

(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2017-192501

(P2017-192501A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 5 2
G 0 2 B 21/36 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T	4 C 1 6 1
G 0 2 B 21/16 (2006.01)	G 0 2 B 21/36	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	G 0 2 B 21/16	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 頁)		

(21) 出願番号 特願2016-83717 (P2016-83717)
 (22) 出願日 平成28年4月19日 (2016.4.19)

(71) 出願人 596099446
 シーシーエス株式会社
 京都府京都市上京区烏丸通下立売上ル桜鶴
 円町 3 7 4 番地
 (71) 出願人 505210115
 国立大学法人旭川医科大学
 北海道旭川市緑が丘東二条一丁目 1 番 1 号
 (74) 代理人 100121441
 弁理士 西村 竜平
 (74) 代理人 100154704
 弁理士 齊藤 真大
 (72) 発明者 市川 晶
 京都府京都市上京区烏丸通下立売上ル桜鶴
 円町 3 7 4 番地 シーシーエス株式会社内

最終頁に続く

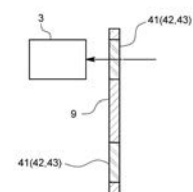
(54) 【発明の名称】 生体観測装置

(57) 【要約】

【課題】 5-A L Aによる腫瘍識別において、血管や出血等の周囲組織と、腫瘍とを容易に区別できる生体観測装置（内視鏡装置） 1 0 0 を提供する。

【解決手段】 4 0 5 n m 付近の励起光を組織に照射する光源 1 1 と、前記励起光を照射された組織 S から発される蛍光を受光する光センサ 3 と、前記光センサ 3 に至る蛍光の光路上に設けられて、6 2 2 n m 近傍の光をカットするとともに 6 3 5 n m 近傍の光は透過させる第 1 光フィルタ 4 1 とを備えるようにした。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

405nm 付近の励起光を組織に照射する光源と、前記励起光を照射された組織から発せられる蛍光を受光する光センサと、前記光センサに至る蛍光の光路上に設けられて、該蛍光のうち、前記組織の自家蛍光の赤色成分をカットするとともに、該自家蛍光の赤色成分より長波長の、蛍光診断薬による前記組織の赤色蛍光は透過させる第 1 光フィルタとを備えたものであることを特徴とする生体観測装置。

【請求項 2】

前記蛍光を前記第 1 光フィルタを介して光センサに入射させる第 1 モードと、該第 1 光フィルタを介さずに光センサに入射させる第 2 モードとに切換可能に構成してある請求項 1 記載の生体観測装置。

10

【請求項 3】

前記 405nm 付近の光をカットする第 2 光フィルタをさらに備え、該第 2 光フィルタを前記第 1 光フィルタに重畳可能に構成してあることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の生体観測装置。

【請求項 4】

前記光センサの出力信号を受信して、組織の画像をディスプレイに表示するための画像信号に変換する画像信号生成部をさらに備えたものであることを特徴とする請求項 1、2 又は 3 記載の生体観測装置。

【請求項 5】

可視光を透過させる第 3 光フィルタをさらに備え、該第 3 光フィルタと前記第 1 光フィルタとを選択できるように構成してあることを特徴とする請求項 1、2、3 又は 4 記載の生体観測装置。

20

【請求項 6】

前記光源からの励起光を基端部から導入して先端から射出する第 1 ライトガイドと、前記組織からの蛍光をその基端から導入して先端から射出する第 2 ライトガイドと、これらライトガイドを内部に収容するとともに生体内に挿入される筒状部材と、前記筒状部材に接続されるとともに前記光源を収容する本体とを備えている請求項 1、2、3、4 又は 5 記載の生体観測装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光の違いによって腫瘍を検出するための生体観測装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

例えば 405nm 付近をピーク波長とする励起光を生体組織に照射し、その蛍光を観察することによって腫瘍を特定する方法が知られている。

この方法によれば、腫瘍の他、周囲の血管や出血が、一律に 622nm 付近の自家蛍光を発するところ、腫瘍での蛍光強度が血管や出血のそれに比べて弱い。したがって、肉眼であれば、腫瘍の発光強度（明るさ）の違いを比較的容易に見分けられるので、腫瘍を同定することができる。

40

【0003】

他方、5-ALA (5-Amino Levulinic acid) を用いた光線力学診断法 (Photo Dynamic Diagnosis: PDD) による腫瘍組織の同定方法もある。これは、投与された 5-ALA が後の代謝の過程で、PpIX (Protoporphyrin-IX) に変化し、腫瘍に蓄積されることを利用したものである。

【0004】

腫瘍に蓄積された PpIX は、前記 405nm の励起光が照射されることにより、63

50

5 nm 付近の赤色蛍光を発するのに対し、周囲の血管や出血は 622 nm で自家蛍光する。したがって、肉眼であれば、腫瘍の蛍光波長（色）の違いを比較的容易に見分けられるので、腫瘍を同定することができる。

【0005】

ところが、肉眼による観察ではなく、内視鏡装置等のように、生体組織を撮像してその出力画像を観察するような生体観測装置を用いた場合は事情が変わってくる。

例えば内視鏡装置の撮像素子（光センサ）には、通常、微弱な光を検出可能とすべく非常に高感度のものが用いられている。したがって、前者のように、腫瘍とその周辺組織との自家蛍光強度の違い（明るさの違い）は、撮像画像ではほとんどなくなってしまい、腫瘍を見分けることが非常に困難となる。

10

【0006】

一方、5-A L A を用いた後者の場合でも、腫瘍から発される 635 nm の蛍光と血管や出血から発される 622 nm の蛍光とでは、両者に波長の差があまりないため、肉眼であればともかく、内視鏡装置のように三色カラーフィルタを介して撮像素子によって撮影されたカラー画像で見た場合は、これらを区別することは容易ではない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2014-212876

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明は、かかる課題を解決すべく図ったものであって、内視鏡装置を用いた 5-A L A による腫瘍識別において、血管や出血等の周囲組織と、腫瘍とを容易に区別できるようにすべく図ったものである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

すなわち、本発明に係る生体観測装置は、405 nm 付近の励起光を組織に照射する光源と、前記励起光を照射された組織から発される蛍光を受光する光センサと、前記光センサに至る蛍光の光路上に設けられて、622 nm 近傍の光（組織の自家蛍光の赤色成分）を減衰（カット）するとともに 635 nm 近傍の光（自家蛍光の赤色成分より長波長の、蛍光診断薬による前記組織の赤色蛍光）は透過させる第1光フィルタとを備えたものであることを特徴とする。

30

【0010】

このようなものであれば、腫瘍の蛍光のみが強調され、血管や出血などの周囲組織の自家蛍光は減衰されるので、腫瘍を容易に識別することが可能になる。

【0011】

従来と同様の自家蛍光のみの撮影による画像との比較ができるようにして、腫瘍識別をより精度良く行えるようにするには、前記蛍光を前記第1光フィルタを介して光センサに入射させる第1モードと、該第1光フィルタを介さずに光センサに入射させる第2モードとに切換可能に構成してあるものが好ましい。

40

【0012】

光源からの励起光が光センサで検出されることを防止し、撮影画像の S/N 比を向上させるには、前記 405 nm 付近の光をカットする第2光フィルタをさらに備え、該第2光フィルタを第1光フィルタに重畳可能に構成してあるものが望ましい。

【0013】

通常のカラ画像を撮影することもできるようにして、出血などの腫瘍以外の病変を把握できるようにするには、可視光を透過させる第3光フィルタをさらに備え、該第3光フィルタと前記第1光フィルタとを選択できるように構成してあるものが望ましい。

【0014】

50

具体的な実施態様としては、前記光センサの出力信号を受信して、組織の画像をディスプレイに表示するための画像信号に変換する画像信号生成部をさらに備えたものを挙げることができる。

【0015】

また、組織への励起光の導入と、組織画像の撮影に好適な実施態様としては、前記光源からの励起光を基端部から導入して先端から射出する第1ライトガイドと、前記組織からの蛍光をその基端から導入して先端から射出する第2ライトガイドと、これらライトガイドを内部に収容するとともに生体内に挿入される筒状部材と、前記筒状部材に接続されるときに前記光源を収容する本体とを備えているものを挙げることができる。

【発明の効果】

10

【0016】

本発明によれば、622nm付近の波長をカットするフィルタを通して、血管、出血、腫瘍からの赤色蛍光を内視鏡の光センサに入射させるので、腫瘍からの赤色蛍光のみを強調して撮影できる。したがって、内視鏡を用いた5-ALAによる腫瘍識別をより確実なものにすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の一実施形態における内視鏡装置を示す模式図。

【図2】同実施形態における光フィルタを示す側面図。

【図3】同実施形態における光フィルタを示す正面図。

20

【図4】同実施形態における情報処理回路の機能ブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本発明の一実施形態を、図面を参照して説明する。

【0019】

この実施形態における生体観測装置は、内視鏡装置100である。この内視鏡装置100は、生体内に挿入されて組織Sに光を照射し、その画像を撮像するものであって、腫瘍を検出するために用いられる。

その構成を具体的に説明する。

【0020】

30

本内視鏡装置100は、図1にその全体模式図を示すように、第1光源11と、この第1光源11から射出された光を導入して組織Sに向かって照射する第1ライトガイド21と、撮像用の光センサ3と、組織Sからの光を導入して前記光センサ3に導く第2ライトガイド22と、前記光センサ3の前段に設けられた第1光フィルタ41と、前記光センサ3の出力信号を受信して画像データを生成する情報処理回路5とを具備したものである。

【0021】

前記第1光源11は、ここでは、405nm付近をピーク波長とする励起光を射出する第1LEDを用いている。第1光源11としては、LEDに限られず、ハロゲンランプ等の広帯域光源にバンドパスフィルタを装着して、前記励起光を射出するようにしたものなどでもよい。この第1光源11は、体外に配置される筐体状をなす本体6内に収容されて

40

【0022】

また、この実施形態では、本体6内に第1光源11の他に、白色光を発する第2光源12が設けてある。この第2光源12は、ここでは、RGB蛍光を混合させた演色性に富む可視白色光を射出する第2LEDを用いているが、ハロゲンランプなどでもよい。

【0023】

第1光源11と第2光源12とはいずれを用いるかを選択できるように構成してあり、いずれの光も、ミラー8やレンズ（図示しない）などの光学素子を介して第1ライトガイド21の光導入端21aに導かれる。

【0024】

50

第1ライトガイド21は、ここでは光ファイバを用いている。この第1ライトガイド21は、前記本体6に取り付けられた筒状体たるカテーテル7内に収容してある。この第1ライトガイド21の光導入端21aは、カテーテル7の基端部に位置づけられており、この光導入端21aに、前記光源11、12から射出された光が照射され、該第1ライトガイド21内にその光が導入されるように構成してある。一方、この第1ライトガイド21の光導出端21bは、カテーテル7の先端部に位置づけられており、第1ライトガイド21を通った光が、カテーテル7の先端部に埋設された図示しないレンズなどの光学素子を通して外部に射出されるように構成してある。

【0025】

光センサ3は、ここでは、CCDやCMOSなどの受光素子を縦横に並べたエリアセンサを用いている。この光センサ3は、前記本体6内に収容されている。

【0026】

第2ライトガイド22は、第1ライトガイド21同様、ここでは光ファイバを用いている。この第2ライトガイド22は、前記第1ライトガイド21と対をなすように、前記カテーテル7内に収容してある。この第2ライトガイド22の光導入端22aは、前記カテーテル7の先端部に位置づけられており、前記第1ライトガイド21によって光を照射された生体組織Sからの光が、カテーテル7の先端部に埋設された図示しないレンズなどの光学素子を経て、この光導入端22aに導入される。一方、この第2ライトガイド22の光導出端22bは、カテーテル7の基端部に位置づけられており、この第2ライトガイド22を通して光導出端22bから射出された光が、前記本体6内の光センサ3によって受光されるようにしてある。

【0027】

第1光フィルタ41は、バンドパスフィルタである。ここでは、波長が622nm近傍の光（例えば、610nm～630nmの光）をカットするとともに635nm近傍の光（例えば、630nm～640nmの光）を透過させるものが用いられている。この第1光フィルタ41は、図2、図3に示すように、フィルタ支持部材9に支持させてある。このフィルタ支持部材9は、例えば、モータ等によって回転可能に支持された円板状をなすもので、その回転中心から偏位した部位に貫通孔が設けてあり、この貫通孔に前記第1光フィルタ41が嵌め込まれている。

【0028】

フィルタ支持部材9には、その他に同心円上に並べた複数の貫通孔が形成してあり、それら貫通孔に、他の光フィルタ（第2光フィルタ42及び第3光フィルタ43）がそれぞれ嵌め込まれている。

【0029】

第2光フィルタ42は、波長405nm近傍の光のみを減衰させるものであり、前記第1光フィルタ41と重なるように共通の貫通孔に嵌め込まれたものと、別の貫通孔に単独で嵌め込まれたものの2つがある。

【0030】

第3光フィルタ43は、カラー撮像可能に赤緑青の3色の光をそれぞれ通過させるものであり、赤色光のみを通過させる赤フィルタ431、緑色光のみを通過させる緑フィルタ432、青色光のみを通過させる青フィルタ433からなる。そして、これら各フィルタが431～433が、それぞれ別の貫通孔に嵌め込まれている。

【0031】

そして、前記フィルタ支持部材9が図示しないモータ等によって回転することにより、光センサ3への光路上に、いずれかの貫通孔及びその貫通孔に嵌め込まれたフィルタ41～43が選択的に位置するように構成されている。

【0032】

前記情報処理回路5は、図示しない増幅器、A/Dコンバータなどのアナログ電気回路と、CPU、メモリ、通信ポートなどのデジタル電気回路とからなるものであり、前記メモリに記憶された所定のプログラムにしたがってCPUやその周辺機器が協働することに

10

20

30

40

50

よって、図 4 に示すように、撮像状態制御部 5 1、画像信号生成部 5 2 等としての機能を発揮する。

【0033】

撮像状態制御部 5 1 は、図示しない入力手段（本体 6 や他の場所に設けられたスイッチ等）からオペレータにより入力されたモード選択信号を受け付け、それに応じて、撮像状態を、第 1 腫瘍検出モード（請求項でいう第 1 モード）、第 2 腫瘍検出モード（請求項でいう第 2 モード）、通常モードの 3 つに切り替えるものである。

【0034】

第 1 腫瘍検出モードは、5-A L A を投与したときの腫瘍を検出するためのモードである。この第 1 腫瘍検出モードにおいては、この撮像状態制御部 5 1 は、光源制御信号を出力して、波長 405 nm の励起光を射出する第 1 光源 1 1 を点灯させ、白色光を射出する第 2 光源 1 2 は消灯させる。その一方で、前記フィルタ支持部材 9 の回転モータを駆動して、第 1 光フィルタ 4 1 と第 2 光フィルタ 4 2 とを重ねた重畳フィルタを、光センサ 3 への光路上に配置する。このことによって、光センサ 3 へは、励起光が組織 S に照射されて生じる蛍光のうち、635 nm 近傍の蛍光のみが主として導入される。

【0035】

第 2 腫瘍検出モードは、5-A L A を投与していないときの腫瘍を検出するためのモードである。第 2 腫瘍検出モードにおいては、この撮像状態制御部 5 1 は、波長 405 nm の励起光を射出する第 1 光源 1 1 を点灯させ、白色光を射出する第 2 光源 1 2 は消灯させる。その一方で、前記フィルタ支持部材 9 の回転モータを駆動して、第 2 光フィルタ 4 2 のみを光センサ 3 への光路上に配置する。このことによって、光センサ 3 へは、励起光が組織 S に照射されて生じる蛍光のうち、635 nm 及び 622 nm 近傍の蛍光が主として導入される。

【0036】

通常モードでは、この撮像状態制御部 5 1 は、白色光を射出する第 2 光源 1 2 を点灯させ、前記第 1 光源 1 1 は消灯させる。その一方で、前記フィルタ支持部材 9 の回転モータを駆動して、第 3 光フィルタ 4 3 を光センサ 3 への光路上に配置する。具体的には、R G B の各フィルタを次々と時系列で切り替える。

【0037】

画像信号生成部 5 2 は、前記光センサ 3 の出力信号を受信して、これをディスプレイで画像を表示するための画像信号に変換し、ディスプレイや記録媒体に出力するものである。

【0038】

前記第 1 腫瘍検出モード及び第 2 腫瘍検出モードにおいては、光センサ 3 の出力がそのまま画像信号に変換される結果、635 nm 又は 622 nm 近傍で蛍光する組織 S の単色画像（例えば白黒画像）が、例えばディスプレイに表示される。

【0039】

前記通常モードでは、R G B それぞれでの光センサ 3 の出力が、赤、緑、黄色にそれぞれ着色されて重畳され、画像信号に変換される。その結果、白色光で照明したときの組織 S のカラー画像がディスプレイに表示される。

【0040】

しかしてこのようなものであれば、オペレータが第 1 腫瘍検出モードに設定することによって、光センサ 3 による撮影画像において、腫瘍の蛍光のみが強調され、血管や出血などの周囲組織の自家蛍光は減衰されるので、腫瘍を容易に識別することが可能になる。

【0041】

また、第 2 腫瘍検出モードに切り替えれば、従来と同様の自家蛍光のみの組織画像をディスプレイで表示することができるし、通常モードに設定することによって、通常のカラーの組織画像を表示することもできる。

そして、このように各モードでの組織画像を表示できるので、これらを比較することによって、腫瘍をより精度よく同定することができる。さらには、出血部位など腫瘍以外の

10

20

30

40

50

病変部位も識別できる。

【0042】

なお、本発明は、前記実施形態に限られるものではない。

例えば、画像信号生成部において、第1腫瘍検出モード、第2腫瘍検出モード又は通常モードのいずれか2つ以上を合成して画像信号を生成するようにしてもよい。このことによって、出血、血管、腫瘍等の個々の識別が容易になり得る。

また、2つ以上のモードでの組織画像をディスプレイに同時に並べて表示できるようにしてもよい。

【0043】

構造的に言えば、光センサやフィルタを本体内ではなく、カテーテルの先端部に設けて第2ライトガイドのうちの光ファイバを省略しても構わない。通常モードや第2腫瘍検出モードは、使用目的によっては不要であり、その場合は、それに必要な部材も不要となる。

10

また、カテーテルを有する内視鏡装置に限られず、その他の生体観測装置全般に本発明を適用して前記実施形態と同様の作用効果を奏し得る。

その他、本発明は上記実施形態に限られず、その趣旨を逸脱しない範囲で種々の変形が可能であるのは言うまでもない。

【符号の説明】

【0044】

100・・・生体観測装置（内視鏡装置）

20

11・・・光源（第1光源）

21・・・第1ライトガイド

22・・・第2ライトガイド

3・・・光センサ

41・・・第1光フィルタ

42・・・第2光フィルタ

43・・・第3光フィルタ

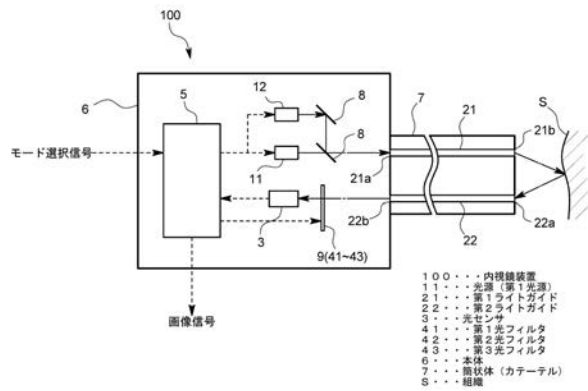
6・・・本体

7・・・筒状体（カテーテル）

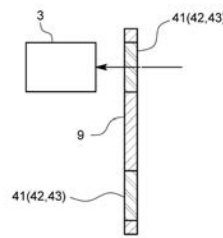
S・・・組織

30

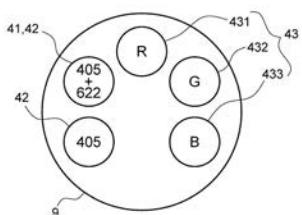
【図 1】



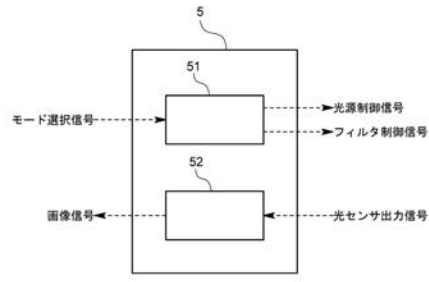
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 大崎 能伸

北海道旭川市緑が丘東二条一丁目一番一号 国立大学法人旭川医科大学内

Fターム(参考) 2H052 AA09 AC12 AD34 AF14

4C161 BB01 BB08 CC04 HH54 MM03 QQ04 RR14 RR18 WW17

专利名称(译)	生物观察装置		
公开(公告)号	JP2017192501A	公开(公告)日	2017-10-26
申请号	JP2016083717	申请日	2016-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	CCS株式会社 国立大学法人旭川医科大学		
申请(专利权)人(译)	シーシーエス株式会社 国立大学法人旭川医科大学		
[标]发明人	市川 晶 大崎 能伸		
发明人	市川 晶 大崎 能伸		
IPC分类号	A61B1/00 G02B21/36 G02B21/16 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T G02B21/36 G02B21/16 A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H052/AA09 2H052/AC12 2H052/AD34 2H052/AF14 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/HH54 4C161/MM03 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/WW17		
代理人(译)	西村隆平		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地区分5-ALA肿瘤辨别中的肿瘤等血管，出血等周围组织的生物体观察装置（内窥镜装置）100。接收从用激发光照射的组织S发射的荧光的光传感器；向光传感器3发射荧光的光源，在622 nm和6附近切割光线并且第一滤光器41用于透射35nm附近的光。

