

(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
2019年4月4日(04.04.2019)



(10) 国際公開番号

WO 2019/064352 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/02 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/034801

(22) 国際出願日: 2017年9月26日(26.09.2017)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(71) 出願人: 株式会社島津製作所 (SHIMADZU CORPORATION) [JP/JP]; 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 山本 淳也 (YAMAMOTO, Junya); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 宮島 隆大 (MIYAJIMA, Takahiro); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株

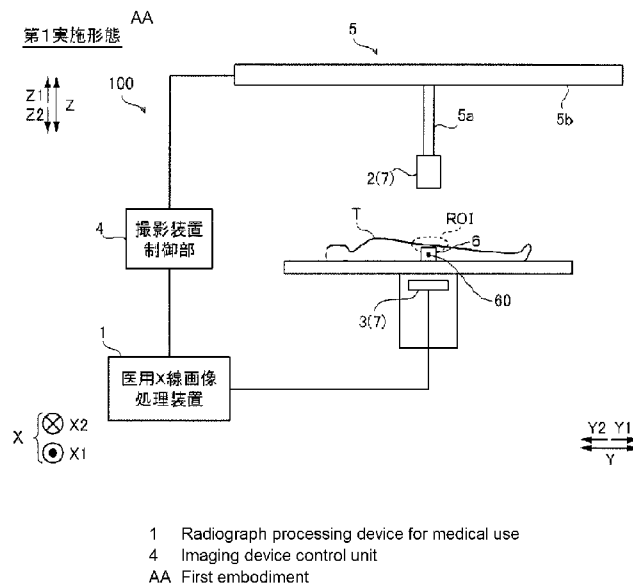
式会社島津製作所内 Kyoto (JP). 西野 和義 (NISHINO, Kazuyoshi); 〒6048511 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 宮園 博一 (MIYAZONO, Hirokazu); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島5丁目13番9号 新大阪MTビル1号館 Osaka (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: RADIOGRAPH PROCESSING DEVICE FOR MEDICAL USE, AND RADIOGRAPHY DEVICE

(54) 発明の名称: 医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置



1 Radiograph processing device for medical use
4 Imaging device control unit
AA First embodiment

(57) Abstract: This radiograph processing device (1) for medical use is provided with a control unit (12) that, on the basis of position information of a position reference unit (60), acquires position information of an imaging system (7), and that on the basis of the acquired imaging system (7) position information, evaluates the symmetry of imaging positions for multiple radiographic images (15) in relation to a reference position in a migration pathway of the imaging system (7).

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: この医用X線画像処理装置(1)は、位置基準部(60)の位置情報に基づいて、撮影系(7)の位置情報を取得し、取得した撮影系(7)の位置情報に基づき、撮影系(7)の移動経路の基準位置(18)に対する複数のX線撮影画像(15)の撮影位置の対称性を評価する制御部(12)を備える。

明 細 書

発明の名称： 医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置に関し、特に、複数のX線撮影画像から1つの画像を再構成する医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、複数のX線撮影画像から1つの画像を再構成する医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置が知られている。このような医用X線画像処理装置を備えるX線画像撮影装置は、たとえば、特開2006-181252号公報に開示されている。

[0003] 一般に、複数のX線撮影画像から1つの画像を再構成する際、機械的誤差などにより、各画像の想定される撮影位置と実際の撮影位置とに差異がある場合、そのまま再構成すると、得られる画像の画質が劣化する場合がある。そのため、上記特開2006-181252号公報に開示されているX線画像撮影装置では、X線撮影画像において被写体を撮影する際に、X線源および検出器の位置情報を併せて取得するように構成されている。また、上記特開2006-181252号公報に開示されているX線画像撮影装置では、被写体を撮影する際に取得した各撮影画像の実際の正確な撮影位置を用いて再構成画像を生成する構成が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2006-181252号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ここで、各撮影画像における撮影位置のみならず、複数の撮影画像の撮影位置間の関係が適切でない場合にも、生成される再構成画像の画質が劣化する

る可能性がある。すなわち、各撮影位置が対称的な位置でない場合には、それぞれの撮影位置が正確であっても、生成される再構成画像にアーチファクト（虚像）が生じる可能性がある。そのため、上記特開2006-181252号公報に開示されているX線画像撮影装置においても、各撮影位置が対称的でない場合、生成される再構成画像の画質が劣化するという問題点がある。

[0006] この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、この発明の1つの目的は、複数のX線撮影画像の実際の撮影位置間の対称性が確保されているか否かを評価することが可能な医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置を提供することである。

課題を解決するための手段

[0007] 上記目的を達成するために、この発明の第1の局面における医用X線画像処理装置は、撮影系の移動方向に平行な断層画像を生成するトモシンセシスを行うX線画像撮影装置に用いられる医用X線画像処理装置であって、X線撮影により得られた複数のX線撮影画像を取得する画像取得部と、複数のX線撮影画像中に写る複数の位置基準部の位置情報を取得する位置情報取得部と、複数のX線撮影画像を1つの画像に再構成した再構成画像を生成する再構成画像生成部と、位置情報取得部によって取得された複数の位置基準部の位置情報に基づいて、撮影系の位置情報を取得する制御部とを備え、制御部は、撮影系の位置情報に基づき、撮影系の移動経路の基準位置に対する複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。

[0008] この発明の第1の局面による医用X線画像処理装置では、上記のような制御部を設けることにより、撮影系の移動経路の基準位置に基づいて複数のX線撮影画像の実際の撮影位置の対称性を評価することによって、実際の各撮影位置間の対称性が確保されているか否かを評価することができる。その結果、実際の撮影位置が適切であるか否かを操作者が把握することができる。そして、実際の各撮影位置の対称性を評価することができるので、たとえば、各撮影位置の対称性の観点から複数のX線撮影画像の撮影位置が不適切で

あり、生成される再構成画像の画質が劣化することが予想される場合には、再構成画像の生成を抑制することができる。

[0009] 上記第1の局面における医用X線画像処理装置において、好ましくは、制御部は、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性に基づいて、再構成画像を生成するか否かを評価するように構成されている。このように構成すれば、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性が不適切な場合、再構成画像を生成することを抑制することができる。その結果、画質の低い再構成画像を生成することを抑制することができる。

[0010] 上記第1の局面による医用X線画像処理装置において、好ましくは、再構成画像生成部は、制御部によって複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性が適切であると判定された場合、再構成画像を生成するように構成されており、制御部は、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性が不適切であると判定された場合、不適切な位置で撮影されたX線撮影画像についての再撮影を促す通知を行うように構成されている。このように構成すれば、撮影位置の対称性が適切な場合は、再撮影することなく再構成画像を生成することができる。また、撮影位置の対称性が不適切である場合には、再撮影を促す通知が行われるので、操作者が再撮影の必要性を把握することができる。つまり、撮影位置の対称性によって、生成される再構成画像の画質をあらかじめ予想し、再撮影が必要か否かを評価することができる。

[0011] 上記第1の局面による医用X線画像処理装置において、好ましくは、位置情報取得部は、被写体の関心領域とともに写る位置に配置されたファントムに設けられた複数の位置基準部のX線撮影画像中における位置情報を取得するように構成されている。このように構成すれば、被写体の関心領域とともに写る位置にファントムを配置して撮影することにより、容易にX線撮影画像中に位置基準部を写し出すことができる。その結果、位置基準部を固定的に配置した場合と比較して、撮影位置の自由度を向上させることができる。

[0012] 上記第1の局面による医用X線画像処理装置において、好ましくは、制御部は、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性を評価する際に、移動経路上

において、被写体の関心領域の正面位置となる仮想中心を設定し、設定した仮想中心を基準として複数の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。このように構成すれば、被写体の関心領域の正面位置に容易に仮想中心を設定することができる。その結果、仮想中心を基準として関心領域に対する複数の撮影位置の対称性を評価することができる。なお、被写体の関心領域の正面位置とは、撮影系の移動経路の法線方向にX線の照射方向を設定した際に、X線源と被写体の関心領域とが対向する位置のことである。

[0013] この場合、好ましくは、制御部は、少なくとも、操作者の設定操作を受け付けるか、または、各々の撮影位置と被写体の関心領域とに基づいて、仮想中心を設定するように構成されている。このように構成すれば、仮想中心を容易に設定することができる。

[0014] 上記第1の局面による医用X線画像処理装置において、好ましくは、制御部は、撮影系が仮想中心に基づいて対称的に設定した複数の仮想撮影位置のそれぞれに配置されているかを評価することにより、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。このように構成すれば、それぞれの撮影位置と、対称的に設定された複数の仮想撮影位置のそれぞれとを比較することにより、各撮影位置の対称性を評価することができる。その結果、各撮影位置間の相対位置に基づいて撮影位置の対称性を評価する場合と比較して、実際の各撮影位置と各撮影位置に対応する仮想撮影位置とを比較することにより対称性を評価することが可能となるので、より容易に各撮影位置の対称性を評価することができる。

[0015] 上記第1の局面による医用X線画像処理装置において、好ましくは、制御部は、複数のX線撮影画像のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を出力するように構成されている。このように構成すれば、医用X線画像処理装置から出力された表示画面を表示装置などに表示することにより、操作者が各撮影位置を把握することができる。その結果、操作者が各撮影位置の対称性を視覚的に把握することができる。

[0016] この場合、好ましくは、制御部は、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称

性が適切でない場合に、対称性が適切となる撮影位置の情報を表示画面に表示するように構成されている。このように構成すれば、対称性が適切となる位置を操作者が把握することができる。その結果、表示画面に表示された撮影位置の情報に基づいて撮影することにより、容易に適切（対称）な撮影位置で再撮影することができる。

[0017] 上記第1の局面における医用X線画像処理装置において、好ましくは、撮影系は、X線源と、検出器と、X線源と検出器との相対位置を変更する撮影系位置変更機構とを含み、制御部は、X線源から検出器までの距離と、複数の位置基準部の検出器からの距離と、複数のX線撮影画像中における複数の位置基準部の位置情報とに基づいて、X線源の位置情報を取得するように構成されている。ここで、X線源から検出器までの距離と、複数の位置基準部の検出器からの距離とは既知の数値である。したがって、上記のように構成すれば、複数のX線撮影画像中における複数の位置基準部の位置情報を取得することにより、X線源の位置を取得することができる。その結果、X線源などの位置を取得するためのカメラなどを設けることなくX線撮影画像からX線源の位置を取得することが可能となるので、部品点数の増加を抑制することができる。

[0018] この発明の第2の局面におけるX線画像撮影装置は、X線源と、X線源から照射されたX線を検出する検出器と、検出器により検出されたX線の強度分布から、X線撮影画像を生成する画像処理部と、X線源と検出器とからなる撮影系の相対位置を変更する撮影系位置変更機構とを備え、画像処理部は、複数のX線撮影画像中に写る複数の位置基準部の位置情報を取得するように構成されており、画像処理部は、複数の位置基準部の位置情報に基づいて、撮影系の位置情報を取得するように構成されており、画像処理部は、撮影系の位置情報に基づき、撮影系の移動経路の基準位置に対する複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。

[0019] この発明の第2の局面によるX線画像撮影装置では、上記のように、撮影系の位置情報を取得し、取得した撮影系の位置情報に基づき、撮影系の移動

経路の基準位置に対する複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性を評価する画像処理部を備える。これにより、複数のX線撮影画像の撮影位置の対称性を評価することによって、実際の各撮影位置間の対称性が確保されているか否かを評価することができる。その結果、実際の撮影位置が適切である場合には、再撮影を行うことなく再構成画像を生成することが可能なX線画像撮影装置を提供することができる。また、各撮影位置の対称性の観点から複数のX線撮影画像の撮影位置が不適切であり、生成される再構成画像の画質が劣化することが予想される場合には、再構成画像の生成を抑制することが可能なX線画像撮影装置を提供することができる。

発明の効果

[0020] 本発明によれば、上記のように、複数のX線撮影画像の実際の撮影位置間の対称性が確保されているか否かを評価することが可能な医用X線画像処理装置およびX線画像撮影装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1]本発明の第1実施形態による医用X線画像処理装置を含むX線画像撮影装置の全体構成を示した模式図である。

[図2]本発明の第1実施形態による医用X線画像処理装置の全体構成を示したブロック図である。

[図3]本発明の第1実施形態によるX線画像撮影装置におけるX線撮影画像の撮影方法を説明するための模式図である。

[図4]本発明の第1実施形態によるX線画像撮影装置が撮影する画像および再構成画像を説明するための模式図である。

[図5]本発明の第1実施形態による医用X線画像処理装置における再構成画像を生成する方法を説明するための撮影画像の模式図（A）～（C）および再構成画像の模式図（D）である。

[図6]本発明の第1実施形態によるX線画像撮影装置におけるX線撮影画像を撮影する際に用いるファントムの模式図である。

[図7]本発明の第1実施形態による医用X線画像処理装置におけるX線源の位

置を取得する処理を説明する模式図（Ａ）～（Ｃ）である。

[図8]本発明の第１実施形態による医用Ｘ線画像処理装置における仮想中心を設定する処理を説明するための模式図である。

[図9]本発明の第１実施形態による医用Ｘ線画像処理装置における撮影位置の対称性を評価する処理を説明するための模式図である。

[図10]本発明の第１実施形態による医用Ｘ線画像処理装置による撮影位置の対称性を評価する処理を説明するためのフローチャートである。

[図11]本発明の第２実施形態による医用Ｘ線画像処理装置を含むＸ線画像撮影装置の全体構成を示した模式図である。

[図12]本発明の第２実施形態による医用Ｘ線画像処理装置の全体構成を示したブロック図である。

[図13]本発明の第２実施形態による医用Ｘ線画像処理装置が出力する表示画面の模式図である。

[図14]本発明の第２実施形態による医用Ｘ線画像処理装置による撮影位置の対称性を評価する処理を説明するためのフローチャートである。

[図15]本発明の第１実施形態の第１変形例によるＸ線画像撮影装置の撮影方法を説明するための模式図である。

発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明を具体化した実施形態を図面に基づいて説明する。

[0023] [第１実施形態]

図１～図１０を参照して、本発明の第１実施形態による医用Ｘ線画像処理装置１を含むＸ線画像撮影装置１００の構成について説明する。

[0024] （Ｘ線画像撮影装置の構成）

まず、図１および図２を参照して、第１実施形態による医用Ｘ線画像処理装置１を含むＸ線画像撮影装置１００の構成について説明する。

[0025] 図１は、Ｘ線画像撮影装置１００をＸ方向から見た模式図である。図１に示すように、Ｘ線画像撮影装置１００は、Ｘ線源２と、検出器３と、撮影装置制御部４と、撮影系位置変更機構５と、医用Ｘ線画像処理装置１とを含む

。なお、本明細書において、撮影系位置変更機構 5（X線源移動部 5 b）から検出器 3 に向かう方向を Z 2 方向、その逆方向の方向を Z 1 方向とする。また、Z 方向と直交する面内の左右方向を X 方向とし、図 1 の紙面の奥に向かう方向を X 2 方向、図 1 の紙面の手前側に向かう方向を X 1 方向とする。また、Z 方向と直交する面内の上下方向を Y 方向とし、上方向を Y 1 方向、下方向を Y 2 方向とする。

[0026] X線源 2 は、高電圧が印加されることにより、X線を発生させる。X線源 2 は、発生させたX線を検出器 3 に向けて照射するように構成されている。

[0027] 検出器 3 は、X線を検出するとともに、検出されたX線を電気信号に変換し、変換された電気信号を画像信号として読み取るように構成されている。検出器 3 は、たとえば、FPD（Flat Panel Detector）である。検出器 3 は、複数の変換素子（図示せず）と複数の変換素子上に配置された画素電極（図示せず）とにより構成されている。複数の変換素子および画素電極は、所定の周期（画素ピッチ）で、画素の配列方向がY方向およびX方向に一致するように検出器 3 に配置されている。また、検出器 3 は、取得した画像信号を、医用X線画像処理装置 1 に出力するように構成されている。

[0028] 医用X線画像処理装置 1 は、検出器 3 から出力された画像信号に基づいて、X線撮影画像 1 5（図 4 参照）を生成するように構成されている。また、医用X線画像処理装置 1 は、複数のX線撮影画像 1 5 中に写る位置基準部 6 0（図 6 参照）の位置情報を取得するように構成されている。また、医用X線画像処理装置 1 は、複数の位置基準部 6 0 の位置情報に基づいて、撮影系 7 の位置情報を取得するように構成されている。また、医用X線画像処理装置 1 は、撮影系 7 の位置情報に基づき、撮影系 7 の移動経路 S P の基準位置 1 8（図 8 参照）に対する複数のX線撮影画像 1 5 の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。また、医用X線画像処理装置 1 は、複数のX線撮影画像 1 5 を 1 つの画像に再構成した再構成画像 1 6（図 4 参照）を生成するように構成されている。なお、撮影系 7 は、X線源 2 と、検出器 3 と

、X線源2と検出器3との相対位置を変更する撮影系位置変更機構5とを含む。

[0029] 医用X線画像処理装置1は、たとえば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、または、画像処理用に構成されたFPGA (Field-Programmable Gate Array) などのプロセッサを含む。医用X線画像処理装置1が複数のX線撮影画像15の撮影位置の対称性を評価する構成および再構成画像16を生成する構成の詳細については後述する。なお、医用X線画像処理装置1は、請求の範囲の「画像処理部」の一例である。

[0030] 撮影装置制御部4は、X線源2から検出器3に向けてX線を照射することにより、X線撮影を行うように構成されている。また、撮影装置制御部4は、撮影系位置変更機構5を介してX線源2を移動させることにより、撮影系7の被写体Tに対する相対位置を変化させるように構成されている。撮影装置制御部4は、たとえば、CPUなどのプロセッサを含む。

[0031] 撮影系位置変更機構5は、撮影装置制御部4からの信号に基づいて、X線源2と検出器3とからなる撮影系7の相対位置およびX線源2の角度を変更するように構成されている。撮影系位置変更機構5は、X線源2を回動可能に保持するX線源保持部5aを含む。また、撮影系位置変更機構5は、X線源保持部5aをY方向に移動させるX線源移動部5bを含む。X線源保持部5aは、一端部でX線源2を回動可能に保持し、他端部がX線源移動部5bに移動可能に保持されている。X線源保持部5aは、一端部において、X線源2をX方向の軸線周りに回動可能に構成されている。つまり、X線源保持部5aは、撮影装置制御部4からの信号により、X線源2の照射角度を変更可能に構成されている。また、X線源保持部5aは、Z方向に伸縮可能に構成されている。したがって、X線源保持部5aは、X線源2のZ方向の位置を変更可能に構成されている。X線源保持部5aは、たとえば、ステッピングモータ、エンコーダーなどを含む。したがって、X線源保持部5aは、X

線源 2 の位置および向きを取得することができる。また、X線源移動部 5 b は、撮影装置制御部 4 からの信号により X線源保持部 5 a を Y 方向に移動させるように構成されている。X線源移動部 5 b は、たとえば、モータなどを含む。

[0032] X線画像撮影装置 100 は、撮影系位置変更機構 5 を介して撮影系 7 の相対位置を変化させつつ撮影を行うことにより、複数の X線撮影画像 15 を生成するように構成されている。なお、撮影系 7 の相対位置とは、X線源 2 の位置および検出器 3 に対する X線の照射角度を含む。

[0033] (医用 X線画像処理装置の構成)

図 2 は、医用 X線画像処理装置 1 の全体構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、医用 X線画像処理装置 1 は、画像取得部 10 と、位置情報取得部 11 と、制御部 12 と、再構成画像生成部 13 と、X線撮影画像生成部 14 と備える。画像取得部 10 と、位置情報取得部 11 と、制御部 12 と、再構成画像生成部 13 と、X線撮影画像生成部 14 とは、医用 X線画像処理装置 1 の F P G A 等のプロセッサにおける処理モジュール（処理プロセッサ）として構成されている。

[0034] 画像取得部 10 は、X線画像撮影装置 100 による X線撮影により得られた複数の X線撮影画像 15 を取得するように構成されている。具体的には、画像取得部 10 は、検出器 3 において検出された画像信号を取得するように構成されている。また、画像取得部 10 は、取得した画像信号を X線撮影画像生成部 14 に出力するように構成されている。

[0035] X線撮影画像生成部 14 は、画像取得部 10 から出力された画像信号に基づいて、X線撮影画像 15 を生成するように構成されている。また、X線撮影画像生成部 14 は、X線撮影画像 15 の画像化に伴う公知の補正処理を行うように構成されている。

[0036] 位置情報取得部 11 は、被写体 T の関心領域 R O I とともに写る位置に配置されたファントム 6 に設けられた複数の位置基準部 60 の X線撮影画像 15 中における位置情報を取得するように構成されている。なお、第 1 実施形

態では、位置情報取得部 11 は、画像認識処理により位置基準部 60 の位置情報を取得するように構成されている。

[0037] 制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 それぞれにおける位置基準部 60 の位置情報に基づき、撮影系 7 の移動経路 SP (図 8 参照) の基準位置 18 (図 8 参照) に対する複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。また、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性に基づいて、再構成画像 16 を生成するか否かを評価するように構成されている。また、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性を評価する際に、移動経路 SP 上において、被写体 T の関心領域 ROI の正面位置となる仮想中心 18 を設定し、設定した仮想中心 18 を基準として複数の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。また、制御部 12 は、各々の撮影位置と被写体 T の関心領域 ROI とに基づいて、仮想中心 18 を設定するように構成されている。また、制御部 12 は、X 線源 2 から検出器 3 までの距離 Sd (図 7 参照) と、複数の位置基準部 60 の検出器 3 からの距離 Pd (図 7 参照) と、複数の X 線撮影画像 15 中における複数の位置基準部 60 (位置基準部 60 の像 61 (図 7 参照)) の位置情報とに基づいて、X 線源 2 の位置情報を取得するように構成されている。なお、仮想中心 18 は、請求の範囲の「基準位置」の一例である。

[0038] 再構成画像生成部 13 は、複数の X 線撮影画像 15 を 1 つの画像に再構成した再構成画像 16 を生成するように構成されている。具体的には、再構成画像生成部 13 は、制御部 12 によって複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が適切であると判定された場合、再構成画像 16 を生成するように構成されている。

[0039] (再構成画像)

次に、図 3～図 5 を参照して、第 1 実施形態による X 線画像撮影装置 100 が複数の X 線撮影画像 15 を撮影する処理および医用 X 線画像処理装置 1 が複数の X 線撮影画像 15 を再構成する処理について説明する。

[0040] 図 3 は、第 1 実施形態による X 線画像撮影装置 100 が複数の X 線撮影画

像 1 5 を撮影する際の模式図である。図 3 に示すように、第 1 実施形態では、X 線画像撮影装置 1 0 0 は、撮影系位置変更機構 5 によって撮影系 7 の被写体 T に対する相対位置を変化させつつ撮影するように構成されている。具体的には、撮影系位置変更機構 5 は、移動に伴って、X 線源 2 を Y 1 方向に移動させるように構成されている。各相対位置に X 線源 2 を配置した際の X 線源 2 を結んだ直線が、移動経路 S P である。また、撮影系位置変更機構 5 は、X 線源 2 の X 線照射方向を変更させるように構成されている。これらにより、撮影系位置変更機構 5 は、撮影系 7 の被写体 T に対する相対位置を変化させつつ撮影するように構成されている。X 線画像撮影装置 1 0 0 は、いわゆるトモシンセシスを行う装置である。トモシンセシスとは、X 線源 2 の移動方向と平行な断面のうち、任意の高さ（厚み）方向の断層画像を生成する撮影手法である。図 3 に示す例では、被写体 T のうち、Y 方向に平行な断面のうち、任意の Z 方向の高さの断層画像を生成する。

[0041] 図 4 は、それぞれの相対位置において取得される X 線撮影画像 1 5 の模式図およびそれらの画像を再構成した再構成画像 1 6 の模式図である。図 4 に示すように、撮影系 7 を配置する場所が異なると、X 線源 2 から検出器 3 に照射される X 線の照射角度が変化するため、得られる X 線撮影画像 1 5 も異なる。第 1 実施形態では、医用 X 線画像処理装置 1 は、被写体 T の写り方が異なる複数の X 線撮影画像 1 5 を 1 つの画像に再構成することにより、再構成画像 1 6 を生成するように構成されている。なお、図 4 において X 線源 2 に示した数値は、それぞれ撮影系 7 の相対位置を表している。すなわち、図 4 の左側から順に、第 1 ～第 7 相対位置を表している。

[0042] 図 5 は、第 1 実施形態における X 線画像撮影装置 1 0 0 によって、被写体 T のうち、Y 方向および X 方向の位置が略同じで、Z 方向の位置がそれぞれ異なる複数の内部構造 1 7 a、1 7 b、および 1 7 c を含む領域を撮影した X 線撮影画像 1 5 の模式図（A）～（C）、および、医用 X 線画像処理装置 1 が再構成した再構成画像 1 6 の模式図（D）である。すなわち、内部構造 1 7 a ～ 1 7 c は、任意の関心領域 R O I 内において、深さ位置（Z 方向の

位置)が異なる内部構造17である。

[0043] 図5(A)は、撮影系7を第4相対位置(図4参照)に配置して撮影されたX線撮影画像15aである。図5(B)は、撮影系7を第2相対位置(図4参照)に配置して撮影されたX線撮影画像15bである。図5(C)は、撮影系7を第7相対位置(図4参照)に配置して撮影されたX線撮影画像15cである。

[0044] 図5(A)に示す例では、被写体TをZ2方向から撮影しているため、被写体Tの内部構造17a～内部構造17cは、それぞれ重なった状態で撮影される。図5(B)に示す例では、撮影系位置変更機構5により、撮影系7を第2相対位置に配置して撮像しているため、X線は被写体Tに対して斜め方向から入射する。そのため、内部構造17a～内部構造17cは、Y2方向に位置がずれて描出される。図5(B)に示す例では、X線が照射する角度が小さいため、内部構造17a～内部構造17cは、依然として重なった状態で描出されている。図5(C)に示す例では、撮影系位置変更機構5により、撮影系7を第7相対位置に配置して撮像しているため、第2相対位置に撮影系7を配置して撮影した場合と比較して、被写体Tに対して入射するX線の角度は大きくなる。したがって、図5(C)に示す例では、内部構造17a～内部構造17cが重ならず描出されている。医用X線画像処理装置1は、これらX線撮影画像15a～X線撮影画像15cを再構成することにより、再構成画像16を生成する。なお、再構成画像16の生成の際に、内部構造17a～内部構造17cのうち、所望の深さ位置の断面を画像化したものである。したがって、所望の深さ位置にある内部構造17を画像化することができる。図5(D)に示す例は、内部構造17bに着目して再構成された再構成画像16である。

[0045] ここで、トモシンセシスでは、撮影系7の相対位置を変更しつつ撮影することにより、撮影系7の移動方向と平行な断層画像を生成する。断層画像を生成する際に用いる各画像は、各撮影位置の対称性が確保される位置に撮影系7を配置して撮影される。各画像の撮影位置の対称性が不適切である場合

、再構成画像 16 にアーチファクト（虚像）が発生する可能性がある。したがって、制御部 12 は、各撮影位置の対称性を評価するように構成されている。なお、各撮影位置の対称性とは、撮影系 7 の移動経路 SP 上において、基準位置 18 までの距離がそれぞれ等しい位置に配置されているか、または、基準位置 18 からの照射角度がそれぞれ逆向きとなる角度で X 線が照射されているかによって決定される。

[0046] （撮影位置の対称性の評価）

次に、図 6～図 9 を参照して、第 1 実施形態における医用 X 線画像処理装置 1 が撮影位置の対称性を評価する処理について説明する。

[0047] X 線画像撮影装置 100 において被写体 T の撮影を行う際には、X 線源 2 の位置情報を取得するための基準として用いるために、ファントム 6 を配置して撮影を行う。第 1 実施形態では、位置情報取得部 11 は、ファントム 6 に含まれる複数の位置基準部 60 の位置情報を取得するように構成されている。また、第 1 実施形態では、制御部 12 は、位置基準部 60 の位置情報と、X 線撮影画像 15 中に写る位置基準部 60 の像 61 の位置情報とに基づいて、X 線源 2 の位置情報を取得するように構成されている。なお、位置基準部 60 の像 61 の位置情報は、X 線撮影画像 15 における座標値を含む。また、X 線源 2 の位置情報は、XZ 平面における座標値を含む。

[0048] 図 6 は、第 1 実施形態における X 線画像撮影装置 100 において X 線源 2 の位置情報を取得するための基準として用いるためのファントム 6 の模式図である。図 6 に示す例では、ファントム 6 は、樹脂などで構成されており、複数の位置基準部 60 を内部に備えている。具体的には、ファントム 6 は、第 1 位置基準部 60 a および第 2 位置基準部 60 b を内部に備えている。第 1 位置基準部 60 a および第 2 位置基準部 60 b は、X 線を吸収する X 線吸収体で構成されており、ファントム 6 を撮影した際に、第 1 位置基準部 60 a および第 2 位置基準部 60 b により X 線が吸収されるため、X 線撮影画像 15 において第 1 位置基準部 60 a および第 2 位置基準部 60 b を検出することが可能となる。位置基準部 60 は、X 線の吸収量が多ければどのような

素材でもよい。第1実施形態では、位置基準部60として、たとえば、重金属を用いている。重金属としては、たとえば、金、鉛、タングステンなどを含む。また、ファントム6を形成する素材は、樹脂に限らない。また、位置基準部60は、ファントム6の内部に設けられなくてもよい。たとえば、ファントム6の表面に設けられていてもよい。

[0049] 次に、図7を参照して、X線源2の位置情報を取得する処理について説明する。図7(A)は、第1相対位置(図3参照)にX線源2を配置して撮影した際の撮影系7および位置基準部60の位置関係を表す模式図である。図7(B)は、第1相対位置にX線源2を配置して撮影したX線撮影画像15の模式図である。図7(C)は、第1相対位置にX線源2を配置した際の、X線源2と位置基準部60と位置基準部60の像61との位置関係をベクトル図で示した例である。なお、図7(A)では、便宜上、ファントム6は図示していない。

[0050] 図7(A)に示すように、X線源2を所定の位置(たとえば、第1相対位置)に配置して斜め方向からX線を照射した場合、第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bを透過したX線は、検出器3上において、X座標が異なる点に到達する。したがって、図7(B)に示すように、第1位置基準部60aの像61aおよび第2位置基準部60bの像61bは、X座標およびY座標が同一で、Z座標のみが異なる配置となっている。図7(B)に示す例では、第1位置基準部60aの像61aおよび第2位置基準部60bの像61bは、X線撮影画像15中でX方向の位置が異なる位置に描出される。X線源2の位置をS、第1位置基準部60aの位置をM1、第2位置基準部60bの位置をM2、第1位置基準部60aの像61aの位置をI1、第2位置基準部60bの像61bの位置をI2とすると、図7(C)に示すようなベクトル図を得ることができる。図7(C)に示すように、X線源2、位置基準部60および位置基準部60の像61は、外分点の関係となっている。すなわち、第1位置基準部60aの像61aは、X線源2と第1位置基準部60aとからなる線分SM1を、 $t_1 : (1 - t_1)$ の比率で外分す

る点である。また、第2位置基準部60bの像61bは、X線源2と第2位置基準部60bとからなる線分SM2を、 $t_2 : (1 - t_2)$ の比率で外分する点である。上記の関係より、以下の式(1)および式(2)が得られる。

[数1]

$$\vec{S} * t_1 + \vec{M}_1 * (1 - t_1) = \vec{I}_1 \dots (1)$$

$$\vec{S} * t_2 + \vec{M}_2 * (1 - t_2) = \vec{I}_2 \dots (2)$$

[0051] ここで、X線源2の位置Sの位置座標を(x、y、Sd)と定義する。また、第1位置基準部60aの位置M1の位置座標を(Pa、Pb、Pd+Ps)と定義する。また、第2位置基準部60bの位置M2の位置座標を(Pa、Pb、Pd)と定義する。また、検出器3上における第1位置基準部60aの像61aの位置I1の位置座標を(a1、b1、0)と定義する。また、検出器3上における第2位置基準部60bの像61bの位置I2の位置座標を(a2、b2、0)と定義する。なお、xはX線源2のX方向の座標である。また、yはX線源2のY方向の座標である。また、Paは、第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bのX方向の座標である。また、Pbは、第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bのY方向の座標である。また、Sdは、検出器3からX線源2までのZ方向の距離(SID: Source Image receptor Distance)である。また、Pdは、検出器3から第2位置基準部60bまでのZ方向の距離である。また、Psは、第1位置基準部60aと第2位置基準部60bとの間のZ方向の距離である。

[0052] X線源2の位置座標、第1位置基準部60aの位置座標および第2位置基準部60bの位置座標、第1位置基準部60aの像61aの位置座標および第2位置基準部60bの像61bの位置座標、上記式(1)および式(2)から、以下の式(3)～(8)が得られる。

[数2]

$$x * t1 + Pa * (1 - t1) = a1 \dots (3)$$

$$x * t2 + Pa * (1 - t2) = a2 \dots (4)$$

$$y * t1 + Pa * (1 - t1) = b1 \dots (5)$$

$$y * t2 + Pa * (1 - t2) = b2 \dots (6)$$

$$Sd * t1 + (Pd + Ps) * (1 - t1) = 0 \dots (7)$$

$$Sd * t2 + Pd * (1 - t2) = 0 \dots (8)$$

[0053] 上記式(3)～式(8)のうち、 Sd 、 Pd 、 Ps はそれぞれ既知の値であるため、未知数と式との数が等しくなり、X線源2の位置情報を取得することができる。具体的には、式(7)および式(8)より、以下の式(9)および式(10)が得られる。

[数3]

$$t1 = \frac{Pd + Ps}{Pd + Ps - Sd} \dots (9)$$

$$t2 = \frac{Pd}{Pd - Sd} \dots (10)$$

[0054] ここで、上記式(9)の解を $t1 = \alpha$ 、上記式(10)の解を $t2 = \beta$ とすると、上記式(1)および式(2)より、以下の式(11)が得られる。また、上記式(3)および式(4)より、以下の式(12)が得られる。

[数4]

$$x = \frac{a1 * (1 - \beta) - a2 * (1 - \alpha)}{\beta - \alpha} \dots (11)$$

$$y = \frac{b1 * (1 - \beta) - b2 * (1 - \alpha)}{\beta - \alpha} \dots (12)$$

[0055] 上記式(11)の $a1$ および $a2$ は、X線撮影画像15中における第1位置基準部60aの像61aのX座標の値および第2位置基準部60bの像61bのX座標の値を取得することにより得られる。また、上記式(12)の $b1$ および $b2$ は、X線撮影画像15中における第1位置基準部60aの像61aのY座標の値および第2位置基準部60bの像61bのY座標の値を取得することにより得られる。したがって、制御部12は、各画像中におけ

る位置基準部60の座標値と、上記式(11)および式(12)とにより、各画像を撮影した際のX線源2の位置情報を取得することができる。

[0056] 次に、図8および図9を参照して、制御部12が撮影位置の対称性を評価する処理を説明する。

[0057] 第1実施形態では、制御部12は、複数のX線撮影画像15の撮影位置の対称性を評価する際に、移動経路SP上において、被写体Tの関心領域ROIの正面位置となる仮想中心18を設定し、設定した仮想中心18を基準として複数の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。具体的には、制御部12は、各々の撮影位置と被写体Tの関心領域ROIとに基づいて、仮想中心18を設定するように構成されている。図8に示す例では、第4相対位置が被写体Tの関心領域ROIの正面位置となっているため、制御部12は、第4相対位置におけるX線源2の位置を仮想中心18として設定する。なお、被写体Tの関心領域ROIの正面位置とは、撮影系7の移動経路SPの法線方向にX線の照射方向を設定した際に、X線源2と被写体Tの関心領域ROIとが対向する位置のことである。また、第1実施形態では、被写体Tの関心領域ROIは、操作者によって設定される構成となっている。

[0058] 図9は、制御部12が各撮影位置の対称性を評価する処理を説明するための模式図である。図9に示す例では、第1相対位置、第2相対位置、第6相対位置および第7相対位置における対称性を評価する例を示している。なお、図9に示す例は、便宜上第3相対位置および第5相対位置におけるX線源2の図示を省略している。

[0059] 制御部12は、撮影系7が仮想中心18に基づいて対称的に設定した複数の仮想撮影位置19のそれぞれに配置されているかを評価することにより、複数のX線撮影画像15の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。具体的には、制御部12は、仮想中心18および総撮影枚数に基づいて、仮想撮影位置19を設定する。図9に示す例では、総撮影枚数が7枚であり、仮想中心18は第4相対位置に配置した際のX線源2の位置なので、制御部12は、残り6枚を撮影する際の仮想撮影位置19を設定する。すなわ

ち、制御部 12 は、仮想中心 18 からの距離 d_1 の位置に第 2 相対位置に対応する第 2 仮想撮影位置 19 b を設定する。また、制御部 12 は、仮想中心 18 からの距離 d_2 の位置に第 6 相対位置に対応する第 6 仮想撮影位置 19 c を設定する。第 2 相対位置および第 6 相対位置が対称的な位置となるように、制御部 12 は、距離 d_1 と距離 d_2 とが等しく、仮想中心 18 からの方向がそれぞれ反対方向となるように設定する。同様に、制御部 12 は、第 1 相対位置に対応する第 1 仮想撮影位置 19 a および第 7 相対位置に対応する第 7 仮想撮影位置 19 d を設定する。第 1 相対位置および第 7 相対位置も対称的な位置となるように、制御部 12 は、距離 d_3 と距離 d_4 とが等しく、仮想中心 18 からの方向が反対方向となるように設定する。なお、図示していないが、制御部 12 は、第 3 相対位置および第 5 相対位置に対応する第 3 仮想撮影位置および第 5 仮想撮影位置も同様に設定する。

[0060] 第 1 相対位置～第 7 相対位置の配置が、それぞれ第 1 仮想撮影位置 19 a ～第 7 仮想撮影位置 19 d に配置されている場合、制御部 12 は、各撮影位置の対称性が適切であると評価する。なお、図 9 では、各仮想撮影位置 19 の中心と、各相対位置における X 線源 2 の中心とがほぼ一致する例を示しているが、各仮想撮影位置 19 と、各相対位置における X 線源 2 の中心とはほぼ一致する配置でなくてもよい。たとえば、制御部 12 は、各仮想撮影位置 19 に閾値を設け、閾値の範囲内に X 線源 2 の中心が配置されていれば対称的に配置されていると評価するように構成されていてもよい。

[0061] 図 9 に示す例では、第 6 相対位置は第 6 仮想撮影位置 19 c から距離 d_5 分 Y 2 方向にずれて配置されているため、制御部 12 は、各撮影位置の対称性は不適切であると評価する。第 1 実施形態では、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が不適切である場合、不適切な位置で撮影された X 線撮影画像 15 についての再撮影を促す通知を行うように構成されている。再撮影を促す通知としては、どのような方法でもよいが、たとえば、アラートを出すなどして操作者に再撮影を通知するように構成されていてもよい。

[0062] (撮影位置の対称性の評価処理)

次に、図10を参照して、第1実施形態による医用X線画像処理装置1が各撮影位置の対称性を評価する処理の流れを説明する。

[0063] ステップS1において、撮影装置制御部4は、撮影系位置変更機構5を介して撮影系7を所定の相対位置に配置する。その後、ステップS2において、X線撮影画像生成部14は、X線撮影画像15を生成する。

[0064] 次に、ステップS3において、撮影装置制御部4は、全ての相対位置に撮影系7を配置して撮影されたかを判定する。全ての相対位置に撮影系7を配置して撮影した場合、処理はステップS4へ進む。全ての相対位置に撮影系7を配置して撮影していない場合、処理はステップS1に戻る。なお、全ての相対位置とは、図4の例では、第1相対位置～第7相対位置の7か所である。

[0065] ステップS4において、位置情報取得部11は、複数のX線撮影画像15中に写る第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bの位置情報を取得する。その後、処理はステップS5へ進む。

[0066] ステップS5において、制御部12は、複数のX線撮影画像15それぞれにおける第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bの位置情報に基づいて、X線源2の位置情報を取得する。その後、処理はステップS6へ進む。

[0067] 次に、ステップS6において、制御部12は、各撮影位置の対称性を評価する。各撮影位置の対称性が適切な場合、処理はステップS7へ進む。各撮影位置の対称性が不適切な場合、処理はステップS8へ進む。

[0068] ステップS7において、再構成画像生成部13は、複数のX線撮影画像15を1つの画像に再構成した再構成画像16を生成する。

[0069] ステップS8において、制御部12は、不適切な位置で撮影されたX線撮影画像15についての再撮影を促す通知を行う。再撮影を促す通知が行われた場合、操作者は再撮影を行い、再構成画像16を生成する。

[0070] (実施形態の効果)

本発明の実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0071] 第1実施形態では、上記のように、医用X線画像処理装置1は、撮影系7の移動方向に平行な断層画像を生成するトモシンセシスを行うX線画像撮影装置100に用いられる医用X線画像処理装置であって、X線撮影により得られた複数のX線撮影画像15を取得する画像取得部10と、複数のX線撮影画像中に写る第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bの位置情報を取得する位置情報取得部11と、複数のX線撮影画像15を1つの画像に再構成した再構成画像16を生成する再構成画像生成部13と、位置情報取得部11によって取得された第1位置基準部60aおよび第2位置基準部60bの位置情報に基づいて、撮影系7の位置情報を取得する制御部12とを備え、制御部12は、撮影系7の位置情報に基づき、撮影系7の移動経路SPの基準位置18に対する複数のX線撮影画像15の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。これにより、撮影系7の移動経路SPの基準位置18に基づいて複数のX線撮影画像15の実際の撮影位置の対称性を評価することによって、実際の各撮影位置間の対称性が確保されているか否かを評価することができる。その結果、実際の撮影位置が適切であるか否かを操作者が把握することができる。そして、実際の各撮影位置の対称性を評価することができるので、たとえば、各撮影位置の対称性の観点から複数のX線撮影画像15の撮影位置が不適切であり、生成される再構成画像16の画質が劣化することが予想される場合には、再構成画像16の生成を抑制することができる。

[0072] また、第1実施形態では、上記のように、制御部12は、複数のX線撮影画像15の撮影位置の対称性に基づいて、再構成画像16を生成するか否かを評価するように構成されている。これにより、複数のX線撮影画像15の撮影位置の対称性が不適切な場合、再構成画像16を生成することを抑制することができる。その結果、画質の低い再構成画像16を生成することを抑制することができる。

[0073] また、第1実施形態では、上記のように、再構成画像生成部13は、制御

部 1 2 によって複数の X 線撮影画像 1 5 の撮影位置の対称性が適切であると判定された場合、再構成画像 1 6 を生成するように構成されており、制御部 1 2 は、複数の X 線撮影画像 1 5 の撮影位置の対称性が不適切であると判定された場合、不適切な位置で撮影された X 線撮影画像 1 5 についての再撮影を促す通知を行うように構成されている。これにより、撮影位置の対称性が適切な場合は、再撮影することなく再構成画像 1 6 を生成することができる。また、撮影位置の対称性が不適切である場合には、再撮影を促す通知が行われるので、操作者が再撮影の必要性を把握することができる。つまり、撮影位置の対称性によって、生成される再構成画像 1 6 の画質をあらかじめ予想し、再撮影が必要か否かを評価することができる。

[0074] また、第 1 実施形態では、上記のように、位置情報取得部 1 1 は、被写体 T の関心領域 R O I とともに写る位置に配置されたファントム 6 に設けられた第 1 位置基準部 6 0 a および第 2 位置基準部 6 0 b の X 線撮影画像 1 5 中における位置情報を取得するように構成されている。これにより、被写体 T の関心領域 R O I とともに写る位置にファントム 6 を配置して撮影することにより、容易に X 線撮影画像 1 5 中に第 1 位置基準部 6 0 a および第 2 位置基準部 6 0 b を写し出すことができる。その結果、第 1 位置基準部 6 0 a および第 2 位置基準部 6 0 b を固定的に配置した場合と比較して、撮影位置の自由度を向上させることができる。

[0075] また、第 1 実施形態では、上記のように、制御部 1 2 は、複数の X 線撮影画像 1 5 の撮影位置の対称性を評価する際に、移動経路 S P 上において、被写体 T の関心領域 R O I の正面位置となる仮想中心 1 8 を設定し、設定した仮想中心 1 8 を基準として複数の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。これにより、被写体 T の関心領域 R O I の正面位置に容易に仮想中心 1 8 を設定することができる。その結果、仮想中心 1 8 を基準として関心領域 R O I に対する複数の撮影位置の対称性を評価することができる。

[0076] また、第 1 実施形態では、上記のように、制御部 1 2 は、各々の撮影位置と被写体 T の関心領域 R O I とに基づいて、仮想中心 1 8 を設定するように

構成されている。これにより、仮想中心 18 を容易に設定することができる。

[0077] また、第 1 実施形態では、上記のように、制御部 12 は、撮影系 7 が仮想中心 18 に基づいて対称的に設定した複数の仮想撮影位置 19 のそれぞれに配置されているかを評価することにより、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。これにより、それぞれの撮影位置と、対称的に設定された複数の仮想撮影位置 19 のそれぞれとを比較することにより、各撮影位置の対称性を評価することができる。その結果、各撮影位置間の相対位置に基づいて撮影位置の対称性を評価する場合と比較して、実際の各撮影位置と各撮影位置に対応する仮想撮影位置 19 とを比較することにより対称性を評価することが可能となるので、より容易に各撮影位置の対称性を評価することができる。

[0078] また、第 1 実施形態では、上記のように、撮影系 7 は、X 線源 2 と、検出器 3 と、X 線源 2 と検出器 3 との相対位置を変更する撮影系位置変更機構 5 とを含み、制御部 12 は、X 線源 2 から検出器 3 までの距離 S_d と、複数の位置基準部 60 の検出器 3 からの距離 P_d と、複数の X 線撮影画像 15 中における第 1 位置基準部 60 a および第 2 位置基準部 60 b の位置情報とに基づいて、X 線源 2 の位置情報を取得するように構成されている。ここで、X 線源 2 から検出器 3 までの距離 S_d と、第 2 位置基準部 60 b の検出器 3 からの距離 P_d とは既知の数値である。したがって、上記のように構成すれば、複数の X 線撮影画像 15 中における第 1 位置基準部 60 a および第 2 位置基準部 60 b の位置情報を取得することにより、X 線源 2 の位置を取得することができる。その結果、X 線源 2 などの位置を取得するためのカメラなどを設けることなく X 線撮影画像 15 から X 線源 2 の位置を取得することが可能となるので、部品点数の増加を抑制することができる。

[0079] また、第 1 実施形態では、上記のように、X 線画像撮影装置 100 は、X 線源 2 と、X 線源 2 から照射された X 線を検出する検出器 3 と、検出器 3 により検出された X 線の強度分布から、X 線撮影画像 15 を生成する医用 X 線

画像処理装置 1 と、X線源 2 と検出器 3 とからなる撮影系 7 の相対位置を変更する撮影系位置変更機構 5 とを備え、医用X線画像処理装置 1 は、複数のX線撮影画像 15 中に写る第1位置基準部 60a および第2位置基準部 60b の位置情報を取得するように構成されており、医用X線画像処理装置 1 は、第1位置基準部 60a および第2位置基準部 60b の位置情報に基づいて、撮影系 7 の位置情報を取得するように構成されており、医用X線画像処理装置 1 は、撮影系 7 の位置情報に基づき、撮影系 7 の移動経路 SP の基準位置 18 に対する複数のX線撮影画像 15 の撮影位置の対称性を評価するように構成されている。これにより、複数のX線撮影画像 15 の撮影位置の対称性を評価することによって、実際の各撮影位置間の対称性が確保されているか否かを評価することができる。その結果、実際の撮影位置が適切である場合には、再撮影を行うことなく再構成画像 16 を生成することが可能なX線画像撮影装置 100 を提供することができる。また、各撮影位置の対称性の観点から複数のX線撮影画像 15 の撮影位置が不適切であり、生成される再構成画像 16 の画質が劣化することが予想される場合には、再構成画像 16 の生成を抑制することが可能なX線画像撮影装置 100 を提供することができる。

[0080] [第2実施形態]

次に、図 11～図 14 を参照して、本発明の第2実施形態による医用X線画像処理装置 20 を備えるX線画像撮影装置 200 について説明する。各撮影位置の対称性が不適切である場合に、再撮影を促す通知を行う第1実施形態とは異なり、第2実施形態では、医用X線画像処理装置 20 は、複数のX線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が適切でない場合に、対称性が適切となる撮影位置の情報を表示部 30 に表示するように構成されている。なお、上記第1実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する。

[0081] 図 11 に示すように、第2実施形態におけるX線画像撮影装置 200 は、複数のX線撮影画像 15 のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を表示する表

示部 30 をさらに備える。

[0082] 表示部 30 は、医用 X 線画像処理装置 20 から出力された表示画面を表示するように構成されている。表示部 30 は、たとえば、液晶モニタなどを含む。

[0083] また、図 12 に示すように、第 2 実施形態における医用 X 線画像処理装置 20 は、複数の X 線撮影画像 15 のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を出力する表示画面出力部 21 をさらに備える。表示画面出力部 21 は、制御部 12 の信号に基づいて、複数の X 線撮影画像 15 のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を表示部 30 に出力するように構成されている。また、表示画面出力部 21 は、制御部 12 が複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が適切でないと判断した場合に、制御部 12 の信号に基づいて、対称性が適切となる撮影位置の情報を表示画面に表示するように構成されている。表示画面出力部 21 は、いわゆる入出力インターフェースである。

[0084] 第 2 実施形態における制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を出力するように構成されている。また、第 2 実施形態における制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が適切でない場合に、対称性が適切となる撮影位置の情報を表示画面に表示するように構成されている。

[0085] 図 13 は、表示部 30 に表示される表示画面の模式図である。図 13 に示す例では、各撮影位置における X 線源 2 を実線で表示している。また、図 13 に示す例では、第 2 相対位置が Y1 方向にずれているので、各撮影位置の対称性が不適切となっている。そのため、各撮影位置の対称性が適切となる位置を一点鎖線で表している。また、各撮影位置の対称性が適切となる撮影位置の情報として、適切となる位置に移動させる際の移動方向を矢印 31 で示すとともに、適切となる位置までの移動距離 d_6 を表示している。操作者は、表示部 30 に表示されている各撮影位置の対称性が適切となる撮影位置の情報に基づいて撮影系 7 を移動させ、再撮影を行うことにより、各撮影位置の対称性が確保される。各撮影位置の対称性が確保されることにより、再

構成画像 16 が生成される。

[0086] 次に、図 14 を参照して、第 2 実施形態における医用 X 線画像処理装置 20 が各撮影位置の対称性を評価する処理について説明する。なお、上記第 1 実施形態と同様の処理については同じ符号を付し、説明を省略する。

[0087] ステップ S1～S5 において、全ての相対位置に撮影系 7 を配置して撮影し、複数の X 線撮影画像 15 を生成し、各撮影画像を撮影した際の X 線源 2 の位置情報を取得する。その後、処理はステップ S9 へ進む。

[0088] ステップ S9 において、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置を示す表示画面を表示部 30 に出力する。その後、処理はステップ S6 へ進む。

[0089] ステップ S6 において、制御部 12 は、各撮影位置の対称性を評価する。各撮影位置の対称性が適切な場合、処理はステップ S7 へ進む。各撮影位置の対称性が不適切な場合、処理はステップ S10 へ進む。

[0090] ステップ S10 において、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が適切となる撮影位置の情報を表示画面に表示する。

[0091] なお、第 2 実施形態のその他の構成は、上記第 1 実施形態と同様である。

[0092] (第 2 実施形態の効果)

第 2 実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0093] 第 2 実施形態では、上記のように、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を出力するように構成されている。これにより、医用 X 線画像処理装置 20 から出力された表示画面を表示部 30 に表示することにより、操作者が各撮影位置を把握することができる。その結果、操作者が各撮影位置の対称性を視覚的に把握することができる。

[0094] また、第 2 実施形態では、上記のように、制御部 12 は、複数の X 線撮影画像 15 の撮影位置の対称性が適切でない場合に、対称性が適切となる撮影位置の情報を表示画面に表示するように構成されている。これにより、対称性が適切となる位置を操作者が把握することができる。その結果、表示画面に表示された撮影位置の情報に基づいて撮影することにより、容易に適切（

対称)な撮影位置で再撮影することができる。

[0095] なお、第2実施形態のその他の効果は、上記第1実施形態と同様である。

[0096] (変形例)

なお、今回開示された実施形態は、すべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した実施形態の説明ではなく請求の範囲によって示され、さらに請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更(変形例)が含まれる。

[0097] たとえば、上記第1および第2実施形態では、医用X線画像処理装置1は、複数の撮影位置および被写体Tの関心領域ROIに基づいて仮想中心18を設定する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、制御部12は、操作者の設定操作を受け付けることにより、仮想中心18を設定するように構成されていてもよい。

[0098] また、上記第1および第2実施形態では、X線源2をY1方向に移動させながら撮影する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、図15に示すように、斜め方向にX線源2を移動させながら撮影するように構成されていてもよい。X線源2を斜め方向に移動させながら撮影する場合は、X線源2の移動経路SPの法線方向であり、X線源2の移動経路SPと被写体Tの関心領域ROIを通る直線とが交わる点を仮想中心18とすればよい。このように構成すれば、被写体Tの関心領域ROIのうち、X線源2の移動経路SPと平行な直線FP方向の断層画像を取得することができる。

[0099] また、上記実施形態では、撮影系7の位置情報として、XYZ座標の座標値を用いる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、Z座標の座標値と、検出器3に対するX線の照射角度を撮影系7の位置情報として用いてもよい。X線の照射角度を撮影系7の位置情報として用いる場合、制御部12は、仮想中心18から被写体Tの関心領域ROIへの照射角度を基準としたそれぞれの撮影位置での照射角度の対称性を評価することにより、各撮影位置の対称性を評価するように構成されていてもよい。すなわち、被写体Tの関心領域ROIの正面位置における相対位置の照射角度を基準角度(

０度）とし、制御部１２は、基準角度に対する照射角度の対称性を評価するように構成されていてもよい。具体的には、制御部１２は、基準角度に対して１０度、２０度、－１０度、－２０度の照射角度で撮影されている場合、各撮影位置間の対称性が確保されていると評価するように構成されていてもよい。

[0100] また、上記第１および第２実施形態では、撮影装置制御部４によって自動的に撮影系７が移動される構成を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、医師や技師などの操作者によって手動で撮影系７が移動されるように構成されていてもよい。

[0101] また、上記実施形態では、医用Ｘ線画像処理装置１がＸ線画像撮影装置１００の撮影装置制御部４と別々に設けられる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、医用Ｘ線画像処理装置１と撮影装置制御部４とを一体で設けてもよい。すなわち、Ｘ線画像撮影装置１００の撮影装置制御部４が、医用Ｘ線画像処理装置１の機能を備えるように構成されていてもよい。

[0102] また、上記実施形態では、再構成画像生成部１３が、７枚のＸ線撮影画像１５を使用して再構成画像１６を生成する例を示したが、本発明はこれに限られない。再構成画像１６を生成することが可能であれば、使用するＸ線撮影画像１５の枚数は何枚でもよい。

[0103] また、上記実施形態では、撮影系位置変更機構５が、Ｘ線源２を移動および回転させることにより、撮影系７の被写体Ｔに対する相対位置を変更する例を示したが、本発明はこれに限られない。撮影系７の被写体Ｔに対する相対位置を変更することができれば、Ｘ線源２および検出器３のどちらを動かしてもよい。また、Ｘ線源２および検出器３の両方を動かすことにより、撮影系７の被写体Ｔに対する相対位置を変更してもよい。

[0104] また、上記実施形態では、位置情報取得部１１が位置基準部６０の位置情報として、Ｘ線撮影画像１５における座標値を取得する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、位置情報取得部１１は、Ｘ線撮影画像１５のある地点を基準とし、その基準からの距離と方向を持ったベクトル値を

位置情報として取得するように構成されていてもよい。

[0105] また、上記実施形態では、医用X線画像処理装置1がX線撮影画像生成部14を含む例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、X線撮影画像生成部14が医用X線画像処理装置1とは別々に設けられていてもよい。その場合、医用X線画像処理装置1の画像取得部10は、たとえば、検出器3などに設けられたX線撮影画像生成部14によってあらかじめ生成されたX線撮影画像15を取得するように構成されていればよい。

[0106] また、上記実施形態では、被写体Tの長手方向に撮影系7を移動させつつ撮影を行う例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、被写体Tの短手方向に撮影系7を移動させつつ撮影を行ってもよい。

[0107] また、上記実施形態では、撮影枚数（撮影位置）が奇数となる例を示したが、本発明はこれに限られない。撮影枚数は偶数でもよい。撮影位置が基準位置18を基準として対照的に配置されていれば、撮影枚数（撮影位置）は何枚（何か所）でもよい。

[0108] また、上記実施形態では、被写体Tの関心領域ROIの正面位置において撮影する例を示したが、本発明はこれに限られない。被写体Tの関心領域ROIの正面位置で撮影を行わなくてもよい。その場合、制御部12は、たとえば、両端の撮影位置の中間地点を仮想中心18として設定するように構成すればよい。

[0109] また、上記第2実施形態では、表示画面として、各撮影位置および各撮影位置の対称性が適切となる位置を図で表示する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、各撮影位置の位置座標および各撮影位置の対称性が適切となる撮影位置の情報を数値として表示してもよい。

符号の説明

- [0110] 1、20 医用X線画像処理装置（画像処理部）
 2 X線源
 3 検出器
 5 撮影系位置変更機構

6 ファントム

7 撮影系

10 画像取得部

11 位置情報取得部

12 体動情報取得部

13 再構成画像生成部

15、15a、15b、15c X線撮影画像

16 再構成画像

18 基準位置（仮想中心）

19 仮想撮影位置

60、60a、60b 位置基準部

100、200 X線画像撮影装置

ROI 被写体の関心領域

SP 撮影系の移動経路

T 被写体

請求の範囲

- [請求項1] 撮影系の移動方向に平行な断層画像を生成するトモシンセシスを行うX線画像撮影装置に用いられる医用X線画像処理装置であって、
 X線撮影により得られた複数のX線撮影画像を取得する画像取得部と、
 複数の前記X線撮影画像中に写る複数の位置基準部の位置情報を取得する位置情報取得部と、
 複数の前記X線撮影画像を1つの画像に再構成した再構成画像を生成する再構成画像生成部と、
 前記位置情報取得部によって取得された複数の前記位置基準部の位置情報に基づいて、前記撮影系の位置情報を取得する制御部とを備え、
 前記制御部は、前記撮影系の位置情報に基づき、前記撮影系の移動経路の基準位置に対する複数の前記X線撮影画像の撮影位置の対称性を評価するように構成されている、医用X線画像処理装置。
- [請求項2] 前記制御部は、複数の前記X線撮影画像の前記撮影位置の対称性に基づいて、前記再構成画像を生成するか否かを評価するように構成されている、請求項1に記載の医用X線画像処理装置。
- [請求項3] 前記再構成画像生成部は、前記制御部によって複数の前記X線撮影画像の前記撮影位置の対称性が適切であると判定された場合、前記再構成画像を生成するように構成されており、
 前記制御部は、複数の前記X線撮影画像の前記撮影位置の対称性が不適切であると判定された場合、不適切な位置で撮影された前記X線撮影画像についての再撮影を促す通知を行うように構成されている、請求項1または2に記載の医用X線画像処理装置。
- [請求項4] 前記位置情報取得部は、被写体の関心領域とともに写る位置に配置されたファントムに設けられた複数の前記位置基準部の前記X線撮影画像中における位置情報を取得するように構成されている、請求項1

～３のいずれか１項に記載の医用Ｘ線画像処理装置。

[請求項５] 前記制御部は、複数の前記Ｘ線撮影画像の前記撮影位置の対称性を評価する際に、前記移動経路上において、被写体の関心領域の正面位置となる仮想中心を設定し、設定した前記仮想中心を基準として複数の前記撮影位置の対称性を評価するように構成されている、請求項１～４のいずれか１項に記載の医用Ｘ線画像処理装置。

[請求項６] 前記制御部は、少なくとも、操作者の設定操作を受け付けるか、または、各々の前記撮影位置と被写体の関心領域とに基づいて、前記仮想中心を設定するように構成されている、請求項５に記載の医用Ｘ線画像処理装置。

[請求項７] 前記制御部は、前記撮影系が前記仮想中心に基づいて対称的に設定した複数の仮想撮影位置のそれぞれに配置されているかを評価することにより、複数の前記Ｘ線撮影画像の前記撮影位置の対称性を評価するように構成されている、請求項５または６に記載の医用Ｘ線画像処理装置。

[請求項８] 前記制御部は、複数の前記Ｘ線撮影画像のそれぞれの撮影位置を示す表示画面を出力するように構成されている、請求項１～７のいずれか１項に記載の医用Ｘ線画像処理装置。

[請求項９] 前記制御部は、複数の前記Ｘ線撮影画像の前記撮影位置の対称性が適切でない場合に、対称性が適切となる撮影位置の情報を前記表示画面に表示するように構成されている、請求項８に記載の医用Ｘ線画像処理装置。

[請求項１０] 前記撮影系は、Ｘ線源と、検出器と、前記Ｘ線源と前記検出器との相対位置を変更する撮影系位置変更機構とを含み、

前記制御部は、前記Ｘ線源から前記検出器までの距離と、複数の前記位置基準部の前記検出器からの距離と、複数の前記Ｘ線撮影画像中における複数の前記位置基準部の位置情報とに基づいて、前記Ｘ線源の位置情報を取得するように構成されている、請求項１～８のいずれ

か 1 項に記載の医用 X 線画像処理装置。

[請求項11]

X 線源と、

前記 X 線源から照射された X 線を検出する検出器と、

前記検出器により検出された X 線の強度分布から、X 線撮影画像を生成する画像処理部と、

前記 X 線源と前記検出器とからなる撮影系の相対位置を変更する撮影系位置変更機構とを備え、

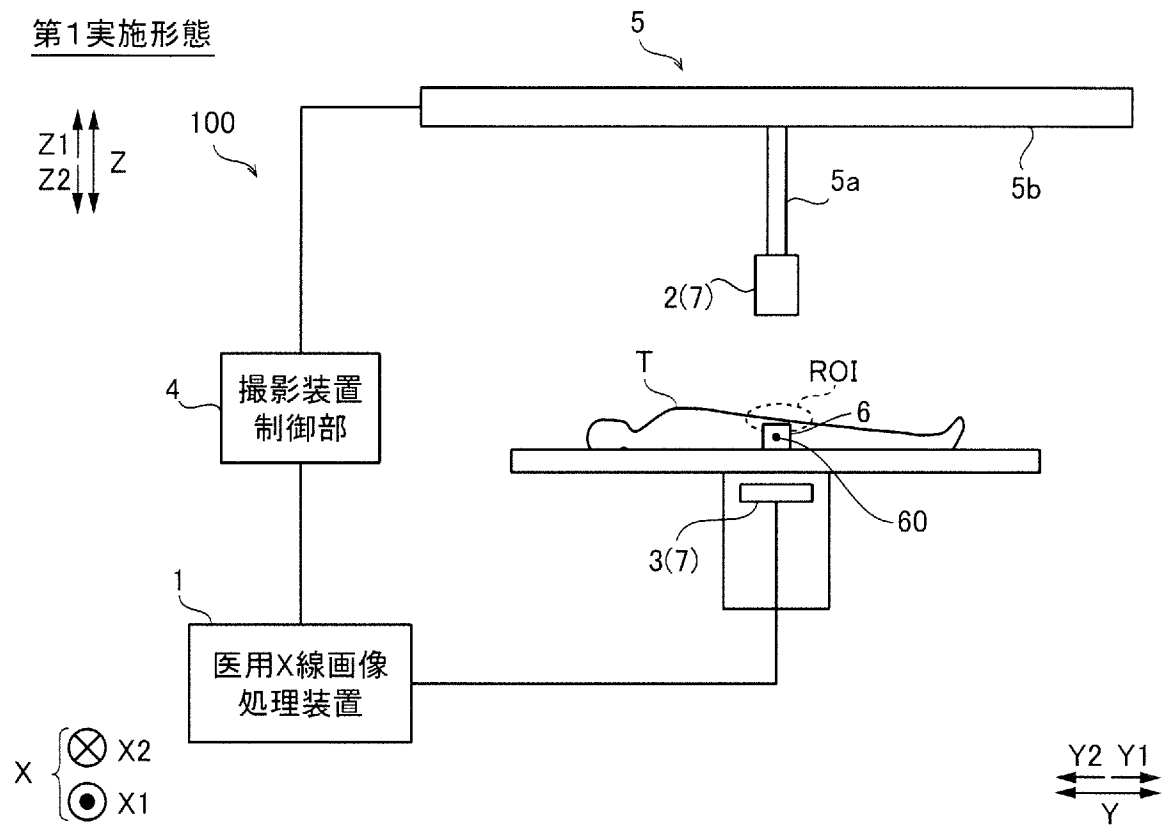
前記画像処理部は、複数の前記 X 線撮影画像中に写る複数の位置基準部の位置情報を取得するように構成されており、

前記画像処理部は、複数の前記位置基準部の位置情報に基づいて、前記撮影系の位置情報を取得するように構成されており、

前記画像処理部は、前記撮影系の位置情報に基づき、前記撮影系の移動経路の基準位置に対する複数の前記 X 線撮影画像の撮影位置の対称性を評価するように構成されている、X 線画像撮影装置。

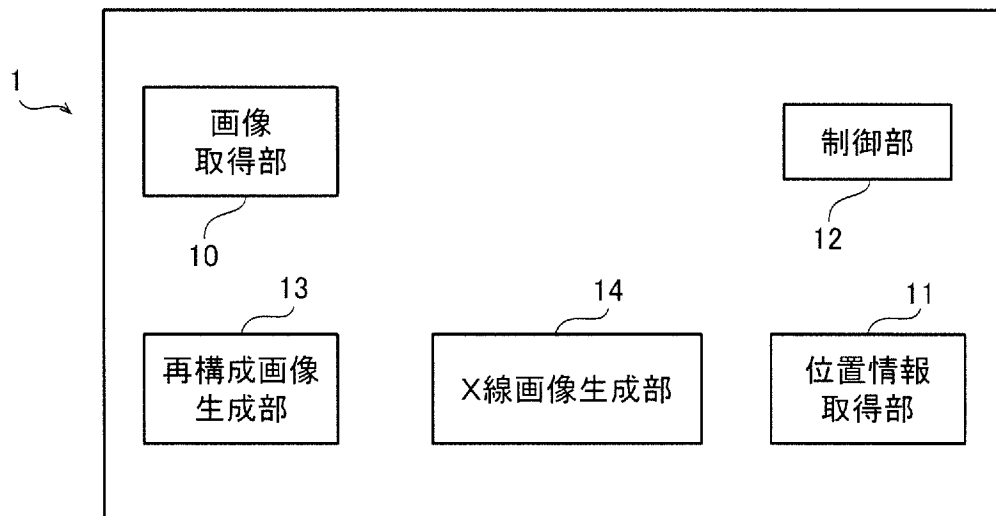
[図1]

第1実施形態

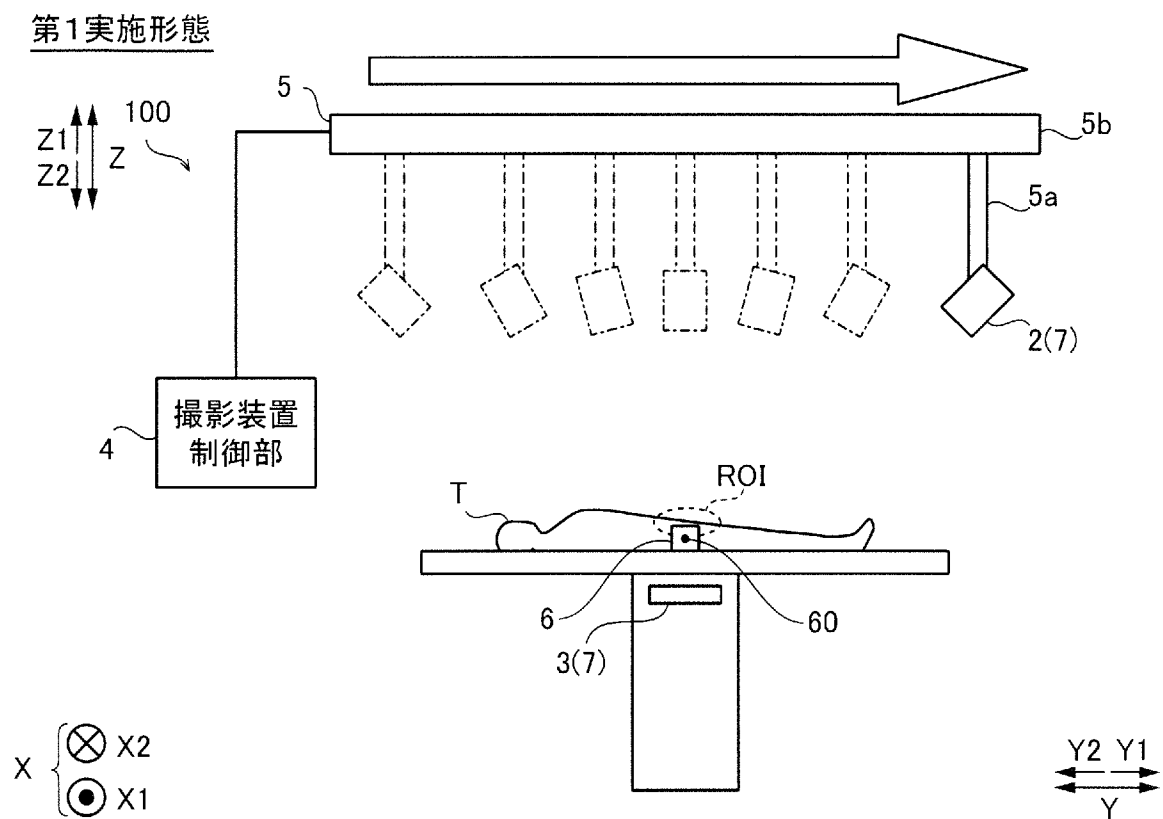


[図2]

第1実施形態

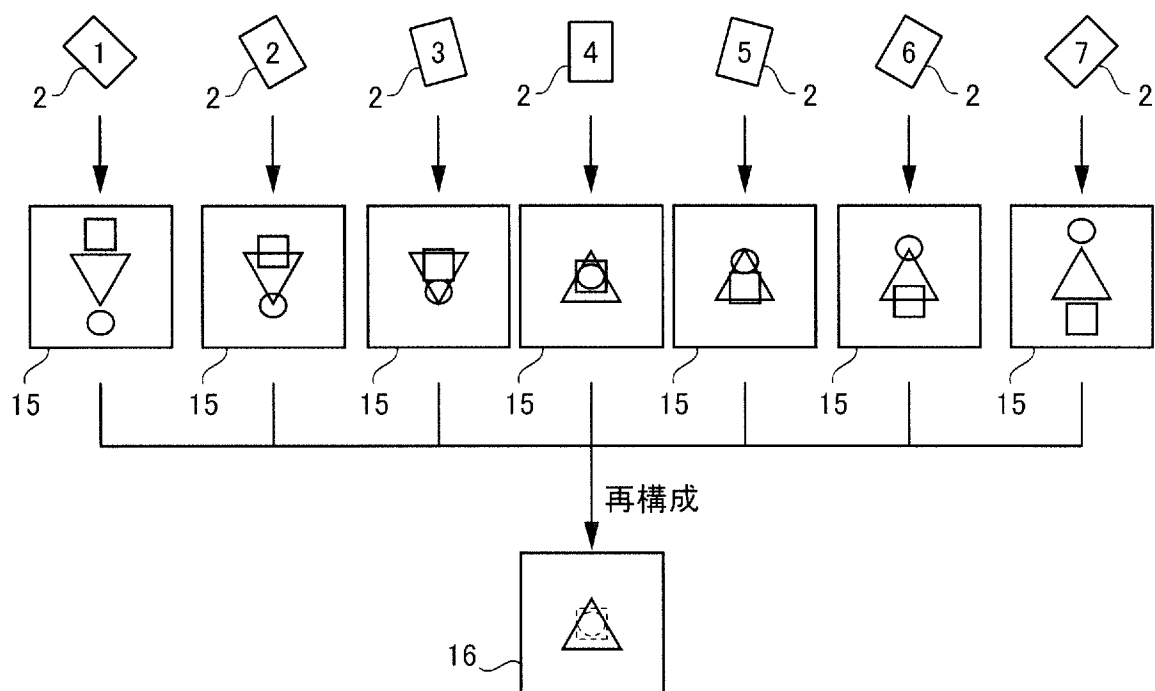


[図3]



[図4]

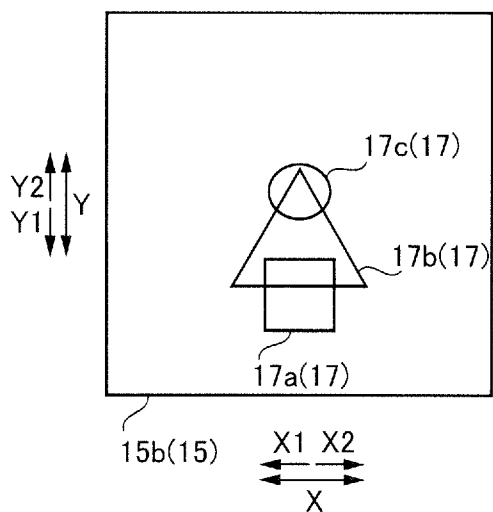
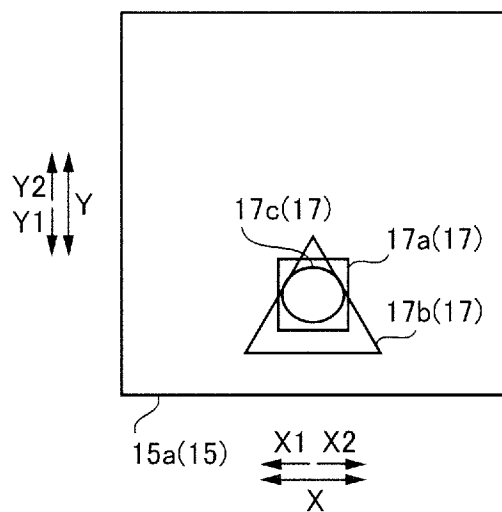
第1実施形態



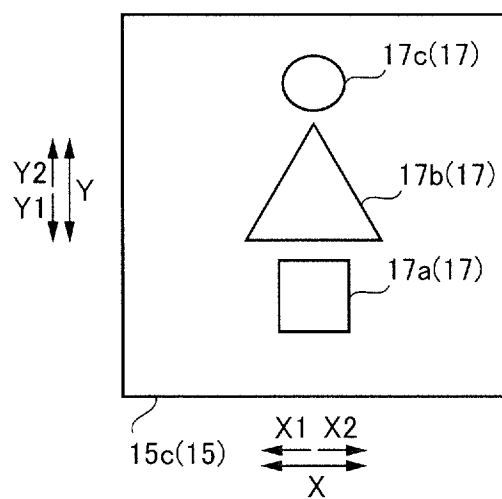
[図5]

第1実施形態

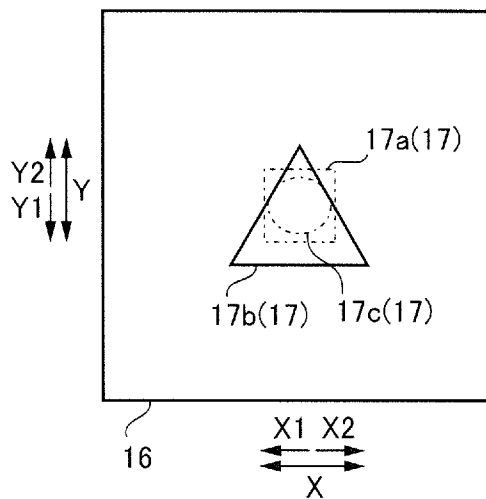
(A) 第4相対位置におけるX線撮影画像 (B) 第6相対位置におけるX線撮影画像



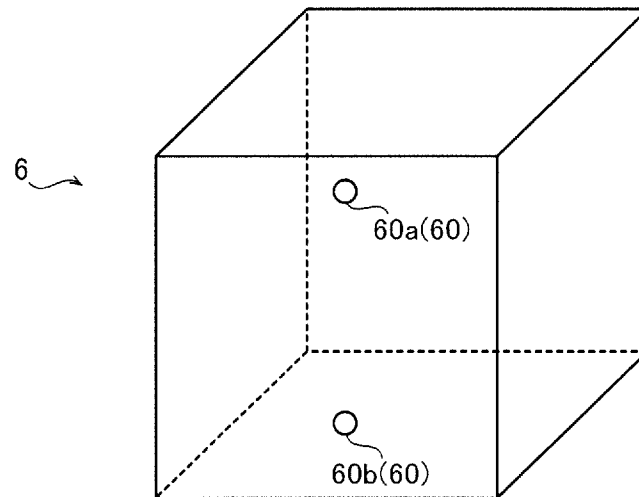
(C) 第7相対位置におけるX線撮影画像



(D) 再構成画像



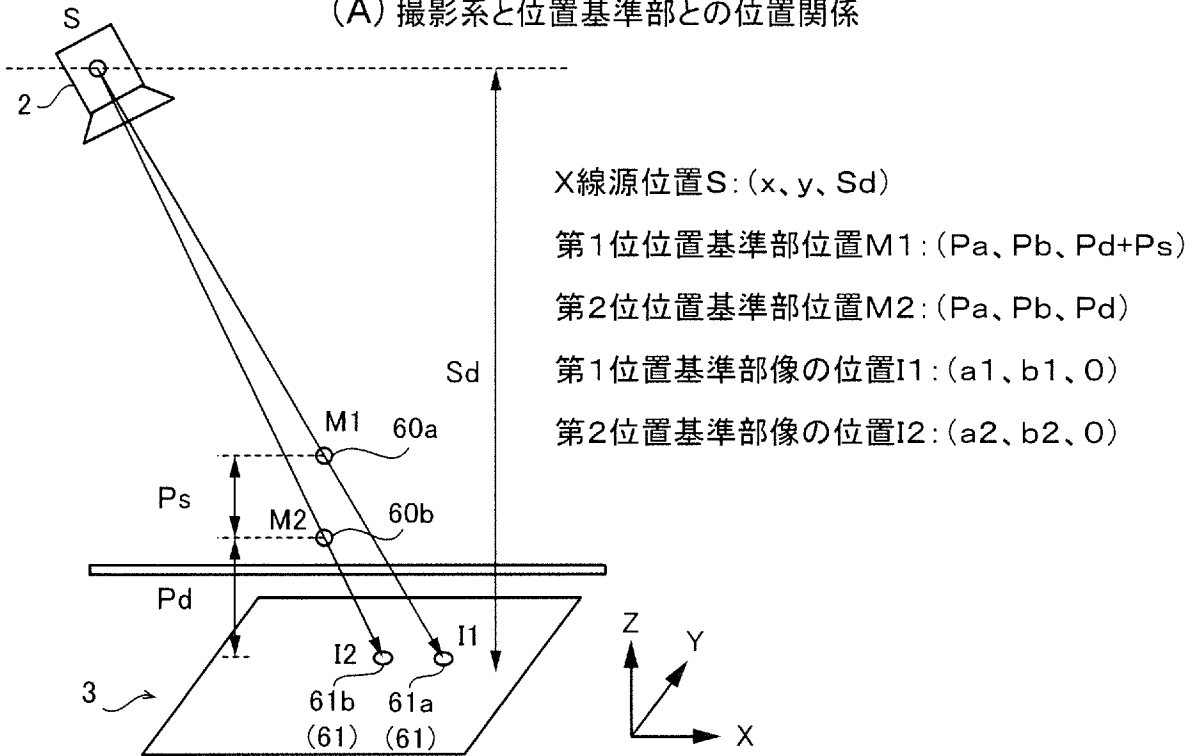
[図6]

第1実施形態

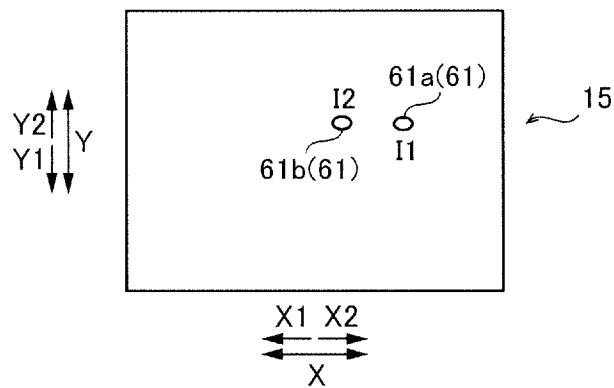
[図7]

第1実施形態

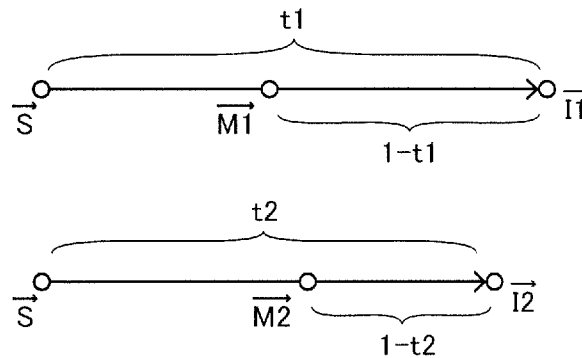
(A) 撮影系と位置基準部との位置関係



(B) 位置基準部を撮影したX線撮影画像

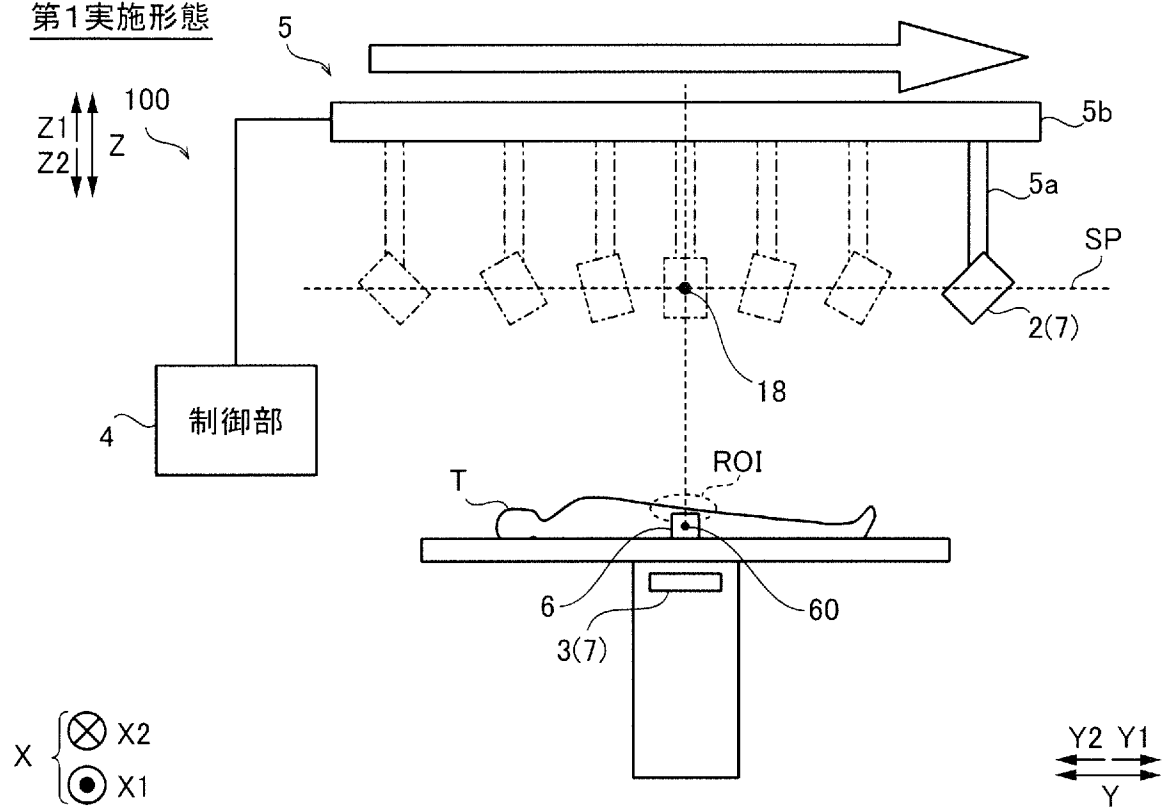


(C) X線源、位置基準部、および位置基準部の像のベクトル図



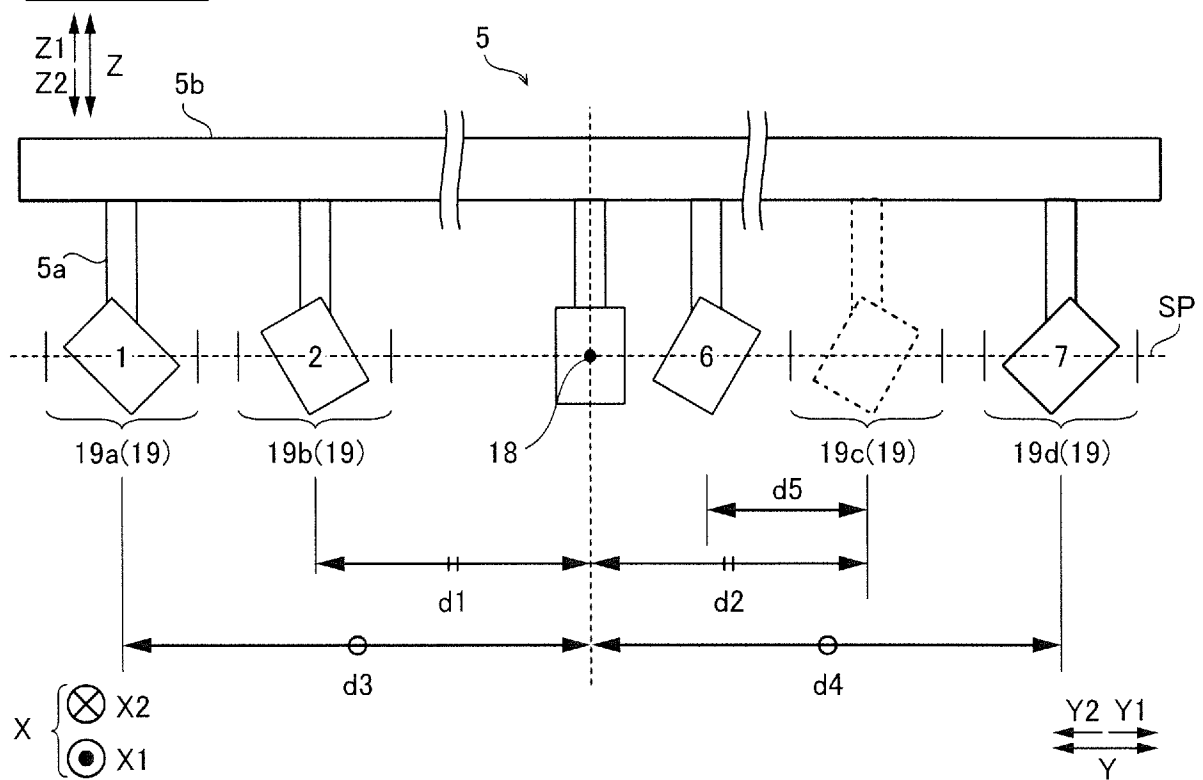
[図8]

第1実施形態



[図9]

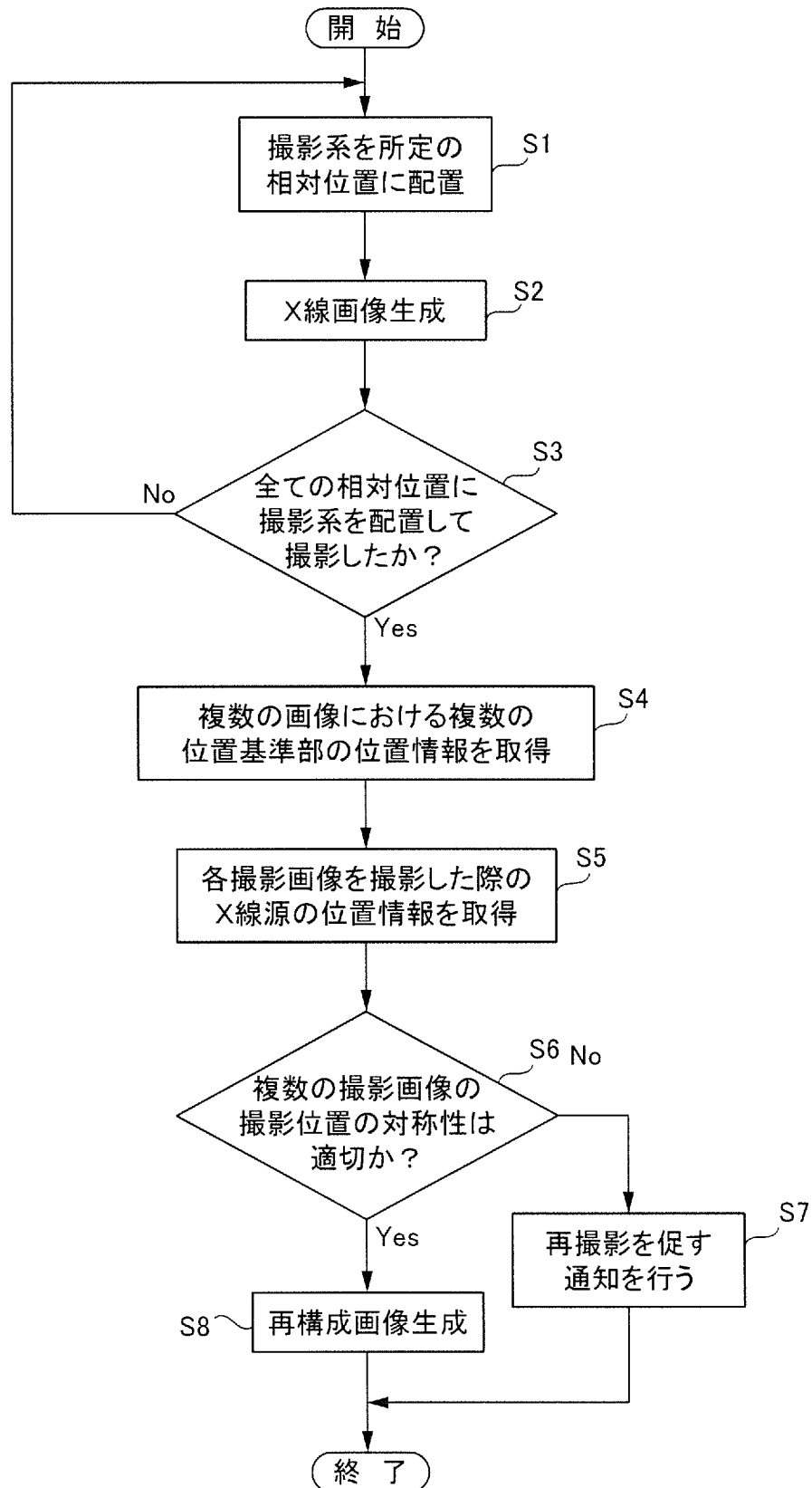
第1実施形態



[図10]

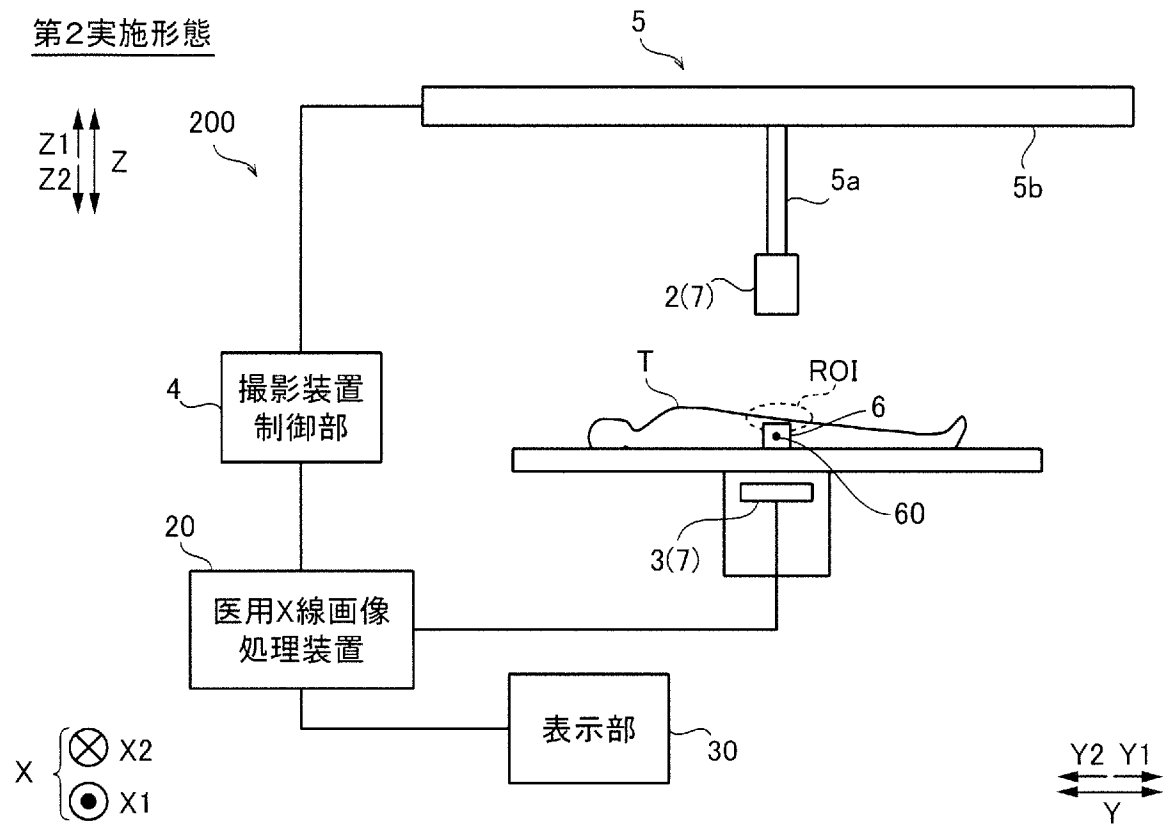
第1実施形態

撮影位置の対称性評価処理



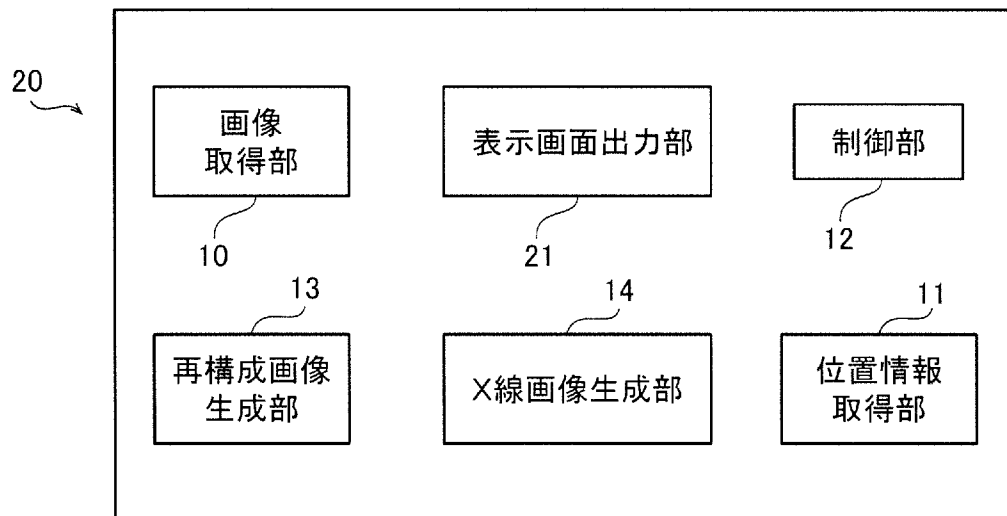
[図11]

第2実施形態

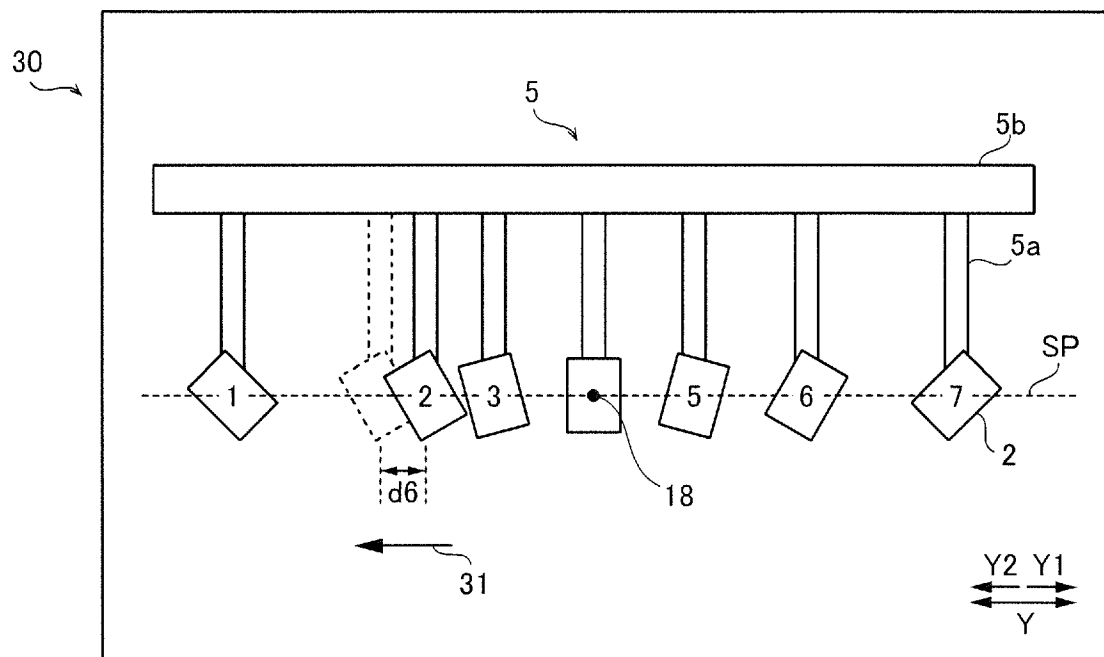


[図12]

第2実施形態



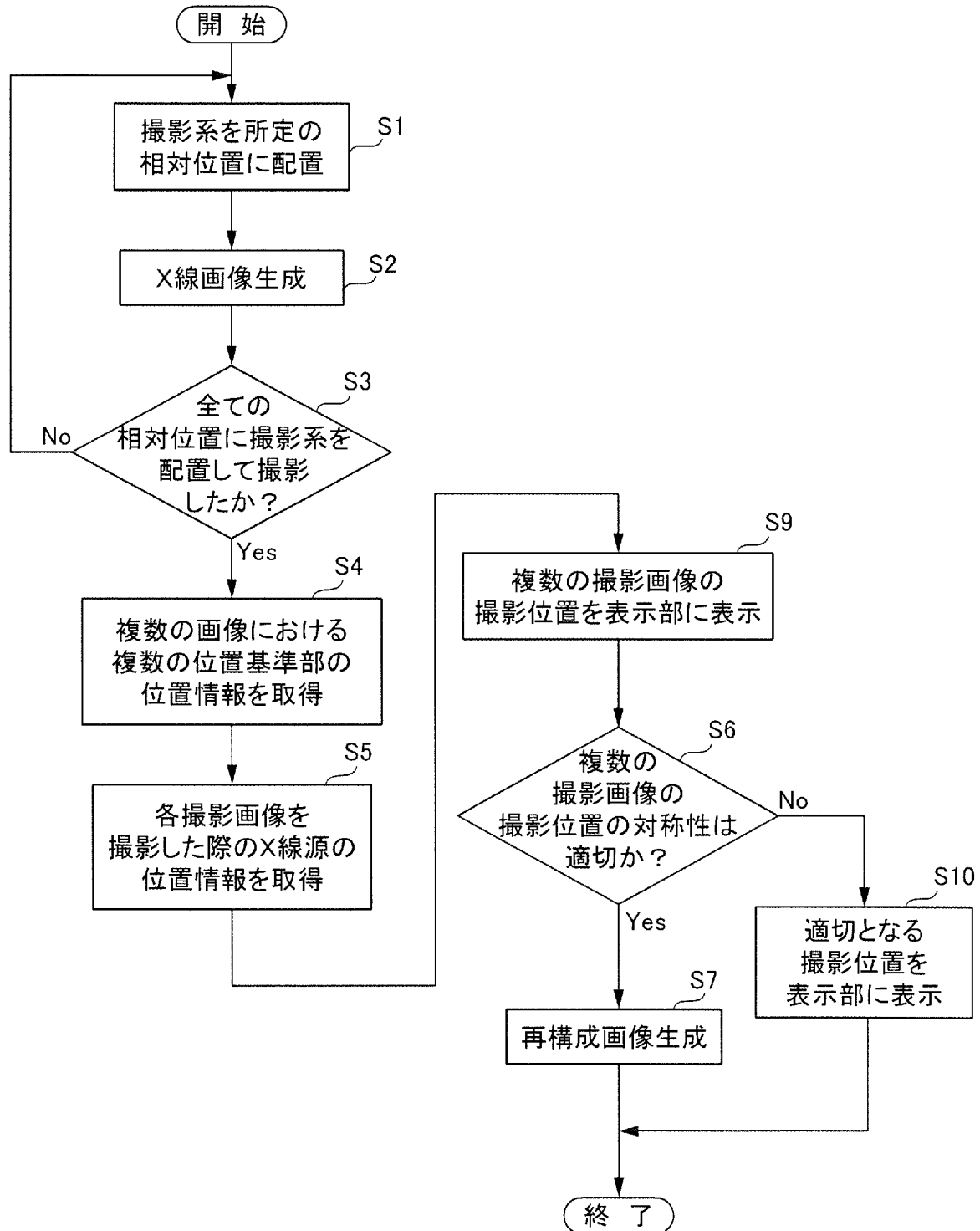
[図13]

第2実施形態

[図14]

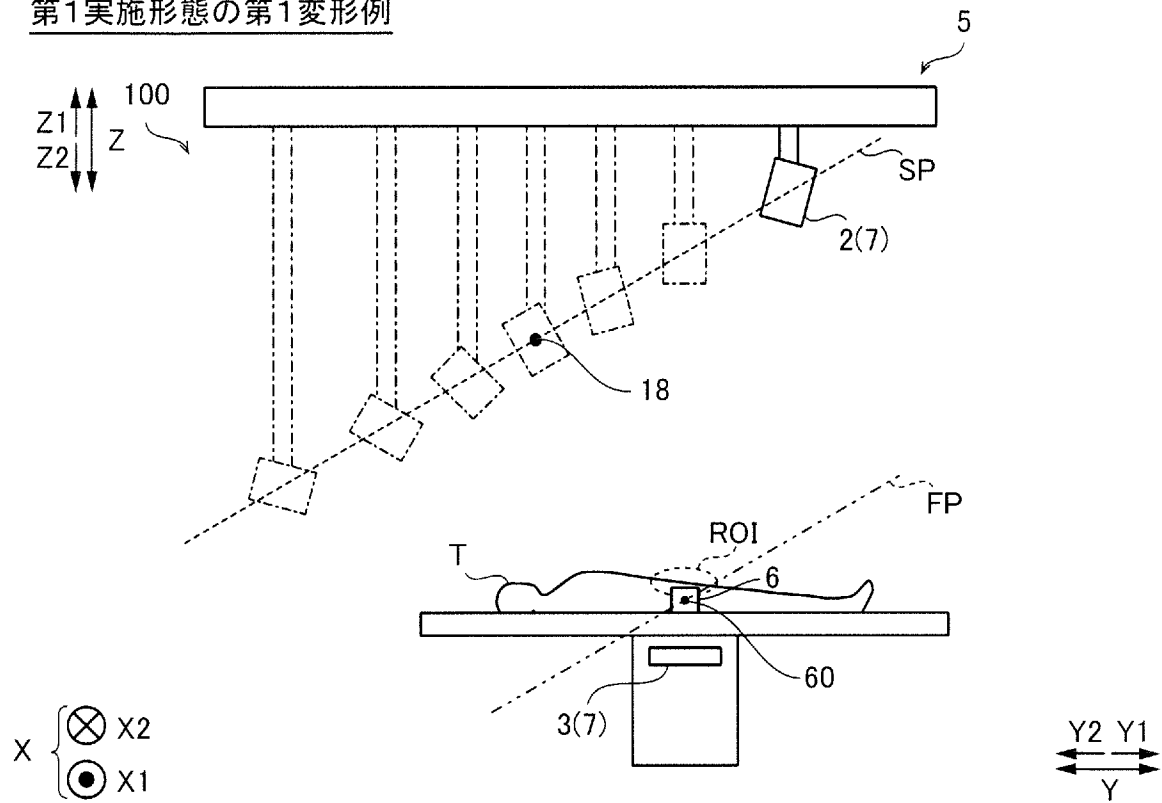
第2実施形態

撮影位置の対称性評価処理



[図15]

第1実施形態の第1変形例



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/034801

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl. A61B6/02 (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)

Int. Cl. A61B6/00-6/14

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2017

Registered utility model specifications of Japan 1996-2017

Published registered utility model applications of Japan 1994-2017

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 2004-181243 A (GENERAL ELECTRIC CO.) 02 July 2004, entire text, all drawings & US 2004/0105528 A1, entire document & DE 10356174 A & FR 2848007 A	1-11
A	JP 2005-304601 A (MORISAWA, Yuichiro) 04 November 2005, entire text, all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 4-505068 A (GENERAL ELECTRIC CO.) 03 September 1992, entire text, all drawings & US 5073910 A, entire document & WO 1992/003797 A1 & EP 497971 A1 & CA 2042173 A	1-11

☒ 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
05.12.2017

Date of mailing of the international search report
19.12.2017

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/034801

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 92783/1971 (Laid-open No. 49965/1973) (TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO., LTD.) 30 June 1973, entire text, all drawings (Family: none)	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B6/02 (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. A61B6/00-6/14

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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 2004-181243 A（ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ） 2004.07.02, 全文, 全図 & US 2004/0105528 A1, whole documents & DE 10356174 A & FR 2848007 A	1-11
A	JP 2005-304601 A（森澤 雄一郎）2005.11.04, 全文, 全図（ファミリーなし）	1-11

☒ 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

05.12.2017

国際調査報告の発送日

19.12.2017

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）

安田 明央

2U

9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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 4-505068 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 1992. 09. 03, 全文, 全図 & US 5073910 A, whole documents & WO 1992/003797 A1 & EP 497971 A1 & CA 2042173 A	1-11
A	日本国実用新案登録出願 46-92783 号(日本国実用新案登録出願公開 48-49965 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマ イクロフィルム (東京芝浦電気株式会社) 1973. 06. 30, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11