

(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2005-27722

(P2005-27722A)

(43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/14

A61B 17/02

// A61B 1/00

F I

A61B 17/39

3 1 5

A61B 17/02

A61B 1/00

3 3 4 D

テーマコード (参考)

4C060

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号

特願2003-193164 (P2003-193164)

(22) 出願日

平成15年7月7日(2003.7.7)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 安達 日出夫

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK06 KK16 KK22 MM24

4C061 GG15

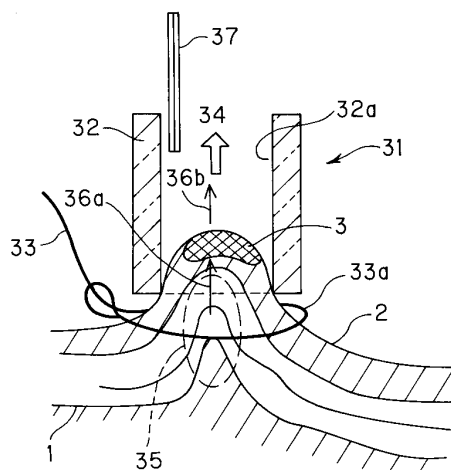
(54) 【発明の名称】 生体組織切除装置

(57) 【要約】

【課題】 粘膜組織における病変組織等、体腔内の切除対象の生体組織の下の血管の走行の所在を検知することができる生体組織切除装置を提供する。

【解決手段】 体腔内における粘膜組織2の表面に早期癌組織3が顕在化したのを内視鏡により確認し、その内視鏡先端部に装着した吸引カップ32の先端を早期癌組織3を囲むように押し付け、吸引することにより吸引カップ32内側の早期癌組織3を含む粘膜組織2が局部的に隆起するように変形し、その下側に血管1が存在すると乱流音36aが発生し、それを吸引カップ32の空洞内32aに配置したバイモルフセンサ37で検出し、信号処理手段で信号処理して乱流音36aが検出されるか否かで血管1の所在の有無を簡単に判断し、検出されない場合には術者は速やかに吸引カップ32の先端に配置した高周波スネア33に通電して切除処置を行う事ができるようにした。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入可能で、生体組織表面に接触し、生体組織表面を局部的に変形させ、生体組織表面下に走行する血管内に乱流を発生させる局部的変形手段と、
局部的変形手段によって該生体組織表面局部から発生する乱流血流音を電気信号に変換する変換手段と、
該電気信号に対する信号処理をする信号処理手段と、
からなる血管所在診断機能を具備したことを特徴とする生体組織切除装置。

【請求項 2】

生体組織表面局部から発生する乱流血流音を電気信号に変換する変換手段が、前記生体組織表面を局部的に変形させる局部的変形手段と一体的に構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の生体組織切除装置。 10

【請求項 3】

生体組織表面を局部的に変形させる局部的変形手段が、切除対象となる生体組織を切除する切除手段の機能を兼ねることを特徴とする請求項 1 記載の生体組織切除装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は体腔内の粘膜組織の病変部等、切除対象となる生体組織を切除する生体組織切除装置に関する。 20

【0002】**【従来の技術】**

近年、早期粘膜癌の基本的治療手段として内視鏡的粘膜切除術 E M R (E n d o s c o p i c M u c o s a l R e j e c t i o n) が注目され、すでにその臨床的有用性は認知されている。

【0003】

通常のパリペクトミーは隆起した隆起性病変を高周波スネアを用いて切除する切除術であるが、隆起していない非隆起性病変に対しては、例えば、粘膜下層に生理食塩水を注入し、腫瘍を隆起させた状態で高周波スネアにより粘膜を切除する方法や、2チャンネル処置用スコープを用いて、病巣部を把持鉗子で引き上げ、高周波スネアを掛けて切除する方法 30
、内視鏡とスネアを挿通したシリコーン製チューブに病変部を吸引し、高周波スネアを掛けて切除する方法 (E M R ・ T u b e 法) 、スコープ先端に装着した透明キャップ内に病変部を吸引し、透明キャップの端部に一体的に形成した高周波スネアによって病変部を切除する方法 (E M R C) 、あるいは I T ナイフ (先端にセラミックスチップがついた針状メス) を用いて切除対象部の周囲を切開し、病変部を切除する方法 (I T ナイフ法) などがある。

【0004】

これらのいずれの手技においても病変部を切除することが共通になっているが、この場合、病変部組織下に走行する血管に悪影響を及ぼさないことが望まれ、病変部組織下に比較的大い血管が存在し、それを含めて切除してしまうと、出血させてしまうからである。 40

【0005】

出血させると、病変部位置の誤認識やこれを止血する為の時間が余計にかかるだけでなく、患者に対する負荷が増加してしまう結果となる。このような事態に遭遇させない為には、上記した内視鏡的粘膜切除術を実施する前に多量の出血に結びつく病変部粘膜下血管の所在が分かっている必要がある。

【0006】

なおここで問題にする血管は毛細血管レベルではなく、切開することにより、噴き出る様な多量の出血を示す血管を対象としている。

【0007】

一方、血管の所在は一般の診断方法では通常の超音波内視鏡診断による B モード断層像や 50

ドップラー像を描出することによって診断可能であるが、この場合、超音波トランスデューサを粘膜切除部位に正確に押圧接触し、超音波を送受信させる必要がある。

【0008】

しかしながら超音波を粘膜表面から粘膜深部にロスなく送信させる為には、超音波トランスデューサ表面と生体組織表面の間を音響的に結合させる音響結合材が必要になる。

【0009】

この為に一般的に用いられるのは水を満たしたバルーンを超音波トランスデューサを覆う様に装着させる方法である。

【0010】

しかしながらこの様なセッティングを鉗子孔からスネアを出したり、吸引カップを粘膜切除部位に作用させながら行うこと、即ちEMR下超音波診断はEMR時の内視鏡観察視野を遮断することも考えると極めて難しいことと言える。従って、視界を妨げずに、しかも病変部組織下に存在する血管を簡単かつ正確に検出出来ることが必要になる。

【0011】

従来血管の所在や、血管に形成された血管瘤の他の検出方法として、血管に生ずる乱流音、即ちコロトコフ音を観察する方法が知られている。その具体的な応用が血圧測定である。以下にこの診断技術に関して、先行技術を用いて説明する。

【0012】

図13は特開2001-309894号公報に開示された血圧測定動作を示したもので、コロトコフ音を利用した血圧計に関する。

【0013】

この従来例の血圧計では、上腕に腕帯91を装着して、加圧により動脈BAを止め、コロトコフ音(K音)を検出するK音センサ92と、上腕内の圧力を検出する圧力センサと、抹消静脈センサ及び圧力センサアンプ93等を設けている。そして、加圧後の微速減圧過程で腕帯圧を測定するとともに、腕帯装着部よりも末梢側に末梢静脈圧センサを装着して、腕帯圧変化に対応して、順次末梢静脈圧(相対値)を求め、この末梢静脈圧(相対値)のピーク点を求め、ピーク点に対応する腕帯圧を最大末梢静脈圧とする測定方法が示されている。

【0014】

なお、図13において、符号BVは静脈、94a及び94bは発光素子と受光素子である。

【0015】

一方、最近の研究で大動脈症患者に血流の乱流が心雑音として観測されることを示唆する計測結果が得られている。

【0016】

(金井ら:「心筋の高速な速度成分と局所厚み変化の空間分布の計測」, J. Med. Ultrasonics, Vol. 29 No. 4 (2002) S235) 以上のように血管内に乱流を作ると乱流音が発生することがわかる。

【0017】

以上の様に、血管内に乱流が生ずると乱流音が発生し、その音、即ちコロトコフ音を検出することにより、血圧や動脈瘤の存在を検知出来ることが分かる。

【0018】

【特許文献1】

特開2001-309894号公報

【0019】

【非特許文献1】

金井ら:「心筋の高速な速度成分と局所厚み変化の空間分布の計測」, J. Med. Ultrasonics, Vol. 29 No. 4 (2002) S235

【0020】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

しかし、これらの検出は体腔内でのアプローチ、より具体的には内視鏡的アプローチが不可能であったり、乱流音を発生させる手段も腕に巻くカフであったり、血管内に形成された瘤である。

【 0 0 2 1 】

また、これらの従来技術の適用によって粘膜切除術 E M R の際に、粘膜下に走行する血管を内視鏡視野を遮ることなく検知することは不可能である。

【 0 0 2 2 】

(発明の目的)

本発明の目的は、粘膜組織における病変組織等、体腔内の切除対象の生体組織の下
の血管の走行の所在を検知することができる生体組織切除装置を提供することである。

10

【 0 0 2 3 】

さらに本発明の目的は、粘膜切除術 E M R の際等、体腔内の粘膜組織における病変組織等、切除対象となる生体組織の下に走行する血管を内視鏡視野を遮ることなく検知することが出来る生体組織切除装置を提供することである。

【 0 0 2 4 】

【課題を解決するための手段】

体腔内に挿入可能で、生体組織表面に接触し、生体組織表面を局部的に変形させ、生体組織表面下に走行する血管内に乱流を発生させる局部的変形手段と、これによって該生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変換手段と、該電気信号を信号処理する信号処理手段とからなる血管所在診断手段を備えた生体組織切除装置を特徴とする。

20

【 0 0 2 5 】

この構成により、例えば粘膜組織等、体腔内の生体組織を局部的に変形した部分の下に走行する血管に乱流を発生させ、これによる乱流音、即ちコロトコフ音が生体組織表面に伝播し、生体組織表面が振動したり、生体組織表面からその振動周波数に相当する周波数を有する音が体腔内の空間に放射する。

【 0 0 2 6 】

これらの生体組織表面局部から発生する乱流音を、乱流音を電気信号に変換する変換手段によって検知し、この検知信号の有無によって、生体組織を切除する際の是非や、予備止血の実施の是非を判断することができる。

【 0 0 2 7 】

さらには、生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変換手段が、前記生体組織表面を局部的に変形させる局部的変形手段と一体的に構成されている構成にすることにより、局部的に変形させる局部的変形手段の直下にある血管の存在を精度良く検知が出来る。

30

【 0 0 2 8 】

さらには、生体組織表面を局部的に変形させる局部的変形手段が、粘膜組織を切除する切除手段の機能を兼ねる構成にすることにより、切除手段により切除しようとする組織下の血管の存在を精度良く検知が出来ると共に、別体の場合よりも使い易くなり、操作性を向上できる。

【 0 0 2 9 】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 3 0 】

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 3 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は早期癌組織が表在した粘膜組織と、その粘膜組織を血管所在診断プローブを構成する押圧棒で押圧することにより血管が変形されて乱流音が発生する様子を示し、図 2 は血管所在診断プローブに対する信号処理を行う信号処理装置の構成を示し、図 3 は図 2 の信号処理部の詳細な構成を示す。以下の実施の形態は体腔内での生体組織に適用可能であるので、体腔内での生体組織として、粘膜組織の場合で説明する。

40

50

【 0 0 3 1 】

図 1、図 2 及び図 3 を用いて、第 1 の実施の形態について、先ず最初に体腔内での生体組織として、粘膜組織下血管検出の原理について記述し、その後、第 1 の実施の形態に関しての構成及び作用効果を説明する。

【 0 0 3 2 】

図 1 (A) は、体腔内における早期癌組織 3 が表在した粘膜組織 2 の下層に存在する粘膜組織下血管 1、及びこの粘膜組織下血管 1 を流れる層流血液流 4 の様子を表している。この層流血液流 4 は定常的な流れに近い層流であり、乱流が発生していない状態を示している。

【 0 0 3 3 】

一般に変形の無い管における流体はレイノルズ数が小さく乱流が発生しない。粘性流体のレイノルズ数 Re は、

$$Re = VD / \eta$$

V : 平均流速、 D : 管の直径、 ρ : 密度、 η : 粘性

で表され、これから流速や管径、密度が大きく、粘性が小さいほどレイノルズ数 Re が大きくなり、乱流が発生しやすくなることが分かる。

【 0 0 3 4 】

一般にレイノルズ数 Re が 2000 以下では層流、3000 以上では管に変形がなくても乱流が発生すると言われている。通常の血管は何の異常も無ければ、いずれの血管に於ても乱流は発生しない。

【 0 0 3 5 】

しかしながら血管に堆積物が溜まったり、瘤が血管内に発生すると、局部的に血流 V が異常に速くなり、その結果乱流が発生し、乱流音が観察出来る場合がある。血圧測定時のコロトフ音や、脳動脈瘤異常による乱流音を頭蓋骨伝導で外部信号として検出し、診断に役立てる検討が行われている（特開平 1 - 204655 号公報）が、いずれも乱流音検出を利用している。

【 0 0 3 6 】

一方、図 1 (B) は粘膜組織 2 の表面に、本実施の形態における血管所在診断プローブ 9 を構成する細長い棒形状の押圧棒 5 を押し付けることにより、粘膜組織 2 の一部を局部的に変形させた変形部 6 を形成した状態を示している。

【 0 0 3 7 】

このように、粘膜組織下に血管 1 が存在すると、その血管 1 はその押し当てる力によって局部的に変形され、血液流が層流血液流 4 から乱流血液流 7 に変化する。この乱流血液流 7 は層流血液流 4 と異なり、血管壁に垂直な流れ成分を持つ為、血管を径方向に収縮させ、振動変位させる。

【 0 0 3 8 】

この変形が乱流音として粘膜組織 2 を伝達し、粘膜組織表面の振動や、その振動が体腔内空間に放射され音波となる。図 1 (B) においては、押圧棒 5 は、血管 1 に局部的な変形を与え、乱流を発生させる局部的変形手段（或いは乱流発生手段）としての機能を持つ。

【 0 0 3 9 】

本実施の形態では、この押圧棒 5 には高分子圧電素子を用いて形成した圧電バイモルフセンサ（以下では単にバイモルフセンサと略記）8 が一体的に形成されて血管所在を診断（検知）する血管所在診断プローブ 9 が形成されている。

【 0 0 4 0 】

この血管所在診断プローブ 9 におけるバイモルフセンサ 8 は図示しない信号線を介して図 2 に示す信号処理装置 11 と接続され、バイモルフセンサ 8 により検出された乱流血流音の電気信号に対して信号処理を行い、血管所在の有無を呈示できるようにしている。

【 0 0 4 1 】

このバイモルフセンサ 8 の共振周波数 f_r と、振動力 F が加わった時の出力電圧 V_c は、

$$f_r = (1.875^2 / (43^{1/2})) (t/l) (Y/\rho)^{1/2}$$

10

20

30

40

50

$$V_c = (3/8) g_{31} Y (l/t)^3 x$$

で表せる。ここで、 t 、 l はバイモルフセンサ 8 の厚さ及び長さ、 Y 、 ρ はヤング率と密度である。

【0042】

$Y = 2 \times 10^9$ [Pa]、 $\rho = 1.77 \times 10^3$ [kg/m³] であり、長さ 5 [mm]、厚さ 125 [μ m] のバイモルフセンサ 8 では共振周波数 f_r は 425 [Hz] となる。

【0043】

一方、発生電圧 V_c は、電圧出力定数 $g_{31} = 23 \times 10^{-12}$ [V/m] であり、振動変位 $x = 0.001$ [μ m] の時、 $V_c = 0.005$ V が得られる。即ち、図 1 (B) の様に細径の押圧棒 5 にて生体組織表面に局部的に押圧力を印加した配置において、変形を受けた血管 1 からの乱流音による組織表面振動が 1 [nm] の振動変位を示す場合、バイモルフセンサ 8 の電気端子には 5 [mV] の電圧が出力されることになる。

【0044】

この様な出力電圧がある場合、押圧棒 5 の先端部近傍の粘膜組織 2 の下に粘膜組織下血管 1 が存在することになる。次に図 2 の信号処理装置 11 を用いて、バイモルフセンサ 8 の電気端子からの出力電圧 V_c に対する信号処理を行う構成及び作用について記述する。

【0045】

乱流音センサ（より具体的にはバイモルフセンサ 8）12 の出力信号は信号処理装置 11 を構成する増幅器 13 に入力されて増幅され、その出力は A/D 変換器 14 によってデジタル信号に変換される。更に、そのデジタル信号の出力は信号処理部 15 により乱流音成分を抽出する処理が行われ、呈示装置 16 へ出力されて血管所在の検知結果が呈示される。

【0046】

この内、信号処理部 15 のより詳細な構成を図 3 に示す。

【0047】

図 3 に示すように A/D 変換器 14 の出力は分岐され、その一方は高速フーリエ変換 (FFT と略記) を行う FFT 演算部 21 に入力され、他方はデジタルフィルタ 24 に入力される。

【0048】

FFT 演算部 21 の出力は更に分岐されて、その一方は FFT 演算出力である周波数特性から中心周波数を演算する中心周波数演算部 22 に入力され、分岐信号の他方は帯域演算部 23 に入力されて、その帯域が演算される。

【0049】

これら両演算部 22, 23 の出力はデジタルフィルタ 24 のフィルタ特性設定データに使用される。そして、両演算部 22, 23 の出力により設定されたフィルタ特性により、A/D 変換器 14 からの分岐出力の信号に対して、雑音を抑圧し検出対象となる乱流音の周波数成分を効率良く（高い S/N で）検出できるようにしている。

【0050】

次に本実施の形態の作用を説明する。

【0051】

切除対象となる早期癌組織 3 に対して、切除する処置を行う前に、その早期癌組織 3 近傍にある粘膜組織表面に押圧棒 5 で押圧し、早期癌組織 3 近傍の粘膜組織表面を局部的に変形させる。

【0052】

この押圧により、粘膜組織下に毛細血管に比較し十分太く、断裂したらそこから血液流が噴出する程度の太さの血管 1 が走行しているとしたら、その血管を変形させ、乱流血液流 7 を発生させる。

【0053】

乱流血液流 7 はその流れ成分の中に、血管壁と垂直な運動成分を特っているので、これに

よって、血管壁は振動し、その振動は粘膜組織 2 を伝播し、粘膜組織表面に到達し、粘膜組織表面の振動に変換される。

【0054】

この振動はバイモルフセンサ 8 によって振動の音が音響電気変換され、電気的な乱流音信号となる。高分子圧電素子を用いて形成したバイモルフセンサ 8 は電圧出力定数 g_{31} が大きく、小さな寸法で高効率に振動変位 / 電圧変換が出来るばかりでなく、広帯域特性をもっているため種々の血管径に対して効率良く乱流音の検出が可能である。

【0055】

さらにその材料はフッ素系の化学的に極めて安定したフレキシブルな材料であるので、生体組織を傷つけたり、腐食による特性の劣化を引き起こすこともない。

10

【0056】

このバイモルフセンサ 8 によって、電気信号としての乱流音信号は図 2 の増幅器 13 によって増幅された後、AD変換器 14 によってデジタル信号に変換され、そのデジタル信号に対して種々の計算アルゴリズムを用いた演算を高速に処理することが可能となる。

【0057】

乱流音信号は通常種々の雑音成分を有している。この雑音成分を除去する為に信号処理部 15 で処理される。

【0058】

まず、乱流音信号の周波数特性を FET 演算部 21 での周波数分析処理により演算し、これから周波数特性の特徴値となるその中心周波数や、この中心周波数の信号レベルから所定デシベル、具体的には -6 dB 低くなる -6 dB 高域側周波数及び中心周波数の信号レベルから -6 dB 低くなる -6 dB 低域側周波数、中心周波数の信号レベルから -6 dB 以内の周波数通過帯域幅のバンド幅等が演算される。なお、ここでは中心周波数の信号レベルから具体的には -6 dB 低くなる高域側周波数と低域側周波数とを算出して帯域を設定しているが、-6 dB 以外の値、例えば -20 dB 等の値に設定して帯域を設定しても良い。

20

【0059】

そしてこの FET 演算部 21 での周波数分析処理結果を用いて、乱流音信号の周波数特性とほぼ同じ帯域特性を持つデジタルフィルタ 24 を設計する。このデジタルフィルタ 24 によって、前記増幅された乱流音信号を処理し、乱流音信号と異なる周波数成分を有するノイズ成分を効率良く除去する。

30

【0060】

以上のように信号処理部 15 での処理によって高い S/N の乱流音信号が得られ、その信号の有無によって、粘膜組織下の比較的太い血管の存在を高 S/N で確認出来るようになる。

【0061】

例えば、この信号処理部 15 により処理結果の信号を、予め設定した基準となるしきい値等と比較してその比較結果を呈示装置 16 に出力することにより、EMR 手技を行う前に、切除対象となる粘膜組織下に走行する血管の所在の有無を診断（検出）して術者等に告知することができる。

40

【0062】

この様に本実施の形態によれば、EMR 手技等の事前に粘膜組織下に走行する血管の所在を告知等でき、不慮の出血を防止できる。従って、術者は切除対象となる早期癌組織 3 等の病変部を切除するような場合、本実施の形態の血管所在診断装置を用いることにより、その切除する部位下（内部）に血管 1 が走行しているか否かを簡単に知ることができ、従来例のように血管走行を判断しなければならないような場合における術者の負担を大幅に軽減できる。

【0063】

本実施の形態では、特に切除手段の構成を図示していないが、以下の実施の形態でその構成等を具体的に説明する。また、内視鏡の観察下で行う場合には上述した押圧棒 5 等は、

50

後述する内視鏡のチャンネル内を挿通可能とする細径棒となる。

【0064】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態について図4から図7を参照して説明する。図4は原理説明と本実施の形態の構成及び作用等の説明を兼ねた図、図4の構成を示し、図6はその第1変形例の構成を示し、図7は第2変形例の構成を示す。なお、本実施の形態において、第1の実施の形態と重複する部分はその説明を割愛する。

【0065】

図4は本発明の生体組織切除装置として(体腔内で使用される場合の粘膜組織に適用した)第2の実施の形態の粘膜組織切除装置31の主要部を示す。図4に示す粘膜組織切除装置31では、図示しない内視鏡の先端に取り付けた透明で円筒形状の吸引カップ32によって、早期癌組織3を含んだ粘膜組織2を吸引カップ32内に局部的に吸引し、その吸引によって隆起した粘膜組織の首根っこ部に、切除手段としての高周波スネア33の切除用のループ部(輪部)33aを架け、焼灼切除する手技をモデル的に示している。

10

【0066】

なお、内視鏡は図7にて後述するように吸引カップが装着される先端部にはチャンネルの先端が開口し、チャンネルの基端側を吸引ポンプ等に接続することにより、吸引ポンプを作動させて吸引することにより、吸引カップの内側に吸引力が働くようにできる。

【0067】

この場合、吸引カップ32内に吸引した吸引力34(白抜きの矢印)により隆起した早期癌組織3の粘膜組織2の下に走行する血管1があると、その血管1も変形を受け、粘膜組織下変形部35を形成する。この変形部35の血管が高周波スネア33によって焼灼切除される位置にあると、ここから大量の出血が発生する。

20

【0068】

この変形部35の血管には乱流が発生し、血管壁を通して乱流音36aが粘膜組織表面に伝播し、粘膜組織表面が振動すると共に、吸引カップ32の空洞内32aに放射音36bとなって放射される。

【0069】

この放射音36bをこの空洞内32aにその先端側を配置した高感度の高分子圧電素子で形成したバイモルフセンサ37で検出する。つまり放射音により、空洞内32aのバイモルフセンサ37を振動させ、このバイモルフセンサ37によって電気的な乱流音信号に変換されるようにする。

30

【0070】

本実施の形態では、このバイモルフセンサ37は粘膜組織表面に直接接触するのではなく、粘膜組織表面とは離間した空洞内32aに配置し、音波を検出するという点が特徴になっている。

【0071】

粘膜組織表面には縦方向、即ち粘膜組織表面に垂直方向へ変位する振動だけでなく、乱流音とは関係無い粘膜組織表面に沿った横波振動も重畳している可能性がある。接触型の検知センサは両振動変位を検出してしまう可能性があり、S/Nを大きく劣化させる原因となる。

40

【0072】

本実施の形態によれば空間を伝播することが可能な縦波成分のみを選択的に検出するので、良好なS/Nで乱流音の検出を実現していることになる。また通常の体腔内にそのままこの様なセンサを配置したのでは、連結した体腔内に発生した全ての音がセンサに受信されてしまう。

【0073】

しかしながら、本実施の形態の様に吸引カップ32という閉じた空洞内32aにバイモルフセンサ37を配置するので、連結した体腔を伝わって到達した音を殆ど完全に遮断することが可能で、これにより良好なS/Nで乱流音の検出、つまり変形部35に血管が有る

50

か否かの所在の有無を検出が出来ることになる。

【 0 0 7 4 】

図 4 に示したバイモルフセンサ 3 7 は短冊状のセンサであり、より具体的にその構造を示すと図 5 (A) 及び図 5 (B) の様になる。図 5 (A) は吸引カップ 3 2 の縦断面図を、図 5 (B) は先端面の正面図を示す。

【 0 0 7 5 】

この図 5 (A) 及び図 5 (B) に示すように吸引カップ 3 2 はその粘膜組織 2 へ接触する側の端部 (先端部) に高周波スネア 3 3 (のループ 3 3 a) が一体的に設けてあり、したがって早期癌組織 3 の焼灼切除される領域は、吸引カップ 3 2 の径に等しくなる。

【 0 0 7 6 】

吸引された粘膜組織表面が直接触れない位置にストライプ状のバイモルフセンサ 3 7 を配置させ、吸引カップ 3 2 の内壁に沿って或いは内壁近くに配置させた配線 3 8 a 及び吸引カップ 3 2 の後端から延出したケーブル 3 8 b を経て乱流音信号が出力される構成となっている。

【 0 0 7 7 】

なお、高周波スネア 3 3 には吸引カップ 3 2 の内壁内に埋め込む等した配線 3 9 a 及び吸引カップ 3 2 の後端から延出された配線 3 9 b を経て高周波信号が供給される。

【 0 0 7 8 】

一方、図 6 (A) 及び図 6 (B) は本実施の形態の変形例の粘膜組織切除装置 3 1 B の主要部を示す。この変形例においては、図 5 における乱流音を検出するバイモルフセンサ 3 7 の代わりにリング状にしたバイモルフセンサ 4 0 を採用している。このバイモルフセンサ 4 0 はリング状になっており、屈曲変形し易い様に、切り込み部 4 0 a が設けられている。その他は図 5 と同様な構成である。これらの高分子圧電素子を用いたバイモルフセンサ 3 7 , 4 0 はいずれも吸引を妨げない様な構造になっている。

【 0 0 7 9 】

図 7 は透明キャップ法 E M R C に乱流音検出機能を付加した構成で本実施の形態の他の変形例の粘膜組織切除装置 4 1 を示したものである。

【 0 0 8 0 】

この粘膜組織切除装置 4 1 では、内視鏡 4 2 における細長の挿入部 4 3 が体腔内に挿入され、この挿入部 4 3 の先端に形成した硬質の先端部 4 4 の先端面には光学的に観察するための対物光学系を取り付けた観察窓 4 5 及び (観察するための照明光を出射する) 照明窓 4 6 が設けてある。

【 0 0 8 1 】

対物光学系の結像位置には光学像を伝送するイメージガイドの先端面が配置されたものや、C C D 等の固体撮像素子の撮像面が配置されている。また、照明窓には照明光を伝送するライトガイドの先端面が配置され、このライトガイドに基端面に入射された (光源装置からの) 照明光を伝送し、先端面から出射し、観察窓 4 5 の観察範囲を照明する。

【 0 0 8 2 】

観察窓 4 5 にイメージガイドの先端面が配置された光学式内視鏡の場合には、このイメージガイドの後端面に伝送された光学像を接眼部から観察することができる。また、固体撮像素子が配置された電子内視鏡の場合には、この固体撮像素子は信号線を介して映像信号処理装置としてのビデオプロセッサに接続され、固体撮像素子で光電変換した撮像信号を映像信号に変換してモニタ等の画像表示装置に出力し、その表示面に固体撮像素子の撮像面に結像された像を表示する。

【 0 0 8 3 】

この内視鏡 4 2 の先端部 4 4 の基端部には湾曲自在となる湾曲部 4 7 が設けてあり、挿入部 4 3 の基端部に連設された図示しない操作部に設けた湾曲ノブを操作することにより、湾曲部 4 7 を所望とする方向に湾曲でき、その先端に設けた先端部 4 4 側を所望とする方向に向けることができる。

【 0 0 8 4 】

10

20

30

40

50

つまり、湾曲部 4 7 を湾曲することにより先端部 4 4 側に設けた観察窓 4 5 による観察視野範囲内に、切除対象部位となる（早期癌組織 3 ができた）粘膜組織が入るように設定し、内視鏡 4 1 による観察ができる状態で切除等の処置を行えるようにしている。

【 0 0 8 5 】

また、この挿入部 4 3 にはその長手方向に鉗子等を挿通可能とする例えば複数のチャンネルが設けてあり、各チャンネルは先端部 4 4 の先端面で開口する鉗子口 4 8 a , 4 8 b となっている。

【 0 0 8 6 】

各チャンネルは挿入部 4 3 の基端付近の挿入口と連通し、挿入口から鉗子等を挿通することができる。また、この場合、チャンネルは挿入口付近で二股に分岐し、他方は操作部側に延出され、操作部の吸引操作部を介して操作部の側方に延出されたユニバーサルコード内を挿通される吸引管路側と連通している。

10

【 0 0 8 7 】

このユニバーサルコードの端部のコネクタを光源装置に接続することにより、吸引管路の口金も光源装置の内部の吸引ポンプに接続されるようにしている。そして、吸引操作部を操作することにより、吸引管路と連通するチャンネルを介してその先端開口としての鉗子口 4 8 a 、4 8 b から吸引することができるようにしている。

【 0 0 8 8 】

本実施の形態では、この先端部 4 4 には透明キャップ 4 9 の基端部を装着し、一方の鉗子口 4 8 a から切除を行う高周波スネア 3 3 を展出させると同時に、他方の鉗子口 4 8 b から乱流音検出センサ 5 0 （具体的には、例えばバイモルフセンサ 3 7 ）を展出させた構成になっている。

20

【 0 0 8 9 】

なお、本実施の形態では、2つの鉗子口 4 8 a 、4 8 b を設けているので、例えば一方の鉗子口 4 8 b のみを吸引管路側と連通させた状態にすれば良い。

【 0 0 9 0 】

なお、透明キャップ 4 9 としては、市販品の透明キャップを用いることができる。より具体的には、透明キャップ 4 9 は、ポリカーボネート等の材質で形成された円筒状の透明キャップ部の基端に内視鏡 4 2 の先端部 4 4 に装着され、ポリ塩化ビニル等で形成された内視鏡装着部 4 9 a が接合されて形成されている。

30

【 0 0 9 1 】

高周波スネア 3 3 の基端側はチャンネルの挿入口から内視鏡 4 2 の外部に延出され、高周波電流を発生する図示しない高周波電源装置に接続され、例えばフットスイッチの操作等で高周波スネア 3 3 側に高周波電流を供給して、ループ部 3 3 a に接触する部位を焼灼切除することができるようにしている。

【 0 0 9 2 】

また、鉗子口 4 8 b から突出される乱流音検出センサ 5 0 （バイモルフセンサ 3 7 ）の基端側はチャンネルの挿入口から内視鏡 4 2 の外部に延出され、図 2 に示した信号処理装置 1 1 等に接続される。

【 0 0 9 3 】

このように本実施の形態では、内視鏡 4 2 の観察下、つまり（照明窓 4 6 からの照明及び観察窓 4 5 による光学的な）観察視野を確保した状態で、粘膜組織にできた早期癌組織等の切除対象部位を切除する切除処置の機能を持ち、その切除を行う際に切除対象部位の下（内部に）に血管が存在するか否かを乱流音検出センサ 5 0 を用いて診断できるようにしている。

40

【 0 0 9 4 】

本実施の形態では、早期癌組織を切除する処置を行う際には、高周波スネア 3 3 のループ部 3 3 a の径を、円筒形状の透明キャップ 4 9 の円筒の内径程度に調整した上で、早期癌組織に高周波スネア 3 3 及び透明キャップ 4 9 の先端部 4 9 b を早期癌組織を取り囲む様に接触させ、略閉塞された空間が形成される状態にする。

50

【 0 0 9 5 】

かかる後、内視鏡 4 2 の操作部の吸引操作部（具体的には吸引ボタン）を操作して吸引を開始して、略閉塞された空間内の早期癌組織を含む面を吸引力で隆起させる。このように吸引カップ 4 9（及び吸引手段）は局部的変形手段としての機能を持つようになる。

【 0 0 9 6 】

この構成ではバイモルフセンサ 3 7 の先端位置を内視鏡 4 2 の手元側での操作で変更出来、乱流音検出に最良の接触状態となるように検出信号を見ながら操作出来るというメリットがある。

【 0 0 9 7 】

また、従来の市販の吸引カップを、吸引カップ 4 9 としてそのまま利用できるという利点も有している。なお、図 4 における吸引カップ 3 2 でも同様である。以上述べたように本実施の形態（及びその変形例）によれば、吸引カップ 3 2、4 9 で早期癌組織を中心とした切除対象となる粘膜組織を吸引、隆起させることによって、該粘膜組織下に比較的太い血管が走行していて、高周波スネア 3 3 によって焼灼切除される位置にある時、その血管は大きく変形を受け、その結果、乱流音を発生する。

【 0 0 9 8 】

この乱流音は粘膜組織表面から音波として体腔内空間に放射される。この音波を吸引カップ 3 2、4 9 内に一体的等で設けたバイモルフセンサ 3 7 によって検出することによって該粘膜組織下に比較的太い血管が走行しているかどうか判断することが可能となる。

【 0 0 9 9 】

体腔内には呼吸音をはじめ種々の音や振動が存在し、これらは乱流音検出時の雑音となるが、バイモルフセンサ 3 7 が吸引カップ 3 2 或いは 4 9 内にあるので、それらの雑音は遮断され、良好な S / N で乱流音を検出することが出来る様になる。

【 0 1 0 0 】

このように高周波スネア 3 3 による切除手段の近傍に、粘膜組織下の血管の走行の有無を診断する血管走行診断プローブを設けているので、切除する場合、切除部位付近に血管が走行しているかを診断でき、適切な処置を行い易くなる。

【 0 1 0 1 】

（第 3 の実施の形態）

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 8 を参照して説明するが、第 1、第 2 の実施の形態と重複する部分は説明を割愛するか簡略化する。

【 0 1 0 2 】

本実施の形態の粘膜組織切除装置 5 1 においても、内視鏡 4 2 の先端部 4 4 に吸引カップ 5 2 の基端の内視鏡装着部 5 2 a を装着して形成することは第 2 の実施の形態と同様である。

【 0 1 0 3 】

この吸引カップ 5 2 は第 2 の実施の形態の吸引カップ 4 9 をより長くした構成にし、この吸引カップ 5 2 の長手方向の略中央付近からその基端位置に至る部分に共鳴管 5 3 を配置し、この共鳴管 5 3 にはメンブレン状の音波マイクロフォン 5 4 を配置していることが特徴になっている。

【 0 1 0 4 】

従って、第 2 の実施の形態と異なる点は、この吸引カップ 5 2 が、第 2 の実施の形態の吸引カップ 4 9 にほぼ対応する前側部分 5 2 b と、その基端側となる後端部分 5 2 c との 2 つの部分からなる点である。

【 0 1 0 5 】

そして両部分 5 2 b、5 2 c の境界付近となる位置からその基端の鉗子口 4 8 b に共鳴管 5 3 を配置し、かつ共鳴管 5 3 内にメンブレン状の音波マイクロフォン 5 4 を配置している。なお、図 8 における符号 5 3 a は共鳴管 5 3 の先端の開口を示している。

【 0 1 0 6 】

なお、本構成において、音波マイクロフォン 5 4 は必ずしも圧電効果（圧電現象）を利用

10

20

30

40

50

した圧電型マイクロフォンでなくて、例えば静電効果（静電現象）を用いた静電型マイクロフォンでも構わない。

【0107】

静電型マイクロフォンは圧電型マイクロフォン以上に広帯域化が可能であり、種々の周波数特性をもつ乱流音信号を検出が出来るようになる。その他は第2の実施の形態と同様の構成である。

【0108】

次に本実施の形態の作用を説明する。

【0109】

部分52b、52cからなる透明な吸引カップ52を内視鏡42の先端部44に、観察窓45、照明窓46の視界を遮らない様に、鉗子口48bを通して内視鏡42の先端部44まで引き伸ばした図示していないマイクロフォン用配線を接続した上でセットする。

【0110】

次いで、鉗子口48aを通して外部に展出した高周波スネア33のループ部33aを早期癌組織を囲う様に径を定め、吸引カップ52の先端部52dとともに接触する。その後、吸引カップ52ごしに粘膜組織を吸引し、隆起させる。

【0111】

この状態で隆起した粘膜組織下に走行する血管があれば、隆起によってその血管は大きな変形を受け乱流音を発生する。その乱流音は共鳴管53を経てマイクロフォン54に到達し、マイクロフォン54によって音響振動は電気信号に変換される。

【0112】

この電気信号に変換された乱流音信号は第1の実施の形態に示した信号処理装置11によって信号処理され、粘膜組織下に走行する血管1の存在を明示する信号が検出されれば、その旨を呈示装置16に呈示し、高周波スネア33による切除手技を中断させる告知信号を呈示する。

【0113】

以上の様に共鳴管53を用いて乱流音の信号レベルを高め、かつ吸引カップ52により乱流音以外の体腔音を遮断することによって、信号のS/Nを改善することによって、粘膜組織下走行血管をS/N良く検出が出来るようになる、

（第4の実施の形態）

次に本発明の第4の実施の形態を図9及び図10を参照して説明する。なお、第1、第2、第3の実施の形態と重複する部分は説明を割愛するか省略化する。図9に示す粘膜組織切除装置51は、基本的には図8の粘膜組織切除装置51において、さらに内視鏡42に背景雑音検出センサ57を設けた構成にしている。

【0114】

つまり、内視鏡42における（吸引カップ52が取り付けられる）先端部44の外表面には背景雑音検出センサ57が取り付けられて、背景雑音を検出できるようにしている。この背景雑音検出センサ57の検出信号は図示しない信号線を介して図10で説明する信号処理装置58に入力されるようにしている。

【0115】

本実施の形態では、早期癌組織3を処置する際に粘膜組織下の血管の存在を判断する使用例状態で示している。

【0116】

この場合には、早期癌組織3が存在する部位を中心に、粘膜組織2が吸引カップ52を経て吸引され、隆起し、同時に高周波スネア33のループ部33aが隆起した粘膜組織2の首ねっこにかかり、高周波スネア33に電流を流せば、焼灼切除できる状態になっている。

【0117】

一般に粘膜組織表面から放射する音波には乱流音信号のみではなく、種々の体腔内雑音が混合している。

10

20

30

40

50

【0118】

この体腔内雑音は心臓の拍動に由来するものが多く、一定の周期、即ち周波数をもっている。マイクロフォン54によって検出された乱流音信号には、該体腔内雑音信号が重畳している場合が多い。

【0119】

従って、体腔内雑音信号が重畳した乱流音信号から乱流音信号が重畳しない純粋な体腔内雑音信号を検知して、体腔内雑音信号が重畳した乱流音信号から減ずれば、純粋な乱流音信号が残ることになる。

【0120】

純粋な体腔内雑音信号の検出は吸引カップ52の内部に配置したのでは難しい従って、図 10 9に示したように吸引カップ52の近傍でその外部に配置した背景雑音検出センサ57により体腔内雑音を検出するようにしている。

【0121】

図10は乱流音センサ54と背景雑音センサ57のそれぞれの検出信号を信号処理して高精度の粘膜組織下走行血管の存在を判断するための信号処理を行う信号処理装置58の構成を示している。

【0122】

乱流音センサ54による検出信号は増幅器13、A/D変換器14を経て、差動演算部61の片方の入力端子に入力される。一方、背景雑音センサ57による検出信号は同様に増幅器62、A/D変換器63を経て差動演算部61の他方の入力端子に入力される。

【0123】

差動演算部61は両検出信号の差（或いは差分）の信号を演算し、その出力信号は帯域フィルタ演算部64によってフィルタ処理され、入力信号がある一定の設定値を超えた時に告知信号を出力する呈示装置16に入力される。

【0124】

本実施の形態によれば以下の作用・効果を有する。

【0125】

以上の構成より、隆起した粘膜組織下に比較的太く、断裂すると血流が噴出するような勢いで出血する状態の血管が走行していると、その血管は粘膜組織の隆起に伴って大きな変形を起こし、乱流音を発生する。

【0126】

この音波を吸引カップ52の内部に構成したマイクロフォン54で検出し、かつ、吸引カップ52の外部に配置したマイクロフォン57で背景雑音を検出し、両検出信号の差分の出力をとることによって、心臓の鼓動由来の雑音を除去した高い精度或いは高S/Nの乱流音検出が実現出来ることになる。

【0127】

高精度の乱流音検出、即ち粘膜組織下血管の所在の判定は、内視鏡的粘膜切除術EMRでおこりうる患者のQOL（Quality of Life）に関わる切除部からの異常出血を防止することが可能となる。

【0128】

（第5の実施の形態）

次に本発明の第5の実施の形態について図11を参照して説明する。

【0129】

図11は第5の実施の形態の粘膜組織切除装置71における切除する処置直前の様子を示している。

【0130】

つまり、本実施の形態の粘膜組織切除装置71では内視鏡42に設けた鉗子口48から粘膜組織切除手段として乱流音検出用振動センサー一体型のITナイフ72の先端側を引き出し、この内視鏡42の観察窓45から光学的観察をしながら粘膜切除を実施する直前の様子を示している。なお、本実施の形態を構成する内視鏡42は、1つの鉗子口48を有す

10

20

30

40

50

るもので使用できる。

【0131】

上記乱流音検出用振動センサー体型のＩＴナイフ７２は、先端にセラミックボール７３を固着させた金属細線部（ニードル部）７４と、短冊状薄片構造をした、例えば高分子圧電バイモルフセンサからなる微小振動検出屈曲変位センサ片７５とをその端部でその軸方向に固定保持し、かつ、金属細線部７３に高周波電力供給の為の配線と微小振動検出屈曲変位センサ片７５による検出信号を伝送する配線を内蔵した樹脂製の細径ロッド７６とからなる。

【0132】

次に本実施の形態による作用を説明する。

10

【0133】

ＩＴナイフ法は早期癌等の悪性腫瘍を切除する為の処置具であり、吸引キャップ法が切除できる腫瘍サイズがキャップサイズ以下に限定されるのに対し、２ｃｍ以上の大きさの組織を取り残しなく切除することが可能という特徴をもったＥＭＲ手技である。

【0134】

その手技は、先ず腫瘍の辺縁から４ｍｍ程度離れた位置の腫瘍を取り囲む全周に切開予定線のマーキングをＩＴナイフ７２の先端を用いて行う。

【0135】

次いで、腫瘍の遠位側にヒアルロン酸ナトリウム等の溶液を粘膜下注入して切開予定線の粘膜を隆起させる。さらに隆起した切開予定線をＩＴナイフ７２を用いて切開し、腫瘍の全周に亘って粘膜組織を切開してゆく。

20

【0136】

つぎに腫瘍中央に生理食塩水を注入し、腫瘍全体を筋層から離しておき、更に、スネア先端を腫瘍遠位側の切開した溝にあてて広げて腫瘍をとらえるというスネアリングを行い、腫瘍組織を切離するという手順で行われる。

【0137】

このような手技においてニードル部７４の先端にセラミックボール７３がついていて、切開し易くなり一般に用いられているが、粘膜組織下に比較的太い血管が存在すると、そのセラミックボール７３がその血管を手繰り寄せる様に持ち上げてしまい、腫瘍組織だけでなく、その血管をも切断して異常出血をおこしてしまうことがある。

30

【0138】

この場合、その血管は大きな変形を受けるため乱流が発生し、乱流音が観察できることになる。この乱流音をニードル部７４あるいはセラミックボール部７３近傍に配置した高分子圧電バイモルフセンサによる微小振動検出屈曲変位センサ片７５で検知出来るようになる。

【0139】

この検知信号を信号処理し術者に告知信号として呈示することによって不慮の大量出血が防止出来ることになる。

【0140】

ニードル部７４は高周波加熱凝固作用による止血効果があり通常は止血できるが、大きな出血には対応がしにくくなるため、本実施の形態によれば、このような事態の発生をより確実に回避出来るようになる。

40

【0141】

（第６の実施の形態）

次に本発明の第６の実施の形態について図１２を参照して説明する。

【0142】

本実施の形態はＳ／Ｎを改善するための信号処理手段及び信号処理方法に関するもので、乱流音を検出するセンサの構成は他の実施の形態に示したものと同一である。

【0143】

例えば第１の実施の形態の図１（Ｂ）に示した高分子圧電素子によるバイモルフセンサ８

50

を設けた押圧プローブ 5 の場合でも、第 2 の実施の形態における図 4 に示したバイモルフセンサ 37 でも、図 6 に示したバイモルフセンサ 40 でも図 7 に示した乱流音センサ 50 や図 8 に示したマイクロフォン 54 でも良い。

【0144】

これらの乱流音センサからの検出信号はいづれも時間軸信号であり、時間的に変化する間歇信号である。この信号には心臓の鼓動に由来する雑音信号もあるが、発生時刻が時間的に不安定な雑音がある。

【0145】

図 12 に示す信号処理装置 80 ではこの雑音を除去する方法を示している。乱流音信号は A/D 変換器 14 によってデジタルの乱流音信号 $g(t)$ 81 に変換される。次いでこのデジタルの乱流音信号 $g(t)$ 81 はフーリエスペクトル演算部 82 によってフーリエ変換され周波数特性 $G(f)$ 83 に変換される。

10

【0146】

更に、周波数特性 $G(f)$ 83 はその絶対値の 2 乗がパワースペクトル演算部 84 によって乱流音のパワースペクトル $|G(f)|^2$ 85 が演算により生成される。更に、乱流音のパワースペクトル $|G(f)|^2$ 85 は逆フーリエ変換演算部 86 によって逆フーリエ変換され、自己相関関数 87 が得られる。

【0147】

この自己相関関数 87 は呈示装置 16 に入力され、自己相関関数 87 の値に応じて呈示装置 16 は粘膜組織下血管の有無の呈示を行うようになる。

20

【0148】

自己相関関数 87、

つまり、
$$= \int g(t) g(t - \tau) d\tau$$

で表される自己相関関数 (87) はノイズ除去を高速に実現できる演算アルゴリズムであり、この一連の演算処理を実施することによって S/N が良好な乱流音検出が出来る。ノイズ除去に用いられる最も一般的な手段は第 1 の実施の形態で述べた帯域フィルタを用いる方法である。

【0149】

しかしこの場合、乱流音の周波数特性を予め知っておくという演算処理が必要である。また平均化処理によって雑音を低域させる信号処理方法もあるが、演算に時間がかかる。

30

【0150】

図 12 に示す本実施の形態によれば一連の簡単な演算処理で S/N が極めて良好な乱流音信号を検出することが出来るようになる。

【0151】

なお自己相関関数 87 は、積分で表されるので、直接この積分式に従って演算することも可能であるが、高速フーリエ変換演算アルゴリズムのプログラムは汎用的なものがあり、それを用いて極めて信頼性の高い自己相関演算が高速に実施出来る。

【0152】

以上示した様に、内視鏡的粘膜切除術 (EMR) において、切除予定の悪性腫瘍組織近傍の粘膜組織下に存在する比較的大い血管を大きく変形させ、それによって発生する乱流音を高い S/N で検出することによって、血管の存在を判定することが可能となる。

40

【0153】

これによって、内視鏡的粘膜切除術 (EMR) において、誤って、不慮の多量出血が起こることを防止出来るようになる。

【0154】

なお、上述した各実施の形態等を部分的等で組み合わせる構成される実施の形態も本発明に属する。例えば図 1 (B) の血管所在診断プローブ 9 を図 7 の内視鏡 42 (この場合には吸引カップ 49 を装着しない) のチャンネル内に挿通し、その先端開口としての鉗子口 48b から突出させて観察窓 45 による観察視野に捕らえて病変部に対してその下に血管が走行しているか否かを診断しても良い。また、この場合、他方の鉗子口 48a から図 7

50

のように高周波スネア 33 を突出させて、上記血管所在診断プローブ 9 の押圧棒 5 で押圧変形された部分を囲むようにループ部 33a を設定しても良い。

【0155】

なお、本発明で開示した構成は単に E M R に限定的に適用されるものではなく、内視鏡的にアプローチ出来る体腔内全ての診断部にて適用可能で、処置具の操作による血管の断裂で、多量の出血が予測され、かつ処置具操作により血管に乱流音が発生するような変形を与えることが可能な場合には特に有効であり、これらの用途にも本発明による装置及び方法は適用可能である。

【0156】

また血管を変形出来なくても、患部近傍まで内視鏡プローブをアクセスすることができ、血管瘤や血管内部堆積物が原因で乱流音が発生している場合も適用可能である。 10

【0157】

[付記]

3. 請求項 1 において、生体組織表面を局部的に変形させる局部的変形手段が、細径棒による押圧手段であることを特徴とする。

【0158】

4. 請求項 1 において、生体組織表面を局部的に変形させる局部的変形手段が、ロープによる局縛手段(局部的に縛る手段)であることを特徴とする。

【0159】

5. 請求項 1 において、生体組織表面を局部的に変形させる手段が、カップを用いた吸引手段であることを特徴とする。 20

【0160】

6. 付記 3 において、細径棒が生体組織切除手段を兼ねることを特徴とする。 7. 付記 6 において、生体組織切除手段が I T ナイフであることを特徴とする。 8. 付記 4 において、ロープが生体組織切除手段を兼ねることを特徴とする。 9. 付記 8 において、生体組織切除手段が高周波スネアであることを特徴とする。

【0161】

10. 付記 5 において、カップが生体組織切除手段を兼ねることを特徴とする。 11. 付記 10 において、生体組織切除手段がカップに一体的に構成された高周波スネアであることを特徴とする。 30

【0162】

12. 請求項 1 において、生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変換手段が生体組織に接触して、音波を検出する音波検出手段であることを特徴とする。

【0163】

13. 付記 12 において、音波検出手段が圧電現象を利用したバイモルフセンサであることを特徴とする。

【0164】

14. 付記 13 において、バイモルフセンサが高分子圧電体からなることを特徴とする。

【0165】

15. 請求項 1 において、生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変換手段が生体組織に非接触で音波を検出するマイクロフォンであることを特徴とする。 40

【0166】

16. 付記 15 において、音波検出手段が圧電現象を利用した圧電バイモルフマイクロフォン又は静電現象を利用した静電マイクロフォンであることを特徴とする。

【0167】

17. 請求項 1 において、生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変換手段が、前記生体組織表面局部を底面とした音響遮断部とその内部に配置したマイクロフォンからなることを特徴とする。

【0168】

18. 請求項 1 において、生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変 50

換手段が、背景雑音検出センサを伴っていることを特徴とする。

【0169】

19．付記18において、背景雑音検出センサは体腔内で、前記音響センサ配置場所とは離間した空間に固定配置されていることを特徴とする。

【0170】

20．付記18において、電気信号を処理する信号処理手段が前記電気信号と前記背景雑音検出センサからの出力との差分を出力する差分出力手段を有することを特徴とする。

【0171】

21．請求項1において、電気信号を処理する信号処理手段が、電気信号を増幅処理する増幅手段と、ディジタル信号へ変換する信号変換手段とを有していることを特徴とする。 10

【0172】

22．付記21において、電気信号を処理する信号処理手段が、フーリエ変換手段と、該フーリエ変換後、中心周波数及び該中心周波数の信号レベルから所定デシベル低くなる低域側周波数と該中心周波数の信号レベルから所定デシベル低くなる高域側周波数とを算出する手段を有することを特徴とする。

【0173】

23．付記22において、電気信号を処理する信号処理手段が、中心周波数及び該中心周波数の信号レベルから所定デシベル低くなる低域側周波数と中心周波数の信号レベルから所定デシベル低くなる高域側周波数とを算出する手段によって計算された中心周波数、低域側周波数及び高域側周波数の諸データを用いて設計されたディジタルフィルタ手段を有 20

【0174】

24．付記21において、電気信号を処理する信号処理手段が、該電気信号を自己相関処理する相関処理手段を備えていることを特徴とする。

【0175】

25．体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡と、
前記内視鏡のチャンネル内に挿通され若しくは挿入部の先端部に装着され、体腔内の生体組織を表面を局部的に変形させ、前記生体組織の下に走行する血管内に乱流音を発生させるための局部的変形手段と、
前記乱流音を検出する乱流音検出センサと、
前記乱流音検出センサにより検出された電気信号に対する乱流音の有無を告知又は表示するための信号処理を行う信号処理手段と、
を備えたことを特徴とする血管所在診断装置。 30

【0176】

26．付記25において、さらに前記内視鏡のチャンネル内には、病変部等の切除対象となる部位の生体組織を切除する切除具が挿通される。

【0177】

27．付記25において、前記局部的変形手段は前記チャンネル内を挿通可能な細径な棒又は、挿入部の先端部に装着される円筒状部材である。

【0178】

28．体腔内に挿入される挿入部を有する内視鏡のチャンネル内に挿通可能、若しくは挿入部の先端部に装着可能で、体腔内の生体組織を表面を局部的に変形させ、前記生体組織の下に走行する血管内に乱流音を発生させるための局部的変形手段と、
前記乱流音を検出する乱流音検出センサと、
前記乱流音検出センサにより検出された電気信号に対する乱流音の有無を告知又は表示するための信号処理を行う信号処理手段と、
を備えたことを特徴とする血管所在診断装置。 40

【0179】

29．付記28において、さらに前記内視鏡のチャンネル内に挿通可能で、病変部等の切除対象となる部位の生体組織を切除する切除具を有する。 50

【0180】

30. 付記28において、前記局部的変形手段は前記チャンネル内を挿通可能な細径な棒又は、挿入部の先端部に装着可能な円筒状部材である。

【0181】

(付記3～30の作用効果)

(付記6, 7の作用効果) 生体組織切除直前に先端部による押圧で粘膜下に走行する血管に変形を与え乱流音を発生させることにより、ITナイフ直下にある血管の存在を検知出来、不慮の出血を防止することが可能になる。なおITナイフとは先端が針状のメスであり、切除対象部の周囲を切開するために内視鏡鉗子孔に挿通させて用いられる生体組織切除用装置である。

10

【0182】

(付記8, 9の作用効果) ロープで局縛された部分の粘膜がスネアに高周波電流を流すことによって、局縛された部分のみ粘膜組織が切除される。血管の変形は局縛された部分のみで起こるので、これによる乱流音が検知されれば局縛部に血管が存在し、検知されなければ局縛部に血管が存在しないと判断することが出来、スネアによる局縛で不慮の出血が起こることを防止出来る様になる。

【0183】

(付記10, 11の作用効果) 吸引カップにより、粘膜組織がカップ内に吸い込まれ、吸引カップの内部形状に対応した隆起状の変形が起こる。この状態で粘膜組織とともに粘膜組織下血管も吸い込まれていれば大きな変形を受け乱流音を発生する。この乱流音を検知することにより吸引カップの先端に形成した高周波加熱手段に電流を流すか否かの判断をする事が可能となり、粘膜組織の切除に伴う不慮の出血を防ぐことが可能となる。

20

【0184】

(付記12, 13, 14の作用効果) 極めて薄い高分子圧電体材料からなる圧電バイモルフセンサは電圧出力係数、即ち変位を電圧に変換する効率が極めて高く、しかも弾性率が小さいので僅かな応力で大きな変形が可能である。従って小さな乱流音信号を効率良く電圧信号に変換出来る。変形は粘膜組織に接触して直接変形を受けて電圧信号に変換する。また通常用いる高分子圧電体材料はフッ素系の樹脂であり、化学的に安定していて特性の劣化等を受け難いという利点もある。

【0185】

(付記15, 16の作用効果) 血管の乱流音が粘膜組織表面に反映された振動は周波数が低いので、前面の空間に音波となって前面の閉じた空間即ち体腔空間に放射される。この放射音波を圧電バイモルフマイクロフォン又は静電マイクロフォンで検出する。圧電バイモルフマイクロフォン又は静電マイクロフォンで検出する。この場合これらのマイクロフォンは、非接触で用いるので、音が遮断されない限り該体腔空間のどこに配置しても良い。これらのマイクロフォンはいずれも広帯域特性を有しており、高い効率で音波を電圧に変換出来る。

30

【0186】

(付記17の作用効果) 生体組織表面局部を底面とした音響遮断管は体腔空間の更に閉じた空間を形成する事であり。体内雑音例えば心臓の拍動に基づく周期的な雑音を遮断することが可能となり、乱流音検出のS/Nが向上し、正確な乱流音検出が可能になる。

40

【0187】

(付記18, 19, 20の作用効果) 背景雑音検出センサは体腔内に放射される主として心拍に起因する音波やそのオーバートーンを検出し、前記マイクロフォンによる検出信号との差をとることによってS/Nが改善された乱流音検出が可能となる。

【0188】

また、背景雑音検出センサを、前記音響マイクロフォンの配置場所とは離間した空間、例えば前記音響遮断管、に固定配置させているので乱流音を含まない体腔内雑音を検出する。従って、体腔内雑音を含んだ乱流音信号と乱流音を含まない体腔内雑音両信号の差異をとれば、乱流音信号のみが出力され、この出力信号の値から粘膜組織下の血管走行を確認

50

出来ることになる。

【0189】

(付記21の効果)増幅処理手段によって微小信号レベルの乱流音信号を増幅し、該増幅出力をデジタル信号へ変換することにより、種々のデジタル演算を高速に行うことが可能になり、その演算によって乱流音信号のS/Nを更に改善出来る様になる。

【0190】

(付記22, 23の作用効果)時間軸信号である乱流音信号をデジタル信号に変換し、それを高速フーリエ変換し、周波数特性に変換し、乱流音信号の中心周波数、帯域を数値化し、これらのデータを用いてデジタルフィルタ手段を設計し、乱流音信号にデジタルフィルタ処理を行うことによって乱流音信号から雑音の除去を行い、粘膜下血管の所在を判定に用いることの出来るS/Nが良好な乱流音信号を得ることが出来る。 10

【0191】

(付記24の作用効果)ここで言う自己相関処理とは、乱流音信号のフーリエ変換の2乗であるパワースペクトルを逆フーリエ変換する一連の計算処理のことであり、自己相関処理によって周波数が未知であっても、雑音を含んだ乱流音信号から乱流音信号のみを抽出出来る様になり、微弱信号である乱流音信号のS/Nが改善され、粘膜下血管の所在判定の精度を高めることが出来る。

【0192】

(付記25~30の作用効果)内視鏡による観察下で病変部等の生体組織の下に血管が走行しているか否かを診断できる。また、付記26、29では内視鏡の観察下で切除も行える。 20

【0193】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、体腔内に挿入可能で、生体組織表面に接触し、生体組織表面を局部的に変形させ、生体組織表面下に走行する血管内に乱流を発生させる局部的変形手段と、これによって該生体組織表面局部から発生する乱流音を電気信号に変換する変換手段と、該電気信号を信号処理する信号処理手段とからなる血管所在診断手段を備えているので、病変部等、切除対象となる体腔内の生体組織を局部的に変形した部分の下に走行する血管による乱流音の検知により、生体組織下の血管の有無を簡単に診断できる。 30

【図面の簡単な説明】

【図1】早期癌組織が表在した粘膜組織及び血管所在診断プローブを構成する押圧棒で押圧することにより血管が変形されて乱流音が発生する様子を示す図。

【図2】血管所在診断装置における信号処理装置の構成を示すブロック図。

【図3】図2の信号処理部の詳細な構成を示すブロック図。

【図4】本発明の第2の実施の形態の主要部の構成及び作用等を使用例で示す図。

【図5】第2の実施の形態の主要部の構成を示す図。

【図6】その第1変形例の主要部の構成を示す図。

【図7】第2変形例の先端側の構成を示す図。

【図8】本発明の第3の実施の形態の先端側の構成を示す図。 40

【図9】本発明の第4の実施の形態の先端側の構成を使用例で示す図。

【図10】信号処理装置の構成を示すブロック図。

【図11】本発明の第5の実施の形態の先端側の構成を示す図。

【図12】本発明の第6の実施の形態における信号処理装置の構成を示すブロック図。

【図13】従来例の血圧計を示す図。

【符号の説明】

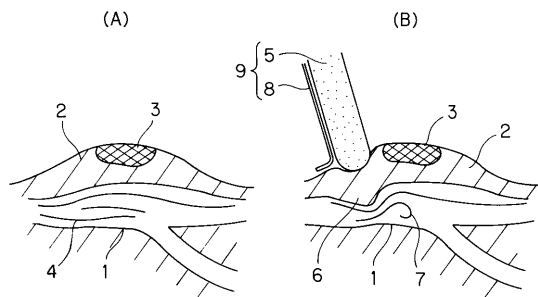
- 1 ... (粘膜組織下) 血管
- 2 ... 粘膜組織
- 3 ... 早期癌組織
- 4 ... 層流血液流

- 5 ... 押圧棒
- 6 ... 変形部
- 7 ... 乱流血液流
- 8 ... (圧電) バイモルフセンサ
- 9 ... 血管所在診断プローブ
- 1 1 ... 信号処理装置
- 1 2 ... 乱流音センサ
- 1 3 ... 増幅器
- 1 4 ... A D 変換器
- 1 5 ... 信号処理部
- 1 6 ... 呈示装置
- 2 1 ... F F T 演算部
- 2 2 ... 中心周波数演算部
- 2 3 ... 帯域演算部
- 2 4 ... デジタルフィルタ
- 3 1 ... 粘膜組織切除装置
- 3 2 ... 吸引カップ
- 3 2 a ... 空洞内
- 3 3 ... 高周波スネア
- 3 5 ... 変形部
- 3 6 a ... 乱流音
- 3 6 b ... 放射音
- 3 7 ... バイモルフセンサ

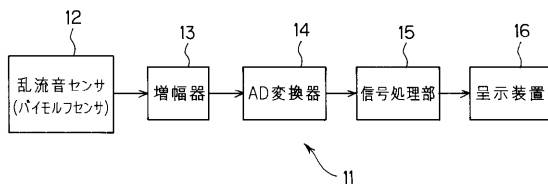
10

20

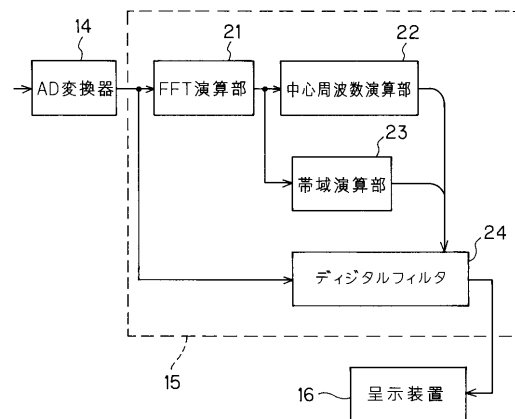
【図 1】



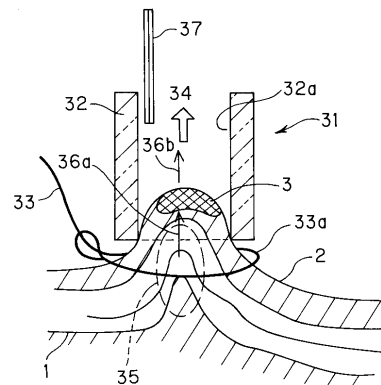
【図 2】



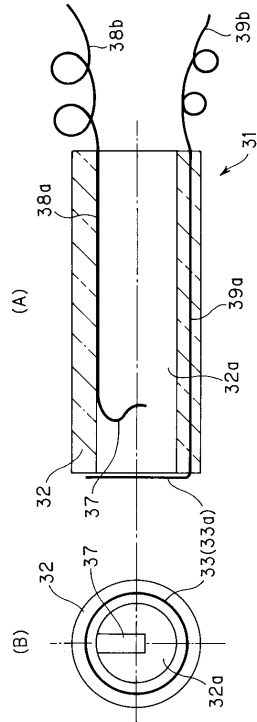
【図 3】



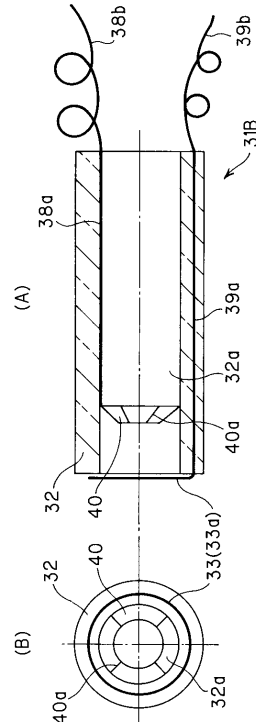
【図 4】



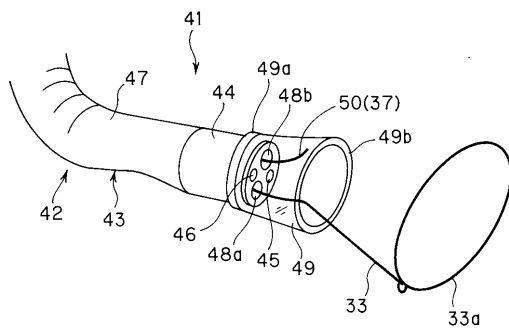
【図 5】



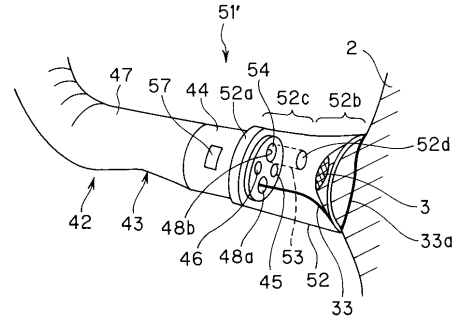
【図 6】



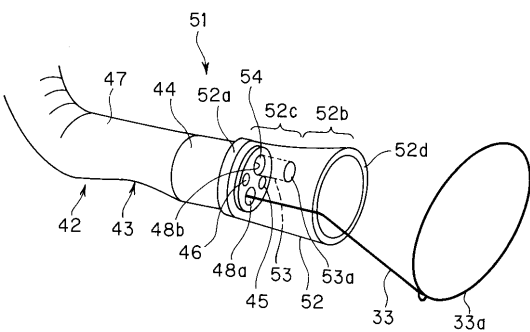
【図 7】



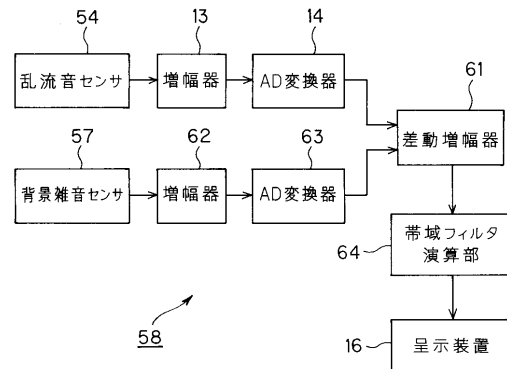
【図 9】



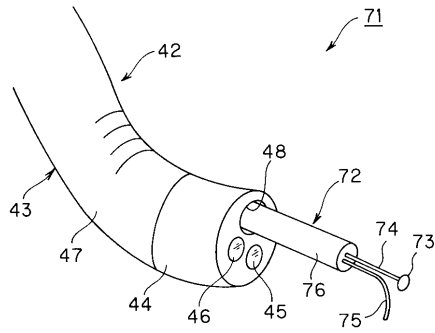
【図 8】



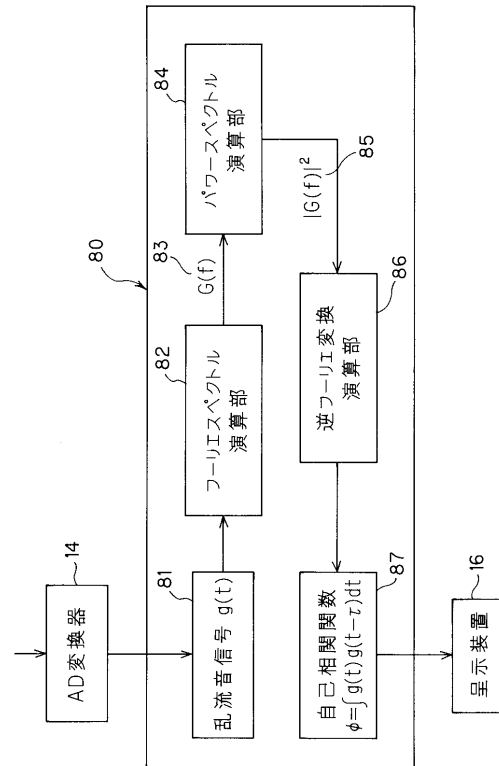
【図 10】



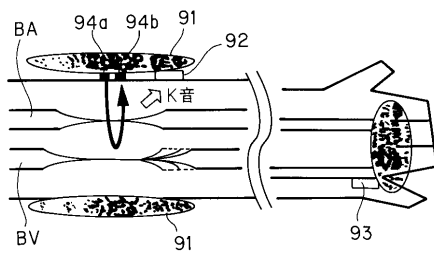
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005027722A5	公开(公告)日	2006-07-06
申请号	JP2003193164	申请日	2003-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	安達日出夫		
发明人	安達 日出夫		
IPC分类号	A61B18/14 A61B17/02 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/015 A61B1/018 A61B5/489 A61B5/7257 A61B7/023 A61B7/045 A61B2018/00291 A61B2018/1407		
FI分类号	A61B17/39.315 A61B17/02 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK16 4C060/KK22 4C060/MM24 4C061/GG15 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK17 4C160/KK22 4C160/KK36 4C160/KK62 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C161/GG15		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2005027722A JP4231743B2		

摘要(译)

解决的问题：提供一种生物组织切除装置，该装置能够检测要在体腔中切除的生物组织（例如，粘膜组织中的患病组织）下方的血管的运行位置。SOLUTION：通过内窥镜确认，早期癌组织3暴露在体腔中的粘膜组织2的表面上，并且将吸盘32的尖端连接到内窥镜远端，以去除早期癌组织3。通过按压以使其围绕并抽吸，吸盘32内部的包括早期癌组织3的粘膜组织2变形而局部凸出，并且当血管1存在于其下方时，产生湍流声36a。然后，通过设置在吸盘32的空腔32a中的双压电晶片传感器37进行检测，并且通过由信号处理装置进行的信号处理是否检测出了湍流的声音36a，从而容易地判断血管1的有无。如果未检测到，则操作者可以快速地将布置在吸盘32的尖端处的高频圈套器33通电以执行切除程序。

[选择图]图4