

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5112021号
(P5112021)

(45) 発行日 平成25年1月9日(2013.1.9)

(24) 登録日 平成24年10月19日(2012.10.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

A 6 1 B 1/00 3 2 O Z

A 6 1 B 1/00 3 O O D

A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 13 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-305000 (P2007-305000)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成19年11月26日 (2007.11.26)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2009-125394 (P2009-125394A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成21年6月11日 (2009.6.11)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成22年11月17日 (2010.11.17)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(73) 特許権者	594164531
			東芝医用システムエンジニアリング株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内画像診断装置及び血管内画像診断システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の血管に関するボリュームデータを記憶する記憶部と、
前記ボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する3次元画像のデータを発生する3次元画像発生部と、
超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置のOCTプローブからのスキャンデータに基づいて前記血管に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、
前記超音波プローブ又はOCTプローブの位置を検出する位置検出部と、
前記検出された位置に基づいて、前記3次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、
を具備する血管内画像診断装置であって、
前記表示部は、前記位置を示すマークに加え、前記超音波プローブ又はOCTプローブの向きを示すマークを前記3次元画像に表示する、
ことを特徴とする血管内画像診断装置。

【請求項 2】

前記検出された位置と前記狭窄部位の領域とに基づいて前記位置が前記狭窄部位に到達したか否かを判定する第1判定部をさらに備え、
前記表示部は、前記位置が前記狭窄部位に到達したと判定された場合、前記血管内画像に前記到達を示すマークを表示する、

請求項 1 記載の血管内画像診断装置。

【請求項 3】

前記表示部は、前記 3 次元画像に含まれる前記狭窄部位の領域と狭窄されていない部位の領域とを異なる色で表示する請求項 1 記載の血管内画像診断装置。

【請求項 4】

前記ボリュームデータから血管領域を抽出する抽出部をさらに備え、

前記 3 次元画像発生部は、前記抽出された血管領域に、所定の投影方向による平行投影法によるレンダリングをすることにより前記 3 次元画像のデータを発生する、

請求項 1 記載の血管内画像診断装置。

【請求項 5】

前記狭窄部位の前記ボリュームデータにおける位置に基づいて、前記表示されている 3 次元画像上の血管領域を回転させるか否かを判定する第 2 判定部と、

前記第 2 判定部が回転させると判定した場合、前記狭窄部位の基準点と前記ボリュームデータの基準点とに基づいて、回転角度を算出する回転角度算出部と、をさらに備え、

前記 3 次元画像発生部は、前記算出された回転角度だけ前記所定の投影方向から回転させた投影方向に基づいて、前記ボリュームデータをレンダリングし 3 次元画像のデータを発生する、

請求項 4 記載の血管内画像診断装置。

【請求項 6】

被検体の血管に関するボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記ボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する 3 次元画像のデータを発生する 3 次元画像発生部と、

超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置の OCT プローブからのスキャンデータに基づいて前記血管に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、

前記超音波プローブ又は OCT プローブの位置を検出する位置検出部と、

前記検出された位置に基づいて、前記 3 次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、

を具備する血管内画像診断装置であって、

前記検出された位置と前記狭窄部位の領域とに基づいて前記位置が前記狭窄部位に到達したか否かを判定する第 1 判定部をさらに備え、

前記表示部は、前記位置が前記狭窄部位に到達したと判定された場合、前記血管内画像に前記到達を示すマークを表示する、

ことを特徴とする血管内画像診断装置。

【請求項 7】

被検体の血管に関するボリュームデータを記憶する記憶部と、

前記ボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する 3 次元画像のデータを発生する 3 次元画像発生部と、

超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置の OCT プローブからのスキャンデータに基づいて前記血管に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、

前記超音波プローブ又は OCT プローブの位置を検出する位置検出部と、

前記検出された位置に基づいて、前記 3 次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、

を具備する血管内画像診断装置であって、

前記表示部は、前記 3 次元画像に含まれる前記狭窄部位の領域と狭窄されていない部位の領域とを異なる色で表示する、

ことを特徴とする血管内画像診断装置。

【請求項 8】

被検体の血管に関するボリュームデータを記憶する記憶部と、

10

20

30

40

50

前記ボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する３次元画像のデータを発生する３次元画像発生部と、

超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置のＯＣＴプローブからのスキャンデータに基づいて前記血管に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、

前記超音波プローブ又はＯＣＴプローブの位置を検出する位置検出部と、

前記検出された位置に基づいて、前記３次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、

を具備する血管内画像診断装置であって、

前記ボリュームデータから血管領域を抽出する抽出部と、

前記狭窄部位の前記ボリュームデータにおける位置に基づいて、前記表示されている３次元画像上の血管領域を回転させるか否かを判定する第２判定部と、

前記第２判定部が回転させると判定した場合、前記狭窄部位の基準点と前記ボリュームデータの基準点とに基づいて、回転角度を算出する回転角度算出部と、をさらに備え、

前記３次元画像発生部は、前記算出された回転角度だけ前記所定の投影方向から回転させた投影方向に基づいて、前記ボリュームデータをレンダリングし３次元画像のデータを発生する、

ことを特徴とする血管内画像診断装置。

【請求項９】

被検体の血管に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生装置と、

前記発生されたボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する３次元画像のデータを発生する３次元血管画像発生部と、

カテーテルに装着された超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置のＯＣＴプローブであるプローブと、

前記プローブによるスキャンデータに基づいて前記血管内領域に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、

前記プローブの位置を検出する位置検出部と、

前記検出された位置に基づいて、前記３次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、

を具備する血管内画像診断システムであって、

前記表示部は、前記位置を示すマークに加え、前記超音波プローブ又はＯＣＴプローブの向きを示すマークを前記３次元画像に表示する、

ことを特徴とする血管内画像診断システム。

【請求項１０】

被検体の血管に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生装置と、

前記発生されたボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する３次元画像のデータを発生する３次元血管画像発生部と、

カテーテルに装着された超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置のＯＣＴプローブであるプローブと、

前記プローブによるスキャンデータに基づいて前記血管内領域に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、

前記プローブの位置を検出する位置検出部と、

前記検出された位置に基づいて、前記３次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、

を具備する血管内画像診断システムであって、

前記検出された位置と前記狭窄部位の領域とに基づいて前記位置が前記狭窄部位に到達したか否かを判定する第１判定部をさらに備え、

前記表示部は、前記位置が前記狭窄部位に到達したと判定された場合、前記血管内画像に前記到達を示すマークを表示する、

ことを特徴とする血管内画像診断システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

被検体の血管に関するポリウムデータを発生するポリウムデータ発生装置と、
前記発生されたポリウムデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する 3 次元画像のデータを発生する 3 次元血管画像発生部と、
カテーテルに装着された超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置の OCT プローブであるプローブと、
前記プローブによるスキャンデータに基づいて前記血管内領域に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、
前記プローブの位置を検出する位置検出部と、
前記検出された位置に基づいて、前記 3 次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、
を具備する血管内画像診断システムであって、
前記表示部は、前記 3 次元画像に含まれる前記狭窄部位の領域と狭窄されていない部位の領域とを異なる色で表示する、
ことを特徴とする血管内画像診断システム。

10

【請求項 1 2】

被検体の血管に関するポリウムデータを発生するポリウムデータ発生装置と、
前記発生されたポリウムデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する 3 次元画像のデータを発生する 3 次元血管画像発生部と、
カテーテルに装着された超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置の OCT プローブであるプローブと、
前記プローブによるスキャンデータに基づいて前記血管内領域に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、
前記プローブの位置を検出する位置検出部と、
前記検出された位置に基づいて、前記 3 次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、
を具備する血管内画像診断システムであって、
前記ポリウムデータから血管領域を抽出する抽出部と、
前記狭窄部位の前記ポリウムデータにおける位置に基づいて、前記表示されている 3 次元画像上の血管領域を回転させるか否かを判定する第 2 判定部と、
前記第 2 判定部が回転させると判定した場合、前記狭窄部位の基準点と前記ポリウムデータの基準点とに基づいて、回転角度を算出する回転角度算出部と、をさらに備え、
前記 3 次元画像発生部は、前記算出された回転角度だけ前記所定の投影方向から回転させた投影方向に基づいて、前記ポリウムデータをレンダリングし 3 次元画像のデータを発生する、
ことを特徴とする血管内画像診断システム。

20

30

【請求項 1 3】

前記ポリウムデータは、X 線コンピュータ断層撮影装置又は磁気共鳴イメージングによって発生される、請求項 1、6、7、若しくは 8 記載の血管内画像診断装置又は請求項 9、10、11、若しくは 12 記載の血管内画像診断システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管内超音波診断 (IntraVascular UltraSound: IVUS) や光干渉断層撮影 (Optical Coherence Tomography: OCT) に由来する血管内の画像を表示する血管内画像診断装置及び血管内画像診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

IVUS のための超音波診断装置は、カテーテルの先端部に装着された超音波プローブを介して 20 ~ 30 MHz の超音波で血管内をスキャンし断面画像のデータを発生する。

50

I V U S 装置は、血管内のプラークの形状や組織の性状等を正確に描出することができるため、プラークの評価手段としてよく用いられている。

【 0 0 0 3 】

O C T 装置は、カテーテルの先端部に装着された O C T プローブを介して約 1 3 0 0 n m の近赤外線 で血管や組織をスキャンし超高分解度の断面画像のデータを発生する。O C T 装置は、不安定プラークの特徴である薄い皮膜をより鮮明に表示させることが出来、臨床上にて高い応用価値が期待されている。

【 0 0 0 4 】

I V U S 装置や O C T 装置によって血管内画像をスキャンする際、術者は X 線透視画像を見ながらカテーテルをプラーク位置等の目的部位まで移動させる。X 線透視画像は 3 次元情報を有さないため、X 線透視画像を観察することによって関心血管に存在しているプラークによる狭窄部位を把握するのは容易ではない。従って、カテーテルのナビゲーション効率が悪く、被検体の被爆量や造影剤の量が多くなってしまう。

【 0 0 0 5 】

ところで、X 線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴イメージング装置によって発生される血管ボリュームデータからプラーク領域を特定する技術がある（例えば、特許文献 1 参照）。

【特許文献 1】特表 2 0 0 7 5 0 2 6 7 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、I V U S や O C T に由来する血管内の断面画像を表示することによってプローブを目的部位まで移動させるのを支援する血管内画像診断装置及び血管内画像診断システムにおいて、被検体の負担を軽減することを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

請求項 1 記載の血管内画像診断装置は、被検体の血管に関するボリュームデータを記憶する記憶部と、前記ボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する 3 次元画像のデータを発生する 3 次元画像発生部と、超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置の O C T プローブからのスキャンデータに基づいて前記血管に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、前記超音波プローブ又は O C T プローブの位置を検出する位置検出部と、前記検出された位置に基づいて、前記 3 次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、を具備する血管内画像診断装置であって、前記表示部は、前記位置を示すマークに加え、前記超音波プローブ又は O C T プローブの向きを示すマークを前記 3 次元画像に表示する、ことを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

請求項 9 記載の血管内画像診断システムは、被検体の血管に関するボリュームデータを発生するボリュームデータ発生装置と、前記発生されたボリュームデータに基づいて狭窄部位を含む血管領域に関する 3 次元画像のデータを発生する 3 次元血管画像発生部と、カテーテルに装着された超音波診断装置の超音波プローブ又は光干渉断層撮影装置の O C T プローブであるプローブと、前記プローブによるスキャンデータに基づいて前記血管内領域に関する血管内画像のデータを発生する血管内画像発生部と、前記プローブの位置を検出する位置検出部と、前記検出された位置に基づいて、前記 3 次元画像に前記位置を示すマークを位置整合して、前記血管内画像と並べて表示する表示部と、を具備する血管内画像診断システムであって、前記表示部は、前記位置を示すマークに加え、前記超音波プローブ又は O C T プローブの向きを示すマークを前記 3 次元画像に表示する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、I V U S のための超音波診断装置又はO C T 装置によって収集された血管内の断面画像を表示することによってプローブを目的部位まで移動させるのを支援する血管内画像診断装置及び血管内画像診断システムにおいて、被検体の負担を軽減することを可能とすることにある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。

【0011】

本実施形態に係る血管内画像診断システムは、術者が被検者の血管内に発生したプラーク (Plaque) を評価・診断するために、先端部に超音波診断装置の超音波プローブや光干渉断層撮影装置のO C T プローブが装着されたカテーテルをプラークまで導くのを支援するためのナビゲーションシステムである。なお、プラークとは血管腔内に限局的に隆起した動脈硬化巣のことであり、発達したプラークは血管内腔を狭窄する。プラークには安定型と不安定型とがあり、不安定型プラークは物理的接触等により破裂しやすく、その破片が抹消血管や臓器を閉塞する恐れがある。

【0012】

図1は、本実施形態に係る血管内画像診断システムの構成を示す図である。図1に示すように、血管内画像診断システム1は、医用画像発生装置200、X線透視撮影装置300、プローブ400、位置センサ500、及び血管内画像診断装置10を有する。

【0013】

医用画像発生装置200は、被検者の血管に関するボリュームデータを発生するX線コンピュータ断層撮影装置又は磁気共鳴イメージング装置である。以下、医用画像発生装置200は多列の検出器を備えたX線コンピュータ断層撮影装置であるとする。X線コンピュータ断層撮影装置200は、カテーテル挿入前に、被検者の造影された血管に関する単一のボリュームデータを発生する。つまり、このボリュームデータには血管領域が含まれる。

【0014】

X線透視撮影装置300は、カテーテル挿入中の所定期間内において、被検者をX線透視し、被検者のX線透視画像のデータを発生し、発生されたX線透視画像のデータを血管内画像診断装置10に送信する。例えば、所定期間とは、カテーテルを被検体に挿入する時から、カテーテルが、目標とする狭窄部位領域への最後の血管分岐点に到達する時までである。

【0015】

プローブ400は、カテーテル挿入中に被検者の血管内に挿入されるカテーテルの先端部に装着された、超音波プローブ又はO C T プローブである。以下、プローブ400は超音波プローブであるとする。カテーテル挿入中、超音波プローブ400は、カテーテルの先端部を回転しながら血管内壁へ向けて超音波を放射状に送信し、その反射波を受信する。受信された反射波は、超音波プローブ400によってエコー信号 (スキャンデータ) に変換され、血管内画像診断装置に送信される。

【0016】

位置センサ500は、超音波プローブ400の位置、つまりカテーテル先端部の位置 (以下、プローブ位置と呼ぶ) を検出するための位置データを発生する。位置センサ500は、第1位置センサ510と第2位置センサ520とを備える。第1位置センサ510は、カテーテル先端部の超音波プローブ400近傍に装着される。第2位置センサ520は、被検者の体表面の安定部分 (例えば、被検者の胸骨のあたる部分) に固定して着けられる。位置センサ500は、光学追跡 (Optical Tracker) 型と違いline of sightの制約がない電磁追跡 (Electromagnetic Tracker) 型が使用される。第1位置センサ510の出力である第1位置データと、第2位置センサ520の出力である第2位置データとは、血管内画像診断装置10に送信される。第1位置データと第2位置データとは、位置センサシステムの座標系 (以下、患者座標系と呼ぶ) によって規定される。電磁センサは周辺環

10

20

30

40

50

境にある金属や電気装置から発生している磁場に影響されやすい。そのため、第1位置データと第2位置データとは、磁場による誤差が含まれる。

【0017】

血管内画像診断装置10は、ポリウムデータ記憶部12、血管領域抽出部14、狭窄部位特定部16、3次元画像発生部18、血管内画像発生部20、キャリブレーション部22、プローブ位置算出部24、表示制御部26、及び表示部28を有する。

【0018】

ポリウムデータ記憶部12は、X線コンピュータ断層撮影装置200により発生されたポリウムデータを記憶する。ポリウムデータを規定する座標系をポリウムデータ座標系と呼ぶことにする。ポリウムデータに含まれている血管領域には、プラーク等により狭窄された少なくとも一つの狭窄部位領域が含まれているとする。狭窄部位については後述する。

10

【0019】

血管領域抽出部14は、ポリウムデータから血管領域を抽出する。抽出処理は、例えば、特開2003-24300号公報に記載の技術を用いて行なわれる。

【0020】

狭窄部位特定部16は、抽出された血管領域から狭窄部位領域を特定する。図2は、血管領域BRと狭窄部位領域NRとを示した図である。図2に示すように、血管領域BRは、プラークにより狭窄されている。狭窄部位領域NRとは、通常時（プラークの発生していない場合）の血管径RTよりも小さい血管径RKを有する血管領域である。また、狭窄部位特定部16は、通常時の血管径RTよりも小さい血管径RKを有する血管壁のポリウムデータ座標系での座標を特定する。この狭窄部位特定処理は、例えば、特許文献1に記載の技術を用いて行なわれる。

20

【0021】

3次元画像発生部18は、抽出された血管領域にレンダリングし、血管に関する3次元画像（以下、3次元血管画像と呼ぶ）のデータを発生する。レンダリングは、平行投影法を用いるとする。

【0022】

血管内画像発生部20は、超音波プローブ400からのスキャンデータ（エコー信号）に基づいて、血管内の断面画像のデータを発生する。この断面画像をIVUS画像と呼ぶことにする。IVUS画像を規定する座標系は患者座標系である。

30

【0023】

キャリブレーション部22は、第1位置データと第2位置データとの磁場による誤差を較正（キャリブレーション）する。このキャリブレーション処理は、例えば、文献（W.Birkfellner, F.Watzinger, etc., "Calibration of Tracking Systems in a Surgical Environment", IEEE Trans., on Medical Imaging, vol.17, no.5, October 1988）に記載の技術を用いて行なわれる。

【0024】

プローブ位置算出部24は、キャリブレーションされた第1位置データと第2位置データとに基づいて、ポリウムデータ座標系におけるプローブ位置を算出する。具体的には、まずプローブ位置算出部24は、第1位置データに、患者座標系をポリウムデータ座標系に変換するための変換行列を掛け、ポリウムデータ座標系における大まかな第1位置データ、すなわち大まかなプローブ位置を算出する。次に第1位置データと第2位置データとの相対的な移動量を計算し、体動等によるプローブ位置の誤差を補正することで、体動等による誤差のない精度の高いプローブ位置を算出する。この補正処理は、例えば、文献（J.Borhet, S.Kruger, etc., "Respiration motion compensation with tracked internal and external sensor during CT-guided procedures" Computer Aided Surgery, Vol.11, Num.3, May, 2006）に記載の技術を用いて行なわれる。また、変換行列は、既存のどの方法を用いて算出されてもよい。このように、位置センサ500とキャリブレーション部22とプローブ位置算出部24とは、プローブ位置検出ユニットをなす。

40

50

【 0 0 2 5 】

表示制御部 2 6 は、X 線透視画像、3 次元血管画像、I V U S 画像を所定のレイアウトで表示部に表示する。具体的には、表示制御部 2 6 は、ボリュームデータ座標系におけるプローブ位置に基づいて、超音波プローブ 4 0 0 の位置と向きとを示すプローブマークを 3 次元画像に位置整合して重ねて表示する。表示制御部 2 6 は、3 次元血管画像内の狭窄部位領域と狭窄部位領域ではない領域とを色等で区別して表示する。表示制御部 2 6 は、プローブ位置が狭窄部位領域に到達した場合、到達したことを示すマークを I V U S 画像に表示する。表示制御部 2 6 は、必要に応じて、狭窄部位領域を観察しやすくするために、3 次元画像を回転させる回転処理を行なう。回転処理において表示制御部 2 6 は、3 次元画像発生部 1 8 に、回転処理にて算出した回転角度に応じた投影方向での 3 次元画像のデータを発生させる。

10

【 0 0 2 6 】

表示部 2 8 は、C R T (Cathode Ray Tube) や液晶ディスプレイ等からなる。

【 0 0 2 7 】

以下、図 3 参照しながら血管内画像診断装置 1 0 のナビゲーション処理の流れを説明する。なお、ナビゲーション処理の開始以前に、X 線コンピュータ断層撮影装置 2 0 0 によって発生された被検者の血管に関するボリュームデータから血管領域が抽出され、狭窄部位領域が特定されているものとする。

【 0 0 2 8 】

まず、血管内画像診断装置 1 0 は、術者によるナビゲーション処理の要求を待機している (ステップ S A 1) 。術者は、被検者の血管内にカテーテルを挿入し、表示部 2 8 に表示されている I V U S 画像や X 線透視画像を観察しながら、プラークへ向けてカテーテルを進めている。術者は、カテーテルがプラークまで近づき、プラークまでの道のりにおける最後の血管の分岐点に到達したと判断すると、X 線透視撮影装置 3 0 0 を停止させ、例えば血管内画像診断装置 1 0 に設けられたナビゲーション処理開始ボタンを押す。血管内画像診断装置 1 0 は、ナビゲーション処理開始ボタンが押されることを契機として、ナビゲーション処理を開始する (ステップ S A 1 : Y E S) 。

20

【 0 0 2 9 】

ナビゲーション処理が開始されると、キャリブレーション部 2 2 は、位置センサ 5 0 0 から第 1 位置データと第 2 位置データとを入力し (ステップ S A 2) 、入力した第 1 位置データと第 2 位置データとをキャリブレーションする (ステップ S A 3) 。プローブ位置算出部 2 4 は、キャリブレーションされた第 1 位置データと第 2 位置データとに基づいて、ボリュームデータ座標系におけるプローブ位置を算出する (ステップ S A 4) 。

30

【 0 0 3 0 】

また、ナビゲーション処理が開始されると、血管内画像発生部 2 0 は、超音波プローブ 4 0 0 からのスキャンデータに基づいて、I V U S 画像のデータを発生する (ステップ S A 5) 。表示制御部 2 6 は、I V U S 画像に並列させて、予め発生されている 3 次元血管画像を表示する。また、3 次元画像中の狭窄部位領域と狭窄部位領域ではない領域とは、色等で区別して表示される。すなわち、狭窄された血管壁領域と狭窄されていない血管壁領域とを異なる色で表示する。

40

【 0 0 3 1 】

プローブ位置が算出され I V U S 画像のデータが発生されると、表示制御部 2 6 は、3 次元血管画像内のプローブ位置にプローブマークを表示する (ステップ S A 6) 。図 4 は、3 次元血管画像に表示されるプローブマーク P M 及び O M を示す図である。図 4 に示すように、3 次元血管画像に表示されるプローブマークは、プローブ位置を示すプローブマーク P M と、プローブの向きを示すプローブマーク O M とがある。

【 0 0 3 2 】

プローブ位置は、十分に短い一定の時間間隔で算出される。プローブマーク P M は、算出されたプローブ位置を通り、血管芯線に垂直な線形状を有するマークである。あるプローブ位置 (プローブ位置 P N とする) におけるプローブの向きは、プローブ位置 P N の直

50

前に算出されたプローブ位置 P P からプローブ位置 P N へのベクトルの向きを算出することによって得られる。プローブ位置 P P とプローブ位置 P N との間の距離が小さいとき、プローブ位置 P N でのプローブの向きは、プローブ位置 P P からプローブ位置 P N への向きに略一致する。プローブマーク O M は、算出された向きを示す矢印状のマークである。

【 0 0 3 3 】

3次元血管画像にこれらプローブマーク P M 及び O M を表示することで、X線透視画像を見ることなく、3次元血管画像を見るだけで精度よく狭窄部位までカテーテルを移動させることが可能となる。つまり、カテーテル挿入時から狭窄部位到達時までX線透視撮影をすることがなくなるため、被検体の被爆量や造影剤量を軽減することができる。

【 0 0 3 4 】

10

超音波プローブ 4 0 0 が移動される度に3次元血管画像上のプローブマークが更新される。そして、プローブ位置を示すプローブマーク P M が狭窄部位領域内に入ると、I V U S 画像上に円形状を有するプローブマークを表示する。以下、表示制御部 2 6 によるプローブマーク更新処理を説明する。

【 0 0 3 5 】

図 5 は、プローブマーク更新処理の流れを示す図である。まず、表示制御部 2 6 は、プローブ位置が変更されることを待機している（ステップ S B 1）。プローブ位置が変更されることを契機として（ステップ S B 1 : Y E S）、表示制御部 2 6 は、3次元血管画像上のプローブマークの位置を更新する（ステップ S B 2）。

【 0 0 3 6 】

20

次に表示制御部 2 6 は、プローブ位置が狭窄部位領域にあるか否かを判定する（ステップ S B 3）。具体的には、表示制御部 2 6 は、発生される I V U S 画像毎に、I V U S 画像内における血管径と通常時の血管径とを比較する。通常時の血管径とは、その断面における、プラークが発生していない場合における血管径である。通常時の血管径は、予め決定されているものとする。I V U S 画像内における血管径が通常時の血管径を中心とした一定長の範囲にあれば、プローブ位置は狭窄部位領域にないと判定される（ステップ S B 3 : N O）。I V U S 画像内における血管径が通常時の血管径を中心とした一定長の範囲になれば、プローブ位置は狭窄部位領域にあると判定される（ステップ S B 3 : Y E S）。プローブ位置が狭窄部位領域にあると判定された場合、表示制御部 2 6 は、カテーテルが狭窄部位に到達したことを示すマークである円環形状を有するマーク（以下、リング状マークと呼ぶ）を、I V U S 画像内に表示する（ステップ S B 4）。

30

【 0 0 3 7 】

図 6 は、I V U S 画像に表示されるリング状マーク R M を示す図である。図 6 に示すように、リング状マーク R M は、その中心を血管芯線に合わせて表示される。プローブ位置が狭窄部位領域に入った時に、リング状マーク R M が表示されることで、術者は、I V U S 画像のみを観察しながらでも容易にカテーテルが狭窄部位に到達したことを確認することが可能となる。また、プローブマークの色を、プラーク領域の大きさ、すなわち、血管径の小ささに応じて色を変えて表示させてもよい。

【 0 0 3 8 】

以上でプローブマーク更新処理の動作説明を終了する。

40

【 0 0 3 9 】

上述のように、3次元血管画像において、血管領域における狭窄部位領域とその他の領域とを区別して表示される。しかし、狭窄部位領域が、レンダリングにおける視点位置から見てボリュームデータの奥側にある場合もある。この場合、その狭窄部位領域は3次元血管画像によって観察しづらくなってしまふ。そのため表示制御部 2 6 は、狭窄部位領域のボリュームデータ内における位置に基づいて3次元血管画像の血管領域を回転させるか否かを判定し、回転すると判定した場合、3次元血管画像の血管領域を自動的に回転する。以下、表示制御部 2 6 による3次元血管画像回転処理の流れを説明をする。なお簡便のため、図 7 に示すように、ボリュームデータのサイズを (X、Y、Z) = (- 5 1 2 ~ + 5 1 2、 - 5 1 2 ~ + 5 1 2、 - 5 1 2 ~ + 5 1 2) とする。ここで、レンダリングにお

50

ける、回転処理前の視線方向 F E D は、 $-Y$ から $+Y$ の方向とする。また、ボリュームデータ中の Y 座標 = $-512 \sim 0$ の領域を前領域（斜線で示した領域）A R、Y 座標 = $0 \sim +512$ の領域を奥領域（無地の領域）P R と呼ぶことにする。

【0040】

図 8 は、3 次元血管画像回転処理の流れを示す図である。表示制御部 26 は、狭窄部位領域の基準点、例えば中心点の位置に基づいて 3 次元血管画像を回転するか否かを判定する（ステップ S C 1）。例えば、狭窄部位領域の中心点が前領域にあるか奥領域にあるか、すなわち、狭窄部位領域の中心点の Y 座標がプラスかマイナスかを判定し、その判定結果に基づいて回転するか否かを判定する。前領域にある場合は回転しない、奥領域にある場合は回転すると判定する。

10

【0041】

回転しないと判定した場合（ステップ S C 1：N O）、表示制御部 26 は、3 次元血管画像を回転せずに 3 次元血管画像回転処理を終了する。

【0042】

ステップ S C 1 にて回転すると判定した場合（ステップ S C 1：Y E S）、表示制御部 26 は、狭窄部位領域の中心点とボリュームデータの基準点とに基づいて回転角度を算出する（ステップ S C 2）。

【0043】

図 9 は、ステップ S C 2 の回転角度算出処理を説明するための図であり、狭窄部位領域の中心点 C P を含む X Y 断面を示す図である。この X Y 断面は、 $+Z$ から $-Z$ に見た断面であるとする。図 9 に示すように、狭窄部位領域の中心点 C P は奥領域 P R に含まれている。最小回転角度 θ は、ボリュームデータの基準点である X Y 断面の中心点 O P（X, Y）=（0, 0）と中心点 C P とを結ぶ線分と、マイナス側の X 軸とが成す角度である。ここで、回転方向は、反時計方向、すなわち、中心点 O P を回転中心として、中心点 C P が第 1 象限 第 2 象限 第 3 象限 第 4 象限 第 1 象限へと回転する方向である。回転角度は、 $+180^\circ$ の範囲で任意に設定可能である。

20

【0044】

回転角度 θ を算出すると、表示制御部 26 は、3 次元血管画像の血管領域を回転角度 θ だけ回転させる（ステップ S C 3）。図 10 は、ステップ S C 4 の回転処理を説明するための図である。図 10 に示すように、回転後における視線方向 L E D は、回転前における視線方向 F E D から X Y 断面上を時計回りに回転角度 θ だけ回転させた方向である。3 次元画像発生部 18 は、回転後の視線方向 L E D に基づいて、ボリュームデータをレンダリングし、回転後の 3 次元血管画像のデータを発生する。そして、表示制御部 26 は、発生された回転後の 3 次元血管画像を表示部 28 に表示させる。

30

【0045】

図 11 は、回転前の 3 次元血管画像と回転後の 3 次元血管画像との一例を示す図である。図 11 に示すように、回転前の 3 次元血管画像には、第 1 狭窄部位領域 F N R と第 2 狭窄部位領域 S N R とが描出されている。回転前の 3 次元血管画像において、第 1 狭窄部位領域 F N R は画像の手前側に表示されており確認しやすいが、第 2 狭窄部位領域 S B R は画像の奥側に表示されているために確認しづらい。一方、回転後の 3 次元血管画像においては、第 2 狭窄部位領域 S N R を画像の手前側に表示されとり、確認しやすい。なお、図 11 に示すように、狭窄部位領域が複数あるときは、図示しないグラフィック・ユーザ・インターフェース等を介して、回転処理の対象とする狭窄部位領域を選択することが可能である。3 次元血管画像回転処理を行なうことで、注目する狭窄部位領域を 3 次元血管画像上で常に見やすい位置に表示することが可能となる。

40

【0046】

以上で、3 次元血管画像回転処理の動作説明を終了する。

【0047】

最後に、図 12 を参照しながら、ナビゲーション処理に係る表示画面を説明する。図 12 に示すように、表示画面は、I V U S 画像が表示される領域である I V U S 画像表示領

50

域と、３次元血管画像が表示される領域である３次元血管画像表示領域と、Ｘ線透視画像が表示される領域であるＸ線透視画像表示領域と、グラフィック・ユーザ・インターフェース（Graphic User Interface：ＧＵＩ）が表示される領域であるＧＵＩ領域とに分けられている。術者は、静止画である３次元血管画像と動画表示される血管内画像とを観察しながらカテーテルをブランクのある狭窄部位まで進める。但し、ナビゲーション処理が開始されると同時にＸ線透視画像は停止される。

【００４８】

上記のように本実施形態によれば、狭窄部位を明示し、３次元血管画像とＩＶＵＳ画像とにプローブマークを表示することで、ナビゲーション処理において術者がＸ線透視画像を必要なしに、３次元血管画像やＩＶＵＳ画像を見るだけで精度よく狭窄部位までカテーテルを移動させるのを支援することが可能となる。すなわち、カテーテル挿入時から狭窄部位到達時までＸ線透視撮影をすることがなくなるため、被検体の被爆量や造影剤量を軽減することができる。かくして、ＩＶＵＳやＯＣＴに由来する血管内の断面画像を表示することによってプローブを目的部位まで移動させるのを支援する血管内画像診断装置１０及び血管内画像診断システム１において、被検体の負担を軽減することを可能とすることにある。

【００４９】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【００５０】

【図１】本発明の実施形態に係る血管内画像診断システムと血管内画像診断装置との構成を示す図。

【図２】本実施形態に係る血管領域と狭窄部位領域とを示す図。

【図３】本実施形態に係るナビゲーション処理の動作を示す図。

【図４】図３のステップＳＡ６において３次元血管画像に表示されるプローブマークを示す図。

【図５】本実施形態に係るプローブマーク更新処理の流れを示す図。

【図６】図５のステップＳＢ４においてＩＶＵＳ画像に表示されるプローブマークを示す図。

【図７】本実施形態に係る３次元血管画像回転処理におけるボリュームデータを示す図。

【図８】本実施形態に係る３次元血管画像回転処理の流れを示す図。

【図９】図８のステップＳＣ２における回転角度算出処理を説明するための図。

【図１０】図８のステップＳＣ３における回転処理を説明するための図。

【図１１】図８のステップＳＣ３における回転前の３次元血管画像と回転後の３次元血管画像との一例を示す図。

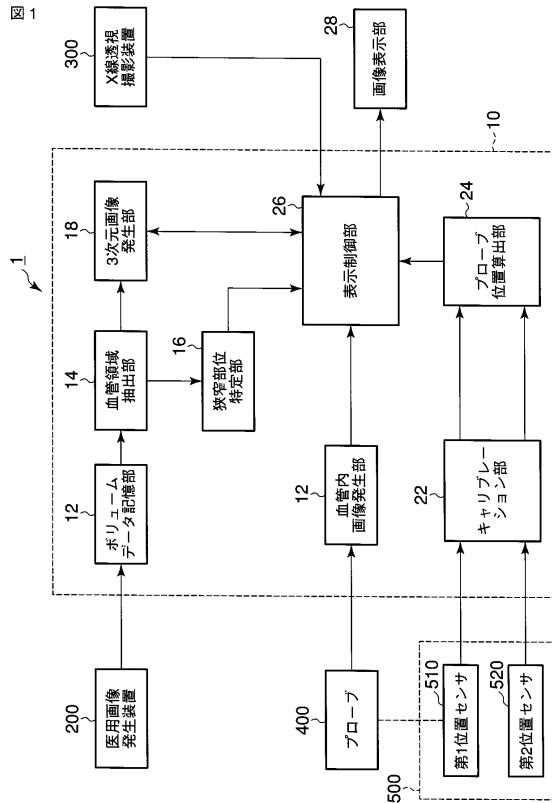
【図１２】図３のナビゲーションに係る表示画面の一例を示す図。

【符号の説明】

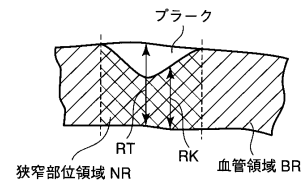
【００５１】

１…血管内画像診断システム、１０…血管内画像診断装置、１２…ボリュームデータ記憶部、１４…血管領域抽出部、１６…狭窄部位特定部、１８…３次元画像発生部、２０…血管内画像発生部、２２…キャリブレーション部、２４…プローブ位置算出部、２６…表示制御部、２８…表示部、２００…医用画像発生装置、３００…Ｘ線透視撮影装置、４００…プローブ、５００…位置センサ、５１０…第１位置センサ、５２０…第２位置センサ

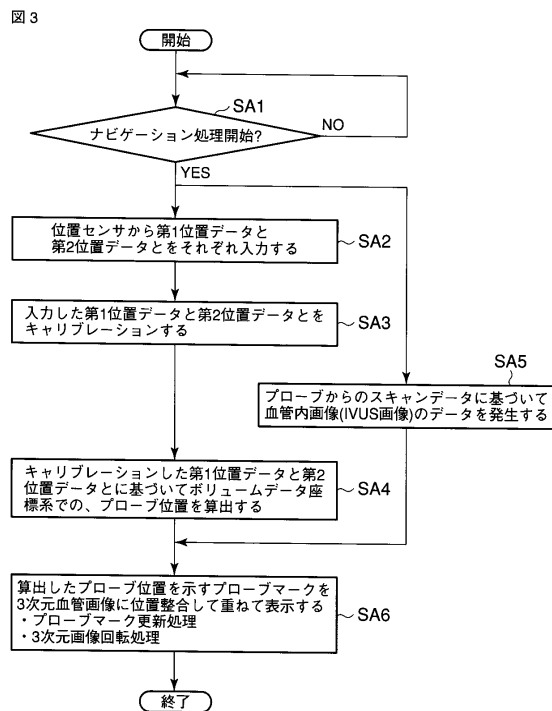
【図 1】



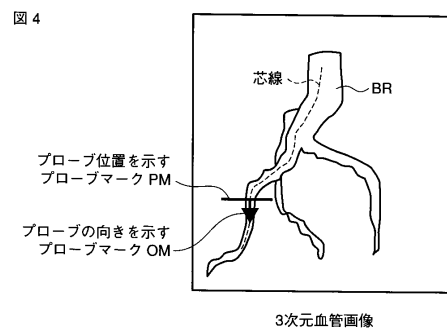
【図 2】



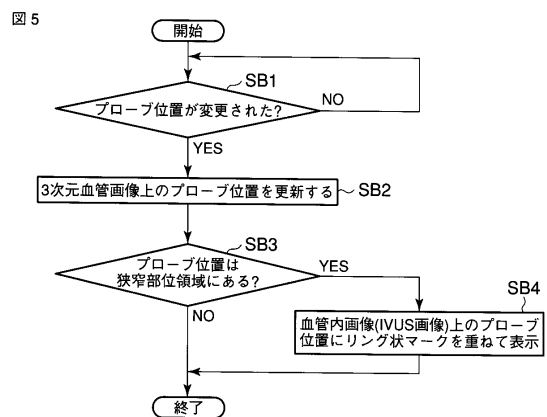
【図 3】



【図 4】

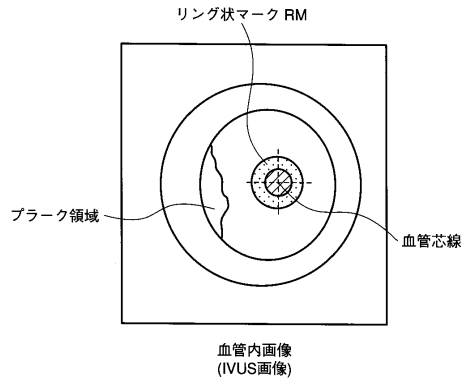


【図 5】



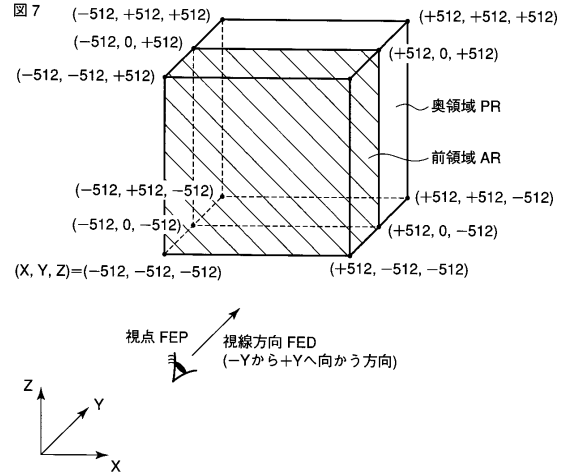
【図 6】

図 6



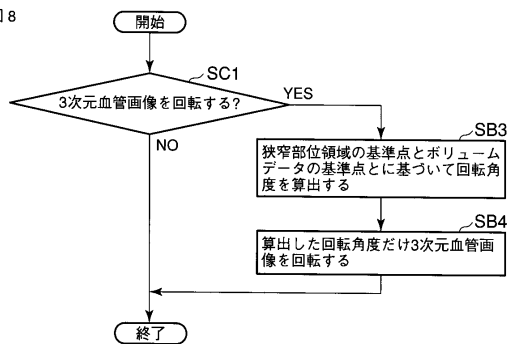
【図 7】

図 7



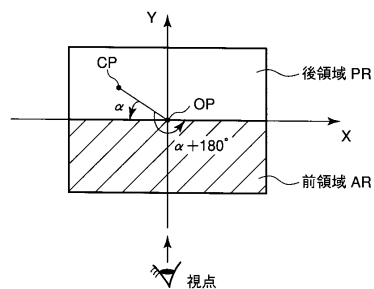
【図 8】

図 8



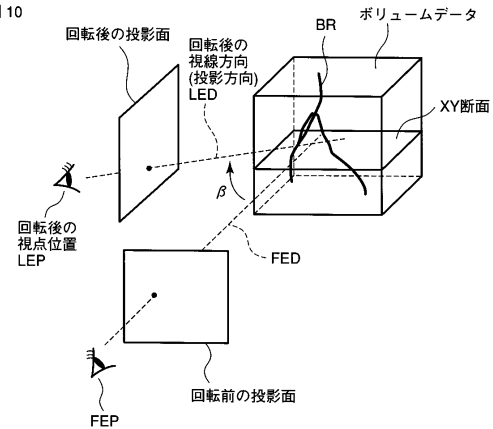
【図 9】

図 9



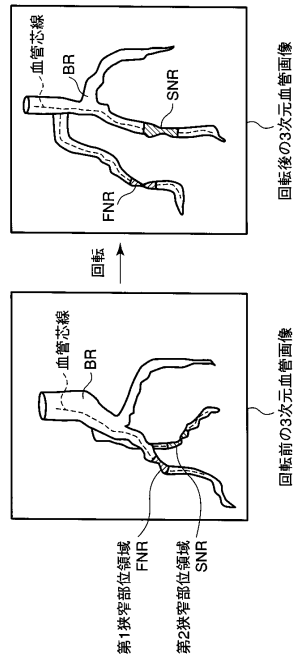
【図 10】

図 10



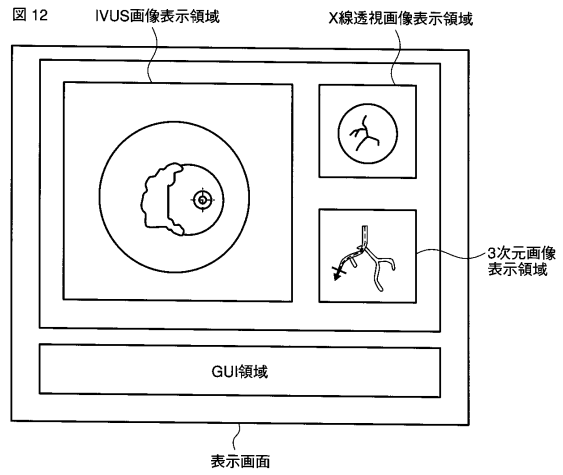
【図 11】

図 11



【図 12】

図 12



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 楊 義強
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 山形 仁
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社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 2 8 2 9 7 4 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 2 3 1 1 5 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 2 8 8 4 9 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	8 / 1 2
A 6 1 B	1 / 0 0
A 6 1 B	1 0 / 0 0

专利名称(译)	血管内图像诊断设备和血管内图像诊断系统		
公开(公告)号	JP5112021B2	公开(公告)日	2013-01-09
申请号	JP2007305000	申请日	2007-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	楊義強 山形仁		
发明人	楊 義強 山形 仁		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 A61B10/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.D A61B10/00.E A61B1/00.526 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/045.623 A61B1/313.510		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/DD04 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/DD04 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW13 4C601/BB03 4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/EE17 4C601/FE04 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/JC26 4C601/JC32 4C601/KK02 4C601/KK09 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL33		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP2009125394A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种血管内图像诊断设备，其能够显示来自IVUS或OCT的血管内切片图像，以辅助探针移动到目标部位，减轻受试者的负担，以及血管内图像诊断系统。解决方案：血管内图像诊断设备包括存储器12，三维图像生成器18，血管内图像生成器20，位置检测器24和显示器28;其中存储器12存储关于受试者血管的体积数据;三维图像生成器18基于体数据生成关于包括收缩部位的血管区域的三维图像数据;血管内图像生成器20基于来自超声波诊断装置的超声波探头或光干涉断层摄影装置的OCT探头的扫描数据，生成血管的血管内图像数据。位置检测器24检测超声波探头或OCT探头的位置;显示器28基于检测到的位置，以协调在三维图像中显示的标记的位置，然后与血管内图像一起显示。 Ž

【 図 1 】

