

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5641707号  
(P5641707)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 6/12 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/12
<b>A 6 1 B 6/03 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q
<b>A 6 1 B 6/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B
	A 6 1 B 6/03 3 7 1
請求項の数 5 (全 14 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2009-94237 (P2009-94237)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年4月8日(2009.4.8)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2010-240253 (P2010-240253A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成22年10月28日(2010.10.28)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成24年3月16日(2012.3.16)		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	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線コンピュータ断層撮影装置により発生された、被検体の血管に関する3次元画像のデータを記憶する記憶部と、

前記3次元画像に基づいて所定の観察角度に関する2次元の観察画像のデータを前記3次元画像のデータから発生する発生部と、

前記所定の観察角度に略一致する撮影角度に関し、マーカが取り付けられたステントが挿入された前記被検体のX線画像のデータを発生するためにアーム機構部を制御する制御部と、

前記X線画像上に含まれるマーカ領域を画素値に基づいて特定する特定部と、

前記特定されたマーカ領域を前記観察画像上に合成して表示する表示部と、

を具備するX線診断装置であって、

前記3次元画像に含まれる血管領域のデータを抽出する抽出部をさらに備え、

前記発生部は、前記抽出された血管領域に基づいて、前記観察画像として前記3次元画像からCurved MPR画像のデータを発生する部であって、前記血管領域を分割して複数の小領域を発生し、前記発生された複数の小領域に基づいて複数のCurved MPR画像のデータをそれぞれ発生し、前記発生された複数のCurved MPR画像を繋ぎ合わせて一つのCurved MPR画像のデータを発生する、

ことを特徴とするX線診断装置。

【請求項2】

ユーザからの指示に従って前記観察画像上に関心領域を指定する指定部をさらに備え、前記表示部は、前記指定された関心領域を前記表示されている観察画像上で明示する、請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 3】

前記発生部は、前記複数の小領域にそれぞれ対応する複数の隆起方向を特定し、前記特定された複数の隆起方向に略垂直な前記観察角度に関する前記複数の Curved MPR 画像のデータを前記 3 次元画像から発生する、請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 4】

前記観察画像と前記 X 線画像との位置ずれ量を算出する算出部をさらに備え、前記表示部は、前記算出された位置ずれ量に従って前記マーカ領域を前記観察画像上に重ね合わせて表示する、請求項 1 記載の X 線診断装置。

10

【請求項 5】

前記算出部は、互いに略同一な心電位相に関する観察画像と X 線画像とで位置ずれ量を算出する、請求項 4 記載の X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ステント留置を支援する X 線診断装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

血管狭窄等の治療のためのステント留置を支援する X 線診断装置がある（例えば、特許文献 1 参照）。血管狭窄は、例えば、血管の内壁にプラークが溜まることにより発生する。血管狭窄は、例えば、狭窄部位をバルーンで広げてステントを留置することによって治療される。ステントは、プラークに対して前後 5 mm 程度余裕をもってカバーするように留置するのが最適だといわれている。このためステントの長さは、プラークの長さに対して前後 5 mm 程度長く設計されたものを使用する。

【0003】

X 線画像上では、カルシウムに覆われた狭窄領域を判別できるが、プラークによる狭窄領域がどこまでつながっているかは判別できない。このため、プラークに対するステントの位置決めが大変困難であり、プラークを安全にカバーできるステントの留置が安定して行なわれていない。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007 229473 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、ステント留置の确实性の向上を可能とする X 線診断装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第 1 局面に係る X 線診断装置は、X 線コンピュータ断層撮影装置により発生された、被検体の血管に関する 3 次元画像のデータを記憶する記憶部と、前記 3 次元画像に基づいて所定の観察角度に関する 2 次元の観察画像のデータを前記 3 次元画像のデータから発生する発生部と、前記所定の観察角度に略一致する撮影角度に関し、マーカが取り付けられたステントが挿入された前記被検体の X 線画像のデータを発生するためにアーム機構部を制御する制御部と、前記 X 線画像上に含まれるマーカ領域を画素値に基づいて特定する特定部と、前記特定されたマーカ領域を前記観察画像上に合成して表示する表示部と

50

、を具備するX線診断装置であって、前記3次元画像に含まれる血管領域のデータを抽出する抽出部をさらに備え、前記発生部は、前記抽出された血管領域に基づいて、前記観察画像として前記3次元画像からCurved MPR画像のデータを発生する部であって、前記血管領域を分割して複数の小領域を発生し、前記発生された複数の小領域に基づいて複数のCurved MPR画像のデータをそれぞれ発生し、前記発生された複数のCurved MPR画像を繋ぎ合わせて一つのCurved MPR画像のデータを発生する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、ステント留置の确实性の向上を可能とするX線診断装置の提供を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態に係わるX線診断装置のブロック図。

【図2】図1の撮影機構の斜視図。

【図3】図1の制御部の制御のもとに行なわれる、マーカと観察画像との合成表示処理の典型的な流れを示す図。

【図4】図2のステップS8において表示される、マーカ領域が合成された観察画像（合成画像）の一例を示す図。

【図5】本発明の第2実施形態に係わる合成画像の表示画面の一例を示す図。

【図6】第2実施形態に係わる、ステント留置領域が明示された合成画像の表示画面の一例を示す図。

【図7】第2実施形態に係わる、通常のCurved MPR画像の問題点を説明するための図。

【図8】第2実施形態に特有なCurved MPR画像を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係わるX線診断装置を説明する。

【0011】

[第1実施形態]

図1は、第1実施形態に係るX線診断装置1のブロック図である。図1に示すようにX線診断装置1は、撮影機構10と画像処理装置20とを有する。図2は、撮影機構10の斜視図である。図2に示すように、撮影機構10は、X線管11とX線検出器13とを搭載するCアーム15を有する。X線管11は、高電圧発生装置（図示せず）から高電圧が印加されることによりX線を発生する。X線検出器13は、X線管11から発生され被検体を透過するX線を検出する。X線検出器13は、マトリクス状に配置された複数の半導体検出素子を有するフラットパネルディテクタ（FPD）で構成される。なおFPDに代えて、X線検出器13は、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から構成されてもよい。

【0012】

Cアーム15は、被検体に対する撮影角度を自由に変更できるように、XYZ直交3軸各々に関して矢印A、B、Cに回転可能に支持部17によって支持される。典型的には、撮影角度は、XYZ直交3軸に対する撮影軸の交差角として定義される。撮影軸は、X線管11のX線焦点からX線検出器13の検出面中心を通る直線として定義される。典型的には、Z軸は、被検体の体軸に略一致するものとして定義される。そして、Z軸に対して撮影軸に一致するY軸とX軸とは、アイソセンタ（撮影不動点）で交差する。Cアーム15には、駆動部19が接続される。駆動部19は、制御部52からの制御信号に応じた駆動信号をCアーム15に供給し、Cアーム15を駆動信号に応じた撮影角度に移動する。

【0013】

画像処理装置20は、A/D変換部22、記憶部24、差分画像発生部26、インタフ

10

20

30

40

50

エース部 28、血管抽出部 30、観察画像発生部 32、位置ずれ量算出部 34、マーカ位置特定部 36、合成部 38、フィルタリング部 40、アフィン変換部 42、LUT部 44、D/A変換部 46、表示部 48、入力部 50、及び制御部 52を有する。

【0014】

A/D変換部 22は、X線検出器 13に接続されている。A/D変換部 22は、X線検出器 13から出力される画像信号をデジタル化し、X線画像のデータを発生する。なお、造影剤注入前に発生されたX線画像はマスク画像、造影剤注入後に発生されたX線画像はコントラスト画像と呼ばれている。マスク画像は、造影剤の影響がない、若しくはあまりないタイミングで発生される。コントラスト画像は、造影剤が充満しているタイミングで発生される。また、リアルタイムに収集されるX線画像をライブ画像と呼ぶことにする。これらX線画像のデータは、記憶部 24に記憶される。

10

【0015】

差分画像発生部 26は、マスク画像とコントラスト画像との差分画像のデータを発生する。差分画像には、血管領域のみが描出されている。

【0016】

インタフェース部 28は、LAN(local area network)等のネットワークに接続されている。ネットワークにはX線コンピュータ断層撮影装置 100や画像サーバ 200が接続されている。インタフェース部 28は、X線コンピュータ断層撮影装置 100や画像サーバ 200から、X線コンピュータ断層撮影装置 100により発生された3次元画像(以下、3次元CT画像と呼ぶことにする)のデータをロードする。3次元CT画像は、造影剤を注入された被検体をスキャンすることにより発生されたボリュームデータである。この3次元CT画像には、造影された血管領域を含んでいる。ロードされた3次元CT画像のデータは、記憶部 24に記憶される。

20

【0017】

血管抽出部 30は、3次元CT画像から血管領域を抽出する。血管領域を抽出することにより血管領域のみを含む3次元CT画像のデータが発生される。

【0018】

観察画像発生部 32は、種々の3次元CT画像のデータを3次元画像処理し、X線画像(差分画像)の撮影角度に略一致する観察角度に関する2次元の観察画像のデータを発生する。発生された観察画像には、血管領域が描出されている。また、観察画像発生部 32は、任意の観察角度に関する観察画像のデータを発生することも可能である。発生された観察画像のデータは、記憶部 24に記憶される。

30

【0019】

位置ずれ量算出部 34は、所定の撮影角度に関する差分画像と、この撮影角度に略一致する観察角度に関する観察画像との解剖学的な位置ずれ量を算出する。具体的には、位置ずれ量算出部 34は、差分画像上の血管領域と観察画像上の血管領域との位置ずれ量を相互相関演算等により算出する。

【0020】

マーカ位置特定部 36は、X線画像に描出されたマーカの位置を特定する。合成部 38は、位置ずれ量に従って観察画像上にマーカ領域を位置整合して合成する。

40

【0021】

フィルタリング部 40は、種々の画像に高周波強調フィルタリングを行なう。アフィン変換部 42は、種々の画像を画像拡大や移動するためにアフィン変換を行なう。LUT(ルック・アップ・テーブル)部 44は、種々の画像に階調変換を行なう。

【0022】

D/A変換部 46は、表示部 48に接続されている。D/A変換部 46は、種々の画像のデータをアナログ化して、表示部 48を駆動させるために画像信号を得る。

【0023】

表示部 48は、D/A変換部 46から出力される画像信号が表す画像を表示デバイスに表示する。具体的には、表示部 48は、マーカ領域が合成された観察画像を表示する。表

50

示デバイスは、例えば、ステント留置が行なわれる手術室に設置される。表示デバイスとしては、例えばCRTディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、プラズマディスプレイ等が適宜利用可能である。

【0024】

入力部50は、キーボードやマウス等の既知の入力デバイスを有する。入力部50は、ユーザからの種々の指示を入力する。

【0025】

制御部52は、X線画像の撮影（透視）のようなX線診断装置1が一般的に備える各種の動作を実現するように各部を制御する。具体的には、所定の観察角度に略一致する撮影角度に関する被検体のX線画像のデータを発生するためにCアーム15を制御する。また、制御部52は、本実施形態に特有なマーカと観察画像との合成表示処理を制御する。マーカと観察画像との合成表示処理により制御部52は、ユーザ（医師や技師）による狭窄部位へのステント留置を支援する。

【0026】

次に、制御部52の制御のもとに行われるマーカと観察画像との合成表示処理の処理手順を、ステント留置術の状況のもとで説明する。図3は、マーカと観察画像との合成表示処理の典型的な流れを示す図である。

【0027】

ステント留置術は、ステント付きバルーンカテーテル上のステントの両端に相当する部分には、ステントをX線画像上で視認可能にするためのマーカが取り付けられている。ステントはカテーテルにより留置部位まで誘導され、プラーク発生部位である狭窄部位において拡張される。ステントは、プラークに対して前後5mm程度余裕をもってカバーするように留置するのが最適だといわれている。

【0028】

プラークは、体中のあらゆる部位の血管で発生する可能性がある。従って、第1実施形態におけるスキャン部位は、プラーク発生部位を含むのであれば特定に限定しない。

【0029】

まず、ステント留置術が行なわれる前において、プラーク発生部位を確認するためにX線コンピュータ断層撮影装置100により被検体がスキャンされる。スキャンは、被検体に造影剤が注入された状態で行なわれる。スキャンにより発生された3次元CT画像では、プラーク領域が確認できる。発生された3次元CT画像のデータは、ネットワークを介してX線診断装置1の記憶部24に記憶される。なお、3次元CT画像のデータは、ネットワークを介して直接にX線コンピュータ断層撮影装置100からX線診断装置1に送信されなくともよい。例えば、3次元CT画像のデータは、ネットワークを介してX線コンピュータ断層撮影装置100から画像サーバ200に送信されて記憶され、そしてユーザからの指示がなされたことを契機としてネットワークを介して画像サーバ200からX線診断装置1に送信されてもよい。

【0030】

記憶部24に3次元CT画像のデータが記憶された後、ユーザから入力部50を介して合成処理の開始指示がなされることを契機として制御部52は、血管抽出部30に血管抽出処理を行なわせる（ステップS1）。血管抽出処理において血管抽出部30は、記憶部24から3次元CT画像のデータを読み出して、読み出された3次元CT画像から血管領域のデータを抽出する。具体的には、まず、ユーザは、入力部50を介して3次元CT画像に含まれる血管領域の上下2点を指定する。2点は、上点と下点との間にプラーク領域を含むように指定される。上述した臨床的意義を考慮して、プラーク領域の上端から少なくとも5mm離れた点に上点が、プラーク領域の下点から少なくとも5mm離れた点に下点が設定されるとよい。上下2点が指定されると血管抽出部30は、血管領域が有するCT値を利用して、上点から下点（又は下点から上点）へ血管領域をトラッキングして、上下2点間にある血管領域を抽出する。抽出された血管領域にはステント留置が行なわれるプラーク領域を含んでいる。血管領域のデータは、制御部52により血管抽出部30から

10

20

30

40

50

観察画像発生部 3 2 に送信される。また、血管領域のデータは、記憶部 2 4 に記憶される。

【 0 0 3 1 】

血管領域のデータが発生されると制御部 5 2 は、観察画像発生部 3 2 に観察画像の発生処理を行なわせる（ステップ S 2）。観察画像の発生処理において観察画像発生部 3 2 は、抽出された血管領域に基づいて 3 次元 C T 画像を 3 次元画像処理し、所定の観察角度に関する観察画像のデータを発生する。所定の観察角度とは、今後行なわれる X 線撮影における撮影角度に略一致する観察角度である。3 次元画像処理としては、画素値投影処理、M P R 処理、ボリュームレンダリング処理、サーフェスレンダリング処理等が採用される。以下、説明を具体的に行なうため、3 次元画像処理は、最大値投影処理であるとする。3 次元 C T 画像に最大値投影を行なうことにより、観察画像（血管投影画像）のデータが発生される。発生された観察画像には、ブランク領域を含む血管領域が描出されている。発生された観察画像のデータは、記憶部 2 4 に記憶される。

10

【 0 0 3 2 】

観察画像のデータの記憶が完了すると、制御部 5 2 は、ユーザにより入力部 5 0 を介して X 線画像の収集開始指示がなされることを待機している（ステップ S 3）。

【 0 0 3 3 】

X 線画像の収集開始指示がなされると（ステップ S 3 : Y E S）、制御部 5 2 は、撮影機構 1 0 を制御して X 線画像のデータを収集する（ステップ S 4）。まずは、X 線画像として、位置合わせのための差分画像のデータが収集される。差分画像のデータは、以下の手順により収集される。まず、造影剤注入前に数枚のマスク画像のデータが収集される。収集された数枚のマスク画像は、図示しない加算部により加算される。これにより加算マスク画像のデータが発生される。マスク画像が収集されるとユーザは、被検体に造影剤を注入する。造影剤注入後、コントラスト画像のデータが収集される。コントラスト画像が収集されると差分画像発生部 2 6 は、加算マスク画像からコントラスト画像を減算し、差分画像のデータを発生する。発生された差分画像のデータは、制御部 5 2 により差分画像発生部 2 6 から位置ずれ量算出部 3 4 に送信される。また、差分画像のデータは、記憶部 2 4 に記憶される。なお差分は、以下の（ 1 ）式により行なわれる。

20

【 数 1 】

$$\alpha \log_e \frac{Mask}{Contrast} \dots (1)$$

30

【 0 0 3 4 】

... 任意の係数

M a s k ... マスク画像の画素値

C o n t r a s t ... コントラスト画像の画素値

なお、コントラスト画像は、表示部 4 8 によりリアルタイムに表示される。次に、被検体にステント付きバルーンカテーテルを挿入し、狭窄部位に向けて移動させる。このカテーテルの移動は、X 線透視下において行なわれる。そのため、ライブ画像には、カテーテルやマーカが描出されている。また、ライブ画像収集開始時における C アーム 1 5 の撮影角度は、ステップ S 2 における観察角度に略一致するように設定される。収集されたライブ画像のデータは、リアルタイムに表示部 4 8 に表示される。また、収集されたライブ画像のデータは、制御部 5 2 により位置ずれ量算出部 3 4 とマーカ位置特定部 3 6 とに送信される。

40

【 0 0 3 5 】

ライブ画像のデータが収集されると制御部 5 2 は、位置ずれ量算出部 3 4 に位置ずれ量の算出処理を行なわせる（ステップ S 5）。具体的には、まず、ユーザは、ステップ S 1

50

において血管領域を抽出するために観察画像上で指定された２点に対応する２点を、入力部５０を介して差分画像上に指定する。次に位置ずれ量算出部３４は、指定された２点間の血管領域をトラッキングし、差分画像から血管領域を抽出する。そして位置ずれ量算出部３４は、トラッキングにより抽出された血管領域と観察画像との間の解剖学的な位置ずれ量を相互相関演算等により算出する。算出された位置ずれ量のデータは、制御部５２により合成部３８に送信される。この位置ずれ量は、マーカ領域と観察画像との位置整合に利用される。

【００３６】

位置ずれ量が算出されると制御部５２は、マーカ位置特定部３６にマーカ位置の特定処理を行なわせる（ステップＳ６）。マーカ位置の特定処理においてマーカ位置特定部３６は、ライブ画像に含まれるマーカ領域を特定し、特定されたマーカ領域の位置を特定する。特定されたマーカ位置のデータは、制御部５２により合成部３８に送信される。なお、マーカ位置の特定方法には、様々な方法がある。例えば、ライブ画像を閾値処理することにより抽出されたマーカ領域の位置を特定する方法、マーカ固有の形状に基づいてライブ画像から抽出されたマーカ領域の位置を特定する方法、ユーザによりライブ画像上で指定されたマーカ領域の位置を特定する方法等がある。これら特定方法は、入力部５０を介してユーザにより任意に選択可能である。

10

【００３７】

マーカ位置が特定されると制御部５２は、合成部３８に合成処理を行なわせる（ステップＳ７）。合成処理において合成部３８は、観察画像とライブ画像との位置ずれ量に従って、観察画像上におけるマーカ位置を算出する。そして合成部３８は、観察画像において算出されたマーカ位置にマーカ領域を位置整合して合成する。これにより合成画像のデータが発生される。発生された合成画像のデータは、制御部５２により合成部３８からＤ／Ａ変換部４６に送信される。

20

【００３８】

合成画像のデータが発生されると制御部５２は、Ｄ／Ａ変換部４６に合成画像のデータをデジタル化させ、表示部４８にデジタル化された合成画像を所定のレイアウトで表示させる（ステップＳ８）。

【００３９】

図４は、マーカ領域が合成された観察画像（合成画像）の一例を示す図である。図４に示すように合成画像６０には、ライブ画像に由来するマーカ領域６２と観察画像に由来する血管領域６４とが含まれている。血管領域６４には、ステントの目的地であるプラーク領域６６が含まれている。このように、合成画像６０には、ライブ画像では視認が困難なプラークに起因するプラーク領域６６が明瞭に描出されている。マーカ領域６２は、ステントの先端側のマーカ領域６２１と後端側のマーカ領域６２２とを含んでいる。このマーカ領域６２は、ユーザによるカテーテル操作に応じてリアルタイムに合成画像６０上を移動する。このように、観察画像上にマーカ領域６２をリアルタイムに合成表示されることにより、ユーザは、ステント留置の位置決めを的確に実行でき、プラークを安全にカバーできる。

30

【００４０】

かくして第１実施形態によれば、ステント留置の确实性の向上を可能とするＸ線診断装置の提供が実現する。

40

【００４１】

なお、第１実施形態を説明する上で、ステントをプラーク発生部位に留置するとした。しかしながら第１実施形態は、これに限定する必要はなく、バルーンカテーテルにより血管を拡張する手技にも使用できる。バルーンカテーテルには、同様にバルーンの先端側、後端側にマーカが取り付けられている。また、臨床的にステントを留置する部位であればプラーク発生部位以外のあらゆる部位に適用可能である。例えば、動脈瘤や擬似動脈瘤の発生部位にステントを留置する場合がある。動脈瘤や擬似動脈瘤の治療法の１つとして、動脈瘤や擬似動脈瘤にコイル等の塞栓物を挿入する塞栓術がある。この場合、塞栓物の挿

50

入後、動脈瘤内に挿入された塞栓物が血管に流れることを防止するために、塞栓物を動脈瘤内に閉じ込めるようにステントを血管に留置している。また、動脈瘤や擬似動脈瘤に塞栓物を挿入しないでステントを留置して治療する手技にも第1実施形態は適用可能である。

#### 【0042】

##### [第2実施形態]

第2実施形態では、マーカ領域が合成される観察画像としてCurved MPR画像を用いる。以下、Curved MPR画像を用いた第2実施形態について説明する。なお以下の説明において、第1実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

10

#### 【0043】

観察画像発生部32は、血管抽出部30により抽出された血管領域をCurved MPR処理してCurved MPR画像のデータを発生する。Curved MPR画像は、3次元CT画像内を立体的に蛇行する血管領域の全体を重なり無く一平面状に可視化する。発生されるCurved MPR画像の観察角度は、X線画像の撮影角度に略一致している。図3のステップS7において、合成部38は、位置ずれ量算出部34により算出された位置ずれ量に従って、Curved MPR画像上にマーカ領域を位置整合して合成する。これによりCurved MPR画像とマーカ領域とが合成された合成画像のデータが発生される。図3のステップS8において、発生された合成画像のデータはD/A変換部46によりデジタル化され、デジタル化された合成画像は表示部48に所定のレイアウトで表示される。

20

#### 【0044】

図5は、第2実施形態に係わる合成画像の表示画面の一例を示す図である。図5に示すように、表示画面は、ライブ画像71の表示領域と合成画像73の表示領域とを有する。合成画像73には、ライブ画像に由来するマーカ領域75とCurved MPR画像に由来する血管領域77とが含まれている。血管領域77には、ステントの目的地であるブランク領域79が含まれている。

#### 【0045】

第1実施形態のように画素値投影処理やMPR処理、ボリュームレンダリング処理、サーフェスレンダリング処理により観察画像を発生した場合、観察角度によっては血管領域の重なりが発生してしまう。しかし、第2実施形態のようにCurved MPR処理により観察画像(Curved MPR画像)を発生した場合、いかなる観察角度であっても血管領域の重なりが発生しない。従って、Curved MPR画像にマーカ領域が合成されることでユーザは、第1実施形態に比してステント留置の位置決めをよりの確に実行でき、ブランクを安全にカバーできる。

30

#### 【0046】

なお、必要に応じて、合成画像上にステント留置領域を明示してもよい。このステント留置領域の明示方法は、以下のような手順で行なわれる。まず、表示部48は、Curved MPR画像を表示する。Curved MPR画像が表示されると制御部52は、ユーザにより入力部50を介してステント留置領域が指定されることを待機する。ユーザは、Curved MPR画像に描出されているブランク領域を観察し、ステント留置領域を指定する。ステント留置領域は、領域全体であってもよいし、領域の両端点であってもよい。ステント留置領域が指定されると制御部52は、指定されたステント留置領域と他の領域とを区別して表示部48に合成画像を表示させる。

40

#### 【0047】

図6は、ステント留置領域が明示された合成画像の表示画面の一例を示す図である。図6に示すように表示画面の合成画像73の表示領域には、ステント留置領域81が明示されている。上記の臨床的意義に従って、ステント留置領域81の上端81Uはブランク領域79の上端79Uから実寸で5mm程度、ステント留置領域81の下端81Lはブランク領域79の下端79Lから実寸で5mm程度離れているのがよい。ステント留置領域8

50

1の明示の方法としては、例えば、ステント留置領域81と他の領域とを異なる色や透明度、輝度で表示する方法が挙げられる。また、マーカ領域75を示す線を血管走行に垂直に描画させてもよい。

【0048】

また、観察画像発生部32は、一般的なCurved MPR画像のデータだけではなく、第2実施形態に特有なCurved MPR画像のデータを発生させてもよい。以下、この第2実施形態に特有なCurved MPR画像のデータの発生処理について説明する。

【0049】

図7は、通常のCurved MPR画像の問題点を説明するための図である。(a)に示すように、一般的なCurved MPR画像では、1つの観察角度で1枚の画像が発生されている。この場合、1つの血管領域77に隆起方向の異なる複数のプラーク領域791, 792がある場合、隆起状態が確認しづらいプラーク領域がでてきてしまう。例えば、(a)と(b)とに示すように、断面位置P1に関するプラーク領域791の隆起方向B1は視線方向に略直交しているため、プラーク領域791の隆起状態を観察しやすい。しかし、(a)と(c)とに示すように、断面位置P2に関するプラーク領域792の隆起方向B2は視線方向に略平行しているため、プラーク領域792の隆起状態を観察しにくい。

【0050】

そこで観察画像発生部32は、1つの血管領域に隆起方向の異なる複数のプラーク領域がある場合でも、全てのプラーク領域の隆起状態を最も観察しやすい1枚のCurved MPR画像のデータを発生する。具体的な発生手順は以下の通りである。

【0051】

まず、血管抽出部30により抽出された血管領域を芯線に沿って複数に分割する。分割された各血管領域を血管領域片と呼ぶことにする。各血管領域片についてプラーク領域の隆起方向を特定する。隆起方向の特定方法としては、例えば、血管径を、芯線周りの180度全ての方向で計測する方法が挙げられる。この計測方法の詳細は、従来技術であるのでここでは説明を省略する。最短の血管径方向が特定されると、各血管領域片について、特定された血管径方向に応じて観察角度を決定する。観察角度は、最も隆起状態が観察しやすい角度に決定され、典型的には、隆起方向に略直交する方向に決定される。なお、血管領域片にプラーク領域がない場合、その観察角度は任意の観察角度に決定される。

【0052】

観察角度が決定されると、対応する血管領域片を決定された観察角度でCurved MPR処理して、血管領域片に関するCurved MPR画像(以下、Curved MPR画像片と呼ぶことにする)のデータを発生する。このようにして複数のCurved MPR画像片のデータが発生されると、発生された複数のCurved MPR画像片のデータを順番に繋ぎ合わせることで1枚のCurved MPR画像のデータが発生される。

【0053】

図8は、発生された第2実施形態に特有なCurved MPR画像を説明するための図である。(a)に示すように、第2実施形態に特有なCurved MPR画像では、複数の観察角度で1枚の画像が発生されている。この場合、1つの血管領域77に隆起方向の異なる複数のプラーク領域791, 792があっても、全てのプラーク領域791, 792の隆起状態が把握できる。具体的には、断面位置P1に関するプラーク領域791の隆起方向B1と断面位置P2に関するプラーク領域792の隆起方向B2とは、異なっている。しかし、(a)に示すように、第2実施形態に特有なCurved MPR画像では、互いに異なる隆起方向を有するプラーク領域791とプラーク領域792とを、最も隆起状態を把握しやすい観察角度で同時に描出している。

【0054】

観察画像発生部32により発生されたCurved MPR画像のデータは、D/A変

10

20

30

40

50

換部 46 によりデジタル化され、表示部 48 に表示される。この際、表示部 48 は、Curved MPR 画像を引き伸ばして、図 5 や図 6 に示すように、表示デバイス上のライブ画像の横に表示する。

【0055】

かくして第 2 実施形態によれば、ステント留置の确实性の向上を可能とする X 線診断装置の提供が実現する。

【0056】

[第 3 実施形態]

第 1 実施形態及び第 2 実施形態において、スキャン部位は特に限定しなかった。第 3 実施形態においては、スキャン部位を心臓に限定する。心臓の拍動を考慮してマーカと観察画像との位置整合を行なう。以下、心臓の拍動を考慮した位置整合を行なう第 3 実施形態について説明する。なお以下の説明において、第 1 及び第 2 実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、必要な場合にのみ重複説明する。

10

【0057】

記憶部 24 は、3 次元 CT 画像のデータに心電位相情報を関連付けて記憶している。第 3 実施形態は、どの心電位相でも実行可能である。しかし、位置ずれ量の算出精度を高めるため、心電位相は、心臓の動きが最も少ない位相であるとよい。この要請に適う心電位相としては、例えば、拡張末期や収縮末期が挙げられる。

【0058】

ステップ S1 において血管抽出部 30 は、記憶部 24 に記憶されている 3 次元 CT 画像から血管領域を流出する。抽出方法は、第 1 実施形態と同様である。

20

【0059】

ステップ S2 において観察画像発生部 32 は、抽出された血管領域に基づいて血管投影画像のデータを発生する。発生された血管投影画像のデータは、由来する 3 次元 CT 画像の心電位相に関連付けられて記憶部 24 に記憶される。

【0060】

図 3 のステップ S4 でのコントラスト画像 (DA 画像)、ライブ画像の収集中において、図示しない心電計は、被検体の心電位相を計測し、計測された心電位相のデータを記憶部 24 に送信する。記憶部 24 は、受信した心電位相のデータを、対応するライブ画像のデータに関連付けて記憶部 24 に記憶する。コントラスト画像のデータにも心電位相のデータが関連付けられる。なお心臓領域では動きがあるため一般的には DSA 処理をしないことが多い。しかし例えば、同一心位相のコントラスト画像と造影剤の影響が殆ど無い画像とをサブトラクションすることで差分画像を作成してもよい。

30

【0061】

ステップ S5 において位置ずれ量算出部 34 は、血管投影画像の心電位相に略一致する心電位相に関連付けられたコントラスト画像のデータを記憶部 24 から読み出し、読み出されたコントラスト画像と血管投影画像とを用いて位置ずれ量を算出する。

【0062】

ステップ S6 においてマーカ位置特定部 36 は、リアルタイムに発生されるライブ画像の中から、3 次元 CT 画像の心電位相に略一致する心電位相に関するライブ画像を特定し、特定されたライブ画像上のマーカ領域の位置を特定する。

40

【0063】

ステップ S7 において合成部 38 は、マーカ領域を位置ずれ量に従って Curved MPR 画像に位置整合する。これにより合成画像のデータが発生される。そしてステップ S8 において表示部 48 は、発生された合成画像を表示する。

【0064】

かくして第 3 実施形態によれば、ステント留置の确实性の向上を可能とする X 線診断装置の提供が実現する。

【0065】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要

50

旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0066】

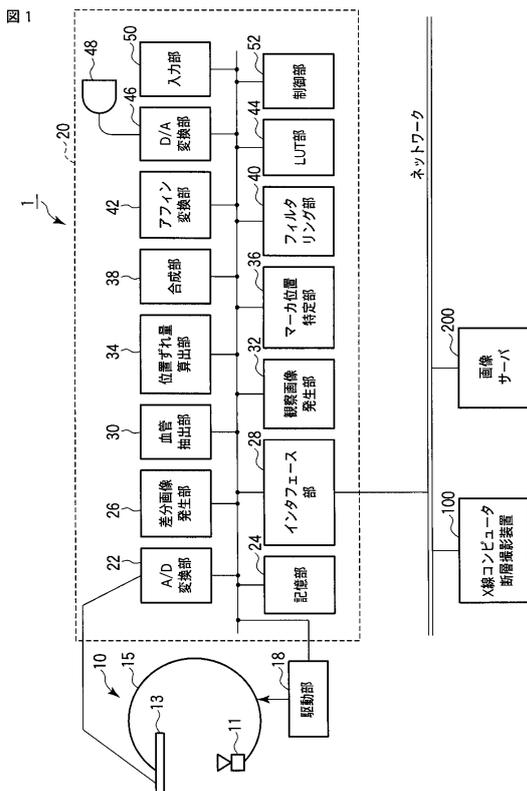
以上本発明によれば、ステント留置の確実性の向上を可能とするX線診断装置の提供を実現することができる。

【符号の説明】

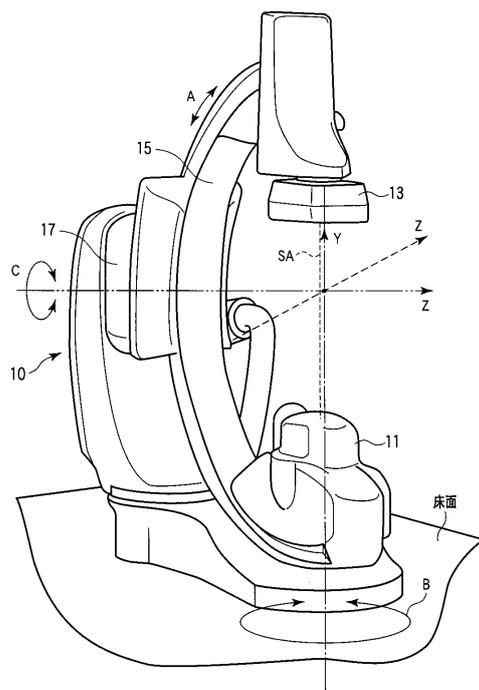
【0067】

1...X線診断装置、10...撮影機構、11...X線管、13...X線検出器、15...Cアーム、18...駆動部、20...画像処理装置、22...A/D変換部、24...記憶部、26...差分画像発生部、28...インタフェース部、30...血管抽出部、32...観察画像発生部、34...位置ずれ量算出部、36...マーカ位置特定部、38...合成部、40...フィルタリング部、42...アフィン変換部、44...LUT部、46...D/A変換部、48...表示部、50...入力部、52...制御部

【図1】

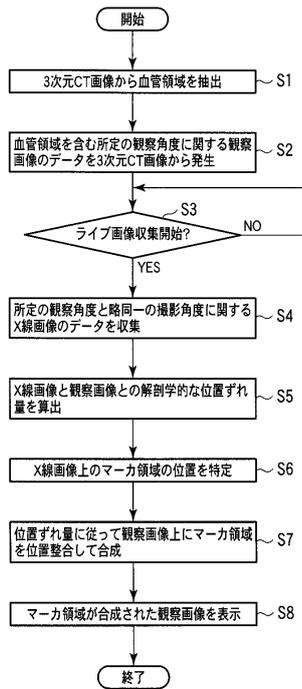


【図2】



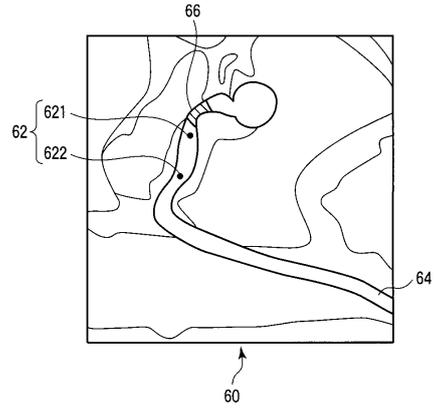
【 図 3 】

図 3



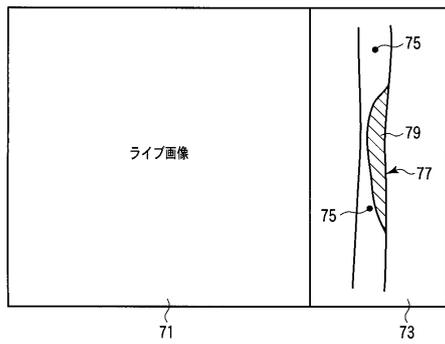
【 図 4 】

図 4



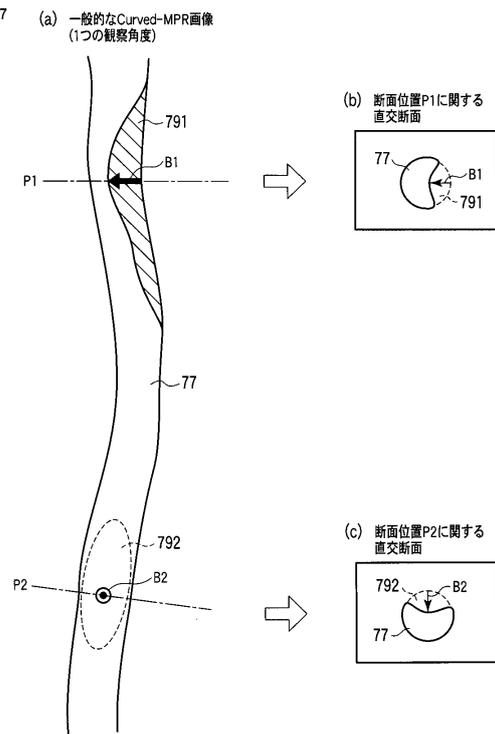
【 図 5 】

図 5



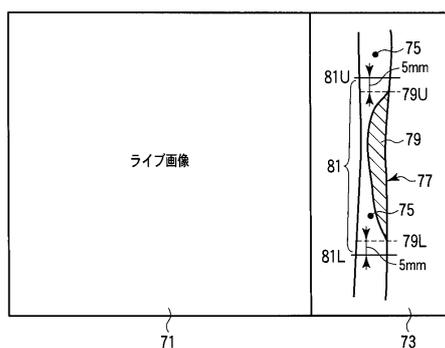
【 図 7 】

図 7



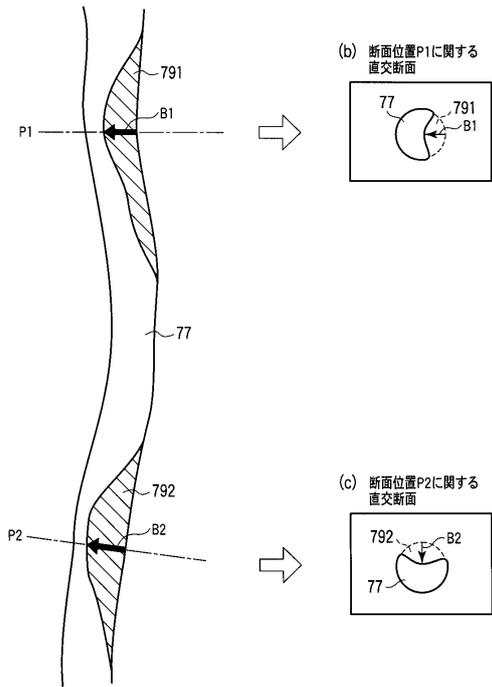
【 図 6 】

図 6



【 図 8 】

図 8 (a) 第2実施形態に特有な Curved-MPR画像 (複数の観察角度)



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6 / 00 3 0 0 X

(74)代理人 100103034

弁理士 野河 信久

(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 100100952

弁理士 風間 鉄也

(74)代理人 100101812

弁理士 勝村 紘

(74)代理人 100070437

弁理士 河井 将次

(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

(74)代理人 100127144

弁理士 市原 卓三

(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社内

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特表2008-512171(JP,A)

特開2007-275141(JP,A)

特表2003-527931(JP,A)

特開2008-148932(JP,A)

特表2007-515985(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4