

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014年8月21日(21.08.2014)

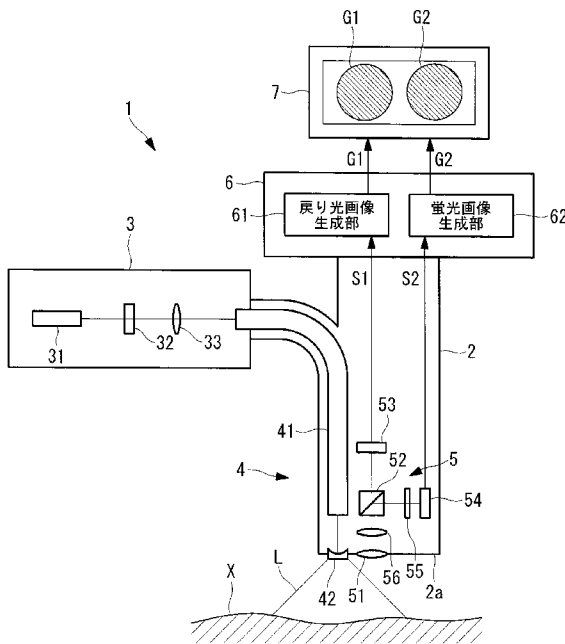


(10) 国際公開番号
WO 2014/126000 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/04 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2014/052808
 - (22) 国際出願日: 2014年2月6日(06.02.2014)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2013-025387 2013年2月13日(13.02.2013) JP
 - (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 森下 弘靖(MORISHITA, Koki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
 - (74) 代理人: 上田 邦生, 外(UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, LT, 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, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: FLUORESCENT LIGHT OBSERVATION DEVICE

(54) 発明の名称: 蛍光観察装置



61 Return light image generating unit
62 Fluorescent light image generating unit

(57) Abstract: This fluorescent light observation device (1) comprises: a light source unit (3) which projects illumination light (L), which includes excited light, upon a living body tissue (X); a return light image generating unit (61) which photographs return light of the illumination light (L) from the living body tissue (X) and generates a return light image (G1); and a fluorescent light image generating unit (62) which photographs fluorescent light from the living body tissue (X) and generates a fluorescent light image (G2). The illumination light (L) is visible light which does not include at least a portion of a wavelength region of 490-540nm, the excited light has a portion of the wavelengths of the illumination light (L), and fluorescent light is emitted of the wavelength which is included in the at least partial wavelength region.

(57) 要約: 本発明の蛍光観察装置(1)は、生体組織(X)に励起光を含む照明光(L)を照射する光源部(3)と、生体組織(X)からの照明光(L)の戻り光を撮影して戻り光画像(G1)を生成する戻り光画像生成部(61)と、生体組織(X)からの蛍光を撮影して蛍光画像(G2)を生成する蛍光画像生成部(62)とを備え、照明光(L)が、490nm~540nmのうち少なくとも一部の波長領域を含まない可視光であり、励起光が、照明光(L)の一部の波長を有し、前記少なくとも一部の波長領域に含まれる波長の蛍光を発生させる。

WO 2014/126000 A1

明 細 書

発明の名称： 蛍光観察装置

技術分野

[0001] 本発明は、蛍光観察装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、生体組織の白色光画像と蛍光画像の両方を時分割で交互に取得する蛍光観察装置が知られている（例えば、特許文献1参照。）。特許文献1によれば、蛍光の波長が可視領域であり、蛍光の波長と白色光の一部の波長とが一致している場合であっても、蛍光と白色光とを分離して撮影することができる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第4520216号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、特許文献1においては、白色光画像と蛍光画像とを交互に取得するため、それぞれの画像のフレームレートが遅くなるという問題がある。特に、観察者は白色光画像を主として観察するため、白色光画像のフレームレートの低下は観察者にとって観察の妨げとなる。

[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、白色光画像のフレームレートを遅くすることなく白色光画像と可視領域の蛍光画像とを並行して取得することができる蛍光観察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

[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、生体組織に励起光を含む照明光を照射する光源部と、該光源部からの前記照明光の照射によって前記生体組織から戻る戻り光を撮影して前記生体組織の戻り光画像を生成する戻り光画像生成部と、前記光源部からの

前記励起光の照射によって前記生体組織から発生する蛍光を撮影して蛍光画像を生成する蛍光画像生成部とを備え、前記照明光が、490 nm～540 nmにおける少なくとも一部の波長領域を含まない可視光であり、前記励起光が、前記照明光の一部の波長を有し、前記少なくとも一部の波長領域に含まれる波長の前記蛍光を発生させる蛍光観察装置を提供する。

[0007] 本発明によれば、光源部からの照明光が生体組織に照射されることにより、生体組織の形態を撮影した戻り光画像が戻り光画像生成部によって生成される。これと同時に、照明光に含まれている励起光が生体組織に照射されることにより、生体組織からの蛍光を撮影した蛍光画像が蛍光画像生成部によって取得される。

[0008] この場合に、戻り光および蛍光は、共に可視領域の波長を有しつつ、互いに異なる波長を有しているため、戻り光画像生成部および蛍光画像生成部によって区別して撮影される。これにより、戻り光画像のフレームレートを遅くすることなく戻り光画像と蛍光画像とを並行して取得することができる。また、波長490 nm～530 nmの光は生体組織との作用が十分に小さく、生体組織の形態の情報の取得にほとんど寄与しない。したがって、照明光が490 nm～540 nmにおける少なくとも一部の波長を含んでいなくても、生体組織の形態が十分に鮮明に撮影された、白色光画像と同等の戻り光画像を取得することができる。

[0009] 上記発明においては、前記少なくとも一部の波長領域が、510 nm～530 nmであってもよい。

上記発明においては、前記少なくとも一部の波長領域の幅が、20 nm以上であってもよい。

[0010] 上記発明においては、前記光源部が、白色光を発する白色光源と、該白色光源から発せられた前記白色光から490 nm～540 nmにおける少なくとも一部の波長領域の光を除去するフィルタとを備え、該フィルタが、前記白色光源の後段に挿脱可能に設けられ、前記照明光が、前記フィルタを透過した略白色光であってもよい。

このようにすることで、蛍光画像を取得しないときには、フィルタを白色光源の後段から取り除くことにより可視領域全体の波長を含む白色光を照明光として生体組織に照射し、生体組織の色をより正確に再現した戻り光画像を取得することができる。一方、蛍光画像を取得するときには、フィルタを白色光源の後段に挿入することにより白色光から一部の波長領域が除去された略白色光を照明光として生体に照射し、生体組織の色を略正確に再現した戻り光画像を取得することができる。

[0011] 上記発明においては、前記フィルタが前記白色光源の後段に挿入されているとき、および、前記フィルタが前記白色光源の後段から取り除かれているときに、それぞれ前記戻り光画像生成部によって生成された前記戻り光画像のホワイトバランスを切り替えるホワイトバランス切替部を備えていてもよい。

このようにすることで、白色光源の後段にフィルタが挿入されているときと取り除かれているときとで、照明光が含む波長が異なることに起因して戻り光画像において適切なホワイトバランス値が互いに異なる。各々のときの戻り光画像において必要となるホワイトバランス値にホワイトバランス切替部によって切り替えることができる。

[0012] 上記発明においては、前記光源部が、前記照明光および前記蛍光とは異なる波長を有するもう一つの蛍光を発生させるもう一つの励起光を間欠的に前記生体組織に照射してもよい。

このようにすることで、もう一つの励起光が生体組織に照射されているときには2種類の蛍光を同時に撮影することができる。

[0013] 上記発明においては、前記光源部が、前記もう一つの励起光として近赤外光を発する近赤外光源を備えていてもよい。

このようにすることで、可視領域の蛍光と近赤外領域の蛍光とを同時に撮影することができる。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、白色光画像のフレームレートを遅くすることなく白色光

画像と可視領域の蛍光画像とを並行して取得することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

- [0015] [図1]本発明の第1の実施形態に係る蛍光観察装置の全体構成図である。
- [図2]図1の光源ユニットが出力する照明光と、該照明光に含まれる励起光によって励起される蛍光とのスペクトルである。
- [図3]生体組織に対する照明光の作用を説明する図であり、生体組織に存在する主な光吸収体の吸収スペクトルである。
- [図4]図1の蛍光観察装置の変形例を示す全体構成図である。
- [図5]本発明の第2の実施形態に係る蛍光観察装置の全体構成図である。
- [図6]図5の光源ユニットが出力する照明光および近赤外光と、これら照明光および近赤外光に含まれる2つの励起光によって励起される2つの蛍光とのスペクトルである。
- [図7]図5の蛍光観察装置の動作を説明するタイミングチャートである。

発明を実施するための形態

[0016] (第1の実施形態)

以下に、本発明の第1の実施形態に係る蛍光観察装置1について図1から図4を参照して説明する。

本実施形態に係る蛍光観察装置1は、内視鏡装置であって、図1に示されるように、体内に挿入される細長い挿入部2と、光源ユニット(光源部)3と、該光源ユニット3からの照明光Lを挿入部2の先端2aから生体組織Xに向けて照射する照明ユニット4と、挿入部2の先端2aに設けられ、生体組織Xの画像情報S1、S2を取得する撮像ユニット5と、該撮像ユニット5によって取得された画像情報S1、S2を処理する画像処理ユニット6と、該画像処理ユニット6によって処理された画像G1、G2を表示する表示部7とを備えている。

- [0017] 光源ユニット3は、キセノンランプのような白色光源31と、該白色光源31から発せられた白色光から一部の波長を切り出して照明光Lを生成する

フィルタ32と、該フィルタ32によって生成された照明光Lを集光するカップリングレンズ33とを備えている。白色光源31は、可視領域全体にわたって波長を有する白色光を発する。フィルタ32は、波長400nm~490nmおよび540nm~610nmの光を少なくとも透過させるとともに、波長490nm~540nmの光を遮断する。これにより、図2に実線で示されるように、可視領域のうち一部の波長領域が除去されて2極化した波長分布を有する略白色光である照明光Lが生成される。

[0018] 照明ユニット4は、挿入部2の長手方向のほぼ全長にわたって配置されたライトガイドファイバ41と、挿入部2の先端2aに設けられた照明光学系42とを備えている。ライトガイドファイバ41は、カップリングレンズ33によって集光された照明光Lを導光する。照明光学系42は、ライトガイドファイバ41によって導光されてきた照明光Lを拡散させて、挿入部2の先端2aに対向する生体組織Xに照射する。

[0019] 撮像ユニット5は、生体組織Xからの光を集光する対物レンズ51と、該対物レンズ51によって集光された光を2つに分割するビームスプリッタ52と、該ビームスプリッタ52によって分割された光をそれぞれ撮影するカラーCCDのような撮像素子53および高感度モノクロCCDのような撮像素子54と、ビームスプリッタ52と撮像素子54との間に配置されたバリアフィルタ55とを備えている。

[0020] 符号56は、対物レンズ51によって集光された光を、各撮像素子53、54の撮像面に結像させる結像レンズである。

バリアフィルタ55は、ビームスプリッタ52から入射された光のうち、照明光Lの戻り光を遮断し、後述する蛍光を選択的に透過させる。

[0021] 画像処理ユニット6は、撮像素子53によって取得された戻り光画像情報S1から戻り光画像G1を生成する戻り光画像生成部61と、撮像素子54によって取得された蛍光画像情報S2から蛍光画像G2を生成する蛍光画像生成部62とを備えている。戻り光画像生成部61および蛍光画像生成部62はそれぞれ、戻り光画像G1および蛍光画像G2を表示部7に出力する。

画像処理ユニット6は、戻り光画像G1および蛍光画像G2をそれぞれ、ノイズ除去などの画像処理を適宜施した後に、表示部7に出力してもよい。

表示部7は、戻り光画像G1および蛍光画像G2を並列に表示する。

[0022] 次に、このように構成された蛍光観察装置1の作用について説明する。

本実施形態に係る蛍光観察装置1を用いて生体組織Xを観察するには、予め、例えば病変部に集積する蛍光色素を生体組織Xに投与しておく。蛍光色素は、波長450nm~490nmの光によって励起され、波長490nm~540nmの蛍光を発生するものが使用される。本実施形態においては、蛍光色素として、図2に示されるように、約450nm~500nmの励起波長EXf1と、約510nm~540nmの発光波長EMf1とを有し、癌の標識に使用されるフルオレセイン誘導体を想定している。

[0023] まず、体内に挿入部2を挿入してその先端2aを生体組織Xに対向配置し、光源ユニット3の作動によって照明光Lを挿入部2の先端2aから生体組織Xに照射する。生体組織Xにおいて、照明光Lが生体組織Xの表面において反射され、反射された照明光Lの一部が挿入部2の先端2aに戻る。

[0024] ここで、照明光Lは、蛍光色素を励起する波長450nm~490nmの励起光を含んでいる。したがって、照明光Lの照射によって生体組織Xに含まれている蛍光色素が励起され、発生した蛍光の一部が照明光Lの戻り光と共に挿入部2の先端2aに戻る。

[0025] 挿入部2の先端2aにおいて対物レンズ51によって集光された照明光Lの戻り光および蛍光は、ビームスプリッタ52によって2つに分割される。そして、一方は撮像素子53によって撮影されて戻り光画像情報S1として取得され、他方はバリアフィルタ55によって蛍光のみが抽出された後に撮像素子54によって撮影されて蛍光画像情報S2として取得される。ここで、撮像素子53は、照明光Lの戻り光と蛍光の両方を撮影するが、蛍光は戻り光に対して十分に微弱であるので、撮像素子53によって取得される戻り光画像情報S1は主として生体組織Xの形態の情報を含んだものとなる。

[0026] 次に、画像処理ユニット6において、戻り光画像情報S1から戻り光画像

G 1 が生成され、蛍光画像情報 S 2 から蛍光画像 G 2 が生成される。そして、戻り光画像 G 1 および蛍光画像 G 2 が表示部 7 に表示される。

[0027] ここで、照明光 L の生体組織 X に対する作用について説明する。図 3 は、生体組織 X に存在する主な吸収体の吸収スペクトルを示している。図 3 に示されるように、血液中に存在するヘモグロビン (H b) および酸化ヘモグロビン (H b O₂) は、生体組織 X の表層において波長 4 0 0 n m ~ 4 5 0 n m の光を強く吸収し、生体組織 X の深層において波長 5 4 0 n m ~ 5 6 5 n m の光を強く吸収する。脂肪に蓄積される β カロテンは、波長 4 5 0 n m ~ 4 9 0 n m の光を強く吸収する。また、波長 6 0 0 n m ~ 6 1 0 n m の光は、H b、H b O₂ および β カロテンのいずれにもほとんど吸収されない。

[0028] このことは、波長 4 0 0 n m ~ 4 5 0 n m の光と波長 5 4 0 n m ~ 5 6 5 n m の光とを照明光 L として用いることにより、生体組織 X の表層および深層に存在する血管の形態を撮影することができ、波長 4 5 0 n m ~ 4 9 0 n m の光を照明光 L として用いることにより、臓器の表面や粘膜下などに豊富に存在する脂肪の形態を撮影することができ、波長 5 8 0 n m ~ 6 1 0 n m の光を照明光 L として用いることにより生体組織 X の表面の形態を撮影することができることを意味している。

[0029] 生体組織 X の形態の情報を得るためには、主として血管、脂肪および表面形状の情報を得ることが重要となる。本実施形態によれば、照明光 L は、脂肪および血管において吸収される波長領域と、これらのいずれにおいても吸収されない波長領域とを含んでいる。したがって、白色光を生体組織 X に照明して取得した白色光画像と同様に生体組織 X の形態を十分に鮮明に撮影した戻り光画像 G 1 を取得することができる。

[0030] また、このように生体組織 X の形態の情報の取得に重要ではない波長領域あり、形態の情報量が少ない波長領域である 4 9 0 n m ~ 5 4 0 n m を照明光 L から除き、照明光 L から除かれた波長領域 4 9 0 n m ~ 5 4 0 n m において照明光 L を利用して蛍光を発生させることにより、戻り光画像 G 1 のフレームレートを遅くすることなく、戻り光画像 G 1 および蛍光画像 G 2 の両

方を並行して取得することができるという利点がある。

[0031] なお、本実施形態においては、フィルタ32が、白色光源31とカップリングレンズ33との間の光路に挿脱可能に設けられていてもよい。

このようにすることで、フィルタ32を白色光源31とカップリングレンズ33との間の光路に挿入することにより、上述したように戻り光画像G1および蛍光画像G2の両方を同時に取得することができる。一方、戻り光画像G1のみを観察するときは、フィルタ32を光路から取り除くことにより、可視領域全体にわたって波長を有する白色光を照明光Lとして生体組織Xに照射し、生体組織Xの色をより正確に再現した戻り光画像G1を取得することができる。

[0032] このようにフィルタ32を挿脱可能に構成する場合には、図4に示されるように、戻り光画像G1のホワイトバランスを切り替えるホワイトバランス切替部63が画像処理ユニット6に備えられていることが好ましい。

[0033] フィルタ32が光路に挿入されているときに取得された戻り光画像G1と、フィルタ32が光路から取り除かれているときに取得された戻り光画像G1とでは、照明光Lに含まれる波長が異なることに起因して適切なホワイトバランスが互いに異なる。そこで、ホワイトバランスを切り替えることで、具体的には、フィルタ32が光路に挿入されているときに取得された戻り光画像G1のホワイトバランス値と、フィルタ32が光路から取り除かれているときに取得された戻り光画像G1のホワイトバランス値とをそれぞれ適切な値に切り替えることで、常に生体組織Xの色を表示部7に適切に表示させることができる。

[0034] (第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態に係る蛍光観察装置1について図5から図7を参照して説明する。本実施形態において、第1の実施形態と異なる構成について主に説明し、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。

本実施形態に係る蛍光観察装置1は、図5に示されるように、光源ユニッ

ト3が、もう1つの励起光を生体組織Xに照射し、2種類の蛍光画像G2, G2'を取得する点において、第1の実施形態と主に異なる。

[0035] 具体的には、光源ユニット3は、上述した可視領域の励起光を含む照明光Lに加えて、近赤外光L'（例えば、波長750nm~800nm）をもう1つの励起光として出力する。図5においては、近赤外光L'を出力するための近赤外光源34と、該近赤外光源34からの近赤外光L'を白色光源31の出力光軸上に合成するミラー35およびダイクロイックミラー36とがさらに光源ユニット3に備えられている。光源ユニット3は、図示しない制御部からの制御信号に従って、撮像素子54の撮像のタイミングと同期して近赤外光源34から間欠的に近赤外光L'を出力させるようになっている。

[0036] バリアフィルタ55は、ビームスプリッタ52から入射された光のうち、照明光Lの戻り光および近赤外光L'を遮断し、照明光Lおよび近赤外光L'によって発生された2つの蛍光を選択的に透過させる。

[0037] 次に、このように構成された蛍光観察装置1の作用について図6および図7を参照して説明する。

本実施形態に係る蛍光観察装置1を用いて生体組織Xを観察するには、予め、例えば病変部に集積する2種類の蛍光色素を生体組織Xに投与しておく。

[0038] ここで、一方の蛍光色素としては、第1の実施形態と同様に、フルオレセインが使用される。他方の蛍光色素としては、近赤外光L'によって励起され、照明光Lおよびフルオレセインの蛍光とは異なる波長域の蛍光を発生するものが使用される。本実施形態においては、他方の蛍光色素として、図6に示されるように、約780nmで極大となる励起波長EXicgと、約845nmで極大となる発光波長EMicgとを有し、血管の染色に使用されるインドシアニングリーン（ICG）を想定している。

[0039] 第1の実施形態と同様にして、照明光Lを挿入部2の先端2aから生体組織Xに照射する。このときに、図7に示されるように、撮像素子54が1フレーム分の蛍光画像情報S2, S2'を取得する毎に、光源ユニット3から

の近赤外光L'の出力と停止とが交互に繰り返される。これにより、近赤外光L'が停止しているときには、第1の実施形態と同様に、フルオレセインのみの蛍光を撮影した蛍光画像情報S2が撮像素子54によって取得される。一方、近赤外光L'が出力されているときには、フルオレセインとICGの両方の蛍光を撮影した蛍光画像情報S2'が撮像素子54によって取得される。これら蛍光画像情報S2、S2'は、交互に蛍光画像生成部62に入力される。

[0040] 蛍光画像生成部62においては、交互に入力される蛍光画像情報S2、S2'から、フルオレセインの蛍光を撮影した蛍光画像G2と、フルオレセインおよびICGの両方の蛍光を撮影した蛍光画像G2'とが交互に生成される。なお、画像処理ユニット6は、蛍光画像G2'から該蛍光画像G2'の直前に生成された蛍光画像G2を減算することにより、ICGの蛍光のみを撮影した蛍光画像を生成し、該蛍光画像を表示部7に出力してもよい。

[0041] このように、本実施形態によれば、第1の実施形態の効果に加えて、可視領域の照明光Lおよび蛍光と干渉しない近赤外領域においてもう1つの蛍光を発生させることにより、戻り光画像G1のフレームレートを遅くすることなく2種類の蛍光画像G2、G2'を取得することができるという利点がある。

符号の説明

- [0042] 1 蛍光観察装置
2 挿入部
3 光源ユニット（光源部）
31 白色光源
32 フィルタ
33 カップリングレンズ
34 近赤外光源
35 ミラー
36 ダイクロイックミラー

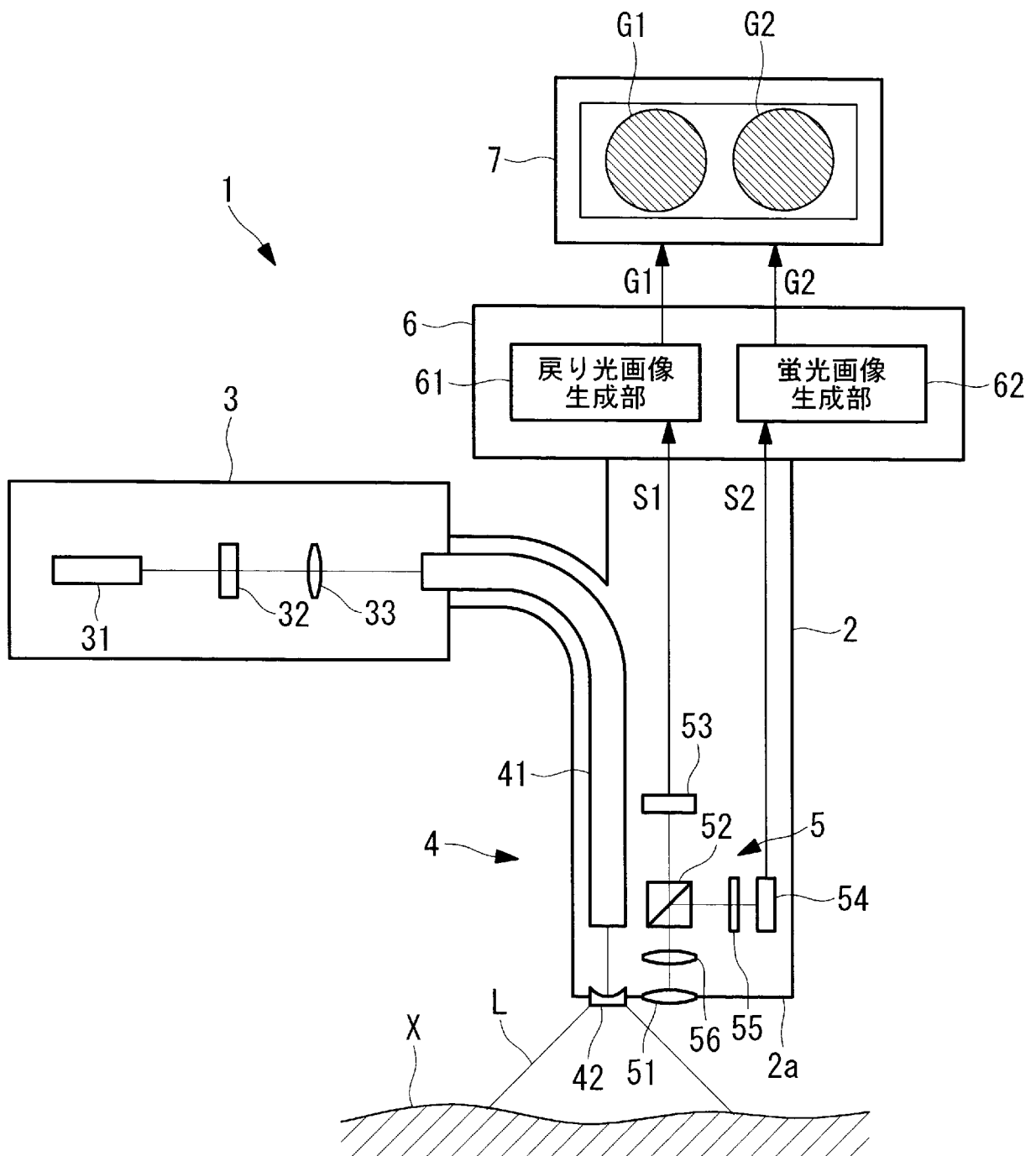
- 4 照明ユニット
 - 4 1 ライトガイドファイバ
 - 4 2 照明光学系
- 5 撮像ユニット
 - 5 1 対物レンズ
 - 5 2 ビームスプリッタ
 - 5 3, 5 4 撮像素子
 - 5 5 バリアフィルタ
 - 5 6 結像レンズ
- 6 画像処理ユニット
 - 6 1 戻り光画像生成部
 - 6 2 蛍光画像生成部
 - 6 3 ホワイトバランス切替部
- 7 表示部
- L 照明光
- L' 近赤外光
- G 1 戻り光画像
- G 2, G 2' 蛍光画像

請求の範囲

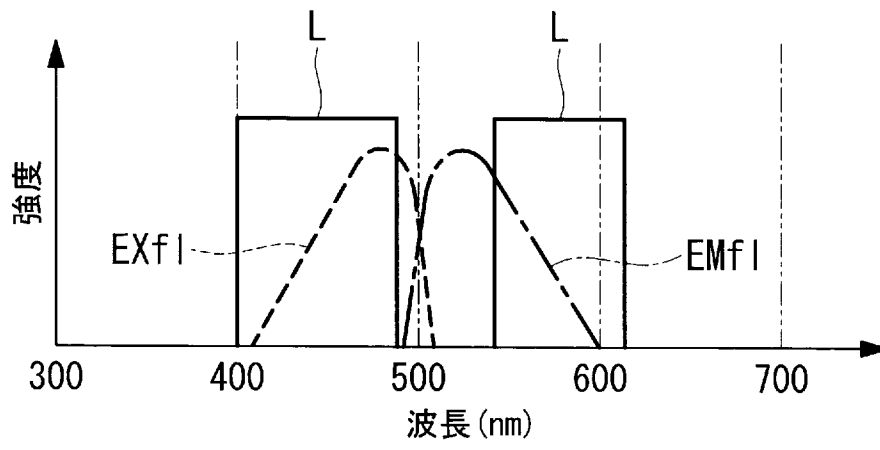
- [請求項1] 生体組織に励起光を含む照明光を照射する光源部と、
該光源部からの前記照明光の照射によって前記生体組織から戻る戻り光を撮影して前記生体組織の戻り光画像を生成する戻り光画像生成部と、
前記光源部からの前記励起光の照射によって前記生体組織から発生する蛍光を撮影して蛍光画像を生成する蛍光画像生成部とを備え、
前記照明光が、490nm～540nmにおける少なくとも一部の波長領域を含まない可視光であり、
前記励起光が、前記照明光の一部の波長を有し、前記少なくとも一部の波長領域に含まれる波長の前記蛍光を発生させる蛍光観察装置。
- [請求項2] 前記少なくとも一部の波長領域が、510nm～530nmである請求項1に記載の蛍光観察装置。
- [請求項3] 前記少なくとも一部の波長領域の幅が、20nm以上である請求項1または請求項2に記載の蛍光観察装置。
- [請求項4] 前記光源部が、
白色光を発する白色光源と、
該白色光源から発せられた前記白色光から490nm～540nmにおける少なくとも一部の波長領域の光を除去するフィルタとを備え、
該フィルタが、前記白色光源の後段に挿脱可能に設けられ、
前記照明光が、前記フィルタを透過した略白色光である請求項1に記載の蛍光観察装置。
- [請求項5] 前記フィルタが前記白色光源の後段に挿入されているとき、および、前記フィルタが前記白色光源の後段から取り除かれているときに、それぞれ前記戻り光画像生成部によって生成された前記戻り光画像のホワイトバランスを切り替えるホワイトバランス切替部を備える請求項4に記載の蛍光観察装置。

- [請求項6] 前記光源部が、前記照明光および前記蛍光とは異なる波長を有するもう一つの蛍光を発生させるもう一つの励起光を間欠的に前記生体組織に照射する請求項1から請求項5のいずれかに記載の蛍光観察装置。
- [請求項7] 前記光源部が、前記もう一つの励起光として近赤外光を発する近赤外光源を備える請求項6に記載の蛍光観察装置。

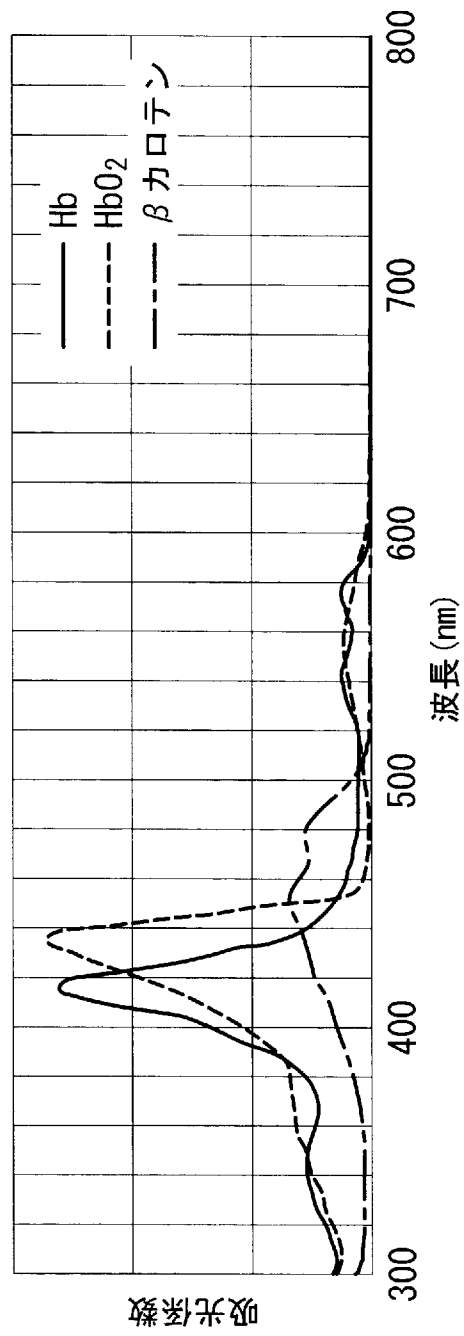
[図1]



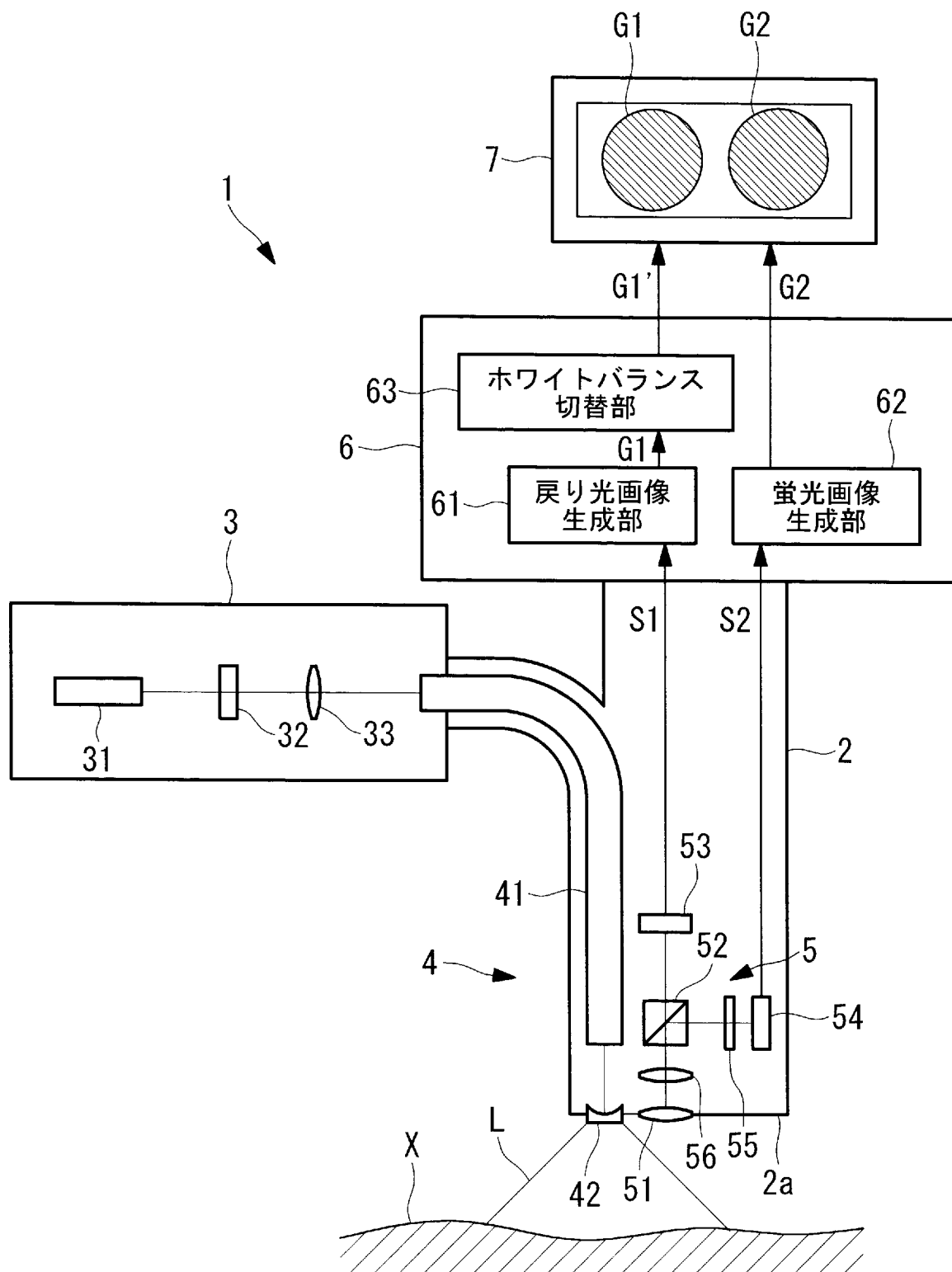
[図2]



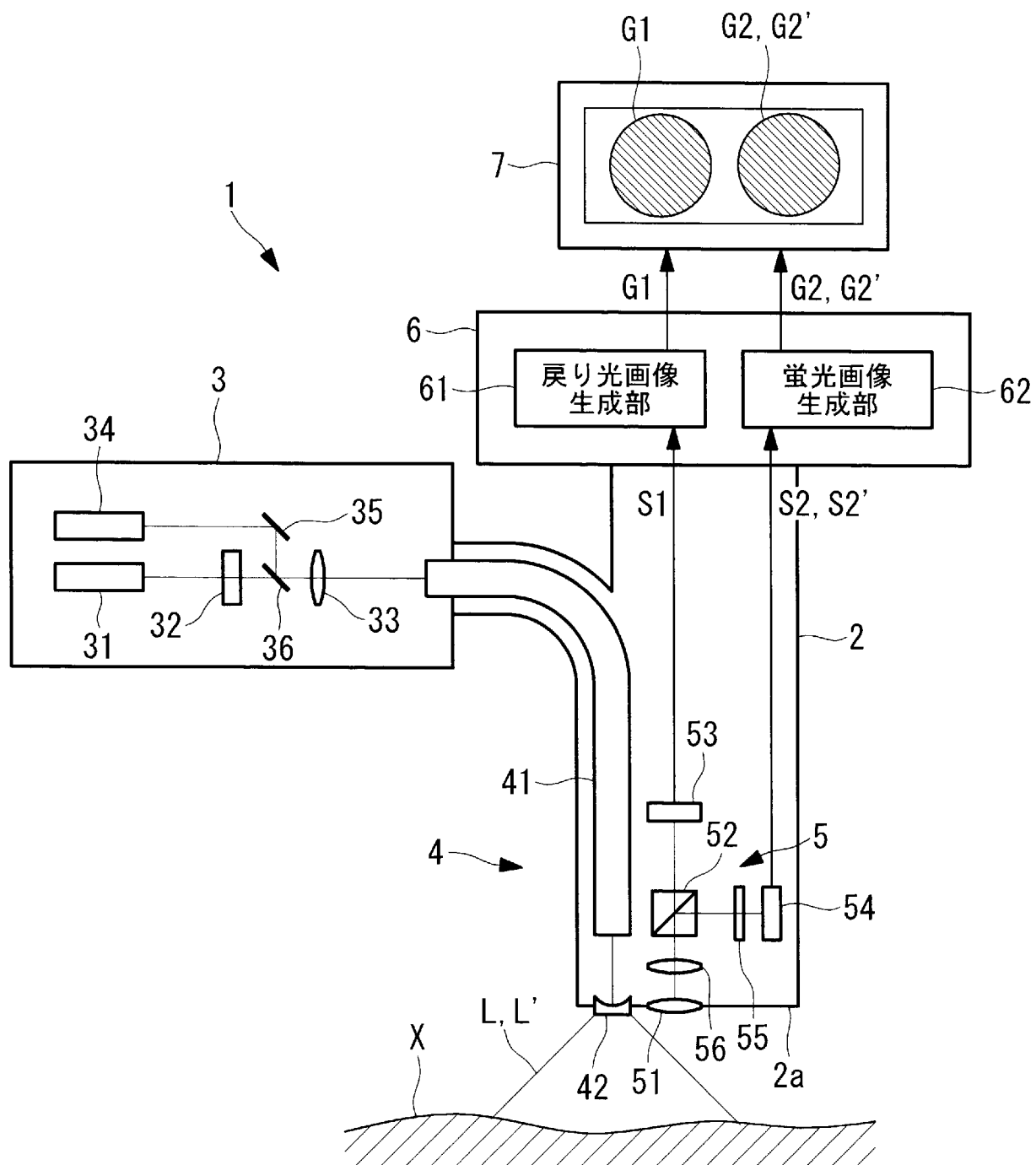
[図3]



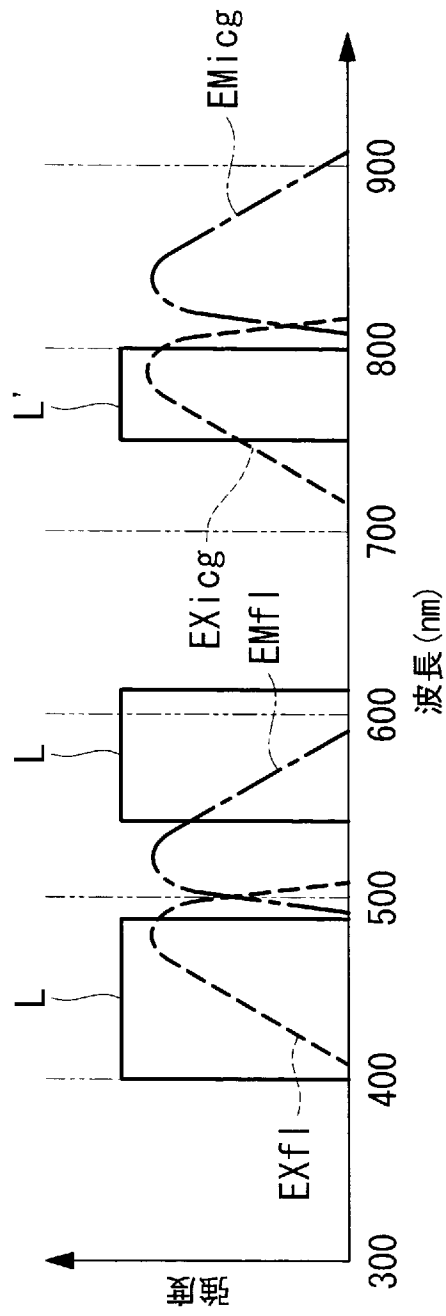
[図4]



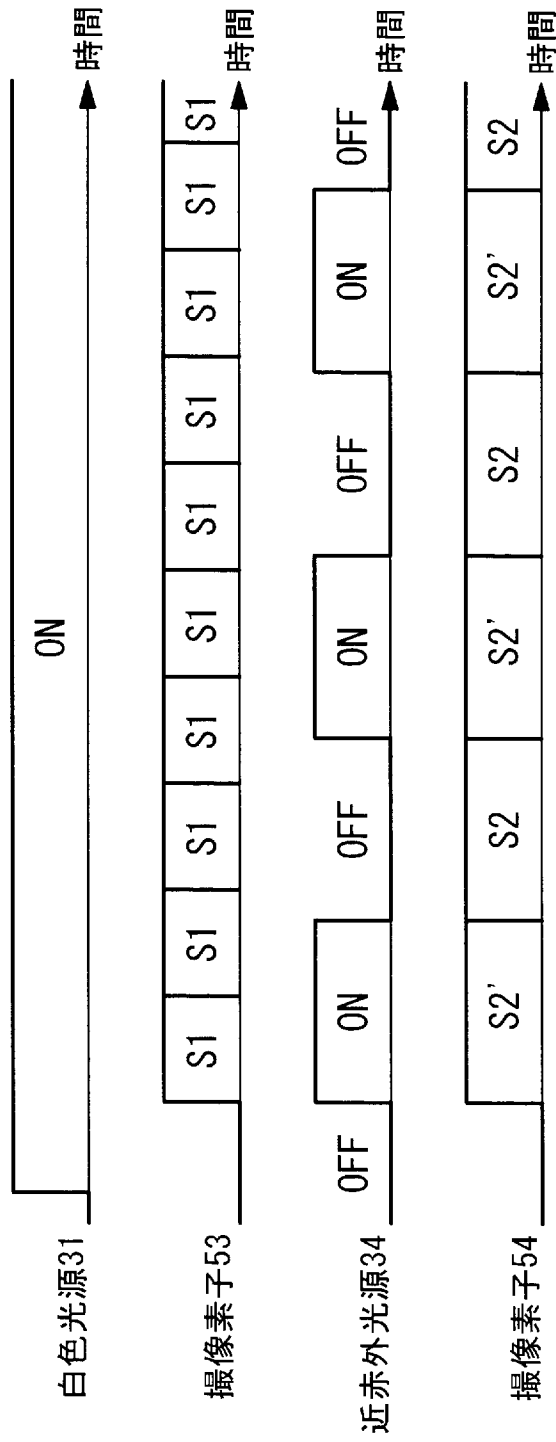
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/052808

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(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, A61B1/04

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	1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2014	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2014

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 A	JP 2011-177436 A (Olympus Corp.), 15 September 2011 (15.09.2011), paragraphs [0019] to [0041] (Family: none)	1-5 6, 7
A	JP 2005-329115 A (Olympus Corp.), 02 December 2005 (02.12.2005), paragraphs [0023] to [0065] & US 2005/0261592 A1	1-7

 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
07 May, 2014 (07.05.14)

Date of mailing of the international search report
20 May, 2014 (20.05.14)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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, A61B1/04(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, A61B1/04		
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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014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 A	JP 2011-177436 A (オリンパス株式会社) 2011.09.15, 【0019】 ～【0041】 (ファミリーなし)	1-5 6, 7
A	JP 2005-329115 A (オリンパス株式会社) 2005.12.02, 【0023】 ～【0065】 & US 2005/0261592 A1	1-7
<input 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 07.05.2014	国際調査報告の発送日 20.05.2014	
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) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4077