

(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
2013 年 1 月 3 日(03.01.2013)



(10) 国際公開番号

WO 2013/002124 A1

- (51) 国際特許分類:
H05G 1/52 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/065913
- (22) 国際出願日: 2012 年 6 月 21 日(21.06.2012)
- (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 2011-142839 2011 年 6 月 28 日(28.06.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 東芝 (Kabushiki Kaisha Toshiba) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝メディカルシステムズ株式会社 (Toshiba Medical Systems Corporation) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 近藤 玄 (KONDO, Gen) [JP/JP]; 〒3248550 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社知的財産部 Tochigi (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人三澤特許事務所 (MISAWA PATENT OFFICE, p.c.); 〒1600023 東京都新宿区西新宿 7 丁目 1 5 番 8 号 日販ビル Tokyo (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

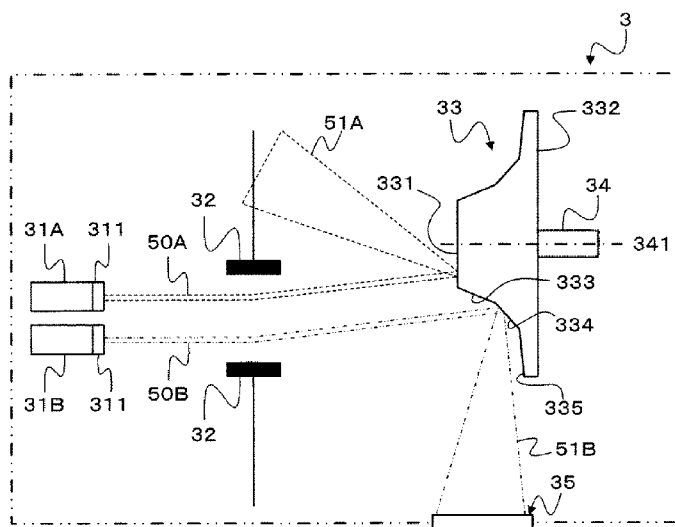
添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: X-RAY TUBE AND X-RAY CT DEVICE

(54) 発明の名称: X線管球及びX線CT装置

[図28]



(57) Abstract: Provided are an X-ray tube with which irradiation is possible while rapidly switching a plurality of different x-rays with a simple configuration, and an x-ray CT device employing same. An x-ray tube comprises first and second electron emission units, a deflection means, and a target. The deflection means switches the directions in which first and second electron beams are transmitted to first and second directions. The target further comprises first, second, third, and fourth faces. The first face receives the first electron beam in the first direction and projects a first x-ray toward an irradiation field. The second face receives the second electron beam in the first direction and projects a second x-ray in a direction different from the irradiation field. The third face receives the first electron beam in the second direction and projects the first x-ray in a direction different from a prescribed irradiation field. The fourth face receives the second electron beam in the second direction and projects the second x-ray toward the irradiation field.

(57) 要約:

[続葉有]



簡素な構成で異なる複数のX線を高速に切り替えながら照射可能なX線管球と、これを用いたX線CT装置を提供する。第1及び第2の電子発生部と、偏向手段と、ターゲットと、を備えたX線管球である。偏向手段は、第1及び第2の電子ビームが送出される方向を、第1及び第2の方向に切り替える。ターゲットは、第1、第2、第3、及び第4の面を備える。第1の面は、第1の方向に向けた第1の電子ビームを受けて、照射野に向けて第1のX線を照射する。第2の面は、第1の方向に向けた第2の電子ビームを受けて、照射野とは異なる方向に向けて第2のX線を照射する。第3の面は、第2の方向に向けた第1の電子ビームを受けて、所定の照射野とは異なる方向に向けて第1のX線を照射する。第4の面は、第2の方向に向けた第2の電子ビームを受けて、照射野に向けて第2のX線を照射する。

明 細 書

発明の名称： X線管球及びX線C T装置

技術分野

[0001] 本発明は、X線C T装置に用いられるX線管装置に関する。

背景技術

[0002] X線コンピュータ断層撮影装置（以降、「X線C T装置」と呼ぶ）は、被検体へX線を照射するとともに、被検体を透過したX線を検出することにより、被検体内でのX線吸収係数からなる投影データを得る。

[0003] X線C T装置には、複数のX線管球（即ち、X線管装置）を備えた多管球型のX線C T装置がある。このようなX線装置は、互いに異なるエネルギーを有する2つのX線を交互に曝射することで、1スキャンで異なる2つのX線画像を生成するものがある。しかしながら、多管球型のX線C T装置は、X線管球を複数備える必要があり、装置の規模が大きくなり製造コストも増大する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2010-27340号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] この発明の実施形態は、簡素な構成でエネルギーが異なる複数のX線を高速に切り替えながら照射可能なX線管球と、これを用いたX線C T装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記目的を達成するために、この発明の第1の形態は、第1の電子発生部と、第2の電子発生部と、偏向手段と、ターゲットと、を備えたX線管球である。第1の電子発生部は、第1の電子ビームを出射する。第2の電子発生部は、第1の電子ビームとはエネルギーの異なる第2の電子ビームを出射す

る。偏向手段は、第1の電子ビーム及び第2の電子ビームが送出される方向を、少なくとも第1の方向と、第1の方向とは異なる第2の方向とのいずれかに切り替え可能に構成されている。ターゲットは、第1の面と、第2の面と、第3の面と、第4の面と、を備える。第1の面は、第1の方向に向けて送出された第1の電子ビームを受けて、所定の照射野に向けて第1のX線を照射する。第2の面は、第1の方向に向けて送出された第2の電子ビームを受けて、所定の照射野とは異なる方向に向けて第1のX線とは異なる第2のX線を照射する。第3の面は、第2の方向に向けて送出された第1の電子ビームを受けて、所定の照射野とは異なる方向に向けて第1のX線を照射する。第4の面は、第2の方向に向けて送出された第2の電子ビームを受けて、所定の照射野に向けて第2のX線を照射する。

また、この発明の第2の形態は、X線管球と、X線検出器と、を備えてなるX線CT装置である。X線管球は、被検体に向けてX線を照射する照射窓を備える。X線検出器は、X線管球から照射されたX線を検出する。また、X線管球は、第1の電子発生部と、第2の電子発生部と、偏向手段と、ターゲットと、を備える。第1の電子発生部は、第1の電子ビームを出射する。第2の電子発生部は、第1の電子ビームとは異なる第2の電子ビームを出射する。偏向手段は、第1の電子ビーム及び第2の電子ビームが送出される方向を、少なくとも第1の方向と、第1の方向とは異なる第2の方向とのいずれかに切り替え可能に構成されている。ターゲットは、第1の面と、第2の面と、第3の面と、第4の面と、を備える。第1の面は、第1の方向に向けて送出された第1の電子ビームを受けて、照射窓を介して被検体に向けて第1のX線を照射する。第2の面は、第1の方向に向けて送出された第2の電子ビームを受けて、照射窓とは異なる方向に向けて第1のX線とは異なる第2のX線を照射する。第3の面は、第2の方向に向けて送出された第1の電子ビームを受けて、照射窓とは異なる方向に向けて第1のX線を照射する。第4の面は、第2の方向に向けて送出された第2の電子ビームを受けて、照射窓を介して被検体に向けて第2のX線を照射する。また、X線検出器は、

偏向手段による切り替えに同期して、第１のＸ線及び第２のＸ線を時分割で区別して検出する。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]本実施形態に係るＸ線ＣＴ装置のブロック図である。

[図2A]本実施形態に係るＸ線管球の模式図である。

[図2B]本実施形態に係るＸ線管球の模式図である。

[図3]本実施形態に係るＸ線ＣＴ装置の制御タイミングを説明するための図である。

[図4A]変形例に係るＸ線管球の模式図である。

[図4B]変形例に係るＸ線管球の模式図である。

[図4C]変形例に係るＸ線管球の模式図である。

発明を実施するための形態

[0008] 本実施形態に係るＸ線ＣＴ装置について、図１を参照しながら説明する。

図１に示すように、Ｘ線ＣＴ装置は回転リング２を収容するガントリ１、および、円錐形のＸ線ビームを発生するＸ線管球３、Ｘ線フィルタ４を含む。ガントリ１は、１次元または２次元に配置された検出素子を含むアレイタイプのＸ線検出器５を有する。

[0009] Ｘ線管球３とＸ線検出器５は、回転リング２上に設置され、スライド式寝台６の上に横になった被検体を挟んで反対側に位置する。Ｘ線検出器５は、複数の検出素子５Ａを含んで構成されている。Ｘ線管球３はＸ線フィルタ４を介して被検体に対峙される。Ｘ線コントローラ８は、制御部１０からの制御に基づきトリガ信号を生成する。Ｘ線コントローラ８は、このトリガ信号を基に、制御部１０からの制御に基づき高電圧装置７、偏向制御部１１、Ｘ線検出器５、及びデータ収集部１２の動作と、その動作タイミングを制御する。Ｘ線コントローラ８からの指示を受けて、高電圧装置７は、Ｘ線管球３を駆動する。高電圧装置７は、トリガ信号の出力が開始されるとＸ線管球３に高電圧を印加する。これにより、Ｘ線管球３から被検体に向けてＸ線が照射される。これらの一連の動作とその動作タイミングは、Ｘ線コントローラ

8の詳細とあわせて後述する。

[0010] 本実施形態に係るX線管球3は、エネルギーの異なる2つのX線を交互に切り替えながら照射可能に構成されている。以降では、図2A及び2Bを参照しながら、X線管球3の具体的な構成について説明する。図2A及び図2Bは、本実施形態に係るX線管球3の概略的な構成を示した模式図である。

[0011] 図2Aに示すように、X線管球3は、電子発生部31A及び31Bと、偏向用電極32と、ターゲット33と、駆動部34と、照射窓35とを含んで構成される。また、ターゲット33は、小径の面331と、大径の面332と、第1の側面333と、第2の側面334と、第3の側面335とを含んで構成されている。

[0012] 電子発生部31A及び31Bは、それぞれ、フィラメント311を有する。高電圧装置7で発生された高電圧が、フィラメント311とターゲット33との間に印加される。これにより、フィラメント311から電子が飛び出し、この電子は、ターゲット33（陽極）に衝突する。これにより、ターゲット33からX線が照射される。電子発生部31Aのフィラメント311から発生し出射された電子ビーム50Aは、図2Aに示すように、第1の側面333に向けて直進する。このとき、電子ビーム50Aは、偏向用電極32の間を通過する。同様に、電子発生部31Bのフィラメント311から発生し出射された電子ビーム50Bは、第3の側面335に向けて直進する。このとき、電子ビーム50Bは、偏向用電極32の間を通過する。

[0013] 偏向用電極32は、2枚の金属の板で構成されており、その2枚の金属の間を電子ビーム50A及び50Bが通過するように配置されている。偏向用電極32は、電圧が印加されると、一方の金属の板が陽極に、他方が陰極になる。本実施形態では図2Aにおける上側が陽極、下側が陰極になる。以下では、偏向用電極32に電圧が印加されている状態をオン、偏向用電極32に電圧が印加されていない状態をオフという。

[0014] 図2Aは、偏向用電極32がオフのときの状態を示している。図2Aに示すように、偏向用電極32がオフのときには、偏向されることなく電子ビー

ム50A及び50Bは直進する。このとき、電子ビーム50Aは、第1の側面333の方向に進み、電子ビーム50Bは、第3の側面335の方向に進む。

[0015] ここで、図2Bを参照する。図2Bは、偏向用電極32がオンのときの状態を示している。図2Bに示すように、偏向用電極32がオンのときには、電子ビーム50A及び50Bは屈折する。このとき、電子ビーム50Aは、小径の面331の方向へ進み、電子ビーム50Bは、第2の側面334の方向へ進む。

[0016] この様に偏向用電極32は、オン／オフを切り替えることにより、電子発生部31A及び31Bの各フィラメント311から出射された電子ビーム50A及び50Bを、異なる2つの方向に切り替えて進行させる。この偏向用電極32が「偏向手段」に相当する。ここで、本実施形態では、偏向用電極32に電圧をかけて電場を発生させることで電子ビームを偏向させているが、これは他の方法に置き換えてもよい。例えばコイルを電子ビームの進行方向の横に配置し、該コイルに磁場をかけることで電子ビームを偏向させてもよい。あるいは、電場及び磁場の双方を用いてもよい。

[0017] このオン／オフは、偏向用電極32が後述する偏向制御部11（図1参照）からの制御信号を受けることで行われる。オンになった偏向用電極32は、電極間を通過する電子ビーム50A及び50Bを陽極側に屈折させる。これにより、電子ビーム50A及び50Bの進行方向が変更される。この進行方向の変更により、電子ビーム50Aは、小径の面331の方向へ進み、電子ビーム50Bは、第2の側面334の方向に進む。なお、電子ビーム50A及び50Bの屈折角度が小さいほどオン／オフ間の切り替えの応答性が良くなる。また、屈折角度が大きいほど、反射後の電子ビーム50A及び50Bの進行方向をコントロールしやすい。そのため、電子ビーム50A及び50Bの屈折角度と、小径の面331、及び第1の側面333～第3の側面335の設置位置は、オン／オフ間の切り替えの応答性や、ターゲット33から照射されるX線の方向のコントロールのしやすさを考慮して決定する。

- [0018] 照射窓 3 5 は、ターゲット 3 3 から照射される X 線を、X 線管球 3 の外部に出力させるために設けられている。照射窓 3 5 以外の、X 線管球 3 の内壁は X 線を吸収する素材で形成されている。そのため、ターゲット 3 3 から照射された X 線は、照射窓 3 5 から X 線管球 3 の外部に出力される。
- [0019] ターゲット 3 3 は「アノード」とも呼ばれ、銅、アルミ、またはタングステンなどで形成されている。ターゲット 3 3 は、中心軸 3 4 1 を中心に回転する軸体であり、回転対象の形状を成している。ターゲット 3 3 は、小径の面 3 3 1 と、大径の面 3 3 2 とを含んで構成されている。小径の面 3 3 1 及び大径の面 3 3 2 は、中心軸 3 4 1 が各面の中心を垂直に貫通するように設けられている。小径の面 3 3 1 から大径の面 3 3 2 に向けて、軸径が連続的に大きくなるように、第 1 の側面 3 3 3、第 2 の側面 3 3 4、及び第 3 の側面 3 3 5 がこの順序で連続して設けられている。このとき、第 1 の側面 3 3 3、第 2 の側面 3 3 4、及び第 3 の側面 3 3 5 は、中心軸 3 4 1 に対して各面が成す角度が、第 1 の側面 3 3 3、第 2 の側面 3 3 4、第 3 の側面 3 3 5 の順に大きくなるように設けられている。
- [0020] ターゲット 3 3 は、図 2 A に示すように、電子発生部 3 1 A 及び 3 1 B の各フィラメント 3 1 1 から電子ビーム 5 0 A 及び 5 0 B が出射される方向と、中心軸 3 4 1 とが平行になるように配置される。
- [0021] また、ターゲット 3 3 は、偏向用電極 3 2 がオフのときに、直進してきた電子ビーム 5 0 A が第 1 の側面 3 3 3 に当たり、かつ、直進してきた電子ビーム 5 0 B が第 3 の側面 3 3 5 に当たるように配置される。電子ビーム 5 0 A がターゲット 3 3 に当たると、X 線 5 1 A が発生する。第 1 の側面 3 3 3 は、第 1 の側面 3 3 3 で発生する X 線 5 1 A が、照射窓 3 5 に向けて照射されるように、中心軸 3 4 1 に対して所定の角度を成して形成されている。また、電子ビーム 5 0 B がターゲット 3 3 に当たると、X 線 5 1 B が発生する。第 3 の側面 3 3 5 は、第 3 の側面 3 3 5 で発生する X 線 5 1 B が、照射窓 3 5 が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射されるように、中心軸 3 4 1 に対して所定の角度を成して形成されている。なお、ターゲット 3 3 が

「X線発生部」に相当する。また、第1の側面333が「第1の面」に相当し、第3の側面335が「第2の面」に相当する。

[0022] また、ターゲット33は、偏向用電極32がオンのときに、偏向用電極32により偏向された電子ビーム50Aが小径の面331に当たり、かつ、偏向用電極32により偏向された電子ビーム50Bが第2の側面334に当たるように配置される。小径の面331は、小径の面331で発生するX線51Aが、照射窓35が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射されるように形成されている。また、第2の側面334は、第2の側面334で発生するX線51Bが、照射窓35に向けて照射されるように、中心軸341に対して所定の角度を成して形成されている。なお、小径の面331が「第3の面」に相当し、第2の側面334が「第4の面」に相当する。

[0023] 駆動部34は、ターゲット33を、中心軸341を中心として回転させる。特定の箇所に電子ビーム50A及び50Bが照射され続けると、高熱によりターゲット33が溶解してしまう。そのため、駆動部34により、ターゲット33を回転させることで、電子ビーム50A及び50Bが照射される位置を逐次変更させて、ターゲット33上の特定の箇所にのみ電子ビーム50A及び50Bが照射され続ける事態を防いでいる。

[0024] なお、電子ビーム50Aは、第2の側面334に対する電子ビーム50Bの入射角よりも小さい角度で、第1の側面333に入射する。即ち、第1の側面333において電子ビーム50Aを受ける部分の面積は、第2の側面334において電子ビーム50Bを受ける部分の面積よりも広い。そのため、電子ビーム50A及び50Bのうち、電子ビーム50Aの方をエネルギーの高い電子ビームとして使用することで、ターゲット33の温度上昇を低減することが可能となる。なお、電子ビームのエネルギーについては、フィラメント311にかかる電圧、及び、フィラメント311とターゲット33との間の電圧のいずれかまたは双方と、その電子ビームの照射時間とに基づく熱量により算出する。

[0025] また、照射窓35が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射されるX

線 5 1 A 及び 5 1 B は、撮影には用いられない。そのため、小径の面 3 3 1 及び第 3 の側面 3 3 5 は、撮影用にあらかじめ決められた条件の X 線を、必ずしも発生させる必要は無い。そのため、小径の面 3 3 1 及び第 3 の側面 3 3 5 には、前述した銅、アルミ、またはタングステン以外の素材を用いてもよい。例えば、小径の面 3 3 1 及び第 3 の側面 3 3 5 に、これらの素材よりも耐熱性の高い素材を用いてもよい。また、電子ビーム 5 0 A 及び 5 0 B が照射されていないターゲット 3 3 を積極的に冷却する冷却部を設けてもよい。この場合には、冷却効率を上げるために、小径の面 3 3 1 及び第 3 の側面 3 3 5 に、熱伝導率の高い素材を用いてもよい。

[0026] 以上のように、ターゲット 3 3 は、小径の面 3 3 1 と、第 1 の側面 3 3 3 ～第 3 の側面 3 3 5 とを備えている。これにより、偏向用電極 3 2 がオンのときには、第 1 の側面 3 3 3 で発生した X 線 5 1 A が、照射窓 3 5 から X 線管球 3 の外部（即ち、被検体に向けて）に照射される。また、偏向用電極 3 2 がオフのときには、第 2 の側面 3 3 4 で発生した X 線 5 1 B が、照射窓 3 5 から X 線管球 3 の外部に照射される。このように、X 線 5 1 A 及び 5 1 B の照射を、偏向用電極 3 2 のオン／オフにより高速に切り替えることが可能となる。なお、小径の面 3 3 1 で発生した X 線 5 1 A と、第 3 の側面 3 3 5 で発生した X 線 5 1 B は、X 線管球 3 の内壁にあたり吸収される。したがって、X 線 5 1 A 及び 5 1 B のいずれか一方が照射窓 3 5 から X 線管球 3 の外部に照射されているときに、他方の X 線管球 3 の外部への照射を遮断することができる。

[0027] 偏向制御部 1 1 は、X 線コントローラ 8 からトリガ信号を受ける。偏向制御部 1 1 は、トリガ信号に同期して、X 線管球 3 の偏向用電極 3 2 に電圧をかける。これにより、偏向用電極 3 2 のオン／オフが切り替わる。この切り替わりのタイミングについては、X 線コントローラ 8 の詳細とあわせて後述する。

[0028] ガントリ／寝台コントローラ 9 は、ガントリ 1 の回転リング 2 の回転と、スライド式寝台 6 のスライドを同期的に制御する。制御部 1 0 は全システム

の制御中心を構成し、X線コントローラ8、ガントリ／寝台コントローラ9、スライド式寝台6を制御し、X線管球3からX線を照射している間、被検体の周囲の所望の経路で回転リング2を回転させる。

[0029] X線コントローラ8は、高電圧装置7、偏向制御部11、X線検出器5、及びデータ収集部12の動作及びその動作タイミングを制御する。以降では、X線コントローラ8について、高電圧装置7、偏向制御部11、及びX線検出器5の動作タイミングと、各タイミングにあわせたデータ収集部12の動作とあわせて、図3を参照しながら説明する。図3は、X線CT装置の制御タイミングを説明するための図である。

[0030] X線コントローラ8は、まず、制御部10から、操作者により入力されたX線CT装置の動作条件を受ける。この動作条件には、X線51A及びX線51Bの照射条件として、管電圧や照射タイミング（即ち、X線51A及び51Bを切り替えるタイミング）等を示す情報が含まれる。X線コントローラ8は、制御部10から受けた管電圧を示す情報を高電圧装置7に出力する。高電圧装置7は、この情報に基づき、電子ビーム50A及び50Bを出力するための印加電圧を決定する。

[0031] 次に、X線コントローラ8は、X線51A及び51Bを切り替えるタイミングを示す情報を基に、図3に示す同期用トリガ信号を生成する。X線コントローラ8は、生成されたトリガ信号を高電圧装置7、偏向制御部11、X線検出器5、及びデータ収集部12に出力する。また、X線コントローラ8は、X線51A及び51Bを切り替えるタイミング（同期用トリガ信号のどのタイミングで切り替わるか）を、偏向制御部11及びデータ収集部12に通知する。

[0032] 高電圧装置7は、X線コントローラ8から同期用トリガ信号の出力が開始されると、電子発生部31A及び31Bの各フィラメント311と、ターゲット33との間に電圧を印加する。これにより、電子発生部31A及び31Bから電子ビーム50A及び50Bが出力される。図3における出力P50Aは、電子発生部31Aから出力される電子ビーム50Aのエネルギーを示

している。また、出力P50Bは、電子発生部31Bから出力される電子ビーム50Bのエネルギーを示している。

[0033] 偏向制御部11は、同期用トリガ信号と、X線51A及び51Bを切り替えるタイミングとを、X線コントローラ8から受ける。偏向制御部11は、X線51A及び51Bを切り替えるタイミングを基に、同期用トリガ信号に同期させて図3に示す偏向パルスを生成する。偏向制御部11は、生成された偏向パルスをX線管球3の偏向用電極32に出力する。この偏向パルスにより、偏向用電極32のオン／オフが切り替わる。即ち、X線管球3の照射窓35から照射されるX線が、このオン／オフにあわせて、X線51A及び51Bの間で切り替わる。以下に、具体的な動作タイミングについて、図3を参照しながら説明する。

[0034] 例えば、図3に示すように、時間t1からt2までの間は、偏向制御部11から偏向用電極32に偏向パルスが供給されていない。即ち、偏向用電極32がオフの状態である。この場合には、電子ビーム50A及び50Bは、偏向されずに直進する。このとき、電子ビーム50Aは、第1の側面333に当たり、電子ビーム50Bは、第3の側面335に当たる。電子ビーム50Aが第1の側面333に当たって発生したX線51Aは、照射窓35に向けて照射される。また、電子ビーム50Bが第3の側面335に当たって発生したX線51Bは、照射窓35が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射される。これにより、時間t1からt2までの間は、照射窓35からX線51Aが、X線管球3の外部に照射される。

[0035] 次に、時間t2のタイミングで、偏向制御部11から偏向用電極32に偏向パルスの出力が開始される。これにより、偏向用電極32がオフからオンに切り替わる。そのため、直進していた電子ビーム50A及び50Bが、偏向用電極32に生じた電場により偏向される。このとき、電子ビーム50Aは、小径の面331に当たり、電子ビーム50Bは、第2の側面334に当たる。電子ビーム50Aが小径の面331に当たって発生したX線51Aは、照射窓35が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射される。また、

電子ビーム 50B が第 2 の側面 334 に当たって発生した X 線 51B は、照射窓 35 に向けて照射される。これにより、偏向用電極 32 に偏向パルスが出力される、時間 t_2 から t_3 までの間は、照射窓 35 から X 線 51B が、X 線管球 3 の外部に照射される。

[0036] また、時間 t_3 のタイミングで、偏向制御部 11 から偏向用電極 32 への偏向パルスの出力が停止する。そのため、偏向用電極 32 がオフの状態となり、照射窓 35 から X 線 51A が、X 線管球 3 の外部に照射される。このようにして、同期用トリガ信号に同期して、X 線管球 3 から X 線 51A 及び X 線 51B が交互に切り替わりながら照射される。

[0037] X 線検出器 5 は、複数の検出素子 5A を含んで構成される。X 線検出器 5 を構成する検出素子 5A は、被検体が X 線管球 3 と検出素子 5A の間に介在する場合、及び、介在しない場合の双方において、X 線管球 3 から照射される X 線 51A 及び 51B の強度を測定することができる。

[0038] 各検出素子 5A は、シンチレータとフォトダイオード (PD: photo diode) とを含んで構成される。通常、シンチレータとフォトダイオードの素子数は等しく、シンチレータに入射した X 線が可視光に変換され、フォトダイオードで電気信号に変換される。さらに、フォトダイオードで変換された電気信号 (即ち、アナログ出力信号) は、データ収集部 12 に導かれる。

[0039] 以上のようにして、照射された X 線 51A 及び X 線 51B は、同期用トリガ信号に同期して動作する X 線検出器 5 により検出される。X 線検出器 5 は、検出された X 線 51A 及び X 線 51B を、それぞれ電気信号に変換し、データ収集部 12 に出力する。

[0040] データ収集部 12 は、同期用トリガ信号と、X 線 51A 及び 51B を切り替えるタイミングとを、X 線コントローラ 8 から受ける。データ収集部 12 は、同期用トリガ信号に同期して、各検出素子 5A の信号を時分割で読み出す。データ収集部 12 は、時分割で読み出された信号を、通知された X 線 51A 及び 51B を切り替えるタイミングにより、X 線 51A に基づく信号と

、X線51Bに基づく信号とに区別する。この動作について、図3を参照しながら、以下に具体的に説明する。

[0041] 図3に示すように、時間t1からt2までは、偏向用電極32に偏向パルスが出力されないため、X線管球3の照射窓35からX線51Aが照射される。このとき、データ収集部12は、X線コントローラ8からの通知により、X線51Aが照射されていることを認識する。そのため、データ収集部12は、時間t1からt2までの間に読み出す信号を、X線51Aに基づく信号A1として認識し処理する。

[0042] また、時間t2からt3までは、偏向用電極32に偏向パルスが出力され、X線管球3の照射窓35からX線51Bが照射される。このとき、データ収集部12は、X線コントローラ8からの通知により、X線51Bが照射されていることを認識する。そのため、データ収集部12は、時間t2からt3までの間に読み出す信号を、X線51Bに基づく信号B1として認識し処理する。

[0043] データ収集部12は、同期用トリガ信号に同期して読み出された各信号を増幅し、それぞれをデジタルデータに変換する。以降では、X線51Aに基づく信号が変換されたデジタルデータを「X線51Aに基づくデジタルデータ」と呼ぶ。また、X線51Bに基づく信号が変換されたデジタルデータを「X線51Bに基づくデジタルデータ」と呼ぶ。データ収集部12は、X線51Aに基づくデジタルデータと、X線51Bに基づくデジタルデータとを、それぞれ区別して前処理部13に出力する。

[0044] 前処理部13は、X線51Aに基づくデジタルデータと、X線51Bに基づくデジタルデータとを、それぞれ区別してデータ収集部12から受ける。前処理部13は、これらのデジタルデータそれぞれに対して感度補正等の処理を施して投影データとする。前処理部13は、これらの各投影データをX線投影データ記憶部14に記憶させる。

[0045] 再構成処理部15は、X線投影データ記憶部14に記憶された投影データを読み出す。再構成処理部15は、例えばFeldkamp法と呼ばれる再構

成アルゴリズムを利用して、読出された投影データを逆投影してX線画像データを生成する。再構成処理部15は、再構成されたX線画像データを表示部16に表示させる。

[0046] なお、偏向用電極32のオン／オフを切り替えることで、照射窓35から照射される電子ビームを、電子ビーム50A及び50Bとの間で切り替え可能であれば、必ずしも、電子ビーム50A及び50Bが出射される方向と、中心軸341とは平行になるように配置する必要はない。例えば、電子ビーム50A及び50Bを、互いが干渉しないように、異なる方向に出射させてもよい。この場合には、電子ビーム50A及び50Bの出射方向にあわせて、第1の側面333、第2の側面334、第3の側面335、及び小径の面331の位置や角度を調整すればよい。

[0047] <変形例>

上記では、2種類のX線を切り替えて出力する構成について説明したが、3種類以上のX線を出力可能に構成してもよい。この場合には、電子発生部31Aを、出力させるX線の種類分だけ設ける。また、ターゲット33の側面形状や偏向用電極32により生成される電場のパワーを調整することで、各電子ビームを、段階的に複数の方向に偏向させる。

[0048] 具体例として、図4Aから図4Cを参照して説明する。ここでは、3つの電子発生部（電子発生部31A、電子発生部31B及び電子発生部31C）により、3種類のX線（電子ビーム50A、電子ビーム50B及び電子ビーム50C）が出力される例を説明する。図4Aは、偏向用電極32がオフのときの状態を示している。図4B及び図4Cは、偏向用電極32がオンのときの状態を示している。なお、図4Bの場合と図4Cの場合では、偏向用電極32に印加される電圧は正負が逆の電圧である。また、ターゲット33は、小径の面331から大径の面332に向けて、軸径が連続的に大きくなるように、第4の側面336、第5の側面337、及び第6の側面338がこの順序で連続して設けられている。

[0049] 図4Aに示すように、偏向用電極32がオフのときには、偏向されること

なく電子ビーム50A、電子ビーム50B及び電子ビーム50Cは直進する。このとき、電子ビーム50Aは、第5の側面337の方向に進み、電子ビーム50Bは、第6の側面338の方向に進み、電子ビーム50Cは、第4の側面336の方向に進む。

[0050] 一方、図4Bに示すように、偏向用電極32にある電圧が印加されたとき（オンのとき）には、電子ビーム50A、電子ビーム50B及び電子ビーム50Cは屈折する。このとき、電子ビーム50A及び電子ビーム50Cは、第4の側面336の方向に進み、電子ビーム50Bは、第5の側面337の方向に進む。

[0051] 更に、図4Cに示すように、偏向用電極32に図4Bの場合と正負が逆の電圧が印加されたとき（オンのとき）にも、電子ビーム50A、電子ビーム50B及び電子ビーム50Cは屈折する。このとき、電子ビーム50A及び電子ビーム50Bは、第6の側面338の方向に進み、電子ビーム50Cは、第5の側面337の方向に進む。

[0052] また、図4Aの場合、ターゲット33は、直進してきた電子ビーム50Aが第5の側面337に当たり、直進してきた電子ビーム50Bが第6の側面338に当たり、直進してきた電子ビーム50Cが第4の側面336に当たるように配置される。電子ビーム50Aがターゲット33に当たると、X線51Aが発生する。第5の側面337は、第5の側面337で発生するX線（図4Aの場合、X線51A）が、照射窓35に向けて照射されるように、中心軸341に対して所定の角度を成して形成されている。また、電子ビーム50Bがターゲット33に当たると、X線51Bが発生する。第6の側面338は、第6の側面338で発生するX線（図4Aの場合、X線51B）が、照射窓35が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射されるように、中心軸341に対して所定の角度を成して形成されている。また、電子ビーム50Cがターゲット33に当たると、X線51Cが発生する。第4の側面336は、第4の側面336で発生するX線（図4Aの場合、X線51C）が、照射窓35が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射されるよう

に、中心軸 3 4 1 に対して所定の角度を成して形成されている。

[0053] 図 4 B の場合、ターゲット 3 3 は、偏向用電極 3 2 により偏向された電子ビーム 5 0 A 及び電子ビーム 5 0 C が第 4 の側面 3 3 6 に当たり、かつ、偏向用電極 3 2 により偏向された電子ビーム 5 0 B が第 5 の側面 3 3 7 に当たるように配置される。この場合、X 線 5 1 B が、照射窓 3 5 に向けて照射される。X 線 5 1 A 及び X 線 5 1 C は、照射窓 3 5 が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射される。

[0054] 図 4 C の場合、ターゲット 3 3 は、偏向用電極 3 2 により偏向された電子ビーム 5 0 A 及び電子ビーム 5 0 B が第 6 の側面 3 3 8 に当たり、かつ、偏向用電極 3 2 により偏向された電子ビーム 5 0 C が第 5 の側面 3 3 7 に当たるように配置される。この場合、X 線 5 1 C が、照射窓 3 5 に向けて照射される。X 線 5 1 A 及び X 線 5 1 B は、照射窓 3 5 が設けられた位置とは異なる方向に向けて照射される。

[0055] 本変形例では、第 5 の側面 3 3 7 が「第 1 の面」、「第 4 の面」に相当し、第 4 の側面 3 3 6、第 6 の側面 3 3 8 が「第 2 の面」、「第 3 の面」に相当する。また、電子発生部を複数設ける構成を用いることにより、フォトンカウンティングにも応用可能である。

[0056] さらに、各方向に応じて、照射窓 3 5 から出力される X 線が切り替わるように、ターゲット 3 3 の側面の形状を調整すればよい。また、ターゲット 3 3 を複数設けて、電子ビーム 5 0 A 及び 5 0 B をそれぞれ異なるターゲット 3 3 で受けることで、X 線 5 1 A 及び 5 1 B を発生させるようにしてもよい。また、直進する電子ビーム 5 0 A 及び 5 0 B と、偏向された電子ビーム 5 0 A 及び 5 0 B とを、それぞれ異なるターゲット 3 3 で受けてもよい。

[0057] 以上で説明したように、本実施形態に係る X 線 CT 装置に依れば、単一の X 線管球 3 により異なる複数の X 線を逐次切り替えながら照射することが可能となる。そのため、装置が複雑化せず、コストもより安価になる。また、本実施形態に係る X 線 CT 装置は、電子ビーム 5 0 A 及び 5 0 B は常に照射されており、これらを偏向させることで照射窓 3 5 から照射させる X 線を切

り替えている。このような構成とすることで、X線5 1 A及び5 1 Bの切り替えを電子的に制御することが可能となる。これにより、機械的な切り替えでは同期が難しい高速な切り替えも、本実施形態に係るX線C T装置では可能となる。また、X線5 1 Aと5 1 Bとの間の切り替え時に、フィラメント3 1 1とターゲット3 3との間の電圧を変更する必要が無い。そのため、X線5 1 Aと5 1 Bとの間で切り替えた場合においても、電圧の変更が完了するまでのタイムラグが発生しないため、X線5 1 A及び5 1 Bの出力を安定させることが可能となる。これにより、X線の切り替えに伴う画像の劣化を防止することが可能となる。

[0058] 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その均等の範囲に含まれる。

符号の説明

- [0059]
- 1 ガントリ
 - 2 回転リング
 - 3 X線管球
 - 3 1 A、3 1 B 電子発生部
 - 3 1 1 フィラメント
 - 3 2 偏向用電極
 - 3 3 ターゲット
 - 3 3 1 小径の面
 - 3 3 2 大径の面
 - 3 3 3 第1の側面
 - 3 3 4 第2の側面
 - 3 3 5 第3の側面

- 3 4 駆動部
- 3 5 照射窓
- 4 X線フィルタ
- 5 X線検出器
- 6 スライド式寝台
- 7 高電圧装置
- 8 X線コントローラ
- 9 ガントリ／寝台コントローラ
- 1 0 制御部
- 1 1 偏向制御部
- 1 2 データ収集部
- 1 3 前処理部
- 1 4 X線投影データ記憶部
- 1 5 再構成処理部
- 1 6 表示部

請求の範囲

[請求項1]

第1の電子ビームを出射する第1の電子発生部と、

前記第1の電子ビームとはエネルギーの異なる第2の電子ビームを出射する第2の電子発生部と、

前記第1の電子ビーム及び前記第2の電子ビームが送出される方向を同時に、第1の方向と、前記第1の方向とは異なる第2の方向とのいずれかに切り替え可能に構成された偏向手段と、

前記第1の方向に向けて送出された第1の電子ビームを受けて、所定の照射野に向けて第1のX線を照射する第1の面と、前記第1の方向に向けて送出された第2の電子ビームを受けて、前記所定の照射野とは異なる方向に向けて前記第1のX線とは異なる第2のX線を照射する第2の面と、前記第2の方向に向けて送出された第1の電子ビームを受けて、前記所定の照射野とは異なる方向に向けて前記第1のX線を照射する第3の面と、前記第2の方向に向けて送出された第2の電子ビームを受けて、前記所定の照射野に向けて前記第2のX線を照射する第4の面と、を備えたX線発生部と、

を備えたことを特徴とするX線管球。

[請求項2]

前記第1の面は、前記第4の面への前記第2の電子ビームの入射角度とは異なる入射角度で、前記第1の電子ビームを受けることを特徴とする請求項1に記載のX線管球。

[請求項3]

前記第1の面と、前記第4の面とのうち、前記エネルギーの高い電子ビームを受ける面が、他方の面より浅い入射角度で当該電子ビームを受けることを特徴とする請求項2に記載のX線管球。

[請求項4]

前記偏向手段は、

互いの間に電場を形成可能であり、かつ互いの間を前記第1の電子ビーム及び前記第2の電子ビームが通過するように配置された一対の電極を備え、

前記電場により前記第1の電子ビーム及び前記第2の電子ビームの

双方を偏向させることを特徴とする請求項 1 記載の X 線管球。

[請求項 5]

前記偏向手段は、

互いの間に電場を形成可能であり、かつ互いの間を前記第 1 の電子ビーム及び前記第 2 の電子ビームが通過するように配置された一対の電極を備え、

前記電場により前記第 1 の電子ビーム及び前記第 2 の電子ビームの双方を偏向させることを特徴とする請求項 2 記載の X 線管球。

[請求項 6]

前記偏向手段は、

互いの間に電場を形成可能であり、かつ互いの間を前記第 1 の電子ビーム及び前記第 2 の電子ビームが通過するように配置された一対の電極を備え、

前記電場により前記第 1 の電子ビーム及び前記第 2 の電子ビームの双方を偏向させることを特徴とする請求項 3 記載の X 線管球。

[請求項 7]

被検体に向けて X 線を照射する照射窓を備えた X 線管球と、

前記照射窓から照射された X 線を検出する X 線検出器と、

を備えてなる X 線 CT 装置であって、

前記 X 線管球は、

第 1 の電子ビームを出射する第 1 の電子発生部と、

前記第 1 の電子ビームとは異なる第 2 の電子ビームを出射する第 2 の電子発生部と、

前記第 1 の電子ビーム及び前記第 2 の電子ビームが送出される方向を同時に、第 1 の方向と、前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向とのいずれかに切り替え可能に構成された偏向手段と、

前記第 1 の方向に向けて送出された第 1 の電子ビームを受けて、前記照射窓を介して前記被検体に向けて第 1 の X 線を照射する第 1 の面と、前記第 1 の方向に向けて送出された第 2 の電子ビームを受けて、前記照射窓とは異なる方向に向けて前記第 1 の X 線とは異なる第 2 の X 線を照射する第 2 の面と、前記第 2 の方向に向けて送出された第 1

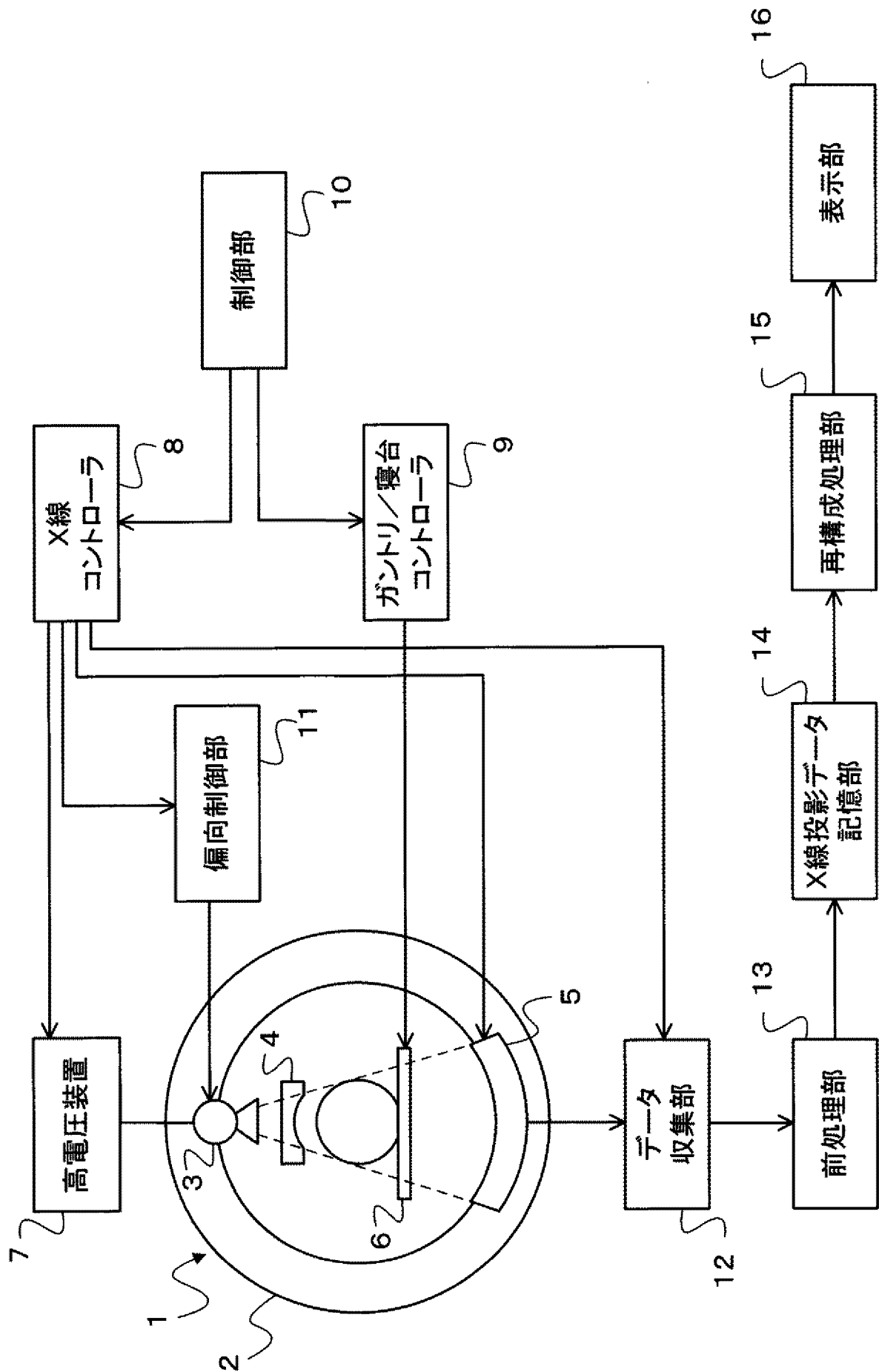
の電子ビームを受けて、前記照射窓とは異なる方向に向けて前記第 1 の X 線を照射する第 3 の面と、前記第 2 の方向に向けて送出された第 2 の電子ビームを受けて、前記照射窓を介して前記被検体に向けて前記第 2 の X 線を照射する第 4 の面と、を備えた X 線発生部と、

を備え、

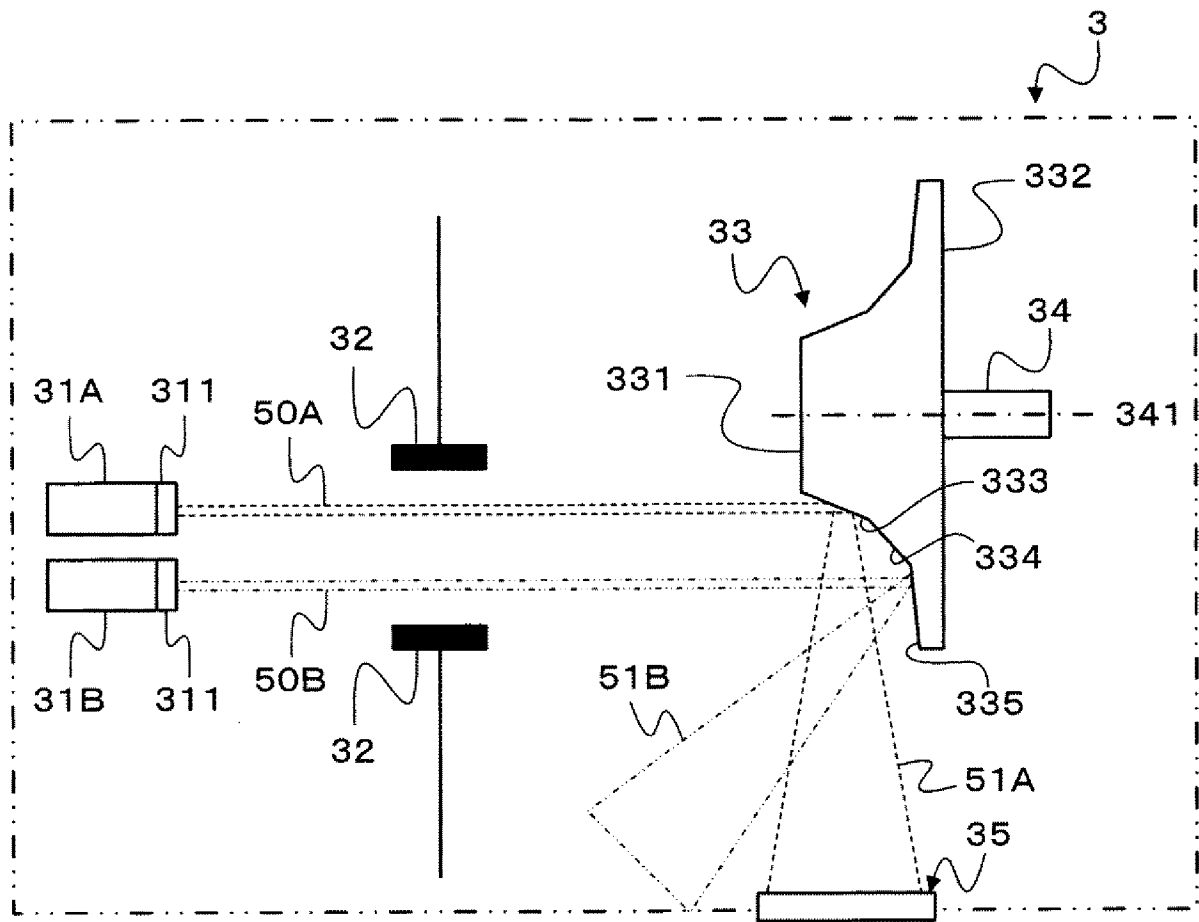
前記 X 線検出器は、

前記偏向手段による前記切り替えに同期して、前記第 1 の X 線及び前記第 2 の X 線を検出することを特徴とする X 線 CT 装置。

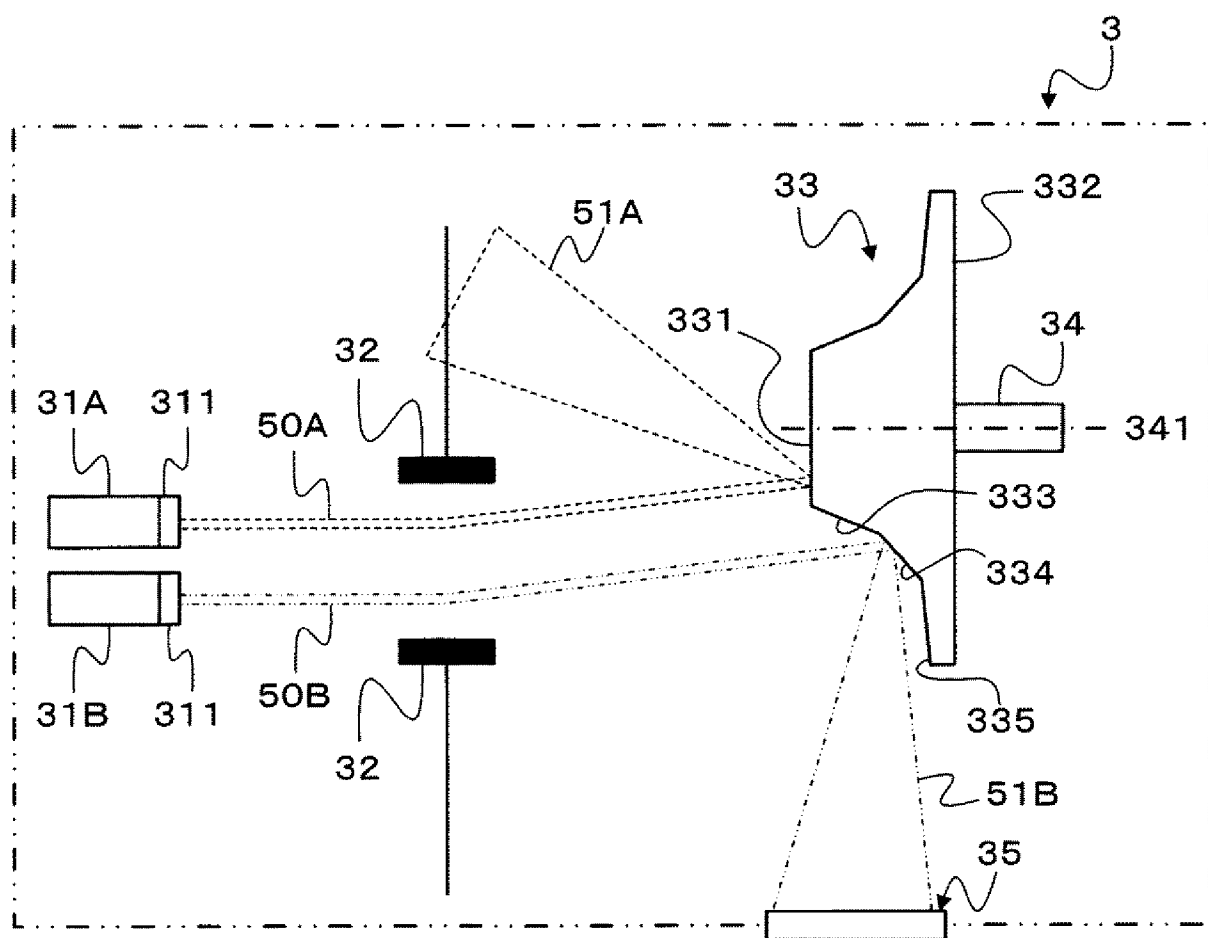
[図1]



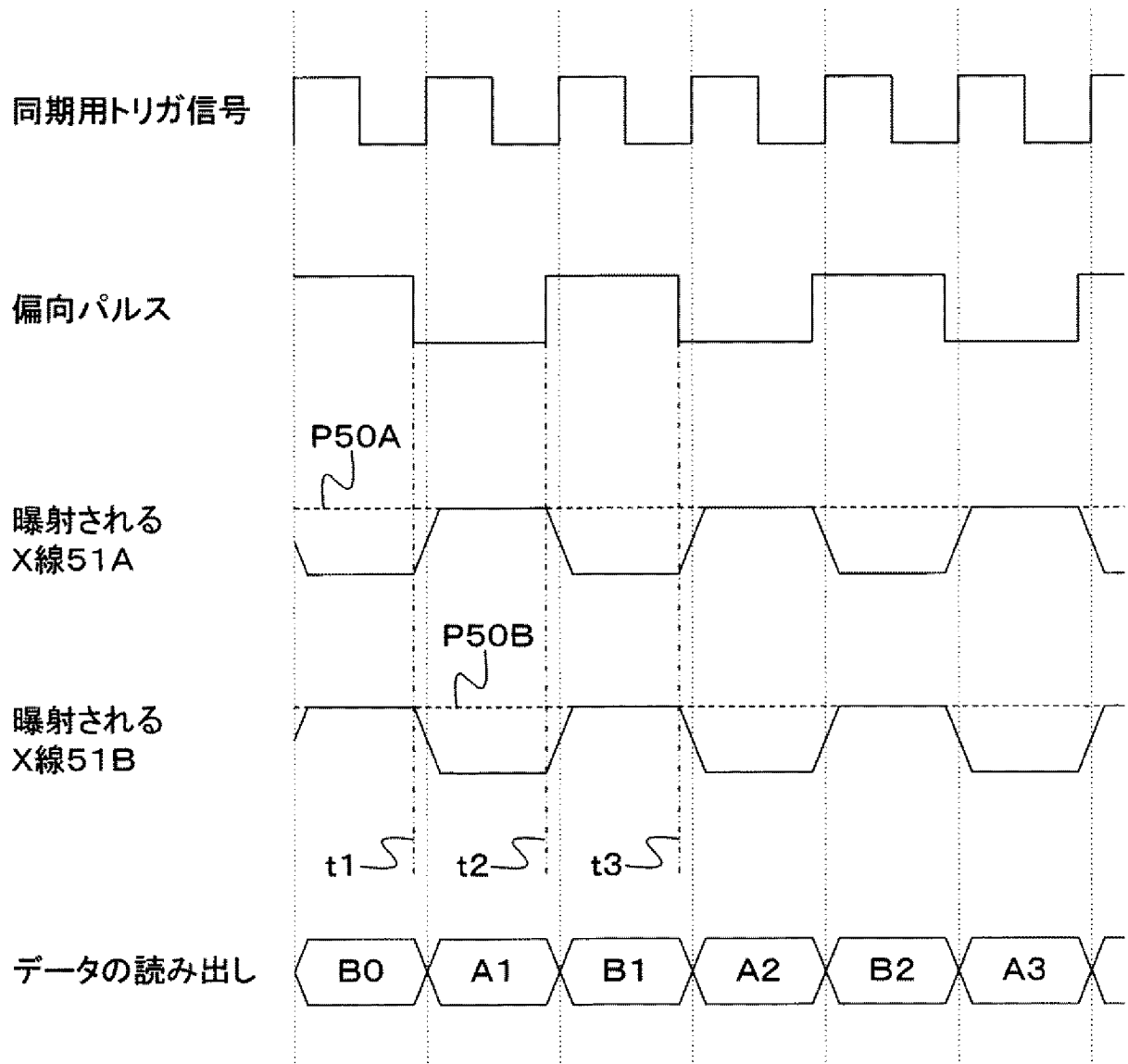
[図2A]



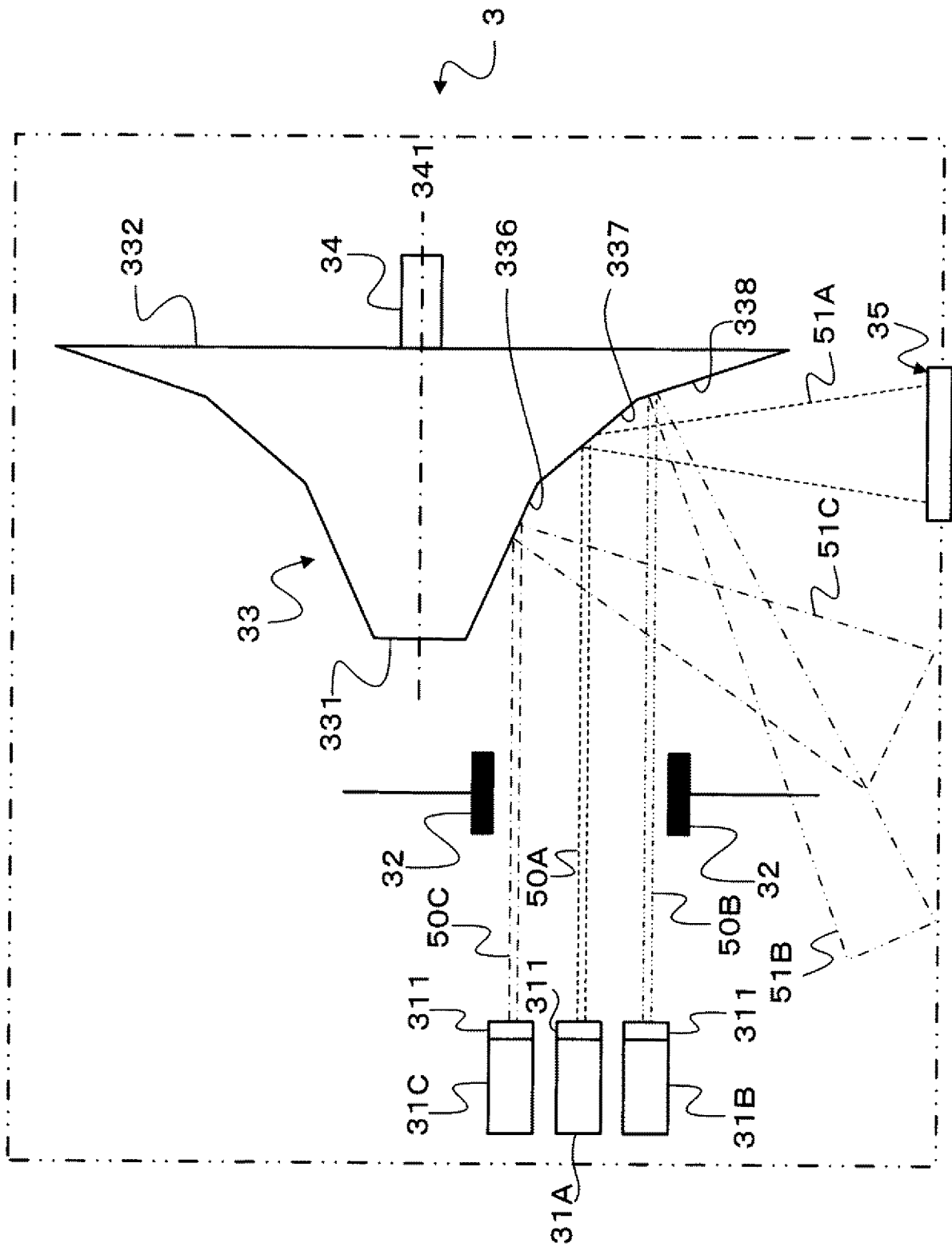
[図2B]



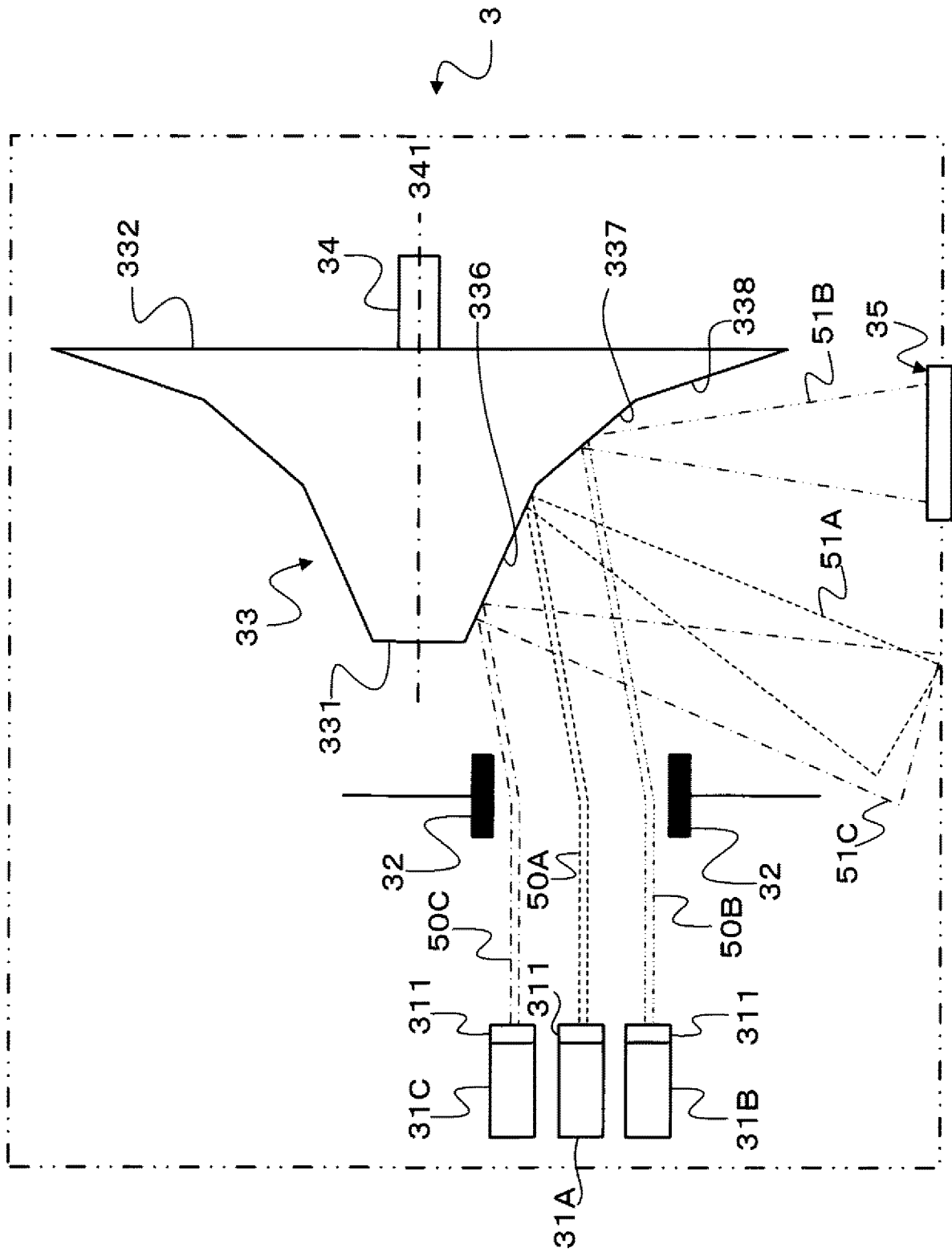
[図3]



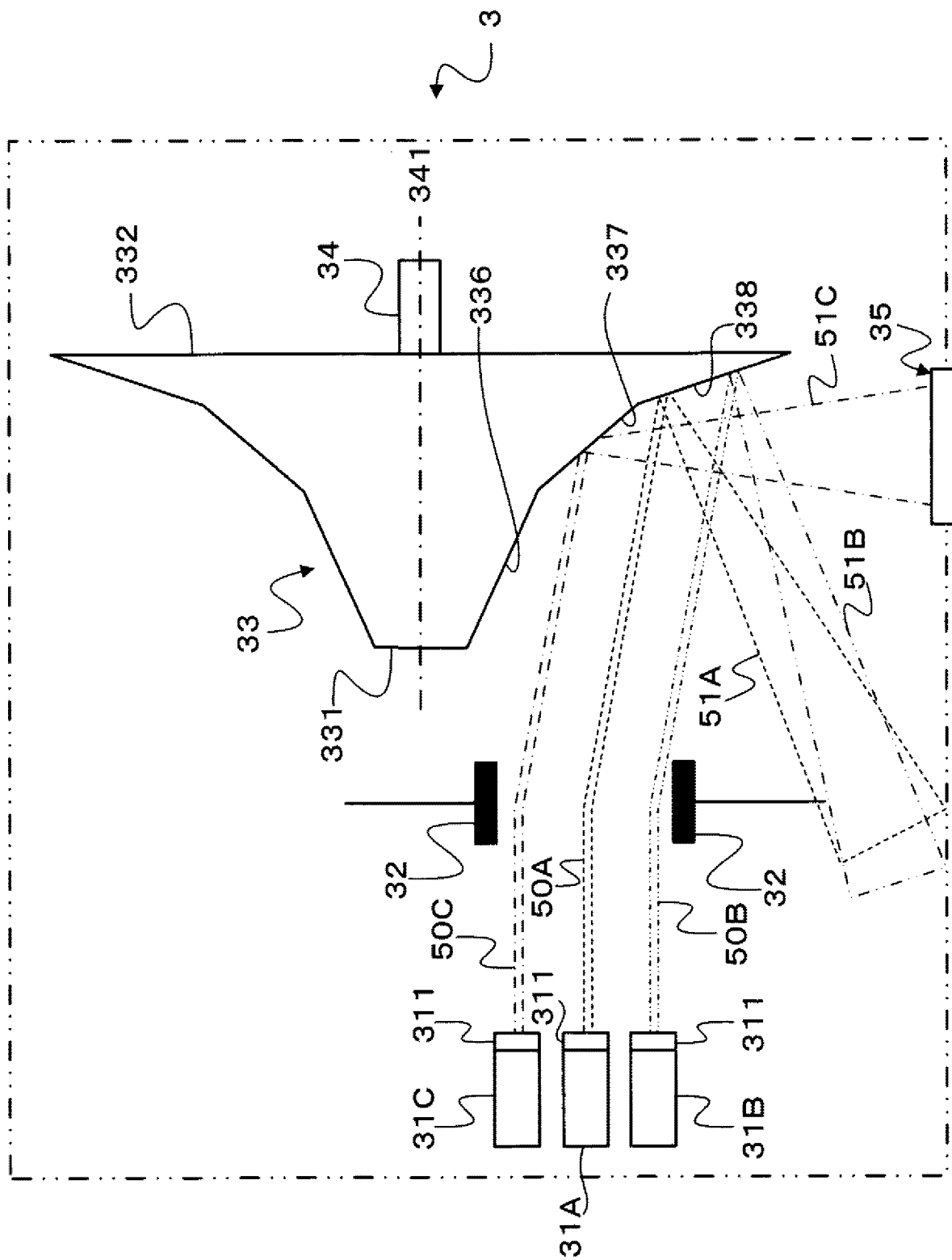
[図4A]



[図4B]



[図4C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/065913

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

H05G1/52(2006.01) i, 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)

H05G1/52, 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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2010-103111 A (General Electric Co.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; all drawings & US 2010/0104062 A1 & DE 102009044302 A & CN 101726502 A	1-7
A	JP 2010-027340 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 04 February 2010 (04.02.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	WO 2009/011422 A1 (Hitachi Medical Corp.), 22 January 2009 (22.01.2009), entire text; all drawings & US 2010/0183117 A1	1-7



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
12 July, 2012 (12.07.12)

Date of mailing of the international search report
24 July, 2012 (24.07.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. H05G1/52(2006.01)i, 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. H05G1/52, 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	1971-2012年
日本国実用新案登録公報	1996-2012年
日本国登録実用新案公報	1994-2012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 2010-103111 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2010.05.06, 全文、全図 & US 2010/0104062 A1 & DE 102009044302 A & CN 101726502 A	1-7
A	JP 2010-027340 A (株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社) 2010.02.04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7
A	WO 2009/011422 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.01.22, 全文、全図 & US 2010/0183117 A1	1-7

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

12.07.2012

国際調査報告の発送日

24.07.2012

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)

亀澤 智博

2Q

4746

電話番号 03-3581-1101 内線 3292