

(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2006-198106

(P2006-198106A)

(43) 公開日 平成18年8月3日(2006.8.3)

(51) Int.C1.

F 1

テーマコード(参考)

A61B 1/04 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
GO1N 21/64 (2006.01)

A 61 B 1/04 372
A 61 B 1/00 300D
GO1N 21/64 Z

2 G 04 3

4 C 06 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号

特願2005-12089(P2005-12089)

(22) 出願日

平成17年1月19日(2005.1.19)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 小澤 剛志

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

(72) 発明者 高橋 義典

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 CA05 EA01 FA01

FA06 GA02 GB18 GB19 HA01

HA05 JA03 KA02 KA05 MA01

最終頁に続く

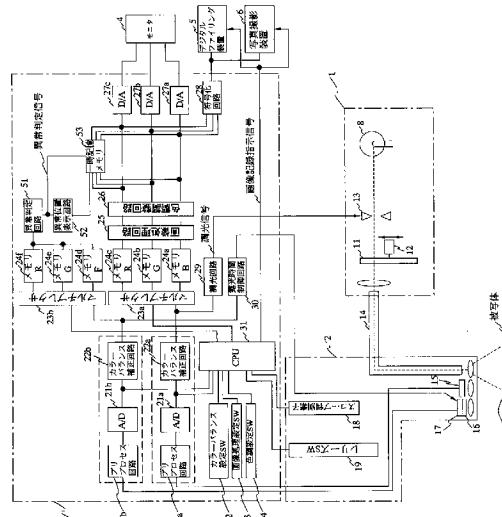
(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 容易かつ確実に通常のカラー内視鏡画像上で異常組織と疑われる領域を特定する。

【解決手段】 異常判定回路51は、異常画素と判定すると、異常判定信号を出力し、その時の同時化メモリF24d、同時化メモリG24e、同時化メモリR24fの画像を一時メモリ53に取り込むと共に、異常位置表示回路52を制御することで、異常位置表示回路52は一時メモリ53に取り込んだ画像上の異常画素が存在する位置を示すマークを重畳表示させ、マーク重畳された一時メモリ53に格納されている通常画像の静止画データをD/A変換回路27a~27cに出力することで、モニタ4にサムネイル表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に照射する照明光を発光する光源装置と、
前記被検体内の生体組織に前記照明光を照射し前記生体組織からの反射光により被検体像を撮像する撮像手段と、前記照明光により前記生体組織で励起された蛍光を抽出する蛍光抽出手段とを有する電子内視鏡と、

前記撮像手段からの撮像信号を信号処理し前記被検体像の内視鏡画像を生成する信号処理手段と、前記内視鏡画像を有する検査画像を生成する検査画像生成手段と、前記蛍光抽出手段が抽出した蛍光に基づき前記生体組織の検査対象領域の有無を検出する検査対象領域検出手段と、前記検査対象領域検出手段が前記検査対象領域を検出したタイミングで前記内視鏡画像を取り込み、取り込んだ前記内視鏡画像の縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、前記検査画像に前記縮小画像を付加する縮小画像付加手段とを有する画像処理装置と

を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記画像処理装置は、
前記検査対象領域検出手段が検出した前記検査対象領域の位置を算出する領域位置算出手段と、
前記領域位置算出手段した位置に対応した前記縮小画像の位置を示すマーク画像を前記縮小画像の重畠する重畠手段と
をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像手段は入射面側に所定の透過特性を有する励起カットフィルタを有し、
前記蛍光抽出手段は、前記撮像手段及び励起カットフィルタにより構成される
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記蛍光抽出手段は、入射面側に所定の透過特性を有する励起カットフィルタを有した
、前記撮像手段とは異なる第 2 の撮像手段により構成される
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記光源装置は、前記照明光より離散的な狭帯域可視光領域の狭帯域照明光を選択的に生成する狭帯域照明光生成手段を有し、
前記検査対象領域検出手段が前記検査対象領域を検出した際に前記狭帯域照明光の選択を行い、前記狭帯域照明光を前記生体組織に照射させる狭帯域照明光選択手段を有する
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記電子内視鏡の前記被検体内での挿入形状を検出し挿入形状画像を表示する挿入形状検出装置を備え、

前記検査対象領域検出手段が前記検査対象領域を検出した際の挿入形状画像の先端位置をマーキングする

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記信号処理手段は、前記蛍光抽出手段からの蛍光に基づく I H b 色彩強調処理手段を有する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記信号処理手段は、前記蛍光抽出手段からの蛍光に基づく蛍光像生成処理手段を有する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、被検体内に挿入し、被検体内部を観察する電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、体腔内にスコープを挿入することにより、食道、胃、小腸、大腸などの消化管や肺等の気管を観察し、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療処理のできる医療用内視鏡が利用されている。特に、電荷結合素子（C C D）等の電子撮像デバイスを用いた電子内視鏡はカラーモニタ上にリアルタイムで動画像を表示でき、内視鏡を操作する術者の疲労が少ないために広く利用されている。

10

【0003】

また、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、例えば特開2002-36196号公報等において、励起光を照射し蛍光画像を得る内視鏡装置が提案されている。

【0004】

さらに、例えば特開2002-95635号公報等には、照明光のR G Bの帯域を狭くして被検体に照射し、狭帯域画像を得ることで、組織の最外層で発生する腫瘍を可視化することのできる狭帯域像（N B I）用内視鏡装置が提案されている。

20

【0005】

また、内視鏡の挿入部の挿入状態を検出するために、例えば特開2000-17586号公報等に磁場を用いた挿入形状検出装置が提案されている。この挿入形状検出装置を用いることで、挿入時の挿入形状を視覚化できるばかりでなく、内視鏡での観察位置を容易に認識することが可能となる。

【特許文献1】特開2002-336196号公報**【特許文献2】特開2002-95635号公報****【特許文献3】特開2000-175861号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0006】**

上述した蛍光画像での画像観察を行う内視鏡装置による内視鏡検査は、通常のカラー画像での画像観察だけでは、被検体の異常組織を効果的に検出することが難しいため、生体組織からの蛍光を画像化することで、異常組織と疑われる領域を視覚化している。

30

【0007】

従って、蛍光画像での画像観察により異常組織と疑われる領域が視認されると、ユーザは該領域を通常のカラー画像で画像観察し、異常組織の検出を行う。

【0008】

しかしながら、従来の蛍光画像での画像観察は、あくまでも蛍光による異常組織と疑われる領域の視覚化を目指しており、最終的には通常のカラー画像での画像観察を行わなければ異常組織の検出ができない。

【0009】

すなわち、蛍光画像での画像観察は、通常のカラー画像での画像観察における異常組織の検出補助のトリガー的な観察であるが、蛍光画像は、色調や画像構造が通常のカラー画像と大きく異なるため、蛍光画像から通常のカラー画像に切り替えたり、蛍光画像と通常のカラー画像とを比較したりする場合、通常のカラー画像上で異常組織と疑われる領域を特定することには多くの習熟が要求されるといった問題がある。

40

【0010】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、容易かつ確実に通常のカラー内視鏡画像上で異常組織と疑われる領域を特定することのできる電子内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0011】

50

本発明のさらなる目的は、通常のカラー内視鏡画像上で異常組織と疑われる領域を特定された際に、該領域を所望の検査手法にて検査することができる電子内視鏡装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の電子内視鏡装置は、

被検体に照射する照明光を発光する光源装置と、

前記被検体内の生体組織に前記照明光を照射し前記生体組織からの反射光により被検体像を撮像する撮像手段と、前記照明光により前記生体組織で励起された蛍光を抽出する蛍光抽出手段とを有する電子内視鏡と、

前記撮像手段からの撮像信号を信号処理し前記被検体像の内視鏡画像を生成する信号処理手段と、前記内視鏡画像を有する検査画像を生成する検査画像生成手段と、前記蛍光抽出手段が抽出した蛍光に基づき前記生体組織の検査対象領域の有無を検出する検査対象領域検出手段と、前記検査対象領域検出手段が前記検査対象領域を検出したタイミングで前記内視鏡画像を取り込み、取り込んだ前記内視鏡画像の縮小画像を生成する縮小画像生成手段と、前記検査画像に前記縮小画像を付加する縮小画像付加手段とを有する画像処理装置と

を備えて構成される。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、容易かつ確実に通常のカラー内視鏡画像上で異常組織と疑われる領域を特定することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0015】

図1ないし図9は本発明の実施例1に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1のRGB回転フィルタの構成を示す図、図3は図2のRGB回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す図、図4は図1の励起カットフィルタの透過特性を示す図、図5は図1の通常観察用CCD及び蛍光観察用CCDの蓄積/読み出しのタイミングを示す図、図6は図1のプロセッサの処理の流れを示すフローチャート、図7は図6の処理でモニタに表示される検査画面を示す図、図8は図7の検査画面のサムネイル表示エリアに表示されるサムネイル画像を説明する図、図9は図8のサムネイル画像の変形例を説明する図である。

【0016】

(構成)

本実施例の内視鏡装置は、図1に示すように、観察用の光を発するための光源装置1と、体腔内に挿入するためのスコープ2と、撮像素子で得られた画像信号の信号処理を行うプロセッサ3と、画像を表示するモニタ4と、デジタル画像を記録するデジタルファーリング装置5と、画像を写真として記録する写真撮影装置6とを備えて構成される。

【0017】

光源装置1は、光を放射するキセノンランプ(以下、ランプと略記する)8と、ランプ8をRGBの面順次光に変換するRGB回転フィルタ11と、RGB回転フィルタ11を回転駆動するためのモータ12と、照射光量を制限する照明光絞り13とを備えている。

【0018】

スコープ2は、RGB面順次照明光を通過させるライトガイドファイバ14と、被写体からの光により被写体の通常観察用の内視鏡像を撮像する通常観察用CCD15と、励起カットフィルタ16を介することで被写体より励起された蛍光により被写体の蛍光内視鏡像を撮像する蛍光観察用CCD17と、スコープ2の種類等の情報を記憶するスコープ

判別素子 18 を備え、スコープ 2 を操作する操作部には、画像記録装置への記録を指示するレリーズスイッチ 19 等が配置されている。

【0019】

プロセッサ 3 は、2つのプリプロセス回路 20a, 20b、2つのA/D 変換回路 21a, 21b、2つのカラーバランス補正回路 22a, 22b、2つのマルチプレクサ 23a, 23b、6つの同時化メモリ 24a, 24b, 24c, 24d, 24e, 24f、画像処理回路 25、色調調整回路 26、3つのD/A 変換回路 27a, 27b, 27c、符号化回路 28、調光回路 29、露光時間制御回路 30、C P U 31、異常判定回路 51、異常位置表示回路 52、一時記憶メモリ 53 を備えている。

【0020】

また、プロセッサ 3 のフロントパネル（図示せず）には使用者が操作できるようにカラーバランス設定スイッチ 32、画像処理設定スイッチ 33、色調設定スイッチ 34 が配置されている。

【0021】

なお、C P U 31 からは図 1 に示した以外にも各部に図示していない制御信号が出力されている。

【0022】

R G B 回転フィルタ 11 には、図 2 に示すように、それぞれ赤色、緑色、青色の光を透過する3つのフィルタ（R フィルタ 37、G フィルタ 38、B フィルタ 39）が配置されており、モータ 12 により回転駆動されることにより、順次、赤、緑、青の光が透過され、R, G, B それぞれのフィルタの分光透過特性は図 3 に示すようになっている。

【0023】

励起カットフィルタ 16 の透過特性は、図 4 に示すように、例えば 500 nm ~ 600 nm を透過する第 1 透過領域 16a と、例えば 680 nm ~ 700 nm を透過する第 2 透過領域 16b とからなっており、この励起カットフィルタ 16 を介することで、蛍光観察用 C C D 17 に入射される光は、

(1) B フィルタ 39 を透過して被検体に光が照射された際に、第 1 透過領域 16a 及び第 2 透過領域 16b を透過する被検体で励起された蛍光成分 F

(2) G フィルタ 38 を透過して被検体に光が照射された際に、被検体で反射された G の反射光光成分

(3) R フィルタ 37 を透過して被検体に光が照射された際に、被検体で反射された R の反射光のうち第 2 透過領域 16b を透過する光成分 R ”

となる。

【0024】

なお、第 2 透過領域 16b の透過率は、第 1 透過領域 16a の透過率と比べ小さく設定されており、これは第 1 透過領域 16a を透過する蛍光 F が微弱であるため、光成分 R ” の光量を蛍光 F の光量に合わせるために、第 2 透過領域 16b の透過率を小さくしている。

【0025】

被検体において蛍光を励起する励起光としては、R G B 回転フィルタ 11 を介した可視光領域を含む照明光としているが、紫外光、赤外光を励起光としてもよい。

【0026】

（作用）

光源装置 1 のランプ 8 から放射された光は、照明光絞り 13、R G B 回転フィルタ 11 を通過してスコープ 2 のライトガイドファイバ 14 に入射される。

【0027】

このとき、照明光絞り 13 は、プロセッサ 3 の調光回路 29 から出力される調光信号に応じて、光源装置 1 から出射される光の光量を制限し、C C D 15 で撮像される画像に飽和が生じないようにする。

【0028】

10

20

30

40

50

R G B 回転フィルタ 11 には、図 2 に示したように、それぞれ赤色、緑色、青色の光を透過する 3 つのフィルタ (R フィルタ 37 、 G フィルタ 38 、 B フィルタ 39) が配置されており、モータ 12 により回転駆動されることにより、順次赤、緑、青の光が透過される。

【 0 0 2 9 】

ライトガイドファイバ 14 に入射された光は、スコープ先端部から消化管等の被写体に照射される。

【 0 0 3 0 】

被写体からの光は、スコープ先端の通常観察用 CCD 15 に入射される。通常観察用 CCD 15 は R G B 回転フィルタ 11 の回転に同期して駆動され、図 5 に示すように、蓄積 / 読み出しが行われ、 B フィルタ 39 、 G フィルタ 38 、 R フィルタ 37 の各照射光に対応する B 画像信号、 G 画像信号、 R 画像信号が順次プロセッサ 3 に出力される。

【 0 0 3 1 】

同様に、被写体からの光は、励起カットフィルタ 16 を介してスコープ先端の蛍光観察用 CCD 17 に入射される。蛍光観察用 CCD 17 は R G B 回転フィルタ 11 の回転に同期して駆動され、図 5 に示すように、蓄積 / 読み出しが行われ、 B フィルタ 39 、 G フィルタ 38 、 R フィルタ 37 の各照射光に対応して入射される F 蛍光画像信号、 G 画像信号、 R" 画像信号が順次プロセッサ 3 に出力される。

【 0 0 3 2 】

ここで、蛍光観察用 CCD 17 には、電荷の蓄積時間を調整する電子シャッタ機能が組み込まれており、プロセッサ 3 の露光時間制御回路 30 からの電子シャッタ制御信号により、電荷の掃き出しが行われ、蓄積 / 読み出しが行われ、 B フィルタ 39 、 G フィルタ 38 、 R フィルタ 37 の各照射光に対応して入射される F 蛍光画像信号、 G 画像信号、 R" 画像信号が順次プロセッサ 3 に出力される。

【 0 0 3 3 】

プロセッサ 3 に入力された通常観察用 CCD 15 からの画像信号は、まずプリプロセス回路 20a に入力される。プリプロセス回路 20a では CDS (相関 2 重サンプリング) 等の処理により画像信号が取り出される。プリプロセス回路 20a から出力された信号は A / D 変換回路 21a によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、カラーバランス補正回路 22a に入力され、カラーバランスの補正処理が行われる。

【 0 0 3 4 】

カラーバランス補正回路 22a から出力された信号はマルチプレクサ 23a により、 B フィルタ 39 、 G フィルタ 38 、 R フィルタ 37 が挿入されたときの画像がそれぞれ同時化メモリ B 24a 、同時化メモリ G 24b 、同時化メモリ R 24c に振り分けられ記憶される。

【 0 0 3 5 】

同様に、プロセッサ 3 に入力された蛍光観察用 CCD 17 からの画像信号は、まずプリプロセス回路 20b に入力される。プリプロセス回路 20b では CDS (相関 2 重サンプリング) 等の処理により画像信号が取り出される。プリプロセス回路 20b から出力された信号は A / D 変換回路 21b によりアナログ信号からデジタル信号に変換され、カラーバランス補正回路 22b に入力され、カラーバランスの補正処理が行われる。

【 0 0 3 6 】

カラーバランス補正回路 22b から出力された信号はマルチプレクサ 23b により、 B フィルタ 39 、 G フィルタ 38 、 R フィルタ 37 が挿入されたときの画像がそれぞれ同時化メモリ F 24d 、同時化メモリ G 24e 、同時化メモリ R 24f に振り分けられ記憶される。

【 0 0 3 7 】

調光回路 29 にはカラーバランス補正回路 22a の信号が、露光時間制御回路 30 にはカラーバランス補正回路 22b の信号がそれぞれ入力される。

【 0 0 3 8 】

調光回路 29 は、カラーバランス補正回路 22a からの信号の大きさに基づいて、得ら

10

20

30

40

50

れる画像の明るさをおおよそ一定に保つための調光信号を作成する。調光信号は光源装置1に送られ、照明光絞り13を制御することにより光源装置1から出射される光量を調整する。

【0039】

露光時間制御回路30は、得られる画像の明るさをおおよそ一定に保つために、カラーバランス補正回路22bからの信号の大きさに基づいて蛍光観察用CCD17の電子シャッタを制御する電子シャッタ制御信号を送る。

【0040】

同時化メモリB24a、同時化メモリG24b、同時化メモリR24cで同時化された通常観察用CCD15からの画像に対して画像処理回路25で所定の画像処理がなされ、さらに色調調整回路26での所定の色調調整処理を経て、D/A変換回路27a～27cによりアナログ信号に変換され、モニタ4に表示される。また、デジタルファイリング装置5、写真撮影装置6には符号化回路28で符号化されたデジタル画像信号が送られ、CPU31からの画像記録指示信号に応じて、それぞれの装置に画像が記録される。

【0041】

一方、同時化メモリF24d、同時化メモリG24e、同時化メモリR24fで同時化された蛍光観察用CCD17からの画像に対しては、異常判定回路51が画素単位で異常領域に判定がなされる。

【0042】

異常判定回路51は、同時化メモリF24dと同時化メモリR24fをと画素毎に比較し、同時化メモリF24dの画素値Fと同時化メモリR24fの画素値R"との比である「F/R"」の値が所定値より小さい場合には異常画素と判定する。

【0043】

なお、この判定に加え、さらに同時化メモリF24dの画素値Fと同時化メモリG24eの画素値Gとの比である「F/G」の値が所定値より小さい場合に異常画素と判定(F/R" < 第1所定値かつF/G < 第2所定値の場合、異常画素と判定)することで、判定精度を高めることができる。

【0044】

異常判定回路51は、異常画素と判定すると、異常判定信号を出力し、その時の同時化メモリF24d、同時化メモリG24e、同時化メモリR24f、同時化メモリB24a、同時化メモリG24b、同時化メモリR24cの画像を一時メモリ53に取り込むと共に、異常位置表示回路52を制御することで、異常位置表示回路52は一時メモリ53に取り込んだ画像上の異常画素が存在する位置を示すマークを重畠表示させ、マーク重畠された一時メモリ53に格納されている通常画像の静止画データをD/A変換回路27a～27cに出力することで、モニタ4にサムネイル表示させる。

【0045】

上記の作用をフローチャートを用いて具体的に説明すると、図6に示すように、プロセッサ3は、ステップS1にてモニタ4に、図7のように通常観察画像である内視鏡ライブ画像99を有する検査画像を表示する。

【0046】

図7において、モニタ4に表示される検査画像は、患者データ等と通常観察画像である内視鏡ライブ画像99とを表示するメイン表示エリア100と、異常判定回路51で異常判定がなされた際の静止画のサムネイル画像を表示するサムネイル表示エリア101とかなる。

【0047】

そして、ステップS2にて異常判定回路51で異常画素を検知すると、ステップS3にて図8のようにサムネイル表示エリア101にその時の内視鏡ライブ画像99の静止画を一時メモリ53に取り込み、取り込んだ静止画のサムネイル画像102を表示しステップS4に進み、異常画素が検知されない場合にはそのままステップS4に進む。サムネイル画像102は、静止画上に異常画素を示すマーク103が重畠されている。

10

20

30

40

50

【0048】

ステップS4では、検査が終了するまでステップS1～S3の処理を繰り返すかどうかの判断がなされ、検査終了が指示されると処理を終了する。

【0049】

(効果)

このように本実施例では、内視鏡ライブ画像での観察と並行して、蛍光による異常領域の検出を行い、異常領域が検出された際には、サムネイル表示エリア101にその時の内視鏡ライブ画像99の静止画のサムネイル画像を表示するので、サムネイル画像によりユーザは異常領域があったことを容易に認識でき、かつ内視鏡ライブ画像に特別な表示を行うことなく、マーク103により異常領域の位置を視認できる。

10

【0050】

この異常領域の発生及び異常領域の位置の認識に基づき、ユーザは該異常領域を内視鏡ライブ画像で詳細に検査することが可能となる。

【0051】

なお、異常判定回路51で異常画素を検知した際、サムネイル表示エリア101にその時の静止画のサムネイル画像102を表示すると共に、ブザー等を用いて音で告知するようにもよい。さらに、サムネイル表示エリア101に通常画像の代りに、同時化メモリF24d、同時化メモリG24e、同時化メモリR24fで構成される蛍光像を表示してもよい。

20

【0052】

また、一時メモリ53を複数フレームの画像が格納できるように構成することで、図9に示すように、異常判定回路51で異常画素を検知した際の静止画以外に、その数秒前(例えば、1秒前、2秒前、3秒前)の複数の静止画のサムネイル画像をサムネイル表示エリア101に表示させるようにしてもよく、このように複数のサムネイル画像を表示することで、異常領域に位置がより容易に認識できる。またこのような場合、数秒前から異常画素を検知した際の静止画までをサムネイル動画としてサムネイル表示エリア101に表示させるようにしてもよい。

20

【0053】

また、ユーザがスコープ2に設けられたレリーズスイッチ19を操作することで、サムネイル表示エリア101に表示されている画像を例えばデジタルファイリング装置5に記録することができる。この場合記録される画像は静止画に限らず、動画でもよい。

30

【実施例2】

【0054】

図10ないし図12は本発明の実施例2に係わり、図10は内視鏡装置の構成を示す構成図、図11は図10の狭帯域RGB回転フィルタの構成を示す図、図12は図11の狭帯域RGB回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す図、図13は図10のプロセッサの処理の流れを示すフローチャートである。

【0055】

実施例2は、実施例1とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

40

【0056】

(構成)

本実施例では、図10に示すように、スコープ2にフィルタ切替スイッチ120が設けられ、このフィルタ切替スイッチ120の出力がプロセッサ3のCPU31に出力されるようになっている。

【0057】

また、プロセッサ3では、異常判定回路51からの異常判定信号は、CPU31に出力され、CPU31はこの異常判定信号及びフィルタ切替スイッチ120の信号に基づいてフィルタ切替信号を光源装置1に出力するようになっている。

【0058】

50

光源装置1は、狭帯域RGB回転フィルタ121をランプ8と照明光絞り13の間に設けて構成される。狭帯域RGB回転フィルタ121及びRGB回転フィルタ11は、フィルタ切替信号に基づき光路に対して垂直に移動可能となっており、異常判定信号が出力されていない場合には、フィルタ切替信号によりRGB回転フィルタ11を光路上に配置すると共に狭帯域RGB回転フィルタ121を光路上より除去し、逆に異常判定信号が出力されフィルタ切替スイッチ120が選択されると、フィルタ切替信号により狭帯域RGB回転フィルタ121を光路上に配置すると共にRGB回転フィルタ11を光路上より除去するようになっている。

【0059】

狭帯域RGB回転フィルタ121には、図11に示すように、それぞれ赤色、緑色、青色の光を透過する3つのフィルタ(RNBIフィルタ137、GNBIフィルタ138、BNBIフィルタ139)が配置されており、モータ122により回転駆動されることにより、順次、離散的な狭帯域の赤、緑、青の光が透過され、RNBI、GNBI、BNBIそれぞれのフィルタの分光透過特性は図12に示すようになっている。それぞれのフィルタの中心透過波長は、RNBI: 610 nm, GNBI: 540 nm, BNBI: 415 nmである。

【0060】

その他の構成は実施例1と同じである。

【0061】

(作用)

図13に示すように、ステップS1～S3の処理がなされた後、異常判定信号がCPU31に出力されると、ステップS21にてフィルタ切替スイッチ120が選択され狭帯域観察を実行するかどうか判断する。

【0062】

狭帯域観察が選択されると、ステップS22にて観察モードを通常観察モードから狭帯域照明観察モードに切り替える。具体的には、狭帯域照明観察モードでは、フィルタ切替信号により狭帯域RGB回転フィルタ121を光路上に配置すると共にRGB回転フィルタ11を光路上より除去すると共に、CPU31により画像処理における各パラメータを狭帯域観察用に変更する。

【0063】

なお、この狭帯域照明観察モードでの処理は、例えば特開2002-95635号公報に詳細に記載され、公知であるので説明は省略する。

【0064】

そして、ステップS23にてフィルタ切替スイッチ120の操作に基づき狭帯域照明観察モードを継続するかどうか判断し、狭帯域照明観察モードを終了すると判断すると、ステップS24にて観察モードを狭帯域照明観察モードから通常観察モードに戻す。具体的には、狭帯域照明観察モードでは、フィルタ切替信号によりRGB回転フィルタ11を光路上に配置すると共に狭帯域RGB回転フィルタ121を光路上より除去すると共に、CPU31により画像処理における各パラメータを通常観察用に変更する。

【0065】

ステップS4では、検査が終了するまでステップS1～S3及びステップS21～S24の処理を繰り返すかどうかの判断がなされ、検査終了が指示されると処理を終了する。

【0066】

(効果)

このように本実施例では、実施例1の効果に加え、異常判定信号が出力されると、狭帯域照明観察モードでの観察が可能となるため、狭帯域照明観察モードにより粘膜表層の細かな凹凸構造や毛細血管パターンの観察を容易に行うことができ、異常が疑わしい領域でのより詳細な検査が可能となる。

【0067】

なお、通常観察モードから移行する観察モードは狭帯域照明観察モードに限らず、蛍光観察用CCD17からの画像に基づく特開2002-336196号公報等に示される

10

20

30

40

50

H b 色彩強調観察モードや蛍光像観察モードとしてもよい。

【実施例 3】

【0068】

図14ないし図18は本発明の実施例3に係わり、図14は内視鏡装置の構成を示す構成図、図15は図14のプロセッサの処理の流れを示すフローチャート、図16は図15の挿入形状検出装置の作用を説明する図、図17は図14の内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図、図18は図17のプロセッサの処理の流れを示すフローチャートである。

【0069】

実施例3は、実施例1とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0070】

(構成)

本実施例では、図14に示すように、スコープ2の挿入形状を検出する挿入形状検出装置200が設けられ、この挿入形状検出装置200に異常判定信号が出力されるようになっている。

【0071】

ここで、挿入形状検出装置200は、例えば特開2000-175861号公報等にその構成及び作用が詳細に開示され、公知であるので、説明は省略するが、本実施例のスコープ2の挿入部には、図示はしないが挿入軸に沿って磁場を発生するソースコイルが複数設けられており、このソースコイルの磁場を挿入形状検出装置200のセンスコイルで検出することで挿入形状を抽出する。

【0072】

その他の構成は実施例1と同じである。

【0073】

(作用)

図15に示すように、ステップS1～S3の処理がなされた後、異常判定信号が挿入形状検出装置200に出力され、ステップS41にて挿入形状検出装置200のモニタ201上に異常領域の位置を表示すると共に、該異常領域の位置を有する挿入形状画像の記録処理が行われる。

【0074】

具体的にはステップS41では、図16に示すように、挿入形状検出装置200のモニタ201には、スコープ2の挿入部の挿入形状画像210の動画像が表示されている。このとき、異常判定信号を検知すると挿入形状画像210を静止させると共に、異常領域の位置に番号マーク211を点滅表示させる。

【0075】

このとき、挿入形状検出装置200の記録指示ボタン(図示せず)が選択されると、点滅表示されている番号マーク211が点灯に代わり、挿入形状検出装置200の記録部(図示せず)内に異常領域の位置を有する挿入形状画像が記録される。また、挿入形状検出装置200の記録指示ボタン(図示せず)が選択されず、解除ボタン(図示せず)が選択されると点滅表示されている番号マーク211は消去され、異常領域の位置を有する挿入形状画像は記録されず、モニタ201ではスコープ2の挿入部の挿入形状画像210の動画像の表示に戻る。

【0076】

なお、図16においては、第1の番号マーク211(1)の異常領域の位置を有する挿入形状画像が記録され、また第2の番号マーク211(2)の異常領域の位置を有する挿入形状画像が静止して、記録を行うかどうかを待っている状態を示している(番号マーク211の点滅は斜めハッチングで示している)。

【0077】

(効果)

このように本実施例では、実施例1の効果に加え、異常判定信号を外部機器に出力する

ことで、該異常判定信号を有効に使用することが可能となる。特に外部機器が挿入形状検出装置200の場合には、異常領域の位置を有する挿入形状画像を記録することで、検査後のカルテ等の作成時に該挿入形状画像を用いることで、容易に異常領域を資料化でき、カルテ作成等の付加が軽減できる。

【0078】

なお、本実施例には、図17に示すように、実施例2の構成を加えることができる。その際の処理の流れの一例を図18に示す。この場合、実施例2の効果に加えて上記の本実施例の効果を得ることができるのはいうまでもない。

【実施例4】

【0079】

図19ないし図23は本発明の実施例4に係わり、図19は内視鏡装置の構成を示す構成図、図20は図19のRGB回転フィルタの構成を示す図、図21は図20のRGB回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す図、図22は図19の励起カットフィルタの透過特性を示す図、図23は図19のCCDの蓄積/読み出しのタイミングを示す図である。

【0080】

実施例4は、実施例1とほとんど同じであるので、異なる点のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0081】

実施例1では、通常観察用CCD15と蛍光観察用CCD17の2つのCCDをスコープ2に設けた構成であったが、本実施例では、図19に示すように、1つのCCD230を設けている。

【0082】

また、本実施例の光源装置1のRGB回転フィルタ11には、図20に示すように、4つのフィルタ(Rフィルタ237、Gフィルタ238、B1フィルタ239、B2フィルタ240)が配置されており、モータ12により回転駆動されることにより、順次、赤、緑、青1、青2の光が透過され、R, G, B1, B2それぞれのフィルタの分光透過特性は図21に示すようになっている。

【0083】

また、CCD230の入射面側に設けられる励起カットフィルタ16の透過特性は、図22に示すように、例えば400nm~450nmを透過する第1透過領域241aと、例えば500nm~650nmを透過する第2透過領域241bとからなっており、この励起カットフィルタ16を介することで、CCD230に入射される光は、

(1) B1フィルタ239を透過して被検体に光が照射された際に、第1透過領域16aを透過するBの反射光光成分

(2) B2フィルタ240を透過して被検体に光が照射された際に、第1透過領域16aを透過する被検体で励起された蛍光成分F

(3) Gフィルタ238を透過して被検体に光が照射された際に、第2透過領域16bを透過する被検体で反射されたGの全反射光光成分

(4) Rフィルタ237を透過して被検体に光が照射された際に、被検体で反射されたRの反射光のうち第2透過領域16bを透過する光成分R”

となる。

【0084】

図19に戻り、プロセッサ3は、2つのプリプロセス回路20a, 20b、2つのA/D変換回路21a, 21b、2つのカラーバランス補正回路22a, 22b、マルチブレクサ23、4つの同時化メモリ24a, 24b, 24c, 24d、画像処理回路25、色調調整回路26、3つのD/A変換回路271, 27b, 27c、符号化回路28、調光回路29、露光時間制御回路30、CPU31、異常判定回路51、異常位置表示回路52、一時記憶メモリ53を備えている。

【0085】

その他の構成は実施例 1 と同じである。

【0086】

(作用)

被写体からの光は、スコープ先端の C C D 2 3 0 に入射される。 C C D 2 3 0 は R G B 回転フィルタ 1 1 の回転に同期して駆動され、図 2 3 に示すように、蓄積 / 読み出しが行われ、 R フィルタ 2 3 7 、 G フィルタ 2 3 8 、 B 1 フィルタ 2 3 9 、 B 2 フィルタ 2 4 0 の各照射光に対応する R 画像信号、 G 画像信号、 B 画像信号、 F 蛍光画像信号が順次プロセッサ 3 に出力される。

【0087】

プロセッサ 3 では、マルチプレクサ 2 3 により、 R フィルタ 2 3 7 、 G フィルタ 2 3 8 、 B 1 フィルタ 2 3 9 、 B 2 フィルタ 2 4 0 が挿入されたときの画像がそれぞれ同時化メモリ R 2 4 c 、同時化メモリ G 2 4 b 、同時化メモリ B 2 4 a 、同時化メモリ F 2 4 d に振り分けられ記憶される。

【0088】

同時化メモリ B 2 4 a 、同時化メモリ G 2 4 b 、同時化メモリ R 2 4 c で同時化された画像に対して画像処理回路 2 5 で所定の画像処理がなされ、さらに色調調整回路 2 6 での所定の色調調整処理を経て、 D / A 変換回路 2 7 a ~ 2 7 c によりアナログ信号に変換され、モニタ 4 に表示される。また、デジタルファイリング装置 5 、写真撮影装置 6 には符号化回路 2 8 で符号化されたデジタル画像信号が送られ、 C P U 3 1 からの画像記録指示信号に応じて、それぞれの装置に画像が記録される。

【0089】

一方、同時化メモリ F 2 4 d 、同時化メモリ G 2 4 b 、同時化メモリ R 2 4 c で同時化された画像に対しては、異常判定回路 5 1 が画素単位で異常領域に判定がなされる。

【0090】

その他の作用は実施例 1 と同じである。

【0091】

(効果)

このように本実施例では、実施例 1 の効果に加え、 1 つの C C D 及び 4 つの同時化メモリで構成することができるので、装置を安価に構成することが可能となる。

【0092】

なお、本実施例に、実施例 2 の構成、あるいは実施例 3 の構成、さらには実施例 3 の変形例の構成が適用でき、それぞれの効果を得ることができるのはいうまでもない。

【0093】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0094】

【図 1】本発明の実施例 1 に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 2】図 1 の R G B 回転フィルタの構成を示す図

【図 3】図 2 の R G B 回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す図

【図 4】図 1 の励起カットフィルタの透過特性を示す図

【図 5】図 1 の通常観察用 C C D 及び蛍光観察用 C C D の蓄積 / 読み出しのタイミングを示す図

【図 6】図 1 のプロセッサの処理の流れを示すフローチャート

【図 7】図 6 の処理でモニタに表示される検査画面を示す図

【図 8】図 7 の検査画面のサムネイル表示エリアに表示されるサムネイル画像を説明する図

【図 9】図 8 のサムネイル画像の変形例を説明する図

【図 10】本発明の実施例 2 に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【図 11】図 10 の狭帯域 R G B 回転フィルタの構成を示す図

10

20

30

40

50

- 【図12】図11の狭帯域RGB回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す図
 【図13】図10のプロセッサの処理の流れを示すフローチャート
 【図14】本発明の実施例3に係る内視鏡装置の構成を示す構成図
 【図15】図14のプロセッサの処理の流れを示すフローチャート
 【図16】図15の挿入形状検出装置の作用を説明する図
 【図17】図14の内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図
 【図18】図17のプロセッサの処理の流れを示すフローチャート
 【図19】本発明の実施例4に係る内視鏡装置の構成を示す構成図
 【図20】図19のRGB回転フィルタの構成を示す図
 【図21】図20のRGB回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す図
 【図22】図19の励起カットフィルタの透過特性を示す図
 【図23】図19のCCDの蓄積/読み出しのタイミングを示す図

【符号の説明】

【0095】

- 1 ... 光源装置
 2 ... スコープ
 3 ... プロセッサ
 4 ... モニタ
 5 ... デジタルファイリング装置
 6 ... 写真撮影装置

10

8 ... ランプ

- 11 ... RGB回転フィルタ
 12 ... モータ
 13 ... 照明光絞り
 14 ... ライトガイドファイバ
 15 ... 通常観察用CCD
 16 ... 励起カットフィルタ
 17 ... 蛍光観察用CCD
 18 ... スコープ判別素子
 19 ... レリーズスイッチ

20

- 20a, 20b ... プリプロセス回路
 21a, 21b ... A/D変換回路
 22a, 22b ... カラーバランス補正回路
 23a, 23b ... マルチプレクサ
 24a, 24b, 24c, 24d, 24e, 24f ... 同時化メモリ
 25 ... 画像処理回路
 26 ... 色調調整回路

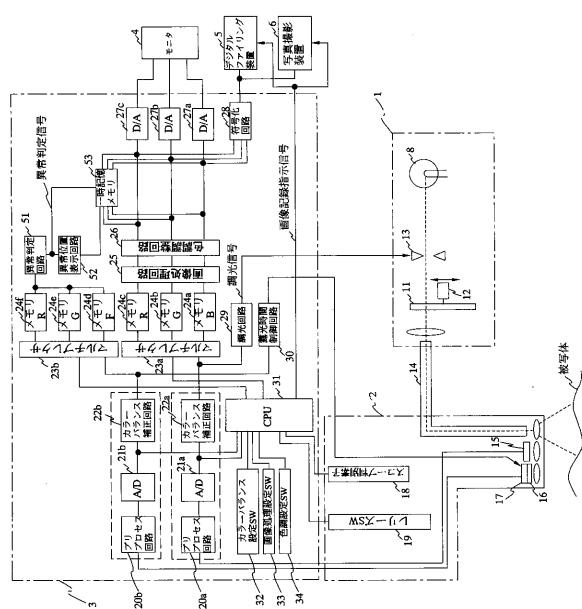
30

- 27a, 27b, 27c ... D/A変換回路
 28 ... 符号化回路
 29 ... 調光回路

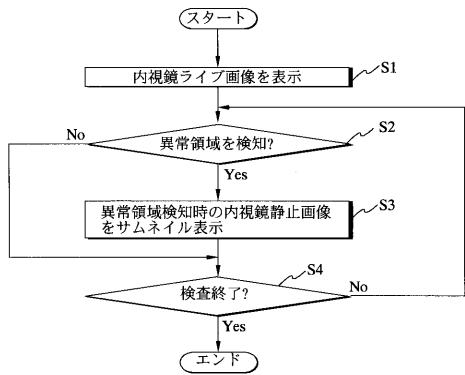
40

- 30 ... 露光時間制御回路
 31 ... CPU
 32 ... カラーバランス設定スイッチ
 33 ... 画像処理設定スイッチ
 34 ... 色調設定スイッチ
 51 ... 異常判定回路
 52 ... 異常位置表示回路
 53 ... 一時記憶メモリ

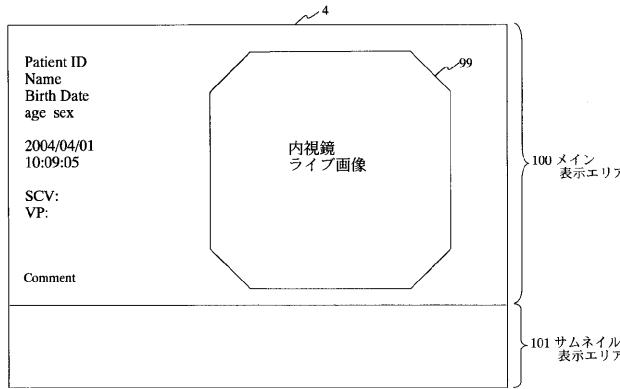
【図1】



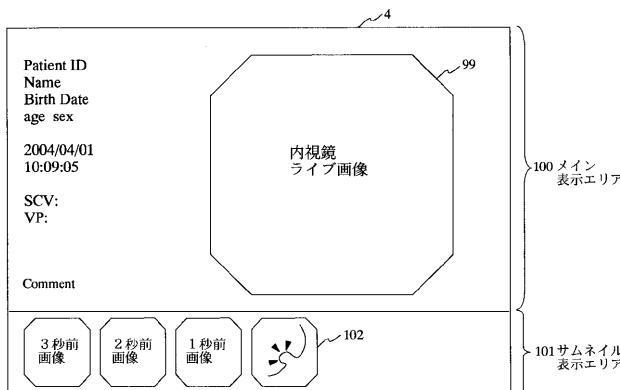
【 四 6 】



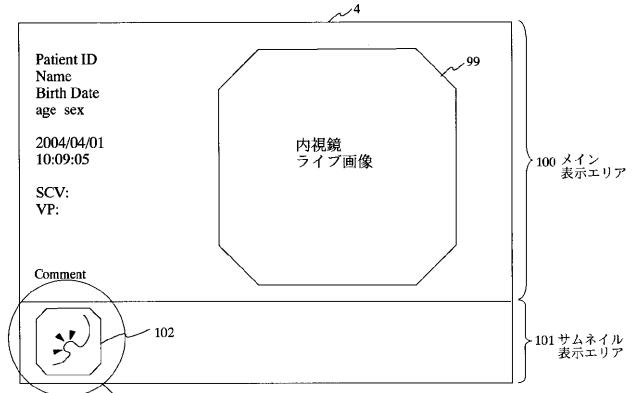
【 図 7 】



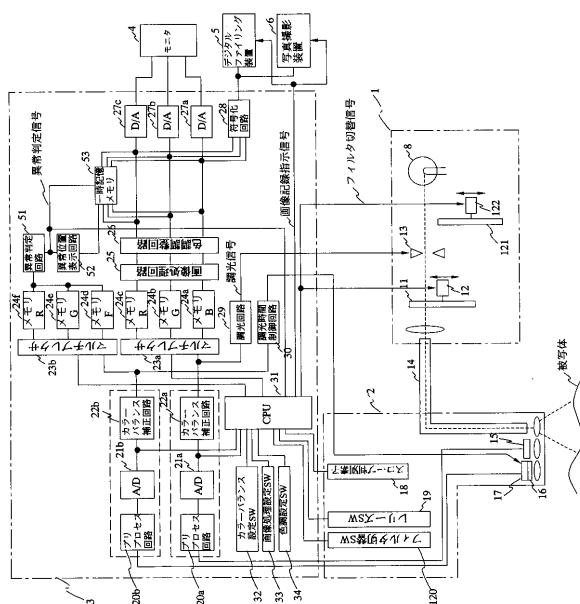
【 図 9 】



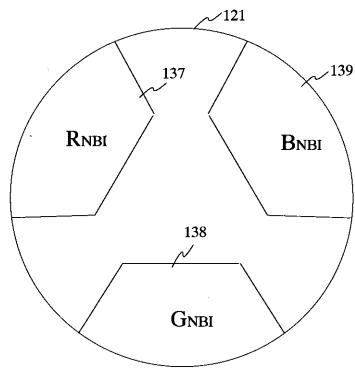
〔 四 8 〕



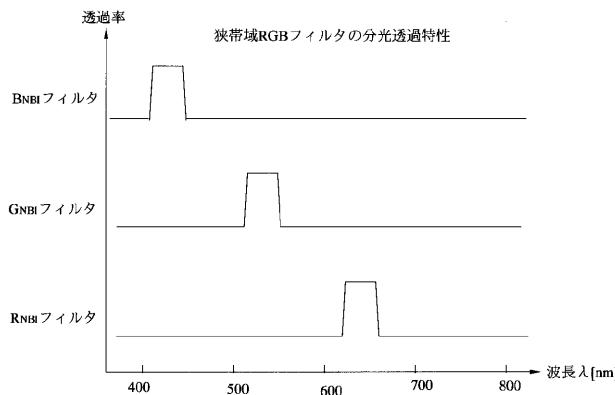
【 図 1 0 】



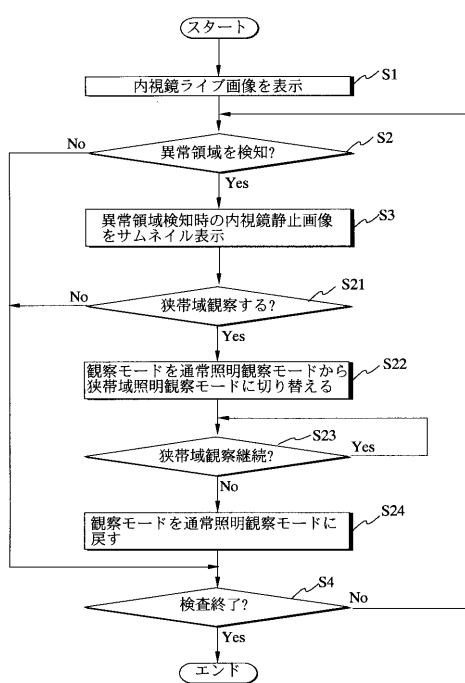
【図11】



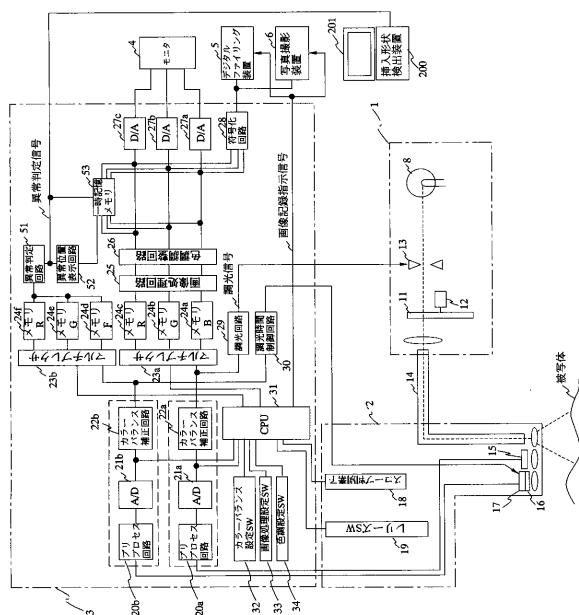
【図12】



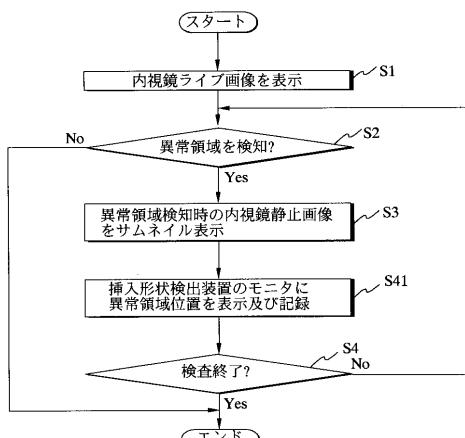
【図13】



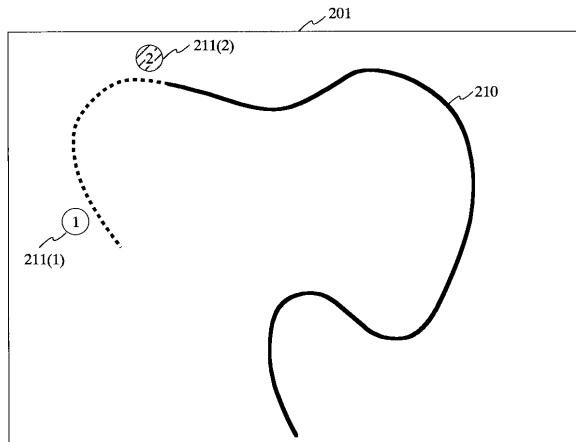
【図14】



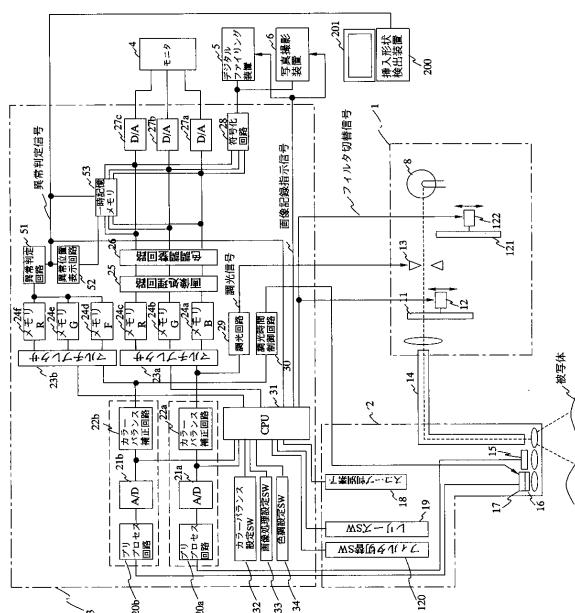
【図15】



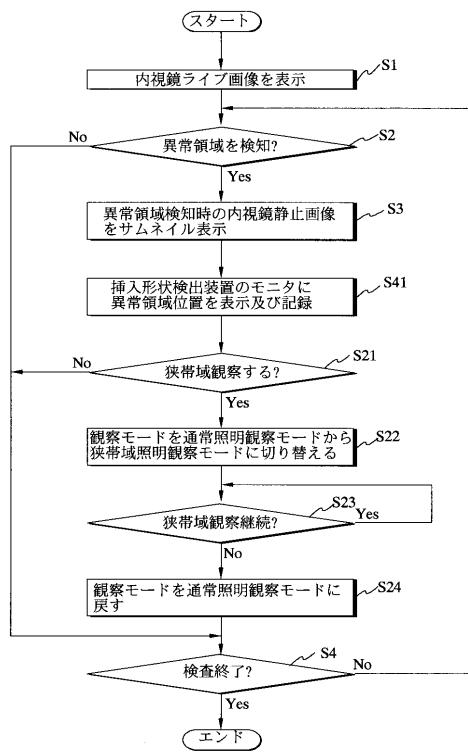
【図16】



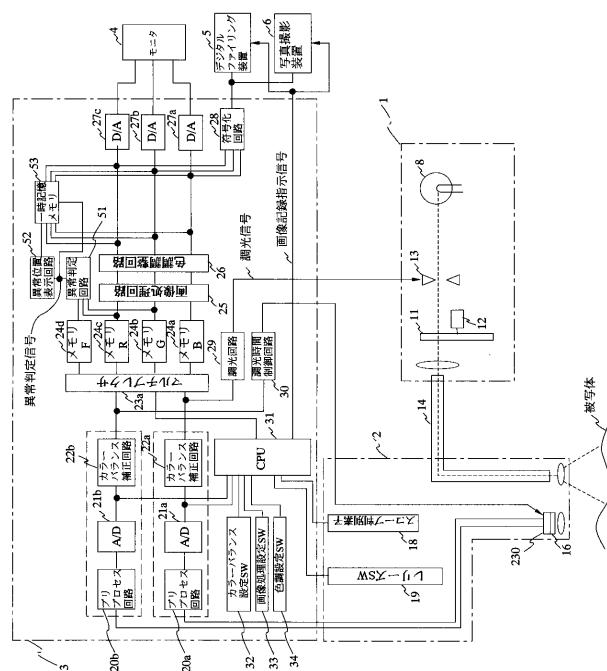
【図17】



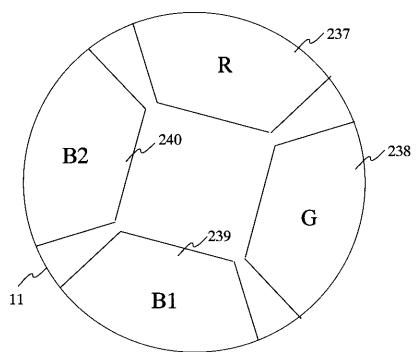
【図18】



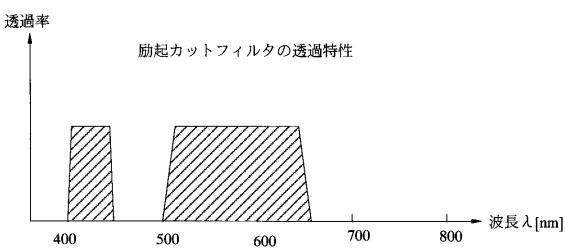
【図19】



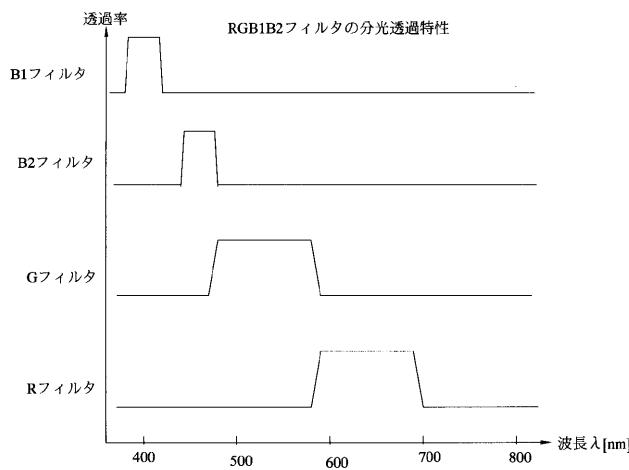
【図20】



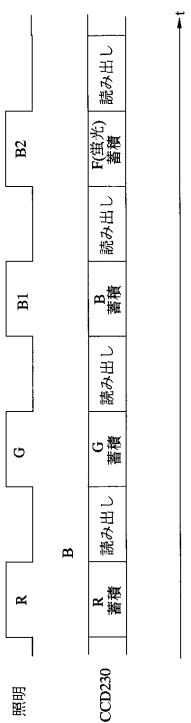
【図22】



【図21】



【図23】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 FF40 FF47 HH28 HH54 LL02 LL08 NN01 PP12 RR03
RR04 RR14 WW03 WW08 WW13 WW17

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006198106A	公开(公告)日	2006-08-03
申请号	JP2005012089	申请日	2005-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小澤剛志 高橋義典		
发明人	小澤 剛志 高橋 義典		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G01N21/64		
CPC分类号	G01N21/6456 A61B1/00045 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0646 G01N21/6486		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA02 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA03 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/MA01 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH28 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW03 4C061/WW08 4C061/WW13 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH28 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS06 4C161/WW03 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161/WW17 4C161/YY07 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在正常彩色内窥镜图像上轻松可靠地确定怀疑是异常组织的区域。异常确定电路51在确定异常像素时输出异常确定信号，将此时的同步存储器F24d，同步存储器G24e和同步存储器R24f的图像取入临时存储器53，并检测异常。通过控制位置显示电路52，异常位置显示电路52在临时存储器53中捕获的图像上叠加并显示指示异常像素的位置的标记，并且将该标记存储在临时存储器53中。通过将现有的普通图像的静止图像数据输出到D/A转换电路27a至27c，在监视器4上进行缩略图显示。[选型图]图1

