

(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2011-55939

(P2011-55939A)

(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)	
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	2H040	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D	4C061	
G02B	23/24	(2006.01)	A61B	1/00	310G	5C054	
G02B	23/26	(2006.01)	G02B	23/24	B		
H04N	7/18	(2006.01)	G02B	23/24	A		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2009-206979 (P2009-206979)
 (22) 出願日 平成21年9月8日(2009.9.8)

(71) 出願人 000113263
 HOYA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

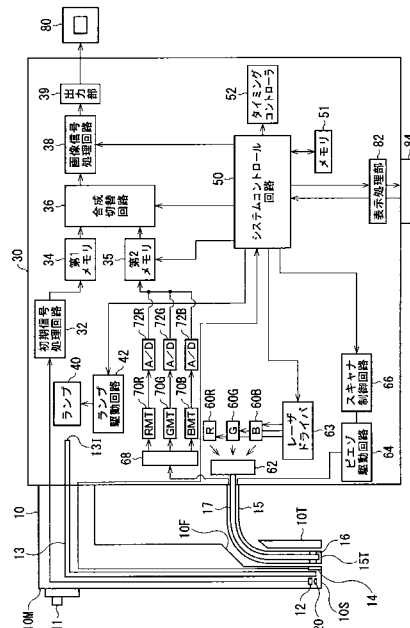
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(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の突出長さおよびスコープ先端部10Tの湾曲角を検出する。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前記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、

スコープ先端部の湾曲角を検出する湾曲角検出手段とを備え、

前記画像合成手段が、検出される突出長さおよび湾曲角に応じて、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および湾曲角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、突出長さおよび湾曲角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前記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、

スコープ先端部の湾曲角を検出する湾曲角検出手段と、

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および湾曲角に応じて、位相ずれを解消する

10

20

30

40

50

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。

【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）。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

【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。

【0006】

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。また、スコープ先端部の湾曲角によって画像間距離、撮影エリアサイズが変化する。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。

【0007】

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およびスコープ先端部の湾曲程度に関係なく、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】

【0008】

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。

【0009】

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

10

20

30

40

50

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。

【0010】

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。

【0011】

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。

10

【0012】

本発明の内視鏡装置は、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を備え、さらに、スコープ先端部の湾曲角を検出する湾曲角検出手段を備える。そして、画像合成手段は、検出される突出長さおよび湾曲角に応じて、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。

20

【0013】

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、スコープ先端部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。

【0014】

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。さらに、スコープ先端部の湾曲角によっても、撮影エリアサイズ、撮影距離が変化する。

30

【0015】

本発明では、突出長さおよび湾曲角を検出し、その突出長さおよび湾曲角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、スコープの湾曲程度に関係なく、注目部位の輪郭もずれのない合成画像が得られる。

【0016】

画像合成手段は、検出される突出長さおよび湾曲角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。

40

【0017】

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、突出長さおよび湾曲角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。

【0018】

50

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。

【0019】

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

【0020】

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、スコープ先端部の湾曲角を検出する湾曲角検出手段と、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および湾曲角に応じて、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。

20

【発明の効果】

【0021】

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】

【0022】

【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3A】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。

30

【図3B】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7A】第2の実施形態における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7B】第2の実施形態における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。

40

【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】

【0023】

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。

【0024】

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。

【0025】

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。

50

【0026】

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。

【0027】

スコープ10の操作部10Mには、スコープ先端部10T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、モニター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10T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10Tが湾曲する。

10

【0028】

観察対象からの反射光は、対物レンズ20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。

【0029】

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、合成切替回路36へ送られる。

20

【0030】

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合成切替回路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を介してモニター80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80に表示される。

【0031】

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)に従って観察が行われる。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。

30

【0032】

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。

【0033】

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 piezo 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 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17の先端部をアクチュエータに挿通している。

40

【0034】

アクチュエータは、走査型光ファイバ17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。

【0035】

50

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。

【0036】

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。

10

【0037】

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合成切替回路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。

【0038】

一方、蛍光画像を利用する診断モードの場合、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ー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。

20

【0039】

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。合成切替回路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ー80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。

30

【0040】

CPU、ROM、RAM等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。

【0041】

プロセッサ30のフロントパネル84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50はスイッチ操作を検出する。一方、スコープ先端部10Tには、プローブ15の突出長さを検出する長さ測定センサ14が設けられている。メモリ51には、プローブ15の突出長さと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。

40

【0042】

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。

【0043】

スコープ先端部10Tは、硬性部10Vと湾曲部10Wから構成される。図1に示す操作ノブ11の回転角に比例して湾曲部10Wが上下方向、あるいは左右方向に湾曲する。湾曲部10Wが湾曲することによって硬性部10Vの向き、すなわちスコープ先端面10S

50

の向きが変化する。

【0044】

プローブ15の外周には、目盛15Mが所定間隔（ここでは、0.5mm以下の間隔）で刻まれている。スコープ先端部10Tに設けられた長さ検出センサ14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15を鉗子チャンネル10Fに挿入し、鉗子口10Kから飛び出るときに長さ検出センサ14を通過する目盛分だけパルス光を受光する。

【0045】

プローブ先端部15Tは屈曲することなくスコープ先端面10S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15Tがスコープ先端面10Sから突出する長さJTは、スコープ先端面10Sからプローブ先端面15Sまでの距離JTを検出することによって求められる。目盛15M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15T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JTが計測される。

【0046】

図3A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3B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3A、図3B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。

【0047】

図3Aでは、スコープ先端部10Tが器官内壁などの観察面OSに対してほぼ垂直であり、スコープ先端部10Tが湾曲せず、さらに、スコープ先端面10Sから観察面OS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OSに最も接近している状態を示している。プローブ先端面15Sはスコープ先端面10Sと一致している。

【0048】

観察面OSにおけるビデオスコープ10の撮影エリアL1は、CCD12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L2は、照明光の走査エリアに相当し、プローブ15の中心軸XXが蛍光観察画像の中心位置に対応する。

【0049】

プローブ15の撮影エリア（走査エリア）L2は、ビデオスコープ10の撮影エリアL1と一部重なり合いながらずれている。また、撮影エリアL2のサイズは、撮影エリアL1よりも小さい。図3A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。

【0050】

また、図3Bのようにプローブ先端面15Sがスコープ先端面10Sから突出すると、プローブ15の撮影エリアL3は、図3Aに示す撮影エリアL2よりもエリアが小さい。対物レンズ20の光軸Xと観察面OSとの交点までプローブ先端面15Sの中心から直線を伸ばしたとき、その間の角度 θ_2 とすると、プローブ先端面15Sが突出しない場合の角度 θ_1 に比べて大きくなる。

【0051】

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L1と撮影エリアL2の距離間隔M、および蛍光観察画像の拡大/縮小倍率に關係する突出長さJT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15Tの中心軸XXとの距離間隔を示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

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 5 1 に記憶されている。

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 1 0 1 では、スコープ先端面 1 5 S の突出長さ J T が検出される。ステップ S 1 0 2 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 5 1 に記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。

10

【 0 0 5 5 】

図 5 は、画像合成を示した図である。

【 0 0 5 6 】

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一致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。

20

【 0 0 5 7 】

このように本実施形態によれば、走査型内視鏡のプロープ 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、プロープ先端部 1 5 T の突出長さが検出される。

【 0 0 5 8 】

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、プロープ先端部 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ー 8 0 に表示される。

30

【 0 0 5 9 】

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 6 0 】

また、目盛 1 5 M の刻まれたプロープ先端部 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 をスコープ先端面 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。

40

【 0 0 6 1 】

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 2 】

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 3 】

50

スコープ 10'には、操作ノブ 11の回転角を検出する湾曲角検出センサ 19が設けられている。スコープ先端部 10Tの湾曲角は操作ノブ 11の回転量に比例し、操作ノブ 11の基準位置からの回転角によってスコープ先端部 10Tの湾曲角が検出される。

【0064】

図 7A、7Bは、第 2の実施形態における撮影状態を示した図である。

【0065】

図 7Aでは、スコープ先端部 10Tは、観察面 OSに対して所定角度 だけ傾いている状態を示している。スコープ先端部 10Tが観察面 OSに対して傾いているため、スコープ 10の撮影エリア LL1、プローブ 15の撮影エリア LL2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 の大きさによって撮影エリア LL1、LL2の距離間隔 MM、撮影サイズが変化し、それとともに蛍光観察画像の拡大/縮小倍率および位相シフト量も変える必要がある。

10

【0066】

また、プローブ先端部 15Tの突出長さ JT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 JTとともに湾曲角 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 および突出長さ JT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。

【0067】

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。

20

【0068】

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(ステップ S203~205)。

【0069】

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 が検出される。

30

【0070】

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。

【0071】

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。

40

【0072】

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。

【0073】

50

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。

【0074】

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。

【0075】

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。

10

【符号の説明】

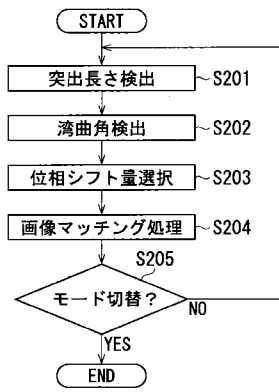
【0076】

- 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
- 湾曲角

20

30

【 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)
	G 0 2 B 23/26	C
	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 BA21 BA22 BA23 CA22 DA12 DA56 DA57 GA02 GA10 GA11
4C061 AA00 BB01 BB08 CC06 CC07 DD03 FF40 FF46 FF47 HH31
HH52 HH54 JJ17 LL02 MM02 MM10 NN01 NN05 PP12 QQ02
QQ04 QQ07 QQ09 RR03 RR05 RR18 SS11 TT02 TT04 WW03
WW04
5C054 CA04 CB03 CC07 FD07 FE12 HA12

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2011055939A	公开(公告)日	2011-03-24
申请号	JP2009206979	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 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.310.G G02B23/24.B G02B23/24.A G02B23/26.C H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.524 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/008.512 A61B1/018.513 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA22 2H040/BA23 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/HH31 4C061/HH52 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM02 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP12 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/CB03 5C054/CC07 5C054/FD07 5C054/FE12 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/HH31 4C161/HH52 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 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：在可以使用探针的内窥镜装置中获得合成图像而没有两个图像之间的偏差。在插入内窥镜装置到钳子通道10F视频示波器10中，当诊断模式设置扫描型内窥镜的探针15，然后用白色光和激励光照射的交替，全彩色和普通观察图像是产生荧光观察图像的图像，检测 ω 探针尖端15T的突出长度和范围的前端10T的弯曲角度。基于投影长度，并检测出的弯曲角度来确定放大/缩小倍率和荧光观察图像的相位偏移量，在合成切换电路36，和目标观测尺寸通常观察图像的观测对象的大小，如病变作为匹配，执行根据所确定的比率的荧光观察图像的放大/缩小处理，根据所确定的相移来执行相移处理。点域1

