

(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
2015年5月14日(14.05.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/068631 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/078866
- (22) 国際出願日: 2014年10月30日(30.10.2014)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2013-232310 2013年11月8日(08.11.2013) JP
- (71) 出願人: キヤノン株式会社(CANON KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 町田 佳士(MACHIDA Yoshihito); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 阿部 琢磨, 外(ABE Takuma et al.); 〒1468501 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内 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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

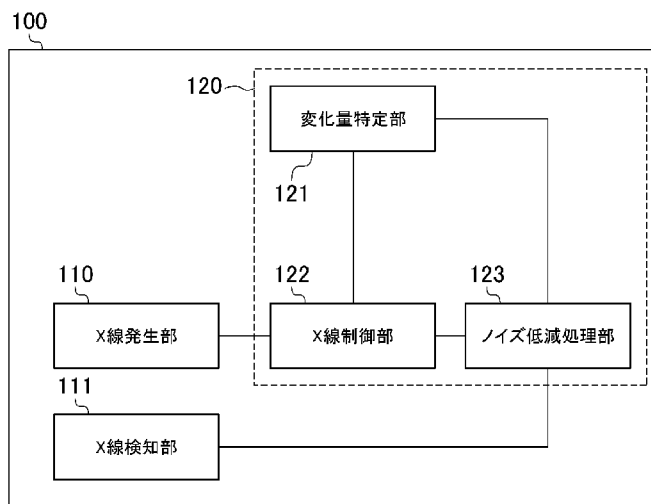
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,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

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: CONTROL DEVICE, CONTROL METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 制御装置、制御方法及びプログラム



- 110 X-ray generation unit
111 X-ray detection unit
121 Variation amount specification unit
122 X-ray control unit
123 Noise reduction processing unit

(57) Abstract: The present invention has: a variation amount specifying means for specifying the amount of variation of the position of a subject relative to a sensing means during an interval from the timing at which preceding image data created immediately before target image data are created until the timing at which the target image data are created among a plurality of image data created on the basis of a result of sensing of radiation by the sensing means, the radiation having passed through the subject; a radiation amount setting means for setting the amount of radiation radiated by a radiating means, on the basis of the variation amount; a synthesis ratio determining means for determining a synthesis ratio on the basis of the variation amount; and a noise reducing means for reducing noise in the target image data by synthesizing image data created prior to the target image data with the target image data in accordance with the synthesis ratio.

(57) 要約: 検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、対象画像データの作成タイミングまでの間の、被写体の検知手段に対する相対位置の変化量を特定する変化量特定手段と、変化量に基づいて、照射手段が照射する放射線量を設定する放射線量設定手段と、変化量に基づいて、合成比率を決定する合成比率決定手段と、対象画像

データに、対象画像データよりも前に作成された画像データを、合成比率に応じて合成することにより、対象画像データのノイズを低減するノイズ低減手段とを有する。

明 細 書

発明の名称：制御装置、制御方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本明細書の開示は、放射線撮影の制御装置、制御方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 透視装置は一般撮影と異なり、検査だけでなく、透視画像を見ながら血管内治療等を行う I V R という手技にも用いられている。このような手技を行う際、手技の困難さ等に応じて透視時間が長くなり、患者の被ばく線量増大を招く場合がある。このような患者の被ばく線量を低減するための技術として、例えば特許文献 1 には、テーブルの動き等に応じてパルス占有率を変更する事で被ばく線量を低減する技術が開示されている。また、特許文献 2 には、通常の線量と通常の線量よりも低線量となる照射を組み合わせた照射パターンを繰り返す技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献 1：特開平 8－5 5 6 9 6 号公報

特許文献 2：特開 2 0 0 8－1 1 9 1 9 5 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、パルス占有率を低くした場合には、動きの滑らかさが不足することがあり、また、放射線量を低くした場合には、ノイズ量が増加することがあるという問題があった。

課題を解決するための手段

[0005] そこで本発明の実施形態に係る制御装置は、検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、前

記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体の前記検知手段に対する相対位置の変化量を特定する変化量特定手段と、前記変化量に基づいて、照射手段が照射する放射線量を設定する放射線量設定手段と、前記変化量に基づいて、合成比率を決定する合成比率決定手段と、前記対象画像データに、前記対象画像データよりも前に作成された画像データを、前記合成比率に応じて合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減手段とを有する。

発明の効果

[0006] これにより、患者の被ばく量を低減しつつ、高品質な画像データを得ることができる。

図面の簡単な説明

[0007] [図1]放射線撮影装置を示す図である。

[図2]相対位置を変化させる処理を説明するための図である。

[図3]グラフ化したkV-mAテーブルを示す図である。

[図4]撮影処理を示すフローチャートである。

[図5]X線量設定値を示す図である。

[図6]リカーシブフィルタ係数を示す図である。

[図7]コンピュータを示す図である。

[図8]X線量設定値を示す図である。

[図9]リカーシブフィルタ係数を示す図である。

[図10]X線量設定値を示す図である。

発明を実施するための形態

[0008] 以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

[0009] (第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る放射線撮影装置100を示す図である。放射線撮影装置100は、X線発生部110と、X線検知部111と、制御装置120とを有している。制御装置120は、変化量特定部121と、X線制御部122と、ノイズ低減処理部123とを有している。

- [0010] X線発生部110は、被写体としての患者に向けて、X線（放射線）を放射する。そして、X線検知部111は、患者を透過したX線を検知し、検知したX線に基づいて、画像データを生成する。X線検知部111は、連続してX線の検知及び画像データの作成を行い、複数の画像データを得る。
- [0011] 本実施形態にかかる放射線撮影装置100は、被写体としての患者に対するX線検知部111の相対位置を変化させることができる。具体的には、放射線撮影装置100には、X線検知部111又は患者を載せるテーブル（不図示）のうち少なくとも一方が、移動可能に設けられている。
- [0012] そして、X線検知部111が放射線の検知及び画像データの作成を行う度に、不図示の制御部が、X線検知部111又はテーブルを移動させる。これにより、放射線撮影装置100は、適宜、相対位置を変化させることができる。なお、X線発生部110は、制御部の制御の下、X線検知部111の移動に対応して移動するものとする。
- [0013] 変化量特定部121は、画像データが作成される度に、直前画像データの作成タイミングから対象画像データの作成タイミングまでの間の相対位置の変化量を特定する。ここで、対象画像データとは、処理対象の画像データであり、直前画像データは、対象画像データの直前に作成された画像データである。なお、変化量特定部121は、例えば、被写体が載せられたテーブル、X線検知部111の保持具、放射線管球支持支柱、コリメータ等の動きに基づいて、相対位置の変化量を特定するものとする。
- [0014] 他の例としては、変化量特定部121は、X線検知部111により作成された画像データの解析結果に基づいて、相対位置の変化量を特定してもよい。画像データの解析結果に基づく、相対位置の変化量の特定方法については、例えば、特開2008-220414号公報を参照することができる。
- [0015] 図2は、相対位置を変化させる処理を説明するための図である。被写体Aに対するX線検知部111の相対位置が、図2（a）に示す位置201から図2（b）に示す位置202まで、矢印Bの方向に沿って変化し、位置202において、相対位置が固定された状態、すなわち視野が固定された状態と

なるものとする。これに対応し、相対位置が、位置201から位置202までの変化する間、X線検知部111は、適宜画像データの撮影を行い、相対位置が位置202に固定された後も、定期的に画像データの撮影を行うこととする。

[0016] 図2(c)は、図2(a), (b)に示す相対位置の変化に対応して得られた画像データの一例を示す図である。フレーム番号1の画像データは、図2(a)の位置201において放射されたX線に対応する画像データである。フレーム番号2～フレーム番号4の画像データは、相対位置が矢印Bの方向に沿って変化している期間に放射されたX線に対応する画像データである。フレーム番号4の画像データは、図2(b)の位置202において放射されたX線に対応する画像データである。フレーム番号5～7の画像データは、相対位置が固定された状態において順次作成された画像データである。

[0017] このように、放射線撮影装置100は、相対位置を変化させながら、一定時間毎に連続して画像データを作成することができる。さらに、放射線撮影装置100は、相対位置を固定した状態で、一定時間毎に連続して画像データを作成することができる。なお、画像データの作成間隔、すなわち撮影間隔は、任意である。撮影間隔はまた、一定でなくともよい。

[0018] X線制御部122は、変化量特定部121により特定された相対位置の変化量に基づいて、X線量を設定する。そして、X線制御部122は、設定されたX線量に基づいて、管電圧、管電流、照射時間等の照射条件を設定する。X線制御部122により設定されるX線量は、被写体を透過した後のX線量の目標値である。

[0019] まず、相対位置の変化量に基づいて、X線量を設定する処理について説明する。X線制御部122は、変化量が変化量閾値以下である場合に、X線量を $1\mu\text{Gy}$ （第1のX線量）に設定し、変化量が変化量閾値よりも大きい場合には、X線量を $2\mu\text{Gy}$ （第2のX線量）に設定する。ここで、変化量閾値は、後述のROM等に予め格納されているものとする。なお、本実施形態においては、変化量閾値は「0mm」に設定されているものとする。

[0020] すなわち、X線制御部122は、第1の変化量が特定された場合に、第1のX線量を設定する一方で、第2の変化量が特定された場合には、第2のX線量を設定する。ここで、第2の変化量は、第1の変化量に比べて大きい値である。第2のX線量は、第1のX線量に比べて大きい値である。

[0021] なお、本実施形態においては、X線制御部122は、変化量「0mm」を変化閾値とし、変化量閾値「0mm」以下の場合に、X線量を $2\mu\text{Gy}$ から $1\mu\text{Gy}$ に下げることとしたが、変化量閾値は、「0mm」に限定されるものではなく、他の値であってもよい。

[0022] 次に、照射条件を設定する処理について説明する。なお、X線量を設定する処理については後述する。X線制御部122は、X線量に基づいて、kV-mAテーブルを参照して、管電圧及び管電流を決定する。ここで、kV-mAテーブルは、被写体の透過率と、透過率に対応した管電圧及び管電流を、X線量毎に定めた情報である。kV-mAテーブルは、例えばROM等に予め設定されているものとする。

[0023] 図3は、グラフ化したkV-mAテーブルを示す図である。図3のグラフの横軸は、管電圧(kV)、縦軸は、管電流(mA)を示している。また、グラフ中の線301、302はそれぞれ、異なるX線量に応じたkV-mAテーブルを示している。線301、302は、それぞれ $1\mu\text{Gy}$ 、 $2\mu\text{Gy}$ に対応するkV-mAテーブルである。

[0024] 被写体が厚くなる程、放射線は被写体を透過し難くなる。これに対応し、線301、302は、透過率が低くなる程、管電圧及び管電流のうち少なくとも一方の値がより高くなるような管電圧と管電流の値の組を定めている。

[0025] X線制御部122は、設定されたX線量に応じて、線301、302のkV-mAテーブルのうちいずれかのkV-mAテーブルを選択する。そして、X線制御部122は、被写体の透過率に応じて、管電圧及び管電流の値を決定する。このように、X線制御部122は、kV-mAテーブルを参照することにより、被写体の厚さに応じた適切な照射条件を設定することができる。

[0026] なお、X線制御部122は、X線検知部111により得られた画像データに基づいて、透過線量を推定する。そして、X線制御部122は、推定した透過線量と被写体に照射したX線量とに基づいて、透過率を求め、透過率に基づいて、管電圧及び管電流の値を決定するものとする。

[0027] なお、透過線量を推定する処理は、実施形態に限定されるものではない。他の例としては、放射線撮影装置100は、自動露出機構等の装置を利用して透過線量を推定することとしてもよい。

[0028] 図1に戻り、ノイズ低減処理部123は、処理対象とする対象画像データに対し、一連の連続撮影において既に得られている画像データを合成することにより、対象画像データのノイズを低減する。具体的には、ノイズ低減処理部123は、リカーシブフィルタ処理のアルゴリズムに従い、合成処理を行う。リカーシブフィルタ処理とは、対象画像データ（現フレーム）と、既に作成済みの画像データ（前フレーム）に各々係数をかけて合成する処理である。このように複数の画像を合成することによって、ノイズ成分を除去する事が可能となる一方、位置変化が大きい場合は合成による残像の影響が強く出現する。

[0029] ノイズ低減処理部123は、（式1）によりリカーシブフィルタ処理を行う。

$$T_n = a S_n + (1 - a) T_{(n-1)} \quad \cdots \text{（式1）}$$

[0030] ここで、 T_n は、ノイズ低減処理後の現フレームを示している。 S_n は、X線検知部111により得られた画像データ（現フレーム）、すなわちノイズ低減前の現フレームを示している。 $T_{(n-1)}$ は、ノイズ低減処理後の直前フレームを示している。また、 a は、リカーシブフィルタ係数を示している。

[0031] リカーシブフィルタ係数 a は、現フレームの合成比率を表す。したがって、リカーシブフィルタの係数 a が大きいほど現フレームの合成比率が大きく、前フレームの合成比率が小さくなる。

[0032] ノイズ低減処理部123は、変化量特定部121により特定された、相対位置の変化量に基づいて、対象画像データのノイズ低減処理に利用するリカ

ーシブフィルタ係数 a の値を決定する。ノイズ低減処理部 123 は、変化量が大きい程大きい値となるようなリカーシブフィルタ係数 a を決定する。すなわち、ノイズ低減処理部 123 は、変化量が大きい程、大きくなるような前フレームの合成比率を決定する（合成比率決定処理）。

[0033] ノイズ低減処理部 123 は、具体的には、変化量とリカーシブフィルタ係数 a の対応テーブルを参照し、変化量に基づいて、リカーシブフィルタ係数 a を決定する。ここで、対応テーブルは、例えば ROM 等に予め格納されているものとする。

[0034] すなわち、ノイズ低減処理部 123 は、第 1 の変化量が特定された場合に、前フレームに対し第 1 の合成比率を決定する一方、第 2 の変化量が特定された場合には、前フレームに対し、第 2 の合成比率を決定する。ここで、第 2 の変化量は、第 1 の変化量に比べて大きい値である。第 2 の合成比率は、第 1 の合成比率に比べて小さい値である。

[0035] 他の例としては、ノイズ低減処理部 123 は、変化量からリカーシブフィルタ係数 a を算出する関数を利用して、リカーシブフィルタ係数 a を決定してもよい。この場合、関数は、例えば ROM 等に予め格納されているものとする。

[0036] 図 4 は、放射線撮影装置 100 による撮影処理を示すフローチャートである。撮影処理において、放射線撮影装置 100 は、連続する一連の画像データを得る。ステップ S401 において、X 線制御部 122 は、管電圧、管電流、照射時間等の初期条件を設定する。使用する装置、撮影する部位や検査の種類毎の初期条件は、ROM 等に予め格納されているものとする。そして、X 線制御部 122 は、使用する装置等に応じた初期条件を設定する。

[0037] ステップ S402 において、X 線発生部 110 は、ステップ S401 又は後述のステップ S407 において設定された照射条件にて X 線を被写体に向けて照射する（照射処理）。次に、ステップ S403 において、X 線検知部 111 は、被写体を透過した放射線を検知し、検知結果に基づいて、画像データを生成する（検知処理、作成処理）。

- [0038] 次に、ステップS 4 0 4において、ノイズ低減処理部1 2 3は、ステップS 4 0 3において生成された画像データ（対象画像データ）を取得し（取得処理）、対象画像データのノイズ低減処理を行う（ノイズ低減処理）。これにより、X線検知部1 1 1により得られた画像データは、診断や検査に適した画像に変換される。
- [0039] 次に、ステップS 4 0 5において、X線制御部1 2 2は、一連の連続撮影が終了したか否かを確認する。X線制御部1 2 2は、連続撮影が終了した場合には（ステップS 4 0 5でY e s）、撮影処理を終了する。
- [0040] X線制御部1 2 2は、連続撮影が終了していない場合には（ステップS 4 0 5でN o）、処理をステップS 4 0 6へ進める。ステップS 4 0 6において、変化量特定部1 2 1は、相対位置の変化量を特定する（変化量特定処理）。次に、ステップS 4 0 7において、X線制御部1 2 2は、相対位置の変化量に基づいて、X線量を設定し（放射線量設定処理）、X線量に基づき照射条件を設定し、処理をステップS 4 0 2へ進める。
- [0041] 図5は、撮影処理において作成された画像データ（フレーム）と、相対位置の変化量と、X線量設定値とを示す図である。相対位置の変化量は、変化量特定部1 2 1により特定された値である。X線量設定値は、X線制御部1 2 2により設定されたX線量である。図5に示す例は、図2（c）に対応し、5フレーム目において、変化量が変化量閾値「0 mm」以下になっている。そして、これに対応し、X線制御部1 2 2は、5フレーム目において、X線量を「2 μ G y」から「1 μ G y」に上げている。
- [0042] なお、本実施形態においては、5フレーム目の変化量に応じて、6フレーム目の照射条件を変更する。したがって、実際に照射条件の変更（X線量設定値「1 μ G y」）が適用されるのは、6フレーム目以降の画像データとなる。
- [0043] 相対位置の変化量が小さい場合、すなわち視野の動きが小さくなった場合には、リカーシブフィルタ処理において、現フレームよりも前のフレームの合成比率を大きくしても、位置ずれによる画像劣化は少ない。さらに、前の

フレームの合成比率を大きくする場合には、現フレームのX線量を下げても高品質な画像データを得ることができる。また、変化量が小さい場合には、視覚の残像効果により、X線量を下げても高品質な画像データを得ることができる。

[0044] 以上のことから、X線制御部122は、相対位置の変化量が変化量閾値以下となった場合には、X線量を下げることとした。これにより、放射線撮影装置100により作成される画像データの品質を維持しつつ、被写体の被ばく量を低減することができる。

[0045] 図6は、撮影処理において作成された画像データ（フレーム）と、相対位置の変化量と、リカーシブフィルタ係数 α とを示す図である。図6は、図2（c）に対応し、5フレーム目において、相対位置の変化量が「0」になり、これに対応し、ノイズ低減処理部123は、5フレーム目において、リカーシブフィルタ係数を「0.8」から「0.5」に減少させている。

[0046] このように、ノイズ低減処理部123は、相対位置の変化量が小さい程、リカーシブフィルタ係数 α を下げ、現フレームよりも前のフレームの合成比率を大きくする。したがって、ノイズ低減処理部123は、残像の影響を抑えつつ、ノイズを低減することができる。

[0047] 以上のように、本実施形態にかかる放射線撮影装置100は、相対位置の変化量に応じて、X線量設定値及びリカーシブフィルタ処理における現フレームより前のフレームの合成比率を決定する。これにより、患者の被ばく量を低減しつつ、高品質な画像データを得ることができる。

[0048] 図7は、制御装置120のハードウェア構成を示す図である。制御装置120は、CPU701と、ROM702と、RAM703と、HDD704と、表示部705と、操作部706とを有している。CPU701は、ROM702に記憶された制御プログラムを読み出して各種処理を実行する。RAM703は、CPU701の主メモリ、ワークエリア等の一時記憶領域として用いられる。HDD704は、画像データや各種プログラム、後述する各種情報等を記憶する。表示部705は、各種情報を表示する。操作部70

6は、操作者からの各種操作を受け付ける。

[0049] 図1を参照しつつ説明した制御装置120の機能は、CPU701がROM702又はHDD704に格納されているプログラムを読み出し、このプログラムを実行することにより実現されるものである。同様に、図4を参照しつつ説明する制御装置120の処理は、CPU701がROM702又はHDD704に格納されているプログラムを読み出し、このプログラムを実行することにより実現されるものである。

[0050] 次に、本実施形態にかかる放射線撮影装置100の第1の変更例について説明する。第1の変更例としては、放射線撮影装置100は、動き検出部をさらに有してもよい。動き検出部は、画像データに基づいて動きを検出し、画像データを、動きが検出された動き検出領域と、動きが検出されなかった動き非検出領域とに分離する。そして、ノイズ低減処理部123は、リカーシブフィルタと平滑化フィルタ等の空間フィルタを組み合わせ、領域それぞれに適した処理を領域単位で行う。このように、ノイズ低減処理部123は、ノイズ低減処理のアルゴリズムに合わせた解析を行うことにより、より最適化されたノイズ低減処理を行うことができる。

[0051] 第2の変更例としては、X線制御部122によりX線量に変更された場合には、放射線撮影装置100は、X線検知部111の感度の変更や、得られた画像データに対する画素値補正を行ってもよい。X線量設定値が変更された場合には、X線検知部111に到達するX線量が異なるためである。放射線撮影装置100は、X線検知部111の感度変更等を行うことにより、X線量設定値によらず一定の画素値を得ることができる。また、管電圧が変更された場合には、画像コントラストが変化する。そこで、他の例としては、放射線撮影装置100は、画像データに対し、コントラストの補正を行ってもよい。

[0052] 第3の変更例としては、X線制御部122は、kV-mAテーブルを選択するのに替えて、照射時間、管電流、管電圧の少なくとも一つを1フレーム前の透視条件に応じて調整することとしてもよい（調整処理）。これにより

、X線制御部122は、kV-mAテーブルを変更することなく、X線量を変更することができる。

[0053] (第2の実施形態)

次に、第2の実施形態にかかる放射線撮影装置100について説明する。ここでは、第2の実施形態にかかる放射線撮影装置100について、第1の実施形態にかかる放射線撮影装置100と異なる部分について説明する。

[0054] 図8は、撮影処理において作成された画像データ（フレーム）と、相対位置の変化量と、X線量設定値とを示す図である。第2の実施形態においては、X線制御部122は、5フレーム目において、X線量を「 $1\mu\text{Gy}$ 」から「 $2\mu\text{Gy}$ 」に上げている（放射線量変更処理）。さらに、X線制御部122は、6フレーム目において、X線量を「 $2\mu\text{Gy}$ 」から「 $1\mu\text{Gy}$ 」に下げている。

[0055] X線制御部122は、変更したX線量に応じて、次の照射時の照射条件を変更する。5フレーム目でX線量設定値を変更した場合、X線制御部122は、6フレームの照射条件を変更する。図8に示す例において、X線制御部122は、5フレーム目の照射条件に基づいて、X線量が所望の値になるように管電圧、管電流、照射時間等を変更する。

[0056] 図9は、撮影処理において作成された画像データ（フレーム）と、相対位置の変化量と、リカーシブフィルタ係数 a とを示す図である。ノイズ低減処理部123は、X線量設定値が小さい1～6フレーム目に対し、リカーシブフィルタ係数 a を大きくし、X線量設定値が大きい7フレーム目において、リカーシブフィルタ係数 a を下けている。7フレーム目のリカーシブフィルタ係数 a を下げることは、6フレーム目の合成比率を上げることを意味している。

[0057] なお、7フレームに続く8フレーム以降において、相対位置の変化量が再び増加した場合には、ノイズ低減処理部123は、再びリカーシブフィルタ係数 a を上げることとする。

[0058] すなわち、本実施形態においては、X線制御部122は、相対位置の変化

量が変化量閾値よりも大きい値から、変化量閾値以下の値に変化した場合に、X線量を一時的に大きい値（第2の放射線量）に変更する。

[0059] そして、ノイズ低減処理部123は、相対位置の変化量が変化量閾値よりも大きい値から、変化量閾値以下の値に変化したタイミングにおいて作成された画像データの合成比率を高くする。これにより、放射線撮影装置100は、ノイズを効果的に低減することができる。

[0060] さらに、X線制御部122は、X線量を大きい値に変更してから一定期間が経過すると、再びX線量を下げる。これにより、放射線撮影装置100は、患者の被ばく量を低減することができる。放射線撮影装置100はまた、図7に示す1～5フレーム目のように、変化量が変化量閾値よりも大きい場合には、X線量設定値を低い値（ $1\mu\text{Gy}$ ）に決定する。これにより、患者の被ばく量を低減することができる。

[0061] なお、第2の実施形態にかかる放射線撮影装置100のこれ以外の構成及び処理は、第1の実施形態にかかる放射線撮影装置100の構成及び処理と同様である。

[0062] 以上のように、第2の実施形態にかかる放射線撮影装置100は、相対位置の変化量が小さくなった場合に、一時的にX線量を上げ、これに対応する画像データを利用してノイズ低減処理を行う。これにより、患者の被ばく量を低減しつつ、高品質な画像データを得ることができる。

[0063] このように、相対位置の変化量が変化量閾値よりも大きい場合に、X線量設定値を小さくする処理は、例えば、患者を載せたテーブル移動時には、おおよその撮影部位がわかる程度の画質の画像データが得られればよいような場合に適した処理である。

[0064] 第2の実施形態にかかる放射線撮影装置100の変更例について説明する。変更例にかかる放射線撮影装置100は、X線量の高い画像データに対しては、エッジ保存型空間フィルタ処理を行い、その後リカーシブフィルタ処理を行っても良い。X線量が高い画像は、SN比が高い。したがって、放射線撮影装置100は、ノイズと構造の分離を比較的精度よく行うことができ

る。このため、放射線撮影装置 100 は、エッジ保存型空間フィルタ処理を行うことにより、よりノイズの抑制された画像データを得ることができる。

[0065] (第 3 の実施形態)

次に、第 3 の実施形態にかかる放射線撮影装置 100 について説明する。ここでは、第 3 の実施形態にかかる放射線撮影装置 100 について、他の実施形態にかかる放射線撮影装置 100 と異なる部分について説明する。第 3 の実施形態にかかる X 線制御部 122 は、相対位置の変化量が小さくなり、高い X 線量に対応して得られた 6 フレーム目の画像データをキーフレームとして ROM 等に格納する。ここで、キーフレームは、参照画像データの一例である。そして、ノイズ低減処理部 123 は、対象画像データに対し、キーフレームを合成するようリカーシブフィルタ処理を行う。

[0066] 具体的には、ノイズ低減処理部 123 は、(式 2) に示すリカーシブフィルタ処理を行う。

$$T_n = a S_n + (1 - a) T_{key} \quad \cdots \text{(式 2)}$$

[0067] ここで、 T_n は、ノイズ低減処理後の現フレームを示している。 S_n は、X 線検知部 111 により得られた画像データ (現フレーム)、すなわちノイズ低減前の現フレームを示している。 T_{key} は、キー画像を示している。また、 a は、リカーシブフィルタ係数を示している。

[0068] 図 10 は、撮影処理において作成された画像データ (フレーム) と、相対位置の変化量と、X 線量設定値とを示す図である。図 10 に示すように、X 線制御部 122 は、相対位置の変化量が変化量閾値以下となった、5 フレーム目において、X 線量を上げる。これに対応し、6 フレーム目の画像データの照射条件が変更される。

[0069] さらに、X 線制御部 122 は、6 フレーム目の X 線量を上げた後、変化量閾値以下の相対位置の変化量が継続する 7 フレーム目において、X 線量を下げる。なお、他の例としては、相対位置の変化量が閾値以下となった場合に、その後予め定められたフレームに対応する間、X 線量を上げたままとしてもよい。

[0070] X線制御部122は、X線量設定値「2」で撮影された6フレーム目を、キーフレームとしてメモリに格納する。そして、ノイズ低減処理部123は、7フレーム目以降の画像データに対し、キーフレームを用いたリカーシブフィルタ処理を行う。なお、本実施形態においては、リカーシブフィルタ係数は一定値であるものとする。これにより、ノイズ量を一定に保つことができる。リカーシブフィルタ係数は、予めROM等に格納されているものとする。

[0071] なお、再び相対位置の変化量が変化量閾値よりも大きくなった場合には、X線制御部122は、メモリからキーフレームを削除する。そして、作成された画像データに対しては、既に得られた画像データを合成する処理は行わないこととする。

なお、第3の実施形態にかかる放射線撮影装置100のこれ以外の構成及び処理は、他の実施形態にかかる放射線撮影装置100の構成及び処理と同様である。

[0072] このように、第3の実施形態においては、ノイズ低減処理部123は、高いX線量設定値において撮影された、ノイズの少ないキーフレームを現フレームに合成する。したがって、ノイズを効果的に低減することができる。

[0073] 第3の実施形態にかかる放射線撮影装置100の第1の変更例としては、X線制御部122は、ノイズの少ない複数の画像データを合成して、1のキーフレームを作成し、これをメモリに格納してもよい。

[0074] 第2の変更例としては、ノイズ低減処理部123は、リカーシブフィルタ係数として一定値を利用するのに替えて、キーフレームの作成タイミングからの時間経過に応じて、キーフレームの合成比率を下げるようなリカーシブフィルタ係数を利用してもよい。これにより、現フレームとキーフレームの間の位置ずれを防ぐことができる。

位置ずれを防ぐ観点から、また他の例としては、ノイズ低減処理部123は、キーフレームの作成タイミングからの時間経過に応じて、現フレームとキーフレームの位置ずれを補正しつつ、現フレームにキーフレームを合成して

もよい。

[0075] 次に、第3の変更例について説明する。放射線撮影装置100は、相対位置の変化量が閾値以下となったタイミング（図10においては、5フレーム目以降）において、患者の体内にカテーテル等が挿入される場合がある。第3の変更例にかかる放射線撮影装置100は、カテーテル等が挿入された場合に、画像データをカテーテルに対応する挿入物領域と、カテーテル以外の非挿入物領域とに分離する。

[0076] 放射線撮影装置100は、具体的には、対象画像データと、その直前に得られた画像データの画素値の比較、線上構造の認識処理、画像データ内の動き検出（動き検出処理）、等により、挿入物領域と非挿入物領域の分離を行う。

[0077] そして、ノイズ低減処理部123は、挿入物領域と非挿入物領域に対し、異なるリカーシブフィルタ係数を利用したリカーシブフィルタ処理を行う。具体的には、ノイズ低減処理部123は、画像データ内の変化の小さい非挿入物領域に対し、小さいリカーシブフィルタ係数を用いたリカーシブフィルタ処理を行う。

[0078] 一方、ノイズ低減処理部123は、画像データ内の変化の大きい挿入物領域に対しては、非挿入物領域のリカーシブフィルタ係数に比べて大きいリカーシブフィルタ係数を用いたリカーシブフィルタ処理を行う。これにより、画像データにおけるカテーテルの視認性を向上することができる。

[0079] 第4の変更例としては、相対位置の変化量が小さい状態が継続する場合には、一定時間が経過する度に、又は一定フレーム数の作成が完了する度に、X線制御部122は、再度X線量を上げることとする。そして、X線制御部122は、高いX線量に対応して作成された画像データを既に格納されているキーフレームと入れ替える。これにより、時間経過に応じた位置ずれを防ぐことができる。

[0080] なお、本実施形態にかかる放射線撮影装置100による撮影処理は、選択的に実行されてもよい。本実施形態にかかる撮影処理は、例えば心臓のよう

に、定常的に動きが検出される部位への撮影には適さない。そこで、所定の部位の撮影時においてのみ、本実施形態にかかる撮影処理が実行されるものとしてもよい。また、他の例としては、本実施形態にかかる撮影処理は、所定の撮影条件が選択された場合に実行されるものとしてもよい。

[0081] <その他の実施形態>

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給する。そして、そのシステム或いは装置のコンピュータ（又はCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

[0082] 以上、上述した各実施形態によれば、患者の被ばく量を低減しつつ、高品質な画像データを得ることができる。

[0083] 以上、本発明の好ましい実施形態について詳述したが、本発明は係る特定の実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された本発明の要旨の範囲内において、種々の変形・変更が可能である。

[0084] 本願は、2013年11月08日提出の日本国特許出願特願2013-232310を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てをここに援用する。

符号の説明

- [0085] 1 0 0 放射線撮影装置
 1 1 0 X線発生部
 1 1 1 X線検知部
 1 2 0 制御装置
 1 2 1 変化量特定部
 1 2 2 X線制御部
 1 2 3 ノイズ低減部

請求の範囲

[請求項1] 検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、前記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体の前記検知手段に対する相対位置の変化量を特定する変化量特定手段と、

前記変化量に基づいて、照射手段が照射する放射線量を設定する放射線量設定手段と、前記変化量に基づいて、合成比率を決定する合成比率決定手段と、

前記対象画像データに、前記対象画像データよりも前に作成された画像データを、前記合成比率に応じて合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減手段とを有する制御装置。

[請求項2] 前記放射線量設定手段は、第1の変化量が特定された場合に、第1の放射線量を設定し、前記第1の変化量に比べて大きい第2の変化量が特定された場合に、前記第1の放射線量に比べて大きい第2の放射線量を設定し、

前記合成比率決定手段は、前記第1の変化量が特定された場合に、第1の合成比率を決定し、前記第2の変化量が特定された場合に、前記第1の合成比率に比べて小さい第2の合成比率を決定する請求項1に記載の制御装置。

[請求項3] 前記合成比率決定手段は、前記変化量が大きくなるにつれて小さくなる前記合成比率を決定する請求項2に記載の制御装置。

[請求項4] 前記放射線量設定手段は、前記変化量が変化量閾値以下の値の場合に、前記第1の放射線量を設定し、前記変化量が変化量閾値よりも大きい場合に、前記第2の放射線量を設定する請求項2に記載の制御装置。

[請求項5] 前記放射線量設定手段は、前記変化量が変化量閾値よりも大きい場

合に、第 1 の放射線量を設定し、前記変化量が前記変化量閾値よりも大きい値から変化量閾値以下の値に変化した場合に、前記第 1 の放射線量に比べて大きい第 2 の放射線量を設定し、前記第 2 の放射線量を設定してから一定期間が経過すると、前記第 1 の放射線量に設定し、

前記合成比率決定手段は、前記変化量が前記変化量閾値よりも大きい値から変化量閾値以下の値に変化したタイミングにおいて、前記第 2 の放射線量の照射に対応して作成された画像データの合成比率を、前記第 2 の放射線量の照射に対応する画像データよりも前に作成された画像データの合成比率に比べて高い値に決定する請求項 1 に記載の制御装置。

[請求項6] 検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、前記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体と前記検知手段との相対位置の変化量を特定する変化量特定手段と、

前記変化量が変化量閾値よりも大きい値から変化量閾値以下の値に変化した場合に、照射手段が照射する放射線量を第 1 の放射線量から前記第 1 の放射線量に比べて大きい第 2 の放射線量に変更する放射線量変更手段と、

前記第 2 の放射線量の照射に対応して作成された画像データを参照画像データとして、前記対象画像データに合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減手段とを有する制御装置。

[請求項7] 前記対象画像データに基づいて、動きを検出する動き検出手段をさらに有し、

前記ノイズ低減手段は、前記対象画像データのうち動きが検出された検出領域に対し、前記対象画像データのうち動きが検出されなかった非検出領域への前記参照画像データの合成比率に比べて低い合成比

率で、前記参照画像データを合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減する請求項6に記載の制御装置。

[請求項8] 前記ノイズ低減手段は、リカーシブフィルタ処理により、前記対象画像データのノイズを低減する請求項1乃至7何れか1項に記載の制御装置。

[請求項9] 前記放射線量に基づいて、管電圧、管電流及び照射時間のうち少なくとも1つの値を調整する調整手段をさらに有する請求項1乃至8何れか1項に記載の制御装置。

[請求項10] 請求項1乃至9何れか1項に記載の制御装置と、
放射線を照射する照射手段と、
前記被写体を透過した放射線を連続して検知し、検知結果に基づいて、複数の画像データを作成する作成手段と
を有する撮影装置。

[請求項11] 制御装置が実行する制御方法であって、
検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、前記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体の前記検知手段に対する相対位置の変化量を特定する変化量特定ステップと、
前記変化量に基づいて、放射線量を設定する放射線量設定ステップと、
、
前記変化量に基づいて、合成比率を決定する合成比率決定ステップと、
、
前記対象画像データに、前記対象画像データよりも前に作成された画像データを、前記合成比率に応じて合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減ステップと
を含む制御方法。

[請求項12] 制御装置が実行する制御方法であって、

検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、前記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体と前記検知手段との相対位置の変化量を特定する変化量特定ステップと、

前記変化量が変化量閾値よりも大きい値から変化量閾値以下の値に変化した場合に、放射線量を第1の放射線量から前記第1の放射線量に比べて大きい第2の放射線量に変更する放射線量変更ステップと、

前記第2の放射線量の照射に対応して作成された画像データを、参照画像データとして、前記対象画像データに、合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減ステップとを含む制御方法。

[請求項13]

コンピュータを、

検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成された直前画像データの作成タイミングから、前記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体の、前記検知手段に対する相対位置の変化量を特定する変化量特定手段と、

前記変化量に基づいて、照射手段が照射する放射線量を設定する放射線量設定手段と、前記変化量に基づいて、合成比率を決定する合成比率決定手段と、

前記対象画像データに、前記対象画像データよりも前に作成された画像データを、前記合成比率に応じて合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減手段として機能させるためのプログラム。

[請求項14]

コンピュータを、

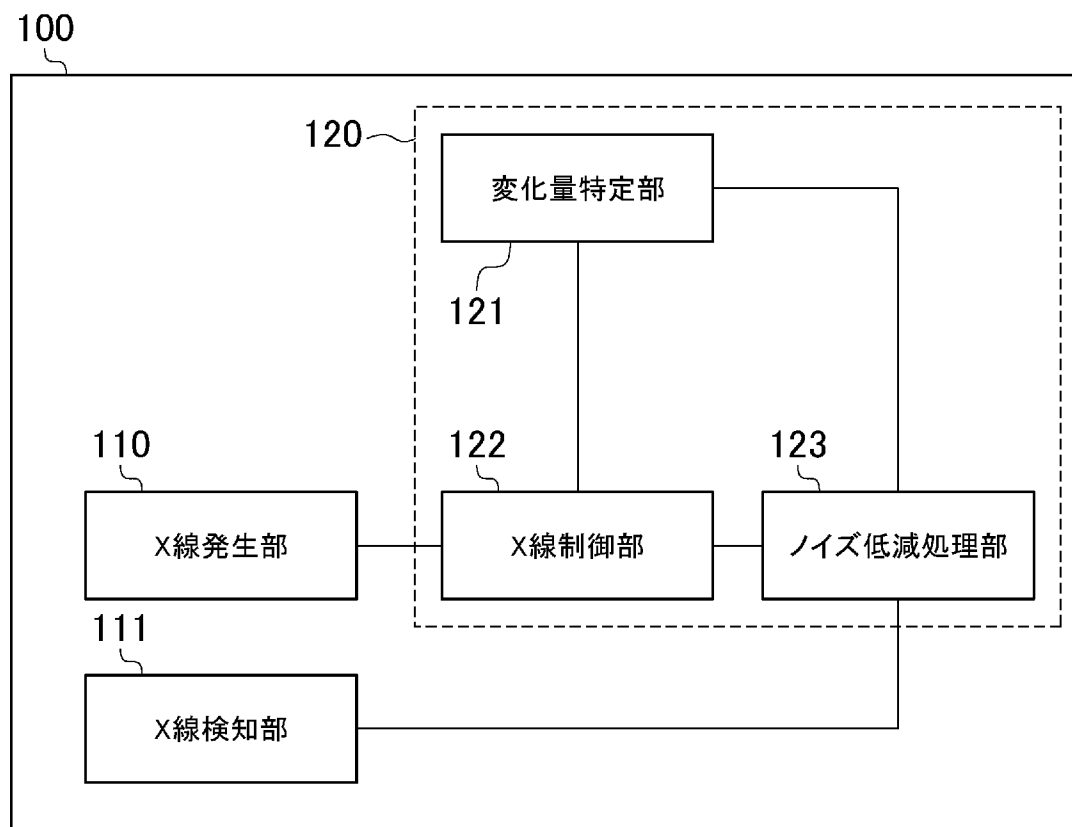
検知手段により、被写体を透過した放射線の検知結果に基づいて作成された複数の画像データのうち、対象画像データの直前に作成され

た直前画像データの作成タイミングから、前記対象画像データの作成タイミングまでの間の、前記被写体と前記検知手段との相対位置の変化量を特定する変化量特定手段と、

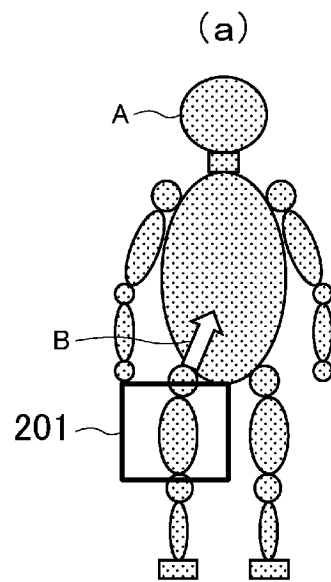
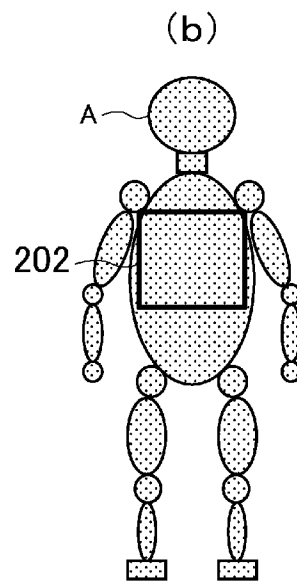
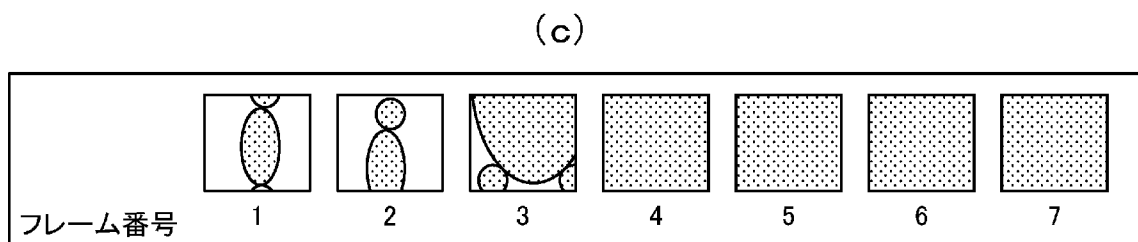
前記変化量が変化量閾値よりも大きい値から変化量閾値以下の値に変化した場合に、照射手段が照射する放射線量を第1の放射線量から前記第1の放射線量に比べて大きい第2の放射線量に変更する放射線量変更手段と、

前記第2の放射線量の照射に対応して作成された画像データを、参照画像データとして前記対象画像データに合成することにより、前記対象画像データのノイズを低減するノイズ低減手段として機能させるためのプログラム。

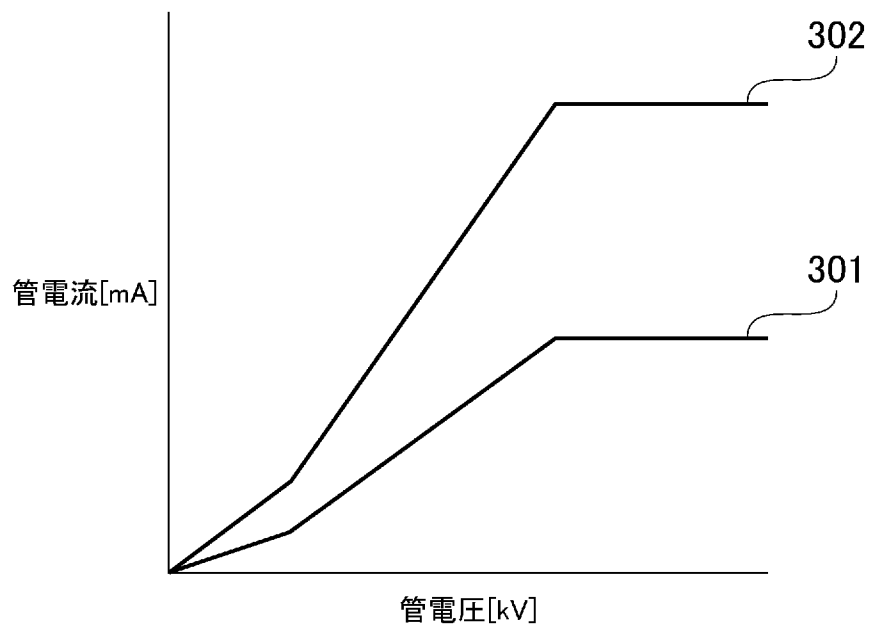
[図1]



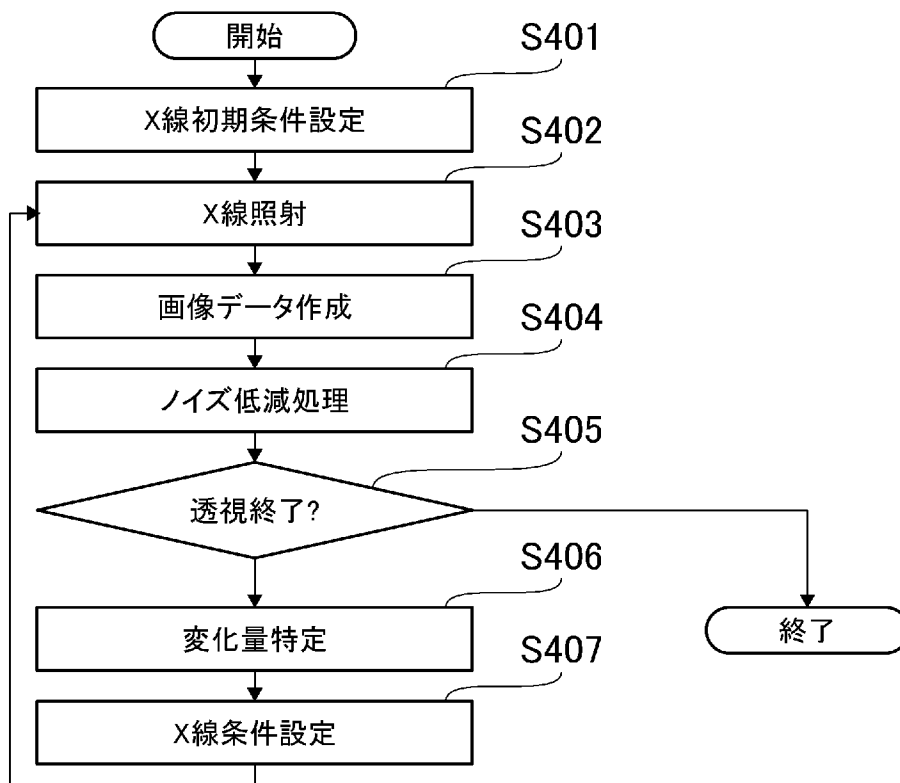
[図2]



[図3]



[図4]



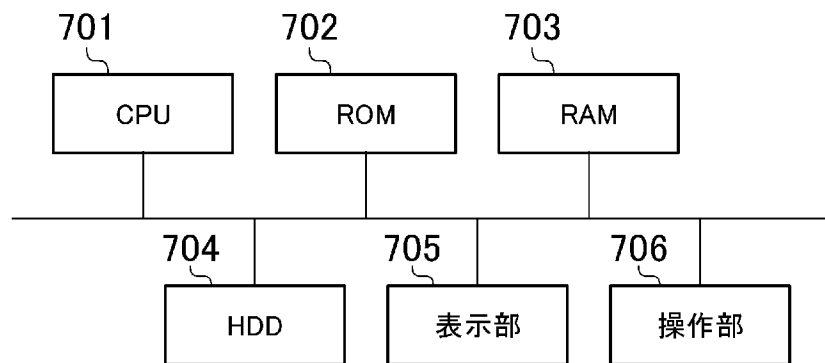
[図5]

フレーム番号	1	2	3	4	5	6	7
位置変化量 [mm]	50	100	100	50	0	0	0
X線量設定値 [μ Gy]	2	2	2	2	1	1	1

[図6]

フレーム番号	1	2	3	4	5	6	7
位置変化量 [mm]	50	100	100	50	0	0	0
リカーシブ フィルタ係数	0.8	0.9	0.9	0.8	0.5	0.5	0.5

[図7]



[図8]

フレーム番号	1	2	3	4	5	6	7
位置変化量 [mm]	50	100	100	50	0	0	0
X線量設定値 [μ Gy]	1	1	1	1	2	1	1

[図9]

フレーム番号	1	2	3	4	5	6	7
位置変化量 [mm]	50	100	100	50	0	0	0
リカーシブ フィルタ係数	1	1	1	1	1	1	0.5

[図10]

フレーム番号	1	2	3	4	5	6	7
位置変化量 [mm]	50	100	100	50	0	0	0
X線量設定値 [μ Gy]	1	1	1	1	2	1	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/078866

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00-6/14, H04N5/225-5/247, H04N5/30-5/378, H04N7/18, H05G1/00-1/70

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 4-10790 A (Shimadzu Corp.), 14 January 1992 (14.01.1992), entire text; all drawings (Family: none)	1-4, 8-11, 13
Y	JP 2010-131371 A (Toshiba Corp.), 17 June 2010 (17.06.2010), entire text; all drawings & JP 2014-50747 A & US 2010/0104167 A1 & US 2014/0051991 A1 & EP 2180448 A2 & EP 2595114 A2 & CN 101721220 A	1-4, 8-11, 13
A	JP 2000-244817 A (GE Medical Systems S.A.), 08 September 2000 (08.09.2000), entire text; all drawings & US 7106894 B1 & EP 1030268 A1 & FR 2790123 A1	1-14

☒ 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
27 January 2015 (27.01.15)

Date of mailing of the international search report
10 February 2015 (10.02.15)

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/JP2014/078866

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 6-225869 A (Hitachi Medical Corp.), 16 August 1994 (16.08.1994), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 3400063 B2 (Toshiba Corp.), 28 April 2003 (28.04.2003), entire text; all drawings & JP 7-222741 A	1-14
A	JP 3162446 B2 (Toshiba Corp.), 25 April 2001 (25.04.2001), entire text; all drawings & JP 5-161636 A	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B6/00 -6/14 ,
H04N5/225-5/247, H04N5/30 -5/378, H04N7/18 , H05G1/00 -1/70

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

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 4-10790 A（株式会社島津製作所）1992.01.14, 全文, 全図（ファミリーなし）	1 - 4, 8 - 11, 13
Y	JP 2010-131371 A（株式会社東芝）2010.06.17, 全文, 全図 & JP 2014-50747 A & US 2010/0104167 A1 & US 2014/0051991 A1 & EP 2180448 A2 & EP 2595114 A2 & CN 101721220 A	1 - 4, 8 - 11, 13
A	JP 2000-244817 A（ジーイー・メディカル・システムズ・エス アー）2000.09.08, 全文, 全図 & US 7106894 B1 & EP 1030268 A1 & FR 2790123 A1	1 - 14

☒ 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

2 7 . 0 1 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

1 0 . 0 2 . 2 0 1 5

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 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

遠藤 孝徳

2 Q

2 9 0 9

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 6-225869 A (株式会社日立メディコ) 1994. 08. 16, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1 - 1 4
A	JP 3400063 B2 (株式会社東芝) 2003. 04. 28, 全文, 全図 & JP 7-222741 A	1 - 1 4
A	JP 3162446 B2 (株式会社東芝) 2001. 04. 25, 全文, 全図 & JP 5-161636 A	1 - 1 4