

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A) (11)特許出願公開番号

特開2003 - 235785

(P2003 - 235785A)

(43)公開日 平成15年8月26日 (2003.8.26)

(51) Int. Cl ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト* (参考)
A 6 1 B 1/00	300	A 6 1 B 1/00	300 D 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 7 数)

(21)出願番号 特願2002 - 44939(P2002 - 44939)

(22)出願日 平成14年2月21日(2002.2.21)

(71)出願人 00001812

株式会社サタケ

東京都千代田区外神田4丁目7番2号

(71)出願人 501219758

金子 真

広島県東広島市高屋高美ヶ丘3丁目22 15

(71)出願人 502065088

田中 信治

広島県広島市南区宇品東3丁目6 - 3 - 1104

(72)発明者 金子 真

広島県東広島市高屋高美が丘3 - 22 - 15

(72)発明者 田中 信治

広島県広島市南区宇品東3丁目6 - 3 - 1104

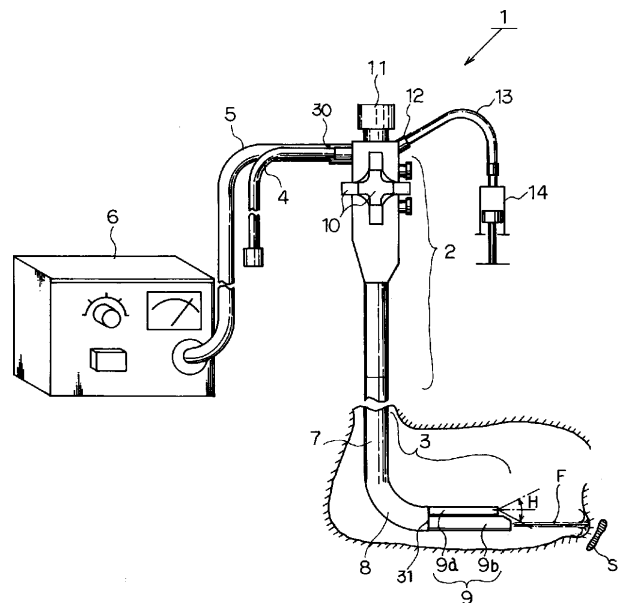
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡における空気噴流診断装置

(57)【要約】

【課題】 空間的、時間的にシャープなパルス状空気噴流を患者の体腔内患部又はその周辺に当てて、内臓の内壁の局所的な等価剛性（硬さ）、等価粘性、等価質量及び体腔内異物（腫瘍など）を高精度で知ることができる内視鏡における空気噴流診断装置を提供する。

【解決手段】 操作部2と挿入部3とからなる内視鏡1であって、該操作部2から挿入部3にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口30に外部空気源6から圧縮空気を誘導し、前記挿入部3先端の鉗子チャンネル出口31には、パルス状加圧空気を検査部位に照射するために、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子9bを設けた。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 操作部と挿入部とからなる内視鏡であって、該操作部から挿入部にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口に外部空気源から圧縮空気を誘導し、前記挿入部先端の鉗子チャンネル出口には、パルス状加圧空気を検査部位に照射するために、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子を設けたことを特徴とする内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項2】 操作部と挿入部とからなる内視鏡であって、該操作部から挿入部にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口から、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子と外部空気源から連絡した鉗子用空気チューブとを挿通し、前記挿入部先端の鉗子チャンネル出口には、前記空気噴流探触子を臨ませたことを特徴とする内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項3】 前記空気噴流探触子の圧力制御弁は、電磁石の励磁により、可動弁体を弁座から離して噴出管路内の加圧空気を噴射口から噴射させてなる請求項1又は請求項2記載の内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項4】 前記空気噴流探触子の圧力制御弁は、電圧を加えると変形する圧電素子を用いた可動弁体を備え、電圧を可動弁体に印加させて湾曲させた際、可動弁体が弁座より離れて噴出管路内の加圧空気を噴出口から噴射させてなる請求項1又は請求項2記載の内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項5】 前記パルス状加圧空気の噴風周期を変更してなる請求項1から請求項4のいずれかに記載の内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項6】 前記圧力制御弁の周期と、該圧力制御弁のオンタイムとの比をとってデューティ比を算出し、該デューティ比を変更して噴風力を制御してなる請求項1から請求項5のいずれかに記載の内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項7】 前記挿入部先端部には、空気噴流探触子に併設して光学観察対物部を備えてなる請求項1から請求項6のいずれかに記載の内視鏡における空気噴流診断装置。

【請求項8】 前記光学観察対物部は、円筒状のレンズ筒と、該レンズ筒先端部に設けた観察窓と、前記レンズ筒内に配置した光学レンズ系と、被写体の結像位置となる光学レンズ系の背後に配置される、グラスファイバ群とから構成されている請求項7記載の内視鏡における空気噴流診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡における空気噴流診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来の技術として、特開2000-14637号公報には、内臓内壁の弾力性を測定する際にパルス状に空

気を供給することができる内視鏡用送気装置が開示されている。

【0003】このものは、コンプレッサと該コンプレッサによって圧縮された閉空間を構成する加圧源と、加圧閉空間の圧力を検出する圧力センサと、加圧閉空間内の圧力を設定する圧力設定器と、圧力センサの検出圧力及び圧力設定器の設定圧力に応じ、コンプレッサのオン・オフを制御して該加圧閉空間の圧力を圧力設定器で設定された設定圧力に保つ圧力制御機構と、加圧閉空間と接続された電磁開閉制御されるメインバルブと、メインバルブの出口側からエアチューブを介して接続されるところの、内視鏡鉗子口入り口と接続するための接続チューブが接続されるための接続口を備えたことを特徴としている。

【0004】これにより、メインバルブを制御機構によりパルス状にオン・オフ制御すれば、内視鏡の鉗子口入り口へパルス状に加圧空気を供給でき、設定圧力に応じてコンプレッサのオン・オフを制御するため、設定圧力の加圧空気を内視鏡の鉗子口出口を介して体腔内あるいは検査部位に供給できるものである。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記のような内視鏡用送気装置にあつては、内視鏡の鉗子口入り口17からパルス状加圧空気が供給され、長さが約1m程度の鉗子チャンネル18を通過して鉗子口出口19から噴出されるものであるから(図5参照)、パルス状加圧空気が鉗子口出口19から噴出する際、時間的にも空間的にも変化が生じてしまうのである。すなわち、時間的な変化として鉗子口入り口A側と鉗子口出口B側とで時間的な応答遅れが生じ(図6参照)、また、空間的な変化として鉗子口入り口A側と鉗子口出口B側とで空気噴流の速度分布が若干変化してしまうのである(図7参照)。このため、内臓内壁(例えば、胃壁)に到達した際の空気噴流は、本来の空気噴流の波形ではないため、術者は、これを考慮して診断を行なわなければならない、正確さに欠けるという問題点がある。

【0006】また、上記提案の内視鏡用送気装置では、内臓内壁への空気噴流の押し付け力を変え、内臓内壁の患部に応じて任意に変化させて診断するような機構を想定しているものではなく、さらなる改良が求められるものである。

【0007】本発明は上記問題点にかんがみ、空間的、時間的にシャープなパルス状空気噴流を患者の体腔内患部に当てて、内臓の内壁の局所的等価剛性(硬さ)、等価粘性、等価質量及び体腔内異物(腫瘍など)を高精度で知ることができる内視鏡における空気噴流診断装置を提供することを技術的課題とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため本発明は、操作部と挿入部とからなる内視鏡であつて、

該操作部から挿入部にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口に外部空気源から圧縮空気を誘導し、前記挿入部先端の鉗子チャンネル出口には、パルス状加圧空気を検査部位に照射するために、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子を設ける、という技術的手段を講じた。

【0009】これにより、内視鏡の挿入部先端の鉗子チャンネル出口から外部空気源で圧縮された空気が直接照射され、空間的、時間的にもシャープなパルス状空気噴流が患者の体腔内患部に当たり、内臓の内壁の等価剛性（硬さ）、等価粘性、等価質量及び体腔内異物（腫瘍など）を高精度で知ることができるようになった。

【0010】また、操作部と挿入部とからなる内視鏡であって、該操作部から挿入部にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口から、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子と外部空気源から連絡した鉗子用空気チューブとを挿通し、前記挿入部先端の鉗子チャンネル出口には、前記空気噴流探触子を臨ませるので、患者の体腔内患部を触って診断する際、針や鉗などの鋭利な探触子以外に、空気噴流による探触子を選択することができ、これにより、患者の恐怖心を軽減させるほか、内臓の内壁の等価剛性（硬さ）、等価粘性、等価質量及び体腔内異物（腫瘍など）を高精度で知ることができる。

【0011】前記空気噴流探触子の圧力制御弁は、電磁石の励磁により、可動弁体を弁座から離して噴出管路内の加圧空気を噴射口から噴射させる形式であっても、電圧を加えると変形する圧電素子を用いた可動弁体を備え、電圧を可動弁体に印加させて湾曲させた際、可動弁体が弁座より離れて噴出管路内の加圧空気を噴出口から噴射させる形式であってもよい。

【0012】特に、空気噴流探触子の圧力制御弁が電圧を加えると変形する圧電素子を用いた可動弁体を備えた形式であれば、弁座に設けた通路の開閉の応答性に優れ、細かな制御も可能となる。また、可動弁体を大幅に小型化できるという大きなメリットがあるため、空気噴流探触子全体を小型化することができる。これにより、内視鏡の挿入部の先端に求められる軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【0013】さらに、パルス状加圧空気の噴風周期を変更することができるので、患者の体腔内患部の状況に応じて空気噴流の照射回数を変更することもできる。

【0014】そして、圧力制御弁の周期と、該圧力制御弁のオンタイムとの比をとってデューティ比を算出し、該デューティ比及び前記周期を変更して噴風力及び加振周波数を制御することができるので、患者の体腔内患部の状況に応じて噴風力及び加振周波数を制御することができる。

【0015】また、前記挿入部先端部には、空気噴流探触子に併設して光学観察対物部を備えて、光学観察対物

部からの情報により患者の体腔内患部を観察することができる。

【0016】なお、前記光学観察対物部は、円筒状のレンズ筒と、該レンズ筒先端部に設けた観察窓と、前記レンズ筒内に配置した光学レンズ系と、被写体の結像位置となる光学レンズ系の背後に配置される、グラスファイバ群とから構成されているから、前記空気噴流探触子とほぼ同形状で、しかも、簡素な構成であり、内視鏡の挿入部の先端部に求められる軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【0017】

【発明の実施の形態】図面を参照しながら本発明の実施の形態を説明する。図1は内視鏡を体腔内に挿入したときの全体図を示しており、この内視鏡1は操作部2及び挿入部3からなり、さらに操作部2上部には、検査部位をモニタで見するための電気ケーブル4と、加圧空気を送給するための空気チューブ5が接続され、該空気チューブ5の他端側にはコンプレッサーなどを内蔵した送気装置6が接続されている。そして、内視鏡1の挿入部3には、基端側の軟性部7を介して湾曲部8を接続し、さらに、該湾曲部8に先端部9を連設する。前記操作部2から挿入部3にわたっては、内部に鉗子チャンネルを形成するとともに、鉗子チャンネル入口30に空気チューブ5を接続し、挿入部3先端の鉗子チャンネル出口31には、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子9bが設けられる。該空気噴流探触子9bの上方には、光学観察対物部9aが併設してある。

【0018】符号10は前記操作部2に設けた湾曲操作ノブであり、該湾曲操作ノブ10を操作することにより、前記湾曲部8を適宜な角度に湾曲させて先端部9を進退自在に遠隔操作することができる。

【0019】符号11は接眼部であり、前記光学観察対物部9aからの情報を目視により観察する観察光学系を形成している。前記光学観察対物部9aからの情報は接眼部11以外に電気ケーブル4を介してモニタにより観察することも可能である。

【0020】符号12は、針や鉗などの処置用の鉗子（図示せず）を挿入するための挿入口であり、該挿入口12から鉗子用チューブ13を挿入し、該鉗子用チューブ13の他端に設けた操作器14により図示しない鉗子を遠隔操作することができる。

【0021】図8は、本発明の別の実施形態を示す内視鏡の全体図である。この実施形態では、操作部2から挿入部3にわたってチューブ体15により鉗子チャンネル32を形成し、該鉗子チャンネル入口30から、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子9bを挿入するとともに、空気噴流探触子9bには鉗子用空気チューブ33を接続する。挿入部3先端の鉗子チャンネル出口31には、パルス状加圧空気を検査部位に照射するために、前記空気噴流探触子9bを臨ませている。そして、患者の

体腔内患部を触って診断する際は、矢印のように鉗子チャンネル入口30から空気噴流探触子9bと鉗子用空気チューブ33とを挿入し、遠隔操作によって患部に到達できるように空気噴流探触子9bを矢印のように挿入部3先端の適宜位置に臨ませる。符号34は空気チューブ5を送気装置6に接続するためのコネクタである。なお、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子9bを作成する際には、極微小の先端材料を使用する必要があるが、近年のマイクロマシン技術により実現できるものである。

【0022】次に、図2を参照して内視鏡1の先端部9について詳細に説明する。図2は内視鏡の先端部を示す拡大断面図であり、該先端部9は湾曲部8と連続するチューブ体15により被覆されており、チューブ体15の上半部側に光学観察対物部9aを形成し、チューブ体15の下半部側には、空気噴流探触子9bを形成する。前記光学観察対物部9aは、円筒状のレンズ筒16と、該レンズ筒16先端部に設けた観察窓17と、前記レンズ筒16内に配置した光学レンズ系18a、18bと、被写体の結像位置となる光学レンズ系18bの背後に配置

される、グラスファイバ19群とから構成されている。図示しないチューブ体15内には、光学観察領域を照明する照明手段も配置されている。

【0023】一方、チューブ体15の下半部側に形成する空気噴流探触子9bは、筒状のノズル本体20と、前記空気チューブ5から連絡する噴出管路部21と、截頭型のノズルキャップ22とにより主要部が構成される。前記ノズル本体20は、内部に横架状に噴出管路21が配置され、その噴出管路21の周囲にソレノイド装置23が捲回状に横設される。該ソレノイド装置23には、

図外の制御装置から連絡した通電用の導線24が接続されている。また、ノズルキャップ22には、通路25を設けた弁座26を配設するとともに、中央に貫通孔27を設けた可動弁体28を前記弁座26に遊嵌状に当接して、フランジ部29に嵌合させる。以上の構成により、加圧空気が噴出される際は、図示しない制御装置からの電圧がソレノイド装置23に印加されると、ソレノイド装置23が励磁され、可動弁体28が弁座26より離れてソレノイド装置23方向に移動し(図2矢印方向)、通路25が開放されることにより、噴出管路21内の加

圧された空気が、貫通孔27、可動弁体28の間隙、通路26を経て、ノズルキャップ22より噴射されることになる。

【0024】図3は内視鏡の先端部の別実施例を示す拡大断面図であり、特に、空気噴流探触子9bの別実施形態を示すものである。この空気噴流探触子9bでは、可動弁体28'について電圧を加えると変形する圧電素子を用いる構成であり、該可動弁体28'に電圧を印加させる導線24'を備え、ソレノイド装置23を省略した構成で、その余の構成は図2に示す空気噴流探触子9b

と同じである。以上の構成により、加圧空気が噴出される際は、図示しない制御装置からの電圧が導線24'を介して可動弁体28'に印加されると、可動弁体28'は図3の破線に示すように湾曲し、可動弁体28'が弁座26より離れて通路25が開放されることにより、噴出管路21内の加圧された空気が、貫通孔27、可動弁体28の間隙、通路26を経て、ノズルキャップ22より噴射されることになる。

【0025】次に、上記構成における作用を説明する。

いま、内視鏡1の挿入部3を体腔内の広い空間(例えば、胃)に挿入し、湾曲操作ノブ10などで湾曲部8を適宜曲げて胃壁などの診断を行う。湾曲部8に連設する先端部9には、光学観察対物部9aが設けられ、その前方を例えば広角な視野範囲Hで観察することができる。この光学観察対物部9aからの情報は、接眼部11により目視により観察することもできるし、電気ケーブル4を介してモニタにより観察することもできる。

【0026】術者により、腫瘍部Sらしきものが確認されたとすると(図1参照)、これを再調査するために鋭い(シャープな)パルス状空気噴流が患部に向けて照射される(図1の符号F)。これにより、胃壁の等価剛性(硬さ)、等価粘性、等価質量及び体腔内異物(腫瘍など)を高精度で知ることができる。図9は体腔内へ空気噴流を照射したときの拡大モデルを示したものである。つまり、胃壁を顕微鏡等で拡大した場合、胃壁の筋力として、質量M、ばねK及びダンパCを加えたモデルで表すことができることを示す。そして、図9の右端の筋肉に空気噴流Fを吹き付けて衝撃を与えれば質量Mは振動をし、ダンパCによって減衰振動となり、ついには静止するのである。ところが、胃壁の筋肉が弱っている場合、ばねKの弾性力や、ダンパCの復元力が衰え、減衰振動が長時間になってしまう。このように、平常時と異常時の胃壁の減衰振動を比較すれば、胃壁の等価剛性(硬さ)、等価粘性、等価質量及び体腔内異物(腫瘍など)を高精度で知ることができるのである。

【0027】このパルス状空気噴流は空気噴流探触子9bから噴射される。噴射の際は、図示しない制御装置からの電圧がソレノイド装置23に印加され、ソレノイド装置23が励磁され、可動弁体28が弁座26より離れてソレノイド装置23方向に移動し(図2矢印方向)、通路25が開放されることにより、噴出管路21内の加圧された空気が、貫通孔27、可動弁体28の間隙、通路26を経て、ノズルキャップ22より噴射されることになる。また、制御装置によってソレノイド装置23が消磁すると、ソレノイド装置23方向に移動していた可動弁体28が遊動するとともに、噴出管路21から流出する多量の加圧空気により可動弁体28を弁座26に圧着して通路25を閉鎖し、噴射を停止する。このとき、パルス状に空気噴流を照射するためには、ソレノイド装置23を連続的にオン・オフ制御するとよく、図示しな

い制御装置により実施することができる。また、加圧空気の圧力は送気装置6により適宜調節できるものであり、図示しない制御装置内のタイマを変更すれば、パルスの周期を変更することも可能となる。さらに、ノズルキャップ22からの噴風の拡がり角度を適宜変更できるようにしてもよい。

$$\text{デューティ比} = T2 / T1$$

ただし、T1は周期、T2はオンタイムである。

【0029】このデューティ比が大きいということは、バルブのオンタイムが長いということであり、平均的に噴風に大きな力を発生することとなる。図示しない制御装置ではこのデューティ比をも自由に制御できるものである。

【0030】上記のようなソレノイド装置23（図2参照）による空気噴流探触子9bでは、可動弁体28をソレノイド（電磁コイル）によって弁座26との当接・離間を制御するものであり、ソレノイドに通電した後に、可動弁体28が磁力により引寄せられるため、時間的又は電気的に若干のロスが生じる。

【0031】そこで、図3に示すように電圧を加えると可動弁体28自体が変形する空気噴流探触子9bを使用すると、弁座26に設けた通路25の開閉の応答性に優れ、細かな制御も可能となる。また、可動弁体28を大幅に小型化できるという大きなメリットがあるため、空気噴流探触子9b全体を小型化することができる。これにより、内視鏡の挿入部の先端部に求められる軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【0032】また、図2及び図3に示すように可動弁体28自体が内視鏡の挿入部の先端部に設けられているから、空間的、時間的にパルス波形が変形することはなく、鋭い（シャープ）なパルス状空気噴流を体腔内患部に当てるのが可能となり、内臓の内壁の弾力性（硬さ）、等価質量及び体腔内異物（腫瘍など）を高精度で知ることができるのである。

【0033】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、操作部と挿入部とからなる内視鏡であって、該操作部から挿入部にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口に外部空気源から圧縮空気を誘導し、前記挿入部先端の鉗子チャンネル出口には、パルス状加圧空気を検査部位に照射するために、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子を設けたので、内視鏡の挿入部先端の鉗子チャンネル出口から外部空気源で圧縮された空気が直接照射され、空間的、時間的にもシャープなパルス状空気噴流が患者の体腔内患部に当たり、内臓の内壁の等価剛性（硬さ）、等価粘性、等価質量及び体腔内異物（腫瘍など）を高精度で知ることができるようになった。

【0028】また、図4に示すように、バルブのオン・オフタイムの1周期をT1とし、バルブのオンタイムをT2としてその比をとれば、デューティ比が算出される。

【数1】

【0034】また、操作部と挿入部とからなる内視鏡であって、該操作部から挿入部にわたって鉗子チャンネルを形成するとともに、該鉗子チャンネル入口から、内部に圧力制御弁を備えた空気噴流探触子と外部空気源から連絡した鉗子用空気チューブとを挿通し、前記挿入部先端の鉗子チャンネル出口には、前記空気噴流探触子を臨ませるので、患者の体腔内患部を触って診断する際、針や鉗などの鋭利な探触子以外に、空気噴流による探触子を選択することができ、これにより、患者の恐怖心を軽減させるほか、内臓の内壁の等価剛性（硬さ）、等価粘性、等価質量及び体腔内異物（腫瘍など）を高精度で知ることができる。

【0035】前記空気噴流探触子の圧力制御弁は、電磁石の励磁により、可動弁体を弁座から離して噴出管路内の加圧空気を噴射口から噴射させる形式であっても、電圧を加えると変形する圧電素子を用いた可動弁体を備え、電圧を可動弁体に印加させて湾曲させた際、可動弁体が弁座より離れて噴出管路内の加圧空気を噴出口から噴射させる形式であってもよい。

【0036】特に、空気噴流探触子の圧力制御弁が電圧を加えると変形する圧電素子を用いた可動弁体を備えた形式であれば、弁座に設けた通路の開閉の応答性に優れ、細かな制御も可能となる。また、可動弁体を大幅に小型化できるという大きなメリットがあるため、空気噴流探触子全体を小型化することができる。これにより、内視鏡の挿入部の先端に求められる軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【0037】さらに、パルス状加圧空気の噴風周期を変更することができるので、患者の体腔内患部の状況に応じて空気噴流の照射回数を変更することもできる。

【0038】そして、圧力制御弁の周期と、該圧力制御弁のオンタイムとの比をとってデューティ比を算出し、該デューティ比及び前記周期を変更して噴風力及び加振周波数を制御することができるので、患者の体腔内患部の状況に応じて噴風力及び加振周波数を制御することができる。

【0039】また、前記挿入部先端部には、空気噴流探触子に併設して光学観察対物部を備えて、光学観察対物部からの情報により患者の体腔内患部を観察することができる。

【0040】なお、前記光学観察対物部は、円筒状のレンズ筒と、該レンズ筒先端部に設けた観察窓と、前記レンズ筒内に配置した光学レンズ系と、被写体の結像位置となる光学レンズ系の背後に配置される、グラスファイバ群とから構成されているから、前記空気噴流探触子とほぼ同形状で、しかも、簡素な構成であり、内視鏡の挿入部の先端部に求められる軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【図面の簡単な説明】

【図1】内視鏡を体腔内に挿入したときの全体図である。

【図2】内視鏡の先端部を示す拡大断面図である。

【図3】内視鏡の先端部の別実施例を示す拡大断面図である。

【図4】メインバルブの周期とオンタイムを示すチャートである。

【図5】従来の内視鏡用送気装置の概略斜視図である。

【図6】従来の内視鏡用送気装置におけるエアータ出状態の遅れ時間を示す図である。

【図7】従来の内視鏡用送気装置におけるエアータ出状態の速度分布を示す図である。

【図8】本発明の別の実施形態を示す内視鏡の全体図である。

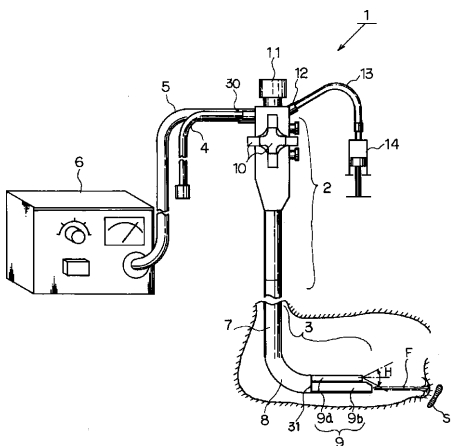
【図9】体腔内へ空気噴流を照射したときの拡大モデルである。

【符号の説明】

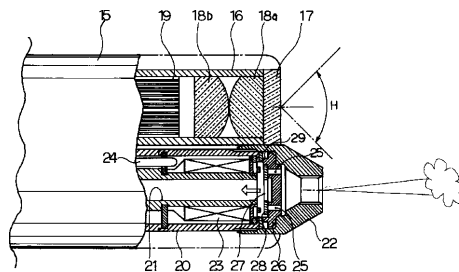
- 1 内視鏡
- 2 操作部
- 3 挿入部
- 4 電気ケーブル
- 5 空気チューブ

- * 6 送気装置
- 7 軟性部
- 8 湾曲部
- 9 先端部
- 9 a 光学観察対物部
- 9 b 空気噴流探触子
- 10 湾曲操作ノブ
- 11 接眼部
- 12 挿入口
- 13 鉗子用チューブ
- 14 操作器
- 15 チューブ体
- 16 レンズ筒
- 17 観察窓
- 18 光学レンズ系
- 19 グラスファイバ
- 20 ノズル本体
- 21 噴出管路部
- 22 ノズルキャップ
- 23 ソレノイド装置
- 24 導線
- 25 通路
- 26 弁座
- 27 貫通孔
- 28 可動弁体
- 29 フランジ部
- 30 鉗子チャンネル入口
- 31 鉗子チャンネル出口
- 32 鉗子チャンネル
- 30 33 鉗子用空気チューブ
- * 34 コネクタ

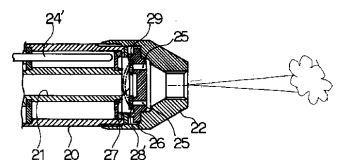
【図1】



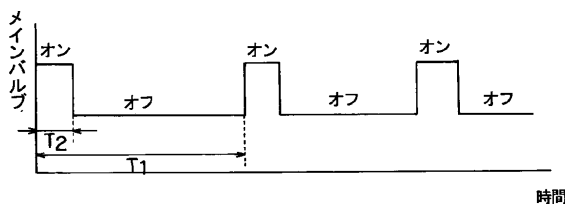
【図2】



【図3】

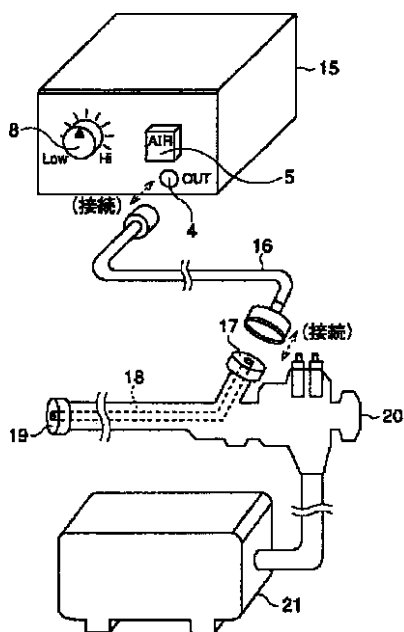


【図4】

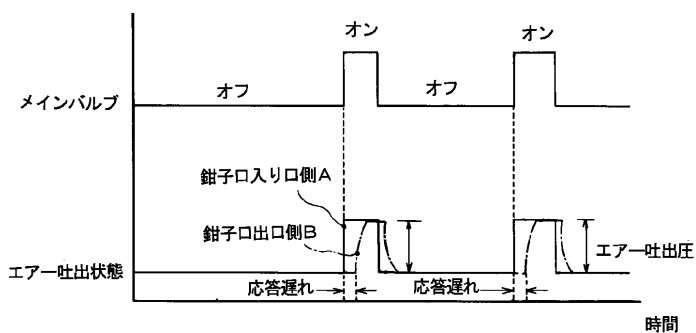


時間

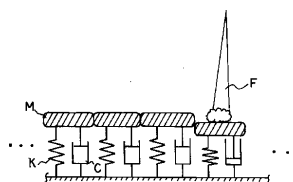
【図5】



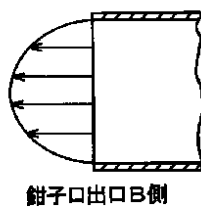
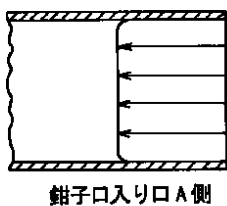
【図6】



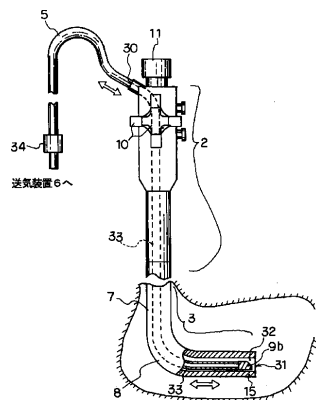
【図9】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 田中 信治
 広島県広島市南区宇品東3丁目6-3-1104

Fターム(参考) 4C061 CC04 FF41 GG24 HH02 HH51

专利名称(译)	内窥镜中的空气喷射诊断装置		
公开(公告)号	JP2003235785A	公开(公告)日	2003-08-26
申请号	JP2002044939	申请日	2002-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	佐竹公司 金子 真 田中慎		
申请(专利权)人(译)	佐竹公司 金子 真 田中慎		
[标]发明人	金子真 田中信治		
发明人	金子 真 田中 信治		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	4C061/CC04 4C061/FF41 4C061/GG24 4C061/HH02 4C061/HH51 4C161/CC04 4C161/FF41 4C161/GG24 4C161/HH02 4C161/HH51		
其他公开文献	JP3751568B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：将时空尖锐的脉冲空气喷射应用于患者体腔或其周边的患处，以达到局部等效的刚度（硬度），等效粘度，等效质量和内部器官内壁的体腔。（ZH）提供一种用于内窥镜的喷气诊断设备，该设备可以高精度检测异物（肿瘤等）。内窥镜（1）包括操作部（2）和插入部（3），其中，钳子通道从操作部（2）到插入部（3）形成，并且钳子通道入口（30）从外部空气源（6）压缩。在插入部3的前端的钳子通道出口31处设有在内部具有压力控制阀的喷气探头9b，该喷气探头9b向检查部位照射空气并向被检查部位照射脉冲状的加压空气。

