



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡に形成された内視鏡チャンネルに挿通され、当該内視鏡による撮影用の照明光を照射するプローブを有したプローブシステムであって、

前記内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する外部ビデオ信号取込装置と、色調補正信号を生成する補正信号抽出手段と、

前記補正信号抽出手段により生成された色調補正信号に基づきビデオ信号の色調補正を行う画像処理手段と、を備え、

前記補正信号抽出手段は、前記内視鏡に備わる照明を用いて撮影され前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号の色調特性と、前記照明光の色調特性とに基づき、前記色調補正信号を生成し、

前記画像処理手段は、前記照明光により照明しつつ撮影された映像のビデオ信号の色調を、前記色調補正信号に従って補正処理することにより、前記内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性を基準とした色調補正を行うことを特徴とするプローブシステム。

【請求項 2】

前記プローブに、投光用光ファイバーと、受光用光ファイバーとを備え、

前記プローブの基端が接続されるベースユニットに、測定用光源と、測定用光検出器とを備え、

前記測定用光源により発せられ前記投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して前記測定対象部位から放射される放射光を受光して前記受光用光ファイバーによりプローブの基端側へ導き前記測定用光検出器に導入することを特徴とする請求項 1 に記載のプローブシステム。

【請求項 3】

前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号を保存するビデオ信号保存メモリと、

前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号が、前記照明光による照明時の撮影によるものか否かを検出する照明検知手段と、を備え、

前記照明検知手段は、前記照明光による照明時の撮影によるものと検知した時その検知信号を前記ビデオ信号保存メモリ及び前記画像処理手段に出力し、

前記ビデオ信号保存メモリは、前記検知信号を受信すると、それ以前の未検知時のビデオ信号を保持して前記補正信号抽出手段に出力し、

前記補正信号抽出手段は、前記ビデオ信号保存メモリから出力されたビデオ信号の色調特性と、前記照明光の色調特性とから、前記色調補正信号を生成し、

前記画像処理手段は、前記検知信号を受信すると、当該色調補正信号に従った前記色調補正を開始することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のプローブシステム。

【請求項 4】

照明光の色調を変更可能な色フィルターと、

前記外部ビデオ信号取込装置から入力されたビデオ信号に基づき、照明光の色補正信号を生成し、当該色補正信号に基づき前記色フィルターを制御して照明光を所望の色調に調整する制御手段と、をさらに備える請求項 1 から請求項 3 のうちいずれか一に記載のプローブシステム。

【請求項 5】

基準色情報を記憶する記憶手段を備え、

前記制御手段は、前記ビデオ信号から抽出した色信号と、前記基準色情報により特定される基準色信号とを比較して色補正信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載のプローブシステム。

【請求項 6】

前記色フィルターとして、照明光の光路に対する位置に従って連続的に照明光の色調を変更する特性の階調フィルターを有し、

10

20

30

40

50

前記制御手段は、前記色補正信号として前記ビデオ信号から抽出した色信号と前記基準色信号との差分を生成し、当該差分に応じて前記階調フィルターの照明光の光路に対する位置を制御することによって補正後の前記ビデオ信号によって再現される映像の色調が前記基準色情報により特定される色調に少なくとも近づくように制御することを特徴とする請求項 5 に記載のプローブシステム。

【請求項 7】

前記色フィルターとして、照明光を特定の一の色調に変更する特性の単調フィルターを 1 又は 2 以上有し、

前記制御手段は、前記ビデオ信号から抽出した色信号に基づき、前記単調フィルターを使用するか否か、さらに前記単調フィルターが 2 種以上ある場合にあっては、いずれの前記単調フィルターを使用するか否かの選択信号を前記色補正信号として生成することを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載のプローブシステム。

10

【請求項 8】

前記ビデオ信号から 3 原色ごとの色信号を抽出し、当該信号に基づき前記制御手段が制御する前記色フィルターは、3 原色ごとに設けられる請求項 4 から請求項 7 のうちいずれかに記載のプローブシステム。

【請求項 9】

前記色補正信号を色温度形式で生成し、当該信号に基づき前記制御手段が制御する前記色フィルターは、色温度を階調的に変更可能な階調フィルターである請求項 4 から請求項 6 のうちいずれかに記載のプローブシステム。

20

【請求項 10】

前記色フィルターの移動機構は、前記色フィルターを回転移動又は直動させる機構により構成される請求項 4 から請求項 9 のうちいずれかに記載のプローブシステム。

【請求項 11】

前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号に基づき、照明の有無を検出する照明検知手段と、

前記照明検知手段による照明無しの検出を受けて、前記プローブから前記照明光を照射させる制御手段と、をさらに備える請求項 1 から請求項 10 のうちいずれかに記載のプローブシステム。

【請求項 12】

30

前記照明検知手段は、前記照明の有無を前記ビデオ信号の明るさのレベルが所定の閾値以上か否かによって検出することを特徴とする請求項 11 に記載のプローブシステム。

【請求項 13】

前記照明検知手段は、前記照明の有無の検出に加え、前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号に基づき、当該ビデオ信号を取得した撮影時の照明が前記プローブから照射される前記照明光の単独によるものか否かを検出することを特徴とする請求項 11 又は請求項 12 に記載のプローブシステム。

【請求項 14】

前記照明検知手段が照明有り及び前記プローブから照射される前記照明光の単独によるものでないことを検出した場合に、前記制御手段は、前記プローブからの前記照明光の照射を制限することを特徴とする請求項 13 に記載のプローブシステム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡チャンネルに挿通されるプローブであって、生体組織の測定対象部位に照射光を照射して、この照射光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光する光学系を備えるプローブのプローブシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

今日、上部食道内視鏡としては、経口タイプが普及しており、経鼻タイプのものも普及

50

しつつある。

近時、いわゆる内視鏡ビデオスコープ以外に、超音波診断装置、蛍光診断装置等様々な原理を活用した特殊診断装置が提案され、一部は実用化されている。

特に、蛍光を応用する蛍光診断装置にあっては、内視鏡ビデオスコープでは得られない不可視な情報を得て、悪性腫瘍の早期発見につなげるなど診断に役立つため、非常に期待されている。

このような診断をするための診断子、すなわち、プローブは、内視鏡の鉗子チャネルを経由して体内に至るもの、あるいは内視鏡と一体になっているものなどがある。

ここで、鉗子チャネルとは、鉗子や捕捉ネットなどの処置具を通す、内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路のことである。作業チャネル、挿通チャネルなどともいう（チャネルをチャンネルと表記することもある）。以下、このような内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路を内視鏡チャネルという。

【 0 0 0 3 】

経口タイプの内視鏡は 1 0 m m 程度の外径であり、 3 m m 弱の内視鏡チャネルを備えているものが多い。

このような内視鏡チャネルを経由してプローブを挿通させる場合は、従来の内視鏡を活用でき、また比較的ゆるやかなカーブを描いて体内管腔に至るので、プローブには経鼻内視鏡のような柔軟性は要求されないものの、内視鏡チャネルを通る非常に小径な外径にする必要があるため、プローブに搭載する構成によっては非常に精密な構造になりがちである。

また下部消化管内視鏡は、肛門より挿入して、直腸をはじめ大腸などを診断するものであるが、同様に内視鏡チャネルを備えており、この内視鏡チャネルを利用して診断機器・プローブを挿通させて使用できる点では経口タイプの内視鏡と共通している。

【 0 0 0 4 】

昨今、内視鏡本体で撮像した食道内壁や胃壁などの画像に、プローブを介して検出した結果を重ね合わせて診断に役立てたいという要望がある。蛍光強度などのプローブを介して検出した結果を内視鏡本体で撮像した通常画像と重ね合わせることで、目視では認識できない病変を通常画像上の位置とともに医師、患者等に認識させることができるからである。

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 - 4 には、このような蛍光画像を観察する内視鏡装置が記載されている。特に、特許文献 1、3、4 には、少なくとも励起光の照射を行うプローブを内視鏡チャネルに挿通するようにした内視鏡装置が記載されている。プローブを内視鏡チャネルに挿通するようにすれば、汎用の内視鏡を用いて蛍光測定を行うことができるので、内視鏡及びプローブの双方について構成が複雑になるのを防ぐことができるというメリットがある。

【 0 0 0 6 】

一方、特許文献 5 には、電子内視鏡装置において照明用光源の光量を検出して撮像素子のゲインを制御したり、撮像素子の出力をもとに操作パネルの指示に基づいた動作モード(色基準)を決定し、照明の色フィルターの制御と撮像素子の駆動を制御したりすることが記載されている。

特許文献 6 には、光プローブが交換される場合の偽色を精度良く低減するために、撮影した被写体を複数色に色分解し生成した色分解画像をもとに合成した画像の位置ズレを認識することで、補正処理を行いプローブによるばらつきを低減させる内視鏡システムが記載されている。

特許文献 7 には、アナログ及びデジタルのカラービデオ信号の双方を外部に出力するビデオ信号出力システムを持つ画像信号処理ユニットにおいて、撮像素子より順次出力されるカラー信号をアナログ系もしくはデジタル系にてカラーバランス処理を行う電子内視鏡の画像信号処理システムが記載されている。

【 0 0 0 7 】

10

20

30

40

50

また、特許文献 8 には、ビデオプロセッサの信号とそのビデオプロセッサの信号をオフセットし生成した輝度データ信号を比較することで輝度情報通信の不良を検知して、ビデオプロセッサと光源装置間の輝度情報通信不良を速やかに検出し告知する電子内視鏡装置が記載されている。

特許文献 9 には、内視鏡用アダプタという外部装置を用いることで、バッテリー型光源による照明と外部の光源装置からの照明の切り替えが簡単かつ容易に行えるとされる内視鏡用アダプタ装置が記載されている。

特許文献 10 には、照明光供給ユニットに内蔵された電源電池がなくなった場合でも、複数種類の光源装置を用意することで内視鏡検査を途中で中断する恐れがないとされる簡易型内視鏡装置が記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献 1】特開 2010 - 88929 号公報

【特許文献 2】特開 2006 - 198106 号公報

【特許文献 3】特開 2007 - 14633 号公報

【特許文献 4】特開 2010 - 104391 号公報

【特許文献 5】特開平 08 - 111812 号公報

【特許文献 6】特開 2009 - 81694 号公報

【特許文献 7】特開 2000 - 333199 号公報

20

【特許文献 8】特開 2006 - 341104 号公報

【特許文献 9】特開 2001 - 154119 号公報

【特許文献 10】特開平 8 - 280613 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかし、以上の従来技術にあってもさらに次のような問題があった。

内視鏡本体による画像取得には照明が不可欠である。

一方、内視鏡チャンネルに挿通されるプローブが光学的原理を利用したプローブである場合、内視鏡本体が備えている照明が外乱となり、好適な測定（診断）ができないという問題がある。

30

そのため、プローブを介した測定時には、内視鏡本体の照明を消すか、あるいはプローブの測定対象部位を遮光する等の処置が必要である。さらにその後に内視鏡本体による画像取得を行うには、消していた照明を灯したり、遮光を解除したりしなければならない。

このことから、内視鏡本体及び特殊診断装置の操作が煩雑となるおそれがあり、その結果として検査時間が長くなり、患者の身心の負担が増加するおそれがある。したがって、特許文献 4 のように手動で内視鏡本体照明の点灯・消灯を操作者が切り替えることは好ましくない。

また、内視鏡に備わる照明の光源としては主にキセノンランプやハロゲンランプが用いられており、短時間に点灯・消灯を繰り返すと寿命を低下させるという問題がある。

40

さらに、内視鏡に備わる照明にあっては、そもそも内視鏡を体内に挿入している検査途中に消灯したり、点灯・消灯を繰り返したりすることは想定しておらず、現に適用されるキセノンランプやハロゲンランプなどでは、消灯状態において点灯操作しても、その点灯操作（従って照明の電源投入）から撮影のために十分な明るさに点灯するまでに比較的長時間を要し、撮影のために十分な明るさに点灯している状態において消灯操作しても、その消灯操作（従って照明の電源遮断）から全消灯するまでに比較的長時間を要する。そのため、プローブによる測定のために内視鏡に備わる照明の点灯・消灯を繰り返しながら内視鏡検査することは、長時間を要してしまい現実的ではない。

また、消灯中は内視鏡映像がブラックアウトするため、消灯時間が長くなると内視鏡の誤操作によって臓器に干渉する懸念が高まる。

50

【 0 0 1 0 】

そこで、本願発明者は、プローブシステムに内視鏡カメラによる撮影用の照明を搭載し、内視鏡システムに備わる照明に代えてこれを用いることを考える。プローブシステムに、応答性の優れたLEDなどの固体発光素子を照明光源として採用したり、プローブシステムの測定に連動して消灯・点灯を自動制御したりすることにより、上記問題を解決しようとするものである。

しかしながら、内視鏡システムに組み合わされて使用されるプローブシステムは、様々な内視鏡システムに良好に適用できる高い汎用性をもったものが好ましい。

プローブシステムからの照明光が常に一定の特性のものであるならば、組み合わされる内視鏡システムの撮像系によっては、良好な照明とならないことが考えられる。照明が強すぎる、弱すぎるなどの輝度の問題のほか、内視鏡システムの照明で撮影した画像の色調に対して色調が変化するという色調の問題が生じ得る。

このような色調の問題に対処するために、特許文献5のように内視鏡システムに備わる照明光を調整する色フィルターを適用しても、プローブシステムからの照明光を調整することはできず、内視鏡システムに備わる照明に代えてプローブシステムに備わる照明を用いて撮影を行う場合は、内視鏡システムに備わる照明を消灯しているから、内視鏡システムに備わる色フィルターはまったく影響し得ない。

また、特許文献6, 7に記載されるような内視鏡システムに備わる何らかの調整機能によって対処するにしても、内視鏡システムに備わる調整機能は、同システムに備わる照明と撮像系に依拠しているから、同システムに備わる照明と異なった特性を有する照明をプローブシステムによって与える場合に、適切に調整することができないおそれがある。

内視鏡システムに備わる照明に代えてプローブシステムに備わる照明を用いて内視鏡カメラによる撮影を行う場合に、内視鏡システムに備わる照明での画像に対して違和感のある色調の画像が得られたり、色調変化によって判別性が低下したりすると、誤診や診断不能などの要因となり好ましくない。

【 0 0 1 1 】

また、内視鏡システムに備わる照明からプローブシステムに備わる照明への切替をユーザーの操作に委ねる場合、切り替え時に双方の照明が消灯状態となるおそれがある。双方の照明が消灯状態となって照明光欠如により内視鏡画像が暗黒状態となると、内視鏡の誤操作により生体組織を傷つける、穿孔するなどの軽度又は重度の医療事故のおそれが高まる。

一方、照明切替操作後、プローブシステムに備わる照明の点灯時に、内視鏡システムに備わる照明が十分に消灯していない場合には、照明が過剰となっており、プローブシステムに備わる照明を消灯しても内視鏡システムに備わる照明が外乱となるから、プローブによる測定を実行できないというおそれがある。

また、照明光欠如は、内視鏡システムの照明系の故障、電源の不具合等によっても生じ得る。

【 0 0 1 2 】

特許文献8に記載の内視鏡装置のように、輝度信号において照明に関するなんらかの不良を検知してユーザーに告知しても、例えば照明光欠如をユーザーに気づかせることとなるが、照明光欠如自体を防止できない。また、照明光欠如の原因が内視鏡システムの電源の事故である場合は、ユーザーに告知する手段をも欠いてしまい、不良自体をユーザーに伝えることもできず、内視鏡画像が実質的に得られない状態で内視鏡を引き抜く作業を行う必要が生じ、医療事故のおそれが高まる。

特許文献9に記載の内視鏡用アダプタ装置は、内視鏡システムに備わる照明の状態を判断することではなく、内視鏡システムの故障まで考慮したときには、照明光欠如を防止することはできない。また、内視鏡システムに備わる照明の消灯時の照明光減衰時間に対応して良好なタイミングで外部照明の点灯を行うという制御をすることはできない。

特許文献10に記載の内視鏡装置にあっては、複数の光源装置を備え、その切替を容易にしているものの、切替動作は手動であるため、照明光欠如となるおそれは払拭できない

10

20

30

40

50

。

【 0 0 1 3 】

本発明は以上の従来技術における問題に鑑みてなされたものであって、内視鏡チャンネルにプローブを挿通して当該プローブから照射される照明光によって照明しつつ内視鏡カメラによる撮影を行うにあたり、組み合わせられる内視鏡システムによらず、所望の色調の撮影画像が得られるように画像信号を補正することが可能なプローブシステムを提供することを課題とする。

また本発明は、内視鏡チャンネルにプローブを挿通して当該プローブから照射される照明光によって照明しつつ内視鏡カメラによる撮影を行うにあたり、組み合わせられる内視鏡システムによらず、良好な色調の撮影画像が得られるように照明光を調整することが可能な

10

プローブシステムを提供することを課題とする。

また本発明は、内視鏡チャンネルにプローブを挿通して当該プローブから照射される照明光によって照明しつつ内視鏡カメラによる撮影を行うにあたり、組み合わせられる内視鏡システムによらず、内視鏡システムの照明から安全かつ適時にプローブの照明に切替えることが可能で、意図せず内視鏡システムの照明が消灯した場合でも照明光欠如を防止することが可能なプローブシステムを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 4 】

以上の課題を解決するための請求項 1 記載の発明は、内視鏡に形成された内視鏡チャンネルに挿通され、当該内視鏡による撮影用の照明光を照射するプローブを有したプローブシステムであって、

20

前記内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する外部ビデオ信号取込装置と、色調補正信号を生成する補正信号抽出手段と、

前記補正信号抽出手段により生成された色調補正信号に基づきビデオ信号の色調補正を行う画像処理手段と、を備え、

前記補正信号抽出手段は、前記内視鏡に備わる照明を用いて撮影され前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号の色調特性と、前記照明光の色調特性とに基づき、前記色調補正信号を生成し、

前記画像処理手段は、前記照明光により照明しつつ撮影された映像のビデオ信号の色調を、前記色調補正信号に従って補正処理することにより、前記内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性を基準とした色調補正を行うことを特徴とする

30

【 0 0 1 5 】

請求項 2 記載の発明は、前記プローブに、投光用光ファイバーと、受光用光ファイバーとを備え、

前記プローブの基端が接続されるベースユニットに、測定用光源と、測定用光検出器とを備え、

前記測定用光源により発せられ前記投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して前記測定対象部位から放射される放射光を受光して前記受光用光ファイバーによりプローブの基端側へ導き前記測定用光検出器に導入することを特徴とする請求項 1 に記載のプローブシステムである。

40

【 0 0 1 6 】

請求項 3 記載の発明は、前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号を保存するビデオ信号保存メモリと、

前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号が、前記照明光による照明時の撮影によるものか否かを検出する照明検知手段と、を備え、

前記照明検知手段は、前記照明光による照明時の撮影によるものと検知した時その検知信号を前記ビデオ信号保存メモリ及び前記画像処理手段に出力し、

前記ビデオ信号保存メモリは、前記検知信号を受信すると、それ以前の未検知時のビデオ信号を保持して前記補正信号抽出手段に出力し、

50

前記補正信号抽出手段は、前記ビデオ信号保存メモリから出力されたビデオ信号の色調特性と、前記照明光の色調特性とから、前記色調補正信号を生成し、

前記画像処理手段は、前記検知信号を受信すると、当該色調補正信号に従った前記色調補正を開始することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のプロープシステムである。

【 0 0 1 7 】

請求項 4 記載の発明は、照明光の色調を変更可能な色フィルターと、

前記外部ビデオ信号取込装置から入力されたビデオ信号に基づき、照明光の色補正信号を生成し、当該色補正信号に基づき前記色フィルターを制御して照明光を所望の色調に調整する制御手段と、をさらに備える請求項 1 から請求項 3 のうちいずれかに記載のプロープシステムである。

10

【 0 0 1 8 】

請求項 5 記載の発明は、基準色情報を記憶する記憶手段を備え、

前記制御手段は、前記ビデオ信号から抽出した色信号と、前記基準色情報により特定される基準色信号とを比較して色補正信号を生成することを特徴とする請求項 4 に記載のプロープシステムである。

【 0 0 1 9 】

請求項 6 記載の発明は、前記色フィルターとして、照明光の光路に対する位置に従って連続的に照明光の色調を変更する特性の階調フィルターを有し、

前記制御手段は、前記色補正信号として前記ビデオ信号から抽出した色信号と前記基準色信号との差分を生成し、当該差分に応じて前記階調フィルターの照明光の光路に対する位置を制御することによって補正後の前記ビデオ信号によって再現される映像の色調が前記基準色情報により特定される色調に少なくとも近づくように制御することを特徴とする請求項 5 に記載のプロープシステムである。

20

【 0 0 2 0 】

請求項 7 記載の発明は、前記色フィルターとして、照明光を特定の一の色調に変更する特性の単調フィルターを 1 又は 2 以上有し、

前記制御手段は、前記ビデオ信号から抽出した色信号に基づき、前記単調フィルターを使用するか否か、さらに前記単調フィルターが 2 種以上ある場合にあっては、いずれの前記単調フィルターを使用するか否かの選択信号を前記色補正信号として生成することを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 に記載のプロープシステムである。

30

【 0 0 2 1 】

請求項 8 記載の発明は、前記ビデオ信号から 3 原色ごとの色信号を抽出し、当該信号に基づき前記制御手段が制御する前記色フィルターは、3 原色ごとに設けられる請求項 4 から請求項 7 のうちいずれかに記載のプロープシステムである。

【 0 0 2 2 】

請求項 9 記載の発明は、前記色補正信号を色温度形式で生成し、当該信号に基づき前記制御手段が制御する前記色フィルターは、色温度を階調的に変更可能な階調フィルターである請求項 4 から請求項 6 のうちいずれかに記載のプロープシステムである。

【 0 0 2 3 】

請求項 10 記載の発明は、前記色フィルターの移動機構は、前記色フィルターを回転移動又は直動させる機構により構成される請求項 4 から請求項 9 のうちいずれかに記載のプロープシステムである。

40

【 0 0 2 4 】

請求項 11 記載の発明は、前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号に基づき、照明の有無を検出する照明検知手段と、

前記照明検知手段による照明無しの検出を受けて、前記プロープから前記照明光を照射させる制御手段と、をさらに備える請求項 1 から請求項 10 のうちいずれかに記載のプロープシステムである。

【 0 0 2 5 】

50

請求項 1 2 記載の発明は、前記照明検知手段は、前記照明の有無を前記ビデオ信号の明るさのレベルが所定の閾値以上か否かによって検出することを特徴とする請求項 1 1 に記載のプローブシステムである。

【 0 0 2 6 】

請求項 1 3 記載の発明は、前記照明検知手段は、前記照明の有無の検出に加え、前記外部ビデオ信号取込装置から入力された映像のビデオ信号に基づき、当該ビデオ信号を取得した撮影時の照明が前記プローブから照射される前記照明光の単独によるものか否かを検出することを特徴とする請求項 1 1 又は請求項 1 2 に記載のプローブシステムである。

【 0 0 2 7 】

請求項 1 4 記載の発明は、前記照明検知手段が照明有り及び前記プローブから照射される前記照明光の単独によるものでないことを検出した場合に、前記制御手段は、前記プローブからの前記照明光の照射を制限することを特徴とする請求項 1 3 に記載のプローブシステムである。

【発明の効果】

【 0 0 2 8 】

本発明によれば、内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性と、プローブから照射される照明光の色調特性とに基づき色調補正信号を生成し、プローブから照射される照明光により照明しつつ撮影された映像のビデオ信号の色調を、当該色調補正信号に従って補正処理することにより、内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性を基準とした色調補正を行う。

したがって、プローブシステムによる照明に切り替えても、内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性に合わせたり、近づけたりすることが可能であり、内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性を基準として所望の色調に補正することも可能であり、自然なカラーバランスの通常の観察画像やそれ以外の診断のために特定色を強調した強調観察画像等を良好に得ることができる。

組み合わせられる内視鏡システムが変わっても、その内視鏡システムからのビデオ信号に基づき色調補正信号を生成するから、組み合わせられる内視鏡システムによらず、所望の色調の撮影画像が得られ、通常の観察画像を内視鏡に備わる照明時と同様に良好に得ることや、強調観察画像等の所望の色調画像を得ることができ、診断に資することができる。

【 0 0 2 9 】

本件請求項 4 から請求項 1 0 に係る発明のいずれかによれば、内視鏡により撮影される映像のビデオ信号に基づき、照明光の色補正信号を生成し、当該色補正信号に基づき色フィルターを制御して照明光を所望の色調に調整し、組み合わせられる内視鏡システムが変わっても、その内視鏡システムからのビデオ信号に基づき色補正信号を生成するから、内視鏡チャンネルにプローブを挿通して当該プローブから照射される照明光によって照明しつつ内視鏡カメラによる撮影を行うにあたり、組み合わせられる内視鏡システムによらず、良好な色調の撮影画像が得られるように照明光を調整することができる。

【 0 0 3 0 】

本件請求項 1 1 から請求項 1 4 に係る発明のいずれかによれば、入力された映像のビデオ信号に基づき照明の有無を検出し、照明無しの検出を受けてプローブから照明光を照射させるので、意図せず又は意図的に内視鏡システムの照明が消灯しても、これを補完するように本プローブシステムの照明を点灯し、照明光欠如を防止することができ、内視鏡検査の安全性を保つことができる。

また、入力された映像のビデオ信号に基づき照明の有無を検出するので、内視鏡システムに備わる照明の消灯時の照明光減衰時間に対応して良好なタイミングで照明を点灯することができ、組み合わせられる内視鏡システムによらず、内視鏡システムの照明から安全かつ適時にプローブの照明に切替えることができ、プローブによる測定に円滑に移行することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 1 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係るプローブシステムと内視鏡システムとを組合せた構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明の第 1 ～ 第 3 実施形態に係るプローブを内視鏡に組み合わせた様子を示す図である。

【図 3】本発明の第 1 実施形態に係り、適用される照明、ビデオ信号保存メモリの内容、画像補正の有無の変遷を概念的に示したタイムチャートである。

【図 4】本発明の第 1 実施形態に係る色調補正の処理の流れを示すフローチャートである。

【図 5】本発明の第 1 実施形態に係る照明検知回路で処理される信号を視覚化した信号波形図である。

【図 6】本発明の第 1 実施形態に係る補正信号抽出回路及び画像処理回路で処理される信号等を視覚化した信号波形図である。

【図 7】本発明の第 2 実施形態に係るプローブシステムと内視鏡システムとを組合せた構成を示すブロック図である。

【図 8】本発明の第 2 実施形態における他の一形態に係る色フィルター移動機構を示すための光源装置及び色フィルターの斜視図である。

【図 9】本発明の第 2 実施形態におけるさらに他の一形態に係る色フィルター移動機構を示すための光源装置及び色フィルターの斜視図である。

【図 10】本発明の第 2 実施形態に係る照明色調補正の基本フローを示すフローチャートである。

【図 11】本発明の第 2 実施形態に係る照明色調補正を 3 原色に分離して行う場合の信号処理フローチャートである。

【図 12】本発明の第 3 実施形態に係るプローブシステムと内視鏡システムとを組合せた構成を示すブロック図である。

【図 13】本発明の第 3 実施形態に係る照明検知回路で処理される信号を視覚化した信号波形図である。

【図 14】本発明の第 3 実施形態に係る照明制御のアルゴリズムを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0032】

以下に本発明の一実施形態につき図面を参照して説明する。以下は本発明の一実施形態であって本発明を限定するものではない。

【0033】

〔第 1 実施形態〕

まず、図 1 から図 6 を参照して本発明の第 1 実施形態につき説明する。

図 1 に示すように本実施形態のプローブシステムは、プローブ 10 と、このプローブ 10 が接続されるシステム構成 1 とを有し、内視鏡本体 8 と内視鏡処理装置 9 とからなる内視鏡システムと組み合わされる。なお、システム構成 1 は、プローブ 10 の基端が接続されるベースユニットと、このベースユニットに接続される画像表示装置、操作入力装置等の機器により構成される。

【0034】

本プローブシステムのシステム構成 1 には、特殊診断機構 13、外部ビデオ信号取込装置 14、画像表示装置 15、外部操作機構 16、CPU 17、副記憶装置 18、主記憶装置 19、照明調整回路 32、プローブ照明制御機構 33、プローブ照明光源装置 34、レンズ 40 が備えられ、さらに色調補正を行うための主要部を構成する照明検知回路 21、ビデオ信号保存メモリ 22、補正信号抽出回路 23、画像処理回路 24 が備えられる。

外部操作機構 16 としては、キーボード、マウスその他の操作入力装置が相当する。

CPU 17 は、情報の演算、各部への動作指令を行うコンピュータの中央処理装置である。

副記憶装置 18 は、CPU 17 での演算内容や各部に入出力する情報を一時的に記憶す

10

20

30

40

50

る R A M、主記憶装置 19 は、入力された画像情報や、C P U 17 の測定に係る演算結果、C P U 17 で実行するプログラム、プローブ照明色調特性情報、特殊色調情報、基準輝度情報その他の各種設定情報を記憶する H D D などが相当する。プローブ照明色調特性情報は、使用されるプローブ照明の色調特性を示すものとして作成され保存される。

C P U 17 の制御によって、プローブ照明色調特性情報は照明検知回路 21 及び補正信号抽出回路 23 に与えられ、特殊色調情報は画像処理回路 24 に与えられ、基準輝度情報は照明調整回路 32 に与えられる。

プローブ照明光源装置 34 としては、広帯域の可視光を発する光源装置が適用され、適用例としては、L E D ランプ、キセノンランプ、ハロゲンランプなどを挙げることができるがこれらに限られない。

【0035】

内視鏡本体 8 には内視鏡電子カメラ 8 a 及び内視鏡照明 8 b が内蔵されている。また、図 2 に示すように内視鏡本体 8 には内視鏡チャンネル 8 c が形成されている。内視鏡チャンネル 8 c は、内視鏡本体 8 の主幹から枝分かれして設けられた挿入口 8 d から、内視鏡本体 8 の先端面に開口した先端開口 8 e まで連通して形成されている。

プローブ 10 は、挿入口 8 d から挿入され、内視鏡チャンネル 8 c を挿通して先端開口 8 e まで至る。プローブ 10 の挿入長さによって、プローブ 10 の先端部は先端開口 8 e から突出する。内視鏡本体 8 の先端に対するプローブ 10 の先端位置を所望の位置に決められるように、プローブ 10 の外周に挿入長さを示す目印、又は挿入口 8 d に係止するストッパを設けることが好ましい。プローブ 10 の先端部から内視鏡による撮影用の照明光を照射する。

【0036】

さて、図 1 にはプローブ 10 の主な内部構成である照明光導光部材 11 及び測定光学系 12 を示し、外装体の図示を省略する。照明光導光部材 11 は、主にプローブ 10 の長手方向に延在してプローブ 10 の基端から先端に照明光を導く照明光導光用光ファイバーによって構成され、さらにその光ファイバーから出射される照明光が通過するレンズや、拡散部材などの光学部材が設置される場合はこれを含む。

測定光学系 12 は、特殊診断用の測定光学系である。測定光学系 12 は、主にプローブ 10 の長手方向に延在する投光用光ファイバー及び受光用光ファイバーと、レンズなどの光学部材とにより構成され、投光用光ファイバーの先端及び受光用光ファイバーの先端がプローブ先端部に配置されたレンズなどの光学部材に臨む。

【0037】

内視鏡処理装置 9 の内視鏡画像プロセッサ 91 により、内視鏡本体 8 により撮影された映像のビデオ信号 92 が生成される。ビデオ信号 92 は、内視鏡画像表示装置 93 に表示出力されるとともに、本プローブシステムに出力される。

本プローブシステムにあっては、内視鏡処理装置 9 から出力されたビデオ信号 92 を外部ビデオ信号取込装置 14 により取り込む。外部ビデオ信号取込装置 14 はいわゆるビデオインターフェースであり、ビデオ信号 92 を取り込み増幅する機能を有する。適用される信号端子の例としては、BNC 端子、S 端子、AV 端子、D 端子、DV 端子、SCART 端子、RGB 端子、HD-MI 端子等が挙げられるが、いずれにも限定されるものではない。外部ビデオ信号取込装置 14 は、ビデオ信号を照明検知回路 21、ビデオ信号保存メモリ 22、画像処理回路 24、照明調整回路 32、場合により C P U 17 に出力する。

【0038】

プローブ照明光源装置 34 を光源とする照明光がレンズ 40 を介してプローブ 10 に内蔵された照明光導光用光ファイバーに入射し、この照明光導光用光ファイバーによりプローブ 10 の先端部に導光され拡散部材等の光学部材を介して生体組織 7 に照射される。

その照明される範囲は内視鏡電子カメラ 8 a による撮影範囲を含み、内視鏡電子カメラ 8 a による撮影範囲は、プローブ 10 による測定対象部位を含んでいる。

本プローブシステムを使用してプローブによる測定を実行する際には、照明を内視鏡照明 8 b からプローブ照明に切り替える。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

ここで、プローブ 10 による測定につき説明する。

特殊診断機構 13 に、測定用光源及び測定用光検出器が設けられる。測定用光源により発せられ投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織 7 の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光して受光用光ファイバーによりプローブ 10 の基端側へ導き測定用光検出器に導入する。

測定用光検出器は、受光用光ファイバーを通じて入力された光の光強度、分光特性、偏光特性などを検出し、検出結果を CPU 17 に出力する。これを CPU 17 が分析して生体組織 7 の病変状態の診断に役立つ情報を特定し、その情報や内視鏡画像は画像表示装置 15 に表示出力される。

10

【 0 0 4 0 】

プローブ 10 による測定を、生体組織から発せられる蛍光の測定とする場合は、測定用光源により励起光を発生させる。

励起光が照射された測定対象部位で励起光により、病変状態に従って蛍光が発生する。蛍光が発生すれば蛍光及び反射光が含まれる測定対象部位からの放射光が受光用光ファイバーに入射し測定用光検出器に入力される。

蛍光は、広義には、X 線や紫外線、可視光線が照射された被照射物が、そのエネルギーを吸収することで電子が励起し、それが基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出するものである。ここでは、励起光によって、その波長とは異なった波長の蛍光が戻り光に含まれるので、測定用光検出器が戻り光を分光し、CPU 17 がスペクトル分布を分析することで蛍光量を特定して検出対象の病変状態を検知する。

20

【 0 0 4 1 】

次に、本システムにおける画像の色調補正につき説明する。

まず、色調補正を行うための各部の機能を概説する。

照明検知回路 21 は、入力されたビデオ信号の色調特性を、プローブ照明色調特性情報に基づくプローブ照明色調特性と比較して、プローブ照明による照明時の撮影によるものが検出し、それを検出したことを示すプローブ照明検知信号をビデオ信号保存メモリ 22 及び画像処理回路 24 に出力する。

ビデオ信号保存メモリ 22 は、入力されるビデオ信号を逐次一定期間ずつ記憶保持し、プローブ照明検知信号を受信するまで更新を続ける。ビデオ信号保存メモリ 22 は、プローブ照明検知信号を受信すると、それ以前の未検知時のビデオ信号を保持して補正信号抽出回路 23 に出力する。

30

図 3 に示すタイムチャートにおいて、グラフ G01 に示すように照明が内視鏡照明からプローブ照明に切り替わると、照明検知回路 21 がこれを検知してプローブ照明検知信号をビデオ信号保存メモリ 22 に出力する。これを受けビデオ信号保存メモリ 22 は、図 3 中のグラフ G02 に示すように更新を中止することにより、内視鏡照明を用いて撮影された映像のビデオ信号 RF を保存してこれを補正信号抽出回路 23 に与える。

補正信号抽出回路 23 は、ビデオ信号 RF の色調特性と、プローブ照明色調特性情報に基づくプローブ照明の色調特性とに基づき色調補正信号を生成し、画像処理回路 24 に出力する。

40

画像処理回路 24 は、プローブ照明検知信号を受信すると、補正信号抽出回路 23 から入力された色調補正信号に従った色調補正を、外部ビデオ信号取込装置 14 から与えられるビデオ信号 31 に対して開始する。画像処理回路 24 は、補正開始前にあっては、外部ビデオ信号取込装置 14 から与えられるビデオ信号 31 を補正することなく画像表示装置 15 に出力し、補正開始後にあっては、当該補正により生成される補正ビデオ信号 25 を画像表示装置 15 に出力する。

したがって、図 3 中のグラフ G03 に示すように、照明切替の前後で画像補正なし期間 T1 から画像補正あり期間 T2 に移り変わる。画像補正なし期間 T1 においては、外部ビデオ信号取込装置 14 が取り込んだビデオ信号 31 がそのまま画像表示装置 15 に表示出力される。画像補正あり期間 T2 においては、補正ビデオ信号 25 が画像表示装置 15 に

50

表示出力される。

【 0 0 4 2 】

次に、図 4 のフローチャートを参照して色調補正の概要を説明する。

本プローブシステムは、上述したように外部ビデオ信号を取り込み（ステップ S 1 ）、内視鏡照明の ON / OFF（ステップ S 2 ）、プローブ照明の ON / OFF（ステップ S 3）を監視する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 2 で内視鏡照明が ON の場合は、内視鏡照明により観察される補正なしの画像が内視鏡画像表示装置 9 3 及び画像表示装置 1 5 に表示された状態 S 4 である。

ステップ S 2 で内視鏡照明が OFF で、ステップ S 3 でプローブ照明が OFF の場合、照明光が無いので、CPU 1 7 はその旨の警告メッセージを生成し（ステップ S 5 ）、それを画像表示装置 1 5 に表示した状態 S 6 を維持する。

ステップ S 2 で内視鏡照明が OFF に、ステップ S 3 でプローブ照明が ON に切り替わると、ビデオ信号の色調補正を次のように実行する。

上述したように、照明切替前のビデオ信号、すなわち、内視鏡照明が ON でプローブ照明が OFF の時に撮影された映像のビデオ信号 RF を保存する（ステップ S 7 ）。

保存されたビデオ信号 RF の色調特性と、プローブ照明の色調特性とに基づき色調補正信号を生成する（ステップ S 8 ）。

その色調補正信号に従った色調補正を、内視鏡照明が OFF でプローブ照明が ON の状態で撮影される映像のビデオ信号に対して実行し、色調補正されたビデオ信号に基づく補正画像を画像表示装置 1 5 に表示し、順次色調補正を継続して実行し、補正画像が画像表示装置 1 5 に表示された状態 S 9 を維持する。

【 0 0 4 4 】

次に、以上の説明に加えて図 5 及び図 6 に示す信号波形図を参照して一連の色調補正に係る処理内容を説明する。

図 5 は、照明検知回路 2 1 で処理される信号を示している。

図 5 中のグラフ G 1 1 及び G 2 1 は、内視鏡画像の RGB 信号波形図であり、入力されたビデオ信号の色調特性を示すもので、照明検知回路 2 1 が入力されたビデオ信号から抽出する。グラフ G 1 1 は内視鏡照明による観察時のもの、グラフ G 2 1 はプローブ照明による観察時のものである。

図 5 中のグラフ G 1 2 及び G 2 2 は互いに同一図であって、プローブ照明であるか否かを判断するための照明判断基準信号であり、上述したプローブ照明日色調特性情報に基づくプローブ照明日色調特性に相当する。図 5 中のグラフ G 1 3 はグラフ G 1 1 とグラフ G 1 2 との比較図、図 5 中のグラフ G 2 3 はグラフ G 2 1 とグラフ G 2 2 との比較図である。

照明検知回路 2 1 は、グラフ G 1 1 又は G 2 1 に示す入力されたビデオ信号の色調を示す信号と、グラフ G 1 2 及び G 2 2 の照明判断基準信号とを比較して一致、不一致を判断し、グラフ G 1 3 に示すように不一致の場合、内視鏡照明によるものと判断し、グラフ G 2 3 に示すように一致の場合、プローブ照明によるものと判断する。

これにより、図 4 のステップ S 2 , S 3 の判断を実行し、また、上述のプローブ照明検知信号の出力を制御する。

【 0 0 4 5 】

図 6 に示すグラフ G 3 1 , G 3 2 , G 3 3 , G 3 4 は、図 4 のステップ S 7 ~ S 8 の色調補正信号生成処理に係る信号波形図であり内視鏡照明による観察時に係る。

グラフ G 3 1 は、内視鏡照明による観察時の内視鏡画像の RGB 信号波形図である。グラフ G 3 2 は、上述したプローブ照明日色調特性情報に基づくプローブ照明日色調特性を示す信号波形図である。補正信号抽出回路 2 3 は、グラフ G 3 1 に示す信号からグラフ G 3 2 に示す信号を減算して色調補正信号（図 6 中のグラフ G 3 3 及び G 4 2 に図示）を生成する。補正信号抽出回路 2 3 は色調補正信号を常時出力する構成としてもよい。但し、色調補正信号は内視鏡照明による観察時においては使用されず、グラフ G 3 4 に示すように画像表示装置 1 5 には補正なしの内視鏡画像そのままだが表示される。

【 0 0 4 6 】

図 6 に示すグラフ G 4 1 , G 4 2 , G 4 3 は、図 4 のステップ S 8 後の色調補正に係る信号波形図でありプローブ照明による観察時に係る。

グラフ G 4 1 は、プローブ照明による観察時の内視鏡画像の R G B 信号波形図である。

画像処理回路 2 4 は、グラフ G 4 1 に示す信号にグラフ G 4 2 に示す色調補正信号を加算することで色調補正を行い、補正ビデオ信号 2 5 を画像表示装置 1 5 に出力する（グラフ G 4 3 ）。

【 0 0 4 7 】

以上のように、内視鏡照明による画像の色調とプローブ照明の色調との差分を、プローブ照明による画像の色調に加算するので、内視鏡照明からプローブ照明に切替わる前後において色調の変化を抑えることができる。したがって、本プローブシステムによれば、組み合わせられる内視鏡システムによらず、内視鏡照明からプローブ照明に切り替えても内視鏡照明時と同等の色調の画像が得られる。すなわち、照明切替時において内視鏡画像表示装置 9 3 に表示される画像の色調に比較的大きな変化があっても、画像表示装置 1 5 に表示される画像の色調についてはその変化を抑えることができる。

10

【 0 0 4 8 】

なお、画像の中で特定の生体組織を視覚的に顕在化させる等のために、特定色が相対的に強い強調観察画像を適用してもよい。その場合、強調観察画像の色調特性は、上述の特殊色調情報として記録される。これを適用する場合は、外部操作機構 1 6 からの操作信号に基づき、C P U 1 7 が画像処理回路 2 4 に強調観察画像への変換処理を指示する。これを受け画像処理回路 2 4 が強調観察画像への変換処理を実行する。

20

強調観察画像は、特定色の信号レベルを上げ、それ以外の色信号の信号レベルを下げるものであり、例えば、B 信号を上げ R 信号を下げる等のものであり、その調整値は特殊色調情報に記録されている。内視鏡照明の色調特性とプローブ照明の色調特性との差によって、プローブ照明に切り替えた際に青みがかかる、赤みがかかるなど特定色が不本意に強くなることがあり得る。単にプローブ照明に切り替えただけで特定色が強まった状態から強調観察画像への変換処理を行っても、特殊色調情報によって指定される色調を忠実に再現することはできないし、強調観察画像への変換処理が実行されている時にプローブ照明に切り替えることで色調が変化すれば、特殊色調情報によって指定される色調を忠実に再現することはできない。

30

強調観察画像が適用される場合において画像処理回路 2 4 は、プローブ照明適用時には、上述の内視鏡照明による画像の色調とプローブ照明の色調との差分を、プローブ照明による画像の色調に加算することで内視鏡照明とプローブ照明の色調の差を相殺する処理に重ねて強調観察画像への変換処理を実行し、内視鏡照明適用時には、強調観察画像への変換処理のみを実行する。したがって、本プローブシステムによれば、組み合わせられる内視鏡システムによらず、プローブ照明適用時及び内視鏡照明適用時のいずれにおいても、特殊色調情報によって指定される色調を忠実に再現することができる。

【 0 0 4 9 】

以上のように本実施形態のプローブシステムによれば、内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性と、プローブから照射される照明光の色調特性とに基づき色調補正信号を生成し、内視鏡に備わる照明を用いて撮影された映像のビデオ信号の色調特性を基準とした色調補正を行うので、組み合わせられる内視鏡システムによらず、所望の色調の撮影画像が得られる。

40

【 0 0 5 0 】

なお、プローブ照明光源装置 3 4 の出力が、ビデオ信号 3 1 から抽出した輝度信号に基づき制御される。プローブ照明が O N の状態において外部ビデオ信号取込装置 1 4 によって取り込まれたビデオ信号 3 1 が照明調整回路 3 2 に入力される。照明調整回路 3 2 は、入力されたビデオ信号から輝度信号を抽出し、与えられた基準輝度情報に基づき基準輝度信号を生成し、この基準輝度信号とビデオ信号 3 1 との輝度信号との差分に基づき調整信号をプローブ照明制御機構 3 3 に出力する。プローブ照明制御機構 3 3 は入力された調整

50

信号を増幅して駆動電流を生成しプローブ照明光源装置 3 4 の出力制御を行う。これにより、照明光を所望の明るさに調整し、所望の明るさの内視鏡画像を得る。

【 0 0 5 1 】

〔 第 2 実施形態 〕

まず、図 2 及び図 7 から図 1 1 を参照して本発明の第 2 実施形態につき説明する。

図 7 に示すように本実施形態のプローブシステムは、プローブ 1 0 と、このプローブ 1 0 が接続されるシステム構成 M 1 とを有し、内視鏡本体 8 と内視鏡処理装置 9 とからなる内視鏡システムと組み合わせられる。なお、システム構成 M 1 は、プローブ 1 0 の基端が接続されるベースユニットと、このベースユニットに接続される画像表示装置、操作入力装置等の機器により構成される。

10

【 0 0 5 2 】

本プローブシステムのシステム構成 M 1 には、特殊診断機構 M 1 3、外部ビデオ信号取込装置 M 1 4、画像表示装置 M 1 5、外部操作機構 M 1 6、C P U M 1 7、副記憶装置 M 1 8、主記憶装置 M 1 9、外部入出力端子 M 2 0、色信号抽出回路 M 2 1、フィルター移動機構制御装置 M 2 3、色フィルター M 2 4、輝度信号抽出回路 M 3 1、プローブ照明制御機構 M 3 3、プローブ照明光源装置 M 3 4、画像処理回路 M 3 5、レンズ M 4 0 が備えられる。

外部操作機構 M 1 6 としては、キーボード、マウスその他の操作入力装置が相当する。

C P U M 1 7 は、情報の演算、各部への動作指令を行うコンピュータの中央処理装置である。

20

副記憶装置 M 1 8 は、C P U M 1 7 での演算内容や各部に入出力する情報を一時的に記憶する R A M、主記憶装置 M 1 9 は、入力された画像情報や、C P U M 1 7 の測定に係る演算結果、C P U M 1 7 で実行するプログラム、基準色情報、基準輝度情報その他の各種設定情報を記憶する H D D などが相当する。基準色情報又は基準輝度情報の基準情報は、外部操作機構 M 1 6 からの操作により変更可能としてもよいし、変更不可としてもよい。複数の基準情報を用意し変更可能なものと変更不可のものとを使い分けてもよい。例えば、変更不可の基準情報をデフォルト設定として記憶保持し、変更可能な基準情報によって任意の設定を試しながら、いつでもデフォルト設定に戻すことができる。また、異なる基準情報を作成し保存しいつでも読み出して適用できるようにすることもできる。

色信号抽出回路 M 2 1 は、ビデオ信号から色信号を抽出するフィルター回路である。

30

輝度信号抽出回路 M 3 1 は、ビデオ信号から輝度信号を抽出するフィルター回路である。

プローブ照明光源装置 M 3 4 としては、広帯域の可視光を発する光源装置が適用され、適用例としては、L E D ランプ、キセノンランプ、ハロゲンランプなどを挙げることができるがこれらに限られない。

【 0 0 5 3 】

図 2 に示すように内視鏡本体 8 の先端には内視鏡電子カメラ 8 a 及び内視鏡照明 8 b が配置されている。同図に示すように内視鏡本体 8 には内視鏡チャンネル 8 c が形成されている。内視鏡チャンネル 8 c は、内視鏡本体 8 の主幹から枝分かれして設けられた挿入口 8 d から、内視鏡本体 8 の先端面に開口した先端開口 8 e まで連通して形成されている。

40

プローブ 1 0 は、挿入口 8 d から挿入され、内視鏡チャンネル 8 c を挿通して先端開口 8 e まで至る。プローブ 1 0 の挿入長さによって、プローブ 1 0 の先端部は先端開口 8 e から突出する。内視鏡本体 8 の先端に対するプローブ 1 0 の先端位置を所望の位置に決められるように、プローブ 1 0 の外周に挿入長さを示す目印、又は挿入口 8 d に係止するストッパを設けることが好ましい。プローブ 1 0 の先端部から内視鏡による撮影用の照明光を照射する。

【 0 0 5 4 】

さて、図 7 にはプローブ 1 0 の主な内部構成である照明光導光部材 1 1 及び測定光学系 1 2 を示し、外装体の図示を省略する。照明光導光部材 1 1 は、主にプローブ 1 0 の長手方向に延在してプローブ 1 0 の基端から先端に照明光を導く照明光導光用光ファイバーに

50

よって構成され、さらにその光ファイバーから出射される照明光が通過するレンズや、拡散部材などの光学部材が設置される場合はこれを含む。

測定光学系 12 は、特殊診断用の測定光学系である。測定光学系 12 は、主にプローブ 10 の長手方向に延在する投光用光ファイバー及び受光用光ファイバーと、レンズなどの光学部材とにより構成され、投光用光ファイバーの先端及び受光用光ファイバーの先端がプローブ先端部に配置されたレンズなどの光学部材に臨む。

【0055】

内視鏡処理装置 9 の内視鏡画像プロセッサ 91 により、内視鏡本体 8 により撮影された映像のビデオ信号 92 が生成される。ビデオ信号 92 は、内視鏡画像表示装置 93 に表示出力されるとともに、本プローブシステムに出力される。

10

本プローブシステムにあっては、内視鏡処理装置 9 から出力されたビデオ信号 92 を外部ビデオ信号取込装置 M14 により取り込む。外部ビデオ信号取込装置 M14 はいわゆるビデオインターフェースであり、ビデオ信号 92 を取り込み増幅する機能を有する。適用される信号端子の例としては、BNC端子、S端子、AV端子、D端子、DV端子、SCART端子等が挙げられるが、いずれにも限定されるものではない。外部ビデオ信号取込装置 M14 は、ビデオ信号を色信号抽出回路 M21、輝度信号抽出回路 M31、場合により C P U M17、画像処理回路 M35 に出力する。画像処理回路 M35 はビデオ信号に信号処理を施して画像表示装置 M15 に出力する。画像処理回路 M35 を、図 1 に示した画像処理回路 24 と同様のビデオ信号の色調補正を行うものとしてもよい。

【0056】

20

プローブ照明光源装置 M34 を光源とする照明光がレンズ M40 を介してプローブ 10 に内蔵された照明光導光用光ファイバーに入射し、この照明光導光用光ファイバーによりプローブ 10 の先端部に導光され拡散部材等の光学部材を介して生体組織 7 に照射される。

その照明される範囲は内視鏡電子カメラ 8a による撮影範囲を含み、内視鏡電子カメラ 8a による撮影範囲は、プローブ 10 による測定対象部位を含んでいる。

本プローブシステムを使用してプローブによる測定を実行しながら内視鏡電子カメラ 8a による撮影を行う際には、内視鏡照明 8b を消灯した状態で、プローブ照明により内視鏡電子カメラ 8a による撮影を行う。

【0057】

30

ここで、プローブ 10 による測定につき説明する。

特殊診断機構 M13 に、測定用光源及び測定用光検出器が設けられる。測定用光源により発せられ投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織 7 の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光して受光用光ファイバーによりプローブ 10 の基端側へ導き測定用光検出器に導入する。

測定用光検出器は、受光用光ファイバーを通じて入力された光の光強度、分光特性、偏光特性などを検出し、検出結果を C P U M17 に出力する。これを C P U M17 が分析して生体組織 7 の病変状態の診断に役立つ情報を特定し、その情報やビデオ信号 92 に基づく内視鏡画像を画像表示装置 M15 に表示出力する。

【0058】

40

プローブ 10 による測定を、生体組織から発せられる蛍光の測定とする場合は、測定用光源により励起光を発生させる。

励起光が照射された測定対象部位で励起光により、病変状態に従って蛍光が発生する。蛍光が発生すれば蛍光及び反射光が含まれる測定対象部位からの放射光が受光用光ファイバーに入射し測定用光検出器に入力される。

蛍光は、広義には、X線や紫外線、可視光線が照射された被照射物が、そのエネルギーを吸収することで電子が励起し、それが基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出するものである。ここでは、励起光によって、その波長とは異なった波長の蛍光が戻り光に含まれるので、測定用光検出器が戻り光を分光し、C P U M17 がスペクトル分布を分析することで蛍光量を特定して検出対象の病変状態を検知する。

50

【 0 0 5 9 】

次に、照明光の制御につき説明する。

本システムにおける色調補正につき説明する。色調補正は、照明光に対する色フィルター M 2 4 によるフィルター処理によって行う。照明光の色調を所望の色調に補正する結果、ビデオ信号 9 2 の色調を所望の色調に補正する。

色フィルター M 2 4 としては、図 7 に図示するものは、円盤状であり、回転式移動機構によってその中心軸回りに回転移動させられるものである。色フィルター M 2 4 は光が入射する位置によって出射光の色調が変化するように構成されており、色フィルターを回転移動させることにより出射光の色調を補正することができる。これに拘わらず、色調補正の処理内容に適合する限りにおいて、図 8 に示すスライド式移動機構により直動される色フィルター M 2 4 a や、同じくスライド式で複数の色フィルター M 2 4 b、M 2 4 c、M 2 4 d など他の形態のものであってもよい。また、回転式のものを複数枚適用するなど図示しない形態であってもよい。

10

【 0 0 6 0 】

図 1 0 のフローチャートを参照して色調補正の概要を説明する。

本プローブシステムは、上述したように外部ビデオ信号を取り込み（ステップ E 1 ）、内視鏡照明の ON / OFF（ステップ E 2 ）、プローブ照明の ON / OFF（ステップ E 3）を監視する。これは、C P U M 1 7 によって行う。C P U M 1 7 が入力されたビデオ信号からその輝度スペクトルを分析し、内視鏡照明及びプローブ照明が OFF である、内視鏡照明が ON でプローブ照明が OFF である、内視鏡照明が OFF でプローブ照明が ON である、内視鏡照明及びプローブ照明が ON であるの別を判別する。C P U M 1 7 はその判別のためにプローブ照明のスペクトルと照合したり、プローブ照明制御機構 M 3 3 の照明 ON / OFF 信号、出力レベル信号の情報を参照したりする。

20

【 0 0 6 1 】

ステップ E 2 で内視鏡照明が ON の場合は、内視鏡照明により観察される画像が内視鏡画像表示装置 9 3 に表示された状態 E 4 である。

ステップ E 2 で内視鏡照明が OFF で、ステップ E 3 でプローブ照明の OFF の場合、照明光が無いので、C P U M 1 7 はその旨の警告メッセージを生成し（ステップ E 5 ）、それを画像表示装置 M 1 5 に表示した状態 E 6 を維持する。

ステップ E 2 で内視鏡照明が OFF で、ステップ E 3 でプローブ照明が ON の場合、プローブ照明による照明光の色調補正を次のように実行する。

30

C P U M 1 7 は、色信号抽出回路 M 2 1 及びフィルター移動機構制御装置 M 2 3 に、色調補正動作の実行を指令する。また、予め C P U M 1 7 は副記憶装置 M 1 8 に読み出した適用する基準色情報をフィルター移動機構制御装置 M 2 3 に与える。

プローブ照明が ON の状態において外部ビデオ信号取込装置 M 1 4 によって取り込まれたビデオ信号が色信号抽出回路 M 2 1 に入力される（ステップ E 7）。

色信号抽出回路 M 2 1 は、入力されたビデオ信号から色信号 M 2 2 を抽出しフィルター移動機構制御装置 M 2 3 に出力する（ステップ E 8）。

フィルター移動機構制御装置 M 2 3 は、与えられた基準色情報に基づき基準色信号を生成し（ステップ E 9）、色信号 M 2 2 との差分をとって色補正信号を生成し（ステップ E 1 0）、この色補正信号に基づき色フィルター M 2 4 の位置制御を行う（ステップ E 1 1）。これにより、照明光を所望の色調に調整し、補正されたプローブ照明により観察される画像が内視鏡画像表示装置 9 3 に表示された状態 E 1 2 を得る。

40

なお、内視鏡画像表示装置 9 3 に表示される画像を本プローブシステムの画像表示装置 M 1 5 にも表示されるように設定している場合には、画像表示装置 M 1 5 にも E 4、E 1 2 の画像が表示され、この場合ユーザーは画像表示装置 M 1 5 のみを参照すれば足りる。

【 0 0 6 2 】

なお、プローブ照明光源装置 M 3 4 の出力が、ビデオ信号から抽出した輝度信号 M 3 2 に基づき制御される。すなわち、C P U M 1 7 は、輝度信号抽出回路 M 3 1 及びプローブ照明制御機構 M 3 3 に、輝度補正動作の実行を指令する。また、予め C P U M 1 7 は副記

50

憶装置 M 1 8 に読み出した適用する基準輝度情報をプロープ照明制御機構 M 3 3 に与える。プロープ照明が ON の状態において外部ビデオ信号取込装置 M 1 4 によって取り込まれたビデオ信号が輝度信号抽出回路 M 3 1 に入力される。輝度信号抽出回路 M 3 1 は、入力されたビデオ信号から輝度信号 M 3 2 を抽出しプロープ照明制御機構 M 3 3 に出力する。プロープ照明制御機構 M 3 3 は、与えられた基準輝度情報に基づき基準輝度信号を生成し、輝度信号 M 3 2 との差分をとって輝度補正信号を生成し、この輝度補正信号に基づきプロープ照明光源装置 M 3 4 の出力制御を行う。これにより、照明光を所望の明るさに調整し、所望の明るさの内視鏡画像を得る。

【 0 0 6 3 】

次に、図 1 1 の信号処理フローチャートを参照して、色信号を 3 原色に分離して処理する場合につき説明する。

3 原色に分離する場合、色信号抽出回路 M 2 1 に色信号分離フィルター回路 E 2 1 が内蔵され、色信号分離フィルター回路 E 2 1 が外部ビデオ信号 E 2 0 から R 信号 E 2 2、G 信号 E 2 3、B 信号 E 2 4 を分離抽出する。

フィルター移動機構制御装置 M 2 3 は、基準色情報に基づき基準 R 信号 E 2 5、基準 G 信号 E 2 6 及び基準 B 信号 E 2 7 を生成し、それぞれ対応する色信号 E 2 2 (E 2 3 , E 2 4) との差分をとって差分 R 信号 E 2 8、差分 G 信号 E 2 9 及び差分 B 信号 E 3 0 を生成し、それぞれ設定される R 調整ゲイン E 3 1、G 調整ゲイン E 3 2 及び B 調整ゲイン E 3 3 によって出力を増幅して色補正信号 E 3 4 を生成する。フィルター移動機構制御装置 M 2 3 は、色補正信号 E 3 4 に従って色フィルター M 2 4 の移動機構の動力源に出力する駆動信号 E 3 5 を生成する。

【 0 0 6 4 】

さらに補足して、色調補正機能につき説明する。

一例として図 1 1 を参照して説明したように 3 原色に分離する場合とする。3 原色 R G B の相対性を定める基準色情報が主記憶装置 M 1 9 に記憶される。この基準色情報は、外部入出力端子 M 2 0 から入力されたものや、外部操作機構 M 1 6 をユーザーが操作することで作成されたもので、適用する基準色情報として設定されているものである。

基準色情報によって定められる 3 原色 R G B の相対性としては、例えば 3 原色の偏りのないバランスが取れた自然光に近いものが適用される。また、画像の中で特定の生体組織を視覚的に顕在化させるために、特定色が相対的に強い色調を適用してもよい。

プロープ照明光源装置 M 3 4 からの光に作用する色フィルターとしては、3 原色 R G B ごとに設けられた 3 つの色フィルターを適用する。その具体的形態としては、図 7 に示した回転式の色フィルター M 2 4 が 3 色分設けられ直列に配置されてそれぞれ独立に制御される構成や、図 9 に示した色フィルター M 2 4 b、M 2 4 c、M 2 4 d をそれぞれ R G B に対応させてそれぞれ独立に制御される構成を適用する。例えば色フィルター M 2 4 b が R フィルター、色フィルター M 2 4 c が G フィルター、色フィルター M 2 4 d が B フィルターのごとくである。

R フィルターは、照明光のうち赤色光の通過量を照明光の光路に対する位置に従って制限する。R フィルターは赤色光のカット量が多い部分から少ない部分まで連続的に変化する性質を有する。したがって、照明光が通過する R フィルターの部位によって赤色光のカット量が増減する。また、照明光の光束に介入する量によって実質的な赤色光のカット量を増減させるフィルターを適用してもよい。すなわち、色フィルターとして、照明光の光路に対する位置に従って連続的に色調を変更する特性の階調フィルターを適用する。

G フィルターにあっては緑色光、B フィルターにあっては青色光に替わるだけであって同様に構成される。

例えば、所望の色調に基づき設定された基準 R 信号 E 2 5 に対し、R 信号 E 2 2 が大きい場合には、所望の色調に対し赤色光が多いことに相当するから、照明光に含まれる赤色光を過剰に多い分だけ減じる必要がある。逆に少ない場合もある。G 信号、B 信号についても同様の事象が生じる。これらの増減すべき量を色補正信号として生成し、R G B の 3 つの色フィルターをそれぞれ位置制御して、その各色の増減を実現し、所望の色調を得る

10

20

30

40

50

ことができる。補正後のビデオ信号 9 2 によって再現される映像の色調が基準色情報により特定される色調に少なくとも近づくように制御することでその効果が得られる。

【 0 0 6 5 】

以上の 3 原色形式での制御に代え色温度形式で制御を実施することもできる。

可視光線の波長は概略 $0.4 \mu\text{m} \sim 0.8 \mu\text{m}$ である。そして赤色 R は $0.675 \mu\text{m}$, 緑色 G は $0.525 \mu\text{m}$, 青色 B は $0.475 \mu\text{m}$ の波長に対応する。ある温度における黒体輻射をその温度での白色光とし、逆に、白色光のスペクトル分布から決まる黒体輻射の温度が色温度(color temperature)と定義される。このことから、色温度と、3 原色 R G B の相対強度との相互関係を一義的に設定しておき換算することができる。日中の自然光の色温度は 6 5 0 0 K に相当し、このとき 3 原色 R G B の相対強度が平衡すると設定することもできる。このとき色温度が 6 5 0 0 K より上がれば短波長領域の青色 B の強度が相対的に強くなるとともに長波長領域の赤色 R の強度が相対的に弱くなり、色温度が 6 5 0 0 K より下がれば短波長領域の青色 B の強度が相対的に弱くなるとともに長波長領域の赤色 R の強度が相対的に強くなる。

したがって、基準色情報として例えば色温度 6 5 0 0 K が設定される。図 1 1 に示した基準 R 信号 E 2 5、基準 G 信号 E 2 6 及び基準 B 信号 E 2 7 は、色温度 6 5 0 0 K から換算して設定される。そして、色補正信号 E 3 4 は色温度に換算されて生成される。

一方、色フィルター M 2 4 として、色温度を階調的に変更可能な階調フィルターが適用される。

フィルター移動機構制御装置 M 2 3 が、色温度形式で生成された色補正信号 E 3 4 に基づき色フィルター M 2 4 を位置制御することで、所望の色調、例えば色温度 6 5 0 0 K の色調が実現される。

【 0 0 6 6 】

以上説明した例では、ビデオ信号から抽出した色信号と基準色信号との差分に応じた量だけ色フィルターの位置を制御した。

ビデオ信号から抽出した色信号と基準色信号との差分の計算結果に応じて判断し、適用する単調フィルターを選択する構成としてもよい。この単調フィルターは照明光を特定の一の色調に変更する特性のもので、すなわち、波長による通過率が位置によらず一定のものである。

例えば、内視鏡照明がハロゲンランプであれば、内視鏡カメラはハロゲンランプで照明された際に診断にとって最適な色調の画像が得られるように調整される。この場合に、プロープ照明が特定の L E D 照明である場合、内視鏡照明を消灯してプロープ照明による照明によって内視鏡画像を得れば、上記最適な色調に対して色調が変化する。この色調変化から、選択すべき色フィルターを判断する。例えば、基準色情報としてプロープ照明として適用される L E D 照明の特性が設定される。図 1 1 に示した基準 R 信号 E 2 5、基準 G 信号 E 2 6 及び基準 B 信号 E 2 7 は、この L E D 照明の特性から設定される。差分 R 信号 E 2 8 , 差分 G 信号 E 2 9 及び差分 B 信号 E 3 0 により、内視鏡照明が同じ特性の L E D 照明であるか否か、ハロゲンランプや他の種類の照明であるか否かを判断することができる。そして、プロープ照明を内視鏡照明の種類の色調に変換する単調フィルターを、内視鏡照明の種類をできるだけ網羅するように複数設けておき、上記判断に応じて選択することで、プロープ照明に切り換えても診断にとって最適な色調を保持することができる。この場合、フィルター移動機構制御装置 M 2 3 は、ビデオ信号から抽出した色信号に基づき、単調フィルターを使用するか否か、さらに単調フィルターが 2 種以上ある場合にあっては、いずれの単調フィルターを使用するか否かの選択信号を色補正信号として生成して、単調フィルターを移動制御し、選択された単調フィルターを照明光の光路に介在させ、選択されない単調フィルターを照明光の光路から離脱させる。

【 0 0 6 7 】

また、上述の階調フィルターを、不連続に階調的に異なる複数の単調フィルターによって代替実施することにより、単調フィルターを利用してもよい。

【 0 0 6 8 】

以上説明したプローブシステムによれば、組み合わせられる内視鏡システムによらず、良好な色調の撮影画像が得られる。良好な色調の撮影画像とは、一つには内視鏡システムに備わる照明を適用した場合の内視鏡画像と変わらない色調である。これにより、内視鏡照明に代えてプローブ照明を適用しても違和感なく診断を行うことができる。また他の一つには、画像の中で特定の生体組織を視覚的に顕在化させる等のために、特定色が相対的に強くされた特殊色調であり、内視鏡システムにおいてこのような特殊色調で照明する機能が無い場合にも、これを付加することができる。

【 0 0 6 9 】

〔 第 3 実施形態 〕

まず、図 2 及び図 1 2 から図 1 4 を参照して本発明の第 3 実施形態につき説明する。

図 1 2 に示すように本実施形態のプローブシステムは、プローブ 1 0 と、このプローブ 1 0 が接続されるシステム構成 N 1 とを有し、内視鏡本体 8 と内視鏡処理装置 9 とからなる内視鏡システムと組み合わせられる。なお、システム構成 N 1 は、プローブ 1 0 の基端が接続されるベースユニットと、このベースユニットに接続される画像表示装置、操作入力装置等の機器により構成される。

【 0 0 7 0 】

本プローブシステムのシステム構成 N 1 には、特殊診断機構 N 1 3、外部ビデオ信号取込装置 N 1 4、画像表示装置 N 1 5、外部操作機構 N 1 6、C P U N 1 7、副記憶装置 N 1 8、主記憶装置 1 9、プローブ照明制御回路 N 3 3、プローブ照明光源装置 N 3 4、画像処理回路 N 3 5、レンズ N 4 0 が備えられ、さらに照明の判定を行うための主要部を構成する照明検知回路 N 2 1 が備えられる。

外部操作機構 N 1 6 としては、キーボード、マウスその他の操作入力装置が相当する。

C P U N 1 7 は、情報の演算、各部への動作指令を行うコンピュータの中央処理装置である。

副記憶装置 N 1 8 は、C P U N 1 7 での演算内容や各部に入出力する情報を一時的に記憶する R A M、主記憶装置 1 9 は、入力された画像情報や、C P U N 1 7 の測定に係る演算結果、C P U N 1 7 で実行するプログラム、プローブ照明判断基準情報、照明有無判断基準情報その他の照明制御、画像処理、測定等に係る各種設定情報を記憶する H D D などが相当する。

C P U N 1 7 は、照明検知回路 N 2 1 による判定結果を受けてプローブ照明制御回路 N 3 3 に照明の O N / O F F 制御指令を与え、プローブ照明光源装置 N 3 4 の O N / O F F を制御する。

プローブ照明光源装置 N 3 4 としては、広帯域の可視光を発する光源装置が適用され、適用例としては、L E D ランプ、キセノンランプ、ハロゲンランプなどを挙げることができるがこれらに限られない。但し、プローブによる測定動作時に一時的に消灯し迅速に再点灯する必要性、及び内視鏡照明の消灯に対応して迅速に点灯する必要性から、応答性の良い L E D、有機 E L などの固体発光素子をプローブ照明光源装置 N 3 4 として適用することが好ましい。

なお、プローブ照明制御回路 N 3 3 は、プローブ照明光源装置 N 3 4 の O N / O F F を制御、及びプローブ照明光源装置 N 3 4 が O N のときには、外部ビデオ信号取込装置 N 1 4 によって取り込まれたビデオ信号に基づき、プローブ照明光源装置 N 3 4 の出力を調整する。

【 0 0 7 1 】

内視鏡本体 8 には内視鏡電子カメラ 8 a 及び内視鏡照明 8 b が内蔵されている。また、図 2 に示すように内視鏡本体 8 には内視鏡チャネル 8 c が形成されている。内視鏡チャネル 8 c は、内視鏡本体 8 の主幹から枝分かれして設けられた挿入口 8 d から、内視鏡本体 8 の先端面に開口した先端開口 8 e まで連通して形成されている。

プローブ 1 0 は、挿入口 8 d から挿入され、内視鏡チャネル 8 c を挿通して先端開口 8 e まで至る。プローブ 1 0 の挿入長さによって、プローブ 1 0 の先端部は先端開口 8 e から突出する。内視鏡本体 8 の先端に対するプローブ 1 0 の先端位置を所望の位置に決めら

れるように、プローブ 10 の外周に挿入長さを示す目印、又は挿入口 8 d に係止するストップを設けることが好ましい。プローブ 10 の先端部から内視鏡による撮影用の照明光を照射する。

【0072】

さて、図 12 にはプローブ 10 の主な内部構成である照明光導光部材 11 及び測定光学系 12 を示し、外装体の図示を省略する。照明光導光部材 11 は、主にプローブ 10 の長手方向に延在してプローブ 10 の基端から先端に照明光を導く照明光導光用光ファイバーによって構成され、さらにその光ファイバーから出射される照明光が通過するレンズや、拡散部材などの光学部材が設置される場合はこれを含む。

測定光学系 12 は、特殊診断用の測定光学系である。測定光学系 12 は、主にプローブ 10 の長手方向に延在する投光用光ファイバー及び受光用光ファイバーと、レンズなどの光学部材とにより構成され、投光用光ファイバーの先端及び受光用光ファイバーの先端がプローブ先端部に配置されたレンズなどの光学部材に臨む。

【0073】

内視鏡処理装置 9 の内視鏡画像プロセッサ 91 により、内視鏡本体 8 により撮影された映像のビデオ信号が生成される。そのビデオ信号は、内視鏡画像表示装置 93 に表示出力されるとともに、本プローブシステムに出力される。

本プローブシステムにあっては、内視鏡処理装置 9 から出力されたビデオ信号を外部ビデオ信号取込装置 N14 により取り込む。外部ビデオ信号取込装置 N14 はいわゆるビデオインターフェースであり、ビデオ信号を取り込み増幅する機能を有する。適用される信号端子の例としては、BNC 端子、S 端子、AV 端子、D 端子、DV 端子、SCART 端子、RGB 端子、HDD-MI 端子等が挙げられるが、いずれにも限定されるものではない。外部ビデオ信号取込装置 N14 は、ビデオ信号を照明検知回路 N21、プローブ照明制御回路 N33、場合により CPUN17、画像処理回路 N35 に出力する。また、外部ビデオ信号取込装置 N14 が取り込んだビデオ信号は画像表示装置 N15 に表示出力される。画像処理回路 N35 はビデオ信号に信号処理を施して画像表示装置 N15 に出力する。画像処理回路 N35 を、図 1 に示した画像処理回路 24 と同様のビデオ信号の色調補正を行うものとしてもよい。

【0074】

プローブ照明光源装置 N34 を光源とする照明光がレンズ N40 を介してプローブ 10 に内蔵された照明光導光用光ファイバーに入射し、この照明光導光用光ファイバーによりプローブ 10 の先端部に導光され拡散部材等の光学部材を介して生体組織 7 に照射される。

その照明される範囲は内視鏡電子カメラ 8a による撮影範囲を含み、内視鏡電子カメラ 8a による撮影範囲は、プローブ 10 による測定対象部位を含んでいる。

本プローブシステムを使用してプローブによる測定を実行する際には、照明を内視鏡照明 8b からプローブ照明に切り替える。

【0075】

ここで、プローブ 10 による測定につき説明する。

特殊診断機構 N13 に、測定用光源及び測定用光検出器が設けられる。測定用光源により発せられ投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織 7 の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光して受光用光ファイバーによりプローブ 10 の基端側へ導き測定用光検出器に導入する。

測定用光検出器は、受光用光ファイバーを通じて入力された光の光強度、分光特性、偏光特性などを検出し、検出結果を CPUN17 に出力する。これを CPUN17 が分析して生体組織 7 の病変状態の診断に役立つ情報を特定し、その情報や内視鏡画像は画像表示装置 N15 に表示出力される。

【0076】

プローブ 10 による測定を、生体組織から発せられる蛍光の測定とする場合は、測定用光源により励起光を発生させる。

励起光が照射された測定対象部位で励起光により、病変状態に従って蛍光が発生する。

蛍光が発生すれば蛍光及び反射光が含まれる測定対象部位からの放射光が受光用光ファイバーに入射し測定用光検出器に入力される。

蛍光は、広義には、X線や紫外線、可視光線が照射された被照射物が、そのエネルギーを吸収することで電子が励起し、それが基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出するものである。ここでは、励起光によって、その波長とは異なった波長の蛍光が戻り光に含まれるので、測定用光検出器が戻り光を分光し、C P U N 1 7 がスペクトル分布を分析することで蛍光量を特定して検出対象の病変状態を検知する。

【 0 0 7 7 】

次に、本システムにおける照明の自動 O N / O F F 制御につき説明する。

まず、照明検知回路 N 2 1 による照明の検知（判定）の処理内容につき、図 1 3 を参照して説明する。

10

図 1 3 は、照明検知回路 N 2 1 で処理される信号を示している。

図 1 3 中のグラフ G 5 1、G 6 1 及び G 7 1 に示される波形 R 1、G 1、B 1 ~ R 3、G 3、B 3 は、内視鏡画像の R G B 信号波形図であり、入力されたビデオ信号の分光分布スペクトルに相当するもので、照明検知回路 N 2 1 が入力されたビデオ信号から抽出する。グラフ G 5 1 の波形 R 1、G 1、B 1 は内視鏡照明が O N の時の撮影のもの、グラフ G 6 1 の波形 R 2、G 2、B 2 は内視鏡照明が O F F でプローブ照明が O N の時の撮影のもの、グラフ G 7 1 の波形 R 3、G 3、B 3 は内視鏡照明が O F F でプローブ照明が O F F の時の撮影のものである。

【 0 0 7 8 】

20

図 1 3 中のグラフ G 5 2、G 6 2 及び G 7 2 に示される波形 S R、S G、S B は、プローブ照明であるか否かを判断するための照明判断基準信号であり、上述したプローブ照明判断基準情報に基づくもので、プローブ照明の発光スペクトルを中心に一定幅の判定領域を有したものである。

グラフ G 5 2、G 6 2 及び G 7 2 に示される閾値 T R、T G、T B は、照明の有無を判断するための照明判断基準信号であり、上述した照明有無判断基準情報に基づくもので、ビデオ信号の明るさのレベルについての所定の閾値に相当する。

図 1 3 中のグラフ G 5 3 はグラフ G 5 1 とグラフ G 5 2 との比較・判定模式図、図 1 3 中のグラフ G 6 3 はグラフ G 6 1 とグラフ G 6 2 との比較・判定模式図、図 1 3 中のグラフ G 7 3 はグラフ G 7 1 とグラフ G 7 2 との比較・判定模式図である。

30

【 0 0 7 9 】

照明検知回路 N 2 1 は、入力されたビデオ信号に基づく波形 R 1、G 1、B 1 ~ R 3、G 3、B 3 が、波形 S R、S G、S B と一致するか否かを判断するとともに、閾値 T R、T G、T B 以上か否かを判断する。

グラフ G 5 3 に示すように不一致で明るさが閾値以上の場合、内視鏡照明が O N であると判定することができる。この場合、この判定結果からは、プローブ照明の O N / O F F を判断できない。内視鏡照明が O N であれば、プローブ照明の O N であっても O F F であっても波形 R 1、G 1、B 1 は波形 S R、S G、S B に不一致となるからである。プローブ照明の O N / O F F は C P U N 1 7 がプローブ照明制御回路 N 3 3 に係るプローブ照明の O N / O F F 信号を参照することで判断する。

40

グラフ G 6 3 に示すように一致の場合（この場合は閾値以上との判定結果ともなるが図示を省略する。）、内視鏡照明が O F F、プローブ照明が O N であると判定することができる。このように照明検知回路 N 2 1 は波形 S R、S G、S B との一致判定によって、ビデオ信号を取得した撮影時の照明がプローブから照射される照明光の単独によるものか否かを検出することができる。

グラフ G 7 3 に示すように閾値未満である場合（この場合は不一致との判定結果ともなるが図示を省略する。）、照明無し、すなわち、内視鏡照明が O F F、プローブ照明が O F F と判定することができる。

照明検知回路 N 2 1 は、以上の判定結果を C P U N 1 7 に出力する。

【 0 0 8 0 】

50

本プローブシステムは、上述したように外部ビデオ信号を取り込み（図 1 4 のステップ P 1 ）、C P U N 1 7 は、照明検知回路 N 2 1 からの判定結果と、プローブ照明制御回路 N 3 3 に係るプローブ照明の O N / O F F 信号とを参照することで、図 1 4 のフローチャートの P 2 ~ P 4 に示すように、内視鏡照明が O N でプローブ照明が O N 、内視鏡照明が O N でプローブ照明が O F F 、内視鏡照明が O F F でプローブ照明が O N 、内視鏡照明が O F F でプローブ照明が O F F の 4 通りを判別することができる。

【 0 0 8 1 】

C P U N 1 7 は、内視鏡照明が O N でプローブ照明が O N の場合（ステップ P 3 で O N ）、プローブ照明を O F F とする（ステップ P 5 ）、すなわち、C P U N 1 7 は、プローブ照明制御回路 N 3 3 に照明の O F F 制御指令を与え、プローブ照明光源装置 N 3 4 を消灯させる。これをプローブ照明の自動消灯機能とすることができる。

10

C P U N 1 7 は、内視鏡照明が O N でプローブ照明が O F F の場合（ステップ P 3 で O F F ）、その状態を維持する。

以上の内視鏡照明が O N の場合は（プローブ照明は O N 又は O F F ）、照明検知回路 N 2 1 が照明有り及びプローブから照射される照明光の単独によるものでないことを検出した場合（図 1 3 中のグラフ G 5 3 の場合）に相当する。すなわち、プローブ照明以外の照明（内視鏡照明）が必ず点灯していることに相当する。この場合は、以上説明したように、制御手段である C P U N 1 7 は、プローブ照明が O N であれば O F F に切り替え、プローブ照明が O F F であればそれを維持することにより、プローブ 1 0 からの照明光の照射を制限する。

20

【 0 0 8 2 】

一方、C P U N 1 7 は、内視鏡照明が O F F でプローブ照明が O N の場合（ステップ P 4 で O N ）、その状態を維持する。

C P U N 1 7 は、内視鏡照明が O F F でプローブ照明が O F F の場合（ステップ P 4 で O F F ）、プローブ照明を O N とする（ステップ P 6 ）、すなわち、C P U N 1 7 は、プローブ照明制御回路 N 3 3 に照明の O N 制御指令を与え、プローブ照明光源装置 N 3 4 を点灯させる。これをプローブ照明の自動点灯機能とすることができる。

【 0 0 8 3 】

以上のプローブ照明の自動点灯機能及び自動消灯機能を実現するので、ユーザーによって内視鏡照明が消灯されれば、プローブ照明が点灯し、C P U N 1 7 は特殊診断機構 N 1 3 と連繋したプローブ 1 0 による測定工程に円滑に移行することができる。この照明状態の時は、好ましくは図 1 3 中のグラフ G 6 3 に示す判定を経ればプローブ照明単独によるものであることがより確実となり、プローブ照明を一時的に消灯することにより外乱のない良好な環境でプローブ 1 0 による測定動作を実行することができる。

30

プローブ 1 0 による測定の終了後、内視鏡照明が点灯すれば、C P U N 1 7 はプローブ照明を自動消灯するので、内視鏡照明に円滑に切り替えることができる。

プローブ 1 0 による測定工程中に内視鏡照明が点灯すれば、C P U N 1 7 はプローブ照明を自動消灯又は消灯維持し、プローブ 1 0 による測定を中断することができるし、内視鏡照明の点灯中の測定を破棄することもできる。

【 0 0 8 4 】

40

また、意図せず内視鏡照明が消灯しても、本プローブシステムはプローブ 1 0 から照射される照明を自動点灯し、照明光欠如に基づく事故を防止することができる。これは、内視鏡照明の消灯の原因が、照明ランプの破損等の内視鏡照明に係る部分に限定されたものであるか、内視鏡システム全体のシステムダウンによるものであるかに拘わらない。

このように、プローブ照明に非常灯的目的があるため、本プローブシステムには、バッテリーシステムを備えることが好ましい。この場合、停電等により内視鏡システム及び本プローブシステムに供給される電力が遮断しても、プローブ照明を点灯することができ、内視鏡システムがバッテリーシステムを備えていない場合には、本プローブシステムを適用することがより有意義となる。

【 0 0 8 5 】

50

以上のように、本実施形態のプローブシステムによれば、入力された映像のビデオ信号に基づき照明の有無を検出し、照明無しの検出を受けてプローブから照明光を照射させるので、意図せず又は意図的に内視鏡システムの照明が消灯しても、これを補完するように本プローブシステムの照明を点灯し、照明光欠如を防止することができ、内視鏡検査の安全性を保つことができる。

また、入力された映像のビデオ信号に基づき照明の有無を検出するので、内視鏡システムに備わる照明の消灯時の照明光減衰時間に対応して良好なタイミングで照明を点灯することができ、組み合わせられる内視鏡システムによらず、内視鏡システムの照明から安全かつ適時にプローブの照明に切替えることができ、プローブによる測定に円滑に移行することができる。

10

【 0 0 8 6 】

上述した実施形態においては、測定対象物から放射される蛍光を受光する例について示したが、これに限るものではなく、照射光に起因して生じる散乱光またはラマン散乱光を受光するようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 7 】

本発明は、生体組織の光学的測定に利用することができる。

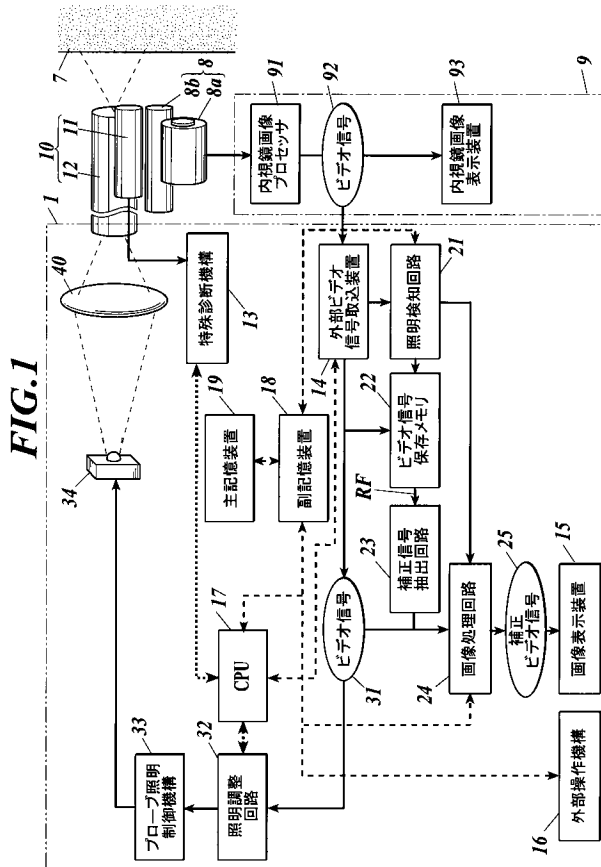
【符号の説明】

【 0 0 8 8 】

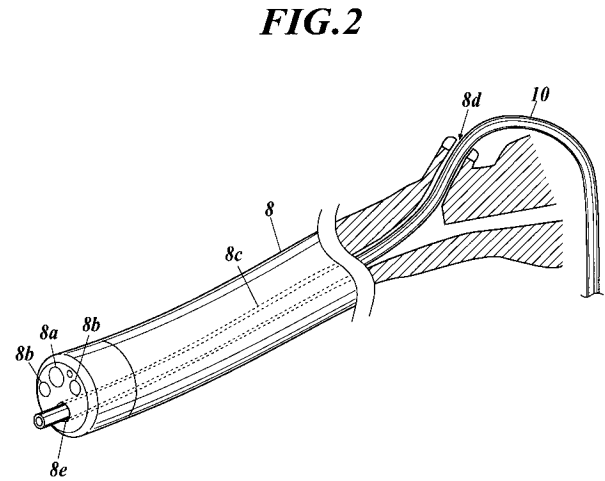
- 1 , M 1 , N 1 プローブシステムの構成
- 7 生体組織
- 8 内視鏡本体
- 8 a 内視鏡電子カメラ
- 8 b 内視鏡照明
- 8 c 内視鏡チャネル
- 9 内視鏡処理装置
- 1 0 プローブ
- 1 1 照明光導光部材
- 1 2 測定光学系

20

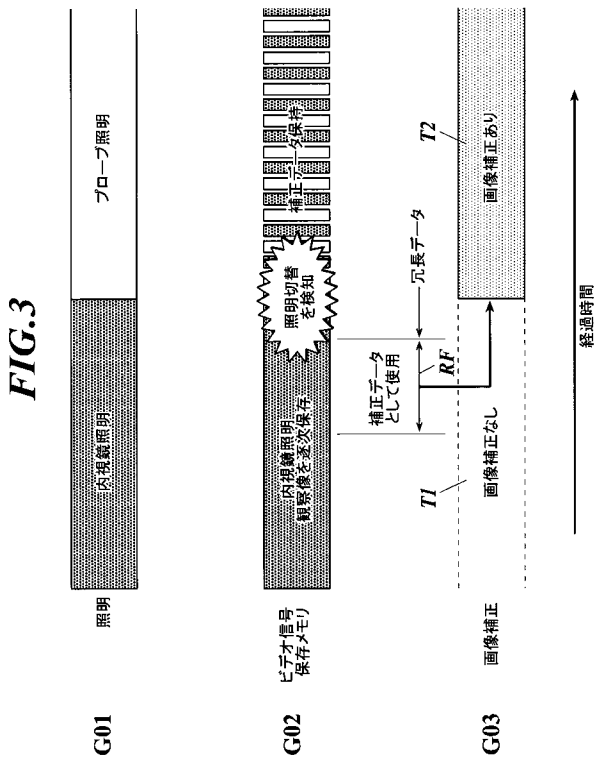
【 図 1 】



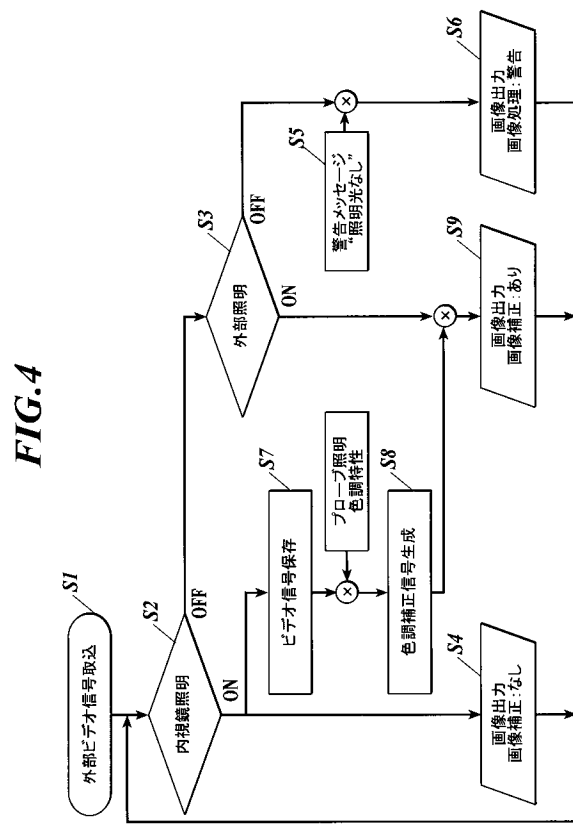
【 図 2 】



【 図 3 】

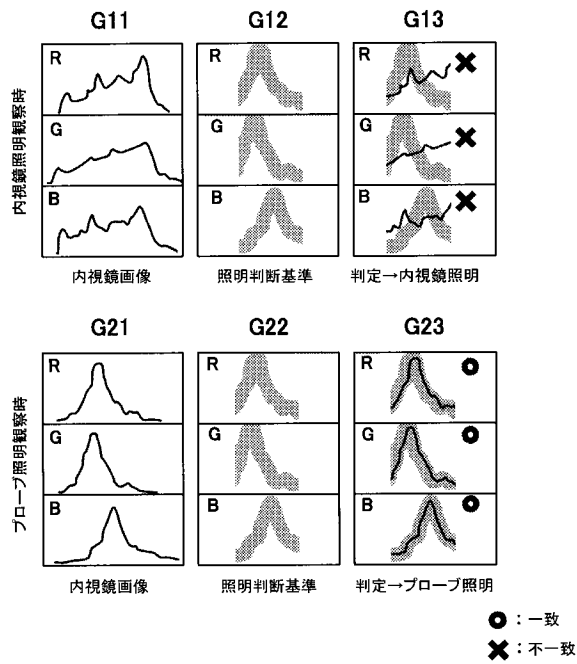


【 図 4 】



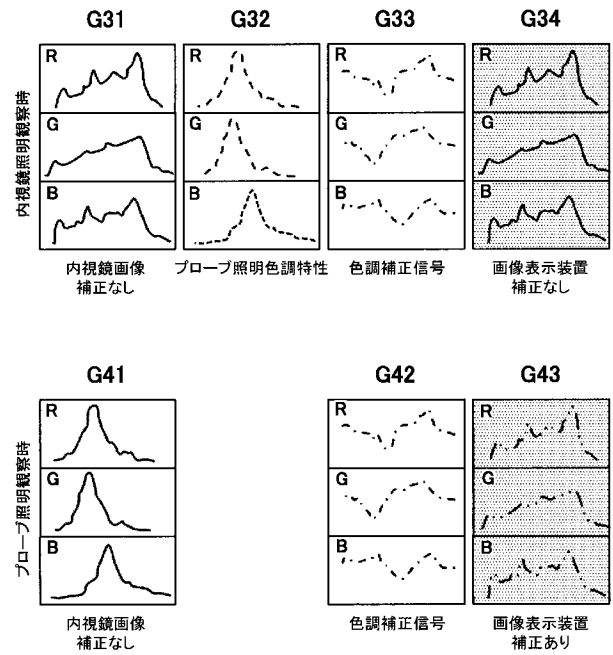
【図 5】

FIG.5

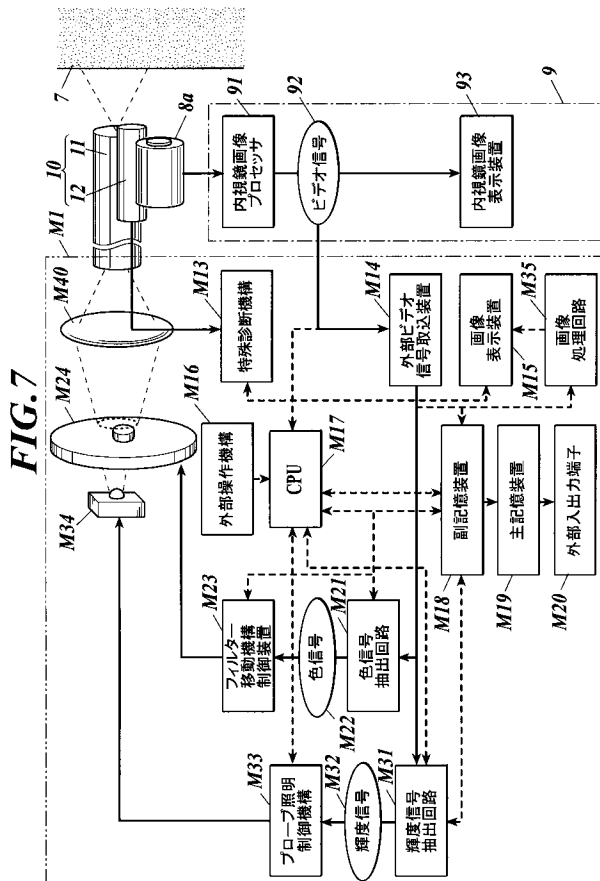


【図 6】

FIG.6

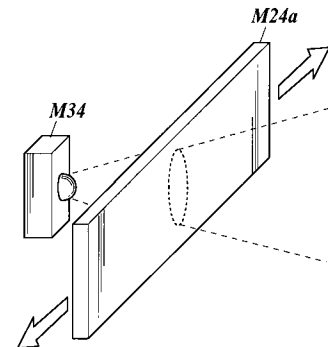


【図 7】



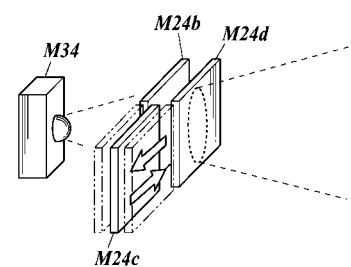
【図 8】

FIG.8



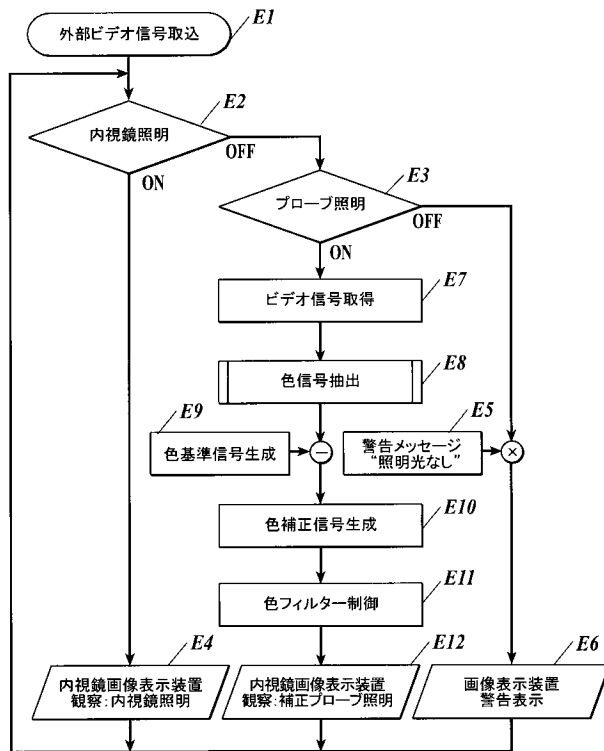
【図 9】

FIG.9



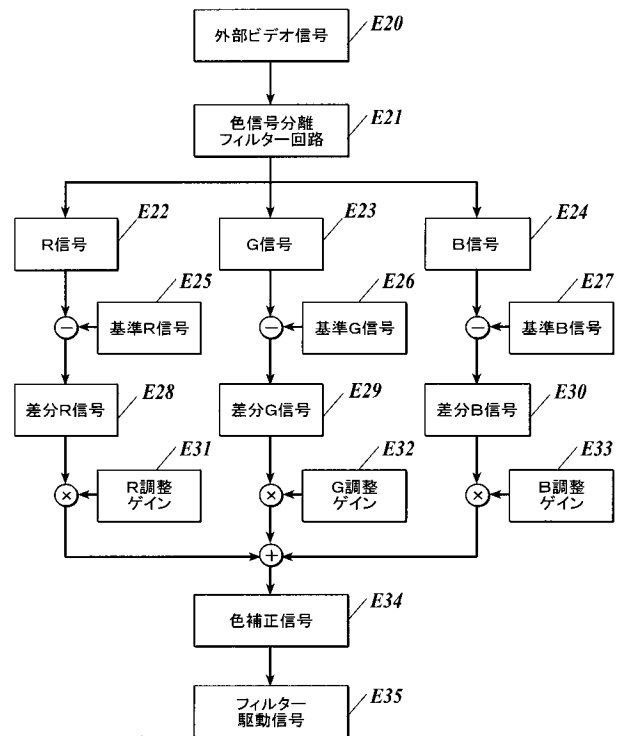
【図 10】

FIG.10



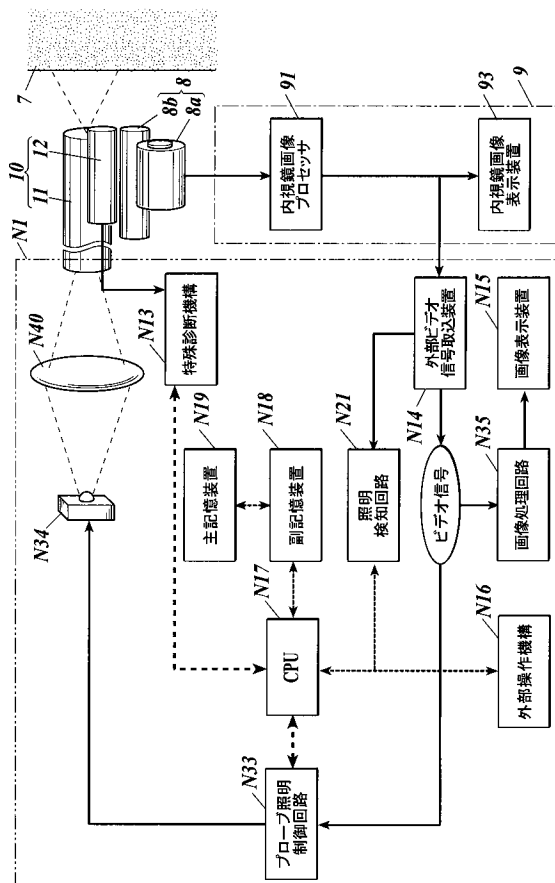
【図 11】

FIG.11



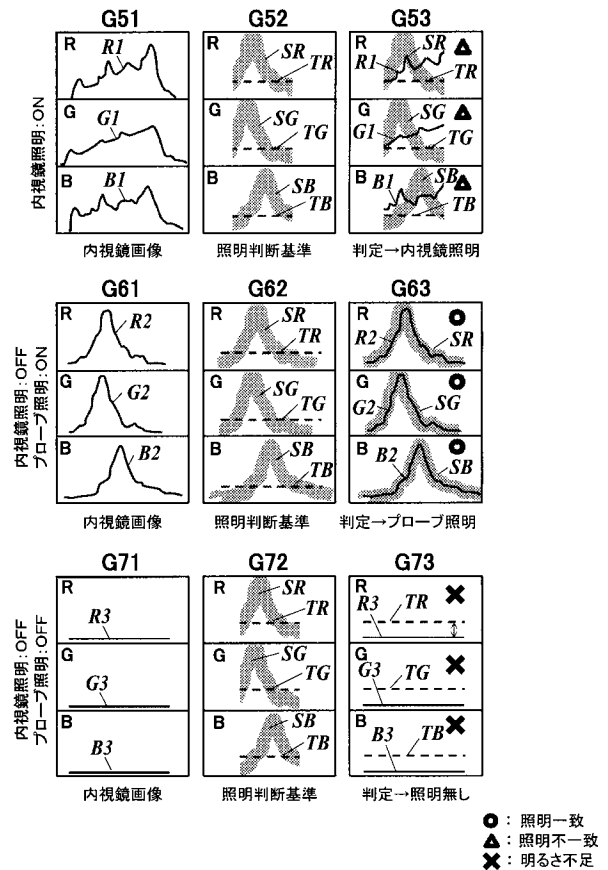
【図 12】

FIG.12

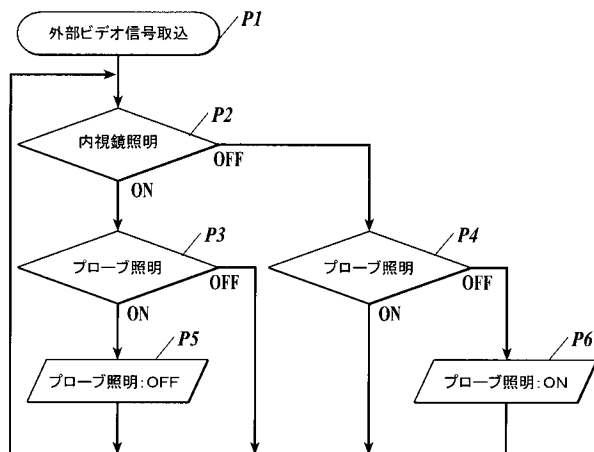


【図 13】

FIG.13



【 図 1 4 】

FIG.14

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066939

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/06, G02B23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-81694 A (Fujinon Corp.), 16 April 2009 (16.04.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2011-110104 A (Hoya Corp.), 09 June 2011 (09.06.2011), paragraphs [0031] to [0033] (Family: none)	1-14
A	JP 2009-247758 A (Hoya Corp.), 29 October 2009 (29.10.2009), paragraphs [0034] to [0041] & US 2009/0256905 A1	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
01 October, 2012 (01.10.12)Date of mailing of the international search report
09 October, 2012 (09.10.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/066939

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-78221 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 23 March 2001 (23.03.2001), paragraphs [0020] to [0021] (Family: none)	1-14
A	JP 2006-239204 A (Fujinon Corp.), 14 September 2006 (14.09.2006), paragraphs [0023] to [0024] & US 2006/0197830 A1 & EP 1698269 A1 & CN 1827034 A	1-14

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 6 9 3 9	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/06, G02B23/26			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2009-81694 A（フジノン株式会社）2009.04.16, 全文、全図 （ファミリーなし）	1 - 14	
A	JP 2011-110104 A（HOYA株式会社）2011.06.09, 【0031】～【0033】 （ファミリーなし）	1 - 14	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 01.10.2012		国際調査報告の発送日 09.10.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 伊藤 昭治	2Q 4077 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 6 6 9 3 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2009-247758 A (HOYA株式会社) 2009. 10. 29, 【0034】～【0041】 & US 2009/0256905 A1	1 - 14
A	JP 2001-78221 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001. 03. 23, 【0020】～【0021】 (ファミリーなし)	1 - 14
A	JP 2006-239204 A (フジノン株式会社) 2006. 09. 14, 【0023】～【0024】 & US 2006/0197830 A1 & EP 1698269 A1 & CN 1827034 A	1 - 14

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	探针系统		
公开(公告)号	JPWO2013008674A1	公开(公告)日	2015-02-23
申请号	JP2013523895	申请日	2012-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	田口昇		
发明人	田口 昇		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 G09G2320/0242 G09G2380/08 H04N9/735		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA23 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA02 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/TT03		
优先权	2011151553 2011-07-08 JP 2011156350 2011-07-15 JP 2011167959 2011-08-01 JP		
其他公开文献	JP5831545B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

因此，当利用来自探头的照明光通过内窥镜摄像机拍摄时，无论内窥镜系统如何都可以获得期望色调的拍摄图像。配置1设置有用于通过内窥镜8输入视频信号92的外部视频信号捕获装置14，校正信号提取装置23和图像处理装置24。校正信号提取装置，基于从与所述内窥镜的外部视频信号捕获装置提供的照明的拍摄输入的视频信号的图像的色彩特性，以从探针上的照明光的颜色特性，色彩校正生成信号。图像处理装置，与由从所述探针的照明光的照明捕捉到的图像的视频信号31的按照颜色校正信号，通过使用设置于内窥镜的照明的拍摄图像的色调，由校正处理并且基于视频信号的色调特性作为参考执行色调校正。进一步调节从在滤色器的探头结构M1中的照明光从内窥镜的照明配置N1切换到安全和及时的照明探针。

