

(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 2019/064346 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/02 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/034760

(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).

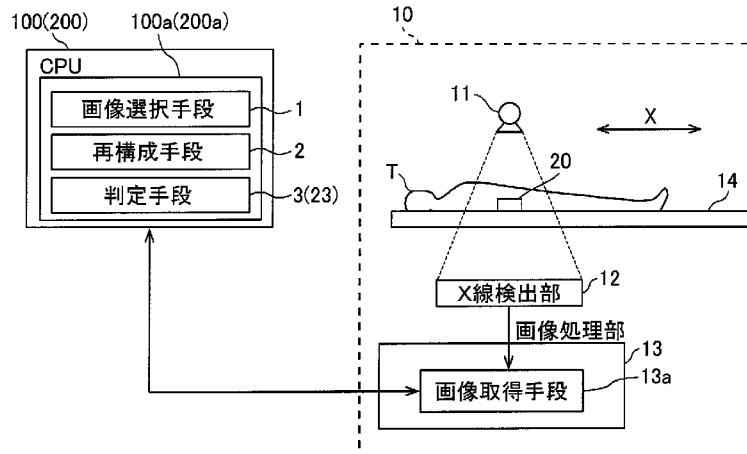
(74) 代理人: 宮園 博一 (**MIYAZONO, Hirokazu**); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島5丁目13番9号 新大阪MTビル1号館 Osaka (JP).

(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, 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.

(54) **Title:** X-RAY IMAGE PROCESSING DEVICE FOR MEDICAL USE

(54) 発明の名称: 医用X線画像処理装置

第1、第2実施形態 AA



- 1 Image selection means
- 2 Reconstruction means
- 3 (23) Determination means
- 12 X-ray detection unit
- 13 Image processing unit
- 13a Image acquisition means
- 100 (200) CPU
- AA First and second embodiments

(57) **Abstract:** This X-ray image processing device (100) for medical use is provided with a determination means (3) that determines whether a radiographic image, which has been selected by an image selection means (1) from among multiple radiographic images acquired by an image acquisition means (13a), is suitable as an image for use in reconstruction performed by a reconstruction means (2).

(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(100)は、画像取得手段(13a)により取得された複数のX線撮影像のうちから画像選択手段(1)により選択されたX線撮影像に対して、再構成手段(2)による再構成に用いる画像としての適否を判定する判定手段(3)を備える。

明 細 書

発明の名称： 医用X線画像処理装置

技術分野

[0001] この発明は、医用X線画像処理装置に関し、特に、断層像を再構成する再構成部を備える医用X線画像処理装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、断層像を再構成する再構成部を備える医用X線画像処理装置が知られている。このような医用X線画像処理装置は、たとえば、特開2016-127870号公報に開示されている。

[0003] 特開2016-127870号公報には、被写体にX線を照射するX線源と、X線を検出する検出器とを備えるX線透視装置が開示されている。このX線透視装置では、断層像を取得するトモシンセシス撮像、および、透視像を取得する透視撮像を行うことが可能である。具体的には、上記X線透視装置において計測が開始されると、透視撮像が開始される。この透視撮像中にトモシンセシス撮像開始の指示があった場合、X線源と検出器とが相対移動し、トモシンセシス撮像が開始される。すなわち、トモシンセシス撮像が実施されている間は、透視撮像とトモシンセシス撮像とが並行して実施される。このトモシンセシス撮像中においては、透視像が取得される毎に取得された透視像に前処理が施され、前処理が施された透視像は保持部に保持される。そして、所定数以上の透視像が保持された場合に、前処理後の透視像に対して再構成処理などの演算処理が行われ、断層像が生成（算出）される。なお、トモシンセシス撮像とは、複数の方向（角度）からX線を照射するとともに撮像し、収集した画像データを3次元的に再構成する撮像手法である。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2016-127870号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特開２０１６－１２７８７０号公報に記載のＸ線透視装置では、装置の機械精度の低下、または、Ｘ線の照射ミス等に起因して、断層像の生成（算出）に用いられる前処理後の透視像の中に、断層像の生成（算出）に不適切な画像が含まれる場合がある。この場合、断層像の画像が不適切にな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、断層像の画像が不適切になるのを抑制することが可能な医用Ｘ線画像処理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、この発明の一の局面における医用Ｘ線画像処理装置は、Ｘ線照射部から被写体に照射され、Ｘ線検出部により検出されたＸ線に基づいて、Ｘ線撮影像を取得する画像取得部により取得された複数の別データとしてのＸ線撮影像のうちから、断層像の再構成に用いるＸ線撮影像を選択可能に構成されている画像選択部と、画像選択部により選択されたＸ線撮影像を用いて断層像を再構成する再構成部と、画像選択部により選択されたＸ線撮影像と、画像選択部による選択前の画像取得部により取得された複数のＸ線撮影像とのうちのいずれか一方に対して、再構成部による再構成に用いる画像としての適否を判定する判定部と、を備える。

[0008] この発明の一の局面における医用Ｘ線画像処理装置では、上記のような、判定部を備えることによって、断層像の再構成に不適切なＸ線撮影像か否かを判定部により判定することができる。これにより、断層像の生成（算出）に用いられるＸ線撮影像の中に不適切なＸ線撮影像が含まれるのを抑制することができる。その結果、断層像の画像が不適切になるのを抑制することができる。

[0009] 上記一の局面による医用Ｘ線画像処理装置において、好ましくは、判定部は、被写体、および、Ｘ線を吸収するマーカが設けられたファントムに対してＸ線照射部によりＸ線が照射された場合に、画像取得部により取得された

ファントムの画像を基準として、再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている。ここで、画像取得に際して一般的に、ファントムの位置は固定されている。これにより、撮像が正常に行われた場合は、画像中の所定の位置にファントムの像が取得される。したがって、ファントムの画像を基準として、再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うことによって、正常に撮像された場合のファントムの像と正常に撮像されなかった場合のファントムの像との比較を行うことができる。これにより、断層像の再構成に不適切なX線撮影像か否かを容易に判定することができる。なお、ファントムとは、X線撮影における画像解析に用いられるモデルを意味する。

[0010] この場合、好ましくは、判定部は、画像取得部により取得されたマーカの画像を基準として、再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている。ここで、マーカがX線を吸収するので画像上にマーカが映し出される。また、ファントムの大きさに比べてマーカの大きさは小さいので、マーカに特徴的な形状を持たせること、および、マーカの数を増加させることは比較的容易である。したがって、マーカの画像を基準として、再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うことによって、マーカの形状および個数に基づいた判定を行うことができるので、断層像の再構成に不適切なX線撮影像か否かをさらに容易に判定することができる。

[0011] 上記一の局面による医用X線画像処理装置において、好ましくは、判定部は、X線撮影像の取得時のX線検出部に対するX線照射部の相対的な位置関係に基づいて、再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている。このように構成すれば、X線照射部によるX線の照射が、適切な位置から（適切な角度から）行われなかった場合のX線撮影像が再構成に用いられるのが抑制されるので、断層像の画像が不適切になるのを抑制することができる。

[0012] この場合、好ましくは、判定部は、複数のX線撮影像の各々の取得時における位置関係の互いの対称性に基づいて、再構成部による再構成に用いる画

像の適否の判定を行うように構成されている。このように構成すれば、互いに対称性を有した位置関係における複数のＸ線撮影像を取得（または選択）して画像の再構成を行う場合において、断層像の再構成に不適切なＸ線撮影像か否かを効果的に判定することができる。

[0013] 上記判定部が複数の上記位置関係の互いの対称性に基づいて判定を行う医用Ｘ線画像処理装置において、好ましくは、判定部は、被写体、および、Ｘ線を吸収するマーカが設けられたファントムに対してＸ線照射部によりＸ線が照射された場合に、マーカの画像から判別された複数のＸ線撮影像の各々の取得時における位置関係に対応するＸ線の照射角度の互いの対称性に基づいて、再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている。このように構成すれば、マーカを用いて複数のＸ線撮影像の対称性を判別することにより、互いに対称性を有した照射角度における複数のＸ線撮影像を取得（または選択）して画像の再構成を行う場合において、断層像の再構成に不適切なＸ線撮影像か否かを効果的に判定することができる。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、上記のように、断層像の画像が不適切になるのを抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]第1 および第2 実施形態による医用Ｘ線画像処理装置およびＸ線撮影装置の構成を示す図である。

[図2]第1 および第2 実施形態によるＸ線照射時におけるＸ線照射部とＸ線検出部との相対的な位置関係を説明するための図である。

[図3]第1 実施形態による医用Ｘ線画像処理装置の画像選択部により選択されたＸ線撮影像である。

[図4]第1 実施形態による医用Ｘ線画像処理装置を用いた断層像の取得方法を説明するためのフロー図である。

[図5]第2 実施形態による医用Ｘ線画像処理装置の画像選択部により選択されたＸ線撮影像である。

[図6]第2実施形態によるマーカに対するX線の照射（角度）を説明するための図である。

[図7]第2実施形態による医用X線画像処理装置を用いた断層像の取得方法を説明するためのフロー図である。

[図8]第1および第2実施形態の変形例による医用X線画像処理装置およびX線撮影装置の構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0016] 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。

[0017] [第1実施形態]

図1～図4を参照して、第1実施形態による医用X線画像処理装置100の構成について説明する。第1実施形態では、X線撮影装置10によるトモシンセシス撮影の処理を行う医用X線画像処理装置100について説明する。

[0018] 図1に示すように、X線撮影装置10には、X線照射部11と、X線検出部12と、画像処理部13とが設けられている。また、X線撮影装置10の画像処理部13は、画像取得手段13aとして機能するように構成されている。なお、画像取得手段13aは、画像処理部13（X線撮影装置10）の中のソフトウェアとしての機能ブロックである。また、画像取得手段13aは、特許請求の範囲の「画像取得部」の一例である。

[0019] X線照射部11は、患者TにX線を照射する。X線照射部11は、図示しない高電圧発生部に接続されており、高電圧が印加されることによりX線を発生させる。X線照射部11は、X線検出部12の検出面に向けてX線を照射する。また、患者Tが寝かされている寝台14には、ファントム20（後述）が配置されている。X線撮影装置10による撮影時において、患者Tおよびファントム20の両方にX線照射部11によりX線が照射される。なお、ファントム20内には、複数（第1実施形態では2つ）のマーカ20a（後述）（図3参照）が設けられている。また、マーカ20aは、X線を吸収する。また、マーカ20aは、たとえば球形状を有している。なお、患者T

は、特許請求の範囲の「被写体」の一例である。

[0020] X線検出部12は、X線照射部11から患者Tに照射されたX線を検出する。X線検出部12は、検出したX線強度に応じた検出信号を出力する。なお、X線検出部12は、たとえば、FPD (Flat Panel Detector) により構成されている。

[0021] また、X線照射部11およびX線検出部12の各々は、X方向に移動可能に構成されている。すなわち、X線撮影装置10では、X線照射部11とX線検出部12との相対的な位置関係を変化させながらX線撮影を行うことが可能である。また、X線照射部11とX線検出部12との相対的な位置関係の変化に対応して、X線照射部11によるX線の照射角度も変化する。

[0022] X線照射部11とX線検出部12との相対的な位置関係 (X線の照射角度) を変化させて取得された複数のX線撮影像を3次元的に再構成することにより、被写体 (患者T) における所定の位置の断面像を取得することが可能である。これをトモシンセシス撮影と呼ぶ。なお、トモシンセシス撮影において一般的に、シフト加算法またはフィルタ補正逆投影法などの画像再構成方法が用いられるが、第1実施形態においては、いずれの手法を用いても構わない。

[0023] 画像取得手段13a (画像処理部13) は、X線検出部12により検出されたX線 (すなわち、X線検出部12の出力する検出信号) に基づいて、X線撮影像を取得する。また、画像取得手段13aと医用X線画像処理装置100とは、LAN (Local Area Network) などにより接続されている。画像取得手段13aにより取得されたX線撮影像は、LANを介して医用X線画像処理装置100に送信される。

[0024] (医用X線画像処理装置の構成)

医用X線画像処理装置100には、CPU100aが設けられている。CPU100aは、画像選択手段1、再構成手段2、および、判定手段3として機能するように構成されている。なお、画像選択手段1、再構成手段2、および、判定手段3の各々は、CPU100a (医用X線画像処理装置100

0) 中のソフトウェアとしての機能ブロックである。また、画像選択手段 1 および再構成手段 2 は、それぞれ、特許請求の範囲の「画像選択部」および「再構成部」の一例である。また、判定手段 3 は、特許請求の範囲の「判定部」の一例である。

[0025] 画像選択手段 1 (CPU 100a) は、画像取得手段 13a (画像処理部 13) により取得された複数の別データとしての X 線撮影像のうちから、断層像の再構成に用いる X 線撮影像を選択可能に構成されている。

[0026] たとえば、図 2 に示すように、X 線照射部 11 と X 線検出部 12 との相対的な 5 つの位置関係の各々において、X 線撮影像の取得が行われたとする。この場合、画像選択手段 1 (CPU 100a) (図 1 参照) は、5 つの別データとしての X 線撮影像のうちの全部または一部 (たとえば 4 つ) を選択することが可能である。なお、選択は、プログラム等により自動で行われる。以下では、画像取得手段 13a (画像処理部 13) (図 1 参照) により取得された 5 つの X 線撮影像の全てが、画像選択手段 1 により選択されたとして説明をする。なお、図 2 では、簡略化のため、X 線照射部 11 および X 線検出部 12 以外の部材は、図示を省略している。

[0027] ここで、第 1 実施形態では、判定手段 3 (CPU 100a) (図 1 参照) は、画像選択手段 1 により選択された X 線撮影像に対して、再構成手段 2 (CPU 100a) (図 1 参照) による再構成に用いる画像としての適否を判定する。具体的には、判定手段 3 は、画像選択手段 1 により選択された X 線撮影像内における、(画像取得手段 13a により取得された) ファントム 20 の画像を基準として、再構成手段 2 による再構成に用いる画像の適否の判定を行う。詳細には、判定手段 3 は、画像選択手段 1 により選択された X 線撮影像内における、(画像取得手段 13a により取得された) マーカ 20a の画像を基準として、再構成手段 2 による再構成に用いる画像の適否の判定を行う。

[0028] より詳細には、図 3 に示すように、画像選択手段 1 (CPU 100a) (図 1 参照) により選択された 5 つの X 線撮影像のうちに、マーカ 20a が写

っていないX線撮影像（図3（d）参照）があるとする。この場合、判定手段3は、マーカ20aが写っていないX線撮影像（図3（d）参照）を、再構成手段2による再構成に用いる画像として適さないと判定する。正常に撮像された場合にはマーカ20aはX線撮影像に写るのに対し、マーカ20aが写っていない場合には、X線の照射角度が正常でない、または、X線の線量が正常でないなどの原因が考えられるため、このような判定基準が設けられている。なお、複数のマーカ20aのうちの1つでも写っていない場合に再構成に用いる画像として適さないと判定してもよいし、全てのマーカ20aが写っていない場合に再構成に用いる画像として適さないと判定してもよい。なお、X線撮影像におけるマーカ20aの検出には、たとえば2値化処理などが用いられる。

[0029] 再構成手段2（CPU100a）（図1参照）は、画像選択手段1により選択されたX線撮影像を用いて断層像を再構成する。具体的には、再構成手段2は、画像選択手段1により選択されたX線撮影像のうち、判定手段3（CPU100a）（図1参照）によって再構成手段2による再構成に用いる画像として適すると判定されたX線撮影像（図3（a）～（c）、および、図3（e）参照）を用いて、断層像を再構成する。

[0030] （断層像の取得方法）

次に、図4を参照して、第1実施形態の医用X線画像処理装置100による断層像の取得方法について説明する。

[0031] まず、ステップS1において、X線撮影装置10の画像取得手段13a（画像処理部13）（図1参照）によりX線撮影像が取得される。

[0032] 次に、ステップS2において、ステップS1において取得された5つのX線撮影像の全てが画像選択手段1（CPU100a）（図1参照）により選択される。

[0033] 次に、ステップS3において、ステップS2において選択された5つのX線撮影像の全てにおいてマーカ20a（図3参照）が写っているか否かが判定手段3により判定される。全てのX線撮影像にマーカ20aが写っている

場合、ステップS 4に進む。マーカ20aが写っていないX線撮影像が1つでもある場合は、ステップS 2に戻る。ステップS 2に戻った場合、マーカ20aが写っていないX線撮影像が選択されないように制御されていてもよい。

[0034] 次に、ステップS 4では、ステップS 3において再構成に適していると判定されたX線撮影像を用いて、再構成が行われる。そして、ステップS 5において、再構成によって得られた断層像がモニタなどに表示される。

[0035] (第1実施形態の効果)

第1実施形態では、以下のような効果を得ることができる。

[0036] 第1実施形態では、上記のように、画像取得手段13aにより取得された複数の別データとしてのX線撮影像のうちから、断層像の再構成に用いるX線撮影像を選択可能に構成されている画像選択手段1と、画像選択手段1により選択されたX線撮影像に対して、再構成手段2による再構成に用いる画像としての適否を判定する判定手段3と、を備えるように、医用X線画像処理装置100を構成する。これにより、判定手段3を備えることによって、断層像の再構成に不適切なX線撮影像か否かを判定手段3により判定することができる。その結果、断層像の生成(算出)に用いられるX線撮影像の中に不適切なX線撮影像が含まれるのを抑制することができる。これにより、断層像の画像が不適切になるのを抑制することができる。

[0037] また、第1実施形態では、上記のように、判定手段3が、被写体、および、X線を吸収するマーカ20aが設けられたファントム20に対してX線照射部11によりX線が照射された場合に、画像取得手段13aにより取得されたファントム20の画像を基準として、再構成手段2による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように、医用X線画像処理装置100を構成する。ここで、画像取得に際して、ファントム20の位置は固定されている。これにより、撮像が正常に行われた場合は、画像中の所定の位置にファントム20の像が取得される。したがって、ファントム20の画像を基準として、再構成手段2による再構成に用いる画像の適否の判定を行うことによって、

正常に撮像された場合のファントム 20 の像と正常に撮像されなかった場合のファントム 20 の像との比較を行うことができる。これにより、断層像の再構成に不適切な X 線撮影像か否かを容易に判定することができる。

[0038] また、第 1 実施形態では、上記のように、判定手段 3 が、画像取得手段 13 a により取得されたマーカ 20 a の画像を基準として、再構成手段 2 による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように、医用 X 線画像処理装置 100 を構成する。ここで、マーカ 20 a が X 線を吸収するので画像上にマーカ 20 a が映し出される。また、ファントム 20 の大きさに比べてマーカ 20 a の大きさは小さいので、マーカ 20 a に特徴的な形状を持たせること、および、マーカ 20 a の数を増加させることは比較的容易である。したがって、マーカ 20 a の画像を基準として、再構成手段 2 による再構成に用いる画像の適否の判定を行うことによって、マーカ 20 a の形状および個数に基づいた判定を行うことができるので、断層像の再構成に不適切な X 線撮影像か否かをさらに容易に判定することができる。

[0039] [第 2 実施形態]

次に、図 1、図 5、および、図 6 を参照して、第 2 実施形態による医用 X 線画像処理装置 200 の構成について説明する。この第 2 実施形態における医用 X 線画像処理装置 200 では、X 線撮影像に写っているマーカ 20 a の有無に基づいて判定を行う第 1 実施形態とは異なり、画像取得時における X 線照射部 11 と X 線検出部 12 との相対的な位置関係（X 線の照射角度）に基づいて判定を行う。なお、上記第 1 実施形態と同様の構成は、第 1 実施形態と同じ符号を付して図示するとともに説明を省略する。

[0040] （医用 X 線画像処理装置の構成）

図 1 に示すように、医用 X 線画像処理装置 200 には、CPU 200 a が設けられている。CPU 200 a は、判定手段 23 として機能するように構成されている。なお、判定手段 23 は、医用 X 線画像処理装置 200 の中のソフトウェアとしての機能ブロックである。また、判定手段 23 は、特許請求の範囲の「判定部」の一例である。

[0041] ここで、第2実施形態では、図5に示すように、判定手段23（CPU 200a）（図1参照）は、X線撮影像の取得時のX線検出部12（図1参照）に対するX線照射部11（図1参照）の相対的な位置関係に基づいて、再構成手段2（CPU 200a）（図1参照）による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている。具体的には、判定手段23は、画像選択手段1（CPU 200a）（図1参照）により選択された複数（第2実施形態では5つ）のX線撮影像の各々の取得時における、X線検出部12に対するX線照射部11の相対的な位置関係の互いの対称性に基づいて、再構成手段2による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている。

[0042] 詳細には、判定手段23は、画像選択手段1により選択された図5（a）～図5（e）のX線撮影像に写っているマーカ20aの画像から、X線検出部12に対するX線照射部11の相対的な位置関係に対応するX線の照射角度を判別（算出）する。すなわち、判定手段23は、X線撮影像に写っている2つのマーカ20aの位置関係に基づいて、X線検出部12に対するX線照射部11の相対的な位置関係に対応するX線の照射角度を判別（算出）している。

[0043] たとえば、図6（a）～（e）に示すように、X線の照射角度を－40度（図6（a）参照）、－20度（図6（b）参照）、0度（図6（c）参照）、20度（図6（d）参照）、40度（図6（e）参照）と変化させて各照射角度におけるX線撮影像を取得する。この場合、X線検出部12に対するX線照射部11からのX線の照射角度が変化することにより、マーカ20aに対するX線の照射角度も変化する。その結果、X線撮影像に写る2つのマーカ20aの位置関係も変化する。なお、図5（a）～（e）のX線撮影像は、それぞれ、図6（a）～（e）に示すX線の照射角度において取得されたX線撮影像である。また、図5のマーカ20aの画像および図6のマーカ20aは概略的に表示されたものであり、角度に対応するマーカ20aの位置の変化は実際とは異なる場合がある。

[0044] 2つのマーカ20aの位置（2つのマーカ20aを結ぶ線分の角度など）から判別（算出）された、図5（a）～図5（e）のX線撮影像の各々の取得時のX線の照射角度が、それぞれ、−40度、−20度、0度、20度、40度であるとする。この場合、判定手段23は、この5つのX線撮影像には対称性があると判定する。また、たとえば、図5（a）～図5（e）のX線撮影像の各々の取得時のX線の照射角度が、それぞれ、−40度、−20度、0度、10度、40度であるとする、判定手段23は、この5つのX線撮影像には対称性がないと判定する。すなわち、X線の照射角度が10度のX線撮影像が含まれているため、判定手段23により対称性がないと判定される。なお、対称性の判定基準は任意に設定可能である。

[0045] （断層像の取得方法）

次に、図7を参照して、第2実施形態の医用X線画像処理装置200による断層像の取得方法について説明する。

[0046] まず、ステップS11において、X線撮影装置10の画像取得手段13a（画像処理部13）（図1参照）によりX線撮影像が取得される。

[0047] 次に、ステップS12において、ステップS11において取得された5つのX線撮影像の全てが画像選択手段1（CPU200a）（図1参照）により選択される。

[0048] 次に、ステップS13において、ステップS12において選択された5つのX線撮影像にX線の照射角度の対称性があるか否かが判定手段23（CPU200a）（図1参照）により判定される。5つのX線撮影像に対称性がある場合、ステップS14に進む。5つのX線撮影像に対称性がない場合は、ステップS12に戻る。ステップS12に戻った場合、対称性がないと判定される原因となったX線撮影像が選択されないように制御されていてもよい。

[0049] 次に、ステップS14では、ステップS13において対称性があると判定された複数のX線撮影像を用いて、再構成が行われる。そして、ステップS15において、再構成によって得られた断層像がモニタなどに表示される。

[0050] 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。

[0051] (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。

[0052] 第2実施形態では、上記のように、判定手段23が、X線撮影像の取得時のX線検出部12に対するX線照射部11の相対的な位置関係に基づいて、再構成手段2による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように、医用X線画像処理装置200を構成する。これにより、X線照射部11によるX線の照射が、適切な位置から（適切な角度から）行われなかった場合のX線撮影像が再構成に用いられるのが抑制されるので、断層像の画像が不適切になるのを抑制することができる。

[0053] また、第2実施形態では、上記のように、判定手段23が、複数のX線撮影像の各々の取得時における位置関係の互いの対称性に基づいて、再構成手段2による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように、医用X線画像処理装置200を構成する。これにより、互いに対称性を有した位置関係における複数のX線撮影像を取得（または選択）して画像の再構成を行う場合において、断層像の再構成に不適切なX線撮影像か否かを効果的に判定することができる。

[0054] また、第2実施形態では、上記のように、判定手段23が、患者T、および、X線を吸収するマーカ20aが設けられたファントム20に対してX線照射部11によりX線が照射された場合に、マーカ20aの画像から判別された複数のX線撮影像の各々の取得時における位置関係に対応するX線の照射角度の互いの対称性に基づいて、再構成手段2による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように、医用X線画像処理装置200を構成する。これにより、マーカ20aを用いて複数のX線撮影像の対称性を判別することにより、互いに対称性を有した照射角度における複数のX線撮影像を取得（または選択）して画像の再構成を行う場合において、断層像の再構成に不適切なX線撮影像か否かを効果的に判定することができる。

[0055] 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。

[0056] [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特許請求の範囲によって示され、さらに特許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。

[0057] たとえば、上記第1および第2実施形態では、トモシンセシス撮影が行われる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、CT撮影が行われてもよい。

[0058] また、上記第1および第2実施形態では、ファントムに2つのマーカが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、ファントムに1つ、または、3つ以上のマーカが設けられていてもよい。

[0059] また、上記第1および第2実施形態では、マーカが球形状を有している例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、マーカは球形状以外の形状（たとえば棒形状）を有していてもよい。

[0060] また、上記第1および第2実施形態では、X線照射部およびX線検出部の各々が移動可能に構成されている例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、X線照射部およびX線検出部のうちのいずれか一方が移動可能に構成されていてもよい。

[0061] また、上記第1および第2実施形態では、1つのX線照射部が移動することによって、X線照射部とX線検出部との相対的な位置関係を変化させる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、複数の固定されているX線照射部が配置されており、X線を照射するX線照射部を変えることによって、X線照射部とX線検出部との相対的な位置関係を変化させてもよい。

[0062] また、上記第1および第2実施形態では、X線照射部とX線検出部との相対的な5つの位置関係の各々において、X線撮影像の取得が行われる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、X線照射部とX線検出部との相対的な位置関係を変化させて、4つ以下、または、6つ以上のX線撮影像を取得してもよい。

- [0063] また、上記第1実施形態では、ファントムおよびマーカに基づいて、再構成に用いる画像としての適否を判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、ファントムおよびマーカを用いずに、X線撮影像の画質（輝度値など）に基づいて、再構成に用いる画像としての適否を判定してもよい。また、その他の判定基準に基づいて判定を行ってもよい。
- [0064] また、上記第2実施形態では、マーカ（ファントム）に基づいてX線の照射角度を判別する例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、X線撮影装置がX線照射時のX線の照射角度の情報を予め有していてもよい。この場合、上記情報と取得されたX線撮影像とを関連付かせておき、選択されたX線撮影像に対応するX線の照射角度の対称性を上記情報に基づいて判定してもよい。
- [0065] また、上記第1および第2実施形態では、画像取得部（画像取得手段13a）により取得されたX線撮影像の全てが画像選択部（画像選択手段1）により選択される例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、画像取得部（画像取得手段13a）により取得されたX線撮影像のうちの一部が画像選択部（画像選択手段1）により選択されてもよい。この場合、判定部（判定手段3（23））による判定がNGであった場合の次の画像選択において、前の画像選択において選択されなかったX線撮影像が選択されてもよい。
- [0066] また、上記第1実施形態では、再構成に用いるのに適さないと判定されたX線撮影像がある場合に、画像選択部（画像選択手段1）による画像の再選択が行われる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、画像選択部（画像選択手段1）により選択された複数のX線撮影像のうちの一部が判定部（判定手段3）により判定OKと判定された場合に、画像選択部（画像選択手段1）による再選択を行わずに、判定OKのX線撮影像により再構成を行ってもよい。
- [0067] また、上記第1実施形態では、マーカがX線撮影像に写っているか否かに基づいて判定部（判定手段3）による判定が行われる例を示したが、本発明

はこれに限られない。たとえば、X線撮影像においてマーカの一部分が欠けて写っていたり、または、マーカの像が不鮮明な場合に、再構成に用いる画像として適さないと判定してもよい。

[0068] また、上記第1実施形態では、マーカがX線撮影像に写っているか否かに基づいて判定部（判定手段3）による判定が行われる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、ファントムが写っているか否かに基づいて判定部（判定手段3）による判定が行われてもよい。また、X線撮影像においてファントムの一部分が欠けて写っていたり、または、ファントムの像が不鮮明な場合に、再構成に用いる画像として適さないと判定してもよい。

[0069] また、上記第1および第2実施形態では、判定部（判定手段3（23））により再構成に用いる画像として適さないと判定されたX線撮影像は次の画像選択において選択されない例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、判定部（判定手段3（23））により再構成に用いる画像として適さないと判定されたX線撮影像（第2実施形態では再構成に用いる画像として適さないと判定される原因となったX線撮影像）に対応する条件（上記相対位置および照射角度の条件）の画像取得を再び行ってもよい。そして、再取得されたX線撮影像を画像選択部（画像選択手段1）により選択するとともに、判定部（判定手段3（23））により判定してもよい。これにより、全てのX線撮影像を再取得する場合に比べて、再取得（再撮影）による被写体（患者T）のX線の被爆を抑制することが可能である。

[0070] また、上記第1および第2実施形態では、画像選択部（画像選択手段1）により選択されたX線撮影像を判定部（判定手段3（23））により判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、画像選択部（画像選択手段1）による選択前の画像取得部（画像取得手段13a）により取得された複数のX線撮影像に対して判定部（判定手段3（23））による判定を行い、再構成に用いる画像として適していると判定部（判定手段3（23））により判定されたX線撮影像のうちから、画像選択部（画像選択手段1）による選択が行われてもよい。

[0071] また、上記第1および第2実施形態では、医用X線画像処理装置には画像取得部（画像取得手段13a）が備えられていない構成の例を示したが、本発明はこれに限られない。図8に示すように、医用X線画像処理装置300が、画像取得手段13aを備えていてもよい。具体的には、医用X線画像処理装置300には、CPU300aが設けられている。CPU300aは、画像取得手段13aとして機能するように構成されている。この場合、画像取得手段13aは、CPU300a（医用X線画像処理装置300）の中のソフトウェアとしての機能ブロックである。また、画像取得手段13aは、X線撮影装置30のX線検出部12の出力する検出信号に基づいて、X線撮影像を取得する。この場合、医用X線画像処理装置300は、X線撮影装置30に含まれている。

[0072] また、上記第1実施形態では、画像選択部（画像選択手段1）により複数のX線撮影像が選択される例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、画像選択部（画像選択手段1）により1つのX線撮影像が選択されてもよい。

[0073] また、上記第2実施形態では、複数のX線撮影像の各々の取得時におけるX線の照射角度の互いの対称性に基づいて判定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、X線検出部に対するX線照射部の相対的な位置関係の互いの対称性に基づいて判定を行ってもよい。具体的には、複数のX線撮影像の各々の取得時における、X線照射部11とX線検出部12との間のX方向における距離（図2参照）の互いの対称性に基づいて判定を行ってもよい。

[0074] また、上記第2実施形態では、複数のX線撮影像の各々の取得時におけるX線の照射角度が互いに対称性を有している場合に再構成に用いる画像として適していると判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、複数のX線撮影像の各々に対応するX線の照射角度が互いに対称でなくても、所定の条件（たとえば、互いの角度差が約10度であるという条件）を満たしている場合に再構成に用いる画像として適していると判定してもよ

い。

[0075] また、上記第１および第２実施形態では、画像選択部（画像選択手段１）による選択がプログラム等により自動で行われる例を示したが、本発明はこれに限られない。たとえば、選択がユーザにより行われてもよい。

[0076] また、上記第１および第２実施形態では、説明の便宜上、制御の処理を「フロー駆動型」のフローチャートを用いて説明したが、本発明はこれに限られない。制御の処理をイベント単位で実行する「イベント駆動型」により行ってもよい。この場合、完全なイベント駆動型で行ってもよいし、イベント駆動およびフロー駆動を組み合わせで行ってもよい。

符号の説明

- [0077]
- １ 画像選択手段（画像選択部）
 - ２ 再構成手段（再構成部）
 - ３、２３ 判定手段（判定部）
 - １１ Ｘ線照射部
 - １２ Ｘ線検出部
 - １３ 画像取得手段（画像取得部）
 - ２０ ファントム
 - ２０ａ マーカ
 - １００、２００、３００ 医用Ｘ線画像処理装置
 - T 患者（被写体）

請求の範囲

- [請求項1] X線照射部から被写体に照射され、X線検出部により検出されたX線に基づいて、X線撮影像を取得する画像取得部により取得された複数の別データとしての前記X線撮影像のうちから、断層像の再構成に用いる前記X線撮影像を選択可能に構成されている画像選択部と、
- 前記画像選択部により選択された前記X線撮影像を用いて前記断層像を再構成する再構成部と、
- 前記画像選択部により選択された前記X線撮影像と、前記画像選択部による選択前の前記画像取得部により取得された前記複数のX線撮影像とのうちのいずれか一方に対して、前記再構成部による再構成に用いる画像としての適否を判定する判定部と、を備える、医用X線画像処理装置。
- [請求項2] 前記判定部は、前記被写体、および、X線を吸収するマーカが設けられたファントムに対して前記X線照射部によりX線が照射された場合に、前記画像取得部により取得された前記ファントムの画像を基準として、前記再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行う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] 前記判定部は、前記画像取得部により取得された前記マーカの画像を基準として、前記再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている、請求項2に記載の医用X線画像処理装置。
- [請求項4] 前記判定部は、前記X線撮影像の取得時の前記X線検出部に対する前記X線照射部の相対的な位置関係に基づいて、前記再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行う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] 前記判定部は、複数の前記X線撮影像の各々の取得時における前記位置関係の互いの対称性に基づいて、前記再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行うように構成されている、請求項4に記載

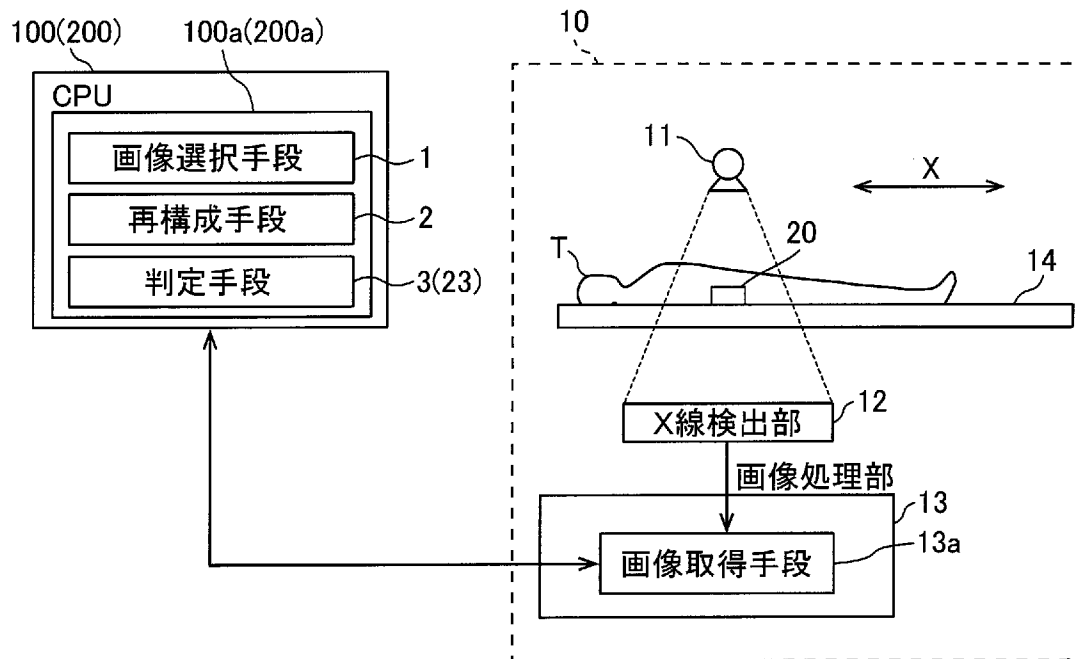
の医用 X 線画像処理装置。

[請求項6]

前記判定部は、前記被写体、および、X線を吸収するマーカが設けられたファントムに対して前記X線照射部によりX線が照射された場合に、前記マーカの画像から判別された前記複数のX線撮影像の各々の取得時における前記位置関係に対応するX線の照射角度の互いの対称性に基づいて、前記再構成部による再構成に用いる画像の適否の判定を行う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。

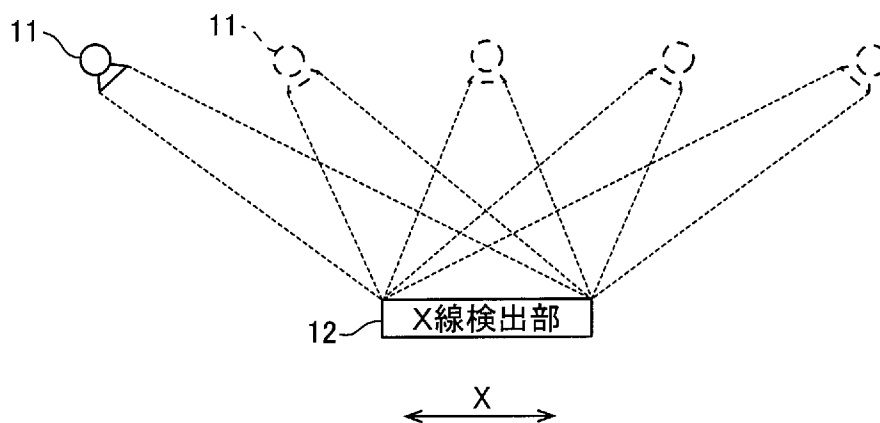
[図1]

第1、第2実施形態

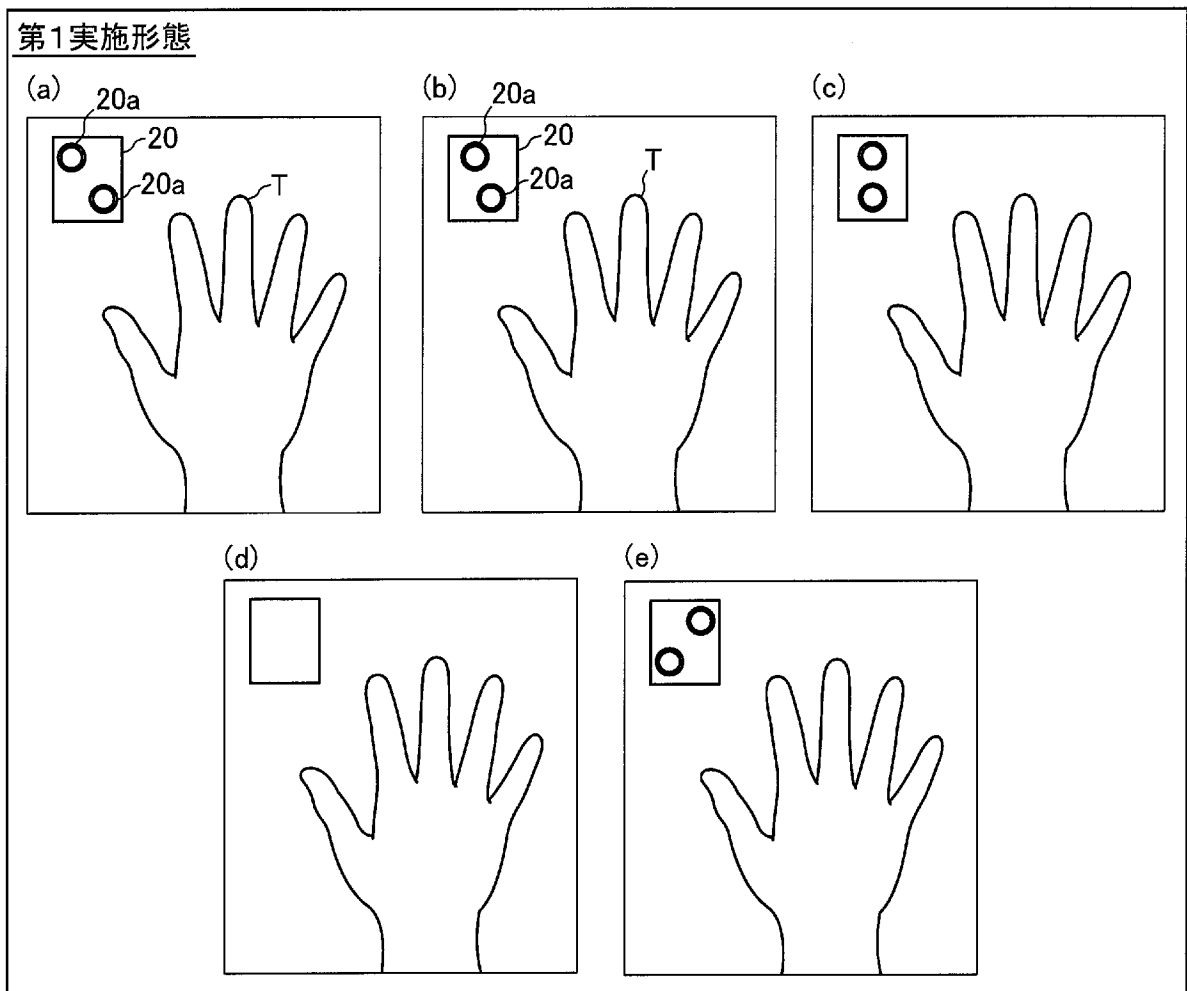


[図2]

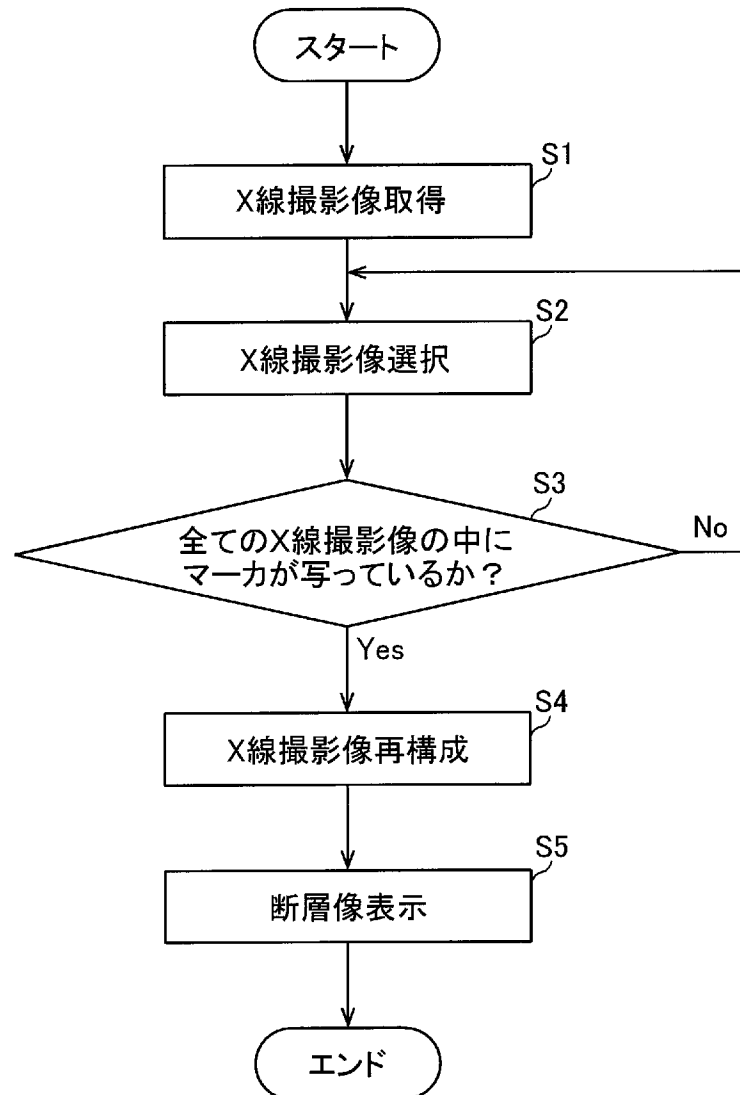
第1、第2実施形態



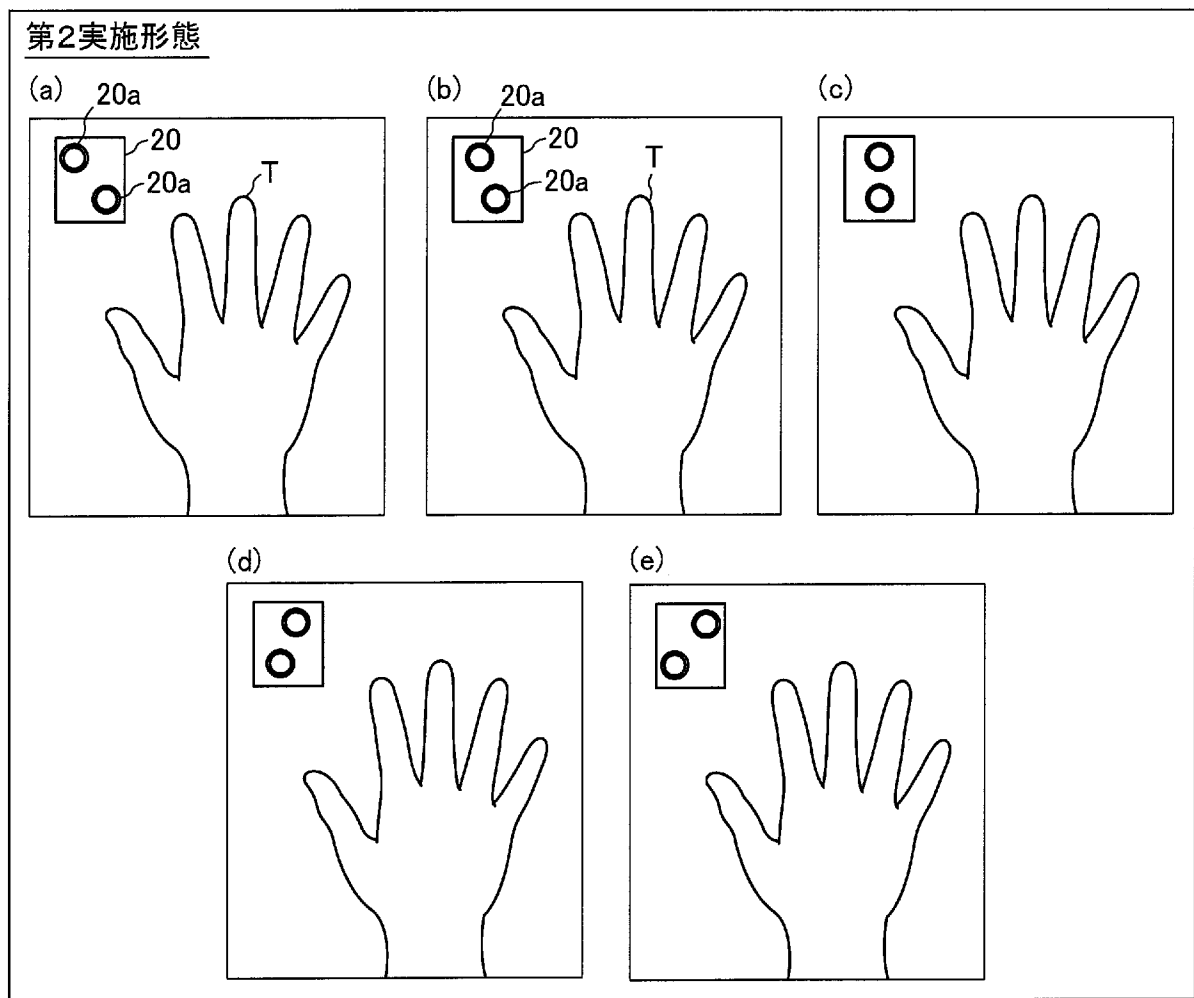
[図3]



[図4]

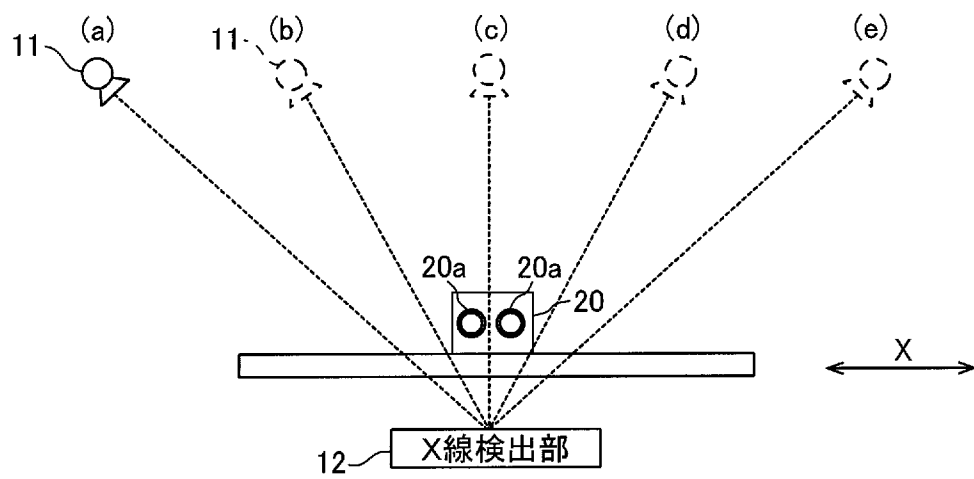
第1実施形態

〔図5〕

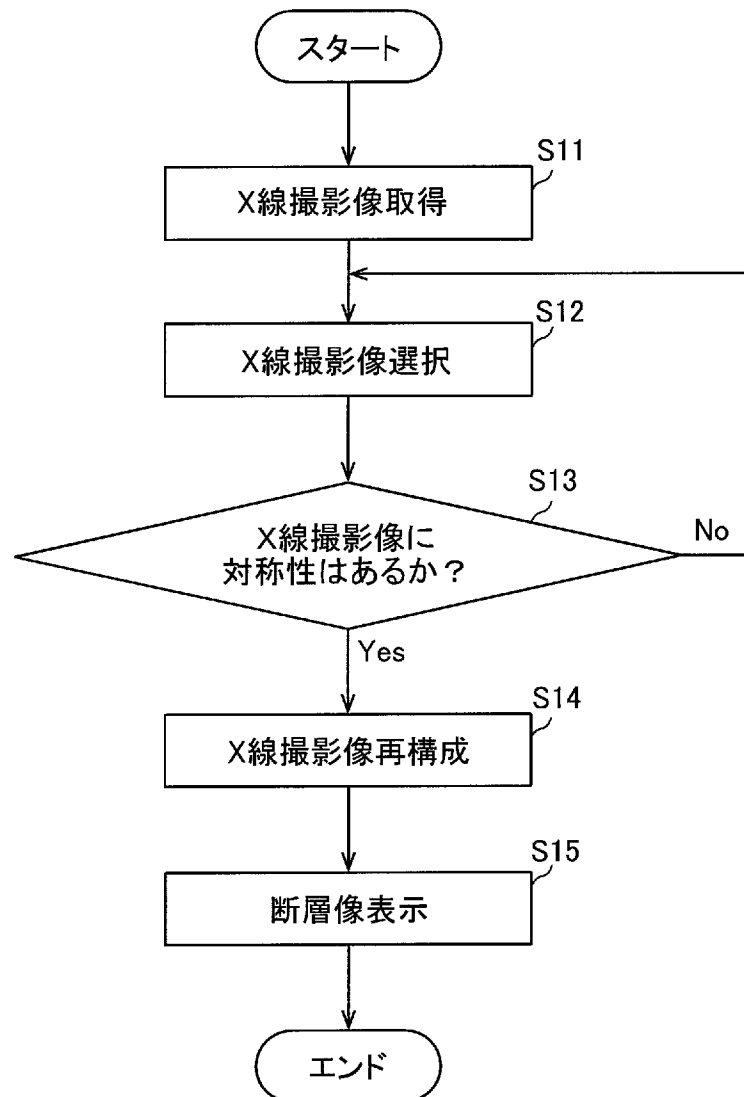


〔図6〕

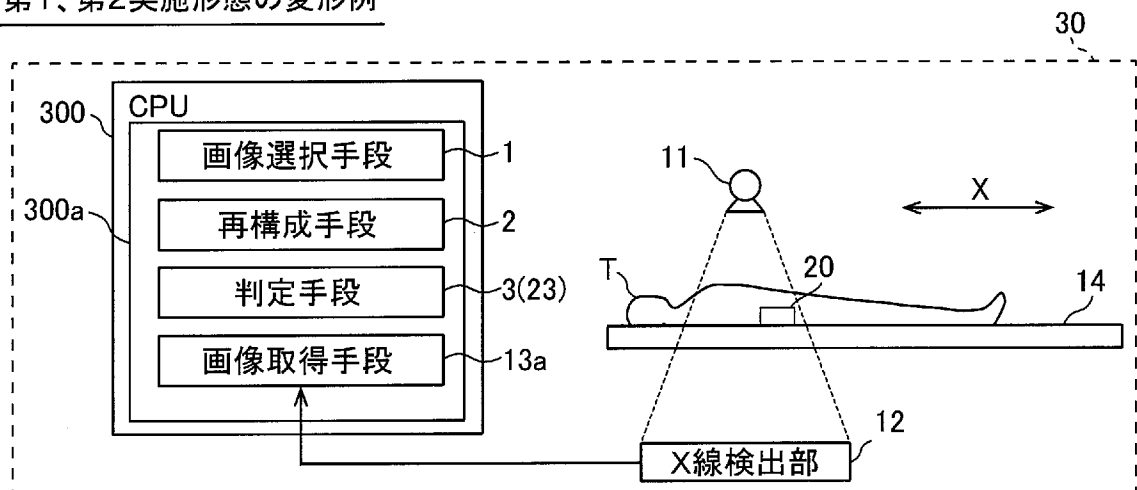
第2実施形態



[図7]

第2実施形態

[図8]

第1、第2実施形態の変形例

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/034760

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B6/00-A61B6/14

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	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.
X Y	JP 2008-253401 A (Toshiba Corp. et al.), 23 October 2008 (23.10.2008), paragraphs [0014], [0028] to [0029], [0042] to [0045], [0054]; fig. 1, 3, 7 (Family: none)	1 2-4
Y	JP 2012-10892 A (Fujifilm Corp.), 19 January 2012 (19.01.2012), paragraphs [0028], [0042]; fig. 1 (Family: none)	2-4
A	JP 2012-5508 A (Fujifilm Corp.), 12 January 2012 (12.01.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-4

☒ 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
08 November 2017 (08.11.17)

Date of mailing of the international search report
21 November 2017 (21.11.17)

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/JP2017/034760

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2005-21675 A (Shimadzu Corp.), 27 January 2005 (27.01.2005), entire text; all drawings & US 2004/0252811 A1 & KR 10-0667014 B1 & CN 1573321 A	2-6
A	JP 2010-221009 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 07 October 2010 (07.10.2010), entire text; all drawings & US 2010/0215141 A1 & CN 101816568 A	1
A	JP 2005-21345 A (Toshiba Corp.), 27 January 2005 (27.01.2005), entire text; all drawings (Family: none)	2-6

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-A61B6/14

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
X Y	JP 2008-253401 A（株式会社東芝 外2名）2008.10.23, 段落[0014], [0028]—[0029], [0042]—[0045], [0054], 図1, 3, 7 (ファミリーなし)	1 2-4
Y	JP 2012-10892 A（富士フイルム株式会社）2012.01.19, 段落[0028], [0042], 図1（ファミリーなし）	2-4
A	JP 2012-5508 A（富士フイルム株式会社）2012.01.12, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-4

☒ 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

08.11.2017

国際調査報告の発送日

21.11.2017

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）

伊知地 和之

2U

1130

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 2005-21675 A (株式会社島津製作所) 2005.01.27, 全文、全図 & US 2004/0252811 A1 & KR 10-0667014 B1 & CN 1573321 A	2-6
A	JP 2010-221009 A (株式会社東芝, 東芝メディカルシステムズ株式 会社) 2010.10.07, 全文、全図 & US 2010/0215141 A1 & CN 101816568 A	1
A	JP 2005-21345 A (株式会社東芝) 2005.01.27, 全文、全図 (ファミリーなし)	2-6