

(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 2015/102114 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/050147
- (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 2014-000592 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).

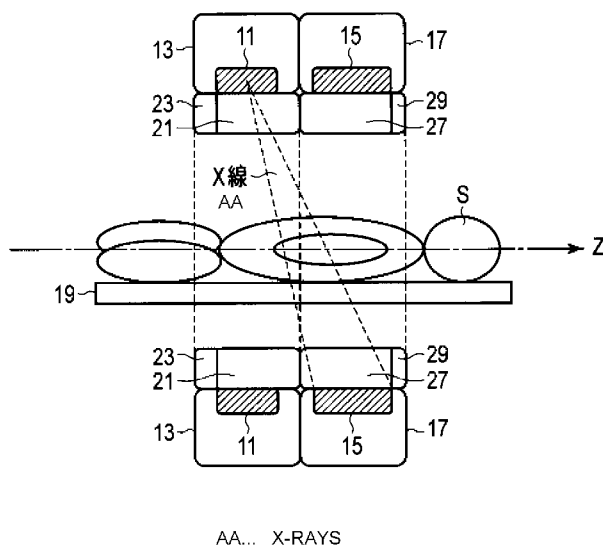
- (JP). 宮崎 博明 (MIYAZAKI, Hiroaki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP). 中井 宏章 (NAKAI, Hiroaki); 〒3248550 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社 知的財産部内 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (KURATA, Masatoshi et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門一丁目三番二号 勸銀不二屋ビル六階 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
- (81) 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, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー

[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2]



AA... X-RAYS

(57) Abstract: The purpose of the present invention is to achieve high-speed imaging. A gantry (10) is provided with an X-ray source ring (13) and a detector ring (17). The X-ray source ring (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 ring (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 ring (13). At least one wedge filter (21) is provided to the inner peripheral side of the X-ray source ring (13). A filter support mechanism (23) supports the at least one wedge filter (21) such that the at least one wedge filter (21) is capable of rotating around a rotational axis. A filter drive unit (25) drives the filter support mechanism (23). An imaging control unit (67) controls the filter drive unit (25) such that the at least one wedge filter (21) rotates around the rotational axis in synchronization with the generation of X-rays from the X-ray source ring (13).

(57) 要約:

[続葉有]



ロシア (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、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。X 線源リング 13 の内周側には少なくとも一つのウェッジフィルタ 21 が設けられる。フィルタ支持機構 23 は、少なくとも一つのウェッジフィルタ 21 を回転軸回りに回転可能に支持する。フィルタ駆動部 25 は、フィルタ支持機構 23 を駆動する。撮像制御部 67 は、X 線源リング 13 からの X 線の発生に同期して少なくとも一つのウェッジフィルタ 21 が回転軸回りに回転するようにフィルタ駆動部 25 を制御する。

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] 本発明の実施形態は、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50～100 ms 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、円周状に配列された複数のX線源を有するX線源リングであって、前記複数のX線源はX線を個別に発生する、X線源リングと、前記X線源リングからのX線を検出するX線検出器と、前記X線源リングの内周側に設けられた少なくとも一つのウェッジフィルタを回転軸回りに回転可能に支持するフィルタ支持機構と、前記フィルタ支持機構を駆動するフィルタ駆動部と、前記複数のX線源からのX線の発生に同期して前記少なくとも一つのウェッジフィルタが前記回転軸回りに回転するように前記フィルタ駆動部を制御する制御部と、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] 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。

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構成を示す図

[図2]図1のガントリの構造を模式的に示す図

[図3]図2のX線源リングの模式的な正面図

[図4]図2の検出器リングの模式的な正面図

[図5]図1のX線源の構造を模式的に示す図

[図6]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7]本実施形態に係るガントリの縦断面図

[図8]図7のX線源リングの詳細な構造を示す縦断面図

[図9A]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9B]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、ウェッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻 $t + \Delta t$ における配置を平面的に示す図

[図10A]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10B]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、ウェッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻 $t + \Delta t$ における配置を平面的に示す図

[図11]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12A]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12B]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、ウェッジフィルタ、及び後置コリメータの時刻 $t + \Delta t$ における配置を平面的に示す図

[図13]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ェ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14A]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14B]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 $t + \Delta t$ における配置を平面的に示す図。

[図15]第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置の構成を示す図
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構成を示す図である。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の構造を模式的に示す図である。図2に示すように、ガントリ10は、複数のX線源11を収容する環状構造体（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と検出器リング17とは、X線源リング13と検出器リング17との各々の中心軸Zが空間的に一致するように設置される。X線源リング13と検出器リング17とは、中心軸Zに沿って並べて配置される。X線源リング13と検出器リング17とは開口を共有する。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。

[0012] 図3は、X線源リング13の模式的な断面図である。図3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。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の内部は真空中に保たれている。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1

1 が真空中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。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の同時駆動数、すなわち、同時X線照射方向数だけ設けられる。図3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はフィルタ駆動部25に接続されている。フィルタ駆動部25は、コンソール50に含まれる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は回転軸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。

[0013] 図4は、検出器リング17の模式的な断面図である。図4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の同時駆動数（すな

わち、同時X線照射方向数)だけ設けられる。図4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、コンソール50に含まれる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は回転軸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。

[0014] 図5は、X線源11の構造を模式的に示す図である。図5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束縛ポテンシャル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。

[0015] 図5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、コンソール50に含まれるゲート制御部59による制御に従ってゲート電極113にゲートパルス进行印可する。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。

[0016] 図5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、金属板に実装される。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、コンソール50に含まれる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、回転軸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。

[0017] なお、図5のX線源11の構成は例示に過ぎない。例えば、図5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6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。

[0018] また、図5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。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 1 1 1 に対して複数の陽極 1 1 5 が設けられても良い。

[0019] また、X線源リング 1 3 においてZ軸に沿って複数のX線源 1 1 が設けられ、検出器リング 1 7 においてZ軸に沿って複数のX線検出器 1 5 が設けられると良い。これにより、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。

[0020] ここで本実施形態に係るガントリ 1 0 の典型的な構造についてより詳細に説明する。図 7 は、本実施形態に係るガントリ 1 0 の縦断面図である。図 7 に示すように、ガントリ 1 0 は、開口 8 1 a が形成された筐体 8 1 を有する。筐体 8 1 の内部空間 8 1 b には回転軸 Z に沿ってX線源リング 1 3 と検出器リング 1 7 とが配列されている。X線源リング 1 3 の内周側には少なくとも一つのウェッジフィルタ 2 1 を支持するフィルタ支持体 2 3 が配置される。フィルタ支持体 2 3 は、開口 8 1 a よりも大きい径の開口を有し、その中心軸が回転軸 Z に一致するように内部空間 8 1 b に配置される。検出器リング 1 7 の内周側には少なくとも一つの後置コリメータ 2 7 を支持するコリメータ支持体 2 9 が配置される。コリメータ支持体 2 9 は、開口 8 1 a よりも大きい径の開口を有し、その中心軸が回転軸 Z に一致するように内部空間 8 1 b に配置される。フィルタ支持体 2 3 とコリメータ支持体 2 9 とは図 7 において図示しないフィルタ駆動部 2 5 とコリメータ駆動部 3 1 とによりそれぞれ回転軸 Z 回りに回転される。

[0021] 図 8 は、X線源リング 1 3 の詳細な構造を示す縦断面図である。なおX線源リング 1 3 の回転軸 Z に沿う方向を列方向 (Row 方向) と呼び、X線源リング 1 3 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 1 3 の径方向 (Ra 方向) に一致する。図 8 に示すように、X線源リング 1 3 は回転軸 Z を中心軸とする環形状を有する筐体 9 1 を有する。筐体 9 1 は中空構造を有し、筐体 9 1 の内部空間 9 1 a は真空に保たれている。より詳細には、筐体 9 1 は、回転軸 Z を中心軸とする環形状を有する蓋 9 1 b と容器 9 1 c とを有する。蓋 9 1 b と容器 9 1 c 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 9 1 b と容器 9 1 c とは内部空間 9 1 a 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 9 1 b と容器 9 1 c とはガスケット (gasket) 9 2 を介して締結される。本実施形態に係るガスケット 9 2 としては、非金属ガスケットやセ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 9 1 b の内面には内部空間 9 1 a の残留気体を吸着するゲッター (getter) 9 3 が設けられる。本実施形態に係るゲッター 9 3 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 9 3 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。

[0022] X線源リング 1 3 のX線検出リング 1 7 側には複数の冷陰極電子源 1 1 1 が設けられる。複数の冷陰極電子源 1 1 1 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 1 1 1 は支持体 1 1 1 a に固定され、支持体 1 1 1 a は容器 9 1 c の内面に固定される。複数の冷陰極電子源 1 1 1 の列方向に関する反対側には陽極 1 1 5 が設けられる。筐体 9 1 の内部得空間 9 1 a にはチャンネル方向に沿って複数の陽極 1 1 5 が配列されても良いし、回転軸 Z を中心軸とする環形状を有する陽極 1 1 5 が設けられても良い。陽極 1 1 5 は回転軸 Z に沿って隣接するX線検出リング 1 7 にX線を照射するように、径方向に沿って回転軸 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。列方向に関する陽極 1 1 5 と複数の冷陰極電子源 1 1 1 との間にはゲート電極 1 1 3 が設けられる。複数のゲート電極 1 1 3 はチャンネル方向に沿って配列されている。例えば、回転軸 Z 回りに 1 0 0 0 方向からX線を照射する場合、ゲート電極 1 1 3 は回転軸 Z 回りに 1 0 0 0 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 1 1 1 に対して一つのゲート電極 1 1 3 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 1 1 3 は、例えば、容器 9 1 c の内面に固定される。

[0023] 容器 9 1 c には陽極 1 1 5 から発生されたX線のための出射口 9 1 d が形成される。出射口 9 1 d は回転軸 Z 回りに一周するように容器 9 1 c に形成

される。出射口 9 1 d を覆うように容器 9 1 c の外壁には X 線フィルタ 9 4 が取付けられる。X 線フィルタ 9 4 は出射口 9 1 d を通過した X 線の低線量成分を吸収する。また、容器 9 1 c の外壁には X 線フィルタ 9 4 を介してスリット 9 5 が設けられる。スリット 9 5 は X 線の照射野を制限する。なおウェッジフィルタ 2 1 に同期してスリット 9 5 が回転軸 Z 回りに回転可能に設けられても良い。

[0024] 容器 9 1 c の外壁には X 線源リング 1 3 を冷却する冷却部 9 6 が設けられる。冷却部 9 6 としては X 線源リング 1 3 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 9 6 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 1 3 の主な熱源は、冷陰極電子源 1 1 1 からの電子を受けて発熱する陽極 1 1 5 である。よって冷却部 9 6 は、陽極 1 1 5 を効率良く冷却するために、容器 9 1 c を挟んで陽極 1 1 5 の反対側に設けられると良い。

[0025] 図 1 に示すように、複数の X 線検出器 1 5 にはデータ収集回路 3 7 が接続されている。データ収集回路 3 7 は、複数の X 線検出器 1 5 により発生された電気信号を、撮像制御部 6 7 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 3 7 は、X 線検出器 1 5 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 5 0 に供給される。なおビューとは、各 X 線検出器 1 5 からの生データのサンプリング期間、換言すれば、X 線源 1 1 からの X 線の曝射継続期間に対応する。

[0026] 図 1 に示すように、コンソール 5 0 は、システム制御部 5 1 を中枢として、前処理部 5 3、再構成部 5 5、画像処理部 5 7、ゲート制御部 5 9、X 線制御部 6 1、フィルタ駆動制御部 6 3、コリメータ駆動制御部 6 5、撮像制御部 6 7、表示部 6 9、操作部 7 1、及び記憶部 7 3 を有する。

[0027] 前処理部 5 3 は、データ収集回路 3 7 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] ゲート制御部59は、撮像制御部67による制御により、複数のX線源11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。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線発生対象のX線源11は、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。換言すれば、複数の冷陰極電子源111がX線源リング13の円周回りに順番に電子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。この場合、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。

[0031] 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 を制御する。具体的には、X 線制御部 61 は、X 線発生対象の X 線源 11 に含まれるゲート電極 113 へのゲートパルスの印可タイミングに同期して当該 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供給する。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。

[0032] 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、複数のウェッジフィルタ 21 が回転軸 Z 回りに回転するようにフィルタ駆動部 25 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タイミングに同期して、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 が回転軸 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 が位置す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 2 1 が位置するようにフィルタ支持体 2 3 が回転される。フィルタ支持体 2 3 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。

[0033] コリメータ駆動制御部 6 5 は、撮像制御部 6 7 による制御により、複数の後置コリメータ 2 7 が回転軸 Z 回りに回転するようにコリメータ駆動部 3 1 を制御する。具体的には、コリメータ駆動制御部 6 5 は、X線発生対象のX線源 1 1 のゲート電極 1 1 3 へのゲートパルスの印可タイミングに同期して、換言すれば、X線源 1 1 からのX線の発生に同期してコリメータ駆動部 3 1 に駆動パルス进行供給する。駆動パルスの供給を受けたコリメータ駆動部 3 1 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 2 7 が回転軸 Z 回りに回転するようにコリメータ支持体 2 9 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 1 1 の回転軸 Z を挟んで反対側に位置するX線検出器 1 5 の前面に、X線源 1 1 の切替えに依らず常に後置コリメータ 2 7 が位置するようにコリメータ支持体 2 9 が回転される。換言すれば、X線源リング 1 3 のうちのX線発生箇所に対し回転軸 Z を挟んで反対側に位置するX線検出器 1 5 の前面に後置コリメータ 2 7 が位置するようにコリメータ支持体 2 9 が回転される。コリメータ支持体 2 9 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] 撮像制御部 6 7 は、ゲート制御部 5 9、X線制御部 6 1、フィルタ駆動制御部 6 3、コリメータ駆動制御部 6 5、及びデータ収集回路 3 7 を同期的に制御する。具体的には、撮像制御部 6 7 は、ビューの切り替えタイミングに同期してX線発生対象のX線源 1 1 を切り替えるようにゲート制御部 5 9 とX線制御部 6 1 とに同期的に指令を出す。また、撮像制御部 6 7 は、X線発生対象のX線源 1 1 の前面にウェッジフィルタ 2 1 が設置され、当該X線源 1 1 の中心軸 Z を挟んで反対側に位置するX線検出器 1 5 の前面に後置コリメータ 2 7 が設置されるように、フィルタ駆動制御部 6 3 とコリメータ駆動制御部 6 5 とに同期的に指令を出す。換言すれば、撮像制御部 6 7 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線発生箇所の回転軸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、ビューの切り替えタイミングに同期して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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 図9A及びBは、同時X線源駆動数が1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9Aは時刻 t における配置を示し、図9B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が回転軸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。

[0041] 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。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。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。

[0042] 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、同一の撮影角度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。ここで、撮影角度は、検出したX線を曝射したX線源

11の、回転軸Z回りの角度に規定される。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。発生されたCT画像は表示部69により表示される。

[0043] 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。

[0044] 次に、同時X線源駆動数が4の場合における撮像処理の動作例について説明する。図10A及びBは、同時X線源駆動数が4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。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X線源駆動数が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10A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の回転軸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。

[0045] 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。

[0046] 同時X線源駆動数が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X線源駆動数が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。

[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、同一の撮影角度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] （応用例）

上記の実施形態においては、同時X線源駆動数が複数の場合であっても、シングルエナジー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X線源駆動数が複数の場合、スペクトラルCT（マルチエナジーCT）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。

[0049] 本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、管電圧ベースのスペクトラルCTとフィルタベーススペクトラルCTとを実行可能である。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X線源駆動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線源同時駆動数は3であるとする。

[0050] 図11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線のエネルギースペクトラムを模式的に示す図である。図11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11の横軸は光子エネルギーに規定される。図11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線のエネルギースペクトラルを示し、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11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線のエネルギースペクトラルを示し、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11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線のエネルギースペクトラルを示し、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。

[0051] 図12A及びBは、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12Aは時刻 t における配置を示し、図12B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X線源駆動数が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。

[0052] 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、X線発生対象の3つのX線源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、回転軸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、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、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12A及びB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。

[0053] 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。

[0054] 上記の構成により、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、管電圧ベースによるスペクトラルCTが実現される。

[0055] 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13は、

X線源 1 1 から発生され、X線減弱係数が異なるウェッジフィルタ 2 1 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 1 3 の縦軸はX線検出器 1 5 への入射X線のカウント数に規定され、図 1 3 の横軸はフォトンエネルギーに規定される。図 1 3 の実線は高X線減弱係数のウェッジフィルタ 2 1 を透過した発生されたX線のエネルギースペクトラルを示し、当該エネルギー値 V_L を最大とするエネルギー分布を示している。同様に、点線は中X線減弱係数のウェッジフィルタ 2 1 を透過したX線のエネルギースペクトラルを示し、当該エネルギー値 V_M 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 2 1 を透過したX線のエネルギースペクトラルを示し、当該エネルギー値 V_H を最大とするエネルギー分布を示している。このように複数のウェッジフィルタ 2 1 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 2 1 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 C T が可能となる。

[0056] 図 1 4 A 及び B は、フィルタベースのスペクトラル C T において同時X線源駆動数が 3 の場合における、X線源 1 1、ウェッジフィルタ 2 1、及び後置コリメータの配置を平面的に示す図である。図 1 4 A は時刻 t における配置を示し、図 1 4 B 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X線源駆動数が 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 2 1 がフィルタ支持体 2 3 により支持され、3 つの後置コリメータ 2 7 がコリメータ支持体 2 9 により支持されている。3 つのウェッジフィルタ 2 1 は、当該フィルタ 2 1 によるX線減弱効果を 3 つのX線源 1 1 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 2 1 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。

[0057] 管電圧ベースのスペクトラル C T と同様、データ収集回路 3 7 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。

[0058] 上記の構成により、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、フィルタベースによるスペクトラル CT が実現される。

[0059] 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。

[0060] 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。

[0061] (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。

[0062] 図15は、第2実施形態に係るフォトンカウンティングCT装置の構成を示す図である。図15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データ収集回路37の代わりに計数回路39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。

[0063] 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。

[0064] 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。

[0065] 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。

[0066] 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、ビューの切り替えタイミングに同期して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 が位置し、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。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、ビューの切り替えタイミングに同期して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。ビューの切り替えタイミングは、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。

[0067] 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。

[0068] 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

[0069] 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] 円周状に配列された複数のX線源を有するX線源リングであって、
前記複数のX線源はX線を個別に発生する、X線源リングと、
前記X線源リングからのX線を検出するX線検出器と、
前記X線源リングの内周側に設けられた少なくとも一つのウェッジ
フィルタを回転軸回りに回転可能に支持するフィルタ支持機構と、
、
前記フィルタ支持機構を駆動するフィルタ駆動部と、
前記複数のX線源からのX線の発生に同期して前記少なくとも一つの
ウェッジフィルタが前記回転軸回りに回転するように前記フィルタ
駆動部を制御する制御部と、
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X線源リングは、前記複数のX線源として、
円周状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を
さらに備え、
前記制御部は、前記複数のX線源のうちのX線の発生対象のX線源
の前面に前記少なくとも一つのウェッジフィルタが位置するように前
記フィルタ駆動部と前記ゲート電極駆動部とを同期的に制御する、
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、前記複数のX線源から円周回りに順番にX線を発生

させ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] 前記制御部は、前記複数のX線源のうちの2以上の所定数のX線源からX線を発生させ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6] 前記所定数は4である、請求項5記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項7] 前記複数の電子放出源と前記陽極との間に印可するための高電圧を発生する高電圧発生部をさらに備える、請求項2記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項8] 前記フィルタ支持機構は、前記少なくとも一つのウェッジフィルタとして、円周状に配列された複数のウェッジフィルタを支持し、

前記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9] 前記複数のゲート電極を個別に駆動するゲート電極駆動部と、
前記X線検出リングの内周側に設けられ、少なくとも一つの後置コリメータを前記回転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駆動部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記複数のX線源のうちのX線の発生対象のX線源の前面に前記少なくとも一つのウェッジフィルタが位置し、前記X線の発生対象のX線源に対向するX線検出器の前面に前記少なくとも一つの後置コリメータが位置するように前記フィルタ駆動部、前記コリメータ駆動部、及び前記ゲート電極駆動部を同期的に制御する、

請求項2記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項10] 前記コリメータ支持機構は、前記少なくとも一つの後置コリメータとして、円周状に配列された複数の後置コリメータを支持し、

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9記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項11] 前記X線源リングに並べて設けられ、円周状に配列された複数の前記X線検出器を有するX線検出リングをさらに備える請求項1記載のX線コンピュータ断層撮影装置。

[請求項12] 円周状に配列された複数のX線源を有するX線源リングであって、前記複数のX線源はX線を個別に発生する、X線源リングと、
前記X線源リングからのX線を検出するX線検出器と、
前記X線検出リングの内周側に設けられ、少なくとも一つの後置コリメータを回転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、

前記複数のX線源からのX線の発生に同期して前記少なくとも一つの後置コリメータが前記回転軸回りに回転するように前記支持機構駆動部を制御する制御部と、

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13] 円周状に配列された複数のX線源を有するX線源リングであって、前記複数のX線源はX線を個別に発生する、X線源リングと、
前記X線源リングからのX線を検出するX線検出器と、
前記X線源リングの内周側に設けられ、少なくとも一つのウェッジフィルタを回転軸回りに回転可能に支持するフィルタ支持機構と、
、
前記フィルタ支持機構を駆動するフィルタ駆動部と、
前記複数のX線源からのX線の発生に同期して前記少なくとも一つ

のウェッジフィルタが前記回転軸回りに回転するように前記フィルタ駆動部を制御する制御部と、

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X線源リングは、前記複数のX線源として、

円周状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をさらに備え、

前記制御部は、前記複数のX線源のうちのX線の発生対象のX線源の前面に前記少なくとも一つのウェッジフィルタが配置されるように前記フィルタ駆動部と前記ゲート電極駆動部とを同期的に制御する、

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、前記複数のX線源から円周回りに順番にX線を発生させ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]

前記制御部は、前記複数のX線源のうちの2以上の所定数のX線源からX線フォトンが発生させ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18]

前記所定数は4である、請求項17記載のフォトンカウンティングCT装置。

[請求項19]

前記複数の電子放出源と前記陽極との間に印可するための高電圧を

発生する高電圧発生部をさらに備える、請求項 1 4 記載のフォトンカウンティング CT 装置。

[請求項20] 前記フィルタ支持機構は、前記少なくとも一つのウェッジフィルタとして、円周状に配列された複数のウェッジフィルタを支持する、請求項 1 3 記載のフォトンカウンティング CT 装置。

[請求項21] 少なくとも一つの後置コリメータを前記回転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駆動部と、をさらに備え、

前記制御部は、前記複数の X 線源のうちの X 線の発生対象の X 線源の前面に前記少なくとも一つのウェッジフィルタが位置し、前記 X 線の発生対象の X 線源に対向する X 線検出器の前面に前記少なくとも一つの後置コリメータが位置するように前記フィルタ駆動部、前記コリメータ駆動部、及び前記ゲート電極駆動部を同期的に制御する、

請求項 1 4 記載のフォトンカウンティング CT 装置。

[請求項22] 前記コリメータ支持機構は、前記少なくとも一つの後置コリメータとして、円周状に配列された複数の後置コリメータを支持する、請求項 2 1 記載のフォトンカウンティング CT 装置。

[請求項23] 前記 X 線源リングに並べて設けられ、円周状に配列された複数の前記 X 線検出器を有する X 線検出リングをさらに備える請求項 1 3 記載のフォトンカウンティング CT 装置。

[請求項24] 円周状に配列された複数の X 線源を有する X 線源リングであって、前記複数の X 線源は X 線を個別に発生する、X 線源リングと、

前記 X 線源リングからの X 線を検出する X 線検出器と、

前記 X 線検出リングの内周側に設けられ、少なくとも一つの後置コリメータを回転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、

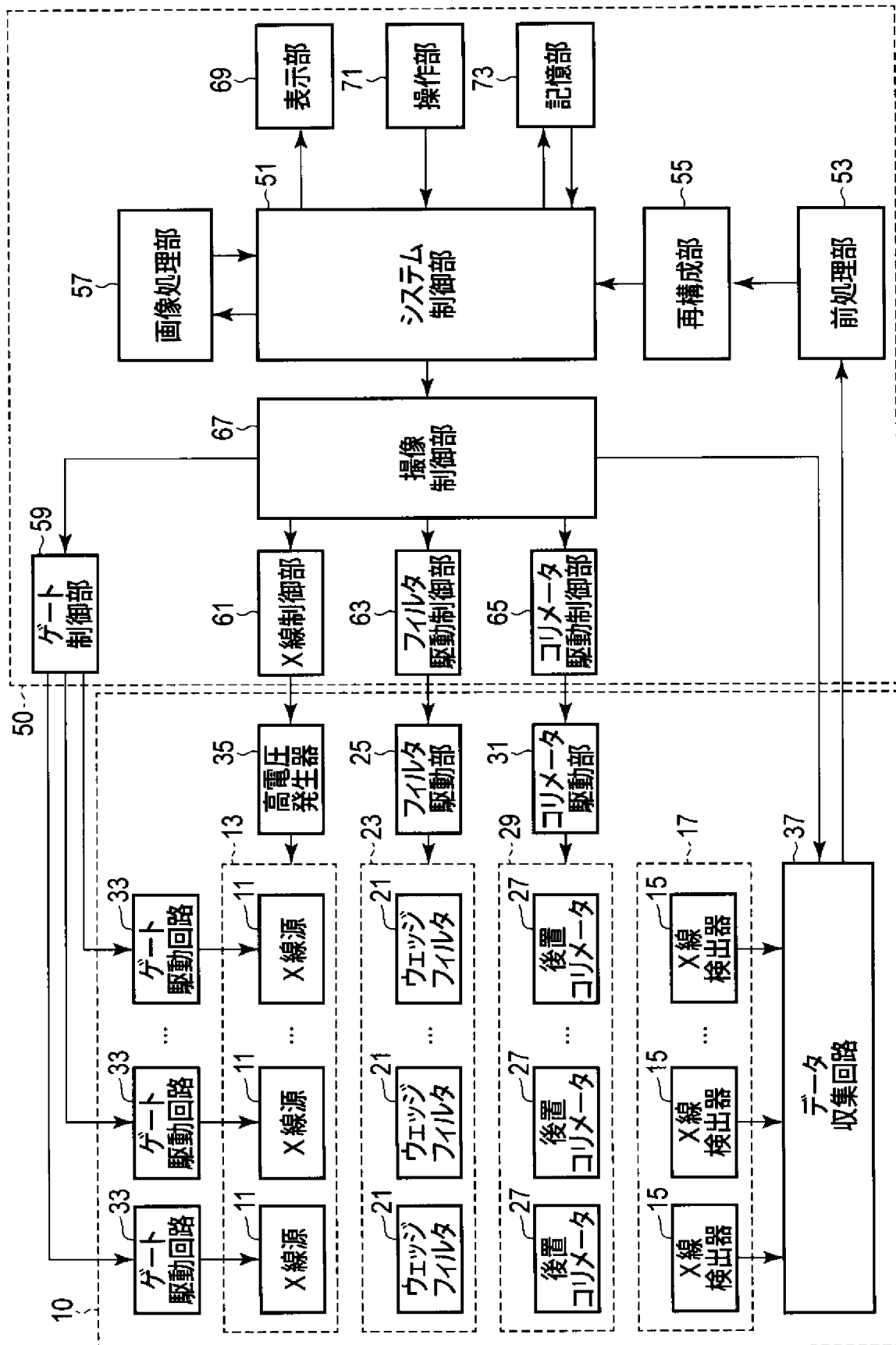
前記複数のX線源からのX線の発生に同期して前記少なくとも一つの後置コリメータが前記回転軸回りに回転するように前記支持機構駆動部を制御する制御部と、

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、

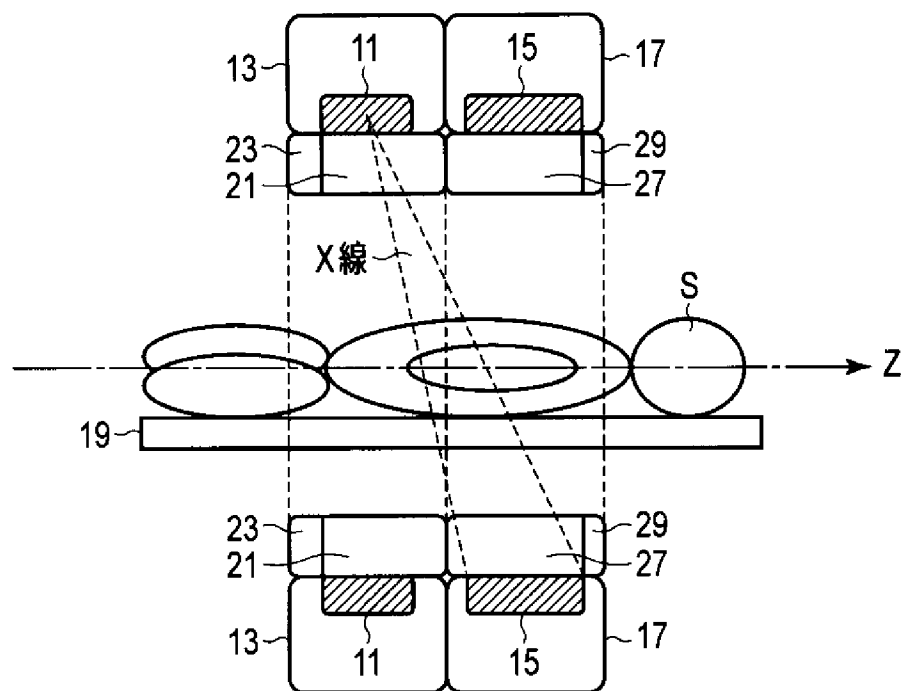
前記カウント数に基づいてフォトンカウンティングCT画像を再構成する再構成部と、

を具備するフォトンカウンティングCT装置。

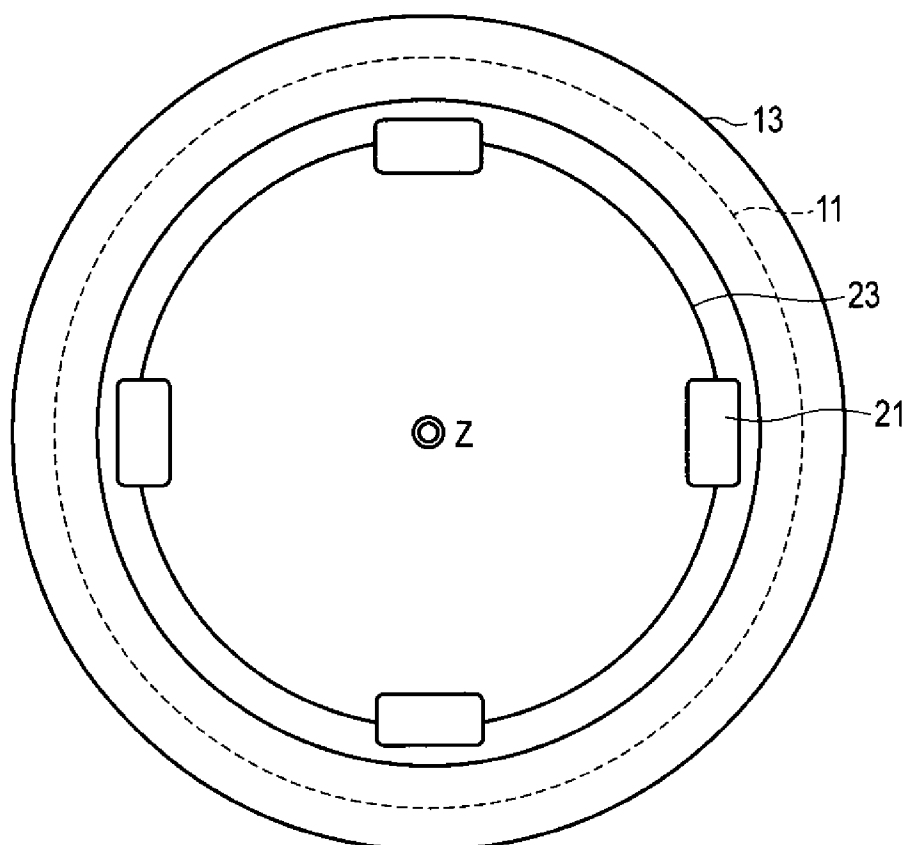
[図1]



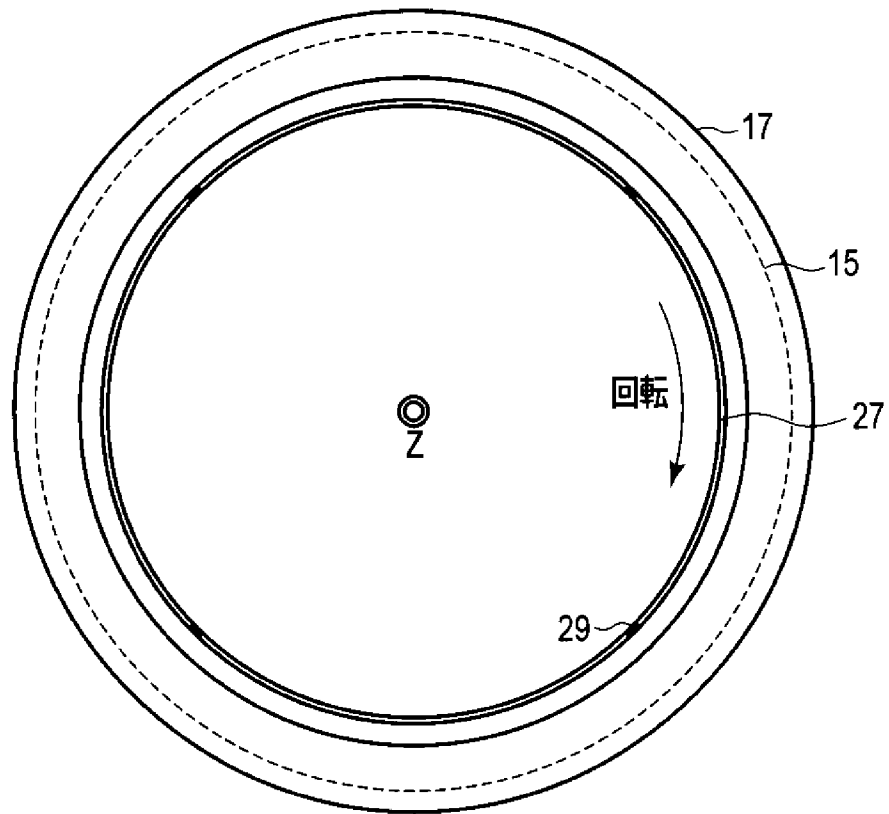
[図2]



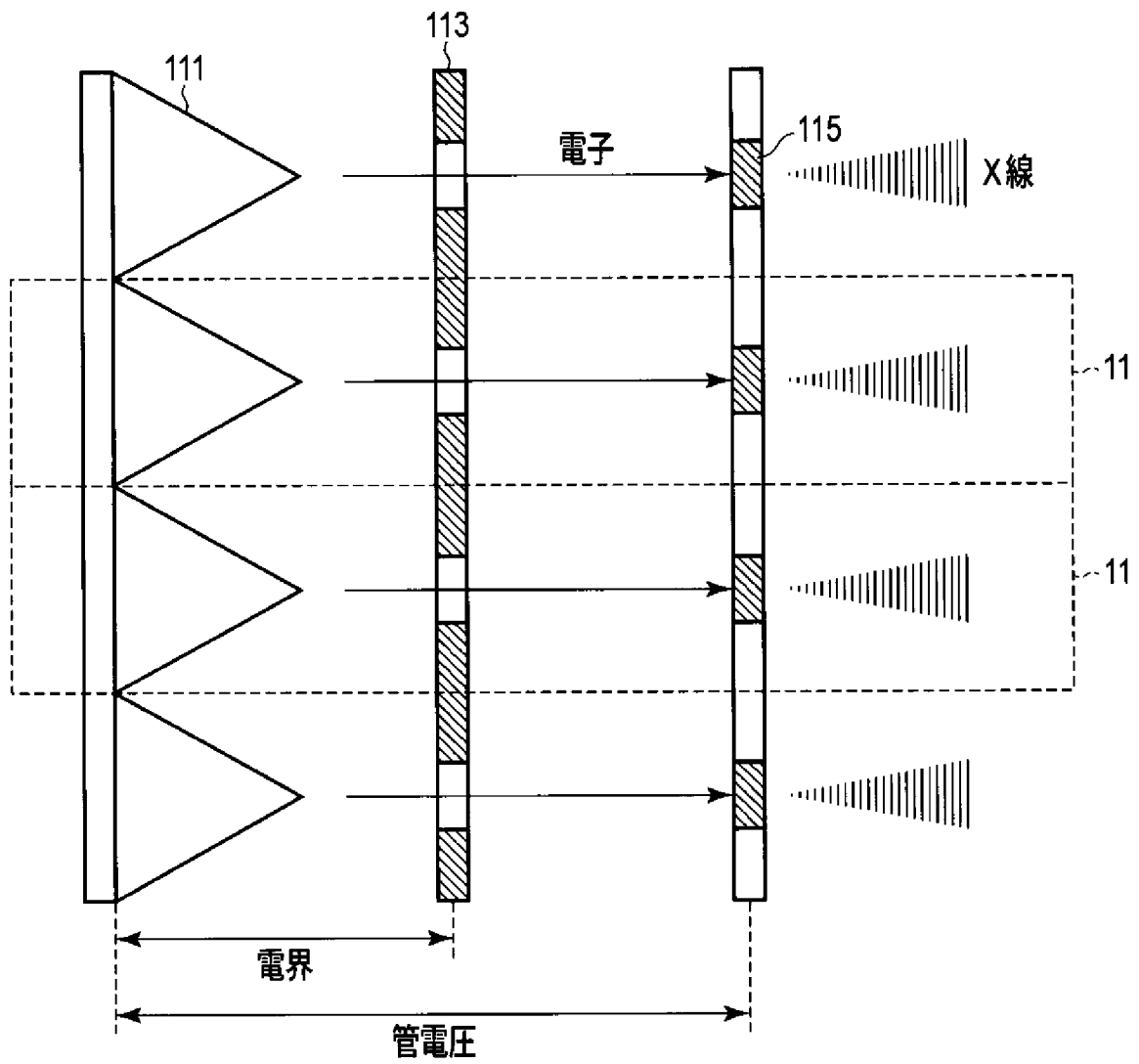
[図3]



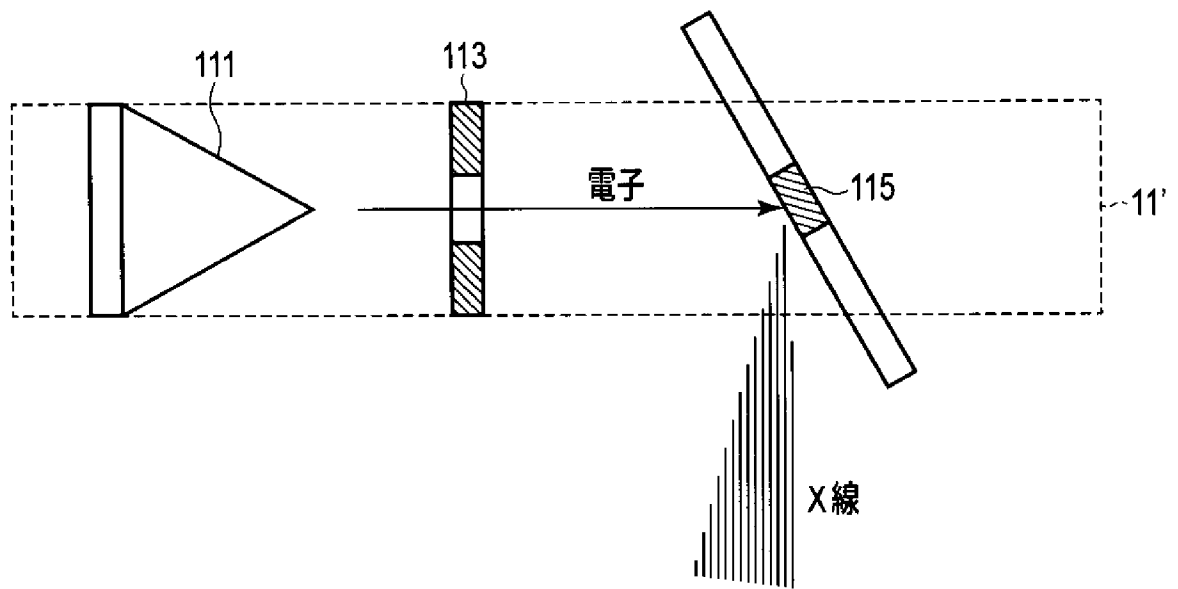
[図4]



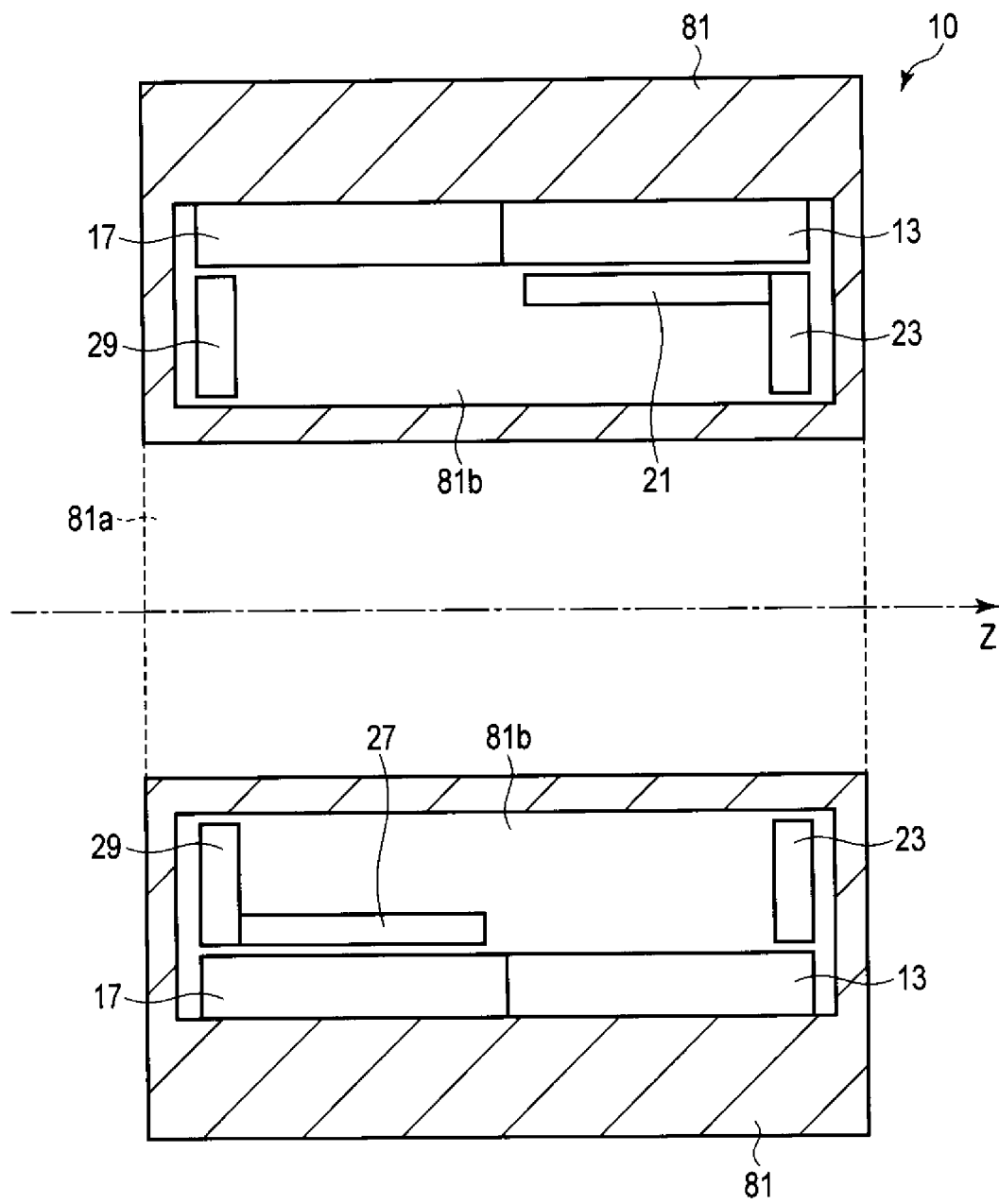
[図5]



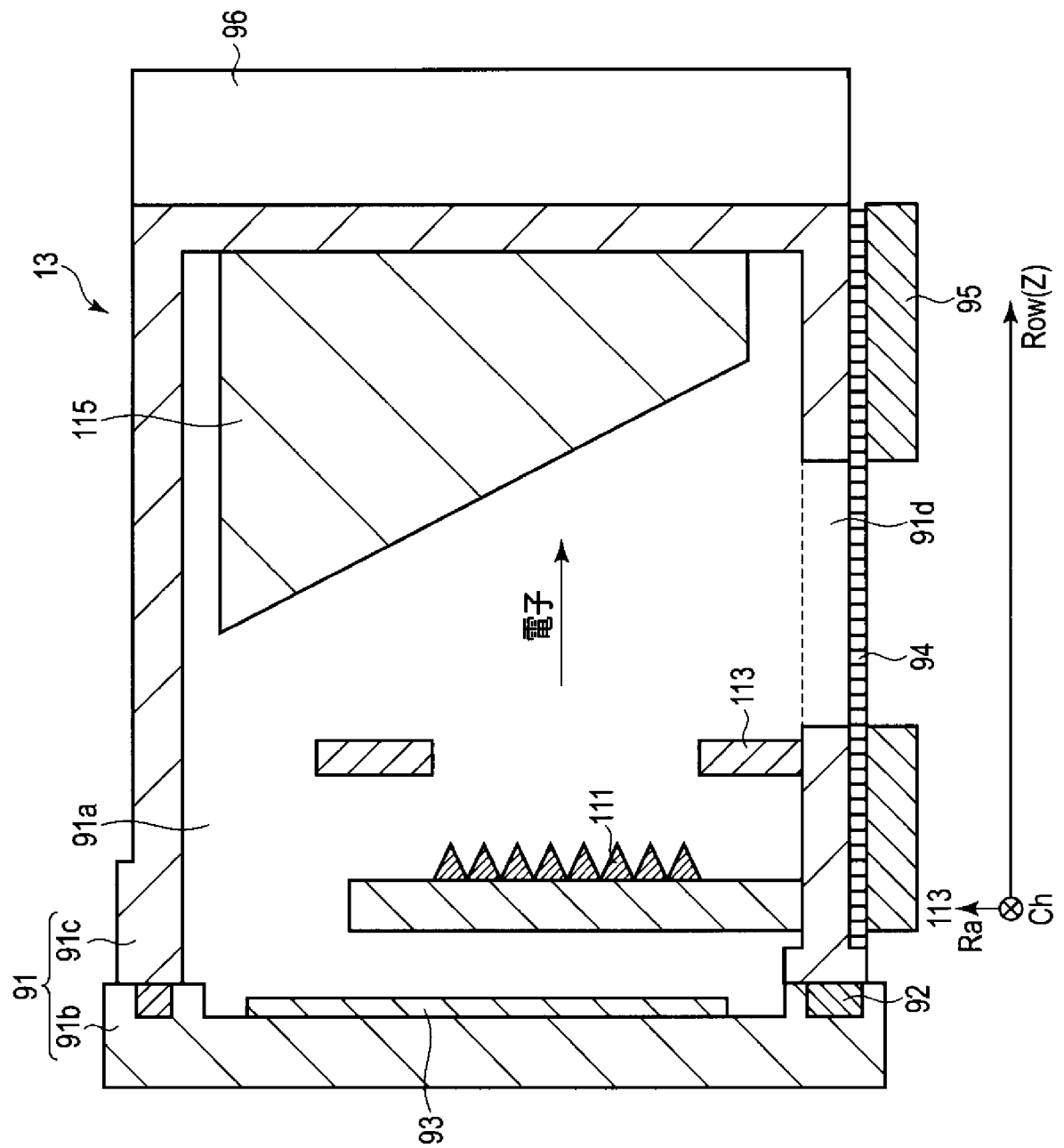
[図6]



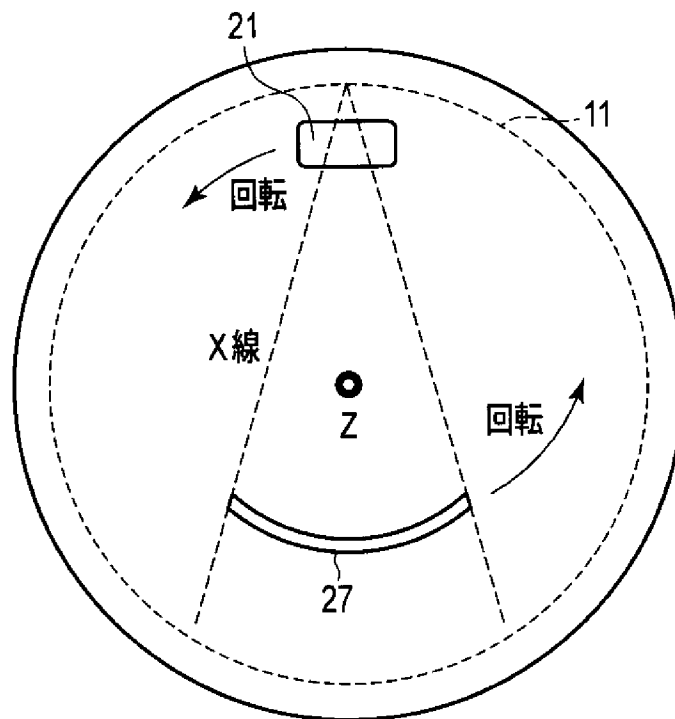
[図7]



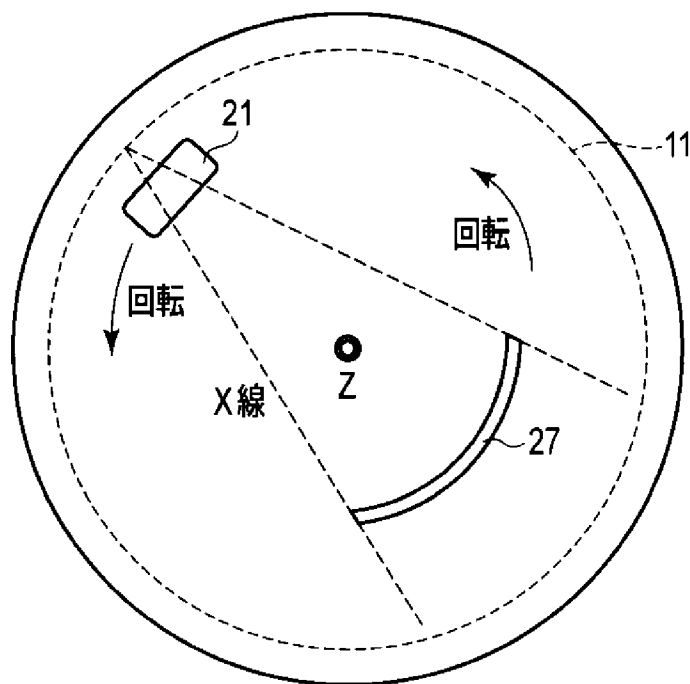
[図8]



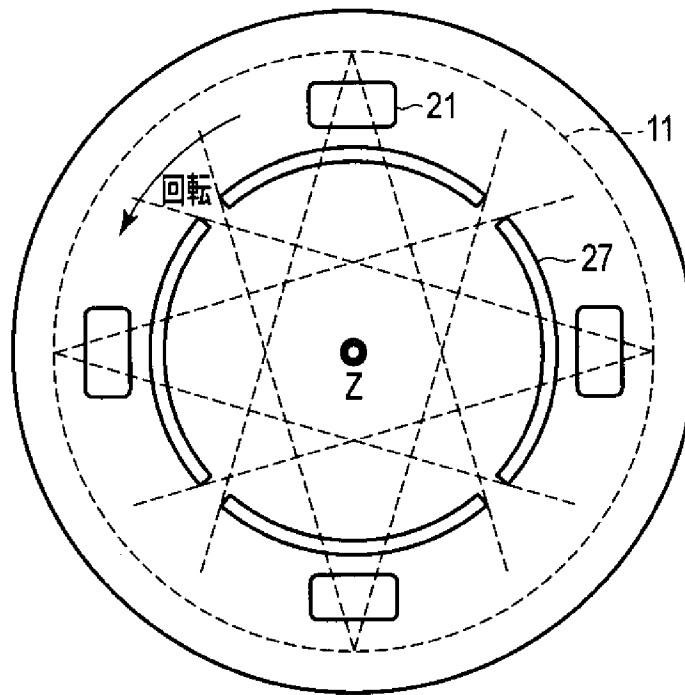
[図9A]



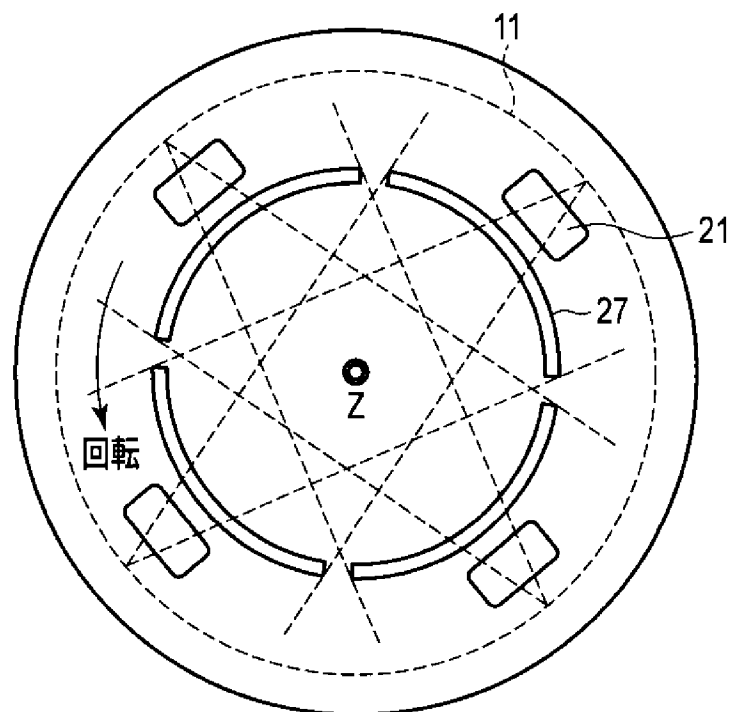
[図9B]



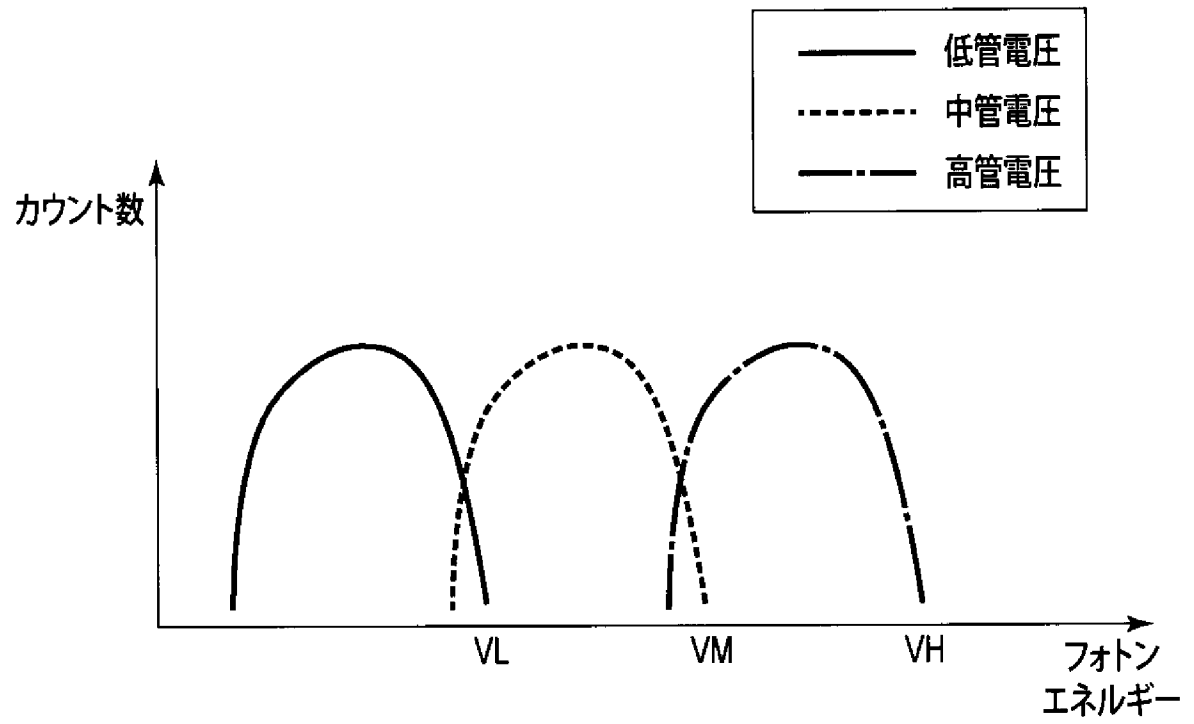
[図10A]



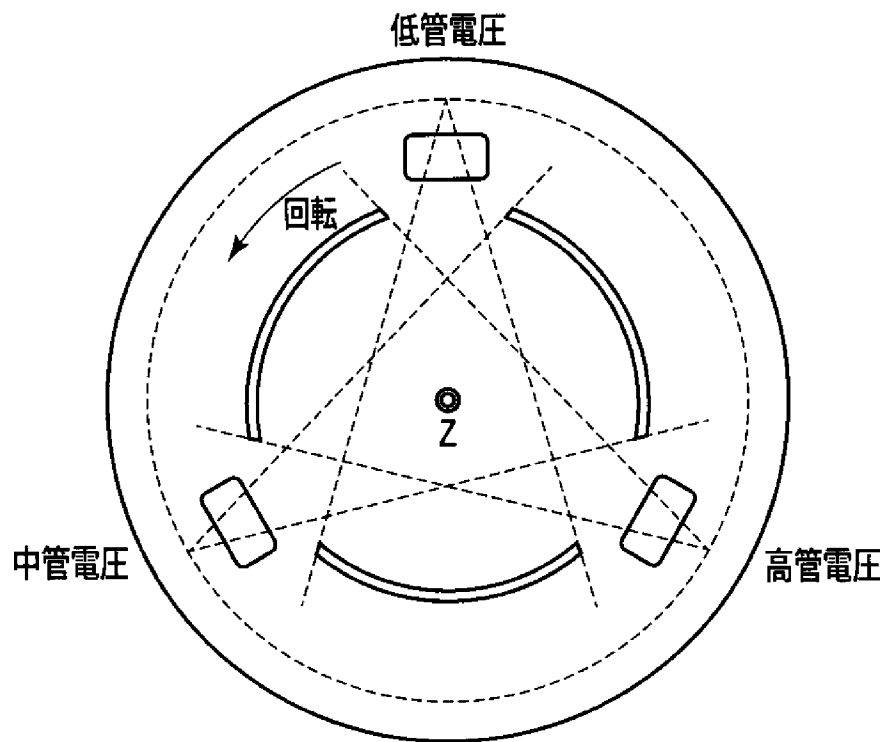
[図10B]



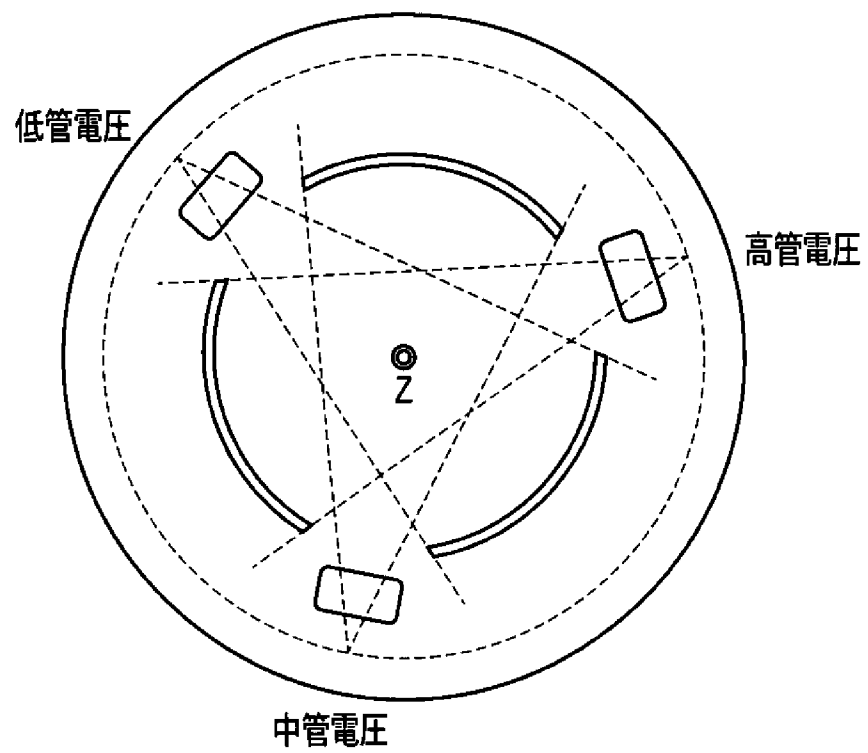
[図11]



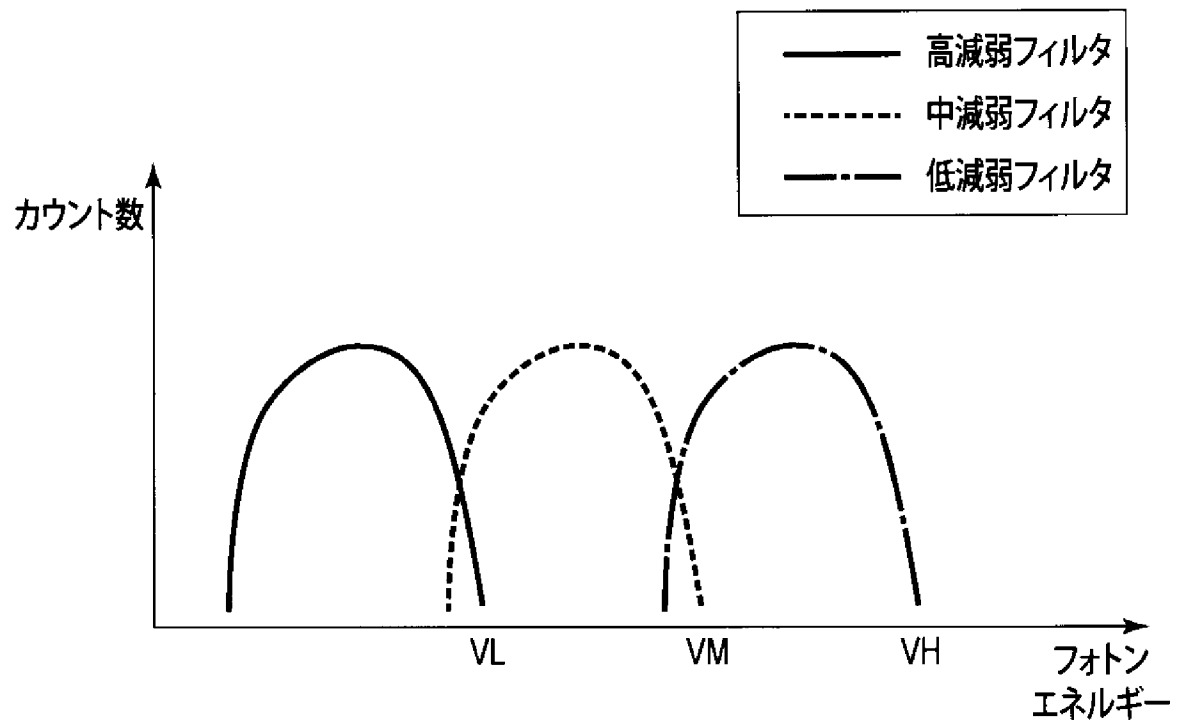
[図12A]



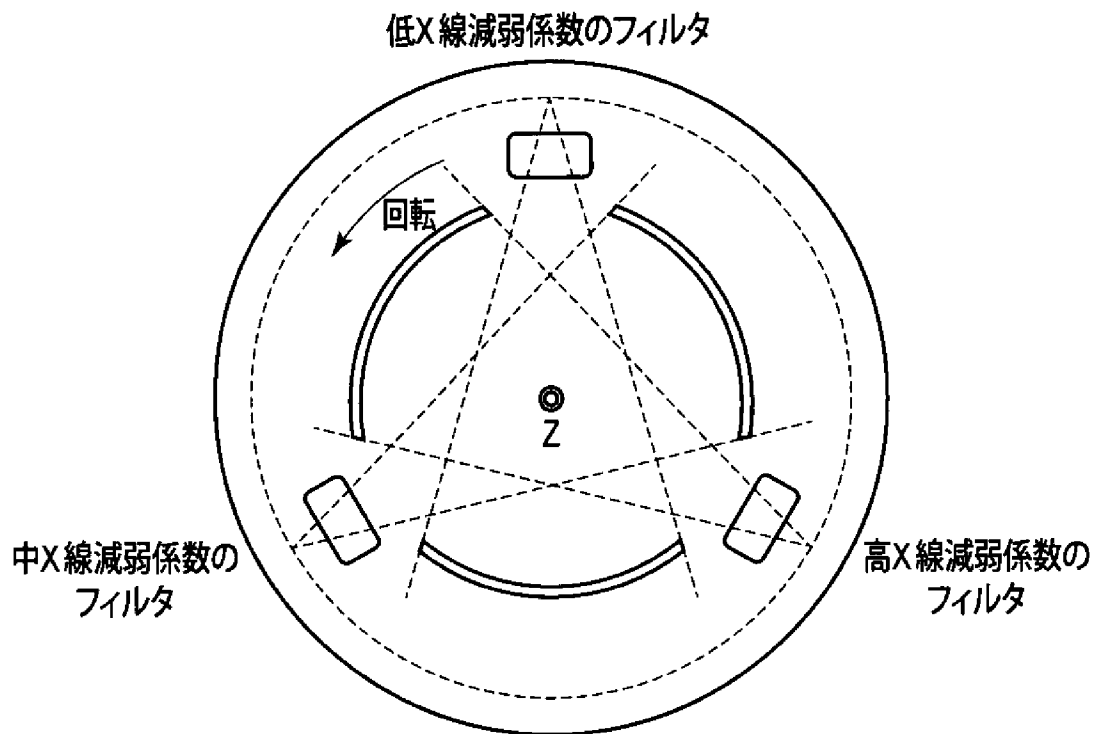
[図12B]



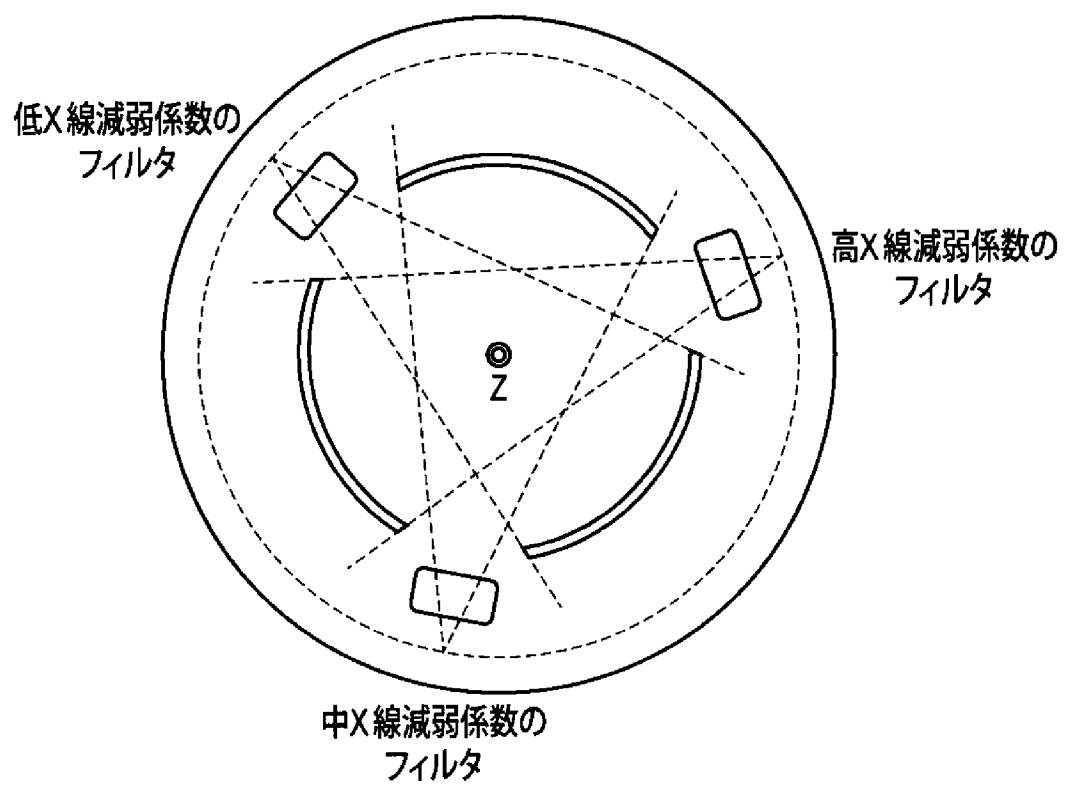
[図13]



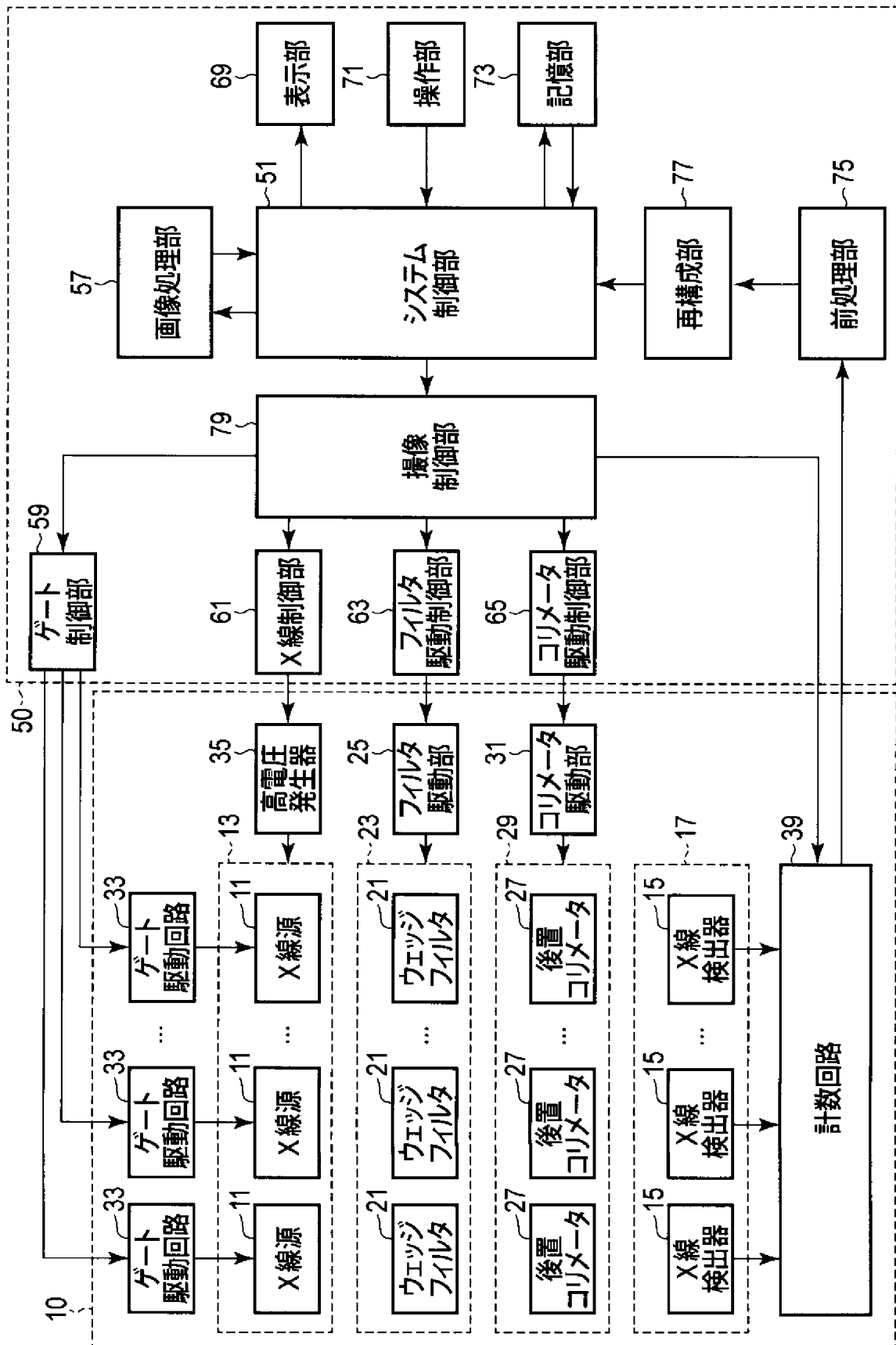
[図14A]



[図14B]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050147

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.
Y	JP 2005-110722 A (Shimadzu Corp.), 28 April 2005 (28.04.2005), paragraphs [0027] to [0034] (Family: none)	1-24
Y	US 2009/0034678 A1 (Stefan POPESCU), 05 February 2009 (05.02.2009), paragraphs [0013] to [0023] & DE 102007036038 A1	1-24
A	JP 2007-267980 A (National University Corporation Shizuoka University), 18 October 2007 (18.10.2007), paragraph [0005] (Family: none)	13-24

☐ 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
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.

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

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

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 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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
Y	JP 2005-110722 A（株式会社島津製作所）2005.04.28, 【0027】 - 【0034】（ファミリーなし）	1-24
Y	US 2009/0034678 A1（Stefan POPESCU）2009.02.05, [0013]-[0023] & DE 102007036038 A1	1-24
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）	13-24

☐ 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 3 . 0 3 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

2 4 . 0 3 . 2 0 1 5

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 1 0 0 - 8 9 1 5
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

2 Q

9 1 0 9

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