

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/010486

発行日 平成30年4月26日(2018. 4. 26)

(43) 国際公開日 平成29年1月19日(2017. 1. 19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 2	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 8	
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 O	
	G O 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)		

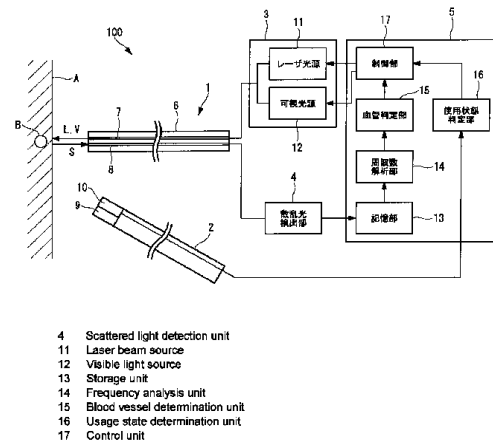
出願番号	特願2017-528690 (P2017-528690)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/070592		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年7月12日(2016. 7. 12)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-140679 (P2015-140679)	(74) 代理人	100118913
(32) 優先日	平成27年7月14日(2015. 7. 14)		弁理士 上田 邦生
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100142789
			弁理士 柳 順一郎
		(74) 代理人	100163050
			弁理士 小栗 真由美
		(74) 代理人	100201466
			弁理士 竹内 邦彦
		(72) 発明者	渡邊 武史
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管認識システム

(57) 【要約】

強いレーザー光が不必要に射出されることを自動的に防ぐ。レーザー光源(11)と、体内に挿入されるプローブ本体(6)、および、該プローブ本体(6)に設けられレーザー光源(11)から供給されたレーザー光(L)を射出するレーザー光射出部(7)を有する血管認識プローブ(1)と、該血管認識プローブ(1)が、レーザー光射出部(7)から射出されたレーザー光(L)が体内の生体組織(A)に照射される使用状態であるか否かを判定する使用状態判定部(16)と、血管認識プローブ(1)が使用状態であるときに比べて血管認識プローブ(1)が使用状態でないときにレーザー光(L)の強度を低下させるように、使用状態判定部(16)による判定結果に基づいてレーザー光源(11)を制御する制御部(17)とを備える血管認識システム(100)を提供する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザ光源と、

体内に挿入されるプローブ本体、および、該プローブ本体に設けられ前記レーザ光源から供給されたレーザ光を射出するレーザ光射出部を有する血管認識プローブと、

該血管認識プローブが、前記レーザ光射出部から射出された前記レーザ光が前記体内の生体組織に照射される使用状態であるか否かを判定する使用状態判定部と、

前記血管認識プローブが使用状態であるときに比べて前記血管認識プローブが使用状態でないときに前記レーザ光の強度を低下させるように、前記使用状態判定部による判定結果に基づいて前記レーザ光源を制御する制御部とを備える血管認識システム。

10

【請求項 2】

前記体内に挿入される内視鏡を備え、

前記使用状態判定部が、前記内視鏡によって取得された内視鏡画像内に前記血管認識プローブの像が含まれている場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定する請求項 1 に記載の血管認識システム。

【請求項 3】

前記血管認識プローブが使用状態であるときに前記レーザ光源から出力される前記レーザ光の強度よりも小さい強度を有する検知光を出力する検知光源と、

前記生体組織に照射された前記検知光を検出する検知光検出部とを備え、

前記血管認識プローブが、前記プローブ本体に設けられ前記検知光源から供給された前記検知光を前記生体組織に照射する検知光射出部を備え、

20

前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって前記検知光が検出された場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定する請求項 1 または請求項 2 に記載の血管認識システム。

【請求項 4】

前記体内に挿入される内視鏡と、

前記血管認識プローブが使用状態であるときに前記レーザ光源から出力される前記レーザ光の強度よりも小さい強度を有する検知光を出力する検知光源と、

前記プローブ本体に設けられ前記生体組織に照射された前記検知光を検出する検知光検出部とを備え、

30

前記内視鏡が、前記検知光源から供給された前記検知光を前記生体組織に照射する検知光射出部を備え、

前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって前記検知光が検出された場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定する請求項 1 または請求項 2 に記載の血管認識システム。

【請求項 5】

前記検知光源が、前記レーザ光とは異なる特性を有する前記検知光を出力する請求項 3 または請求項 4 に記載の血管認識システム。

【請求項 6】

前記検知光源は、強度が時間変化する前記検知光を出力し、

40

前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって検出された前記検知光の強度の時間変化に基づいて、前記血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定する請求項 5 に記載の血管認識システム。

【請求項 7】

前記検知光源が、光軸に交差する断面において所定のパターンの強度分布を有する前記検知光を出力し、

前記検知光検出部が、前記生体組織の画像を取得し、

前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって取得された画像内に前記検知光の所定のパターンの像が含まれている場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定する請求項 3 に記載の血管認識システム。

50

【請求項 8】

前記レーザ光源が、前記レーザ光の強度を、第 1 の強度と該第 1 の強度よりも小さい第 2 の強度との間で変更可能であり、

前記検知光源が、前記レーザ光源からなる請求項 3 または請求項 4 に記載の血管認識システム。

【請求項 9】

前記プローブ本体に設けられ、該プローブ本体の姿勢を検出する姿勢検出部を備え、

前記使用状態判定部が、前記姿勢検出部によって検出された前記プローブ本体の姿勢に基づいて、前記血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定する請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の血管認識システム。

10

【請求項 10】

前記使用状態判定部による判定結果を示す使用状態表示を表示する表示部を備える請求項 1 から請求項 9 のいずれかに記載の血管認識システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管認識システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

生体組織の外科的処置においては、生体組織の内側に隠れている血管の存在を術者が正確に認識し、血管を避けるように処置することが重要である。そこで、生体組織中に存在する血管を光学的に検出する機能を備えた外科用システムが提案されている（例えば、特許文献 1 参照。）。特許文献 1 では、生体組織に対して測定用のレーザ光を照射し、生体組織からの反射光、散乱光または蛍光等に基づいて、血管の有無を検出している。

20

【先行技術文献】**【特許文献】****【0003】**

【特許文献 1】特許第 4 4 9 0 8 0 7 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】**

30

【0004】

血管を正確に検出するために、強いレーザ光を使用することが好ましい。しかしながら、特許文献 1 のシステムは、血管の検出時以外のレーザ光が不要であるときにも、強いレーザ光が射出されてしまう。したがって、レーザ光の射出が不要であるときには、ユーザがレーザ光の射出を停止させたり強度を弱めたりする操作をしなければならないという問題がある。

【0005】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、強いレーザ光が不必要に射出されることを自動的に防ぐことができる血管認識システム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】

40

【0006】

上記目的を達成するため、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、レーザ光源と、体内に挿入されるプローブ本体、および、該プローブ本体に設けられ前記レーザ光源から供給されたレーザ光を射出するレーザ光射出部を有する血管認識プローブと、該血管認識プローブが、前記レーザ光射出部から射出された前記レーザ光が前記体内の生体組織に照射される使用状態であるか否かを判定する使用状態判定部と、前記血管認識プローブが使用状態であるときに比べて前記血管認識プローブが使用状態でないときに前記レーザ光の強度を低下させるように、前記使用状態判定部による判定結果に基づいて前記レーザ光源を制御する制御部とを備える血管認識システムを提供する。

【0007】

50

本発明によれば、体内にプローブ本体を挿入し、レーザ光射出部から射出されたレーザ光を生体組織に照射すると、生体組織によってレーザ光が散乱されて散乱光が発生する。生体組織の内、血管内を流動する血液によって散乱された散乱光の周波数は、ドップラーシフトによってレーザ光の周波数に対してシフトする。したがって、受光部によって受光された散乱光の周波数に基づいて、生体組織内の血管を認識することができる。

【0008】

この場合に、血管認識プローブが、生体組織にレーザ光を照射して血管の認識作業を行う使用状態であるか否かが使用状態判定部によって判定される。血管認識プローブが使用状態でないときには、制御部が、レーザ光源から出力されるレーザ光の強度を低下させる。これにより、強いレーザ光が不必要に射出されることを自動的に防ぐことができる。

10

【0009】

上記発明においては、前記体内に挿入される内視鏡を備え、前記使用状態判定部が、前記内視鏡によって取得された内視鏡画像内に前記血管認識プローブの像が含まれている場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定してもよい。

内視鏡で体内の処置領域を観察しながら該処置領域内の血管の認識作業を血管認識プローブによって行う場合に、血管認識プローブが使用状態であるときには、処置領域の近傍に配置された血管認識プローブの先端部の像が内視鏡画像内に写る。したがって、内視鏡画像内の血管認識プローブの像の有無に基づいて、血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定することができる。

【0010】

20

上記発明においては、前記血管認識プローブが使用状態であるときに前記レーザ光源から出力される前記レーザ光の強度よりも小さい強度を有する検知光を出力する検知光源と、前記生体組織に照射された前記検知光を検出する検知光検出部とを備え、前記血管認識プローブが、前記プローブ本体に設けられ前記検知光源から供給された前記検知光を前記生体組織に照射する検知光射出部を備え、前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって前記検知光が検出された場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定してもよい。

血管認識プローブが使用状態であるときには、検知光射出部から射出された検知光が生体組織に照射される。したがって、検知光が生体組織に照射されているか否かを検出することによって、血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定することができる。

30

【0011】

上記発明においては、前記体内に挿入される内視鏡と、前記血管認識プローブが使用状態であるときに前記レーザ光源から出力される前記レーザ光の強度よりも小さい強度を有する検知光を出力する検知光源と、前記プローブ本体に設けられ前記生体組織に照射された前記検知光を検出する検知光検出部とを備え、前記内視鏡が、前記検知光源から供給された前記検知光を前記生体組織に照射する検知光射出部を備え、前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって前記検知光が検出された場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定してもよい。

内視鏡で体内の処置領域を観察しながら該処置領域内の血管の認識作業を血管認識プローブによって行う場合に、血管認識プローブが使用状態であるときには、内視鏡の検知光射出部から射出された検知光が検知光検出部によって検出される。これにより、血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定することができる。

40

【0012】

上記発明においては、前記検知光源が、前記レーザ光とは異なる特性を有する前記検知光を出力してもよい。

このようにすることで、レーザ光とは区別して検知光を正確に検出することができる。

【0013】

上記発明においては、前記検知光源は、強度が時間変化する前記検知光を出力し、前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって検出された前記検知光の強度の時間変化に基づいて、前記血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定してもよい。

50

このようにすることで、生体組織に照射されている検知光を正確に検出することができる。

【 0 0 1 4 】

上記発明においては、前記検知光源が、光軸に交差する断面において所定のパターンの強度分布を有する前記検知光を出力し、前記検知光検出部が、前記生体組織の画像を取得し、前記使用状態判定部が、前記検知光検出部によって取得された画像内に前記検知光の所定のパターンの像が含まれている場合に、前記血管認識プローブが使用状態であると判定してもよい。

このようにすることで、生体組織に照射されている検知光を正確に検出することができる。

10

【 0 0 1 5 】

上記発明においては、前記レーザ光源が、前記レーザ光の強度を、第 1 の強度と該第 1 の強度よりも小さい第 2 の強度との間で変更可能であり、前記検知光源が、前記レーザ光源からなってもよい。

このようにすることで、第 2 の強度のレーザ光を検知光として使用することによって、光源の追加を不要とすることができる。

【 0 0 1 6 】

上記発明においては、前記プローブ本体に設けられ、該プローブ本体の姿勢を検出する姿勢検出部を備え、前記使用状態判定部が、前記姿勢検出部によって検出された前記プローブ本体の姿勢に基づいて、前記血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定してもよい。

20

使用状態において、血管認識プローブは特定の姿勢に配置される。したがって、プローブ本体の姿勢に基づいて血管認識プローブが使用状態であるか否かを判定することができる。

【 0 0 1 7 】

上記発明においては、前記使用状態判定部による判定結果を示す使用状態表示を表示する表示部を備えていてもよい。

このようにすることで、強いレーザ光が射出されているか否かを術者に明確に認識させることができる。

【 発明の効果 】

30

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、強いレーザ光が不必要に射出されることを自動的に防ぐことができるという効果を奏する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態に係る血管認識システムの全体構成図である。

【 図 2 】 図 1 の血管認識システムにおけるレーザ光源の制御を示すフローチャートである。

【 図 3 】 本発明の第 2 の実施形態に係る血管認識システムの全体構成図である。

40

【 図 4 】 図 3 の血管認識システムの変形例の全体構成図である。

【 図 5 】 図 3 の血管認識システムのもう 1 つの変形例の全体構成図である。

【 図 6 】 図 3 の血管認識システムのもう 1 つの変形例の全体構成図である。

【 図 7 】 本発明の第 3 の実施形態に係る血管認識システムの全体構成図である。

【 図 8 】 図 1 の血管認識システムの変形例の全体構成図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 0 】

(第 1 の実施形態)

以下に、本発明の第 1 の実施形態に係る血管認識システム 100 について図 1 および図 2 を参照して説明する。

本実施形態に係る血管認識システム 100 は、図 1 に示されるように、体内に一緒に挿

50

入して使用される血管認識プローブ１および内視鏡２と、血管認識プローブ１にレーザ光Ｌおよび可視光Ｖを供給する光源ユニット３と、レーザ光Ｌの散乱光Ｓを検出する散乱光検出部４と、光源ユニット３を制御する制御装置５とを備えている。

【００２１】

血管認識プローブ１は、体内に挿入可能な細長いプローブ本体６と、該プローブ本体６に長手方向に沿って設けられた照射用光ファイバ（レーザ光射出部）７および受光用光ファイバ８とを備えている。

血管認識プローブ１は、高周波メスのような、生体組織Ａを処置する処置デバイスであってもよい。この場合、プローブ本体６の先端には、生体組織Ａを処置するための作用部（図示略）が設けられる。

10

【００２２】

照射用光ファイバ７の先端は、プローブ本体６の先端近傍に配置され、照射用光ファイバ７の基端は、光源ユニット３に接続されている。光源ユニット３から照射用光ファイバ７の基端に供給されたレーザ光Ｌおよび可視光Ｖは、照射用光ファイバ７の先端から、プローブ本体６の長手方向前方に射出されるようになっている。

受光用光ファイバ８の先端は、プローブ本体６の先端近傍に配置され、生体組織Ａによって散乱されたレーザ光Ｌの散乱光Ｓが受光用光ファイバ８によって受光されるようになっている。

【００２３】

内視鏡２は、該内視鏡２の先端から照明光を射出する照明部９と、生体組織Ａを撮像する撮像部１０とを備えている。図１には、先端部に撮像部１０が設けられているビデオスコープ型の軟性内視鏡２が示されているが、これに代えて、基端部に撮像部１０が設けられ、生体組織Ａからの照明光の反射光を撮像部１０までリレー光学系によってリレーするビデオスコープ型の硬性内視鏡を用いてもよい。あるいは、基端部に撮像部１０が設けられ、生体組織Ａからの照明光の反射光を撮像部１０まで光ファイバによって伝送するファイバスコープ型内視鏡を用いてもよい。

20

【００２４】

撮像部１０は、例えば、生体組織Ａからの照明光の反射光を結像する撮像光学系（図示略）と、該撮像光学系によって形成された生体組織Ａの像を撮影して内視鏡画像を取得する撮像素子（図示略）とを備える。撮像部１０によって取得された内視鏡画像は、制御装置５内の使用状態判定部１６（後述）に送信される。

30

【００２５】

光源ユニット３は、レーザ光Ｌを出力するレーザ光源１１と、可視域の波長を有する可視光Ｖを出力する可視光源１２と、レーザ光Ｌおよび可視光Ｖを合波して照射用光ファイバ７に入射させる光合波器（図示略）とを備えている。

レーザ光源１１は、血液による吸収が少ない波長域（例えば、近赤外領域）のレーザ光Ｌを出力する。

可視光源１２は、レーザ光源であることが好ましい。可視光Ｖの色は、生体組織Ａに照射された可視光Ｖを術者が容易に視認できる色、例えば緑色または青色であることが好ましい。

40

【００２６】

散乱光検出部４は、フォトダイオードまたは光電子増倍管のような光検出器を備えている。散乱光検出部４は、受光用光ファイバ８の基端と接続され、該受光用光ファイバ８によって受光された散乱光Ｓの強度をデジタル値に変換する。得られたデジタル値は、制御装置５内の記憶部１３（後述）に送信される。

【００２７】

制御装置５は、散乱光検出部４によって検出された散乱光Ｓの強度のデータを蓄積する記憶部１３と、該記憶部１３に蓄積されたデータを周波数解析する周波数解析部１４と、該周波数解析部１４による周波数解析結果に基づいて血管Ｂの有無を判定する血管判定部１５と、内視鏡画像に基づいて血管認識プローブ１が使用状態であるか否かを判定する使

50

用状態判定部 16 と、レーザ光源 11 および可視光源 12 を制御する制御部 17 とを備えている。

【0028】

制御装置 5 は、例えばコンピュータであり、中央演算処理装置（CPU）と、RAM のような主記憶装置と、補助記憶装置とを備えている。補助記憶装置は、ハードディスクドライブのような非一時的な記憶媒体であり、周波数解析部 14、血管判定部 15、使用状態判定部 16 および制御部 17 の後述する処理を CPU に実行させるためのプログラムを格納している。このプログラムが補助記憶装置から主記憶装置にロードされて起動されることによって、CPU がプログラムに従って各部 14、15、16、17 の処理を実行するようになっている。あるいは、各部 14、15、16、17 の処理は、FPGA（フィールド・プログラマブル・ゲート・アレイ）または PLD（プログラマブル・ロジック・デバイス）によって実現されてもよく、ASIC（特定用途向け集積回路）のような専用ハードウェアによって実現されてもよい。

10

【0029】

記憶部 13 は、散乱光検出部 4 から受信したデジタル値を時系列に記憶することによって、散乱光 S の強度の時間変化を示す時系列データを生成する。

周波数解析部 14 は、記憶部 13 から定期的に時系列データを取得し、取得された時系列データを高速フーリエ変換して周波数スペクトルを得る。周波数解析部 14 は、周波数スペクトルの、周波数 ω と強度との関係を表す関数 $F(\omega)$ を求め、下式（1）に基づいて周波数スペクトル $F(\omega)$ の平均周波数を算出する。算出された平均周波数は血管判定部 15 へ送信される。

20

【0030】

【数 1】

$$\text{平均周波数} = \frac{\int \omega F(\omega) d\omega}{\int F(\omega) d\omega} \quad \dots (1)$$

30

【0031】

ここで、時系列データおよび周波数スペクトルについて説明する。

生体組織 A には、脂肪や、出血によって血管 B から露出した漏出血液のように静止している静的成分と、血管 B 内を流動する血液中の赤血球のように移動している動的成分とが含まれる。静的成分に周波数 f のレーザ光 L が照射されたときには、レーザ光 L と同一の周波数 f を有する散乱光 S が発生する。これに対し、動的成分に周波数 f のレーザ光 L が照射されたときには、ドップラーシフトによって、レーザ光 L の周波数 f からシフトした周波数 $f + \Delta f$ を有する散乱光 S が発生する。このときの周波数のシフト量 Δf は、動的成分の移動の速さに依存する。

40

【0032】

したがって、生体組織 A 内のレーザ光 L の照射領域に血管 B が含まれている場合、血管 B 内の血液によって散乱されて周波数 $f + \Delta f$ を有する散乱光 S と、血管 B 内の血液以外の静的成分によって散乱されて周波数 f を有する散乱光 S とが同時に受光用光ファイバ 8 によって受光される。その結果、時系列データには、周波数 f の散乱光 S と周波数 $f + \Delta f$ の散乱光 S との干渉に起因して散乱光 S の強度がシフト量 Δf に相当する周期で変化するビートが現れる。したがって、時系列データを高速フーリエ変換することによって、血流の速さに応じた周波数に強度を有するドップラースペクトルが周波数スペクトルとして得られる。

【0033】

50

レーザ光 L の照射領域に血管 B が存在しないときには上記ビートが生じないため、ドップラースペクトルは、周波数全域において強度を有さない平坦状となる。血流の遅い血管 B が存在するときには、ドップラースペクトルは、低周波数領域に強度を有する。血流の速い血管 B が存在するときには、ドップラースペクトルは、高周波数領域に強度を有する。このように、血流が速い程、ドップラースペクトルの平均周波数が大きくなる。血管 B 内の血流の速さは、血管 B の直径に略比例することが知られている。したがって、ドップラースペクトルの平均周波数から血管 B の直径を見積もることができる。

【 0 0 3 4 】

血管判定部 1 5 は、周波数解析部 1 4 から受信した平均周波数を閾値と比較する。閾値は、検出対象とする血管 B の直径の最小値に対応する平均周波数である。血管判定部 1 5 は、平均周波数が閾値以上であるときには、血管 B が存在すると判定し、T R U E 信号を制御部 1 7 に送信する。一方、血管判定部 1 5 は、平均周波数が閾値未満のときには、血管 B が存在しないと判定し、F A L S E 信号を制御部 1 7 に送信する。

10

【 0 0 3 5 】

使用状態判定部 1 6 は、撮像部 1 0 から受信した内視鏡画像内に血管認識プローブ 1 の像が含まれているか否かに基づいて、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定する。

具体的には、使用状態判定部 1 6 は、内視鏡画像と、血管認識プローブ 1 の先端部を様々な角度および距離から撮影した参照画像が登録されている図示しない画像ライブラリ（保存部）に保存された各参照画像との間の相関値を計算する。

20

【 0 0 3 6 】

使用状態判定部 1 6 は、内視鏡画像と少なくとも 1 つの参照画像との間の相関値が所定の閾値以上であった場合に、血管認識プローブ 1 が使用状態であると判定し、T R U E 信号を制御部 1 7 に送信する。一方、使用状態判定部 1 6 は、内視鏡画像と全ての参照画像との間の相関値が所定の閾値未満であった場合に、血管認識プローブ 1 は使用状態ではないと判定し、F A L S E 信号を制御部 1 7 に送信する。

【 0 0 3 7 】

制御部 1 7 は、血管判定部 1 5 による判定結果に基づいて可視光源 1 2 を制御し、使用状態判定部 1 6 による判定結果に基づいてレーザ光源 1 1 を制御する。

具体的には、制御部 1 7 は、血管判定部 1 5 から T R U E 信号を受信したときに、可視光源 1 2 から可視光 V を出力させる。一方、制御部 1 7 は、血管判定部 1 5 から F A L S E 信号を受信したときに、可視光源 1 2 からの可視光 V の出力を停止させる。これにより、レーザ光 L の照射領域に血管 B が存在するときのみ、照射用光ファイバ 7 の先端から可視光 V が射出される。

30

【 0 0 3 8 】

制御部 1 7 は、使用状態判定部 1 6 から T R U E 信号を受信したときに、レーザ光源 1 1 からレーザ光 L を出力させる。一方、制御部 1 7 は、使用状態判定部 1 6 から F A L S E 信号を受信したときに、レーザ光源 1 1 からのレーザ光 L の出力を停止させる。これにより、血管認識プローブ 1 が使用状態であると判定されているときにのみ、照射用光ファイバ 7 の先端からレーザ光 L が射出される。

40

【 0 0 3 9 】

次に、このように構成された血管認識システム 1 0 0 の作用について説明する。

本実施形態に係る血管認識システム 1 0 0 は、処置デバイスによって生体組織 A を処置する前に、処置領域内の血管 B の分布を認識するために使用される。

まず、予め体内に挿入されたトロカールを介して内視鏡 2 を体内に挿入し、処置領域が内視鏡画像内に写るように内視鏡 2 を位置決めする。次に、別のトロカールを介して血管認識プローブ 1 を体内に挿入する。これにより、内視鏡画像内に血管認識プローブ 1 の先端部が写る。

【 0 0 4 0 】

次に、照射用光ファイバ 7 から射出されるレーザ光 L を生体組織 A の処置領域上で走査

50

するように、血管認識プローブ1を移動させる。生体組織Aによって散乱されたレーザ光Lの散乱光Sは受光用光ファイバ8によって受光される。受光された散乱光Sは散乱光検出部4によって検出され、記憶部13内に散乱光Sの時系列データが生成される。次に、周波数解析部14において、時系列データからドップラースペクトルが取得され、ドップラースペクトルの平均周波数が算出される。次に、血管判定部15において、平均周波数に基づいて生体組織Aのレーザ光Lの照射領域に血管Bが存在するか否かが判定される。

【0041】

血管判定部15によって、レーザ光Lの照射領域に血管Bが存在しないと判定された場合には、制御部17がレーザ光Lのみを照射用光ファイバ7から射出させる。血管判定部15によって、レーザ光Lの照射領域に血管Bが存在する判定された場合には、制御部17がレーザ光Lと一緒に可視光Vを照射用光ファイバ7から射出させる。したがって、術者は、可視光Vの照射領域が血管Bの存在する領域であると認識することができる。

【0042】

ここで、図2に示されるように、使用状態判定部16によって、内視鏡画像内に血管認識プローブ1の像が含まれているか否かに応じて(ステップS1)血管認識プローブ1が使用状態であるか否かが判定される(ステップS2)。そして、血管認識プローブ1が使用状態であるときにのみ(ステップS2のYES)、レーザ光Lが射出され(ステップS3)、血管認識プローブ1が使用状態でないときには(ステップS2のNO)、レーザ光Lの射出が停止する(ステップS4)。

【0043】

血管認識プローブ1を体内に挿入する前は、内視鏡2によって血管認識プローブ1は観察されないので、レーザ光Lの射出は停止している。血管認識プローブ1を体内に挿入すると、内視鏡画像内に血管認識プローブ1の像が出現し、レーザ光Lの射出が開始する。そして、血管認識プローブ1を用いた血管Bの認識作業が終了し、体内から血管認識プローブ1を引き抜くと、内視鏡画像内から血管認識プローブ1の像が消え、レーザ光Lの射出が停止する。

【0044】

このように、血管認識プローブ1が、体内においてレーザ光Lを生体組織Aに照射して血管Bの認識を行う使用状態にあるときにのみ、当該血管認識プローブ1は内視鏡2によって観察される。したがって、内視鏡画像に基づいて血管認識プローブ1が使用状態であるか否かを正確に判定することができる。これにより、血管認識プローブ1が体外に配置されているとき等、レーザ光Lが不要であるときには、レーザ光Lの射出を自動的に停止させ、強いレーザ光Lが不必要に射出されることを自動的に防止することができるという利点がある。

血管認識プローブ1が使用状態でないときに、制御部17が、レーザ光Lの射出を停止することに代えて、レーザ光Lの強度を低下させて弱いレーザ光Lを射出させ続けてもよい。

【0045】

本実施形態においては、使用状態判定部16が、参照画像に基づく画像認識によって内視鏡画像内の血管認識プローブ1の像の有無を判定することとしたが、これに代えて、他の方法を用いて血管認識プローブ1の像の有無を判定してもよい。

【0046】

プローブ本体6は、金属等から形成された高い反射率を有するシースによって被覆されているので、内視鏡画像内において、血管認識プローブ1の像は、生体組織Aの像に比べて高い輝度値を有する。そのため、血管認識プローブ1の像を含む内視鏡画像の輝度値は、血管認識プローブ1の像を含まない内視鏡画像の輝度値よりも高くなる。したがって、使用状態判定部16は、内視鏡画像の輝度値または輝度値の時間変化に基づいて、内視鏡画像内に血管認識プローブ1の像が含まれているか否かを判定することができる。

【0047】

血管認識プローブ1の像の輪郭においては、輝度値の勾配が大きくなる。したがって、

10

20

30

40

50

使用状態判定部 16 は、内視鏡画像内からエッジを検出し、検出されたエッジにおける輝度値の勾配が所定値以上である場合に、内視鏡画像内に血管認識プローブ 1 の像が含まれると判定してもよい。

【0048】

あるいは、血管認識プローブ 1 の先端部に、空間的な周期構造を有する識別マーク（例えば、一定間隔のストライプ線）を設け、使用状態判定部 16 が、内視鏡画像に含まれる空間周波数に基づいて血管認識プローブ 1 の像の有無を判定してもよい。識別マークの周期構造は、生体組織 A が有する空間周波数とは異なる空間周波数を有する。使用状態判定部 16 は、内視鏡画像を高速フーリエ変換して内視鏡画像内に含まれる空間周波数を求めることによって、内視鏡画像内に識別マークが含まれているか否かを判定することができる。

10

【0049】

本実施形態において、画像ライブラリには、血管認識プローブ 1 の先端部を様々な角度および距離から撮影した参照画像が登録されることとしたが、これに変えて、血管認識プローブ 1 の先端部近傍に血管認識プローブ 1 を識別するためのロゴマーク設け、このロゴマークを様々な角度および距離から撮影した参照画像が登録されることとしてもよい。使用状態判定部 16 は、内視鏡画像と、ロゴマークを撮影した各参照画像との間の相関値を計算し、この相関値と所定の閾値との大小関係によって血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定してもよい。生体の画像パターンはロゴマークと異なるため、ロゴマークが内視鏡画像に含まれている場合には強い相関値が得られる。画像ライブラリは、使用状態判定部 16 に記憶されることとしてもよいし、記憶部 13 に記憶されることとしてもよい。

20

【0050】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る血管認識システム 200 について図 3 を参照して説明する。

本実施形態においては、第 1 の実施形態と異なる点について説明し、第 1 の実施形態と共通する構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【0051】

本実施形態に係る血管認識システム 200 は、図 3 に示されるように、内視鏡 2 の撮像部（検知光検出部）10 が、血管認識プローブ 1 から生体組織 A に照射された検知光 I を撮像し、使用状態判定部 16 が、内視鏡画像内の検知光 I の像の有無に基づいて血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定する点で、第 1 の実施形態と異なっている。

30

具体的には、血管認識システム 200 は、検知光 I を出力する検知光源 18 をさらに備えている。血管認識プローブ 1 には、検知用光ファイバ（検知光射出部）19 がさらに設けられている。

【0052】

検知光 I は、レーザ光源 11 から血管 B の認識用に出力されるレーザ光 L の強度よりも小さい強度を有する光である。検知光源 18 は、所定の時間間隔をあけてパルス状の検知光 I を出力する。検知光源 18 は、制御部 17 による他の光源 11, 12 の制御とは独立に、常に検知光 I を出力する。

40

【0053】

検知用光ファイバ 19 の先端はプローブ本体 6 の先端近傍に配置され、検知用光ファイバ 19 の基端は検知光源 18 に接続されている。検知光源 18 から出力された検知光 I は、検知用光ファイバ 19 の先端から間欠的に射出される。検知光 I は、レーザ光 L と略同一の位置において生体組織 A に照射されることが好ましい。したがって、検知用光ファイバ 19 の先端は照射用光ファイバ 7 の先端の近傍に配置され、検知光 I は、レーザ光 L と略平行に射出される。

【0054】

内視鏡 2 の撮像部 10 は、少なくとも検知光 I に対して感度を有し、射出用光ファイバ

50

7 から生体組織 A へ射出された検知光 I を撮像する。本実施形態においては、照明部 9 から生体組織 A へ照明光を照射せずに、検知光 I のみが撮像部 10 によって撮像されるようにしてもよい。撮像部 10 によって取得された内視鏡画像は、使用状態判定部 16 に送信される。

【0055】

内視鏡画像内に検知光 I の像が含まれている場合、内視鏡画像の輝度値は、検知光 I が出力される時間間隔と等しい時間間隔で規則的に時間変化する。これに対し、内視鏡画像内に検知光 I の像が含まれていない場合、内視鏡画像の輝度値が略一定となるか、または、不規則に時間変化する。使用状態判定部 16 は、撮像部 10 から受信した内視鏡画像の輝度値の時間変化に基づいて、内視鏡画像内に検知光 I の像が含まれているか否かを判定

10

【0056】

具体的には、使用状態判定部 16 は、内視鏡画像の輝度値（例えば、平均輝度値）を算出し、算出された輝度値を時系列で記憶することによって輝度値の時系列データを取得する。使用状態判定部 16 は、輝度値の時系列データにおいて、検知光 I の時間間隔と等しい時間間隔で輝度値が高くなっている場合に、血管認識プローブ 1 が使用状態であると判定し、TRUE 信号を制御部 17 に送信する。一方、使用状態判定部 16 は、上記時間間隔での輝度値の上昇が輝度値の時系列データ内に存在しない場合には、血管認識プローブ 1 は非使用状態であると判定し、FALSE 信号を制御部 17 に送信する。

【0057】

20

次に、このように構成された血管認識システム 200 の作用について説明する。

本実施形態に係る血管認識システム 200 によれば、検知光 I が間欠的に射出され、使用状態判定部 16 によって、内視鏡画像内に検知光 I の像が含まれているか否かに応じて血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かが判定され、内視鏡画像内に検知光 I の像が含まれているときにのみ、制御部 17 がレーザ光 L を射出させる。

【0058】

血管認識プローブ 1 を体内に挿入する前は、内視鏡 2 によって検知光 I は観察されない。レーザ光 L の射出は停止している。血管認識プローブ 1 を体内に挿入すると、内視鏡画像内に検知光 I の像が出現し、レーザ光 L の射出が開始する。そして、血管認識プローブ 1 を用いた血管 B の認識作業が終了し、体内から血管認識プローブ 1 を引き抜くと、内視鏡画像内から検知光 I の像が消え、レーザ光 L の射出が停止する。

30

【0059】

このように、血管認識プローブ 1 が、体内においてレーザ光 L を生体組織 A に照射して血管 B の認識を行う使用状態であるときにのみ、検知光 I が内視鏡 2 によって観察される。したがって、内視鏡画像に基づいて血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを正確に判定することができる。これにより、血管認識プローブ 1 が体外に配置されているとき等、レーザ光 L が不要であるときには、レーザ光 L の射出を自動的に停止させ、強いレーザ光 L が不必要に射出されることを自動的に防止することができるという利点がある。

【0060】

血管認識プローブ 1 が使用状態でないときに、制御部 17 が、レーザ光 L の射出を停止することに代えて、レーザ光 L の強度を低下させて弱いレーザ光 L を射出させ続けてもよい。

40

本実施形態においては、撮像部 10 が、血管認識プローブ 1 および検知光 I の両方を撮像し、使用状態判定部 16 が、血管認識プローブ 1 および検知光 I の両方の像が内視鏡画像内に含まれているか否かに基づいて、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定してもよい。

例えば、血管認識プローブ 1 ではなく血管認識プローブ 1 と類似の形状を有する別の処置具が体内に挿入されたときに、該別の処置具が誤って血管認識プローブ 1 であると内視鏡画像から判定される可能性がある。このような場合に、検知光 I の像の有無に基づいて、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かをより正確に判定し、レーザ光 L の射出を

50

適切に制御することができる。

【 0 0 6 1 】

本実施形態においては、検知光源 1 8 が、検知光 I を間欠的に出力することとしたが、検知光 I は、レーザ光 L と明確に区別して検出することができるように、レーザ光 L とは異なる特性を有していればよい。

検知光 I の特性とは、例えば、強度の時間変化、光軸に交差する断面における強度分布、または、波長である。

具体的には、使用状態において一定強度で出力されるレーザ光 L に対して、上述のように検知光 I を間欠的に出力したり、検知光 I の強度を所定のパターンで時間変動させたりしてもよい。

10

【 0 0 6 2 】

あるいは、検知光源 1 8 が、光軸に交差する横断面において所定のパターンの強度分布を有する検知光 I を出力してもよい。生体組織 A 上の検知光 I の照射領域には、所定のパターンの像が形成される。したがって、検知光 I の像を内視鏡 2 によって撮像し、画像認識によって内視鏡画像内の所定のパターンの検知光 I の像の有無を判定することによって、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定することができる。

あるいは、検知光源 1 8 が、レーザ光 L の波長とは異なる特定の波長を有する検知光 I を出力し、撮像部 1 0 が、検知光 I の波長の光のみを撮像するように構成されていてもよい。

【 0 0 6 3 】

20

本実施形態においては、撮像部 1 0 を用いて検知光 I を検出することとしたが、これに代えて、図 4 に示されるように、検知光 I を検出するための専用の検知光検出部 2 0 を内視鏡 2 に設けてもよい。

検知光検出部 2 0 は、例えば、内視鏡 2 の先端に設けられた光検出器を備え、生体組織 A によって反射された検知光 I を検出するようになっている。検知光 I を正確に検出することができるように、検知光 I の波長の光のみを透過させる波長フィルタが光検出器の前段に設けられていてもよい。

このようにしても、使用状態判定部 1 6 は、検知光検出部 2 0 によって検出される検知光 I の強度に基づいて、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定することができる。

30

【 0 0 6 4 】

本実施形態においては、検知光検出部 1 0 , 2 0 が内視鏡 2 に設けられていることとしたが、これに代えて、任意のデバイスの先端部に設けられていてもよい。

任意のデバイスとは、検知光 I を検出するための専用のデバイスであってもよく、血管認識プローブ 1 と一緒に体内に挿入して使用される処置デバイスであってもよい。

【 0 0 6 5 】

本実施形態においては、レーザ光源 1 1 とは別体の検知光源 1 8 を備えることとしたが、これに代えて、図 5 に示されるように、レーザ光源 1 1 が検知光源 1 8 を兼ねていてもよい。

この場合、レーザ光源 1 1 は、第 1 の強度と該第 1 の強度よりも小さい第 2 の強度との間でレーザ光 L の強度を変更することができるようになっている。第 1 の強度は、血管 B の認識作業において使用されるレーザ光 L の強度である。

40

【 0 0 6 6 】

血管認識プローブ 1 が使用状態であるときには、生体組織 A によって反射されたレーザ光 L が検知光検出部 2 0 によって検出される。使用状態判定部 1 6 は、検知光検出部 2 0 によってレーザ光 L が検出されたときに、血管認識プローブ 1 が使用状態であると判定し、制御部 1 7 は、レーザ光源 1 1 から出力されるレーザ光 L の強度を第 1 の強度とする。一方、使用状態判定部 1 6 は、検知光検出部 2 0 によってレーザ光 L が検出されないときに、血管認識プローブ 1 が使用状態でないとして判定し、制御部 1 7 は、レーザ光源 1 1 から出力されるレーザ光 L の強度を第 2 の強度とする。

50

このようにすることで、血管認識プローブ１が使用状態でないときには、レーザ光Ｌの強度を弱めることができる。

【００６７】

本実施形態においては、血管認識プローブ１に検知用光ファイバ１９に設けられ、内視鏡２に検知光検出部１０、２０が設けられていることとしたが、これに代えて、図６に示されるように、内視鏡２に検知用光ファイバ１９が設けられ、血管認識プローブ１に検知光検出部２０が設けられていてもよい。

このようにしても、血管認識プローブ１が使用状態であるときのみ、内視鏡２の検知用光ファイバ１９から射出される検知光Ｉが血管認識プローブ１の検知光検出部２０によって検出されるように構成することができる。

10

【００６８】

（第３の実施形態）

次に、本発明の第３の実施形態に係る血管認識システム３００について図７を参照して説明する。

本実施形態においては、第１の実施形態と異なる点について説明し、第１の実施形態と共通する構成については同一の符号を付して説明を省略する。

【００６９】

本実施形態に係る血管認識システム３００は、図７に示されるように、内視鏡２に代えて、プローブ本体６に設けられた姿勢検出部２１を備え、使用状態判定部１６が、姿勢検出部２１によって検出されたプローブ本体６の姿勢に基づいて血管認識プローブ１が使用状態であるか否かを判定する点で、第１の実施形態と異なっている。

20

姿勢検出部２１は、例えば重力センサであり、重力方向に対するプローブ本体６の長手方向の角度をプローブ本体６の姿勢として検出する。姿勢検出部２１は、検出された姿勢の情報を使用状態判定部１６に送信する。

【００７０】

使用状態判定部１６は、姿勢検出部２１から受信した姿勢の情報に基づいて、プローブ本体６が使用状態であるか否かを判定する。使用状態において、プローブ本体６は、ベッドに横たわった患者の体内に上方から挿入される。したがって、使用状態のプローブ本体６は、先端を下方に向けて、重力方向に対して平行にまたは傾斜して配置される。使用状態判定部１６は、プローブ本体６の姿勢が、先端が下方を向いており、かつ、プローブ本体６の長手方向が重力方向に対して平行にまたは傾斜した姿勢であるときに、プローブ本体６が使用状態であると判定し、TRUE信号を制御部１７に送信する。一方、使用状態判定部１６は、プローブ本体６の姿勢が、先端が上方または水平方向を向いた姿勢であるときに、プローブ本体６が使用状態でないと判定し、FALSE信号を制御部１７に送信する。

30

【００７１】

次に、このように構成された血管認識システム３００の作用について説明する。

本実施形態に係る血管認識システム３００によれば、プローブ本体６の姿勢が姿勢検出部２１によって検出され、使用状態判定部１６によって、プローブ本体６の姿勢に基づいて血管認識プローブ１が使用状態であるか否かが判定され、プローブ本体６が、先端を下方に向けて配置されているときにのみ、制御部１７がレーザ光Ｌを射出させる。

40

【００７２】

したがって、プローブ本体６を体内へ挿入するために、術者が、プローブ本体６の先端を下方へ向けて該プローブ本体６を把持したときに、レーザ光Ｌの射出が開始され、プローブ本体６が体内に挿入されている間はレーザ光Ｌが射出され続ける。使用後に、術者が体内からプローブ本体６を引き抜き、プローブ本体６を略水平または先端を上方に向けると、レーザ光Ｌの射出が停止する。

【００７３】

このように、血管Ｂの認識を行う使用状態において、血管認識プローブ１は特定の姿勢に配置される。したがって、血管認識プローブ１の姿勢に基づいて血管認識プローブ１が

50

使用状態であるか否かを判定することができる。これにより、レーザ光 L が不要であるときには、レーザ光 L の射出を自動的に停止させ、強いレーザ光 L が不必要に射出されることを自動的に防止することができるという利点がある。

血管認識プローブ 1 が使用状態でないときに、制御部 17 が、レーザ光 L の射出を停止することに代えて、レーザ光 L の強度を低下させて弱いレーザ光 L を射出させ続けてもよい。

【0074】

姿勢検出部 21 は、第 1 および第 2 の実施形態において説明した内視鏡 2 と組み合わせて用いてもよい。この場合、使用状態判定部 16 が、内視鏡画像および血管認識プローブ 1 の姿勢の両方に基づいて、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かを判定する。

このようにすることで、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否かをより正確に判定することができる。

【0075】

第 1 から第 3 の実施形態においては、図 8 に示されるように、使用状態判定部 16 による判定結果を示す使用状態表示を表示する表示部 23 をさらに備えていてもよい。図 8 には、一例として、表示部 23 を備える第 1 の実施形態の血管認識システム 100 を示している。このようにすることで、血管認識プローブ 1 が使用状態であるか否か、すなわちレーザ光 L が射出されているか否かを、ユーザに明確に認識させることができる。使用状態表示は、内視鏡 2 によって取得された内視鏡画像と一緒に表示部 23 に表示されてもよい。

【符号の説明】

【0076】

- 1 血管認識プローブ
- 2 内視鏡
- 3 光源ユニット
- 4 散乱光検出部
- 5 制御装置
- 6 プローブ本体
- 7 照射用光ファイバ（レーザ光射出部）
- 8 受光用光ファイバ
- 9 照明部
- 10 撮像部（検知光検出部）
- 11 レーザ光源
- 12 可視光源
- 13 記憶部
- 14 周波数解析部
- 15 血管判定部
- 16 使用状態判定部
- 17 制御部
- 18 検知光源
- 19 検知用光ファイバ（検知光射出部）
- 20 検知光検出部
- 21 姿勢検出部
- 23 表示部
- 100, 200, 300 血管認識システム
- L レーザ光
- S 散乱光
- V 可視光
- I 検知光

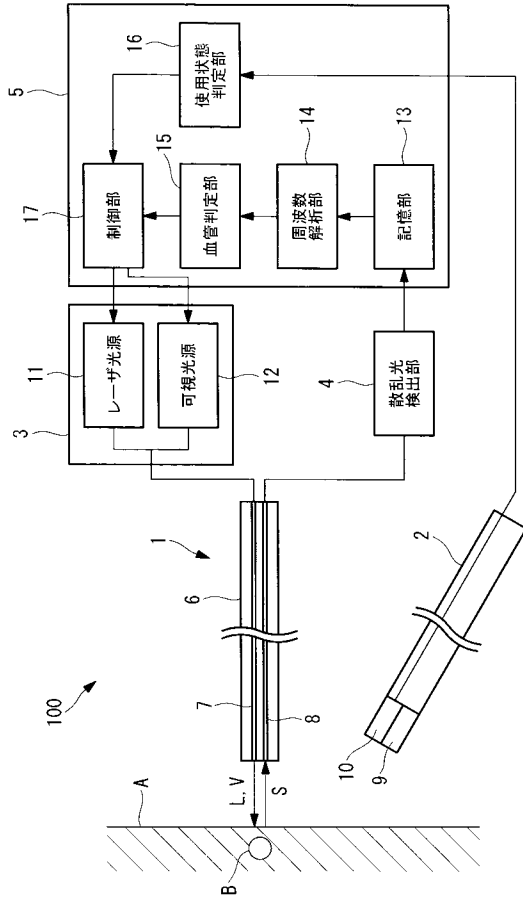
10

20

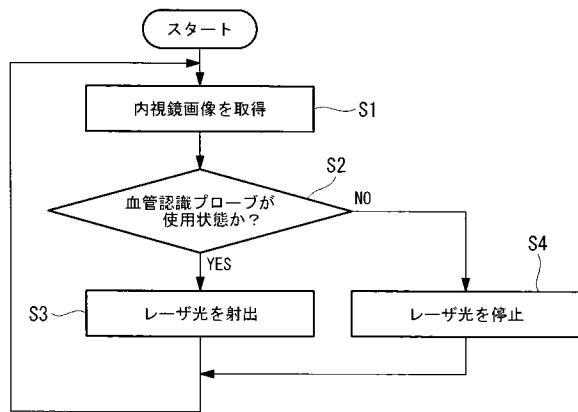
30

40

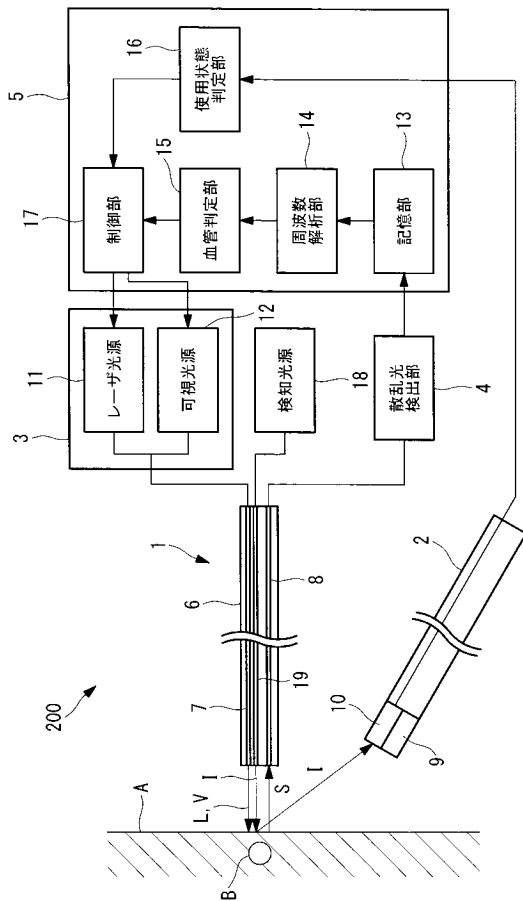
【図 1】



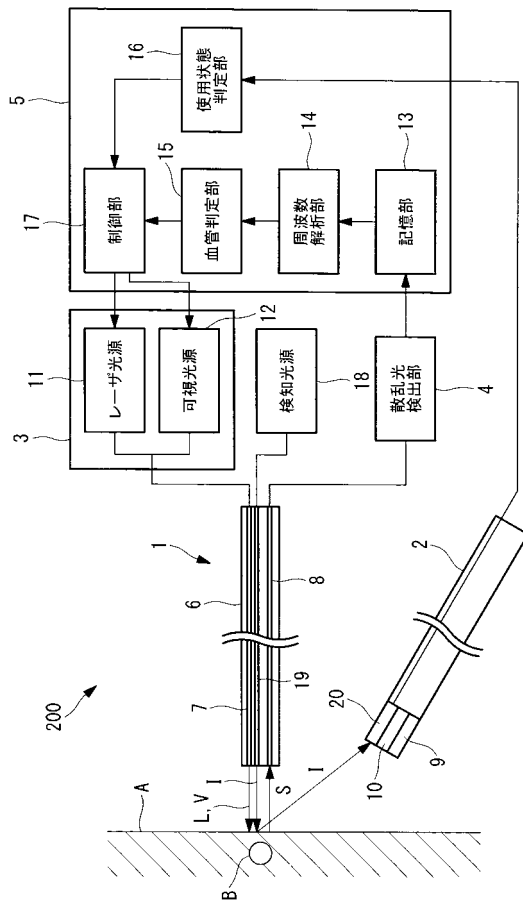
【図 2】



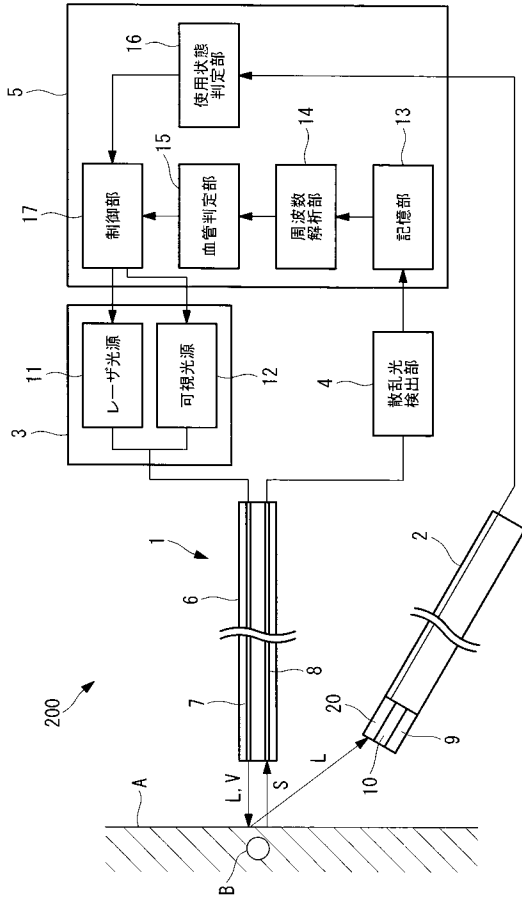
【図 3】



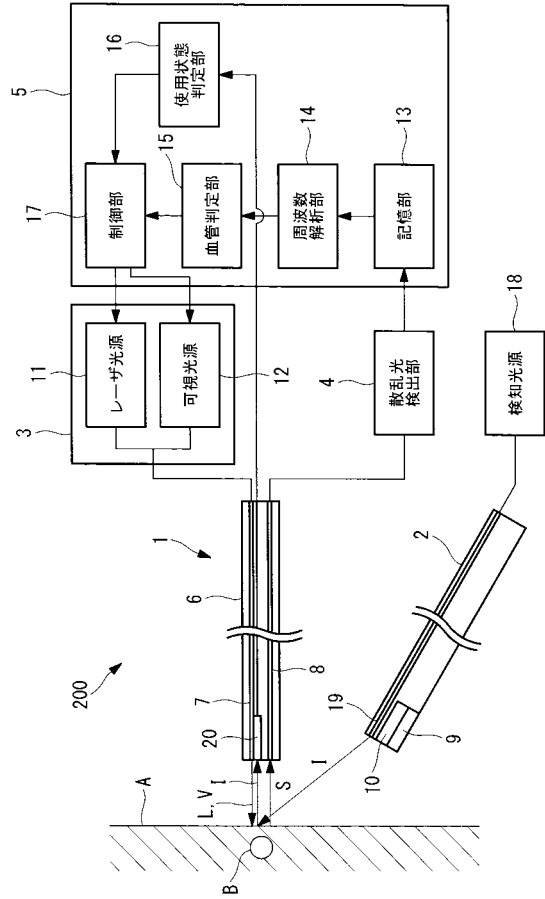
【図 4】



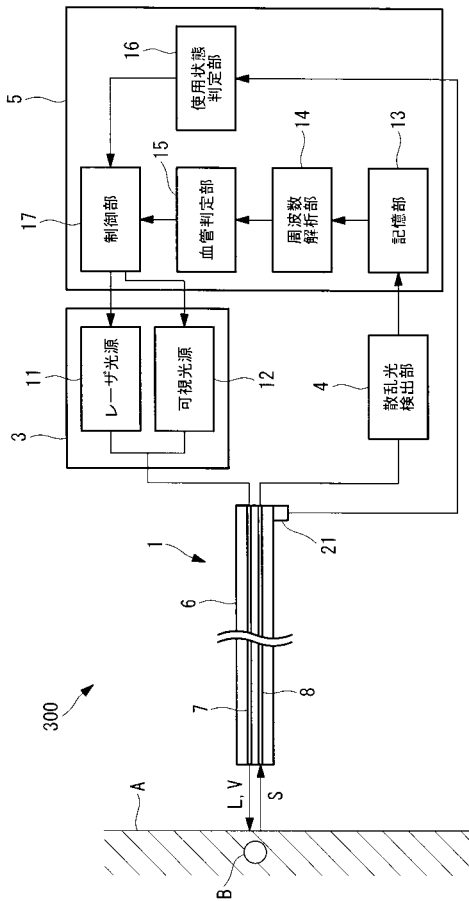
【 図 5 】



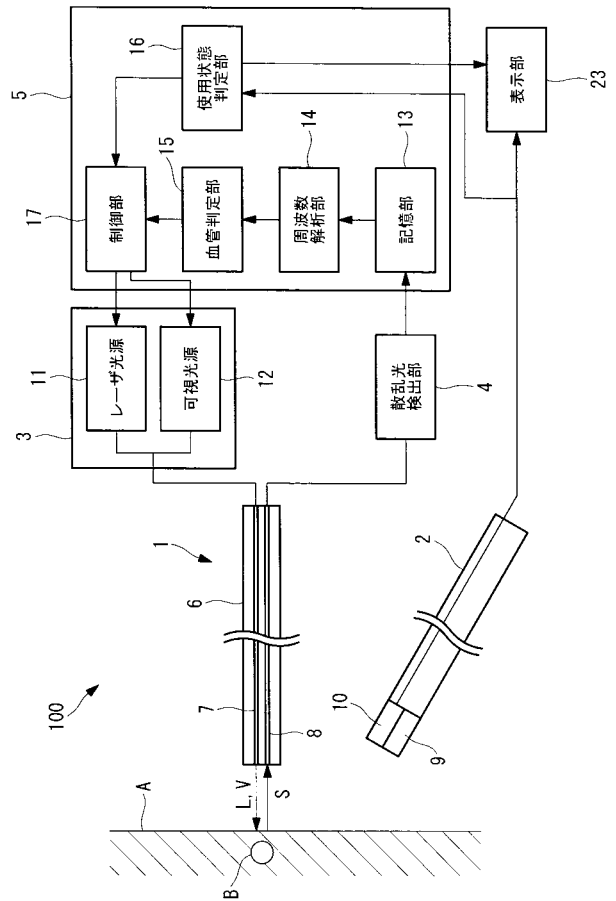
【 図 6 】



【圖 7】



【 図 8 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/070592

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(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)

A61B1/00-1/32

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-19706 A (Hoya Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), paragraphs [0001] to [0088]; fig. 1 to 12 & US 2011/0015528 A1 paragraphs [0001] to [0102]; fig. 1 to 12 & DE 102010036427 A1	1-10
A	JP 2006-149846 A (Olympus Corp.), 15 June 2006 (15.06.2006), paragraphs [0001] to [0036]; fig. 1 to 6 (Family: none)	1-10
A	JP 2013-90650 A (Fujifilm Corp.), 16 May 2013 (16.05.2013), paragraphs [0001] to [0047]; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-10

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ 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
02 August 2016 (02.08.16)Date of mailing of the international search report
16 August 2016 (16.08.16)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/JP2016/070592

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 2010-510029 A (Broncus Technologies, Inc.), 02 April 2010 (02.04.2010), paragraph [0031] & US 2009/0287087 A1 paragraph [0040] & WO 2008/063935 A2 & EP 2091439 B1	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 0 5 9 2	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016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)			
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	
A	JP 2011-19706 A (HOYA株式会社) 2011.02.03, 【0001】～【0088】、図1～12 & US 2011/0015528 A1, 【0001】～【0102】、図1～12 & DE 102010036427 A1	1-10	
A	JP 2006-149846 A (オリンパス株式会社) 2006.06.15, 【0001】～【0036】、図1～6 (ファミリーなし)	1-10	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ 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 02.08.2016		国際調査報告の発送日 16.08.2016	
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) 北島 拓馬	2Q 4845 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 0 5 9 2
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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	JP 2013-90650 A (富士フイルム株式会社) 2013.05.16, 【0001】 ～【0047】、図1～7 (ファミリーなし)	1-10
A	JP 2010-510029 A (ブロンカス テクノロジーズ, インコーポレイ テッド) 2010.04.02, 【0031】 & US 2009/0287087 A1 , 【0040】 & W0 2008/063935 A2 & EP 2091439 B1	1-10

フロントページの続き

(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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 雙木 満

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 木村 健一

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA06 CA11 CA13 GA02 GA05 GA06

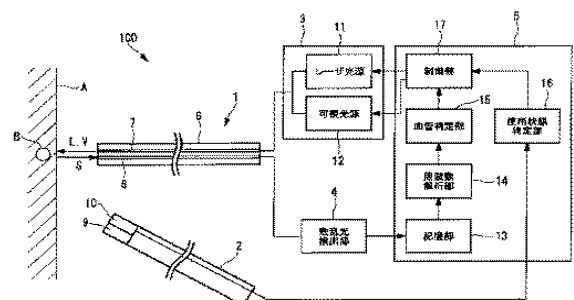
4C161 CC06 GG01 HH54 JJ11 LL02 NN01 QQ07 QQ09 RR02

(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)	血管识别系统		
公开(公告)号	JPWO2017010486A1	公开(公告)日	2018-04-26
申请号	JP2017528690	申请日	2016-07-12
[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	渡邊 武史 雙木 満 木村 健一		
发明人	渡邊 武史 雙木 満 木村 健一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/00006 A61B1/00045 A61B1/00165 A61B1/04 A61B1/0669 A61B1/07 A61B1/3137 A61B5/0059 A61B5/02007 A61B5/107 A61B5/489 A61B2505/05		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/06.612 A61B1/045.618 A61B1/00.550 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02		
代理人(译)	上田邦夫 柳純一郎 竹内邦彦		
优先权	2015140679 2015-07-14 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它会自动防止不必要地发出强激光。激光源(11)，要插入到该主体中的探针主体(6)以及设置在探针主体(6)中并发射从激光源(11)提供的激光(L)的激光发射单元。具有(7)的血管识别探针(1)和从血管激光识别单元(7)发出的激光(L)被照射到体内的生物体组织(A)。与不使用血管识别探针(1)相比，不使用血管识别探针(1)时提供(1)以减少血管识别系统(100)的强度。



- 4 Scattered light detection unit
- 11 Laser beam source
- 12 Visible light source
- 13 Storage unit
- 14 Frequency analysis unit
- 15 Blood vessel determination unit
- 16 Usage state determination unit
- 17 Control unit