

(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2011-55942

(P2011-55942A)

(43) 公開日 平成23年3月24日(2011.3.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	2H040
G02B 23/24 (2006.01)	A61B 1/00 300U	4C061
	A61B 1/00 300P	
	G02B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2009-207048 (P2009-207048)
 (22) 出願日 平成21年9月8日(2009.9.8)

(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

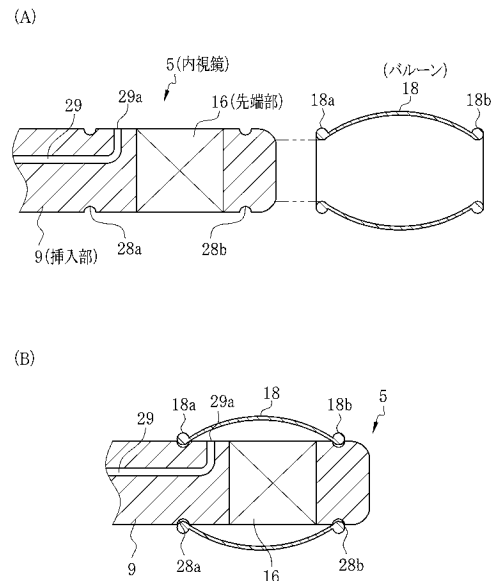
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】シフト動作に起因する画質劣化を防ぐ。

【解決手段】内視鏡5の挿入部9と先端部16の境目に、バルーン18が取り付けられる。バルーン18は、給排水管29等を介してポンプ装置8のロータリポンプ82と繋がっている。ロータリポンプ82は、シフト撮影モードが選択されたとき、バルーン18に水を供給してバルーン18を膨張させる。バルーン18が膨張して細管部の管壁に密着し、先端部16が管壁に固定される。通常撮影モードが選択されたときは、バルーン18から水が排出されてバルーン18が収縮し、先端部16の固定が解除される。

【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、

挿入部が挿入される管の内壁に挿入部の先端部を固定する固定機構とを備えることを特徴とする内視鏡。

10

【請求項 2】

前記固定機構は、弾性を有し、挿入部または挿入部に被せられる外套管の周面に気密を保持した状態で着脱自在に取り付けられるバルーンと、

前記バルーンに流体を流入させ、前記バルーンを膨張させる給排ポンプとで構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記固定機構は、挿入部または挿入部に被せられる外套管の周面に穿たれた吸引孔と、前記吸引孔に負圧を発生させる吸引ポンプとで構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

20

【請求項 4】

前記固定機構は、挿入部または挿入部に被せられる外套管の周面に穿たれた散布孔と、前記散布孔から固着剤を散布させる固着剤供給ポンプとで構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記固定機構を作動させるための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 4 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 6】

前記操作入力手段は、前記イメージガイドの入射端をシフト動作させるか否かを選択するものであり、

前記イメージガイドの入射端をシフト動作させる選択がされた場合、前記固定機構が自動的に作動されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡。

30

【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。

【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。

40

【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

50

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スコープは、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】

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く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】

本出願人が検討している内視鏡は、先端部が細管内で自由端であると、イメージガイドの入射端のシフト動作に影響されて先端部自体が振動し、画像がぶれて画質が大幅に劣化するおそれがある。シフト動作の影響を少なくするため先端部を重くすることも考えられるが、操作性が悪くなる。

【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、シフト動作に起因する画質劣化を防ぐことにある。

【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

10

20

30

40

50

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、挿入部が挿入される管の内壁に挿入部の先端部を固定する固定機構とを備えることを特徴とする。

【0014】

前記固定機構は、弾性を有し、挿入部または挿入部に被せられる外套管の周面に気密を保持した状態で着脱自在に取り付けられるバルーンと、前記バルーンに流体を流入させ、前記バルーンを膨張させる給排ポンプとで構成されることが好ましい。

【0015】

または、前記固定機構は、挿入部または挿入部に被せられる外套管の周面に穿たれた吸引孔と、前記吸引孔に負圧を発生させる吸引ポンプとで構成されていてもよい。

【0016】

あるいは、前記固定機構は、挿入部または挿入部に被せられる外套管の周面に穿たれた散布孔と、前記散布孔から固着剤を散布させる固着剤供給ポンプとで構成されていても可である。

【0017】

前記固定機構を作動させるための操作入力手段を備えることが好ましい。前記操作入力手段は、前記イメージガイドの入射端をシフト動作させるか否かを選択するものであり、前記イメージガイドの入射端をシフト動作させる選択がされた場合、前記固定機構が自動的に作動される。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、挿入部が挿入される管の内壁に挿入部の先端部を固定するので、イメージガイドの入射端のシフト動作に起因する画質劣化を防ぐことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【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】内視鏡先端部とバルーンの構成を示す断面図である。

【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気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】固定機構の別の例を示す斜視図である。

【図15】固定機構のさらに別の例を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

図1において、内視鏡システム2は、内視鏡5、プロセッサ装置6、光源装置7、およびポンプ装置8からなる。内視鏡5は、例えば膀胱管、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5は、患者の体内に挿入される可撓性の挿入部9と、挿入部9の基端部分に連設された操作部10と、プロセッサ装置6および光源装置7にそれぞれ接続されるプロセッサ用コネクタ11および光源用コネクタ12と、操作部10、各コネクタ11、12間を繋ぐユニバーサルコード13とを有する。

【0021】

挿入部 9 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 10 には、体内画像を静止画記録するためのリリースボタン 14 といった操作部材が設けられている。また、操作部 10 の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口 15 が設けられている。鉗子口 15 は、挿入部 9 内の鉗子チャンネル 46（図 4 参照）を通して、挿入部 9 の先端部 16 に設けられた鉗子出口 26（図 2 参照）に連通している。

【0022】

プロセッサ装置 6 は、光源装置 7 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 6 は、ユニバーサルコード 13 や挿入部 9 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 5 に給電を行い、シフト機構 32（図 4 参照）の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 6 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 CCD 58R、58G、58B（図 7 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 6 で生成された画像は、プロセッサ装置 6 にケーブル接続されたモニタ 17 に体内画像として表示される。

10

【0023】

先端部 16 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 16 の先端面 16a 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。

20

【0024】

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 4 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 9、ユニバーサルコード 13 に亘って挿通され、その入射端が光源用コネクタ 12 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 7 からの照明光を導光して、先端面 16a 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。

【0025】

ライトガイド 27 は、複数本の光ファイバをバラで挿入部 9 内に挿通させ、その後先端部 16 に接着剤を流し込むことで先端部 16 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。

30

【0026】

図 1 に戻って、挿入部 9 と先端部 16 の境目には、弾性を有するバルーン 18 が取り付けられている。バルーン 18 は、例えばラテックスゴム等からなる。バルーン 18 は、先端部 16 の外周面に密着するように収縮した状態で体腔内に挿入される。バルーン 18 は、被観察部位を観察する際に、ポンプ装置 8 から供給される水（溶解ガスを脱気した脱気水）によって膨張する。また、バルーン 18 は、膨張した後、内部に保持した水がポンプ装置 8 によって排水されることで再び収縮する。

40

【0027】

挿入部 9、および操作部 10 には、バルーン 18 内に水を給排水するための給排水管 29（図 3 参照）が形成されている。給排水管 29 は、先端部 16 に一端が露呈され、操作部 10 の後端に設けられたチューブ接続部 19 に他端が露呈される。

【0028】

ポンプ装置 8 には、二つの給排水口 20、21 が設けられている。各給排水口 20、21 には、可撓性を有するチューブ 22、23 がそれぞれ接続されている。チューブ 22 は、給排水口 20 に一端が接続され、チューブ接続部 19 に他端が接続される。チューブ 23 は、給排水口 21 に一端が接続され、タンク 24 に他端が接続されている。これにより

50

、タンク 24 からチューブ 23、ポンプ装置 8、チューブ 22、および給排水管 29 を經由してバルーン 18 に至る閉塞された給排水路が形成される。

【0029】

ポンプ装置 8 は、ロータを回転させることによって流体（本例では水）に流れを生じさせるとともに、ロータの回転方向を切り替えることによって流体の流れ方向を選択的に切り替えることができるロータリポンプ 82（図 7 参照）を有している。ポンプ装置 8 は、このロータリポンプ 82 を駆動することで、各給排水口 20、21 の一方から流体を吸引し、他方から吐出する。

【0030】

ポンプ装置 8 は、後述するシフト撮影モードが選択された際に、給排水口 21 で流体を吸引し、給排水口 20 から吐出するようにロータリポンプ 82 を制御することで、タンク 24 内に貯留された水をバルーン 18 に向けて給水する。また、ポンプ装置 8 は、シフト撮影モードから通常撮影モードに切り替えられた際に、給排水口 20 で流体を吸引し、給排水口 21 から吐出するようにロータリポンプ 82 を制御することで、バルーン 18 内に保持された水をタンク 24 に戻させる。

10

【0031】

図 3（A）において、バルーン 18 は、側面中央付近が太鼓状に膨らんだ円筒形状に形成されている。バルーン 18 の両端には、円環状に形成されたリング部 18a、18b が一体に形成されている。各リング部 18a、18b の直径は、先端部 16 の直径よりも僅かに狭められている。

20

【0032】

挿入部 9 と先端部 16 の境目には、一对の取り付け溝 28a、28b が設けられている。各取り付け溝 28a、28b は、バルーン 18 の各リング部 18a、18b に応じて、円形の丸溝状に形成されている。また、各取り付け溝 28a、28b の間隔は、各リング部 18a、18b の間隔と略一致している。バルーン 18 を取り付け際には、まず、各リング部 18a、18b を広げてバルーン 18 を先端部 16 に挿通する。そして、バルーン 18 の弾性によって各リング部 18a、18b を各取り付け溝 28a、28b に嵌合させる。これにより、同図（B）に示すように、バルーン 18 は、内部の気密を保持した状態で挿入部 9 と先端部 16 の境目に取り付けられる。各取り付け溝 28a、28b の間には、給排水管 29 の一端が露呈した給排水口 29a が設けられている。この給排水口 29a を介してバルーン 18 に対して給排水が行われる。

30

【0033】

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 0.35 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。

【0034】

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 6 参照）。イメージガイド 31 は、挿入部 9、ユニバーサルコード 13 内を挿通され、その出射端がプロセッサ用コネクタ 11 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

【0035】

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 0.26 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。

【0036】

シフト機構 32 は、先端部 16 の基体内に収容されている。シフト機構 32 の外周面と

50

先端部 16 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。

【0037】

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 16 a 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 9 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 16 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 16 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 9 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 9 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。

10

【0038】

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 が周方向に対称に広がった形の切欠き 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。

20

【0039】

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。

【0040】

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 9、ユニバーサルコード 13 内を挿通され、プロセッサ用コネクタ 11 を介してプロセッサ装置 6 に接続される。

【0041】

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。

30

【0042】

図 6 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 μm、6 μm であり、光ファイバ 52 の配列ピッチ P は 6 μm である。

40

【0043】

図 7 において、プロセッサ装置 6 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 11 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。

【0044】

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

50

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 C C D 5 8 に向けて射出する。C C D 5 8 は、色分解プリズム 5 7 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、C C D の代わりに C M O S イメージセンサを用いてもよい。

【 0 0 4 5 】

イメージガイド 3 1 のコア 5 0 で伝達する像 8 0 を、画素 8 1 が配列された C C D 5 8 の撮像面に投影した図 8 において、像 8 0 の中心は、画素 8 1 の九個分の柵目の中心と略一致する。イメージガイド 3 1 の出射端と色分解プリズム 5 7、C C D 5 8 は、像 8 0 と画素 8 1 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

【 0 0 4 6 】

図 7 に戻って、C C D 5 8 からの撮像信号は、アナログフロントエンド（以下、A F E と略す）5 9 に入力される。A F E 5 9 は、相関二重サンプリング回路（以下、C D S と略す）、自動ゲイン制御回路（以下、A G C 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。C D S は、C C D 5 8 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、C C D 5 8 で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。A G C は、C D S 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、A G C 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、D S P と略す）6 5 のフレームメモリ（図示せず）に一旦格納される。

20

【 0 0 4 7 】

C C D 駆動回路 6 0 は、C C D 5 8 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 A F E 5 9 用の同期パルスとを発生する。C C D 5 8 は、C C D 駆動回路 6 0 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。A F E 5 9 の各部は、C C D 駆動回路 6 0 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、C C D 駆動回路 6 0 と A F E 5 9 は C C D 5 8 G のみに繋がれているが、これらは実際には C C D 5 8 R、5 8 B にも繋がれている。

【 0 0 4 8 】

圧電素子駆動回路 6 1 は、配線ケーブル 4 5 を介して電極 3 6 および保持筒 3 4 に繋がれている。圧電素子駆動回路 6 1 は、C P U 6 2 の制御の下、圧電素子 3 5 に電圧を供給する。

30

【 0 0 4 9 】

C P U 6 2 は、プロセッサ装置 6 全体の動作を統括的に制御する。C P U 6 2 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。R O M 6 3 には、プロセッサ装置 6 の動作を制御するための各種プログラム（O S、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。C P U 6 2 は、R O M 6 3 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 R A M 6 4 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、C P U 6 2 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 6 8 や L A N (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。

40

【 0 0 5 0 】

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 1 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。

50

【0051】

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。

【0052】

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 1 7 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

【0053】

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 1 7 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 1 7 に体内画像が表示される。

【0054】

操作部 6 8 は、プロセッサ装置 6 の筐体に設けられる操作パネル、内視鏡 5 の操作部 1 0 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

【0055】

プロセッサ装置 6 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 4 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。

【0056】

光源装置 7 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 6 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

【0057】

ポンプ装置 8 は、バルーン 1 8 に対する給排水を行うためのロータリポンプ 8 2 と、このロータリポンプ 8 2 を駆動するためのポンプ駆動回路 8 3 とを備えている。ポンプ駆動回路 8 3 は、ケーブル 4 7 (図 1 参照) を介してプロセッサ装置 6 の C P U 6 2 と接続している。

40

【0058】

C P U 6 2 は、後述するシフト撮影モードが選択されると、バルーン 1 8 の膨張を指示する膨張指示信号をポンプ駆動回路 8 3 に送信する。ポンプ駆動回路 8 3 は、膨張指示信号を受信すると、ロータの回転方向、および回転速度を制御してロータリポンプ 8 2 を駆動し、タンク 2 4 内に貯留された水を給水してバルーン 1 8 を膨張させる。

【0059】

一方、C P U 6 2 は、シフト撮影モードから通常撮影モードに切り替えられた場合、バルーン 1 8 の収縮を指示する収縮指示信号をポンプ駆動回路 8 3 に送信する。ポンプ駆動

50

回路 8 3 は、収縮指示信号を受信すると、ロータリポンプ 8 2 を駆動し、バルーン 1 8 内に保持された水をタンク 2 4 に排水してバルーン 1 8 を収縮させる。

【 0 0 6 0 】

ポンプ装置 8 には、上記の他に、水の流量を元にロータリポンプ 8 2 の駆動による給排水量を計測する流量計が設けられている。流量計は、ポンプ駆動回路 8 3 に接続されており、給排水量の計測値をポンプ駆動回路 8 3 に出力する。ポンプ駆動回路 8 3 は、流量計からの計測値を元に、給排水量が予め決められた設定値となるようロータリポンプ 8 2 の駆動を制御する。なお、上記設定値は、観察対象やバルーン 1 8 の材質、容量等に応じて適宜決定すればよい。

【 0 0 6 1 】

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 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

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 1 0 (a) に示す菱形の移動軌跡を辿る。

【 0 0 6 4 】

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 1 0 (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。

【 0 0 6 5 】

図 1 1 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 6 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 4 に基づいて互いに協働しながら各種処理を行う。

【 0 0 6 6 】

シフト情報 8 4 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 4 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 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

10

20

30

40

50

5 a および各制御部 6 2 a、6 2 b に読み出される。

【0067】

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。

【0068】

より詳しくは、四回シフトの場合を例示した図 1 2 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フレーム分の信号電荷が読み出されたとき（CCD 駆動回路 6 0 から CCD 5 8 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 S a を発する。また、同期制御部 6 2 a は、三回シフトの位置で得られた画像 G 3 に該当する CCD 5 8 の電荷読出出力が終了したときに、画像合成信号 S b を発する。電荷読出出力とは、読み出しパルスに応じて CCD 5 8 の画素 8 1 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。

【0069】

圧電素子駆動回路 6 1 は、圧電素子制御信号 S a を受けて圧電素子 3 5 に相応の電圧を供給し、揺動部 3 8 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 6 2 a から圧電素子駆動回路 6 1 に圧電素子制御信号 S a が発せられてから、揺動部 3 8 が次のシフト位置に移動するまでの時間は、CCD 5 8 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 3 8 が圧電素子駆動回路 6 1 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。

【0070】

画像合成部 6 5 a 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 6 5 a 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。

【0071】

合成画像 G c は、画像化されないクラッド 5 1 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。

【0072】

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 8 0 であるが、イメージガイド 3 1 の出射端を固定して入射端における像 8 0 のみをシフトさせており、CCD 5 8 の撮像面とイメージガイド 3 1 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 8 1 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 8 0 と画像 G 1 内の同じ位置の像 8 0 とは、それぞれシフト位置が異なる像 8 0 であるが、CCD 5 8 の同じ画素 8 1 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 6 5 a は、シフト情報 8 4 の像 8 0 と画素 8 1 の位置関係を元に、各画像の画素値が本来どの画素 8 1 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。

【0073】

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 5 で患者の体内を観察する際、術者は、内視鏡 5 と各装置 6、7 とを繋げ、各装置 6、7 の電

10

20

30

40

50

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。

【0074】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 9 を体内に挿入し、光源装置 7 からの照明光で体内を照明しながら、CCD 5 8 による体内画像をモニタ 1 7 で観察する。

【0075】

CCD 5 8 から出力された撮像信号は、AFE 5 9 の各部で各種処理を施された後、DSP 6 5 に入力される。DSP 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。DSP 6 5 で生成された画像は、DIP 6 6 に出力される。

【0076】

DIP 6 6 では、CPU 6 2 の制御の下、DSP 6 5 からの画像に各種画像処理が施される。DIP 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、CPU 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 1 7 に体内画像として表示される。

【0077】

図 1 3 において、シフト撮影モードが選択された場合 (S 1 0 で y e s)、プロセッサ装置 6 の CPU 6 2 からポンプ装置 8 のポンプ駆動回路 8 3 に膨張指示信号が送信される。そして、ポンプ駆動回路 8 3 によってロータリポンプ 8 2 が駆動され、タンク 2 4 内に貯留された水がバルーン 1 8 に所定量給水されてバルーン 1 8 が膨張される (S 1 1)。バルーン 1 8 が膨張して細管部の管壁に密着することによって、先端部 1 6 が細管部内で固定される。

【0078】

その後、プロセッサ装置 6 の CPU 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 4、および CCD 駆動回路 6 0 からの CCD 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。

【0079】

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 2)。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、CCD 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 3)。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 2、S 1 3 の処理が繰り返される (S 1 4 で n o)。

【0080】

一周期のシフト動作が終了すると (S 1 4 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 5)。生成された合成画像は、前述のように DIP 6 6、表示制御回路 6 7 を経由して、モニタ 1 7 に表示される (S 1 6)。一方、通常撮影モードが選択された場合は、収縮指示信号を受信したポンプ駆動回路 8 3 によってロータリポンプ 8 2 が駆動され、バルーン 1 8 内に保持された水がタンク 2 4 に戻され、バルーン 1 8 が収縮される (S 1 7)。その後、S 1 3 の撮影は行われるが、S 1 2、S 1 5 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 8 で y e s) まで繰り返される。なお、検査終了が指示されたときにバルーン 1 8 が膨張していた場合は、S 1 7 の処理が行われてバルーン 1 8 が収縮された後、検査終了の処理が行われる。

【0081】

以上説明したように、内視鏡 5 の挿入部 9 にバルーン 1 8 を取り付け、バルーン 1 8 を膨張させることで先端部 1 6 を細管部内で固定するので、イメージガイド 3 1 の入射端のシフト動作の影響で先端部 1 6 が振動することが防がれ、ぶれのない良好な画質の体内画

10

20

30

40

50

像を取得することができる。

【0082】

通常撮影モードとシフト撮影モードを選択可能とし、シフト撮影モードを選択したときに自動的にバルーン18を膨張させるので、バルーン18を膨張させる操作を別にする手間が省ける。

【0083】

術者が患者の体内に内視鏡5の挿入部9を挿入し、体内で挿入部9を移動させているときは、少なくとも先端部16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。この場合は挿入部9を移動させているのでバルーン18を膨張させる必要はない。

10

【0084】

対して、挿入部9の先端部16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。また、この場合は挿入部9が被観察部位の前で止まっているので、バルーン18を膨張させて先端部16を細管部の管壁に固定させる必要がある。従って、通常撮影モードのときはバルーン18を収縮させ、シフト撮影モードのときにはバルーン18を膨張させれば、手間をかけずに状況に則した使い方をすることができる。

【0085】

先端部16を細管部内で固定する機構としては、上記実施形態のバルーン18やロータリポンプ82等に限らない。例えば図14に示す内視鏡85のように、挿入部9と先端部16の境目に吸引孔86を形成し、吸引孔86に負圧を発生させて管壁を吸引することで、先端部16を細管部内で固定してもよい。

20

【0086】

図14において、吸引孔86は、挿入部9の周方向に沿って等間隔（例えば45°間隔）で複数個（この場合は八個）設けられている。吸引孔86は、上記実施形態の給排水口29aと同様、吸引管87の一端が露呈した入口である。吸引管87は、これも上記実施形態の給排水管29と同様に、挿入部9を挿通されてチューブ接続部19に連通している。吸引管87は、チューブ接続部19に装着されたチューブ（図示せず）を介して、吸引孔86に負圧を発生させるための吸引ポンプ88に接続している。

30

【0087】

この場合、シフト撮影モードが選択されたときに吸引ポンプ88が駆動され、これにより吸引孔86に負圧が発生する。そして、吸引孔86の周囲の管壁が吸引孔86に吸い寄せられ、結果的に先端部16が管壁に吸着される。

【0088】

また、図15に示す内視鏡90のように、吸引孔86と同様の散布孔91を挿入部9と先端部16の境目に形成し、固着剤92を散布孔91から散布してもよい。固着剤92は、生体適合性を有し且つ適度に粘性がある物質、例えばグリセリン等である。あるいは、緩い接着性があるもの、細管部内の水分と反応して固化するものでもよい。

40

【0089】

散布孔91は、給排水管29、吸引管87と同様の構成の供給管93と繋がり、供給管93はチューブ接続部19とこれに装着されたチューブ（図示せず）を介して固着剤供給ポンプ94と接続している。固着剤供給ポンプ94は、シフト撮影モードが選択されたときに駆動し、ボトル95に貯留された固着剤92をボトル95から吸い上げ、供給管93等を通して散布孔91から固着剤92を散布させる。図14および図15に示す例によっても、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0090】

なお、吸引孔86や散布孔91の個数や配置は、上記の例に限定されない。これらの孔を挿入部9の軸方向、または周方向のうちの少なくともいずれかに沿って複数設けてもよ

50

いし、ランダムに配置してもよい。さらには螺旋状に設けてもよいし、一部（例えば図2の下側）に偏在させてもよい。また、シフト撮影モードが選択されたときに自動的に固定機構を作動させるのではなく、固定機構を作動させるための専用の操作スイッチを設けても構わない。

【0091】

上記実施形態では、固定機構を内視鏡に一体的に設けているが、内視鏡ではなく筒状の外套管に固定機構を設け、この外套管を挿入部に被せて手技を行う態様でもよい。外套管は挿入部の径よりも若干大きい内径を有し、上記実施形態のバルーンや吸引孔、散布孔が先端部付近に配置されるよう挿入部に被せられる。内視鏡を加工しなくても済み、挿入部を保護することができる。

10

【0092】

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。

20

【0093】

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。

【0094】

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、制振対策を講じてもよい。

30

【0095】

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。

40

【0096】

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に電子シャッター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。

【0097】

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

50

らないが、電子シャッター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。

【0098】

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。

【0099】

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。

10

【0100】

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。

【0101】

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。

20

【0102】

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。

【0103】

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。

30

【0104】

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。

40

【符号の説明】

【0105】

- 2 内視鏡システム
- 5、85、90 内視鏡
- 6 プロセッサ装置
- 7 光源装置
- 8 ポンプ装置
- 9 挿入部
- 16 先端部
- 16a 先端面
- 18 バルーン

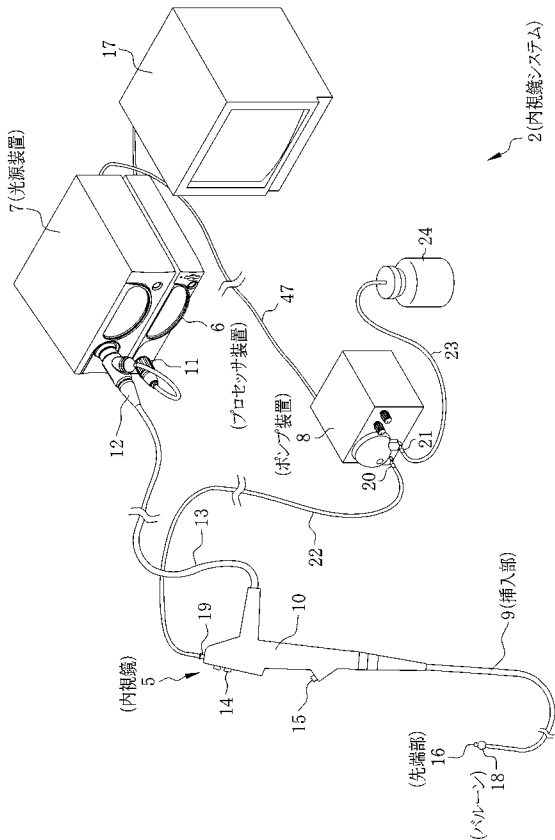
50

- 3 1 イメージガイド
- 3 2 シフト機構
- 3 5 圧電素子
- 5 6 三板式 C C D
- 5 8 R、5 8 G、5 8 B C C D
- 6 0 C C D 駆動回路
- 6 1 圧電素子駆動回路
- 6 2 C P U
- 6 2 a 同期制御部
- 6 2 b 圧電素子制御部
- 6 5 デジタル信号処理回路 (D S P)
- 6 5 a 画像合成部
- 6 8 操作部
- 8 0 像
- 8 1 画素
- 8 2 ロータリポンプ
- 8 3 ポンプ駆動回路
- 8 4 シフト情報
- 8 6 吸引孔
- 8 8 吸引ポンプ
- 9 1 散布孔
- 9 2 固着剤
- 9 4 固着剤供給ポンプ

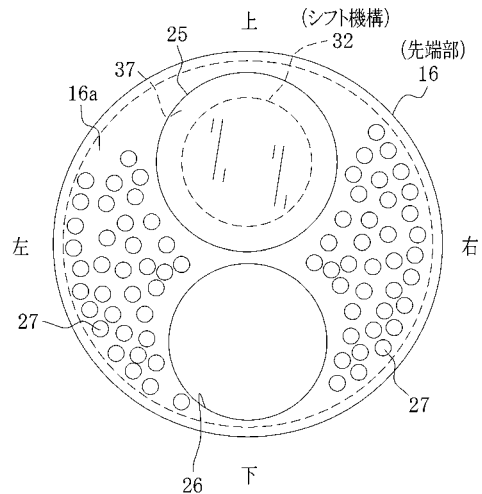
10

20

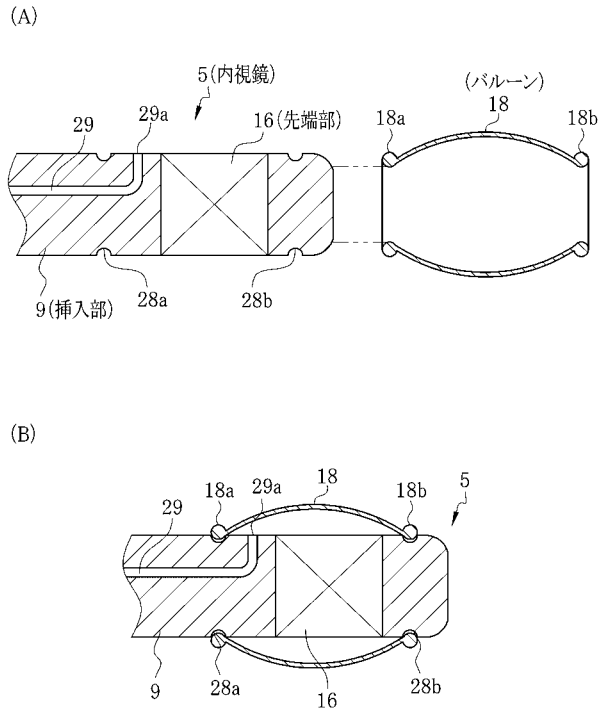
【 図 1 】



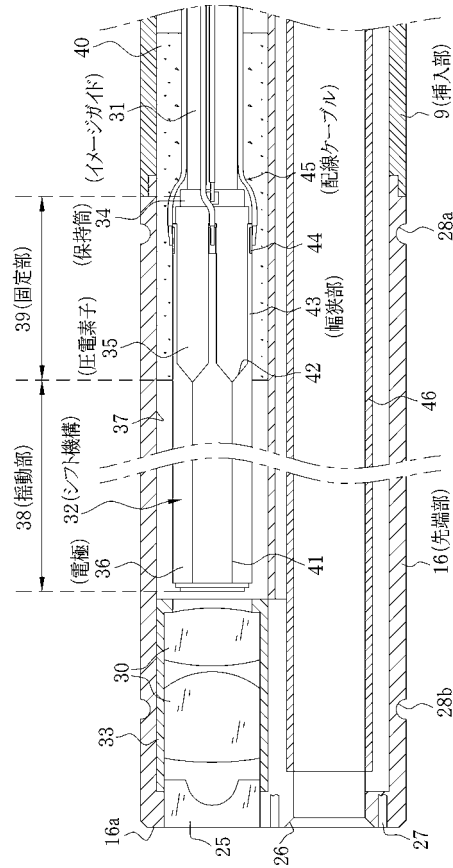
【 図 2 】



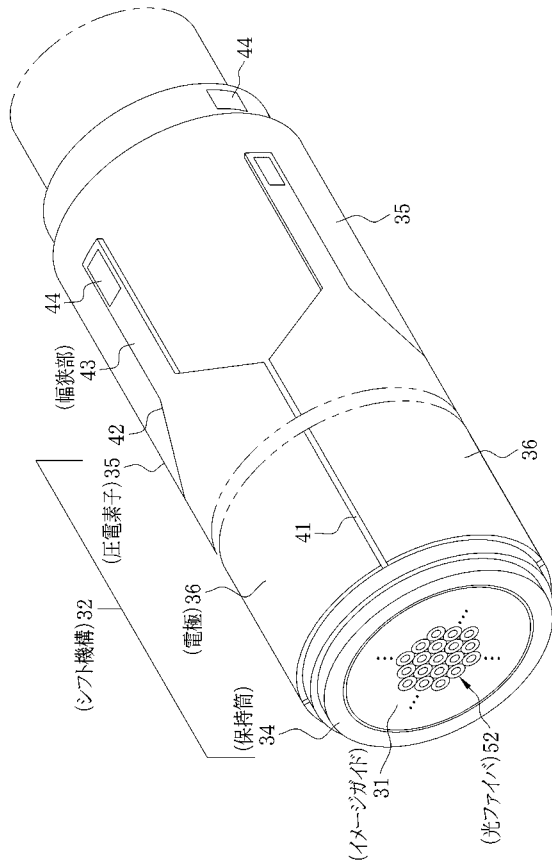
【 図 3 】



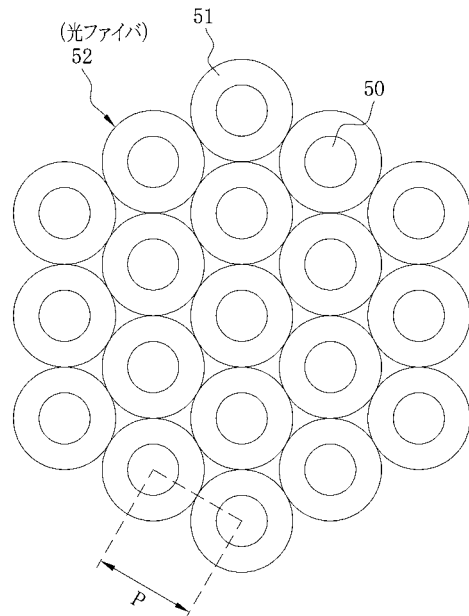
【 図 4 】



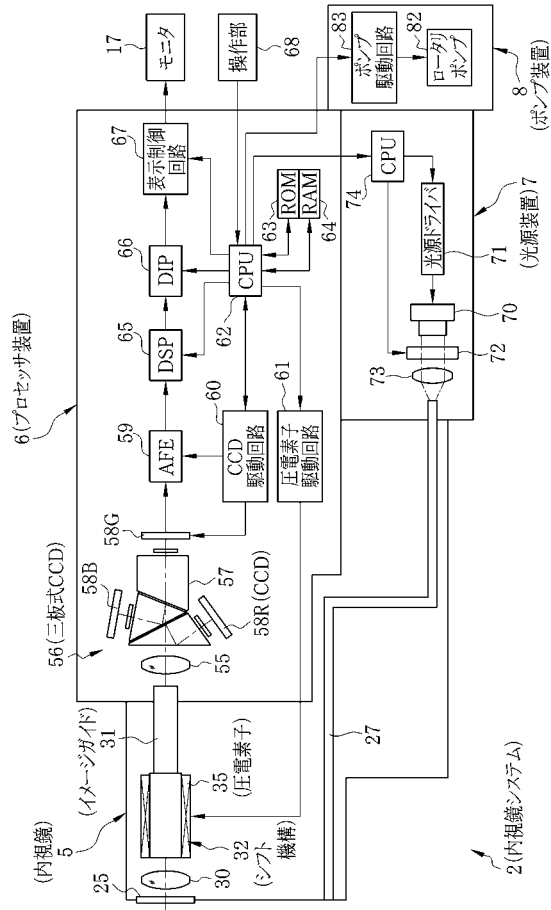
【 図 5 】



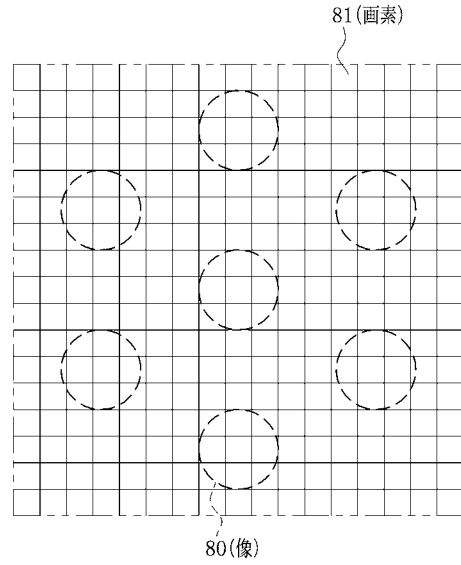
【 図 6 】



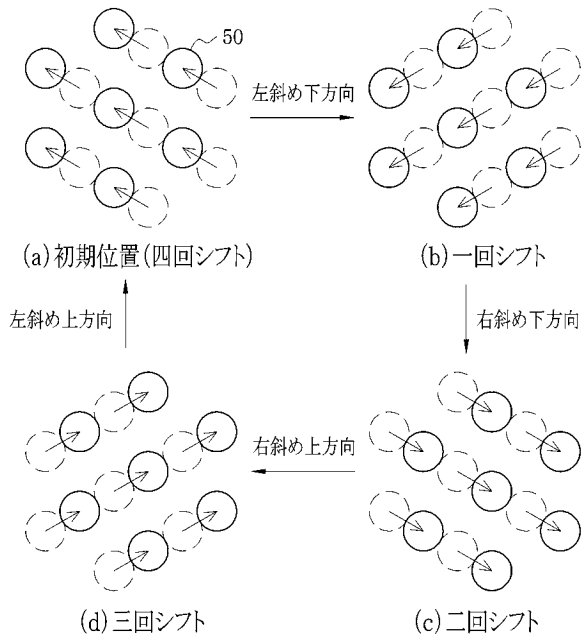
【 図 7 】



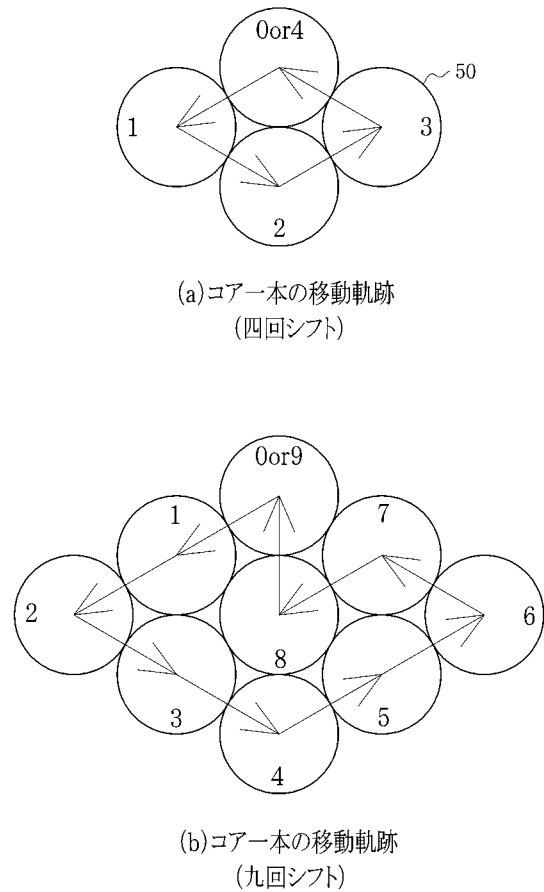
【 図 8 】



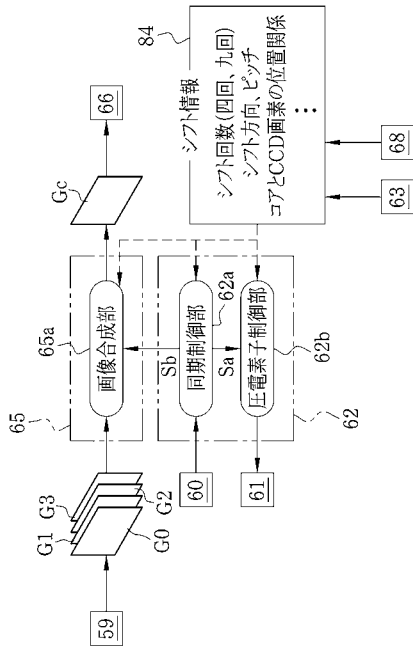
【 図 9 】



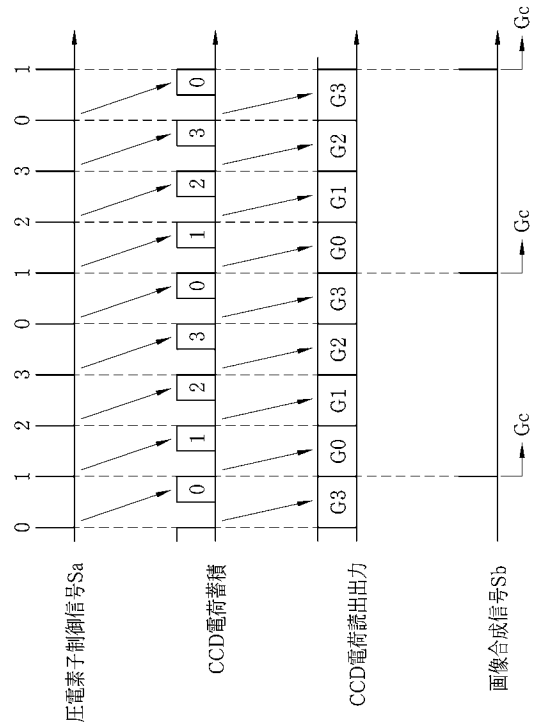
【 図 10 】



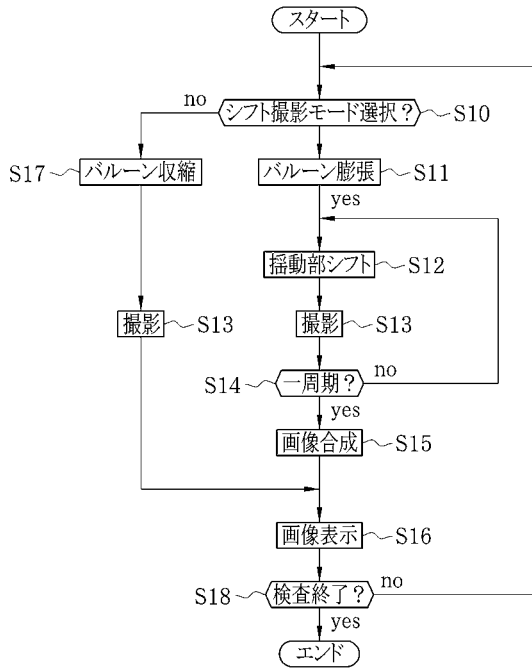
【 図 1 1 】



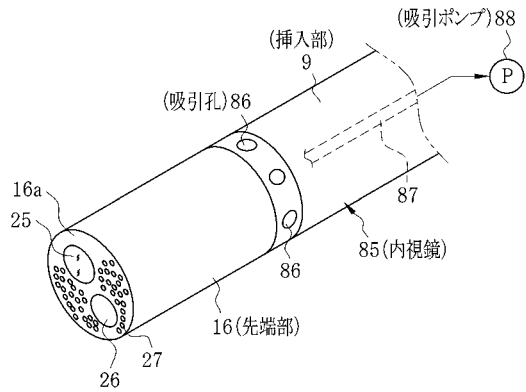
【 図 1 2 】



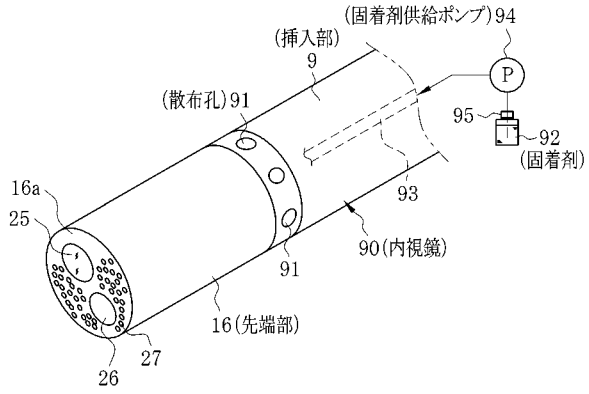
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



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) 2H040 CA11 CA27 DA03 DA12 DA15 GA01 GA10 GA11

4C061 BB02 CC07 FF36 FF40 FF46 HH04 HH05 JJ17

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2011055942A	公开(公告)日	2011-03-24
申请号	JP2009207048	申请日	2009-09-08
[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 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/26 A61B1/00096 A61B1/00165 A61B1/00167 G02B23/2469 G02B26/103 H04N5/2259 H04N5/23232 H04N5/349 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.U A61B1/00.300.P G02B23/24.A A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/00.735 A61B1/01.513 A61B1/015.512 A61B1/045.610 A61B1/045.640 A61B1/12.523		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA15 2H040/GA01 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC07 4C061/FF36 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/HH04 4C061/HH05 4C061/JJ17 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/FF36 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/HH04 4C161/HH05 4C161/JJ17 4C161/SS06		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5340089B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过将插入部分的端部固定到插入插入部分的管的内壁，防止由于图像引导的入射端的移位操作导致的图像质量的劣化。解决方案：球囊18安装在插入部分9和内窥镜5的端部16之间的边界上。球囊18通过供水和排水管29等与泵装置8的旋转泵82连接。。当选择换挡拍摄模式时，旋转泵82向球囊18供应水以将其吹起。吹胀的球囊18紧密地粘附到毛细管的管壁上，并且端部16固定到管壁上。当选择正常拍摄模式时，水从气球18排出并且气球18收缩。解除了端部16的固定。

