

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-249960

(P2012-249960A)

(43) 公開日 平成24年12月20日(2012.12.20)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/02 (2006.01)	A 6 1 B 6/02 3 5 3 A	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2011-126657 (P2011-126657)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年6月6日(2011.6.6)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(71) 出願人	594164542
			東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(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内
		(72) 発明者	竹元 久人
			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

最終頁に続く

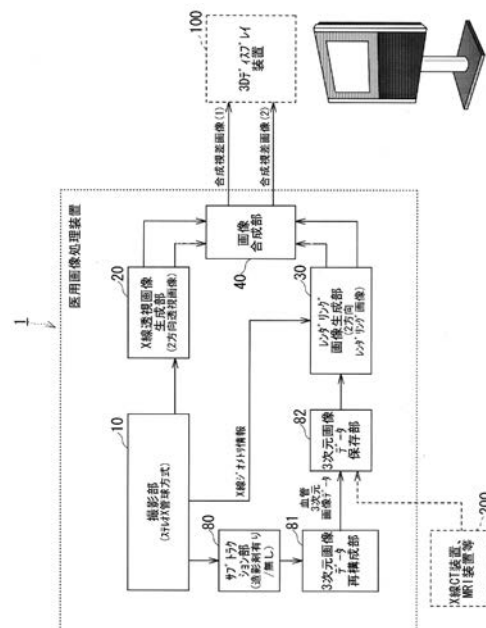
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】血管が複雑に入り組んでいるような部位であっても、正確でかつ誤りのないカテーテル操作に資する立体的な画像を提供する。

【解決手段】実施形態に係る医用画像処理装置は、2方向から患部をX線撮影する撮影部と、前記撮影部から出力される撮影信号から前記2方向に対応する2つのX線透視画像を生成する透視画像生成部と、予め取得した3次元画像データに含まれる前記患部を、前記X線透視画像の撮影と同一のX線ジオメトリで2方向から投影して2つの患部レンダリング画像を生成するレンダリング画像生成部と、対応する方向の前記X線透視画像と前記患部レンダリング画像とを夫々合成して前記2方向に対応する2つの視差方向の合成視差画像を生成し、生成した2つの前記合成視差画像を3Dディスプレイ装置に出力する画像合成部と、を備えたことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

2方向から患部をX線撮影する撮影部と、

前記撮影部から出力される撮影信号から前記2方向に対応する2つのX線透視画像を生成する透視画像生成部と、

予め取得した3次元画像データに含まれる前記患部を、前記X線透視画像の撮影と同一のX線ジオメトリで2方向から投影して2つの患部レンダリング画像を生成するレンダリング画像生成部と、

対応する方向の前記X線透視画像と前記患部レンダリング画像とを夫々合成して前記2方向に対応する2つの視差方向の合成視差画像を生成し、生成した2つの前記合成視差画像を3Dディスプレイ装置に出力する画像合成部と、
を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記X線ジオメトリは、前記2方向のX線中心軌跡の交差角、前記2方向のX線中心軌跡の交差位置、及び前記2方向のX線撮影のそれぞれの拡大率、で定まる幾何学的位置関係である、

ことを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記撮影部は、第1及び第2のX線焦点を有し、前記第1及び第2のX線焦点のそれぞれを切り替えながら出射されるX線を1つのX線検出部で検出するステレオ管球方式によって構成される、

ことを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 4】

前記撮影部は独立して回転可能な第1及び第2にアームを具備し、前記第1のアームには第1のX線管球と第1のX線検出部を有し、前記第2のアームには第2のX線管球と第2のX線検出部を有するパイプレン方式によって構成される、

ことを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記透視画像生成部は、

前記第2のX線管球のみをオンとしたときに前記第1のX線検出部で検出される第1の散乱線データと、前記第1のX線管球のみをオンとしたときに前記第2のX線検出部で検出される第2の散乱線データとを取得し、

前記第1及び第2のアームで同時に撮影される第1及び第2の撮影信号から前記第1及び第2の散乱線データを減算して、前記2つのX線透視画像を生成し、

前記画像合成部は、前記第1及び第2の散乱線データが減算された前記2つのX線透視画像と前記2つの患部レンダリング画像とを夫々合成する、

ことを特徴とする請求項4に記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 6】

2方向から患部をX線撮影する撮影部と、

前記患部を治療するデバイスを前記患部に近接させる前に前記患部を撮影して前記2方向に対応する第1及び第2のマスク画像を生成するマスク画像生成部と、

前記デバイスを前記患部に近接させながら前記患部を撮影して前記2方向に対応する第1及び第2のX線透視画像を生成し、生成した前記第1及び第2のX線透視画像から前記第1及び第2のマスク画像をサブトラクションして、前記デバイスの動きが抽出された第1及び第2の治療デバイス画像を生成するサブトラクション処理部と、

予め取得した3次元画像データに含まれる前記患部を、前記第1及び第2のX線透視画像の撮影と同一のX線ジオメトリで2方向から投影した第1及び第2の患部レンダリング画像を生成するレンダリング画像生成部と、

対応する方向の前記第1及び第2の治療デバイス画像と前記第1及び第2の患部レンダリング画像とを夫々合成して前記2方向に対応する2つの視差方向の合成視差画像を生成

40

50

し、生成した2つの前記合成視差画像を3Dディスプレイ装置に出力する画像合成部と、
を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項7】

前記X線ジオメトリは、前記2方向のX線中心軌跡の交差角、前記2方向のX線中心軌跡の交差位置、及び前記2方向のX線撮影のそれぞれの拡大率、で定まる幾何学的位置関係である、

ことを特徴とする請求項6に記載の医用画像処理装置。

【請求項8】

前記撮影部は、第1及び第2のX線焦点を有し、前記第1及び第2のX線焦点のそれぞれを切り替えながら出射されるX線を1つのX線検出部で検出するステレオ管球方式によつて構成される、

ことを特徴とする請求項6に記載の医用画像処理装置。

【請求項9】

前記撮影部は独立して回転可能な第1及び第2にアームを具備し、前記第1のアームには第1のX線管球と第1のX線検出部を有し、前記第2のアームには第2のX線管球と第2のX線検出部を有するパイプライン方式によって構成され、

第1、第2のマスク画像及び前記第1、第2のX線透視画像は、前記第1、第2のX線管球を同時にオンして撮影される、

ことを特徴とする請求項6に記載の医用画像処理装置。

【請求項10】

2方向から患部をX線撮影する撮影部と、

前記患部を治療するデバイスを前記患部に近接させる前に前記患部を撮影して前記2方向に対応する第1及び第2のマスク画像を生成するマスク画像生成部と、

前記デバイスを前記患部に近接させながら前記患部を撮影して前記2方向に対応する第1及び第2のX線透視画像を生成し、生成した前記第1及び第2のX線透視画像から前記第1及び第2のマスク画像をサブトラクションして、前記デバイスの動きが抽出された第1及び第2の治療デバイス画像を生成するサブトラクション処理部と、

前記第1及び第2の治療デバイス画像から、前記デバイスの画像を3次元データとして再構成して3次元デバイス画像データを生成する再構成部と、

前記3次元デバイス画像データを、前記第1及び第2のX線透視画像の撮影時の第1のX線ジオメトリとは異なる第2のX線ジオメトリで2方向から投影し、第1及び第2のデバイスレンダリング画像を生成する第1のレンダリング画像生成部と、

予め取得した3次元画像データに含まれる前記患部を、前記第2のX線ジオメトリで2方向から投影して第1及び第2の患部レンダリング画像を生成する第2のレンダリング画像生成部と、

対応する方向の前記第1及び第2のデバイスレンダリング画像と前記第1及び第2の患部レンダリング画像とを夫々合成して前記2方向に対応する2つの視差方向の合成視差画像を生成し、生成した2つ前記合成視差画像を3Dディスプレイ装置に出力する画像合成部と、

を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項11】

前記第1及び第2のX線ジオメトリは、前記2方向のX線中心軌跡の交差角を含む幾何学的位置関係であり、

前記第2のX線ジオメトリにおける前記交差角は、前記第1のX線ジオメトリにおける前記交差角よりも大きい、

ことを特徴とする請求項10に記載の医用画像処理装置。

【請求項12】

前記撮影部は、第1及び第2のX線焦点を有し、前記第1及び第2のX線焦点のそれぞれを切り替えながら出射されるX線を1つのX線検出部で検出するステレオ管球方式によつて構成される、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求 1 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記第 1 及び第 2 の X 線ジオメトリは、前記 2 方向の X 線中心軌跡の交差角を含む幾何学的位置関係であり、

前記第 1 の X 線ジオメトリにおける前記交差角は、前記 2 の X 線ジオメトリにおける前記交差角よりも大きい、

ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記撮影部は独立して回転可能な第 1 及び第 2 にアームを具備し、前記第 1 のアームには第 1 の X 線管球と第 1 の X 線検出部を有し、前記第 2 のアームには第 2 の X 線管球と第 2 の X 線検出部を有するパイプレーン方式によって構成され、

第 1、第 2 のマスク画像及び前記第 1、第 2 の X 線透視画像は、前記第 1、第 2 の X 線管球を同時にオンして撮影される、

ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記第 1 及び第 2 の X 線ジオメトリは、前記 2 方向の X 線中心軌跡の交差角を含む幾何学的位置関係であり、

前記第 2 の X 線ジオメトリにおける交差角は、ユーザ操作によって、前記第 1 の X 線ジオメトリにおける交差角と同じ交差角及びより大きな交差角との間で交互に切り換え可能である、ことを特徴とする請求項 1 0 に記載の医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

カテーテル治療の 1 つに動脈瘤に対するコイリング治療がある。コイリング治療では、カテーテルの先端を動脈瘤の中に挿入し、カテーテルの先端から細く柔らかいコイルを出して動脈瘤の内部をコイルで充填する。カテーテルの先端を動脈瘤の中の何処に置くかはコイリング治療において極めて重要である。そこで、通常、X 線撮影装置を用いて動脈瘤の近傍を撮影し、ディスプレイに表示されるリアルタイムの撮影画像をモニタしながら治療を行う。

【0 0 0 3】

カテーテル治療に使用される X 線撮影装置には、通常のシングルプレーンの X 線撮影装置のほか、2 方向から同時に撮影することができるパイプレーン型の X 線撮影装置や、2 つの X 線焦点を有するステレオ X 線管球を具備する X 線撮影装置、或いは被検体の周囲を 1 つの X 線管球を回転させつつ撮影し、ステレオ視観察が可能な画像を生成する X 線撮影装置（特許文献 1 等）などがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開平 3 - 1 2 3 5 3 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

上述したステレオ X 線管球を具備する X 線撮影装置や、被検体の周囲を 1 つの X 線管球を回転させつつ撮影する X 線撮影装置により、患部のステレオ視が可能となり患部を立体的に観察することができる。

【0 0 0 6】

しかしながら、頭部には多数の血管が複雑に入り組んで走行している。また、前述した

10

20

30

40

50

ように、頭部動脈瘤のコイリング治療等では、カテーテルの先端の設置位置が非常に重要となるが、従来のステレオ視画像では必ずしも満足のいく奥行き間や立体感を術者に与えることはできていなかった。

【0007】

そこで、血管が複雑に入り組んでいるような部位であっても、動脈瘤等の患部やその周囲の血管の前後左右の位置関係を術者に容易に把握させ、正確でかつ誤りのないカテーテル操作に資する立体的な画像を提供する医用画像処理装置が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態に係る医用画像処理装置は、2方向から患部をX線撮影する撮影部と、前記撮影部から出力される撮影信号から前記2方向に対応する2つのX線透視画像を生成する透視画像生成部と、予め取得した3次元画像データに含まれる前記患部を、前記X線透視画像の撮影と同一のX線ジオメトリで2方向から投影して2つの患部レンダリング画像を生成するレンダリング画像生成部と、対応する方向の前記X線透視画像と前記患部レンダリング画像とを夫々合成して前記2方向に対応する2つの視差方向の合成視差画像を生成し、生成した2つの前記合成視差画像を3Dディスプレイ装置に出力する画像合成部と、を備えたことを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1の実施形態に係る医用画像処理装置の構成例を示すブロック図。

20

【図2】第1の実施形態に係る医用画像処理装置の動作例を示すフローチャート。

【図3】3次元画像データ生成の処理例を示すフローチャート。

【図4】ステレオX線管球方式のX線ジオメトリを説明する図。

【図5】撮影時に使用するX線ジオメトリとレンダリングに使用する同一のX線ジオメトリとの関係を説明する図。

【図6】第1の実施形態における合成視差画像の生成概念を説明する図。

【図7】第2の実施形態に係る医用画像処理装置の構成例を示すブロック図。

【図8】第2の実施形態に係る医用画像処理装置の動作例を示すフローチャート。

【図9】パイプライン方式のX線ジオメトリを説明する図。

【図10】第3の実施形態に係る医用画像処理装置の構成例を示すブロック図。

30

【図11】第3の実施形態に係る医用画像処理装置の動作例を示すフローチャート。

【図12】マスク画像を用いて治療デバイスのみが抽出された治療デバイス画像の生成方法を説明する図。

【図13】第3の実施形態における合成視差画像の生成概念を説明する図。

【図14】第4の実施形態に係る医用画像処理装置の構成例を示すブロック図。

【図15】第4の実施形態における第1のX線ジオメトリとレンダリングに使用する第2のX線ジオメトリとの関係を説明する図。

【図16】第4の実施形態に係る医用画像処理装置の動作例を示すフローチャート。

【図17】2方向の治療デバイス画像を用いて3次元デバイス画像データを生成し、さらにデバイスレンダリング画像を生成する方法を説明する図。

40

【図18】第4の実施形態における合成視差画像の生成概念を説明する図。

【図19】第5の実施形態に係る医用画像処理装置の動作例を示すフローチャート。

【図20】第5の実施形態における第1のX線ジオメトリとレンダリングに使用する第2のX線ジオメトリとの関係を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

【0011】

(1) 第1の実施形態

図1は、第1の実施形態に係る医用画像処理装置1の構成例を示すブロック図である。

50

医用画像処理装置 1 は、撮影部 1 0、X 線透視画像生成部 2 0、レンダリング画像生成部 3 0、画像合成部 4 0、サブトラクション部 8 0、3 次元画像データ再構成部 8 1、3 次元画像データ保存部 8 2 等を備えて構成される。

【0012】

第 1 の実施形態における撮影部 1 0 はステレオ X 線管球方式である。第 1 及び第 2 の 2 つの X 線焦点を有しており、第 1 及び第 2 の X 線焦点のそれぞれを切り替えながら出射される X 線を 1 つの X 線検出部で検出し、2 方向から患部を X 線透視撮影する。

【0013】

X 線透視画像生成部 2 0 は、撮影部 1 0 から出力される撮影信号から 2 方向に対応する 2 つの X 線透視画像を生成する。

10

【0014】

レンダリング画像生成部 3 0 は、3 次元画像データ保存部 8 2 に保存されている 3 次元画像データを、撮影部 1 0 における X 線透視画像の撮影と同一の X 線ジオメトリで 2 方向から投影し、2 つのボリュームレンダリング画像を生成する。3 次元画像データは同一患者の患部を含む 3 次元ボリュームデータであり、X 線透視画像の撮影前に予め取得されるデータである。ボリュームレンダリング画像には患部の画像データが含まれているため、患部レンダリング画像と呼ぶ場合もある。

【0015】

画像合成部 4 0 は、対応する方向の X 線透視画像とボリュームレンダリング画像とを夫々合成して 2 方向に対応する 2 つの視差方向の合成視差画像を生成し、生成した 2 つの合成視差画像を 3 D ディスプレイ装置 1 0 0 に出力する。

20

【0016】

3 D ディスプレイ装置 1 0 0 は、眼鏡方式の 3 D ディスプレイでもよいし、専用の眼鏡を必要としない裸眼方式の 3 D ディスプレイでもよい。眼鏡方式では、画像合成部 4 0 から出力される 2 つの合成視差画像 (1)、(2)、即ち、左視差用の画像と右視差用の 2 つの視差画像を、偏光フィルタ付の眼鏡や液晶シャッタ付の眼鏡で分離することにより、立体物の奥行き感を観察者に与える。

【0017】

裸眼方式の 3 D ディスプレイは、左視差用の画像と右視差用の 2 つの視差画像、或いは 2 つの視差画像を合成してさらに多視差 (例えば 9 視差) 方向に分解した多視差画像を、レンチキュラーレンズと呼ばれるシリンジカルレンズで複数の視差方向に振り分ける。この結果、専用の眼鏡なしでも立体物の奥行き感を観察者に与えることができる。また、裸眼方式の 3 D ディスプレイの場合には、観察者がディスプレイ装置の周りを移動した場合に、あたかも実際の立体物を周りこんで観察したかのような立体感を観察者に与えることもできる。

30

【0018】

サブトラクション部 8 0 及び 3 次元画像データ再構成部 8 1 の動作は後述する。

【0019】

上記のように構成された医用画像処理装置 1 の詳しい動作を、図 2 のフローチャートで説明する。

40

【0020】

ステップ S T 1 では、血管 3 次元画像データを生成し、3 次元画像データ保存部 8 2 に保存する。図 3 は、ステップ S T 1 の細部動作を示すフローチャートである。

【0021】

図 3 のステップ S T 1 0 では、患者に造影剤を注入する前に、X 線管球を患者の周りに回転させ、患者の透視画像を連続的に撮影する。そして、造影剤なしの状態での患者周り X 線透視画像を取得する (ステップ S T 1 1)。

【0022】

次に、患者に造影剤を注入して (ステップ S T 1 2)、X 線管球を患者の周りに回転させ (ステップ S T 1 3)、こんどは造影剤有りの状態での患者周り X 線透視画像を取得す

50

る（ステップST14）。次に、取得した造影剤なし/有りでのX線透視画像をサブトラクションし、患者周りのサブトラクション画像を生成する（ステップST15）。サブトラクションによって血管以外の実質部が相殺されるため、サブトラクション画像は血管のみが抽出された画像となる。次に、生成した患者周りのサブトラクション画像を再構成し、血管のみが抽出された血管3次元画像データを再構成する（ステップST16）。再構成のアルゴリズムは特に限定するものではないが、例えば、Feldkamp等によって提案された重み付きFiltered Backprojection法を用いる。そして、再構成した血管3次元画像データを3次元画像データ保存部82に保存する（ステップST17）。

【0023】

なお、血管3次元画像データは、上記のように本装置の撮影部10を使用して取得しても良いが、他のモダリティ、例えばX線CT装置やMRI装置200を使用して予め取得しておいても良い。

【0024】

上記の各ステップのうち、ステップST11、ST14及びST15の処理は前述したサブトラクション部80で行われる。また、ステップST16の処理は3次元画像データ再構成部81で行われる。

【0025】

図2に戻り、ステップST2では、ステレオX線管球を用いて患部を透視撮影するときのX線ジオメトリ情報を撮影部10から取得してレンダリング画像生成部30に与える。

【0026】

図4(a)、(b)は、ステレオX線管球方式のX線ジオメトリを説明する図である。X線ジオメトリとは、図4(b)に示すように、2つのX線管球の焦点1、焦点2と、患部の中心(アイソセンタ)を通る2本のX線中心軌跡が交差するときの交差角、交差位置、及び拡大率等で定まる幾何学的位置関係のことである。

【0027】

図2のステップST3では、透視撮影時と同じX線ジオメトリで、保存している血管3次元画像データを2方向から投影し、2つの患部レンダリング画像(1)、(2)を生成する。図5(b)は、2つの患部レンダリング画像の生成の様子を模式的示す図である。患部レンダリング画像の生成はレンダリング画像生成部30が行う。生成された患部レンダリング画像はレンダリング画像生成部30内の適宜のメモリに保存される。図6の中央には、頭部の血管のみが抽出された患部レンダリング画像(1)(左視差用)と、患部レンダリング画像(右視差用)(2)の模式的な画像を示している。

【0028】

医師がカテーテル等の治療デバイスを患部、例えば頭部の動脈瘤までの移動を開始すると(ステップST4)、設定したX線ジオメトリによる2方向からのX線透視撮影画像が、治療中に継続的に取得・生成される(ステップST5)。図5(a)は、X線透視撮影画像(1)、(2)を2方向から撮影する状況を説明する図である。また、図6の左側には、動脈瘤の位置までカテーテルの先端を移動させたときの、X線透視画像(1)(左視差用)と、X線透視画像(2)(右視差用)の模式的な画像を例示している。X線透視撮影画像の生成は、X線透視画像生成部20が行う。

【0029】

ステップST6では、図6に示すように、2方向からの2つのX線透視撮影画像(1)、(2)と、同じX線ジオメトリで投影された2つの患部レンダリング画像(1)、(2)を方向ごとに合成し、2方向の合成視差画像を生成する。合成視差画像の生成は画像合成部40が行う。

【0030】

画像合成部40は生成した2方向の合成視差画像を3Dディスプレイ装置100に出力して、3Dディスプレイ装置100に合成画像を3D表示する(ステップST7)。

【0031】

医師等の操作により、X線ジオメトリに変更があった場合はステップST2の戻り、変

10

20

30

40

50

更が無い場合には処理を終了する（ステップST8）。

【0032】

第1の実施形態に係る医用画像処理装置1によれば、血管の走行が複雑な頭部動脈瘤等の治療においても、ステレオX線管球による左右の視差方向のX線透視画像と、頭部の3次元血管画像をX線透視撮影と同一のX線ジオメトリで投影したレンダリング画像とが重ね合わせられた状態で3Dディスプレイ装置100に表示されるため、血管の走行が複雑な頭部動脈瘤等のコイリング治療においても、カテーテル等の操作を容易かつ正確に行うことが可能となる。

【0033】

(2)第2の実施形態

図7は、第2の実施形態に係る医用画像処理装置1aの構成例を示すブロック図である。第2の実施形態の撮影部10aはパイプレン方式によって2方向から患部をX線透視撮影する。パイプレン方式の撮影部10aは、図9(a)に示すように、F側(Front側)とL側(Lateral側)の2つのアームを有しており、夫々のアームにはF側X線管球とF側X線検出部、及びL側X線管球とL側X線検出部が設けられている。パイプレン方式の撮影部10aで患部をステレオ撮影する場合には、F側X線管球とL側X線管球とを可能な限り接近させ視差角度をなるべく小さく設定する。

10

【0034】

図8は、第2の実施形態に係る医用画像処理装置1aの動作例を示すフローチャートである。ステップST20では、X線管球を患者の周りに回転させて血管3次元画像データを生成し保存する。基本的な処理の流れは第1の実施形態のステップST10~ST17(図3)と同じであるが、患者の周りを回転させるアームはF側或いはL側のいずれか一方が良い。

20

【0035】

ステップST21~ST23の処理は第1の実施形態と同様であるが、第2の実施形態におけるX線ジオメトリは、図9(b)に示すようにF側アームとL側アームとの位置関係に依存して決まる。

【0036】

ステップST24及びステップST26の処理はパイプレン方式に固有の処理である。ステレオX線管球方式の場合、X線管球は左右に2つあるものの、X線検出部は1つであるため左右のX線管球は交互にオン・オフする。つまり一方のX線管球がオンのときは他方のX線管球はオフとなる。これに対して、パイプレン方式における通常の撮影は、F側とL側の夫々のX線管球を同時にオンとする。このため、F側のX線管球による散乱線がL側のX線検出部で検出され、逆にL側のX線管球による散乱線がF側のX線検出部で検出される。ステップST24及びステップST26は散乱線の影響を排除するための処理である。

30

【0037】

ステップST24では、F側のX線管球のみをオンにしたときにL側のX線検出部で検出される信号を平均してL側の散乱線データを求める。次に、L側のX線管球のみをオンにしたときにF側のX線検出部で検出される信号を平均してF側の散乱線データを求める。この処理はX線透視画像生成部20aで行われ、求めたL側とF側の散乱線データは適宜にメモリ保存される。ステップST24の処理は、撮影開始直後の所定期間、例えば1フレーム分の期間だけ行えばよい。

40

【0038】

散乱線データの取得が終わると、ステップST25において、設定したX線ジオメトリによるX線透視撮影が開始され、治療中のX線透視画像が継続的に取得される。この透視撮影では、F側とL側のX線管球は同時にオンとされたため散乱線の影響を受けている。

【0039】

そこで、ステップST26において、取得したX線透視画像から保存してある散乱線データを減算し、散乱線の影響が取り除かれる。

50

【 0 0 4 0 】

ステップ S T 2 7 ~ S T 2 9 までの処理は第 1 の実施形態と同様であり、図 6 に示すように左右の X 線透視画像 (1)、(2) と、患部レンダリング画像 (1)、(2) が方向ごとに合成され、3 D ディスプレイ装置 1 0 0 に患部の画像が立体表示される。

【 0 0 4 1 】

第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 a によれば、バイプレーン方式の透視撮影においても、第 1 の実施形態と同様に、F 側と L 側の 2 つのステレオ X 線管球による左右の視差方向の X 線透視画像と、頭部の 3 次元血管画像を X 線透視撮影と同一の X 線ジオメトリで投影したレンダリング画像とが重ね合わせられた状態で 3 D ディスプレイ装置 1 0 0 に表示されるため、血管の走行が複雑な頭部動脈瘤等のコイリング治療においても、カテーテル等の操作を容易かつ正確に行うことが可能となる。

10

【 0 0 4 2 】

(3) 第 3 の実施形態

図 1 0 は、第 3 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 b の構成例を示すブロック図である。第 3 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 b は、第 1、第 2 の実施形態における X 線透視画像生成部 2 0、2 0 a に換えて、マスク画像生成部 5 0 とサブトラクション部 5 2 を有する。図 1 1 は、第 3 の実施形態に係る医用画像処理装置 1 b の動作例を示すフローチャートである。なお、第 3 の実施形態では、ステレオ X 線管球方式とバイプレーン方式との処理はほぼ同じであるため、共通のブロック図 (図 1 0) とフローチャート (図 1 1) で説明する。

20

【 0 0 4 3 】

図 1 1 のステップ S T 3 0 からステップ S T 3 2 までの処理は第 1、第 2 の実施形態と同じであり、説明を省略する。

【 0 0 4 4 】

ステップ S T 3 3 では、カテーテル等の治療デバイスを患者に挿入する前に、設定した X 線ジオメトリによる 2 方向からの X 線透視撮影画像を取得してマスク画像を生成する。マスク画像は、例えば、同じ方向の複数の X 線透視撮影画像の画素値を平均して生成する。マスク画像には、図 1 2 の中央に示すように、血管や動脈瘤の患部とその周囲の実質部のみが撮影された画像であり、カテーテル等の治療デバイスは含まれていない。マスク画像の生成はマスク画像生成部 5 0 で行われる。生成された左右の視差方向のマスク画像 (1)、(2) はマスク画像生成部 5 0 内の適宜のメモリに保存される。

30

【 0 0 4 5 】

治療が開始されると、カテーテル等の治療デバイスは患部に向かって移動され (ステップ S T 3 4)、この間、設定した X 線ジオメトリによる 2 方向からの X 線透視撮影画像が継続的に取得される (ステップ S T 3 5)。このとき取得される X 線透視撮影画像には、図 1 2 の左側に示すように、血管や動脈瘤の患部とその周囲の実質部のほか、カテーテル等の治療デバイスが含まれている。

【 0 0 4 6 】

ステップ S T 3 6 では、継続的に取得される X 線透視撮影画像 (1)、(2) から先に保存したマスク画像 (1)、(2) を逐次サブトラクションしてゆく。サブトラクションにより、取得した X 線透視撮影画像の中から血管や動脈瘤の患部とその周囲の実質部が取り除かれ、図 1 2 の右側に示すように、治療デバイスのみが抽出された治療デバイス画像 (1)、(2) が生成される。ステップ S T 3 5 及びステップ S T 3 6 の処理は、サブトラクション部 5 2 で行われる。

40

【 0 0 4 7 】

ステップ S T 3 7 では、図 1 3 に示すように、生成された治療デバイス画像 (1)、(2) と、ステップ S T 3 2 で生成されて保存されている患部レンダリング画像 (1)、(2) とが夫々合成される。そして、合成視差画像が 3 D ディスプレイ装置 1 0 0 に出力されて 3 D 表示される (ステップ S T 3 8)。X 線ジオメトリが医師等の操作によって変更された場合にはステップ S T 3 1 に戻る (ステップ S T 3 9)。

50

【 0 0 4 8 】

第3の実施形態に係る医用画像処理装置1bによれば、カテーテル等の治療デバイスの形状やその動きのみが抽出された治療デバイス画像が患部レンダリング画像と合成されて表示されるため、第1、第2の実施形態における効果に加えて、治療デバイスの動きの視認が容易となり、デバイスの操作性や治療の精度が向上する。また、サブトラクションによって得られる治療デバイス画像のみでは、治療対象の血管との位置関係を認識することができないが、治療デバイス画像と患部レンダリング画像とを合成することにより、そのような不都合は発生しない。

【 0 0 4 9 】

(4) 第4の実施形態

図14は、第4の実施形態に係る医用画像処理装置1cの構成例を示すブロック図である。第4の実施形態に係る医用画像処理装置1cは、第3の実施形態の構成(図10)に加えて、ジオメトリ変換部60、ユーザインタフェース62、再構成部70、第1のレンダリング画像生成部90を有する構成である。なお、第2のレンダリング画像生成部30は、図10におけるレンダリング画像生成部30と実質的に同じものである。

10

【 0 0 5 0 】

第4の実施形態では、X線透視撮影時に使用されるジオメトリ(第1のX線ジオメトリ)をこれとは異なる第2のX線ジオメトリに変換し、この第2のX線ジオメトリを用いて血管3次元画像データを投影して2方向から見た患部レンダリング画像を生成する。また、第3の実施形態で3D表示に用いた2方向からの治療デバイス画像を一旦3次元画像データ(以下、デバイス3D画像データという)に変換し、このデバイス3D画像データを同じく第2のX線ジオメトリを用いて投影し、デバイスレンダリング画像を生成する。そして、いずれも第2のX線ジオメトリで2方向から投影(レンダリング)されたデバイスレンダリング画像と患部レンダリング画像とを合成して3Dディスプレイ装置100に出力する。

20

【 0 0 5 1 】

図15は、実際のX線透視撮影で使用される第1のX線ジオメトリ(図15(a))と、第4の実施形態でのレンダリング処理に使用する第2のX線ジオメトリ(図15(b))との関係を模式的に示す図である。第4の実施形態で使用する第2のX線ジオメトリは、図15(b)に示すように、患部と視点(X線管球の焦点に相当)との間の距離(交差位置)を、実際の撮影における患部とX線管球の焦点との間の距離よりも小さくしている。つまり、第2のX線ジオメトリでは、2つのX線中心軌跡の交差角を第1のX線ジオメトリよりも大きくし、拡大率も第1のX線ジオメトリの拡大率よりも大きくする。第2のX線ジオメトリは、第1のX線ジオメトリに比べて患部をより近くで、かつより拡大して観察することが可能なジオメトリである。この結果、カテーテルの先端を動脈瘤の中に設置するような場合、カテーテル先端の奥行き方向の位置ズレを認識しやすくなる。

30

【 0 0 5 2 】

図16は、第4の実施形態に係る医用画像処理装置1cの動作例を示すフローチャートである。ステップST40とステップST41の処理はステップST30及びステップST31(図11)と同じである。

40

【 0 0 5 3 】

ステップST42において精細モードか観測モードかが判定される。精細モードと観測モードは、医師等によるユーザインタフェース62の操作に基づいて設定される。精細モードは、患部をより近くで、より拡大して観察するようなときに設定されるモードである。詳細モードが設定されると、ステップST43において、第1のX線ジオメトリの交差角よりも大きな交差角をもつ第2のX線ジオメトリが設定される。

【 0 0 5 4 】

第2のX線ジオメトリを用いて投影した画像は患部を通常よりも近接して観察可能な、精度の高い画像であるが、この画像を長時間注視すると疲労感を観察者に与える。そこで、このような場合には、詳細モードから観測モードへの切り換えが可能な構成とする。観

50

察モードでは、第1のX線ジオメトリの交差角と同じ、またはより小さな交差角をもつ第2のX線ジオメトリが設定される(ステップST44)。ステップST43またはステップST44で設定された第2のX線ジオメトリは、ステップST45以下の処理で使用される。

【0055】

なお、図16のフローチャートでは、第2のX線ジオメトリとして、詳細モードと観察モードの2種類の切り換えを例示しているが、ユーザインタフェース62を介して詳細に、或いは多段階に設定できるように構成してもよい。

【0056】

ステップST45では、保存している血管3次元画像データを、第2のX線ジオメトリで2方向から投影し、2方向から見た患部レンダリング画像を生成する。詳細モードが選択されている場合には、図18の左側に示すような、患部が拡大された患部レンダリング画像が生成される。

10

【0057】

ステップST46からステップST49までの処理は、第3の実施形態におけるステップST33からステップST36(図11)の処理と同じであり、マスク画像を用いて、治療デバイスのみが抽出された治療デバイス画像が2方向分、逐次生成される。

【0058】

ステップST50では、治療デバイスを2方向から見た治療デバイス画像(1)、(2)から、3次元デバイス画像データが再構成される。図18の中央左の図は、再構成された3次元デバイス画像データを模式的に示す図である。

20

【0059】

治療デバイス画像(1)、(2)から、カテーテル等の治療デバイスを2方向の線状成分して検出することができる。そこで、この2方向の線状成分に基づいて線状形状を3次元データとして再構成することが可能となる。再構成の手法としては、2方向の線状成分の位置関係から幾何学的に3次元データを再構成する手法がある。また、公知文献("Reconstruction of blood vessels from an insufficient number of projections obtained from venography", Satoru Ohishi et al, Optical Communications 102 (1993) 425-431)に記載される先験情報付の逐次近似再構成法を用いてもよい。先験情報としては、連続しているものは信号である可能性が高いという信号の3次元的な連続性や、体積が小さい方がカテーテル等の治療デバイスに近いという体積情報を用いることができる。

30

【0060】

なお、治療デバイス全体の画像を再構成する必要は必ずしもなく、カテーテルの先端のみを再構成してもよい。また、カテーテルの先端の代わりに先端部につけられたマーカを抽出し、そのマーカを再構成してもよい。3次元デバイス画像データの生成は、再構成部70で行われる。

【0061】

ステップST51では、3次元デバイス画像データを、第2のX線ジオメトリで2方向から投影し(即ち、ボリュームレンダリングし)、2方向のデバイスレンダリング画像(1)、(2)を生成する。このとき、精細モードが設定されていると、図17の右側に示すように第1のX線ジオメトリで見た治療デバイス画像に比べて、治療デバイスにより接近した拡大されたデバイスレンダリング画像(1)、(2)が生成される。

40

【0062】

ステップST52では、2方向からのデバイスレンダリング画像と、患部レンダリング画像とが方向ごとに合成され、2方向の合成視差画像が生成される。生成された合成視差画像は3Dディスプレイ装置100に出力され、ここで3D表示される。

【0063】

図18は、精細モードが設定されているときの合成視差画像の生成概念を示す図である。精細モードで用いられる第2のX線ジオメトリは、患部を視点に接近させたジオメトリであるため、患部レンダリング画像もデバイスレンダリング画像もいずれも拡大された画像

50

となる。この拡大は、単なる２次元平面上での拡大ではなく、患部の奥行き方向の情報が反映された拡大である。したがって、患部を通常よりも近接して観察することができ、精度の高い治療が可能となる。

【 0 0 6 4 】

(5) 第 5 の実施形態

第 5 の実施形態は第 4 の実施形態と類似するが、相違点は、 1) 撮影部としてステレオ X 線管球方式ではなくパイプレン方式を使用する点と、 2) 第 1 の X 線ジオメトリにおける交差角を比較的大きく設定して X 線透視撮影を行う一方、第 2 の X 線ジオメトリにおける交差角を第 1 の X 線ジオメトリにおける交差角よりも小さく設定する点である。

【 0 0 6 5 】

図 19 は、第 5 の実施形態の動作例を示すフローチャートである。第 4 の実施形態のフローチャートとの相違点はステップ S T 6 1 及びステップ S T 6 2 である。ステップ S T 6 0 は第 4 の実施形態におけるステップ S T 4 0 と同じであり、ステップ S T 6 3 からステップ S T 7 2 は、第 4 の実施形態におけるステップ S T 4 5 からステップ S T 5 4 までと同じであるため説明を省略する。

【 0 0 6 6 】

ステップ S T 6 1 では、パイプレン方式の F 側と L 側のアームによる患部の X 線透視撮影に使用する第 1 の X 線ジオメトリ情報を取得する。ここで、第 1 の X 線ジオメトリにおける X 線中心軌跡の交差角 1 は比較的大きな値、例えば 45 度以上、90 度未満の範囲に設定される (図 20 (a) 参照) 。

【 0 0 6 7 】

一方、ステップ S T 6 2 では、第 1 の X 線ジオメトリの交差角よりも小さな交差角をもつ第 2 の X 線ジオメトリを設定する。

【 0 0 6 8 】

第 5 の実施形態では、交差角の大きな第 1 の X 線ジオメトリによって患部の X 線透視撮影が行われるため、撮影時における患部の角度情報を高い精度で取得することができる。しかしながら、この広い交差角をそのまま視差角として投影してレンダリング画像を生成して 3 D 表示すると、観察者の負担が大きく疲労しやすくなる。そこで、交差角を撮影時よりも小さく設定した第 2 の X 線ジオメトリを用いてデバイスレンダリング画像と患部レンダリングを生成し、これらを合成した合成視差画像を 3 D ディスプレイ装置 1 0 0 に出力するものとしている。この結果、高い精度の角度情報をもつ 3 D 表示画像を観察者に負担無く表示させることが可能となる。

【 0 0 6 9 】

以上説明してきたように、各実施形態に係る医用画像処理装置によれば、血管が複雑に入り組んでいるような部位であっても、動脈瘤等の患部やその周囲の血管の前後左右の位置関係を術者に容易に把握させ、正確でかつ誤りのないカテーテル操作に資する立体的な画像を提供することができる。

【 0 0 7 0 】

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である。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

1 医用画像処理装置

1 0 撮影部

2 0 X 線透視画像生成部

3 0 レンダリング画像生成部 (第 2 のレンダリング画像生成部)

10

20

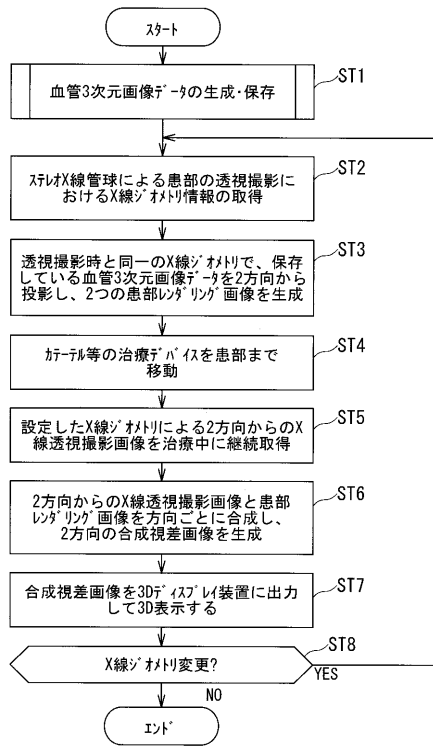
30

40

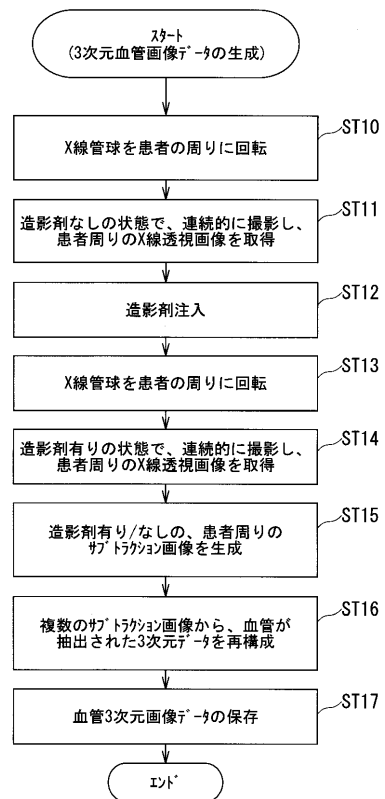
50

- 4 0 画像合成部
- 5 0 マスク画像生成部
- 5 2 サブトラクション部
- 6 0 ジオメトリ変換部
- 7 0 再構成部
- 8 2 3次元画像データ保存部
- 9 0 第1のレンダリング画像生成部

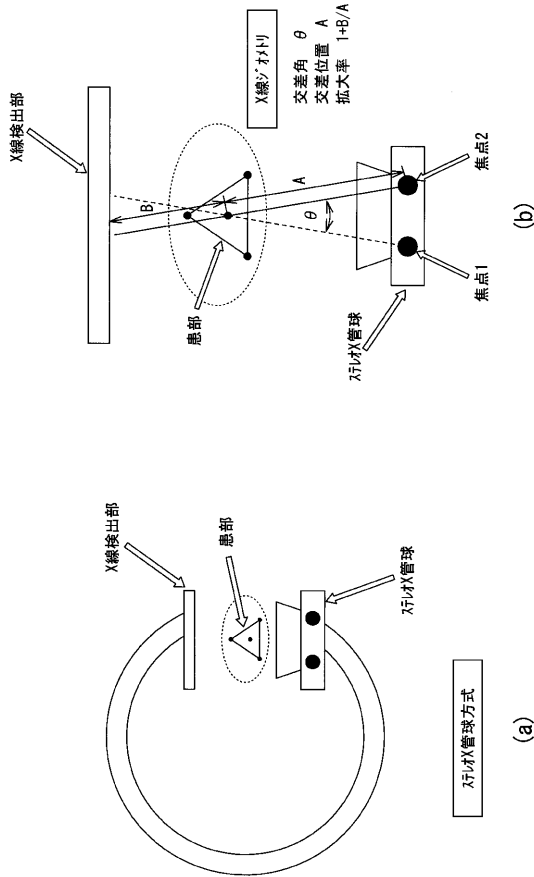
【 図 2 】



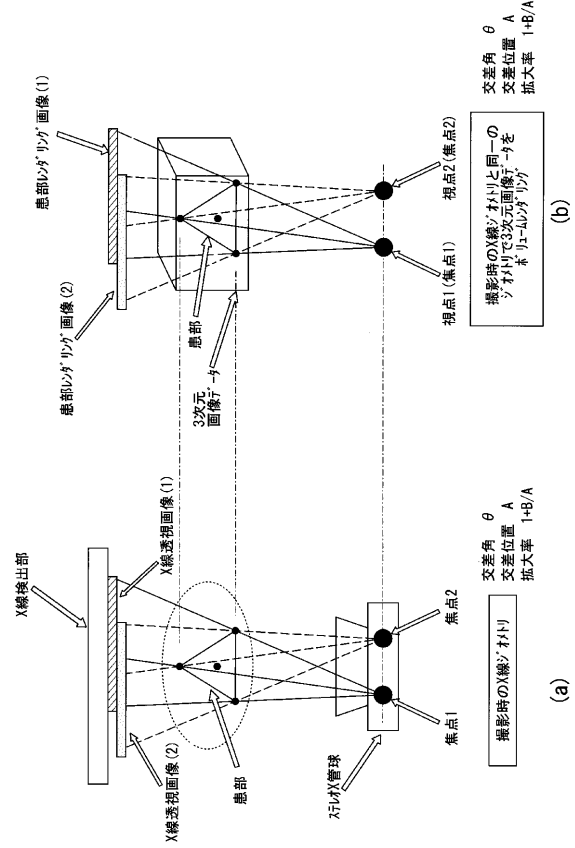
【 図 3 】



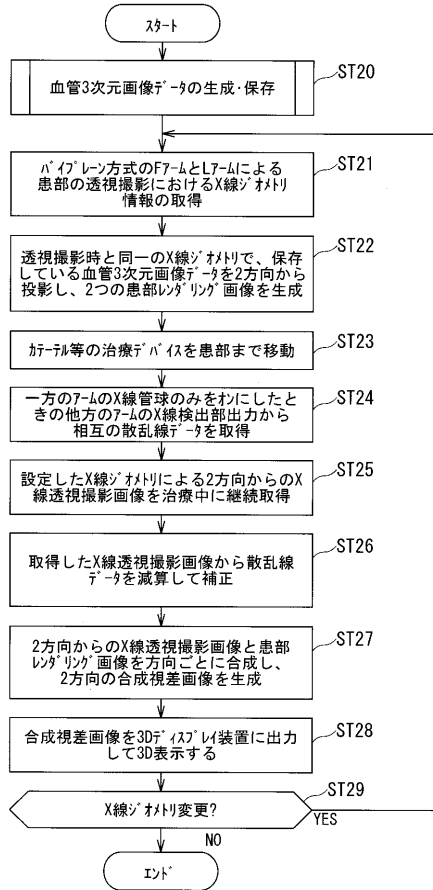
【図4】



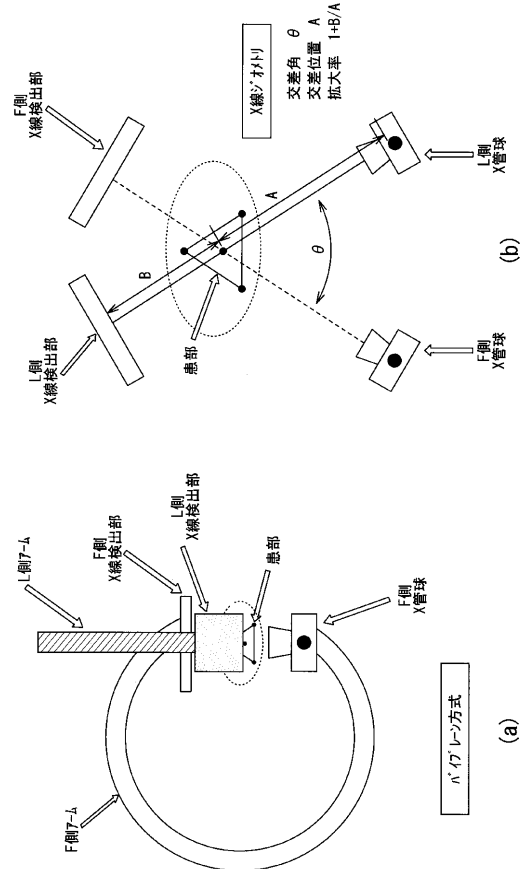
【図5】



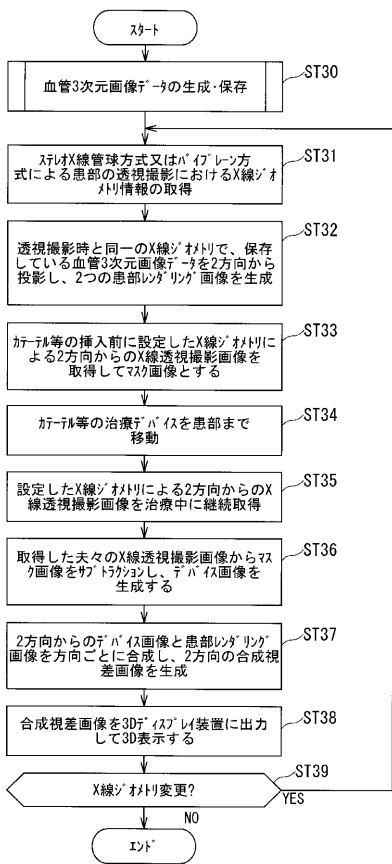
【図8】



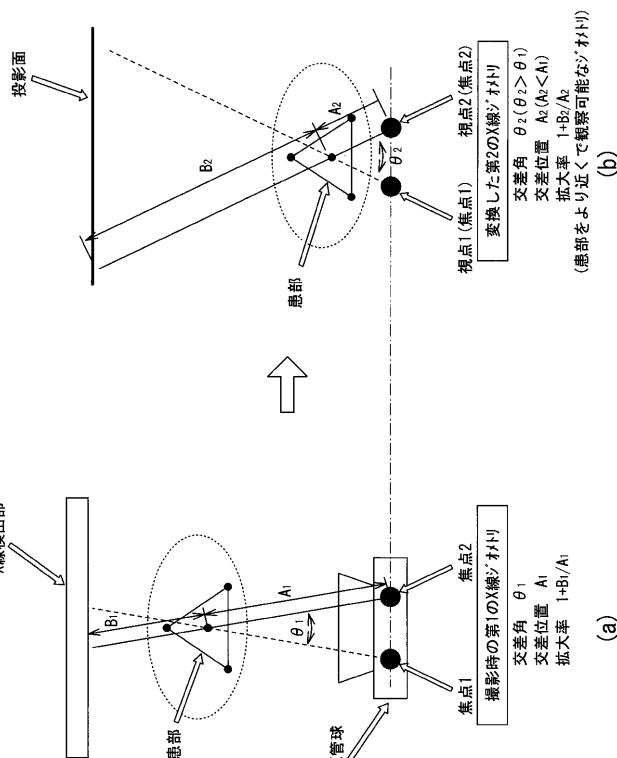
【図9】



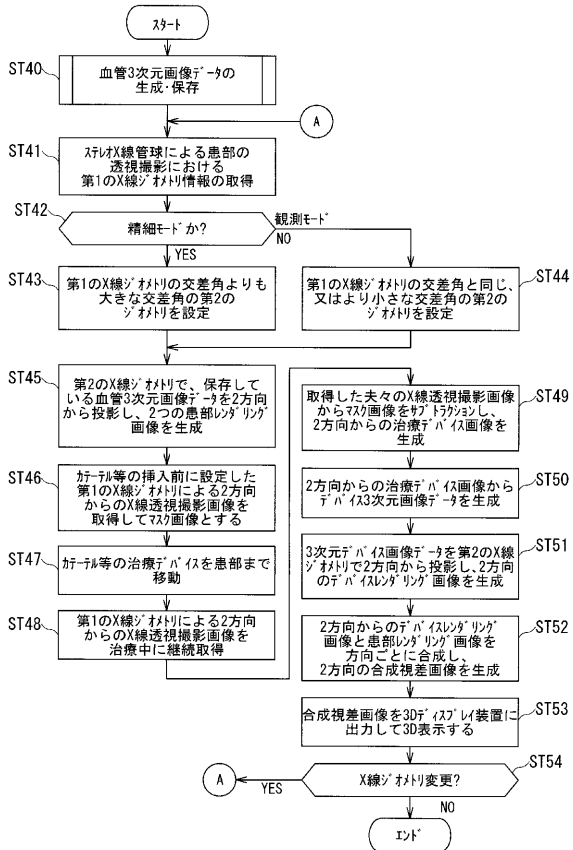
【図11】



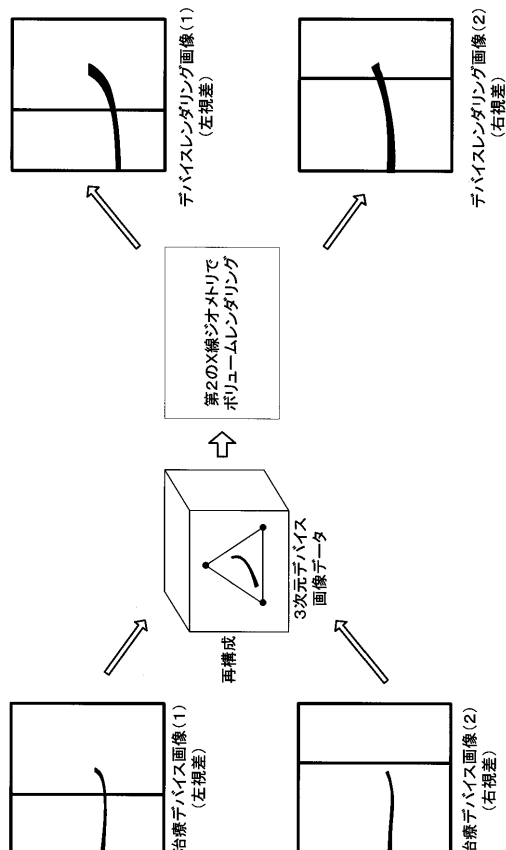
【図15】



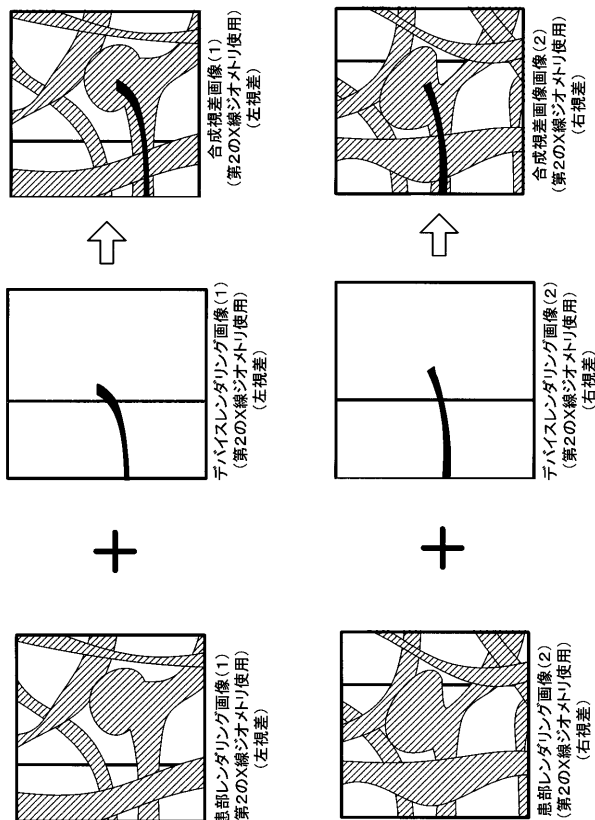
【図16】



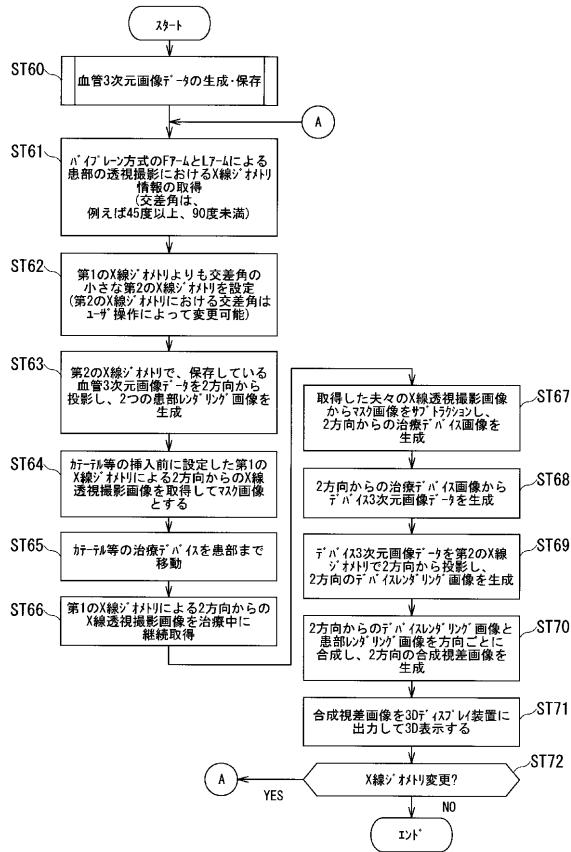
【図17】



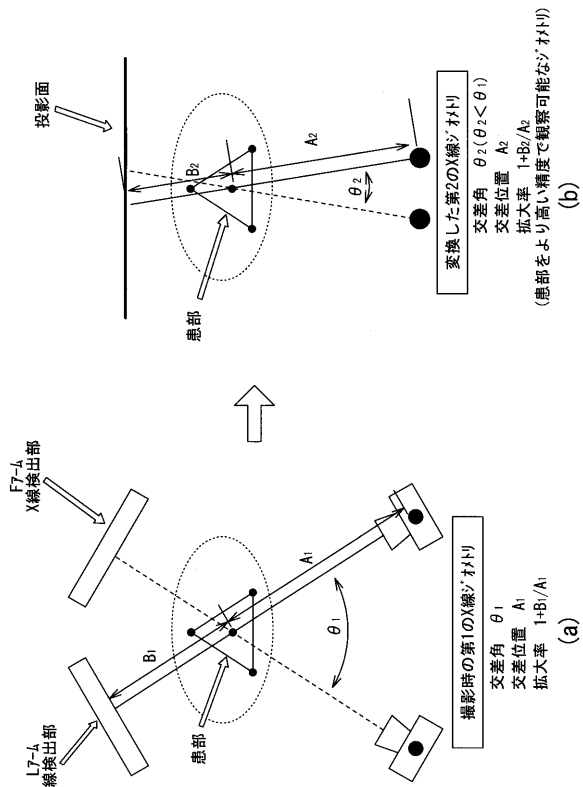
【図18】



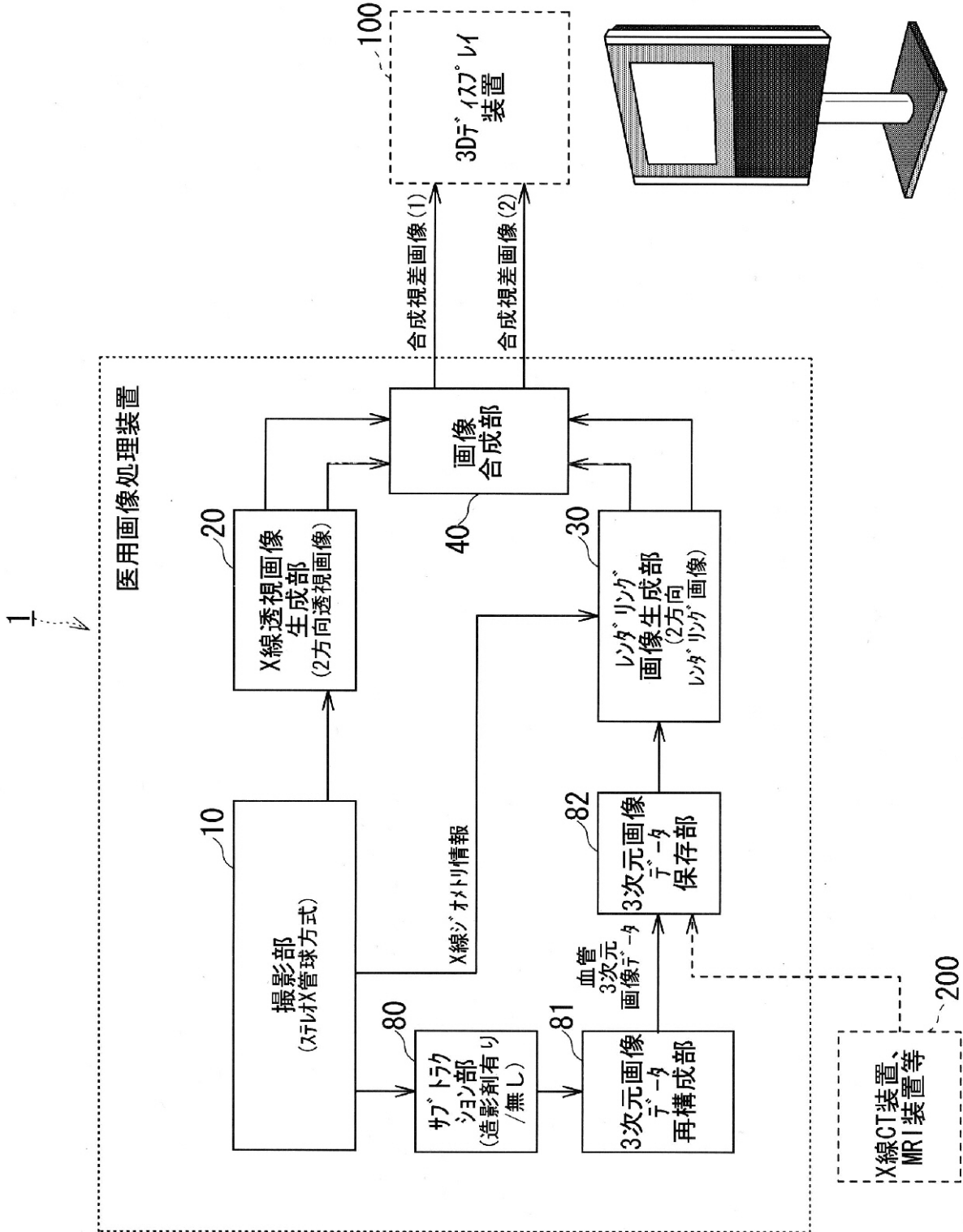
【図19】



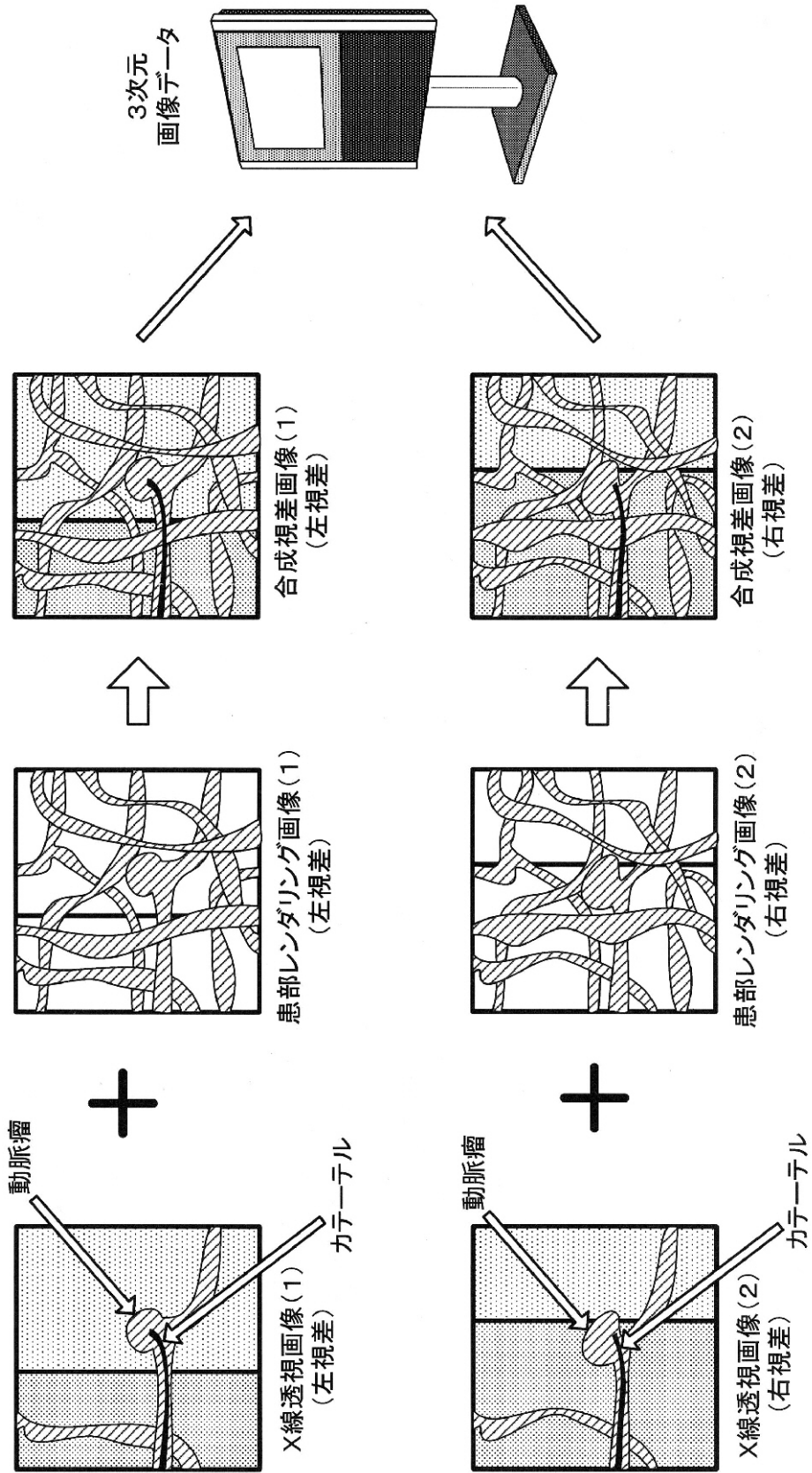
【図20】



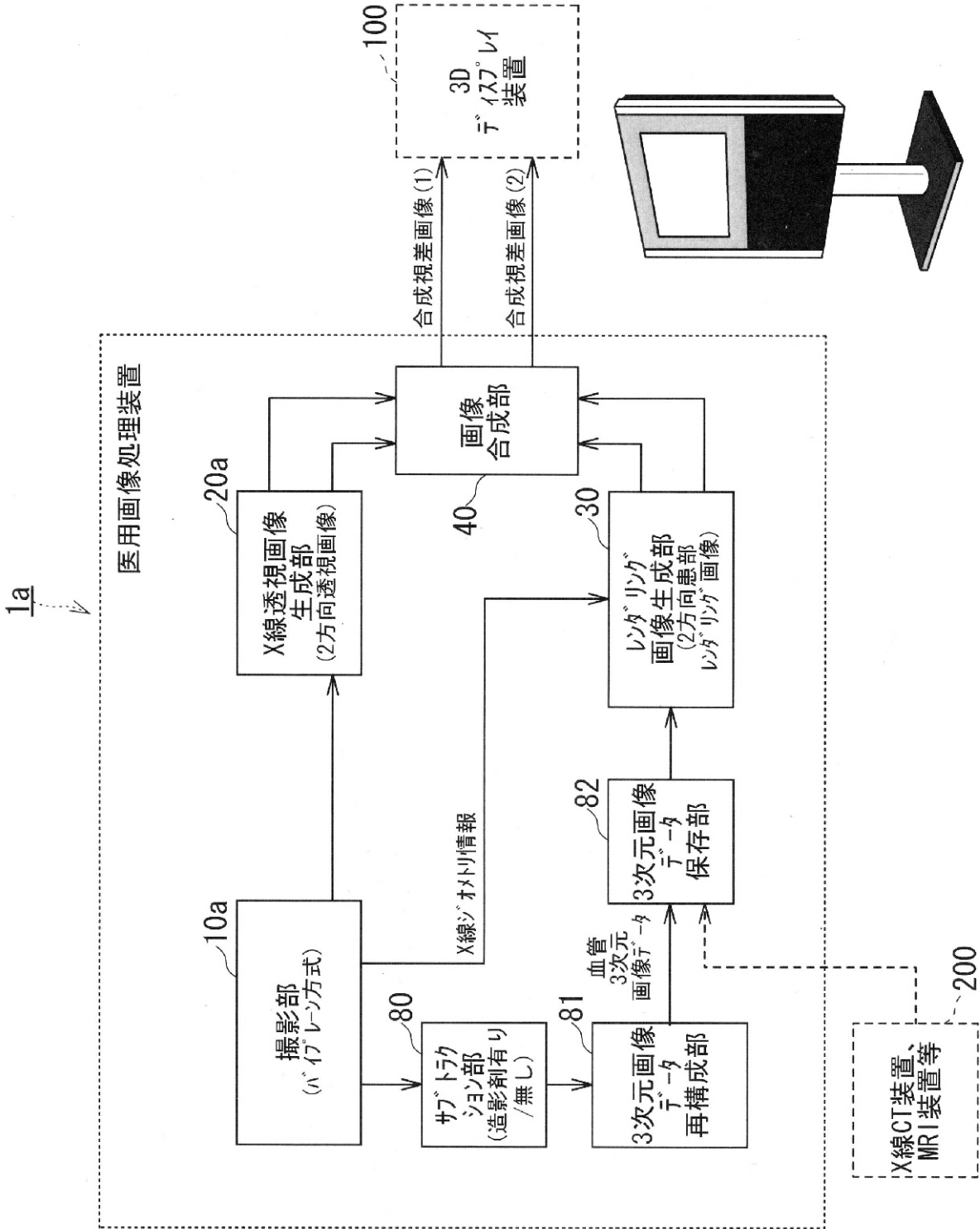
【図1】



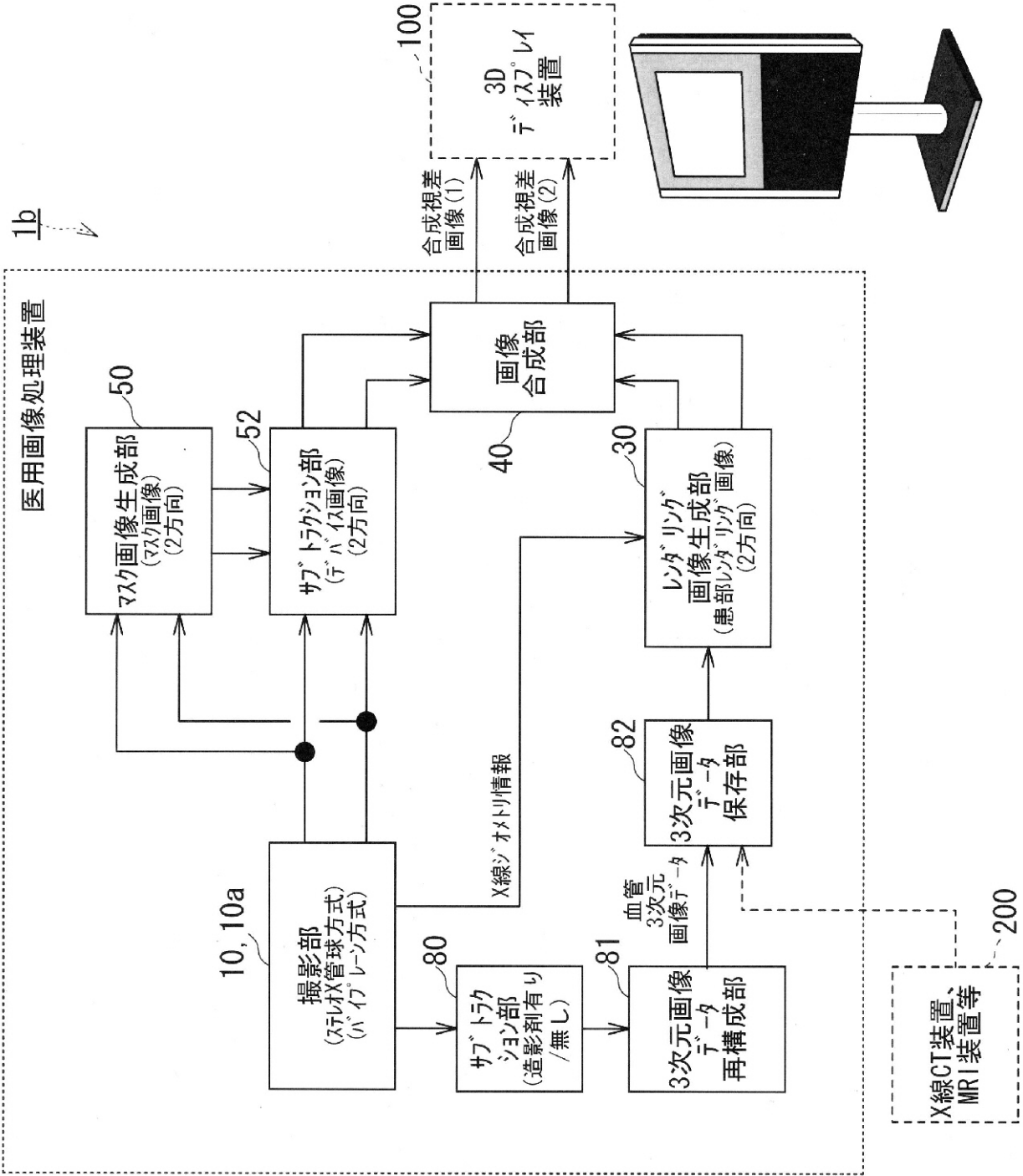
【 図 6 】



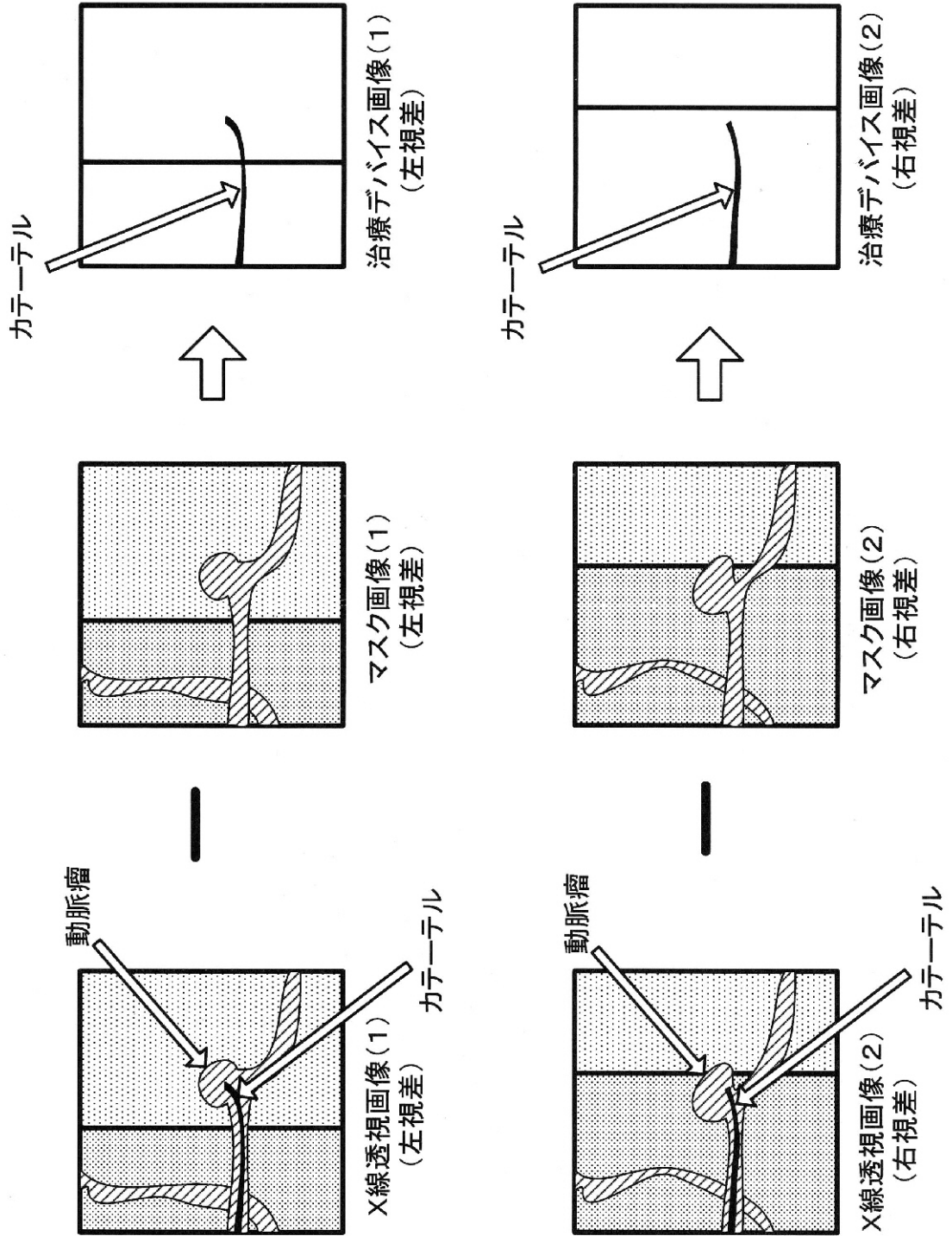
【図7】



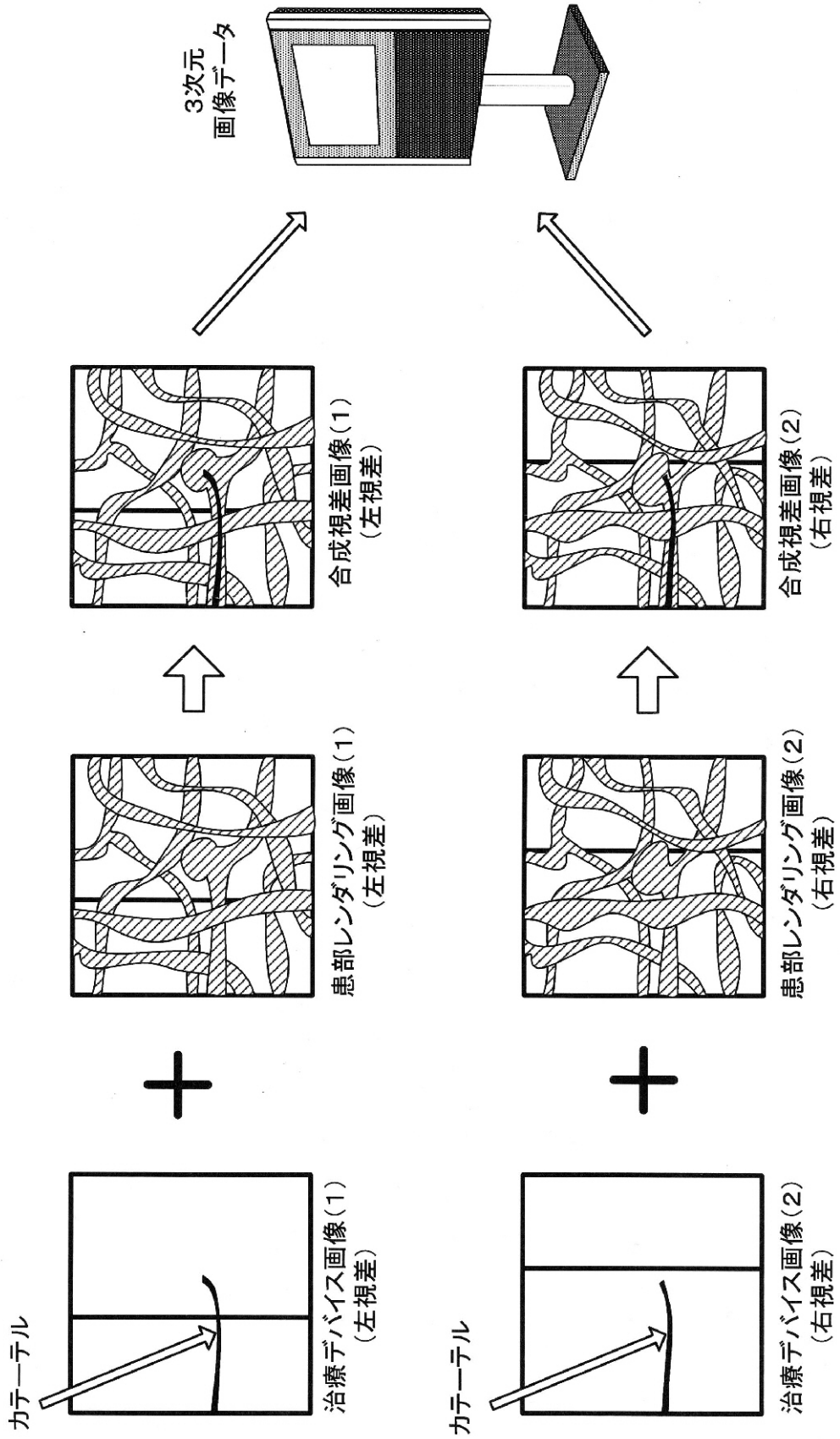
【図10】



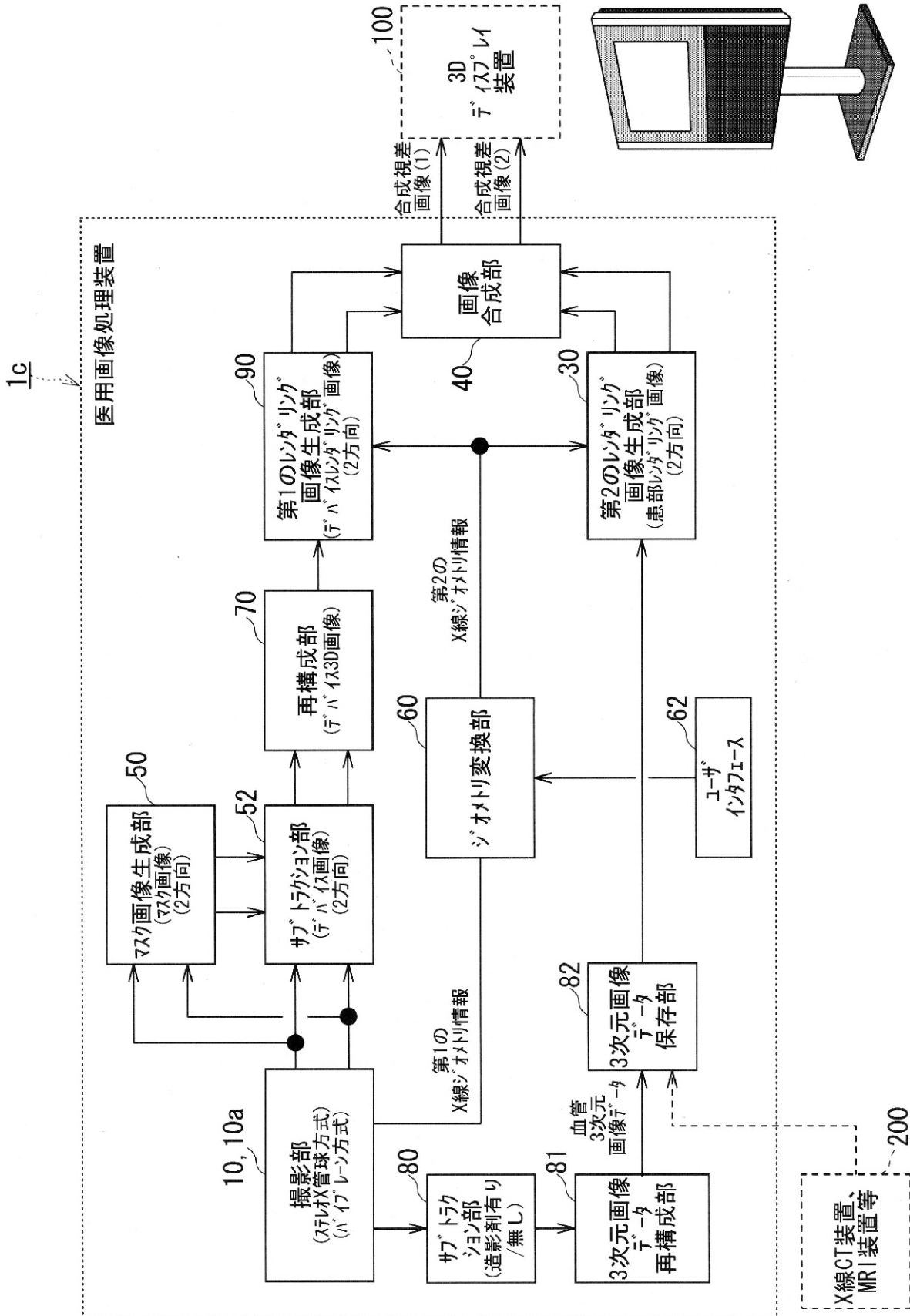
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【図14】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C093 AA01 AA10 DA02 EA06 EC15 EC28 EC37 FF13 FF34 FF35
FF42 FG07