

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第6274506号  
(P6274506)

(45) 発行日 平成30年2月7日 (2018.2.7)

(24) 登録日 平成30年1月19日 (2018.1.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/02 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/02 3 5 1 C

A 6 1 B 6/00 3 0 0 D

A 6 1 B 6/00 3 0 0 X

A 6 1 B 6/02 3 5 3 B

A 6 1 B 6/12

請求項の数 13 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2013-250596 (P2013-250596)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年12月3日 (2013.12.3)		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2015-107171 (P2015-107171A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成27年6月11日 (2015.6.11)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年11月21日 (2016.11.21)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(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	100140176
			弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

デバイスを挿入された被検体を第1撮影方向と第2撮影方向とから撮影する撮影部と、  
前記撮影部を駆動する駆動部と、  
前記撮影部による前記第1撮影方向に対応する第1撮影角度と前記第2撮影方向に対応する第2撮影角度とを含む撮影角度セットのデータを複数記憶する記憶部と、  
前記撮影部からの出力に基づいて、前記第1撮影方向に対応する第1画像データと前記第2撮影方向に対応する第2画像データとを発生する画像発生部と、  
前記第1画像データと前記第2画像データとに基づいて、前記デバイスの位置を特定する位置特定部と、  
前記位置特定部により特定された前記デバイスの複数の位置に基づいて、前記デバイスの進行方向を特定する進行方向特定部と、  
前記デバイスの進行方向に応じて、前記記憶部に記憶された前記複数の撮影角度セットから1つの撮影角度セットを選択する角度設定部と  
を具備することを特徴とするX線診断装置。

【請求項 2】

前記角度設定部は、前記デバイスの進行方向または前記デバイスの進行方向に沿う血管に略垂直な第1断面と、前記第1撮影方向および前記第2撮影方向を含む第2断面との成す角度を最小とする撮影角度セットを、前記複数の撮影角度セットから選択すること、  
を特徴とする請求項1記載のX線診断装置。

## 【請求項 3】

前記角度設定部は、前記デバイスの進行方向に沿う複数の分岐血管の平均血管方向に略垂直な第 1 断面と、前記第 1 撮影方向および前記第 2 撮影方向を含む第 2 断面との成す角度を最小とする撮影角度セットを、前記複数の撮影角度セットから選択すること、  
を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 4】

前記角度設定部は、

前記デバイスの進行方向に沿う複数の分岐血管の平均血管方向に略垂直な断面と、前記第 1 撮影方向および前記第 2 撮影方向を含む断面との成す角度である第 1 角度と、

前記複数の分岐血管のうち 2 つの分岐血管を含む断面と、前記第 1 撮影方向および前記第 2 撮影方向を含む断面との成す角度である第 2 角度と

に基づいて、前記複数の撮影角度セットから 1 つの撮影角度セットを選択すること、  
を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 5】

前記角度設定部は、前記第 1 角度の小さい順位に従って前記複数の撮影角度セットを絞り込み、前記絞り込まれた複数の撮影角度セットのうち、前記第 2 角度を最大とする撮影角度セットを選択すること、

を特徴とする請求項 4 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 6】

前記角度設定部は、前記第 2 角度の大きい順位に従って前記複数の撮影角度セットを絞り込み、前記絞り込まれた複数の撮影角度セットのうち、前記第 1 角度を最小とする撮影角度セットを選択すること、

を特徴とする請求項 4 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 7】

前記角度設定部は、

前記デバイスの進行方向に沿う複数の分岐血管の平均血管方向に略垂直な断面と、前記第 1 撮影方向および前記第 2 撮影方向を含む断面との成す角度である第 1 角度と、

前記複数の分岐血管のうち 2 つの分岐血管を含む断面に垂直な断面と、前記第 1 撮影方向および前記第 2 撮影方向を含む断面との成す角度である第 2 角度と

を加算した合計角度が最小になるための撮影角度セットを、前記複数の撮影角度セットから選択すること、

を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 8】

前記 2 つの分岐血管の分岐位置は、動脈瘤のネックの中心位置であり、

前記 2 つの分岐血管の一分岐血管は、前記分岐位置から前記動脈瘤のドームの中心に向かう血管であること、

を特徴とする請求項 4 乃至請求項 7 のいずれか一項に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 9】

ユーザ指示に従って、前記選択された撮影角度セットに対応する位置に前記撮影部を移動させるために、前記駆動部を制御する制御部

をさらに具備する請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 10】

前記撮影部は、前記第 1 撮影方向で撮影するための第 1 撮影系統と、前記第 2 撮影方向で撮影するための第 2 撮影系統とを含む、バイプレーン方式の撮影装置である、請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の X 線診断装置。

## 【請求項 11】

前記撮影部は、第 1 X 線焦点と第 2 X 線焦点とを有し、前記第 1 X 線焦点と前記第 2 X 線焦点とをそれぞれ切り替えながら発生された X 線を 1 つの X 線検出器で検出する、ステレオ管球方式の撮影装置である、請求項 1 乃至請求項 8 のいずれか一項に記載の X 線診断装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 1 2】

デバイスを挿入された被検体を第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とから撮影する撮影部と、  
前記撮影部を駆動する駆動部と、  
前記撮影部による撮影角度マップのテンプレートのデータを記憶する記憶部と、  
前記撮影部からの出力に基づいて、前記第 1 撮影方向に対応する第 1 画像データと前記  
第 2 撮影方向に対応する第 2 画像データとを発生する画像発生部と、  
前記第 1 画像データと前記第 2 画像データとに基づいて、前記デバイスの位置を特定す  
る位置特定部と、  
前記位置特定部により特定された前記デバイスの、異なる撮影時刻における複数の位置  
に基づいて、前記デバイスの進行方向を特定する進行方向特定部と、  
前記デバイスの進行方向または前記デバイスの進行方向に沿う血管方向と、前記第 1 撮  
影方向の角度と、前記第 2 撮影方向の角度とに応じた、色情報または濃淡情報を、前記テ  
ンプレートに書き込み表示する表示部と、  
を具備することを特徴とする X 線診断装置。

10

## 【請求項 1 3】

デバイスを挿入された被検体を第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とから撮影する撮影部と、  
前記撮影部を駆動する駆動部と、  
前記撮影部からの出力に基づいて、前記第 1 撮影方向に対応する第 1 画像データと前記  
第 2 撮影方向に対応する第 2 画像データとを発生する画像発生部と、  
前記第 1 画像データと前記第 2 画像データとに基づいて、前記デバイスの位置を特定す  
る位置特定部と、  
前記位置特定部により特定された前記デバイスの複数の位置に基づいて、前記デバイ  
スの進行方向を特定する進行方向特定部と、  
前記デバイスの進行方向に応じて、前記第 1 撮影方向に対応する第 1 撮影角度と前記第  
2 撮影方向に対応する第 2 撮影角度とを設定する角度設定部と  
を具備することを特徴とする X 線診断装置。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明の実施形態は、X 線診断装置に関する。

30

## 【背景技術】

## 【0002】

X 線診断装置は、被検体についての多くの情報を画像等により提供するものであり、疾  
病の診断、治療、及び手術計画等の医療行為において、重要な役割を果たしている。X 線  
診断装置には、例えば、バイプレーン X 線撮影装置やステレオ X 線撮影装置がある。これ  
らの装置は、同時に 2 方向から被検体を撮影出来るため、1 方向からしかできない X 線診  
断装置に比べて、様々な手技や治療等の医療行為に対応することができる。例えば、カテ  
ーテル治療において、バイプレーン X 線撮影装置またはステレオ X 線撮影装置でリアルタ  
イムに収集した被検体に関する画像から、カテーテルを再構成し、再構成されたカテーテ  
ル画像と 3 D 血管画像とを重ねて表示する 3 D ロードマップという技術がある。この技術  
により、ユーザはリアルタイムにカテーテルが血管内を進行する様子を見ることができ  
るため、高い精度での治療が期待できる。

40

## 【0003】

しかしながら、バイプレーン X 線撮影装置またはステレオ X 線撮影装置の 2 つの撮影方  
向のうち、一方の撮影方向とカテーテルの進行方向とが平行に近づくと、カテーテルの再  
構成画像の位置精度が悪化する危険性がある。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献 1】特開 2012 - 249960 号公報

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

目的は、カテーテル治療において、カテーテルの進行方向の変化が原因となる、提供画像の品質劣化を防ぐことのできるX線診断装置を提供すること。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本実施形態によるX線診断装置は、デバイスを挿入された被検体を第1撮影方向と第2撮影方向とから撮影する撮影部と、前記撮影部を駆動する駆動部と、前記撮影部による前記第1撮影方向に対応する第1撮影角度と前記第2撮影方向に対応する第2撮影角度とを含む撮影角度セットのデータを複数記憶する記憶部と、前記撮影部からの出力に基づいて、前記第1撮影方向に対応する第1画像データと前記第2撮影方向に対応する第2画像データとを発生する画像発生部と、前記第1画像データと前記第2画像データとに基づいて、前記デバイスの位置を特定する位置特定部と、前記位置特定部により特定された前記デバイスの複数の位置に基づいて、前記デバイスの進行方向を特定する進行方向特定部と、前記デバイスの進行方向に応じて、前記記憶部に記憶された前記複数の撮影角度セットから1つの撮影角度セットを選択する角度設定部と、を具備することを特徴とする。

## 【0007】

を具備することを特徴とする。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0008】

【図1】図1は、第1実施形態に係るバイプレーンX線撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図2は、観察方向と観察角度とを説明するための説明図である。

【図3】図3は、観察角度、撮影角度差、及び視差角度の関係の一例を示す図である。

【図4】図4は、カテーテルの進行方向と第1撮影方向と第2撮影方向との位置関係を示す図である。

【図5】図5は、血管断面と観察断面と比較角度とを説明するための説明図である。

【図6】図6は、第1実施形態に係るバイプレーンX線撮影装置による観察方向変更処理を説明するためのフローチャート図である。

【図7】図7は、第1実施形態の第1変形例に係るバイプレーンX線撮影装置の記憶部21が記憶する撮影角度マップのテンプレートの一例を示す図である。

【図8】図8は、第1実施形態の第1変形例に係るバイプレーンX線撮影装置における、撮影角度の設定方法を説明するための説明図である。

【図9】図9は、第1比較角度と第2比較角度とを説明するための説明図である。

【図10】図10は、血管に動脈瘤がある場合における血管方向を説明するための説明図である。

【図11】図11は、第2実施形態に係るステレオX線撮影装置の構成の一例を示す図であるブロック図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0009】

以下、図面を参照しながら第1及び第2実施形態に係るX線診断装置を説明する。本発明は、複数のX線管球を有するいずれの装置に対して適用が可能である。説明を簡単にするために、第1実施形態では、バイプレーンX線撮影装置を例に説明する。第2実施形態では、ステレオX線撮影装置を例に説明する。また、被検体にはカテーテル及びガイドワイヤ等の治療に用いられるデバイス（以下、単にカテーテルと呼ぶ）が挿入されているものとする。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

## 【0010】

（第1実施形態）

図 1 は第 1 実施形態に係るバイプレーン X 線撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。図 1 に示すように、本バイプレーン X 線撮影装置は、撮影装置 1 (撮影部 1) とデータ処理装置 2 とを有する。

【0011】

撮影装置 1 は、天板 10、寝台 11、高電圧発生部 19、及び複数の撮影系統を有する。

寝台 11 は、被検体が載置される天板 10 を移動可能に支持する。寝台 11 は、寝台駆動部 (図示しない) が、後述の撮影制御部 33 の制御に従って駆動されることにより、天板 10 を移動させる。

【0012】

複数の撮影系統は、例えば、正面系 (フロントル: F) の第 1 撮影系統と、側面系 (ラテラル: L) の第 2 撮影系統とで構成される。第 1 撮影系統は、X 線発生部 12 F、X 線検出部 13 F、C 形アーム 14 F、C 形アーム支持機構 15 F、及び C 形アーム駆動部 16 F を有する。第 2 撮影系統は、X 線発生部 12 L、X 線検出部 13 L、C 形アーム 14 L、C 形アーム支持機構 15 L、及び C 形アーム駆動部 16 L を有する。C 形アーム駆動部 16 F と C 形アーム駆動部 16 L とを併せて機構駆動部 16 と呼ぶ。

【0013】

C 形アーム 14 F は、その一端に X 線発生部 12 F を保持する。X 線発生部 12 F は、X 線を発生する真空管である。X 線発生部 12 F は、高電圧発生部 19 から的高電圧 (管電圧) の印加及び管電流の供給を受けて、X 線焦点から X 線を発生する。X 線発生部 12 F は、発生した X 線を放射するための放射窓を有する。X 線発生部 12 F の放射窓には、X 線絞り器が取り付けられる。X 線絞り器は、X 線検出部 13 F の検出面上の X 線照射野を調整することができる線錐制限器である。X 線絞り器により、X 線照射野が調整されることで、被検体への不要な被爆を低減できる。C 形アーム 14 F は、その他端に、X 線発生部 12 F と対向するように、X 線検出部 13 F を保持する。X 線検出部 13 F は、複数の X 線検出素子を有する。複数の X 線検出素子は、2 次元のアレイ状に配列される。2 次元のアレイ状の検出器は FPD (Flat Panel Display: 平面検出器) と呼ばれる。FPD の各素子は、X 線発生部 12 F から放射され被検体を透過した X 線を検出する。FPD の各素子は、検出した X 線強度に対応した電気信号を出力する。

【0014】

C 形アーム 14 F は、C 形アーム支持機構 15 F により、回転自在に支持される。C 形アーム支持機構 15 F は、C 形アーム 14 F を回転させるための複数の回転軸を有する。C 形アーム 14 F は、C 形アーム支持機構 15 F が有する C 形アーム駆動部 16 F が、撮影制御部 33 の制御に従って駆動されることにより、複数の回転軸まわりに回転される。以上の第 1 撮影系統の各構成要素の説明は、第 2 撮影系統においても同様である。正面系の第 1 撮影系統の C 形アーム支持機構は、例えば、C 形アーム 14 F を床置きされた機構で保持する床置き式である。一方、側面系の第 2 撮影系統の C 形アーム支持機構 15 L は、例えば、C 形アーム 15 L を天井から吊り下げて保持する天井吊り下げ式である。

【0015】

データ処理装置 2 は、入力部 20、記憶部 21、前処理部 22、画像発生部 23、画像処理部 24、位置特定部 25、進行方向特定部 26、観察方向決定部 27、位置ずれ補正部 28、画像合成部 29、表示制御部 30、表示部 31、システム制御部 32、及び撮影制御部 33 を有する。

【0016】

入力部 20 は、本バイプレーン X 線撮影装置に対して、ユーザによる指示情報を入力するための、インターフェースとして機能する。指示情報とは、例えば、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とに対する移動指示、撮影条件の設定指示、複数の観察方向、視差角度及び撮影角度差の登録指示等である。入力部 20 は、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを移動させるための操作コンソールを有する。操作コンソールは、ボタン、ハンドル、及びトラックボール等を有する。ユーザは、操作コンソールを操作することにより、これらを所望の撮

10

20

30

40

50

影位置に移動させることができる。また、入力部 20 は、観察方向を変更するための変更スイッチと、観察方向変更機能を ON にするための機能 ON スwitch と、OFF にするための機能 OFF スwitch とを有する。さらに、ユーザは、入力部 20 を介して、視差角度、撮影角度差、及び複数の観察方向を登録する。

#### 【0017】

図 2 は、撮影方向と観察角度とを説明するための説明図である。図 2 では、天板 10 の直交軸に沿った軸を X 軸、短軸に沿った軸を Y 軸、長軸に沿った軸を Z 軸とする。観察方向は、ユーザが被検体を読影したい方向を指す。観察方向に対応する観察角度は、X 軸と成す水平角度 と Y 軸と成す鉛直角度 とで表される。

#### 【0018】

図 3 は、観察角度、撮影角度差、及び視差角度の関係の一例を示す図である。第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とは、それぞれ第 1 撮影系統による撮影方向と第 2 撮影系統による撮影方向とに対応する。図 3 に示すように、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とにそれぞれ対応する第 1 撮影角度と第 2 撮影角度とは、所定の角度幅（撮影角度差）を有する。例えば、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とが直交するように、撮影角度差は略 90° になるように予め設定されている。なお、第 1 撮影角度と第 2 撮影角度とは、例えば、観察角度から等角の角度である。第 1 撮影方向と第 2 撮影方向と観察方向とは、予め設定された関係にある。例えば、手技の対象部位と、その部位の観察方向と、表示部 31 に表示する画像の上下とが設定されることで、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とが、自動的に設定される。この時、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とは、設定した画像の上下に直交し、観察方向を含む面上に設定される

右目視認方向と左目視認方向とは、表示部 31 から所定の距離離れた位置において、ユーザがそれぞれ右目と左目とで表示部 31 を視認する方向に対応する。ユーザは、右目で右目視認方向から被検体を、左目で左目視認方向から被検体を見ることで、被検体を観察方向から立体的に認識することができる。右目視認方向と左目視認方向と観察方向とは、予め設定された関係にある。例えば、図 3 に示すように、右目視認方向と左目視認方向とにそれぞれ対応する右目視認角度と左目視認角度とは、観察角度から等角の角度となり、所定の角度幅（視差角度）を有する。したがって、観察方向が登録されれば、自動的に右目視認方向と左目視認方向とが登録される。

#### 【0019】

複数の観察方向の登録方法には、例えば、以下の方法がある。1) ユーザは第 1 撮影角度あるいは第 2 撮影角度のどちらかを右目視認方向あるいは左目視認方向と指定できる。通常撮影角度はワーキングアングルとも呼ばれ、手技をするのに最も適した角度である。2) ユーザは、複数の観察方向を手動で登録する。この時、例えば、表示部 31 には、天板 10 上に載置された被検体のモデル画像が表示される。ユーザは、表示されたモデル画像上で、観察方向を登録できる。3) ユーザは、手技を行う部位を選択する。この場合、記憶部 21 には、複数の部位にそれぞれ対応する複数の観察方向セットのデータが記憶されている。観察方向セットは、予め部位に応じて登録された複数の観察方向に関するデータセットである。ユーザにより、手技を行う部位が選択されると、選択された部位に応じた観察方向セットが記憶部 21 から読み出される。そして、自動的に複数の観察方向が登録される。なお、ユーザは、手技を行う部位だけではなく、他の情報、例えば、被検体の年齢、被検体の体格、撮影姿勢、及び画像の上下方向等の情報を入力してもよい。この時、入力された情報に応じて、記憶部 21 から、観察方向セットが読み出される。なお、予め記憶部 21 に登録されている観察方向セットに含まれる複数の撮影方向は、入力部 20 を介して適宜変更が可能である。

#### 【0020】

記憶部 21 は、半導体記憶素子である Flash SSD (Solid State Disk) などの半導体記憶装置、HDD (Hard Disk Drive) 等である。記憶部 21 は、画像発生部 23 により発生された画像のデータ、画像処理部 24 により画像処理された画像に関するデータ、視差角度のデータ、撮影角度差のデータ、後述する

10

20

30

40

50

基準角度のデータ、及び複数の観察方向セットに関するデータを記憶する。記憶部 21 は、複数の観察方向セットのデータ各々を、対応する部位に関連付けて記憶する。また、記憶部 21 は、ユーザに現在の観察方向が、適切な観察方向ではない旨を通知するための警告メッセージのデータを記憶する。

#### 【0021】

前処理部 22 は、X 線検出部 13F から出力された電気信号に対して前処理を実行することにより、投影データを発生する。前処理には、例えば、電気信号の増幅処理、電気信号をデジタルデータに変化する A/D 変換処理、チャンネル間の感度不均一補正処理、X 線強吸収体、主に金属部による極端な信号強度の低下又は信号脱落を補正する処理等が含まれる。投影データは、チャンネル番号、検出素子列番号、及び撮影角度を表すデータに関連付けられて、記憶部 21 に記憶される。

10

#### 【0022】

画像発生部 23 は、前処理を実行された投影データに基づいて、X 線画像のデータを発生する。具体的には、画像発生部 23 は、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とにそれぞれ対応する第 1 透視画像と第 2 透視画像とを発生する。また、画像発生部 23 は、複数の撮影角度にそれぞれ対応する複数の X 線画像のデータを発生する。X 線画像とは、例えば、造影剤注入前の被検体に関する X 線画像及び造影剤注入後の被検体の X 線画像等である。造影剤注入前の被検体に関する X 線画像及び造影剤注入後の被検体の X 線画像は、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とのうち、一方の撮影系統で被検体の周囲を回転させながら撮影することにより発生される。画像発生部 23 により発生された画像を構成する各画素に割り付けられた画素値は、X 線の透過経路上の物質に関する X 線減弱係数に応じた値等である。

20

#### 【0023】

画像処理部 24 は、画像発生部 23 により発生された画像のデータに対して種々の画像処理を実行する。具体的には、画像処理部 24 は、造影剤注入前の X 線画像から、造影剤注入後で、かつ同一の撮影角度で撮影された X 線画像を引き算することにより、血管を強調した血管画像のデータを発生する。そして、画像処理部 24 は、複数の撮影角度にそれぞれ対応する複数の血管画像のデータに対して、3 次元再構成処理を実行することにより、3D 血管画像のデータを発生する。3D 血管画像のデータを取得するために、複数の血管画像のデータに対して実行する 3 次元再構成アルゴリズムには、例えば、フェルドkamp 再構成法等が用いられる。

30

#### 【0024】

画像処理部 24 は、3D 血管画像のデータに基づいて、右目用血管画像のデータと左目用血管画像のデータとを発生する。右目用血管画像のデータは、右目視認方向に対応する。同様に、左目用血管画像のデータは、左目視認方向に対応する。ここでは、3D 血管画像のデータは、本パイプライン X 線撮影装置で撮影された血管画像のデータに基づいて発生される。しかし、3D 血管画像のデータは、他のモダリティ、X 線 CT 装置及び MRI 装置で撮影され、予め記憶部 21 に記憶されていてもよい。

#### 【0025】

位置ずれ補正部 28 は、X 線 CT 装置及び MRI 装置で撮影された画像をあたかも第 1 撮影角度、第 2 撮影角度から撮影されたかのごとく投影し、それらの投影データと対応する撮影データとを比較し、X 線 CT 画像あるいは MRI 画像の位置ズレを補正する。補正処理は、例えば、相互相関法や位相限定相関法等が用いられる。また MRI 画像の場合 Mutual information (相互情報量) に基づいてあたかも X 線 CT 装置で撮影されたかのような情報に置き換えた上で投影処理を実行する。

40

#### 【0026】

また、画像処理部 24 は、カテーテル操作前の透視画像からカテーテル操作後の透視画像を引き算することにより、カテーテルの動きを抽出したカテーテル画像を発生する。なお、カテーテル操作前の透視画像は、複数の透視画像を加算平均したマスク画像であってもよい。画像処理部 24 は、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とにそれぞれ対応する第 1 カテーテル画像と第 2 カテーテル画像とに対して、3 次元再構成処理を実行することにより、

50

3Dカテーテル画像のデータを発生する。3Dカテーテル画像のデータを取得するために、複数のカテーテル画像のデータに対して実行する3次元再構成アルゴリズムには、例えば、幾何学的再構成法や、先験情報付きの逐次近似再構成が用いられる。先験情報は、信号の三次元的な連続性や体積などを用いる。なお、ここでは、カテーテルの全体を再構成する方法について説明したが、本発明は、それに限定されない。3Dカテーテル画像は、後述でカテーテルの進行方向を特定するために用いられる。つまり、カテーテルの進行方向を特定するにあたり、重要な部分はカテーテルの先端部分の画像である。そのため、画像処理部24は、カテーテル画像からカテーテルの先端を抽出し、先端のみを再構成する手法であってもよい。また、カテーテルの代わりにカテーテルの先端部に取り付けられたマーカー等をカテーテル画像から抽出し、マーカーのみを再構成する手法であってもよい。

10

【0027】

画像処理部24は、さらに3Dカテーテル画像に基づいて、右目用カテーテル画像のデータと左目用血管画像のデータとを発生する。右目用カテーテル画像のデータは、右目視認方向に対応する。同様に、左目用カテーテル画像のデータは、左目視認方向に対応する。

【0028】

第1カテーテル画像と第2カテーテル画像とに基づいて再構成されるカテーテルの先端部分の画像の精度は、カテーテルの進行方向に対する第1撮影方向及び第2撮影方向の位置関係により変化する。

【0029】

20

図4は、カテーテルの進行方向と第1撮影方向と第2撮影方向との位置関係を示す図である。図4では、カテーテルの進行方向に対して、撮影方向の異なる3つの例を示している。ここでは、第1撮影方向と第2撮影方向とは、互いに直交するように設定されているものとする。図4(a)では、カテーテルの進行方向に対して、第1撮影方向と第2撮影方向とが、ともに直交している例を示している。カテーテルの進行方向に対して、第1撮影方向と第2撮影方向とが、ともに直交しているため、第1カテーテル画像及び第2カテーテル画像から、カテーテルの位置を精度良く特定することができる。一方、図4(b)では、カテーテルの進行方向に対して、第2撮影方向は直交しているが、第1撮影方向は略平行である例を示している。カテーテルの進行方向に対して、第1撮影方向が略平行であるため、第1カテーテル画像から、カテーテルの位置を精度良く特定することは難しい。そのため、カテーテルの先端部分の再構成精度は、図4(b)の撮影方向よりも、図4(a)の撮影方向の精度が高い。また、図4(c)では、カテーテルの進行方向に対して、第1撮影方向と第2撮影方向とが、ともに平行していないが、第1撮影方向と第2撮影方向とが含まれる同一平面上にカテーテルの進行方向が含まれる。カテーテルの進行方向に対して、第1撮影方向及び第2撮影方向が平行ではないため、カテーテルの先端部分の再構成精度は、図4(b)の撮影方向よりも、図4(c)の撮影方向の方が高いが、図4(a)の撮影方向よりも低い。

30

【0030】

したがって、カテーテル先端部分の再構成精度を維持するためには、カテーテルの進行方向に対して、第1撮影方向と第2撮影方向とが、ともに直交または直交に近い角度を維持する必要がある。

40

【0031】

位置特定部25は、画像処理部24により発生された3Dカテーテル画像のデータに基づいて、カテーテルの位置を特定する。

【0032】

進行方向特定部26は、位置特定部25により特定された撮影時刻の異なるカテーテルの位置に基づいて、カテーテルの進行方向を特定する。

【0033】

観察方向決定部27(角度決定部27とも呼ぶ。)は、進行方向特定部26により特定されたカテーテルの進行方向に血管をトラッキングすることにより、進行方向に沿った血

50



管の向きを特定する。そして、血管の向きに応じて、複数の観察方向から、一観察方向を選択する。具体的には、観察方向決定部 27 は、血管に沿った方向に垂直な断面（以下、血管断面と呼ぶ）を特定する。また、観察方向決定部 27 は、第 1 撮影系統の X 線焦点と X 線検出部 13F の検出面の中心点とを結んだ直線と、第 2 撮影系統の X 線焦点と X 線検出部 13L の検出面の中心点とを結んだ直線とを含む断面（以下、観察断面と呼ぶ）を特定する。そして、観察方向決定部 27 は、血管断面と観察断面とが成す角（以下、比較角度）を特定する。比較角度が  $0^\circ$  の場合は、カテーテルの進行方向に沿った血管の向きに対して、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とが略垂直な状態であることを示す。一方、比較角度が  $90^\circ$  の場合は、カテーテルの進行方向に沿った血管の向きが、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とで構成される観察断面と略平行な状態であることを示す。

10

#### 【0034】

図 5 は、血管断面と観察断面と比較角度とを説明するための説明図である。図 4 は、血管中を、カテーテルが進行している様子を図に示している。説明を簡単にするために、観察断面は、XY 平面に平行とした。また、基準角度は  $45^\circ$  とする。基準角度は閾値として機能し、観察方向決定部 27 は、比較角度が基準角度を超えるとカテーテルの位置を精度良く同定できなくなると判定する。図 5 (a) は、撮影時刻 t2 時、図 5 (b) は、撮影時刻 t3 時におけるカテーテルの位置を示している。図 5 (a) に示すように、撮影時刻 t1 におけるカテーテルの位置 P1 と撮影時刻 t2 におけるカテーテルの位置 P2 とに基づいて、進行方向特定部 26 により、カテーテルの進行方向が特定される。そして、観察方向決定部 27 により、カテーテルの進行方向に血管をトラッキングされ、血管断面が特定される。観察断面と血管断面とに基づいて、観察方向決定部 27 により、比較角度 2 が  $30^\circ$  と特定される。比較角度 2 が基準角度よりも小さいため、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とは、それぞれ現在の撮影角度を維持する。一方、図 5 (b) では、観察方向決定部 27 により、比較角度 3 が  $80^\circ$  と特定される。比較角度 3 が基準角度よりも大きくなると、観察方向決定部 27 は、比較角度が基準角度よりも大きくなったことを通知する信号を表示制御部 30 に対して出力する。また、観察方向決定部 27 は、複数の観察方向にそれぞれ対応する比較角度を特定する。そして、観察方向決定部 27 は、複数の観察方向から、比較角度が最も小さくなる観察方向を選択する。なお、観察方向決定部 27 は、血管の向きではなく、カテーテルの進行方向を用いて上述の処理を実行してもよい。この時、観察方向決定部 27 は、血管断面に代わり、カテーテルの進行方向に垂直な断面（以下、進行断面と呼ぶ）を特定する。そして、比較角度は、進行断面と観察断面とが成す角とする。

20

30

#### 【0035】

画像合成部 29 は、右目用血管画像のデータと右目用カテーテル画像とを合成して右目用合成画像のデータを発生する。同様に、左目用血管画像のデータと左目用透視画像のデータとを合成して左目用合成画像のデータを発生する。

#### 【0036】

表示制御部 30 は、所定の位置にいるユーザに関して、その右目に右目用合成画像だけが、左目に左目用合成画像だけが見えるように、右目用合成画像と左目用合成画像とを表示部 31 に表示する。具体的には、表示制御部 30 は、右目用画像と左目用画像とを、それぞれ縦に帯状に分割した映像信号を表示部 31 に送信する。表示部 31 は、縦に帯状に分割された左目用画像と右目用画像とを交互になるように並べて表示する。表示部 31 は、表示面上にレンチキュラーレンズを有する。レンチキュラーレンズは、ユーザの見位置により、視線の届く位置を変化させるレンズである。したがって、ユーザが表示部 31 を視認する位置を調整するか、または、表示部 31 の配置を調整されることにより、ユーザは、その右目には右目用画像が、左目には左目用画像だけが見える状態となる。

40

#### 【0037】

なお、表示制御部 30 及び表示部 31 による、上記 2 枚の画像の表示方法は、ユーザの一方の目に一方の画像が、他方の目に他方の画像が見える状態とすることができるのであれば、上述の方法に限定されない。そして、表示制御部 30 及び表示部 31 による 2 枚の

50

画像の表示方法は、画像立体視の方法で用いられる表示方法のいずれも適用が可能である。

【 0 0 3 8 】

例えば、眼鏡式のフレーム・シーケンシャル方式において、表示制御部 3 0 は、1 フレーム同期期間内で、左目用画像に対応する左目用画像信号の後に右目用画像に対応する右目用画像信号を表示部 3 1 に送信する。表示制御部 3 0 による上述の映像信号の送信処理は、特定の周期毎に繰り返し実行される。表示部 3 1 は、表示制御部 3 0 から繰り返し送信された左目用画像信号と右目用画像信号に基づいて、特定の周期毎に画像を切り替えて表示する。一方、ユーザは、液晶シャッター眼鏡を着用して表示部 3 1 を視認する。液晶シャッターは、表示部 3 1 による画像の切り替え表示処理と同期して、左右の視界を交互に遮蔽する。眼鏡のシャッターが 2 つの画像と完全に同期して開閉することにより、右目には右目用画像が、左目には左目用画像だけが見える状態となる。

10

【 0 0 3 9 】

また、表示制御部 3 0 は、観察方向決定部 2 7 から出力された比較角度が基準角度よりも大きくなったことを通知する信号を受信したのを契機に、記憶部 2 1 から警告メッセージのデータを読み出し、表示部 3 1 に表示する。

【 0 0 4 0 】

システム制御部 3 2 は、CPU (Central Processing Unit) とメモリ回路等を有する。システム制御部 3 2 は、入力部 2 0 から入力された情報を受け取り、一時的にメモリ回路に入力情報を記憶する。そして、システム制御部 3 2 は、この入力情報に基づいて本バイプレーン X 線撮影装置の各部を制御する。例えば、システム制御部 3 2 は、入力部 2 0 の機能 ON スイッチが押されたのを契機に、後述の観察方向変更機能を ON にし、機能 OFF スイッチが押されたのを契機に、観察方向変更機能を OFF にするために、各部を制御する。

20

【 0 0 4 1 】

撮影制御部 3 3 は、入力部 2 0 を介したユーザ指示により設定された撮影条件のデータに基づいて、高電圧発生部 1 9、X 線検出部 1 3、及び各駆動部を制御することにより、撮影動作を実行する。また、その撮影動作に同期して、記憶部 2 1、画像発生部 2 3、及び画像処理部 2 4 等の各動作を制御する。また、撮影制御部 3 3 は、ユーザにより入力部 2 0 の変更スイッチが押されたのを契機に、観察方向決定部 2 7 により選択された観察方向に対応する撮影位置に、それぞれ第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを移動させるために、各駆動部を制御する。なお、撮影制御部 3 3 は、選択された観察方向に対応する撮影位置に、観察方向の選択処理が実行された後、自動的に第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とをそれぞれ移動させてもよい。

30

【 0 0 4 2 】

( 観察方向変更機能 )

観察方向変更機能は、比較角度が、基準角度よりも大きくなった場合に実行される機能である。観察方向変更機能では、表示部 3 1 に警告メッセージが表示されるとともに、予め登録されていた複数の観察方向から、比較角度が最も小さくなる観察方向が選択される。そして、ユーザにより変更スイッチが押されたのを契機に、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とが、選択された観察方向に対応する撮影位置にそれぞれ移動される。以下、観察方向変更機能に係る処理 (以下、観察方向変更処理と呼ぶ) についてフローチャートを参照して説明する。

40

【 0 0 4 3 】

図 6 は、第 1 実施形態に係るバイプレーン X 線撮影装置による観察方向変更処理を説明するためのフローチャート図である。なお、説明を簡単にするために、観察方向変更機能は ON の状態であるものとする。

【 0 0 4 4 】

( ステップ S 1 1 : 3 D 血管画像の取得 )

画像発生部 2 3 と画像処理部 2 4 とにより、3 D 血管画像のデータが取得される。

50

## 【 0 0 4 5 】

( ステップ S 1 2 : 複数の観察方向を登録 )

入力部 2 0 を介したユーザ指示に従って、複数の観察方向が登録される。

## 【 0 0 4 6 】

( ステップ S 1 3 : X 線透視を開始 )

カテーテルを挿入された被検体に対して、X 線透視が開始される。

## 【 0 0 4 7 】

( ステップ S 1 4 : 比較角度を特定 )

X 線透視が開始されると、観察方向決定部 2 7 により比較角度が特定される。

## 【 0 0 4 8 】

( ステップ S 1 5 : 比較角度を基準角度と比較 )

観察方向決定部 2 7 により、基準角度に対して、比較角度が比較される。その結果、比較角度が基準角度以下の場合において、処理がステップ S 1 9 に移行される。一方、比較角度が基準角度よりも大きい場合において、処理がステップ S 1 6 に移行される。

## 【 0 0 4 9 】

( ステップ S 1 6 : 警告メッセージを表示するとともに変更する観察方向を決定 )

表示制御部 3 0 により、記憶部 2 1 から警告メッセージのデータが読み出され、表示部 3 1 に表示される。また、予め登録されていた複数の観察方向から比較角度が最も小さくなる観察方向が観察方向決定部により選択される。

## 【 0 0 5 0 】

( ステップ S 1 7 : 観察方向の変更を受け付け )

ユーザにより、入力部 2 0 の変更スイッチが押されたかがシステム制御部 3 2 により監視される。変更スイッチが押された場合は、処理がステップ S 1 8 に移行される。変更スイッチが押されない場合は、処理がステップ S 1 9 に移行される。

## 【 0 0 5 1 】

( ステップ S 1 8 : 観察方向を変更 )

撮影制御部 3 3 により、各駆動部が駆動され、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とが、ステップ S 1 6 で選択された観察方向に対応する撮影位置にそれぞれ移動される。

## 【 0 0 5 2 】

( ステップ S 1 9 : 機能 OFF スwitchの入力を受け付け )

ユーザにより、入力部 2 0 の機能 OFF スwitchが押されたかがシステム制御部 3 2 により監視される。機能 OFF スwitchが押された場合は、観察方向変更処理が終了される。機能 OFF スwitchが押されない場合、観察方向処理が継続して行われるため、ステップ S 1 4 に処理が移行される。

## 【 0 0 5 3 】

以上に述べた観察方向変更機能を有する第 1 実施形態に係るバイブレーション X 線撮影装置によれば、以下の効果を得ることができる。

第 1 実施形態に係るバイブレーション X 線撮影装置は、カテーテル治療中に、カテーテルの進行方向に沿った血管の向きに垂直な断面 ( 血管断面 ) と、第 1 撮影方向と第 2 撮影方向とを含む断面 ( 観察断面 ) とが成す角 ( 比較角度 ) を特定することができる。比較角度が基準角度より大きくなると、カテーテルの進行方向に沿った血管の向きが、観察断面と略平行な状態に近づいていくため、カテーテルが血管内を進行した場合に、カテーテルの再構成精度が悪化する危険性がある。そのため、観察方向変更機能では、比較角度が基準角度より大きくなると、観察方向が適切でない旨をユーザに通知するための警告メッセージを表示することができる。さらに、予め登録されていた複数の観察方向から、比較角度が最も小さくなる観察方向を選択することができる。そして、ユーザにより変更スイッチが押されたのを契機に、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを、選択した観察方向に対応する撮影位置にそれぞれ移動させることができる。

## 【 0 0 5 4 】

したがって、第 1 実施形態に係るバイブレーション X 線撮影装置は、カテーテルの進行方向

10

20

30

40

50

に沿った血管の向きに応じて、第1撮影システムと第2撮影システムとを移動させることができる。そのため、カテーテル治療において、カテーテルの進行方向の変化が原因となる、提供画像の品質劣化の危険性を抑制することができる。

【0055】

(第1変形例)

次に、第1実施形態の第1変形例に係るバイブレーションX線撮影装置について、第1実施形態との差異を中心に説明する。

【0056】

第1実施形態では、予め登録された複数の観察方向から、カテーテルの進行方向に応じて、自動的に観察方向を選択していた。一方、第1変形例では、カテーテルの進行方向に  
10 応じて、ユーザが第1撮影角度と第2撮影角度とを選択する。

【0057】

記憶部21は、撮影角度マップのテンプレートデータを記憶する。

【0058】

図7は、第1実施形態の第1変形例に係るバイブレーションX線撮影装置の記憶部21が記憶する撮影角度マップのテンプレートの一例を示す図である。図7に示した撮影角度マップはRAO/LAO方向を横軸、CRA/CAUを縦軸とした、2次元のマップである。図7に示した撮影角度マップにおいて、ユーザが指定できる撮影方向は、撮影方向1から撮影方向49までの49つある。例えば、撮影方向1は、LAOが90°、CAUが90°  
20 であることを示している。

【0059】

観察方向決定部27は、比較角度が基準角度よりも大きくなると、表示制御部30に対して、比較角度が基準角度よりも大きくなったことを通知する信号を出力する。また、カテーテルの進行方向に対する、複数の第1撮影方向各々の角度を計算する。複数の第1撮影方向は、予め設定されている。複数の第1撮影方向は、例えば、図7に示した撮影角度マップのように、テンプレートで指定されている。そして、計算した角度に応じて、複数の第1撮影方向のそれぞれに適性度を割り当てる。また、観察方向決定部27は、複数の第2撮影方向のそれぞれに対するカテーテルの進行方向に沿った血管の向きの角度と第1撮影方向の角度とを計算する。そして、計算したカテーテルの進行方向に沿った血管の角度と第1撮影方向の角度とに応じて、複数の第2撮影方向のそれぞれに適性度を割り当てる。  
30

【0060】

表示制御部30は、撮影角度の適性度に応じた色情報、または濃淡情報を、撮影角度マップのテンプレート上に書き込み、表示部31に表示させる。

【0061】

図8は、第1実施形態の第1変形例に係るバイブレーションX線撮影装置における、撮影角度の設定方法を説明するための説明図である。図8(a)と図8(b)とは、それぞれ表示画面を示している。図8(a)は、比較角度が基準角度よりも大きくなった場合において、最初に表示される画面を示した図である。第1撮影角度をユーザが選択するための第1撮影角度マップと第2撮影角度をユーザが選択するための第2撮影角度マップと、撮影  
40 角度の適性度に応じたカラーバーとが表示されている。第1撮影角度マップと第2撮影角度マップとは、表示制御部30により、撮影角度の適性度に応じた濃淡情報が表示されている。まず、ユーザは、図8(a)で表示された第1撮影角度マップから、第1撮影角度を選択する。選択は、例えば、入力部20を介したクリック操作等により可能である。第1撮影角度がユーザにより選択されると、表示される画面が図8(b)のように更新される。図8(b)では、第1撮影角度マップ上に、ユーザが選択した第1撮影方向が示されている。また、第2撮影角度マップの表示態様が変化している。これは、ユーザにより第1撮影方向が選択されると、観察方向決定部27は、カテーテルの進行方向と第1撮影方向とに基づいて、複数の第2撮影方向のそれぞれに適性度を割り当て直すからである。したがって、図8(b)における第2撮影角度マップで表示されている適性度の高い撮影  
50

方向のエリアは、図 8 ( a ) における第 2 撮影角度マップで表示されている適性度の高い撮影方向のエリアから選ばれたエリアである。

【 0 0 6 2 】

撮影制御部 3 3 は、ユーザにより入力部 2 0 の変更スイッチが押されたのを契機に、観察方向決定部 2 7 により選択された観察方向に対応する撮影位置に、それぞれ第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを移動させるために、各駆動部を制御する。また、表示部 3 1 に表示された撮影角度マップ上で、第 1 撮影角度と第 2 撮影角度とを、ユーザ指定したのを契機に、自動的に第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを移動させてもよい。

【 0 0 6 3 】

以上に述べた観察方向変更機能を有する第 1 実施形態の第 1 変形例に係るバイプレーン X 線撮影装置によれば、以下の効果を得ることができる。

10

第 1 実施形態の第 1 変形例に係るバイプレーン X 線撮影装置は、比較角度が基準角度よりも大きくなると、撮影角度の適性度に応じて色情報、または濃淡情報を書き込んだ撮影角度マップを表示することができる。ユーザは、カテーテルの進行方向、または、選択した一方の撮影角度に応じて、更新される撮影角度マップを視認し、撮影角度マップ上を指定することにより、第 1 撮影角度と第 2 撮影角度とを手動で設定することができる。そのため、カテーテル治療において、カテーテルの進行方向の変化が原因となる、提供画像の品質劣化の危険性を抑制することができる。

【 0 0 6 4 】

( 第 2 変形例 )

20

次に、第 1 実施形態の第 2 変形例に係るバイプレーン X 線撮影装置について、第 1 実施形態及び第 1 実施形態の第 1 変形例からの差異を中心に説明する。

【 0 0 6 5 】

第 1 実施形態及び第 1 実施形態の第 1 変形例では、カテーテルの進行方向に沿った血管の向きを特定していた。したがって、第 1 実施形態及び第 1 実施形態の第 1 変形例では、カテーテルの進行方向で血管が分岐している場合を想定していない。第 2 変形例では、カテーテルの進行方向に沿った血管が分岐している場合のバイプレーン X 線撮影装置における処理について説明する。

【 0 0 6 6 】

観察方向決定部 2 7 は、進行方向特定部 2 6 により特定されたカテーテルの進行方向に血管の分岐がある場合に、分岐された複数の血管にそれぞれ対応する複数の血管方向を特定し、それらを平均することにより平均血管方向を特定する。なお、平均血管方向は、分岐された複数の血管のうち、2 つの血管の血管方向に基づいて特定されてもよい。第 1 実施形態では、血管方向に略垂直な断面を血管断面としていたが、実施形態の第 2 変形例では、血管断面を、平均血管方向に略垂直な断面とする。また、第 2 変形例に係る観察方向決定部 2 7 は、複数の血管のうち、2 つの血管を選択する。そして、選択した 2 つの血管を含む断面 ( 以下、血管スライス面と呼ぶ ) を特定する。複数の血管から 2 つの血管を選択する方法としては、例えば、複数の血管のうち、血管が太い順に 2 つの血管を自動的に選択してもよいし、ユーザ指示に従って選択されてもよい。観察方向決定部 2 7 は、平均血管断面と血管スライス面とに基づいて、第 1 比較角度と第 2 比較角度とを特定する。第 1 比較角度は、観察断面と血管断面とが成す角度である。一方、第 2 比較角度は、観察断面と血管スライス面とが成す角度である。観察方向決定部 2 7 は、複数の撮影方向から、第 1 比較角度が小さく、且つ、第 2 比較角度が大きくなる撮影方向を選択する。また、予め第 1 比較角度と第 2 比較角度とに優先度が設定されていてもよい。例えば、第 1 比較角度を優先する場合、観察方向決定部 2 7 は、複数の撮影方向から、第 1 比較角度が最も小さくなる撮影方向を選択する。そして、第 1 比較角度が最も小さくなる撮影方向が複数ある場合、観察方向決定部 2 7 は、第 1 比較角度が最も小さくなる複数の撮影方向から、第 2 比較角度が最も大きくなる撮影方向を選択する。また、第 2 比較角度を優先する場合、観察方向決定部 2 7 は、複数の撮影方向から、第 2 比較角度が最も大きくなる撮影方向を選択する。そして、第 2 比較角度が最も大きくなる撮影方向が複数ある場合、観察方向決

30

40

50

定部 27 は、第 2 比較角度が最も大きくなる複数の撮影方向から、第 1 比較角度が最も小さくなる撮影方向を選択する。さらに、観察方向決定部 27 は、予め設定された方法に従って、複数の撮影方向から一撮影方向を選択してもよい。例えば、観察方向決定部 27 は、複数の撮影方向から、第 1 比較角度の小さい順に応じて、3 つの撮影方向を選択し、選択した 3 つの撮影方向から第 2 比較角度が最も大きくなる撮影方向を選択する。

【0067】

図 9 は、第 1 比較角度と第 2 比較角度とを説明するための説明図である。図 9 では、説明を簡単にするため、2 分岐の血管を例にする。図 9 (a) は、第 1 比較角度を説明するための説明図である。観察方向決定部 27 は、カテーテルの進行方向に沿った血管をトラッキングすることにより、第 1 血管方向と第 2 血管方向とを特定する。そして、第 1 血管方向と第 2 血管方向とを平均することにより、平均血管方向を特定する。そして、平均血管方向に直交する血管断面を特定する。そして、観察方向決定部 27 は、複数の撮影方向のうち、一撮影方向に対応する観察断面が血管顔面と成す第 1 比較角度を特定する。図 9 (b) は、第 2 比較角度を説明する説明図である。観察方向決定部 27 は、カテーテルの進行方向に沿った血管をトラッキングすることにより、第 1 血管方向と第 2 血管方向とを特定する。そして、第 1 血管方向と第 2 血管方向とを含む血管スライス面を特定する。そして、観察方向決定部 27 は、複数の撮影方向のうち、一撮影方向に対応する観察断面が血管スライス面と成す第 2 比較角度を特定する。

【0068】

なお、第 2 比較角度は、観察断面に対して血管スライス面の垂直な面が成す角度とした場合において、観察方向決定部 27 は、第 1 比較角度と第 2 比較角度とを加算した合計角度が最も小さくなる撮影方向を複数の撮影方向から選択するようにしてもよい。

【0069】

なお、第 2 変形例では、カテーテルの進行方向に沿った血管が分岐している場合を対象としたバイプレーン X 線撮影装置による処理を説明したが、血管が部分的に変形したり、部分的に膨らんだりした場合においても、同様の処理が可能である。

【0070】

図 10 は、血管に動脈瘤がある場合における血管方向を説明するための説明図である。図 10 に示すように、カテーテルの進行方向に沿った血管をトラッキングすることにより、動脈瘤のネックを特定する。そして、動脈瘤のネックを分岐とし、動脈瘤のネックからドームの中心への方向を第 1 血管方向として特定する。また、動脈瘤のネックから血管に沿った方向を第 2 血管方向として特定する。

【0071】

以上に述べた観察方向変更機能を有する第 1 実施形態の第 2 変形例に係るバイプレーン X 線撮影装置によれば、以下の効果を得ることができる。

第 1 実施形態の第 2 変形例に係るバイプレーン X 線撮影装置は、カテーテルの進行方向に血管の分岐の有無を特定することができる。血管に分岐がある場合において、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを、カテーテルが、どの血管に進行した場合においても、カテーテルの先端部分の再構成精度を維持するための位置に、それぞれ移動させることができる。すなわち、カテーテル治療において、カテーテルの進行方向の変化が原因となる、提供画像の品質劣化の危険性を抑制することができる。

【0072】

(第 2 実施形態)

第 2 実施形態は、ステレオ X 線撮影装置である。第 1 実施形態は、バイプレーン X 線撮影装置であったため、第 1 撮影系統の撮影方向と第 2 撮影系統の撮影方向とが独立に制御することができた。一方、第 2 実施形態はステレオ X 線撮影装置である。ステレオ X 線撮影装置は、第 1 撮影系統と第 2 撮影系統とを、同一の C 形アーム 14 に備える。したがって、第 1 撮影系統の撮影方向と第 2 撮影系統の撮影方向とを独立に変更することができない。以下、第 1 実施形態のバイプレーン X 線撮影装置との差異を中心に第 2 実施形態に係るステレオ X 線撮影装置を説明する。

## 【 0 0 7 3 】

図 1 1 は、第 2 実施形態に係るステレオ X 線撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。本ステレオ X 線撮影装置は、同一の C 形アーム 1 4 に、第 1 X 線発生部 1 2 F と第 2 X 線発生部 1 2 L とを有する。撮影制御部 3 3 は、第 1 X 線発生部 1 2 F と第 2 X 線発生部 1 2 L とを切り替えながら、X 線が第 1 X 線発生部 1 2 F と第 2 X 線発生部 1 2 L とから発生されるように、高電圧発生部 1 9 を制御する。第 1 X 線発生部 1 2 F と第 2 X 線発生部 1 2 L とから発生された X 線は、同一の X 線検出部 1 3 により検出される。したがって、第 2 実施形態において、第 1 撮影系統は第 1 X 線発生部 1 2 F と X 線検出部、第 2 撮影系統は、第 2 X 線発生部 1 2 L と X 線検出部とで構成される。

## 【 0 0 7 4 】

画像発生部 2 3 は、第 1 X 線発生部 1 2 F と第 2 X 線発生部 1 2 L とにそれぞれ対応する第 1 透視画像と第 2 透視画像とを発生する。また、画像発生部 2 3 は、造影剤注入前後の被検体に関する複数の撮影角度にそれぞれ対応する複数の X 線画像のデータを発生する。複数の撮影角度にそれぞれ対応する複数の X 線画像のデータは、撮影制御部 3 3 により、C 形アーム 1 4 を被検体の周囲を回転させながら、一方の X 線発生部から X 線が発生されるように高電圧発生部 1 9 が制御されることにより、収集される。

## 【 0 0 7 5 】

記憶部 2 1 は、C 形アーム 1 4 の現在位置が適切でない旨をユーザに通知するための警告メッセージのデータ、及び、C 形アーム 1 4 に関する複数の回転角度のデータを記憶する。

## 【 0 0 7 6 】

回転方向決定部 3 4 は、比較角度が基準角度よりも大きくなったのを契機に、比較角度が基準角度よりも大きくなったことを通知する信号を表示制御部 3 0 に出力する。また、複数の回転角度にそれぞれ対応する比較角度を特定する。そして、回転方向決定部 3 4 は、複数の回転角度から、比較角度が最も小さくなる回転角度を選択する。

## 【 0 0 7 7 】

表示制御部 3 0 は、回転方向決定部 3 4 から出力された比較角度が基準角度よりも大きくなったことを通知する信号を受信したのを契機に、記憶部 2 1 から警告メッセージのデータを読み出し、表示部 3 1 に表示する。

## 【 0 0 7 8 】

撮影制御部 3 3 は、ユーザにより入力部 2 0 の変更スイッチが押されたのを契機に、回転方向決定部 3 4 により選択された回転角度に C 形アーム 1 4 を移動させるために、各駆動部を制御する。

## 【 0 0 7 9 】

なお第 1 実施形態では撮影方向と観察角度とは必要によって独立して設定することができた。本実施形態でも独立して設定しても良い。しかし、例えば第 1 撮影方向と第 2 撮影方向をそれぞれ右目視認方向と左目視認方向、あるいは逆に左目視認方向と右目視認方向と一致させることにより、3 D カテーテル画像を再構成しなくとも、撮影方向の異なるカテーテルの動きを抽出したカテーテル画像を右目視認方向と左目視認方向と使用することができる。

## 【 0 0 8 0 】

以上に述べた観察方向変更機能を有する第 2 実施形態に係るステレオ X 線撮影装置によれば、以下の効果を得ることができる。

第 2 実施形態に係るステレオ X 線撮影装置は、比較角度が基準角度より大きくなると、C 形アーム 1 4 の現在位置が適切でない旨をユーザに通知するための警告メッセージを表示することができる。さらに、予め登録されていた複数の回転角度から、比較角度が最も小さくなる回転角度を選択することができる。そして、ユーザにより変更スイッチが押されたのを契機に、第 1 X 線発生部 1 2 F、第 2 X 線発生部 1 2 L、及び X 線検出部 1 3 を備える C 形アーム 1 4 を、選択した回転角度に対応する撮影位置に移動させることができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 1 】

したがって、第2実施形態に係るステレオX線撮影装置は、カテーテルの進行方向に沿った血管の向きに応じて、C形アーム14をカテーテルの再構成画像の精度を維持するための位置に移動させることができる。すなわち、カテーテル治療において、カテーテルの進行方向の変化が原因となる、提供画像の品質劣化の危険性を抑制することができる。

## 【 0 0 8 2 】

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、発明の趣旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や趣旨に含められると同様に、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もの

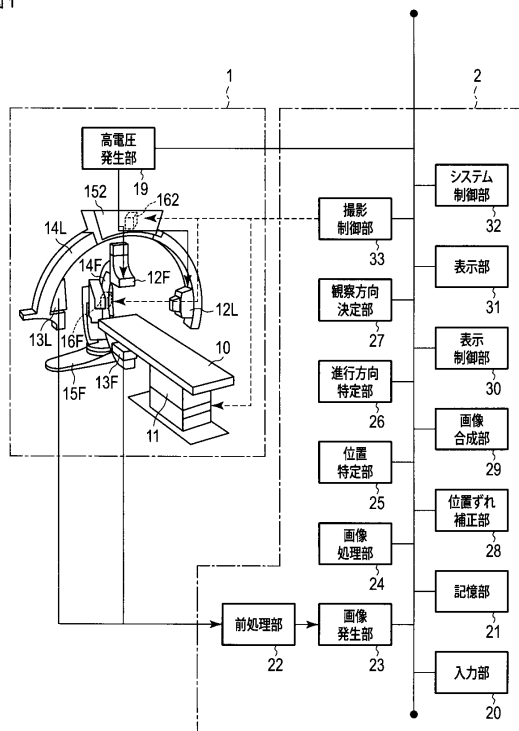
## 【符号の説明】

## 【 0 0 8 3 】

1 ... 撮影装置（撮影部）、2 ... データ処理装置、10 ... 天板、11 ... 寝台、12F ... X線発生部、12L ... X線発生部、13F ... X線検出部、13L ... X線検出部、14F ... C形アーム、14L ... C形アーム、15F ... C形アーム支持機構、15L ... C形アーム支持機構、16F ... C形アーム駆動部、16L ... C形アーム駆動部、19 ... 高電圧発生部、20 ... 入力部、21 ... 記憶部、22 ... 前処理部、23 ... 画像発生部、24 ... 画像処理部、25 ... 位置特定部、26 ... 進行方向特定部、27 ... 観察方向決定部（角度決定部）、28 ... 位置ずれ補正部、29 ... 画像合成部、30 ... 表示制御部、31 ... 表示部、32 ... システム制御部、33 ... 撮影制御部、34 ... 回転角度決定部

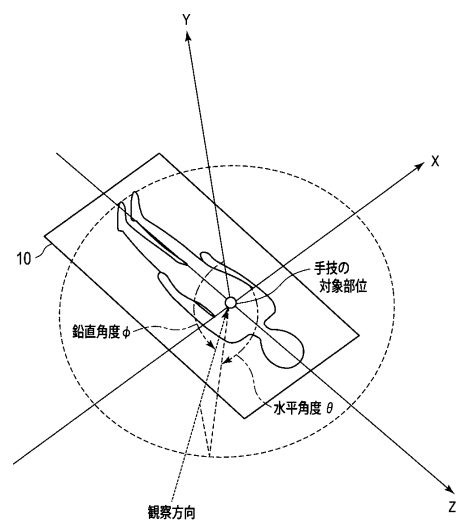
【 図 1 】

図 1



【 図 2 】

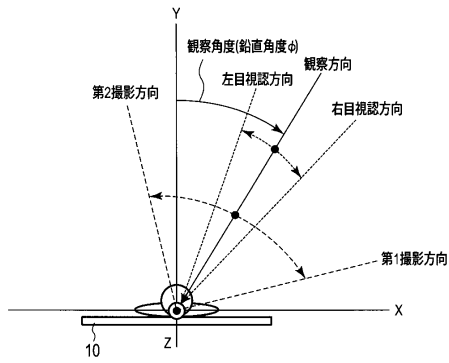
図 2





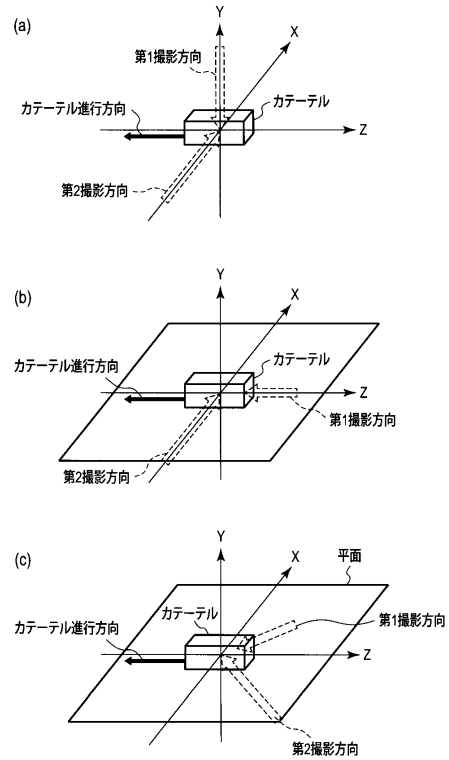
【図 3】

図 3



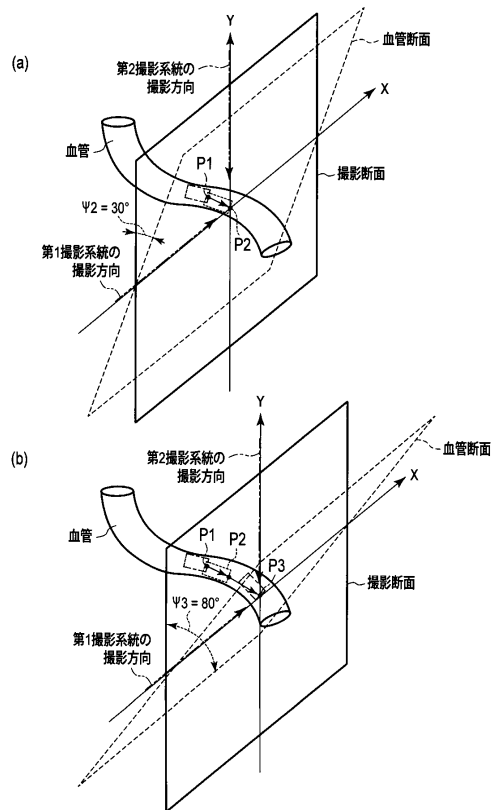
【図 4】

図 4



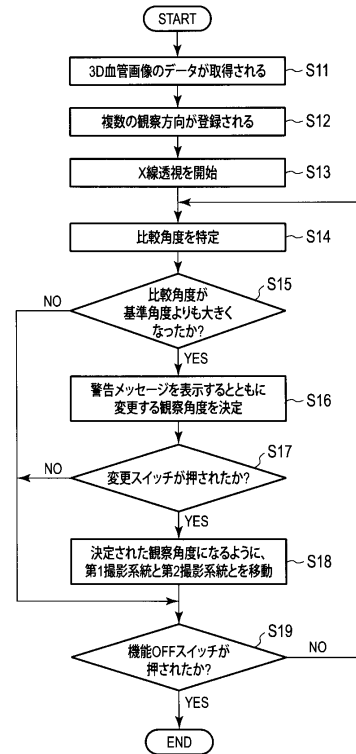
【図 5】

図 5



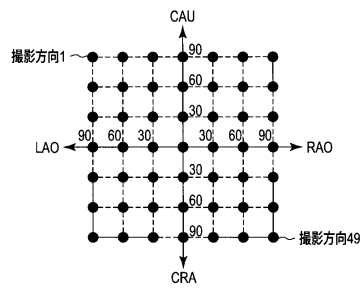
【図 6】

図 6



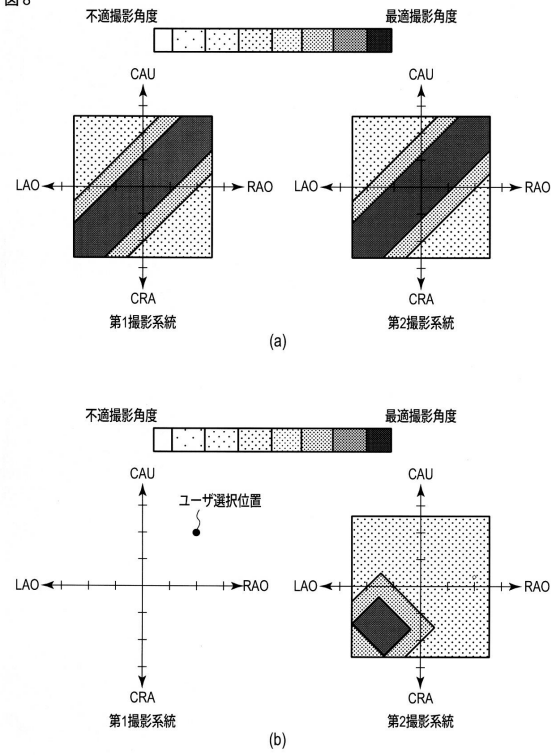
【圖 7】

图 7



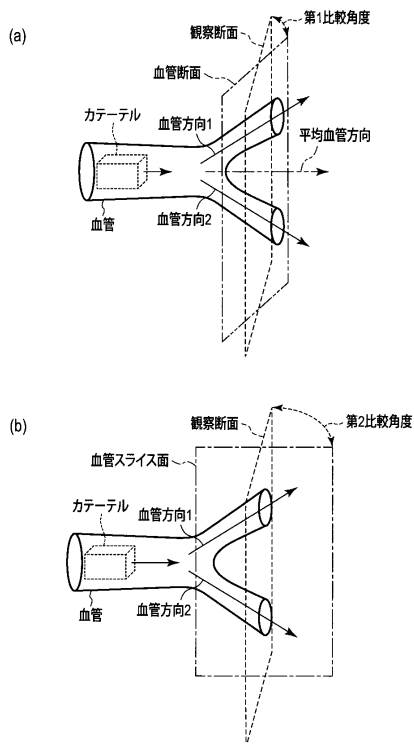
【圖 8】

图 8



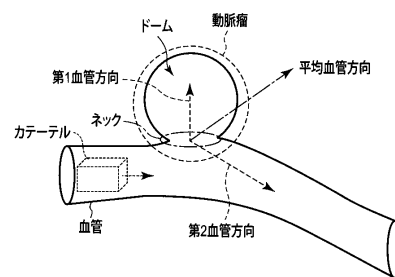
## 【圖 9】

图 9



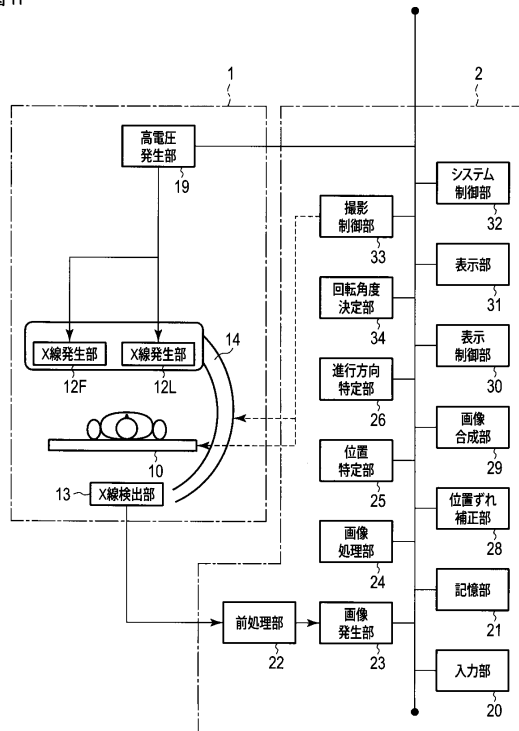
【 図 1 0 】

图 10



## 【図 11】

図 11



---

フロントページの続き

- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580  
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062  
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 大石 悟  
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本社内

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特表2008-534103(JP,A)  
特開2013-039274(JP,A)  
特開2010-167112(JP,A)  
特開2013-059623(JP,A)  
米国特許出願公開第2005/0053192(US,A1)  
特開2010-167267(JP,A)  
特開2011-139821(JP,A)

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