

(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 - 310544

(P2003 - 310544A)

(43)公開日 平成15年11月5日(2003.11.5)

(51) Int. Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ド* (参考)
A 6 1 B 1/00	332	A 6 1 B 1/00	332 C 2 H 0 4 0
	300		300 D 4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	A

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 8 数)

(21)出願番号 特願2002 - 125923(P2002 - 125923)

(22)出願日 平成14年4月26日(2002.4.26)

(71)出願人 000001812

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

(71)出願人 502152001

桜井 直樹

広島県東広島市鏡山2 - 365 - 5 - 202

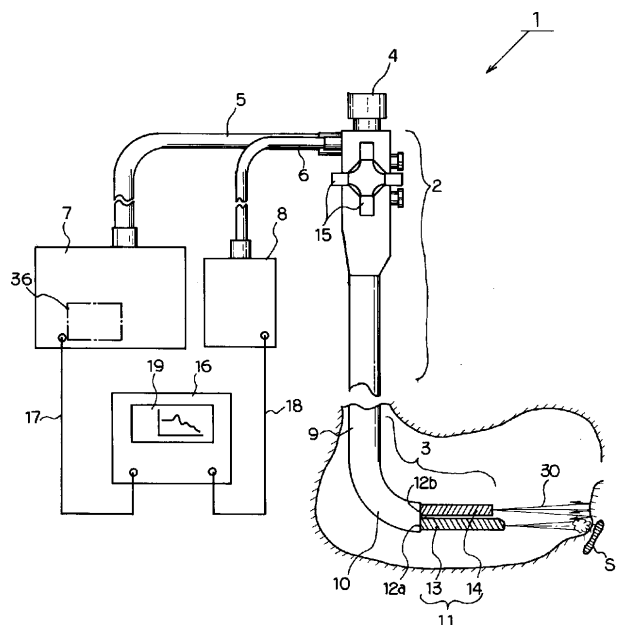
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡における生体の硬さ診断装置

(57)【要約】

【課題】 胃内壁など生体の弾性率又は粘性率を具体的に数値化したり、検査部位の相対的比較により硬さを診断でき、かつ、空気噴流の押し付け力を変え、内臓内壁の患部や部位に応じて任意に押し付け力を変化させて診断することができる内視鏡における生体の硬さ診断装置を提供する。

【解決手段】 パルス状加圧空気を検査部位に照射して検査部位を振動させる鉗子チャンネル12と、パルス状加圧空気の振動周波数を変化させるためのノズル13と、検査部位に与えた振動の加速度、速度、変位又は力に対する検査部位からの振動の加速度、速度、変位又は力を測定する振動測定センサ14とを備え、さらに、検査部位に与えた振動に対する振幅比の変化率と位相差の変化率との少なくとも一方を測定することにより、生体の硬さを診断する演算・表示装置16を備えた。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 パルス状加圧空気を検査部位に照射して検査部位を振動させる鉗子チャンネルと、前記パルス状加圧空気の振動周波数を変化させるための圧力制御弁と、検査部位に与えた振動の加速度、速度、変位又は力に対する検査部位からの振動の加速度、速度、変位又は力を測定する振動測定センサとを備え、さらに、検査部位に与えた振動に対する前記振動測定センサから得られた振幅比の変化率と位相差の変化率との少なくとも一方を測定することにより、生体の硬さを診断する演算・表示装置を備えたことを特徴とする内視鏡における生体の硬さ診断装置。

【請求項2】 前記圧力制御弁は、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検査部位に振動を与える請求項1記載の内視鏡における生体の硬さ診断装置。

【請求項3】 前記圧力制御弁は、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検査部位に振動を与える請求項1記載の内視鏡における生体の硬さ診断装置。

【請求項4】 前記パルス状加圧空気の噴風周期を変更して振動周波数を変更してなる請求項1から請求項3のいずれかに記載の内視鏡における生体の硬さ診断装置。

【請求項5】 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ー比を算出し、該デューティー比を変更して振動周波数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生体の硬さ診断装置。

【請求項6】 前記振動測定センサは、検査部位に照射されたレーザー光が検査部位の振動によってドップラー効果を受けることを利用して検査部位の振動状態を測定してなる請求項1から請求項5のいずれかに記載の内視鏡における生体の硬さ診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡における生体の硬さ診断装置に関する。

【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っては、体腔内あるいは検査部位にパルス状に加圧空気を供給できるものの、胃内壁など生体の弾性率又は粘性率を具体的に数値化したり、検査部位の相対的比較により硬さを診断できるものではなかった。

【0006】また、上記提案の内視鏡用送気装置では、空気噴流の押し付け力を変え、内臓内壁の患部や部位に応じて任意に押し付け力を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、胃内壁など生体の弾性率又は粘性率を具体的に数値化したり、検査部位の相対的比較により硬さを診断でき、かつ、空気噴流の押し付け力を変え、内臓内壁の患部や部位に応じて任意に押し付け力を変化させて診断することができる内視鏡における生体の硬さ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、パルス状加圧空気を検査部位に照射して検査部位を振動させる鉗子チャンネルと、前記パルス状加圧空気の振動周波数を変化させるための圧力制御弁と、検査部位に与えた振動の加速度、速度、変位又は力に対する検査部位からの振動の加速度、速度、変位又は力を測定する振動測定センサとを備え、さらに、検査部位に与えた振動に対する前記振動測定センサから得られた振幅比の変化率と位相差の変化率との少なくとも一方を測定することにより、生体の硬さを診断する演算・表示装置を備える、という技術的手段を講じた。

【0009】これにより、鉗子チャンネルからパルス状加圧空気を検査部位に非接触で照射して振動させるから、生体を傷つけることなく規則的な振動周波数を長時間維持することができ、しかも、振動周波数を変化させる際は、圧力制御弁を制御することで応答性がよくなり、高精度に変化させることができる。そして、検査部位に与えた振動に対する前記振動測定センサから得られ

た振幅比の変化率と位相差の変化率との少なくとも一方が測定され、弾性率又は粘性率を具体的に数値化するか、又は検査部位の相対的比較により直ちに生体の硬さを診断することが可能となる。

【0010】また、前記圧力制御弁は、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検査部位に振動を与えるものであるから、弁座の開閉を通電によって制御することができる。

【0011】さらに、前記圧力制御弁は、電圧を加える10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検査部位に振動を与えるものであるから、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。そして、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、内視鏡の軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【0012】そして、前記パルス状加圧空気の噴風周期を変更して振動周波数を変更するものであるから、任意20の周波数に容易に変更することができる。

【0013】また、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ー比を算出し、該デューティー比を変更して振動周波数を変更するので、患部に合わせて噴風力及び加振周波数を制御することができる。

【0014】そして、前記振動測定センサは、検査部位に照射されたレーザー光が検査部位の振動によってドップラー効果を受けることを利用して検査部位の振動状態を測定するから、非接触で表面の反射率の影響を受けにくく、かつ、高精度で検査部位の内部の振動状態を詳細に把握することができる。

【0015】

【発明の実施の形態】以下本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。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、検査部位を観察することが可能な接眼部4と、加圧空気を送給するための空気チューブ5と、振動計測センサから連絡する電氣的又は光学的ケーブル6が接続さ40れる。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7が接続され、ケーブル6の他端側には振動計測センサからの電気信号を検出する検出器8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9を介して湾曲部10を接続し、さらに、該湾曲部10に先端部11を連設する。前記操作部2から挿入部3にわたっては、内部に複数の鉗子チャンネル（図示せず）を形成するとともに、空気チューブ5が挿入される鉗子チャンネル出口12aには空気ノズル13を接続する一方、ケーブル6が挿入される鉗子チ50

ャンネル出口12bには振動計測センサ14が接続される。また、送気装置7内には、圧力センサの入力による圧力制御弁の制御、送気（噴風）の圧力制御、送気により加振するための加速度制御及び送気による振動情報の計測を行う制御部36を設ける。

【0016】符号15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15を操作することにより、前記湾曲部10を適宜な角度に湾曲させて先端部11を進退自在に遠隔操作することができる。

【0017】符号16は演算・表示装置であり、パルス状加圧空気により付与させる振動の情報を信号線17により制御部36から入力するとともに、前記振動計測センサ14から得られた振動の情報を信号線18により検出器8から入力して、これらの振動情報を比較・演算して硬さ情報を算出するのである。符号19は演算・表示装置に設けた硬さ情報表示部である。

【0018】図2は、内視鏡の別実施形態を示す全体図であり、このものは、送気装置7内に圧力制御弁37を設けるとともに、送気装置7から連絡する空気チューブ5を鉗子チャンネル内に挿入し、鉗子チャンネル出口12aに噴出部5aを設けたものである。そして、噴出部5a先端には噴風圧力を検出する圧力センサ38を設け、該圧力センサ38からの信号を図示しない信号線により制御部36に連絡したもので、その余の構成については図1と同様である。

【0019】以上の構成により、噴出部5a先端の圧力センサ38により空気噴流のパターンを制御部36で察知することができ、図1の空気ノズル13と同様、噴風の制御が可能である。

【0020】さらに、この演算・表示装置16の内部構成を詳述する。図3は、演算・表示装置の内部構成を示すブロック図である。演算・表示装置16は、パルス状加圧空気により付与させる振動の情報を信号線17により送気装置7内の制御部36から入力するとともに、前記振動計測センサ14から得られた振動の情報を信号線18により検出器8から入力し、ある一定時間間隔で信号をサンプリングするサンプリング部31と、該サンプリング部31からの信号をアナログ・デジタル変換するAD変換部32と、AD変換部32からの時系列信号を周波数軸の信号に変換する高速フーリエ変換部33と、該高速フーリエ変換部33からの信号を相対的に比較するか、又は予め記憶したデータと比較して該比較値から生体の硬さを診断する比較部34と、ROM及びRAMから構成される記憶部35とを備えている。そして、比較部34から得られた情報を表示する表示部19が接続されている。以上の構成によると、生波形解析では困難な生体の硬さ診断が、高速フーリエ変換部33による各種演算法により容易に実現可能となるのである。

【0021】体腔内へ空気噴流を照射するノズル13は、図4に示すようにノズル本体20と、前記空気チュ

ープ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、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。なお、図2の圧力制御弁37として適用する場合は、ノズルキャップ22を適宜加工して送気装置7に取り付けるとよい。以上の構成により、加圧空気が噴出される際、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、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25を経て、ノズルキャップ22より噴射されることになる。

【0022】図5はノズル13の別実施形態を示すものである。このノズル13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、ソレノイド装置を省略した構成で、その余の構成は図4に示すノズル13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、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25を経て、ノズルキャップ22より噴射されることになる。

$$x = e^{-\frac{\gamma}{2m}t} (A \cos \omega_0 t + B \sin \omega_0 t) + x_0 \sin(\omega t - \phi) \quad \dots (2) \text{式}$$

また、振幅 x_0 と外力に対する位相遅れ ϕ は以下の(3)式のようにになる。

【数3】

$$x_0 = \frac{\frac{P_0}{k}}{\sqrt{\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2}\right)^2 + \left(2 \frac{C}{C_c} \cdot \frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}} \quad \dots (3) \text{式}$$

$$\tan \phi = \frac{2 \frac{C}{C_c} \cdot \frac{\omega}{\omega_0}}{1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2}}$$

ここで、 $\omega_0^2 = \frac{k}{m}$ (固有振動数)、 $C_c = 2\sqrt{mk}$ (臨界減衰係数)、

$\gamma = \frac{C}{C_c}$ (粘性減衰係数比)である。

【0025】以上の(1)式から(3)式により、振幅

*【0023】図6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、胃壁などの生体を顕微鏡等で拡大した場合、胃壁の筋力は、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。このモデルに対し、衝撃を加えると振動を生じ、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。しかし、モデルに対し、パルス状加圧空気からなる断続的な外力(空気噴流 F)を付与させると、モデルに非接触で衝撃が与えられ、自由振動と強制振動とを合成した振動が生じ、共振点が生じる。そして、胃壁に対して外力(空気噴流 F)の付与位置を走査状に変えていくと、健康な筋肉と病弱な筋肉とでは固有振動数が異なると思われる。このように、平常時と異常時の胃壁の固有振動数を比較すれば、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。そして、空気噴流 F により非接触式で生体へ振動を付与するから、生体表面が傷つく虞(おそれ)がなく、患部などを保護するのに有効な手段である。

【0024】さらに、図6のモデルを詳述する。図6の N 番目の筋肉に空気噴流 F を断続的に吹き付けてやると、例えば、角振動数 ω の周期的な外力が作用する強制振動の運動と考えられ、運動方程式は(1)式のようにになる。

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + c \frac{dx}{dt} + kx = P_0 \sin \omega t \quad \dots (1) \text{式}$$

そして、(1)式の解としては、(2)式のようになる。

【数2】

x_0 と位相遅れ ϕ が、強制力の振動数によって、どのように変わるかは、例えば、図6の強制振動の周波数特性図によって表すことができる。つまり、強制力の振動数が、系の固有振動数に近いときは、振幅が大きくなり共振を起こし、減衰比が大きいときには、共振の効果はあまり大きくないことが分かるのである。

【0026】そして、図6の N 番目の筋肉に空気噴流 F を断続的に吹き付けると、共振点では、

$$\omega = \omega_0 \quad \dots (4) \text{式}$$

となり、 f の周期 T から

$$\omega = \frac{2\pi}{T} \quad \dots (5) \text{式}$$

【数 6】

$$\frac{2\pi}{T} = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad \dots (6) \text{ 式}$$

であるとき

【数 7】

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad \dots (7) \text{ 式}$$

を推定することができる。

【0027】つまり、局所的な k と m の比が分かることになり、空気噴流 F を付与する位置を変えていくときに、 ω_0 が変化するのである。これを手がかりとすれば、胃壁の硬さ診断が可能となるのである。

【0028】上記減衰振動を比較する場合、振動の加速度、速度、変位又は力を測定できる公知の振動計測センサを使用可能であるが、上記同様患部などを保護するためには、非接触式の振動計測センサを使用するのが好ましい。例えば、検査部位に照射されたレーザー光が検査部位の振動によってドップラー効果を受けることを利用して検査部位の振動状態を測定するものや、投光部を受光部の同軸上又は近傍に設置しておき、物体がその前を通過あるいは接近した際に生じる反射光量の増減によって検出する拡散反射式の光電センサを利用するとよい。

【0029】以上のように構成された内視鏡における生体の硬さ診断装置について、以下にその動作を説明する。図 1 又は図 2 において、術者は接眼部 4 から覗きな*

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。

【0032】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。制御部 36 によりデューティ比を自由に制御することができる。

【0033】上記のようなソレノイド装置 23 (図 4 参照) 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、時間的又は電氣的に若干のロスが生じる。

【0034】そこで、図 5 に示すように電圧を加えると可動弁体 28 自体が変形するノズル 13 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、ノズル 13 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。

【0035】以上のように、パルス状空気噴流が患部に

*がら、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 15 など湾曲部 10 を適宜曲げて胃壁などの診断を行う。

【0030】そして、腫瘍部 S らしきものが確認されたとすると、これを再調査するため、パルス状空気噴流が広い範囲を走査しながら照射される。このパルス状空気噴流の噴射の際は、電圧がソレノイド装置 23 に印加され (図 4 参照)、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、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、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・オフ制御するとよい。加圧空気の圧力は送気装置 7 により適宜調節できるものであり、タイマなどを変更すれば、パルスの周期を変更することも可能となる。

【0031】また、図 8 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 8】

照射されれば、例えば、患部には 0 ~ 2 kHz の振動が付与されることになる。振動の加速度は送気装置 7 内のセンサ (図示せず) によって制御部 36 が測定し、この情報が信号線 17 を介して演算・表示装置 16 に入力される。この場合、加速度の他に力やそれらを変換した速度、変位信号を入力してもよい。一方、胃壁などの患部に向けられた振動計測センサ 14 は、レーザー光 30 を照射し、その患部の振動速度をドップラー効果を利用して、検出器 8 によって測定する。この情報が信号線 18 を介して演算・表示装置 16 に入力される。この場合も速度の他に変位や加速度、力を入力してもよい。このようなレーザードップラー法を用いることによって、胃壁の表面状態以外に、胃壁内部の腫瘍 S など非接触非破壊でその振動を測定できる。次に、信号線 17 及び 18 により入力された振動信号は、サンプリング部 31 により一定時間間隔でサンプリングされ、AD 変換部 32 によりアナログ・デジタル変換され、さらに、高速フーリエ変換部 33 により時系列信号を周波数軸の信号に変換される。そして、比較部 34 により周波数に対する、患

部振動の入出力間の振幅比 (dB) 又は位相差 (度) が算出される。実際には、比較部 34 において制御部 36 からの周波数の掃引信号と検出器 8 からのレーザー Doppler の信号とを対比させる演算が行われる。

【0036】本実施形態による周波数に対する振幅比 (dB) の算出結果を図 9 に示している。

【0037】この図 9 から、任意の周波数における共振ピーク点が多数読み取れるが、この共振ピーク点は、例えば、胃壁の柔らかい部分と硬い部分とで異なるものである。つまり、硬い部分があると、任意の共鳴周波数が軟らかいものに比べて増加すると思われ、例えば、第 2 の共振ピーク点により共鳴周波数が増加すると仮定すれば (図 9 の α 参照)、この共振ピーク点から共鳴周波数 α における固有振動数 ω_0 を推定することができるのである。そして、固有振動数 ω_0 から局所的なばね定数 k と質量 m の比が分かることになるのである。

【0038】そして、図 10 のように、空気噴流 F を走査する位置により振動数が突出する箇所が判別できる。このグラフから、胃壁患部が健康な柔らかい部分と腫瘍 S が存在する硬い部分とを相対的に識別するのである。なお、本発明はこれに限定されることはなく、実験などで予め空気噴流 F の周波数や振幅比 (dB) と生体の弾性率又は粘性率との関係を具体的に数値化し、胃壁患部が健康な柔らかい部分と腫瘍 S が存在する硬い部分とを識別することも可能である。

【0039】以上のように本実施形態によれば、胃壁患部を走査して振動の振幅比と位相差を測定することにより、胃壁患部が健康な柔らかい部分と腫瘍 S が存在する硬い部分とを識別することができ、空気噴流 F を吹き付けて非接触式で患部へ振動を付与し、生体表面が傷つくことがなく、患部を保護しながら診断するのに有効である。

【0040】

【発明の効果】以上のように本発明によれば、パルス状加圧空気を検査部位に照射して検査部位を振動させる鉗子チャンネルと、前記パルス状加圧空気の振動周波数を変化させるための圧力制御弁と、検査部位に与えた振動の加速度、速度、変位又は力に対する検査部位からの振動の加速度、速度、変位又は力を測定する振動測定センサとを備え、さらに、検査部位に与えた振動に対する前記振動測定センサから得られた振幅比の変化率と位相差の変化率との少なくとも一方を測定することにより、生体の硬さを診断する演算・表示装置を備えたので、鉗子チャンネルからパルス状加圧空気を検査部位に非接触で照射して振動させるから、生体を傷つけることなく規則的な振動周波数を長時間維持することができ、しかも、振動周波数を変化させる際は、圧力制御弁を制御することで応答性がよくなり、高精度に変化させることができる。そして、検査部位に与えた振動に対する前記振動測定センサから得られた振幅比の変化率と位相差の変化率*50

*との少なくとも一方が測定され、弾性率又は粘性率を具体的に数値化するか、又は検査部位の相対的比較により直ちに生体の硬さを診断することが可能となる。

【0041】また、前記圧力制御弁は、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検査部位に振動を与えるものであるから、弁座の開閉を通電によって制御することができる。

【0042】さらに、前記圧力制御弁は、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検査部位に振動を与えるものであるから、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。そして、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、内視鏡の軽量・小型化に大きく貢献できるものとなる。

【0043】そして、前記パルス状加圧空気の噴風周期を変更して振動周波数を変更するものであるから、任意の周波数に容易に変更することができる。

【0044】また、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ー比を算出し、該デューティー比を変更して振動周波数を変更するので、患部に合わせて噴風力及び加振周波数を制御することができる。

【0045】そして、前記振動測定センサは、検査部位に照射されたレーザー光が検査部位の振動によって Doppler 効果を受けることを利用して検査部位の振動状態を測定するから、非接触で表面の反射率の影響を受けにくく、かつ、高精度で検査部位の内部の振動状態を詳細に把握することができる。

【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】本発明の別実施形態の内視鏡を体腔内に挿入したときの全体図である。

【図 3】演算・表示装置の内部構成を示すブロック図である。

【図 4】体腔内へ空気噴流を照射するノズルの拡大断面図である。

【図 5】体腔内へ空気噴流を照射する別実施形態のノズルの拡大断面図である。

【図 6】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図である。

【図 7】強制振動の周波数特性図である。

【図 8】バルブの周期とオンタイムを示すチャートである。

【図 9】患部振動の入出力間の振幅比と周波数との関係を示した図である。

【図 10】空気噴流 F の走査距離と振動数との関係を示

す図である。

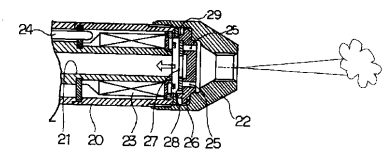
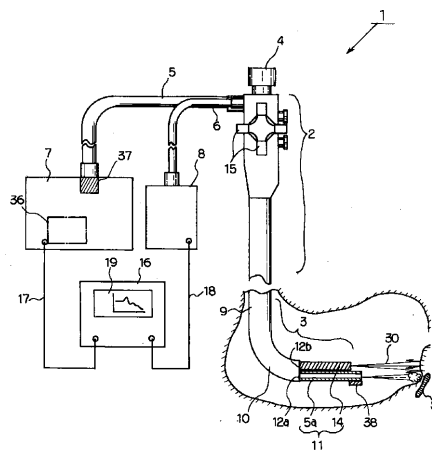
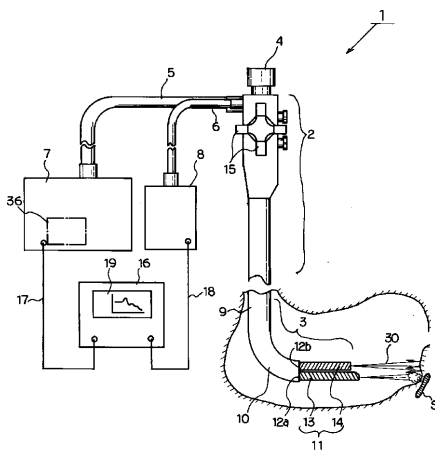
【符号の説明】

- | | |
|--------------|---------------|
| 1 内視鏡 | * 19 硬さ情報表示部 |
| 2 操作部 | 20 ノズル本体 |
| 3 挿入部 | 21 噴出管路部 |
| 4 接眼部 | 22 ノズルキャップ |
| 5 空気チューブ | 23 ソレノイド装置 |
| 6 電気ケーブル | 24 導線 |
| 7 送気装置 | 25 通路 |
| 8 測定器 | 26 弁座 |
| 9 軟性部 | 27 貫通孔 |
| 10 湾曲部 | 10 28 可動弁体 |
| 11 先端部 | 29 フランジ部 |
| 12 鉗子チャンネル出口 | 30 レーザー光 |
| 13 空気ノズル | 31 サンプリング部 |
| 14 振動計測センサ | 32 A/D変換部 |
| 15 湾曲操作ノブ | 33 高速フーリエ変換部 |
| 16 演算出力装置 | 34 比較部 |
| 17 信号線 | 35 記憶部 |
| 18 信号線 | 36 制御部 |
| | 37 圧力制御弁 |
| | * 20 38 圧力センサ |

【図1】

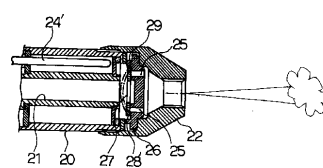
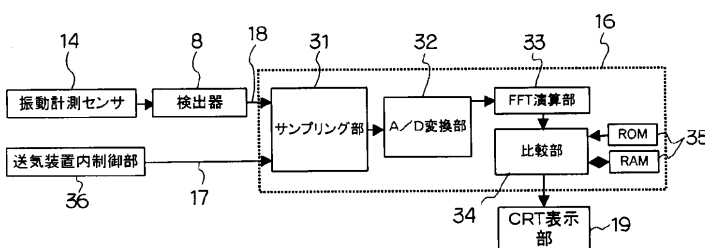
【図2】

【図4】

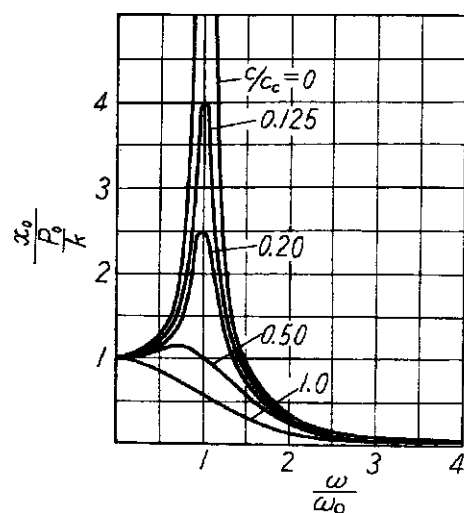
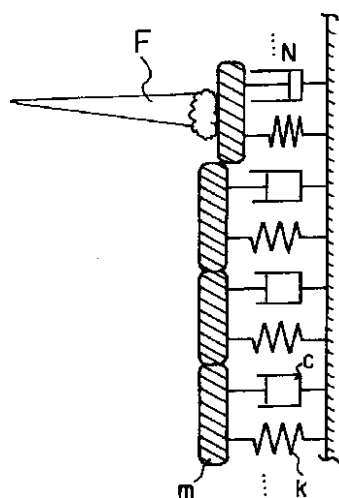


【図3】

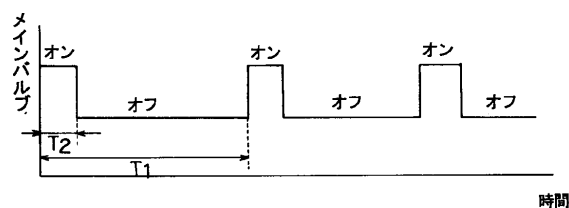
【図5】



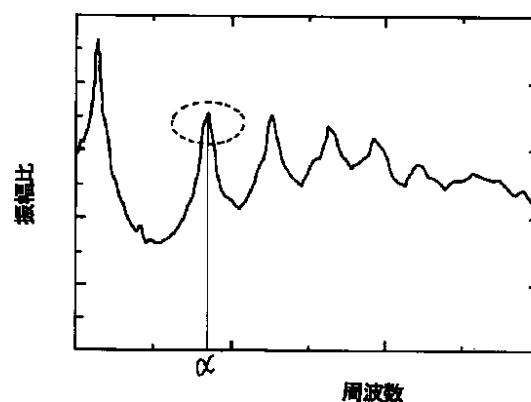
【圖 7】



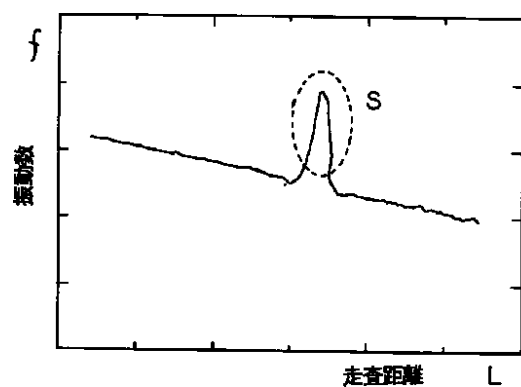
【圖 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 桜井 直樹
広島県東広島市鏡山 2 - 365 - 5 - 202

(72)発明者 保坂 幸男
広島県東広島市西条西本町2番30号 株式
会社サタケ内

F ターム(参考) 2H040 DA51 DA57
4C061 FF42 HH51

专利名称(译)	内窥镜用生物体硬度诊断装置		
公开(公告)号	JP2003310544A	公开(公告)日	2003-11-05
申请号	JP2002125923	申请日	2002-04-26
[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 樱井直树		
[标]发明人	金子真 田中信治 桜井直樹 保坂幸男		
发明人	金子 真 田中 信治 桜井 直樹 保坂 幸男		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.332.C A61B1/00.300.D G02B23/24.A A61B1/00.550 A61B1/015.511 A61B1/015.513		
F-TERM分类号	2H040/DA51 2H040/DA57 4C061/FF42 4C061/HH51 4C161/FF42 4C161/HH51		
其他公开文献	JP3834259B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：具体地量化诸如胃内壁的活体的弹性模量或粘滞系数，通过相对比较检查部位来诊断硬度，并改变喷气的压力以改变患处或内部器官部位。提供了一种用于诊断内窥镜中的生物体的硬度的设备，该设备可以通过根据上述任意地改变按压力来进行诊断。 解决方案：镊子通道12用脉冲加压空气照射检查部位以使检查部位振动，喷嘴13用于改变脉冲加压空气的振动频率，以及施加到检查部位的振动。 振动测量传感器14用于测量来自检查部位的振动的加速度，速度，位移或力相对于加速度，速度，位移或力，并且还具有相对于给予检查部位的振动的振幅比的变化率和相位差。 算术/显示装置16被设置用于通过测量变化率中的至少一个来诊断生物的硬度。

