

(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2015-231493

(P2015-231493A)

(43) 公開日 平成27年12月24日 (2015. 12. 24)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 2 1 P	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 7 5	
	A 6 1 B 6/03 3 3 1	

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2014-119926 (P2014-119926)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成26年6月10日 (2014. 6. 10)		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	100108855
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線診断装置

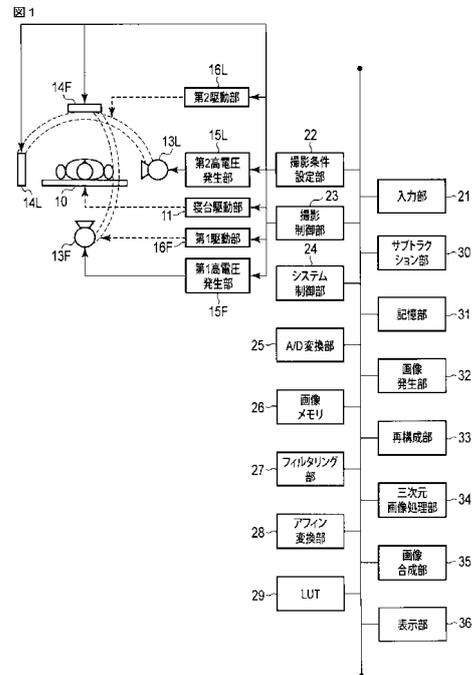
(57) 【要約】

【課題】3Dロードマップにおいて、手技の効率を維持しながら、患者負担を低減するX線診断装置を提供すること。

【解決手段】本実施形態に係るX線診断装置1は、第1撮影システムFと第2撮影システムLとを有する。Cアーム保持装置121は、Cアーム12Fを回転可能に支持する。

アーム保持装置125は、アーム12Lを回転可能に支持する。撮影制御部23は、第1撮影システムF、第2撮影システムL、Cアーム保持装置121、及びアーム保持装置125を制御する。再構成部33は、第1撮影システムFで収集された複数の第1投影データと前記第2撮影システムLで収集された複数の第2投影データとに基づいて、再構成画像のデータを発生する。第1投影データは第1撮影範囲Ra1に対応し、第2投影データは第2撮影範囲Ra2に対応し、第1撮影範囲Ra1と第2撮影範囲Ra2との間には不足角度Gaがあることを特徴とする。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 撮影系統と、  
 第 2 撮影系統と、  
 前記第 1 撮影系統を第 1 回転軸まわりに回転可能に支持する第 1 支持部と、  
 前記第 2 撮影系統を前記第 1 回転軸に一致する第 2 回転軸まわりに回転可能に支持する第 2 支持部と、  
 前記第 1 撮影系統、前記第 2 撮影系統、前記第 1 支持部、及び前記第 2 支持部を制御する制御部と、  
 前記第 1 撮影系統で収集された複数の第 1 投影データと前記第 2 撮影系統で収集された複数の第 2 投影データとに基づいて、再構成画像のデータを発生する再構成部と、  
 を具備し、  
 前記第 1 投影データは第 1 撮影角度範囲に対応し、前記第 2 投影データは第 2 撮影角度範囲に対応し、前記第 1 撮影角度範囲と前記第 2 撮影角度範囲との間には不足角度があること、  
 を特徴とする X 線診断装置。

## 【請求項 2】

前記第 1 撮影角度範囲、前記第 2 撮影角度範囲、及び不足角度の合計角度は、180 度にファン角を加算した角度であること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 1 撮影角度範囲は、前記第 2 撮影角度範囲より大きいこと、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 4】

前記第 1 撮影角度範囲の中心角度は、前記第 2 撮影角度範囲の中心角度に直交すること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 5】

前記不足角度は、ユーザにより指定された画質に応じて決定されること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 6】

前記不足角度は、被検体に注入する造影剤量に基づいて決定されること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 7】

前記第 1 撮影角度範囲と前記第 2 撮影角度範囲とは、前記第 1 撮影系統の回転速度と前記第 2 撮影系統の回転速度との間の比に基づいて決定されること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 8】

前記第 1 撮影角度範囲、前記第 2 撮影角度範囲、及び不足角度の合計角度は、180 度にファン角を加算した角度であり、前記第 1 撮影角度範囲及び前記第 2 撮影角度範囲の合計角度が 165 度以下、前記不足角度が 7 度以上であること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 9】

前記第 1 投影データの撮影間隔は、前記第 2 投影データの撮影間隔より広いこと、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 10】

前記複数の第 1 投影データの撮影角度間隔及び前記複数の第 2 投影データの撮影角度間隔は、3 度以上であること、  
 を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

## 【請求項 11】

前記第 1 撮影系統の回転速度は、前記第 2 撮影系統の回転速度より速いこと、  
を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 1 2】

前記制御部は、

前記第 1 撮影角度範囲と前記第 2 撮影角度範囲との間の比率に従って、前記第 1 撮影系統の回転速度と前記第 2 撮影系統の回転速度とのうち、少なくとも一方を決定すること、  
を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 1 3】

前記制御部は、

前記第 1 撮影系統による前記複数の第 1 投影データの収集時間と前記第 2 撮影系統による前記複数の第 2 投影データの収集時間が同じになるように前記第 1 撮影系統の回転速度と前記第 2 撮影系統の回転速度とのうち、少なくとも一方を決定すること、  
を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

10

【請求項 1 4】

前記第 1 撮影系統及び前記第 2 撮影系統による予備動作の ON / OFF を選択する予備動作選択スイッチを有する入力部をさらに具備すること、  
を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 1 5】

前記予備動作の OFF の操作は、前記第 1 撮影系統、前記第 1 支持部、前記第 2 撮影系統、及び前記第 2 支持部に対する撮影条件が、予め決められた条件範囲に含まれるときに有効とされること、

20

を特徴とする請求項 1 4 記載の X 線診断装置。

【請求項 1 6】

前記予備動作の OFF の操作は、前記第 1 撮影系統及び前記第 2 撮影系統のそれぞれの回転速度が毎秒 30 度以下であるときに有効とされること、

を特徴とする請求項 1 5 記載の X 線診断装置。

【請求項 1 7】

前記予備動作の OFF の操作は、前記第 1 撮影角度範囲及び前記第 2 撮影角度範囲が 60 度以内であるときに有効とされること、

を特徴とする請求項 1 5 記載の X 線診断装置。

30

【請求項 1 8】

前記予備動作の OFF の操作は、被検体に対する前記第 1 撮影系統の位置関係及び前記被検体に対する前記第 2 撮影系統の位置関係に従って有効とされること、

を特徴とする請求項 1 5 記載の X 線診断装置。

【請求項 1 9】

前記入力部は、検査室と操作室とに、前記第 1 撮影系統による前記複数の第 1 投影データの収集開始及び前記第 2 撮影系統による前記複数の第 2 投影データの収集開始の契機となる開始ボタンを有し、

前記予備動作が OFF に選択されたとき、

前記第 1 撮影系統による前記複数の第 1 投影データの収集及び前記第 2 撮影系統による前記複数の第 2 投影データの収集は、前記検査室の開始ボタンの操作が有効とされ、前記操作室の開始ボタンの操作が無効とされること、

40

を特徴とする請求項 1 4 記載の X 線診断装置。

【請求項 2 0】

前記制御部は、

前記複数の第 1 投影データと前記複数の第 2 投影データが収集された後、前記第 1 撮影系統と前記第 2 撮影系統とが予め決められた 2 つの位置にそれぞれ移動するように、前記第 1 支持部と前記第 2 支持部とを制御すること、

を特徴とする請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 2 1】

50

前記予め決められた2つの位置とは、患者正面と患者側面とであること、  
を特徴とする請求項20記載のX線診断装置。

【請求項22】

前記予め決められた2つの位置とは、前記複数の第1投影データ及び前記複数の第2投影データの収集に関わる動作前の、第1撮影系統の位置と第2撮影系統の位置とであること、

を特徴とする請求項20記載のX線診断装置。

【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。

【背景技術】

【0002】

インターベンション（血管内治療）や血管造影検査において、ユーザは、カテーテルを例えば足の付け根付近から血管に挿入し、目的の位置までカテーテルを進める。カテーテル、またはカテーテル内を通したガイドワイヤを目的の位置まで進める作業は、X線画像の透視下で行われる。X線透視画像では通常血管を見ることはできないので、ユーザは、X線透視画像を見て人体構造における位置を把握し、その位置における血管構造に関する知識を用いながらカテーテルあるいはガイドワイヤを操作する。しかしながら、血管構造が複雑でカテーテルやガイドワイヤが入り難い場合には、X線透視をしながら、造影剤などで血管を強調する必要がある。ところが、患者に造影剤を流し続けると、腎機能障害等を発生する危険性がある。

【0003】

そこで、ユーザは、インターベンションや血管造影検査において、ロードマップを使用する。ロードマップは、例えば、造影剤注入前後の被検体の画像同士をサブトラクションすることにより得られるDSA画像をロードマップ画像として、X線透視画像と重ね合わせて表示する機能である。ここでは、DSA（Digital Subtraction Angiography）画像と記載したが、血管を強調できるのであれば、他の画像でもよい。例えば、造影剤注入後の被検体に関するX線造影画像でもよい。また、DSA画像やX線造影画像に対して画像処理を実行することにより得られる血管芯線を表した画像や血管壁を強調した画像等でもよい。

【0004】

2Dロードマップは、2Dロードマップ画像に、透視画像を位置整合して重ねた重畳画像を表示する機能である。2Dロードマップ画像は、被検体の血管の走行が分かる画像である。例えば、2Dロードマップ画像はDSA画像等である。DSA画像の収集は、多くの手間なく収集することができるため、インターベンションや血管造影検査において、2Dロードマップが頻繁に使用される。しかし、DSA画像では血管の奥行き情報が分かり難い。すると、ユーザは、血管の観察方向（撮影方向）を変える。血管の観察方向を変えれば、その度に、変更後の観察方向に対応するDSA画像を得る必要がある。したがって、血管の観察方向の変更が、頻繁に行われるような場合は、多くの手間が発生し、患者に注入する造影剂量も多くなる。

【0005】

3Dロードマップは、3Dロードマップ画像に対して透視画像を位置整合して表示する機能である。2Dロードマップとの差異は、3Dロードマップ画像が、予め収集した3D血管画像のデータに対して、三次元画像処理を実行することで発生される点にある。3D血管画像のデータは、異なる撮影角度を有する複数のDSA画像に基づいて構築される。異なる撮影角度を有する複数のDSA画像は、撮影系統を被検体の周りを1回転させながら収集（以下、回転DSA撮影と呼ぶ。）される。3D血管画像のデータは、3D血管情報を有している。したがって、3Dロードマップにおいて、観察方向の変化に応じて（追従して）、3Dロードマップ画像が発生される。そのため、ユーザは、患者に対して造影

10

20

30

40

50

剤を再注入することなく、容易に観察方向を変えることができる。また、3Dロードマップ画像がレンダリング画像の場合には、シェーディングが施されている。そのため、ユーザは、血管の前後関係（奥行き方向）をある程度判別することができる。

【0006】

このように、3Dロードマップは、2Dロードマップに比べて、血管構造の3次元的な把握という観点で、有用な機能である。しかしながら、3Dロードマップ画像は、3D血管画像データの収集に手技が完全に中断され、さらに収集に多くの時間、造影剤量、被曝線量が必要となる。このような経緯で、カテーテルやガイドワイヤのナビゲーションと言う目的では3Dロードマップは使用されていない。しかし3Dロードマップでは、手技対象の血管の分岐角度が分かる程度の画質があればよい。このような観点で提案された3Dロードマップはこれまでにない。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2010-220668号公報

【特許文献2】特開2006-110372号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

そこで、本発明の目的は、3Dロードマップにおいて、手技の効率を維持しながら、患者負担を低減するX線診断装置を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

本実施形態に係るX線診断装置は、第1撮影システムと、第2撮影システムと、前記第1撮影システムFを回転可能に支持する第1支持部と、前記第2撮影システムを回転可能に支持する第2支持部と、前記第1撮影システム、前記第2撮影システム、前記第1支持部、及び前記第2支持部を制御する制御部と、前記第1撮影システムで収集された複数の第1投影データと前記第2撮影システムで収集された複数の第2投影データとに基づいて、再構成画像のデータを発生する再構成部と、を具備し、前記第1投影データは第1撮影範囲に対応し、前記第2投影データは第2撮影範囲に対応し、前記第1撮影範囲と前記第2撮影範囲との間には不足角度があること、を特徴とする。

30

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】図1は、本実施形態に係るX線診断装置の構成を示す図である。

【図2】図2は、第1撮影システム（正面系）の外観の一例を示す図である。

【図3】図3は、第2撮影システム（側面系）の外観の一例を示す図である。

【図4】図4は、Cアームとアームの可動範囲を説明するための説明図である。

【図5】図5は、3D撮影における第1撮影システムと第2撮影システムの撮影動作を説明するための説明図である。

【図6】図6は、撮影制御部による第1撮影システム及び第2撮影システムの制御の一例を示した図である。

40

【図7A】図7Aは、第1例において、回転スピードに基づいて設定された第1撮影範囲と第2撮影範囲を示す図である。

【図7B】図7Bは、第1例において、3D画像の画質劣化の抑制する効果が高くなるように設定された第1撮影範囲と第2撮影範囲を示す図である。

【図8A】図8Aは、第2例において、回転スピードに基づいて設定された第1撮影範囲と第2撮影範囲を示す図である。

【図8B】図8Bは、第2例において、3D画像の画質劣化の抑制する効果が高くなるように設定された第1撮影範囲と第2撮影範囲を示す図である。

【図9】図9は、X線診断装置を用いたワークフローの流れを示したフローチャート図で

50

ある。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係るX線診断装置を説明する。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。

【0012】

図1は本実施形態に係るX線診断装置の構成を示す図である。

【0013】

本実施形態に係るX線診断装置1(以下、X線診断装置1)は、撮影装置とデータ処理装置とを有する。撮影装置は、2つの撮影システムを有する。撮影装置は、正面系(フロントル:F)の第1撮影システムF、側面系(ラテラル:L)の第2撮影システムL、及び寝台装置で構成される。

10

【0014】

寝台装置は、寝台10と寝台駆動部11を有する。寝台10は、被検体を載置する天板を移動可能に支持する。天板は、後述の撮影制御部23により寝台駆動部11が駆動されることにより、移動される。

【0015】

第1撮影システムFは、Cアーム12F、第1X線発生部13F、第1X線検出部14F、第1高電圧発生部15F、及び第1駆動部16Fを有する。Cアーム12Fは、C字形状の保持装置である。Cアーム12Fは、後述の撮影制御部23の制御に従って、第1駆動部16Fが駆動されることにより、回転及び移動が可能である。Cアーム12Fは、その一端に第1X線発生部13Fを保持する。第1X線発生部13Fは、第1X線管(図示せず)と第1コリメータ(図示せず)とで構成される。第1X線管は、第1高電圧発生部15Fからの高電圧(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。第1コリメータは、第1X線管の放射窓に取り付けられ、第1X線検出部14Fの検出面上のX線照射野を調整する。第1コリメータにより、X線照射野が調整されることで、被検体への不要な被曝を低減できる。Cアーム12Fは、その他端に、第1X線発生部13Fと対向するように、第1X線検出部14Fを保持する。第1X線検出部14F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、第1X線発生部13F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。なお、第1X線検出部14Fは、前述したFPDに代えて、イメージインテンシファイアとTVカメラとの組み合わせ(I.I-TV)から構成されてもよい。第1X線管の焦点と第1X線検出部14Fの検出面の中心とを結ぶ線を第1撮影軸とする。

20

30

【0016】

図2は、第1撮影システムFの外観の一例を示す図である。

Cアーム12Fは、Cアーム保持装置121により回転自在に保持される。Cアーム保持装置121は床回転アーム122、スタンド123、及びCアームホルダ124を有する。床回転アーム122はその一端において、略鉛直な床回転軸R11を中心として回転(矢印A)可能に床面上に設けられている。床回転アーム122の他端に、床回転軸R11と平行なスタンド回転軸R12を中心として軸回転(矢印B)可能にスタンド123が支持されている。スタンド123は床回転軸R11及びスタンド回転軸R12に直交し、かつ床面に対して略水平なCアーム水平回転軸R13を中心として軸回転(矢印D、ホルダ回転)可能にCアームホルダ124を支持する。Cアームホルダ124は床回転軸R11とCアーム水平回転軸R13とに直交する床面に略水平なスライド回転軸R14を中心としてスライド回転(矢印E)可能にCアーム12Fを支持する。また、第1X線発生部13F及び第1X線検出部14Fは、第1撮影軸R15まわりに回転(矢印F)可能である。第1撮影軸R15は、第1X線管のX線焦点と第1X線検出部14Fの検出面の中

40

50

心点とを結んだ軸で定義される。回転軸 R 1 1、回転軸 R 1 3、回転軸 R 1 4、及び回転軸 R 1 5 は、アイソセンタ（撮影不動点）G 1 で交差する。

【0017】

第2撮影システム L は、アーム 1 2 L、第2 X 線発生部 1 3 L、第2 X 線検出部 1 4 L、第2高電圧発生部 1 5 L、及び第2駆動部 1 6 Lを有する。アーム 1 2 Lは、字形の保持装置である。アーム 1 2 Lは、後述の撮影制御部 2 3の制御に従って、第2駆動部 1 6 Lが駆動されることにより、回転及び移動が可能である。アーム 1 2 Lは、その一端に第2 X 線発生部 1 3 Lを保持する。アーム 1 2 Lは、その他端に第2 X 線発生部 1 3 Lと対向するように第2 X 線検出部 1 4 Lを保持する。第2 X 線発生部 1 3 Lの説明は、前述の第1 X 線発生部 1 3 Fの説明と同様である。また、第2 X 線検出部 1 4 Lの説明は、前述の第1 X 線検出部 1 4 Fの説明と同様である。第2 X 線管の焦点と第2 X 線検出部 1 4 Lの検出面の中心とを結ぶ線を第2撮影軸とする。

10

【0018】

図3は、第2撮影システム Lの外観の一例を示す図である。

アーム 1 2 Lは、アーム保持装置 1 2 5により回転自在に保持される。アーム保持装置 1 2 5は走行レール 1 2 6、スライダベース 1 2 7、及びアームホルダ 1 2 8を有する。アーム 1 2 Lはアームホルダ 1 2 8を介して、スライダベース 1 2 7から吊り下げられている。アームホルダ 1 2 8はスライド回転軸 R 2 1を中心としてスライド回転（矢印 H）可能にアーム 1 2 Lを支持する。スライダベース 1 2 7は天井面に施設された走行レール 1 2 6に沿う方向（方向 J、奥行き方向）と走行レールの間の方向（天井面に略平行で走行レールに沿う方向に垂直な方向、矢印 I）に移動可能に係合される。スライダベース 1 2 7は略鉛直なアーム回転軸 R 2 2を中心として軸回転（矢印 K、ホルダ回転）可能にアームホルダ 1 2 8を支持する。第2 X 線発生部 1 3 L及び第2 X 線検出部 1 4 Lは、第2撮影軸 R 2 3まわりに回転（矢印 M）可能である。第2撮影軸 R 2 3は、第2 X 線管の X 線焦点と第2 X 線検出部 1 4 Lの検出面の中心点とを結んだ軸で定義される。回転軸 R 2 1、回転軸 R 2 2、及び回転軸 R 2 3は、アイソセンタ（撮影不動点）G 2で交差する。

20

【0019】

図4は、Cアーム 1 2 Fとアーム 1 2 Lの可動範囲を説明するための説明図である。

【0020】

図4において、患者が天板に仰向けで載置されている。図4において、座標系は、被検体の撮影中心位置 O を原点とした臨床座標系である。臨床座標系において、被検体の体軸に平行な軸を Z 軸、被検体の正面方向に平行な軸を Y 軸、X 軸と Y 軸とに直交する軸を X 軸とする。図4に示すように、被検体の正面方向に沿った Y 軸を起点として、被検体の右手側への回転角度は、第1斜位（Right Anterior Oblique view：以下、RAOと呼ぶ）、左手側への回転角度は、第2斜位（Left Anterior Oblique view：以下、LAOと呼ぶ）とで表される。Y 軸を基点として、被検体の頭側への回転角度は、頭の方（CRAnial：以下、CRAと呼ぶ）、被検体の足側への回転角度は尾の方（CAUdal：以下、CAUと呼ぶ）とで表される。例えば、被検体の撮影中心位置 O と、Cアーム 1 2 Fのアイソセンタ G 1 と、アーム 1 2 Lのアイソセンタ G 2 とが一致している。このとき、RAO 30 は、被検体の撮影中心位置 O を正面方向から患者右手側に 30 度傾けた角度を表す。

40

【0021】

一般的に、Cアーム 1 2 Fが被検体の頭側から挿入され、アーム 1 2 Lが被検体の横から挿入された状態で被検体に対する撮影が実施される。このとき、Cアーム 1 2 FのRAO及びLAOへの回転は、Cアーム 1 2 Fのホルダ回転により実現される。また、Cアーム 1 2 FのCRAまたはCAUへの回転は、Cアーム 1 2 Fのスライド回転により実現される。アーム 1 2 LのCRAまたはCAUへの回転は、アームホルダ 1 2 8のホルダ回転により実現される。また、アーム 1 2 LのRAOまたはLAOへの回転は、アーム 1 2 Lのスライド回転により実現される。例えば、Cアーム 1 2 Fとアーム 1 2 L

50

とにより撮影が行われる場合、Cアーム12Fの回転の可動範囲は、R A O 1 2 0 / L A O 1 2 0、C R A 5 0 / C A U 4 5である。また、回転撮影時において、Cアーム12Fは、例えば毎秒最大60度での回転が可能である。アーム12Lの回転の可動範囲は、R A O 1 2 0 / L A O 0またはR A O 0 / L A O 1 2 0である。また、アーム12Lの回転の可動範囲は、C R A 4 5 / C A U 5 0である。アーム12Lは、回転撮影時において、例えば毎秒最大30度での回転が可能である。

#### 【0022】

データ処理装置は、入力部21、撮影条件設定部22、撮影制御部23、システム制御部24、A/D変換部25、画像メモリ26、フィルタリング部27、アフィン変換部28、LUT29、サブトラクション部30、記憶部31、画像発生部32、再構成部33、三次元画像処理部34、画像合成部35、及び表示部36を有する。

10

#### 【0023】

入力部21は、X線診断装置1に対して、ユーザが指示情報を入力するための、ユーザインターフェースとして機能する。入力部21は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、及びスイッチ等の入力デバイスを有する。例えば、入力部21は、透視スイッチ、予備動作選択スイッチ、3D撮影準備スイッチ、3D撮影開始スイッチ、及びX線トリガースイッチを有する。透視スイッチは、X線透視の開始及び終了を指示するためのスイッチである。予備動作選択スイッチは、3D撮影実行時における、予備動作のON/OFFを設定するためのスイッチである。予備動作は、3D撮影における患者の安全、装置自体の安全を事前に確認する動作である。予備動作選択スイッチがONのとき、3D撮影開始スイッチが押されたのを契機に、撮影制御部23の制御に従って予備動作が実行される。予備動作の詳細は後述する。なお、予備動作のON/OFFは、予備動作選択スイッチで設定されなくてもよい。例えば、3D撮影条件に予備動作のON/OFFを設定するための項目が含まれていてもよい。ユーザは、3D撮影条件の入力時に予備動作のON/OFFを設定する。3D撮影準備スイッチは、2つの撮影系統各々を3D撮影時のFOV（撮影視野領域）、及びSID（X線管球の焦点とX線検出部との距離）にするためのスイッチである。3D撮影開始スイッチは、2つの撮影系統各々を3D撮影の回転開始位置に移動させるためのスイッチである。X線トリガースイッチは、任意の角度からのDSA撮影を開始するスイッチで、また2つの撮影系統各々による3D撮影の開始を指示するためのスイッチでもある。なお、これらのスイッチは、機械スイッチでもよいし、表示部36に表示されたソフトスイッチであってもよい。また、これらのスイッチは、複数個所に設けられてもよい。例えば、検査室内の撮影装置と操作室内のデータ処理装置とにそれぞれスイッチが設けられてもよい。

20

30

#### 【0024】

また、入力部21は、時間短縮スイッチを備えてもよい。時間短縮スイッチが押されたのを契機に、後述の撮影制御部23による時間短縮モードによる3D撮影が実行される。

指示情報は、X線透視条件の設定指示、3Dロードマッププログラムの設定指示等である。

X線透視条件は、管電圧、管電流、及び照射時間等の条件項目を含む。ユーザは、例えば、透視条件の設定画面上の操作により、X線透視条件を入力することができる。具体的には、透視条件の設定画面には、複数の項目にそれぞれ対応する複数の入力ボックスが配置される。ユーザは、例えば、管電圧に対応する入力ボックスにキーボードで数値を入力することで、管電圧の条件を入力することができる。なお、ユーザは、X線透視条件を他の方法で入力してもよい。例えば、ユーザは、複数のX線透視条件から選択したX線透視条件を入力することができる。このとき、記憶部31には、複数のX線透視条件のデータが、患者情報（患者の年齢、性別、体格等）や検査情報（撮影部位、担当医師、撮影方法等）の付帯情報とともに記憶されているものとする。透視条件の設定画面には、複数のX線透視条件が、それぞれ対応する付帯情報とともに配置される。ユーザは、患者情報や検査情報を参考に、複数のX線透視条件から選択したX線透視条件を入力することができる。

40

50

## 【 0 0 2 5 】

3 Dロードマップは、3 D撮影が行われ、重置画像が表示されるまでの一連の処理を呼ぶ。3 Dロードマップは、X線透視中に実行される。3 D撮影には、被検体に関する複数のマスク画像を得るための撮影と複数のコントラスト画像を得るための撮影が含まれる。複数のマスク画像各々は、異なる撮影角度を有する。複数のマスク画像は、造影剤の注入前の被検体の周りを2つの撮影システムを回転させながら収集される。また、複数のコントラスト画像各々は、異なる撮影角度を有する。複数のコントラスト画像は、造影剤の注入後の被検体の周りを2つの撮影システムをマスク画像撮影時と全く同じように回転させながら収集される。したがって、3 Dロードマッププログラムには、3 D撮影に関する条件（以下、3 D撮影条件と呼ぶ。）が含まれる。

10

## 【 0 0 2 6 】

3 D撮影時において、第1撮影システムF及び第2撮影システムL各々は、撮影制御部23の制御に従って、3 D撮影条件に応じた撮影動作を実行する。3 D撮影条件には、以下のような条件が含まれる。3 D撮影条件には、第1撮影システムFに関する3 D撮影条件と第2撮影システムLに関する3 D撮影条件とが含まれる。

## 【 0 0 2 7 】

- ( 1 ) S I D ( S o u r c e I m a g e R e c e p t o r : X線検出面とX線焦点との間の距離 )
- ( 2 ) F O V ( F i e l d O f V i e w : 有効視野 )
- ( 3 ) 撮影角度範囲
- ( 4 ) 撮影間隔
- ( 5 ) 回転速度
- ( 6 ) X線条件 ( 管電圧、管電流、照射時間等 )

20

ユーザは、例えば、3 D撮影条件の設定画面上の操作により、3 D撮影条件を入力することができる。具体的には、3 D撮影条件の設定画面には、3 D撮影条件に含まれる複数の項目にそれぞれ対応する複数の入力ボックスが配置される。ユーザは、例えば、第1撮影システムFの撮影角度範囲に対応する入力ボックスにキーボードで数値を入力することで撮影角度範囲を入力することができる。

## 【 0 0 2 8 】

なお、ユーザは、3 D撮影条件を他の方法で入力してもよい。例えば、ユーザは、複数の3 D撮影条件から選択することで、3 D撮影条件を入力することができる。このとき、記憶部31には、複数の3 D撮影条件のデータが記憶されている必要がある。複数の3 D撮影条件各々は、患者情報（患者の年齢、性別、体格等）や検査情報（撮影部位、担当医師、撮影方法等）等の付帯情報とともに記憶されていてもよい。3 D撮影条件の設定画面には、複数の3 D撮影条件各々が、それぞれ対応する付帯情報とともに配置される。ユーザは、患者情報や検査情報を参考に、複数の3 D撮影条件から選択した3 D撮影条件を入力することができる。そのため、3 D撮影条件を一から入力するよりも、設定にかかる時間を短縮することができる。

30

## 【 0 0 2 9 】

なお、入力部21は、自動的に3 D撮影条件を入力してもよい。3 Dロードマップは、例えば、透視撮影中に、医師等による入力部21の操作に従って実行される。したがって、3 D撮影が開始されるときには、患者情報や検査情報が、X線診断装置1に対して入力されている状態である。入力部21は、X線診断装置1に入力された患者情報及び検査情報に基づいて、自動的に3 D撮影条件を入力する。具体的には、入力部21は、記憶部31に記憶されている複数の3 D撮影条件から、X線診断装置1に入力された患者情報及び検査情報に従って選択した3 D撮影条件を入力する。

40

## 【 0 0 3 0 】

撮影条件設定部22は、入力部21を介して入力された撮影角度範囲、撮影間隔、及び回転速度を設定する。撮影角度範囲は、第1撮影システムFに対応する第1撮影範囲と第2撮影システムLに対応する第2撮影範囲とを含む。撮影条件設定部22により設定される第1撮

50

影範囲及び第2撮影範囲についての詳細は後述する。

【0031】

撮影条件設定部22は、第1撮影範囲及び第2撮影範囲を、同一の回転軸を有する回転軌道上に設定する。したがって、第1撮影系統Fの回転軌道及び第2撮影系統Lの回転軌道は一致していなくてもよい。第1撮影系統F及び第2撮影系統Lの回転軸が略一致していることで、再構成時の中心位置が略一致する。これにより、2つの撮影系統を用いて3D撮影する場合においても、1つの撮影系統を用いて3D撮影する場合と同等程度の再構成精度を維持することができる。

【0032】

撮影条件設定部22は、第1撮影範囲及び第2撮影範囲で、それぞれ異なる撮影間隔や回転速度を設定することができる。撮影条件設定部22は、第1撮影系統Fが第1撮影範囲の移動にかかる時間と第2撮影系統Lが第2撮影範囲の移動にかかる時間とが一致するように、回転速度を決定してもよい。また、撮影条件設定部22は、第1撮影系統Fの回転速度の上限値と第2撮影系統Lの回転速度の上限値とに基づいて、第1撮影範囲と第2撮影範囲との割合を決定してもよい。また、撮影条件設定部22は、患者の被ばく線量に基づいて撮影間隔を決定してもよい。

10

【0033】

撮影制御部23は、X線撮影動作を実行するために各部を制御する。

具体的には、撮影制御部23は、設定された諸条件に従って、被検体を撮影するために、Cアーム12Fの移動、アーム12Lの移動、X線の発生、及びX線の検出が連動するように、駆動部、高電圧発生部、及びX線検出部を制御する。例えば、透視スイッチが押されたのを契機に、撮影制御部23は、設定されたX線透視条件に従って、第1高電圧発生部15F及び第2高電圧発生部を制御する。このとき、撮影制御部23は、第1高電圧発生部15Fと第2高電圧発生部との制御と同期して、第1X線検出部14Fと第2X線検出部14Lとを制御する。また、撮影制御部23は、画像メモリ26、サブトラクション部30、再構成部33、三次元画像処理部34、及び画像合成部35等の各動作を制御する。これにより、第1撮影系統Fに対応する第1透視画像のデータ及び第2撮影系統Lに対応する第2透視画像のデータが発生される。

20

【0034】

(予備動作の説明)

撮影制御部23は、予備動作がONのとき、3D撮影開始スイッチが押されたのを契機に、第1撮影系統F及び第2撮影系統Lによる予備動作を実行する。予備動作中の第1撮影系統F及び第2撮影系統Lは、撮影制御部23の制御に従って、以下のような動作を行う。

30

まず、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々が、それぞれの回転終了位置にゆっくりと移動される。その後、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は、それぞれの回転開始位置(起点)に回転移動される。このとき、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は、実際の3D撮影時の軌道に沿って回転移動される。また、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は、実際の回転速度より遅い、 $20 \text{ deg/s}$ の速さで回転される。ただし、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は、実際の3D撮影時の軌道に沿って移動される。この予備動作により、ユーザは、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々による3D撮影時における、被検体、寝台10、第1撮影系統F、及び第2撮影系統Lの間の干渉の有無を確認することができる。

40

【0035】

また、例えば、撮影制御部23は、予備動作がONのとき、検査室内のX線トリガースイッチ及び操作室内のX線トリガースイッチを有効にする。したがって、ユーザは、検査室内のX線トリガースイッチでも、操作室内のX線トリガースイッチでも、マスク画像の収集及びコントラスト画像の収集の開始を指示することができる。また、予備動作がOFFのとき、撮影制御部23は、操作室内のX線トリガースイッチの操作を無効にする。このとき、ユーザは、検査室内のX線トリガースイッチの操作でのみ、マスク画像の収集及

50

びコントラスト画像の収集の開始を指示できる。予備動作がOFFの場合、予備動作が実行されないため、被検体と撮影装置との間及び撮影装置同士の安全が確認できていない状態である。操作室内のX線トリガースイッチの操作を無効にすることで、ユーザは、回転撮影を指示するときに、検査室内のX線トリガースイッチを操作する必要がある。これにより、予備動作が行われない状況においても、回転撮影中の患者の安全を確保し、機構の干渉を回避することができる。

#### 【0036】

なお、予備動作のON/OFFは、ユーザが選択すると記載しているが、比較的安全な回転撮影であるかに応じて、撮影制御部23により、自動的に設定されてもよい。比較的  
安全な回転撮影とは、2つの撮影系統各々を回転させる範囲が狭い場合、2つの撮影系統  
各々の回転速度が遅い場合、2つの撮影系統各々の回転軌道が被検体から離れている場合  
等が該当する。したがって、撮影制御部23は、3D撮影条件に含まれる、第1撮影系統  
F及び第2撮影系統L各々の回転速度、撮影角度範囲、及びSIDに基づいて、予備動作  
のON/OFFを設定することができる。

10

#### 【0037】

例えば、撮影制御部23は、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々の回転速度が遅い  
(例えば、毎秒10度)ときに、予備動作をOFFに設定する。また、撮影制御部23は  
、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々の撮影角度範囲が狭いとき(例えば、各々の撮  
影角度範囲が60度以内)に、予備動作をOFFに設定する。また、撮影制御部23は、  
第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々のSIDが、被検体に対して十分にとられている  
ときに、予備動作をOFFに設定する。また、撮影制御部23は、前述の回転速度、撮影  
角度範囲、及びSIDの組み合わせにより、予備動作のON/OFFを設定してもよい。  
また、撮影制御部23は、過去に設定された3D撮影条件に従って、予備動作のON/O  
FFを設定してもよい。具体的には、撮影制御部23は、過去に設定された複数3D撮影  
条件のうち、実際に予備動作が実行されたときの3D撮影条件に基づいて、現在設定され  
ている3D撮影条件において、予備動作の要否を判定する。

20

#### 【0038】

以上の処理により、撮影制御部23は、設定した3D撮影条件に従って予備動作のON  
/OFFを自動的に設定できる。これにより、X線診断装置1を用いた一連のワークフロ  
ーにおいて、手順を短縮することができる。そのため、患者の負担を軽減することができ  
る。

30

#### 【0039】

##### (3D撮影の説明)

X線トリガースイッチが押されたのを契機に、撮影制御部23の制御に従って、第1撮  
影系統F及び第2撮影系統L各々により、複数のマスク画像及び複数のコントラスト画像  
が収集される。このとき、撮影制御部23は、第1撮影系統Fと第2撮影系統Lとが衝突  
しないために、第1撮影系統Fの回転動作と第2撮影系統Lの回転動作を制御する。3D  
撮影時における第1撮影系統F及び第2撮影系統Lの特徴的な動作について、図5を参照  
して説明する。

図5は、3D撮影における第1撮影系統Fと第2撮影系統Lの撮影動作を説明するた  
めの説明図である。第1撮影系統F及び第2撮影系統Lは、それぞれのアイソセンタOが注  
目領域の中心位置に一致するように位置合わせされる。また、図5に示したように、第1  
撮影系統Fが回転しながら撮影動作する角度範囲として、第1撮影範囲Ra1が設定され  
る。同様に、第2撮影系統Lが回転しながら撮影動作する角度範囲として、第2撮影範囲  
Ra2が設定される。第1撮影範囲Ra1と第2撮影範囲Ra2の間には、不足角度Ga  
が設けられる。不足角度は、投影データを収集しない角度であり、ギャップとも言う。す  
なわち、撮影全体範囲Raは、第1撮影範囲Ra1、不足角度Ga及び第2撮影範囲Ra  
2で構成される。

40

#### 【0040】

X線トリガースイッチが押される前、第1撮影系統Fは第1撮影範囲Ra1の撮影開始

50

位置 R a 1 s に配置され、第 2 撮影系統 L は第 2 撮影範囲 R a 2 の撮影開始位置 R a 2 s に配置される。

【 0 0 4 1 】

撮影制御部 2 3 は、X 線トリガースイッチが押されたのを契機に、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々による 3 D 撮影動作を実行する。具体的には、撮影制御部 2 3 は、第 1 撮影系統 F を撮影開始位置 R a 1 s から撮影終了位置 R a 1 f に向けて回転させる。この回転の間、第 1 撮影系統 F により、設定された撮影間隔に従って、第 1 撮影範囲 R a 1 に対応する複数の投影データが収集される。また、撮影制御部 2 3 は、第 2 撮影系統 L を撮影開始位置 R a 2 s から撮影終了位置 R a 2 f に向けて回転させる。この回転の間、第 2 撮影系統 L により、設定された撮影間隔に従って、第 2 撮影範囲 R a 2 に対応する複数の投影データが収集される。このとき、撮影制御部 2 3 は、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L が同時に回転を開始するように、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L を制御するのが好適である。また、図 5 に示すように、第 1 撮影系統 F の回転軌道 C F と第 2 撮影系統 L の回転軌道 C L は、同じ回転中心位置を有するが、同一円周上でなくてもよい。第 1 撮影範囲 R a 1 及び第 2 撮影範囲 R a 2 は、2 つの撮影系統が同時に回転動作を開始した場合に、2 つの撮影系統が互いに干渉しないように撮影条件設定部 2 2 により設定される。あるいは、撮影制御部 2 3 により、2 つの撮影系統が互いに干渉しないように、2 つの撮影系統各々の撮影開始タイミングが制御される。また、2 つの撮影系統各々の回転範囲の間に、不足角度 G a が設けられることで、2 つの撮影系統が互いに干渉するリスクを低減することができる。例えば、図 5 に示すように、第 1 撮影系統 F が撮影終了位置 R a 1 f に配置され、第 2 撮影系統 L が撮影開始位置 R a 2 s に配置された状態で干渉しないように不足角度 G a が設けられるのであれば、2 つの撮影系統が互いに干渉することはない。

【 0 0 4 2 】

以上説明した X 線診断装置 1 によれば、3 D 撮影を 2 つの撮影系統を用いて行うことができる。したがって、3 D 撮影時に 2 つの撮影系統のうち、一方の撮影系統を退避する必要がない。そのため、一連のワークフローにおいて時間を短縮することができる。

【 0 0 4 3 】

撮影制御部 2 3 は、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々に X 線トリガーを供給する。第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々は、X 線トリガーを受信したのを契機に、X 線撮影を実行する。3 D 撮影時において、撮影制御部 2 3 は、X 線トリガーを繰り返し発生し、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々に供給する。X 線トリガーを供給する方式には時間トリガー方式と角度トリガー方式とがある。以下、時間トリガー方式における撮影制御部 2 3 の撮影動作について、図 6 を参照して説明する。

【 0 0 4 4 】

図 6 は、撮影制御部 2 3 による第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L の制御の一例を示した図である。時間トリガー方式において、撮影制御部 2 3 は、経過時間に従って、2 つの撮影系統各々に対して X 線トリガーを繰り返し出力する。2 つの撮影系統各々は、X 線トリガーが出力されたのを契機に撮影動作を行う。例えば、第 1 撮影系統 F の回転速度が  $60 \text{ deg / s}$ 、第 2 撮影系統 L の回転速度が  $30 \text{ deg / s}$ 、撮影間隔が 3 度とする。このとき、図 6 に示すように、撮影制御部 2 3 は、第 1 撮影系統 F による撮影間隔 (  $d 1 1$  及び  $d 1 2$  の間など ) が  $20 \text{ fps}$  になるように、また、第 2 撮影系統 L が  $10 \text{ fps}$  になるように X 線トリガーを発生する。これにより、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々は、撮影間隔 3 度で複数の投影画像を収集することができる。図 6 に示すように、第 1 撮影系統 F に対する X 線トリガーは時間間隔  $d t 1$  で発生され、第 2 撮影系統 L に対する X 線トリガーは時間間隔  $d t 2$  で発生される。時間間隔  $d t 2$  は、時間間隔  $d t 1$  の 2 倍である。時間トリガー方式の場合、設定された時間間隔に従って撮影が行われる。したがって、撮影範囲において、撮影系統の回転動作が加減速中の場合、設定した撮影角度の間隔で行えない場合がある。言い換えると、時間トリガー方式の場合、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々の撮影動作中の回転速度は一定である必要がある。第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々が回転動作の開始直後から一定の速度で回転できない場合がある。

したがって、回転動作を開始する助走位置から撮影開始位置までの助走範囲と、撮影終了位置から回転が停止する停止位置までの停止範囲とが必要となる。助走範囲及び停止範囲は、予め設定されており、例えば、それぞれ5度程度である。助走範囲及び停止範囲は、ユーザ指示に従って適宜変更が可能である。なお、2つの撮影系統各々の回転速度に応じて、撮影条件設定部22により、助走範囲及び停止範囲が自動的に設定されてもよい。

#### 【0045】

なお、角度トリガー方式において、助走範囲及び停止範囲は設定されなくてもよい。角度トリガー方式において、撮影制御部23は、回転角度に従って、2つの撮影系統各々に対してX線トリガーを繰り返し出力する。2つの撮影系統各々は、X線トリガーが出力されたのを契機に撮影動作を行う。具体的には、撮影制御部23は、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々が保持する角度検出部(図示せず)を管理し、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々の現在の回転位置に対応する回転角度を特定する。そして、撮影制御部23は、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々の回転位置が予め設定された回転角度に移動されたのを契機にX線トリガーを出力する。これにより、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は、所望の回転角度に対応する投影データを収集することができる。

10

#### 【0046】

また、撮影制御部23は、入力部21の時間短縮スイッチが押されたのを契機に、時間短縮モードで3D撮影を実行してもよい。時間短縮モードは、3D撮影において時間のかかる要因となる、予備動作を省略し、造影剤自動注入器の準備を不要にするモードである。撮影制御部23は、時間短縮モードに対応する3D撮影条件に従って3D撮影の動作を行う。撮影条件設定部22は、記憶部31に記憶されている時間短縮モードに対応する3D撮影条件を設定する。これにより、後述の第1撮影範囲と第2撮影範囲が、一定範囲以下(例えば、60度)に設定される。また、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々のSIDが十分広くなるように設定される。なお、ここでは、時間短縮モードに対応する3D撮影条件で撮影範囲とSIDが設定されている。しかしながら、そのほかに、不足角度の大きさ、撮影系統の回転スピード等が予め設定されていてもよい。また、造影剤自動注入器を使わずに、注射器を使って造影剤を注入する場合、注入時間は長くて3秒程度である。そこで、撮影条件設定部22は、3D撮影にかかる時間が3秒程度となるように、第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定する。

20

#### 【0047】

このように、予め安全とわかっている3D撮影条件に従って3D撮影の撮影動作が実行できることで、予備動作を省略することができるため、一連のワークフローにおいて時間短縮の効果がある。さらに、造影剤自動注入器を使わずに注射器で造影剤を注入可能な撮影時間となるように、第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定できるため、一連のワークフローにおける時間短縮の効果がある。

30

#### 【0048】

システム制御部24は、CPU(Central Processing Unit)と半導体メモリ等を有する。システム制御部24は、入力部21を介して、X線診断装置に入力された情報を、一時的に半導体メモリに記憶する。システム制御部24は、入力された情報に基づいてX線診断装置の各部を統括して制御する。

40

#### 【0049】

A/D変換部25は、X線検出部からの電気信号をデジタル変換し、被検体に関するX線画像のデータ(投影データ)を発生する。

画像メモリ26は、A/D変換部25により発生されたX線画像データを記憶する。この投影データには、例えば、第1撮影系統Fに対応する第1X線画像のデータ、第2撮影系統Lに対応する第2X線画像のデータ、マスク画像のデータ、及びコントラスト画像のデータが含まれる。

フィルタリング部27は、X線画像等に対する高周波強調フィルタリングなどを行う。アフィン変換部28は、表示部36に表示された画像等の拡大・移動などを行う。

LUT29は、X線画像等に対して階調変換を行う。

50

サブトラクション部 30 は、コントラスト画像のデータから、当該コントラスト画像と同じ撮影角度を有するマスク画像のデータをサブトラクション (DSA: Digital Subtraction Angiography) 処理をすることで、DSA 画像のデータを発生する。サブトラクション部 30 は、複数のコントラスト画像と、複数のコントラスト画像にそれぞれ対応する複数のマスク画像とに基づいて、複数の DSA 画像のデータを発生する。なお、サブトラクション部 30 は、コントラスト画像のデータから、キャリブレーション画像 (天板上に X 線を減弱する物質がない状態またはキャリブレーションキットが配置された状態で事前に撮影された画像) のデータとサブトラクションした画像を発生してもよい。DSA 画像の発生に、マスク画像の代わりにキャリブレーション画像を用いることで、血管の強調の度合いは弱くなるが、見たい血管の太さによっては、血管の走行を把握できるくらいの後述のロードマップ画像を得ることができる。また、マスク画像の収集が必要ではなくなるので、3D ロードマップにおける手順を省け、全体の撮影時間の短縮や患者の被ばく低減に効果がある。

10

## 【0050】

記憶部 31 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 31 は、複数の DSA 画像のデータや 3D 血管画像データを記憶する。また、記憶部 31 は、複数の 3D 撮影条件のデータを、患者情報 (患者の年齢、性別、体格等) や検査情報 (撮影部位、担当医師、撮影方法等) 等の付帯情報とともに記憶する。3D 撮影条件の付帯情報には、後述の予備動作の ON/OFF に関する情報が含まれてもよい。さらに、記憶部 31 は、時間短縮モードに対応する 3D 撮影条件のデータを記憶する。

20

## 【0051】

画像発生部 32 は、第 1 X 線検出部 14 F 及び第 2 X 線検出部 14 L 各々からの出力信号に対して、前処理を実行する。補正処理とは、各種補正処理、増幅処理、及び A/D 変換処理等である。そして、画像発生部 32 は、第 1 X 線検出部 14 F の出力信号に対応する前処理後のデータに基づいて、第 1 X 線画像のデータを発生する。また、画像発生部 32 は、第 2 X 線検出部 14 L の出力信号に対応する前処理後のデータに基づいて、第 2 X 線画像のデータを発生する。X 線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。

30

## 【0052】

再構成部 33 は、撮影角度の異なる複数の DSA 画像のデータに基づいて、血管に関するボリュームデータ (以下、3D 血管画像のデータと呼ぶ) を再構成する。

再構成部 33 は、被検体に関する半周 (厳密には、180度 + ファン角) から一定範囲不足した角度分に対応する複数の DSA 画像のデータに基づいて、3D 血管画像のデータを構築する。

## 【0053】

再構成方法には、例えば逐次近似法が用いられる。(1) 式は逐次近似法を説明した数式である。

## 【数 1】

$$E = \left\| \vec{g} - H \vec{f}_e \right\|^2 + \alpha \left\| \vec{f}_e \right\|^2 \cdot \dots \cdot (1)$$

40

## 【0054】

ここで、 $g$  は DSA 画像のデータをピクセル毎に列ベクトルに並べたものを表している。 $f_e$  は求める再構成データを表している。 $H$  は投影マトリックスである。理想的には  $f_e$  を  $H$  で投影すると  $g$  となる。逐次近似法は、 $E$  を最小化する  $f_e$  を求めることにより再構成が行われる。第 1 項目は収集データと一致する再構成データを求める項であり、十分な投影データがあればこれだけでも良好な再構成データ  $f_e$  を得られる。しかしながら、X 線診断装置 1 で扱う複数の DSA 画像のデータには、不足角度分に対応する DSA 画像のデータが含まれない。つまり、再構成部 33 による再構成処理は、部分的に情報が欠けた複数の DSA 画像のデータに基づいて実行される。そのため、第 1 項目の収束条件が不

50

安定となり、ノイズやアーチファクトが多い3D血管画像となる。第2項目はこのようなノイズやアーチファクトを抑える効果がある。例えば、 $\alpha$ を大きく設定するとノイズやアーチファクトを抑える効果が大きくなるが、3D血管画像の先鋭度が悪くなる。一方、 $\alpha$ を小さく設定するとノイズやアーチファクトを抑える効果が小さくなるが、3D血管画像の先鋭度は改善する。 $\alpha$ は目的、得られる投影データの情報量などによって経験的に決められる。したがって、予め $\alpha$ の値に関して、複数のプリセットが用意されているのが好適である。例えば、 $\alpha$ の値の大きさに応じて、4種類のプリセット、「Weak」、「Mild」、「Standard」、「Strong」が用意されている。ユーザは、4種類のプリセットから選択したプリセットに対応する3D血管画像を得ることができる。ユーザは、得られた3D血管画像において、さらに、ノイズやアーチファクトを抑えたいのであれば、 $\alpha$ 値を大きくし、画像の先鋭度を上げたいのであれば、 $\alpha$ 値を小さくする等の値の調整をすることができる。なお、再構成法として1例を示したが、ART (Algebraic Reconstruction Algorithm) 法や、EM (Expectation Maximization) 法、TV (Total Variation) 法などの別の逐次近似再構成アルゴリズムによって再構成を用いられてもよい。また不足角度が小さい範囲であれば、Feldkamp法のような直接再構成法を用いてもロードマップとしては十分な画質の3D血管画像を得ることができる。

10

#### 【0055】

三次元画像処理部34は、記憶部31に記憶された3D血管画像のデータに対して、三次元画像処理を実行することで、視線方向に応じたロードマップ画像のデータを発生する。ロードマップ画像は、血管の走行が分かる2次元画像である。三次元画像処理としては、例えば、X線投影系に幾何学的に一致する光学系によるボリュームレンダリングが用いられる。このとき、ロードマップ画像はレンダリング画像である。レンダリング画像は、2次元画像であるが、シェーディングが施されている。そのため、ユーザは、ロードマップ画像により、血管、及び血管の走行を三次元的に捉えられる。シェーディングは、2次元画像を立体的に表現するために不透明度、色、影を与える画像処理の1つである。視線方向は、3D血管画像を見る方向を表す。視線方向は、Cアーム12Fの撮影角度の変更及びアーム12Lの撮影角度の変更に応じて、自動的に入力される。なお、視線方向は、入力部21を介してユーザにより入力されてもよい。また、ロードマップ画像は、ユーザが血管の走行を捉えられる画像であれば、レンダリング画像に限定されない。例えば、ロードマップ画像は、例えば、3D血管画像のデータに対して前記光学系によるMIP (Maximum Intensity Projection) 処理や投影処理、サーフェスレンダリング等の画像処理により発生された画像であってもよい。

20

30

#### 【0056】

画像合成部35は、第1透視画像に対して、ロードマップ画像を位置整合して重ねた第1重畳画像を発生する。画像合成部35は、第2透視画像に対して、ロードマップ画像を位置整合して重ねた第2重畳画像を発生する。

#### 【0057】

表示部36は、3Dロードマップにおいて、画像合成部35により発生された第1重畳画像及び第2重畳画像をモニタに表示する。また、通常のX線透視において、表示部36は、第1透視画像と第2透視画像とをモニタに表示する。なお、表示部36は、入力部21を介したユーザ操作に従って、重畳画像と透視画像とを切り替えて表示してもよい。なお、モニタは、1つでなくてもよい。例えば、第1撮影システムFに対応するモニタと、第2撮影システムLに対応するモニタとがあってもよい。

40

#### 【0058】

撮影条件設定部22は、撮影全体範囲が $(180 + \theta)$ 度となるように、第1撮影範囲及び第2撮影範囲を設定する。このとき、第1撮影範囲及び第2撮影範囲の間には、不足角度が設けられる。角度 $\theta$ は第1撮影システムF及び第2撮影システムLのファン角に基づいて決定される。例えば、角度 $\theta$ は、第1撮影システムFのファン角及び第2撮影システムLのファン角のうち、広い角が適用される。ファン角は、チャンネル方向に関するX線束の広がり角で

50

ある。撮影条件設定部 22 は、ユーザの要求事項に応じて、第 1 撮影範囲と第 2 撮影範囲を設定する。言い換えると、撮影条件設定部 22 は、不足角度の大きさと、撮影全体範囲における不足角度の位置とを設定する。

#### 【0059】

まず、撮影全体範囲における不足角度の位置の設定方法について説明する。

撮影全体範囲において、適切な位置に不足角度を配置することで、3D撮影に要する時間を短縮することができる。また、3D撮影に要する時間の短縮により、被検体に注入する造影剤量を少なくできる。このとき、撮影条件設定部 22 は、2つの撮影系統各々の回転スピードに基づいて、第 1 撮影範囲と第 2 撮影範囲を設定する。例えば、第 1 撮影系統 F と第 2 撮影系統 L の間の、回転スピードの比が 2 : 1 の場合を想定する。このとき、撮影条件設定部 22 は、第 1 撮影範囲と第 2 撮影範囲の比が 2 : 1 になるように、不足角度の位置を設定する。これにより、第 1 撮影系統 F による第 1 撮影範囲の回転に要する時間を、第 2 撮影系統 L による第 2 撮影範囲の回転に要する時間を一致させることができる。そのため、2つの撮影系統を用いて 3D撮影を行う際に、一方の撮影系統が、他方の撮影系統の撮影終了まで待機するようなことがなくなるため、3D撮影に要する時間を短縮できる。

10

#### 【0060】

また、再構成するのに不十分な角度分のデータしか収集しない場合、撮影全体範囲において、適切な位置に不足角度を配置することで、3D画像の画質の劣化を抑えることができる。ここでの 3D画像の画質の劣化は、3D画像におけるアーチファクトの発生等を指す。複数の撮影方向にそれぞれ対応する複数の投影データに基づいて 3D画像が再構成される際、ある一撮影方向に対応する投影データにより発生されるアーチファクトは、当該一撮影方向に略直交する撮影方向に対応する投影データにより抑制が可能である。このように、3D画像の再構成時にアーチファクトを互いに抑制する効果の高い 1組の撮影方向を、直交関係を有する撮影方向セットと呼ぶ。なお、アーチファクトの抑制効果は、一撮影方向に対して直交する撮影方向がもっともその効果が大きい、例えば、一撮影方向に対して 80度等であっても、その効果を得られる。

20

#### 【0061】

以上説明したように不足角度の位置は、時間短縮の効果を優先するか、または、画質劣化の抑制効果を優先させるかに従って、撮影条件設定部 22 により設定される。どちらを優先するかは、ユーザ指示に従って適宜変更が可能である。

30

#### 【0062】

図 7 は、撮影全体範囲が (180 + ) 度の場合の第 1 例において、撮影条件設定部 22 により設定される第 1 撮影範囲と第 2 撮影範囲を説明するための図である。図 7 では、説明を簡単にするため、ファン角 を 10度とし、撮影全体範囲 R a が 190度 (L A O 50 から R A O 140 までの 190度)、不足角度 G a は 10度 に設定されているものとする。

#### 【0063】

図 7 A は、第 1 例において、回転スピードに基づいて設定された第 1 撮影範囲 R a 1 と第 2 撮影範囲 R a 2 を示す図である。第 1 撮影系統 F の回転スピードが 60度 / s、第 2 撮影系統 L の回転スピードが 30度 / s とする。このとき、撮影条件設定部 22 は、図 7 A に示すように、第 1 撮影範囲 R a 1 と第 2 撮影範囲 R a 2 の間の比が 2 : 1 になるために、第 1 撮影範囲 R a 1 を L A O 50 ~ R A O 70 に設定し、第 2 撮影範囲 R a 2 を R A O 80 ~ R A O 140 に設定する。不足角度 G a は R A O 70 ~ R A O 80 である。これにより、第 1 撮影範囲 R a 1 が 120度、第 2 撮影範囲 R a 2 が 60度 に設定される。これにより、第 1 撮影系統 F が第 1 撮影範囲 R a 1 を 2秒で回転する間に、第 2 撮影系統 L が第 2 撮影範囲 R a 2 を 2秒で回転することができる。したがって、図 7 A に示すように、第 1 撮影範囲 R a 1 と第 2 撮影範囲 R a 2 を設定することで、3D撮影に要する時間を短縮することができる。

40

#### 【0064】

50

なお、ここでは、第1撮影範囲R a 1がL A O 5 0 ~ R A O 7 0に設定され、第2撮影範囲R a 2がR A O 8 0 ~ R A O 1 4 0に設定されると記載している。しかしながら、撮影全体範囲R aにおける不足角度の位置の関係が維持できているのであれば、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2は、上述に限定されない。例えば、第1撮影範囲R a 1がL A O 7 0 ~ R A O 5 0（撮影範囲120度）に設定され、第2撮影範囲R a 2がR A O 6 0 ~ R A O 1 2 0（撮影範囲60度）に設定されてもよい。撮影全体範囲R aにおける一端の角度と他端の角度は、予め設定されており、ユーザ指示に従って適宜変更が可能である。しかしながら、第1撮影系統Fは標準的には正面方向（R A O / L A O 0）に配置されることが多く、第2撮影系統Lは標準的には側面側（R A O 9 0またはL A O 9 0）に配置されることが多い。したがって、第1撮影範囲R a 1がL A O 9 0からR A O 9 0の間で設定されるのが好適である。また、第2撮影範囲R a 2は、標準的にR A O 9 0に配置されている場合において、R A O / L A O 0からR A O 1 8 0の間で設定されるのが好適である。

#### 【0065】

図7Bは、第1例において、3D画像の画質劣化の抑制する効果が高くなるように設定された第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2を示す図である。撮影条件設定部22は、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2とを併せた撮影範囲に、直交関係を有する撮影方向セットが多く含まれるように、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2を設定する。撮影条件設定部22は、図7Bに示すように、第1撮影範囲R a 1をL A O 5 0 ~ R A O 5 0に設定し、第2撮影範囲R a 2をR A O 6 0 ~ R A O 1 4 0に設定する。したがって、不足角度G aはR A O 5 0 ~ R A O 6 0となる。このとき、第1撮影範囲R a 1のL A O 5 0 ~ L A O 4 0が第1撮影範囲R a 1のR A O 4 0 ~ R A O 5 0と直交関係を有する。また、第1撮影範囲R a 1のL A O 3 0 ~ R A O 4 0が第2撮影範囲R a 2のR A O 6 0 ~ R A O 1 3 0と直交関係を有する。つまり、直交関係を有する角度範囲の合計は、80度となる。したがって、図7Bに示すように、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2を設定することで、3D画像の画質劣化を抑制することができる。なお、撮影全体範囲R aの中に、直交関係を有する角度範囲の合計が80度になるのであれば、第1撮影範囲R a 1及び第2撮影範囲R a 2は他の例であってもよい。

#### 【0066】

以上説明したように、撮影条件設定部22は、時間を短縮するための第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定することができる。また、撮影条件設定部22は、3D画像の画質の劣化を抑制するための第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲を設定することができる。どちらの効果を優先するかは、ユーザ指示に従って設定される。撮影条件設定部22は、優先する効果の順位に従って、第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定する。

#### 【0067】

次に、不足角度の大きさの設定方法について説明する。言い換えると、不足角度の大きさが設定されることで、2つの撮影系統で撮影可能な範囲の合計が設定される。不足角度を大きくすることにより、撮影回数を少なくすることができる。そのため、不足角度を大きくすることで、被ばく線量の低減及び撮影時間の短縮等に効果がある。また、撮影時間の短縮により、被検体に注入する造影剤量を少なくできる。また、不足角度を大きくすることで、2つの撮影系統の干渉のリスクを低減する効果がある。一方で、不足角度を大きくすることで、再構成処理時の不足角度が増えるため、再構成後に得られる3D画像の画質は劣化する。不足角度の大きさは、初期値として7度程度に予め設定されている。しかしながら、不足角度の大きさは、ユーザ指示に従って適宜変更が可能である。このとき、ユーザは、直接不足角度の大きさを入力してもよいし、不足角度の大きさの設定に関連する関連情報を入力してもよい。関連情報には、例えば、(1)撮影時間、(2)被ばく線量、(3)造影剤量、及び(4)画質等が該当する。

#### 【0068】

##### (1)

撮影条件設定部22は、入力された撮影時間に応じて、不足角度の大きさを設定する。

撮影時間「3秒」が入力された場合を想定する。第1撮影システムFの回転スピードが40度/s、第2撮影システムLの回転スピードが20度/sとする。また、説明を簡単にするため、ファン角 = 20とする。このとき、指定された時間(3秒)で第1撮影システムFが回転可能な範囲は120度であり、第2撮影システムLが回転可能な範囲は60度である。したがって、撮影条件設定部22は、不足角度の大きさを20度に設定する。

【0069】

このように、撮影条件設定部22は、ユーザが指定する撮影時間に応じて、不足角度の大きさを設定できることで、3D撮影にかかる撮影時間に制約がある場合においても、その撮影時間の制約を満たした3D撮影を行うことができる。例えば、造影剤自動注入器を使わずに、ユーザが注射器を使って造影剤を被検体に対して注入可能な注入時間は長くても3秒程度である。このような場合において、撮影条件設定部22は、撮影時間が3秒になるように、第1撮影範囲及び第2撮影範囲を設定することができる。注射器で造影剤を注入できることで、造影剤自動注入器を使用する準備時間を削減することができ、一連の治療等に要する時間を短縮することができる。

10

【0070】

(2)

撮影条件設定部22は、入力された被ばく線量の目標値に応じて、不足角度の大きさを設定する。不足角度がない場合に3D撮影が行われた場合の予定被ばく線量をBmRとし、ユーザが目標とする目標被ばく線量をAmRとする。この場合、2つの撮影システムで撮影できる合計角度は $(180 + \quad) \times A / B$ となる。ここでは、説明を簡単にするため、 $A / B = 4 / 5$ 、 $\quad = 20$ とする。このとき、2つの撮影システムで撮影できる合計範囲は160度に設定され、不足角度の大きさは40度に設定される。なお、入力される関連情報として、予定被ばく線量に対する、被ばく線量の低減比率が入力されてもよい。例えば、予定被ばく線量に対して、目標被ばく線量を半分にしたい場合において、ユーザは、1/2と入力する。

20

【0071】

なお、被ばく低減のために、DSA画像1枚当たりの線量を低減するためにX線条件を下げるか、あるいはDSA画像の撮影角度間隔を大きくし、トータルの撮影枚数を減らす方法がある。ここで述べた被ばく線量の低減は、これらの施策を実施した上で、さらなる被ばく線量の低減を図る必要がある時についてである。

30

【0072】

(3)

撮影条件設定部22は、入力された造影剤量に応じて、不足角度の大きさを設定する。例えば、対象の血管が右あるいは左椎骨動脈の場合、当該血管で十分なコントラストを得るには、2cc/sの造影剤注入スピードが必要となる。また、造影剤の注入が開始されてから、対象の血管がある程度造影されるまでに要する流入時間が0.5sとする。部位毎の造影剤注入スピードや流入時間に関する情報は、予めX線診断装置1に対象の血管毎に登録されている。今、3D撮影の対象部位を左椎骨動脈とし、造影剤量「6cc」が入力された場合を想定する。このとき、造影時間は3sとなる。そして、被検体に対して造影剤の注入を開始してから、対象の血管がある程度造影されるまでに要する時間が0.5sであるため、撮影時間は2.5sとなる。上述と同様に、第1撮影システムFの回転スピードが40度/s、第2撮影システムLの回転スピードが20度/sとする。また、説明を簡単にするため、ファン角 = 20とする。このとき、入力された造影剤量6ccに応じて導出された撮影時間2.5sで第1撮影システムFが撮影可能な範囲は100度であり、第2撮影システムLが撮影可能な範囲は50度である。したがって、撮影条件設定部22は、不足角度の大きさを50度に設定する。

40

【0073】

(4)

撮影条件設定部22は、入力された画質に応じて、不足角度の大きさを設定する。このとき入力される画質に関する情報は、設定される不足角度の大きさが異なる複数の指標か

50

らユーザが選択的に入力できるようにしてもよい。このとき、複数の指標は、ユーザが得られる3D画像の画質をイメージできるような情報である。例えば、複数の指標は、画質が「非常に良い」、「良い」、「ふつう」、「悪い」等であり、それぞれに5度、10度、20度、40度といったように不足角度が割り当てられている。これらの不足角度の割り当ては、予め設定されており、ユーザ指示に従って適宜変更が可能である。また、描出する血管の複雑さを指標としても良い。例えば頭部のような複雑な血管の場合、頸部のような単純な血管の場合、あるいはそれらの中間と、それぞれ「複雑」、「単純」、「普通」のような指標とする。ユーザは、これらの中から、目的の血管の複雑さに応じて指標を選択するようにしてもよい。

#### 【0074】

なお、ユーザは、複数種類の関連情報を入力することができる。撮影条件設定部22は、入力された複数の種類の関連情報に従って、それぞれ対応する不足角度の大きさを特定し、最も大きい不足角度を適用する。なお、画質が入力された場合は、入力された画質に応じた不足角度を適用するなど、関連情報に優先度が予め設定されていてもよい。

#### 【0075】

以上説明した、撮影条件設定部22による第1撮影範囲Ra1と第2撮影範囲Ra2の設定方法は、撮影全体範囲Raが(180+ )度の際に適用される。一方で、2つの撮影システムで撮影できる合計範囲が少ない場合、言い換えると設定される不足角度が大きい場合において、撮影全体範囲Raは、(180+ )度未満であってもよい。しかしながら、第1撮影範囲と第2撮影範囲の間には、最低限必要な不足角度(以下、最低不足角度と呼ぶ。)が設けられる。最低限必要な不足角度は、予め設定されており、ユーザ指示に従って適宜変更が可能である。

#### 【0076】

撮影条件設定部22は、正面方向(RAO/LAO)が範囲の中心となるように第1撮影範囲に設定する。同様に、撮影条件設定部22は、側面方向(RAO90またはLAO90)が範囲の中心となるように、第2撮影範囲に設定する。第1撮影範囲と第2撮影範囲の間には、予め設定された最低限必要な不足角度以上の不足角度が設けられる。

#### 【0077】

撮影条件設定部22は、3D撮影に要する時間を短縮するために、第1撮影システムF及び第2撮影システムLの間の回転スピードの比に従って、第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定する。このとき、第1撮影範囲と第2撮影範囲の間の比は、第1撮影システムF及び第2撮影システムLの間の回転スピードの比に一致する。

#### 【0078】

また、撮影条件設定部22は、3D画像の画質の劣化を抑えるために、ともに同じ範囲となるように、第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定する。

#### 【0079】

図8は、撮影全体範囲が(180+ )度未満の場合の第2例において、撮影条件設定部22により設定される第1撮影範囲と第2撮影範囲を説明するための図である。図8では、説明を簡単にするため、ファン角を10度とし、最低不足角度を10度とする。撮影できる合計範囲が150度とする。

#### 【0080】

図8Aは、第2例において、回転スピードに基づいて設定された第1撮影範囲Ra1と第2撮影範囲Ra2を示す図である。第1撮影システムFの回転スピードが60度/s、第2撮影システムLの回転スピードが40度/sとする。このとき、撮影条件設定部22は、図8Aに示すように、第1撮影範囲Ra1と第2撮影範囲Ra2の間の比が2:1になるために、第1撮影範囲Ra1をLAO50~RAO50に設定し、第2撮影範囲Ra2をRAO65~RAO115に設定する。これにより、第1撮影範囲Ra1が100度、第2撮影範囲Ra2が50度に設定される。また、第1撮影範囲Ra1の中心がRAO/LAO、第2撮影範囲Ra2の中心がRAO90になるように設定される。さらに、第1撮影範囲Ra1と第2撮影範囲Ra2の間の不足角度が、最低不足角度よりも大きい15度で

10

20

30

40

50

ある。以上のように第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2が設定されることで、図7 Aで説明した同様の効果を得ることができる。つまり、第1撮影システムFの撮影動作に要する時間と第2撮影システムLの撮影動作に要する時間とを一致させることができ、3D撮影に要する時間を短縮することができる。

【0081】

図8 Bは、第2例において、3D画像の画質劣化の抑制する効果が高くなるように設定された第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2を示す図である。撮影条件設定部22は、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2が同じ範囲となるように、第1撮影範囲R a 1をL A O 3 7 . 5 ~ R A O 3 7 . 5に設定し、第2撮影範囲R a 2をR A O 5 2 . 5 ~ R A O 1 2 7 . 5に設定する。これにより、第1撮影範囲R a 1が75度、第2撮影範囲R a 2が75度に設定される。また、第1撮影範囲R a 1の中心がR A O / L A O 0、第2撮影範囲R a 2の中心がR A O 9 0になるように設定される。さらに、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2の間の不足角度が、最低不足角度よりも大きい15度である。以上のように第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2が設定されることで、第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2は直交関係を構成し、図7 Bで説明した同様の効果を得ることができる。つまり、3D画像の画質劣化を抑制することができる。

【0082】

以上説明したように、撮影条件設定部22は、時間を短縮するための第1撮影範囲R a 1と第2撮影範囲R a 2を設定することができる。また、撮影条件設定部22は、3D画像の画質の劣化を抑制するための第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定することができる。どちらの効果を優先するかは、ユーザ指示に従って設定される。撮影条件設定部22は、優先する効果に従って、第1撮影範囲と第2撮影範囲を設定する。

【0083】

なお、撮影条件設定部22により設定される、第1撮影範囲の中心と第2撮影範囲の中心が直交関係であれば、第1撮影範囲の中心が正面方向(R A O / L A O 0)、第2撮影範囲の中心が側面方向(R A O 9 0またはL A O 9 0)でなくてもよい。第1撮影システムFの基準位置は正面方向に配置された状態であり、第2撮影システムFの基準位置は側面方向に配置された状態である場合が多い。2つの撮影システム各々の撮影範囲の中心が基準位置に配置された状態とすることで、患者と撮影システムの干渉のリスクを低減することができる。また、2つの撮影システム各々の撮影範囲の中心を、直前の透視撮影中の配置またはその近傍とした場合、2つの撮影システムの移動時間を削減することができるため、一連のワークフローの時間短縮の効果がある。

【0084】

以下、X線診断装置1を用いた一連のワークフローについて、図9を参照して説明する。

図9は、X線診断装置1を用いたワークフローの流れを示したフローチャート図である。なお、ここでは、予備動作がONになっている場合を例に説明する。

【0085】

(ステップS 1 1) X線透視条件及び3Dロードマッププログラムを設定

入力部21を介して、X線透視条件及び3Dロードマッププログラムが設定される。ここで、3D撮影条件の初期条件が設定される。

【0086】

(ステップS 1 2) X線透視を開始

透視スイッチが押されたのを契機に、X線透視が開始される。表示部36には、第1撮影システムFに対応する第1透視画像と第2撮影システムLに対応する第2透視画像とが表示される。ユーザはモニタを見ながら、患者へのガイドワイヤ、カテーテルの挿入等の手技を行う。

【0087】

(ステップS 1 3) 3D撮影準備スイッチが押されたかを検出

3D撮影準備スイッチが押されるまで、X線透視が継続して行われる。ガイドワイヤ、

カテーテルの挿入がし難い状況になると、ユーザにより、3D撮影準備スイッチが押される。3D撮影準備スイッチが押されたらステップS13に処理が移行される。

【0088】

(ステップS14) 3D撮影を開始

X線診断装置1は、X線透視から3D撮影への準備に移行する。具体的には、撮影制御部23により、3D撮影条件に従ったSID及びFOVになるよう、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々が移動される。第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々が、3D撮影用のSID及びFOVになった状態で、ユーザは、X線透視しながら被検体の位置を調整する。このとき、ユーザは、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々のSID、FOVを調整してもよい。また、第1透視画像及び第2透視画像を見ながら、X線条件を調整してもよい。

10

【0089】

(ステップS15) 予備動作を実行

被検体の位置の調整が終わると、ユーザは、3D撮影開始スイッチを押す。3D撮影開始スイッチが押されたのを契機に、撮影制御部23により、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々の予備動作が実行される。まず、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々が回転終了位置に移動される。そして、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々がゆっくりと回転され、それぞれ回転開始位置に移動され、予備動作が終了される。予備動作実行後、第1撮影系統F及び第2撮影系統Lはそれぞれ回転開始位置に移動される。ユーザは、この段階で、注射器に造影剤を注入し、注射器をカテーテルに接続する。

20

例えば、撮影制御部23による第1撮影系統F及び第2撮影系統Lの制御方式が時間トリガー方式の場合、回転開始位置は助走開始位置であり、回転終了位置は停止位置である。一方、角度トリガー方式の場合、回転開始位置は撮影開始位置であり、回転終了位置は撮影終了位置である。

【0090】

(ステップS16) マスク画像を収集

X線トリガースwitchが押されたのを契機に、撮影制御部23により、マスク画像の収集が開始される。マスク画像の収集が終了されると、撮影制御部23により、第1撮影系統F及び第2撮影系統Lがそれぞれ回転開始位置に戻される。収集されたマスク画像のデータは撮影角度のデータとともに画像メモリ26に記憶される。

30

【0091】

(ステップS17) コントラスト画像を収集

ユーザは、第1撮影系統F及び第2撮影系統Lが戻った段階で、注射器に力を加え、造影剤の注入を開始する。X線トリガースwitchを押したままにしていると、一定時間経過後、撮影制御部23により、コントラスト画像の収集が開始される。3D撮影の終了後、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は撮影終了位置から自動的に予め設定された位置に戻される。例えば、第1撮影系統Fは患者正面の位置、第2撮影系統Lは患者側面の位置に移動される。なお、予め設定された位置は、患者正面と側面の位置でなくてもよい。例えば、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々は、3D撮影準備スイッチが押される直前の位置に戻されてもよい。3D撮影準備スイッチが押される直前に戻されることで、ユーザは、手技を継続できるのでより便利である。しかし、通常、手技を行うとき、第1X線検出部14F及び第2X線検出部14Lが近接している場合が多い。そのため、3D撮影の終了後、自動的に第1撮影系統F及び第2撮影系統Lが予め設定された位置に戻されるのではなく、ユーザのスイッチ操作等を契機に、第1撮影系統F及び第2撮影系統L各々が、予め設定された位置に移動されてもよい。収集されたコントラスト画像のデータは撮影角度のデータとともに画像メモリ26に記憶される。

40

【0092】

(ステップS18) 3D撮影終了

サブトラクション部30により、複数のコントラスト画像と、複数のコントラスト画像にそれぞれ撮影角度が対応する複数のマスク画像とに基づいて、複数のDSA画像のデー

50

タが発生される。そして、再構成部 33 により、複数の DSA 画像のデータに基づいて 3D 血管画像のデータが再構成される。ステップ S14 からステップ S19 の処理により 3D 撮影が終了される。

【0093】

(ステップ S19) 重畳画像を表示

三次元画像処理部 34 により、3D 血管画像のデータに基づいて、第 1 撮影系統 F の透視撮影の方向に対応する第 1 ロードマップ画像のデータが発生される。また、三次元画像処理部 34 により、3D 血管画像のデータに基づいて、第 2 撮影系統 L の透視撮影の方向に対応する第 2 ロードマップ画像のデータが発生される。画像合成部 35 により、第 1 ロードマップ画像に対して第 1 透視画像を重ねた第 1 重畳画像のデータが発生される。また、画像合成部 35 により、第 2 ロードマップ画像に対して第 2 透視画像を重ねた第 2 重畳画像が発生される。表示部 36 のモニタに第 1 重畳画像及び第 2 重畳画像が表示される。

10

【0094】

(ステップ S20) 透視撮影の方向の変更

撮影制御部 23 により、第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L 各々の透視撮影の方向が変更される度に、ステップ S19 の処理が繰り返し実行される。これにより、表示部 36 には、透視撮影の方向に追従して、重畳画像が表示される。

【0095】

(ステップ S21) 透視撮影を終了

透視撮影が終了されるまで、ステップ S13 からステップ S20 までの処理が繰り返し実行される。例えば、ユーザにより、透視撮影の位置が変更され、ユーザが、再度の 3D 撮影が必要と判断された場合、ステップ S13 に処理が戻される。なお、再度、3D 撮影が必要かの判断はユーザの判断ではなく、自動的に判断されてもよい。このとき、3D 血管画像のデータに、変更後の透視撮影の位置に対応するロードマップ画像が含まれない場合、システム制御部 24 により、3D 撮影が必要な旨を通知するメッセージが表示部 36 に表示されてもよい。あるいは第 1 撮影系統 F 及び第 2 撮影系統 L、さらに寝台を動かしていないにも関わらず、X 線透視画像に映っている人体の位置が大きく動いたことを検出し、システム制御部 24 により、3D 撮影が必要な旨を通知するメッセージが表示部 36 に表示されてもよい。ユーザは、そのメッセージを確認することで、再度、3D 撮影が必要であることを認識することができる。

20

30

以上ステップ S11 からステップ S21 をもって、X 線診断装置 1 を用いた一連のワークフローが終了される。

【0096】

以上述べた X 線診断装置 1 によれば、以下の効果を得ることができる。

X 線診断装置 1 は、2 つの撮影系統を用いて 3D ロードマップの 3D 撮影を行うことができる。これにより、2 つの撮影系統のうち、一方の撮影系統を退避させたり、退避させた撮影系統を元の位置に戻したりというユーザ操作が不要となる。そのため、X 線診断装置 1 を用いることで、3D ロードマップを含む一連のワークフローにかかる時間を短縮することができる。

【0097】

3D 撮影条件において、第 1 撮影系統 F が回転する第 1 撮影範囲と第 2 撮影系統 L が回転する第 2 撮影範囲との間には、不足角度が設けられる。これにより、第 1 撮影系統 F と第 2 撮影系統 L とが衝突する危険性を低減することができる。また、不足角度がある場合の 3D 撮影は、第 1 撮影系統 F の回転角度と第 2 撮影系統 L の回転角度との合計が、不足角度がない場合の 3D 撮影に比べて小さくすることができる。そのため、撮影時間を短縮する効果がある。また、不足角度がある場合の 3D 撮影は、不足角度がない場合の 3D 撮影に比べて撮影回数を少なくすることができる。そのため、患者の被ばく線量を低減する効果がある。

40

【0098】

しかしながら、不足角度がある場合の 3D 撮影により収集される複数の投影データには

50

、不足角度に対応する投影データが含まれない。そのため、X線診断装置1は、部分的に情報が欠如した複数の投影データに基づいて、3D血管画像のデータを再構成する。同じ再構成条件で再構成した場合、不足角度があるときに対応する3D血管画像は、不足角度がないときに対応する3D血管画像に比べてアーチファクト（及びノイズ）が多い。しかし、X線診断装置1は、不足角度があるときに対応する3D血管画像の画質（先鋭度）を落とすことで、ノイズやアーチファクトを抑えることができる。一方、3D血管画像にどれほどの画質が要求されるのかは、ユーザが確認したい対象の大きさ、部位の複雑さ等に依存する。例えば、ユーザが確認したい血管が細い場合において、不足角度を出来るだけ小さくするように設定することで、3D血管画像上で所望する細い血管を判別できる可能性がある。また、ユーザが確認したい血管が太い場合、不足角度を大きく設定しても、ユーザは、所望する血管を3D血管画像上で判別できる可能性がある。つまり、3D血管画像が、ユーザの所望する最低限度の画質を有していれば、3D撮影において、その撮影範囲に不足角度が含まれてもよい。

10

**【0099】**

X線診断装置1は、第1撮影範囲、第2撮影範囲及び不足角度を、ユーザの要求に応じて設定することができる。不足角度の大きさは、撮影に要する時間、患者の造影剤量、患者の被ばく線量に応じて、自動的または手動で設定することができる。

**【0100】**

つまり、3D撮影における撮影範囲に、不足角度があることにより、3D撮影にかかる時間の短縮、被ばく線量の低下、及び造影剤量の低下等の効果がある。一方、不足角度があるときは、不足角度がないときに比べて、3D血管画像にノイズ及びアーチファクトが多く発生するが、再構成時に画質を調整することにより、3D血管画像のノイズ及びアーチファクトを低減することができる。画質は、手技（確認）対象が確認できる程度に調整される。そのため、X線診断装置1は、3Dロードマップにおいて、医師の手技の効率を維持したまま、患者負担を軽減することができる。

20

**【0101】**

また、X線診断装置1は、回転撮影終了後、第1撮影系統F及び第2撮影系統Lを、予め設定された位置に自動的に戻す機能を有する。これにより、ユーザは、3D撮影の開始直前の位置に第1撮影系統F及び第2撮影系統Lをそれぞれ戻すことができる。これにより、医師の手技を効率よく継続することができる。

30

**【0102】**

なお、本実施形態にて説明した3D撮影の撮影範囲に不足角度が含まれることによる被ばく線量の低下の効果は、シングルプレーンを有するX線診断装置に対しても適用が可能である。すなわち、シングルプレーンを有するX線診断装置において、3D撮影の撮影範囲に不足角度が含まれることで、撮影回数を少なくすることができるため、患者の被ばく線量を低下させることができる。一方、3D撮影の撮影範囲に不足角度が含まれていることによる、3D血管画像へのノイズ及びアーチファクトの発生について、前述したように、再構成時に画質を調整することで抑制することができる。画質は、手技（確認）対象が確認できる程度に調整される。そのため、シングルプレーンを有するX線診断装置は、3Dロードマップにおいて、医師の手技の効率を維持したまま、患者負担を軽減することができる。但し、シングルプレーンを有するX線診断装置の場合、バイプレーンを有するX線診断装置と異なり適切に（双方の角度が90度になるように）不足角度を調整することができない。そのためシングルプレーンを有するX線診断装置で、バイプレーンを有するX線診断装置と同様の画質を得るためには、バイプレーンを有するX線診断装置での撮影角度より広がってしまう。

40

**【0103】**

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

50

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  
ある。

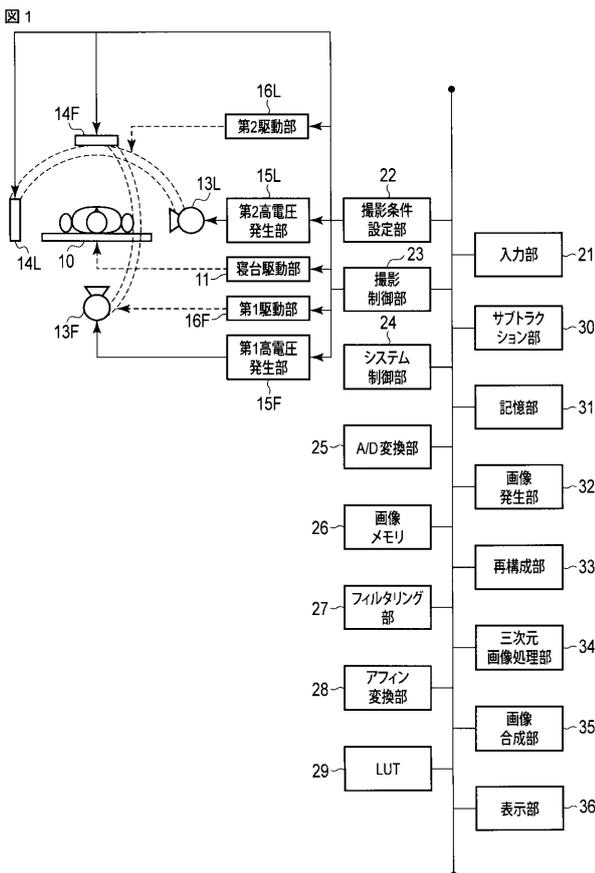
【符号の説明】

【0104】

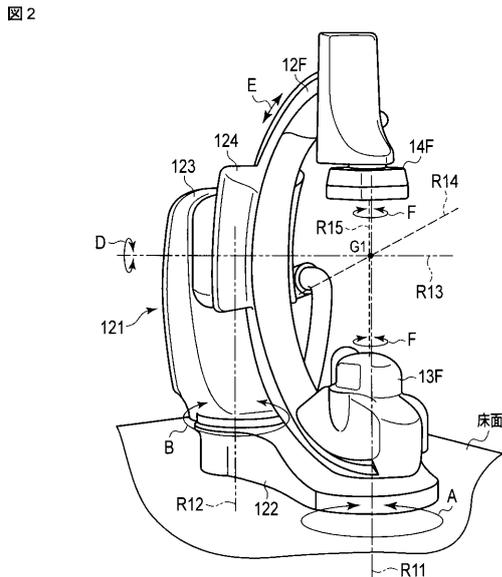
1 ... X線診断装置、F ... 第1撮影系統、L ... 第2撮影系統、10 ... 寝台、11 ... 寝台駆動部、12F ... Cアーム、13F ... 第1X線発生部、14F ... 第1X線検出部、15F ... 第1高電圧発生部、16F ... 第1駆動部、12L ... アーム、13L ... 第2X線発生部、14L ... 第2X線検出部、15L ... 第2高電圧発生部、16L ... 第2駆動部、21 ... 入力部、22 ... 撮影条件設定部、23 ... 撮影制御部、24 ... システム制御部、25 ... A/D変換部、26 ... 画像メモリ、27 ... フィルタリング部、28 ... アフィン変換部、29 ... LUT、30 ... サブトラクション部、31 ... 記憶部、32 ... 画像発生部、33 ... 再構成部、34 ... 三次元画像処理部、35 ... 画像合成部、36 ... 表示部、121 ... Cアーム保持装置、122 ... 床回転アーム、123 ... スタンド、124 ... Cアームホルダ、125 ... アーム保持装置、126 ... 走行レール、127 ... スライダベース、128 ... アームホルダ。

10

【図1】



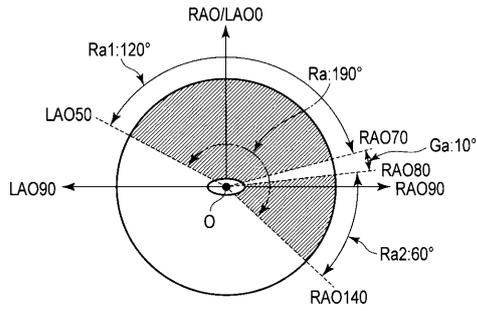
【図2】





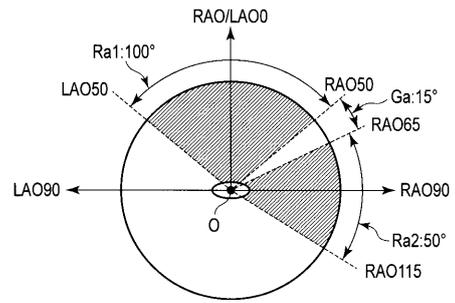
【 図 7 A 】

図 7A



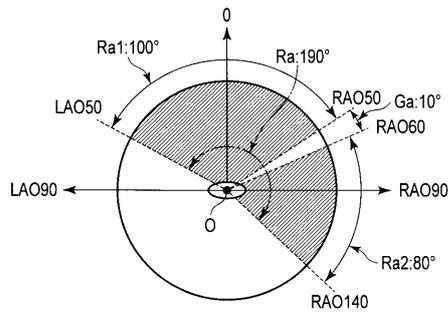
【 図 8 A 】

図 8A



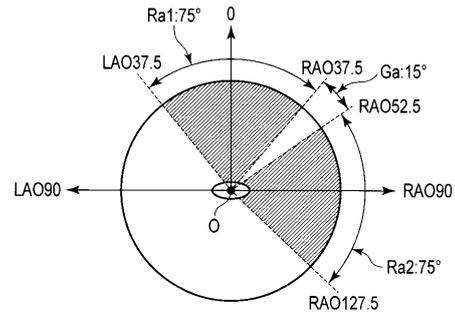
【 図 7 B 】

図 7B



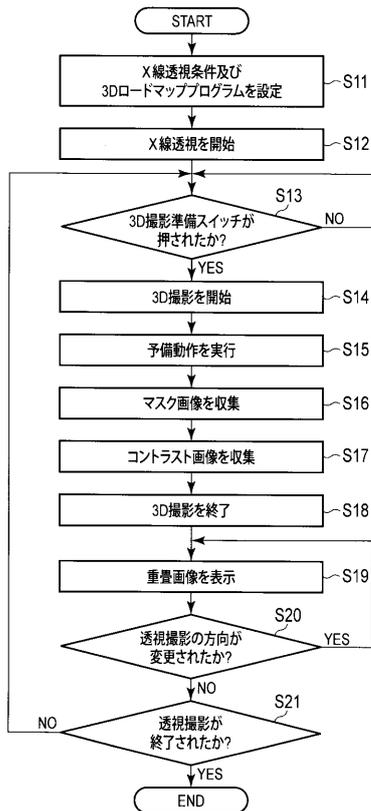
【 図 8 B 】

図 8B



【 図 9 】

図 9



---

フロントページの続き

(74)代理人 100153051

弁理士 河野 直樹

(74)代理人 100140176

弁理士 砂川 克

(74)代理人 100158805

弁理士 井関 守三

(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 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

Fターム(参考) 4C093 AA09 AA24 CA18 CA34 EC02 EC03 EC16 EC28 EC57 FA15

FA32 FA44 FA55 FF34 FF35 FF42 FG08