

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6605220号
(P6605220)

(45) 発行日 令和1年11月13日 (2019. 11. 13)

(24) 登録日 令和1年10月25日 (2019. 10. 25)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 6/00 (2006.01)
 A 6 1 B 6/00 3 5 0 A
 A 6 1 B 6/00 3 5 0 P

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2015-70381 (P2015-70381)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成27年3月30日 (2015. 3. 30)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2016-189831 (P2016-189831A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成28年11月10日 (2016. 11. 10)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成30年3月29日 (2018. 3. 29)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線画像撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

パルス X 線を発生させる X 線発生部と、

被検体を透過した X 線を検出する X 線検出部と、

前記パルス X 線のパルスレートの変更が必要な時期を、前記 X 線発生部と前記 X 線検出部と前記 X 線発生部を支持する支持部とのうち少なくとも 1 つの設定データの変化に基づいて検出することにより、前記パルス X 線のパルスレートの変更の要否を判断する制御部と、

前記制御部により前記パルス X 線のパルスレートの変更が必要と判断された場合に、前記パルス X 線のパルスレートとは異なるパルスレートの X 線画像を参照画像として生成する画像処理部と、

前記参照画像を表示する表示部と、

前記表示部で表示された前記参照画像のうち 1 つを選択する操作部と、

を備え、

前記制御部は、現在のパルスレートを、選択された前記参照画像のパルスレートに変更する、X 線画像撮影装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記少なくとも 1 つの設定データの変化のあと継続して当該変更後のパルスレートをを用いる、請求項 1 に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 3】

10

20

パルス X 線を発生させる X 線発生部と、

被検体を透過した X 線を検出する X 線検出部と、

前記 X 線発生部が被検体に照射した X 線の線量の被検体における分布を推定する線量推定部を備え、

前記パルス X 線のパルスレートの変更が必要な時期を、前記線量推定部が推定した分布に基づいて検出することにより、前記パルス X 線のパルスレートの変更の要否を判断する制御部と、

前記制御部による判断結果に基づいて、前記パルス X 線のパルスレートとは異なるパルスレートの X 線画像を参照画像として生成する画像処理部と、

前記参照画像を表示する表示部と、

を備えた、X 線画像撮影装置。

10

【請求項 4】

前記表示部は、前記 X 線検出部で検出された X 線に基づいて生成した現在のパルスレートの X 線画像と、前記参照画像と、を同時に表示する、請求項 1 ないし請求項 3 のうちいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 5】

前記表示部は、前記参照画像を前記 X 線発生部が X 線照射を停止した時に表示する、請求項 1 ないし請求項 4 のうちいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 6】

前記画像処理部は、前記 X 線検出部の出力に基づいて生成した X 線画像に基づいて背景画像を生成する背景画像生成部と、複数の前記 X 線画像から移動体の移動軌跡情報を求める移動軌跡情報生成部と、を備え、前記移動軌跡情報に基づいて、パルスレート変更後の X 線画像における前記移動体の位置を推定し、前記移動体を前記背景画像に重ねあわせて前記参照画像を生成する、請求項 1 ないし請求項 5 のうちいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

20

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記 X 線検出部の出力に基づいて生成した複数の X 線画像間を補間して前記参照画像を生成する、請求項 1 ないし請求項 6 のうちいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

【請求項 8】

前記画像処理部は、前記 X 線検出部の出力に基づいて生成した複数の X 線画像を時系列に沿って一定間隔で間引いて前記参照画像を生成する、請求項 1 ないし請求項 7 のうちいずれか 1 項に記載の X 線画像撮影装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X 線画像撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

X 線画像撮影装置を用いた診断や手術では、患者の被曝量を必要最低限にとどめることが求められるが、一方で、時間分解能の高い X 線透視画像を取得するためには、高いパルスレートを設定しなければならない。パルスレートを増加させると、同時に被曝量は増加してしまう。また、パルスレートが変更可能でも、操作が煩雑で時間がかかってしまったり、被曝量低減の効果が下がり、施術時間も増加してしまう。

40

【0003】

医師や技師が、十分な時間解像度の X 線透視画像を参照できるようにしつつ、患者の被曝量を低減するためには、必要とする時間分解能の高さに応じてパルスレートを増減でき、かつその操作が容易であることが求められる。

【0004】

従来の X 線画像撮影装置では、フットスイッチやハンドスイッチによって、パルスレー

50

トを多段階的または連続的に変化させることができるようにし、パルスレートを増減させることができる。しかしながら、パルスレートを変更するタイミングはあくまでも操作者の判断に委ねられており、加えて、パルスレートを変更した後の画像が所望の時間分解能を満たしているかどうか、実際にパルスレートを変更してみなければ判断できない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2010-240028号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、パルスレートの変更を適切に行うことができる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】

実施形態のX線画像撮影装置は、パルスX線を発生させるX線発生部と、被検体を透過したX線を検出するX線検出部と、前記パルスX線のパルスレートの変更が必要な時期を、前記X線発生部と前記X線検出部と前記X線発生部を支持する支持部とのうち少なくとも1つの設定データの変化に基づいて検出することにより、前記パルスX線のパルスレートの変更の要否を判断する制御部と、前記制御部により前記パルスX線のパルスレートの変更が必要と判断された場合に、前記パルスX線のパルスレートとは異なるパルスレートのX線画像を参照画像として生成する画像処理部と、前記参照画像を表示する表示部と、前記表示部で表示された前記参照画像のうち1つを選択する操作部と、を備え、前記制御部は、現在のパルスレートを、選択された前記参照画像のパルスレートに変更する。

20

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】第1の実施形態における、X線画像撮影装置全体の構成を示す概略図。

【図2】第1の実施形態における、X線画像撮影装置の支持部とX線発生部とX線検出部とを示す図。

【図3】第1の実施形態における、X線画像撮影開始から撮影終了までの流れを示すフローチャート。

30

【図4】第1の実施形態における、パルスレート変更が必要な時期を検出する流れを示すフローチャート。

【図5】第1の実施形態における、パルスレート変更が必要な時期を検出するときの時間と入射皮膚線量の代表値との関係を示す図。

【図6】第1の実施形態における、複数のパルスレート条件下でのX線画像を分割表示した表示部を示す図。

【図7】第1の実施形態における、複数のパルスレート条件下でのX線画像を重ねて表示した表示部を示す図。

【図8】第2の実施形態における、パルスレート変更が必要な時期の検出から参照画像の表示までの流れを示すフローチャート。

40

【図9】第3の実施形態における、パルスレート変更が必要な時期の検出から参照画像の表示までの流れを示すフローチャート。

【図10】第3の実施形態における、X線画像とそれに基づいて生成したX線補間画像を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、発明を実施するための実施形態について説明する。

【0010】

(第1の実施形態)

50

第１の実施形態におけるＸ線画像撮影装置１は、制御部１７が、観察状態の変化と線量推定部２０が推定する被検体Ｐの入射皮膚線量に基づいて、パルスレート変更が必要な時期を検出する。画像処理部１５は、パルスレート変更が必要な時期に際して、パルスレートを変更後のＸ線画像を推定して参照画像として生成する。表示部１４は、参照画像を表示して操作者が確認できるようにする。

【００１１】

以下、第１の実施形態に係るＸ線画像撮影装置１が備える各部を説明し、続いて、パルスレートの変更時期の判断方法と、参照画像の表示方法について詳述する。

【００１２】

図１は、第１の実施形態における、Ｘ線画像撮影装置全体の構成を示す概略図である。Ｘ線画像撮影装置１は、Ｘ線を被検体Ｐに照射するＸ線発生部１１と、照射されたＸ線を検出するＸ線検出部１２と、Ｘ線発生部１１とＸ線検出部１２とを対向させて支持する支持部１３と、被検体Ｐを載置する天板１９と、Ｘ線検出部１２が検出したＸ線に基づいて生成されるＸ線画像を処理する画像処理部１５と、表示部１４と、記憶部１８と、システム全体を制御する制御部１７と、被検体Ｐの入射皮膚線量を推定する線量推定部２０と、を備える。

【００１３】

Ｘ線発生部１１は、Ｘ線管と、Ｘ線絞り羽根と、補償フィルタと、線質調整フィルタと、を有する。Ｘ線管は真空管であり、高電圧が供給されるとＸ線を発生させる。また、Ｘ線発生部１１は、時系列で間欠的なパルスＸ線を発生させることができる。パルスＸ線は、Ｘ線発生部１１のＸ線管に時系列で間欠的なタイミングで高電圧をかけて生成する形態だけでなく、Ｘ線発生部１１から連続的にＸ線を発生させ、Ｘ線を遮蔽する材質の部材からなるＸ線シャッターによって時系列で間欠的にＸ線を通して生成する形態をとってもよい。Ｘ線絞り羽根は、Ｘ線の照射範囲を変更するための、Ｘ線管のＸ線照射口付近に設けられた、鉛などで構成された板状部材である。補償フィルタは、シリコンゴムなどで構成され、ハレーションを防止するために所定のＸ線成分を減衰させる。線質調整フィルタは、銅やアルミニウムなどで構成され、その材質や厚みによってＸ線の線質を変化させる。例えば、被検体Ｐに吸収されやすい軟線成分を低減したり、Ｘ線画像のコントラスト低下を招く高エネルギー成分を低減したりする。

【００１４】

Ｘ線検出部１２は、Ｘ線発生部１１から照射され、被検体Ｐを透過したＸ線を検出する。

【００１５】

支持部１３は、Ｘ線発生部１１とＸ線検出部１２とを、各々が対向するように支持し、被検体ＰにＸ線を照射する方向を変更するため、可動性を有する。具体的には、支持部１３は、図２に示すように、アーム１３１と、アーム支持部１３３と、アーム１３１とアーム支持部１３３とを接続するアーム接続部１３２と、アーム支持部１３３を床面で固定するアーム土台１３４と、を有する。アーム１３１は、アーム接続部１３２でアームの形状に沿った方向にスライドさせることができる。アーム接続部１３２は、アーム支持部１３３との接続点において略水平方向にのびる軸を中心として回転させることができる。アーム支持部１３３は、アーム土台１３４との接続点において、略垂直方向にのびる軸を中心として回転させることができる。支持部１３は、操作部１６を介した操作者の入力に応じて、上記のスライド、回転を行う。これにより、Ｘ線照射方向を変更することができる。なお、図２ではアーム１３１の形状としてＣアームを例にとって説明したが、アーム１３１はアームであってもよい。

【００１６】

画像処理部１５は、ＣＰＵ（Ｃｅｎｔｒａｌ　Ｐｒｏｃｅｓｓｉｎｇ　Ｕｎｉｔ）やビデオカードなどによって構成され、Ｘ線検出部１２の検出したＸ線に基づいてＸ線画像を生成する。また、このＸ線画像に対して、コントラストや輝度などの画質調節を行なう。なお、画像処理部１５は、生成したＸ線画像を、時系列に沿って一定間隔で間引いたり、

10

20

30

40

50

X線画像が取得されていない時刻におけるX線画像を推定して補間したりする。X線画像の間引きや補間の方法については、X線画像撮影開始から撮影終了までのフローの中で詳述する。

【0017】

記憶部18は、ハードディスクや半導体メモリなどによって構成され、X線発生部11やX線検出部12、支持部13などの設定データを記憶する。X線発生部11の設定データは、X線管に供給する管電流や管電圧、X線の曝射時間、補償フィルタや線質調整フィルタの挿入状態、X線絞り羽根の開閉状態の設定の全て、複数のうちのいくつか、あるいはいずれか1つを含んでもよい。支持部13のデータは、X線発生部11から天板19（あるいは被検体P）までの距離やX線発生部11からX線検出部12までの距離に基づく撮影位置、撮影角度といった設定の全て、複数のうちのいくつか、あるいはいずれか1つを含んでもよい。また、X線検出部12の出力に基づいて生成されたX線画像や、X線画像を画像処理部15で処理した画像を記憶する。加えて、制御部17で実行するためのプログラムを記憶し、そのほか、検査に必要な情報を記憶できる。

【0018】

天板19は、被検体Pを載置する図示しない寝台の上面に設けた板状部材である。天板19は、被検体Pを動かすために、天板19の長手方向に移動可能である。また、被検体Pを傾けるために、天板19の長手方向に平行な軸、または天板19の短手方向に平行な軸を回転軸とする回転が可能である。なお、天板19は、図示しない寝台の駆動部によって上下に高さを変更することができる。

【0019】

操作部16は、タッチパネルやマウス、キーボード、ジョイスティック、などの入力デバイスで構成される。なお、音声認識や視線検出、ジェスチャ認識を行なうデバイスによって構成してもよい。さらに、フットペダルによって操作を選択したり、操作内容を変更できるようにしたりしてもよい。操作部16は、補償フィルタの回転や開閉、線質調整フィルタの選択、X線絞り羽根の開閉によるX線照射範囲の調整、X線検出部12の視野サイズの切り替え、透視モード/撮影モードの切り替えなどを行なう。また、操作部16は、支持部13の位置や傾きを変更してX線照射方向を変更する。なお、被検体Pの入射皮膚線量を計測するのに必要な基準値や設定値を操作部16で設定してもよい。

【0020】

表示部14は、液晶ディスプレイやLED(Light Emitting Diode)ディスプレイなどを備え、画像処理部15が生成したX線画像を表示する。また、タッチパネルを採用して、操作部16と表示部14とを兼ね備えるようにしてもよい。

【0021】

制御部17は、CPUなどで構成され、記憶部18に記憶されたプログラムを読み出して実行し、X線画像撮影装置1を構成する各部を統括して制御する。例えば、X線発生部11やX線検出部12、支持部13の挙動を制御する。X線発生部11においては、管電流や管電圧、パルスレートなどを制御する。パルスレートとは、パルスX線を被検体Pに照射する頻度を規定する指標である。単位時間(1秒または1分)または1心拍あたりのパルスX線の照射頻度を、単位(回/秒、回/分)または(回/心拍)で表す。以下、パルスレートについては、1回のパルスX線照射で1フレームのX線画像を撮影することから、単位をfps(frame per second)として説明するが、単位をこれに限定するものではない。

【0022】

線量推定部20は、X線照射時のX線画像撮影装置1の各部の幾何学的条件とX線照射条件に基づいて被検体Pの入射皮膚線量を推定する。

【0023】

幾何学的条件は、例えば、支持部13のアーム接続部132やアーム支持部133の回転角度、アーム131のアーム接続部132に対するスライド距離、X線発生部11と被検体Pとの距離、X線発生部11とX線検出部12との距離、X線発生部11と天板19

10

20

30

40

50

との距離、天板 19 の傾き角度である。天板 19 の傾き角度は、天板 19 の長手方向と平行な軸、または短手方向と平行な軸を回転軸とした回転角度で定めることができる。

【0024】

X線照射条件は、例えば、X線発生部 11 のX線管に供給する管電流や管電圧の設定値、X線絞り羽根の開閉状態（照射範囲）の設定値、補償フィルタや線質調整フィルタによる特定成分の減衰量である。また、X線検出部 12 の視野サイズの設定値を含んでもよい。なお、面線量計をX線発生部 11 に設けた場合は、面線量計の計測値をX線照射条件に用いることができる。面線量計とは、X線管の近傍に設けて、照射されたX線の線量を計測する機器である。

【0025】

上記の幾何学的条件とX線照射条件とに基づいて、線量推定部 20 は、被検体 P の入射皮膚線量を推定し、被曝部位の情報と合わせて記憶部 18 に記憶する。被検体 P の体表面において既にX線が照射されている領域に、再度X線が照射された場合は、線量推定部 20 は、記憶部 18 に記憶された入射皮膚線量に新たな入射皮膚線量を加算して記憶部 18 に記憶する。

【0026】

X線画像撮影装置 1 によるX線画像の撮影開始から撮影終了までの流れを図 3 に示す。X線画像撮影装置 1 は、操作部 16 を介した操作者の入力に基づいてX線画像の撮影を開始する。撮影が開始されるとX線発生部 11 からX線が照射され、X線検出部 12 が検出したX線に基づいて画像処理部 15 がX線画像を生成し、表示部 14 がX線画像を表示する。

【0027】

S1では、線量推定部 20 が被検体 P の入射皮膚線量を推定する。推定された入射皮膚線量の情報は、記憶部 18 に記憶される。

【0028】

S2では、制御部が観察状態の変化を検出する。観察状態の変化を観察領域の変化と観察目的の変化とに大別して以下に説明する。

【0029】

観察領域の変化は、被検体 P 上でX線が照射されている領域の変化である。観察領域の変化として、被検体 P に対するX線照射方向の変化が挙げられる。この変化は、X線発生部 11 の被検体 P に対する位置関係を定める支持部 13 や天板 19 の幾何学的条件の変化によって検出する。この幾何学的条件は、線量推定部 20 が被検体 P の入射皮膚線量を推定するときに用いる幾何学的条件と同様である。また、観察領域の変化として、X線照射範囲の広さの変化も挙げることができる。この変化は、X線発生部 11 のX線絞り羽根の開閉状態の変化やX線発生部 11 から被検体 P までの距離の変化、X線発生部 11 からX線検出部 12 までの距離の変化によって検出する。

【0030】

観察目的の変化は、観察領域の変化がない場合であっても、術者が行う手技のフェーズが変化することやX線の照射範囲の中で注目したい部位が変化することを指す。観察目的の変化の例として、X線画像を保存しない透視モードから、X線画像を保存する撮影モードへ移行する場合が挙げられる。モードの移行の検出は、例えば、制御部 17 が記憶部 18 から読み出して実行する撮影プログラムを識別することによって可能となる。X線画像を保存する行為は、一連の手技が終了する際や、異なる手技の開始準備を行なう際によく行なわれるため、観察目的の変化の指標の一つとなる。観察目的の変化の別の例として、補償フィルタの開閉／回転／取り外しが挙げられる。補償フィルタは、血管内に挿入されたカテーテルなどのX線不透過率が低く影の映りにくい物質を、明瞭にX線画像に映し出すために用いられることがある。したがって、補償フィルタの操作は一連の手技における注目部位に変化があったことを判断する指標となる。

【0031】

さらに、観察目的の変化の例として、手技フェーズの変化が挙げられる。例えば、血管

10

20

30

40

50

狭窄部位の治療では、細長い管状器具であるカテーテルを体外から血管に挿入し、狭窄部位まで到達させる。狭窄部位までカテーテル先端部分が到達すると、術者は狭窄部位の近辺を観察する。術者は、狭窄部位を特定すると、メッシュ構造を有する筒状の器具であるステントをカテーテル先端部分から送出して狭窄部位に留置する。このような血管狭窄部位の治療では、「狭窄部位までのカテーテルの挿入」、「狭窄部位の観察」、「ステント留置」といった手技フェーズごとに必要となるX線画像の時間分解能が異なる。これらの手技フェーズの情報を記憶部18に事前に記憶させておき、術中に現在の手技フェーズを操作部16で選択できるようにする。選択された手技フェーズの切り替わりを観察目的の変化があったことを判断する指標とする。

【0032】

10

観察状態の情報は、記憶部18に記憶しておき、観察状態が新たに取得されたときに比較するのに用いる。以下では、観察状態の初期情報が記憶部18に記憶されているものとして説明する。

【0033】

S3では、S1で線量推定部20が推定した被検体Pへの入射皮膚線量とS2で取得した観察状態に基づいて、制御部17が、パルスレート変更が必要な時期を検出する。S3の詳細な流れを図4に示す。

【0034】

S31では、制御部17が、観察領域が変化したか否かを判断する。観察領域が変化したか否かは、X線画像撮影装置1の各部の幾何学的条件の値を閾値に基づいて判断する。観察領域が変化したと判断された場合は、S32に進み、フラグとして用いるcount値に0を代入する。count値は、後述する、被検体Pの入射皮膚線量に基づいてパルスレート変更が必要な時期を検出するときに用いる値である。なお、X線画像撮影装置1がX線画像の撮影を開始して初めてフローに入った場合も観察領域が変化したものとし、count値に0を代入する。S31で観察領域が変化していないと判断されるか、S32のステップが終了すると、S33に進む。

20

【0035】

S33では、制御部17が、観察領域が変化したか否かを判断した時刻tにおける、被検体Pの入射皮膚線量の代表値 $G(t)$ を評価する。入射皮膚線量の代表値は、現在のX線照射範囲内の入射皮膚線量の最大値や最小値、平均値などの値を用いる。ここでは、観察領域における入射皮膚線量の代表値に関し、被検体Pの被曝の度合いを判断するための閾値として、 $th1$ と $th2$ を設定する。例えば、 $th1$ は、直ちにX線照射範囲を変更するほどではないが、注意を要するレベルとして定める入射皮膚線量である。また、 $th2$ は、速やかにX線照射を停止するか、X線量を下げるかの対処が必要とされるレベルとして定める入射皮膚線量である。パルスレート変更が必要な時期の検出は、(1)~(3)の下記3通りに分けて行なう。

30

(1) $G(t) < th1$

入射皮膚線量の代表値 $G(t)$ が、 $th1$ に満たない場合は、パルスレートの変更は不要と判断し、S8へ進む。

(2) $th1 \leq G(t) < th2$

40

入射皮膚線量の代表値 $G(t)$ が、 $th1$ 以上 $th2$ 以下の値の場合であって、時刻tが現在の観察領域が設定されて初めて $G(t)$ が閾値 $th1$ を超えた時点であれば、制御部17は、時刻tをパルスレート変更が必要な時期と判断する。フラグcount値が0であれば、S35に進み、フラグcount値に1を代入する。その後、S4へ進む。フラグcount値が0でなければ、現在の観察領域において、既に一度、参照画像を表示しているので、制御部17は、パルスレート変更が必要な時期ではないと判断し、S8に進む。

(3) $th2 \leq G(t)$

入射皮膚線量の代表値 $G(t)$ が閾値 $th2$ を超えた場合は、現在の観察領域における何回目の観察状態変化であるかによらず、制御部17は、時刻tがパルスレートの変更が

50

必要な時期であると判断し、S 4へ進む。

【0036】

なお、上記で説明したフラグ `count` 値は、一度フローを終了しても記憶され、再度フローを開始するときには、前回のフラグ `count` 値を参照可能である。`count` 値によって、前回のフローと比較して観察領域が変更しているか否かを識別することができる。

【0037】

パルスレート変更の要否と観察状態の変化点について改めて説明するため、図5に時間と入射皮膚線量の代表値との関係を示す。グラフ上に示す三角や丸の記号は、観察状態の変化が現れたタイミングである。三角記号で示すタイミングでは、パルスレートの変更は行なわず、丸記号で示すタイミングでパルスレートの変更を行なう。例えば、図5における時刻 t では、入射皮膚線量の代表値 $G(t)$ が、 t_{h1} 以上 t_{h2} 以下であって、その範囲内で初めて観察状態の変化が検出されたタイミングであるため、パルスレート変更を行なう。なお、入射皮膚線量の単位は mGy (ミリグレイ) として表記しているが、 mGy に限らず、単位は適宜変更してもよい。

【0038】

S 4では、操作者がパルスレートを変更するか否かを判断するときに参照する参照画像を画像処理部15が生成する。参照画像は、現在設定しているパルスレートで撮影したX線画像に基づいて現在のパルスレートとは異なるパルスレートのX線画像を推定して生成される画像である。画像処理部15が生成する参照画像のパルスレートとして設定する値は、離散値でもよいし、連続的に変更できるようにしてもよい。パルスレートは、30fps程度のときに、X線を連続的に照射するのと同程度のX線量となるので、例えば、30fpsと15fpsと7.5fpsの数種類の値が選択できるようにする。

【0039】

参照画像は、現在設定しているパルスレートよりも高いパルスレートのX線画像を推定して生成される場合と、現在設定しているパルスレートよりも低いパルスレートのX線画像を推定して生成される場合とで生成方法が異なる。

【0040】

現在のパルスレートよりも高いパルスレートに変更した場合のX線画像を推定して参照画像を作成する場合、画像処理部15は、現在のパルスレートで撮影しているX線画像を2フレーム以上用いて補間画像を生成する。例えば、特開2009-141878号公報に開示された、動きベクトルに基づくフレーム補間方法を用いる。補間画像の作成にあたっては、動きベクトルに基づくフレーム補間方法のほか、線形補間や多項式補間、最近傍点による補間、スプライン補間などの諸手法を適用してもよい。

【0041】

現在のパルスレートよりも低いパルスレートに変更した場合のX線画像を推定して参照画像を作成する場合、現在のパルスレートで撮影しているX線画像を、時系列に沿って一定間隔で間引く。例えば、現在パルスレート30fpsで撮影していて、15fpsに変更した参照画像を作成するためには、30fpsのX線画像を1フレームおきに間引く。また、10fpsの参照画像を求めるには、連続する3フレームのうち、はじめのX線画像の1フレームを残して、続く2フレームを間引く、ということを繰り返すことにより生成できる。ただし、現在のパルスレートが変更後のパルスレートの整数倍でない場合は、間引いても所望のパルスレートの参照画像を生成することはできないので、現在撮影しているX線画像を2フレーム以上用いて補間画像を作成する。補間画像の作成にあたっては、上記の、現在よりも高いパルスレートに変更した場合のX線画像を推定する際に用いる補間方法を同様に用いることができる。

【0042】

S 5では、S 4で画像処理部15が生成した参照画像を表示部14が表示する。表示部14は、画面分割して現在のパルスレートで撮影したX線画像と参照画像とを表示することができる。また、表示部14は、現在のパルスレートで撮影したX線画像に参照画像を

10

20

30

40

50

重ねて表示することもできる。さらに、表示部 14 は、現在のパルスレートで撮影した X 線を表示させずに参照画像を単独で表示することもできる。

【0043】

図 6 は、現在のパルスレートが 15 fps と想定した場合の表示部 14 の様子である。表示部 14 を画面分割して、情報表示領域 141 と、現在のパルスレート 15 fps で撮影した X 線画像と、現在撮影中の X 線画像に基づいて生成された 10 fps と 7.5 fps の参照画像とを、表示部 14 が表示する。また、現在のパルスレートで撮影した X 線画像に参照画像を重ねて表示した様子を図 7 に示す。図 6 と図 7 での情報表示領域 141 は、検査時の各種情報を表示する領域であり、患者情報や X 線情報などの情報を適宜表示させることができる。さらに、表示部 14 が複数のディスプレイによって構成される場合は、現在のパルスレートで撮影した X 線画像を一つのディスプレイに、参照画像を別のディスプレイに表示するようにしてもよい。なお、参照画像の表示継続時間は、所定の時間を定めてもよいし、操作者が参照画像の非表示を操作部 16 から要求するまで継続して表示させるようにしてもよい。

10

【0044】

S6 では、操作部 16 が、操作者によるパルスレート変更要求を受け付ける。操作者がパルスレートの変更は不要と判断した場合は、S8 に進む。一方、操作者がパルスレートの変更が必要と判断した場合は、S7 に進む。操作部 16 でのパルスレート変更の要求の受け付けは、例えば、タッチパネル上で適用したいパルスレートの参照画像をタッチしたり、フットスイッチを踏んだ回数を検出して適用したいパルスレートの参照画像を選んだりする。また、音声認識によるパルスレート変更要求を受け付ける場合は、情報表示領域 141 に、提示されたパルスレートを選択するために発声する内容を案内するメッセージが表示されるようにしてもよい。また、視線検出によってパルスレートを変更する場合は、特定の参照画像を一定時間見続けることによって、視線の先にある参照画像のパルスレートに変更されるようにしてもよい。また、ジェスチャ認識によってパルスレート変更要求を受け付ける場合は、手の動きや形を検出し、提示された参照画像を選択できるようにする。なお、表示部 14 が表示した参照画像のパルスレート以外のパルスレートへの変更要求を受け付けてもよい。

20

【0045】

なお、操作部 16 でのパルスレート変更要求の受け付け方法についていくつか例を示したが、それらを組み合わせて用いてもよい。また、それぞれの操作を受け付ける際に、表示部 14 の情報表示領域 141 に、操作の案内を表示するようにしてもよい。

30

【0046】

S7 では、制御部 17 が X 線発生部 11 を制御して、パルスレートを変更する。制御部 17 は、X 線発生部 11 の X 線管に対して、管電圧と管電流を供給するタイミングが、変更後のパルスレートと等しくなるように変更する。また、X 線を連続照射して、X 線シャッターによってパルス X 線を発生させている場合は、X 線シャッターによる遮蔽のタイミングが変更後のパルスレートと等しくなるように変更する。パルスレートの変更が行なわれると、S8 に進む。

【0047】

S8 では、X 線画像撮影を終了するか否かを、操作部 16 を介した操作者からの入力などによって制御部 17 が判断する。制御部 17 は、X 線画像撮影の終了の入力を受けるとすべてのフローを終了し、一方、X 線画像撮影を継続する場合は、S1 に戻る。

40

【0048】

上述した第 1 の実施形態によれば、制御部 17 が、観察状態の変化と線量推定部 20 が推定する被検体 P の入射皮膚線量に基づいて、パルスレート変更が必要な時期を検出する。これにより、操作者が意識せずとも、パルスレート変更が必要な時期を知ることができる。また、現在の観察領域での入射被曝線量に応じてパルスレート変更が必要な時期であるか判断することができるので、パルスレート変更が必要とされる時期がむやみに検出されないことがない。

50

【 0 0 4 9 】

画像処理部 1 5 は、パルスレート変更が必要な時期に際して、現在のパルスレートとは異なるパルスレートの X 線画像を推定して参照画像として生成し、表示部 1 4 は、参照画像を表示して操作者が確認できるようにする。これにより、実際にパルスレートを変更せずとも、適切なパルスレートを判断できるので、実際にパルスレートを変更して判断する場合よりも判断にかかる時間が短くなる。また、現在のパルスレートよりも高いパルスレートに上げるかどうかを判断する場合は、実際にパルスレートを変更して判断する場合よりも、パルスレートを上げすぎのおそれが少ないので被検体 P の被曝を低減できる。

【 0 0 5 0 】

さらに、画像処理部 1 5 は、実際に撮影された X 線画像に基づいて参照画像を生成するので、パルスレートを変更して得られる X 線画像の信頼性が高い。参照画像として、複数のパルスレートで事前に撮影しておいた X 線画像のサンプルを表示部 1 4 で表示しても、他の X 線照射条件や被検体の体格によって得られる X 線画像の見え方は異なるので、実際に撮影された X 線画像に基づいて参照画像を生成した方が、信頼性が高いと言える。

10

【 0 0 5 1 】

表示部 1 4 は、参照画像を表示するだけでなく、現在のパルスレートで撮影した X 線画像と参照画像を同時に表示する。これにより、現在のパルスレートで撮影した X 線画像と参照画像とを比較することが容易になる。

【 0 0 5 2 】

(第 2 の実施形態)

第 2 の実施形態に係る X 線画像撮影装置 1 は、X 線画像の撮影が停止しているときに表示部 1 4 が参照画像を表示する。本実施形態において、第 1 の実施形態と重複する内容は省略する。また、図面の符号についても、共通の箇所には同じ符号を付して説明する。

20

【 0 0 5 3 】

図 8 は、第 2 の実施形態における X 線画像撮影開始から撮影終了までの流れにおいて、第 1 の実施形態での流れとは異なる点を抽出して示したフローチャートである。このフローチャートでは、パルスレート変更が必要な時期の検出から参照画像の表示までを示す。

【 0 0 5 4 】

S 3 では、制御部 1 7 が、パルスレート変更が必要な時期を検出する。検出方法は第 1 の実施形態と変わらず、変更不要の場合は S 8 に進み、必要な場合は S 3 6 へ進む。

30

【 0 0 5 5 】

S 3 6 では、制御部 1 7 が、X 線画像の撮影が行なわれているかを判断する。この判断は、X 線発生部 1 1 の X 線管に管電流や管電圧が供給されているか、記憶部 1 8 から読み出されて制御部 1 7 で実行されるプログラムの種類が X 線画像撮影を実行するものであるか、などに基づいて判断し、これを透視状態として取得する。

【 0 0 5 6 】

S 3 7 では、S 3 6 で取得した透視状態に基づき、X 線画像撮影が継続中と判断された場合は、S 3 6 に戻って引き続き透視状態の取得を行う。一方、X 線画像撮影が停止していると判断された場合は、S 4 に進む。

【 0 0 5 7 】

S 4 では、画像処理部 1 5 が参照画像を生成する。S 4 のステップが実行されているとき、X 線画像の撮影は停止しているので、撮影が停止する直前の所定時間内に撮影されて記憶部 1 8 に記憶されている X 線画像に基づいて、参照画像を生成する。X 線透視が停止するタイミングを事前に把握することは難しいので、参照画像の生成に用いる X 線画像は、X 線透視が行なわれている間は常に記憶部 1 8 に記憶しておく。記憶部 1 8 に記憶する X 線画像は、記憶部 1 8 に記憶させ続けてもよいし、参照画像を生成するのに必要な所定時間分を記憶させて更新していてもよい。また、X 線画像の容量が所定の記憶容量を超えたら消去するという方法をとってもよい。

40

【 0 0 5 8 】

S 5 では、参照画像を表示する。表示の形態は、第 1 の実施形態で説明した、参照画像

50

の単独表示や、現在のパルスレートで撮影したX線画像と参照画像とを画面分割や重ね合わせ、および複数のディスプレイにまたがる表示などを適用する。参照画像の表示以降の流れは、第1の実施形態のS6以降と同様となる。

【0059】

上述した第2の実施形態によれば、X線画像の撮影が停止しているときに、表示部14が参照画像を表示する。

【0060】

これにより、操作者が表示部14で参照画像を見る時間的余裕があるタイミングでパルスレートを変更する判断ができる。また、操作者は、手術中などにおいてX線画像を撮影している時には、現在のパルスレートで撮影しているX線画像に集中できる。

10

【0061】

(第3の実施形態)

第3の実施形態に係るX線画像撮影装置1は、制御部17がカテーテルなどのデバイス操作が停止しているときに、表示部14が参照画像を表示する。また、表示される参照画像として、画像処理部15がX線画像中の移動体として映し出されるカテーテルなどのデバイスの様子をシミュレーションしたX線画像を生成する。本実施形態において、第1の実施形態と重複する内容は省略する。また、図面の符号についても、共通の箇所には同じ符号を付して説明する。

【0062】

図9は、第3の実施形態におけるX線画像の撮影開始から撮影終了までの流れにおいて、第1の実施形態での流れとは異なる点を抽出して示したフローチャートである。このフローチャートでは、パルスレート変更が必要な時期の検出から参照画像の表示までを示す。

20

【0063】

S3では、制御部17が、パルスレート変更が必要な時期を検出する。検出方法は第1の実施形態と同様で、変更不要の場合はS8に進み、必要な場合はS38へ進む。

【0064】

S38では、カテーテルの操作状態を検出する。カテーテル操作中には、X線画像の撮影を行うので、X線発生部11がX線照射しているかどうかに基づいて、制御部17がカテーテルの操作状態を検出することができる。また、カテーテル操作状態は、画像処理部15がX線画像を解析した結果に基づいて制御部17が検出してもよい。画像処理部15は、カテーテルの先端部分の移動を、X線画像中のカテーテル先端部分の影の画素を強調処理し、その強調処理した画素を追従する。制御部17は、画像処理部15の検出するカテーテル先端部分の移動量に基づいて、カテーテルの操作状態を検出する。

30

【0065】

S39では、S38で検出したカテーテルの操作状態から、カテーテル操作が停止しているかを判断する。X線発生部11がX線を発生させているかどうかに基づいてカテーテル操作の停止を判断する場合、X線発生部11がX線照射を停止していれば、カテーテル操作が停止中と判断する。画像処理部15が検出するカテーテル先端部分の移動に基づいて、カテーテル操作の停止を判断する場合、X線画像中のカテーテル先端部分の影の画素の変位が、所定の閾値以下になる時をカテーテル操作の停止とする。所定の閾値は、例えば、心臓や内臓の動きでカテーテル自体が操作されていなくとも移動しうる範囲を基にして定めることができる。

40

【0066】

上記に従い、カテーテル操作が停止していると制御部17が判断した場合はS4に進み、カテーテル操作が継続中と判断された場合は、引き続きカテーテル操作を監視するためにS38へ戻る。

【0067】

S4では、画像処理部15が参照画像を生成する。参照画像の生成手順を大別すると、(1)カテーテル先端部分の移動軌跡決定、(2)カテーテル先端部分の移動速度の設定

50

、(3)補間画像の生成、の3手順となる。以下、3手順の詳細を説明する。なお、参照画像の生成に用いるX線画像は、現在のパルスレートで時刻 $t(a)$ から時刻 $t(c)$ までに撮影されたX線画像とする。図10に、X線画像に映しだされた血管とカテーテル142の影を示す。

【0068】

(1)カテーテル先端部分の移動軌跡決定

まず、画像処理部15が、X線画像中のカテーテル先端部分の影の画素を強調処理して、カテーテル先端部分を抽出する。そして、カテーテル先端部分の移動軌跡情報を、画像処理部15の移動軌跡情報生成部が時刻 $t(a)$ から $t(c)$ までのX線画像のうち、任意の1つのX線画像に基づいて決定する。例えば、図10(c)に示す、時刻 $t(c)$ における、血管内に挿入したカテーテルの影を移動軌跡とする。移動軌跡の起点は、時刻 $t(a)$ におけるカテーテル先端部分の位置にもっとも近い、時刻 $t(c)$ でのカテーテルの影の一点とする。終点は、時刻 $t(c)$ におけるカテーテルの先端部分とする。なお、移動距離の起点と終点は、上記で定めた決定方法に限るものでなく、多少位置が異なる点を定めてもよい。

10

(2)カテーテル先端部分の移動速度の設定

シミュレーション画像においてカテーテル先端部分が進む速度は、既定値を利用してもよいし、撮影したX線画像から推定される値を用いてもよい。撮影したX線画像から速度を推定する場合、まず、手順(1)で決定した移動軌跡の全長を、X線画像中の影の画素数などから測定する。この移動軌跡の全長を、移動時間($t(c) - t(a)$)で割ることにより、速度が求まる。なお、移動軌跡の全長の測定は、上記に限らない。例えば、カテーテルに挿入長さを計測する計測器をつけて移動軌跡の全長を測定してもよい。

20

(3)補間画像の生成

まず、画像処理部15の背景画像生成部が、補間画像の背景画像を作成する。背景画像は、例えば時刻 $t(a)$ と $t(c)$ におけるX線画像の画素値を比較して、画素値に変化が見られないか、あるいは変化の少ない箇所を背景画像の要素として用いる。次に、手順(1)で決定した移動軌跡の起点となる時刻 $t(a)$ から補間画像を作成したい時刻 $t(b)$ までに進んだ距離およびカテーテル先端部分の位置を、手順(2)で設定した速度に基づいて求める。そして、時刻 $t(b)$ におけるカテーテルの影を推定した画像を生成し、背景画像に重ね合わせることによって補間画像が生成される。

30

【0069】

なお、補間方法については上記のような画素値の比較に限らず、任意の補間方法を採用してもよい。また、上記の補間の流れでは、2つのX線画像から1つの補間画像が生成されているが、複数の補間画像を生成することも可能である。

【0070】

S5では、表示部14が、参照画像を表示する。表示の形態は、第1の実施形態で説明した、参照画像の単独表示や、現在のパルスレートで撮影したX線画像と参照画像とを画面分割や重ね合わせ、および複数のディスプレイにまたがる表示などを適用する。参照画像の表示以降の流れは、第1の実施形態のS6以降と同様となる。

【0071】

上述した第3の実施形態によれば、制御部17が、カテーテルの操作が停止しているときに、表示部14が参照画像を表示する。これにより、カテーテル操作の合間を縫ってパルスレートの変更の要否を操作者が判断することができるので、操作者の手技の妨げにならない。

40

【0072】

また、表示される参照画像として、画像処理部15が、X線画像中の移動体として映し出されるカテーテルなどのデバイスの様子をシミュレーションしたX線画像を生成する。これにより、カテーテルの操作を止めているときであっても、移動するカテーテルのX線画像において、パルスレートの変更によってどれだけ時間分解能が変わるかを判断できる。

50

【 0 0 7 3 】

さらに、画像処理部 1 5 の移動軌跡情報生成部は、カテーテル先端部分の移動軌跡を任意の X 線画像に映しだされたカテーテルの影から決定し、その移動軌跡上をカテーテル先端部分が移動する参照画像を画像処理部 1 5 が生成する。これにより、心臓や内臓の動きなどによる外乱の影響を受けずに、参照画像が生成でき、パルスレートの変更による X 線画像の時間分解能の違いがわかりやすい。

【 0 0 7 4 】

なお、以上カテーテルの操作を取り上げて説明したが、X 線を吸収して X 線透視画像中に影が映る器具であれば、本実施形態の流れを適用して、参照画像に移動の様子をシミュレーションすることができる。

10

【 0 0 7 5 】

以上説明した少なくとも一つの実施形態の X 線画像撮影装置によれば、制御部 1 7 が、パルスレート変更が必要な時期を検出する。そして、画像処理部 1 5 がパルスレート変更後の X 線画像を推定し、参照画像として生成する。生成された参照画像は、表示部 1 4 が表示する。

【 0 0 7 6 】

これにより、操作者は、意識せずともパルスレートを変更すべき時期を知ることができ、また、パルスレートを実際に変更せずに、パルスレート変更後に得られる X 線画像を推定した参照画像を参照して、適切なパルスレートを設定できる。したがって、被検体 P の被曝量低減と X 線画像の時間分解能を十分に確保できる。

20

【 0 0 7 7 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【 符号の説明 】

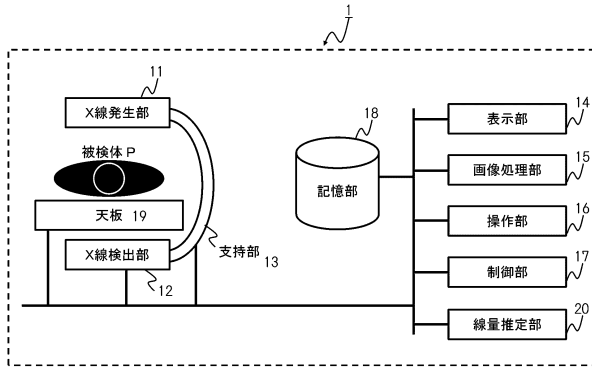
【 0 0 7 8 】

- 1 X 線画像撮影装置
- 1 1 X 線発生部
- 1 2 X 線検出部
- 1 3 支持部
- 1 4 表示部
- 1 4 1 情報表示領域
- 1 4 2 カテーテル
- 1 5 画像処理部
- 1 6 操作部
- 1 7 制御部
- 1 8 記憶部
- 1 9 天板
- 2 0 線量推定部

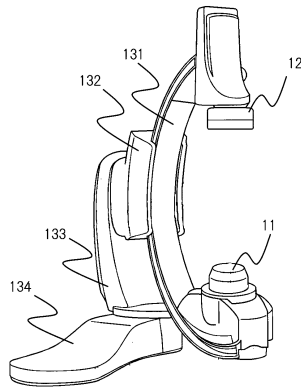
30

40

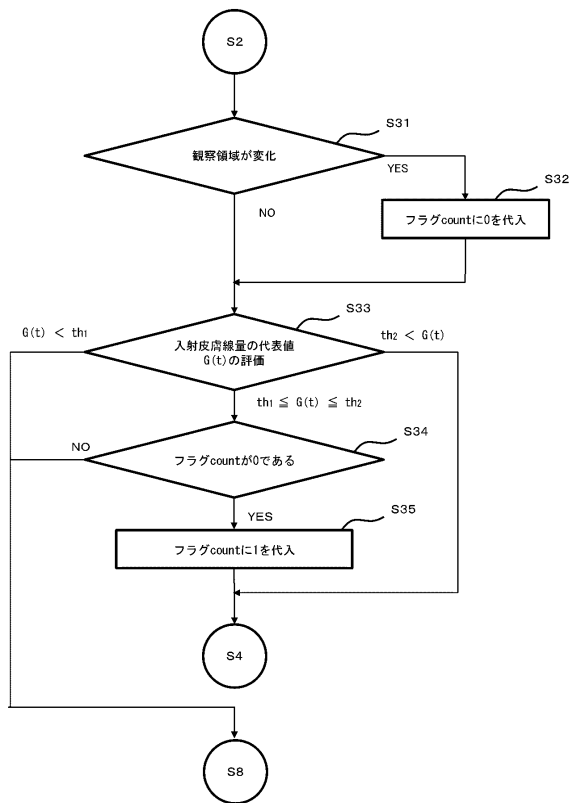
【図 1】



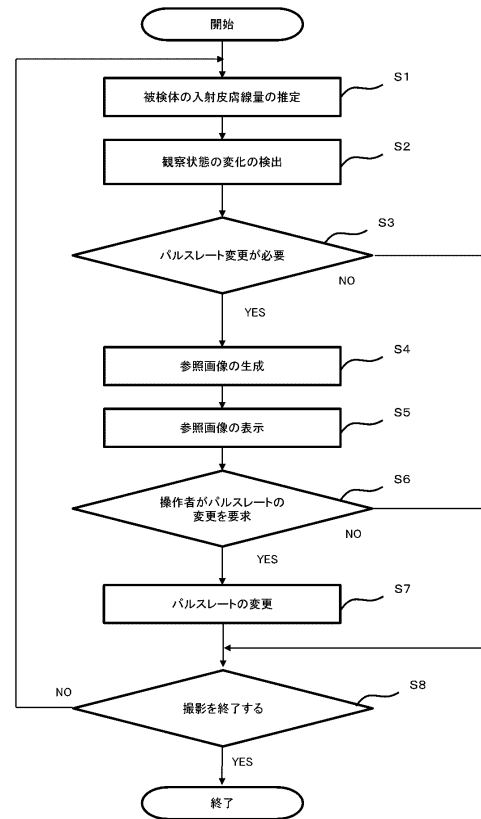
【図 2】



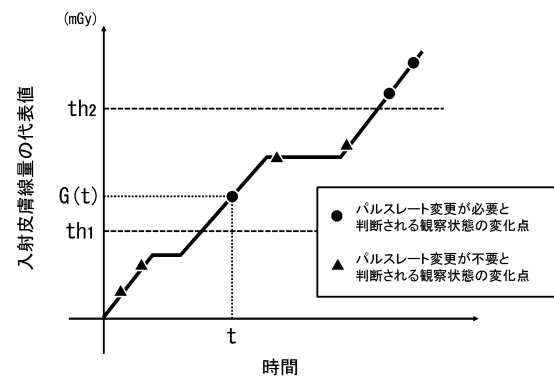
【図 4】



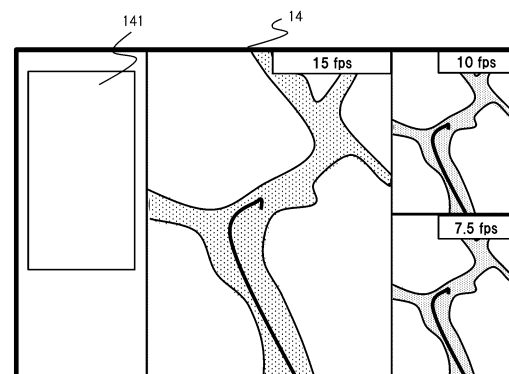
【図 3】



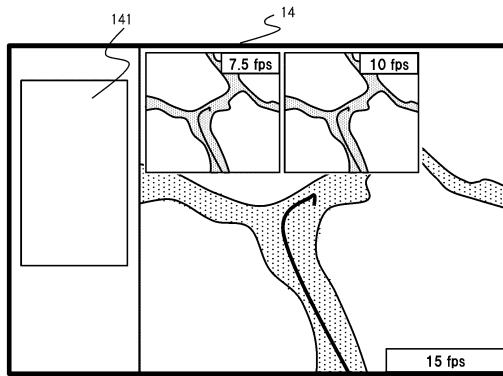
【図 5】



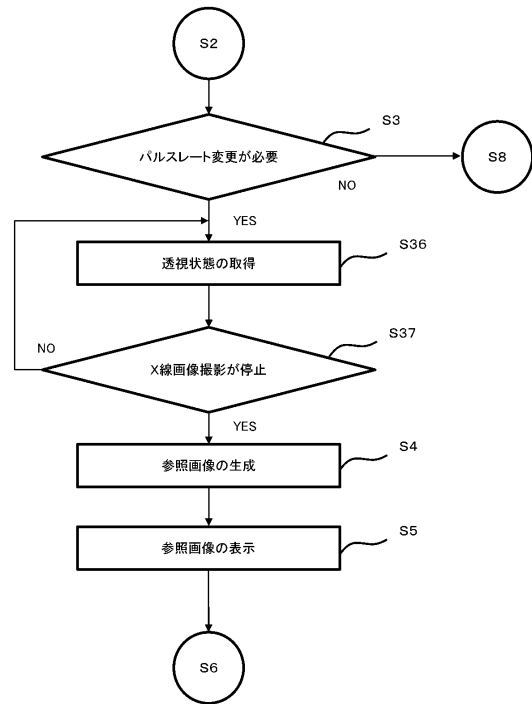
【図 6】



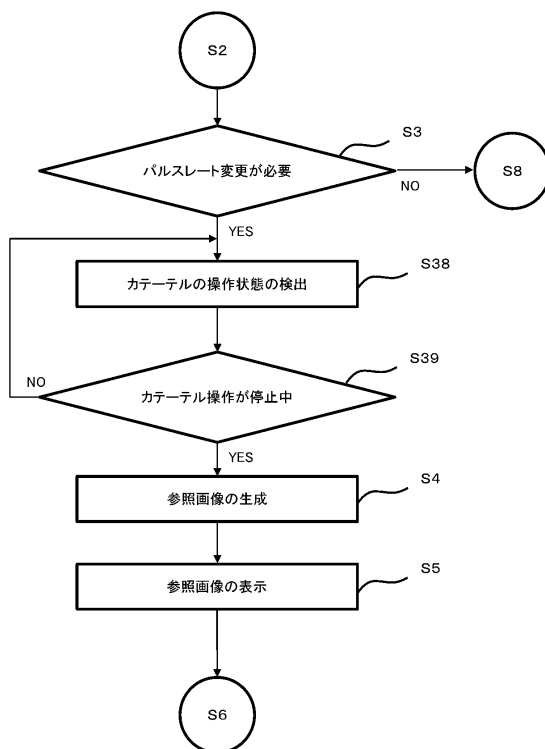
【図 7】



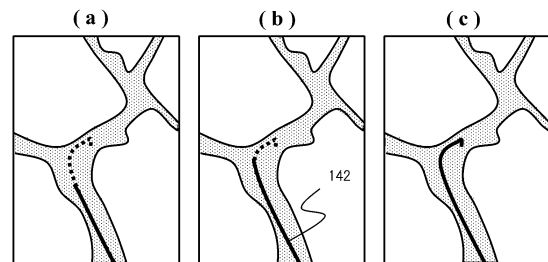
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 狩野 佑介
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 杉山 真哉
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 黒沢 寛史
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 坂上 弘祐
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宇都宮 和樹
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 林 由康
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 国際公開第2013/005805(WO, A1)
特開2005-176917(JP, A)
特開2009-178443(JP, A)
特開2006-130158(JP, A)
特開2014-004491(JP, A)
特許第2664934(JP, B2)
特開2000-342565(JP, A)
米国特許第05917882(US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14