

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-153621

(P2009-153621A)

(43) 公開日 平成21年7月16日(2009.7.16)

(51) Int.CI.

A61B	1/00	(2006.01)
A61B	1/04	(2006.01)
G02B	23/24	(2006.01)
G02B	23/26	(2006.01)

F 1

A 61 B	1/00	3 00 D
A 61 B	1/04	3 7 O
G 02 B	23/24	B
G 02 B	23/26	B

テーマコード(参考)

2 H 04 O
4 C 06 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号

特願2007-333011(P2007-333011)

(22) 出願日

平成19年12月25日(2007.12.25)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100118913

弁理士 上田 邦生

(74) 代理人 100112737

弁理士 藤田 考晴

(72) 発明者 藤沼 賢

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

(72) 発明者 渡邊 武史

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内F ターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA09 GA02 GA10
GA11

最終頁に続く

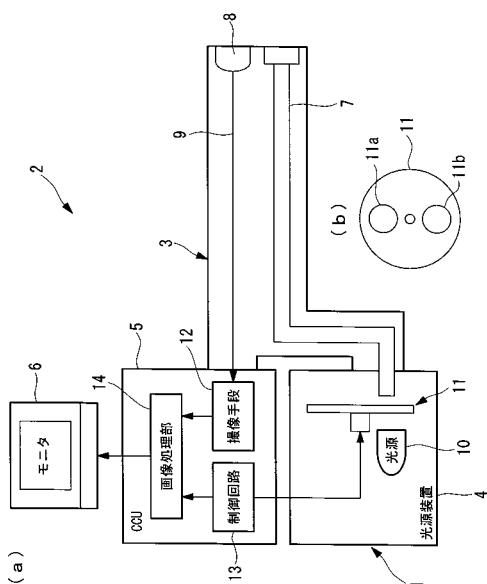
(54) 【発明の名称】生体観察装置および内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】生体組織、特に脂肪組織の存在にかかわらず、
生体組織の深部に存在する血管をより鮮明に検出する

【解決手段】血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なる2種類の波長の照明光を選択的に出射可能な光源部4と、該光源部4からの照明光を被写体に照射する照射光学系7と、該照射光学系7により2種類の波長の照明光が被写体に照射されたときの散乱光を検出してそれぞれ画像を取得する検出光学系8, 9, 12と、該検出光学系8, 9, 12により取得された2枚の画像に比較演算処理を施す画像処理部14とを備える生体観察装置1を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なる2種類の波長の照明光を選択的に出射可能な光源部と、

該光源部からの照明光を被写体に照射する照射光学系と、

該照射光学系により前記2種類の波長の照明光が被写体に照射されたときの散乱光を検出してそれぞれ画像を取得する検出光学系と、

該検出光学系により取得された2枚の画像に比較演算処理を施す画像処理部とを備える生体観察装置。

【請求項 2】

血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なる2種類の波長を含む照明光を出射する光源部と、

該光源部からの照明光を被写体に照射する照射光学系と、

該照射光学系により照明光が被写体に照射されたときの散乱光から前記2種類の波長の散乱光を分光する分光光学系と、

該分光光学系により分光された2種類の波長の散乱光をそれぞれ検出して画像を取得する検出光学系と、

該検出光学系により取得された2枚の画像に比較演算処理を施す画像処理部とを備える生体観察装置。

【請求項 3】

前記2種類の波長が、生体組織に対して同等の吸収強度を有する光の波長である請求項1または請求項2に記載の生体観察装置。

【請求項 4】

前記比較演算処理が、一方の画像から他方の画像を減算する減算処理である請求項3に記載の生体観察装置。

【請求項 5】

前記比較演算処理が、一方の画像を他方の画像で除算する除算処理である請求項3に記載の生体観察装置。

【請求項 6】

前記2種類の波長が、400nm以上2300nm以下である請求項1から請求項5のいずれかに記載の生体観察装置。

【請求項 7】

一方の波長が、400nm以上1100nm以下または1400nm以上2300nm以下であり、他方の波長が600nm以上850nm以下または1000nm以上1400nm以下である請求項6に記載の生体観察装置。

【請求項 8】

前記一方の波長が、400nm以上600nm以下または900nm以上1100nm以下である請求項7に記載の生体観察装置。

【請求項 9】

請求項1から請求項8のいずれかに記載の生体観察装置を備える内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体観察装置および内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、生体組織に対して赤外光を照射し、生体組織の像を撮影することにより血管走行の状態を検出する撮像システムが知られている（例えば、特許文献1参照。）。

【0003】**【特許文献1】特開2004-358051号公報**

10

20

30

40

50

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、生体組織、特に脂肪組織は、その表面における散乱が強いため、照射した赤外光が、脂肪組織の表面で散乱され、表面形状が強調された画像が取得されてしまい、生体組織の深部に存在する血管走行の状態を検出することが困難であるという問題がある。

【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、生体組織、特に脂肪組織の存在にかかわらず、生体組織の深部に存在する血管をより鮮明に検出することができる生体観察装置および内視鏡装置を提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】**【0006】**

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なる2種類の波長の照明光を選択的に出射可能な光源部と、該光源部からの照明光を被写体に照射する照射光学系と、該照射光学系により前記2種類の波長の照明光が被写体に照射されたときの散乱光を検出してそれぞれ画像を取得する検出光学系と、該検出光学系により取得された2枚の画像に比較演算処理を施す画像処理部とを備える生体観察装置を提供する。

20

【0007】

本発明によれば、光源部の作動により2種類の波長の照明光が選択的に出射され、照射光学系により被写体に照射される。照射された2種類の照明光は被写体において散乱し、検出光学系により検出されることによりそれぞれ画像化される。これらの照明光は、血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なるので、一方の照明光の散乱光には、他方の照明光の散乱光よりも、血液に含まれる物質の情報が多く含まれる。したがって、画像処理部により2枚の画像の比較演算処理を施すことにより、血液に含まれる物質の情報を際立たせることができることが可能となり、生体組織の深部に存在する血管走行を鮮明に可視化することができる。

【0008】

また、本発明は、血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なる2種類の波長を含む照明光を出射する光源部と、該光源部からの照明光を被写体に照射する照射光学系と、該照射光学系により照明光が被写体に照射されたときの散乱光から前記2種類の波長の散乱光を分光する分光光学系と、該分光光学系により分光された2種類の波長の散乱光をそれぞれ検出して画像を取得する検出光学系と、該検出光学系により取得された2枚の画像に比較演算処理を施す画像処理部とを備える生体観察装置を提供する。

30

【0009】

本発明によれば、光源部の作動により2種類の波長を含む照明光が出射され、照射光学系により被写体に照射される。照射された照明光は被写体において散乱し、分光光学系により2種類の波長の散乱光が分光される。そして、分光された2種類の波長の散乱光は検出光学系によりそれぞれ検出されて2枚の画像が取得される。照明光に含まれる2種類の波長は、血液に含まれる物質に対する吸収強度が異なるので、一方の波長の散乱光には、他方の波長の散乱光よりも、血液に含まれる物質の情報が多く含まれる。したがって、画像処理部により2枚の画像の比較演算処理を施すことにより、血液に含まれる物質の情報を際立たせることができることが可能となり、生体組織の深部に存在する血管走行を鮮明に可視化することができる。

40

【0010】

上記発明においては、前記2種類の波長が、生体組織に対して同等の吸収強度を有する光の波長であることが好ましい。

このようにすることで、比較演算処理により、生体組織の情報を消滅あるいは十分に低減させた画像を生成することが可能となり、さらに鮮明に血管走行を可視化することができる。

50

きる。

【0011】

また、上記発明においては、前記比較演算処理が、一方の画像から他方の画像を減算する減算処理であってもよい。

2種類の波長が、生体組織に対して同等の吸収強度を有していれば、減算処理により、生体組織の情報を消去することができる。

【0012】

また、上記発明においては、前記比較演算処理が、一方の画像を他方の画像で除算する除算処理であってもよい。

2種類の波長が、生体組織に対して同等の吸収強度を有していれば、除算処理により、生体組織の情報を低減し、血管を強調した画像を取得することができる。 10

【0013】

また、上記発明においては、前記2種類の波長が、400nm以上2300nm以下であってもよい。

また、上記発明においては、一方の波長が、400nm以上1100nm以下または1400nm以上2300nm以下であり、他方の波長が600nm以上850nm以下または1000nm以上1400nm以下であってもよい。

このようにすることで、血液に含まれる物質、例えば、ヘモグロビンの吸収係数を、一方の波長の照明光が 1 cm^{-1} 、他方の波長の照明光が 5 cm^{-1} となるように設定することができる。 20

【0014】

また、上記発明においては、前記一方の波長が、400nm以上600nm以下または900nm以上1100nm以下であってもよい。

このようにすることで、一方の波長として、ヘモグロビンまたは水の吸収係数がピークとなる波長を選択することができる。

また、本発明は、上記いずれかの生体観察装置を備える内視鏡装置を提供する。

【発明の効果】

【0015】

生体組織、特に脂肪組織の存在にかかわらず、生体組織の深部に存在する血管をより鮮明に検出することができるという効果を奏する。 30

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の第1の実施形態に係る生体観察装置1および内視鏡装置2について、図1～図4を参照して説明する。

本実施形態に係る生体観察装置1は、内視鏡装置2に備えられている。

【0017】

内視鏡装置2は、図1(a)に示されるように、体腔内に挿入される細長い挿入部3と、該挿入部3の基端側に配置された光源装置(光源部)4と、挿入部3の先端において集光された光を検出して画像化するとともに画像処理を施すカメラコントロールユニット(CCU)5と、該CCU5により画像処理された画像を表示するモニタ6とを備えている。 40

【0018】

挿入部3には、その長手方向に沿って基端側から先端まで光源装置4からの光を導光して体腔内面に照射するためのライトガイド(照射光学系)7と、体腔内面から内部に進行し、生体組織等によって散乱された後に体腔内面に戻る散乱光を集光する対物レンズ8と、該対物レンズ8により集光された散乱光を導光するイメージガイド9とが備えられている。

【0019】

光源装置4には、2種類の波長を含む比較的広い波長帯域の光を発生する、例えば、キセノンランプあるいはハロゲンランプ、または白色LEDや近赤外LED等の光源10と

10

20

30

40

50

、該光源 10 から出射された光から、2 種類の波長の光を選択的に切り出すフィルターレット 11 とが備えられている。フィルターレット 11 には、図 1 (b) に示されるように、例えば、第 1 の波長 1 (400 nm ~ 1600 nm) または第 2 の波長 2 (1000 nm ~ 1400 nm) の光をそれぞれ透過可能な 2 つのフィルタ 11a , 11b が備えられている。

【 0020 】

CCU5 には、イメージガイド 9 により導光されてきた散乱光を撮影する CCD のような撮像手段 12 と、前記フィルターレット 11 の各フィルタ 11a , 11b の切り替えタイミングと撮像手段 12 により取得された画像とを対応づける制御回路 13 と、取得された画像を処理する画像処理部 14 とが備えられている。

画像処理部 14 は第 1 の波長 1 の照明光が照射されたときに取得された画像から第 2 の波長 2 の照明光が照射されたときに取得された画像を減算（比較演算処理）して新たな画像を生成するようになっている。

【 0021 】

本実施形態に係る生体観察装置 1 は、光源装置 4 と、ライトガイド 7 と、対物レンズ 8 と、イメージガイド 9 と、撮像手段 12 と、制御回路 13 と、画像処理部 14 とから構成されている。

このように構成された本実施形態に係る生体観察装置 1 および内視鏡装置 2 の作用について説明する。

【 0022 】

本実施形態に係る内視鏡装置 2 を用いて、体腔内壁の観察を行うには、光源装置 4 の光源 10 を作動させて照明光を出射させるとともに、フィルターレット 11 を回転させて、照明光の光軸上に異なるフィルタ 11a , 11b を交互に配置する。これにより、光源装置 4 からは、第 1 の波長 1 の照明光と第 2 の波長 2 の照明光とが交互に出射される。

【 0023 】

光源装置 4 から交互に出射された 2 種類の照明光は、それぞれ、挿入部 3 のライトガイド 7 により先端まで導光され、挿入部 3 の先端から体腔内壁に向けて出射される。

第 1 の波長 1 の照明光 L1 は、ヘモグロビンまたは水に対する吸収強度がピークとなる波長である。したがって、図 2 (b) に示されるように、体腔内壁から生体組織 A 内に入射された第 1 の波長 1 の照明光のうち、生体組織 A の深部に存在する血管 B を通過した光は、血液により吸収されるので、散乱されて生体組織 A の表面から再度出射される散乱光 S1 には、図 2 (a) に示されるように、血管 B の情報 B1 および生体組織 A の表面形状の情報 A1 が含まれていることになる。

【 0024 】

一方、図 3 (b) に示されるように、第 2 の波長 2 の照明光 L2 は、ヘモグロビンまたは水に対する吸収係数が小さく、生体組織 A 、特に脂肪組織と同等の小さい吸収係数を有しているので、体腔内壁から生体組織 A 内に入射され、再度生体組織 A の表面から出射される散乱光 S2 には、図 3 (a) に示されるように、血管の情報 B1 (破線) が含まれておらず、表面形状の情報 A1 が多く含まれている。

【 0025 】

そして、これら 2 種類の照明光 L1 , L2 を照射したときの散乱光 S1 , S2 がそれぞれ撮像手段 12 により撮影されて画像化されると、制御回路の作動により、各画像 G1 , G2 が、いずれの波長の照明光 L1 , L2 を照射したときの画像 G1 , G2 であるかが分類される。画像処理部 14 においては、第 1 の波長 1 の照明光 L1 を照射したときの画像 G1 から第 2 の波長 2 の照明光 L2 を照射したときの画像 G2 が減算処理される。これにより得られる差分画像 G3 には、図 4 に示されるように、血管 B の情報 B1 のみが差分として画像化され、モニタ 6 に表示されることになる。

【 0026 】

したがって、本実施形態に係る生体観察装置 1 および内視鏡装置 2 によれば、生体組織

10

20

30

40

50

A、特に脂肪組織の存在にかかわらず、生体組織Aの深部に存在する血管Bをより鮮明に可視化することができるという利点がある。

生体組織Aの深部に存在する血管Bの走行が可視化されると、人体を切開する際に血管Bを傷つける不都合の発生を容易に回避することができ、手術時間を短縮することができる。

【0027】

特に、光の波長に依存する生体組織Aの特性を活用して、光により血管Bの走行を可視化するので、無侵襲で、患者にかかる負担を軽減し、CTやMRIを用いることなく安価に観察することができる。

【0028】

なお、本実施形態においては、第1の波長1として、400nm 1 600nm、第2の波長2として1000nm 2 1400nmを選択したが、これに限定されるものではなく、第1の波長1としては、400nm 1 1100または1400nm 1 2300nmを用いることができ、第2の波長2としては、600nm 2 850nmまたは1000nm 2 1400nmを用いることができる。

【0029】

また、本実施形態においては、CCDのような撮像手段12を挿入部3の基端側に設けたCCU5に配置したが、これに代えて、図5に示されるように、撮像手段12を挿入部3の先端に配置し、電気信号に変換された画像情報を配線15によってCCU5に伝送することにしてもよい。

【0030】

また、本実施形態においてはフィルタターレット11の回転により、光源装置4から出射する照明光L1, L2の波長1, 2を切り替えることとしたが、これに代えて、図6に示されるように、中心波長が第1の波長1および第2の波長2の光源10a, 10bを別々に用意し、光源切替回路16からの指令信号に応じて第1の波長1の光源10aの点灯と、第2の波長2の光源10bの点灯とを交互に切り替えることにもよい。

【0031】

また、本実施形態においては、画像処理部14における比較演算処理として2つの画像G1, G2の減算を行うこととしたが、これに代えて、除算処理を行うことにもよい。これによっても、血管Bを強調した画像G3を生成することができる。

【0032】

次に、本発明の第2の実施形態に係る生体観察装置1および内視鏡装置2について、図7を参照して以下に説明する。

本実施形態の説明において、上述した第1の実施形態に係る生体観察装置1および内視鏡装置2と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0033】

本実施形態に係る生体観察装置1は、光源装置4として、フィルタターレット11を備えておらず、その代わりに、CCU5に、イメージガイド9により導光されてきた散乱光を2つに分光する分光手段16が備えられている点において、第1の実施形態に係る生体観察装置1と相違している。また、2つに分光された散乱光をそれぞれ撮影するために、2つの撮像手段12a, 12bが備えられている点においても第1の実施形態に係る生体観察装置1と相違している。

【0034】

分光手段16としては例えば、ダイクロイックミラーや回折格子あるいはプリズムが挙げられる。イメージガイド9により導光されてきた散乱光が分光手段16を通過させられることにより、波長1、2を有する散乱光S1, S2がそれぞれ抽出されるようになっている。そして、第1の波長1の散乱光S1は第1の撮像手段12aにより撮影され、第2の波長2の散乱光S2は第2の撮像手段12bにより撮影されるようになっている。

10

20

30

40

50

【0035】

散乱光から抽出された第1の波長1の散乱光S1には、血管Bの情報B1および生体組織Aの表面形状の情報A1が含まれており、散乱光から抽出された第2の波長2の散乱光S2には、生体組織Aの表面形状の情報A1のみが含まれている。

したがって、これら分光された散乱光S1, S2をそれぞれ撮影して得られた画像G1, G2を減算処理することにより、生体組織Aの表面形状の情報A1を消去し、血管Bの情報B1を鮮明に含む画像G3を生成することができる。

【0036】

なお、本実施形態においては、CCU5内に分光手段16と2つの撮像手段12a, 12bとを配置したが、これに代えて、これらを挿入部3の先端に配置してもよい。その場合には、各撮像手段12a, 12bから出力される電気信号をCCU5の画像処理部14に送ることにすればよい。

10

【0037】

また、本実施形態においては、図8に示されるように、分光手段16として、分光切替手段17からの指令信号に応じて、透過する散乱光の波長を切り替えるものを採用してもよい。このようにすることで撮像手段12も1つで済むので、さらに小型化および低コスト化を図ることができる。この場合、制御回路13によって分光切替手段17による切替タイミングと得られた画像G1, G2とを対応づけることにしておけばよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る生体観察装置および内視鏡装置を示す(a)模式的な全体構成図、(b)フィルタターレットの正面図である。

30

【図2】図1の内視鏡装置において第1の波長の照明光を照射したときの(a)取得される散乱光の画像と、(b)光の経路をそれぞれ示す図である。

【図3】図1の内視鏡装置において第2の波長の照明光を照射したときの(a)取得される散乱光の画像と、(b)光の経路をそれぞれ示す図である。

【図4】図1の内視鏡装置において画像処理部により比較演算処理されて生成された画像例を示す図である。

40

【図5】図1の生体観察装置および内視鏡装置の第1の変形例を示す模式的な全体構成図である。

50

【図6】図1の生体観察装置および内視鏡装置の第2の変形例を示す模式的な全体構成図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る生体観察装置および内視鏡装置を示す模式的な全体構成図である。

【図8】図7の生体観察装置および内視鏡装置の変形例を示す模式的な全体構成図である。

【符号の説明】

【0039】

A 生体組織(被写体)

1, 2 波長

G1, G2 画像

L1, L2 照明光

S1, S2 散乱光

1 生体観察装置

2 内視鏡装置

4 光源装置(光源部)

7 ライトガイド(照射光学系)

8 対物レンズ(検出光学系)

9 イメージガイド(検出光学系)

12, 12a, 12b 撮像手段(検出光学系)

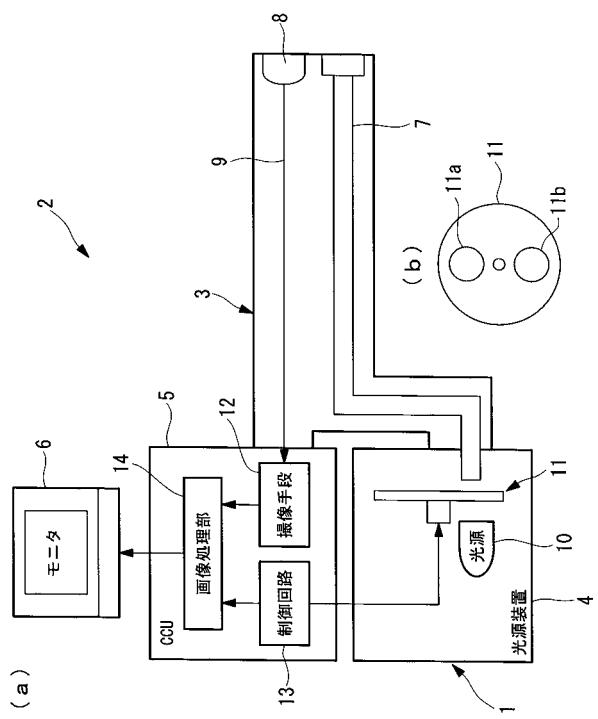
40

50

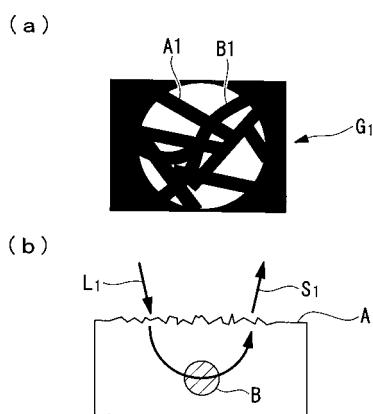
1 4 画像処理部

1 6 分光手段(分光光学系)

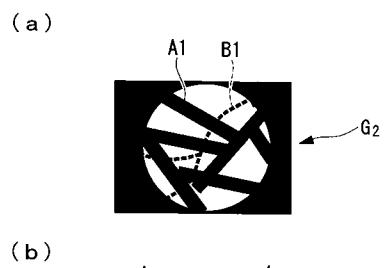
【図1】



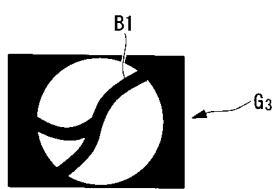
【図2】



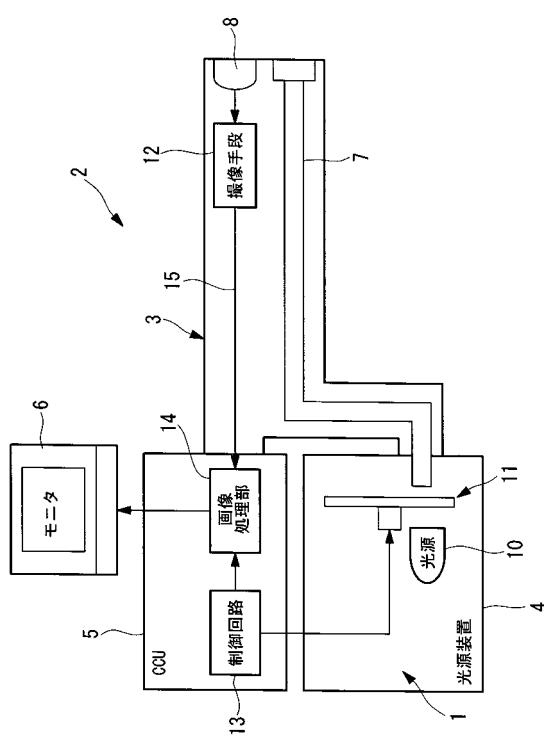
【図3】



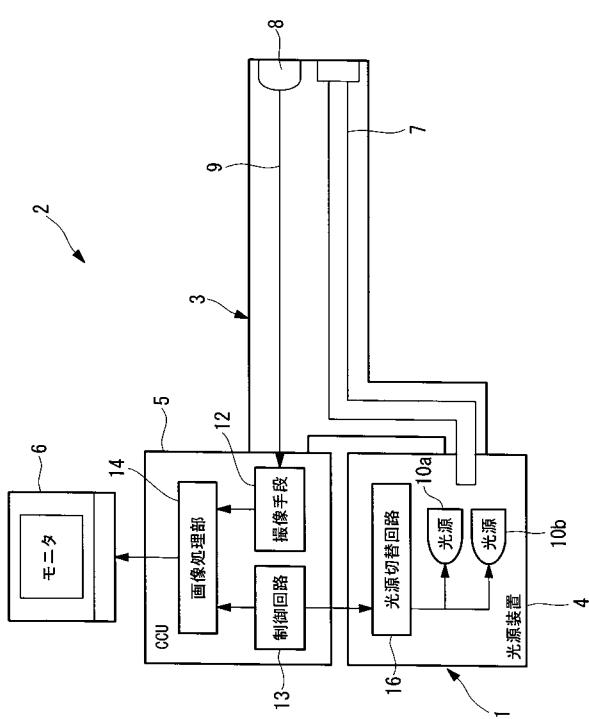
【図4】



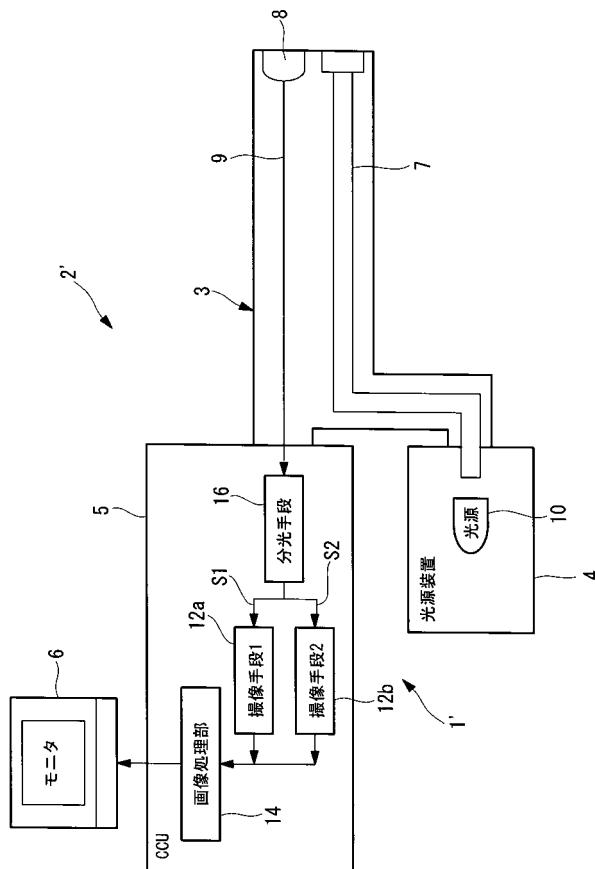
【図5】



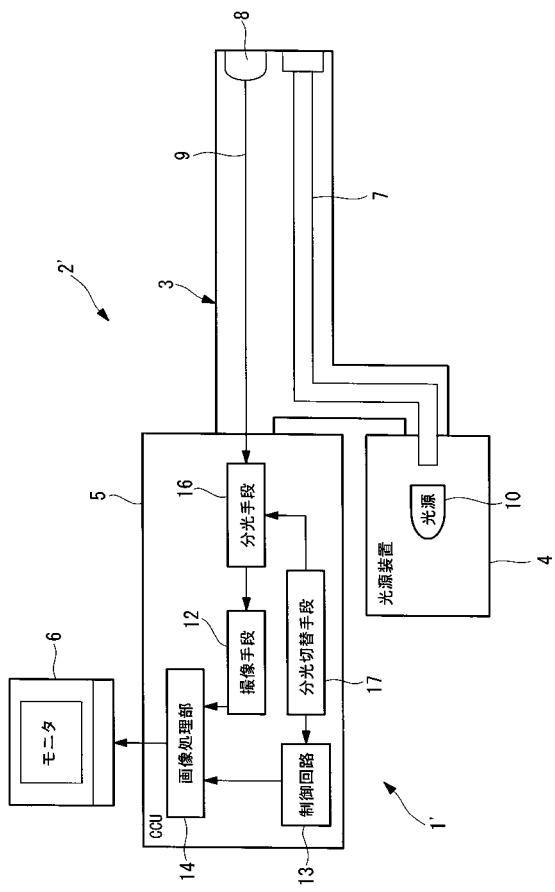
【図6】



【図7】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA22 BB08 CC07 DD00 HH51 JJ17 LL03 NN01 PP12 QQ02
QQ03 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR18 RR26 SS22 WW15

专利名称(译)	生物体观察装置和内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2009153621A	公开(公告)日	2009-07-16
申请号	JP2007333011	申请日	2007-12-25
[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	藤沼 賢 渡邊武史		
发明人	藤沼 賢 渡邊 武史		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	G02B23/2461 A61B1/00009 A61B1/0638 A61B1/0646		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.617		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC07 4C061/DD00 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS22 4C061/WW15 4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/CC07 4C161/DD00 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS22 4C161/WW15		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了更清楚地检测存在于生物组织深部的血管，而与生物组织（尤其是脂肪组织）的存在无关。光源单元（4）能够选择性地发射对血液中所含物质具有不同吸收强度的两种不同波长的照明光，以及用于将来自光源单元（4）的照明光照射到被检体上的照射光学系统（7）。并且，检测光学系统8、9和12，其用于当两个不同波长的照明光被照射光学系统7施加到被检体并分别获取图像时检测散射光，以及检测光学系统8、（EN）提供一种生物体观察装置（1），其包括图像处理单元（14），该图像处理单元对由9,12获取的两个图像执行比较计算处理。[选型图]图1

