

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6123695号
(P6123695)

(45) 発行日 平成29年5月10日(2017.5.10)

(24) 登録日 平成29年4月14日(2017.4.14)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 6/12 (2006.01) A 6 1 B 6/12
A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 7 0

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-24469 (P2014-24469)	(73) 特許権者	000001993
(22) 出願日	平成26年2月12日 (2014.2.12)		株式会社島津製作所
(65) 公開番号	特開2015-150049 (P2015-150049A)		京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地
(43) 公開日	平成27年8月24日 (2015.8.24)	(74) 代理人	100093056
審査請求日	平成28年4月27日 (2016.4.27)		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	佐藤 祥太
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体にX線を照射するX線源と、
 前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、
 前記X線検出手段が出力する検出信号を用いて、前記被検体の体内に挿入されるデバイスを含む領域のX線画像を形成するX線画像形成手段と、
 前記X線画像形成手段が取得した複数枚の同一位相のX線画像を重ね合わせて積算画像を形成する積算手段と、
 前記積算手段が形成する積算画像から前記デバイスの画像を切り出す画像切り出し手段と、
 前記積算手段が形成する積算画像における前記デバイスに設けられているマーカの位置を検出するマーカ検出手段と、
 前記マーカ検出手段が検出した前記マーカの位置に基づいて、前記積算画像に映し出される前記デバイスの方向を特定するデバイス方向特定手段と、
 前記デバイス方向特定手段が特定した前記デバイスの方向に基づいて、前記デバイスが一定の方向を向くように前記画像切り出し手段が切り出した前記デバイスの画像を回転させ、回転された前記デバイスの画像を拡大させた拡大画像を形成する拡大画像形成手段とを備えることを特徴とするX線撮影装置。

【請求項2】

請求項1に記載のX線撮影装置において、

先端にガイドワイヤが設けられ、ワイヤを介して前記デバイスと接続されているカテーテルをさらに備え、

前記デバイス方向特定手段は、前記ガイドワイヤおよびワイヤを検出し、前記ガイドワイヤからワイヤを辿って前記ガイドワイヤとの距離が最も近い前記マーカを検出することによって前記デバイスの方向を特定するX線撮影装置。

【請求項3】

請求項1に記載のX線撮影装置において、

先端にガイドワイヤが設けられ、ワイヤを介して前記デバイスと接続されているカテーテルをさらに備え、

前記デバイス方向特定手段は、前記カテーテルおよびワイヤを検出し、前記カテーテルからワイヤを辿って前記カテーテルとの距離が最も近い前記マーカを検出することによって前記デバイスの方向を特定するX線撮影装置。

10

【請求項4】

請求項1ないし請求項3のいずれかに記載のX線撮影装置において、

前記デバイス方向特定手段は、領域成長法による線抽出アルゴリズムを用いて前記デバイスの方向を特定するX線撮影装置。

【請求項5】

請求項1ないし請求項4のいずれかに記載のX線撮影装置において、

画像を表示する画像表示手段をさらに備え、

前記画像表示手段は、前記拡大画像形成手段が形成した拡大画像と、前記X線画像形成手段が形成したリアルタイムの前記X線画像とを並列させて表示するX線撮影装置。

20

【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X線撮影装置に係り、特に、画像内におけるデバイスを強調し、強調された画像を表示する技術に関する。

【背景技術】

30

【0002】

医療現場において、心筋梗塞や狭心症の患者に対して、冠動脈インターベンション治療（PCI：Percutaneous Coronary Intervention）が行われる。冠動脈インターベンション治療とは、内部にワイヤを備えたカテーテルを被検体の血管内に挿入し、血管を介してカテーテルを心臓の冠動脈へ到達させて治療を行うものである。被検体の体内に挿入されたカテーテルの位置は、X線画像を連続で撮影することによって随時確認する。

【0003】

冠動脈インターベンション治療に用いられるデバイスとして、ステントが使用される。ステントは金属などで作成された筒状の医療器具であり、風船を利用して拡張された冠動脈の狭窄部分に留置して血管を内腔から保持する。ステントを冠動脈に留置することによって、カテーテルによる治療効果は向上する。近年ではより治療効果を向上させるために複数のステントを留置する場合が多い。この場合、過去に留置したステントと、新しく留置するステントとの間に隙間が生じると、その隙間において血管が狭窄する可能性がある。そのため、ステントの位置を確認することが治療において極めて重要である。

40

【0004】

従来では被検体の体内に挿入されたステントの視認性を向上させるために、マーカなどの特徴点を備えるステントを用いてX線画像を連続で撮影する。そして撮影された複数フレーム分のX線画像を重ね合わせる。重ね合わせる際に、ステントに設けられた特徴点を基準として重ね合わせることによって、ステントを強調表示することができる（例えば、特

50

許文献 1 参照)。

【 0 0 0 5 】

図を用いて、従来例に係る X 線撮影装置の構成を説明する。従来の X 線撮影装置 1 0 0 は、図 9 に示すように、天板 1 0 1 と、X 線管 1 0 3 と、X 線検出器 1 0 5 と、画像形成部 1 0 7 と、積算部 1 0 9 と、切り出し表示部 1 1 1 とを備えている。画像形成部 1 0 7 は X 線検出器 1 0 5 の後段に設けられており、画像形成部 1 0 7 の後段には積算部 1 0 9 が設けられている。そして積算部 1 0 9 の後段には切り出し表示部 1 1 1 が設けられている。

【 0 0 0 6 】

天板 1 0 1 は水平姿勢をとる被検体 M を載置させる。X 線管 1 0 3 は被検体 M に対して X 線を照射する。X 線管 1 0 3 と X 線検出器 1 0 5 は、天板 1 0 1 を挟んで対向配置されている。X 線検出器 1 0 5 は X 線管 1 0 3 から被検体 M に照射されて透過した X 線を検出して電気信号に変換させ、X 線検出信号として出力させる。X 線検出器 1 0 5 の一例としては、フラットパネル型検出器 (F P D : F l a t P a n e l D e t e c t o r) が用いられる。

10

【 0 0 0 7 】

図 1 0 は従来例に係る、P C I に使用するカテーテル 1 1 3 の構成を示す概略図である。カテーテル 1 1 3 は内部にワイヤ 1 1 5 を備えている。ワイヤ 1 1 5 の先端には、ステント 1 1 7 が設けられている。ステント 1 1 7 は 2 つのマーカ 1 1 9 を備えている。マーカ 1 1 9 の一方はステント 1 1 7 の先端側に設けられており、マーカ 1 1 9 の他方はステント 1 1 7 の基端側に設けられている。

20

【 0 0 0 8 】

ステント 1 1 7 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る。また、マーカ 1 1 9 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 1 1 7 の位置を明示する。

【 0 0 0 9 】

次に図を用いて従来例に係る X 線撮影装置 1 0 0 の動作について説明する。P C I を行うにあたり、カテーテル 1 1 3 を被検体の血管内に挿入する。なお図 1 1 において、支管 1 2 3 および支管 1 2 5 を有する血管 1 2 1 に対してカテーテル 1 1 3 を挿入し、ステント 1 1 7 をワイヤ 1 1 5 とともに支管 1 2 3 に挿入した状態を示している。

30

【 0 0 1 0 】

被検体 M の血管内に挿入されたカテーテル 1 1 3 は、X 線撮影装置 1 0 0 により連続撮影される。すなわち、X 線管 1 0 3 より被検体 M に対して X 線が断続的に照射される。被検体 M を透過した X 線は X 線検出器 1 0 5 によって検出される。検出された X 線は電気信号に変換され、X 線検出信号として画像形成部 1 0 7 へと出力させる。

【 0 0 1 1 】

画像形成部 1 0 7 は出力された X 線検出信号に基づいて、カテーテル 1 1 3 やステント 1 1 7 が映し出された X 線画像 1 2 7 を断続的に形成させる。画像形成部 1 0 7 において形成された X 線画像 1 2 7 の各々は積算部 1 0 9 へ送信される。

【 0 0 1 2 】

積算部 1 0 9 は、ステント 1 1 7 のリアルタイム像を強調表示するため、新しく取得された複数枚の X 線画像 1 2 7 を重ね合わせる。図 1 2 (a) において、積算部 1 0 9 から送信された最も新しい X 線画像 1 2 7 を X 線画像 1 2 7 a とし、X 線画像 1 2 7 a の次に新しい X 線画像 1 2 7 から順に符号 1 2 7 b ~ 1 2 7 e で示すものとする。

40

【 0 0 1 3 】

X 線画像 1 2 7 a ~ 1 2 7 e の各々に写るカテーテル 1 1 3 およびステント 1 1 7 の位置は、被検体 M の脈拍や呼吸によって異なっている。そこで積算部 1 0 9 はマーカ 1 1 9 の各々を基準として、X 線画像 1 2 7 a ~ 1 2 7 e を重ね合わせ、重ね合わせ画像 1 2 9 を取得する。取得された重ね合わせ画像 1 2 9 は、切り出し表示部 1 1 1 へ送信される。

【 0 0 1 4 】

50

切り出し表示部 111 は重ね合わせ画像 129 に映し出されたステント 117 の像を切り出して切り出し画像 130 を作成する。そして切り出し表示部 111 は切り出し画像 130 を適切な方向に回転させて拡大し、拡大画像 131 を形成する。そして切り出し表示部 111 は、図 12 (b) に示すように、形成された拡大画像 131 を、X 線画像 127 a とともに結合画像 133 として表示させる。

【0015】

拡大画像 131 において、X 線画像 127 a ~ 127 e の各々に映し出されたステント 117 の像がマーカ 119 を基準に重ね合わせられ、さらに拡大されて切り出される。そのため、拡大画像 131 に映し出されるステント 117 の像は視認性に優れている。そして X 線画像 127 a はステント 117 のリアルタイム像を表示する。従って、操作者は結合画像 133 を確認しながら P C I を行うことにより、ステント 117 のリアルタイム像をより好適な状態で確認することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【特許文献 1】特開 2012 - 81136 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

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。

20

すなわち従来の装置において、切り出し表示部 111 は 2 つのマーカ 119 を区別できないので、ステント 117 の方向を考慮することなく拡大画像 131 を形成する。そのため結合画像 133 において、ステント 117 の先端部と基端部の位置が P C I の最中に突然入れ替わり、ステント 117 の視認性が低下するという問題が懸念される。

【0018】

ここで図 13 を用いて問題の具体例を説明する。まず、カテーテル 113 が血管 121 の内部において図 13 (a) に示されるような位置にある場合、2 つのマーカ 119 を結ぶ直線は右肩下がりとなる。拡大画像 131 において 2 つのマーカ 119 は画像の上下に位置するように表示される。そのため切り出し表示部 111 によって切り出された切り出し画像 130 は、右回りに回転されて拡大画像 131 が形成される。従って、ステント 117 の先端側は拡大画像 131 の下側に表示される。

30

【0019】

一方、カテーテル 113 が血管 121 の内部を進行し、カテーテル 113 が図 13 (b) に示されるような位置に移動した場合、2 つのマーカ 119 を結ぶ直線は右肩上がりとなる。そのため切り出し表示部 111 によって切り出された切り出し画像 130 は、左回りに回転されて拡大画像 131 が形成される。従って、ステント 117 の先端側は拡大画像 131 の上側に表示される。

【0020】

すなわちカテーテル 113 を図 13 (a) で示される位置から図 13 (b) で示される位置へ進める間に、拡大画像 131 に表示されるステント 117 の進行方向が突然逆転する現象が発生する。その結果、結合画像 133 において進行方向が突然逆転するステント 117 によって操作者は混乱し、カテーテル 113 を進めるべきか戻すべきかを判断することが困難になる。

40

【0021】

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、表示されるデバイスの方向を固定させ、操作者に対するデバイスの視認性を向上させることを可能とする 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】

【0022】

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。

50

すなわち、本発明に係るX線撮影装置は、被検体にX線を照射するX線源と、前記被検体を透過したX線を検出するX線検出手段と、前記X線検出手段が出力する検出信号を用いて、前記被検体の体内に挿入されるデバイスを含む領域のX線画像を形成するX線画像形成手段と、前記X線画像形成手段が取得した複数枚の同一位相のX線画像を重ね合わせて積算画像を形成する積算手段と、前記積算手段が形成する積算画像から前記デバイスの画像を切り出す画像切り出し手段と、前記積算手段が形成する積算画像における前記デバイスに設けられているマーカの位置を検出するマーカ検出手段と、前記マーカ検出手段が検出した前記マーカの位置に基づいて、前記積算画像に映し出される前記デバイスの方向を特定するデバイス方向特定手段と、前記デバイス方向特定手段が特定した前記デバイスの方向に基づいて、前記デバイスが一定の方向を向くように前記画像切り出し手段が切り出した前記デバイスの画像を回転させ、回転された前記デバイスの画像を拡大させた拡大画像を形成する拡大画像形成手段とを備えることを特徴とするものである。

10

【0023】

〔作用・効果〕本発明に係るX線撮影装置によれば、デバイス方向特定手段はマーカ検出手段が検出する、X線画像におけるマーカの位置に基づいてデバイスの方向を特定する。デバイスの方向が特定されることにより、拡大画像形成手段が形成する拡大画像において、デバイスは一定の方向を向くこととなる。そのため、拡大画像に表示されるデバイスの視認性を向上させることができる。従って、本発明に係るX線撮影装置を用いてP C Iを行う場合、操作者はデバイスの進行方向を適切に把握し、安全にP C Iを行うことが可能となる。

20

【0024】

また、上述した発明において、先端にガイドワイヤが設けられ、ワイヤを介して前記デバイスと接続されているカテーテルをさらに備え、前記デバイス方向特定手段は、前記ガイドワイヤおよびワイヤを検出し、前記ガイドワイヤからワイヤを辿って前記ガイドワイヤとの距離が最も近い前記マーカを検出することによって前記デバイスの方向を特定することが好ましい。

【0025】

〔作用・効果〕本発明に係るX線撮影装置によれば、デバイス方向特定手段はガイドワイヤおよびワイヤを検出し、ガイドワイヤからワイヤを辿ってガイドワイヤとの距離が最も近い前記マーカを検出する。ガイドワイヤからワイヤを辿ることにより、血管の形状によりデバイスの向きが逆転していても、デバイスに設けられたマーカのうち、ガイドワイヤ側のマーカを特定することができる。その結果、デバイスの方向を好適に特定することが可能となる。

30

【0026】

また、上述した発明において、先端にガイドワイヤが設けられ、ワイヤを介して前記デバイスと接続されているカテーテルをさらに備え、前記デバイス方向特定手段は、前記カテーテルおよびワイヤを検出し、前記カテーテルからワイヤを辿って前記カテーテルとの距離が最も近い前記マーカを検出することによって前記デバイスの方向を特定することが好ましい。

【0027】

〔作用・効果〕本発明に係るX線撮影装置によれば、デバイス方向特定手段はカテーテルおよびワイヤを検出し、カテーテルからワイヤを辿ってカテーテルとの距離が最も近い前記マーカを検出する。カテーテルからワイヤを辿ることにより、血管の形状によりデバイスの向きが逆転していても、デバイスに設けられたマーカのうち、カテーテル側のマーカを特定することができる。その結果、デバイスの方向を好適に特定することが可能となる。

40

【0028】

また、上述した発明において、前記デバイス方向特定手段は、領域成長法による線抽出アルゴリズムを用いて前記デバイスの方向を特定することが好ましい。

【0029】

50

【作用・効果】本発明に係るX線撮影装置によれば、領域成長法を例とする線抽出アルゴリズムを用いてデバイスの方向を特定する。領域成長法は基準点を設定し、基準点に隣接し、基準点と同じ特徴を有する点を基準点と統合して基準点を成長させる画像分割方法である。そのためワイヤなどの細かい領域についても、基準点と統合してマーカとカテーテル等がワイヤで繋がった基準点群として特定できる。すなわち各々のマーカからワイヤを辿ってカテーテルやガイドワイヤなどと、マーカとの距離を算出できる。従ってデバイスに設けられた各々のマーカをより好適に区別し、デバイスの方向をより正確に特定することが可能となる。

【0030】

また、上述した発明において、画像を表示する画像表示手段をさらに備え、前記画像表示手段は、前記拡大画像形成手段が形成した拡大画像と、前記X線画像形成手段が形成したリアルタイムの前記X線画像とを並列させて表示することが好ましい。

10

【0031】

【作用・効果】本発明に係るX線撮影装置によれば、画像表示手段は、拡大画像とともに、リアルタイムのX線画像を並列させて表示する。拡大画像に表示されるデバイスの方向は常に一定であるので、拡大画像に表示されるデバイスの視認性は向上する。そして、リアルタイムのX線画像を並列させて表示することにより、操作者はデバイスのリアルタイム画像を同時に確認することができる。従って、操作者は並列された画像を確認することにより、より安全に術式を続行し、カテーテルを目的となる冠動脈へ到達させることが可能となる。

20

【発明の効果】

【0032】

本発明に係るX線撮影装置によれば、デバイス方向特定手段はマーカ検出手段が検出する、X線画像におけるマーカの位置に基づいてデバイスの方向を特定する。デバイスの方向が特定されることにより、拡大画像形成手段が形成する拡大画像において、デバイスは一定の方向を向くこととなる。そのため、拡大画像に表示されるデバイスの視認性を向上させることができる。従って、本発明に係るX線撮影装置を用いてP C Iを行う場合、操作者はデバイスの進行方向を適切に把握し、安全にP C Iを行うことが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

30

【図1】実施例に係るX線撮影装置の構成を説明する概略図である。

【図2】実施例に係るカテーテルの構成を説明する概略図である。

【図3】実施例に係るカテーテルの血管内における位置関係を説明する概略図である。

【図4】(a)は実施例に係るX線撮影装置に係る動作の工程を説明するフローチャートであり、(b)は実施例に係るステップS3の工程を詳しく説明するフローチャートである。

【図5】(a)は実施例に係るX線撮影装置の基本動作を説明する図であり、(b)は実施例に係る切り出し表示部が表示する画像を説明する図である。

【図6】(a)は領域成長法に係る工程を説明するフローチャートであり、(b)は領域成長法を用いて画素を領域分割する工程を説明する図である。

40

【図7】実施例において、ステントの方向を特定する方法を説明する図である。

【図8】従来例におけるマーカの特定方法の問題点を説明する概略図である。

【図9】従来例に係るX線撮影装置の構成を説明する概略図である。

【図10】従来例に係るカテーテルの構成を説明する概略図である。

【図11】従来例に係るカテーテルの血管内における位置関係を説明する概略図である。

【図12】(a)は従来例に係るX線撮影装置の基本動作を説明する図であり、(b)は従来例に係る切り出し表示部が表示する画像を説明する図である。

【図13】従来例に係る拡大画像の問題点を説明する概略図である。(a)はカテーテルの進行前の図を示しており、(b)はカテーテルの進行後の図を示している。

【発明を実施するための形態】

50

【0034】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図1は、実施例1に係るX線撮影装置の構成を説明する概略図である。

【0035】

<全体構成の説明>

図1に示されるように、実施例に係るX線撮影装置1は、天板3と、X線管5と、コリメータ7と、X線検出器9と、X線照射制御部11と、検出器制御部13と、画像処理部14と、主制御部15とを備えている。天板3は水平姿勢をとる被検体Mを載置させる。X線管5は被検体Mに対してX線を照射する。X線管5は本発明におけるX線源に相当する。

10

【0036】

X線管5の下方には、X線管5から照射されるX線を角錐となっているコーン状に制限するコリメータ7が設けられている。X線管5とX線検出器9は、天板3を挟んで対向配置されている。X線検出器9はX線管5から被検体Mに照射されて透過したX線を検出して電気信号に変換させ、X線検出信号として出力させる。実施例では、X線検出器9としてフラットパネル型検出器(FPD: Flat Panel Detector)を用いることとする。X線検出器9は本発明におけるX線検出手段に相当する。

【0037】

X線照射制御部11はX線管5に接続されており、X線管5から照射させるX線量、およびX線を照射させるタイミングなどを制御する。検出器制御部13はX線検出器9に接続されており、X線検出器9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。

20

【0038】

画像処理部14は、X線画像形成部16と、積算部17と、画像切り出し部19と、マーカ検出部20と、ステント方向特定部21と、拡大画像形成部22とを備えている。X線画像形成部16はX線検出器9の後段に設けられており、X線検出器9から出力されたX線検出信号に基づいて、X線画像を形成させる。積算部17はX線画像形成部16の後段に設けられており、X線画像形成部16が形成したX線画像を重ね合わせて重ね合わせ画像を形成する。なお、X線画像形成部16は本発明におけるX線画像形成手段に相当し、積算部17は本発明における積算手段に相当する。また重ね合わせ画像は本発明における積算画像に相当する。

30

【0039】

画像切り出し部19は積算部17の後段に設けられており、重ね合わせ画像に表示されるステントおよびステントの近傍の画像を切り出して切り出し画像を形成する。マーカ検出部20は積算部17の後段に設けられており、重ね合わせ画像に表示されるマーカを検出する。ステント方向特定部21はマーカ検出部20の後段に設けられており、重ね合わせ画像に写るステントの方向を特定する。そしてステント方向特定部21は、ステントの方向に関する情報を拡大画像形成部22に出力する。

【0040】

拡大画像形成部22は画像切り出し部19の後段に設けられており、画像切り出し部19が形成した切り出し画像は拡大画像形成部22に出力される。そして拡大画像形成部22は、ステント方向特定部21が出力した情報に基づいて、ステントの方向が一定となるように切り出し画像を回転させる。X線撮影装置1はさらにモニタ23を備えており、拡大画像形成部22は回転された切り出し画像を拡大して拡大画像を形成し、拡大画像をモニタ23に送信する。モニタ23は送信された拡大画像を表示する。

40

【0041】

なお、X線照射制御部11、検出器制御部13、および画像処理部14は主制御部15によって統括制御されている。そして、画像切り出し部19は本発明における画像切り出し手段に相当し、マーカ検出部20は本発明におけるマーカ検出手段に相当する。また、ステント方向特定部21は本発明におけるデバイス方向特定手段に相当し、拡大画像形成

50

部 2 2 は本発明における拡大画像形成手段に相当する。さらにモニタ 2 3 は本発明における画像表示手段に相当する。

【 0 0 4 2 】

図 2 は冠動脈インターベンション治療 (P C I) に使用するカテーテルシステム 2 4 の構成を示す概略図である。カテーテルシステム 2 4 は、カテーテル 2 5 と、ワイヤ 2 7 と、ガイドワイヤ 2 9 と、ステント 3 1 を備えている。ワイヤ 2 7 はカテーテル 2 5 の内部に挿通されている。ワイヤ 2 7 の先端にはガイドワイヤ 2 9 が設けられている。ステント 3 1 は、カテーテル 2 5 とガイドワイヤ 2 9 を繋ぐワイヤ 2 7 に設けられている。また、ステント 3 1 は複数のマーカ 3 3 を備えている。実施例においてマーカ 3 3 の数は 2 つであるが、マーカ 3 3 の数は適宜増やしてもよい。2 つのマーカ 3 3 のうち、一方のマーカ 3 3 はステント 3 1 の先端側に設けられており、他方のマーカ 3 3 はステント 3 1 の基端側に設けられている。

10

【 0 0 4 3 】

ステント 3 1 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、内部には図示しないバルーンが設けられている。P C I においては、冠動脈の細くなった部分にステント 3 1 を配置する。そして配置されたステント 3 1 をバルーンにより膨らませ、膨らんだステント 3 1 を血管内に留置することによって冠動脈を拡げて血流を正常に保つことができる。また、マーカ 3 3 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 3 1 の位置を明示する。なお、マーカ 3 3 を構成する材料の一例としては、金、プラチナ、タンタルなどの金属が挙げられる。ステント 3 1 は本発明

20

【 0 0 4 4 】

< 動作の説明 >

次に実施例に係る X 線撮影装置 1 の動作について説明する。説明を行うにあたり、X 線撮影装置 1 を用いて P C I を行う工程を例として用いることとする。図 4 の左図は実施例に係る X 線撮影装置 1 の動作の工程を説明するフローチャートである。そして図 4 の右図は、実施例に係るステップ S 4 の工程を具体的に説明するフローチャートである。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 1 (カテーテルの挿入)

P C I を行うにあたり、まず被検体 M の太ももの付け根などに小さな穴を開け、カテーテル 2 5 を血管内に挿入する。なお図 3 において、支管 3 7 および支管 3 9 を有する血管 3 5 に対してカテーテル 2 5 を挿入し、ステント 3 1 をガイドワイヤ 2 9 とともに支管 3 7 に挿入した状態を示している。

30

【 0 0 4 6 】

ステップ S 2 (X 線画像の撮影)

そして被検体 M の血管内にカテーテル 2 5 を挿入した後、X 線画像の撮影を連続して行う。すなわち、X 線管 5 より被検体 M に対して X 線が断続的に照射される。被検体 M を透過した X 線は X 線検出器 9 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、変換された X 線検出信号は X 線画像形成部 1 6 へと出力される。

40

【 0 0 4 7 】

X 線画像形成部 1 6 は出力された X 線検出信号に基づいて、カテーテル 2 5 やステント 3 1 などが映し出された X 線画像 4 1 を断続的に形成させる。実施例において、X 線画像 4 1 の撮影は例えば 1 5 ~ 3 0 F P S 程度のフレームレートで行われる。X 線画像形成部 1 6 において形成された X 線画像 4 1 の各々は積算部 1 7 へ送信される。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 3 (重ね合わせ画像の形成)

積算部 1 7 は、ステント 3 1 のリアルタイム像を強調表示するため、新しく取得された複数枚の X 線画像 4 1 を重ね合わせる。実施例 1 においては重ね合わせる枚数は 5 枚とするが、枚数については適宜変更してもよい。図 5 (a) 上段において、X 線画像形成部 1 6 から送信された最も新しい X 線画像 4 1 を X 線画像 4 1 a とし、X 線画像 4 1 a の次に

50

新しいX線画像41を順に符号41b~41eで示すものとする。なお、図5に示される支管37および支管39を含む血管35は、細線で模式的に示している。

【0049】

X線画像41a~41eの各々に写るカテーテル25およびステント31の位置は、被検体Mの脈拍や呼吸によって異なっている。そこで積算部17はマーカ33の各々を基準として、X線画像41a~41eを重ね合わせ、重ね合わせ画像43を取得する(図5(a)下段左)。取得された重ね合わせ画像43は、画像切り出し部19およびマーカ検出部20の各々へ送信される。

【0050】

ステップS4(ステントの進行方向の特定)

10

マーカ検出部20は、送信された重ね合わせ画像43に映し出されるマーカ33の各々を検出する(ステップS4-1)。検出されたマーカ33の各々に係る情報はマーカ検出部20からステント方向特定部21へ送信される。ステント方向特定部21は、検出されたマーカ33の各々に基づいて、マーカ33とカテーテル25、およびマーカ33とガイドワイヤ29との位置関係を算出する(ステップS4-2)。各々のマーカ33、カテーテル25、およびガイドワイヤ29の各々の位置関係を算出する方法として、線抽出アルゴリズムが用いられる。実施例ではその具体例として、領域成長法(Region Growing)を用いることとする。

【0051】

そしてステント方向特定部21は、算出された位置関係に基づいてマーカ33のうち、ステント31の先端側に設けられたマーカ33と、ステント31の基端側に設けられたマーカ33とを特定する(ステップS4-3)。すなわち、ステント31に設けられたマーカ33のうち、ガイドワイヤ29の側(ステント31の先端側)に位置していると特定されたマーカ33をマーカ33aとラベルする。そして、カテーテル25の側(ステント31の基端側)に位置していると特定されたマーカ33をマーカ33bとラベルする。マーカ33aおよびマーカ33bをラベルすることにより、ステント31の進行方向を特定することができる。

20

【0052】

ここで領域成長法を用いて位置関係を算出する方法を具体的に説明する。領域成長法は、基準点として注目している画素と、それに隣接している画素とが互いに同じ特徴を持っている場合に、それらを一つの領域に統合する処理を順次実行する。そして順次統合することによって特徴が等しい領域を少しずつ成長させ、最終的に画像全体の領域分割を行う方法である。

30

【0053】

図6(a)は領域成長法のフローチャートである。そして図6(b)において、画素Aが5行×5列の2次元マトリクス状に配列された領域を例にとって領域成長法の説明を行う。なお、各々の画素Aを区別して呼ぶ場合は行数g、列数hを付して画素A(g,h)と記載する。

【0054】

領域成長法において、まず基準点を設定する。図6(b)においては当初の基準点として画素A(3,3)が設定されたものとし、以下基準点に統合される画素Aを斜線で表示するものとする(図6(b)左上)。次に基準点である画素A(3,3)に隣接する画素Aについて画素値を確認する。画素値が予め決められた条件を満たす場合は隣接する画素Aを基準点に統合し、条件を満たさない場合は隣接する画素Aを基準点に統合せず放置する。

40

【0055】

なお、図6(b)において、画素値が条件を満たす画素Aについては符号○を付し、条件を満たさない画素Aについては符号×を付している。従って、画素A(3,3)に隣接する画素Aのうち、画素A(2,3)、画素A(3,2)、画素A(3,4)は基準点に統合され、画素A(4,3)は基準点に統合されずに放置される(図6(b)右上)。

50

【 0 0 5 6 】

そして隣接する未確認の画素が存在しなくなるまで画素値の確認と基準点への統合を繰り返す(図6(b)左下)。その結果、当初の基準点である画素A(3,3)と連続し、かつ予め決められた条件を満たす画素Aの全てが、斜線で示される領域として特定される(図6(b)右下)。

【 0 0 5 7 】

実施例では、X線画像41において、カテーテルシステム24が写っている領域を特定するために領域成長法による画像分割を行う。カテーテルシステム24を構成するカテーテル25などは、いずれも血管よりX線透過率の低い材料で構成される。そこで、検出されたマーカ33を基準点として設定する。そして、画素値が一定の値より小さいことを基準点に統合する条件として、領域成長法による画像分割を実行する。その結果、基準点であるマーカ33に、マーカ33と繋がっているカテーテル25、ワイヤ27、ガイドワイヤ29、およびステント31が統合され、カテーテルシステム24の写っている領域が特定される。

【 0 0 5 8 】

画像分割により特定されたカテーテルシステム24の写っている領域のうち、連続して最も長い線になっている基準点群を抽出する。なお、抽出された基準点群を以下、基準点線Bとする。基準点線Bを抽出することによって領域成長法による画像分割は完了する。

【 0 0 5 9 】

そして図7に示すように、基準点線Bの太さを算出する。基準点線Bの太さは、基準点線Bの垂線の長さから算出される。カテーテルシステム24のうち、ワイヤ27の太さPはマーカ33の太さQより細くなるよう構成される。また、ガイドワイヤ29の太さRはワイヤ27の太さPより太くなるよう構成される。そのため、マーカ33からガイドワイヤ29の方向へワイヤ27を辿っていくと、マーカ33とワイヤ27の境界において基準点線Bの太さがQからPへと変化し、さらにガイドワイヤ29の先端を超えると基準点線Bの太さが0になる。従って、基準点線Bの太さがRから0に変化する位置から基準点線Bの太さがPであるワイヤ27を辿ることにより、ステント31の先端側に設けられているマーカ33をマーカ33aとして特定できる。

【 0 0 6 0 】

一方、カテーテルシステム24のうち、カテーテル25の太さSはマーカ33の太さQより太くなるよう構成される。そのため、マーカ33からカテーテル25の方向へワイヤ27を辿ると、マーカ33とワイヤ27の境界において基準点線Bの太さがQからPへと変化する。そしてワイヤ27とカテーテル25の境界において基準点線Bの太さがPからSへと急激に変化し、その太さSが一様に続く。従って、基準点線Bの太さがSと検出されるカテーテル25から、基準点線Bの太さがPであるワイヤ27を辿ることによって、ステント31の基端側に設けられているマーカ33をマーカ33bとして特定できる。特定されたマーカ33aおよびマーカ33bについての情報は、ステント方向特定部21から拡大画像形成部22へ送信される。

【 0 0 6 1 】

ステップS5(拡大画像の形成)

画像切り出し部19は、積算部17から送信された重ね合わせ画像43から、ステント31とその周辺領域の画像を切り出して切り出し画像44を形成する。形成された切り出し画像44は拡大画像形成部22へ送信される。拡大画像形成部22は、ステント方向特定部21から送信された情報に基づいて、切り出し画像44を回転させる(図5(a)下段中央)。具体的には切り出し画像44に表示されるステント31について、マーカ33aが画像の上部に位置し、マーカ33bが画像の下部に位置するように回転させる。そして拡大画像形成部22は回転させた切り出し画像44を拡大して拡大画像45を形成する。また、ステント31の視認性を上げるため、ステント31の進行方向を表示する矢印Dを拡大画像45に表示させる(図5(a)下段右)。

【 0 0 6 2 】

ステップS 6 (結合画像の表示)

拡大画像形成部 2 2 は、図 5 (b) に示すように、取得された拡大画像 4 5 をモニタ 2 3 に送信する。また、X 線画像形成部 1 6 からモニタ 2 3 に対して最新の X 線画像 4 1 a が送信される。モニタ 2 3 は送信された X 線画像 4 1 a および拡大画像 4 5 を並列させて結合画像 4 7 を形成する。そしてモニタ 2 3 は形成された結合画像 4 7 を表示する。

【 0 0 6 3 】

拡大画像 4 5 において、X 線画像 4 1 a ~ 4 1 e の各々に映し出されたステント 3 1 の像がマーカ 3 3 を基準に重ね合わせられ、さらに拡大されて切り出される。拡大画像 4 5 に映し出されるステント 3 1 の像は先端側が常に上側に表示されているので、操作者はステント 3 1 の方向を容易に確認できる。また、X 線画像 4 1 a は最新の X 線画像 4 1 であるので、結合画像 4 7 において、視認性の高いステント 3 1 のリアルタイム像が表示されることとなる。

10

【 0 0 6 4 】

そしてステップ S 6 の工程が終了した後、さらにステップ S 2 ~ S 6 に係る工程を順次繰り返す。ステップ S 2 ~ S 6 に係る工程を繰り返すことにより、結合画像 4 7 において、視認性の高いステント 3 1 のリアルタイム像を表示し続けることができる。従って操作者は結合画像 4 7 を確認することにより、安全に P C I の術式を続行し、カテーテル 2 5 を目的となる冠動脈へ進めることができる。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 7 (ステントの載置)

操作者は、結合画像 4 7 に表示されるステント 3 1 のリアルタイム像を確認しつつ、カテーテル 2 5 を冠動脈の細くなった部分へ到達させる。そしてステント 3 1 の内部に設けられたバルーンを膨らませる。ステント 3 1 はバルーンによって膨らむので、細くなった冠動脈は広げられる。膨らんだステント 3 1 を血管内に載置することによって冠動脈の血流は正常に保たれる。ステント 3 1 を載置させた後、血管を辿ってカテーテル 2 5 を被検体 M から抜き出し、P C I は終了する。

20

【 0 0 6 6 】

< 実施例の構成による効果 >

以上のように、実施例に係る X 線撮影装置によれば、表示されるデバイスの方向を固定させ、操作者に対するデバイスの視認性を向上させる X 線撮影装置の提供が可能となる。以下、実施例に係る構成による効果について説明する。

30

【 0 0 6 7 】

従来例に係る X 線撮影装置 1 0 0 では、ステント 1 1 7 に設けられた 2 つのマーカ 1 1 9 の各々を区別できない。そして重ね合わせ画像 1 2 9 から拡大画像 1 3 1 を形成させる場合、切り出し表示部 1 1 1 は、切り出したステント 1 1 7 の像を、マーカ 1 1 9 の一方が拡大画像 1 3 1 の上部に、マーカ 1 1 9 の他方が拡大画像 1 3 1 の下部に位置するように回転する。このとき、切り出し表示部 1 1 1 は回転に必要な角度が小さくなる方向へ回転させる。すなわちステント 1 1 7 の進行方向に関わらず、2 つのマーカ 1 1 9 を結ぶ直線が右肩下がりとなる場合、切り出し表示部 1 1 1 は重ね合わせ画像 1 2 9 から切り出したステント 1 1 7 の像を右回りに回転させて拡大画像 1 3 1 を形成する。

40

【 0 0 6 8 】

一方、重ね合わせ画像 1 2 9 において 2 つのマーカ 1 1 9 を結ぶ直線が右肩上がりとなる場合、切り出し表示部 1 1 1 は重ね合わせ画像 1 2 9 から切り出したステント 1 1 7 の像を左回りに回転させて拡大画像 1 3 1 を形成する。このような構成を有する従来例では、図 1 3 のように、2 つのマーカ 1 1 9 を結ぶ直線が右肩上がりから右肩下がりに変化する際に、拡大画像 1 3 1 においてステント 1 1 7 の先端部と基端部の位置が突然入れ替わる。すなわち拡大画像 1 3 1 に表示されるステント 1 1 7 の進行方向が突然逆転することとなる。その結果、従来の X 線撮影装置ではステント 1 1 7 の適切な進行方向を把握することが困難になるので、カテーテル 1 1 3 の操作者は安全に P C I を行うことができない。

50

【 0 0 6 9 】

拡大画像 1 3 1 に表示されるステント 1 1 7 の進行方向を固定するためには、X 線画像 1 2 7 において、ステント 1 1 7 の先端側に設けられたマーカ（以下、便宜的にマーカ 1 1 9 a とする）と、ステント 1 1 7 の基端側に設けられたマーカ（以下、便宜的にマーカ 1 1 9 b とする）を区別する必要がある。マーカ 1 1 9 を区別する方法の従来例としては、カテーテル 1 1 3 との直線距離の差からマーカ 1 1 9 a とマーカ 1 1 9 b を特定する方法がある。

【 0 0 7 0 】

しかし従来の方法では以下のような問題が懸念される。すなわち図 8 (a) のようにカテーテル 1 1 3 が直線状の血管の内部を進んでいる場合、マーカ 1 1 9 b の方がマーカ 1 1 9 a よりもカテーテル 1 1 3 との距離が近くなる。一方、図 8 (b) に示すようにカテーテル 1 1 3 が曲がりくねった血管の内部を進んでいる場合、X 線画像 1 2 7 においてマーカ 1 1 9 b の方がマーカ 1 1 9 a よりカテーテル 1 1 3 との距離が近くなる。従って、X 線画像 1 2 7 に表示されるカテーテル 1 1 3 との直線距離に基づいてマーカ 1 1 9 を正確に区別することは困難である。

【 0 0 7 1 】

そこで実施例に係る X 線撮影装置では、領域成長法を例とする線抽出アルゴリズムを用いることにより、ステントに設けられたマーカを正確に区別することを可能としている。領域成長法は注目している画素を基準点として設定し、基準点に隣接している画素が一定の条件を満たす場合に基準点と統合して基準点を成長させる画像分割方法である。そのためマーカを基準点とすることにより、ワイヤなどの細い領域を統合してマーカとカテーテル等がワイヤで繋がった基準点群を特定できる。そして各々のマーカからワイヤを辿ってカテーテルなどの特徴点との距離を算出することにより、2 つのマーカを正確に区別することができる。

【 0 0 7 2 】

そして区別されたマーカの情報に基づいて重ね合わせ画像から切り出された切り出し画像を適切な方向に回転させることにより、拡大画像に表示されるステントの進行方向を常に固定させることができる。さらにステントの進行方向を示す矢印を拡大画像に表示することにより、ステントの視認性をさらに向上させることができる。従って、本発明に係る X 線撮影装置を用いて P C I を行うことにより、操作者はステントの適切な進行方向を把握し、より安全に P C I を実行することが可能となる。

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

(1) 上述した各実施例では、複数のマーカ 3 3 のうちから、ステント 3 1 の先端側に設けられたマーカ 3 3 a と、ステント 3 1 の基端側に設けられたマーカ 3 3 b とを特定したが、これに限られない。すなわちカテーテル 2 5 との位置関係からマーカ 3 3 b のみを特定する構成としてもよい。また、ガイドワイヤ 2 9 との位置関係からマーカ 3 3 a のみを特定する構成としてもよい。

【 0 0 7 5 】

(2) 上述した各実施例では、重ね合わせ画像 4 3 からステント 3 1 の像を切り出した後に回転させ、回転させた後に画像を拡大させたが、これに限られない。すなわち X 線画像の重ね合わせ、切り出し画像の形成、切り出し画像の回転、および切り出し画像の拡大の工程の各々について、順番を適宜入れ替えてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 6 】

- 1 ... X 線撮影装置
- 5 ... X 線管 (X 線源)
- 9 ... X 線検出器 (X 線検出手段)

10

20

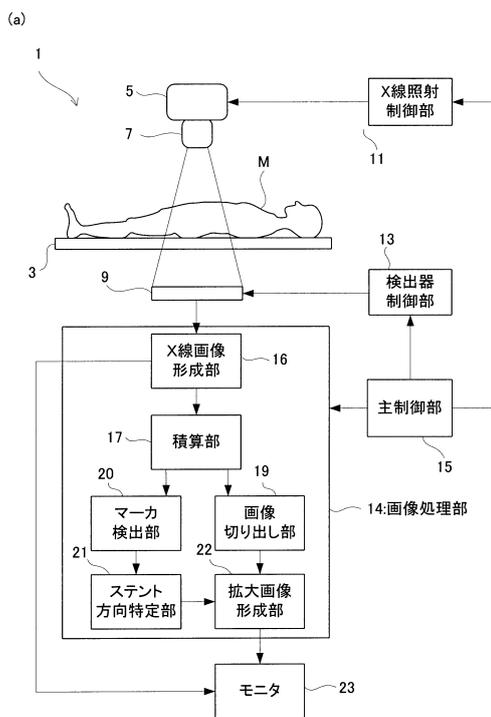
30

40

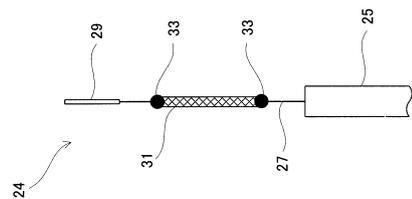
50

- 1 6 ... X線画像形成部 (X線画像形成手段)
- 1 7 ... 積算部 (積算手段)
- 1 9 ... 画像切り出し部 (画像切り出し手段)
- 2 1 ... ステント方向特定部 (デバイス方向特定手段)
- 2 2 ... 拡大画像形成部 (拡大画像形成手段)
- 2 3 ... モニタ (画像表示手段)
- 2 5 ... カテーテル
- 2 7 ... ワイヤ
- 3 1 ... ステント (デバイス)
- 3 3 ... マーカ
- 4 1 ... X線画像
- 4 3 ... 重ね合わせ画像
- 4 5 ... 拡大画像
- 4 7 ... 結合画像

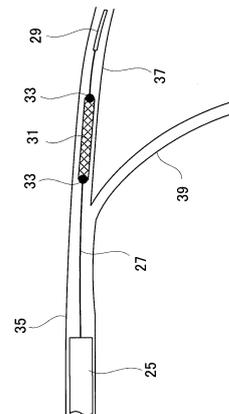
【図1】



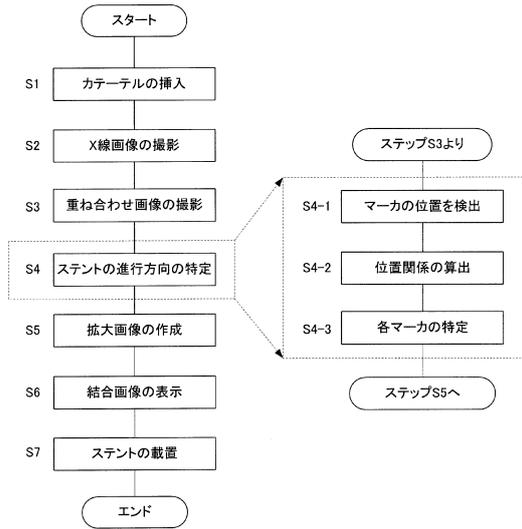
【図2】



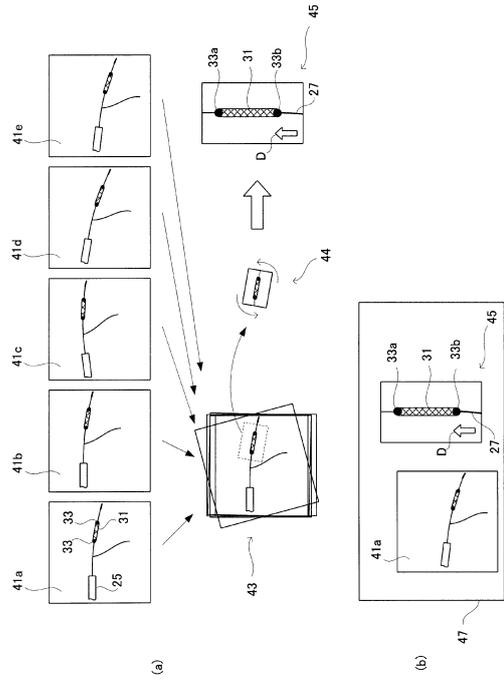
【図3】



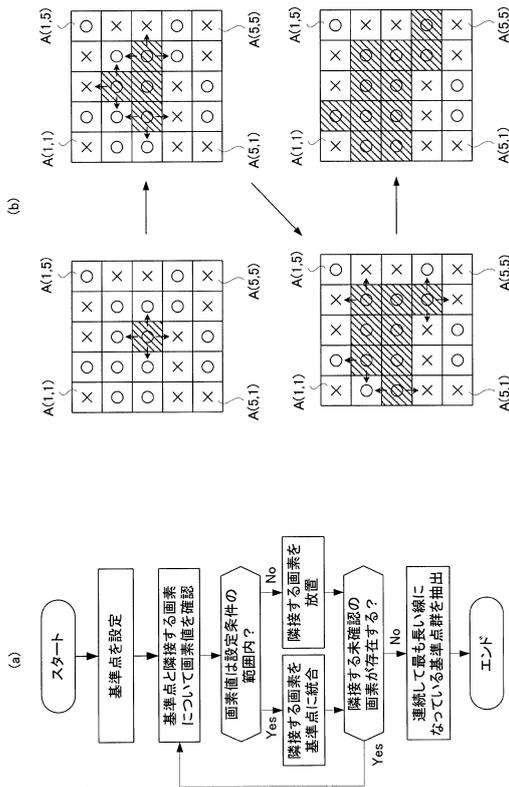
【図4】



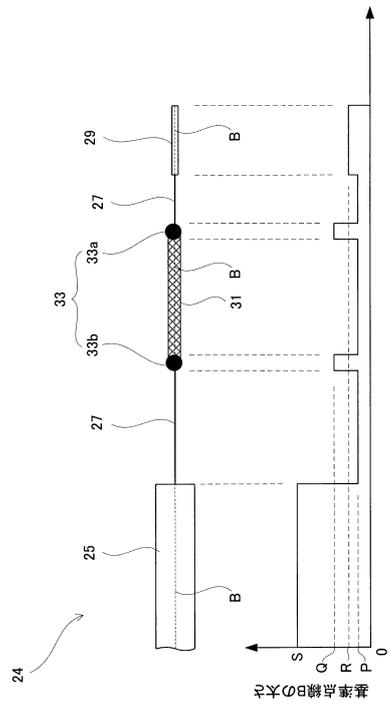
【図5】



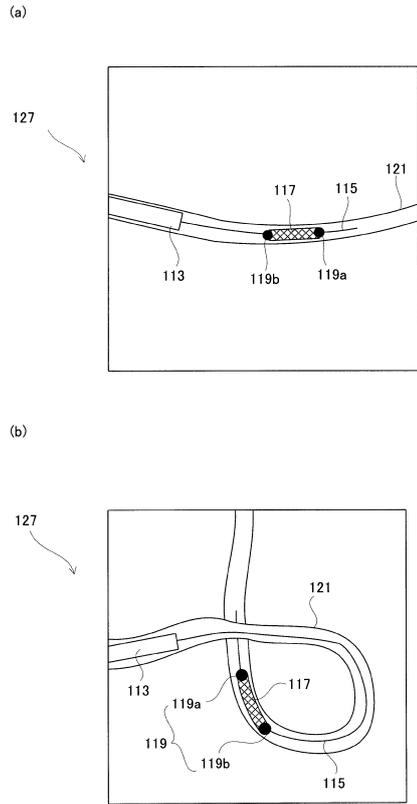
【図6】



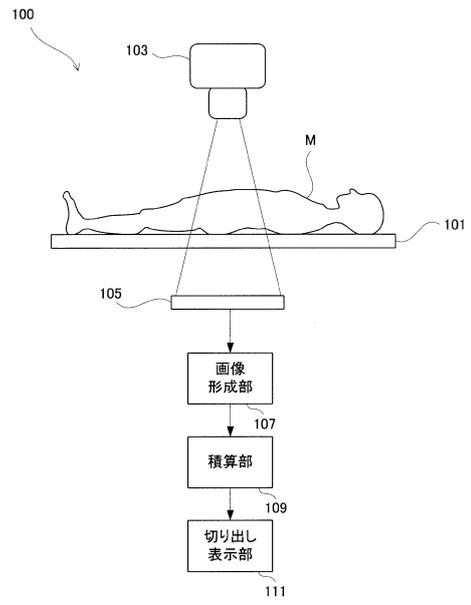
【図7】



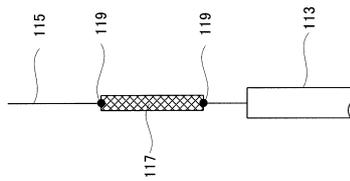
【図8】



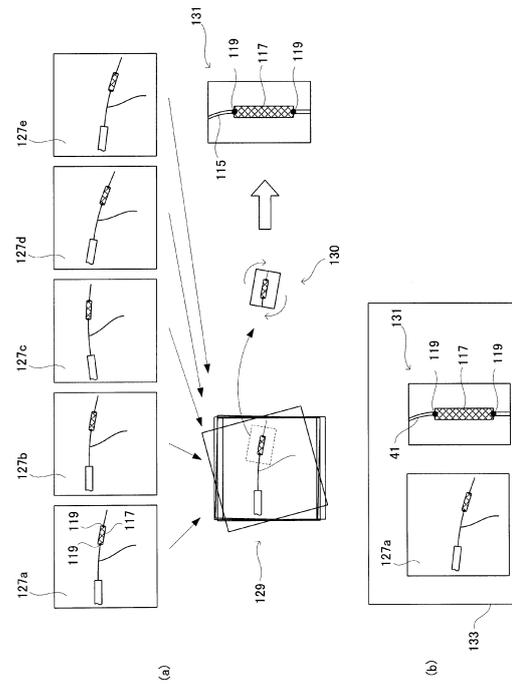
【図9】



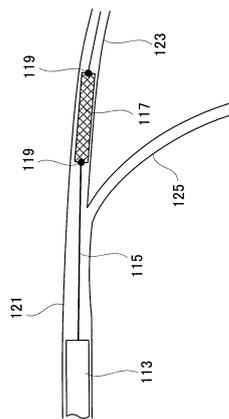
【図10】



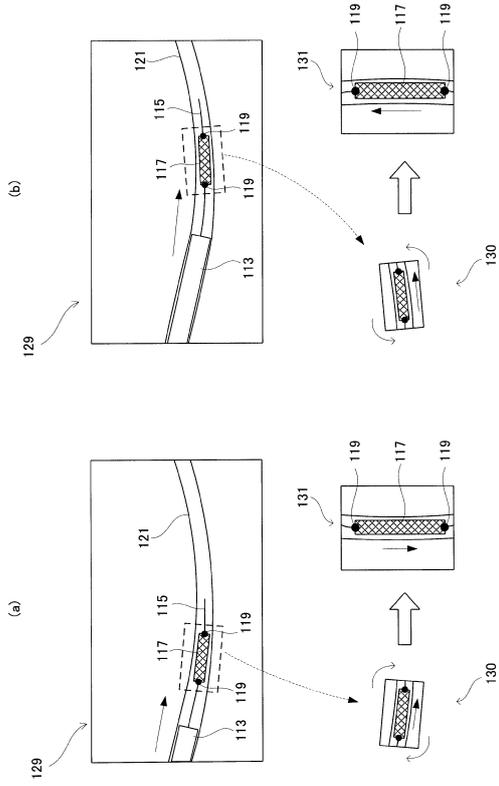
【図12】



【図11】



【 図 13 】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開2010-131371(JP,A)
特開2012-217671(JP,A)
特開2011-050621(JP,A)
国際公開第2012/143971(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14