

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公 開 特 許 公 報(A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2010-172673  
(P2010-172673A)

(43) 公開日 平成22年8月12日 (2010.8.12)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 1/00 (2006.01)  
A 6 1 B 1/04 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
A 6 1 B 1/04 3 7 0

テーマコード (参考)  
4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 23 頁)

|           |                            |          |                                |
|-----------|----------------------------|----------|--------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2009-22038 (P2009-22038) | (71) 出願人 | 306037311                      |
| (22) 出願日  | 平成21年2月2日 (2009.2.2)       |          | 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 | 檜谷 康太郎                         |
|           |                            |          | 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324            |
|           |                            |          | 番地 富士フイルム株式会社内                 |
|           |                            | Fターム(参考) | 4C061 AA01 AA04 DD03 LL01 NN01 |
|           |                            |          | QQ01 QQ02 QQ03 QQ09 RR04       |
|           |                            |          | RR05 RR14 WW02 WW04 WW13       |
|           |                            |          | YY12                           |

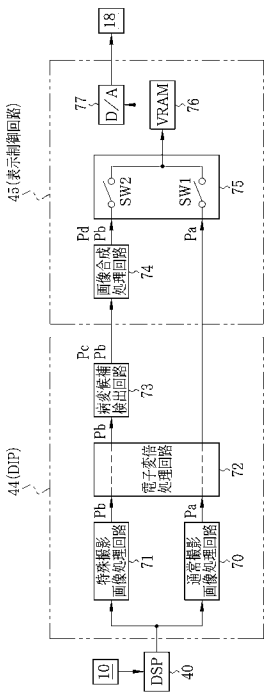
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡用プロセッサ装置、並びに内視鏡検査支援方法

(57) 【要約】

【課題】病変の検出に掛かる医師の負担を減らし、円滑且つ正確な内視鏡検査を実現する。

【解決手段】通常照明光用光源50、特殊照明光用光源51は、固体撮像素子23の蓄積期間単位で、通常照明光と特殊照明光とを交互に照射する。病変候補検出回路73は、特殊照明光による特殊撮影画像Pbを解析して、病変候補を検出する。画像合成処理回路74は、特殊撮影画像Pbと、病変候補検出回路73で検出された病変候補を示すマーク80を有するマーク画像Pcとから合成画像Pdを生成する。表示制御回路45は、通常照明光による通常撮影画像Paと合成画像Pdをモニタ18に並列表示させる。手間を掛けずに病変を見出すことができ、病変候補の同定精度を格段に向上させることができる。

【選択図】図3



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体内の被観察部位の像光を撮像して撮像信号を出力する固体撮像素子と、  
通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を照射する照明光発生手段と、

前記固体撮像素子から連続して出力される撮像信号を元に、通常照明光、特殊照明光の像光によって得られる一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成手段と、

一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出手段と、

一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御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】**

前記表示制御手段は、一セットの撮影画像のうちの少なくとも一方に、病変候補を示すマークを挿入す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】**

前記表示制御手段は、一セットの撮影画像の両方を同時に表示させることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記表示制御手段は、通常撮影画像と特殊撮影画像の並列表示、または通常撮影画像と特殊撮影画像の重畳表示のいずれかを行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記表示制御手段は、通常撮影画像と特殊撮影画像を同時に表示させる際、少なくとも通常撮影画像の動画を表示させることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

病変候補のマークを選択させる操作入力手段と、

前記操作入力手段の操作入力に応じて、選択されたマークが挿入された部分を拡大する電子変倍処理手段とを備え、

前記表示制御手段は、前記電子変倍処理手段で拡大された画像を表示させることを特徴とする請求項 2 ないし 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記病変候補検出手段で病変候補が検出された際に、一セットの撮影画像のうちの少なくとも一方を自動的にメモリに記録させる記録制御手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

前記表示制御手段は、病変候補とは別に、前記病変候補検出手段で病変候補が検出されたことを報せるメッセージを表示させることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 9】**

前記病変候補検出手段で病変候補が検出されたことを音声で報せる音声報知手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 10】**

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 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

**【請求項 11】**

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

10

20

30

40

50

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、

前記フィルタを前記固体撮像素子の蓄積期間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 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

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のレーザ光源と、

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 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

被検体内の被観察部位の像光を撮像して撮像信号を出力する固体撮像素子と、

通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を照射する照明光発生手段と、

前記固体撮像素子から出力される撮像信号を元に、通常照明光、特殊照明光の像光によって得られる、同時性を保った一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成手段と、

一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出手段と、

一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御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 1 4】

固体撮像素子から連続して出力される撮像信号を元に、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光の像光によって得られる一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成手段と、

一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出手段と、

一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 1 5】

通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を、照明光発生手段で照射する照明光発生ステップと、

画像生成手段により、固体撮像素子から連続して出力される撮像信号を元に、通常照明光、特殊照明光の像光によって得られる一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成ステップと、

一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変候補検出手段で病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出ステップと、

表示制御手段にて、一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御

10

20

30

40

50

ステップとを備えることを特徴とする内視鏡検査支援方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光等の通常照明光、および赤外光等の特殊照明光にて、被検体内の被観察部位を観察することが可能な内視鏡システム、内視鏡用プロセッサ装置、並びに内視鏡検査支援方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野において、電子内視鏡を利用した検査が広く普及している。電子内視鏡は、患者の体腔（被検体）内に挿入される挿入部の先端に、ＣＣＤイメージセンサ等の固体撮像素子を有する。電子内視鏡は、コードやコネクタを介してプロセッサ装置、および光源装置に接続される。

【0003】

プロセッサ装置は、固体撮像素子から出力された撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する内視鏡画像を生成する。内視鏡画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。光源装置は、キセノンランプ等の白色光源を有し、電子内視鏡に被検体内照明用の照明光を供給する。

【0004】

電子内視鏡を用いた医療診断の分野では、病変の発見を容易にするために、可視光域にブロードな分光特性を有する白色光（以下、通常照明光という）ではなく、狭い波長帯域の光（以下、特殊照明光という）を被観察部位に照射し、これによる反射光を画像化（以下、このようにして得られた画像を、通常照明光による通常撮影画像と区別して特殊撮影画像と呼ぶ）して観察するNarrow Band Imaging（以下、NBIと略す）と呼ばれる手法が脚光を浴びている。NBIによれば、粘膜下層部の血管を強調した画像や、胃壁、腸の表層組織等の臓器の構造物を強調した画像を容易に得ることができる。

【0005】

NBIを実現する方法としては、通常照明光用のフィルタ部と特殊照明光用のフィルタ部が一体化されたフィルタを、光源からの照明光の光路上に配置し、医師（術者）の切り替え操作に応じてモータ等でフィルタを機械的に移動させ、通常撮影画像と特殊撮影画像を得るものが提案されている（特許文献１参照）。

【0006】

特許文献１には、通常、特殊いずれか一方の撮影画像に、タッチパネルやマウスを介して病変を示すマークを入力させ、入力されたマークを他方の画像に反映させて表示することが記載されている。具体的には、一方の撮影画像に対するマークの入力情報を記憶しておく。そして、他方の撮影に切り替えたときに、記憶していた入力情報を読み出して、他方の撮影画像の対応する位置にマークを挿入している。

【特許文献１】特開平１０－２０１７００号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献１では、病変の検出をあくまでも医師に頼っており、医師の負担を減らすことはできない。また、一方の撮影画像にマークをしてから他方の撮影に切り替えるまでに、電子内視鏡の先端や被観察部位が動かないという保証はなく、動いてしまえば、病変とマークの位置が精確に対応しなくなり、マークの入力作業自体が無駄になる等の問題があり、マークの位置を同期させたところで大した効果はない。

【0008】

さらに、NBIにおいては、通常撮影画像と特殊撮影画像の同時性（同一性）を確保し、相互の画像を比較しながら診断を行いたいという要望がある。特許文献１のように二つの画像の撮影タイミングが大きく開くおそれがあると、二つの画像の同時性が保たれない

10

20

30

40

50

ため、診断に供する厳密な比較をすることができない。

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、その目的は、病変の検出に掛かる医師の負担を減らし、円滑且つ精確な内視鏡検査を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、被検体内の被観察部位の像光を撮像して撮像信号を出力する固体撮像素子と、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を照射する照明光発生手段と、前記固体撮像素子から連続して出力される撮像信号を元に、通常照明光、特殊照明光の像光によって得られる一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成手段と、一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出手段と、一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

前記表示制御手段は、一セットの撮影画像のうちの少なくとも一方に、病変候補を示すマークを挿入する。マークとしては、矢印、マル、バツ印等の単純な記号の他、病変候補を特定の色で塗り潰す、病変候補を縁取りする、あるいは塗り潰しや縁取りを点滅させるといったものを採用可能である。

20

【 0 0 1 2 】

加えて、前記表示制御手段は、一セットの撮影画像の両方を同時に表示させることが可能である。

【 0 0 1 3 】

前記表示制御手段は、通常撮影画像と特殊撮影画像の並列表示、または通常撮影画像と特殊撮影画像の重畳表示のいずれかを行う。また、前記表示制御手段は、通常撮影画像と特殊撮影画像を同時に表示させる際、少なくとも通常撮影画像の動画を表示させる。通常撮影画像と特殊撮影画像の並列表示、および重畳表示の切り替えを選択可能に構成してもよい。各画像は同じ表示サイズであってもよいし、いずれかを縮小してもよい。各画像とは別にマークを表示しても可である。

30

【 0 0 1 4 】

病変候補のマークを選択させる操作入力手段と、前記操作入力手段の操作入力に応じて、選択されたマークが挿入された部分を拡大する電子変倍処理手段とを備えることが好ましい。この場合、前記表示制御手段は、前記電子変倍処理手段で拡大された画像を表示させる。拡大表示させる画像は、通常撮影画像、特殊撮影画像のいずれでもよい。

【 0 0 1 5 】

前記病変候補検出手段で病変候補が検出された際に、一セットの撮影画像のうちの少なくとも一方を自動的にメモリに記録させる記録制御手段を備えることが好ましい。画像を自動的に記録させる契機としては、記録指示の操作が行われた際や前記病変候補検出手段で病変候補が検出された際に限らず、前記操作入力手段でマークが選択された際でも構わない。また、マークが挿入された撮影画像を記録してもよいし、病変候補の位置や大きさのデータを、撮影画像の付帯情報として記録してもよい。

40

【 0 0 1 6 】

なお、病変候補検出手段のサンプリングレートは、画像生成手段で一セットの撮影画像が生成される毎でもよいし、それよりも長い一定時間毎でもよい。操作入力に応じて病変候補の検出を行ってもよい。

【 0 0 1 7 】

前記表示制御手段は、病変候補とは別に、前記病変候補検出手段で病変候補が検出されたことを報せるメッセージを表示させる。メッセージは、文字、アイコン等を含む。

【 0 0 1 8 】

50

前記病変候補検出手段で病変候補が検出されたことを音声で報せる音声報知手段を備えることが好ましい。

【0019】

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。

【0020】

あるいは、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、前記フィルタを前記固体撮像素子の蓄積期間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。

10

【0021】

もしくは、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のレーザ光源と、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が好ましい。

20

【0022】

また、本発明の内視鏡システムは、被検体内の被観察部位の像光を撮像して撮像信号を出力する固体撮像素子と、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を照射する照明光発生手段と、前記固体撮像素子から出力される撮像信号を元に、通常照明光、特殊照明光の像光によって得られる、同時性を保った一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成手段と、一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出手段と、一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

30

【0023】

本発明の内視鏡用プロセッサ装置は、固体撮像素子から連続して出力される撮像信号を元に、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光の像光によって得られる一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成手段と、一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出手段と、一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

40

【0024】

本発明の内視鏡検査支援方法は、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を、照明光発生手段で照射する照明光発生ステップと、画像生成手段により、固体撮像素子から連続して出力される撮像信号を元に、通常照明光、特殊照明光の像光によって得られる一セットの通常撮影画像、特殊撮影画像を生成する画像生成ステップと、一セットの撮影画像のうちの特殊撮影画像を解析して、病変候補検出手段で病変として疑われる箇所である病変候補を検出する病変候補検出ステップと、表示制御手段にて、一セットの撮影画像のうちの通常撮影画像、およびその通常撮影画像に対応する特殊撮影画像から検出された病変候補を同時にモニタに表示させる表示制御ステップとを備えることを特徴とする。

50

【発明の効果】

## 【 0 0 2 5 】

本発明によれば、通常照明光による通常撮影画像と特殊照明光による特殊撮影画像を略同時に得られるようにし、特殊撮影画像から病変候補を検出して、通常撮影画像とこれに対応する病変候補とを同時に表示させるので、医師は病変を検出する手間が省け、各画像の同時性が保たれていることで検査の精確さも増す。従って、病変の検出に掛かる医師の負担を減らし、円滑且つ精確な内視鏡検査を実現することができる。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 2 6 】

図 1 において、内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0、プロセッサ装置 1 1、および光源装置 1 2 からなる。電子内視鏡 1 0 は、周知の如く、患者の体腔内に挿入される可撓性の挿入部 1 3 と、挿入部 1 3 の基端部分に連設された操作部 1 4 と、プロセッサ装置 1 1 および光源装置 1 2 に接続されるコネクタ 1 5 と、操作部 1 4、コネクタ 1 5 間を繋ぐユニバーサルコード 1 6 とを有する。

## 【 0 0 2 7 】

挿入部 1 3 の先端には、観察窓 2 0、照明窓 2 1（ともに図 2 参照）等が設けられている。観察窓 2 0 の奥には、対物光学系 2 2 を介して、体腔内撮影用の固体撮像素子 2 3 が配されている（いずれも図 2 参照）。照明窓 2 1 は、ユニバーサルコード 1 6 や挿入部 1 3 に配設されたライトガイド 5 8、および照明レンズ 2 4（ともに図 2 参照）で導光される光源装置 1 2 からの照明光を、被観察部位に照射する。

## 【 0 0 2 8 】

操作部 1 4 には、挿入部 1 3 の先端を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、挿入部 1 3 の先端からエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、内視鏡画像を静止画記録するためのリリースボタン 1 7、モニタ 1 8 に表示された内視鏡画像の拡大・縮小を指示するズームボタンといった操作部材が設けられている。

## 【 0 0 2 9 】

また、操作部 1 4 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部 1 3 内の鉗子チャンネルを通して、挿入部 1 3 の先端に設けられた鉗子出口に連通している。

## 【 0 0 3 0 】

プロセッサ装置 1 1 は、光源装置 1 2 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 1 1 は、ユニバーサルコード 1 6 や挿入部 1 3 内に挿通された伝送ケーブルを介して、電子内視鏡 1 0 に給電を行い、固体撮像素子 2 3 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 1 1 は、伝送ケーブルを介して、固体撮像素子 2 3 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置 1 1 で生成された画像データは、プロセッサ装置 1 1 にケーブル接続されたモニタ 1 8 に内視鏡画像として表示される。

## 【 0 0 3 1 】

図 2 において、電子内視鏡 1 0 は、前述の観察窓 2 0、照明窓 2 1、対物光学系 2 2、固体撮像素子 2 3、および照明レンズ 2 4 が挿入部 1 3 の先端に設けられている。さらに、アナログ信号処理回路（以下、A F E と略す）2 6、駆動回路 2 7、および C P U 2 8 が操作部 1 4 に設けられている。

## 【 0 0 3 2 】

固体撮像素子 2 3 は、インターライントランスファ型の C C D イメージセンサや、C M O S イメージセンサ等からなる。固体撮像素子 2 3 は、観察窓 2 0、対物光学系 2 2（レンズ群およびプリズムからなる）を経由した体腔内の被観察部位の像光が、撮像面に入射するように配置されている。固体撮像素子 2 3 の撮像面には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ（例えば、ベイヤー配列の原色カラーフィルタ）が形成されている。

## 【 0 0 3 3 】

A F E 2 6 は、相関二重サンプリング回路（以下、C D S と略す）2 9、自動ゲイン制御回路（以下、A G C と略す）3 0、およびアナログ／デジタル変換器（以下、A / D と

10

20

30

40

50

略す) 31から構成されている。CDS29は、固体撮像素子23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、固体撮像素子23で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGC30は、CDS29によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置11から指定されるゲイン(増幅率)で増幅する。A/D31は、AGC30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/D31でデジタル化された撮像信号は、ユニバーサルコード16、コネクタ15を介してプロセッサ装置11に入力され、デジタル信号処理回路(以下、DSPと略す)40の作業用メモリ(図示せず)に一旦格納される。

#### 【0034】

駆動回路27は、固体撮像素子23の駆動パルス(垂直/水平走査パルス、リセットパルス等)とAFE26用の同期パルスとを発生する。固体撮像素子23は、駆動回路27からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。AFE26の各部29~31は、駆動回路27からの同期パルスに基づいて動作する。

#### 【0035】

CPU28は、電子内視鏡10とプロセッサ装置11とが接続された後、プロセッサ装置11のCPU41からの動作開始指示に基づいて、駆動回路27を駆動させるとともに、AGC30のゲインを調整する。

#### 【0036】

CPU41は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU41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。ROM42には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラム(OS、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。CPU41は、ROM42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RAM43に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU41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46やLAN(Local Area Network)等のネットワークより得て、RAM43に記憶する。

#### 【0037】

DSP40は、AFE26からの撮像信号を作業用メモリから読み出す。DSP40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、画像データを生成する。DSP40で生成された画像データは、デジタル画像処理回路(以下、DIPと略す)44の作業用メモリ(図示せず)に入力される。

#### 【0038】

DIP44は、CPU41の制御に従って各種画像処理を実行する。DIP44は、DSP40で処理された画像データを作業用メモリから読み出す。DIP44は、読み出した画像データに対して、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。DIP44で各種画像処理を施された画像データは、表示制御回路45に入力される。

#### 【0039】

表示制御回路45は、DIP44からの処理済みの画像データを格納するVRAM76(図3参照)を有する。表示制御回路45は、CPU41からROM42およびRAM43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、内視鏡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(GUI; Graphical User Interface)といったものがある。表示制御回路45は、DIP44からの画像データに対して、表示用マスク、文字情報、GUIの重畳処理、モニタ18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。

#### 【0040】

表示制御回路45は、VRAM76から画像データを読み出し、読み出した画像データをモニタ18の表示形式に応じたビデオ信号(コンポーネント信号、コンボジット信号等)に変換する。これにより、モニタ18に内視鏡画像が表示される。DIP44および表

10

20

30

40

50



示制御回路４５の構成については、後に詳述する。

#### 【００４１】

操作部４６は、プロセッサ装置１１の筐体に設けられる操作パネル、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。ＣＰＵ４１は、操作部４６からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

#### 【００４２】

プロセッサ装置１１には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式（例えばＪＰＥＧ形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、リリースボタン１７の操作に連動して、圧縮された画像データを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(Local Area Network)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ＣＰＵ４１と接続されている。

10

#### 【００４３】

光源装置１２は、通常照明光用光源（以下、通常光源と略す）５０と、特殊照明光用光源（以下、特殊光源と略す）５１の二つの光源を有する。通常光源５０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、以下、通常照明光という）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５１は、通常光源５０とは逆に特定の狭い波長帯域の光（以下、特殊照明光という）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５１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で発するものである。

20

#### 【００４４】

４５０ｎｍ近傍の特殊照明光による撮影は、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。

30

#### 【００４５】

各光源５０、５１は、光源ドライバ５２、５３によって駆動される。絞り機構５４、５５は、各光源５０、５１の光射出側に配置され、集光レンズ５６、５７に入射される光量を増減させる。集光レンズ５６、５７は、絞り機構５４、５５を通過した光を集光して、ライトガイド５８の入射端に導光する。

#### 【００４６】

ＣＰＵ５９は、プロセッサ装置１１のＣＰＵ４１と通信し、光源ドライバ５２、５３および絞り機構５４、５５の動作制御を行う。ライトガイド５８の出射端に導かれた照明光は、照明レンズ２４で拡散され、照明窓２１を介して体腔内の被観察部位に照射される。

#### 【００４７】

ライトガイド５８は、例えば、複数の石英製光ファイバを巻回テープ等で集束してバンドル化したものである。各光源５０、５１の光射出側に配された二本のライトガイド５８ａ、５８ｂ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５８となる。なお、ライトガイド５８を５８ａ、５８ｂの二股に分けるのではなく、各光源５０、５１用に二本のライトガイドを設けてもよい。

40

#### 【００４８】

内視鏡システム２には、通常照明光を使用した通常撮影モードと、特殊照明光を使用した特殊撮影モードと、病変候補表示モードとが用意されている。各モードの切り替えは、操作部４６を操作することにより行われる。

#### 【００４９】

通常撮影モードが選択された場合、ＣＰＵ４１は、ＣＰＵ５９を介して光源ドライバ５

50

2、53の駆動を制御して、通常光源50を点灯、特殊光源51を消灯させる。被観察部位に照射される照明光は通常照明光のみとなる。一方、特殊撮影モードが選択された場合は、CPU41は、CPU59を介して光源ドライバ52、53の駆動を制御して、通常光源50を消灯、特殊光源51を点灯させる。被観察部位に照射される照明光は特殊照明光のみとなる。

#### 【0050】

病変候補表示モードが選択された場合は、通常光源50、特殊光源51を、固体撮像素子23の蓄積期間単位で交互に点消灯させる。被観察部位に照射される照明光は、固体撮像素子23の蓄積期間単位で通常照明光と特殊照明光とに順次切り替わる。もしくは、通常光源50を点灯、特殊光源51を固体撮像素子23の蓄積期間単位で交互に点消灯させる。あるいは、通常光源50を点灯、固体撮像素子23の蓄積期間単位で特殊光源51の光の波長を切り替える。

10

#### 【0051】

DIP44および表示制御回路45の構成を示す図3において、DIP44は、通常撮影画像処理回路70、特殊撮影画像処理回路71、電子変倍処理回路72、および病変候補検出回路73を有する。通常撮影画像処理回路70、特殊撮影画像処理回路71にはそれぞれ、通常照明光、特殊照明光を照射して得られた撮像信号が入力される。各画像処理回路70、71は、入力された撮像信号から内視鏡画像を生成する。以下、通常撮影画像処理回路70で生成された内視鏡画像を通常撮影画像Pa、特殊撮影画像処理回路71で生成された内視鏡画像を特殊撮影画像Pb（ともに図4参照）と呼ぶ。

20

#### 【0052】

電子変倍処理回路72は、電子内視鏡10の操作部14のズームボタンの操作等に応じて、通常撮影画像Paまたは特殊撮影画像Pbに電子変倍処理を施す。ズームボタンの操作等がされない場合、電子変倍処理回路72は作動せず、従って通常撮影画像Paまたは特殊撮影画像Pbは、各画像処理回路70、71から入力されたままの形で出力される。

#### 【0053】

病変候補検出回路73は、病変候補表示モードが選択された場合に作動する。病変候補検出回路73は、特殊撮影画像処理回路71からの特殊撮影画像Pbを解析して、特殊撮影画像Pb内で病変として疑われる箇所（以下、病変候補と略す）を検出する。具体的には、過去の診断実績から導き出された、病変の可能性が高い形状や色の情報（特殊照明光の波長によって異なる）をROM42に記憶しておく。そして、特殊撮影画像Pbの所定の領域（サーチエリア）毎に、ROM42に記憶された情報との形状や色の一致の度合いを検出していく。このとき、サーチエリアの大きさや角度を種々変えながら、特殊撮影画像Pbの全領域に亘って検出を行う。そして、一致の度合いがある閾値を超える箇所を病変候補と判断する。なお、病変候補の検出のサンプリングレートは、特殊撮影画像Pbが入力される毎でもよいし、それよりも長い一定時間毎でもよい。病変候補の検出を指示する操作入力があった場合でもよい。

30

#### 【0054】

病変候補検出回路73は、解析を終えた特殊撮影画像Pbとともに、検出した病変候補を特定の色（例えば白色）で表した画像（以下、マーク画像Pcという、図4参照）、または病変候補の特殊撮影画像Pb内の位置、大きさを表す情報を出力する。前者の場合は、マーク画像Pcのデータが表示制御回路45の画像合成処理回路74に直接入力される。画像合成処理回路74は、特殊撮影画像Pbとマーク画像Pcを重ねて、特殊撮影画像Pbにマーク80（図4参照）を挿入する。後者の場合は、位置、大きさを表す情報に基づいて、画像合成処理回路74が特殊撮影画像Pbにマーク80を挿入する処理を行う。画像合成処理回路74で位置、大きさを表す情報をマーク画像Pcに変換しても可である。以下では、病変候補検出回路73からマーク画像Pcを出力する、前者の場合を例示して説明する。

40

#### 【0055】

図4において、画像合成処理回路74は、まず、特殊撮影画像Pbと、病変候補が特定

50

の色で塗り潰された、マーク 80 を有するマーク画像 P c を重畳し、合成画像 P d とする ( 1 )。次いで、合成画像 P d を縮小する ( 2 )。表示制御回路 4 5 は、C P U 4 1 の指令の下、( 2 )で縮小された合成画像 P d を通常撮影画像 P a の右上端に配して並列表示させる ( 3 )。

【 0 0 5 6 】

病変候補検出回路 7 3 で病変候補が検出されず、マーク画像 P c がいない場合、画像合成処理回路 7 4 は、( 1 )の処理を実行せず、( 2 )から処理を開始する。なお、マーク 80 は、本例のように病変候補を特定の色で塗り潰してもよいし、病変候補を縁取りしたり、塗り潰しや縁取りを点滅させたりしてもよい。矢印、マル、バツ印等の単純な記号でもよい。

10

【 0 0 5 7 】

図 3 に戻って、画像出力選択回路 7 5 は、二つのスイッチ S W 1、S W 2 を有する。各スイッチ S W 1、S W 2 のオン/オフは、操作部 4 6 の操作による各モードの切り替えと連動する。通常撮影モードが選択された場合は S W 1 がオン、S W 2 がオフ、特殊撮影モードが選択された場合は S W 2 がオン、S W 1 がオフ、病変候補表示モードが選択された場合は S W 1、S W 2 がともにオンとなる。

【 0 0 5 8 】

各スイッチ S W 1、S W 2 の入力端にはそれぞれ、電子変倍処理回路 7 2、画像合成処理回路 7 4 の出力端が接続され、各スイッチ S W 1、S W 2 の出力端は、V R A M 7 6 を介してデジタル/アナログ変換器 ( 以下、D / A と略す ) 7 7 に接続されている。スイッチ S W 1 には通常撮影画像 P a またはその拡大画像、スイッチ S W 2 には特殊撮影画像 P b またはその拡大画像、あるいは縮小された合成画像 P d がそれぞれ入力される。画像出力選択回路 7 5 を通過した画像のデータは、V R A M 7 6 に書き込まれた後、D / A 7 7 でアナログ信号に変換されてモニタ 1 8 に出力される。

20

【 0 0 5 9 】

表示制御回路 4 5 は、通常撮影モード、特殊撮影モードでは、通常撮影画像 P a、または特殊撮影画像 P b の動画のみをモニタ 1 8 に表示させる。

【 0 0 6 0 】

ズームボタンが操作された場合、表示制御回路 4 5 は、電子変倍処理回路 7 2 で電子変倍処理を施された拡大画像をモニタ 1 8 に表示させる。また、リリースボタン 1 7 が操作された場合は、通常撮影画像 P a、または特殊撮影画像 P b の静止画を表示し、規定時間経過後、再度動画の表示に戻る。

30

【 0 0 6 1 】

図 5 に示すように、病変候補表示モードでは、表示制御回路 4 5 は、通常撮影画像 P a と合成画像 P d をモニタ 1 8 に並列表示させる。図 4 で既に示した通り、並列表示の形態は、通常撮影画像 P a と合成画像 P d の親子画像表示であり、いずれも動画、あるいは通常撮影画像 P a は動画で、合成画像 P d のみ静止画で表示される。通常撮影画像 P a の表示サイズは、通常撮影モードのときと同じである。

【 0 0 6 2 】

マーク 80 は、病変候補検出回路 7 3 で病変候補が検出されたときにのみ挿入される。合成画像 P d のみ静止画で表示する場合は、病変候補検出回路 7 3 で病変候補が新たに検出される毎に、特殊撮影画像 P b とマーク 80 の表示が更新される。病変候補が複数検出された場合は、複数のマーク 80 が挿入される。

40

【 0 0 6 3 】

マーク 80 は、操作部 4 6 を操作することで選択が可能である。マーク 80 が選択された場合、電子変倍処理回路 7 2 は、病変候補検出回路 7 3 等からマーク 80 の位置情報を得て、マーク 80 を中心として、その周囲を所定の倍率で自動的に拡大する。これにより、モニタ 1 8 の表示は、図 6 に示す通常撮影画像 P a の拡大画像と合成画像 P d の並列表示に切り替わる。マーク 80 が再度選択されると、図 6 の表示が図 5 に戻る。ズームボタンが操作された場合も略同様である。

50

## 【 0 0 6 4 】

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。電子内視鏡 1 0 で患者の体腔内を観察する際、術者は、電子内視鏡 1 0 と各装置 1 1、1 2 とを繋げ、各装置 1 1、1 2 の電源をオンする。そして、操作部 4 6 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。

## 【 0 0 6 5 】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 1 3 を体腔内に挿入し、光源装置 1 2 からの照明光で体腔内を照明しながら、固体撮像素子 2 3 による体腔内の内視鏡画像をモニタ 1 8 で観察する。

## 【 0 0 6 6 】

固体撮像素子 2 3 から出力された撮像信号は、A F E 2 6 の各部 2 9 ~ 3 1 で各種処理を施された後、プロセッサ装置 1 1 の D S P 4 0 に入力される。D S P 4 0 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、画像データが生成される。D S P 4 0 で生成された画像データは、D I P 4 4 に出力される。

## 【 0 0 6 7 】

D I P 4 4 では、C P U 4 1 の制御の下、D S P 4 0 からの画像データに各種画像処理が施される。D I P 4 4 で処理された画像データは、表示制御回路 4 5 の V R A M 7 6 に入力される。表示制御回路 4 5 では、C P U 4 1 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、画像データがモニタ 1 8 に内視鏡画像として表示される。

## 【 0 0 6 8 】

操作部 4 6 で通常撮影モードが選択された場合は、C P U 4 1 の指令の下に、通常光源 5 0 が点灯、特殊光源 5 1 が消灯され、被観察部位には通常照明光のみが照射される。また、画像出力選択回路 7 5 の S W 1 がオン、S W 2 がオフされる。当然ながら、モニタ 1 8 には、通常撮影画像 P a の動画のみが表示される。

## 【 0 0 6 9 】

一方、特殊撮影モードが選択された場合は、通常光源 5 0 を消灯、特殊光源 5 1 を点灯させる。被観察部位には、特殊照明光が照射される。また、画像出力選択回路 7 5 の S W 2 がオン、S W 1 がオフされる。モニタ 1 8 には、特殊撮影画像 P b の動画のみが表示される。

## 【 0 0 7 0 】

図 7 のステップ（以下、S と略す）1 0 において、操作部 4 6 で病変候補表示モードが選択された場合、通常光源 5 0、特殊光源 5 1 が点消灯される。もしくは、通常光源 5 0 が点灯、特殊光源 5 1 が固体撮像素子 2 3 の蓄積期間単位で交互に点消灯される。あるいは、通常光源 5 0 が点灯、固体撮像素子 2 3 の蓄積期間単位で特殊光源 5 1 の光の波長が切り替えられる。画像出力選択回路 7 5 の S W 1、S W 2 がともにオンされる。これと同時に、病変候補検出回路 7 3 で特殊撮影画像 P b の病変候補が検出される。また、画像合成処理回路 7 4 によって合成画像 P d が生成され、通常撮影画像 P a と合成画像 P d の並列表示が開始される（S 1 1）。

## 【 0 0 7 1 】

病変候補検出回路 7 3 で病変候補が検出されない場合（S 1 2 で n o）、マーク画像 P c は出力されず、従って特殊撮影画像 P b にもマーク 8 0 は挿入されない。

## 【 0 0 7 2 】

一方、病変候補検出回路 7 3 で病変候補が検出された場合（S 1 2 で y e s）は、S 1 3 に示すように、画像合成処理回路 7 4 によって特殊撮影画像 P b（合成画像 P d）の該当箇所にマーク 8 0 が挿入される。

## 【 0 0 7 3 】

術者は、マーク 8 0 が出現したことを確認し、通常撮影画像 P a のマーク 8 0 の該当箇所を詳細に観察する。また、必要に応じて操作部 4 6 を操作して、マーク 8 0 を選択する（S 1 4 で y e s）。マーク 8 0 が選択されると、電子変倍処理回路 7 2 により自動的に

10

20

30

40

50

拡大処理が実行され、通常撮影画像 P a が拡大画像に切り替えられる ( S 1 5 )。これら一連の処理は、他のモードが選択されて ( S 1 6 で y e s ) 他のモードに移行する ( S 1 7 ) か、検査が終了して電源がオフされる ( S 1 8 で y e s ) まで繰り返し実行される。

【 0 0 7 4 】

以上説明したように、通常撮影画像 P a と特殊撮影画像 P b とを略同時に取得し、特殊撮影画像 P b から病変候補を検出して、通常撮影画像 P a と合成画像 P d の並列表示を行い、病変候補をマーク 8 0 で示すので、手間を掛けずに病変を見出すことができる。

【 0 0 7 5 】

特殊撮影画像 P b は、通常撮影画像 P a では見出すことが難しい病変を検出することが可能である。また、通常撮影画像 P a と特殊撮影画像 P b は、僅か一フレーム分の時差しかなく、同時性が保たれている。従って、マーク 8 0 が示す通常撮影画像 P a の該当箇所がずれるといったことがなく、病変候補の同定精度を格段に向上させることができる。

【 0 0 7 6 】

マーク 8 0 が選択されたことを契機に拡大画像を表示させるので、病変候補の詳細な観察をアシストすることができる。電子変倍処理回路は、汎用のプロセッサ装置に搭載される D I P に標準装備されているので、これをそのまま利用することができる。なお、特殊撮影画像 P b に拡大処理を施して、特殊撮影画像 P b の拡大画像を表示させてもよい。

【 0 0 7 7 】

マーク 8 0 が出現したときには、現在観察している画像は、診断に供する資料としての利用価値が比較的高い。従って術者は、リリースボタン 1 7 を操作して静止画記録をする確率が高い。このため、病変候補検出回路 7 3 で病変候補を検出したときに、自動的に通常撮影画像 P a や特殊撮影画像 P b の静止画記録を実行することが好ましい。

【 0 0 7 8 】

具体的には、病変候補検出回路 7 3 で病変候補を検出したことを受けて、C P U 4 1 がメディア I / F 等の動作を制御して、通常撮影画像 P a や特殊撮影画像 P b の静止画をリムーバブルメディアに記録させる。リリースボタン 1 7 を操作する手間を省くことができる。病変候補を検出したときではなく、マーク 8 0 を選択して拡大画像に表示を切り替えたときに、静止画記録を実行してもよい。また、マーク 8 0 が挿入された撮影画像を記録してもよいし、病変候補の位置や大きさのデータを、撮影画像の付帯情報として記録してもよい。

【 0 0 7 9 】

上記実施形態では、表示の例として、通常撮影画像 P a または拡大画像と一つの合成画像 P d の親子画像を挙げている。こうすることで、通常撮影画像 P a と特殊撮影画像 P b を個別に観察することが可能となるが、本発明はこれに限定されず、例えば図 8 ~ 図 1 1 に示す表示形態を採用してもよい。

【 0 0 8 0 】

図 8 に示す表示形態は、通常撮影画像 P a と合成画像 P d 1、P d 2 とを並べたものである。合成画像 P d 1、P d 2 は、病変候補検出回路 7 3 で病変候補が二つ検出された場合に、縦に並べて表示される。この場合、マーク画像 P c は、各箇所に応じて二つ生成される。画像合成処理回路 7 4 は、二つのマーク画像 P c と特殊撮影画像 P b をそれぞれ重畳して、合成画像 P d 1、P d 2 を生成する。病変候補が三つ以上検出された場合は、表示範囲の許す限り、合成画像 P d も三つ以上並べて表示される。

【 0 0 8 1 】

複数種の特殊撮影画像 P b が取得可能な構成である場合も、図 8 の場合と同様に、複数種の特殊撮影画像 P b に対応する複数の合成画像 P d を生成して、これらを並べて表示させてもよい。上記実施形態の如く、只でさえ表示サイズが比較的小さい合成画像 P d にマーク 8 0 が複数挿入されると視認性の点で難があるが、図 8 の表示形態を採用すれば各マーク 8 0 の区別が付き易くなる。特に、複数種の特殊撮影画像 P b に対応する複数の合成画像 P d を生成する場合は、段落 [ 0 0 4 2 ] で述べた通り、特殊撮影画像 P b によって観察対象が異なるため、マーク 8 0 が示す病変の類を視覚的に判別することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 2 】

図 9 に示す表示形態は、同じ表示サイズの通常撮影画像 P a と合成画像 P d とを横に並べた二分割画像である。各画像の表示サイズは、通常撮影モードのときの通常撮影画像 P a よりも若干小さい。この場合、図 4 ( 2 ) に示す縮小処理の倍率を大きくし、通常撮影画像 P a と合成画像 P d の各々に縮小処理を施す。上記実施形態と比して、合成画像 P d 、ひいては特殊撮影画像 P b の表示サイズが大きくなるので、特殊撮影画像 P b も通常撮影画像 P a と遜色なく観察することができる。また、マーク 8 0 が示す通常撮影画像 P a の該当箇所が分かり易い。

## 【 0 0 8 3 】

図 1 0 に示す表示形態は、通常撮影画像 P a と合成画像 P d を重畳したものである。各画像の表示サイズは、通常撮影モードのときの通常撮影画像 P a と同じである。この場合、図 4 ( 2 ) に示す縮小処理をせず、( 1 ) の重畳処理を通常撮影画像 P a と合成画像 P d に適用する。通常撮影画像 P a と特殊撮影画像 P b を個別に観察することはできないが、マーク 8 0 が示す通常撮影画像 P a の該当箇所を最も確実に特定することができる。

## 【 0 0 8 4 】

図 1 1 では、図 5 に示す通常撮影画像 P a および合成画像 P d と、通常撮影画像 P a の拡大画像をそれぞれ縮小したものを、縦に並べてモニタ 1 8 に表示させている。この場合、図 4 に示す処理を一通り実行した後、通常撮影画像 P a および合成画像 P d と拡大画像に縮小処理を施す。通常撮影画像 P a の全体と局部を同時に把握することができ、検査の利便性をより高めることができる。

## 【 0 0 8 5 】

なお、ここまで示した各画像の表示形態は一例であり、種々の変形が可能である。例えば、上記実施形態のように通常撮影画像 P a 外に合成画像 P d を配する（並列表示）のではなく、通常撮影画像 P a 内に合成画像 P d 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、P i n P）としてもよい。また、術者の意図に応じた表示を可能とするために、上記で例示した各表示形態を選択可能に構成してもよい。

## 【 0 0 8 6 】

特殊撮影画像 P b とマーク画像 P c を重畳しないで、マーク画像 P c を合成画像 P d の代わりに表示させてもよい。この場合、表示用マスクにグリッドを追加する等して、通常撮影画像 P a のマーク 8 0 の該当箇所を分かり易くする。

## 【 0 0 8 7 】

さらには、モニタを複数台用意して、一台目は通常撮影画像 P a の表示用、二台目は合成画像 P d 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。

## 【 0 0 8 8 】

上記実施形態では、病変候補が検出されたことを、マーク 8 0 を出現させて報せるに留めているが、これに加えて、図 1 2 に示すように、病変候補が検出されたことを示すメッセージ（本例の文字の他、報知用のアイコンを点滅させる等でも可）をポップアップウィンドウ 8 2 で表示させたり、モニタ 1 8 のスピーカー 1 8 a（図 2 参照）を介して音声メッセージやビープ音で報せてもよい。

## 【 0 0 8 9 】

特殊撮影モードが選択された場合は、上記実施形態の如く通常光源 5 0、特殊光源 5 1 を交互に点消灯させるのではなく、通常光源 5 0 を消灯、特殊光源 5 1 のみを点灯させ、全フレームで特殊撮影画像 P b が得られるようにしてもよい。

## 【 0 0 9 0 】

上記実施形態では、二つの光源 5 0、5 1 を用いて通常照明光と特殊照明光を発生させているが、本発明はこれに限定されない。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 L E D や L D 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。

## 【 0 0 9 1 】

また、図 1 3 に示す光源装置 8 5 を用いてもよい。光源装置 8 5 は、基本的な構成は光

10

20

30

40

50

源装置 12 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タ部が一体化した円盤状のフィルタ 86 と、フィルタ 86 の回転軸 86a に接続されたモータ 87 と、モータ 87 の駆動を制御するモータドライバ 88 と、フィルタ 86 の回転位置を検出する位置センサ 89 とを有している。また、光源 90 として白色光を発するハロゲンランプを用い、ライトガイド 58 を一本としている。

#### 【0092】

図 14 において、フィルタ 86 は、例えば、第一通常照明光透過領域 95、第二通常照明光透過領域 96、青色光透過領域 97、緑色光透過領域 98、赤外光透過領域 99、第一遮光領域 100、第二遮光領域 101 を有する。これら各領域 95 ~ 101 は、各々が所定の中心角を有する扇形であり、第一、第二通常照明光透過領域 95、96 の中心角はそれぞれ  $\theta_1$ 、 $\theta_2$  ( $\theta_1 > \theta_2$ )、青色光透過領域 97、緑色光透過領域 98、赤外光透過領域 99 はそれぞれ  $\theta_3$ 、 $\theta_4$ 、 $\theta_5$ 、第一、第二遮光領域 100、101 は  $\theta_6$ 、 $\theta_7$  である。

#### 【0093】

第一、第二通常照明光透過領域 95、96 は、光源 90 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。青色光透過領域 97、緑色光透過領域 98、赤外光透過領域 99 は、光源 90 からの白色光のうち、450nm、550nm、780nm 近傍の狭い波長帯成分の光、つまり特殊照明光をそれぞれ選択的に透過する。各領域 97 ~ 99 を透過する特殊照明光は、固体撮像素子 23 の RGB の各画素が感応する波長帯よりも狭い半値幅である。第一、第二遮光領域 100、101 は、固体撮像素子 23 の読出期間に対応して照明光を遮光する。

#### 【0094】

フィルタ 86 は、第一区画 102、第二区画 103 に二分される。第一区画 102 には、フィルタ 86 の回転方向 104 に沿って、第一遮光領域 100、青色光透過領域 97、第一通常照明光透過領域 95 が順に配されている。第二区画 103 には、回転方向 104 に沿って、第二遮光領域 101、赤外光透過領域 99、緑色光透過領域 98、第二通常照明光透過領域 96 が順に配されている。

#### 【0095】

フィルタ 86 は、位置センサ 89 の検出結果に基づいたモータドライバ 88 の制御の下、モータ 87 によって固体撮像素子 23 の二回の撮像に対して一回転される（固体撮像素子 23 の一回の撮像に対して 180 度回転される）。このため、一回の撮像の間に、第一区画 102 または第二区画 103 に設けられた各領域が光源 90 の前面を順に横切り、波長や透過光量等が変調された照明光が被観察部位に照射される。

#### 【0096】

より詳しくは図 15 に示すように、固体撮像素子 23 の前半の撮像の蓄積期間  $T_1$  では、第一区画 102 の第一通常照明光透過領域 95、青色光透過領域 97 が、それに続く読出期間  $t_1$  では第一遮光領域 100 が、また、後半の撮像の蓄積期間  $T_2$  では、第二通常照明光透過領域 96、緑色光透過領域 98、赤外光透過領域 99 が、それに続く読出期間  $t_2$  では第二遮光領域 101 がそれぞれ光源 90 の前方を横切るようにフィルタ 86 が回転される。

#### 【0097】

従って、前半の撮像では、通常照明光と青色光による信号電荷が固体撮像素子 23 の各画素に蓄積される。後半の撮像では、通常照明光、緑色光、赤外光によって生じた蛍光による信号電荷が蓄積される。以下、前半の撮像で得られた画像データを前半画像データ、後半の撮像で得られた画像データを後半画像データと称す。

#### 【0098】

前半画像データには、通常照明光および青色光による被観察部位の像光が重畳されており、後半画像データには、通常照明光、緑色光、および赤外光によって生じた蛍光による被観察部位の像光が重畳されている。DIP44 は、二つの画像データから RGB の各色成分を抜き出して、これらを比較、演算することにより、各色の通常照明光による画素値と、特殊照明光による画素値とをそれぞれ算出し、通常撮影画像  $P_a$  と特殊撮影画像  $P_b$

とを生成する。

【0099】

上記の比較、演算に際しては、第一、第二通常照明光透過領域95、96による通常照明光の照明光量の比を利用する。例えば、前半画像データのBの画素値は、第一通常照明光透過領域95による通常照明光（の青色成分）と青色光透過領域97による青色光との被観察部位の像光からなる。一方、後半画像データのBの画素値は、第二通常照明光透過領域96による通常照明光（の青色成分）だけである。このため、第一通常照明光透過領域95による通常照明光の照明光量が、第二通常照明光透過領域96の $\times$ 倍であった場合、後半画像データのBの画素値を $\times$ 倍して、前半画像データのBの画素値から差し引けば、青色光によるBの画素値を算出することができる。

10

【0100】

緑色光、赤外光の場合は、青色光とは逆に前半画像データの画素値が第一通常照明光透過領域95による通常照明光だけからなるため、前半画像データの画素値を $1/\times$ 倍して、後半画像データの画素値から差し引く。通常照明光による画素値は、Bの画素値は前半画像データ、G、Rの画素値は後半画像データといった具合に、前半、後半画像データの各色画素値のうちの適当なものを用いればよい。

【0101】

第一、第二通常照明光透過領域95、96による通常照明光の照明光量を異ならせる方法としては、その中心角すなわち面積、さらに言い換えれば光源90の前面を横切る時間の長さ、または透過率のうちの少なくとも一つを調節する。

20

【0102】

フィルタの構成は上記例に限らない。例えば、第一区画102を第一通常照明光透過領域95のみとし、第二区画103に青色光透過領域97を配してもよい。あるいは、区画を二以上とし、二以上のフレーム分の画像データから通常、特殊の両撮影画像を生成してもよい。

【0103】

なお、フィルタを電子内視鏡10の挿入部13の先端に着脱可能なアダプタで構成すれば、キセノンランプ等の白色光源を有する従来の内視鏡システムに対しても、ソフトウェアの変更のみで適用することができる。

【0104】

また、図16に示す内視鏡システム110の光源装置111を用いてもよい。光源装置111は、中心波長445nmの青色レーザ光源（第一レーザ光源）121と、中心波長375nmの近紫外レーザ光源（第二レーザ光源）122と、青色レーザ光源121および近紫外レーザ光源122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123、123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124と、偏光ビームスプリッタ124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125と、ライトガイド58とを有する。CPU59は、青色レーザ光源121と近紫外レーザ光源122を、光源ドライバ52、53を経由して各レーザ光の点灯消灯制御を行う制御手段として機能する。

30

【0105】

青色レーザ光源121からのレーザ光と近紫外レーザ光源122からのレーザ光は、偏光ビームスプリッタ124で合波され、集光レンズ125によりライトガイド58の入射端に入射される。ライトガイド58は、入射されたレーザ光を、電子内視鏡10の挿入部13の先端側まで伝搬する。

40

【0106】

一方、ライトガイド58の光出射側には、集光レンズ131が配置されるとともに、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135が配置されている。波長変換部材135は、複数種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135を構成する第一波長変換材は、青色レーザ光源121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種の蛍光体を有する。これ

50



により、青色レーザ光源 1 2 1 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。

【0107】

波長変換部材 1 3 5 を構成する第二波長変換材は、近紫外レーザ光源 1 2 2 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 LiTbW2O8 (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酸窒化物・窒化物蛍光体の温度依存性"、第 5 3 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 1 3 5 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。

10

【0108】

上記構成により、ライトガイド 5 8 から出射される各レーザ光は、波長変換部材 1 3 5 に照射される。波長変換部材 1 3 5 は、第二波長変換材によって、青色レーザ光源 1 2 1 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 1 2 1 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 1 3 5 は、第二波長変換材によって、近紫外レーザ光源 1 2 2 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白色光による通常照明光、および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。

20

【0109】

通常撮影モードが選択された場合、CPU 4 1 は、CPU 5 9 を介して光源ドライバ 5 2、5 3 を制御して、青色レーザ光源 1 2 1 を点灯、近紫外レーザ光源 1 2 2 を消灯させる。ライトガイド 5 8 から出射される青色レーザ光は、波長変換部材 1 3 5 に照射され、波長変換部材 1 3 5 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。

30

【0110】

一方、特殊撮影モードが選択された場合は、CPU 4 1 は、CPU 5 9 を介して光源ドライバ 5 2、5 3 の駆動を制御して、青色レーザ光源 1 2 1 を消灯、近紫外レーザ光源 1 2 2 を点灯させる。ライトガイド 5 8 から出射される近紫外レーザ光は、波長変換部材 1 3 5 に照射され、波長変換部材 1 3 5 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 (特殊照明光) 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。

40

【0111】

病変候補表示モードが選択された場合は、青色レーザ光源 1 2 1 と、近紫外レーザ光源 1 2 2 を、固体撮像素子 2 3 の蓄積期間単位で交互に点消灯させる。被観察部位に照射される照明光は、固体撮像素子 2 3 の蓄積期間単位で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 1 2 1 を点灯、近紫外レーザ光源 1 2 2 を固体撮像素子 2 3 の蓄積期間単位で点灯と消灯を交互に繰り返す。このような構成においても、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0112】

上記実施形態では、固体撮像素子から連続して出力される少なくとも二フレーム分の撮像信号を元に、通常、特殊撮影画像を生成しているが、本発明はこれに限定されない。通常、特殊撮影画像の同時性を保つことができ、視認によって違和感を生じさせない程度の

50

間隔であれば、例えば数～数十フレーム分の間隔があいた撮像信号から通常、特殊撮影画像を生成してもよい。

【 0 1 1 3 】

上記実施形態では、内視鏡として電子内視鏡 1 0 を例示したが、先端に超音波トランスデューサを配した超音波内視鏡であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 4 】

【図 1】内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【図 2】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 3】デジタル画像処理回路と表示制御回路の詳細な構成を示すブロック図である。

10

【図 4】表示制御回路の処理を模式的に示す図である。

【図 5】病変候補表示モードにおける通常撮影画像と合成画像の表示形態を示す図である。

【図 6】病変候補表示モードにおける通常撮影画像の拡大画像と合成画像の表示形態を示す図である。

【図 7】病変候補表示モードにおける処理手順を示すフローチャートである。

【図 8】通常撮影画像と合成画像の別の表示形態を示す図である。

【図 9】通常撮影画像と合成画像の別の表示形態を示す図である。

【図 10】通常撮影画像と合成画像の別の表示形態を示す図である。

【図 11】通常撮影画像と合成画像と拡大画像の表示形態を示す図である。

20

【図 12】病変候補を検出したことを示すポップアップウィンドウを表示させた状態を示す図である。

【図 13】光源装置の別の形態を示すブロック図である。

【図 14】フィルタの構成を示す図である。

【図 15】固体撮像素子の撮像動作とフィルタの動作を示すタイミングチャートである。

【図 16】レーザ光源を用いたさらに別の光源装置の形態を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 1 1 5 】

2、1 1 0 内視鏡システム

1 0 電子内視鏡

30

1 1 プロセッサ装置

1 2、8 5、1 1 1 光源装置

1 8 モニタ

1 8 a スピーカー

2 3 固体撮像素子

4 0 デジタル信号処理回路 ( D S P )

4 1 C P U

4 4 デジタル画像処理回路 ( D I P )

4 5 表示制御回路

4 6 操作部

40

5 0、5 1 通常、特殊照明光用光源 ( 通常、特殊光源 )

7 0、7 1 通常、特殊撮影画像処理回路

7 2 電子変倍処理回路

7 3 病変候補検出回路

7 4 画像合成処理回路

8 0 マーク

8 2 ポップアップウィンドウ

8 6 フィルタ

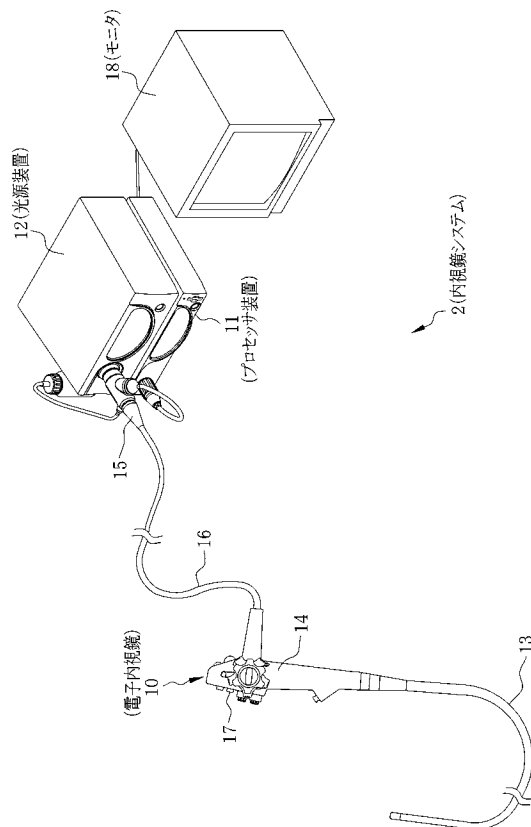
8 7 モータ

9 0 光源

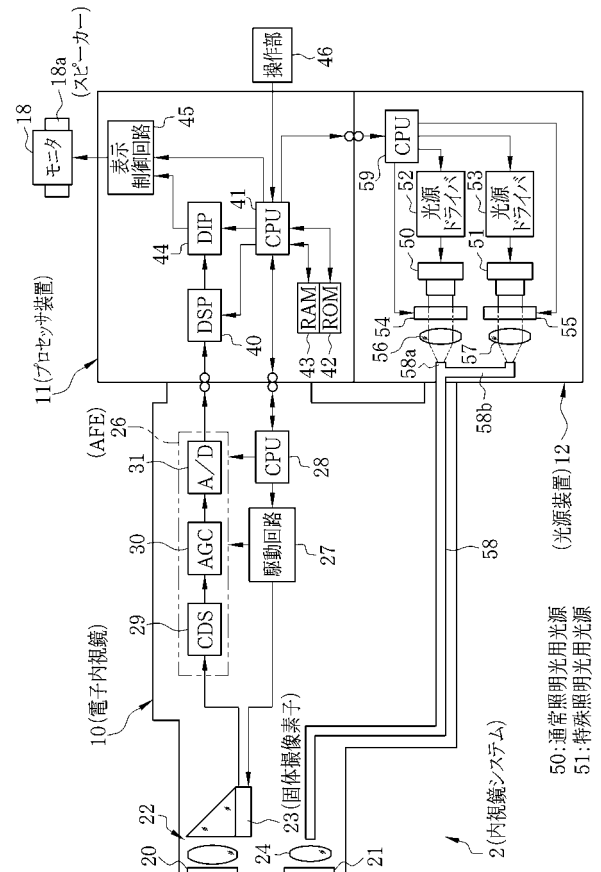
50

- 9 5、9 6 第一、第二通常照明光透過領域  
 9 7、9 8、9 9 青色光、緑色光、赤外光透過領域  
 1 2 1 青色レーザ光源  
 1 2 2 近紫外レーザ光源  
 1 2 4 偏光ビームスプリッタ  
 1 3 5 波長変換部材

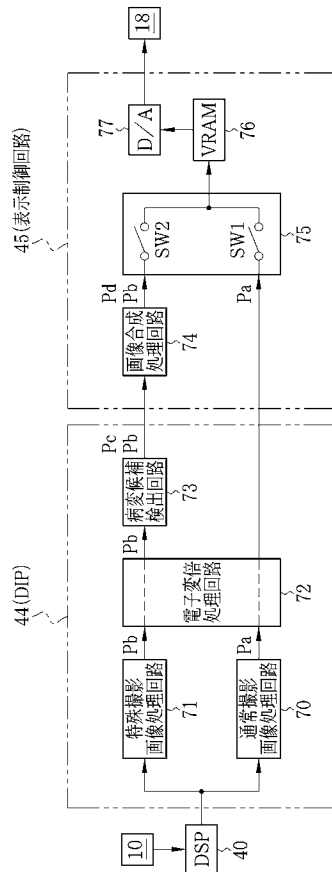
【 図 1 】



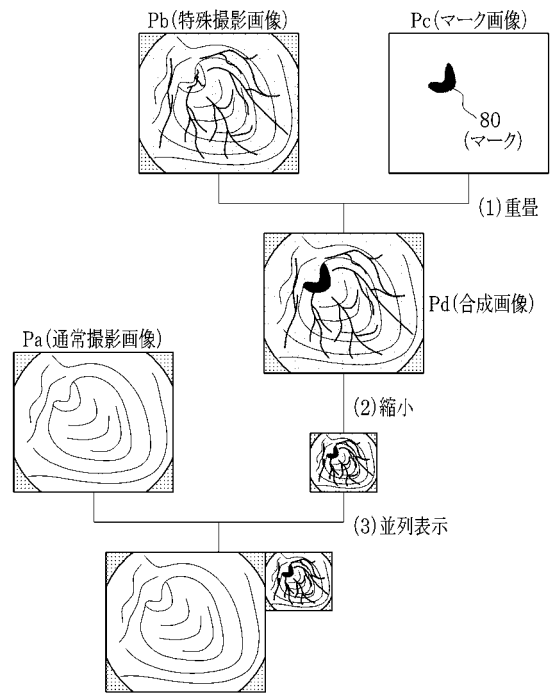
【 図 2 】



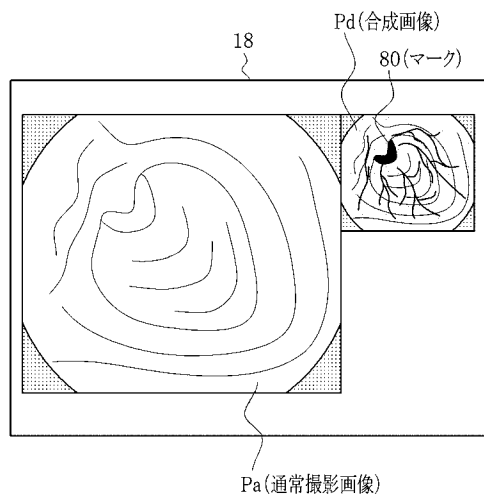
【 図 3 】



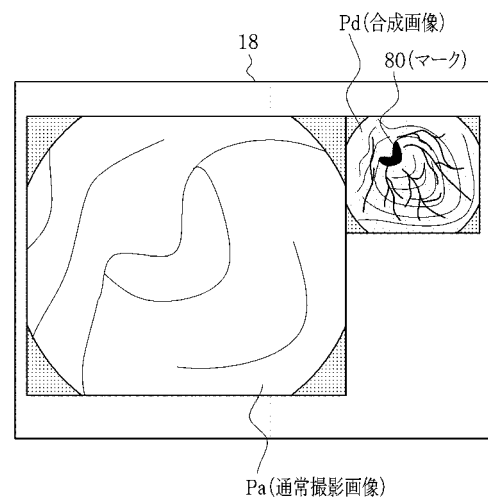
【 図 4 】



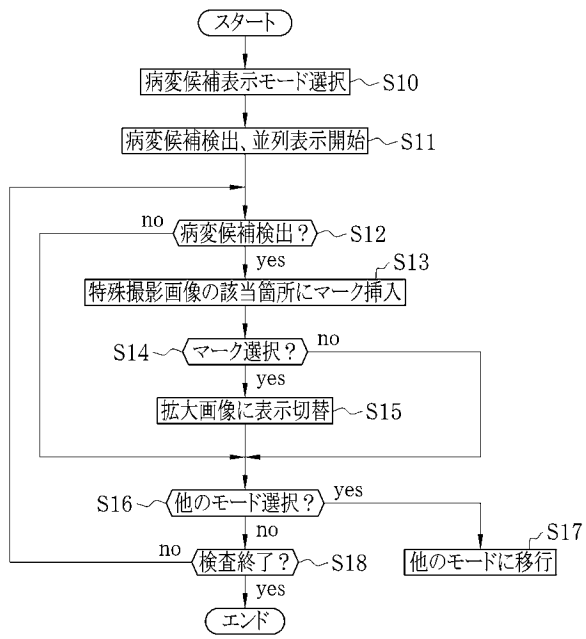
【 図 5 】



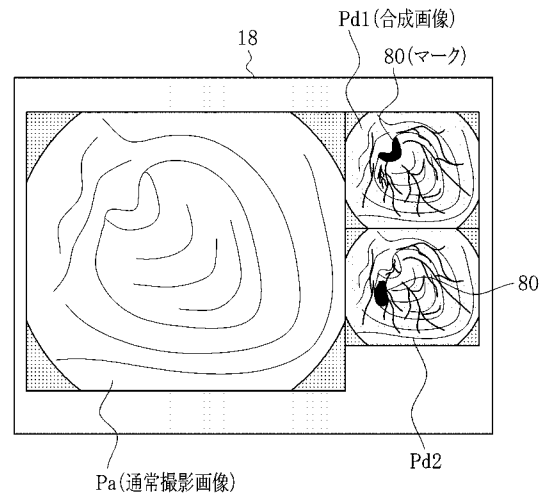
【 図 6 】



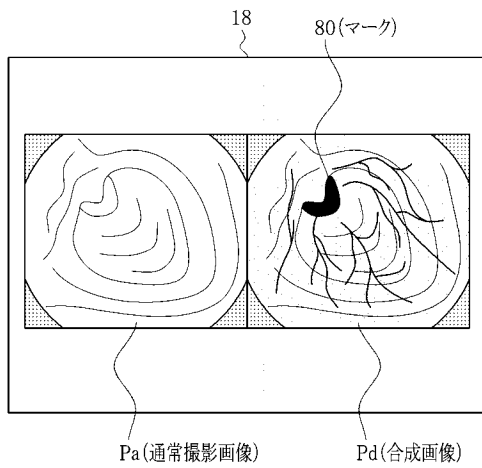
【 図 7 】



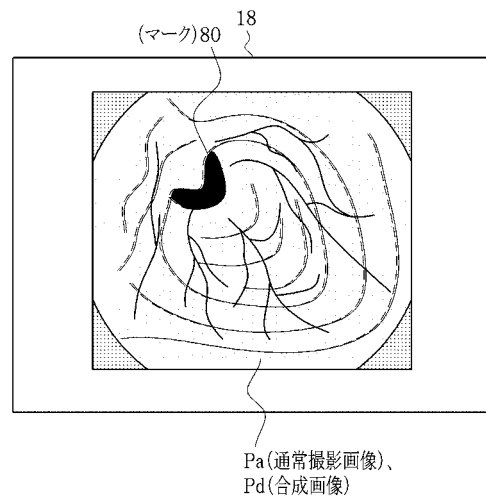
【 図 8 】



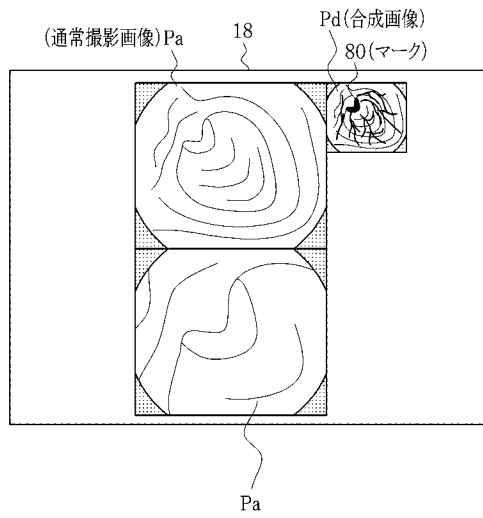
【 図 9 】



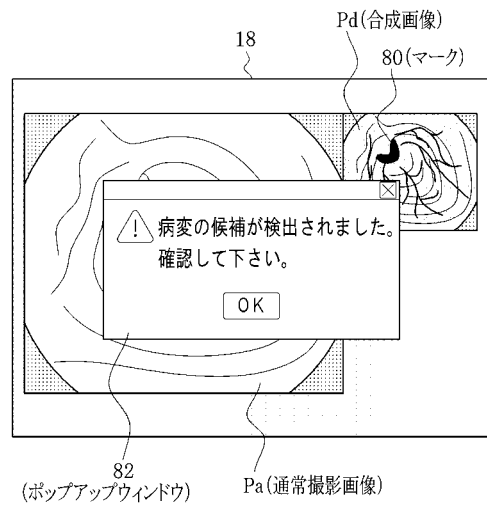
【 図 10 】



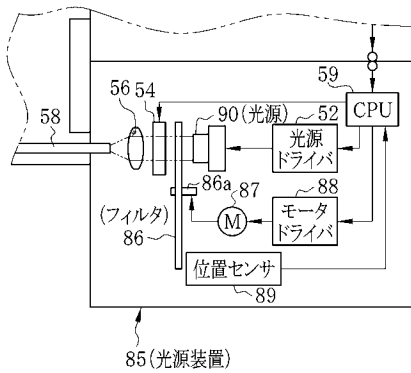
【図 1 1】



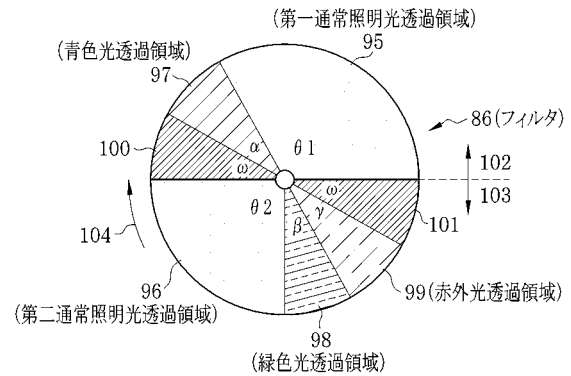
【図 1 2】



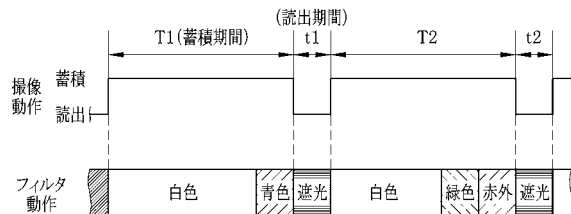
【図 1 3】



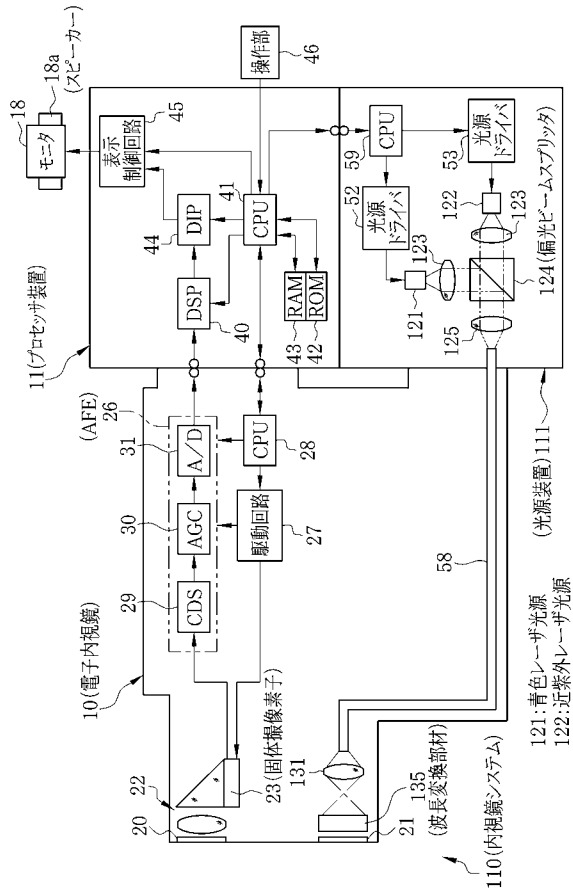
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 16】



|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统，内窥镜处理器装置和内窥镜检查支持方法                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2010172673A</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 公开(公告)日 | 2010-08-12 |
| 申请号            | JP2009022038                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 申请日     | 2009-02-02 |
| [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                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        |         |            |
| [标]发明人         | 檜谷康太郎                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 发明人            | 檜谷 康太郎                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/04                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/07.735 A61B1/07.736                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/AA01 4C061/AA04 4C061/DD03 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/QQ01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061/WW13 4C061/YY12 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/DD03 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW13 4C161/YY12 |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |         |            |

#### 摘要(译)

要解决的问题：减轻参与检测病变的医生的负担，实现平稳准确的内窥镜检查。普通照明光源50和特殊照明光源51以固态成像装置23的累积时段为单位交替地照射正常照明光和特殊照明光。病变候选检测电路73通过特殊照明光分析特殊拍摄图像Pb并检测病变候选。图像合成处理电路74从特殊捕获图像Pb和具有标记80的标记图像Pc生成合成图像Pd，该标记80指示由病变候选检测电路73检测到的病变候选。显示控制电路45使监视器18通过正常照明光并行显示正常拍摄图像Pa和合成图像Pd。可以在不花费太多时间和精力的情况下找到病变并显著提高病变候选者的识别准确度。点域

