

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年7月31日(31.07.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/115774 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/051275
- (22) 国際出願日: 2014年1月22日(22.01.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-009819 2013年1月23日(23.01.2013) JP
特願 2014-009046 2014年1月22日(22.01.2014) 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: 田中 学 (TANAKA, Manabu); 〒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 Tochigi (JP). 清水 義訓 (SHIMIZU, Yoshinori); 〒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 Tochigi (JP). 石川 貴之 (ISHIKAWA, Takayuki); 〒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 Tochigi (JP). 郡司 輝臣 (GUNJI, Teruomi); 〒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 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15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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

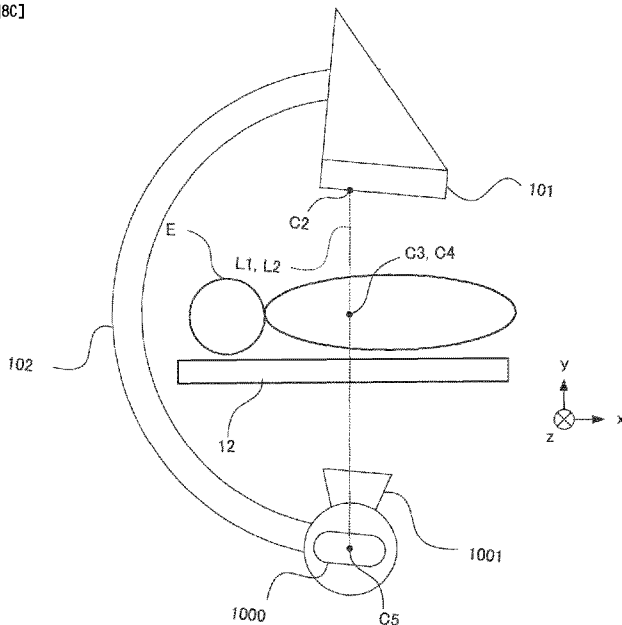
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI

[続葉有]

(54) Title: X-RAY DIAGNOSTIC DEVICE

(54) 発明の名称: X線診断装置

[図8C]



(57) Abstract: Provided is an X-ray imaging device whereby the resolution of an enlarged-displayed image can be enhanced. The X-ray diagnostic device according to the present invention has a bed unit on which a test subject is placed, a projection unit, a display control unit, and a system control unit. The projection unit includes an X-ray tube provided with a negative electrode and a positive electrode for receiving electrons from the negative electrode and irradiating X-rays to the test subject, and a first detector for detecting X-rays that pass through the test subject and are incident on a detection surface. The display control unit causes a display unit to display a first image generated on the basis of first detection data from the projection unit. The system control unit controls the display control unit so as to cause the display unit to display, as an enlarged image, a second image generated on the basis of second detection data obtained by detecting X-rays incident on a partial detection surface that is a partial region corresponding to the positive-electrode side of the detection surface when an enlargement instruction is received for causing a portion of a site in the test subject drawn in the first image to be displayed as an enlarged image.

(57) 要約:

[続葉有]



(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, 添付公開書類:
MR, NE, SN, TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

拡大表示された画像の解像度を向上することができるX線撮影装置を提供すること。X線診断装置は、被検体が載置される寝台部と、投影部と、表示制御部と、システム制御部とを有する。投影部は、陰極及び陰極からの電子を受けて被検体にX線を照射する陽極を備えるX線管と被検体を透過し検出面に入射したX線を検出する第1の検出器とを含む。表示制御部は、投影部による第1の検出データに基づいて生成された第1の画像を表示部に表示させる。システム制御部は、第1の画像に描出された被検体の部位の一部を拡大画像として表示させる拡大指示を受けたとき、検出面のうち陽極側に相当する部分領域である部分検出面に入射したX線を検出して得られた第2の検出データに基づいて生成された第2の画像を拡大画像として表示部に表示させるように表示制御部を制御する。

明 細 書

発明の名称： X線診断装置

技術分野

[0001] 本発明の実施形態はX線診断装置に関する。

背景技術

[0002] X線診断装置は、被検体にX線を照射して、その透過X線を検出し被検体内部の構造を画像化するものである。

[0003] 従来、C字形状の支持器（Cアーム）、支持器の一端に備えられたX線管、支持器の他端に備えられた平面検出器、被検体が載置される寝台、収集された投影データを処理する画像処理装置等からなるX線診断装置が知られている。

[0004] このようなX線診断装置は、被検体へのカテーテルの挿入作業等の医師による手術又は検査（診断）とともに、これに並行したX線撮影を行う。このとき、医師は撮影された画像を視認することによって被検体の内部構造を把握しながら手術又は検査を行う。

[0005] このとき、X線診断装置は画像を拡大表示させる指示を受ける場合がある。この場合、X線診断装置は、受けた指示の拡大サイズを平面検出器の検出面における領域に変換し、この変換された領域を、検出面における視野中心を固定するように平面検出器に割り当てる。そして、X線診断装置は割り当てられた領域に入射したX線に基づいて生成された画像を表示する。

[0006] また、X線管は陰極及び陽極を備える。陽極は、陰極からの電子を受けてX線を発生し、被検体にX線を照射する。照射されるX線は、広がり角を有する。

[0007] 平面検出器は、被検体を透過し検出面に入射したX線を検出する。X線診断装置は、入射したX線に基づく画像を生成し表示する。この画像のうち、広がり角の陽極側のX線が入射した投影データに基づく画像は、広がり角の陰極側のX線が入射した投影データに基づく画像よりも解像度が良いことが

知られている。換言すると、画像の解像度は、陽極側から陰極側に亘って下がることが知られている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2012-130436号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] 従来のX線診断装置は、平面検出器の検出面における視野中心を固定するように画像を拡大表示させていた。それにより、拡大前の画像において解像度が下がっている部分が拡大表示されていた。従って、医師は解像度がよくない拡大画像を視認しなければならず、医師による拡大画像の視認性が下がるという問題があった。画像の視認性が下がると、手術又は検査時間の長時間化や、その長時間化による被検体の被ばく量の増加などの懸念が生じた。

[0010] 本発明が解決しようとする課題は、拡大表示された画像の解像度を向上することができるX線診断装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0011] 実施形態に係るX線診断装置は、被検体が載置される寝台部と、投影部と、表示制御部と、システム制御部とを有する。投影部は、陰極及び陰極からの電子を受けて被検体にX線を照射する陽極を備えるX線管と被検体を透過し検出面に入射したX線を検出する第1の検出器とを含む。表示制御部は、投影部による第1の検出データに基づいて生成された第1の画像を表示部に表示させる。システム制御部は、第1の画像に描出された被検体の部位の一部を拡大画像として表示させる拡大指示を受けたとき、検出面のうち陽極側に相当する部分領域である部分検出面に入射したX線を検出して得られた第2の検出データに基づいて生成された第2の画像を拡大画像として表示部に表示させるように表示制御部を制御する。

図面の簡単な説明

- [0012] [図1]実施形態のX線診断装置の構成を表すブロック図である。
- [図2]実施形態のX線診断装置の概略を表す模式図である。
- [図3]実施形態のX線管の概略を表す模式図である。
- [図4]実施形態の投影部の概略を表す模式図である。
- [図5A]実施形態の検出面の概略を表す模式図である。
- [図5B]実施形態の検出面の概略を表す模式図である。
- [図6]実施形態の第1のアイソセンタと第2のアイソセンタとの概略を表す模式図である。
- [図7]実施形態のX線診断装置の動作を表すフローチャートである。
- [図8A]実施形態の寝台部、被検体、及び投影部の概略を表す模式図である。
- [図8B]実施形態の寝台部、被検体、及び投影部の概略を表す模式図である。
- [図8C]実施形態の寝台部、被検体、及び投影部の概略を表す模式図である。
- [図9]実施形態のX線診断装置の動作を表すフローチャートである。
- [図10]実施形態のX線診断装置の構成を表すブロック図である。
- [図11A]実施形態の投影部の概略を表す模式図である。
- [図11B]実施形態の投影部の概略を表す模式図である。
- [図12A]実施形態の寝台部、被検体、及び投影部の概略を表す模式図である。
- [図12B]実施形態の寝台部、被検体、及び投影部の概略を表す模式図である。
- [図12C]実施形態の寝台部、被検体、及び投影部の概略を表す模式図である。
- [図13]実施形態のX線診断装置の動作を表すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0013] 〈第1の実施形態〉

図面を参照してこの実施形態のX線診断装置について説明する。

[0014] [基本構成]

図1は、この実施形態のX線診断装置1の構成を表すブロック図である。

また、図2は、X線診断装置1の外観を表す模式図である。X線診断装置1は、投影部10と、高電圧発生部11と、寝台部12と、X線検出部13と、画像データ生成部14と、システム制御部15と、操作部2と、表示制御

部 1 6 と、表示部 3 と、E C G 計測部 4 と、機構部 1 7 とを有する。

[0015] (投影部 1 0)

投影部 1 0 は、X 線発生部 1 0 0 と、平面検出器 1 0 1 と、C アーム 1 0 2 とを有する。X 線発生部 1 0 0 は、被検体 E に X 線を照射する。X 線発生部 1 0 0 は、X 線管 1 0 0 0 と X 線絞り部 1 0 0 1 とを有する。X 線管 1 0 0 0 は、X 線を発生する真空管である。図 3 は、X 線管 1 0 0 0 の概略を表す模式図である。X 線管 1 0 0 0 は、陰極 C A と陽極 A N とを備える。陰極 C A は、電子を放出する。陽極 A N は、陰極 C A からの電子を受けて X 線を発生し、被検体 E に X 線を照射する。ここで、x 軸の負側を陽極 A N 側とし、x 軸の正側を陰極 C A 側とする。前述したように、陽極 A N 側の X 線に基づく画像は陰極 C A 側の X 線に基づく画像よりも解像度が良い。X 線絞り部 1 0 0 1 は、X 線管 1 0 0 0 と被検体 E との間に位置する。X 線絞り部 1 0 0 1 は、スリット（開口）を形成し、このスリットのサイズ及び形状を変えることで、X 線管 1 0 0 0 が発生させた X 線の照射視野を調整する。

[0016] 平面検出器 1 0 1 は、被検体 E を透過し検出面に入射した X 線を検出する。例えば、平面検出器 1 0 1 は、検出面に入射した X 線を電荷に変換して蓄積する。平面検出器 1 0 1 は、検出面に複数の X 線検出素子が 2 次元的に配置されて構成される。X 線検出素子は、光電膜と、電荷蓄積コンデンサと、薄膜トランジスタとを備える。光電膜は、X 線を感知し、感知した X 線の線量に応じて電荷を生成する。電荷蓄積コンデンサは、光電膜が生成した電荷を蓄積する。薄膜トランジスタは、電荷蓄積コンデンサに蓄積された電荷を読み出す。平面検出器 1 0 1 は、薄膜トランジスタが読み出した電荷を検出データとして電荷・電圧変換部 1 3 1 0 へ出力する。なお、平面検出器 1 0 1 は、本発明における「第 1 の検出器」の一例に相当する。

[0017] C アーム 1 0 2 は、X 線発生部 1 0 0 と平面検出器 1 0 1 とを支持する。C アーム 1 0 2 は、C 字形状であり、一端に X 線管 1 0 0 0 を備え、他端に平面検出器 1 0 1 を備える。

[0018] (高電圧発生部 1 1)

高電圧発生部 11 は、X線発生部 100 が X 線を照射するための高電圧を発生する。高電圧発生部 11 は、X線制御部 110 と高電圧発生器 111 とを有する。X線制御部 110 は、システム制御部 15 からの入力に基づいて、X線管 1000 における管電流、管電圧、照射時間等の X 線照射条件についての制御信号を高電圧発生器 111 へ出力する。高電圧発生器 111 は、X線制御部 110 からの入力に基づいて、X線管 1000 の陽極 AN と陰極 CA との間に高電圧を印加する。

[0019] (寝台部 12)

寝台部 12 には被検体 E が載置される。寝台部 12 は、寝台部移動機構 170 からの入力に基づいて、載置された被検体 E をその体軸方向や上下方向に移動させる。

[0020] (X線検出部 13)

X線検出部 13 は、ゲートドライバ 130 と投影データ生成部 131 とを有する。ゲートドライバ 130 は、薄膜トランジスタが電荷蓄積コンデンサに蓄積された電荷を読み出すために、薄膜トランジスタのゲート端子へ読み出し用の駆動パルスを出力する。

[0021] 投影データ生成部 131 は、平面検出器 101 からの検出データに基づいて投影データを生成する。投影データ生成部 131 は、電荷・電圧変換部 1310 と A/D 変換部 1311 とを有する。電荷・電圧変換部 1310 は、平面検出器 101 から検出データとして受けた電荷を電圧に変換し、変換した電圧の信号を A/D 変換部 1311 に出力する。A/D 変換部 1311 は、電荷・電圧変換部 1310 からの信号を受け、デジタル信号に変換する。A/D 変換部 1311 は、変換したデジタル信号を画像データ記憶部 140 へ出力する。

[0022] (画像データ生成部 14)

画像データ生成部 14 は、投影データ生成部 131 による投影データに基づいて、被検体 E 内部の構造を表す画像データを生成及び記憶する。画像データ生成部 14 は、画像データ記憶部 140 と画像演算部 141 とを有する

。画像データ記憶部１４０は、投影データ生成部１３１による投影データと画像演算部１４１による画像データとを記憶する。画像データ記憶部１４０は、投影データを画像演算部１４１へ出力する。画像データ記憶部１４０は、画像データを表示データ生成部１６０へ出力する。

[0023] 画像演算部１４１は、画像データ記憶部１４０による投影データを受け、投影データに種々の画像処理を行って被検体Ｅ内部の構造を表す画像データを生成する。画像演算部１４１は、生成した画像データを画像データ記憶部１４０へ出力する。

[0024] (システム制御部１５)

システム制御部１５は、操作部２から入力されるユーザによるコマンド信号や撮影条件などの情報を一旦記憶した後、これらの情報に基づいたＸ線投影データの生成、画像データの生成と表示、機構部１７についての制御など各部の制御を行う。システム制御部１５は、たとえば処理装置と記憶装置を含んで構成される。処理装置としては、たとえば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphic Processing Unit)、又はASIC (Application Specific Integrated Circuit) が用いられる。記憶装置は、たとえば、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、HDD (Hard Disc Drive) を含んで構成される。記憶装置には、Ｘ線診断装置１の各部の機能を実行するためのコンピュータプログラムが記憶されている。処理装置は、これらコンピュータプログラムを実行することで、上記機能を実現する。

[0025] システム制御部１５は、辺記憶部１５０と算出部１５１と部分検出面特定部１５２とを有する。辺記憶部１５０は、平面検出器１０１の検出面の辺のうちＸ線管１０００の陽極ＡＮ側に相当する辺を予め記憶する。この辺は、後述する部分検出面の基準となる。図４は、投影部１０におけるＸ線管１０００と平面検出器１０１との関係を表す模式図である。この形態では、Ｘ線

管 1 0 0 0 の陽極 A N が $-x$ 側、陰極 C A が $+x$ 側に位置する。すなわち、 $-x$ 側の X 線に基づく画像は $+x$ 側の X 線に基づく画像よりも解像度が良い。また、図 5 A 及び図 5 B は、図 4 の平面検出器 1 0 1 の検出面 A 1 を $-y$ 側から $+y$ 側の方向へ見た様子と、検出面 A 1 及び部分検出面 A 2 の関係とを表す模式図である。検出面 A 1 は辺 S D 1、辺 S D 2、辺 S D 3、辺 S D 4 を有する。この形態では、 $-x$ 側に位置する辺 S D 1 が陽極 A N 側に相当する辺である。陽極 A N 側に相当する辺は、投影部 1 0 における X 線管 1 0 0 0 の陽極 A N と陰極 C A との位置関係によって定まる。この位置関係は、X 線診断装置 1 の機種によって適宜設計してよい。例えば、X 線管 1 0 0 0 の陽極 A N が $-z$ 側、陰極 C A が $+z$ 側に位置する機種において、辺 S D 2 が陽極 A N 側に相当する辺である。同様に、X 線管 1 0 0 0 の陽極 A N が $+x$ 側、陰極 C A が $-x$ 側に位置する機種において、辺 S D 3 が陽極 A N 側に相当する辺である。また、X 線管 1 0 0 0 の陽極 A N が $+z$ 側、陰極 C A が $-z$ 側に位置する機種において、辺 S D 4 が陽極 A N 側に相当する辺である。この実施形態では、辺 S D 1 が陽極 A N 側に相当する辺である例について説明する。また、部分検出面 A 2 については後述する。

[0026] (操作部 2)

操作部 2 は、ユーザによる操作を受けて、この操作の内容に応じた信号や情報を装置各部に入力する。操作部 2 は、たとえばキーボード、マウス、各種スイッチ等により構成される。

[0027] (表示制御部 1 6)

表示制御部 1 6 は、投影部 1 0 による第 1 の検出データに基づいて生成された第 1 の画像を表示部 3 に表示させる。表示制御部 1 6 は、第 1 の画像の一部を拡大表示させる拡大指示を受けたとき、検出面 A 1 のうち陽極 A N 側に相当する部分領域である部分検出面に入射した X 線を検出して得られた第 2 の検出データに基づいて生成された第 2 の画像を表示部 3 に拡大表示させる。例えば、表示制御部 1 6 は、拡大指示に含まれる拡大サイズと検出面 A 1 の辺のうち陽極 A N 側に相当する辺とに基づいて、陽極 A N 側に相当する

辺の少なくとも一部を辺とし検出面 A 1 の部分領域である部分検出面 A 2 に入射した X 線を検出して得られた第 2 の検出データに基づいて生成された第 2 の画像を表示部 3 に拡大表示させる。

[0028] 表示制御部 1 6 は、表示データ生成部 1 6 0 と変換部 1 6 1 とを有する。表示データ生成部 1 6 0 は、画像データ記憶部 1 4 0 から画像データを受け、受けた画像データに所望の文字情報等を付帯情報として付帯し、表示データを生成する。変換部 1 6 1 は、表示データ生成部 1 6 0 から表示データを受け、受けた表示データに D/A 変換とテレビフォーマット変換とを行って映像信号を生成する。変換部 1 6 1 は、映像信号を表示部 3 へ出力する。それにより、表示制御部 1 6 は画像を表示部 3 に表示させる。

[0029] (表示部 3)

表示部 3 は、表示制御部 1 6 から表示データを受け、画像として表示する。表示部 3 は、例えば、LCD (Liquid Crystal Display)、CRT (Cathode Ray Tube) 等の表示デバイスによって構成される。

[0030] (ECG 計測部 4)

ECG 計測部 4 は、被検体 E の ECG (Electrocardiogram: 心電図) を測定し、その ECG をシステム制御部 1 5 に出力する。なお、ECG 計測部 4 は、必ずしも X 線診断装置 1 の一体として備えられる必要はなく、一般的なインターフェイスを介して X 線診断装置 1 の外部に設置される構成でもよい。

[0031] (機構部 1 7)

機構部 1 7 は、寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に移動させる。機構部 1 7 は、寝台部移動機構 1 7 0 と、C アーム回動・移動機構 1 7 1 と、機構制御部 1 7 2 とを有する。寝台部移動機構 1 7 0 は、寝台部 1 2 を被検体 E の体軸方向や体軸に垂直な方向に移動させる。C アーム回動・移動機構 1 7 1 は、C アーム 1 0 2 を被検体 E の周囲の方向に回動させ、また、C アーム 1 0 2 を平行移動させる。機構制御部 1 7 2 は、システム制御部 1 5 からの

入力に基づいて、寝台部移動機構 170 と C アーム回転・移動機構 171 とを制御する。

[0032] [拡大表示]

X線診断装置 1 が画像に描出された被検体の部位の一部を拡大画像として表示させるための構成について説明する。ここで、拡大表示前の画像を第 1 の画像とし、拡大指示によって表示された画像を第 2 の画像とする。

[0033] システム制御部 15 は、拡大指示を受けたとき、検出面 A 1 のうち陽極 A N 側に相当する部分領域である部分検出面に入射して得られた第 2 の検出データに基づいて生成された第 2 の画像を拡大画像として表示部 3 に表示させるように表示制御部 16 を制御する。例えば、システム制御部 15 は、拡大指示に含まれる拡大サイズと辺記憶部 150 が予め記憶した陽極 A N 側に相当する辺とを部分検出面特定部 152 へ出力する。拡大指示は、例えば、ユーザが操作部 2 を介してシステム制御部 15 に入力する。

[0034] システム制御部 15 は、部分検出面特定部 152 を制御して部分検出面 A 2 を特定させる。部分検出面 A 2 の中心 C 2 は、検出面 A 1 の中心 C 1 よりも陽極 A N 側であればよい。部分検出面特定部 152 は、拡大サイズに基づいて、陽極 A N 側に相当する辺 S D 1 の少なくとも一部を辺とし検出面 A 1 の一部の領域を部分検出面 A 2 として特定する。例えば、拡大サイズが画像の縦・横それぞれ 2 倍（面積倍率としては 4 倍）であるとき、部分検出面 A 2 は、縦・横それぞれ検出面 A 1 の 2 分の 1 の長さであり、辺 S D 1 の一部を辺とする領域となる（図 5 A 参照）。また、部分検出面特定部 152 は、辺 S D 1 から距離 C L に位置する線分を辺とし検出面 A 1 の一部の領域を部分検出面 A 2 として特定してもよい（図 5 B 参照）。換言すると、部分検出面特定部 152 は、辺 S D 1 から一定の距離 C L 離れた辺を有する領域を部分検出面 A 2 として特定してもよい。ここで、距離 C L は、例えばプリセットされてもよく、ユーザによって指定されてもよい。なお、部分検出面特定部 152 は、辺 S D 1 に平行な方向の位置（図 5 A 又は図 5 B における z 軸座標）が、検出面 A 1 の中心 C 1 と部分検出面 A 2 の中心 C 2 とで同じにな

るように部分検出面 A 2 を特定してもよい。

[0035] 表示制御部 1 6 は、システム制御部 1 5 から部分検出面 A 2 を受け、部分検出面 A 2 に入射した X 線を検出して得られた第 2 の検出データに基づいて生成された第 2 の画像を表示部 3 に拡大表示させる。

[0036] また、表示制御部 1 6 は、第 2 の画像を表示部 3 に拡大表示させるとき、例えば、画像データ生成部 1 4 から受けた画像データの座標を読み、画像データのうち部分検出面 A 2 に含まれる領域における画像データを表示データとして生成してもよい。表示制御部 1 6 は、この表示データを表示部 3 に出力し、第 2 の画像として表示部 3 に拡大表示させる。

[0037] なお、システム制御部 1 5 は、拡大指示を受けたとき、検出面 A 1 と部分検出面 A 2 とに基づいて、検出面 A 1 に対応した第 1 のアイソセンタの位置と、部分検出面 A 2 に対応する第 2 のアイソセンタとを近付ける方向を表す変位指示を機構部 1 7 に出力してもよい。例えば、算出部 1 5 1 は、第 1 のアイソセンタに対する第 2 のアイソセンタの変位量を求める。図 6 は、第 1 のアイソセンタ C 3 と第 2 のアイソセンタ C 4 との位置関係を表す模式図である。第 1 のアイソセンタ C 3 とは、検出面 A 1 の中心 C 2 と X 線焦点 C 5 とを結ぶ直線と、C アーム 1 0 2 の回動軸 A X との交点である。第 2 のアイソセンタ C 4 とは、部分検出面 A 2 の中心と X 線焦点 C 5 とを結ぶ直線と、C アーム 1 0 2 の回動軸 A X との交点である。ここで、X 線焦点 C 5 と検出面 A 1 の中心 C 1 との距離と X 線焦点 C 5 と第 1 のアイソセンタ C 3 との距離は既知である。また、部分検出面 A 2 が特定されたとき、検出面 A 1 の中心 C 1 と部分検出面 A 2 の中心 C 2 との距離は既知である。算出部 1 5 1 は、X 線焦点 C 5、検出面 A 1 の中心 C 1、及び部分検出面 A 2 の中心 C 2 からなる三角形と、X 線焦点 C 5、第 1 のアイソセンタ C 3、及び第 2 のアイソセンタ C 4 からなる三角形との相似関係に基づいて、第 1 のアイソセンタ C 3 に対する第 2 のアイソセンタ C 4 の変位量を求める。算出部 1 5 1 は、求めた変位量をシステム制御部 1 5 に出力する。システム制御部 1 5 は、算出部 1 5 1 から受けた変位量に対応した変位指示を機構部 1 7 へ出力する。

変位指示とは、機構部 17 を制御して、第 2 のアイソセンタ C 4 の位置が拡大指示前の第 1 のアイソセンタ C 3 の位置に合致するように寝台部 12 と投影部 10 とを相対的に移動させるための指示である。

[0038] 機構部 17 は、システム制御部 15 から変位指示を受けたとき、第 2 のアイソセンタ C 4 の位置が第 1 のアイソセンタ C 3 の位置に合致するように寝台部 12 と投影部 10 とを相対的に移動させる。ここで、機構部 17 の機構制御部 172 は、受けた変位指示に基づいて、C アーム回動・移動機構 171 を制御し、第 1 のアイソセンタ C 3 の位置と、第 2 のアイソセンタ C 4 とを近付ける方向、すなわち、第 2 のアイソセンタ C 4 から第 1 のアイソセンタ C 3 への方向へ投影部 10 を移動させることによって、第 2 のアイソセンタ C 4 の位置を第 1 のアイソセンタ C 3 の位置に合致させる。なお、このときの合致の精度は、X 線診断装置 1 の設計事項であり、実用に耐えうる誤差の範囲内に設計されてよい。また、機構制御部 172 は、寝台部移動機構 170 を制御し、第 1 のアイソセンタ C 3 の位置と、第 2 のアイソセンタ C 4 とを近付ける方向、すなわち、第 1 のアイソセンタ C 3 から第 2 のアイソセンタ C 4 への方向へ寝台部 12 を移動させることによって、第 2 のアイソセンタ C 4 の位置を第 1 のアイソセンタ C 3 の位置に合致させてもよい。また、機構制御部 172 は、C アーム回動・移動機構 171 と寝台部移動機構 170 との双方を制御し、投影部 10 と寝台部 12 との双方を移動させることによって、第 2 のアイソセンタ C 4 の位置を第 1 のアイソセンタ C 3 の位置に合致させてもよい。それにより、第 1 の画像の中心と第 2 の画像との中心が合致し、表示部 3 において、所望の箇所が拡大表示される。

[0039] なお、システム制御部 15 は、拡大指示を受けたとき、その拡大指示に含まれる拡大サイズと陽極 A N 側に相当する辺とに基づいて X 線絞り部 1001 を制御し、部分検出面 A 2 に X 線を照射させるスリットを形成させてもよい。このとき、スリットの大きさは拡大指示を受ける前より縮小し、スリットの位置は、陽極 A N 側に相当する辺の方向へ偏る。

[0040] [動作]

X線診断装置1の動作について説明する。図7は、X線診断装置1の動作を表すフローチャートである。

[0041] (ステップS01)

X線診断装置1は、第1の画像を撮影し、表示部3に表示させる。このとき、X線発生部100は、検出面A1についてX線を照射し、平面検出器101は被検体Eを透過し検出面A1に入射したX線を検出する。平面検出器101は第1の検出データとして投影データ生成部131に出力する。投影データ生成部131は受けた第1の検出データに基づく投影データを画像データ生成部14に出力する。画像データ生成部14は受けた投影データに基づく画像データを生成し、表示制御部16に出力する。表示制御部16は、受けた画像データに基づいて表示データを生成し、表示部3に表示させる。

[0042] (ステップS02、S03)

システム制御部15は、拡大指示を受けたとき(ステップS02 YES)、その拡大指示に含まれる拡大サイズと、辺記憶部150に記憶されている陽極AN側に相当する辺とを部分検出面特定部152に出力する。部分検出面特定部152は、特定した部分検出面A2をX線絞り部1001と算出部151とに出力する。なお、システム制御部15が拡大指示を受けていないとき(ステップS02 NO)、X線診断装置1の動作はステップS01に戻る。

[0043] (ステップS04)

X線絞り部1001は、部分検出面特定部152から受けた部分検出面A2に基づいてスリットを変更する。それにより、X線管1000からのX線が部分検出面A2に向けて照射される。

[0044] (ステップS05)

算出部151は、検出面A1と部分検出面特定部152から受けた部分検出面A2とに基づいて、検出面A1に対応した第1のアイソセンタC3に対する部分検出面A2に対応する第2のアイソセンタC4の変位量を求める。算出部151は求めた変位量をシステム制御部15へ出力する。システム制

御部 15 は、算出部 151 から受けた変位量に対応した変位指示を機構部 17 へ出力する。

[0045] (ステップ S06)

機構部 17 は、システム制御部 15 から変位指示を受け、第 2 のアイソセンタ C4 の位置が第 1 のアイソセンタ C3 の位置に合致するように寝台部 12 と投影部 10 とを相対的に移動させる。なお、ステップ S04 とステップ S05 及びステップ S06 とは並列処理関係に相当する。

[0046] (ステップ S07)

X線診断装置 1 は、第 2 の画像を撮影し、表示部 3 に表示させる。このとき、X線発生部 100 は、部分検出面 A2 について X線を照射し、平面検出器 101 は被検体 E を透過し部分検出面 A2 に入射した X線を検出する。平面検出器 101 は第 2 の検出データとして投影データ生成部 131 に出力する。投影データ生成部 131 は受けた第 2 の検出データに基づく投影データを画像データ生成部 14 に出力する。画像データ生成部 14 は受けた投影データに基づく画像データを生成し、表示制御部 16 に出力する。表示制御部 16 は、受けた画像データに基づいて表示データを生成し、表示部 3 に拡大表示させる。以上で図 7 に示す動作を終了する。

[0047] [効果]

この実施形態の X線診断装置 1 の効果について説明する。

[0048] X線診断装置 1 は、被検体 E が載置される寝台部 12 と、投影部 10 と、表示制御部 16 と、システム制御部 15 とを有する。投影部 10 は、陰極 CA 及び陰極 CA からの電子を受けて被検体 E に X線を照射する陽極 AN を備える X線管 1000 と被検体 E を透過し検出面 A1 に入射した X線を検出する第 1 の検出器とを含む。表示制御部 16 は、投影部 10 による第 1 の検出データに基づいて生成された第 1 の画像を表示部 3 に表示させる。システム制御部 15 は、第 1 の画像に描出された被検体 E の部位の一部を拡大画像として表示させる拡大指示を受けたとき、検出面 A1 のうち陽極 AN 側に相当する部分領域である部分検出面 A2 に入射した X線を検出して得られた第 2

の検出データに基づいて生成された第2の画像を拡大画像として表示部3に表示させるように表示制御部16を制御する。このように、X線診断装置1は、画像の拡大指示を受けたとき、部分検出面A2に入射したX線に基づく画像を拡大表示させる。また、部分検出面A2にはX線管1000の陽極AN側のX線が入射し、陽極AN側のX線に基づく画像は解像度がよい。それにより、拡大表示された画像の解像度を向上することができるX線診断装置1を提供することができる。

[0049] また、システム制御部15は、算出部151を有する。算出部151は、拡大指示を受けたとき、検出面A1と部分検出面A2とに基づいて、検出面A1に対応する第1のアイソセンタC3に対する部分検出面A2に対応する第2のアイソセンタC4の変位量を求め、求めた変位量をシステム制御部15へ出力する。システム制御部15は、算出部151から受けた変位量に対応した変位指示を機構部17へ出力する。また、機構部17は、システム制御部15から変位指示を受けたとき、第2のアイソセンタC4の位置が第1のアイソセンタC3の位置に合致するように寝台部12と投影部10とを相対的に移動させる。このように、拡大前の第1のアイソセンタC3の位置と拡大後の第2のアイソセンタC4の位置とを合致させることにより、拡大前の画像の中心に描出される被検体Eの部位と、拡大後の画像の中心に描出される被検体Eの部位とが合致される。従って、拡大表示された画像の解像度を向上し、さらに、同一部位を描出したまま拡大表示することができるX線診断装置1を提供することができる。

[0050] 〈第2の実施形態〉

[構成]

第2の実施形態のX線診断装置について説明する。この実施形態は、システム制御部15及び機構部17の構成が第1の実施形態と異なる。以下、第1の実施形態と異なる事項について主に説明する。

[0051] システム制御部15は、拡大指示を受けたとき、検出面A1の中心C1とX線焦点C5とを結ぶ第1の直線に、部分検出面A2の中心C2とX線焦点

C 5 とを結ぶ第 2 の直線が平行となる回転移動を表す回転指示を機構部 1 7 に出力する。

[0052] 図 8 A は、機構部 1 7 が寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に移動させる前の寝台部 1 2、被検体 E、及び投影部 1 0 を表す模式図である。図 8 B は、機構部 1 7 が寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に移動させたときの寝台部 1 2、被検体 E、及び投影部 1 0 を表す模式図である。図 8 C は、機構部 1 7 が寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に回転させたときの寝台部 1 2、被検体 E、及び投影部 1 0 を表す模式図である。機構部 1 7 が寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に移動させたとき、第 1 の直線 L 1 の方向と第 2 の直線 L 2 の方向とが異なる。第 1 の直線 L 1 の方向は、拡大指示前における、被検体 E への X 線照射方向に相当する。第 2 の直線 L 2 方向は、拡大指示後における、被検体 E への X 線照射方向に相当する。

[0053] 例えば、システム制御部 1 5 は、算出部 1 5 1 が算出した変位量に基づいて、第 1 の直線 L 1 の方向と第 2 の直線 L 2 の方向との角度を求める。システム制御部 1 5 は、求めた角度に基づいて、寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に回転させる指示、すなわち、第 1 の直線 L 1 と第 2 の直線 L 2 とが平行となる回転移動を表す回転指示を機構部 1 7 に出力する。

[0054] 機構部 1 7 は、回転指示を受けたとき、寝台部 1 2 と投影部 1 0 とを相対的に回転させる。このとき、機構部 1 7 の機構制御部 1 7 2 は、受けた回転指示に基づいて、C アーム回転・移動機構 1 7 1 を制御し、投影部 1 0 を回転させることによって、第 2 の直線 L 2 を第 1 の直線 L 1 に平行とさせる。なお、このときの平行の精度は、X 線診断装置の設計事項であり、実用に耐えうる誤差の範囲内に設計されてよい。また、機構制御部 1 7 2 は、寝台部移動機構 1 7 0 を制御し、寝台部 1 2 を回転させることによって、第 2 の直線 L 2 を第 1 の直線 L 1 に平行とさせてもよい。また、機構制御部 1 7 2 は、C アーム回転・移動機構 1 7 1 と寝台部移動機構 1 7 0 との双方を制御し、投影部 1 0 と寝台部 1 2 との双方を回転させることによって、第 2 の直線 L 2 を第 1 の直線 L 1 に平行とさせてもよい。それにより、この実施形態の

X線診断装置は、拡大指示前と拡大指示後とで、被検体に対するX線の照射方向が同じX線画像を生成することができる。

[0055] なお、機構部17は、投影部10を回動させるとき、寝台部12と投影部10とが相対的に移動された後のアイソセンタC30を中心として回動させる場合がある。この場合、拡大指示前の第1のアイソセンタC3の位置と回動後の第2のアイソセンタC4の位置とにずれが生じる。アイソセンタC30は、寝台部12と投影部10とが相対的に移動された後のX線焦点C5と平面検出器101の検出面A1の中心C10とを結ぶ直線におけるアイソセンタである。例えば、算出部151は、拡大指示前の第1のアイソセンタC3の位置、アイソセンタC30の位置、及び投影部10の回動角度に基づいて、該ずれの長さ及び方向を求め、求めた長さ及び方向をシステム制御部15へ出力する。システム制御部15は、算出部151が求めた長さ及びに基づき変位指示を制御部17へ出力する。機構部17は、該変位指示に基づいて、寝台部12と投影部10とを相対的に移動させる。それにより、この場合においても、拡大指示前の第1のアイソセンタC3の位置に、第2のアイソセンタが合致する。

[0056] [動作]

図9は、この実施形態のX線診断装置の動作を表すフローチャートである。

[0057] (ステップS11～ステップS16)

ステップS11～ステップS16の処理は、図7のフローチャートにおけるステップS01～ステップS06の処理に相当する。

[0058] (ステップS17)

システム制御部15は、検出面A1の中心C1とX線焦点C5とを結ぶ第1の直線L1に、部分検出面A2の中心C2とX線焦点C5とを結ぶ第2の直線L2が平行となる回転移動を表す回動指示を機構部17に出力する。機構部17は、回動指示を受け、寝台部12と投影部10とを相対的に回動させることによって、第2の直線L2を第1の直線L1に平行とさせる。

[0059] (ステップS 1 8)

ステップS 1 8の処理は、図7のフローチャートにおけるステップS 0 7の処理に相当する。

[0060] [効果]

この実施形態のX線診断装置の効果について説明する。システム制御部15は、拡大指示を受けたとき、検出面A 1の中心C 1とX線焦点C 5とを結ぶ第1の直線に、部分検出面A 2の中心C 2とX線焦点C 5とを結ぶ第2の直線が平行となる回転移動を表す回動指示を機構部17に出力する。機構部17は、回動指示を受けたとき、寝台部12と投影部10とを相対的に回動させる。それにより、第2の直線L 2は、第1の直線L 1に平行となる。したがって、拡大指示前と拡大指示後とで、被検体に対するX線の照射方向が同じX線画像を生成するX線診断装置を提供することができる。

[0061] 〈第3の実施形態〉

[構成]

第3の実施形態のX線診断装置について説明する。この実施形態は、投影部10、システム制御部15及び機構部17の構成が第1の実施形態及び第2の実施形態と異なる。以下、第1の実施形態及び第2の実施形態と異なる事項について主に説明する。

[0062] 図10は、この実施形態X線診断装置1の構成を表すブロック図である。

図11A及び図11Bは、この実施形態の投影部10の概略を表す模式図である。投影部10は、第1の検出器1011と第2の検出器1012とを含む。第1の検出器1011は、第1の実施形態における平面検出器101に相当する。機構部17は、第2の検出器挿抜機構173を含む。

[0063] 第2の検出器1012は、第1の検出器1011と被検体Eとの間に挿入可能に構成される。例えば、第2の検出器1012は、第2の検出器挿抜機構173によって、第1の検出器1011と被検体Eとの間について挿抜される。図11Aは、第2の検出器1012が第1の検出器1011と被検体Eとの間に挿入される前の様子を模式的に表す。図11Bは、第2の検出器

1012が第1の検出器1011と被検体Eとの間に挿入された様子を模式的に表す。例えば、第2の検出器挿抜機構173は、アーム状に形成される。第2の検出器挿抜機構173の一端は、投影部10において、第1の検出器1011の上方(図11A、図11Bにおける+y方向)の所定位置Pに回転可能に取り付けられる。第2の検出器挿抜機構173の他端は、第2の検出器1012に固定される。第2の検出器挿抜機構173が所定位置Pを中心として回転することにより、第2の検出器1012は、第1の検出器1011と被検体Eとの間について挿抜される。第2の検出器1012が検出したX線に基づく検出データは、電荷・電圧変換部1310へ出力される。図12Aは、機構部17が寝台部12と投影部10とを相対的に移動させる前の寝台部12、被検体E、及び投影部10を表す模式図である。図12Bは、機構部17が寝台部12と投影部10とを相対的に移動させたときの寝台部12、被検体E、及び投影部10を表す模式図である。図12Cは、機構部17が寝台部12と投影部10とを相対的に回動させたときの寝台部12、被検体E、及び投影部10を表す模式図である。詳細は後述する。

[0064] 第2の検出器1012としては、第1の検出器1011よりもX線検出の空間分解能が高い平面検出器が用いられる。このとき、第2の検出器1012が検出したX線に基づく画像は、第1の検出器1011が検出したX線に基づく画像よりも解像度が高い。一例として、第1の検出器1011として間接変換型の平面検出器が用いられ、第2の検出器1012として直接変換型の平面検出器が用いられる。

[0065] システム制御部15は、第2の第2の検出器1012を挿入させる挿入指示を受けたとき、第1の検出器1011の検出面A1に対応した第1のアイソセンタC1の位置に、第2の検出器1012の検出面A3に対応した第3のアイソセンタC6を近付ける方向を表す変位指示を機構部17に出力する。このことは、第1の実施形態における部分検出面A2、部分検出面A2の中心C2、及び第2のアイソセンタC4が、第3の実施形態において、第2の検出器1012の検出面A3、第2の検出器1012の検出面A3の中心

C 7、及び第3のアイソセンタC 6に置き換えられたことに相当する。なお、検出面A 3の位置情報は、第2の検出器挿抜機構1 7 3の制御情報に基づいて特定される。挿入指示は、ユーザにより操作部を介してシステム制御部1 5へ入力される。

[0066] なお、システム制御部1 5は、第2の検出器1 0 1 2を挿入させる挿入指示を受けたとき、第1の検出器1 0 1 1の検出面A 1の中心C 1とX線焦点C 5とを結ぶ第1の直線L 1に、第2の検出器1 0 1 2の検出面A 3の中心C 6とX線焦点C 5とを結ぶ第3の直線L 3が平行となる回転移動を表す回転指示を機構部1 7に出力してもよい。このことは、第2の実施形態における第2の直線L 2が、第3の実施形態において第3の直線L 3に置き換えられたことに相当する。

[0067] 機構部1 7は、変位指示を受けたとき、寝台部1 2と投影部1 0とを相対的に移動させる。このことは、第1の実施形態における部分検出面A 2、部分検出面A 2の中心C 2、及び第2のアイソセンタC 4が、第3の実施形態において、第2の検出器1 0 1 2の検出面A 3、第2の検出器1 0 1 2の検出面A 3の中心C 7、及び第3のアイソセンタC 6に置き換えられたことに相当する。

[0068] なお、機構部1 7は、回転指示を受けたとき、寝台部1 2と投影部1 0とを相対的に回転させる。このことは、第2の実施形態における第2の直線L 2が、第3の実施形態において第3の直線L 3に置き換えられたことに相当する。

[0069] 図1 2 Aは、機構部1 7が寝台部1 2と投影部1 0とを相対的に移動させる前の寝台部1 2、被検体E、及び投影部1 0を表す模式図である。図1 2 Bは、機構部1 7が寝台部1 2と投影部1 0とを相対的に移動させたときの寝台部1 2、被検体E、及び投影部1 0を表す模式図である。図1 2 Cは、機構部1 7が寝台部1 2と投影部1 0とを相対的に回転させたときの寝台部1 2、被検体E、及び投影部1 0を表す模式図である。例えば、ユーザは、X線透視中、第1の検出器1 0 1 1に基づく画像を視認した後、第2の検出

器 1012 をこの画像よりも解像度が高い第 2 の検出器 1012 に基づく画像を拡大画像として視認したい場合がある。第 3 の実施形態の X 線診断装置 1 は、第 2 の検出器 1012 を挿入する挿入指示に連動して、挿入指示前のアイソセンタの位置に挿入指示後のアイソセンタを合致させ、挿入指示前の被検体 E に対する X 線照射方向と挿入指示後の X 線照射方向とを平行にすることができる。

[0070] なお、第 2 の検出器 1012 が検出した X 線に基づく画像に対する拡大指示がなされた場合、X 線診断装置 1 は、第 1 の実施形態における平面検出器 101 を第 2 の検出器 1012 に置き換えた構成によって拡大画像を表示してもよい。

[0071] [動作]

図 13 は、この実施形態の X 線診断装置 1 動作を表すフローチャートである。

[0072] (ステップ S21)

X 線診断装置 1 は、第 1 の画像を撮影し、表示部 3 に表示させる。このとき、X 線発生部 100 は、検出面 A1 について X 線を照射し、第 1 の検出器 1011 は被検体 E を透過し検出面 A1 に入射した X 線を検出する。第 1 の検出器 1011 は第 1 の検出データとして投影データ生成部 131 に出力する。投影データ生成部 131 は受けた第 1 の検出データに基づく投影データを画像データ生成部 14 に出力する。画像データ生成部 14 は受けた投影データに基づく画像データを生成し、表示制御部 16 に出力する。表示制御部 16 は、受けた画像データに基づいて表示データを生成し、表示部 3 に表示させる。

[0073] (ステップ S22、S23)

システム制御部 15 は、挿入指示を受けたとき (ステップ S22 YES)、機構 17 を制御して、第 2 の検出器 1012 を第 1 の検出器 1011 と被検体 E との間に挿入する。なお、システム制御部 15 が挿入指示を受けていないとき (ステップ S22 NO)、X 線診断装置 1 の動作はステップ S

21に戻る。

[0074] (ステップS24)

X線絞り部1001は、第2の検出器1012の検出面A3に基づいてスリットを変更する。それにより、X線管1000からのX線が検出面A3に向けて照射される。

[0075] (ステップS25)

算出部151は、検出面A1と検出面A3とに基づいて、検出面A1に対応した第1のアイソセンタC3に対する検出面A3に対応する第3のアイソセンタC6の変位量を求める。算出部151は求めた変位量をシステム制御部15へ出力する。システム制御部15は、算出部151から受けた変位量に対応した変位指示を機構部17へ出力する。

[0076] (ステップS26)

機構部17は、システム制御部15から変位指示を受け、第3のアイソセンタC6の位置が第1のアイソセンタC3の位置に合致するように寝台部12と投影部10とを相対的に移動させる。なお、ステップS24とステップS25及びステップS26とは並列処理関係に相当する。

[0077] (ステップS27)

システム制御部15は、検出面A1の中心C1とX線焦点C5とを結ぶ第1の直線L1に、検出面A3の中心C7とX線焦点C5とを結ぶ第3の直線L3が平行となる回転移動を表す回動指示を機構部17に出力する。機構部17は、回動指示を受け、寝台部12と投影部10とを相対的に回動させることによって、第3の直線L3を第1の直線L1に平行とさせる。

[0078] (ステップS28)

X線診断装置1は、第2の検出器1012が検出したX線に基づく画像を撮影し、表示部3に表示させる。このとき、X線発生部100は、検出面A3についてX線を照射し、第2の検出器1012は被検体Eを透過し検出面A3に入射したX線を検出する。第2の検出器1012は検出データを投影データ生成部131に出力する。投影データ生成部131は受けた検出デー

タに基づく投影データを画像データ生成部 14 に出力する。画像データ生成部 14 は受けた投影データに基づく画像データを生成し、表示制御部 16 に出力する。表示制御部 16 は、受けた画像データに基づいて表示データを生成し、表示部 3 に拡大表示させる。以上で図 13 に示す動作を終了する。

[0079] [効果]

この実施形態の X 線診断装置 1 の効果について説明する。投影部 10 は、第 1 の検出器 1011 と第 2 の検出器 1012 とを含む。システム制御部 15 は、第 2 の検出器 1012 を挿入させる挿入指示を受けたとき、第 1 の検出器 1011 の検出面 A1 に対応した第 1 のアイソセンタ C1 の位置に、第 2 の検出器 1012 の検出面 A3 に対応した第 3 のアイソセンタ C6 を近付ける方向を表す変位指示を機構部 17 に出力する。なお、システム制御部 15 は、第 2 の検出器 1012 を挿入させる挿入指示を受けたとき、第 1 の検出器 1011 の検出面 A1 の中心 C1 と X 線焦点 C5 とを結ぶ第 1 の直線 L1 に、第 2 の検出器 1012 の検出面 A3 の中心 C6 と X 線焦点 C5 とを結ぶ第 3 の直線 L3 が平行となる回転移動を表す回動指示を機構部 17 に出力する。機構部 17 は、変位指示を受けたとき、寝台部 12 と投影部 10 とを相対的に移動させる。なお、機構部 17 は、回動指示を受けたとき、寝台部 12 と投影部 10 とを相対的に回動させる。それにより、X 線診断装置 1 は、第 2 の検出器 1012 を挿入する挿入指示に連動して、挿入指示前のアイソセンタの位置に挿入指示後のアイソセンタを合致させ、挿入指示前の被検体 E に対する X 線照射方向と挿入指示後の X 線照射方向とを平行にすることができる。したがって、第 2 の検出器が挿入される前の画像と後の画像とについて、アイソセンタの位置を合致し、被検体に対する X 線照射方向を平行とすることができる X 線診断装置を提供することができる。

[0080] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これら実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。

これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、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

[0081]	1	X線診断装置
	2	操作部
	3	表示部
	4	E C G計測部
	1 0	投影部
	1 1	高電圧発生部
	1 2	寝台部
	1 3	X線検出部
	1 4	画像データ生成部
	1 5	システム制御部
	1 6	表示制御部
	1 7	機構部
	1 0 0	X線発生部
	1 0 1	平面検出器
	1 0 2	Cアーム
	1 1 0	X線制御部
	1 1 1	高電圧発生器
	1 3 0	ゲートドライバ
	1 3 1	投影データ生成部
	1 4 0	画像データ記憶部
	1 4 1	画像演算部
	1 5 0	辺記憶部
	1 5 1	算出部
	1 5 2	部分検出面特定部
	1 6 0	表示データ生成部

- 1 6 1 変換部
- 1 7 0 寝台部移動機構
- 1 7 1 Cアーム回動・移動機構
- 1 7 2 機構制御部
- 1 7 3 第2の検出器挿抜機構
- 1 0 0 0 X線管
- 1 0 0 1 X線絞り部
- 1 0 1 1 第1の検出器
- 1 0 1 2 第2の検出器
- 1 3 1 0 電荷・電圧変換部
- 1 3 1 1 A／D変換部

請求の範囲

[請求項1]

被検体が載置される寝台部と、
陰極及び前記陰極からの電子を受けて被検体にX線を照射する陽極を備えるX線管と前記被検体を透過し検出面に入射したX線を検出する第1の検出器とを含む投影部と、
前記投影部による第1の検出データに基づいて生成された第1の画像を表示部に表示させる表示制御部と
を有するX線診断装置であって、
前記第1の画像に描出された被検体の部位の一部を拡大画像として表示させる拡大指示を受けたとき、前記検出面のうち前記陽極側に相当する部分領域である部分検出面に入射したX線を検出して得られた第2の検出データに基づいて生成された第2の画像を前記拡大画像として表示部に表示させるように前記表示制御部を制御するシステム制御部を有することを特徴とするX線診断装置。

[請求項2]

前記部分検出面は、前記拡大指示に含まれる拡大サイズと前記検出面の辺のうち前記陽極側に相当する辺とに基づいて、前記陽極側に相当する辺の少なくとも一部を辺とした前記部分領域であることを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

[請求項3]

前記寝台部と前記投影部とを相対的に移動させる機構部を更に有し、
前記システム制御部は、前記拡大指示を受けたとき、前記検出面と前記部分検出面とに基づいて、前記検出面に対応した第1のアイソセンタの位置と、前記部分検出面に対応する第2のアイソセンタとを近付ける方向を表す変位指示を前記機構部に出力し、
前記機構部は、前記変位指示を受けたとき、前記寝台部と前記投影部とを相対的に移動させる
ことを特徴とする請求項1に記載のX線診断装置。

[請求項4]

前記システム制御部は、

前記第1のアイソセンタに対する前記第2のアイソセンタの変位量を求める算出部を有し、前記変位指示に前記変位量を含めて前記機構部に出し、

前記機構部は、前記変位指示を受けたとき、前記変位量に基づいて、前記第2のアイソセンタが前記第1のアイソセンタの位置に合致するように前記寝台部と前記投影部とを相対的に移動させる

ことを特徴とする請求項3に記載のX線診断装置。

[請求項5] 前記機構部は、前記変位指示を受けたとき、前記投影部を移動させることを特徴とする請求項3に記載のX線診断装置。

[請求項6] 前記機構部は、前記変位指示を受けたとき、前記寝台部を移動させることを特徴とする請求項3に記載のX線診断装置。

[請求項7] 前記システム制御部は、前記拡大指示を受けたとき、前記検出面の中心とX線焦点とを結ぶ第1の直線に、前記部分検出面の中心と前記X線焦点とを結ぶ第2の直線が平行となる回転移動を表す回転指示を前記機構部に出し、

前記機構部は、前記回転指示を受けたとき、前記寝台部と前記投影部とを相対的に回転させる

ことを特徴とする請求項3に記載のX線診断装置。

[請求項8] 前記寝台部と前記投影部とを相対的に移動させる機構部を更に有し、

前記投影部は、前記第1の検出器と前記被検体との間に挿入可能な第2の検出器を含み、

前記システム制御部は、前記第2の検出器を挿入させる挿入指示を受けたとき、前記第1の検出器の検出面に対応した第1のアイソセンタの位置に、前記第2の検出器の検出面に対応した第3のアイソセンタを近付ける方向を表す変位指示を前記機構部に出し、

前記機構部は、前記変位指示を受けたとき、前記寝台部と前記投影部とを相対的に移動させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線診断装置。

[請求項 9]

前記寝台部と前記投影部とを相対的に移動させる機構部を更に有し

、

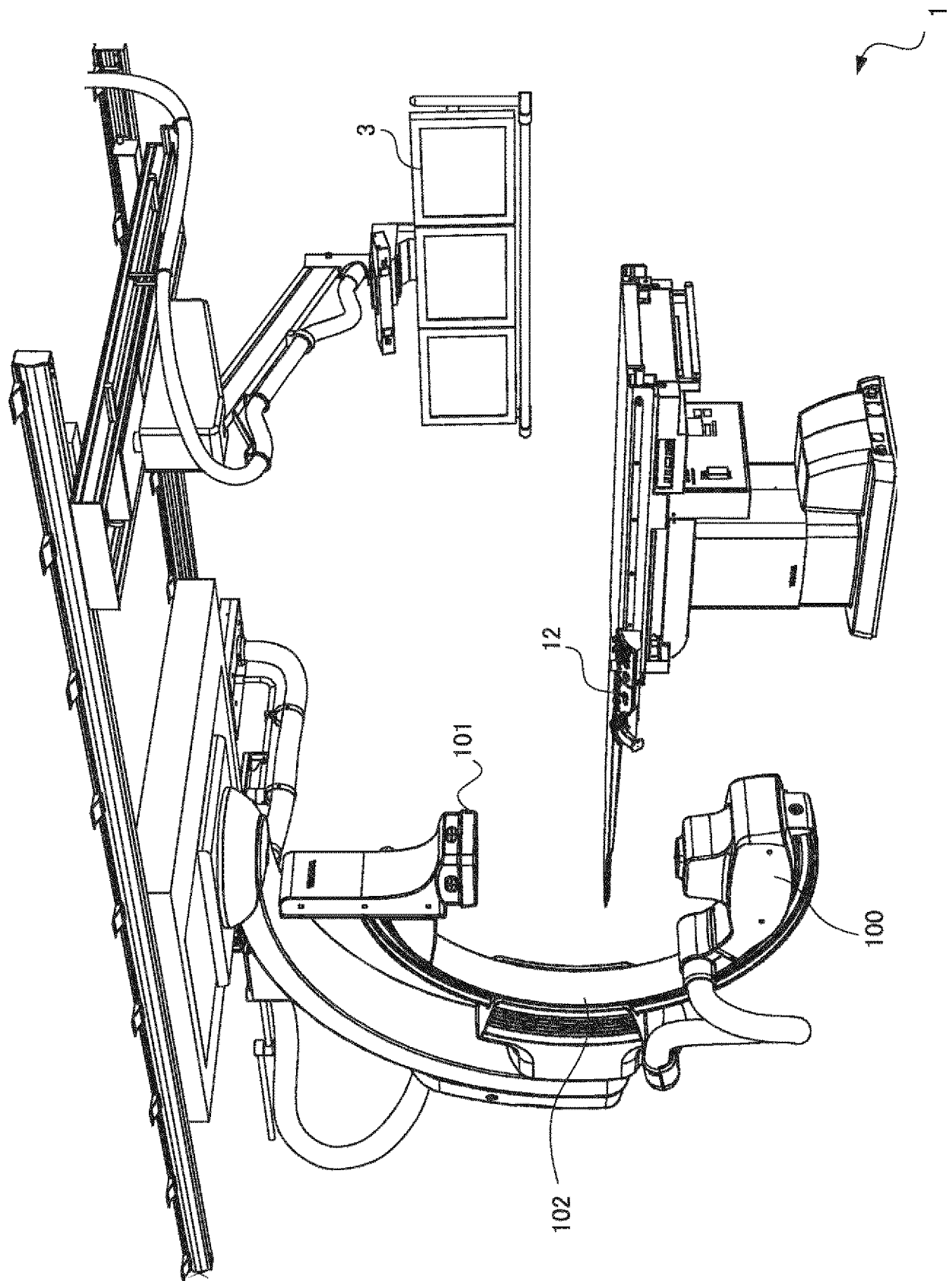
前記投影部は、前記第 1 の検出器と前記被検体との間に挿入可能な第 2 の検出器を含み、

前記システム制御部は、前記第 2 の検出器を挿入させる挿入指示を受けたとき、前記第 1 の検出器の検出面の中心と X 線焦点とを結ぶ第 1 の直線に、前記第 2 の検出器の検出面の中心と前記 X 線焦点とを結ぶ第 3 の直線が平行となる回転移動を表す回転指示を前記機構部に出し、

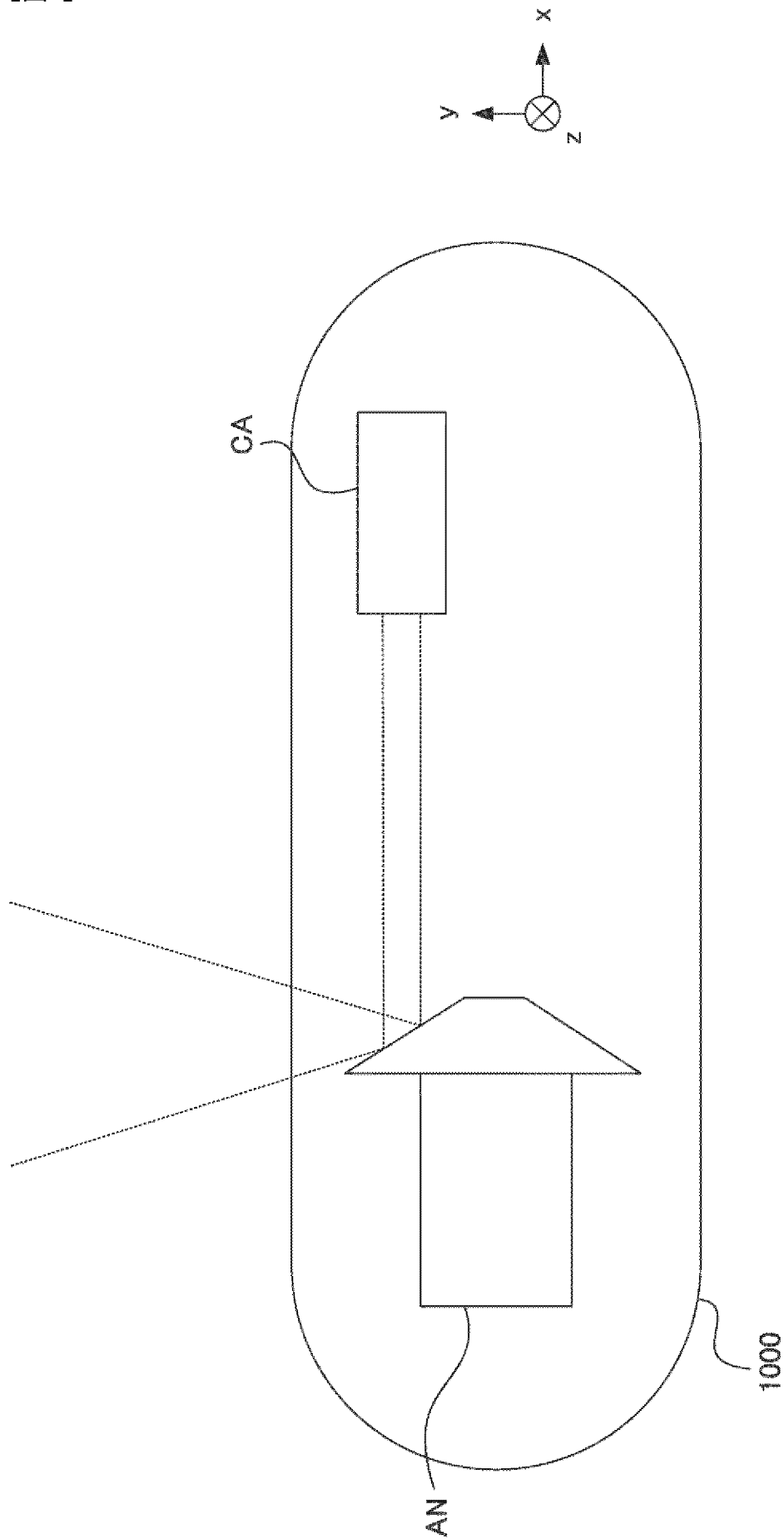
前記機構部は、前記回転指示を受けたとき、前記寝台部と前記投影部とを相対的に回転させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の X 線診断装置。

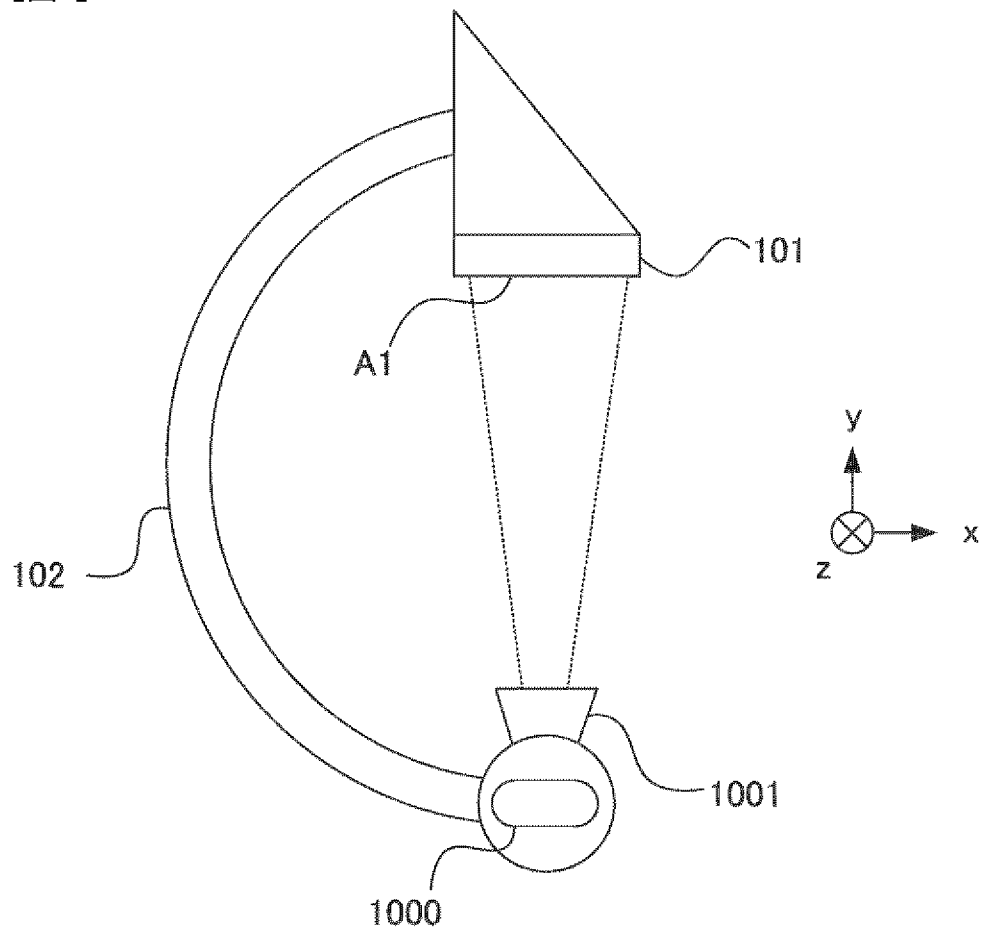
[図2]



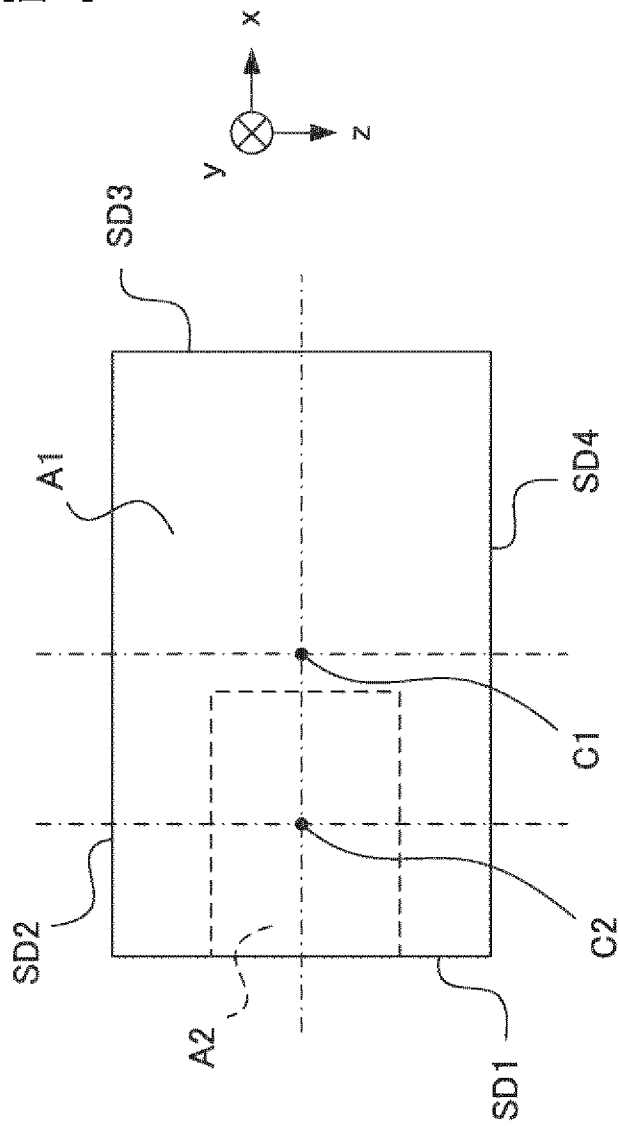
[図3]



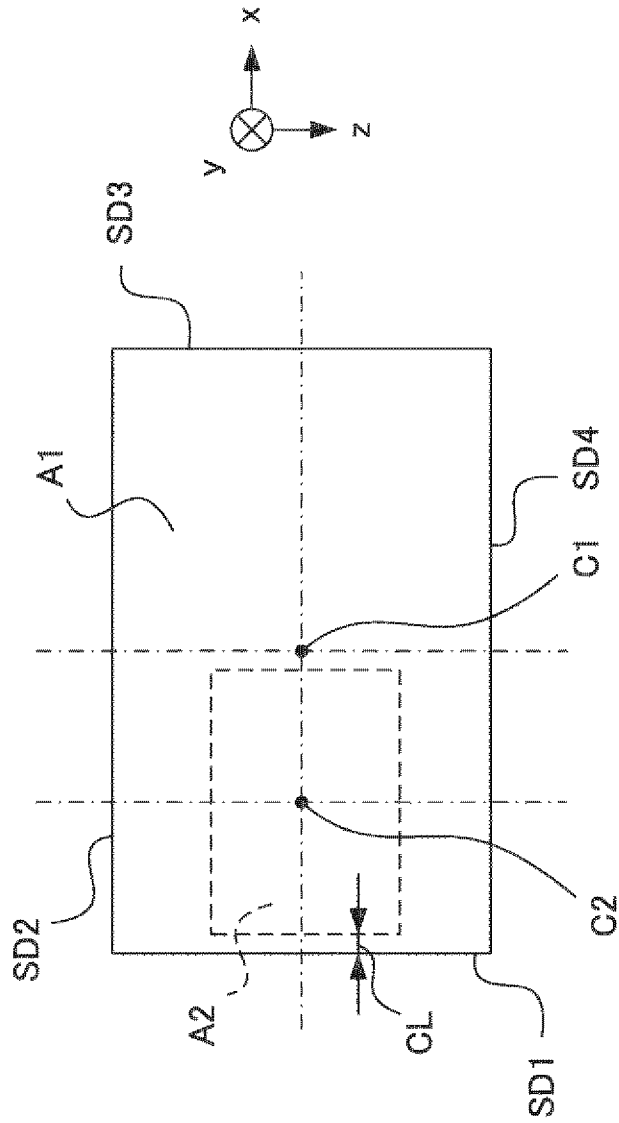
[図4]



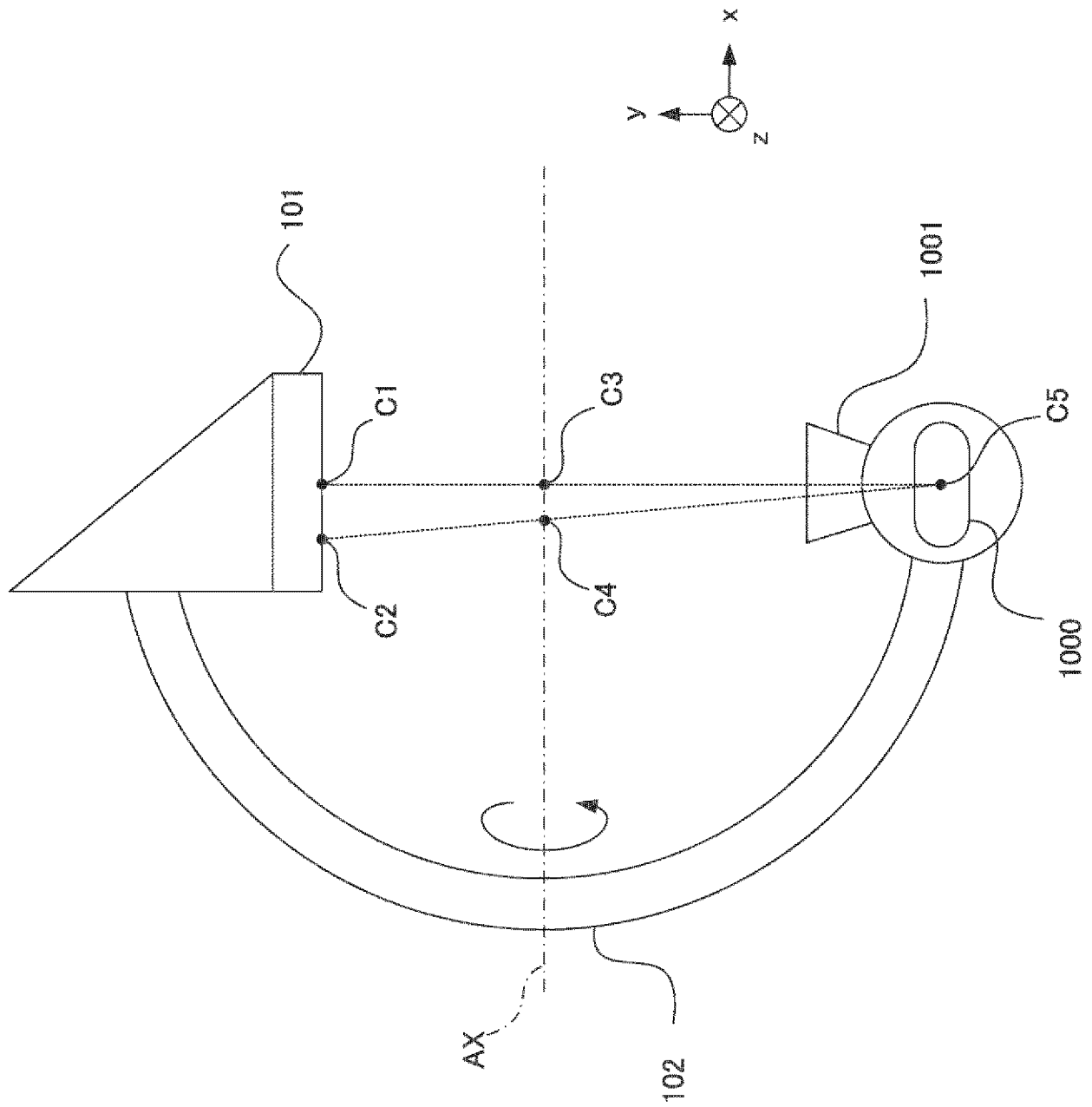
[図5A]



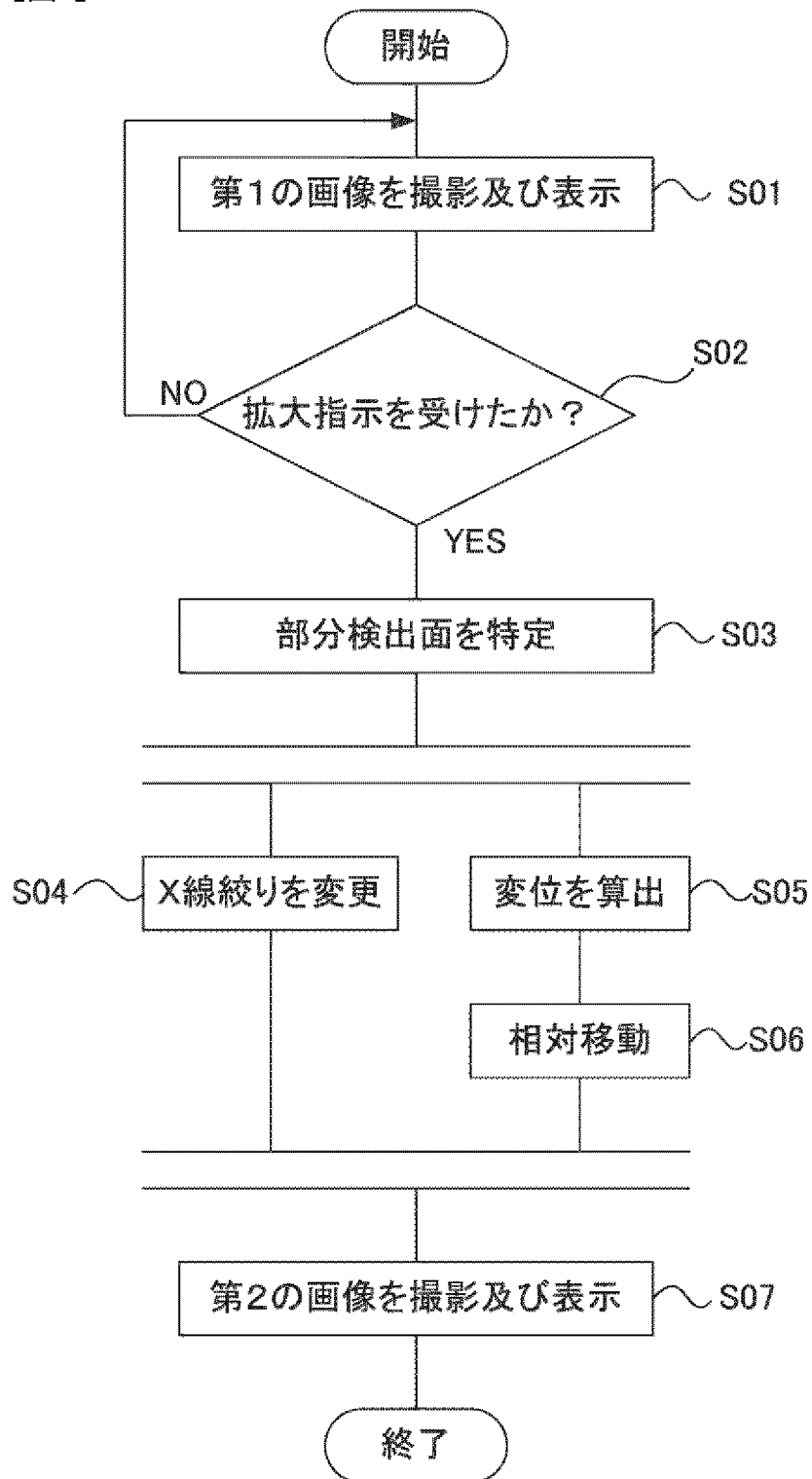
[図5B]



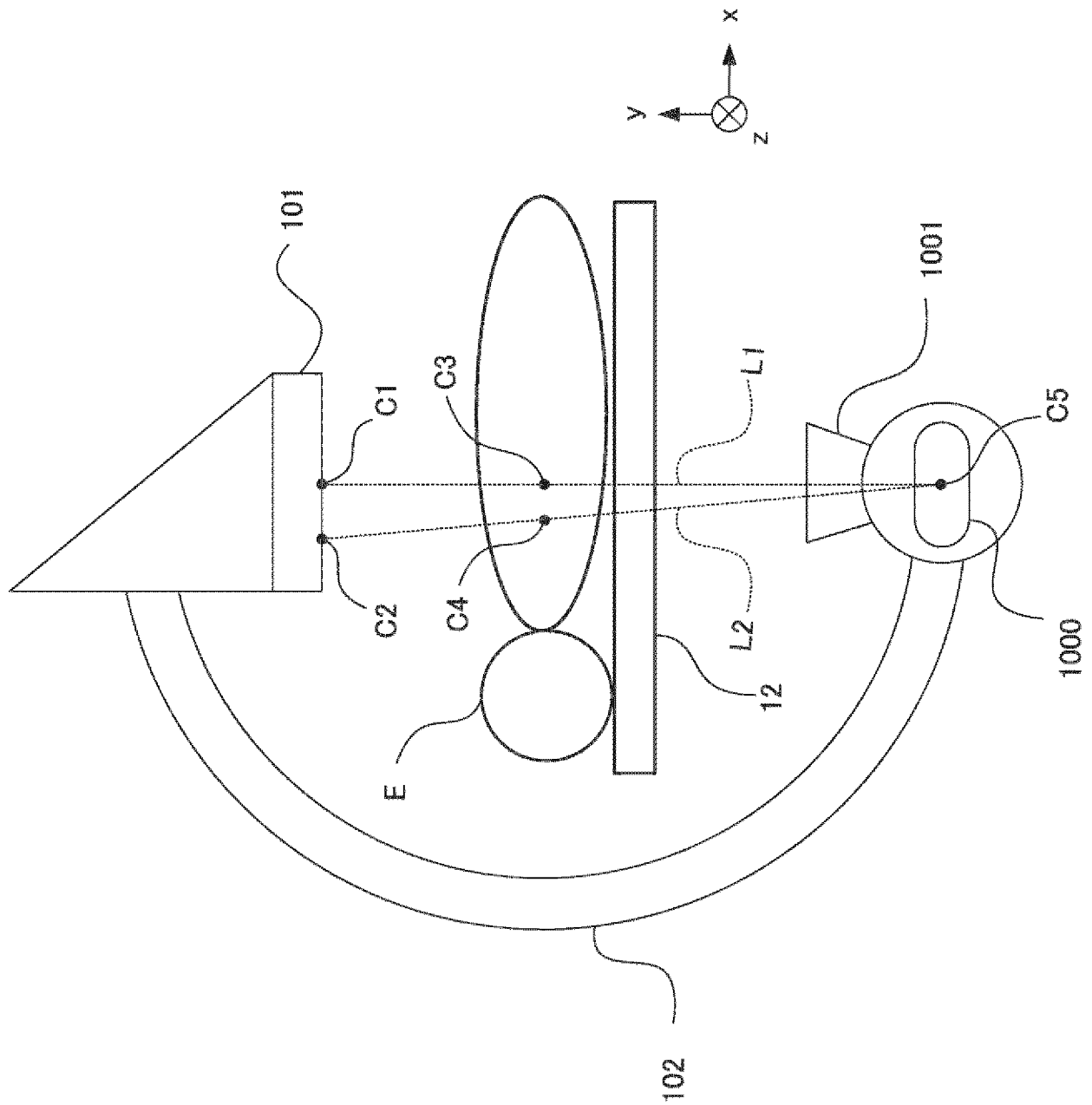
[図6]



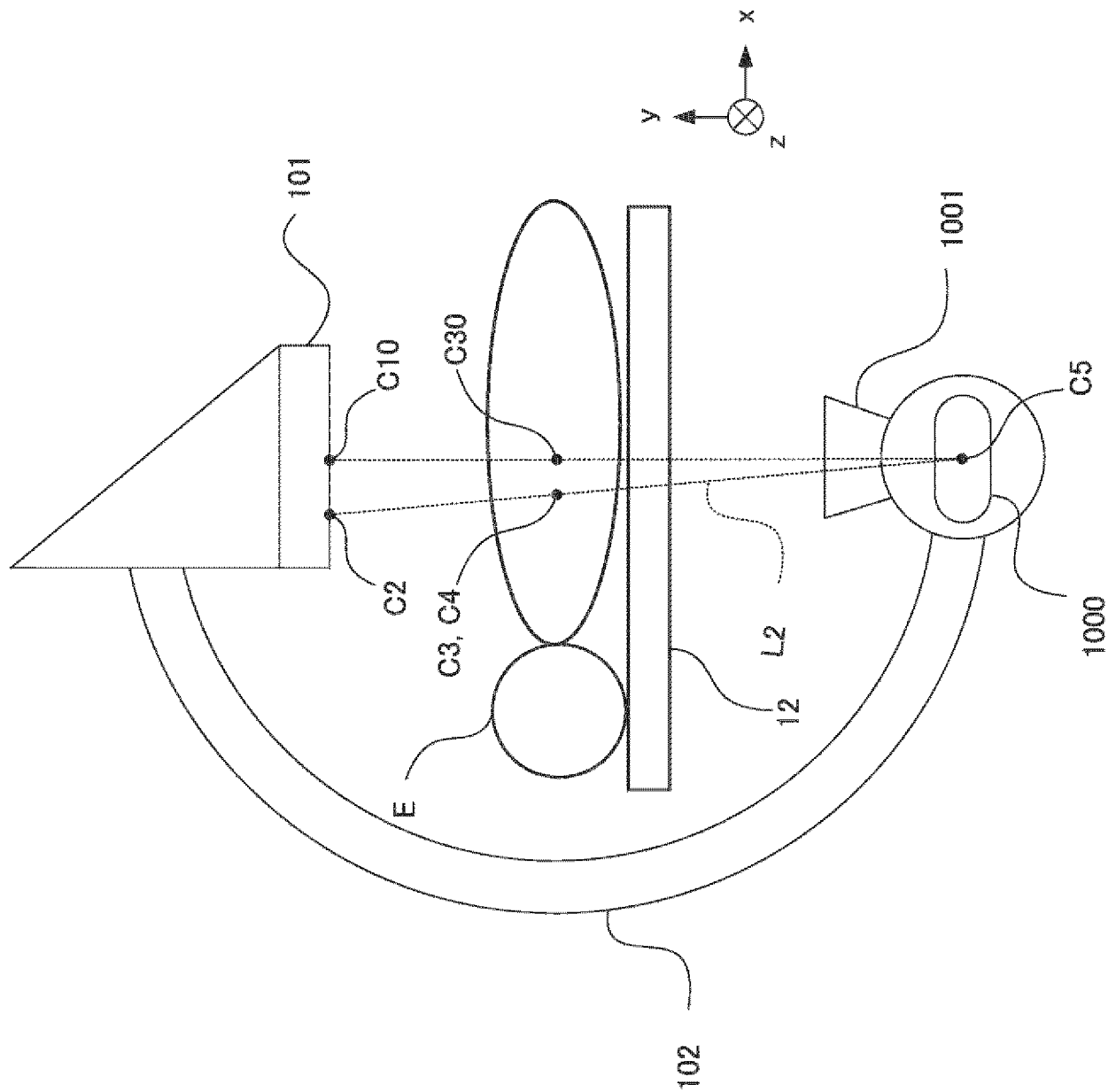
[図7]



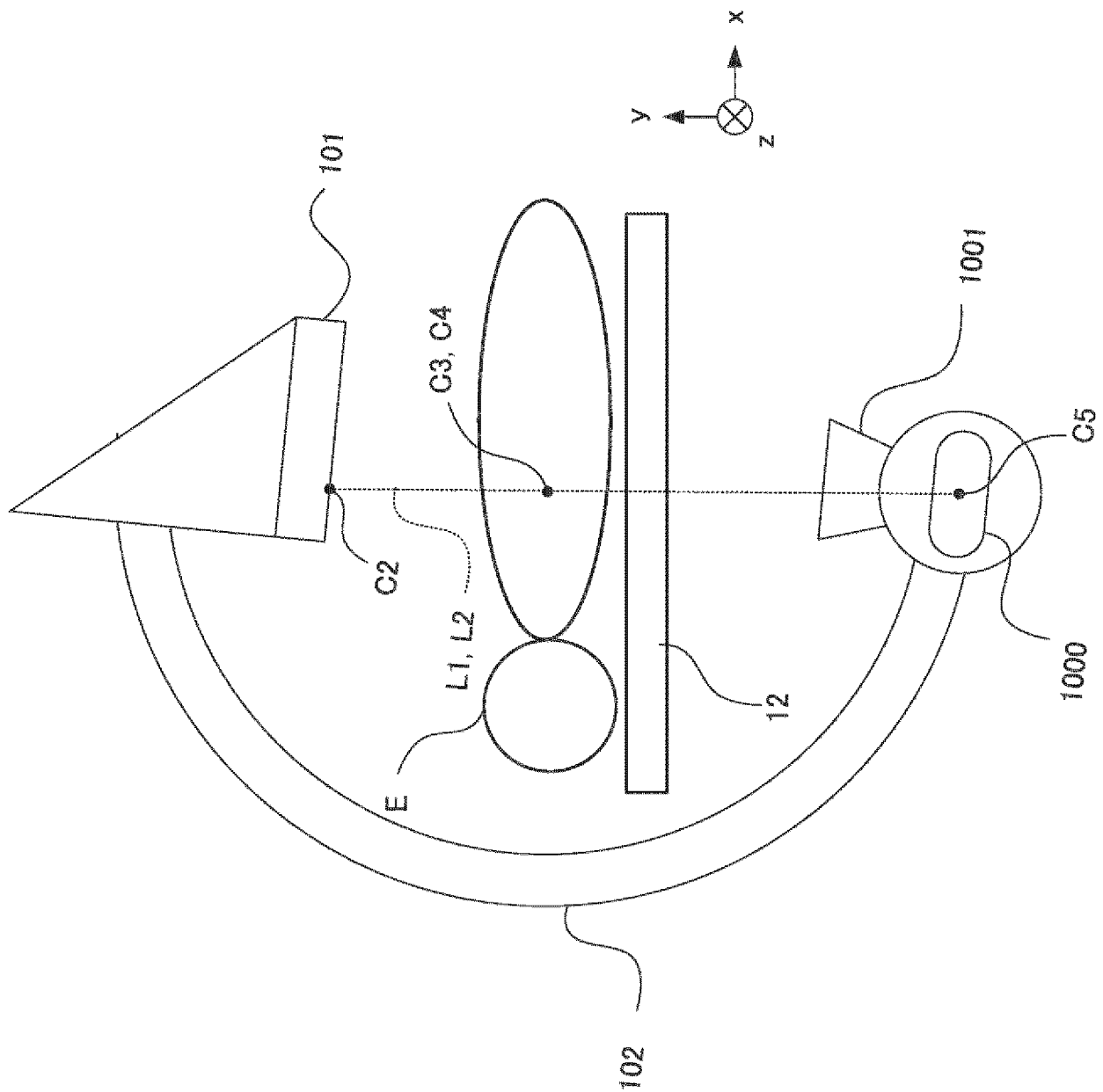
[図8A]



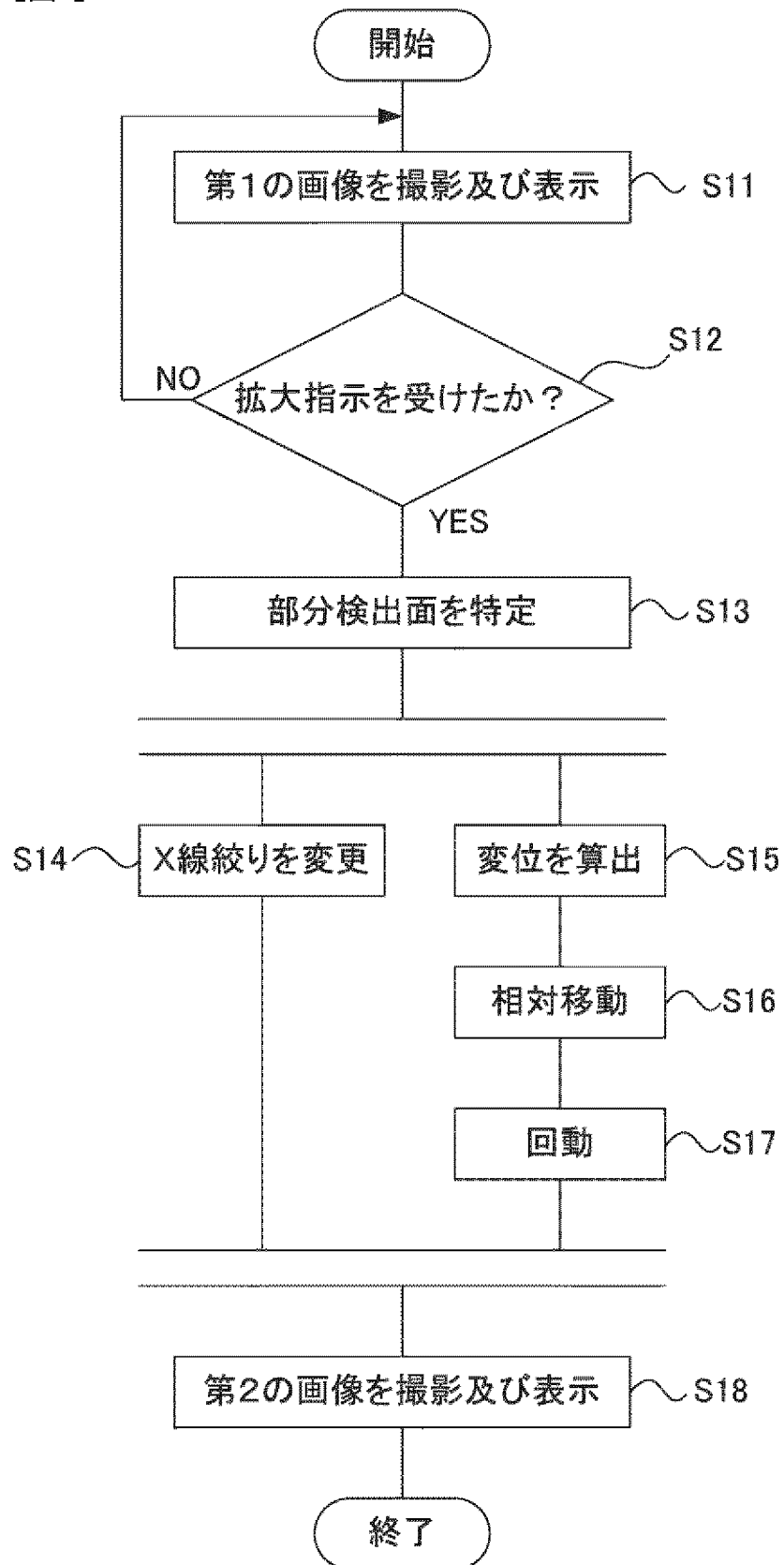
[図8B]



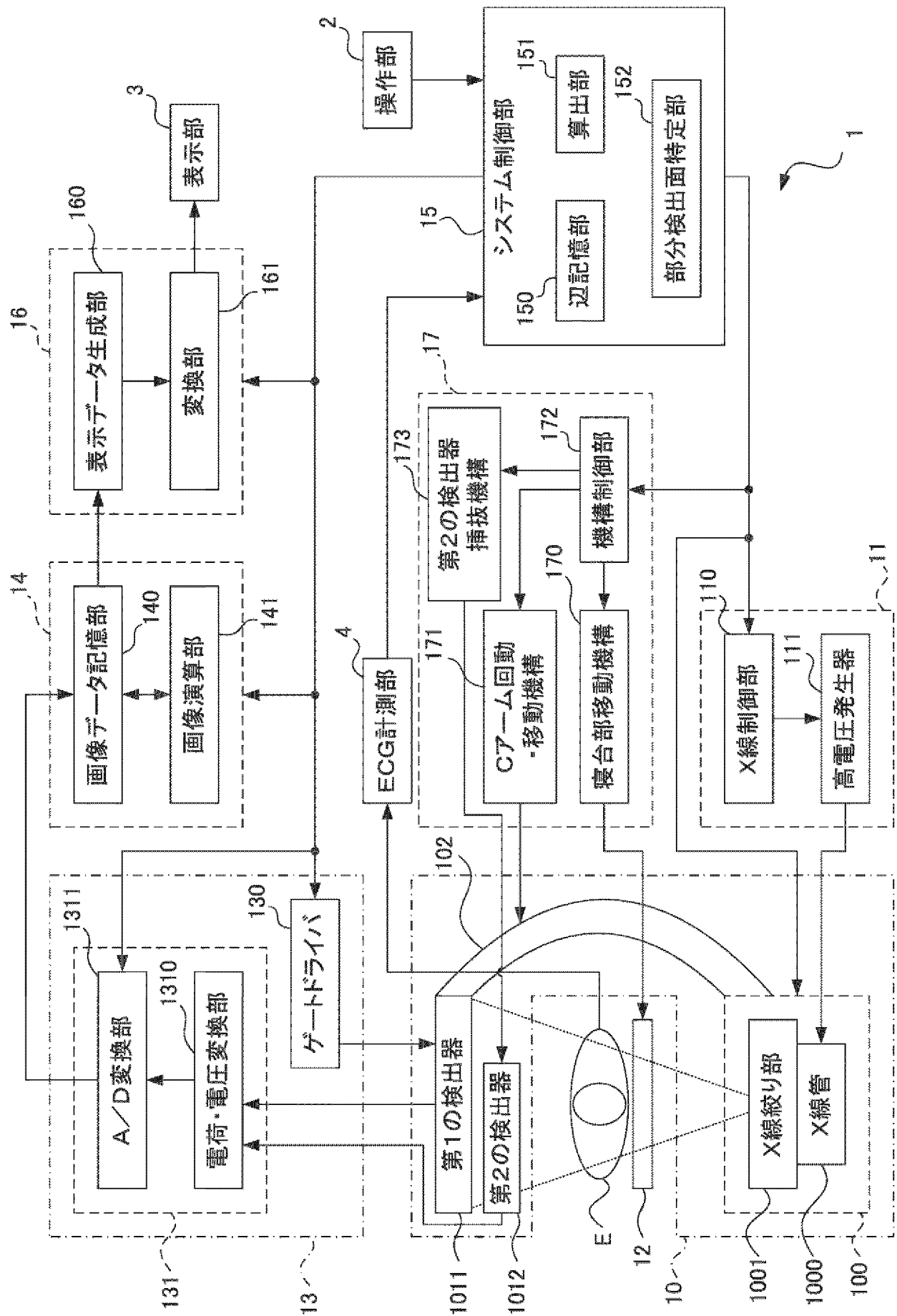
[図8C]



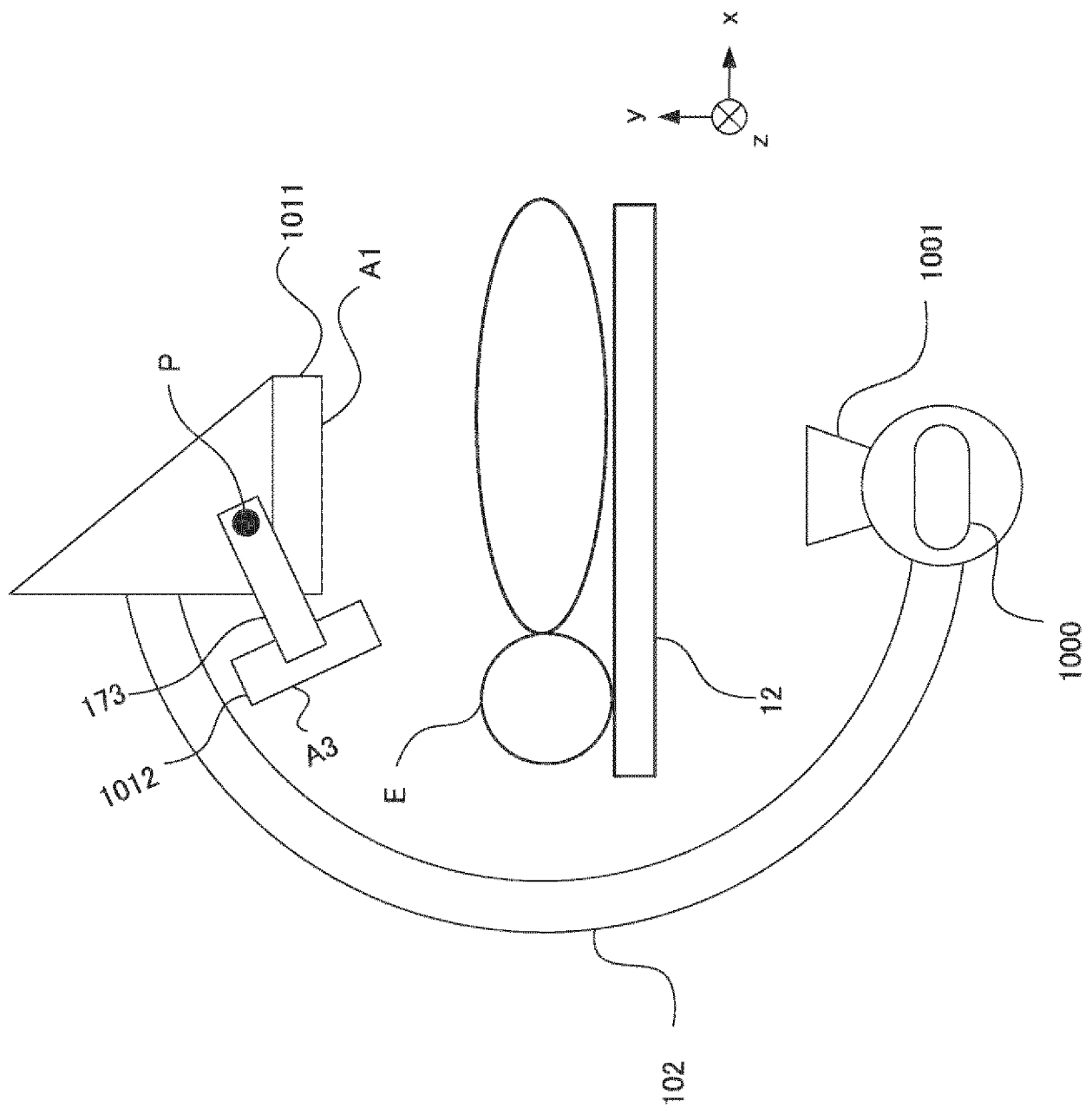
[図9]



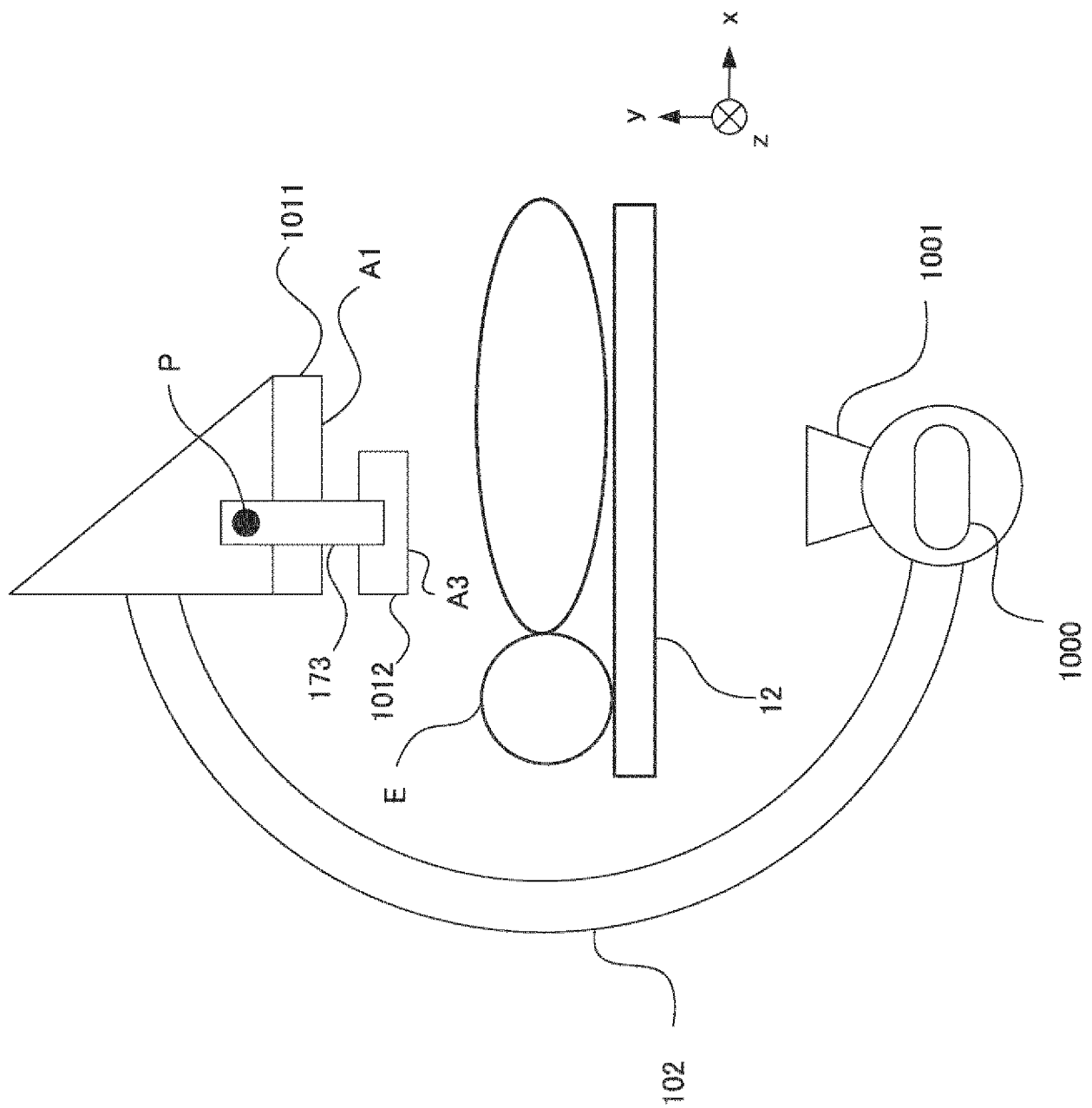
[図10]



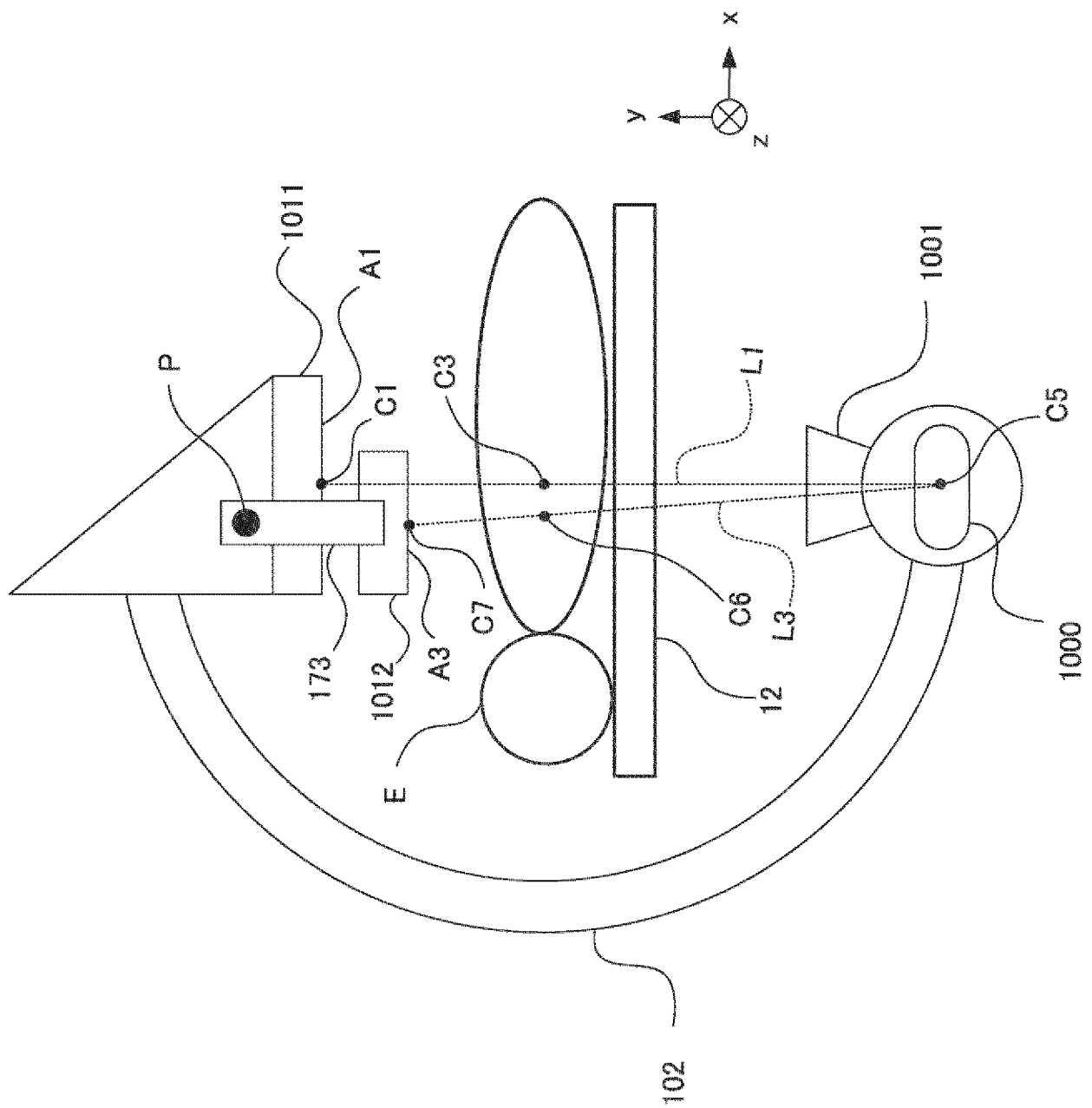
[図11A]



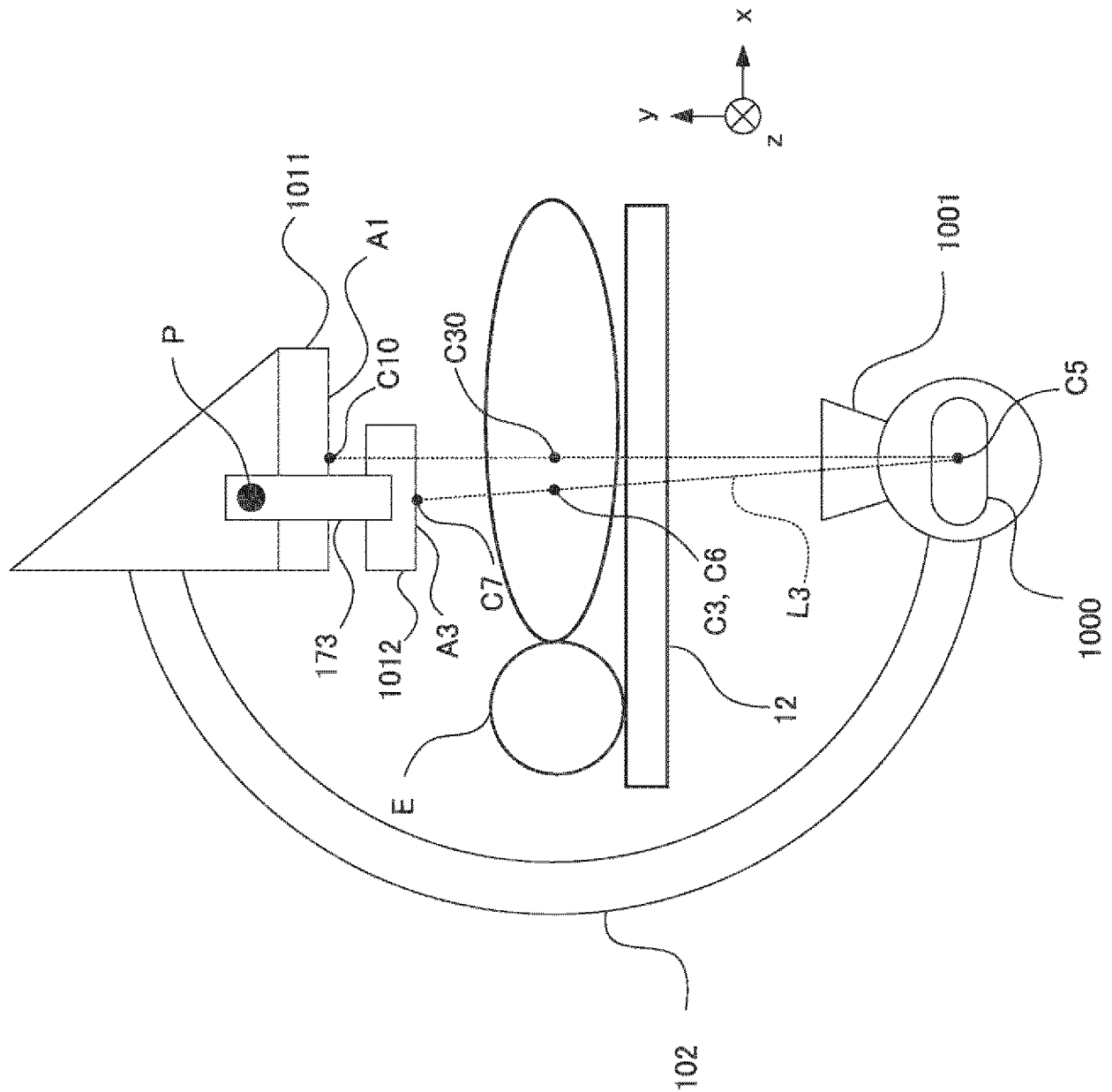
[図11B]



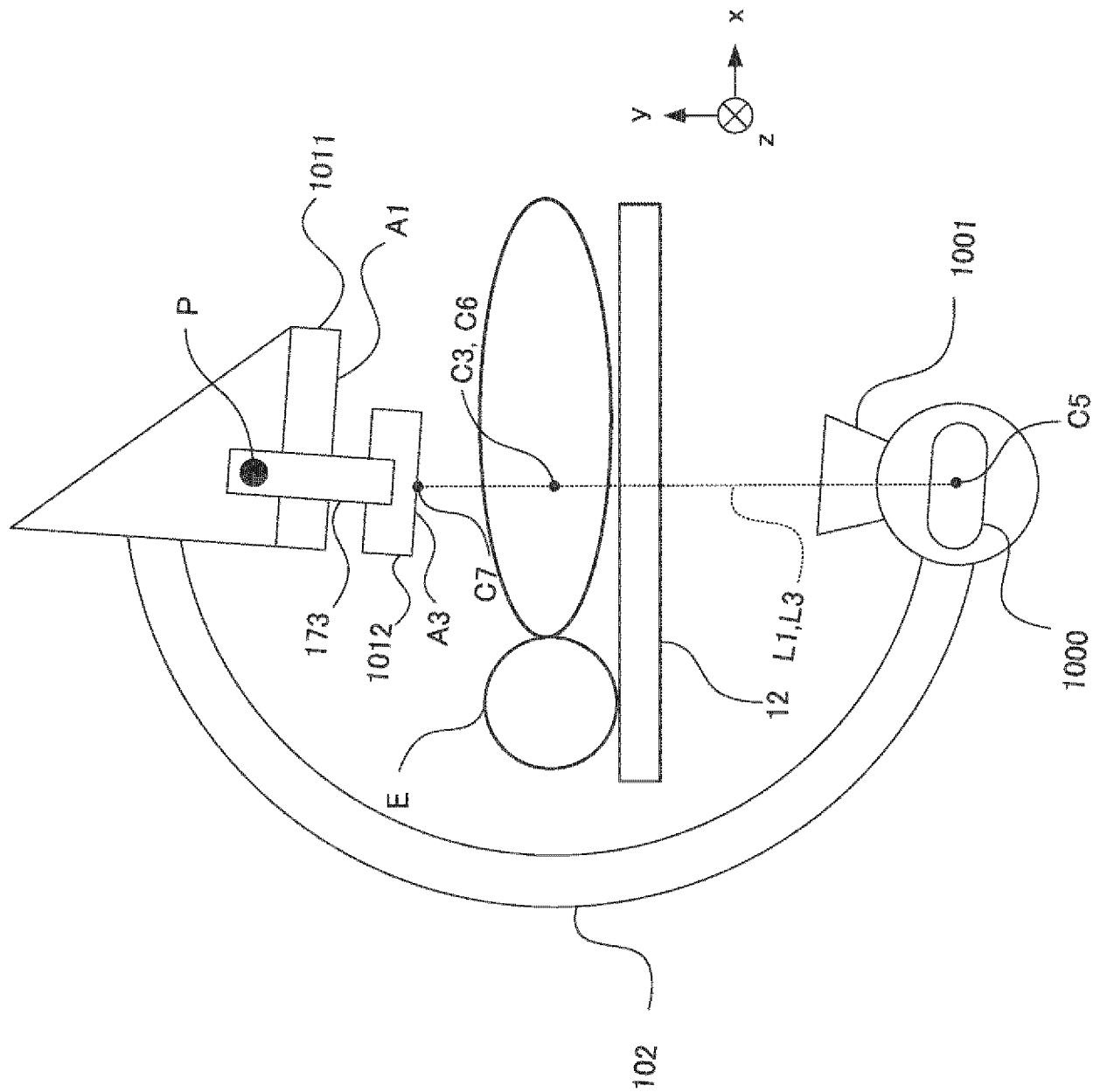
[図12A]



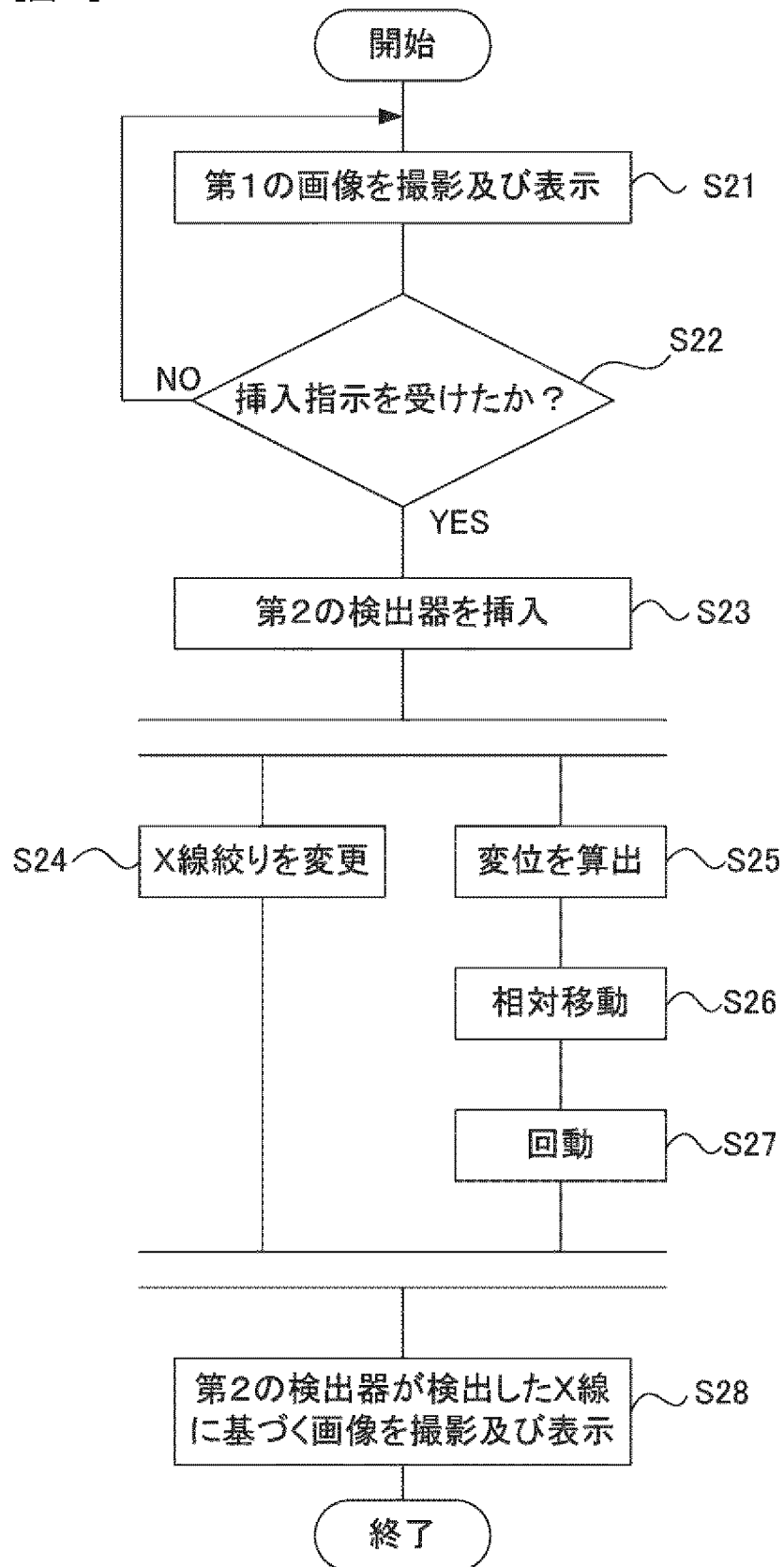
[図12B]



[図12C]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/051275

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(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)

A61B6/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-159913 A (Toshiba Corp.), 28 June 2007 (28.06.2007), paragraphs [0018] to [0050]; fig. 7 (Family: none)	1-9
Y	JP 2008-142236 A (Toshiba Corp.), 26 June 2008 (26.06.2008), paragraphs [0003] to [0009] (Family: none)	1-9
Y	JP 2012-223479 A (Toshiba Corp.), 15 November 2012 (15.11.2012), paragraphs [0010] to [0014] & US 2012/0281812 A1 & WO 2012/144230 A1 & CN 102858249 A	8-9

☒ 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
04 March, 2014 (04.03.14)

Date of mailing of the international search report
11 March, 2014 (11.03.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/051275

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 2010-094497 A (Fujifilm Corp.), 30 April 2010 (30.04.2010), entire text; all drawings & US 2010/0067655 A1	1-9
A	JP 2011-206534 A (J. Morita Manufacturing Corp.), 20 October 2011 (20.10.2011), entire text; all drawings & US 2011/0222646 A1 & EP 2364648 A1	1-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(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. A61B6/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

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

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2007-159913 A（株式会社東芝）2007.06.28, 段落【0018】～【0050】、【図7】（ファミリーなし）	1-9
Y	JP 2008-142236 A（株式会社東芝）2008.06.26, 段落【0003】～【0009】（ファミリーなし）	1-9
Y	JP 2012-223479 A（株式会社東芝）2012.11.15, 段落【0010】～【0014】 & US 2012/0281812 A1 & WO 2012/144230 A1 & CN 102858249 A	8-9

☒ 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

0 4 . 0 3 . 2 0 1 4

国際調査報告の発送日

1 1 . 0 3 . 2 0 1 4

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

南川 泰裕

2 Q

4 8 4 3

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-094497 A (富士フイルム株式会社) 2010. 04. 30, 全文、全図 & US 2010/0067655 A1	1-9
A	JP 2011-206534 A (株式会社モリタ製作所) 2011. 10. 20, 全文、全図 & US 2011/0222646 A1 & EP 2364648 A1	1-9