

(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2013-158372

(P2013-158372A)

(43) 公開日 平成25年8月19日(2013.8.19)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 6/00 (2006.01)** A 6 1 B 6/00 3 6 0 B 4 C 0 9 3  
 A 6 1 B 6/00 3 3 1 A

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-20391 (P2012-20391)  
 (22) 出願日 平成24年2月1日(2012.2.1)

(71) 出願人 000003078  
 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  
 (71) 出願人 594164531  
 東芝医用システムエンジニアリング株式会  
 社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100136504  
 弁理士 山田 毅彦  
 (74) 代理人 100160901  
 弁理士 田中 正平

最終頁に続く

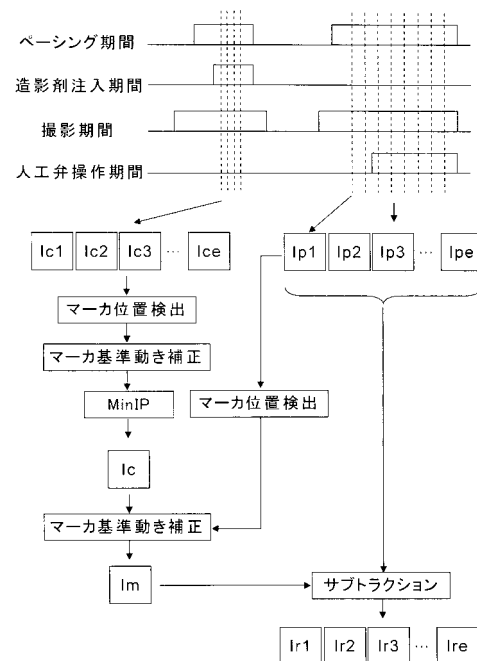
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、医用画像処理方法及びX線撮影装置

## (57) 【要約】

【課題】被検体のX線造影画像データ及びX線透視画像データを用いて、より良好な画質で合成画像を表示させることである。

【解決手段】実施形態に係る医用画像処理装置は、X線画像取得手段、マーカ検出手段、造影画像生成手段及び表示画像生成手段を備える。X線画像取得手段は、X線造影画像データ及びX線透視画像データを取得する。マーカ検出手段は、前記X線造影画像データ、又は前記X線造影画像データ及び前記X線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出する。造影画像生成手段は、前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用のX線造影画像データを生成する。表示画像生成手段は、前記合成用のX線造影画像データと前記X線透視画像データとを合成することによって表示用のX線画像データを生成する。

【選択図】 図4



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

X線造影画像データ及びX線透視画像データを取得するX線画像取得手段と、  
前記X線造影画像データ、又は前記X線造影画像データ及び前記X線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出するマーカ検出手段と、  
前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用のX線造影画像データを生成する造影画像生成手段と、  
前記合成用のX線造影画像データと前記X線透視画像データとを合成することによって表示用のX線画像データを生成する表示画像生成手段と、  
を備える医用画像処理装置。

10

**【請求項 2】**

前記マーカ検出手段は、複数フレーム分のX線造影画像データ上における前記マーカの複数の位置を検出するように構成され、  
前記造影画像生成手段は、前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるように前記複数フレーム分のX線造影画像データの動き補正を行い、前記動き補正後における前記複数フレーム分のX線造影画像データに基づいて前記合成用のX線造影画像データを生成するように構成される請求項1記載の医用画像処理装置。

**【請求項 3】**

前記マーカ検出手段は、前記X線造影画像データ及び前記X線透視画像データからそれぞれ前記マーカの位置を検出するように構成され、  
前記造影画像生成手段は、前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるように前記X線造影画像データと前記X線透視画像データとの間における動き補正を伴って前記合成用のX線造影画像データを生成するように構成される請求項1又は2記載の医用画像処理装置。

20

**【請求項 4】**

前記マーカ検出手段は、前記デバイスの操作期間よりも前に収集されたフレームに対応するX線透視画像データから前記マーカの位置を検出するように構成される請求項1又は3記載の医用画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記X線画像取得手段は、ライブ像データとして順次収集される複数フレーム分のX線透視画像データをリアルタイムに取得するように構成される請求項1乃至4のいずれか1項に記載の医用画像処理装置。

30

**【請求項 6】**

X線造影画像データ及びX線透視画像データを取得するステップと、  
前記X線造影画像データ、又は前記X線造影画像データ及び前記X線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出するステップと、  
前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用のX線造影画像データを生成するステップと、  
前記合成用のX線造影画像データと前記X線透視画像データとを合成することによって表示用のX線画像データを生成するステップと、  
を有する医用画像処理方法。

40

**【請求項 7】**

X線造影画像データ及びX線透視画像データを収集するX線画像収集手段と、  
前記X線造影画像データ、又は前記X線造影画像データ及び前記X線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出するマーカ検出手段と、  
前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用のX線造影画像データを生成する造影画像生成手段と、  
前記合成用のX線造影画像データと前記X線透視画像データとを合成することによって表示用のX線画像データを生成する表示画像生成手段と、  
を備えるX線撮影装置。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明の実施形態は、医用画像処理装置、医用画像処理方法及びX線撮影装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、カテーテルを用いた大動脈弁置換(TAVI: Trans-catheter Aortic Valve Implantation)或いはTAVR: Trans-catheter Aortic Valve Replacement)が注目されている。TAVIにおける手技は、X線撮影装置を備えた手術室で行われる。すなわち、TAVIは、X線撮影装置によりリアルタイムに収集されるX線透視画像を観察しながら被検体の心臓内に人工弁を留置する技術である。

10

## 【0003】

TAVIでは、X線透視画像を参照しながら人工弁を正確な位置に留置することが重要である。具体的には、人工弁の下端が本来の弁の底よりも下側となり、人工弁の上端が本来の弁のLeaflet先端よりも上でかつ冠動脈(Coronary)よりも下となるように人工弁を留置することが目標となる。

## 【0004】

そこで、このようなTAVIを支援する技術として、X線撮影装置により被検体のロードマップ画像を表示させる技術が提案されている。ロードマップ画像は、予め収集された血管のX線造影画像に、リアルタイム収集されるX線透視画像を重畳表示させたものである。

20

## 【0005】

一般に、TAVIでは、人工弁の留置に先立って造影剤が血管に注入される。そして、血管が黒く染まったX線造影画像が収集される。次に、血管のガイドワイヤ等のデバイスが挿入された状態でX線透視画像がライブ像としてリアルタイム収集される。このX線透視画像ではデバイスを確認することはできるが血管を視認することが困難である。

## 【0006】

そこで、X線造影画像をマスク像とし、マスク像とライブ像との間における差分処理によってマスク像とライブ像とを合成したロードマップ画像を生成及び表示させることができる。このため、医師はロードマップ画像上の造影血管像を参照しながらデバイス进行操作して人工弁の留置を行うことができる。

30

## 【0007】

尚、ロードマップ画像には、二次元(2D: two dimensional)ロードマップ画像及び三次元(3D: three dimensional)ロードマップ画像が存在する。2Dロードマップ画像は、2Dのデータ収集を行って2Dの中間画像を生成し、2D画像として表示される画像である。一方、3Dロードマップ画像は、2Dのデータ収集を行って3Dの中間画像を生成し、2D画像として表示される画像である。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0008】

40

【特許文献1】特開2011-160978号公報

【特許文献2】特開2011-4966号公報

【特許文献3】特開2010-131371号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0009】

TAVIのための撮影に代表されるように、ロードマップ画像を生成する場合には、より適切なマスク像を生成し、良好な画質で画像を表示させることが重要である。尚、ロードマップ画像は、X線撮影装置に備えられる画像処理機能によって生成することができるが、X線撮影装置に接続される医用画像処理装置においても生成することができる。

50

## 【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、被検体の X 線造影画像データ及び X 線透視画像データを用いて、より良好な画質で合成画像を表示させることが可能な医用画像処理装置、医用画像処理方法及び X 線撮影装置を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 1 】

本発明の実施形態に係る医用画像処理装置は、X 線画像取得手段、マーカ検出手段、造影画像生成手段及び表示画像生成手段を備える。X 線画像取得手段は、X 線造影画像データ及び X 線透視画像データを取得する。マーカ検出手段は、前記 X 線造影画像データ、又は前記 X 線造影画像データ及び前記 X 線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出する。造影画像生成手段は、前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用の X 線造影画像データを生成する。表示画像生成手段は、前記合成用の X 線造影画像データと前記 X 線透視画像データとを合成することによって表示用の X 線画像データを生成する。

10

また、本発明の実施形態に係る医用画像処理方法は、X 線造影画像データ及び X 線透視画像データを取得するステップと、前記 X 線造影画像データ、又は前記 X 線造影画像データ及び前記 X 線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出するステップと、前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用の X 線造影画像データを生成するステップと、前記合成用の X 線造影画像データと前記 X 線透視画像データとを合成することによって表示用の X 線画像データを生成するステップとを有する。

20

また、本発明の実施形態に係る X 線撮影装置は、X 線画像収集手段、X 線画像収集手段、造影画像生成手段及び表示画像生成手段を備える。X 線画像収集手段は、X 線造影画像データ及び X 線透視画像データを収集する。マーカ検出手段は、前記 X 線造影画像データ、又は前記 X 線造影画像データ及び前記 X 線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出する。造影画像生成手段は、前記マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにする動き補正を伴って合成用の X 線造影画像データを生成する。表示画像生成手段は、前記合成用の X 線造影画像データと前記 X 線透視画像データとを合成することによって表示用の X 線画像データを生成する。

## 【図面の簡単な説明】

30

## 【 0 0 1 2 】

【図 1】本発明の実施形態に係る X 線撮影装置及び医用画像処理装置の構成図。

【図 2】図 1 に示す X 線撮影装置を用いた TAVI における人工弁の留置位置を示す図。

【図 3】図 1 に示す X 線撮影装置を用いて TAVI を行う際の流れを示すフローチャート。

【図 4】図 4 は、図 1 に示す X 線撮影装置におけるロードマップ画像データの生成方法を説明する図。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 3 】

本発明の実施形態に係る医用画像処理装置、医用画像処理方法及び X 線撮影装置について添付図面を参照して説明する。

40

## 【 0 0 1 4 】

図 1 は本発明の実施形態に係る X 線撮影装置及び医用画像処理装置の構成図である。

## 【 0 0 1 5 】

X 線撮影装置 1 は、撮影系 2、制御系 3 及びデータ処理系 4 を備えている。撮影系 2 は、X 線照射部 5、X 線検出器 6、駆動機構 7 及び寝台 8 を有する。制御系 3 は、高電圧発生装置 9 及び撮影位置制御装置 10 を有する。

## 【 0 0 1 6 】

X 線照射部 5 は、X 線管を備え、寝台 8 にセットされた被検体 O を挟んで X 線検出器 6 と対向配置される。X 線照射部 5 及び X 線検出器 6 は、駆動機構 7 の駆動によって相対位置を維持しながら被検体 O に対する角度及び相対位置を変えることができる。具体的には

50

、回転機能を備えたC型アームの両端にX線照射部5及びX線検出器6が固定される。そして、X線照射部5は、X線管により被検体Oに向けて所定の角度からX線を照射し、被検体Oを透過したX線をX線検出器6で検出できるように構成される。

【0017】

また、寝台8の天板の傾斜及び位置を駆動機構7によって調整することができる。X線照射部5及びX線検出器6の被検体Oに対する角度を調整するのみならず、天板の角度を調整することによっても、被検体Oに対するX線の照射方向を変えることができる。

【0018】

更に、寝台8にセットされた被検体Oの近傍には、被検体Oに造影剤を注入するための造影剤注入装置11が設けられる。

【0019】

制御系3の高電圧発生装置9は、X線照射部5のX線管に高電圧を印加することによって、所望のエネルギーを有するX線を被検体Oに向けて照射させる装置である。撮影位置制御装置10は、駆動機構7に制御信号を出力して制御する装置である。すなわち、X線照射部5及びX線検出器6の回転角度及び位置並びに寝台8の天板の傾斜及び位置は、撮影位置制御装置10から駆動機構7に出力される制御信号によって制御される。

【0020】

データ処理系4は、入力装置12、表示装置13、A/D(analog to digital)変換器14及びコンピュータ15を有する。コンピュータ15は、プログラムを実行することにより医用画像処理装置15として機能する。すなわち、X線撮影装置1には、医用画像処理装置15が内蔵される。但し、同様な機能を有する独立した医用画像処理装置を、ネットワークを介してX線撮影装置1に接続するようにしても良い。また、X線撮影装置1に内蔵される医用画像処理装置15又はX線撮影装置1とネットワークを介して接続される医用画像処理装置を構成するために回路を用いてもよい。

【0021】

医用画像処理装置15は、X線画像生成部16、マーカ検出部17、マスク画像生成部18、ロードマップ画像生成部19及び表示処理部20を有する。また、マスク画像生成部18は、マーカ基準動き補正部18Aを有する。

【0022】

X線画像生成部16は、X線検出器6からA/D変換器14を通じてデジタル化されたX線検出データを取り込んで、データ処理を行うことにより2D又は3DのX線画像データを生成する機能を有する。従って、被検体Oに造影剤が注入された状態で収集されたX線検出データに基づいてX線画像データを生成すれば、2D又は3DのX線造影画像データが得られる。また、造影剤を注入せずに透視モードにおいて収集されたX線検出データに基づいてX線画像データを生成すれば、2D又は3DのX線透視画像データが得られる。また、透視モードでは、X線検出データに基づいてリアルタイムにX線透視画像データを生成することによってライブ像データを生成することができる。

【0023】

従って、X線画像生成部16が撮影系2及び制御系3と協働することにより、X線撮影装置1にはX線造影画像データ及びX線透視画像データ等のX線画像データを収集するX線画像収集手段としての機能が備えられる。

【0024】

マーカ検出部17は、X線造影画像データ及びX線透視画像データ等のX線画像データを取得するX線画像取得手段としての機能と、被検体Oに挿入されたデバイスに取り付けられたマーカの位置をX線画像データから検出するマーカ検出手段としての機能を有する。マーカの検出方法としては、画素値に対する閾値処理等の任意の画像処理が挙げられる。

【0025】

X線撮影装置1を用いてTAVIを行う場合には、被検体Oの心臓内にカテーテル及び人工弁が挿入される。カテーテルは、大動脈弁付近に造影剤を注入するために挿入される。そ

10

20

30

40

50

して、TAVIにおいては、X線画像を観察しながら大動脈弁の位置に人工弁を留置することが手技内容となる。

【0026】

図2は、図1に示すX線撮影装置1を用いたTAVIにおける人工弁の留置位置を示す図である。

【0027】

図2に示すように、心臓30の左室(LV: left ventricle)31から大動脈32への血液の流出路には、大動脈弁33が存在する。大動脈弁33の置換術では、点線で示す本来の大動脈弁33の位置に人工弁35を留置することが手技内容となる。より具体的には、人工弁35の下端が大動脈弁33の底よりも下側となり、人工弁35の上端が大動脈弁33のLeaflet先端よりも上でかつ冠動脈よりも下となるように人工弁35を留置することが目標となる。

【0028】

しかしながらX線透視画像には、人工弁35やカテーテル等のデバイスが描出されるが、心臓30及び大動脈32が描出されない。そこで、人工弁35の留置に先だってカテーテルが大動脈32付近に挿入され、造影剤注入装置11から造影剤が注入される。そして、造影剤が注入された状態で心臓30の撮影を行うことにより血管が黒く染まったX線造影画像が収集される。これにより医師は、大動脈弁33の位置を把握することができる。

【0029】

また、人工弁35及びカテーテル等のデバイスには、X線撮影用のマーカ34を取り付けることができる。従って、X線造影画像又はX線透視画像を収集すると、デバイスに取り付けられたマーカ34が明瞭に描出される。尚、図2には、2つのマーカ34を取付けた人工弁35が表示されている。

【0030】

マーカは、撮像部位周辺に存在する基準物質よりも高いCT値を呈する物質で構成することができる。例えば、骨のCT値よりも高いCT値を有する材料によってマーカを構成することが実用的である。

【0031】

人工弁の留置対象となる大動脈は、拍動によって動く。従って、大動脈弁付近に挿入された人工弁及びカテーテルも大動脈とともに動くこととなる。このため、複数のX線画像データを順次収集すると、各X線画像データ上におけるデバイスの位置は拍動による動きの影響を受けて互いに異なる位置となる。

【0032】

そこで、マーカ検出部17は、異なるタイミングで収集された複数のX線画像データ上におけるデバイスのマーカの複数の位置を動き補正用に検出するように構成される。すなわち、マーカ検出部17は、X線造影画像データ又はX線造影画像データ及びX線透視画像データからデバイスに取り付けられたマーカの複数の位置を検出する機能を有している。

【0033】

上述したようにTAVIでは人工弁の留置に先だって単一フレーム分又は複数フレーム分のX線造影画像データが収集される。そして、人工弁の留置を行う際には、複数フレーム分のX線透視画像データがライブ像データとして順次リアルタイム収集される。

【0034】

従って、マーカ検出部17が、複数フレーム分のX線造影画像データを取得した場合には、複数フレーム分のX線造影画像データ上におけるマーカの複数の位置を検出する。また、マーカ検出部17が、ライブ像データとして順次収集される複数フレーム分のX線透視画像データをリアルタイムに取得した場合には、マーカ検出部17は、デバイスとしての人工弁の操作期間よりも前に収集された単一のフレームに対応するX線透視画像データからマーカの位置を検出するように構成される。

【0035】

10

20

30

40

50

典型的には、最初のフレームに対応するX線透視画像データからマーカの位置が検出される。但し、心臓にペースメーカーを挿入して、200 beat per minutes程度で高速拍動させるペーシング(pacing)を行う場合には、ペーシング開始後における最初のフレームに対応するX線透視画像データからマーカの位置を検出することが好適である。

【0036】

また、マーカ検出部17は、X線透視画像データからマーカの位置を検出する場合には、少なくとも1フレーム分のX線造影画像データからもマーカの位置を検出するように構成される。すなわち、マーカ検出部17は、X線造影画像データ及びX線透視画像データからそれぞれマーカの位置を検出するように構成される。

【0037】

マスク画像生成部18は、X線画像生成部16において生成された単一フレーム分又は複数フレーム分のX線造影画像データに基づいてX線透視画像データへの合成用のX線造影画像データを生成する造影画像生成手段としての機能を有する。典型的には、合成用のX線造影画像データとX線透視画像データとの間における差分処理によって、X線透視画像データに合成用のX線造影画像データが合成される。従って、ここでは、X線透視画像データへの合成用のX線造影画像データを、マスク画像データと称する。

【0038】

マスク画像生成部18のマーカ基準動き補正部18Aは、マーカ検出部17により検出されたマーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにするX線画像データ間における動き補正を行う機能を有する。従って、動き補正処理は、マーカに固定された座標系に複数のX線画像データの座標系を変換する座標変換処理を含む処理となる。

【0039】

より具体的には、X線画像生成部16において複数フレーム分のX線造影画像データがマスク画像データの生成用に生成され、かつマーカ検出部17により複数フレーム分のX線造影画像データ上におけるマーカの複数の位置が検出されている場合には、マーカ基準動き補正部18Aは、複数フレーム分のX線造影画像データ上におけるマーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるように複数フレーム分のX線造影画像データの動き補正を行うように構成される。この場合、マスク画像生成部18は、動き補正後における複数フレーム分のX線造影画像データに基づいて1フレーム分のマスク画像データを生成するように構成される。

【0040】

複数フレーム分のX線造影画像データに基づいて1フレーム分のマスク画像データを生成するための画像処理としては、最小値投影処理(MinIP: Minimum intensity projection)等の投影処理を用いることができる。

【0041】

また、マーカ基準動き補正部18Aは、マーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにX線造影画像データとX線透視画像データとの間における動き補正を行う機能を有する。従って、複数フレーム分のX線造影画像データが収集された場合には、投影処理等の画像処理によって1フレーム分のX線造影画像データを生成し、1フレーム分のX線造影画像データと予め指定された1フレーム分のX線透視画像データとの間において動き補正を行うことが実用的である。この場合、マスク画像生成部18は、動き補正後における1フレーム分のX線造影画像データをマスク画像データとするように構成される。

【0042】

一方、1フレーム分のX線造影画像データが収集された場合には、収集された1フレーム分のX線造影画像データと予め指定された1フレーム分のX線透視画像データとの間において動き補正が行われる。この場合にも、マスク画像生成部18は、動き補正後における1フレーム分のX線造影画像データをマスク画像データとするように構成される。

【0043】

ロードマップ画像生成部19は、マスク画像生成部18において生成されたマスク画像データとライブ画像データとして順次リアルタイムに収集されるX線透視画像データとを

10

20

30

40

50

合成することによって表示用の2D X線画像データとしてロードマップ画像データを生成する表示画像生成手段としての機能を有する。

【0044】

表示処理部20は、ロードマップ画像生成部19において生成されたロードマップ画像データ及びX線画像生成部16等の医用画像処理装置15における構成要素において生成されたX線画像データを表示装置13に出力する機能を有する。この際、表示処理部20は、表示対象となるX線画像データに対して2D化处理等の必要な表示処理を施すように構成される。

【0045】

次にX線撮影装置1の動作および作用について説明する。

【0046】

図3は、図1に示すX線撮影装置1を用いてTAVIを行う際の流れを示すフローチャートである。また、図4は、図1に示すX線撮影装置1におけるロードマップ画像データの生成方法を説明する図である。

【0047】

まず、寝台8の天板に被検体Oがセットされる。そして、撮影位置制御装置10からの制御信号によって駆動機構7が駆動する。これにより、X線照射部5及びX線検出器6の回転角度及び位置並びに寝台8の天板の傾斜及び位置が心臓の撮影に合わせて調整される。

【0048】

続いて、TAVIに先だって参照されるバルーン像等のX線画像が必要に応じて収集及び表示される。また、カテーテル及び人工弁が被検体Oの大動脈弁付近まで挿入される。挿入されるカテーテル及び人工弁の少なくとも一方には、予めマーカが取り付けられる。

【0049】

次に、ステップS1において、X線造影画像データが収集される。そのために、ペーシング及び造影剤の注入が実行される。一般的には図4の上部に示すチャートのように、撮影開始後にペーシングが開始される。

【0050】

このペーシングは、大動脈弁の拡張を行う際に実施される。ペーシングが行われると心臓の吐出機能が一時的に制限される。このため、大動脈弁の近傍における圧力の格差が概ね無くなる。この結果、大動脈弁を拡張する際に人工弁等のデバイスが下流に流されるという事態を回避することができる。尚、ペーシング中であっても心臓は僅かに動く。

【0051】

更に、ペーシング後に造影剤注入装置11からカテーテルを介して造影剤が注入される。そして、造影剤注入期間中の点線で示す各タイミングにおいて収集されるX線画像データがX線造影画像データ1c1, 1c2, 1c3, ..., 1ceとして取得される。

【0052】

X線画像データの収集は、制御系3による制御下における撮影系2の動作及びデータ処理系4におけるデータ処理によって実行される。具体的には、高電圧発生装置9からX線照射部5のX線管に高電圧が印加される。このため、X線照射部5からX線が被検体Oの心臓を含む撮影領域に向けて曝射される。そして、被検体Oを透過したX線がX線検出器6で検出される。

【0053】

そうするとX線検出器6からX線検出信号がA/D変換器14を介して医用画像処理装置15に出力される。これにより、医用画像処理装置15のX線画像生成部16において、デジタル化されたX線検出データが取得される。そして、X線画像生成部16は、X線検出データに対する公知のデータ処理を行うことによって2D又は3DのX線画像データを生成する。

【0054】

撮影期間において被検体Oには造影剤が注入されているため、X線画像データは、X線

10

20

30

40

50



造影画像データとなる。従って、血管が黒く描出されたX線造影画像データが生成される。このX線造影画像データには、マーカが取り付けられたカテーテル及び人工弁も描出される。

【0055】

X線造影画像データは、大動脈等の形態の確認を目的とする他、ロードマップ画像データを生成するためのマスク画像データの生成のために収集される。マスク画像データは、単一又は複数フレーム分のX線造影画像データに基づいて生成することができる。

【0056】

すなわち、1フレーム分のX線造影画像データを収集し、収集したX線造影画像データをマスク画像データとして用いることができる。或いは、複数のフレーム分のX線造影画像データを収集し、収集された複数のフレーム分のX線造影画像データから選択された1フレームのX線造影画像データをマスク画像データとして用いることもできる。

10

【0057】

但し、複数のフレーム分のX線造影画像データを収集し、収集された複数のフレーム分のX線造影画像データを用いて1フレーム分のマスク画像データを生成する方が、造影剤の染影効果を良好に得る観点から望ましい。従って、図4に示すように、ここでは複数のフレーム分のX線造影画像データを用いて1フレーム分のマスク画像データを生成する場合を例に説明する。

【0058】

また、2Dロードマップ画像データの生成のために用いられるマスク画像データ等の中間画像データは2Dであっても3Dであってもよい。

20

【0059】

複数フレーム分のX線造影画像データが収集される場合には、各フレーム分のX線造影画像データの収集時刻が互いに異なるため、拍動の影響を受ける。すなわち、拍動によって大動脈が動き、大動脈の動きの影響を受けて人工弁及びカテーテルも動くこととなる。従って、各フレームに対応するX線造影画像データにおいて人工弁及びカテーテルに取り付けられたマーカの位置は、拍動の影響を受けて互いに異なる位置となる。

【0060】

次に、ステップS2において、マーカ検出部17がX線造影画像データを取得し、X線造影画像データ上におけるマーカの位置を検出する。マーカの位置は、画素値に対する閾値処理等の任意の画像処理によって行うことができる。

30

【0061】

X線造影画像データの収集期間においてマーカが取り付けられたカテーテル及び人工弁等のデバイスは、大動脈弁付近に挿入されている。従って、カテーテル及び人工弁等のデバイスは、拍動の影響を受けて大動脈と同期して動いている。このため、カテーテル及び人工弁並びにマーカの動きは、大動脈の動きと同等であるとみなすことができる。従って、マーカの位置の検出によって、大動脈の動きを間接的に取得することができる。

【0062】

尚、骨等の構造物もX線造影画像データに描出されるが、大動脈とは同期せずに動くことになる。

40

【0063】

次に、ステップS3において、X線造影画像データ間におけるマーカの位置を基準とする動き補正が実施される。具体的には、マスク画像生成部18のマーカ基準動き補正部18Aは、マーカ検出部17により検出されたマーカの複数の位置が同一とみなせる位置となるようにするX線造影画像データ間における動き補正を行う。

【0064】

これにより、マーカが静止した時系列のX線造影画像データが生成される。マーカは上述したように大動脈と同等の動きを有するため、動き補正後におけるX線造影画像データは、大動脈が略静止した時系列のX線造影画像データとなる。

【0065】

50

次に、ステップ S 4 において、マスク画像生成部 18 は、MinIP 処理等により複数のフレーム分の X 線造影画像データからマスク画像データを生成する。生成されるマスク画像データは、図 4 に示すように単一フレーム分の X 線造影画像データ lc となる。

【0066】

MinIP 処理が実行される場合には、複数のフレーム分の X 線造影画像データの最小値が画素値となった画像データが得られる。このため、シャープなマスク画像データを生成することができる。加えて、各フレームの X 線造影画像データにおいて造影剤による染影具合が均一でない場合であっても、複数フレームの X 線造影画像データの MinIP 画像データを生成することによって造影剤による染影具合の均一性を改善することができる。この結果、ロードマップ画像データの生成に適したマスク画像データを生成することができる。

10

【0067】

必要なフレーム数の X 線造影画像データが収集されると、造影剤の注入及びペーシングが停止される。そして、造影撮影が終了すると、医師は、人工弁の留置に取り掛かることが可能となる。そのために、通常は、30 秒から数分後に X 線透視画像データの収集が開始される。

【0068】

次に、ステップ S 5 において、予め決められた所定時刻までの X 線透視画像データが収集される。そのために X 線透視画像データの収集及びペーシングが開始される。X 線透視画像データの収集の流れは、X 線造影画像データの収集の流れと同様である。

【0069】

20

所定フレームまでの X 線透視画像データが収集されるまでは、医師は、人工弁を動かさずに待機する。従って、最初のフレームに対応する X 線透視画像データが収集される時刻を所定の時刻とすれば、医師の待機時間は 30 秒から数分程度となるため手技への影響を極力低減することができる。但し、ペーシング開始後のフレームに対応する X 線透視画像データが収集される時刻を所定の時刻とすることが重要である。

【0070】

図 4 は、少なくともペーシング後における最初のフレームに対応する X 線透視画像データ lp1 が収集するまで人工弁を動かさない期間とした例を示している。

【0071】

次に、ステップ S 6 において、マーカ検出部 17 が、予め決められた所定時刻における X 線透視画像データを取得し、X 線透視画像データ上のマーカの位置を検出する。図 4 に示す例では、第 1 フレームの X 線透視画像データ lp1 上におけるマーカの位置が検出される。

30

【0072】

次に、ステップ S 7 において、マーカ基準動き補正部 18 A は、ステップ S 4 において生成されたマスク画像データのマーカ位置を基準とする動き補正を実施する。すなわち、造影撮影と透視撮影との間には 30 秒から数分程度の間隔がある。このため、被検体 O に呼吸性や体動による動きが生じる。この結果、マスク画像データと X 線透視画像データとの間に無視できない位置ずれが生じる恐れがある。

【0073】

40

そこで、第 1 フレーム等の所定フレームに対応する X 線透視画像データから検出されたマーカの位置とマスク画像データ上におけるマーカの位置とが互いに同じ位置となるように、マーカ基準でマスク画像データが補正される。尚、X 線透視画像データを補正するようにしてもよい。これにより、造影撮影と透視撮影との間における呼吸性やその他の要因による動きについて補正することができる。

【0074】

そして、図 4 に示すように動き補正後におけるマスク画像データ lm をロードマップ画像データの生成用の画像データとして用いることができる。

【0075】

次に、ステップ S 8 において、ロードマップ画像生成部 19 は、マスク画像データと X

50

線透視画像データとを合成することによって表示用の2Dロードマップ画像データを生成する。すなわち、図4に示すように動き補正後におけるマスク画像データ $Im$ と第1フレームに対応するX線透視画像データ $Ip1$ とのサブトラクション処理によって第1フレームに対応するロードマップ画像データ $Ir1$ が生成される。

【0076】

次に、ステップS9において、ロードマップ画像生成部19は、生成したロードマップ画像データを表示装置13に出力させる。この結果、表示装置13には、第1フレームのロードマップ画像が表示される。

【0077】

このロードマップ画像は、X線造影画像とX線透視画像との合成画像であるから、造影された大動脈及び人工弁が描出されている。このため、医師はロードマップ画像を参照して人工弁の留置作業を行うことが可能となる。

【0078】

人工弁の留置は、人工弁を移動させて留置位置を確定し、確定した留置位置において人工弁を拡張することによって行われる。従って、人工弁の留置の際には、人工弁及びマーカが大動脈に対して動くこととなる。このため、人工弁の移動開始後におけるマーカの位置を基準とする動き補正を行うことはできない。

【0079】

そこで、X線透視画像の撮影の際には、上述したように人工弁の移動開始前に収集される所定のフレームに対応するX線透視画像データから検出されたマーカの位置を基準とする動き補正が実施される。尚、人工弁の移動開始前に収集される複数のフレームに対応するX線透視画像データから検出されたマーカの複数の位置の代表値を用いてマスク画像データの動き補正を実行するようにしてもよい。

【0080】

逆に、マスク画像データの動き補正用のX線透視画像が収集された後は、人工弁を移動させることが可能となる。そして、ステップS10における撮影が終了したか否かの判定において、撮影が終了したと判定されるまでステップS11におけるX線透視画像データの収集、ステップS12におけるロードマップ画像データの生成及びステップS3におけるロードマップ画像の表示が繰り返される。

【0081】

この結果、図4に示すようにライブ画像データとして収集された時系列のX線透視画像データ $Ip1$ ,  $Ip2$ ,  $Ip3$ , ...,  $Ipe$ からマスク画像データ $Im$ を減算することによって時系列のロードマップ画像データ $Ir1$ ,  $Ir2$ ,  $Ir3$ , ...,  $Ire$ が生成される。

【0082】

このため、医師は、最初のX線透視画像データ $Ip1$ に対応するロードマップ画像を確認した後、その後のロードマップ画像を参照しながら人工弁の移動及び拡張を行って所定の位置に留置することができる。尚、実際には、図4に示すように最初の数フレーム分のX線透視画像データの収集後に医師が人工弁を操作するようにしてもよい。

【0083】

人工弁の留置が完了すると、撮影終了の指示が制御系3に入力される。そうすると、ステップS10における判定において、X線撮影装置1は撮影が終了したと判定する。このため、ステップS12においてX線撮影装置1は撮影を終了させる。

【0084】

尚、上述の例において、X線造影画像データの収集期間及びX線透視画像データの収集期間の一方又は双方におけるペーシングを省略してもよい。

【0085】

つまり以上のような、X線撮影装置1は、大動脈弁の近傍に挿入された人工弁等のデバイスに取り付けられたマーカを基準として利用することによって画像間における動き補正を実行するようにしたものである。

【0086】

10

20

30

40

50

このため、X線撮影装置1によれば、ロードマップ画像データの生成のために用いられるマスク画像データを良好な精度で生成することができる。従来、ロードマップ画像データは、特定の臓器の治療のために利用されている。ロードマップ画像データの生成のためには、連続的に収集した複数フレーム分の画像データから1フレームの画像データをマスク画像データとして選択するか或いはMinIP処理によって単一フレームの画像データを作成する必要がある。

【0087】

これに対して、TAVIにおいては、撮影対象となる大動脈が太くかつ血流が早いという特徴を有する。このため、大動脈を均一に十分に造影するためには大量の造影剤が必要となる。しかし、実際には造影剤の消費を抑制するために十分かつ均一に大動脈が造影されない場合がある。しかも、大動脈は拍動のみならずペーシングの影響を受けて不規則に動くという特有の性質を有する。このため、大動脈のマスク画像データを生成するために単にMinIP処理を施すとボケが生じる。

10

【0088】

一方、X線撮影装置1によれば、大動脈と同期して動くマーカを利用してX線造影画像データの動き補正を行うことができる。このため、複数のX線造影画像データにMinIP処理を行ってもボケの発生を抑制することができる。従って、複数の血管造影画像から造影剤によって十分かつ均一に造影されたシャープなマスク画像データを生成することができる。結果として、良好な画質のロードマップ画像データを生成して表示させることが可能となる。

20

【0089】

加えて、TAVIの場合には、X線造影撮影とX線透視撮影との間において寝台8又は被検体Oが移動する恐れがある。このため、マスク画像データとX線透視画像データ間において位置ずれが発生する可能性が高い。一方、ロードマップ画像データを良好な画質で生成するためには、撮影対象の位置を一定にすることが重要である。この結果、単にマスク画像データとX線透視画像データとを合成すると不明瞭なロードマップ画像データが生成される恐れがある。

【0090】

これに対して、X線撮影装置1によれば、大動脈と同期して動くマーカを利用してマスク画像データとX線透視画像データとの間における位置ずれを補正することができる。このため、一層良好な画質でロードマップ画像データを生成することができる。

30

【0091】

つまり、X線撮影装置1によれば、大動脈弁に代表されるように、従来困難とされてきた動きを有する撮影対象についてのロードマップ画像データを良好な画質で生成及び表示させることが可能となる。すなわち、被検体Oの動き、呼吸、心臓の動き、ペーシング、デバイスの動き、寝台8の移動等の様々な要因によって動く臓器又は器官を対象としてロードマップ画像データを良好な画質で生成及び表示させることができる。

【0092】

従って、上述の例では、大動脈弁の位置に人工弁を留置するTAVIを行うためにX線撮影装置1が用いられる例を示したが、僧坊弁の弁置換術においても同様にX線撮影装置1を用いたロードマップ画像データの生成及び表示が可能である。すなわち、拍動により動く対象を撮影する場合において、上述したようなマーカ基準の動き補正を伴うロードマップ画像データの生成を行うことができる。

40

【0093】

以上、特定の実施形態について記載したが、記載された実施形態は一例に過ぎず、発明の範囲を限定するものではない。ここに記載された新規な方法及び装置は、様々な他の様式で具現化することができる。また、ここに記載された方法及び装置の様式において、発明の要旨から逸脱しない範囲で、種々の省略、置換及び変更を行うことができる。添付された請求の範囲及びその均等物は、発明の範囲及び要旨に包含されているものとして、そのような種々の様式及び変形例を含んでいる。

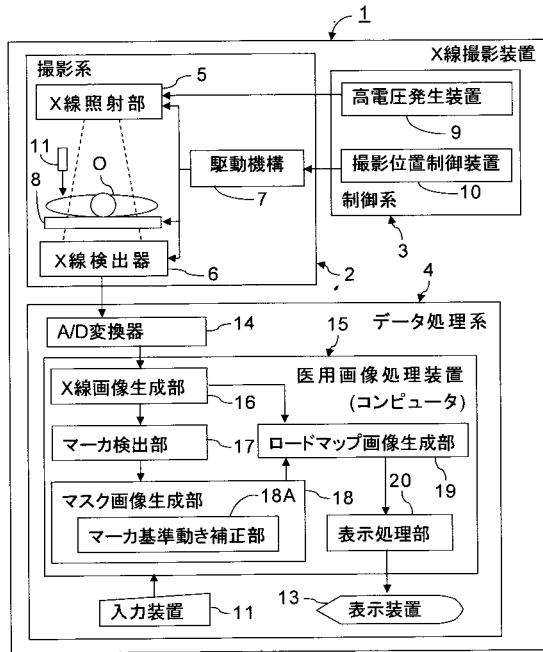
50

## 【符号の説明】

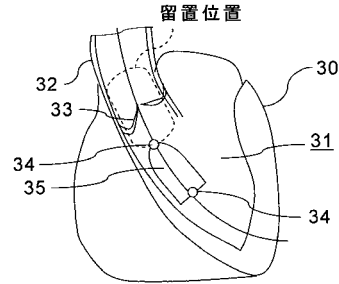
## 【0094】

|     |                        |    |
|-----|------------------------|----|
| 1   | X線撮影装置                 |    |
| 2   | 撮影系                    |    |
| 3   | 制御系                    |    |
| 4   | データ処理系                 |    |
| 5   | X線照射部                  |    |
| 6   | X線検出器                  |    |
| 7   | 駆動機構                   |    |
| 8   | 寝台                     | 10 |
| 9   | 高電圧発生装置                |    |
| 10  | 撮影位置制御装置               |    |
| 11  | 造影剤注入装置                |    |
| 12  | 入力装置                   |    |
| 13  | 表示装置                   |    |
| 14  | A/D変換器                 |    |
| 15  | 医用画像処理装置（コンピュータ）       |    |
| 16  | X線画像生成部                |    |
| 17  | マーカ検出部                 |    |
| 18  | マスク画像生成部               | 20 |
| 18A | マーカ基準動き補正部             |    |
| 19  | ロードマップ画像生成部            |    |
| 20  | 表示処理部                  |    |
| 30  | 心臓                     |    |
| 31  | 左室(LV: left ventricle) |    |
| 32  | 大動脈                    |    |
| 33  | 大動脈弁                   |    |
| 34  | マーカ                    |    |
| 35  | 人工弁                    |    |
| O   | 被検体                    | 30 |

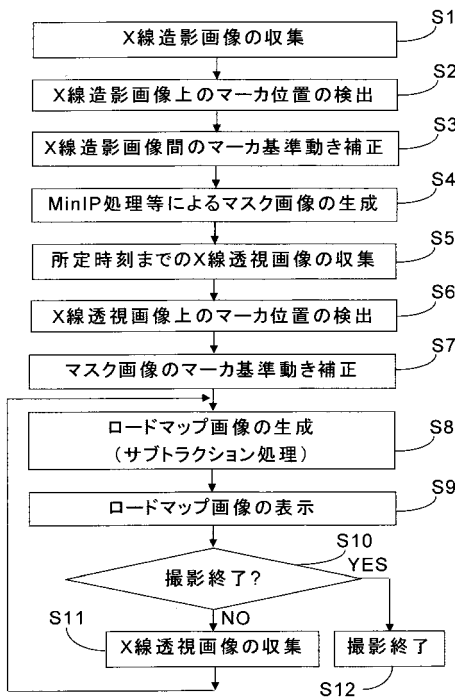
【図 1】



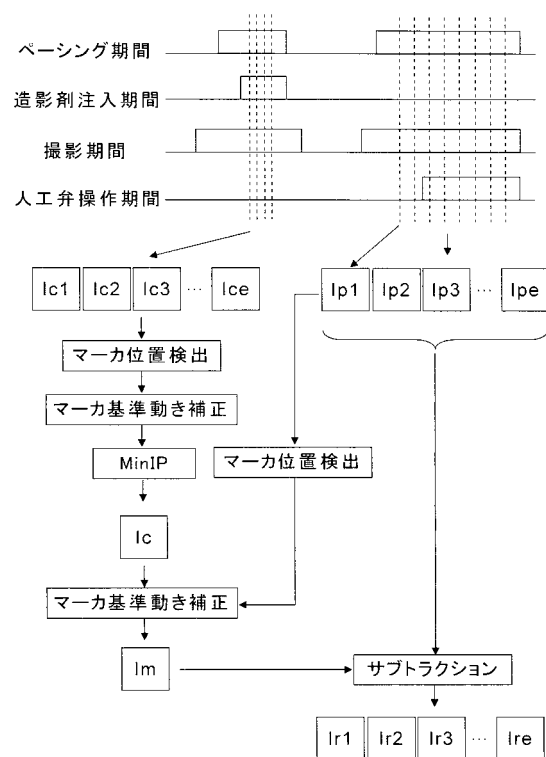
【図 2】



【図 3】



【図 4】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 坂口 卓弥  
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内
- (72)発明者 南部 恭二郎  
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内
- (72)発明者 阿部 真吾  
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内
- (72)発明者 白石 邦夫  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C093 AA01 AA13 AA24 AA26 DA02 EC16 EC28 FC25 FF08 FF09  
FF12 FF13 FF16 FF34 FF37 FF42