

(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
2011 年 3 月 31 日(31.03.2011)

PCT

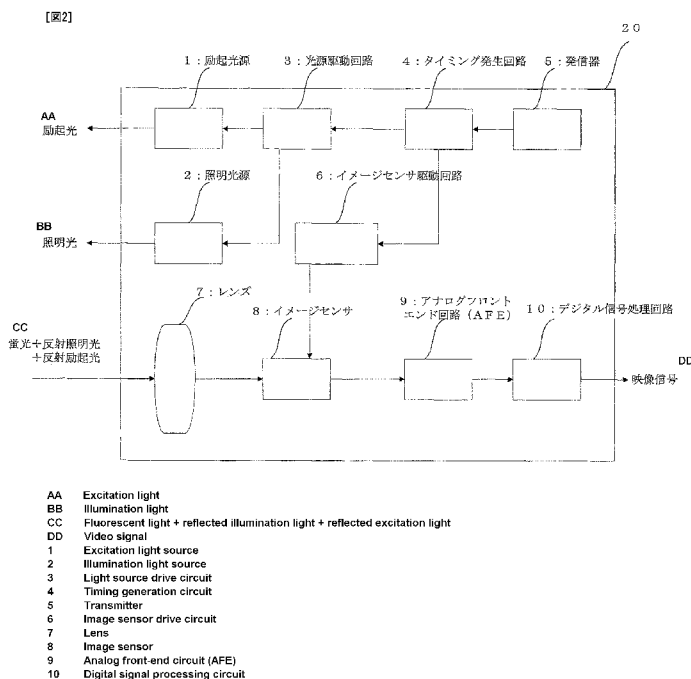
(10) 国際公開番号
WO 2011/036792 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) H04N 5/225 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) H04N 5/238 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/066770
- (22) 国際出願日: 2009 年 9 月 28 日(28.09.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人高知大学(National University Corporation Kochi University) [JP/JP]; 〒7808520 高知県高知市曙町二丁目 5 番 1 号 Kochi (JP). 三洋電機株式会社(SANYO ELECTRIC CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5708677 大阪府守口市京阪本通 2 丁目 5 番 5 号 Osaka (JP). 三洋半導体株式会社(SANYO Semiconductor Co., Ltd.) [JP/JP]; 〒3700596 群馬県邑楽郡大泉町坂田一丁目 1 番 1 号 Gunma (JP). 瑞穂医科工業株式会社(MIZUHO IKAKOGYO CO., LTD.) [JP/JP]; 〒1130033 東京都文京区本郷 3 丁目 3 〇 番 1 3 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 佐藤 隆幸(SATO Takayuki) [JP/JP]; 〒7800929 高知県高知市桜馬場 2 番 2 8 Kochi (JP). 小嶋 数明(KOJIMA Kazuaki) [JP/JP]; 〒5010303 岐阜県瑞穂市森 4 8 5 番地の 1 1 Gifu (JP). 野口 勝己(NOGUCHI Katsumi) [JP/JP]; 〒1130033 東京都文京区本郷 3 丁目 3 〇 番 1 3 号 瑞穂医科工業株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 インテクト国際特許事務所, 外 (INTECT INTERNATIONAL PATENT OFFICE et al.); 〒1020083 東京都千代田区麹町四丁目 7 番 2 号 サンライン第 7 ビル 4 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, 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, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST,

[続葉有]

(54) Title: IMAGING DEVICE, IMAGING DEVICE CONTROL METHOD, AND IMAGING DEVICE CONTROL PROGRAM

(54) 発明の名称: 撮像装置、撮像装置の制御方法および撮像装置の制御プログラム



(57) Abstract: Provided is a fluorescent endoscopic device or the like that does not require an optical filter and does not require special image signal processing for the purpose of color correction. In the structure of the device equipped with an excitation light radiation means (1), a radiation means drive means (3), a photoelectric conversion means (8) that converts fluorescent light generated by living tissue into an electrical signal, a photoelectric conversion element drive means (6) that determines the drive timing for the photoelectric conversion means (8), and a stored charge reset means (6) that resets a charge stored in the photoelectric conversion means (8), the excitation light radiation means (1) is driven intermittently, and when the excitation light radiation means (1) is not being driven, the photoelectric conversion element drive means (6) drives the photoelectric conversion means (6) to perform photoelectric conversion.

(57) 要約: 本発明は、光学フィルターを不要にするとともに、カラー補正のための特別な画像信号処理を不要にする蛍光内視鏡装置等を提供することを目的とする。励起光照射手段(1)と、照射手段駆動手段(3)と、生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換手段(8)と、

と、光電変換手段(8)の動作タイミングを決定する光電変換素子駆動手段(6)と、光電変換手段(8)に蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット手段(6)と、を具備する構成において、励起光照射手段(1)は間欠的に駆動され、光電変換素子駆動手段(6)は励起光照射手段(1)が駆動されていない期間に光電変換手段(6)を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする。

WO 2011/036792 A1



SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

撮像装置、撮像装置の制御方法および撮像装置の制御プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、励起光を生体に照射し、生体から発した蛍光を撮像して蛍光画像を得る撮像装置、撮像装置の制御方法および撮像装置の制御プログラムに関する。

背景技術

[0002] 内視鏡を通じて生体の蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される蛍光画像を表示する蛍光観察内視鏡装置が、提案されている。このような蛍光観察内視鏡装置は、従来の内視鏡（電子内視鏡）及び光源プロセッサ装置（電子内視鏡から出力された映像信号を処理してビデオ信号として出力するプロセッサを備えた光源装置）によって、構成されている。具体的には、蛍光観察内視鏡装置に用いられる電子内視鏡は、生体組織に向けて照射光を導くライトガイドファイババンドル（以下、単に「ライトガイド」という）として特定の帯域の光に対する透過性が良い石英ガラスファイバーからなるものが用いられ、その対物窓から撮像素子に至る光路中に励起光として用いる特定波長の光をカットするための励起光カットフィルタが挿入されたものとなっている。

[0003] また、光源プロセッサ装置は、生体組織に対する照射光として白色光又は励起光とを内視鏡のライトガイドに導入できるように構成されているとともに、白色光をライトガイドに導入する時（以下、「通常観察モード」という）と励起光をライトガイドに導入する時（以下、「蛍光観察モード」という）とで、電子内視鏡から出力される画像信号に対する画像処理内容を変更するように構成されている。

[0004] この蛍光観察内視鏡装置において、可視光カラーと近赤外蛍光を同時に同時に撮像する装置があり、この技術においては、近赤外蛍光を発する試薬（

インドシアニングリーン等（以下 ICG とも称する））を励起するための照射光（近赤外光）を特異的に遮断する光学フィルターを撮像装置の入力に配置することが必須である。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2002-89109号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、従来の蛍光観察内視鏡装置では、励起光の波長帯域と蛍光の波長帯域とが近接またはそれぞれの波長帯域のすくなくとも一部が重複している場合には、励起光の波長帯域と蛍光の波長帯域とを光学フィルターを用いて分離することは困難、または、不可能であった。また、蛍光の波長帯域と可視光の波長帯域とが近接またはそれぞれの波長帯域のすくなくとも一部が重複している場合にも、蛍光の波長帯域と可視光の波長帯域とを光学フィルターを用いて分離することは困難、または、不可能であった。

[0007] このために、医学的に良好な蛍光を発する試薬が開発された場合であっても、上記のような波長帯域の関係になる場合には、従来の医療分野において使用される蛍光観察内視鏡装置を使用して、反射照明光による患者の手術周辺部位の画像と蛍光による患部の画像を同時に提供することはできなかった。

[0008] また、医療現場においては、手術中に蛍光を発する患部を含めた患者の周辺部位（可視光による照明光によって観察される部位）を医師が観察しながら手術をすることが、安全かつ確実な手術を遂行するために、非常に重要である。

[0009] しかしながら、受光部における反射された照明光と蛍光との照度比は本質的に非常に大きいために、放射する照明光の強度を上げると、反射された照明光の照度が大きくなるので、従来の光学フィルターを用いる蛍光観察内視

鏡装置では蛍光を確実に検出することが非常に困難であった。すなわち、従来の光学フィルターを用いる蛍光観察内視鏡装置では照明光用の特殊な光学フィルターが必要となるが、この特殊な光学フィルターを用いても十分に鮮明な蛍光による患部画像を提供できなかった。このため、手術中に必要とされる反射された照明光による患者の手術周辺部位の鮮明な画像と蛍光による患部の鮮明な画像とを同時に医師が視認することができなかった。

[0010] また、ある波長帯を特異的に遮断する光学フィルターを必須の構成とすることで、撮像装置の構成および光学フィルターを含む構成の制御が複雑になり、また、装置全体のコストを押し上げていた。さらに、励起光を遮断するための光学フィルターの波長帯域と可視光の波長帯域が近接または重複等している場合には、光学フィルターによる透過光の波長帯域の制御が不十分になり、得られる画像のカラーバランスが崩れまたは破綻し、または得られる画像のノイズを十分に除去できずに鮮明さに欠けるなどの問題が発生する。

[0011] 本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、その課題は、医療分野において、従来の蛍光観察内視鏡装置において使用されていた少なくとも一つ以上の光学フィルターを不要にするとともに、カラー補正のための特別な画像信号処理を不要にし、通常のカラ画像のリアルタイム動画と蛍光画像のリアルタイム動画を、表示装置によって同時に表示することができる撮像装置、撮像装置の制御方法および撮像装置の制御プログラム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

[0012] 上記課題を解決するため、本発明は次のような構成を採用する。

[0013] すなわち、請求項 1 に係る発明は、生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射する撮像装置（20）において、前記励起光を照射する励起光照射手段（1）と、前記励起光照射手段（1）を駆動する照射手段駆動手段（3）と、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換手段（8）と、前記光電変換手段の動作タイミングを決定する光電変換素子駆動手段（6）と

、前記光電変換手段に蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット手段（６）と、を具備し、前記照射手段駆動手段（３）は、前記励起光照射手段（１）を間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段（６）は前記照射手段駆動手段（３）によって前記励起光照射手段（１）が駆動されていない期間に前記光電変換手段（８）を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする。

[0014] また、請求項２に係る発明は、請求項１に記載の撮像装置（２０）において、前記照明光を照射する照明光照射手段（２）を備え、前記照射手段駆動手段（３）は、前記励起光照射手段（１）および前記照明光照射手段（２）を駆動し、前記光電変換手段（８）は、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換し、前記照明光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換することを特徴とする。

[0015] また、請求項３に係る発明は、請求項１または２に記載の撮像装置（２０）において、前記光電変換素子駆動手段（６）によって前記光電変換手段（８）が駆動される直前に、前記蓄積電荷リセット手段（６）は、前記光電変換手段（８）に蓄積される電荷をリセットすることを特徴とする。

[0016] また、請求項４に係る発明は、請求項２または３に記載の撮像装置（２０）において、前記照射手段駆動手段（３）は、前記励起光照射手段（１）と前記照明光照射手段（２）とを同時に駆動しないように間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段（６）は前記照射手段駆動手段（３）によって前記励起光照射手段（１）が駆動されていない期間に前記光電変換手段（８）を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする。

[0017] また、請求項５に係る発明は、請求項２乃至４の何れか一項に記載の撮像装置（２０）において、前記照射手段駆動手段（３）は、前記励起光照射手段（１）と前記照明光照射手段（２）とを同時に駆動しないように交互に間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段（６）は前記照射手段駆動手段（３）によって前記励起光照射手段（１）が駆動されていない期間に前記光電

変換手段（８）を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする。

[0018] また、請求項６に係る発明は、請求項２乃至５の何れか一項に記載の撮像装置（２０）において、前記照射手段駆動手段（３）は、前記照明光照射手段（２）から照射される照明光のパルス幅またはパルス状の照明光の輝度のうち、少なくとも何れか一方を任意に変更可能であることを特徴とする。

[0019] また、請求項７に係る発明は、請求項２乃至６の何れか一項に記載の撮像装置（２０）において、前記照射手段駆動手段（３）は、略正弦波形状の信号で少なくとも前記励起光照射手段（１）を駆動することにより、前記励起光照射手段（１）を間欠的に駆動することを特徴とする。

[0020] また、請求項８に係る発明は、請求項７に記載の撮像装置（２０）において、前記光電変換素子（８）の動作タイミングを決定する前記光電変換素子駆動手段（６）は、前記励起光照射手段（１）が駆動される前記略正弦波形状の信号に対して、前記励起光の照射から前記蛍光の発生までの遅れ時間に対応する位相差だけ遅れて前記光電変換素子（８）を駆動することを特徴とする。

[0021] さらに、請求項９に係る発明は、生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射する撮像装置（２０）の制御方法において、前記励起光を照射する励起光照射工程（１）と、前記励起光照射工程（１）における前記励起光を駆動し照射する照射手段駆動工程（３）と、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換工程（８）と、前記光電変換工程（８）における動作タイミングを決定する光電変換素子駆動工程（６）と、前記光電変換工程（６）において蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット工程（６）とを具備し、前記照射手段駆動工程（３）では、前記励起光を間欠的に駆動し、光電変換素子駆動工程（６）では前記照射手段駆動工程（３）において前記励起光が照射されていない期間に前記光電変換工程（８）における光電変換を実行させることを特徴とする。

[0022] さらに、請求項１０に係る発明は、請求項９に記載の制御方法において、

前記照明光を照射する照明光照射工程（２）を備え、前記照射手段駆動工程（３）において、前記励起光照射工程（１）における前記励起光および前記照明光照射工程（２）における前記照明光を駆動して照射し、前記光電変換工程（８）において、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換し、前記照明光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換することを特徴とする。

[0023] さらに、請求項１１にかかわる発明は、生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射する撮像装置（２０）に含まれるコンピュータを、前記励起光を照射する励起光照射手段（１）、前記励起光照射手段（１）を駆動する照射手段駆動手段（３）、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換手段（８）、前記光電変換手段（８）素子の動作タイミングを決定する光電変換素子駆動手段（６）、前記光電変換手段（８）に蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット手段（６）、として機能させ、前記照射手段駆動手段（３）は、前記励起光照射手段（１）を間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段（８）は前記照射手段駆動手段（３）によって前記励起光照射手段（１）が駆動されていない期間に前記光電変換手段（８）を駆動させて光電変換を実行させる機能を有することを特徴とする。

[0024] さらに、請求項１２にかかわる発明は、請求項１１に記載の撮像装置（２０）に含まれるコンピュータを、前記照明光を照射する照明光照射手段（２）として機能させ、前記照射手段駆動手段（３）は、前記励起光照射手段（１）および前記照明光照射手段（２）を駆動し、前記光電変換手段（８）は、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換し、前記照明光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換する機能を有することを特徴とする。

[0025] さらに、請求項１２に係る発明は、請求項１乃至７の何れか一項に記載の

前記撮像装置（２０）において、前記光電変換手段（８）はカラー撮像デバイスであることを特徴とする。

発明の効果

- [0026] 生体内に注入される蛍光化合物の種類および添加物等の物質が変わった場合には、蛍光を発生させるための励起光の波長および蛍光の波長は、それぞれが変化する可能性がある。その結果として、励起光の波長帯域と蛍光の波長帯域とが近接またはそれぞれの波長帯域のすくなくとも一部が重複している場合、および、蛍光の波長帯域と可視光の波長帯域とが近接またはそれぞれの波長帯域のすくなくとも一部が重複している場合であっても、本発明によれば、反射照明光による患者の手術周辺部位の画像と蛍光による患部の画像を同時に提供することが可能になる。
- [0027] また、生体内に注入される蛍光化合物の種類および添加物等の物質が変わった場合には、蛍光を発生させるための励起光の波長および蛍光の波長は、それぞれが変化する可能性があり、従来はそのたびに变化した波長に合わせたバンドパスフィルター、低波長帯域フィルター、高波長帯域フィルター等の光学フィルターを作製することが必要とされていたが、本発明によれば、レンズ等の波長軸の光学フィルターを電氣的な時間軸のフィルターに変換することによって、光学フィルターを使用する必要がなくなるので、内視鏡装置の撮像装置の機械的構成および電氣的構成が簡易になるとともに内視鏡装置の撮像装置のコストダウンが可能になる。
- [0028] また、前記励起光照射手段を間欠的に駆動し、前記励起光照射手段が駆動されていない期間に光電変換手段が駆動されて光電変換が実行されるので、高強度の反射励起光を遮断する光学フィルターを使用する必要がなくなる。
- [0029] さらに、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなるので、手術中に必要とされる反射された照明光による患者の手術周辺部位の鮮明な画像と蛍光による患部の鮮明な画像とを同時に医師が視認することができるようになった。
- [0030] さらに、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなるので、被写体の

カラーバランスの破綻を防止することが可能になる。

- [0031] さらに、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなり、光電変換を含む電子回路のダイナミックレンジを広く取る必要がないので回路構成が簡単になる。
- [0032] また、励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光の強度が非常に小さい場合であっても、毎回の計測時に光電変換手段に蓄積される電荷をリセットすることで、微弱な蛍光である場合にも正確に光電変換することが可能になる。
- [0033] さらに、照明光の照射を受けた生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換する場合にも、毎回の計測時に光電変換手段に蓄積される電荷をリセットするので、光電変換手段において反射照明光の強度を正確に光電変換を実行することが可能になる。
- [0034] また、励起光照射手段および照明光照射手段とが同時に駆動しないように間欠的に駆動され、励起光照射手段および照明光照射手段が駆動されていない期間に光電変換手段が駆動されて光電変換が実行されるので、高強度の反射励起光を遮断する光学フィルターおよび可視光透過光学フィルター並びに蛍光透過光学フィルター等の光学フィルターを使用する必要がなくなる。
- [0035] さらに、反射された照明光を受光する場合に高強度の反射励起光を受光する可能性がないので被写体のカラーバランスの破綻を防止することが可能になる。
- [0036] また、励起光照射手段および照明光照射手段とは同時に駆動せずに交互に間欠的に駆動されるので、患部から反射される蛍光および患部を含む患部の周囲から反射される照明光に基づいて、リアルタイムに患部と患部を含む画像を視認することが可能になり、内視鏡装置を使用した患者の検査および／または手術を迅速に行うことが可能になる。
- [0037] さらに、高強度の反射励起光を遮断する光学フィルターおよび／または可視光透過光学フィルター並びに蛍光透過光学フィルター等の光学フィルターの必要がなくなるので、内視鏡装置の小型化、低コスト化が可能になる。

[0038] また、励起光照射手段としての励起光源を間欠的に駆動し、励起光源が駆動されていない期間に光電変換手段としてのイメージセンサを駆動して光電変換を実行させることで、前記照明光の輝度を任意に変化させて、照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像を医師等が手術等に最も適するように明るくし、または暗くしても、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と照明光像とを同時にそれぞれ鮮明に視認することができる。

[0039] また、励起光の照射から蛍光の発生までの遅れが非常に短い場合は、理論的には励起光の発光パルスを短くすることで時間的な分離が可能であるが、高周波数で矩形波をコントロールすることは困難である。このような場合にも、この発明によれば、略正弦波形状の信号でLED等の照射手段駆動手段を駆動することによって、励起光と蛍光の分離が可能になる。

[0040] また、この発明によれば、励起光の照射から蛍光の発生までの遅れが非常に短い場合であっても、蛍光寿命を利用することによって、確実に励起光の照射によって発生した蛍光を光電変換素子で計測することが可能になる。

図面の簡単な説明

[0041] [図1]本発明の実施形態に係る内視鏡装置の撮像装置を含む内視鏡システムの全体を示すブロック図である。

[図2]本発明の実施形態に係る内視鏡装置の撮像装置の機能概要を示す図である。

[図3]本発明に係わる実施形態の照明光、励起光、および、蛍光の波長帯域の関係の一例を示す図である。

[図4]本発明の実施形態に係る動作の一例を示す図である。

[図5]本発明の実施形態に係る動作を示すフローチャートの一例を示す図である。

[図6]本発明の実施形態に係る動作の一例を示す図である。

[図7]本発明の実施形態に係る動作を示すフローチャートの一例を示す図である。

[図8]本発明の実施形態に係る動作の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0042] 以下、図面を参照して本発明を実施するための最良の形態について説明する。

[0043] 但し、本発明は多くの異なる態様で実施することが可能であり、本発明の趣旨及びその範囲から逸脱することなくその形態及び詳細を様々に変更し得ることは当業者であれば容易に理解される。従って、本実施の形態の記載内容に限定して解釈されるものではない。なお、実施の形態を説明するための全図において、同一部分又は同様な機能を有する部分には同一の符号を付し、その繰り返しの説明は省略する。

(実施形態)

本実施の形態では、生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射し、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と、前記照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像とを光電変換により受光し、前記蛍光像および照明光像をそれぞれ表す信号を取得し、該信号を画像信号として出力する撮像装置、撮像装置の制御方法および撮像装置の制御プログラムについて説明する。

[0044] すなわち、より具体的な一例として、励起光照射手段としての励起光源を間欠的に駆動し、励起光源が駆動されていない期間に光電変換手段としてのイメージセンサを駆動して光電変換を実行させることで、高強度の反射励起光を遮断する光学フィルターを含む光学フィルターを使用する必要がなくなり、カラー補正のための特別な画像信号処理を不要にした、内視鏡装置の撮像装置、内視鏡装置の撮像装置の制御方法および内視鏡装置の撮像装置の制御プログラムの装置構成及び、フローチャートについて説明する。

[0045] ここで、当該機能を発揮するための構成について、図1および図2に示す機能ブロック図を用いて説明する。

[0046] 図1は、本発明による蛍光観察内視鏡装置の実施の形態である内視鏡装置の撮像装置を含む内視鏡システムの外觀図である。図1に示されるように、

この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡 10、内視鏡装置の撮像装置 20、及び、モニター 60 を備えている。

[0047] 蛍光観察内視鏡 10 は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部 10a、その体腔内挿入部 10a の先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部 10b、操作部 10b と光源プロセッサ装置 20 とを接続するためのライトガイド可撓管 10e、及び、このライトガイド可撓管 10e の基端に設けられたコネクタ 10d を、備えている。

[0048] 図 2 は、図 1 における内視鏡装置の撮像装置 20 の機能ブロック図である。内視鏡装置の撮像装置 20 は、生体に励起光を照射する励起光照射手段としての励起光源 1 と、蛍光観察内視鏡 10 を生体内で操作させるとともに生体の患部の周囲を見るための照明光を照射する照明光照射手段としての照明光源 2 と、励起光源 1 および照明光源 2 から光を照射するタイミングを決定し、励起光源 1 および照明光源 2 を駆動する照射手段駆動手段としての光源駆動回路 3 と、光源駆動回路 3 へタイミングを決定するための信号を出力するタイミング発生回路 4 と、内視鏡装置の撮像装置 20 における基準クロックを生成する発信器 5 と、イメージセンサ 8 の光電変換タイミングを決定する光電変換素子駆動手段ならびに蓄積電荷リセット手段としてのイメージセンサ駆動回路 6 と、生体の患部からの蛍光、反射照明光並びに反射励起光を受光するレンズ 7 と、生体の患部からの蛍光および反射照明光を受光し光電変換を実行する光電変換手段としてのイメージセンサ 8 と、イメージセンサ 8 から出力されるアナログ信号を処理するアナログフロントエンド回路 9 およびアナログフロントエンド回路 9 から出力される信号からモニター 60 に蛍光観察内視鏡 10 を生体内で操作させるための画像並びに生体の患部を含む周囲の画像を表示するための映像信号を生成するデジタル信号処理回路 10 とを具備する。

[0049] 励起光源 1 は、生体内（生体組織）に注入されたインドシアニン等の蛍光を発する試薬を励起するための励起光を照射する機能を有する。

- [0050] 励起光源 1 の光の波長は、試薬の種類によって決定される。一例として、インドシアニンの場合にはおよそ 750 nm ~ 780 nm の範囲の波長が励起光として選択される。
- [0051] なお、インドシアニン等の蛍光試薬は励起光のエネルギーを吸収することで電子が励起し、それが基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出するものである。したがって、一般的に吸収光の波長よりも長波長の電磁波（蛍光）を発し、およそ 750 nm ~ 780 nm の範囲の波長が励起光として選択されているインドシアニンの場合には、蛍光の波長はおよそ 850 nm 近辺となる。
- [0052] また、励起光に対する蛍光の応答には過渡的応答が見られ、この過渡的応答期間を蛍光寿命とも称する。本発明では、この過渡的応答期間である蛍光寿命における蛍光を利用する。蛍光寿命は励起光の照射終了後（または照射終了直後）から開始される期間である。
- [0053] 励起光源 1 の種類としては、LED（Light Emitting Diode）および半導体レーザを含む任意の光源を選択することが可能である。
- [0054] 照明光源 2 は、蛍光観察内視鏡 10 を生体内で操作させるための照明光像（通常観察像）を得るために、および、患部並びに患部の周囲を見るための照明光像を得るために照明光を照射する機能を有する。
- [0055] 本実施形態の内視鏡装置の撮像装置 20 では、励起光の照射を受けた患部の生体組織から発生した蛍光による蛍光像と照明光の照射を受けた生体内および患部を含む周辺の生体組織によって反射された照明光による照明光像とを受光するために、照明光源 2 から照明光が照射される。
- [0056] 照明光像（通常観察像）を必要とするのは、患部の周囲を観察することで患部を特定するとともに、体内に挿入された体腔内挿入部 10a をアングルノブ等を有する操作部 10b で操るために、（患部を含む）体内の画像が必要であるからである。
- [0057] 照明光源 2 の種類としては、LED および半導体レーザを含む任意の光源を選択することが可能である。また、患部を含む体内を操作者が観察するた

めに照明光源 2 の光の波長には少なくとも可視光の一部の波長が含まれる。

[0058] 光源駆動回路 3 は励起光源 1 および照明光源 2 を駆動する機能を有し、少なくとも励起光源 1 を間欠的に駆動する機能を有する。

[0059] 光源駆動回路 3 は、励起光源 1 を間欠的に駆動しつつ（図 4 参照）、照明光源 2 を連続的に駆動することも、照明光源 2 を間欠的に駆動することもできる。

[0060] 光源駆動回路 3 が、励起光源 1 を間欠的に駆動しつつ、照明光源 2 を連続的に駆動する場合には、イメージセンサ 8 は、励起光源 1 が間欠的に駆動していないタイミング（蛍光寿命（図 4 の t_1 に該当）：励起光の照射の終了後に発生する蛍光の持続時間）で励起光の照射を受けた患部の生体組織から発生した蛍光による蛍光像を受光する。

[0061] そして、照明光源 2 から照射された照明光が患部並びに患部の周囲または患部を含まない人体の生体組織に照射されたときに反射した照明光による照明光像を、励起光源 1 が間欠的に駆動していないタイミング、かつ、蛍光像を受光しないタイミングでイメージセンサ 8 は受光する。

[0062] 具体的には、蛍光寿命後であって、励起光源 1 が間欠的に駆動されるまでの間の時間（図 4 の t_2 に該当）に照明光像がイメージセンサ 8 によって受光される。

[0063] または、複数個のイメージセンサ 8 を設けてもよく、この場合には、励起光源 1 が間欠的に駆動されていない任意の時点で、複数のイメージセンサ 8 の一つで照明光像が受光されるように構成することも可能である。

[0064] また、光源駆動回路 3 は励起光源 1 と照明光源 2 とを同時に駆動しないように間欠的に駆動する機能を有する。

[0065] また、光源駆動回路 3 は励起光源 1 と照明光源 2 とを同時に駆動しないように交互に間欠的に駆動する機能を有する（図 6（b）参照）。

[0066] この場合には、光源駆動回路 3 は励起光源 1 を予め定められた任意の時間だけ駆動し、その後に励起光源 1 の駆動を止める。そして、イメージセンサ 8 は、照明光源 2 が間欠的に駆動しているタイミング（図 6 の露光 2 の期間

に該当) : 図 6 にける露光 1 の励起光の照射終了後に発生する蛍光の持続時間終了後の予め定められた時間) で照明光が生体で反射して発生した照明光像を受光する。(図 6 (b) 参照)。

[0067] すなわち、光源駆動回路 3 は照明光源 2 を予め定められた任意の時間だけ駆動し、その照明光源 2 が駆動されている期間 (図 6 の露光 2 の期間に該当) に、照明光源 2 による照明光が生体で反射したことによる発生する照明光像をイメージセンサ 8 において受光する。

[0068] 間欠的に駆動される励起光源 1 は、パルス状信号または略正弦波形状の信号等の間欠的に駆動される任意の信号で駆動されることができる。

[0069] また、光源駆動回路 3 は、照明光源 2 から照射される照明光のパルス幅またはパルス状の照明光の輝度のうち、少なくとも何れか一方を任意に変更可能に駆動する機能を有する (図示せず)。さらに、光源駆動回路 3 は、励起光源 1 から照射される励起光のパルス幅またはパルス状の励起光の輝度のうち、少なくとも何れか一方を任意に変更可能に駆動する機能を有する (図示せず)。

[0070] また、光源駆動回路 3 は、略正弦波形状の信号で少なくとも励起光源 1 を駆動することにより、励起光源 1 を間欠的に駆動する機能を有する (図 8 参照)。

[0071] 蛍光の遅れが非常に短い場合には、理論的には励起光の発光パルスを短くすることで時間的な分離が可能である。しかし、実際には高周波において矩形波を用いて励起光源 1 をコントロールすることは困難である。このような場合には、図 8 のようなサイン波で LED を駆動することになる。

[0072] また、イメージセンサ駆動回路 6 は、励起光源 1 が駆動される略正弦波形状の信号に対して、励起光の照射から蛍光の発生までの遅れ時間に対応する位相差だけ遅れてイメージセンサ 8 を駆動する機能を有する (図 8 参照)。

[0073] たとえば一例として、蛍光の遅延時間の例えば 4 倍の周波数で照明を変調させ、図 8 にしめす部分でセンサーの露光を行うことで、完全ではないが、励起光と蛍光の分離が可能になる。

- [0074] タイミング発生回路 4 は、光源駆動回路 3 が励起光源 1 並びに照明光源 2 を駆動するタイミング、および、イメージセンサ駆動回路 6 がイメージセンサ 8 を駆動するタイミングを決定するタイミング信号を生成する。
- [0075] イメージセンサ駆動回路 6 は光源駆動回路 3 によって励起光源 1 が駆動されていない期間にイメージセンサ 8 を駆動させて光電変換を実行させる機能を有する（図 4、6 等参照）。
- [0076] また、イメージセンサ駆動回路 6 は、光電変換素子駆動手段によってイメージセンサ 8 を駆動させる直前に、イメージセンサ 8 に蓄積される電荷をリセットする機能を有する。
- [0077] イメージセンサ 8 を駆動させる直前に、イメージセンサ 8 に蓄積される電荷をリセットすることによって、リセット後にイメージセンサ 8 に受光される光量を正確に計測することが可能になる。イメージセンサ 8 は白黒撮像デバイスであってもカラー撮像デバイスであってもよい。
- [0078] また、上記の説明から明らかであるが、イメージセンサ駆動回路 6 は光源駆動回路 3 によって励起光源 1 が駆動されていない期間にイメージセンサ 8 を駆動させ、蛍光寿命の間に励起光の照射を受けた患部の生体組織から発生した蛍光による蛍光像を受光し、光電変換を実行させる機能を有する。
- [0079] レンズ 7 は、生体の患部からの蛍光、反射照明光並びに反射励起光を受光する機能を有する。
- [0080] 反射励起光がレンズ 7 を透過するタイミングでは、イメージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 を動作させないので、反射励起光は結果として得られる映像信号には何らの影響を及ぼすことがない。また、反射励起光がレンズ 7 を透過するタイミングでは、イメージセンサ 8 によって光電変換が実行されないので、反射励起光を遮る光学的フィルターが不要になる。
- [0081] したがって、レンズ 7 を透過する光のうちの蛍光および反射照明光がイメージセンサ 8 によって光電変換が実行される。
- [0082] アナログフロントエンド回路 9 は、イメージセンサ 8 から出力されるアナログ信号を処理する機能を有する。

[0083] デジタル信号処理回路 10 は、アナログフロントエンド回路 9 から出力される信号からモニター 60 に蛍光観察内視鏡 10 を生体内で操作させるための画像並びに生体の患部を含む周囲の画像を表示するための映像信号を生成する機能を有する。

(照明光、励起光および蛍光の波長帯域の関係)

次に、照明光、励起光および蛍光の波長帯域の関係について図 3 を用いて説明する。

[0084] 図 3 (a) は、一般的な近赤外蛍光を発する ICG 等の試薬を用いた場合の照明光、試薬の励起光および試薬による蛍光の波長帯域の関係を示す図である。

[0085] 照明光は人間が視認することが可能な可視光 (約 400 nm ~ 約 800 nm) 領域で照明光源 1 から発光され、その波長帯域の照明光が照明光像としてイメージセンサ 8 に受光される。

[0086] 間欠的に駆動される励起光源 1 から発光される励起光は近赤外領域であるが、励起光が照射された患部から発光する蛍光は、励起光よりも長い波長の近赤外領域の波長になっていることが図 3 (a) に示されている。

[0087] 従来の方法では、光強度が強い励起光をイメージセンサ等の受光素子で受光しないように遮断 (減衰) し、近赤外波長帯域の蛍光および可視光領域の照明光を受光するためのバンドパス光学フィルターが必要となっていた。このためには、カットオフ特性が良好なバンドパス光学フィルターを構成の一部とする必要があった。また、このような光学フィルターは高価であり、試薬の種類によって励起光と蛍光の波長帯域が変化する場合には波長特性の異なるバンドパス光学フィルターを用意する必要があった。

[0088] また、光強度が強い励起光を光学フィルターで十分に減衰できない場合には、励起光の一部をイメージセンサ等の受光素子で受光することになる。このために、得られる映像信号のカラーバランスが破綻するなどして、モニターで観察される画像が見にくい画像になるなどの問題が発生していた。

[0089] 次の図 3 (b) は、図 3 (a) において示された一般的な近赤外蛍光を発

する I C G 等の試薬を用いた場合の照明光、励起光および蛍光の波長帯域の関係を示す図において、間欠的に駆動される励起光源 1 から発光される近赤外領域の励起光と、励起光が照射された患部から発光する近赤外領域の蛍光との波長帯域が非常に近い、または少なくとも一部が重複している場合を示す図である。

[0090] この場合には、従来の光学フィルターを使用しても、励起光と蛍光とを分離することが不可能になる場合もある。

[0091] 次の図 3 (c) では、間欠的に駆動される励起光源 1 から発光される励起光が紫外線領域になり、励起光が照射された患部から発光する蛍光が可視光領域の波長になる場合が示されている。

[0092] この場合には、連続的に照射されている照明光による照明光像と蛍光像とを光学フィルターを使用して分離することが不可能になり、従来の手法では試薬による患部の蛍光像を得ることはできない。

[0093] しかし、従来のレンズ等を用いた波長軸の光学フィルターを、本願の発明による電氣的な時間軸のフィルターに変換することによって、照明光、励起光および蛍光の波長帯域の関係が図 3 (b) および図 3 (c) に示される場合であっても照明光による照明光像と蛍光像を正確に映像信号として得ることが可能になった。

(実施形態 1)

次に図 4 を用いて本願の実施形態 1 について説明する。

[0094] 図 4 には、励起光源 1 から照射される励起光が間欠的にパルス状に駆動されている場合が示されている。

[0095] 生体の患部から発せられた蛍光は、励起光源 1 から照射された励起光の照射がパルス状に終了してから、 t_1 時間だけ蛍光寿命として蛍光像を発し続ける。

[0096] また、蛍光は、励起光の照射直後から発生するので、励起光が照射されている期間においても蛍光は発生している。

[0097] 励起光源 1 から照射される励起光の照射がパルス状に終了する時点で、イ

メージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 に蓄積されている電荷をリセットし、イメージセンサ 8 の電荷がリセットされてから励起光に対応した蛍光像を受光する。

[0098] その後、イメージセンサ 8 で受光された蛍光像は、アナログフロントエンド回路 9 およびデジタル信号処理回路 10 を介して、患部の映像として、モニター 60 で観察者が患部を観察できる映像としての映像信号に変換される。

[0099] 図 4 において、蛍光寿命の期間である t_1 時間経過後から次の励起光の照射が始まるまでの時間（図 4 の t_2 に該当）に、照明光源 2 から放射された照明光が生体で反射して形成される照明光像がイメージセンサ 8 によって受光されるように構成してもよい。

[0100] この後、同様に、イメージセンサ 8 で受光された照明光像は、アナログフロントエンド回路 9 およびデジタル信号処理回路 10 を介して、生体の内部または患部の周囲を映し出す映像として、モニター 60 で観察者が観察できる映像としての映像信号に変換される。

[0101] また、複数個のイメージセンサ 8 を設けてもよい。この場合には、励起光源 1 が間欠的に駆動されていない任意の時点で、複数のイメージセンサ 8 の一つで照明光像を受光されるように構成することが可能である。

[0102] 上記の場合には、複数のイメージセンサ 8 の受光面に、照明光像受光用の光学フィルターおよび／または蛍光像受光用の光学フィルターを備えるように構成することも可能である。

[0103] 本発明に係る内視鏡装置の撮像装置は、上述のような構成を有することにより、従来であれば生体内に注入される蛍光化合物の種類および添加物等の物質が変わった場合には、蛍光を発生させるための励起光の波長および蛍光の波長は、それぞれが変化する可能性があり、そのたびに変化した波長に合わせたバンドパスフィルター、低波長帯域フィルター、高波長帯域フィルター等の光学フィルターを作製することが必要とされていたが、本発明によれば、レンズ等の波長軸の光学フィルターを電氣的な時間軸のフィルターに変

換することによって、光学フィルターを使用する必要がなくなるので、内視鏡装置の撮像装置の機械的構成および電氣的構成が簡易になるとともに内視鏡装置の撮像装置のコストダウンが可能になる。

[0104] また、前記励起光照射手段を間欠的に駆動し、前記励起光照射手段が駆動されていない期間に光電変換手段が駆動されて光電変換が実行されるので、高強度の反射励起光を遮断する光学フィルターを使用する必要がなくなる。

[0105] さらに、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなるので、被写体のカラーバランスの破綻を防止することが可能になる。

[0106] さらに、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなり、光電変換を含む電子回路のダイナミックレンジを広く取る必要がないので回路構成が簡単になる。

[0107] 次に、図2の内視鏡装置の撮像装置20にこれらの機能を実装し、蛍光寿命を利用することによって、光学フィルターを使用せずに、反射励起光等によるカラー補正の特別な画像信号処理を不要にする機能などを実現する処理動作の一部を、図5と対応させながら説明する。

[0108] 図5は、本実施形態の機能が実行されるタイミングを示す処理フロー図である。

[0109] ステップS10では、光源駆動回路3が励起光源1をON状態にさせる。

[0110] ステップS11では、ON状態にされた励起光源1から励起光が生体内の（試薬が含まれる）患部に向けて照射される。

[0111] ステップS12では、光源駆動回路3が励起光源1をOFF状態にさせ、生体内への励起光の照射を停止させる。

[0112] ステップS13では、イメージセンサ駆動回路6はイメージセンサ8に蓄積されている電荷をリセットし、イメージセンサ8の電荷がリセットされてから励起光に対応した蛍光像を受光するようにイメージセンサ8を駆動する。

[0113] ステップS14では、イメージセンサ駆動回路6はステップS14においてイメージセンサ8が受光した蛍光像を光電変換させる。

[0114] ステップS 1 5では、イメージセンサ8で受光された蛍光像が、アナログフロントエンド回路9およびデジタル信号処理回路10を介して、患部の映像として、モニター60で観察者が患部を観察できる映像としての映像信号に変換される。

[0115] ステップS 1 6では、内視鏡装置の撮像装置20による撮像が終了したか否かが判断される。内視鏡装置の撮像装置20による撮像が終了した場合（ステップS 1 6：YES）には、内視鏡装置の撮像装置20による撮像を終了させ、内視鏡装置の撮像装置20による撮像が終了していない場合（ステップS 1 6：NO）には、ステップS 1 0に戻り、患部の次の蛍光像を撮影する。

[0116] 上記の動作を示すフローチャートでは、照明光の動作について説明していないが、照明光源1は連続的にON状態となって照明光を連続的に照射していてもよいし、間欠的に照明光を照射するように光源駆動回路3によって駆動されてもよい。

（実施形態2）

次に図6を用いて、光源駆動回路3によって励起光源1と照明光源2とが同時に駆動しないように交互に間欠的に駆動される場合について説明する。

[0117] この場合には、光源駆動回路3は励起光源1を予め定められた任意の時間だけ駆動して励起光を人体の患部付近に照射してから励起光源1の駆動を止める（図6（c）のt3に該当する）。

[0118] その後、イメージセンサ8は、励起光源1が励起光を間欠的に放射していないタイミングであって蛍光寿命（図6の露光1に該当し、励起光の照射の終了後に発生する蛍光の持続時間）の間に励起光の照射を受けた患部の生体組織から発生する蛍光による蛍光像を受光する。

[0119] その後、光源駆動回路3は照明光源2を予め定められた任意の時間だけ駆動して照明光を人体の内視鏡の先端周囲に照射し、照明光源2の駆動を止める（図6（c）の露光2に該当する）。

[0120] イメージセンサ8は、照明光源2が間欠的に駆動しているタイミング（図

6 (c) の露光 2 の期間に該当) : 図 6 (b) の露光 1 の励起光の照射終了後に発生する蛍光の持続時間終了後の予め定められた時間) において照明光源 2 による照明光が生体で反射したことによって発生する照明光像を受光する。

[0121] すなわち、光源駆動回路 3 は照明光源 2 を予め定められた任意の時間だけ駆動し、その照明光源 2 が駆動されている期間 (図 5 の露光 2 の期間に該当) に、イメージセンサ 8 は、照明光源 2 による照明光が生体で反射したことによる発生する照明光像を受光する。

[0122] イメージセンサ駆動回路 6 は、露光 2 および露光 3 の期間が開始するタイミングでイメージセンサ 8 に蓄積されている電荷をリセットする (図 6 (c) 参照)。

[0123] 次に図 7 を用いて、本実施形態の一部を示すフローチャートについて説明する。

[0124] 図 7 のフローチャートでは、光源駆動回路 3 によって励起光源 1 と照明光源 2 とが同時に駆動しないように交互に間欠的に駆動される場合について説明する。

[0125] ステップ S 2 0 では、光源駆動回路 3 が励起光源 1 を ON 状態にさせる。

[0126] ステップ S 2 1 では、ON 状態にされた励起光源 1 から励起光が生体内の (試薬が含まれる) 患部に向けて照射される。

[0127] ステップ S 2 2 では、光源駆動回路 3 が励起光源 1 を OFF 状態にさせ、生体内への励起光の照射を停止させる。

[0128] ステップ S 2 3 では、イメージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 を ON 状態にする。

[0129] ステップ S 2 4 では、イメージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 に蓄積されている電荷をリセットし、イメージセンサ 8 の電荷がリセットされてから励起光に対応した蛍光像を受光するようにイメージセンサ 8 を駆動する。

[0130] ステップ S 2 5 では、イメージセンサ駆動回路 6 はステップ S 1 4 におい

てイメージセンサ 8 が受光した蛍光像を光電変換させる。そして、イメージセンサ 8 で受光された蛍光像が、アナログフロントエンド回路 9 およびデジタル信号処理回路 10 を介して、患部の映像として、モニター 60 で観察者が患部を観察できる映像としての映像信号に変換される。

[0131] ステップ S 26 では、イメージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 に蓄積されている電荷をリセットし、イメージセンサ 8 の電荷がリセットされてから照明光に対応した照明光像を受光するようにイメージセンサ 8 を駆動する。

[0132] ステップ S 27 では、光源駆動回路 3 が照明光源 2 を ON 状態にさせる。

[0133] ステップ S 28 では、イメージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 が受光した照明光像を光電変換させる。そして、イメージセンサ 8 で受光された照明光像が、アナログフロントエンド回路 9 およびデジタル信号処理回路 10 を介して、人体内の映像として、モニター 60 で観察者が患部を観察できる映像としての映像信号に変換される。

[0134] ステップ S 29 では、イメージセンサ駆動回路 6 はイメージセンサ 8 を OFF 状態にする。

[0135] ステップ S 30 では、光源駆動回路 3 が照明光源 2 を OFF 状態にさせ、照明光の照射を停止する。

[0136] ステップ S 31 では、内視鏡装置の撮像装置 20 による撮像が終了したか否かが判断される。内視鏡装置の撮像装置 20 による撮像が終了した場合（ステップ S 31：YES）には、内視鏡装置の撮像装置 20 による撮像を終了させ、内視鏡装置の撮像装置 20 による撮像が終了していない場合（ステップ S 31：NO）には、ステップ S 20 に戻り、患部の次の蛍光像を撮影する。

[0137] このように図 7 に関わる動作によれば、レンズ等の波長軸の光学フィルターを電氣的な時間軸のフィルターに変換することによって、光学フィルターを使用する必要が無くなるので、内視鏡装置の撮像装置の機械的構成および電氣的構成が簡易になるとともに内視鏡装置の撮像装置のコストダウンが可

能になる。

[0138] また、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなるので、被写体のカラーバランスの破綻を防止することが可能になる。

[0139] また、高強度の反射励起光を受光する可能性がなくなり、光電変換を含む電子回路のダイナミックレンジを広く取る必要がないので回路構成が簡単になる。

[0140] 次に、間欠的に駆動される励起光源 1 が、略正弦波形状の信号で駆動される例を図 8 に示す。

[0141] この場合には、光源駆動回路 3 は、略正弦波形状の信号で少なくとも励起光源 1 を駆動することにより、励起光源 1 を間欠的に駆動する機能を有する。

[0142] 生体の患部で発生する蛍光の遅れ（蛍光寿命）が非常に短い場合は、理論的には励起光源 1 から発光される励起光の発光パルスを短くすることで、励起光と蛍光による蛍光像との時間的な分離が可能である。しかし、実際には高周波の矩形波を使用して励起光源 1 をコントロールすることは困難である。このような場合は、図 8 のような略正弦波形状で LED 等の励起光源 1 を駆動することになる。

[0143] 図 8 において、略正弦波形状の励起光から所定の時間（図 8 における t_4 ）だけ遅れて、生体の患部において発生した蛍光がレンズ 7 を介して、イメージセンサ 8 に受光される。

[0144] この場合に、イメージセンサ 8 が効率よく、生体の患部において発生した蛍光を受光するためには、光源駆動回路 3 は、励起光源 1 が駆動される略正弦波形状の信号に対して、励起光の照射から蛍光の発生までの遅れ時間（図 8 における t_4 ）に対応する位相差だけ遅れてイメージセンサ 8 を駆動することが望ましい（図 8 参照）。

[0145] すなわち、励起光の照射から蛍光の発生までの遅れ時間だけ正確に位相差を持つ必要はなく、イメージセンサ 8 によって受光される蛍光によって蛍光像を形成できる程度に十分な強度の蛍光が受光できる位相差であればよい。

[0146] 図8の場合は、蛍光の遅延時間の例えば4倍の周波数で照明を変調させ、図8に示される部分でセンサーの露光を行うことで、完全ではないが、励起光と蛍光の分離が可能になる。

(實施形態 3)

本実施の形態では、励起光照射手段としての励起光源を間欠的に駆動し、励起光源が駆動されていない期間に光電変換手段としてのイメージセンサを駆動して光電変換を実行させることで、前記照明光の輝度を任意に変化させて、照明光の照射を受けた生体組織によって反射された照明光による照明光像を医師等が手術等に最も適するように明るくし、または暗くしても、前記励起光の照射を受けた生体組織から発生した蛍光による蛍光像と、照明光像と、がそれぞれ鮮明に視認できる実施形態について説明する。

[0147] 可視光である反射された照明光（反射照明光）の照度を変化させるには、放射側の照明光の輝度を上げるには、二つの方法が考えられる（図6（a）におけるパルス状に放射される可視光の振幅を大きくするか、図6（a）におけるパルス状に放射される可視光のパルス幅を長くすることが考えられる。）。

[0148] まず、第 1 の場合として、図 6 (a) におけるパルス状に放射される可視光の振幅を大きくする場合には、図 2 の光源駆動回路 3 を介して照明光源 2 の照明輝度を上げることになる。また、図 2 に示されるように、照明光源 2 は励起光源 1 とは別個の独立した回路部であるので、励起光源 1 の輝度とは相関なく自由に輝度の調整を実施することができる。

[0149] また、図6に示されるように、励起光照射手段としての励起光源を間欠的に駆動し、励起光源が駆動されていない期間に光電変換手段としてのイメージセンサを駆動して光電変換を実行させるので、照度が非常に小さい蛍光像とは関係なく照明光像の照度を変化（非常に明るくすることも可能である）させても、それぞれ独立して鮮明な蛍光像と鮮明な照明光像を医者等のユーザが視認することができる。

[0150] 次に、第2の場合として、図6（a）におけるパルス状に放射される可視

光のパルス幅を長くする場合には、図2の光源駆動回路3を介して照明光源2のパルス駆動時間を長くすることになる。また、図2に示されるように、照明光源2は励起光源1とは別個の独立した回路部であるので、励起光源1の輝度またはパルス幅とは相関なく自由に照明光源2から照射される照明光のパルス幅の調整を実施することができる（図6（a）における時間 t_3 と時間露光2の期間は独立して別個に設定することが可能である。この場合において、時間 t_3 ＋時間露光1＋時間露光2を変化させてもよいし、時間 t_3 ＋時間露光1＋時間露光2を一定になるように時間 t_3 、時間露光1、時間露光2の時間を任意の時間に調整することも可能である。）

このように反射された照明光による照度を変化させても、図6に示されるように、励起光照射手段としての励起光源を間欠的に駆動し、励起光源が駆動されていない期間に光電変換手段としてのイメージセンサを駆動して光電変換を実行させるので、照度が非常に小さい蛍光像とは関係なく照明光像の照度を変化（非常に明るくすることも可能である）させても、それぞれ独立して鮮明な蛍光像と鮮明な照明光像を医者等のユーザが視認することができる。

[0151] 以上のように、本発明の内視鏡装置の撮像装置は内視鏡装置であればどのようなものに設けて使用してもよく、ほかの蛍光波長の異なる試薬に適用することもできる。

[0152] また上記の処理により、内視鏡装置の撮像装置における利便性の向上を図ることが可能となる。

[0153] なお、図5および図7における動作手順を、ハードディスク等の記録媒体に予め記録しておき、或いはインターネット等のネットワークを介して予め記録しておき、これを汎用のマイクロコンピュータ等により読み出して実行することにより、当該汎用のマイクロコンピュータ等を実施形態に係わるCPUとして機能させることも可能である。

[0154] さらに、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内において種々変更可能である。

[0155] さらに、本明細書に記載および図示されている実施形態は具体例としてのものであるに過ぎず、本発明の範囲を限定するものと考えるべきではないと理解すべきである。本発明の精神および範囲にしたがって上述以外の変更および修正を施すことも可能である。

符号の説明

- [0156]
- 1 励起光源
 - 2 照明光源
 - 3 光源駆動回路
 - 4 タイミング発生回路
 - 5 発信器
 - 6 イメージセンサ駆動回路
 - 7 レンズ
 - 8 イメージセンサ

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射する撮像装置において、
- 前記励起光を照射する励起光照射手段と、
 - 前記励起光照射手段を駆動する照射手段駆動手段と、
 - 前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換手段と、
 - 前記光電変換手段の動作タイミングを決定する光電変換素子駆動手段と、
 - 前記光電変換手段に蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット手段と、
 - を具備し、
 - 前記照射手段駆動手段は、前記励起光照射手段を間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段は前記照射手段駆動手段によって前記励起光照射手段が駆動されていない期間に前記光電変換手段を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする撮像装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の撮像装置において、
- 前記照明光を照射する照明光照射手段を備え、
 - 前記照射手段駆動手段は、前記励起光照射手段および前記照明光照射手段を駆動し、
 - 前記光電変換手段は、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換し、前記照明光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換することを特徴とする撮像装置。
- [請求項3] 請求項1または2に記載の撮像装置において、
- 前記光電変換素子駆動手段によって前記光電変換手段が駆動される直前に、前記蓄積電荷リセット手段は、前記光電変換手段に蓄積される電荷をリセットすることを特徴とする撮像装置。

- [請求項4] 請求項2または3に記載の撮像装置において、
前記照射手段駆動手段は、前記励起光照射手段と前記照明光照射手段とを同時に駆動しないように間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段は前記照射手段駆動手段によって前記励起光照射手段が駆動されていない期間に前記光電変換手段を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする撮像装置。
- [請求項5] 請求項2乃至4の何れか一項に記載の撮像装置において、
前記照射手段駆動手段は、前記励起光照射手段と前記照明光照射手段とを同時に駆動しないように交互に間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段は前記照射手段駆動手段によって前記励起光照射手段が駆動されていない期間に前記光電変換手段を駆動させて光電変換を実行させることを特徴とする撮像装置。
- [請求項6] 請求項2乃至5の何れか一項に記載の撮像装置において、
前記照射手段駆動手段は、前記照明光照射手段から照射される照明光のパルス幅またはパルス状の照明光の輝度のうち、少なくとも何れか一方を任意に変更可能であることを特徴とする撮像装置。
- [請求項7] 請求項1乃至6の何れか一項に記載の撮像装置において、
前記照射手段駆動手段は、略正弦波形状の信号で少なくとも前記励起光照射手段を駆動することにより、前記励起光照射手段を間欠的に駆動することを特徴とする撮像装置。
- [請求項8] 請求項7に記載の撮像装置において、
前記光電変換素子の動作タイミングを決定する前記光電変換素子駆動手段は、前記励起光照射手段が駆動される前記略正弦波形状の信号に対して、前記励起光の照射から前記蛍光の発生までの遅れ時間に対応する位相差だけ遅れて前記光電変換素子を駆動することを特徴とする撮像装置。
- [請求項9] 生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射する撮像装置の制御方法において、

前記励起光を照射する励起光照射工程と、

前記励起光照射工程における前記励起光を駆動し照射する照射手段駆動工程と、

前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換工程と、

前記光電変換工程における動作タイミングを決定する光電変換素子駆動工程と、

前記光電変換工程において蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット工程と、

を具備し、

前記照射手段駆動工程において、前記励起光を間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動工程では前記照射手段駆動工程において前記励起光が照射されていない期間に前記光電変換工程における光電変換を実行させることを特徴とする撮像装置の制御方法。

[請求項10]

請求項9に記載の制御方法において、

前記照明光を照射する照明光照射工程を備え、

前記照射手段駆動工程において、前記励起光照射工程における前記励起光および前記照明光照射工程における前記照明光を駆動して照射し、

前記光電変換工程において、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換し、前記照明光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換することを特徴とする撮像装置の制御方法。

[請求項11]

生体組織に励起光と照明光との少なくともいずれか一方を照射する撮像装置に含まれるコンピュータを、

前記励起光を照射する励起光照射手段、

前記励起光照射手段を駆動する照射手段駆動手段、

前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から

発生した蛍光を電気信号に変換する光電変換手段、

前記光電変換手段の動作タイミングを決定する光電変換素子駆動手段、

前記光電変換手段に蓄積される電荷をリセットする蓄積電荷リセット手段、

として機能させ、

前記照射手段駆動手段は、前記励起光照射手段を間欠的に駆動し、前記光電変換素子駆動手段は前記照射手段駆動手段によって前記励起光照射手段が駆動されていない期間に前記光電変換手段を駆動させて光電変換を実行させる機能を有することを特徴とする撮像装置の制御プログラム。

[請求項12]

請求項 1 1 に記載の撮像装置に含まれるコンピュータを、

前記照明光を照射する照明光照射手段として機能させ、

前記照射手段駆動手段は、前記励起光照射手段および前記照明光照射手段を駆動し、

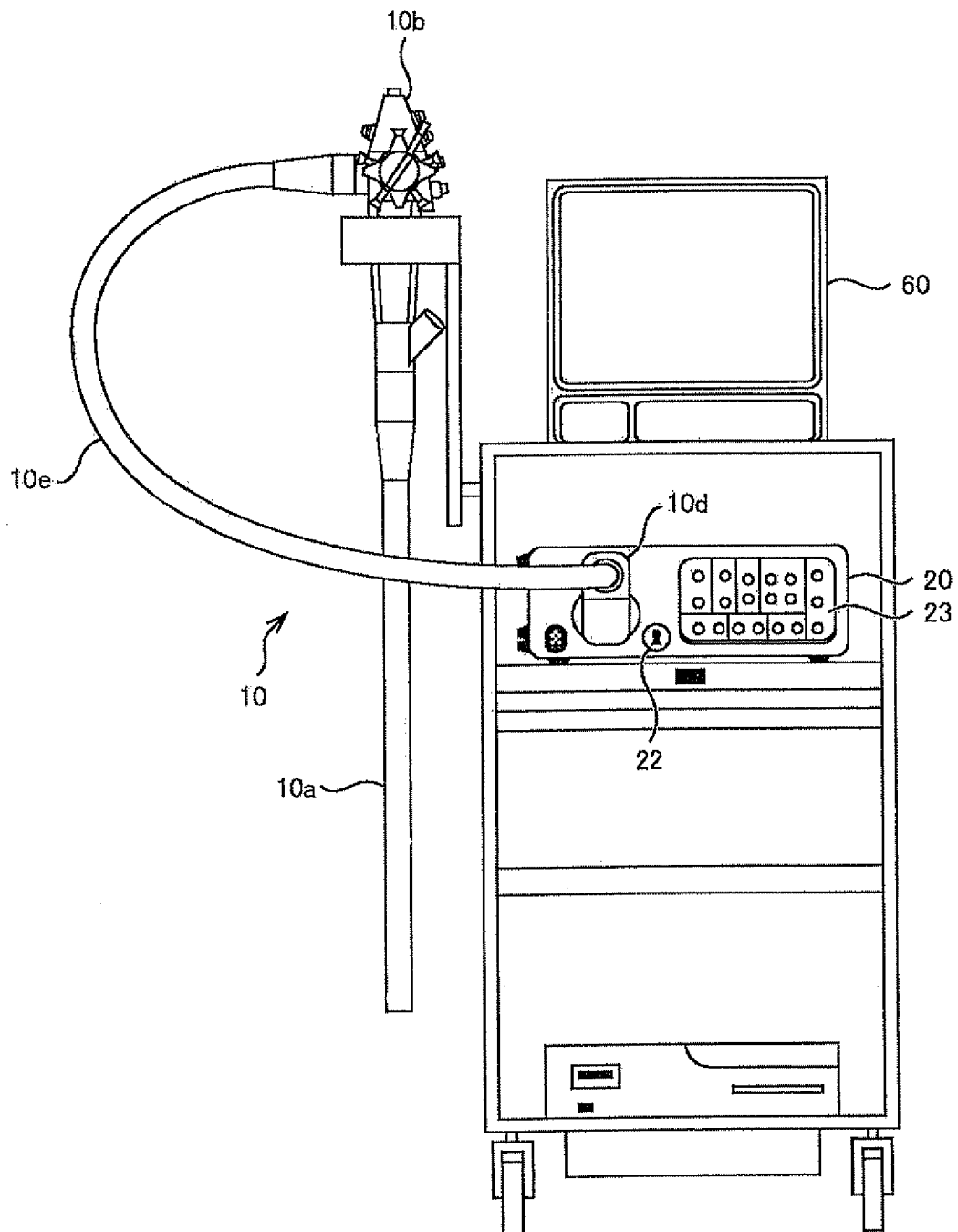
前記光電変換手段は、前記励起光の照射を受けた、蛍光化合物が投与された生体組織から発生した蛍光を電気信号に変換し、前記照明光の照射を受けた前記生体組織によって反射された反射照明光を電気信号に変換する機能を有することを特徴とする撮像装置の制御プログラム。

[請求項13]

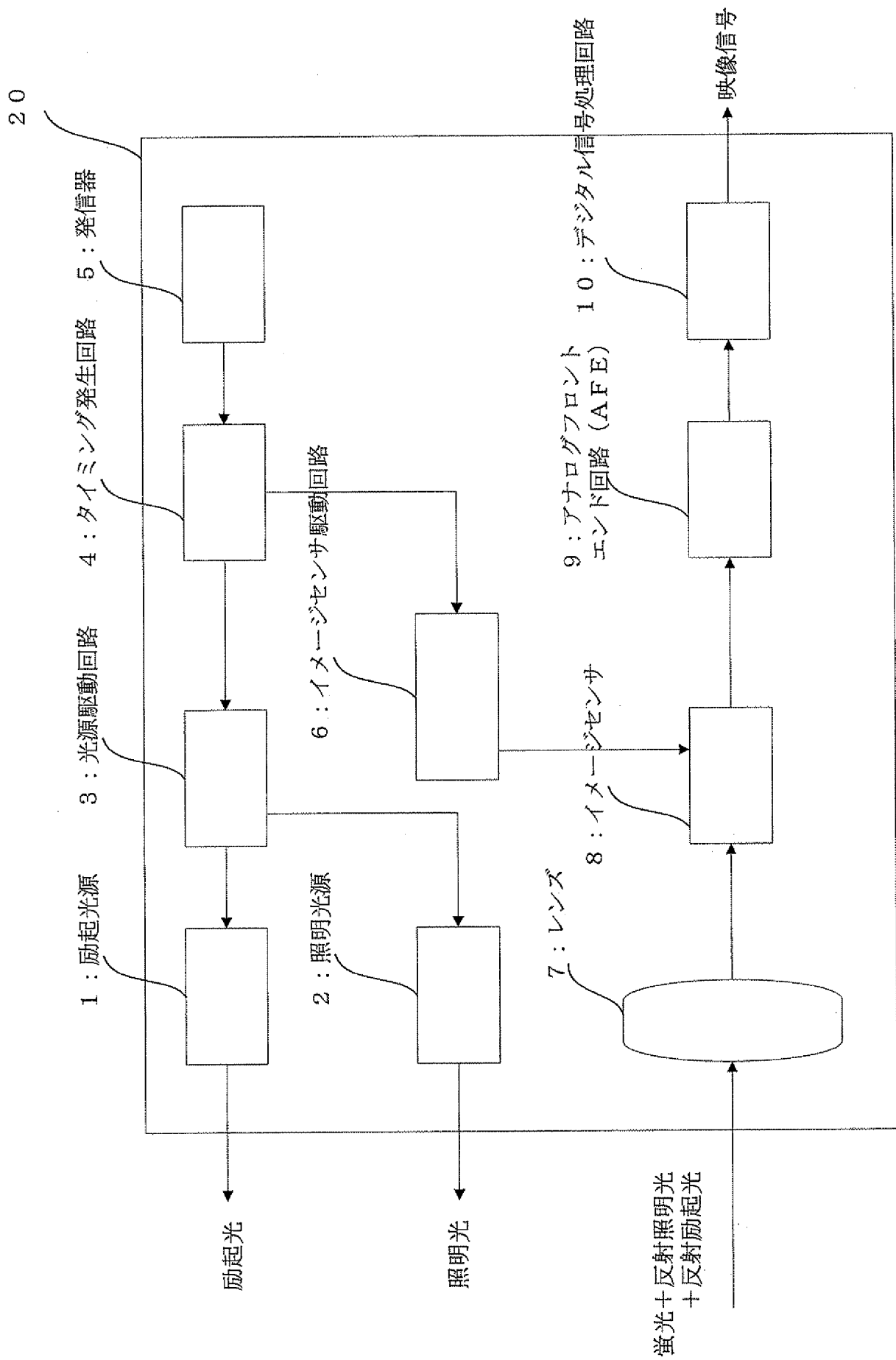
請求項 1 乃至 8 の何れか一項に記載の前記撮像装置において、

前記光電変換素子はカラー撮像デバイスであることを特徴とする撮像装置。

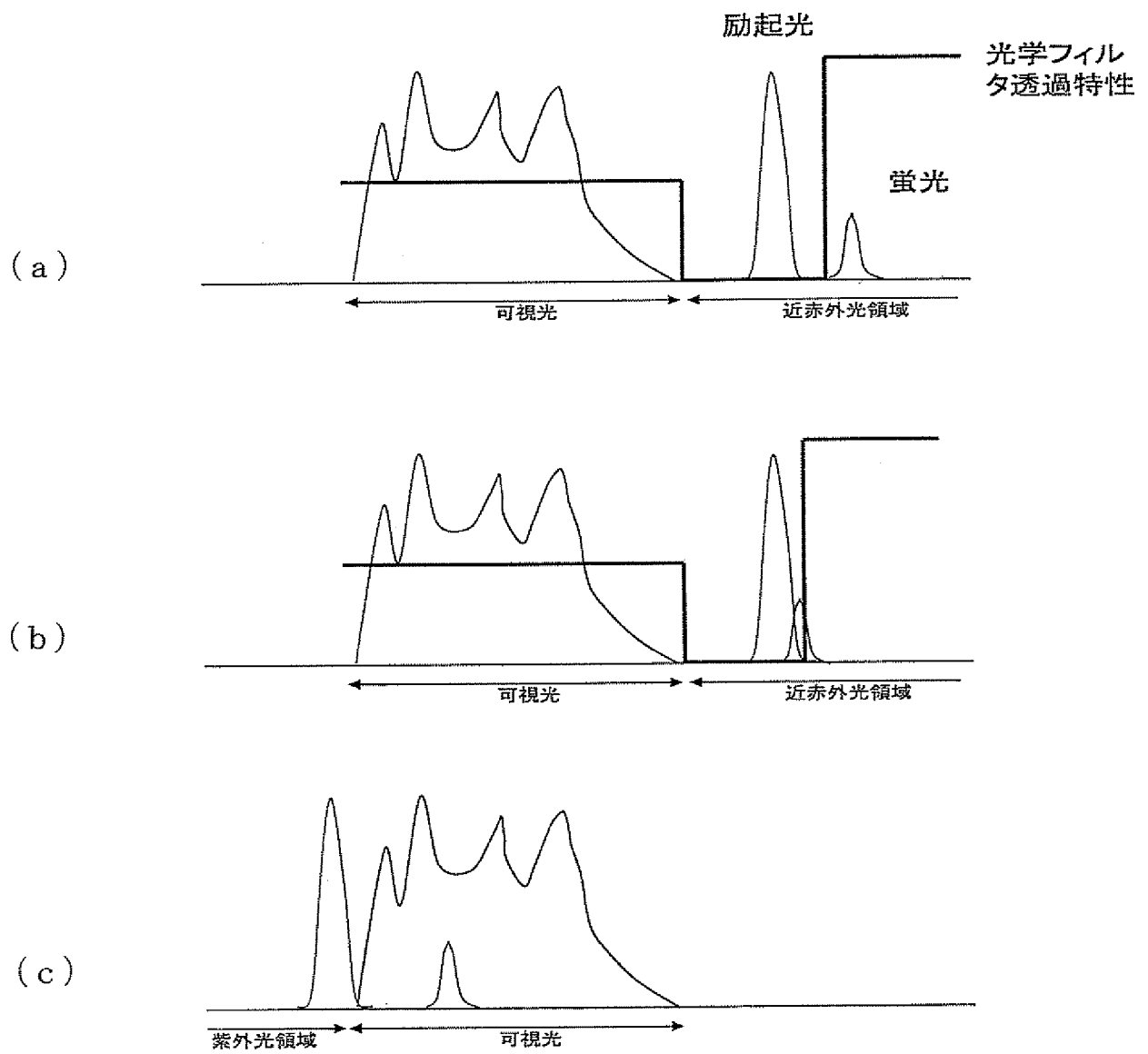
[図1]



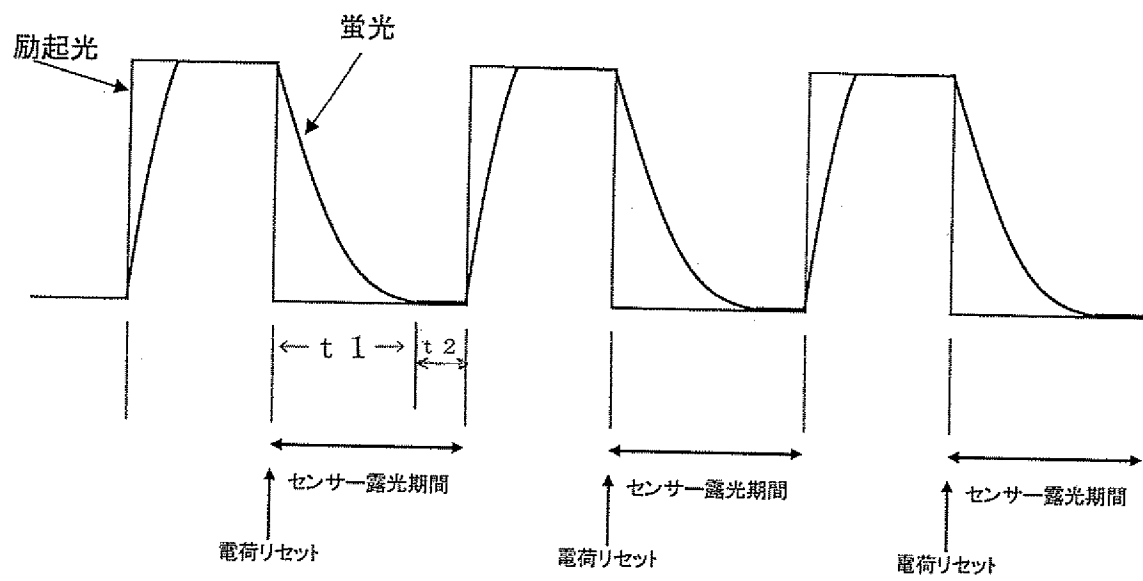
[図2]



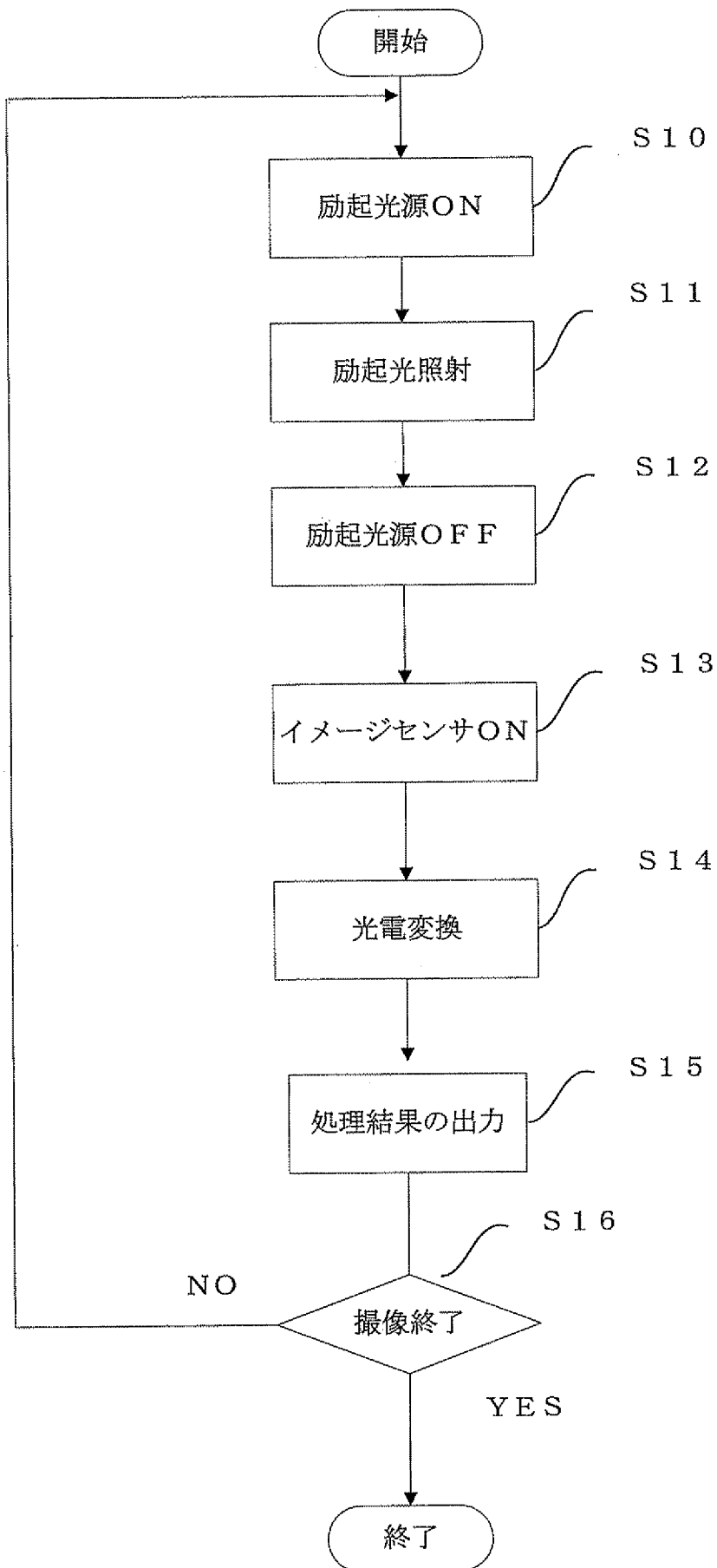
[図3]



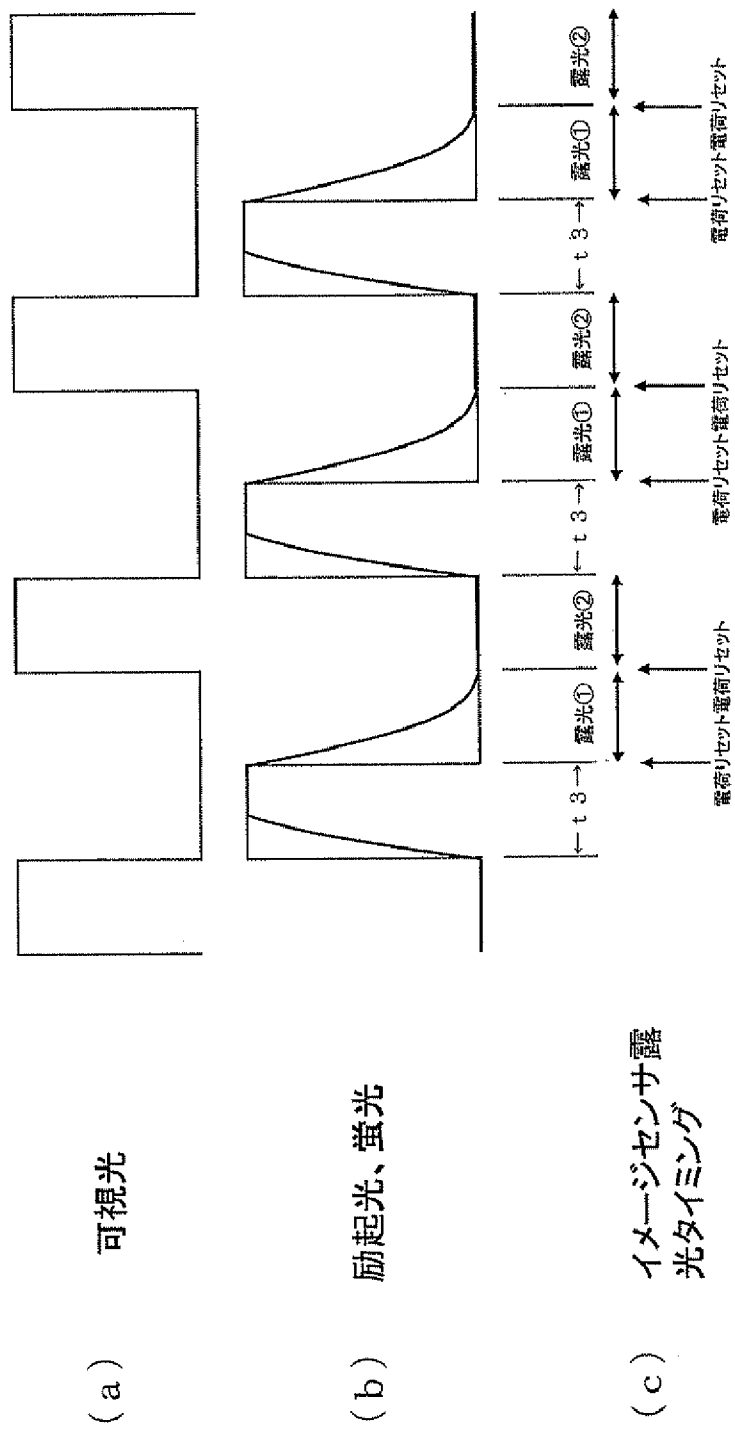
[図4]



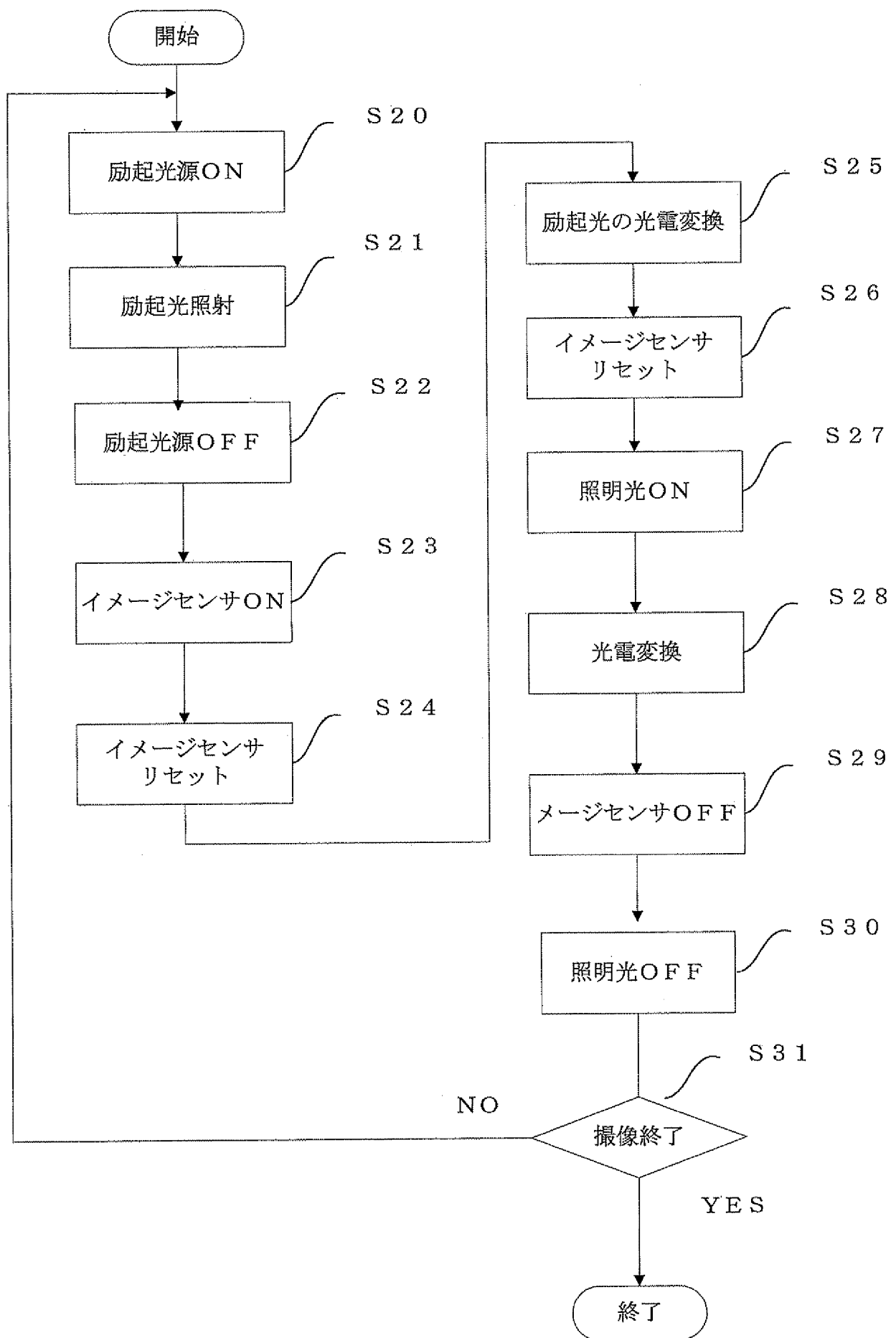
[図5]



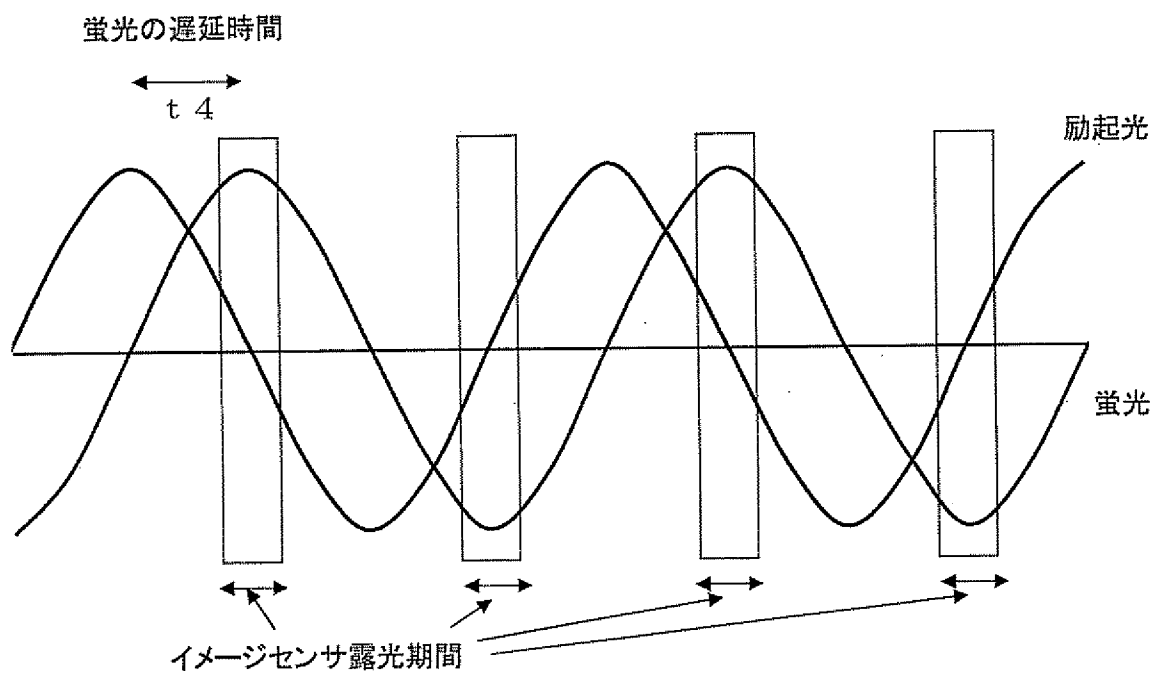
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/066770

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/238(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)

A61B1/04, A61B1/00, H04N5/225, H04N5/238

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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 Y	JP 3-97440 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 April 1991 (23.04.1991), entire text; fig. 1, 4 (Family: none)	1-6, 9-13 7, 8
X Y	JP 10-57300 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 03 March 1998 (03.03.1998), entire text; fig. 1, 12, 13 (Family: none)	1, 3, 9, 11 2, 4-8, 10, 12, 13
X Y	JP 9-98939 A (Asahi Optical Co., Ltd.), 15 April 1997 (15.04.1997), entire text; all drawings & US 5840017 A & DE 19631355 A & DE 19631355 A1	1, 3, 9, 11 2, 4-8, 10, 12, 13

☒ 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
20 October, 2009 (20.10.09)

Date of mailing of the international search report
02 November, 2009 (02.11.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/066770

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2001-190489 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 17 July 2001 (17.07.2001), entire text; all drawings & US 2001/0009269 A1 & EP 1116473 A2	2, 4-6, 10, 12, 13
Y	JP 2001-137174 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 22 May 2001 (22.05.2001), paragraphs [0087] to [0098]; fig. 19, 21 & US 6473637 B1	2, 4-6, 10, 12, 13
Y	JP 2007-82769 A (Fuji Film Kabushiki Kaisha), 05 April 2007 (05.04.2007), paragraph [0053]; fig. 4 (Family: none)	7, 8
A	JP 2001-212071 A (Fuji Film Kabushiki Kaisha), 07 August 2001 (07.08.2001), paragraphs [0009], [0032]; fig. 5 (Family: none)	7, 8
A	JP 2000-210246 A (Fuji Film Kabushiki Kaisha), 02 August 2000 (02.08.2000), paragraphs [0017] to [0020], [0029], [0030]; fig. 2 (Family: none)	7, 8

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N5/238(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. A61B1/04, A61B1/00, H04N5/225, H04N5/238

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 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 Y	JP 3-97440 A（オリンパス光学工業株式会社）1991.04.23, 全文、 第1、4図（ファミリーなし）	1-6, 9-13 7, 8
X Y	JP 10-57300 A（旭光学工業株式会社）1998.03.03, 全文、図1、1 2、13（ファミリーなし）	1, 3, 9, 11 2, 4-8, 10, 12, 13
X Y	JP 9-98939 A（旭光学工業株式会社）1997.04.15, 全文、全図 & US 5840017 A & DE 19631355 A & DE 19631355 A1	1, 3, 9, 11 2, 4-8, 10, 12, 13

☒ 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

2 0 . 1 0 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

0 2 . 1 1 . 2 0 0 9

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）

東 治 企

2 Q

4 4 6 0

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 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
Y	JP 2001-190489 A (富士写真フイルム株式会社) 2001.07.17, 全文、全図 & US 2001/0009269 A1 & EP 1116473 A2	2, 4-6, 10, 12, 13
Y	JP 2001-137174 A (富士写真フイルム株式会社) 2001.05.22, 段落【0087】-【0098】、図19、21 & US 6473637 B1	2, 4-6, 10, 12, 13
Y	JP 2007-82769 A (富士フイルム株式会社) 2007.04.05, 段落【0053】、図4 (ファミリーなし)	7, 8
A	JP 2001-212071 A (富士写真フイルム株式会社) 2001.08.07, 段落【0009】、【0032】、図5 (ファミリーなし)	7, 8
A	JP 2000-210246 A (富士写真フイルム株式会社) 2000.08.02, 段落【0017】-【0020】、【0029】、【0030】、図2 (ファミリーなし)	7, 8