

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4231743号
(P4231743)

(45) 発行日 平成21年3月4日(2009.3.4)

(24) 登録日 平成20年12月12日(2008.12.12)

(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B	18/14	(2006.01)	A 6 1 B	17/39	3 1 5
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 3 4 D

請求項の数 14 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2003-193164 (P2003-193164)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成15年7月7日(2003.7.7)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-27722 (P2005-27722A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成17年2月3日(2005.2.3)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成18年5月19日(2006.5.19)		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4番2号
			オリンパス光学工業株式会社内
		審査官	寺澤 忠司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織切除装置

(57) 【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、を有する血管所在診断機能を具備した生体組織切除装置において、

前記局部的変形手段は、先端部が生体組織表面に当接するカップを用いた吸引によって当該カップの内部に生体組織を局部的に隆起変形させる吸引手段であり、

前記変換手段は、前記カップの内部に配設された音波検出手段を有することを特徴とする生体組織切除装置。

【請求項 2】

前記カップは、内部に局部的に隆起変形した生体組織を切除する生体組織切除手段を兼用することを特徴とする請求項 1 記載の生体組織切除装置。

【請求項 3】

前記生体組織切除手段は、前記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請求項 2 記載の生体組織切除装置。

【請求項 4】

前記音波検出手段は、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請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の生体組織切除装置。

10

20

【請求項 5】

前記バイモルフセンサは、高分子圧電体からなることを特徴とする請求項 4 記載の生体組織切除装置。

【請求項 6】

前記音波検出手段は、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請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の生体組織切除装置。

【請求項 7】

前記マイクロフォンは、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請求項 6 記載の生体組織切除装置。

10

【請求項 8】

前記変換手段は、体腔内での背景雑音を検出する背景雑音検出センサを伴っていることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 の何れか 1 項に記載の生体組織切除装置。

【請求項 9】

前記背景雑音検出センサは、前記音波検出手段から離間した前記カップの外部に配設されていることを特徴とする請求項 8 記載の生体組織切除装置。

【請求項 10】

前記信号処理手段は、前記音波検出手段からの出力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請求項 8 または請求項 9 記載の生体組織切除装置。

20

【請求項 11】

前記信号処理手段は、電気信号を増幅する増幅手段と、デジタル信号へ変換する信号変換手段とを有することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 10 の何れか 1 項に記載の生体組織切除装置。

【請求項 12】

前記信号処理手段は、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請求項 1 乃至請求項 11 の何れか 1 項に記載の生体組織切除装置。

【請求項 13】

信号処理手段は、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ジタルフィルタ手段を有することを特徴とする請求項 12 記載の生体組織切除装置。

30

【請求項 14】

前記信号処理手段は、前記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請求項 12 または請求項 13 に記載の生体組織切除装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

40

【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。

【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】

通常のポ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

50

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、病変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、内視鏡とスネアを挿通したシリコ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（EMR・Tube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（EMRC）、あるいはITナイフ（先端にセラミック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（IT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太い血管が存在し、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。

【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压測定である。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压測定動作を示したもので、コトコフ音を利用した血压計に関する。

【0013】

この従来例の血压計では、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

10

20

30

40

50

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。

10

【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

20

【0020】

【発明が解決しようとする課題】

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。

【0021】

また、これらの従来技術の適用によって粘膜切除術EMR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。

【0022】

30

(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。

【0023】

さらに本発明の目的は、粘膜切除術EMR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。

【0024】

【課題を解決するための手段】

本発明は、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、を有する血管所在診断機能を具備した生体組織切除装置において、前記局部的変形手段は、先端部が生体組織表面に当接するカップを用いた吸引によって当該カップの内部に生体組織を局部的に隆起変形させる吸引手段であり、前記変換手段は、前記カップの内部に配設された音波検出手段を有することを特徴とする。

40

【0029】

【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。

50

【 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。

【 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。

10

【 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 】

一般に変形のな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、

20

$$Re = VD / \mu$$

V : 平均流速、 D : 管の直径、 ρ : 密度、 μ : 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。血圧測定時のコトホフ音や、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。

30

【 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。

40

【 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(

50

検知)する血管所在診断プローブ9が形成されている。

【0040】

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。

【0041】

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、
 $f_r = (1.875^2 / (43^{1/2})) (t/l) (Y/\rho)^{1/2}$
 $V_c = (3/8) g_{31} Y (l/t)^3 x$

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AD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AD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、AD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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 2 】

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。

【 0 0 5 3 】

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持っているので、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。

10

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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 1 3 によって増幅された後、A/D変換器 1 4 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。

20

【 0 0 5 7 】

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 1 5 で処理される。

【 0 0 5 8 】

先ず、乱流音信号の周波数特性を F E T 演算部 2 1 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 d B 低くなる - 6 d B 高域側周波数及び中心周波数の信号レベルから - 6 d B 低くなる - 6 d B 低域側周波数、中心周波数の信号レベルから - 3 d B 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 - 3 d B 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、- 3 d B 以外の値、例えば - 6 d B , - 2 0 d B 等の値に設定して帯域を設定しても良い。

30

【 0 0 5 9 】

そしてこの F E T 演算部 2 1 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 2 4 を設計する。このデジタルフィルタ 2 4 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。

【 0 0 6 0 】

以上のように信号処理部 1 5 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。

40

【 0 0 6 1 】

例えば、この信号処理部 1 5 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 1 6 に出力することにより、E M R 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。

【 0 0 6 2 】

この様に本実施の形態によれば、E M R 手技等の事前に粘膜組織下に走行する血管の所在

50

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。

【 0 0 6 3 】

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、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。

【 0 0 6 4 】

（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。

【 0 0 6 5 】

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 3 1 の主要部を示す。図 4 に示す粘膜組織切除装置 3 1 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 3 2 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 3 2 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 3 3 の切除用のループ部（輪部）3 3 a を架け、焼灼切除する手技をモデル的に示している。

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

この場合、吸引カップ 3 2 内に吸引した吸引力 3 4（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 3 5 を形成する。この変形部 3 5 の血管が高周波スネア 3 3 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。

【 0 0 6 8 】

この変形部 3 5 の血管には乱流が発生し、血管壁を通過して乱流音 3 6 a 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 3 2 の空洞内 3 2 a に放射音 3 6 b となって放射される。

【 0 0 6 9 】

この放射音 3 6 b をこの空洞内 3 2 a 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 3 7 で検出する。つまり放射音により、空洞内 3 2 a のバイモルフセンサ 3 7 を振動させ、このバイモルフセンサ 3 7 によって電気的な乱流音信号に変換されるようにする。

【 0 0 7 0 】

本実施の形態では、このバイモルフセンサ 3 7 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 3 2 a に配置し、音波を検出するという点が特徴になっている。

【 0 0 7 1 】

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。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

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に血管が有るか否かの所在の有無を検出が出来ることになる。

【0074】

図4に示したバイモルフセンサ37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32の縦断面図を、図5(B)は先端面の正面図を示す。

【0075】

この図5(A)及び図5(B)に示すように吸引カップ32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33(のループ33a)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32の径に等しくなる。

【0076】

吸引された粘膜組織表面が直接接触しない位置にストライプ状のバイモルフセンサ37を配置させ、吸引カップ32の内壁に沿って或いは内壁近くに配置させた配線38a及び吸引カップ32の後端から延出したケーブル38bを経て乱流音信号が出力される構成となっている。

【0077】

なお、高周波スネア33には吸引カップ32の内壁内に埋め込む等した配線39a及び吸引カップ32の後端から延出された配線39bを経て高周波信号が供給される。

【0078】

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31B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37の代わりにリング状にしたバイモルフセンサ40を採用している。このバイモルフセンサ40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40a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37, 40はいずれも吸引を妨げない様な構造になっている。

【0079】

図7は透明キャップ法EMRC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41を示したものである。

【0080】

この粘膜組織切除装置41では、内視鏡42における細長の挿入部43が体腔内に挿入され、この挿入部43の先端に形成した硬質の先端部44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45及び(観察するための照明光を出射する)照明窓46が設けてある。

【0081】

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、CCD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45の観察範囲を照明する。

【0082】

観察窓45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

10

20

30

40

50

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 】

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。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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。

【 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。

40

【 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

50

観察窓４５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５０を用いて診断できるようにしている。

【００９４】

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３３のループ部３３ａの径を、円筒形状の透明キャップ４９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３３及び透明キャップ４９の先端部４９ｂ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。

【００９５】

かかる後、内視鏡４２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４９（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。

【００９６】

この構成ではバイモルフセンサ３７の先端位置を内視鏡４２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。

【００９７】

また、従来 of 市販の吸引カップを、吸引カップ４９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３２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３２、４９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３３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。

【００９８】

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３２、４９内に一体的等で設けたバイモルフセンサ３７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。

【００９９】

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３７が吸引カップ３２或いは４９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。

【０１００】

このように高周波スネア３３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。

【０１０１】

（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。

【０１０２】

本実施の形態の粘膜組織切除装置５１においても、内視鏡４２の先端部４４に吸引カップ５２の基端の内視鏡装着部５２ａ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。

【０１０３】

この吸引カップ５２は第２の実施の形態の吸引カップ４９をより長くした構成にし、この吸引カップ５２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５３を配置し、この共鳴管５３にはメムレン状の音波マイクロフォン５４を配置していることが特徴になっている。

【０１０４】

10

20

30

40

50

従って、第2の実施の形態と異なる点は、この吸引カップ52が、第2の実施の形態の吸引カップ49にほぼ対応する前側部分52bと、その基端側となる後端部分52cとの2つの部分からなる点である。

【0105】

そして两部分52b、52cの境界付近となる位置からその基端の鉗子口48bに共鳴管53を配置し、かつ共鳴管53内にメムレン状の音波マイクロフォン54を配置している。なお、図8における符号53aは共鳴管53の先端の開口を示している。

【0106】

なお、本構成において、音波マイクロフォン54は必ずしも圧電効果（圧電現象）を利用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。

10

【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。

20

【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ごと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。

30

【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。

40

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

50

例状態で示している。

【 0 1 1 6 】

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 5 2 を経て吸引され、隆起し、同時に高周波スネア 3 3 のループ部 3 3 a 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 3 3 に電流を流せば、焼灼切除できる状態になっている。

【 0 1 1 7 】

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。

【 0 1 1 8 】

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 5 4 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。

【 0 1 1 9 】

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出して、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。

【 0 1 2 0 】

純粋な体腔内雑音信号の検出は吸引カップ 5 2 の内部に配置したのでは難しい従って、図 9 に示したように吸引カップ 5 2 の近傍でその外部に配置した背景雑音検出センサ 5 7 により体腔内雑音を検出するようにしている。

【 0 1 2 1 】

図 1 0 は乱流音センサ 5 4 と背景雑音センサ 5 7 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 5 8 の構成を示している。

【 0 1 2 2 】

乱流音センサ 5 4 による検出信号は増幅器 1 3、A/D変換器 1 4を経て、差動演算部 6 1 の片方の入力端子に入力される。一方、背景雑音センサ 5 7 による検出信号は同様に増幅器 6 2、A/D変換器 6 3を経て差動演算部 6 1 の他方の入力端子に入力される。

【 0 1 2 3 】

差動演算部 6 1 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 6 4 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 1 6 に入力される。

【 0 1 2 4 】

本実施の形態によれば以下の作用・効果を有する。

【 0 1 2 5 】

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。

【 0 1 2 6 】

この音波を吸引カップ 5 2 の内部に構成したマイクロフォン 5 4 で検出し、かつ、吸引カップ 5 2 の外部に配置したマイクロフォン 5 7 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。

【 0 1 2 7 】

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 E M R でおこりうる患者の Q O L (Q u a l i t y o f L i f e) 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。

【 0 1 2 8 】

(第 5 の実施の形態)

10

20

30

40

50

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を有するもので使用できる。

10

【0131】

上記乱流音検出用振動センサー一体型の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に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。

【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。

20

【0134】

その手技は、まず腫瘍の辺縁から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、腫瘍の遠位側にピ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。

30

【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】

この様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がついていると、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。

【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。

40

【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、この様な事態の発生をより確

50

実に回避が出来るようになる。

【 0 1 4 1 】

(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 1 2 を参照して説明する。

【 0 1 4 2 】

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じである。

【 0 1 4 3 】

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 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 3 7 でも、図 6 に示したバイモルフセンサ 4 0 でも図 7 に示した乱流音センサ 5 0 や図 8 に示したマイクロフォン 5 4 でも良い。

【 0 1 4 4 】

これらの乱流音センサからの検出信号はいず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。

【 0 1 4 5 】

図 1 2 に示す信号処理装置 8 0 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 1 4 によってデジタルの乱流音信号 $g(t)$ 8 1 に変換される。次いでこのデジタルの乱流音信号 $g(t)$ 8 1 はフーリエスペクトル演算部 8 2 によってフーリエ変換され周波数特性 $G(f)$ 8 3 に変換される。

【 0 1 4 6 】

更に、周波数特性 $G(f)$ 8 3 はその絶対値の 2 乗がパワースペクトル演算部 8 4 によって乱流音のパワースペクトル $|G(f)|^2$ 8 5 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 $|G(f)|^2$ 8 5 は逆フーリエ変換演算部 8 6 によって逆フーリエ変換され、自己相関関数 8 7 が得られる。

【 0 1 4 7 】

この自己相関関数 8 7 は呈示装置 1 6 に入力され、自己相関関数 8 7 の値に応じて呈示装置 1 6 は粘膜組織下血管の有無の呈示を行うようになる。

【 0 1 4 8 】

自己相関関数 8 7、

つまり、
$$= \int g(t) g(t - \tau) dt$$

で表される自己相関関数 (8 7) 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。

【 0 1 4 9 】

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。

【 0 1 5 0 】

図 1 2 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様になる。

【 0 1 5 1 】

なお自己相関関数 8 7 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。

【 0 1 5 2 】

以上示した様に、内視鏡的粘膜切除術 (E M R) 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太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。

10

20

30

40

50

【 0 1 5 3 】

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様になる。

【 0 1 5 4 】

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。

10

【 0 1 5 5 】

なお、本発明で開示した構成は単にEMR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。

【 0 1 5 6 】

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。

20

【 0 1 5 7 】

[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。

【 0 1 5 8 】

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。

【 0 1 5 9 】

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。

30

【 0 1 6 0 】

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IT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。

【 0 1 6 1 】

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。

40

【 0 1 6 2 】

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。

【 0 1 6 3 】

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

【 0 1 6 4 】

14．付記13において、パ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。

【 0 1 6 5 】

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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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ジタルフィルタ手段を有

30

【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。

40

【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】

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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出来ることになる。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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。

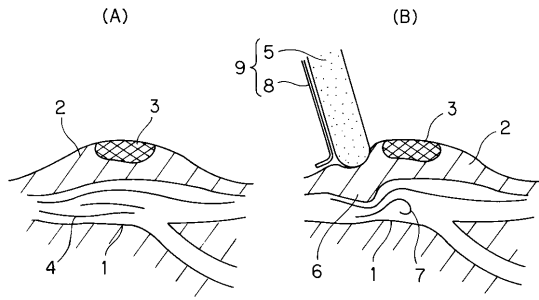
【図 12】本発明の第 6 の実施の形態における信号処理装置の構成を示すブロック図。

【図 13】従来例の血圧計を示す図。

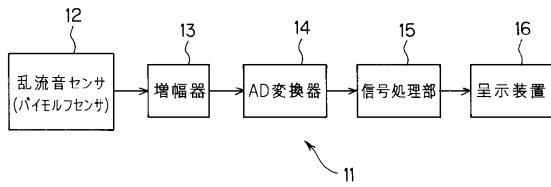
【符号の説明】

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	10
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	20
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	30
3 6 a ... 乱流音	
3 6 b ... 放射音	
3 7 ... バイモルフセンサ	

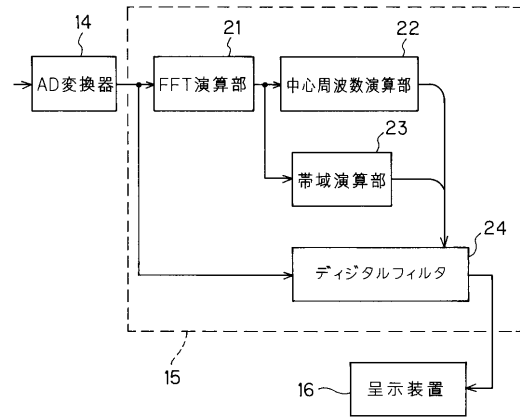
【図1】



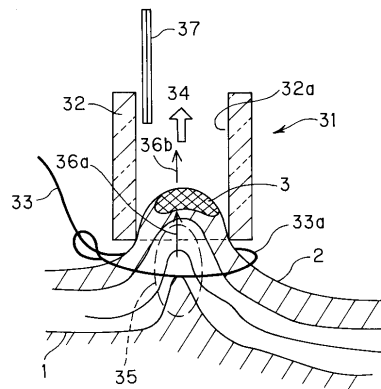
【図2】



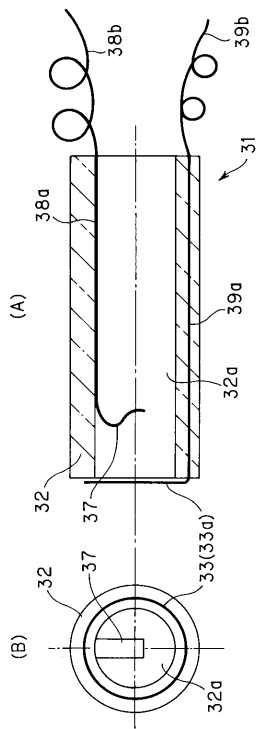
【図3】



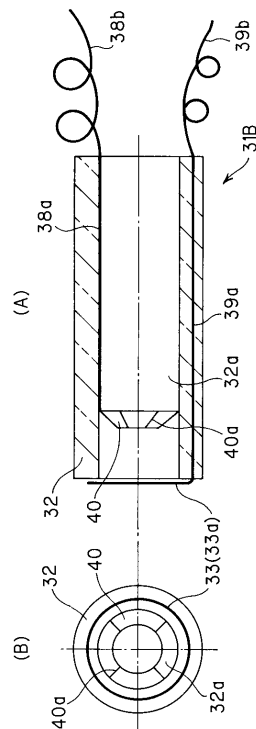
【図4】



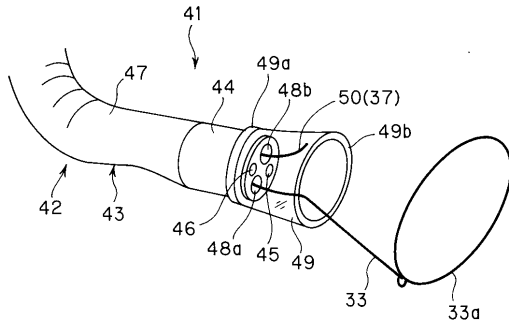
【図5】



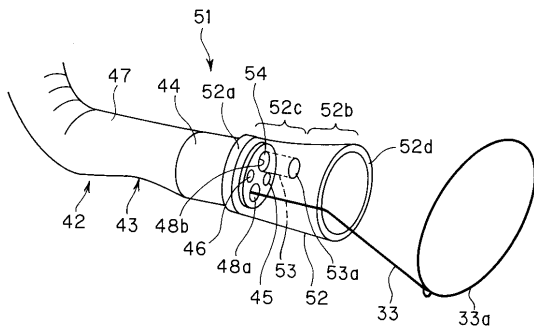
【図6】



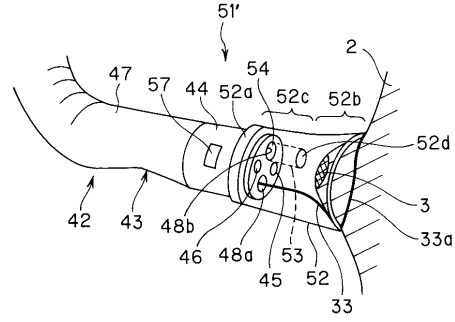
【図7】



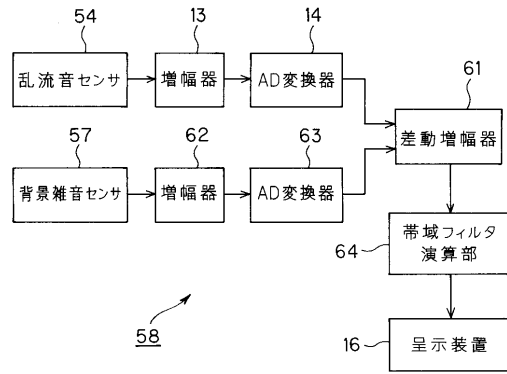
【図8】



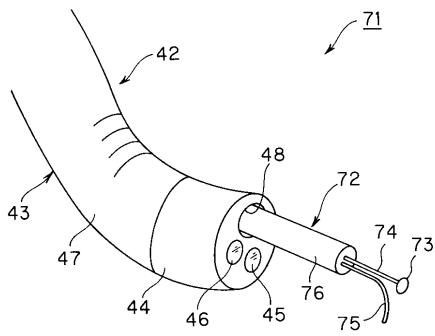
【図9】



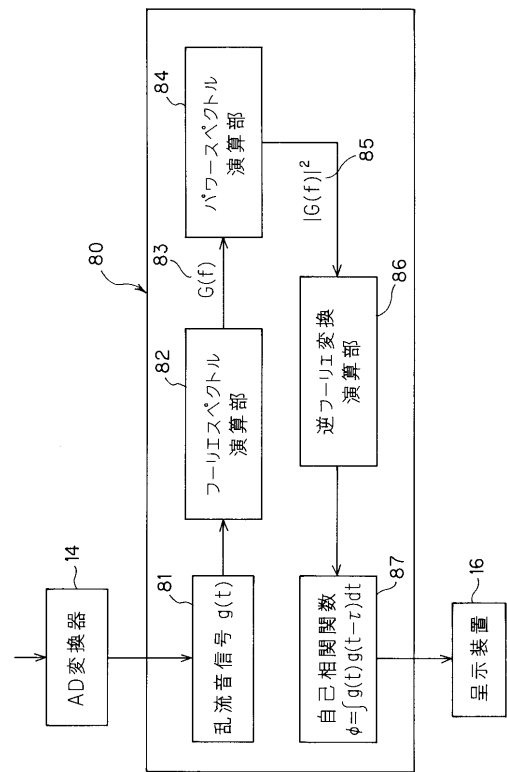
【図10】



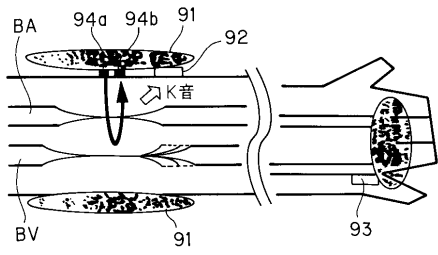
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平06-142114(JP,A)
特公昭57-037344(JP,B2)
特開平05-115487(JP,A)
米国特許出願公開第2003/0120306(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

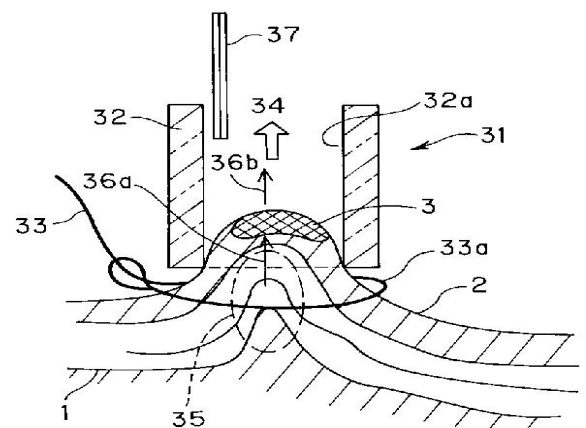
A61B 18/14

A61B 1/00

专利名称(译)	生体组织切除装置		
公开(公告)号	JP4231743B2	公开(公告)日	2009-03-04
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		
当前申请(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 A61B1/00 A61B17/02 A61B1/015 A61B1/018 A61B1/04 A61B7/02 A61B7/04		
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 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/02 A61B18/14		
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 JP2005027722A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种生物体组织切除装置，利用该生物体组织切除装置，作为切除对象的生物体组织下的血管的移动位置，例如体腔内的粘膜组织等的病变。解决方案：当通过内窥镜确认体腔中的粘膜组织2的表面上的早期癌组织3是明显的时，设置在內窥镜的尖头处的吸盘32的尖头被按压到早期癌组织3以封闭的方式吸入，使得在吸盘32中含有早期癌组织3的粘膜组织2变形以部分突出。在该过程中，如果血管1位于下方，则产生湍流声音36a，其由设置在吸盘32的腔32a中的双压电晶片传感器37检测，使得信号处理装置处理信号以容易地确定。是否根据是否检测到湍流声音36a来定位血管1。然后，如果没有检测到，操作者可以通过向设置在吸盘32的尖头处的高频圈套器33充电来快速执行切除处理。之



【 图 6 】