

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/122905

発行日 令和1年10月31日 (2019.10.31)

(43) 国際公開日 平成30年7月5日 (2018.7.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 21/06 (2006.01)	G02B 21/06	2G043
G02B 21/16 (2006.01)	G02B 21/16	2H040
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 B	2H052
G01N 21/64 (2006.01)	G01N 21/64 F	4C161
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 511	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁) 最終頁に続く

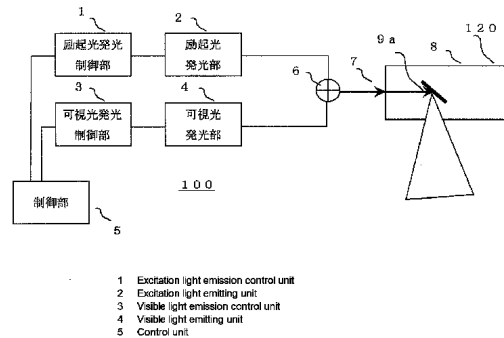
出願番号 特願2018-558520 (P2018-558520)	(71) 出願人 591036457 三菱電機エンジニアリング株式会社 東京都千代田区九段北一丁目13番5号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/088657	
(22) 国際出願日 平成28年12月26日 (2016.12.26)	
(81) 指定国・地域 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (AL, AT, BE, BG, 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, 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, TZ	(74) 代理人 100110423 弁理士 曾我 道治 (74) 代理人 100111648 弁理士 梶並 順 (74) 代理人 100147566 弁理士 上田 俊一 (74) 代理人 100161171 弁理士 吉田 潤一郎 (74) 代理人 100188514 弁理士 松岡 隆裕 (74) 代理人 100194939 弁理士 別所 公博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 照明装置

(57) 【要約】

照明装置は、蛍光造影剤の励起・蛍光特性を利用して蛍光発光を起こさせる励起光帯域にあって、励起効率最大波長近傍である第1の波長帯域の光を発光させる第1発光部と、第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の光を発光させる第2発光部と、第1発光部を制御する第1発光制御部と、第2発光部を制御する第2発光制御部と、第1発光制御部および第2発光制御部を制御することで、第1発光部および第2発光部から交互に発光させる制御部とを備え、制御部は、第2発光部の発光動作時は、第1発光部を発光動作させない。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

蛍光造影剤の励起・蛍光特性を利用して蛍光発光を起こさせる励起光帯域にあって、励起効率最大波長近傍である第 1 の波長帯域の光を発光させる第 1 発光部と、
前記第 1 の波長帯域を含まない第 2 の波長帯域の光を発光させる第 2 発光部と、
前記第 1 発光部を制御する第 1 発光制御部と、
前記第 2 発光部を制御する第 2 発光制御部と、
前記第 1 発光制御部および第 2 発光制御部を制御することで、前記第 1 発光部および前記第 2 発光部から選択的させる制御部と
を備え、
前記制御部は、前記第 2 発光部の発光動作時は、前記第 1 発光部を発光動作させない、
照明装置。

10

【請求項 2】

前記第 1 の波長帯域および前記第 2 の波長帯域は、少なくとも可視光波長帯域を含む、
請求項 1 に記載の照明装置。

【請求項 3】

前記第 2 発光部は、少なくとも赤色帯域と緑色帯域と青色帯域の 3 波長帯域をそれぞれ独立して発光する光源から構成されている、
請求項 1 または 2 に記載の照明装置。

【請求項 4】

前記第 1 発光部と前記第 2 発光部の双方、もしくは、いずれか一方は、レーザー光源から構成される、
請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項に記載の照明装置。

20

【請求項 5】

前記第 1 発光部と前記第 2 発光部の双方、もしくは、いずれか一方は、LED 光源から構成される、
請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 6】

前記第 1 発光部と前記第 2 発光部の双方、もしくは、いずれか一方は、キセノン光源から構成される、
請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項に記載の照明装置。

30

【請求項 7】

前記制御部は、外部からの入力に従って、前記第 1 発光部の照射範囲および前記第 2 発光部の照射範囲を変更する照射範囲変更部を有する、
請求項 1 から 6 までのいずれか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 8】

前記照明装置は、顕微鏡に接続または内蔵される、
請求項 1 から 7 までのいずれか 1 項に記載の照明装置。

【請求項 9】

前記照明装置は、内視鏡に接続または内蔵される、
請求項 1 から 7 までのいずれか 1 項に記載の照明装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は照明装置に関し、特に、蛍光造影剤の励起・蛍光特性を利用した観察・診断に用いられる照明装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

昨今、蛍光造影剤を患者の体内へ注入した後、蛍光造影剤に対応した励起光源を照射することによって、被観察部から発せられる蛍光発光を撮像して、自家蛍光画像を得ること

50

で、血管内の血流の観察または必要な患部の観察を行うシステムが広く実用化されている。

【0003】

たとえば、インドシアニングリーン（ICG）の静脈投与による血管内の血流の蛍光観察および病変組織での蛍光観察は、以前より行われている。これらの観察においては、近赤外光領域750～790nmの励起光を照射することで、それに対して、830～840nmの蛍光が得られることが一般的に知られている。被観察部に照射する励起光および被観察部から発光される蛍光は、共に、近赤外波長を有しており、当該波長は、人間の肉眼では見えない波長領域内である。そのため、実際には、励起光の照射で得られる蛍光を専用のカメラで撮像して、撮像データをモニタ画面に映して、被観察部の観察を行う。

10

【0004】

さらに、特許文献1に示されるように、蛍光造影剤として、5-アミノレブリン酸（以下、5ALAとする。）を用いることが知られている。5ALA自体には光感受性は無いが、5ALAは、がん細胞に蓄積されて、がん細胞内でプロトポルフィリンIX（以下、PpIXとする。）に代謝活性化されることで、赤色蛍光を発する。5ALAは、可視光領域405nm近傍の波長の光にて励起されることで、635nmの波長にて蛍光発光することが知られている。

【0005】

5ALAは非侵襲であることから、近年、このような光線力学的な治療及び診断が注目され、5ALAを利用したがん細胞切除の手術を行う例が増加している。たとえば、患者の体内に5ALAを内服にて事前投与し、予めがん細胞に5ALAを蓄積させた状態で手術を開始する。当該手術においては、まずはじめに、術者（医者）は、通常の照明（キセノンランプ、等）を用いて、患部を波長405nmを含む可視光で照射しながら術野が十分確認できる状態になるまで、患部を露出させる。その状態において、通常の照明から、励起波長405nmの可視光を発する照明に切り替える。当該照明による光の照射で、がん細胞内の5ALAが赤色蛍光を発するので、術者は、当該赤色蛍光の発光を確認し、患部のがん細胞の位置を把握する。その後、術者は、通常の照明に戻して、実際の切除手術を行う。術者は、切除後、あらためて励起波長405nmの可視光を患部に照射し、患部の赤色蛍光の発光度合いを観察することで、がん細胞が十分切除されているかどうかを最終確認して、手術を終える。

20

30

【0006】

このような5ALAを利用した手術を行った場合、5ALAを利用しない場合と比較して、がん細胞の取り残しが防止できるとともに、必要以上に患部を切除することを抑制することが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2011-001307号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0008】

5ALAは、前述のとおり、380～420nmの波長帯域、望ましくは405nm近傍の波長の光の照射によって励起されることで、635nm付近の波長で蛍光発光することが知られている。しかしながら、徐々に、がん細胞内で、PpIXが代謝されるため、励起光が照射され続けた場合には、時間の経過とともに、蛍光輝度が低下していくことが判明している。この現象は、蛍光消退現象もしくはフォトブリーチングと呼ばれている。従って、造影剤の種類によっては、一定の時間が経過すると、蛍光観察の精度が著しく低下するため、精度の良い蛍光観察を行うためには、時間的な制約が発生する場合があった。その結果、がん細胞切除後の5ALAによる最終確認を行うことが可能になるように、手術の時間を短くする必要がある。あるいは、手術の時間が長引いた場合には、がん細胞

50

の切除後に5ALAによる最終確認が行えない場合があるといった課題があった。

この蛍光消退現象は、励起波長405nmの励起光が照射され続けた場合に発生することは上記の通りであるが、キセノンランプ等の励起波長405nmを含む通常の照明を照射し続けた場合にも発生することに発明者達は気付いた。よって、これら蛍光輝度の低下を総合的に防止する点が新たな課題となった。

なお、上記特許文献1には、308nm~420nmの励起光を照射し、625nm~642nmの光を照射して病変部組織を壊死させる方法が開示されているが、この特許文献1には蛍光輝度の低下を防止するという課題については開示されていない。このため通常の照明の動作は全く開示がなく、示唆されてもいない。

【0009】

本発明は、かかる問題点を解決するためになされたものであり、蛍光消退現象の進行を抑制することが可能な照明装置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】

【0010】

本発明は、蛍光造影剤の励起・蛍光特性を利用して蛍光発光を起こさせる励起光帯域にあって、励起効率最大波長近傍である第1の波長帯域の光を発光させる第1発光部と、前記第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の光を発光させる第2発光部と、前記第1発光部を制御する第1発光制御部と、前記第2発光部を制御する第2発光制御部と、前記第1発光制御部および第2発光制御部を制御することで、前記第1発光部および前記第2発光部から選択的に発光させる制御部とを備え、前記制御部は、前記第2発光部の発光動作時は、前記第1発光部を発光動作させない、照明装置である。

【発明の効果】

【0011】

本発明に係る照明装置は、第1の波長帯域の波長を有する第1の光を発光させる第1発光部と、前記第1の波長帯域を含まない第2の波長帯域の波長を有する第2の光を発光させる第2発光部とを備え、制御部の制御により、第1の光と第2の光とを選択的に発光させるようにしたので、第1の光に励起光を設定し、第2の光に励起光を含まない可視光を設定し、励起光の発光を必要最低限に抑えることで、励起光による蛍光消退現象の進行を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施の形態1に係る照明装置の構成を示したブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1に係る照明装置における発光の波長特性を示した図である。

。

【図3】経過時間に対する発光輝度の変化の様子を、照射光の波長別に比較した結果をグラフで示した図である。

【図4】従来の照明装置における発光の波長特性を示した図である。

【図5】本発明の実施の形態2に係る照明装置の構成を示したブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態2に係る照明装置における照射範囲の一例を示した説明図である。

【図7】本発明の実施の形態3に係る照明装置の構成を示したブロック図である。

【図8】本発明の実施の形態3に係る照明装置における発光の波長特性を示した図である。

。

【発明を実施するための形態】

【0013】

実施の形態1.

以下、本発明の実施の形態に係る照明装置について図を用いて説明する。以下の実施の形態においては、照明装置を、顕微鏡システムに適用した場合を例に挙げて説明する。図1は、本発明の実施の形態1に係る照明装置を用いた顕微鏡システムの構成を示したブロック図、図2は、実施の形態1に係る照明装置における発光の波長特性を示した図、図3

10

20

30

40

50

は、実施の形態 1 に係る照明装置の蛍光消退現象比較グラフ、図 4 は、従来の照明装置における発光の波長特性を示した図である。

【0014】

なお、ここでは、蛍光造影剤として 5 A L A を患者に予め投与して、手術用の顕微鏡を使用して、患者のがん細胞の蛍光観察および蛍光診断を行うための、照明装置およびそれを用いた顕微鏡システムを例に挙げて説明する。また、蛍光観察および蛍光診断を行う医者または医療スタッフを、以下では、術者（オペレータ）と呼ぶこととする。

【0015】

なお、上述したように、5 A L A 自体には光感受性は無いが、5 A L A は、がん細胞に蓄積されて、がん細胞内でプロトポルフィリン IX（以下、P p I X とする。）に代謝活性化されることで、赤色蛍光を発する。しかしながら、以下では、P p I x が赤色蛍光を発する波長帯域を、5 A L A の P p I X が励起する励起光帯域と呼ぶこととする。

【0016】

図 1 に示すように、本実施の形態 1 に係る照明装置 100 は、励起光発光制御部 1 と、励起光発光部 2 と、可視光発光制御部 3 と、可視光発光部 4 と、制御部 5 と、光合成部 6 と、接続部 7 とを備えている。

【0017】

本実施の形態 1 に係る照明装置 100 は、接続部 7 により、手術用の顕微鏡 120 に接続されている。また、本実施の形態 1 に係る顕微鏡システムは、照明装置 100 と顕微鏡 120 とから構成される。ただし、図 1 においては、顕微鏡 120 の一部のみを図示しており、顕微鏡 120 の全体についての図示を省略している。

【0018】

励起光発光部 2 は、5 A L A の P p I X が励起する励起光帯域の波長を有する励起光を発光する。励起光発光部 2 が発光する励起光の波長帯域は、概ね 380 nm 以上 420 nm 未満である。なお、望ましくは、励起光発光部 2 から発光される励起光の波長は、励起効率最大の 405 nm 近傍に設定される。

【0019】

励起光発光制御部 1 は、励起光発光部 2 の動作を制御する。励起光発光制御部 1 は、制御部 5 からの制御信号に基づいて、励起光発光部 2 の動作の on / off を切り替える。

【0020】

可視光発光部 4 は、通常、手術時に使用される白色光源として、可視光帯域の波長を有する可視光を発光する。可視光発光部 4 が発光する可視光は、白色光を再現するため、青色光と、緑色光と、赤色光との光の 3 原色で構成される。可視光発光部 4 が発光する可視光の波長帯域は、概ね 420 nm 以上 650 nm 未満であり、具体的には、当該可視光は、450 nm 近傍のレーザー青色光と、530 nm 近傍の緑色光 14 と、640 nm 近傍の赤色光 15 とを含む。

【0021】

可視光発光制御部 3 は、可視光発光部 4 の動作を制御する。可視光発光制御部 3 は、制御部 5 からの制御信号に基づいて、可視光発光部 4 の動作の on / off を切り替える。

【0022】

なお、ここで、一般的な可視光の波長帯域は、概ね 380 nm ~ 780 nm 程度とされる。従って、励起光発光部 2 が発光する励起光の波長帯域 380 nm 以上 420 nm 未満も、可視光発光部 4 が発光する可視光の波長帯域 420 nm 以上 650 nm 未満も、共に、一般的な可視光の波長帯域に含まれる。

【0023】

光合成部 6 は、励起光発光部 2 から出力される光と可視光発光部 4 から出力される光とを合成する。

【0024】

接続部 7 は、照明装置 100 と顕微鏡 120 とを接続し、照明装置 100 の光合成部 6 からの光出力を顕微鏡 120 に導光する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

制御部 5 は、術者からの操作または外部からの信号により、照明全体を制御する。制御部 5 は、術者からの操作または外部からの信号に従って、顕微鏡 1 2 0 に導光される光を、励起光発光部 2 から発光される励起光と可視光発光部 4 から発光される可視光との中からいずれか 1 つを選択し、励起光と可視光の切り替え動作を行う。

【 0 0 2 6 】

接続部 7 は、光合成部 6 の光出力を、顕微鏡鏡筒部 8 内に設置された顕微鏡照明光学系 9 a に導光する。こうして、照明装置 1 0 0 からの光が、顕微鏡 1 2 0 内に導光される。

【 0 0 2 7 】

図 2 に示すように、励起光発光部 2 が発光する励起光の波長帯域は、励起光帯域 1 0 a である。励起光帯域 1 0 a は、概ね 3 8 0 n m 以上 4 2 0 n m 未満である。5 A L A により生成された P p I X を効率良く発光させるため、具体的には、励起光発光部 2 は、4 0 5 n m 近傍の励起光 1 2 を発光する。

10

【 0 0 2 8 】

さらに、図 2 に示すように、可視光発光部 4 が発光する可視光の波長帯域は、可視光帯域 1 1 である。可視光帯域 1 1 は、概ね 4 2 0 n m 以上 6 5 0 n m 未満である。白色光を再現するため、具体的には、可視光発光部 4 は、4 5 0 n m 近傍のレーザー青色光 1 3 a と、5 3 0 n m 近傍の緑色光 1 4 と、6 4 0 n m 近傍の赤色光 1 5 との、光の 3 原色で構成された可視光を発光する。可視光発光部 4 を構成する発光デバイスとしては、赤色帯域と緑色帯域と青色帯域の 3 波長帯域をそれぞれ独立して発光する光源を用いる。このように、可視光発光部 4 として、光の 3 原色のみを使用した光源を採用することで、例えば、5 A L A の P p I X の励起光を含まず、且つ、自然な色温度での可視光を提供することが可能である。なお、青色光としては、励起光帯域 1 0 a に影響を及ぼさないようにレーザー光が望ましいが、赤色光および緑色光についてはレーザー光でなくてもよい。

20

【 0 0 2 9 】

なお、図 2 において、1 0 b は励起光の波長特性を示し、1 3 b は可視光発光部 4 として L E D 光源を用いた場合の L E D 青色光の波長特性を示す。また、1 7 は、5 A L A の P p I X から発光される蛍光発光の波長を示す。蛍光発光波長 1 7 は、上述したように、6 3 5 n m 近傍である。図 2 に示すように、L E D 青色光 1 3 b は、レーザー青色光 1 3 a に比べて、発光帯域が広帯域である。しかしながら、L E D 青色光 1 3 b は、図 2 に示すように、励起光特性 1 0 b に対しては若干の影響を与えるものの、励起光 1 2 の帯域を励起効率最大の 4 0 5 n m 近傍に設定することで、励起光 1 2 は L E D 青色光 1 3 b からの影響を受けない。従って、可視光発光部 4 に用いる光源としては、レーザー光源に限らず、L E D 光源でもよい。

30

【 0 0 3 0 】

次に、本実施の形態 1 に係る顕微鏡システムの動作について説明する。ここでは、手術用顕微鏡を使用してがん細胞の摘出手術を行う場合において、5 A L A を患者に予め投与して、手術中に、がん細胞の蛍光観察および蛍光診断を行う例について示す。

【 0 0 3 1 】

当該手術において、術者は、まず、患部が直接観察可能な状態となるように必要な施術を行う。このときは術野全体を肉眼で見るために、可視光帯域照明が必要である。そのため、制御部 5 は、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 から可視光を発光させる。このときに発光される可視光の波長特性は、図 2 で示すように、可視光帯域 1 1 となり、励起光帯域 1 0 a は実質的に含んでいない。

40

【 0 0 3 2 】

次に、患部が直接観察できる状態において、術者は、がん細胞切除の前に、患部のがん細胞の位置などを確認する目的で、照明を可視光から励起光に切り替える。すなわち、制御部 5 は、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 からの可視光の発光を停止させるとともに、励起光発光制御部 1 を制御して、励起光発光部 2 を動作させて、励起光の発光を行う。これにより、患部に励起光が照射される。上述したように、5 A L A は、が

50

ん細胞に蓄積され、P p I Xに代謝活性化される。また、当該P p I Xに励起光が照射されることで、赤色蛍光を発する。そのため、患部に励起光を照射すると、患部に存在するがん細胞から635nm近辺での赤色蛍光が発光される。術者は、当該赤色蛍光を利用して、患部の切除範囲の確認を行うことができる。

【0033】

さらに、術者は、赤色蛍光の位置を確認した後、実際のがん細胞の切除を行うべく、術野全体を観察できるよう、制御部5を操作して、顕微鏡120の照明を、励起光から可視光へ切り替える。これにより、制御部5は、励起光発光制御部1を制御して、励起光発光部2からの励起光の発光を停止するとともに、可視光発光制御部3を制御して、可視光発光部4から可視光の発光を行う。これにより、再び、可視光帯域11の発光モードとなり、発光された光の波長は、励起光帯域10aを含まない。

10

【0034】

図3は、5ALA投与後に、P p I Xからの赤色蛍光の発光輝度の時間的変化を示したグラフである。図3のグラフにおいて、横軸は経過時間、縦軸は発光輝度を示す。図3において、20は、全く照射光を与えない場合、21は、励起光を含まない可視光を照射した場合、22は、励起光を含む可視光を照射した場合をそれぞれ示す。図3のグラフから分かることは、励起光を含む可視光を照射した場合には、22のグラフが示すように、経過時間とともに、蛍光消退現象が進行してしまうが、励起光を含まない可視光を照射した場合には、21のグラフが示すように、蛍光消退現象の進行はあまり進まないということである。

20

【0035】

図4は、従来の可視光光源における発光の波長特性の一例であり、一般的なキセノン光源を可視光発光部として利用した場合を示す。図4において、16aは、キセノン可視光の波長特性を示す。このように、キセノン可視光は太陽光に近い特性を持つ。すなわち、キセノン可視光の波長特性16aは、5ALAの励起光の波長帯域380~420nmを含み、従って、励起効率最大の405nm近傍の励起光12も含んでいる。

【0036】

つまり、蛍光観察の意図がなくとも、従来の一般的なキセノン光源を可視光発光部4として用いた場合には、キセノン光源から発光される可視光が励起光12を含むため、図3の22のグラフが示すように、経過時間とともに、蛍光消退現象が進行してしまう。この経過時間のタイミングは、ちょうど、キセノン光源からの光を患部に照射しながら、実際のがん細胞を切除する段階とその前後とに相当する。これに対して、本実施の形態1に係る照明装置100においては、図2に示す380~420nmの波長の励起光帯域10aを含まない可視光帯域11の光を発光する光源を可視光発光部4として用いることで、図3の21のグラフに示すように、蛍光消退現象の進行を大幅に抑制することが可能となる。

30

【0037】

さらに、可視光発光部4としてレーザー光源を用いるようにすれば、蛍光消退現象を、より確実に抑えることができる。レーザー光源から発光されるレーザー光は、その発光帯域が±2nm程度の狭帯域である。そのため、レーザー光源は、発光帯域の選定により、5ALAの励起光帯域10aの範囲外での発光が可能である。従って、本実施の形態においては、図2に示すように、レーザー光源で構成された可視光発光部4から出力されるレーザー青色光13aは、励起光特性10bに対してほとんど影響していない。これに対して、ブロードな特性を持つ一般的なLED光源を用いる場合は、LED光源が発光する光の発光帯域が、レーザー光に比べて広帯域である。そのため、図2に示すLED青色光13bのように、励起光特性10bに対して影響するため、蛍光消退現象への抑制効果は、レーザー光源を用いた場合よりも軽減する傾向にある。また、レーザー光は狭帯域で出力ピークが高いため、可視光帯域ではより明るく鮮明に術野を照らすことができるとともに、励起光としては効率がよく高い蛍光輝度が得られる。従って、レーザーを光源として用いることがより望ましい。

40

50

【0038】

最後に、術者が、がん細胞切除の状況を確認する目的で、再度、照明を可視光から励起光に切り替える場合、制御部5は、可視光発光制御部3を制御して、可視光発光部4の発光を停止し、励起光発光制御部1を制御して、励起光発光部2を動作させて、励起光の発光を行う。これにより、がん細胞が切除されずに残っていた場合には、当該がん細胞から635nm近傍での赤色蛍光が発光される。従って、術者は、赤色蛍光が無ければ、がん細胞の取り残しは無いと判断し、一方、赤色蛍光があれば、がん細胞の取り残しが有ると判断することで、切除状態の確認を行う。上記構成により、蛍光消退現象を最小限に抑えた観察ができるため、切除手術が高い精度で行うことができる。なお、がん細胞の取り残しがあった場合には、照明を再度可視光に切り替えて、がん細胞の切除を再度行う。

10

【0039】

以上のように、本実施の形態に係る照明装置100は、励起光を発光する励起光発光部2と、可視光を発光する可視光発光部4とを備え、制御部5の制御により、励起光と可視光とを選択的に発光させる。このように、蛍光造影剤である5ALAのPpIXの励起波長を有する励起光を発光させることで、がん細胞の観察および診断のための蛍光観察が可能となる。また、手術中において、蛍光観察を行わないときには、可視光を発光させる。当該可視光は、励起光帯域10aを含まない可視光帯域11の波長を有する。これにより、可視光の発光時における蛍光消退現象を最小限に抑えることができる。ただし、5ALAの励起光帯域10aは、実態的にかかなり広く可視光帯域とオーバーラップしており、励起光帯域10aを概ね含まない可視光帯域11の光源を備えたとしても、若干でも励起光として影響を受けるため、現実的には完全に蛍光消退現象を抑止させることはできない。このために、本実施の形態では、可能な限り、励起光帯域10aに影響を及ぼさない光源を選ぶことで、蛍光消退現象の抑制を図る。

20

【0040】

また、本実施の形態に係る照明装置100は、励起光と可視光とを切り替ええるため、術者が励起光でがん細胞の位置および範囲を確認しながら、可視光で患部を照射して、少しずつ、がん細胞を切除していくことを可能にするため、がん細胞の取り残しを防ぎ、且つ、必要以上の患部を切除することを防止することができる。さらに、蛍光造影剤の種類に見合った励起波長と蛍光波長とを装備し、これらを選択することで、蛍光造影剤の特徴と目的に沿った照明を実現することができる。

30

【0041】

上述の説明においては、本実施の形態1に係る照明装置100を顕微鏡の外付け照明として利用する例を示したが、その場合に限らず、本実施の形態1に係る照明装置100を顕微鏡120内に組み込んだ内蔵タイプとして構築してもよい。

【0042】

さらに、上述の説明においては、本実施の形態1に係る照明装置100を、顕微鏡に対して適用させた例を示したが、その場合に限らず、例えば、内視鏡にも適用できる。内視鏡への適用例では、照明出力部が患部に近くなるため、発熱の要因である余分な波長帯域を概ね含まないレーザー光源を用いることで、比較的他の光源より患部に対して熱的に安全である。さらに、可視光とともに蛍光造影剤のための励起光を発光する光源を必要とする他のあらゆる機器に、幅広く利用できることは言うまでもない。いずれの場合においても、顕微鏡に対して適用した場合と同様に、可視光発光時の蛍光消退現象を抑制しながら、励起光による蛍光観察を行えることは言うまでもない。

40

【0043】

また、上述の説明においては、本実施の形態1に係る照明装置100を、5ALAのPpIXに適用した例を示したが、その場合に限らず、蛍光消退現象が発生する蛍光造影剤であれば、本実施の形態1に係る照明装置100の適用が可能であることは当然である。

【0044】

可視光発光部4から発光される光に光の3原色を使用しているが、励起光を含まず、且つ、自然な色温度を発光可能な可視光源であれば、前述の波長に限るものではない。また

50

、可視光発光部 4 を構成する発光デバイスも、レーザー光源に限らず、LED 光源もしくはキセノン光源などの他の発光デバイスを使用してもよいのは言うまでもない。但し、いずれの場合においても、可視光発光部 4 から発光される可視光が、図 2 に示す励起光帯域 10 a を含まない波長に適宜設定する必要がある。そうすることで、いずれの光源を用いた場合においても、上述と同様に、蛍光消退現象の進行を抑えることができる。

なお、レーザー光源を用いた場合には、発光波長の帯域を狭帯域に制限できるため、励起光の種別の選定に合わせて、必要な波長帯域を設定することで、必要な波長帯域だけを効率よく発光させることができるとともに、影響させたくない波長帯への帯域制限も同時に対応可能である。また、レーザー光源を用いた場合には、発光された光が、紫外線および赤外線などの不要な波長帯域を持たないため、観察者の目への悪影響を防ぎ、且つ、患部の温度上昇を抑制することができる。さらに、照明装置 100 自体の発熱が少なく、ヒートシンクなどの冷却器をあまり必要としないので、照明装置 100 の小型化が可能である。

また、LED 光源を用いた場合には、キセノン光源やレーザー光源に比べ、必要な波長帯域の光を安価に実現できる。

また、キセノン光源を用いた場合には、従来の照明装置をベースにして、必要な光学フィルタの追加など小規模な変更により、本実施の形態に係る照明装置 100 を容易に実現できる。

【0045】

また、照明の照射範囲は、固定でなくとも、可視光の場合と励起光の場合とで、それぞれ、互いに異なる範囲に設定してもよい。また、必要に応じて、術者からの入力に従って、照射範囲を変えられるような構造としてもよい。その場合には、制御部 5 に、照射範囲を設定するための照射範囲変更部を設けておき、術者が、例えばモニタを見ながら所望の照射範囲をマウスまたはタッチペン等の入力装置により入力することで、任意の照射範囲を設定可能な構成としておく。

【0046】

上述の例では、可視光発光部 4 と励起光発光部 2 の光出力を合成して、同一の顕微鏡照明光学系 9 a に接続しているが、接続方法はこれに留まらず、患部への照射が同様に行えるのであれば、それぞれ個々に照射してもよいのは当然である。

【0047】

さらに、励起光発光部 2 および可視光発光部 4 の発光方法についても、CW (継続発光) を用いても、パルス点灯を用いてもよく、同様の効果が得られる条件下では、いずれの状態であってもよいのは言うまでもない。なお、パルス駆動の光源を用いた場合には、CW 駆動の光源を用いた場合に比べて、省電力および外部同期対応が可能である。

【0048】

なお、上記の説明においては、励起光発光部 2 と可視光発光部 4 とを選択的に動作させると説明したが、その場合に限らず、励起光発光部 2 の発光時に、可視光発光部 4 を動作させてもよい。但し、逆に、可視光発光部 4 の発光時に、励起光発光部 2 を動作させてはいけない。従って、本実施の形態においては、制御部 5 は、可視光発光部 4 の発光時は、少なくとも励起光発光部 2 を発光させないようにする。

【0049】

実施の形態 2 .

以下、本発明の実施の形態 2 に係る照明装置を顕微鏡システムに適用した場合を図を用いて説明する。図 5 は、本発明の実施の形態 2 に係る照明装置の構成を示した構成図、図 2 は、本発明の実施の形態 2 に係る照明装置における発光の波長特性を示す図、図 3 は、本発明の実施の形態 2 による蛍光消退現象比較グラフ、図 4 は、従来の照明装置における発光の波長特性を示す図である。

【0050】

図 5 に示すように、本実施の形態 2 に係る照明装置 100 は、5 A L A の P p I X の励起光帯域波長を有する励起光を発光する励起光発光部 2 と、励起光発光部 2 の動作を制御

10

20

30

40

50

する励起光発光制御部 1 と、通常手術時に使用される白色光源として可視光帯域の波長の可視光を発光して、当該可視光を外部照明光学系 9 b に導光する可視光発光部 4 と、可視光発光部 4 の動作を制御する可視光発光制御部 3 と、励起光発光部 2 の光出力を顕微鏡 1 2 0 に導光する接続部 7 と、術者からの操作などにより照明全体を制御する制御部 5 とを備えている。図 1 と同じ構成については、同一符号を付して示し、ここでは、詳しい説明を省略する。

【0051】

外部照明光学系 9 b は、顕微鏡照明光学系 9 a とは独立しており、それぞれ個別に照射範囲を設定可能となっている。通常設定では、外部照明光学系 9 b は、顕微鏡照明光学系 9 a と同じ範囲での照射だが、必要に応じて、術者により、制御部 5 を通して、異なる範囲が設定される。なお、図 5 に示すように、本実施の形態においては、外部照明光学系 9 b は、顕微鏡 1 2 0 の顕微鏡鏡筒部 8 の外部に設けられている。従って、外部照明光学系 9 b に導入された光は、顕微鏡 1 2 0 を介さずに、直接、患部を照明する。

10

【0052】

図 1 と図 5 との構成の違いは、図 5 においては、図 1 に記載された光合成部 6 が設けられていない。従って、図 6 においては、励起光発光部 2 から出力される励起光が、そのまま、接続部 7 により、顕微鏡照明光学系 9 a に導入される。また、可視光発光部 4 から出力される可視光が、そのまま、外部照明光学系 9 b に導入される。

【0053】

また、本実施の形態においても、実施の形態 1 と同様に、図 2 に示すように、励起光発光部 2 が発光する励起光の波長帯域は、励起光帯域 1 0 a である。具体的には、5 A L A により生成された P p I X を効率良く発光させるため、励起光発光部 2 は、励起効率最大の 4 0 5 n m 近傍の励起光 1 2 を発光する。さらに、可視光発光部 4 の可視光の波長は、可視光帯域 1 1 である。具体的には、白色光を再現するため、可視光発光部 4 から発光される可視光は、4 5 0 n m 近傍の青色光 1 3 a と 5 3 0 n m 近傍の緑色光 1 4 と 6 4 0 n m 近傍の赤色光 1 5 との光の 3 原色で構成される。このように、可視光発光部 4 を構成する可視光源として、光の 3 原色のみを使用した光源を採用することで、たとえば 5 A L A の P p I X の励起光を含まず、且つ、自然な色温度での可視光を発光する光源を有する照明装置 1 0 0 を提供することが可能である。

20

【0054】

次に、本実施の形態 2 に係る顕微鏡システムについて説明する。

30

ここでは、手術用顕微鏡を使用して、がん細胞の摘出手術を行う場合において、5 A L A を投与してがん細胞の術中蛍光観察や診断を行う例を示す。

【0055】

当該手術において、術者は、まず、患部が直接観察可能となるように必要な施術を行う。このときは術野全体を肉眼で見るために、可視光帯域照明が必要である。そのため、制御部 5 は、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 から可視光を発光させる。このときの可視光の発光波長特性は、図 2 で示すように、励起光帯域 1 0 a 含まない、可視光帯域 1 1 のみである。このときの照射範囲は、術野全体をムラなく照射するため、図 6 に示す可視光源照射範囲 3 0 のように、相対的に広範囲となる。本実施の形態 2 においては、可視光発光部 4 から発光された可視光は、外部照明光学系 9 b に導入されて、患部を照らす。なお、必要に応じて、術者が制御部 5 を操作することで、可視光源照射範囲 3 0 の距離および位置は変更することが可能である。

40

【0056】

次に、患部が直接観察できる状態において、術者は、がん細胞切除の前に、がん細胞の位置などを確認する目的で、照明を可視光から励起光に切り替える。つまり、制御部 5 は、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 からの可視光の発光を停止し、励起光発光制御部 1 を制御して、励起光発光部 2 を動作させて、励起光の発光を行う。これにより、患部に存在するがん細胞から 6 3 5 n m 近辺での赤色蛍光が発光される。そのため、術者は、当該赤色蛍光を利用して、切除すべき範囲の確認を行うことができる。このとき

50

の照射範囲は、良好な蛍光観察状態確保のため、図6に示すように、蛍光観察必要範囲32に合わせて設定された励起光源照射範囲31になる。なお、必要に応じて、術者が制御部5を操作することで、励起光源照射範囲31の距離および位置は変更することが可能である。

【0057】

術者は、赤色蛍光位置を確認した後、実際のがん細胞の切除を行うべく、術野全体を観察できるよう、制御部5を操作して、顕微鏡の照明を励起光から可視光へ切り替える。このとき、制御部5は、励起光発光制御部1を制御して励起光発光部2の発光を停止するとともに、可視光発光制御部3を制御して可視光発光部4の発光を開始する。可視光発光部4から発光された可視光は、外部照明光学系9bに導入されて、患部を照らす。これにより、再び、励起光帯域10aを含まない可視光帯域11の発光モードとなる。

10

【0058】

図3は、5ALAを患者に投与した後に、PpIXからの赤色蛍光の発光輝度の時間的変化を示したグラフである。図3において、横軸が経過時間、縦軸が発光輝度である。また、図3において、20は、全く照射光を与えない場合、21は、励起光を含まない可視光を照射した場合、22は、励起光を含む可視光を照射した場合をそれぞれ示す。図3のグラフから分かることは、励起光を含む可視光を照射した場合には、22のグラフが示すように、経過時間とともに、蛍光消退現象が進行してしまうが、励起光を含まない可視光を照射した場合には、21のグラフが示すように、蛍光消退現象の進行はあまり進まないということである。

20

【0059】

図4は、従来の可視光光源の発光波長特性の一例であり、一般的なキセノン光源を可視光発光部として利用した場合を示す。図4において、16aは、キセノン可視光の特性を示す。このように、キセノン可視光は太陽光に近い特性を持つ。従って、キセノン可視光は、PpIXの励起光波長帯域概ね380~420nmに入る励起光12を含んでいる。

【0060】

すなわち、上記の実施の形態1でも述べたように、蛍光観察の意図がなくとも、従来の一般的なキセノン光源を可視光発光手段に用いた場合は、励起光を含むため、図3の22のように、時間とともに蛍光消退現象が進行してしまう。これは、可視光源を患部に照射しながら、実際に、がん細胞を切除する段階とその前後がこのタイミングに相当する。これに対して、本発明の実施の形態2のように、励起光帯域概ね380~420nmの波長を含まない可視光帯域11を発光する光源を可視光発光部4に用いることで、図3の21に示すように、蛍光消退現象を抑制することが可能となる。

30

【0061】

さらに、可視光発光部4としてレーザー光源を用いるようにすれば、蛍光消退現象を、より確実に抑えることができる。レーザー光源から発光されるレーザー光は、その発光帯域が±2nm程度の狭帯域である。そのため、PpIXの励起光帯域10aの範囲外での発光が可能である。これにより、すなわち、図2に示すように、レーザー光源で構成された可視光発光部4から出力されるレーザー青色光13aは、励起光特性10bに対してほとんど影響していない。これに対して、ブロードな特性を持つ一般的なLED光源を用いる場合は、LED光源が発光する光は、その発光帯域が、レーザー光に比べて広帯域である。そのため、図2に示すLED青色光13bのように、励起光特性10bに対して影響するため、蛍光消退現象への抑制効果は、レーザー光源を用いた場合よりも軽減する傾向にある。従って、レーザー光源を可視光発光部4として用いることが望ましい。

40

【0062】

最後に、術者が、がん細胞切除の状況を確認する目的で、再度、照明を可視光から励起光に切り替える場合、制御部5は、可視光発光制御部3を制御して、可視光発光部4の発光を停止し、励起光発光制御部1を制御して、励起光発光部2を動作させて、励起光の発光を行う。このとき、術者は、がん細胞から発光する635nm近辺での赤色蛍光を用いて、切除状態の確認を行う。上記構成により、蛍光消退現象を最小限に抑えた観察ができ

50

るとともに、良好な蛍光観察状態確保のため必要に応じて照明の距離及び位置も含めて設定変更できるため、切除施術がさらに高い精度で行うことができる。

【0063】

以上により、本実施の形態においても、実施の形態1と同様の効果を得ることができる。すなわち、本実施の形態においても、照明装置100が、励起光を発光する励起光発光部2と、可視光を発光する可視光発光部4とを備え、制御部5の制御により、励起光と可視光とを選択的に発光させる。このように、蛍光造影剤である5ALAのPpIXの励起波長を有する励起光を発光させることで、がん細胞の観察および診断のための蛍光観察が可能となる。また、手術中において、蛍光観察を行わないときには、可視光を発光させる。当該可視光は、励起光帯域10aを含まない可視光帯域11の波長を有する。これにより、可視光の発光時における蛍光消退現象を最小限に抑えることができる。

10

【0064】

また、本実施の形態に係る照明装置100は、励起光と可視光とを切り替えられるため、術者が励起光でがん細胞の位置および範囲を確認しながら、可視光で患部を照射して、少しずつ、がん細胞を切除していくことを可能にするため、がん細胞の取り残しを防ぎ、且つ、必要以上の患部を切除することを防止することができる。

【0065】

上述の説明においては、本実施の形態2に係る照明装置100を顕微鏡120の外付け照明として利用した例を示したが、外付けだけでなく、顕微鏡120内に組み込んだ内蔵タイプとしてもよい。

20

【0066】

さらに、本実施の形態2に係る照明装置100は、内視鏡またはその他可視光とともに蛍光造影剤のための励起光を発光する光源を必要とする機器などに幅広く利用できることは言うまでもない。

【0067】

また、本実施の形態2は、5ALAのPpIXに適用した例であるが、これに限らず、蛍光消退現象が発生する蛍光造影剤であれば、適用が可能であるのは当然である。

【0068】

可視光発光部4から発光される可視光として、光の3原色を使用しているが、励起光を含まず、且つ、自然な色温度を発光可能な可視光源であれば、前述の波長に限るものではなく、発光デバイスも、レーザー光源に限らず、LED光源、もしくは、キセノン光源などのいずれの発光デバイスを使用してもよいのは言うまでもない。

30

【0069】

また、照明の照射範囲は、固定でなくとも、可視光の場合と励起光の場合とで、それぞれ、互いに異なる範囲に設定してもよい。また、必要に応じて、術者が、照射範囲を変えられるような構造としてもよい。その場合には、制御部5に、照射範囲を設定するための照射範囲変更部を設けておき、術者が、例えばモニタを見ながら所望の照射範囲を任意に設定可能な構成としておく。

【0070】

さらに、励起光発光部2および可視光発光部4の発光方法についても、CW（継続発光）を用いても、パルス点灯を用いてもよく、同様の効果が得られる条件下では、いずれの状態であってもよいのは言うまでもない。

40

【0071】

実施の形態3

以下、本発明の実施の形態3に係る照明装置を顕微鏡システムに適用した場合を図を用いて説明する。図7は、本発明の実施の形態3に係る照明装置の構成を示した構成図、図8は、本発明の実施の形態3に係る照明装置における発光の波長特性を示す図、図3は、本発明の実施の形態3による蛍光消退現象比較グラフ、図4は、従来の照明装置における発光の波長特性を示す図である。

【0072】

50

図7に示すように、本実施の形態3に係る照明装置100は、5ALAのPpIXの励起光帯域波長を発光する励起光発光部2と、励起光発光部2の動作を制御する励起光発光制御部1と、通常手術時に使用される白色光源として可視光帯域の波長を発光する可視光発光部4と、可視光発光部4の動作を制御する可視光発光制御部3と、励起光発光部2の光出力と可視光発光部の光出力とを合成する光合成部6と、光合成部6から出力された光を顕微鏡照明光学系9aに導光するための接続部7と、術者からの操作などにより照明全体を制御する制御部5とを備えている。さらに、本実施の形態においては、照明装置100が、図7に示すように、特殊帯域フィルタ着脱部41を備えている。特殊帯域フィルタ着脱部41は、可視光発光部4と光合成部6との間に接続されている。特殊帯域フィルタ着脱部41は、可視光発光部4から出力される光の進路に対して、特殊帯域フィルタ18の挿入もしくは取外しを行う。

10

【0073】

図1と図7との違いは、図7においては、特殊帯域フィルタ着脱部41が設けられている点である。他の構成については、図1と同じであるため、ここでは、同一符号を付して示し、詳細な説明は省略する。

【0074】

また、図8に示すように、励起光発光部2が発光する励起光の波長帯域は、励起光帯域10aである。具体的には、5ALAにより生成されたPpIXを効率良く発光させるため、励起光発光部2は、励起効率最大の405nm近傍の励起光12を発光する。さらに、可視光発光部4が発光する可視光の波長帯域は、可視光帯域11であるが、実際には、通常の一般的な可視光16bの波長帯域概ね380nm~780nmである。なお、本実施の形態において、可視光発光部4が発光する可視光16bを特殊帯域フィルタ18に通すことで、若干不自然な色調になる可能性があるが、特殊帯域、たとえば、5ALAのPpIXの励起光を抑制可能な特殊可視光19を発光することができる。特殊可視光19の特殊帯域は、例えば、420~780nm程度とする。なお、このように、特殊帯域フィルタ18は、420nm未満の波長の光を除去するフィルタである。

20

【0075】

従って、図8に示すように、特殊帯域フィルタ18を通過した特殊可視光19の帯域は、励起光帯域10aを含まないことから、励起光12の特性に対して影響を与えていない。これに対して、ブロードな特性を持つ一般的な可視光16bは、その帯域が、特殊可視光19に比べて広帯域である。そのため、図8に示すように、可視光16bは、励起光12の励起効率最大の波長405nmを含み、その結果、励起光12に対して影響するため、蛍光消退現象への抑制効果は、特殊可視光19を用いた場合よりも、軽減する傾向にある。従って、可視光発光部4から発光される可視光に特殊帯域フィルタ18のフィルタ処理を施すことが望ましい。

30

【0076】

次に、本実施の形態3の顕微鏡システムについて説明する。

ここでは、手術用顕微鏡を使用して、がん細胞の摘出手術を行う場合において、5ALAを投与してがん細胞の術中蛍光観察や診断を行う例を示す。

【0077】

当該手術において、術者は、まず、患部が直接観察可能となるよう必要な施術を行う。このときは術野全体を肉眼で見るために、可視光帯域照明が必要であり、制御部5は、可視光発光制御部3を制御して、可視光発光部4より可視光16bを発光させる。このとき、特殊帯域フィルタ着脱部41は、特殊帯域フィルタ18を可視光16bの進路に挿入させる。これにより、可視光16bは、特殊帯域フィルタ18を通ることで、特殊可視光19となる。特殊可視光19は、光合成部6に導入される。特殊可視光19の波長特性は、図8に示すように、励起光帯域10aを含まない、可視光帯域11のみである。このように、可視光16bを特殊帯域フィルタ18に通すことで、特殊帯域たとえば5ALAのPpIXの励起光12への影響が少ない帯域の特殊可視光19を発光することができる。

40

【0078】

50

次に、患部が直接観察できる状態において、術者は、がん細胞の切除の前に、がん細胞の位置などを確認する目的で、照明を可視光から励起光に切り替える。つまり、制御部 5 は、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 の発光を停止し、励起光発光制御部 1 を制御して、励起光発光部 2 を動作させて励起光の発光を行う。こうして、光合成部 6 からは、励起光 1 2 のみが発光される。これにより、患部に存在するがん細胞から、635 nm 近辺での赤色蛍光が発光される。こうして、術者は、赤色蛍光を利用して、切除範囲の確認を行うことができる。

【0079】

術者は、赤色蛍光位置を確認した後、実際のがん細胞の切除を行うべく、術野全体を観察できるよう、制御部 5 を操作して、顕微鏡の照明を励起光から可視光へ切り替える。このとき、制御部 5 は、励起光発光制御部 1 を制御して、励起光発光部 2 からの励起光の発光を停止するとともに、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 からの可視光 16 a の発光を行う。これにより、再び、励起光帯域 10 a を含まない可視光帯域 11 の発光モードとなる。このとき、可視光 16 a は、特殊帯域フィルタ 18 を通過する。すなわち、5ALA の PpIX の励起光 1 2 への影響が少ない特殊可視光 19 を発光させることとなる。

10

【0080】

図 3 は、患者に 5ALA を投与した後に、PpIX からの赤色蛍光の発光輝度の時間的変化を示したグラフである。20 は、全く照射光を与えない場合、21 は、励起光を含まない可視光を照射した場合、22 は、励起光を含む可視光を照射した場合をそれぞれ示す。一方で、図 4 は、従来可視光光源の発光波長特性の一例であり、一般的なキセノン光源を可視光発光部 4 に利用した場合を示す。キセノン光源は太陽光に近い特性を持ち、PpIX の励起光波長帯域である概ね 380 ~ 420 nm の光を含んでいる。

20

【0081】

つまり、蛍光観察の意図がなくとも、従来一般的なキセノン光源を可視光発光部 4 に用いた場合は、励起光を含むため、図 3 の 22 のように、時間とともに蛍光消退現象が進行してしまう。これは、可視光を患部に照射しながら実際のがん細胞を切除する段階とその前後がこのタイミングに相当する。これに対して、本発明のように、励起光帯域 380 ~ 420 nm の波長を概ね含まない可視光帯域 11 の光源を可視光発光部 4 に用いることで、図 3 の 21 に示すように、蛍光消退現象を抑制することが可能となる。

30

【0082】

ただし、本実施の形態 3 に係る照明装置 100 において、キセノン光源を可視光発光部 4 に用いた場合、従来キセノン光源と帯域フィルタとの組合せとなるため、レーザー光源を用いる場合に比べ、励起光特性 10 b への影響が比較的大きいため、蛍光消退現象の抑制がレーザー光源よりも軽減する可能性があるものの、現行の照明装置の仕様の小規模な変更（マイナーチェンジ）により、本実施の形態に係る照明装置 100 を容易に実現することが可能である。

【0083】

最後に、術者が、がん細胞切除の状況を確認する目的で、再度、照明を可視光から励起光に切り替える場合、制御部 5 は、可視光発光制御部 3 を制御して、可視光発光部 4 の発光を停止し、励起光発光制御部 1 を制御して、励起光発光部 2 を動作させて励起光の発光を行う。このとき、がん細胞から発光する 635 nm 近辺での赤色蛍光にて切除状態の確認を行う。上記構成により、蛍光消退現象を最小限に抑えた観察ができるため、切除施術が高い精度で行うことができる。

40

【0084】

上述では、本実施の形態 3 に係る照明装置 100 を、顕微鏡の外付け照明として利用した例について説明したが、外付けだけでなく、顕微鏡に組み込んだ内蔵タイプとして構築してもよい。

【0085】

さらに、本実施の形態 3 に係る照明装置 100 は、内視鏡、あるいは、その他可視光と

50

ともに蛍光造影剤のための励起光を発光する光源を必要とする機器などに幅広く利用できることは言うまでもない。

【0086】

また、本実施の形態3は、5ALAとPpIXに適用した例であるが、これに限らず、蛍光消退現象が発生する蛍光造影剤であれば、適用が可能であるのは当然である。

【0087】

本実施の形態3においては、可視光発光部4から発光される可視光に光の3原色を使用しているが、励起光を含まず、且つ、自然な色温度を発光可能な可視光源であれば、前述の波長に限るものではなく、発光デバイスも、レーザー光源に限らず、LED光源もしくはキセノン光源などのいずれの発光デバイスを使用してもよいのは言うまでもない。

10

【0088】

また、照明の照射範囲は、固定でなくとも、可視光の場合と励起光の場合とで、それぞれ、互いに異なる範囲に設定してもよい。また、必要に応じて、術者が、照射範囲を変えられるような構造としてもよい。

【0089】

上述の例では、可視光発光部4と励起光発光部2との光出力を合成して、同一の照明光学系に接続しているが、接続方法はこれに限らず、患部への照射が同様に行えるのであれば、それぞれ個々に照射してもよいのは当然である。

【0090】

さらに、励起光発光部2および可視光発光部4の発光方法についても、CW(継続発光)を用いても、パルス点灯を用いてもよく、同様の効果が得られる条件下では、いずれの状態であってもよいのは言うまでもない。

20

【0091】

また、特殊帯域フィルタ着脱部41による特殊帯域フィルタ18の着脱は、自動でも、手動でもよく、また、上述では着脱しているが、特殊帯域フィルタ18のフィルタ処理が、可視光の色調に影響なく、通常の手術で問題なければ、特殊帯域フィルタ18を挿入したままでもよい。

【0092】

なお、上記の実施の形態1~3において、励起光発光制御部1、可視光発光制御部3、および、制御部5の各機能は、処理回路により実現される。すなわち、照明装置100は、励起光の発光動作を制御し、可視光の発光動作を制御し、励起光と可視光の切り替え動作を制御するための処理回路を備える。処理回路は、専用のハードウェアであっても、メモリに格納されるプログラムを実行するCPU(Central Processing Unit、中央処理装置、処理装置、演算装置、マイクロプロセッサ、マイクロコンピュータ、プロセッサ、DSPともいう)であってもよい。

30

【0093】

処理回路が専用のハードウェアである場合、処理回路は、例えば、単回路、複合回路、プログラム化したプロセッサ、並列プログラム化したプロセッサ、ASIC、FPGA、またはこれらを組み合わせたものが該当する。励起光発光制御部1、可視光発光制御部3、および、制御部5の各部の機能それぞれを処理回路で実現してもよいし、各部の機能をまとめて処理回路で実現してもよい。

40

【0094】

処理回路がCPUの場合、励起光発光制御部1、可視光発光制御部3、および、制御部5の各機能は、ソフトウェア、ファームウェア、またはソフトウェアとファームウェアとの組み合わせにより実現される。ソフトウェアやファームウェアはプログラムとして記述され、メモリに格納される。処理回路は、メモリに記憶されたプログラムを読み出して実行することにより、各部の機能を実現する。すなわち、照明装置100は、処理回路により実行されるときに、励起光の発光動作を制御するステップ、可視光の発光動作を制御するステップ、励起光と可視光の切り替え動作を制御するステップが結果的に実行されることになるプログラムを格納するためのメモリを備える。また、これらのプログラムは、励

50

起光発光制御部 1、可視光発光制御部 3、および、制御部 5 の手順や方法をコンピュータに実行させるものであるともいえる。ここで、メモリとは、例えば、RAM、ROM、フラッシュメモリー、EPROM、EEPROM等の、不揮発性または揮発性の半導体メモリや、磁気ディスク、フレキシブルディスク、光ディスク、コンパクトディスク、ミニディスク、DVD等が該当する。

【0095】

なお、励起光発光制御部 1、可視光発光制御部 3、および、制御部 5 の各機能について、一部を専用のハードウェアで実現し、一部をソフトウェアまたはファームウェアで実現するようにしてもよい。例えば、励起光発光制御部 1 および可視光発光制御部 3 については専用のハードウェアとしての処理回路でその機能を実現し、制御部 5 については処理回路がメモリに格納されたプログラムを読み出して実行することによってその機能を実現することが可能である。

10

【0096】

このように、処理回路は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、またはこれらの組み合わせによって、上述の各機能を実現することができる。

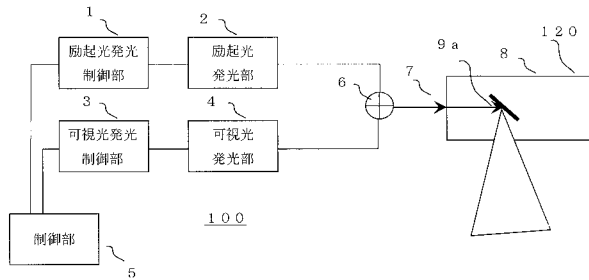
【符号の説明】

【0097】

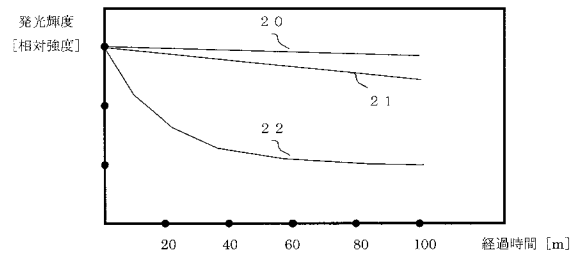
1 励起光発光制御部、2 励起光発光部、3 可視光発光制御部、4 可視光発光部、5 制御部、6 光合成部、7 接続部、8 顕微鏡鏡筒部、9 a 顕微鏡照明光学系、9 b 外部照明光学系、18 特殊帯域フィルタ、30 可視光源照射範囲、31 励起光源照射範囲、32 蛍光観察必要範囲、41 特殊帯域フィルタ着脱部。

20

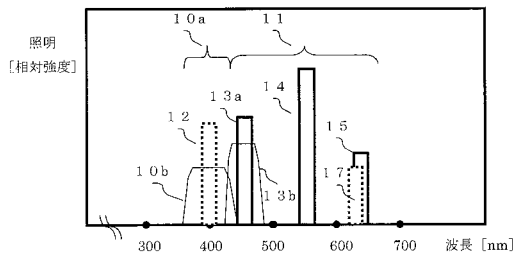
【図 1】



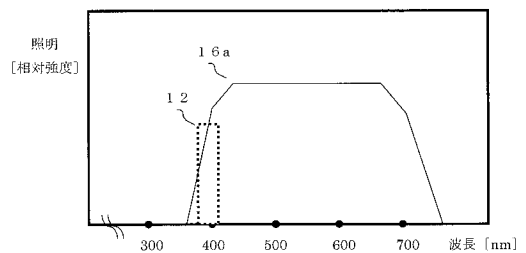
【図 3】



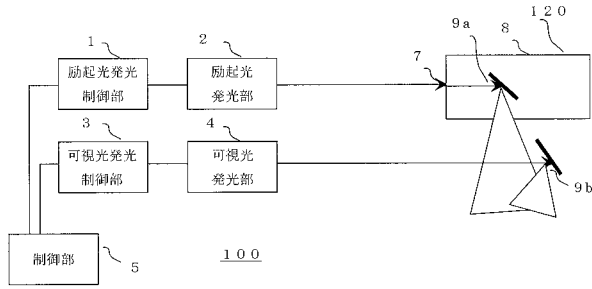
【図 2】



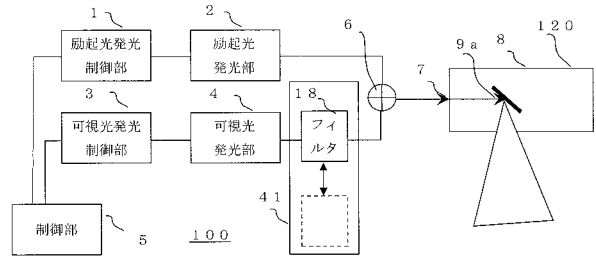
【図 4】



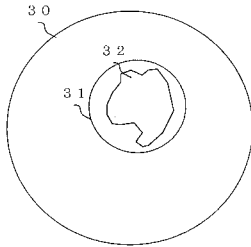
【図5】



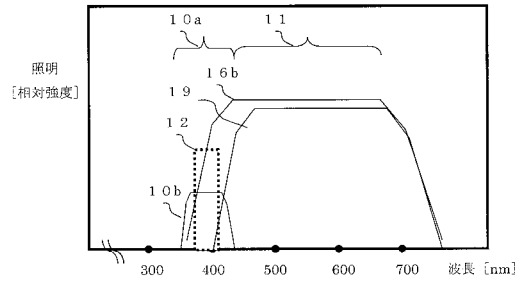
【図7】



【図6】



【図8】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/088657
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G02B21/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, A61B90/30 (2016.01)i, G01N21/64(2006.01)i, G02B23/26(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) G02B21/06, A61B1/00, A61B1/06, A61B90/30, G01N21/64, G02B23/26 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 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 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.
X	JP 2007-093250 A (Yokogawa Electric Corp.), 12 April 2007 (12.04.2007), particularly, paragraphs [0004] to [0006], [0023] to [0046]; fig. 1 & US 2007/0070350 A1 particularly, paragraphs [0004] to [0006], [0028] to [0051]; fig. 1 & EP 1767926 A1 & CN 1940561 A	1-9
X	JP 2006-025802 A (Olympus Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006), particularly, paragraphs [0046] to [0071], [0193] to [0199]; fig. 1 to 8, 46 to 47 & US 2005/0027166 A1 particularly, paragraphs [0098] to [0116], [0250] to [0254]; fig. 1 to 8, 46 to 47	1-9
<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 16 March 2017 (16.03.17)		Date of mailing of the international search report 28 March 2017 (28.03.17)
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/JP2016/088657

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2006-139027 A (Olympus Corp.), 01 June 2006 (01.06.2006), particularly, paragraphs [0048] to [0054]; fig. 1 to 2 & US 2006/0098418 A1 paragraphs [0056] to [0062]; fig. 1 to 2 & EP 1657579 A1	1-9
X	JP 10-113327 A (Richard Wolf GmbH), 06 May 1998 (06.05.1998), particularly, paragraphs [0002] to [0005], [0018] to [0027]; fig. 1 to 4 & US 5971918 A particularly, column 1, lines 6 to 55; column 3, line 65 to column 5, line 18; fig. 1 to 4 & GB 2317968 A & DE 19640700 A1 & FR 2753897 A1	1-9
X	JP 2003-050354 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 February 2003 (21.02.2003), particularly, paragraphs [0004], [0018] to [0042]; fig. 1, 4, 6 (Family: none)	1-9

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 8 6 5 7
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. G02B21/06(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, A61B90/30(2016.01)i, G01N21/64(2006.01)i, G02B23/26(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. G02B21/06, A61B1/00, A61B1/06, A61B90/30, G01N21/64, G02B23/26		
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 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017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
X	JP 2007-093250 A (横河電機株式会社) 2007.04.12, 特に、段落 [0004]-[0006], [0023]-[0046], 図 1 等 & US 2007/0070350 A1, 特に、段落 [0004]-[0006], [0028]-[0051], 図 1 等 & EP 1767926 A1 & CN 1940561 A	1-9
X	JP 2006-025802 A (オリンパス株式会社) 2006.02.02, 特に、段落 [0046]-[0071], [0193]-[0199], 図 1-図 8, 図 46-図 47 等 & US 2005/0027166 A1, 特に、段落 [0098]-[0116], [0250]-[0254], 図 1-図 8, 図 46-図 47 等	1-9
<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 16.03.2017	国際調査報告の発送日 28.03.2017	
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) 殿岡 雅仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3271	2 V 4748

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 8 8 6 5 7
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
X	JP 2006-139027 A (オリンパス株式会社) 2006.06.01, 特に、段落 [0048]-[0054], 図 1-図 2 等 & US 2006/0098418 A1, 段落 [0056]-[0062], 図 1-図 2 等 & EP 1657579 A1	1-9
X	JP 10-113327 A (リチャード ウルフ ゲーエムベーハー) 1998.05.06, 特に、段落[0002]-[0005], [0018]-[0027], 図 1-図 4 等 & US 5971918 A, 特に、第 1 欄第 6 行-第 55 行, 第 3 欄第 65 行-第 5 欄第 18 行, 図 1-図 4 等 & GB 2317968 A & DE 19640700 A1 & FR 2753897 A1	1-9
X	JP 2003-050354 A (オリンパス光学工業株式会社) 2003.02.21, 特 に、段落[0004], [0018]-[0042], 図 1, 図 4, 図 6 等 (ファミリーなし)	1-9

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 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 6 1 0

(74)代理人 100206782

弁理士 佐藤 彰洋

(72)発明者 菅野 哲生

東京都千代田区九段北一丁目13番5号 三菱電機エンジニアリング株式会社内

(72)発明者 北口 大河

東京都千代田区九段北一丁目13番5号 三菱電機エンジニアリング株式会社内

(72)発明者 梶本 宜永

大阪府高槻市上本町7-20 ウォールデンヒルズ206

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA17 CA09 DA01 EA01 FA01 FA02 FA06 KA02 KA05

KA08 KA09 MA01 MA03 MA11

2H040 BA09 CA06 CA13

2H052 AA09 AC14 AC15 AC27 AC33 AC34 AD34

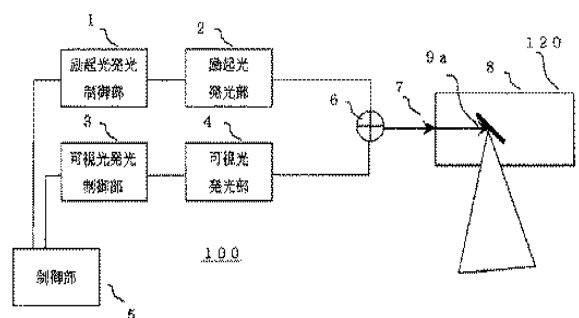
4C161 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR04

(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)	照明装置		
公开(公告)号	JPWO2018122905A1	公开(公告)日	2019-10-31
申请号	JP2018558520	申请日	2016-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	三菱电机株式会社		
申请(专利权)人(译)	三菱电机工程有限公司		
[标]发明人	菅野哲生 北口大河 梶本宜永		
发明人	菅野 哲生 北口 大河 梶本 宜永		
IPC分类号	G02B21/06 G02B21/16 G02B23/26 G01N21/64 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B90/30 G01N21/64 G02B21/06 G02B23/26		
FI分类号	G02B21/06 G02B21/16 G02B23/26.B G01N21/64.F A61B1/00.511 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA17 2G043/CA09 2G043/DA01 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA02 2G043/FA06 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/KA08 2G043/KA09 2G043/MA01 2G043/MA03 2G043/MA11 2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA13 2H052/AA09 2H052/AC14 2H052/AC15 2H052/AC27 2H052/AC33 2H052/AC34 2H052/AD34 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04		
代理人(译)	Kajinami秩序 上田俊一 吉田纯一郎 佐藤 彰洋		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该照明装置处于通过利用荧光造影剂的激发/荧光特性而引起荧光发射的激发光带中，并且该第一发光单元发射在最大激发效率波长附近的第一波长带中的光。；第二发光单元，其发射不包括第一波长带的第二波长带中的光；第一发光控制单元，其控制第一发光单元；以及第二发光控制器，其控制第二发光单元 控制单元控制第一发光控制单元和第二发光控制单元交替地从第一发光单元和第二发光单元发光，并且控制单元从第二发光单元发光。在操作期间，第一发光部分不发光。



- 1 Excitation light emission control unit
- 2 Excitation light emitting unit
- 3 Visible light emission control unit
- 4 Visible light emitting unit
- 5 Control unit