

(11) 特許出願公開番号

特開2017-51418

(P2017-51418A)

(43) 公開日 平成29年3月16日(2017.3.16)

(51) Int. Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 6/03 (2006.01)

A61B 6/03 350V

4C093

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A61B 6/12

A 6 1 B 6/03 3 7 7

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2015-177635 (P2015-177635)

(22) 出願日 平成27年9月9日(2015.9.9)

(71) 出願人 000001993

株式会社島津製作所

京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地

(74) 代理人 100093056

弁理士 杉谷 勉

(74) 代理人 100142930

弁理士 戸高 弘幸

(74) 代理人 100175020

弁理士 杉谷 知彦

(74) 代理人 100180596

弁理士 栗原 要

(72) 発明者 ミシェル ダルジ

1600 Montgolfier, suite 201, Laval, QC, Canada H7T0A2

[最終頁に続く](#)

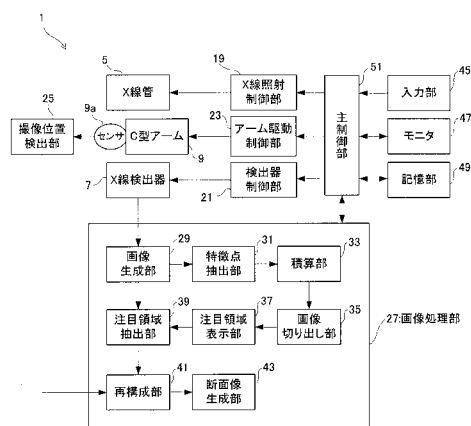
(54) 【発明の名称】 放射線撮影装置

(57) 【要約】

【課題】インターベンション治療などの術式を行う際に、関心対象の三次元画像データを迅速に取得できる放射線撮影装置を提供する

【解決手段】注目領域抽出部 3 9 は一連の二次元画像の各々から所定の領域を注目領域として抽出する。再構成部 4 1 は注目領域に相当する部分の画像の各々に基づいて、ステントを含む領域の三次元画像を再構成する。すなわち再構成部 4 1 は一連の二次元画像 P の各々について、全体の一部に相当する注目領域の画像を用いて再構成するので、ステントを含む領域の三次元画像を再構成するために必要とする時間を短縮できる。その結果、再構成を必要とする領域について、三次元画像データを迅速に取得できるので、診断に要する時間を大幅に短縮して術者および被検体が受ける負担を軽減できる。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に放射線を照射する放射線源と、
前記被検体を透過した前記放射線を検出する放射線検出手段と、
前記放射線源および前記放射線検出手段からなる撮像系を前記被検体に対する所定の軌道に沿ってそれぞれ移動させる撮像系移動手段と、
前記撮像系が前記被検体に対する所定の軌道に沿ってそれぞれ移動する間に、前記放射線源に放射線照射を繰り返させる制御を行う放射線照射制御手段と、
前記放射線源が放射線照射を行うたびに前記放射線検出手段が出力する放射線検出信号に基づいて、前記被検体の体内に挿入されるデバイスを含む領域の二次元画像を生成する画像生成手段と、
前記画像生成手段が生成した前記二次元画像の各々から、前記デバイスの一部を含む所定の領域を注目領域として抽出する注目領域抽出手段と、
前記画像生成手段が生成した一連の前記二次元画像の各々から前記注目領域抽出手段が抽出した前記注目領域に相当する画像の各々に基づいて、前記注目領域の三次元画像を再構成する再構成手段とを備える放射線撮影装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の放射線撮影装置において、
前記二次元画像から前記デバイスの部分を切り出して切り出し画像を生成する画像切り出し手段と、
前記三次元画像に基づいて、前記デバイスの長軸方向に直交する断面の放射線画像を短軸断面像として生成する短軸断面像生成手段と、
前記切り出し画像および前記短軸断面像を並列させて表示する画像表示手段とを備える放射線撮影装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の放射線撮影装置において、
前記二次元画像から特徴点を抽出する特徴点抽出手段と、
前記特徴点抽出手段が抽出する前記特徴点を基準として複数枚の前記二次元画像を重ね合わせて積算画像を生成する積算手段とを備え、
前記画像切り出し手段は前記積算画像から前記デバイスの部分を切り出して前記切り出し画像を生成する放射線撮影装置。

30

【請求項 4】

請求項 2 または請求項 3 に記載の放射線撮影装置において、
前記画像表示手段に表示される前記切り出し画像に対して前記注目領域の範囲を表示する注目領域表示手段を備える放射線撮影装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の放射線撮影装置において、
前記切り出し画像に表示される前記注目領域の位置および大きさを任意に設定する注目領域設定手段を備え、
前記注目領域抽出手段は前記注目領域設定手段によって設定された前記注目領域に基づいて、前記二次元画像の各々から前記注目領域に相当する画像を抽出する放射線撮影装置。

40

【請求項 6】

請求項 2 ないし請求項 5 のいずれかに記載の放射線撮影装置において、
前記三次元画像に基づいて生成される複数の前記短軸断面像の各々の大きさを、前記短軸断面像に対する視点に近い程大きくなるようにそれぞれ補正し、補正された前記短軸断面像の各々を重ね合わせることによって、前記注目領域の仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段を備える放射線撮影装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の放射線撮影装置において、

50

前記画像表示手段は前記切り出し画像および前記仮想内視鏡画像を並列させて表示する放射線撮影装置。

【請求項 8】

請求項 2 ないし請求項 7 のいずれかに記載の放射線撮影装置において、
前記短軸断面像に映る前記デバイスの輪郭を表示する輪郭表示手段を備える放射線撮影装置。

【請求項 9】

請求項 1 ないし請求項 8 のいずれかに記載の放射線撮影装置において、
前記二次元画像から基準点を抽出する基準点抽出手段と、
前記基準点に基づいて、一連の前記二次元画像の各々を、前記二次元画像に映る前記デバイスの位置がそれぞれ同じとなるように補正する画像補正手段とを備え、
前記注目領域抽出手段は前記画像補正手段が補正した一連の前記二次元画像から前記注目領域に相当する部分の画像を抽出する放射線撮影装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の体内に挿入されたデバイスを含む領域の画像を撮影する、インターベンション治療などに有効な放射線撮影装置に係り、特に、デバイスの三次元画像を生成・表示する技術に関する

【背景技術】

20

【0002】

医療現場では、アテロームや石灰化した血管壁などによって血管が狭窄した患者に対して、インターベンション治療（IVR：Interventional Radiography）が行われる。インターベンション治療では、内部にガイドワイヤを備えたカテーテルを被検体の血管内に挿入し、狭窄した血管の患部に対して処置を行う。

【0003】

カテーテルによる血管内処置としては、ローラブレ－ダを用いた血管壁の切削の他に、ステントを用いたステント留置が挙げられる。ステントはステンレス鋼などの金属線材によって構成される格子状の筒状体であり、内部にはバルーンが設けられている。IVRにおいては、血管の細くなった部分にステントを配置する。そして配置されたステントをバルーンにより膨らませてステントを開大させる。開大したステントを血管内に留置することによって血管の狭窄部分を拡げ、血流を正常に保つことができる。

30

【0004】

ステントを用いてIVRの術式を行う場合、ステントの位置を確認するために、放射線撮影装置を用いて放射線画像の撮影を行う。すなわち術者は被検体に低線量の放射線を照射し、カテーテルやステントが映し出される放射線画像を連続で取得する。術者は連続表示されるリアルタイムの放射線画像を参照して、カテーテルやステントの血管内における位置を随時確認し、ステントを狭窄部の適切な位置に留め置くことができる。

【0005】

近年ではより治療効果を向上させるために、IVRの処置中にステントを含む領域を映す三次元画像を取得する必要性が高まっている。ステントの三次元画像を取得できる従来の放射線撮影装置の一例として、特許文献 1 に示すような構成が挙げられる。従来例に係る放射線撮影装置 101 は図 17（a）に示すように、水平姿勢をとる被検体 M を載置させる天板 103 と、放射線源 105 と、放射線検出器 107 とを備えている。放射線検出器 107 の一例としては、フラットパネル型検出器（FPD）などが用いられる。

40

【0006】

放射線源 105 と放射線検出器 107 は、天板 103 を挟んで対向配置されており、C 形アーム 109 の一端と他端にそれぞれ設けられている。C 形アーム 109 は、符号 RA で示される C 型アーム 109 の円弧経路に沿ってスライド移動するように構成される。さらに C 型アーム 109 は、x 方向（天板 103 の長手方向、および被検体 M の体軸方向）

50

に平行な水平軸 R B の軸周りに回転可能となるように構成される。

【 0 0 0 7 】

放射線検出器 1 0 7 の後段には画像生成部 1 1 1 が設けられている。画像生成部 1 1 1 は、放射線検出器 1 0 7 から出力される放射線検出信号に基づいて、関心対象を含む領域の放射線画像（二次元画像）を生成する。再構成部 1 1 3 は画像生成部 1 1 1 が生成する複数枚の放射線画像を再構成して関心対象を含む領域の三次元画像を生成する。

【 0 0 0 8 】

放射線撮影装置 1 0 1 を用いて三次元画像を生成する場合、水平軸 R B の軸周りに C 型アーム 1 0 9 を略半回転させる。放射線源 1 0 5 および放射線検出器 1 0 7 は、互いに天板 1 0 3 を挟んで対向する位置関係を維持しつつ、被検体 M の関心部位 M o を中心として x 方向の軸周りに回転する円弧軌道 R C に沿って略半回転する。すなわち放射線源 1 0 5 は図 1 7 (b) に示すように、符号 1 0 5 a で示す撮影位置から符号 1 0 5 b で示す撮影位置を経由し、符号 1 0 5 c で示す撮影位置へと回動する。

【 0 0 0 9 】

そして放射線源 1 0 5 は撮影位置 1 0 5 a ~ 1 0 5 c の各々において、被検体 M に対して放射線を照射する。画像生成部 1 1 1 は、放射線検出器 1 0 7 が出力する放射線検出信号に基づいて、血管 1 1 5 の伸長した方向（血管 1 1 5 の長軸方向）の断面を映す放射線画像を取得する。撮影位置 1 0 5 a ~ 1 0 5 c において取得される放射線画像を、それぞれ二次元画像 P a ~ P c とする。二次元画像 P a ~ P c は図 1 7 (c) に示すように、関心対象であるステント 1 1 9 や血管 1 1 5 に対して、被検体 M の体軸方向の軸周りについて様々な方向から撮影した放射線画像である。

【 0 0 1 0 】

再構成部 1 1 3 は、一連の二次元画像 P a ~ P c を再構成して図 1 7 (d) に示すような三次元画像 T を生成する。三次元画像 T は支管 1 1 7 を有する血管 1 1 5 と、ステント 1 1 9 との三次元画像データを映し出す。そして三次元画像 T に基づいて、ステント 1 1 9 の長軸方向の断面（長軸断面）を映す放射線画像と、長軸断面と垂直な断面（短軸断面）を映す放射線画像とを生成し、これらの画像を並列した状態で表示する。

【 0 0 1 1 】

長軸断面の放射線画像（長軸断面像）は y 方向に垂直な断面像であり、短軸断面の放射線画像（短軸断面像）は x 方向に垂直な断面像である。従って、術者は互いに直交する平面像の関係にある長軸断面像と短軸断面像とを参照することによって、I V R の処置を行う際に、三次元の各方向についてステント 1 1 9 の精密な情報を確認できる。

【 0 0 1 2 】

また近年では、血管や消化管などの管状体の内部を診断する場合、放射線画像を用いて得られた三次元画像情報に基づいて、仮想内視鏡画像を生成する放射線撮影装置について報告されている（例えば、特許文献 2）。仮想内視鏡画像による診断を行う場合、通常の内視鏡診断と異なり、画像に対する視点の位置を任意に設定できる。従って、設定された視点位置に基づいて内視鏡的観察を行い、より適切な診断を行うことができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 2 8 7 5 2 4 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 3 - 2 7 6 9 7 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 4 】

しかしながら、このような構成を有する従来例の場合には、次のような問題がある。

すなわち、従来の装置では、二次元画像から三次元画像を再構成するために行う計算は複雑であるので、画像再構成の計算を完了して三次元画像を取得するために長い時間を必要とする。そのため、I V R の最中に三次元画像を取得する場合、術者は再構成の計算が

10

20

30

40

50

完了して実際に三次元画像を取得するまでの長い時間を、ただ待たされることとなる。従って、I V Rの処置中に無駄な時間を費やすので、I V Rの所要時間が長くなる。その結果、術者や被検体の受ける負担が大きくなるとともに、I V Rの効率が低下するという問題が懸念される。

【 0 0 1 5 】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、I V Rなどを行う際に、関心対象の三次元画像データを迅速に取得できる放射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 6 】

本発明は、このような目的を達成するために、次のような構成をとる。

すなわち、本発明に係る放射線撮影装置は、被検体に放射線を照射する放射線源と、前記被検体を透過した前記放射線を検出する放射線検出手段と、前記放射線源および前記放射線検出手段からなる撮像系を前記被検体に対する所定の軌道に沿ってそれぞれ移動させる撮像系移動手段と、前記撮像系が前記被検体に対する所定の軌道に沿ってそれぞれ移動する間に、前記放射線源に放射線照射を繰り返させる制御を行う放射線照射制御手段と、前記放射線源が放射線照射を行うたびに前記放射線検出手段が出力する放射線検出信号に基づいて、前記被検体の体内に挿入されるデバイスを含む領域の二次元画像を生成する画像生成手段と、前記画像生成手段が生成した前記二次元画像の各々から、前記デバイスの一部を含む所定の領域を注目領域として抽出する注目領域抽出手段と、前記画像生成手段が生成した一連の前記二次元画像の各々から前記注目領域抽出手段が抽出した前記注目領域に相当する画像の各々に基づいて、前記注目領域の三次元画像を再構成する再構成手段とを備えるものである。

【 0 0 1 7 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、注目領域抽出手段は一連の二次元画像の各々からデバイスの一部を含む所定の領域を注目領域として抽出する。再構成手段は注目領域に相当する部分の画像の各々に基づいて、注目領域の三次元画像を再構成する。三次元画像の再構成に用いられる注目領域は、二次元画像全体の一部に相当する。すなわち再構成手段は三次元画像を生成する際に、一連の二次元画像について各々の画像全体を再構成させる計算を行う必要がない。その結果、再構成を必要とする領域について三次元画像データを迅速に取得できるので、診断に要する時間を大幅に短縮して術者および被検体が受ける負担を軽減できる。

【 0 0 1 8 】

また、上述した発明において、前記二次元画像から前記デバイスの部分を切り出して切り出し画像を生成する画像切り出し手段と、前記三次元画像に基づいて、前記デバイスの長軸方向に直交する断面の放射線画像を短軸断面像として生成する短軸断面像生成手段と、前記切り出し画像および前記短軸断面像を並列させて表示する画像表示手段とを備えることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、三次元画像に基づいてデバイスの長軸方向に直交する断面の放射線画像を短軸断面像として生成する短軸断面像生成手段を備える。画像切り出し手段は二次元画像から前記デバイスの部分を切り出して切り出し画像を生成する。画像表示手段は切り出し画像および短軸断面像を並列させて表示する。

【 0 0 2 0 】

二次元画像の各々は、被検体に対する所定の軌道に沿って撮像系が移動する間に放射線が照射されることによって生成される。すなわち、二次元画像の各々と短軸断面像とは、視点の方向がそれぞれ異なる。視点の方向がそれぞれ異なる2つの画像を並列して表示するので、術者は並列表示される2つの画像を参照することによって、三次元の各方向について、デバイスの位置や状態の情報を容易に取得できる。その結果、三次元画像データを必要とする処置を迅速かつより精密に行うことが可能となる。

【 0 0 2 1 】

また切り出し画像は二次元画像からデバイスの部分を切り出して生成される。すなわち切り出し画像に映るデバイスの像は二次元画像に映るデバイスの像と比べて視認性が高い。従って、術者は切り出し画像を参照することによって、デバイスの位置などについてより精密な情報を確認できる。

【 0 0 2 2 】

また、上述した発明において、前記二次元画像から特徴点を抽出する特徴点抽出手段と、前記特徴点抽出手段が抽出する前記特徴点を基準として複数枚の前記二次元画像を重ね合わせて積算画像を生成する積算手段とを備え、前記画像切り出し手段は前記積算画像から前記デバイスの部分を切り出して前記切り出し画像を生成することが好ましい。

10

【 0 0 2 3 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、積算手段は特徴点を基準として複数枚の二次元画像を重ね合わせて積算画像を生成する。複数枚の二次元画像を重ね合わせるにより、積算画像に映るデバイスの像は視認性がより高くなる。画像切り出し手段は積算画像からデバイスの部分を切り出して切り出し画像を生成し、画像表示手段は積算画像から切り出した切り出し画像と、短軸断面像とを並列表示する。そのため術者はデバイスの視認性が高い切り出し画像と短軸断面像とを参照することにより、より精密なデバイスの情報を取得できる。

【 0 0 2 4 】

また、上述した発明において、前記画像表示手段に表示される前記切り出し画像に対して前記注目領域の範囲を表示する注目領域表示手段を備えることが好ましい。

20

【 0 0 2 5 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、画像表示手段に表示される切り出し画像に対して注目領域の範囲を表示する注目領域表示手段を備える。この場合、術者は切り出し画像に表示される注目領域の位置を参照することにより、切り出し画像において短軸断面像の生成に用いた画像の部分を容易に確認できる。その結果、デバイスの位置について、より精密な三次元情報を取得できる。

【 0 0 2 6 】

また、上述した発明において、前記切り出し画像に表示される前記注目領域の位置および大きさを任意に設定する注目領域設定手段を備え、前記注目領域抽出手段は前記注目領域設定手段によって設定された前記注目領域に基づいて、前記二次元画像の各々から前記注目領域に相当する画像を抽出することが好ましい。

30

【 0 0 2 7 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、注目領域設定手段は切り出し画像に表示される注目領域の位置および大きさを任意に設定する。注目領域抽出手段は注目領域設定手段によって設定された注目領域に基づいて、二次元画像の各々から注目領域に相当する画像を抽出する。この場合、注目領域の位置および大きさを必要に応じて任意に変更できる。そのため、術者は切り出し画像を参照し、短軸断面像を確認したい領域を注目領域として任意に設定できる。その結果、デバイスの位置や状態に関するより詳細な三次元情報を取得できる。

40

【 0 0 2 8 】

また、上述した発明において、前記三次元画像に基づいて生成される複数の前記短軸断面像の各々の大きさを、前記短軸断面像に対する視点に近い程大きくなるようにそれぞれ補正し、補正された前記短軸断面像の各々を重ね合わせるによって、前記注目領域の仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段を備えることが好ましい。

【 0 0 2 9 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、注目領域の仮想内視鏡画像を生成する仮想内視鏡画像生成手段を備える。仮想内視鏡画像は、三次元画像に基づいて生成される複数の短軸断面像の各々の大きさを、短軸断面像に対する視点に近い程大きくなるようにそれぞれ補正し、補正された短軸断面像の各々を重ね合わせるによって生成さ

50

れる。

【 0 0 3 0 】

この場合、仮想内視鏡画像において、視点から近い位置にある像は大きく、遠い位置にある像は小さく映る。そのため、仮想内視鏡画像を参照することによって、内視鏡画像と同等の情報を得ることができる。従って、被検体に内視鏡を挿入することなく注目領域について仮想内視鏡画像を生成し、デバイスについて内視鏡的観察を行うことができる。

【 0 0 3 1 】

また、仮想内視鏡画像は三次元画像に基づいて生成される。すなわち仮想内視鏡画像は、一連の二次元画像全体ではなく、全体のうち注目領域に相当する一部の画像の各々に基づいて生成される。そのため仮想内視鏡画像を生成するために必要とする時間を短縮できる。従って、仮想内視鏡画像を必要とする処置をより迅速かつ効率的に行うことが可能となる。

10

【 0 0 3 2 】

また、上述した発明において、前記画像表示手段は前記切り出し画像および前記仮想内視鏡画像を並列させて表示することが好ましい。

【 0 0 3 3 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、画像表示手段は切り出し画像および仮想内視鏡画像を並列させて表示する。仮想内視鏡画像は短軸断面像を重ね合わせて生成されるので、切り出し画像と仮想内視鏡画像とは視点の方向がそれぞれ異なる。視点の方向がそれぞれ異なる2つの画像を並列して表示するので、術者は並列表示される2つの画像を参照することによって、デバイスの位置や状態について、三次元情報を容易に取得できる。その結果、三次元画像データを必要とする処置を迅速かつより精密に行うことが可能となる。

20

【 0 0 3 4 】

また、上述した発明において、前記短軸断面像に映る前記デバイスの輪郭を検出し、検出された輪郭を前記短軸断面像に表示する輪郭表示手段を備えることが好ましい。

【 0 0 3 5 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、輪郭表示手段は、短軸断面像に映るデバイスの輪郭検出し、検出された輪郭を短軸断面像に表示する。そのため短軸断面像または仮想内視鏡画像において、デバイスの視認性がより高くなる。従って、デバイスの三次元情報をより容易に確認できる。

30

【 0 0 3 6 】

また、上述した発明において、前記二次元画像から基準点を抽出する基準点抽出手段と、前記基準点に基づいて、一連の前記二次元画像の各々を、前記二次元画像に映る前記デバイスの位置がそれぞれ同じとなるように補正する画像補正手段とを備え、前記注目領域抽出手段は前記画像補正手段が補正した一連の前記二次元画像から前記注目領域に相当する部分の画像を抽出することが好ましい。

【 0 0 3 7 】

〔作用・効果〕本発明に係る放射線撮影装置によれば、画像補正手段は基準点に基づいて、一連の二次元画像の各々を、二次元画像に映るデバイスの位置がそれぞれ同じとなるように補正する。この場合、二次元画像の各々に映るデバイスの位置が異なる場合であっても、画像補正手段によって、各々の二次元画像に映るデバイスの位置はそれぞれ同じとなる。画像補正手段は基準点に基づいて二次元画像の補正を行うので、二次元画像におけるデバイスの位置合わせは正確に行われる。

40

【 0 0 3 8 】

そのため、補正後の二次元画像を再構成して生成される三次元画像において、コントラストの高いデバイスの像が得られる。従って、I V Rの処置中など、デバイスが心拍などにより随時高速で移動する場合であっても、デバイスを含む領域を映し出す高品質の三次元画像をリアルタイムで取得できる。術者は高品質のデバイスを映す三次元画像を用いて、より精度の高いI V Rを実行できる。

50

【発明の効果】

【0039】

本発明に係る放射線撮影装置によれば、注目領域抽出手段は一連の二次元画像の各々からデバイスの一部を含む所定の領域を注目領域として抽出する。再構成手段は注目領域に相当する部分の画像の各々に基づいて、注目領域の三次元画像を再構成する。三次元画像の再構成に用いられる注目領域は、二次元画像全体の一部に相当する。すなわち再構成手段は三次元画像を生成する際に、一連の二次元画像について各々の画像全体を再構成させる計算を行う必要がない。その結果、再構成を必要とする領域について三次元画像データを迅速に取得できるので、診断に要する時間を大幅に短縮して術者および被検体が受ける負担を軽減できる。

10

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】実施例1に係る放射線撮影装置の概略構成を説明する正面図である。

【図2】実施例1に係る放射線撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。

【図3】実施例1に係るカテーテルシステムの構成を説明する概略図である。(a)はステントが非開大状態である場合におけるカテーテルシステムの図であり、(b)はステントが開大状態である場合におけるカテーテルシステムの図である。

【図4】(a)は実施例1における動作の工程を説明するフローチャートであり、(b)は実施例2における動作の工程を説明するフローチャートである。

【図5】実施例1に係るカテーテルシステムの血管内における位置関係を説明する概略図である。

20

【図6】実施例1に係るステップS2の工程を説明する図である。(a)は1スキャンにおける各撮影位置を説明する図であり、(b)は各撮影位置において生成される二次元画像を示す図である。

【図7】実施例1に係るステップS3の工程を説明する図である。上図は二次元画像を重ね合わせて積算画像を生成する工程を示しており、下図は積算画像から切り出した画像を回転・拡大して切り出し画像を生成する工程を示している。

【図8】実施例1に係るステップS4の工程を説明する図である。(a)は注目領域が重畳表示された切り出し画像を示す図であり、(b)は注目領域が平行移動した状態を示す図であり、(c)は注目領域の範囲を拡大した状態を示す図である。

30

【図9】実施例1に係るステップS5の工程を説明する図である。上段は注目領域が表示された各二次元画像を示す図であり、下段左は二次元画像の注目領域を再構成して生成される三次元画像を示す図であり、下段右は三次元画像に基づいて生成される短軸断面像を示す図である。

【図10】実施例1に係るステップS5の工程を説明する図である。(a)は切り出し画像と短軸断面像を並列して表示する結合画像を示す図であり、(b)は注目領域を平行移動させた状態における結合画像を示す図であり、(c)はステントを開大させた状態における結合画像を示す図である。

【図11】実施例2に係る放射線撮影装置の構成を説明する機能ブロック図である。

【図12】実施例2に係る放射線撮影装置の動作を説明する図である。(a)左は切り出し画像に表示される注目領域を示す図であり、右は注目領域を拡大して注目領域を構成する小領域を説明する図である。(b)は小領域の各々において生成される短軸断面像を示す図であり、(c)はステントの輪郭が表示された短軸断面像を示す図である。

40

【図13】実施例1に係るステップS6の工程を説明する図である。上段は画像処理前における短軸断面像の各々を示す図であり、中段は画像処理後における短軸断面像の各々を示す図であり、下段は画像処理後の短軸断面像を重ね合わせて生成された仮想内視鏡画像を示す図である。

【図14】実施例2に係る結合画像を説明する図である。

【図15】変形例に係る放射線撮影装置において、ステントの輪郭が表示された短軸断面像を示す図である。(a)は均一に開大した場合のステントの輪郭を示す図であり、(b)

50

）は不均一に開大した場合のステントの輪郭を示す図である。

【図 1 6】変形例に係る放射線撮影装置において、画像処理部の構成を説明する機能ブロック図である。

【図 1 7】従来例に係る放射線撮影装置の構成を説明する図である。（a）従来例に係る放射線撮影装置の構成を説明する正面図であり、（b）は 1 スキャンにおける各撮影位置を説明する図であり、（c）は各撮影位置において生成される二次元画像を示す図であり、（d）二次元画像の各々の全体を再構成して生成される、従来例に係る三次元画像の図である。

【発明を実施するための形態】

【実施例 1】

10

【0041】

以下、図面を参照して本発明の実施例 1 を説明する。なお、放射線の一例として X 線を用いて説明する。図 1 は、実施例 1 に係る放射線撮影装置の構成を説明する概略図である。

【0042】

< 全体構成の説明 >

実施例 1 に係る放射線撮影装置 1 は、水平姿勢をとる被検体 M を載置させる天板 3 と、被検体 M に対して X 線を照射する X 線管 5 と、X 線管 5 から照射された X 線を検出して電気信号に変換する X 線検出器 7 とを備えている。X 線管 5 と X 線検出器 7 は、天板 3 を挟んで対向配置されている。X 線管 5 と X 線検出器 7 とは撮像系を構成している。

20

【0043】

X 線検出器 7 は X 線を検出する検出面を備えており、検出面には X 線検出素子である画素が、一例として縦 4,096 ライン × 横 4,096 ライン程度の二次元マトリクス状に配列されている。実施例 1 では、X 線検出器 7 としてフラットパネル型検出器（FPD）を用いることとする。X 線管 5 は本発明における放射線源に相当し、X 線検出器 7 は本発明における放射線検出手段に相当する。

【0044】

X 線管 5 と X 線検出器 7 は、C 形アーム 9 の一端と他端にそれぞれ設けられている。C 形アーム 9 はアーム保持部材 11 に保持されており、符号 RA で示される C 型アーム 9 の円弧経路に沿ってスライド移動するように構成される。アーム保持部材 11 は支柱 13 の側面部に配設されており、x 方向（天板 3 の長手方向、および被検体 M の体軸方向）に平行な水平軸 RB の軸周りに回転可能となるように構成される。アーム保持部材 11 に保持されている C 形アーム 9 は、アーム保持部材 11 に従って x 方向の軸周りに回転移動する。

30

【0045】

支柱 13 は床面に配設された支持基台 15 に支持されており、y 方向（天板 3 の短手方向）に水平移動が可能となるように構成される。支柱 13 に支持されているアーム支持部材 11 および C 形アーム 9 は、支柱 13 の水平移動に従って y 方向へ移動する。コリメータ 17 は X 線管 5 に設けられており、X 線管 5 から照射される X 線を、例えばファン角 θ の扇状に制限する。

40

【0046】

ここで放射線撮影装置 1 の構成をさらに詳細に説明する。放射線撮影装置 1 は図 2 に示すように、X 線照射制御部 19 と、検出器制御部 21 と、アーム駆動制御部 23 と、撮像位置検出部 25 と、画像処理部 27 とを備えている。

【0047】

X 線照射制御部 19 は X 線管 5 に高電圧を出力するように構成されている。X 線照射制御部 19 が与えた高電圧出力に基づいて、X 線管 5 が照射する X 線量、および X 線を照射するタイミングが制御される。検出器制御部 21 は、X 線検出器 7 において変換された電荷信号、すなわち X 線検出信号を読み出す動作を制御する。

【0048】

50

アーム駆動制御部 23 は C 型アーム 9 のスライド移動を制御する。符号 RA で示す方向に C 型アーム 9 がスライド移動することにより、X 線管 5 および X 線検出器 7 は対向配置状態を維持したまま、各々の空間的位置が変化する。また、アーム駆動制御部 23 は、C 型アーム 9 のスライド移動に加えて、アーム支持部材 11 の回転移動を統括制御する。X 線管 5 および X 線検出器 7 は C 型アーム 9 に設けられているので、アーム支持部材 11 の回転移動に従って、対向配置状態を維持したまま各々の空間的位置が変化する。アーム駆動制御部 23 は本発明における撮像系移動手段に相当する。

【0049】

C 型アーム 9 のスライド移動量や、アーム支持部材 11 の回転移動量は、C 型アーム 9 およびアーム支持部材 11 に取り付けられた複数のセンサ 9a によってそれぞれ検出される。センサ 9a の各検出信号は撮像位置検出部 25 に送信される。撮像位置検出部 25 は各検出信号に基づいて、X 線管 5 と FPD 7 からなる撮像系の位置情報を検出する。また撮像位置検出部 25 は各検出信号に基づいて、X 線管 5 から照射される X 線の中心軸の方向（X 線照射軸方向）を検出する。

【0050】

画像処理部 27 は、画像生成部 29 と、特徴点抽出部 31 と、積算部 33 と、画像切り出し部 35 と、注目領域表示部 37 と、注目領域抽出部 39 と、再構成部 41 と、断面像生成部 43 とを備えている。画像生成部 29 は X 線検出器 7 の後段に設けられており、X 線検出器 7 から出力される X 線検出信号に基づいて、被検体 M の関心対象を含む領域を映す X 線画像（二次元画像）を生成する。画像生成部 29 は本発明における画像生成手段に

【0051】

特徴点抽出部 31 は画像生成部 29 の後段に設けられ、画像生成部 29 が生成する二次元画像の各々から特徴点を抽出する。積算部 33 は特徴点抽出部 31 によって抽出された特徴点を基準として複数枚分の二次元画像を積算して重ね合わせ、積算画像を生成する。画像切り出し部 35 は、積算画像に表示される関心対象および関心対象の近傍の画像を切り出して適宜回転・拡大し、切り出し画像を生成する。特徴点抽出部 31 は本発明における特徴点抽出手段および基準点抽出手段に相当する。積算部 33 は本発明における積算手段に相当する。画像切り出し部 35 は本発明における画像切り出し手段に相当する。

【0052】

注目領域表示部 37 は、後述する入力部 45 などによって設定される所定の領域（注目領域）を示す情報や、注目領域に対する視点の位置および方向の各々を示す情報を切り出し画像に表示する。注目領域抽出部 39 は、1 スキャンについて生成された二次元画像の各々から、注目領域に相当する部位の画像をそれぞれ抽出する。なお 1 スキャンとは、C 型アーム 9 が水平軸 RB の軸周りについて、所定の角度を回転する間に行われる X 線照射を意味する。注目領域表示部 37 は本発明における注目領域表示手段に相当し、注目領域抽出部 39 は本発明における注目領域抽出手段に相当する。

【0053】

再構成部 41 は注目領域抽出部 39 が抽出した注目領域の画像の各々を再構成して、関心対象を含む領域を映す三次元画像を生成する。断面像生成部 43 は再構成部 41 が再構成する三次元画像に基づいて、三次元画像の任意の断面における X 線画像を生成する。断面像生成部 43 が生成する X 線画像の例としては、二次元画像に直交する断面の X 線画像、すなわち後述するステントの長軸方向に垂直な断面における X 線画像（短軸断面像）が挙げられる。再構成部 41 は本発明における再構成手段に相当する。断面像生成部 43 は本発明における短軸断面像生成部に相当する。

【0054】

放射線撮影装置 1 はさらに、入力部 45 と、モニタ 47 と、記憶部 49 と、主制御部 51 とを備えている。入力部 45 は術者の指示を入力するものであり、その一例としてマウス入力式またはキーボード入力式のパネルや、タッチ入力式のパネルなどが挙げられる。入力部 45 は二次元画像のうち、三次元画像の再構成を実行する領域を注目領域として設

10

20

30

40

50

定する構成を有している。モニタ４７は、記憶部３９は二次元画像、三次元画像、および短軸断面像などを例とする各種画像を表示する。また、モニタ４７は複数種類の画像を並列させた状態で表示する構成も有している。

【００５５】

記憶部４９は、画像生成部２９や再構成部４１などが生成する各種画像、撮像系の各々の位置、およびＸ線管５のＸ線照射軸方向などに関する各種情報を記憶する。主制御部５１は、Ｘ線照射制御部１９、検出器制御部２１、アーム駆動制御部２３、画像処理部２７、モニタ４７、および記憶部４９の各々を統括制御する。入力部４５は本発明における注目領域設定手段に相当し、モニタ４７は本発明における画像表示手段に相当する。

【００５６】

図３はインターベンション治療に使用するカテーテルシステム５３の構成を示す概略図である。カテーテルシステム５３は、カテーテル５５と、ガイドワイヤ５７と、ステント５９とを備えている。ガイドワイヤ５７は管状のカテーテル５５の内部に挿通されている。ステント５９はカテーテル５５の内部に設けられており、ガイドワイヤ５７に沿って矢印で示す方向へ移動を可能とする構成を有している。ステント５９は、本発明におけるデバイスに相当する。

【００５７】

ステント５９はワイヤのような構造を有するストラット６１を用いて網目の筒状に形成したものであり、内部には図示しないバルーンが設けられている。ＩＶＲにおいては、図３（ａ）に示す非開大状態のステント５９を血管の狭窄部位に配置する。そして配置されたステント５９をバルーンにより膨らませ、図３（ｂ）に示す開大状態にする。開大状態のステント５９を血管内に留置することによって狭窄部を拡げて血流を正常に保つことができる。

【００５８】

ストラット６１はステンレス鋼などの金属線材によって構成される。ストラット６１は、ステント５９の長軸方向（Ｊ方向）に間隔を置いて複数配設される波形ストラット６１ａと、隣接する波形ストラット６１ａ同士を接続する接続ストラット６１ｂによって構成される。このような構成はストラット６１の構成パターンの一例であり、適宜変更してもよい。なお、長軸方向に直交する方向を短軸方向とする。短軸方向の例としては、図３に示すステント５９の奥行き方向に相当するＧ方向や、ステント５９の高さ方向に相当するＨ方向が挙げられる。

【００５９】

ステント５９は複数のマーカ６３を備えている。実施例１においてマーカ６３の数は２つであるが、マーカ６３の数は適宜変更してもよい。２つのマーカ６３のうち、一方のマーカ６３ａはステント５９の長軸方向の先端側に設けられており、他方のマーカ６３ｂはステント５９の長軸方向の基端側に設けられている。マーカ６３の各々はＸ線不透過性の材料から構成されており、Ｘ線画像におけるステント５９の位置を明示する。マーカ６３を構成する材料の一例としては、金、プラチナ、タンタルなどが挙げられる。ステント５９は本発明におけるデバイスに相当する。マーカ６３は本発明における特徴点および基準点に相当する。

【００６０】

< 動作の説明 >

次に実施例１に係る放射線撮影装置１の動作について説明する。図４は実施例１に係る放射線撮影装置の動作を説明するフローチャートである。なお、ここでは放射線撮影装置を用いてＩＶＲを行う場合を例として説明する。また、ステント５９を関心対象として説明する。

【００６１】

ステップＳ１（カテーテルの挿入）

ＩＶＲを行うにあたり、まず図１に示すように被検体Ｍを天板３に載置させる。そして術者は被検体Ｍの太ももの付け根などに小さな穴を開け、カテーテルシステム５３を血管

10

20

30

40

50

内に挿入する。図 5 において、支管 67 を有する血管 65 に対してカテーテル 55 およびガイドワイヤ 57 とともに、ステント 59 を血管 65 に挿入した状態を示している。説明の便宜上、血管 65 は x 方向（天板 3 の長手方向、および被検体 M の体軸方向）に伸びており、支管 67 は血管 65 から下へ z 方向（鉛直方向）に伸びているものとする。また、挿入されたステント 59 の長軸方向（J 方向）は x 方向に一致しているものとする。

【0062】

ステップ S2（二次元画像の生成）

被検体 M の血管内にカテーテルシステム 45 を挿入した後、二次元画像の生成を行う。ステップ S2 において生成される二次元画像は、後述する三次元画像の生成に用いられる。術者は入力部 45 を操作し、x 方向に平行な水平軸 RB の軸周りにアーム保持部材 11 を略半回転させつつ、X 線透視を連続して行わせる。実際にアーム保持部材 11 を回転させる所定の角度とは、 180° にファン角 θ を加えた角度（約 200° ）であることが好ましい。X 線管 5 および X 線検出器 7 からなる撮像系は、互いに天板 3 を挟んで対向する位置関係を維持しつつ、アーム保持部材 11 に従って、被検体 M の体軸周り（x 方向の軸周り）に回転する円弧軌道に沿って移動する。

【0063】

ここで X 線管 5 の動作について図 6 を用いて具体的に説明する。図 6（a）は放射線撮影装置 1 を x 方向に、被検体 M の足側から見た場合の図である。説明の便宜上、図 6（a）では X 線検出器 7 など省略し、被検体 M と X 線管 5 との位置関係を図示する。

【0064】

X 線管 5 は関心部位 Mo を中心として x 方向の軸周りに略半回転する円弧軌道 RC に沿って移動する。すなわち符号 5a で示す撮影位置から符号 5b ~ 5d で示す撮影位置を順に経由し、符号 5e で示す撮影位置へと回動する。実施例 1 において X 線管 5 が 5a から 5e へ回動する角度 α は、 180° にファン角 θ を加算した角度である。実施例 1 では、X 線管 5 が符号 5a から符号 5e へ回動する間に行われる X 線の照射を 1 スキャンとする。

【0065】

そして X 線管 5 が撮影位置 5a から撮影位置 5e へ移動する間に、X 線管 5 は被検体 M に対して低線量の X 線を断続的に照射する。一般的に、1 スキャンにおいて X 線を照射する回数は数十回にわたる。説明の便宜上、実施例 1 において、X 線管 5 は符号 5a ~ 5e で示す 5 つの撮影位置において、それぞれ 1 回ずつ X 線を照射するものとする。1 スキャンにおいて X 線管 5 が X 線を照射する位置および回数は、条件に応じて適宜変更してよい。

【0066】

被検体 M を透過した X 線は X 線検出器 7 によって検出される。検出された X 線は電気信号である X 線検出信号に変換され、X 線検出信号は画像生成部 29 へと出力される。画像生成部 29 は出力された X 線検出信号に基づいて、ステント 59 や血管 65 などが映し出された二次元画像 P を断続的に生成する。なお、撮影位置 5a, ..., 5e の各々において X 線を照射することにより生成された二次元画像 P を、それぞれ二次元画像 Pa, ..., Pe と称する。従って実施例 1 では、1 スキャンの間に 5 枚の二次元画像 P が生成される。

【0067】

二次元画像 Pa ~ Pe は図 6（b）に示すように、関心対象であるステント 59 に対して、x 方向の軸周りについて様々な方向から撮影した X 線画像である。二次元画像 Pa および二次元画像 Pe は関心対象を略水平方向から撮影した画像であり、二次元画像 Pc は関心対象を鉛直方向から撮影した画像である。すなわち二次元画像 Pa ~ Pe の各々は、ステント 59 の長軸方向の各々に平行な断面を映す X 線画像（長軸断面像）である。

【0068】

二次元画像 P の各々を生成する際に、撮像位置検出部 25 は撮像系の位置と、X 線管 5 の X 線照射軸方向とを随時検出している。そして二次元画像 P の各々について検出された、撮像系の位置および X 線照射軸方向の情報はそれぞれ再構成部 41 に送信され、三次元

10

20

30

40

50

画像を再構成する際に用いられる。このように、x方向の軸周りに回転する円弧軌道における様々な位置から撮影された、一連の二次元画像P_a～P_eが生成される。画像生成部29において生成された二次元画像P_a～P_eの各々は特徴点抽出部31へ送信される。

【0069】

ステップS3（切り出し画像の生成）

特徴点抽出部31は、送信された二次元画像P_a～P_eの各々からマーカ63を特徴点として抽出する。マーカ63の各々はX線不透過性の材料から構成されているので、ステント59や血管65と比較して、二次元画像における視認性が高い。そのため特徴点抽出部31はマーカ63を正確に抽出できる。マーカ63を特徴点として抽出された二次元画像P_a～P_eの各々は、特徴点抽出部31から積算部33へ送信される。

10

【0070】

積算部33はマーカ63の各々が抽出された一連の二次元画像Pのうち、直近に生成された画像から所定の枚数の画像を選択する。積算部33は選択された二次元画像Pの各々を積算して重ね合わせて積算画像Qを生成する。積算画像Qの生成に用いられる二次元画像Pの枚数は一例として8枚であるが、重ね合わせる二次元画像Pの枚数は適宜変更してもよい。

【0071】

このとき、積算部33はマーカ63の各々を基準として二次元画像Pを重ね合わせ、積算画像Qを生成する（図7、右上）。マーカ63を基準とすることにより、二次元画像Pの各々に映るステント59の位置合わせが行われるので、積算画像Qにおいてステント59は視認性の高い像として映り込む。また積算部33は直近に生成された二次元画像Pを用いて積算するので、積算画像Qはステント59のリアルタイム像を映すX線画像である。生成された積算画像Qは、積算部33から画像切り出し部35へ送信される。

20

【0072】

画像切り出し部35は、積算画像Qからステント59とその近傍領域の画像を切り出し、切り出した画像を適宜回転させる（図7、左下）。具体的にはステント59について、マーカ63aが画像の上部中央に位置し、マーカ63bが画像の下部中央に位置するように、切り出した画像を回転することが好ましい。さらに画像切り出し部35は回転後の画像を適宜拡大することにより、切り出し画像Rを生成する（図7、右下）。生成された切り出し画像Rは注目領域表示部37送信されるとともに、モニタ47に表示される。

30

【0073】

ステップS4（注目領域の設定）

術者はモニタ47に表示される切り出し画像Rを参照し、ステント59の一部を含む所定の領域を注目領域として設定する。注目領域とは、切り出し画像Rに映る長軸断面像（J方向に沿った断面における像）のうち、三次元画像を再構成する所定の領域を意味する。図8（a）に示すように、注目領域Wはマーカ63aとマーカ63bの中点を通る矩形の領域であり、注目領域Wの長手方向はステント59の短軸方向に伸びている。インターベンション治療を効果的に実行する上で、注目領域の長手方向の長さは4mm程度であることが好ましい。三次元画像を迅速に生成するため、注目領域Wの短手方向の長さは、切り出し画像Rにおける1画素から数画素分に相当する程度の長さであることが好ましい。

40

【0074】

上述した注目領域Wの位置および範囲は初期状態における注目領域Wの一例であり、術者は入力部45に設けられるマウスやタッチパネルなどを操作して、注目領域Wの位置および大きさを適宜変更できる。すなわち注目領域表示部37は入力される指示に従って、図8（b）に示すように注目領域Wの位置を平行移動させる。または図8（c）に示すように、注目領域Wの範囲を拡大・縮小させる。

【0075】

また、術者は入力部45を操作して、後に生成される短軸断面像における視点の位置および視点の方向を設定する。注目領域表示部37は入力される指示に従って、視点の位置および方向を示す視点情報を切り出し画像Rに表示する。視点情報の一例として、図8（

50

a)において符号Dで示す矢印などが挙げられる。この場合、短軸断面像に対する視点の方向は、マーカ63bからマーカ63aへ向かう方向となる。この場合、視点位置は注目領域Wからマーカ63aの側にある、術者が設定した所定の位置である。なお、視点位置については以下、図示を省略する。

【0076】

逆に、視点の方向をマーカ63bからマーカ63aへ向かう方向とする場合は、図8(b)に示すような矢印D'が注目領域Wのマーカ63a側に表示される。この場合、視点位置は注目領域Wからマーカ63aの側にある所定の位置である。注目領域Wの情報および視点情報の各々は、注目領域抽出部39へ送信される。

【0077】

ステップS5(三次元画像の再構成)

注目領域Wおよび矢印Dを設定した後、三次元画像の再構成が実行される。すなわち注目領域抽出部39は注目領域Wの位置および範囲の情報に従って、断続的に生成される二次元画像Pの各々から注目領域Wに相当する部位の画像を抽出する(図9上段)。二次元画像Pa~Peの各々における注目領域Wの画像を、それぞれ画像Wa~Weとする。抽出された画像Wa~Weの各々は、再構成部41へ順次送信される。

【0078】

再構成部41は、二次元画像Pa~Peの各々から抽出された注目領域Wの画像Wa~Weの各々を用いて三次元画像Twを再構成する。三次元画像Twは、注目領域Wに含まれるステント59や血管65などを映し出す三次元画像である(図9下段左)。三次元画像Twを生成する構成の例としては、フィルタ補正逆投影法(FBP: Filtered Back Projection)や逐次近似法などを用いた三次元再構成アルゴリズムが挙げられる。

【0079】

撮像位置検出部25から再構成部41に対しては、二次元画像Pa~Peの各々について検出された撮像系の位置、およびX線管5のX線照射軸方向に係る情報が送信されている。再構成部41は、二次元画像Pa~Peから抽出された画像の各々と、各二次元画像Pに対応する撮像系の位置情報およびX線照射軸方向の情報とを関連づける。再構成部41は関連づけがなされた情報に基づいて、二次元画像Pa~Peから抽出された注目領域Wの画像の各々を再構成することによって三次元画像Twを生成する。生成された三次元画像Twはモニタ47に表示される。

【0080】

ステント59の像を含む複数枚の画像Pを再構成することにより、ステント59の像を重ね合わせる場合と同様の効果が得られる。従って、三次元画像Twに映るステント59の視認性は、各々の二次元画像Pに映るステント59の視認性より高くなる。三次元画像Twの画像データは断面像生成部43へ送信される。

【0081】

なお再構成部41は撮像系の回転撮影に従って順次送信される画像を用いて順次再構成処理を行い、再構成処理によって生成される再構成像を順次表示する。すなわち撮影位置5aにおいて二次元画像Paが生成された後、注目領域抽出部39によって注目領域Wの画像Waが抽出され、再構成部41に送信される。そして画像Waが抽出・送信される間にC型アーム9の回転移動により撮像系は撮影位置5bへ移動して二次元画像Pbを撮影する。このように撮像系の回転撮影を行う間に画像Wa~Weが順次抽出され、再構成部41へ順次送信される。

【0082】

再構成部41は画像Wa~Weのうち順次再構成部41に送信される画像を用いて逐次再構成処理を行う。一例として画像Waおよび画像Wbを再構成部41に送信し、撮像系の各々が撮影位置5cにおいて二次元画像Pcを撮影している時点において、再構成部41は画像Waおよび画像Wbの情報に基づいて三次元画像Twの再構成を行い、さらに三次元画像Twをモニタ47にリアルタイムで表示する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 3 】

そして二次元画像 P c から画像 W c を抽出して再構成部 4 1 に送信し、撮像系の各々が撮影位置 5 c から撮影位置 5 d へ移動する状態になると、再構成部 4 1 は画像 W a ~ W c を用いて三次元画像 T w の再構成を行い、生成された三次元画像 T w をリアルタイムで表示する。このように撮像系の回転撮影に合わせて順次送信される画像を順次処理することにより、撮像系が各撮影位置へ順次移動する間に三次元画像をリアルタイムで順次再構成していく。

【 0 0 8 4 】

このように再構成部 4 1 は画像 W a ~ W e が全て揃うのを待ってから再構成処理を行うのではなく、順次再構成部 4 1 に送信される画像を用いて逐次再構成処理を行う。そのため術者は回転撮影が完了して二次元画像 P a ~ P e が全て生成されるまで無為に待たされることがない。すなわち術者は回転撮影の実行中、徐々に再構成されていく三次元画像 T w の情報をモニタ 4 7 で確認できる。そして二次元画像 P e が生成される時点において、既に画像 W a ~ W d に基づく三次元画像 T w が再構成されている。従って、画像 W e を抽出・送信することで画像 W a ~ W e の全てに基づく三次元画像 T w を速やかに再構成できるので、撮像系の回転撮影が終了するとほぼ同時に三次元画像 T w が完成されることとなる。その結果、三次元画像 T w の完成に要する時間をより短縮できる。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 6 (短軸断面像の表示)

断面像生成部 4 3 は三次元画像 T w を用いて、短軸断面像を生成する。短軸断面像は、ステント 5 9 の長軸方向 (J 方向) に直交する平面 (G H 平面) における三次元画像 T w の断面図である。J 方向は、各々の二次元画像 P に映るステント 5 9 およびマーカ 6 3 の情報に基づいて正確に算出できる。そして実施例 1 において、J 方向は x 方向と平行であるので、J 方向に直交する平面は y z 平面となる。すなわち断面像生成部 4 3 は矢印 D で示す視点の方向に基づいて、G H 平面における短軸断面像 S を生成する (図 9 下段右)。その結果、短軸断面像 S は、図示しない視点位置から矢印 D で示す方向へ向かって三次元画像 T w を見た場合における、ステント 5 9 および血管 6 5 の像を含む X 線画像となる。

【 0 0 8 6 】

短軸断面像 S は図 1 0 (a) に示すように、切り出し画像 R と並列した状態でモニタ 4 7 に表示される。切り出し画像 R はステント 5 9 および血管 6 5 の各々について長軸方向の断面を示す X 線画像 (長軸断面像) であり、短軸断面像 S はステント 5 9 および血管 6 5 の各々について短軸方向の断面を示す X 線画像である。すなわち切り出し画像 R と短軸断面像 S は、それぞれ直交する平面について表示する X 線画像である。そのため術者は切り出し画像 R と短軸断面像 S とを参照することにより、血管 6 5 の内部におけるステント 5 9 の位置について三次元的な情報を確認できる。

【 0 0 8 7 】

別の位置についてステント 5 9 の三次元的な情報を確認する場合、図 1 0 (b) に示すように、術者は入力部 4 5 を操作して注目領域 W の位置を点線で示す位置から実線で示す位置へ移動させる。そして入力部 4 5 に三次元画像の再構成を実行する指示を入力することにより、再構成部 4 1 は移動後の注目領域 W について三次元画像を生成し、断面像生成部 4 3 は矢印 D で示す視点方向に基づいて短軸断面像 S を生成する。術者は短軸断面像 S を参照することにより、血管 6 5 から支管 6 7 が z 方向に伸びる状態を確認できる。なお、術者は入力部 4 5 を操作して、注目領域 W および視点方向 D を変更することもできる。この場合、断面像生成部 4 3 は変更後の注目領域 W および視点方向 D に基づいて短軸断面像 S を再度生成する。

【 0 0 8 8 】

また、切り出し画像 R と短軸断面像 S とを並列させた結合画像を参照することにより、術者はステント 5 9 の開大状態についてもより正確な情報を確認できる。すなわち図 1 0 (c) に示すようにステント 5 9 を開大させた場合、長軸断面像である切り出し画像 R を参照しただけではステント 5 9 の奥行き方向 (G 方向) にステント 5 9 が十分開大したか

10

20

30

40

50

否かを確認することは困難である。しかし短軸断面像 S を参照することにより、H 方向および G 方向の各々について、ステント 5 9 が十分開大して血管 6 5 の内壁に接しているか否かを正確に確認できる。

【 0 0 8 9 】

また短軸断面像 S を参照することにより、ストラット 6 1 の各々の位置を確認できる。そのため図示しない第 2 のステントを矢印 F で示す方向に進め、ストラット 6 1 の間を通過させて支管 6 7 へと進行させる場合において、第 2 のステントを確実に、適切な位置のストラット 6 1 の間を通過させることができる。そのため逆 T - ステント法などによる支管狭窄部の治療をより精密に実行できる。このように、術者はこれら 2 つの X 線画像を参照して I V R の術式を進行させ、閉塞した血管に対して適切な位置にステント留置を行う。

10

【 0 0 9 0 】

< 実施例 1 の構成による効果 >

このように、実施例 1 では二次元画像 P の全領域のうち、ステントの一部を含む所定の領域を注目領域として設定する。そして 1 スキャンで生成された二次元画像 P の各々から注目領域に相当する部位の画像を抽出し、抽出された画像の各々を用いて三次元画像を順次再構成する。

【 0 0 9 1 】

従来の放射線撮影装置では、1 スキャンで生成された二次元画像の各々について画像全域を再構成して三次元画像を生成する。この場合、三次元画像を再構成するために必要な計算の量が膨大かつ複雑となるので、三次元画像を生成するために必要な時間が非常に長くなる。その結果、I V R の最中に三次元画像を取得する場合、術者は三次元画像が生成されるまでの長い時間をただ待つことによって浪費していた。

20

【 0 0 9 2 】

一方、実施例 1 に係る放射線撮影装置では、注目領域に相当する画像を用いて三次元画像を生成する。すなわち二次元画像のうち、三次元画像を再構成する必要のある部位のみを注目領域として任意に設定し、注目領域について再構成を行う。注目領域の範囲は二次元画像全体のごく一部に相当する。従って、実施例 1 では従来例と比べて三次元画像の生成に必要とする時間を大幅に短縮できる。その結果、必要とする領域を含む三次元画像を迅速に取得できるので、I V R の所要時間を大幅に短縮して術者および被検体が受ける負担を軽減できる。

30

【 0 0 9 3 】

また再構成部 4 1 は順次送信される注目領域の画像を用いて逐次再構成処理を行う。そのため術者は回転撮影が完了して二次元画像が全て生成されるまで無為に待たされないことがない。すなわち術者は回転撮影の実行中、徐々に再構成されていく三次元画像 T w の情報をモニタ 4 7 で確認できる。そして最後の二次元画像に係る注目領域の画像が送信される際には三次元画像の再構成がほぼ完了しているので、撮像系の回転撮影が終了するとほぼ同時に正確な三次元画像 T w が完成されることとなる。その結果、三次元画像 T w の完成に要する時間をより短縮できる。

【 0 0 9 4 】

そして断面像生成部 4 3 は三次元画像および視点方向の情報に基づいて短軸断面像を生成する。短軸断面像は、長軸断面像である切り出し画像と並列した状態でモニタに表示される。術者は短軸断面像を参照することにより、ステント 5 9 が上下方向 (H 方向) のみならず、奥行き方向 (G 方向) にも開大し、ストラット 6 1 が血管 6 5 の内壁全体に密着していることを確認できる。

40

【 0 0 9 5 】

切り出し画像は x 方向に平行な断面の X 線画像であり、短軸断面像は x 方向に直交する断面の X 線画像である。モニタ 4 7 は視点の方向が互いに直交するこれら 2 つの X 線画像を並列して表示する。そのため術者は並列表示される 2 つの X 線画像を参照して、三次元空間における x 方向、y 方向、および z 方向のそれぞれについて、血管 6 5 におけるステ

50

ント５９の位置および開大状態を詳細に知ることができる。

【００９６】

従って、ＩＶＲにおいてステント５９をより確実に血管６５の狭窄部に密着させることができるので、術式後に血管６５が再狭窄することをより確実に回避できる。また、逆Ｔ－ステント法による分枝血管の治療を行う場合、第１のステントについて、第２のステントを通過させるべき適切なストラット間の位置を確認できるので、術者は分枝血管に対して適切にステント留置を行うことができる。このように、実施例１に係る放射線撮影装置を用いてＩＶＲを行うことにより、三次元画像データを必要とする血管内処置を迅速かつより精密に行うことが可能となる。

【実施例２】

【００９７】

次に、図面を参照してこの発明の実施例２を説明する。実施例１と共通する構成については、同じ符号を付して詳細な説明を省略する。

【００９８】

実施例２に係る放射線撮影装置１Ａは図１１に示すように、仮想内視鏡処理部６９と、輪郭表示部７１とをさらに備えている。仮想内視鏡処理部６９は再構成部４１の後段に設けられており、三次元画像に対して仮想内視鏡処理を行い、仮想内視鏡画像を生成する。仮想内視鏡処理の具体的な内容については後述する。仮想内視鏡処理部６９は本発明における仮想内視鏡画像生成手段に相当する。

【００９９】

輪郭表示部７１は仮想内視鏡処理部６９と接続されている。輪郭表示部７１は、Ｘ線画像に映るステントの各ストラットを順に繋いでステントの輪郭を検出し、ステントの輪郭を画像に表示する。ステントの輪郭を検出する構成としては、Ｓｏｂｅｌフィルタを例とする微分フィルタなどが挙げられる。輪郭表示部７１は本発明における輪郭表示手段に相当する。

【０１００】

<実施例２に特徴的な動作の説明>

次に実施例２に係る放射線撮影装置１Ａの動作について説明する。図４（ｂ）は実施例２の動作に係るフローチャートである。ステップＳ１からステップＳ５までの工程は実施例１と共通するので説明を省略し、実施例２に特徴的なステップＳ６の工程について説明する。実施例２において注目領域Ｗの範囲は、図１２（ａ）左図に示す矩形の領域とする。

【０１０１】

注目領域Ｗは、ステント５９の長軸に沿って並ぶ複数の小領域に分割できる（図１２（ａ）右図）。小領域の数は任意に決定できるが、実施例２において小領域の数は５つとする。小領域の各々については、矢印Ｄに近い方から順にＷ１～Ｗ５の符号を付して説明する。すなわち視点の方向を逆にして矢印Ｄを矢印Ｄ'とした場合、小領域Ｗ１～Ｗ５の順は逆転する。この場合、矢印Ｄ'に最も近い小領域（図１２（ａ）における小領域Ｗ５）が小領域Ｗ１となる。

【０１０２】

小領域Ｗ１～Ｗ５の各々はステント５９の短軸方向Ｈに伸びた矩形の領域であり、Ｈ方向の長さは注目領域ＷのＨ方向の長さＷ_hと一致する。長さＷ_hは実施例１と同様、４ｍｍ程度であることが診断上好ましい。小領域Ｗ１～Ｗ５のＪ方向の長さはそれぞれ任意に決定できるが、小領域Ｗ１～Ｗ５のＪ方向の長さはいずれも同じであることが好ましい。また分解度の高い仮想内視鏡画像を生成するためには、小領域Ｗ１～Ｗ５のＪ方向の長さＷ_jは短い方が好ましい。すなわち長さＷ_jはＸ線画像の１画素分に相当する長さであることがより好ましい。

【０１０３】

ステップＳ６（仮想内視鏡画像の生成）

ステップＳ５において実施例１と同様に、注目領域Ｗにおける三次元画像Ｔ_wを生成し

10

20

30

40

50

た後、仮想内視鏡画像を生成する。仮想内視鏡処理部 6 9 は三次元画像 T_w を用いて、小領域 $W_1 \sim W_5$ の各々における三次元画像を、矢印 D で示す方向から見た場合の短軸断面像 S を生成する。小領域 W_n ($n = 1, \dots, 5$) について矢印 D から見た短軸断面像を以下、短軸断面像 S_n とする。

【0104】

一例として短軸断面像 S_4 は、小領域 W_4 を注目領域として再構成した三次元画像を、矢印 D で示す方向から見た場合における短軸断面像である。すなわち視点方向が矢印 D である場合、短軸断面像 S_4 は $A - A'$ 線断面図に相当する (図 12 (a))。このように、仮想内視鏡処理部 6 9 は小領域の数に応じて、図 12 (b) に示すような複数枚の短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ を生成する。

10

【0105】

また仮想内視鏡処理部 6 9 は短軸断面像 S_n の各々において、血管 6 5 の血管壁と、血管 6 5 の内腔 (血管壁の内部) とを区別できるように表示する。一例として短軸断面像 S における CT 値 (画素値) に基づいて血管壁の領域と血管内部の領域とを区別して検出できる場合、仮想内視鏡処理部 6 9 は CT 値の差に基づいて血管 6 5 における血管壁の領域を不透明に表示する (図 9 右下図、網点で示す領域を参照)。一方、血管 6 5 の内腔の領域については透明に表示する。但し血管 6 5 の内腔の領域において、カテーテルシステム 5 3 などの注目対象となる構成については CT 値に基づいて不透明に表示する。実施例 1 では CT 値に基づいて血管壁と内腔とを区画表示できるものとして、仮想内視鏡画像を生成する工程を以下に説明する。

20

【0106】

ここで輪郭表示部 7 1 は必要に応じて適宜、短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ の各々について、ステント 5 9 の輪郭を表示する。すなわち短軸断面像 S の各々に映るストラット 6 1 を順に繋いでステント 5 9 の輪郭を検出する。輪郭の検出は、 $Sobel$ フィルタを例とする微分フィルタを用いて実行される。検出されたステント 5 9 の輪郭は短軸断面像 S において、符号 K で示す円状の線として表示される (図 12 (c)、右図)。

【0107】

ステント 5 9 が十分に開大している場合、輪郭 K は大きな真円状となる。ステント 5 9 の開大が不十分の場合、輪郭 K は小さい円状となる。そして、ステント 5 9 が均等に開大しない場合、輪郭 K は歪んだ円状となる。術者は輪郭 K の形状を参照することにより、ステント 5 9 が均等かつ十分に開大しているか否かを確認できる。

30

【0108】

仮想内視鏡処理部 6 9 は、輪郭 K が表示された短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ の各々に対して、視点位置からの距離に応じて適宜拡大または縮小する画像処理を行う。すなわち仮想内視鏡処理部 6 9 は、矢印 D からより近い短軸断面像 S については比較的大きく、矢印 D からより遠い短軸断面像 S については比較的小さくするように各短軸断面像 S の画像処理を行う。実施例 2 では図 15 に示すように、短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ のうち短軸断面像 S_1 が最も大きくなり、短軸断面像 S_5 が最も小さくなるように画像処理が行われる。拡大または縮小の画像処理が行われた短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ を以下、処理後断面像 $U_1 \sim U_5$ とする。

40

【0109】

仮想内視鏡処理部 6 9 は、処理後断面像 $U_1 \sim U_5$ を重ね合わせ、仮想内視鏡画像 V を生成する。なお仮想内視鏡画像 V において、ステント 5 9 の輪郭 K の像を省略している。仮想内視鏡画像 V では、矢印 D で示す視点方向へ遠くなるにつれて、 X 線像は小さく、かつ画像の中央に表示される。各短軸断面像をトンネル状に表示することにより、血管 6 5 の内腔やステント 5 9 についてあたかも内視鏡観察を行ったような像として、仮想内視鏡画像 V が表示される。

【0110】

例えば処理後画像 U_4 および U_5 に映る支管 6 7 の像は、仮想内視鏡画像 V において比較的小さい像として、比較的画像の中央に近い位置に映る (図 14)。従って術者は仮想

50

内視鏡画像 V を参照することにより、血管 6 5 と支管 6 7 との交差点が x 方向へ奥に向かった位置にあり、交差点から支管 6 7 が z 方向へ下に向かって伸びていることを確認できる。

【0111】

仮想内視鏡画像 V は図 1 4 に示すように、切り出し画像 R と並列した状態でモニタ 4 7 に表示される。術者は切り出し画像 R と仮想内視鏡画像 V とが並列した結合画像を参照し、I V R の術式を進行させる。術者は切り出し画像 R を参照して x 方向に平行な面について二次元的な情報を確認し、仮想内視鏡画像 V を参照して x 方向に直交する面について疑似三次元的な情報を確認できる。

【0112】

また術者は入力部 4 5 を操作して、注目領域 W の位置および大きさを必要に応じて適宜変更できる。そして入力部 4 5 に三次元画像の再構成を実行する指示を入力することにより、再構成部 4 1 は移動後の注目領域 W について三次元画像を生成し、仮想内視鏡処理部 6 9 は矢印 D で示す視点方向に基づいて仮想内視鏡画像 V を生成する。

【0113】

注目領域 W の位置を x 方向に移動させた場合、あたかも血管内を前進・後退したかのようになり、仮想内視鏡画像 V に映る X 線像は変更する。注目領域 W の範囲を x 方向に長くなるように広げた場合、仮想内視鏡画像 V は x 方向に、より奥行きのある画像となる。術者は結合画像を参照して I V R の術式を進行させ、閉塞した血管に対して適切な位置にステント留置を行う。

【0114】

なお輪郭表示部 7 1 は、符号 K で示すステント 5 9 の輪郭の外部と内部とを区別できるように表示することもできる。短軸断面像 S において、C T 値の差によって実際の血管壁と血管壁の内部とを区別することは困難である場合も多い。そこでステント 5 9 の輪郭を境界線として外部と内部とを区別可能に表示することにより、C T 値に基づいて血管壁と血管壁内部とを区別することが困難である場合であっても仮想内視鏡画像 V を好適に生成できる。

【0115】

すなわち C T 値に基づいて血管壁とその内部とを区別困難な場合、術者は入力部 4 5 を操作することにより、C T 値を基準として血管壁を抽出して区別表示するモードから、ステント 5 9 の輪郭 K を基準として区別表示するモードへ変更する。モードの変更により、輪郭表示部 7 1 は短軸断面像 S の各々について、ステント 5 9 の輪郭 K の外部を血管壁に相当する領域として不透明に表示するとともに、輪郭 K の内部を血管内腔に相当する領域として透明に表示する。

【0116】

そして輪郭 K を境界として区別表示された処理後断面像 U 1 ~ U 5 を重ね合わせることで、仮想内視鏡処理部 6 9 は仮想内視鏡画像 V を生成する。一般的に血管内腔において、ステント 5 9 は血管 6 5 の血管壁に内接するように開大する。そのためステント 5 9 の輪郭を検出し、さらにステント 5 9 の輪郭 K を境界線として内部と外部とを区画表示することにより、血管 6 5 の血管壁と血管内腔を好適に区別可能な仮想内視鏡画像 V をより確実に生成できる。

【0117】

< 実施例 2 の構成による効果 >

実施例 1 に係る構成において、断面像生成部 4 3 は注目領域 W について再構成された三次元画像 T w に基づいて、単一の短軸断面像 S を生成する。ここで断面像生成部 4 3 が生成する画像は、三次元画像 T w を矢印 D で示す方向から見た短軸断面像、すなわち短軸断面像 S 1 に相当する。そして短軸方向の二次元情報を表示する短軸断面像 S 1 を、切り出し画像 R と並列して表示する。

【0118】

一方、実施例 2 において、仮想内視鏡処理部 6 9 は注目領域 W について再構成された三

10

20

30

40

50

次元画像 T_w に基づいて、各小領域を矢印 D で示す方向から見た短軸断面像、すなわち複数の短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ を生成する。そして短軸断面像 $S_1 \sim S_5$ の各々を異なる拡大率で画像処理してそれぞれ重ね合わせて仮想内視鏡画像 V を生成する。短軸方向の疑似三次元情報を表示する仮想内視鏡画像 V は、切り出し画像 R と並列して表示する。

【0119】

術者は仮想内視鏡画像 V を参照することにより、血管 65 の内腔やステント 59 について長軸方向 (J 方向) の奥行きに係る情報も確認できる。従って、実施例 2 に係る放射線撮影装置 $1A$ を用いて IVR を行うことにより、血管 65 の内部におけるステント 59 の三次元的な位置や開大状態について、さらに正確な情報を取得できる。

【0120】

仮想内視鏡画像 V の生成に用いる三次元画像 T_w は実施例 1 と同様に、二次元画像 P の各々から抽出された、注目領域 W に相当する画像に基づいて再構成される。注目領域の範囲は二次元画像全体のごく一部であるので、三次元画像の生成に必要とする時間を大幅に短縮できる。その結果、仮想内視鏡画像を迅速に取得できるので、 IVR の所要時間を大幅に短縮して術者および被検体が受ける負担を軽減できる。

【0121】

輪郭表示部 71 はストラット 61 の像を順に繋いでステント 59 の輪郭 K を検出する。輪郭 K は Sobel フィルタなどの微分フィルタを用いて検出されるので、表示される輪郭 K はステント 59 の外郭の位置を正確に反映する像である。このような構成を有することにより、ステント 59 を開大させてストラット 61 同士の間隔が広がった場合であっても、ステント 59 の輪郭の位置を正確に確認できる。従って術者は仮想内視鏡画像 V を参照して、血管 65 の内腔におけるステント 59 の三次元的な位置情報をより精密に確認できる。

【0122】

本発明は、上記実施形態に限られることはなく、下記のように変形実施することができる。

【0123】

(1) 上述した各実施例において、輪郭表示部 71 は断面像生成部 43 とも接続された構成を有してもよい。この場合、輪郭表示部 71 は短軸断面像 S において、ステント 59 のストラット 61 の位置を線で繋ぎ合わせてステント 59 の輪郭 K を表示する。ステント 59 が十分に開大している場合は図 $15(a)$ に示すように、輪郭 K は大きな真円状となる。ステント 59 の開大が不十分の場合、輪郭 V は小さい円状となる。

【0124】

そして、ステント 59 が均等に開大しない場合は図 $15(b)$ に示すように、輪郭 V は歪んだ円状となる。このような構成を有することにより、実施例 1 においてステント 59 を開大させてストラット 61 同士の間隔が広がった場合であっても、結合画像においてステント 59 の輪郭の位置を正確に確認できる。

【0125】

術者は輪郭 K の形状を参照することにより、ステント 59 が均等かつ十分に開大して血管 65 の内壁に密着しているか否かをより正確に確認できる。従って、 IVR においてステント 59 をより確実に血管 65 の狭窄部に密着させることができるので、術式後に血管 65 が再狭窄することをより確実に回避できる。

【0126】

(2) 上述した各実施例では、ステップ $S3$ においてマーカ 63 の抽出、積算画像 Q の生成、および切り出し画像 R の生成を行っているが、マーカ 63 の抽出および積算画像 Q の生成の工程を省略してもよい。この場合、二次元画像 P のいずれかをを用いて切り出し画像 R の生成を行う。用いられる画像は、直近に生成された二次元画像 P である二次元画像 P_e であることがより好ましい。すなわち画像切り出し部 35 は、二次元画像 P_e からステント 59 およびステント 59 の近傍領域の画像を切り出して適宜回転・拡大して切り出し画像 R を生成する。このような変形例では特徴点抽出部 31 および積算部 33 の構成を

10

20

30

40

50

省略できるので、放射線撮影装置の構成をより簡略化できる。

【0127】

(3) 上述した各実施例において、三次元画像 T_w を生成する際に、二次元画像 $P_a \sim P_e$ の各々に対して画像処理を行うことなく注目領域 W に相当する画像を抽出したが、このような構成に限られない。すなわち図 16 に示すように、画像処理部 27 において、注目領域表示部 37 の後段かつ注目領域抽出部 39 の前段に、画像補正部 73 を設ける構成としてもよい。画像補正部 73 には、特徴点抽出部 31 がマーカ 63 を抽出した二次元画像 P の各々が送信される。

【0128】

このような変形例 (3) に係る構成において、画像補正部 73 はアフィン変換などの画像変換処理によって、二次元画像 $P_a \sim P_e$ の各々に対してマーカ 63 を基準にステント 59 の位置合わせを行う。そして注目領域抽出部 39 は、画像変換処理後の二次元画像 $P_a \sim P_e$ の各々から注目領域 W に相当する画像を抽出する。再構成部 41 は抽出された画像の各々を再構成して三次元画像 T_w を生成する。

10

【0129】

このような変形例の場合、心血管インターベンション (PCI) など、心拍などに起因してステントが随時高速で移動する場合であっても、画像変換処理後の二次元画像データに基づいて再構成することにより、高品質の三次元画像データをリアルタイムで取得できる。従ってこれまでは実現不可能とされていた、PCI の術式の際に心血管内のステントを映す、高品質の三次元画像を迅速に取得することが実現可能となる。

20

【0130】

(4) 上述した各実施例では、デバイスとしてステントを用いて説明しているが、三次元画像を撮影する対象であるデバイスはステントに限られない。デバイスの他の一例として、アテレクトミーに用いるローラブレ-ダなどが挙げられる。この場合、切り出し画像と、短軸断面像 (または仮想内視鏡画像) とを単一のモニタ 47 で参照することにより、ローラブレ-ダの位置を適切に制御できる。そのため術者はアテロームや石灰化した血管壁をより確実に切削できる。従って、ローラブレ-ダが誤って正常な血管壁を切削することを確実に回避できるので、被検体が受ける負担を軽減できる。

【0131】

(5) 上述した各実施例において、被検体 M の体軸方向とステント 59 の長軸方向とは平行であり、C 型アーム 9 は被検体 M の体軸方向 (x 方向) の軸回りに回転する場合を例にとって説明したが、C 型アーム 9 の回転軸の方向は x 方向に平行な軸方向に限ることはない。すなわちステント 59 の長軸方向に応じて、C 型アーム 9 の回転軸の方向を適宜変更してよい。

30

【0132】

一例としてステント 59 の長軸方向 J と被検体 M の体軸方向とが異なる場合、術者はステップ S2 において二次元画像 P を生成する際に、入力部 45 を操作して C 型アーム 9 の回転軸方向を変更する。そして C 型アーム 9 の回転軸方向が、ステント 59 の長軸方向 J と略平行となるように調整する。この場合、X 線管 5 および X 線検出器 7 からなる撮像系は、 J 方向に略平行である所定方向の軸回りに回転する円弧軌道に沿って移動する。その結果、二次元画像 P の各々において、ステント 59 の長軸方向における X 線像が好適に映し出されることとなる。この場合、短軸断面像 S は変更後の C 型アーム 9 の回転軸方向と直交する平面について生成される。

40

【0133】

(6) 上述した各実施例において、被検体 M の体軸方向とステント 59 の長軸方向とは平行であり、短軸断面像 S は被検体 M の体軸方向に直交する yz 平面について生成する場合を例にとって説明したが、短軸断面像 S が生成される断面は x 方向に直交する平面に限られない。すなわちステント 59 の長軸方向に応じて、短軸断面像 S が生成される平面の方向を適宜変更してよい。この場合、短軸断面像 S は切り出し画像 R が生成される平面と異なる平面について生成される。

50

【 0 1 3 4 】

このような変形例（６）に係る構成において、画像処理部２７は二次元画像Ｐの各々に映るステント５９およびマーカ６３の情報に基づいて、ステントの長軸方向であるＪ方向を算出できる。そして算出されたステント６３の長軸方向の情報に基づいて、断面像生成部４３はＪ方向と直交する平面について短軸断面像を生成する。

【 0 1 3 5 】

（７）上述した各実施例ではステップＳ４において注目領域Ｗを設定した後、ステップＳ５において三次元画像Ｔｗを再構成しているが、注目領域Ｗの設定を行うタイミングは適宜変更してもよい。すなわち一例としてステップＳ４とステップＳ５の順番を入れ替え、三次元画像Ｔｗを再構成した後に注目領域Ｗを任意に設定してもよい。三次元画像Ｔｗを再構成する際に術者が注目領域Ｗを設定していない場合、再構成部４１はデフォルト状態における注目領域（例えばマーカ６３ａおよび６３ｂの中間における所定の領域）について三次元画像Ｔｗを再構成する。そして注目領域Ｗを変更した後、変更後の注目領域Ｗについて三次元画像Ｔｗおよび短軸断面像Ｓが生成される。

【 0 1 3 6 】

（８）上述した実施例２において、血管６５の血管壁またはステント５９の輪郭Ｋを自動的に境界線として検出し、仮想内視鏡画像において境界線の外部と内部とを自動的に区画表示する構成を例にとって説明したが、区画表示の基準となる境界線を自動的に検出する構成に限ることはない。すなわち仮想内視鏡画像において、境界線を手動で設定できる構成であってもよい。

【 0 1 3 7 】

実施例２ではＣＴ値に基づいて血管６５の血管壁やステント５９の輪郭を境界線として自動検出可能な場合について説明している。しかし実際の医療現場では、ＣＴ値の差に基づいて血管６５の血管壁やステント５９の輪郭を境界線として明瞭に抽出することが困難で場合がある。変形例（８）に係る構成において明瞭な境界線の自動抽出が困難である場合、術者はモニタ４７に映る仮想内視鏡画像などを参照し、入力部４５などを用いたマニュアル操作によって、所定の径を有する略円状の境界線を設定する。

【 0 1 3 8 】

仮想内視鏡処理部６９は仮想内視鏡画像Ｖにおいて、手動操作により設定された境界線の外側と内側とを区別可能となるように表示する。一例として境界線の外側を血管壁に相当する領域として不透明に表示し、境界線の内側を血管内腔に相当する領域として透明に表示する。このように仮想内視鏡画像を区別表示するための境界線をマニュアルで設定可能とすることにより、三次元画像Ｔｗの品質に関わらず、血管壁に相当する領域と血管内腔に相当する領域とを明瞭に視認できる高品質の仮想内視鏡画像を実現できる。

【 0 1 3 9 】

（９）上述した実施例２において、血管壁と血管内腔とをより容易かつ明瞭に区画表示するために造影剤を用いてもよい。すなわち仮想内視鏡画像Ｖにおいて、ＣＴ値の差に基づいて血管６５の血管壁と血管内腔とを区別することが困難である場合、カテーテル５５を介して造影剤を血管６５に注入する。非造影状態では血管６５の血管壁と血管内腔の間においてＣＴ値の差は小さい。しかし造影状態では血管内腔を造影剤が充満するので、血管６５の血管壁と血管内腔の間においてＣＴ値の差は大きくなる。その結果、造影剤の注入によってＣＴ値に基づく血管壁と血管内腔との区画表示が非常に容易となる。

【 符号の説明 】

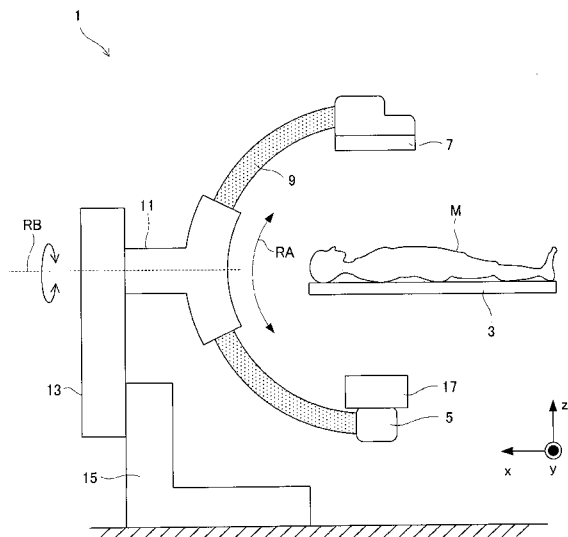
【 0 1 4 0 】

- １ … 放射線撮影装置
- ３ … 天板
- ５ … X線管（放射線源）
- ７ … X線検出器（放射線検出手段）
- １９ … X線照射制御部（放射線照射制御手段）
- ２３ … アーム駆動制御部（撮像系移動手段）

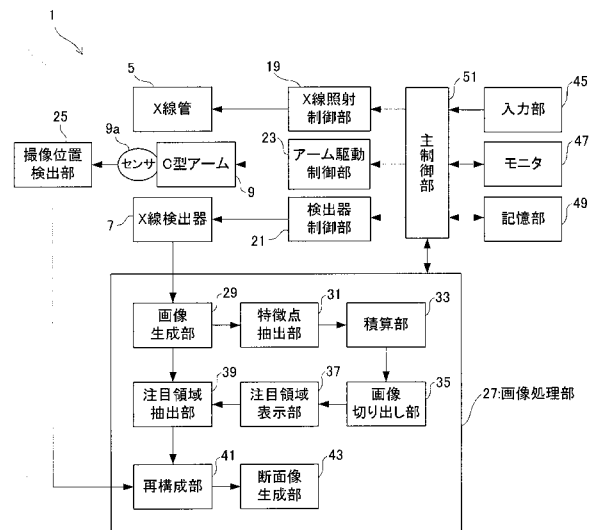
- 2 5 ... 撮像位置検出部
- 2 9 ... 画像生成部 (画像生成手段)
- 3 1 ... 特徴点抽出部 (特徴点抽出手段、基準点抽出手段)
- 3 3 ... 積算部 (積算手段)
- 3 5 ... 画像切り出し部 (画像切り出し手段)
- 3 7 ... 注目領域表示部 (注目領域表示手段)
- 3 9 ... 注目領域抽出部 (注目領域抽出手段)
- 4 1 ... 再構成部 (再構成手段)
- 4 3 ... 断面像生成部 (短軸断面像生成手段)
- 5 9 ... ステント (デバイス)
- 6 3 ... マーカ (特徴点、基準点)
- 6 9 ... 仮想内視鏡処理部 (仮想内視鏡画像生成手段)
- 7 1 ... 輪郭表示部 (輪郭表示手段)
- 7 3 ... 画像補正部 (画像補正手段)

10

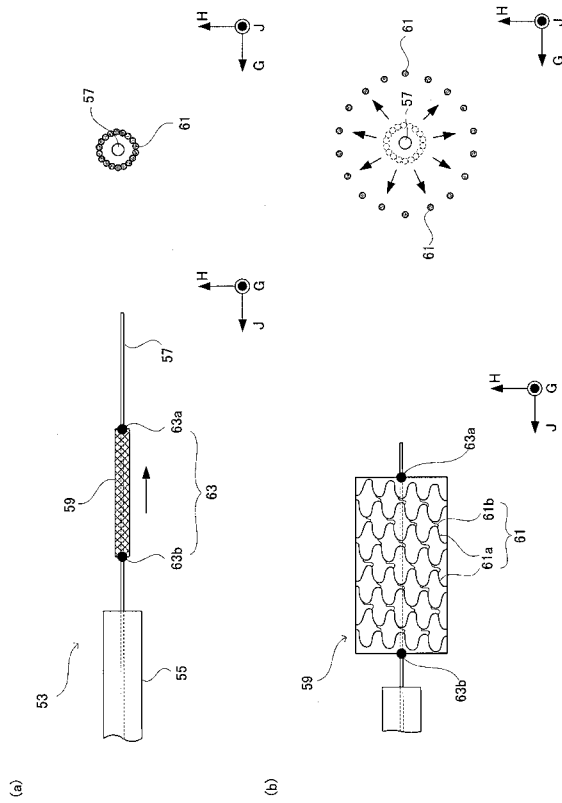
【図 1】



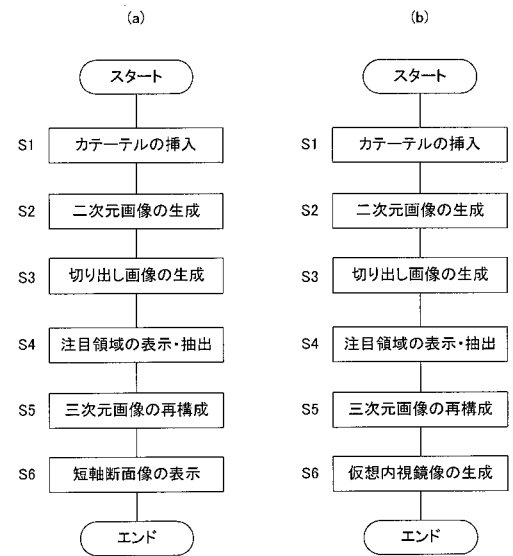
【図 2】



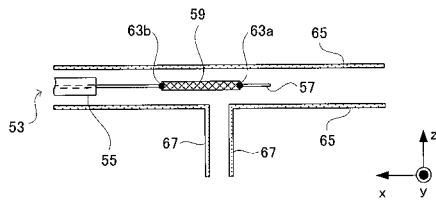
【図 3】



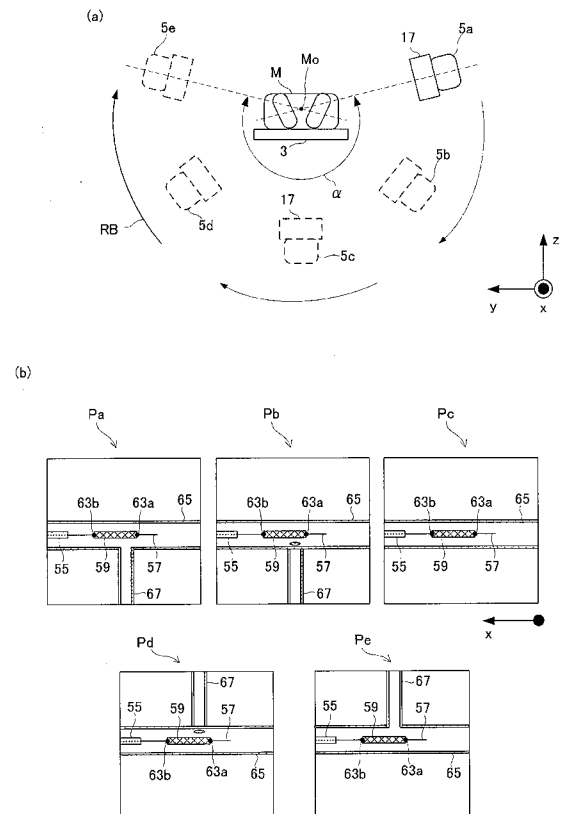
【図 4】



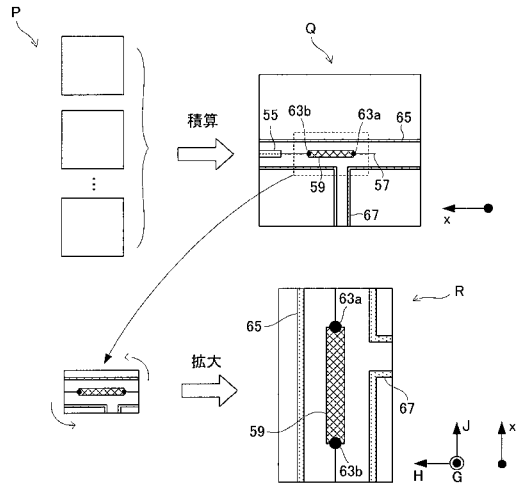
【図 5】



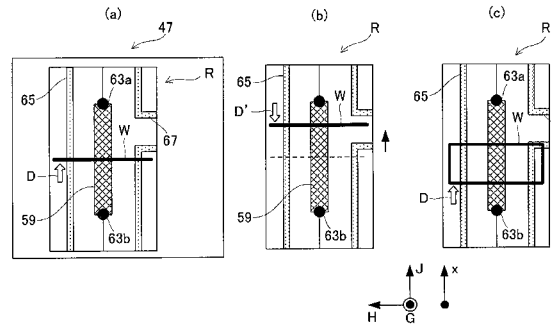
【図 6】



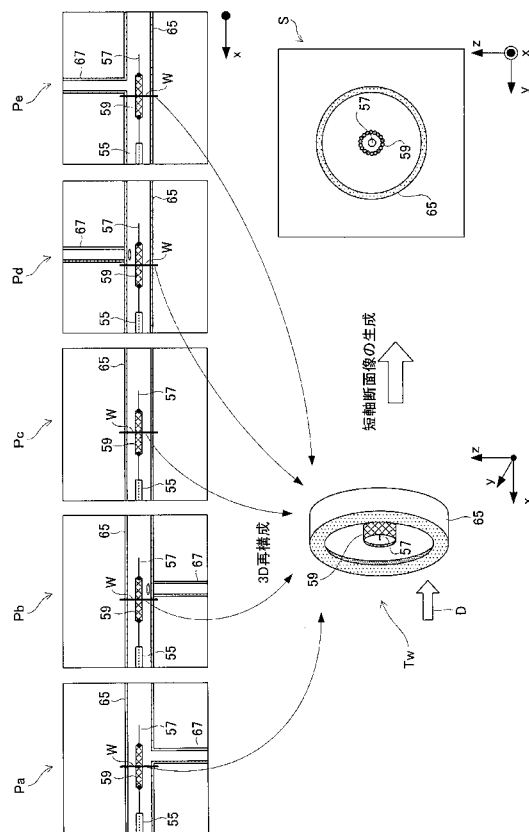
【図 7】



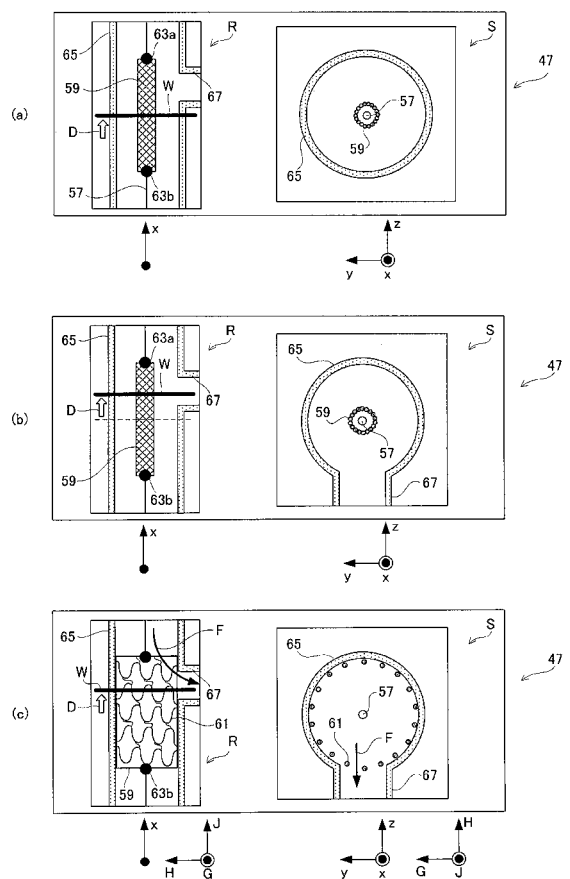
【図 8】



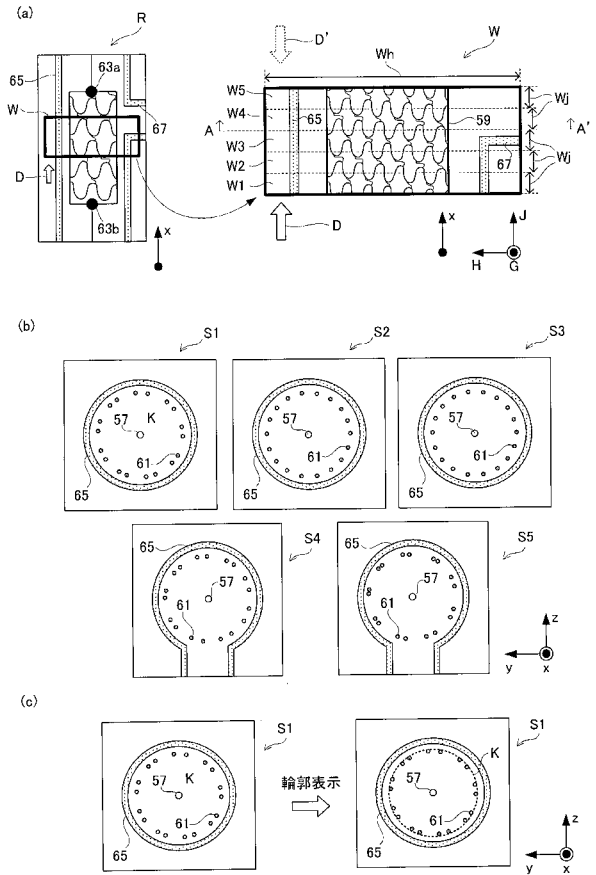
【図 9】



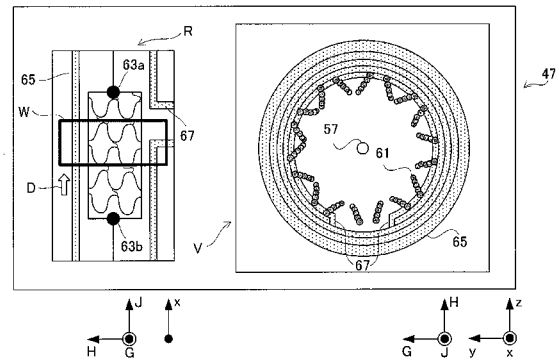
【図 10】



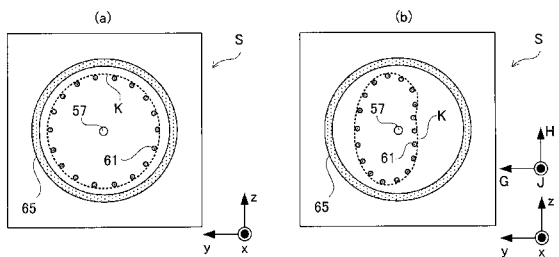
【 図 1 2 】



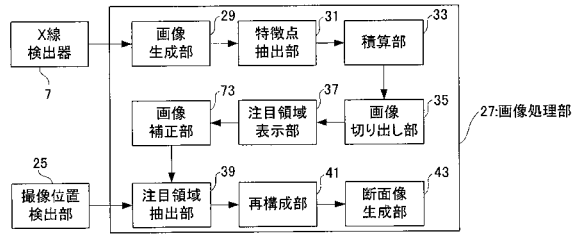
【 図 1 4 】



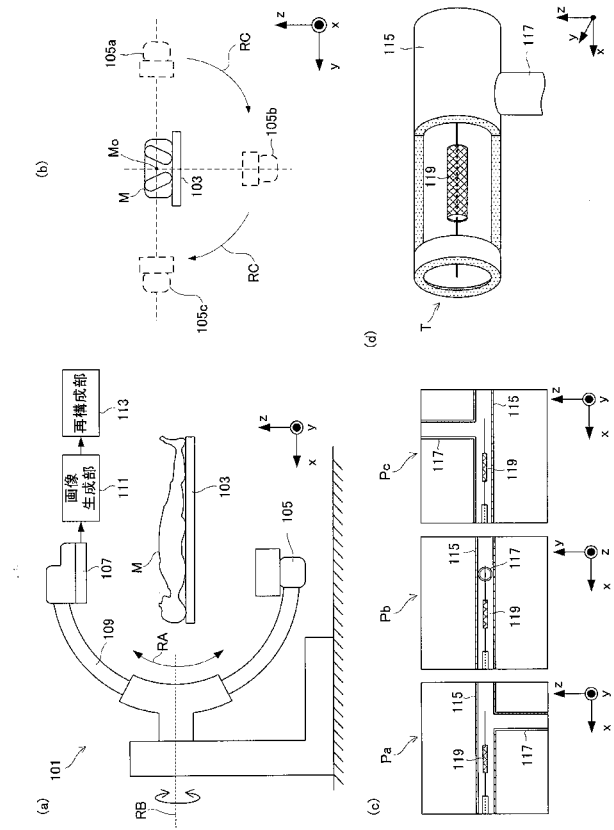
【 図 1 5 】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 ▲高▼橋 渉

京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内

(72)発明者 後藤 敬一

京都府京都市中京区西ノ京桑原町 1 番地 株式会社島津製作所内

F ターム(参考) 4C093 AA08 AA25 CA18 DA02 EC16 EC28 FC13 FE13 FE24 FF15
FF18 FF28 FF42 FG13

专利名称(译)	射线照相设备		
公开(公告)号	JP2017051418A	公开(公告)日	2017-03-16
申请号	JP2015177635	申请日	2015-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所		
[标]发明人	ミシエルダルジ 高橋 渉 後藤 敬一		
发明人	ミシエル ダルジ ▲高▼橋 渉 後藤 敬一		
IPC分类号	A61B6/03 A61B6/12		
FI分类号	A61B6/03.350.V A61B6/12 A61B6/03.377		
F-TERM分类号	4C093/AA08 4C093/AA25 4C093/CA18 4C093/DA02 4C093/EC16 4C093/EC28 4C093/FC13 4C093/FE13 4C093/FE24 4C093/FF15 4C093/FF18 4C093/FF28 4C093/FF42 4C093/FG13		
代理人(译)	栗原 要		
其他公开文献	JP6565514B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在进行诸如干预治疗的外科手术时快速获得感兴趣物体的三维图像数据的放射线照相设备。解决方案：感兴趣区域提取单元39将指定区域提取为来自一系列二维图像P中的每一个的感兴趣区域。重建单元41基于分别对应于感兴趣区域的图像重建其中包含支架的区域的三维图像。具体而言，重构部41使用相对于一系列二维图像P的整体的一部分的感兴趣区域的图像进行重建，使得重建含有支架的区域的时间可以是降低。因此，对于需要重建的区域，可以快速获得三维图像数据，从而显著减少诊断所需的时间，同时减轻了操作者和对象的负担。选择图2：图2

