

(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2011-50543

(P2011-50543A)

(43) 公開日 平成23年3月17日(2011.3.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
	A 6 1 B 1/00 3 1 0 H	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2009-201489 (P2009-201489)
 (22) 出願日 平成21年9月1日(2009.9.1)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 尾崎 多可雄
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 黒田 修
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 仲村 貴行
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

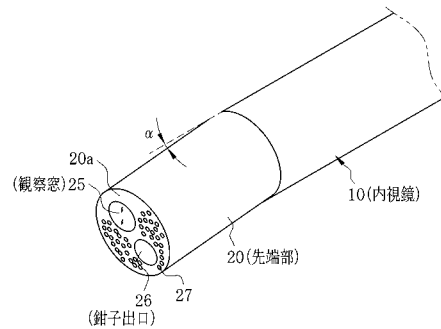
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】極細径化を妨げることなく、簡単に関心領域 (ROI) に視野を向けることを可能とする。

【解決手段】内視鏡10の先端部20は、挿入部13の軸に対して下側に曲げられている。イメージガイド31の入射端と対面し、該入射端に被観察部位の像を取り込むための観察窓25は、先端部20の先端面20aの、先端部20が曲げられた下側と逆の上側に配されている。また、処置具の先端が出し入れされる鉗子出口26は、先端部20が曲げられた下側と同じ側に配されている。イメージガイド31の観察視野は下側に指向する。下側の被観察部位を捉え易くなる。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数本の光ファイバをバンドル化してなり、内視鏡の挿入部に挿通されるイメージガイドであり、対物光学系で入射端に結像された被観察部位の像を出射端に伝達するイメージガイドと、

前記イメージガイドの入射端の外周に形成され、該入射端を周期的にシフト動作させる圧電素子と、

シフト動作に同期して前記イメージガイドの出射端からの像を複数回撮像し、一つの合成画像の生成に供するイメージセンサと、

挿入部の軸に対して曲げられた先端部とを備えることを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 2】

前記イメージガイドの入射端と対面し、該入射端に被観察部位の像を取り込むための観察窓を備え、

前記観察窓は、前記先端部の先端面において、前記先端部が曲げられた側と逆側に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

処置具の先端が出し入れされる鉗子出口を備え、

前記鉗子出口は、前記先端部の先端面において、前記先端部が曲げられた側と同じ側に配置されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記先端部を曲げられた状態とストレートな状態との間で変位させるアクチュエータを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の内視鏡。

20

【請求項 5】

前記アクチュエータは、圧電アクチュエータ、静電アクチュエータ、形状記憶合金、流体アクチュエータ、高分子アクチュエータのうちいずれかであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、イメージガイドの入射端をシフトさせるシフト機構を有する内視鏡に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

医療分野において、内視鏡は今や欠くことのできない医療器具の一つである。内視鏡は、いわゆる胃カメラやファイバ스코ープを使用していた黎明期から、現在は CCD 等のイメージセンサを用いた電子内視鏡、あるいは患者に飲み込ませて体内画像を取得するカプセル型内視鏡が開発されるに到り、着実に技術的進歩を遂げている。

【0003】

内視鏡検査の分野では、患者の体内に挿入する挿入部の極細径化が希求されている。実際、現在に到るまで様々な細径化の試みがなされており、例えば膵管、胆管、乳管、気管支末端といった細管部の観察が可能な内視鏡も検討されている。

40

【0004】

ファイバ스코ープは、極言すれば、体内の被観察部位の像を伝達するイメージガイドと被観察部位に照明光を照射するライトガイドさえあれば体内画像を取得することが可能であるため、構造上極細径化に向いている。しかしながら、イメージガイドを構成する光ファイバ束のクラッドが像の伝達に寄与しないので、クラッドを投影した網目模様が体内画像に映り込み、体内画像の画質が悪くなるという問題があった。

【0005】

上記問題を踏まえて、特許文献 1 の第一実施形態のファイバ스코ープは、イメージガイドの入射端に配置された、イメージガイドの入射端に結像させるレンズ等の結像系光学部

50

材を圧電素子で振動させることで、体内画像に網目模様が映り込むことを防止している。圧電素子は、イメージガイドの光ファイバまたはCCDの画素の配列ピッチに応じて、結像系光学部材を上下左右方向に所定量振動させている。

【0006】

また、特許文献1の第二実施形態では、イメージガイドを用いずに、挿入部の先端にCCDを配置した例が開示されている。第二実施形態では、CCDの前方に配置された結像系光学部材を第一実施形態と同じく振動させている。そして、この振動の間に、時分割的にCCDの画素で像を受光し、得られたデータをフレームメモリに順次記憶して一フレーム分の画像を得ることで、高解像度化を実現している。

【0007】

結像系光学部材は、画像の明るさを確保するために、イメージガイドよりも径が大きいが、特許文献1では、結像系光学部材を圧電素子で振動させている。このため、ただでさえイメージガイドよりも径が大きい結像系光学部材を揺動可能に保持するための枠体や保持機構を取り付けるスペースがさらに必要になり、その分挿入部の径方向寸法が大きくなる。つまり、結像系光学部材を圧電素子で振動させることは、極細径化の妨げとなる。数十 μm ～数mmオーダーの極細径化を目指すためには、枠体や保持機構の取り付けスペースですら憂慮すべき問題となる。

【0008】

特許文献1の第二実施形態は、高解像度化は実現可能となるものの、結像系光学部材に加えてCCDを挿入部先端に配置する構成であるため、極細径化には程遠い。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開昭60-053919号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

そこで、本出願人は、イメージガイドの入射端を圧電素子で周期的にシフトさせ、このシフト動作に同期して複数回撮像し、シフト量の情報等を加味しつつ、得られた複数の画像から一つの合成画像を生成することで、極細径化の達成と質の高い体内画像の取得という要請を両方満たした内視鏡システムの開発を検討している。

【0011】

しかしながら、本出願人が検討している内視鏡は、極細径化を達成するために内視鏡先端部の湾曲機能（湾曲駒や操作ワイヤ等）を省いている。また、本出願人が検討している内視鏡は細管部の観察用なので、内視鏡外表面と管壁との間にスペースがなく、先端部の姿勢を変えることが難しい。このため、細管部の管壁にある関心領域（ROI）に視野を向けるために手技に手間取り、結果として患者に負担が掛かるおそれがあった。

【0012】

本発明は、上記背景を鑑みてなされたものであり、その目的は、極細径化を妨げることなく、簡単にROIに視野を向けることを可能とすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡は、複数本の光ファイバをバンドル化してなり、内視鏡の挿入部に挿通されるイメージガイドであり、対物光学系で入射端に結像された被観察部位の像を出射端に伝達するイメージガイドと、前記イメージガイドの入射端の外周に形成され、該入射端を周期的にシフト動作させる圧電素子と、シフト動作に同期して前記イメージガイドの出射端からの像を複数回撮像し、一つの合成画像の生成に供するイメージセンサと、挿入部の軸に対して曲げられた先端部とを備えることを特徴とする。

【0014】

10

20

30

40

50

前記イメージガイドの入射端と対面し、該入射端に被観察部位の像を取り込むための観察窓を、前記先端部の先端面において、前記先端部が曲げられた側と逆側に配置することが好ましい。また、処置具の先端が出し入れされる鉗子出口を、前記先端部の先端面において、前記先端部が曲げられた側と同じ側に配置することが好ましい。

【0015】

前記先端部を曲げられた状態とストレートな状態との間で変位させるアクチュエータを備えることが好ましい。前記アクチュエータは、例えば人工筋肉やMEMSを代表とする微小アクチュエータであり、具体的には圧電アクチュエータ、静電アクチュエータ、形状記憶合金、流体アクチュエータ、高分子アクチュエータ等である。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、挿入部の軸に対して先端部を曲げるので、極細径化を妨げることなく、簡単にROIに視野を向けることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】内視鏡先端部の構成を示す平面図である。

【図3】内視鏡先端部の構成を示す斜視図である。

【図4】内視鏡先端部周辺の断面図である。

【図5】シフト機構の構成を示す斜視図である。

【図6】イメージガイドの光ファイバ束を示す平面図である。

【図7】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図8】コアが伝達する像とCCDの画素の位置関係を示す図である。

【図9】シフトの仕方の例を示す説明図である。

【図10】コア一本の移動軌跡を示す説明図である。

【図11】シフト撮影モードが選択されたときに機能する各部を示すブロック図である。

【図12】CCDの駆動と圧電素子制御信号、画像合成信号の関係を示すタイミングチャートである。

【図13】内視鏡システムの処理手順を示すフローチャートである。

【図14】観察窓の配置によるイメージガイドの観察視野の相違を説明する図である。

【図15】内視鏡先端部にアクチュエータを設けた例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図1において、内視鏡システム2は、内視鏡10、プロセッサ装置11、および光源装置12からなる。内視鏡10は、例えば膵管、胆管、乳管、気管支末端といった細管部を観察する際に用いられる。内視鏡10は、患者の体内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11および光源装置12にそれぞれ接続されるプロセッサ用コネクタ15および光源用コネクタ16と、操作部14、各コネクタ15、16間を繋ぐユニバーサルコード17とを有する。

【0019】

挿入部13は、例えば厚み50 μ m、外径0.9mmのテフロン（登録商標）等の可撓性材料からなる。操作部14には、体内画像を静止画記録するためのリリースボタン18といった操作部材が設けられている。また、操作部14の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口19が設けられている。鉗子口19は、挿入部13内の鉗子チャンネル46（図4参照）を通して、挿入部13の先端部20に設けられた鉗子出口26（図2参照）に連通している。

【0020】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電氣的に接続され、内視鏡システム2の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置11は、ユニバーサルコード17や挿入部13内に挿通された配線ケーブル45（図4参照）を介して内視鏡10に給電を行い、シフト機構3

10

20

30

40

50

2 (図4参照)の駆動を制御する。また、プロセッサ装置11は、イメージガイド31 (図4参照)で伝達された被観察部位の像を、内蔵のCCD58R、58G、58B (図7参照、以下、まとめてCCD58という)で受像し、これにより得られた撮像信号に各種処理を施して画像を生成する。プロセッサ装置11で生成された画像は、プロセッサ装置11にケーブル接続されたモニタ21に体内画像として表示される。

【0021】

先端部20は、例えば厚み25 μ m、外径0.8mmのステンレス製パイプを基体とする。図2において、先端部20の先端面20aには、上方中央に観察窓25が、その直下に鉗子出口26が設けられている。また、観察窓25、鉗子出口26以外の隙間を埋めるように、複数のライトガイド27の先端がランダムに配置されている。

10

【0022】

鉗子出口26は、例えば外径0.34mm、内径0.3mmであり、ポリイミド等からなる鉗子チャンネル46 (図4参照)に連通している。ライトガイド27は、例えば外径50 μ mの光ファイバからなる。ライトガイド27は、挿入部13、ユニバーサルコード17に亘って挿通され、その入射端が光源用コネクタ16内に位置している。ライトガイド27は、入射端に入射した光源装置12からの照明光を導光して、先端面20aから露呈した先端(出射端)から照明光を被観察部位に照射する。

【0023】

ライトガイド27は、複数本の光ファイバをバラで挿入部13内に挿通させ、その後先端部20に接着剤を流し込むことで先端部20に固着される。必要に応じて、固着後にライトガイド27の出射端を表面研磨したり、各ライトガイド27の出射端前方に、ライトガイド27の出射端が配された部分を覆う照明窓を設けてもよい。さらには、照明窓に蛍光物質を塗り込む等して照明光を拡散させてもよい。

20

【0024】

図3において、先端部20は、観察窓25が鉗子出口26の側(図2の下側)に向くよう、挿入部13の軸に対して角度 θ 分曲げられている。角度 θ は例えば5°~30°である。後述するイメージガイド31の観察視野は、これにより前方ではなく下側に常時指向する。従って、観察窓25の側(図2の上側)よりも、下側の被観察部位を捉え易くなる。

【0025】

図4に示すように、観察窓25の奥には、対物光学系30、イメージガイド31、およびイメージガイド31をシフトさせるシフト機構32が配されている。対物光学系30は、鏡筒33に保持され、被観察部位の像をイメージガイド31の入射端に結像させる。対物光学系30、鏡筒33の外径はそれぞれ、例えば0.35mm、0.4mmである。また、鏡筒33の軸方向長さは、例えば3.2mmである。

30

【0026】

イメージガイド31は、例えば外径0.2mmの光ファイバ束からなる(図6参照)。イメージガイド31は、挿入部13、ユニバーサルコード17内を挿通され、その出射端がプロセッサ用コネクタ15内に位置している。イメージガイド31は、対物光学系30に面した入射端から取り込んだ被観察部位の像を出射端に伝達する。

40

【0027】

図5にも示すように、シフト機構32は、保持筒34、圧電素子35、および電極36で構成される。保持筒34は、例えば外径0.26mm、内径0.2mmのステンレス製パイプからなり、イメージガイド31が挿入固定される。圧電素子35は、例えば厚み15 μ mであり、保持筒34の外周面を覆う円筒状に成膜されている。電極36は、例えば厚み5 μ mであり、圧電素子35の外周面に成膜されている。

【0028】

シフト機構32は、先端部20の基体内に収容されている。シフト機構32の外周面と先端部20の基体の内周面との間には、例えば0.1mm程度の空洞37が形成されている。

50

【 0 0 2 9 】

シフト機構 3 2 は、イメージガイド 3 1 の入射端とともに揺動する、先端面 2 0 a 側の揺動部 3 8 と、イメージガイド 3 1 とともに固定される、挿入部 1 3 側の固定部 3 9 とに分れる。揺動部 3 8 では、シフト機構 3 2 は先端部 2 0 の基体に固着されておらず、イメージガイド 3 1 は、固定部 3 9 を支点として空洞 3 7 内を揺動可能である。固定部 3 9 では、シフト機構 3 2 は接着剤 4 0 で先端部 2 0 の基体の内周面に固着されている。接着剤 4 0 は、イメージガイド 3 1 が剥き出しになるシフト機構 3 2 の終端手前から、挿入部 1 3 の先端途中に掛けて充填されている。揺動部 3 8、固定部 3 9 の軸方向長さはそれぞれ、例えば 4 mm、1.9 mm であり、固定部 3 9 と挿入部 1 3 の先端途中を含む接着剤 4 0 の充填範囲の軸方向長さは、例えば 3.2 mm である。

10

【 0 0 3 0 】

電極 3 6 は、周方向に 90° 間隔 (図 2 の上下左右方向に対して 45° 傾いた位置) に設けられ、軸方向に平行に形成された四本の溝 4 1 によって、上下、左右の二対、計四個に分割されている。揺動部 3 8 では、各電極 3 6 の間隔が溝 4 1 の幅分しか空いておらず、各電極 3 6 が幅広となっている。対して、固定部 3 9 では溝 4 1 が周方向に対称に広がった形の切欠き 4 2 が形成されて、幅狭部 4 3 となっている。幅狭部 4 3 は、圧電素子 3 5 の後端付近まで延在している。溝 4 1 および切欠き 4 2 は、圧電素子 3 5 の外周面全体に電極材料を成膜した後、エッチングによって形成される。

【 0 0 3 1 】

幅狭部 4 3 の終端にはパッド 4 4 が形成され、パッド 4 4 には配線ケーブル 4 5 が接続されている。パッド 4 4 は、保持筒 3 4 の終端にも形成されており、これにも配線ケーブル 4 5 が接続されている。すなわち、保持筒 3 4 は、圧電素子 3 5 の共通電極としても機能する。

20

【 0 0 3 2 】

配線ケーブル 4 5 は、例えば導線径 15 μm 、被覆外径 20 μm である。配線ケーブル 4 5 は、イメージガイド 3 1 の周囲を這うように挿入部 1 3、ユニバーサルコード 1 7 内を挿通され、プロセッサ用コネクタ 1 5 を介してプロセッサ装置 1 1 に接続される。

【 0 0 3 3 】

上下、左右で対になった電極 3 6 には、共通電極である保持筒 3 4 に掛かる電圧を基準として、逆の極性の電圧が供給される。例えば保持筒 3 4 の電位が 0 V であった場合、上側の電極 3 6 には + 5 V、下側には - 5 V といった具合である。こうすることで電極 3 6 下の圧電素子 3 5 が軸方向に伸縮し、この圧電素子 3 5 の伸縮に連れて、固定部 3 9 から先の揺動部 3 8 が、イメージガイド 3 1 の入射端とともに空洞 3 7 内を揺動する。電圧を供給する電極 3 6 の組み合わせや印加電圧の値を種々変更することで、揺動部 3 8 を所定角度で所定量移動させることができる。

30

【 0 0 3 4 】

図 6 において、イメージガイド 3 1 は、周知の如く、コア 5 0 とクラッド 5 1 からなる複数本 (例えば 6000 本) の光ファイバ 5 2 を、六角最密状に束ねてバンドル化した構成である。本例では、コア 5 0、クラッド 5 1 の径はそれぞれ、3 μm 、6 μm であり、光ファイバ 5 2 の配列ピッチ P は 6 μm である。

40

【 0 0 3 5 】

図 7 において、プロセッサ装置 1 1 は、拡大光学系 5 5 および三板式 CCD 5 6 を有する。拡大光学系 5 5 は、プロセッサ用コネクタ 1 5 から露呈したイメージガイド 3 1 の出射端に面する箇所に配置されている。拡大光学系 5 5 は、イメージガイド 3 1 で伝達された被観察部位の像を、適当な倍率で拡大して三板式 CCD 5 6 に入射させる。

【 0 0 3 6 】

三板式 CCD 5 6 は、拡大光学系 5 5 の背後に配置されている。三板式 CCD 5 6 は、周知の如く、色分解プリズム 5 7 と、三台の CCD 5 8 とから構成される。色分解プリズム 5 7 は、三個のプリズムブロックと、プリズムブロックの接合面に配された二枚のダイクロミックミラーとからなる。色分解プリズム 5 7 は、拡大光学系 5 5 からの被観察部位

50

の像を赤、青、緑色の波長帯域を有する光に分け、それぞれの光をCCD58に向けて出射する。CCD58は、色分解プリズム57からの各色光の入射光量に応じた撮像信号を出力する。CCD58の上下は、図2の上下と一致しており、従ってCCD58で得られる体内画像の上下も図2の上下と一致している。なお、CCDの代わりにCMOSイメージセンサを用いてもよい。

【0037】

イメージガイド31のコア50で伝達する像80を、画素81が配列されたCCD58の撮像面に投影した図8において、像80の中心は、画素81の九個分の柵目の中心と略一致する。イメージガイド31の出射端と色分解プリズム57、CCD58は、像80と画素81が図示する位置関係となるように位置決めされている。

10

【0038】

図7に戻って、CCD58からの撮像信号は、アナログフロントエンド(以下、AFEと略す)59に入力される。AFE59は、相関二重サンプリング回路(以下、CDSと略す)、自動ゲイン制御回路(以下、AGCと略す)、およびアナログ/デジタル変換器(以下、A/Dと略す)から構成されている。CDSは、CCD58から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD58で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGCは、CDSによりノイズ除去が行われた撮像信号を所定のゲイン(増幅率)で増幅する。A/Dは、AGCにより増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/Dでデジタル化された撮像信号は、デジタル信号処理回路(以下、DSPと略す)65のフレームメモリ(図示せず)に一旦格納される。

20

【0039】

CCD駆動回路60は、CCD58の駆動パルス(垂直/水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等)とAFE59用の同期パルスとを発生する。CCD58は、CCD駆動回路60からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。AFE59の各部は、CCD駆動回路60からの同期パルスに基づいて動作する。なお、図では便宜上、CCD駆動回路60とAFE59はCCD58Gのみに繋がれているが、これらは実際にはCCD58R、58Bにも繋がれている。

【0040】

圧電素子駆動回路61は、配線ケーブル45を介して電極36および保持筒34に繋がれている。圧電素子駆動回路61は、CPU62の制御の下、圧電素子35に電圧を供給する。

30

【0041】

CPU62は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU62は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM63には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラム(OS、アプリケーションプログラム等)やデータ(グラフィックデータ等)が記憶されている。CPU62は、ROM63から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるRAM64に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU62は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、後述する操作部68やLAN(Local Area Network)等のネットワークより得て、RAM64に記憶する。

40

【0042】

DSP65は、AFE59からの撮像信号をフレームメモリから読み出す。DSP65は、読み出した撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、一フレーム分の画像を生成する。またDSP65は、後述するシフト撮影モードが選択されたときに、シフトの一周期で得られた複数の画像を合成して一つの高解像度な画像(以下、合成画像という)を出力する画像合成部65a(図11参照)を有する。このためDSP65には、複数のフレームメモリが設けられている。DSP65で生成された画像(合成画像も含む)は、デジタル画像処理回路(以下、DIPと略す)66のフレームメモリ(図示せず)に入力される。

50

【 0 0 4 3 】

D I P 6 6 は、C P U 6 2 の制御に従って各種画像処理を実行する。D I P 6 6 は、D S P 6 5 で処理された画像をフレームメモリから読み出す。D I P 6 6 は、読み出した画像に対して、電子変倍、あるいは色強調、エッジ強調等の各種画像処理を施す。D I P 6 6 で各種画像処理を施された画像は、表示制御回路 6 7 に入力される。

【 0 0 4 4 】

表示制御回路 6 7 は、D I P 6 6 からの処理済みの画像を格納する V R A M を有する。表示制御回路 6 7 は、C P U 6 2 から R O M 6 3 および R A M 6 4 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、体内画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース (G U I ; Graphical User Interface) といったものがある。表示制御回路 6 7 は、D I P 6 6 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 2 1 の表示画面への描画処理といった各種表示制御処理を施す。

10

【 0 0 4 5 】

表示制御回路 6 7 は、V R A M から画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 2 1 の表示形式に応じたビデオ信号 (コンポーネント信号、コンポジット信号等) に変換する。これにより、モニタ 2 1 に体内画像が表示される。

【 0 0 4 6 】

操作部 6 8 は、プロセッサ装置 1 1 の筐体に設けられる操作パネル、内視鏡 1 0 の操作部 1 4 にあるボタン、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。C P U 6 2 は、操作部 6 8 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

20

【 0 0 4 7 】

プロセッサ装置 1 1 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式 (例えば J P E G 形式) で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、リリースボタン 1 8 の操作に連動して、圧縮された画像を C F カード、光磁気ディスク (M O)、C D - R 等のリムーバブルメディアに記録するメディア I / F、L A N 等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワーク I / F 等が設けられている。これらはデータバス等を介して C P U 6 2 と接続されている。

【 0 0 4 8 】

光源装置 1 2 は、光源 7 0 を有する。光源 7 0 は、赤から青までのブロードな波長の光 (例えば、4 8 0 n m 以上 7 5 0 n m 以下の波長帯の光) を発生するキセノンランプや白色 L E D (発光ダイオード) 等である。光源 7 0 は、光源ドライバ 7 1 によって駆動される。絞り機構 7 2 は、光源 7 0 の光射出側に配置され、集光レンズ 7 3 に入射される光量を増減させる。集光レンズ 7 3 は、絞り機構 7 2 を通過した光を集光して、ライトガイド 2 7 の入射端に導光する。C P U 7 4 は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 6 2 と通信し、光源ドライバ 7 1 および絞り機構 7 2 の動作制御を行う。

30

【 0 0 4 9 】

内視鏡システム 2 には、シフト機構 3 2 を動作させないで撮影する通常撮影モードと、シフト機構 3 2 を使用するシフト撮影モードとが用意されている。シフト撮影モードでは、シフト回数を四回、九回の二種類設定することが可能である。各モードの切り替えおよびシフト回数設定は、操作部 6 8 を操作することにより行われる。

40

【 0 0 5 0 】

シフト撮影モードが選択されてシフト回数が四回に設定 (以下、単に四回シフトという) された場合、圧電素子駆動回路 6 1 は、シフト機構 3 2 の揺動部 3 8 を駆動して、イメージガイド 3 1 の入射端を図 9 に示すようにシフト動作させる。まず、揺動部 3 8 は、(a) の初期位置から 3 0 ° 左斜め下方向に、光ファイバ 5 2 の配列ピッチ P の半分、つまり 1 / 2 P 分イメージガイド 3 1 の入射端を揺動させ、(b) に示す一回シフトの位置に移動させる。そして、順次右斜め下方向、右斜め上方向、左斜め上方向に、最初と同じ角度、同じ移動量でシフトさせて、(c) の二回シフト、(d) の三回シフトの位置に移動

50

させ、再び(a)の初期位置(四回シフトの位置)に戻す。揺動部38は、圧電素子駆動回路61によって、各シフト位置でその都度止められる。なお、実線はイメージガイド31の入射端における実際のコア50の位置、破線は一つ前の位置を表す。

【0051】

イメージガイド31の入射端におけるコア50は、(a)~(d)、そして再び(a)に戻る一周期のシフト動作を繰り返すことで、(a)の初期位置だけでは画像化されないクラッド51の部分を埋めるような、図10(a)に示す菱形状の移動軌跡を辿る。

【0052】

因みにシフト回数が九回に設定(以下、単に九回シフトという)された場合の移動軌跡は、例えば図10(b)に示す如くである。四回シフトの場合と比べて、各方向へのシフト動作が一回多くなる。但し、七回シフトから八回シフトの位置に移るときは、六回シフトから七回シフトの位置に移ったときの左斜め上方向から、左斜め下方向に方向が変えられる。また、八回シフトから初期位置(九回シフトの位置)に移るときは、角度が90°に変えられて上方向に移動される。九回シフトの場合も四回シフトの場合と同様に、初期位置だけでは画像化されないクラッド51の部分を埋めるような移動軌跡となる。そのうえ、隣接する三つのコア50の初期位置と同じ位置(二回、四回、六回シフトの位置)に移動される。

【0053】

図11において、シフト撮影モードが選択されると、プロセッサ装置11のCPU62には、同期制御部62a、圧電素子制御部62bが構築され、また、DSP65の画像合成部65aが動作する。画像合成部65aおよび各制御部62a、62bは、シフト情報85に基づいて互いに協働しながら各種処理を行う。

【0054】

シフト情報85は、シフト機構32の揺動部38のシフト動作に関する情報である。シフト情報85は、シフト回数、シフト方向とそのピッチ、図8に示すイメージガイド31のコア50で伝達する像80とCCD58の画素81の位置関係等を含む。シフト回数の情報は操作部68から与えられる。シフト方向、ピッチ、像80と画素81の位置関係といった基本的な情報は例えばROM63に記憶されており、ROM63から画像合成部65aおよび各制御部62a、62bに読み出される。

【0055】

同期制御部62aは、CCD駆動回路60からCCD58の駆動パルスの情報を受けて、圧電素子制御部62bに圧電素子制御信号Saを、画像合成部65aに画像合成信号Sbをそれぞれ送信する。圧電素子制御部62bは、圧電素子制御信号Saに同期してシフト動作が行われるよう、圧電素子駆動回路61の動作を制御する。同様に、画像合成部65aは、画像合成信号Sbに同期して画像合成処理を実行し、各回のシフト位置で得られた画像G0、G1、G2、G3(四回シフトの場合を例示)の画素を、各シフト位置に対応させてマッピングすることにより、一つの合成画像Gcを生成する。

【0056】

より詳しくは、四回シフトの場合を例示した図12において、同期制御部62aは、CCD58の電荷蓄積が終了した直後、すなわちCCD58の画素81から垂直転送路に一フレーム分の信号電荷が読み出されたとき(CCD駆動回路60からCCD58に読み出しパルスが出力されたとき)に、圧電素子制御信号Saを発する。また、同期制御部62aは、三回シフトの位置で得られた画像G3に該当するCCD58の電荷読出出力が終了したときに、画像合成信号Sbを発する。電荷読出出力とは、読み出しパルスに応じてCCD58の画素81から垂直転送路に信号電荷が読み出され、垂直転送、水平転送を経て、一フレーム分の撮像信号が出力されるまでの一連のCCD動作をいう。

【0057】

圧電素子駆動回路61は、圧電素子制御信号Saを受けて圧電素子35に相応の電圧を供給し、揺動部38を前回のシフト位置から次のシフト位置に移動させる。同期制御部62aから圧電素子駆動回路61に圧電素子制御信号Saが発せられてから、揺動部38

10

20

30

40

50

が次回のシフト位置に移動するまでの時間は、CCD 58が前回の電荷蓄積を終えてから次回の電荷蓄積を開始するまでの時間よりも短い。従って、揺動部 38が圧電素子駆動回路 61により次回のシフト位置に移動されて制止された状態で、常に次回の電荷蓄積が開始される。

【0058】

画像合成部 65aは、画像合成信号 S bを受けて、各回のシフト位置で得られた画像 G 0 ~ G 3をフレームメモリから読み出す。画像合成部 65aは、各画像 G 0 ~ G 3の画素を、各シフト位置に対応させてマッピングし、合成画像 G cを出力する。合成時に各画像 G 0 ~ G 3や合成画像 G cに対して画素補間を施してもよい。

【0059】

合成画像 G cは、画像化されないクラッド 51の部分が画像化され、しかもその部分の画素値が一フレーム内の隣接画素の補間で得た擬似値ではなく、被観察部位の像を反映したものとなる。言い換えれば、通常撮影モードや各回のシフト位置で得られた画像よりも画素数が増え、よりきめ細かい画像となる。この画像の鮮明さは、四回シフトよりもサンプリング数が多い九回シフトのほうが当然より顕著になる。

【0060】

なお、ここで注意すべきは、各画像 G 0 ~ G 3の実態は、シフト動作で各シフト位置にずらされたそれぞれ異なる像 80であるが、イメージガイド 31の出射端を固定して入射端における像 80のみをシフトさせており、CCD 58の撮像面とイメージガイド 31の出射端の相対的な位置関係は変わらないので、データ上は各シフト位置とも同じ画素 81から出力されていて区別がつかないという点である。例えば、画像 G 0内のある位置の像 80と画像 G 1内の同じ位置の像 80とは、それぞれシフト位置が異なる像 80であるが、CCD 58の同じ画素 81で撮像される。他の画像も同様である。このため、画像合成部 65aは、シフト情報 85の像 80と画素 81の位置関係を元に、各画像の画素値が本来どの画素 81に該当するかをマッピングで割り出し、上記の画素補間等を行う。

【0061】

次に、上記のように構成された内視鏡システム 2の作用について説明する。内視鏡 10で患者の体内を観察する際、術者は、内視鏡 10と各装置 11、12とを繋げ、各装置 11、12の電源をオンする。そして、操作部 68を操作して、患者に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。

【0062】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 13を体内に挿入し、光源装置 12からの照明光で体内を照明しながら、CCD 58による体内画像をモニタ 21で観察する。

【0063】

CCD 58から出力された撮像信号は、AFE 59の各部で各種処理を施された後、DSP 65に入力される。DSP 65では、入力された撮像信号に対して各種信号処理が施されて画像が生成される。DSP 65で生成された画像は、DIP 66に出力される。

【0064】

DIP 66では、CPU 62の制御の下、DSP 65からの画像に各種画像処理が施される。DIP 66で処理された画像は、表示制御回路 67に入力される。表示制御回路 67では、CPU 62からのグラフィックデータに応じて、各種表示制御処理が実行される。これにより、画像がモニタ 21に体内画像として表示される。

【0065】

図 13において、シフト撮影モードが選択された場合 (S 10で y e s)、プロセッサ装置 11のCPU 62に同期制御部 62a、圧電素子制御部 62bが構築される。そして、シフト情報 85、および CCD 駆動回路 60からの CCD 58の駆動パルスの情報に基づいて、同期制御部 62aから圧電素子制御部 62bに圧電素子制御信号 S aが、画像合成部 65aに画像合成信号 S bがそれぞれ送信される。

【0066】

圧電素子制御信号 S aを受けた圧電素子制御部 62bによって、圧電素子駆動回路 61

10

20

30

40

50

の動作が制御され、圧電素子駆動回路 6 1 から圧電素子 3 5 に相応の電圧が供給される。これにより、設定されたシフト回数に応じて、揺動部 3 8 が所定角度、所定ピッチ分順次シフトされる (S 1 1)。そして、揺動部 3 8 が各シフト位置に止まっているときに、C C D 5 8 による電荷蓄積が行われ、イメージガイド 3 1 で伝達された被観察部位の像 8 0 が各画素 8 1 で撮像される (S 1 2)。揺動部 3 8 が初期位置からシフトされて再び初期位置に戻り、一周期のシフト動作が終了するまで、S 1 1、S 1 2 の処理が繰り返される (S 1 3 で n o)。

【 0 0 6 7 】

一周期のシフト動作が終了すると (S 1 3 で y e s)、画像合成信号 S b を受けた画像合成部 6 5 a によって画像合成処理が実行され、各回のシフト位置で得られた画像から、一つの合成画像が生成される (S 1 4)。生成された合成画像は、前述のように D I P 6 6、表示制御回路 6 7 を経由して、モニタ 2 1 に表示される (S 1 5)。一方、通常撮影モードが選択された場合は、S 1 2 の撮影は行われるが、S 1 1、S 1 4 の処理は実行されない。これら一連の処理は、検査終了が指示される (S 1 6 で y e s) まで繰り返される。

10

【 0 0 6 8 】

以上説明したように、内視鏡 1 0 の先端部 2 0 を挿入部 1 3 の軸に対して曲げるので、極細径化の妨げとなる湾曲機能等の特別な機能を設けることなく、所望の被観察部位にイメージガイド 3 1 の観察視野を向けることができる。

【 0 0 6 9 】

先端部 2 0 が挿入部 1 3 の軸に対して曲げられていない (先端部 2 0 が挿入部 1 3 の軸に対してストレートである) と、イメージガイド 3 1 の観察視野は常時前方を向いている。この場合、挿入部 1 3 の軸に対してある角度をもった特定の方向に存在する関心領域 (R O I) に観察視野を向けるためには、挿入部 1 3 毎特定の方向に向ける必要がある。本例のように、先端部 2 0 が挿入部 1 3 の軸に対して曲げられていると、イメージガイド 3 1 の観察視野は前方以外の下側に指向する。このため、挿入部 1 3 を手元で軸回りに回転させるだけで、上記特定の方向に存在する R O I に観察視野を向けることができる。

20

【 0 0 7 0 】

また、観察対象の細管部と挿入部 1 3 の径が同じ、または細管部が挿入部 1 3 の径よりも狭い場合には、先端部 2 0 を曲げたことで、細管部の管壁に対して鉤の手のような取っかかりとなるため、先端部 2 0 の管壁への固定がし易くなる。

30

【 0 0 7 1 】

図 1 4 (B) において、先端部 2 0 の下側と細管部 S の管壁が接し、該管壁を上から見下ろすように観察する場合、先端部 2 0 が曲げられた図 2 の下側と同じ側 (鉗子出口 2 6 がある側) に観察窓 2 5 を配すると、イメージガイド 3 1 の観察視野を一点鎖線で示すように、殆ど真下の管壁が映って視界が限定されてしまう。対して、本例の如く先端部 2 0 が曲げられた図 2 の下側と逆の上側に観察窓 2 5 を配すれば、同図 (A) に示すように、真下の管壁だけでなく前方の細管部 S も観察することができる。

【 0 0 7 2 】

また、図 1 4 (A) に示すシチュエーションでは、先端部 2 0 が曲げられた側である図 2 の下側に鉗子出口 2 6 があり、鉗子出口 2 6 と細管部 S の管壁の距離が短くなるため、処置具の出し入れ量が少なく済み、処置具を用いた手技がし易くなる。また、上側が観察窓 2 5、下側が鉗子出口 2 6 という配置は、現在市販されている一般的な内視鏡と同じであるため、術者に違和感を与えることもない。

40

【 0 0 7 3 】

なお、観察窓 2 5 は、先端面 2 0 a を左右の線で二分した上側の領域にあればよく、同様に鉗子出口 2 6 も先端面 2 0 a を左右の線で二分した下側の領域にあればよい。従って、本例のように観察窓 2 5 と鉗子出口 2 6 が同一直線上に並んでいる必要はなく、中心から偏った位置に設けられていてもよい。

【 0 0 7 4 】

50

内視鏡 10 を体内に挿入する際や体内から抜去する際には、先端部 20 が曲がっていると管壁に引っ掛かる等してかえってやり難い。そこで、図 15 に示すように、先端部 20 と挿入部 13 の継ぎ目を弾性部 90 とし、弾性部 90 内にアクチュエータ 91 を設けて、先端部 20 を実線で示す曲げられた状態と点線で示すストレートな状態との間で変位させてもよい。

【0075】

アクチュエータ 91 は、例えば人工筋肉や MEMS を代表とする微小アクチュエータであり、具体的には圧電アクチュエータ、静電アクチュエータ、形状記憶合金、流体アクチュエータ、高分子アクチュエータ等である。静電アクチュエータは、例えばシリコンゴム等の誘電エラストマーを、炭素微粒子を混ぜた高分子材料からなる電極で挟み、電極間に電圧を印加したときに電極間で発生する静電力によって、電界方向と垂直な方向に誘電エラストマーを伸縮させるものである。流体アクチュエータは、例えば生理食塩水、水、空気、窒素、またはアルゴンやヘリウムなどの希ガスといった流体をマイクロポンプ等で可動部に注入、または可動部から排出することで変位を得る。

10

【0076】

この場合、アクチュエータ 91 を駆動するための操作スイッチを操作部 14 に設ける。術者は、内視鏡 10 の挿入時または抜去時は、操作スイッチを操作してアクチュエータ 91 を駆動させ、先端部 20 を点線で示すストレートな状態とする。被観察部位を観察する際には、角度 内で先端部 20 を曲げ、イメージガイド 31 の観察視野を ROI に向ける。

20

【0077】

アクチュエータ 91 による先端部 20 の変位量は、角度 分あればよい。このため、上下左右に先端部 20 を曲げる湾曲機能よりも簡単な構成、且つ小型のアクチュエータ 91 で済む。従って、挿入部 13 の太径化を極力避けることができる。

【0078】

内視鏡 10 の挿入時または抜去時に、アクチュエータ 91 を連続的に動かして、先端部 20 を曲げられた状態とストレートな状態との間で周期的に揺動させれば、先端部 20 が細管部内を移動するための推進力とすることも可能である。これに加えて、あるいは代えて、内視鏡 10 の挿入時または抜去時にシフト機構 32 を駆動させてイメージガイド 31 をシフト動作させることで、先端部 20 の推進力としてもよい。

30

【0079】

シフト機構の構成は、円柱状に限らない。例えば四角柱状でもよい。この場合はイメージガイドを四角筒状の保持筒に内挿固定し、保持筒の四辺にそれぞれ電極を形成する。そして、上下左右に保持筒毎イメージガイドをシフト動作させる。例えば、初期位置から 90° 左方向に $3/4P$ 分シフトさせ、一回シフトの位置に移動させる。そして、初期位置に戻してから 90° 下方向に $1/4P$ 分シフトさせ、二回シフトの位置に移動させる。二回シフトの位置から再度初期位置に戻した後、順次右方向、上方向にシフトさせ、再び初期位置に戻す。こうすることで、コア 50 は十字状の移動軌跡を辿る。なお、この場合は校正チャートを上下、左右方向の二種類用意し、校正チャート 101 と同様に、黑白各領域の幅を初期位置から上下、左右へのシフト量の定数倍とすればよい。

40

【0080】

圧電素子にはヒステリシス特性があり、無秩序に駆動させるとシフト位置がずれるため、移動軌跡は毎回同じとし、常に同じ移動経路でシフト機構をシフトさせる。つまり、シフト機構をシフトさせる際の圧電素子の駆動順序を毎回同じにする。また、上下、左右で対になった電極に電圧を供給する順序も同じにする。シフト量の校正をする場合も同様である。

【0081】

イメージガイドは揺動部が根元から撓ることでシフトをするので、各シフト位置にすぐには停止せず、しばらく振動してから止まる可能性がある。このため、シフト機構の停止後、シフト方向とは逆方向に瞬間的に揺動部が振れるように、圧電素子駆動回路で圧電素

50

子を駆動する等の制振対策を講じることが好ましい。具体的には、反力をシミュレーションや実測で求めて、これを打ち消すための圧電素子の駆動電圧をROMに記憶させておき、圧電素子制御部がその駆動電圧の情報をROMから読み出して圧電素子駆動回路に与える。あるいは、空洞に絶縁性の粘性流体を封入してダンピング効果を利用し、制振対策を講じてもよい。

【0082】

なお、揺動部が次のシフト位置に移動するまでの時間が、CCDが前回の電荷蓄積を終えてから次の電荷蓄積を開始するまでの時間よりも短いと説明しているが、揺動部の長さ、材質、あるいはシフト量、さらには圧電素子自体の性能等が要因で、前者の時間が後者の時間よりも長くなることもあり得る。前述のようにイメージガイドの慣性質量が比較的重いことから、前者の時間が後者の時間よりも長くなる可能性が高い。

10

【0083】

こうした場合には、揺動部がシフト位置に移動している間は、プロセッサ装置のCPUの制御の下、CCD駆動回路からCCDに電子シャッタパルスを供給して電荷蓄積を開始する時間を遅らせ、揺動部がシフト位置に停止してから電荷蓄積を開始する。あるいは、揺動部がシフト位置に移動している間は光源を消灯し、揺動部がシフト位置に停止したら光源を点灯する。

【0084】

揺動部が次のシフト位置に移動するまでの時間を基準にしてCCDを駆動しようとする、前者の時間が後者の時間よりも長くなる場合はフレームレートを落とさなければならないが、電子シャッタパルスで電荷を掃き出すか、光源を点消灯させる上記いずれかの方法を採用すれば、フレームレートは現行を維持しつつブレのない画像を得ることができる。

20

【0085】

なお、シフト撮影モードが選択されたときのみ画像合成部で画像合成処理をしているが、通常撮影モード時にも画像合成処理をしてもよい。クラッドの位置に対応する被観察部位の像を反映した画像は得られないが、クラッドの影は埋めることができる。

【0086】

また、シフトの一周期毎に画像合成部で画像合成処理を行い、一つの合成画像を出力しているが、この方法であると通常撮影モードに比べてフレームレートが落ちる。このフレームレート低下の対策としては、四回シフトの場合は通常撮影モードの四倍といったように、シフト撮影モードが選択されたときにフレームレートを上げることが考えられる。

30

【0087】

具体的には、CPU62のシステムクロックのクロック信号の周期を変化させることで、CCD駆動回路60の駆動信号の周期を変化させる。あるいは、システムクロックのクロック信号は変化させずに、CCD駆動回路60に分周器を設け、この分周器でシステムクロックのクロック信号を分周することで変化させてもよい。

【0088】

あるいは、例えば四回シフトの場合に、同じシフト周期の画像G0～G3で合成画像Gcを生成した後、その画像G1～G3と次のシフト周期の画像G0から合成画像Gcを生成するというように、画像の組み合わせを一画像ずつずらして、G0～G3の画像のうち一番古い画像を新しく得られた画像に順次置き換えながら合成画像Gcを生成してもよい。こうすれば、クロック信号の周期を変化させたりする制御の面倒が省け、しかもフレームレートの低下を防ぐことができる。

40

【0089】

三板式CCD、モード切り替えとシフト回数の設定をする操作部、および画像合成部と同期制御部と圧電素子制御部の機能を実現するハードウェアを、プロセッサ装置とは別の筐体に搭載してもよいし、内視鏡に搭載してもよい。

【0090】

また、照明用の光源として中心波長445nmの青色レーザ光源を用い、青色レーザ光

50

源からのレーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体を有する波長変換部材をライトガイド27の光出射側に配置して、レーザ光と励起光を合成した高輝度な白色光を照明光として照射してもよい。上記実施形態と比べて高輝度な白色光を供給するので、僅かな本数（一、二本）のライトガイドで十分な照明光を得ることができる。従って、極細径化をさらに促進することができる。

【0091】

なお、イメージセンサとしては、単板式を用いてもよい。また、上記実施形態では、イメージガイドと配線ケーブルのプロセッサ装置への接続を同じコネクタで果たしているが、イメージガイドと配線ケーブルを別のコネクタに実装してもよい。

【符号の説明】

【0092】

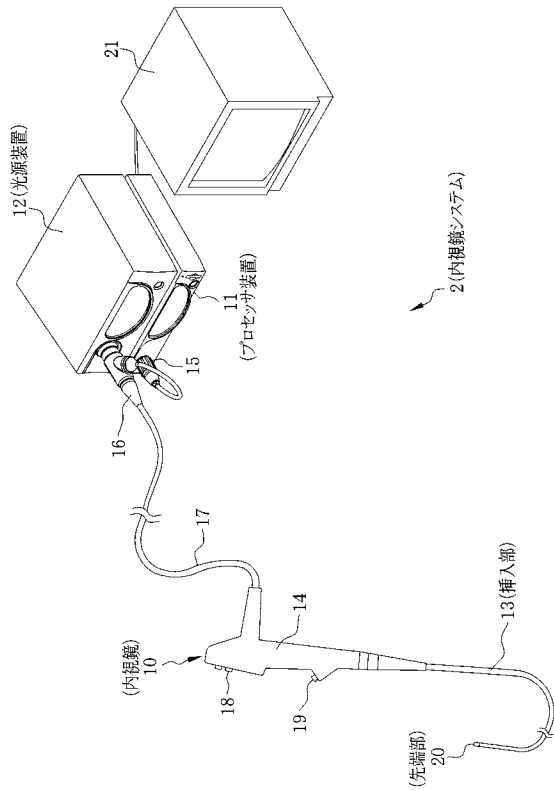
- 2 内視鏡システム
- 10 内視鏡
- 11 プロセッサ装置
- 12 光源装置
- 13 挿入部
- 20 先端部
- 20a 先端面
- 25 観察窓
- 26 鉗子出口
- 27 ライトガイド
- 31 イメージガイド
- 32 シフト機構
- 35 圧電素子
- 56 三板式CCD
- 58R、58G、58B CCD
- 60 CCD駆動回路
- 61 圧電素子駆動回路
- 62 CPU
- 62a 同期制御部
- 62b 圧電素子制御部
- 65 デジタル信号処理回路(DSP)
- 65a 画像合成部
- 68 操作部
- 80 像
- 81 画素
- 85 シフト情報
- 91 アクチュエータ

10

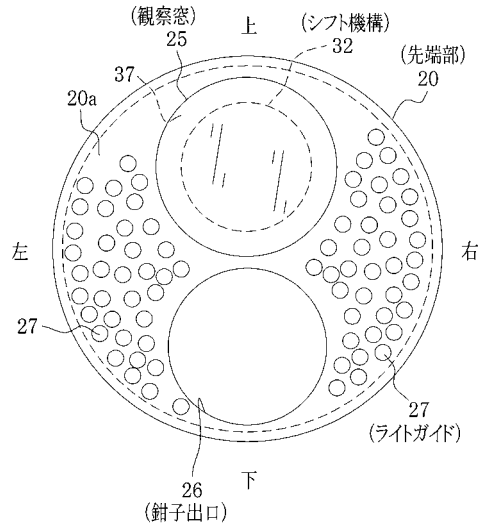
20

30

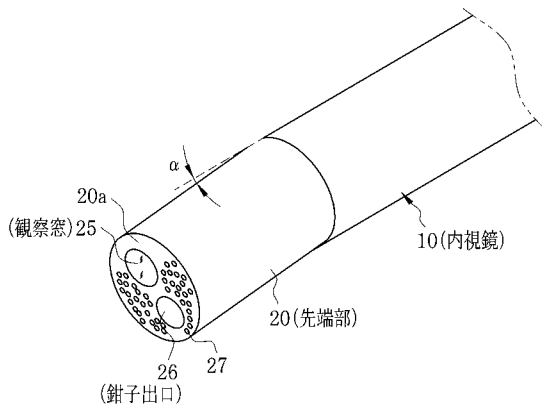
【 図 1 】



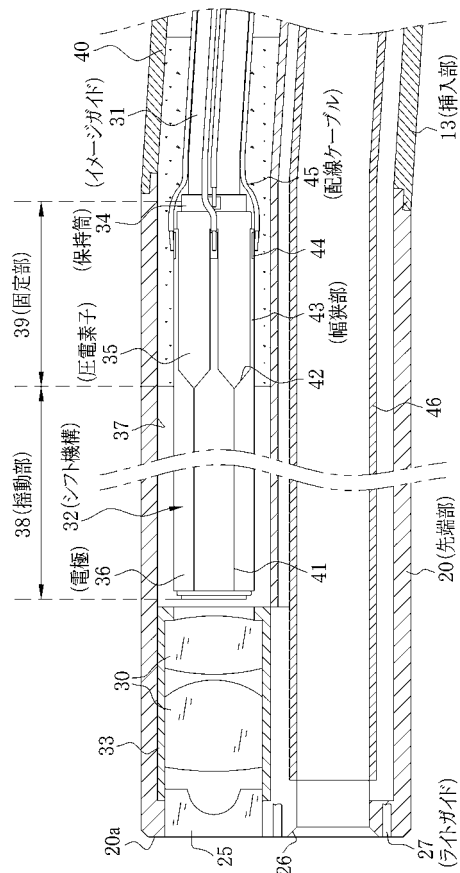
【 図 2 】



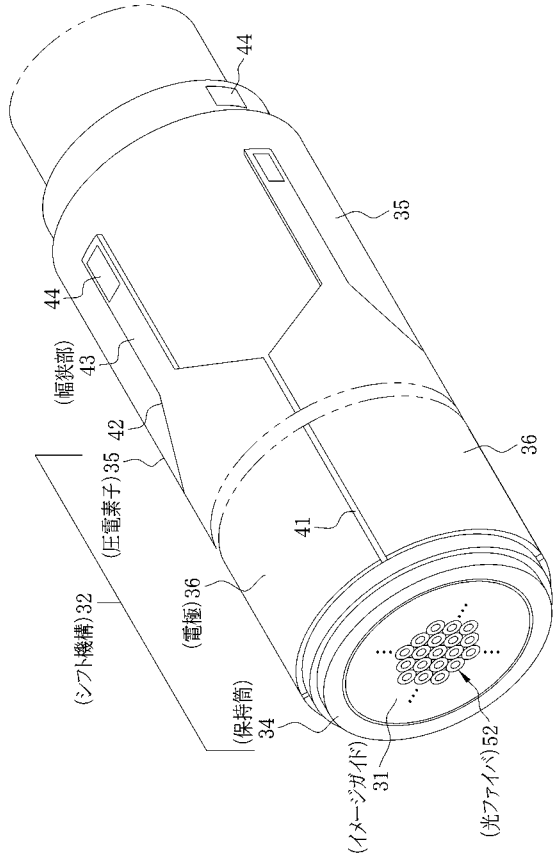
【 図 3 】



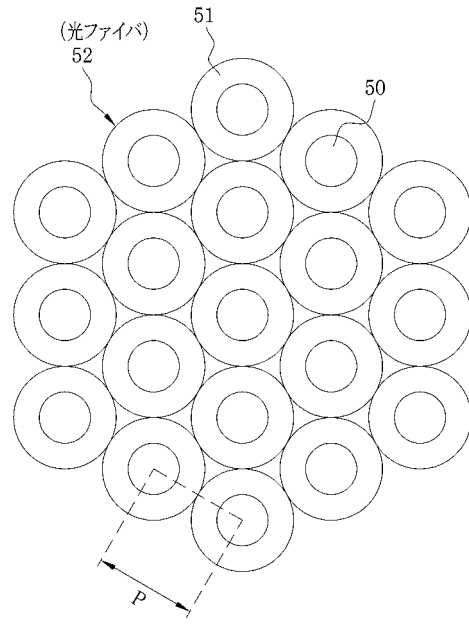
【 図 4 】



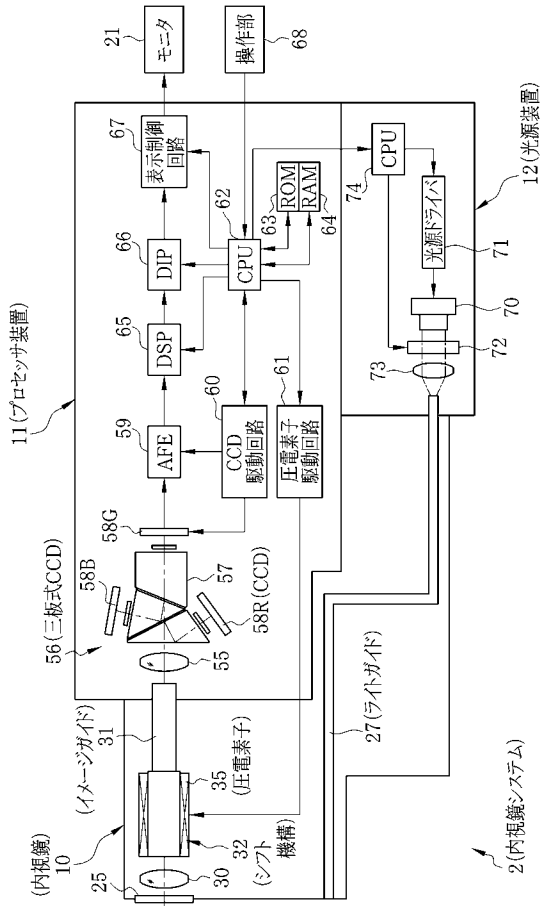
【図5】



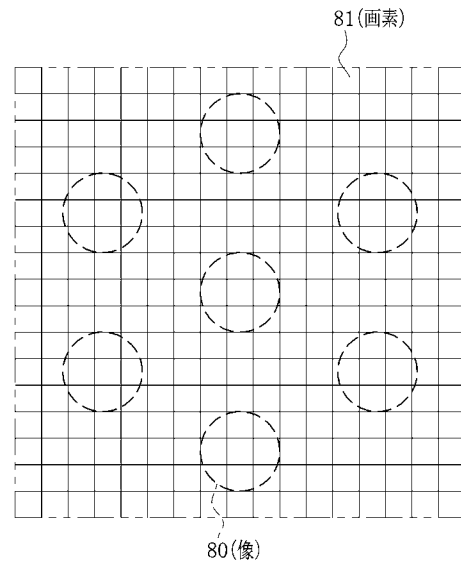
【図6】



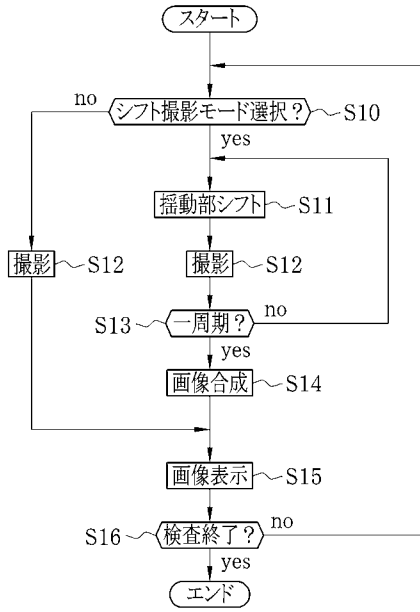
【図7】



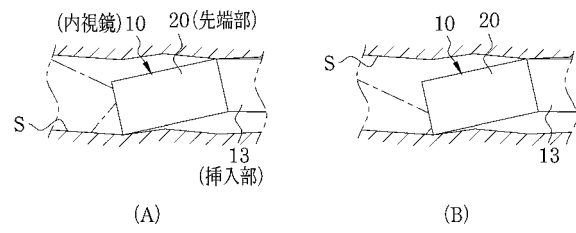
【図8】



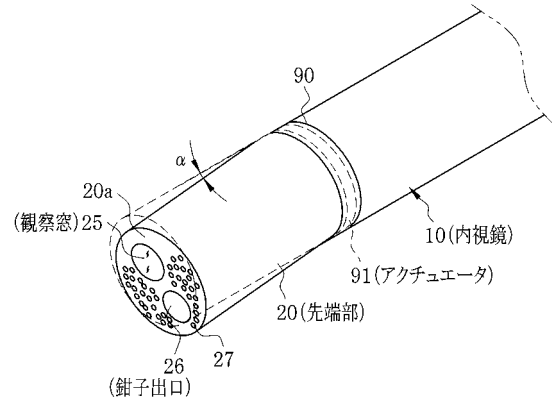
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 飯田 孝之

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 4C061 BB03 CC04 CC07 DD03 FF35 FF40 FF46 LL03 MM04 PP09
RR19 SS23 WW04

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2011050543A	公开(公告)日	2011-03-17
申请号	JP2009201489	申请日	2009-09-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	尾崎多可雄 黒田修 仲村貴行 飯田孝之		
发明人	尾崎 多可雄 黒田 修 仲村 貴行 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/04.370 A61B1/00.310.H A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/00.735 A61B1/005.523 A61B1/005.524 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/BB03 4C061/CC04 4C061/CC07 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/LL03 4C061/MM04 4C061/PP09 4C061/RR19 4C061/SS23 4C061/WW04 4C161/BB03 4C161/CC04 4C161/CC07 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/LL03 4C161/MM04 4C161/PP09 4C161/RR19 4C161/SS06 4C161/SS23 4C161/WW04		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5340085B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在不妨碍内窥镜直径小型化的情况下，轻松将视野转变为感兴趣区域 (ROI)。解决方案：内窥镜10的远端部分20相对于插入部分13的轴线向下弯曲。观察窗口25面向图像引导件31的入射端并且用于将观察到的部分的图像取出到入射端设置在与远端部分20的远端部分20a上的远端部分20弯曲的下侧相对的上侧上。此外，治疗工具的远端通过钳子出口26被取入和放出设置在与远端部分20弯曲的下侧相同的一侧。图像引导件31的观察视野指向下方。因此，在下侧观察到的部分的形状易于捕获。

