

(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
2014年7月17日(17.07.2014)



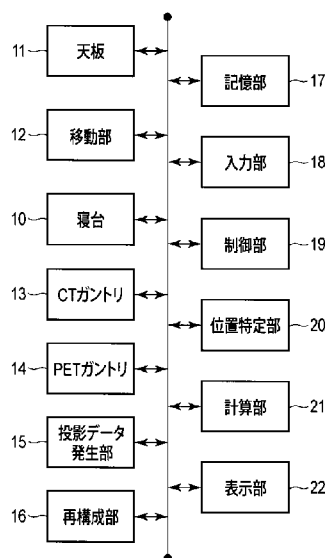
(10) 国際公開番号
WO 2014/109338 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) *G01T 1/161* (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/050163
- (22) 国際出願日: 2014年1月8日(08.01.2014)
- (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 2013-001259 2013年1月8日(08.01.2013) JP
特願 2014-001586 2014年1月8日(08.01.2014) JP
- (71) 出願人: 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: 山田 泰誠 (YAMADA, Yasunobu); 〒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 知的財産部内 Tochigi (JP). 森野 克人 (MORINO, Katsuhito); 〒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 知的財産部内 Tochigi (JP). 小森 智康 (KOMORI, Tomoyasu); 〒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 知的財産部内 Tochigi (JP). 松浦 正和 (MATSUURA, Masakazu); 〒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 知的財産部内 Tochigi (JP). 安田 寿 (YASUDA, Hisashi); 〒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 知的財産部内 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勤銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: MEDICAL IMAGE DIAGNOSTIC DEVICE, NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC DEVICE, X-RAY CT DEVICE, AND BED DEVICE

(54) 発明の名称: 医用画像診断装置、核医学診断装置、X線CT装置、及び寝台装置



- 10 Bed
- 11 Top plate
- 12 Movement unit
- 13 CT gantry
- 14 PET gantry
- 15 Projection data generation unit
- 16 Reconstruction unit
- 17 Storage unit
- 18 Input unit
- 19 Control unit
- 20 Position determination unit
- 21 Calculation unit
- 22 Display unit

(57) Abstract: The objective of the present invention is to be able to move a predetermined position of a phantom placed on a top plate to a center position of an effective field of view of a nuclear medicine diagnostic device. A subject is placed on a top plate (11). A bed (10) supports the top plate (11). A first gantry (13) comprises an X-ray generation unit and an X-ray detection unit that revolve around the top plate (11). A second gantry (14) comprises a gamma-ray detector that detects gamma-rays emitted from the subject. On the basis of a first position which indicates the center position of the effective field of view in the first gantry (13) and a second position which indicates the center position of the effective field of view in the second gantry (14), a movement unit (12) moves the top plate (11) relative to the second position.

(57) 要約: 天板に載置されたファントムの所定の位置を核医学診断装置の有効視野の中心位置に移動可能にすること。天板11は被検体を載置する。寝台10は天板11を支持する。第1ガントリ13は、天板11の周りを回転するX線発生部とX線検出部とを有する。第2ガントリ14は、被検体から放出されるガンマ線を検出するガンマ線検出器を有する。移動部12は、第1ガントリ13における有効視野の中心位置を示す第1位置と、第2ガントリ14における有効視野の中心位置を示す第2位置とに基づいて、第2位置に対して相対的に天板11を移動させる。



(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, BN, 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, IR, IS, KE, KG, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, KM, 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：

医用画像診断装置、核医学診断装置、X線CT装置、及び寝台装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態は、医用画像診断装置、X線CT装置、核医学診断装置、及び寝台装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、医療技術の進歩に伴って、X線CT (Computed Tomography) 装置とPET (Positron Emission Tomography) 装置とを組み合わせたPET-CT装置及びX線CT装置とSPECT装置 (Single-Photon Emission Computed Tomograph) 装置とを組み合わせたSPECT-CT装置などのX線CT装置と核医学診断装置とを組み合わせた医用画像診断装置が急速に普及している。このような医用画像診断装置において、CT装置は、撮影部位の解剖学的な位置を反映した形態画像を発生する。一方、核医学診断装置は、体内の生化学的および生理学的な機能や代謝情報を反映した機能画像を発生する。X線CT装置と核医学診断装置とを組み合わせた医用画像診断装置は、形態画像と機能画像とを融合したフュージョン画像を発生する。形態画像と機能画像とは、相補的な関係を有する。そのため、フュージョン画像は、より高精度な患者の診断のための画像となる。

[0003] 高精度なフュージョン画像を発生するためには、X線CT装置と核医学診断装置とによる測定が高精度に行われる必要がある。例えば、核医学診断装置においては、ガンマ線検出器の校正作業が正確に行われる必要がある。校正作業を正確に行うために、校正に用いるファントムを正確に核医学診断装置の有効視野の中心位置に設定する必要がある。

[0004] しかしながら、従来、天板へのファントムの設置は、投光器をガイドとした操作者の手作業により行われている。そのため、ファントムが、実際の有

効視野の中心位置に設置されていない場合があり、校正作業が正確に行えない場合があった。また、実際に被検体を核医学診断装置で撮影する場合において、被検体の設置は、投光器をガイドとした操作者の天板操作等で調整している。そのため、被検体が、実際の有効視野の中心位置に設置されていない場合があり、正確に測定できない可能性がある。

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 目的は、天板に載置されたファントム及び被検体の所定の位置を核医学診断装置の有効視野の中心位置に移動可能な医用画像診断装置、X線CT装置、核医学診断装置、及び寝台装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 本実施形態による医用画像診断装置は、被検体を載置するための天板と、前記天板を支持する寝台と、前記天板の周りを回転するX線発生部とX線検出部とを有する第1ガントリと、前記被検体から放出されるガンマ線を検出するガンマ線検出器を有する第2ガントリと、前記第1ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第1位置と、前記第2ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第2位置とに基づいて、前記第2位置に対して相対的に前記天板を移動させる移動部と、を具備することを特徴とする

発明の効果

[0007] 天板に載置されたファントムの所定の位置を核医学診断装置の有効視野の中心位置に移動させることができる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図1は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置の構成の一例を示す構成図である。

[図2]図2は、第1の実施形態に係り、第1、第2ガントリ、寝台、及び天板の位置関係の一例を示す斜視図である。

[図3]図3は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置における移動部の構成

の一例を示す構成図である。

[図4]図4は、第1の実施形態に係り、天板及び寝台の外観の一例を示す外観図である。

[図5]図5は、第1の実施形態に係り、ガンマ線検出器の校正等に用いられるファントムの一例を示す斜視図である。

[図6]図6は、第1の実施形態に係り、第1の天板位置調整動作の手順の一例を示すフローチャートである。

[図7]図7は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置の記憶部に記憶されている第1ズレ量と計算部により計算される第2ズレ量とを説明するための説明図である。

[図8]図8は、第2の実施形態に係る医用画像診断装置における移動部の構成の一例を示す構成図である。

[図9]図9は、第2の実施形態に係り、第1、第2ガントリ、寝台、及び天板の位置関係の一例を示す斜視図である。

[図10]図10は、第2の実施形態に係り、第2の天板位置調整動作の手順の一例を示すフローチャートである。

[図11]図11は、第3の実施形態に係る医用画像診断装置1を用いた被検体の撮影手順の一例を示すフローチャートである。

[図12]図12は、ステップS43の手順の一例を示すフローチャート図である。

[図13]図13は、計算部21により計算される第3ズレ量を説明するための説明図である。

[図14]図14は、第4の実施形態に係るX線CT装置の構成の一例を示す構成図である。

[図15]図15は、第5の実施形態に係る核医学診断装置の構成の一例を示す構成図である。

[図16]図16は、第6の実施形態に係る寝台装置の構成の一例を示す構成図である。

発明を実施するための形態

[0009] 以下、図面を参照しながら本発明に係る第1及び第2の実施形態に係る医用画像診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

[0010] 第1及び第2の実施形態では、説明を簡単にするため、医用画像診断装置の一例として、核医学診断装置である陽電子放出コンピュータ断層撮影（Positron Emission computed Tomography：以下、PETと呼ぶ）装置とX線コンピュータ断層撮影（Computed Tomography：以下、CTと呼ぶ）装置とを組み合わせたPET-CT装置について説明する。なお、第1の実施形態は、核医学診断装置である単光子放出コンピュータ断層撮影（Single Photon Emission Computed Tomography：以下、SPECTと呼ぶ）装置とCT装置とを組み合わせたSPECT-CT装置に対しても適用が可能である。また、他の核医学診断装置とCT装置とを組み合わせた医用画像診断装置1に対しても適用が可能である。

[0011] （第1の実施形態）

図1は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1の構成の一例を示す構成図である。図1に示すように、本医用画像診断装置1は、寝台10、天板11、移動部12、第1ガントリ13（以下、CTガントリ13と呼ぶ）、第2ガントリ14（以下、PETガントリ14と呼ぶ）、投影データ発生部15、再構成部16、記憶部17、入力部18、制御部19、位置特定部20、計算部21、及び表示部22を有する。

[0012] 寝台10は、ファントムが載置される天板11を直交3軸に関して移動可能に支持する。直交3軸とは、例えば、天板11の短軸と、天板11の長軸、及び短軸と長軸とに直交する直交軸とで定義されるものとする。以下、天板11の長軸に沿った方向を長軸方向と呼ぶ。また、天板11の短軸に沿った方向を短軸方向と呼ぶ。また、天板11の直交軸に沿った方向を直交軸方

向と呼ぶ。

[0013] 移動部 12 は、後述する制御部 19 による制御に従って、後述する P E T ガントリ 14 の有効視野の中心位置（以下、P E T 中心位置と呼ぶ）に対して、相対的に天板 11 を移動させる。移動部 12 の詳細な機能の説明は後述する。

[0014] C T ガントリ 13 は、X線発生部とX線検出部とを有する。X線発生部は、高電圧発生器とX線管とを有する。X線管とX線検出部とは、天板 11 を挟んで対向して配置される。高電圧発生器は、X線管に印加する管電圧と、X線管に供給する管電流とを発生する。X線管は、高電圧発生器からの管電圧の印加および管電流の供給を受けて、X線の焦点からX線を放射する。X線検出部は、X線管から発生され被検体を透過したX線を検出する。X線検出部はX線の検出に応じて電気信号を発生する。X線管とX線検出部とは、天板 11 の周りを回転しながらX線発生とX線検出とをそれぞれ行う。

[0015] P E T ガントリ 14 は、ガンマ線検出器を有する。ガンマ線検出器は、例えば、天板 11 の周りにリング状に配列される。なお、P E T ガントリ 14 の代わりに S P E C T ガントリが用いられる場合は、ガンマ線検出器は、複数またはひとつのガンマカメラに搭載される。このとき、例えば、2つのガンマカメラが、天板 11 を挟んで対向して配置される。ガンマ線検出器は、被検体から放出されたガンマ線を検出する。ガンマ線検出器は、ガンマ線の検出に応じた電気信号を発生する。天板 11、寝台 10、C T ガントリ 13、及び P E T ガントリ 14 の位置関係の説明は後述する。

[0016] 投影データ発生部 15 は、X線検出部からの電気信号に対して、第 1 前処理を実行する。投影データ発生部 15 は、第 1 前処理を実行した電気信号に基づいて、投影データ（以下、C T 投影データと呼ぶ）を発生する。第 1 前処理とは、例えば、対数変換や感度補正、ビームハードニング補正等である。

[0017] 投影データ発生部 15 は、ガンマ線検出器からの電気信号に対して、所定の信号処理を実行する。投影データ発生部 15 は、所定の信号処理を実行し

た電気信号に基づいて、投影データ（以下、PET投影データと呼ぶ）を発生する。所定の信号処理とは、例えば、位置計算処理、エネルギー計算処理、同時計数処理、及び第2前処理等である。第2前処理とは、例えば、感度補正、ランダム補正、及び散乱線補正等である。これらの補正には、例えば、予め医用画像診断装置1の記憶部17に記憶されている各補正值が用いられる。各補正值は、ファントムのPET測定等で発生された値である。

[0018] 再構成部16は、CT投影データに基づいて、例えば、所定の断面に関するCT画像を再構成する。所定の断面とは、例えば、操作者から指定された断面等である。CT画像を構成する各画素に割り付けられた画素値は、例えば、X線の透過経路上の物質に関するX線減弱係数に応じたCT値を有する。

[0019] 再構成部16は、PET投影データに基づいて、例えば、CT画像の再構成断面と略同一位置の断面に関するPET画像を再構成する。PET画像を構成する各画素に割り付けられた画素値は、放射性同位元素の濃度に応じたカウント値に対応する。

[0020] 記憶部17は、半導体記憶素子であるFlash SSD (Solid State Disk) などの半導体記憶装置、HDD (Hard Disk Drive) 等である。記憶部17は、CT投影データとPET投影データとを記憶する。なお、記憶部17は、CT画像のデータをCT投影データと関連付けて記憶してもよい。また、記憶部17は、PET画像のデータをPET投影データと関連付けて記憶してもよい。

[0021] 記憶部17は、第1ズレ量のデータを記憶する。第1ズレ量は、CTガントリ13の有効視野の中心位置（以下、CT中心位置と呼ぶ）とPET中心位置との間の距離及び方向で表される。

[0022] 例えば、第1ズレ量は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1におけるX線発生部、X線検出部、及びガンマ線検出器の位置（例えばビュー角）に基づいて、予め決定される。具体的には、まず、所定の座標系（以下、座標系と呼ぶ）におけるX線管とX線検出部との位置関係に基づいて、CT中

心位置が決定される。次に、所定の座標系におけるガンマ線検出器の位置に基づいて、PET中心位置が決定される。第1ズレ量は、所定の座標系において決定されたCT中心位置とPET中心位置とに基づいて決定される。決定された第1ズレ量のデータは、記憶部17に記憶される。なお、第1ズレ量は、天板11に載置された同一被測定物に対するCT画像とPET画像とに基づいて決定されてもよい。なお、記憶部17は、ファントムの領域（以下、ファントム領域と呼ぶ）の形状と後述する特徴点の位置とを関連付けた位置対応表を記憶していてもよい。

[0023] 入力部18は、例えば、マウスやキーボードなどの入力デバイスを有している。なお、入力デバイスには、トラックボール、タッチパネル、及びスイッチ等が用いられてもよい。入力部18は、天板11の移動に関する指示を操作者から受け付けるための操作コンソールを有する。操作者は、操作コンソールを操作することにより、天板11を移動させることができる。入力部18は、医用画像診断装置1に対して、操作者による指示情報を入力するための、インターフェースとして機能する。

[0024] 制御部19は、CPU（Central Processing Unit）とメモリ回路等を有する。制御部19は、入力部18から入力された情報を受け取り、一時的にメモリ回路に入力情報を記憶する。そして、制御部19は、この入力情報に基づいて医用画像診断装置1の各部を制御する。

[0025] 具体的には、制御部19は、入力部18を介して操作者により入力された情報に基づいて、CT撮影条件とPET撮影条件とを設定する。CT撮影条件とは、例えば、管電圧、管電流等である。PET撮影条件とは、例えば、スキャン時間等である。制御部19は、設定された条件に従って、CTガントリ13とPETガントリ14とを制御する。制御部19は、後述する計算部21からの出力に基づいて移動部12を制御する。なお、制御部19は、入力部18を介して操作者により入力された移動指示に従って、移動部12を制御してもよい。制御部19による移動部12の制御方法の説明は後述する。

- [0026] 位置特定部 20 は、再構成されたファントムの CT 画像上において、ファントム領域における所定の位置（以下、特徴点と呼ぶ）を、所定の座標系に対して特定する。具体的には、位置特定部 20 は、例えば、CT 画像を構成する各ピクセル値のデータに対して閾値処理を実行することにより、ファントム領域を特定する。位置特定部 20 は、所定の座標系において、特定したファントムの領域における特徴点の位置座標を特定する。特徴点とは、操作者が所望する点である。特徴点は、後述する移動部 12 により PET 中心位置に移動される。
- [0027] 例えば、対称な断面形状を有するファントムをガンマ線検出器の校正等を使用する場合において、特徴点は、ファントム領域の中心位置である。なお、非対称な断面形状を有するファントムをガンマ線検出器の校正等を使用する場合において、特徴点は、ファントム領域の重心位置等である。
- [0028] なお、特徴点は、入力部 18 を介して操作者により入力された位置でもよい。具体的には、表示部 22 に表示されたファントムの CT 画像上で、操作者により PET 中心位置に移動される特徴点の位置が、入力部 18 のマウス等で入力される。位置特定部 20 は、所定の座標系において、CT 画像上に入力された特徴点の位置座標を特定する。なお、位置特定部 20 は、特徴点の位置を、特定したファントム領域の形状と位置対応表とに基づいて決定してもよい。
- [0029] 計算部 21 は、第 2 ズレ量を計算する。第 2 ズレ量は、PET 中心位置とファントムの領域における特徴点の位置との間の距離及び方向で表される。第 2 ズレ量の計算方法の説明は後述する。
- [0030] 表示部 22 は、再構成部 16 で再構成された PET 画像と、CT 画像と、PET 画像と CT 画像とを融合したフュージョン画像とのうち、少なくとも 1 つを表示する。なお、表示部 22 は、計算部 21 で計算された第 2 ズレ量を表示してもよい。また、表示部 22 は、ファントムの断面に関する CT 画像を表示してもよい。
- [0031] 次に、第 1 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 における天板 11、寝台

10、CTガントリ13、及びPETガントリ14の位置関係について図2を参照して説明する。図2は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1において、第1、第2ガントリ、寝台10、及び天板11における側面の位置関係の一例を示す側面図である。図2に示すように、CTガントリ13は、天板11が移動される略円筒形状の中空部131を有する。PETガントリ14は、天板11が移動される略円筒形状の中空部141を有する。中空部131の中心線と中空部141の中心線とが、例えば、天板11の長軸方向に沿って略一致するように、CTガントリ13とPETガントリ14とは配置されている。なお、図2において、CTガントリ13とPETガントリ14とは、それぞれ別の筐体で記載しているが、CTガントリ13内の各部とPETガントリ14内の各部とが、同一の筐体に内蔵されていてもよい。

[0032] 次に、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1の移動部12の詳細について説明する。まず、移動部12の構成について図3を参照して説明する。図3は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1における移動部12の構成の一例を示す構成図である。図3に示すように、移動部12は、寝台駆動部121、天板駆動部123、寝台移動機構122、及び天板移動機構124を有する。

[0033] 寝台駆動部121は、寝台移動機構122を駆動する。天板駆動部123は、天板移動機構124を駆動する。寝台駆動部121及び天板駆動部123は、例えば、モータ等の駆動デバイスである。寝台移動機構122は、寝台10を、寝台駆動部121による駆動により移動させる。天板移動機構124は、天板11を、天板駆動部123による駆動により移動させる。天板移動機構124及び天板移動機構124の詳細な説明は後述する。寝台駆動部121と天板駆動部123とは、予め記憶部17に記憶されている制御方法に従って制御部19により制御される。例えば、制御部19は、天板駆動部123を優先して制御する。制御部19は、天板11を移動させる移動量が天板移動機構124の移動範囲を超える場合において、寝台駆動部121の制御を開始する。

[0034] 次に、図４を参照して、第１の実施形態に係る移動部１２の構成について説明する。図４は、第１の実施形態に係る医用画像診断装置１の移動部１２に係り、天板１１及び寝台１０の外観の一例を示す外観図である。

[0035] 図４に示すように、寝台移動機構１２２は、第１スライダ１２２２、第１レール１２２３、及び油圧シリンダ１２２４を有する。寝台１０は、寝台下部分１０２と寝台上部分１０１とを有する。天板１１は、寝台上部分１０１に支持される。第１スライダ１２２２は、複数の転動体を有するベアリングを有し、寝台下部分１０２の底面側に設けられる。第１レール１２２３は、寝台１０が設置される接地面に長軸方向に沿って配置される。第１スライダ１２２２と第１レールとにより、直動軸受が形成される。油圧シリンダ１２２４は、寝台上部分１０１と寝台下部分１０２との間に設けられる。

[0036] 寝台駆動部１２１は、制御部１９からの制御信号に従って、第１スライダ１２２２を駆動させる。第１スライダ１２２２の駆動により、ベアリングにおける転動体は、第１レール１２２３に沿って回転する。寝台１０は、第１スライダ１２２２の移動により、長軸方向に移動される。なお、スライダの代わりに、車輪等が用いられてもよい。

[0037] 寝台駆動部１２１は、制御部１９からの制御信号に従って、油圧シリンダ１２２４を駆動させる。油圧シリンダ１２２４は、寝台駆動部１２１の駆動により、直交軸方向に伸縮される。寝台１０は、油圧シリンダ１２２４の伸縮動作に従って、直交軸方向に伸縮される。なお、油圧シリンダ１２２４の代わりに気圧シリンダ、アクチュエータまたは、直交軸方向に沿った直動軸受などが用いられてもよい。

[0038] かくして、長軸方向への第１スライダ１２２２の移動動作と直交軸方向への油圧シリンダ１２２４の伸縮動作とに従って、寝台１０は長軸と直交軸とに沿った各軸の方向に移動される。寝台１０の移動に伴って、天板１１は、長軸と直交軸に沿った各軸の方向に移動される。

[0039] 天板移動機構１２４は、第２スライダ１２４１と、第２レールと１２４２と、第３レール１２４３とを有する。第２レール１２４２と第３レール１２

43とは、天板11の底面に設けられる。第2レール1242は、長軸方向に沿って配置され、その両端は天板11の第1の側面溝1244に移動可能に支持される。第3レール1243は、短軸方向に沿って配置され、その両端は天板11の第2の側面溝1245に移動可能に支持される。第2スライダ1243は、複数の転動体を有するベアリングを有する。第2スライダ1241は、寝台上部分101の上面に固定され、第2レール1242と第3レール1243とを移動させる。天板駆動部123は、制御部19からの制御信号に従って、第2スライダ1241を駆動する。第2スライダ1241の駆動により、ベアリングにおける転動体は、第2、第3レールに沿ってそれぞれ回転される。第2、第3スライダの移動により、天板11は、短軸方向及び長軸方向に移動される。なお、上述した寝台10と天板11との移動を実現可能であるならば、移動部12の構成は上述した例に限定されない。

[0040] かくして、第1の実施形態では、寝台10と天板11とが移動されることにより、天板11が直交3軸に沿って移動される。しかしながら、天板11とCTガントリ13とPETガントリ14とを移動させることにより、天板11が相対的に直交3軸に沿って移動されてもよい。直交3軸に沿って天板11が移動される第2の実施形態の説明は後述する。

[0041] 次に、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1におけるガンマ線検出器の校正等に用いられるファントムについて説明する。図5は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1におけるガンマ線検出器の校正等に用いられるファントムの一例を示す斜視図である。図5には、ファントムの一例として、円筒ファントムTと人体ファントムHとを示している。

[0042] 円筒ファントムTは、PETガントリ14内のガンマ線検出器の感度特性の評価等に用いられる。円筒ファントムT内には、放射性同位元素が配置されている。

[0043] 人体ファントムHは、物質による散乱・吸収の効果、散乱・吸収補正の補正精度、及び画像再構成の特性等を含めた総合的な定量性の評価に用いられる。人体ファントムHは、人体の胸腹部形状を有する。人体ファントムHに

は、濃度が既知の放射性同位元素が配置されている。放射性同位元素は、繰り返し陽電子を放出する。放出された陽電子は、陽電子の放出点近傍の電子と結合する。陽電子と電子とが結合すると、陽電子と電子とは消滅し、略180度方向に一对のガンマ線が放出される。ガンマ線検出器は、ファントムから放出されたガンマ線を検出する。ガンマ線検出器は、検出されたガンマ線のエネルギーに基づいて電気信号を発生する。

[0044] (第1の天板位置調整機能)

第1の天板位置調整機能とは、天板11に載置されたファントムに関するCT画像を利用して、ファントムの特徴点の位置をPET中心位置に一致させるために、天板11の位置を自動的に調整する第1の実施形態に係る機能である。第1の天板位置調整機能に従う動作（以下、第1の天板位置調整動作）について図6を参照して説明する。

[0045] 図6は、第1の実施形態に係る医用画像診断装置1による第1の天板位置調整動作の手順の一例を示すフローチャートである。なお、図6の説明において、第2ズレ量の計算に用いる第1ズレ量は、予め記憶部17に記憶されているものとする。

[0046] また、説明を簡単にするため、天板11に設置されるファントムは、長軸方向に一様な断面形状を有するものとする。つまり、図6では、直交軸と短軸とで構成される2次元座標上の天板位置調整について説明する。しかしながら、直交軸と短軸とに長軸とを加えた3次元座標上の天板位置調整にも第1の天板位置調整機能の適用は可能である。

[0047] 操作者により、天板11にファントムが設置される。そして、入力部18を介した操作者による指示に従って、ファントムに関するCT撮影が開始される（ステップS11）。CT撮影後、CT投影データ発生部15により、ファントムに関するCT投影データが発生される。CT投影データに基づいて、ファントムに関するCT画像（以下、ファントム画像と呼ぶ）が、再構成部16により再構成される（ステップS12）。ファントム画像において、ファントム領域の特徴点の位置が位置特定部20により特定される（ステ

ップS 1 3)。C T中心位置に対する特徴点の位置の距離及び方向（以下、ファントムズレ量と呼ぶ）が計算部 2 1により計算される（ステップS 1 4）。

[0048] 制御部 1 9により、記憶部 1 7に記憶されている第 1 ズレ量が読み出される。ファントムズレ量と第 1 ズレ量とに基づいて、第 2 ズレ量が計算部 2 1により計算される（ステップS 1 5）。計算された第 2 ズレ量のデータが記憶部 1 7に記憶される。第 2 ズレ量に基づいて、移動部 1 2が制御部 1 9により制御される。移動部 1 2により、天板 1 1と寝台 1 0とのうち、少なくとも一方が移動される（ステップS 1 6）。かくして、ファントムの特徴点の位置とP E T中心位置とが一致する。

[0049] なお、天板 1 1及び寝台 1 0の移動は、入力部 1 8を介した操作者の入力に従って行われてもよい。この時、表示部 2 2は、第 2 ズレ量と天板移動機構 1 2 4及び寝台移動機構 1 2 2の移動量と第 2 ズレ量との差（以下、差分量と呼ぶ）を表示する。操作者は、表示された第 2 ズレ量と差分量とを参照して、入力部 1 8を介して、天板移動機構 1 2 4と寝台移動機構 1 2 2との移動量を入力する。制御部 1 9は、入力された移動量に基づいて、移動部 1 2を制御する。そして、移動部 1 2により天板 1 1と寝台 1 0とのうち、少なくとも一方が移動される。

[0050] 次に、第 1 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 の記憶部 1 7に記憶されている第 1 ズレ量と計算部 2 1により計算される第 2 ズレ量とについて説明する。図 7 は、第 1 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 の記憶部 1 7に記憶されている第 1 ズレ量と計算部 2 1により計算される第 2 ズレ量とを説明するための説明図である。図 7 における画像 a は、ファントムに関するC T画像である。

[0051] 第 1 ズレ量は、C T中心位置とP E T中心位置との間の距離及び方向で表される。すなわち、第 1 ズレ量は、ベクトル（以下、第 1 ベクトル量と呼ぶ）である。ファントムズレ量は、所定の座標系において、C T中心位置の座標とファントムの領域における特徴点の位置座標との間の距離及び方向で表

される。すなわちファントムズレ量は、ベクトル（以下、ファントムズレベクトル量と呼ぶ）である。計算部 21 により計算される第 2 ズレ量は、ファントムの領域における特徴点の位置と PET 中心位置との間の距離及び方向で表される。すなわち、第 2 ズレ量は、第 1 ベクトル量とファントムズレベクトル量とを合成したベクトル（以下、第 2 ベクトル量と呼ぶ）である。

[0052] 計算部は、計算した第 2 ベクトル量を制御部 19 に出力する。制御部 19 は、第 2 ベクトル量（第 2 ズレ量）に従って、移動部 12 を制御する。

[0053] （第 2 の実施形態）

次に、第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 の移動部 12 の詳細について説明する。図 8 は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 における移動部 12 の構成の一例を示す構成図である。図 3 に示すように、移動部 12 は、天板駆動部 123、ガントリ駆動部 125、天板移動機構 124、及びガントリ移動機構 126 を有する。

[0054] 天板駆動部 123 は、天板移動機構 124 を駆動する。ガントリ駆動部 125 は、ガントリ移動機構 126 を駆動する。天板駆動部 123 及びガントリ駆動部 125 は、例えば、モータ等の駆動デバイスである。天板駆動部 123 及びガントリ駆動部 125 は、制御部 19 からの制御信号に従って駆動される。天板駆動部 123 による駆動により、天板移動機構 124 は、天板 11 を移動させる。ガントリ駆動部 125 による駆動により、ガントリ移動機構 126 は、CT ガントリ 13 と PET ガントリ 14 とを移動させる。天板移動機構 124 及びガントリ移動機構 126 の詳細な説明は後述する。

[0055] 次に、図 9 を参照して、第 2 の実施形態に係る移動部 12 の構成について説明する。図 4 は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 の移動部 12 に係り、天板 11 及び寝台 10 の外観の一例を示す外観図である。

[0056] 図 9 に示すように、天板 11 は、天板支持機構 111 により支持される。天板移動機構 124 は、第 4 スライダ 1246、第 4 レール 1247、第 5 スライダ 1248、及び第 5 レール 1249 を有する。第 4 スライダ 1246 は、天板 11 に設けられる。第 4 レール 1247 と第 5 スライダ 1248

とは、天板支持機構 1 1 1 に設けられる。第 5 レール 1 2 4 9 は、寝台 1 0 に設けられる。第 4、第 5 スライダは、複数の転動体を有するベアリングを有する。第 4 レール 1 2 4 7 は、天板 1 1 において、天板支持機構 1 1 1 と天板 1 1 との接続面に、短軸方向に沿って配置される。第 5 レール 1 2 4 9 は、寝台 1 0 において、天板支持機構 1 1 1 と寝台 1 0 との接続面に、直交軸方向に沿って配置される。第 4 スライダ 1 2 4 6 と第 4 レール 1 2 4 7 とにより、直動軸受が形成される。第 5 スライダ 1 2 4 8 と第 5 レール 1 2 4 9 とにより、直動軸受が形成される。天板駆動部 1 2 3 は、制御部 1 9 からの制御信号に従って、第 4、第 5 スライダを駆動させる。第 4 スライダ 1 2 4 6 の駆動により、ベアリングにおける転動体は、第 4 レール 1 2 4 7 に沿って回転される。第 5 スライダ 1 2 4 8 の駆動により、ベアリングにおける転動体は、第 5 レール 1 2 4 9 に沿って回転される。天板 1 1 は、第 4 スライダ 1 2 4 6 の移動により、短軸方向に移動される。天板 1 1 は、第 5 スライダ 1 2 4 8 の移動により、直交軸方向に移動される。

[0057] ガントリ移動機構 1 2 6 は、C T ガントリ 1 3 を P E T ガントリ 1 4 とともに移動させるための接続筐体を兼ねる。ガントリ移動機構 1 2 6 は、第 6 スライダ 1 2 6 1 と第 6 レール 1 2 6 2 とを有する。第 6 スライダ 1 2 6 1 は、複数の転動体を有するベアリングを有する。第 6 レール 1 2 6 2 は、ガントリ移動機構 1 2 6 の設置面に、長軸方向に沿って配置。第 6 スライダ 1 2 6 1 は、ガントリ移動機構 1 2 6 の筐体底面に固定される。ガントリ駆動部 1 2 5 は、制御部 1 9 からの制御信号に従って、第 6 スライダ 1 2 6 1 を駆動する。第 6 スライダ 1 2 6 1 の駆動により、ベアリングにおける転動体は、第 6 レール 1 2 6 2 に沿ってそれぞれ回転する。第 6 スライダ 1 2 6 1 の移動により、C T ガントリ 1 3 と P E T ガントリ 1 4 とは、長軸方向に移動される。なお、上述した天板 1 1 と C T ガントリ 1 3 と P E T ガントリ 1 4 との移動を実現できるのであれば、移動部 1 2 の構成は上述した例に限定されない。

[0058] かくして、第 2 の実施形態では、天板 1 1 と C T ガントリ 1 3 と P E T ガ

ントリ 1 4 とが移動されることにより、天板 1 1 が相対的に直交 3 軸に沿って移動される。

[0059] (第 2 の天板位置調整機能)

第 2 の天板位置調整機能とは、天板 1 1 に載置されたファントムに関する C T 画像を利用して、ファントムの特徴点の位置を P E T 中心位置に一致させるために、天板 1 1 の位置を自動的に調整する第 2 の実施形態に係る機能である。第 2 の天板位置調整機能に従う動作（以下、第 2 の天板位置調整動作）について図 1 0 を参照して説明する。

[0060] また、説明を簡単にするため、天板 1 1 に設置されるファントムは、長軸方向に一様な断面形状を有するものとする。つまり、図 1 0 では、直交軸と短軸とで構成される 2 次元座標上の天板位置調整について説明する。しかしながら、直交軸と短軸とに長軸とを加えた 3 次元座標上の天板位置調整にも第 2 の天板位置調整機能の適用は可能である。

[0061] 図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 による第 2 の天板位置調整動作の手順の一例を示すフローチャートである。なお、図 1 0 の説明において、第 2 ズレ量の計算に用いる第 1 ズレ量は、予め記憶部 1 7 に記憶されているものとする。

[0062] 操作者により、天板 1 1 にファントムが設置される。そして、入力部 1 8 を介した操作者による指示に従って、ファントムに関する C T 撮影が開始される（ステップ S 2 1）。C T 撮影後、C T 投影データ発生部 1 5 により、ファントムに関する C T 投影データが発生される。C T 投影データに基づいて、ファントムに関する C T 画像（以下、ファントム画像と呼ぶ）が、再構成部 1 6 により再構成される（ステップ S 2 2）。ファントム画像において、ファントム領域の特徴点の位置が位置特定部 2 0 により特定される（ステップ S 2 3）。C T 中心位置に対する特徴点の位置の距離及び方向（以下、ファントムズレ量と呼ぶ）が計算部 2 1 により計算される（ステップ S 2 4）。

[0063] 制御部 1 9 により、記憶部 1 7 に記憶されている第 1 ズレ量が読み出され

る。ファントムズレ量と第１ズレ量とに基づいて、第２ズレ量が計算部２１により計算される（ステップＳ２５）。計算された第２ズレ量のデータが記憶部１７に記憶される。第２ズレ量に基づいて、移動部１２が制御部１９により制御される。移動部１２により、天板１１、ＣＴガントリ１３、及びＰＥＴガントリ１４が移動される（ステップＳ２６）。かくして、ファントムの特徴点の位置とＰＥＴ中心位置とが一致する。

[0064] なお、天板１１、ＣＴガントリ１３、及びＰＥＴガントリ１４の移動は、入力部１８を介した操作者の入力に従って行われてもよい。この時、表示部２２は、第２ズレ量と天板移動機構１２４及びガントリ移動機構１２６の移動量と第２ズレ量との差（以下、差分量と呼ぶ）を表示する。操作者は、表示された第２ズレ量と差分量とを参照して、入力部１８を介して、天板移動機構１２４とガントリ移動機構１２６との移動量を入力する。制御部１９は、入力された移動量に基づいて、移動部１２を制御する。そして、移動部１２により天板１１、ＣＴガントリ１３、及びＰＥＴガントリ１４が移動される。

[0065] 以上に述べた第１及び第２の実施形態に係る医用画像診断装置１によれば、以下の効果を得ることができる。

第１の実施形態に係る医用画像診断装置１によれば、天板１１に載置されたファントムに関するＣＴ画像から、ファントムの特徴点を特定することができる。また、ＣＴ中心位置とファントム特徴点との間の距離及び方向（ファントムズレ量）を計算することができる。記憶部１７には、ＣＴ中心位置とＰＥＴ中心位置との間の距離及び方向（第１ズレ量）が予め記憶されている。これらのことから、ＰＥＴガントリ１４における有効視野の中心位置とファントムの特徴点との間の距離及び方向（第２ズレ量）を計算することができる。制御部１９は、第２ズレ量に従って、自動的に移動部１２を制御する。移動部１２は天板１１及び寝台１０のうち、少なくとも一方を移動させる。すなわち、天板１１に載置されたファントムに関するＣＴ撮影を実行することにより、ＰＥＴガントリ１４における有効視野の中心位置とファント

ムの特徴点とが一致するように、自動的に天板 11 を、直交軸（高さ）方向、長軸および短軸方向（左右動）に沿って移動させることができる。また、操作者は、表示部 22 に表示された第 2 ズレ量を参照して、入力部 18 を介して手動で天板 11 及び寝台 10 のうち、少なくとも一方を移動することができる。

[0066] 以上のことから、第 1 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 によれば、天板 11 に載置されたファントムの所定の位置を核医学診断装置の有効視野の中心位置に移動させることができる医用画像診断装置 1 を提供することができる。これにより、PET 検出器などのガンマ線検出器に対する校正を実行するとき、ファントムの位置調整を CT スキャンにより実行する事ができる。加えて、操作者の手作業でファントムの位置調整を実行する事に比べて、より正確にガンマ線検出器の有効視野の中心位置に、ファントムの中心位置を移動することが可能となる。これらのことから、第 1 の実施形態の医用画像診断装置 1 によれば、正確な校正を実行することができる。すなわち、ガンマ線検出器（PET 検出器）の校正時において、ファントムの移動を簡便にかつ正確に実行することができる。

[0067] 第 2 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 によれば、天板 11 に載置されたファントムに関する CT 画像から、ファントムの特徴点を特定することができる。また、CT 中心位置とファントム特徴点との間の距離及び方向（ファントムズレ量）を計算することができる。記憶部 17 には、CT 中心位置と PET 中心位置との間の距離及び方向（第 1 ズレ量）が予め記憶されている。これらのことから、PET ガントリ 14 における有効視野の中心位置とファントムの特徴点との間の距離及び方向（第 2 ズレ量）を計算することができる。制御部 19 は、第 2 ズレ量に従って、自動的に移動部 12 を制御する。移動部 12 は天板 11、CT ガントリ 13、及び PET ガントリ 14 を移動させる。すなわち、天板 11 に載置されたファントムに関する CT 撮影を実行することにより、PET ガントリ 14 における有効視野の中心位置とファントムの特徴点とが一致するように、自動的に天板 11 を、直交軸（高

さ) 方向、長軸および短軸方向(左右動)に沿って移動させることができる。また、操作者は、表示部22に表示された第2ズレ量を参照して、入力部18を介して手動で天板11、CTガントリ13、及びPETガントリ14を移動することができる。

[0068] 以上のことから、第2の実施形態に係る医用画像診断装置1によれば、天板11に載置されたファントムの所定の位置を核医学診断装置の有効視野の中心位置に移動させることができる医用画像診断装置1を提供することができる。これにより、PET検出器などのガンマ線検出器に対する校正を実行するとき、ファントムの位置調整をCTスキャンにより実行する事ができる。加えて、操作者の手作業でファントムの位置調整を実行する事に比べて、より正確に核医学診断装置の有効視野の中心位置に、ファントムの中心位置を移動することが可能となる。これらのことから、第1の実施形態の医用画像診断装置1によれば、正確な校正を実行することができる。すなわち、ガンマ線検出器(PET検出器)の校正時において、ファントムの移動を簡便にかつ正確に実行することができる。

[0069] (第3の実施形態)

次に、第3の実施形態に係る医用画像診断装置1について説明する。第1の実施形態及び第2の実施形態では、ファントムを用いた核医学診断装置の校正作業における、天板11の位置の調整方法について説明した。第1の実施形態及び第2の実施形態は、被検体の撮影時にも適用が可能である。第3の実施形態では、被検体の撮影時における天板位置調整について説明する。第3の実施形態に係る医用画像診断装置1の構成は、第1実施形態と同様である。以下、第1実施形態及び第2実施形態との差異について説明する。

[0070] 図11は、第3の実施形態に係る医用画像診断装置1を用いた被検体の撮影手順の一例を示すフローチャートである。

[0071] (ステップS31) 天板11の位置を調整

天板11に載置された被検体の位置が操作者により調整される。具体的には、操作者は、例えば、被検体の体軸が天板11の長軸に一致するように、

被検体を天板 11 上に載置する。そして、操作者は、投光器をガイドとして、被検体の中心位置が C T 中心位置に一致するように、入力部 18 を介して天板 11 を移動させる。すなわち、ステップ S 31 では、被検体は、C T 撮影用の位置に移動される。

[0072] (ステップ S 32) 被検体に対する C T 撮影を実施

入力部 18 を介した操作者による指示に従って、被検体に対する C T 撮影が開始される。すると、制御部 19 による制御に従って、移動部 12 により、天板 11 が C T ガントリ 13 の中空部 131 内に移動される。そして、C T 撮影が実施される。このとき、X 線検出部からの出力に基づいて、投影データ発生部 15 により被検体に関する C T 投影データが発生される。そして、C T 投影データに基づいて、再構成部 16 により、被検体に関する C T 画像が発生される。

[0073] (ステップ S 33) 天板 11 を P E T 用撮影位置に移動

C T 撮影が終了されると、制御部 19 による制御に従って、移動部 12 により、天板 11 が C T ガントリ 13 の中空部 131 から、C T 撮影前の位置まで戻される。そして、制御部 19 による制御に従って、移動部 12 により、P E T 中心位置に対して、相対的に天板 11 が移動される。すなわち、ステップ S 33 では、天板 11 及び天板 11 に載置された被検体は、C T 撮影用の位置から P E T 撮影用の位置に移動される。

[0074] (ステップ S 34) 被検体に対する P E T 撮影を実施

被検体に対して放射性トレーサが投与される。そして、制御部 19 による制御に従って、移動部 12 により、天板 11 が P E T ガントリ 14 の中空部 141 内に移動され、P E T 撮影が実施される。

[0075] 次に、ステップ S 33 の手順の詳細を図 12 及び図 13 を参照して説明する。

図 12 は、ステップ S 33 の手順の一例を示すフローチャート図である。

図 13 は、計算部 21 により計算される第 3 ズレ量を説明するための説明

図である。

(ステップS 4 1) 被検体の特徴点の位置を特定

位置特定部20により、再構成された被検体のCT画像上において、被検体の所定の位置(以下、被検体の特徴点と呼ぶ)が、所定の座標系に対して特定される。特徴点とは、操作者が所望する点であり、例えば、被検体の中心位置及び重心位置等である。

[0076] (ステップS 4 2) 被検体ズレ量を特定

計算部21により、CT中心位置に対する被検体の特徴点の位置の距離及び方向(まとめて、被検体ズレ量と呼ぶ)が計算される。

[0077] (ステップS 4 3) 第3ズレ量を計算

計算部21により、第1ズレ量と被検体ズレ量に基づいて、第3ズレ量が計算される。第3ズレ量は、被検体の特徴点の位置とPET中心位置との間のズレ量を指す。

[0078] (ステップS 4 4) PET撮影用の位置に被検体を移動

第3ズレ量に従って、移動部12により、相対的に天板11が移動される。例えば、移動部12により天板11が移動される。なお、移動部12により、PETガントリ14が移動されてもよいし、天板11及びPETガントリ14が移動されてもよい。これにより、被検体がPET撮影用の位置に移動される。

[0079] 以上に述べた第3の実施形態に係る医用画像診断装置1によれば、PET中心位置とCT中心位置とに基づいて、第1ズレ(装置間の中心位置のズレ量)を特定することができる。また、被検体の再構成画像に基づいて、CT撮影時の被検体の中心位置とCT中心位置との間の被検体ズレ量を特定することができる。そして、第1ズレ量と被検体ズレ量とに基づいて、被検体の中心位置とPET中心位置との間のズレ量を示す第3ズレ量を特定することができる。第3ズレ量に従って、移動部が天板11を移動させることにより、被検体の中心位置をPET中心位置に一致させることができる。これにより、PET撮影が精度良く実施することができる。

[0080] なお、第3の実施形態では、被検体の中心位置をPET中心位置に一致させるための天板11の位置の調整方法について説明した。しかしながら、CT中心位置に対してPET中心位置を整合させるために、天板11の位置が自動的に調整されてもよい。すなわち、上述の第1ズレ量に従って、移動部12により、相対的に天板11が移動されてもよい。これにより、CT中心位置に対する被検体の中心位置の位置関係と、PET中心位置に対する被検体の中心位置の位置関係とが一致する。したがって、被検体の中心位置がPET中心位置に一致していない可能性はあるが、CT撮影時の被検体の中心位置と、PET撮影時の被検体の中心位置とを、同じ軸上にすることができ。そのため、再構成されたCT画像の中心位置と再構成されたPET画像の中心位置とが一致し、フュージョン画像における位置調整の処理が不要となる。

[0081] また、第1、第2、及び第3の実施形態では、CTガントリ13とPETガントリ14とを有する医用画像診断装置1を例に説明したが、本実施形態はCTガントリ13とPETガントリ14とを有する医用画像診断装置に限定されない。

[0082] (第4の実施形態)

図14は、第4の実施形態に係るX線CT装置2の構成の一例を示す構成図である。第1、第2、及び第3の実施形態との差異を中心に説明する。

図14に示すように、X線CT装置2は、LAN(Local Area Network)や公衆電子通信回線等のネットワークを介して、核医学診断装置3に接続される。核医学診断装置3は、例えばPET装置及びSPECT装置等である。例えば、核医学診断装置3は、第2ガントリ14を有する。第2ガントリは、例えばPETガントリである。X線CT装置2の備える天板11は、核医学診断装置3のPETガントリ14による撮影にも用いられる。したがって、天板11に載置された被検体に対して、X線CT装置2によるCT撮影と、核医学診断装置3によるPET撮影とが可能である。

[0083] X線CT装置2は、ネットワークを介して外部装置に接続するための送受信部23bを有する。送受信部23bは、例えば、外部装置等と有線ケーブル等で接続されるためのコネクタ部（図示せず）及び外部装置からの無線信号を受信するための無線信号受信部（図示せず）等を有する。X線CT装置2は、制御部19の制御に従って、核医学診断装置3とデータの送受を行う。例えば、X線CT装置2は、制御部19の制御に従って、核医学診断装置3から、第2ガントリ14における有効視野の中心位置（PET中心位置）に関するデータを受信する。受信したPET中心位置に関するデータは記憶部17に記憶される。

[0084] 記憶部17は、第1ガントリ13（CTガントリ13）のCT中心位置のデータを記憶する。

計算部21は、核医学診断装置3から受信したPET中心位置のデータと、記憶部17が記憶するCT中心位置のデータとに基づいて、第1ズレ量を計算する。計算部21により計算された第1ズレ量のデータは、記憶部17に記憶される。また、計算部21は、再構成部16により発生された被検体に関する再構成画像に基づいて、CT撮影時の被検体の中心位置とCT中心位置との間の被検体ズレ量を計算する。そして、計算部21は、第1ズレ量と被検体ズレ量とに基づいて、被検体の中心位置とPET中心位置との間のズレ量を示す第3ズレ量を計算する。

[0085] 移動部12は、第1ズレ量に従って、PET中心位置に対して、相対的に天板11を移動させる。なお、移動部12は、第3ズレ量に従って、PET中心位置に対して、相対的に天板11を移動させてもよい。

[0086] なお、第4の実施形態に係るX線CT装置2に含まれる記憶部17、入力部18、制御部19、位置特定部20、計算部21、表示部22、及び送受信部23bで構成される制御装置5は、独立した装置でもよい。この時、制御装置5は、核医学診断装置3から、第2ガントリ14の有効視野の中心位置（PET中心位置）に関するデータを受信する。また、CT装置2から、第1ガントリ13の有効視野の中心位置（CT中心位置）に関するデータを

受信する。そして、制御装置 5 は、PET 中心位置と CT 中心位置とに基づいて、第 1 ズレ量を計算し、CT 装置 2 に対して第 1 ズレ量のデータを送信する。CT 装置 2 は、受信した第 1 ズレ量のデータに従って、PET 中心位置に対して、相対的に天板 11 を移動させる。なお、制御装置 5 は、CT 装置 2 から、被検体に関する再構成画像のデータ、または、被検体の特徴点の位置に関するデータを受信してもよい。このとき、制御装置 5 は、第 3 のズレ量のデータを CT 装置 2 に対して送信する。CT 装置 2 は、受信した第 3 ズレ量のデータに従って、PET 中心位置に対して、相対的に天板 11 を移動させる。

[0087] 以上の第 4 の実施形態により、第 1、第 2、及び第 3 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 と同様の効果を得ることができる。すなわち、X 線 CT 装置 2 は、第 1 ズレ量に基づいて、PET ガントリ 14 の PET 中心位置に、CT 中心位置に合わせられていた被検体の位置を移動させることができる。したがって、被検体の中心位置が PET 中心位置に一致していない可能性はあるが、CT 撮影時の被検体の中心位置と、PET 撮影時の被検体の中心位置とを、同じ軸上にすることができる。そのため、再構成された CT 画像の中心位置と再構成された PET 画像の中心位置とが一致し、フュージョン画像における位置調整の処理が不要となる。

[0088] また、X 線 CT 装置 2 は、第 3 ズレ量に基づいて、PET ガントリ 14 の PET 中心位置に、被検体の中心位置を移動させることができる。被検体の中心位置が PET 中心位置に一致させられるため、PET 撮影が精度良く実施することができる。

[0089] (第 5 の実施形態)

図 15 は、第 5 の実施形態に係る核医学診断装置 3 の構成の一例を示す構成図である。第 1、第 2、及び第 3 の実施形態との差異を中心に説明する。

図 15 に示すように、核医学診断装置 3 は、LAN (Local Area Network) や公衆電子通信回線等のネットワークを介して、X 線

C T 装置 2 に接続される。核医学診断装置 3 は、例えば P E T 装置及び S P E C T 装置等である。例えば、核医学診断装置 3 は、第 2 ガントリ 1 4 を有する。第 2 ガントリは、例えば P E T ガントリである。核医学診断装置 3 の備える天板 1 1 は、X 線 C T 装置 2 の第 1 ガントリ 1 3 (C T ガントリ 1 3) による撮影にも用いられる。したがって、天板 1 1 に載置された被検体に対して、核医学診断装置 3 による P E T 撮影と、X 線 C T 装置 2 による C T 撮影とが可能である。

[0090] 核医学診断装置 3 は、ネットワークを介して外部装置に接続するための送受信部 2 3 a を有する。送受信部 2 3 a は、例えば、外部装置等と有線ケーブル等で接続されるためのコネクタ部 (図示せず) 及び外部装置からの無線信号を受信するための無線信号受信部 (図示せず) 等を有する。核医学診断装置 3 は、制御部 1 9 の制御に従って、X 線 C T 装置 2 とデータの送受を行う。例えば、核医学診断装置 3 は、制御部 1 9 の制御に従って、X 線 X T 装置 2 から、第 1 ガントリ 1 3 における有効視野の中心位置 (C T 中心位置) に関するデータを受信する。受信した C T 中心位置に関するデータは記憶部 1 7 に記憶される。また、核医学診断装置 3 は、制御部 1 9 の制御に従って、X 線 X T 装置 2 から、被検体に関する再構成画像のデータ、または、被検体の特徴点の位置に関するデータを受信する。

[0091] 記憶部 1 7 は、第 2 ガントリ 1 4 の P E T 中心位置のデータを記憶する。

計算部 2 1 は、X 線 C T 装置 2 から受信した C T 中心位置のデータと、記憶部 1 7 が記憶する P E T 中心位置のデータとに基づいて、第 1 ズレ量を計算する。計算部 2 1 により計算された第 1 ズレ量のデータは、記憶部 1 7 に記憶される。また、計算部 2 1 は、X 線 C T 装置 2 から受信した被検体の特徴点の位置または被検体に関する再構成画像に基づいて、C T 撮影時の被検体の中心位置と C T 中心位置との間の被検体ズレ量を計算する。そして、計算部 2 1 は、第 1 ズレ量と被検体ズレ量とに基づいて、被検体の中心位置と P E T 中心位置との間のズレ量を示す第 3 ズレ量を計算する。被検体の特徴

点の位置は、位置特定部 20 により、X 線 CT 装置 2 から受信した被検体に関する再構成画像から特定されてもよい。

[0092] 移動部 12 は、第 1 ズレ量に従って、PET 中心位置に対して、相対的に天板 11 を移動させる。なお、移動部 12 は、第 3 ズレ量に従って、PET 中心位置に対して、相対的に天板 11 を移動させてもよい。

[0093] なお、第 5 の実施形態に係る核医学診断装置 3 に含まれる記憶部 17、入力部 18、制御部 19、位置特定部 20、計算部 21、表示部 22、及び送受信部 23a で構成される制御装置 5 は、独立した装置でもよい。この時、制御装置 5 は、核医学診断装置 3 から、第 2 ガントリ 14 の有効視野の中心位置（PET 中心位置）に関するデータを受信する。また、X 線 CT 装置 2 から、第 1 ガントリ 13 の有効視野の中心位置（CT 中心位置）に関するデータを受信する。そして、制御装置 5 は、PET 中心位置と CT 中心位置とに基づいて、第 1 ズレ量を計算し、X 線 CT 装置 2 に対して第 1 ズレ量のデータを送信する。X 線 CT 装置 2 は、受信した第 1 ズレ量のデータに従って、PET 中心位置に対して、相対的に天板 11 を移動させる。なお、制御装置 5 は、X 線 CT 装置 2 から、被検体に関する再構成画像のデータ、または、被検体の特徴点の位置に関するデータを受信してもよい。このとき、制御装置 5 は、第 3 のズレ量のデータを核医学診断装置 3 に対して送信する。核医学診断装置 3 は、受信した第 3 ズレ量のデータに従って、PET 中心位置に対して、相対的に天板 11 を移動させる。

[0094] 以上の第 5 の実施形態により、第 1、第 2、及び第 3 の実施形態に係る医用画像診断装置 1 と同様の効果を得ることができる。すなわち、核医学診断装置 3 は、第 1 ズレ量に基づいて、PET ガントリ 14 の PET 中心位置に、CT 中心位置に合わせられていた被検体の位置を移動させることができる。したがって、被検体の中心位置が PET 中心位置に一致していない可能性はあるが、CT 撮影時の被検体の中心位置と、PET 撮影時の被検体の中心位置とを、同じ軸上にすることができる。そのため、再構成された CT 画像の中心位置と再構成された PET 画像の中心位置とが一致し、フュージョン

画像における位置調整の処理が不要となる。

[0095] また、核医学診断装置 3 は、第 3 ズレ量に基づいて、P E T ガントリ 1 4 の P E T 中心位置に、被検体の中心位置を移動させることができる。被検体の中心位置が P E T 中心位置に一致させられるため、P E T 撮影が精度良く実施することができる。

[0096] (第 6 の実施形態)

図 1 6 は、第 6 の実施形態に係る寝台装置 4 の構成の一例を示す構成図である。第 1、第 2、及び第 3 の実施形態との差異を中心に説明する。

図 1 6 に示すように、寝台装置 4 は、L A N (L o c a l A r e a N e t w o r k) や公衆電子通信回線等のネットワークを介して、X 線 C T 装置 2 と核医学診断装置 3 とに接続される。核医学診断装置 3 は、例えば P E T 装置及び S P E C T 装置等である。X 線 C T 装置 2 は、被検体を X 線で撮影するための C T ガントリ 1 3 を有する。核医学診断装置 3 は、被検体から放出されたガンマ線を検出するための P E T ガントリ 1 4 を有する。寝台装置 4 の備える天板 1 1 は、X 線 C T 装置 2 の第 1 ガントリ 1 3 (C T ガントリ 1 3) による撮影及び核医学診断装置 3 の第 2 ガントリ 1 4 (P E T ガントリ 1 4) による撮影に用いられる。したがって、天板 1 1 に載置された被検体に対して、核医学診断装置 3 による P E T 撮影と、X 線 C T 装置 2 による C T 撮影とが可能である。

[0097] 寝台装置 4 は、ネットワークを介して外部装置に接続するための送受信部 2 3 c を有する。送受信部 2 3 c は、例えば、外部装置等と有線ケーブル等で接続されるためのコネクタ部 (図示せず) 及び外部装置からの無線信号を受信するための無線信号受信部 (図示せず) 等を有する。寝台装置 4 は、制御部 1 9 の制御に従って、X 線 C T 装置 2 及び核医学診断装置 3 とデータの送受を行う。例えば、寝台装置 4 は、制御部 1 9 の制御に従って、X 線 X T 装置 2 から、第 1 ガントリ 1 3 における有効視野の中心位置 (C T 中心位置) に関するデータを受信する。なお、寝台装置 4 は、制御部 1 9 の制御に従って、X 線 X T 装置 2 から、被検体に関する再構成画像のデータ、または、被

検体の特徴点の位置に関するデータを受信してもよい。また、寝台装置４は、制御部１９の制御に従って、核医学診断装置３から、第２ガントリ１４における有効視野の中心位置（ＰＥＴ中心位置）に関するデータを受信する。受信したこれらのデータは、記憶部１７に記憶される。

[0098] 計算部２１は、Ｘ線ＣＴ装置２から受信したＣＴ中心位置のデータと、核医学診断装置３から受信したＰＥＴ中心位置のデータとに基づいて、第１ズレ量を計算する。計算部２１により計算された第１ズレ量のデータは、記憶部１７に記憶される。また、計算部２１は、Ｘ線ＣＴ装置２から受信した被検体の特徴点の位置または被検体に関する再構成画像に基づいて、ＣＴ撮影時の被検体の中心位置とＣＴ中心位置との間の被検体ズレ量を計算する。そして、計算部２１は、第１ズレ量と被検体ズレ量とに基づいて、被検体の中心位置とＰＥＴ中心位置との間のズレ量を示す第３ズレ量を計算する。被検体の特徴点の位置は、位置特定部２０により、Ｘ線ＣＴ装置２から受信した被検体に関する再構成画像から特定されてもよい。

[0099] 移動部１２は、第１ズレ量に従って、ＰＥＴ中心位置に対して、相対的に天板１１を移動させる。なお、移動部１２は、第３ズレ量に従って、ＰＥＴ中心位置に対して、相対的に天板１１を移動させてもよい。

[0100] なお、図１６に示した寝台装置４の構成に表示部２２が含まれていないが、表示部２２が含まれてもよい。また、操作者が入力部１８を介して、寝台装置４に指示を入力できるのであれば、他の装置（Ｘ線ＣＴ装置２または核医学診断装置３）の表示器が用いられてもよい。

[0101] 以上の第６の実施形態により、第１、第２、及び第３の実施形態に係る医用画像診断装置１と同様の効果を得ることができる。すなわち、寝台装置４は、第１ズレ量に基づいて、ＰＥＴガントリ１４のＰＥＴ中心位置に、ＣＴ中心位置に合わせられていた被検体の位置を移動させることができる。したがって、被検体の中心位置がＰＥＴ中心位置に一致していない可能性はあるが、ＣＴ撮影時の被検体の中心位置と、ＰＥＴ撮影時の被検体の中心位置とを、同じ軸上にするすることができる。そのため、再構成されたＣＴ画像の中心

位置と再構成されたPET画像の中心位置とが一致し、フュージョン画像における位置調整の処理が不要となる。

[0102] また、寝台装置4は、第3ズレ量に基づいて、PETガントリ14のPET中心位置に、被検体の中心位置を移動させることができる。被検体の中心位置がPET中心位置に一致させられるため、PET撮影が精度良く実施することができる。

[0103] 本発明の実施形態を説明したが、この実施形態は、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。この実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の趣旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や趣旨に含まれると同様に、特許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がある。

符号の説明

[0104] 1…医用画像診断装置、2…X線CT装置、3…核医学診断装置、4…寝台装置、5…制御装置、10…寝台、11…天板、12…移動部、13…第1ガントリ（CTガントリ）、14…第2ガントリ（PETガントリ）、15、15a、15b…投影データ発生部、16、16a、16b…再構成部、17…記憶部、18…入力部、19…制御部、20…位置特定部、21…計算部、22…表示部、23a、23b、23c…送受信部、101…寝台上部分、102…寝台下部分、111…天板支持機構、121…寝台駆動部、122…寝台移動機構、123…天板駆動部、124…天板移動機構、125…ガントリ駆動部、126…ガントリ移動機構、131…中空部、141…中空部、1222…第1スライダ、1223…第1レール、1224…油圧シリンダ、1241…第2スライダ、1242…第2レール、1243…第3レール、1244…第1の側面溝、1245…第2の側面溝、1246…第4スライダ、1247…第4レール、1248…第5スライダ、1249…第5レール、1261…第6スライダ、1262…第6レール

請求の範囲

- [請求項1] 被検体を載置するための天板と、
前記天板を支持する寝台と、
前記天板の周りを回転するX線発生部とX線検出部とを有する第1ガントリと、
前記被検体から放出されるガンマ線を検出するガンマ線検出器を有する第2ガントリと、
前記第1ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第1位置と、
前記第2ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第2位置とに基づいて、前記第2位置に対して相対的に前記天板を移動させる移動部と、
を具備することを特徴とする医用画像診断装置。
- [請求項2] 前記X線検出部からの出力データに基づいて、前記被検体に関する再構成画像を再構成する再構成部をさらに具備し、
前記移動部は、前記第1位置、前記第2位置、及び前記再構成画像において、前記被検体の特徴点の位置を示す第3位置に基づいて、前記第2位置に対して相対的に前記天板を移動させること、
を特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。
- [請求項3] 前記移動部は、前記第1ガントリによる前記被検体の撮影が終了し、前記第2ガントリによる前記被検体の撮影が開始される前に、前記天板を移動させること、
を特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。
- [請求項4] ファントム（被検体）を載置するための天板と、
前記天板を支持する寝台と、
前記天板の周りを回転するX線発生部とX線検出部とを有する第1ガントリと、
前記ファントムから放出されるガンマ線を検出するガンマ線検出器を有する第2ガントリと、

前記X線検出部からの出力データに基づいて、前記ファントムに関する再構成画像を再構成する再構成部と、

前記第1ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第1位置と前記第2ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第2位置との間の第1ズレ量を記憶する記憶部と、

前記再構成画像における前記ファントムに関する領域の特徴点を示す第3位置と前記第1位置との間の第2ズレ量と前記第1ズレ量とに基づいて、前記第3位置から前記第2位置までの距離及び方向を計算する計算部と、

前記距離及び方向に従って、前記第2位置に対して相対的に前記天板を移動させる移動部と、

を具備することを特徴とする医用画像診断装置。

[請求項5] 前記移動部は、前記距離及び方向に従って、前記天板と前記寝台とのうち少なくとも1つを移動させること、

を特徴とする請求項4記載の医用画像診断装置。

[請求項6] 前記移動部は、前記距離及び方向に従って、前記天板と前記第2ガントリとのうち少なくとも1つを移動させること、

を特徴とする請求項4記載の医用画像診断装置。

[請求項7] 前記特徴点は、前記領域の中心位置であること、

を特徴とする請求項4乃至請求項6のいずれか1項に記載の医用画像診断装置。

[請求項8] 前記特徴点は、前記領域の重心位置であること、

を特徴とする請求項4乃至請求項6のいずれか1項に記載の医用画像診断装置。

[請求項9] 前記CT画像を表示する表示部と、

前記表示された再構成画像上に操作者による操作指示に従って、前記特徴点を入力する入力部と、

をさらに具備することを特徴とする請求項4乃至請求項6のいずれ

か 1 項に記載の医用画像診断装置。

[請求項10]

被検体から放出されるガンマ線を検出するガンマ線検出器を有する第 2 ガントリを備える核医学診断装置とデータ授受可能な X 線 C T 装置において、

前記核医学診断装置より前記第 2 ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第 2 位置に関するデータを受信する送受信部と、

前記被検体を載置するための天板と、

前記天板の周りを回転する X 線発生部と X 線検出部とを有する第 1 ガントリと、

前記第 1 ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第 1 位置と、前記第 2 位置に基づいて、前記第 2 位置に対して相対的に前記天板を移動させる移動部と、

を具備することを特徴とする X 線 C T 装置。

[請求項11]

被検体の周りを回転する X 線発生部と X 線検出部とを有する第 1 ガントリを備える X 線 C T 装置とデータ授受可能な核医学診断装置において、

前記 X 線 C T 装置より前記第 1 ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第 1 位置に関するデータを受信する送受信部と、

前記被検体を載置するための天板と、

前記被検体から放出されるガンマ線を検出するガンマ線検出器を有する第 2 ガントリと

前記第 1 位置及び前記第 2 ガントリにおける有効視野の中心位置を示す第 2 位置に基づいて、前記第 2 位置に対して相対的に前記天板を移動させる移動部と、

を具備することを特徴とする核医学診断装置。

[請求項12]

核医学診断装置及び X 線 C T 装置との間でデータの送受が可能な寝台装置において、

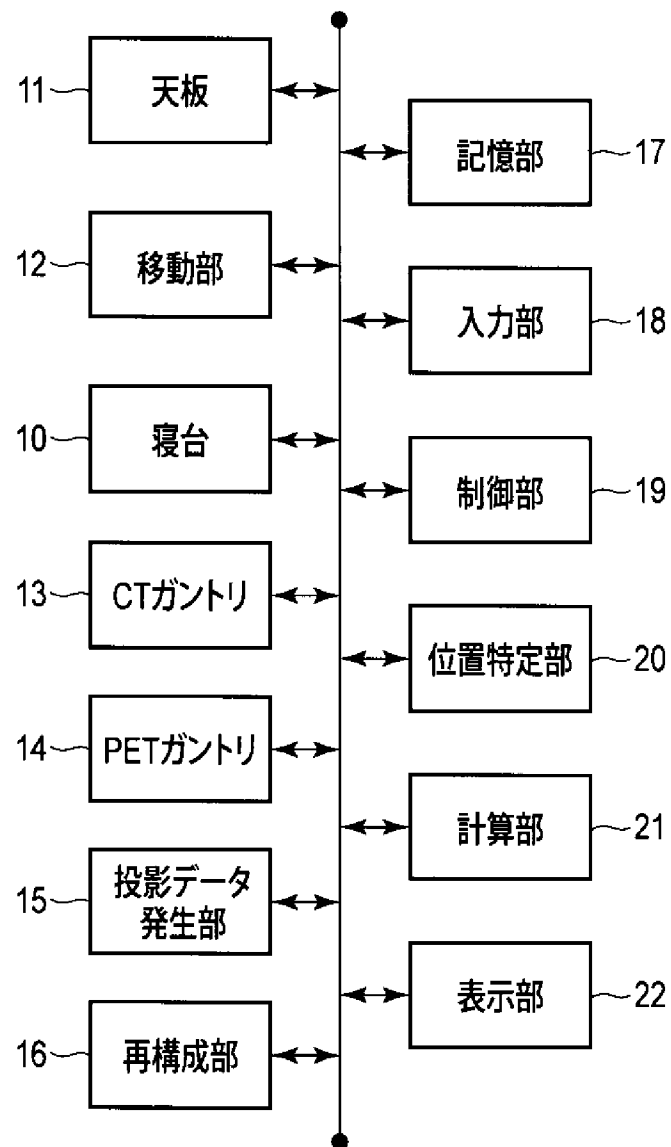
天板と、

前記核医学診断装置から前記核医学診断装置のガントリにおける有効視野の中心位置を示す第 1 位置に関するデータを受信し、前記 X 線 C T 装置から前記 X C T 装置のガントリにおける有効視野の中心位置を示す第 2 位置に関するデータを受信する受信部と、

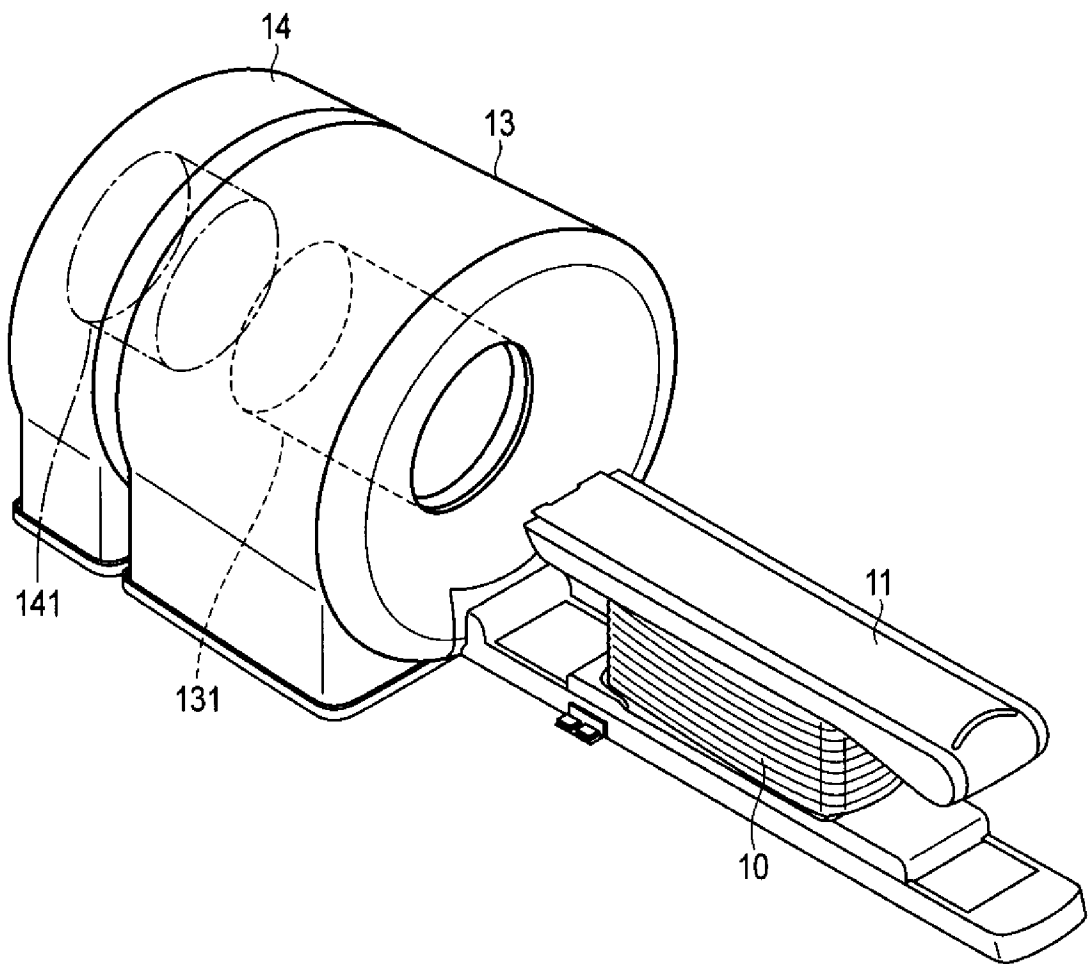
前記第 1 位置と前記第 2 位置とに基づいて、前記第 2 位置に対して相対的に前記天板を移動させる移動部と、

を具備することを特徴とする寝台装置。

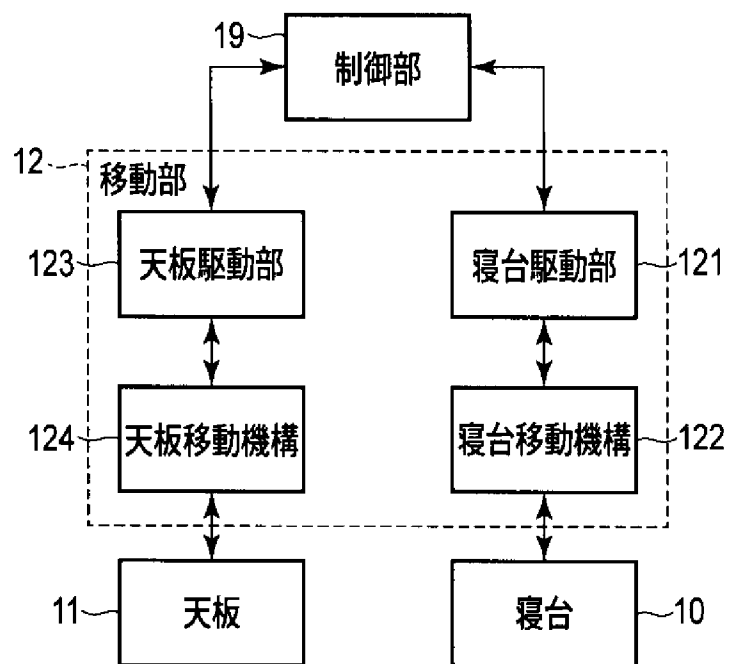
[図1]



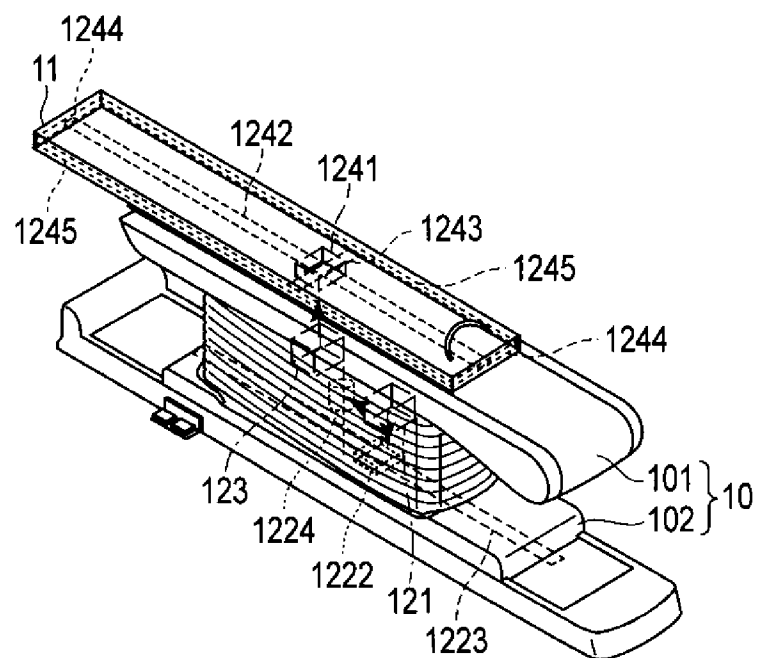
[図2]



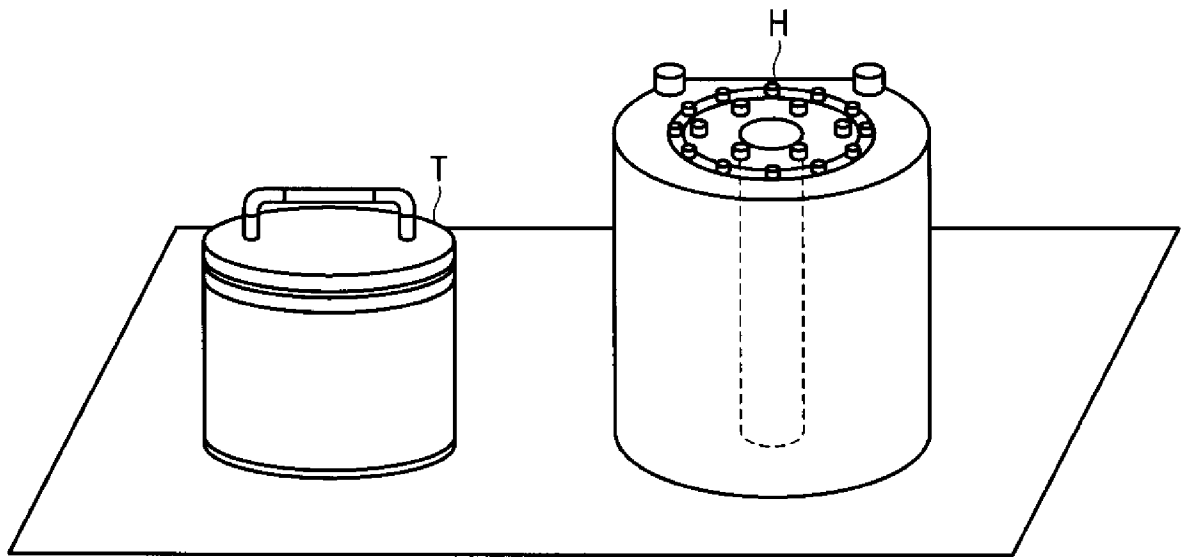
[図3]



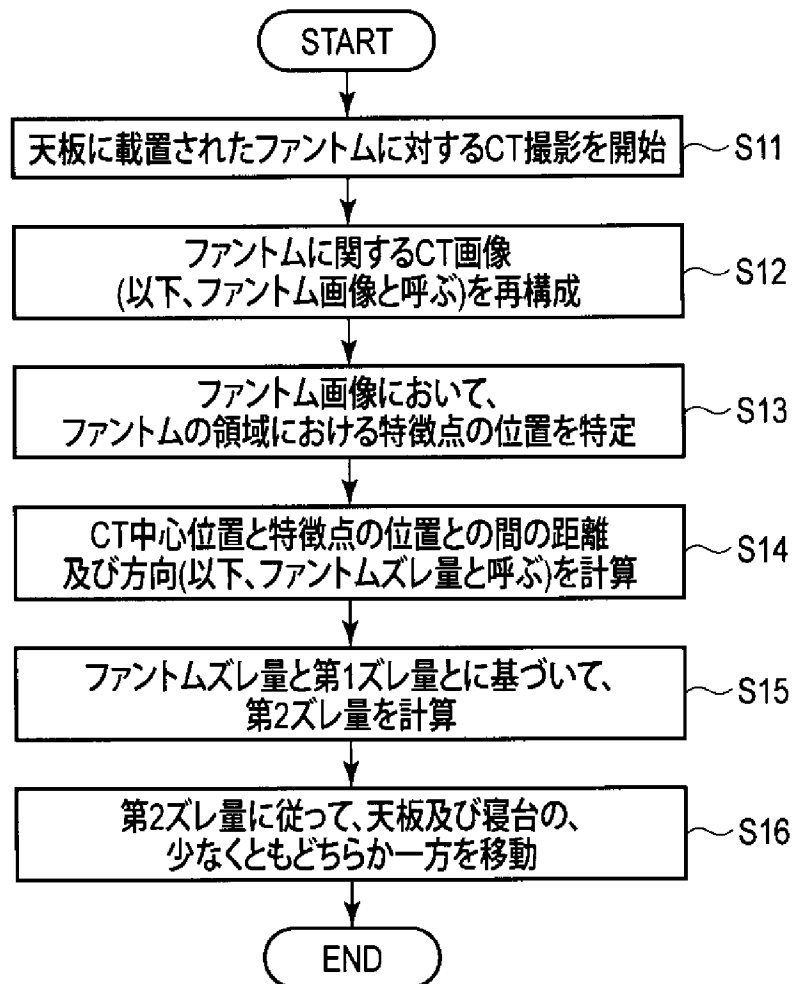
[図4]



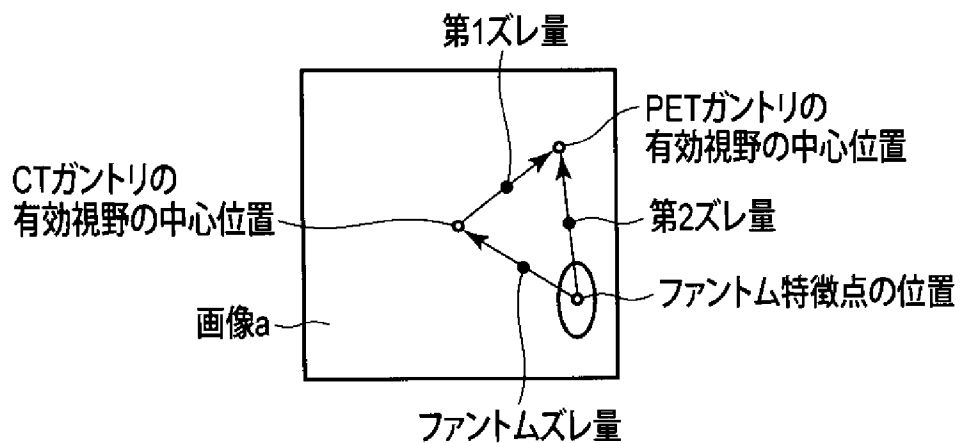
[図5]



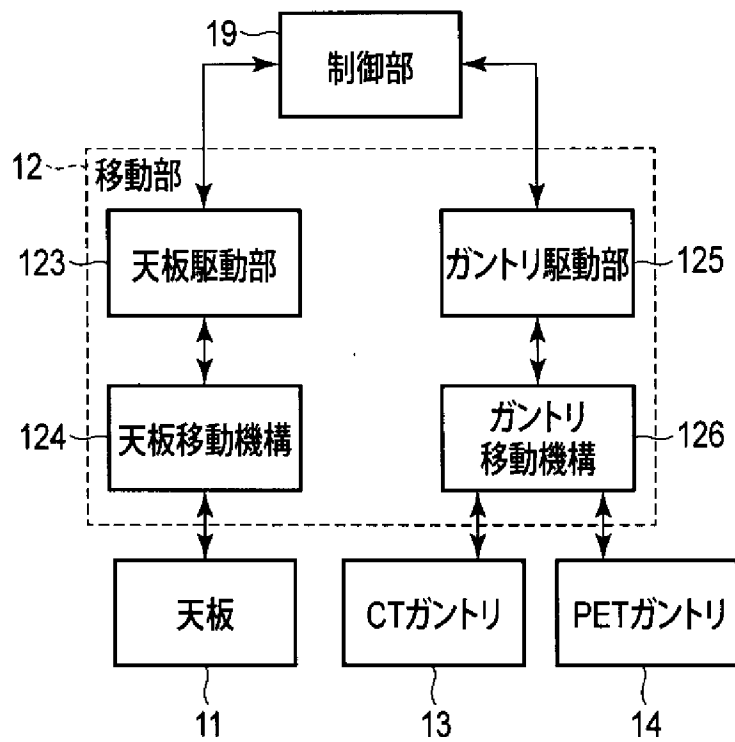
[図6]



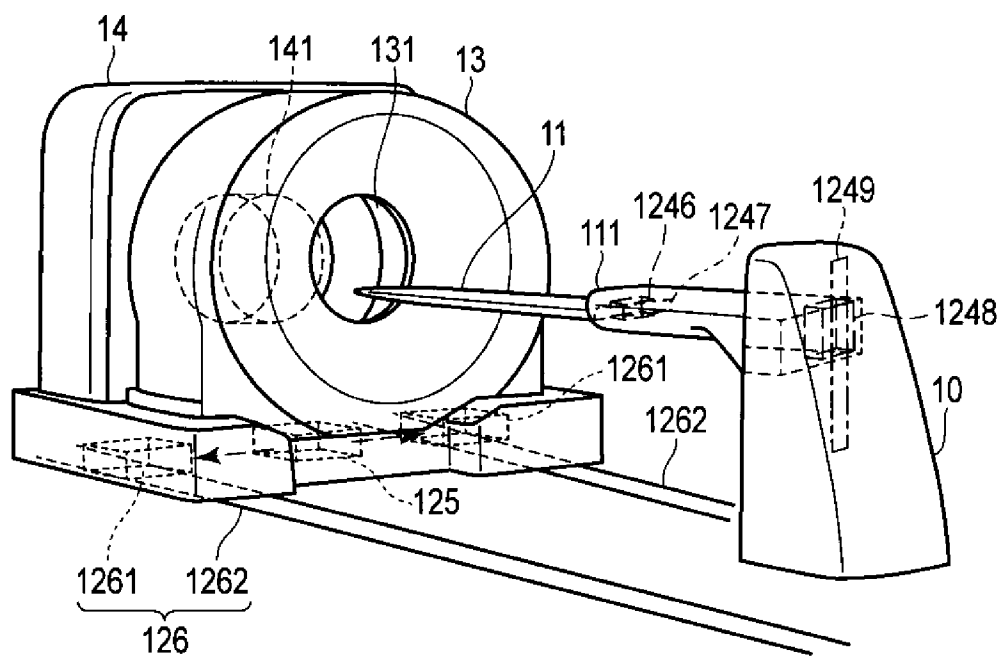
[図7]



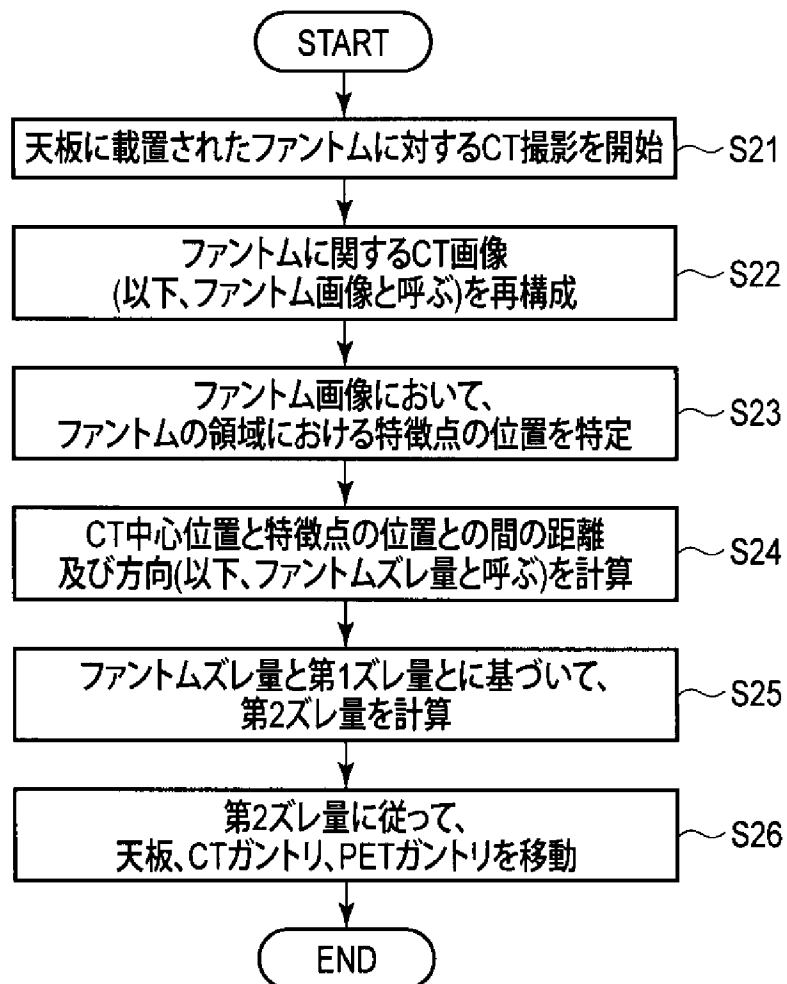
[図8]



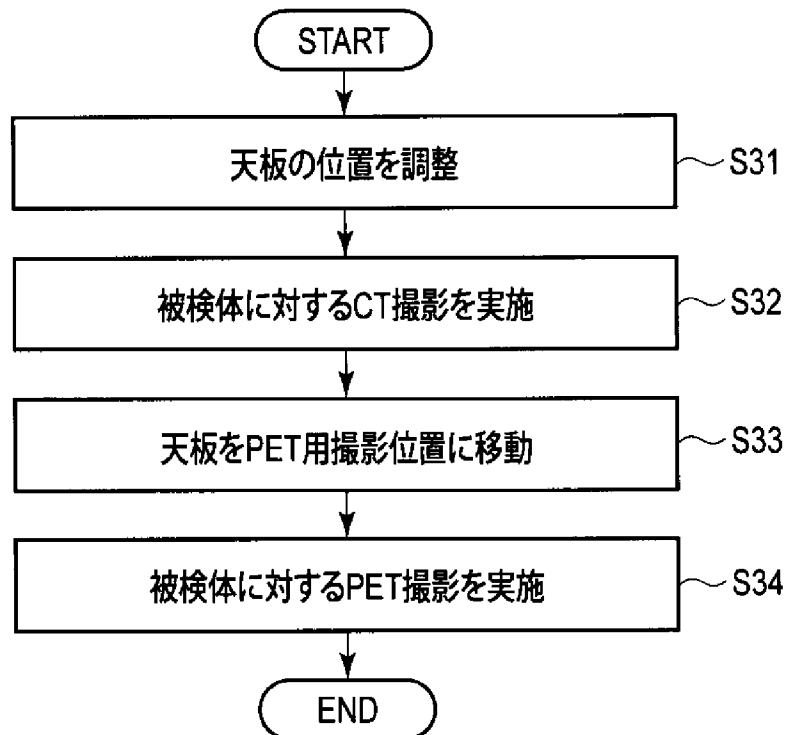
[図9]



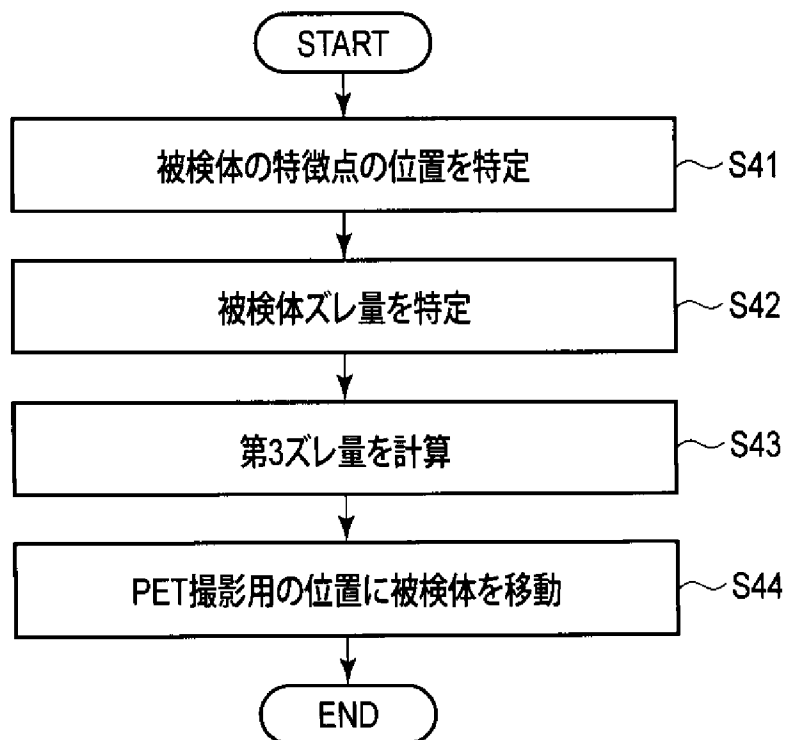
[図10]



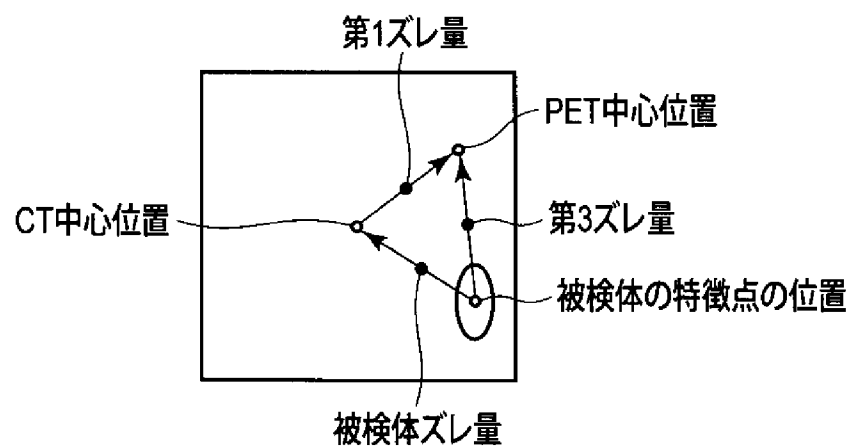
[図11]



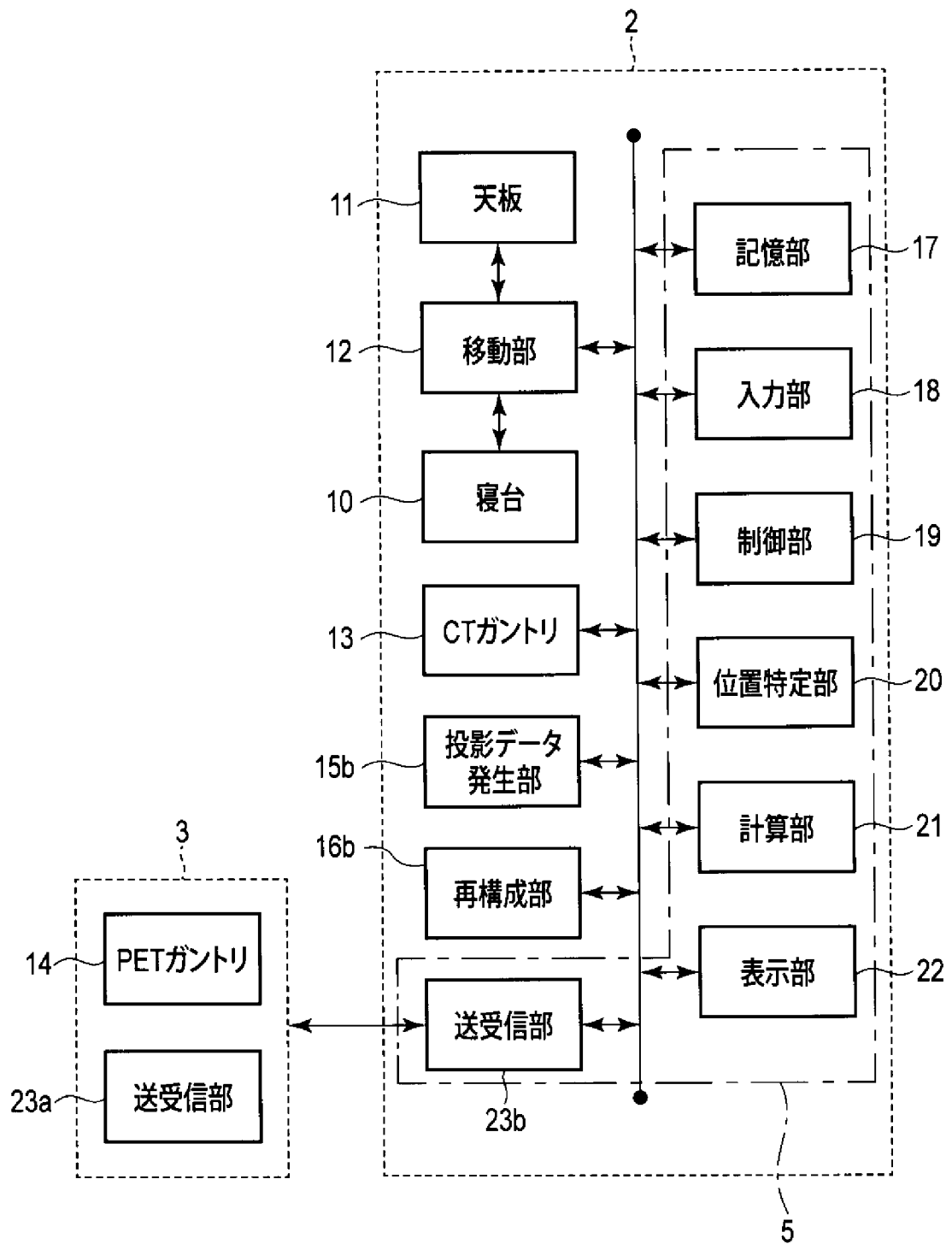
[図12]



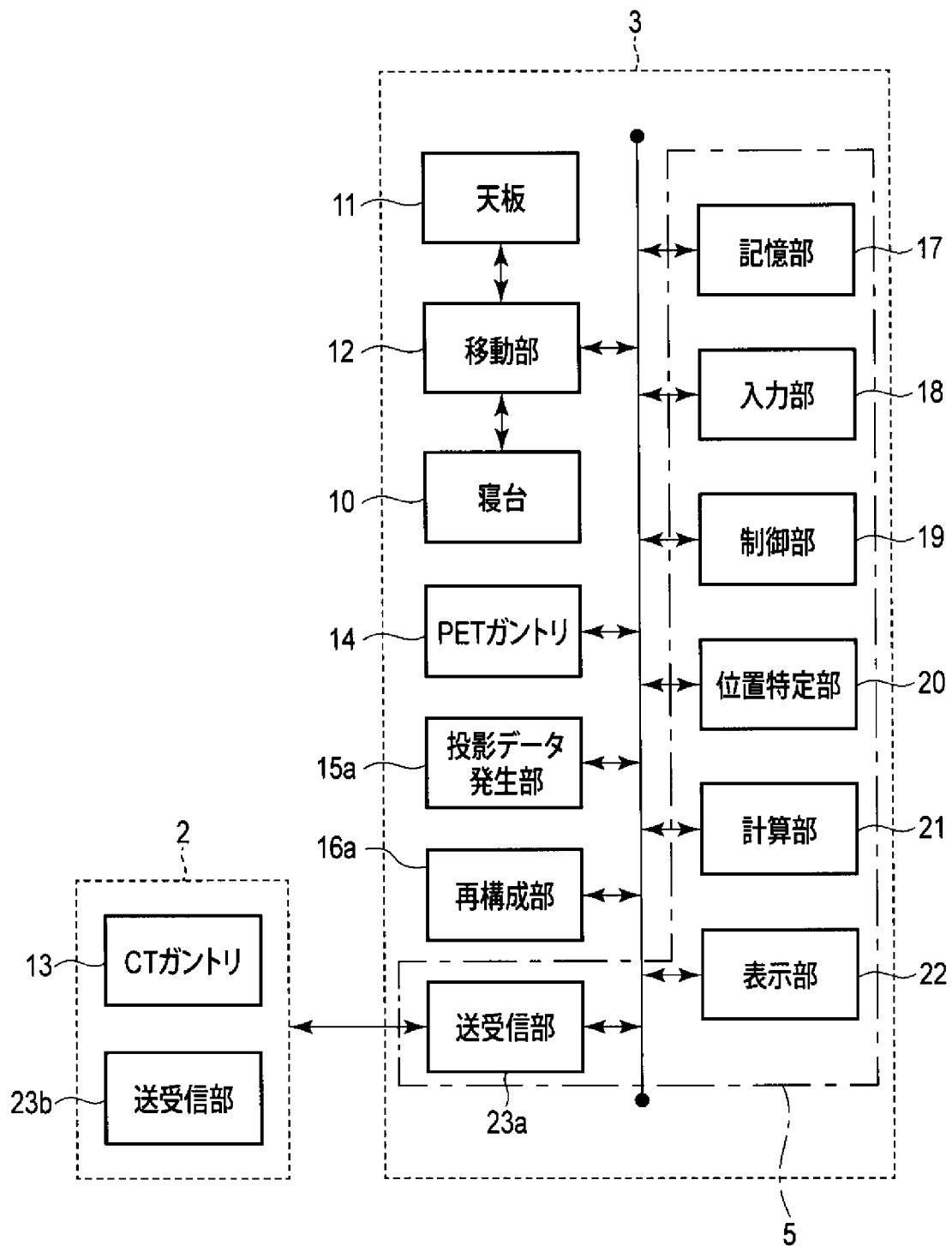
[図13]



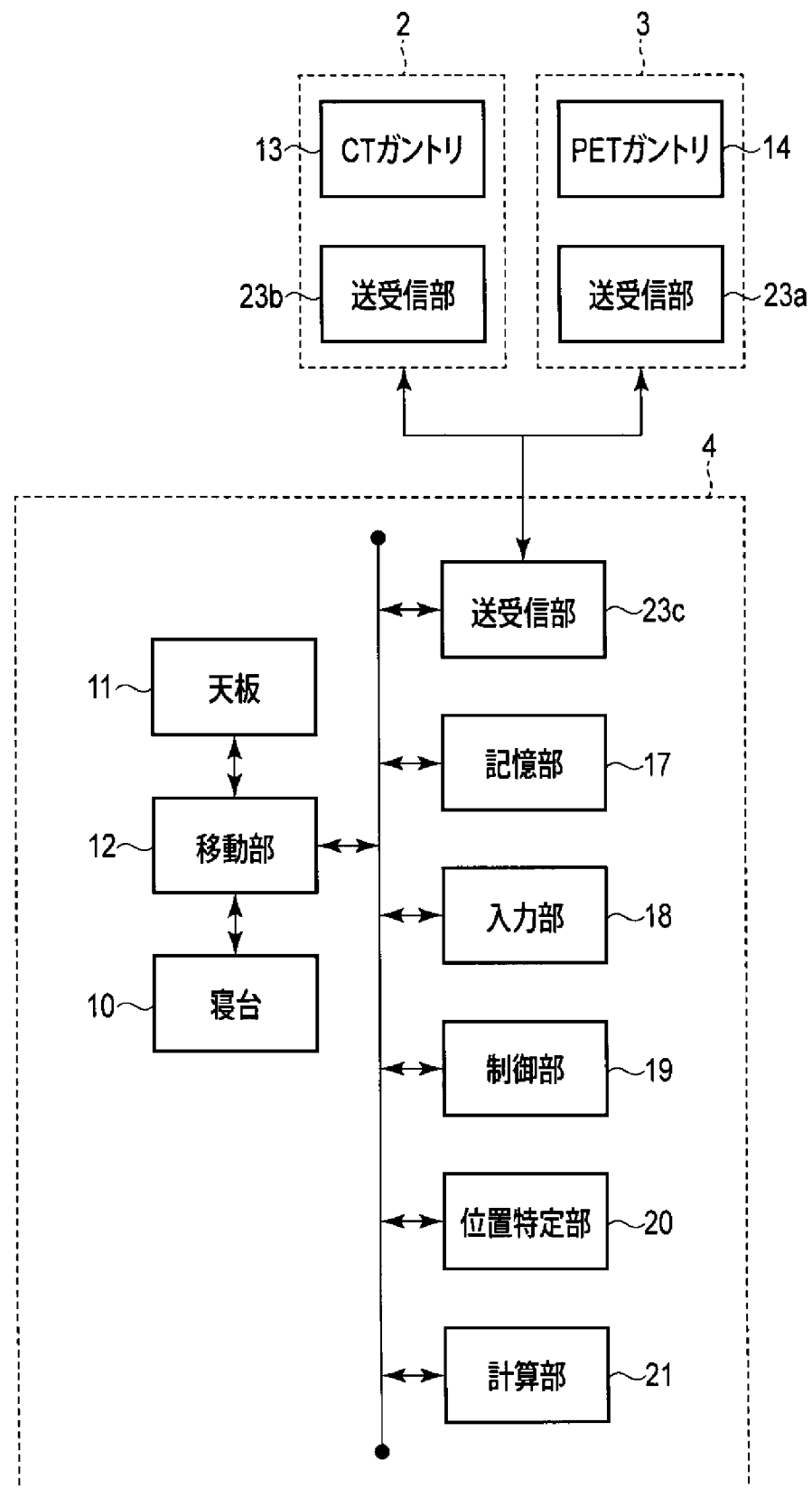
[図14]



[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/050163

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/03(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)i, G01T1/161(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, A61B6/00, G01T1/161

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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.
A	JP 2008-183142 A (Shimadzu Corp.), 14 August 2008 (14.08.2008), paragraphs [0004] to [0006] (Family: none)	1-12
A	JP 2007-503238 A (Koninklijke Philips Electronics N.V.), 22 February 2007 (22.02.2007), paragraphs [0014] to [0016] & US 2008/0212859 A1 & EP 1659943 A & WO 2005/018456 A1	1-12
A	JP 9-5441 A (Toshiba Corp.), 10 January 1997 (10.01.1997), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

☒ 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
17 February, 2014 (17.02.14)

Date of mailing of the international search report
04 March, 2014 (04.03.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/050163

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-92554 A (Toshiba Corp.), 12 May 2011 (12.05.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

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, A61B6/00(2006.01)i, G01T1/161(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, A61B6/00, G01T1/161

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 4 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 4 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 4 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
A	JP 2008-183142 A（株式会社島津製作所）2008.08.14, 段落【0004】－【0006】（ファミリーなし）	1-12
A	JP 2007-503238 A（コーニンクレッカ フィリップス エレクトロ ニクス エヌ ヴィ）2007.02.22, 段落【0014】－【0016】 & US 2008/0212859 A1 & EP 1659943 A & WO 2005/018456 A1	1-12
A	JP 9-5441 A（株式会社東芝）1997.01.10, 全文、全図 （ファミリーなし）	1-12

☒ 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 7 . 0 2 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

0 4 . 0 3 . 2 0 1 4

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）

松谷 洋平

2 Q

3 4 1 0

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

C (続き) . 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
A	JP 2011-92554 A (株式会社東芝) 2011.05.12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-12