

(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2010-253155

(P2010-253155A)

(43) 公開日 平成22年11月11日(2010.11.11)

(51) Int.Cl.
A61B 1/00

F I
A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y

テーマコード (参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2009-108982 (P2009-108982)
(22) 出願日 平成21年4月28日 (2009. 4. 28)

(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 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

(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

Fターム(参考) 4C061 CC04 FF40 LL03 NN01 NN05
PP09 RR19 RR26 SS23 WW04

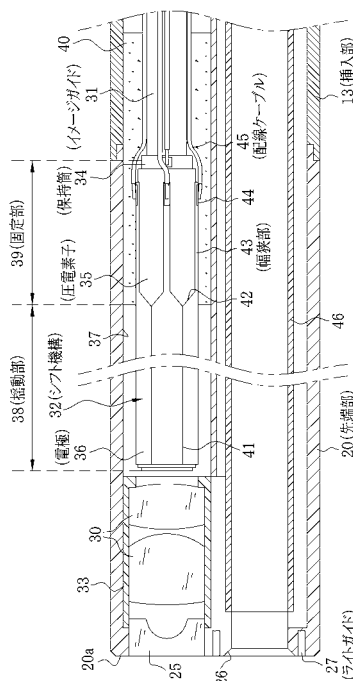
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡、並びに内視鏡駆動方法

(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】内視鏡２は、イメージガイド３１をシフト動作させるためのシフト機構３２を備える。シフト機構３２は、圧電素子３５を駆動源として、イメージガイド３１を構成する光ファイバ５２のクラッド５１の影を埋めるようにイメージガイド３１の入射端をシフトさせ、各シフト位置でその都度止める。三板式ＣＣＤ５６のＣＣＤ５８は、各シフト位置で撮影を行う。画像合成部６５ａは、ＣＣＤ５８から出力された各シフト位置での画像から、一つの合成画像を生成する。

【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、

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、

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、

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】

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 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

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 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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 2 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

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 2 ないし 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記同期制御手段は、前記圧電素子の駆動順序をシフト動作の周期で毎回同じにすることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記シフト機構を駆動させるか否かを選択させる操作入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

被観察部位に照明光を照射するライトガイドを、前記イメージガイド以外の内視鏡の挿入部の隙間を埋めるように配置することを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

被観察部位に照明光を照射するライトガイドに照明光を供給する照明光発生手段であり、レーザ光を出射するレーザ光源と、

ライトガイドの光出射側に配置され、レーザ光により励起発光する波長変換材とを有し

10

20

30

40

50

、

レーザ光と前記第一波長変換材からの励起発光光とを混合して白色光を得る照明光発生手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記シフト機構は、防湿コーティングがされてい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】

前記イメージセンサは、色分解素子と複数のイメージセンサからなる多板式であることを特徴とする請求項 1 ないし 1 1 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記イメージセンサ、前記同期制御手段、および前記画像合成手段が搭載され、内視鏡と内視鏡用プロセッサ装置とを中継する中継ボックスを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 1 2 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

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内視鏡。

【請求項 1 5】

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、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請求項 1 4 に記載の内視鏡。

【請求項 1 6】

前記保持筒は、円筒状であることを特徴とする請求項 1 4 または 1 5 に記載の内視鏡。

【請求項 1 7】

前記保持筒は、四角筒状であることを特徴とする請求項 1 4 または 1 5 に記載の内視鏡。

。

【請求項 1 8】

前記保持筒は、前記圧電素子の下部電極を兼ねることを特徴とする請求項 1 4 ないし 1 7 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 1 9】

前記シフト機構は、前記イメージガイドとともに揺動する揺動部と、

前記揺動部の後端に連設され、内視鏡の挿入部の内壁に固定された固定部とに分れることを特徴とする請求項 1 4 ないし 1 8 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 2 0】

前記圧電素子は、前記揺動部と前記固定部を含めた前記シフト機構の全長にわたって形成されており、

前記圧電素子の上部電極は、前記固定部の後端まで延在していることを特徴とする請求項 1 9 に記載の内視鏡。

【請求項 2 1】

前記圧電素子の上部電極は、前記揺動部よりも前記固定部における幅が狭く形成されていることを特徴とする請求項 2 0 に記載の内視鏡。

【請求項 2 2】

前記圧電素子の電極は、前記固定部よりも後端側で配線ケーブルと接続されていることを特徴とする請求項 20 または 21 に記載の内視鏡。

【請求項 23】

前記揺動部、または内視鏡の挿入部の内壁に、前記揺動部を止めるための突き当て部を有することを特徴とする請求項 19 ないし 22 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 24】

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、

10

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、

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】

20

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。

30

【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。

40

【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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献 1】特開昭 60 - 053919 号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

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。

10

【0009】

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。

【0010】

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。

【課題を解決するための手段】

【0011】

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。

20

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

30

【0015】

前記画像合成手段は、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。

【0016】

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。

40

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

50

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。

【0020】

前記同期制御手段は、前記圧電素子の駆動順序をシフト動作の周期で毎回同じにすることが好ましい。

【0021】

前記シフト機構を駆動させるか否かを選択させる操作入力手段を備えることが好ましい。また、被観察部位に照明光を照射するライトガイドを、前記イメージガイド以外の内視鏡の挿入部の隙間を埋めるように配置することが好ましい。

【0022】

被観察部位に照明光を照射するライトガイドに照明光を供給する照明光発生手段であり、レーザ光を出射するレーザ光源と、ライトガイドの光出射側に配置され、レーザ光により励起発光する波長変換材とを有し、レーザ光と前記第一波長変換材からの励起発光光とを混合して白色光を得る照明光発生手段を備えることが好ましい。

【0023】

さらに、前記シフト機構は、防湿コーティングがされていることが好ましい。

【0024】

前記イメージセンサは、色分解素子と複数のイメージセンサからなる多板式であることが好ましい。

【0025】

前記イメージセンサ、前記同期制御手段、および前記画像合成手段が搭載され、内視鏡と内視鏡用プロセッサ装置とを中継する中継ボックスを備えることが好ましい。前記操作入力手段を前記中継ボックスに設けてもよい。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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、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。

【0031】

前記保持筒は、円筒状または四角筒状である。また、前記保持筒は、前記圧電素子の下部電極を兼ねる。

【0032】

前記シフト機構は、前記イメージガイドとともに揺動する揺動部と、前記揺動部の後端に連設され、内視鏡の挿入部の内壁に固定された固定部とに分れる。

【0033】

10

20

30

40

50

前記圧電素子は、前記揺動部と前記固定部を含めた前記シフト機構の全長にわたって形成されている。前記圧電素子の上部電極は、前記固定部の後端まで延在している。

【0034】

前記圧電素子の上部電極は、前記揺動部よりも前記固定部における幅が狭く形成されている。また、前記圧電素子の電極は、前記固定部よりも後端側で配線ケーブルと接続されている。

【0035】

前記揺動部、または内視鏡の挿入部の内壁に、前記揺動部を止めるための突き当て部を有することが好ましい。

【0036】

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、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】

【0037】

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、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】

【0038】

【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】コアー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】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12】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13】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14】シフト機構の別の実施形態を示す斜視図である。

【図15】シフトの仕方の別の例を示す説明図である。

【図16】シフトの仕方のさらに別の例を示す説明図である。

【図17】コアー本の移動軌跡を示す説明図である。

【図18】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。

【図19】先端部内壁に突起を設けた例を示す図である。

【図20】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21】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22】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】

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

図 1 において、内視鏡システム 2 は、内視鏡 1 0、プロセッサ装置 1 1、および光源装置 1 2 からなる。内視鏡 1 0 は、例えば臍管、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 1 0 は、患者の体内に挿入される可撓性の挿入部 1 3 と、挿入部 1 3 の基端部分に連設された操作部 1 4 と、プロセッサ装置 1 1 および光源装置 1 2 にそれぞれ接続されるプロセッサ用コネクタ 1 5 および光源用コネクタ 1 6 と、操作部 1 4、各コネクタ 1 5、1 6 間を繋ぐユニバーサルコード 1 7 とを有する。

【 0 0 4 0 】

挿入部 1 3 は、例えば厚み 5 0 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 1 4 には、体内画像を静止画記録するためのリリースボタン 1 8 といった操作部材が設けられている。また、操作部 1 4 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口 1 9 が設けられている。鉗子口 1 9 は、挿入部 1 3 内の鉗子チャンネル 4 6（図 3 参照）を通して、挿入部 1 3 の先端部 2 0 に設けられた鉗子出口 2 6（図 2 参照）に連通している。

10

【 0 0 4 1 】

プロセッサ装置 1 1 は、光源装置 1 2 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 1 1 は、ユニバーサルコード 1 7 や挿入部 1 3 内に挿通された配線ケーブル 4 5（図 3 参照）を介して内視鏡 1 0 に給電を行い、シフト機構 3 2（図 3 参照）の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 1 1 は、イメージガイド 3 1（図 3 参照）で伝達された被観察部位の像を、内蔵の CCD 5 8 R、5 8 G、5 8 B（図 6 参照、以下、まとめて CCD 5 8 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 1 1 で生成された画像は、プロセッサ装置 1 1 にケーブル接続されたモニタ 2 1 に体内画像として表示される。

20

【 0 0 4 2 】

先端部 2 0 は、例えば厚み 2 5 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 2 0 の先端面 2 0 a には、上方中央に観察窓 2 5 が、その直下に鉗子出口 2 6 が設けられている。また、観察窓 2 5、鉗子出口 2 6 以外の隙間を埋めるように、複数のライトガイド 2 7 の先端がランダムに配置されている。

【 0 0 4 3 】

鉗子出口 2 6 は、例えば外径 0 . 3 4 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 4 6（図 3 参照）に連通している。ライトガイド 2 7 は、例えば外径 5 0 μm の光ファイバからなる。ライトガイド 2 7 は、挿入部 1 3、ユニバーサルコード 1 7 に亘って挿通され、その入射端が光源用コネクタ 1 6 内に位置している。ライトガイド 2 7 は、入射端に入射した光源装置 1 2 からの照明光を導光して、先端面 2 0 a 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。

30

【 0 0 4 4 】

ライトガイド 2 7 は、複数本の光ファイバをバラで挿入部 1 3 内に挿通させ、その後先端部 2 0 に接着剤を流し込むことで先端部 2 0 に固着される。必要に応じて、固着後にライトガイド 2 7 の出射端を表面研磨したり、各ライトガイド 2 7 の出射端前方に、ライトガイド 2 7 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。

40

【 0 0 4 5 】

図 3 に示すように、観察窓 2 5 の奥には、対物光学系 3 0、イメージガイド 3 1、およびイメージガイド 3 1 をシフトさせるシフト機構 3 2 が配されている。対物光学系 3 0 は、鏡筒 3 3 に保持され、被観察部位の像をイメージガイド 3 1 の入射端に結像させる。対物光学系 3 0、鏡筒 3 3 の外径はそれぞれ、例えば 0 . 3 5 mm、0 . 4 mm である。また、鏡筒 3 3 の軸方向長さは、例えば 3 . 2 mm である。

【 0 0 4 6 】

イメージガイド 3 1 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 3 1 は、挿入部 1 3、ユニバーサルコード 1 7 内を挿通され、その出射端

50

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。

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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。

【0051】

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。

【0052】

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。

【0053】

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。

【0054】

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

10

20

30

40

50

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。

【0055】

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。

【0056】

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。

10

【0057】

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。

20

【0058】

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

【0059】

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。

【0060】

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。

40

【0061】

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

50

(Local Area Network)等のネットワークより得て、R A M 6 4 に記憶する。

【 0 0 6 2 】

D S P 6 5 は、A F E 5 9 からの撮像信号をフレームメモリから読み出す。D S P 6 5 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 D S P 6 5 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 6 5 a（図 1 0 参照）を有する。このため D S P 6 5 には、複数のフレームメモリが設けられている。D S P 6 5 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、D I P と略す）6 6 のフレームメモリ（図示せず）に入力される。

10

【 0 0 6 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 6 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。

20

【 0 0 6 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 6 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。

30

【 0 0 6 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 6 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。

40

【 0 0 6 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

50

、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 6 8 を操作することにより行われる。

【 0 0 7 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 8 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させ、再び（ a ）の初期位置（四回シフトの位置）に戻す。揺動部 3 8 は、圧電素子駆動回路 6 1 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 3 1 の入射端における実際のコア 5 0 の位置、破線は一つ前の位置を表す。

10

【 0 0 7 1 】

イメージガイド 3 1 の入射端におけるコア 5 0 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 5 1 の部分を埋めるような、図 9 （ a ）に示す菱形状の移動軌跡を辿る。

【 0 0 7 2 】

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 9 0 ° 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 5 1 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 5 0 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。

20

【 0 0 7 3 】

図 1 0 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 1 1 の CPU 6 2 には、同期制御部 6 2 a 、圧電素子制御部 6 2 b が構築され、また、DSP 6 5 の画像合成部 6 5 a が動作する。画像合成部 6 5 a および各制御部 6 2 a 、6 2 b は、シフト情報 8 5 に基づいて互いに協働しながら各種処理を行う。

30

【 0 0 7 4 】

シフト情報 8 5 は、シフト機構 3 2 の揺動部 3 8 のシフト動作に関する情報である。シフト情報 8 5 は、シフト回数、シフト方向とそのピッチ、図 7 に示すイメージガイド 3 1 のコア 5 0 で伝達する像 8 0 と CCD 5 8 の画素 8 1 の位置関係等を含む。シフト回数の情報は操作部 6 8 から与えられる。シフト方向、ピッチ、像 8 0 と画素 8 1 の位置関係といった基本的な情報は例えば ROM 6 3 に記憶されており、ROM 6 3 から画像合成部 6 5 a および各制御部 6 2 a 、6 2 b に読み出される。

【 0 0 7 5 】

同期制御部 6 2 a は、CCD 駆動回路 6 0 から CCD 5 8 の駆動パルスの情報を受けて、圧電素子制御部 6 2 b に圧電素子制御信号 S a を、画像合成部 6 5 a に画像合成信号 S b をそれぞれ送信する。圧電素子制御部 6 2 b は、圧電素子制御信号 S a 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 6 1 の動作を制御する。同様に、画像合成部 6 5 a は、画像合成信号 S b 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 G 0 、G 1 、G 2 、G 3 （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 G c を生成する。

40

【 0 0 7 6 】

より詳しくは、四回シフトの場合を例示した図 1 1 において、同期制御部 6 2 a は、CCD 5 8 の電荷蓄積が終了した直後、すなわち CCD 5 8 の画素 8 1 から垂直転送路に一

50

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の電荷読出力が終了したときに、画像合成信号Ｓｂを発する。電荷読出力とは、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。

【００７７】

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、ＣＣＤ５８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始される。

【００７８】

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、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。合成時に各画像Ｇ０～Ｇ３や合成画像Ｇｃに対して画素補間を施してもよい。

【００７９】

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。

【００８０】

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。

【００８１】

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。

【００８２】

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、ＣＣＤ５８による体内画像をモニタ２１で観察する。

【００８３】

ＣＣＤ５８から出力された撮像信号は、ＡＦＥ５９の各部で各種処理を施された後、ＤＳＰ６５に入力される。ＤＳＰ６５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。ＤＳＰ６５で生成された画像は、ＤＩＰ６６に出力される。

【００８４】

ＤＩＰ６６では、ＣＰＵ６２の制御の下、ＤＳＰ６５からの画像に各種画像処理が施される。ＤＩＰ６６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６

10

20

30

40

50

7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。

【0085】

図12において、シフト撮影モードが選択された場合(S10でyes)、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CCD58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Saが、画像合成部65aに画像合成信号Sbがそれぞれ送信される。

【0086】

圧電素子制御信号Sa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の動作が制御され、圧電素子駆動回路61から圧電素子35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38が所定角度、所定ピッチ分順次シフトされる(S11)。そして、揺動部38が各シフト位置に止まっているときに、CCD58による電荷蓄積が行われ、イメージガイド31で伝達された被観察部位の像80が各画素81で撮像される(S12)。揺動部38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、S11、S12の処理が繰り返される(S13でno)。

【0087】

一周期のシフト動作が終了すると(S13でyes)、画像合成信号Sbを受けた画像合成部65a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(S14)。生成された合成画像は、前述のようにDIP66、表示制御回路67を経由して、モニタ21に表示される(S15)。一方、通常撮影モードが選択された場合は、S12の撮影は行われるが、S11、S14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(S16でyes)まで繰り返される。

【0088】

以上説明したように、イメージガイド31の入射端を圧電素子35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13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。

【0089】

イメージガイド31を含めたシフト機構32の外径は、配線ケーブル45を含めても鏡筒33の外径と同じかそれ以下である。シフト機構32を構成する各部材の厚みも数十μm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。

【0090】

同期制御部62aによって、シフト機構32とCCD58の動作を同期させ、イメージガイド31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。

【0091】

保持筒34を円筒状として圧電素子35をこれに倣うように成膜して、上下、左右二対の電極36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38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、CCD58の撮像動作に余裕をもって追従することができる。

【0092】

揺動部38では電極36を幅広として高い駆動力を得られるようにし、固定部39では電極36を幅狭部43として固定部39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。

【0093】

固定部39よりも後端側で電極36と配線ケーブル45とを接続するので、配線ケーブ

10

20

30

40

50

ル４５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４５を保持筒３４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。

【００９４】

保持筒３４でイメージガイド３１を保持し、保持筒３４に圧電素子３５を設けるので、イメージガイド３１に圧電素子３５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３４を圧電素子３５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。

【００９５】

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１０の挿入部１３を挿入し、体内で挿入部１３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１３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。

10

【００９６】

なお、リリースボタン１８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１８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。

20

【００９７】

挿入部１３内の隙間を埋めるように、ライトガイド２７を先端面２０a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ＣＣＤ５６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。

【００９８】

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１３および図１４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。

【００９９】

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５０μm、０．７mm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５０μm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

【０１００】

シフト機構９０は、先端部２０の基体内に収容されている。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０．１mm程度の空洞９４が形成されている。

【０１０１】

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

【０１０２】

シフト機構９０を用いた場合、揺動部３８は、例えば図１５または図１６に示すシフト動作をする。図１５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、（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１／４Ｐ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、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

50

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。イメージガイド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17(a)に示す十字状の移動軌跡を辿る。

【0103】

あるいは図16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17(b)に示す矩形状の移動軌跡を辿る。

【0104】

もしくは、図17(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。

【0105】

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の極細化に寄与することができる。対して図13や図14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。

【0106】

図15~図17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13の符号98は、治療用レーザー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ー光照射部であり、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にレーザー光照射部98を設けてもよい。

【0107】

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。

【0108】

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。

【0109】

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18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。

【0110】

あるいは図 19 に示すように、先端部 20 の基体の内壁に突起 103 を設けてもよい。突起 103 は、シフト機構 32 が各シフト位置に移動したときに、シフト機構 32 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 104 は、シフト機構 32 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 18 の例よりも製造コストが安く済む。

【0111】

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 18 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。

【0112】

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。

【0113】

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 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、制振対策を講じてよい。

【0114】

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、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。

【0115】

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。

【0116】

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。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 7 】

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。

【 0 1 1 8 】

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

10

【 0 1 1 9 】

具体的には、CPU 62 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。

【 0 1 2 0 】

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。

20

【 0 1 2 1 】

例えば図 20、21 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。

【 0 1 2 2 】

図 20 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。

【 0 1 2 3 】

図 21 において、中継ボックス 112 は、三板式 CCD 56、AFE 59、CCD 駆動回路 60、圧電素子駆動回路 61、CPU 115、画像合成部 116、および ROM 117 を有する。CPU 115 は、中継ケーブル 113 を介してプロセッサ装置 111 の CPU 62 と通信する。CPU 115 は、上記実施形態の CPU 62 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、CPU 115 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 AFE 59 からの撮像信号に対して施す。ROM 117 には、上記実施形態の ROM 63 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 DSP 65 に入力される。

30

40

【 0 1 2 4 】

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る、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 20 および図 21 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。

【 0 1 2 5 】

50

また、図 22 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 445 nm の青色レーザ光源 122 と、青色レーザ光源 122 からのレーザ光を平行光化するコリメータレンズ 123 と、レーザ光を集光する集光レンズ 124 とを有する。CPU 74 は、光源ドライバ 71 を経由して青色レーザ光源 122 の動作制御を行う。

【0126】

青色レーザ光源 122 からのレーザ光は、集光レンズ 124 によりライトガイド 27 の入射端に入射される。ライトガイド 27 は、入射されたレーザ光を、内視鏡 10 の先端部 20 まで伝搬する。

【0127】

一方、ライトガイド 27 の光出射側には、波長変換部材 125 が配置されている。波長変換部材 125 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 125 は、青色レーザ光源 122 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 122 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。

【0128】

青色レーザ光源 122 と波長変換部材 125 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。

【0129】

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】

【0130】

2、110、120 内視鏡システム

10 内視鏡

11、111 プロセッサ装置

12、121 光源装置

13 挿入部

20 先端部

27 ライトガイド

31 イメージガイド

32、90、100 シフト機構

34、91 保持筒

35、92 圧電素子

36、93 電極

38 揺動部

39 固定部

43 幅狭部

45 配線ケーブル

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

63、117 ROM

10

20

30

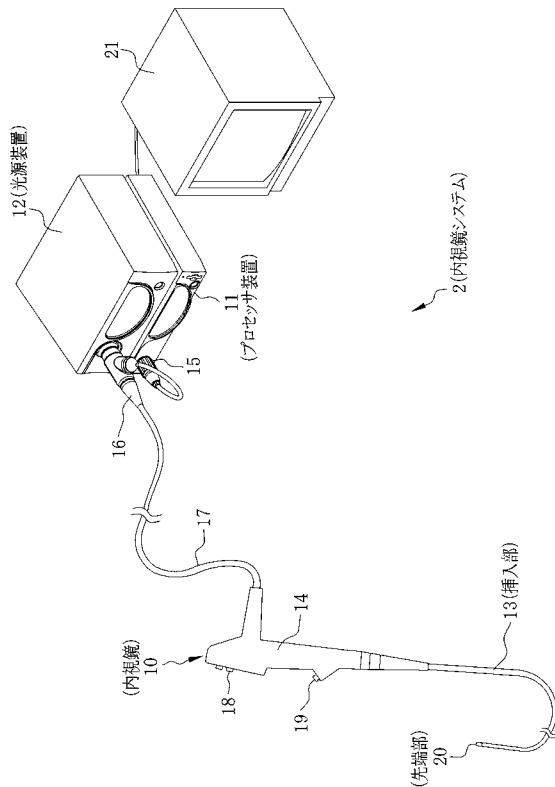
40

50

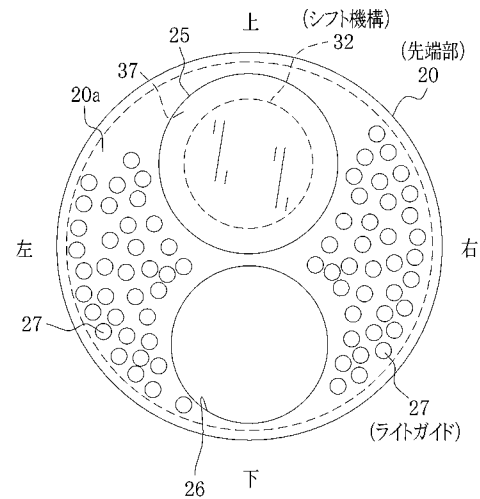
65 デジタル信号処理回路 (DSP)
 65a、116 画像合成部
 68、114 操作部
 80 像
 81 画素
 85 シフト情報
 101、103 突起
 102 凹部
 112 中継ボックス
 115 CPU
 122 青色レーザ光源
 125 波長変換部材

10

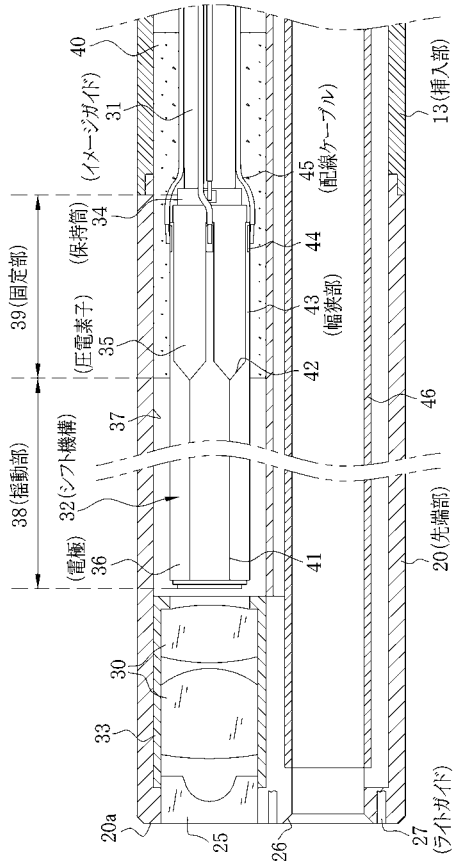
【図1】



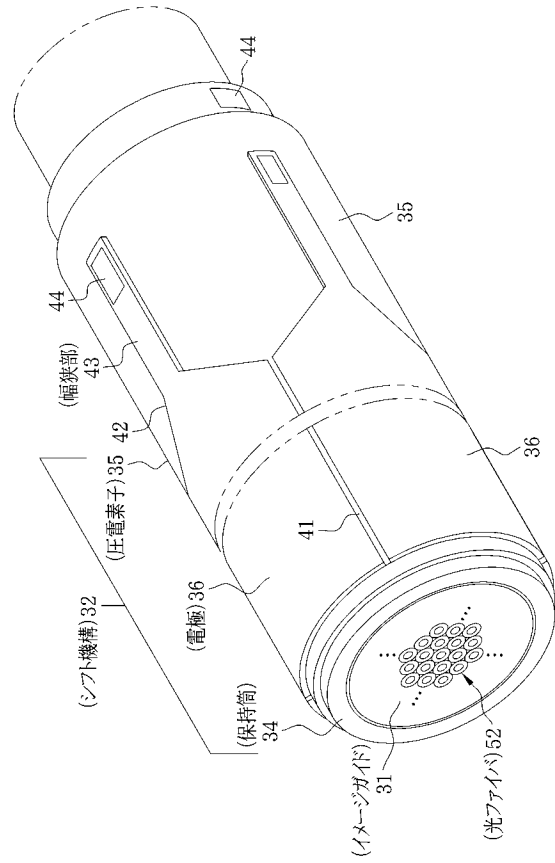
【図2】



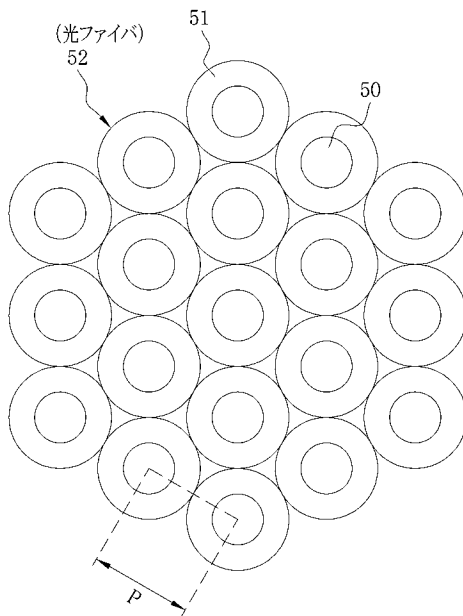
【 図 3 】



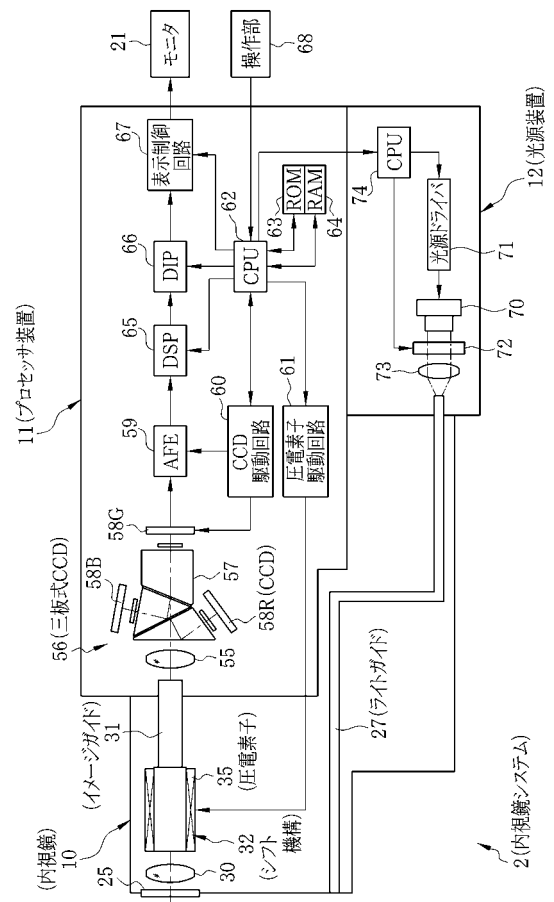
【 図 4 】



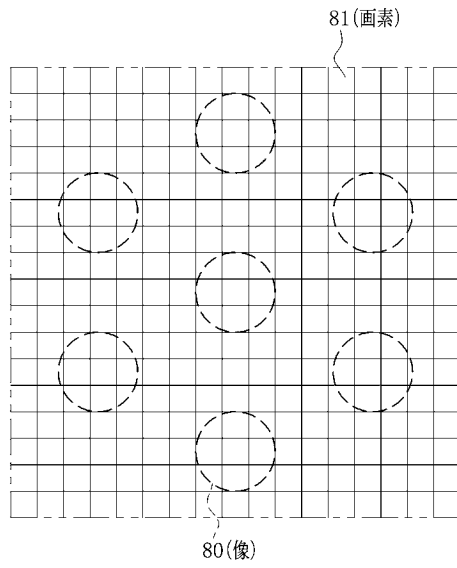
【 図 5 】



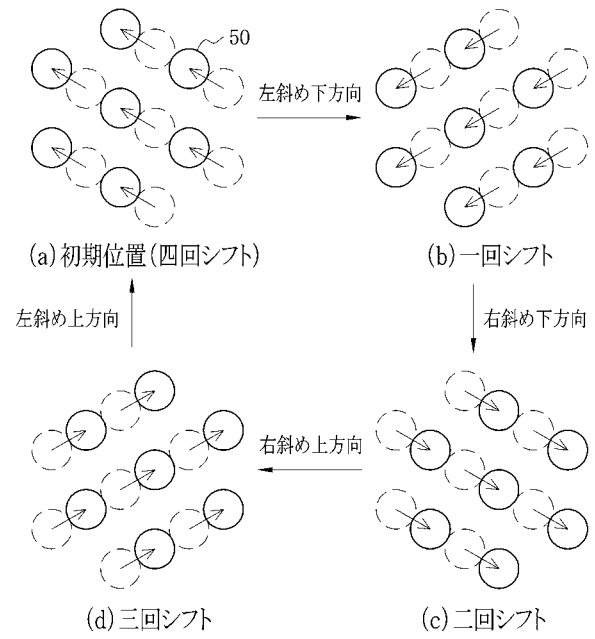
【 図 6 】



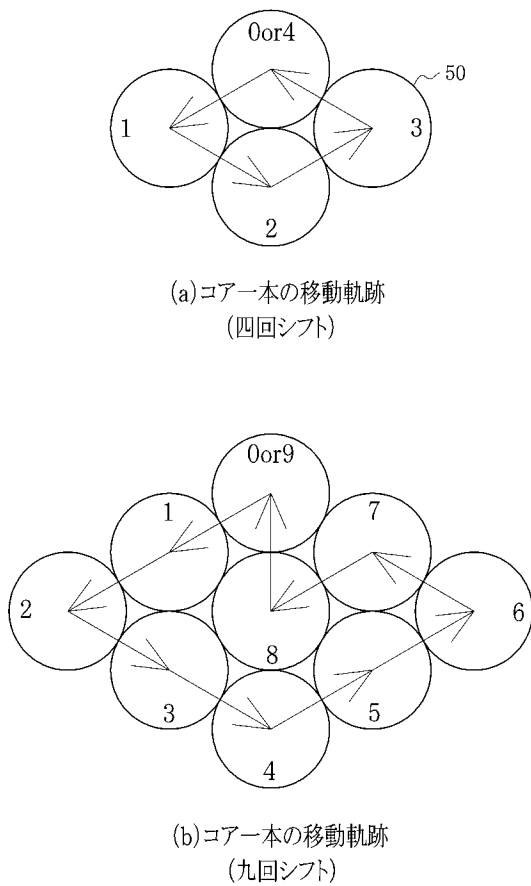
【 図 7 】



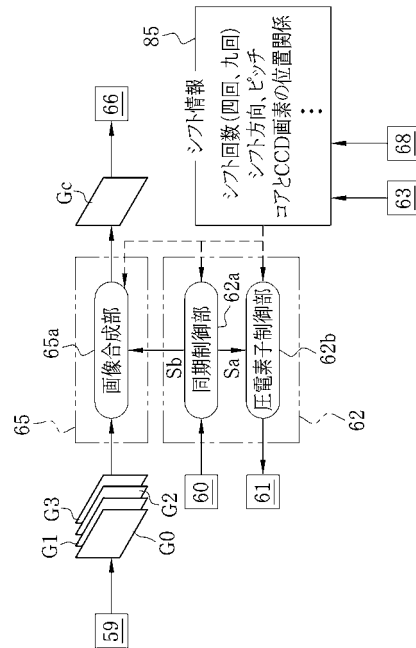
【 図 8 】



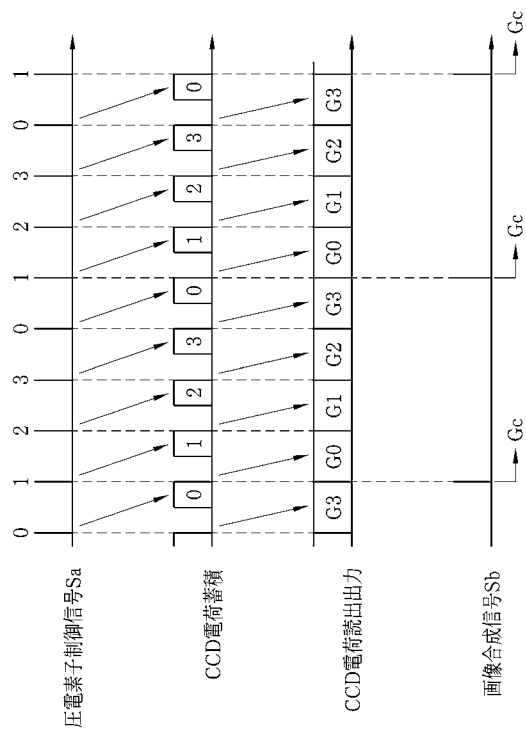
【 図 9 】



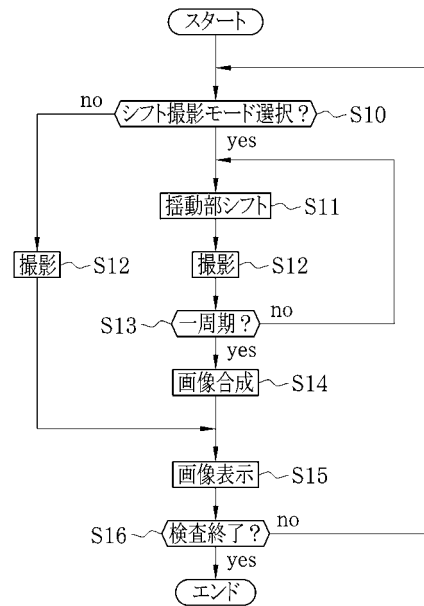
【 図 10 】



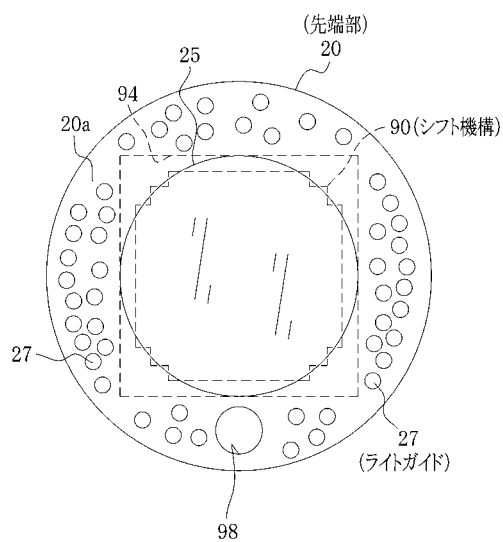
【図 1 1】



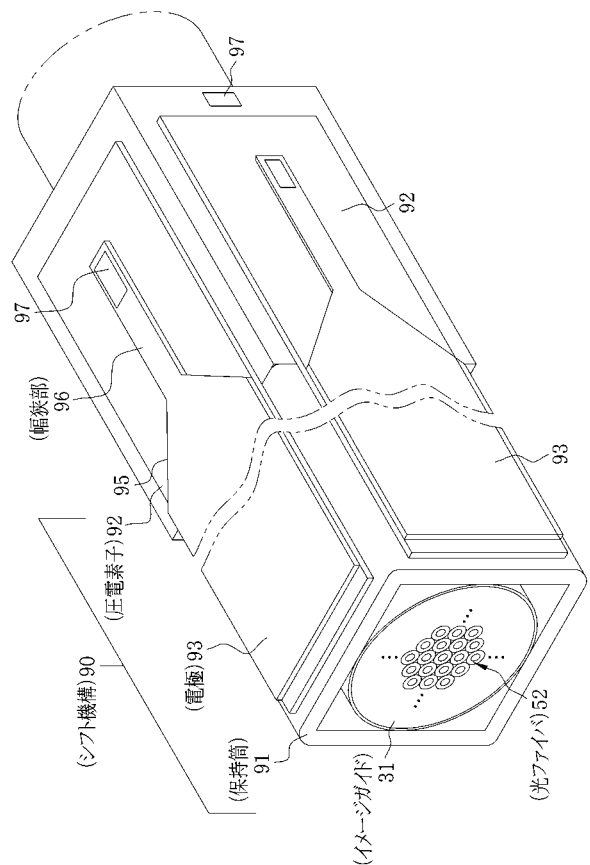
【図 1 2】



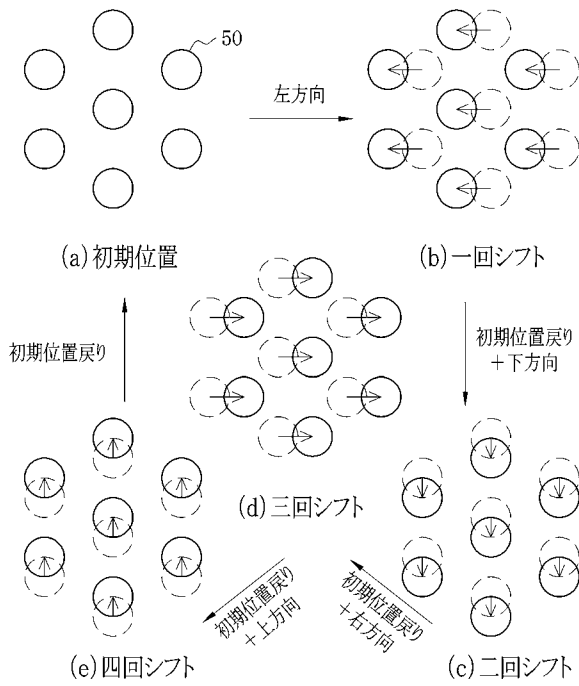
【図 1 3】



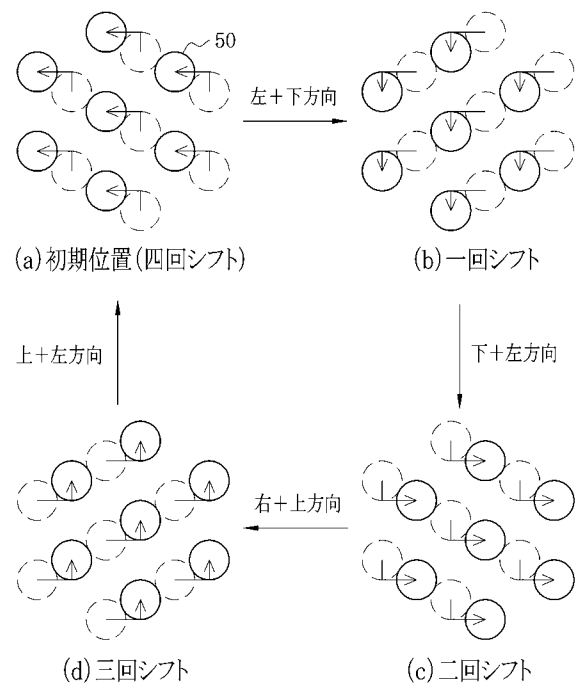
【図 1 4】



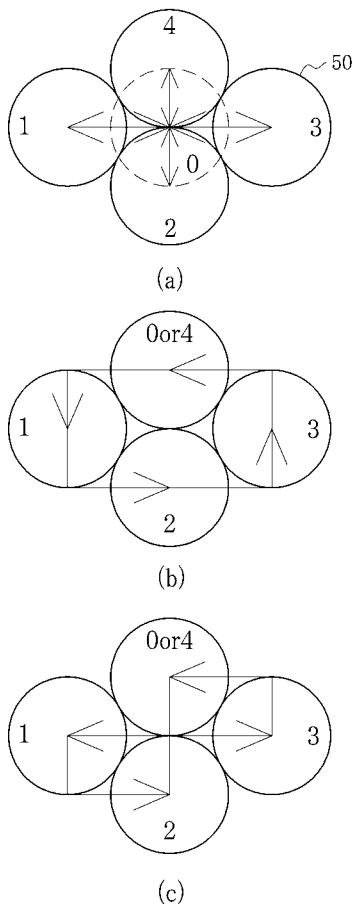
【図 15】



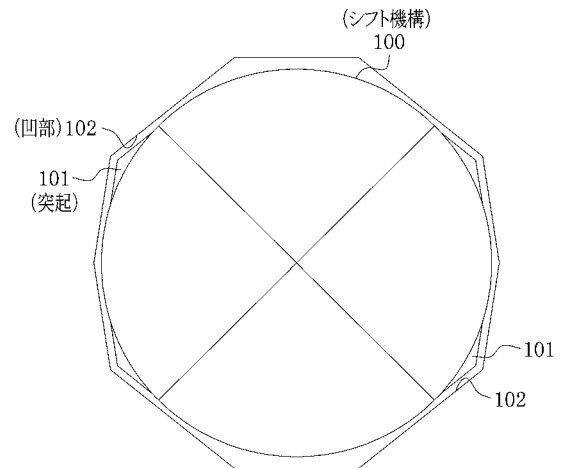
【図 16】



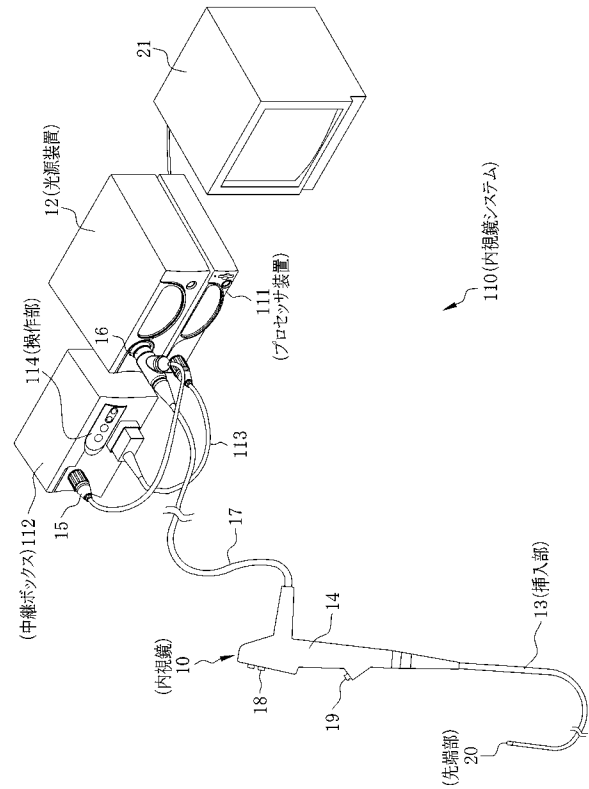
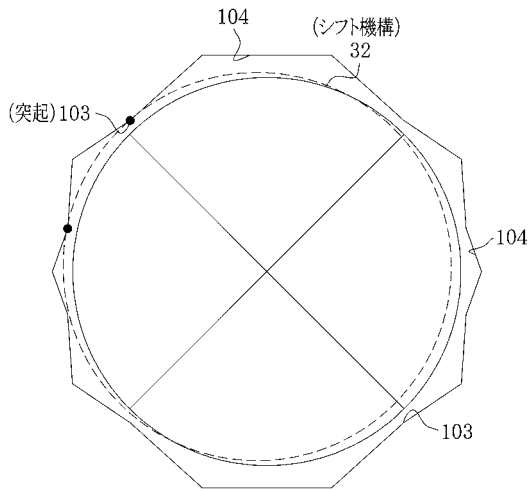
【図 17】



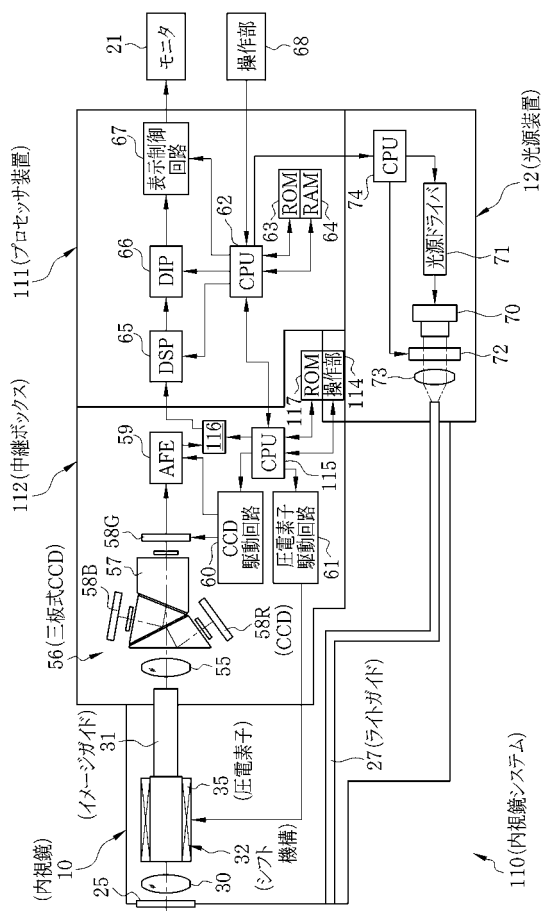
【図 18】



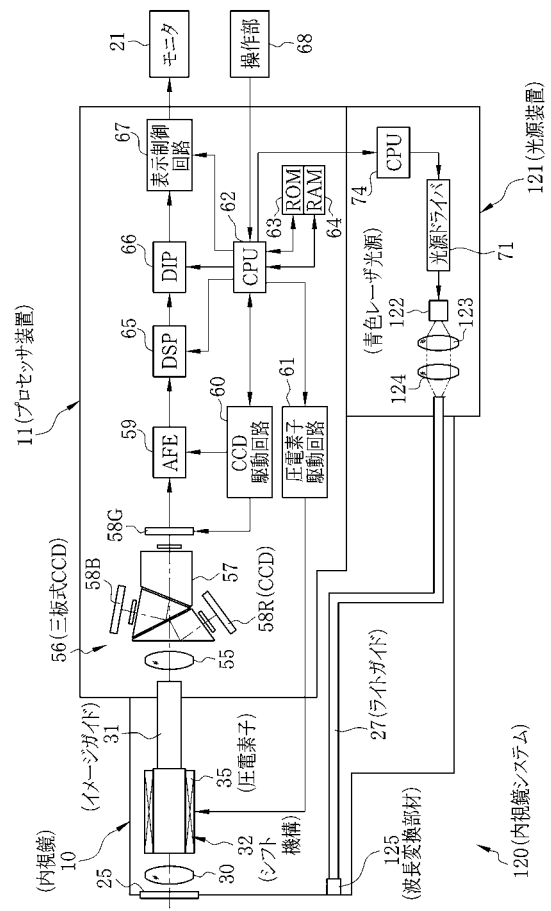
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



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	JP2010253155A	公开(公告)日	2010-11-11
申请号	JP2009108982	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	尾崎多可雄 仲村貴行 黒田修		
发明人	尾崎 多可雄 仲村 貴行 黒田 修		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00096 A61B1/00165 A61B1/00188 A61B1/0607 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/00.735 A61B1/045.610 A61B1/045.631 A61B1/07.731 A61B1/07.732 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/CC04 4C061/FF40 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP09 4C061/RR19 4C061/RR26 4C061/SS23 4C061/WW04 4C161/CC04 4C161/FF40 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP09 4C161/RR19 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS23 4C161/WW04		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题既满足超薄直径的要求，又要求获得高质量的体内图像。
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使图像引导件31的入射端移动，以便以压电元件35作为驱动源填充构成图像引导件31的光纤52的包层51的阴影，并且每次在每个移位位置停止。三板CCD 56的CCD 58在每个档位处射击。图像合成单元65a根据从CCD 58输出的各个移位位置处的图像生成一个合成图像。点域

