

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2012年2月9日(09.02.2012)

PCT



(10) 国際公開番号
WO 2012/018036 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) G01T 1/17 (2006.01)
G01T 1/161 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/067737
- (22) 国際出願日: 2011年8月3日(03.08.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-175461 2010年8月4日(04.08.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社東芝 (Kabushiki Kaisha Toshiba) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目1番1号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (Toshiba Medical Systems Corporation) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 高山 卓三 (TAKAYAMA, Takuzo) [JP/JP]; 〒3248550 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 Tochigi (JP).

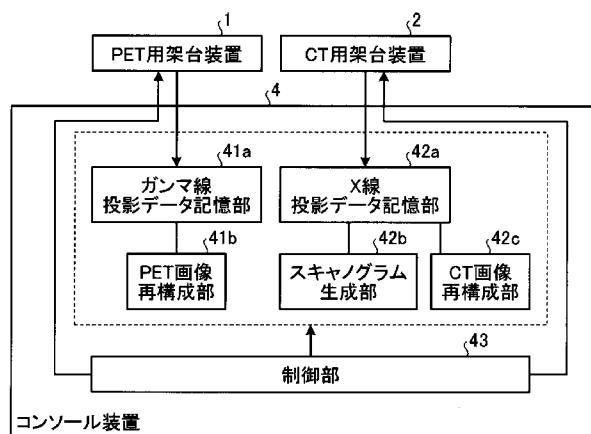
- (74) 代理人: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: RADIOLOGICAL DIAGNOSTIC DEVICE AND CONTROL METHOD

(54) 発明の名称: 放射線診断装置および制御方法

[図6]



- 1 PET MOUNTING DEVICE
2 CT MOUNTING DEVICE
4 CONSOLE DEVICE
41a GAMMA RAY PROJECTION DATA STORAGE UNIT
41b PET IMAGE RECONSTRUCTION UNIT
42a X-RAY PROJECTION DATA STORAGE UNIT
42b SCANOGRAM GENERATION UNIT
42c CT IMAGE RECONSTRUCTION UNIT
43 CONTROL UNIT

(57) Abstract: The disclosed radiological diagnostic device is provided with a CT mounting device (2), a PET mounting device (1), and a control unit (43). The CT mounting device (2) has an X-ray tube and an X-ray detector for reconstructing X-ray CT images. Further, the PET mounting device (1) has multiple photodetectors for reconstructing nuclear medicine images and an FE circuit connected downstream of the multiple photodetectors. Also, the control unit (43) performs controls so as to stop or decrease output from the multiple photodetectors to the FE circuit during the emission of X-rays from the X-ray tube.

(57) 要約: 実施例の放射線診断装置は、CT用架台装置(2)と、PET用架台装置(1)と、制御部(43)とを備える。CT用架台装置(2)は、X線CT画像を再構成するためのX線管およびX線検出器を有する。また、PET用架台装置(1)は、核医学画像を再構成するための複数の光検出器および複数の光検出器の後段に接続されるFE回路を有する。そして、制御部(43)は、X線管からのX線照射時において、複数の光検出器からFE回路への出力を停止、または低減させるように制御する。



(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR,
GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,
NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI
(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：放射線診断装置および制御方法

技術分野

[0001] 本発明の実施の形態は、放射線診断装置および制御方法に関する。

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なうことができる医用画像診断装置として、シングルフォトンエミッションCT装置（SPECT装置、SPECT：Single Photon Emission computed Tomography）や、ポジトロンエミッションCT装置（PET装置、PET：Positron Emission computed Tomography）などの核医学イメージング装置が知られている。具体的には、核医学イメージング装置は、生体組織に選択的に取り込まれた同位元素または標識化合物から放射されるガンマ線を検出器により検出し、検出したガンマ線の線量分布を画像化した核医学画像を再構成する装置である。

[0003] また、近年、核医学イメージング装置と、被検体の生体組織における形態情報を画像化するX線CT（CT；Computed Tomography）装置とが一体化された装置（例えば、PET-CT装置やSPECT-CT装置など）が実用化されている。なお、X線CT装置は、X線管とX線検出器とを被検体の体軸を中心に回転させながら、X線管から被検体に対してX線を照射し、被検体を透過したX線を検出することで、X線照射部位における被検体の組織形態が描出された画像（X線CT画像）を再構成する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 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

[0005] しかしながら、X線CT装置からは、PET装置やSPECT装置で検出

されるガンマ線より多くのX線が発生する。すなわち、PET-CT装置やSPECT-CT装置では、X線CT画像の撮影時に、X線CT装置にて発生したX線の散乱線がガンマ線の検出器に入射することとなる。入射した散乱線は、核医学画像撮影における計測のダイナミックレンジを超える場合がある。計測のダイナミックレンジを超える場合、ガンマ線の検出器に接続される回路には、負荷がかかってしまう。

課題を解決するための手段

[0006] 実施の形態の放射線診断装置は、第1の架台部と、第2の架台部と、制御部とを備える。第1の架台部は、X線CT画像を再構成するためのX線管およびX線検出器を有する。第2の架台部は、核医学画像を再構成するための複数の光検出器および当該複数の光検出器の後段に接続される回路を有する。制御部は、前記X線管からのX線照射時において、前記複数の光検出器から前記回路への出力を停止、または低減させるように制御する。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]図1は、実施例1に係るPET-CT装置の全体構成を説明するための図である。

[図2]図2は、CT用架台装置の構成を説明するための図である。

[図3]図3は、PET用架台装置の構成を説明するための図である。

[図4]図4は、PET検出器モジュールを説明するための図である。

[図5A]図5Aは、FE回路の構成を説明するための図(1)である。

[図5B]図5Bは、FE回路の構成を説明するための図(2)である。

[図6]図6は、コンソール装置の構成を説明するための図である。

[図7A]図7Aは、実施例1に係る制御部を説明するための図(1)である。

[図7B]図7Bは、実施例1に係る制御部を説明するための図(2)である。

[図8]図8は、実施例1に係るPET-CT装置の処理を説明するためのフローチャートである。

[図9]図9は、実施例1に係る制御部の制御処理の変形例を説明するための図である。

[図10]図10は、実施例2に係る制御部を説明するための図である。

[図11]図11は、実施例2に係るPET-CT装置の処理を説明するためのフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0008] 以下、添付図面を参照して、放射線診断装置の実施例を詳細に説明する。
なお、以下では、放射線診断装置として、PET (Positron Emission computed Tomography) 装置とX線CT (Computed Tomography) 装置とが一体化されたPET-CT装置を、実施例として説明する。

実施例 1

[0009] まず、実施例1に係るPET-CT装置の全体構成について、図1を用いて説明する。図1は、実施例1に係るPET-CT装置の全体構成を説明するための図である。

[0010] 図1に示すように、実施例1に係るPET-CT装置は、PET用架台装置1と、CT用架台装置2と、寝台3と、コンソール装置4とを有する。

[0011] CT用架台装置2は、被検体Pを透過したX線を検出することで、X線CT画像を再構成するためのX線投影データや、撮影計画の立案に用いられるスキャノグラムを生成するためのX線投影データを生成する装置である。図2は、CT用架台装置の構成を説明するための図である。

[0012] CT用架台装置2は、図2に示すように、X線管21、X線検出器22、回転フレーム23およびDAS24などを有する。X線管21は、X線ビームを発生し、発生したX線ビームを被検体Pに照射する装置である。X線検出器22は、X線管21に対向する位置にて、被検体Pを透過したX線を検出する装置である。具体的には、X線検出器22は、被検体Pを透過したX線の2次元強度分布のデータ（2次元X線強度分布データ）を検出する2次元アレイ型検出器である。より具体的には、X線検出器22は、複数チャンネル分のX線検出素子を配してなる検出素子列が被検体Pの体軸方向に沿って複数列配列されている。

[0013] 回転フレーム23は、X線管21とX線検出器22とを対向する位置にて

支持する。D A S 2 4 は、「Data Acquisition System」であり、X線検出器 2 2 により検出された 2 次元 X 線強度分布データを収集する。そして、D A S 2 4 は、収集した 2 次元 X 線強度分布データに対して、増幅処理や A / D 変換処理などを行なって、X 線投影データを生成する。そして、D A S 2 4 は、X 線投影データを図 1 に示すコンソール装置 4 に送信する。

[0014] 図 1 に戻って、P E T 用架台装置 1 は、被検体 P に投与された陽電子放出核種を取り込んだ組織から放出される一対のガンマ線を検出することで、P E T 画像を再構成するためのガンマ線投影データを生成する装置である。図 3 は、P E T 用架台装置の構成を説明するための図である。

[0015] P E T 用架台装置 1 は、図 3 に示すように、P E T 検出器を構成する複数の P E T 検出器モジュール 1 1、F E (Front End) 回路 1 2 および同時計数回路 1 3 などを有する。P E T 検出器モジュール 1 1 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。P E T 検出器は、複数の P E T 検出器モジュール 1 1 が、被検体 P の周囲をリング状に取り囲むように配置されることで構成される。なお、複数の P E T 検出器モジュール 1 1 は、リング状に配置される場合に限定されるものではない。例えば、P E T 検出器は、複数の P E T 検出器モジュール 1 1 がパーシャルリング状に配置される場合であっても良い。或いは、例えば、P E T 検出器は、平板上に配列された複数の P E T 検出器モジュール 1 1 が 2 組、被検体 P を挟んで、配置される場合であっても良い。図 4 は、P E T 検出器モジュールを説明するための図である。

[0016] 例えば、P E T 検出器モジュール 1 1 は、図 4 に示すように、シンチレータ 1 1 a と、光検出器としての光電子増倍管 (P M T : Photomultiplier Tube) 1 1 c と、ライトガイド 1 1 b とを有するアンガー型の検出器である。

[0017] シンチレータ 1 1 a 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 N a I (Sodium Iodide) や B G O (Bismuth Germanate)、L Y S O (Lutetium Yttrium Oxyorthosilicate)、L S O (Lutetium Oxyorthosilicate)、L G S O (Lutetium Gadolinium Oxyorthosilicate)

などが、図4に示すように、2次元に複数個配列されている。また、光電子増倍管11cは、シンチレータ11aから出力された可視光を増倍して電気信号に変換する装置であり、図4に示すように、ライトガイド11bを介して稠密に複数個配置されている。ライトガイド11bは、シンチレータ11aから出力された可視光を光電子増倍管11cに伝達するために用いられ、光透過性に優れたプラスチック素材などからなる。

[0018] なお、光電子増倍管11cは、シンチレーション光を受光し光電子を発生させる光電陰極、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から成っている。光電効果により光電陰極から放出された電子は、ダイノードに向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100万にまで達する。かかる例では、光電子増倍管11cの利得率は、100万倍となる。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600ボルト以上の高電圧が印加される。

[0019] このように、PET検出器モジュール11は、ガンマ線をシンチレータ11aにより可視光に変換し、変換した可視光を光電子増倍管11c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进行数する。

[0020] FE回路12は、複数のPET検出器モジュール11それぞれが有する複数の光電子増倍管11cそれぞれの後段に接続され、同時計数回路13の前段に接続される。FE回路12は、光電子増倍管11cが出力した電気信号のアナログ波形データから同時計数回路13の処理に用いられる各種デジタルデータを生成する。図5Aおよび図5Bは、FE回路の構成を説明するための図である。

[0021] FE回路12は、図5Aに示すように、アナログ波形整形回路12aと、位置弁別回路12bと、エネルギー計測回路12cと、タイミング計測回路12dとを有する。アナログ波形整形回路12aは、光電子増倍管11cが

出力した電気信号のアナログ波形データの波形整形処理を行なう。具体的には、アナログ波形整形回路 1 2 a は、図 5 B の左図に示すアナログ波形データに対して演算処理（積分処理および微分処理）を行なう。これにより、アナログ波形整形回路 1 2 a は、図 5 B の右図に示すように、波高がエネルギーとなるデータを生成する。そして、アナログ波形整形回路 1 2 a は、位置弁別回路 1 2 b およびエネルギー計測回路 1 2 c に生成したデータを出力する。

[0022] 位置弁別回路 1 2 b は、ガンマ線の入射位置を弁別する。具体的には、位置弁別回路 1 2 b は、シンチレータ 1 1 a から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 1 1 c の位置と、アナログ波形整形回路 1 2 a が生成したデータにて計測されるエネルギーとから重心位置を演算することで、ガンマ線の入射位置（シンチレータ 1 1 a の位置）を決定する。そして、位置弁別回路 1 2 b は、決定したガンマ線の入射位置のデジタルデータを同時計数回路 1 3 に出力する。

[0023] エネルギー計測回路 1 2 c は、アナログ波形整形回路 1 2 a が生成したデータから、エネルギーを計測する。そして、エネルギー計測回路 1 2 c は、計測したエネルギーのデジタルデータを同時計数回路 1 3 に出力する。

[0024] また、タイミング計測回路 1 2 d は、図 5 B の左図に示すアナログ波形データから、ガンマ線が検出された時間（タイミング）を計測する。例えば、タイミング計測回路 1 2 d は、図 5 B の左図に示すアナログ波形データにて、所定の電圧値を超えた時点をガンマ線の検出時間として計測する。そして、タイミング計測回路 1 2 d は、検出時間のデジタルデータを同時計数回路 1 3 に出力する。

[0025] 図 3 に戻って、同時計数回路 1 3 は、F E 回路 1 2 から出力された各種デジタルデータから、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、同時計数回路 1 3 は、F E 回路 1 2 から出力された各種デジタルデータから、ガンマ線の入射タイミング（検出時間）が一定時間の時間ウィンドウ幅以内にあり、エネルギーが

ともに一定のエネルギーウィンドウ幅にある組み合わせを検索 (Coincidence Finding) する。例えば、 2 nsec の時間ウィンドウ幅と、 $350\text{ keV} \sim 550\text{ keV}$ のエネルギーウィンドウ幅とが、検索条件として設定される。そして、同時計数回路 13 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。そして、同時計数回路 13 は、同時計数情報を PET 画像再構成用のガンマ線投影データとして図 1 に示すコンソール装置 4 に送信する。なお、2つの消滅フォトンと同時に計数した2つの検出位置を結ぶ線は、LOR (Line of Response) と呼ばれる。また、同時計数情報は、コンソール装置 4 にて生成される場合であってもよい。

[0026] 図 1 に戻って、寝台 3 は、被検体 P を載せるベッドである。寝台 3 は、コンソール装置 4 を介して受け付けた PET-CT 装置の操作者からの指示に基づいて、CT 用架台装置 2 および PET 用架台装置 1 それぞれの撮影口に順次移動される。

[0027] すなわち、PET-CT 装置は、寝台 3 を移動させることで、最初に、X線 CT 画像の撮影を行ない、その後、PET 画像の撮影を行なう。例えば、PET-CT 装置は、X線 CT 画像を撮影時に、CT 用架台装置 2 の回転フレーム 23 を回転させながら寝台 3 を移動させることで、被検体 P の撮影部位を X 線により螺旋状にスキャンするヘリカルスキャンを実行する。また、PET-CT 装置は、被検体 P の撮影部位が PET 用架台装置 1 の撮影口内に挿入されるように寝台 3 を移動させることで、PET 画像を撮影する。

[0028] なお、PET-CT 装置による検査では、回転フレーム 23 を固定させた状態で X 線管 21 から X 線を照射しながら寝台 3 を移動させることで、被検体 P の全身を体軸方向に沿ってスキャンしたスキャノグラムが撮影される。そして、被検体 P のスキャノグラムを参照した操作者は、X 線 CT 画像および PET 画像の撮影計画を立案する。

[0029] コンソール装置 4 は、操作者からの指示を受け付けて PET-CT 装置における撮影処理を制御する装置である。図 6 は、コンソール装置の構成を説

明するための図である。

- [0030] 図6に示すように、コンソール装置4は、ガンマ線投影データ記憶部41aと、PET画像再構成部41bと、X線投影データ記憶部42aと、スキヤノグラム生成部42bと、CT画像再構成部42cとを有する。さらに、コンソール装置4は、図6に示すように、制御部43を有する。
- [0031] X線投影データ記憶部42aは、DAS24から送信されたX線投影データを記憶する。具体的には、X線投影データ記憶部42aは、スキヤノグラムを生成するためのX線投影データや、X線CT画像を再構成するためのX線投影データを記憶する。
- [0032] スキヤノグラム生成部42bは、X線投影データ記憶部42aが記憶するスキヤノグラムを生成するためのX線投影データから、スキヤノグラムを生成する。CT画像再構成部42cは、X線投影データ記憶部42aが記憶する再構成用のX線投影データを、例えば、FBP (Filtered Back Projection) 法により逆投影処理することで、X線CT画像を再構成する。
- [0033] すなわち、スキヤノグラム生成部42bは、PET-CT装置を用いた全身検査において撮影計画を立案するためのスキヤノグラムを生成する。そして、CT画像再構成部42cは、PET-CT装置を用いた全身検査において、撮影計画により決定された撮影条件（例えば、スライス幅など）に基づいて、生成されたX線投影データから、被検体Pの体軸方向に直交する複数の断面を撮影した複数のX線CT画像を再構成する。
- [0034] ガンマ線投影データ記憶部41aは、同時計数回路13から送信されたガンマ線投影データを記憶する。PET画像再構成部41bは、ガンマ線投影データ記憶部41aが記憶するガンマ線投影データから、例えば、MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization) 法や、OSEM (Ordered Subset MLEM) 法などの逐次近似法によりPET画像を再構成する。
- [0035] 制御部43は、PET-CT装置全体の処理を制御する。具体的には、制御部43は、PET用架台装置1およびCT用架台装置2を制御することで、PET-CT装置による撮影を制御する。また、制御部43は、ガンマ線

投影データ記憶部 4 1 a が記憶するデータを用いた P E T 画像再構成部 4 1 b の処理を制御する。また、制御部 4 3 は、X 線投影データ記憶部 4 2 a が記憶するデータを用いたスキノグラム生成部 4 2 b および C T 画像再構成部 4 2 c の処理を制御する。なお、制御部 4 3 は、図示しない入出力装置から操作者の指示を受け付ける。また、制御部 4 3 は、図示しない入出力装置にて、操作者が指示を入力するための G U I (Graphical User Interface) や、スキノグラム、X 線 C T 画像および P E T 画像を表示するように制御する。

[0036] 以上、実施例 1 に係る P E T - C T 装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、実施例 1 に係る P E T - C T 装置は、X 線 C T 画像および P E T 画像の撮影を行なう。

[0037] P E T 画像撮影時にて、被検体 P の組織に取り込まれた陽電子放出核種から放出されたガンマ線を計測する場合、P E T 検出器モジュール 1 1 にて計測されるガンマ線の計測率 (c p s : count per sec) は、通常、3 0 0 M ~ 5 0 0 M c p s の範囲にある。また、上述したように、光電子増倍管 1 1 c には、高電圧が印加されている。このため、電源を O F F の状態の光電子増倍管 1 1 c の電源を O N とした場合、光電子増倍管 1 1 c の出力が安定するまでには、例えば、2 時間程度要する。したがって、通常、光電子増倍管 1 1 c に対しては、高電圧が供給されたままの状態になっている。

[0038] ところで、スキノグラムや X 線 C T 画像の撮影時には、X 線管 2 1 で発生した X 線の散乱線が、P E T 検出器モジュール 1 1 に入射する。高電圧が供給されたままの状態にある P E T 検出器モジュール 1 1 は、X 線の散乱線についても計測を行なう。そして、散乱線を計測したデータは、光電子増倍管 1 1 c から F E 回路 1 2 に出力される。しかし、かかる散乱線の計測率は、P E T 画像撮影時と比較して、1 0 0 倍から 1 0 0 0 倍以上となる場合がある。

[0039] このため、アナログ波形整形回路 1 2 a は、散乱線に由来する電気信号のアナログ波形データに対しても処理を行なうこととなるが、高い計測率のた

めに、演算処理の途中で次々とアナログ波形データが入力される。すなわち、F E回路12において、処理対象となるデータが積み重なる(pile up)することとなる。このため、アナログ波形整形回路12aなどに対して負荷がかかり、F E回路12が故障してしまう場合がある。

[0040] そこで、本実施例1に係るP E T - C T装置は、以下、詳細に説明する制御部43の制御を行なう。

[0041] すなわち、制御部43は、X線管21からのX線照射時において、複数の光電子増倍管11cからF E回路12への出力を停止させるように制御する。具体的には、制御部43は、X線管21からのX線照射時において、複数の光電子増倍管11cからの出力を接地するように制御する。図7Aおよび図7Bは、実施例1に係る制御部を説明するための図である。

[0042] 例えば、本実施例1においては、P E T用架台装置1に、図7Aに示すように、複数の光電子増倍管11cそれぞれからF E回路12への出力配線をバイパスするバイパス配線14と、スイッチ15と、接地線16とが設けられる。スイッチ15は、バイパス配線14と接地線16とを接続したり、バイパス配線14と接地線16との接続を解除したりするために用いられる。

[0043] そして、制御部43は、例えば、スキャノグラム撮影開始からX線C T画像撮影終了の期間、図7Aに示すように、バイパス配線14と接地線16とを接続するようにスイッチ15を制御する。これにより、複数の光電子増倍管11cすべての出力は、接地(GND : Ground)される。

[0044] 一方、制御部43は、X線管21からのX線照射が終了すると、P E T画像の撮影のために、図7Bに示すように、バイパス配線14と接地線16との接続が解除されるようにスイッチ15を制御する。これにより、複数の光電子増倍管11cすべての出力は、F E回路12に出力される。

[0045] 次に、図8を用いて、実施例1に係るP E T - C T装置の処理について説明する。図8は、実施例1に係るP E T - C T装置の処理を説明するためのフローチャートである。

[0046] 図8に示すように、実施例1に係るP E T - C T装置は、操作者からスキ

ャノグラムの撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS 1 0 1）。ここで、スキャノグラムの撮影要求を受け付けない場合（ステップS 1 0 1 否定）、P E T - C T装置は、待機状態となる。

[0047] 一方、スキャノグラムの撮影要求を受け付けた場合（ステップS 1 0 1 肯定）、制御部4 3は、複数の光電子増倍管1 1 cからの出力を接地させるように制御する（ステップS 1 0 2）。その後、制御部4 3がC T用架台装置2を制御することで、スキャノグラム撮影が実行され、スキャノグラム生成部4 2 bは、スキャノグラムを生成する。

[0048] そして、制御部4 3は、X線C T画像の撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS 1 0 3）。ここで、X線C T画像の撮影要求を受け付けない場合（ステップS 1 0 3 否定）、P E T - C T装置は、待機状態となる。一方、X線C T画像の撮影要求を受け付けた場合（ステップS 1 0 3 肯定）、制御部4 3は、X線C T画像の撮影が実行されるようにC T用架台装置2を制御する（ステップS 1 0 4）。これにより、C T画像再構成部4 2 cは、X線C T画像を再構成する。

[0049] そして、制御部4 3は、P E T画像の撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップS 1 0 5）。ここで、P E T画像の撮影要求を受け付けない場合（ステップS 1 0 5 否定）、P E T - C T装置は、待機状態となる。

[0050] 一方、P E T画像の撮影要求を受け付けた場合（ステップS 1 0 5 肯定）、制御部4 3は、複数の光電子増倍管1 1 cからの出力をF E回路1 2に出力させるように制御する（ステップS 1 0 6）。そして、制御部4 3は、P E T画像の撮影が実行されるようにP E T用架台装置1を制御し（ステップS 1 0 7）、処理を終了する。なお、スキャノグラムの撮影要求、X線C T画像の撮影要求およびP E T画像の撮影要求は、コンソール装置4が有する入出力装置を操作者が操作するごとに制御部4 3に転送される。

[0051] 上述してきたように、実施例1では、C T用架台装置2は、X線C T画像を再構成するためのX線管2 1およびX線検出器2 2を有する。また、P E T用架台装置1は、核医学画像（P E T画像）を再構成するための複数の光

電子増倍管 1 1 c および複数の光電子増倍管 1 1 c の後段に接続される F E 回路 1 2 を有する。そして、制御部 4 3 は、X 線管 2 1 からの X 線照射時において、複数の光電子増倍管 1 1 c から F E 回路 1 2 への出力を停止させるように制御する。具体的には、制御部 4 3 は、X 線管 2 1 からの X 線照射時において、複数の光電子増倍管 1 1 c からの出力を接地するように制御する。

[0052] したがって、実施例 1 によれば、X 線の散乱線を計測したデータが F E 回路 1 2 へ出力されないようにすることができる。その結果、実施例 1 によれば、X 線散乱による故障を回避することが可能となる。

[0053] なお、上記の実施例 1 では、X 線管 2 1 からの X 線照射時において、複数の光電子増倍管 1 1 c から F E 回路 1 2 への出力がすべて停止される場合について説明した。しかし、本実施例 1 は、X 線管 2 1 からの X 線照射時において、複数の光電子増倍管 1 1 c から F E 回路 1 2 への出力が低減される場合であってもよい。

[0054] すなわち、制御部 4 3 は、X 線管 2 1 からの X 線照射時において、複数の光電子増倍管 1 1 c の一部からの出力を接地するように制御する。具体的には、制御部 4 3 は、X 線管 2 1 からの X 線照射時において、複数の光電子増倍管 1 1 c の中で、C T 用架台装置 2 に近接する複数の光電子増倍管 1 1 c からの出力を接地するように制御する。図 9 は、実施例 1 に係る制御部の制御処理の変形例を説明するための図である。

[0055] なお、図 9 に示す図は、図 1 に示す P E T - C T 装置を俯瞰した場合の概略図である。図 9 に示すように、P E T - C T 装置では、寝台 3 に沿って、P E T 用架台装置 1 と C T 用架台装置 2 とが並列に配置される。かかる場合、P E T 用架台装置 1 内の複数の光電子増倍管 1 1 c は、C T 用架台装置 2 に近接したグループと、C T 用架台装置 2 から離れたグループとに分類することができる。例えば、図 4 に示す P E T 検出器モジュール 1 1 は、光電子増倍管 1 1 c が、寝台 3 の長手方向沿って 2 列、配列されている。かかる場合、C T 用架台装置 2 に近接したグループは、図 9 に示す点線の矩形にある

複数の光電子増倍管 11c となる。

[0056] 本変形例における制御部 43 は、図 9 に示す点線の矩形にある複数の光電子増倍管 11c を接地制御処理の対象とする。例えば、CT 用架台装置 2 に近接する複数の光電子増倍管 11c に出力配線にのみにバイパス配線 14 を設けることで、制御部 43 は、接地制御処理を行なう。

[0057] このように、本変形例では、X 線の散乱線が入射する確率が高い光電子増倍管 11c からの出力を X 線照射時において接地するように制御する。その結果、X 線の散乱線の計数率を低減することができるので、X 線散乱による故障を回避することが可能となる。

[0058] なお、上記した変形例は、複数の光電子増倍管 11c から選択された一部の光電子増倍管 11c からの出力を接地するように制御する場合であってもよい。例えば、光電子増倍管 11c が 500 個ある場合、任意に選択された半分の 250 個の光電子増倍管 11c に対して、バイパス配線 14 を設ける場合であってもよい。かかる場合でも、X 線の散乱線の計数率を低減することができるので、X 線散乱による故障を回避することが可能となる。

実施例 2

[0059] 実施例 2 では、実施例 1 と異なる方法により、複数の光電子増倍管 11c から FE 回路 12 への出力が停止される場合について、図 10 を用いて説明する。なお、図 10 は、実施例 2 に係る制御部を説明するための図である。

[0060] 実施例 2 に係る PET-CT 装置のコンソール装置 4 は、図 6 を用いて説明した実施例 1 に係る PET-CT 装置のコンソール装置 4 と同様に構成されるが、制御部 43 の制御処理が実施例 1 と異なる。

[0061] 実施例 2 に係る制御部 43 は、X 線管 21 からの X 線照射時において、FE 回路 12 への電源供給を停止するように制御する。すなわち、制御部 43 は、図 10 に示すように、FE 回路用電源 17 の ON/OFF を制御する。例えば、制御部 43 は、スキャノグラム撮影開始から X 線 CT 画像撮影終了の期間、FE 回路用電源 17 を OFF とする。一方、制御部 43 は、X 線管 21 からの X 線照射が終了すると、PET 画像の撮影のために、FE 回路用

電源 17 を ON とする。

[0062] 次に、図 11 を用いて、実施例 2 に係る PET-CT 装置の処理について説明する。図 11 は、実施例 2 に係る PET-CT 装置の処理を説明するためのフローチャートである。

[0063] 図 11 に示すように、実施例 2 に係る PET-CT 装置は、操作者からスキャノグラムの撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S201）。ここで、スキャノグラムの撮影要求を受け付けない場合（ステップ S201 否定）、PET-CT 装置は、待機状態となる。

[0064] 一方、スキャノグラムの撮影要求を受け付けた場合（ステップ S201 肯定）、制御部 43 は、FE 回路用電源 17 から FE 回路 12 への電源供給を停止するように制御する（ステップ S202）。その後、制御部 43 が CT 用架台装置 2 を制御することで、スキャノグラム撮影が実行され、スキャノグラム生成部 42b は、スキャノグラムを生成する。

[0065] そして、制御部 43 は、X 線 CT 画像の撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S203）。ここで、X 線 CT 画像の撮影要求を受け付けない場合（ステップ S203 否定）、PET-CT 装置は、待機状態となる。一方、X 線 CT 画像の撮影要求を受け付けた場合（ステップ S203 肯定）、制御部 43 は、X 線 CT 画像の撮影が実行されるように CT 用架台装置 2 を制御する（ステップ S204）。これにより、CT 画像再構成部 42c は、X 線 CT 画像を再構成する。

[0066] そして、制御部 43 は、PET 画像の撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S205）。ここで、PET 画像の撮影要求を受け付けない場合（ステップ S205 否定）、PET-CT 装置は、待機状態となる。

[0067] 一方、PET 画像の撮影要求を受け付けた場合（ステップ S205 肯定）、制御部 43 は、FE 回路用電源 17 から FE 回路 12 への電源供給が開始されるように制御する（ステップ S206）。そして、制御部 43 は、PET 画像の撮影が実行されるように PET 用架台装置 1 を制御し（ステップ S207）、処理を終了する。

- [0068] 上述してきたように、実施例2では、制御部43は、X線管21からのX線照射時において、FE回路12への電源供給を停止するように制御する。
- [0069] したがって、実施例2によれば、X線の散乱線を計測したデータがFE回路12にて処理されないようにすることができる。その結果、実施例2によれば、X線散乱による故障を回避することが可能となる。なお、FE回路12へ供給される電圧は、低電圧であるため、FE回路12の出力は、電源供給再開後、短時間で安定する。
- [0070] なお、上記の実施例1および2では、スキャノグラム撮影開始からX線CT画像撮影終了時の期間、接地制御処理や電源供給の停止処理が行なわれる場合について説明した。ここで、スキャノグラム撮影では、通常、X線CT画像撮影より低線量のX線が照射される。したがって、スキャノグラム撮影時に用いられるX線量をFE回路12のダイナミックレンジを超えないように調整することが可能である。かかる場合、制御部43は、X線CT画像撮影期間のみに、接地処理や電源供給の停止処理を行なう。また、上記の実施例1および2では、PET検出器モジュール11が、光検出器として複数の光電子増倍管11cを有する場合について説明した。しかし、上記の実施例1および2は、PET検出器モジュール11が、光電子増倍管11cの代わりに、半導体素子を用いた光検出器を有する場合であっても適用可能である。かかる光検出器としては、例えば、半導体素子アレイとしてアバランシェフォトダイオード（APD：Avalanche Photodiode）を用いたシリコンフォトマルチプライヤー（SiPM：Silicon Photomultiplier）が挙げられる。
- [0071] なお、上記の実施例1および2では、PET-CT装置にて接地制御処理や電源供給の停止処理が行なわれる場合について説明した。しかし、上記の実施例1および2にて説明した接地制御処理や電源供給の停止処理は、PET装置と同様の検出器が用いられるSPECT装置とX線CT装置とが一体化したSPECT-CT装置においても適用可能である。
- [0072] なお、実施例1および2で説明した制御方法は、あらかじめ用意された制

御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータで実行することによって実現することができる。このプログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、このプログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク（FD）、CD-ROM、MO、DVDなどのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

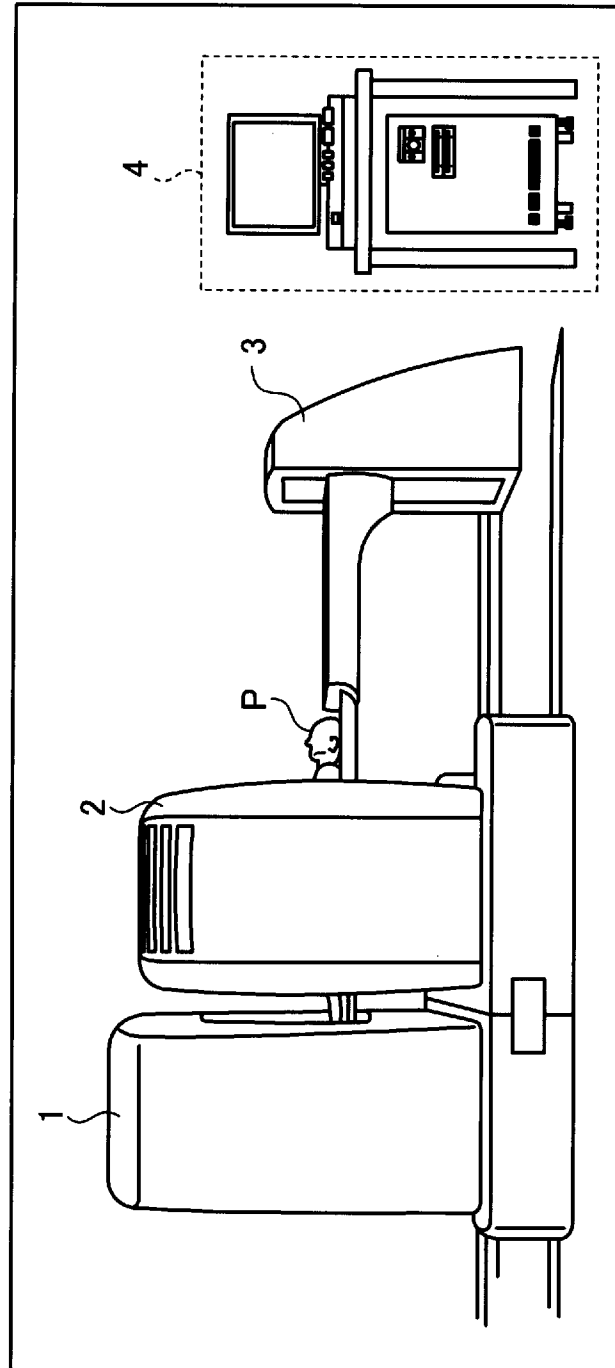
[0073] 以上、説明したとおり、実施例1および2によれば、X線散乱による故障を回避することが可能となる。

[0074] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

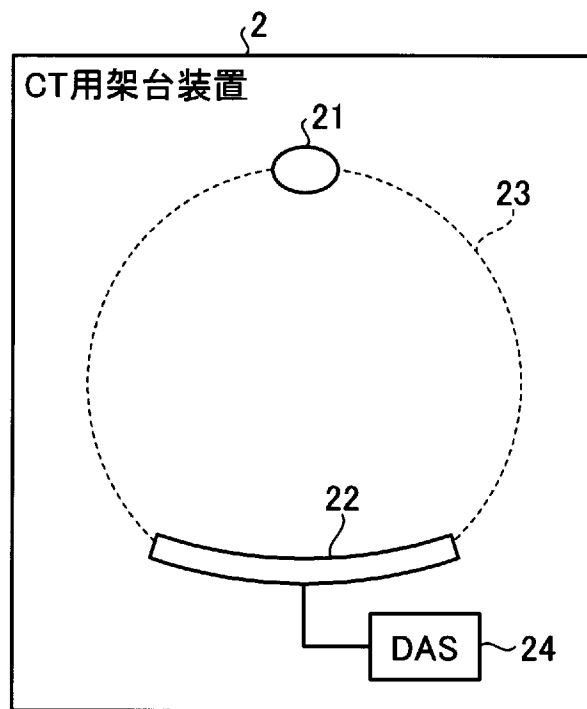
請求の範囲

- [請求項1] X線C T画像を再構成するためのX線管およびX線検出器を有する第1の架台部と、
- 核医学画像を再構成するための複数の光検出器および当該複数の光検出器の後段に接続される回路を有する第2の架台部と、
- 前記X線管からのX線照射時において、前記複数の光検出器から前記回路への出力を停止、または低減させるように制御する制御部と、
- を備える、放射線診断装置。
- [請求項2] 前記制御部は、前記X線管からのX線照射時において、前記複数の光検出器からの出力を接地するように制御する、請求項1に記載の放射線診断装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記X線管からのX線照射時において、前記複数の光検出器の一部からの出力を接地するように制御する、請求項1に記載の放射線診断装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記X線管からのX線照射時において、前記複数の光検出器の中で、前記第1の架台部に近接する複数の光検出器からの出力を接地するように制御する、請求項3に記載の放射線診断装置。
- [請求項5] 前記制御部は、前記X線管からのX線照射時において、前記回路への電源供給を停止するように制御する、請求項1に記載の放射線診断装置。
- [請求項6] 制御部が、X線管からのX線照射時において、核医学画像を再構成するための複数の光検出器から、当該複数の光検出器の後段に接続される回路への出力を停止、または低減させるように制御する、ことを含む制御方法。

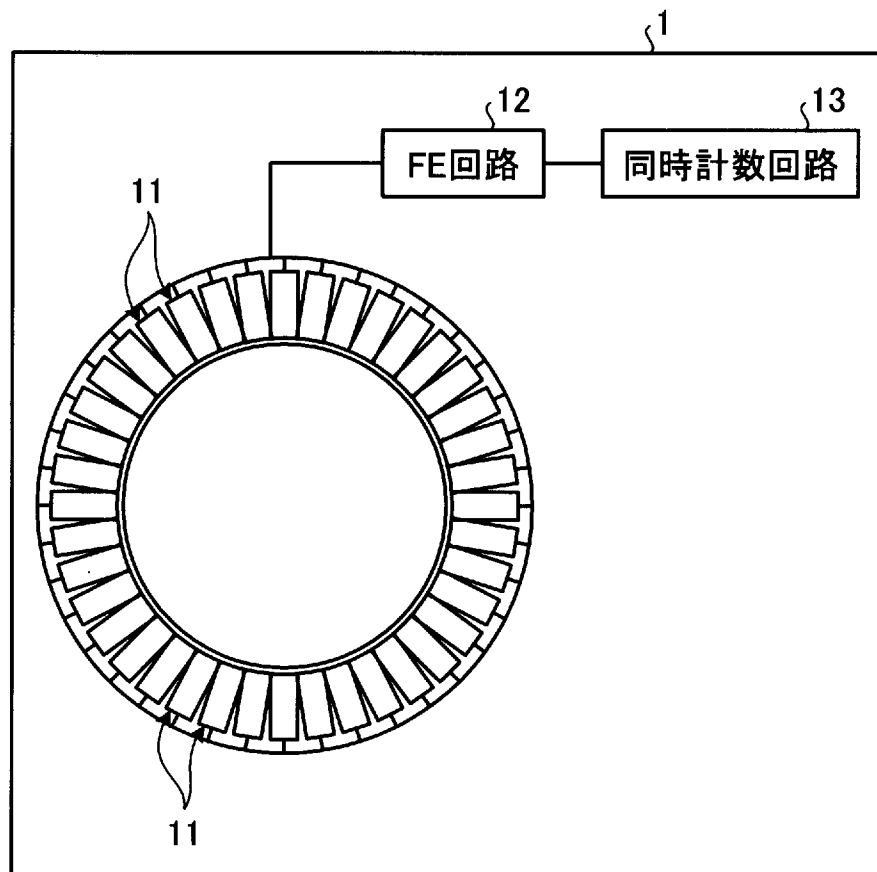
[図1]



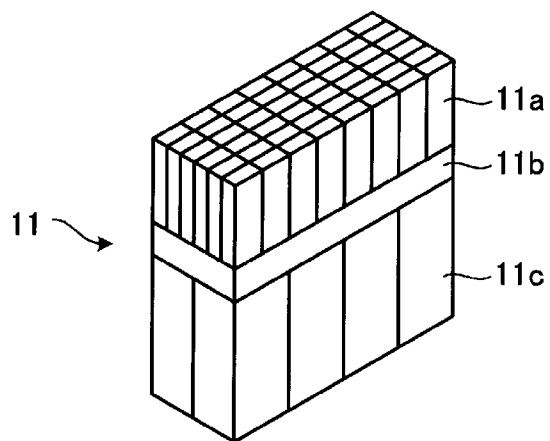
[図2]



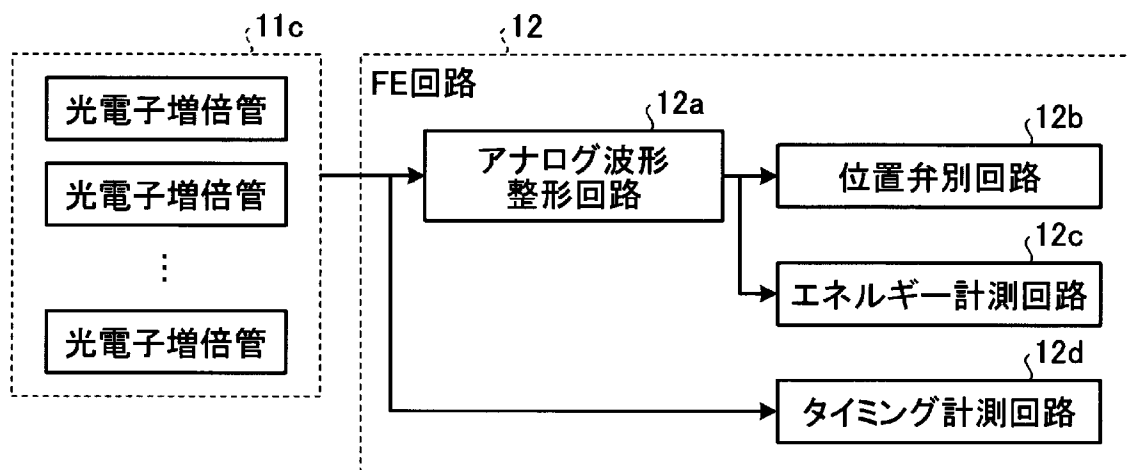
[図3]



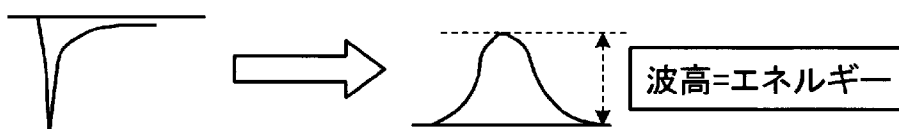
[図4]



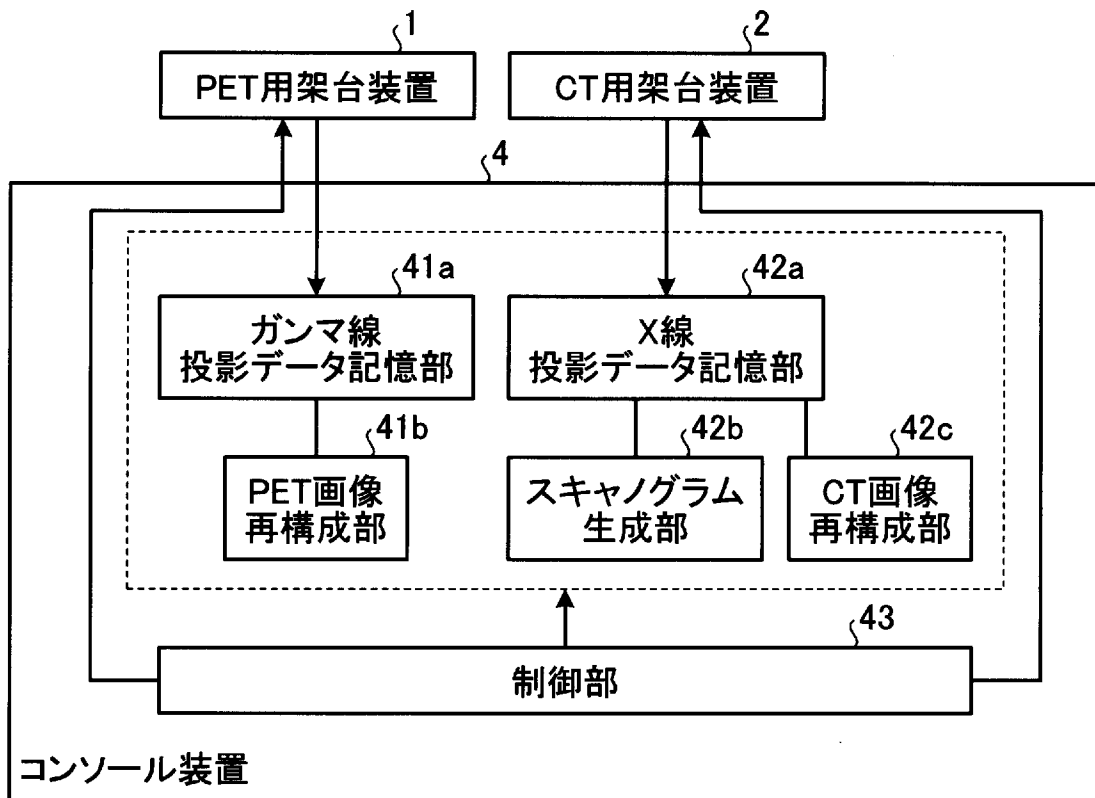
[図5A]



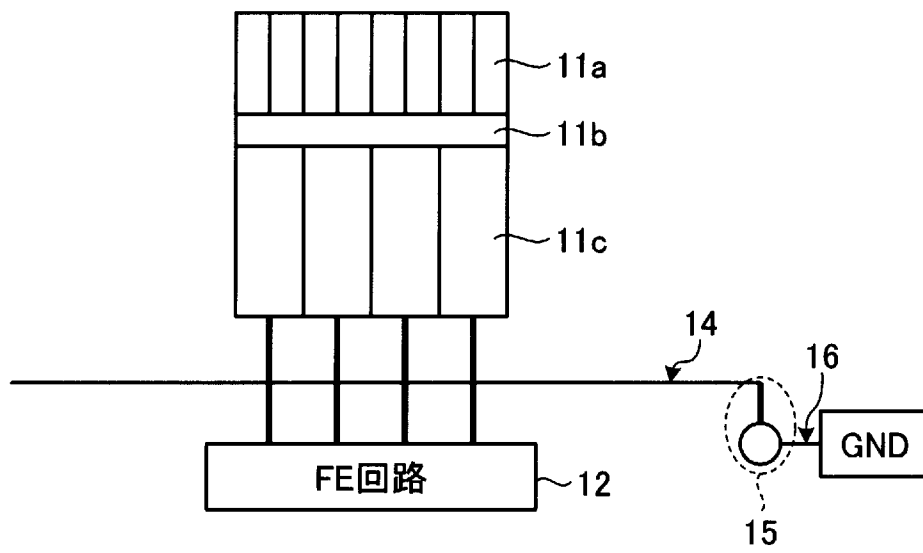
[図5B]



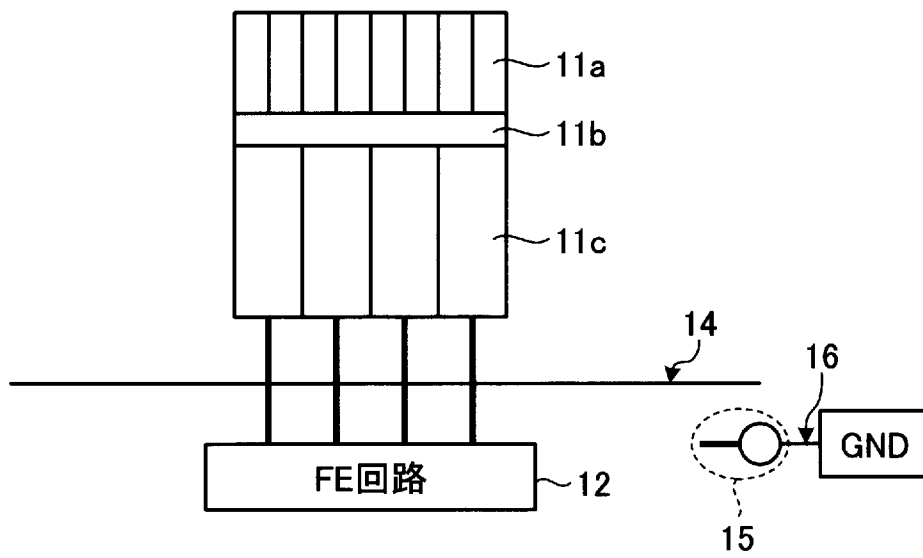
[図6]



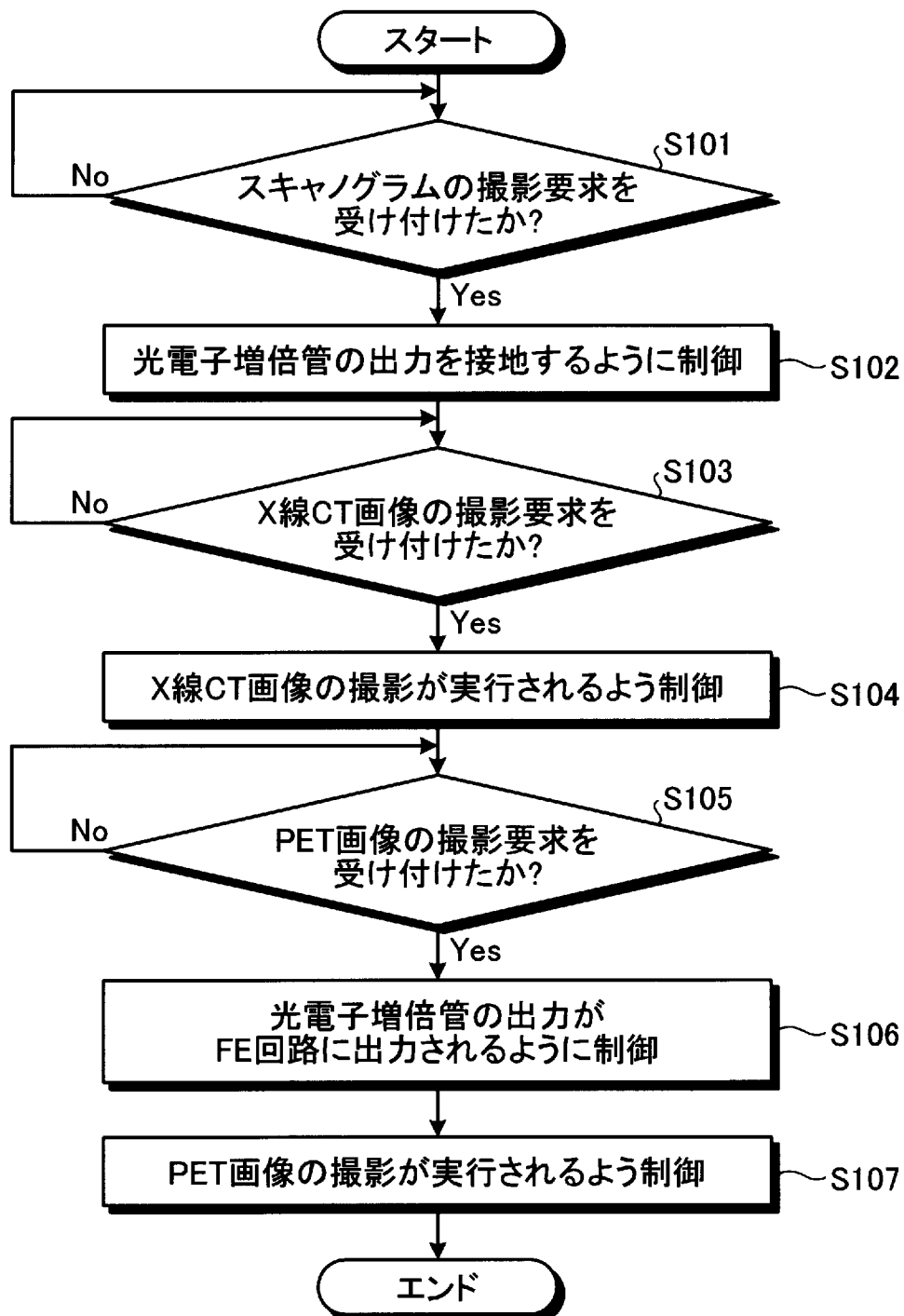
[図7A]



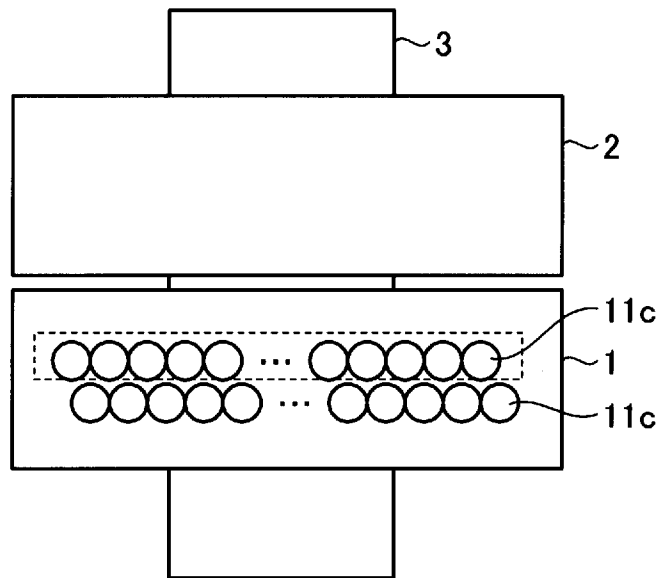
[図7B]



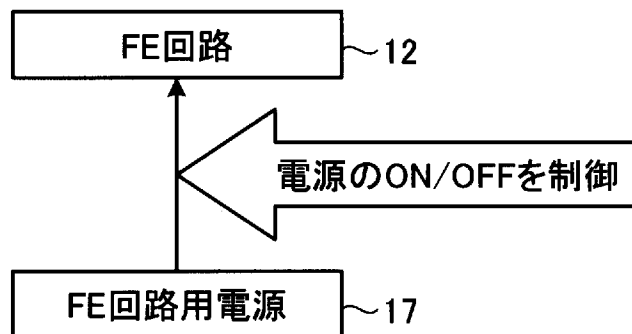
[図8]



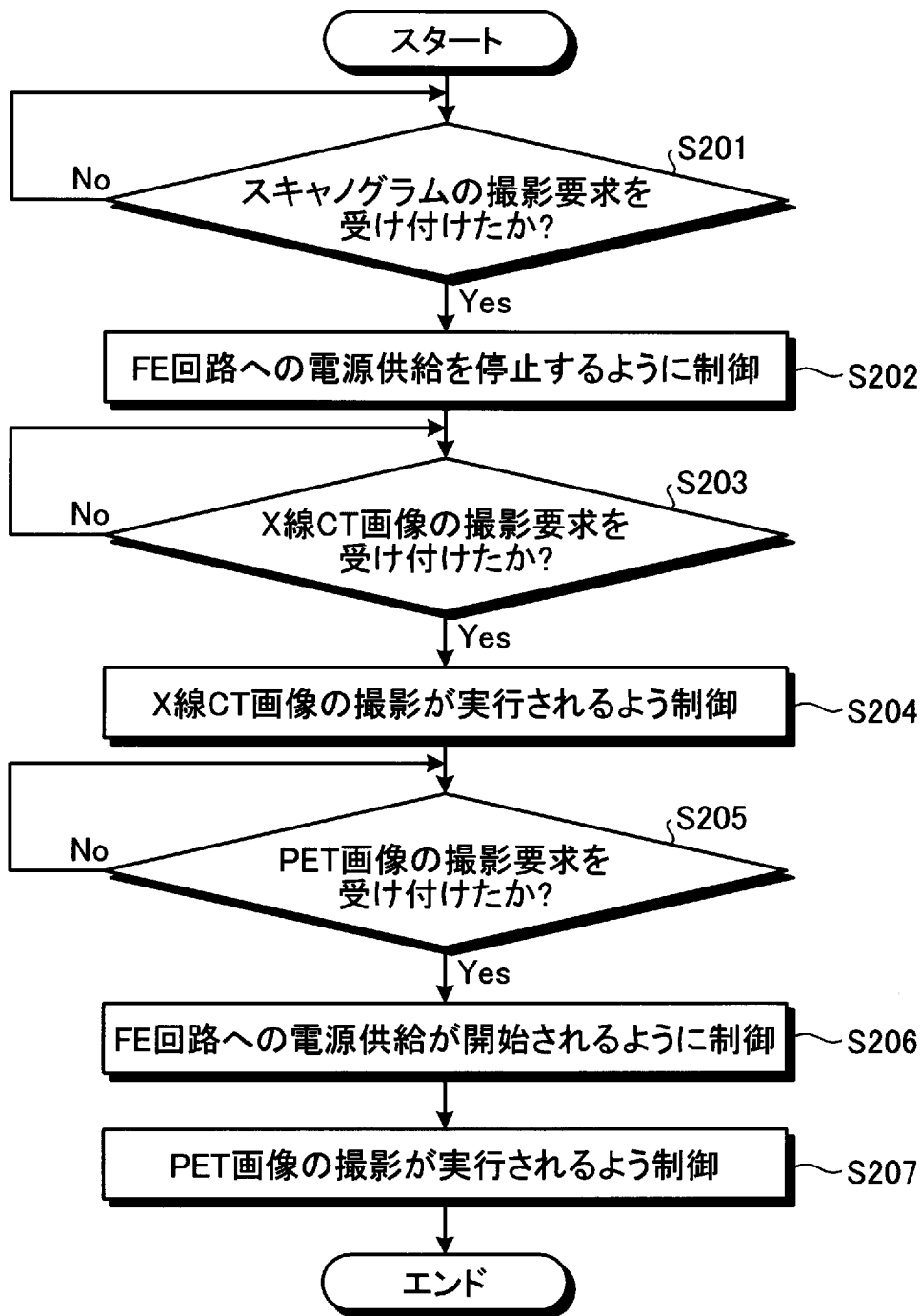
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/067737

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01) i, G01T1/161(2006.01) i, G01T1/17(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/03, G01T1/161, G01T1/17

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2005-106809 A (Hitachi, Ltd.), 21 April 2005 (21.04.2005), paragraphs [0074] to [0078] (Family: none)	1, 5, 6 2-4
A	JP 2006-17532 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 19 January 2006 (19.01.2006), paragraphs [0036] to [0037] (Family: none)	1-6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 October, 2011 (18.10.11)Date of mailing of the international search report
01 November, 2011 (01.11.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03(2006.01)i, G01T1/161(2006.01)i, G01T1/17(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/03, G01T1/161, G01T1/17

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2005-106809 A（株式会社日立製作所）2005.04.21, 【0074】～【0078】 （ファミリーなし）	1, 5, 6 2 - 4
A	JP 2006-17532 A（ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー）2006.01.19, 【0036】～【0037】 （ファミリーなし）	1 - 6

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 8 . 1 0 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

0 1 . 1 1 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊藤 昭治

2 Q

4 0 7 7

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2