

(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  
2015年7月9日(09.07.2015)



(10) 国際公開番号  
WO 2015/102115 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/050148
- (22) 国際出願日: 2015年1月6日(06.01.2015)
- (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 2014-000595 2014年1月6日(06.01.2014) 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: 田村 恵美 (TAMURA, Emi); 〒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). 斉藤 泰男 (SAITO, Yasuo); 〒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). 高山 卓三 (TAKAYAMA, Takuzo); 〒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). 宮崎 博明 (MIYAZAKI, Hiroaki); 〒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). 中井 宏章 (NAKAI, Hiroaki); 〒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).

(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, 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.

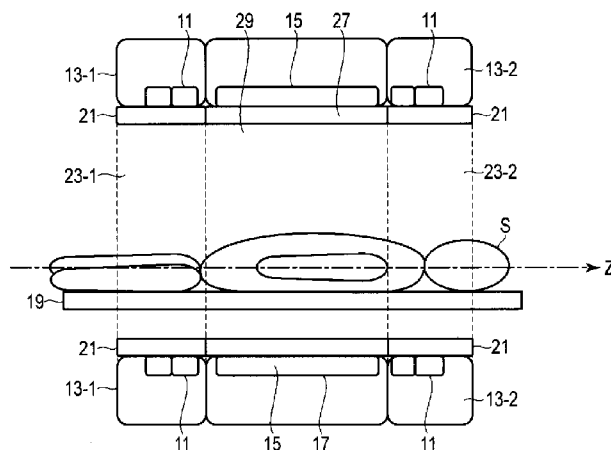
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY DEVICE, AND PHOTON COUNTING CT DEVICE

(54) 発明の名称: X線コンピュータ断層撮影装置及びフォトンカウンティングCT装置

[図3]



(57) Abstract: The purpose of the present invention is to achieve high-speed imaging. A gantry (10) is provided with two X-ray source rings (13) and a detector ring (17). Each of the X-ray source rings (13) is provided with a plurality of X-ray sources (11) which are arranged circumferentially. The detector ring (17) is disposed next to the X-ray source rings (13), and is provided with a plurality of X-ray detectors (15) which are arranged circumferentially. Each of the plurality of X-ray detectors (15) detects X-rays from the X-ray source rings (13). A data acquisition circuit (37) acquires raw data corresponding to the intensity of detected X-rays. A reconfiguration unit is used to reconfigure the acquired raw data into a CT image on the basis of digital data.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2015/102115 A1



MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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))

---

高速撮像の実現 ガントリ 10 は二つの X 線源リング 13 と検出器リング 17 を装備する。X 線源リ  
ング 13 は、円周状に配列された複数の X 線源 11 を有する。検出器リング 17 は、X 線源リング 13  
に並べて設けられ、円周状に配列された複数の X 線検出器 15 を有する。複数の X 線検出器 15 の各々  
は、X 線源リング 13 からの X 線を検出する。データ収集回路 37 は、検出された X 線の強度に応じた  
生データを収集する。収集された生データは、再構成部によりデジタルデータに基づいて CT 画像に再  
構成される。

## 明 細 書

発明の名称：

**X線コンピュータ断層撮影装置及びフォトンカウンティングCT装置**

**技術分野**

[0001] 本実施形態は、X線コンピュータ断層撮影装置及びフォトンカウンティングCT装置に関する。

**背景技術**

[0002] 第3世代CTにおいてはX線管とX線検出器とのセットを1つ以上装備した回転リングを回転することにより生データを収集している。回転リングの回転速度は最短0.275 s/rotに到達している。物理学的に、回転による遠心力は質量に比例し、角速度の二乗に比例する。このため、回転リングの回転速度を現状よりも大幅に短縮することは難しい。第5世代CTでは、電子銃を用いて電子ビームをガントリの背後から出射し、コイルを用いて電子軌道を偏向し、円周上に配列された陽極に入射させ、X線を発生させている。電子ビームを円周上に偏向することでCTを実現している。第5世代CTにおいてはX線検出器が円周上に配列されているため、電子ビームの走査時間でスキャン時間が決まる。第5世代CTに係るスキャン時間は50～100msを達成している。

**先行技術文献**

**特許文献**

[0003] 特許文献1：米国特許第7,634,045号明細書

**発明の概要**

**発明が解決しようとする課題**

[0004] 上記の特許文献1は、第5世代CTにおいて、検出器側コリメータ（後置コリメータ）をガントリに取り付け、後置コリメータだけを回転させる方式を提案している。さらに、特許文献1は、場所毎の印可電圧を変えることで、スペクトラルCTにも対応できる第5世代CTを示している。しかし、こ

の方式は、電子銃を使用するため、システム全体のサイズが大きくなってしまい、また、X線検出器と電子ビームとがオフセットの位置関係にあり、3次元スキャン（ボリュームスキャン）には不向きである。

[0005] 実施形態の目的は、高速撮像を実行可能なX線コンピュータ断層撮影装置及びフォトンカウンティングCT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] 本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、中心軸に沿って配列された二つのX線源リングであって、前記二つのX線源リングの各々は円周上に配列された複数のX線源を有する、二つのX線源リングと、前記二つのX線源リングの間に設けられ、円周上に配列された複数のX線検出器を有する単一の検出器リングであって、記複数のX線検出器の各々は前記二つのX線源リングからのX線を検出する、検出器リングと、前記検出されたX線の強度に応じたデジタルデータを収集するデータ収集部と、前記デジタルデータに基づいてCT画像を再構成する再構成部と、を具備する。

### 発明の効果

[0007] 高速撮像の実現。

### 図面の簡単な説明

[0008] [図1]第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置の機能ブロックを示す図

[図2]図1のガントリの機能ブロックを示す図

[図3]図2のガントリの構造を模式的に示す図

[図4]図2のX線源リングの模式的な断面図

[図5]図2の検出器リングの模式的な断面図

[図6]図1のX線源の構造を模式的に示す図

[図7]図5のX線源とは異なる他のX線源の構造を模式的に示す図

[図8]本実施形態に係るガントリの縦断面図

[図9]図7のX線源リングの詳細な構造を示す縦断面図

[図10A]第1実施形態に係り同時X線源駆動数が1の場合におけるX線源、ウ

エッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻  $t$  における配置を平面的に示す  
図

[図10B]第1実施形態に係り同時X線源駆動数が1の場合におけるX線源、ウエッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻  $t + \Delta$  における配置を平面的に示す図

[図11A]第1実施形態に係り同時X線源駆動数が4の場合におけるX線源、ウエッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻  $t$  における配置を平面的に示す  
図

[図11B]第1実施形態に係り同時X線源駆動数が4の場合におけるX線源、ウエッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻  $t + \Delta$  における配置を平面的に示す図

[図12A]第1実施形態に係る二つのX線源リングを利用した撮像処理におけるX線発生タイミングを模式的に示す図であり、ビュー  $n$  におけるX線の発生を示す図

[図12B]第1実施形態に係る二つのX線源リングを利用した撮像処理におけるX線発生タイミングを模式的に示す図であり、ビュー  $n + 1$  におけるX線の発生を示す図

[図13]第1実施形態に係る二つのX線源リングを利用した撮像処理におけるX線発生タイミングを模式的に示す他の図

[図14]第1実施形態の応用例に係るX線源から、異なる管電圧の印可を受けて発生されたX線のエネルギースペクトラムを模式的に示す図

[図15A]第1実施形態の応用例に係る管電圧ベースのスペクトラルCTにおいて同時X線源駆動数が3の場合におけるX線源、ウエッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻  $t$  における配置を平面的に示す図

[図15B]第1実施形態の応用例に係る管電圧ベースのスペクトラルCTにおいて同時X線源駆動数が3の場合におけるX線源、ウエッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻  $t + \Delta$  における配置を平面的に示す図

[図16]第1実施形態の応用例に係るX線源から、X線減弱係数が異なるウエ

ッジフィルタを透過したX線のエネルギースペクトラムを模式的に示す図

[図17A]第1実施形態の応用例に係るフィルタベースのスペクトラルCTにおいて同時X線源駆動数が3の場合における、X線源、ウェッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻 $t$ における配置を平面的に示す図

[図17B]第1実施形態の応用例に係るフィルタベースのスペクトラルCTにおいて同時X線源駆動数が3の場合における、X線源、ウェッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻 $t + \Delta$ における配置を平面的に示す図

[図18]第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置の機能ブロックを示す図

[図19]図15のガントリの機能ブロックを示す図

### 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実施形態に係わるX線コンピュータ断層撮影装置及びフォトンカウンティングCT (photon counting CT) 装置を説明する。

[0010] (第1実施形態)

図1は、第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置の機能ブロックを示す図である。図1に示すように、第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、ガントリ10とコンソール50とを有している。ガントリ10は、例えば、CT撮影室に設置される。コンソール50は、例えば、CT撮影室に隣接する撮影制御室に設置される。ガントリ10とコンソール50とは、ネットワーク等を介して互いに通信可能に接続されている。

[0011] 図2は、ガントリ10の機能ブロックを示す図である。図3は、ガントリ10の構造を模式的に示す図である。図2及び3に示すように、ガントリ10は、複数のX線源11を収容する二つの環状構造体（以下、X線源リングと呼ぶ）13と、複数のX線検出器15を収容する単一の環状構造体（以下、検出器リングと呼ぶ）17とを有している。X線源リング13-1とX線源リング13-2との間には検出器リング17が配置されている。具体的には、X線源リング13-1、X線源リング13-2、及び検出器リング17

は、各々の中心軸Zが空間的に一致するように当該中心軸Zに沿って配列されている。X線源リング13-1、X線源リング13-2、及び検出器リング17は開口を共有する。開口の内部はFOV (field of view) に設定される。開口には寝台 (図示せず) に支持された天板19が挿入される。天板19には被検体Sが載置される。被検体Sの撮影部位がFOVに含まれるように天板19が位置決めされる。なお、以下の説明において二つのX線源リング13-1とX線源リング13-2とを区別しない時は、まとめてX線源リング13と呼ぶことにする。

[0012] 図4は、X線源リング13の模式的な断面図である。なお、X線源リング13-1とX線源リング13-2との構造は略同一である。図4に示すように、X線源リング13は、円周状に配列された複数のX線源11を有している。また、複数のX線源11が中心軸Zに沿って配列されても良い。中心軸Zに沿って複数のX線源11が配列されることにより、3次元の空間領域にX線を照射することが可能となり、結果的にボリュームスキャンが可能となる。

[0013] 複数のX線源11の各々はX線を発生する。X線源11としては冷陰極X線管が用いられる。X線源リング13の内部は真空に保たれている。すなわち、X線源リング13は真空容器として機能する。これにより全てのX線源11が真空に配置されることとなる。X線源リング13外部の内周側には複数のウェッジフィルタ21が配置されている。複数のウェッジフィルタ21は、例えば、円環状の支持体 (以下、フィルタ支持体と呼ぶ) 23により中心軸Z回りに回転可能に支持されている。フィルタ支持体23はX線源リング13毎に個別に設けられている。具体的には、X線源リング13-1にはフィルタ支持体23-1が設けられ、X線源リング13-2にはフィルタ支持体23-2が設けられている。

[0014] ウェッジフィルタ21は、各X線源11から被検体Sに照射されるX線の線量を空間的に均一にするためのX線減弱フィルタである。ウェッジフィルタ21の設置数は、1以上であれば幾つでも良い。より詳細には、ウェッジ

フィルタ 21 は、X線源 11 の同時X線照射方向数だけ設けられる。図4の場合、ウェッジフィルタ 21 の設置数は4つである。フィルタ支持体 23-1 はフィルタ駆動部 25-1 に接続され、フィルタ支持体 23-2 はフィルタ駆動部 25-2 に接続されている。なお、X線同時照射方向数は、X線源リング 13-1 とX線源リング 13-2 とで同数に設定される。また、以下の説明において二つのフィルタ支持体 23-1 とフィルタ支持体 23-2 とを区別しない時は、まとめてフィルタ支持体 23 と呼び、二つのフィルタ駆動部 25-1 とフィルタ駆動部 25-2 とを区別しない時は、まとめてフィルタ駆動部 25 と呼ぶことにする。

[0015] フィルタ駆動部 25-1 とフィルタ駆動部 25-2 とはフィルタ駆動制御部 63 に接続されている。フィルタ駆動部 25-1 とフィルタ駆動部 25-2 との各々はフィルタ駆動制御部 63 による制御に従って動力を発生する。動力を受けたフィルタ支持体 23 は中心軸 Z 回りに一定の角速度で回転する。フィルタ支持体 23 は、X線源リング 13 とは独立して回転する。すなわち、フィルタ支持体 23 が回転してもX線源リング 13 は静止したままである。

[0016] 図5は、検出器リング 17 の模式的な断面図である。図5に示すように、検出器リング 17 は、円周上に配列された複数のX線検出器 15 を有している。各X線検出器 15 は、X線源リング 13 からのX線を検出し、検出されたX線の強度に応じた電気信号を発生する。X線検出器 15 としては、直接検出型の半導体検出器であっても良いし、シンチレータと光検出器とからなる間接型の検出器であっても良い。検出器リング 17 外部の内周側には複数のコリメータ（以下、後置コリメータと呼ぶ）27 が配置される。後置コリメータ 27 は、X線検出器 15 への入射X線の立体角を制限するためのX線減弱物質からなる構造体である。後置コリメータ 27 としては、現状の第3世代CTと同一構造のコリメータが設けられると良い。複数の後置コリメータ 27 は、例えば、円環状の支持体（以下、コリメータ支持体と呼ぶ）29 により中心軸 Z 回りに回転可能に支持されている。後置コリメータ 27 の設

置数は、1以上であれば幾つでも良い。典型的には、後置コリメータ27は、ウェッジフィルタ21と同数、すなわち、X線源11の同時照射方向数だけ設けられる。ここで、中心軸Z回りの角度を方位角と呼ぶことにする。例えば、0度がX線源リング13又は検出器リング17の最高位置に対応し、180度がX線源リング13又は検出器リング17の最低位置に対応する。本実施形態において同時照射方向数とは、同時に照射され方位角が異なるX線束の数である。図5の場合、後置コリメータ27の設置数は4つである。コリメータ支持体29はコリメータ駆動部31に接続されている。コリメータ駆動部31は、コリメータ駆動制御部65による制御に従って動力を発生する。動力を受けたコリメータ支持体29は中心軸Z回りに一定の角速度で回転する。コリメータ支持体29は、検出器リング17とは独立して回転する。すなわち、コリメータ支持体29が回転しても検出器リング17は静止したままである。

[0017] 図6は、X線源11の構造を模式的に示す図である。図6に示すように、X線源リング13には複数のX線源11が搭載されている。X線源11は、冷陰極電子源111、ゲート電極113、及び陽極115を有している。冷陰極電子源111は、電界放出現象を利用して電子を放出する物質である。電界放出現象は、高電界中に置かれた金属中の電子が仕事関数を超えて外部に放出される現象である。冷陰極電子源111に用いられる物質（以下、電界放出物質と呼ぶ）としては、シリコンやカーボンナノチューブが適当である。電界放出物質が鋭利な先端を有するように加工され、複数の冷陰極電子源111が形成される。複数の冷陰極電子源111は、例えば、半導体基板に実装される。複数の冷陰極電子源111は、X線源リング13内において中心軸Z回りに1周するように配置される。

[0018] 図6に示すように、複数の冷陰極電子源111の前方には、複数のゲート電極113が配置される。ゲート電極113は、冷陰極電子源111との間に電界を発生するための電極である。ゲート電極113にはゲート駆動回路33が接続されている。ゲート駆動回路33は、ゲート制御部59による制

御に従ってゲート電極 113 にゲートパルスを印可する。ゲートパルスの印可を受けたゲート電極 113 は、冷陰極電子源 111 との間に電界を発生させる。電界中の冷陰極電子源 111 は、電界放出現象により、先端から電子を放出する。複数のゲート電極 113 は半導体基板に実装される。複数のゲート電極 113 は、X線源リング 13 内において中心軸 Z 回りに 1 周するように配置される。

[0019] 図 6 に示すように、ゲート電極 113 を挟んで冷陰極電子源 111 に対向する位置に陽極 115 が配置される。例えば、陽極 115 は、冷陰極電子源 111 に正対するように配置される。複数の陽極 115 は、半導体基板により実装される。複数の陽極 115 は、X線源リング 13 内において中心軸 Z 回りに 1 周するように配置される。陽極 115 は冷陰極電子源 111 からの電子を受けて X 線を発生する。陽極 115 と冷陰極電子源 111 とは高電圧発生器 35 に接続されている。高電圧発生器 35 は X線源リング 13 毎に設けられている。具体的には、X線源リング 13-1 には高電圧発生器 35-1 が接続され、X線源リング 13-2 には高電圧発生器 35-2 が接続されている。高電圧発生器 35 は、X線制御部 61 からの制御に従って陽極 115 と冷陰極電子源 111 との間に管電圧を印加する。冷陰極電子源 111 から放出された電子は、管電圧を受けて陽極 115 に向けて飛翔し、陽極 115 に衝突する。電子の陽極 115 への衝突により X 線が発生する。発生された X 線はゲート電極 113 を挟んで冷陰極電子源 111 の反対側に照射される。X線源 11 から照射された X 線は、中心軸 Z を挟んで当該 X線源 11 とは反対側に位置する X線検出器 15 に向けて飛翔し、当該 X線検出器 15 により検出される。換言すれば、冷陰極電子源 111 と陽極 115 とは、発生された X 線が当該 X線源 11 とは反対側に位置する X線検出器 15 に向かうように位置決めされる。さらに、X線源リング 13-1 から照射される X 線と X線源リング 13-2 から照射される X 線とが FOV において重畳するように、X線源リング 13-1 に搭載される複数の X線源 11 と X線源リング 13-2 に搭載される複数の X線源 11 とが位置決めされる。換言すれば、

X線源リング13-1から照射されるX線とX線源リング13-2から照射されるX線とが重複する空間領域がFOVに設定される。

[0020] なお、図6のX線源11の構成は例示に過ぎない。例えば、図6において陽極115は電子流に対して正対するように配置されたとした、すなわち、ターゲット透過型であるとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。例えば、図7に示すように、陽極115は電子流に対して斜めに配置されても良い、すなわち、ターゲット反射型でも良い。この場合であっても冷陰極電子源111と陽極115とは、発生されたX線が当該X線源11とは反対側に位置するX線検出器15に向かうように位置決めされる。

[0021] また、図6において各X線源11は冷陰極電子源111、ゲート電極113、及び陽極115を一個ずつ備えたとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。各X線源11が備える冷陰極電子源111、ゲート電極113、及び陽極115の個数は個別に増減可能である。例えば、複数の冷陰極電子源111に対して一つの陽極115が設けられても良いし、一つの冷陰極電子源111に対して複数の陽極115が設けられても良い。

[0022] ここで本実施形態に係るガントリ10の典型的な構造についてより詳細に説明する。図8は、本実施形態に係るガントリ10の縦断面図である。図8に示すように、ガントリ10は、開口81aが形成された筐体81を有する。筐体81の内部空間81bには中心軸Zに沿ってX線源リング13-1と検出器リング17とX線源リング13-2とが順番に配列されている。X線源リング13-1の内周側には少なくとも一つのウェッジフィルタ21を支持するフィルタ支持体23-1が配置される。同様に、X線源リング13-2の内周側には少なくとも一つのウェッジフィルタ21を支持するフィルタ支持体23-2が配置される。各フィルタ支持体23は、開口81aよりも大きい径の開口を有し、その中心軸が軸Zに一致するように内部空間81bに配置される。各フィルタ支持体23は、各X線源リング13からのX線を遮らないように、中心軸Zに関してX線検出リング17とは反対側に配置されると良い。検出器リング17の内周側には少なくとも一つの後置コリメー

タ27を支持するコリメータ支持体29が配置される。コリメータ支持体29は、開口81aよりも大きい径の開口を有し、その中心軸が軸Zに一致するように内部空間81bに配置される。フィルタ支持体23とコリメータ支持体29とは図7において図示しないフィルタ駆動部25とコリメータ駆動部31とによりそれぞれ中心軸Z回りに回転される。

[0023] 図9は、各X線源リング13の詳細な構造を示す縦断面図である。なお各X線源リング13の中心軸Zに沿う方向を列方向（Row方向）と呼び、X線源リング13の円周方向をチャンネル方向（Ch方向）と呼ぶことにする。列方向とチャンネル方向との直交方向は、X線源リング13の径方向（Ra方向）に一致する。図9に示すように、X線源リング13は中心軸Zを中心軸とする環形状を有する筐体91を有する。筐体91は中空構造を有し、筐体91の内部空間91aは真空に保たれている。より詳細には、筐体91は、軸Zを中心軸とする環形状を有する蓋91bと容器91cとを有する。蓋91bと容器91cとは鉄やステンレス等の頑強な物質により形成されると良い。蓋91bと容器91cとは内部空間91aの真空を高精度に保つように締結具等により締結されると良い。例えば、蓋91bと容器91cとはガスケット（gasket）92を介して締結される。本実施形態に係るガスケット92としては、非金属ガスケットやセミメタリックガスケット、金属ガスケット等の既存の如何なる種類が用いられても良い。蓋91bの内面には内部空間91aの残留気体を吸着するゲッター（getter）93が設けられる。本実施形態に係るゲッター93としては、接触ゲッターでも拡散ゲッターでもどちらでも良い。ゲッター93としては、例えば、チタンやバリウム・アルミニウム合金等の既存の如何なる金属が用いられても良い。

[0024] X線源リング13のX線検出リング17側には複数の冷陰極電子源111が設けられる。複数の冷陰極電子源111は、チャンネル方向及び径方向に沿って配列される。例えば、複数の冷陰極電子源111は支持体111aに固定され、支持体111aは容器91cの内面に固定される。複数の冷陰極電子源111の列方向に関する反対側には陽極115が設けられる。筐体9

1の内部得空間91aにはチャンネル方向に沿って複数の陽極115が配列されても良いし、軸Zを中心軸とする環形状を有する陽極115が設けられても良い。陽極115は中心軸Zに沿って隣接するX線検出リング17にX線を照射するように、径方向に沿って中心軸Zに行くにつれ列方向に関する厚みが減少するように傾斜が設けられている。すなわち、X線源リング13-1に含まれる陽極115とX線源リング13-2陽極115との傾斜の向きはX線検出リング17を境に対称に設計される。列方向に関する陽極115と複数の冷陰極電子源111の間にはゲート電極113が設けられる。複数のゲート電極113はチャンネル方向に沿って配列されている。例えば、中心軸Z回りに1000方向からX線を照射する場合、ゲート電極113は中心軸Z回りに1000だけ設けられると良い。チャンネル方向に関して隣接する所定数の冷陰極電子源111に対して一つのゲート電極113が設けられる。当該所定数は1以上の如何なる数でも良い。ゲート電極113は、例えば、容器91cの内面に固定される。

[0025] 容器91cには陽極115から発生されたX線のための出射口91dが形成される。出射口91dは中心軸Z回りに一周するように容器91cに形成される。出射口91dを覆うように容器91cの外壁にはX線フィルタ94が取付けられる。X線フィルタ94は出射口91dを通過したX線の低エネルギー成分を吸収する。また、容器91cの外壁にはX線フィルタ94を介してスリット95が設けられる。スリット95はX線の照射野を制限する。なおウェッジフィルタ21に同期してスリット95が中心軸Z回りに回転可能に設けられても良い。

[0026] 容器91cの外壁にはX線源リング13を冷却する冷却部96が設けられる。冷却部96としてはX線源リング13を冷却可能であれば如何なる装置、器具又は物質でも良い。例えば、冷却部96としては内部を冷媒が通過する冷却管が適用可能である。X線源リング13の主な熱源は、冷陰極電子源111からの電子を受けて発熱する陽極115である。よって冷却部96は、陽極115を効率良く冷却するために、容器91cを挟んで陽極115の

反対側に設けられると良い。

[0027] 図2に示すように、複数のX線検出器15にはデータ収集回路37が接続されている。データ収集回路37は、複数のX線検出器15により発生された電気信号を、撮像制御部67からの制御に従って読み出し、読み出された電気信号をA/D変換によりデジタルデータに変換する。具体的には、データ収集回路37は、X線検出器15からビュー毎に電気信号を読み出してデジタルデータに変換する。変換後のデジタルデータを生データと呼ぶことにする。生データはコンソール50に供給される。なおビューとは、データ収集回路37による各X線検出器15からの生データのサンプリング期間に対応する。

[0028] ゲート制御部59は、撮像制御部67による制御により、X線源リング13-1に收容される複数のX線源11とX線源リング13-2に收容される複数のX線源11とが予め設定された順番に従ってX線を発生するように複数のゲート駆動回路33を個別に制御する。具体的には、ゲート制御部59は、X線発生対象のX線源11に接続されたゲート駆動回路33にタイミングパルスを供給する。タイミングパルスの供給を受けたゲート駆動回路33は、接続先のX線源11のゲート電極113にゲートパルスを即時的に印可する。ゲートパルスの印可により、上述のように、電界放出現象により冷陰極電子源111から電子が放出され、電子の陽極115への衝突によりX線が発生される。

[0029] ここで、X線源11からのX線の発生順序（X線発生対象のX線源11の切替え）について簡単に説明する。X線源リング13-1からのX線とX線源リング13-2からのX線とが同一のX線検出器15に略同時に入射することを防止するため、X線源リング13-1とX線源リング13-2とから互い違いにX線が発生される。

[0030] 各X線源リング13における複数のX線源11の切替えは以下の通りである。X線発生対象のX線源11は、各X線源リング13に收容されている複数のX線源11の中から、予め設定された順番に従ってビュー毎に切り替え

られる。X線発生対象のX線源11が円周に沿ってビュー毎に順番に切り替わる。この場合、複数のX線源11がX線源リング13の円周回りに順番にX線を発生するように複数のゲート駆動回路33がゲート制御部59により制御される。X線源リング13-1に收容される複数のX線源11とX線源リング13-2に收容される複数のX線源11とのうち、略同一の照射角度に位置するX線源リング13-1に收容されるX線源11とX線源リング13-2に收容されるX線源11とにX線発生対象が切り替えられる。このような切り替え制御により、二つのX線源リング13から互い違いにX線が発生されつつ、二つのX線源リング13の各々について円周回りに順番にX線が発生される。

[0031] なお、1ビューにつき1つのX線源11からX線が発生されるようにゲート駆動回路33が駆動されても良いし、1ビューにつき複数のX線源11から同時にX線が発生するようにゲート駆動回路33が駆動されても良い。例えば、互いに等間隔だけ離間する4つのX線源11からビュー毎に同時にX線が発生されるように、複数のゲート駆動回路33が駆動されると良い。

[0032] X線制御部61は、撮像制御部67による制御により、既定のX線条件に応じた管電圧が冷陰極電子源111と陽極115との間に印可されるように高電圧発生器35-1と高電圧発生器35-2とを個別に制御する。具体的には、X線制御部61は、X線発生対象のX線源11のゲート電極113へのゲートパルスの印可に同期して当該X線源11に管電圧が印加されるように高電圧発生器35にタイミングパルスを提供する。タイミングパルスの供給を受けた高電圧発生器35は、X線発生対象のX線源11の冷陰極電子源111と陽極115との間に管電圧を即時的に印加する。管電圧の印加により、冷陰極電子源111から発生された電子が陽極115に衝突しX線が発生される。なお、管電圧の印可対象は、X線発生対象のX線源11のみに限定されない。すなわち、X線が発生されないX線源11に管電圧が印加されても良い。なおX線源リング13-1を対象とするX線条件とX線源リング13-2を対象とするX線条件とは、典型的には、略同一であるとする。

[0033] フィルタ駆動制御部63は、撮像制御部67による制御により、フィルタ支持体23-1に支持される複数のウェッジフィルタ21が中心軸Z回りに回転するようにフィルタ駆動部25-1を制御し、フィルタ支持体23-2に支持される複数のウェッジフィルタ21が中心軸Z回りに回転するようにフィルタ駆動部25-2を制御する。具体的には、フィルタ駆動制御部63は、X線発生対象のX線源11のゲート電極113へのゲートパルスの印可に同期して、換言すれば、X線源11からのX線の発生に同期してフィルタ駆動部25に駆動パルスを供給する。駆動パルスの供給を受けたフィルタ駆動部25は、例えば、駆動パルスのパルス間隔に応じた角速度で複数のウェッジフィルタ21が中心軸Z回りに回転するようにフィルタ支持体23を駆動する。具体的には、ビュー毎に切り替えられるX線発生対象のX線源11の前面に、X線源11の切替えに依らず常にウェッジフィルタ21が設置されるようにフィルタ支持体23が回転される。換言すれば、X線源リング13のうちのX線発生箇所前面にウェッジフィルタ21が位置するようにフィルタ支持体23が回転される。フィルタ支持体23は連続的に回転されても良いし、X線発生時に停止するように間欠的に回転されても良い。

[0034] コリメータ駆動制御部65は、撮像制御部67による制御により、複数の後置コリメータ27が中心軸Z回りに回転するようにコリメータ駆動部31を制御する。具体的には、コリメータ駆動制御部65は、X線発生対象のX線源11のゲート電極113へのゲートパルスの印可に同期して、換言すれば、X線源11からのX線の発生に同期してコリメータ駆動部31に駆動パルスを供給する。駆動パルスの供給を受けたコリメータ駆動部31は、例えば、駆動パルスのパルス間隔に応じた角速度で複数の後置コリメータ27が中心軸Z回りに回転するようにコリメータ支持体29を駆動する。具体的には、ビュー毎に切り替えられるX線発生対象のX線源11の中心軸Zを挟んで反対側に位置するX線検出器15の前面に、X線源11の切替えに依らず常に後置コリメータ27が設置されるようにコリメータ支持体29が回転される。換言すれば、X線源リング13のうちのX線発生箇所に対し中心軸Z

を挟んで反対側に位置するX線検出器15の前面に後置コリメータ27が位置するようにコリメータ支持体29が回転される。コリメータ支持体29は連続的に回転されても良いし、X線発生時に停止するように間欠的に回転されても良い。

[0035] 図1に示すように、コンソール50は、システム制御部51を中枢として、前処理部53、再構成部55、画像処理部57、撮像制御部67、表示部69、操作部71、及び記憶部73を有する。

[0036] 前処理部53は、データ収集回路37からの生データに前処理を施す。前処理としては、例えば、第3世代CTにおいて使用される処理と同様のものが用いられる。具体的には、前処理としては、対数変換やX線強度補正、オフセット補正等が挙げられる。

[0037] 再構成部55は、前処理後の生データに画像再構成アルゴリズムを適用して、CT値の空間分布を表現するCT画像を発生する。画像再構成アルゴリズムとしては、FBP (filtered back projection) 法やCBP (convolution back projection) 法等の解析学的画像再構成法や、ML-EM (maximum likelihood expectation maximization) 法やOS-EM (ordered subset expectation maximization) 法等の統計学的画像再構成法等の既存の画像再構成アルゴリズムが用いられれば良い。

[0038] 画像処理部57は、CT画像に種々の画像処理を施す。例えば、画像処理部57は、ボリュームレンダリングやサーフェスレンダリング、画素値投影処理、画素値変換等が挙げられる。

[0039] 撮像制御部67は、ゲート制御部59、X線制御部61、フィルタ駆動制御部63、コリメータ駆動制御部65、及びデータ収集回路37を同期的に制御する。具体的には、撮像制御部67は、ビューの切り替えに同期してX線発生対象のX線源11を切り替えるようにゲート制御部59とX線制御部61とに同期的に指令を出す。また、撮像制御部67は、X線発生対象のX線源11の前面にウェッジフィルタ21が設置され、当該X線源11の中心軸Zを挟んで反対側に位置するX線検出器15の前面に後置コリメータ27

が設置されるように、フィルタ駆動制御部 63 とコリメータ駆動制御部 65 とに同期的に指令を出す。換言すれば、撮像制御部 67 は、X線源リング 13 のうちのX線発生箇所の前면에ウェッジフィルタ 21 が位置し、当該X線発生箇所の中心軸 Z を挟んで反対側に位置するX線検出器 15 の前면에後置コリメータ 27 が位置するように、フィルタ駆動制御部 63 とコリメータ駆動制御部 65 とに同期的に指令を出す。また、撮像制御部 67 は、ビューの切り替えに同期してX線検出器 15 から電気信号を読み出すようにデータ収集回路 37 を制御する。ビューの切り替えタイミングは、フィルタ支持体 23 又はコリメータ支持体 29 が一定角度回転する毎にフィルタ支持体 23 又はコリメータ支持体 29 からトリガ信号が発生されるタイミングにより規定されても良いし、撮像制御部 67 (又はシステム制御部 51) が備えるクロック回路のクロック信号の分周信号の発生タイミングにより規定されても良い。

[0040] 表示部 69 は、種々の情報を表示機器に表示する。例えば、表示部 69 は、再構成部 55 により発生されたCT画像や画像処理部 57 による画像処理後のCT画像等を表示する。また、表示部 69 は、撮像条件の設定画面等を表示する。表示機器としては、例えばCRTディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、プラズマディスプレイ等が適宜利用可能である。

[0041] 操作部 71 は、入力機器によるユーザからの各種指令や情報入力を受け付ける。入力機器としては、キーボードやマウス、各種スイッチ等が利用可能である。

[0042] 記憶部 73 は、種々の情報を記憶する記憶装置である。例えば、記憶部 73 は、生データやCT画像を記憶する。また、記憶部 73 は、本実施形態に係る撮像プログラムを記憶する。

[0043] システム制御部 51 は、X線コンピュータ断層撮影装置の中枢として機能する。システム制御部 51 は、本実施形態に係る撮像プログラムを記憶部から読み出し、当該撮像プログラムに従って各種構成要素を制御する。これに

より、本実施形態に係る撮像処理が行われる。

[0044] 次に、システム制御部 51 の制御のもとに行われる X 線コンピュータ断層撮影装置の撮像処理の動作例について説明する。まずは、単一の X 線源リング 13 を用いた撮像処理について説明する。

[0045] 図 10A 及び B は、同時照射方向数が 1 の場合における各 X 線源リング 13 の X 線源 11、ウェッジフィルタ 21、及び後置コリメータ 27 の配置を平面的に示す図である。図 10A は時刻  $t$  における配置を示し、図 10B は時刻  $t + \Delta t$  における配置を示している。撮像制御部 67 は、X 線発生対象の X 線源 11 が中心軸 Z 回りに順番に切り替えられ、X 線発生対象の X 線源 11 の前面にウェッジフィルタ 21 が配置され、X 線発生対象の X 線源 11 に対向する X 線検出器 15 の前面に後置コリメータ 27 が配置されるように、ゲート制御部 59、X 線制御部 61、フィルタ駆動制御部 63、コリメータ駆動制御部 65、及びデータ収集回路 37 を同期的に制御する。この際、複数の X 線源 11 と複数の X 線検出器 15 とは回転されず固定されている。

[0046] より詳細には、撮像期間において、画像再構成に必要な角度範囲の全てから X 線が曝射されるように、所定のビュー数毎に X 線発生対象の X 線源 11 が円周に沿って順番に切り替えられる。例えば、360 度再構成を行う場合、撮像期間において全方向から X 線が曝射されるように、所定のビュー数毎に X 線発生対象の X 線源が円周に沿って順番に電氣的に切り替えられる。ウェッジフィルタ 21 と後置コリメータ 27 とは、撮像期間に亘り X 線発生対象の X 線源 11 の前面にウェッジフィルタ 21 が配置され、当該 X 線源 11 に対向する X 線検出器 15 の前面に後置コリメータ 27 が配置されるように、X 線源 11 の切替えに同期して回転する。

[0047] X 線検出器 15 により発生された電気信号はデータ収集回路 37 により生データとして収集される。例えば、データ収集回路 37 は、X 線を検出した X 線検出器のアドレス（チャンネル及び列の組合せ）の各々について、当該 X 線の強度に対応するデジタル値（以下、強度値と呼ぶ）を示すデータ（以下、強度値レコードと呼ぶ）を収集する。そしてデータ収集回路 37 は、同

一の方位角に関する全アドレスについての強度値レコードのセットを生データとして発生する。このようにして、画像再構成に必要な角度範囲の生データが収集されると撮像制御部67により撮像が終了される。そして前処理部53は、生データに前処理を施し、再構成部55は、前処理後の生データに基づいてCT画像を発生する。発生されたCT画像は表示部69により表示される。

[0048] このように、円周上に配列された複数のX線源11の空間的位置を固定させたうえで、ゲート電極113に対する電氣的な切替え（スイッチング）によりX線発生箇所を円周に沿って移動させることにより、X線源リング13と検出器リング17とを備えるX線コンピュータ断層撮影装置においても第3世代CTと同様のCT撮像を行うことができる。ゲート制御部59によるゲート電極113のスイッチングは高速に行われる。従って、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、従来のように高重量の回転リングを回転させる第3世代CTと比較し、撮像時間を短縮することが可能である。また、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、ウェッジフィルタ21と後置コリメータ27とをX線源11の切替えに同期して回転させることにより、第3世代CTと同様に被検体Sへの被爆線量の抑制や散乱線の検出量の低減を実現することができる。なお、ウェッジフィルタ21を装備するフィルタ支持体23と後置コリメータ27を装備するコリメータ支持体29とは、X線管や高電圧発生器、X線検出器等を装備している第3世代CTの回転リングの重量に比して軽量である。従って、フィルタ支持体23とコリメータ支持体29との回転に伴う遠心力は、第3世代CTの回転リングの回転に伴う遠心力に比して低く、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、フィルタ支持体23とコリメータ支持体29とをゲート電極113の切替え速度に対応する速度で高速に回転させることができる。

[0049] 次に、同時照射方向数が4の場合における各X線源リング13についての動作例について説明する。図11A及びBは、同時照射方向数が4の場合における各X線源リング13のX線源11、ウェッジフィルタ21、及び後置

コリメータ 27 の配置を平面的に示す図である。図 11A は時刻  $t$  における配置を示し、図 11B は時刻  $t + \Delta t$  における配置を示している。X線源 11、ウェッジフィルタ 21、及び後置コリメータ 27 の組合せが CT の一つの X線照射系をなす。同時照射方向数が 4 の場合は、4 つの X線照射系を装備することと同義である。図 11A 及び B において 4 つの X線発生対象の X線源 11 は、各ビューにおいて互いに 90 度離間するように設定される。撮像制御部 67 は、X線発生対象の 4 つの X線源 11 が円周に沿って順番に切り替えられ、当該 4 つの X線源 11 各々の前面にウェッジフィルタ 21 が配置され、当該 X線源 11 の中心軸 Z を挟んで反対側に位置する X線検出器 15 の前面に後置コリメータ 27 が配置されるように、ゲート制御部 59、X線制御部 61、フィルタ駆動制御部 63、コリメータ駆動制御部 65、及びデータ収集回路 37 を同期的に制御する。この際、複数の X線源 11 と複数の X線検出器 15 とは回転されず固定されている。

[0050] より詳細には、画像再構成に必要な角度範囲の全てから X線が曝射するように、所定のビュー数毎に X線発生対象の X線源 11 が円周回りに順番に切り替えられる。例えば、360 度再構成を行う場合、撮像期間において全方向から X線が曝射されるように、所定のビュー数毎に X線発生対象の X線源 11 が円周回りに順番に替えられる。なお、所定のビュー数は 1 ビュー以上の任意の数に設定可能である。4 つのウェッジフィルタ 21 と 4 つの後置コリメータ 27 とは、撮像期間に亘り X線発生対象の 4 つの X線源 11 の前面に 4 つのウェッジフィルタ 21 がそれぞれ配置され、X線発生対象の 4 つの X線源 11 の反対側に位置する 4 つの X線検出器 15 の前面に 4 つの後置コリメータ 27 がそれぞれ配置されるように、X線発生対象の X線源 11 の切替えに同期して回転する。

[0051] 同時照射方向数が 4 の場合、全てのウェッジフィルタ 21 と後置コリメータ 27 との材質を同一にし、全ての X線源 11 への管電圧を同一にすることにより、同時照射方向数が 1 の場合に比して、撮像時間を  $1/4$  に短縮可能である。また、現状の第 3 世代 CT と同じ回転速度でウェッジフィルタ 21

と後置コリメータ 27 とを回転した場合、70ms 以下に撮像時間を短縮することができる。これにより、心拍数 100 以上の被検体 S でも投薬無しで心臓 CT を実行することができる。上述のように、本実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置は、第 3 世代 CT に比して、回転部の重量を大幅に軽減できるため、現状の第 3 世代 CT と同じ遠心力でウェッジフィルタ 21 と後置コリメータ 27 とを回転した場合、50ms 以下の高速撮像を実現することができる。

[0052] X 線検出器 15 により発生された電気信号はデータ収集回路 37 により生データとして収集される。例えば、データ収集回路 37 は、X 線を検出した X 線検出器 15 のアドレスの各々について、当該 X 線の強度に対応するデジタル値（強度値）を示す強度値レコードを収集する。そしてデータ収集回路 37 は、同一の方位角に関する全アドレスについての強度値レコードのセットを生データとして発生する。このようにして、画像再構成に必要な角度範囲の生データが収集されると撮像制御部 67 により撮像が終了される。そして前処理部 53 は、生データに前処理を施し、再構成部 55 は、前処理後の生データに基づいて CT 画像を発生する。発生された CT 画像は表示部 69 により表示される。

[0053] 次に、二つの X 線源リング 13 を利用した撮像処理の動作例について説明する。

[0054] 図 12A 及び B は、二つの X 線源リング 13 を利用した撮像処理における X 線発生タイミングを模式的に示す図である。図 12A はビュー n における X 線の発生を示し、図 12B はビュー n+1 における X 線の発生を示している。なお n は整数であるとする。また、図 12A 及び B においては、説明の簡単のため、X 線同時照射方向数は 1 であるとするが、二つの X 線源リング 13 を利用する場合であっても X 線同時照射方向数は 2 以上の任意の数に設定可能である。図 12A に示すように、ビュー n において X 線源リング 13-1 の方位角に位置する X 線源 11 から X 線が発生される。次に図 12B に示すように、ビュー n+1 において X 線源リング 13-2 の同一方位角に位置する X 線源 1

1 からX線が発生される。例えば、ビューnにおいてX線源リング13-1の方位角 $0^\circ$ のX線源11からX線が発生された場合、次のビューn+1においてX線源リング13-2の方位角 $0^\circ$ のX線源11からX線が発生される。X線源リング13-1からのX線とそれに続くX線源リング13-2からのX線とは、中心軸Z回りの角度が同じであるが、中心軸Zからの傾斜角（より詳細には、軸Zに対するX線の中心線の角度。以下、単に傾斜角と呼ぶことにする）が異なる。撮像制御部67は、ゲート制御部59とX線制御部61とを同期的に制御し、X線源リング13-1とX線源リング13-2とはX線発生対象のX線源11を円周方向に沿って順番に切り替えながら、X線源リング13-1とX線源リング13-2とから互い違いにX線が発生する。

[0055] なお、上記の撮像例においては、ビューnとそれに続くビューn+1とでは、X線源リング13-1のX線発生対象のX線源11とX線源リング13-2のX線発生対象のX線源11とが同一の方位角に位置するとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。ビューnとそれに続くビューn+1とでは、X線源リング13-1のX線発生対象のX線源11とX線源リング13-2のX線発生対象のX線源11とが異なる方位角に位置するとしても良い。各X線源リング13におけるX線の発生順序は、ユーザにより個別に任意の発生順序に設定可能である。

[0056] X線検出器15により発生された電気信号はデータ収集回路37により生データとして収集される。例えば、データ収集回路37は、X線を検出したX線検出器15のアドレス（チャンネル及び列の組合せ）の各々について、当該X線の強度に対応するデジタル値（強度値）を示すデータ（強度値レコード）を収集する。そしてデータ収集回路37は、方位角及び傾斜角の組合せ毎に全アドレスについての強度値レコードのセットを生データとして発生する。本願においてビューは、撮像制御部67により方位角と傾斜角との組合せ毎に切り替えられる。このようにして、画像再構成に必要な角度範囲の生データが収集されると撮像制御部67により撮像が終了される。そして前処理部53は、生データに前処理を施し、再構成部55は、前処理後の生デ

ータに基づいてCT画像を発生する。より詳細には、再構成部55は、X線源リング13-1からのX線に由来する生データとX線源リング13-2からのX線に由来する生データとの両方に基づいて、FOVを対象とするCT画像を再構成する。発生されたCT画像は表示部69により表示される。

[0057] 上記の実施例においてはX線源リング13-1とX線源リング13-2とから互い違いにX線が発生されるものとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。X線源リング13-1とX線源リング13-2とから同時にX線が発生されても良い。

[0058] 図13は、二つのX線源リング13を利用した撮像処理におけるX線発生タイミングを模式的に示す他の図である。図13に示すように、X線源リング13-1とX線源リング13-2とから同時にX線が発生されても良い。同時X線照射の場合、散乱X線が発生する頻度が上昇する。散乱X線により画質が低下してしまう。散乱X線の発生の頻度を低減するため、X線源リング13-1のX線発生対象のX線源11とX線源リング13-2のX線発生対象のX線源11との方位角差は少なくとも90度以上に設定されると良い。好適には、図13に示すように、散乱X線の発生の頻度を最小限にするため、X線源リング13-1のX線発生対象のX線源11とX線源リング13-2のX線発生対象のX線源11との方位角差は180度に設定されると良い。方位角差は、操作部71を介して任意に設定可能である。撮像制御部67は、ゲート制御部59とX線制御部61とを同期的に制御し、設定された方位角差を維持しながらX線源リング13-1のX線発生対象のX線源11とX線源リング13-2のX線発生対象のX線源11とを円周回りに順番に切り替えながら、X線源リング13-1とX線源リング13-2とから同時にX線を発生する。

[0059] X線源リング13-1とX線源リング13-2とから同時にX線を照射する場合、X線源リング13-1とX線源リング13-2とから互い違いにX線を照射する場合に比して、撮像時間を短縮することができる。X線源リング13-1とX線源リング13-2とから互い違いにX線を照射する場合、

X線源リング13-1とX線源リング13-2とから同時にX線を照射する場合に比して、散乱X線の発生の頻度を削減、すなわち、画質を向上することができる。X線源リング13-1とX線源リング13-2とから同時にX線を照射するモードと、互い違いにX線を照射するモードとは、撮像時間と画質とのバランスを考慮して任意に設定可能である。

[0060] 上述のように、本実施形態に係る撮像制御部67は、ゲート制御部59とX線制御部61とを同期的に制御し、X線源リング13-1とX線源リング13-2との各々について円周回りに順番に方位角を切り替えてX線を発生させ、且つ方位角毎にX線源リング13-1とX線源リング13-2とから互い違いにX線を発生させる。このように、同一の撮影角度において異なる傾斜角でから互い違いにX線が発生されることで、擬似的にフライング・フォーカス(flying focus)スキャンを実現することが可能となる。すなわち、単一のX線源リングを用いて撮像する場合に比して、二つのX線源リング13を用いる本願に係る撮像は、各撮影角度におけるX線の単位空間当たりのレイ数を増加させ、結果的に中心軸Z方向に関する空間分解能を向上させることができる。従って本実施形態に係る撮像制御部67は、単一のX線源リングを用いる場合に比して、CT画像の空間分解能を向上させることができる。

[0061] なお上記の実施形態においてゲート制御部59、X線制御部61、フィルタ駆動制御部63、及びコリメータ駆動制御部65はガントリ10に設けられるとしたが、本実施形態はこれに限定されない。すなわち、ゲート制御部59、X線制御部61、フィルタ駆動制御部63、及びコリメータ駆動制御部65の一部又は全てはコンソール50に設けられても良い。

[0062] (応用例)

上記の実施形態においては、同時照射方向数が複数の場合であっても、シングルエネルギーCTを実行するものとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。本実施形態の応用例に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、同時照射方向数が複数の場合、スペクトラルCT(マルチエネルギーC

T) を実行可能である。以下、応用例に係る X 線コンピュータ断層撮影装置について説明する。

[0063] 本実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置は、二つの X 線源リング 13 の各々について、管電圧ベースのスペクトラル CT とフィルタベースのスペクトラル CT とを実行可能である。本実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置は、二つの X 線源リング 13 を利用して個別にスペクトラル CT を実行する。まず、管電圧ベースのスペクトラル CT について説明する。なお、本実施形態に係る X 線コンピュータ断層撮影装置は、同時照射方向数に制限無くスペクトラル CT を行うことが可能である。しかしながら、本実施形態を具体的に説明するため、X 線源同時照射方向数は 3 であるとする。なお、スペクトラル CT の実行は二つの X 線源リング 13 において同一であるため、以下、特に言及しない限り一方の X 線源リング 13 におけるスペクトラル CT の実行について説明する。

[0064] 図 14 は、異なる管電圧の印可を受けて X 線源 11 から発生された X 線のエネルギー Spektrum を模式的に示す図である。図 14 の縦軸は X 線検出器 15 への入射 X 線のカウント数に規定され、図 14 の横軸は光子エネルギーに規定される。図 14 の実線は低管電圧の印可を受けて X 線源 11 から発生された X 線のエネルギー Spektrum を示し、当該低管電圧値に対応するエネルギー値  $V_L$  を最大とするエネルギー分布を示している。同様に、図 14 の点線は中管電圧の印可を受けて X 線源 11 から発生された X 線のエネルギー Spektrum を示し、当該中管電圧値に対応するエネルギー値  $V_M$  を最大とするエネルギー分布を示し、図 14 の一点鎖線は高管電圧の印可を受けて X 線源 11 から発生された X 線のエネルギー Spektrum を示し、当該高管電圧値に対応するエネルギー値  $V_H$  を最大とするエネルギー分布を示している。なお、低管電圧、中管電圧、高管電圧の順番に管電圧の値が高くなるものとする。このように複数の X 線源 11 への複数の管電圧値を離散的に設定することにより、当該複数の X 線源 11 から発生される X 線のエネルギー範囲が互いに分離される。これによりスペクトラル CT が可能となる。

[0065] 図15A及びBは、管電圧ベースのスペクトラルCTにおいて同時照射方向数が3の場合におけるX線源11、ウェッジフィルタ21、及び後置コリメータ27の配置を平面的に示す図である。図15Aは時刻 $t$ における配置を示し、図15Bは時刻 $t + \Delta t$ における配置を示している。上述のように、同時照射方向数が3の場合、円周に沿って等間隔に3つのウェッジフィルタ21がフィルタ支持体23により支持され、3つの後置コリメータ27がコリメータ支持体29により支持されている。3つのウェッジフィルタ21は、当該フィルタ21によるX線減弱効果を3つのX線源11からのX線に対して同一とするため、同一の材質により形成される。

[0066] 管電圧ベースでスペクトラルCTを行う場合、撮像制御部67は、二つのX線源リング13の各々について、X線発生対象の3つのX線源11が円周に沿って順番に切り替えられ、X線発生対象の3つのX線源11各々の前面にウェッジフィルタ21が配置され、中心軸Zを挟んでX線発生対象のX線源11の反対側に位置するX線検出器15の前面に後置コリメータ27が配置されるように、ゲート制御部59、フィルタ駆動制御部63、コリメータ駆動制御部65、及びデータ収集回路37を同期的に制御する。ここで撮像制御部67は、二つのX線源リング13の各々について、3つの管電圧の各々で画像再構成に必要な同一の角度範囲をX線で曝射するように、ゲート制御部59とX線制御部61とを制御する。例えば、360度再構成を行う場合、二つのX線源リング13の各々について、3つの管電圧の各々で異なる角度を開始位置として360度に亘りX線が曝射される。図12の場合、低管電圧のX線が0度から360度の角度範囲で曝射され、中管電圧のX線が120度から480度の角度範囲で曝射され、高管電圧のX線が240度から600度の角度範囲で曝射される。

[0067] データ収集回路37は、各X線検出器15からビュー毎に生データを収集する。ここで、高管電圧の印加を受けてX線源11から発生されたX線に起因する生データを高管電圧生データと呼び、中管電圧の印加を受けてX線源から発生されたX線に起因する生データを中管電圧生データと呼び、低管高

電圧の印加を受けてX線源11から発生されたX線に起因する生データを低管電圧生データと呼ぶことにする。再構成部55は、高管電圧生データに基づいてCT画像（高管電圧CT画像）を再構成し、中管電圧生データに基づいてCT画像（中管電圧CT画像）を再構成し、及び低管電圧生データに基づいてCT画像（低管電圧CT画像）を再構成する。また、再構成部55は、高管電圧生データ、中管電圧生データ、及び低管電圧生データに基づいて既定の基準物質に関する画像（基準物質画像）や、当該基準物質に基づく単色X線画像や密度画像、実効原子番号画像を発生したりしても良い。高管電圧CT画像や中管電圧CT画像、低管電圧CT画像、基準物質画像、単色X線画像、密度画像、実効原子番号画像は表示部69に表示される。

[0068] 上記の構成により、二つのX線源リング13と検出器リング17とを備えるX線コンピュータ断層撮影装置において、二つのX線源リング13に対して個別に管電圧ベースによるスペクトラルCTが実現される。

[0069] 次に、フィルタベースのスペクトラルCTについて説明する。図16は、X線源11から発生され、X線減弱係数が異なるウェッジフィルタ21を透過したX線のエネルギースペクトラムを模式的に示す図である。図16の縦軸はX線検出器15への入射X線のカウント数に規定され、図16の横軸はフォトンエネルギーに規定される。図16の実線は高X線減弱係数のウェッジフィルタ21を透過した発生されたX線のエネルギースペクトラムを示し、当該エネルギー値VLを最大とするエネルギー分布を示している。同様に、点線は中X線減弱係数のウェッジフィルタ21を透過したX線のエネルギースペクトラムを示し、当該エネルギー値VMを最大とするエネルギー分布を示し、一点鎖線は高X線減弱係数のウェッジフィルタ21を透過したX線のエネルギースペクトラムを示し、当該エネルギー値VHを最大とするエネルギー分布を示している。このように複数のウェッジフィルタ21のX線減弱係数を離散的に設定することにより、当該複数のウェッジフィルタ21を透過したX線のエネルギー範囲が互いに分離される。これによりスペクトラルCTが可能となる。

[0070] 図17A及びBは、フィルタベースのスペクトラルCTにおいて同時照射方向数が3の場合における、X線源11、ウェッジフィルタ21、及び後置コリメータの配置を平面的に示す図である。図17Aは時刻 $t$ における配置を示し、図17Bは時刻 $t + \Delta t$ における配置を示している。上述のように、同時照射方向数が3の場合、円周に沿って等間隔に3つのウェッジフィルタ21がフィルタ支持体23により支持され、3つの後置コリメータ27がコリメータ支持体29により支持されている。3つのウェッジフィルタ21は、当該フィルタ21によるX線減弱効果を3つのX線源11からのX線に対して異ならせるため、異なる材質により形成される。例えば、各ウェッジフィルタ21は、X線減弱係数が異なる任意の金属により形成されると良い。具体的には、第1のウェッジフィルタは銅により形成され、第2のウェッジフィルタはヨウ素により形成され、第3のウェッジフィルタはガドリニウムにより形成されると良い。

[0071] 管電圧ベースのスペクトラルCTと同様、データ収集回路37は、各X線検出器15からビュー毎に生データを収集する。ここで、低X線減弱係数のウェッジフィルタ21を透過したX線に起因する生データを高エネルギー生データと呼び、中X線減弱係数のウェッジフィルタ21を透過したX線に起因する生データを中エネルギー生データと呼び、高X線減弱係数のウェッジフィルタ21を透過したX線に起因する生データを低エネルギー生データと呼ぶことにする。再構成部55は、高エネルギー生データに基づいてCT画像（高エネルギーCT画像）を再構成し、中エネルギー生データに基づいてCT画像（中エネルギーCT画像）を再構成し、及び低エネルギー生データに基づいてCT画像（低エネルギーCT画像）を再構成する。高エネルギーCT画像は高管電圧CT画像と実質的に同等であり、中エネルギーCT画像は中管電圧CT画像と実質的に同等であり、低エネルギーCT画像は低管電圧CT画像と実質的に同等である。また、再構成部55は、高エネルギーCT生データ、中エネルギー生データ、及び低エネルギー生データに基づいて既定の基準物質に関する画像（基準物質画像）や、当該基準物質に基づく単

色X線画像や密度画像、実効原子番号画像を発生したりしても良い。高エネルギーCT画像や中エネルギーCT画像、低エネルギーCT画像、基準物質画像、単色X線画像、密度画像、実効原子番号画像は表示部69に表示される。

[0072] 上記の構成により、二つのX線源リング13と検出器リング17とを備えるX線コンピュータ断層撮影装置において、二つのX線源リング13に対して個別にフィルタベースによるスペクトラルCTが実現される。

[0073] なお、上記の説明においては、管電圧とウェッジフィルタの材質とを個別に調節することによりスペクトラルCTを実行するとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定されない。すなわち、管電圧とウェッジフィルタの材質との両方を最適化することにより、スペクトラルCTを実行しても良い。この場合、一つのX線源11、ウェッジフィルタ21、及び後置コリメータ27からなる各X線照射系のX線のエネルギー範囲が他のX線照射系のX線のエネルギー範囲から分離するように、管電圧とウェッジフィルタの材質との両方が調節されると良い。

[0074] かくして第1実施形態によれば、高速撮像を実行可能なX線コンピュータ断層撮影装置を提供することが可能になる。

[0075] (第2実施形態)

次に、第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置について説明する。なお以下の説明において、第1実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

[0076] 図18は、第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置の機能ブロックを示す図である。図18に示すように、第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置は、第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置のガントリ10の代わりにガントリ10'を有し、前処理部53の代わりに前処理部75を有し、再構成部55の代わりに再構成部77を有し、撮像制御部67の代わりに撮像制御部79を有している。図19は、第2実施形態に係るガントリ10'の機能ブロックを示す図である。図19に示すよ

うに、ガントリ' は、第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置のデータ収集回路37の代わりに計数回路39を有している。

[0077] 計数回路39は、撮像制御部79による制御により、X線検出器15により検出されたX線フォトンのカウント数を複数のエネルギー帯域について計数する。計数回路39による計数方式としては、サイノグラムモード方式とリストモード方式が知られている。サイノグラムモード方式において計数回路39は、X線検出器15からの電気パルスを波高弁別し、予め設定された複数のエネルギー帯域の各々について電気パルス数をX線フォトン数と見做してX線検出器15毎に個別に計数する。複数のエネルギー帯域は、予め操作部71を介して設定されている。リストモード方式において計数回路39は、X線検出器15からの電気パルスを波高弁別し、電気パルスの波高値をX線フォトンのエネルギー値と見做して検出時刻に関連付けて記録する。そして計数回路39は、当該記録を参照して、予め定められた複数のエネルギー帯域にX線フォトン进行分类し、当該複数のエネルギー帯域の各々についてX線フォトンのカウント数をビュー毎に計数する。カウント数のデータは、前処理部53に供給される。

[0078] 前処理部75は、計数回路39からのエネルギー帯域毎のカウント数のデータに前処理を施す。前処理としては、例えば、カウント数の積分処理や対数変換、X線強度補正、オフセット補正等が挙げられる。

[0079] 再構成部77は、複数のエネルギー帯域のうちの画像化対象のエネルギー帯域に関する前処理後のカウント数のデータに画像再構成アルゴリズムを適用して、当該画像化対象のエネルギー帯域についてのCT値の空間分布を表現するフォトンカウンティングCT画像を発生する。

[0080] 撮像制御部79は、ゲート制御部59、X線制御部61、フィルタ駆動制御部63、コリメータ駆動制御部65、及び計数回路39を同期的に制御する。第1実施形態と同様に撮像制御部79は、ビューの切り替えに同期してX線発生対象のX線源11を切り替えるようにゲート制御部59とX線制御部61とに同期的に指令を出す。ゲート制御部59とX線制御部61との動

作は第1実施形態と同様であるのでここでの説明は省略する。また、撮像制御部79は、第1実施形態と同様に、X線発生対象のX線源11の前面にウェッジフィルタ21が設置され、当該X線源11の中心軸Zを挟んで反対側に位置するX線検出器15の前面に後置コリメータ27が設置されるように、フィルタ駆動制御部63とコリメータ駆動制御部65とに同期的に指令を出す。フィルタ駆動制御部63とコリメータ駆動制御部65との動作は第1実施形態と同様であるのでここでの説明は省略する。また、撮像制御部79は、ビューの切り替えに同期してX線検出器15から電気信号を読み出すように計数回路39を制御する。ビューの切り替えは、第1実施形態と同様であるのでここでの説明を省略する。また、撮像制御部79は、第1実施形態と同様に、二つのX線源リング13から互い違いにX線フォトンが発生させるように、ゲート制御部59とX線制御部61とを同期的に制御する。

[0081] かくして第2実施形態によれば、高速撮像を実行可能なフォトンカウンティングCT装置を提供することが可能になる。また、第1実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置に比して、第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置は、フォトンカウンティングCTにより被検体Sへの被曝量を低減することが可能となる。また、二つのX線源リング13からX線を照射することにより、フォトンカウンティングCT画像の空間分解能を向上させることが可能となる。

[0082] 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。これら新規な実施形態は、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ともに、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である。

## 符号の説明

[0083] 10…ガントリ、11…X線源、13…X線源リング、15…X線検出器

、 17…検出器リング、19…天板、21…ウェッジフィルタ、23…フィルタ支持体、25…フィルタ駆動部、27…後置コリメータ、29…コリメータ支持体、31…コリメータ駆動部、33…ゲート駆動回路、35…高電圧発生器、37…データ収集回路、50…コンソール、51…システム制御部、53…前処理部、55…再構成部、57…画像処理部、59…ゲート制御部、61…X線制御部、63…フィルタ駆動制御部、65…コリメータ駆動制御部、67…撮像制御部、69…表示部、71…操作部、73…記憶部、111…冷陰極電子源、113…ゲート電極、115…陽極

## 請求の範囲

- [請求項1] 中心軸に沿って配列された二つのX線源リングであって、前記二つのX線源リングの各々は円周上に配列された複数のX線源を有する、二つのX線源リングと、
- 前記二つのX線源リングの間に設けられ、円周上に配列された複数のX線検出器を有する単一の検出器リングであって、記複数のX線検出器の各々は前記二つのX線源リングからのX線を検出する、検出器リングと、
- 前記検出されたX線の強度に応じたデジタルデータを収集するデータ収集部と、
- 前記デジタルデータに基づいてCT画像を再構成する再構成部と、
- を具備するX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項2] 前記複数のX線源は、円周上に配列された複数の電子放出源と、前記複数の電子放出源に電界を印可するための複数のゲート電極と、前記複数のゲート電極による電界の印可を受けて前記複数の電子放出源から発生された電子を受けてX線を発生する陽極とを有する、請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項3] 前記複数のゲート電極を個別に駆動するためのゲート電極駆動部と、
- 、
- 前記ゲート電極駆動部を制御する制御部と、をさらに備え、
- 前記制御部は、前記二つのX線源リングの各々について前記複数のX線源が既定の順番に従ってX線を発生するよう前記ゲート電極駆動部を制御する、
- 請求項2記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記二つのX線源リングから互い違いにX線が発生されるように前記ゲート電極駆動部を制御する、請求項3記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項5] 前記二つのX線源リングのうちの第1のX線源リングに含まれるX

線発生対象のX線源と第2のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源とは、前記中心軸回りに関して略同一の角度に設定される、請求項4記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項6] 前記制御部は、前記二つのX線源リングから同時にX線が発生されるように前記ゲート電極駆動部を制御する、請求項3記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項7] 前記制御部は、前記二つのX線源リングのうちの第1のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源と第2のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源との、前記中心軸回りに関する角度差は90度以上に設定される、請求項6記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項8] 前記二つのX線源リングに設けられた二つのフィルタ支持機構と、前記二つのフィルタ支持機構の各々に回転可能に支持された複数のウェッジフィルタと、

前記二つのフィルタ支持機構を駆動する支持機構駆動部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記X線源からのX線の発生に同期して前記複数のウェッジフィルタが回転するように前記ゲート電極駆動部と前記支持機構駆動部とを制御する、

請求項3記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項9] 前記二つのフィルタ支持機構の各々に設けられた複数のウェッジフィルタは、異なるX線減弱係数を有する物質により形成され、

前記二つのフィルタ支持機構に設けられた、前記中心軸回りの同一の角度に位置する二つのウェッジフィルタは同一のX線減弱係数を有する物質により形成される、

請求項8記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項10] 前記X線検出リングに設けられ、円周状に配列された複数の後置コリメータと、

前記複数の後置コリメータを前記中心軸回りに回転可能に支持する

コリメータ支持機構と、

前記コリメータ支持機構を駆動する支持機構駆動部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記X線源からのX線の発生に同期して前記複数の後置コリメータが回転するように前記ゲート電極駆動部と前記支持機構駆動部とを制御する、

請求項3記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項11] 前記複数の後置コリメータは異なるX線減弱係数を有する物質により形成される、請求項10記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項12] 前記二つのX線源リングに設けられた二つのフィルタ支持機構と、前記二つのフィルタ支持機構の各々に回転可能に支持された複数のウェッジフィルタと、

前記二つのフィルタ支持機構を駆動する支持機構駆動部と、

前記二つのフィルタ支持機構を駆動するフィルタ支持機構駆動部と、

前記X線検出リングに設けられ、円周状に配列された複数の後置コリメータと、

前記複数の後置コリメータを中心軸回りに回転可能に支持するコリメータ支持機構と、

前記コリメータ支持機構を駆動するコリメータ支持機構駆動部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記X線源からのX線の発生に同期して前記複数のウェッジフィルタと前記複数の後置コリメータとが回転するように前記ゲート電極駆動部と前記フィルタ支持機構駆動部と前記コリメータ支持機構駆動部とを制御する、

請求項3記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項13] 中心軸に沿って配列された二つのX線源リングであって、前記二つのX線源リングの各々は円周上に配列された複数のX線源を有する、

二つのX線源リングと

前記二つのX線源リングの間に設けられ、円周上に配列された複数のX線検出器を有する単一の検出器リングであって、記複数のX線検出器の各々は前記二つのX線源リングからのX線を検出する、検出器リングと、

前記検出されたX線フォトンのカウント数を計数する計数部と、

前記カウント数に基づいてフォトンカウンティングCT画像を再構成する再構成部と、

を具備するフォトンカウンティングCT装置。

[請求項14] 前記複数のX線源は、複数の電子放出源と、前記複数の電子放出源に電界を印可するための複数のゲート電極と、前記複数のゲート電極による電界の印可を受けて前記複数の電子放出源から発生された電子を受けてX線を発生する陽極とを有する、請求項13記載のフォトンカウンティングCT装置。

[請求項15] 前記複数のゲート電極を個別に駆動するためのゲート電極駆動部と、

前記ゲート電極駆動部を制御する制御部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記二つのX線源リングの各々について前記複数のX線源が既定の順番に従ってX線フォトンが発生するよう前記ゲート電極駆動部を制御する、

請求項14記載のフォトンカウンティングCT装置。

[請求項16] 前記制御部は、前記二つのX線源リングから互い違いにX線フォトンが発生されるように前記ゲート電極駆動部を制御する、請求項14記載のフォトンカウンティングCT装置。

[請求項17] 前記二つのX線源リングのうちの第1のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源と第2のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源とは、前記中心軸回りに関して略同一の角度に設定される、請求項16記載のフォトンカウンティングCT装置。

- [請求項18] 前記制御部は、前記二つのX線源リングから同時にX線が発生されるように前記ゲート電極駆動部を制御する、請求項14記載のフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項19] 前記制御部は、前記二つのX線源リングのうちの第1のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源と第2のX線源リングに含まれるX線発生対象のX線源との、前記中心軸回りに関する角度差は90度以上に設定される、請求項18記載のフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項20] 前記二つのX線源リングに設けられた二つのフィルタ支持機構と、  
前記二つのフィルタ支持機構の各々に回転可能に支持された複数のウェッジフィルタと、  
前記二つのフィルタ支持機構を駆動する支持機構駆動部と、をさらに備え、  
前記制御部は、前記X線源からのX線の発生に同期して前記複数のウェッジフィルタが回転するように前記ゲート電極駆動部と前記支持機構駆動部とを制御する、  
請求項15記載のフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項21] 前記X線検出リングに設けられ、円周状に配列された複数の後置コリメータと、  
前記複数の後置コリメータを前記中心軸回りに回転可能に支持するコリメータ支持機構と、  
前記コリメータ支持機構を駆動する支持機構駆動部と、をさらに備え、  
前記制御部は、前記X線源からのX線の発生に同期して前記複数の後置コリメータが回転するように前記ゲート電極駆動部と前記支持機構駆動部とを制御する、  
請求項15記載のフォトンカウンティングCT装置。
- [請求項22] 前記二つのX線源リングに設けられた二つのフィルタ支持機構と、

前記二つのフィルタ支持機構の各々に回転可能に支持された複数のウェッジフィルタと、

前記二つのフィルタ支持機構を駆動する支持機構駆動部と、

前記二つのフィルタ支持機構を駆動するフィルタ支持機構駆動部と

、

前記X線検出リングに設けられ、円周状に配列された複数の後置コリメータと、

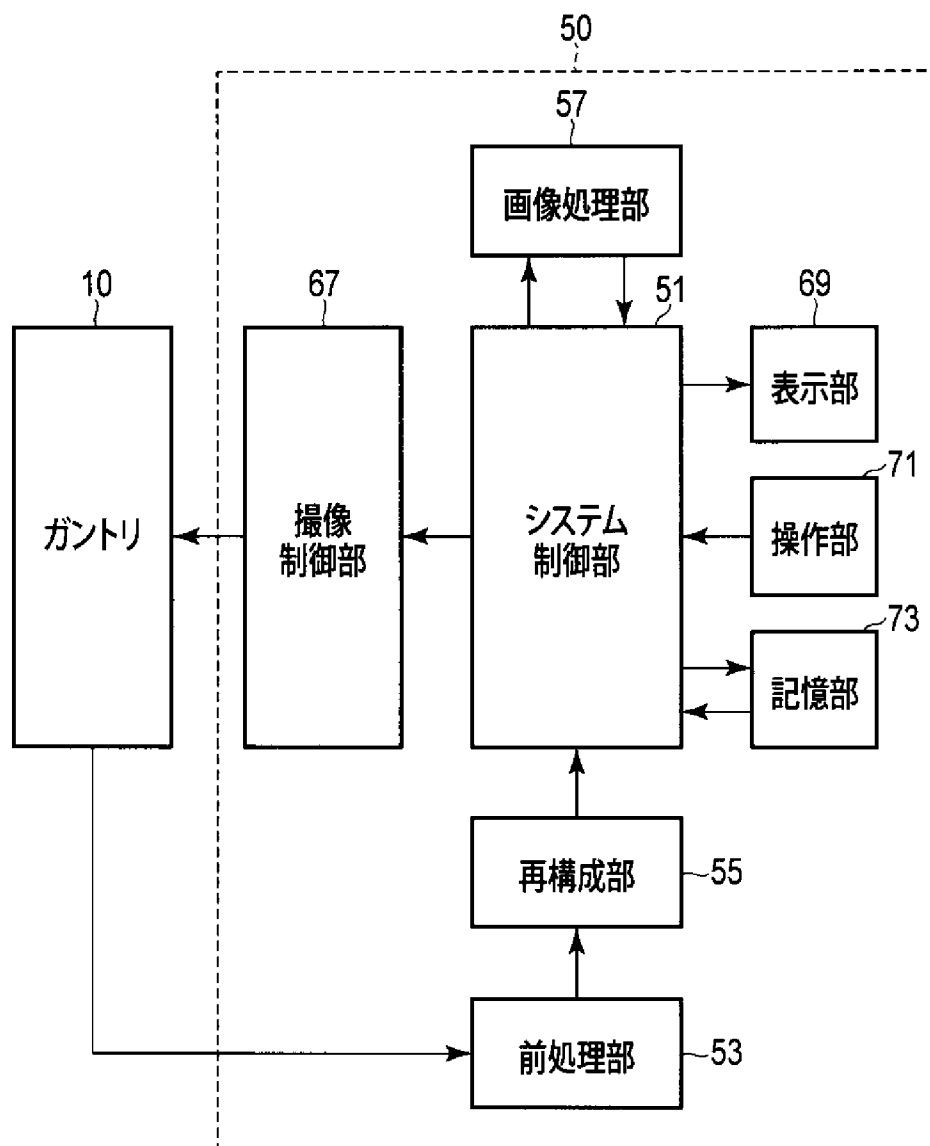
前記複数の後置コリメータを前記中心軸回りに回転可能に支持するコリメータ支持機構と、

前記コリメータ支持機構を駆動するコリメータ支持機構駆動部と、  
をさらに備え、

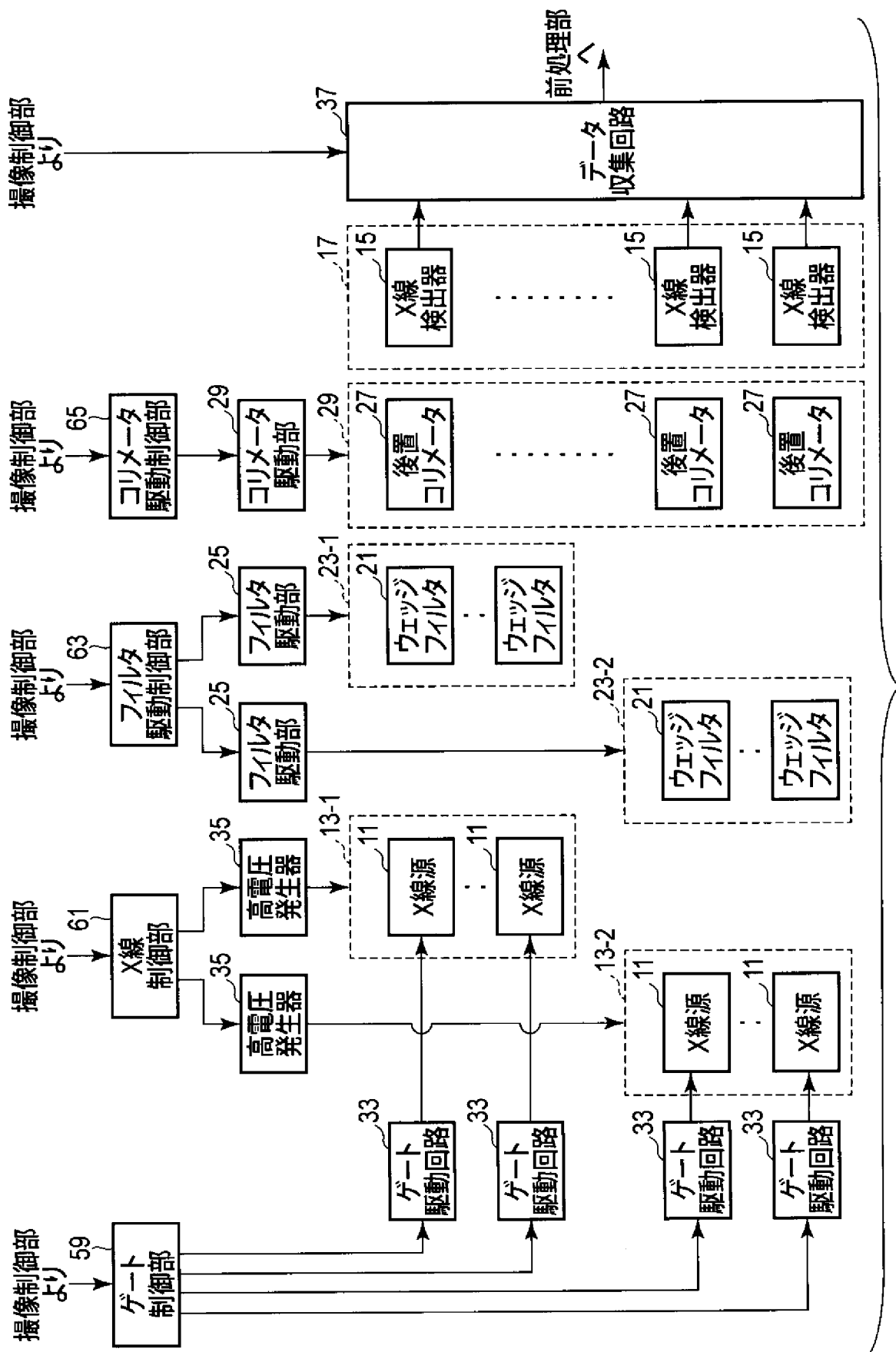
前記制御部は、前記X線源からのX線の発生に同期して前記複数のウェッジフィルタと前記複数の後置コリメータとが回転するように前記ゲート電極駆動部と前記フィルタ支持機構駆動部と前記コリメータ支持機構駆動部とを制御する、

請求項15記載のフォトンカウンティングCT装置。

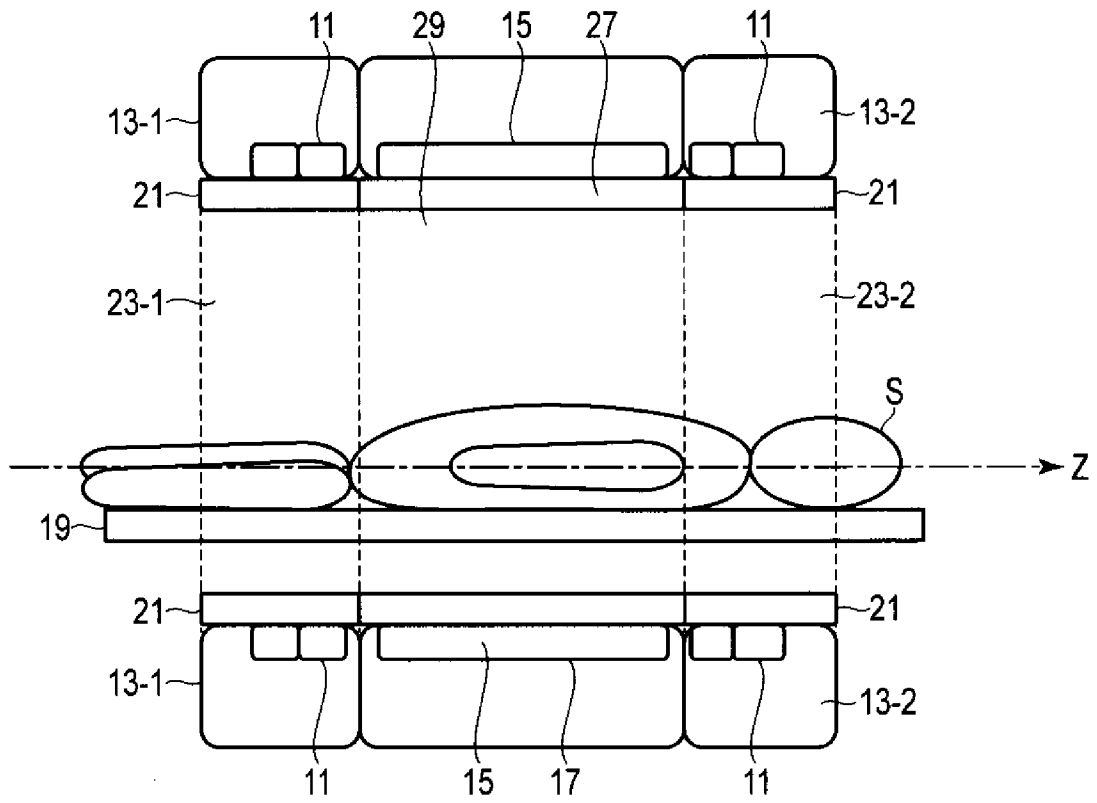
[図1]



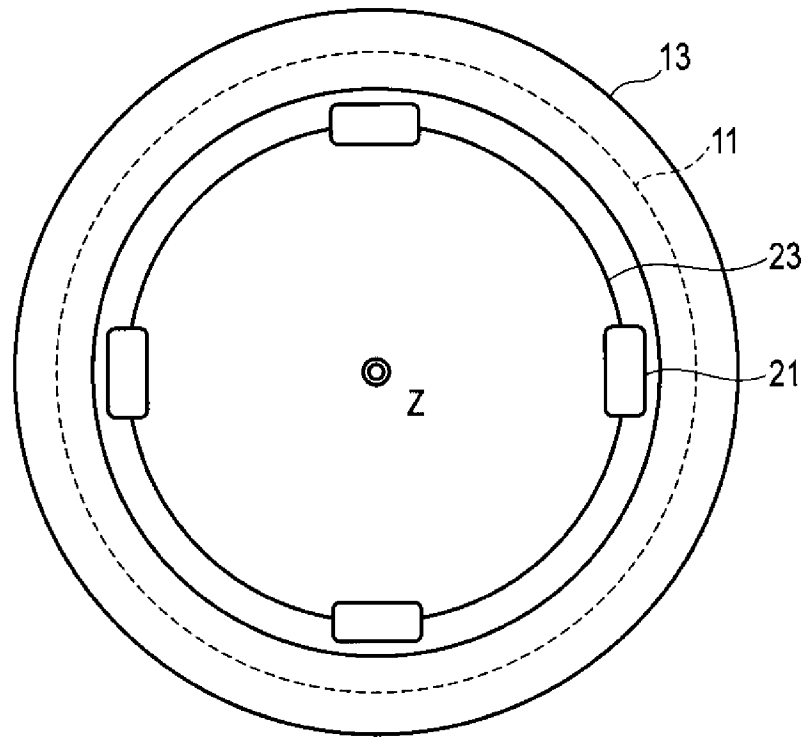
[図2]



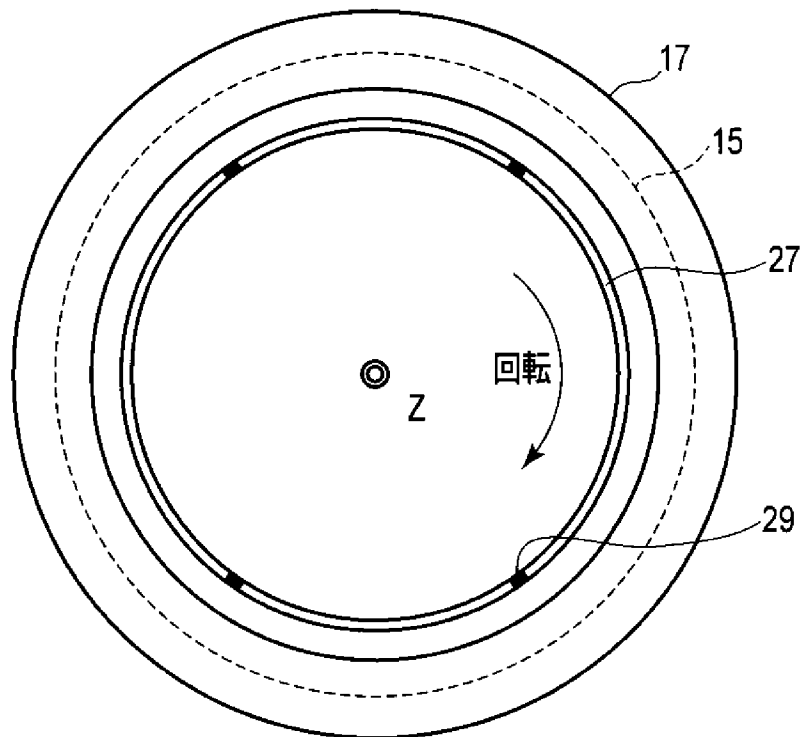
[図3]



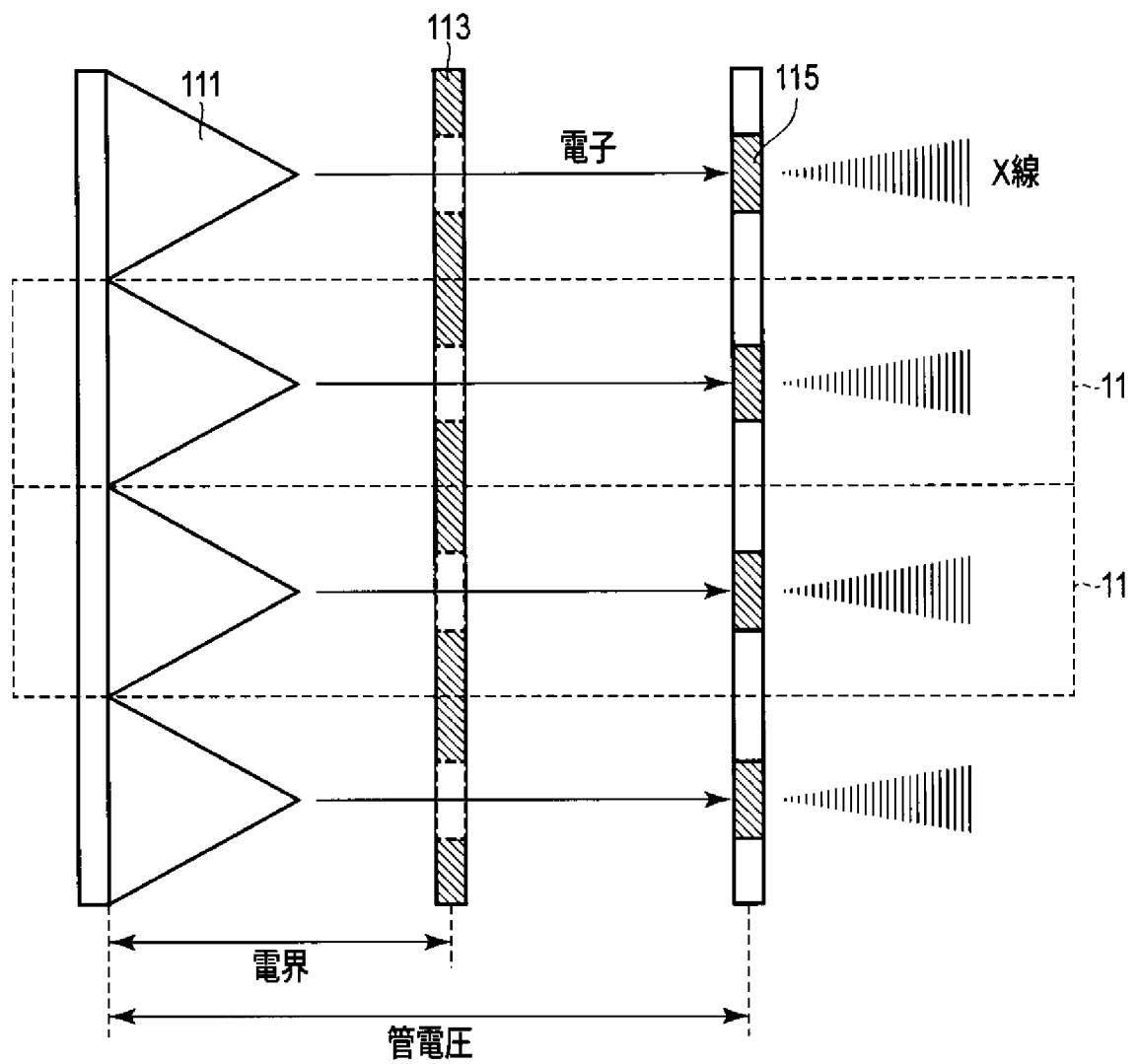
[図4]



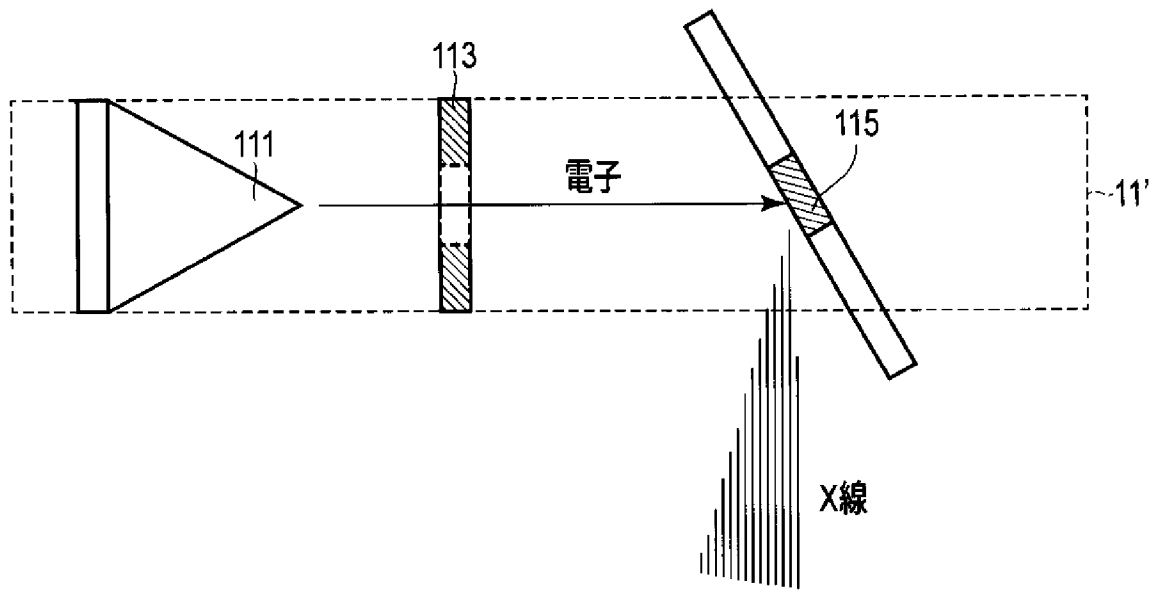
[図5]



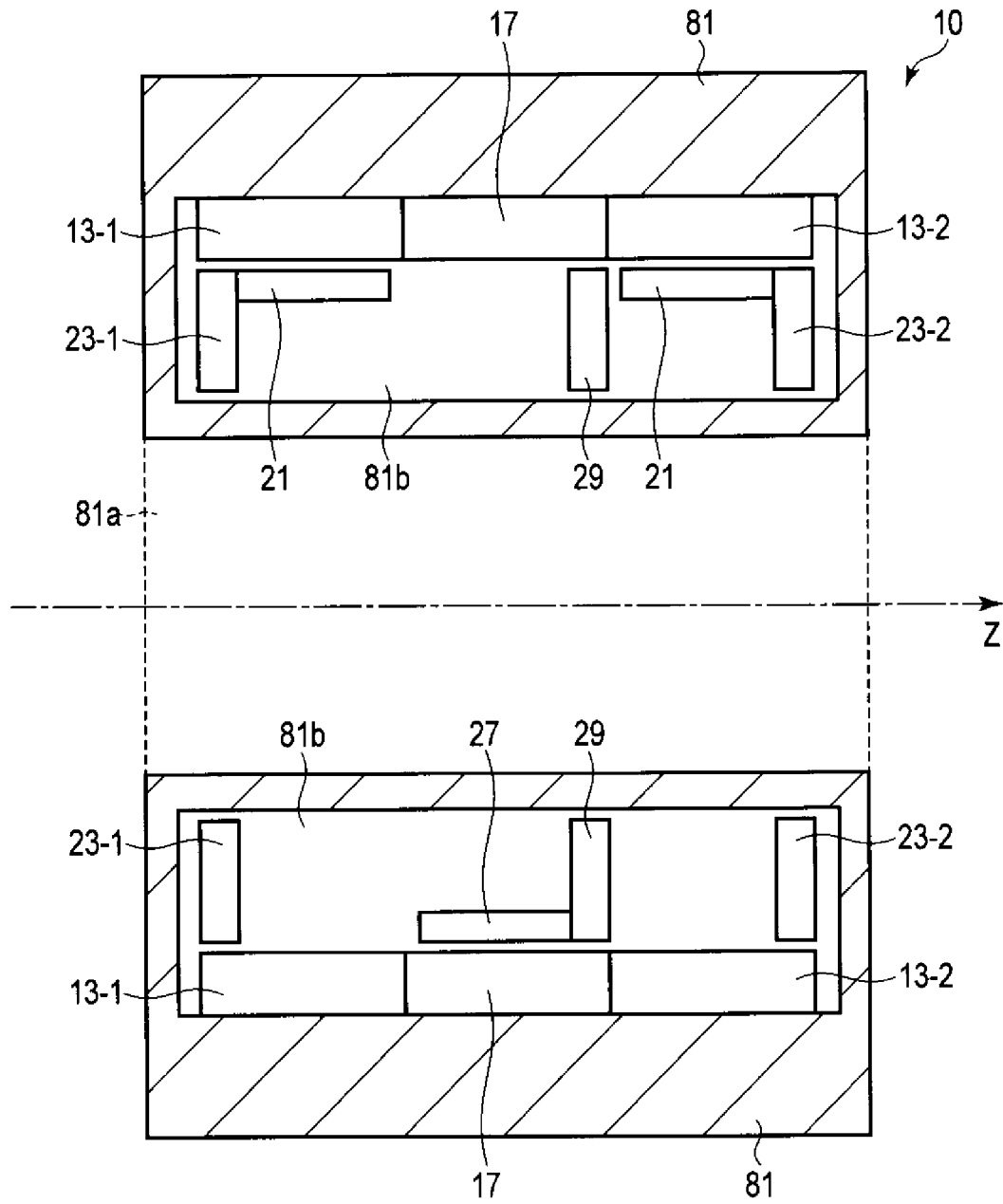
[図6]



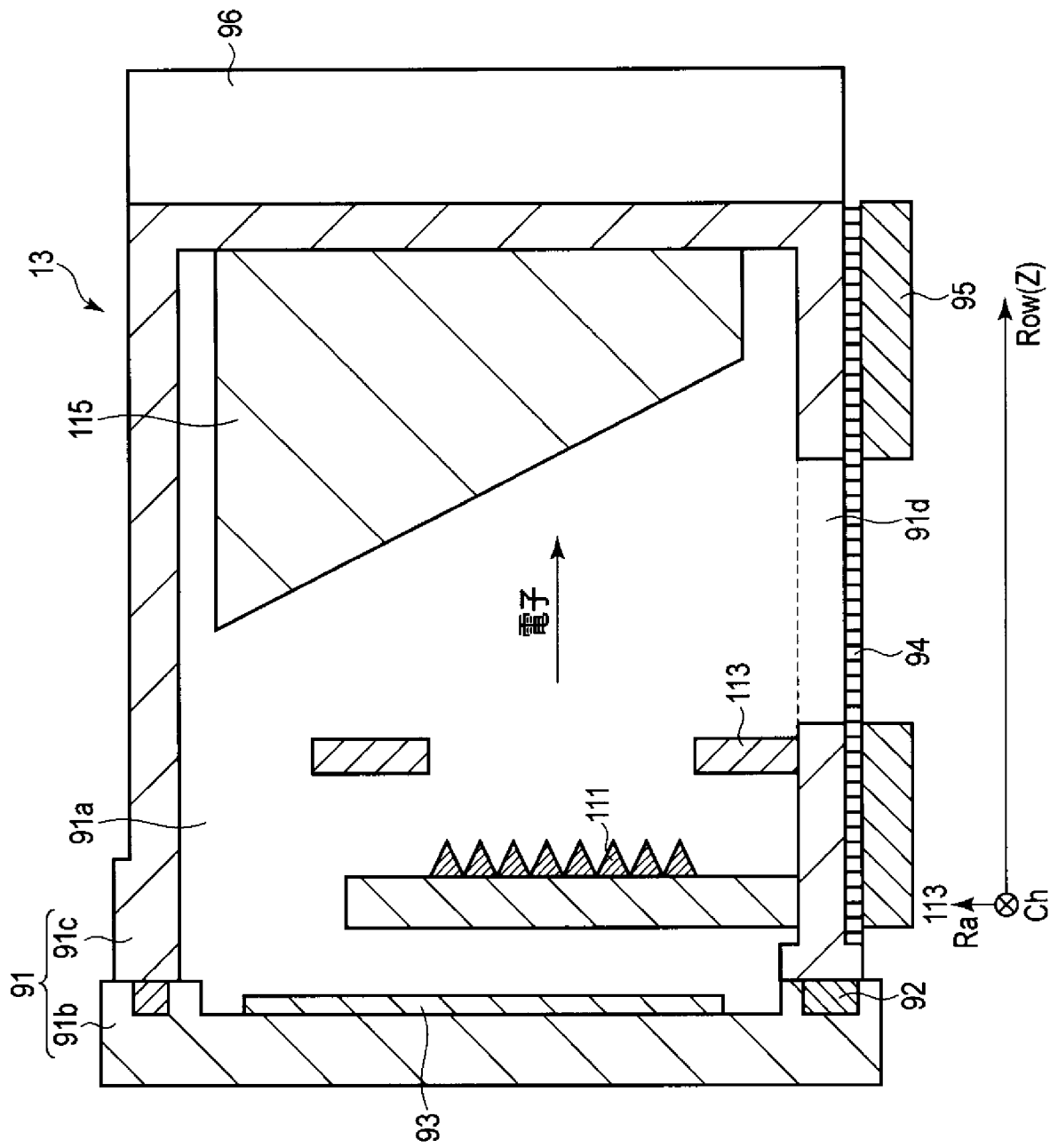
[図7]



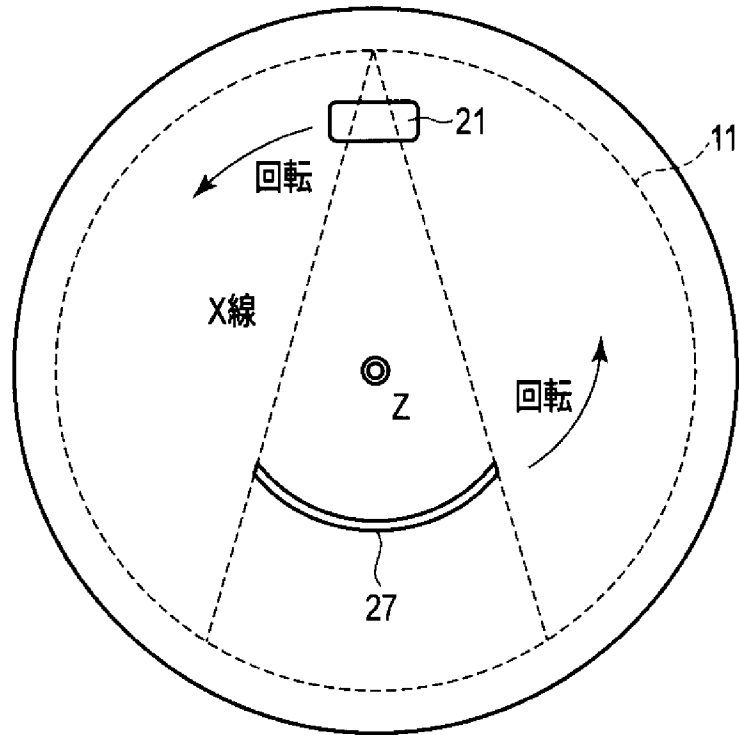
[図8]



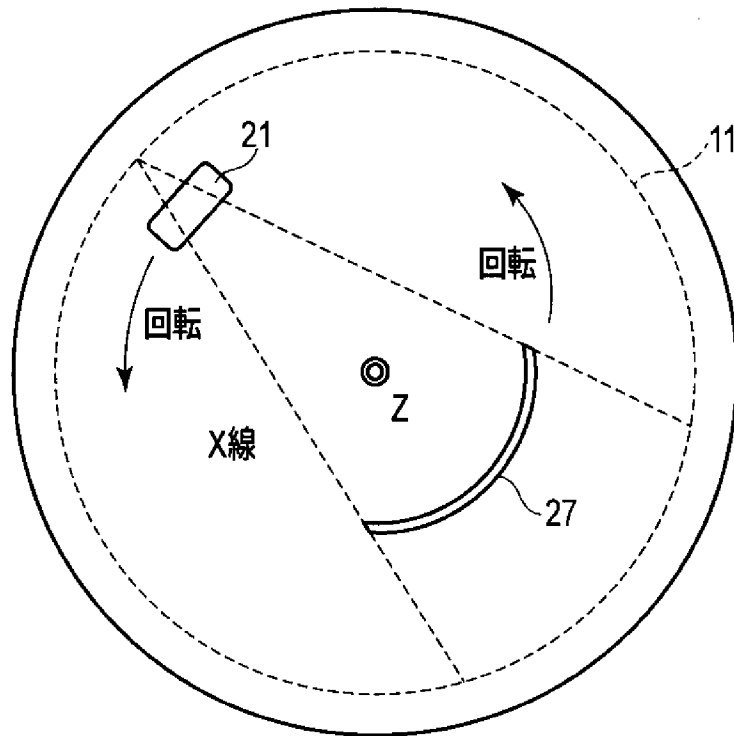
[図9]



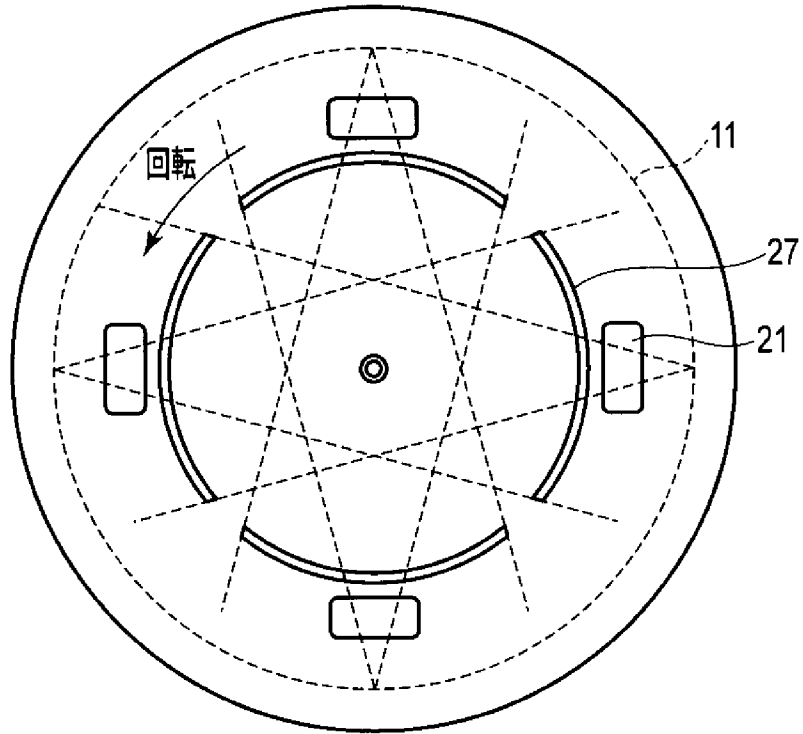
[図10A]



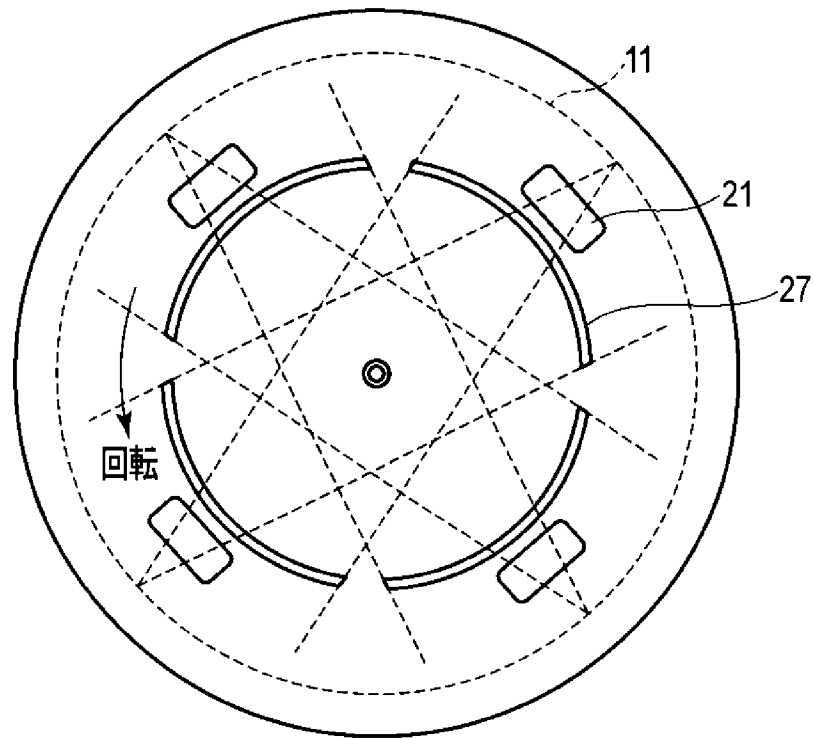
[図10B]



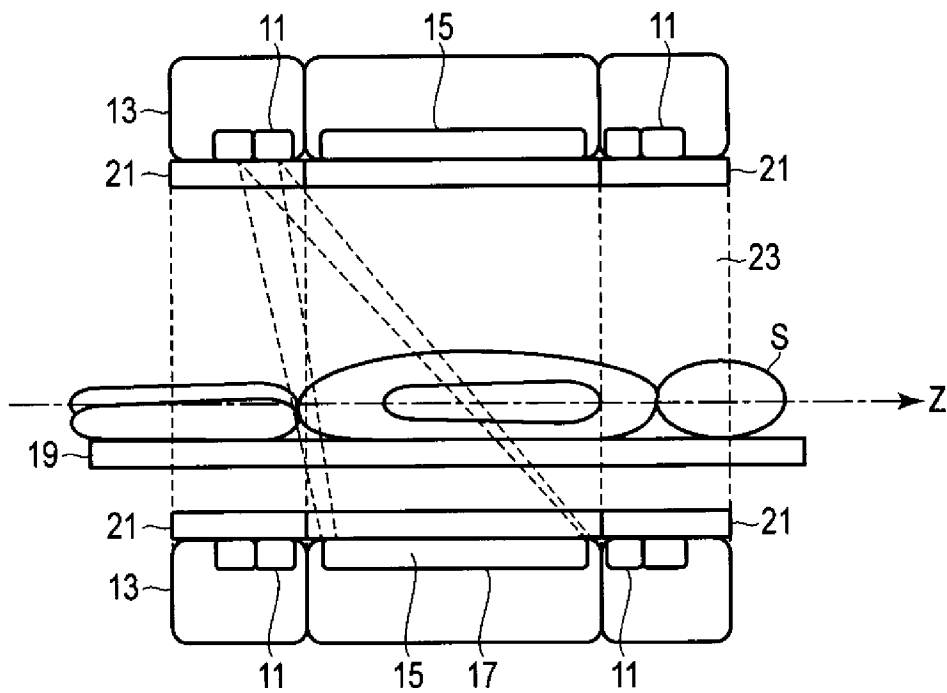
[図11A]



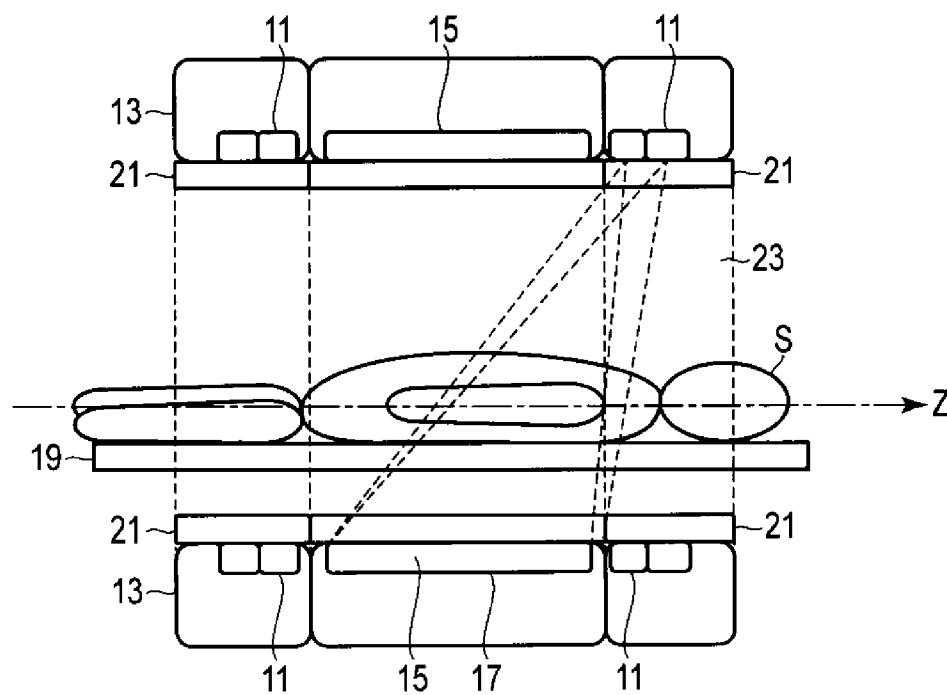
[図11B]



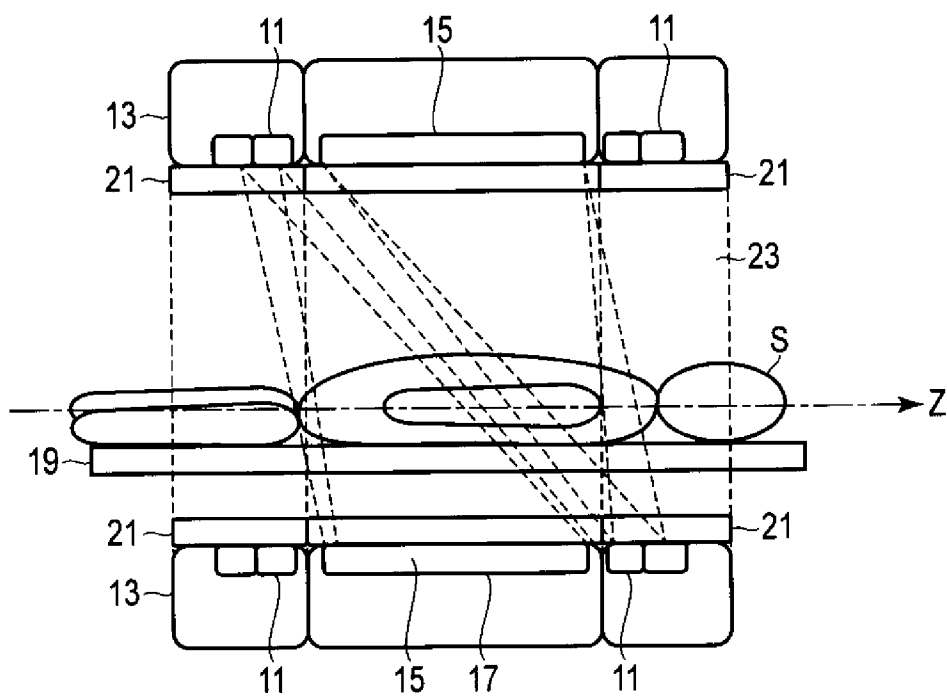
[図12A]



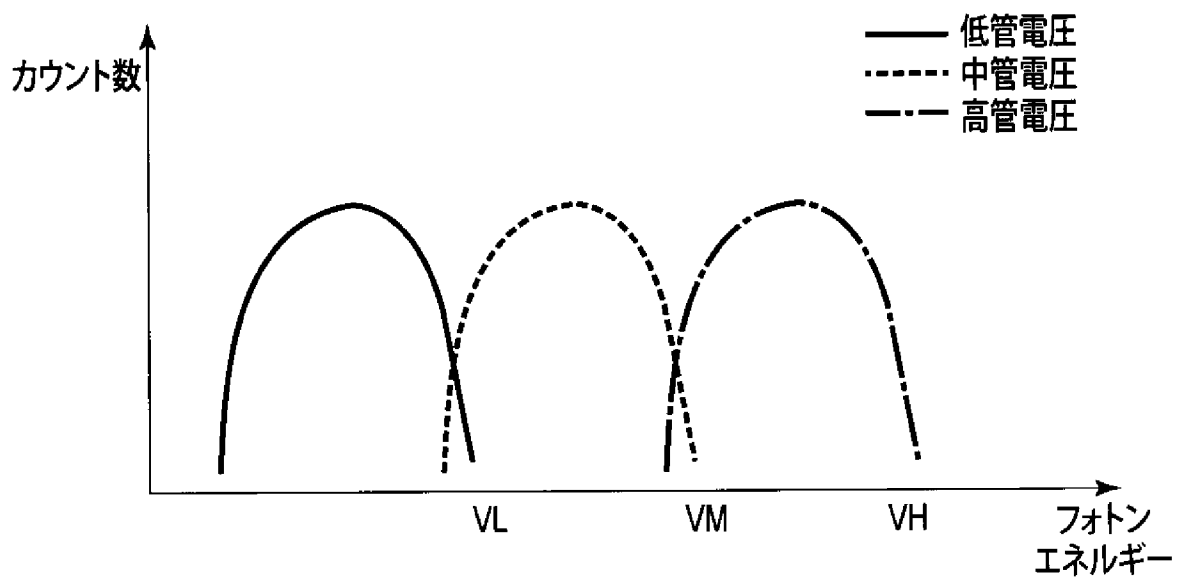
[図12B]



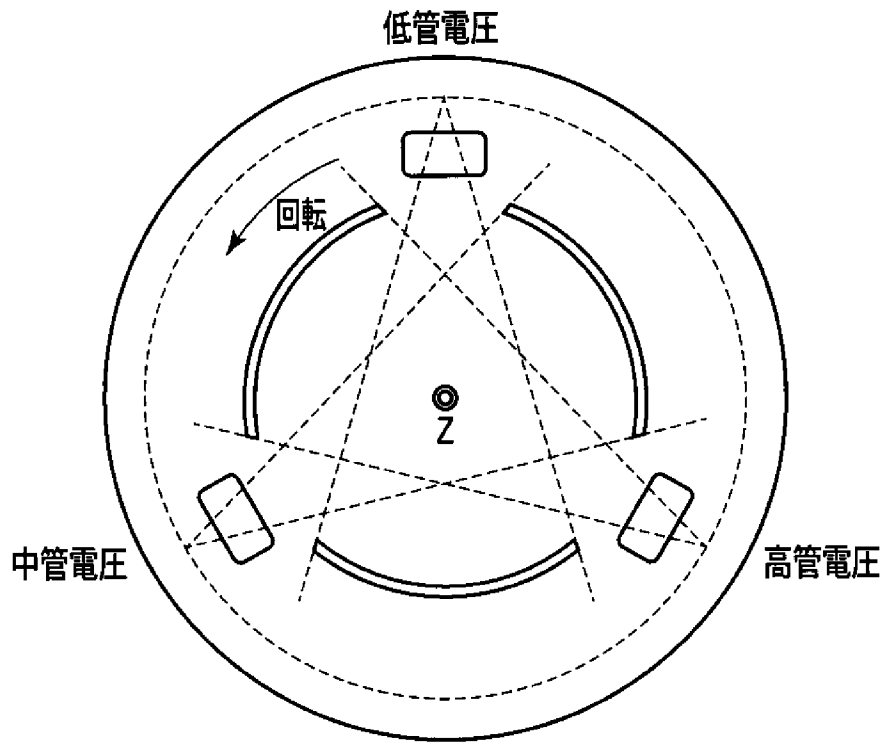
[図13]



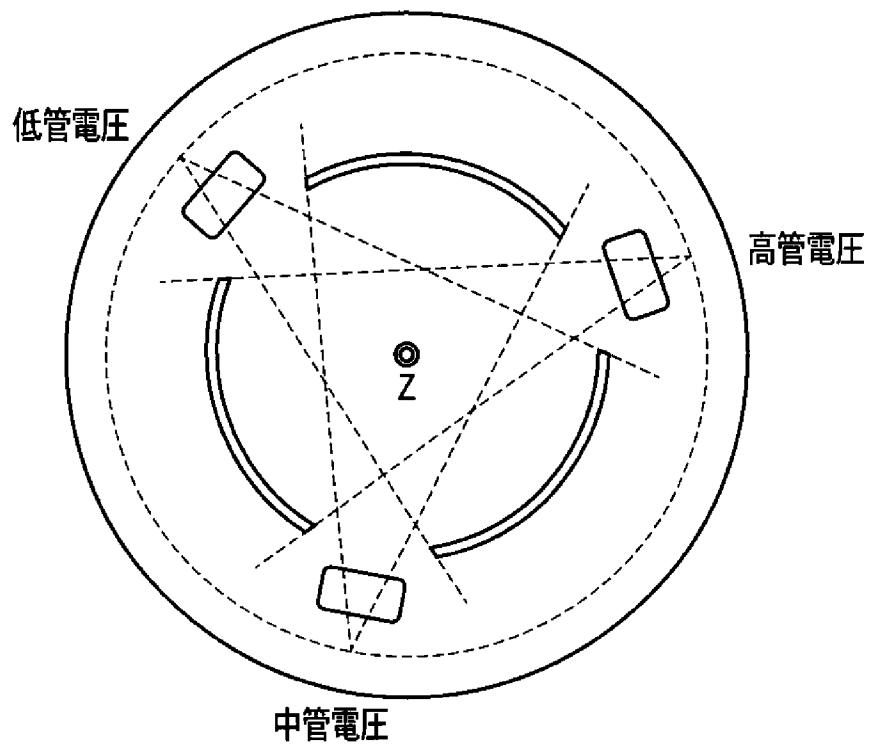
[図14]



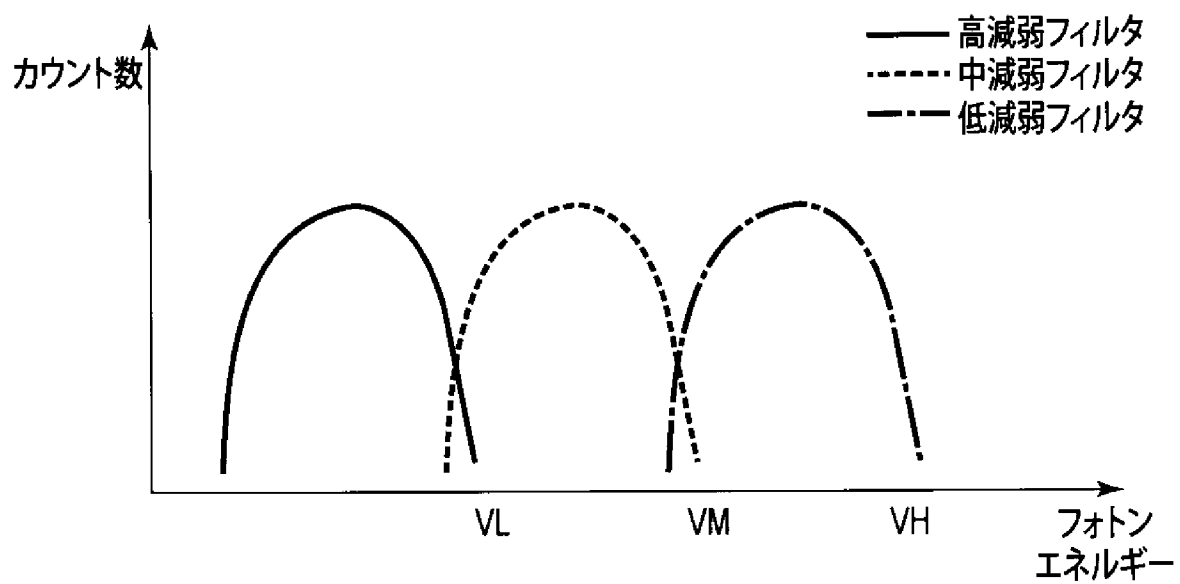
[図15A]



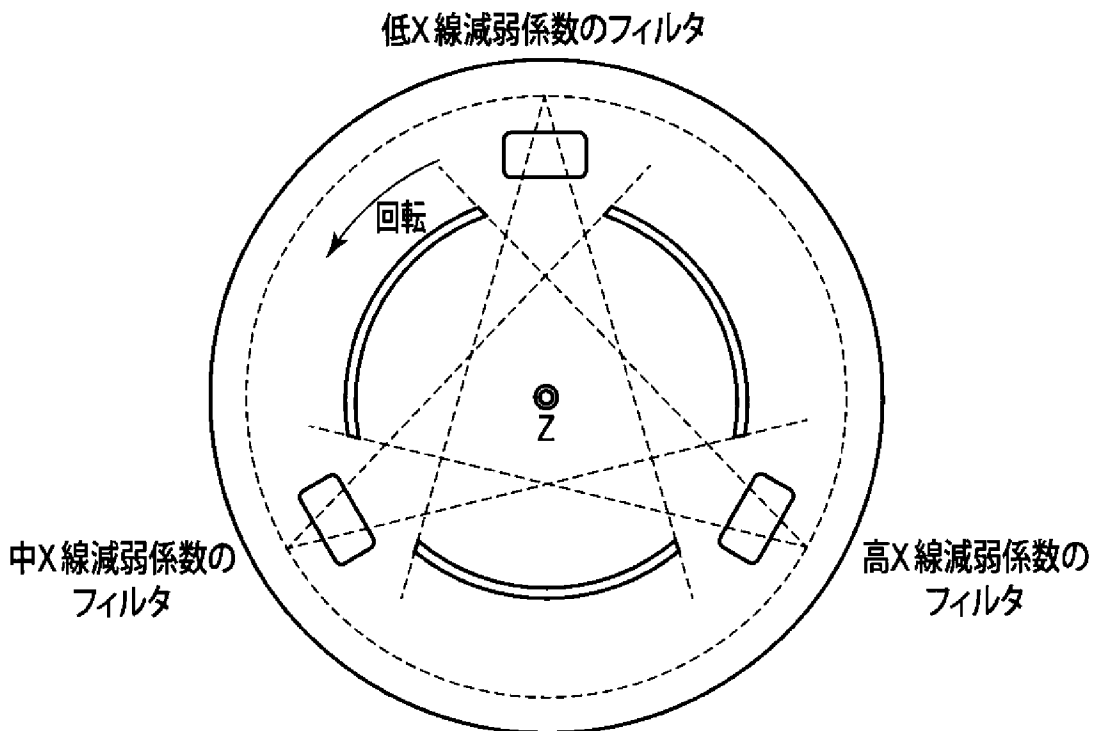
[図15B]



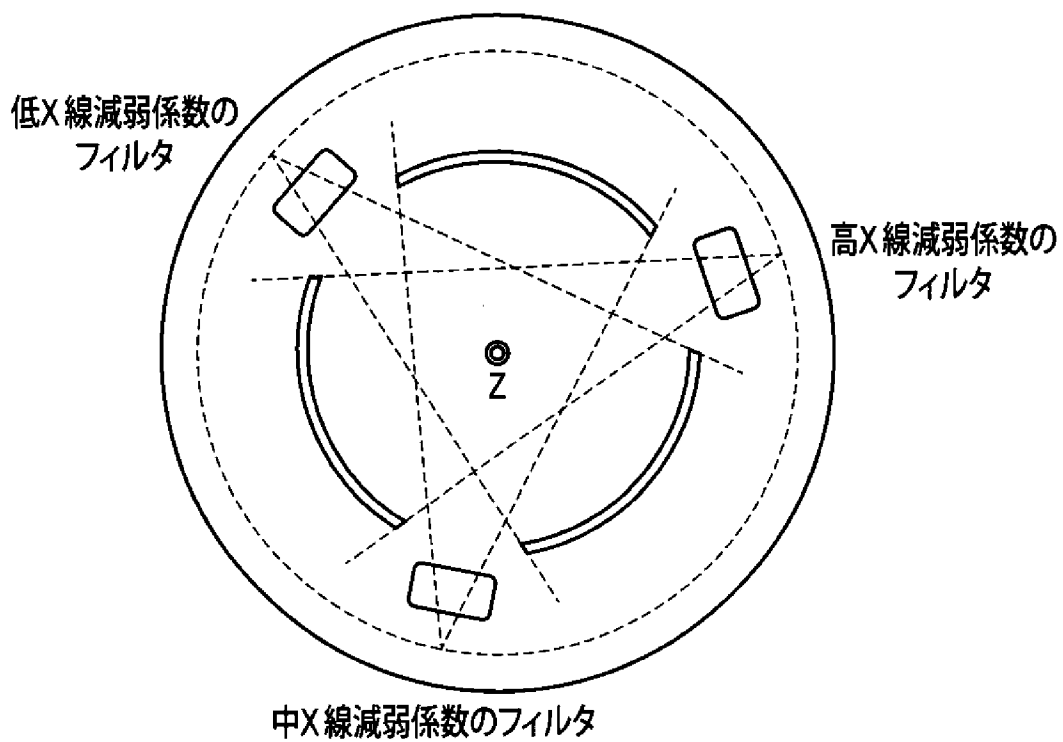
[図16]



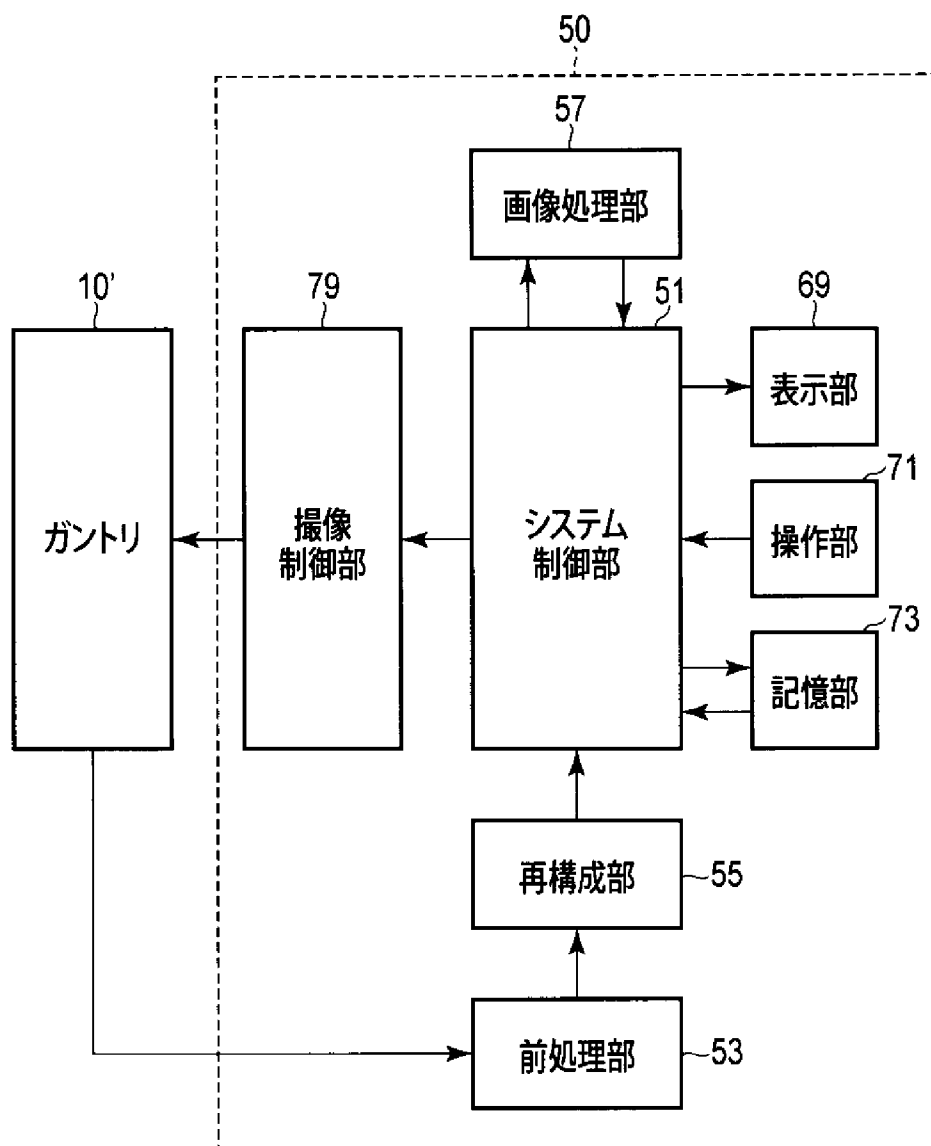
[図17A]



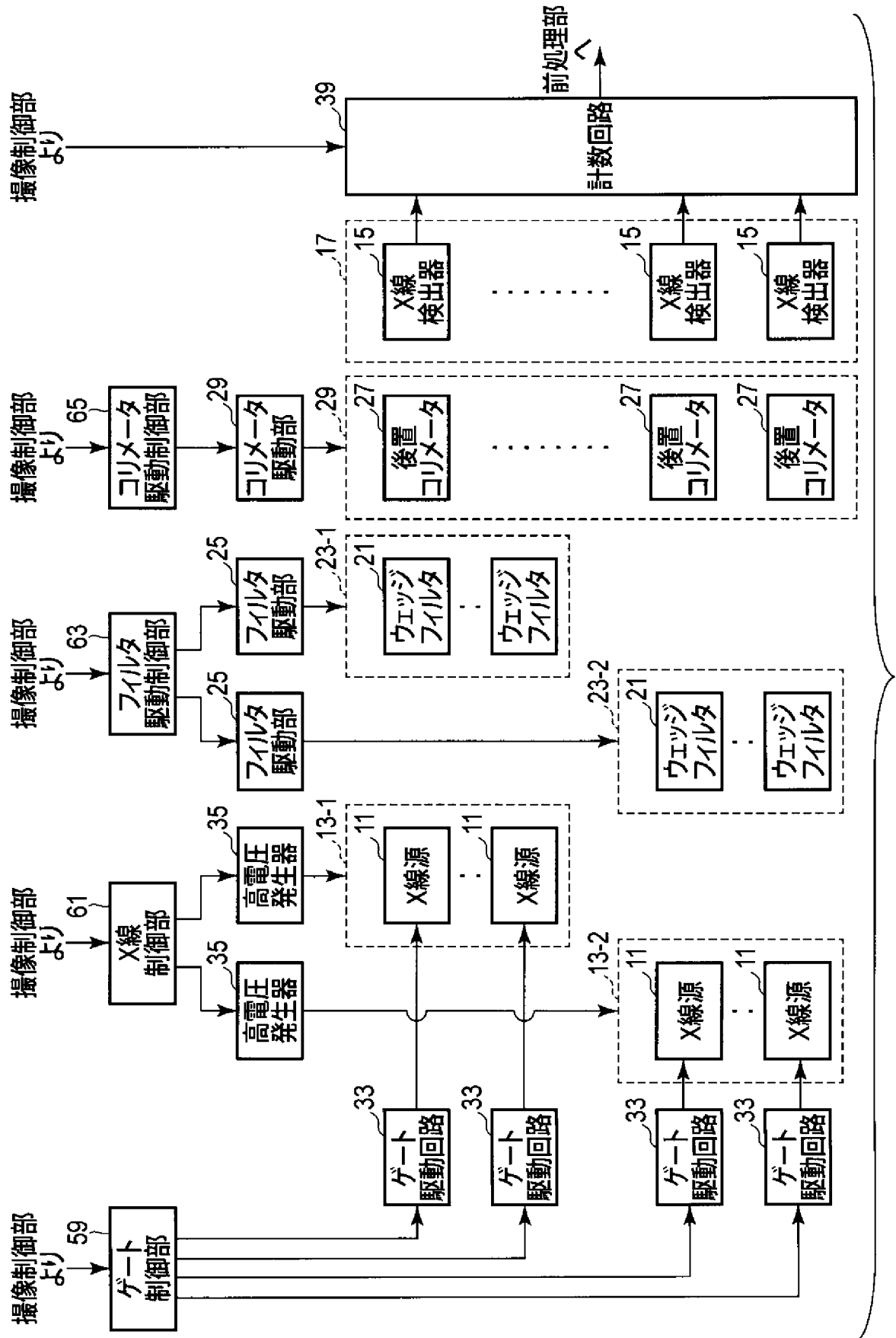
[図17B]



[図18]



[図19]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.  
PCT/JP2015/050148

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
A61B6/03(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

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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 Y	JP 2005-177469 A (General Electric Co.), 07 July 2005 (07.07.2005), paragraphs [0015], [0024]; fig. 8 & US 2005/0111610 A1 & DE 102004056590 A1 & CN 1626039 A	1, 13 2-12, 14-22
Y	JP 2005-110722 A (Shimadzu Corp.), 28 April 2005 (28.04.2005), paragraphs [0019] to [0034] (Family: none)	2-12, 14-22
Y	US 2009/0034678 A1 (Stefan POPESCU), 05 February 2006 (05.02.2006), paragraphs [0013] to [0023] & DE 102007036038 A1	8-12, 20-22

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

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 13 March 2015 (13.03.15)	Date of mailing of the international search report 24 March 2015 (24.03.15)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer  Telephone No.
--	---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2015/050148

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 2007-267980 A (National University Corporation Shizuoka University), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraph [0005] (Family: none)	13-22

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B6/03(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（IPC））

Int.Cl. A61B6/03

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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 -----	JP 2005-177469 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニー） 2005.07.07, 【0015】；【0024】，【図8】	1, 13 -----
Y	& US 2005/0111610 A1 & DE 102004056590 A1 & CN 1626039 A	2-12, 14-22
Y	JP 2005-110722 A（株式会社島津製作所）2005.04.28, 【0019】 - 【0034】（ファミリーなし）	2-12, 14-22
Y	US 2009/0034678 A1 (Stefan POPESCU) 2006.02.05, [0013]-[0023] & DE 102007036038 A1	8-12, 20-22

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

13.03.2015

国際調査報告の発送日

24.03.2015

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/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）

福田 裕司

2Q

9109

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 2007-267980 A (国立大学法人静岡大学) 2007. 10. 18, 【0005】 (ファミリーなし)	13-22