

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6373654号
(P6373654)

(45) 発行日 平成30年8月15日 (2018. 8. 15)

(24) 登録日 平成30年7月27日 (2018. 7. 27)

(51) Int. Cl.

F 1

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 O

A 6 1 B 6/00 3 3 O B

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-130526 (P2014-130526)
 (22) 出願日 平成26年6月25日 (2014. 6. 25)
 (65) 公開番号 特開2016-7435 (P2016-7435A)
 (43) 公開日 平成28年1月18日 (2016. 1. 18)
 審査請求日 平成29年5月16日 (2017. 5. 16)

(73) 特許権者 594164542
 キヤノン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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 大橋 俊平
 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内
 (72) 発明者 榊原 淳
 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内
 (72) 発明者 小林 信夫
 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内

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】

被検体を透過したX線を検出することで時系列的な複数のX線画像の投影データを生成する撮像動作を実行するX線診断装置であって、

前記被検体内への血管治療具の留置前の前記撮像動作で生成される時系列的な複数の留置前X線画像の投影データを取得することで、前記被検体の血管内に挿入された計測装置の位置を前記複数の留置前X線画像からそれぞれ検出後、前記血管治療具の留置後の前記撮像動作で生成される時系列的な複数の留置後X線画像の投影データをリアルタイムで取得することで、前記計測装置の位置を前記複数の留置後X線画像からそれぞれ検出する位置検出部と、

前記位置検出部により検出された前記計測装置の各位置に基づいて、前記複数の留置前X線画像と、前記複数の留置後X線画像とに対して、前記計測装置の位置変化の周期をそれぞれ検出する周期検出部と、

前記計測装置の位置変化の周期に基づいて、前記複数の留置後X線画像に対してそれぞれ、前記計測装置の位置変化の位相が近い前記留置前X線画像を対応づける位相照合処理を実行する位相照合部と、

前記位相照合処理の結果に基づいて、前記複数の留置後X線画像に対してそれぞれ、前記位相が近い前記留置前X線画像における前記計測装置の位置情報を重畳しつつ、前記複数の留置後X線画像を表示する表示部と

を備えることを特徴とするX線診断装置。

【請求項 2】

前記位置検出部は、

前記時系列的な複数の留置前 X 線画像の投影データをリアルタイムで取得することで、前記被検体の血管内に挿入された前記計測装置の位置を前記複数の留置前 X 線画像からそれぞれリアルタイムで検出する、

請求項 1 記載の X 線診断装置。

【請求項 3】

被検体を透過した X 線を検出することで時系列的な複数の X 線画像の投影データを生成する撮像動作を実行する X 線診断装置であって、

前記被検体内への血管治療具の留置前の前記撮像動作で生成及び保存された時系列的な複数の留置前 X 線画像の投影データを取得し、前記複数の留置前 X 線画像を表示する表示部と、

前記血管治療具の留置後の前記撮像動作で生成される時系列的な複数の留置後 X 線画像の投影データを取得することで、前記被検体の血管内に挿入された計測装置の位置を前記複数の留置後 X 線画像からそれぞれリアルタイムで検出する位置検出部と、

前記複数の留置前 X 線画像内での前記計測装置の位置変化の周期に関する入力情報を前記複数の留置前 X 線画像を表示開始後に取得し、前記入力情報に基づいて前記複数の留置前 X 線画像に対して前記計測装置の位置変化の周期を決定後、前記位置検出部により検出された前記計測装置の位置に基づいて、前記複数の留置後 X 線画像に対して前記計測装置の位置変化の周期を検出する周期検出部と、

前記計測装置の位置変化の周期に基づいて、前記複数の留置後 X 線画像に対してそれぞれ、前記計測装置の位置変化の位相が最も近い前記留置前 X 線画像を対応づける位相照合処理を実行する位相照合部と

を備え、

前記表示部は、前記位相照合処理の結果に基づいて、前記複数の留置後 X 線画像に対してそれぞれ、前記位相が最も近い前記留置前 X 線画像における前記計測装置の位置情報を重畳しつつ、前記複数の留置後 X 線画像を表示する

ことを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置において、

前記血管治療具の留置前の前記撮像動作の実行中に、前記血管治療具の留置箇所を挟む第 1 地点及び第 2 地点で前記計測装置により血圧がそれぞれ測定された場合、

前記周期検出部は、前記第 1 地点での血圧測定時の時系列的な複数の留置前 X 線画像である第 1 X 線画像群に対して前記計測装置の位置変化の第 1 周期を検出すると共に、前記第 2 地点での血圧測定時の時系列的な複数の留置前 X 線画像である第 2 X 線画像群に対して前記計測装置の位置変化の第 2 周期を検出し、

前記位相照合部は、前記第 1 周期及び前記第 2 周期に基づく前記位相照合処理として、前記複数の留置後 X 線画像に対してそれぞれ、前記第 1 X 線画像群の中で位相が最も近い前記留置前 X 線画像を対応づけると共に、前記第 2 X 線画像群の中で位相が最も近い前記留置前 X 線画像を対応づけ、

前記表示部は、前記複数の留置後 X 線画像を表示に際して、前記第 1 X 線画像群の中で位相が最も近い前記留置前 X 線画像における前記計測装置の位置情報と、前記第 2 X 線画像群の中で位相が最も近い前記留置前 X 線画像における前記計測装置の位置情報とを重畳する

ことを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 5】

被検体を透過した X 線を検出することで時系列的な複数の X 線画像の投影データを生成する撮像動作を実行する X 線診断装置であって、

過去の前記撮像動作で生成及び保存された時系列的な複数の過去の X 線画像の投影データを取得すると共に、リアルタイムで実行中の前記撮像動作で生成される時系列的な複数の

10

20

30

40

50

リアルタイム X 線画像の投影データを取得することで、前記複数の過去 X 線画像及び前記複数のリアルタイム X 線画像から、前記被検体の血管内に挿入された計測装置の位置をそれぞれ検出する位置検出部と、

前記位置検出部により検出された前記計測装置の各位置に基づいて、前記複数の過去 X 線画像と、前記複数のリアルタイム X 線画像とに対して、前記計測装置の位置変化の周期をそれぞれ検出する周期検出部と、

前記計測装置の位置変化の周期に基づいて、前記複数のリアルタイム X 線画像に対してそれぞれ、前記計測装置の位置変化の位相が最も近い前記過去 X 線画像を対応づける位相照合処理を実行する位相照合部と、

前記位相照合処理の結果に基づいて、前記複数のリアルタイム X 線画像に対してそれぞれ、前記位相が最も近い前記過去 X 線画像における前記計測装置の位置情報を重畳しつつ、前記複数のリアルタイム X 線画像を表示する表示部と

を備えることを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置において、

前記周期検出部は、

連続する 2 つの X 線画像間での前記計測装置の位置変化量を検出し、

撮像時刻が次の X 線画像との間の前記位置変化量が極小値となる任意の X 線画像を第 1 基準 X 線画像として特定し、

前記第 1 基準 X 線画像の次に前記位置変化量が極小値となると共に、撮像時刻が前後の X 線画像よりも、前記計測装置の位置が前記第 1 基準 X 線画像における前記計測装置の位置に近い第 2 基準 X 線画像を特定し、

前記第 1 基準 X 線画像から、前記第 2 基準 X 線画像よりも撮像時刻が 1 つ前の X 線画像までを、前記計測装置の位置変化の 1 周期の X 線画像群として検出する

ことを特徴とする X 線診断装置。

【請求項 7】

請求項 1 ないし 6 のいずれか 1 項に記載の X 線診断装置において、

前記位置検出部は、前記計測装置として、血圧を測定するデバイスの位置を検出する

ことを特徴とする X 線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、X 線診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

ステントとは、血管或いは他の生体内管腔が狭窄もしくは閉塞することで生じる疾患を治療するために、その狭窄部位又は閉塞部位を拡張し、その管腔サイズを維持するためにそこに留置する医療用具である。ステントは、心臓や頸動脈および下肢動脈の血管形成術で用いられ、例えば虚血性心疾患における循環器治療分野において重要な医療用具となっている。

【0003】

金属素材で形成されたステントの場合、異物が永久に体内に残る点や、金属が受ける磁氣的引力のため磁気共鳴イメージング診断が困難となる点などの課題がある。このため、磁気共鳴イメージングに問題のない素材であって、且つ、例えば数年で生体に分解吸収されて消滅する素材で形成された生体吸収ステントが広まりつつある。

【0004】

ステントを冠動脈の狭窄部位に留置する治療では、治療効果の評価のために、例えば FFR (Fractional Flow Reserve) が狭窄部位の周囲で測定される。FFR は、冠動脈の狭窄によって引き起こされる心筋虚血の程度を示す指標であり、狭窄存在下の最大冠血流量と、狭窄非存在下の最大冠血流量との比で示される。FFR は例えば、プレッシャーワイ

10

20

30

40

50

ヤ（圧力センサ付ガイドワイヤ）によって、ステントの留置前（狭窄存在下）と、ステントの留置後（狭窄非存在下）に冠動脈の血圧をそれぞれ計測することで算出される（例えば、特許文献１参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２０１４－６１２６８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

10

生体吸収ステントは、一般にはポリマーなどのＸ線吸収率が極めて低い材料で形成されており、Ｘ線透過性である。従って、生体吸収ステントが体内に入った患者をＸ線診断装置で撮像しても、ポリマーステントは、周囲のＸ線透過性の人体組織と同様にＸ線画像において明るく投影されるため、識別できない。即ち、Ｘ線診断装置を用いた透視下治療において、生体吸収ステントをＸ線画像上で直接観察することはできない。

【０００７】

ここで、ＦＦＲの測定では、生体吸収ステントの留置前において、例えば狭窄によって血管径が狭まった部分の前後の２地点から血圧が測定される。しかし、生体吸収ステントの留置後では、理想的には血管が拡張されて前後の血管とほぼ同径になる上に、生体吸収ステントがＸ線画像に投影されないのので、生体吸収ステントの留置前の血圧測定地点を識別し難い。一方で、血流改善程度を正確に評価する上では、ＦＦＲ測定における血圧測定箇所は、生体吸収ステントの留置前と留置後とではほぼ合致させることが望ましい。

20

【０００８】

このため、血流改善の正確な評価の観点から、ステント留置前と同位置でのステント留置後のＦＦＲ計測を可能にするために、ステント留置後においてステント留置前の血圧測定位置を再現する新たな技術が要望されていた。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

以下、本発明の実施形態が取り得る態様を、態様毎に説明する。

【００１０】

30

（１）一実施形態では、Ｘ線診断装置は、被検体を透過したＸ線を検出することで時系列的な複数のＸ線画像の投影データを生成する撮像動作を実行するものであり、以下の構成の位置検出部、周期検出部、位相照合部、表示部を有する。

位置検出部は、被検体内への血管治療具の留置前の撮像動作で生成される時系列的な複数の留置前Ｘ線画像の投影データをリアルタイムで取得することで、被検体の血管内に挿入された計測装置の位置を複数の留置前Ｘ線画像からそれぞれ検出後、血管治療具の留置後の撮像動作で生成される時系列的な複数の留置後Ｘ線画像の投影データを取得することで、計測装置の位置を複数の留置後Ｘ線画像からリアルタイムでそれぞれ検出する。

周期検出部は、位置検出部により検出された計測装置の各位置に基づいて、複数の留置前Ｘ線画像と、複数の留置後Ｘ線画像とに対して、計測装置の位置変化の周期をそれぞれ検出する。

40

位相照合部は、計測装置の位置変化の周期に基づいて、複数の留置後Ｘ線画像に対してそれぞれ、計測装置の位置変化の位相が最も近い留置前Ｘ線画像を対応づける位相照合処理を実行する。

表示部は、位相照合処理の結果に基づいて、複数の留置後Ｘ線画像に対してそれぞれ、位相が最も近い留置前Ｘ線画像における計測装置の位置情報を重畳しつつ、複数の留置後Ｘ線画像を表示する。

【００１１】

（２）別の実施形態では、Ｘ線診断装置は、上記同様の撮像動作を実行するものであり、以下の構成の位置検出部、周期検出部、位相照合部、表示部を有する。

50

位置検出部は、過去の撮像動作で生成及び保存された時系列的な複数の過去X線画像の投影データを取得すると共に、リアルタイムで実行中の撮像動作で生成される時系列的な複数のリアルタイムX線画像の投影データを取得することで、複数の過去X線画像及び複数のリアルタイムX線画像から、被検体の血管内に挿入された計測装置の位置をそれぞれ検出する。

周期検出部は、位置検出部により検出された計測装置の各位置に基づいて、複数の過去X線画像と、複数のリアルタイムX線画像とに対して、計測装置の位置変化の周期をそれぞれ検出する。

位相照合部は、計測装置の位置変化の周期に基づいて、複数のリアルタイムX線画像に対してそれぞれ、計測装置の位置変化の位相が最も近い過去X線画像を対応づける位相照合処理を実行する。

10

表示部は、位相照合処理の結果に基づいて、複数のリアルタイムX線画像に対してそれぞれ、位相が最も近い過去X線画像における計測装置の位置情報を重畳しつつ、複数のリアルタイムX線画像を表示する。

【0012】

(3) 別の一実施形態では、X線診断装置は、上記同様の撮像動作を実行するものであり、以下の構成の位置検出部、周期検出部、位相照合部、表示部を有する。

表示部は、被検体内への血管治療具の留置前の撮像動作で生成及び保存された時系列的な複数の留置前X線画像の投影データを取得し、これら複数の留置前X線画像を表示する。

20

位置検出部は、血管治療具の留置後の撮像動作で生成される時系列的な複数の留置後X線画像の投影データを取得することで、被検体の血管内に挿入された計測装置の位置を複数の留置後X線画像からそれぞれリアルタイムで検出する。

周期検出部は、複数の留置前X線画像内での計測装置の位置変化の周期に関する入力情報を複数の留置前X線画像を表示開始後に取得し、入力情報に基づいて複数の留置前X線画像に対して計測装置の位置変化の周期を決定後、位置検出部により検出された計測装置の位置に基づいて、複数の留置後X線画像に対して計測装置の位置変化の周期を検出する。

位相照合部は、計測装置の位置変化の周期に基づいて、複数の留置後X線画像に対してそれぞれ、計測装置の位置変化の位相が最も近い留置前X線画像を対応づける位相照合処理を実行する。

30

表示部は、位相照合処理の結果に基づいて、複数の留置後X線画像に対してそれぞれ、位相が最も近い留置前X線画像における計測装置の位置情報を重畳しつつ、複数の留置後X線画像を表示する。

【0013】

(4) 別の一実施形態では、画像処理装置は、以下構成の位置検出部、周期検出部、位相照合部、表示部を有する。

位置検出部は、被検体内への血管治療具の留置前の撮像動作で生成される時系列的な複数の留置前X線画像の投影データを取得することで、被検体の血管内に挿入された計測装置の位置を複数の留置前X線画像からそれぞれ検出後、血管治療具の留置後の撮像動作で生成される時系列的な複数の留置後X線画像の投影データを取得することで、計測装置の位置を複数の留置後X線画像からリアルタイムでそれぞれ検出する。

40

周期検出部は、位置検出部により検出された計測装置の各位置に基づいて、複数の留置前X線画像と、複数の留置後X線画像とに対して、計測装置の位置変化の周期をそれぞれ検出する。

位相照合部は、計測装置の位置変化の周期に基づいて、複数の留置後X線画像に対してそれぞれ、計測装置の位置変化の位相が互いに合致する留置前X線画像を対応づける位相照合処理を実行する。

表示部は、位相照合処理の結果に基づいて、複数の留置後X線画像に対してそれぞれ、位相が合致する留置前X線画像における計測装置の位置情報を重畳しつつ、複数の留置後

50

X線画像を表示する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1の実施形態におけるX線診断装置の構成の一例を示すブロック図。

【図2】FFR測定装置の構成の一例を示す模式図。

【図3】周期検出部による圧力センサの位置変化の周期の検出方法の一例を示す生体吸収ステントの留置前の時系列的なX線画像の模式図。

【図4】位相照合部による位相照合処理の一例を示す生体吸収ステントの留置前後の各X線画像の模式図。

【図5】生体吸収ステントの留置後における表示装置によるガイド表示の一例を示す模式図。

10

【図6】第1の実施形態のX線診断装置の動作の一例を示すフローチャート。

【図7】生体吸収ステントの留置前後における狭窄部位の前後2地点の血圧測定の一列を示す模式図。

【図8】位相照合部による補間の概念を示す生体吸収ステントの留置前のX線画像の模式図。

【図9】第2の実施形態において、生体吸収ステントの留置前の複数の計測位置の情報が留置後に表示される一例を示す留置前後の各X線画像の模式図。

【図10】第3の実施形態において、生体吸収ステントの留置前における圧力センサPSの周期検出に関するユーザの指定入力の一列を示す時系列的なX線画像の模式図。

20

【図11】第3の実施形態のX線診断装置の動作の一例を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態を添付図面に基づいて説明する。なお、各図において同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

【0016】

<第1の実施形態>

図1は、本発明の第1の実施形態におけるX線診断装置10の構成の一例を示すブロック図である。後述の第2の実施形態、第3の実施形態においても、X線診断装置10のハードウェア構成は、第1の実施形態と共通である。ここでは一例として、X線診断装置10の構成要素を寝台装置20、X線発生/検出系(X-ray generating and detecting system)30、計算機系(computing system)40の3つに分けて説明する。

30

【0017】

第1に、寝台装置20は、支持台21と、天板22と、支持台21内に配置される天板移動機構23とを有する。天板22上には、被検体Pが載置される。

【0018】

支持台21は、天板22を水平方向(装置座標系のZ軸方向)に移動可能に支持する。天板移動機構23は、後述の計算機系40のシステム制御部42の制御の下、天板22を装置座標系のZ軸方向に移動させることで、後述のX線検出器36と絞り装置35との間に被検体Pの撮像領域を配置させる。

40

【0019】

ここでは一例として、上記装置座標系のX軸、Y軸、Z軸を以下のように定義する。まず、鉛直方向をY軸方向とし、天板22は、その上面の法線方向がY軸方向となるように配置される。天板22の水平移動方向をZ軸方向とし、天板22は、その長さ方向がZ軸方向となるように配置される。X軸方向は、これらY軸方向、Z軸方向に直交する方向である。

【0020】

第2に、X線発生/検出系20は、高電圧発生器31と、Cアーム動作機構32と、Cアーム33と、X線管34と、絞り装置35と、X線検出器36とを有する。

【0021】

50

Cアーム33は、X線管34、絞り装置35、X線検出器36を保持するアームである。Cアーム33によって、X線管34及び絞り装置35と、X線検出器36とは、被検体Pを挟んで互いに対向するように配置される。

Cアーム動作機構32は、システム制御部42の制御の下、撮像領域に応じてCアーム33を回転及び移動させる。

【0022】

高電圧発生器31は、高電圧を発生して、発生した高電圧をX線管34に供給する。

X線管34は、高電圧発生器31から供給される高電圧を用いてX線を発生する。

絞り装置35は、例えば複数の絞り羽根をスライドさせることでX線が被検体Pの撮像領域に対して選択的に照射されるように絞り込み、絞り羽根の開度を調整することでX線照射範囲を制御する。

【0023】

X線検出器36は、例えばマトリクス状に配列された多数のX線検出素子（図示せず）によって、被検体Pを透過したX線を電気信号に変換して蓄積し、蓄積した電気信号を後述の投影データ生成部44に入力する。

【0024】

第3に、計算機系40は、システム制御部42と、投影データ生成部44と、投影データ記憶部45と、画像処理装置46と、操作部48とを有する。X線診断装置10の主な特徴は画像解析装置46の機能にあるため、以下、他の構成要素の機能を簡単に説明後、画像解析装置46の機能について詳細に説明する。

【0025】

投影データ生成部44は、X線検出器36によって被検体Pを透過したX線から変換された電気信号を用いてX線画像の投影データを生成し、生成した投影データを投影データ記憶部45に入力する。

投影データ記憶部45は、投影データ生成部44によって生成されたX線画像の投影データを記憶する。

【0026】

システム制御部42は、撮像条件の設定、撮像動作、表示処理においてX線診断装置10全体を制御する。

【0027】

操作部48は、ユーザが撮像条件等の各種コマンドを入力するためのモニタ、キーボード、操作ボタンなどを有し、入力された内容をシステム制御部42及び画像処理装置46に転送する。

【0028】

なお、第1の実施形態では一例として、被検体Pの同一領域を低X線量で連続的且つリアルタイムで撮像及び画像表示しつつ、術者により被検体Pの血管に生体吸収ステントが留置され、留置前後においてFFRが測定される場合について説明する。このため、図1に示すように、FFR測定装置200が被検体Pにセットされる。FFR測定装置200については、後述の図2で説明する。ここでは一例として、FFR測定装置200がX線診断装置10とは別の構成であるものとするが、FFR測定装置200がX線診断装置10の一部であってもよい。

【0029】

次に、画像処理装置46は、位置検出部46aと、周期検出部46bと、位相照合部46cと、表示装置46dと、システムバスSBとを有する。

システムバスSBは、画像処理装置46の各構成要素を互いに電氣的に接続する通信配線である。

【0030】

位置検出部46aは、ステント留置前の撮像動作で生成される時系列的な複数のX線画像の投影データからそれぞれ、血管内に挿入されたプレッシャーワイヤPWの先端の圧力センサPS（後述の図2参照）の位置を検出する。

また、位置検出部 4 6 a は、ステント留置後の撮像動作で生成される時系列的な複数の X 線画像の投影データからそれぞれ、血管内の圧力センサ P S の位置をリアルタイムで検出する。

【 0 0 3 1 】

周期検出部 4 6 b は、ステント留置前の時系列的な複数の X 線画像において、圧力センサ P S の位置変化の周期を検出する。また、周期検出部 4 6 b は、ステント留置後の時系列的な複数の X 線画像において、圧力センサ P S の位置変化の周期を検出する。

【 0 0 3 2 】

位相照合部 4 6 c は、上記圧力センサ P S の位置変化の周期に基づいて、位相照合処理を実行し、その結果を記憶する。ここでの位相照合処理とは、ステント留置後の各 X 線画像に対し、圧力センサ P S の位置変化の位相が最も近いステント留置前の X 線画像を割り当てる処理である。

10

【 0 0 3 3 】

表示装置 4 6 d は、上記位相照合処理の結果に基づいて、ステント留置後の各 X 線画像に対して、位相が合致するステント留置前の X 線画像におけるセンサの位置情報を重畳しつつ、ステント留置後の各 X 線画像を時系列的にリアルタイムで表示する。

【 0 0 3 4 】

図 2 は、F F R 測定装置 2 0 0 の構成の一例を示す模式図である。F F R 測定装置 2 0 0 は、F F R 計算器 2 0 0 a と、プレッシャーワイヤ P W とを有する。プレッシャーワイヤ P W は例えば、金属製且つ屈曲可能なガイドワイヤ G Y と、その先端に接合された圧力センサ P S とを有する。F F R 計算器 2 0 0 a は、モニタを有し（図示せず）、圧力センサ P S により計測された血圧に基づいて F F R 値を算出し、モニタに F F R 値を表示する。

20

【 0 0 3 5 】

圧力センサ P S 及びガイドワイヤ G Y は、X 線を吸収するので、X 線画像上において投影される。ここで、図 1 の位置検出部 4 6 a は、圧力センサ P S の形状（陰影パターン）を撮像前から記憶している。位置検出部 4 6 a は、各 X 線画像から、圧力センサ P S の位置を例えばパターンマッチングにより検出する。具体的には、ガイドワイヤ G Y は、X 線画像上において同じ輝度（X 線透過率）で細長く続く画素領域として検出可能である。そうすると、位置検出部 4 6 a は、検出したガイドワイヤ G Y の先端における所定の輝度及び形状の領域として、圧力センサ P S の位置を検出できる。

30

【 0 0 3 6 】

なお、図 2 では単純構造のプレッシャーワイヤ P W を図示したが、これは一例に過ぎない。例えば、圧力センサ P S のさらに先端に X 線吸収性且つ特徴的な形状のマーカを接合することで、圧力センサ P S の位置検出を容易にしてもよい。

【 0 0 3 7 】

図 3 は、周期検出部 4 6 b による圧力センサ P S の位置変化の周期の検出方法の一例を示す生体吸収ステントの留置前の時系列的な X 線画像の模式図である。

【 0 0 3 8 】

図 3 では一例として、フレーム 1 a からフレーム 1 2 a までの 1 2 フレームの X 線画像が撮像時刻の早い順に並べられている。各フレーム 1 a ~ 1 2 a は、C アーム 3 3 や天板 2 2 の位置を固定しつつ、天板 2 2 上の被検体 P が動かないものと仮定して、装置座標系で同一領域を時系列的に撮像したものである。各フレーム 1 a ~ 1 2 a 内において、楕円状の黒い領域が圧力センサ P S である。

40

【 0 0 3 9 】

周期検出部 4 6 b は、例えば以下のアルゴリズムにより、圧力センサ P S の位置変化の周期を検出する。まず、各画像の中心や右下の角などの基準の画素を座標原点（ $x = 0$, $y = 0$ ）とする。 x は画像の横方向の画素位置、 y は画像の縦方向の画素位置である。また、フレーム n における圧力センサ P S の基準点（例えば中心点）の座標位置をベクトル $P_n = (x, y)$ で定義する。図 3 の例では、 n は 1 a ~ 1 2 a までの 1 2 個である。

50

【 0 0 4 0 】

まず、周期検出部 4 6 b は、圧力センサ P S の基準点の座標を、各フレーム 1 a ~ 1 2 a 毎に算出する。

【 0 0 4 1 】

次に、周期検出部 4 6 b は、撮像時刻が次のフレームとの圧力センサ P S の基準点の位置変化量 $P_n = |(P_{n+1}) - (P_n)|$ を算出する。ここでの位置変化量 P_n は例えば、次のフレームとの x 座標変化量の 2 乗と、次のフレームとの y 座標変化量の 2 乗とを合算値でもよいし、この合算値の平方根でもよい。

即ち、フレーム 2 a と、フレーム 1 a との間で圧力センサ P S の基準点の位置変化量 P_{1a} が算出され、フレーム 3 a と、フレーム 2 a との間で圧力センサ P S の基準点の位置変化量 P_{2a} が算出され、以下同様である。

10

【 0 0 4 2 】

次に、周期検出部 4 6 b は、次のフレームとの位置変化量 P_n が最小のフレームをフレーム O として特定し、最小の P_n を P_{n_min} と定義する。図 3 の例では、フレーム 3 a がフレーム O であり、フレーム 4 a と、フレーム 3 a との間の圧力センサ P S の基準点の位置変化量 P_{3a} が P_{n_min} となる。

【 0 0 4 3 】

次に、周期検出部 4 6 b は、以下の 3 条件を満たすフレームをフレーム Q として特定する。

【 0 0 4 4 】

20

第 1 条件として、撮像時刻の観点から前後の P_n と対比して、 P_n が極小値となることである。

第 2 条件として、撮像時刻の観点から前後のフレームと対比して、圧力センサ P S の基準点の位置ベクトル P_n が、フレーム O に近いことである。

第 3 条件として、上記第 1 条件及び第 2 条件を満たすフレームの中で、フレーム O よりも撮像時刻が後であって、フレーム O に撮像時刻が最も近いフレームである。

【 0 0 4 5 】

なお、術者がプレッシャーワイヤ P W を一切動かさない状況下において、圧力センサ P S の位置変化は、被検体 P の心臓の拍動による血流によって生じる。従って、圧力センサ P S の位置変化の 1 周期の長さは、被検体 P の心拍の 1 周期の長さとはほぼ合致する。

30

【 0 0 4 6 】

例えば、圧力センサ P S がほぼ画像の上下に動く周期運動の場合を考える。この場合、 P_n が極小値となるフレームは、撮像時刻が前後の 2 フレームと対比して圧力センサ P S が上側に位置するフレーム、及び、撮像時刻が前後の 2 フレームと対比して圧力センサ P S が下側に位置するフレームとなることが多い。従って、上記の第 2 条件を外した場合、被検体 P の心拍の 1 周期の半分の長さで、圧力センサ P S の位置変化の位置周期が検出されるおそれがある。

【 0 0 4 7 】

図 3 の例では、撮像時刻が前後のフレームよりも圧力センサ P S が下側となるフレーム 3 a がフレーム O である。また、図 3 の例では、撮像時刻が前後のフレームよりも圧力センサ P S が下側となるフレームであって、圧力センサ P S の位置変化量 P_n が極小となるフレーム 8 a がフレーム Q となる。

40

【 0 0 4 8 】

周期検出部 4 6 b は、上記のように 1 周期を検出後、ステント留置前の各フレームの X 線画像を保存する。この保存の際、周期検出部 4 6 b は、フレーム O、フレーム Q に対して電子的にマークを付ける。

【 0 0 4 9 】

周期検出部 4 6 b は、時系列的にリアルタイムで順次生成される生体吸収ステントの留置後の各 X 線画像に対しても、上記のように 1 周期を検出し、次のフレームとの位置変化量 P_n が最小となるフレーム O' と、上記第 1 ~ 第 3 条件を満たすフレーム Q' とを電

50

子的にマークする。生体吸収ステントの留置後の場合、周期検出部 46b は、1 周期の検出を一定の時間間隔で随時更新する。生体吸収ステントの留置前については、1 周期を 1 回検出すれば十分であり、留置後のように 1 周期の値をリアルタイムで随時更新する必要はない。

【0050】

図 4 は、位相照合部 46c による位相照合処理の一例を示すステント留置前後の各 X 線画像の模式図である。

図 4 の上段は、図 3 と同様のステント留置前の時系列順の X 線画像のフレーム 3a ~ 8a であり、1 周期が 5 フレームと検出されている。

【0051】

図 4 の下段は、生体吸収ステントの留置後の時系列順の X 線画像のフレーム 1c ~ 10c であり、周期検出部 46b により 1 周期が 6 フレームと検出されているものとする。また、生体吸収ステントの留置後では、フレーム 1c が次のフレームとの位置変化量 P_n が最小となるフレーム O' であり、上記第 1 ~ 第 3 条件を満たすフレーム Q' がフレーム 7c であるものとする。

【0052】

位相照合部 46c は、生体吸収ステントの留置前において、次のフレームとの位置変化量 P_n が最小となるフレーム O のフレーム番号を F_{min} とし、1 周期のフレーム数を C_n とする。図 4 の上段の例では、フレーム O であるフレーム 3a は 3 フレーム目なので（前述の図 3 参照）、 $F_{min} = 3$ であり、1 周期のフレーム数 $C_n = 5$ である。

【0053】

また、位相照合部 46c は、生体吸収ステントの留置後において、1 周期のフレーム数を C_n' とする。また、位相照合部 46c は、各周期の先頭フレーム（以下、 F_{top} と称する）として、フレーム O' のように次のフレームとの位置変化量 P_n が極小となるフレームを選択する。さらに、位相照合部 46c は、 $L < C_n'$ となるように、現在の（最新の）フレーム番号が先頭フレーム F_{top} から何フレーム先かを L とする。

【0054】

図 4 の下段の例では、ステント留置後の最新のフレーム 10c は、フレーム 7c を先頭フレーム F_{top} とする 1 周期内において、 $L = 3$ で与えられる。このとき、位相照合部 46c は例えば、以下の（1）式に基づいて位相照合処理を実行する。

【0055】

$$F_{samephase} = F_{min} + \text{ROUND} \{ (C_n / C_n') \times L \} \quad \dots (1)$$

【0056】

（1）式において、 $F_{samephase}$ は、生体吸収ステントの留置前において、生体吸収ステントの留置後の最新フレームに位相が最も近いフレーム番号である。また、 ROUND は、 $\{ \}$ 内を四捨五入した整数を与える関数である。

【0057】

図 4 の例では、（1）式の右辺は、 $3 + \text{ROUND} \{ (5 / 6) \times 3 \} = 3 + 2 = 5$ となる。 $F_{samephase} = 5$ なので、位相照合部 46c は、ステント留置前の 5 フレーム目であるフレーム 5a が最新のフレーム 10c に位相が最も近いと判定する。

このようにして位相照合部 46c は、リアルタイムで順次生成される生体吸収ステントの留置後の最新フレームに対して、位相が最も近い生体吸収ステントの留置前のフレームを特定する処理を継続的に実行し、この位相照合処理の結果を表示装置 46d に順次入力する。なお、上記アルゴリズムは、位相照合処理の一例にすぎず、他の手法でもよい。

【0058】

図 5 は、生体吸収ステントの留置後における表示装置 46d によるガイド表示の一例を示す模式図である。図 5 に示すように、表示装置 46d は、透視による生体吸収ステントの留置後の X 線画像の時系列的な表示において、生体吸収ステントの留置前のフレームの中で位相が最も近いフレーム内の圧力センサ PS の位置を重畳表示する。位相が最も近いフレームの選択には、位相照合処理の結果が用いられる。

【 0 0 5 9 】

図5では一例として、楕円状の破線により、ステント留置前のフレームにおける圧力センサPSの位置が重畳されている。破線の代わりに、ステント留置前の圧力センサPSの位置情報を例えば有彩色により識別表示してもよい。

【 0 0 6 0 】

図6は、第1の実施形態のX線診断装置10の動作の一例を示すフローチャートである。以下、前述の各図を参照しながら、図6に示すフローチャートのステップ番号に従って、X線診断装置10の動作を説明する。

【 0 0 6 1 】

[ステップS1] システム制御部42(図1参照)は、操作部48を介して入力された撮像領域、管電流、管電圧、X線パルス幅等の条件に基づいて、生体吸収ステント(図示せず)の留置の前後における撮像条件を設定する。この後、ステップS2に進む。

10

【 0 0 6 2 】

[ステップS2] 生体吸収ステントの留置前における透視及び血圧測定が実行される。透視の動作は、以下になる。具体的には、高電圧発生器31(図1参照)は、システム制御部42の制御に従って高電圧をX線管34に供給し、X線管34はX線を発生し、絞り装置35によって被検体Pに対するX線照射範囲が制御される。

【 0 0 6 3 】

X線検出器36は、被検体Pを透過したX線を検出して電気信号に変換し、これを投影データ生成部44に入力する。投影データ生成部44は、入力された電気信号からX線画像の投影データを生成して、投影データ記憶部45に記憶させる。

20

【 0 0 6 4 】

このようにして、生体吸収ステントの留置前において、各画素の輝度がX線検出器36のX線検出素子(図示せず)毎の受線量に応じた輝度となるように、被検体Pの同一領域に対して多時相の投影データが生成され、表示装置46dにリアルタイムで更新表示される。

【 0 0 6 5 】

術者は、透視によりリアルタイムで更新表示されるX線画像で位置を確認しつつ、生体吸収ステントを留置すべき被検体Pの対象部位近辺の一番深くまでブレッシャーワイヤPW(図2参照)を挿入する。この後、術者は、X線画像で圧力センサPSの位置を確認しつつ、手でブレッシャーワイヤPWを引き抜きながらFFR測定装置200を操作し、被検体Pの血管内の各測定位置で血圧を計測する。

30

【 0 0 6 6 】

ここで、生体吸収ステントの留置前では、狭窄部位において血管が前後よりも細くなっているため、そのことが目印となり、少なくとも狭窄部位の前後の2地点が含まれるように血圧が測定される。

【 0 0 6 7 】

また、リアルタイムでX線画像の投影データを順次生成して更新表示する動作と同時に、位置検出部46aは、これらX線画像の投影データから圧力センサPSの位置をリアルタイムで順次検出し、周期検出部46bは、圧力センサPSの位置変化の1周期を検出する(図3参照)。なお、生体吸収ステントの留置前については、1周期を1回検出すれば十分であり、生体吸収ステントの留置後のように1周期の値をリアルタイムで随時更新する必要はない。

40

この後、ステップS3に進む。

【 0 0 6 8 】

[ステップS3] 周期検出部46bは、生体吸収ステントの留置前の各フレームのX線画像の投影データを、ステップS2で算出した1周期のデータと共に保存する。この保存の際、フレームO、フレームQについては、電子的にマークが付される。この後、ステップS4に進む。

【 0 0 6 9 】

50

【ステップS4】術者は、上記同様の透視によってリアルタイムで更新表示されるX線画像を確認しながら、被検体P内において狭窄部位まで生体吸収ステント（図示せず）を移動させ、生体吸収ステントを留置する。この後、ステップS5に進む。

【0070】

【ステップS5】生体吸収ステントの留置後の透視が実行される。即ち、以下の<1>～<3>を繰り返すことで、圧力センサPSの位置変化の周期を定期的に更新しつつ、生体吸収ステントの留置前の同位相の画像の圧力センサPSの位置が最新のフレーム（X線画像）に重畳表示される。

【0071】

<1>位置検出部46aは、上記同様の動作で順次生成されるX線画像の投影データから、圧力センサPSの位置を順次検出し、その結果を周期検出部46bに入力する。

10

【0072】

<2>周期検出部46bは、前述のように、生体吸収ステントの留置後の時系列的なX線画像から、圧力センサPSの位置変化の1周期を検出する（図3、図4参照）。

【0073】

<3>周期検出部46bは、前述の（1）式等で説明したように、リアルタイムで順次生成される生体吸収ステントの留置後の最新フレームに対して、位相が最も近い生体吸収ステントの留置前のフレームを特定する位相照合処理を実行する。そして、周期検出部46bは、位相照合処理の結果を表示装置46dに順次入力する。表示装置46dは、透視による生体吸収ステントの留置後のX線画像の更新表示において、生体吸収ステントの留置前のフレームの中で位相が最も近いフレーム内の圧力センサPSの位置を重畳表示する（図5の下段参照）。

20

【0074】

術者は、透視によりリアルタイムで更新表示されるX線画像で位置を確認しつつ、被検体Pの対象部位近辺の一番深くまでプレッシャーワイヤPWを挿入する。この後、術者は、上記のように生体吸収ステントの留置前の圧力センサPSの位置情報と共にリアルタイムで更新表示されるX線画像を確認しながら、プレッシャーワイヤPWを引き抜く。

これにより、術者は、（プレッシャーワイヤPWの挿入方向において）狭窄部位よりも奥の地点と、狭窄部位よりも手前の地点の少なくとも2カ所でFFR測定装置200に血圧を測定及び記憶させる。この後、ステップS6に進む。

30

【0075】

【ステップS6】FFR測定装置200は、プレッシャーワイヤPWにより、生体吸収ステントの留置前に測定された狭窄部位の前後2地点の血圧と、生体吸収ステントの留置後に測定された狭窄部位の前後2地点の血圧とに基づいてFFRを算出し、モニタに表示する。

【0076】

なお、上記の例では説明の簡単化のため、最小回数での血圧測定によりFFRが算出されるが、これは一例にすぎない。例えば、ステップS5において、プレッシャーワイヤPWを引き抜きながら各位置で血圧を測定し、FFR値の算出を何回か繰り返す構成でもよい。以上が第1の実施形態のX線診断装置10の動作説明である。

40

【0077】

以下、図7を参照しながら、従来技術との違いについて説明する。

図7は、生体吸収ステントの留置前後における狭窄部位の前後2地点の血圧測定の一例を示す模式図である。図7の上段は、生体吸収ステントの留置前に対応し、図7の下段は、生体吸収ステントの留置後に対応し、太線が血管の外壁であるものとする。図7の上段において、血管幅が狭い中央部が狭窄部位に該当し、この狭窄部位に生体吸収ステントが留置される。

【0078】

生体吸収ステントの留置前では、例えば、プレッシャーワイヤPWの挿入方向において、狭窄部位よりも奥の位置Psaと、狭窄部位よりも手前の位置Psbの2地点で、生体

50

吸収ステントの留置前の血圧が測定される。この場合、X線画像において血管が前後よりも細くなっていることが目印となるため、狭窄部位よりも奥の位置と、狭窄部位よりも手前の位置とにFFR測定装置200の圧力センサPSをそれぞれ位置させることは、術者にとって比較的容易である。

【0079】

一方、生体吸収ステントの留置後では、狭窄部位だった箇所の血管幅は、留置された生体吸収ステントにより拡張され、理想的には図7の下段のように前後の血管幅とほぼ同じになる。そうすると、術者にとって、狭窄部位だった箇所をX線画像から探すことは、従来技術では困難である。一方で、血流改善程度を正確に評価する上では、血圧測定箇所は、生体吸収ステントの留置前と留置後とでほぼ合致させることが望ましい。

10

【0080】

また、従来のX線診断装置では、生体吸収ステントの留置前の透視画像(X線画像)を自動保存する機能はなかった。このため、従来技術では、仮に生体吸収ステントの留置前後で血圧測定位置を合わせようとする場合、生体吸収ステントの留置前における血圧測定位置での圧力センサが投影されたX線画像をユーザが手動で保存せざるを得ない。

【0081】

そこで第1の実施形態では、位置検出部46aが生体吸収ステントの留置前後の時系列的な各X線画像から圧力センサPSの位置を検出し、周期検出部46bが圧力センサPSの位置変化の周期を留置前と留置後とで別々に検出する(ステップS2)。このとき、周期検出部46bは、生体吸収ステント留置前の各X線画像の投影データを、算出した1周

20

【0082】

次に、位相照合部46cは、生体吸収ステントの留置後のX線画像に対して、上記位相が最も近い留置前のX線画像を特定する。そして、表示装置46dは、位相が最も近い生体吸収ステント留置前のX線画像における圧力センサPSの位置情報を重畳しつつ、順次撮像される生体吸収ステント留置後のX線画像をリアルタイムで更新表示する(ステップS5、及び、図5の下段参照)。

【0083】

従って、術者は、ステップS5のプレッシャーワイヤPWの引き抜き操作において、生体吸収ステントの留置前の圧力センサPSの位置情報をX線画像で確認しながら、生体吸収ステント留置前とほぼ同じ位置に圧力センサPSの位置を合わせることができる。これにより、生体吸収ステントの留置後において、留置前と同位置でのFFR計測が容易となる。この結果、血流改善の程度を正確に評価することができる。

30

【0084】

一般に、生体吸収ステントの留置前では、狭窄部位を検出するために、造影剤が用いられる。第1の実施形態では、生体吸収ステントの留置後のFFR計測において、留置前における血圧計測位置(圧力センサPSの位置)が画像表示されるので、造影剤を使わずに済ませる可能性が高まる。即ち、第1の実施形態の更なる効果として、被検体Pへの薬剤負荷を軽減しうる。

【0085】

以下、第1の実施形態について3点補足するが、これら3点は、後述の第2の実施形態、第3の実施形態についても成り立つ。

40

【0086】

第1に、生体吸収ステントの留置前の方が、生体吸収ステントの留置後よりも1周期のフレーム数が少ない場合を考える。この場合、位相照合部46cは、位相照合処理の代わりに補間処理を実行することで、生体吸収ステントの留置後の1周期と同数の留置前の1周期のX線画像を生成してもよい。

【0087】

図8は、位相照合部46cによる補間の概念を示す生体吸収ステントの留置前のX線画像の模式図である。図8の上段は、補間前の各X線画像(周期検出部46bに保存された

50

X線画像)に対応する。図8の下段は、補間後の各X線画像に対応する。図8の例では、生体吸収ステントの留置前では1周期が5フレームであり、生体吸収ステントの留置後では1周期が6フレームである場合を示す。

【0088】

位相照合部46cは、例えば、1周期の始めのフレーム0(フレーム3a)については、第1位相として補間前のX線画像を補間後のX線画像としてそのまま用いることができる。残りの4フレームを補間することで、第2時相～第6時相の補間後X線画像を生成することができる。この場合、補間後X線画像は、位相の観点から、生体吸収ステントの留置後の1周期のX線画像と1対1で対応する。従って、位相照合部46c及び表示装置46dは、順次更新表示される生体吸収ステントの留置後のX線画像において、同位相の補間後X線画像における圧力センサPSの位置情報を重畳表示すればよい。

10

【0089】

第2に、上記フローチャートでは、生体吸収ステントの留置前から、留置後のFFR計定の終了まで、天板22上の同位置に被検体Pが載置されたままの状態であり、Cアーム33及び天板22の位置が固定で装置座標系の同じ領域が透視される例を述べた。生体吸収ステントの留置後、別の場所の撮像などが間に挟まり、Cアーム33や天板22の位置が移動する場合であっても、上記実施形態の技術は適用可能である。

【0090】

その場合、システム制御部42は、生体吸収ステントの留置前のFFR計測時のCアーム33の位置及び天板22の位置を記憶する。そして、天板22上での被検体Pの位置は同じとすれば、システム制御部42は、生体吸収ステントの留置後のFFR計測の際には、Cアーム33及び天板22の位置を生体吸収ステントの留置前のFFR計測時と同位置に制御すればよい。これにより、生体吸収ステントの留置の前後において、被検体の同一領域を透視できる。

20

【0091】

第3に、生体吸収ステントが留置される例を述べたが、本発明の実施形態は、かかる態様に限定されるものではない。X線画像に投影されない他の治療具が被検体P内に留置され、その留置前後に被検体内で測定装置の位置を操作しつつ測定を行う場合にも、上記技術思想は適用可能である。

【0092】

<第2の実施形態>

第1の実施形態では、生体吸収ステントの留置前における1の計測位置(圧力センサPSの位置)の情報が留置後のX線画像に重畳表示される例を述べた。第2の実施形態では一例として、生体吸収ステントの留置前における2つの計測位置(圧力センサPSの位置)の情報が留置後のX線画像に重畳表示される。なお、留置前における3箇所以上の計測位置の情報を留置後のX線画像に重畳表示してもよい。

30

【0093】

図9は、第2の実施形態において、生体吸収ステントの留置前の複数の計測位置の情報が留置後に表示される一例を示す留置前後の各X線画像の模式図である。即ち、第2の実施形態では、例えば前述の図7の上段のように、ブレッシャーワイヤPWの挿入方向において、生体吸収ステントの留置前における狭窄部位よりも奥側と、手前側での計測位置(圧力センサPSの位置)が重畳表示される。

40

【0094】

図9の上段は、生体吸収ステントの留置前における、狭窄部位よりも奥側の計測位置PSa(図7の上段参照)での1周期のX線画像のフレーム3a～7aと、その次のフレーム8aとを示す。ここでは一例として、計測位置PSaでの圧力センサPSの位相による位置変化は、第1の実施形態の図3で示したものと同じであり、1周期5フレームとする。

【0095】

図9の中段は、生体吸収ステントの留置前における、狭窄部位よりも手前側の計測位置

50

P S b (図7の上段参照)での1周期のX線画像のフレーム3 b ~ 7 bと、その次のフレーム8 bとを示す。ここでは一例として、計測位置P S bでの圧力センサP Sの位相による位置変化は、1周期5フレームであり、フレーム3 bがフレームOに対応し、フレーム3 cがフレームQに対応数rものとする。

【0096】

図9の下段は、生体吸収ステントの留置後のX線画像のフレーム1 c ~ 7 cのリアルタイム表示であり、ここでは一例として、圧力センサP Sの位相による位置変化は図4の下段と同じものとする。

【0097】

第2の実施形態では、狭窄部位よりも奥側の計測位置P S aでの圧力センサP Sの位置情報が第1の実施形態と同様の処理によって、生体吸収ステントの留置後の各フレーム1 c ~ 7 cに重畳表示される。同時に、狭窄部位よりも手前側の計測位置P S bでの圧力センサP Sの位置情報も第1の実施形態と同様の処理によって、生体吸収ステントの留置後の各フレーム1 c ~ 7 cに重畳表示される。

【0098】

図9の下段では一例として、留置前の計測位置P S aでの圧力センサP Sの位置情報は楕円状の破線で表示され、留置前の計測位置P S bでの圧力センサP Sの位置情報は楕円状の実線で表示されている。これは、識別表示の一態様にすぎず、計測位置P S aでの圧力センサP Sの位置情報を赤などの有彩色で示し、計測位置P S bでの圧力センサP Sの位置情報を別の有彩色で識別表示してもよい。

【0099】

なお、第1の実施形態とのフローチャート上の動作の違いは、以下になる。

図6のステップS2において、周期検出部46 bは、計測位置P S aでの時系列的なX線画像から圧力センサP Sの位置変化の1周期を検出し、さらに、計測位置P S bでの時系列的なX線画像から圧力センサP Sの位置変化の1周期を検出する。

【0100】

ステップS3において、周期検出部46 bは、計測位置P S aでの時系列的なX線画像の投影データ及び1周期のデータを保存し、さらに、計測位置P S bでの時系列的なX線画像の投影データ及び1周期のデータを保存する。

【0101】

ステップS5では、周期検出部46 bは、リアルタイムで更新表示される生体吸収ステントの留置後の最新フレームに対して、(1)位相が最も近い生体吸収ステントの留置前の計測位置P S aでのX線画像、及び、(2)位相が最も近い生体吸収ステントの留置前の計測位置P S bでのX線画像、を特定する。そして、図9の下段のように、位相が最も近い計測位置P S a、P S bでの留置前の圧力センサP Sの各位置情報が最新フレームに重畳表示される。

【0102】

このように、第2の実施形態においても、第1の実施形態と同様の効果が得られる。さらに、第2の実施形態では、生体吸収ステント留置前における狭窄部位の奥側と、手前側の2カ所の計測位置の情報が留置後のリアルタイムのX線画像に重畳表示される。従って、生体吸収ステントの留置後において、生体吸収ステント留置前における計測位置をさらに再現し易くなる。

【0103】

< 第3の実施形態 >

第1の実施形態、第2の実施形態では、生体吸収ステントの留置前におけるX線画像内の圧力センサP Sの位置検出及び周期検出が撮像動作と並行して実行される例を述べた。第3の実施形態では、生体吸収ステントの留置前における時系列的なX線画像が投影データ記憶部45に記憶され、留置前の透視が終了後に、留置前におけるX線画像内の圧力センサP Sの位置検出及び周期検出が実行される。

【0104】

図10は、第3の実施形態において、生体吸収ステントの留置前における圧力センサPSの周期検出に関するユーザの指定入力の一例を示す時系列的なX線画像の模式図である。図10において、フレーム1a~12aは、図3と同様の生体吸収ステントの留置前における連続的なX線画像である。

【0105】

留置前における圧力センサPSの位置及び周期検出に際して、例えばユーザは、図10のような留置前における時系列的な多数のX線画像のフレーム1a~12aから、ある範囲の連続的なX線画像を指定する。位置検出部46a及び周期検出部46bは、指定されたX線画像から一周期を検出する。図10の例では、フレーム2a~11aがユーザにより指定される例を示す。

10

【0106】

或いは、留置前における時系列的なX線画像が表示装置46dに表示され、ユーザが目視で一周期を判断し、一周期の始めのX線画像と、終わりのX線画像とを操作部48を介してユーザが指定する構成でもよい。

【0107】

図11は、第3の実施形態のX線診断装置10の動作の一例を示すフローチャートである。以下、図11に示すフローチャートのステップ番号に従って、第3の実施形態のX線診断装置10の動作を説明する。

【0108】

[ステップS11] 第1の実施形態の図6のステップS1と同様である。この後、ステップS12に進む。

20

【0109】

[ステップS12] 第1の実施形態のステップS2と同様に、生体吸収ステントの留置前における透視及び血圧の測定が実行される。ここでは一例として、投影データ記憶部45は、透視により生成された(時系列的な)全てのX線画像の投影データを保存する。この後、ステップS13に進む。

【0110】

[ステップS13] 表示装置46dは、投影データ記憶部45から、生体吸収ステントの留置前におけるX線画像の投影データを取得し、表示する。ユーザは、操作部48を介して、留置前における時系列的な多数のX線画像から、ある範囲の連続的なX線画像を指定する(図10参照)。位置検出部46aは、指定範囲の各X線画像から圧力センサPSの位置を検出して周期検出部46bに入力し、周期検出部46bは、指定範囲のX線画像から一周期を検出後、1周期のデータ及び1周期分のX線画像の投影データを保存する。

30

【0111】

ここで、ステント留置後の透視の際には、留置前の計測位置情報の表示に関して、第1の実施形態のように1ヶ所のみ表示してもよいが、第2の実施形態のように2カ所表示してもよい。

【0112】

2カ所表示する場合、ユーザは例えば、表示装置46dに表示される連続的なX線画像から、プレッシャーワイヤPWの挿入方向において狭窄部位よりも奥側での血圧計測時の周辺のX線画像を表示させ、1周期を包含する範囲のX線画像を指定する。

40

さらに、ユーザは、表示装置46dに表示されるX線画像から、上記挿入方向において狭窄部位よりも手前側での血圧計測時の周辺のX線画像を表示させ、1周期を包含する範囲のX線画像を指定する。

【0113】

位置検出部46aは、指定された2つの範囲のX線画像群から圧力センサPSの位置をそれぞれ検出して周期検出部46bに入力する。周期検出部46bは、指定された2つの範囲のX線画像群からそれぞれ、一周期を検出する。周期検出部46bは、狭窄部位よりも奥側での1周期のデータ及び1周期分のX線画像の投影データを保存し、狭窄部位よりも手前側での1周期のデータ及び1周期分のX線画像の投影データを保存する。この保存

50

の際、前述のフレーム O、フレーム Q に対応する X 線画像については、電子的にマークが付される。

【 0 1 1 4 】

なお、生体吸収ステントの留置前における時系列的な X 線画像が表示装置 4 6 d に表示され、ユーザが目視で一周期を判断し、一周期の始めの X 線画像と、終わりの X 線画像とを操作部 4 8 を介してユーザが指定する構成でもよい。その場合、周期検出部 4 6 b は、ユーザにより指定された一周期の X 線画像の投影データを保存すると共に、その一周期の始めの X 線画像を前述のフレーム O として記憶する。この後、ステップ S 1 4 に進む。

【 0 1 1 5 】

[ステップ S 1 4] 第 1 の実施形態のステップ S 4 と同様である。この後、ステップ S 1 5 に進む。 10

【 0 1 1 6 】

[ステップ S 1 5] 第 1 の実施形態のステップ S 5 と同様に生体吸収ステントの留置後の透視が実行され、位相が最も近い生体吸収ステントの留置前の X 線画像における圧力センサ P S の位置が最新のフレーム (X 線画像) に重畳表示される。この際、ステップ S 1 3 において 2 カ所での周期が検出されていれば、これら 2 カ所での同位相の画像の圧力センサ P S の位置が重畳表示される (図 9 参照)。この後、ステップ S 1 6 に進む。

【 0 1 1 7 】

[ステップ S 1 6] 第 1 の実施形態のステップ S 6 と同様である。

以上が第 3 の実施形態の X 線診断装置 1 0 の動作説明である。 20

【 0 1 1 8 】

このように第 3 の実施形態においても、第 1 及び第 2 の実施形態と同様の効果が得られる。

以上説明した各実施形態によれば、従来とは異なる技術により、ステント留置後においてステント留置前の血圧測定位置を再現することができる。

【 0 1 1 9 】

< 実施形態の補足事項 >

[1] 上記各実施形態では、血液に関する情報を測定するデバイスとして、F F R 測定装置 2 0 0 が用いられる例を述べた。本発明の実施形態は、かかる実施形態に限定されるものではない。他のパラメータを計測するデバイスの場合にも、上記各実施形態の技術思想は適用可能である。 30

【 0 1 2 0 】

例えば、超音波探触子を先端に装着したガイドワイヤ (ドップラーワイヤ) を有し、この超音波探触子によって冠動脈の血流速度を計測することで C F R (Coronary Flow Reserve) を算出する測定装置の場合にも適用可能である。C F R は、心筋における酸素需要の増大に対応して冠血流量を増大させ得る能力を示す指標であり、安静時と、最大反応性充血時との冠血流量の比で示される。

【 0 1 2 1 】

[2] 第 1 の実施形態、第 2 の実施形態では、生体吸収ステントの留置前の時系列的な X 線画像に対して、圧力センサ P S の位置及びその位置変化の周期がリアルタイムで (撮像動作と並行して) 検出される例を述べた。本発明の実施形態は、かかる態様に限定されるものではない。 40

第 3 の実施形態のように、生体吸収ステントの留置前の時系列的な X 線画像の投影データが保存された後、生体吸収ステントの留置後の撮像動作の前に、留置前の X 線画像群に対して圧力センサ P S の位置及びその位置変化の周期の検出が画像処理装置 4 6 によって自動的に実行されてもよい。

【 0 1 2 2 】

[3] 第 1 の実施形態の図 5 のステップ S 2、S 3、ステップ S 5 の処理をプログラムコード化することで、画像処理プログラムを作成してもよい。図 1 の画像処理装置 4 6 は、かかる画像処理プログラムがインストールされたものとして解釈してもよい。第 2 の実 50

施形態、第3の実施形態についても同様に、画像処理プログラムを作成してもよい。

【0123】

[4] 上記各実施形態のX線診断装置10では、被検体Pを挟むようにX線管34とX線検出器36とを対向させると共に、X線管34及びX線検出器36の位置を制御する機構として、Cアーム33及びCアーム動作機構32が用いられる例を述べた(図1参照)。本発明の実施形態は、かかる態様に限定されるものではない。

【0124】

例えば、X線検出器としてのFPD(Flat Panel Detector)と、X線管34とを別々の位置制御アームで保持し、これらの位置を制御する構造でもよい。

この機構の一例では、第1の位置制御アームは、その一端側にFPDが固定され、その他端側が天井又は壁に固定される。第2の位置制御アームは、その一端側にX線管34(及び絞り装置35等)が固定され、その他端側が床に固定される。

或いは、FPDの位置を制御する第1の位置制御アームの他端側が床に固定され、X線管34の位置を制御する第2の位置制御アームの他端側が天井又は壁に固定される機構でもよい。

【0125】

[5] 請求項の用語と実施形態との対応関係を説明する。なお、以下に示す対応関係は、参考のために示した一解釈であり、本発明を限定するものではない。

第1の実施形態及び第2の実施形態において、生体吸収ステントの留置前の透視によって生成されるX線画像は、請求項記載の留置前X線画像の一例である。

第1の実施形態及び第2の実施形態において、生体吸収ステントの留置後の透視によって生成されるX線画像は、請求項記載の留置後X線画像の一例である。

【0126】

第3の実施形態において、生体吸収ステントの留置前の透視によって生成されるX線画像は、請求項記載の過去X線画像の一例である。

第3の実施形態において、生体吸収ステントの留置後の透視によって生成されるX線画像は、請求項記載のリアルタイムX線画像の一例である。

【0127】

第1の実施形態及び第2の実施形態においてフレームOに対応するX線画像は、請求項記載の第1基準X線画像の一例である。

第1の実施形態及び第2の実施形態においてフレームQに対応するX線画像は、請求項記載の第2基準X線画像の一例である。

生体吸収ステントは、請求項記載の血管治療具の一例である。

第3の実施形態において、操作部48を介してユーザにより入力される1周期の検出対象として指定された範囲のX線画像は、請求項記載の入力情報の一例である。

【0128】

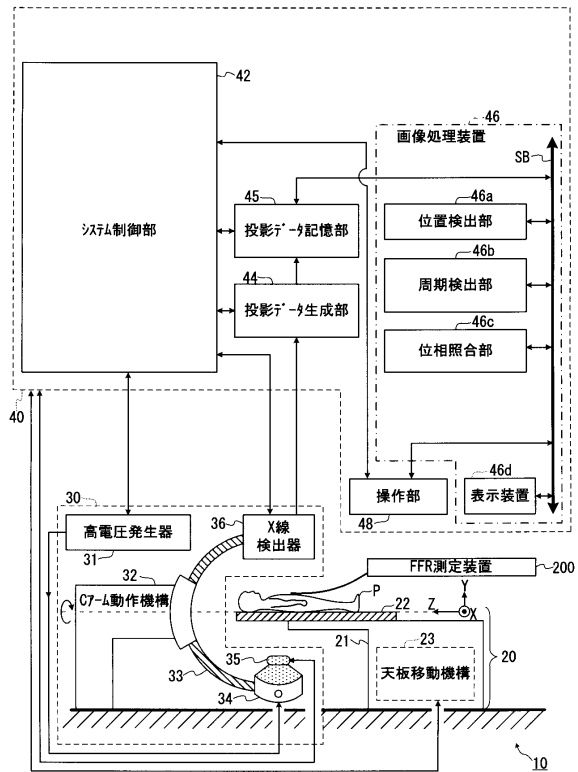
[6] 本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

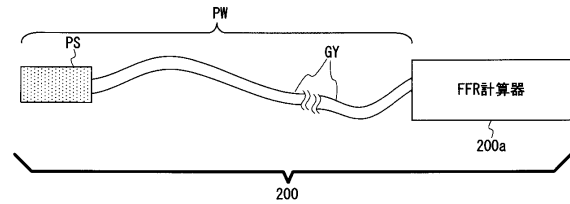
【0129】

10 : X線診断装置 ,
20 : 寝台装置 , 21 : 支持台 , 22 : 天板 ,
30 : X線発生 / 検出系 , 33 : Cアーム , 34 : X線管 , 35 : 絞り装置 ,
40 : 計算機系 , 46 : 画像処理装置 , SB : システムバス , P : 被検体

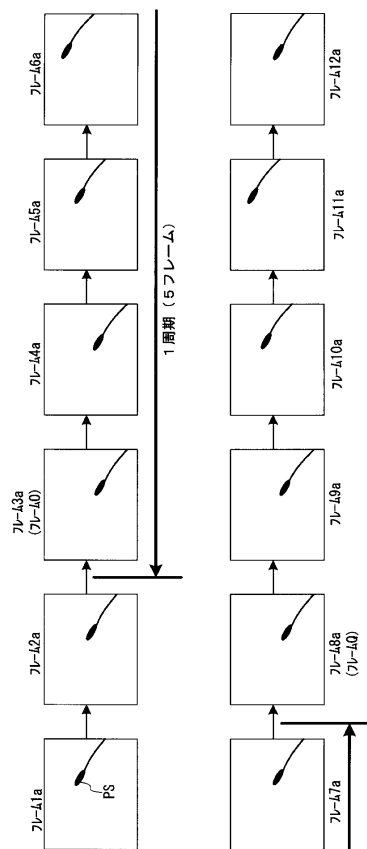
【 図 1 】



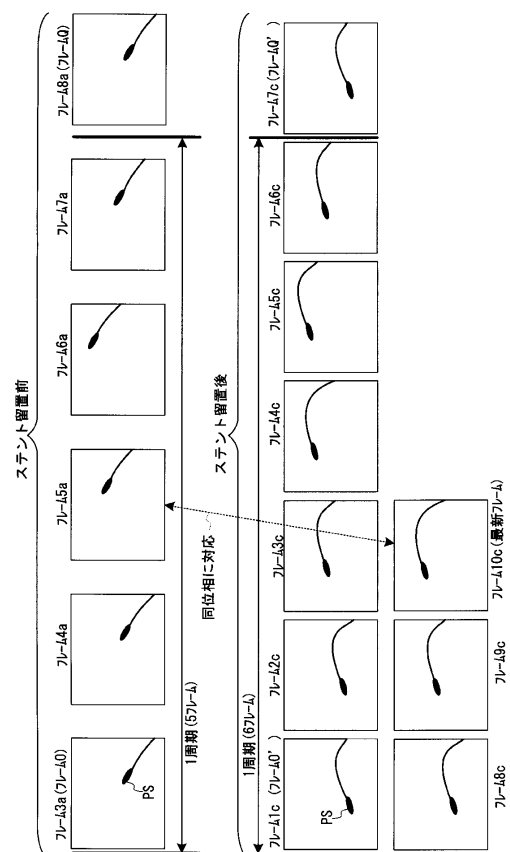
【 図 2 】



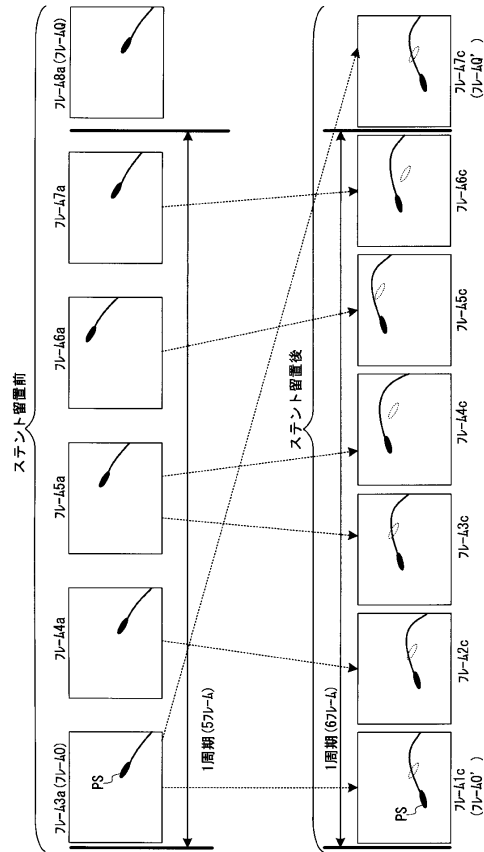
【 図 3 】



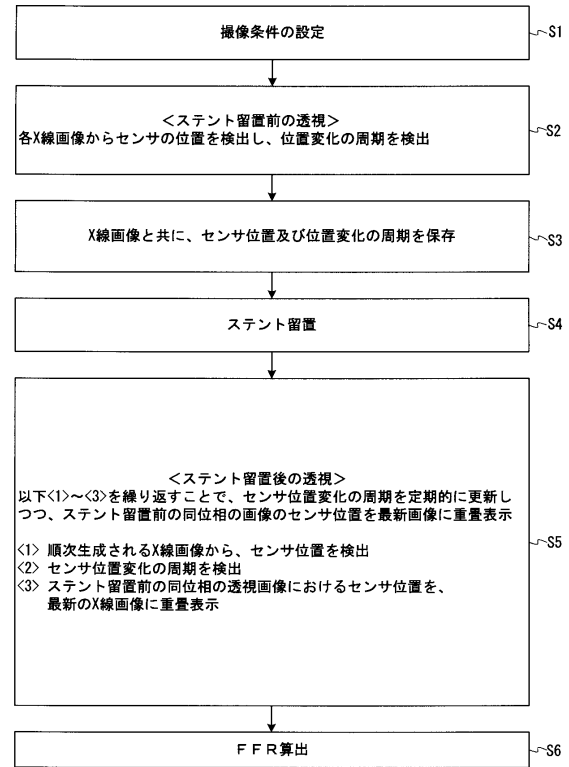
【圖 4】



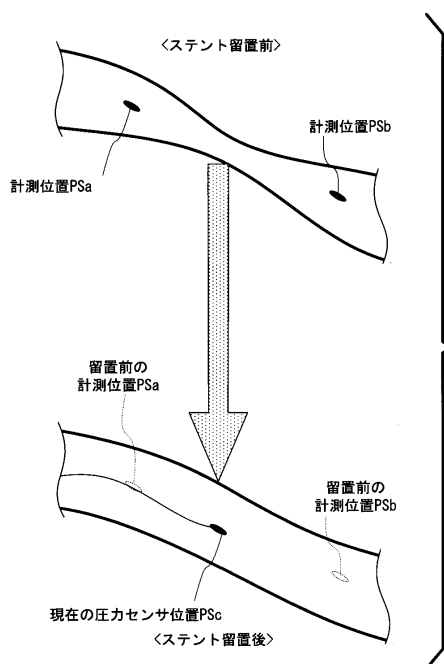
【図5】



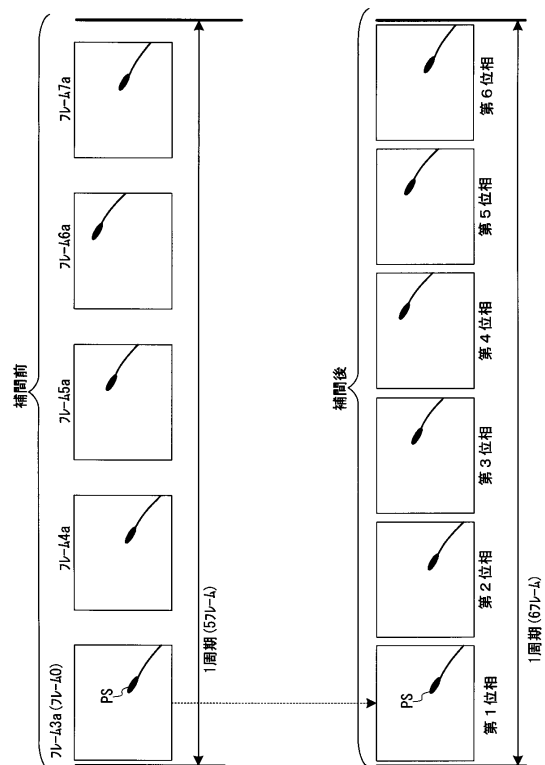
【図6】



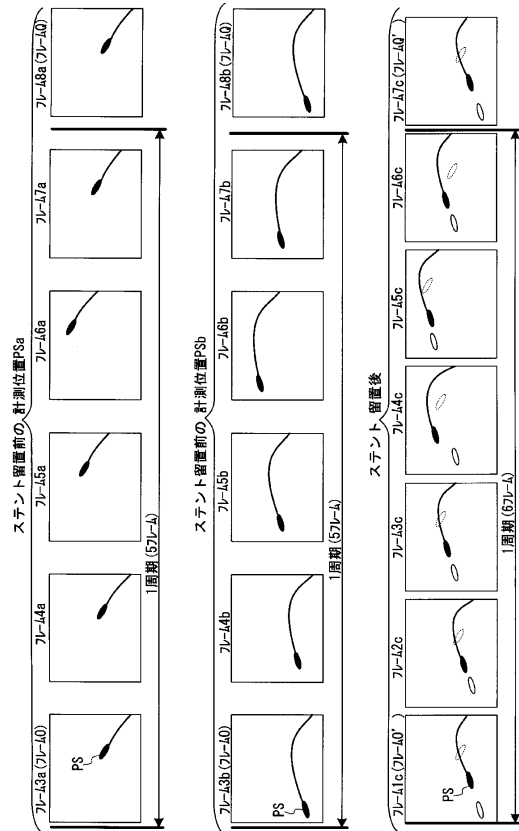
【図7】



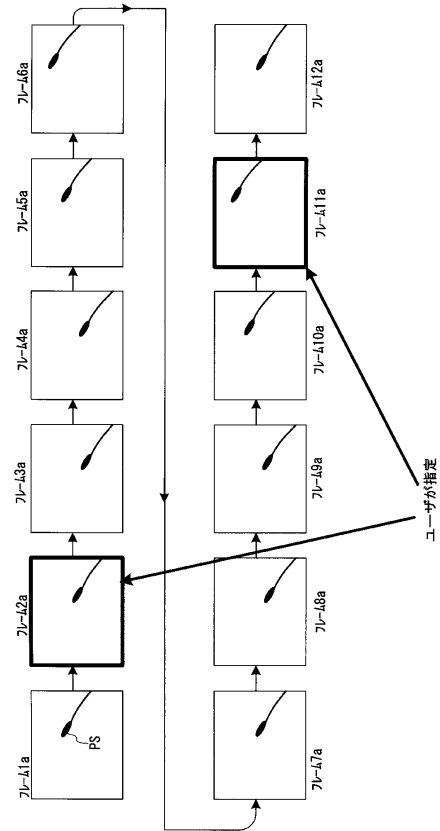
【図8】



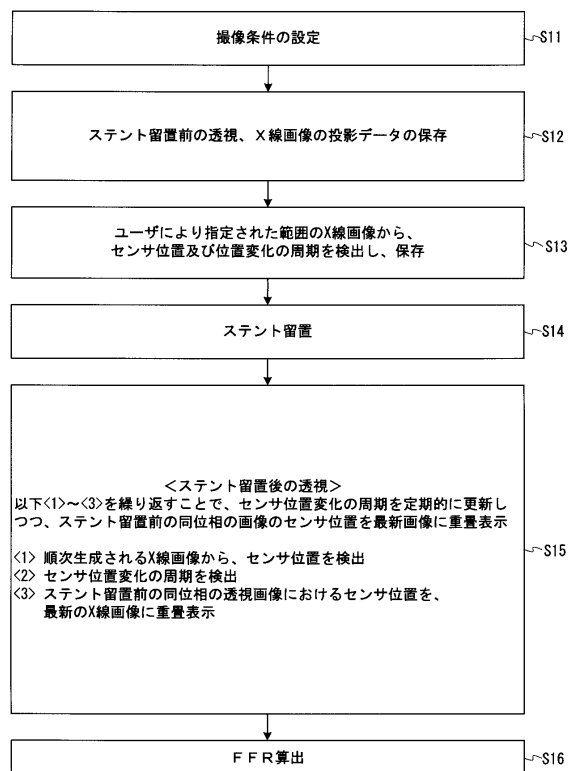
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 落合 理絵

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

審査官 松岡 智也

(56)参考文献 特開 2 0 1 4 - 0 6 1 2 6 8 (J P , A)

特開 2 0 1 0 - 0 9 9 3 4 8 (J P , A)

特開 2 0 1 0 - 1 7 2 5 0 4 (J P , A)

国際公開第 2 0 1 3 / 0 6 2 4 6 4 (W O , A 1)

特開 2 0 1 2 - 2 2 8 5 2 0 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 2 0 1 7 3 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

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