

(19)日本国特許庁（ J P ）

# 公開特許公報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 209844

(P2002 - 209844A)

(43)公開日 平成14年7月30日(2002.7.30)

(51)Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マ-コード\* ( 参考 )

A 6 1 B 1/06

A 6 1 B 1/06

B 2 H 0 4 0

1/04

362

1/04

362

A 4 C 0 6 1

G 0 2 B 23/26

G 0 2 B 23/26

B 5 C 0 5 4

H 0 4 N 7/18

H 0 4 N 7/18

D

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L ( 全 7 数 )

(21)出願番号

特願2001 - 7773(P2001 - 7773)

(71)出願人 000000527

旭光学工業株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(22)出願日

平成13年1月16日(2001.1.16)

(72)発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学

工業株式会社内

(72)発明者 池谷 浩平

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学

工業株式会社内

(74)代理人 100078880

弁理士 松岡 修平

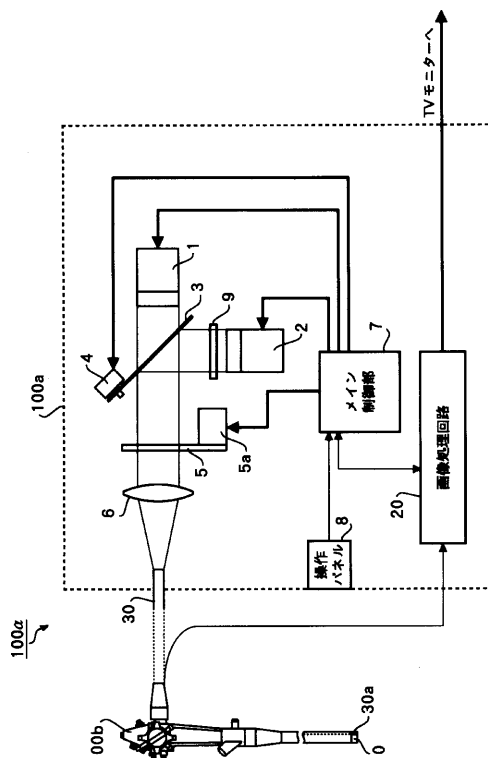
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡用プロセッサ

(57)【要約】

【課題】 観察部位の撮影に関し、ぶれのない鮮明な静止画像を撮影可能な、内視鏡用プロセッサを提供すること。

【解決手段】 内視鏡用プロセッサは、照明部と、所定の蓄積期間のうち観察部位が照明されている時だけ受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積することにより観察部位の撮影を行う撮像手段とを有する電子スコープに用いられる。該プロセッサは、連続して光を照射する第一の発光手段と、間欠的に所定時間だけ光を照射する第二の発光手段と、各発光手段から照射される光の光路が交わる所定位置に配設され、いずれか一方の発光手段から照射された光のみを照明部に導く光路切替手段と、少なくとも一方の発光手段に配置され、第一の発光手段の輝度と、第二の発光手段の輝度とを所定の関係にする光学的減衰手段とを有する構成にした。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 照明部と、所定の蓄積期間のうち観察部位が照明されている時だけ受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積することにより前記観察部位の撮影を行う撮像手段とを有する電子スコープ用のプロセッサであって、連続して光を照射する第一の発光手段と、間欠的に第一の所定時間だけ光を照射する第二の発光手段と、各発光手段から照射される光の光路が交わる所定位置に配設され、第 2 の所定期間の間だけ前記第 2 の発光手段からの照射光のみを前記照明部に導くと共に、前記第 2 の所定期間以外の期間は前記第 1 の発光手段からの照射光のみを前記照明部に導く光路切替手段と、少なくとも一方の前記発光手段に配置され、第一の発光手段による照射光の照度と、第二の発光手段による照射光の照度とを所定の関係にする光学的減衰手段と、を有することを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の電子内視鏡用プロセッサにおいて、所定の関係とは、どちらの発光手段から照射される光によって撮影された画像も同一の明るさを有するような関係であることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 3】 照明部と、所定の蓄積期間のうち観察部位が照明されている時だけ受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積することにより前記観察部位の撮影を行う撮像手段とを有するスコープ部が着脱自在に接続されるプロセッサであって、連続して光を照射する第一の発光手段と、間欠的に第一の所定時間だけ光を照射する第二の発光手段と、各発光手段から照射される光の光路が交わる所定位置に配設され、第 2 の所定期間の間だけ前記第 2 の発光手段からの照射光のみを前記照明部に導くと共に、前記第 2 の所定期間以外の期間は前記第 1 の発光手段からの照射光のみを前記照明部に導く光路切替手段と、前記光路切り替え手段により導かれた各発光手段からの照射光によって電荷蓄積後、前記撮像手段から送信される映像信号をそれぞれ所定レベルまで増幅する信号増幅手段と、を有することを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 4】 請求項 3 に記載の電子内視鏡用プロセッサにおいて、前記信号増幅手段は、各発光手段の輝度に基づいて生成された利得に関するデータに基づいて、前記映像信号を所定レベルまで増幅すること、を特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 5】 請求項 3 または請求項 4 に記載の電子内視鏡用プロセッサにおいて、所定レベルとは、どちらの発光手段から照射される光に\*

\*によって撮影された画像も同一の明るさを有するレベルであることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 6】 請求項 2 または請求項 5 に記載の電子内視鏡用プロセッサにおいて、前記明るさとは、撮影された前記画像を観察する際に最適な明るさであることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 7】 請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサは、さらに、前記光路切替手段によって前記照明部に導かれる光の光路上に配置され、前記第一の発光手段から照射される連続光が入射する時は、前記連続光が所定の光量になるように調光し、前記第二の発光手段から照射される間欠光が入射する時は、直前の調光状態で固定される調光手段を有することを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 8】 請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサは、さらに、前記第二の発光手段からの照射を指示する発光指示手段を有し、

前記光路切替手段は、前記発光指示手段の指示に対応して前記第二の発光手段が発光したときにのみ前記第二の発光手段から照射される光を前記照明部に導くことを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 9】 請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の電子内視鏡用プロセッサにおいて、前記光路切替部材は、前記第一の発光手段と前記第二の発光手段のうち的一方から照射される光を前記照明部に導くときは所定位置から退避し、前記第一の発光手段と前記第二の発光手段のうちの他方から照射される光を前記照明部に導くときにのみ所定位置に挿入されることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、電子内視鏡用のプロセッサに関する。

【0002】

【従来の技術】一般的に、体内を観察するための電子内視鏡は、光源部や画像処理部を備えるプロセッサ部と、体内に挿入され体内を照明すると同時に撮影を行うスコープ部とから構成される。近年、電子内視鏡は、単に観察部位を常時照明して撮影したものをモニタ上で動画像として観察するだけでなく、観察部位の所望の瞬間の映像をモニタ上で観察しかつフィルム等の記録媒体に記録し診療の資料として活用するための静止画像（フリーズ画像）が得られることが求められている。

【0003】従来の電子内視鏡では、連続的に点灯することができるキセノン光源等の通常光源を搭載するプロセッサを使用する。また、電子内視鏡のスコープ部（電子スコープ）に搭載される CCD（Charge-Coupled Device）は、入射する光により受光面に形成された光学像

に対応する電荷を蓄積することで撮影（撮像）を行う。そのため従来の内視鏡を用いて動画像を撮影する場合には、通常光源から照射される連続的な光（以下、連続光という）を用いて常時観察部位を照明する。これにより、常時照明される観察部位の状態を、電荷蓄積・電荷読み出しを周期的に繰り返す撮像動作により、動画像として撮影することができる。また静止画像を得る場合には、前述の撮像動作によって得られた画像の内の所望の瞬間に対応した 1 画像をフリーズ画像とする。

【0004】ところが、フリーズ画像は動画像と同様に 10 連続光による照明の下で撮像された画像であるため、CCD 受光面での電荷蓄積期間中に観察部位が動いてしまうと、ぶれた状態の静止画像が撮影されてしまい、病変部等の確認が困難となり好ましくない。画像のぶれは、観察部位が比較的速く動いている場合、特に顕著に表れてしまう。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】そこで本発明は上記の事情に鑑み、観察部位のフリーズ画像の撮影に関し、ぶれのない鮮明な静止画像を撮影可能な、内視鏡用プロセ 20 ッサを提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】このため、請求項 1 に記載の電子内視鏡用プロセッサは、照明部と、所定の蓄積期間のうち患部が照明されている時だけ受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積することにより前記患部の撮影を行う撮像手段とを有する電子スコープに用いられる。該プロセッサは、連続して光を照射する第一の発光手段と、間欠的に第一の所定時間だけ光を照射する 30 第二の発光手段と、各発光手段から照射される光の光路が交わる所定位置に配設され、第 2 の所定期間の間だけ第 2 の発光手段からの照射光のみを照明部に導くと共に、第 2 の所定期間以外の期間は前記第 1 の発光手段からの照射光のみを照明部に導く光路切替手段と、少なくとも一方の発光手段に配置され、第一の発光手段による照射光の照度と、第二の発光手段による照射光の照度とを所定の関係にする光学的減衰手段とを有することを特徴とする。

【0007】上記の構成によれば、一台のプロセッサで、動画像と静止画像とにそれぞれ適した発光手段で 40 撮影することができる。また、各発光手段の照度を調整することにより、動画像および静止画像共に、常に所望の明るさのものを撮影することができる。

【0008】上記所定の関係とは、どちらの発光手段から照射される光によって撮影された画像も同一の明るさを有する関係に設定することができる（請求項 2）。これにより、モニタ上で観察される画像の明るさが、動画像、静止画像間でばらつくことがなくなる。

【0009】請求項 3 に記載の電子内視鏡用プロセッサは、照明部と、所定の蓄積期間のうち観察部位が照明さ 50

れている時だけ受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積することにより観察部位の撮影を行う撮像手段とを有する電子スコープに用いられる。該プロセッサは、連続して光を照射する第一の発光手段と、間欠的に第一の所定時間だけ光を照射する第二の発光手段と、各発光手段から照射される光の光路が交わる所定位置に配設され、第 2 の所定期間の間だけ第 2 の発光手段からの照射光のみを照明部に導くと共に、第 2 の所定期間以外の期間は前記第 1 の発光手段からの照射光のみを照明部に導く光路切替手段と、光路切り替え手段により導かれた各発光手段からの照射光によって電荷蓄積後、撮像手段から送信される映像信号をそれぞれ所定レベルまで増幅する信号増幅手段とを有することを特徴とする。

【0010】この発明によっても、請求項 1 に記載の発明同様の効果を得ることができる。

【0011】請求項 4 に記載の電子内視鏡用プロセッサによれば、信号増幅手段は、各発光手段の輝度に基づいて生成された利得に関するデータに基づいて、映像信号を所定レベルまで増幅することが望ましい。

【0012】請求項 6 に記載の電子内視鏡用プロセッサによれば、撮影された画像を観察する際に最適な明るさになるように、設定されることが望ましい。

【0013】請求項 7 に記載の電子内視鏡用プロセッサによれば、さらに光路切替手段によって照明部に導かれる光の光路上に配置され、第一の発光手段から照射される連続光が入射する時は、連続光が所定の光量になるように調光し、前記第二の発光手段から照射される間欠光が入射する時は、直前の調光状態で固定される調光手段を有することができる。

【0014】請求項 8 に記載の電子内視鏡用プロセッサによれば、第二の発光手段からの照射を指示する発光指示手段を有し、光路切替手段は、発光指示手段の指示に対応して第二の発光手段が発光したときにのみ第二の発光手段から照射される光を照明部に導くことが望ましい。これにより、普段は通常光による観察を続け、任意のタイミングで静止画を撮影することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】図 1 は本発明の第一実施形態の内視鏡 100α の概略構成図である。内視鏡 100α は、プロセッサ 100a、スコープ部 100b から構成される。プロセッサ 100a は、キセノン光源 1、ストロボ光源 2、ミラー 3、ミラー駆動部 4、絞り 5、絞り駆動部 5a、集光レンズ 6、メイン制御部 7、操作パネル 8、光学的フィルタ 9、画像処理回路 20、ライトガイド 30、を有する。スコープ部 100b は、CCD 10、ライトガイド先端 30a を有する。

【0016】キセノン光源 1 は連続光を照射可能な光源で、ストロボ光源 2 は所定時間だけ閃光を発光できる高輝度な光源である。内視鏡 100α は、観察部位を動画像として撮影する場合にはキセノン光源 1 を使用し、観

察部位を静止画像として撮影、記録する場合にはストロボ光源 2 を使用する。なお本明細書では、観察部位を動画像として撮影することを通常撮影といい、観察部位の所望の瞬間を静止画（フリーズ画）として撮影することをストロボ撮影という。

【0017】ここで、スコープ部 100b に設けられた CCD 10 は、一の電荷読み出しパルスから次の電荷読み出しパルスを受信するまでの時間、言い換えると、一の転送期間と次の転送期間の間の時間（以下、電荷蓄積可能時間という）中に入射する光により受光面に形成された光学像に対応する電荷を蓄積することで撮影を行う。つまり、撮影された画像の明るさは、各光源 1、2 による照明光の照度と CCD 10 が実際に電荷を蓄積した時間との積によって決定される。

【0018】通常撮影時は、連続光が常時 CCD 10 に入射するため、CCD 10 が実際に電荷を蓄積する時間は電荷蓄積可能時間に等しい。またストロボ撮影時は、閃光が入射したときのみ、CCD 10 は電荷を蓄積するため、CCD 10 が実際に電荷を蓄積する時間は電荷蓄積可能時間中におけるストロボ光源 2 の閃光発光時間に等しい。なお、ストロボ光源 2 の一回の閃光発光時間は、CCD の電荷蓄積可能時間に対して比較的短いものとする。内視鏡 100 は、常に所定の間隔で電荷読み出しパルスを CCD 10 に与える構成であるため、電荷蓄積可能時間は常に一定である。閃光発光時間は、使用するストロボ光源 2 の発光仕様によって決定されるため、やはり一定である。

【0019】従って、光源 1、2 の輝度を調整すれば、通常撮影時でもストロボ撮影でも最適な明るさの画像を撮影することができる。具体的には、製品出荷時の初期設定および光源交換の際に、実際に各光源 1、2 から光を照射させ、撮影された画像の明るさを測定する。上記のように各撮影時における CCD 10 の電荷蓄積時間は予め分かっている。従って、測定結果に基づいて各撮影時に得られる画像の明るさを観察に最適な明るさにするために必要な各光源 1、2 の照度を算出することができる。あとは、算出結果に基づいて各光源 1、2 からの照射光を所定の照度にするように調整すればよい。

【0020】本実施形態の内視鏡 100α では、キセノン光源 1 やストロボ光源 2 に光学的な減衰フィルタ 9 を設けることにより、各光源 1、2 が最適な明るさの画像を得るために必要な輝度を有するように調整している。図 1 では、便宜上、通常撮影時の画像の明るさが最適な明るさであると仮定している。よって照度を調整する必要がないため、キセノン光源 1 にはフィルタ 9 が設けられていないが、ストロボ光源 2 には、静止画像も最適な明るさにするために所定量だけ減衰するフィルタ 9 を設けて照度を調整している。

【0021】ミラー 3 は、各光源 1、2 からの光のうちいずれか一方の光のみ、ライトガイド 30 を介してス

コープ部 100b に導くために設けられている。ミラー 3 は、ミラー駆動部 4 に接続されており、駆動自在な状態にある。ミラー駆動部 4 は、メイン制御部 7 の制御の下、ミラー 3 を駆動する。具体的には、通常撮影の間は、ミラー 3 を連続光の光路外に退避させキセノン光源 1 からの連続光を絞り 5 に導く。そしてストロボ撮影時には、ストロボ光源 2 から照射される閃光を反射し絞り 5 に導くような所定位置にミラー 3 を配置する。図 1 は、ストロボ撮影時の配置つまり所定位置にあるミラー 3 を示す。なおミラー 3 は、ストロボ撮影時に所定位置にあるときに、キセノン光源 1 からの光を完全に遮光するだけの十分な大きさを有する。

【0022】絞り 5 は、各光源 1、2 から照射される光を所定の光束幅に絞るために設けられている。絞り 5 は、後述するが、メイン制御部 7 によって撮影状態に対応して駆動制御される。集光レンズ 6 は、入射する光を収束しライトガイド 30 に導く。ライトガイド 30 内を通った光は、ライトガイド先端 30a から射出され、患部を照明する。

【0023】CCD 10 は、撮影した内容を映像信号として画像処理回路 20 に送信する。画像処理回路 20 は、CCD 10 からの映像信号に所定の処理を行った後、映像信号をモニタ（不図示）に出力する。モニタは、映像信号に対応する画像を表示する。

【0024】以下、各撮影時における内視鏡 100α の動作について説明する。内視鏡 100α は、操作パネル 8 によってストロボ撮影の指示があったときのみ患部の静止画像を一回ストロボ撮影し、それ以外のときは通常撮影を行う構成になっている。

【0025】通常撮影時、メイン制御部 7 は、キセノン光源 1 から光を照射させる。このときメイン制御部 7 は、駆動部 4 を介してミラー 3 をキセノン光源 1 からの連続光の光路から退避させる。なおストロボ光源 2 は通常撮影時は発光する必要がないので省電力化のためオフ制御されている。

【0026】メイン制御部 7 は、画像処理回路 20 から送信される画像の明るさに関する信号に基づいて駆動部 5a に適宜駆動信号を送る。これにより連続光の光束幅が所定幅になるように絞り 5 を駆動制御する。

【0027】絞り 5 から射出された連続光は、集光レンズ 6、ライトガイド 30 を介してライトガイド先端 30a から射出され観察部位を照明する。CCD 10 による撮影、および画像処理回路 20 の動作は上述したため、ここでの説明は省略する。通常撮影の間は、CCD 10 は常時撮影を行い映像信号を画像処理回路 20 に送信している。従って、モニタの画像も刻々変化していく撮像画像（静止画像）により逐次更新され、動画像を観察することができる。なお、画像処理回路 20 から送信される画像の明るさに関する信号も常に送信されるため、メイン制御部 7 は絞り 5 を常に駆動制御していることにな

る。以上が通常撮影時における内視鏡 100α の動作である。

【0028】次に撮影者が操作パネル 8 を操作してストロボ撮影を指示した場合の内視鏡 100α の動作の説明をする。ストロボ撮影が指示されると、メイン制御部 7 は駆動部 4 を介してミラー 3 を図 1 に示すように所定位置に配置する。また、メイン制御部 7 は、通常撮影からストロボ撮影に切り替わると同時に絞り 5 を固定させる。これは上記の通り、各光源 1、2 による照射光の照度が画像の明るさに対応して予めフィルタ 9 によって調整されているため、絞りによる光量の制限を撮影方法が切り替わっても同一に維持すればよいからである。つまり、通常撮影からストロボ撮影時に切り替わる直前の絞りの状態と同じ状態でストロボ撮影が行われる。

【0029】ミラー 3 の駆動と絞り 5 の固定とが完了すると、メイン制御部 7 は、ストロボ光源 2 から閃光を一回発光させる。ストロボ光源 2 からの閃光は、ミラー 3 で反射された後、通常撮影時の連続光と同様、集光レンズ 6、ライトガイド 30 を介して、ライトガイド先端 30a から体内を照明する。

【0030】閃光による CCD 10 の撮影は、高輝度でありながら発光時間が短いいためぶれのない鮮明な画像でありながら観察に最適な明るさを有する静止画像を得ることができる。なお、画像処理回路 20 の画像処理は、上述した通常撮影時と同じであるためここでの説明は省略する。なお、モニタ上には、通常撮影による動画像の表示に代わって得られた静止画像（フリーズ画像）が常時表示される。こうして、撮影者はモニタ上で静止画を観察し、更にはビデオプリンタで印刷したりフィルム等の記録媒体に記録したりすることなどが可能となる。

【0031】ストロボ撮影が終了する（つまり、閃光発光が終わる）と、内視鏡 100α は、自動的に通常撮影の照明状態に戻す動作を行う。すなわち、ミラー 3 を連続光の光路外に退避させる。次いで、撮影者が操作パネル 8 を操作して通常撮影を指示した場合、絞り 5 の固定を解除して、再び通常撮影による動画の観察が可能となる。本実施形態ではモニタ上での暗転時間を極力短くし、通常撮影とストロボ撮影間の切り替えを撮影者の違和感なく実行できるようにストロボ撮影時であっても、キセノン光源 1 は連続光を照射するようオン制御されている。ストロボ撮影時にキセノン光源 1 から連続光を照射していても、該連続光はミラー 3 によって完全に遮光されるため、特に問題はない。以上が第一実施形態である。

【0032】図 2 は、本発明の第二実施形態の内視鏡 100β を示したものである。図 2 中、図 1 に示したものと同一のものには同一の符号を付し、説明は省略する。内視鏡 100β は、光源 1、2 にはフィルタは設けられていない。内視鏡 100β は、画像処理回路 20 内に信号増幅回路 20a を備える。

【0033】第二実施形態の場合、内視鏡 100β の製品出荷時の初期設定および光源交換の際に、実際に各光源 1、2 から光を照射させる。次に通常撮影時、およびストロボ撮影時に CCD 10 から送信される映像信号レベルと観察に必要とされる最適な明るさを備える画像の信号レベル（基準レベル）とを比較する。そして各撮影時の映像信号の信号レベルを基準レベルと同一にするために必要な利得をそれぞれ算出し、該利得を各撮影に対応するデータとしてメイン制御部 7 内のメモリ（不図示）に保存しておく。

【0034】実際に撮影が行われるときには、メイン制御部 7 は、通常撮影またはストロボ撮影に対応する利得データを読み出して、増幅回路 20a に送信する。増幅回路 20a は、送信される利得データに対応して適宜 CCD 10 から送信される映像信号の信号レベルを増幅する。これにより、モニタに出力される映像信号の信号レベルは常に同一となり、観察に最適な明るさを有する動画像および静止画像を得ることができる。また、他の機構は、第一実施形態と同一であるため、静止画像は当然ぶれのない鮮明な画像になっている。

【0035】第二実施形態は、各光源 1、2 に光学的減衰手段を設けなくても良いためプロセッサ 100a をコンパクトな構成にすることができる。しかも、第二実施形態は信号レベルを増幅することにより、最適な明るさの画像を観察可能にすることから、高価な高輝度ストロボ光源 2 を使用しなくても良い。以上が第二実施形態の内視鏡 100β の説明である。

【0036】以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく趣旨を逸脱しない範囲で様々な変形が可能である。

【0037】上記第一実施形態では、フィルタ 9 を用いて光源 1、2 の輝度を調整しているが、フィルタ以外の光学的減衰手段を用いることが可能である。

【0038】上記各実施形態では、動画像も静止画像も観察に最適な明るさは一定であるとして説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。光学的減衰フィルタ 9 の減衰率や利得に関するデータを変えることによって、静止画像を動画像よりも任意に一定量分明るく（または暗く）することが可能である。

【0039】上記各実施形態では、ストロボ撮影時、キセノン光源 1 は光を照射するように常時オン制御される構成にしている。しかし、ストロボ撮影時にキセノン光源 1 はオフ制御すれば、省電力化を図ることができる。

【0040】上記各実施形態では、ストロボ撮影時、ストロボ光源 2 の光をライトガイド 30 に導くよう、ミラー 3 を光路の所定位置に配置する構成としている。しかし、キセノン光源 1 とストロボ光源 2 とを配置を入れ替えて、通常撮影時にミラー 3 を光路の所定位置に配置し、ストロボ撮影時にはミラー 3 を光路から待避させる構成としても良い。また、通常撮影とストロボ撮影の切

替は操作パネルだけでなく、スコープ部の操作部に設けるボタンで行っても良い。

【 0 0 4 1 】

【発明の効果】このように本発明の内視鏡は、通常撮影用とストロボ撮影用の二つの発光仕様の異なる光源を設け、各光源の輝度を調整したり、映像信号の信号レベルを増幅したりすることにより、動画像やぶれのない鮮明な静止画像を適切な明るさで撮影、観察することができる。

【図面の簡単な説明】

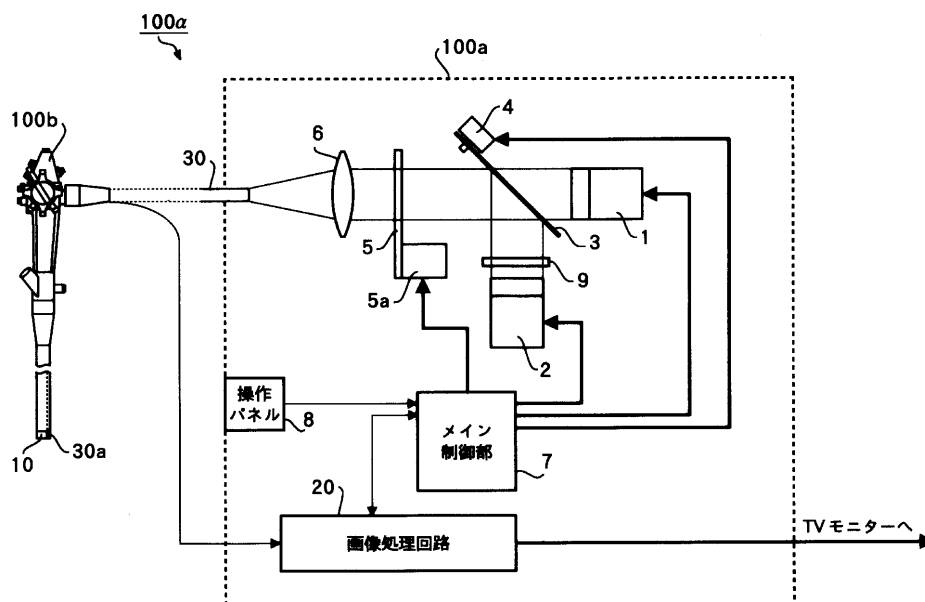
【図１】本発明の第１実施形態の内視鏡の概略構成図である。

【図 2】本発明の第 2 実施形態の内視鏡の概略構成図である。

【符号の説明】

- 1 キセノン光源  
2 ストロボ光源  
3 ミラー  
5 絞り  
7 メイン制御部  
9 光学的減衰フィルタ  
10 CCD  
100  $\alpha$ 、100  $\beta$  内視鏡

【圖 1】



(72)発明者 小林 弘幸  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

(72)発明者 小池 亮  
東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光  
学工業株式会社内

F ターム(参考)

|       |      |      |      |      |      |
|-------|------|------|------|------|------|
| 2H040 | BA09 | CA10 | GA02 | GA10 | GA12 |
| 4C061 | CC06 | GG01 | RR02 | RR14 |      |
| 5C054 | CA04 | CB03 | CC07 | CH07 | ED03 |
|       | FA00 | FF02 | HA12 |      |      |

|                |                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子内窥镜处理器                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2002209844A</a>                                                                                                                                                                                                          | 公开(公告)日 | 2002-07-30 |
| 申请号            | JP2001007773                                                                                                                                                                                                                           | 申请日     | 2001-01-16 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 旭光学工业株式会社                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 旭光学工业株式会社                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| [标]发明人         | 杉本秀夫<br>池谷浩平<br>小林弘幸<br>小池亮                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 发明人            | 杉本 秀夫<br>池谷 浩平<br>小林 弘幸<br>小池 亮                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| IPC分类号         | G02B23/26 A61B1/04 A61B1/06 H04N7/18                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.B A61B1/04.362.A G02B23/26.B G02B23/26.D H04N7/18.M A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.731                                                                              |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA09 2H040/CA10 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA12 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/RR02 4C061/RR14 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC07 5C054/CH07 5C054/ED03 5C054/FA00 5C054/FF02 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/RR02 4C161/RR14 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                              |         |            |

## 摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的处理器，该处理器能够捕获清晰的静止图像而不会模糊观察部位的图像。内窥镜处理器包括照明单元和仅当在预定的累积时间段内对观察区域进行照明以将电荷累积在观察区域上时与形成在光接收表面上的光学图像相对应的电荷。它用于具有用于拍照的图像拾取装置电子内窥镜。处理器设置在预定位置处，在该预定位置处，用于连续发光的第一发光装置，用于间歇地发光预定时间的第二发光装置，以及从每个发光装置发出的光的光路相交。设置有光路切换单元，该光路切换单元仅将从一个发光单元发射的光引导至照明单元，并且将第一发光单元和光路切换单元的亮度设置在至少一个发光单元中。设置光衰减装置以使亮度和亮度达到预定关系。

