれらの放射線検出器の検出効率の理論値の比に基づいて、それらの放射線検出器の劣化を判定する放射線検査装置。

30

【請求項 12】

前記放射線検出器は半導体放射線検出器である請求項 1 に記載の放射線検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線検査装置に係り、特に X 線 CT、陽電子放出型 CT (ポジトロン・エミッション・コンピューテッド・トモグラフィ (Positron Emission Computed Tomography)、以下、PET という)、単光子放出型 CT (シングル・フォトン・エミッション・コンピューテッド・トモグラフィ (Single Photon Emission Computed Tomography))、以下、SPECT という)、及びデジタル X 線検査に用いるフラットパネルディテクタ等に適用するのに好適な放射線検査装置に関するものである。

40

【背景技術】

【0002】

被検体である被検診者の体内の機能、形態を無侵襲で撮像する技術として、放射線を用いた検査がある。放射線検査装置の代表的なものとして、X 線 CT、デジタル X 線検査、PET 及び SPECT がある。

【0003】

50

P E T検査は、放射性核種である陽電子放出核種 (^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F 等) を含む放射性薬剤 (P E T用薬剤という) を被検診者に投与し、P E T用薬剤が体内のどの部位で多く消費されているかを調べる検査、すなわちP E T用薬剤に起因して被検診者の体内から放射される 線を放射線検出器で検出する行為である。P E T用薬剤に含まれた放射性核種から放出された陽電子が、付近の細胞 (癌細胞) の電子と結合して陽電子消滅し 5 1 1 k e V のエネルギーを持つ、一對の 線 (対 線という) を放射する。それらの 線は、互いにほぼ正反対の方向 ($180^\circ \pm 0.6^\circ$) に放射されるので、この対 線を放射線検出器で検知すれば、どの2つの放射線検出器の間で陽電子が放出されたかがわかる。それらの多数の 線対を検知することで、P E T用薬剤を多く消費する場所がわかる。そして、例えば陽電子放出核種と糖を結合して製造されたP E T用薬剤を用いた場合、糖代謝の激しい癌病巣を発見することが可能である。なお、得られたデータは、アイトリプルイー トランザクション オン ニュークリア サイエンス (IEEE Transaction on Nuclear Science) N S - 2 1 巻の 2 1 頁に記載されているフィルタードバックプロジェクション法 (Filtered Back Projection Method) により、各ボクセルのデータに変換する。P E T検査に用いられる陽電子放出核種 (^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F 等) の半減期は、2分から110分である。

10

【0004】

P E T検査では、陽電子消滅の際に発生する 線が体内で減衰するため、トランスミッションデータを撮影し 線の体内減衰を補正する。トランスミッションデータ撮影とは、例えば放射線源にセシウムを用いて 線を入射させ、被検体内を透過した強度を測定することにより被検体内における 線の減衰率を測定する方法である。得られた 線減衰率を用いて被検体内部での 線減衰率を見積もりP E T検査で得られたデータを補正することにより、より高精度なP E T像を得ることが可能である。

20

【0005】

現在、P E T検査の精度を向上させる方法の一つとして、メディカル イメージングテクノロジー (MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY) 第18巻 第1号の15ページに有るように、反射板をクリスタル中に挿入し、深さ位置を検出するD O I (Depth - Of - Interaction) 検出器を用いることで深さ位置情報取得し、それを用いて画像を再構成し、画質を向上させる方法がある。この方法を使うためには放射線検出器の奥行き方向の位置情報も知ることのできる放射線検出器を用いる必要がある。

30

【0006】

しかし、D O I検出器の問題として、信号伝達物質減少に起因する画像劣化がある。例えば5mm角のB G Oシンチレータを用いた場合、信号伝達物質である光子は5 1 1 k e V の 線が1つ入射した場合約200個発生する。しかし、上記のD O I検出器のように、反射材により一部の光子を反射させた場合、信号伝達物質が減少する。光電子増倍管に到達する信号伝達物質数をN、入射 線のエネルギーをEとしたとき、エネルギースペクトルの広がり σ は、(1)式で表される。このためNが小さくなると σ が増大し、エネルギー

【0007】

【数1】

$$\sigma = E \sqrt{N} \quad \dots (1)$$

40

【0008】

ースペクトルが広がる。エネルギースペクトルが広がった場合には、入射 線のエネルギーと、D O I検出器で発生する信号との間の相関が悪くなる。その結果、入射 線のエネルギーを正確に測ることが難しくなる。

【0009】

入射 線のエネルギーを正確に測れない場合、入射 線の中に含まれる散乱線を除去することが困難になる。P E Tでは散乱線を除去するために放射線検出器から出力された信号をエネルギーフィルターをかけて、あるエネルギー以上の 線のみを検知する。しかし

50

、エネルギースペクトルが広がった場合、例えば511keVの線が放射線検出器から出力する信号と、300keVの線が放射線検出器から出力する信号とを区別できない場合、エネルギーフィルターは300keV以下にする必要がある。この場合、300keV以上の散乱線も同時に計測するため、ノイズが増大する。これはPET画像劣化の要因となる。

【0010】

SPECTは、放射性核種であるシングルフォトン放出核種(^{99}Tc , ^{67}Ga , ^{201}Tl 等)、及び特定の腫瘍または特定の分子に集積する性質を有する物質(例えば糖)を含む放射性薬剤(SPECT用薬剤という)を被検診者に投与し、放射性核種から放出される線を放射線検出器で検出する。SPECTによる検査時によく用いられるシングルフォトン放出核種から放出される線のエネルギーは数100keV前後である。SPECTの場合、単一の線が放出されるため、放射線検出器に入射した線の角度が得られない。そこで、コリメータを用いて特定の角度から入射する線のみを放射線検出器で検出することにより角度情報を得ている。SPECTは、SPECT用薬剤に起因して体内で発生する線を検知してSPECT用薬剤を多く消費する場所を特定する検査方法である。SPECTの場合も、得られたデータはフィルタードバックプロジェクションなどの方法により各ボクセルのデータに変換する。なお、SPECTでもトランスミッション像を撮影することがある。SPECTに用いる ^{99}Tc , ^{67}Ga , ^{201}Tl は、PET用の放射性核種の半減期よりも長く6時間から3日である。

【0011】

X線CTはX線源から放出された放射線を被検診者に照射し、その被検診者の体内における放射線の透過率から体内の形態を撮像する方法である。放射線検出器で測定した体内を透過したX線の強度を用いて、X線源と放射線検出器との間における体内の線減弱係数を求める。この線減弱係数を用い、前述のフィルタードバックプロジェクション法により各ボクセルの線減弱係数を求め、その値をCT値に変換する。

【0012】

フラットパネルディテクタは、従来のX線レントゲン検査をデジタル化したデジタルX線検査に用いる平面型放射線検出器である。フラットパネルディテクタ撮影装置は、従来のX線フィルムの替りに、その平面型放射線検出器を備えており、体内を透過したX線を検出して体内減衰情報をデジタル情報として扱い、このデジタル情報をモニタ上に表示する。フラットパネルディテクタ撮影装置は、X線フィルムなどが不要であり、また撮像直後に像を見ることが可能である。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0013】

【非特許文献1】アイトリプルイー トランザクション オン ニュークリア サイエンス(IEEE Transaction on Nuclear Science) N S - 21巻の21頁

【非特許文献2】メディカル イメージング テクノロジー(MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY)第18巻 第1号の15ページ

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

これらの放射線検査装置には、検査の精度を保つため、放射線検出器の検出効率の感度補正を例えば3ヶ月に1回以上行う必要があることである。放射線検出器の検出効率は、時間がたつにつれて劣化するが、その劣化特性は検出器による個体差がある。そのため、定期的に各放射線検出器の検出効率を知る必要がある。PET検査やSPECT検査では各放射線検出器に入射した光子数を計測するため、放射線検出器の検出効率にばらつきがある場合は正しい計測ができない。そのため、予め各放射線検出器の検出効率を知り、その効率の逆数を各放射線検出器に乗じて放射線検出器の検出効率差に伴う画像劣化の補正を行う。一方、X線CT検査やフラットパネルディテクタ検査では、X線の強度を放射線

10

20

30

40

50

検出器で検出するが、強度の測定に関しても同様に検出効率にばらつきがある場合は補正する必要がある。

【0015】

このように放射線検査装置には、検査精度を保つために各放射線検出器の検出効率のばらつきを調べなければならぬという問題があり、多大な時間と労力を必要としていた。

【0016】

本発明の目的は、放射線のより正確な到達位置を把握でき、作成される画像の精度を向上できる放射線検査装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0017】

上記目的を達成する本発明の特徴は、撮像装置を備え、撮像装置は被検体からの放射線を検出する複数の放射線検出器を有し、第1の前記放射線検出器を通った放射線を検出する第2の前記放射線検出器が設けられ、前記第1の前記放射線検出器と第2の前記放射線検出器は層配置され、前記放射線検出器にそれぞれ接続され、前記放射線検出器によって検出された複数のエネルギーを含む放射線の比率を求める信号処理装置を備え、前記信号処理装置は、複数のエネルギーを含む放射線の比率を求める際に、前記各放射線検出器の検出効率の実測値の比を求め、その実測値の比、及びそれらの放射線検出器の検出効率の理論値の比を求めることを特徴とする放射線検査装置である。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、被検体に対向する放射線検出器から奥行き方向において放射線が到達した位置をより正確に確認でき、被検体の体内の状態を示す精度のよい画像が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の好適な一実施例である放射線検査装置の構成図である。

【図2】図1のII-II断面図である。

【図3】図1の放射線検出器の支持構造を示す斜視図である。

【図4】図1に示す較正線源の構造を示しており、(a)は(b)のIV-IV断面図で、(b)の較正線源の縦断面図である。

【図5】図1のコンピュータで実行される断層像作成処理の流れを示す説明図である。

【図6】図5のステップ42の詳細な処理内容を示す説明図である。

【図7】図1の実施例における線検出の状態を示す説明図である。

【図8】本発明の他の実施例である放射線検査装置(SPECT検査装置)の構成図である。

【図9】図8に示す較正線源の構造を示しており、(a)は(b)のIX-IX断面図で、(b)の較正線源の縦断面図である。

【図10】本発明の他の実施例である放射線検査装置の構成図である。

【図11】図10の実施例における放射線検出器と信号処理装置との接続状態を示す構成図である。

【図12】図11の信号弁別装置の構成図である。

【図13】図10のコンピュータで実行される断層像作成処理の流れを示す説明図である。

【図14】本発明の他の実施例である放射線検査装置の構成図である。

【図15】図14に示すフラットパネルディテクタでの放射線検出器の配置例を示す説明図である。

【図16】本発明の他の実施例である放射線検査装置の構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下図面を用いて説明する。

【実施例1】

【 0 0 2 1 】

本発明の好適な一実施例である放射線検査装置を、図 1 及び図 2 を用いて以下に説明する。本実施例の放射線検査装置 1 は、PET 検査に用いられるものである。放射線検査装置は、撮像装置 2 , 信号処理装置 7 , 断層像作成装置 1 0 , 被検診者保持装置 1 4 , 校正線源周方向移動装置 3 7 及び駆動装置制御装置 3 5 を備える。

【 0 0 2 2 】

撮像装置 2 は、ケーシング 3 , 多数の放射線検出器 4 及び放射線検出器支持板 5 を有している。ケーシング 3 は、被検体である被検診者が挿入される孔部 (貫通孔) 6 を有する。多数の放射線検出器 (例えば合計 1 0 0 0 0 個) 4 が、孔部 6 の周囲を取囲んで、かつ孔部 6 の軸方向に配置される。これらの放射線検出器 4 のうち最も内側に位置する放射線検出器 4 は、図 2 に示すように、孔部 6 の周囲に環状に配置される。他の放射線検出器 4 は、最も内側に配置された上記放射線検出器 4 を基点に孔部 6 の中心から放射状になるように配置される。放射線検出器 4 は、孔部 6 の半径方向において異なる位置にも配置される。すなわち、本実施例は、孔部 6 の半径方向において三層になるように三個の放射線検出器 4 (例えば、図 2 に示す放射線検出器 4 a , 4 b , 4 c) を直線状に配置している。各層の放射線検出器 4 は、それぞれ環状 (例えば、同心円状) に配置される。

【 0 0 2 3 】

放射線検出器 4 は、図 3 に示すように、放射線検出器支持板 5 の側面に取付けられる。すなわち、放射線検出器 4 は、リングを半分にした形状を有する放射線検出器支持板 5 の側面に放射状に取付けられる。放射線検出器 4 が取付けられた複数の放射線検出器支持板 5 が、孔部 6 の下方で孔部 6 の軸方向に配置される。これらの放射線検出器支持板 5 はケーシング 3 に固定される。図 3 は図示していないが、放射線検出器 4 が取付けられた複数の放射線検出器支持板 5 は、孔部 6 より上方でも孔部 6 の軸方向に配置され、ケーシング 3 に固定される。孔部 6 より下方に配置された 1 つの放射線検出器支持板 5 は、孔部 6 より上方に配置された 1 つの放射線検出器支持板 5 と共に同一面内でリングを形成するように配置される。放射線検出器支持板 5 は、環状に形成してもよい。

【 0 0 2 4 】

信号処理装置 7 は、各放射線検出器 4 毎に設けられた線弁別装置 8 、及び同時計数装置 9 を備える。線弁別装置 8 は配線 1 3 により対応する放射線検出器 4 に接続される。

線弁別装置 8 は放射線検出器 4 と同じ数だけ設置される。1 つの同時計数装置 9 は、各線弁別装置 8 に接続される。断層像作成装置 1 0 は、コンピュータ 1 1 , 記憶装置 1 2 及び表示装置 1 3 を備える。コンピュータ 1 1 は同時計数装置 9 に接続され、記憶装置 1 2 はコンピュータ 1 1 に接続される。表示装置 1 3 はコンピュータ 1 1 に接続される。被検診者保持装置 1 4 は、支持部材 1 5 、及び支持部材 1 5 の上端部に位置して長手方向に移動可能に支持部材 1 5 に設置されたベッド 1 6 を備える。撮像装置 2 は、ベッド 1 6 の長手方向と直行する方向に配置される。

【 0 0 2 5 】

代表的な放射線検出器として、半導体放射線検出器及びシンチレータがある。シンチレータは、放射線検出部であるクリスタル (BGO, NaI など) の後部に光電子増倍管などを配置する必要があるため、積層配置する場合 (例えば、前述の三層) には不向きである。半導体放射線検出器は、光電子増倍管などが不要であるため、積層配置に向いている。本実施例では、放射線検出器 4 は、半導体放射線検出器を用いており、検出部である 5 mm 立方体をカドミウムテルル (CdTe) で構成している。その検出部はガリウムヒ素 (GaAs) またはカドミウムテルル亜鉛 (CZT) で構成してもよい。

【 0 0 2 6 】

校正線源周方向移動装置 3 7 は、ガイドレール 2 8 及び校正線源装置 2 9 を備える。環状のガイドレール 2 8 は、孔部 6 を取囲むようにケーシングの被検診者保持装置 1 4 側の側面に取付けられる。校正線源装置 2 9 は校正線源駆動装置 3 0 及び校正線源 3 1 を有する。校正線源駆動装置 3 0 はガイドレール 2 8 に移動可能に取付けられる。校正線源駆動装置 3 0 は、図示されていないが、ガイドレール 2 8 のラックと噛合うピニオンを有し、

10

20

30

40

50

このピニオンを減速機構を介して回転させるモーターを備える。較正線源 31 は、較正線源駆動装置 30 のケーシング（図示せず）に設置されて水平方向に伸縮が可能なアーム 38 の先端部に取付けられている。較正線源 31 は、図 4 に示すように、一方向に開口を有する線遮蔽体 32 内に線源 33 を収納している。躯体となるケーシング（図示せず）が、上記の開口部分を除いて線遮蔽体 32 の外側を覆っている。較正線源 31 は、線遮蔽体 32 の開口を塞ぐ移動可能なシャッター 34 を有する。線源 33 には、511 keV の線を放出する Ga - Ge 線源を用いる。Ga - Ge 線源の替りに 662 keV の線を放出する Cs 線源を用いてもよい。較正線源 31 はトランスミッションデータ撮影時に用いられる線源である。線遮蔽体 32 の開口の前面に配置されたコリメータ 39 が、シャッター 34 の開閉動作を妨げないように線遮蔽体 32 に取付けられる。

10

【0027】

まず、放射線検査装置 1A を用いたトランスミッションデータ撮影について説明する。トランスミッションデータ撮影は、較正線源を用いて被検診者の体内の線透過率を計測する手法である。その計測要する時間は、1～2分程度かかる。較正線源から放出された線は、被検診者を透過した後、放射線検出器 4 で計測される。較正線源の放射能強度及び計測された線に基づいて、被検診者の体内での線減衰率を求める。求められた線減衰率は、PET 検査における体内散乱（放射性薬剤に起因して体内で発生した線が体内で散乱、減衰する現象）の補正に用いられる。

【0028】

トランスミッションデータ撮影を具体的に述べる。被検診者 17 が横たわっているベッド 16 が孔部 6 内に挿入される。トランスミッションデータ撮影を開始するとき、線源制御装置 69 はシャッター 34 を開く。線源 33 から放出された線は、線遮蔽体 32 の開口及びコリメータ 39 を通って被検診者 17 に照射される。線源 33 からの線は、コリメータ 39 によって指向性が強くなり進行方向が特定される。駆動装置制御装置 35 は、トランスミッションデータ撮影を開始するとき、駆動開始信号を出力して、較正線源駆動装置 30 のモーターを回転させる。モーターの回転によって、較正線源駆動装置 30 はガイドレール 28 に沿って被検診者 17 の周囲を移動する。較正線源 31 は孔部 6 内で被検診者 17 の周囲を移動する。このため、較正線源 31 から放出された高指向性の線は、被検診者 17 に周方向のあらゆる位置から照射される。ベッド 16 が孔部 6 の反対側に向かって移動する。被検診者 17 を透過したその線は放射線検出器 4 によって計測される。高指向性の線が照射されるため、放射線検出器 4 が計測する線は、非散乱の線であり、線源 33 より放出された時と同じ 511 keV のエネルギーを有する。

20

30

【0029】

放射線検出器 4 は、被検診者 17 を透過した線を計測して線撮像信号を出力する。この線撮像信号に対して、後述の PET 検査時に検出される線撮像信号と同様に、線弁別装置 8 はパルス信号を発生し、同時計数装置 9 はパルス信号を計数してその計数値、及び対線を検出した 2 つの検出点（孔部 6 の軸心を中心にしてほぼ 180° 方向が異なって配置された一対の放射線検出器 4 の位置）を出力する。コンピュータ 11 は、その計数値、及び 2 つの検出点の位置情報を記憶装置 12 に記憶する。トランスミッションデータ撮影を終了するとき、駆動装置制御装置 35 は、駆動終了信号を出力して、較正線源駆動装置 30 のモーターを停止させる。そのとき、線源制御装置 69 は線の外部への放出を遮るために較正線源 31 のシャッター 34 を閉じる。

40

【0030】

孔部 6 の半径方向に直線状に三層配置された 3 つの放射線検出器 4（例えば、図 1 に示す放射線検出器 4a, 4b, 4c）を、1 つの放射線検出器グループと称する。本実施例は、複数の放射線検出器グループを有する。放出された線のエネルギーが均一である場合、理論式により線の検出効率が求まる。放射線検出器 4 は、検出部を 5mm 厚さの CdTe で構成した半導体放射線検出器であるため、511 keV の線の検出効率は約 20% である。そのため、1 つの放射線検出器グループにおいて、一層目の放射線検出器 4 では入射線の約 20% が、二層目の放射線検出器 4 では、一層目の放射線検出器 4 を透過

50

した80%の線うちの約20%、つまり約16%の線が減衰する。三層目の放射線検出器4では、二層目の放射線検出器を透過した64%の線のうちの約20%、すなわち12.8%の線が減衰する。それらの減衰に応じた線撮像信号が一層目及び二層目の各放射線検出器4から出力される。そして、その線撮像信号は、該当する信号処理装置7の線弁別装置8で散乱線を除去されてパルス信号に変えられる。その信号処理装置7の同時計数装置9はパルス信号を計数する。各層の放射線検出器4からの線撮像信号を独立に計測した場合、一層から三層の3つの放射線検出器4の検出効率の理論値の比(約20:16:12.8)と大きく異なる(例えば±5%以上異なる)場合は、いずれかの放射線検出器4が劣化して検出効率が低下していることになる。例えば、それらの3つの放射線検出器4のうち、どれか1つの放射線検出器4が劣化し、他の2つの放射線検出器4が正常に動作していた場合、1つの放射線検出器グループでの検出効率の実測値の比は前記の理論値の比に対して大きく異なる。このため、劣化した放射線検出器4を発見することができる。さらに、正常な2つの放射線検出器4の検出効率と前記比から求めた検出効率と、実測の検出効率から、劣化による検出効率の低下パーセンテージを計算できる。例えば、1つの放射線検出器グループにおける3つの放射線検出器4の計測値に基づいて求められた検出効率の実測値の比が、20:4:12.8になったとする。この場合、2層目の放射線検出器4の検出効率の実測値の比が、上記の検出効率の理論値の比と比較して12ポイント(低下パーセンテージ:75%)低下している。このため、2層目の放射線検出器4は故障していると考えられる。

【0031】

故障検知方法の概念について説明する。ある時点で、線源33から放出された線は、コリメータ39の形状上、1つの放射線検出器グループ内の3つの放射線検出器4(例えば、図2に示す放射線検出器4a, 4b, 4c)に入射されるが、他の放射線検出器グループ(例えば、1つの放射線検出器グループに隣接した放射線検出器グループ)内の3つの放射線検出器4には入射されない。1つの放射線検出器グループに属する放射線検出器4の検出効率の比を、線透過距離及び線透過順序を考慮しながら、過去の放射線検出器4の劣化度合いを記したデータを用いて求める。また、1つの放射線検出器グループに属する放射線検出器4の検出効率の理論値の比を、シミュレーションまたは理論計算により求める。その1つの放射線検出器グループ内の各放射線検出器4から出力された各線撮像信号に基づいて求めた検出効率の実測値の比と、上記の検出効率の理論値の比とを比較し、その放射線検出器グループ内の各放射線検出器4が劣化していないか(または劣化しているか)を判断する。検出効率の実測値の比と、上記の検出効率の理論値の比との比較は、全放射線検出器グループに対して行う。検出効率の理論値の比は撮像装置2に設置された放射線検出器4が同じ種類であれば、どれか1つの放射線検出器グループで代表して算出すればよい。また、各線撮像信号に基づいて求めた検出効率の実測値の比と、過去の放射線検出器4の劣化度合いを記したデータを用いて求めた検出効率の比とを比較し、その放射線検出器グループ内の各放射線検出器4における劣化の進行状況を判断する。放射線検出器4が劣化している場合には、記憶装置12に劣化度合いの情報を記憶し、劣化及び故障をユーザーに知らせる。このような処理を各放射線検出器グループ毎に繰り返すことにより、撮像装置2に設置された各放射線検出器の検出効率の劣化度合いの把握及び故障した放射線検出器の摘出が行える。この故障検知方法の概念を適用した具体的な処理は、図5及び図6を用いて後述する。

【0032】

次に、放射線検査装置1を用いたPET検査について説明する。被検体である被検診者17に予め注射等によりPET用薬剤を投与する。その後、PET用薬剤が被検診者17の体内に拡散して患部(例えば癌の患部)に集まって撮像可能な状態になるまでの所定時間の間、被検診者17は待機する。PET用薬剤は、検査する患部に応じて選ばれる。その所定時間経過後に、被検診者17はベッド16上に寝かせられ、撮像装置2を用いたPET検査が実施される。PET検査の実施の際には、ベッド16が撮像装置2に向かって移動され、被検診者17はベッド16と共に孔部6内に挿入される。被検診者17の体内

10

20

30

40

50

の患部より放出された 511 keV の線 (PET 用薬剤に ^{18}F を含んでいる場合) は、放射線検出器 4 に入射される。各放射線検出器 4 は、PET 用薬剤に起因して患部から放出された線をそれぞれ検出し、線の検出信号 (以下、線撮像信号という) を出力する。線撮像信号は、該当する配線 13 を介して該当する線弁別装置 8 に入力される。

線弁別装置 8 は、波形整形装置 (図示せず) を有する。この波形整形装置は、入力した線撮像信号を時間的なガウス分布の波形を有する線撮像信号に変換する。PET 用薬剤から放出された陽電子の陽電子消滅 (患部で発生) により生成される線のエネルギーは、511 keV である。しかし、体内で線が散乱した場合、エネルギーは 511 keV より低くなる。線弁別装置 8 は、散乱線を除去するため、例えばエネルギーが 511 keV よりも低い 400 keV をエネルギー設定値として、このエネルギー設定値以上のエネルギーを有する線撮像信号を通過させるフィルター (図示せず) を備えている。このフィルターは波形整形装置から出力された線撮像信号を入力する。ここで、例として、400 keV をエネルギー設定値としたのは 511 keV の線が放射線検出器 4 に入射したときに発生する線撮像信号のばらつきを考慮したためである。線弁別装置 8 は、そのフィルターを通過した線撮像信号に対して、所定のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。

【0033】

同時計数装置 9 は、全ての線弁別装置 8 から出力されたパルス信号を入力し、各放射線検出器 4 から出力された各線撮像信号に対する計数値を求める。更に、同時計数装置 9 は、トランスミッションデータ撮影時と同様に、前述の対線の各線に対するそれぞれのパルス信号を用いて、その対線を検出した 2 つの検出点の位置情報を求める。これらの検出点の位置情報は、コンピュータ 11 に伝えられ、コンピュータ 11 によって記憶装置 12 に記憶される。前述の各線撮像信号に対する計数値も、コンピュータ 11 により記憶装置 12 に記憶される。

【0034】

コンピュータ 11 は、その計数値等を用いて図 5 及び図 6 に示す処理手順を実行して被検診者 17 の断層像を再構成する。その処理手順の内容を詳細に説明する。PET 検査時における計数値及び該当する検出点の位置情報、及びトランスミッション撮影時における計数値が、記憶装置 12 から読み出されて入力される (ステップ 40)。放射線検出器グループ内の各放射線検出器に対する検出効率の理論値の比を算出する (ステップ 41)。この論理比は、被検診者 17 から放出された線透過距離 (PET 用薬剤に含まれる放射性核種に応じて変わる) 及び線透過順序を用いた理論計算により求められる。 ^{18}F を含んでいる PET 用薬剤を被検診者 17 に投与した場合には、放射線検出器グループ内における一層から三層の 3 つの放射線検出器 4 に対する検出効率の理論値の比は約 20 : 16 : 12.8 である。本実施例のようにその都度、検出効率の理論値の比を算出するのではなく、含まれる放射性核種の異なる各 PET 用薬剤に対して、放射線検出器グループ内における全放射線検出器に対する検出効率の理論値の比を予め算出して記憶装置 12 に記憶させておいてもよい。

【0035】

次に、劣化した放射線検出器 4 を抽出する (ステップ 42)。ステップ 42 の処理は、放射線検出器グループ毎に行われ、図 6 を用いて具体的に説明する。まず、1 つの放射線検出器グループを選択する (ステップ 50)。選択された放射線検出器グループ内の放射線検出器に対する検出効率の実測値の比を算出する (ステップ 51)。すなわち、選択された放射線検出器グループ内の各放射線検出器 4 から出力されたそれぞれの線撮像信号に基づいて得られた各計数値を用いて、それらの放射線検出器に対する検出効率の実測値の比を算出する。検出効率の実測値の比と検出効率の理論値の比との差が設定範囲 (理論値の比に対して $\pm 5\%$ の範囲) 内にあるかを判定する (ステップ 52)。その差が設定範囲内にある場合 (「Yes」の場合) は、選択された放射線検出器グループ内の各放射線検出器 4 は、劣化しておらず正常に動作している。その差が設定範囲内でない場合 (「No」の場合) は、その放射線検出器グループ内の劣化している放射線検出器 (劣化放射線

10

20

30

40

50

検出器という) 4 を、記憶装置 1 2 に記憶させる (ステップ 5 3)。その差が設定範囲内にない場合は、その放射線検出器グループ内のいずれか (または全て) の放射線検出器 4 が劣化していることを意味する。放射線検出器グループ内の劣化放射線検出器は、各放射線検出器における検出効率の実測値の比の値とその理論値の比の値とを前述のように比較することによって確認できる。次に、劣化放射線検出器 4 に関する劣化情報を表示装置 1 3 に出力する (ステップ 5 4)。劣化放射線検出器 4 に関する劣化情報は、記憶装置 1 2 に記憶されている過去の放射線検出器 4 の劣化度合いを記したデータを用いて求めた検出効率の比の情報である。オペレータは、表示装置 1 3 に表示された劣化放射線検出器 4 に関する劣化情報に基づいて劣化放射線検出器 4 の劣化の進行状況を判断できる。劣化の進行度合いが大きな劣化放射線検出器 4 は新しい放射線検出器 4 と交換する必要がある。劣化放射線検出器 4 の検出効率を補正する (ステップ 5 5)。例えば、1 つの放射線検出器グループ内の放射線検出器 4 a 及び 4 c の実測値の比の値が理論値の比の値と一致しており、放射線検出器 4 b の実測値の比の値が理論値の比の値よりかなり低い場合は、放射線検出器 4 a 及び 4 c の各検出効率の実測値の比、及び放射線検出器 4 a, 4 b 及び 4 c の検出効率の理論値の比に基づいて推測される検出効率を放射線検出器 4 b の検出効率として補正する。この補正された検出効率に基づいて求められた計数値は、放射線検出器 4 b の計数値として記憶装置 1 2 に記憶される。

【 0 0 3 6 】

ステップ 5 2 が「Yes」のときまたはステップ 5 5 の処理が終了したとき、「選択されない放射線グループが残っている」かについて判定する (ステップ 5 6)。ステップ 5 6 の判定が「Yes」の場合には、ステップ 5 7 で次の放射線検出器グループが選択され、ステップ 5 6 の判定が「No」になるまで、ステップ 5 1 以降の処理が実行される。ステップ 5 6 の判定が「No」になったとき、トランスミッション像を作成する (ステップ 4 3)。すなわち、トランスミッションデータ撮影時に得られた線撮像信号に対する計数値を用いて、被検診者 1 7 の体内の各ボクセルにおける線減衰率を算出する。各ボクセルにおけるこの線減衰率は記憶装置 1 2 に記憶される。

【 0 0 3 7 】

次に、各放射線検出器間における体内の減衰補正計数を算出する (ステップ 4 4)。PET 検査では対線が放出されるため、対線の体内における動距離の和に基づいて体内の減衰補正計数を算出する。PET 検査時に得られた計数値、検出点の位置情報及びステップ 4 3 で算出した線減衰率を用いて、後述のステップ 4 7 で述べる断層像の再構成の手法により、被検診者 1 7 の断層像を再構成する。まず、ステップ 4 3 で得られた各ボクセルにおける線減衰率を用いて、対線を検出するある一对の放射線検出器 4 (例えば、図 7 (b) に示す放射線検出器 4 f と放射線検出器 4 g) 間におけるガンマ線減衰率をフォワードプロジェクション法により求める。求められたそのガンマ線減衰率の逆数が減衰補正計数である。ステップ 4 5 において、減衰補正計数を用いて体内減衰補正を行う。PET 検査時において得られた計数値にその減衰補正計数を掛け合わせることによって、PET 検査時において得られた計数値の補正が行われる。被検診者 1 7 の患部で発生した線は体内を透過する間に吸収・減衰されるが、上記の減衰補正計数を用いた補正を PET 検査時において得られた計数値に対して行うことによって、更に高精度な計数値を得ることができる。

【 0 0 3 8 】

更に、ステップ 4 6 において、放射線検出器の検出効率差を反映して線撮像信号に対する補正を行う。PET 検査では対線が放出されるため、対線のそれぞれの線が到達する 2 つの放射線検出器グループ内の検出効率を用いて計数値を補正する必要がある。つまり、その 2 つの放射線検出器グループ内でそれぞれ線を検出した放射線検出器 4 の検出効率の補正計数を両方かけることにより補正する。これを具体的に説明する。各放射線検出器 4 における検出効率についての、フォワードプロジェクション撮像時における理論値と実測値との差がステップ 4 2 で求められている。放射線検出器グループ j において、i 番目の放射線検出器 4 に対する、フォワードプロジェクション撮像時における、検出

10

20

30

40

50

効率の理論値を $X f i_{ij}$ 、及びステップ 45 で補正された計数値を $X s e_{ij}$ とする。i 番目の検出器が故障していると判定され、k 番目の検出器が正常である場合、i 番目の放射線検出器に対する補正 P E T 計数値 $X s i_{ij}$ は (2) 式で表される。i は孔部 6 に近い放射線検出器 4 から 1, 2, 3... となる。(2) 式で求められた補正 P E T 計数値 (放射線

$$X s i_{ij} = X s e_{kj} \times X f i_{ij} / X f i_{kj} \quad \dots (2)$$

検出器の検出効率差を反映して補正された計数値) は記憶装置 12 に記憶される。

【0039】

患部 (例えば癌の患部) を含む、被検診者 17 の断層像を再構成する (ステップ 47)。ステップ 47 では、ステップ 46 における補正によって得られた補正 P E T 計数値 $X s i_{ij}$ 、及び検出点の位置情報を用いて、断層像の再構成が行われる。その断層像の再構成について、具体的に説明する。その断層像再構成の処理は、フィルタードバックプロジェクション法を適用し、上記計数値の情報及び検出点の位置情報を用いてコンピュータ 11 で行われる。コンピュータ 11 は、断層像再構成装置である。その断層像は、フィルタードバックプロジェクション法では、前述した文献に記載されているように、距離 t 及び角度 θ の 2 つのパラメータによりソートされたデータを用いて再構成される。距離 t 及び角度 θ について、図 2 を用いて具体的に説明する。被検診者 17 の患部から放出された対線が放射線検出器 4 d, 4 e で検出されたとする。放射線検出器 4 d と放射線検出器 4 e とを結ぶ直線 18 の中点を通り、直線 18 に垂直に交わる直線が 19 である。基準軸 20 (一番内側の放射線検出器 4 が配置される円の中心点、すなわち孔部 6 の中心点を通る直線であればどの方向でもよい) と直線 19 とのなす角度が θ であり、孔部 6 の中心点 21 と直線 18 との距離が t である。角度 θ は、対線を検出した放射線検出器 4 d と放射線検出器 4 e とを結ぶ直線 18 が、基準軸 20 に対してどれだけ回転しているかを表している。

【0040】

放射線検査装置 1 は、孔部 6 の半径方向において複数の放射線検出器 4 を積層配置しているが、この積層配置によって以下に示す新しい機能を発揮できる。例えば、図 7 (a) に示すように被検診者 17 の体内の線対発生点 22 (患部) より発生した 2 つの線 23 a, 23 b が放射線検出器 4 f, 4 g に入射した場合を考える。検出器の内部のどの位置で減衰したかはわからないため、従来法では一對の放射線検出器 4 f, 4 h の先端位置を結ぶ線、つまり図 7 (b) に示す線 24 を検出線とした。しかし、放射線検査装置 1 では、孔部 6 の半径方向において放射線検出器 4 を積層配置しているため、その半径方向で外側に位置する放射線検出器 4 g の線撮像信号が得られ、放射線検出器 4 f と放射線検出器 4 g とを結ぶ線 25 を検出線とすることができる。つまり、従来の検出器ではわからなかった検出器の奥行き方向における減衰位置を把握することができる。この結果、検出線 25 は、線対が発生した位置を正確に通るため、画像の精度が向上する。この結果、検出線がより実際のガンマ線対発生点に近くなるため、測定データの精度が向上する。

【0041】

次に得られた結果をフィルタードバックプロジェクションにより再構成する。コンピュータによって再構成された断層のデータは、記憶装置 12 に記憶されると共に、表示装置 13 に表示される。

【0042】

(1) 本実施例は、放射線検出器 4 を、孔部 6 の軸方向及び周方向のみならず、半径方向にも複数配置することにより、従来の P E T 検査に用いられる放射線検出器のように信号伝達物質を減らさずに、孔部 6 の半径方向において細分した位置での線撮像信号を得ることができる。このため、本実施例は、孔部 6 の半径方向において線が到達した正確な位置情報 (線撮像信号を出力した放射線検出器 4 の位置情報) を得ることができる。なお、従来の P E T 検査では、孔部 6 の半径方向には 1 つの放射線検出器を配置し、この放射線検出器内部に反射材を配置して信号伝達物質が光電子増倍管に到達したパターンにより、孔部 6 の半径方向において線が到達した位置の情報を求めていた。このとき、反射材により信号伝達物質の一部が放射線検出器内で減衰したり、放射線検出器外へ反射し

10

20

30

40

50

てしまうため、信号伝達物質が減少し、エネルギー分解能の低下が発生した。

【 0 0 4 3 】

(2) 本実施例は、孔部 6 の半径方向において独立した複数の放射線検出器 4 を配置しているため、それぞれの放射線検出器の信号伝達物質の全てを線の検出に使用でき、放射線検出器のエネルギー分解能が向上する。エネルギー分解能の高い放射線検出器を PET 検査で用いた場合、散乱によりエネルギーが減衰した線と無散乱の 5 1 1 k e V のエネルギーの線との区別が可能になる。その結果、線弁別装置 8 のフィルターにより散乱線をより多く除去することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

(3) 本実施例は、放射線検出器内の信号伝達物質数を減らすことなく孔部 6 の半径方向における線の正確な到達位置の情報を取得できるため、線の正確な到達位置の情報を使用することによる断層像の精度の向上と、放射線検出器の反射材が不要であることにより信号伝達物質の減少が阻止でき、エネルギー分解能が向上して散乱線の断層像再構成への影響を抑えることが可能となった。その結果、本実施例は、断層像の精度、つまり PET 検査の精度を向上できる。

【 0 0 4 5 】

(4) 本実施例は、放射線検出器 4 として半導体放射線検出器を用いているため、孔部 6 の半径方向に複数の放射線検出器 4 を配置することができ、そのように複数の放射線検出器 4 を配置しても撮像装置 2 が大きくなる。

【 0 0 4 6 】

(5) 本実施例は、1つの放射線検出器グループ内の各放射線検出器 4 に対する検出効率の実測値の比とそれらの放射線検出器 4 に対する理論値の比とを比較することによって、それらの放射線検出器 4 のうちで劣化している放射線検出器 4 を簡単に見つけることができる。特に、孔部 6 の半径方向において、複数の放射線検出器 4 を直線状に配置した場合には、上記の劣化している放射線検出器 4 を簡単に見つけられる。

【 0 0 4 7 】

(6) 本実施例は、検出効率差によるノイズ及び体内散乱ノイズを一台の撮像装置 2 を用いた撮像によって補正することができる。

【 0 0 4 8 】

本実施例のステップ 4 7 では、ステップ 4 5 で補正した計数値をステップ 4 6 で検出効率差を反映して補正した補正 PET 係数値を用いて断層像を再構成しているが、ステップ 4 6 での補正を省略してステップ 4 5 で補正した計数値を用いてステップ 4 7 で断層像を再構成することも可能である。

【 0 0 4 9 】

本実施例では、三個の放射線検出器 4 を孔部 6 の半径方向に直線状に配置しているが、三個の放射線検出器をそのように直線状ではなく、内側から二番目の放射線検出器 4 を孔部 6 の周方向にずらして(例えば一番内側の 2 つの放射線検出器の間の空間に面するように)配置してもよい。このように、孔部 6 の半径方向に複数の放射線検出器 4 が直線状に配置されていない場合には、撮像装置を組立てた後に、各放射線検出器に到達するまでの線の減衰率を試験により測定しなければならない。前述の実施例のように、孔部 6 の半径方向に複数の放射線検出器 4 が直線状に配置されている場合には、放射線検出器 4 の線の減衰率が分かっているため、そのような試験を行う必要がない。

【 0 0 5 0 】

なお、本実施例ではトランスミッションの撮影による線の体内吸収補正を行ったが、その補正の替りに一般的に用いられている PET の補正技術を用いてもよい。体内吸収補正の他の方法について説明する。別に設置された X 線 CT 装置を用いて被検診者 1 7 を透過した X 線を X 線 CT 装置の放射線検出器で測定する。その放射線検出器から出力された X 線の検出信号の減衰率を用いて被検診者 1 7 の断層像を再構成し、体内の各位置での CT 値を求める。得られた CT 値から、体内の各位置における物質組成を見積もる。そして物質組成データから 5 1 1 k e V における各位置での線減弱係数を見積もる。得られた線

10

20

30

40

50

減弱係数データを用いて、PET検査において一對の線を検出した一對の半導体素子部間の線減弱係数をフォワードプロジェクション法により求める。求められたその線減弱係数の逆数を線撮像信号の計数値に掛け合わせるにより体内減衰によるデータ差の補正がなされる。

【実施例2】

【0051】

本発明の他の実施例である放射線検査装置を、図8を用いて以下に説明する。本実施例の放射線検査装置1Aは、SPECT検査に用いられるものであり、放射線検査装置1の撮像装置2を撮像装置2Aに、信号処理装置7を信号処理装置7Aに替えた構成を有する。放射線検査装置1Aにおけるそれら以外の構成は放射線検査装置1と同じである。信号処理装置7Aは、線弁別装置8A、及び線弁別装置8Aに接続された計数装置36を有し、放射線検出器4毎に設けられる。線弁別装置8Aは、実施例1における線弁別装置8のフィルターにおけるエネルギー設定値400keVを120keVに変えた構成を有する。撮像装置2Aは、撮像装置2の構成にコリメータ27を付加し、更に撮像装置2の構成のうち校正線源周方向移動装置37を校正線源周方向移動装置37Aに替えたものである。コリメータ27は、最も内側に配置される放射線検出器4の内側に配置され、放射線検出器支持板5に取付けられる。コリメータ27は、環状をしており、放射線検出器4に対して斜め入射使用とする線を吸収する。本実施例も複数の放射線検出器グループを有する。

10

【0052】

校正線源周方向移動装置37Aは、ガイドレール28及び校正線源装置29Aを備える。校正線源装置29Aは校正線源駆動装置30、校正線源31A及びアーム38を有する。校正線源31Aは、アーム38に取付けられる。図9に示す校正線源31Aは、校正線源31の線源33を線源33Aに替えると共に、校正線源31からコリメータ39を取除いた構成を有する。線源33Aは、141keV前後の線を放出する線源を用いる。例えば120keVの⁵⁷Coを用いる。

20

【0053】

まず、放射線検査装置1Aを用いたトランスミッションデータ撮影は、放射線検査装置1を用いた場合と同様に行われ、被検診者の体内での線減衰率を求める。得られた線減衰率は、SPECT検査における体内散乱の補正に用いられる。放射線検出器4は本例では120keVのエネルギーを有する。

30

【0054】

放出された線のエネルギーが均一である場合、理論式により線の検出効率が求まる。放射線検出器4は、検出部を5mm厚さのCdTeで構成した半導体放射線検出器であるため、141keVの線の検出効率は約80%である。本例では120keVの線源を用いているが、検出効率は大差がないので141keVとして処理しても妥当な結果になる。そのため、1つの放射線検出器グループの三層配置された3つの放射線検出器4において、一層目の放射線検出器4で入射線の約80%が、二層目の放射線検出器4では、一層目の放射線検出器4を透過した20%の線うちの約80%、つまり約16%の線が減衰する。三層目の放射線検出器4では、二層目の放射線検出器を透過した4%の線のうちの約80%、すなわち3.2%の線が減衰する。それらの減衰に応じた線撮像信号が各放射線検出器4から出力される。各層の放射線検出器4からの線撮像信号を独立に計測した場合、各層の放射線検出器4の検出効率の実測値の比が理論値の比(80:16:3.2)と大きく異なる(例えば±5%以上異なる)場合は、いずれかの放射線検出器4が劣化している。本実施例も、実施例1と同様にして、1つの放射線検出器グループ内における劣化放射線検出器4を見つけることができ、劣化による検出効率の低下パーセンテージを得ることができる。本実施例における故障検知方法の概念について説明する。

40

【0055】

本実施例では、ある時点で線源33Aから放出された線は、コリメータ27の形状

50

上、1つの放射線検出器グループ内の3つの放射線検出器4に入射されるが、例えば、その1つの放射線検出器グループに隣接した他の放射線検出器グループ内の3つの放射線検出器4には入射されない。このような本実施例においても、実施例1で述べた故障検知方法の概念が適用され、後述するが図5及び図6に示す処理とほぼ同じ処理が適用される。

【0056】

放射線検査装置1Aを用いたSPECT検査について説明する。SPECT用薬剤を投与された被検診者が横たわっているベッド16が撮像装置2Aの孔部6内に挿入される。SPECT用薬剤は、被検診者17の患部に集まっている。SPECT用薬剤に起因して被検診者17の体内の患部から放出された141keVの線(SPECT用薬剤に⁹⁹Tcを含んでいる場合)は、実施例1と同様に、各放射線検出器4によって検出される。各放射線検出器4から出力された線撮像信号は、該当する線弁別装置8Aに入力される。線弁別装置8Aは、フィルターでエネルギー設定値120keV以上のエネルギーを有する線撮像信号(散乱線を含まない)を通過させ、この線撮像信号に対して所定のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。計数装置36は、そのパルス信号を用いて計数を行い、線撮像信号に対する計数値を求める。計数装置36はその計数値と共に検出点の位置情報(その線撮像信号を出力した放射線検出器4の位置情報)を出力する。コンピュータ11は、その計数値を、検出点の位置情報と関連つけて記憶装置12に記憶する。

10

【0057】

コンピュータ11は、その計数値等を用いて図5及び図6に示す処理手順を実行して被検診者17の断層像を再構成する。本実施例では、その処理手順においてステップ40, 41, 44, 46及び47が実施例1と異なっているがその他のステップの処理は同じである。ここでは、本実施例におけるステップ40, 41, 44, 46及び47の処理についてのみ説明する。本実施例のステップ40では、SPECT検査時における計数値及び該当する検出点の位置情報、及びトランスミッション撮影時における計数値が、記憶装置12から読み出されて入力される。ステップ41では、放射線検出器グループ内の各放射線検出器に対する検出効率の理論値の比を算出する。この論理比は、被検診者17から放出された線透過距離(SPECT用薬剤に含まれる放射性核種に応じて変わる)及び線透過順序を用いた理論計算により求められる。⁹⁹Tcを含んでいるSPECT用薬剤を被検診者17に投与した場合には、放射線検出器グループ内における一層から三層の3つの放射線検出器4に対する検出効率の理論値の比は約80:16:3.2である。

20

30

【0058】

本実施例のステップ44では、各放射線検出器間における減衰補正計数が算出される。PET検査では患部から対線が放出されるのに対してSPECT検査では単一线が放出されるため、本実施例のステップ44では、実施例1と異なり、1つの放射線検出器グループ内での各放射線検出器間における減衰補正計数が算出される。すなわち、SPECT検査では患部からの線は1つのSPECT検査時に得られた計数値、及びステップ43で算出した線減衰率を用いて、被検診者17の断層像を再構成する。まず、ステップ43で得たトランスミッション像をバックプロジェクションして、体内の各位置における線減衰率を求める。得られた線減衰率を用いて体内の各位置における物質組成を見積もる。見積もった物質組成データを用い、141keVにおける体内の各位置での線減弱係数を見積もる。得られた線減弱係数データを用いて、ある放射線検出器に対し、コリメータ27で入射する方向において線が発生した場合における線減弱係数の平均値をフォワードプロジェクションにより求める。求められたその線減弱係数の逆数が減衰補正計数である。

40

【0059】

更に、本実施例のステップ46では、放射線検出器の検出効率差を反映して線撮像信号に対する補正を行う。SPECT検査では単一线が放出されるため、単一线が到達する1つの放射線検出器グループ内の検出効率を用いて計数値を補正する。この補正は、実施例1で示した(2)式を用いて行われる。(2)式の X_{sij} は補正SPECT計数

50

値であり、(2)式で求められたその補正SPEC T計数値は記憶装置12に記憶される。ステップ47では、ステップ46における補正によって得られた補正SPEC T計数値 Xs_{ij} 、及び検出点の位置情報を用いて、断層像の再構成が行われる。

【0060】

本実施例も実施例1で生じた効果(1)~(6)を得ることができる。

【実施例3】

【0061】

本発明の他の実施例である放射線検査装置を、図10及び図11に基づいて説明する。本実施例の放射線検査装置1Bは、X線CT検査(X線源60から放射されて被検診者の体内を透過したX線を放射線検出器で検出する行為)及びPET検査に用いられるものであり、放射線検査装置1の撮像装置2を撮像装置2Bに替え、放射線検査装置1の信号処理装置7を信号処理装置7Aに替えた構成を有する。放射線検査装置1Bにおけるそれら以外の構成は放射線検査装置1と同じである。撮像装置2Bは、撮像装置2の構成のうち校正線源周方向移動装置37を校正線源周方向移動装置37Bに替えたものである。校正線源周方向移動装置37Bは、ガイドレール28及び校正線源装置29Bを備える。校正線源装置29Bは校正線源駆動装置30、校正線源31、X線源60及びアーム38を有する。校正線源31及びX線源60は、アーム38の先端部に取付けられる。校正線源31及びX線源60は、孔部6の周方向に並ぶようにアーム38の先端部に取付けてもよい。校正線源周方向移動装置37BはX線源周方向移動装置、X線源装置、校正線源駆動装置30はX線源駆動装置でもある。本実施例は、駆動装置制御装置35及び線源制御装置69を有する。

【0062】

X線源60は図示されていないが公知のX線管を有する。このX線管は、陽極、陰極、陰極の電流源、及び陽極と陰極との間に電圧を印加する電圧源を外筒内に備える。陰極はタングステン製のフィラメントである。電流源から陰極に電流を流すことによってフィラメントから電子が放出される。この電子は、電圧源から陰極と陽極との間に印加される電圧(数百kV)によって加速され、ターゲットである陽極(W, Mo等)に衝突する。電子の陽極への衝突により80keVのX線が発生する。このX線がX線源60から放出される。

【0063】

信号処理装置7Aは信号弁別装置61、信号弁別装置61に含まれていない線弁別装置8及び同時係数装置9を有する。各放射線検出器グループ内で最も内側に位置する一層目(4X)のそれぞれの放射線検出器4毎に信号弁別装置61が接続される。各信号弁別装置61は、図12に示すように、切替スイッチ62、線弁別装置8及びX線信号処理装置66を有する。切替スイッチ62は可動端子63及び固定端子64及び65を有する。一層目(4X)の放射線検出器4は配線13によって切替スイッチ62の可動端子63に接続される。線弁別装置8は固定端子64に接続され、X線信号処理装置66は固定端子65に接続される。電源68のマイナス端子は抵抗67を介して配線13に接続され、電源68のプラス端子は放射線検出器4に接続される。各放射線検出器グループ内における内側から二層目(4Y)及び三層目(4Z)に位置するそれぞれの放射線検出器4は、実施例1と同様に、対応する線弁別装置8にそれぞれ接続される。信号弁別装置61内の線弁別装置8を含む全ての線弁別装置8は、1つの同時計数装置9に接続される。実施例1と同様に、幾つかの放射線検出器4毎に1つの同時係数装置9を設けてもよい。同時計数装置9及びX線信号処理装置66はコンピュータ11に接続される。

【0064】

まず、トランスミッションデータ撮影が、実施例1と同様に校正線源31を用いて行われる。トランスミッションデータ撮影終了後に、放射線検査であるPET検査及びX線CT検査が撮像装置2Bを用いて行われる。

【0065】

本実施例におけるX線CT検査及びPET検査について説明する。注射などの方法によ

10

20

30

40

50

り予めPET用薬剤が、体内投与放射能が370MBqになるように被検体である被検診者17に投与される。所定時間経過後に、被検診者17が横たわったベッド16が撮像装置2Bの孔部6内に被検診者17と共に挿入される。X線CT検査及びPET検査は撮像装置2Bを用いて行われる。

【0066】

本実施例における放射線検査を具体的に説明する前に、本実施例の放射線検出の原理について説明する。X線CT像(X線CTによって得られた、被検体の、内臓及び骨の画像を含む断層像)のデータは、X線源から放射されたX線を特定の方向に所定時間の間、被検体に照射し、体内を透過したX線を放射線検出器により検出する作業(スキャン)を繰り返す。複数の放射線検出器で検出されたX線の強度に基づいて作成される。精度の良いX線CT像のデータを得るためには、X線CT検査において、X線を検出している放射線検出器に、PET用薬剤に起因して被検体の内部から放出される線が入射しないことが望ましい。1つの放射線検出器においては線の入射率に対応して被検体へのX線の照射時間を短くすれば線の影響が無視できるので、これにより被検体へのX線の照射時間の短縮を図った。そのX線の照射時間Tを決めるために、まず、1つの放射線検出器への線の入射率を考える。PET検査において被検体に投与するPET用薬剤に基づいた体内の放射能をN(Bq)、発生する線の体内通過率をA、1つの放射線検出器の立体角から求めた入射率をB、検出素子の感度をCとすると、1つの放射線検出器で検出する線の率(個/sec)は(3)式で与えられる。(3)式において係数の「2」は、1個の陽電子消滅の際に1対(2個)の線が放出されることを意味している。照射時間T内に

$$= 2 N A B C \quad \dots (3)$$

1つの検出素子で線が検出される確率Wは(4)式で与えられる。(4)式のWの値を小さくするように照射時間Tを決めることによって、X線CT検査時に、1つの放射線

$$W = 1 - \exp(-T) \quad \dots (4)$$

検出器に入射される線の影響は無視できる程度になる。

【0067】

X線の照射時間Tの一例を以下に述べる。(3)および(4)式に基づいて具体的なX線の照射時間Tを求めた。PET検査において被検体に投与するPET用薬剤に起因する体内での放射線の強度は、最大で370MBq程度であり(N=370MBq)、線の体内通過率Aは被検体の体を半径15cmの水と仮定すれば0.6程度(A=0.6)である。例えば一辺5mmの放射線検出器を半径50cmでリング状に配置する場合を考えると、1つの放射線検出器の立体角から求めた入射率Bは 8×10^{-6} (B= 8×10^{-6})である。また、放射線検出器の検出感度Cは半導体放射線検出器を使用した場合最大で0.6程度(C=0.6)である。これらの値から1つの放射線検出器の線の検出率は2000(個/sec)程度である。X線の照射時間Tを例えば1.5μsecとすれば、1つの放射線検出器がX線検出中に線を検出する確率Wは0.003となり、この線はほとんど無視できる。体内投与放射能を360MBq以下とした場合、X線の照射時間を1.5μsec以下にすれば、W<0.003つまり線の検出確率は0.3%以下となり無視できる。

【0068】

上記の原理が適用されて撮像装置2Bを用いた本実施例におけるX線CT検査及びPET検査について具体的に説明する。

【0069】

駆動装置制御装置35は、X線CT検査を開始するとき、駆動開始信号を出力して、較正線源駆動装置30のモーターに接続された、電源とつながる開閉器(以下、モーター開閉器という)を閉じる。電流の供給によりモーターが回転して、その回転力が減速機構を介してピニオンに伝えられ、較正線源装置29B、すなわちX線源60がガイドレール28に沿って周方向に移動する。X線源60は、孔部6内に挿入された状態で被検診者17の周囲を設定速度で移動する。X線CT検査終了時には、駆動装置制御装置35は駆動停止信号を出力してモーター開閉器を開く。これによって、X線源60の周方向への移動が停止される。本実施例では、周方向に環状に配置された全ての放射線検出器4は、その周

方向に移動しなく、かつ孔部 6 の軸方向にも移動しない。移動しない X 線源制御装置及び駆動装置制御装置から移動する X 線源装置への制御信号の伝送は X 線源装置の移動に支障にならない公知の技術を適用する。

【 0 0 7 0 】

線源制御装置 6 9 は X 線源 6 0 からの X 線の放出時間を制御する。すなわち、線源制御装置 6 9 は、X 線発生信号及び X 線停止信号を繰り返して出力する。最初の X 線発生信号の出力は、線源制御装置 6 9 への上記駆動開始信号の入力に基づいてなされる。X 線発生信号の出力によって X 線源 6 0 における X 線管の陽極（または陰極）と電源との間に設けられた開閉器（以下、X 線源開閉器という、図示せず）が閉じられ、第 1 設定時間経過した時に X 線停止信号が出力されて X 線源開閉器が開き、そして第 2 設定時間経過した時に X 線源開閉器を閉じる、という制御が繰り返される。陽極と陰極の間には、第 1 設定時間の間で電圧が印加され、第 2 設定時間の間で電圧が印加されない。線源制御装置 6 9 によるその制御によって、X 線管から 8 0 k e V の X 線がパルス状に放出される。第 1 設定時間である照射時間 T は、放射線検出器 4 での X 線の検出確率を無視できるように例えば 1 μ sec に設定される。第 2 設定時間は、X 線源 6 0 が 1 つの放射線検出器 4 とこれに周方向において隣接する他の放射線検出器 4 の間を移動する時間 T 0 であり、ガイドレール 2 8 の周方向における X 線源 6 0 の移動速度で定まる。第 1 及び第 2 設定時間は線源制御装置 6 9 に記憶されている。

10

【 0 0 7 1 】

X 線停止信号及び X 線発生信号の繰り返し出力によって、X 線源 6 0 は、第 1 設定時間、すなわち 1 μ sec の間に X 線を放出し、第 2 設定時間の間に X 線の放出を停止する。この X 線の放出及び停止が X 線源 6 0 の周方向への移動期間中に繰り返されることになる。

20

【 0 0 7 2 】

X 線源 6 0 から放出されたその X 線は、ファンビーム状に、被検診者 1 7 に照射される。X 線源 6 0 の周方向の移動によって、被検診者 1 7 には周囲より X 線が照射される。被検診者 1 7 を透過した X 線は、孔部 6 の軸心を基点に X 線源 6 0 から 1 8 0 度の位置にある放射線検出器 4 を中心に周方向に位置する複数個の放射線検出器 4 によって検出される。これらの放射線検出器 4 は、その X 線の検出信号（以下、X 線撮像信号という）を出力する。この X 線撮像信号は、該当する配線 1 3 を経て対応するそれぞれの信号弁別装置 6 1 に入力される。上記の X 線を検出しているそれらの放射線検出器 4 は、便宜的に第 1 放射線検出器 4 と称する。

30

【 0 0 7 3 】

ベッド 1 6 上の被検診者 1 7 から、PET 用薬剤に起因した 5 1 1 k e V の X 線が放出されている。第 1 放射線検出器 4 以外の放射線検出器 4 は、X 線撮像信号を出力する。X 線を検出している放射線検出器 4 を、便宜的に第 2 放射線検出器 4 と称する。第 2 放射線検出器 4 のうち、一層目に位置する第 2 放射線検出器 4 から出力された X 線撮像信号は該当する配線 1 3 を経て対応するそれぞれの信号弁別装置 6 1 に入力され、二層目及び三層目に位置する第 2 放射線検出器 4 から出力された X 線撮像信号は配線 1 3 を経て対応するそれぞれの信号弁別装置 8 に入力される。信号弁別装置 6 1 は一層目に配置された放射線検出器 4 のみが信号弁別装置 6 1 に接続されている。これは、X 線のエネルギーが 8 0 k e V であるため、被検診者 1 7 を透過したほとんど（9 0 % 以上）の X 線が一層目の放射線検出器 4 で検出されるからである。

40

【 0 0 7 4 】

信号弁別装置 6 1 内で、一層目の第 2 放射線検出器 4 から出力された X 線撮像信号は信号弁別装置 8 に伝えられ、第 1 放射線検出器 4 から出力された X 線撮像信号は X 線信号処理装置 6 6 に伝えられる。このような各撮像信号の伝送は、信号弁別装置 6 1 の切替スイッチ 6 2 の切替操作によって行われる。切替スイッチ 6 2 の可動端子 6 3 を固定端子 6 4 または固定端子 6 5 に接続する切替操作は、駆動装置制御装置 3 5 の出力である切替制御信号に基づいて行われる。駆動装置制御装置 3 5 は、一層目の放射線検出装置 4 のうち第 1 放射線検出器 4 を選択し、この第 1 放射線検出器 4 に接続される信号弁別装置 6 1 にお

50

ける可動端子 6 3 を固定端子 6 5 に接続する。1 つの放射線検出器グループ内での内側からの各層の放射線検出器 4 における検出効率の理論値の比は 2 0 : 1 6 : 1 2 . 8 である。

【 0 0 7 5 】

第 1 放射線検出器 4 の選択について説明する。較正線源駆動装置 3 0 内のモーターにはエンコーダー（図示せず）が連結される。駆動装置制御装置 3 5 は、エンコーダーの検出信号を入力して周方向における較正線源駆動装置 3 0、すなわち X 線源 6 0 の位置を求め、この X 線源 6 0 の位置と 1 8 0 ° 反対側に位置する放射線検出器 4 を、記憶している各放射線検出器 4 の位置のデータを用いて選択する。X 線源 6 0 から放射される X 線はガイドレール 2 8 の周方向である幅を有しているため、被検診者 1 7 を透過した X 線を検出する放射線検出器 4 は、選択されたその放射線検出器 4 以外にも周方向に複数個存在することになる。駆動装置制御装置 3 5 はその複数の放射線検出器 4 も選択する。これらの放射線検出器 4 が、第 1 放射線検出器である。周方向における X 線源 6 0 の移動に伴って、第 1 放射線検出器 4 も違ってくる。X 線源 6 0 の周方向への移動に伴って、第 1 放射線検出器 4 も擬似的に周方向に移動しているように見える。駆動装置制御装置 3 5 が、X 線源 6 0 の周方向への移動に伴って別の放射線検出器 4 を選択したときには、新たに第 1 放射線検出器 4 となる放射線検出器 4 に接続された可動端子 6 3 は固定端子 6 5 に接続される。X 線源 6 0 の周方向への移動に伴って第 1 放射線検出器 4 でなくなった放射線検出器 4 に接続された可動端子 6 3 は駆動装置制御装置 3 5 によって固定端子 6 4 に接続される。第一層目の個々の放射線検出器 4 は、X 線源 6 0 の位置との関係で、あるときは第 1 放射線検出器 4 となり、別のあるときには第 2 放射線検出器 4 となる。このため、第一層目の 1 つの放射線検出器 4 は、時間的にずれて X 線撮像信号及び 線撮像信号の両方を出力する。

【 0 0 7 6 】

第 1 放射線検出器 4 は、第 1 設定時間である 1 μ sec の間に X 線源 6 0 から照射されて被検診者 1 7 を透過した X 線を検出する。1 μ sec の間に第 1 放射線検出器 4 が被検診者 1 7 から放出される 線を検出する確率は、前述したように、無視できるほど小さい。PET 用薬剤に起因して被検診者 1 7 の体内で発生した多数の 線は、特定の方向に放出されるのではなく、あらゆる方向に放出される。これらの 線は、前述したように、対となってほぼ正反対の方向（1 8 0 ° \pm 0 . 6 °）に放出され、いずれかの第 2 放射線検出器 4 によって検出される。

【 0 0 7 7 】

一層目の放射線検出器 4 から出力された X 線撮像信号及び 線撮像信号を入力したときの信号弁別装置 6 1 の信号処理について説明する。第 1 放射線検出器 4 から出力された X 線撮像信号は、前述したように、切替スイッチ 6 2 の作用によって X 線信号処理装置 6 6 に入力される。X 線信号処理装置 6 6 は、入力した X 線撮像信号を積分装置によって積算し、X 線撮像信号の積算値、すなわち計測した X 線の強度の情報を出力する。X 線撮像信号の強度情報は、コンピュータ 1 1 に伝えられ、コンピュータ 1 1 によって記憶装置 1 2 に記憶される。一層目の第 2 放射線検出器 4 から出力された 線撮像信号は、切替スイッチ 6 2 の作用によって 線弁別装置 8 に入力される。信号弁別装置 6 1 の 線弁別装置 8 は、エネルギー設定値（4 0 0 k e V）以上のエネルギーを有する 線撮像信号を入力したときに所定のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。同時計数装置 9 は、実施例 1 と同様に、全ての 線弁別装置 8 から出力されたパルス信号を入力して、各 線撮像信号に対する計数値、及び対 線を検出した 2 つの検出点の位置情報を出力する。計数値及び位置情報は、コンピュータ 1 1 に伝えられ、コンピュータ 1 1 によって記憶装置 1 2 に記憶される。

【 0 0 7 8 】

コンピュータ 1 1 は、図 1 3 に示す処理を実行する。X 線撮像信号の強度、PET 検査時における計数値及び該当する検出点の位置情報、及びトランスミッションデータ撮影時における計数値が、記憶装置 1 2 から読み出されて入力される（ステップ 6 9）。X 線撮

像信号の強度を用いて、被検診者 17 の体内の各ボクセルにおける X 線の減衰率を算出する (ステップ 70)。この減衰率は記憶装置 12 に記憶される。被検診者 17 の横断面の断層像が、該当する位置での X 線撮像信号の減衰率を用いて再構成される (ステップ 71)。X 線撮像信号の減衰率を用いて再構成した断層像を X 線 CT 像と称する。X 線 CT 像を再構成するために、記憶装置 12 から読み出された X 線撮像信号の減衰率を用いて、X 線源 60 と第 1 放射線検出器 4 の半導体素子部との間における被検診者 17 の体内での線減弱係数を求める。この線減弱係数を用いて、フィルタードバックプロジェクション法により各ボクセルの線減弱係数を求める。各ボクセルの線減弱係数の値を用いて各ボクセルにおける CT 値を得る。これらの CT 値を用いて X 線 CT 像のデータが得られる。この X 線 CT 像のデータは、記憶装置 12 に記憶される。次に、被検診者 17 の横断面の断層像が、該当する位置での X 線撮像信号の計数值、及び検出点の位置情報を用いて再構成される (ステップ 72)。X 線撮像信号の計数值を用いて再構成した断層像を PET 像と称する。ステップ 72 では実施例 1 で述べた図 5 のステップ 41 から 47 の処理が実行されて PET 像が得られる。この PET 像のデータは、記憶装置 12 に記憶される。PET 像のデータと X 線 CT 像のデータとを合成して、両データを含む合成断層像のデータを求め、記憶装置 12 に記憶させる (ステップ 73)。PET 像のデータと X 線 CT 像のデータとの合成は、両方の像データにおける共通の参照点 (例えば、孔部 6 の中心軸の位置) を合わせることによって、簡単にかつ精度良く行うことができる。すなわち、PET 像のデータ及び X 線 CT 像のデータは、共有する放射線検出器 4 から出力された撮像信号に基づいて作成されるので、前述のように位置合せを精度良く行える。合成断層像のデータは、記憶装置 12 から呼び出されて表示装置 13 に出力され (ステップ 74)、表示装置 13 に表示される。表示装置 13 に表示された合成断層像は X 線 CT 像を含んでいるので、PET 像における患部の、被検診者 35 の体内での位置を容易に確認することができる。すなわち、X 線 CT 像は内臓及び骨の像を含んでいるので、医者は、患部 (例えば、癌の患部) が存在する位置を、その内臓及び骨との関係で特定することができる。

【0079】

本実施例によれば、実施例 1 において生じる効果 (1) ~ (6) を得ることができ、更に以下に示す効果も得ることができる。

【0080】

(7) 本実施例は、孔部 6 の周囲に配置されたそれらの放射線検出器 4 によって、被検診者 17 から放出される複数の対向放射線を検出できると共に、周方向に移動する X 線源 60 から放出されて被検診者 17 を透過した X 線も検出できる (一層目の放射線検出器 4 で)。このため、従来技術は撮像装置として透過 X 線を検出する撮像装置及び放射線を検出する他の撮像装置を必要としていたが、本実施例は、撮像装置は一台あればよく、X 線 CT 検査及び PET 検査の両方を実施できる放射線検査装置の構成が単純化できる。

【0081】

(8) 本実施例は、孔部 6 の周囲に配置された一層目の放射線検出器 4 のそれぞれが X 線撮像信号及び PET 撮像信号の両方を出力する。このような構成も、放射線検査装置の構成の更なる単純化、及び放射線検査装置の小型化に貢献する。

【0082】

(9) 本実施例は、一層目の放射線検出器 4 の 1 つの出力信号である X 線撮像信号を用いて、被検診者 35 の、内臓及び骨の画像を含む第 1 の断層像 (X 線 CT 像) を再構成でき、一層目から三層目の各放射線検出器 4 の出力である PET 撮像信号を用いて、その被検診者 17 の、患部の画像を含む第 2 の断層像 (PET 像) を再構成できる。第 1 断層像のデータ及び第 2 断層像のデータは、1 つの撮像装置 2B の、孔部 6 の周囲に配置された放射線検出器 4 の出力信号に基づいて再構成されているので、第 1 断層像のデータ及び第 2 断層像のデータを精度良く位置合せして合成することができる。このため、精度のよい、患部、内臓及び骨の画像を含む断層像 (合成断層像) を簡単に得ることができる。この合成断層像によれば、内臓及び骨との関係で、患部の位置を正確に知ることができる。例え

ば、第1断層像のデータ及び第2断層像のデータを、撮像装置2Bの孔部6の軸心を中心に合わせることによって、簡単に両断層像を合成した画像データを得ることができる。

【0083】

(10)本実施例は、第1の断層像を作成するために必要な撮像信号、及び第2の断層像を作成するために必要な撮像信号を共用する放射線検出器4から得ることができるため、被検診者17の検査に要する時間(検査時間)を著しく短縮できる。換言すれば、短い検査時間で、第1の断層像を作成するために必要な撮像信号、及び第2の断層像を作成するために必要な撮像信号を得ることができる。本実施例は、従来技術のように、被検診者を、透過X線を検出する撮像装置から線を検出する他の撮像装置まで移動させる必要がなく、被検診者が動く確率を低減できる。被検診者を、透過X線を検出する撮像装置から線を検出する他の撮像装置まで移動させる必要がなくなることも、被検診者の検査時間の短縮に寄与する。

10

【0084】

(11)X線信号処理装置66、すなわち第1信号処理装置に入力される線撮像信号が著しく減少するため、精度の良い第1断層像のデータを得ることができる。このため、第1断層像のデータと第2断層像のデータとを合成して得られた画像データを用いることにより、患部の位置をより正確に知ることができる。

【0085】

(12)本実施例は、配置された放射線検出器群の内側でX線源60が周回するため、孔部6の直径が大きくなり、一層目に配置できる放射線検出器4の個数を多くすることができる。周方向における放射線検出器4の個数の増加は、感度の向上をもたらし、被検診者17の横断面の分解能を向上させる。

20

【0086】

(13)本実施例では、X線源60が取付けられるアーム38及びX線源60は放射線検出器4の内側に位置しているため、それらが被検診者17から放出される線を遮って、それらの真後ろに位置する放射線検出器4がその線を検出できなく、PET像の作成に必要な検出データが欠損する可能性がある。しかし、本実施例は、前述のように、較正源駆動装置30によってX線源60及びアーム38が周方向に周回しているので、実質的にはデータの欠損は問題とならない。特に、X線源60及びアーム38の周回速度は約1秒/1スライスであり、最短で数分オーダーのPET検査に要する時間と比較すると十分短い。これによっても、実質的にはそのデータの欠損は問題にならない。

30

【実施例4】

【0087】

本発明の他の実施例である放射線検査装置を、図14を用いて以下に説明する。本実施例の放射線検査装置75は、フラットパネルディテクタを用いたデジタルX線検査装置である。放射線検査装置75は、支柱77によって支えられるX線源76、複数の放射線検出器(図示せず)が設置されて支柱79で支えられたフラットパネルディテクタ78、X線信号処理装置66及びX線像作成装置80を備える。フラットパネルディテクタ78は、高さ方向及び幅方向に多数の放射線検出器4を配置しており、更に奥行き方向(被検診者17を透過したX線の進行方向81)にも図15に示すように直線状に放射線検出器4i, 4j, 4kのように三層配置されている。図15における82は、X線源76に対向する面である。X線信号処理装置66は、各放射線検出器4に接続されている。X線像作成装置80はコンピュータ11、記憶装置12及び表示装置13を有する。記憶装置12及び表示装置13は全放射線検出器4が接続されているコンピュータ11に接続される。

40

【0088】

放射線検査装置75を用いたX線検査について説明する。被検診者17はX線源76を背にしてX線源76とフラットパネルディテクタ78との間に立っている。X線源76より放出されたX線は、被検診者17を透過してフラットパネルディテクタ78の各放射線検出器40により検出される。放射線検出器4はX線を検出してX線撮像信号を出力する。このX線撮像信号はX線信号処理装置66で積算されてX線強度の情報を出力する。各

50

X線信号処理装置66から出力されたX線強度の情報はコンピュータ11に入力されて記憶装置13に記憶される。コンピュータ11は、記憶装置12からX線強度の情報を取込んで被検診者17に対する体内の各位置におけるX線の減衰率を算出する。

【0089】

フラットパネルディテクタ78の面82から奥行き方向に直線上に配置された三層配置の3つの放射線検出器4で1つの放射線検出器グループが形成される。本実施例でもX線源76から放出されるX線のエネルギーに応じて放射線検出器グループ内の各放射線検出器4に対する検出効率の比が変化する。例えば、100keVのX線を用い、2mm角のCdTeで構成された検出部を有する放射線検出器4で被検診者17を透過したそのX線を検出した場合は、放射線検出器グループ内での検出効率の理論値の比は約84:13:2.5である。この検出効率の理論値の比は記憶装置12に記憶されている。

10

【0090】

コンピュータ11は記憶装置12に記憶されているX線強度の情報を用いて各放射線検出器グループ内の放射線検出器4に対する検出効率の実測値の比を算出する。コンピュータ11は、実施例1のステップ52の処理を実行する。算出された各検出効率の実測値の比と検出効率の理論値の比との差が設定範囲内にある場合には、コンピュータ11が、算出した上記のX線の減衰率を用いて被検診者17に関するX線画像である濃淡画像のデータを作成する。上記の差が設定範囲内には、コンピュータ11は実施例1のステップ53, 54及び55の処理を実行する。ステップ55の処理で劣化放射線検出器の検出効率が補正された場合には、補正された検出効率に基づいてその放射線検出器に対するX線強度を求め、このX線強度を反映して上記のX線減衰率を補正する。コンピュータ11は、補正されたX線減衰率を用いて上記の濃淡画像のデータを作成する。

20

【0091】

本実施例は、実施例1で述べた効果(1)~(5)を得ることができる。但し、効果(3)はX線画像の精度が向上するとなる。

【0092】

本実施例においても、フラットパネルディテクタ78の奥行き方向に放射線検出器を直線状に配置しなくてもよい。例えば、図15において、二層目の全ての放射線検出器4が一層目に配置された2つの放射線検出器4と重なるように(面82から見て)配置することが可能である。

30

【0093】

次に、検出器を直線状に並べない場合の補正法に関して、フラットパネルディテクタを用いたデジタルX線検査を用いた例を示す。フラットパネルディテクタを用いた検査装置は図10と同じであるが、フラットパネルディテクタ70の放射線検出器4は、例えば図15に示す2層目の放射線検出器4が横にずれた状態で1層目, 2層目, 3層目が非直線状に配置されている。このような放射線検出器4の多層配置においても、一部の放射線検出器4の劣化の確認、及び劣化放射線検出器の計測値に対する補正が可能となる。

【実施例5】

【0094】

本発明の他の実施例である放射線検査装置を、図16を用いて説明する。本実施例の放射線検査装置83はX線CT装置である。放射線検査装置83は、アーム86に設置されたX線源84, アーム86に設置された放射線検出部85, X線処理装置66及び断層像作成装置88を備える。アーム86は支柱87によって支えられる。X線源84と放射線検出部85は、相互間に被検診者17が入れる間隔で離れて配置され、相互に対向している。放射線検出部85には、フラットパネルディテクタ78と同様に、高さ方向及び幅方向に多数の放射線検出器4がされ、かつX線源84に対向する面から奥行き方向にも放射線検出器4が直線状に三層に渡って配置される。アーム86は、詳細な機構が示されていないが、X線源84及び放射線検出部85がベッド16上に横たわっている被検診者17の周囲を旋回するように回転することができる。

40

【0095】

50

放射線検査装置 8 3 を用いた検査について説明する。被検診者 1 7 はベッド 1 6 上に横たわった状態で X 線源 8 4 と放射線検出部 8 5 との間に位置している。X 線源 8 4 から放出された X 線は、被検診者 1 7 に照射されて被検診者 1 7 の体内を透過する。この透過した X 線は放射線検出部 8 5 の各放射線検出器 4 で検出される。アーム 8 6 の回転装置（図示せず）によって、X 線源 8 4 及び放射線検出部 8 5 が被検診者 1 7 の周囲を回転する（被検診者 1 7 のある 1 断面に対し 180° または 360° ）。各放射線検出器 4 から出力された X 線の測定信号は、それぞれの X 線信号処理装置 6 6 に入力される。X 線信号処理装置 6 6 はその測定信号に基づいて X 線強度を求める。コンピュータ 1 1 は、その X 線強度に基づいて、回転する X 線源 8 4 の位置と回転する放射線検出部 8 5 の X 線源 8 4 に対向する位置との間における、被検診者 1 7 の体内での X 線減衰率を算出する。この線減弱係数は記憶装置 1 2 に記憶する。

10

【0096】

コンピュータ 1 1 は、放射線検出部 8 5 の X 線源 8 4 に対向する面から直線状に三層配置された各放射線検出器 4 について検出効率の実測値の比を実施例 1 のステップ 5 1 と同様に算出し、引続いて実施例 1 のステップ 5 2, 5 3, 5 4 及び 5 5 の処理を実行する。ステップ 5 2 の処理で、算出された各検出効率の実測値の比と検出効率の理論値の比との差が設定範囲内にあると判定された場合には、コンピュータ 1 1 は、記憶装置 1 2 に記憶された検出器間と線源の間の X 線の減衰率から、先に示したフィルタードバックプロジェクション法 (Filtered Back Projection Method) などを用いて各ボクセルの線減弱係数を求め、その値を CT 値に変換する。ステップ 5 2 の処理で、上記の差が設定範囲内にな

20

【0097】

本実施例は、実施例 4 で得られる効果を得ることができる。

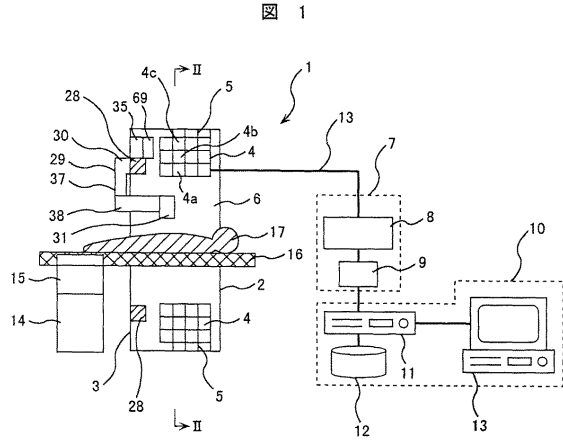
【符号の説明】

【0098】

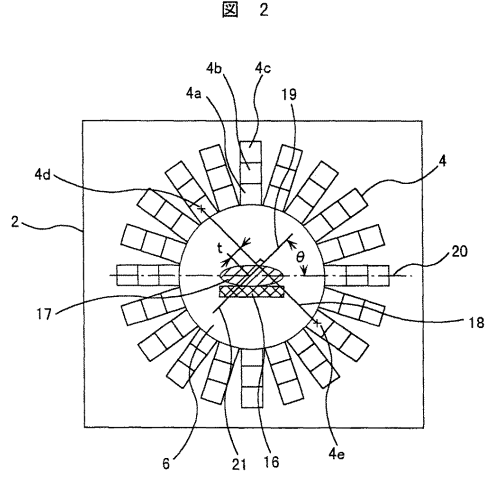
1, 1 A, 1 B, 7 5, 8 3 ... 放射線検査装置、2, 2 A, 2 B ... 撮像装置、3 ... ケーシング、4 ... 放射線検出器、5 ... 放射線検出器支持板、6 ... 孔部、7 ... 信号処理装置、8 ... 線弁別装置、9 ... 同時計数装置、10, 8 8 ... 断層像作成装置、11 ... コンピュータ、14 ... 被検診者保持装置、16 ... ベッド、27 ... コリメータ、28 ... ガイドレール、29, 29 A, 29 B ... 較正線源装置、30 ... 較正線源駆動装置、31, 31 A ... 較正線源、33, 33 A ... 線源、35 ... 駆動装置制御装置、37, 37 A, 37 B ... 較正線源周方向移動装置、38 ... アーム、60, 76, 84 ... X 線源、61 ... 信号弁別装置、62 ... 切替スイッチ、66 ... X 線信号処理装置、69 ... 線源制御装置、78 ... フラットパネルディテクタ、80 ... X 線像作成装置。

30

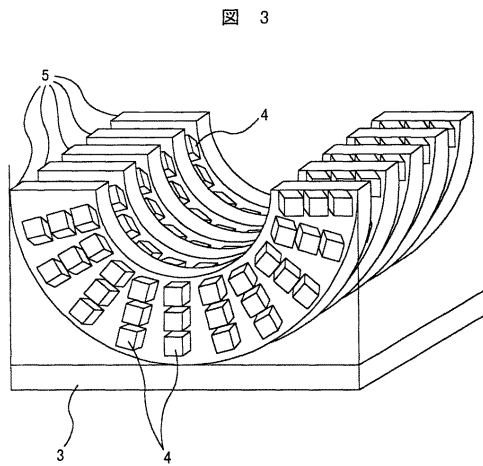
【図1】



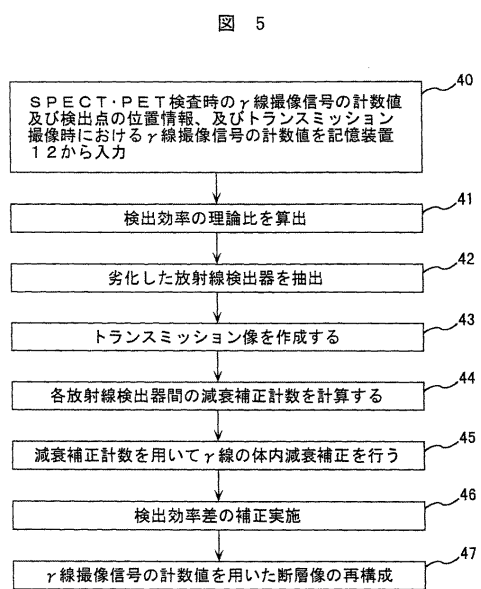
【図2】



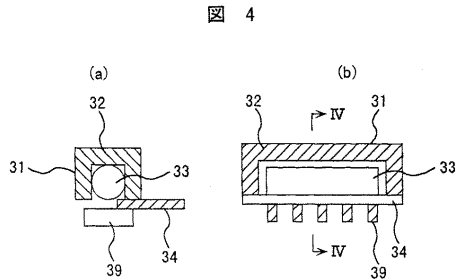
【図3】



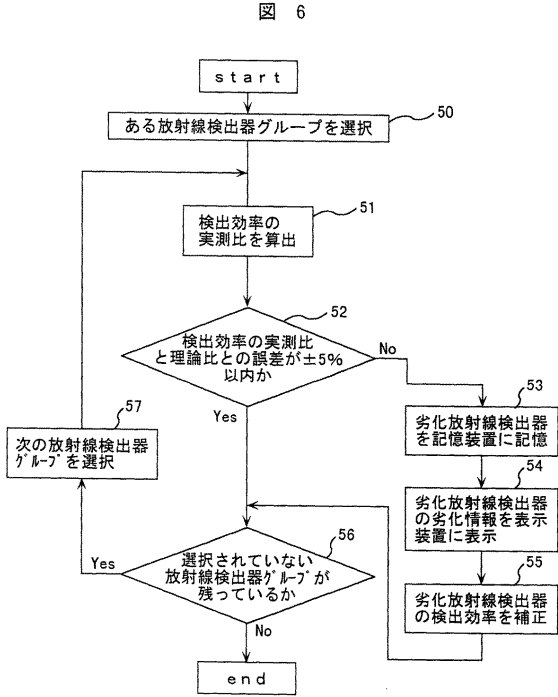
【図5】



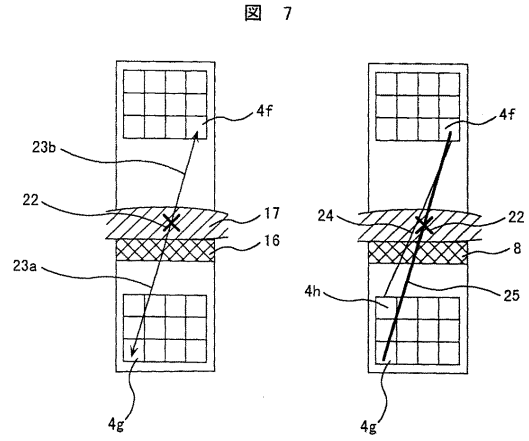
【図4】



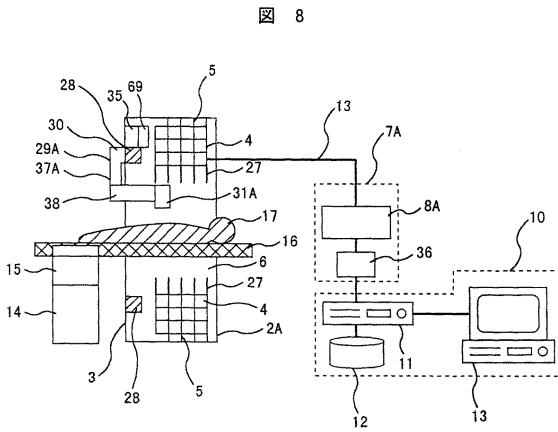
【図6】



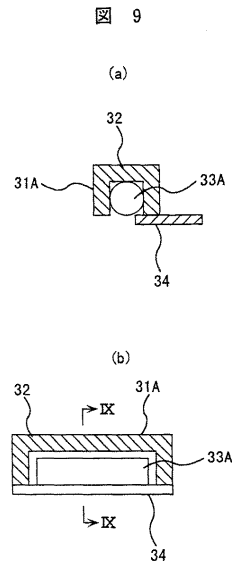
【図7】



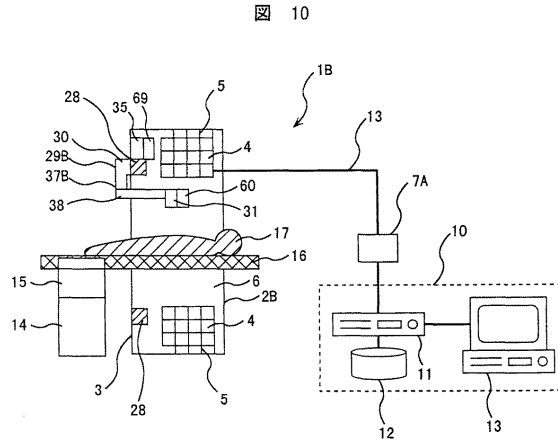
【図8】



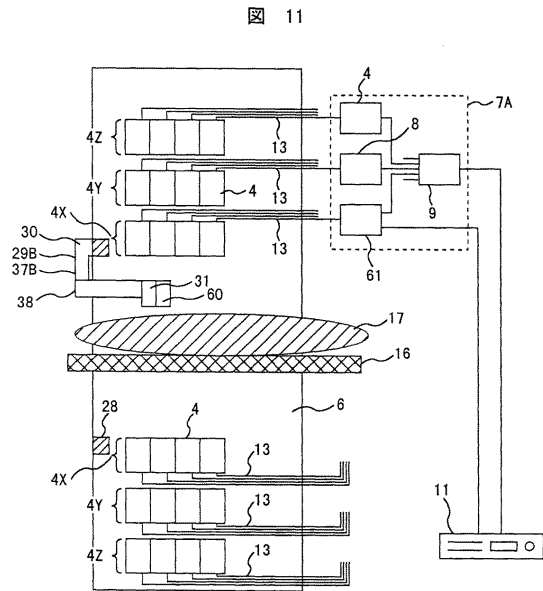
【図9】



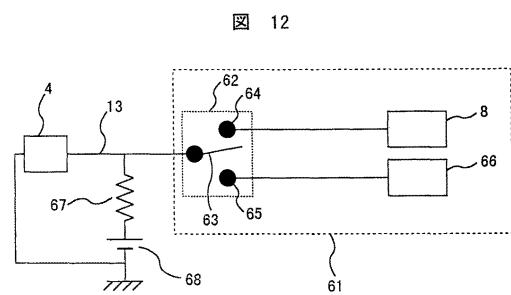
【図10】



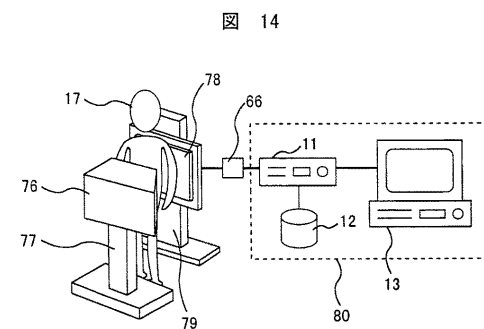
【図11】



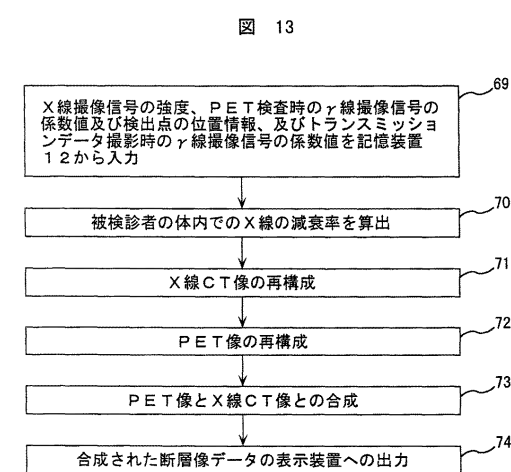
【図12】



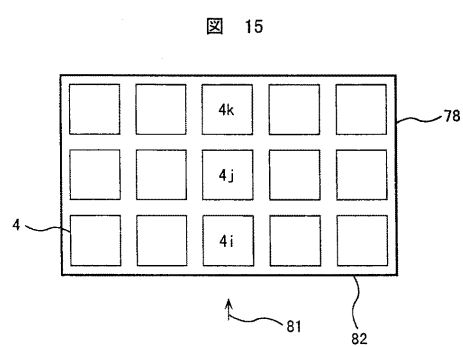
【図14】



【図13】

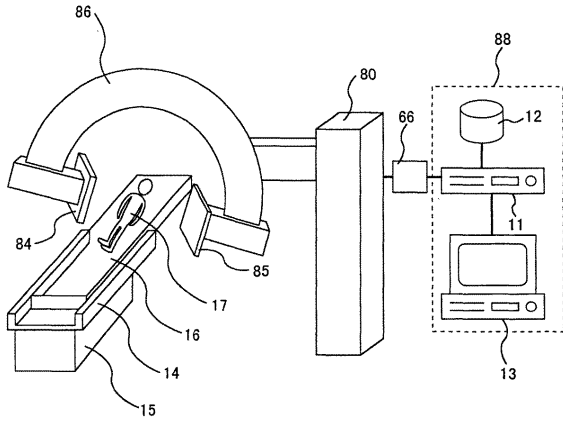


【図15】



【 図 16 】

図 16



フロントページの続き

- (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
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (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
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (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
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (72)発明者 竹内 一浩
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (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
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電
- (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
機開発研究所内 株式会社 日立製作所 電力・電

審査官 青木 洋平

- (56)参考文献 特開平11-344568(JP,A)
特開平07-084056(JP,A)
特開平05-302979(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/161