

(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2005-342234

(P2005-342234A)

(43) 公開日 平成17年12月15日(2005.12.15)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/00
G02B 23/24
G02B 23/26
// G01N 21/64

F I

A61B 1/00 300D
G02B 23/24 B
G02B 23/26 D
G01N 21/64 Z

テーマコード (参考)

2G043
2H040
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2004-165986 (P2004-165986)
(22) 出願日 平成16年6月3日(2004.6.3)

(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 今泉 克一
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 AA04 BA16 EA01 FA01 FA06
HA05 JA02 KA01 KA02 KA05
LA03 NA01 NA05 NA06
2H040 GA02 GA06 GA11
4C061 CC06 LL02 NN01 NN05 QQ02
QQ03 QQ04 RR04 RR14 TT03
TT13

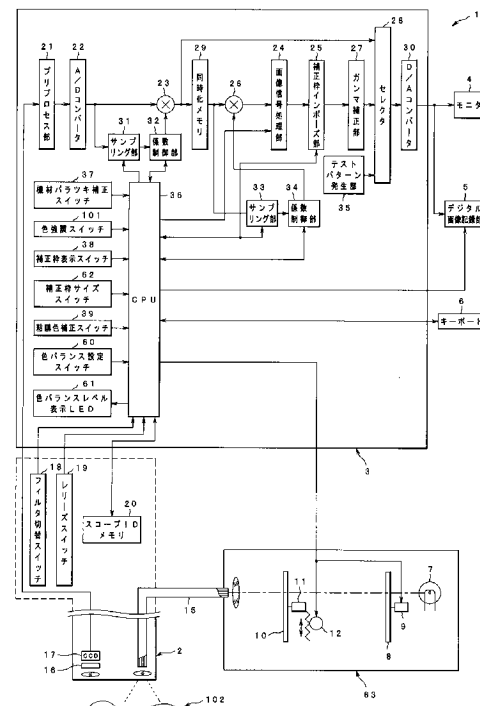
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 生体間における粘膜の色調のパラツキ等を考慮した上において、正常部位の色素量と病変部位の色素量とを明確に分けることができるような色強調を行うことのできる内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 本発明における内視鏡装置1は、被検体102を撮像し、撮像した前記被検体の像を画像信号に変換してプロセッサ3に送信する撮像素子17と、プロセッサ3の操作手段を構成する色強調スイッチ101からの指示により、前記画像信号に対して所定の色強調を行う画像信号処理部24とを有することを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を撮像し、撮像した前記被検体の像を画像信号に変換して送信する撮像手段を有する内視鏡装置であって、

前記画像信号に対して画像処理を指示する第 1 の指示手段と、

前記第 1 の指示手段からの指示により、前記画像信号に対して所定の色強調を行う際に用いる所定の係数を、所定の閾値と、画素毎に算出された所定の値とに基づいて算出する色強調手段とを有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記画像信号に対して画像処理を指示する第 2 の指示手段と、

前記第 2 の指示手段からの指示により、前記画像信号に対し、所定の色補正を行う色補正手段とをさらに有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 の指示手段からの指示と、前記第 2 の指示手段からの指示とが両方とも行われた場合、前記色強調手段は、前記色補正手段が所定の色補正を行った後に、所定の色強調を行うことを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記所定の閾値は、予め設定された一定の値であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記所定の閾値は、被検体毎に算出されて設定される値であることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

照明光を供給する照明光供給手段と、

前記照明光供給手段により照明された被検体を撮像し、撮像した前記被検体の像を画像信号に変換して送信する撮像手段と、

前記被検体の色調データに基づき、前記撮像手段から送信される前記画像信号に対し、所定の色補正を行う色補正手段と、

前記色補正手段から送信される前記画像信号に対し、所定の色強調を行う色強調手段と

、
を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 7】

照明光を供給する照明光供給手段と、

前記照明光供給手段により照明された被検体を撮像し、撮像した前記被検体の像を画像信号に変換して送信する撮像手段と、

前記被検体の色調データを取得する色調取得手段と、

前記撮像手段から送信される前記画像信号に対し、前記色調取得手段が取得した前記色調データに基づき、所定の色強調を行う色強調手段と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 8】

使用者の操作により、前記色調取得手段が前記被検体の色調データを取得するように指示を行う指示手段をさらに有することを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、撮像手段が撮像した、被検体である生体内の像において、術者が正常部位と病変部位との判別を行うことのできる内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

従来より、内視鏡装置は医療分野等において広く用いられている。特に、医療分野における内視鏡装置は、術者が被検体である生体内の検査、観察等の処置を行うという用途において主に用いられている。医療分野における内視鏡装置を用いた観察として一般的に知られているものとしては、例えば、主に白色光を生体内に照射し、肉眼による観察と略同様の生体内の像を撮像する通常観察の他に、特定の波長域を有する励起光を生体内に照射した際に生体内の生体組織が発する自家蛍光の像を撮像し、該自家蛍光の像を観察することにより、生体内の正常部位および病変部位を判別することができる自家蛍光観察がある。自家蛍光観察を行うことのできる内視鏡装置としては、例えば、特許文献 1 において提案されているようなものがある。特許文献 1 において提案されている内視鏡装置は、画像処理回路を有し、該画像処理回路においては、例えば、入力された画像信号の正常部位および病変部位のそれぞれに対し、色強調等の画像処理が行われる。特許文献 1 において提案されている内視鏡装置を用いて自家蛍光観察を行う場合、正常部位と病変部位とは、異なる色素量を有する像として観察される。そして、正常部位と病変部位との判別が難しい部分においては、色強調を行うことにより、正常部位の色素量をと病変部位の色素量とを明確に分けることができる。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 0 4 1 9 4 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 3 】

しかし、生体内におけるコラーゲン等の蛍光物質含有量、蛍光物質を覆っている上皮の厚み等は、生体間において異なるため、自家蛍光観察を行う際に撮像される生体内の像の色調もまた、生体間において異なることが一般的である。そのため、色強調を行った際に、正常部位の色素量が病変部位の色素量と略同一になる場合があり、例えば、本来は正常部位の像であるにもかかわらず、病変部位の像として観察され、術者が診断を行う際の障害となるという課題があった。

【 0 0 0 4 】

本発明は、前記した点に鑑みてなされたものであり、生体間における粘膜の色調のバラツキ等を考慮した上において、正常部位の色素量と病変部位の色素量とを明確に分けることのできるような色強調を行うことのできる内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明における内視鏡装置は、操作手段と、被検体を撮像し、撮像した前記被検体の像を画像信号に変換して送信する撮像手段とを有する内視鏡装置であって、前記操作手段に設けられた第 1 の指示手段と、前記第 1 の指示手段からの指示により、前記画像信号に対して所定の色強調を行う際に用いる所定の係数を、所定の閾値と、画素毎に算出された所定の値とに基づいて算出する色強調手段とを有する。

【発明の効果】

【 0 0 0 6 】

本発明によれば、生体間における粘膜の色調のバラツキ等を考慮した上において、正常部位の色素量と病変部位の色素量とを明確に分けることのできるような色強調を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 7 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 0 8 】

(第 1 の実施形態)

図 1 から図 1 3 は、本発明の第 1 の実施形態に係るものである。図 1 は、本実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図である。図 2 は、本実施形態に係る内視鏡装置に

10

20

30

40

50

用いられる帯域切替フィルタの構成図である。図 3 は、本実施形態に係る内視鏡装置に用いられる帯域回転フィルタ版の構成図である。図 4 は、本実施形態に係る内視鏡装置に用いられる通常 / 蛍光観察用フィルタおよび赤外観察用フィルタの分光特性を示す図である。図 5 は、本実施形態に係る内視鏡装置に用いられる狭帯域光観察用フィルタの分光特性を示す図である。図 6 は、本実施形態に係る内視鏡装置に用いられる回転フィルタ板に設けられた、R フィルタと、G フィルタと、B フィルタとの分光特性を示す図である。図 7 は、本実施形態に係る内視鏡装置に用いられる回転フィルタ板に設けられた、励起フィルタと、G' フィルタと、R' フィルタとの分光特性を示す図である。図 8 は、本実施形態に係る内視鏡装置に用いられる励起光カットフィルタの透過特性を示す図である。図 9 は、本実施形態に係る内視鏡装置の画像信号処理部の内部構成を示すブロック図である。図 10 は、本実施形態に係る内視鏡装置において行われる画像処理の内容を示すフローチャートである。図 11 は、本実施形態に係る内視鏡装置が画像処理の際に用いる強調係数 α と、 (G_{out} / G_{in}) との相関を示す図である。図 12 は、G' フィルタを通過した照射光を被検体に照射した際の反射光（以降 G' 光の反射光と略記する）の強度と、 $(\text{蛍光強度} / G' \text{ 光の反射光の強度})$ との相関を示す図である。図 13 は、本実施形態に係る内視鏡装置において行われる画像処理による、術者がみることのできる像の変化を示す図である。

【0009】

本実施形態に係る内視鏡装置 1 は、図 1 で示すように、スコープ 2 を有し、スコープ 2 は、生体内に挿入することができる程度の外径を有する挿入部と、スコープ 2 の操作を行うための各種インターフェイスが設けられた操作部とを有する。また、本実施形態に係る内視鏡装置 1 は、図 1 で示すように、プロセッサ 3 を有し、プロセッサ 3 は、外表面上に複数の操作手段を有し、撮像された画像信号の信号処理等を行う。さらに、本実施形態に係る内視鏡装置 1 は、図 1 で示すように、画像を表示するモニタ 4 と、画像をデジタル記録するデジタル画像記録部 5 と、プロセッサに接続されるキーボード 6 と、被検体 102 を観察する際に用いられる、各種観察用の照射光を供給する光源装置 63 とを有する。

【0010】

照明光供給手段である光源装置 63 は、照射光を照射するランプ 7 と、ランプ 7 の照射光路上に設けられ、透過波長を制限する帯域切替フィルタ 8 と、帯域切替フィルタを回転駆動させるためのモーター 9 と、回転フィルタ板 10 と、回転フィルタ板 10 を回転駆動させるためのモーター 11 と、回転フィルタ板 10 を、ランプ 7 の照射光路の軸に対して垂直方向に移動させるためのモーター 12 とからなる。

【0011】

スコープ 2 は、光源装置 63 から供給された照射光を導光するライトガイドファイバー 15 を有する。また、スコープ 2 は、挿入部の先端部に、所定の波長以下の波長を有する光を遮断することにより励起光を除去する励起光カットフィルタ 16 と、被検体 102 を撮像し、撮像した被検体 102 の像を画像信号として送信する、CCD（電荷結合素子）等の撮像素子 17 とを有する。励起光カットフィルタ 16 は、図 8 における 121 に示すような、すなわち、透過帯域が、後述する励起フィルタ 47 と重ならないような透過特性を有する。なお、本実施形態の内視鏡装置 1 においては、撮像素子 17 の前面に励起光カットフィルタ 16 が設けられているものとして以降の説明を行うが、励起光カットフィルタ 16 は、例えば、狭帯域光観察を行う場合には使用しないため、スコープ 2 に設けられていなくとも良い。また、スコープ 2 の操作部には、光源装置 63 に設けられた各フィルタを切り替える指示を行うことにより、照射光の種類の切替を行うためのフィルタ切替スイッチ 18 と、デジタル画像記録部 5 に画像の記録を行うように指示を行うためのリリーススイッチ 19 と、スコープ 2 に関する情報が記録されており、プロセッサ 3 に設けられた CPU 36 からの読み書きが可能であるスコープ ID メモリ 20 とが設けられている。

【0012】

プロセッサ 3 の外表面上には、プロセッサ 3 に対する各種操作を行うための操作手段が設けられている。前記操作手段は、機材バラツキ補正スイッチ 37 と、第 1 の指示手段で

ある色強調スイッチ 101 と、補正枠表示スイッチ 38 と、補正枠サイズスイッチ 62 と、第 2 の指示手段である粘膜色補正スイッチ 39 と、色バランス設定スイッチ 60 と、色バランスレベル表示 LED 61 とからなる。そして、前記操作手段を構成する各部は、プロセッサ 3 の内部に設けられた、後述する CPU 36 と電氣的に接続されている。

【0013】

プロセッサ 3 に設けられたプリプロセス部 21 は、撮像素子 17 に接続され、撮像素子 17 から送信される画像信号に対し、所定の処理を行う。プロセッサ 3 に設けられた A/D (アナログ/デジタル) コンバータ 22 は、プリプロセス部 21 から送信される画像信号を受信し、該画像信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。プロセッサ 3 に設けられた第 1 乗算器 23 は、第 1 係数制御部 32 から入力され、光源装置 63 から照射される照射光が有する波長毎に異なる、第 1 の乗算係数と、A/D コンバータ 22 から送信される画像信号とを、回転フィルタ板 10 の回転に同期するようなタイミングにおいて乗算し、該乗算後の画像信号を送信する。プロセッサ 3 に設けられた同時化メモリ 29 は、第 1 乗算器 23 から面順次式に送信される画像信号の同時化を行い、該同時化を行った後の画像信号を送信する。プロセッサ 3 に設けられた第 2 乗算器 26 は、色補正手段である第 2 係数制御部 34 から入力され、光源装置 63 から照射される照射光が有する波長毎に異なる、第 2 の乗算係数と、同時化メモリ 29 から出力される画像信号とを、回転フィルタ板 10 の回転に同期するようなタイミングにおいて乗算し、該乗算後の画像信号を送信する。プロセッサ 3 に設けられた画像信号処理部 24 は、第 2 乗算器 26 から送信される画像信号に対して所定の色強調を行い、該所定の色強調後の画像信号を送信する。なお、前記所定の色強調の詳細な内容については、後程説明を行う。プロセッサ 3 に設けられた補正枠インポーズ部 25 は、CPU 36 からの指示に基づいて、所定の色補正および所定の色強調を行うときに基準とする色のサンプリング領域を表す枠が、モニタ 4 に表示される画像にインポーズされるように、画像信号処理部 24 から送信される画像信号に対して情報を付加し、該情報を付加した後の画像信号を送信する。プロセッサ 3 に設けられたガンマ補正部 27 は、補正枠インポーズ部 25 から送信される画像信号に対してガンマ特性の補正を行い、該補正を行った後の画像信号を送信する。プロセッサ 3 に設けられたセクタ 28 は、第 1 乗算器 23 から送信される画像信号と、ガンマ補正部 27 から送信される送信される画像信号と、テストパターン発生部 35 から送信される画像信号とを受信し、受信した各画像信号の中から 1 つを選択し、選択した画像信号を送信する。プロセッサ 3 に設けられた D/A (デジタル/アナログ) コンバータ 30 は、セクタ 28 から送信される画像信号を受信し、該画像信号をデジタル信号からアナログ信号に変換する。そして、D/A コンバータ 30 により変換されたアナログ信号である画像信号は、モニタ 4 と、デジタル画像記録部 5 とに送信される。

【0014】

プロセッサ 3 に設けられた第 1 サンプリング部 31 は、撮像素子 17 が色の基準となる色基準物体を撮像している状態において、A/D コンバータ 22 から送信される画像信号に対し、第 1 サンプリング部 31 に記録されている、スコープ 2 の機種毎に最適なサンプリング領域においてサンプリングを行い、該サンプリング領域内における、照射光の各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均値を算出する。第 1 係数制御部 32 は、第 1 サンプリング部 31 が算出した前記平均値を、各照射波長帯域に対応した値であり、かつ、平均値の逆数に比例した値である第 1 の乗算係数に変換し、回転フィルタ板 10 の回転に同期するようなタイミングにおいて、該第 1 の乗算係数を第 1 乗算器 23 に送信する。プロセッサ 3 に設けられた第 2 サンプリング部 33 は、同時化メモリ 29 から送信される画像信号に対して所定のサンプリング領域のサンプリングを行い、該所定のサンプリング領域内における各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均値を算出する。プロセッサ 3 に設けられた第 2 係数制御部 34 は、第 2 サンプリング部 33 が算出した前記平均値を、第 2 の乗算係数に変換し、回転フィルタ板 10 の回転に同期するようなタイミングにおいて、該第 2 の乗算係数を第 2 乗算器 26 に送信する。プロセッサ 3 に設けられたテストパターン発生部 35 は、モニタ 4 の画像調整等を行う際に用いられる、例えば、グレー

の階段状の縦縞チャートである、テストパターンの画像信号をセクタ 28 に送信する。プロセッサ 3 に設けられた CPU (中央演算処理装置) 36 は、プロセッサ 3 の各部と電氣的に接続され、接続された各部の制御等を行う。

【0015】

モニタ 4 は、プロセッサ 3 に接続され、プロセッサ 3 から送信される画像信号を受信し、該画像信号に基づいて、画像の表示を行う。

【0016】

デジタル画像記録部 5 は、プロセッサ 3 に接続され、プロセッサ 3 から送信される画像信号を受信し、該画像信号の記録を行う。

【0017】

キーボード 6 は、プロセッサ 3 に接続され、患者 ID や患者名等をプロセッサ 3 に入力するためのアルファベットキーや、検査が終了した際に、プロセッサ 3 に入力されている患者情報を消去するための検査終了キー等が設けられている。

【0018】

帯域切替フィルタ 8 は、図 2 に示すように、通常 / 蛍光観察用フィルタ 103 と、狭帯域光観察用フィルタ 104 と、赤外光観察用フィルタ 105 とを有している。通常 / 蛍光観察用フィルタ 103 は、図 4 における 112 に示すような分光特性を有し、赤外光観察用フィルタ 105 は、図 4 における 113 に示すような分光特性を有する。また、狭帯域光観察用フィルタ 104 は、1 つのフィルタにおいて 3 つの離散的な帯域を透過する 3 峰性のフィルタにより構成されており、図 5 における 114 に示すような分光特性を有する。

【0019】

回転フィルタ板 10 は、図 3 に示すように、外周部に、赤色域の波長を有する光を透過する R フィルタ 106 と、緑色域の波長を有する光を透過する G フィルタ 107 と、青色域の波長を有する光を透過する B フィルタ 108 とを有する。R フィルタ 106 は、図 6 における 115 に示すような分光特性を有し、G フィルタ 107 は、図 6 における 116 に示すような分光特性を有し、B フィルタ 108 は、図 6 における 117 に示すような分光特性を有する。また、回転フィルタ板 10 は、図 3 に示すように、内周部に、540 ~ 560 nm の波長を有する光を透過する G' フィルタ 109 と、390 ~ 450 nm の波長を有する光を透過する励起フィルタ 110 と、600 ~ 620 nm の波長を有する光を透過する R' フィルタ 111 とを有する。G' フィルタ 109 は、図 7 における 118 に示すような分光特性を有し、励起フィルタ 110 は、図 7 における 119 に示すような分光特性を有し、R' フィルタ 111 は、図 7 における 120 に示すような分光特性を有する。

【0020】

次に、以上のような構成において、内視鏡装置 1 を使用する際に、使用者である術者が行う、所定の色強調等についての説明を行う。

【0021】

光源装置 1 のランプ 7 は、被検体 102 を照明するための照射光を照射する。ランプ 7 から照射された照射光は、照射光路上に設けられた、帯域切替フィルタ 8 と、回転フィルタ板 10 とを通過してスコープ 2 のライトガイドファイバー 15 に供給される。スコープ 2 のフィルタ切替スイッチ 18 からの指示があった場合、該指示は CPU 36 に送信される。前記指示を受信した CPU 36 は、モーター 9 とモーター 12 とに対してフィルタ切替指示信号を送信する。

【0022】

前記フィルタ切替指示信号を受信したモーター 9 は、通常観察または蛍光観察の指示を受信した場合には通常 / 蛍光観察用フィルタ 103 が、狭帯域光観察の指示を受信した場合には狭帯域光観察用フィルタ 104 が、赤外光観察の指示を受信した場合には赤外光観察用フィルタ 105 が、それぞれランプ 7 の照射光路上に挿入されるように、帯域切替フィルタ 8 を回転駆動させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

また、モーター 1 1 は、通常観察と、狭帯域光観察と、赤外光観察との中のいずれかを行う場合においては、外周部に設けられた各フィルタ、すなわち、R フィルタ 1 0 6 と、G フィルタ 1 0 7 と、B フィルタ 1 0 8 とが、順次ランプ 7 の照射光路上に挿入されるように、所定の速度をもって回転フィルタ板 1 0 を回転駆動させる。なお、帯域切替フィルタ 8 に設けられた各フィルタと、回転フィルタ板 1 0 に設けられた各フィルタとの組み合わせにより、通常観察を行う際には、赤色域の波長を有する光と、緑色域の波長を有する光と、青色域の波長を有する光とが透過され、狭帯域光観察を行う際には、4 0 0 ~ 4 3 0 n m の波長を有する光と、5 3 0 ~ 5 6 0 n m の波長を有する光と、6 0 0 ~ 6 3 0 n m の波長を有する光とが透過され、赤外光観察を行う際には、7 9 0 ~ 8 2 0 n m の波長を有する光と、9 0 0 ~ 9 8 0 n m の波長を有する光とが透過されるような構成となっている。

【 0 0 2 4 】

また、前記フィルタ切替指示信号を受信したモーター 1 2 は、蛍光観察の指示を受信した場合においては、内周部に設けられた各フィルタ、すなわち、G' フィルタ 1 0 9 と、励起フィルタ 1 1 0 と、R' フィルタ 1 1 1 との内のいずれかが、ランプ 7 の照射光路上に挿入されるように、回転フィルタ板 1 0 をランプ 7 の照射光路に対して垂直に移動させる。そして、モーター 1 1 は、蛍光観察を行う場合においては、通常観察と、狭帯域光観察と、赤外光観察との中のいずれかを行う場合に比べて半分の速度である所定の速度をもって回転フィルタ板 1 0 を回転駆動させる。なお、前記したような回転フィルタ板 1 0 の回転駆動により、蛍光観察を行う際には、5 4 0 ~ 5 6 0 n m の波長を有する光と、3 9 0 ~ 4 5 0 n m の波長を有する光、すなわち、被検体 1 0 2 である生体内の組織から自家蛍光を励起するための励起光と、6 0 0 ~ 6 2 0 n m の波長を有する光とが透過されるような構成となっている。

【 0 0 2 5 】

スコープ 2 のライトガイドファイバー 1 5 に供給された照射光は、スコープ 2 の先端部から被検体 1 0 2 に照射される。被検体 1 0 2 において散乱、反射等された照射光は、スコープ 2 の先端部に設けられた撮像素子 1 7 上において結像し、撮像される。撮像素子 1 7 の前面には、励起光カットフィルタ 1 6 が設けられており、励起光カットフィルタ 1 6 は、3 9 0 ~ 4 5 0 n m の励起光を遮断し、被検体 1 0 2 である生体内の組織から発せされる自家蛍光を抽出する。撮像手段である撮像素子 1 7 は、図示しない撮像素子駆動回路により、回転フィルタ板 1 0 の回転に同期して駆動され、回転フィルタ板 1 0 に設けられた各フィルタを透過した照射光が、被検体 1 0 2 に照射されるタイミングに応じて撮像した被検体 1 0 2 の像を画像信号に変換し、該画像信号をプロセッサ 3 のプリプロセス部 2 1 に対して順次送信する。

【 0 0 2 6 】

スコープ 2 とプロセッサ 3 とが接続された際には、スコープ I D メモリ 2 0 から、スコープ 2 が対応可能な観察モード、スコープ 2 の適応部位、スコープ 2 の機材バラツキに関する補正パラメータ等が C P U 3 6 に送信される。なお、本実施形態の説明においては、スコープ I D メモリ 2 0 がスコープ 2 に設けられたものとして以降の説明を行うが、スコープ I D メモリ 2 0 が設けられていないスコープも、プロセッサ 3 に接続して使用することは可能である。なお、前記スコープを使用する場合、プロセッサ 3 は、前記スコープとプロセッサ 3 とが接続された際に、スコープ I D メモリ 2 0 が前記スコープに設けられていないことを認識する。その後、プロセッサ 3 は、前記スコープに対し、通常観察と狭帯域観察とを行うことが可能であり、かつ、特殊なスコープを必要としないスコープであるという認識を行うための処理を行う。そして、前記処理により、前記スコープをプロセッサ 3 に接続して使用することが可能となる。

【 0 0 2 7 】

内視鏡装置 1 を用いて検査等を行う際には、各光学系部材の個体差等による機材バラツキに起因して、撮像素子 1 7 が撮像した画像信号に、色調のバラツキが生じる場合がある

。前記色調のバラツキの補正を行いたい場合には、まず、術者が色の基準となる色基準物体を撮像した状態において、機材バラツキ補正スイッチ３７をオンする。機材バラツキ補正スイッチ３７からの指示は、ＣＰＵ３６を介してサンプリング部３１に送信され、サンプリング部３１は、該指示に基づき、スコープ２の機種毎に最適なサンプリング領域においてサンプリングを行い、該サンプリング領域内における照射光の各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均値を算出する。なお、前記サンプリング領域は、サンプリング部３１内に記録された情報である。また、前記情報は、スコープ２をプロセッサ３に接続した際に、スコープ２の機種等に応じたサンプリング領域がＣＰＵ３６から指示され、該指示により逐次書き換えられる。第１係数制御部３２は、第１サンプリング部３１が算出した前記平均値を、各照射波長帯域に対応した値であり、かつ、平均値の逆数に比例した値である第１の乗算係数に変換し、回転フィルタ板１０の回転に同期するようなタイミングにおいて、該第１の乗算係数を第１乗算器２３に送信する。第１乗算器２３は、Ａ／Ｄコンバータ２２から送信される画像信号と、第１係数制御部３２から送信される第１の乗算係数とを乗算し、該乗算により、第１乗算器２３は、機材バラツキから生じる色調のバラツキが補正された画像信号を送信する。

10

【００２８】

機材バラツキ補正スイッチ３７がオンされた場合に第１係数制御部３２で算出される、サンプリング領域内における照射光の各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均値は、プロセッサ３に接続されるスコープ２毎に個別に算出され、また、１度算出された該平均値は、ＣＰＵ３６を介してスコープＩＤメモリ２０に記録される。そのため、サンプリング領域内における照射光の各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均値がスコープＩＤメモリ２０に記録されているスコープ２をプロセッサ３に接続した場合においては、スコープＩＤメモリ２０から、該スコープ２に応じた算出済の平均値がＣＰＵ３６を介して第１係数制御部３２に送信される。なお、プロセッサ３に接続されているスコープ２が複数の観察モードに対応可能である場合、機材バラツキ補正スイッチ３７が押された際に、自動的に連続して各観察モードでの機材バラツキ補正が行われる。

20

【００２９】

また、被検体１０２である生体内の検査等を行う際には、生体間の粘膜色の違い等による色のバラツキに起因して、撮像素子１７が撮像した画像信号に、色調のバラツキが生じる場合がある。また、色調のバラツキが無い場合であっても、正常部位の色素量と病変部位の色素量とが略同一になるような部分については、正常部位と病変部位との判別が難しいため、例えば、本来は正常部位の像であるにもかかわらず、病変部位の像として観察される場合もある。前記色調のバラツキの補正および所定の色強調である病変部位の色強調を行いたい場合においては、蛍光観察時に、まず、術者が補正枠表示スイッチ３８を押すことにより、ＣＰＵ３６から補正枠インポーズ部２５に対して補正枠の表示を指示する補正枠指示信号が送信され、モニタ４の観察画面上に補正枠が表示される。さらに、術者が続けて補正枠表示スイッチ３８を押すことにより、補正枠の位置を変更することができる。その後、術者が補正枠サイズスイッチ６２を押すことにより、補正枠の大きさを選択する。なお、前記補正枠指示信号は、前記補正枠の大きさの情報も含んでいる。前述した操作により、補正枠の位置および大きさが決定すると、補正枠インポーズ部２５により、インポーズされる補正枠の位置および大きさが変更されるとともに、第２サンプリング部３３によりサンプリングされる所定の領域が、該補正枠の内側となるように、サンプリングされる領域の位置や大きさが変更される。その後、正常粘膜が前記補正枠の中に入っている状態において、術者が粘膜色補正スイッチ３９を押すことにより、粘膜色補正スイッチ３９からの指示がＣＰＵ３６に送信される。粘膜色補正スイッチ３９からの指示を受信したＣＰＵ３６は、色調のバラツキの補正である粘膜色補正を行う際に動作を行う各部に、制御信号を送信する。その後、補正枠の内側における、各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均値が、ＣＰＵ３６からの制御信号を受信した第２サンプリング部３３において算出される（図１０におけるステップＳ１１）。すなわち、本実施形態においては、被検体１０２の色調データである、前記各照射波長帯域に対応する画像信号の強度の平均

30

40

50

値は、使用者である術者が粘膜色補正スイッチ 39 を操作することにより得られる値である。そして、色調取得手段である第 2 サンプリング部 33 により算出された該平均値に基づき、CPU 36 からの制御信号を受信した第 2 係数制御部 34 は、所定の演算を行うことにより、所定の色補正である粘膜色補正を行うために必要となる係数を決定し、該係数を第 2 乗算器 26 に送信する。すなわち、色補正手段である第 2 係数制御部 34 は、第 2 の指示手段である粘膜色補正スイッチ 39 からの指示が、CPU 36 を介して制御信号として送信されることにより、撮像手段である撮像素子 17 が撮像した画像信号に対し、所定の色補正である粘膜色補正を行う（図 10 におけるステップ S 12）。そして、粘膜色補正により、生体間の粘膜色の違い等による色のバラツキが補正され、かつ、正常部位と病変部位とにおいてそれぞれ異なるような所定の色調をもってモニタ 4 の観察画面上に表示される。 10

【0030】

さらに、術者が第 1 の指示手段である色強調スイッチ 101 を押すことにより、色強調指示信号が CPU 36 に送信される。色強調スイッチ 101 からの色強調指示信号を受信した CPU 36 は、所定の色強調を行う際に動作を行う、画像信号処理部 24 を含めた各部に、色強調指示信号と制御信号とを併せて送信する。画像信号処理部 24 は、図 9 に示すように、色素量算出回路 46 と、色強調手段である強調係数算出回路 47 と、ディレイ回路 48 と、色素強調回路 49 とからなる。なお、第 2 乗算器 26 と、画像信号処理部 24 とを接続する信号線は、図 1 においては 1 本であるが、図 9 に示すように、実際に接続されている信号線は 3 系統であるものとする。また、CPU 36 と、画像信号処理部 24 とを接続する信号線は、図 1 においては 1 本であるが、図 9 に示すように、実際に接続されている信号線は 2 系統であるものとする。色素量算出回路 46 は、下記の数式（1）に基づき構成された回路であり、蛍光観察時において色強調指示信号を受信した際に、第 2 乗算器 26 から送信される画像信号に基づき、所定の値である非腫瘍指数 I_{ntm} を画素毎に出力する。 20

【0031】

$$I_{ntm} = \log(G_{in}/R_{in}) \quad \cdots \text{式(1)}$$

ここで、図 9 および数式（1）において、 G_{in} は、第 2 乗算器 26 から画像信号処理部 24 に送信される画像信号に含まれる蛍光の強度を示し、 R_{in} は、第 2 乗算器 26 から画像信号処理部 24 に送信される画像信号に含まれる、 G' 光の反射光の強度を示す。 G_{in} と、 R_{in} とを前述のように定めた場合、蛍光観察時においては、正常部位は $G_{in} > R_{in}$ となることから $I_{ntm} > 0$ となり、病変部位は $G_{in} < R_{in}$ となることから $I_{ntm} < 0$ となる。そのため、上記数式を用いて非腫瘍指数 I_{ntm} を算出することにより、正常部位と病変部位を数値的に区別することができる。 30

【0032】

色素量算出回路 46 から出力された画素毎の非腫瘍指数 I_{ntm} は、強調係数算出回路 47 に送信される。強調係数算出回路 47 は、所定の閾値である T_h と、所定の値である非腫瘍指数 I_{ntm} とを含む下記の数式（2）に基づいて構成された回路であり、非腫瘍指数 I_{ntm} を含む信号を受信した際に、所定の色強調を行う際に用いる所定の係数である強調係数 α を、画素毎に出力する（図 10 におけるステップ S 13）。 40

【0033】

$$\alpha = I_{ntm} - \log(T_h) \quad \cdots \text{式(2)}$$

ここで、所定の閾値である T_h は、強調係数算出回路 47 に予め記録された一定の値であり、下記の数式（3）を用いて定められる。

【0034】

$$T h = (T a v e + N T a v e) / 2 \quad \cdots \text{式 (3)}$$

ここで、 $T a v e$ および $N T a v e$ は、予め病変部位が特定されている複数の生体から得た、粘膜色補正後の正常部位および病変部位の色調データから算出される値である。例えば、複数の生体から得た粘膜色補正後の色調データにおいて、 $T a v e$ は、正常部位の（蛍光強度 / G' 光の反射光の強度）の平均値を算出した値であり、また、 $N T a v e$ は、病変部位の（蛍光強度 / G' 光の反射光の強度）の平均値を算出した値である。なお、以降の説明においては、 $T h$ は、上記の数式を用いて決定される所定の閾値であるとして説明を行うが、例えば、 G' 光の反射光の強度をパラメータとした関数として、フィッシャーの線形判別関数を用いて算出することもできる。

10

【 0 0 3 5 】

強調係数算出回路 4 7 から出力された画素毎の強調係数 α は、色素強調回路 4 9 に送信される。色素強調回路 4 9 は、下記の数式 (4) に基づいて構成された回路であり、ディレイ回路 4 8 によりタイミングを調整されて送信される (G_{in} と、 R_{in} と、 B_{in} とが含まれる) 画像信号と、強調係数算出回路 4 7 から送信される画素毎に算出された強調係数 α と、CPU 3 6 から送信される色強調指示信号と、CPU 3 6 から送信される強調の度合いを示す正の定数である色素強調レベル h とを受信した際に、画素毎に所定の色強調を行う (図 1 0 におけるステップ S 1 4) 。

【 0 0 3 6 】

20

$$\begin{aligned} R_{out} &= R_{in} \\ G_{out} &= G_{in} \times \exp(h \times k_g \times \alpha) && (\alpha < 0 \text{ の場合}) \\ &= G_{in} \times (-1 / (h \times k_g \times \alpha + 1) + 2) && (\alpha > 0 \text{ の場合}) \\ &= G_{in} && (\alpha = 0 \text{ の場合}) \\ B_{out} &= B_{in} \end{aligned}$$

$\cdots \text{式 (4)}$

ここで、図 9 および上記数式 (4) において、 G_{out} は、色素強調回路 4 9 から補正枠インポーズ部 2 5 に送信される画像信号に含まれる蛍光の強度を示し、 R_{out} は、色素強調回路 4 9 から補正枠インポーズ部 2 5 に送信される画像信号に含まれる G' 光の反射光の強度を示し、 B_{out} は、色素強調回路 4 9 から補正枠インポーズ部 2 5 に送信される画像信号に含まれる R' フィルタ 1 1 1 を通過した照射光を被検体 1 0 2 に照射した際の反射光 (以降 R' 光の反射光と略記する) の強度を示す。また、上記数式における k_g は、色素強調回路 4 9 に予め記録された正の定数である。さらに、 B_{in} は、第 2 乗算器 2 6 から画像信号処理部 2 4 に送信される画像信号に含まれる、 R' 光の反射光の強度を示す。

30

【 0 0 3 7 】

色素強調回路 4 9 が上記数式を用いた強調を行うことにより、 $\alpha > 0$ の場合、すなわち、被検体 1 0 2 の正常部位においては、 G_{out} が大きな値となるため、粘膜色補正のみを行った場合よりも、例えば、さらに濃い緑色の画像がモニタ 4 に表示され、また、 $\alpha < 0$ の場合、すなわち、被検体 1 0 2 の病変部位においては、 G_{out} が小さな値となるため、粘膜色補正のみを行った場合よりも、例えば、さらに薄い緑色の画像がモニタ 4 に表示される。

40

【 0 0 3 8 】

なお、 α と (G_{out} / G_{in}) との相関は、図 1 1 のグラフに示すようなものとなる。図 1 1 に示すように、(G_{out} / G_{in}) の値は、 $\alpha = 0$ の場合、すなわち、正常部位と病変部位の境界部分に相当する場合において、最も急峻に変化する。そのため、正常部位と病変部位との境界部分に相当する色素量を有する画素が第 2 乗算器 2 6 から送信される画像信号の中に含まれていたとしても、色素強調回路 4 9 が上記数式を用いた所定の

50

色強調を行うことにより、色素強調回路 49 から出力される画像信号は、例えば、図 12 に示すように、正常部位と病変部位との色素量が画素毎に明確に区別された画像信号として、補正枠インポーズ部 25 に送信される。なお、図 12 の左側の図は、画像信号に対して処理を加えない状態における、G' 光の反射光の強度と（蛍光強度 / G' 光の反射光の強度）との相関を示し、図 12 の中央の図は、画像信号に対して粘膜色補正を行った状態における、G' 光の反射光の強度と（蛍光強度 / G' 光の反射光の強度）との相関を示し、図 12 の右側の図は、画像信号に対して粘膜色補正および所定の色強調を行った状態における、G' 光の反射光の強度と（蛍光強度 / G' 光の反射光の強度）との相関を示す。画像信号に対して処理を加えない状態においては、被検体である生体間における粘膜の色調のバラツキが生じる。そのため、図 12 の左側の図に示すように、正常部位と病変部位との判別が難しい場合があり、例えば、本来は正常部位の像であるにもかかわらず、病変部位の像として観察されることがある。画像信号に対して処理を加えない状態において、該画像信号に対して粘膜色補正が行われた場合、図 12 の中央の図に示すように、被検体である生体間における粘膜の色調のバラツキを所定の範囲内に抑えることができる。さらに、画像信号に対して粘膜色補正が行われた後において、該画像信号に対して所定の色強調が行われた場合、図 12 の右側の図に示すように、被検体である生体間における粘膜の色調のバラツキを所定の範囲内に抑え、かつ、正常部位と病変部位とを明確に分けることができる。

10

【0039】

その結果、モニタ 4 の観察画面上においては、例えば、図 13 に示すように、術者が被検体 102 の正常部位と病変部位との判別を容易に行うことができるような被検体 102 の像が表示される。

20

【0040】

また、所望の色調に正常部位および病変部位の色を変更して観察を行いたい場合には、術者は、色バランス設定スイッチ 60 を押した後、色バランスレベル表示 LED 61 もしくはモニタ 4 の観察画面上の像を見ながら、正常部位および病変部位の色を所望の色調に変更することができる。

【0041】

なお、前述した粘膜色補正および所定の色強調は、第 1 の指示手段である色強調スイッチ 101 と、第 2 の指示手段である粘膜色補正スイッチ 39 とが両方とも押され、両方のスイッチから指示が行われた場合、色補正手段である第 2 係数制御部 34 が粘膜色補正を行った後に、強調係数算出回路 47 が所定の色強調を行うものとする。

30

【0042】

また、前述した粘膜色補正および所定の色強調は、粘膜色補正スイッチ 39 および色強調スイッチ 101 を押すことによりそれぞれの処置が行われるような構成となっているが、例えば、粘膜色補正スイッチ 39 もしくは色強調スイッチ 101 のいずれかを押すことにより、粘膜色補正および所定の色強調を連動して行うようにしても良い。

【0043】

前述したような構成および作用において、本実施形態の内視鏡装置 1 は、生体間における粘膜の色調のバラツキ等を考慮した上において、正常部位の色素量と病変部位の色素量とを、モニタ 4 の観察画面上に表示される被検体 102 の像において、明確に分けることができる。そのため、例えば、モニタ 4 の観察画面上に表示される被検体 102 の像において、本来は正常部位の像であるにもかかわらず、病変部位の像として表示されるといったようなことが無く、術者が、生体内における病変部位に対し、検査、観察等の処置を確実に行うことができる。

40

【0044】

（第 2 の実施形態）

図 14 から図 16 は、本発明の第 2 の実施形態に係るものである。なお、第 1 の実施形態と同様の構成を持つ部分については、詳細説明は省略する。また、第 1 の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を用いて説明は省略する。

50

【 0 0 4 5 】

図 1 4 は、本実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図である。図 1 5 は、本実施形態に係る内視鏡装置の画像信号処理部の内部構成を示す図である。図 1 6 は、本実施形態に係る内視鏡装置において行われる画像処理の内容を示すフローチャートである。

【 0 0 4 6 】

本実施形態に係る内視鏡装置 1 a は、図 1 4 に示すように、第 1 の実施形態の内視鏡装置 1 とは異なり、粘膜色補正スイッチ 3 9 を有しないが、第 1 の実施形態の画像信号処理部 2 4 の代わりに、画像信号処理部 2 4 a を有している。

【 0 0 4 7 】

画像信号処理部 2 4 a は、図 1 5 に示すように、色素量算出回路 4 6 と、色強調手段である強調係数算出回路 4 7 a と、ディレイ回路 4 8 と、色素強調回路 4 9 とからなる。なお、第 2 乗算器 2 6 と、画像信号処理部 2 4 a とを接続する信号線は、図 1 4 においては 1 本であるが、図 1 5 に示すように、実際に接続されている信号線は 3 系統であるものとする。また、C P U 3 6 と、画像信号処理部 2 4 a とを接続する信号線は、図 1 4 においては 1 本であるが、図 1 5 に示すように、実際に接続されている信号線は 3 系統であるものとする。

10

【 0 0 4 8 】

前述したように、内視鏡装置 1 a は、粘膜色補正スイッチ 3 9 を有しないため、粘膜色補正を行わない。そのため、本実施形態に係る内視鏡装置 1 a においては、第 2 係数制御部 3 4 は、係数として 1 を常に第 2 乗算器 2 6 に送信する。

20

【 0 0 4 9 】

次に、本実施形態に係る内視鏡装置 1 a において、所定の色強調を行う場合の内視鏡装置 1 a の作用について説明を行う。

【 0 0 5 0 】

所定の色強調を行うために、撮像手段である撮像素子 1 7 が被検体 1 0 2 の正常部位を撮像している状態において、術者が第 1 の指示手段である色強調スイッチ 1 0 1 を押すと、色強調指示信号が C P U 3 6 に送信される。色強調スイッチ 1 0 1 からの色強調指示信号を受信した C P U 3 6 は、所定の色強調を行う際に動作を行う、画像信号処理部 2 4 a を含めた各部に、色強調指示信号と制御信号とを併せて送信する。その後、C P U 3 6 は、撮像素子 1 7 が撮像した画像信号に対し、該画像信号全体における蛍光強度の平均値である N_f と、該画像信号全体における G' 光の反射光の強度の平均値である $N_{g'}$ とを、色調取得手段である第 2 サンプリング部 3 3 から取得する。さらに、C P U 3 6 は、 $N_f / N_{g'}$ の値を算出して画像信号処理部 2 4 a に設けられた、色強調手段である強調係数算出回路 4 7 a に送信する（図 1 6 におけるステップ S 2 1）。すなわち、本実施形態においては、被検体 1 0 2 の色調データである、前記画像信号全体における蛍光強度の平均値である N_f と、前記画像信号全体における G' 光の反射光の強度の平均値である $N_{g'}$ とは、使用者である術者が色強調スイッチ 1 0 1 を操作することにより得られるデータである。

30

【 0 0 5 1 】

強調係数算出回路 4 7 a は、数式 (2) および下記の数式 (5) に基づいて構成された回路であり、C P U 3 6 から送信される $N_f / N_{g'}$ の値を受信した際に、所定の閾値である T_h を出力する（図 1 6 におけるステップ S 2 2）。

40

【 0 0 5 2 】

$$T_h = N_f / N_{g'} - \beta \quad \cdots \text{式 (5)}$$

ここで、上記数式 (5) における β は、強調係数算出回路 4 7 a に予め記録された一定の値であり、下記の数式 (6) を用いて定められる。

【 0 0 5 3 】

50

$$\beta = (NTave - Tave) / 2 \quad \cdots \text{式}(6)$$

ここで、 $Tave$ および $NTave$ は、予め病変部位が特定されている複数の生体から得た、粘膜色補正後の正常部位および病変部位の色調データから算出される値であり、また、第1の実施形態と同様の算出方法をもって定められる値であるため、詳細説明は省略する。また、本実施形態において、所定の閾値である Th は、撮像素子17が撮像した被検体102の正常部位の画像信号から算出される Nf/Ng' の値に依存して変化する値、すなわち、被検体102毎に算出されて設定される値である。

10

【0054】

さらに、強調係数算出回路47aは、所定の係数である強調係数 α を、強調係数算出回路47aが出力した所定の閾値である Th と、色素量算出回路46が第1の実施形態と同様の方法をもって出力した所定の値である非腫瘍指数 $Intm$ とに基づいて画素毎に出力し、色素強調回路49に該強調係数 α を送信する(図16におけるステップS23)。色素強調回路49は、ディレイ回路48によりタイミングを調整されて送信される(Gin と、 Rin と、 Bin とが含まれる)画像信号と、強調係数算出回路47aから送信される画素毎に算出された強調係数 α と、CPU36から送信される色強調指示信号と、CPU36から送信される、強調の度合いを示す正の定数である色素強調レベル h とを受信した際に、第1の実施形態における方法と同様な方法をもって、画素毎に所定の色強調を行う(図16におけるステップS24)。

20

【0055】

前述したような構成および作用において、本実施形態の内視鏡装置1aは、被検体102毎に所定の閾値である Th を定めることができるため、第1の実施形態の内視鏡装置1よりも、生体間における粘膜の色調のバラツキ等を考慮した上において、所定の色強調を行うことができる。また、本実施形態の内視鏡装置1aは、粘膜色補正を行うことなく所定の色強調を行うため、蛍光観察時において、色調を変えずに正常部位と病変部位との判別を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0056】

30

【図1】第1の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

【図2】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる帯域切替フィルタの構成図。

【図3】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる帯域回転フィルタ版の構成図。

【図4】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる通常/蛍光観察用フィルタおよび赤外観察用フィルタの分光特性を示す図。

【図5】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる狭帯域光観察用フィルタの分光特性を示す図。

【図6】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる回転フィルタ板に設けられた、Rフィルタと、Gフィルタと、Bフィルタとの分光特性を示す図。

【図7】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる回転フィルタ板に設けられた、励起フィルタと、 G' フィルタと、 R' フィルタとの分光特性を示す図。

40

【図8】第1の実施形態に係る内視鏡装置に用いられる励起光カットフィルタの透過特性を示す図。

【図9】第1の実施形態に係る内視鏡装置の画像信号処理部の内部構成を示すブロック図。

【図10】第1の実施形態に係る内視鏡装置において行われる画像処理の内容を示すフローチャート。

【図11】第1の実施形態に係る内視鏡装置が画像処理の際に用いる強調係数 α と、($Gout/Gin$)との相関を示す図。

【図12】 G' 光の反射光の強度と、(蛍光強度/ G' 光の反射光の強度)との相関を示

50

す図。

【図 1 3】第 1 の実施形態に係る内視鏡装置において行われる画像処理による、術者がみることのできる像の変化を示す図。

【図 1 4】第 2 の実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す構成図。

【図 1 5】第 2 の実施形態に係る内視鏡装置の画像信号処理部の内部構成を示す図。

【図 1 6】第 2 の実施形態に係る内視鏡装置において行われる画像処理の内容を示すフローチャート。

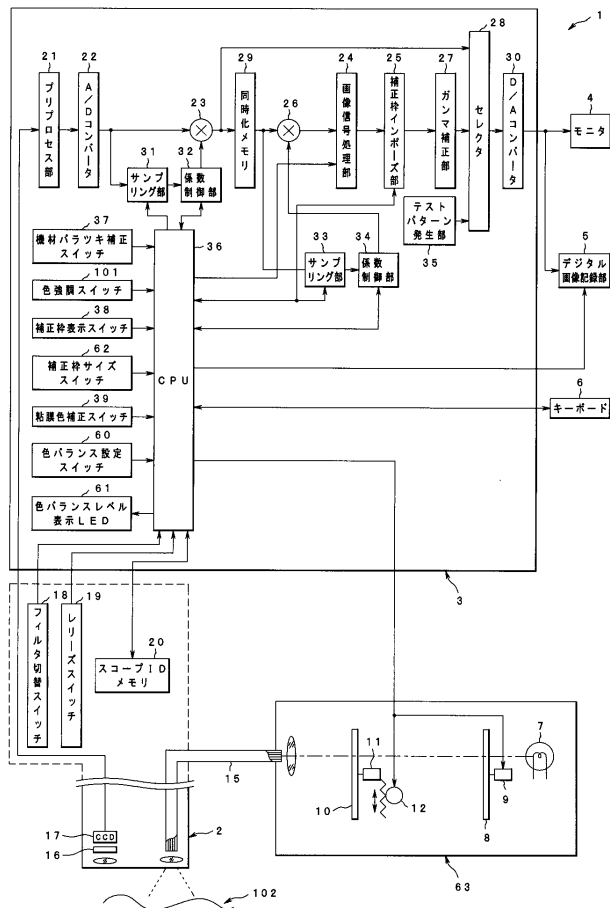
【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

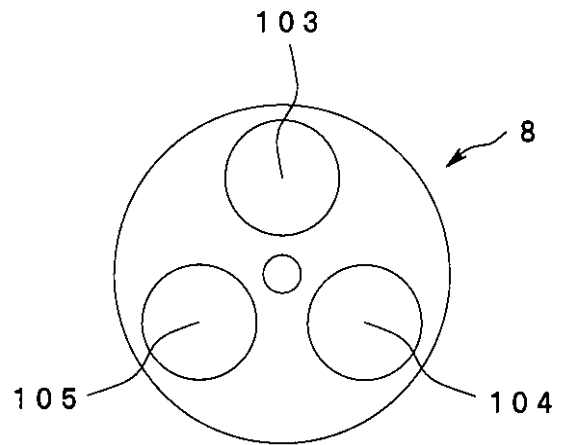
1, 1 a 内視鏡装置、2 スコープ、3 プロセッサ、4 モニタ、5 デジタル画像 10
記録部、6 キーボード、7 ランプ、8 帯域切替フィルタ、9 モーター、10 回
転フィルタ板、11 モーター、12 モーター、15 ライトガイドファイバー、16
励起光カットフィルタ、17 撮像素子、18 フィルタ切替スイッチ、19 レリー
ズスイッチ、20 スコープ I D メモリ、21 プリプロセッサ部、22 A / D コンバー
タ、23 第 1 乗算器、24, 24 a 画像信号処理部、25 補正枠インポーズ部、2
6 第 2 乗算器、27 ガンマ補正部、28 セレクタ、29 同時化メモリ、30 D
/ A コンバータ、31 第 1 サンプルング部、32 第 1 係数制御部、33 第 2 サンプ
リング部、34 第 2 係数制御部、35 テストパターン発生部、36 C P U、37
機材バラツキ補正スイッチ、38 補正枠表示スイッチ、39 粘膜色補正スイッチ、4
6 色素量算出回路、47, 47 a 強調係数算出回路 48 デイレイ回路、49 色 20
素強調回路、60 色バランス設定スイッチ、61 色バランスレベル表示 L E D、62
補正枠サイズスイッチ、63 光源装置、101 色強調スイッチ、102 被検体、
103 通常 / 蛍光観察用フィルタ、104 狭帯域光観察用フィルタ、105 赤外光
観察用フィルタ、106 R フィルタ、107 G フィルタ、108 B フィルタ、10
9 G ' フィルタ、110 励起フィルタ、111 R ' フィルタ

代理人 弁理士 伊 藤 進

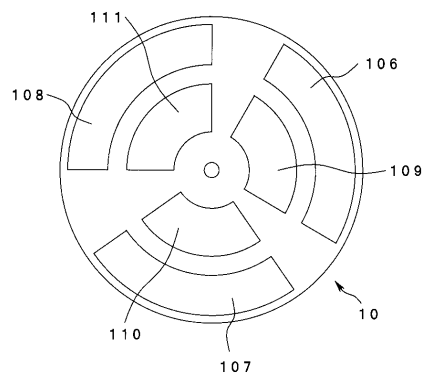
【図 1】



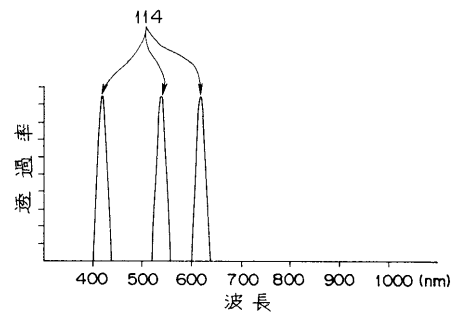
【図 2】



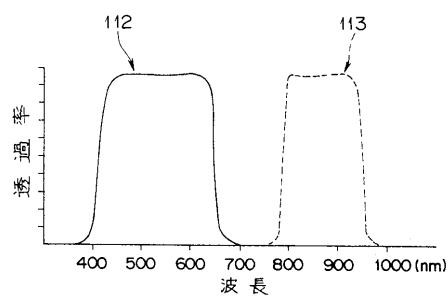
【図 3】



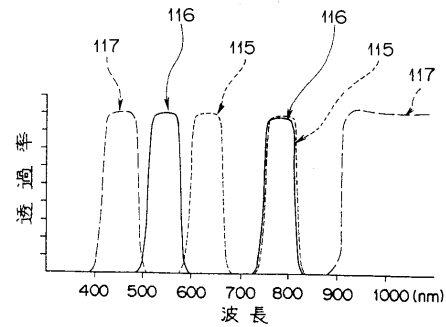
【図 5】



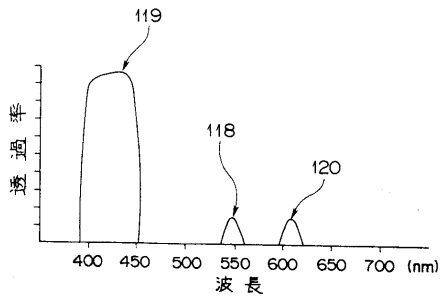
【図 4】



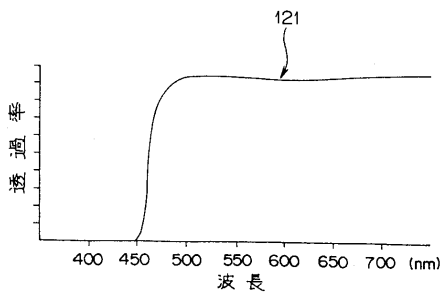
【図 6】



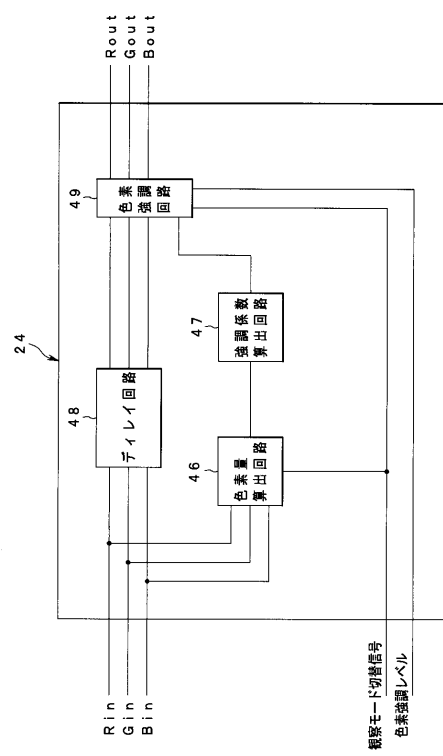
【図 7】



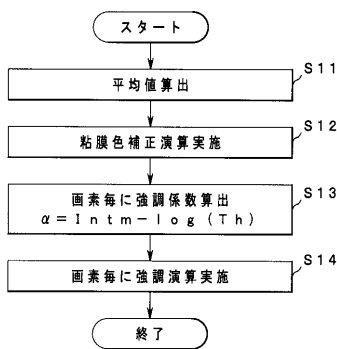
【図 8】



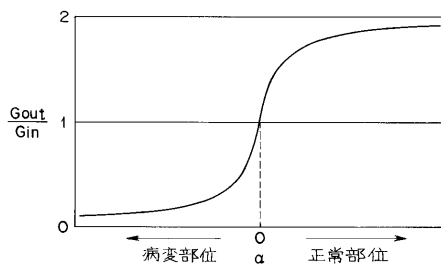
【図 9】



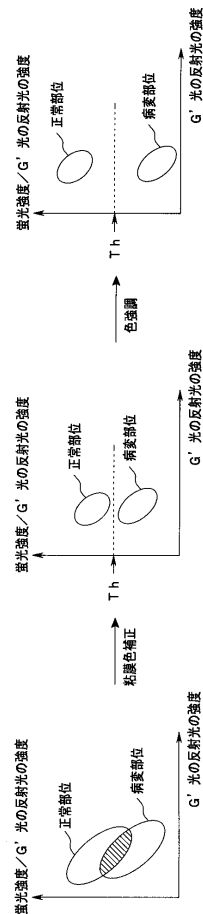
【図 10】



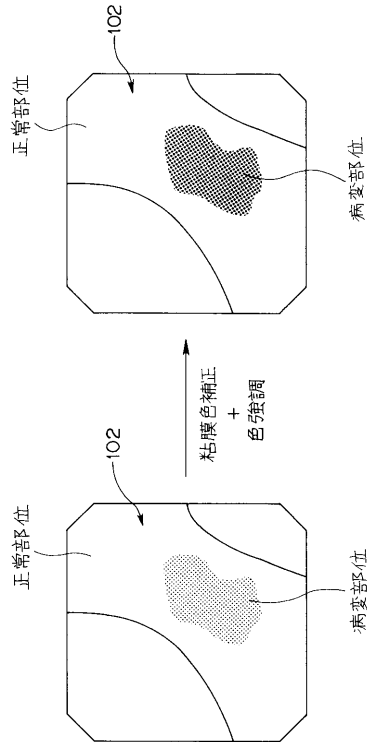
【図 11】



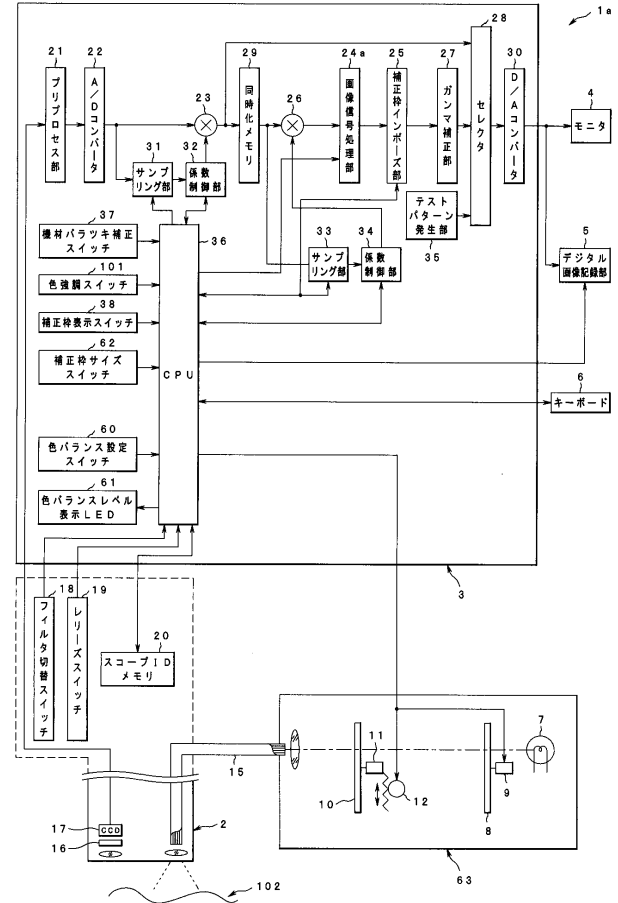
【図 12】



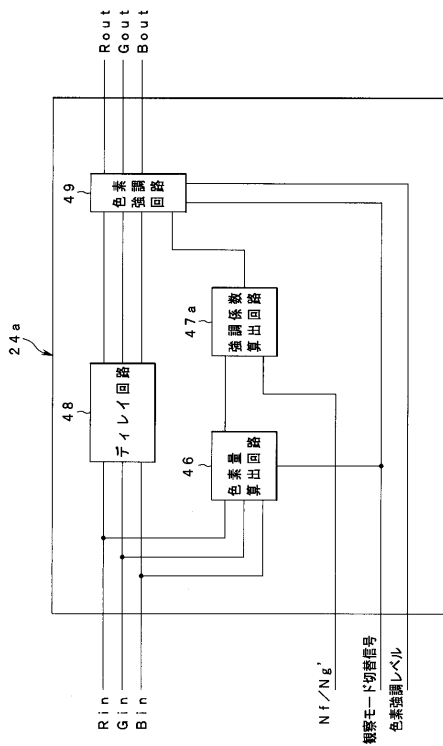
【図 13】



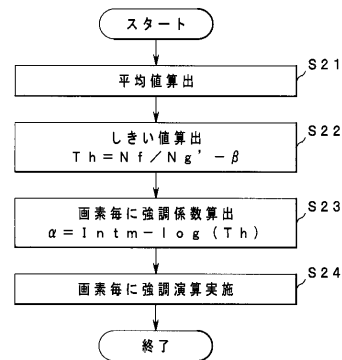
【図 14】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005342234A	公开(公告)日	2005-12-15
申请号	JP2004165986	申请日	2004-06-03
[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	今泉克一		
发明人	今泉 克一		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.D G01N21/64.Z A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2G043/AA04 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA05 2G043/NA06 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/TT03 4C061/TT13 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/TT03 4C161/TT13		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜装置，其能够进行颜色强调，以便考虑粘膜中的色调等的不均匀性而将正常区域的颜料量与患病区域的颜料量清楚地区分生物体。解决方案：内窥镜装置1包括：成像元件17，用于拾取对象102的图像，将对象的拾取图像转换为图像信号，并将其发送到处理器3；以及图像信号处理部分24，用于基于来自构成处理器3的操作装置的颜色强调开关101的指示，对图像信号执行规定的颜色强调。

