

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4459771号

(P4459771)

(45) 発行日 平成22年4月28日 (2010. 4. 28)

(24) 登録日 平成22年2月19日 (2010. 2. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 1 N 21/64 (2006. 01)

G 0 1 N 21/64 Z

請求項の数 8 (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2004-286556 (P2004-286556)
 (22) 出願日 平成16年9月30日 (2004. 9. 30)
 (65) 公開番号 特開2006-95166 (P2006-95166A)
 (43) 公開日 平成18年4月13日 (2006. 4. 13)
 審査請求日 平成19年8月29日 (2007. 8. 29)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100098235
 弁理士 金井 英幸
 (72) 発明者 福山 三文
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 (72) 発明者 杉本 秀夫
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 (72) 発明者 榎本 貴之
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡用プロセッサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の体腔に挿入される挿入部を有する電子内視鏡が着脱自在に装着されるとともに、前記挿入部の先端に対向する被写体を撮像することによって得られた画像データが入力される電子内視鏡用プロセッサであって、

前記挿入部に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に向けて、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを選択的に導入する光源部、

前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを通常観察画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを蛍光観察画像データとして取得する画像データ取得部、

前記画像データ取得部が取得した画像データに対して所定の処理を施して外部装置へ出力する画像処理部、

前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を連続的に入射させている場合において、前記画像データ取得部が取得した前記蛍光観察画像データの少なくとも一色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を下回ったか否かを判定する判定部、

前記判定部が前記輝度値が前記閾値を下回っていると判定している期間だけ、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を少なくとも周期的に入射させると

10

20

ともに、前記画像処理部に対し、前記白色光にて照明された前記被写体の像を含む画像を表示するための画像データを前記外部装置へ出力させる臨時処理制御部を備えることを特徴とする電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 2】

前記臨時処理制御部は、前記判定部が前記輝度値が前記閾値を下回っていると判定している期間だけ、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を連続的に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記白色光にて照明された前記被写体の画像を表示するための通常観察画像データを前記外部装置へ出力させることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 3】

前記臨時処理制御部は、前記判定部が前記輝度値が前記閾値を下回っていると判定している期間だけ、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光と前記励起光とを交互に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記白色光にて照明された前記被写体の像と前記励起光を照射されて蛍光を放射する前記被写体の像とを含む画像を表示するための画像データを前記外部装置へ出力させることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 4】

前記判定部は、前記画像データ取得部が取得した前記蛍光観察画像データの赤色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を下回ったか否かを判定することを特徴とする請求項 1, 2 又は 3 記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 5】

前記判定部は、前記赤色成分を構成する各輝度値の中から大きさ順における中間値の輝度値を選択し、その選択した輝度値が所定の閾値を下回ったか否かを判定することを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 6】

前記判定部は、前記画像データ取得部が取得した前記蛍光観察画像データの全成分から色空間変換にて算出される輝度成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を下回ったか否かを、判定することを特徴とする請求項 1, 2 又は 3 記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 7】

前記判定部は、前記輝度成分を構成する各輝度値の中から大きさの昇順における所定番目の輝度値を選択し、その選択した輝度値が所定の閾値を下回ったか否かを判定することを特徴とする請求項 6 記載の電子内視鏡用プロセッサ。

【請求項 8】

被検体の体腔に挿入される挿入部を有する電子内視鏡が着脱自在に装着されるとともに、前記挿入部の先端に対向する被写体を撮像することによって得られた画像データが入力される電子内視鏡用プロセッサであって、

前記挿入部に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に向けて、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを選択的に導入する光源部、

前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを通常観察画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを蛍光観察画像データとして取得する画像データ取得部、

前記画像データ取得部が取得した画像データに対して所定の処理を施して外部装置へ出力する画像処理部、

一つ以上の動作モードのうちの一つの動作モードにおいては、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を短期間だけ周期的に入射させてそれ以外の期間においては前記励起光を連続的に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記画像データ取得部が取得した画像データのうちの前記蛍光観察画像データのみを処理させる動作

10

20

30

40

50

制御部、

前記動作モードにおいて、前記画像データ取得部が取得した前記通常観察画像データの赤色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を上回ったか否かを判定する判定部、

前記判定部が前記輝度値が前記閾値を上回っていると判定している期間だけ、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を少なくとも周期的に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記白色光にて照明された前記被写体の像を含む画像を表示するための画像データを前記外部装置へ出力させる臨時処理制御部を備え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】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内を観察するための電子内視鏡が接続される電子内視鏡用プロセッサに、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年では、この反応現象を利用して体腔壁下の生体組織に生じた異状を検出する電子内視鏡システムが、開発されている。

20

【0003】

この種の電子内視鏡システムの多くは、白色光を照明光として利用する従来の動作状態とは別に、前述した異状を検出するための特殊な動作状態で動作するように、構成されている。従来の動作状態では、この電子内視鏡システムは、電子内視鏡の挿入部の先端から体腔内へ白色光を照射し、白色光にて照明された体腔内のカラー画像を通常観察画像として表示装置に表示する。これに対し、特殊な動作状態では、この電子内視鏡システムは、生体組織を励起させるための励起光を挿入部の先端から体腔内へ照射し、蛍光を放射する体腔壁のカラー画像を蛍光観察画像として表示装置に表示する。

【0004】

30

生体組織からは、緑色を主に含む蛍光が強く放射されるため、前述した蛍光観察画像においては、体腔の奥行きや体腔壁表面の凹凸に起因する陰影が、緑と黒のコントラストの変化として示されるが、このような体腔壁の一部に病変組織が存在していると、蛍光観察画像内には、陰影による暗部とは別の暗部が、出現する可能性が高い。そのため、術者は、蛍光観察画像内のこの暗部を観察することにより、従来の動作状態により表示装置に映し出される通常観察画像を通じては認識し得ない異状を、認識することができる。

【0005】

なお、特許文献1及び特許文献2には、前述した特殊な動作状態で電子内視鏡システムを動作させるための技術が、開示されている。

【特許文献1】特開2004-000505号公報

40

【特許文献2】特表2002-535645号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、内視鏡施術に携わる従事者の中には、鉗子を利用した生検用組織の採取や、剪刀を利用した病変組織の切除などの一般的な内視鏡下施術を、前述した電子内視鏡システムによる蛍光観察画像を通じて行いたいと要望する者がいる。

【0007】

ところが、採取や切除がなされた施術部位から出血があって体腔壁が血液に覆われてしまうと、血液の主要成分であるヘモグロビンが励起光を照射されても蛍光を発せず、なお

50

かつ、体腔壁下の生体組織には励起光が届かなくなることにより体腔壁から蛍光が放射されなくなるため、蛍光観察画像が暗くなってしまうという問題があった。このような問題があると、蛍光観察画像を通じた施術において出血があると、途端に蛍光観察画像が暗くなって、鉗子や剪刀の操作を行えなくなり、そればかりか、止血の施術ができなくなって、被検者に時間的な被害等を被らせてしまう虞がある。

【0008】

本発明は、前述した問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、蛍光観察画像を通じた施術において施術箇所から出血があった場合でも施術を安全に続行できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の課題を解決するために発明された第1の態様の電子内視鏡用プロセッサは、被検体の体腔に挿入される挿入部を有する電子内視鏡が着脱自在に装着されるとともに、前記挿入部の先端に対向する被写体を撮像することによって得られた画像データ（画像信号）が入力される電子内視鏡用プロセッサであって、前記挿入部に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に向けて、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを選択的に導入する光源部、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを通常観察画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを蛍光観察画像データとして取得する画像データ取得部、前記画像データ取得部が取得した画像データに対して所定の処理を施して外部装置へ出力する画像処理部、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を連続的に入射させている場合において、前記画像データ取得部が取得した前記蛍光観察画像データの少なくとも一色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を下回ったか否かを判定する判定部、前記判定部が前記輝度値が前記閾値を下回っていると判定している期間だけ、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を少なくとも周期的に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記白色光にて照明された前記被写体の像を含む画像を表示するための画像データを前記外部装置へ出力させる臨時処理制御部を備えることを、特徴としている。

【0010】

このように構成されると、励起光がライトガイドの入射端面に連続的に入射されている場合において、蛍光観察画像データの少なくとも一色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を下回る程度に、その蛍光観察画像データの示す蛍光観察画像が全体的に暗くなったときには、表示装置には、白色光にて照明された被写体の像を含む画像が表示されるようになり、それからさらに、その蛍光観察画像が全体的に明るくなったときには、再び、励起光がライトガイドの入射端面に連続的に入射されるようになる。このため、施術箇所から出血があることによって蛍光観察画像が一時的に暗くなったとしても、術者は、白色光にて照明された被写体像を通じて施術を安全に続行することができる。

【0011】

また、上記の課題を解決するために発明された第2の態様の電子内視鏡用プロセッサは、被検体の体腔に挿入される挿入部を有する電子内視鏡が着脱自在に装着されるとともに、前記挿入部の先端に対向する被写体を撮像することによって得られた画像データ（画像信号）が入力される電子内視鏡用プロセッサであって、前記挿入部に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に向けて、前記被写体を照明するための白色光と生体組織を励起するための励起光とを選択的に導入する光源部、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入力される画像データを通常観察画像データとして取得し、前記光源部が前記ライトガイドの入射端面に前記励起光を導入した期間においては、前記電子内視鏡から入

力される画像データを蛍光観察画像データとして取得する画像データ取得部、前記画像データ取得部が取得した画像データに対して所定の処理を施して外部装置へ出力する画像処理部、一つ以上の動作モードのうちの一つの動作モードにおいては、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を短期間だけ周期的に入射させてそれ以外の期間においては前記励起光を連続的に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記画像データ取得部が取得した画像データのうちの前記蛍光観察画像データのみを処理させる動作制御部、前記動作モードにおいて、前記画像データ取得部が取得した前記通常観察画像データの赤色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を上回ったか否かを判定する判定部、前記判定部が前記輝度値が前記閾値を上回っていると判定している期間だけ、前記光源部に対し、前記ライトガイドの入射端面に前記白色光を少なくとも周期的に入射させるとともに、前記画像処理部に対し、前記白色光にて照明された前記被写体の像を含む画像を表示するための画像データを前記外部装置へ出力させる臨時処理制御部を備えることを、特徴としている。

10

【0012】

このように構成されると、励起光がライトガイドの入射端面にほぼ連続的に入射されることによって表示装置に蛍光観察画像が表示されている場合において、励起光出力の合間にライトガイドに供給される白色光に基づいて取得される通常観察画像データの示す通常観察画像が、その赤色成分を構成する各輝度値の中から選択された輝度値が所定の閾値を上回る程度に、全体的に赤色を帯びたときには、表示装置には、白色光にて照明された被写体の像を含む画像が表示されるようになり、それからさらに、その通常観察画像が全体的に赤色を帯びなくなったときには、再び、励起光がライトガイドの入射端面にほぼ連続的に入射されて表示装置に蛍光観察画像が表示されるようになる。このため、施術箇所から出血があることによって通常観察画像の赤色が一時的に強くなったとしても、術者は、白色光にて照明された被写体像を通じて施術を安全に続行することができる。

20

【発明の効果】

【0013】

従って、本発明によれば、蛍光観察画像を通じた施術において施術箇所から出血があった場合でも施術を安全に続行できるようになる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、三例説明する。

30

【実施形態1】

【0015】

図1は、本発明の第1実施形態である電子内視鏡システムの構成図である。本実施形態の電子内視鏡システムは、電子内視鏡10、本体装置20、及び、表示装置30を、備えている。

【0016】

電子内視鏡10は、光の届かない体腔内を観察するための器具である。図2は、電子内視鏡10の構成図である。電子内視鏡10は、挿入部11、操作部12、ケーブル部13、及び、接続部14に、区分される。

40

【0017】

挿入部11は、体腔内に挿入される部分であり、樹脂製の被覆管とこの被覆管に覆われた管状の骨格構造とを主要な構成としている。その骨格構造は、与えられた外力に応じて柔軟に屈曲するとともに、体腔壁を傷つけない程度に屈曲の状態を維持できる剛性を保有する。なお、被覆管と骨格構造は、図示されていない。また、挿入部11の内部の構成については後述する。

【0018】

操作部12は、各種スイッチボタン121、アングルノブ122、鉗子口123、ホース継手124などを備えた部分であり、挿入部11の基端に接続されている。なお、アングルノブ122は、図1にのみ図示され、ホース継手124は、図2にのみ図示されてい

50

る。アングルノブ122は、挿入部11におけるその先端から基端に向かって所定の長さの部分に組み込まれた図示せぬ湾曲機構を遠隔操作するための把手であり、このアングルノブ122が操作されると、挿入部11の先端部分の湾曲状態が変化する。鉗子口123は、挿入部11の内部に鉗子チャンネルとして引き通された細管101へ、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための開口である。但し、図1では、鉗子口123には蓋がされている。ホース継手124は、挿入部11の内部に送気送水チャンネルとして引き通された細管102と図示せぬ送気送水装置から延びるホースとを接続するための口金であり、操作部12においてアングルノブ122がある側とは反対側に備えられている。

【0019】

ケーブル部13は、各種の信号線103～105とそれら信号線103～105を覆う樹脂製の管とを備えた電纜であり、その先端は、操作部12の側面に接続されている。ケーブル部13内に引き通された信号線103～105のうち、信号線103は、操作部12の各種スイッチボタン121に接続された信号線である。残りの信号線104、105については後述する。

【0020】

接続部14は、ケーブル部13の基端を本体装置20に着脱自在に装着するためのいわゆるプラグである。接続部14は、本体装置20の図示せぬソケットに装着される際にその本体装置20側に向けられる当接面に、端子141を備えている。この端子141の各電極には、ケーブル部13内に引き通された信号線103～105のうち、信号線103、104の端部が接続されている。

【0021】

これら各部11～14に区分される電子内視鏡10は、更に、束ねられた多数の光ファイバからなるライトガイド106を内蔵している。ライトガイド106は、接続部14、ケーブル部13、操作部12、及び、挿入部11内に順に引き通されており、ライトガイド106の基端は、接続部14における上記の当接面から突出する金属管142内に固定されている。ライトガイド106の先端部分は、それを構成する多数の光ファイバが二つの束に分けられてそれぞれ別個に束ねられることによって、二股に分岐しており、束ねられてなる各枝部の先端は、双方とも、挿入部11の先端に固定されている。

【0022】

この挿入部11の先端面には、図示されていないが、五個の貫通孔が形成されている。そのうちの二個の貫通孔は、鉗子チャンネルとしての細管101、及び、送気送水チャンネルとしての細管102にそれぞれ接続されており、鉗子チャンネルの開口端111、及び、送気送水チャンネルの開口端112として機能する。なお、送気送水チャンネルの開口端112には、細管102を通じて送られてきた液体や気体を後述の対物光学系114の表面に向けて噴出するための図示せぬノズルが、装着されている。

【0023】

また、残りの三個の貫通孔のうち、二個の貫通孔には、配光レンズ113、113が嵌め込まれている。図2に示されるように、二個の配光レンズ113、113には、それぞれ、ライトガイド106の先端部分に形成された各枝部の先端面が対向している。

【0024】

そして、残りの一個の貫通孔には、第1レンズ114aが嵌め込まれている。第1レンズ114aは、挿入部11内に配置された第2レンズ114b及び第3レンズ114cとともに、対物光学系114を構成する。対物光学系114は、挿入部11の先端に対向した被写体の像を形成する光学系である。第1レンズ114aと第2レンズ114bとの間には、明るさ絞り115が配置されている。明るさ絞り115は、第1レンズ114aと第2レンズ114bとの間を通過する光の量を制限する光学素子である。

【0025】

さらに、挿入部11は、励起光除去フィルタ116を内蔵している。励起光除去フィルタ116は、入射してきた光の中から、蛍光の放射という現象を生体組織において引き起こさせるための励起光と同じ波長帯域の光を除去するフィルタである。この励起光除去フ

10

20

30

40

50

フィルタ 116 は、対物光学系 114 の後方に配置されており、対物光学系 114 から射出された光からは、励起光と同じ波長成分が除去される。図 3 は、励起光除去フィルタ 116 の分光透過率を示すグラフである。図 3 に示されるように、励起光除去フィルタ 116 は、約 400 nm 以上の波長帯域の光を透過させる。なお、励起光は、約 350 nm 乃至 380 nm の波長成分からなる。

【0026】

さらに、挿入部 11 は、撮像素子 117 を内蔵している。撮像素子 117 は、二次元的に配列された多数の画素により構成される撮像面を有する単板のエリアイメージセンサであり、その撮像面上にはカラーフィルタがオンチップされている。撮像素子 117 は、励起光除去フィルタ 116 を挟んで対物光学系 114 がある側とは反対側に配置されており、その撮像面の位置は、対物光学系 114 の像面の位置に一致している。

10

【0027】

ケーブル部 13 内に引き通された信号線 103～105 のうち、信号線 104、105 は、更に挿入部 11 に引き通されており、撮像素子 117 に接続されている。これら信号線 104、105 のうち、撮像素子 117 の出力側の信号線 104 は、前述したように、接続部 14 の端子 141 の電極に直接接続されている。その一方、撮像素子 117 の入力側の信号線 105 は、接続部 14 内に配置されたドライバ 143 に接続されており、このドライバ 143 の入力側の信号線 144 が、端子 141 の電極に接続されている。ドライバ 143 は、撮像素子 117 の駆動を制御するための回路であり、2フィールド：1フレームの飛越走査方式にて蓄積電荷を読み出させるように撮像素子 117 を制御する。

20

【0028】

さらに、接続部 14 は、ROM 145 を内蔵している。ROM 145 は、電子内視鏡 10 についての一意な情報を記憶した記憶装置である。なお、その情報は、電子内視鏡 10 の型番であっても良いし、電子内視鏡 10 が内蔵する部品の性能値であっても良い。性能値としては、例えば、ライトガイド 106 の直径や分光透過率、或いは、撮像素子 117 の駆動電圧や画素数がある。このような情報を記憶した ROM 145 は、信号線 146 を介して端子 141 の電極に接続されている。

【0029】

本体装置 20 は、電子内視鏡 10 を制御するためのプロセッサである。図 4 は、本体装置 20 の構成図である。本体装置 20 は、タイミングコントロールユニット 21、光源ユニット 22、画像処理ユニット 23、及び、システムコントロールユニット 24 を、備えている。

30

【0030】

タイミングコントロールユニット 21 は、各種の基準信号を生成してその信号の出力を制御する機器である。タイミングコントロールユニット 21 は、光源ユニット 22、画像処理ユニット 23、及び、システムコントロールユニット 24 に接続されており、これらユニット 22～24 へ各基準信号を送出する。

【0031】

なお、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置 20 に装着されると、このタイミングコントロールユニット 21 は、接続部 14 内のドライバ 143 に接続される。タイミングコントロールユニット 21 は、ドライバ 143 に接続されると、このドライバ 143 にも各基準信号を送出する。ドライバ 143 は、この各基準信号に従って、飛越走査のタイミングを制御する。

40

【0032】

光源ユニット 22 は、電子内視鏡 10 のライトガイド 106 の基端面に光を供給するための機器である。なお、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置 20 に装着されると、接続部 14 の金属管 142 が、光源ユニット 22 内に挿入され、ライトガイド 106 の基端が、光源ユニット 22 内に固定される。

【0033】

図 5 は、光源ユニット 22 の構成図である。光源ユニット 22 は、その光学構成として

50

、白色光源装置 2 2 1、絞り機構 2 2 2、回転遮蔽板 2 2 3、励起光源装置 2 2 4、ダイクロイックミラー 2 2 5、及び、集光レンズ 2 2 6を、備えている。

【0034】

白色光源装置 2 2 1は、白色光を平行光として射出する装置である。白色光源装置 2 2 1は、図示されていないが、焦点から放射される光を反射することにより平行光に変換する放物面鏡、及び、放物面鏡の焦点に配置された発光点から白色光を発するキセノンランプを、主要な構成としている。

【0035】

絞り機構 2 2 2は、略円形開口を形成する複数の絞り羽根が変位されるとその開口の直径を変化させる周知の構造を有しており、その開口は、白色光源装置 2 2 1から平行光として射出される白色光の光路上に、これと同軸に配置されている。絞り羽根を変位させるためのギアには、モータ 2 2 7の駆動軸の先端に固定されたピニオンギアが噛み合わされており、このモータ 2 2 7が駆動すると、絞り機構 2 2 2が開口の直径を変化させ、開口を通過する白色光の光束量が変化する。つまり、絞り機構 2 2 2は、白色光の調光手段として機能する。

【0036】

回転遮蔽板 2 2 3は、開口が一つだけ穿たれた円板である。図 6 は、回転遮蔽板 2 2 3の正面図である。図 6 に示されるように、回転遮蔽板 2 2 3には、略半円形の開口 2 2 3 aが穿たれている。その開口 2 2 3 aの円弧の中心は、回転遮蔽板 2 2 3の外周円の中心に一致しており、回転遮蔽板 2 2 3の中心は、モータ 2 2 8の駆動軸の先端に固定されている。また、回転遮蔽板 2 2 3は、白色光源装置 2 2 1から平行光として射出される白色光の光路に対して垂直に挿入されており、白色光は、回転遮蔽板 2 2 3の偏心位置に入射する。このため、モータ 2 2 8が駆動することによって、回転遮蔽板 2 2 3がその中心軸周りに回転すると、白色光の光路には、開口 2 2 3 aが繰り返し挿入され、回転遮蔽板 2 2 3における開口 2 2 3 aが無い部分によって白色光が周期的に遮蔽される。従って、回転遮蔽板 2 2 3における開口 2 2 3 aが無い部分は、シャッタとして機能する。

【0037】

励起光源装置 2 2 4は、前述した励起光を射出する装置である。励起光源装置 2 2 4は、図示されていないが、焦点から射出される光を平行光に変換するコリメートレンズ、及び、励起光として使用される波長帯域を持つレーザ光をコリメートレンズの焦点から放射する半導体レーザを、主要な構成としている。励起光源装置 2 2 4から平行光として射出される励起光の光路は、絞り機構 2 2 2及び回転遮蔽板 2 2 3を挟んで白色光源装置 2 2 1がある側とは反対側において、この白色光源装置 2 2 1から平行光として射出される白色光の光路と直交している。

【0038】

ダイクロイックミラー 2 2 5は、白色光を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。ダイクロイックミラー 2 2 5は、白色光の光路と励起光の光路とが交差する位置に配置されており、何れの光路に対しても 45°傾いている。これにより、励起光源装置 2 2 4から平行光として射出された励起光は、ダイクロイックミラー 2 2 5によって直角に反射され、ダイクロイックミラー 2 2 5を透過した白色光と同一の光路上を、この白色光と同一の進行方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー 2 2 5は、光路合成素子として機能する。

【0039】

集光レンズ 2 2 6は、平行光を収斂させるためのコンデンサレンズである。集光レンズ 2 2 6は、ダイクロイックミラー 2 2 5を透過した白色光の光路（すなわち当該ミラー 2 2 5にて反射された励起光の光路）上に配置されており、電子内視鏡 10の接続部 14の金属管 142内に固定されているライトガイド 106の基端面に向けて、これら光を収斂させる。従って、ライトガイド 106の基端面は、入射端面として機能し、挿入部 11の先端に配置されるライトガイド 106の先端面は、射出端面として機能する。

【0040】

光源ユニット２２は、前述した各光源装置２２１，２２４及び各モータ２２７，２２８の動作を制御するため、更に、第１出力制御回路２２１ａ，第２出力制御回路２２４ａ，第１駆動回路２２７ａ，及び、第２駆動回路２２８ａを、備えている。

【００４１】

これら各回路２２１ａ，２２４ａ，２２７ａ，２２８ａは、何れも、後述のシステムコントロールユニット２４に接続されており、このシステムコントロールユニット２４からの指示を受けて、各光源２２１，２２４及びモータ２２７，２２８を制御する。具体的には、システムコントロールユニット２４は、三つの動作モードの何れかにて光源ユニット２２を動作させる。三つの動作モードは、通常観察モード，蛍光観察モード，及び、特殊観察モードからなる。

10

【００４２】

通常観察モードでは、第１出力制御回路２２１ａが白色光源装置２２１に対して白色光の連続出力を行わせ、第２出力制御回路２２４ａが励起光源装置２２４の駆動を停止させ、第２駆動回路２２８ａが回転遮蔽板２２３の開口２２３ａを白色光の光路に挿入させる。これにより、白色光だけがライトガイド１０６の入射端面に連続的に入射する。その結果、ライトガイド１０６の射出端面から、電子内視鏡１０の挿入部１１の先端前方に向けて、白色光が連続的に射出される。

【００４３】

蛍光観察モードでは、第１出力制御回路２２１ａが白色光源装置２２１の駆動を停止させ、第２出力制御回路２２４ａが励起光源装置２２４に対して励起光の連続出力を行わせる。これにより、励起光だけがライトガイド１０６の入射端面に連続的に入射する。その結果、ライトガイド１０６の射出端面から、電子内視鏡１０の挿入部１１の先端前方に向けて、励起光が連続的に射出される。

20

【００４４】

特殊観察モードでは、第１出力制御回路２２１ａが白色光源装置２２１に対して白色光の連続出力を行わせ、第２出力制御回路２２４ａが励起光源装置２２４に対して励起光の周期的な出力を行わせ、第２駆動回路２２８ａが回転遮蔽板２２３を回転させる。このとき、第２出力制御回路２２４ａ及び第２駆動回路２２８ａは、タイミングコントロールユニット２１から入力される信号に従って励起光源装置２２４及び第２駆動回路２２８ａを制御する。具体的には、第２出力制御回路２２４ａは、前述した１フレーム中の第２フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子１１７が蓄積する間だけ、励起光が出力されるように励起光源装置２２４の出力周期を制御し、第２駆動回路２２８ａは、１フレーム中の第１フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子１１７が蓄積する間だけ、開口２２３ａが白色光の光路に挿入されるように回転遮蔽板２２３の回転位相を制御する。これにより、白色光と励起光とが、ライトガイド１０６の入射端面に交互に入射する。その結果、ライトガイド１０６の射出端面から、挿入部１１の先端前方に向けて、白色光と励起光とが交互に射出される。図７は、特殊観察モードにおいて挿入部１１の先端から射出される光のタイミングチャートである。

30

【００４５】

以上に説明した何れかの動作モードにて動作する光源ユニット２２においては、図５に示されるように、さらに、第１駆動回路２２７ａが、後述の画像処理ユニット２３に接続されており、画像処理ユニット２３から後述の信号が入力されるようになっている。第１駆動回路２２７ａは、入力されるこの信号に従って絞り機構２２２の開口の直径を制御する。

40

【００４６】

その画像処理ユニット２３は、電子内視鏡１０の挿入部１１内の撮像素子１１７が生成する画像データ（画像信号）に所定の処理を施してビデオ信号に変換するための機器である。なお、電子内視鏡１０の接続部１４が本体装置２０に装着されると、画像処理ユニット２３は、接続部１４の端子１４１，及び、電子内視鏡１０の各部１１～１４内の信号線１０５を介して、挿入部１１の先端内の撮像素子１１７に接続される。図４には、画像処

50

理ユニット 2 3 が撮像素子 1 1 7 に接続された状態が、示されている。

【0047】

図 8 は、画像処理ユニット 2 3 の構成図である。画像処理ユニット 2 3 は、前段処理回路 2 3 1、第 1 マトリクス回路 2 3 2、第 1 R G B メモリ 2 3 3、第 2 R G B メモリ 2 3 4、後段処理回路 2 3 5、第 2 マトリクス回路 2 3 6、度数分布生成回路 2 3 7、及び、比較回路 2 3 8 を、備えている。

【0048】

前段処理回路 2 3 1 は、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 内の撮像素子 1 1 7 がアナログ信号の電送形態で出力した画像データのデータ形式を以後の処理に適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、前段処理回路 2 3 1 は、撮像素子 1 1 7 から入力されるアナログ信号に対し、色分離、デジタル化、及び、色空間変換などの処理を施すことによって、R G B の色成分の画像データを生成した後、生成した画像データに対し、カラーバランス等の一般的な処理を施す。

【0049】

また、この前段処理回路 2 3 1 は、後述のシステムコントロールユニット 2 4 から指示された期間だけ、光源ユニット 2 2 の第 1 駆動回路 2 2 7 a へ信号を出力する処理を行う。前段処理回路 2 3 1 は、この処理では、撮像素子 1 1 7 から入力されるアナログ信号から、1 フレーム中の第 1 フィールドの輝度信号を抽出し、この輝度信号における最も高い輝度レベルを読み出し、この輝度レベルが所定のレベルになるような絞り機構 2 2 2 の開口径を算出し、この開口径にするように指示する信号を第 1 駆動回路 2 2 7 a へ出力する。つまり、前段処理回路 2 3 1 と第 2 駆動回路 2 2 8 a によって、白色光の出力量がフィードバック制御される。

【0050】

また、前段処理回路 2 3 1 は、第 1 R G B メモリ 2 3 3、及び、第 2 R G B メモリ 2 3 4 に接続されており、前述した処理が施されてなる R G B の色成分の画像データを、順次、第 1 R G B メモリ 2 3 3 及び第 2 R G B メモリ 2 3 4 に出力する。さらに、前段処理回路 2 3 1 は、第 1 マトリクス回路 2 3 2 にも接続されており、第 2 フィールドの R G B 画像データを第 1 マトリクス回路 2 3 2 に出力する。

【0051】

第 1 マトリクス回路 2 3 2 は、R G B 画像データから輝度成分（Y 成分）の画像データを生成するための回路である。第 1 マトリクス回路 2 3 2 は、輝度成分の画像データをシステムコントロールユニット 2 4 へ出力する。なお、この輝度成分の画像データは、システムコントロールユニット 2 4 では、蛍光観察モード又は特殊観察モードのときに、光源ユニット 2 2 の励起光源装置 2 2 4 の出力制御に用いられる。つまり、第 1 マトリクス回路 2 3 2 は、励起光の出力量をフィードバック制御するのに用いられる回路である。

【0052】

第 1 R G B メモリ 2 3 3 及び第 2 R G B メモリ 2 3 4 は、何れも、R G B の各色成分の画像データを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、両メモリ 2 3 3、2 3 4 が画像データを保存するか否かは、後述のシステムコントロールユニット 2 4 に指示されたタイミングコントロールユニット 2 1 によって制御される。また、両メモリ 2 3 3、2 3 4 に保存された画像データを出力するタイミングも、タイミングコントロールユニット 2 1 によって制御される。具体的には、タイミングコントロールユニット 2 1 は、前述した通常観察モード、蛍光観察モード、及び、特殊観察モードの何れかにて各メモリ 2 3 3、2 3 4 を動作させる。

【0053】

通常観察モードでは、タイミングコントロールユニット 2 1 は、第 1 R G B メモリ 2 3 3 に対し、入力される全ての画像データを一旦記憶させ、後述の後段処理回路 2 3 5 の処理開始タイミングに合わせて記憶中の画像データを出力させる。一方、第 2 R G B メモリ 2 3 4 に対しては、タイミングコントロールユニット 2 1 は、入力される全ての画像データを記憶させない。これにより、第 1 R G B メモリ 2 3 3 だけが、画像データの一時記憶

に使用されることとなる。なお、通常観察モードでは、前述したように、光源ユニット 22 が電子内視鏡 10 のライトガイド 106 に白色光を供給する。このため、通常観察モード下において第 1 RGB メモリ 233 に記憶される画像データは、挿入部 11 の先端の前方にある体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光によって形成される像に基づいて、撮像素子 117 により生成されたものとなる。以下では、この画像データを、便宜上、「通常観察画像データ」と表記する。

【0054】

蛍光観察モードでは、タイミングコントロールユニット 21 は、第 1 RGB メモリ 233 に対し、入力される全ての画像データを記憶させない。一方、第 2 RGB メモリ 234 に対しては、タイミングコントロールユニット 21 は、入力される全ての画像データを一旦記憶させ、後述の後段処理回路 235 の処理開始タイミングに合わせて記憶中の画像データを出力させる。これにより、第 2 RGB メモリ 234 だけが、画像データの一時記憶に使用されることとなる。なお、蛍光観察モードでは、前述したように、光源ユニット 22 が電子内視鏡 10 のライトガイド 106 に励起光を供給する。このため、蛍光観察モード下において第 2 RGB メモリ 234 に記憶される画像データは、励起光が照射された体腔壁下の生体組織から放射される蛍光によって形成される像に基づいて、撮像素子 117 により生成されたものとなる。以下では、この画像データを、便宜上、「蛍光観察画像データ」と表記する。

【0055】

特殊観察モードでは、タイミングコントロールユニット 21 は、第 1 RGB メモリ 233 に対し、前述した 1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データを一旦記憶させ、第 2 フィールドの画像データを記憶させない。一方、第 2 RGB メモリ 234 に対しては、タイミングコントロールユニット 21 は、1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データを記憶させず、第 2 フィールドの画像データを一旦記憶させる。これにより、第 1 RGB メモリ 233 は、第 1 フィールドの画像データの一時記憶に使用され、第 2 RGB メモリ 234 は、第 2 フィールドの画像データの一時記憶に使用されることとなる。そして、タイミングコントロールユニット 21 は、後述の後段処理回路 235 の処理開始タイミングに合わせて、各 RGB メモリ 233, 234 に記憶中の各画像データを出力させる。なお、この特殊観察モードでは、前述したように、光源ユニット 22 が、第 1 フィールドと第 2 フィールドのタイミングに合わせて白色光と励起光とを交互に電子内視鏡 10 のライトガイド 106 に供給する。このため、特殊観察モード下において第 1 RGB メモリ 233 に記憶される画像データは、前述した通常観察画像データとなり、特殊観察モード下において第 2 RGB メモリ 234 に記憶される画像データは、前述した蛍光観察画像データとなる。

【0056】

後段処理回路 235 は、RGB の色成分毎の画像データのデータ形式を外部装置へ出力するのに適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、後段処理回路 235 は、通常観察モードでは、第 1 RGB メモリ 233 から出力される RGB の各色成分の画像データに対し、アナログ化及びエンコーディング等の一般的な処理を施すことによって、飛越走査方式に準拠した例えば NTSC 信号などのビデオ信号を生成する。また、後段処理回路 235 は、蛍光観察モードでは、第 2 RGB メモリ 234 から出力される RGB の各色成分の画像データに対し、前述した一般的な処理を施すことによってビデオ信号を生成する。

【0057】

また、特殊観察モードでは、後段処理回路 235 は、第 1 RGB メモリ 233 から出力される通常観察画像データに基づく通常観察画像と、第 2 RGB メモリ 234 から出力される蛍光観察画像データに基づく蛍光観察画像とを一画面内に同時に示す合成画像（図 14 参照）の画像データを生成し、この画像データに対し、前述した一般的な処理を施すことによって、ビデオ信号を生成する。

【0058】

この後段処理回路 235 は、生成したビデオ信号を、外部出力端子に接続された表示装

10

20

30

40

50

置 30 へ出力する。なお、表示装置 30 は、画像処理ユニット 23 からビデオ信号の電送形態で出力された画像データに基づいて、画像を表示する。

【0059】

第 2 マトリクス回路 236 は、第 1 マトリクス回路 232 と同様に、RGB の画像データから輝度成分の画像データを生成するための回路である。なお、第 2 マトリクス回路 236 は、第 2 RGB メモリ 234 の出力側に接続されており、この第 2 マトリクス回路 236 には、第 2 RGB メモリ 234 から、蛍光観察モード又は特殊観察モードにおける蛍光観察画像データが、順次入力される。

【0060】

度数分布生成回路 237 は、輝度成分の画像データの各画素を標本として輝度値の階級毎の標本の度数を計数することによって度数分布データを生成する回路である。度数分布生成回路 237 は、第 2 マトリクス回路 236 から入力される蛍光観察画像データの輝度成分に基づいて度数分布データを生成すると、その度数分布データを比較回路 238 へ出力する。

【0061】

比較回路 238 は、度数分布データにおける最小値から最大値に向かって所定番目の標本が属する階級の輝度値を比較対象値として読み出し、この比較対象値が所定の閾値を下回っていた場合に信号を出力する回路である。

【0062】

図 9 は、比較対象値と閾値との関係を説明するために用いられるグラフである。図 9 では、全体的に暗い画像の画像データについての度数分布データ A、すなわち、比較的階級の低い側に標本が集中している度数分布データ A についての比較対象値が「X」として示されている。その一方、全体的に明るい画像の画像データについての度数分布データ B、すなわち、比較的階級の高い側に標本が集中している度数分布データ B についての比較対象値が「Z」として示されている。なお、斜線部分は、所定番目までの標本の個数を示している。

【0063】

図 9 に示されるように、閾値 Y は、比較対象値 X よりも高い輝度値に設定されている。この場合、比較回路 238 は、度数分布データ A が入力されると、信号を出力する。一方、閾値 Y は、比較対象値 Z よりも低い輝度値に設定されている。この場合、比較回路 238 は、度数分布データ B が入力されても、信号を出力することはない。つまり、比較回路 238 は、全体的に暗い画像の画像データが第 2 RGB メモリ 234 から出力されたときに信号を出力する。なお、この比較回路 238 は、システムコントロールユニット 24 に接続されており、信号は、このシステムコントロールユニット 24 に出力される。

【0064】

システムコントロールユニット 24 は、本体装置 20 全体を制御するための機器である。なお、システムコントロールユニット 24 は、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置に装着されると、接続部 14 の端子 141、及び、信号線 103 を介して、操作部 12 の各種スイッチボタン 121 に接続される。図 4 には、システムコントロールユニット 24 がスイッチボタン 121 に接続された状態が、示されている。これらスイッチボタン 121 には、前述した動作モードを切り替えるためのスイッチボタンが含まれており、このスイッチボタン 121 が押下されるたびに、システムコントロールユニット 24 は、動作モードの通常観察モードへの設定とその設定の解除を交互に行う。なお、通常観察モードの切り替えに係る本体装置 20 の制御内容については、図 11 を用いて後述する。

【0065】

また、このシステムコントロールユニット 24 は、電子内視鏡 10 の接続部 14 が本体装置に装着されると、接続部 14 の端子 141、及び、信号線 146 を介して、接続部 14 内の ROM 145 に接続される。図 4 には、システムコントロールユニット 24 が ROM 145 に接続された状態が、示されている。システムコントロールユニット 24 は、この ROM 145 に接続されると、ROM 145 から、その電子内視鏡 10 についての一意

10

20

30

40

50

な情報を読み出すことができるようになる。

【0066】

また、このシステムコントロールユニット24は、図4に示されるように、本体装置20の前面に設置されている操作盤241を、備えている。操作盤241には、各種のスイッチボタンやメニューボタンや上下キーボタンが備えられている。これらボタンのうちの一つは、前述した通常観察モードの切断時において動作モードの切り替えを行うための切替ボタンとなっている。図10は、切替ボタン241aの正面図である。図10に示されるように、操作盤241は、切替ボタン241aの上側にインジケータランプ241bを備えており、切替ボタン241aが押下されるたびに、インジケータランプ241bは、点灯状態と消灯状態とに切り替えられる。切替ボタン241aが押下されてインジケータランプ241bが消灯されると、システムコントロールユニット24は、動作モードを蛍光観察モードに設定し、切替ボタン241aが再度押下されてインジケータランプ241bが点灯されると、動作モードを特殊観察モードに設定する。

10

【0067】

このシステムコントロールユニット24は、本体装置20の全体制御をするためのプログラムを、図示せぬ記憶装置に記憶しており、主電源が投入されると、この記憶装置からプログラムを読み出して、全体制御処理を開始する。図11は、この全体制御処理の内容を示すフローチャートである。

【0068】

処理の開始後、最初のステップS1001では、システムコントロールユニット24は、本体装置20に装着された接続部14内のROM145から情報を読み取る。ここで、本体装置20に接続部14が装着されていなかったときには、システムコントロールユニット24は、装着されるまで待機し、装着されると、装着された接続部14内のROM145から情報を読み取る。システムコントロールユニット24は、ROM145から情報を読み取ると、読み取った情報に基づいて、白色光源装置221及び励起光源装置224の出力量を初期値として設定する。また、システムコントロールユニット24は、動作モードの初期状態として、例えば通常観察モードを設定する。

20

【0069】

次のステップS1002では、システムコントロールユニット24は、動作モードが通常観察モードに設定されているか否かを、判別する。そして、通常観察モードが設定されていると判断した場合（S1002；YES）、システムコントロールユニット24は、ステップS1003へ処理を進める。

30

【0070】

ステップS1003では、システムコントロールユニット24は、光源ユニット22及び画像処理ユニット23が通常観察モードにて動作するように、光源ユニット22の各回路221a、224a、227a、228aの制御を開始するとともに、タイミングコントロールユニット21を通じて画像処理ユニット23内のハードウェア231～235の制御を開始する。開始後、システムコントロールユニット24は、ステップS1011へ処理を進める。

【0071】

一方、ステップS1002において、動作モードが通常観察モードに設定されていないと判断した場合（S1002；NO）、システムコントロールユニット24は、ステップS1004へ処理を進める。

40

【0072】

ステップS1004では、システムコントロールユニット24は、動作モードが蛍光観察モードに設定されているか特殊観察モードに設定されているか（すなわち、図10に示すインジケータランプ241bが消灯しているか点灯しているか）を、判別する。そして、動作モードが蛍光観察モードに設定されていると判断した場合（S1004；YES）、システムコントロールユニット24は、ステップS1005へ処理を進める。

【0073】

50

ステップS1005では、システムコントロールユニット24は、光源ユニット22及び画像処理ユニット23が蛍光観察モードで動作するように、光源ユニット22の各回路221a, 224a, 227a, 228aの制御を開始するとともに、タイミングコントロールユニット21を通じて画像処理ユニット23内のハードウェア231~235の制御を開始する。開始後、システムコントロールユニット24は、ステップS1011へ処理を進める。

【0074】

一方、ステップS1004において、動作モードが特殊観察モードに設定されていると判断した場合（S1004；NO）、システムコントロールユニット24は、ステップS1006へ処理を進める。

10

【0075】

ステップS1006では、システムコントロールユニット24は、光源ユニット22及び画像処理ユニット23が特殊観察モードで動作するように、光源ユニット22の各回路221a, 224a, 227a, 228aの制御を開始するとともに、タイミングコントロールユニット21を通じて画像処理ユニット23内のハードウェア231~235の制御を開始する。開始後、システムコントロールユニット24は、ステップS1011へ処理を進める。

【0076】

システムコントロールユニット24は、電子内視鏡10の操作部12のスイッチボタン121、及び／又は、本体装置20の操作盤241における切替ボタン241aに対する操作がなされた際に、以上に説明したステップS1002乃至S1006の処理を実行することにより、切り替え後の動作モードの実行を開始する。そして、このような動作モードの実行開始後、システムコントロールユニット24は、ステップS1011乃至S1019の処理ループを実行する。

20

【0077】

ステップS1011では、システムコントロールユニット24は、動作モードが蛍光観察モードに設定されているか否かを、判別する。そして、本体装置20の動作モードが蛍光観察モードに設定されていると判断した場合（S1011；YES）、システムコントロールユニット24は、ステップS1012へ処理を進める。

【0078】

ステップS1012では、システムコントロールユニット24は、比較回路238から信号を受信しているか否かを、判別する。そして、システムコントロールユニット24は、比較回路238から信号を受信していないと判断した場合（S1012；NO）、ステップS1017へ処理を進め、比較回路238から信号を受信していると判断した場合（S1012；YES）、ステップS1013へ処理を進める。

30

【0079】

ステップS1013では、システムコントロールユニット24は、本体装置20に対し、臨時モードでの動作を開始させる。臨時モードは、比較回路238から信号が出力されている期間だけ、特殊観察モードと同様の動作モードにて光源ユニット22及び画像処理ユニット23を動作させるモードである。すなわち、臨時モードにおいては、光源ユニット22は、白色光と励起光とを電子内視鏡10のライトガイド106に供給し、画像処理ユニット23は、通常観察画像データと蛍光観察画像データとを撮像素子117から交互に取得して処理をする。システムコントロールユニット24は、動作モードを臨時モードに設定した後、光源ユニット22及び画像処理ユニット23の動作を臨時モードにて開始させる。その後、システムコントロールユニット24は、ステップS1017へ処理を進める。

40

【0080】

一方、ステップS1011において、動作モードが蛍光観察モードに設定されていないと判断した場合（S1011；NO）、システムコントロールユニット24は、ステップS1014へ処理を進める。

50

【0081】

ステップS1014では、システムコントロールユニット24は、動作モードが臨時モードに設定されているか否かを、判別する。そして、システムコントロールユニット24は、動作モードが臨時モードに設定されていないと判断した場合（S1014；NO）、ステップS1017へ処理を進め、本体装置20の動作モードが臨時モードに設定されていると判断した場合（S1014；YES）、ステップS1015へ処理を進める。

【0082】

ステップS1015では、システムコントロールユニット24は、比較回路238から信号を受信していないか否かを、判別する。そして、システムコントロールユニット24は、比較回路238から信号を受信していないと判断した場合（S1015；NO）、ステップS1017へ処理を進め、比較回路238から信号を受信していると判断した場合（S1015；YES）、ステップS1016へ処理を進める。

10

【0083】

ステップS1016では、システムコントロールユニット24は、動作モードを蛍光観察モードに設定することによって、臨時モードを解除する。その後、システムコントロールユニット24は、光源ユニット22及び画像処理ユニット23に対し、蛍光観察モードでの動作を開始させる。そして、システムコントロールユニット24は、ステップS1017へ処理を進める。

【0084】

ステップS1017では、システムコントロールユニット24は、電子内視鏡10の操作部12において動作モードの設定が変更されたか否かを、判別する。そして、観察モードの設定が変更されなかったと判断した場合（S1017；NO）、システムコントロールユニット24は、ステップS1018へ処理を進める。

20

【0085】

ステップS1018では、システムコントロールユニット24は、電子内視鏡10の接続部14が本体装置20から取り外されているか否かを、判別する。そして、電子内視鏡10の接続部14が本体装置20から取り外されていないと判断した場合（S1018；NO）、システムコントロールユニット24は、ステップS1019へ処理を進める。

【0086】

ステップS1019では、システムコントロールユニット24は、操作盤241において主電源切断用のスイッチボタン（図示略）が押下されたか否かを、判別する。そして、主電源切断用のスイッチボタンが押下されていなかったと判断した場合（S1019；NO）、システムコントロールユニット24は、ステップS1011へ処理を進める。

30

【0087】

ステップS1011からステップS1019の処理ループを実行中、動作モードの設定が変更されたと判断した場合（S1017；YES）、システムコントロールユニット24は、ステップS1017からステップS1002へ処理を分岐させる。

【0088】

また、上記の処理ループの実行中、電子内視鏡10の接続部14が本体装置20から取り外されていると判断した場合（S1018；YES）、システムコントロールユニット24は、ステップS1018からステップS1001へ処理を分岐させる。

40

【0089】

また、上記の処理ループを実行中、主電源切断用のスイッチボタンが押下されていたと判断した場合（S1019；YES）、システムコントロールユニット24は、ステップS1019から処理を分岐させ、本体装置20における当該全体制御処理を終了する。

【0090】

システムコントロールユニット24は、以上に説明したステップS1011からステップS1019の処理ループを実行することにより、動作モードの切り替え操作があったかどうか、接続部の着脱があったかどうか、主電源切断操作があったかどうか、臨時モードへ移行すべきかどうかを、それぞれ、監視する。そして、システムコントロールユニット

50

24は、動作モードの切り替え操作があったときには、動作モードを切り替える処理を実行し、主電源切断操作があったときには、全体制御処理を終了させ、臨時モードへ移行すべき旨の信号が画像処理ユニットからあったときには、臨時モードへ移行させる。

【0091】

以上のように構成されるため、第1実施形態の電子内視鏡システムは、以下に記述するような作用及び効果を、有する。

【0092】

第1実施形態の電子内視鏡システムを使用して被検者に対して施術を行う術者は、まず、表示装置30と本体装置20とを接続してそれぞれの主電源を投入する。続いて、術者は、電子内視鏡10の接続部14を本体装置20に装着し、操作部12のスイッチボタン121を操作することによって動作モードを通常観察モードに切り替える。すると、前述したように、白色光の光路内に回転遮蔽板223の開口223aが配置され、さらに、白色光源装置221から白色光が射出されるようになる。これにより、電子内視鏡10の挿入部11の先端からは、白色光が連続的に射出されるようになる。

【0093】

術者が、白色光を射出している挿入部11の先端を被検者の肺や気管支などの呼吸器に挿入すると、白色光が体腔内に照射されるようになり、体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光の一部が、対物光学系114及び励起光除去フィルタ116を透過して撮像素子117の撮像面に入射する。対物光学系114及び励起光除去フィルタ116を透過した光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子117によって通常観察画像データに変換され、画像処理ユニット23において一般的な処理が施されて表示装置30へ出力され、最終的に、カラーの通常観察画像として表示装置30に映し出される。図12は、通常観察画像の一例を示す図である。術者は、この図12に示されるような通常観察画像を通じて、体腔壁の状態を観察したり鉗子などの処置具を用いた施術を行ったりすることができる。

【0094】

続いて、術者は、カラーの通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、蛍光観察を行う必要があると判断した場合、電子内視鏡10の操作部12のスイッチボタン121を操作することによって通常観察モードを解除した後、本体装置20の操作盤241上の切替ボタン（図10参照）241aを押下することによってインジケータランプ241bを消灯させて、動作モードを蛍光観察モードに切り替える。すると、前述したように、励起光源装置224から励起光が射出されるようになる。これにより、電子内視鏡10の挿入部11の先端からは、励起光が連続的に射出されるようになる。

【0095】

そして、励起光によって励起した体腔壁下の生体組織から放射された蛍光の一部と、体腔壁の表面で反射された励起光の一部とが、対物光学系114に入射する。対物光学系114から撮像素子117に向けて射出された光からは、励起光と同じ波長帯域の光が励起光除去フィルタ116によって除去され、撮像素子117の撮像面には、蛍光だけが入射する。対物光学系114及び励起光除去フィルタ116を透過した蛍光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子117によって蛍光観察画像データに変換され、画像処理ユニット23において一般的な処理が施されて表示装置30へ出力され、最終的に、カラーの蛍光観察画像として表示装置30に映し出される。図13は、蛍光観察画像の一例を示す図である。術者は、この図13に示されるような蛍光観察画像を通じて、体腔壁下の生体組織の状態を観察したり鉗子などの処置具を用いた施術を行ったりすることができる。

【0096】

また、蛍光観察画像の観察を行っている場合において、通常観察画像との比較を行ったり、蛍光を発しない処置具の状態を確認したりする必要が生じたときには、術者は、本体装置20の操作盤241上の切替ボタン（図10参照）241aを押下することによってインジケータランプ241bを点灯させて、動作モードを特殊観察モードに切り替える。

すると、前述したように、回転遮蔽板 2 2 3 が回転され、白色光源装置 2 2 1 から白色光が射出されるようになり、励起光源装置 2 2 4 から励起光が周期的に射出されるようになる。これにより、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の先端からは、白色光と励起光とが交互に射出されるようになる。

【0097】

白色光が挿入部 1 1 の先端から射出される期間では、体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光の一部が、対物光学系 1 1 4 を透過して撮像素子 1 1 7 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 及び励起光除去フィルタ 1 1 6 を透過した光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 7 によって通常観察画像データに変換され、画像処理ユニット 2 3 へ出力される。一方、励起光が挿入部 1 1 の先端から射出される期間では、励起光が照射された体腔壁下の生体組織が放射した蛍光の一部が、対物光学系 1 1 4 及び励起光除去フィルタ 1 1 6 を透過して撮像素子 1 1 7 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 及び励起光除去フィルタ 1 1 6 を透過した蛍光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 7 によって蛍光観察画像データに変換され、画像処理ユニット 2 3 へ出力される。そして、画像処理ユニット 2 3 は、前述したように、1 フィールド分の通常観察画像データと蛍光観察画像データとが入力される毎に、双方の画像データに基づく画像を一画面に同時に示す合成画像の画像データを生成して、表示装置 3 0 へ出力し、表示装置 3 0 は、この画像データに基づいて合成画像を映し出す。図 1 4 は、合成画像の一例を示す図である。術者は、この合成画像を通じて、通常観察画像と蛍光観察画像とを比較しながら、観察したり施術したりできる。

【0098】

さらに、動作モードが蛍光観察モードにあるときに、施術部位から出た血液によって体腔壁の大部分が覆われてしまうと、血液が励起光を照射されても蛍光を発しないため、図 1 3 に示されるように出血部分の像が真っ黒となり、蛍光観察画像が全体的に暗くなってしまう。こうなると、蛍光観察画像を通じた観察が行えなくなる。しかしながら、このように蛍光観察画像が全体的に暗くなるときには、画像処理ユニット 2 3 の比較回路 2 3 8 から、システムコントロールユニット 2 4 へ信号が送られる。システムコントロールユニット 2 4 は、この信号を受信すると、動作モードを臨時モードに切り替え、通常観察画像と蛍光観察画像の合成画像を表示装置 3 0 に表示する。逆に、臨時モードにおいて、体腔壁の表面が生理食塩水などによって洗い流されることによって血液に覆われなくなって正常な粘膜が露出するようになると、蛍光観察画像の明るさが戻る。すると、比較回路 2 3 8 からの信号の出力が停止する。システムコントロールユニット 2 4 は、これを受けて、動作モードを臨時モードから蛍光観察モードへ戻す。このように、蛍光観察モード下で施術中に施術箇所から出血があることによって、蛍光観察画像の観察が不能になったとしても、直ちに、合成画像が表示されることとなるため、処置具の操作を行ったり、止血の施術をしたりすることができる。

【実施形態 2】

【0099】

図 1 5 は、第 2 実施形態の電子内視鏡システムにおける画像処理ユニット 2 3 の構成図である。また、図 1 6 は、第 2 実施形態における比較対象値と閾値との関係を説明するために用いられるグラフである。

【0100】

第 2 実施形態の電子内視鏡システムは、第 1 実施形態のそれと殆ど同じ構成となっているが、三点だけ、第 1 実施形態と相違する。

【0101】

第一の相違点としては、図 1 5 と図 8 とを比較して明らかなように、第 2 マトリクス回路 2 3 6 が無い代わりに、第 2 R G B メモリ 2 3 4 から出力される R G B の画像データのうちの R 画像データだけが度数分布生成回路 2 3 7 に入力されるようになっている。

【0102】

第二の相違点としては、第 2 実施形態の比較回路 2 3 8 が度数分布データ（R 画像デー

タについての度数分布データ) から比較対象値として読み出す輝度値が、度数分布データにおける最小値から最大値に向かって所定番目の標本の属する階級の輝度値ではなく、全体の中間にある標本(すなわち中間値)が属する階級の輝度値となっている。

【0103】

第三の相違点としては、比較回路238から信号が出力されている期間だけシステムコントロールユニット24が動作させる臨時モードが、特殊観察モードと同様の動作モードではなく、通常観察モードと同様の動作モードとなっている。つまり、臨時モード下では、表示装置30には、通常観察画像と蛍光観察画像の合成画像ではなく、通常観察画像が表示される。

【0104】

ところで、体腔壁において血液で覆われていない部分は、励起光を照射されると蛍光を発する。蛍光には、赤色成分が含まれているため、出血がなかったり出血があっても血液で覆われる部分が小さかったりしたときには、度数分布データは、図16におけるグラフDのように、比較的階級の高い側に標本が集中したグラフとなる。なお、図16においてこの度数分布データDの中間値の属する階級の輝度値は、「S」として示されている。

【0105】

一方、体腔壁において血液で覆われた部分は、前述したように、血液が励起光を照射されても蛍光を発しない。このため、血液で覆われる部分が大きいときには、度数分布データは、図16におけるグラフCのように、比較的階級の低い側に標本が集中したグラフとなる。なお、図16においてこの度数分布データCの中間値の属する階級の輝度値は、「Q」として示されている。

【0106】

そして、図16に示されるように、閾値Rは、比較対象値Qよりも高い輝度値に設定されている。この場合、比較回路238は、度数分布データCが入力されると、信号を出力する。一方、閾値Rは、比較対象値Sよりも低い輝度値に設定されている。この場合、比較回路238は、度数分布データDが入力されても、信号を出力することはない。つまり、比較回路238は、全体的に暗いR画像データが第2RGBメモリ234から出力されたときに信号をシステムコントロールユニット24に出力する。

【0107】

このように構成されていても、動作モードが蛍光観察モードである場合において、施術部位から出た血液によって体腔壁の大部分が覆われることによって、蛍光観察画像のR成分が全体的に暗くなったときには、画像処理ユニット23の比較回路238から、システムコントロールユニット24へ信号が送られ、システムコントロールユニット24が、この信号を受けて、動作モードを臨時モードに切り替える。その結果、通常観察画像(図12参照)を表示装置30に表示する。

【0108】

つまり、第2実施形態においても、蛍光観察モード下で施術中に施術箇所から出血があることによって、蛍光観察画像の観察が不能になったとしても、直ちに、通常観察画像が表示されることとなるため、処置具の操作を行ったり、止血の施術をしたりすることができる。

【実施形態3】

【0109】

図17は、第3実施形態の画像処理ユニット23の構成図である。

【0110】

第3実施形態の電子内視鏡システムは、第1実施形態のそれと殆ど同じ構成となっているが、五点だけ、第1実施形態と相違する。

【0111】

第一の相違点としては、図示していないが、光源ユニット22において、図5の回転遮蔽板223の代わりに、チョッパーが配置されている。チョッパーは、半円形状の板であり、このチョッパーにおける円弧の中心は、第1実施形態の回転遮蔽板223と同様に、

10

20

30

40

50

モータ 228 の駆動軸の先端に固定されている。また、このチョッパーは、白色光源装置 221 から平行光として射出される白色光の進行方向に対して垂直となるように、設置されており、モータ 228 の駆動軸は、この白色光の光路からずれた位置に配置されている。このため、モータ 228 が駆動することによって、図示せぬチョッパーがその中心軸周りに回転すると、白色光の光路には、チョッパーが繰り返し挿入され、白色光が周期的に遮蔽される。すなわち、この図示せぬチョッパーは、第 1 実施形態の回転遮蔽板 223 と同等に機能する。

【0112】

第二の相違点としては、図 15 と図 8 とを比較して明らかなように、第 2 マトリクス回路 236 が無い代わりに、第 1 RGB メモリ 234 から出力される RGB の画像データのうちの R 画像データだけが度数分布生成回路 237 に入力されるようになっている。

10

【0113】

第三の相違点としては、第 3 実施形態の比較回路 238 が度数分布データ（R 画像データについての度数分布データ）から比較対象値として読み出す輝度値が、度数分布データにおける最大値から最小値に向かって所定番目の標本の属する階級の輝度値ではなく、全体の中間にある標本（すなわち中間値）が属する階級の輝度値となっている（図 16 参照）。

【0114】

第四の相違点としては、蛍光観察モードにおいて、システムコントロールユニット 24 は、ライトガイド 106 の入射端面に励起光を連続的に入射させるのではなく、59/60 秒間だけ励起光を射出して 1/60 秒間だけ白色光を射出する動作を、繰り返し行う。具体的には、光源ユニット 22 の第 1 出力制御回路 221a が白色光源装置 221 に対して白色光の連続出力を行わせる。また、第 2 駆動回路 228a は、60 フィールド（30 フレーム）中の第 1 フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子 117 が蓄積する間だけ、ライトガイド 106 の入射端面に白色光が入射されるように、図示せぬチョッパーの回転位相を制御する。さらに、第 2 出力制御回路 224a は、白色光を射出する期間以外の期間だけ、励起光が出力されるように励起光源装置 224 の出力周期を制御する。図 18 は、蛍光観察モードにおいて挿入部 11 の先端から射出される光のタイミングチャートである。

20

【0115】

第五の相違点としては、蛍光観察モードにおいて、タイミングコントロールユニット 21 は、第 1 RGB メモリ 233 に対し、前述した 60 フレーム中の第 1 フィールドの画像データを一旦記憶させ、それ以外の画像データを記憶させない。一方、第 2 RGB メモリ 234 に対しては、タイミングコントロールユニット 21 は、前述の 60 フィールド中の第 2 乃至 60 フィールドの画像データを一旦記憶させ、それ以外の画像データを記憶させない。そして、タイミングコントロールユニット 21 は、後述の後段処理回路 235 の処理開始タイミングに合わせて、各 RGB メモリ 233、234 に記憶中の各画像データを出力させる。なお、後段処理回路 235 は、蛍光観察モードでは、第 1 実施形態と同様に、第 2 RGB メモリ 234 から出力される RGB の各色成分の画像データに対してのみ、前述した一般的な処理を施すことによってビデオ信号を生成する。但し、このビデオ信号に基づいて表示装置 30 に表示される蛍光観察画像は、1/30 コマの 1 フィールドだけ、欠損している。

30

40

【0116】

なお、これら第二乃至第五の相違点によると、第 3 実施形態の蛍光観察モードにおいては、蛍光観察画像データだけが後段処理回路 235 において処理されて、蛍光観察画像が表示装置 30 に表示される一方、通常観察画像データ（の R 成分）は、出血の有無の判断に利用されることとなる。ここで、第 3 実施形態の比較回路 238 は、通常観察画像データの R 成分の度数分布データについて閾値よりも比較対象値が上回っている場合に、信号を送出するようになっている。これは、施術部位から出た血液によって体腔壁の大部分が覆われて、通常観察画像の大部分が赤色になったときに、通常観察画像データの R 成分が

50

明るくなったことを検出するためである。

【0117】

このように構成されていても、動作モードが蛍光観察モードである場合において、施術部位から出た血液によって体腔壁の大部分が覆われることによって、蛍光観察画像が全体的に暗くなったとき（通常観察画像が全体的に赤くなったとき）には、画像処理ユニット23の比較回路238から、システムコントロールユニット24へ信号が送られ、システムコントロールユニット24が、この信号を受けて、動作モードを臨時モードに切り替える。その結果、通常観察画像と蛍光観察画像の合成画像（図14参照）を表示装置30に表示する。

【0118】

10

つまり、第3実施形態においても、蛍光観察モード下で施術中に施術箇所から出血があることによって、蛍光観察画像の観察が不能になったとしても、直ちに、合成画像が表示されることとなるため、処置具の操作を行ったり、止血の施術をしたりすることができる。

【0119】

なお、第3実施形態の臨時モードにおいては、合成画像を表示装置30に表示しても良いが、通常観察画像を表示装置30に表示しても良い。

【図面の簡単な説明】

【0120】

【図1】本発明の第1実施形態である電子内視鏡システムの構成図

20

【図2】電子内視鏡の構成図

【図3】励起光除去フィルタの分光透過率を示すグラフ

【図4】本体装置の構成図

【図5】光源ユニットの構成図

【図6】回転遮蔽板の正面図

【図7】特殊観察モード下で挿入部先端から射出される光のタイミングチャート

【図8】画像処理ユニットの構成図

【図9】比較対象値と閾値との関係を説明するために用いられるグラフ

【図10】切替ボタンの正面図

【図11】全体制御処理の内容を示すフローチャート

30

【図12】通常観察画像の一例を示す図

【図13】蛍光観察画像の一例を示す図

【図14】合成画像の一例を示す図

【図15】第2実施形態の電子内視鏡システムにおける画像処理ユニットの構成図

【図16】比較対象値と閾値との関係を説明するために用いられるグラフ

【図17】第3実施形態の画像処理ユニットの構成図

【図18】蛍光観察モード下で挿入部先端から射出される光のタイミングチャート

【符号の説明】

【0121】

- 10 電子内視鏡
- 101 細管
- 102 細管
- 103 信号線
- 104 信号線
- 105 信号線
- 106 ライトガイド
- 11 挿入部
- 111 開口端
- 112 開口端
- 113 配光レンズ

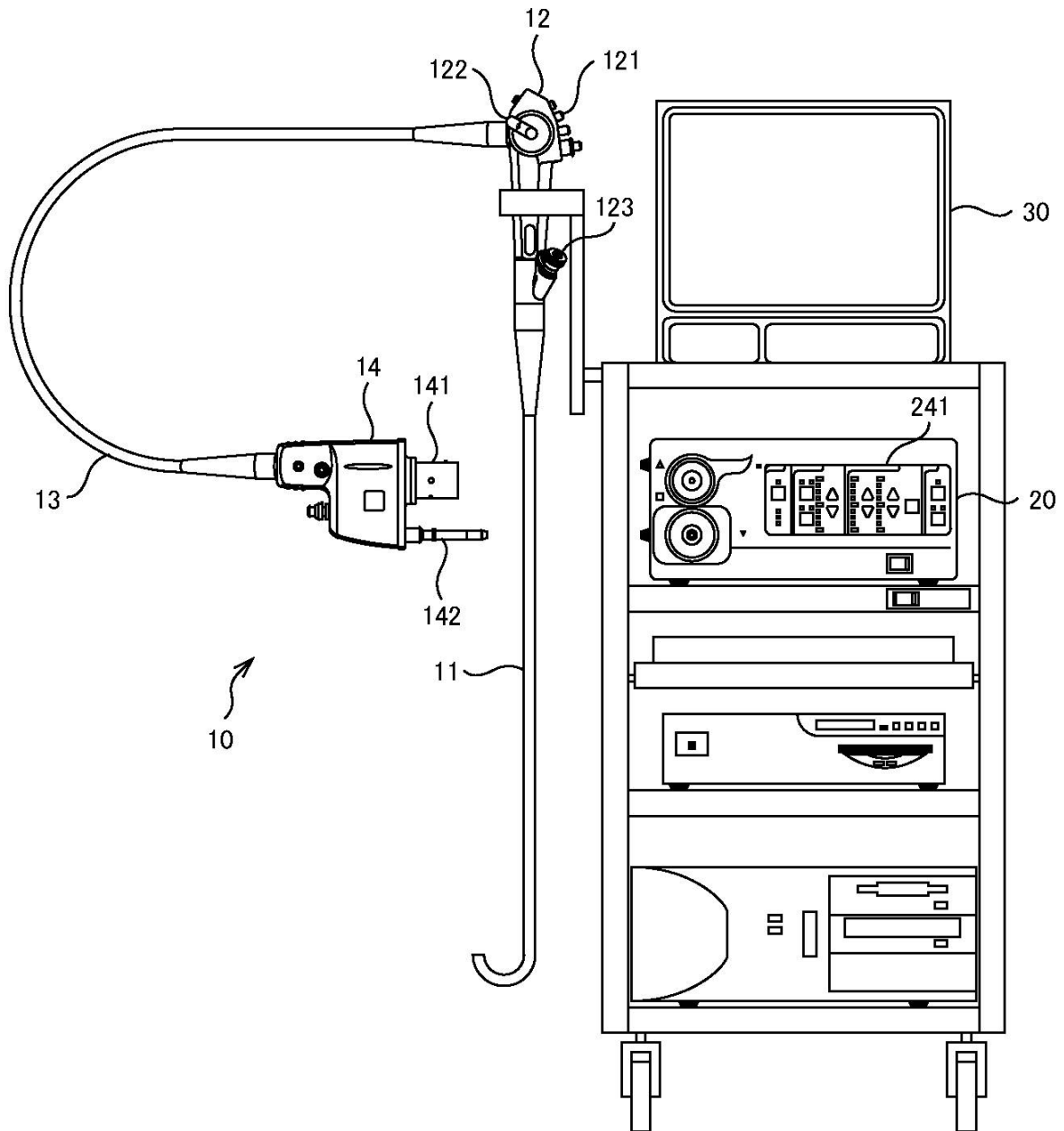
40

50

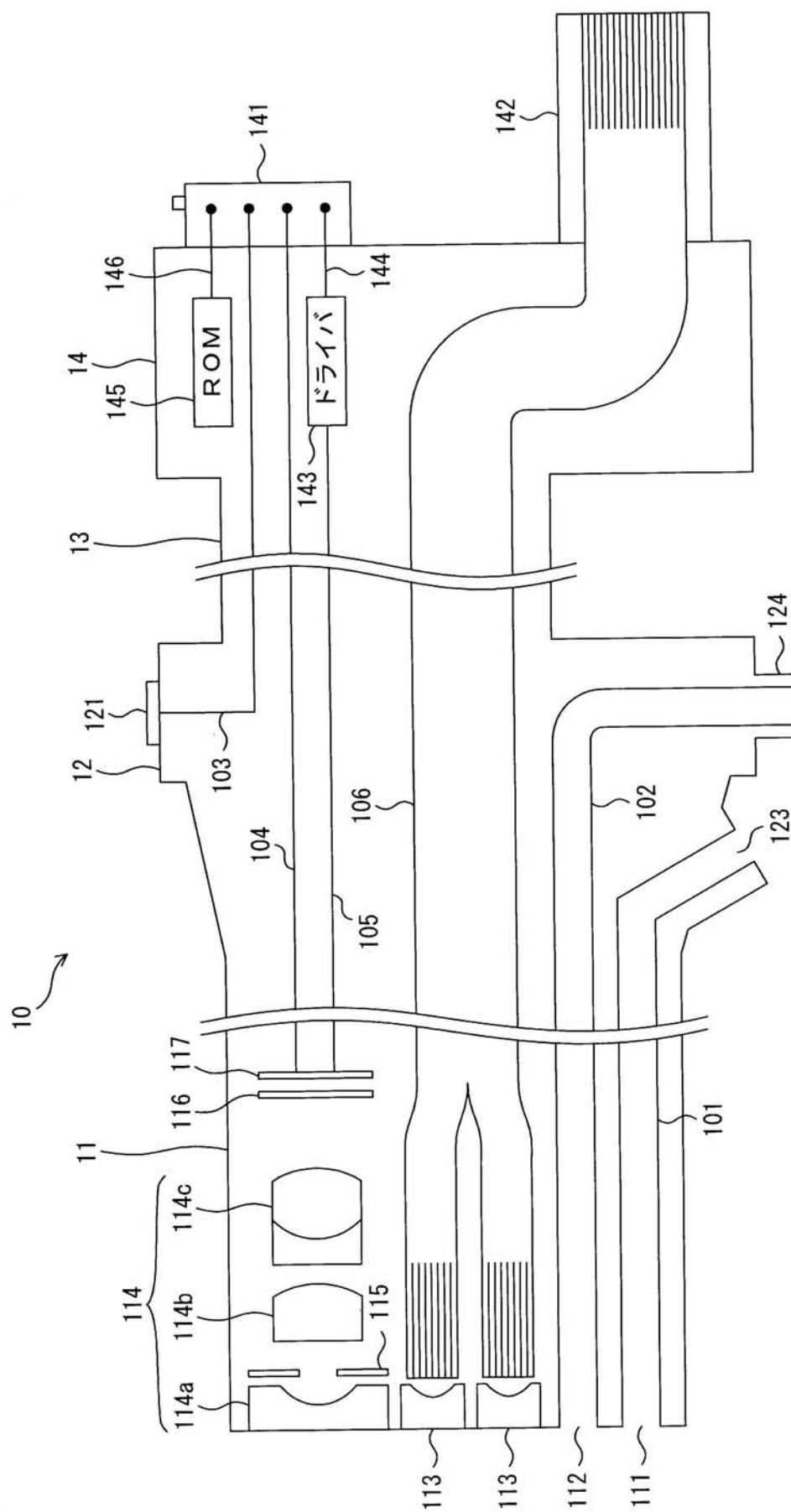
1 1 4	対物光学系	
1 1 4 a	レンズ	
1 1 4 b	レンズ	
1 1 4 c	レンズ	
1 1 5	絞り	
1 1 6	励起光除去フィルタ	
1 1 7	撮像素子	
1 2	操作部	
1 2 1	スイッチボタン	
1 2 2	アングルノブ	10
1 2 3	鉗子口	
1 2 4	ホース継手	
1 3	ケーブル部	
1 4	接続部	
1 4 1	端子	
1 4 2	金属管	
1 4 3	ドライバ	
1 4 4	信号線	
1 4 5	R O M	
1 4 6	信号線	20
2 0	本体装置	
2 1	タイミングコントロールユニット	
2 2	光源ユニット	
2 2 1	白色光源装置	
2 2 1 a	出力制御回路	
2 2 2	絞り機構	
2 2 3	回転遮蔽板	
2 2 3 a	開口	
2 2 4	励起光源装置	
2 2 4 a	出力制御回路	30
2 2 5	ダイクロイックミラー	
2 2 6	集光レンズ	
2 2 7	モータ	
2 2 7 a	駆動回路	
2 2 8	モータ	
2 2 8 a	駆動回路	
2 3	画像処理ユニット	
2 3 1	前段処理回路	
2 3 1 a	メニューボタン	
2 3 2	マトリクス回路	40
2 3 3	第1 R G Bメモリ	
2 3 4	第2 R G Bメモリ	
2 3 5	後段処理回路	
2 3 6	マトリクス回路	
2 3 7	度数分布生成回路	
2 3 8	比較回路	
2 4	システムコントロールユニット	
2 4 1	操作盤	
2 4 1 a	切替ボタン	
2 4 1 b	インジケータランプ	50

3 0 表示装置

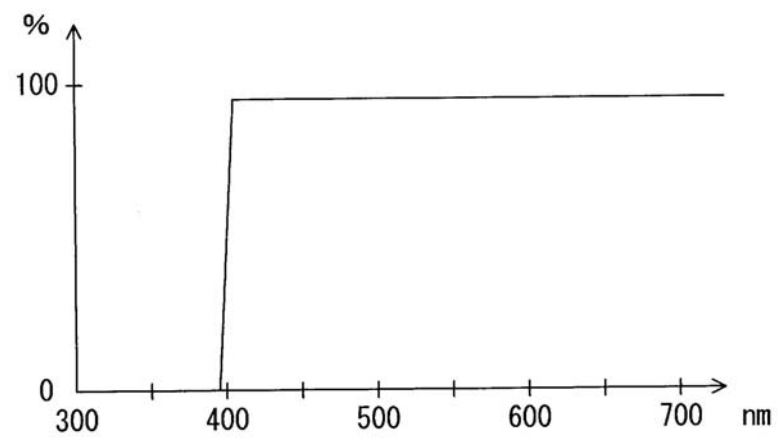
【図 1】



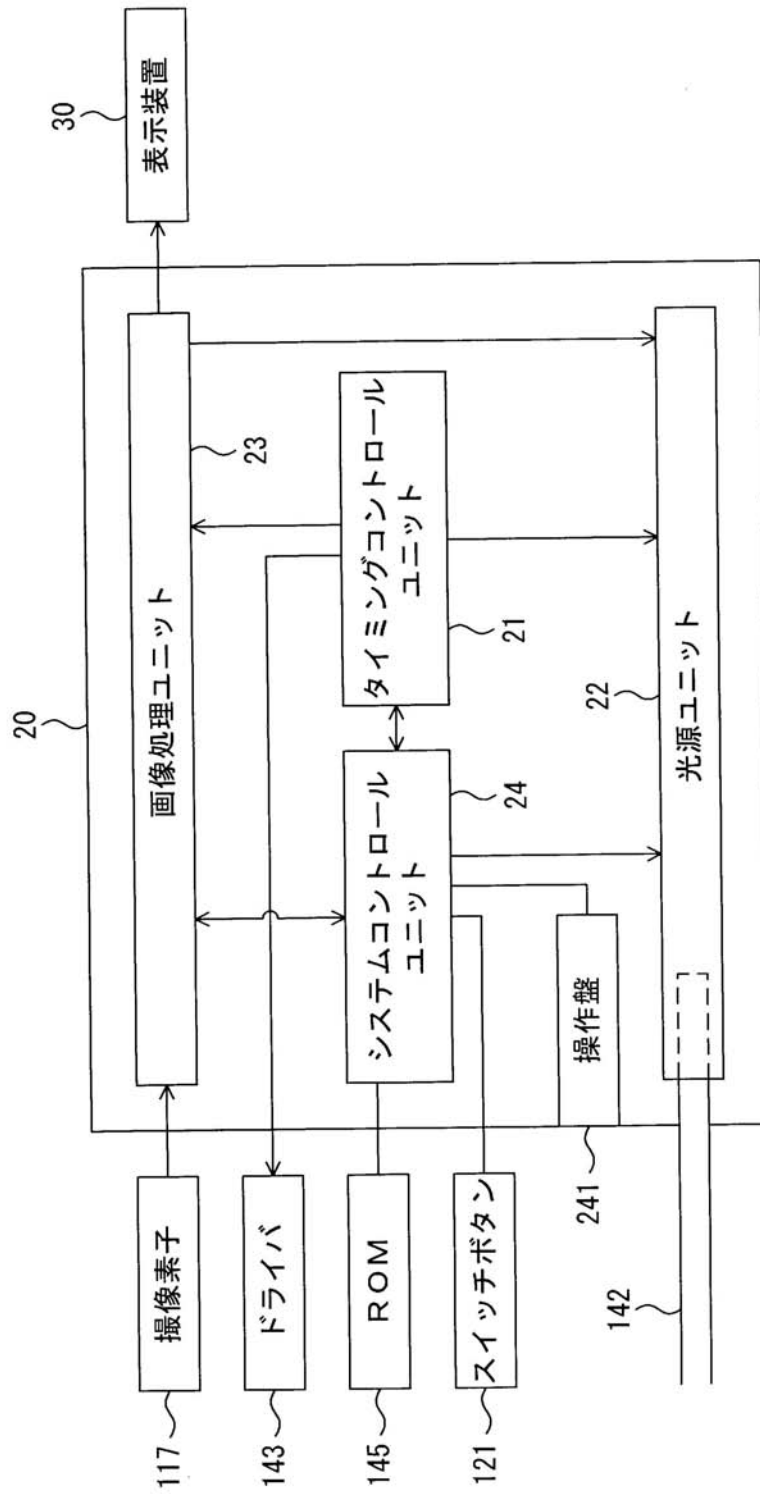
【図 2】



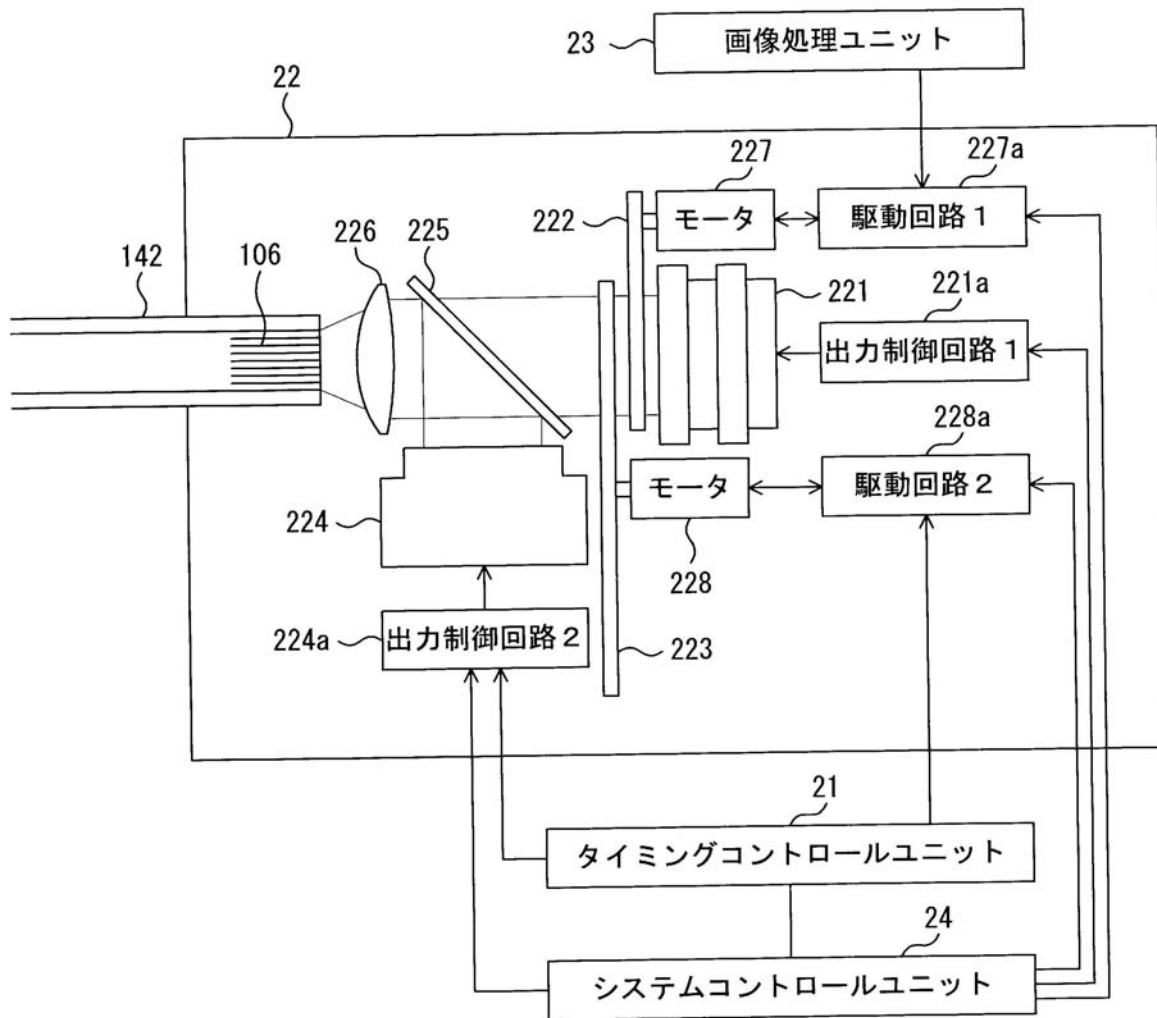
【図 3】



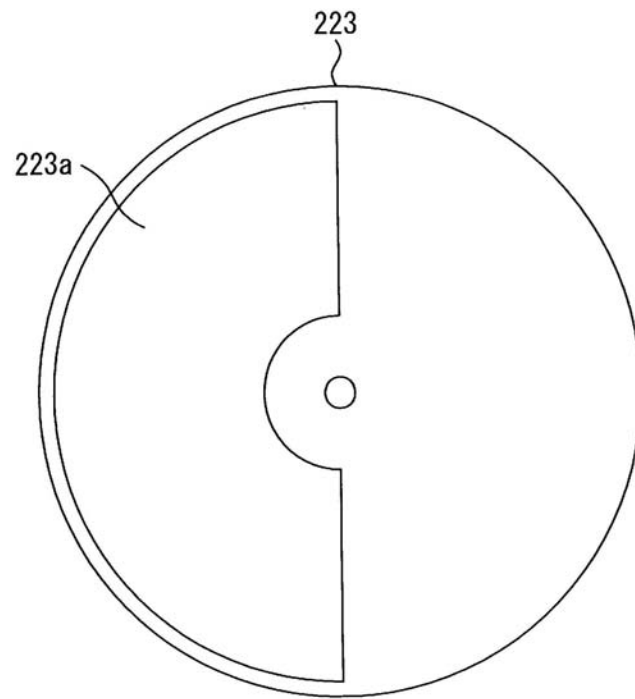
【図 4】



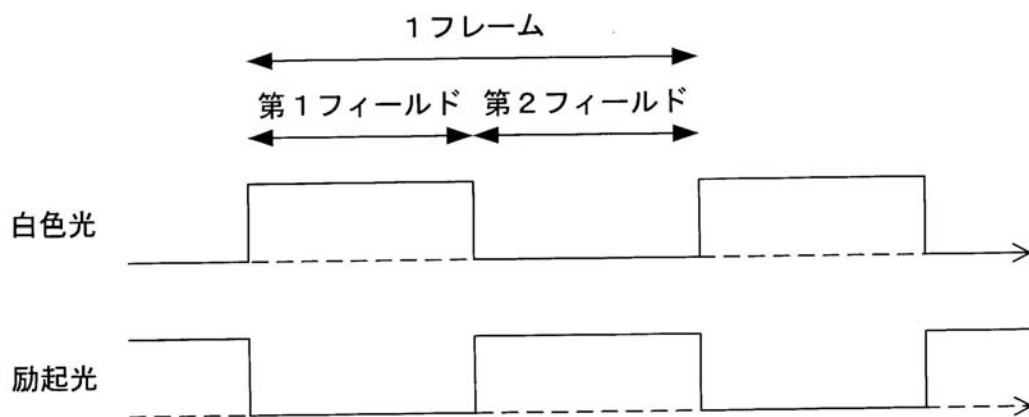
【図 5】



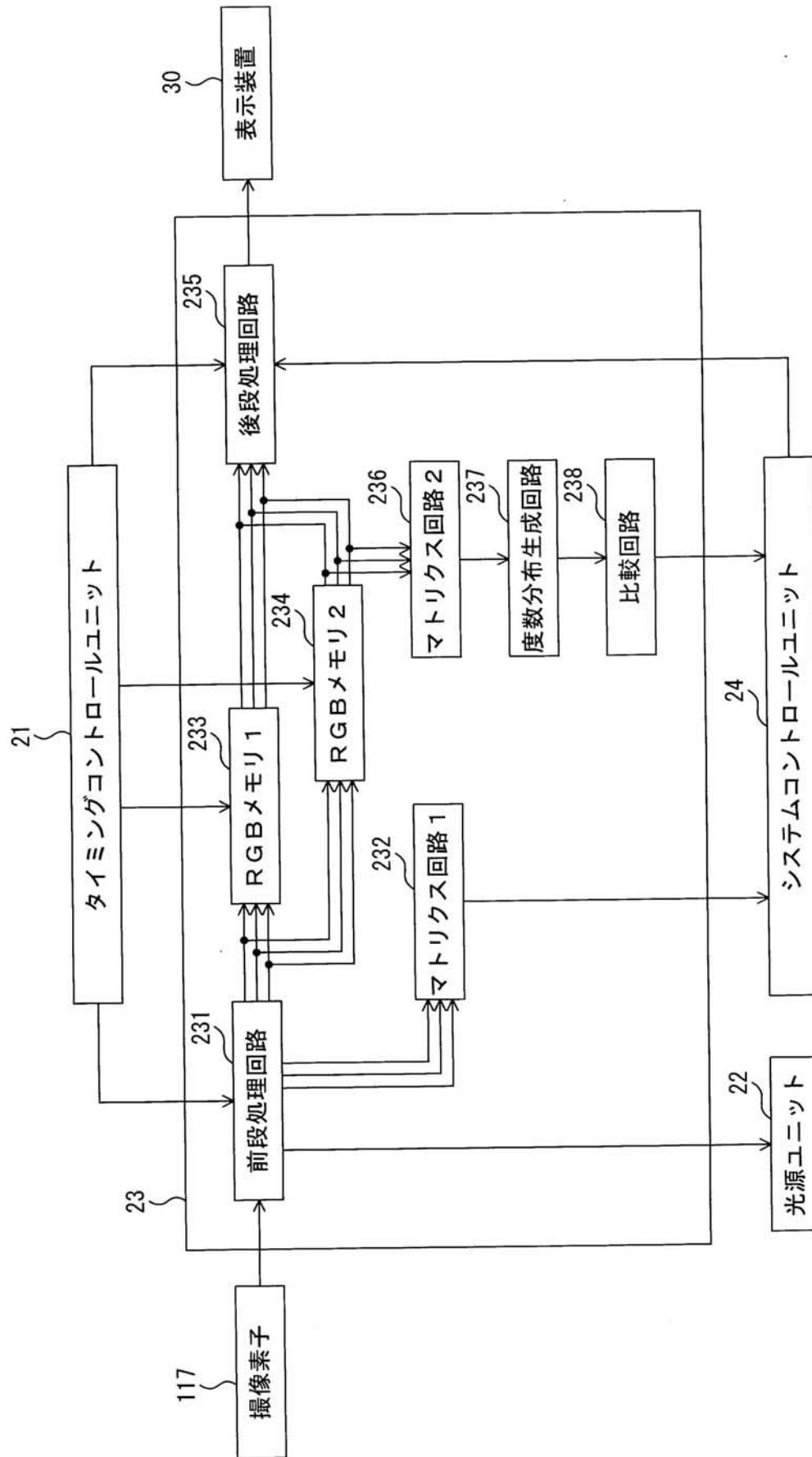
【図 6】



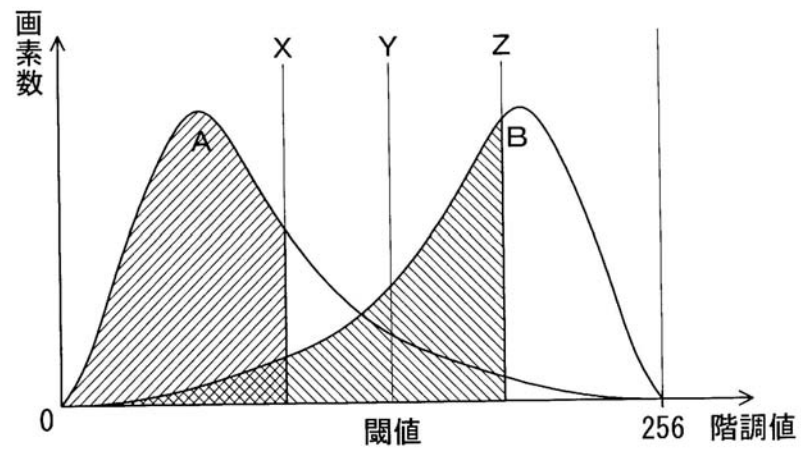
【図 7】



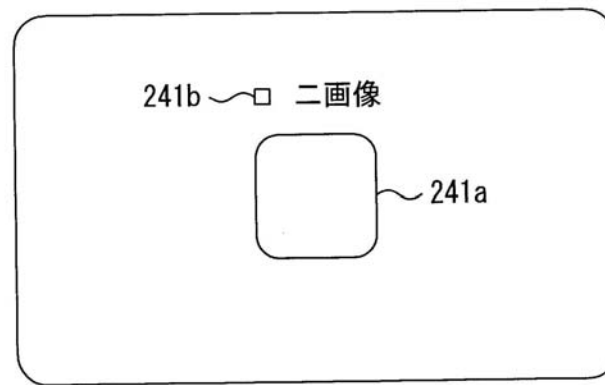
【図 8】



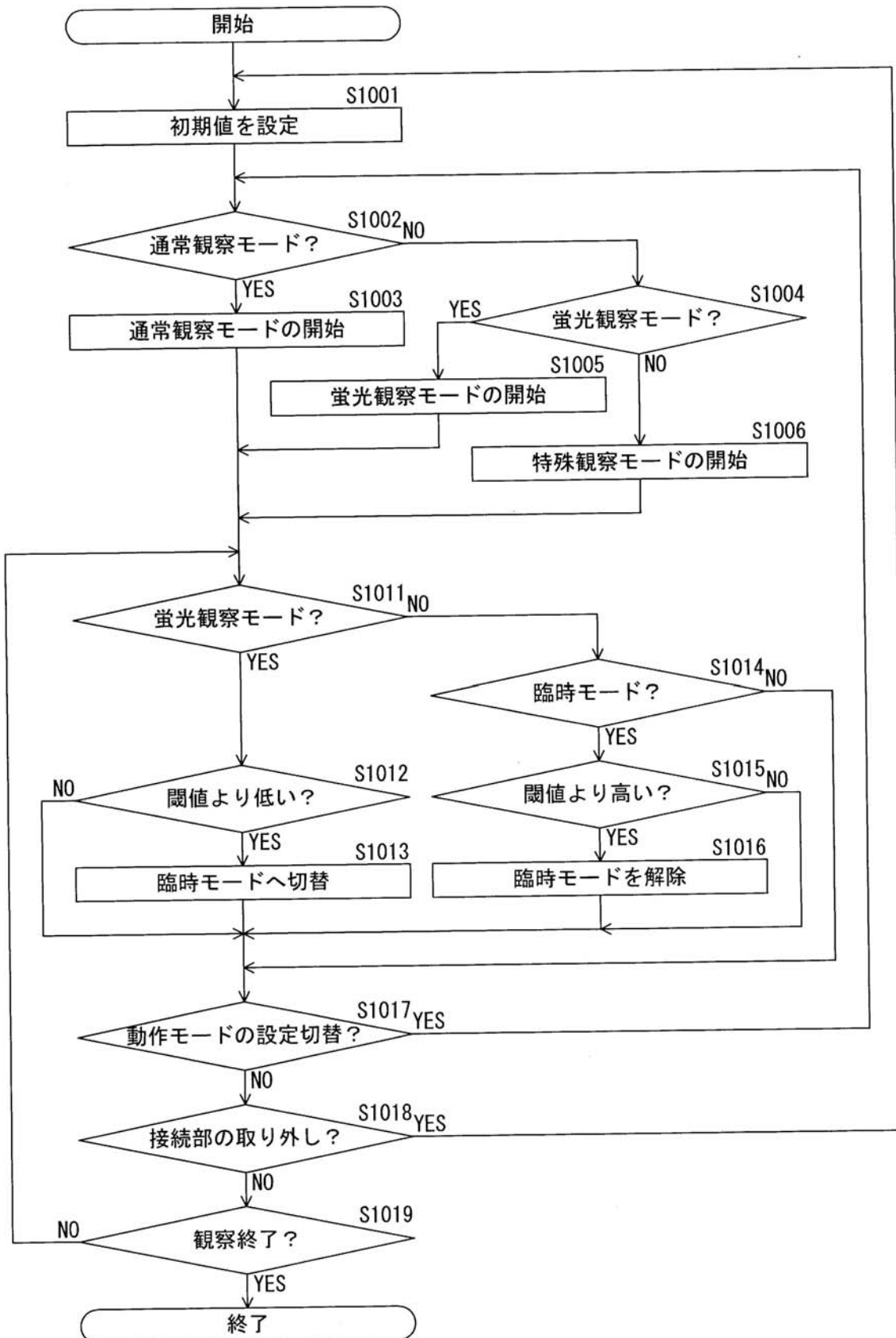
【図 9】



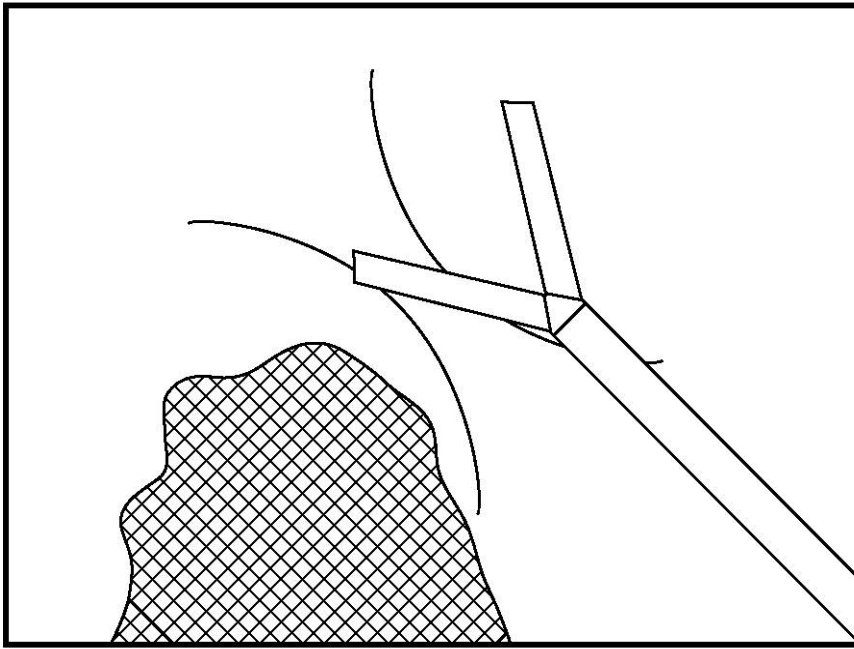
【図 10】



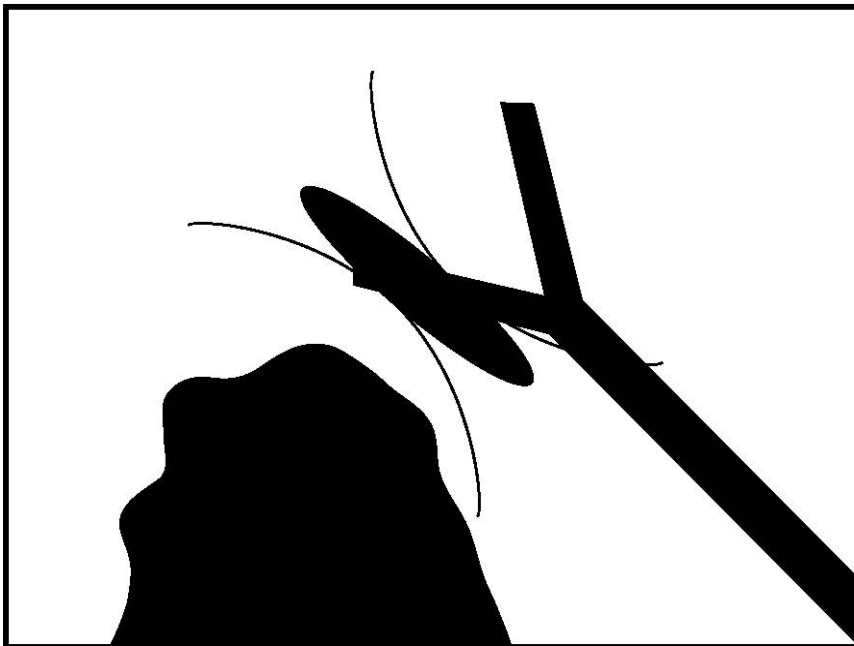
【図 11】



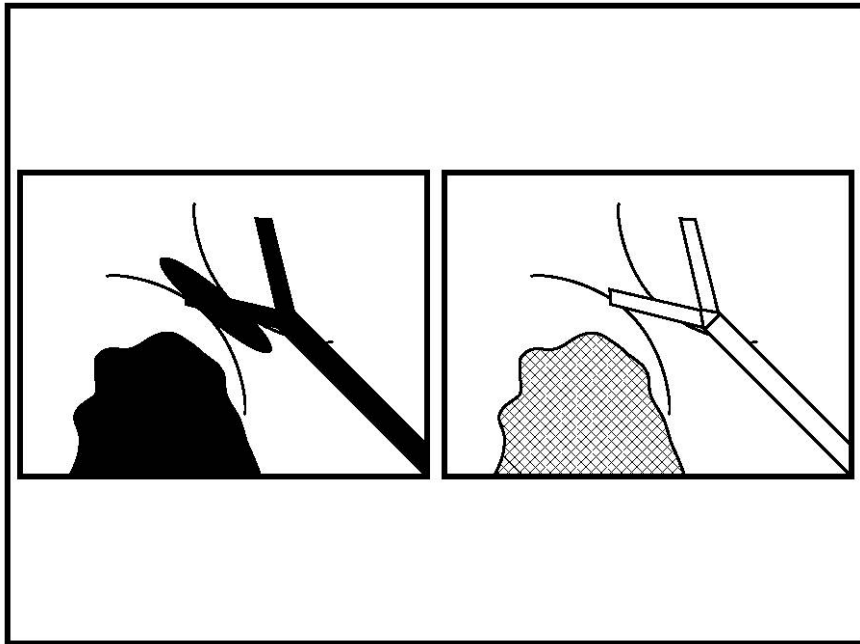
【図 1 2】



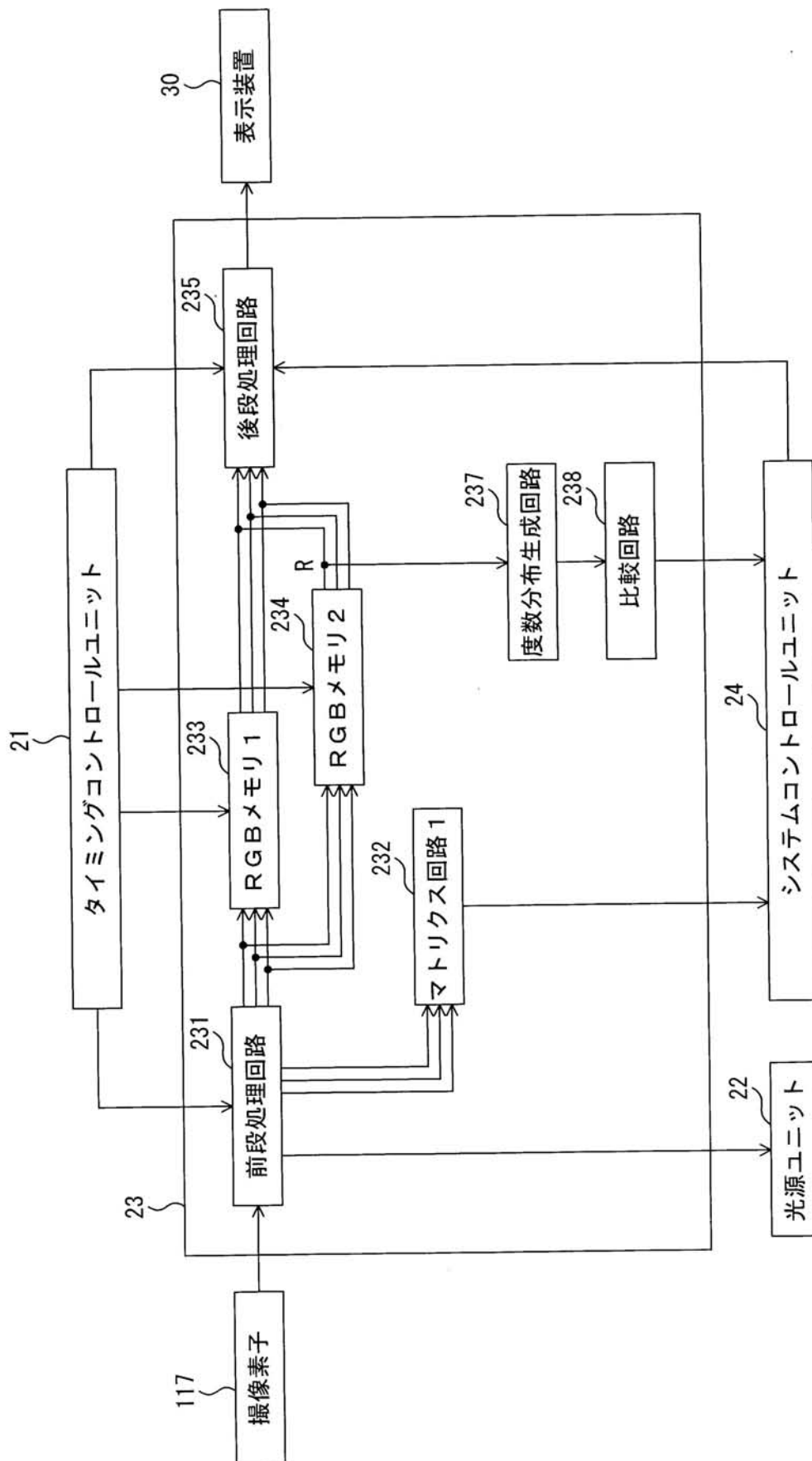
【図 1 3】



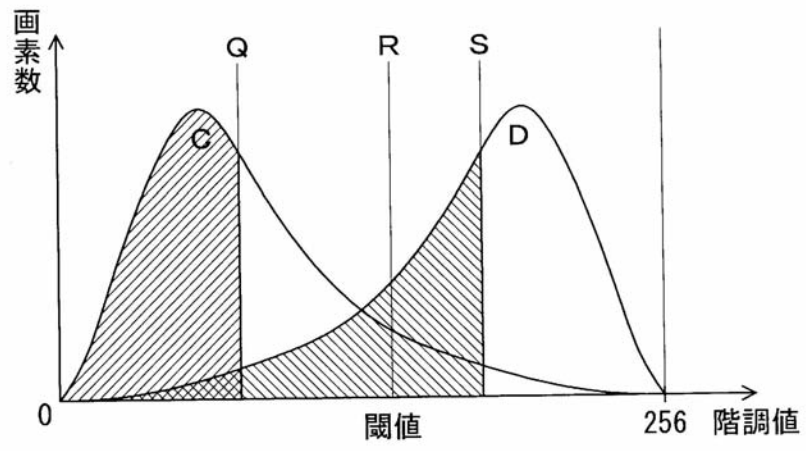
【図 14】



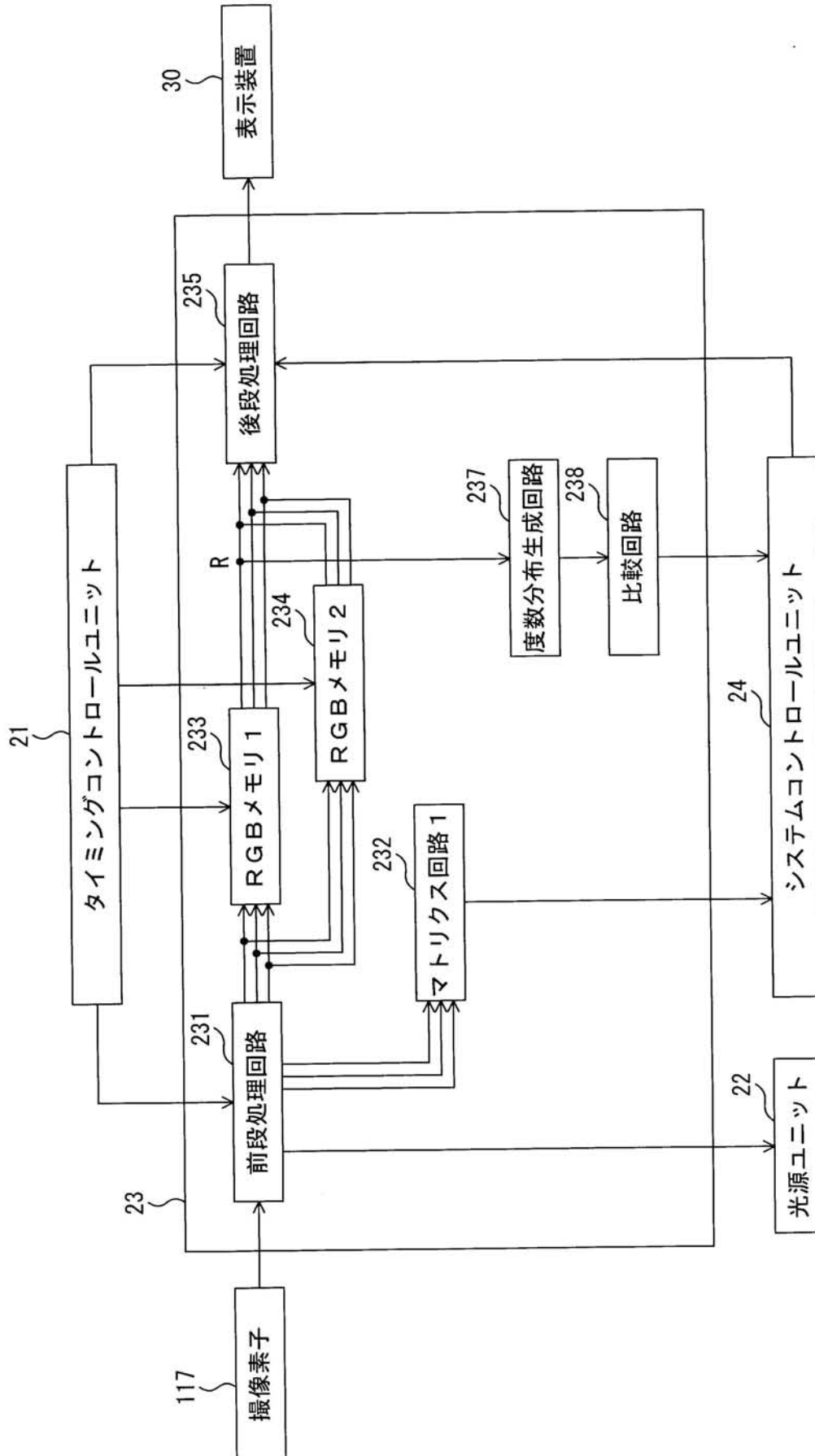
【図15】



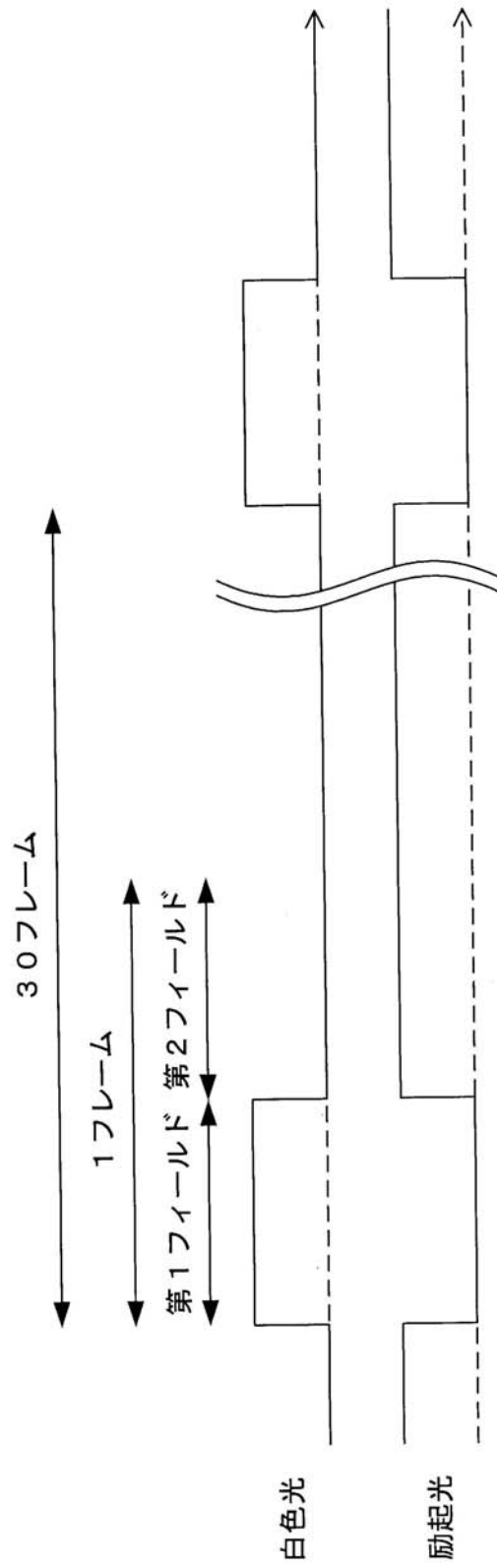
【図 16】



【図 17】



【図18】



フロントページの続き

(72)発明者 松井 豪

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開平6-125911 (JP, A)

特開2003-116784 (JP, A)

特開2002-112949 (JP, A)

特開2003-325434 (JP, A)

特開2003-325433 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/06

A61B 1/00

G01N 21/64

专利名称(译)	电子内窥镜处理器		
公开(公告)号	JP4459771B2	公开(公告)日	2010-04-28
申请号	JP2004286556	申请日	2004-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	福山三文 杉本秀夫 榎本貴之 松井豪		
发明人	福山 三文 杉本 秀夫 榎本 貴之 松井 豪		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G01N21/64		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA04 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/LA03 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR22 4C061/WW10 4C061/WW17 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR22 4C161/WW10 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2006095166A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于电子内窥镜的处理器，其允许操作者在执行参考荧光观察图像的操作时，即使在从操作位置发生出血时也能够安全地继续操作。ZSOLUTION：在荧光观察模式中，从电子内窥镜10的插入部分11的远端发射激发光，并且荧光观察图像显示在显示装置30上。当从底部预定顺序的亮度值时在构成荧光观察图像数据的至少一个颜色成分的亮度值中，在预定阈值以下，容纳在电子内窥镜系统的主体装置20中的系统控制单元24启动紧急模式而不是荧光观察模式。在紧急模式中，系统控制单元24使光源单元22交替地向电子内窥镜10的光导106提供白光和激发光，并使图像处理单元23输出复合图像数据。在显示装置30处同时显示正常观察图像和荧光观察图像的图像

【图1】

