

(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  
2019年5月16日(16.05.2019)



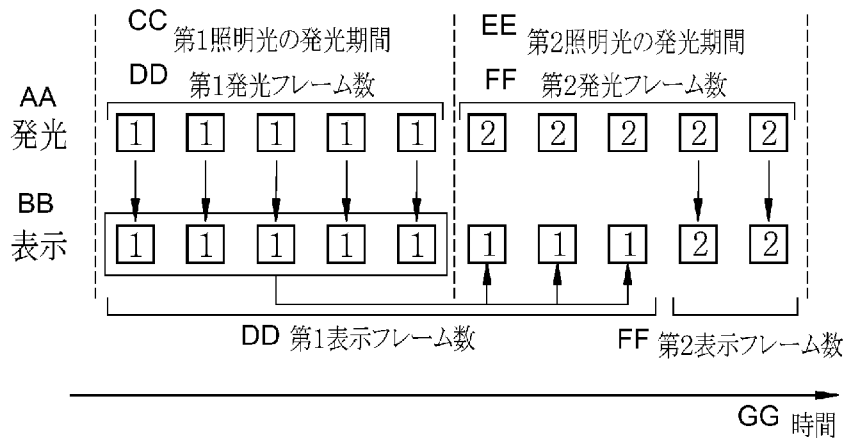
(10) 国際公開番号

**WO 2019/093355 A1**

- (51) 国際特許分類:  
*A61B 1/045* (2006.01) *G02B 23/24* (2006.01)  
*A61B 1/00* (2006.01) *G02B 23/26* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2018/041288
- (22) 国際出願日: 2018年11月7日(07.11.2018)
- (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 2017-217889 2017年11月13日(13.11.2017) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 久保 雅裕(**KUBO, Masahiro**); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 小林国際特許事務所 (**KYORITSU INSTITUTE**); 〒1700004 東京都豊島区北大塚2丁目25番1号 アミックス大塚ビル2階 Tokyo (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, 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,

(54) **Title:** ENDOSCOPE SYSTEM AND METHOD FOR OPERATING SAME

(54) 発明の名称: 内視鏡システム及びその作動方法



AA Light emission  
BB Display  
CC Light emission period of first illumination light  
DD Number of first light emission frames  
EE Light emission period of second illumination light  
FF Number of second light emission frames  
GG Time

(57) **Abstract:** Provided are an endoscope system and a method for operating the same, whereby, when a plurality of illumination lights are switched and emitted, and an observation image corresponding to each illumination light is switched and displayed, it is possible to set content to be displayed from each observation image in order to emphasize only specific subject information, without placing a load on a device as a whole. In the present invention, a plurality of illumination lights are emitted while being switched in accordance with a specific light emission pattern. A plurality of observation

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, ST, 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))

---

images obtained by capturing images of an observation object illuminated by each illumination light are acquired. Control is performed for switching and displaying the plurality of observation images in a display unit in accordance with a specific display pattern. The specific light emission pattern is fixed, and the specific display pattern is changeable.

(57) 要約: 複数の照明光を切り替えて発光し、各照明光に対応する観察画像を切り替えて表示する場合において、特定の被写体情報だけを強調するために、装置全体に負荷をかけることなく、各観察画像の表示内容を設定することができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する。複数の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光する。各照明光により照明された観察対象を撮像して得られる複数の観察画像を取得する。複数の観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えて表示部に表示する制御を行う。特定の発光パターンは固定であり、特定の表示パターンは変更可能である。

## 明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及びその作動方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、波長帯域が異なる複数の照明光を切り替えて照明し、各照明光に対応する観察画像を切り替えて表示する内視鏡システム及びその作動方法に関する。

### 背景技術

[0002] 近年の医療分野では、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムが広く用いられている。内視鏡システムでは、内視鏡から観察対象に照明光を照射し、その照明光で照明中の観察対象を内視鏡の撮像素子で撮像して得られるRGB画像信号に基づいて、観察対象の画像をモニタ上に表示する。

[0003] また、近年においては、波長帯域が異なる複数の照明光を用いて、観察対象の照明を行うことにより、観察対象から多くの診断情報を得ることも行われている。例えば、特許文献1では、400nm台、500nm台、600nm台の狭帯域光からなる波長セットを自動的に切り替えて照明することにより、観察対象に含まれる表層血管の酸素飽和度、中層血管の酸素飽和度、深層血管の酸素飽和度をそれぞれ観察できるようにしている。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：特開2012-213551号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] 上記のように、波長帯域が異なる複数の照明光を観察対象に照明する場合には、各照明光に対応する観察画像は見え方が異なっている。例えば、青色光を照明して得られる青色の観察画像は、表層血管が強調されて表示されるのに対して、緑色光を照明して得られる緑色の観察画像は、中深層血管が強

調されて表示される。これら表層血管や中深層血管はいずれも診断上重要であることから、青色の観察画像や緑色の観察画像の両方を確認しながら、診断することが行われている。

[0006] ここで、複数の観察画像をそれぞれ頻繁に確認するような場合においては、照明光を自動的に切り替えて、各照明光に対応する観察画像を自動的に切り替えて表示することで、ユーザーに負担をかけることなく、各観察画像を確認することができるようになる。そして、このように、複数の観察画像を自動的に切り替えて表示する場合には、観察対象に含まれる特定の被写体情報（例えば、病変部）が強調し、それ以外の被写体情報（例えば、正常粘膜）は強調されないように、各観察画像の表示内容を設定することが必要となる。そこで、特定の被写体情報だけを強調するために、装置全体に負荷をかけることなく、各観察画像の表示内容を設定できるようにすることが求められていた。

[0007] 本発明は、複数の照明光を切り替えて発光し、各照明光に対応する観察画像を切り替えて表示する場合において、特定の被写体情報だけを強調するために、装置全体に負荷をかけることなく、各観察画像の表示内容を設定することができる内視鏡システム及びその作動方法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

[0008] 本発明の内視鏡システムは、複数の半導体光源と、光源制御部と、画像取得部と、表示制御部とを備える。複数の半導体光源は、互いに異なる波長帯域の光を発光する。光源制御部は、複数の半導体光源を制御する。光源制御部は、第1発光比率を有する第1照明光と第1発光比率と異なる第2発光比率を有する第2照明光とを含む複数の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光する制御を行う。画像取得部は、各照明光により照明された観察対象を撮像して得られる複数の観察画像を取得する。複数の観察画像には、第1照明光に対応する第1観察画像と第2照明光に対応する第2観察画像とが含まれる。表示制御部は、複数の観察画像を、特定の表示パ

ターンに従って、切り替えて表示部に表示する制御を行う。特定の発光パターンは固定であり、特定の表示パターンは変更可能である。

[0009] 特定の発光パターンは、予め定められた特定の発光サイクルにおいて、第1照明光を第1発光フレーム数に対応する時間、発光した後、第1照明光を第2照明光に切り替えて、第2照明光を第2発光フレーム数に対応する時間、発光するパターンであり、特定の表示パターンは、特定の発光サイクルにおいて、第1観察画像を第1表示フレーム数に対応する時間、表示部に表示した後、第1観察画像を第2観察画像に切り替えて、第2観察画像を第2表示フレーム数に対応する時間、表示部に表示するパターンであり、第1発光フレーム数と第2発光フレーム数は固定であり、第1表示フレーム数と第2表示フレーム数は変更可能であることが好ましい。

[0010] 第1表示フレーム数を第2表示フレーム数よりも大きくする第1の表示パターンとする場合には、第2照明光の発光期間において表示部に表示する第2照明光発光期間内の第1観察画像は、第2照明光の発光期間よりも前の第1照明光の発光期間に得られた第1照明光発光期間内の第1観察画像に基づいて表示されることが好ましい。

[0011] 第1表示フレーム数を第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとする場合には、第1照明光の発光期間において表示部に表示する第1照明光発光期間内の第2観察画像は、第1照明光の発光期間よりも前の第2照明光の発光期間に得られた第2照明光発光期間内の第2観察画像に基づいて表示されることが好ましい。第1表示フレーム数を第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとする場合には、第1照明光の発光期間においては、第1観察画像を表示部に表示しない期間が設けられることが好ましい。

[0012] 第1表示フレーム数を第2表示フレーム数よりも大きくする第1の表示パターンと、第1表示フレーム数を第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとを切り替えるための表示パターン切替部を有することが好ましい。表示部は、複数の観察画像を切り替えて表示する切替表示画面と、

複数の観察画像のうちのいずれかの観察画像のみを表示する単一画像表示画面とを表示することが好ましい。単一画像表示画面において、第1観察画像及び第2観察画像のうちのいずれかの観察画像のみを表示する場合には、第1観察画像及び第2観察画像のうち単一画像表示画面に表示しない観察画像の表示フレーム数を「0」にすることが好ましい。表示制御部は、各照明光の切替直後に得られた切替直後の観察画像は破棄して表示部に表示しないことが好ましい。

[0013] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源制御ステップと、画像取得ステップと、表示制御ステップとを有する。光源制御ステップでは、互いに異なる波長帯域の光を発光する複数の半導体光源を制御する光源制御部が、第1発光比率を有する第1照明光と第1発光比率と異なる第2の発光比率を有する第2照明光とを含む複数の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光する制御を行う。画像取得ステップでは、画像取得部が、各照明光により照明された観察対象を撮像して得られる複数の観察画像を取得するステップであり、複数の観察画像には、第1照明光に対応する第1観察画像と第2照明光に対応する第2観察画像とを含めて取得を行う。表示制御ステップでは、表示制御部が、複数の観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えて表示部に表示する制御を行う。特定の発光パターンは固定であり、特定の表示パターンは変更可能である。

## 発明の効果

[0014] 本発明によれば、複数の照明光を切り替えて、各照明光に対応する観察画像を切り替えて表示する場合において、特定の被写体情報だけを強調するために、装置全体に負荷をかけることなく、各観察画像の表示内容を設定することができる。

## 図面の簡単な説明

[0015] [図1]第1実施形態の内視鏡システムの外観図である。

[図2]第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図3]紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光スペクトルを示す

グラフである。

[図4]紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rを含む第1照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図5]第1観察画像を示す画像図である。

[図6]紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rを含む第2照明光の発光スペクトルを示すグラフである。

[図7]第2観察画像を示す画像図である。

[図8]モード切替が行われる場合の情報の流れを示すブロック図である。

[図9]表示フレーム数設定メニューを示す説明図である。

[図10]第1の表示パターンを示す説明図である。

[図11]第2の表示パターンを示す説明図である。

[図12]第1の表示パターンと第2の表示パターンとが切り替え可能であることを示す説明図である。

[図13]第1表示フレーム数を減少させた場合における第1観察画像と第2観察画像の表示態様を示す説明図である。

[図14]切替表示画面と単一画像表示画面を有するモニタの画像図である。

[図15]切替直後の第2観察画像を表示しないことを示す説明図である。

[図16]マルチ観察モードの流れを示すフローチャートである。

## 発明を実施するための形態

- [0016] 図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニタ18と、ユーザーインターフェース部19とを有する。内視鏡12は光源装置14と光学的に接続され、且つ、プロセッサ装置16と電氣的に接続される。内視鏡12は、被検体内に挿入される挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられた操作部12bと、挿入部12aの先端側に設けられる湾曲部12c及び先端部12dを有している。操作部12bのアングルノブ12eを操作することにより、湾曲部12cは湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部12dが所望の方向に向けられる。なお、ユーザーインターフェース部19は図示したキーボード

の他、マウスなどが含まれる。

[0017] また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切替 SW 1 3 a が設けられている。モード切替 SW 1 3 a は、通常観察モードと、第 1 特殊観察モードと、第 2 特殊観察モードと、マルチ観察モードとの切替操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。第 1 特殊観察モードは、表層血管を強調した第 1 観察画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。第 2 特殊観察モードは、深層血管を強調した第 2 観察画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。マルチ観察モードでは、第 1 特殊観察モードと第 2 特殊観察モードを自動的に切り替えることにより、第 1 観察画像と第 2 観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えてモニタ 1 8 に表示する。

[0018] なお、モードを切り替えるためのモード切替部としては、モード切替 SW 1 3 a の他に、フットスイッチを用いてもよい。また、操作部 1 2 b には、静止画を取得するためのフリーズボタン（図示しない）が設けられている。ユーザーが診断に有効と思われる部位を検出した場合には、モード切替 SW 1 3 a とフリーズボタンが交互に操作されることがある。

[0019] プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びユーザーインターフェース部 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する。ユーザーインターフェース部 1 9 はキーボードやマウスなどを有し、機能設定等の入力操作を受け付ける。なお、プロセッサ装置 1 6 には、画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

[0020] 図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、光源部 2 0 と、光源制御部 2 1 と、光路結合部 2 3 とを有している。光源部 2 0 は、複数波長帯域の光を発光し、且つ、各波長帯域の光の発光比率の変更が可能となっている。なお、本明細書において、「互いに異なる複数の波長帯域の光」とは、複数の波長帯域が全く重ならないことを意味するものではなく、複数の波長帯域が一部重なっていてもよいことを意味する。光源部 2 0 は、複数波長帯域の光を発するため、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B-LED (Blue Light

Emitting Diode) 20b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 20dを有している。なお、光源部20には複数の半導体光源を設けられていればよい。LEDの代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。

[0021] 光源制御部21は、LED20a～20dの駆動を制御する。光路結合部23は、4色のLED20a～20dから発せられる4色の光の光路を結合する。光路結合部23で結合された光は、挿入部12a内に挿通されたライトガイド41及び照明レンズ45を介して、被検体内に照射される。

[0022] 図3に示すように、V-LED20aは、中心波長 $405 \pm 10$  nm、波長範囲380～420 nmの紫色光Vを発生する。B-LED20bは、中心波長 $460 \pm 10$  nm、波長範囲420～500 nmの青色光Bを発生する。G-LED20cは、波長範囲が480～600 nmに及ぶ緑色光Gを発生する。R-LED20dは、中心波長620～630 nmで、波長範囲が600～650 nmに及ぶ赤色光Rを発生する。

[0023] 光源制御部21は、いずれの観察モードにおいても、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを点灯する制御を行う。また、光源制御部21は、通常観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光強度比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となる通常光を発光するように、各LED20a～20dを制御する。なお、本明細書において、発光比率とは、各半導体光源の光強度比をいい、光強度比は0（ゼロ）の場合を含む。したがって、各半導体光源のいずれか1つまたは2つ以上が点灯しない場合を含む。例えば、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光強度比が1 : 0 : 0 : 0の場合のように、半導体光源の1つのみを点灯し、他の3つは点灯しない場合も、発光比率を有するものとする。

[0024] また、光源制御部21は、第1特殊観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光比率が $V_{s1} : B_{s1} : G_{s1} : R_{s1}$ である第1照明光を発光するように、各LED20a～20dを制御する。第1照明光は、400 nm以上440 nm以下にピークを有することが好ま

しい。そのため、第1照明光は、図4に示すように、紫色光Vの光強度が、その他の青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの光強度よりも大きくなるように、 $V_{s1} : B_{s1} : G_{s1} : R_{s1}$ が設定されている（ $V_{s1} > B_{s1}$ 、 $G_{s1}$ 、 $R_{s1}$ ）。この第1照明光により照明された観察対象を撮像することにより、図5に示すように、表層血管が強調された第1観察画像が得られる。

[0025] また、第1照明光には、赤色光Rのような第1の赤色帯域を有しているため、粘膜の色を正確に再現することができる。さらに、第1照明光には、紫色光V、青色光B、緑色光Gのように第1の青色帯域及び第1の緑色帯域を有しているため、上記のような表層血管の他、腺管構造や凹凸など各種構造も強調することができる。

[0026] また、光源制御部21は、第2特殊観察モード時には、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの発光比率が $V_{s2} : B_{s2} : G_{s2} : R_{s2}$ である第2照明光を発光するように、各LED20a～20dを制御する。第2照明光は、第1照明光に対して、460nm、540nm、630nmの強度比を大きくすることが好ましい。

[0027] そのため、第2照明光は、図6に示すように、第1照明光における青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの光量と比較して、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの光量が大きくなるように、 $V_{s2} : B_{s2} : G_{s2} : R_{s2}$ が設定されている。この第2照明光により照明された観察対象を撮像することにより、図7に示すように、中深層血管が強調された第1観察画像が得られる。

[0028] また、紫色光Vの光強度は、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの光強度よりも小さくなるように、 $V_{s2} : B_{s2} : G_{s2} : R_{s2}$ が設定されている（ $V_{s2} < B_{s2}$ 、 $G_{s2}$ 、 $R_{s2}$ ）。また、第2照明光には、赤色光Rのような第2の赤色帯域を有しているため、粘膜の色を正確に再現することができる。さらに、第2照明光には、紫色光V、青色光B、緑色光Gのように第2の青色帯域及び第2の緑色帯域を有しているため、上記のような深層

血管の他、腺管構造や凹凸など各種構造も強調することができる。

[0029] また、光源制御部 21 は、マルチ観察モードに設定されている場合には、第 1 照明光と第 2 照明光とを、特定の発光パターンに従って、自動的に切り替えて発光する制御を行う。特定の発光パターンは、予め定められた特定の発光サイクルにおいて、第 1 照明光を第 1 発光フレーム数に対応する時間、発光した後、第 1 照明光を第 2 照明光に切り替えて、第 2 照明光を第 2 発光フレーム数に対応する時間、発光するパターンである。ここで、本実施形態では、照明光を発光する発光時間を、観察対象を撮像する撮像センサ 48（図 2 参照）を制御するための単位であるフレーム数に換算した値で表す。したがって、特定の発光サイクルにおける第 1 照明光の発光時間は、第 1 発光フレーム数分の時間として表され、第 2 照明光の発光時間は、第 2 発光フレーム数分の時間として表される。なお、複数の照明光を切り替えて発光する場合には、特定の発光パターンには、各照明光の発光時間の他、各照明光の発光順序が含まれる。

[0030] 以上の特定の発光サイクルにおける第 1 発光フレーム数と第 2 発光フレーム数は、固定されている。ここで、「固定」とは、光源装置 14 の工場出荷時に、第 1 発光フレーム数や第 2 発光フレーム数の他、第 1 照明光と第 2 照明光の発光順序など特定の発光パターンを設定した後は、ユーザーによる特定の発光パターンの変更が不可能であることをいう。例えば、内視鏡 12 の使用時、即ち、内視鏡 12 が接続される光源装置 14 を駆動する際には、ユーザーは、特定の発光パターンを変更することができない。ただし、光源装置 14 の管理者など変更権限を持った者が特定の発光パターンを変更できることを妨げるものではない。また、各発光フレーム数を 2 フレーム以上の期間にしている。このように 2 フレーム以上の期間にするのは、光源装置 14 における照明光の切替は直ぐに行われるものの、プロセッサ装置 16 における画像処理の切替は直ぐに行われず、少なくとも 2 フレーム以上を有するためである。

[0031] 図 2 に示すように、ライトガイド 41 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコ

ード（内視鏡１２と光源装置１４及びプロセッサ装置１６とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部２３で結合された光を内視鏡１２の先端部１２ｄまで伝搬する。なお、ライトガイド４１としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径１０５μm、クラッド径１２５μm、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３～０．５mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

[0032] 内視鏡１２の先端部１２ｄには、照明光学系３０aと撮像光学系３０bが設けられている。照明光学系３０aは照明レンズ４５を有しており、この照明レンズ４５を介して、ライトガイド４１からの光が観察対象に照射される。撮像光学系３０bは、対物レンズ４６及び撮像センサ４８を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ４６を介して、撮像センサ４８に入射する。これにより、撮像センサ４８に観察対象の反射像が結像される。

[0033] 撮像センサ４８はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ４８は、ＣＣＤ(Charge Coupled Device) 撮像センサやＣＭＯＳ(Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ４８は、Ｒ（赤）、Ｇ（緑）及びＢ（青）の３色のＲＧＢ画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、Ｒフィルタが設けられたＲ画素、Ｇフィルタが設けられたＧ画素、Ｂフィルタが設けられたＢ画素を備えた、いわゆるＲＧＢ撮像センサである。

[0034] なお、撮像センサ４８としては、ＲＧＢのカラーの撮像センサの代わりに、Ｃ（シアン）、Ｍ（マゼンタ）、Ｙ（イエロー）及びＧ（緑）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、ＣＭＹＧの４色の画像信号が出力されるため、補色－原色色変換によって、ＣＭＹＧの４色の画像信号をＲＧＢの３色の画像信号に変換する必要がある。また、撮像センサ４８はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部２１は青色光Ｂ、緑色光Ｇ、及び赤色光Ｒを時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を

加える必要がある。

[0035] 撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS／AGC回路50に送信される。CDS／AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（CDS（Correlated Double Sampling））や自動利得制御（AGC（Auto Gain Control））を行う。CDS／AGC回路50を経た画像信号は、A／D変換器（A／D（Analog /Digital）コンバータ）52により、デジタル画像信号に変換される。A／D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

[0036] プロセッサ装置16は、内視鏡12で得られた画像などの医用画像を処理する医用画像処理装置に対応している。このプロセッサ装置16は、画像取得部53と、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ除去部58と、画像処理部60と、パラメータ切替部62と、表示制御部66と、中央制御部68とを備えている。画像取得部53には、内視鏡12からのデジタルのカラー画像信号が入力される。カラー画像信号は、撮像センサ48のR画素から出力されるR画像信号と、撮像センサ48のG画素から出力されるG画像信号と、撮像センサ48のB画素から出力されるB画像信号とから構成されるRGB画像信号である。

[0037] DSP56は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン処理、色調整処理、ガンマ変換処理、又はデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。

[0038] ゲイン処理では、オフセット処理後のRGB画像信号に特定のゲインパラメータを乗じることにより信号レベルが整えられる。特定のゲインパラメータは、観察モード毎に異なっている。例えば、通常観察モードの場合であれば、通常光の照明及び撮像により得られた画像信号に対して、特定のゲインパラメータとして、通常光用ゲインパラメータを乗じる通常光用ゲイン処理を行う。また、第1特殊観察モードの場合であれば、第1照明光の照明及び

撮像により得られたRGB画像信号（第1観察画像）に対して、特定のゲインパラメータとして、第1照明光用ゲインパラメータを乗じる第1照明光用ゲイン処理を行う。また、第2特殊観察モードの場合であれば、第2照明光の照明及び撮像により得られたRGB画像信号（第2観察画像）に対して、特定のゲインパラメータとして、第2照明光用ゲインパラメータを乗じる第2照明光用ゲイン処理を行う。

[0039] また、マルチ観察モードの場合であれば、第1照明光の照明時には、第1照明光の照明及び撮像により得られたRGB画像信号に対して、第1照明光用ゲイン処理が行われ、且つ、第2照明光の照明時には、第2照明光の照明及び撮像により得られたRGB画像信号に対して、第2照明光用ゲイン処理が行われる。

[0040] その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理（等方化处理、同時化处理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。

[0041] ノイズ除去部58は、DSP56でガンマ補正等が施されたRGB画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、RGB画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたRGB画像信号は、画像処理部60に送信される。

[0042] 画像処理部60は、RGB画像信号に対して、各種の画像処理を施す。各種の画像処理には、観察モードに関わらず同じ条件で行われる画像処理の他、観察モード毎に異なる条件で行われる画像処理がある。観察モード毎に異なる条件で行われる画像処理には、色再現性を高めるための色調整処理、及び、血管や凹凸などの各種構造を強調するための構造強調処理が含まれる。色調整処理及び構造強調処理は、2次元LUT（Look Up Table）、3次元LUT（Look Up Table）、又はマトリックスなどを用いる処理である。画像処理部60では、色強調処理及び構造強調処理を行う場合には、観察モード毎

に設定された色強調処理パラメータと、構造強調処理パラメータが用いられる。これら色強調処理パラメータ又は構造強調処理パラメータの切替は、パラメータ切替部62により行われる。

[0043] 画像処理部60は、通常観察モードにセットされている場合には、パラメータ切替部62によって通常光用色強調処理パラメータと通常光用構造強調処理パラメータに切り替えられる。そして、通常光用色強調処理パラメータを用いて、RGB画像信号に対して通常光用色強調処理を施し、且つ、通常光用構造強調処理パラメータを用いて、RGB画像信号に対して通常光用構造強調処理を施す。そして、以上の処理が施されたRGB画像信号は、通常画像として、表示制御部66に入力される。

[0044] 画像処理部60は、第1特殊観察モードにセットされている場合には、パラメータ切替部62によって第1照明光用色強調処理パラメータと第1照明光用構造強調処理パラメータに切り替えられる。そして、第1照明光用色強調処理パラメータを用いて、RGB画像信号に対して第1照明光用色強調処理を施し、且つ、第1照明光用構造強調処理パラメータを用いて、RGB画像信号に対して第1照明光用構造強調処理を施す。そして、以上の処理が施されたRGB画像信号は、第1観察画像として、表示制御部66に入力される。

[0045] 画像処理部60は、第2特殊観察モードにセットされている場合には、パラメータ切替部62によって第2照明光用色強調処理パラメータと第2照明光用構造強調処理パラメータに切り替えられる。そして、第2照明光用色強調処理パラメータを用いて、RGB画像信号に対して第2照明光用色強調処理を施し、且つ、第2照明光用構造強調処理パラメータを用いて、RGB画像信号に対して第2照明光用構造強調処理を施す。そして、以上の処理が施されたRGB画像信号は、第2観察画像として、表示制御部66に入力される。

[0046] 画像処理部60は、マルチ観察モードにセットされている場合には、第1照明光の照明時には、RGB画像信号に対して第1照明光用色強調処理及び

第1照明光用構造強調処理を施す。そして、以上の処理が施されたRGB画像信号は、第1観察画像として、表示制御部66に入力される。また、第2照明光の照明時には、RGB画像信号に対して第2照明光用色強調処理及び第2照明光用構造強調処理を施す。また、画像処理部60は、マルチ観察モードにセットされている場合には、第1観察画像と第2観察画像との間において、観察対象に含まれる正常粘膜の色を同じにする粘膜色バランス処理が行われる。第1観察画像に対しては、第1粘膜色バランス処理が行われ、第2観察画像に対しては、第1粘膜色バランス処理の結果に基づく第2粘膜色バランス処理が行われる。そして、以上の処理が施されたRGB画像信号は、第2観察画像として、表示制御部66に入力される。

[0047] なお、第1粘膜色バランス処理については、第1観察画像に含まれるB1画像信号、G1画像信号、R1画像信号において、例えば、下記D1)～D3)に示すように、画面全体の平均色が特定のカラーバランスになるように自動的に調整される。この第1粘膜色バランス処理は、観察対象において粘膜の色が支配的と仮定して行われる。そして、第1粘膜色バランス処理を行うことにより、第1粘膜色バランス処理済みのB1\*画像信号、G1\*画像信号、R1\*画像信号が得られる。

$$D1) \quad B1^* \text{画像信号} = B1 / B1 \text{ ave}$$

$$D2) \quad G1^* \text{画像信号} = G1 / G1 \text{ ave}$$

$$D3) \quad R1^* \text{画像信号} = R1 / R1 \text{ ave}$$

ここで、B1aveは、B1画像信号の平均画素値（画面全体（有効画素）の画素値の総和／有効画素数）を表している。G1aveは、G1画像信号の平均画素値（画面全体（有効画素）の画素値の総和／有効画素数）を表している。

R1aveは、R1画像信号の平均画素値（画面全体（有効画素）の画素値の総和／有効画素数）を表している。

[0048] また、第2粘膜色バランス処理については、第2観察画像に含まれるB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号において、例えば、下記E1)～E3)に示すように、画面全体の平均色が特定のカラーバランスになるように

自動的に調整される。この第2粘膜色バランス処理では、第1粘膜色バランス処理で算出したB 1 ave、G 1 ave、R 1 aveが用いられる。そして、第2粘膜色バランス処理を行うことにより、第2粘膜色バランス処理済みのB 2\*画像信号、G 2\*画像信号、R 2\*画像信号が得られる。

$$E 1) B 2^* \text{画像信号} = B 2 / B 1 \text{ ave}$$

$$E 2) G 2^* \text{画像信号} = G 2 / G 1 \text{ ave}$$

$$E 3) R 2^* \text{画像信号} = R 2 / R 1 \text{ ave}$$

[0049] 表示制御部66は、画像処理部60から入力された通常画像、第1観察画像、又は第2観察画像を、モニタ18で表示可能な画像として表示するための制御を行う。通常観察モードの場合には、表示制御部66は、モニタ18に通常画像を表示する。第1特殊観察モードの場合には、表示制御部66は、モニタ18に第1観察画像を表示する。第2特殊観察モードの場合には、表示制御部66は、モニタ18に第2観察画像を表示する。マルチ観察モードの場合には、表示制御部66は、第1観察画像又は第2観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えながらモニタ18に表示する。マルチ観察モードにおける表示制御の詳細については、後述する。

[0050] 中央制御部68は、プロセッサ装置16の各部の制御を行う。また、中央制御部68は、内視鏡12又は光源装置14からの情報を受信し、受信した情報に基づいて、プロセッサ装置16の各部の制御や、内視鏡12又は光源装置14の制御を行う。

[0051] 例えば、図8に示すように、内視鏡12において、観察モードの切替が行われた場合には、モード切替に関する情報が中央制御部68に送信される。中央制御部68は、モード切替に関する情報を受信したことを契機に、光源装置14に対して、切替後のモードに対応する光を発光するように指示する。光源装置14においては、光源制御部21が、切替後のモードに対応する光の発光に関する指示を受信したことを契機に、切替後のモードに対応する光を発光するために、光源部20から発光する光の発光比率の変更を行う。光源制御部21では、中央制御部68からの指示に対して、ほとんど時間を

要することなく光源制御を行うことができる。例えば、モード切替が行われてから1フレームかからずに、発光比率の変更を行うことができる。

[0052] また、中央制御部68は、モード切替に関する情報を受信したことを契機に、プロセッサ装置16内のDSP56、又はパラメータ切替部62に対して、モード切替により各処理を変更するように指示を行う。例えば、第1特殊観察モードから第2特殊観察モードに切り替えられた場合には、DSP56は、第1照明光用ゲインパラメータから第2照明光用ゲインパラメータに切り替えることにより、ゲイン処理を、第1照明光用ゲイン処理から第2照明光用ゲイン処理に切り替える。また、パラメータ切替部62は、第1照明光用色調整処理パラメータから第2照明光用色調整処理パラメータに切り替えることにより、第1照明光用色調整処理から第2照明光用色調整処理に切り替える。また、パラメータ切替部62は、第1照明光用構造強調処理パラメータから第2照明光用構造強調処理パラメータに切り替えることにより、第1照明光用構造強調処理から第2照明光用構造強調処理に切り替える。

[0053] 以上のゲイン処理、色調整処理等の切替は、プロセッサ装置16の内部の処理状況等から、直ぐには行われないことが多い。例えば、切替後のモードに対応するゲイン処理、色調整処理等に完全に切り替わるまで、モード切替が行われてから、2フレーム以上要する場合がある。したがって、フレーム数は2フレーム以上とすることが好ましい。

[0054] マルチ観察モードにおいては、特定の表示パターンに従って、複数の観察画像の表示制御が行われる。特定の表示パターンは、特定の発光サイクルにおいて、第1観察画像を第1表示フレーム数に対応する時間、モニタ18に表示した後、第1観察画像を第2観察画像に切り替えて、第2観察画像を第2表示フレーム数に対応する時間、モニタ18に表示するパターンである。ここで、本実施形態では、観察画像をモニタ18に表示する時間を、観察対象を撮像する撮像センサ48（図2参照）を制御するための単位であるフレーム数に換算した値で表す。したがって、特定の発光サイクルにおける第1観察画像の表示時間は、第1表示フレーム数分の時間として表され、第2観

察画像の表示時間は、第2表示フレーム数分の時間として表される。なお、複数の観察画像を切り替えて表示する場合には、特定の表示パターンには、各観察画像の表示時間の他、各観察画像の表示順序が含まれる。

[0055] 第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数は、ユーザーによって変更可能であり、各表示フレーム数の変更は、図9に示す表示フレーム数設定メニュー70において行われる。表示フレーム数設定メニュー70において行われた各表示フレーム数の変更に関する情報は、表示制御部66に送られる。

[0056] ここで、第1表示フレーム数と第2表示フレーム数は、第1観察画像と第2観察画像に含まれる特定の被写体情報（例えば、血管部）の違いを強調することができるように、決められる。ここで、第1観察画像と第2観察画像をそれぞれ比較的長い時間表示して切り替える場合には、それら画像の違い、特に、血管の違いには気付きにくい場合がある。また、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数のそれぞれを短くして、第1観察画像と第2観察画像とを短時間で高速に切り替えて表示する場合には、2種類の観察画像ではなく、1種類の観察画像として認識されてしまう。したがって、2種類の画像における特定の被写体情報の違いを強調することができ、且つ1種類の画像として認識されないようにするために、第1表示フレーム数と第2表示フレーム数は、それぞれ一定フレーム数以上（例えば、3フレーム以上）とすることが好ましい。

[0057] また、第1表示フレーム数と第2表示フレーム数を同じにして、第1観察画像と第2観察画像を同じ表示時間にて切り替えて表示した場合には、ちらついて見える場合もあることから、第1表示フレーム数と第2表示フレーム数のうちの一方を長くし、他方を短くすることにより、第1観察画像と第2観察画像の違いを際立たせて表示することができる。なお、第1観察画像又は第2観察画像に加えて、第1照明光と第2照明光の間の波長帯域を有する第3照明光に基づいて得られる第3観察画像を切り替えて表示することにより、中深層から表層に延びる血管を立体的に見せることが可能となる。この場合には、例えば、ベースとなる観察画像（例えば、第1観察画像）の表示

フレーム数を大きく設定し、中深層から表層に延びる血管が強調された第3観察画像と中深層血管が強調された第2観察画像をそれぞれ小さい表示フレーム数にて順に表示することが好ましい。

[0058] 第1表示フレーム数は、例えば、「0」フレームから「10」フレームの間で変更可能である。第1表示フレーム数を変更する場合は、ユーザーインターフェース部19を操作して、第1表示フレーム数を表すスライダー72においてスライダ72aを左側又は右側に動かすことにより、第1表示フレーム数が増加される。また、第2表示フレーム数についても、第1表示フレーム数と同様、「0」フレームから「10」フレームの間で変更可能である。第2表示フレーム数を変更する場合も、ユーザーインターフェース部19を操作して、第2表示フレーム数を表すスライダー74においてスライダ74aを左側又は右側に動かすことにより、第2表示フレーム数が増加される。なお、スライダー72においては、第1表示フレーム数は、右側に位置する程、大きくなっている。スライダー74についても同様である。

[0059] ただし、特定の発光サイクルにおける第1表示フレーム数と第2表示フレーム数を合計した総表示フレーム数は固定、例えば、「10」フレームに固定されている。したがって、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数の一方を増加させた場合には、その増加分だけ他方を減少させる。例えば、総表示フレーム数を「10」フレームとした場合において、第1表示フレーム数を「8」フレームに変更すると、この変更に伴って、第2表示フレーム数は「2」フレームに変更される。

[0060] また、本実施形態では、第1発光フレーム数又は第2発光フレーム数を固定で変更せず、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数のみを変更する。ここで、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数だけでなく、第1発光フレーム数又は第2発光フレーム数も変更しようとする、光源装置14における照明光の発光タイミングとプロセッサ装置16における画像処理の処理タイミングとの同期をとる必要がある。しかしながら、照明光の発光タイミングの変更に必要な時間と、画像処理の処理タイミングの変更に必要な

時間にはズレがあるため、それらの同期をとるためには一定以上の時間を要して、プロセッサ装置 16 などに負荷を掛けることになる。また、照明光の発光タイミングを 1 フレーム単位で変更することは、画像処理が煩雑になる可能性がある。そこで、本実施形態では、第 1 発光フレーム数又は第 2 発光フレーム数を固定で変更せず、第 1 表示フレーム数又は第 2 表示フレーム数のみを変更しているため、プロセッサ装置 16 などに負荷を掛けることがない。

[0061] 表示制御部 66 では、第 1 表示フレーム数又は第 2 表示フレーム数の変更が行われた場合には、変更後の各表示フレーム数にて各観察画像を表示する制御を行う。ここで、図 10 に示すように、第 1 表示フレーム数を第 2 表示フレーム数よりも大きくする第 1 の表示パターンとして、第 1 表示フレーム数を「8」とし、第 2 表示フレーム数を「2」とする場合には、第 1 照明光の発光期間は、5 フレームの全ての時間において第 1 観察画像を表示する。そして、第 1 照明光の発光期間の次の第 2 照明光の発光期間のうち、最初の 3 フレーム分の時間は、第 1 観察画像を表示し、且つ第 2 観察画像を表示しないようにする。そして、第 2 照明光の発光期間の最後の 2 フレームの時間は、第 2 観察画像を表示する。

[0062] なお、図 10 では、「発光」の横に配列された四角のボックスはある時間における発光フレームを表しており、ボックス内の「1」は第 1 照明光の発光を、ボックス内の「2」は第 2 照明光の発光を表している。また、「表示」の横に配列された四角のボックスはある時間における表示フレームを表しており、ボックス内の「1」は第 1 観察画像の表示を、ボックス内の「2」は第 2 観察画像の表示を表している。

[0063] ここで、第 2 照明光の発光期間に表示する第 1 観察画像（第 2 照明光発光期間内の第 1 観察画像）は、第 2 照明光の発光期間の前の第 1 照明光の発光期間に得られた第 1 照明光発光期間内の第 1 観察画像に基づいて表示される。例えば、第 2 照明光発光期間内の第 1 観察画像は、5 フレーム分の第 1 照明光発光期間内の第 1 観察画像のうち最後の 5 フレーム目に得られた第 1 観

察画像としてもよい。また、第2照明光発光期間内の第1観察画像は、5フレーム分の第1照明光発光期間内の第1観察画像を合成して得られる画像としてもよい。また、第2照明光発光期間内の第1観察画像は、3フレーム分全て同じ画像としてもよく、異なる画像としてもよい。

[0064] 一方、図11に示すように、第1表示フレーム数を第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとして、第1表示フレーム数を「2」とし、第2表示フレーム数を「8」とする場合、第1照明光の発光期間のうち最初の3フレーム分の時間は、第2観察画像を表示し、且つ第1観察画像を表示しないようにする。そして、第1照明光の発光期間のうち、最後の2フレーム分の時間は、第1観察画像を表示する。そして、第2照明光の発光期間は、5フレーム全ての時間、第2観察画像を表示する。

[0065] ここで、第1照明光の発光期間に表示する第2観察画像（第1照明光発光期間内の第2観察画像）は、第1照明光の発光期間の前の第2照明光の発光期間に得られた第2照明光発光期間内の第2観察画像に基づいて生成され、且つ、第1照明光発光期間内において、第1観察画像よりも前に表示することが好ましい。例えば、第1照明光発光期間内の第2観察画像は、第2照明光発光期間内の第2観察画像のうち最後の5フレーム目に得られた第2観察画像に基づいて生成することが好ましい。また、第1照明光発光期間内の第2観察画像は、第2照明光発光期間内の第2観察画像に得られる全部又は一部の画像を合成した画像としてもよい。また、第1照明光発光期間内の第2観察画像は、3フレーム分全て同じ画像としてもよく、異なる画像としてもよい。

[0066] なお、上記に示した第1表示パターンと第2表示パターン（図10、図11参照）については、図12に示すように、ユーザーによって切り替えることができるようにしてもよい。そのため、内視鏡の操作部12bには、第1表示パターンと第2表示パターンのいずれかに切り替えるための表示パターン切替部13b（図1参照）を設ける。ユーザーは、表示パターン切替部13bを操作することで、ユーザーが使用したい表示パターンに切り替えるこ

とができるようになる。

[0067] また、上記においては、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数のうち一方の表示フレーム数を減少させた場合には、その減少分だけ他方の表示フレーム数を増加するようにしているが、これに限られない。例えば、図13に示すように、第1表示フレーム数を「5」から「2」に減少した場合、この第1表示フレーム数の減少に関わらず、第2表示フレーム数は「5」を維持する。この場合、第1照明光の発光期間のうち最初の2フレームの時間だけ第1観察画像を表示し、残りの3フレームの第1観察画像は、破棄して第1観察画像を表示しない期間を設けるようにしてもよい（図13において、ボックス内の「×」は破棄による非表示を表している。図15も同様。）そして、第2照明光の発光期間は、5フレーム全ての時間において第2観察画像を表示するようにする。

[0068] また、上記においては、図14に示すように、モニタ18には、第1観察画像又は第2観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えて表示する切替表示画面80の他、第1観察画像又は第2観察画像のうちいずれか一方の観察画像のみを表示する単一画像表示画面82（図14では単一画像表示画面において「第1観察画像」を表示）を設けるようにしてもよい。単一画像表示画面82においては、第1観察画像又は第2観察画像のうち表示しない観察画像の表示フレーム数を「0」にすることで、表示する観察画像のみが連続的に表示されるようになる。図14では、第2観察画像の第2表示フレーム数を「0」にすることで、第1観察画像が連続的に単一画像表示画面82に表示されている。

[0069] また、上記においては、第1照明光から第2照明光に切り替えた直後に得られる第2観察画像（切替直後の第2観察画像）はそのまま表示するようにしているが、この切替直後の第2観察画像は、第1照明光と第2照明光が混色した光に基づいているため、本来の第2観察画像とは異なる画像（表層血管と中深層血管が混ざり合った画像）となっている。そのため、第1観察画像と第2観察画像に含まれる特定の被写体情報の違いを明確に表示したい場

合には、図 1 5 に示すように、切替直後の第 2 観察画像（第 2 照明光の発光期間のうち最初の 1 フレーム目に得られる第 2 観察画像）は破棄してモニタ 1 8 に表示しないようにすることが好ましい。なお、第 2 照明光から第 1 照明光に切り替えた直後に得られる第 1 観察画像についても、同様に、破棄してモニタ 1 8 に表示しないようにしてもよい。

[0070] 次に、マルチ観察モードについて、図 1 6 のフローチャートに沿って説明を行う。マルチ観察モードに切り替えられると、モニタ 1 8 に表示フレーム数設定メニュー 7 0 が表示される。ユーザーは、ユーザーインターフェース部 1 9 を操作して、スライドバー 7 2 上のスライダ 7 2 a を左側又は右側に移動させることにより、第 1 観察画像の第 1 表示フレーム数の変更を行う。同様に、ユーザーは、ユーザーインターフェース部 1 9 を操作して、スライドバー 7 4 上のスライダ 7 4 a を左側又は右側に移動させることにより、第 2 観察画像の第 2 表示フレーム数の変更を行う。このように、第 1 表示フレーム数又は第 2 表示フレーム数の変更を行った場合であっても、第 1 照明光の第 1 発光フレーム数や第 2 照明光の第 2 発光フレーム数の変更は行われない。

[0071] ユーザーは、第 1 表示フレーム数又は第 2 表示フレーム数の変更が完了したら、ユーザーインターフェース部 1 9 を操作して、表示フレーム数設定を終了する。これにより、モニタ 1 8 から、表示フレーム数設定メニュー 7 0 が消える。そして、マルチ観察モードの実行が行われる。これに従って、予め定められた発光サイクルにおいて、第 1 照明光を第 1 発光フレーム数に対応する時間、発光する。その後に、第 1 照明光を第 2 照明光に切り替えて、第 2 照明光を第 2 発光フレーム数に対応する時間、発光を行う。また、発光サイクルにおいて、第 1 照明光の発光に基づく第 1 観察画像を第 1 表示フレーム数に対応する時間、モニタ 1 8 に表示する。その後に、第 1 観察画像を第 2 観察画像に切り替えて、第 2 観察画像を第 2 表示フレーム数に対応する時間、モニタ 1 8 に表示する。以上の照明光の発光及び観察対象の表示については、マルチ観察モードが終了するまで繰り返し行われる。

[0072] なお、上記実施形態においては、第1照明光と第2照明光とを、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光し、且つ、第1照明光に対応する第1観察画像と第2照明光に対応する第2観察画像とを、特定の表示パターンに従って、切り替えてモニタ18に表示するようにしているが、互いに波長帯域が異なる3種類以上の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光し、且つ、各照明光に対応する3種類以上の観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えてモニタ18に表示するようにしてもよい。

[0073] また、上記実施形態では、特定の発光パターンとして、予め定められた発光サイクルにおいて、第1照明光を第1発光フレーム数に対応する時間、発光した後、第1照明光を第2照明光に切り替えて、第2照明光を第2発光フレーム数に対応する時間、発光するようにしているが、その他の発光パターンで発光するようにしてもよい。例えば、第1照明光と第2照明光の他に、第1照明光と第2照明光の間の波長帯域を有する第3照明光を発光する場合には、特定の発光パターンとして、例えば、第1照明光、第3照明光、第2照明光の順番で切り替えて発光し、第1照明光、第2照明光、及び第3照明光のうちいずれか1つの照明光の発光フレーム数を他の2つの照明光の発光フレーム数よりも大きくする。

[0074] また、上記実施形態では、特定の表示パターンとして、特定の発光サイクルにおいて、第1観察画像を第1表示フレーム数に対応する時間、モニタ18に表示した後、第1観察画像を第2観察画像に切り替えて、第2観察画像を第2表示フレーム数に対応する時間、モニタ18に表示するようにしているが、その他の表示パターンで表示を行うようにしてもよい。例えば、第1観察画像と第2観察画像の他に、第1照明光と第2照明光の間の波長帯域を有する第3照明光に基づいて得られる第3観察画像を表示する場合には、特定の表示パターンとして、例えば、第1観察画像、第3観察画像、第2観察画像の順番で切り替えて表示し、第1観察画像、第2観察画像、及び第3観察画像のうちいずれか1つの観察画像の表示フレーム数を他の2つの観察画

像の表示フレーム数よりも大きくする。

[0075] なお、上記実施形態では、第1表示フレーム数または第2表示フレーム数をユーザーが変更するようにしているが、観察画像に基づいて自動的に第1表示フレーム数または第2表示フレーム数を変更するようにしてもよい。例えば、第1照明光と第2照明光の他に、表層血管と中深層血管の両方を強調できる特定の照明光（紫色光Vと青色光Bの光強度がその他の緑色光G、赤色光Rの光強度よりも大きい）を照明し、特定の照明光を観察対象に照明して得られる特定観察画像を取得する。そして、特定観察画像と第1観察画像との第1差分画像、及び特定観察画像と第2観察画像の第2差分画像を求め、第1差分画像と第2差分画像とを比較する。この比較の結果に基づいて、第1表示フレーム数と第2表示フレーム数を決定するようにしてもよい。

[0076] 例えば、第1差分画像が第2差分画像よりも画素値が大きい場合（差分値が大きい）には、観察対象には表層血管が多く含まれていることから、表層血管が強調されるように、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数を変更する。これに対して、第2差分画像が第1差分画像よりも画素値が大きい場合（差分値が大きい）には、観察対象には中深層血管が多く含まれていることから、中深層血管が強調されるように、第1表示フレーム数又は第2表示フレーム数を変更する。

[0077] 上記実施形態において、画像取得部53、DSP56、ノイズ除去部58、画像処理部60、パラメータ切替部62、中央制御部68など、プロセッサ装置16に含まれる処理部（processing unit）のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサ（processor）である。各種のプロセッサには、ソフトウェア（プログラム）を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPU（Central Processing Unit）、FPGA（Field Programmable Gate Array）などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device：PLD）、各種の処理を実行するために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。

[0078] 1つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ（例えば、複数のFPGAや、CPUとFPGAの組み合わせ）で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、クライアントやサーバなどのコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ（System On Chip: SOC）などに代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのIC（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。

[0079] さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた形態の電気回路（circuitry）である。

[0080] [付記項1]

互いに異なる波長帯域の光を発光する複数の半導体光源と、

前記半導体光源を制御する光源制御部であり、第1発光比率を有する第1照明光、及び前記第1発光比率と異なる第2発光比率を有する第2照明光を含む複数の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光する制御を行う光源制御部と、

各照明光により照明された観察対象を撮像して得られる複数の観察画像を取得する画像取得部であり、前記複数の観察画像には、前記第1照明光に対応する第1観察画像、及び前記第2照明光に対応する第2観察画像が含まれる画像取得部と、

前記複数の観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えて表示部に表示する制御を行う表示制御部とを備え

前記特定の発光パターンは変更可能であり、且つ、前記特定の表示パター

ンは変更可能である内視鏡システム。

[0081] [付記項 2]

前記特定の発光パターンは、予め定められた特定の発光サイクルにおいて、前記第 1 照明光を第 1 発光フレーム数に対応する時間、発光した後、前記第 1 照明光を前記第 2 照明光に切り替えて、前記第 2 照明光を第 2 発光フレーム数に対応する時間、発光するパターンであり、

前記特定の表示パターンは、前記特定の発光サイクルにおいて、前記第 1 観察画像を第 1 表示フレーム数に対応する時間、前記表示部に表示した後、前記第 1 観察画像を前記第 2 観察画像に切り替えて、前記第 2 観察画像を第 2 表示フレーム数に対応する時間、前記表示部に表示するパターンであり、

前記第 1 発光フレーム数と前記第 2 発光フレーム数は変更可能であり、前記第 1 表示フレーム数と前記第 2 表示フレーム数は変更可能である付記項 1 記載の内視鏡システム。

## 符号の説明

[0082] 1 0 内視鏡システム

1 2 内視鏡

1 2 a 挿入部

1 2 b 操作部

1 2 c 湾曲部

1 2 d 先端部

1 2 e アングルノブ

1 3 b 表示パターン切替部

1 4 光源装置

1 6 プロセッサ装置

1 8 モニタ

1 9 ユーザーインターフェース部

2 0 光源部

2 0 a V-LED (Violet Light Emitting Di

ode)

20b B-LED (Blue Light Emitting Diode)

20c G-LED (Green Light Emitting Diode)

20d R-LED (Red Light Emitting Diode)

21 光源制御部

23 光路結合部

30a 照明光学系

30b 撮像光学系

41 ライトガイド

45 照明レンズ

46 対物レンズ

48 撮像センサ

50 CDS／AGC回路

53 画像取得部

56 DSP (Digital Signal Processor)

58 ノイズ除去部

60 画像処理部

62 パラメータ切替部

66 表示制御部

68 中央制御部

70 表示フレーム数設定メニュー

72 スライドバー

72a スライダ

74 スライドバー

74a スライダ

8 0 切替表示画面

8 2 单一画像表示画面

## 請求の範囲

### [請求項1]

互いに異なる波長帯域の光を発光する複数の半導体光源と、  
前記複数の半導体光源を制御する光源制御部であり、第1発光比率を有する第1照明光と前記第1発光比率と異なる第2発光比率を有する第2照明光とを含む複数の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光する制御を行う光源制御部と、  
各照明光により照明された観察対象を撮像して得られる複数の観察画像を取得する画像取得部であり、前記複数の観察画像には、前記第1照明光に対応する第1観察画像と前記第2照明光に対応する第2観察画像とが含まれる画像取得部と、  
前記複数の観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えて表示部に表示する制御を行う表示制御部とを備え、  
前記特定の発光パターンは固定であり、前記特定の表示パターンは変更可能である内視鏡システム。

### [請求項2]

前記特定の発光パターンは、予め定められた特定の発光サイクルにおいて、前記第1照明光を第1発光フレーム数に対応する時間、発光した後、前記第1照明光を前記第2照明光に切り替えて、前記第2照明光を第2発光フレーム数に対応する時間、発光するパターンであり、  
前記特定の表示パターンは、前記特定の発光サイクルにおいて、前記第1観察画像を第1表示フレーム数に対応する時間、前記表示部に表示した後、前記第1観察画像を前記第2観察画像に切り替えて、前記第2観察画像を第2表示フレーム数に対応する時間、前記表示部に表示するパターンであり、  
前記第1発光フレーム数と前記第2発光フレーム数は固定であり、前記第1表示フレーム数と前記第2表示フレーム数は変更可能である請求項1記載の内視鏡システム。

### [請求項3]

前記第1表示フレーム数を前記第2表示フレーム数よりも大きくす

る第1の表示パターンとする場合には、前記第2照明光の発光期間において前記表示部に表示する第2照明光発光期間内の第1観察画像は、前記第2照明光の発光期間よりも前の前記第1照明光の発光期間に得られた第1照明光発光期間内の第1観察画像に基づいて表示される請求項2記載の内視鏡システム。

[請求項4] 前記第1表示フレーム数を前記第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとする場合には、前記第1照明光の発光期間において前記表示部に表示する第1照明光発光期間内の第2観察画像は、前記第1照明光の発光期間よりも前の前記第2照明光の発光期間に得られた第2照明光発光期間内の第2観察画像に基づいて表示される請求項2記載の内視鏡システム。

[請求項5] 前記第1表示フレーム数を前記第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとする場合には、前記第1照明光の発光期間においては、前記第1観察画像を前記表示部に表示しない期間が設けられる請求項2記載の内視鏡システム。

[請求項6] 前記第1表示フレーム数を前記第2表示フレーム数よりも大きくする第1の表示パターンと、前記第1表示フレーム数を前記第2表示フレーム数よりも小さくする第2の表示パターンとを切り替えるための表示パターン切替部を有する請求項2記載の内視鏡システム。

[請求項7] 前記表示部は、前記複数の観察画像を切り替えて表示する切替表示画面と、前記複数の観察画像のうちのいずれかの観察画像のみを表示する単一画像表示画面とを表示する請求項1ないし6いずれか1項記載の内視鏡システム。

[請求項8] 前記単一画像表示画面において、前記第1観察画像及び前記第2観察画像のうちのいずれかの観察画像のみを表示する場合には、前記第1観察画像及び前記第2観察画像のうち前記単一画像表示画面に表示しない観察画像の表示フレーム数を「0」にする請求項7記載の内視鏡システム。

[請求項9] 前記表示制御部は、各照明光の切替直後に得られた切替直後の観察画像は破棄して前記表示部に表示しない請求項1ないし8いずれか1項記載の内視鏡システム。

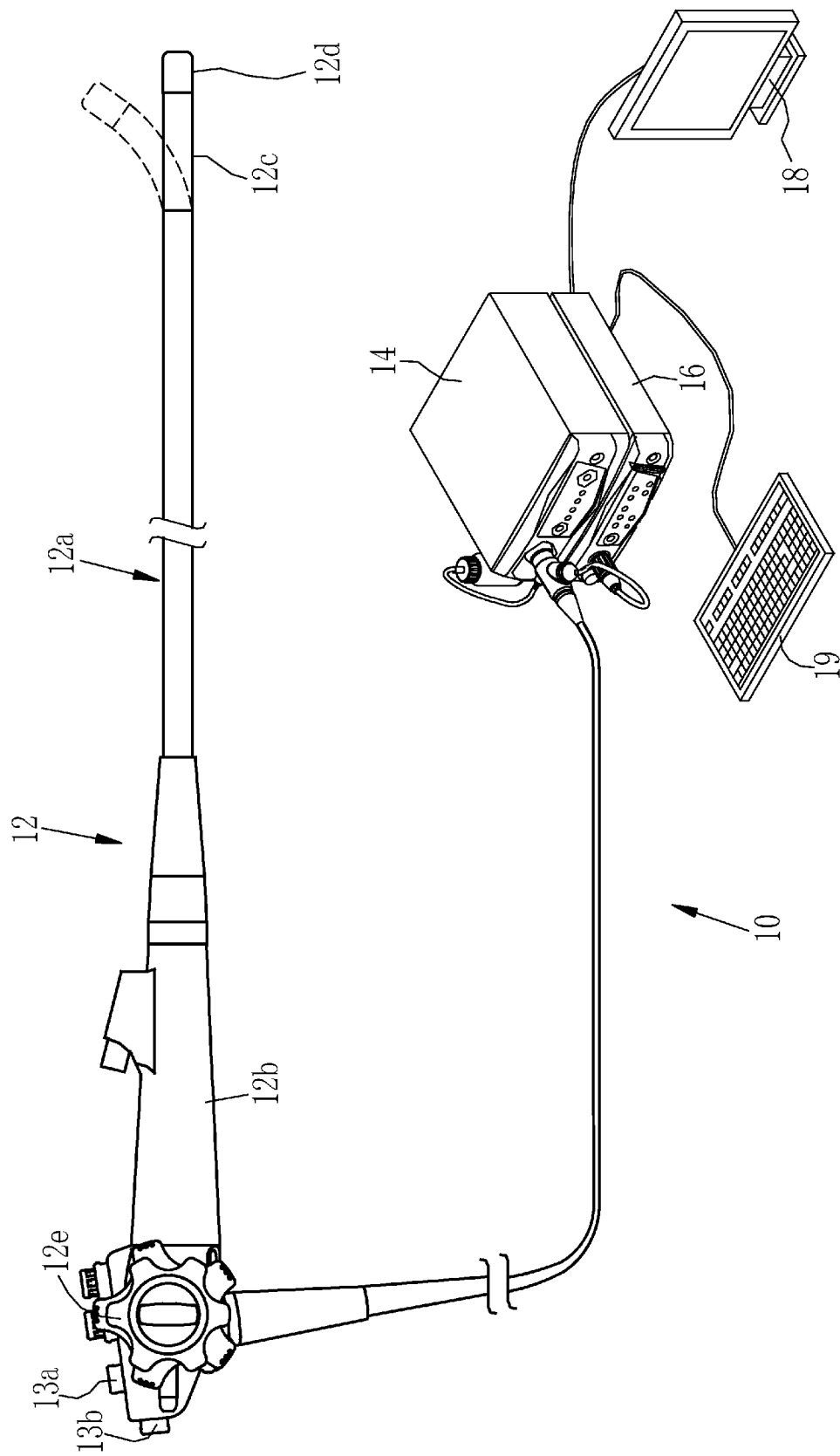
[請求項10] 互いに異なる波長帯域の光を発光する複数の半導体光源を制御する光源制御部が、第1発光比率を有する第1照明光と前記第1発光比率と異なる第2の発光比率を有する第2照明光とを含む複数の照明光を、特定の発光パターンに従って、切り替えながら発光する制御を行う光源制御ステップと、

画像取得部が、各照明光により照明された観察対象を撮像して得られる複数の観察画像を取得するステップであり、前記複数の観察画像には、前記第1照明光に対応する第1観察画像と前記第2照明光に対応する第2観察画像とを含めて取得を行う画像取得ステップと、

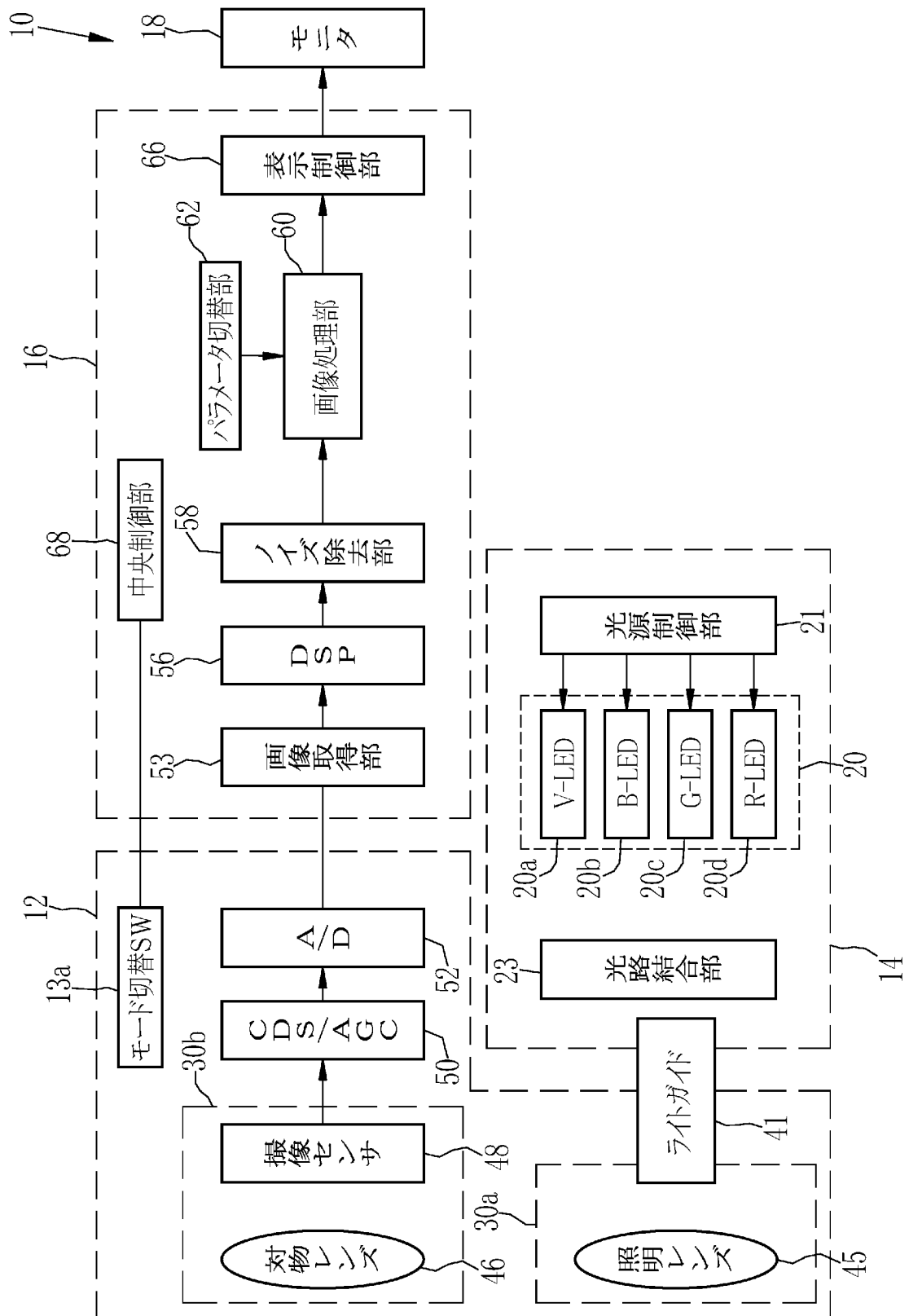
表示制御部が、前記複数の観察画像を、特定の表示パターンに従って、切り替えて表示部に表示する制御を行う表示制御ステップとを有し、

前記特定の発光パターンは固定であり、前記特定の表示パターンは変更可能である内視鏡システムの作動方法。

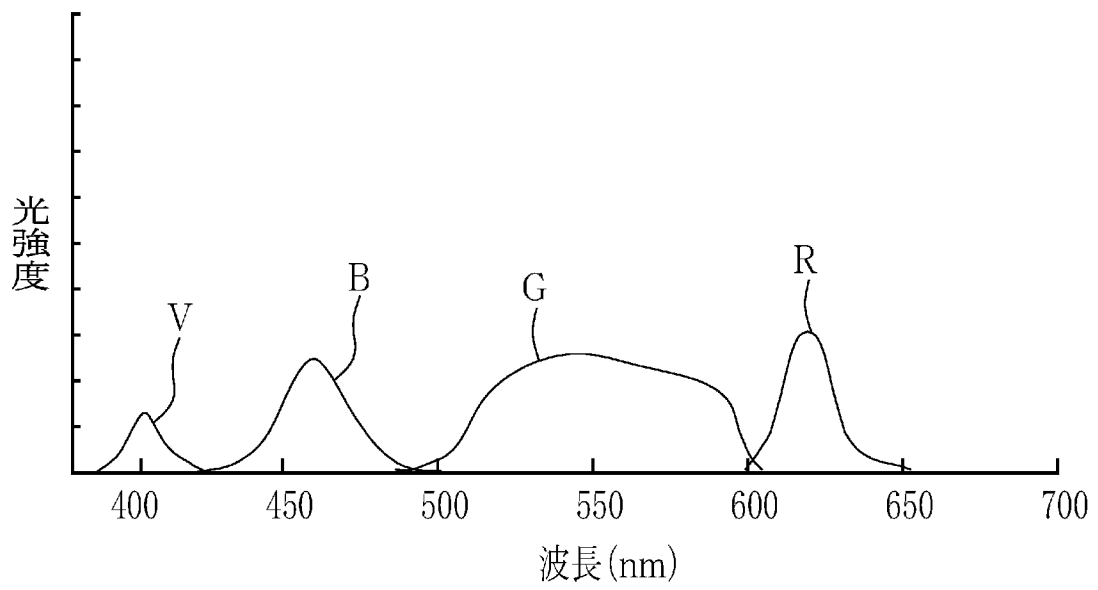
[図1]



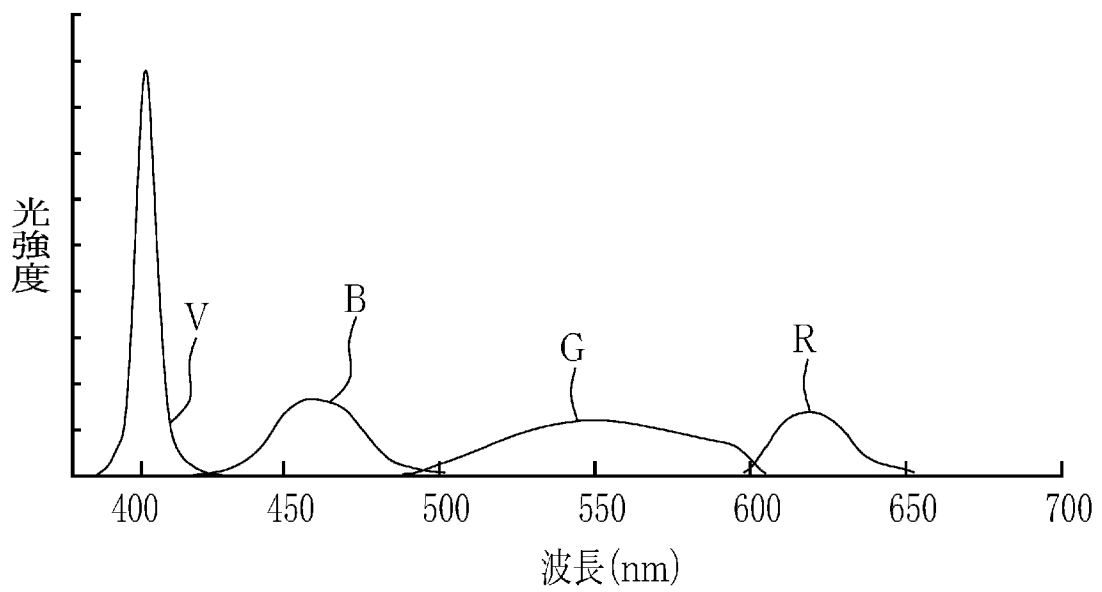
[図2]



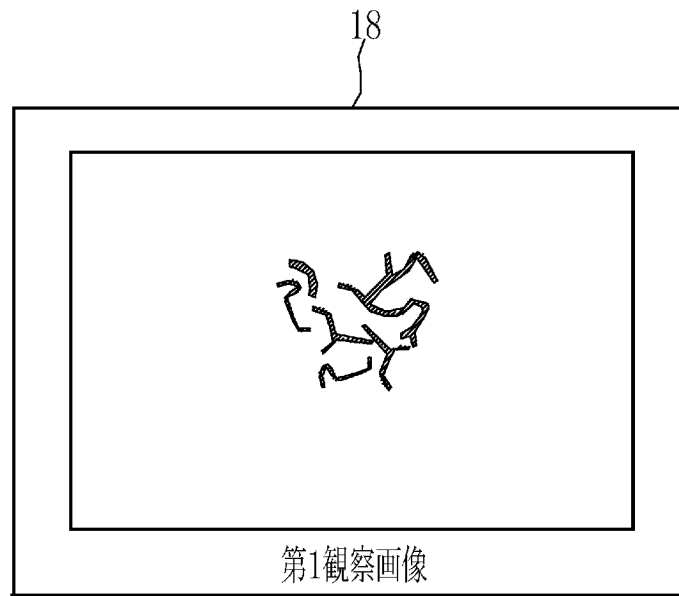
[図3]



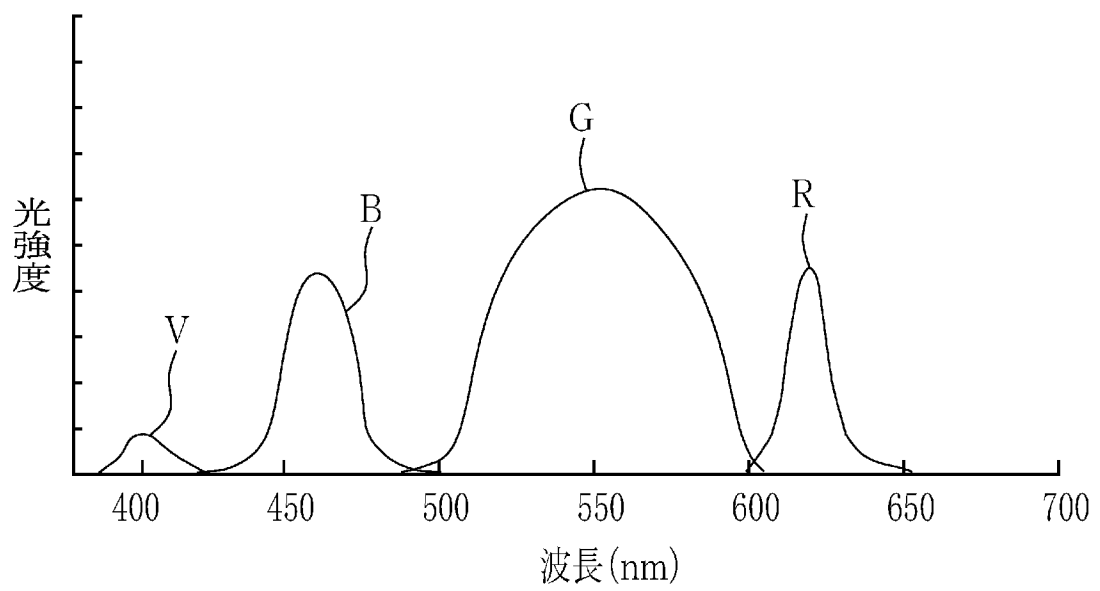
[図4]



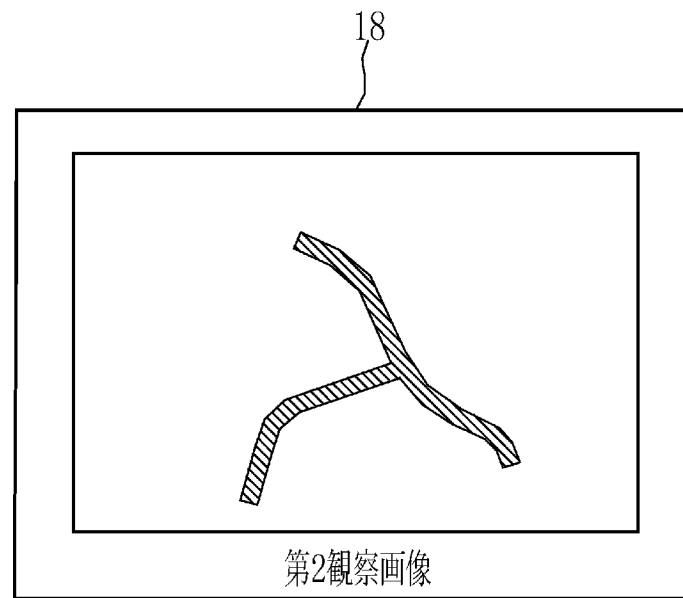
[図5]



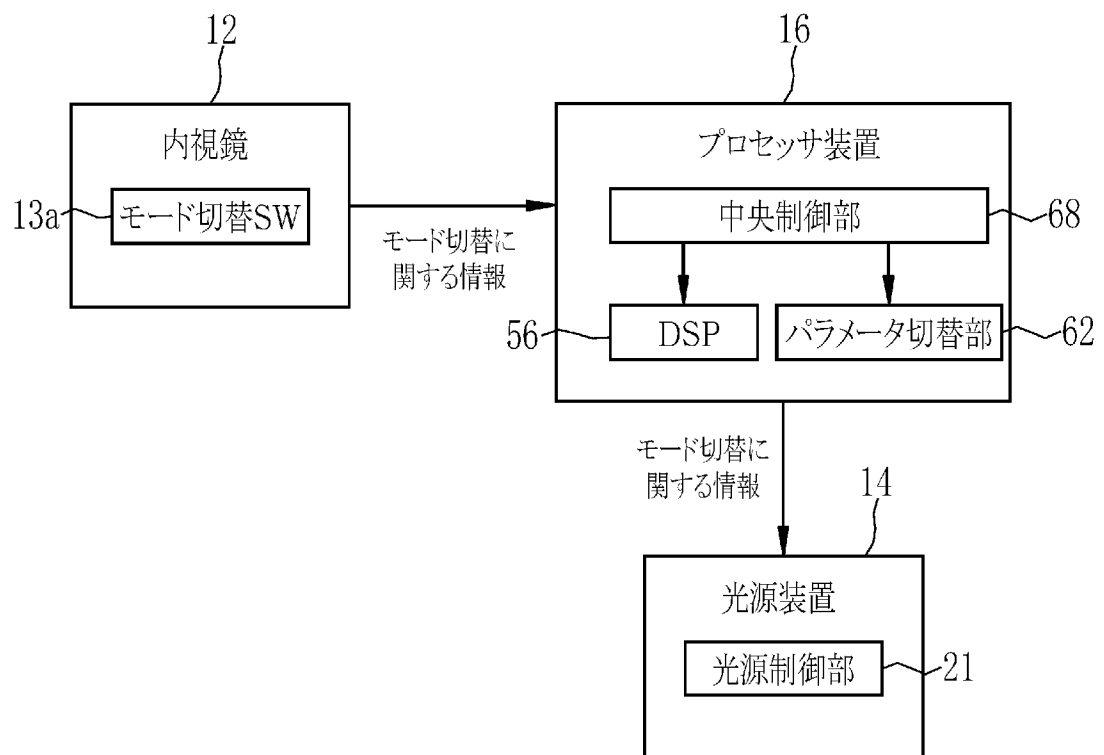
[図6]



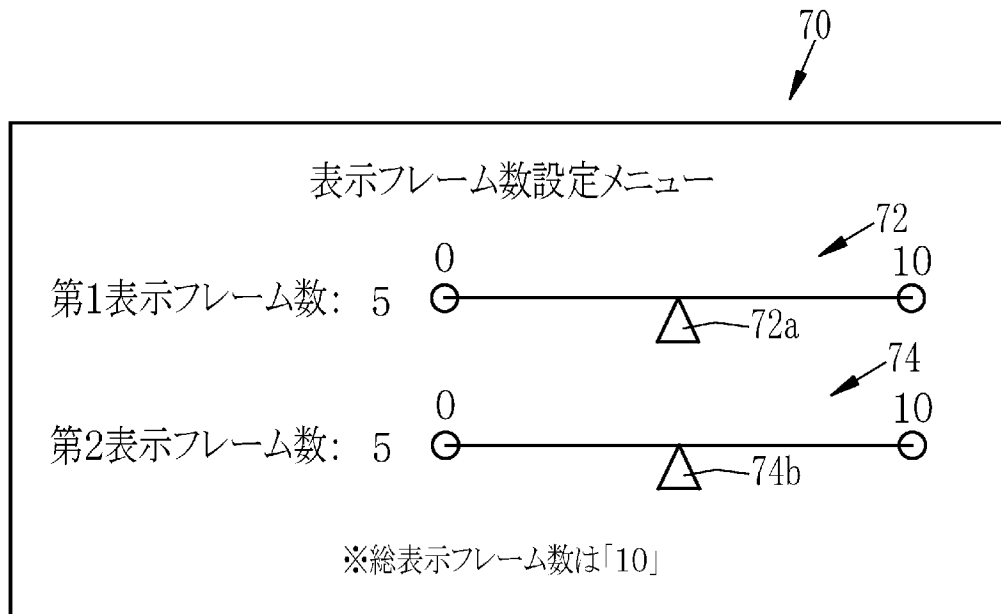
[図7]



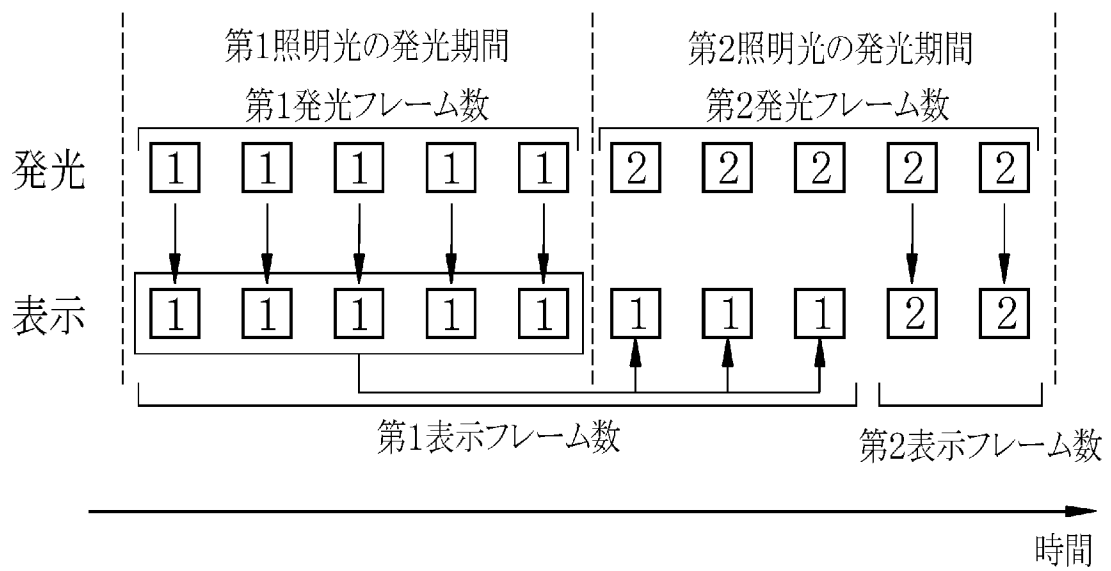
[図8]



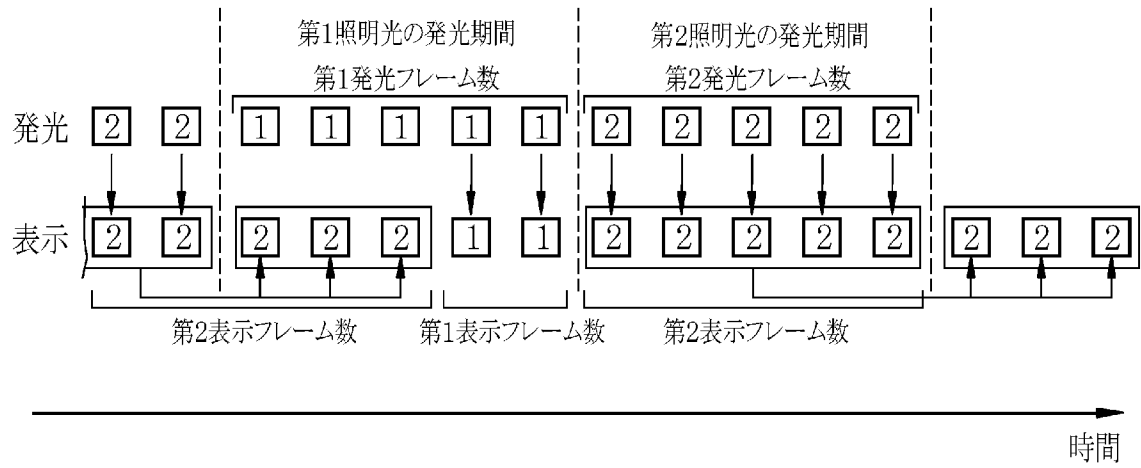
[図9]



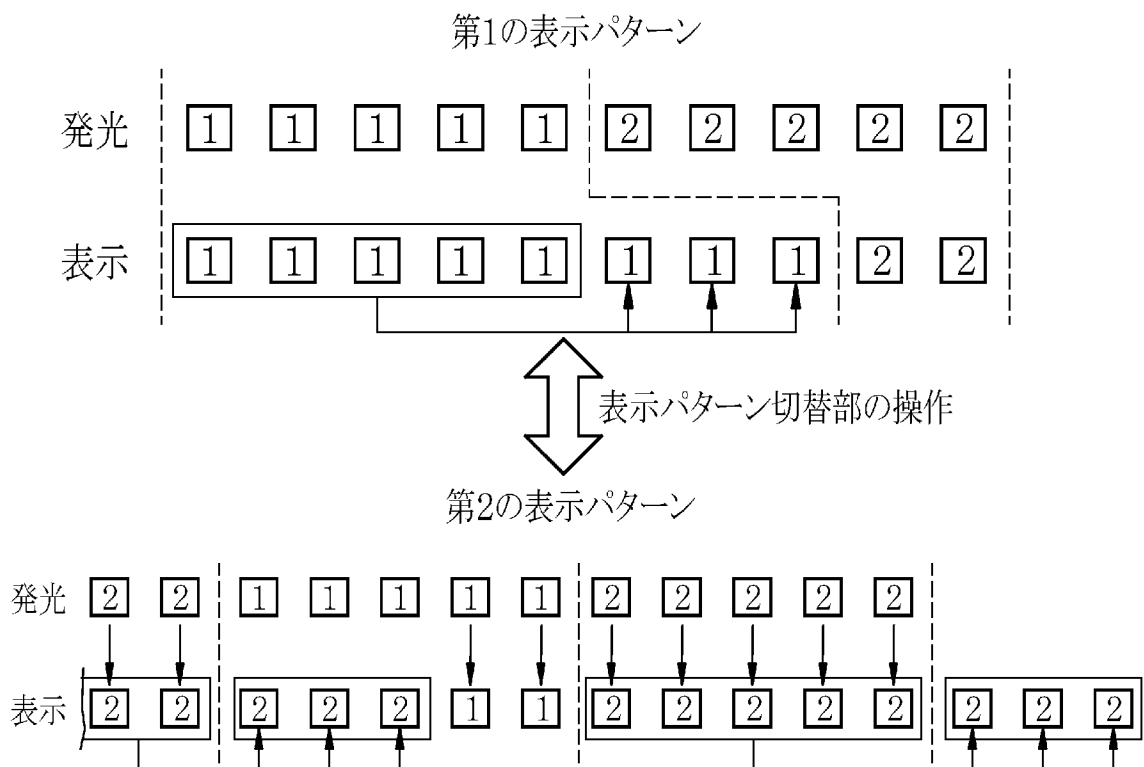
[図10]



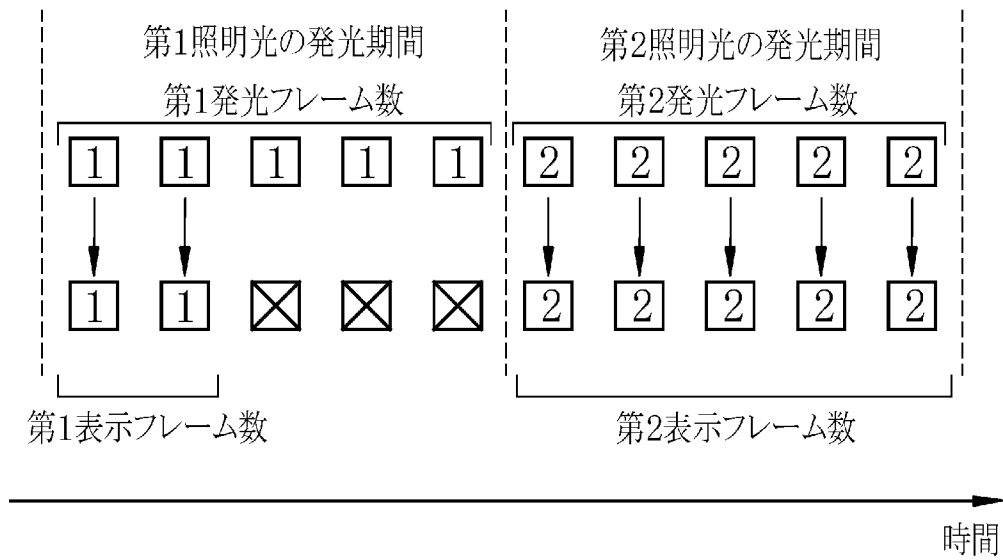
[図11]



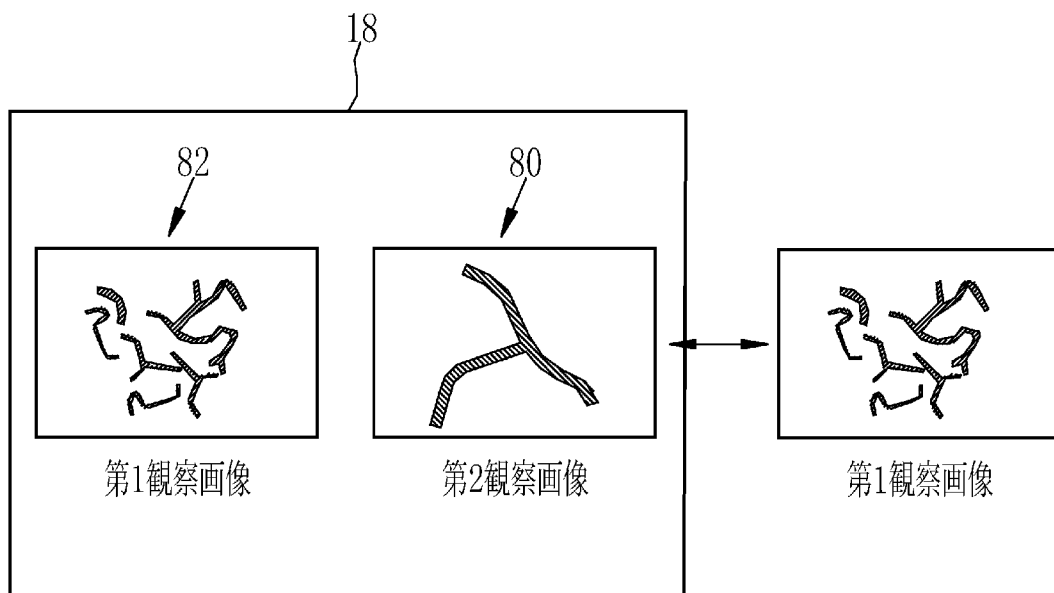
[図12]



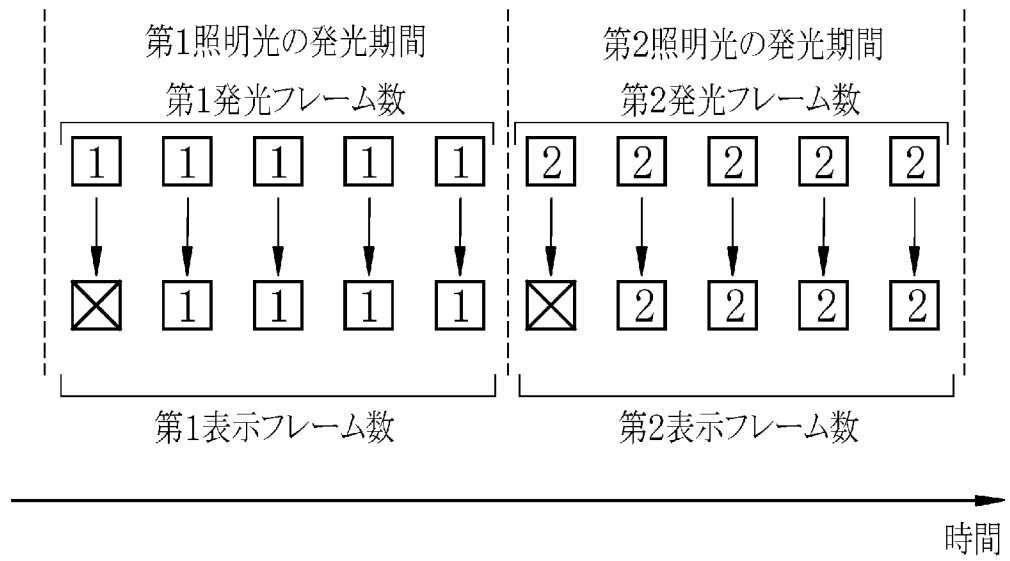
[図13]



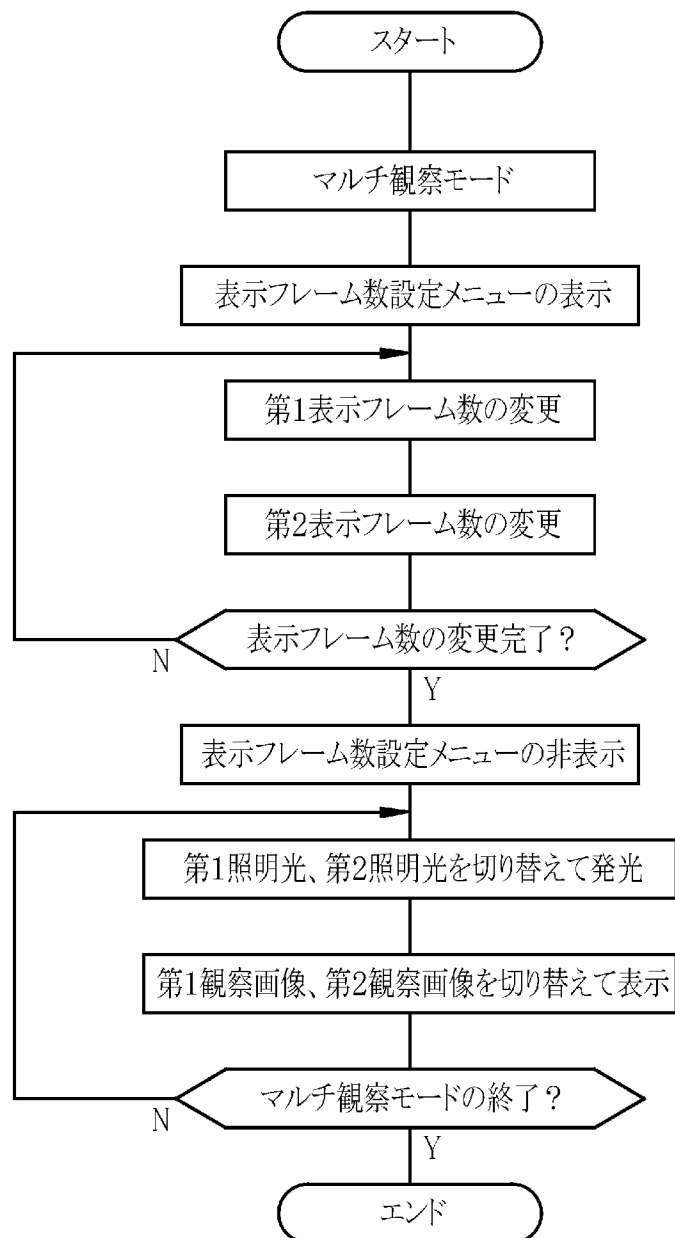
[図14]



[図15]



[図16]



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/041288

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/045 (2006.01) i, A61B1/00 (2006.01) i, G02B23/24 (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)

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

|                                                          |           |
|----------------------------------------------------------|-----------|
| Published examined utility model applications of Japan   | 1922-1996 |
| Published unexamined utility model applications of Japan | 1971-2019 |
| Registered utility model specifications of Japan         | 1996-2019 |
| Published registered utility model applications of Japan | 1994-2019 |

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<br>Y    | JP 2005-143991 A (OLYMPUS CORP.) 09 June 2005, paragraphs [0008]-[0011], [0013], [0035]-[0039], claims 1, 3, fig. 1-2, 10-12 & US 2006/0209185 A1, paragraphs [0032]-[0041], [0046], [0098]-[0110], claims 1-2, fig. 1-2, 10-12 & WO 2005/048825 A1 & EP 1685788 A1 & CN 1882275 A | 1-8, 10<br>9          |
| Y         | JP 2012-110485 A (FUJIFILM CORP.) 14 June 2012, paragraphs [0011], [0109] (Family: none)                                                                                                                                                                                           | 9                     |
| A         | JP 2012-213551 A (FUJIFILM CORP.) 08 November 2012, paragraphs [0059]-[0065] & US 2012/0253158 A1, paragraphs [0082]-[0088] & EP 2505141 A1 & CN 102727217 A                                                                                                                       | 1-10                  |
| P, A      | WO 2018/066347 A1 (FUJIFILM CORP.) 12 April 2018, paragraphs [0011], [0055]-[0056], claim 9, fig. 8-9 (Family: none)                                                                                                                                                               | 1-10                  |
| A         | JP 2013-188364 A (FUJIFILM CORP.) 26 September 2013, paragraph [0067], fig. 16B & US 2013/0245411 A1, paragraph [0101], fig. 16B & EP 2638843 A1                                                                                                                                   | 1-10                  |

☐

Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐

See patent family annex.

|                                                                                                                                                                         |                                                                                                                                                                                                                                                  |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| * Special categories of cited documents:                                                                                                                                | "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                                              |
| "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance                                                                | "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                                                                     |
| "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date                                                                               | "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 |
| "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) | "&" document member of the same patent family                                                                                                                                                                                                    |
| "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                                                                  |                                                                                                                                                                                                                                                  |

Date of the actual completion of the international search  
21 January 2019 (21.01.2019)

Date of mailing of the international search report  
29 January 2019 (29.01.2019)

Name and mailing address of the ISA/  
Japan Patent Office  
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,  
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer  
  
Telephone No.

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(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（I P C））

Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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 | 1971-2019年 |
| 日本国実用新案登録公報 | 1996-2019年 |
| 日本国登録実用新案公報 | 1994-2019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<br>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<br>請求項の番号 |
|-----------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| X<br>Y          | JP 2005-143991 A（オリンパス株式会社）2005.06.09,<br>段落[0008]-[0011], [0013], [0035]-[0039], 請求項 1, 3, 第 1-2, 10-12 図<br>& US 2006/0209185 A1, 段落[0032]-[0041], [0046], [0098]-[0110],<br>請求項 1-2, 第 1-2, 10-12 図 & WO 2005/048825 A1 & EP 1685788 A1<br>& CN 1882275 A | 1-8, 10<br>9   |
| Y               | JP 2012-110485 A（富士フイルム株式会社）2012.06.14,<br>段落[0011], [0109]（ファミリーなし）                                                                                                                                                                                         | 9              |

☑ C 欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ 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

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

21.01.2019

国際調査報告の発送日

29.01.2019

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / 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）

▲高▼ 芳徳

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2 Q

9 8 1 3

| C (続き) . 関連すると認められる文献 |                                                                                                                                          |                |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
| A                     | JP 2012-213551 A (富士フイルム株式会社) 2012. 11. 08,<br>段落[0059]-[0065] & US 2012/0253158 A1, 段落[0082]-[0088]<br>& EP 2505141 A1 & CN 102727217 A | 1-10           |
| P, A                  | WO 2018/066347 A1 (富士フイルム株式会社) 2018. 04. 12,<br>段落[0011], [0055]-[0056], 請求項 9, 第 8-9 図 (ファミリーなし)                                        | 1-10           |
| A                     | JP 2013-188364 A (富士フイルム株式会社) 2013. 09. 26,<br>段落[0067], 第 16B 図 & US 2013/0245411 A1, 段落[0101], 第 16B 図<br>& EP 2638843 A1              | 1-10           |