

(19) 世界知的所有權機關  
國際事務局



(10) 国際公開番号

W O 2013/081062 A 1

國際公開日  
2013 年 6 月 6 日 (06.06.2013)

W 面 P O | P C T

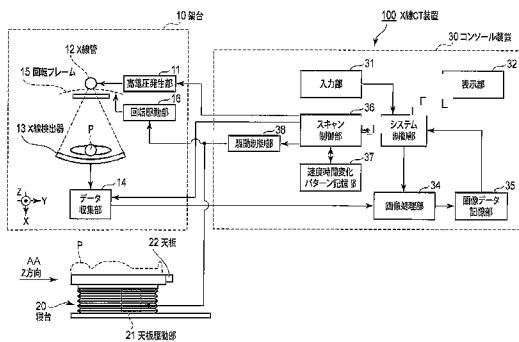
- |      |  |      |  |
|------|--|------|--|
| (51) | 国際特許分類：<br>A61B 6/03 (2006.01)   | (81) | 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能)：AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, 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, PA, 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. |
| (21) | 国際出願番号：<br>PCT/JP20 12/080966  | (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), ユーロッパ (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).  |
| (22) | 国際出願日：<br>2012 年 11 月 29 日 (29.11.2012)  |      |  |
| (25) | 国際出願の言語：<br>日本語  |      |  |
| (26) | 国際公開の言語：<br>日本語  |      |  |
| (30) | 優先権データ：<br>特願 201 1-263791 201 1 年 12 月 1 日 (01.12.201 1) 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 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP). |      |  |
| (72) | 発明者：鈴木 達郎 (SUZUKI, Tatsuro); 〒 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 1 丁目 1 2 番 9 号 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).  |      | 添付公開書類：<br>国際調査報告 (条約第 2 1 条(3))   |

添付公開書類：

国際調査報告 (条約第 21 条 (3))

(54) Title: X-RAY COMPUTED TOMOGRAPHY APPARATUS

(54) 発 明 の 名 称 : X 線 コンピュータ断層撮影装置



```

10 Frame
11 High voltage-generating unit
12 X-ray tube
13 X-ray detector
14 Data-collecting unit
15 Rotating frame
16 Rotation drive unit
20 Bed
21 Tabletop drive unit
22 Tabletop
23 ... device
31 l
32 l tit
33 l tit it
34 l oce unit
35 l ta s e unit
36 Scan control
37 Speed/ir ing pattern storage unit
38 Drive control is
100 X-ray CT
AA Z-drirpik

```

(57) Abstract: The X-ray computed tomography apparatus of an embodiment is provided with: an X-ray tube that generates X-rays; an X-ray detector that detects X-rays generated from the X-ray tube and passing through the subject; a tabletop on which the subject is laid; a rotation drive unit that rotates a rotating frame, on which the X-ray tube and X-ray detector are loaded, around the subject; a movement drive means for moving the rotating frame and the tabletop relative to each other in a reciprocating manner multiple times along the longitudinal direction of the tabletop; and a scan control unit that controls the movement drive means in order to align the multiple movements on the outgoing path to the multiple respective corresponding X-ray tube trajectories and to align the multiple movements on the return path to the multiple respective corresponding X-ray tube trajectories in the reciprocating movement of the rotation frame relative to the tabletop.

(57) 要約：本実施形態に係るx線コンピュータ断層撮影装置は、x線が発生するx線管と、x線管から発生され、被検体を透過したx線を検出するx線検出器と、被検体を載置する天板と、x線管とx線検出器とを搭載する回転フレームと、被検体の周囲で回転駆動する回転部と、天板の長軸方向に沿って、複数回に亘る、回転フレームと天板とを相対的に往復移動させる移動駆動手段と、回転フレームと天板との相対的な往復移動において、往路における複数の移動にそれぞれ対応するx線管の複数の移動軌跡を一致させ、復路における複数の移動にそれぞれ対応するx線管の複数の移動軌跡を一致させるために、移動駆動手段を制御するスケッチ制御部と、を具備する。

## 明 細 書

発 明 の 名 称 : X 線 コンピュータ断層撮影装置

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に関する。

背景技術

[0002] 近年、X線コンピュータ断層撮影装置 (Computed Tomography :以下、X線CT装置) によるスキャン方式の一つにヘリカル往復スキャンがある。ヘリカル往復スキャンは、被検体を中心とする円軌道上でX線管を連続回転させるとともに、天板を連続して往復移動させる撮影手法である。以下、天板の往復移動に関して往路における撮影を往路スキャンと呼ぶ。天板の往復移動に関して復路における撮影を復路スキャンと呼ぶ。

[0003] ヘリカル往復スキャンによれば、X線管 (またはX線検出器) は、被検体に対して螺旋状の軌跡 (以下ヘリカル軌跡と呼ぶ) を描く。これにより、広範囲かつ連続性に優れた断層像が得られる。例えば、造影剤が注入された被検体に対するヘリカル往復スキャンは、血流動態 (灌流) を解析する場合に利用される

しかしながら、従来のヘリカル往復スキャンには、以下のような問題がある。第1に、往路 (復路) スキャンから復路 (往路) スキャンへの折り返し、すなわち天板の加減速中において、被検体は撮影されない (例えば図19)。天板の加減速中における撮影の待ち時間は、灌流の解析における時間分解能を低下させる。第2に、X線管とX線検出器とを搭載した回転フレームを予め所定の角速度で回転させておき、天板速度が一定速度に達した時点で、X線が曝射される。これにより、ヘリカル軌跡は、往路 (復路) スキャンごとに異なる場合がある (例えば図20)。往路 (復路) スキャンごとのヘリカル軌跡の差は、被検体に対する同じ撮影位置に関する画質の差 (以下、画質差と呼ぶ) を生じさせる。時間分解能が小さく、更に同じ撮影位置で画質差が発生すると、灌流の解析が不正確となる場合がある。

## 先行技術文献

## 特許文献

[0004] 特許文献1 :特開2009\_261942号公報

## 発明の概要

### 発明が解決しようとする課題

[0005] 目的は、ヘリカル往復スキャンにおける時間分解能の向上と、ヘリカル軌跡の差の低減とを実現するX線コンピュータ断層撮影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、X線を発生するX線管と、前記X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出するX線検出器と、前記被検体を載置する天板と、前記X線管と前記X線検出器とを搭載する回転フレームを、前記被検体の周囲で回転させる回転駆動部と、前記天板の長軸方向に沿って、複数回に亘って、前記回転フレームと前記天板とを相対的に往復移動させる移動駆動手段と、前記回転フレームと前記天板との相対的な往復移動において、往路における複数の移動にそれぞれ対応する前記X線管の複数の移動軌跡を概一致させ、復路における複数の移動にそれぞれ対応する前記X線管の複数の移動軌跡を概一致させるために、前記移動駆動手段を制御するスキャン制御部と、を具備する。

## 発明の効果

[0007] 本実施形態によれば、ヘリカル往復スキャンにおける時間分解能の向上と、ヘリカル軌跡の差の低減とを実現することができる。

## 図面の簡単な説明

[0008] [図1] 図1は、本実施形態に係る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2] 図2は、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置における架台と寝台との断面の一例を示す断面図である。

[図3] 図3は、本実施形態に係る軸の定義を示す図である。

[図4] 図4は、本実施形態に係り、ヘリカル往復スキャンを説明するための説明図である。

[図5] 図5は、本実施形態に係り、往路方向の天板の移動時間と天板の移動速度との関係の一例を示す図である。

[図6] 図6は、本実施形態に係り、往路方向の天板の移動時間と天板の移動速度との関係の一例を示す図である。

[図7] 図7は、本実施形態に係り、往路方向の天板の移動時間と天板の移動速度との関係の一例を示す図である。

[図8] 図8は、本実施形態に係るヘリカル往復スキャンにおけるスキャン位置と天板速度との関係の一例を示す図である。

[図9] 図9は、本実施形態に係り、撮影待ち時間を無くしたヘリカル往復スキャンにおけるスキャン位置と天板速度との関係の一例を示す図である。

[図10] 図10は、本実施形態に係り、天板の移動方向ごとのX線管およびX線検出器の回転数と天板の位置との関係を示す図である。

[図11] 図11は、本実施形態に係り、天板の移動方向ごとのヘリカル往復スキャンによるX線管またはX線検出器の軌跡の一例を示す図である。

[図12] 図12は、本実施形態に係り、ヘリカル往復スキャンにおけるX線管、X線検出器と撮影範囲との位置関係の一例を示す図である。

[図13] 図13は、本実施形態に係り、時間に対するX線管の回転角度、天板の位置、天板速度の依存性の一例を示す図である。

[図14] 図14は、本実施形態に係るヘリカル往復スキャンの手順の一例を示すフローチャートである。

[図15] 図15は、本実施形態の変形例に係る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16] 図16は、本変形例に係り、被検体の撮影範囲の設定の一例を示す図である。

[図17] 図17は、本変形例に係り、被検体の撮影範囲の設定画面の一例を示す

す図である。

[図18] 図18は、本変形例に係るヘリカル往復スキンの撮影範囲の設定手順の一例を示すフローチャートである。

[図19] 図19は、従来のヘリカル往復スキンにおける時間と天板速度との関係を示す図である。

[図20] 図20は、従来のヘリカル往復スキンにおける往路ごとのヘリカル軌跡の一例を示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0009] 以下、図面を参照しながら本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置 (Computed Tomography : 以下、X線CT装置と呼ぶ) を説明する。

[0010] X線CT装置には、X線管とX線検出器とが一体として被検体の周囲を回転するRotate/Rotate-Type、リング状にアレイされた多数のX線検出素子が固定され、X線管のみが被検体の周囲を回転するStationary/Rotate-Type等様々なタイプがあり、いずれのタイプでも本実施形態は適用可能である。さらに、近年では、X線管とX線検出器との複数のペアを回転フレームに搭載したいわゆる多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置の製品化が進み、その周辺技術の開発が進んでいる。本実施形態においては、従来からの一管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であっても、多管球型のX線コンピュータ断層撮影装置であってもいずれも適用可能である。ここでは、一管球型でかつ、Rotate/Rotate-Typeタイプとして説明する。

[0011] なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

図1は、本実施形態に係るX線CT装置100の構成を示す図である。図1に示すようにX線CT装置100は、架台10と寝台20とコンソール装置30とを装備する。図2は、X線CT装置100における架台10と寝台20との断面の一例を示す断面図である。架台10と寝台20とは、図2に

例示するように設置される。図 2 に示す矢印は、被検体 P の体軸方向を示す。天板 22 は、被検体 P の体軸方向と平行な第 1 方向（例えば往路方向）と、第 1 方向と反対の第 2 方向（例えば復路方向）とに繰り返し連続的に往復移動する。

[001 2] 図 1 および図 2 に示すように、架台 10 は、円環または円板状の回転フレーム 15 を搭載する。回転フレーム 15 は、X 線管 12 と X 線検出器 13 とを、回転軸周りに回転可能に支持する。回転フレーム 15 は、X 線管 12 と X 線検出器 13 とを、被検体 P を挟んで対向するように支持する。回転フレーム 15 は、回転駆動部 16 に接続される。

[001 3] 回転駆動部 16 は、コンソール装置 30 内の駆動制御部 38 による制御に従って、回転フレーム 15 を連続的に回転させる。このとき、回転フレーム 15 に支持されている X 線管 12 と X 線検出器 13 とは、回転軸周りに回転する。

[0014] 本実施形態に係る軸の定義は、図 3 を参照して説明する。Z 軸は、回転フレーム 15 の回転軸に規定される。Y 軸は、X 線管 12 の X 線焦点と X 線検出器 13 の検出面の中心とを結ぶ軸に規定される。Y 軸は、Z 軸に直交する。X 軸は、Y 軸と Z 軸とに直交する軸に規定される。このように X Y Z 直交座標系は、X 線管 12 の回転とともに回転する回転座標系を構成する。

[001 5] X 線管 12 は、高電圧発生部 11 から供給される高電圧の印加を受けて、コーン状の X 線を発生する。高電圧発生部 11 は、スキャン制御部 36 による制御に従って、X 線管 12 に高電圧を印加する。

[001 6] X 線検出器 13 は、X 線管 12 から発生され、被検体 P を透過した X 線を検出する。X 線検出器 13 は、検出された X 線の強度に応じた電流信号を生成する。X 線検出器 13 としては、面検出器または多列検出器と呼ばれるタイプのものが適用されるとよい。このタイプの X 線検出器は、2 次元状に配列された複数の X 線検出素子を装備する。ここでは、単一の X 線検出素子が単一のチャンネルを構成しているものとして説明する。例えば、100 個の X 線検出素子は、X 線の焦点を中心として、この中心から X 線検出素子の受

光部中心までの距離を半径とする円弧方向（チャンネル方向）に関して１次元状に配列される。チャンネル方向に沿って配列された複数のＸ線検出素子を、以下Ｘ線検出素子列と呼ぶ。例えば６４個のＸ線検出素子列は、三軸で示すスライス方向に沿って配列される。Ｘ線検出器１３には、データ収集部（data acquisition system：以下ＤＡＳと呼ぶ）１４が接続される。

[001 7]     なお、入射Ｘ線を電荷に変換するメカニズムは、シンチレータ等の蛍光体でＸ線を光に変換し更にその光をフォトダイオード等の光電変換素子で電荷に変換する間接変換形と、Ｘ線によるセレン等の半導体内での電子正孔対の生成及びその電極への移動すなわち光導電現象を利用した直接変換形とが主流である。Ｘ線検出素子としては、それらのいずれの方式を採用してもよい。

[001 8]     データ収集部１４は、スキャン制御部３６による制御に従って、Ｘ線検出器１３からチャンネルごとに電気信号を読み出す。データ収集部１４は、読み出された電気信号を増幅する。データ収集部１４は、増幅された電気信号をデジタル信号に変換することにより、投影データを生成する。なお、データ収集部１４は、Ｘ線が曝射されていない期間にＸ線検出器１３から電気信号を読み出し、投影データを生成することも可能である。生成された投影データは、図示していない非接触データ伝送部を介して、コンソール装置３０に供給される。

[001 9]     架台１０の近傍には寝台２０が設置される。寝台２０は、天板２２、天板支持機構２３、天板駆動部２１を有する。天板２２には被検体Ｐが載置される。天板支持機構２３は、天板２２をＺ軸に沿って往復移動可能に支持する。典型的には、天板支持機構２３は、天板２２の長軸をＺ軸に平行にするように天板２２を支持する。天板駆動部２１は、後述するコンソール装置３０の駆動制御部３８による制御に従って、天板２２を駆動する。具体的には、天板駆動部２１は、撮影範囲内に設定された定速領域において、天板２２を一定の速度で移動させる。天板駆動部２１は、撮影範囲内の加減速領域にお

いて、天板 2 2 の移動速度を加速または減速させる。すなわち、天板駆動部 2 1 は、減速領域において、天板 2 2 を減速させて停止させる。天板 2 2 の停止後、天板駆動部 2 1 は、天板 2 2 の移動方向を反転する。天板駆動部 2 1 は、加速領域において、天板 2 2 の移動速度を加速する。

[0020] なお、天板 2 2 を一定速度で移動させる代わりに、架台 1 0 を一定速度で移動させてもよい。この時架台 1 0 は、図示していない架台駆動部により、Z 軸に沿って移動される。加えて、架台駆動部は、上記加減速領域において、架台 1 0 を加速または減速させる。すなわち、架台駆動部は、減速領域において、架台 1 0 を減速させて停止させる。架台 1 0 の停止後、架台駆動部は、架台 1 0 の移動方向を反転する。架台駆動部は、加速領域において、架台 1 0 の移動速度を加速する。

[0021] コンソール装置 3 0 は、入力部 3 1、表示部 3 2、システム制御部 3 3、画像処理部 3 4、画像データ記憶部 3 5、スキャン制御部 3 6、速度時間変化パターン記憶部 3 7、駆動制御部 3 8 を有する。

[0022] 入力部 3 1 は、マウス、キーボード、タッチパネルなどの入力機器を有する。入力部 3 1 は、入力機器を介して操作者による X 線 CT 装置 1 0 0 への各種指令、各種情報などを入力する。表示部 3 2 は、例えば LCD (Liquid Crystal Display) などのディスプレイである。表示部 3 2 は、後述する画像データ記憶部 3 5 に記憶されている医用画像、操作者から各種指示を受け付けるための GUI (Graphical User Interface) などを表示する。入力部 3 1 は、入力機器を介した操作者の指示により、ヘリカル往復スキャンにおける各種スキャン条件を設定または入力する。ヘリカル往復スキャンは、被検体を中心とする円軌道上で X 線管 1 2 を連続回転させるとともに、天板 2 2 を連続して往復移動させる撮影手法である。

[0023] スキャン条件とは、例えば、ヘリカル往復スキャンが実行される被検体の撮影範囲、撮影範囲の位置情報、ヘリカル往復スキャンに関する天板 2 2 の速度 (以下、天板速度と呼ぶ)、ヘリカルピッチ、スキャン時間、回転フレ



ーム 15 の回転速度、天板 22 の定速区間の距離などである。なお、入力部 31 は、入力機器を介した操作者による操作により、撮影範囲のうち天板 22 を一定速度で移動させる範囲を入力してもよい。また、入力部 31 は、入力機器を介した操作者の指示により、回転フレーム 15 を回転軸周りに連続的に回転させる角速度を入力してもよい。なお、角速度は、スキャン条件に基づいて、後述するスキャン制御部 36 により予め設定されてもよい。

[0024] 図 4 は、ヘリカル往復スキャンを説明するための図である。ヘリカル往復スキャンによれば、図 4 に例示するように、X 線管 12 の焦点（または X 線検出器 13）は、被検体 P に対して螺旋状の軌跡（以下ヘリカル軌跡と呼ぶ）を描く。図 4 に例示するように、被検体 P の体軸方向のうち、被検体の頭から足に向かう矢印の方向を Z 方向とする。天板 22 を Z 方向と同じ方向に移動させる場合の撮影を往路スキャンと呼ぶ。天板 22 を Z 方向と逆方向に移動させる場合の撮影を復路スキャンと呼ぶ。図 4 に例示されている「矢板 IN」の矢印は、往路スキャンにおいて天板 22 を移動させる方向を示している。図 4 に例示されている「矢板 OUT」の矢印は、復路スキャンにおいて天板 22 を移動させる方向を示している。図 4 に示す符号 a および符号 b の矢印は、X 線管 12 の寒天方向を示す。

[0025] システム制御部 33 は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) および FPGA (Field Programmable Gate Array) などの集積回路、CPU (Central Processing Unit) および MPU (Micro Processing Unit) などの電子回路を有する。具体的には、システム制御部 33 は、架台 10、寝台 20、およびコンソール装置 30 内の各部を制御することによって、X 線 CT 装置 100 全体の制御を実行する。例えば、システム制御部 33 は、スキャン制御部 36 を制御して投影データを収集させる。システム制御部 33 は、後述する画像処理部 34 を制御して、投影データに基づいて医用画像を再構成させる。システム制御部 33 は、入力部 31 を介して入力されたスキャン条件をスキャン

制御部 36 に出力する。

[0026] 画像処理部 34 は、データ収集部 14 により生成された投影データに対して各種処理を実行する。具体的には、画像処理部 34 は、投影データに対して感度補正などの前処理を実行する。画像処理部 34 は、システム制御部 33 から指示された再構成条件に基づいて、医用画像を再構成する。画像処理部 34 は、再構成された医用画像を後述する画像データ記憶部 35 に格納する。なお、画像を再構成するには被検体の周囲一周、 $360^{\circ}$  分の投影データが、またハーフスキャン法でも  $180^{\circ}$  + ファン角度分の投影データが必要とされる。いずれの再構成方式に対しても本実施形態へ適用可能である。

[0027] 画像データ記憶部 35 は、RAM (Random Access Memory)、ROM (Read Only Memory)、フラッシュメモリ (flash memory) などの半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスクなどを有する。画像データ記憶部 35 は、画像処理部 34 によって再構成された医用画像を記憶する。

[0028] 速度時間変化パターン記憶部 37 は、天板速度に関する複数の時間変化パターン (加速度を変化するパターン) を記憶する。図 5 乃至図 7 は、天板 22 の往復移動の往路方向における天板の移動時間と天板の移動速度との関係 (以下、速度時間変化パターンと呼ぶ) の一例を示す図である。図 5 は、例えば、操作者により入力された撮影範囲と天板の等速度の値とにより対応付けられた速度時間変化パターンを示している。図 7 は、例えば、図 5 の撮影範囲より小さい撮影範囲の場合の速度時間変化パターンを示している。図 6 は、例えば、図 5 の撮影範囲より小さく、図 7 の撮影範囲より大きい撮影範囲の場合の速度時間変化パターンを示している。

[0029] 図 5 乃至図 7 の時間間隔 (A) は、天板 22 の加速度が増大している期間を示している。図 5 および図 6 の時間間隔 (B) は、天板 22 の加速度が一定である期間を示している。図 5 および図 7 の時間間隔 (C) は、天板 22 の加速度が減少している期間を示している。時間間隔 (A)、(B)、(C) は、撮影範囲内の往復移動の折返し部における加速領域に対応する。

[0030] 図 5 の時間間隔 (D) は、天板速度が一定である期間を示している。時間間隔 (D) は、撮影範囲内の定速領域に対応する。図 5 乃至図 7 の時間間隔 (E) は、天板 22 の減速度が増大している期間を示している。図 5 および図 6 の時間間隔 (F) は、天板 22 の減速度が一定である期間を示している。図 5 および図 7 の時間間隔 (G) は、天板 22 の減速度が減少している期間を示している。時間間隔 (E)、(F)、(G) は、撮影範囲内の往復移動の折返し部における減速領域に対応する。図 5 (A)、(C)、(E)、(G) に示すように、加速、減速ともに加速度を滑らかに変化させることで、天板 22 に載置された被検体にかかる力を低減させることができる。

[0031] なお、速度時間変化パターンは、天板 22 の 1 往復移動に要する時間が回転フレーム 15 を回転軸周りに 1 回転させる時間の整数倍となるように設定された天板速度の時間変化パターンであれば、どのような時間変化パターンであってもよい。

[0032] スキャン制御部 36 は、ASIC、FPGA などの集積回路、CPU、MPU などの電子回路を有する。スキャン制御部 36 は、システム制御部 33 から指示されたスキャン条件に基づいて、高電圧発生部 11、データ収集部 14、後述する駆動制御部 38 を制御する。例えば、スキャン制御部 36 は、スキャン条件に基づいて、速度時間変化パターン記憶部 37 から、天板速度の時間変化パターンを読み出す。スキャン制御部 36 は、読み出した天板の速度時間変化パターンとスキャン条件とを、駆動制御部 38 に出力する。スキャン制御部 36 は、スキャン条件に基づいて、回転フレーム 15 を回転させる指示を、駆動制御部 38 に出力する。

[0033] スキャン制御部 36 は、被検体に対する被曝を低減させるために、高電圧発生部 11 を制御する。例えば、スキャン制御部 36 は、予め取得したスキヤノ像に基づいて、Z 軸に沿った方向 (以下、Z 方向と呼ぶ) および X 軸、Y 軸に沿った方向 (以下、XY 方向) の X 線強度を変化させるように、高電圧発生部 11 を制御する。

[0034] スキャン制御部 36 は、データ収集部 14 を制御して投影データを収集さ

せる。具体的には、スキャン制御部 36 は、断層像を再構成するために必要な View 数を、往路スキャンまたは復路スキャンそれぞれのどの Z 位置でも同じ数となるように、データ収集部 14 を制御する。

[0035] なお、スキャン制御部 36 は、入力部 31 を介して設定または入力された定速区間の距離と、回転フレーム 15 の回転速度とに基づいて、天板 22 の定速区間の総回転角度を計算することも可能である。これにより、スキャン制御部 36 は、設定されたスキャン条件に基づいて、定速区間の終了位置での X 線管 12 の回転角度を計算することができる。また、スキャン制御部 36 は、天板 22 の定速区間の往路において、スキャン開始位置における X 線管 12 の回転角度を、予め決定された位置にすることも可能である。スキャン制御部 36 は、天板 22 の定速区間の復路においても同様に、定速区間の終了位置での X 線管 12 の回転角度を計算することができる。これらのことから、スキャン制御部 36 は、ヘリカル往復スキャンにおいて、X 線管 12 の回転角度と天板 22 の位置との関係（以下、ヘリカル軌跡と呼ぶ）を、決定することも可能である。また、スキャン制御部 36 は、定速区間における X 線管のヘリカル軌跡を、天板 22 の往復で一致させるように、駆動制御部 38 を制御することも可能である。

[0036] また、スキャン制御部 36 は、入力部 31 により入力された被検体の撮影範囲の情報に基づいて、往路スキャンおよび復路スキャンにおける天板 22 または架台 10 の速度を決定することも可能である。なお、スキャン制御部 36 は、撮影範囲の情報に基づいて、往路スキャンから復路スキャンへの折り返し部分（以下、第 1 の折り返し部分と呼ぶ）と復路スキャンから往路スキャンへの折り返し部分（以下、第 2 の折り返し部分と呼ぶ）とにおける天板 22 または架台 10 の加速度を決定することも可能である。また、スキャン制御部 36 は、撮影範囲の情報に基づいて、往路スキャンおよび復路スキャンにおける天板 22 または架台 10 の一定速度区間の速度を決定することも可能である。さらに、スキャン制御部 36 は、第 1、第 2 の折り返し部分における天板 22 または架台 10 の加速、減速区間において、被検体に X 線

を照射し、投影データの収集を実行するために、X線管 12 および X線検出器 13 を制御することも可能である。

[0037] なお、スキャン制御部 36 は、往路の定速区間の終了位置におけるヘリカル軌跡の回転終了角度と、復路の定速区間の開始位置におけるヘリカル軌跡の回転開始角度とが一致するように、駆動制御部 38 を制御することも可能である。また、スキャン制御部 36 は、往路の定速区間の終了位置におけるヘリカル軌跡の回転終了角度と、復路の定速区間の開始位置におけるヘリカル軌跡の回転開始角度とが適合するように、天板 22 の加減速区間における速度パターンを選択してもよい。スキャン制御部 36 は、例えば、回転終了角度と回転開始角度とが適合するようにするためには、例えば、以下の関係を満たすような速度パターンを選択する。加減速区間の減速時（または加速時）における回転角度が、 $(\text{回転開始角度} - \text{回転終了角度}) + 360 \text{度} \times n \text{回転}$  / 2 に等しくなる関係である。

[0038] 駆動制御部 38 は、スキャン制御部 36 から出力されたスキャン条件に基づいて、回転駆動部 16 と天板駆動部 21 とを制御する。駆動制御部 38 は、被検体の撮影範囲に基づいて、速度時間変化パターンを調整する。具体的には、駆動制御部 38 は、天板 22 の複数の往復移動それぞれにおける 1 往復移動に要する時間が回転フレームを回転軸周りに 1 回転させる時間の整数倍となるように、速度時間変化パターンを調整する。例えば、駆動制御部 38 は、速度時間変化パターンのうち加速度の変化パターン、等速の時間、速度の大きさ、加速度の大きさのうち少なくとも一つを調整する。駆動制御部 38 は、調整された速度時間変化パターンに従って、天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、連続的に回転フレーム 15 を回転させるように回転駆動部 16 を制御する。駆動制御部 38 は、複数の往復移動それぞれにおける天板速度の時間変化パターンが一致するように、天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、天板 22 の往復移動における折り返し時点における待ち時間をゼロとするように、天板駆動部 21 を制御する。なお、駆動制御部 38 は、天板 22 の往復移動における折り返し時での天板 22 の停止時

間がほぼゼロとなるように、加速度の変更および調整をするために天板駆動部 21 を制御してもよい。

[0039] 図 8 は、ヘリカル往復スキャン 1 往復について、スキャン位置と天板速度との関係の一例を示す図である。駆動制御部 38 は、図 8 に示すように、複数の往復移動それぞれにおけるスキャン位置とスキャン方向とに対応付けて、天板速度を一致させるために天板駆動部 21 を制御する。

[0040] なお、図 9 は、撮影待ち時間を無くしたヘリカル往復スキャンにおけるスキャン位置と天板速度との関係の一例を示す図である。なお、駆動制御部 38 は、図 9 に示すように、複数の往復移動それぞれにおける天板 22 の加減速中における撮影の待ち時間（折り返し地点における停止時間）をほぼゼロにするために、天板駆動部 21 を制御する。

[0041] また、駆動制御部 38 は、複数の往復移動の往路から復路への折り返し地点において、天板 22 を停止し、スキャン制御部 36 による制御のもとで  $180^\circ + \text{ファン角度}$  または  $360^\circ$  撮影を実行させることも可能である。これにより、画像が再構成される範囲は、往復移動の範囲よりも大きくすることができ。このとき駆動制御部 38 は、折り返し時点において、回転フレーム 15 を  $360^\circ$  または、 $180^\circ + \text{ファン角度}$  分撮影を実行している間、天板 22 を停止させるように天板駆動部 21 を制御する。

[0042] 図 10 は、天板の移動方向ごとの回転フレーム 15（または、X線管 12 および X線検出器 13）の回転数と天板の位置との関係を示す図である。図 10 における天板 IN と天板 OUT とは、図 4 の天板 IN と天板 OUT とにそれぞれ対応する。天板 IN（往路スキャン）において、駆動制御部 38 は、回転フレーム 15 が 1 回転（ $360^\circ$ ）撮影するまで、天板 22 を停止させるように天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、1 回転（ $360^\circ$ ）撮影すると、天板 22 を加速させるように天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、回転フレーム 15 の回転数が 10 回転目に到達することに合わせて、天板 22 を停止させるように、天板駆動部 21 を制御する。天板 OUT（復路スキャン）において、駆動制御部 38 は、回転フレーム 15

が 1 回転 (360°) 撮影するまで、天板 22 を停止させよう天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、1 回転 (360°) 撮影すると、天板 22 を加速させるよう天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、回転フレーム 15 の回転数が 10 回転目に到達することに合わせて、天板 22 を停止させるよう、天板駆動部 21 を制御する。駆動制御部 38 は、天板駆動部 21 に対する上記制御を繰り返す。

[0043] 図 11 は、図 10 に関する駆動制御部 38 による天板駆動部 21 の制御において、天板 1N のヘリカル軌跡と天板 0UT のヘリカル軌跡との一例を示す図である。駆動制御部 38 は、ヘリカル往復スキャンにおいて、天板 1N と天板 0UT とにおける被検体に対するヘリカル軌跡を一致させるよう天板駆動部 21 を制御する。言い換えると、1 往復目、2 往復目と各往復におけるヘリカル軌跡が同じになるよう制御する。

[0044] すなわち、複数の往復移動において、往路における複数の移動にそれぞれ対応する複数のヘリカル軌跡は概一致する。加えて、複数の往復移動において、復路における複数の移動にそれぞれ対応する複数のヘリカル軌跡は概一致する。なお、往路における相対移動開始時での X 線管 12 の回転角度と、復路における相対移動開始時での X 線管 12 の回転角度とは、同じ角度または 180 度異なる角度であってもよい。

[0045] 図 12 は、図 10 および図 11 に関するヘリカル往復スキャンにおける X 線管 12、X 線検出器 13 と撮影範囲との位置関係の一例を示す図である。図 12 における FOV は、撮像視野 (Field Of View) を示している。FOV と撮影範囲で囲まれた斜線の領域は、スキャン領域を示す。駆動制御部 38 は、往路スキャンから復路スキャンへの折り返し時に回転フレーム 15 が 360° 回転するまで、天板 22 を停止させるよう、天板駆動部 21 を制御する。これにより、折り返し時 (撮影範囲の両端) において、回転フレーム 15 の 1 回転分の投影データを用いて、画像を再構成することができる。これにより、図 12 に示すよう天板 22 の往復移動範囲より大きい撮影範囲を得ることができる。

[0046] 図 13 は、駆動制御部 38 の制御による時間に対する X 線管 12 の回転角度、天板位置、天板速度の依存性の一例を示す図である。図 13 は、説明の便宜上、回転フレーム 15 の回転角度のかわりに X 線管 12 の回転角度を用いてある。ヘリカル往復スキャンが開始されると、天板 22 を停止させた状態で、X 線管 12 は Z 軸を中心として 1 回転する。次いで、往路方向に沿って天板 22 は移動される。このとき、X 線管 12 は、一定の角速度で、Z 軸を中心として N 回転 (N は自然数) する。折り返し時点で天板 22 は停止する。天板 22 を停止させた状態で、X 線管 12 は Z 軸を中心として 1 回転する。続いて、復路方向に沿って天板 22 は移動される。このとき、X 線管 12 は、一定の角速度で、Z 軸を中心として N 回転 (N は自然数) する。折り返し時点で天板 22 は停止する。天板 22 を停止させた状態で、X 線管 12 は Z 軸を中心として 1 回転する。以下、上記動きが繰り返される。

[0047] 以下、ヘリカル往復スキャンにおける時間分解能の向上と、ヘリカル軌跡の差の低減とを実現する機能について説明する。

[0048] 図 14 は、ヘリカル往復スキャンの手順の一例を示すフローチャートである。

入力部 31 を介して、操作者により被検体の撮影範囲と天板 22 の移動速度の最大値と、天板 22 の往復回数とが入力される (ステップ S a 1)。入力された撮影範囲と最大値とに基づいて、天板速度の時間変化パターン (速度時間変化パターン) が決定される (ステップ S a 2)。このとき、天板 22 の往復移動における折り返し時の 1 回転分の撮影などが選択されてもよい。なお、天板 22 の速度制御は、入力部 31 を介して操作者により設定することも可能である。決定された速度時間変化パターンが、速度時間変化パターン記憶部 37 から読み出される (ステップ S a 3)。入力された撮影範囲に基づいて、読み出された速度時間変化パターンが調整される (ステップ S a 4)。スキャンが開始される (ステップ S a 5) と、調整された速度時間変化パターンに基づいて、天板 22 が往復移動される (ステップ S a 6)。天板 22 の往復移動回数が、入力された往復回数に等しくなるまで、ステッ



プ S a 6 の処理が繰り返される (ステップ S a 7) 。天板 2 2 の往復移動回数が、入力された往復回数に等しくなると、スキャンが終了される (ステップ S a 8) 。

[0049] (変形例)

図 1 5 は、本実施形態の変形例に係る X 線 C T 装置 1 0 0 の構成を示す図である。図 1 5 に示すように X 線 C T 装置 1 0 0 は、架台 1 0 と寝台 2 0 とコンソール装置 3 0 とを装備する。本実施形態の構成図 (図 1) と本変形例の構成図 (図 1 5) との相違を説明する。本変形例は、本実施形態の速度時間変化パターン記憶部 3 7 がない代わりに、撮影範囲記憶部 3 9 と撮影範囲設定部 4 0 とを有する。

[0050] 撮影範囲記憶部 3 9 は、離散的な複数の撮影範囲を記憶する。複数の撮影範囲各々は、天板 2 2 の 1 往復移動に要する時間が回転フレーム 1 5 を回転軸周りに 1 回転させる時間の整数倍となる撮影範囲である。加えて、複数の撮影範囲各々は、天板 2 2 の往復移動における折り返し時の天板の停止時間が最小 (ほぼ零) となる撮影範囲である。撮影範囲記憶部 3 9 は、離散的な複数の撮影範囲それぞれに対応した天板速度の時間変化パターン (速度時間変化パターン) を記憶する。なお、撮影範囲記憶部 3 9 は、離散的な複数の撮影範囲それぞれに対して、複数の速度時間変化パターンを対応付けて記憶してもよい。

[0051] 撮影範囲設定部 4 0 は、離散的な複数の撮影範囲のうち、入力部 3 1 を介して入力された撮影範囲 (以下入力撮影範囲と呼ぶ) と等しい撮影範囲、または入力撮影範囲を超える札範囲のうち最小の撮影範囲を、ヘリカル往復スキャンが実施される撮影範囲 (以下実施撮影範囲と呼ぶ) として設定する。

[0052] 図 1 6 は、本変形例に係り、被検体の撮影範囲の設定の一例を示す図である。図 1 6 において、入力撮影範囲 7 1 は、例えば表示部 3 2 に表示されたスキャノグラム上に、入力機器のマウス等でドラッグさせることにより入力される。この時、撮影範囲設定部 4 0 は、撮影範囲記憶部 3 9 に記憶された撮影範囲 (図 1 6 における a、b、c、d、e) のうち、入力撮影範囲 7 1

を超える複数の離散的な撮影範囲（図 16 の a）を、実施撮影範囲として設定する。

[0053] 図 17 は、本変形例に係り、被検体の撮影範囲の設定画面の一例を示す図である。図 17 に示された頭部、胸部、腹部などの撮影部位が、プルダウンにより表示される。プルダウンにより表示された撮影部位のうち操作者が所望する部位（図 17 では頭部）が、入力機器を介して操作者により選択される。続いて、撮影範囲記憶部 39 に記憶された離散的な撮影範囲が、プルダウンにより表示される（図 17 の 80、82、84、…、160）。プルダウンにより表示された離散的な撮影範囲のうち操作者が所望する撮影範囲（図 17 では 80）が、入力機器を介して操作者により選択される。

[0054] 以下、実施撮影範囲が設定される機能について説明する。

[0055] 図 18 は、本変形例に係るヘリカル往復スキャンの撮影範囲の設定手順の一例を示すフローチャートである。

[0056] 入力部 31 の入力機器を介して、ヘリカル往復スキャンに関する被検体の撮影範囲が入力される（ステップ S b 1）。入力撮影範囲 71 と等しい撮影範囲が撮影範囲記憶部 39 にあれば（ステップ S b 2）、この等しい撮影範囲に対応する速度時間変化パターンが、撮影範囲記憶部 39 から読み出される（ステップ S b 3）。読み出された速度時間変化パターンに基づいて、天板 22 が駆動される。入力撮影範囲 71 と等しい撮影範囲が撮影範囲記憶部 39 になければ（ステップ S b 2）、入力撮影範囲 71 をを超える離散的な複数の撮影範囲のうち、最小の撮影範囲が、実施撮影範囲として設定される（ステップ S b 4）。設定された撮影範囲に対応する速度時間変化パターンが、撮影範囲記憶部 39 から読み出される（ステップ S b 5）。読み出された速度時間変化パターンに基づいて、天板 22 が駆動される。

[0057] 以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態における X 線コンピュータ断層撮影装置 100 によれば、ヘリカル往復スキャンにおいて、天板 22 の往復移動における折り返し時の撮影待ち時間を低減または零にすることができる。これにより、時間分解能が向

上する。加えて、ヘリカル往復スキャンにおけるヘリカル軌跡を、往路スキャンおよび復路スキャンごとに一致させることができる。これにより、スキャンごとの画質を均一にすることができる。以上のことから、灌流解析の精度を向上させることができる。さらに、ヘリカル往復スキャンに関する撮影範囲を離散的にすることにより、架台 10、寝台 20 の制御を簡易にすることができる。これにより、安価な X 線コンピュータ断層撮影装置 100 を提供することができる。また、天板 22 の移動範囲の両端で天板 22 を停止させ、360° または 180° + ファン角度分の撮影を実行することにより、より広い範囲の撮影が可能となる。

[0058] 加えて、往路同士、復路同士の差分に残る方向性を有するアーチファクトを軽減することができ、例えば灌流解析などにおける解析結果の精度の悪化を防止することができる。

[0059] 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。

## 符号の説明

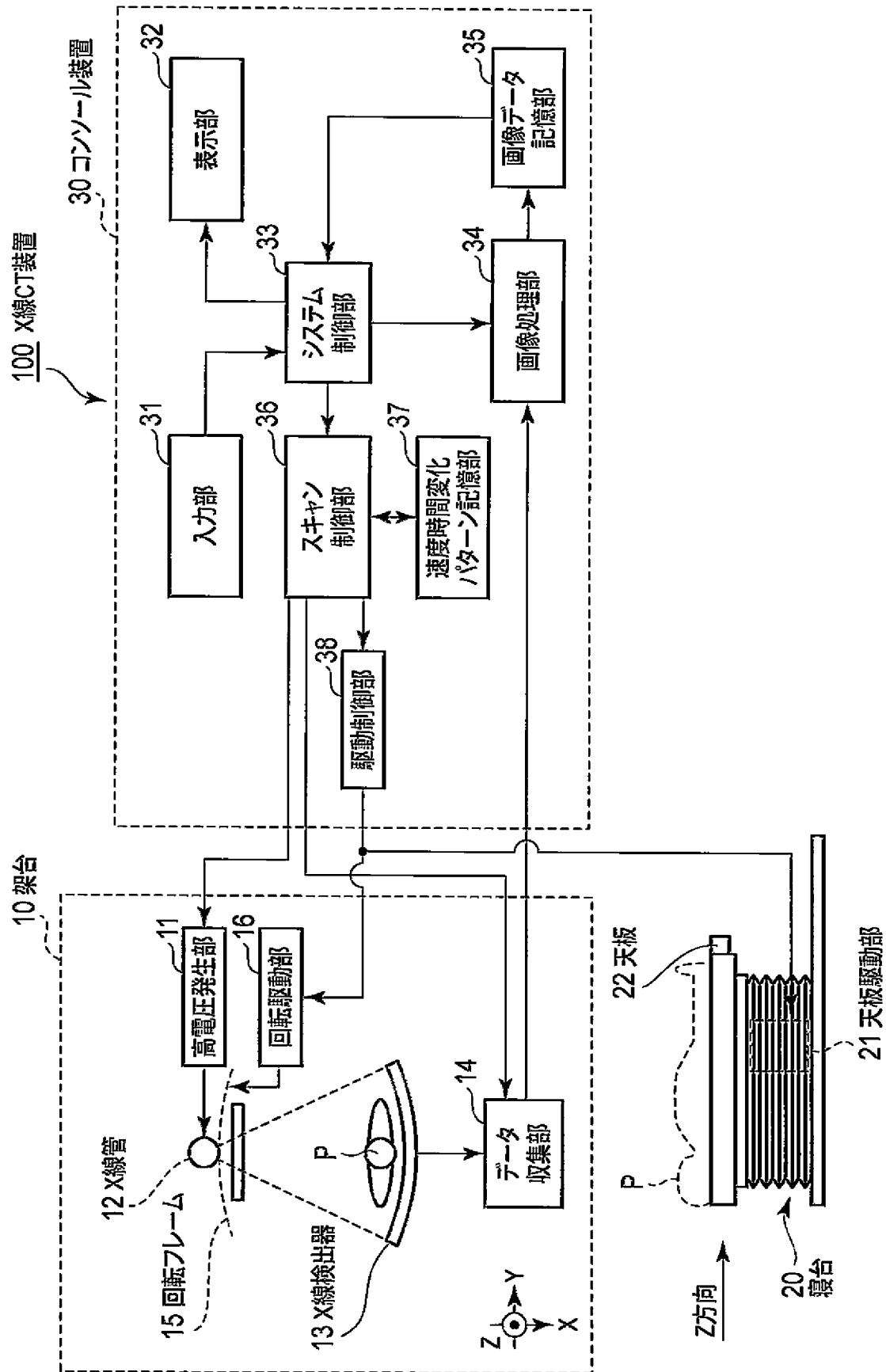
[0060] 10…架台、11…高電圧発生部、12…X線管、13…X線検出器、14…データ収集部、15…回転フレーム、16…回転駆動部、20…寝台、21…天板駆動部、22…天板、23…天板支持機構、30…コンソール装置、31…入力部、32…表示部、33…システム制御部、34…画像処理部、35…画像データ記憶部、36…スキャン制御部、37…速度時間変化パターン記憶部、38…駆動制御部、39…撮影範囲記憶部、40…撮影範囲設定部、71…入力撮影範囲、100…X線コンピュータ断層撮影装置

## 請求の範囲

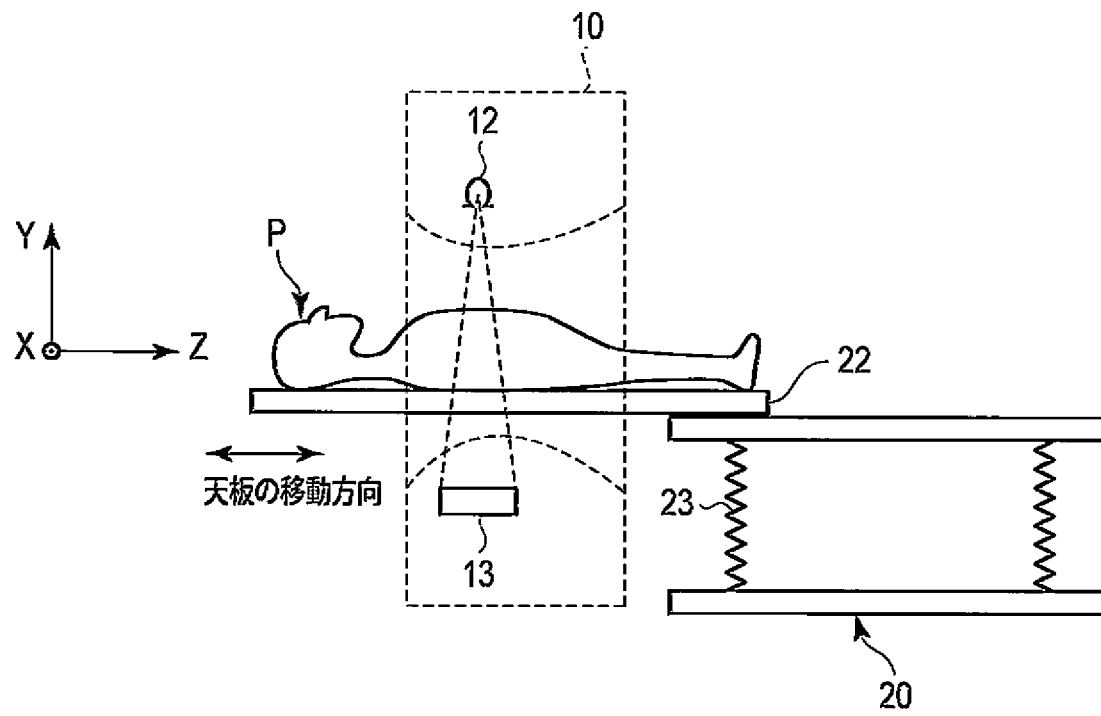
- [請求項 1]           X線を発生するX線管と、
- 前記X線管から発生され、被検体を透過したX線を検出するX線検出器と、
- 前記被検体を載置する天板と、
- 前記X線管と前記X線検出器とを搭載する回転フレームを、前記被検体の周囲で回転させる回転駆動部と、
- 前記天板の長軸方向に沿って、複数回に亘って、前記回転フレームと前記天板とを相対的に往復移動させる移動駆動手段と、
- 前記回転フレームと前記天板との相対的な往復移動において、往路における複数の移動にそれぞれ対応する前記X線管の複数の移動軌跡を一致させ、復路における複数の移動にそれぞれ対応する前記X線管の複数の移動軌跡を一致させるために、前記移動駆動手段を制御するスキャン制御部と、
- を具備するX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項 2]           前記スキャン制御部は、撮影範囲の情報に基づいて前記往復移動の速度を決定する請求項 1 に記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項 3]           前記スキャン制御部は、撮影範囲の情報に基づいて、前記往復移動の折返し部分における相対移動の加速度を決定する請求項 2 に記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項 4]           前記スキャン制御手段は、前記被検体の撮影範囲に基づいて、前記加速度の時間変化パターンを決定する請求項 2 に記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項 5]           前記スキャン制御手段は、撮影範囲の情報に基づいて、前記往復移動の一定速度区間の速度を決定する請求項 2 に記載のX線コンピュータ断層撮影装置。
- [請求項 6]           前記スキャン制御手段は、前記往復移動の折返し部分の加速、減速区間において、X線を発生して、投影データを収集するために前記X

線管および前記 X 線検出器を制御する請求項 2 記載の X 線コンピュータ断層撮影装置。

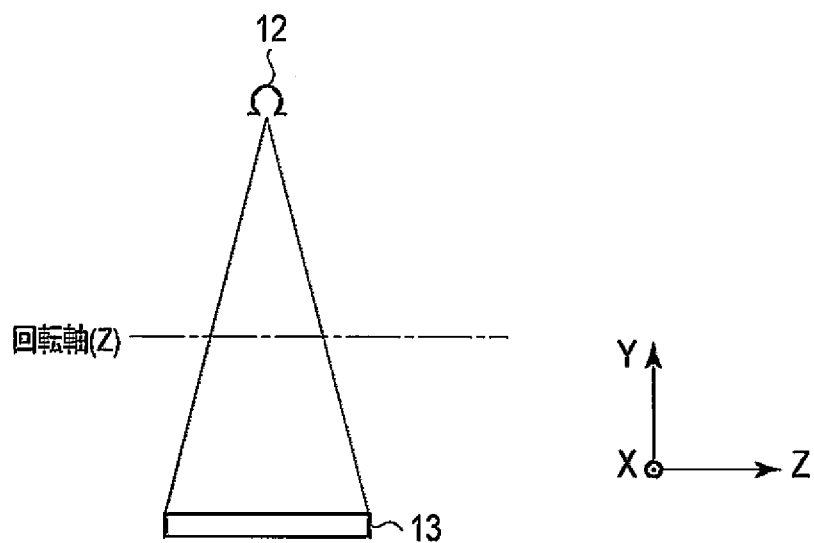
[図1]



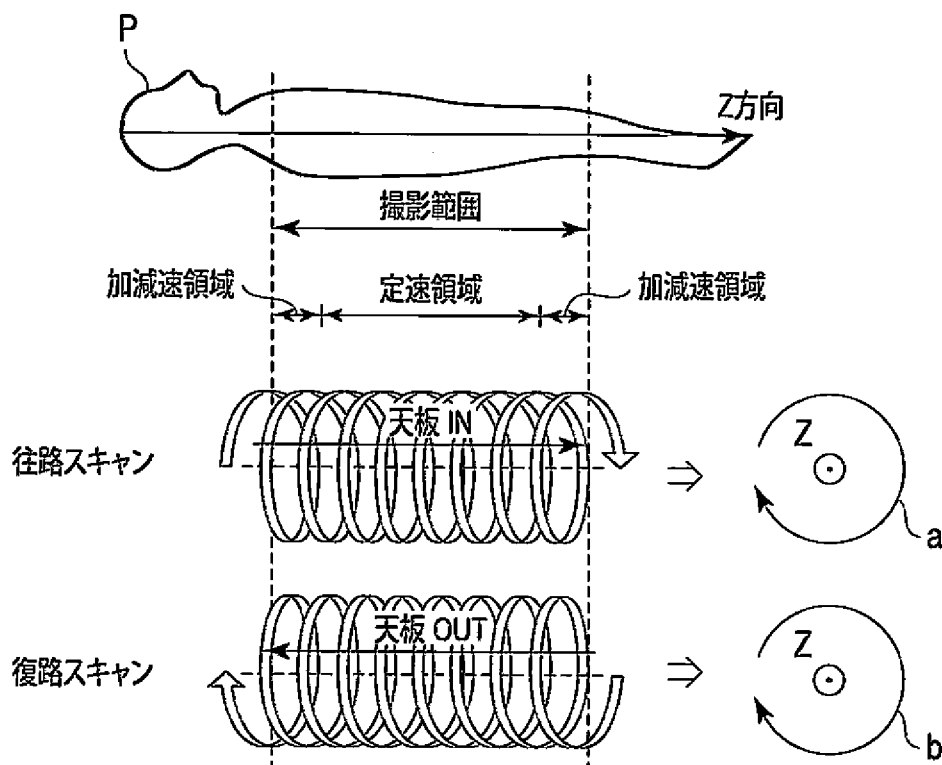
[図2]



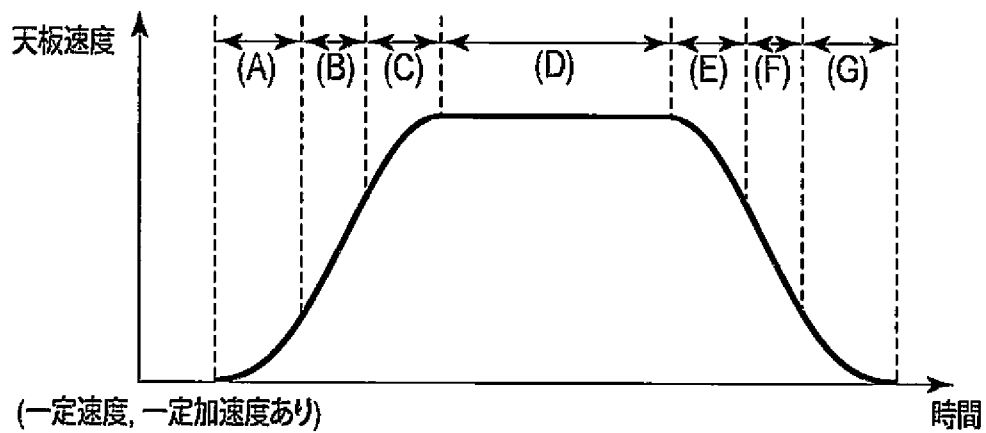
[図3]



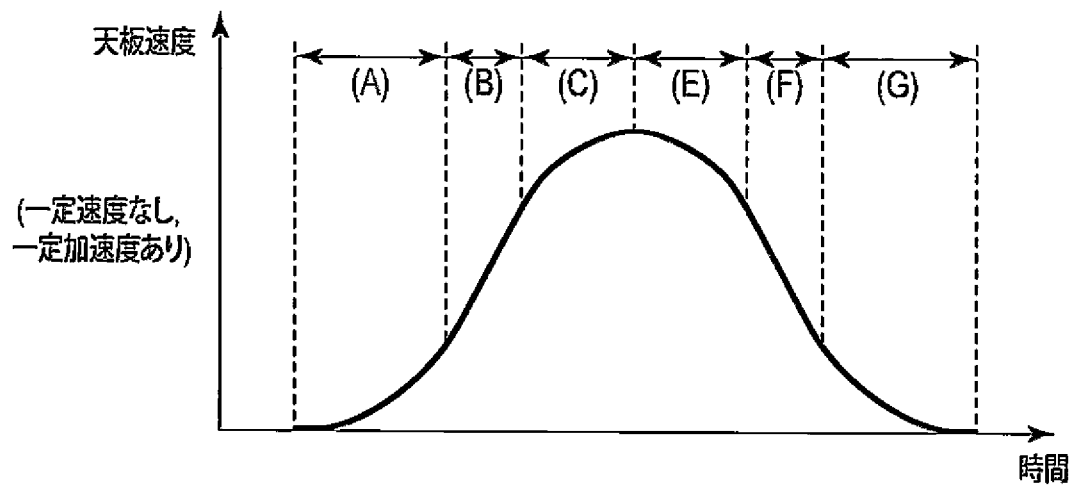
[図4]



[図5]

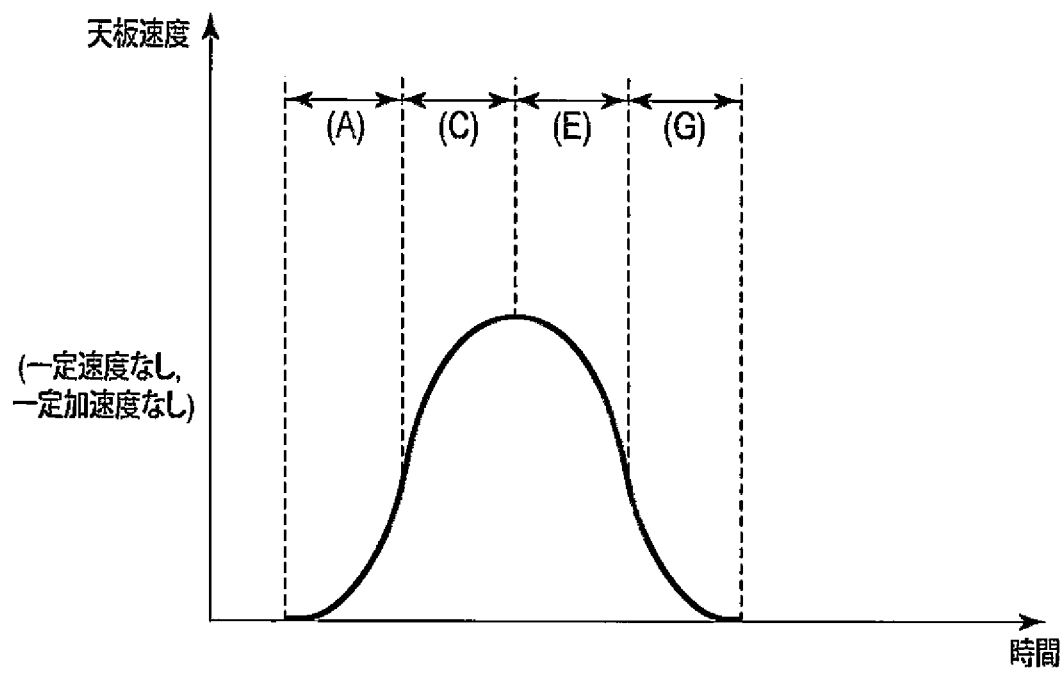


[図6]

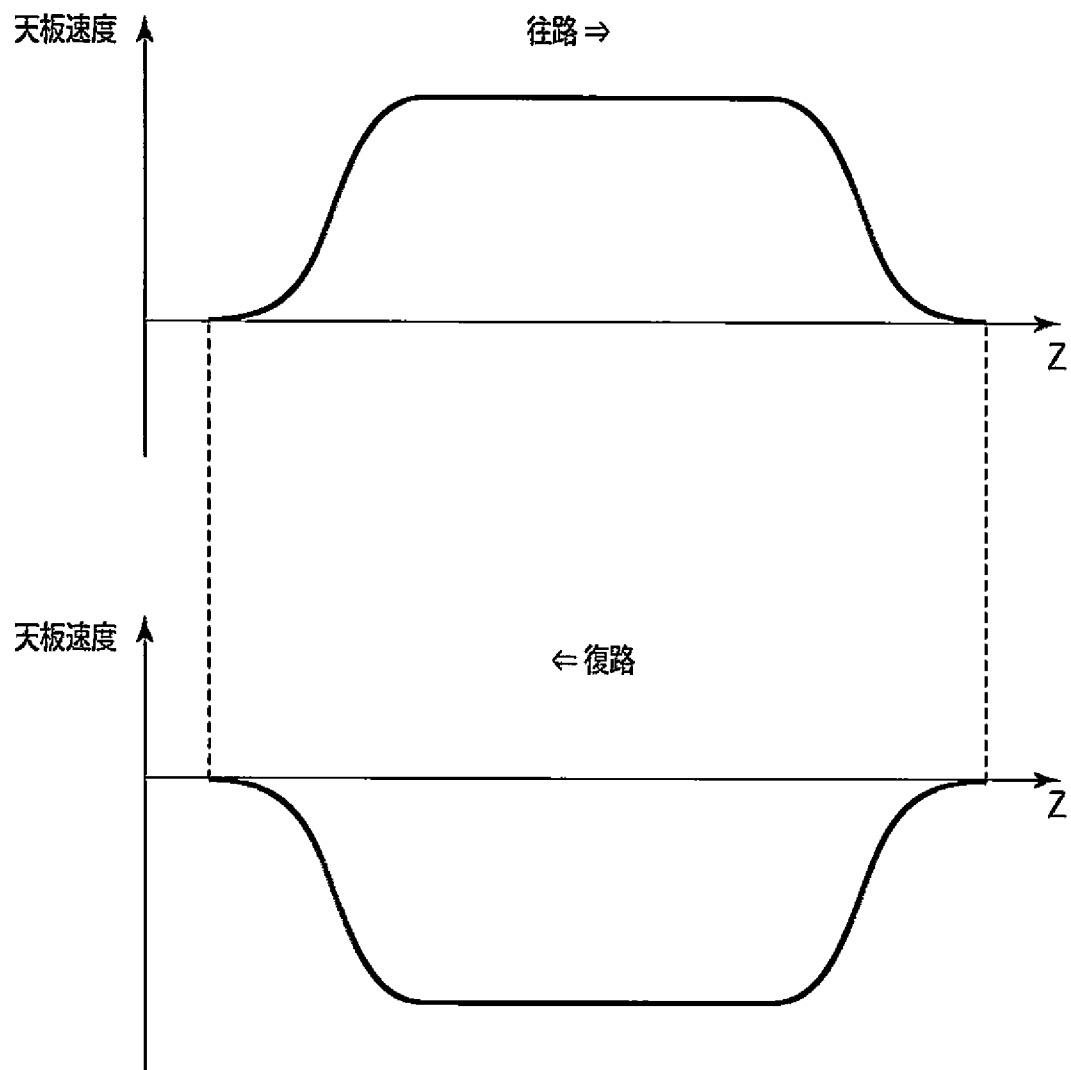




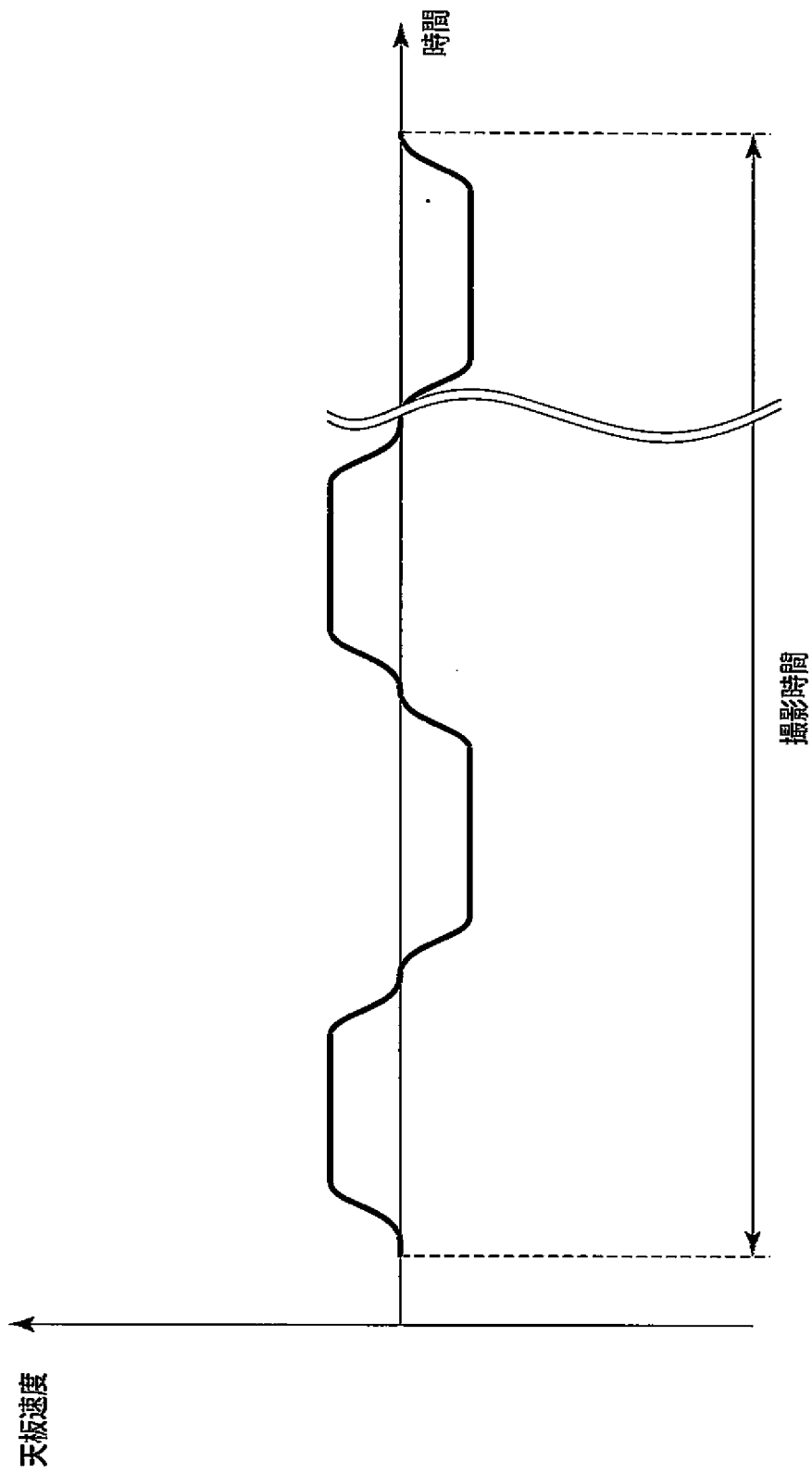
[図7]



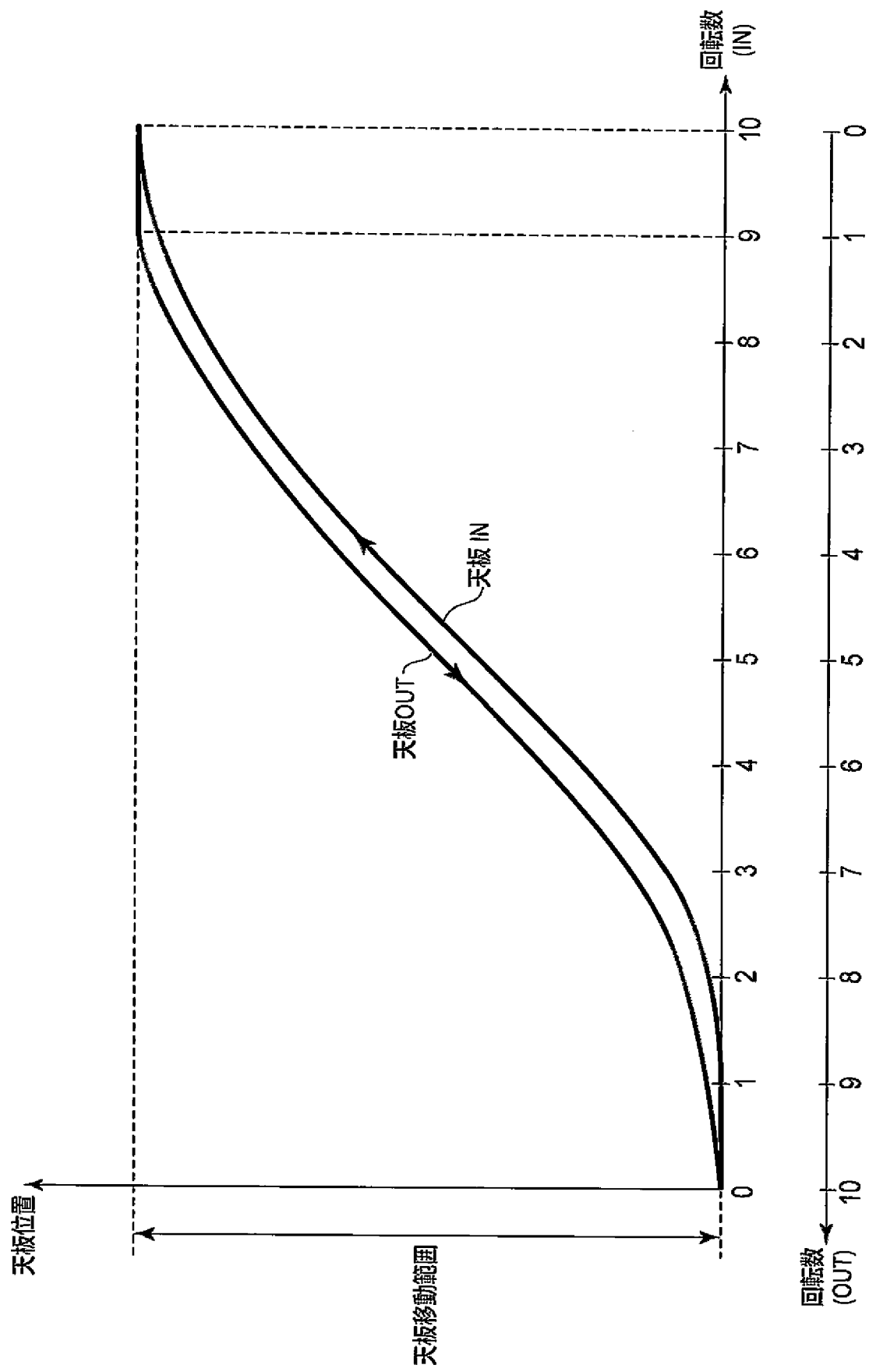
[図8]



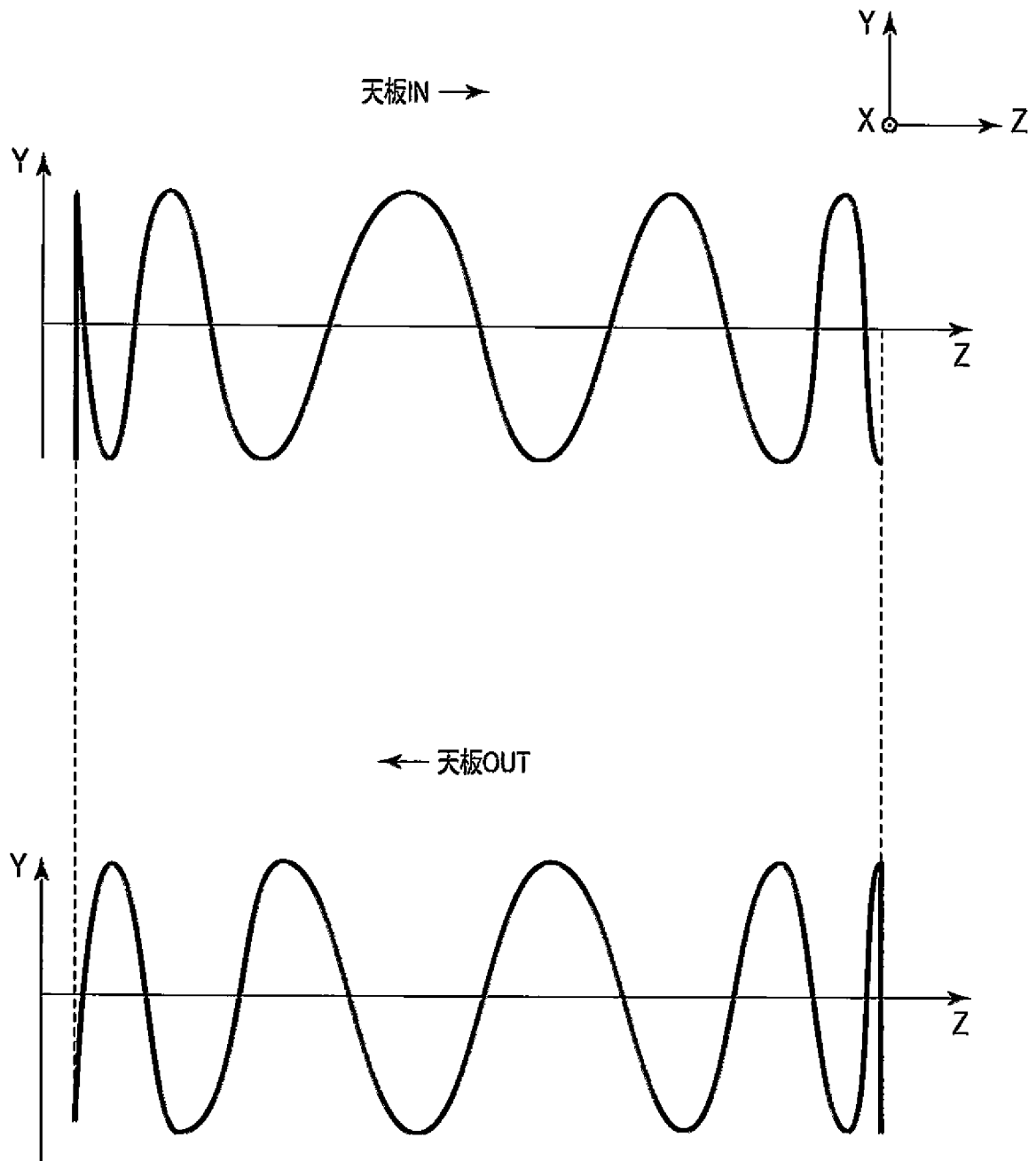
[図9]



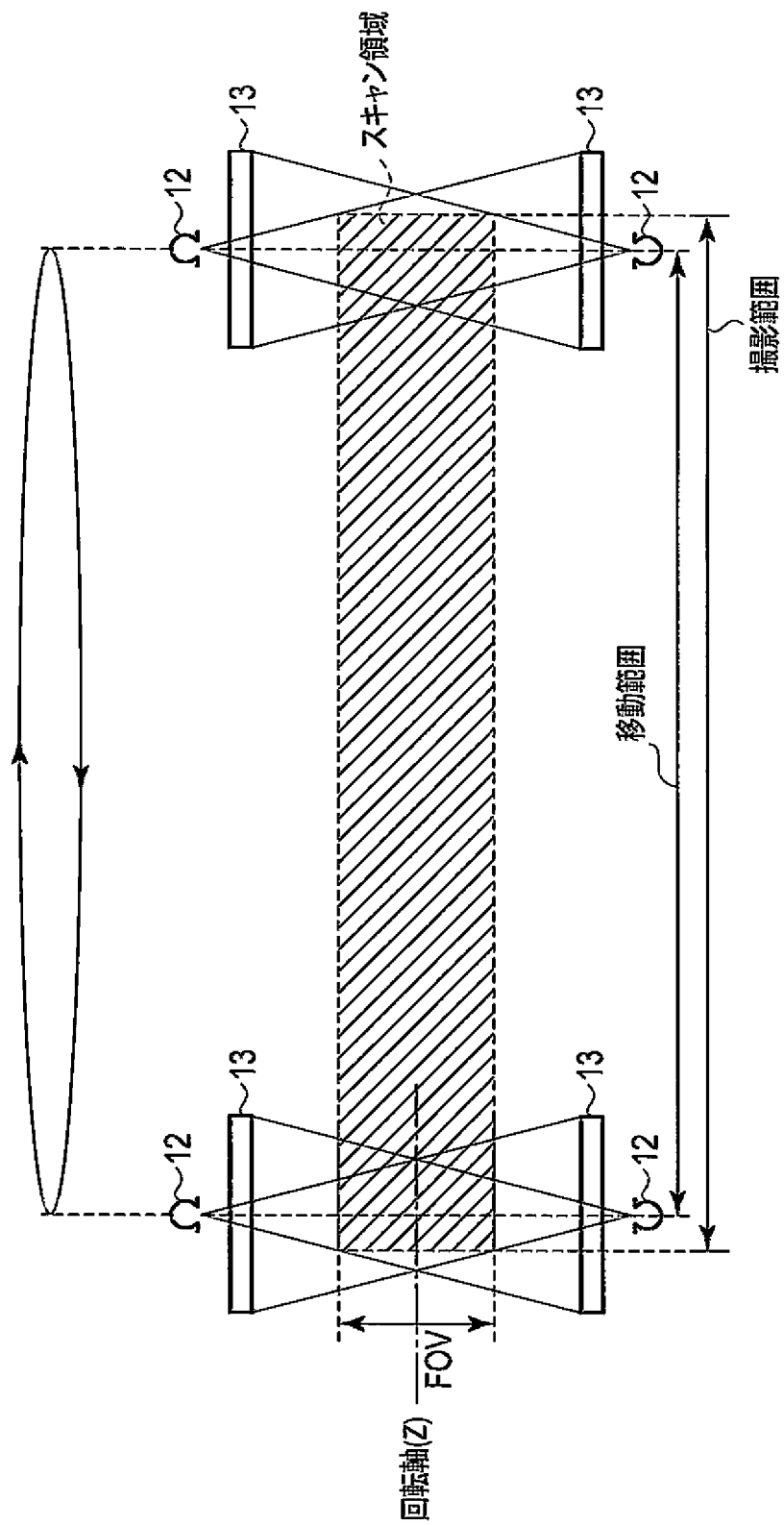
[図10]



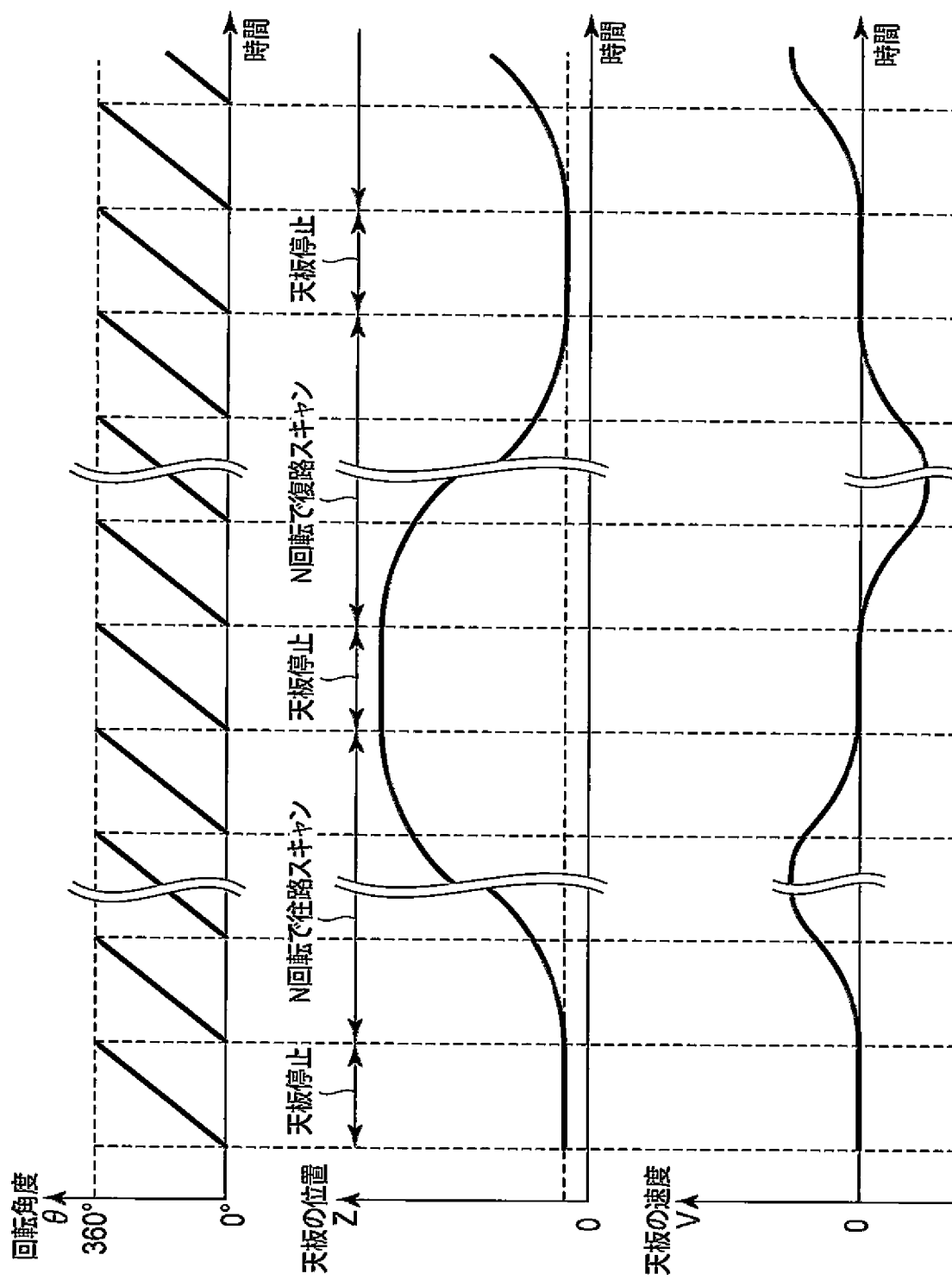
[図11]



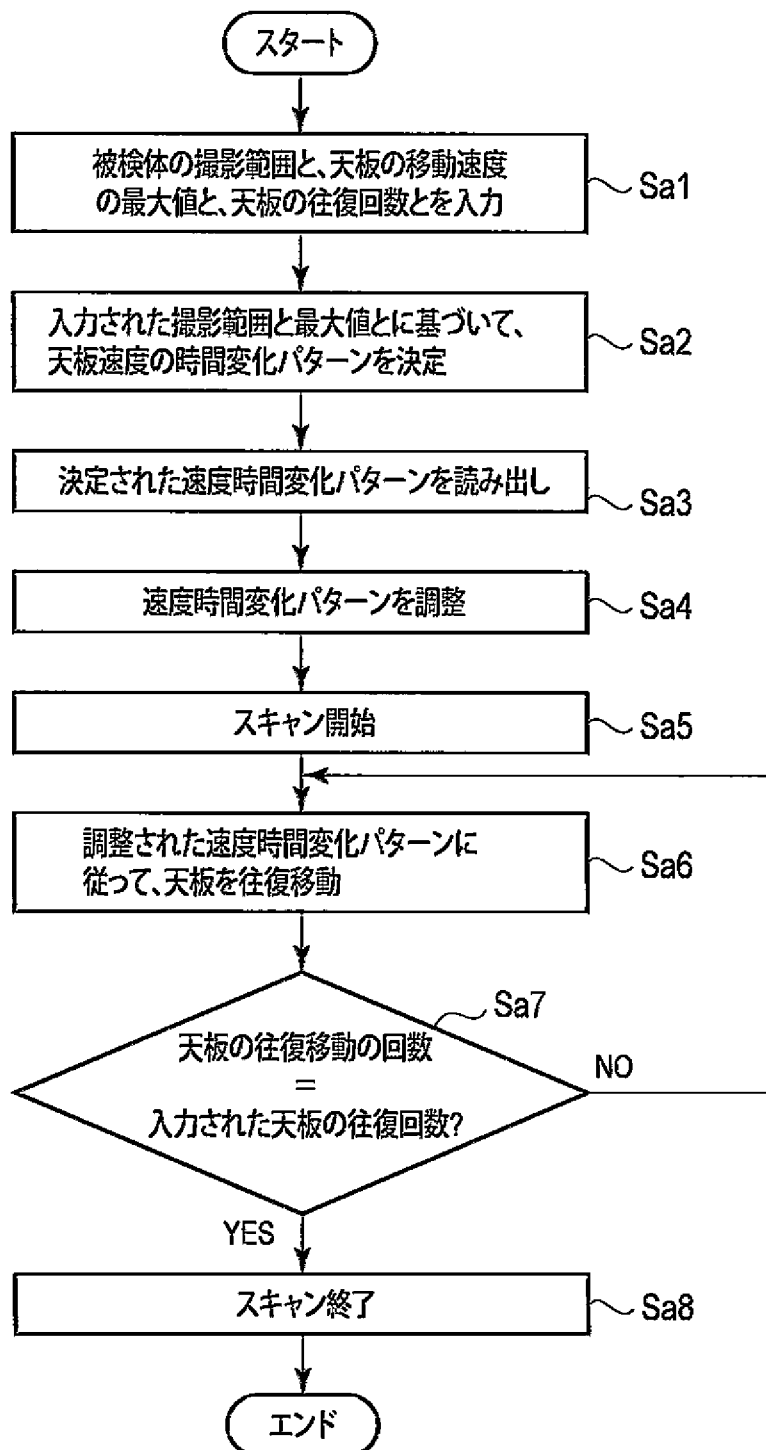
[図12]



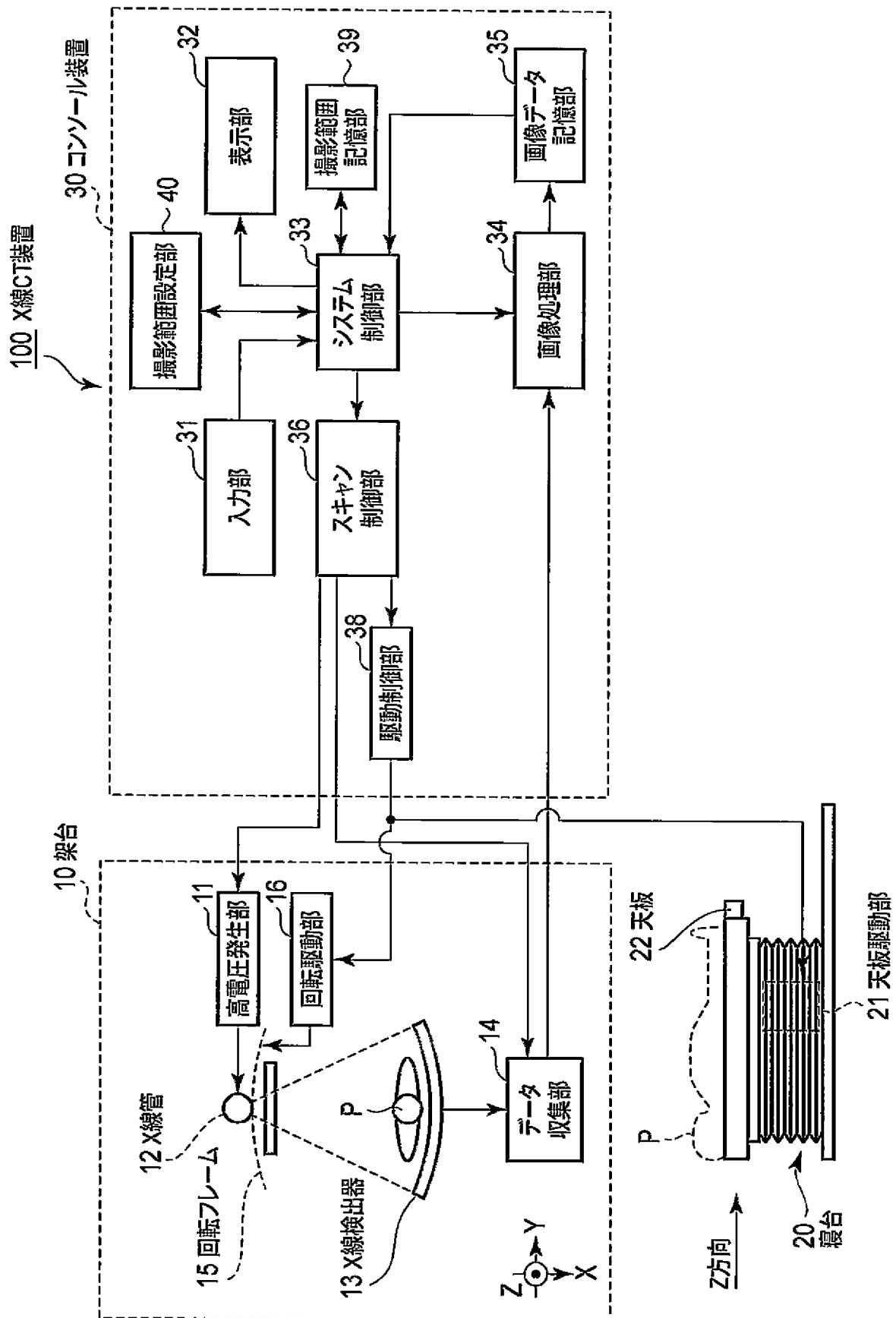
[図13]



[図14]

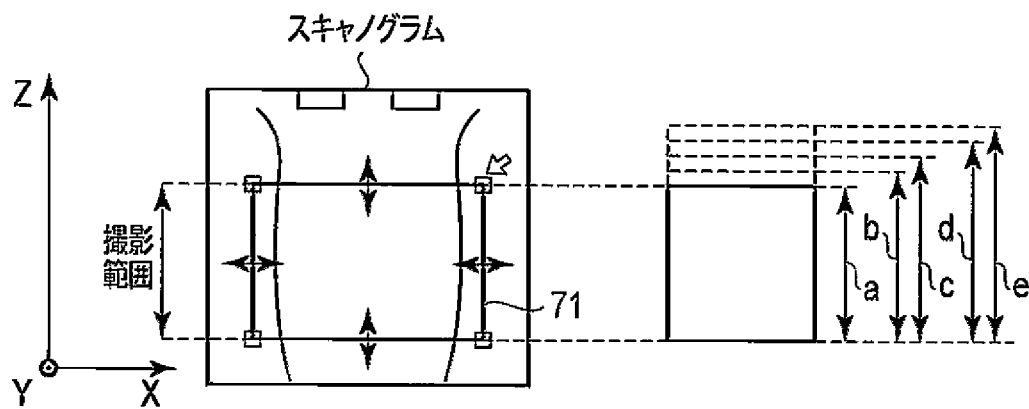


[図15]





[図16]

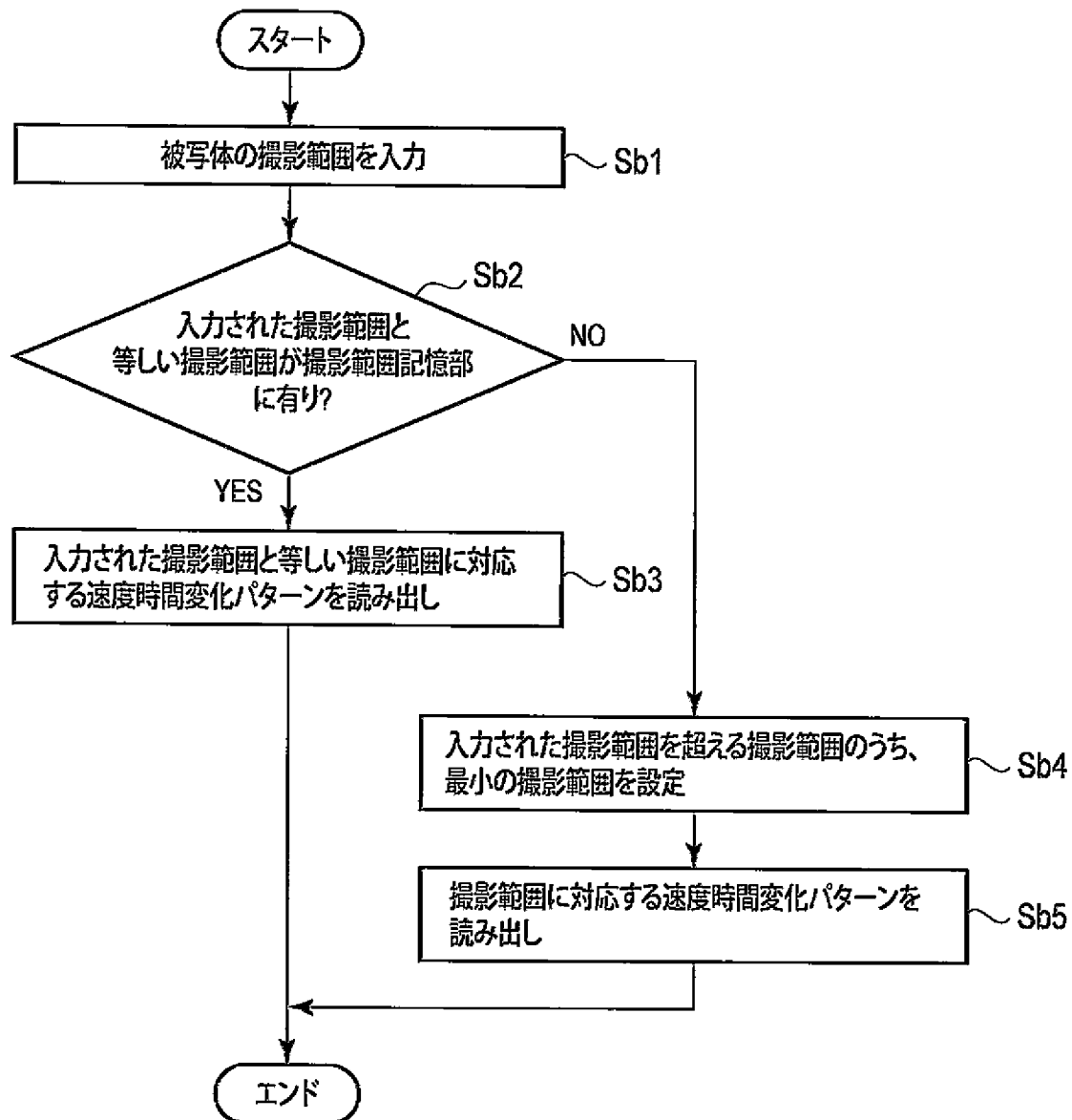


[図17]

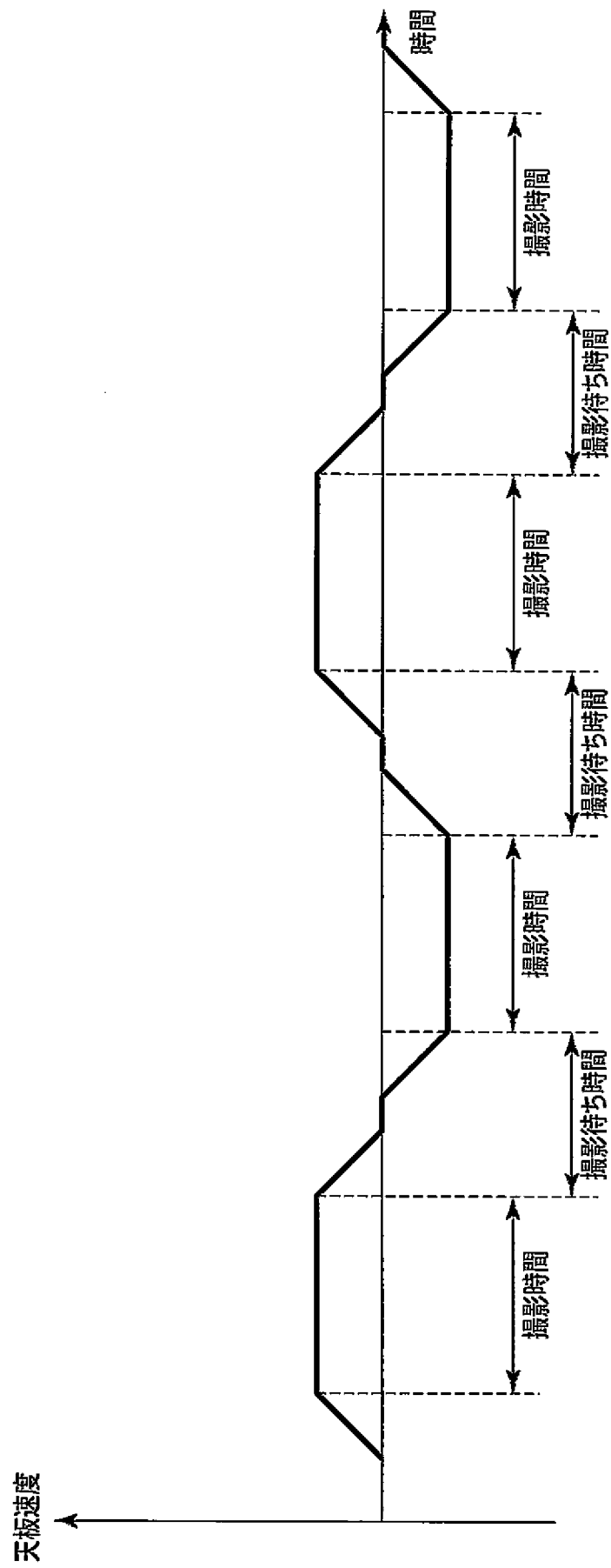
撮影部位	頭部 ▼	撮影範囲	80 ▼
	頭部		80
	胸部		82
	腹部		84
			...
			160

表示画面

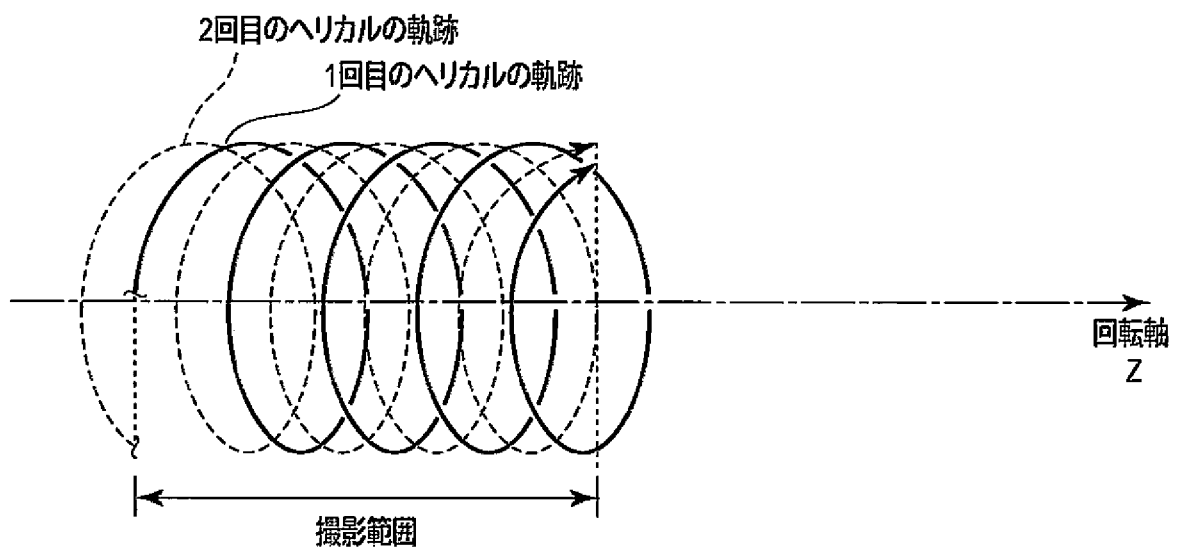
[図18]



[図19]



[図20]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 012 / 080966

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A 61 B 6/03 (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)

A 61 B 6 / 03

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

Jitsuyo	Shinan	Koho	1922-1	996	Jitsuyo	Shinan	Toroku	Koho	1996-2013
Kokai	Jitsuyo	Shinan	Koho	1971-2013	Toroku	Jitsuyo	Shinan	Koho	1994-2013

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

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	J P 2 0 1 0 - 2 6 8 8 2 7 A (T o s h i b a C o r p . e t a l - ) , 0 2 D e c e m b e r 2 0 1 0 ( 0 2 . 1 2 . 2 0 1 0 ) , e n t i r e t e x t ; a l l d r a w i n g s ( F a m i l y : n o n e )	1 - 6
A	J P 0 6 - 0 7 8 9 1 6 A (T o s h i b a C o r p . ) , 2 2 M a r c h 1 9 9 4 ( 2 2 . 0 3 . 1 9 9 4 ) , e n t i r e t e x t ; a l l d r a w i n g s & U S 5 4 1 2 5 6 2 A	1 - 6
A	J P 2 0 0 9 - 0 8 9 7 6 0 A (G E M e d i c a l S y s t e m s G l o b a l T e c h n o l o g y C o . , L . L . C . ) , 3 0 A p r i l 2 0 0 9 ( 3 0 . 0 4 . 2 0 0 9 ) , p a r a g r a p h [ 0 0 2 3 ] & U S 2 0 0 9 / 0 0 9 2 2 2 4 A I & C N 1 0 1 4 0 1 7 2 7 A	2 - 5



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

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 January, 2013 (17.01.13)

Date of mailing of the international search report

29 January, 2013 (29.01.13)

Name and mailing address of the ISA/

Japan e 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. A61B6/03 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B6/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-19
日本国公開実用新案公報	1971-20
日本国実用新案登録公報	1996-20
日本国登録実用新案公報	1994-20

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)  
 8年

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2010-268827 A (株式会社東芝 外 1 名) 2010. 12. 02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 06-078916 A (株式会社東芝) 1994. 03. 22, 全文, 全図 & US 5412562 A	1-6
A	JP 2009-089760 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル テクノロジー・カンピュー・エルエルシー) 2009. 04. 30, 【0023】 & US 2009/0092224 A1 & CN 101401727 A	2-5

Γ 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

IA 「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」  
 IE 「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」  
 I 「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)」  
 IΘ 「口頭による開示、使用、展示等に言及する文献」  
 IP 「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  
 「I&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17. 01. 2013

国際調査報告の発送日

29. 01. 2013

国際調査機関の名称及びあて先  
 日本国特許庁 (ISA / JP)  
 郵便番号 100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

福田 裕司

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9109