

(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
2010年9月10日(10.09.2010)



(10) 国際公開番号
WO 2010/101208 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/053508
- (22) 国際出願日: 2010年3月4日(04.03.2010)
- (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 2009-052770 2009年3月6日(06.03.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 吉田 亮 (YOSHIDA, Ryo) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP). 菅谷 嘉晃 (SUGAYA, Yoshiaki) [JP/JP]; 〒1010021 東京都千代田区外神田四

丁目14番1号 株式会社日立メディコ内 Tokyo (JP).

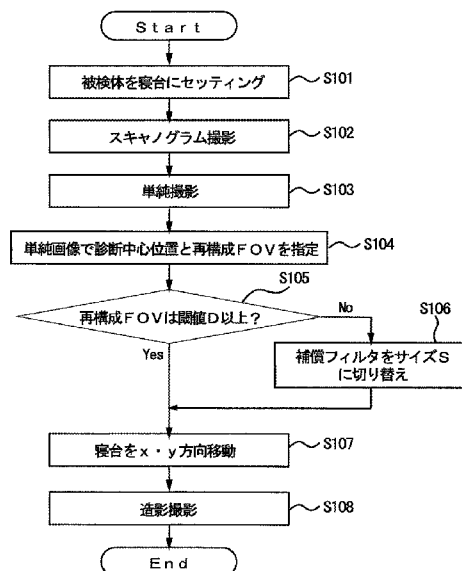
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[続葉有]

(54) Title: X-RAY CT DEVICE AND TOMOGRAPHY METHOD

(54) 発明の名称: X線CT装置及び断層像撮影方法

[図6]



S101 SET SUBJECT TO BED
S102 SCANOGRAM IMAGE-CAPTURING
S103 SIMPLE IMAGE-CAPTURING
S104 DESIGNATE DIAGNOSTIC CENTER POSITION AND RECONFIGURATION FOV USING SIMPLE IMAGE
S105 IS RECONFIGURATION FOV EQUAL TO OR MORE THAN THRESHOLD D?
S106 SWITCH COMPENSATION FILTER TO SIZE S
S107 MOVE BED IN x/y DIRECTION
S108 CONTRAST-ENHANCED IMAGE CAPTURING

(57) Abstract: An X-ray CT device which attains accurate designation of an area of concern, thereby reducing radiation exposure to other area than the area of concern while improving the image quality of the area of concern. When the diagnostic center position and a reconfiguration FOV are designated using a tomogram, a system control device (401) controls a top plate (51) of a bed (5) to move from side to side and up and down so that the designated diagnostic center position reaches the center position of image-capturing. A scanner (2) is provided with a plurality of compensation filters for adjusting X-ray irradiation distribution, and the system control device (401) selects a proper compensation filter according to the designated reconfiguration FOV from among the compensation filters, switching to the selected compensation filter. The compensation filters include at least a compensation filter (size L) of wide-width X-ray irradiation distribution and a compensation filter (size S) of narrow-width X-ray irradiation distribution in a scanner-turning direction. When the designated reconfiguration FOV is a predetermined threshold or less, the compensation filter is switched to the S-sized compensation filter (302).

(57) 要約: 関心領域の指定を正確に行うことを可能とし、また、関心領域以外への被曝量を低減させ、かつ関心領域の画質を向上させることが可能なX線CT装置を提供する。断層像を用いて、診断中心位置及び再構成FOVが指定されると、システム制御装置401は指定された診断中心位置が撮影中心位置に到達するように寝台5の天板51を上下左右に移動させる。また、スキャナ2はX線の照射分布を調整する補償フィルタを複数備えており、システム制御装置401は、複数の補償フィルタの中から、指定された再構成FOVに応じて適切な補償フィルタを選択し、切り替える。補償フィルタには、少なくとも、スキャナ周回方向においてX線照射分布幅が広い補償フィルタ(サイズL)と狭い補償フィルタ

(サイズS)とが含まれ、指定された再構成FOVが、所定の閾値以下である場合は、サイズSの補償フィルタ302に切り替える。



添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： X線CT装置及び断層像撮影方法

技術分野

[0001] 本発明は、X線CT装置における、寝台位置の移動制御及び補償フィルタの切替制御に関するものである。

背景技術

[0002] X線CT装置は、スキャナに備えられたX線源からファンビーム(扇形ビーム)あるいはコーンビーム(円錐形または角錐形ビーム)のX線を被検体に照射し、被検体を透過したX線データ(透過X線データ)をX線検出器によって取得し、取得した透過X線データに基づいて被検体の断層像等を画像再構成装置によって再構成する装置である。

[0003] このようなX線CT装置において、撮影位置を設定する際、操作者は、まず、被検体を寝台に載置し、撮影中心位置を示すレーザ投光器等を用いて、寝台上の被検体の左右方向の中心と体厚方向の中心とが、スキャナの回転中心と合うように被検体の位置を調整する。その後、操作者は被検体のスキャノグラム撮影を行い、画像再構成装置により生成された、PA方向(体を正面から見た方向)もしくはLAT方向(体を横方向から見た方向)のスキャノグラム像、またはその両方のスキャノグラム像を参照しながら、体軸方向の撮影範囲や、再構成画像の中心及び再構成FOV(Field Of View)を設定する。このように設定された寝台の位置情報や再構成FOVは、寝台及びスキャナに送出され、適切な寝台位置に調整された後に、ヘリカル撮影やアキシシャル撮影等が開始される。

[0004] ところで、X線CT装置には、X線の照射分布を調整する補償フィルタが備えられている。補償フィルタは、X線管と被検体との間に設けられており、例えばスキャン中心でX線量が最も大きくなり、周辺に向かうに従ってX線量が小さくなるように、スキャナ周回方向位置に応じて厚さの異なる形状のもの等が採用されている。

[0005] 寝台の位置あわせに関する特許文献1には、ヘリカルスキャン中に寝台位置を左右(体軸に対して垂直で、寝台天板に平行な方向)、上下方向(体軸に対して平行で寝台天板に垂直な方向)にも変化させ、スキャンの中心位置(以下、診断中心位置という)を移動させるX線CT装置が開示されている。このX線CT装置では、スキャン範囲等を計画する際、PA方向及びLAT方向のスキャノグラム像で診断中心位置としたい場所を2方向から指定している。

[0006] また、特許文献2では、スキャン部位に応じて、フィルタを変更するガントリ装置等が開示されている。なお、特許文献2に記載されているフィルタは、X線強度を調整するためのものであり、X線照射分布を調整するフィルタとは異なるものである。

[0007] また、特許文献3には、スキャノグラム像から診断対象部位の中心を指定し、診断対象部位の中心が撮影中心に配置するように、天板を体軸と直交方向に移動させ、また診断対象部位の形状に合わせたウェッジ(補償フィルタ)を選択し、X線の照射範囲を調整するX線CT装置についての記載がある。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2008-167804号公報

特許文献2：特開2002-102217号公報

特許文献3：特開2007-267783号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、特許文献1及び特許文献3のように、スキャノグラム像を用いて診断中心位置を指定する場合、臓器同士の重なりや骨と臓器との重なりのため、対象臓器の中心を正確に指定することは困難であった。

[0010] また、特許文献2では、被検体のスキャン部位の指定は、例えば「頭部」、「胸部」、「腹部」のような撮影部位をメニュー画面から選択するものが開示されている。しかし、例えば心臓部の冠動脈のような細部を観察する場合

には、高い空間分解能が要求され、それを満たすX線を照射する必要があるが、心臓部を撮影中心からオフセット配置したままでは、空間分解能が劣り、また、心臓部以外の臓器にも多くのX線が照射されてしまう。

[0011] 本発明は、前述した問題点に鑑みてなされたものであり、その目的とすることは、関心領域の指定を正確に行うことを可能とし、また、指定された関心領域以外への被曝量を低減させ、かつ関心領域の画質を向上させることが可能なX線CT装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0012] 前述した目的を達成するために本発明は、被検体に対してX線を照射するX線源、及び被検体を透過したX線を検出するX線検出器が対向配置され、被検体の周りを回転するスキャナと、被検体の体軸方向、体軸と垂直な左右方向または上下方向に移動可能な天板を有する寝台と、を備え、前記X線検出器によって検出した透過X線データに基づいて、被検体の断層像を再構成し、表示手段に表示するX線CT装置であって、前記スキャナには、前記X線源から照射されるX線の照射分布を調整する補償フィルタが設けられ、前記断層像を利用して、被検体の診断中心位置及び再構成FOVの指定を受け付ける指定手段と、前記指定手段により指定された診断中心位置が、撮影中心位置に到達するように前記寝台の天板を前記体軸方向、前記左右方向、または前記上下方向に移動させる天板移動手段と、前記天板移動手段による天板の移動が行われた状態で、造影剤を用いた断層像撮影または所望の画質での断層像撮影を実行する撮影手段と、を備えることを特徴とするX線CT装置である。

[0013] また本発明は、被検体に対してX線を照射するX線源、及び被検体を透過したX線を検出するX線検出器が対向配置され、被検体の周りを回転するスキャナと、被検体の体軸方向、体軸と垂直な左右方向または上下方向に移動可能な天板を有する寝台と、を備え、前記スキャナには、前記X線源から照射されるX線の照射分布を調整する補償フィルタが設けられ、前記X線検出器によって検出した透過X線データに基づいて、被検体の断層像を再構成し、表示手段に表示するX線CT装置による断層像撮影方法であって、前記断層像を利用して

、被検体の診断中心位置及び再構成F0Vの指定を受け付けるステップと、前記診断中心位置が、撮影中心位置に到達するように前記寝台の天板を前記体軸方向、前記左右方向、または前記上下方向に移動させるステップと、天板の移動が行われた状態で、造影剤を用いた断層像撮影または所望の画質での断層像撮影を実行するステップと、を備えることを特徴とする断層像撮影方法である。

発明の効果

- [0014] 本発明のX線CT装置により、関心領域の指定を正確に行うことを可能とし、また、指定された関心領域以外への被曝量を低減させ、かつ関心領域の画質を向上させることが可能となる。

図面の簡単な説明

- [0015] [図1]X線CT装置1の全体構成を示す外観図
[図2]X線CT装置1のハードウェアブロック図
[図3]補償フィルタとその切替機構を説明する図
[図4]補償フィルタとそのX線強度分布を示すグラフ
[図5] (A) 寝台の初期セッティング位置、(B) 診断中心位置指定後、移動された寝台位置を説明する図
[図6] 本発明のX線CT装置1の動作の流れを示すフローチャート(第1実施形態)
[図7] (A) はLAT方向スキャノグラム像、(B) はPA方向スキャノグラム像、(C) は断層像を用いた診断中心位置・F0Vの指定例
[図8] 心臓部をオフセット配置したままスキャンした場合の、スキャン角度に応じたX線照射幅を説明する図(従来のスキャン)
[図9] 心臓部を診断中心位置に設定した場合の、スキャン角度に応じたX線照射幅を説明する図(本発明のスキャン)
[図10] 本発明のX線CT装置1の動作の流れを示すフローチャート(第2実施形態)

発明を実施するための形態

- [0016] 以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。
[0017] (第1の実施の形態)

まず、図1～図5を参照して、本実施の形態のX線CT装置1の構成について説明する。

図1に示すように、X線CT装置1は、スキャナ2、操作卓4、寝台5、表示装置7、及び操作装置8から構成される。X線CT装置1は、寝台5に固定される被検体6を、スキャナ2の開口部に搬入してスキャンすることにより、被検体6を透過したX線データ(以下、透過X線データという)を取得する。

[0018] スキャナ2は、図2に示すように、X線管201、X線制御装置202、コリメータケース203、補償フィルタ切替制御装置204、X線検出器205、データ収集装置206、回転板207、回転板駆動装置208、回転制御装置209、及び駆動伝達系210から構成される。

[0019] X線管201はX線源であり、X線制御装置202により制御されて被検体6に対してX線を連続的または断続的に照射する。X線制御装置202は、操作卓4のシステム制御装置401により決定されたX線管電圧及びX線管電流に従って、X線管201に印加または供給するX線管電圧及びX線管電流を制御する。

[0020] コリメータケース203は、コリメータ、複数の補償フィルタ、及び補償フィルタの切替機構303等を収納している。コリメータは、X線管201から放射されたX線を、例えばファンビーム(扇形のビーム)等のX線として被検体6に照射させるものである。

[0021] 補償フィルタは、X線照射分布を調整するフィルタであり、X線照射分布の異なる形状のフィルタが複数搭載されている。本実施の形態では、図3に示す例のように、二つの補償フィルタ301、302が搭載され、切替機構303によっていずれか一方の補償フィルタに自在に切り替えられるものとする。切替機構303は、補償フィルタ切替制御装置204(図2)によって駆動制御される。

[0022] 図3及び図4に示すように、補償フィルタ301、302は、スキャナの周回方向(図3のx方向)の位置に応じてX線強度が異なるように、X線管201から照射されたX線の線量を調整するものである。各補償フィルタ301、302はいずれも、中心でX線量(X線強度)が最大で、中心から左右(図3のx方向)に離れるに従い、対称にX線量を低減させる形状の湾曲面を有する。また、一方の補償フィルタ

301の湾曲面の曲率は、他方の補償フィルタ302の湾曲面の曲率よりも小さい。すなわち、補償フィルタ302は、補償フィルタ301より狭い範囲にX線を分布させる。

[0023] 以下、X線照射幅の大きい補償フィルタ301をサイズLの補償フィルタと呼び、X線照射幅の小さい補償フィルタ302をサイズSの補償フィルタと呼ぶ。

[0024] 図4のグラフg1は、補償フィルタ301のX線強度分布を示し、グラフg2は、補償フィルタ302のX線強度分布を示すものであるが、これらのグラフg1、g2を比較すると、補償フィルタ302の方が、補償フィルタ301より狭い範囲にX線を照射させる。サイズLの補償フィルタ301は、腹部等、幅の広い撮影対象に適しており、サイズSの補償フィルタ302は、頭部や後述する心臓部、或いは小児等、径の小さい撮影対象に適している。

[0025] X線源201から照射され、補償フィルタ、コリメータ等を介して被検体6を透過したX線はX線検出器205に入射する。

[0026] X線検出器205は、例えばシンチレータとフォトダイオードの組み合わせによって構成されるX線検出素子群をスキャナ周回方向に例えば1000個程度、列方向(体軸方向)に例えば1~320個程度配列したものであり、被検体6を介してX線管201に対向するように配置される。X線検出器205はX線管201から放射されて被検体6を透過したX線を検出し、検出した透過X線データをデータ収集装置206に出力する。

[0027] データ収集装置206は、X線検出器205に接続され、X線検出器205の個々のX線検出素子により検出される透過X線データを収集する。収集された透過X線データは、操作卓4の画像処理装置402に出力される。

[0028] スキャナ2の回転板207には、X線管201、コリメータケース203、X線検出器205、データ収集装置206が搭載される。回転板207は、回転制御装置209によって制御される回転板駆動装置208から、駆動伝達系210を通じて伝達される駆動力によって回転される。

[0029] 寝台5は、図5に示すように、被検体6が載置される天板51、天板51を被検体の体軸方向(z方向)に移動させるz方向移動機構504、左右方向(x方向)に移動

させるx方向移動機構502、上下方向(y方向)に移動させるy方向移動機構503、及び寝台制御装置501(図2参照)から構成される。

[0030] 寝台制御装置501は、y方向移動機構503を制御して寝台5の高さを適切なものにする。また、x方向移動機構502やz方向移動機構504を制御して、天板51を体軸方向に前後動したり、体軸に対して垂直であって、かつ天板51に平行な方向(左右方向)に移動したりする。これにより、被検体6がスキャナ2のX線照射空間に搬入及び搬出され、操作者により指定された診断中心位置が撮影中心位置に到達するように位置合わせされる。

[0031] 「撮影中心位置」とは、スキャナの回転中心を意味する。以下の説明において、寝台5の天板51の実空間での位置を表す座標は、体軸方向をz方向、体軸に垂直で、かつ天板51に平行な方向(左右方向)をx方向、体軸に垂直で、かつ天板51に鉛直な方向(上下方向)をy方向とする。また、表示装置7の表示画面の座標は、横方向をX方向、縦方向をY方向とする。

[0032] また、以下の説明において、初期セッティング時における寝台5の天板51の位置を「撮影原点」と呼び、その座標を (x_0, y_0, z_0) とする。また、「診断原点位置」とは、表示画面に表示される画像(スキャノグラム画像または断層像)の中心位置であり、その表示画面上の座標を0 (X_0, Y_0) とする(図7(C)参照)。

「診断中心位置」とは、本撮影(単純撮影または造影撮影)時に撮影中心位置に到達するように指定される表示画面での指定位置であり、その座標を01 (X_1, Y_1) とする。診断中心位置01 (X_1, Y_1) に対応する実空間での座標は、 (x_1, y_1, z_1) とする。

[0033] 図2に示すように、操作卓4は、表示装置7、操作装置8、システム制御装置401、画像処理装置402、記憶装置404、及び通信I/F405から構成され、これらの各部はバス409を介して互いに接続される。また、操作卓4は通信I/F405を介してスキャナ2及び寝台5に接続される。

[0034] 表示装置7は、液晶パネル、CRTモニタ等のディスプレイ装置と、ディスプレイ装置と連携して表示処理を実行するための論理回路で構成され、システム制御装置401に接続される。表示装置7は画像処理装置402から出力される再

構成画像やスキャノグラム像、並びにシステム制御装置401が取り扱う種々の情報を表示するものである。

[0035] 操作装置8は、例えば、キーボード、マウス等のポインティングデバイス、テンキー等の操作装置、及び各種スイッチボタン等により構成され、操作者によって入力される各種の指示や情報をシステム制御装置401に出力する。操作者は、表示装置7及び操作装置8を使用して対話的にX線CT装置1を操作する。例えば、操作装置8は画像処理装置402によって得られる断層像(アキシャル像)を基に、寝台位置を所望の診断中心位置へ移動するための指定操作等を受け付ける。

[0036] システム制御装置401は、CPU(Central Processing Unit)、ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)等により構成される。システム制御装置401は、スキャナ2内のX線制御装置202、補償フィルタ切替制御装置204、データ収集装置206、X線検出器205、及び回転制御装置209を制御し、また、寝台5内の寝台制御装置501を制御する。

[0037] また、システム制御装置401は、後述する撮影処理(図6参照)を実行する。撮影処理において、システム制御装置401は、診断中心位置及び再構成F0Vの指定を受け付ける。マウス等の操作装置8の操作により、任意の診断中心位置01(X_1 , Y_1)が指定されると、システム制御装置401は指定された診断中心位置01(X_1 , Y_1)が撮影中心位置に到達するように天板51の移動量を算出し、寝台5の天板51をx方向、y方向、またはz方向に移動させるよう寝台制御装置501を制御する。また、システム制御装置401は、指定された再構成F0Vに応じて、適切な補償フィルタ301、302を選択し、切り替える。システム制御装置401は、指定された再構成F0Vが所定の閾値以下である場合に、より狭い幅にX線を分布させる補償フィルタ(サイズS)に切り替える。

[0038] また、本実施の形態のX線CT装置1では、スキャノグラム像撮影後、造影剤を用いない単純撮影を行い、単純撮影によって得られた被検体断層像(アキシャル像)を表示装置7に表示し、表示された断層像に対する指示操作による診断中心位置及び前記再構成F0Vの指定を受け付ける。

- [0039] 画像処理装置402は、補正処理部及び画像再構成部を備える。補正処理装置は、データ収集装置206が収集した透過X線データを取得すると、その透過X線データに含まれる誤差やX線検出器のオフセット電圧補正、感度補正等の補正処理を施し、画像再構成部へ出力する。画像再構成部は、補正された透過X線データを用いて、スキヤノグラム撮影時には、LAT方向やPA方向のスキヤノグラム像を作成する。また、本撮影(単純撮影、造影撮影または後述する低線量撮影)時には、複数ビューの透過X線データを用いて断層像を再構成する。再構成されたスキヤノグラム像または断層像(アキシャル像等)は、表示装置7に表示されるとともに、記憶装置404に記憶される。
- [0040] 記憶装置404は、ハードディスク等により構成されるものであり、システム制御装置401に接続される。記憶装置404には、データ収集装置206が収集した透過X線データや、再構成されたスキヤノグラム像、断層像等が記憶される。また、これらのデータその他、X線CT装置1の機能を実現するためのプログラム、データ等を記憶する。
- [0041] 通信 I /F405は、操作卓4とスキャナ2及び寝台5との通信接続、またはX線CT装置1と他のサーバ装置(不図示)等との通信接続を媒介する通信ポート及び通信制御部等を含み、システム制御装置8の制御により、接続された各装置とのデータの送受信を行う。
- [0042] 次に、図6のフローチャート、及び図7～図9を参照して、X線CT装置1の動作について説明する。
- [0043] 本実施の形態のX線CT装置1のシステム制御装置401は、図6に示す撮影処理を実行する。すなわち、システム制御装置401は、記憶装置404から撮影処理に関するプログラム及びデータを読み出し、このプログラム及びデータに基づいて撮影処理を実行する。
- [0044] 図6に示すように、まず操作者は、被検体6を寝台5にセッティングする(ステップS101)。寝台5の天板51に被検体6が載置された状態で、天板51がスキャナ2内に搬入される。このとき、操作者は被検体6の体軸方向(z方向)位置がスキヤノグラム撮影開始位置に到達し、左右方向(x方向)及び体厚方向(y方向)

の中心が撮影中心位置にくるように位置合わせする。この段階における寝台5の位置(実空間座標)を撮影原点(x_0 , y_0 , z_0)としてRAMに保持する。

[0045] 次にシステム制御装置401は、被検体6の所定範囲のスキヤノグラム撮影を行う(ステップS102)。システム制御装置401は、スキヤナ2のX線検出器205にて取得した透過X線データを画像処理装置402に送出する。画像処理装置402は、透過X線データに基づいてスキヤノグラム像を再構成し、表示装置7に表示するとともに記憶装置404に記憶する。

[0046] X線を被検体6の横方向から照射しつつ、体軸(z)方向に天板51を移動させた場合は、図7(A)に示すLAT方向のスキヤノグラム像61を取得する。X線を被検体6の正面または背面から照射しつつ、体軸(z)方向に天板51を移動させた場合は、図7(B)に示すPA方向のスキヤノグラム像62を取得する。

[0047] 図7において、601は肺部、602は心臓部、603、604は被検体6の体軸を示す。本来スキヤノグラム像では、肺部601、心臓部602等は心肺を取り囲む肋骨によって不明瞭な表示となるが、図7は説明のために骨を省略し、模式的に表している。

[0048] 心臓部の冠動脈造影検査を行う場合、造影撮影に先立ち、まず単純撮影を行う(ステップS103)。単純撮影とは、造影剤を用いずに断層像を得る撮影である。この段階の単純撮影により得られる断層像は、診断中心位置、再構成F0Vの指定に利用される。

[0049] 単純撮影において、操作者は、図7(A)、(B)に示すスキヤノグラム像61、62を参照しながら、単純撮影のための各種撮影条件(z方向の撮影範囲や再構成F0V、その他のスキャン条件等)を設定する。

[0050] システム制御装置401は、設定された撮影範囲や再構成F0V、スキャン条件等に基づき、被検体6の単純撮影を行い、透過X線データを取得する。単純撮影の際に使用する補償フィルタは、サイズLの補償フィルタ301である。

[0051] システム制御装置401は、取得した透過X線データを画像処理装置402に送出する。画像処理装置402は、透過X線データに基づいて、例えば、図7(A)または(B)の(1)、(2)、(3)で示す各z位置について、図7(C)に示すような各断層像

63, 64, 65を再構成し、それぞれ表示装置7に表示するとともに記憶装置404に記憶する。

[0052] 次に、システム制御装置401は、単純撮影によって得られた断層像を用いて、次に実行する造影撮影のための診断中心位置01の指定、及び再構成F0Vの指定、その他の撮影条件の設定を行う(ステップS104)。

[0053] ステップS104において、診断中心位置01と、再構成F0Vとを指定するためのGUI(Graphical User Interface)として、図7(C)に示すような円形R01605を使用するようにしてもよい。円形R01605は、表示画面のX方向径及びY方向径を示すガイド線(点線)を用いて中心が明示されていることが好ましい。円形R01605の中心は診断中心位置を指示するものとし、円が再構成F0Vに対応するものとする。

[0054] また、円形R01605は、例えばマウスの移動操作が診断中心位置(円形R01605の中心)の移動に連動し、マウスホイールの操作が円形R01605の半径の大きさに連動し、マウスのクリック操作によって診断中心位置及びF0Vの指定が確定するなど、マウス等の操作装置8によって操作されるものとする。また例えば、表示画面に図7(C)に示すような、z位置の異なる3つの断層像63, 64, 65が表示されている場合、操作者の操作によって、z位置(2)における断層像64に重ねて表示される円形R01605が移動され、診断中心位置01が指定されると、他の断層像63, 65の対応する位置に、対応する半径の円形R01605がそれぞれ表示され、他のz位置(1)、(3)における診断中心位置と再構成F0Vとを確認できるようにしてもよい。

[0055] 診断中心位置及び再構成F0Vが指定されると、次に、システム制御装置401は、指定された再構成F0Vの大きさに応じた補償フィルタを選択する。

[0056] 補償フィルタの選択において、例えば、システム制御装置401は、ステップS104で指定された再構成F0Vの大きさ(円形R01の半径)が、所定の閾値D以上であるか否かを判定する(ステップS105)。再構成F0Vの大きさが閾値D以上である場合には(ステップS105; YES)、現状のサイズLの補償フィルタ301を選択する。一方、再構成F0Vの大きさが閾値Dより小さい場合(ステップS105; NO)に

は、サイズSの補償フィルタ302を選択し、フィルタの切替指示をスキャナ2の補償フィルタ切替制御装置204に送出する。補償フィルタ切替制御装置204は、切替指示に応じてサイズSの補償フィルタ302に切り替える(ステップS106)。

[0057] また、システム制御装置401は、診断原点 $O(X_0, Y_0)$ と指定された診断中心位置 $O_1(X_1, Y_1)$ との距離に基づいて、寝台5の天板51の実空間でのx方向移動量、y方向移動量を算出し、寝台制御装置501に送出する。寝台制御装置501は、算出された移動量に応じて天板51を移動する(ステップS107)。また、造影撮影の撮影開始位置まで、天板51をz方向に移動する。

[0058] その後、システム制御装置401は、造影撮影の撮影条件の設定を受け付け、設定された撮影条件に基づいて、造影撮影を実施する(ステップS108)。

[0059] 寝台5は、図6のステップS101の初期セッティング段階では、図5(A)に示すように、体軸中心が撮影中心位置となるように位置合わせされているが、図6のステップS104における診断中心位置の指定及びステップS107における寝台5の移動が行われると、図5(B)に示すようにx方向(またはy方向)に天板51が移動され、診断中心位置である心臓部が撮影中心位置に到達する。

[0060] また、ステップS105において、再構成F0Vの半径が所定の閾値Dより小さいと判定された場合は、サイズSの補償フィルタ302を用いる。

[0061] 図8に示すように、従来の撮影では、サイズLの補償フィルタ301を使用し、また被検体6を初期セッティング時と同一位置(被検体6のx位置・y位置の中心が撮影中心位置に合わせてある)で心臓を造影撮影する。

[0062] 図8において、点線701は、照射X線の開き角度を示し、一点鎖線702は、心臓へ曝射されるX線の開き角度を示している。

[0063] 従来は、各スキャン角度において、心臓が撮影中心に位置していないため、最もX線強度が高いところからやや低い領域を使用して、撮影することになる。また、補償フィルタの湾曲部の曲率が小さいために、周辺のX線強度の減衰も小さく、心臓周辺へも比較的強度の高いX線が曝射されている。

[0064] 一方、本実施の形態の撮影処理のように、心臓部を診断中心位置とし、再

構成F0Vを心臓部に絞って造影撮影を行った場合には、図9に示すように、心臓部が撮影中心に到達するように天板5が移動され、また、再構成F0Vに応じてサイズSの補償フィルタ302に切り替えられる。図9において、点線801は、照射X線の開き角度を示し、一点鎖線802は、心臓へ曝射されるX線の開き角度を示している。

[0065] 図8(従来)と比べると、図9(本実施形態)では各スキャン角度において、心臓中心に曝射されるX線は最も強度が高い領域が用いられており、かつ心臓の周辺に曝射されるX線強度は、サイズLの補償フィルタ301に比べて小さくなっている。その結果、心臓周辺の領域で被曝低減の効果が得られる。また、対象臓器(心臓部)がスキャン中心にあるので、空間分解能が向上し、画質のよい造影画像が得られる。

[0066] 以上説明したように、本実施の形態のX線CT装置1は、X線の照射分布を調整する補償フィルタを複数備え、操作者が断層像を用いて診断中心位置及び再構成F0Vをマウスのクリック操作等によって指定すると、システム制御装置401は指定された診断中心位置が撮影中心位置に到達するように寝台5の天板51を上下左右(x方向、y方向、z方向)に移動させる。また、システム制御装置401は、指定された再構成F0Vに応じて、適切な補償フィルタを選択し、切り替える。補償フィルタは、少なくとも、スキャナ周回方向においてX線照射分布幅が広い補償フィルタ(サイズL)と狭い補償フィルタ(サイズS)とが設けられており、指定された再構成F0Vの大きさ(例えば、再構成F0Vの半径)が、所定の閾値以下である場合に、サイズSの補償フィルタ302に切り替える。

[0067] そのため、対象臓器(心臓)を撮影中心に移動して撮影できるため、全てのスキャン角度において、最もX線強度が大きい領域を使用して撮影できる。そのため、空間分解能が向上し、画質のよい造影画像が得られる。また、補償フィルタ301をサイズSに切り替えることにより、対象臓器(心臓部)に絞り込んでX線を曝射できる。そのため、対象臓器周辺の領域で被曝低減の効果が得られる。

[0068] また、造影撮影前の単純CT画像(断層像)から、対象臓器(心臓)の中心をク

リックすることで、上下左右にテーブルを移動させ、最適位置に設定することが可能である。

[0069] そのため、スキャノグラム像を用いて診断中心位置の指定を行う場合と比べて、臓器の重なりや骨による影響がないため、操作者はより正確に診断中心位置を指定できる。

[0070] (第2の実施の形態)

次に、本発明に係るX線CT装置1の第2の実施の形態について説明する。

[0071] 第2の実施の形態のX線CT装置は、上述の第1の実施の形態のX線CT装置1と同一のハードウェア構成であるため、同一の各部には同一の符号を付し、構成の詳細な説明を省略する。

[0072] 図10に示すように、第2の実施の形態のX線CT装置1は、単純撮影または造影撮影の前に、低線量撮影(図10のステップS203参照)を行う。

[0073] 低線量撮影とは、被検体に照射するX線量を、一般的な撮影で使用される量よりも低減させた撮影である。スキャン対象部位や検査目的に応じて、照射X線量はそれぞれ異なるものであるが、本実施の形態の低線量撮影とは、診断中心位置及び再構成F0Vが指定可能な程度の画質を有する断層像を撮影するという意味である。例えば、通常の撮影で使用する管電流値の20パーセント以下、より望ましくは10パーセント程度の管電流量で、断層像を撮影する。或いは、管電圧を低減させてもよい。また低線量撮影のヘリカルピッチは、通常の腹部条件のような高ピッチでよい。

[0074] 第2の実施の形態におけるX線CT装置1の動作の流れを説明する。

図10に示すように、まず、操作者は第1の実施の形態のステップS101～S102と同様に、被検体を寝台にセッティングし(ステップS201)、スキャノグラム撮影を行う(ステップS202)。次に、撮影したスキャノグラム像を用いて、低線量撮影のためのz範囲、撮影条件等を設定し、上述の低線量にてスキャンを開始する(ステップS203)。このとき使用する補償フィルタは、サイズLの補償フィルタ301である。

[0075] システム制御装置401は、画像処理装置402にて低線量撮影により取得した

断層像を再構成し、表示装置7に表示し、診断中心位置及び再構成F0Vを受け付ける(ステップS204)。ステップS204の処理は第1の実施の形態のステップS104と同様である。

[0076] その後、第1の実施の形態のステップS105～ステップS107と同様に、再構成F0Vに応じた補償フィルタの切り替え(ステップS205～ステップS206)、診断中心位置に応じた寝台5の移動(ステップS207)が行われた後に、単純撮影を行う(ステップS208)。単純撮影では、所望の画質を得られるような撮影条件を与える。また、単純撮影後、必要に応じて、造影撮影を行う(ステップS209～ステップS210)。

[0077] 以上説明したように、第2の実施の形態のX線CT装置1では、単純撮影の前に、診断中心位置の指定や再構成F0Vの指定を受け付け、指定された診断中心位置(例えば、心臓)を撮影中心位置とし、かつ補償フィルタを適切なものに切り替えた状態で、所望の画質を要求するようなX線量で単純撮影を行う。

[0078] 通常の検査では、単純撮影と造影撮影とを両方実施するとは限らないため、単純撮影による画像のみが必要な場合には、第2の実施の形態による方法で検査を行うことが好ましい。その結果、第1の実施の形態よりも、単純撮影にて得られる断層像の画質を向上させ、対象部位以外への低被曝化を実現できる。単純撮影後に造影撮影を実施する場合にも、同様に対象臓器画像の高画質化、周辺臓器への低被曝化を実現できる。

[0079] 以上、本発明に係るX線CT装置の好適な実施形態について説明したが、本発明は、上述の実施形態に限定されるものではない。例えば、上述の実施の形態では、ガントリータイプのX線CT装置について説明したがCアーム型のX線CT装置でもよい。また、上述のX線CT装置では、心臓部を診断中心に指定する例を示したが、これに限定されるものではなく、例えば、肩、片肺、上肢、下肢等への適用も可能である。

[0080] また、上述の実施の形態では、補償フィルタは、サイズLとサイズSの2種類として説明したが、これに限定されるものではなく、他のサイズのものや、実施の形態で説明したフィルタとは異なるX線照射分布を有するものを複数備

えるようにしてもよい。この場合は、システム制御装置401は、図6のステップS105または図10のステップS205における補償フィルタの選択において、補償フィルタの数に応じた複数の閾値を用いたり、撮影部位に応じて選択する補償フィルタを設定したテーブル等を用意しておくものとしてもよい。

[0081] また、診断中心位置や再構成F0Vの指定操作は、上述の円形R01605を使用する例に限定されるものではなく、操作者が所望の座標や値を数値入力したり、他のGUIを用いたりしてもよい。また、当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

符号の説明

[0082] 1 X線CT装置、2 スキャナ、4 操作卓、5 寝台、51 天板、6 被検体、7 表示装置、8 操作装置、201 X線管(X線源)、203 コリメータケース、204 補償フィルタ切替制御装置、205 X線検出器、401 システム制御装置、402 画像処理装置、501 寝台制御装置、502 x方向移動機構、503 y方向移動機構、504 z方向移動機構、605 円形R01、0 診断原点、01 診断中心位置、x、y、z 実空間座標、X、Y 表示画面の座標

請求の範囲

[請求項1]

被検体に対してX線を照射するX線源、及び被検体を透過したX線を検出するX線検出器が対向配置され、被検体の周りを回転するスキャナと、

被検体の体軸方向、体軸と垂直な左右方向または上下方向に移動可能な天板を有する寝台と、を備え、

前記X線検出器によって検出した透過X線データに基づいて、被検体の断層像を再構成し、表示手段に表示するX線CT装置であって、

前記スキャナには、前記X線源から照射されるX線の照射分布を調整する補償フィルタが設けられ、

前記断層像を利用して、被検体の診断中心位置及び再構成FOVの指定を受け付ける指定手段と、

前記指定手段により指定された診断中心位置が、撮影中心位置に到達するように前記寝台の天板を前記体軸方向、前記左右方向、または前記上下方向に移動させる天板移動手段と、

前記天板移動手段による天板の移動が行われた状態で、造影剤を用いた断層像撮影または所望の画質での断層像撮影を実行する撮影手段と、

を備えることを特徴とするX線CT装置。

[請求項2]

前記補償フィルタは複数設けられ、

前記指定手段により指定された再構成FOVに応じて、適切な補償フィルタを選択し、切り替える補償フィルタ切替手段をさらに備え、

前記撮影手段は前記補償フィルタ切替手段による補償フィルタの切り替えが行われた状態で断層像撮影を実行することを特徴とする請求項1に記載のX線CT装置。

[請求項3]

前記被検体の断層像は、診断中心位置及び再構成FOVを指定可能な画質が得られる程度にX線量を低減させて撮影されたものであることを特徴とする請求項1または2のいずれかに記載のX線CT装置。

[請求項4] 前記補償フィルタには、少なくとも、形状の異なる第1及び第2のフィルタが含まれ、前記第2のフィルタは、スキャナ周回方向において前記第1のフィルタよりも狭い範囲にX線を分布させ、

前記補償フィルタ切替手段は、前記指定手段により指定された再構成F0Vの大きさが所定の閾値以下である場合に、前記第2のフィルタを選択し、切り替えることを特徴とする請求項2に記載のX線CT装置。

[請求項5] 被検体に対してX線を照射するX線源、及び被検体を透過したX線を検出するX線検出器が対向配置され、被検体の周りを回転するスキャナと、被検体の体軸方向、体軸と垂直な左右方向または上下方向に移動可能な天板を有する寝台と、を備え、前記スキャナには、前記X線源から照射されるX線の照射分布を調整する補償フィルタが設けられ、前記X線検出器によって検出した透過X線データに基づいて、被検体の断層像を再構成し、表示手段に表示するX線CT装置による断層像撮影方法であって、

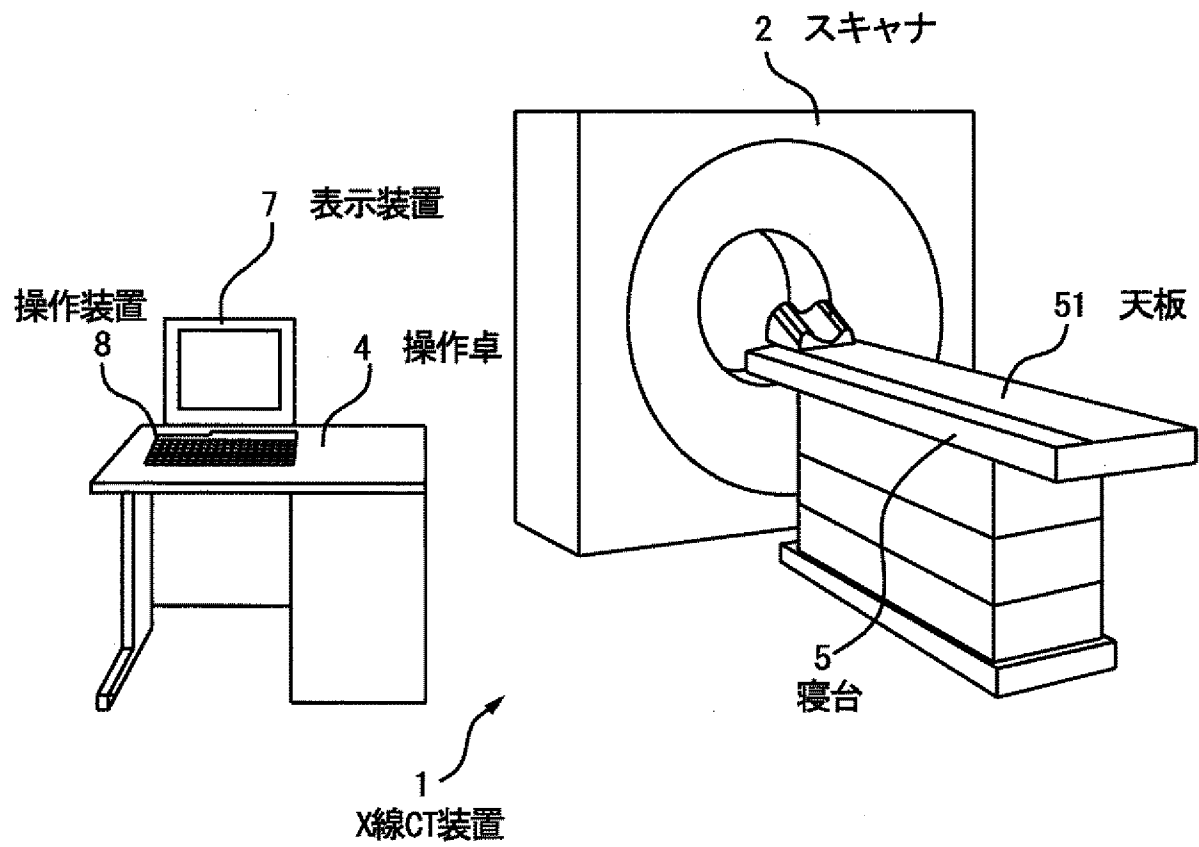
前記断層像を利用して、被検体の診断中心位置及び再構成F0Vの指定を受け付けるステップと、

前記診断中心位置が、撮影中心位置に到達するように前記寝台の天板を前記体軸方向、前記左右方向、または前記上下方向に移動させるステップと、

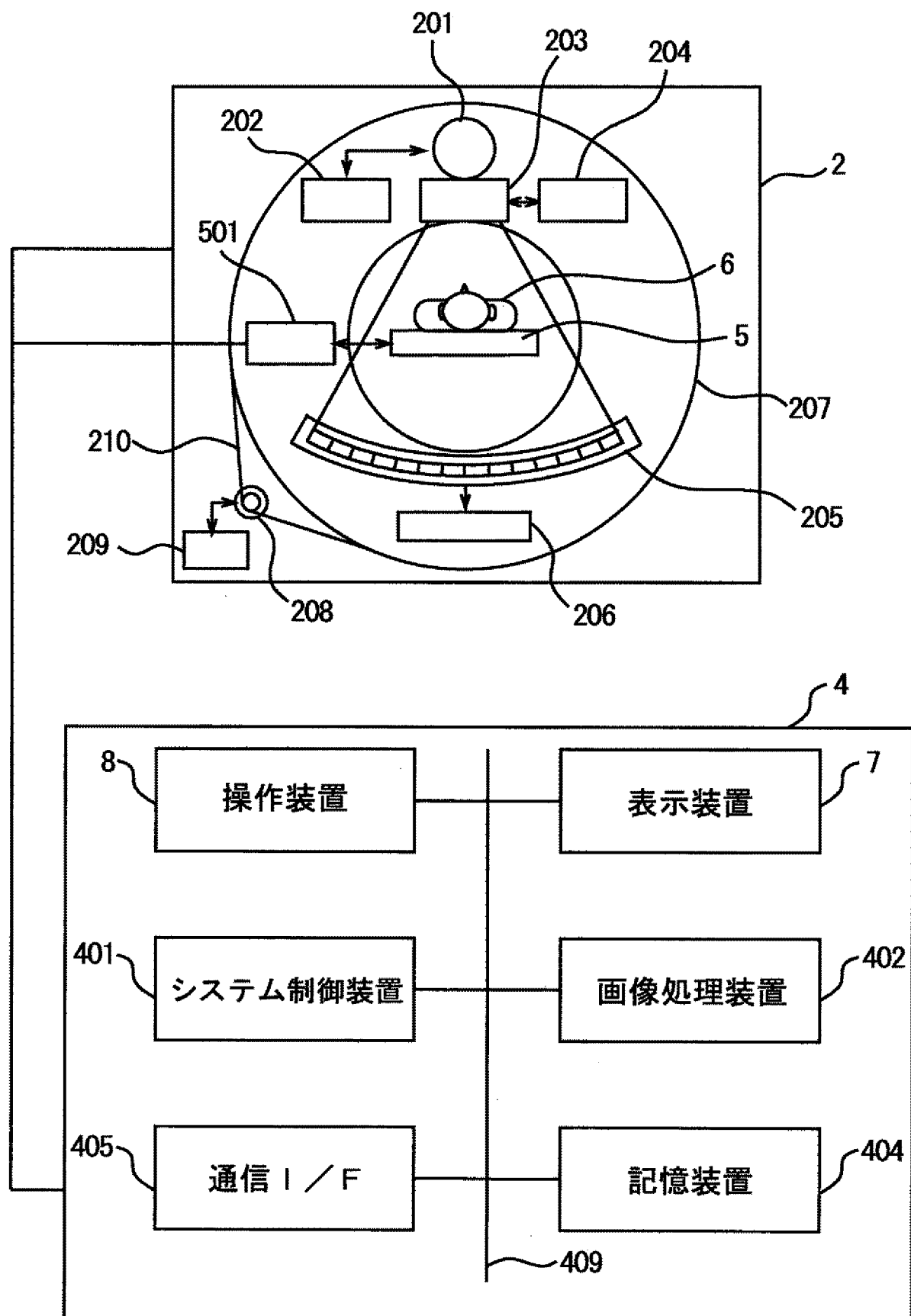
天板の移動が行われた状態で、造影剤を用いた断層像撮影または所望の画質での断層像撮影を実行するステップと、

を備えることを特徴とする断層像撮影方法

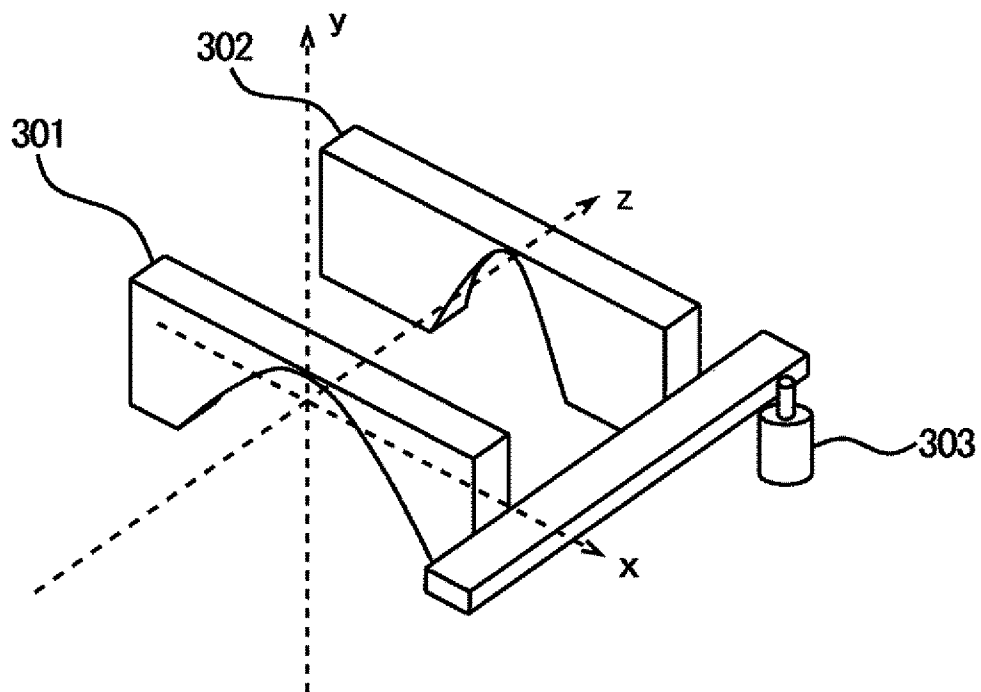
[図1]



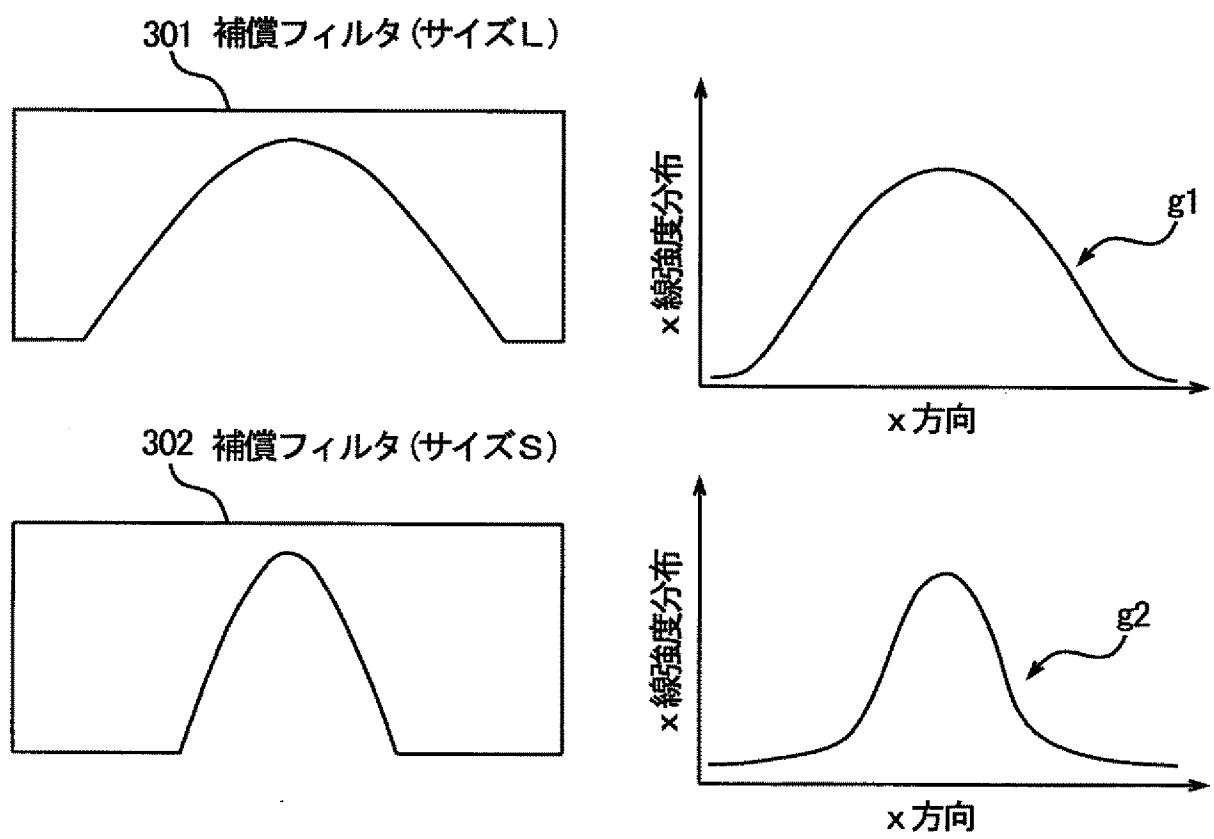
[図2]



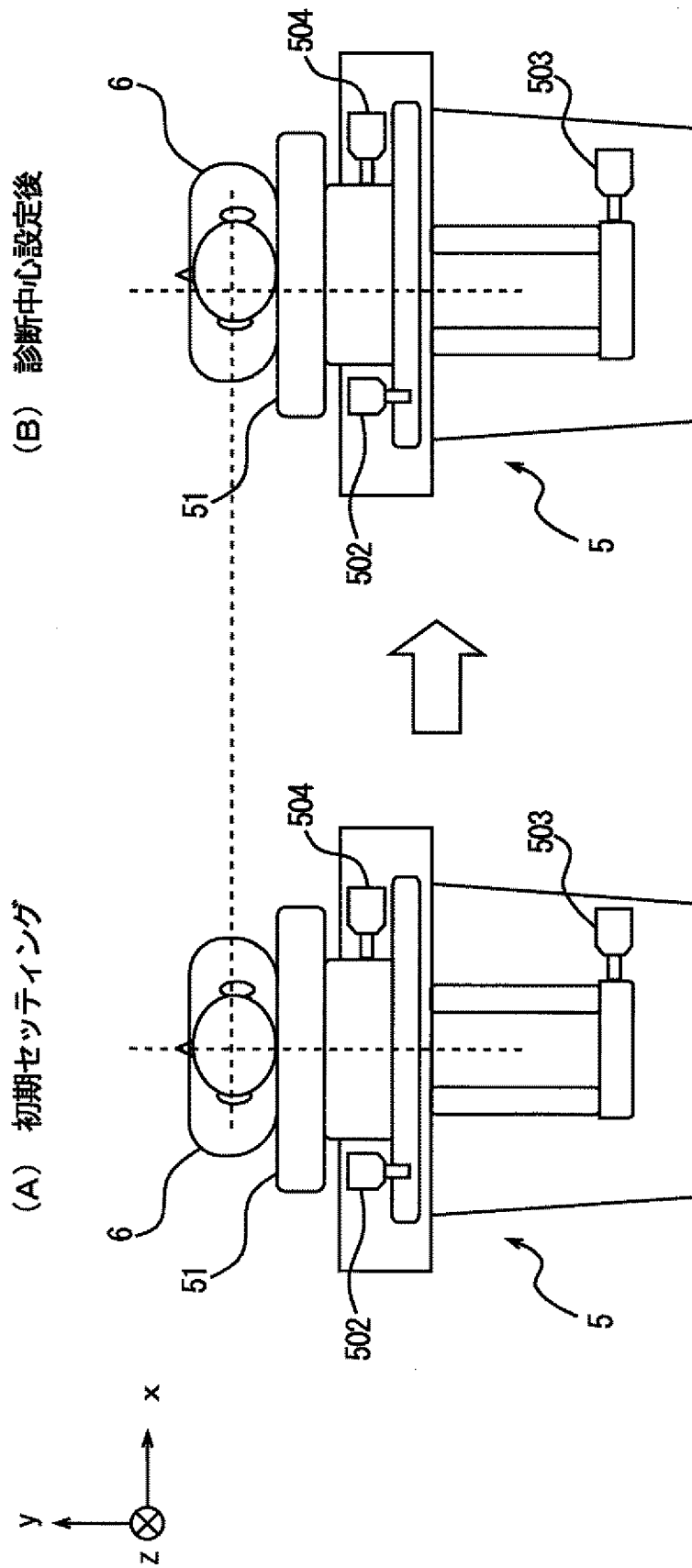
[図3]



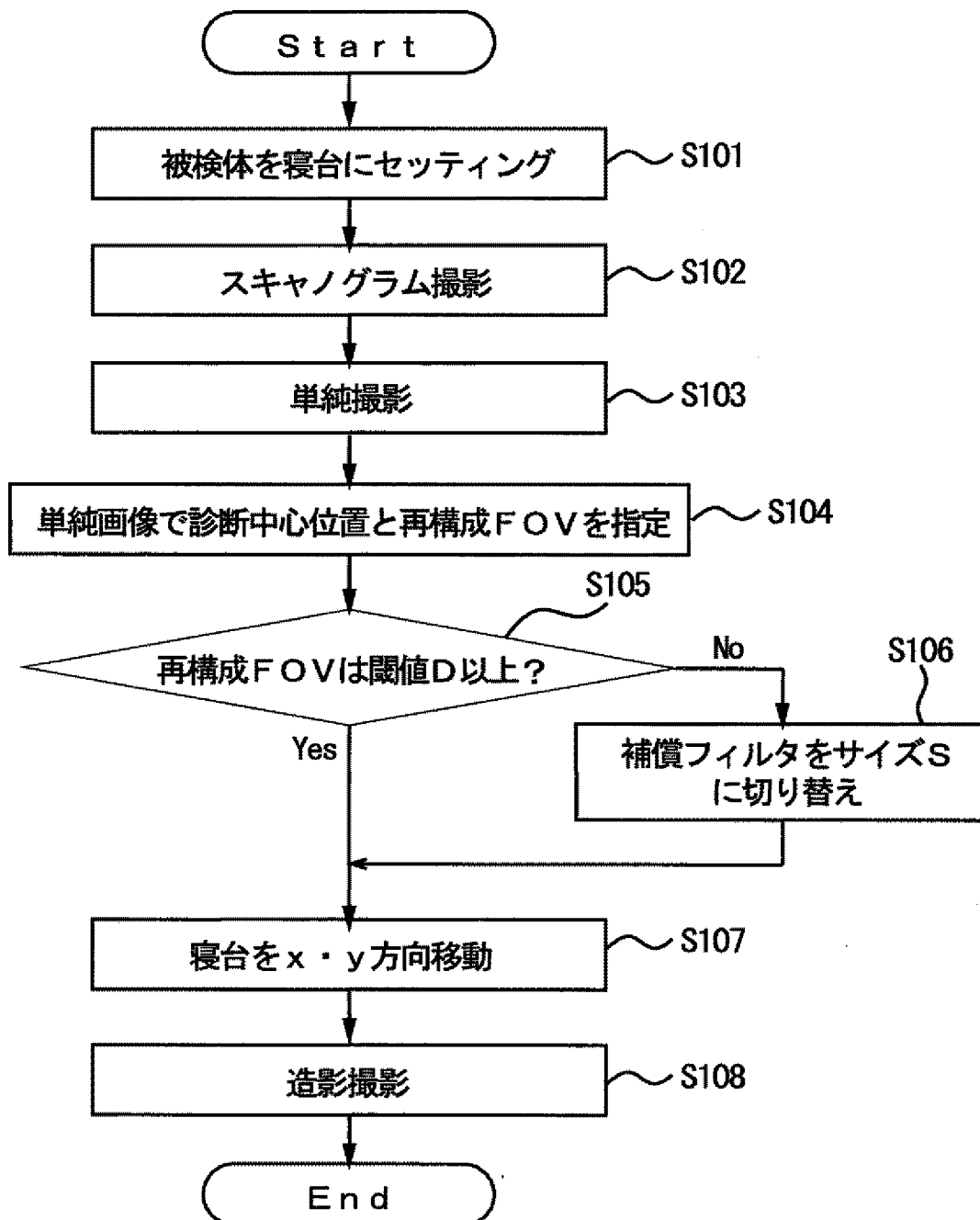
[図4]



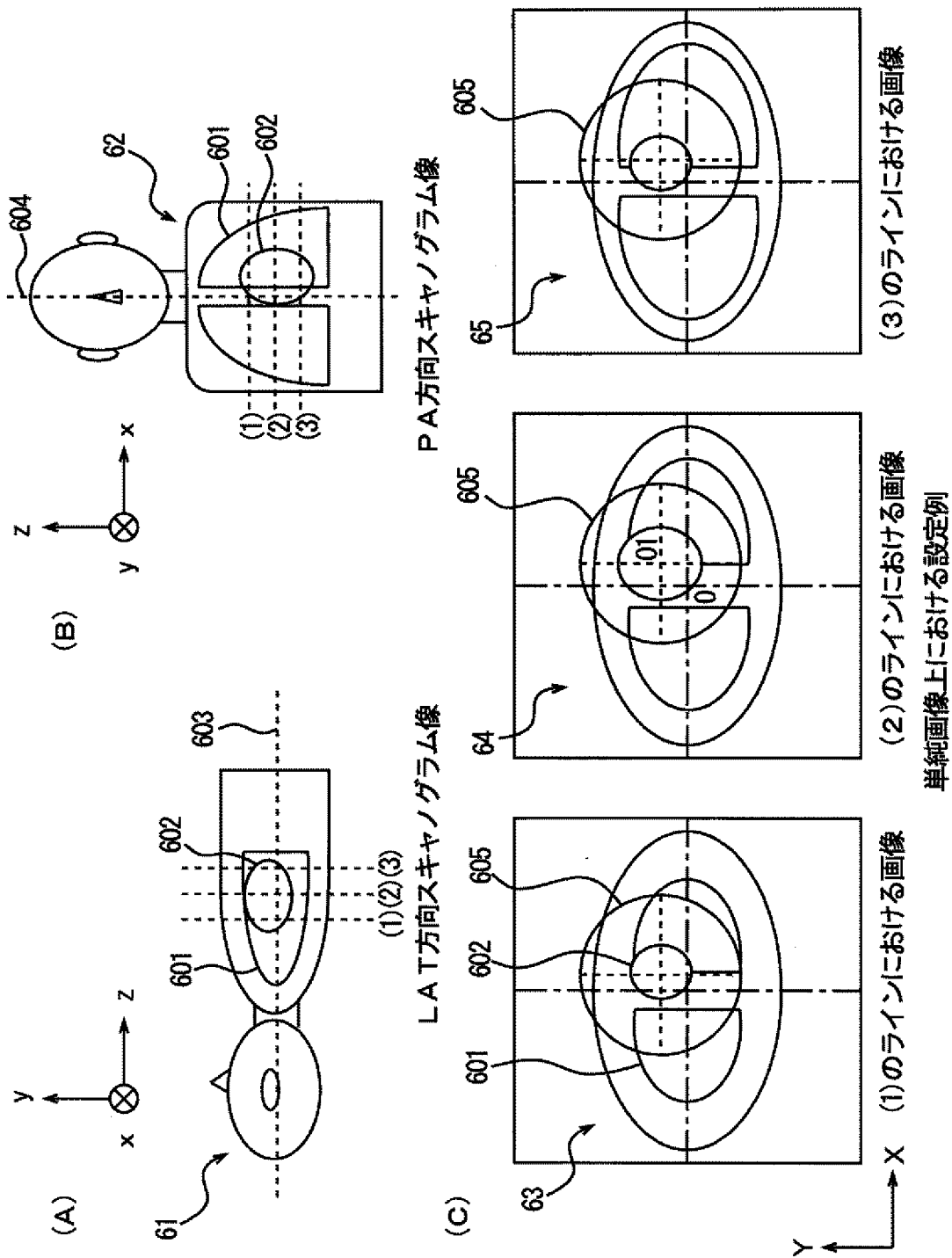
[図5]



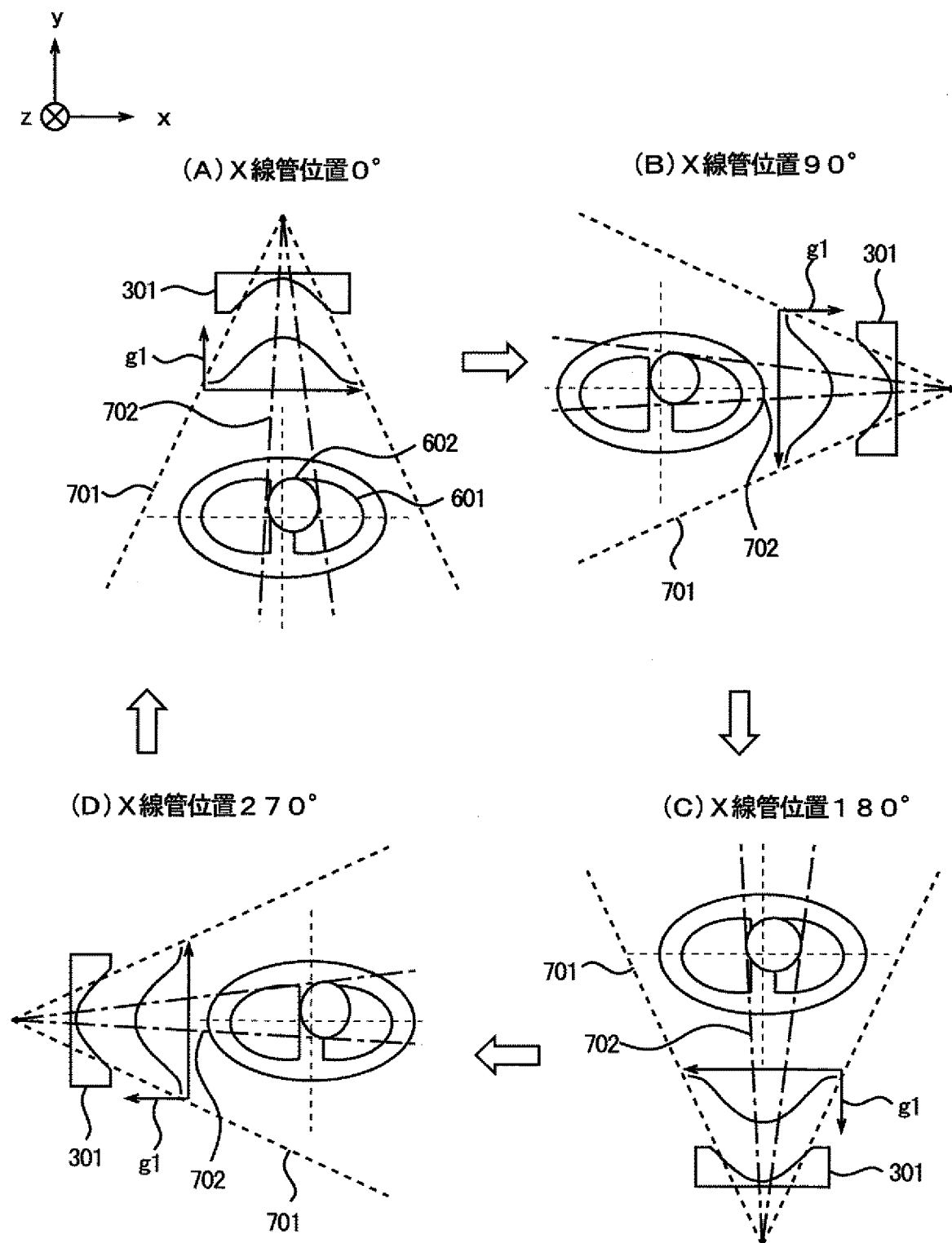
[図6]



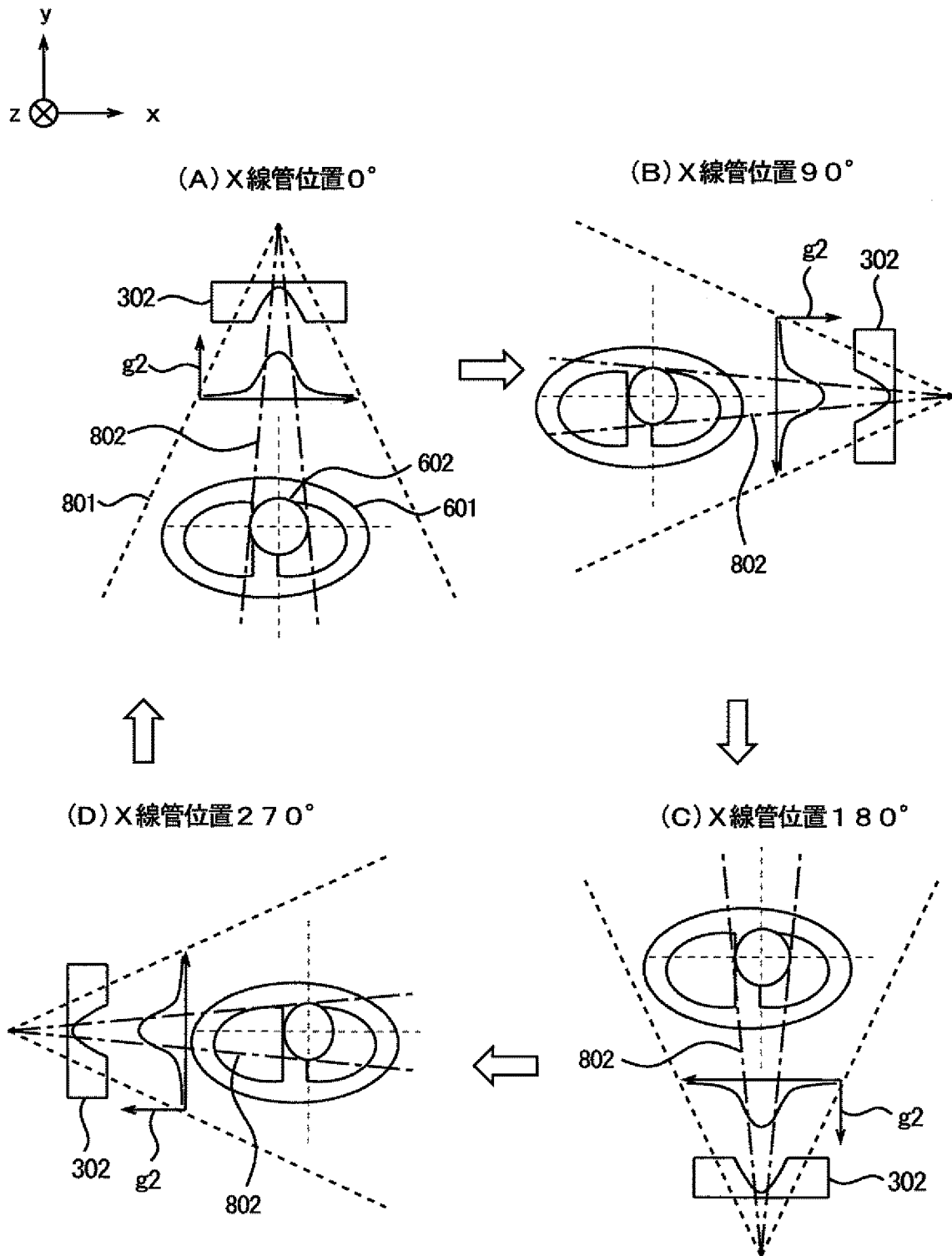
[図7]



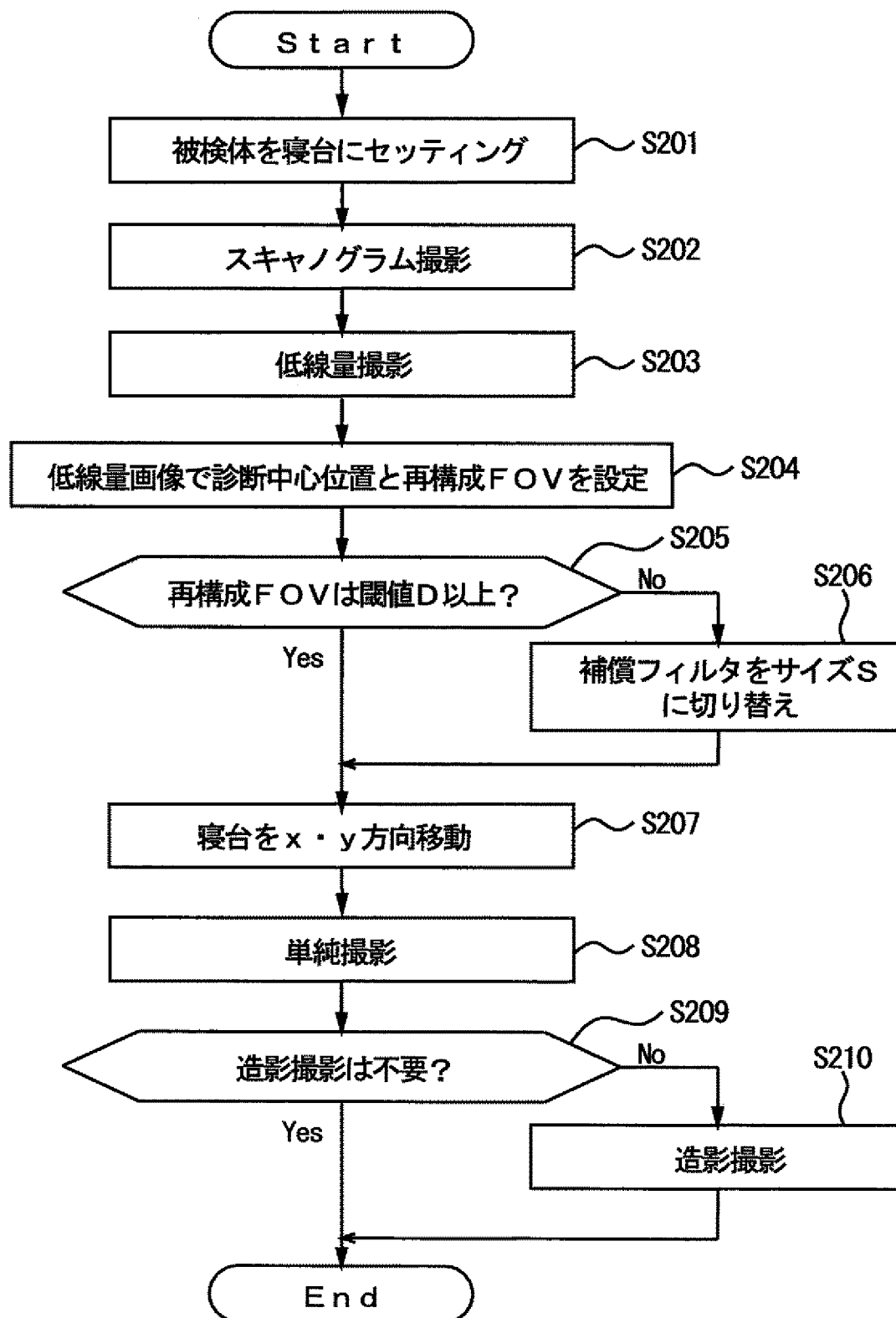
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/053508

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 1996-2010

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2010 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2010

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 2004-180715 A (Toshiba Corp.), 02 July 2004 (02.07.2004), entire text; all drawings; particularly, paragraphs [0015], [0020] & US 2004/0202283 A1 & CN 1515228 A	1-5
Y	JP 2007-267783 A (Toshiba Corp.), 18 October 2007 (18.10.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-5
Y	JP 2005-13489 A (Shimadzu Corp.), 20 January 2005 (20.01.2005), entire text; all drawings; particularly, paragraph [0018] (Family: none)	1-5



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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

31 March, 2010 (31.03.10)

Date of mailing of the international search report

13 April, 2010 (13.04.10)

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（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 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010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 2004-180715 A（株式会社東芝）2004.07.02, 全文全図、特に【0015】、【0020】 & US 2004/0202283 A1 & CN 1515228 A		1-5
Y	JP 2007-267783 A（株式会社東芝）2007.10.18, 全文全図（ファミリーなし）		1-5
Y	JP 2005-13489 A（株式会社島津製作所）2005.01.20, 全文全図、特に【0018】（ファミリーなし）		1-5
☐ 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 31.03.2010		国際調査報告の発送日 13.04.2010	
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） 今浦 陽恵 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2906