

【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るイメージガイドであり、内視鏡の挿入部に挿通され、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で伝達された像を撮像するイメージセンサと、

対物光学系で結像された像に対して前記イメージガイドの入射端を周期的にシフト動作させるシフト機構と、

前記シフト機構によるシフト動作に同期して前記イメージセンサに複数回撮像させ、対物光学系で結像された像に対する前記イメージガイドの入射端の位置が異なる状態で撮像された複数の画像が得られるよう、前記イメージセンサと前記シフト機構の動作を制御する同期制御手段と、

前記イメージガイドの各光ファイバで伝達された像と前記イメージセンサの画素の撮像面上の位置関係、および前記シフト機構でシフトされる前記イメージガイドのシフト量の情報に基づき、得られた複数の画像を合成して、一つの合成画像を生成する画像合成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

無地の単色被写体を撮像して得た参照画像を元に、位置関係の情報を取得する情報取得手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記情報取得手段は、所定期間毎に得られる参照画像から、その都度位置関係の情報を取得することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記情報取得手段は、参照画像に対して二値化処理を施してマスク画像を生成する二値化処理手段と、

生成されたマスク画像に基づいて、前記イメージセンサの撮像面上における、各光ファイバで伝達された像の中心位置を検出する位置検出手段とからなることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像合成手段は、前記位置検出手段で検出された中心位置を中心とし、光ファイバのコア径を直径とする結像領域を光ファイバ毎に設定し、

各結像領域内における前記イメージセンサの画素の画素値に基づいて、各結像領域の画素値の代表値を算出することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記画像合成手段は、各結像領域内における前記イメージセンサの画素の画素値の平均値、または最大値を代表値として算出することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記画像合成手段は、前記シフト機構によるシフト動作に同期して前記イメージセンサに複数回撮像させて得られた複数の画像単位で代表値を算出することを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記画像合成手段は、シフト量の情報に応じて、前記イメージセンサの該当する画素の画素値に代表値をマッピングすることを特徴とする請求項 5 ないし 7 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像合成手段は、前記位置検出手段で検出された中心位置にシフト量を加算し、代表値をマッピングする前記イメージセンサの該当する画素を特定することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記画像合成手段は、結像領域内の画素のうち、代表値がマッピングされた画素の画素値から、マッピングされていない画素の画素値を生成することを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端を第一の位置から第二の位置、第二の位置から第三の位置と順に移動させ、最後は第一の位置に戻すことで一回の周期的なシフト動作をさせ、

前記イメージセンサは、各位置でその都度撮像することを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端を第一の位置から第二の位置に移動させた後、さらに第二の位置から第三の位置に移動させた後、という間欠シフト動作を繰り返すことを特徴とする請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記シフト機構で前記イメージガイドの入射端が移動させられる各位置の距離は、前記イメージガイドを構成する光ファイバの配列ピッチの $1/n$ に相当することを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

各位置の数は四個、または九個であり、辺のなす角が 60° および 120° で一辺が二個、または三個の位置を結ぶ線からなる菱形をなすことを特徴とする請求項 1 1 ないし 13 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端を、各位置を巡る最短の移動経路で移動させることを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端が挿入固定され、前記イメージガイドの入射端をシフト動作可能な状態で保持する保持筒を有し、

前記保持筒の外周面には前記圧電素子が形成され、前記圧電素子の駆動力が前記保持筒を介して前記イメージガイドに伝えられることを特徴とする請求項 1 ないし 1 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

複数本の光ファイバをバンドル化してなるイメージガイドであり、挿入部に挿通され、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た圧電素子で前記イメージガイドの入射端を揺動させ、対物光学系で結像された像に対して前記イメージガイドの入射端を周期的にシフト動作させるシフト機構とを備え、

前記シフト機構によるシフト動作に同期してイメージセンサに複数回撮像させ、対物光学系で結像された像に対する前記イメージガイドの入射端の位置が異なる状態で撮像された複数の画像が得られるよう、前記イメージセンサと前記シフト機構の動作が制御され、前記イメージガイドの各光ファイバで伝達された像と前記イメージセンサの画素の撮像面上の位置関係、および前記シフト機構でシフトされる前記イメージガイドのシフト量の情報に基づき、得られた複数の画像を合成して、一つの合成画像が生成されることを特徴とする内視鏡。

【請求項 1 8】

複数本の光ファイバをバンドル化してなるイメージガイドであり、内視鏡の挿入部に挿通され、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の入射端を、その外周に形成された圧電素子で揺動させ、対物光学系で結像された像に対してイメージガイドの入射端を周期的にシフト動作させるステップと、

シフト動作に同期してイメージセンサに複数回撮像させるステップと、

イメージガイドの各光ファイバで伝達された像とイメージセンサの画素の撮像面上の位

10

20

30

40

50

置関係、およびシフト機構でシフトされるイメージガイドのシフト量の情報に基づき、複数回の撮像により得られた、対物光学系で結像された像に対するイメージガイドの入射端の位置が異なる状態で撮像された複数の画像を合成して、画像合成手段で一つの合成画像を生成するステップとを備えることを特徴とする内視鏡駆動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システム、内視鏡、並びに内視鏡駆動方法に関する。

【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。

【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】

特許文献2には、ホワイトボードを撮像して得た参照画像の網目部分に該当する撮影画像の部分、白色に置換、隣接する画素で置換、周囲の画素で置換、あるいは補間値を演算して置換することで、撮影画像の網目模様を除去する技術が記載されている。

【0008】

特許文献3では、白色被写体を撮影して得られた白画像から、イメージガイドを構成する光ファイバのコアの、画像（固体撮像素子の撮像面）上の中心座標を抽出している。そして、白画像の各画素の明度を均すように補正し、中心座標に対応する画素以外の画素を、二次元的な補間埋め込み処理で補間している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開昭60-053919号公報

【特許文献2】特開平06-343134号公報

10

20

30

40

50

【特許文献 3】特開平 08 - 191440 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

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つ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。

10

【0011】

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。

【0012】

特許文献 2、3 に記載の方法は、網目模様の除去はできるが、画像化に寄与する画素の数は増えないため、たとえ画素補間を施したとしても高解像度化には限界がある。

【0013】

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すことにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、複数本の光ファイバをバンドル化してなるイメージガイド、イメージセンサ、シフト機構、同期制御手段、および画像合成手段を備えることを特徴とする。

【0015】

前記イメージガイドは、内視鏡の挿入部に挿通され、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。前記イメージセンサは、前記イメージガイドで伝達された像を撮像する。

【0016】

30

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端の外周に形成された圧電素子で前記イメージガイドの入射端を揺動させ、対物光学系で結像された像に対して前記イメージガイドの入射端を周期的にシフト動作させる。

【0017】

前記同期制御手段は、前記シフト機構によるシフト動作に同期して前記イメージセンサに複数回撮像させ、対物光学系で結像された像に対する前記イメージガイドの入射端の位置が異なる状態で撮像された複数の画像が得られるよう、前記イメージセンサと前記シフト機構の動作を制御する。

【0018】

40

前記画像合成手段は、前記イメージガイドの各光ファイバで伝達された像と前記イメージセンサの画素の撮像面上の位置関係、および前記シフト機構でシフトされる前記イメージガイドのシフト量の情報に基づき、得られた複数の画像を合成して、一つの合成画像を生成する。

【0019】

無地の単色被写体を撮像して得た参照画像を元に、位置関係の情報を取得する情報取得手段を備えることが好ましい。前記情報取得手段は、所定期間毎に得られる参照画像から、その都度位置関係の情報を取得する。前記情報取得手段は、参照画像に対して二値化処理を施してマスク画像を生成する二値化処理手段と、生成されたマスク画像に基づいて、前記イメージセンサの撮像面上における、各光ファイバで伝達された像の中心位置を検出する位置検出手段とからなる。

50

【 0 0 2 0 】

前記画像合成手段は、前記位置検出手段で検出された中心位置を中心とし、光ファイバのコア径を直径とする結像領域を光ファイバ毎に設定する。そして、各結像領域内における前記イメージセンサの画素の画素値に基づいて、各結像領域の画素値の代表値を算出する。

【 0 0 2 1 】

前記画像合成手段は、各結像領域内における前記イメージセンサの画素の画素値の平均値、または最大値を代表値として算出する。また、前記画像合成手段は、前記シフト機構によるシフト動作に同期して前記イメージセンサに複数回撮像させて得られた複数の画像単位で代表値を算出する。

10

【 0 0 2 2 】

前記画像合成手段は、シフト量の情報に応じて、前記イメージセンサの該当する画素の画素値に代表値をマッピングする。前記画像合成手段は、前記位置検出手段で検出された中心位置にシフト量を加算し、代表値をマッピングする前記イメージセンサの該当する画素を特定する。

【 0 0 2 3 】

前記画像合成手段は、結像領域内の画素のうち、代表値がマッピングされた画素の画素値から、マッピングされていない画素の画素値を生成する。

【 0 0 2 4 】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端を第一の位置から第二の位置、第二の位置から第三の位置と順に移動させ、最後は第一の位置に戻すことで一回の周期的なシフト動作をさせる。前記イメージセンサは、各位置でその都度撮像する。

20

【 0 0 2 5 】

あるいは、前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端を第一の位置から第二の位置に移動させたら止め、さらに第二の位置から第三の位置に移動させたら止めるという間欠シフト動作を繰り返す。

【 0 0 2 6 】

前記シフト機構で前記イメージガイドの入射端が移動させられる各位置の距離は、前記イメージガイドを構成する光ファイバの配列ピッチの $1/n$ に相当する。各位置の数は四個、または九個であり、辺のなす角が 60° および 120° で一辺が二個、または三個の位置を結ぶ線からなる菱形をなす。

30

【 0 0 2 7 】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端を、各位置を巡る最短の移動経路で移動させることが好ましい。

【 0 0 2 8 】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端が内挿固定され、前記イメージガイドの入射端をシフト動作可能な状態で保持する保持筒を有する。前記保持筒の外周面には前記圧電素子が形成され、前記圧電素子の駆動力が前記保持筒を介して前記イメージガイドに伝えられる。

【 0 0 2 9 】

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るイメージガイドと、シフト機構を備えることを特徴とする。

40

【 0 0 3 0 】

前記イメージガイドは、挿入部に挿通され、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。

【 0 0 3 1 】

前記シフト機構は、前記イメージガイドの入射端の外周に形成された圧電素子で前記イメージガイドの入射端を揺動させ、対物光学系で結像された像に対して前記イメージガイドの入射端を周期的にシフト動作させる。

【 0 0 3 2 】

50

前記シフト機構によるシフト動作に同期してイメージセンサに複数回撮像させ、対物光学系で結像された像に対する前記イメージガイドの入射端の位置が異なる状態で撮像された複数の画像が得られるよう、前記イメージセンサと前記シフト機構の動作が制御される。そして、前記イメージガイドの各光ファイバで伝達された像と前記イメージセンサの画素の撮像面上の位置関係、および前記シフト機構でシフトされる前記イメージガイドのシフト量の情報に基づき、得られた複数の画像を合成して、一つの合成画像が生成される。

【 0 0 3 3 】

本発明の内視鏡駆動方法は、複数本の光ファイバをバンドル化してなるイメージガイドであり、内視鏡の挿入部に挿通され、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の入射端を、その外周に形成された圧電素子で揺動させ、対物光学系で結像された像に対してイメージガイドの入射端を周期的にシフト動作させるステップと、シフト動作に同期してイメージセンサに複数回撮像させるステップと、イメージガイドの各光ファイバで伝達された像とイメージセンサの画素の撮像面上の位置関係、およびシフト機構でシフトされるイメージガイドのシフト量の情報に基づき、複数回の撮像により得られた、対物光学系で結像された像に対するイメージガイドの入射端の位置が異なる状態で撮像された複数の画像を合成して、画像合成手段で一つの合成画像を生成するステップとを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 3 4 】

本発明によれば、イメージガイドの入射端をシフト機構で周期的にシフト動作させ、このシフト動作に同期してイメージセンサで複数回の撮像を行い、イメージガイドの各光ファイバで伝達された像とイメージセンサの画素の撮像面上の位置関係、およびシフト機構でシフトされるイメージガイドのシフト量の情報に基づき、複数回の撮像で得られた複数の画像から一つの合成画像を生成するので、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すことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 5 】

【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】内視鏡先端部周辺の断面図である。

【図 4】シフト機構の構成を示す斜視図である。

【図 5】イメージガイドの光ファイバ束を示す平面図である。

【図 6】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 7】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 8】シフトの仕方の例を示す説明図である。

【図 9】コア一本の移動軌跡を示す説明図である。

【図 10】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 11】白色画像と二値化画像を示す図である。

【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】結像領域とマッピング画像を示す図である。

【図 14】画像合成処理の流れを示す図である。

【図 15】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 16】画像合成処理の詳細手順を示すフローチャートである。

【図 17】別の実施形態における内視鏡先端部の構成を示す平面図である。

【図 18】シフト機構の別の実施形態を示す斜視図である。

【図 19】シフトの仕方の別の例を示す説明図である。

【図 20】シフトの仕方のさらに別の例を示す説明図である。

【図 21】コア一本の移動軌跡を示す説明図である。

【図 22】シフト機構に突起、先端部内壁に凹部を設けた例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 2 3】先端部内壁に突起を設けた例を示す図である。

【図 2 4】中継ボックスを備えた内視鏡システムの外観図である。

【図 2 5】中継ボックスを備えた内視鏡システムのブロック図である。

【図 2 6】レーザ光源を用いた光源装置の別例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0036】

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。

10

【0037】

挿入部 13 は、例えば厚み 50 μm 、外径 0.9 mm 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 3 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。

【0038】

20

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 3 参照）を介して内視鏡 10 に給電を行い、シフト機構 32（図 3 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 3 参照）で伝達された被観察部位の像を、内蔵の CCD 58R、58G、58B（図 6 参照、以下、まとめて CCD 58 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。

【0039】

30

先端部 20 は、例えば厚み 25 μm 、外径 0.8 mm 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。

【0040】

鉗子出口 26 は、例えば外径 0.34 mm、内径 0.3 mm であり、ポリイミド等からなる鉗子チャンネル 46（図 3 参照）に連通している。ライトガイド 27 は、例えば外径 50 μm 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。

40

【0041】

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。

【0042】

図 3 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

50

物光学系 30、鏡筒 33 の外径はそれぞれ、例えば 0.35 mm、0.4 mm である。また、鏡筒 33 の軸方向長さは、例えば 3.2 mm である。

【0043】

イメージガイド 31 は、例えば外径 0.2 mm の光ファイバ束からなる（図 5 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。

【0044】

図 4 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 0.26 mm、内径 0.2 mm のステンレス製パイプからなり、イメージガイド 31 が内挿固定される。圧電素子 35 は、例えば厚み 15 μm 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 μm であり、圧電素子 35 の外周面に成膜されている。

【0045】

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 0.1 mm 程度の空洞 37 が形成されている。

【0046】

シフト機構 32 は、イメージガイド 31 の入射端とともに揺動する、先端面 20a 側の揺動部 38 と、イメージガイド 31 とともに固定される、挿入部 13 側の固定部 39 とに分れる。揺動部 38 では、シフト機構 32 は先端部 20 の基体に固着されておらず、イメージガイド 31 は、固定部 39 を支点として空洞 37 内を揺動可能である。固定部 39 では、シフト機構 32 は接着剤 40 で先端部 20 の基体の内周面に固着されている。接着剤 40 は、イメージガイド 31 が剥き出しになるシフト機構 32 の終端手前から、挿入部 13 の先端途中に掛けて充填されている。揺動部 38、固定部 39 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 39 と挿入部 13 の先端途中を含む接着剤 40 の充填範囲の軸方向長さは、例えば 3.2 mm である。

【0047】

電極 36 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 41 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 38 では、各電極 36 の間隔が溝 41 の幅分しか空いておらず、各電極 36 が幅広となっている。対して、固定部 39 では溝 41 が周方向に対称に拡がった形の切欠き 42 が形成されて、幅狭部 43 となっている。幅狭部 43 は、圧電素子 35 の後端付近まで延在している。溝 41 および切欠き 42 は、圧電素子 35 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。

【0048】

幅狭部 43 の終端にはパッド 44 が形成され、パッド 44 には配線ケーブル 45 が接続されている。パッド 44 は、保持筒 34 の終端にも形成されており、これにも配線ケーブル 45 が接続されている。すなわち、保持筒 34 は、圧電素子 35 の共通電極としても機能する。

【0049】

配線ケーブル 45 は、例えば導線径 15 μm 、被覆外径 20 μm である。配線ケーブル 45 は、イメージガイド 31 の周囲を這うように挿入部 13、ユニバーサルコード 17 内を挿通され、プロセッサ用コネクタ 15 を介してプロセッサ装置 11 に接続される。

【0050】

上下、左右で対になった電極 36 には、共通電極である保持筒 34 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 34 の電位が 0 V であった場合、上側の電極 36 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 36 下の圧電素子 35 が軸方向に伸縮し、この圧電素子 35 の伸縮に連れて、固定部 39 から先の揺動部 38 が、イメージガイド 31 の入射端とともに空洞 37 内を揺動する。電圧を

10

20

30

40

50

供給する電極 36 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 38 を所定角度で所定量移動させることができる。

【0051】

図 5 において、イメージガイド 31 は、周知の如く、コア 50 とクラッド 51 からなる複数本（例えば 6000 本）の光ファイバ 52 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 50、クラッド 51 の径はそれぞれ、 $3\mu\text{m}$ 、 $6\mu\text{m}$ であり、光ファイバ 52 の配列ピッチ P は $6\mu\text{m}$ である。

【0052】

図 6 において、プロセッサ装置 11 は、拡大光学系 55 および三板式 CCD 56 を有する。拡大光学系 55 は、プロセッサ用コネクタ 15 から露呈したイメージガイド 31 の出射端に面する箇所に配置されている。拡大光学系 55 は、イメージガイド 31 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 56 に入射させる。

10

【0053】

三板式 CCD 56 は、拡大光学系 55 の背後に配置されている。三板式 CCD 56 は、周知の如く、色分解プリズム 57 と、三台の CCD 58 とから構成される。色分解プリズム 57 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 57 は、拡大光学系 55 からの被観察部位の像を赤、青、緑色の波長帯域を有する光に分け、それぞれの光を CCD 58 に向けて出射する。CCD 58 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。なお、CCD の代わりに CMOS イメージセンサを用いてもよい。

20

【0054】

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 CCD 58 の撮像面に投影した図 7 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、CCD 58 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。

【0055】

図 6 に戻って、CCD 58 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。AFE 59 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、CCD 58 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、CCD 58 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。

30

【0056】

CCD 駆動回路 60 は、CCD 58 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 AFE 59 用の同期パルスとを発生する。CCD 58 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。AFE 59 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 AFE 59 は CCD 58 G のみに繋がれているが、これらは実際には CCD 58 R、58 B にも繋がれている。

40

【0057】

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、CPU 62 の制御の下、圧電素子 35 に電圧を供給する。

【0058】

CPU 62 は、プロセッサ装置 11 全体の動作を統括的に制御する。CPU 62 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。ROM 63 に

50

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。CPU 62 は、ROM 63 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 RAM 64 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU 62 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、RAM 64 に記憶する。

【0059】

DSP 65 は、AFE 59 からの撮像信号をフレームメモリから読み出す。DSP 65 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 DSP 65 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 10 参照）を有する。このため DSP 65 には、複数のフレームメモリが設けられている。DSP 65 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。

10

【0060】

DIP 66 は、CPU 62 の制御に従って各種画像処理を実行する。DIP 66 は、DSP 65 で処理された画像をフレームメモリから読み出す。DIP 66 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。DIP 66 で各種画像処理を施された画像は、表示制御回路 67 に入力される。

20

【0061】

表示制御回路 67 は、DIP 66 からの処理済みの画像を格納する VRAM を有する。表示制御回路 67 は、CPU 62 から ROM 63 および RAM 64 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（GUI；Graphical User Interface）といったものがある。表示制御回路 67 は、DIP 66 からの画像に対して、表示用マスク、文字情報、GUI の重畳処理、モニタ 21 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。

【0062】

表示制御回路 67 は、VRAM から画像を読み出し、読み出した画像をモニタ 21 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 21 に体内画像が表示される。

30

【0063】

操作部 68 は、プロセッサ装置 11 の筐体に設けられる操作パネル、内視鏡 10 の操作部 14 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。CPU 62 は、操作部 68 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【0064】

プロセッサ装置 11 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式（例えば JPEG 形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、リリースボタン 18 の操作に連動して、圧縮された画像を CF カード、光磁気ディスク（MO）、CD-R 等のリムーバブルメディアに記録するメディア I/F、LAN 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 CPU 62 と接続されている。

40

【0065】

光源装置 12 は、光源 70 を有する。光源 70 は、赤から青までのブロードな波長の光（例えば、480 nm 以上 750 nm 以下の波長帯の光）を発生するキセノンランプや白色 LED（発光ダイオード）等である。光源 70 は、光源ドライバ 71 によって駆動される。絞り機構 72 は、光源 70 の光射出側に配置され、集光レンズ 73 に入射される光量を増減させる。集光レンズ 73 は、絞り機構 72 を通過した光を集光して、ライトガイド

50

27の入射端に導光する。CPU74は、プロセッサ装置11のCPU62と通信し、光源ドライバ71および絞り機構72の動作制御を行う。

【0066】

内視鏡システム2には、シフト機構32を動作させないで撮影する検査準備モードおよび通常撮影モードと、シフト機構32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の設定は、操作部68を操作することにより行われる。

【0067】

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61は、シフト機構32の揺動部38を駆動して、イメージガイド31の入射端を図8に示すようにシフト動作させる。まず、揺動部38は、（a）の初期位置から30°左斜め下方向に、光ファイバ52の配列ピッチPの半分、つまり1/2P分イメージガイド31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。

【0068】

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9（a）に示す菱形形状の移動軌跡を辿る。

【0069】

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9（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。

【0070】

図10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。

【0071】

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（シフト量）、コア50の径、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、シフト量、コア50の径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。なお、コア50の径としては、後述する二値化画像Gwbで像80として認識可能な領域の径を用いてもよい。

【0072】

検査準備モードは、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の位置関係を取得するためのモードである。検査準備モードは、内視鏡検査の前にその都度実行される。検査準備モードでは、DSP65の二値化処理部65b、および中

10

20

30

40

50

心座標検出部 65c が動作する。

【0073】

検査準備モードでは、まず、例えば白板等の無地の白色被写体を内視鏡 10 で撮影する。こうして得られた画像（以下、白色画像という）Gw は、図 11（A）に示すように、コア 50 と対面する画素 81 で得られた、複数の白丸の像 80 が斑点状に配列されたものとなる。斜線で示す白丸の像 80 以外の部分は、像 80 が伝達されないクラッド 51 に対応する部分であり、これが網目模様として映る。

【0074】

図 11（B）に示すように、DSP 65 の二値化処理部 65b は、白色画像 Gw に対して二値化処理を施し、白黒の二値化画像（マスク画像）Gwb を生成する。二値化処理部 65b は、ある閾値を基準として、各画素 81 で出力された撮像信号を白か黒に二分する。このため、図示するように、中心部分と比較して伝達効率が悪くなりがちな像 80 の辺縁部に対応する画素 81 が二値化処理によって黒と認識され、像 80 が円形でなくなる場合もある。

10

【0075】

DSP 65 の中心座標検出部 65c は、二値化処理後の各像 80 の中心 O を、形状認識等の周知の画像処理技術によって求め、さらに中心 O に位置する各画素 81 の座標（以下、中心座標という）を求める。座標は、CCD 58 の水平方向を X 軸、垂直方向を Y 軸、例えば左隅を原点として、（X、Y）で表す（図 14 参照）。中心座標は、二値化処理の説明でも述べたように、二値化処理後に像 80 の形状が円形でなくなることがあるため、図 7 に示す像 80 の中心と一致しないこともある。

20

【0076】

中心座標検出部 65c は、求めた中心座標（X1、Y1）、（X2、Y2）、・・・と個々の光ファイバ 52 を識別するファイバ No. F1、F2、・・・とを、像 80 と画素 81 の位置関係の情報として DSP 65 の内部メモリ 65d に格納する（図 14 参照）。ファイバ No. は、座標の原点に近いほうから（左から右、上から下の）順に付される。

【0077】

同期制御部 62a は、CCD 駆動回路 60 から CCD 58 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。

30

【0078】

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、CCD 58 の電荷蓄積が終了した直後、すなわち CCD 58 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 CCD 58 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 CCD 58 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 CCD 58 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。

40

【0079】

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 が次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 により次のシフト位置に移動されて制止された状態で、常に次の電荷蓄積が開

50

始される。

【0080】

画像合成部65aは、画像合成信号Sbを受けて、各回のシフト位置で得られた画像G0～G3をフレームメモリから読み出す。画像合成部65aは、検査準備モードで白色画像Gwを元に検出したコア50に対応する像80の中心座標を使用して、各画像G0～G3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Gcを出力する。

【0081】

具体的には、画像合成部65aは、中心座標に基づいて、図13(A)に示す結像領域86を特定する。結像領域86は、中心座標を中心とし、直径がコア50(二値化処理前の像80)の径と同じ円である。結像領域86は、コア50によって伝達される像80の、CCD58の撮像面上における投影領域を意味する。

10

【0082】

次に、画像合成部65aは、各結像領域86内の画素81で得られた撮像信号の代表値Dを、画像G0～G3毎に求める(図14参照)。代表値Dは、結像領域86内の画素81で得られた撮像信号の平均値、または最大値である。画像合成部65aは、シフト情報85のうちの中心座標およびコア50の径を、内部メモリ65dおよびROM63からそれぞれ読み出し(あるいは、二値化画像Gwbで像80として認識可能な領域の径をコア50の径として用い)、これらに基づいて代表値Dの算出を実行する。

【0083】

なお、代表値Dの二つの添字は、左がファイバNo.と対応しており、右が画像G0～G3の添字と対応している。例えばD10は、ファイバNo.1で中心座標(X1、Y1)の、画像G0の結像領域86における代表値を表す。また、図11および図13では、像80が実線、画素81が点線で囲われた柵目でそれぞれ表されている。

20

【0084】

合成画像Gc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。

【0085】

なお、ここで注意すべきは、各画像G0～G3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、CCD58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G0内のある位置の像80と画像G1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、CCD58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、シフト量の情報を元に、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す。

30

【0086】

図14において、画像合成部65aは、各画像G0～G3の中心座標にシフト量 X_s 、 Y_s を加算し、シフト量を加算した中心座標に対応する画素81に代表値Dをあてがうマッピング処理を施す。シフト量は、初期位置を0(基準)として、各回シフト位置に応じた値が記憶されている。本例では、30°の方向に1/2Pのピッチでシフトさせるので、例えば一回シフトのシフト量 X_{s1} は $-3/4P$ 、 Y_{s1} は $1/4P$ であり、二回シフトのシフト量 X_{s2} は0、 Y_{s2} は $1/2P$ である。三回シフトのシフト量は、一回シフトのシフト量の正負符号を違えたものである。

40

【0087】

図13(B)に示すように、マッピング処理で得られる画像(以下、マッピング画像という)Gmpは、シフト量を加算した中心座標(図中黒丸点で表す)に対応する画素81

50

の画素値を、代表値 D とするものである。図中一点鎖線の菱形で囲う領域内の中心座標に対応する画素 8 1 の画素値が、コア 5 0 一本で得られるデータである（四回シフトの場合を例示）。このように、白色画像 G w の二値化画像 G w b を解析して各コア 5 0 による像 8 0 の中心座標を求め、求めた中心座標にシフト量を加算して、各シフト位置に対応する画素 8 1 に代表値 D をあてがうことで、マッピング画像 G m p は、各シフト位置で得られた像 8 0 を、C C D 5 8 の撮像面上のあるべき位置に配したものとなる。

【 0 0 8 8 】

画像合成部 6 5 a は、マッピング画像 G m p の中心座標に対応する各画素 8 1 の代表値 D を用いて画素補間を実行する。画像合成部 6 5 a は、中心座標に対応する画素 8 1 のうち、図 1 3 (B) で太線の三角形で結ぶ、隣接する三つの画素 8 1 の代表値 D から、三角形の内部に位置する画素 8 1 の画素値を生成する。

10

【 0 0 8 9 】

画素補間に際しては、三角形で結ぶ三つの画素 8 1 との距離に応じた重み付けを行う。例えば、三角形の真ん中に位置する画素 8 1 の画素値は、三角形の頂点に位置する画素 8 1 の画素値、つまり代表値 D の単純平均とする。三角形の真ん中から頂点側に寄っている画素 8 1 の画素値は、最も距離が近い頂点の画素 8 1 の代表値 D を例えば二倍したものと、離れている頂点の画素 8 1 を例えば 1 / 2 倍したものの平均とする。画像合成部 6 5 a は、こうして画素補間を施した画像を、最終的に合成画像 G c として表示制御回路 6 7 に出力する。

【 0 0 9 0 】

20

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 1 0 で患者の体内を観察する際、術者は、内視鏡 1 0 と各装置 1 1、1 2 とを繋げ、各装置 1 1、1 2 の電源をオンする。そして、操作部 6 8 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。

【 0 0 9 1 】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 1 3 を体内に挿入し、光源装置 1 2 からの照明光で体内を照明しながら、C C D 5 8 による体内画像をモニタ 2 1 で観察する。

【 0 0 9 2 】

C C D 5 8 から出力された撮像信号は、A F E 5 9 の各部で各種処理を施された後、D S P 6 5 に入力される。D S P 6 5 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。D S P 6 5 で生成された画像は、D I P 6 6 に出力される。

30

【 0 0 9 3 】

D I P 6 6 では、C P U 6 2 の制御の下、D S P 6 5 からの画像に各種画像処理が施される。D I P 6 6 で処理された画像は、表示制御回路 6 7 に入力される。表示制御回路 6 7 では、C P U 6 2 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 2 1 に体内画像として表示される。

【 0 0 9 4 】

図 1 5 において、検査を実施するに際して、検査準備モードが実施される (S 1 0)。検査準備モードでは、内視鏡 1 0 によって白色被写体が撮影される (S 1 1)。そして、これにより得られた白色画像 G w が二値化処理部 6 5 b で二値化画像 G w b とされる (S 1 2)。二値化画像 G w b は、中心座標検出部 6 5 c に送られ、中心座標検出部 6 5 c によって二値化処理後の像 8 0 の中心座標が検出される (S 1 3)。検出された中心座標は、内部メモリ 6 5 d に格納される。

40

【 0 0 9 5 】

シフト撮影モードが選択された場合 (S 1 4 で Y E S)、プロセッサ装置 1 1 の C P U 6 2 に同期制御部 6 2 a、圧電素子制御部 6 2 b が構築される。そして、シフト情報 8 5、および C C D 駆動回路 6 0 からの C C D 5 8 の駆動パルスの情報に基づいて、同期制御部 6 2 a から圧電素子制御部 6 2 b に圧電素子制御信号 S a が、画像合成部 6 5 a に画像合成信号 S b がそれぞれ送信される。

【 0 0 9 6 】

50

圧電素子制御信号 S a を受けた圧電素子制御部 6 2 b によって、圧電素子駆動回路 6 1 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 5)。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 6)。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 5、S 1 6 の処理が繰り返される (S 1 7 で n o)。

【 0 0 9 7 】

一周期のシフト動作が終了すると (S 1 7 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 8)。

【 0 0 9 8 】

このとき、図 1 6 に示すように、内部メモリ 6 5 d から中心座標の情報が、R O M 6 3 からコア 5 0 の径の情報がそれぞれ画像合成部 6 5 a に読み出される。そして、各結像領域 8 6 内の画素 8 1 で得られた撮像信号の代表値 D が、各回のシフト位置で得られた画像毎に求められる (S 1 8 1)。

【 0 0 9 9 】

次いで、各回のシフト位置で得られた画像の中心座標に各回のシフト量を加算し、シフト量を加算した中心座標に対応する画素 8 1 に代表値 D をあてがうマッピング処理が施される (S 1 8 2)。最後に、マッピング処理によって代表値 D があてがわれた画素 8 1 を用いて、代表値 D があてがわれていない画素 8 1 の画素値を生成する画素補間が行われる (S 1 8 3)。

【 0 1 0 0 】

図 1 5 に戻って、こうして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 9)。一方、通常撮影モードが選択された場合は、S 1 6 の撮影は行われるが、S 1 5、S 1 8 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 2 0 で Y E S) まで繰り返される。

【 0 1 0 1 】

以上説明したように、イメージガイド 3 1 の入射端を圧電素子 3 5 でシフト動作させ、シフトの一周期で複数回撮影を行い、得られた複数フレームの画像を合成して一つの合成画像を生成するので、挿入部 1 3 の極細径化を達成しつつ、診断に供する質の高い画像を提供することができる。

【 0 1 0 2 】

イメージガイド 3 1 のコア 5 0 で伝達する像 8 0 と C C D 5 8 の画素 8 1 の位置関係 (中心座標) とシフト量の情報を元に、各シフト位置で得られた像 8 0 を C C D 5 8 の撮像面上にマッピングして画像合成するので、高精細な合成画像 G c を得ることができる。

【 0 1 0 3 】

白色光画 G w の二値化画像 G w b を用いて中心座標を検出するので、コア 5 0 の配列誤差や伝達効率のバラツキを吸収することができる。また、代表値 D があてがわれない画素 8 1 の画素値を画素補間にて生成するので、さらなる合成画像 G c の高精細化を実現することができる。なお、定期的に歪みゲージ等でシフト機構のシフト量を検出し、シフト情報内のシフト量を書き換えてもよい。

【 0 1 0 4 】

イメージガイド 3 1 を含めたシフト機構 3 2 の外径は、配線ケーブル 4 5 を含めても鏡筒 3 3 の外径と同じかそれ以下である。シフト機構 3 2 を構成する各部材の厚みも数十 μ m 程度であり、径方向に寸法を増大させる要素が殆どない。従って、レンズ等の結像系光学部材を揺動させる従来技術よりも極細径化を実現することができる。

【 0 1 0 5 】

同期制御部 6 2 a によって、シフト機構 3 2 と C C D 5 8 の動作を同期させ、イメージ

10

20

30

40

50

ガイド 3 1 を各シフト位置に止めた状態で撮影するので、各シフト位置でブレのない画像を得ることができ、より高精細な画像を生成することができる。

【 0 1 0 6 】

保持筒 3 4 を円筒状として圧電素子 3 5 をこれに倣うように成膜して、上下、左右二対の電極 3 6 に電圧を供給することで、図 9 (a) または (b) に示すように、揺動部 3 8 を一筆書きのように各シフト位置を最短の移動経路で移動させるので、シフト動作に時間が掛からず、CCD 5 8 の撮像動作に余裕をもって追従することができる。

【 0 1 0 7 】

揺動部 3 8 では電極 3 6 を幅広として高い駆動力を得られるようにし、固定部 3 9 では電極 3 6 を幅狭部 4 3 として固定部 3 9 に余計な力が加わらないようにしているので、駆動効率を高めることができ、機械的強度を保つことができる。

【 0 1 0 8 】

固定部 3 9 よりも後端側で電極 3 6 と配線ケーブル 4 5 とを接続するので、配線ケーブル 4 5 にシフト動作によるストレスが掛からない。また、配線ケーブル 4 5 を保持筒 3 4 の外周に配した場合の径方向寸法の増加を抑えることができる。

【 0 1 0 9 】

保持筒 3 4 でイメージガイド 3 1 を保持し、保持筒 3 4 に圧電素子 3 5 を設けるので、イメージガイド 3 1 に圧電素子 3 5 を直接設ける場合と比べて、製造組み立てが容易になる。さらには、保持筒 3 4 を圧電素子 3 5 の共通電極として用いるので、電極および配線ケーブルの数を削減することができ、ひいては極細径化に寄与することができる。

【 0 1 1 0 】

通常撮影モードとシフト撮影モードを選択可能としたので、術者の意図を反映させることができる。術者が患者の体内に内視鏡 1 0 の挿入部 1 3 を挿入し、体内で挿入部 1 3 を移動させているときは、少なくとも先端部付近の様子が分かればよいので、比較的画質は悪いが、被写体の動きに対するタイムディレイがなく動画がスムーズに流れるため、通常撮影モードで事足りる。対して、挿入部 1 3 の先端部が病変等の被観察部位に到達し、術者が詳細な観察をしているときには、通常撮影モードよりも高画質なシフト撮影モードを選択することで、診断に適した画像を提供することができる。

【 0 1 1 1 】

なお、リリースボタン 1 8 が押下されて静止画取得の指示がなされたときに、高画質なシフト撮影モードに自動的に切り替える構成でもよい。例えば通常撮影モードまたは四回シフトのシフト撮影モードのときにリリースボタン 1 8 が押下されたら、九回シフトのシフト撮影モードに切り替える。こうすれば、常に良好な画質で体内画像を静止画記録することができ、検査後の診断にも役立てることができる。

【 0 1 1 2 】

挿入部 1 3 内の隙間を埋めるように、ライトガイド 2 7 を先端面 2 0 a にランダムに配置するので、照明光を広範囲に拡散させることができる。また、三板式 CCD 5 6 を用いるので、単板式と比べて画素数が増加し、より高精細な画像を得ることができる。

【 0 1 1 3 】

CCD の代わりに CMOS イメージセンサを用いる場合は、結像領域に該当する画素のみ撮像信号を読み出す部分読み出しを実行してもよい。読み出し処理を高速化することができる。

【 0 1 1 4 】

上記実施形態では、各シフト位置で得られた画像にシフト量を加算しているが、白色画像 G_w にシフト量を加算してもよい。この場合、白色画像 G_w にシフト量を加算した後に二値化画像 G_{wb} を得て、その中心座標を検出する。さらに、各シフト位置で得られた画像にシフト量を加算し、上記実施形態と同様に各結像領域 8 6 内の画素 8 1 の代表値 D を求める。

【 0 1 1 5 】

上記実施形態では、検査毎に検査準備モードを実施しているが、内視鏡システムの出荷

10

20

30

40

50

時に一度検査準備モードを実施し、その後は適宜の期間をおいて実施してもよい。検査準備モードの実施を促すメッセージをモニタ 21 に表示させてもよい。

【0116】

上記実施形態では、コア 50 で伝達する像 80 と CCD 58 の画素 81 の位置関係として、中心座標を求めているが、この代わりに、CCD 58 の中心からの距離と CCD 58 の水平方向に対する角度とで上記位置関係を表してもよい。シフト量の情報についても同様である。また、位置関係を取得するために二値化画像 Gwb を生成する等の各種処理をしているが、コア 50 の配列誤差や伝達効率のバラツキがないものとし、図 7 に示す像 80 と CCD 58 の画素 81 の位置関係を理論値として用いてもよい。あるいは、位置関係の情報として、理論値からのずれを数値化したものを用いてもよい。

10

【0117】

いずれにしても、位置関係の情報は、像 80 を撮像する CCD 58 の画素 81 を特定するために必要であり、シフト量の情報は、各シフト位置の撮影で得られた画素値（上記実施形態では代表値 D）をマッピングする際に必要である。このため、これらの情報は、本発明を実施するために必須の要件である。

【0118】

なお、コア 50 一本分の像 80 を撮像する画素 81 の個数は、中心座標とこれに対応する画素 81 とのズレが大きくなり、且つ代表値 D の算出や画素補間に時間が掛からない程度であることが好ましく、例えば三個～三十個程度である。

【0119】

また、静止画記録した画像の画素補間した部分に、万が一病変らしきものが見られた場合、それが画素補間によるものなのか、本当の病変であるのかを判断するために、画素補間前のマッピング画像 Gmp を合成画像 Gc と併せて記録することが好ましい。

20

【0120】

シフト機構の構成は、上記実施形態の円柱状に限らない。例えば図 17 および図 18 に示すように、四角柱状のシフト機構 90 を用いてもよい。なお、以下では上記実施形態のシフト機構 32 と異なる点のみを説明し、同様の構成は符号のみを付し説明を省略する。

【0121】

シフト機構 90 は、四角筒状の保持筒 91 を有する。保持筒 91 は、例えば厚み 50 μ m、0.7 mm 角のステンレス製パイプからなり、接着剤等（図示せず）でイメージガイド 31 が内挿固定される。圧電素子 92 は、例えば厚み 50 μ m で、保持筒 91 の四辺を覆う短冊状に直接成膜されるか、保持筒 91 の四辺に導電性の接着剤で接着されて配置されており、その上面に電極 93 が成膜されている。

30

【0122】

シフト機構 90 は、先端部 20 の基体内に收容されている。シフト機構 90 の外周面と先端部 20 の基体の内壁面との間には、例えば 0.1 mm 程度の空洞 94 が形成されている。

【0123】

上記実施形態と同様、電極 93 は、上下、左右で対になっている。また、電極 93 には切欠き 95 が形成されて幅狭部 96 が設けられており、幅狭部 96 および保持筒 91 の終端には、配線ケーブル 45 が接続されるパッド 97 が形成されている。

40

【0124】

シフト機構 90 を用いた場合、揺動部 38 は、例えば図 19 または図 20 に示すシフト動作をする。図 19 において、揺動部 38 は、(a) の初期位置から 90° 左方向に 3/4 P 分シフトされ、(b) に示す一回シフトの位置に移動される。そして、(b) の一回シフトの位置での撮影が終了した後、初期位置に戻されてから 90° 下方向に 1/4 P 分シフトされ、(c) に示す二回シフトの位置に移動される。揺動部 38 は、二回シフトの位置から初期位置に戻された後に、順次右方向（(d) の三回シフトの位置、角度、シフト量は、一回シフトの場合と同様）、上方向（(e) の四回シフトの位置、角度、シフト量は、二回シフトの場合と同様）にシフトされ、再び (a) の初期位置に戻される。イ

50

メーシガイド 31 の入射端におけるコア 50 は、初期位置に戻るのと (b) ~ (e) のシフト動作を繰り返すことで、図 21 (a) に示す十字状の移動軌跡を辿る。

【0125】

あるいは図 20 において、揺動部 38 は、(a) の初期位置から 90° 左方向に $3/4P$ 分シフトされた後、 90° 下方向に $1/4P$ 分シフトされ、(b) に示す一回シフトの位置に移動される。そして、(b) の一回シフトの位置での撮影が終了した後、一回シフトの位置から 90° 下方向に $1/4P$ 分シフトされた後、右方向に $3/4P$ 分シフトされ、(c) に示す二回シフトの位置に移動される。揺動部 38 は、順次右および上方向 ((d) の三回シフトの位置、角度、シフト量は、一回シフトの場合と同様)、上および左方向 (角度、シフト量は、二回シフトの場合と同様) にシフトされ、再び (a) の初期位置に戻される。コア 50 は、初期位置に戻るのと (a) ~ (d) のシフト動作を繰り返すことで、図 21 (b) に示す矩形状の移動軌跡を辿る。

10

【0126】

もしくは、図 21 (c) に示すように、下および左方向、下および右方向、上および右方向、上および左方向と移動させ、上下方向の移動を必ず先に行うようにし、略卍状の移動軌跡を辿らせてもよい。いずれも移動軌跡は異なるが、上記実施形態と同様、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に移動される。

【0127】

上記実施形態の円柱状のシフト機構 32 は、圧電素子 35 を円筒状に成膜することで、シフト機構 32 の外径を鏡筒 33 の外径と略同じにすることができ、挿入部 13 の極細径化に寄与することができる。対して図 17 や図 18 に示す四角柱状のシフト機構 90 は、四隅が鏡筒 33 の外径から若干はみ出るために、シフト機構 32 と比べて挿入部 13 の径は大きくなるが、圧電素子 92 を短冊状に成膜または接着して配置することに製造上の困難性はないため、安価且つ簡単に製造することが可能である。

20

【0128】

図 19 ~ 図 21 で示した、 90° でシフトさせる例は、上記実施形態の円柱状のシフト機構 32 でも実施することができる。また、図 17 の符号 98 は、治療用レーザ光を患部に照射するための光ファイバの出射端が覗いたレーザ光照射部であり、鉗子チャンネル 46 に代わる他の例として挙げている。勿論、シフト機構 32 にレーザ光照射部 98 を設けてもよい。

30

【0129】

以上、シフト機構の構成やそのシフト方法の例を列挙したが、ここで挙げた例は一例に過ぎず、特にシフト方法には様々な変形例が考えられる。例えば四回シフトの三回シフトの位置を飛ばして、シフト機構を 30° の方向に三回シフトさせた後、初期位置に戻してもよいし、九回シフトの八回シフトの位置を飛ばして八回シフトとしても可である。あるいは、九回シフトの一回、二回シフトをさせた後、初期位置に戻してもよい。

【0130】

但し、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。

40

【0131】

上記実施形態では、圧電素子駆動回路 61 により圧電素子 35 への供給電圧を制御し、イメージガイド 31 をシフト位置に停止させているが、これに代えて、あるいは加えて、機械的な構成でシフト機構 32 をシフト位置に停止させてもよい。例えば図 22 に示すシフト機構 100 (シフトの仕方はシフト機構 32 と同じ) のように、先端外周面のシフト方向にあたる位置に突起 101 を設け、シフト機構 100 が収まる先端部 20 の基体の、突起 101 に対向する位置に凹部 102 を設ける。突起 101 と凹部 102 とは、シフト機構 100 のシフト量分離れており、シフト機構 100 がシフトされたときに、突起 101 が凹部 102 に嵌まってシフト機構 100 が停止される。

50

【 0 1 3 2 】

あるいは図 2 3 に示すように、先端部 2 0 の基体の内壁に突起 1 0 3 を設けてもよい。突起 1 0 3 は、シフト機構 3 2 が各シフト位置に移動したときに、シフト機構 3 2 の外周面に二点（黒丸で示す）で接触する位置に設けられている。符号 1 0 4 は、シフト機構 3 2 の各シフト位置への移動を許すための逃がし用凹部である。シフト機構に突起を設ける必要がない分、図 2 2 の例よりも製造コストが安く済む。

【 0 1 3 3 】

イメージガイドの入射端をシフトさせる場合、レンズ等の結像系光学部材を動かす場合と異なり、固定部から先のイメージガイドの一部分を揺動させるので、シフト動作によってイメージガイドに掛かる力には、圧電素子によって加えられる力と元の位置に戻ろうとする反力とがある。イメージガイドの慣性質量は比較的重いので、特に反力によってイメージガイドの移動がスムーズにいかなくなることが考えられるが、図 2 2 の如く機械的にシフト位置に停止させる構成を採用することで、イメージガイドのシフト位置がずれることがなくなり、より安定した高速なシフト動作を実現することができる。また、ある程度アバウトな電圧制御でよくなる。

【 0 1 3 4 】

先端部は使用中体内に挿入され、使用後は洗浄、消毒、あるいは滅菌されるため、高湿度環境下に置かれることが多い。そこで、配線ケーブルを含むシフト機構全体に対して防湿コーティングを行った後、先端部に組み込むことが好ましい。防湿コーティングとしては、例えば低真空、低温度の化学気相成長で均一なコーティングが可能なバリレンコートを実施する。

【 0 1 3 5 】

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 R O M 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 R O M 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、制振対策を講じてよい。

【 0 1 3 6 】

上記実施形態では、揺動部が次のシフト位置に移動するまでの時間が、C C D 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。

【 0 1 3 7 】

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 C P U の制御の下、C C D 駆動回路から C C D 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。

【 0 1 3 8 】

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 C C D 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。

【 0 1 3 9 】

上記実施形態では、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

10

20

30

40

50

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。

【0140】

上記実施形態では、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。

【0141】

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。

【0142】

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。

【0143】

例えば図24、25に示す内視鏡システム110のように、プロセッサ装置111とは別に中継ボックス112を設ける。なお、上記実施形態と同様の機能には同じ符号を付し、説明を省略する。

【0144】

図24において、中継ボックス112には、内視鏡10のプロセッサ用コネクタ15が接続されている。そして、プロセッサ装置111と中継ボックス112とは、中継ケーブル113で互いに接続されている。中継ボックス112の前面パネルには、モード切り替えとシフト回数の設定をする操作部114が設けられている。

【0145】

図25において、中継ボックス112は、三板式CCD56、AFE59、CCD駆動回路60、圧電素子駆動回路61、CPU115、画像合成部116、およびROM117を有する。CPU115は、中継ケーブル113を介してプロセッサ装置111のCPU62と通信する。CPU115は、上記実施形態のCPU62と同様に、CCD駆動回路60、圧電素子駆動回路61の駆動制御を行い、同期制御部、圧電素子制御部の各機能を担う。画像合成部116は、シフト撮影モードが操作部114で選択された場合に、CPU115の制御の下、上記実施形態の画像合成部65aと同じ画像合成処理をAFE59からの撮像信号に対して施す。ROM117には、上記実施形態のROM63と同様、シフト情報85が記憶されている。画像合成部116で生成された合成画像は、中継ケーブル113を経由してプロセッサ装置111のDSP65に入力される。

【0146】

CCD等のイメージセンサを先端部に配置した電子内視鏡と汎用プロセッサ装置のシステムに本発明を適用した場合、上記実施形態ではシフト動作および画像合成に関わる機能を汎用プロセッサ装置に追加する必要があり、汎用プロセッサ装置の改造は必須となる。あるいは、汎用プロセッサ装置に代えて上記実施形態のプロセッサ装置11を新たに購入しなければならない。対して、図24および図25に示す中継ボックス112を用いれば、汎用プロセッサ装置（プロセッサ装置111）を流用することができ、設備投資費用も中継ボックス112の分だけで済むので、病院側の費用負担が減り、本発明の内視鏡システムの病院への導入障壁も低くなる。

【0147】

また、図26に示す内視鏡システム120の光源装置121を用いてもよい。光源装置121は、中心波長445nmの青色レーザ光源122と、青色レーザ光源122からの

10

20

30

40

50

レーザ光を平行光化するコリメータレンズ 1 2 3 と、レーザ光を集光する集光レンズ 1 2 4 とを有する。CPU 7 4 は、光源ドライバ 7 1 を経由して青色レーザ光源 1 2 2 の動作制御を行う。

【0 1 4 8】

青色レーザ光源 1 2 2 からのレーザ光は、集光レンズ 1 2 4 によりライトガイド 2 7 の入射端に入射される。ライトガイド 2 7 は、入射されたレーザ光を、内視鏡 1 0 の先端部 2 0 まで伝搬する。

【0 1 4 9】

一方、ライトガイド 2 7 の光出射側には、波長変換部材 1 2 5 が配置されている。波長変換部材 1 2 5 は、複数種の蛍光物質を分散配置して一体に形成された一塊のブロックである。波長変換部材 1 2 5 は、青色レーザ光源 1 2 2 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。これにより、青色レーザ光源 1 2 2 からのレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光が生成される。

10

【0 1 5 0】

青色レーザ光源 1 2 2 と波長変換部材 1 2 5 とで、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。

【0 1 5 1】

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。

20

【符号の説明】

【0 1 5 2】

2、1 1 0、1 2 0 内視鏡システム

1 0 内視鏡

1 1、1 1 1 プロセッサ装置

1 2、1 2 1 光源装置

1 3 挿入部

2 0 先端部

2 7 ライトガイド

3 1 イメージガイド

3 2、9 0、1 0 0 シフト機構

3 4、9 1 保持筒

3 5、9 2 圧電素子

3 6、9 3 電極

3 8 揺動部

3 9 固定部

4 3 幅狭部

4 5 配線ケーブル

5 6 三板式 CCD

5 8 R、5 8 G、5 8 B CCD

6 0 CCD 駆動回路

6 1 圧電素子駆動回路

6 2 CPU

6 2 a 同期制御部

6 2 b 圧電素子制御部

6 3、1 1 7 ROM

6 5 デジタル信号処理回路 (DSP)

6 5 a、1 1 6 画像合成部

30

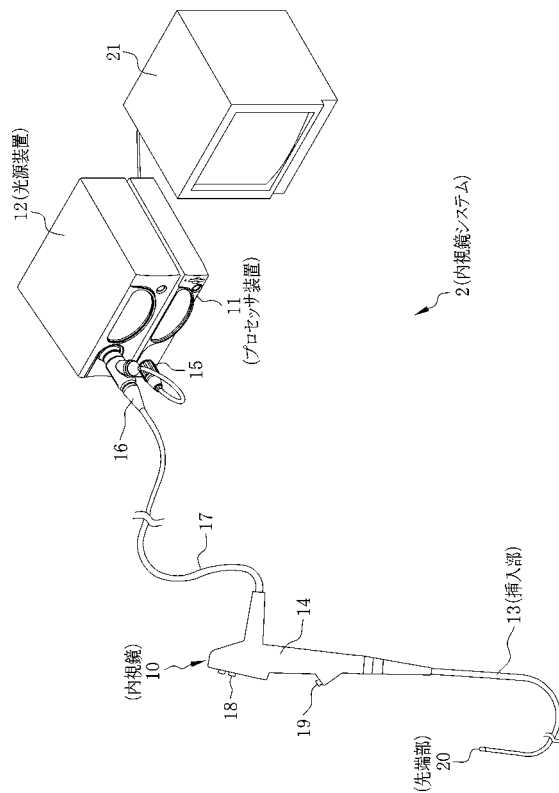
40

50

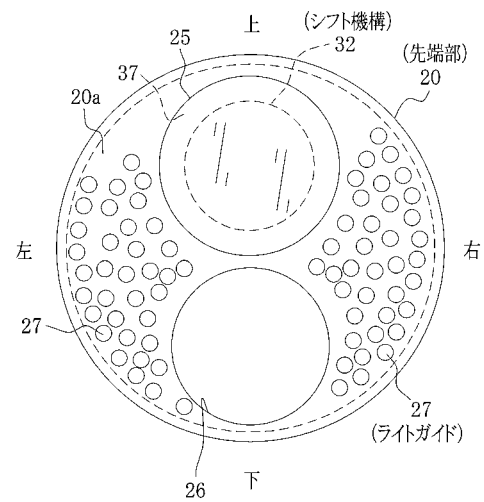
6 5 b 二値化処理部
 6 5 c 中心座標検出部
 6 5 d 内部メモリ
 6 8、1 1 4 操作部
 8 0 像
 8 1 画素
 8 5 シフト情報
 8 6 結像領域
 1 0 1、1 0 3 突起
 1 0 2 凹部
 1 1 2 中継ボックス
 1 1 5 C P U
 1 2 2 青色レーザ光源
 1 2 5 波長変換部材

10

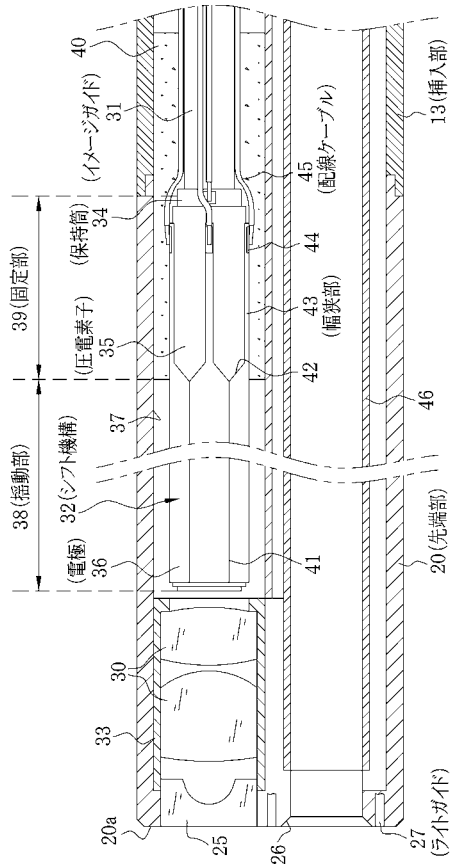
【図 1】



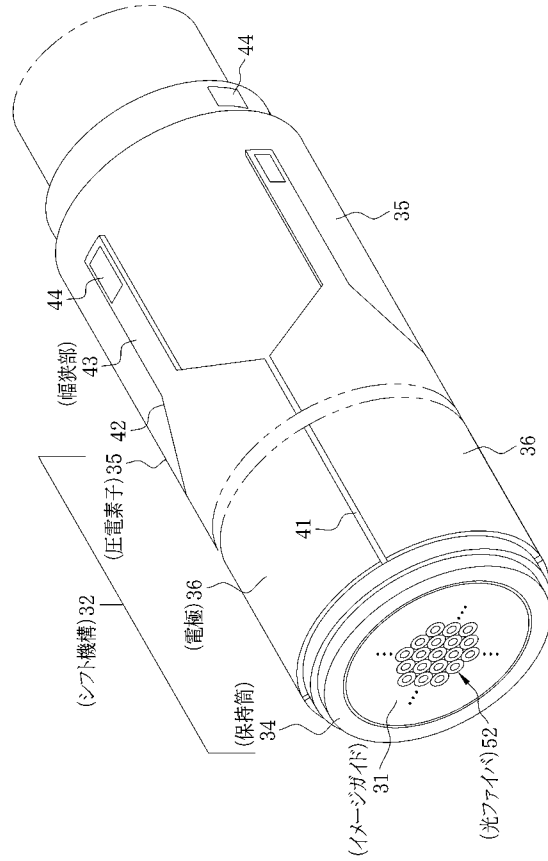
【図 2】



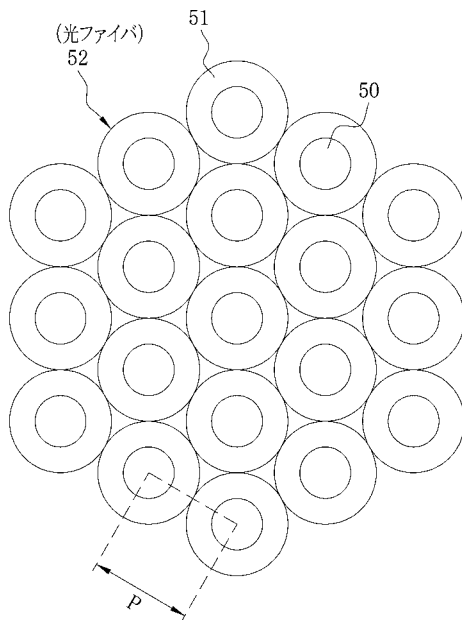
【図 3】



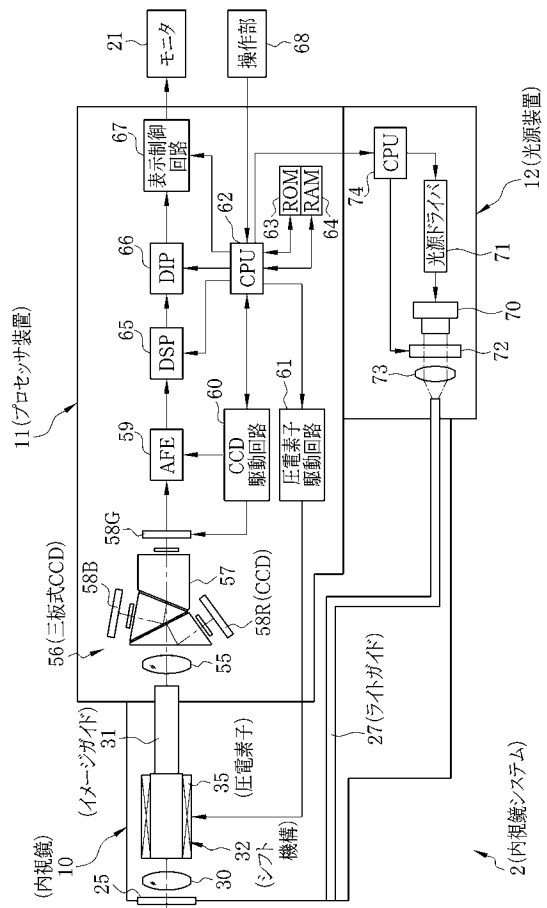
【図 4】



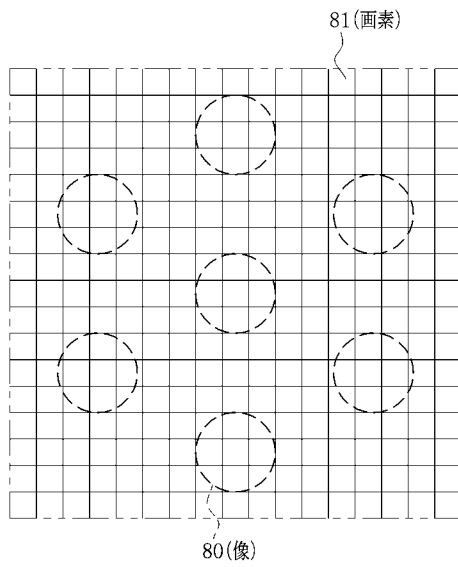
【図 5】



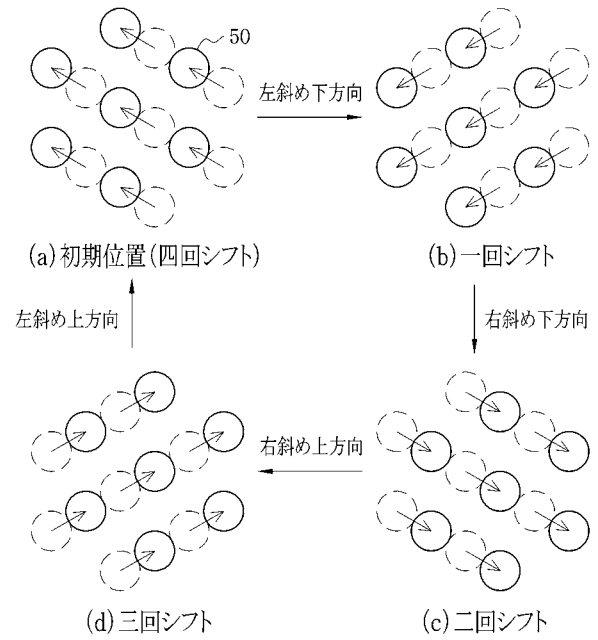
【図 6】



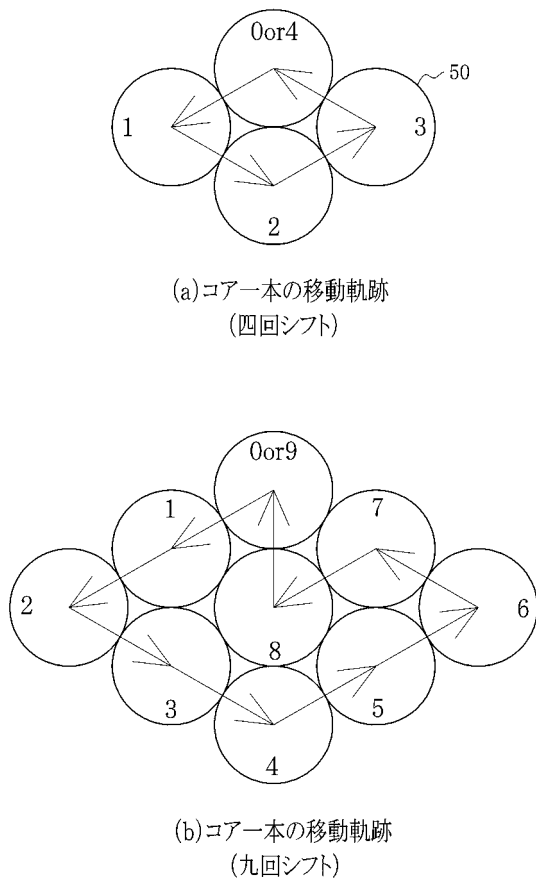
【 図 7 】



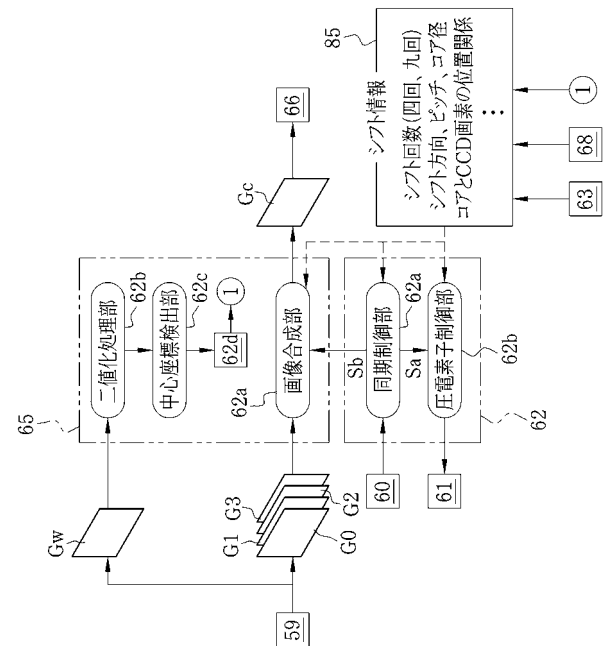
【 図 8 】



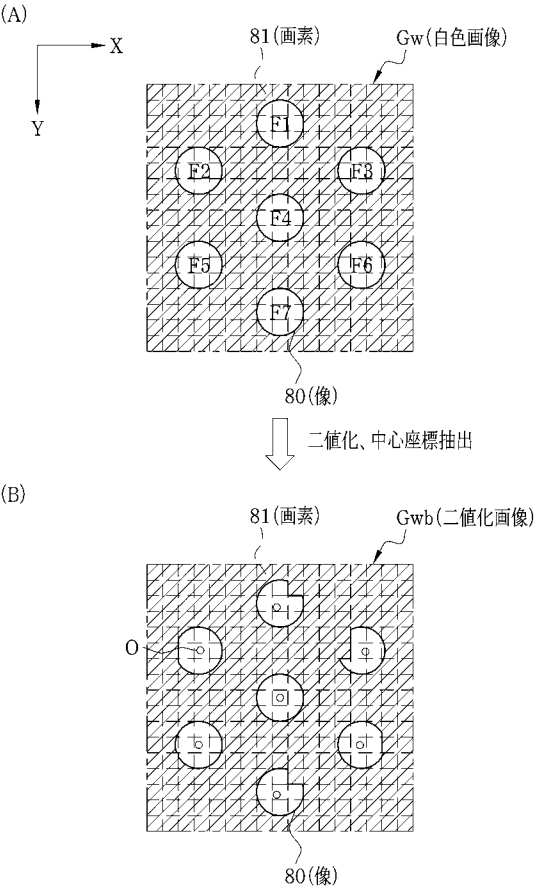
【 図 9 】



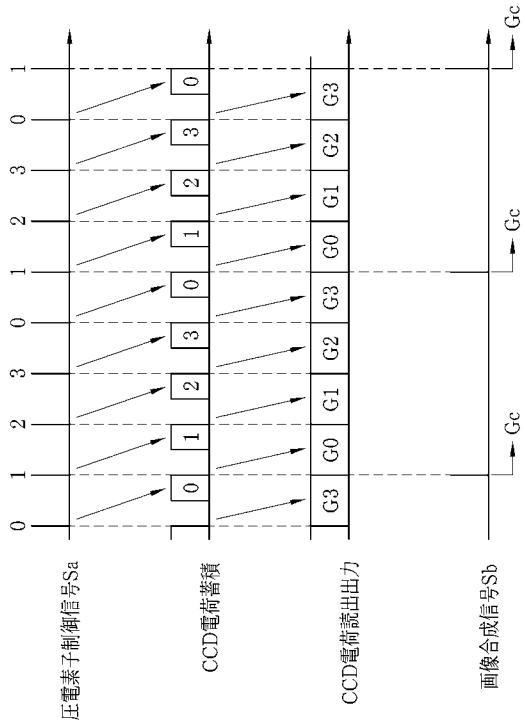
【 図 10 】



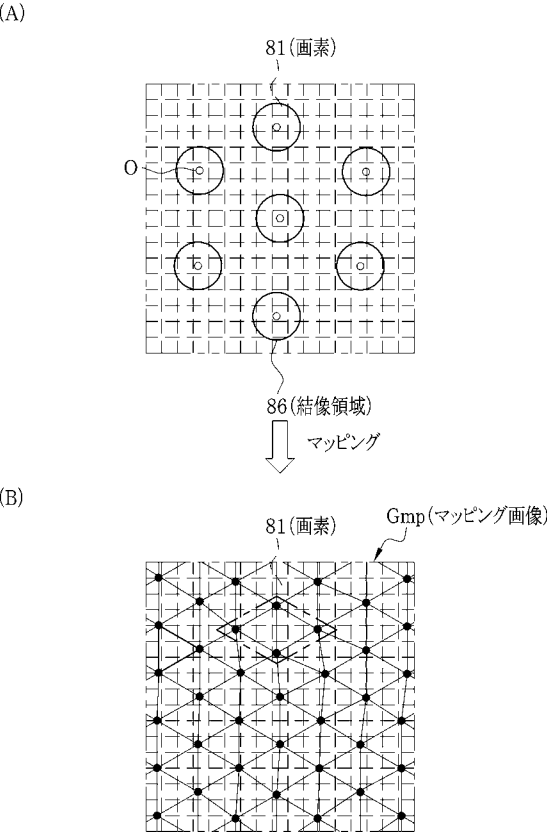
【 図 1 1 】



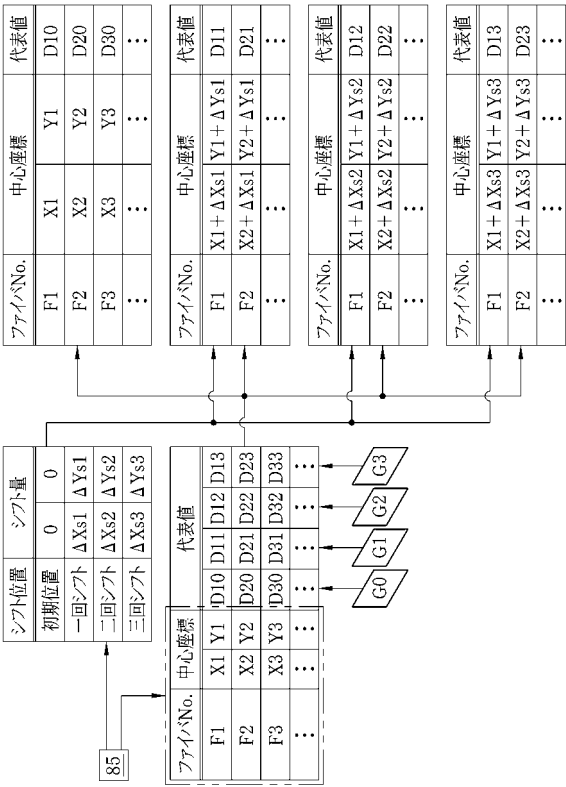
【 図 1 2 】



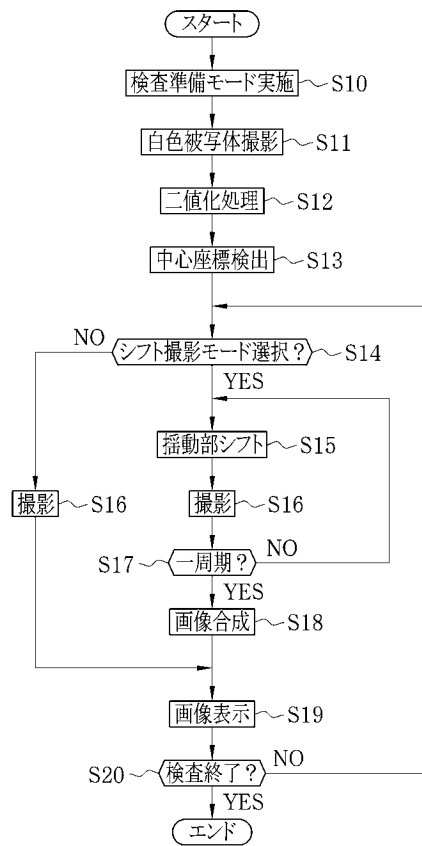
【 図 1 3 】



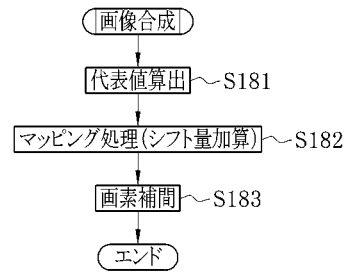
【 図 1 4 】



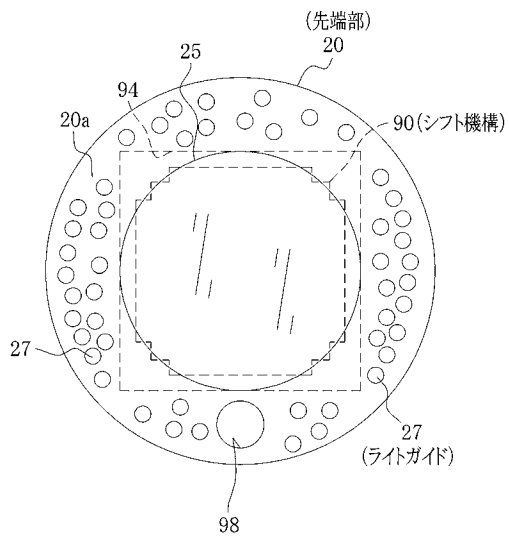
【 図 1 5 】



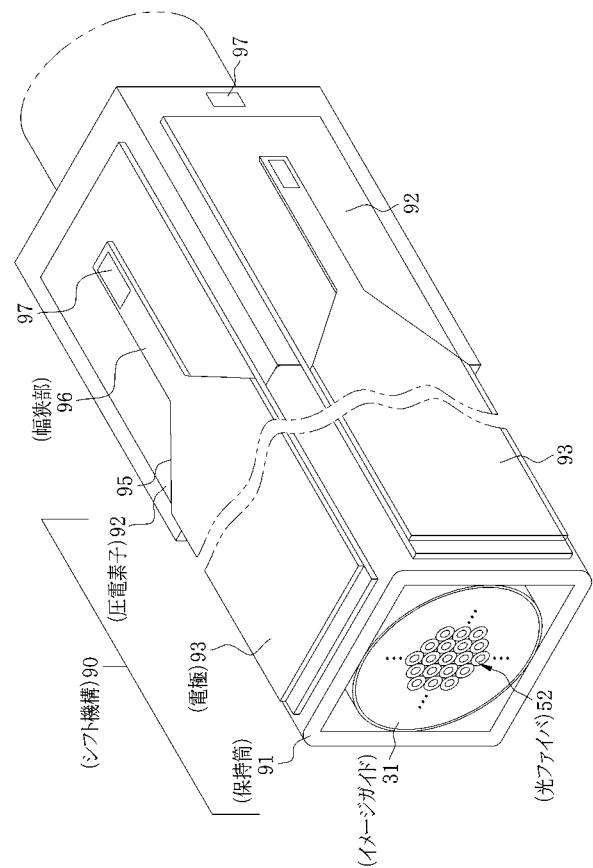
【 図 1 6 】



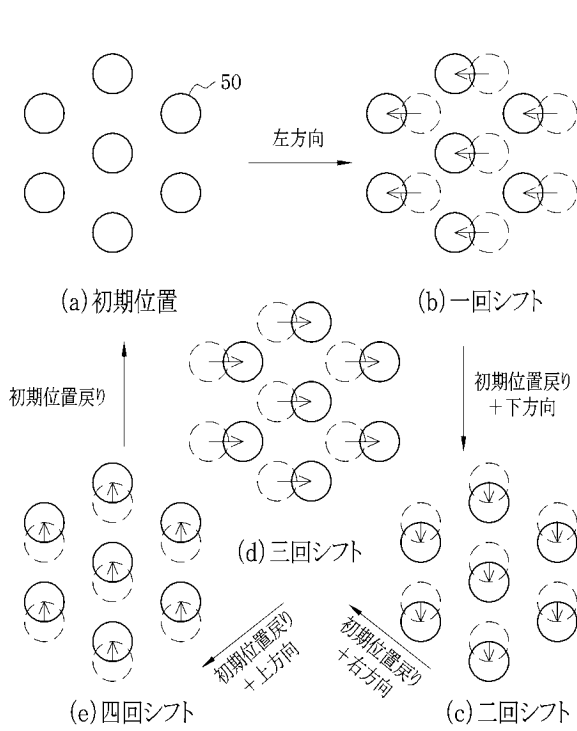
【 ㊦ 1 7 】



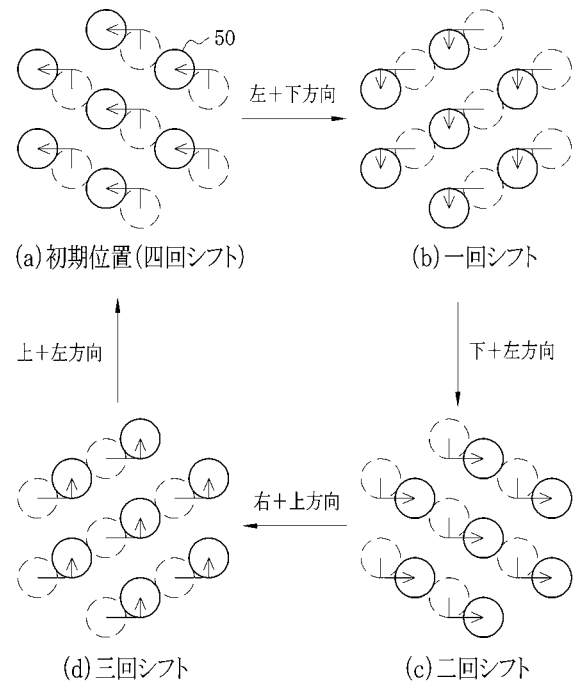
【 ㄨ 1 8 】



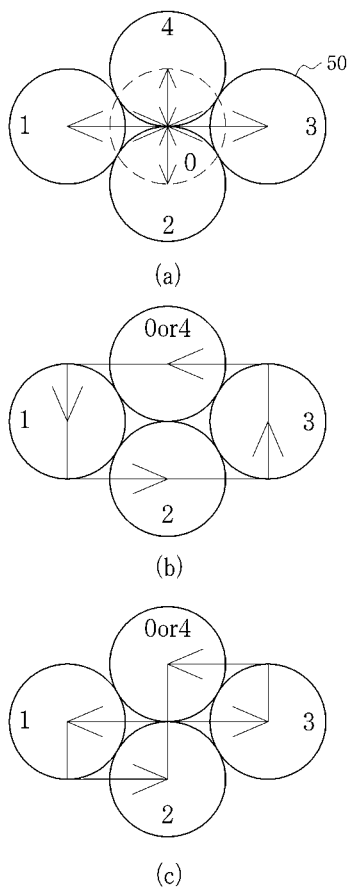
【図 19】



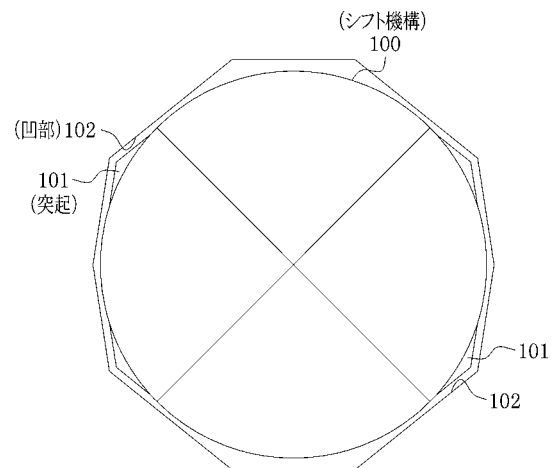
【図 20】



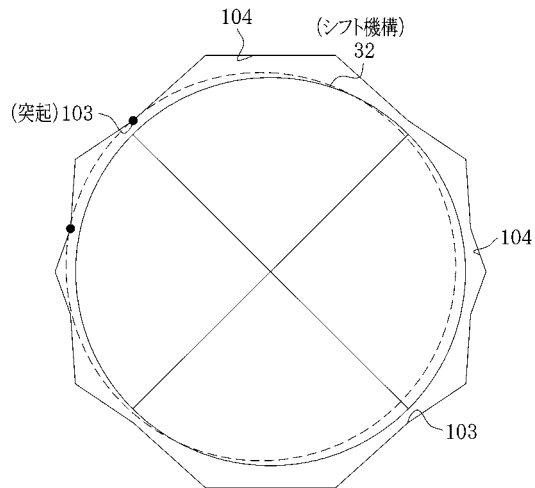
【図 21】



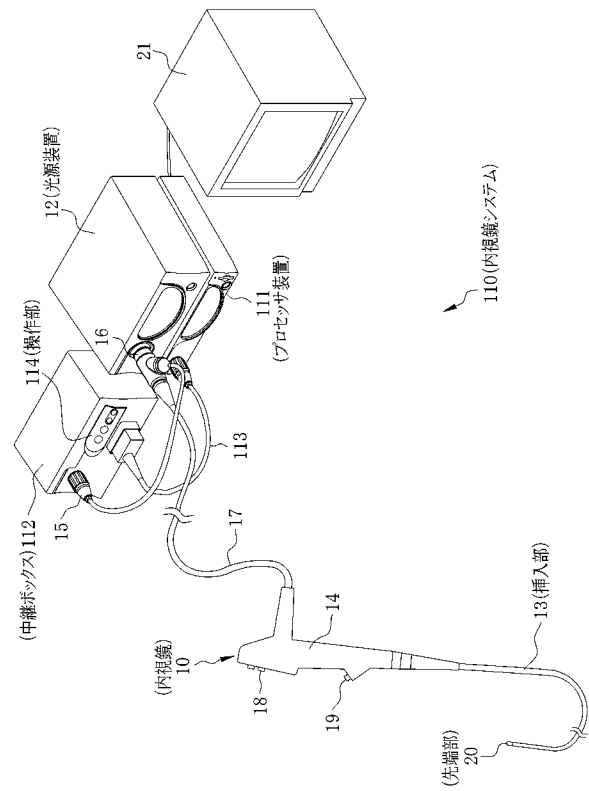
【図 22】



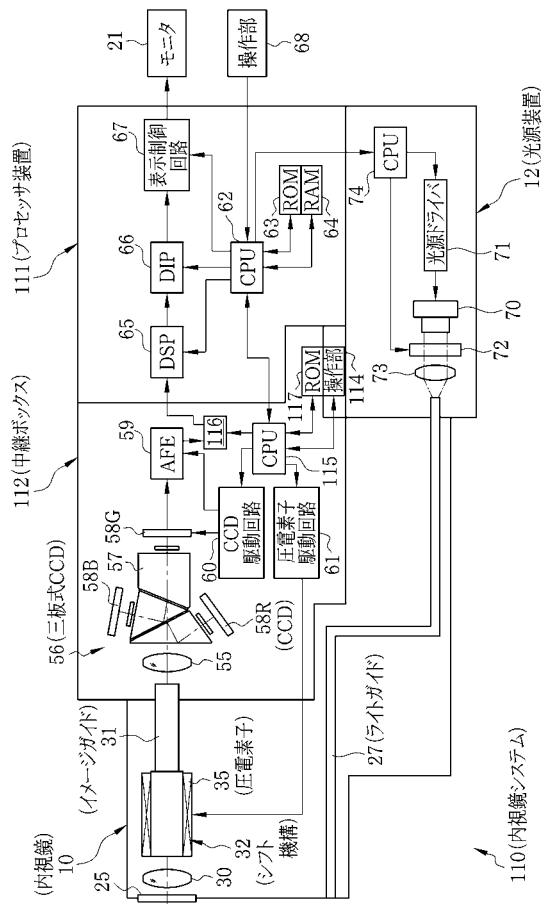
【図 23】



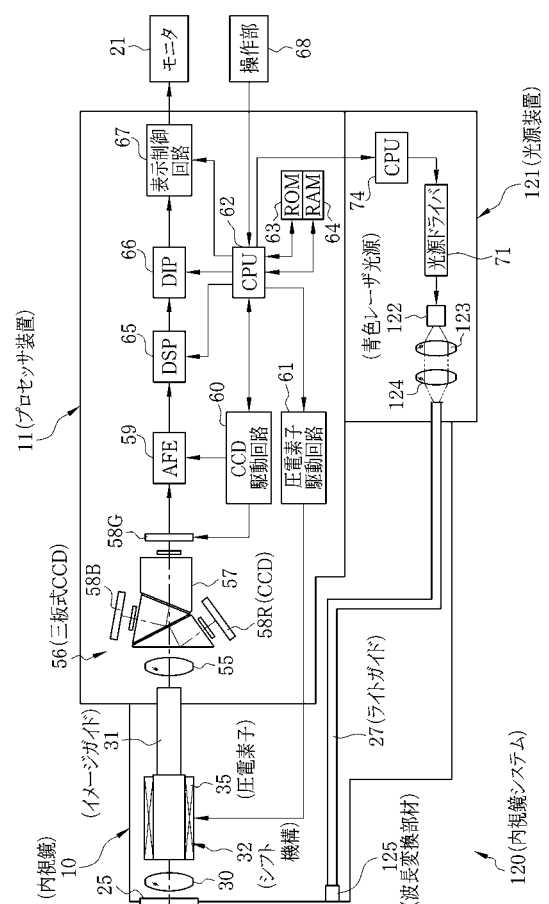
【図 24】



【図 25】



【図 26】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA06 AA07 CC06 FF40 FF46 GG01 JJ20 LL03 MM04 NN01
NN07 QQ02 SS21 YY02 YY03 YY12
5C054 AA02 CA04 CF05 EA01 EA05 FD00 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜和内窥镜驱动方法		
公开(公告)号	JP2010253156A	公开(公告)日	2010-11-11
申请号	JP2009108983	申请日	2009-04-28
[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	井口崇生 山田英之		
发明人	井口 崇生 山田 英之		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00188 A61B1/00006 A61B1/0005 A61B1/00165 A61B1/00167 A61B1/018 A61B1/0653 A61B1/07 G02B6/065 G02B6/4298 G02B23/26 H04N5/349 H04N9/09 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/26 H04N7/18.M A61B1/00.732 A61B1/00.735 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/CA27 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 4C061/AA06 4C061/AA07 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/JJ20 4C061/LL03 4C061/MM04 4C061/NN01 4C061/NN07 4C061/QQ02 4C061/SS21 4C061/YY02 4C061/YY03 4C061/YY12 5C054/AA02 5C054/CA04 5C054/CF05 5C054/EA01 5C054/EA05 5C054/FD00 5C054/HA12 4C161/AA06 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/JJ20 4C161/LL03 4C161/MM04 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/YY02 4C161/YY03 4C161/YY12		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：满足缩小直径的极薄变薄和获得高质量内部图像的要求。解决方案：内窥镜2包括用于移动图像引导件31的移位机构32。移位机构32使用压电元件35作为驱动源，以便移动图像引导件31的入射端以嵌入包层51的阴影。然后，每次在各个移位位置停止图像引导的光纤52构成图像引导件31。3-CCD组件56的CCD 58在各个档位进行成像。图像合成部分65a基于通过光纤52的芯50传输的图像80与像素81之间的位置关系，从CCD 58输出的各个移位位置处的图像产生一个合成图像。CCD 58，以及由移位机构32引起的图像引导件31的入射端的移动量

