

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/220930

発行日 令和1年6月27日 (2019.6.27)

(43) 国際公開日 平成30年12月6日 (2018.12.6)

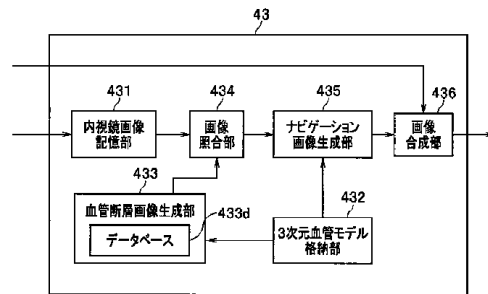
(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 3	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	G 0 2 B 23/24 A	
	A 6 1 B 1/00 V	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁) 最終頁に続く		

出願番号 特願2018-547496 (P2018-547496)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/008588	
(22) 国際出願日 平成30年3月6日 (2018.3.6)	
(31) 優先権主張番号 特願2017-106975 (P2017-106975)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(32) 優先日 平成29年5月30日 (2017.5.30)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
	(72) 発明者 久保 圭 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
	Fターム(参考) 2H040 DA54 GA10 GA11 4C161 CC03 CC06 LL03 QQ02 QQ03 RR04 RR26 WW02 WW04 WW10 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理システム及び画像処理装置の作動方法

(57) 【要約】

画像処理装置は、所定の臓器における血管の分布状態を表す3次元血管モデルが格納されている格納部と、3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成する血管断層画像生成部と、所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部に到達可能な光が照射された際に被写体を撮像して得られる画像が入力される画像入力部と、画像入力部に入力された画像に対する一致度が高い血管断層画像を特定するための処理を行う画像照合部と、3次元血管モデルと、画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成するナビゲーション画像生成部と、を有する。



- 431 Endoscopic image storage unit
- 432 Three-dimensional blood vessel model storage unit
- 433 Blood vessel tomographic image generation unit
- 433d Database
- 434 Image collation unit
- 435 Navigation image generation unit
- 436 Image synthesizing unit

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に存在する所定の臓器における血管の 3 次元的な分布状態を表すように構築された 3 次元血管モデルが格納されている格納部と、

前記 3 次元血管モデルが構築される 3 次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成するように構成された血管断層画像生成部と、

前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる画像が入力される画像入力部と、

前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記画像入力部に入力された画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行うように構成された画像照合部と、

前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記 3 次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記 3 次元空間内において表すナビゲーション画像を生成するように構成されたナビゲーション画像生成部と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像照合部は、前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記被写体に照射される光が生体組織の深部において到達可能な深さまでの血管を含む 1 つ以上の血管断層画像を抽出し、さらに、当該抽出した 1 つ以上の血管断層画像の中から前記一致度が前記所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行う

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記 3 次元空間内に配置した前記 3 次元血管モデルと、前記 3 次元空間内における前記内視鏡の位置を表す図形と、を含む画像を前記ナビゲーション画像として生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記画像照合部により特定された前記血管断層画像に対応する前記仮想内視鏡の位置が更新される毎に、前記ナビゲーション画像に含まれる前記図形の位置を移動させる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記画像照合部により特定された前記血管断層画像に対応する前記仮想内視鏡の位置が更新される毎に、前記ナビゲーション画像に含まれる前記 3 次元血管モデルを回転させる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記 3 次元血管モデルに対する前記図形の位置に応じ、前記ナビゲーション画像に含まれる前記 3 次元血管モデルの拡大率を変化させる

ことを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像処理装置に関し、特に、内視鏡観察を行う際に用いられる画像処理装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡観察下の外科手術においては、例えば、被検体内の手術対象の臓器の 3 次元情報

10

20

30

40

50

を含む画像を確認しつつ、当該臓器における病変部の切除等の処置を行うような手法が従来用いられている。そして、例えば、日本国特開2003-265408号公報には、前述の手法に適用可能と解される構成が開示されている。

【0003】

具体的には、日本国特開2003-265408号公報には、検査対象の3次元画像(MRI画像またはCT画像)に基づいて計算した仮想内視鏡画像をデータベースに蓄積し、当該データベースに蓄積された仮想内視鏡画像と、当該検査対象の実内視鏡画像と、を比較することにより現在の内視鏡先端部の観測点及び観測姿勢を決定し、当該決定した内視鏡先端部の観測点及び観測姿勢を当該検査対象の3次元画像に重畳して表示するような構成が開示されている。

10

【0004】

ところで、内視鏡観察下で外科手術を行う際には、生体組織の粘膜深部等に存在する太径の血管の損傷により生じる多量の出血を回避することが望ましい。そのため、内視鏡観察下で外科手術を行う際には、例えば、手術対象の臓器における現在の観察位置と、当該臓器における血管の3次元的な分布状態と、の間の対応関係を表す情報が術者に提示されることが望ましい。

【0005】

しかし、日本国特開2003-265408号公報には、前述のような対応関係を表す情報の提示方法等について特に開示されていない。従って、日本国特開2003-265408号公報が開示された構成によれば、例えば、手術対象の臓器の変位等に伴って太径の血管を偶発的に損傷してしまうおそれが生じることに起因し、内視鏡観察下で外科手術を行う術者に対して過度な負担を強いてしまう場合がある、という課題が生じている。

20

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡観察下で外科手術を行う術者の負担を軽減可能な画像処理装置を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様の画像処理装置は、被検体内に存在する所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが格納されている格納部と、前記3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成するように構成された血管断層画像生成部と、前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる画像が入力される画像入力部と、前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記画像入力部に入力された画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行うように構成された画像照合部と、前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記3次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成するように構成されたナビゲーション画像生成部と、を有する。

30

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】実施形態に係る内視鏡システムの要部の構成を示す図。

【図2】第1の実施形態に係る内視鏡システムの具体的な構成の一例を説明するための図。

【図3】第1の実施形態に係るプロセッサに設けられた表示用画像生成部の具体的な構成の一例を説明するための図。

【図4】第1の実施形態に係るプロセッサに格納されている3次元血管モデルの一例を示す図。

【図5】第1の実施形態に係る内視鏡システムにより取得される深部血管画像を模式的に

50

示した図。

【図 6】第 1 の実施形態に係るプロセッサにより生成されるナビゲーション画像の一例を説明するための図。

【図 7】第 1 の実施形態に係るプロセッサにより生成される表示用画像の一例を説明するための図。

【図 8】第 2 の実施形態に係る内視鏡システムの具体的な構成の一例を説明するための図。

【図 9】第 2 の実施形態に係るプロセッサに設けられた表示用画像生成部の具体的な構成の一例を説明するための図。

【図 10】第 2 の実施形態に係る内視鏡システムにより取得される蛍光画像を模式的に示した図。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

【0010】

(第 1 の実施形態)

図 1 から図 7 は、本発明の第 1 の実施形態に係るものである。

【0011】

内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、被検体内に挿入されるとともに、当該被検体内における生体組織等の被写体を撮像して得られた画像を出力するように構成された内視鏡装置 2 と、当該被写体に照射される光を内視鏡装置 2 に供給するように構成された光源装置 3 と、内視鏡装置 2 から出力される画像に対して所定の画像処理を施すことにより表示用画像を生成して出力するように構成されたプロセッサ 4 と、プロセッサ 4 から出力される表示用画像等を画面上に表示するように構成された表示装置 5 と、を有している。図 1 は、実施形態に係る内視鏡システムの要部の構成を示す図である。

【0012】

内視鏡装置 2 は、細長の挿入部 6 を備えた光学視管 2 1 と、光学視管 2 1 の接眼部 7 に対して着脱可能なカメラユニット 2 2 と、を有して構成されている。

【0013】

光学視管 2 1 は、被検体内に挿入可能な細長の挿入部 6 と、挿入部 6 の基端部に設けられた把持部 8 と、把持部 8 の基端部に設けられた接眼部 7 と、を有して構成されている。

【0014】

挿入部 6 の内部には、図 2 に示すように、ケーブル 1 3 a を介して供給される光を伝送するためのライトガイド 1 1 が挿通されている。図 2 は、第 1 の実施形態に係る内視鏡システムの具体的な構成の一例を説明するための図である。

【0015】

ライトガイド 1 1 の出射端部は、図 2 に示すように、挿入部 6 の先端部における照明レンズ 1 5 の近傍に配置されている。また、ライトガイド 1 1 の入射端部は、把持部 8 に設けられたライトガイド口金 1 2 に配置されている。

【0016】

ケーブル 1 3 a の内部には、図 2 に示すように、光源装置 3 から供給される光を伝送するためのライトガイド 1 3 が挿通されている。また、ケーブル 1 3 a の一方の端部には、ライトガイド口金 1 2 に対して着脱可能な接続部材（不図示）が設けられている。また、ケーブル 1 3 a の他方の端部には、光源装置 3 に対して着脱可能なライトガイドコネクタ 1 4 が設けられている。

【0017】

挿入部 6 の先端部には、ライトガイド 1 1 により伝送された光を外部へ出射するための照明レンズ 1 5 と、外部から入射される光に応じた光学像を得るための対物レンズ 1 7 と、が設けられている。また、挿入部 6 の先端面には、照明レンズ 1 5 が配置された照明窓（不図示）と、対物レンズ 1 7 が配置された観察窓（不図示）と、が相互に隣接して設け

10

20

30

40

50

られている。

【0018】

挿入部6の内部には、図2に示すように、対物レンズ17により得られた光学像を接眼部7へ伝送するための複数のレンズLEを具備するリレーレンズ18が設けられている。すなわち、リレーレンズ18は、対物レンズ17から入射した光を伝送する伝送光学系としての機能を具備して構成されている。

【0019】

接眼部7の内部には、図2に示すように、リレーレンズ18により伝送された光学像を肉眼で観察可能とするための接眼レンズ19が設けられている。

【0020】

カメラユニット22は、撮像素子25と、信号処理回路26と、を有して構成されている。また、カメラユニット22は、信号ケーブル28の端部に設けられたコネクタ29を介してプロセッサ4に着脱可能に構成されている。

【0021】

撮像素子25は、例えば、可視域に感度を有するカラーCCDまたはカラーCMOSのようなイメージセンサを具備して構成されている。また、撮像素子25は、プロセッサ4から出力される撮像素子駆動信号に応じた撮像動作を行うように構成されている。また、撮像素子25は、接眼レンズ19を経て出射される光を撮像し、当該撮像した光に応じた画像を生成して信号処理回路26へ出力するように構成されている。

【0022】

信号処理回路26は、撮像素子25から出力される画像に対し、例えば、相関二重サンプリング処理、ゲイン調整処理、及び、A/D変換処理等のような所定の信号処理を施すように構成されている。また、信号処理回路26は、前述の所定の信号処理を施した画像を、信号ケーブル28が接続されたプロセッサ4へ出力するように構成されている。

【0023】

光源装置3は、発光部31と、合波器32と、集光レンズ33と、光源制御部34と、を有して構成されている。

【0024】

発光部31は、青色LED311と、緑色LED312と、赤色LED313と、琥珀色LED314と、を有して構成されている。

【0025】

青色LED311は、青色域に強度を有する(狭帯域な)光であるB光を発するように構成されている。具体的には、青色LED311は、例えば、中心波長が460nm付近に設定され、かつ、帯域幅が20nm程度に設定されたB光を発するように構成されている。また、青色LED311は、光源制御部34の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、青色LED311は、点灯状態において、光源制御部34の制御に応じた強度のB光を発生するように構成されている。なお、B光の中心波長は、青色域に設定される限りにおいては、460nmとは異なる波長に設定されていてもよい。また、B光の帯域幅は、中心波長に応じた所定の帯域幅に設定されてい

【0026】

緑色LED312は、緑色域に強度を有する(狭帯域な)光であるG光を発するように構成されている。具体的には、緑色LED312は、例えば、中心波長が540nm付近に設定され、かつ、帯域幅が20nm程度に設定されたG光を発するように構成されている。また、緑色LED312は、光源制御部34の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、緑色LED312は、点灯状態において、光源制御部34の制御に応じた強度のG光を発生するように構成されている。なお、G光の中心波長は、緑色域に設定される限りにおいては、540nmとは異なる波長に設定されていてもよい。また、G光の帯域幅は、中心波長に応じた所定の帯域幅に設定されてい

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

赤色 L E D 3 1 3 は、赤色域に強度を有する（狭帯域な）光である R 光を発するように構成されている。具体的には、赤色 L E D 3 1 3 は、例えば、中心波長が 6 3 0 n m 付近に設定され、かつ、帯域幅が 2 0 n m 程度に設定された R 光を発するように構成されている。また、赤色 L E D 3 1 3 は、光源制御部 3 4 の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、赤色 L E D 3 1 3 は、点灯状態において、光源制御部 3 4 の制御に応じた強度の R 光を発生するように構成されている。なお、R 光の中心波長は、赤色域に設定される限りにおいては、例えば、6 3 0 n m とは異なる波長に設定されていてもよい。また、R 光の帯域幅は、中心波長に応じた所定の帯域幅に設定されていれればよい。

10

【 0 0 2 8 】

琥珀色 L E D 3 1 4 は、例えば、中心波長が 6 0 0 n m 付近に設定された（狭帯域な）琥珀色光である A 光を発するように構成されている。すなわち、琥珀色 L E D 3 1 4 は、生体組織の深部及び当該生体組織の深部に存在する太径の血管である深部血管に到達可能な光（特殊光）である A 光を発するように構成されている。また、琥珀色 L E D 3 1 4 は、光源制御部 3 4 の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、琥珀色 L E D 3 1 4 は、点灯状態において、光源制御部 3 4 の制御に応じた強度の A 光を発生するように構成されている。

【 0 0 2 9 】

合波器 3 2 は、発光部 3 1 から発せられた各光を合波して集光レンズ 3 3 に入射させることができるように構成されている。

20

【 0 0 3 0 】

集光レンズ 3 3 は、合波器 3 2 を経て入射した光を集光してライトガイド 1 3 へ出射するように構成されている。

【 0 0 3 1 】

光源制御部 3 4 は、プロセッサ 4 から出力されるシステム制御信号に基づき、発光部 3 1 の各光源に対する制御を行うように構成されている。

【 0 0 3 2 】

プロセッサ 4 は、画像処理装置としての機能を具備して構成されている。また、プロセッサ 4 は、撮像素子駆動部 4 1 と、画像入力部 4 2 と、表示用画像生成部 4 3 と、入力 I / F（インターフェース）4 4 と、制御部 4 5 と、を有して構成されている。なお、本実施形態においては、例えば、プロセッサ 4 の撮像素子駆動部 4 1、画像入力部 4 2、表示用画像生成部 4 3 及び制御部 4 5 の各々が、個々の電子回路として構成されていてもよく、または、F P G A（F i e l d P r o g r a m m a b l e G a t e A r r a y）等の集積回路における回路ブロックとして構成されていてもよい。また、本実施形態においては、例えば、プロセッサ 4 が 1 つ以上の C P U を具備して構成されていてもよい。

30

【 0 0 3 3 】

撮像素子駆動部 4 1 は、制御部 4 5 から出力されるシステム制御信号に応じ、撮像素子 2 5 を駆動させるための撮像素子駆動信号を生成して出力するように構成されている。

【 0 0 3 4 】

画像入力部 4 2 は、内視鏡装置 2 により得られた画像が入力されるとともに、当該入力された画像の出力先を制御部 4 5 から出力されるシステム制御信号に応じて切り替えるための動作を行うように構成されている。

40

【 0 0 3 5 】

表示用画像生成部 4 3 は、画像入力部 4 2 から出力される画像に基づいて表示用画像を生成し、当該生成した表示用画像を表示装置 5 へ出力するように構成されている。また、表示用画像生成部 4 3 は、例えば、図 3 に示すように、内視鏡画像記憶部 4 3 1 と、3 次元血管モデル格納部 4 3 2 と、血管断層画像生成部 4 3 3 と、画像照合部 4 3 4 と、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 と、画像合成部 4 3 6 と、を有して構成されている。図 3 は、第 1 の実施形態に係るプロセッサに設けられた表示用画像生成部の具体的な構成の一例

50

を説明するための図である。

【0036】

内視鏡画像記憶部431は、画像入力部42を経て出力される画像を時系列に格納するように構成されている。

【0037】

3次元血管モデル格納部432には、被検体内の所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが格納されている。具体的には、前述の3次元血管モデルは、例えば、内視鏡装置2により観察される被検体内に存在する所定の臓器をX線で3次元的に走査して得られる複数の断層画像(CT画像)と、当該所定の臓器における一般的な血管の分布状態を2次元的に表した解剖図と、に基づいて構築されている。

10

【0038】

なお、以降においては、例えば、図4に示すような、肺における動脈の3次元的な分布状態と、当該肺における静脈の3次元的な分布状態と、を別々に表すように構築された3次元血管モデル501が3次元血管モデル格納部432に格納されている場合について説明する。図4は、第1の実施形態に係るプロセッサに格納されている3次元血管モデルの一例を示す図である。

【0039】

血管断層画像生成部433は、3次元血管モデル格納部432に格納されている3次元血管モデル501を読み込むとともに、当該読み込んだ3次元血管モデル501が構築された3次元空間TDSにおける任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成するための処理を行うように構成されている。また、血管断層画像生成部433は、前述のように生成した血管断層画像と、当該血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置を特定可能な情報である仮想内視鏡位置情報と、を関連付けてデータベース433Dに格納するように構成されている。

20

【0040】

具体的には、前述の仮想内視鏡位置情報には、例えば、血管断層画像の生成時に設定された当該血管断層画像に含まれる血管を観察可能な仮想内視鏡の視点を特定可能な情報として、3次元血管モデル501の中心を3次元空間TDSの原点(0, 0, 0)に一致させるように配置した場合における当該仮想内視鏡の先端の中心の座標(X_v , Y_v , Z_v)が含まれている。また、前述の仮想内視鏡位置情報には、例えば、血管断層画像の生成時における仮想内視鏡の姿勢を特定可能な情報として、3次元空間TDSの原点(0, 0, 0)と、座標(X_v , Y_v , Z_v)と、を通過する直線を基準軸とした場合における仮想内視鏡の先端部の傾き方向に応じた1つ以上の角度が含まれている。

30

【0041】

なお、本実施形態においては、例えば、3次元空間TDS内に設定された仮想内視鏡の視点を特定するための情報である座標(X_v , Y_v , Z_v)のみが仮想内視鏡位置情報に含まれているとともに、当該座標(X_v , Y_v , Z_v)に基づいて当該仮想内視鏡の姿勢が別途算出されるようにしてもよい。

【0042】

画像照合部434は、内視鏡画像記憶部431に格納されている最新の画像を読み込むとともに、データベース433Dに格納されている全てのまたは一部の血管断層画像の中から、当該最新の画像に対する一致度が所定の閾値を超えている血管断層画像を特定するための画像処理を行うように構成されている。具体的には、画像照合部434は、例えば、全てのまたは一部の血管断層画像のうち一致度が2番目に高い血管断層画像の一致度を閾値として、当該閾値よりも高い血管断層画像、すなわち、一致度が最も高い一の血管断層画像を特定するための画像照合処理を行うように構成されている。また、画像照合部434は、前述の画像照合処理の処理結果として得られた一の血管断層画像に関連付けられている仮想内視鏡位置情報を取得するとともに、当該取得した仮想内視鏡位置情報をナビゲーション画像生成部435へ出力するように構成されている。

40

50

【 0 0 4 3 】

ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、3次元血管モデル格納部 4 3 2 から読み込んだ3次元血管モデル 5 0 1 と、画像照合部 4 3 4 から出力される仮想内視鏡位置情報に基づいて特定した仮想内視鏡の位置と、の間の対応関係を所定の3次元空間 T D S 内において表すようなナビゲーション画像(後述)を生成するとともに、当該生成したナビゲーション画像を画像合成部 4 3 6 へ出力するように構成されている。また、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、画像照合部 4 3 4 から出力される仮想内視鏡位置情報が更新される毎に、ナビゲーション画像の表示状態を変化させるように構成されている。

【 0 0 4 4 】

画像合成部 4 3 6 は、画像入力部 4 2 から出力される画像と、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 から出力されるナビゲーション画像と、を合成した表示用画像を生成するとともに、当該生成した表示用画像を表示装置 5 へ出力するように構成されている。

【 0 0 4 5 】

入力 I / F 4 4 は、術者等のユーザの操作に応じた指示等を行うことが可能な1つ以上のスイッチ及び/またはボタンを具備して構成されている。

【 0 0 4 6 】

制御部 4 5 は、入力 I / F 4 4 においてなされた指示に応じた動作を行わせるためのシステム制御信号を生成して出力するように構成されている。また、制御部 4 5 は、発光部 3 1 から発せられる光を時分割に被写体に照射させるためのシステム制御信号を生成して光源制御部 3 4 へ出力するように構成されている。また、制御部 4 5 は、撮像素子 2 5 の撮像動作を制御するためのシステム制御信号を生成して撮像素子駆動部 4 1 へ出力するように構成されている。また、制御部 4 5 は、発光部 3 1 から発せられる光を時分割に被写体に照射する際の照射パターンに応じ、内視鏡装置 2 により得られた画像の出力先の切り替えに係る動作を行わせるためのシステム制御信号を生成して画像入力部 4 2 へ出力するように構成されている。

【 0 0 4 7 】

表示装置 5 は、例えば、LCD(液晶ディスプレイ)等を具備し、プロセッサ 4 から出力される表示用画像等を表示することができるように構成されている。

【 0 0 4 8 】

次に、本実施形態の内視鏡システム 1 の動作等について説明する。

【 0 0 4 9 】

ユーザは、内視鏡システム 1 の各部を接続して電源を投入した後、被検体内に挿入部 6 を挿入するとともに、当該被検体内の肺における所望の被写体を撮像可能な位置に挿入部 6 の先端部を配置する。

【 0 0 5 0 】

制御部 4 5 は、プロセッサ 4 の電源が投入され、かつ、光源装置 3 がプロセッサ 4 に接続された際に、R光、G光及びB光を混合した白色光であるWL光と、A光と、を交互に被写体に照射させるためのシステム制御信号を生成して光源制御部 3 4 へ出力する。

【 0 0 5 1 】

光源制御部 3 4 は、プロセッサ 4 から出力されるシステム制御信号に基づき、青色LED 3 1 1、緑色LED 3 1 2 及び赤色LED 3 1 3 の3色のLEDを点灯させつつ琥珀色LED 3 1 4 を消灯させる制御と、琥珀色LED 3 1 4 を点灯させつつ当該3色のLEDを消灯させる制御と、を発光部 3 1 に対して交互に行う。そして、このような光源制御部 3 4 の動作に応じ、WL光及びA光が交互に被写体に照射されるとともに、当該WL光が照射された当該被写体を撮像して得られる白色光画像WLIと、当該A光が照射された当該被写体を撮像して得られる深部血管画像ALI(図5参照)と、が内視鏡装置 2 からそれぞれ出力される。すなわち、深部血管画像ALIは、例えば、被検体内における深部血管の存在箇所が相対的に暗くなり、かつ、当該被検体内における深部血管の存在箇所以外の箇所が相対的に明るくなるような画像として取得される。図5は、第1の実施形態に係る内視鏡システムにより取得される深部血管画像を模式的に示した図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

制御部 4 5 は、プロセッサ 4 の電源が投入された際に、W L 光の照射に応じて内視鏡装置 2 から出力される白色光画像 W L I を画像合成部 4 3 6 へ出力させるとともに、A 光の照射に応じて内視鏡装置 2 から出力される深部血管画像 A L I を内視鏡画像記憶部 4 3 1 へ出力させるためのシステム制御信号を生成して画像入力部 4 2 へ出力する。そして、このような制御部 4 5 の動作に応じ、内視鏡装置 2 から出力される白色光画像 W L I が画像入力部 4 2 を経て画像合成部 4 3 6 に入力されるとともに、内視鏡装置 2 から出力される深部血管画像 A L I が画像入力部 4 2 を経て内視鏡画像記憶部 4 3 1 に時系列に格納される。

【 0 0 5 3 】

画像照合部 4 3 4 は、内視鏡画像記憶部 4 3 1 に格納されている最新の深部血管画像 A L I を読み込むとともに、データベース 4 3 3 D に格納されている全てのまたは一部の血管断層画像の中から、当該最新の深部血管画像 A L I に対する一致度が最も高い一の血管断層画像 B T I を特定するための画像照合処理を行う。また、画像照合部 4 3 4 は、前述の画像照合処理の処理結果として得られた一の血管断層画像 B T I に関連付けられている仮想内視鏡位置情報 V P I を取得するとともに、当該取得した仮想内視鏡位置情報 V P I をナビゲーション画像生成部 4 3 5 へ出力する。

【 0 0 5 4 】

ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、3次元血管モデル格納部 4 3 2 から読み込んだ3次元血管モデル 5 0 1 と、画像照合部 4 3 4 から出力される仮想内視鏡位置情報 V P I に基づいて特定した仮想内視鏡の位置と、の間の対応関係を所定の3次元空間 T D S 内において表すようなナビゲーション画像 N G I を生成する。また、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、画像照合部 4 3 4 から出力される仮想内視鏡位置情報 V P I が更新される毎に、ナビゲーション画像 N G I の表示状態を変化させる。

【 0 0 5 5 】

具体的には、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、例えば、所定の3次元空間 T D S 内に3次元血管モデル 5 0 1 を配置し、画像照合部 4 3 4 から出力される仮想内視鏡位置情報 V P I に基づいて特定した仮想内視鏡の視点及び姿勢を用いて当該仮想内視鏡の先端部を模式化した図形 6 0 1 を生成し、さらに、3次元血管モデル 5 0 1 の周囲に図形 6 0 1 を配置することにより、図 6 に示すようなナビゲーション画像 N G I を生成する。すなわち、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、所定の3次元空間 T D S 内に配置した3次元血管モデル 5 0 1 と、当該所定の3次元空間 T D S 内における仮想内視鏡の位置を表す図形 6 0 1 と、を含む画像をナビゲーション画像 N G I として生成する。また、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 は、例えば、図 6 内の破線として示すように、画像照合部 4 3 4 から出力される仮想内視鏡位置情報 V P I が更新される毎に、ナビゲーション画像 N G I に含まれる図形 6 0 1 の位置を移動させる。図 6 は、第 1 の実施形態に係るプロセッサにより生成されるナビゲーション画像の一例を説明するための図である。

【 0 0 5 6 】

画像合成部 4 3 6 は、画像入力部 4 2 から出力される白色光画像 W L I と、ナビゲーション画像生成部 4 3 5 から出力されるナビゲーション画像 N G I と、を合成した表示用画像 D S I を生成するとともに、当該生成した表示用画像 D S I を表示装置 5 へ出力する。そして、このような画像合成部 4 3 6 の動作によれば、例えば、図 7 に示すような、白色光画像 W L I 及びナビゲーション画像 N G I を横並びに配置した表示用画像 D S I が表示装置 5 に表示される。なお、図 7 の白色光画像 W L I には、例えば、毛細血管等のような、生体組織の粘膜表層またはその付近に存在する深部血管以外の構造物が含まれている。また、図 7 の白色光画像 W L I には、画像照合部 4 3 4 の画像照合処理に用いられた深部血管画像 A L I に比べて視認性が低い状態で撮像された深部血管が含まれている。図 7 は、第 1 の実施形態に係るプロセッサにより生成される表示用画像の一例を説明するための図である。

【 0 0 5 7 】

以上に述べたような各部の動作によれば、例えば、肺における（白色光画像W L I及び）深部血管画像A L Iを取得した位置を表す図形6 0 1と、当該肺における血管の3次元分布状態を表す3次元血管モデル5 0 1と、を具備するナビゲーション画像N G Iを表示装置5に表示させることができる。また、以上に述べたような各部の動作によれば、例えば、3次元血管モデル5 0 1に対する図形6 0 1の位置を肺の変位に追従して変化させることができる。

【0 0 5 8】

以上に述べたように、本実施形態によれば、手術対象の臓器における現在の観察位置と、当該臓器における血管の3次元分布状態と、の間の対応関係を表す情報を提示することができる。従って、本実施形態によれば、深部血管の偶発的な損傷を防ぎつつ病変部の切除等の処置を行うことができるため、内視鏡観察下で外科手術を行う術者の負担を軽減することができる。

10

【0 0 5 9】

なお、本実施形態によれば、画像照合部4 3 4から出力される仮想内視鏡位置情報V P Iが更新される毎に、ナビゲーション画像N G Iに含まれる3次元血管モデル5 0 1の位置を固定した状態で図形6 0 1の位置を移動させるものに限らず、例えば、当該ナビゲーション画像N G Iに含まれる図形6 0 1の位置を固定した状態で3次元血管モデル5 0 1を回転させるようにしてもよい。

【0 0 6 0】

また、本実施形態によれば、例えば、白色光画像W L Iの代わりに深部血管画像A L Iを含むような表示用画像D S Iが表示装置5に表示されるようにしてもよい。

20

【0 0 6 1】

また、本実施形態によれば、3次元血管モデル5 0 1に対する図形6 0 1の位置に応じ、ナビゲーション画像N G Iに含まれる3次元血管モデル5 0 1の拡大率R Mを変化させるようにしてもよい。具体的には、例えば、図形6 0 1が3次元血管モデル5 0 1に近づくにつれて拡大率R Mを大きくするとともに、図形6 0 1が3次元血管モデル5 0 1から遠ざかるにつれて拡大率R Mを小さくするようにしてもよい。

【0 0 6 2】

また、本実施形態によれば、例えば、画像照合部4 3 4が、データベース4 3 3 Dに格納されている全てのまたは一部の血管断層画像の中から内視鏡画像記憶部4 3 1に格納されている最新の画像に対する一致度が所定の閾値を超える1以上の血管断層画像を特定し、当該特定した1以上の血管断層画像の中から生体組織に照射される光が生体組織の深部において到達可能な深さまでの血管を含む血管断層画像を抽出し、当該抽出した血管断層画像から仮想内視鏡位置情報を取得するようにしてもよい。

30

【0 0 6 3】

（第2の実施形態）

図8から図10は、本発明の第2の実施形態に係るものである。

【0 0 6 4】

なお、本実施形態においては、第1の実施形態と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第1の実施形態と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

40

【0 0 6 5】

内視鏡システム1 Aは、図8に示すように、内視鏡装置2 Aと、光源装置3 Aと、プロセッサ4 Aと、表示装置5と、を有して構成されている。図8は、第2の実施形態に係る内視鏡システムの具体的な構成の一例を説明するための図である。

【0 0 6 6】

内視鏡装置2 Aは、図8に示すように、内視鏡装置2におけるカメラユニット2 2の代わりにカメラユニット2 2 Aを設けて構成されている。

【0 0 6 7】

カメラユニット2 2 Aは、励起光カットフィルタ2 3と、ダイクロイックミラー2 4と

50

、撮像素子25A及び25Bと、信号処理回路26と、を有して構成されている。また、カメラユニット22Aは、信号ケーブル28の端部に設けられたコネクタ29を介してプロセッサ4Aに着脱可能に構成されている。

【0068】

励起光カットフィルタ23は、接眼レンズ19を経て出射される光から励起光の反射光を除去する光学フィルタとして構成されている。すなわち、励起光カットフィルタ23は、光源装置3Aから出射されるIR光(後述)と同じ波長帯域の光を遮断しつつ、当該IR光以外の波長帯域の光を透過させるような光学特性を具備して構成されている。

【0069】

ダイクロイックミラー24は、励起光カットフィルタ23を経て出射される出射光に含まれる可視域の光を撮像素子25A側へ透過させるとともに、当該出射光に含まれる近赤外域の光を撮像素子25B側へ反射するような光学特性を具備して構成されている。

【0070】

撮像素子25Aは、例えば、可視域に感度を有するカラーCCDまたはカラーCMOSのようなイメージセンサを具備して構成されている。また、撮像素子25Aは、プロセッサ4Aから出力される撮像素子駆動信号に応じた撮像動作を行うように構成されている。また、撮像素子25Aは、ダイクロイックミラー24を透過した可視域の光を撮像し、当該撮像した可視域の光に応じた画像を生成して信号処理回路26へ出力するように構成されている。

【0071】

撮像素子25Bは、例えば、近赤外域に感度を有するモノクロCCDまたはモノクロCMOSのようなイメージセンサを具備して構成されている。また、撮像素子25Bは、プロセッサ4Aから出力される撮像素子駆動信号に応じた撮像動作を行うように構成されている。また、撮像素子25Bは、ダイクロイックミラー24により反射された赤外域の光を撮像し、当該撮像した赤外域の光に応じた画像を生成して信号処理回路26へ出力するように構成されている。

【0072】

光源装置3Aは、光源装置3における発光部31の代わりに発光部31Aを設けて構成されている。

【0073】

発光部31Aは、青色LED311と、緑色LED312と、赤色LED313と、琥珀色LED314と、近赤外LD(レーザダイオード)315と、を有して構成されている。

【0074】

近赤外LD315は、例えば、中心波長が800nmに設定された(狭帯域な)近赤外光であるIR光を発するように構成されている。すなわち、近赤外LD315は、ICG(インドシアニングリーン)等のような、被検体に投与された所定の蛍光薬剤を励起して蛍光を発生させることが可能な励起光であるIR光を発するように構成されている。さらに換言すると、近赤外LD315は、生体組織の深部及び当該生体組織の深部に存在する太径の血管である深部血管に到達可能な光(特殊光)であるIR光を発するように構成されている。また、近赤外LD315は、光源制御部34の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、近赤外LD315は、点灯状態において、光源制御部34の制御に応じた強度のIR光を発生するように構成されている。

【0075】

プロセッサ4Aは、画像処理装置としての機能を具備して構成されている。また、プロセッサ4Aは、撮像素子駆動部41Aと、画像入力部42と、表示用画像生成部43Aと、入力I/F(インターフェース)44Aと、制御部45Aと、を有して構成されている。なお、本実施形態においては、例えば、プロセッサ4Aの撮像素子駆動部41A、画像入力部42、表示用画像生成部43A及び制御部45Aの各部が、個々の電子回路として構成されていてもよく、または、FPGA(Field Programmable G

10

20

30

40

50

ate Array)等の集積回路における回路ブロックとして構成されていてもよい。また、本実施形態においては、例えば、プロセッサ4Aが1つ以上のCPUを具備して構成されていてもよい。

【0076】

撮像素子駆動部41Aは、制御部45Aから出力されるシステム制御信号に応じ、撮像素子25A及び25Bを駆動させるための撮像素子駆動信号を生成して出力するように構成されている。

【0077】

表示用画像生成部43Aは、例えば、図9に示すように、内視鏡画像記憶部431と、3次元血管モデル格納部432と、血管断層画像生成部433と、画像照合部434Aと、ナビゲーション画像生成部435と、画像合成部436と、を有して構成されている。図9は、第2の実施形態に係るプロセッサに設けられた表示用画像生成部の具体的な構成の一例を説明するための図である。

10

【0078】

画像照合部434Aは、制御部45Aから出力されるシステム制御信号に基づき、被写体に照射される光が生体組織の深部において到達可能な深さに相当する深度限界を特定し、さらに、データベース433Dに格納されている全てのまたは一部の血管断層画像の中から、当該深度限界までの血管を含む1つ以上の血管断層画像を抽出するための画像抽出処理を行うように構成されている。また、画像照合部434Aは、内視鏡画像記憶部431に格納されている最新の画像を読み込むとともに、前述の画像抽出処理により抽出された1つ以上の血管断層画像の中から、当該最新の画像に対する一致度が最も高い一の血管断層画像を特定するための画像照合処理を行うように構成されている。また、画像照合部434Aは、前述の画像照合処理の処理結果として得られた一の血管断層画像に関連付けられている仮想内視鏡位置情報を取得するとともに、当該取得した仮想内視鏡位置情報をナビゲーション画像生成部435へ出力するように構成されている。

20

【0079】

入力I/F44Aは、術者等のユーザの操作に応じた指示等を行うことが可能な1つ以上のスイッチ及び/またはボタンを具備して構成されている。また、入力I/F44Aは、ユーザの操作に応じ、A光またはIR光のいずれか一方を光源装置3Aから出射させるための指示を行うことができるように構成されている。

30

【0080】

制御部45Aは、入力I/F44Aにおいてなされた指示に応じた動作を行わせるためのシステム制御信号を生成して出力するように構成されている。また、制御部45Aは、発光部31Aから発せられる光を時分割に被写体に照射させるためのシステム制御信号を生成して光源制御部34へ出力するように構成されている。また、制御部45Aは、撮像素子25A及び25Bの撮像動作を制御するためのシステム制御信号を生成して撮像素子駆動部41Aへ出力するように構成されている。また、制御部45Aは、発光部31Aから発せられる光を時分割に被写体に照射する際の照射パターンに応じ、内視鏡装置2Aにより得られた画像の出力先の切り替えに係る動作を行わせるためのシステム制御信号を生成して画像入力部42へ出力するように構成されている。

40

【0081】

次に、本実施形態の内視鏡システム1Aの動作等について説明する。

【0082】

ユーザは、例えば、内視鏡システム1Aの各部を接続して電源を投入した後、入力I/F44Aを操作することにより、光源装置3からA光を出射させるための指示を行う。また、ユーザは、例えば、光源装置3からA光を出射させるための指示を行った後、被検体内の肺における所望の被写体を撮像可能な位置に挿入部6の先端部を配置する。

【0083】

制御部45Aは、プロセッサ4Aの電源が投入され、かつ、光源装置3Aがプロセッサ4Aに接続された際に、入力I/F44Aにおいてなされた指示に応じ、WL光と、A光

50

と、を交互に被写体に照射させるためのシステム制御信号を生成して光源制御部 3 4 へ出力する。

【 0 0 8 4 】

光源制御部 3 4 は、プロセッサ 4 A から出力されるシステム制御信号に基づき、青色 LED 3 1 1、緑色 LED 3 1 2 及び赤色 LED 3 1 3 の 3 色の LED を点灯させつつ琥珀色 LED 3 1 4 及び近赤外 LED 3 1 5 を消灯させる制御と、琥珀色 LED 3 1 4 を点灯させつつ当該 3 色の LED 及び近赤外 LED 3 1 5 を消灯させる制御と、を発光部 3 1 A に対して交互に行う。そして、このような光源制御部 3 4 の動作に応じ、WL 光及び A 光が交互に被写体に照射されるとともに、白色光画像 WLI 及び深部血管画像 ALI が内視鏡装置 2 A からそれぞれ出力される。

10

【 0 0 8 5 】

制御部 4 5 A は、プロセッサ 4 A の電源が投入され、かつ、A 光を被写体に照射させるための指示が入力 I / F 4 4 A において行われた際に、内視鏡装置 2 A から出力される白色光画像 WLI を画像合成部 4 3 6 へ出力させるとともに、内視鏡装置 2 A から出力される深部血管画像 ALI を内視鏡画像記憶部 4 3 1 へ出力させるためのシステム制御信号を生成して画像入力部 4 2 へ出力する。そして、このような制御部 4 5 A の動作に応じ、内視鏡装置 2 A から出力される白色光画像 WLI が画像入力部 4 2 を経て画像合成部 4 3 6 に入力されるとともに、内視鏡装置 2 A から出力される深部血管画像 ALI が画像入力部 4 2 を経て内視鏡画像記憶部 4 3 1 に時系列に格納される。

20

【 0 0 8 6 】

画像照合部 4 3 4 A は、制御部 4 5 A から出力されるシステム制御信号に基づいて A 光が被写体に照射されていることを検出した場合に、当該 A 光の照射により深部血管を観察可能な深さに相当する深度限界 DMA (例えば 1 mm) を特定し、当該特定した深度限界 DMA までの血管を含む 1 つ以上の血管断層画像をデータベース 4 3 3 D に格納されている全てのまたは一部の血管断層画像の中から抽出するための画像抽出処理を行う。また、画像照合部 4 3 4 A は、内視鏡画像記憶部 4 3 1 に格納されている最新の深部血管画像 ALI を読み込むとともに、前述の画像抽出処理により抽出された 1 つ以上の血管断層画像の中から、当該最新の深部血管画像 ALI に対する一致度が最も高い一の血管断層画像 BTI を特定するための画像照合処理を行う。

30

【 0 0 8 7 】

すなわち、画像照合部 4 3 4 A は、A 光が被写体に照射されている場合に、血管断層画像生成部 4 3 3 により生成された (データベース 4 3 3 D に格納されている) 全てのまたは一部の血管断層画像の中から、当該 A 光が生体組織の深部において到達可能な深さまでの血管を含む 1 つ以上の血管断層画像を抽出し、当該抽出した 1 つ以上の血管断層画像の中から、最新の深部血管画像 ALI に対する一致度が最も高い一の血管断層画像 BTI を特定するための処理を行う。

【 0 0 8 8 】

画像照合部 4 3 4 A は、前述の画像照合処理の処理結果として得られた一の血管断層画像 BTI に関連付けられている仮想内視鏡位置情報 VPI を取得するとともに、当該取得した仮想内視鏡位置情報 VPI をナビゲーション画像生成部 4 3 5 へ出力する。そして、このような画像照合部 4 3 4 A の動作によれば、第 1 の実施形態と略同様のナビゲーション画像がナビゲーション画像生成部 4 3 5 により生成されるとともに、第 1 の実施形態と略同様の表示用画像が画像合成部 4 3 6 により生成される。

40

【 0 0 8 9 】

ユーザは、例えば、IR 光により励起されかつ当該 IR 光よりも長波長な近赤外の蛍光である FL 光を発生する蛍光薬剤 FLP を被検体に投与した状態において、入力 I / F 4 4 A を操作することにより、IR 光を被写体に照射させるための指示を行う。また、ユーザは、例えば、光源装置 3 から IR 光を出射させるための指示を行った後、被検体内の肺における所望の被写体を撮像可能な位置に挿入部 6 の先端部を配置する。

【 0 0 9 0 】

50

制御部 45 A は、プロセッサ 4 A の電源が投入され、かつ、光源装置 3 A がプロセッサ 4 A に接続された際に、入力 I / F 44 A においてなされた指示に応じ、W L 光と、I R 光と、を交互に被写体に照射させるためのシステム制御信号を生成して光源制御部 34 へ出力する。

【0091】

光源制御部 34 は、プロセッサ 4 A から出力されるシステム制御信号に基づき、青色 L E D 311、緑色 L E D 312 及び赤色 L E D 313 の 3 色の L E D を点灯させつつ琥珀色 L E D 314 及び近赤外 L D 315 を消灯させる制御と、近赤外 L D 315 を点灯させつつ当該 3 色の L E D 及び琥珀色 L E D 314 を消灯させる制御と、を発光部 31 A に対して交互に行う。そして、このような光源制御部 34 の動作に応じ、W L 光及び I R 光が交互に被写体に照射されるとともに、当該 W L 光が照射された当該被写体を撮像素子 25 A で撮像して得られる白色光画像 W L I と、当該 I R 光が照射された当該被写体から発せられる F L 光を撮像素子 25 B で撮像して得られる蛍光画像 F L I (図 10 参照) と、が内視鏡装置 2 A からそれぞれ出力される。すなわち、蛍光画像 F L I は、例えば、被検体内における深部血管の存在箇所が相対的に明るくなり、かつ、当該被検体内における深部血管の存在箇所以外の箇所が相対的に暗くなるような画像として取得される。図 10 は、第 2 の実施形態に係る内視鏡システムにより取得される蛍光画像を模式的に示した図である。

10

【0092】

制御部 45 A は、プロセッサ 4 A の電源が投入され、かつ、I R 光を被写体に照射させるための指示が入力 I / F 44 A において行われた際に、内視鏡装置 2 A から出力される白色光画像 W L I を画像合成部 436 へ出力させるとともに、内視鏡装置 2 A から出力される蛍光画像 F L I を内視鏡画像記憶部 431 へ出力させるためのシステム制御信号を生成して画像入力部 42 へ出力する。そして、このような制御部 45 A の動作に応じ、内視鏡装置 2 A から出力される白色光画像 W L I が画像入力部 42 を経て画像合成部 436 に入力されるとともに、内視鏡装置 2 A から出力される蛍光画像 F L I が画像入力部 42 を経て内視鏡画像記憶部 431 に時系列に格納される。

20

【0093】

画像照合部 434 A は、制御部 45 A から出力されるシステム制御信号に基づいて I R 光が被写体に照射されていることを検出した場合に、当該 I R 光の照射により深部血管を観察可能な深さに相当する深度限界 D M B (例えば 2 mm) を特定し、当該特定した深度限界 D M B までの血管を含む 1 つ以上の血管断層画像をデータベース 433 D に格納されている全てのまたは一部の血管断層画像の中から抽出するための画像抽出処理を行う。画像照合部 434 A は、内視鏡画像記憶部 431 に格納されている最新の蛍光画像 F L I を読み込むとともに、前述の画像抽出処理により抽出された 1 つ以上の血管断層画像の中から、当該最新の蛍光画像 F L I に対する一致度が最も高い一の血管断層画像 B T J を特定するための画像照合処理を行う。

30

【0094】

すなわち、画像照合部 434 A は、I R 光が被写体に照射されている場合に、血管断層画像生成部 433 により生成された(データベース 433 D に格納されている)全ての血管断層画像の中から、当該 I R 光が生体組織の深部において到達可能な深さまでの血管を含む 1 つ以上の血管断層画像を抽出し、当該抽出した 1 つ以上の血管断層画像の中から、最新の蛍光画像 F L I に対する一致度が最も高い一の血管断層画像 B T J を特定するための処理を行う。

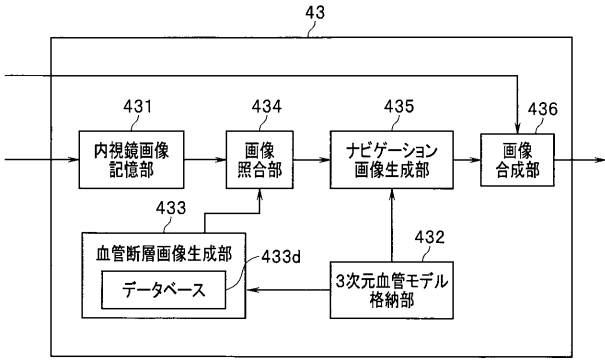
40

【0095】

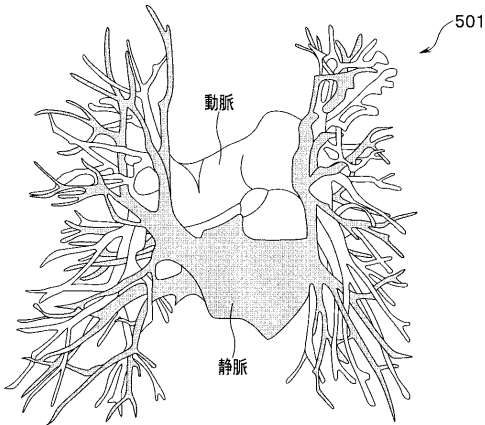
画像照合部 434 A は、前述の画像照合処理の処理結果として得られた一の血管断層画像 B T J に関連付けられている仮想内視鏡位置情報 V P J を取得するとともに、当該取得した仮想内視鏡位置情報 V P J をナビゲーション画像生成部 435 へ出力する。そして、このような画像照合部 434 A の動作によれば、I R 光の照射時において、A 光の照射時よりも多くの血管断層画像が抽出される。また、前述のような画像照合部 434 A の動作

50

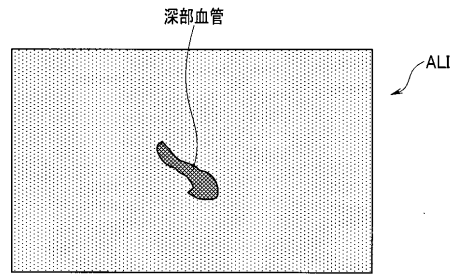
【 図 3 】



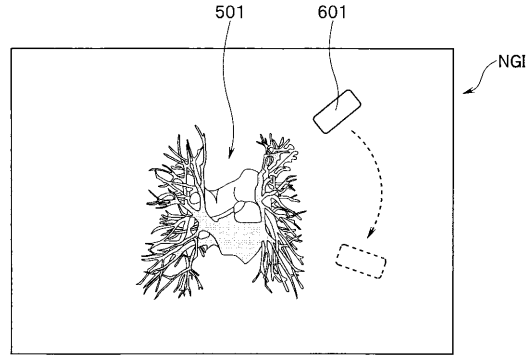
【 図 4 】



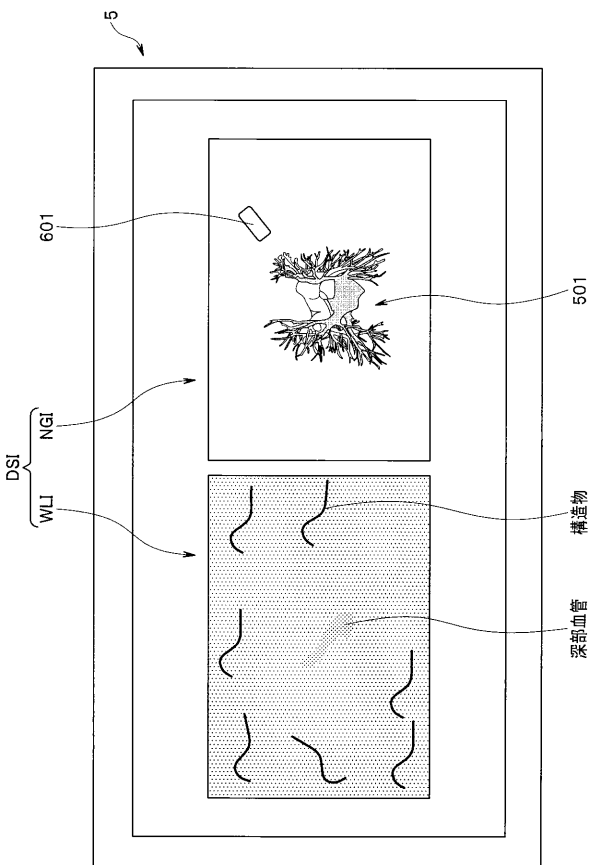
【 図 5 】



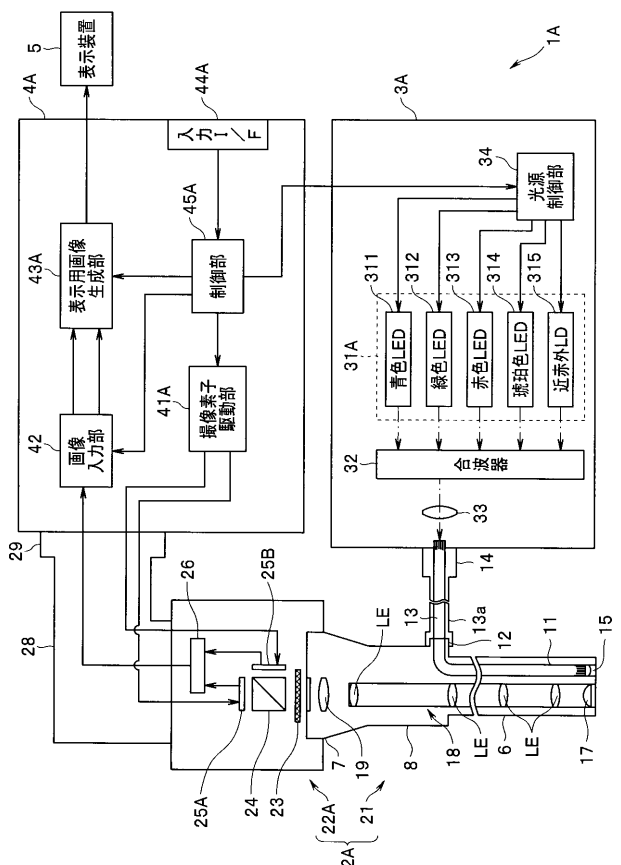
【 図 6 】



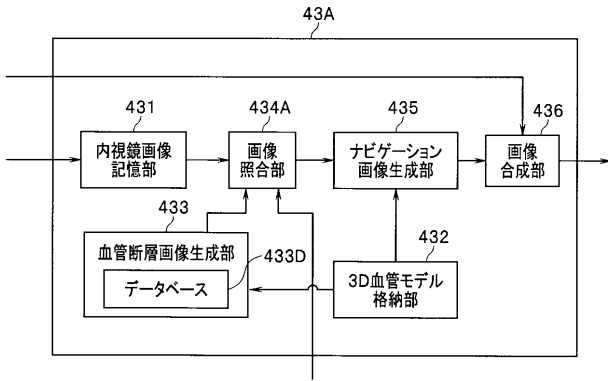
【 図 7 】



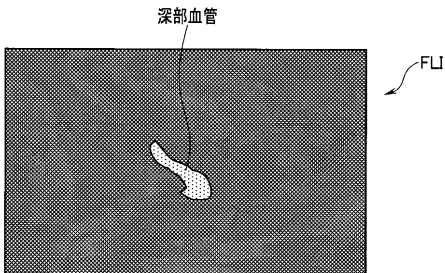
【 図 8 】



【図9】



【図10】



【手続補正書】

【提出日】平成30年9月7日(2018.9.7)

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、画像処理装置、画像処理システム及び画像処理装置の作動方法に関し、特に、内視鏡観察を行う際に用いられる画像処理装置、画像処理システム及び画像処理装置の作動方法に関するものである。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡観察下で外科手術を行う術者の負担を軽減可能な画像処理装置、画像処理システム及び画像処理装置の作動方法を提供することを目的としている。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様の画像処理装置は、被検体内に存在する所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが格納されている格納部と、前記3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成するように構成された血管断層画像生成部と、前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる深部血管画像が入力される画像入力部と、前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記画像入力部に入力された深部血管画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行うように構成された画像照合部と、前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記3次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成するように構成されたナビゲーション画像生成部と、を有する。

本発明の一態様の画像処理システムは、被検体内に存在する所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが格納されている格納部と、前記3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成するように構成された血管断層画像生成部と、前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる深部血管画像が入力される画像入力部と、前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記画像入力部に入力された深部血管画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行うように構成された画像照合部と、前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記3次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成するように構成されたナビゲーション画像生成部と、を有する画像処理装置と、前記被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光を照射した際に前記被写体を撮像して画像を生成する内視鏡と、を備え、前記画像入力部に入力される前記深部血管画像は、前記内視鏡によって生成された画像である。

本発明の一態様の画像処理装置の作動方法は、血管断層画像生成部が、被検体内に存在する所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成し、画像照合部が、前記複数の血管断層画像の中から、前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる深部血管画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定し、ナビゲーション画像生成部が、前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記3次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成する。

【 手 続 補 正 5 】

【 補 正 対 象 書 類 名 】 特 許 請 求 の 範 囲

【 補 正 対 象 項 目 名 】 全 文

【 補 正 方 法 】 変 更

【 補 正 の 内 容 】

【 特 許 請 求 の 範 囲 】

【 請 求 項 1 】

被検体内に存在する所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが格納されている格納部と、

前記3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成するように構成された血管断層画像生成部と、

前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる深部血管画像が入力される画像入力部と、

前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記画像入力部に入力された深部血管画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行うように構成された画像照合部と、

前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記3次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成するように構成されたナビゲーション画像生成部と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】

前記画像照合部は、前記血管断層画像生成部により生成された全てのまたは一部の血管断層画像の中から、前記被写体に照射される光が生体組織の深部において到達可能な深さまでの血管を含む1つ以上の血管断層画像を抽出し、さらに、当該抽出した1つ以上の血管断層画像の中から前記一致度が前記所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定するための処理を行う

ことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項3】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記3次元空間内に配置した前記3次元血管モデルと、前記3次元空間内における前記内視鏡の位置を表す図形と、を含む画像を前記ナビゲーション画像として生成する

ことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記画像照合部により特定された前記血管断層画像に対応する前記内視鏡の位置が更新される毎に、前記ナビゲーション画像に含まれる前記図形の位置を移動させる

ことを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記画像照合部により特定された前記血管断層画像に対応する前記内視鏡の位置が更新される毎に、前記ナビゲーション画像に含まれる前記3次元血管モデルを回転させる

ことを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記ナビゲーション画像生成部は、前記3次元血管モデルに対する前記図形の位置に応じ、前記ナビゲーション画像に含まれる前記3次元血管モデルの拡大率を変化させる

ことを特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項7】

前記血管断層画像生成部は、前記複数の血管断層画像のうちの一の血管断層画像と、前記一の血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、を関連付けてデータベースに格納するように構成されている

ことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項8】

前記画像照合部は、前記処理によって特定された血管断層画像に関連付けられた内視鏡の位置情報を取得し、前記ナビゲーション画像生成部へ出力する

ことを特徴とする請求項7に記載の画像処理装置。

【請求項9】

請求項1に記載の画像処理装置と、

前記被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光を照射した際に前記被写体を撮像して画像を生成する内視鏡と、

を備え、

前記画像入力部に入力される前記深部血管画像は、前記内視鏡によって生成された画像である

ことを特徴とする画像処理システム。

【請求項10】

血管断層画像生成部が、被検体内に存在する所定の臓器における血管の3次元的な分布状態を表すように構築された3次元血管モデルが構築される3次元空間における任意の平面上に含まれる血管の分布状態を表す複数の血管断層画像を生成し、

画像照合部が、前記複数の血管断層画像の中から、前記所定の臓器における被写体に対して生体組織の深部血管に到達可能な光が照射された際に前記被写体を撮像して得られる深部血管画像に対する一致度が所定の閾値よりも高い血管断層画像を特定し、

ナビゲーション画像生成部が、前記画像照合部により特定された血管断層画像に基づき、前記3次元血管モデルと、前記画像照合部により特定された血管断層画像に含まれる血管を観察可能な内視鏡の位置と、の間の対応関係を前記3次元空間内において表すナビゲーション画像を生成する

ことを特徴とする画像処理装置の作動方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2018/008588
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int. Cl. A61B1/045(2006.01) i, G06T1/00(2006.01) i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int. Cl. A61B1/00-1/32 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018 Registered utility model specifications of Japan 1996-2018 Published registered utility model applications of Japan 1994-2018 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2017-508506 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 30 March 2017, paragraphs [0026]-[0028], [0035], [0036], [0039], [0040] & WO 2015/118423 A1 (page 10, line 18 to page 11, line 16, page 13, line 23 to page 15, line 2, page 15, line 14 to page 16, line 3) & US 2017/0007350 A1 & EP 3102141 A1 & CN 105979900 A	1-6
A	WO 2007/129493 A1 (NAGOYA UNIVERSITY) 15 November 2007, paragraphs [0114]-[0138], [0151], [0152], [0193] & US 2009/0161927 A1 & US 8199984 B2 (column 25, line 17 to column 29, line 13, column 31, lines 26-44, column 38, lines 16-26)	1-6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26.04.2018		Date of mailing of the international search report 15.05.2018
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/008588

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-244746 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 27 September 2007, paragraphs [0014], [0015], [0019]-[0024], [0044] (Family: none)	1-6
A	JP 2012-170774 A (FUJIFILM CORP.) 10 September 2012, paragraphs [0084]-[0086] (Family: none)	1-6
A	JP 2005-21353 A (OLYMPUS CORP.) 27 January 2005, paragraphs [0020], [0021] (Family: none)	1-6
A	US 2010/0210902 A1 (NAVAB, Nassir) 19 August 2010, paragraph [0033] & WO 2007/128377 A1 & EP 2012698 A1	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 8 5 8 8	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X	JP 2017-508506 A (コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ) 2017.03.30, 【0026】～【0028】、【0035】～【0036】、【0039】～【0040】 & WO 2015/118423 A1 (p. 10, l. 18-p. 11, l. 16, p. 13, l. 23-p. 15, l. 2, p. 15, l. 14-p. 16, l. 3) & US 2017/0007350 A1 & EP 3102141 A1 & CN 105979900 A	1-6	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 26.04.2018		国際調査報告の発送日 15.05.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 佐藤 秀樹	2Q 3154
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2018/008588
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2007/129493 A1 (国立大学法人名古屋大学) 2007. 11. 15, [0114]～[0138], [0151]～[0152], [0193] & US 2009/0161927 A1 & US 8199984 B2 (Col. 25, 1. 17-Col. 29, 1. 13, Col. 31, lines26-44, Col. 38, lines16-26)	1-6
A	JP 2007-244746 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2007. 09. 27, 【0014】～【0015】、【0019】～【0024】、【0044】 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2012-170774 A (富士フイルム株式会社) 2012. 09. 10, 【0084】～【0086】 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2005-21353 A (オリンパス株式会社) 2005. 01. 27, 【0020】～【0021】 (ファミリーなし)	1-6
A	US 2010/0210902 A1 (NAVAB Nassir) 2010. 08. 19, [0033] & WO 2007/128377 A1 & EP 2012698 A1	1-6

フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/045 6 1 5

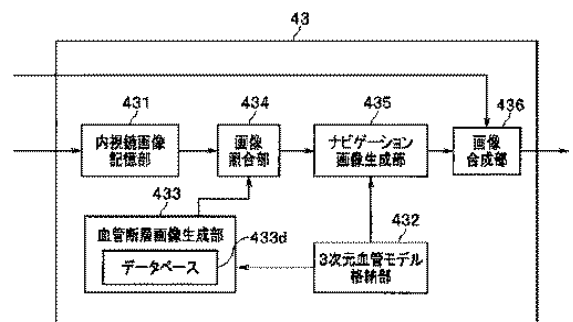
(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理系统和图像处理设备的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2018220930A1	公开(公告)日	2019-06-27
申请号	JP2018547496	申请日	2018-03-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	久保圭		
发明人	久保圭		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/045 G06T1/00		
FI分类号	A61B1/045.623 A61B1/045.618 G02B23/24.B G02B23/24.A A61B1/00.V A61B1/045.615		
F-TERM分类号	2H040/DA54 2H040/GA10 2H040/GA11 4C161/CC03 4C161/CC06 4C161/LL03 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW10		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2017106975 2017-05-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

图像处理装置是存储单元，其存储表示预定器官中的血管的分布状态的三维血管模型以及构成三维血管模型的三维空间中的任意平面上所包括的血管的分布。血管断层图像产生单元，其产生表示状态的多个血管断层图像，以及当照射能够到达生物组织的深部的光时，通过在预定的器官中捕获对象的图像而获得的图像。输入的图像输入单元，图像匹配单元执行用于指定与输入到图像输入单元的图像，三维血管模型以及图像匹配单元高度匹配的血管断层图像的处理。导航图像生成单元生成导航图像，该导航图像在三维空间中表示能够在三维空间中观察包括在血管断层图像中的血管的内窥镜的位置之间的对应关系。



- 431 Endoscopic image storage unit
- 432 Three-dimensional blood vessel model storage unit
- 433 Blood vessel tomographic image generation unit
- 433d Database
- 434 Image collation unit
- 435 Navigation image generation unit
- 436 Image synthesizing unit