

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5034953号  
(P5034953)

(45) 発行日 平成24年9月26日(2012.9.26)

(24) 登録日 平成24年7月13日(2012.7.13)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 19/00 (2006.01)** A 6 1 B 19/00 5 0 2  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 11 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2007-554820 (P2007-554820)	(73) 特許権者	000002130
(86) (22) 出願日	平成18年11月17日(2006.11.17)		住友電気工業株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2006/323010		大阪府大阪市中央区北浜四丁目5番33号
(87) 国際公開番号	W02007/083437	(74) 代理人	100088155
(87) 国際公開日	平成19年7月26日(2007.7.26)		弁理士 長谷川 芳樹
審査請求日	平成21年8月11日(2009.8.11)	(74) 代理人	100092657
(31) 優先権主張番号	特願2006-13028 (P2006-13028)		弁理士 寺崎 史朗
(32) 優先日	平成18年1月20日(2006.1.20)	(74) 代理人	100113435
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 黒木 義樹
		(74) 代理人	100108257
			弁理士 近藤 伊知良
		(74) 代理人	100140453
			弁理士 戸津 洋介

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血液中の観察対象物を撮像するのに適した撮像システムであって、  
 近赤外の波長を有する照明光を放射する照明光源部と、  
 前記照明光源部から放射された照明光を観察対象物に照射する照明光学系と、  
 前記照明光学系により前記観察対象物に照射されて散乱、反射または屈折された照明光を物体光として導く撮像光学系と、  
 近赤外の波長帯に撮像感度を有し、前記撮像光学系により導かれて到達した物体光を受光して前記観察対象物を撮像する撮像部と、  
 を備え、

前記照明光学系が、前記照明光源部から放射される照明光を前記観察対象物へ導波する照明用光ファイバを含み、

前記撮像光学系が、前記観察対象物で発生する物体光を前記撮像部へ導波する撮像用光ファイバを含み、

前記照明用光ファイバおよび前記撮像用光ファイバが内視鏡内に設けられており、前記照明光源部から放射された照明光は、波長 1 . 2 μ m ~ 1 . 8 μ m の範囲内において、1 μ W / n m 以上のスペクトル密度を有し、

前記照明光源部は、フィルタを更に含み、当該フィルタを用いて互いに中心波長の異なる 3 波長を同時に取り出し、

当該フィルタによって分けられた 3 波長をそれぞれ可視の 3 原色に割り当てることによ

り、3波長が可視領域の画像で表される、撮像システム。

【請求項2】

前記照明光源部が放射する照明光が、波長 $0.9\mu\text{m} \sim 1.3\mu\text{m}$ または $1.5\mu\text{m} \sim 1.8\mu\text{m}$ の範囲内の光を含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項3】

前記照明光源部が放射する照明光が、波長 $0.9\mu\text{m} \sim 1.1\mu\text{m}$ の範囲内の光を含み

、前記撮像部が、シリコンからなるCCDを含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項4】

前記照明光源部は、

パルス光を出力するパルスレーザー光源と、

このパルスレーザー光源から出力されたパルス光をHE11モードに結合して、非線形光学効果によって前記パルス光のスペクトルを広げたものを前記照明光として出力するファイバと、

を含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項5】

前記照明光源部及び前記撮像部のうち少なくとも一方は、InGaAs系材料からなる素子を含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項6】

前記照明光源部及び前記撮像部のうち少なくとも一方は、Extended-InGaAs系材料からなる素子を含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項7】

前記照明光源部及び前記撮像部のうち少なくとも一方は、GaInNAsSb系材料からなる素子を含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項8】

前記撮像部は、2次元撮像素子である、請求項5～7のいずれか一項記載の撮像システム。

【請求項9】

前記照明光学系は、前記照明光源部から放射される照明光を反射させて前記観察対象物に照射する無影灯反射鏡を含む、請求項1記載の撮像システム。

【請求項10】

前記照明光源部と前記観察対象物との間に配置され、前記照明光源部から放射される照明光のうち所定波長の光を透過させる光学フィルタを更に備える、請求項1記載の撮像システム。

【請求項11】

前記観察対象物と前記撮像部との間に配置され、前記観察対象物で発生する物体光のうち所定波長の光を透過させる光学フィルタを更に備える、請求項1記載の撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、手術野や血管内を観察・記録するのに好適に用いられ得る撮像システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

手術野や血管内を観察・記録するのに用いられ得る撮像システムとして、特許文献1, 2に開示されたものが知られている。特許文献1に開示された撮像システムは、血管内鏡において透明流体の流速を切り替える機構を備えていて、高速の流体で血液を視界から排除した後に低速の流体で血液の視界への侵入を防ぐことにより、血管内を安全に光学的に観察することを意図したものである。特許文献2に開示された撮像システムは、手術野を照明するための照明光を手術野に収束させる保持具にレンズを保持させ、このレンズを

10

20

30

40

50

経て撮像部により手術野を撮像することで、明るい像を撮影することを意図したものである。

【特許文献1】米国特許5,053,002号明細書

【特許文献2】米国特許5,803,905号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、特許文献1に開示された撮像システムでは、観察対象物への侵襲が大きく、長時間の観察が難しかった。また、血液によって視界が遮られるのを防ぐため、透明流体を血管内に注入していた。そのため、血管内圧の上昇や血液の組成変化を生じさせていた。一方、特許文献2に開示された撮像システムでは、出血のある手術野では視界が制限されており、また、出血のある手術野では血液によって視界がさえぎられていた。このように、特許文献1,2に開示された撮像システムは、何れも、医療用に用いるには不適当なものであった。本発明は、上記問題点を解消する為になされたものであり、医療用に好適に用いられ得る撮像システムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明に係る撮像システムは、血液中の観察対象物を撮像するのに適した撮像システムであって、近赤外の波長を有する照明光を放射する照明光源部と、照明光源部から放射された照明光を観察対象物に照射する照明光学系と、照明光学系により観察対象物に照射されて散乱、反射または屈折された照明光を物体光として導く撮像光学系と、近赤外の波長帯に撮像感度を有し、撮像光学系により導かれて到達した物体光を受光して観察対象物を撮像する撮像部とを備える。

20

【0005】

本発明に係る撮像システムでは、近赤外の波長を有する照明光が照明光源部から放射される。その照明光源部から放射された照明光が照明光学系により観察対象物に照射されると、その観察対象物において散乱、反射または屈折された照明光が物体光として発生する。その観察対象物において発生した物体光は、近赤外の波長帯に撮像感度を有する撮像部へ撮像光学系により導かれて、この撮像部により観察対象物(の関心領域)が撮像される。このとき、水およびヘモグロビンを透過した後の物体光が撮像部により受光される。観察対象物の関心領域が血液に覆われているような場合であっても、照明光および物体光は血液を透過するので、この撮像システムは医療用に好適に用いられ得る。

30

【0006】

本発明に係る撮像システムでは、照明光源部が放射する照明光が、波長 $0.9\mu\text{m}\sim 1.3\mu\text{m}$ または $1.5\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ の範囲内の光を含むのが好適であり、波長 $1.2\mu\text{m}\sim 1.3\mu\text{m}$ または $1.6\mu\text{m}\sim 1.8\mu\text{m}$ の範囲内の光を含むのがより好適である。この場合には特に照明光および物体光は低損失で血液を透過するので好ましい。

【0007】

また、照明光源部が放射する照明光が、波長 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ の範囲内の光を含み、撮像部が、シリコンからなるCCDを含むのが好適である。シリコンからなるCCDは、安価であり、波長 $1.1\mu\text{m}$ 以下の波長帯に撮像感度を有する。したがって、安価なCCDを用いて物体光を撮像することができる。また、波長 $1.1\mu\text{m}$ 以下の波長帯の中でも波長 $0.9\mu\text{m}\sim 1.1\mu\text{m}$ という長波長の光を用いることにより、散乱が小さくなると共に観察深度を高めることができる。

40

【0008】

本発明に係る撮像システムでは、照明光源部は、パルス光を出力するパルスレーザ光源と、このパルスレーザ光源から出力されたパルス光をHE11モードに結合して、非線形光学効果によってパルス光のスペクトルを広げたものを照明光として出力する光ファイバと、を含むのが好適である。この場合には、照明光源部から放射される照明光が広帯域のスーパーコンティニューム光であるので好ましい。観察対象物が照明光の波長に一致する

50

吸収線を持っていたときに、観察対象物が発熱するリスクがあるため、S C光のようにスペクトルが拡散された照明光を用いるのが好ましい。

【0009】

本発明に係る撮像システムでは、照明光源部及び撮像部のうち少なくとも一方は、InGaAs系材料からなる素子（例えば発光素子又は2次元撮像素子）を含むのが好適であり、Extended-InGaAs系材料からなる素子を含むのが好適であり、GaInNAsSb系材料からなる素子を含むのが好適である。この場合には、近赤外に高い感度を有するので好ましい。なお、撮像部は2次元撮像素子であるのが好ましい。また、InGaAs系材料からなる素子を用いると、波長1.7µm未満の光を放射又は受光することができる。Extended-InGaAs系材料からなる素子を用いると、波長1.7µm以上の光を放射又は受光することができる。特に、Extended-InGaAs系材料からなる素子を用いると、室温において波長1.7µm以上2.65µm以下の光を放射又は受光することができる。GaInNAsSb系材料からなる素子を用いると、波長1.7~3.0µmの範囲内において、ノイズが低く抑えられ、鮮明な画像を取得することが可能になる。その理由の一つとして、GaInNAsSb系材料がInPに格子整合することが考えられる。

10

【0010】

本発明に係る撮像システムでは、照明光学系は、照明光源部から放射される照明光を反射させて観察対象物に照射する無影灯反射鏡を含むのが好適である。この場合には、例えば手術野にある観察対象物を撮像する上で好ましい。

【0011】

本発明に係る撮像システムでは、照明光学系が、照明光源部から放射される照明光を観察対象物へ導波する照明用光ファイバを含み、撮像光学系が、観察対象物で発生する物体光を撮像部へ導波する撮像用光ファイバを含み、照明用光ファイバおよび撮像用光ファイバが内視鏡内に設けられているのが好適である。この場合には、例えば血管内壁を撮像する上で好ましい。

20

【0012】

本発明に係る撮像システムは、照明光源部と観察対象物との間に配置され、照明光源部から放射される照明光のうち所定波長の光を透過させる光学フィルタを更に備えるのが好適である。この場合、所望波長の光を選択的に観察対象物に照射することができる。また、本発明に係る撮像システムは、観察対象物と撮像部との間に配置され、観察対象物で発生する物体光のうち所定波長の光を透過させる光学フィルタを更に備えるのが好適である。この場合、撮像部は所望波長の光を選択的に受光することができる。

30

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、医療用に好適に用いられ得る撮像システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】第1実施形態に係る撮像システム1の構成図である。

【図2】変形例に係る照明光源部10を示す構成図である。

【図3】変形例に係る照明光源部10を示す構成図である。

【図4】第2実施形態に係る撮像システム2の構成図である。

40

【符号の説明】

【0015】

1, 2...撮像システム、10...照明光源部、11...パルスレーザー光源、12...光ファイバ、20...照明光学系、21a, 21b...照明用光ファイバ、22a, 22b...反射鏡、23a, 23b...無影灯反射鏡、24a, 24b...レンズ、25...反射鏡、30...撮像光学系、31...撮像用光ファイバ、34...レンズ、40...撮像部、50...表示部、60...内視鏡、90...観察対象物、91...関心領域、92...切開部、93...血液、94...血管、95...関心領域、96...血液、100, 100a, 100b...光学フィルタ。

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0016】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための最良の形態を詳細に説明する。なお、図面の説明において同一または同種の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

## 【0017】

(第1実施形態)

## 【0018】

先ず、本発明に係る撮像システムの第1実施形態について説明する。図1は、第1実施形態に係る撮像システム1の構成図である。この図に示される撮像システム1は、照明光源部10、照明光学系20、撮像光学系30、撮像部40および表示部50を備える。撮像システム1は、手術対象でもある観察対象物90の関心領域91を観察するのに好適に用いられる。

10

## 【0019】

照明光源部10は、近赤外の波長を有する照明光を放射するものであり、一例として、パルスレーザ光源11および高非線形性光ファイバ12を含む。パルスレーザ光源11は、パワーが10~100mWであって波長1.55 $\mu$ mのパルス光を出射する。この出力されたパルス光は光ファイバ12のHE<sub>11</sub>モードに結合される。光ファイバ12は、パルス光の波長において、20[W<sup>-1</sup>km<sup>-1</sup>] (好ましくは30[W<sup>-1</sup>km<sup>-1</sup>]) の非線形係数を有し、絶対値が0.03[ps/nm<sup>2</sup>/km]以下の波長分散スロープを有する。その結果、パルス光のスペクトルは光ファイバ12中の非線形光学効果によって広げられ、スーパーコンティニウム光(SC光)として知られる広帯域光が光ファイバ12において発生する。このSC光は、好ましくは波長範囲0.9 $\mu$ m~3.0 $\mu$ m、より好ましくは波長範囲1.2 $\mu$ m~1.8 $\mu$ mに渡って1 $\mu$ W/nm以上のスペクトル密度の光パワーを有する。光ファイバ12はSC光を照明光として出力する。

20

## 【0020】

なお、照明光としては、0.9~1.1 $\mu$ mまたは1.3 $\mu$ mまたは1.5~1.7 $\mu$ mに発光波長を有するレーザダイオード、1.06 $\mu$ mに発光波長を有するNd:YAGレーザやYb添加ファイバレーザ、1.55 $\mu$ mに発光波長を有するEr添加ファイバレーザ、またはこれらのレーザによって励起されるラマンレーザなどを用いることができる。ただし、レーザ光のパワーが特定の波長に集中する場合には、観察対象物90がこの波長に一致する吸収線を持っていたときに、観察対象物90が発熱するリスクがあるため、SC光のようにスペクトルが拡散された照明光を用いるのが好ましい。

30

## 【0021】

照明光源部10は、例えば、レーザダイオード(LD)、LED、スーパーluminescenceダイオード(SLD)等の光源を含んでもよい。この場合、照明光源部10を安価にすることができ、照明光源部10の構成を単純にすることができる。照明光源部10は、例えば、波長1.2~1.4 $\mu$ mまたは1.5~1.9 $\mu$ mの範囲内にピーク波長を有し、ピークの半値幅が5nm以上の光を出射するLEDであってもよい。照明光源部10は、例えば、波長1.2~1.4 $\mu$ mまたは1.5~1.9 $\mu$ mの範囲内にピーク波長を有するレーザダイオードであってもよい。

40

## 【0022】

照明光源部10は、InGaAs系材料、Extended-InGaAsまたはGaInNAsSb系材料からなる発光素子を含むのが好適である。InGaAs系材料からなる発光素子を用いると、波長1.7 $\mu$ m未満の光を放射することができる。Extended-InGaAs系材料からなる発光素子を用いると、波長1.7 $\mu$ m以上2.65 $\mu$ m以下の光を放射することができる。Extended-InGaAs系材料については、例えばIPRM(InP & Related Material)2003に詳細に説明されている。InP基板上に複数のInAsPステップ層を成長させ、InAsPバッファ層上にExtended-InGaAs層を成長させることができる。

## 【0023】

50

例えば光源としてレーザ光源を用いる場合、照明光源部10は、レーザダイオードから放射されるレーザ光のコヒーレンスを低下させるコヒーレンス低下手段を含むことが好ましい。この場合、レーザ光のスペックルや干渉の発生を抑制することができるので、ノイズの低い信号を得ることができる。このため、高精度な画像データが得られる。コヒーレンス低下手段としては、例えば積分球、拡散板等が挙げられる。また、複数の光源部を用いて多重照射を行うことで低コヒーレンス化を実現する方法もある。照明光源部10は、レーザダイオードから放射されるレーザ光を高速変調させる光変調器を含んでもよい。この場合、撮像部40として、高速変調されたレーザ光よりも低速のレーザ光のみ検出可能なものを用い、その撮像部40において検出した信号を時間平均することによってコヒーレンスを低下させることができる。

10

## 【0024】

また、照明光が波長 $0.9\mu\text{m} \sim 1.1\mu\text{m}$ の範囲内の光を含み、撮像部40がシリコンからなるCCDであることが好ましい。シリコンからなるCCDは、安価であり、波長 $1.1\mu\text{m}$ 以下の波長帯に撮像感度を有する。また、波長 $1.1\mu\text{m}$ 以下の波長帯の中でも波長 $0.9\mu\text{m} \sim 1.1\mu\text{m}$ という長波長の光を用いることにより、散乱が小さくなると共に観察深度を高めることができる。

## 【0025】

図2(A)~図2(C)及び図3は、変形例に係る照明光源部10を示す構成図である。図2(A)に示されるように、照明光源部10は、例えば、LED102と、LED102と光学的に結合された波長可変フィルタ104とを含んでもよい。この場合、低コストで簡便に、LED102から放射された光の波長帯を所定波長帯(例えば $1.2 \sim 1.3\mu\text{m}$ または $1.6 \sim 1.8\mu\text{m}$ )に変化させることができる。波長可変フィルタ104に代えて、所定波長帯(例えば波長 $1.2 \sim 1.3\mu\text{m}$ )の光を透過する波長固定フィルタを用いてもよい。更に、波長可変フィルタ104に代えて、互いに中心波長の異なる3波長を同時に取り出せるフィルタ104aを用いても良い(図3参照)。フィルタ104aは、3波長を取り出すために、バンドパスフィルタを縦続接続したのもでも良いし、ローパスフィルタとハイパスフィルタとを組み合わせたもでもよい。フィルタ104aが波長可変フィルタの場合、取り出せる3波長の中心波長同士の間隔を固定したまま中心波長値をシフトさせても良いし、それぞれの中心波長を独立に動かしても良い。このように分けられた3波長をそれぞれ可視の3原色(RGB)に割り当てることで、可視領域の画像で表される場合、色の違いにより3波長を直接見分けることが可能になる。

20

30

## 【0026】

図2(B)に示されるように、照明光源部10は、例えば、波長可変レーザダイオード106を含んでもよい。波長可変レーザダイオード106としては、例えば外部共振器型レーザダイオードを用いることができる。この場合、高いパワーを有する複数の波長の光が波長可変レーザダイオード106から放射されるので、複数の波長に対していずれも高いSN比で信号を得ることができる。波長可変レーザダイオード106から放射された光の波長は、所定波長帯(例えば $1.2 \sim 1.3\mu\text{m}$ または $1.6 \sim 1.8\mu\text{m}$ )である。また、波長可変レーザダイオード106は、レーザダイオードと、そのレーザダイオードの温度を調整する温度調整装置とを含んでもよい。レーザダイオードの温度が変わると、当該レーザダイオードから放射される光の波長が通常数nmシフトする。

40

## 【0027】

図2(C)に示されるように、照明光源部10は、複数の波長のレーザ光をそれぞれ放射する複数のレーザダイオード108と、複数のレーザダイオード108から放射される複数のレーザ光を合成する光合成部110とを含んでもよい。この場合、照明光源部10から放射される照明光が複数の波長を有するので、当該複数の波長にそれぞれ対応する複数の画像データを得ることができる。その複数の画像データを用いることによって、観察対象物90の撮像精度を向上させることができる。光合成部110としては、例えば、WDMカプラ、光合波器等が挙げられる。複数のレーザダイオード108からは、互いに異なる波長(例えば、(1)波長 $1.2\mu\text{m}$ と波長 $1.3\mu\text{m}$ と波長 $1.6\mu\text{m}$ との組み合わせ

50

せ、(2)波長 $1.3\mu\text{m}$ と波長 $1.6\mu\text{m}$ と波長 $1.8\mu\text{m}$ との組み合わせ)のレーザー光がそれぞれ放射される。なお、照明光源部10は、光合成部110を含まなくてもよい。その場合、複数のレーザーダイオード108から放射される複数のレーザー光は、複数の光ファイバを介して、それぞれ独立に観察対象物90に照射される。特に、互いに波長の異なるレーザー光を出射するレーザーダイオード108(レーザーダイオード108に代えて帯域の狭いLEDやSLDを用いてもよい。)が3台並べられているのが好適である。この場合、図3に示される照明光源部10と同様に、3波長を可視の3原色(RGB)に割り当てることで、可視領域の画像で表される場合、色の違いにより3波長を直接見分けることが可能になる。

#### 【0028】

再び図1を参照する。照明光学系20は、照明光源部10から放射された照明光を観察対象物90に照射するものであり、照明用光ファイバ21a, 21b、反射鏡22a, 22b、および、無影灯反射鏡23a, 23bを含む。照明用光ファイバ21a, 21bは、高非線形性光ファイバ12と同様の高非線形性光ファイバであってもよい。この場合、高非線形性光ファイバ12は不要になる。照明光源部10から放射される照明光は、照明用光ファイバ21a, 21bそれぞれの入射端に入力されて導波され出射端から出力される。一方の照明用光ファイバ21aの出射端から出力される照明光は、反射鏡22aにより反射され、更に無影灯反射鏡23aにより反射されて、観察対象物90の手術野に照射される。また、他方の照明用光ファイバ21bの出射端から出力される照明光は、反射鏡22bにより反射され、更に無影灯反射鏡23bにより反射されて、観察対象物90の手術野に照射される。無影灯反射鏡23a, 23bとしては、良く知られた手術用無影灯を用いることができる。また、他の照明用の可視光を出力する従来の可視照明光源を更に備えて、従来の無影灯の可視照明と本実施形態の照明光とで反射鏡を共有することは好ましく、それによって使用者は通常の肉眼観察と同様の自然な感覚で血液透過観察を行うことができる。

#### 【0029】

手術野にある観察対象物90では、観察しようとしている臓器等の関心領域(ROI: region of interest)91が切開部92内に存在するが、その関心領域91は血液93により覆われている。血液中の支配的な光吸収体は水およびヘモグロビンであるが、照明光源部10から放射され照明光学系20を経て照射される照明光は、波長 $0.9\mu\text{m} \sim 1.3\mu\text{m}$ または $1.5\mu\text{m} \sim 1.8\mu\text{m}$ であり、これらの光吸収体を良く透過する。その結果、照明光は血液93を透過して関心領域91を照明することができ、観察対象物90の関心領域91において反射または散乱または屈折された照明光は血液93を透過して物体光として再び出射する。

#### 【0030】

撮像光学系30は、観察対象物90に照射されて散乱、反射または屈折された照明光を物体光として撮像部40へ導き、関心領域91の像を撮像部40の撮像面上に形成する。撮像部40は、近赤外の波長帯に撮像感度を有し、撮像光学系30により導かれて到達した物体光を受光して、観察対象物90の関心領域91を撮像する。撮像部40は、波長 $0.9\mu\text{m} \sim 1.8\mu\text{m}$ で特に高い感度を有するのが好適であり、InGaAs系材料、Extended-InGaAsまたはGaInNAsSb系材料からなる2次元撮像素子を含むのが好適である。InGaAs系材料からなる2次元撮像素子を用いると、波長 $1.7\mu\text{m}$ 未満の光を受光することができる。Extended-InGaAs系材料からなる2次元撮像素子を用いると、波長 $1.7\mu\text{m}$ 以上 $2.65\mu\text{m}$ 以下の光を受光することができる。

#### 【0031】

撮像部40と観察対象物90との間には、必要に応じて光学フィルタ100が配置されていてもよい。光学フィルタ100は、観察対象物90で発生する物体光のうち所定波長の光を透過させる。これにより、撮像部40は所望波長の光を選択的に受光することができる。光学フィルタ100の透過波長帯は可変であることが好ましい。各波長帯に応じて観察対象物90の別の情報を引き出すことが可能になる。また、光学フィルタ100は、

10

20

30

40

50

複数の所定波長の光を通過させることが好ましい。光学フィルタ100としては、例えばグレーティングを用いることができる。なお、照明光源部10と観察対象物90との間に、光学フィルタ100と同様の光学フィルタ100a, 100bを配置してもよい。この場合、光学フィルタ100a, 100bは、照明光源部10から放射される照射光のうち所定波長の光を透過させるので、所望波長の光を選択的に観察対象物90に照射することができる。光学フィルタ100, 100a, 100bは、照明光又は物体光がS C光の場合に用いられることが好ましい。ただし、照明光がL E Dから放射される場合には、光学フィルタ100, 100a, 100bを用いてもよい。

#### 【0032】

撮像部40は、撮像により得られた観察対象物90の関心領域91の画像データを、電線51によって表示部50へ送る。そして、表示部50は、観察対象物90の関心領域91の画像を表示する。これにより、使用者は肉眼や可視光撮像では観察できない血液93下の関心領域91を表示部50上で観察することができる。

10

#### 【0033】

(第2実施形態)

#### 【0034】

次に、本発明に係る撮像システムの第2実施形態について説明する。図4は、第2実施形態に係る撮像システム2の構成図である。この図に示される撮像システム2は、照明光源部10, 照明光学系20, 撮像光学系30, 撮像部40および表示部50を備え、観察対象物90の血管94の内壁を観察するのに好適に用いられる。

20

#### 【0035】

第1実施形態の場合と比較すると、この第2実施形態に係る撮像システム2は、撮像光学系30が物体光を撮像部40へ導波する撮像用光ファイバ31を含む点、照明用光ファイバ21a, 21bおよび撮像用光ファイバ31が内視鏡60内に設けられている点、ならびに、照明用光ファイバ21a, 21bおよび撮像用光ファイバ31それぞれの先端にレンズ24a, 24b, 34および反射鏡25が設けられている点、で相違する。

#### 【0036】

内視鏡60の先端において、照明用光ファイバ21a, 21bの出射端から出力された照明光は、レンズ24a, 24bにより集光され、反射鏡25により直角に反射されて、観察対象物90に照射される。内視鏡60は、観察対象物90の血管94の中で用いられる血管内視鏡である。血管94内に挿入された内視鏡60の先端部分において、レンズ24a, 24b, 内視鏡60および血管94それぞれの軸は互いに平行であるから、レンズ24a, 24bから出射した照明光は、反射鏡25により約90°に反射されて血管94の内壁の関心領域95へ向かう。

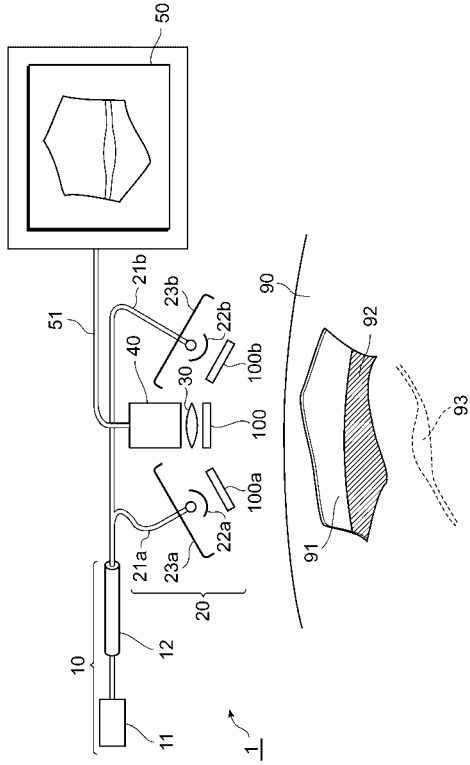
30

#### 【0037】

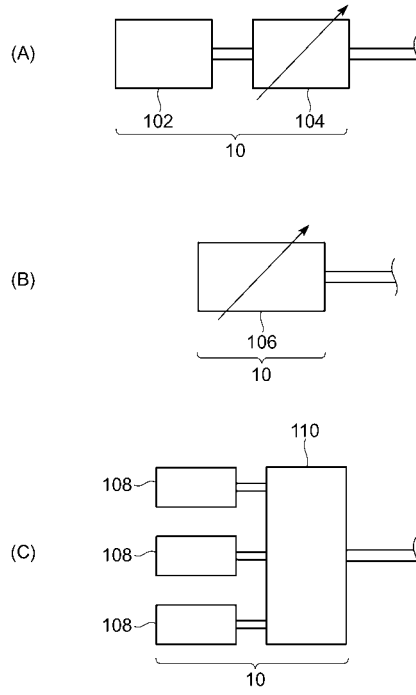
血管94内は血液96によって満たされているが、第1実施形態で述べたように、照明光は血液96を透過して関心領域95を照明し、関心領域95で発生した物体光も血液96を透過する。関心領域95からの物体光は、反射鏡25およびレンズ34を經由し、イメージバンドル光ファイバである撮像用光ファイバ31の端面上に結像される。撮像用光ファイバ31は、関心領域95の画像を撮像部40の撮像面に伝送する。第1実施形態と同様に、この第2実施形態においても、撮像部40は、撮像により得られた観察対象物90の関心領域91の画像データを、電線51によって表示部50へ送る。そして、表示部50は、観察対象物90の関心領域95の画像を表示する。なお、撮像システム2において、撮像用光ファイバ31の途中に光学フィルタ100を配置してもよい。

40

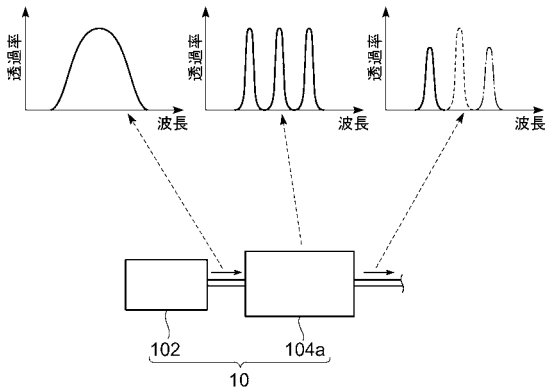
【 図 1 】



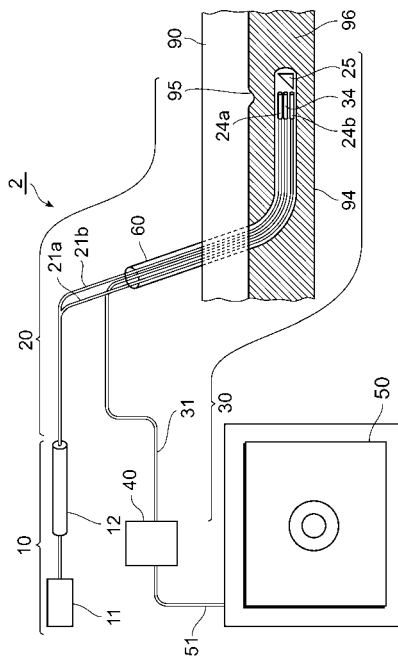
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 長谷川 健美  
神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内
- (72)発明者 岩 崎 孝  
兵庫県伊丹市昆陽北一丁目1番1号 住友電気工業株式会社伊丹製作所内
- (72)発明者 奥野 俊明  
神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内
- (72)発明者 大西 正志  
神奈川県横浜市栄区田谷町1番地 住友電気工業株式会社横浜製作所内

審査官 上田 正樹

- (56)参考文献 特開平06-022968(JP,A)  
特開2004-089533(JP,A)  
米国特許出願公開第2005/0273011(US,A1)  
米国特許第05847394(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 19/00

A61B 1/00

A61B 1/04

专利名称(译)	成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5034953B2</a>	公开(公告)日	2012-09-26
申请号	JP2007554820	申请日	2006-11-17
申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	住友电气工业株式会社		
[标]发明人	長谷川健美 岩崎孝 奥野俊明 大西正志		
发明人	長谷川 健美 岩▲崎▼ 孝 奥野 俊明 大西 正志		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/0086 A61B5/0084 A61B90/36 A61B2090/373		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.300.Y A61B1/04.370		
代理人(译)	长谷川良树 近藤 伊知良		
审查员(译)	上田正树		
优先权	2006013028 2006-01-20 JP		
其他公开文献	JPWO2007083437A1 JPWO2007083437A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

成像系统1包括：照明光源单元10，其发射具有近红外范围波长的照明光；照明光学系统20，利用从照明光源单元10发出的照明光照射被观察物体90；成像光学系统30，其将由照明光学系统20照射的照明光作为物理体光引导到被观察物体90上并由此被散射，反射或折射；成像单元40具有在近红外范围的波长带中的成像灵敏度，接收在被成像光学系统30引导之后到达的物理体光，并且对被观察物体90的图像进行成像。单元40在光通过水和血红蛋白后接收物理体光。

【图1】

