

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3834259号
(P3834259)

(45) 発行日 平成18年10月18日(2006.10.18)

(24) 登録日 平成18年7月28日(2006.7.28)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 2 C
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
	G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-125923 (P2002-125923)	(73) 特許権者	000001812
(22) 出願日	平成14年4月26日(2002.4.26)		株式会社サタケ
(65) 公開番号	特開2003-310544 (P2003-310544A)		東京都千代田区外神田4丁目7番2号
(43) 公開日	平成15年11月5日(2003.11.5)	(73) 特許権者	501219758
審査請求日	平成15年7月29日(2003.7.29)		金子 真
前置審査			広島県東広島市高屋高美ヶ丘3丁目22-15
		(73) 特許権者	502065088
			田中 信治
			広島県広島市南区宇品東3丁目6-3-1104
		(73) 特許権者	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測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

内部に鉗子チャンネルを有する操作部(2)及び挿入部(3)からなり、該挿入部(3)には、基端側の軟性部(9)を介して湾曲部(10)を接続するとともに、該湾曲部(10)に先端部(11)を連設した内視鏡(1)において、

前記先端部(11)は、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しての可動弁体を備えてパルス状加圧空気を検査部位に吹き付けて検査部位を振動させる、前記鉗子チャンネルの先端部に設けられた空気ノズル(13)と、検査部位からの振動を測定する振動測定センサ(14)とを備え、

前記操作部(2)に設けた湾曲操作ノブ(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)を遠隔操作し、検査部位にパルス状加圧空気が走査状に付与される構成とし、

さらに、前記検査部位を、質量(m)、バネ(k)、ダンパ(c)の3要素モデルとみなして、固有振動数(ω_0)又は共振周波数を比較することにより生体の硬さ情報を算出する演算・表示装置(16)を備えたことを特徴とする内視鏡における生体の硬さ測定装置。

【請求項2】

パルス状加圧空気の振動周波数を2kHzまでの範囲に変化させることを特徴とした請求項1記載の内視鏡における生体の硬さ測定装置。

【請求項3】

前記振動測定センサ（１４）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又は２記載の内視鏡における生体の硬さ測定装置。

【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測定装置に関する。

【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ー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測定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測定するような機構を想定しているのではなく、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測定でき、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測定することができる内視鏡における生体の硬さ測定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、内部に鉗子チャンネルを有する操作部（２）及び挿入部（３）からなり、該挿入部（３）には、基端側の軟性部（９）を介して湾曲部（１０）を接続するとともに、該湾曲部（１０）に先端部（１１）を連設した内視鏡（１）において、前記先端部（１１）は、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しての可動弁体を備えてパルス状加圧空気を検査部位に吹き付けて検査部位を振動させる、前記鉗子チャンネルの先端部に設けられた空気ノズル（１３）と、検査部位からの振動を測定する振動測定センサ（１４）とを備え、前記操作部（２）に設けた湾曲操作ノブ（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）を遠隔操作し、検査部位にパルス状加圧空気が走査状に付与される構成とし、さらに、前記検査部位を、質量（ m ）、バネ（ k ）、ダンパ（ c ）の３要素モデルとみな

10

20

30

40

50

して、固有振動数 (ω_0) 又は共振周波数を比較することにより生体の硬さ情報を算出する演算・表示装置 (16) を備える、という技術的手段を講じた。

【0009】

これにより、術者は内視鏡 (1) の挿入部 (3) を体腔内の広い空間に挿入し、湾曲操作ノブ (15) を操作することにより、湾曲部 (10) を適宜な角度に湾曲させて先端部 (11) を遠隔操作し、胃壁などの診断を行う。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、空気ノズル (13) からのパルス状加圧空気噴流が広い範囲を走査しながら付与される。パルス状加圧空気噴流が患部に付与されれば、その振動が振動測定センサ (14) により測定される。そして、検査部位を、質量 (m)、バネ (k)、ダンパ (c) の 3 要素モデルとみなして、固有振動数 (ω_0) 又は共振周波数 10
が比較され、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、生体表面を傷つけることなく、患部を保護しながら測定するのに有効である。そして、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情報を算出することが可能となる。

【0010】

【0011】

【0012】

そして、前記空気ノズル (13) は、パルス状加圧空気の振動周波数を 2 kHz までの範囲に変化させるための圧力制御弁としての可動弁体 (28) を備えているので、患部には、2 kHz までの範囲で振動を付与することが可能であり、振動周波数を高精度に変化させることが可能となる。 20

【0013】

【0014】

また、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知ることができる。

【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、振動測定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 の他端側には振動測定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 12 a 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ャンネル出口 12 b には振動測定センサ 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。 30 40

【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、前記振動測定センサ 14 から得られた 50

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。

10

【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、前記振動測定センサ 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 A/D 変換部 32 と、A/D 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測定する比較部 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測定が、高速フーリエ変換部 33 による各種演算手法により容易に実現可能となるのである。

20

【0021】

体腔内へ空気噴流を照射する空気ノズル 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、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。

30

40

【0022】

図 5 は空気ノズル 13 の別実施形態を示すものである。この空気ノズル 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 に示す空気ノズル 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。

【0023】

50

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。

10

【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）式ようになる。

【数1】

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

20

そして、（1）式の解としては、（2）式ようになる。

【数2】

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

30

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

【数3】

$$\begin{aligned}
 x_0 &= \frac{\frac{P_0}{k}}{\sqrt{\left(1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2}\right)^2 + \left(2 \frac{C}{C_c} \cdot \frac{\omega}{\omega_0}\right)^2}} \\
 \tan \phi &= \frac{2 \frac{C}{C_c} \cdot \frac{\omega}{\omega_0}}{1 - \frac{\omega^2}{\omega_0^2}}
 \end{aligned}
 \quad \left. \begin{array}{l} \dots (3) \text{ 式} \end{array} \right\}$$

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)、

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

【0025】

以上の(1)式から(3)式により、振幅 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7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、

【数4】

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

となり、 f の周期 T から

【数5】

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

10

より
【数 6】

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

20

であるとき
【数 7】

30

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

40

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、胃壁の硬さ測定が可能となるのである。

【0028】

50

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測定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、非接触式の振動測定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測定装置について、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などで湾曲部10を適宜曲げて胃壁などの測定を行う。

10

【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。

20

【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】

30

$$\text{デューティ比} = T2 / T1$$

ただし、T1は周期、T2はオンタイムである。

【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。

40

【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。

50

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測定センサ 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、A/D 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 からのレーザードップラーの信号とを対比させる演算が行われる。

10

【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。

20

【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。

30

【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測定するのに有効である。

40

【0040】

【発明の効果】

以上のように本発明によれば、内部に鉗子チャンネルを有する操作部 (2) 及び挿入部 (3) からなり、該挿入部 (3) には、基端側の軟性部 (9) を介して湾曲部 (10) を接続するとともに、該湾曲部 (10) に先端部 (11) を連設した内視鏡 (1) において、前記先端部 (11) は、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しての可動弁体を備えてパルス状加圧空気を検査部位に吹き付けて検査部位を振動させる、前記鉗子チャンネルの先端部に設けられた空気ノズル (13) と、検査部位からの振動を測定する振動測定センサ (14) とを備え、前記操作部 (2) に設けた湾曲操作ノブ (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 (

50

11)を遠隔操作し、検査部位にパルス状加圧空気が走査状に付与される構成とし、さらに、前記検査部位を、質量(m)、バネ(k)、ダンパ(c)の3要素モデルとみなして、固有振動数(ω_0)又は共振周波数を比較することにより生体の硬さ情報を算出する演算・表示装置(16)を備えたので、術者は内視鏡(1)の挿入部(3)を体腔内の広い空間に挿入し、湾曲操作ノブ(15)を操作することにより、湾曲部(10)を適宜な角度に湾曲させて先端部(11)を遠隔操作し、胃壁などの診断を行う。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、空気ノズル(13)からのパルス状加圧空気噴流が広い範囲を走査しながら付与される。パルス状加圧空気噴流が患部に付与されれば、その振動が振動測定センサ(14)により測定される。そして、検査部位を、質量(m)、バネ(k)、ダンパ(c)の3要素モデルとみなして、固有振動数(ω_0)又は共振周波数が比較され、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、生体表面を傷つけることなく、患部を保護しながら測定するのに有効である。そして、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情報を算出することが可能となる。

10

【0041】

【0042】

【0043】

そして、前記空気ノズル(13)は、パルス状加圧空気の振動周波数を2kHzまでの範囲に変化させるための圧力制御弁としての可動弁体(28)を備えているので、患部には、2kHzまでの範囲で振動を付与することが可能であり、振動周波数を高精度に変化させることが可能となる。

20

【0044】

【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。

【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。

30

【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

40

2 操作部

3 挿入部

4 接眼部

5 空気チューブ

6 電気ケーブル

7 送気装置

8 測定器

9 軟性部

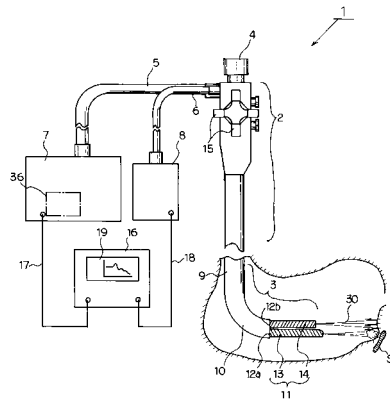
10 湾曲部

11 先端部

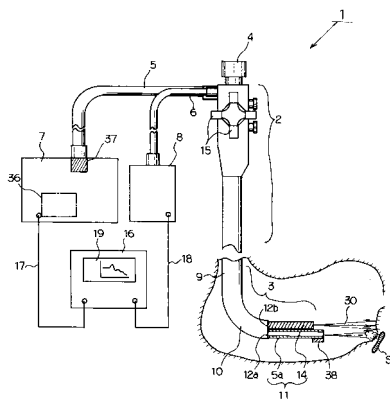
50

1 2	鉗子チャンネル出口	
1 3	空気ノズル	
1 4	振動測定センサ	
1 5	湾曲操作ノブ	
1 6	演算・表示装置	
1 7	信号線	
1 8	信号線	
1 9	硬さ情報表示部	
2 0	ノズル本体	
2 1	噴出管路部	10
2 2	ノズルキャップ	
2 3	ソレノイド装置	
2 4	導線	
2 5	通路	
2 6	弁座	
2 7	貫通孔	
2 8	可動弁体	
2 9	フランジ部	
3 0	レーザー光	
3 1	サンプリング部	20
3 2	A／D変換部	
3 3	高速フーリエ変換部	
3 4	比較部	
3 5	記憶部	
3 6	制御部	
3 7	圧力制御弁	
3 8	圧力センサ	

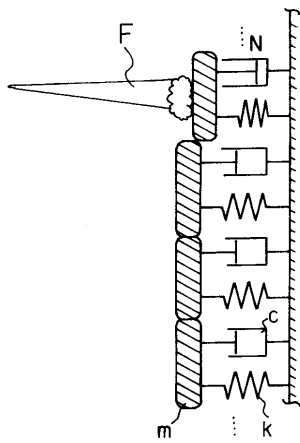
【図 1】



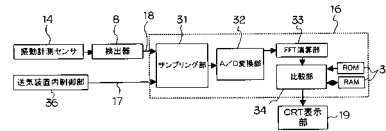
【図 2】



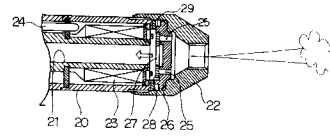
【図 6】



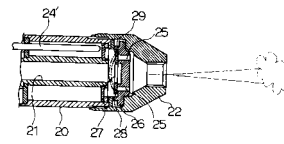
【図 3】



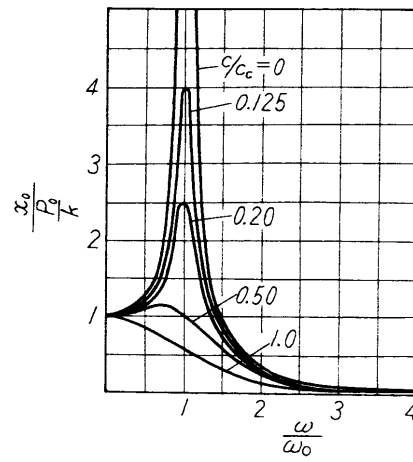
【図 4】



【図 5】



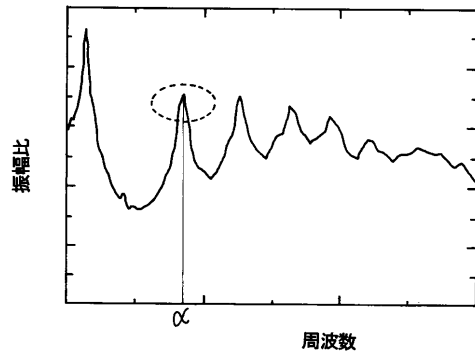
【図 7】



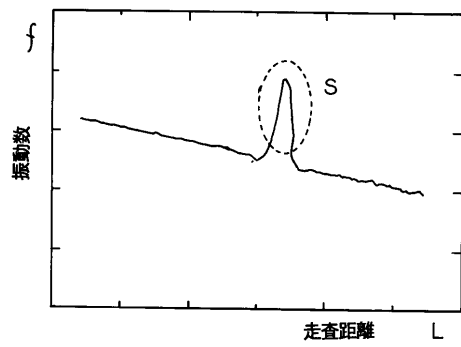
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (74)代理人 100082304
弁理士 竹本 松司
- (74)代理人 100088351
弁理士 杉山 秀雄
- (74)代理人 100093425
弁理士 湯田 浩一
- (74)代理人 100102495
弁理士 魚住 高博
- (74)代理人 100112302
弁理士 手島 直彦
- (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
- (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

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平05-095912 (JP, A)
特開平09-072780 (JP, A)
特開2000-014637 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜用于测量活体硬度的装置		
公开(公告)号	JP3834259B2	公开(公告)日	2006-10-18
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		
当前申请(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	A61B1/00 G02B23/24		
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		
代理人(译)	杉山秀夫		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2003310544A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A或具体量化生物的像内胃壁的弹性模量或粘度，由测试区域的相对比较来诊断硬度，并且改变空气喷流的按压力，内脏内壁病变部位这可以通过根据待检查对象的类型任意改变按压力来诊断。 解决方案：镊子通道12用于用脉冲加压空气照射测试部位以振动检查部位，喷嘴13用于改变脉冲加压空气的振动频率，加速度，速度，相对于该位移或力，速度，和振动测量传感器14，用于测量位移或力，进一步，变化率和振动施加到测试部位的振幅比的相位差从测试位点的振动的加速度并且变化率，从而计算出生物体的硬度。

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + c \frac{dx}{dt} + kx = P_0 \sin \omega t$$