

(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2011-55938

(P2011-55938A)

(43) 公開日 平成23年3月24日(2011.3.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-206974 (P2009-206974)
 (22) 出願日 平成21年9月8日 (2009.9.8)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

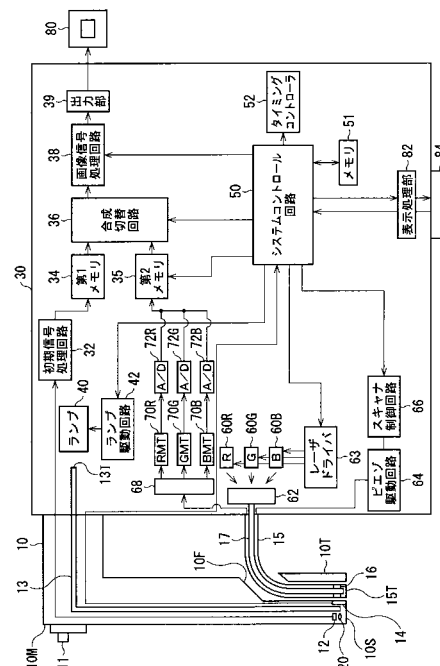
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】プローブを使用可能な内視鏡装置において、2つの画像間でずれのない合成画像を得る。

【解決手段】走査型内視鏡のプローブ15がビデオスコープ10の鉗子チャンネル10Fに挿入可能な内視鏡装置において、診断モードが設定されると、白色光と励起光を交互に照射し、フルカラー画像である通常観察画像と、蛍光観察画像を生成し、プローブ先端部15Tの突出長さを検出する。検出された突出長さに基づき、蛍光観察画像の拡大/縮小倍率および位相シフト量を決定し、合成切替回路36において、病変部などの観察対象サイズが通常観察画像の観察対象サイズと一致するように、決定された倍率に従って蛍光観察画像の拡大/縮小処理を行い、決定された位相シフト量に従って位相シフト処理を実行する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の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、第 2 の照明光を観察対象に向けて照射するプローブと、

前記スコープに入射する観察対象からの反射光に基づいて、スコープ画像を生成するスコープ画像生成手段と、

前記プローブに入射する観察対象からの反射光に基づいて、プローブ画像を生成するプローブ画像生成手段と、

スコープ画像とプローブ画像を、観察対象サイズを合わせて画像マッチング処理を行う画像合成手段と、

スコープ先端面から突出しているプローブ先端部の突出長さを測定する突出長さ測定手段とを備え、

前記画像合成手段が、検出される突出長さに応じて、位相ずれを解消するようにスコープ画像とプローブ画像をマッチング処理することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記画像合成手段が、検出される突出長さに応じてプローブ画像を拡大処理もしくは縮小処理し、その拡大もしくは縮小倍率に応じた位相シフト量に基づいて画像マッチング処理を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 2 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記画像合成手段が、突出長さと位相シフト量の一連の対応関係を示すマッピングデータから、検出される突出長さに応じた位相シフト量を選択し、画像マッチング処理を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 2 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記プローブ先端部が、所定間隔で並ぶ目盛を外周面に有し、

前記突出長さ測定手段が、前記目盛を計測することによって突出長さを検出することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記突出長さ測定手段が、前記プローブ先端部が前記鉗子チャンネルの鉗子口から飛び出すときに前記目盛を計測することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 1 の照明光がカラー観察画像を表示するための照明光であって、前記第 2 の照明光が蛍光画像を表示するための照明光であ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。

【請求項 7】

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照明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 1 乃至 6 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

撮像素子を有し、第 1 の照明光を観察対象に向けて照射するとともに、第 2 の照明光を観察対象に向けて照射するプローブを挿通可能な鉗子チャンネルを有するスコープと、

スコープ先端面から突出しているプローブ先端部の突出長さを測定する突出長さ測定手段と、

前記撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、スコープ画像を生成するスコープ画像生成手段と、

スコープ画像と、前記プローブに入射する観察対象からの反射光に基づいて生成されるプローブ画像を、観察対象サイズを合わせて画像マッチング処理を行う画像合成手段とを備え、

前記画像合成手段が、検出される突出長さに応じて、位相ずれを解消するようにスコープ画像とプローブ画像をマッチング処理することを特徴とする内視鏡装置。

【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】

【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）。また、白色光と励起光を観察対象に向けて交互に照射し、通常観察画像と蛍光観察画像を重ね合わせ、合成画像を画面に表示することもできる。

10

【0003】

一方、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）。そこでは、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が挿入されて診断を行う。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平9-66023号公報

20

【特許文献2】特開2006-296858号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

スコープ先端部において撮像素子、プローブ先端部は互いに離れ、撮像素子、プローブの視野も異なる。そのため、スコープによる画像とプローブによる画像では、撮影エリアおよび撮影エリアのサイズが異なる。特に、プローブ先端部はスコープ先端部から突出し、その突出程度に応じて撮影エリアが変わる。そのため、スコープ画像とプローブ画像をマッチングさせるとき、位相ずれは一概に定まらず、画像間のずれを解消できない。

【0006】

30

このように、プローブ型内視鏡を使用可能な内視鏡装置においては、プローブ先端部の位置に関係なく、2つの画像を正確にマッチングさせて合成画像を生成することが必要とされる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の内視鏡装置は、第1の照明光を観察対象に向けて照射するスコープと、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、第2の照明光を観察対象に向けて照射するプローブを備える。プローブ（プローブ型内視鏡）としては、例えば走査型内視鏡などを適用可能であり、光ファイバ先端部を振動させることにより照明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。

40

【0008】

また、本発明の内視鏡装置は、スコープに入射する観察対象からの反射光に基づいてスコープ画像を生成するスコープ画像生成手段と、プローブに入射する観察対象からの反射光に基づいてプローブ画像を生成するプローブ画像生成手段とを備え、撮像（光電変換）によって得られる画像信号から画像を生成する。

【0009】

さらに内視鏡装置は、画像スコープ画像とプローブ画像を、画像サイズを合わせて画像マッチング処理を行う画像合成手段を備える。すなわち、どちらかの一方の画像を拡大、あるいは縮小処理して角画面内に表示させる観察対象サイズを一致させ、画像間にずれのないように2つの画像を重ね合わせる。

50

【 0 0 1 0 】

合成画像としては、蛍光観察など特殊観察によって得られる画像と通常画像（カラー画像）を重ね合わせて病変部を診断することが可能である。したがって、スコープ用の第1の照明光は、例えば、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）が採用される。一方、プローブ用の第2の照明光では、励起光などスコープ用照明光とは異なるスペクトル分布の照明光を使用可能である。励起光の場合、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が用いられる。

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡装置は、スコープ先端面から突出しているプローブ先端部の突出長さを測定する突出長さ測定手段を備える。そして、画像合成手段は、検出される突出長さに応じて、位相ずれを解消するようにスコープ画像とプローブ画像をマッチング処理する。すなわち、2つの画像を重ね合わせたときにずれが生じないように一方の画像を位相シフトさせる。

【 0 0 1 2 】

スコープの撮影エリアとプローブの撮影エリアの距離間隔（画像中心位置の距離間隔）は、スコープ先端部に設けられた鉗子口と対物レンズ間の距離間隔におよそ従う。観察対象までの距離、撮影エリア間の距離、スコープ先端面から観察対象までの距離がほぼ一定であれば、位相シフト量はほぼ一義的に定められる。

【 0 0 1 3 】

一方、プローブの突出長さによってプローブ画像とスコープ画像の被写体までの撮影距離の違いが生じ、プローブの撮影エリアは突出長さに応じて変化する。画像マッチングするときに必要な位相シフト量も、この撮影エリアサイズの変化に合わせて調整しなければならない。

【 0 0 1 4 】

本発明では、突出長さを検出し、その突出長さから定められるスコープ画像とプローブ画像の相違に合わせて画像マッチング処理が行われる。そのため、プローブの突出具合に関係なく、注目部位の輪郭もずれのない合成画像が得られる。

【 0 0 1 5 】

画像合成手段は、検出される突出長さに応じてプローブ画像を拡大処理もしくは縮小処理し、そのときの拡大もしくは縮小倍率に従う位相シフト量に基づいて、画像マッチング処理を行えばよい。これにより、モニタに表示される画像の大きさは制限されず、通常観察画像をモニタ全体に表示し、蛍光観察画像は病変部分のみ画像マッチングさせて重畳表示させることができる。

【 0 0 1 6 】

計算式によって画像位相シフト量を求めてもよいが、簡易な処理によって確実にマッチング処理された合成画像を表示するのが望ましい。この場合、画像合成手段は、突出長さと位相シフト量の対応関係を示すマッピングデータから、検出される突出長さに応じた位相シフト量を選択し、画像マッチング処理を行うようにすればよい。

【 0 0 1 7 】

プローブが自在にスコープ内部へ挿入されることを考慮すると、プローブ先端部の位置を外部から測定できるのが望ましい。例えば、プローブ先端部の外周面に所定間隔で目盛を形成し、突出長さ測定手段が、目盛を計測することによって突出長さを検出するように構成してもよい。

【 0 0 1 8 】

正確に突出長さを検出するには、スコープ先端面からプローブ先端部が飛び出ていくときに目盛をカウントするのが望ましい。したがって、突出長さ測定手段は、プローブ先端部が鉗子チャンネルの鉗子口を飛び出ていくときに目盛の数を計測するのがよい。例えば、光学式、磁気式エンコーダなどがスコープ先端面付近の鉗子口内壁に沿って設けられ、プローブ先端部に刻まれた目盛が計測される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

本発明の他の局面における内視鏡装置は、撮像素子を有し、第 1 の照明光を観察対象に向けて照射するとともに、第 2 の照明光を観察対象に向けて照射するプローブを挿通可能な鉗子チャンネルを有するスコープと、スコープ先端部から突出しているプローブ先端部の突出長さを測定する突出長さ測定手段と、撮像素子から読み出される画像信号に基づいて、スコープ画像を生成するスコープ画像生成手段と、スコープ画像と、プローブに入射する観察対象からの反射光に基づいて生成されるプローブ画像を、観察対象サイズを合わせて画像マッチング処理を行う画像合成手段とを備え、画像合成手段が、検出される突出長さに応じて、位相ずれを解消するようにスコープ画像とプローブ画像をマッチング処理することを特徴とする。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 2 0 】

このように本発明によれば、プローブを使用可能な内視鏡装置において、2 つの画像間でずれのない合成画像を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 1 】

【 図 1 】 本実施形態である内視鏡装置のブロック図である。

【 図 2 】 スコープ先端部の内部構成を模式的に示した図である。

【 図 3 A 】 プローブ先端部がスコープ先端部と一致するときの撮影状態を示した図である。

20

【 図 3 B 】 プローブ先端部がスコープ先端部から突出しているときの撮影状態を示した図である。

【 図 4 】 画像合成処理を示したフローチャートである。

【 図 5 】 画像合成を示した図である。

【 図 6 】 第 2 の実施形態である内視鏡装置のブロック図である。

【 図 7 A 】 第 2 の実施形態におけるプローブ先端部がスコープ先端部と一致するときの撮影状態を示した図である。

【 図 7 B 】 第 2 の実施形態におけるプローブ先端部がスコープ先端部から突出しているときの撮影状態を示した図である。

30

【 図 8 】 第 2 の実施形態における画像合成処理を示したフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

内視鏡装置は、蛍光観察可能な内視鏡装置であって、CCD 12 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。

40

【 0 0 2 5 】

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 13 I 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 10 T から射出し、これによって観察対象が照射される。

【 0 0 2 6 】

スコープ 10 の操作部 10 M には、スコープ先端部 10 T を湾曲させるための操作ノブ 11 が設けられており、オペレータは、モニタ 80 を見ながら操作ノブ 11 を回転させて観察方向を変える。スコープ 10 内部には、スコープ先端部 10 T を左右、および上下方向に沿って湾曲させる 2 組のワイヤー対（図示せず）が設けられており、ワイヤーの引張、押し出しによってスコープ先端部 10 T が湾曲する。

50

【 0 0 2 7 】

観察対象からの反射光は、対物レンズ 2 0 を介して C C D 1 2 に到達し、被写体像が C C D 1 2 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 C C D 1 2 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 / 3 0 秒、1 / 2 5 秒など) で C C D 1 2 から読み出される。

【 0 0 2 8 】

読み出された一連の画素信号は、初期信号処理回路 3 2 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 3 4 へ一時的に格納された後、合成切替回路 3 6 へ送られる。

【 0 0 2 9 】

通常観察モードの場合、第 1 メモリ 3 4 から出力された画像信号がそのまま合成切替回路 3 6 を介して画像信号処理回路 3 8 に入力される。画像信号処理回路 3 8 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 3 9 を介してモニター 8 0 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ー 8 0 に表示される。

【 0 0 3 0 】

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 1 5 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) に従って観察が行われる。プロセッサ 3 0 は、R, G, B の光をそれぞれ放射するレーザー光源 6 0 R、6 0 G、6 0 B を備え、R, G, B の光が光結合部 6 2 に同時入射する。

【 0 0 3 1 】

光結合部 6 2 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 1 5 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) 1 7 へ伝達する。これにより、プローブ先端部 1 5 T から観察対象に向けて白色光が射出される。

【 0 0 3 2 】

プローブ先端部 1 5 T には、スコープ先端部 1 0 T 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、S F E スキャナという) 1 6 が設けられており、プロセッサ 3 0 内の piezo 駆動回路 6 4 から送られてくる駆動信号に基づいて動作する。S F E スキャナ 1 6 は、管状の piezo 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 1 7 の先端部をアクチュエータに挿通している。

【 0 0 3 3 】

アクチュエータは、走査型光ファイバ 1 7 の先端部を二次元的に共振させる。すなわち、直交する 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 1 7 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 1 7 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。

【 0 0 3 4 】

観察対象において反射した光は、プローブ 1 5 に設けられたイメージファイバ (図示せず) を通ってプロセッサ 3 0 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 6 8 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 7 0 R、7 0 G、7 0 B 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 / 3 0 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。

【 0 0 3 5 】

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 7 2 R、7 2 G、7 2 B においてデジタル信号に変換され、第 2 メモリ 3 5 に一時的に格納される。第 2 メモリ 3 5 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 3 6 】

プローブ観察モードでは、第 2 メモリ 3 5 から出力される一連の画素信号がそのまま合成切替回路 3 6 から出力され、画像信号処理回路 3 8 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 3 9 を介してモニタ 8 0 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 8 0 に表示される。

【 0 0 3 7 】

一方、蛍光画像を利用する診断モードの場合、プローブ 1 5 がビデオスコープ 1 0 の鉗子チャンネル 1 0 F に挿入される。そして、レーザー光源 6 0 B のみ駆動するようにレーザードライバ 6 3 が駆動し、励起光をプローブ先端部 1 5 T から照射する。レーザー光源 6 0 R、6 0 G、6 0 B 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 4 4 5 n m の励起光を放射する。

【 0 0 3 8 】

診断モードでは、ランプ 4 0 から放射される白色光と、レーザー光源 6 0 B 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。合成切替回路 3 6 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 の画素信号に対して画像マッチング処理を行い、通常観察画像と蛍光観察画像とを重ね合わせた画像がモニタ 8 0 に表示される。蛍光画像の強弱等を見ながら、病変部の精密な診断が行われる。

【 0 0 3 9 】

C P U、R O M、R A M 等を含むシステムコントロール回路 5 0 は、プロセッサ 3 0 の動作を制御し、初期信号処理回路 3 2、タイミングコントローラ 5 2、ランプ駆動回路 4 2、レーザードライバ 6 3 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 5 2 は、フォトセンサ 7 0 R、7 0 G、7 0 B、レーザードライバ 6 3、スキャナ制御回路 6 6 等に同期信号を出力し、走査型光ファイバ 1 7 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。

【 0 0 4 0 】

プロセッサ 3 0 のフロントパネル 8 4 には、モード切替スイッチが設けられている。通常観察モード、プローブ観察モード、診断モードの選択が、オペレータによるスイッチ操作によって行われ、システムコントロール回路 5 0 はスイッチ操作を検出する。一方、スコープ先端部 1 0 T には、プローブ 1 5 の突出長さを検出する長さ測定センサ 1 4 が設けられている。メモリ 5 1 には、プローブ 1 5 の突出長さとの画像間の位相シフト量との一連の対応関係を示すマッピングデータがあらかじめ記憶されている。

【 0 0 4 1 】

図 2 は、スコープ先端部の内部構成を模式的に示した図である。

【 0 0 4 2 】

スコープ先端部 1 0 T は、硬性部 1 0 V と湾曲部 1 0 W から構成される。図 1 に示す操作ノブ 1 1 の回転角に比例して湾曲部 1 0 W が上下方向、あるいは左右方向に湾曲する。湾曲部 1 0 W が湾曲することによって硬性部 1 0 V の向き、すなわちスコープ先端面 1 0 S の向きが変化する。

【 0 0 4 3 】

プローブ 1 5 の外周には、目盛 1 5 M が所定間隔（ここでは、0 . 5 m m 以下の間隔）で刻まれている。スコープ先端部 1 0 T に設けられた長さ検出センサ 1 4 は、インクリメンタル式の光学エンコーダであり、プローブ 1 5 を鉗子チャンネル 1 0 F に挿入し、鉗子口 1 0 K から飛び出るときに長さ検出センサ 1 4 を通過する目盛分だけパルス光を受光する。

【 0 0 4 4 】

プローブ先端部 1 5 T は屈曲することなくスコープ先端面 1 0 S の垂直方向に沿って突出する。したがって、プローブ先端部 1 5 T がスコープ先端面 1 0 S から突出する長さ J T は、スコープ先端面 1 0 S からプローブ先端面 1 5 S までの距離 J T を検出することに

10

20

30

40

50

よって求められる。目盛 15 M の基準点はプローブ先端面 15 に規定されており、スコープ先端部 15 T が移動するときにパルス光を積算することによって突出長さ J T が計測される。

【0045】

図 3 A は、プローブ先端面がスコープ先端面と一致するときの撮影状態を示した図である。図 3 B は、プローブ先端面がスコープ先端面から突出しているときの撮影状態を示した図である。図 3 A、図 3 B を用いて、スコープ 10 の通常観察画像とプローブ 15 の蛍光観察画像との間に生じる位相ずれについて説明する。

【0046】

図 3 A では、スコープ先端部 10 T が器官内壁などの観察面 O S に対してほぼ垂直であり、スコープ先端部 10 T が湾曲せず、さらに、スコープ先端面 10 S から観察面 O S までの距離が最大近接距離、すなわち、被写界深度の範囲で観察面 O S に最も接近している状態を示している。プローブ先端面 15 S はスコープ先端面 10 S と一致している。

【0047】

観察面 O S におけるビデオスコープ 10 の撮影エリア L 1 は、CCD 12 のサイズ、対物レンズ 20 の光学性能、画角などに起因する視野によって決まり、対物レンズ 20 の光軸 X が通常観察画像の中心位置に相当する。一方、プローブ 15 の撮影エリア L 2 は、照明光の走査エリアに相当し、プローブ 15 の中心軸 X X が蛍光観察画像の中心位置に対応する。

【0048】

プローブ 15 の撮影エリア（走査エリア）L 2 は、ビデオスコープ 10 の撮影エリア L 1 と一部重なり合いながらずれている。また、撮影エリア L 2 のサイズは、撮影エリア L 1 よりも小さい。図 3 A の場合、プローブ 15 の蛍光画像とスコープ 10 の通常画像をマッチングさせるため、蛍光観察画像と通常観察画像内の観察対象である被写体サイズを一致させるように、蛍光観察画像を拡大もしくは縮小処理する。すなわち、注目部位の画面上での大きさ（輪郭形状サイズなど）が一致するように画像処理が行われる。そして、2 つの画像間の位相ずれを解消するように、拡大／縮小処理した蛍光観察画像が位相シフトされる。

【0049】

また、図 3 B のようにプローブ先端面 15 S がスコープ先端面 10 S から突出すると、プローブ 15 の撮影エリア L 3 は、図 3 A に示す撮影エリア L 2 よりもエリアが小さい。対物レンズ 20 の光軸 X と観察面 O S との交点までプローブ先端面 15 S の中心から直線を伸ばしたとき、その間の角度 $\theta 2$ とすると、プローブ先端面 15 S が突出しない場合の角度 $\theta 1$ に比べて大きくなる。

【0050】

したがって、蛍光観察画像と通常観察画像をマッチングさせる場合、位相シフト量は、撮影エリア L 1 と撮影エリア L 2 の距離間隔 M、および蛍光観察画像の拡大／縮小倍率に関係する突出長さ J T に応じて定める必要がある。ただし、距離間隔 M は、対物レンズ 20 の光軸 X とプローブ先端部 15 T の中心軸 X X との距離間隔を示す。

【0051】

本実施形態では、突出長さ J T に合わせて蛍光観察画像の拡大倍率もしくは縮小倍率と、そのとき必要となる蛍光観察画像の位相シフト量をあらかじめ計測し、突出長さ各々とそれに対応する拡大／縮小倍率および位相シフト量との一連の対応関係を示すマッピングデータがメモリ 51 に記憶されている。

【0052】

図 4 は、診断モード時の画像合成処理を示したフローチャートである。診断モードが設定されると、処理が開始される。

【0053】

ステップ S 101 では、スコープ先端面 15 S の突出長さ J T が検出される。ステップ S 102 では、検出された突出長さに応じた蛍光画像の位相シフト量が、メモリ 51 に記

10

20

30

40

50

憶されたマッピングデータの中から求められる。そしてステップ S 1 0 3 では、求められた拡大倍率および位相シフト量で画像合成処理を行うように、切替合成回路 3 6 が制御される。ステップ S 1 0 4 において他の観察モードに切り替えられたと判断されると、終了する。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、画像合成を示した図である。

【 0 0 5 5 】

通常観察画像の撮影エリア A M に対し、蛍光観察画像の撮影エリア B M のサイズが小さく、中心位置もずれている。蛍光観察画像に対し、観察対象サイズが画面上でいっちするように画像縮小処理が行われ、位置ずれを解消するように位相シフト処理が行われる。

10

【 0 0 5 6 】

このように本実施形態によれば、走査型内視鏡のプローブ 1 5 がビデオスコープ 1 0 の鉗子チャンネル 1 0 F に挿入可能な内視鏡装置において、診断モードが設定されると、白色光と励起光を交互に照射し、フルカラー画像である通常観察画像と、蛍光観察画像が生成される。また、プローブ先端部 1 5 T の突出長さが検出される。

【 0 0 5 7 】

検出された突出長さに基づき、蛍光観察画像の拡大 / 縮小倍率および位相シフト量が決定される。合成切替回路 3 6 では、病変部などの観察対象サイズが通常観察画像の観察対象サイズと一致するように、決定された倍率に従って蛍光観察画像の拡大 / 縮小処理が行われる。そして、決定された位相シフト量に従って位相シフト処理が行われる。これにより、プローブ先端部 1 5 の突出長さが撮影条件によって変化しても、画像間にずれのない合成画像がモニタ 8 0 に表示される。

20

【 0 0 5 8 】

また、通常観察画像を一定とし、撮影エリア、サイズの変化する蛍光観察画像を対象にして拡大 / 縮小処理、位相シフト処理を行うため、画像マッチング処理を容易に行うことができる。さらに、複雑マッピングデータによって位相シフト量等を選択するため、画像合成処理に時間をかけることなく、精度よい画像マッチング処理を行うことができる。

【 0 0 5 9 】

また、目盛 1 5 M の刻まれたプローブ先端部 1 5 の位置変動を読み取ってスコープ先端部 1 5 T の突出長さを検出することによって、突出長さを精度よく検出することが可能であり、長さ検出センサ 1 4 をスコープ先端部 1 0 S 付近に設けるだけで計測可能となり、スコープ先端部の構成が煩雑になることを防ぐ。

30

【 0 0 6 0 】

次に、図 6 ~ 8 を用いて、第 2 の実施形態である内視鏡装置について説明する。第 2 の実施形態では、スコープ先端部の湾曲角に応じて画像マッチング処理を行う。それ以外の構成については、第 1 の実施形態と実質的に同じである。

【 0 0 6 1 】

図 6 は、第 2 の実施形態である内視鏡装置のブロック図である。

【 0 0 6 2 】

スコープ 1 0 ' には、操作ノブ 1 1 の回転角を検出する湾曲角検出センサ 1 9 が設けられている。スコープ先端部 1 0 T の湾曲角は操作ノブ 1 1 の回転量に比例し、操作ノブ 1 1 の基準位置からの回転角によってスコープ先端部 1 0 T の湾曲角が検出される。

40

【 0 0 6 3 】

図 7 A、7 B は、第 2 の実施形態における撮影状態を示した図である。

【 0 0 6 4 】

図 7 A では、スコープ先端部 1 0 T は、観察面 O S に対して所定角度 ω だけ傾いている状態を示している。スコープ先端部 1 0 T が観察面 O S に対して傾いているため、スコープ 1 0 の撮影エリア L L 1、プローブ 1 5 の撮影エリア L L 2 は、その位置およびサイズに関して第 1 の実施形態と相違する。湾曲角 ω の大きさによって撮影エリア L L 1、L L 2 の距離間隔 M M、撮影サイズが変化し、それとともに蛍光観察画像の拡大 / 縮小倍率お

50

よび位相シフト量も変える必要がある。

【0065】

また、プローブ先端部15Tの突出長さJ Tに応じた撮影エリアLL3は突出していないときの撮影エリアLL2と相違する。したがって、突出長さJ Tとともに湾曲角 ω に応じて、蛍光観察画像の拡大/縮小倍率および位相シフト量を変えなければならない。第2の実施形態では、湾曲角 ω および突出長さJ Tに応じた拡大/縮小倍率および画像位相シフト量がマッピングデータとしてあらかじめメモリ51に格納されている。

【0066】

図8は、第2の実施形態における画像合成処理を示したフローチャートである。

【0067】

ステップS201においてプローブ先端部15の突出長さが検出され、ステップS202では操作ノブ11の回転角度が検出されることにより、スコープ先端部10の湾曲角が求められる。そして、第1の実施形態と同様、蛍光観察画像の拡大/縮小倍率、画像位相シフト量が決定され、蛍光観察画像と通常観察画像とが重ね合わせられる(S203~205)。

【0068】

このように第2の実施形態によれば、走査型内視鏡のプローブ15がビデオスコープ10の鉗子チャンネル10Fに挿入可能な内視鏡装置において、診断モードが設定されると、白色光と励起光を交互に照射し、フルカラー画像である通常観察画像と、蛍光観察画像が生成される。また、プローブ先端部15Tの突出長さが検出され、スコープ先端部10Tの湾曲角 ω が検出される。

【0069】

検出された突出長さおよび湾曲角に基づき、蛍光観察画像の拡大/縮小倍率および位相シフト量が決定される。合成切替回路36では、病変部などの観察対象サイズが通常観察画像の観察対象サイズと一致するように、決定された倍率に従って蛍光観察画像の拡大/縮小処理が行われる。そして、決定された位相シフト量に従って位相シフト処理が行われる。

【0070】

プローブ先端部の突出長さは、プローブ先端面以外にその外周面に目盛をつけて突出長さ検出してもよい。また、長さ検出センサは、相対的な値でなく絶対値を読み取る光学式、磁気式センサも設置可能である。さらに、プローブ外周面に目盛を設けずに突出長さを検出するように構成してもよい。

【0071】

マッピングデータの代わりに、計算式に基づいて位相シフト量を算出してもよい。また、通常観察画像を拡大/縮小処理して位相シフトさせるように構成してもよい。また、ビデオスコープの種類によって撮影距離間隔等が異なることを考慮し、スコープ種類に合わせてマッピングデータを用意し、接続されるスコープに応じたデータを読み出すように構成してもよい。

【0072】

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。

【0073】

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。

【0074】

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(イメージファイバースコープ型、撮像素子型など)であればよい。この場合、スコープ

10

20

30

40

50

撮影による観察画像（スコープ画像）とプローブ撮影による観察画像（プローブ画像）に対して画像合成処理を行う。

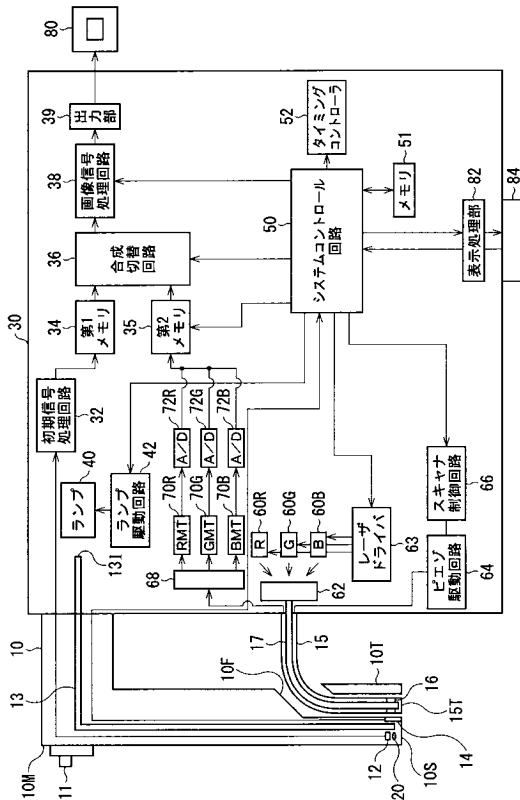
【符号の説明】

【0075】

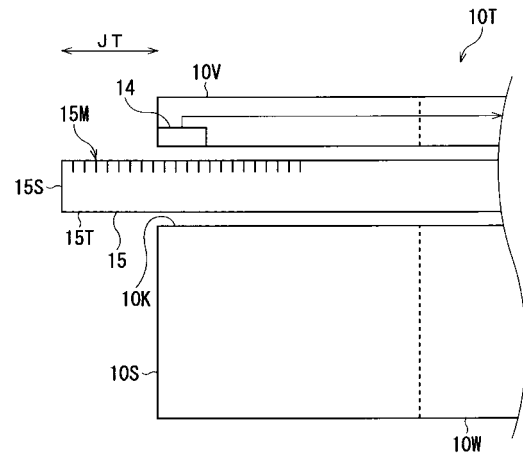
- 10 ビデオスコープ
- 10T スコープ先端部
- 10S スコープ先端面
- 10F 鉗子チャンネル
- 14 長さ検出センサ
- 15 プローブ
- 15T プローブ先端部
- 15S プローブ先端面
- 19 湾曲角検出センサ
- 30 プロセッサ
- 36 合成切替回路（画像合成手段）
- 50 システムコントロール回路
- 80 モニタ
- JT 突出長さ
- ω 湾曲角

10

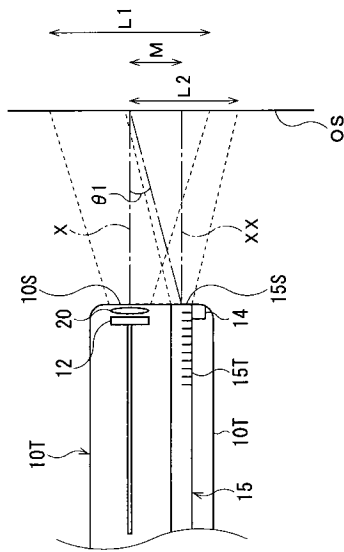
【図1】



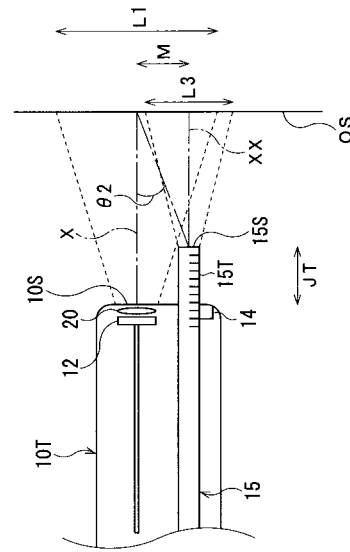
【図2】



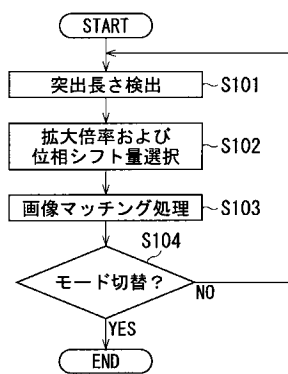
【 図 3 A 】



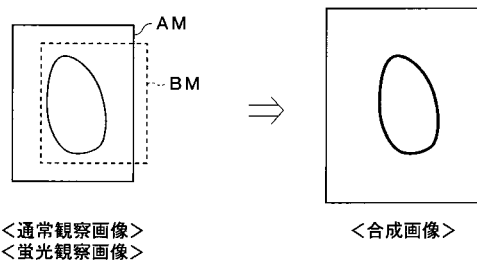
【 図 3 B 】



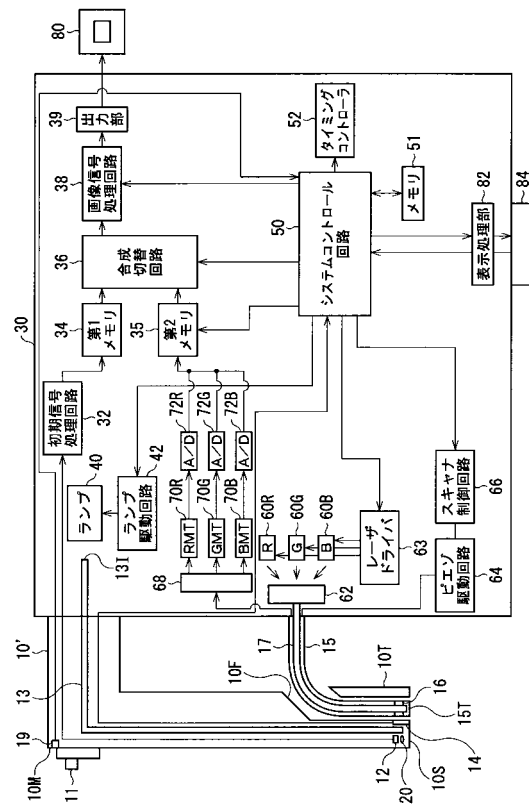
【 図 4 】



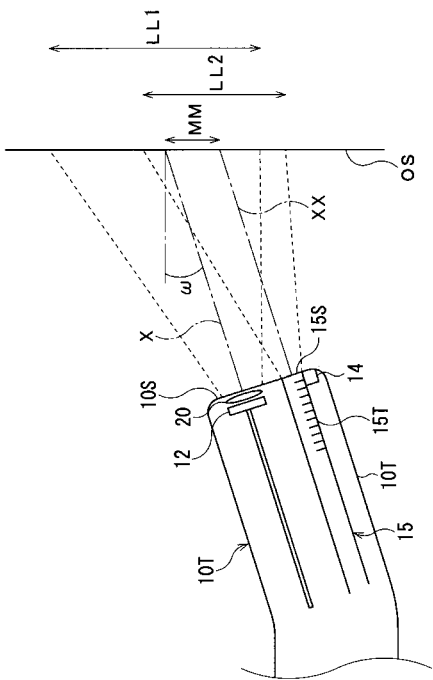
【 図 5 】



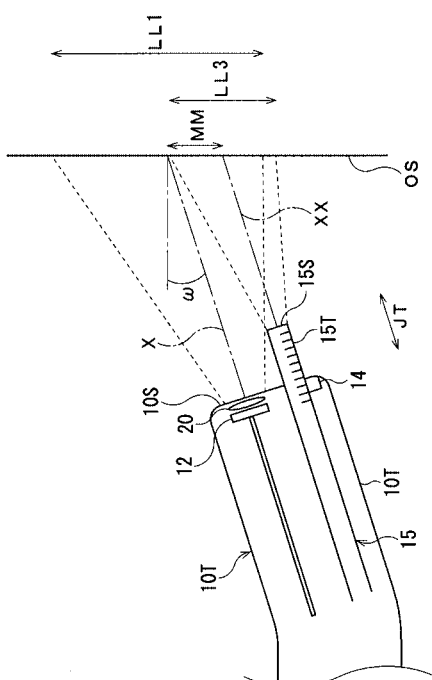
【 図 6 】



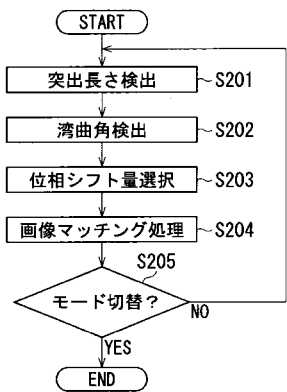
【図 7 A】



【図 7 B】



【図 8】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
H 0 4 N	7/18		(2006.01)	
		G 0 2 B	23/26	B
		H 0 4 N	7/18	M

(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) 2H040 BA04 BA22 BA23 CA11 CA12 CA22 CA27 DA56 GA02 GA10
GA11
4C061 AA00 BB00 CC06 CC07 DD03 FF40 FF46 FF47 GG01 HH52
HH54 LL02 NN01 NN05 QQ02 QQ04 QQ07 QQ09 RR03 RR05
RR18 SS11 TT02 TT04 WW03 WW04
5C054 CA04 CA06 CC07 EA01 FB03 FD03 FD07 FE12 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2011055938A	公开(公告)日	2011-03-24
申请号	JP2009206974	申请日	2009-09-08
[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	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B G02B23/24.A G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.524 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/018.513 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA04 2H040/BA22 2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH52 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR03 4C061/RR05 4C061/RR18 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/WW03 4C061/WW04 5C054/CA04 5C054/CA06 5C054/CC07 5C054/EA01 5C054/FB03 5C054/FD03 5C054/FD07 5C054/FE12 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR05 4C161/RR18 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/TT04 4C161/WW03 4C161/WW04		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在可以使用探头的内窥镜装置中获得两个图像之间的无偏差合成图像。ZSOLUTION：在具有插入视频镜10的钳子通道10F中的扫描型内窥镜的探头15的内窥镜设备中，当设置诊断模式时，内窥镜设备交替地发射白光和激发光，产生正常观察图像是彩色图像和荧光观察图像，并检测探针的远端部分15T的突出长度。基于检测到的突出长度，确定荧光观察图像的放大/缩小比例因子和相移量。在合成切换电路36中，根据所确定的比例因子执行放大/缩小处理，使得诸如患病区域的观察对象的尺寸可以与正常观察图像中的观察对象的尺寸一致。然后，根据已经确定的相移量执行相移处理。Z

