



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

照明光を放射する第 1 光源と、  
励起光を放射する第 2 光源と、  
撮像素子を有し、照明光を観察対象に向けて照射するスコープと、  
前記スコープに設けられた鉗子チャンネルに挿通可能であって、励起光を観察対象に向けて照射するプローブと、  
前記撮像素子から読み出される画素信号に基づいて、カラー画像を生成する通常画像生成手段と、  
前記プローブに入射する蛍光に基づいて、蛍光画像を生成する蛍光画像生成手段と、  
カラー画像の所定の色成分の輝度と、蛍光画像の輝度とを比較し、比較に基づいた病変部に関する指標を演算する指標演算手段と、  
演算により求められた指標を報知する報知手段と  
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

10

**【請求項 2】**

前記指標演算手段が、カラー画像の R 成分又は G 成分の輝度と蛍光画像の輝度とを比較することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記指標演算手段が、カラー画像の R 成分又は G 成分の輝度と蛍光画像の輝度との比を、病変部の確率を示す指標として算出することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

20

**【請求項 4】**

前記カラー画像と前記蛍光画像とを位置関係をマッチングさせながら重ね合わせ、合成画像を生成する合成画像生成手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

入力操作に従い、診断領域を設定する設定手段をさらに有し、  
前記指標演算手段が、設定された診断領域に対して指標を演算することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記プローブが、光ファイバ先端部を振動させることにより励起光を観察対象に向けて走査させる走査手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の内視鏡装置。

30

**【請求項 7】**

照明光を観察対象に向けて照射するスコープの鉗子チャンネルに励起光を照射するプローブを挿通可能な内視鏡装置において、  
前記スコープに入射する照明光の反射光に基づくカラー画像の所定の色成分の輝度、および前記プローブに入射する蛍光に基づく蛍光画像の輝度を算出する輝度算出手段と、  
カラー画像の輝度と蛍光画像の輝度とを比較し、病変部に関する指標を演算する指標算出手段と、  
求められた指標を表示部に表示するための信号処理を実行する表示処理手段と  
を備えたことを特徴とする内視鏡用画像診断装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、スコープによる撮影によって器官内壁などの観察画像を表示する内視鏡装置に関し、特に、スコープに設けられた鉗子チャンネルにプローブを挿通し、蛍光画像など特殊な診断画像を表示可能な内視鏡装置に関する。

**【背景技術】**

50

## 【0002】

蛍光観察機能を備えた内視鏡装置では、白色光を観察対象に照射してカラー画像を得るとともに、励起光を観察対象に照射することによって蛍光画像を表示可能である（例えば、特許文献1参照）。通常観察時には、白色光を観察対象に照射してカラー画像を表示する一方、蛍光観察では、励起光を観察対象に照射する。励起光により器官内壁の組織で生じる蛍光がスコープ先端部に入射し、この蛍光成分に基づいて蛍光画像が表示される。病変部組織は正常組織に比べて蛍光強度が弱く、蛍光画像の暗い領域を探し出すことで病変部を早期発見することができる。

## 【0003】

また、細径プローブを使って蛍光波長を測定し、波長分布を表す計測画像から患部の状態を詳しく診断する内視鏡装置が知られている（特許文献2参照）。ここでは、ビデオスコープによってカラー画像を得るとともに、ビデオスコープの鉗子チャンネルに励起光用プローブを挿入し、患部と思われる場所にプローブを押し付けながら励起光を照射する。プローブに入射する蛍光成分から波長分布を測定し、患部の状態を診断する。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特開平10-295632号公報

【特許文献2】特開2006-296858号公報

## 【発明の概要】

20

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

内視鏡作業をしながら病変部を迅速に探し出すためには、波長分布のような計測画像を得る撮影方法ではなく、通常カラー画像と対比可能な蛍光画像に基づいた診断が必要とされる。しかしながら、蛍光強度は、通常観察時の光に比べて強度が非常に弱く、撮影状況によっては表示される蛍光画像が全体的に暗くなり、組織異常のために蛍光が弱いのが判断することが難しい。

## 【0006】

例えば、スコープ先端部を器官の管腔方向に向けた状態で蛍光画像を表示すると、プローブもその方向に向けて励起光を照射するため、得られる蛍光成分の光強度は非常に小さく、患部の判断が難しい。特に、プローブの照射領域はスコープの照射領域も狭いため、蛍光画像の明るさが全体的に暗くなってしまふ。

30

## 【0007】

このように、プローブ型内視鏡によって蛍光観察可能な内視鏡装置においては、観察画像の明るさにかかわらず病変部を診断することが必要とされる。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明の内視鏡装置は、白色光など照明光を放射する第1光源と、励起光を放射する第2光源と、撮像素子を有し、照明光を観察対象に向けて照射するスコープと、前記スコープに設けられた鉗子チャンネルに挿通可能であって、励起光を観察対象に向けて照射するプローブとを備える。プローブをビデオスコープに挿通させることによって、ビデオスコープの捉える照明領域の一部領域に励起光を照射できる。

40

## 【0009】

プローブとしては、例えば走査型内視鏡などを適用すればよく、光ファイバ先端部を振動させることにより励起光を観察対象に向けて走査させる走査手段を設ければよい。照明光は、可視光波長帯域全体に渡って一様にスペクトル分布するような光（白色光）であればよい。一方、励起光としては、B（青）に応じた短波長帯域内に属する狭帯域成分の光、あるいはR（赤）に応じた長波長帯域に属する狭帯域成分の光などを放射すればよい。

## 【0010】

本発明の内視鏡装置は、前記撮像素子から読み出される画素信号に基づいて、カラー画

50

像を生成する通常画像生成手段と、前記プローブに入射する蛍光に基づいて、蛍光画像を生成する蛍光画像生成手段とを備える。これにより、通常観察時の画像であるカラー画像と蛍光画像を動画像として同時に取得する、すなわちリアルタイムで2つの画像を取得することが可能となる。

【0011】

そして、本発明の内視鏡装置は、カラー画像の所定の色成分の輝度と、蛍光画像の輝度とを比較し、病変部に関する指標を演算する演算手段と、演算により求められた指標を報知する報知手段とを備える。ここで、「病変部に関する指標」とは、注目部位が病変部であるか否かに関してその可能性を表すものである。

【0012】

カラー画像の輝度と蛍光画像の輝度が近い場合、撮影状況の影響によって画像全体の明るさが十分でないといふことができる。一方、カラー画像の輝度に比べて蛍光画像の輝度が小さい場合、病変部といふことができる。したがって、実際のカラー画像の明るさを正確に判断しながら輝度の比較に基づいた指標演算が可能となり、病変部であることの「確からしさ」を数値によって表現できる。例えば、報知手段はモニタ等の表示部に指標を表示すればよい。

【0013】

指標を求める観察状況においては、カラー画像と蛍光画像をカラー画像と前記蛍光画像とを位置関係をマッチングさせながら重ね合わせ、合成画像を生成する合成画像生成手段を設けるのがよい。合成画像によって病変部と疑われる部分を特定することが容易となり、その部分の指標を算出することが可能となる。

【0014】

指標演算手段は、注目部位におけるカラー画像の明るさと蛍光画像の明るさを検出すればよいが、カラー画像のR成分又はG成分の輝度と蛍光画像の輝度とを比較するのが望ましい。被写体の色成分として情報量の多いR、Gに基づいて輝度を検出することで、カラー画像の明るさが正確に判断される。輝度値としては、例えば1フレーム分の輝度平均値を算出すればよい。

【0015】

特に、輝度の比の大小が病変部であることの確率にそのまま対応させることが可能であることから、カラー画像のR成分又はG成分の輝度と蛍光画像の輝度との比を表した数値を指標として算出するのがよい。

【0016】

オペレータが随時注目する部位を診断できるようにするため、タッチパネル、マウス操作などの入力操作に従い、診断領域を設定する設定手段を設けるのが望ましい。例えば、モニタに表示されるカラー画像、合成画像の表示領域内に診断領域を指定するように構成される。指標演算手段は、設定された診断領域に対して指標を演算する。

【0017】

本発明の他の局面における内視鏡用画像診断装置は、照明光を観察対象に向けて照射するスコープの鉗子チャンネルに励起光を照射するプローブを挿通可能な内視鏡装置において、スコープに入射する照明光の反射光に基づくカラー画像の所定の色成分の輝度、および前記プローブに入射する蛍光に基づく蛍光画像の輝度を算出する輝度算出手段と、カラー画像の輝度と蛍光画像の輝度とを比較し、比較に基づいた病変部に関する指標を演算する指標算出手段とを備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

このように本発明によれば、画像の明るさに関係なく蛍光画像から病変部を的確に診断することができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本実施形態である内視鏡装置のブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 2】切替回路のブロック図である。

【図 3】診断モードにおける指標演算処理を示したフローチャートである。

【図 4】診断画像の表示画面を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下では、図面を参照して本実施形態である内視鏡装置について説明する。

【0021】

図 1 は、本実施形態である内視鏡装置のブロック図である。

【0022】

内視鏡装置は、蛍光観察可能な内視鏡装置であって、CCD12を先端部に設けたビデオスコープ10とともに細径のプローブ15を備え、それぞれプロセッサ30に対し着脱自在に接続される。また、プロセッサ30にモニタ80が接続されている。 10

【0023】

プロセッサ30は、ハロゲンランプなど白色光を放射するランプ40を備え、ランプ40から放射した光は集光レンズ(図示せず)を介してビデオスコープ10に設けられたライトガイド(光ファイババンドル)13の入射端13Iに入射する。ライトガイド13に入射した光はスコープ先端部10Tから射出し、これによって観察対象が照射される。

【0024】

観察対象からの反射光は対物レンズ(図示せず)を介してCCD12に到達し、被写体像がCCD12の受光面に形成される。市松状の補色カラーフィルタを備えたCCD12では、被写体像に応じたアナログの画素信号が発生し、1フレーム分の画素信号が所定の時間間隔(1/30秒、1/25秒など)でCCD12から読み出される。 20

【0025】

読み出された一連の画素信号は、初期信号処理回路32においてデジタル信号に変換されるとともに、R、G、Bの画像信号に変換される。生成されたR、G、Bの画像信号は、第1メモリ34へ一時的に格納された後、切替回路36へ送られる。

【0026】

通常観察モードの場合、第1メモリ34から出力された画像信号がそのまま切替回路36を介して画像信号処理回路38に入力される。画像信号処理回路38では、ホワイトバランス調整、ガンマ補正など様々な処理が画像信号に対して施され、映像信号が生成される。映像信号は、出力部39を介してモニタ60へ送られる。これにより、フルカラーの観察画像が通常画像としてモニタ60に表示される。 30

【0027】

一方、気管支など細径の器官に対して内視鏡観察を行う場合、走査型内視鏡であるプローブ15を使用した観察モード(以下では、プローブ観察モードという)による観察が行われる。プロセッサ30は、R、G、Bの光をそれぞれ放射するレーザー光源60R、60G、60Bを備え、R、G、Bの光が光結合部62に同時入射する。

【0028】

光結合部62は、光学レンズ、ハーフミラー群から構成されており、R、G、Bの光を混合してプローブ15に設けられたシングルモード型光ファイバ(以下、走査型光ファイバという)17へ伝達する。これにより、プローブ先端部15Tから観察対象に向けて白色光が射出される。 40

【0029】

プローブ先端部15Tには、スコープ先端部10Tから射出される照明光を螺旋状に走査させるスキャナデバイス(以下、SFEスキャナという)16が設けられており、プロセッサ30内のピエゾ駆動回路64から送られてくる駆動信号に基づいて動作する。SFEスキャナ16は、管状のピエゾ素子によって構成されるアクチュエータ(図示せず)を備え、走査型光ファイバ17の先端部をアクチュエータに挿通している。

【0030】

アクチュエータは、走査型光ファイバ17の先端部二次元的に共振、すなわち、直交す 50

る2方向に沿って所定の共振モードで共振させる。これにより、走査型光ファイバ17の先端部は、周期的に螺旋運動するように振動する。走査型光ファイバ17の先端部が螺旋状に動くため、観察対象エリアにおける照明光の軌跡は螺旋状になる(図3参照)。走査線の径方向間隔が密になるように走査することで、観察対象全体が(中心から周囲に向けて順に)照射される。

#### 【0031】

観察対象において反射した光は、プローブ15に設けられたイメージファイバ(図示せず)を通してプロセッサ30へ導かれ、光学レンズ、ハーフミラー群から構成される光分離部68によってR、G、Bの光に分離される。R、G、Bの光はそれぞれフォトセンサ70R、70G、70Bに入射し、光電変換によってR、G、Bに応じた画素信号が生成される。螺旋走査期間は、所定の時間間隔(ここでは、1/30秒間隔)に定められており、1フレーム分の画素信号がその走査周期(フレーム周期)に合わせて読み出される。

10

#### 【0032】

R、G、Bの画素信号は、増幅処理回路(図示せず)によって増幅された後、A/D変換器72R、72G、72Bにおいてデジタル信号に変換され、第2メモリ35に一時的に格納される。第2メモリ35では、順次送られてくる一連のR、G、Bデジタル画素信号と照明光の走査位置とをマッピング、すなわち対応づける。これにより、1フレーム分のデジタル画素信号がR、G、B毎にラスタデータとして抽出される。

#### 【0033】

プローブ15を使用したプローブ観察モードでは、第2メモリ35から出力される一連の画素信号がそのまま切替回路36から出力され、画像信号処理回路38に送られる。画像処理によって生成される映像信号が出力部39を介してモニター80に送られることによって、サークルエリアのフルカラー観察画像がモニター80に表示される。

20

#### 【0034】

一方、蛍光画像を利用する診断モードの場合、図1に示すように、プローブ15がビデオスコープ10の鉗子チャンネル10Fに挿入される。そして、レーザー光源60Bのみ駆動するようにレーザードライバ63が駆動し、励起光をプローブ先端部15Tから照射する。レーザー光源60R、60G、60Bは、それぞれ波長帯域の異なる複数のレーザダイオードから構成されており、短波長領域においておよそ445nmの励起光を放射する。

30

#### 【0035】

診断モードでは、ランプ40から放射される白色光と、レーザー光源60Bから放射される励起光とを1フレーム期間毎に交互に照射し、白色光による画素信号と、励起光によって観察対象に生じた蛍光による画素信号が交互に取得される。切替回路36では、後述するように、白色光による画素信号と蛍光によるR、G、Bの画素信号を重ね合わせ、通常観察画像と蛍光観察画像とを合成した画像(以下、診断画像という)がモニター80に表示される。

#### 【0036】

CPU、ROM、RAMを含むシステムコントロール回路50は、プロセッサ30の動作を制御し、初期信号処理回路32、タイミングコントローラ52、ランプ駆動回路42、レーザードライバ63など各回路へ制御信号を出力する。タイミングコントローラ52は、フォトセンサ70R、70G、70B、レーザードライバ63、スキャナ制御回路66等に同期信号を出力し、走査型光ファイバ17の先端部の螺旋運動と発光タイミングおよび画像処理タイミングを同期させる。

40

#### 【0037】

プロセッサ30のフロントパネルにはタッチパネル機能を備えた液晶表示部84が設けられている。表示処理部82は、システムコントロール回路50からの制御信号に基づいて表示部84を駆動する。通常観察モード、プローブ観察モード、診断モードの選択はオペレータによるタッチ操作によって行われる。タッチ操作が行われると、入力操作信号がシステムコントロール回路50へ送られる。

50

## 【 0 0 3 8 】

図 2 は、切替回路 3 6 のブロック図である。

## 【 0 0 3 9 】

切替回路 3 6 は、画像合成回路 4 3、演算回路 4 4、選択回路 4 5、タイミング調整器 4 6、4 7、およびスーパーインポーズ回路 4 8 を備え、演算回路 4 4 はシステムコントロール回路 5 0 と接続されている。選択回路 4 5 は、ビデオスコープ 1 0、あるいはプローブ 1 5 を使った通常観察モード、プローブ観察モード、診断モードに応じて、出力する画像信号を選択的に切り換える。

## 【 0 0 4 0 】

通常観察モードの場合、選択回路 4 5 は、タイミング調整器 4 6 を介して入力する一連の画素信号をそのまま出力し、プローブ観察モードでは、タイミング調整器 4 7 を介して入力する一連の画素信号をそのまま出力する。これにより、ビデオスコープ 1 0 によるカラー画像、あるいはプローブ 1 5 によるカラー画像がモニター 8 0 に表示される。

10

## 【 0 0 4 1 】

一方、診断モードの場合、選択回路 4 5 は、画像生成回路 4 3 において生成される合成画像信号を出力する。これにより、診断画像がモニター 8 0 に表示される図 1 に示す第 1 メモリ 3 4、第 2 メモリ 3 5 によって、ビデオスコープ 1 0 およびプローブ 1 5 からの R、G、B の画像信号は、出力タイミングが同時になるように調整されている。画像合成回路 4 3 では、1 フレーム分の白色光の画素信号と 1 フレーム分の蛍光の画素信号を重ね合わせた診断画像データが生成される。

20

## 【 0 0 4 2 】

R、G、B の画素信号と G 成分に相当する波長帯域をもつ蛍光による画素信号を重ね合わせることによって得られる診断画像は、蛍光強度の強弱が顕れるように信号レベルを調整した画像である。ここでは、エッジ部分など輝度が急激に変化する部分を照合することによって位置関係をマッチングさせており、画像間のずれが生じないように画像の重ね合わせが行われる。

## 【 0 0 4 3 】

演算回路 4 4 は、蛍光画像から病変部と疑われる部位の確からしさを示す指標を求めため、白色光による画素信号の明るさと、蛍光による画素信号の明るさとの比を算出する。具体的には、白色光による画素信号のうち R 成分の画素信号の輝度平均値と、蛍光による画素信号の輝度平均値との比が算出される。

30

## 【 0 0 4 4 】

システムコントロール回路 5 0 は、算出された輝度比に基づく患部の診断指標を表示するため、スーパーインポーズ回路 4 8 にキャラクタコードを送信する。スーパーインポーズ回路 4 8 では、画素信号に対して求められた指標のキャラクタ信号がスーパーインポーズされる。また、システムコントロール回路 5 0 は、患部の診断指標をプロセッサ 3 0 の表示部 8 4 に表示するように、表示処理部 8 2 を制御する。

## 【 0 0 4 5 】

図 3 は、診断モードにおける指標演算処理を示したフローチャートである。図 4 は、診断画像の表示画面を示した図である。オペレータによるタッチパネル操作によって診断モードが選択されると、指標演算処理が実行開始される。

40

## 【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 0 1 では、オペレータによって診断領域が設定されているか否かが判断される。図 4 に示すように、オペレータは表示されている診断画像 I F の中でサークル状の一部領域を指定することが可能であり、患部と疑われる部分、すなわち輝度が小さい部分をタッチパネル操作によって指定することができる。

## 【 0 0 4 7 】

診断領域が設定されると、輝度比 R 0 が検知される ( S 1 0 2 )。演算回路 4 5 では、白色光による通常画像の R 成分の輝度と、蛍光による蛍光画像の輝度が算出される。そして、輝度比 R 0 が求められる。ここでは、ビデオスコープ 1 0 による R、G、B 画素信号

50

のうちR成分の1フレーム分画素信号の輝度平均値と、プローブ15による蛍光成分の1フレーム分画素信号の輝度平均値を、輝度値(輝度レベル)として求める。また、白色光と励起光を交互に観察対象に照射するため、連続するフレーム期間に合わせて通常画像、蛍光画像の輝度平均値を算出する。

【0048】

ステップS103では、輝度比R0を用いて病変部の指標Zを算出する。指標Zは病変部である可能性を指標、数値で表し、以下の式によって求められる。

$$(1 - R0) \times 100 \quad \dots \dots (1)$$

10

【0049】

輝度の比R0が1に近い場合、通常画像と蛍光画像の輝度がほぼ等しいことを意味する。したがって、照明の問題であって病変部ではないと判断できるため、指標Zは0%に近くなる。一方、輝度比R0が1より十分小さく、0に近い場合、通常画像の輝度は大きいのに蛍光画像の輝度が小さいため、病変部である可能性が高く、指標Zは100に近づく。

【0050】

ステップS104では、求められた指標Zを表示するように、スーパーインポーズ回路48、表示処理部82が制御される。これにより、表示部84に指標Zが表示されるとともに、モニター80にも指標Zが表示される(図4参照)。他の診断領域がオペレータによって設定されると(S105)、ステップS102に戻って再び指標が演算される。そして、他の観察モードへの移行などの入力操作が行われると(S106)、診断モードが終了する。

20

【0051】

なお、蛍光画像のR成分に応じた短波長領域の蛍光画素信号と、G成分に応じた蛍光画素信号との輝度比が所定の閾値を超えているか否か判断し、閾値を超えている場合には、蛍光画像のみによってその輝度比に基づいた指標を算出してもよい。

【0052】

このように本実施形態によれば、診断モードにおいて、走査型内視鏡であるプローブ15をビデオスコープ10の鉗子チャンネル10Fに挿通することによって白色光とともに励起光を観察対象に照射可能であり、フルカラー画像である通常画像と蛍光画像とを重ね合わせた合成画像がモニター80に表示される。

30

【0053】

そして、オペレータによって診断領域Qが設定されると、演算回路45では、診断領域Qに関して通常画像の輝度平均値と蛍光画像の輝度平均値が算出され、輝度比R0が算出される。この輝度比R0に基づいて指標Zを算出し、モニター80等に指標Zを表示する。

【0054】

細径であるプローブ15は、ビデオスコープ10の照射領域の一部領域を照射し、得られる蛍光画像は通常画像の一部に該当する。図4では、領域Sの蛍光画像が得られている。ビデオスコープ10の先端部10Tが管腔方向を向いている場合、ビデオスコープ10の先端部と器官内壁との距離が離れているため、白色光によって得られる通常画像は全体的に暗くなる。

40

【0055】

蛍光成分の強度は白色光に比べて小さいため、領域Sの蛍光画像もより一層暗くなる。したがって、診断画像を観察しても、組織が病変部であるために蛍光強度が小さいのか、それとも照明光の弱さによるものであるのか判別するのが難しい。

【0056】

本実施形態では、カラー画像である通常画像の輝度と蛍光画像の輝度を比較することによって、病変部の可能性を確率的に数値で示している。輝度比R0を求めることにより、撮影方向(管腔方向)の影響によって指定した領域が暗く映し出されるのか、それとも病

50

変組織であるために暗いのかを判断することができ、患部であることの確実性が指標 Z によって確認できる。

【 0 0 5 7 】

プローブ 15 を使うと、照射領域を注目部位周囲に狭めることが可能であるため、パワーのある励起光を観察対象に照射することができる。そのため、指標 Z を算出するための適正な輝度比 R0 の値が得られる。また、R の光はヘモグロビンに吸収されないため、通常画像の輝度平均値は適正なものとなる。

【 0 0 5 8 】

指標演算に関しては、白色光による通常画像の G 成分の輝度に基づいて指標を算出してもよい。また、輝度比以外（差分など）によって指標を算出してもよく、病変部であることの可能性の程度を示す数値等であればよい。

10

【 0 0 5 9 】

励起光として B の光以外の狭帯域波長でもよく、例えば R の光に応じた狭帯域波長の光を励起光として放射してもよい。レーザー光源 60 によって R, G, B の光を独立して照射可能であるため、所望の波長領域の励起光を選択的に照射可能である。

【 0 0 6 0 】

診断モードでは、指標を算出するときだけ蛍光画像を 1 フレーム部取得して合成画像を生成するようにしてもよい。また、合成画像の代わりに通常画像、蛍光画像を独立して表示し、あるいは 3 つの画像を同時表示させてもよい。また、オペレータが指定することなく、所定の領域（画像中心部など）に対して指標を算出してもよい。

20

【 0 0 6 1 】

本実施形態では、ビデオスコープとプローブが同じプロセッサに接続される構成であるが、独立したビデオスコープ用プロセッサ、プローブ用プロセッサを、データ相互通信可能なように接続する構成であってもよい。プローブに関しては、走査型内視鏡以外の構成であってもよい。例えば、特定の狭帯域波長の励起光を放射する光源装置に接続可能であって、励起光を観察対象まで伝達する構成であればよい。

【 符号の説明 】

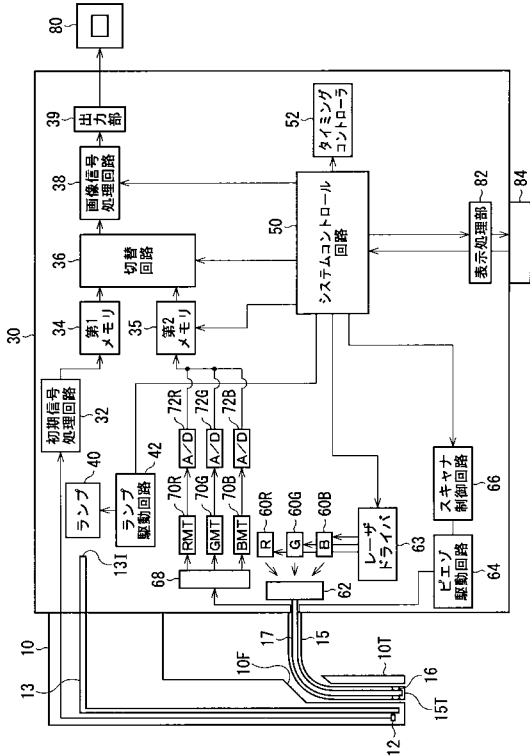
【 0 0 6 2 】

- 10 ビデオスコープ
- 10F 鉗子チャンネル
- 15 プローブ
- 30 プロセッサ
- 32 初期信号処理回路
- 35 第 2 メモリ
- 36 切替回路
- 43 画像合成回路
- 45 演算回路
- 48 スーパーインポーズ回路
- 50 システムコントロール回路
- 82 表示処理部

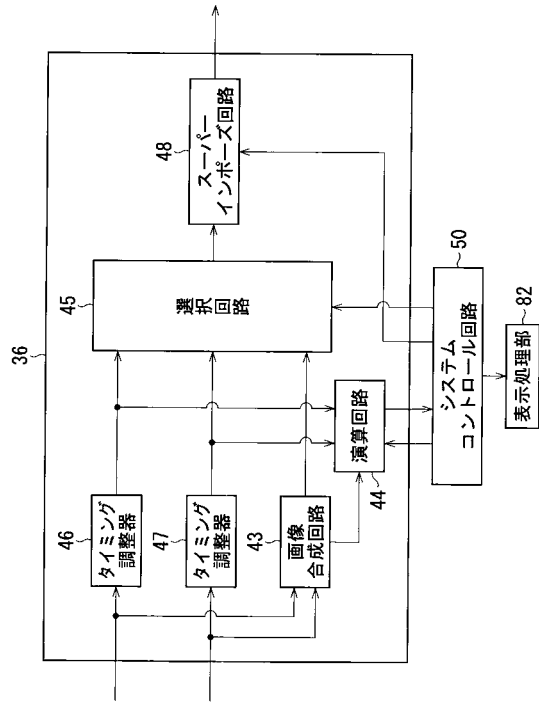
30

40

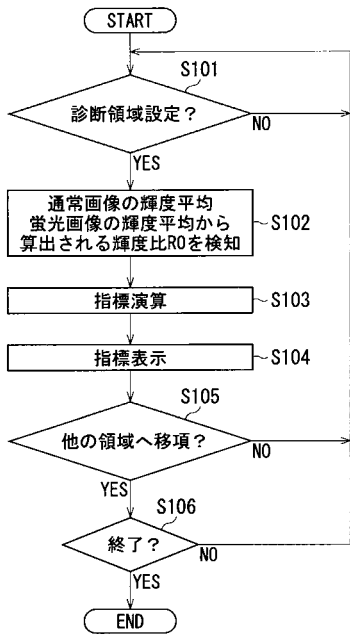
【図1】



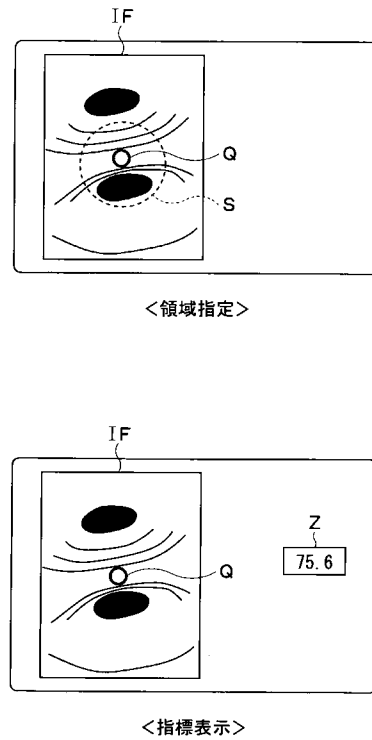
【図2】



【図3】



【図4】



---

フロントページの続き

(72)発明者 大瀧 拓真

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

(72)発明者 池田 友輝

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

(72)発明者 須貝 昇司

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

(72)発明者 池谷 浩平

東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

Fターム(参考) 4C061 FF40 FF43 GG15 LL02 MM02 MM10 QQ02 QQ04 QQ07 WW04  
WW10 WW13 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011005002A</a>	公开(公告)日	2011-01-13
申请号	JP2009151996	申请日	2009-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	大瀧拓真 池田友輝 須貝昇司 池谷浩平		
发明人	大瀧 拓真 池田 友輝 須貝 昇司 池谷 浩平		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.524 A61B1/00.525 A61B1/045.615 A61B1/05 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C061/FF40 4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM10 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW13 4C061/WW17 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM10 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW17		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：获得可以与正常彩色图像比较的荧光图像。在诊断模式下，将作为扫描内窥镜的探头15插入到内窥镜10的钳子通道10F中，以激发光和白光照射观察对象，从而获得作为彩色图像的正常图像。监视器80显示其中叠加了荧光图像的合成图像。当操作员设置诊断区域时，针对诊断区域计算正常图像的平均亮度值和荧光图像的平均亮度值，并计算亮度比。基于亮度比计算指标Z，并将该指标显示在监视器80等上。[选型图]图1

