

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5317893号
(P5317893)

(45) 発行日 平成25年10月16日 (2013. 10. 16)

(24) 登録日 平成25年7月19日 (2013. 7. 19)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

G 0 2 B 23/26 B

H 0 4 N 7/18 (2006. 01)

H 0 4 N 7/18 M

H 0 4 N 9/04 (2006. 01)

H 0 4 N 9/04 Z

請求項の数 7 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2009-200371 (P2009-200371)

(22) 出願日 平成21年8月31日 (2009. 8. 31)

(65) 公開番号 特開2011-50470 (P2011-50470A)

(43) 公開日 平成23年3月17日 (2011. 3. 17)

審査請求日 平成24年1月17日 (2012. 1. 17)

(73) 特許権者 306037311

富士フイルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人 100075281

弁理士 小林 和憲

(72) 発明者 尾崎 多可雄

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

(72) 発明者 黒田 修

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

(72) 発明者 仲村 貴行

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数本の光ファイバをバンドル化してなり、内視鏡の挿入部に挿通されるイメージガイドであり、対物光学系で入射端に結像された被観察部位の像を出射端に伝達するイメージガイドと、

イメージガイドの入射端の外周に形成され、該入射端を周期的にシフト動作させる圧電素子と、

シフト動作に同期して前記イメージガイドの出射端からの像を複数回撮像し、一つの合成画像の生成に供するイメージセンサと、

通常照明光、および通常照明光とは波長域の異なる特殊照明光をシフト動作に同期して切り替え可能に照射する照明光発生手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

通常照明光のみ照射、特殊照明光のみ照射、および通常照明光と特殊照明光の交互照射を操作入力に応じて切り替えるよう、前記照明光発生手段の駆動を制御する駆動制御手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

通常照明光の像光によって得られる通常画像の表示、特殊照明光の像光によって得られる特殊画像の表示、および通常画像と特殊画像の同時表示をモニタにさせる表示制御手段を備えることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

10

20

前記圧電素子は、前記イメージガイドの入射端を第一の位置から第二の位置、第二の位置から第三の位置と順に移動させ、最後は第一の位置に戻すことで一回の周期的なシフト動作をさせ、

前記照明光発生手段で通常照明光を照射して通常画像を取得しているときよりも、特殊照明光を照射して特殊画像を取得しているときのシフト位置を増やすことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記照明光発生手段は、第一の波長を中心波長とする第一のレーザ光を出射する第一レーザ光源と、

第一のレーザ光を光入射側に入射して伝送する光ファイバと、

前記光ファイバの光出射側に配置され、第一のレーザ光により励起発光する第一波長変換材と、

第一の波長よりも短波長の第二の波長を中心波長とする第二のレーザ光を出射する第二レーザ光源と、

第二のレーザ光を前記光ファイバの光入射側の光路に導入する光カップリング手段と、

前記光ファイバの光出射側より光路前方に設けられ、第二のレーザ光により第二の波長より長波長の特定の可視波長帯域の光を励起発光する第二波長変換材とを有し、

第一のレーザ光と前記第一波長変換材からの励起発光光とを混合して白色光を得、前記第二波長変換材からの励起発光光より特殊照明光を得ることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照明光発生手段は、通常照明光を発する通常照明光用光源と、

特殊照明光を発する特殊照明光用光源を有することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明光発生手段は、通常照明光、特殊照明光の波長帯成分を含む照明光を発する光源と、

通常照明光を透過する領域、および特殊照明光を透過する領域より構成され、前記光源からの照明光の光路上に回転可能に配置されたフィルタと、

前記フィルタをシフト動作に同期させて回転させる回転駆動手段とを有することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、イメージガイドの入射端をシフトさせるシフト機構を内視鏡に備えた内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡は今や欠くことのできない医療器具の一つである。内視鏡は、いわゆる胃カメラやファイバ스코ープを使用していた黎明期から、現在は CCD 等のイメージセンサを用いた電子内視鏡、あるいは患者に飲み込ませて体内画像を取得するカプセル型内視鏡が開発されるに到り、着実に技術的進歩を遂げている。

【0003】

内視鏡検査の分野では、患者の体内に挿入する挿入部の極細径化が希求されている。実際、現在に到るまで様々な細径化の試みがなされており、例えば膵管、胆管、乳管、気管支末端といった細管部の観察が可能な内視鏡も検討されている。

【0004】

ファイバ스코ープは、極言すれば、体内の被観察部位の像を伝達するイメージガイドと被観察部位に照明光を照射するライトガイドさえあれば体内画像を取得することが可能であるため、構造上極細径化に向いている。しかしながら、イメージガイドを構成する光フ

10

20

30

40

50

ファイバ束のクラッドが像の伝達に寄与しないので、クラッドを投影した網目模様が体内画像に映り込み、体内画像の画質が悪くなるという問題があった。

【0005】

上記問題を踏まえて、特許文献1の第一実施形態のファイバ스코プは、イメージガイドの入射端に配置された、イメージガイドの入射端に結像させるレンズ等の結像系光学部材を圧電素子で振動させることで、体内画像に網目模様が映り込むことを防止している。圧電素子は、イメージガイドの光ファイバまたはCCDの画素の配列ピッチに応じて、結像系光学部材を上下左右方向に所定量振動させている。

【0006】

また、特許文献1の第二実施形態では、イメージガイドを用いずに、挿入部の先端にCCDを配置した例が開示されている。第二実施形態では、CCDの前方に配置された結像系光学部材を第一実施形態と同じく振動させている。そして、この振動の間に、時分割的にCCDの画素で像を受光し、得られたデータをフレームメモリに順次記憶して一フレーム分の画像を得ることで、高解像度化を実現している。

【0007】

結像系光学部材は、画像の明るさを確保するために、イメージガイドよりも径が大きい。特許文献1では、結像系光学部材を圧電素子で振動させている。このため、ただでさえイメージガイドよりも径が大きい結像系光学部材を揺動可能に保持するための枠体や保持機構を取り付けるスペースがさらに必要になり、その分挿入部の径方向寸法が大きくなる。つまり、結像系光学部材を圧電素子で振動させることは、極細径化の妨げとなる。数十 μm ～数mmオーダーの極細径化を目指すためには、枠体や保持機構の取り付けスペースですら憂慮すべき問題となる。

【0008】

特許文献1の第二実施形態は、高解像度化は実現可能となるものの、結像系光学部材に加えてCCDを挿入部先端に配置する構成であるため、極細径化には程遠い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開昭60-053919号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

そこで、本出願人は、イメージガイドの入射端を圧電素子で周期的にシフトさせ、このシフト動作に同期して複数回撮像し、シフト量の情報等を加味しつつ、得られた複数の画像から一つの合成画像を生成することで、極細径化の達成と質の高い体内画像の取得という要請を両方満たした内視鏡システムの開発を検討している。

【0011】

しかしながら、本出願人が検討している内視鏡システムは、照明光として白色光（通常照明光）を用いているため、細管部の表層しか観察することができない。折角極細径化を達成して、今まで観察が困難であった箇所を観察可能としても、表層のみの観察に限られているのでその効果を十分に発揮するには至っていない。

【0012】

本発明は、上記背景を鑑みてなされたものであり、その目的は、内視鏡検査における病変診断の可能性を広げることにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、複数本の光ファイバをバンドル化してなり、内視鏡の挿入部に挿通されるイメージガイドであり、対物光学系で入射端に結像された被観察部位の像を出射端に伝達するイメージガイドと、イメージガイドの入射端の外周に形成され、該入射端を周期的にシフト動作させる圧電素子と、シフト動作に

10

20

30

40

50

同期して前記イメージガイドの出射端からの像を複数回撮像し、一つの合成画像の生成に供するイメージセンサと、通常照明光、および通常照明光とは波長域の異なる特殊照明光をシフト動作に同期して切り替え可能に照射する照明光発生手段とを備えることを特徴とする。

【0014】

通常照明光のみ照射、特殊照明光のみ照射、および通常照明光と特殊照明光の交互照射を操作入力に応じて切り替えるよう、前記照明光発生手段の駆動を制御する駆動制御手段を備えることが好ましい。

【0015】

また、通常照明光の像光によって得られる通常画像の表示、特殊照明光の像光によって得られる特殊画像の表示、および通常画像と特殊画像の同時表示をモニタにさせる表示制御手段を備えることが好ましい。

10

【0016】

前記圧電素子は、前記イメージガイドの入射端を第一の位置から第二の位置、第二の位置から第三の位置と順に移動させ、最後は第一の位置に戻すことで一回の周期的なシフト動作をさせる。前記圧電素子は、前記照明光発生手段で通常照明光を照射して通常画像を取得しているときよりも、特殊照明光を照射して特殊画像を取得しているときのシフト位置を増やす。

【0017】

前記照明光発生手段は、第一の波長を中心波長とする第一のレーザ光を出射する第一レーザ光源と、第一のレーザ光を光入射側に入射して伝送する光ファイバと、前記光ファイバの光出射側に配置され、第一のレーザ光により励起発光する第一波長変換材と、第一の波長よりも短波長の第二の波長を中心波長とする第二のレーザ光を出射する第二レーザ光源と、第二のレーザ光を前記光ファイバの光入射側の光路に導入する光カップリング手段と、前記光ファイバの光出射側より光路前方に設けられ、第二のレーザ光により第二の波長より長波長の特定の可視波長帯域の光を励起発光する第二波長変換材とを有することが好ましい。第一のレーザ光と前記第一波長変換材からの励起発光光とを混合して白色光を得、前記第二波長変換材からの励起発光光より特殊照明光を得る。

20

【0018】

前記照明光発生手段は、通常照明光を発する通常照明光用光源と、特殊照明光を発する特殊照明光用光源を有することが好ましい。

30

【0019】

前記照明光発生手段は、通常照明光、特殊照明光の波長帯成分を含む照明光を発する光源と、通常照明光を透過する領域、および特殊照明光を透過する領域より構成され、前記光源からの照明光の光路上に回転可能に配置されたフィルタと、前記フィルタをシフト動作に同期させて回転させる回転駆動手段とを有することが好ましい。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、白色光等の通常照明光、および通常照明光とは波長域の異なる赤外光等の特殊照明光を、イメージガイドの入射端のシフト動作に同期して切り替え可能に照射するので、細管部の表層以外の病変を診断することが可能となる。従って、内視鏡検査における病変診断の可能性を広げることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】内視鏡先端部の構成を示す平面図である。

【図3】内視鏡先端部周辺の断面図である。

【図4】シフト機構の構成を示す斜視図である。

【図5】イメージガイドの光ファイバ束を示す平面図である。

【図6】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

50

【図 7】コアが伝達する像と C C D の画素の位置関係を示す図である。

【図 8】シフトの仕方の例を示す説明図である。

【図 9】コア一本の移動軌跡を示す説明図である。

【図 10】シフト撮影モードが選択されたときに機能する各部を示すブロック図である。

【図 11】C C D の駆動と圧電素子制御信号、画像合成信号の関係を示すタイミングチャートである。

【図 12】同時観察モードの際の C C D の駆動と圧電素子制御信号、画像合成信号、照明光の関係を示すタイミングチャートである。

【図 13】同時観察モードの際の通常、特殊画像の表示形態の例を示す図である。

【図 14】内視鏡システムの処理手順を示すフローチャートである。

【図 15】光源装置の別の形態を示すブロック図である。

【図 16】光源装置のさらに別の形態を示すブロック図である。

【図 17】フィルタの構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図 1 において、内視鏡システム 2 は、内視鏡 10、プロセッサ装置 11、および光源装置 12 からなる。内視鏡 10 は、例えば膀胱管、胆管、乳管、気管支末端といった細管部を観察する際に用いられる。内視鏡 10 は、患者の体内に挿入される可撓性の挿入部 13 と、挿入部 13 の基端部分に連設された操作部 14 と、プロセッサ装置 11 および光源装置 12 にそれぞれ接続されるプロセッサ用コネクタ 15 および光源用コネクタ 16 と、操作部 14、各コネクタ 15、16 間を繋ぐユニバーサルコード 17 とを有する。

【0023】

挿入部 13 は、例えば厚み 50 μm 、外径 0.9 mm のテフロン（登録商標）等の可撓性材料からなる。操作部 14 には、体内画像を静止画記録するためのリリースボタン 18 といった操作部材が設けられている。また、操作部 14 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口 19 が設けられている。鉗子口 19 は、挿入部 13 内の鉗子チャンネル 46（図 3 参照）を通して、挿入部 13 の先端部 20 に設けられた鉗子出口 26（図 2 参照）に連通している。

【0024】

プロセッサ装置 11 は、光源装置 12 と電氣的に接続され、内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 11 は、ユニバーサルコード 17 や挿入部 13 内に挿通された配線ケーブル 45（図 3 参照）を介して内視鏡 10 に給電を行い、シフト機構 32（図 3 参照）の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 11 は、イメージガイド 31（図 3 参照）で伝達された被観察部位の像を、内蔵の C C D 58R、58G、58B（図 6 参照、以下、まとめて C C D 58 という）で受像し、これにより得られた撮像信号に各種処理を施して画像を生成する。プロセッサ装置 11 で生成された画像は、プロセッサ装置 11 にケーブル接続されたモニタ 21 に体内画像として表示される。

【0025】

先端部 20 は、例えば厚み 25 μm 、外径 0.8 mm のステンレス製パイプを基体とする。図 2 において、先端部 20 の先端面 20a には、上方中央に観察窓 25 が、その直下に鉗子出口 26 が設けられている。また、観察窓 25、鉗子出口 26 以外の隙間を埋めるように、複数のライトガイド 27 の先端がランダムに配置されている。

【0026】

鉗子出口 26 は、例えば外径 0.34 mm、内径 0.3 mm であり、ポリイミド等からなる鉗子チャンネル 46（図 3 参照）に連通している。ライトガイド 27 は、例えば外径 50 μm の光ファイバからなる。ライトガイド 27 は、挿入部 13、ユニバーサルコード 17 に亘って挿通され、その入射端が光源用コネクタ 16 内に位置している。ライトガイド 27 は、入射端に入射した光源装置 12 からの照明光を導光して、先端面 20a から露呈した先端（出射端）から照明光を被観察部位に照射する。

【0027】

10

20

30

40

50

ライトガイド２７は、複数本の光ファイバをバラで挿入部１３内に挿通させ、その後先端部２０に接着剤を流し込むことで先端部２０に固着される。各ライトガイド２７の出射端前方には、ライトガイド２７の出射端が配された部分を覆う照明窓２８が設けられている。照明窓２８と各ライトガイド２７の出射端の間には、波長変換部材２９（図６参照）が配されている。必要に応じて、固着後にライトガイド２７の出射端を表面研磨したり、照明窓２８に蛍光物質を塗り込む等して照明光を拡散させてもよい。

【００２８】

図３に示すように、観察窓２５の奥には、対物光学系３０、イメージガイド３１、およびイメージガイド３１をシフトさせるシフト機構３２が配されている。対物光学系３０は、鏡筒３３に保持され、被観察部位の像をイメージガイド３１の入射端に結像させる。対物光学系３０、鏡筒３３の外径はそれぞれ、例えば０．３５mm、０．４mmである。また、鏡筒３３の軸方向長さは、例えば３．２mmである。

10

【００２９】

イメージガイド３１は、例えば外径０．２mmの光ファイバ束からなる（図５参照）。イメージガイド３１は、挿入部１３、ユニバーサルコード１７内を挿通され、その出射端がプロセッサ用コネクタ１５内に位置している。イメージガイド３１は、対物光学系３０に面した入射端から取り込んだ被観察部位の像を出射端に伝達する。

【００３０】

図４にも示すように、シフト機構３２は、保持筒３４、圧電素子３５、および電極３６で構成される。保持筒３４は、例えば外径０．２６mm、内径０．２mmのステンレス製パイプからなり、イメージガイド３１が内挿固定される。圧電素子３５は、例えば厚み１５μmであり、保持筒３４の外周面を覆う円筒状に成膜されている。電極３６は、例えば厚み５μmであり、圧電素子３５の外周面に成膜されている。

20

【００３１】

シフト機構３２は、先端部２０の基体内に収容されている。シフト機構３２の外周面と先端部２０の基体の内周面との間には、例えば０．１mm程度の空洞３７が形成されている。

【００３２】

シフト機構３２は、イメージガイド３１の入射端とともに揺動する、先端面２０a側の揺動部３８と、イメージガイド３１とともに固定される、挿入部１３側の固定部３９とに分れる。揺動部３８では、シフト機構３２は先端部２０の基体に固着されておらず、イメージガイド３１は、固定部３９を支点として空洞３７内を揺動可能である。固定部３９では、シフト機構３２は接着剤４０で先端部２０の基体の内周面に固着されている。接着剤４０は、イメージガイド３１が剥き出しになるシフト機構３２の終端手前から、挿入部１３の先端途中に掛けて充填されている。揺動部３８、固定部３９の軸方向長さはそれぞれ、例えば４mm、１．９mmであり、固定部３９と挿入部１３の先端途中を含む接着剤４０の充填範囲の軸方向長さは、例えば３．２mmである。

30

【００３３】

電極３６は、周方向に９０°間隔（図２の上下左右方向に対して４５°傾いた位置）に設けられ、軸方向に平行に形成された四本の溝４１によって、上下、左右の二対、計四個に分割されている。揺動部３８では、各電極３６の間隔が溝４１の幅分しか空いておらず、各電極３６が幅広となっている。対して、固定部３９では溝４１が周方向に対称に広がった形の切欠き４２が形成されて、幅狭部４３となっている。幅狭部４３は、圧電素子３５の後端付近まで延在している。溝４１および切欠き４２は、圧電素子３５の外周面全体に電極材料を成膜した後、エッチングによって形成される。

40

【００３４】

幅狭部４３の終端にはパッド４４が形成され、パッド４４には配線ケーブル４５が接続されている。パッド４４は、保持筒３４の終端にも形成されており、これにも配線ケーブル４５が接続されている。すなわち、保持筒３４は、圧電素子３５の共通電極としても機能する。

50

【0035】

配線ケーブル45は、例えば導線径15 μ m、被覆外径20 μ mである。配線ケーブル45は、イメージガイド31の周囲を這うように挿入部13、ユニバーサルコード17内を挿通され、プロセッサ用コネクタ15を介してプロセッサ装置11に接続される。

【0036】

上下、左右で対になった電極36には、共通電極である保持筒34に掛かる電圧を基準として、逆の極性の電圧が供給される。例えば保持筒34の電位が0Vであった場合、上側の電極36には+5V、下側には-5Vといった具合である。こうすることで電極36下の圧電素子35が軸方向に伸縮し、この圧電素子35の伸縮に連れて、固定部39から先の揺動部38が、イメージガイド31の入射端とともに空洞37内を揺動する。電圧を供給する電極36の組み合わせや印加電圧の値を種々変更することで、揺動部38を所定角度で所定量移動させることができる。

10

【0037】

図5において、イメージガイド31は、周知の如く、コア50とクラッド51からなる複数本（例えば6000本）の光ファイバ52を、六角最密状に束ねてバンドル化した構成である。本例では、コア50、クラッド51の径はそれぞれ、3 μ m、6 μ mであり、光ファイバ52の配列ピッチPは6 μ mである。

【0038】

図6において、プロセッサ装置11は、拡大光学系55および三板式CCD56を有する。拡大光学系55は、プロセッサ用コネクタ15から露呈したイメージガイド31の出射端に面する箇所に配置されている。拡大光学系55は、イメージガイド31で伝達された被観察部位の像を、適当な倍率で拡大して三板式CCD56に入射させる。

20

【0039】

三板式CCD56は、拡大光学系55の背後に配置されている。三板式CCD56は、周知の如く、色分解プリズム57と、三台のCCD58とから構成される。色分解プリズム57は、三個のプリズムブロックと、プリズムブロックの接合面に配された二枚のダイクロミックミラーとからなる。色分解プリズム57は、拡大光学系55からの被観察部位の像を赤、青、緑色の波長帯域を有する光に分け、それぞれの光をCCD58に向けて出射する。CCD58は、色分解プリズム57からの各色光の入射光量に応じた撮像信号を出力する。なお、CCDの代わりにCMOSイメージセンサを用いてもよい。

30

【0040】

イメージガイド31のコア50で伝達する像80を、画素81が配列されたCCD58の撮像面に投影した図7において、像80の中心は、画素81の九個分の柵目の中心と略一致する。イメージガイド31の出射端と色分解プリズム57、CCD58は、像80と画素81が図示する位置関係となるように位置決めされている。

【0041】

図6に戻って、CCD58からの撮像信号は、アナログフロントエンド（以下、AFEと略す）59に入力される。AFE59は、相関二重サンプリング回路（以下、CDSと略す）、自動ゲイン制御回路（以下、AGCと略す）、およびアナログ／デジタル変換器（以下、A/Dと略す）から構成されている。CDSは、CCD58から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD58で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGCは、CDSによりノイズ除去が行われた撮像信号を所定のゲイン（増幅率）で増幅する。A/Dは、AGCにより増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/Dでデジタル化された撮像信号は、デジタル信号処理回路（以下、DSPと略す）65のフレームメモリ（図示せず）に一旦格納される。

40

【0042】

CCD駆動回路60は、CCD58の駆動パルス（垂直／水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等）とAFE59用の同期パルスとを発生する。CCD58は、CCD駆動回路60からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像

50

信号を出力する。A F E 5 9 の各部は、C C D 駆動回路 6 0 からの同期パルスに基づいて動作する。なお、図では便宜上、C C D 駆動回路 6 0 と A F E 5 9 は C C D 5 8 G のみに繋がれているが、これらは実際には C C D 5 8 R、5 8 B にも繋がれている。

【0043】

圧電素子駆動回路 6 1 は、配線ケーブル 4 5 を介して電極 3 6 および保持筒 3 4 に繋がれている。圧電素子駆動回路 6 1 は、C P U 6 2 の制御の下、圧電素子 3 5 に電圧を供給する。

【0044】

C P U 6 2 は、プロセッサ装置 1 1 全体の動作を統括的に制御する。C P U 6 2 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。R O M 6 3 には、プロセッサ装置 1 1 の動作を制御するための各種プログラム（O S、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。C P U 6 2 は、R O M 6 3 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリである R A M 6 4 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 6 2 は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、後述する操作部 6 8 や L A N (Local Area Network) 等のネットワークより得て、R A M 6 4 に記憶する。

【0045】

D S P 6 5 は、A F E 5 9 からの撮像信号をフレームメモリから読み出す。D S P 6 5 は、読み出した撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、一フレーム分の画像を生成する。また D S P 6 5 は、後述するシフト撮影モードが選択されたときに、シフトの一周期で得られた複数の画像を合成して一つの高解像度な画像（以下、合成画像という）を出力する画像合成部 6 5 a（図 1 0 参照）を有する。このため D S P 6 5 には、複数のフレームメモリが設けられている。D S P 6 5 で生成された画像（合成画像も含む）は、デジタル画像処理回路（以下、D I P と略す）6 6 のフレームメモリ（図示せず）に入力される。

【0046】

D I P 6 6 は、C P U 6 2 の制御に従って各種画像処理を実行する。D I P 6 6 は、D S P 6 5 で処理された画像をフレームメモリから読み出す。D I P 6 6 は、読み出した画像に対して、電子変倍、あるいは色強調、エッジ強調等の各種画像処理を施す。D I P 6 6 で各種画像処理を施された画像は、表示制御回路 6 7 に入力される。

【0047】

表示制御回路 6 7 は、D I P 6 6 からの処理済みの画像を格納する V R A M を有する。表示制御回路 6 7 は、C P U 6 2 から R O M 6 3 および R A M 6 4 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、体内画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース（G U I ; Graphical User Interface）といったものがある。表示制御回路 6 7 は、D I P 6 6 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 2 1 の表示画面への描画処理といった各種表示制御処理を施す。

【0048】

表示制御回路 6 7 は、V R A M から画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 2 1 の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換する。これにより、モニタ 2 1 に体内画像が表示される。

【0049】

操作部 6 8 は、プロセッサ装置 1 1 の筐体に設けられる操作パネル、内視鏡 1 0 の操作部 1 4 にあるボタン、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。C P U 6 2 は、操作部 6 8 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【0050】

プロセッサ装置 1 1 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式（例えば J P E G 形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、リリースボタン 1 8 の操作に連動して、圧縮された

10

20

30

40

50

画像をCFカード、光磁気ディスク(MO)、CD-R等のリムーバブルメディアに記録するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F等が設けられている。これらはデータバス等を介してCPU62と接続されている。

【0051】

光源装置12は、中心波長445nmの青色レーザ光源(第一レーザ光源)70と、中心波長375nmの近紫外レーザ光源(第二レーザ光源)71と、青色レーザ光源70および近紫外レーザ光源71からのレーザ光をそれぞれ平行光化するコリメータレンズ72、73と、二本のレーザ光を偏光合波する光カップリング手段である偏光ビームスプリッタ74と、偏光ビームスプリッタ74で同一光軸上に合波されたレーザ光を集光する集光レンズ75とを有する。CPU76は、光源ドライバ77、78を経由して青色レーザ光源70と近紫外レーザ光源71の点灯、消灯制御を行う駆動制御手段として機能する。

10

【0052】

青色レーザ光源70からのレーザ光と近紫外レーザ光源71からのレーザ光は、偏光ビームスプリッタ74で合波され、集光レンズ75によりライトガイド27の入射端に入射される。ライトガイド27は、入射されたレーザ光を、内視鏡10の挿入部13の先端側まで伝搬する。

【0053】

一方、ライトガイド27の光出射側には、上述のように、第一波長変換材と第二波長変換材とが一体にされた波長変換部材29が配置されている。波長変換部材29は、複数の蛍光物質を分散配置して一体に形成された一塊のブロックである。波長変換部材29を構成する第一波長変換材は、青色レーザ光源70からのレーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数の蛍光体を有する。これにより、青色レーザ光源70からのレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光つまり通常照明光が生成される。

20

【0054】

波長変換部材29を構成する第二波長変換材は、近紫外レーザ光源71からのレーザ光を吸収して、緑色に励起発光する。この緑色に励起発光する材料としては、例えば、緑色蛍光体であるLiTbW208(小田喜 勉、"白色LED用蛍光体について"、電子情報通信学会技術研究報告ED2005-28、CFM2005-20、SDM2005-28、pp.69-74(2005-05))や、ベータサialon(β -sialon:Eu)青色蛍光体(広崎 尚登、"白色発光ダイオード用窒化物・窒化物蛍光体の温度依存性"、第53回応用物理学関係連合講演会予稿集)等を用いることができる。波長変換部材29は、第一波長変換材と第二波長変換材が有する各蛍光体をランダムに分散配置して一体に形成したものである。なお、各蛍光体をランダムに分散させる以外にも、例えば、第一波長変換材と第二波長変換材とをそれぞれ微小ブロック化し、これら微小ブロック同士を接合した構成にする等、蛍光体材料に応じて適宜な変更が可能である。

30

【0055】

上記構成により、ライトガイド27から出射される各レーザ光は、波長変換部材29に照射される。波長変換部材29は、第一波長変換材によって、青色レーザ光源70からの青色レーザ光の一部を吸収して、この青色レーザ光よりも長波長の光(緑色～黄色の光)を励起発光し、青色レーザ光源70からのレーザ光と合波されて、白色光つまり通常照明光が生成される。そして、波長変換部材29は、第二波長変換材によって、近紫外レーザ光源71からの近紫外レーザ光の一部ないしは全てを吸収して、狭帯域の緑色光、青色光に励起発光し、特殊照明光が生成される。これにより、第一波長変換材が励起発光した緑色～黄色光と青色レーザ光との合波による通常照明光と、第二波長変換材が励起発光した狭帯域の緑色光、青色光による特殊照明光とが光路前方に出射される。

40

【0056】

なお、特殊照明光としては、例えば450、500、550、600、780nm近傍の光を、単独または複数組み合わせたものを用いる。450nm近傍の特殊照明光による

50

撮影は、表層の血管やピットパターン等の被観察部位表面の微細構造の観察に適している。500nm近傍の照明光では、被観察部位の陥凹や隆起等のマクロな凹凸構造を観察することができる。550nm近傍の照明光は、ヘモグロビンによる吸収率が高く、微細血管や発赤の観察に適し、600nm近傍の照明光は、肥厚の観察に適している。深層血管の観察には、インドシアニンググリーン（ICG；Indocyanine green）等の蛍光物質を静脈注射し、780nm近傍の照明光を用いることで明瞭に観察することができる。

【0057】

上記で挙げた特殊照明光の波長域は例示であり、もちろん上記以外の波長域の特殊照明光であっても可である。例えば、ヘモグロビンの吸収波長は550nm近傍の他にも415nm近傍があるので、微細血管や発赤の観察に際して、550nm近傍の照明光の代わり

10

【0058】

内視鏡システム2には、シフト機構32を動作させないで撮影する通常撮影モードと、シフト機構32を使用するシフト撮影モードとが用意されている。シフト撮影モードでは、シフト回数を四回、九回の二種類設定することが可能である。各モードの切り替えおよびシフト回数の設定は、操作部68を操作することにより行われる。

【0059】

シフト撮影モードが選択されてシフト回数が四回に設定（以下、単に四回シフトという）された場合、圧電素子駆動回路61は、シフト機構32の揺動部38を駆動して、イメージガイド31の入射端を図8に示すようにシフト動作させる。まず、揺動部38は、（a）の初期位置から30°左斜め下方向に、光ファイバ52の配列ピッチPの半分、つまり1/2P分イメージガイド31の入射端を揺動させ、（b）に示す一回シフトの位置に移動させる。そして、順次右斜め下方向、右斜め上方向、左斜め上方向に、最初と同じ角度、同じ移動量でシフトさせて、（c）の二回シフト、（d）の三回シフトの位置に移動させ、再び（a）の初期位置（四回シフトの位置）に戻す。揺動部38は、圧電素子駆動回路61によって、各シフト位置でその都度止められる。なお、実線はイメージガイド31の入射端における実際のコア50の位置、破線は一つ前の位置を表す。

20

【0060】

イメージガイド31の入射端におけるコア50は、（a）～（d）、そして再び（a）に戻る一周期のシフト動作を繰り返すことで、（a）の初期位置だけでは画像化されないクラッド51の部分を埋めるような、図9（a）に示す菱形状の移動軌跡を辿る。

30

【0061】

因みにシフト回数が九回に設定（以下、単に九回シフトという）された場合の移動軌跡は、例えば図9（b）に示す如くである。四回シフトの場合と比べて、各方向へのシフト動作が一回多くなる。但し、七回シフトから八回シフトの位置に移るときは、六回シフトから七回シフトの位置に移ったときの左斜め上方向から、左斜め下方向に方向が変えられる。また、八回シフトから初期位置（九回シフトの位置）に移るときは、角度が90°に変えられて上方向に移動される。九回シフトの場合も四回シフトの場合と同様に、初期位置だけでは画像化されないクラッド51の部分を埋めるような移動軌跡となる。そのうえ、隣接する三つのコア50の初期位置と同じ位置（二回、四回、六回シフトの位置）に移動される。

40

【0062】

図10において、シフト撮影モードが選択されると、プロセッサ装置11のCPU62には、同期制御部62a、圧電素子制御部62bが構築され、また、DSP65の画像合成部65aが動作する。画像合成部65aおよび各制御部62a、62bは、シフト情報85に基づいて互いに協働しながら各種処理を行う。

【0063】

シフト情報85は、シフト機構32の揺動部38のシフト動作に関する情報である。シフト情報85は、シフト回数、シフト方向とそのピッチ、図7に示すイメージガイド31のコア50で伝達する像80とCCD58の画素81の位置関係等を含む。シフト回数の

50

情報は操作部 6 8 から与えられる。シフト方向、ピッチ、像 8 0 と画素 8 1 の位置関係といった基本的な情報は例えば ROM 6 3 に記憶されており、ROM 6 3 から画像合成部 6 5 a および各制御部 6 2 a、6 2 b に読み出される。

【0064】

同期制御部 6 2 a は、CCD 駆動回路 6 0 から CCD 5 8 の駆動パルスの情報を受けて、圧電素子制御部 6 2 b に圧電素子制御信号 S a を、画像合成部 6 5 a に画像合成信号 S b をそれぞれ送信する。圧電素子制御部 6 2 b は、圧電素子制御信号 S a に同期してシフト動作が行われるよう、圧電素子駆動回路 6 1 の動作を制御する。同様に、画像合成部 6 5 a は、画像合成信号 S b に同期して画像合成処理を実行し、各回のシフト位置で得られた画像 G 0、G 1、G 2、G 3（四回シフトの場合を例示）の画素を、各シフト位置に

10

【0065】

より詳しくは、四回シフトの場合を例示した図 1 1 において、同期制御部 6 2 a は、CCD 5 8 の電荷蓄積が終了した直後、すなわち CCD 5 8 の画素 8 1 から垂直転送路に一フレーム分の信号電荷が読み出されたとき（CCD 駆動回路 6 0 から CCD 5 8 に読み出しパルスが出力されたとき）に、圧電素子制御信号 S a を発する。また、同期制御部 6 2 a は、三回シフトの位置で得られた画像 G 3 に該当する CCD 5 8 の電荷読出出力が終了したときに、画像合成信号 S b を発する。電荷読出出力とは、読み出しパルスに応じて CCD 5 8 の画素 8 1 から垂直転送路に信号電荷が読み出され、垂直転送、水平転送を経て、一フレーム分の撮像信号が出力されるまでの一連の CCD 動作をいう。

20

【0066】

圧電素子駆動回路 6 1 は、圧電素子制御信号 S a を受けて圧電素子 3 5 に対応の電圧を供給し、揺動部 3 8 を前回のシフト位置から次のシフト位置に移動させる。同期制御部 6 2 a から圧電素子駆動回路 6 1 に圧電素子制御信号 S a が発せられてから、揺動部 3 8 が次のシフト位置に移動するまでの時間は、CCD 5 8 が前回の電荷蓄積を終えてから次の電荷蓄積を開始するまでの時間よりも短い。従って、揺動部 3 8 が圧電素子駆動回路 6 1 により次のシフト位置に移動されて制止された状態で、常に次の電荷蓄積が開始される。

【0067】

画像合成部 6 5 a は、画像合成信号 S b を受けて、各回のシフト位置で得られた画像 G 0～G 3 をフレームメモリから読み出す。画像合成部 6 5 a は、各画像 G 0～G 3 の画素を、各シフト位置に対応させてマッピングし、合成画像 G c を出力する。合成時に各画像 G 0～G 3 や合成画像 G c に対して画素補間を施してもよい。

30

【0068】

合成画像 G c は、画像化されないクラッド 5 1 の部分が画像化され、しかもその部分の画素値が一フレーム内の隣接画素の補間で得た擬似値ではなく、被観察部位の像を反映したものとなる。言い換えれば、通常撮影モードや各回のシフト位置で得られた画像よりも画素数が増え、よりきめ細かい画像となる。この画像の鮮明さは、四回シフトよりもサンプリング数が多い九回シフトのほうが当然より顕著になる。

【0069】

なお、ここで注意すべきは、各画像 G 0～G 3 の実態は、シフト動作で各シフト位置にずらされたそれぞれ異なる像 8 0 であるが、イメージガイド 3 1 の出射端を固定して入射端における像 8 0 のみをシフトさせており、CCD 5 8 の撮像面とイメージガイド 3 1 の出射端の相対的な位置関係は変わらないので、データ上は各シフト位置とも同じ画素 8 1 から出力されていて区別がつかないという点である。例えば、画像 G 0 内のある位置の像 8 0 と画像 G 1 内の同じ位置の像 8 0 とは、それぞれシフト位置が異なる像 8 0 であるが、CCD 5 8 の同じ画素 8 1 で撮像される。他の画像も同様である。このため、画像合成部 6 5 a は、シフト情報 8 5 の像 8 0 と画素 8 1 の位置関係を元に、各画像の画素値が本来どの画素 8 1 に該当するかをマッピングで割り出し、上記の画素補間等を行う。

40

【0070】

50

さらに、内視鏡システム 2 には、通常照明光を照射する通常照明光照射モードと、特殊照明光を照射する特殊照明光照射モードと、同時観察モードとが用意されている。各モードの切り替えは、通常撮影モード、シフト撮影モードの切り替えと同様、操作部 68 を操作することにより行われる。

【0071】

通常照明光照射モードが選択された場合、CPU 76 は、光源ドライバ 77、78 を制御して、青色レーザ光源 70 を点灯、近紫外レーザ光源 71 を消灯させる。ライトガイド 27 から出射される青色レーザ光は、波長変換部材 29 に照射され、波長変換部材 29 の第一波長変換材によって、緑色～黄色の励起発光と青色レーザ光が合波されて、白色光（通常照明光）が生成される。この白色光が被観察部位に照射されるため照明光は通常照明光のみとなる。

10

【0072】

一方、特殊照明光照射モードが選択された場合は、CPU 76 は、光源ドライバ 77、78 の駆動を制御して、青色レーザ光源 70 を消灯、近紫外レーザ光源 71 を点灯させる。ライトガイド 27 から出射される近紫外レーザ光は、波長変換部材 29 に照射され、波長変換部材 29 の第二波長変換材が近紫外レーザ光の一部ないしは全てを吸収して、狭帯域の緑色光、青色光に励起発光する。この狭帯域の緑色光、青色光が被観察部位に照射されるため照明光は特殊照明光のみとなる。

【0073】

同時観察モードが選択された場合は、青色レーザ光源 70 と、近紫外レーザ光源 71 を、シフト動作の周期毎に交互に点消灯させる。被観察部位に照射される照明光は、図 12 に示すように、シフト動作の周期毎に通常照明光と特殊照明光とに順次切り替わる。もしくは、青色レーザ光源 70 は常時点灯、近紫外レーザ光源 71 をシフト動作の周期毎に点灯と消灯を交互に繰り返してもよい。以下、通常照明光による撮影で得られた画像を通常画像、特殊照明光による撮影で得られた画像を特殊画像と呼ぶ。

20

【0074】

言う迄もないが、シフト撮影モードと通常照明光照射モードが選択された場合、画像合成部 65a で生成される合成画像 Gc は通常画像であり、シフト撮影モードと特殊照明光照射モードが選択された場合は、合成画像 Gc は特殊画像である。シフト撮影モードと同時観察モードが選択された場合は、合成画像 Gc はシフト動作の周期毎に通常画像と特殊画像に変わる（図 12 参照）。なお、図示はしていないが、DSP 65（画像合成部 65a）および DIP 66 はそれぞれ、通常画像用と特殊画像用の二種類ある。

30

【0075】

表示制御回路 67 は、通常照明光照射モードでは通常画像のみを、特殊照明光照射モードでは特殊画像のみを、それぞれモニタ 21 に表示させる。同時観察モードでは、表示制御回路 67 は、図 13（A）に例示するように、通常画像と特殊画像をモニタ 21 に並列表示、または（B）に示すように重畳表示させる。

【0076】

次に、上記のように構成された内視鏡システム 2 の作用について説明する。内視鏡 10 で患者の体内を観察する際、術者は、内視鏡 10 と各装置 11、12 とを繋げ、各装置 11、12 の電源をオンする。そして、操作部 68 を操作して、患者に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。

40

【0077】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 13 を体内に挿入し、光源装置 12 からの照明光で体内を照明しながら、CCD 58 による体内画像をモニタ 21 で観察する。

【0078】

CCD 58 から出力された撮像信号は、AFE 59 の各部で各種処理を施された後、DSP 65 に入力される。DSP 65 では、入力された撮像信号に対して各種信号処理が施されて画像が生成される。DSP 65 で生成された画像は、DIP 66 に出力される。

【0079】

50

D I P 6 6では、C P U 6 2の制御の下、D S P 6 5からの画像に各種画像処理が施される。D I P 6 6で処理された画像は、表示制御回路6 7に入力される。表示制御回路6 7では、C P U 6 2からのグラフィックデータに応じて、各種表示制御処理が実行される。これにより、画像がモニタ2 1に体内画像として表示される。

【0080】

図1 4において、シフト撮影モードが選択された場合（S 1 0でy e s）、プロセッサ装置1 1のC P U 6 2に同期制御部6 2 a、圧電素子制御部6 2 bが構築される。そして、シフト情報8 5、およびC C D駆動回路6 0からのC C D 5 8の駆動パルスの情報に基づいて、同期制御部6 2 aから圧電素子制御部6 2 bに圧電素子制御信号S aが、画像合成部6 5 aに画像合成信号S bがそれぞれ送信される。

10

【0081】

圧電素子制御信号S aを受けた圧電素子制御部6 2 bによって、圧電素子駆動回路6 1の動作が制御され、圧電素子駆動回路6 1から圧電素子3 5に相応の電圧が供給される。これにより、設定されたシフト回数に応じて、揺動部3 8が所定角度、所定ピッチ分順次シフトされる（S 1 1）。そして、揺動部3 8が各シフト位置に止まっているときに、C C D 5 8による電荷蓄積が行われ、イメージガイド3 1で伝達された被観察部位の像8 0が各画素8 1で撮像される（S 1 2）。揺動部3 8が初期位置からシフトされて再び初期位置に戻り、一周期のシフト動作が終了するまで、S 1 1、S 1 2の処理が繰り返される（S 1 3でn o）。

【0082】

20

一周期のシフト動作が終了すると（S 1 3でy e s）、画像合成信号S bを受けた画像合成部6 5 aによって画像合成処理が実行され、各回のシフト位置で得られた画像から、一つの合成画像が生成される（S 1 4）。生成された合成画像は、前述のようにD I P 6 6、表示制御回路6 7を経由して、モニタ2 1に表示される（S 1 5）。一方、通常撮影モードが選択された場合は、S 1 2の撮影は行われるが、S 1 1、S 1 4の処理は実行されない。これら一連の処理は、検査終了が指示される（S 1 6でy e s）まで繰り返される。

【0083】

操作部6 8で通常照明光、または特殊照明光照射モードが選択された場合は、光源装置1 2のC P U 7 6を介して光源ドライバ7 7、7 8が制御され、被観察部位には通常照明光、または特殊照明光のみが照射される。これにより、モニタ2 1には、通常画像、または特殊画像のみが表示される。

30

【0084】

操作部6 8で同時観察モードが選択された場合は、光源装置1 2のC P U 7 6を介して光源ドライバ7 7、7 8を制御され、被観察部位に照射される照明光が、シフト動作の周期毎に通常照明光と特殊照明光とに順次切り替えられる。これにより、モニタ2 1には、通常画像と特殊画像とが並列表示、または重畳表示される。

【0085】

以上説明したように、通常照明光とは波長域の異なる特殊照明光を、イメージガイド3 1の入射端のシフト動作に同期して、通常照明光と切り替え可能に照射するので、胆管、乳管、気管支末端といった細管部の表層だけでなく、例えば、表層の血管やピットパターン等の被観察部位表面の微細構造、被観察部位の陥凹や隆起等のマクロな凹凸構造、微細血管や発赤、肥厚、あるいは深層血管も観察することが可能となる。

40

【0086】

通常照明光のみを照射する通常照明光照射モード、特殊照明光のみを照射する特殊照明光照射モード、および通常照明光と特殊照明光を交互照射する同時観察モードの切り替えが可能で、同時観察モードのときには、通常画像と特殊画像をモニタ2 1に同時表示させるので、目的に合った内視鏡検査を行うことができる。

【0087】

特殊照明光照射モード、または同時観察モードを選択して、特殊画像、または通常画像

50

と特殊画像を同時に観察するとき、術者は、通常照明光照射モードで通常画像のみを観察するときよりも、通常画像では視認しにくい病変を確認するため、先端面20aを被観察部位に近付ける等して、被観察部位を相対的に拡大する傾向がある。そこで、特殊画像をより高精細な画質で取得するため、通常照明光照射モードでは四回シフトとし、特殊照明光照射モードおよび同時観察モードでは、九回シフトに自動的に切り替えてもよい。もしくは、同時観察モードで通常画像を取得するときには四回シフト、特殊画像のときには九回シフトとしてもよい。なお、シフトの回数には四回、九回の制限はなく、通常画像を取得する際よりも特殊画像を取得する際のシフト回数（シフト位置）が多ければよい。

【0088】

モニタ21における通常画像および特殊画像の表示形態は、図13に例示する通常画像と特殊画像との並列表示、重畳表示に限定されない。例えば、通常画像内に特殊画像の縮小画像を重畳して、いわゆる入れ子画像（ピクチャーインピクチャー、PinP）としてもよい。さらには、モニタを複数台用意して、一台目は通常画像の表示用、二台目は特殊画像の表示用というように、マルチモニタ形式を採用してもよい。

【0089】

また、通常照明光と特殊照明光とを発生する光源装置についても、上記実施形態に限定されない。例えば、駆動電流に応じて照明光の発振波長を変更可能なLEDやLDを用いても可である。光源が一つで済むので、部品コスト、設置スペースの削減に寄与することができる。

【0090】

また、図15に示す光源装置100を用いてもよい。光源装置100は、通常照明光用光源（以下、通常光源と略す）101と、特殊照明光用光源（以下、特殊光源と略す）102の二つの光源を有する。通常光源101は、赤から青までのブロードな波長の光（例えば、480nm以上750nm以下の波長帯の光、つまり通常照明光）を発生するキセノンランプや白色LED（発光ダイオード）等である。一方、特殊光源102は、通常光源101とは逆に特定の狭い波長帯域の光、つまり特殊照明光を発生させるものであり、例えば、青色LED、またはLD（レーザーダイオード）である。特殊光源102は、450、500、550、600、780nm近傍の特殊照明光を、単独または複数組み合わせさせて発するものである。

【0091】

各光源101、102は、光源ドライバ77、78によって駆動される。絞り機構103、104は、各光源101、102の光射出側に配置され、集光レンズ105、106に入射される光量を増減させる。集光レンズ105、106は、絞り機構103、104を通過した光を集光して、ライトガイド27の入射端に導光する。

【0092】

CPU76は、プロセッサ装置11のCPU62と通信し、光源ドライバ77、78および絞り機構103、104の動作制御を行う。ライトガイド27の出射端に導かれた照明光は、照明窓28を介して体内の被観察部位に照射される。なお、この場合、ライトガイド27と照明窓28との間に波長変換部材29は配されていない。

【0093】

各光源101、102の光射出側に配された二本のライトガイド27a、27bは、周知の光ファイバの合波技術を用いて、光源装置12内で合流して一本のライトガイド27となる。なお、ライトガイド27を27a、27bの二股に分けるのではなく、各光源101、102用に二本のライトガイドを設けてもよい。この構成によっても、上記実施形態と同様に、通常光源101のみを点灯させる通常照明光照射モード、特殊光源102のみを点灯させる特殊照明光照射モード、各光源101、102をシフト動作の周期毎に点灯させる同時観察モードを実行することが可能である。

【0094】

さらに、図16に示す光源装置110を用いてもよい。光源装置110は、基本的な構成は上記した各光源装置と同様であるが、通常照明光用フィルタ部と特殊照明光用フィル

10

20

30

40

50

タ部が一体化した円盤状のフィルタ111と、フィルタ111の回転軸111aに接続されたモータ112と、モータ112の駆動を制御するモータドライバ113と、フィルタ111の回転位置を検出する位置センサ114とを有している。また、光源115として白色光を発するハロゲンランプを用いている。

【0095】

図17において、フィルタ111は、通常照明光透過領域120および特殊照明光透過領域121を有する。これら各領域120、121は、各々が同じ中心角 α （例えば30°）を有する扇形で同数（例えば六個ずつ）あり、フィルタ111の周方向に沿って交互に配されている。

【0096】

通常照明光透過領域120は、光源115からの白色光の波長帯成分、つまり通常照明光を透過する。特殊照明光透過領域121は、光源115からの白色光のうち、狭い波長帯成分（例えば450nm、550nm、780nm近傍）の光、つまり特殊照明光を透過する。特殊照明光透過領域121を透過する特殊照明光は、三板式CCD56の各CCD58の各画素81が感応する波長帯よりも狭い半値幅である。

【0097】

通常照明光照射モードまたは特殊照明光照射モードが選択された場合、フィルタ111は、モータ112によって通常照明光透過領域120または特殊照明光透過領域121が光源115の前面に対面する位置に停止される。

【0098】

同時観察モードが選択された場合、フィルタ111は、位置センサ114の検出結果に基づいたモータドライバ113の制御の下、モータ112によって各領域120、121を合せた個数分の周期（本例では12周期）のシフト動作に対して一回転される。このため、シフト動作の周期毎に、各領域120、121が光源115の前面を順に横切り、通常照明光と特殊照明光が交互に被観察部位に照射される。モータ112は、四回シフトと九回シフトの切り替えに対応するため、四回シフトでは九回シフトよりもフィルタ111の回転速度（単位時間当たりの回転数）を2.25倍速める。この構成によっても、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0099】

シフト機構の構成は、円柱状に限らない。例えば四角柱状でもよい。この場合はイメージガイドを四角筒状の保持筒に内挿固定し、保持筒の四辺にそれぞれ電極を形成する。そして、上下左右に保持筒毎イメージガイドをシフト動作させる。例えば、初期位置から90°左方向に $\sqrt{3}/4$ P分シフトさせ、一回シフトの位置に移動させる。そして、初期位置に戻してから90°下方向に $1/4$ P分シフトさせ、二回シフトの位置に移動させる。二回シフトの位置から再度初期位置に戻した後、順次右方向、上方向にシフトさせ、再び初期位置に戻す。こうすることで、コア50は十字状の移動軌跡を辿る。

【0100】

圧電素子にはヒステリシス特性があり、無秩序に駆動させるとシフト位置がずれるため、移動軌跡は毎回同じとし、常に同じ移動経路でシフト機構をシフトさせる。つまり、シフト機構をシフトさせる際の圧電素子の駆動順序を毎回同じにする。また、上下、左右で対になった電極に電圧を供給する順序も同じにする。シフト量の校正をする場合も同様である。

【0101】

イメージガイドは揺動部が根元から撓ることでシフトをするので、各シフト位置にすぐには停止せず、しばらく振動してから止まる可能性がある。このため、シフト機構の停止後、シフト方向とは逆方向に瞬間的に揺動部が振れるように、圧電素子駆動回路で圧電素子を駆動する等の制振対策を講じることが好ましい。具体的には、反力をシミュレーションや実測で求めて、これを打ち消すための圧電素子の駆動電圧をROMに記憶させておき、圧電素子制御部がその駆動電圧の情報をROMから読み出して圧電素子駆動回路に与える。あるいは、空洞に絶縁性の粘性流体を封入してダンピング効果を利用し、制振対策を

10

20

30

40

50

講じてもよい。

【0102】

なお、揺動部が次のシフト位置に移動するまでの時間が、CCDが前回の電荷蓄積を終えてから次の電荷蓄積を開始するまでの時間よりも短いと説明しているが、揺動部の長さ、材質、あるいはシフト量、さらには圧電素子自体の性能等が要因で、前者の時間が後者の時間よりも長くなることもあり得る。前述のようにイメージガイドの慣性質量が比較的重いことから、前者の時間が後者の時間よりも長くなる可能性が高い。

【0103】

こうした場合には、揺動部がシフト位置に移動している間は、プロセッサ装置のCPUの制御の下、CCD駆動回路からCCDに電子シャッタパルスを供給して電荷蓄積を開始する時間を遅らせ、揺動部がシフト位置に停止してから電荷蓄積を開始する。あるいは、揺動部がシフト位置に移動している間は光源を消灯し、揺動部がシフト位置に停止したら光源を点灯する。

10

【0104】

揺動部が次のシフト位置に移動するまでの時間を基準にしてCCDを駆動しようとする、前者の時間が後者の時間よりも長くなる場合はフレームレートを落とさなければならないが、電子シャッタパルスで電荷を掃き出すか、光源を点消灯させる上記いずれかの方法を採用すれば、フレームレートは現行を維持しつつブレのない画像を得ることができる。

【0105】

20

なお、シフト撮影モードが選択されたときのみ画像合成部で画像合成処理をしているが、通常撮影モード時にも画像合成処理をしてもよい。クラッドの位置に対応する被観察部位の像を反映した画像は得られないが、クラッドの影は埋めることができる。

【0106】

また、シフトの一周期毎に画像合成部で画像合成処理を行い、一つの合成画像を出力しているが、この方法であると通常撮影モードに比べてフレームレートが落ちる。このフレームレート低下の対策としては、四回シフトの場合は通常撮影モードの四倍といったように、シフト撮影モードが選択されたときにフレームレートを上げることが考えられる。

【0107】

具体的には、CPU62のシステムクロックのクロック信号の周期を変化させることで、CCD駆動回路60の駆動信号の周期を変化させる。あるいは、システムクロックのクロック信号は変化させずに、CCD駆動回路60に分周器を設け、この分周器でシステムクロックのクロック信号を分周することで変化させてもよい。同時観察モードでは、通常、特殊画像をシフト動作の周期毎に生成するため、これらの画像の同時性を保つという観点からも、フレームレートの低下を防止することは効果がある。

30

【0108】

あるいは、例えば四回シフトの場合に、同じシフト周期の画像G0～G3で合成画像Gcを生成した後、その画像G1～G3と次のシフト周期の画像G0から合成画像Gcを生成するというように、画像の組み合わせを一画像ずつずらして、G0～G3の画像のうちの一番古い画像を新しく得られた画像に順次置き換えながら合成画像Gcを生成してもよい。こうすれば、クロック信号の周期を変化させたりする制御の面倒が省け、しかもフレームレートの低下を防ぐことができる。

40

【0109】

三板式CCD、モード切り替えとシフト回数の設定をする操作部、および画像合成部と同期制御部と圧電素子制御部の機能を実現するハードウェアを、プロセッサ装置とは別の筐体に搭載してもよいし、内視鏡に搭載してもよい。

【0110】

なお、イメージセンサとしては、単板式を用いてもよい。また、上記実施形態では、イメージガイドと配線ケーブルのプロセッサ装置への接続を同じコネクタで果たしているが、イメージガイドと配線ケーブルを別のコネクタに実装してもよい。

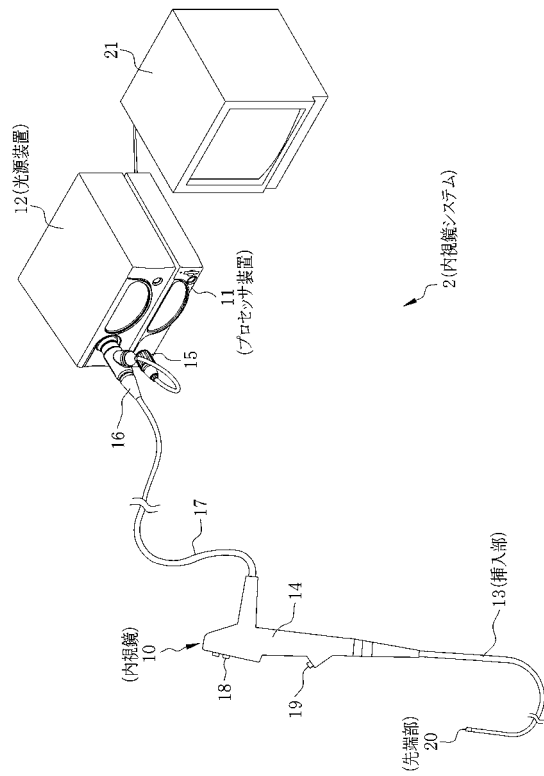
50

【符号の説明】

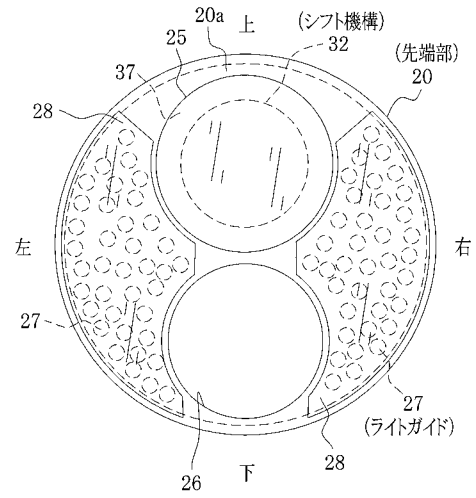
【0111】

2	内視鏡システム	
10	内視鏡	
11	プロセッサ装置	
12、100、110	光源装置	
27	ライトガイド	
29	波長変換部材	
31	イメージガイド	
32	シフト機構	10
56	三板式CCD	
58R、58G、58B	CCD	
60	CCD駆動回路	
61	圧電素子駆動回路	
62	CPU	
62a	同期制御部	
62b	圧電素子制御部	
65	デジタル信号処理回路(DSP)	
65a	画像合成部	
70	青色レーザ光源	20
71	近紫外レーザ光源	
74	偏光ビームスプリッタ	
76	CPU	
80	像	
81	画素	
85	シフト情報	
101	通常照明光用光源(通常光源)	
102	特殊照明光用光源(特殊光源)	
111	フィルタ	
112	モータ	30
115	光源	
120	通常照明光透過領域	
121	特殊照明光透過領域	

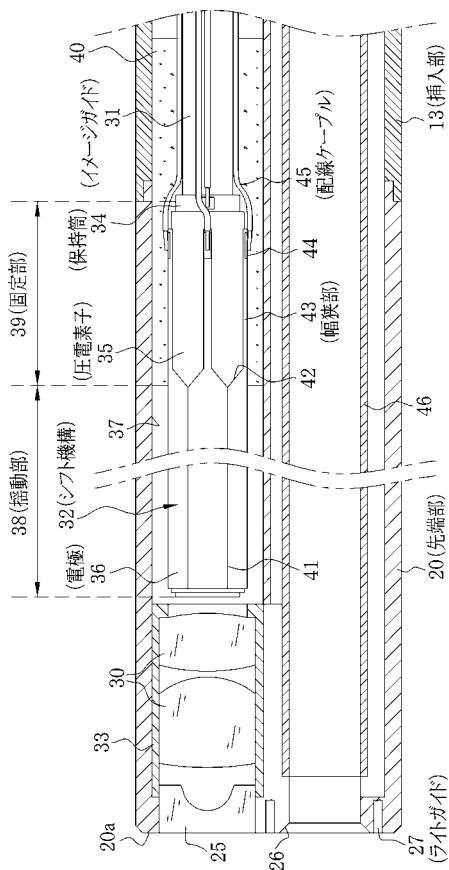
【図 1】



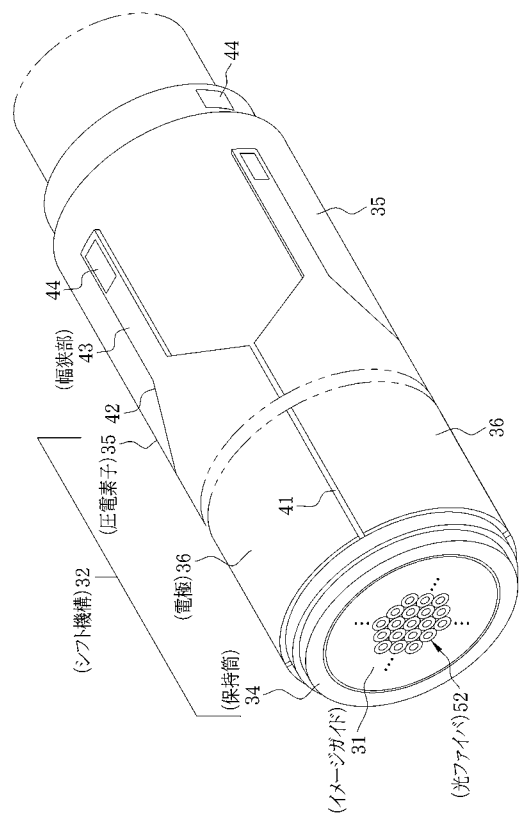
【図 2】



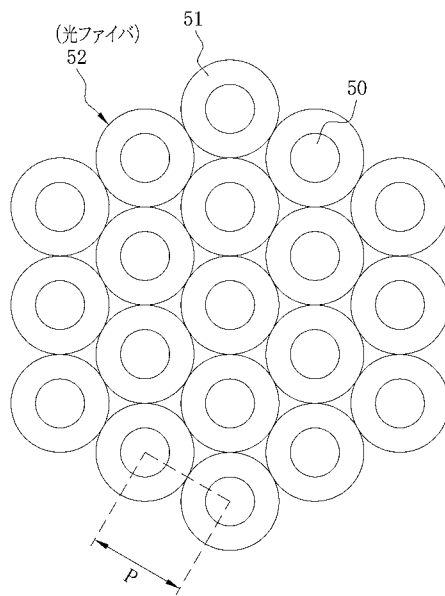
【図 3】



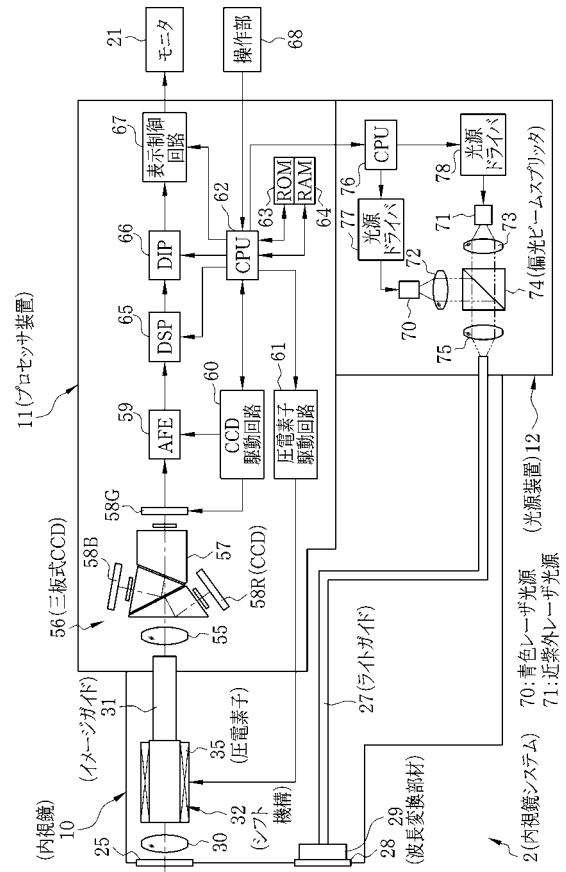
【図 4】



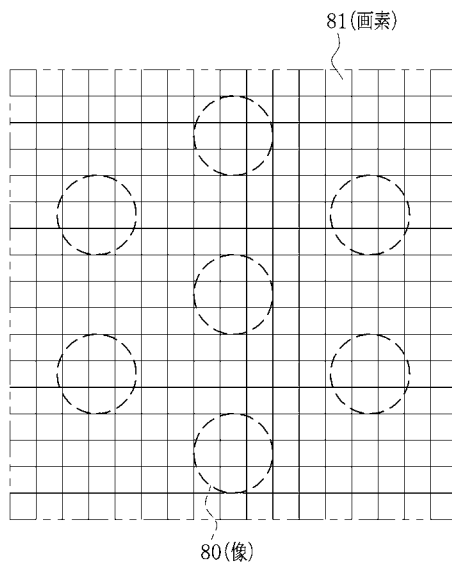
【図 5】



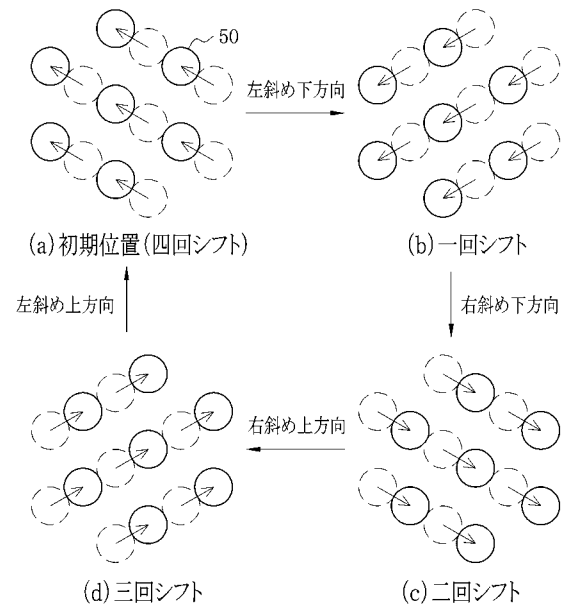
【図 6】



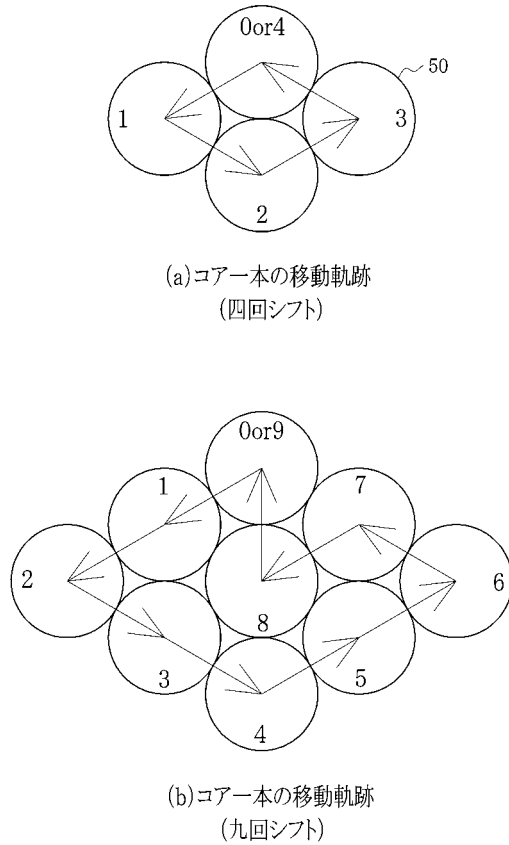
【図 7】



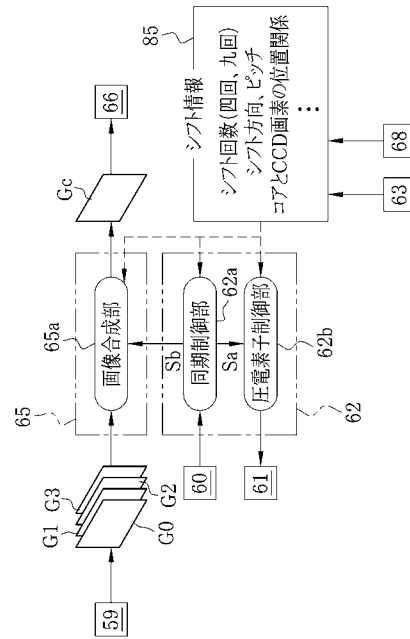
【図 8】



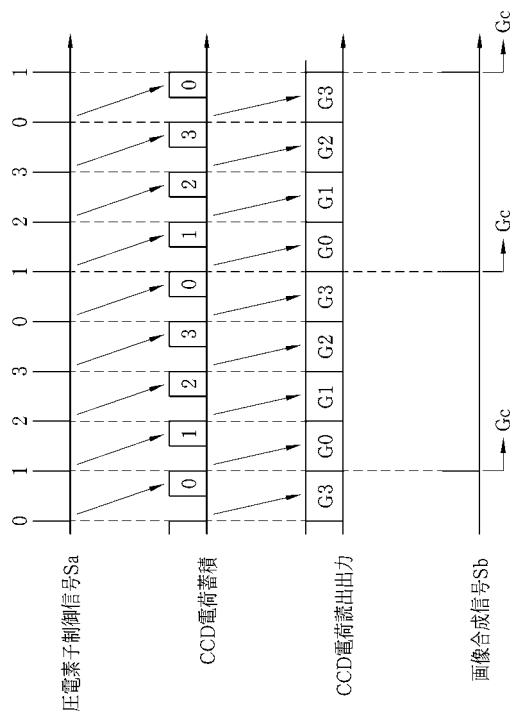
【図 9】



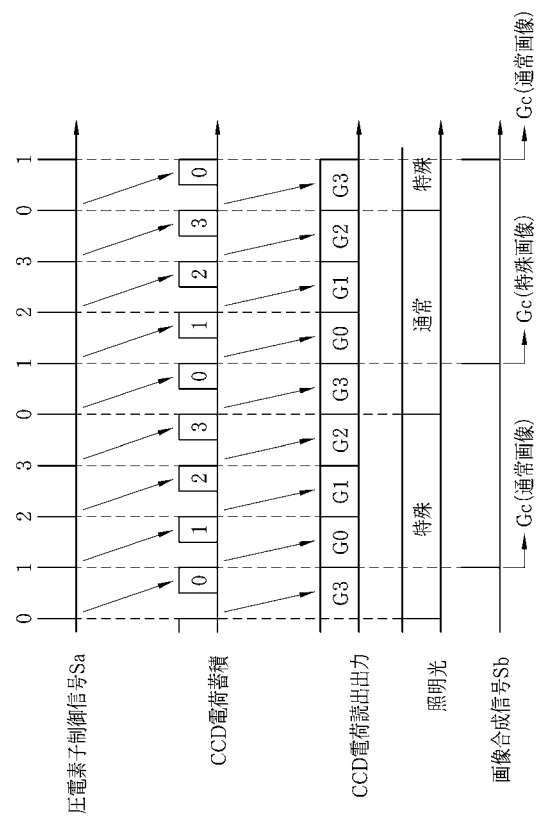
【図 10】



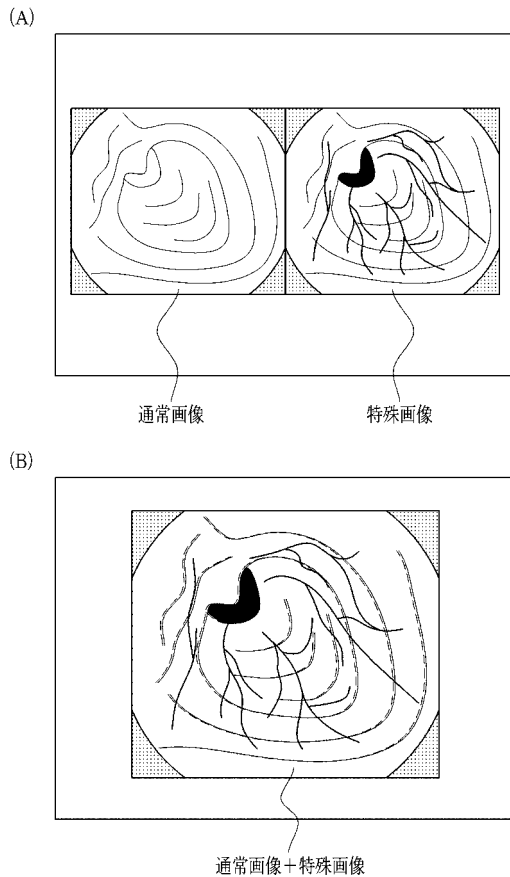
【図 11】



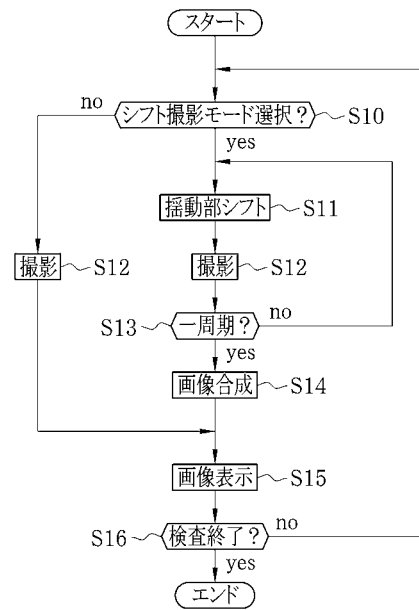
【図 12】



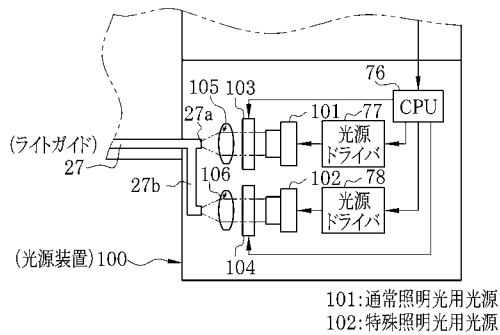
【図 1 3】



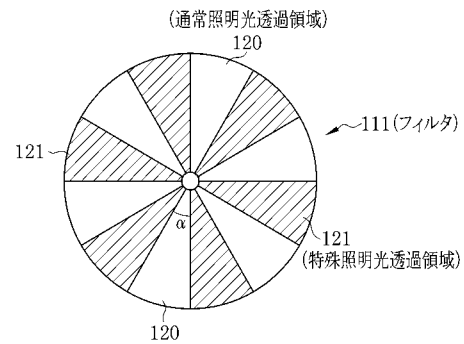
【図 1 4】



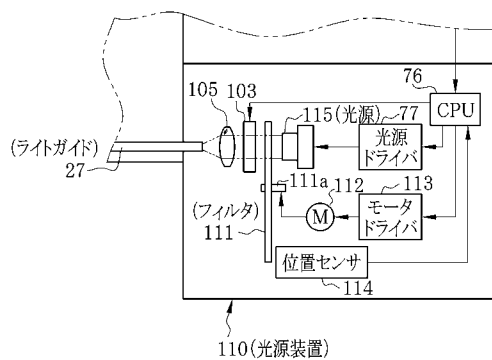
【図 1 5】



【図 1 7】



【図 1 6】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之
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

審査官 増渕 俊仁

(56)参考文献 特開昭60-053919 (JP, A)
特開昭61-251819 (JP, A)
特開昭63-265215 (JP, A)
特開昭63-286814 (JP, A)
特開昭63-301015 (JP, A)
特開昭64-015713 (JP, A)
特開昭64-013512 (JP, A)
特開平08-211309 (JP, A)
特開平10-127563 (JP, A)
特開2005-205195 (JP, A)
特表2007-516760 (JP, A)
特開2009-153712 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/32
G02B 23/24-23/26

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5317893B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2009200371	申请日	2009-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	尾崎多可雄 黒田修 仲村貴行 飯田孝之		
发明人	尾崎 多可雄 黒田 修 仲村 貴行 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18 H04N9/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/26.B H04N7/18.M H04N9/04.Z A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/00.732 A61B1/00.735 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.611 A61B1/07.735 A61B1/07.736 G02B23/26		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA27 2H040/DA12 2H040/GA01 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA06 4C061/AA07 4C061/CC06 4C061/FF46 4C061/LL03 4C061/LL08 4C061/MM04 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS21 4C061/WW10 4C061/YY02 4C061/YY03 4C061/YY12 4C161/AA06 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/FF46 4C161/LL03 4C161/LL08 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/WW10 4C161/YY02 4C161/YY03 4C161/YY12 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/HA12 5C065/AA04 5C065/CC01 5C065/DD02 5C065/EE01		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2011050470A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：扩大内窥镜检查中病变诊断的可能性。 ZSOLUTION：内窥镜系统2能够选择照射正常照明光（白光）的正常照明光照射模式，即照射与正常照明光不同的波长区域的特殊照明光的特殊照明光照射模式以及在图像引导器31的入射端的移位操作的每个周期并且照射它的同时将正常和特殊照明光彼此切换的同时观察模式。为了实现各模式的切换，光源装置12包括蓝色激光光源70，近紫外激光光源71，偏振光束分光器74，CPU 76等。在光导27和照明窗28之间，设置有用于通过来自各个光源70和71的照射光产生激发光的波长转换构件29。在同时观察模式中，分别由正常和特殊照明光的图像光获得的正常和特殊图像同时显示在监视器21上。

【 図 1 】

