

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5356442号
(P5356442)

(45) 発行日 平成25年12月4日 (2013. 12. 4)

(24) 登録日 平成25年9月6日 (2013. 9. 6)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-55788 (P2011-55788)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成23年3月14日 (2011. 3. 14)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(62) 分割の表示	特願2008-243061 (P2008-243061) の分割		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
原出願日	平成20年9月22日 (2008. 9. 22)	(74) 代理人	100108855
(65) 公開番号	特開2011-139912 (P2011-139912A)		弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成23年7月21日 (2011. 7. 21)	(74) 代理人	100159651
審査請求日	平成23年4月7日 (2011. 4. 7)		弁理士 高倉 成男
(31) 優先権主張番号	12/035, 716	(74) 代理人	100091351
(32) 優先日	平成20年2月22日 (2008. 2. 22)		弁理士 河野 哲
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波処置装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一端部と他端部を有し、超音波振動を発生させるための圧電素子と、
 前記圧電素子の一端部に連結された基端部と、前記基端部とは長手方向逆側に設けられた先端部を有する、生体組織を超音波処置するためのプローブと、
 前記圧電素子の前記他端部に連結するように設けられた先端部と、前記先端部から長手方向逆側に設けられた基端部を有する裏打板と、
 前記圧電素子を超音波振動させて電力を供給するために、前記圧電素子の間に挟み込まれ、かつ、前記裏打板の先端部から基端部へ延伸する電極と、
 前記プローブの基端部と連結し、前記圧電素子と前記裏打板と前記電極を内部に設けた基端部と先端部を有する円筒状のシリンダと、
 前記裏打板より大きい内径かつ、前記シリンダの内径より小さい外径を有する筒状のインナーカバーと、
 を具備し、
 前記インナーカバーは、前記電極と前記裏打板との間に設置されて、前記インナーカバーと前記シリンダの間に空間を有し、かつ、前記電極は、前記他端部側へ延伸するために前記空間に沿って前記シリンダと前記インナーカバーとの間に配置されていることを特徴とする超音波処置装置。

【請求項 2】

前記シリンダは、前記シリンダの基端部と連結し、前記シリンダよりも細径のコイルシ

10

20

ャフトを有し、

前記裏打板は、前記コイルシャフトとの接続部に滑らかな傾斜面のテーパを有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 3】

前記超音波振動子は、 $100\text{kHz} \pm 25\text{kHz}$ の超音波振動を発振することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 4】

前記コイルシャフトは、外周を覆う絶縁性の外側チューブを備え、

前記コイルシャフトの内部には、前記超音波振動子に電力を供給する配線が挿通し、

前記コイルシャフトは、電氣的に接地されていることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波処置装置。

【請求項 5】

前記インナーカバーは、前記シリンダと前記インナーカバーとの間に前記電極を配置するために、前記インナーカバーの外周において、前記長手方向に沿って延設させた 2 つの平坦面を有し、

前記インナーカバーの前記 2 つの平坦面と前記シリンダとの間に前記電極を配置するための前記空間が形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して生体組織の切開、切除、或いは凝固等の処置を行う超音波処置装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を利用して生体組織の切開、切除、或いは凝固等の処置を行う一般的な超音波処置装置の一例として、例えば、特許文献 1 に開示されている超音波凝固切開装置がある。この装置は、細長い挿入部の基端部に手元側の操作部が連結されている。この操作部には超音波振動を発生する超音波振動子が配設されている。挿入部の先端部には、生体組織を処理するための処置部が配設されている。

【0003】

挿入部は、細長い円管状のシースを有する。シースの内部には棒状の振動伝達部材（プローブ）が挿通されている。振動伝達部材の基端部は超音波振動子にねじ込み式の結合部を介して着脱可能に接続されている。そして、超音波振動子が発生した超音波振動を振動伝達部材の先端側の円柱状のプローブ先端部に伝達するようになっている。

【0004】

処置部にはプローブ先端部に対峙してクランプアームが配設されている。クランプアームには凹凸を有するパッドが固定されている。ここで、挿入部のシースの先端部には、クランプアームを保持するアーム保持部材が設けられている。クランプアームの基端部は、支軸を介してアーム保持部材に回動自在に支持されている。シースの内部には、クランプアームを駆動する操作部材が軸方向に進退可能に挿通されている。操作部には操作ハンドルが配設されている。そして、操作ハンドルの操作にともない操作部材が軸方向に進退駆動される。この操作部材の動作に連動してクランプアームをプローブ先端部に対して開閉操作するようになっている。

【0005】

クランプアームの開操作時には、円柱状のプローブ先端部とクランプアームのパッドとの間で生体組織を把持するようになっている。この状態で、超音波振動子からの超音波振動が振動伝達部材を介して処置部側のプローブ先端部に伝達されることにより、超音波を利用して生体組織の切開、切除、あるいは凝固等の処置を行うようになっている。

【0006】

また、特許文献 2 には、超音波伝達部材の先端の処置面がこの超音波伝達部材の中心軸

10

20

30

40

50

の軸方向に対して $15 \sim 70^\circ$ 傾斜している超音波凝固切開装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第5,980,510号明細書

【特許文献2】米国特許第6,280,407号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

特許文献1に開示された技術では、円柱形状の超音波伝達部材の外周面とパッドとの間で生体組織を挟んでいる。これにより、超音波振動の摩擦のみで生体組織を切除している。超音波振動は、上記の摩擦以外に、キャビテーションと呼ばれている効果がある。キャビテーションは、水、生体組織等の媒質で物体がある一定速度以上に振動したとき、気泡が生成して破裂することで衝撃圧が生じる現象である。衝撃圧は、数MPa～数100MPa程度である。

10

【0009】

これを積極的に利用した超音波治療装置もある。しかしながら、キャビテーション効果のみでは、生体組織の破碎は可能であっても、凝固切開は不可能である。例えば、血管を出血させずに切除することはできない。キャビテーションは、超音波振動の周波数が低いほど発生しやすい。つまり、20kHz程度の低い周波数の超音波振動のほうが、キャビテーションの発生に必要な振動速度が少なくすむ。キャビテーションは、振動方向に対して垂直な面ほど発生しやすい。振動方向に対して水平な面には原理的にキャビテーションは発生しない。

20

【0010】

特許文献2に開示された技術では、超音波伝達部材の処置面はこの超音波伝達部材の中心軸の軸方向に対して水平ではない。しかしながら、超音波伝達部材の処置面はこの超音波伝達部材の中心軸の軸方向に対して垂直ではないのでキャビテーションの発生が少ない。

【0011】

上述したとおり、従来の一般的な超音波凝固切開装置は、積極的にキャビテーションを利用していない。振動速度が20～30m/s程度以上であれば、摩擦熱のみで大抵の生体組織の凝固切開が可能である。しかし、振動速度が大きい場合には、処置する必要がない、生体組織を損傷する可能性がある。例えば、超音波伝達部材の把持する面と反対側の側面に生体組織があたると、その部分が熱損傷する可能性がある。

30

【0012】

近年、内視鏡を使用して、消化器官に発生する癌等の病変を切除する、内視鏡的粘膜剥離術と呼ばれる手技が行われている。内視鏡で超音波凝固切開装置を組み合わせる場合、超音波振動子は小型化する必要がある。振動子を小型化した場合には先端処置部の振動速度が低下する傾向がある。振動速度が15m/s以下になると、摩擦熱のみでは十分な凝固切開が得られないという問題もある。

40

【0013】

本発明は上記事情に着目してなされたもので、その目的は、キャビテーションと摩擦熱の両方を利用して、より低い振動速度で生体組織の凝固切開が可能で、安全性が高く、かつ熱損傷の危険がない箇所であっても、従来と同じ程度の振動速度で、さらに強力な処置が可能な超音波処置装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の一態様における超音波処置装置は、一端部と他端部を有し、超音波振動を発生させるための圧電素子と、前記圧電素子の一端部に連結された基端部と、前記基端部とは長手方向逆側に設けられた先端部を有する、生体組織を超音波処置するためのプローブと

50

、前記圧電素子の前記他端部に連結するように設けられた先端部と、前記先端部から長手方向逆側に設けられた基端部を有する裏打板と、前記圧電素子を超音波振動させて電力を供給するために、前記圧電素子の間に挟み込まれ、かつ、前記裏打板の先端部から基端部へ延伸する電極と、前記プローブの基端部と連結し、前記圧電素子と前記裏打板と前記電極を内部に設けた基端部と先端部を有する円筒状のシリンダと、前記裏打板より大きい内径かつ、前記シリンダの内径より小さい外径を有する筒状のインナーカバーと、を具備し、前記インナーカバーは、前記電極と前記裏打板との間に設置されて、前記インナーカバーと前記シリンダの間に空間を有し、かつ、前記電極は、前記他端部側へ延伸するために前記空間に沿って前記シリンダと前記インナーカバーとの間に配置されている。

【0021】

10

好ましくは、前記シリンダは、前記シリンダの基端部と連結し、前記シリンダよりも細径のコイルシャフトを有し、前記裏打板は、前記コイルシャフトとの接続部に滑らかな傾斜面のテーパを有する。

好ましくは、前記超音波振動子は、 $100\text{kHz} \pm 25\text{kHz}$ の超音波振動を発振する。

【0022】

好ましくは、前記コイルシャフトは、外周を覆う絶縁性の外側チューブを備え、前記コイルシャフトの内部には、前記超音波振動子に電力を供給する配線が挿通し、前記コイルシャフトは、電気的に接地されている。

【発明の効果】

20

【0023】

本発明によれば、キャビテーションと摩擦熱の両方を利用して、より低い振動速度で生体組織の凝固切開が可能で、安全性の高い超音波凝固切開装置、もしくは熱損傷の危険がない箇所であっても、従来と同じ程度の振動速度で、さらに強力な処置が可能な超音波処置装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】図1は、本発明の第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の全体の概略構成を示す側面図。

【図2】図2は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の周辺部分を拡大して示す縦断面図。

30

【図3】図3は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の超音波伝達部材の先端部を示す斜視図。

【図4】図4は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の超音波伝達部材の先端部と把持部材とが噛合している状態を示す正面図。

【図5】図5は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の超音波伝達部材の先端部から把持部材が離れている状態を示すV-V線断面図。

【図6】図6は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の超音波伝達部材の先端部の第1の変形例を示す側面図。

【図7】図7は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置の超音波伝達部材の先端部の第2の変形例を示す側面図。

40

【図8】図8は、本発明の第2の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の周辺部分を拡大して示す側面図。

【図9】図9は、第2の実施の形態の超音波凝固切開装置の超音波伝達部材の先端部を示す斜視図。

【図10】図10は、第2の実施の形態の超音波凝固切開装置の把持部材の把持面を示す斜視図。

【図11】図11は、第2の実施の形態の超音波凝固切開装置の第1の変形例を示す側面図。

【図12】図12は、第2の実施の形態の超音波凝固切開装置の第2の変形例を示す側面

50

図。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の周辺部分を拡大して示す斜視図。

【図 1 4】図 1 4 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置が内視鏡のチャンネル内に挿通された状態を示す要部の縦断面図。

【図 1 5】図 1 5 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の周辺部分を一部断面にして示す側面図。

【図 1 6】図 1 6 は、図 1 5 の超音波凝固切開装置の先端作用部の先端部分を一部断面にして示す平面図。

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 5 の超音波凝固切開装置の先端作用部を開操作した状態を示す側面図。

10

【図 1 8】図 1 8 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の操作部の部分を示す縦断面図。

【図 1 9】図 1 9 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の周辺を示す縦断面図。

【図 2 0】図 2 0 は、図 1 9 の 2 0 - 2 0 線断面図。

【図 2 1 A】図 2 1 A は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の把持部材が開操作された状態を示す斜視図。

【図 2 1 B】図 2 1 B は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の把持部材が操作されている途中の状態を示す斜視図。

20

【図 2 1 C】図 2 1 C は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の把持部材が閉操作された状態を示す斜視図。

【図 2 2】図 2 2 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の第 1 の変形例の把持部材が閉操作された状態を示す側面図。

【図 2 3】図 2 3 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の第 1 の変形例の把持部材が開操作された状態を示す側面図。

【図 2 4】図 2 4 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の第 2 の変形例の把持部材が閉操作された状態を示す側面図。

【図 2 5】図 2 5 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の第 2 の変形例の把持部材が開操作された状態を示す側面図。

30

【図 2 6】図 2 6 は、本発明の第 4 の実施の形態の超音波凝固切開装置の先端作用部の周辺部分を拡大して示す斜視図。

【図 2 7】図 2 7 は、第 4 の実施の形態の超音波凝固切開装置の使用状態を示す側面図。

【発明を実施するための形態】

【0025】

以下、本発明の第 1 の実施の形態を図 1 乃至図 5 を参照して説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波凝固切開装置 1 の全体の概略構成を示す。超音波凝固切開装置 1 は、主にハンドルユニット 2 と、振動子ユニット 3 と、超音波伝達部材（プローブ部）4 とから構成される。

【0026】

40

振動子ユニット 3 は、円筒形状のカバー 5 を有する。カバー 5 の内部には超音波振動子 6 が設けられている。振動子ユニット 3 の基端にはケーブル 7 の一端が接続されている。ケーブル 7 の他端は図示しない超音波電源装置に接続されている。ケーブル 7 を通じて超音波電源から電力を超音波振動子 6 に供給することによって、超音波振動子 6 が駆動される。

【0027】

超音波伝達部材 4 は、超音波振動子 6 で発生した超音波振動を伝達・増幅する棒状部材である。超音波伝達部材 4 の基端部には先端側に向かうにしたがって段階的に外径が細くなるホーン部を有する。超音波伝達部材 4 は、ねじ等の方法で超音波振動子 6 と着脱可能に接続されている。

50

【 0 0 2 8 】

図 1 に示すようにハンドルユニット 2 は、操作部 9 と、長尺な外套管 1 0 からなる挿入シース部 1 1 と、先端作用部 1 2 とを備える。挿入シース部 1 1 の基端部は、操作部 9 に軸回り方向に回転可能に取り付けられている。先端作用部 1 2 は、挿入シース部 1 1 の先端に設けられている。

【 0 0 2 9 】

ハンドルユニット 2 の操作部 9 は、操作部本体 1 3 と、固定ハンドル 1 4 と、可動ハンドル 1 6 とを有する。操作部本体 1 3 は、固定ハンドル 1 4 と一体に形成されている。可動ハンドル 1 6 は、ハンドル枢支軸 1 5 を介して操作部本体 1 3 に回転可能に取り付けられている。操作部本体 1 3 の基端には、振動子ユニット 3 が着脱自在に接続される。

10

【 0 0 3 0 】

可動ハンドル 1 6 は、係合ピン 1 7 を有している。係合ピン 1 7 は、ハンドル枢支軸 1 5 の近傍に配置され、操作部本体 1 3 内部に突き出している。係合ピン 1 7 は、操作部本体 1 3 の内部にある図示されていないスライダ機構に係合している。

図 2 は、ハンドルユニット 2 の先端作用部 1 2 の周辺部分を示す。ハンドルユニット 2 の先端作用部 1 2 は、保持部材 1 8 と、片開き型の把持部材 2 0 とを有する。保持部材 1 8 は、外套管 1 0 の先端部に取り付けられている。把持部材 2 0 は、保持部材 1 8 に枢支軸 1 9 を介して回転可能に取り付けられている。

【 0 0 3 1 】

前記先端作用部 1 2 は、超音波伝達部材 4 の先端部 2 1 と共に超音波凝固切開装置 1 の処置部 2 2 を構成している。この片開き型の把持部材 2 0 は、先端部 2 1 との間で生体組織を把持することができる。

20

保持部材 1 8 には、主チャンネル 2 3 と、副チャンネル 2 5 とが形成されている。主チャンネル 2 3 には、超音波伝達部材 4 が挿入される。副チャンネル 2 5 には、上記把持部材 2 0 を回転操作する操作ロッド 2 4 が挿入される。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、操作ロッド 2 4 の先端部は、枢支ピン 2 6 を介して把持部材 2 0 の基端に連結されている。操作ロッド 2 4 の基端側は、操作部本体 1 3 の内部にある図示しないスライダ機構に連結されている。そして、可動ハンドル 1 6 を回転することにより、スライダ機構を介して操作ロッド 2 4 が軸方向に進退駆動される。この操作ロッド 2 4 の軸方向の進退動作に連動して先端作用部 1 2 の把持部材 2 0 が開閉する。

30

【 0 0 3 3 】

把持部材 2 0 の下面（先端部 2 1 との対向面）は、先端部 2 1 との間で組織を把持する把持面 2 7 となっている。図 5 に示すように把持面 2 7 には、円弧状の断面形状の凹陥部 2 7 a が形成されている。把持面 2 7 の凹陥部 2 7 a の円弧状の断面形状は、先端部 2 1 の外周面 2 1 a の形状と合致する形状に形成されている。これにより、把持部材 2 0 を閉操作した際に、図 4 に示すように把持面 2 7 の凹陥部 2 7 a 内に超音波伝達部材 4 の先端部 2 1 が挿入される状態で超音波伝達部材 4 の先端部 2 1 と把持部材 2 0 とが噛合されるようになっている。

【 0 0 3 4 】

40

超音波伝達部材 4 の先端部 2 1 には、把持面 2 7 との対向面に複数の溝部 2 8 が設けられている。本実施の形態の溝部 2 8 の寸法は以下の通りである。

- ・溝幅（ w ）＝ 1 . 2 mm
- ・溝部 2 8 間の間隔（ t ）＝ 1 . 2 mm
- ・深さ（ d ）＝ 0 . 5 mm
- ・先端部 2 1 の先端から最後の溝部 2 8 までの長さ（ L ）＝ 1 2 mm
- ・溝部 2 8 の数： 5

先端部 2 1 の先端から最後の溝部 2 8 までの長さ（ L ）は、先端部 2 1 の先端から $\lambda / 8$ 以内が望ましい。一般に、超音波伝達部材 4 の振動振幅はプローブ先端から基端側の節位置へ向かうに従い低下する。超音波伝達部材 4 の振動振幅は、先端部 2 1 の先端から λ

50

／8より基端側になると、先端位置での振幅の約70%以下になる。そのため、先端部21の先端から $\lambda/8$ より基端側になると、十分な処置能力が得られ難い。本実施の形態では、超音波伝達部材4に伝達される超音波の振動周波数は、47kHz、一波長(λ)は、104mmである。そのため、先端部21の先端から最後の溝部28までの長さ(L)は、12mm= $\lambda/8.7$ である。また、各溝部28は、前後の壁面が垂直面29、底部の水平面31によってそれぞれ形成されている。

【0035】

溝部28の幅(w)は $\lambda/200 \leq w \leq \lambda/16$ の範囲が望ましい。本実施の形態は振動による摩擦熱だけでなく、キャビテーションも利用した超音波凝固切開装置1である。キャビテーションによる衝撃圧は、超音波伝達部材4に伝達される超音波の振動方向に対する垂直面29の面積に比例する傾向がある。溝部28の数が多いほど、垂直面29の合計面積は増加する。キャビテーション効果を利用するには、最低でも2つ以上の溝部28が必要である。先端部21の先端から最後の溝部28までの長さ(L)= $\lambda/8$ 以内に2つの溝部28を設けるには、溝部28の幅(w)は、 $\lambda/16$ 以下にする必要がある。本実施の形態では、溝部28の幅(w)は、6.5mm未満にする必要がある。一方で、先端部21の溝部28の数を増やしすぎると、キャビテーション効果は高まるが溝部28の幅(w)が小さくなる。本実施の形態では、 $\lambda/200 = 0.52$ mmである。これ以上溝部28が細くなると、生体組織が溝部28内に付着して十分な処置能力が得られない可能性がある。

【0036】

溝部28の深さ(d)と幅(w)の比率 d/w は、 $0.1 \leq d/w \leq 5$ が望ましい。 d/w は、大きいほど、垂直面29の面積が大きくなる。これにより、キャビテーション効果が高まるが、溝部28がその幅(w)に対して深くなりすぎると、上述の溝部28が細くなるのと同様の問題が発生する。本実施の形態では、 d/w は、0.42である。 $d/w = 5$ の場合は、例えば深さ(d)=2mmのとき、幅(w)は0.4mmになる。これ以上溝部28が相対的に深くなると、生体組織が溝部28内に付着して十分な処置能力が得られない可能性がある。

【0037】

次に、本実施の形態の作用を説明する。本実施の形態の超音波凝固切開装置1の使用時には、まず、挿入シース部11の先端を処置対象となる目的の生体組織の近傍位置まで挿入する。続いて、把持部材20と超音波伝達部材10の先端部15との間に生体組織を位置させる。この状態で、可動ハンドル16を閉方向に回転操作し、把持部材20と先端部21との間の生体組織を把持する。

【0038】

このように生体組織を把持した状態で、超音波電源から電力を超音波振動子6に供給し、超音波振動子6を振動させる。この超音波振動は、超音波伝達部材10の先端部21まで伝達される。そして、先端部21の溝部28と接触する生体組織を、溝部28から発生するキャビテーションの衝撃圧によって破碎すると同時に、把持部材20と超音波伝達部材10の先端部15との間に把持されることにより発生する摩擦熱によって凝固する。

【0039】

本実施の形態の効果は、次の通りである。すなわち、超音波伝達部材10の先端部21に溝部28を設けることで、把持部材20と先端部21との間で把持する生体組織に超音波を利用して生体組織の切開、切除、或いは凝固等の処置を行う際に、キャビテーションと摩擦熱の両方を利用して、その処置を行うことができる。そのため、より低い振動速度で生体組織の凝固切開が可能となるので、熱損傷の危険を低減することができ、安全性の高い超音波凝固切開装置を提供できる。さらに、熱損傷の危険がない箇所であっても、従来と同じ程度の振動速度で、さらに強力な処置が可能となる。

【0040】

本実施の形態の超音波伝達部材10の先端部21では、溝部28の縦壁面は、振動方向に対して90°の垂直面29であるが、これに限定されるものではない。超音波伝達部材

10

20

30

40

50

10の先端部21の溝部28によって発生するキャビテーションは、振動方向に対して垂直な面ほど発生しやすい。溝部28の縦壁面の角度 θ が振動方向に対して70°未満になると、抗力係数が垂直面(90°)の約1/2以下になる。抗力係数は媒質(例えば水)内を超音波伝達部材10が動くときの抵抗の大きさを示す。抗力係数が大きいほど、媒質からの抵抗が大きいので、キャビテーションが発生しやすい。そのため、溝部28の縦壁面の角度 θ は、超音波伝達部材4に伝達される超音波の振動方向に対して70°~90°に設定することが望ましい。すなわち、第1の実施の形態の溝部28の垂直面29を例えば、70°~90°の範囲の傾斜面に変更してもよい。この範囲の傾斜面であれば相応のキャビテーション効果を得ることができる。例えば、図6、7に示すような変形例である。

10

【0041】

図6は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置1の超音波伝達部材10の先端部21の第1の変形例を示す。本変形例では、先端部21の溝部28の前後の2つの縦壁面28a1, 28b1のうち前側の縦壁面28a1は、角度 θ が90°の垂直面29によって形成されている。後ろ側の縦壁面28b1の角度 θ は、75°に設計されている。

【0042】

図7は、第1の実施の形態の超音波凝固切開装置1の超音波伝達部材10の先端部21の第2の変形例を示す。本変形例では、先端部21の溝部28の前後の2つの縦壁面28a2, 28b2の両方とも角度 θ が、75°の傾斜面によって形成されている。

図6、7に示す変形例のような溝部28の形状では、溝部28の縦壁面(75°の傾斜面の縦壁面28b1, 28a2, 28b2)でのキャビテーションによる衝撃圧は若干減少する。しかし、図6、7に示す変形例では、図2中に矢印で示すような振動方向に対して水平な面31が存在しないため、把持面27全体に均一なキャビテーション効果が期待できる。

20

【0043】

図8~図10は、本発明の第2の実施の形態を示す。本実施の形態は、第1の実施の形態(図1乃至図5参照)の把持部材20の構成を次の通り変更したものである。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

すなわち、本実施の形態では、図8に示すように把持部材20の下面の把持面27に複数の突起32が形成されている。これらの突起32は、先端部21の溝部28と対応させた位置にそれぞれ溝部28と対応する形状に形成されている。図10に示すように、各突起32には、前後に縦壁面32a, 32bが形成されている。さらに、各突起32間の底部には、水平面32cが形成されている。

30

【0044】

各突起32の前後の縦壁面32a, 32bは、把持面27の水平面32cとの間の角度 θ が90°の垂直面となっている。そして、把持部材20と先端部21との間を閉方向に移動させた際に、超音波伝達部材10の先端部21の各溝部28内に把持部材20の各突起32がそれぞれ挿入される状態で、把持部材20と先端部21との間が隙間なく噛合するようになっている。

【0045】

そのため、把持部材20と先端部21との間を閉方向に移動させて細く薄い生体組織、例えば、直径 ϕ が0.5mm以下の血管などを把持した際に、確実に切開・凝固が可能となる。上記以外の作用・効果は第1の実施の形態と同様である。

40

図11は、第2の実施の形態の超音波凝固切開装置1の第1の変形例を示す。本変形例は、把持部材20の下面の把持面27に図6の超音波伝達部材10の先端部21の溝部28と対応させた位置にそれぞれの溝部28と対応する形状の複数の突起41が形成されている。各突起41は、前側の縦壁面に角度 θ が90°の垂直面41aが形成されている。後ろ側の縦壁面には、角度 θ が75°の傾斜面41bが形成されている。

【0046】

したがって、本変形例では、把持部材20と先端部21との間を閉方向に移動させた際

50

に、超音波伝達部材 10 の先端部 21 の各溝部 28 内に把持部材 20 の各突起 41 がそれぞれ挿入される状態で、把持部材 20 と先端部 21 との間が隙間なく噛合するようになっている。

【0047】

図 12 は、第 2 の実施の形態の超音波凝固切開装置 1 の第 2 の変形例を示す。本変形例は、把持部材 20 の下面の把持面 27 に図 7 の超音波伝達部材 10 の先端部 21 の溝部 28 と対応させた位置にそれぞれの溝部 28 と対応する形状の複数の突起 42 が形成されている。各突起 42 は、前側の縦壁面に角度 θ が 75° の傾斜面 42a が形成されている。後ろ側の縦壁面にも、角度 θ が 75° の傾斜面 42b が形成されている。

【0048】

したがって、本変形例でも、把持部材 20 と先端部 21 との間を閉方向に移動させた際に、超音波伝達部材 10 の先端部 21 の各溝部 28 内に把持部材 20 の各突起 42 がそれぞれ挿入される状態で、把持部材 20 と先端部 21 との間が隙間なく噛合するようになっている。

【0049】

図 13 ~ 図 21C は、本発明の第 3 の実施の形態を示す。図 14 に示す超音波凝固切開装置 51 は、長尺の内視鏡 52 と、超音波処置具 53 とから構成される。

内視鏡 52 は、細長い挿入部 54 を有する。挿入部 54 の基端には、図示しない操作部が連結されている。挿入部 54 には細長い可撓管部（図示せず）と、湾曲自在な湾曲部（図示せず）と、先端構成部 55 とが設けられている。湾曲部には、複数の湾曲駒が並設されている。

【0050】

図 14 に示すように先端構成部 55 には、観察光学系の観察窓 56 と、照明光学系の照明窓（図示せず）と、処置具チャンネル 57 の先端部に連通される開口部 57a などが配設されている。観察光学系の観察窓 56 にはカバーガラスの後方に、対物光学系が配設されている。この対物光学系の結像位置には、イメージガイドファイバ、または CCD などの撮像素子が配設されている。この撮像素子には信号ケーブルの一端部が接続されている。照明窓には、カバーガラスの後方に、ライトガイドファイバの先端部が配設されている。

【0051】

また、撮像素子の信号ケーブルや、ライトガイドファイバや、処置具チャンネル 57 や、湾曲操作ワイヤなどは挿入部 54 の内部を通して操作部側に延出されている。そして、撮像素子の信号ケーブルや、ライトガイドファイバや、処置具チャンネル 57 や、湾曲操作ワイヤなどは挿入部 54 の内部に内蔵物として内装されている。そして、照明窓から照明光を出射して周囲を明るくした状態で、観察窓 56 から取り込んだ観察像を撮像素子で撮像して、電気信号に変換し、外部のモニター等に映し出すことにより患部の観察が可能となる。

【0052】

操作部には、湾曲部を湾曲操作する図示しない操作ノブが配設されている。湾曲部の湾曲駒を駆動する操作ワイヤは、図示しない湾曲操作機構に連結されている。操作ノブを操作することで湾曲部を湾曲操作して内視鏡 52 の先端部を屈曲させることができる。

【0053】

図 13 は、超音波処置具 53 の先端部の周辺部分を拡大して示す。本実施の形態の超音波処置具 53 は、細長い可撓管部 58 の先端部に処置具本体 59 が配設されている。可撓管部 58 の基端部には図 18 に示す処置具操作部 60 が配設されている。

図 15 に示すように、処置具本体 59 は、超音波振動子 61 を有する。超音波振動子 61 の周囲は、円筒状のシリンダ 62 で被覆されている。

【0054】

図 15 及び図 16 に示すように超音波振動子 61 は、複数の圧電素子 63 によって構成される超音波振動子本体 64 を有する。超音波振動子本体 64 の先端部には、前記超音波

10

20

30

40

50

振動子 6 1 の振動振幅を拡大する絞り形状のホーン 6 5 と、フランジ 6 6 とが配設されている。さらに、ホーン 6 5 の先端部は前方に延出され、振動子先端部 6 7 が形成されている。

【 0 0 5 5 】

図 1 9 に示すように超音波振動子本体 6 4 の後端部には、前記圧電素子 6 3 に電力を供給するプラス電極 6 8 とマイナス電極 6 9 と、裏打板 7 0 とが配設されている。前記ホーン 6 5 と裏打板 7 0 との間で、前記圧電素子 6 3 と前記電極 6 8 , 6 9 とを挟持している。

【 0 0 5 6 】

前記プラス電極 6 8 とマイナス電極 6 9 と裏打板 7 0 との間には、筒状のインナーカバー 7 1 が設置されている。インナーカバー 7 1 は、上記プラス電極 6 8 とマイナス電極 6 9 と、裏打板 7 0 との間に設置されている。これにより、裏打板 7 0 を介してプラス電極 6 8 とマイナス電極 6 9 が電氣的に短絡することを防止する。

【 0 0 5 7 】

図 1 9 に示すようにシリンダ 6 2 の内部にある筒状のインナーカバー 7 1 は、振動子 6 1 の裏打板 7 0 より大きい内径と、長い全長を有し、シリンダ 6 2 の内径より小さい外径を有する。

図 1 8 に示すように処置具操作部 6 0 は、操作部本体 7 2 と、可動ハンドル 7 3 と、超音波コネクタ 7 4 と、電気メス用プラグ 7 5 とから構成される。超音波コネクタ 7 4 は、アース端子 7 4 a と、マイナス端子 7 4 b と、プラス端子 7 4 c の 3 つの端子を有し、図

【 0 0 5 8 】

可撓管部 5 8 は、可撓性のコイルシャフト 7 6 と、絶縁性の外側チューブ 7 7 とを有する。コイルシャフト 7 6 の外周は、外側チューブ 7 7 に覆われている。コイルシャフト 7 6 の内空部 7 6 a には、プラス配線 7 8 と、マイナス配線 7 9 とが挿通されている。プラス配線 7 8 の基端部は、超音波コネクタ 7 4 のプラス端子 7 4 c 、マイナス配線 7 9 の基端部は、超音波コネクタ 7 4 のマイナス端子 7 4 b にそれぞれ接続されている。超音波コネクタ 7 4 のアース端子 7 4 a は、電氣的に接地されている。このため、コイルシャフト 7 6 の内空部 7 6 a に挿通されたプラス配線 7 8 と、マイナス配線 7 9 とは、コイルシャフト 7 6 の外部からの電氣的なノイズを遮断できる。

【 0 0 5 9 】

コイルシャフト 7 6 の基端部は、操作部本体 7 2 に固定されている。コイルシャフト 7 6 の先端部は、隔壁 9 1 の基端部に固定されている。隔壁 9 1 の先端部は、シリンダ 6 2 の後端部に嵌着されている。隔壁 9 1 には、2 つの配線孔 9 2 、9 3 が形成されている。そして、一方の配線孔 9 2 にプラス配線 7 8 、他方の配線孔 9 3 にマイナス配線 7 9 がそれぞれ挿通されている。

【 0 0 6 0 】

プラス配線 7 8 の先端部は、超音波振動子本体 6 4 のプラス電極 6 8 、マイナス配線 7 9 の先端部は、超音波振動子本体 6 4 のマイナス電極 6 9 にそれぞれ接続されている。超音波電源から供給される電力は、操作部 6 0 の超音波コネクタ 7 4 からプラス配線 7 8 と、マイナス配線 7 9 とを通じてプラス電極 6 8 とマイナス電極 6 9 とに印加される。これにより、超音波振動子 6 1 は超音波振動を発生する。超音波振動は、絞り形状のホーン 6 5 を通過することで振幅が拡大して、振動子先端部 6 7 に伝達される。前記フランジ 6 6 は、振動の節位置に該当し、シリンダ 6 2 とリング 6 6 a を介して固定される。

【 0 0 6 1 】

本実施の形態では、振動子先端部 6 7 の先端からフランジ 6 6 までの距離は、1 / 4 波長である。その 1 / 4 波長分は、振動子先端部 6 7 を除きシリンダ 6 2 に固定されたホーンカバー 8 0 に覆われている。

超音波振動子 6 1 の全長は、1 / 2 波長である。本実施の形態では、超音波振動子 6 1 は 1 0 0 k H z の超音波振動を発振する。共振を利用して超音波振動する場合、高周波の

10

20

30

40

50

ほうが１波長が短いため、超音波振動子６１の全長が短くなる。内視鏡５２を利用する場合、超音波振動子６１の全長が長いと、硬質部分が長くなるため、内視鏡５２の屈曲が困難になり、操作性が悪くなる。そのため、超音波振動子６１の全長は、５０ｍｍ以下が求められる。これを満たすには超音波振動の周波数は、７５ｋＨｚ以上必要である。

【００６２】

一方、超音波振動の周波数が１５０ｋＨｚでは、キャビテーションの発生に必要な振動速度は、１００ｋＨｚでの振動速度の約２．５倍となる。また、２０ｋＨｚでの振動速度の約５倍となる。これ以上の周波数では、十分なキャビテーションが得られにくい。

【００６３】

よって、操作性と、処置能力を両立させるには、超音波振動の周波数は、７５ｋＨｚ～１５０ｋＨｚの範囲の超音波振動が理想的である。 10

処置具本体５９の先端部には、振動子先端部６１との間で生体組織を把持する把持部材８１が配設されている。図１６に示すように把持部材８１は、２つの支持腕８１ａ、８１ｂと、把持部８２とから構成されている。２つの支持腕８１ａ、８１ｂは、ホーンカバー８０の先端部の両側に配置されている。各支持腕８１ａ、８１ｂには、１つの回動軸８３と、２つの支持ピン８４とが設けられている。そして、把持部材８１の支持腕８１ａ、８１ｂは、回動軸８３を介してホーンカバー８０に回動自在に軸支されている。

【００６４】

２つの支持ピン８４の一方は、内端部が支持腕８１ａに固定され、外端部が支持腕８１ａの外側に突設されている。他方の支持ピン８４も同様に、内端部が支持腕８１ｂに固定され、外端部が支持腕８１ｂの外側に突設されている。 20

シリンダ６２の外側には、円筒形状の先端カバー８５がシリンダ６２を覆うように設けられている。先端カバー８５は、シリンダ６２に対して軸方向に移動可能に支持されている。図１５に示すように先端カバー８５の先端部の両側には、それぞれ細長い長孔の係合孔８６を有する。係合孔８６は、把持部材８１の支持ピン８４より大きい。先端カバー８５の２つの係合孔８６には、支持ピン８４の外端部がそれぞれ挿入されて係合されている。

【００６５】

先端カバー８５の基端部は、外側チューブ７７の先端部に固定されている。外側チューブ７７の基端部は、可動ハンドル７３に固定されている。これにより、可動ハンドル７３が操作部本体７２に対して軸方向に移動操作される動作にともない外側チューブ７７を介して先端カバー８５が軸方向に移動操作される。このとき、先端カバー８５が前後動すると、把持部材８１はホーンカバー８０に回動自在に固定された回動軸８３を支点に開閉動作する（図２１Ａ、２１Ｂ、２１Ｃに示す）。 30

【００６６】

先端カバー８５の外径は、内視鏡５２のチャンネル５７の内径より小さい。これにより、上記超音波処置具５３はチャンネル５７の内部を進退・挿脱自在である。

本実施の形態の振動子先端部６７には、把持部材８１の把持部８２との対向面に複数の溝部８７が設けられている。溝部８７の望ましい形状は、第１の実施の形態と同様である。把持部材８１の把持部８２の下面の把持面８２ａには、複数の突起８８が形成されている。把持部材８１の突起８８は、超音波振動子６１の振動子先端部６７の溝部８７に合致する。なお、第１の実施の形態のように、対象とする生体組織が細く薄いもの以外の場合は、把持部８２に突起８８を設けなくてもよい。 40

【００６７】

本実施の形態では、次の２種類（例１と例２）の溝形状で良好な処置能力が得られた。

（例１）

- ・溝幅（ w ）＝１ｍｍ
- ・溝部８７間の間隔（ t ）＝０．２ｍｍ
- ・深さ（ d ）＝０．５ｍｍ
- ・振動子先端部６７の先端から最後の溝部８７までの長さ（ L ）＝３．９ｍｍ

・溝部 87 の数：3

超音波振動子 61 の超音波振動の λ (1 波長) は 4.9 mm である。そのため、振動子先端部 67 の先端から最後の溝部 87 までの長さ (L) = 3.9 mm は、 $\lambda / 12.6$ となり、 $\lambda / 8$ 以内である。

【0068】

また、溝部 87 の幅 (w) = 1 mm は $\lambda / 4.9$ となり、 $\lambda / 200 < w < \lambda / 16$ の範囲である。

溝部 87 の深さ (d) と幅 (w) の比率 d / w は、0.5 である。これは、 $0.1 < d / w < 5$ の範囲である。

(例 2)

・溝幅 (w) = 0.4 mm

・溝部 87 間の間隔 (t) = 0.2 mm

・深さ (d) = 0.5 mm

・先端部 21 の先端から最後の溝部 87 までの長さ (L) = 3.55 mm

・溝部 28 の数：3

超音波振動子 61 の超音波振動の λ (1 波長) は 4.9 mm である。そのため、振動子先端部 67 の先端から最後の溝部までの長さ 3.55 mm は $\lambda / 13.8$ となり、 $\lambda / 8$ 以内である。

【0069】

また、溝部 87 の幅 (w) = 1 mm は、 $\lambda / 122.5$ となり、 $\lambda / 200 < w < \lambda / 16$ の範囲である。溝部 87 の深さ (d) と幅 (w) の比率 d / w は、1.25 である。これは、 $0.1 < d / w < 5$ の範囲である。

次に、本実施の形態の作用を説明する。本実施の形態の超音波凝固切開装置 1 の使用時には、まず、体腔内に図 14 に示す内視鏡 52 を挿入する。このとき、観察光学系の観察窓 56 を通して患部を確認する。

【0070】

その後、内視鏡 52 のチャンネル 57 に超音波処置具 53 を挿入する。超音波処置具 53 の先端部をチャンネル 57 の外に突出させる。さらに、観察を続けながら、把持部材 81 の把持部 82 と振動子 61 の振動子先端部 67 との間に生体組織を位置させる。この状態で、可動ハンドル 73 を引張り、把持部材 81 の把持部 82 と、振動子先端部 67 との間の生体組織を把持する。

【0071】

このように生体組織を把持した状態で、超音波電源から電力を超音波振動子 61 に供給し、超音波振動子 61 を振動させる。そして、振動子先端部 67 の溝部 87 と接触する生体組織を、溝部 87 から発生するキャピテーションの衝撃圧によって破碎すると同時に、把持されることにより発生する摩擦熱によって凝固する。上記以外の作用は第 1 実施の形態と同じである。

【0072】

本実施の形態では、振動子先端部 67 の振動速度が 10 ~ 20 m/s のような低い出力でも、臓器、消化器官等の生体組織の切開・凝固が十分可能であった。

本実施の形態の効果は、次の通りである。すなわち、超音波振動子 61 の振動子先端部 67 に溝部 87 を設けることで、キャピテーションと摩擦熱の両方を利用して、より低い振動速度で組織の凝固切開が可能な、超音波凝固切開装置を提供することができる。

【0073】

図 22、23 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の第 1 の変形例を示す。図 22 は、把持部材 81 が閉操作された状態を示す。図 23 は、把持部材 81 が開操作された状態を示す。

図 22 に示すように、把持部材 81 の突起 88 の壁面的一方が、70° 以下の傾斜であっても、一方が 70° 以上であれば、多少のキャピテーション効果が得られる。

【0074】

10

20

30

40

50

図 2 4、2 5 は、第 3 の実施の形態の超音波凝固切開装置の第 2 の変形例を示す。
図 2 5 の振動子先端部 6 7 の溝部 8 7 の形状は以下の通りである。

- ・溝幅 (w) = 1 mm
- ・溝部 8 7 間の間隔 (t) = なし
- ・深さ (d) = 0 . 5 mm
- ・振動子先端部 6 7 の先端から最後の溝部 8 7 までの長さ (L) = 3 . 7 5 mm
- ・溝部 8 7 の数 : 3

超音波振動子 6 1 の超音波振動の λ / (1 波長) は 4 9 mm である。そのため、振動子先端部 6 7 の先端から最後の溝部 8 7 までの長さ (L) = 3 . 7 5 mm は、 λ / 1 3 . 1 となり、 λ / 8 以内である。

【 0 0 7 5 】

また、溝部 8 7 の幅 (w) = 1 mm は λ / 4 9 となり、 λ / 2 0 0 w λ / 1 6 の範囲である。

溝部 8 7 の深さ (d) と幅 (w) の比率 d / w は、0 . 5 である。これは、0 . 1 d / w 5 の範囲である。

なお、把持部材 8 1 の支持腕 8 1 a , 8 1 b と、先端カバー 8 5 の係合孔 8 6 は 1 つでもよい。また、第 1 実施の形態の図 6、図 7 に示す変形例のように、垂直でない面を有する溝部 8 7 を設けてもよい。

【 0 0 7 6 】

図 2 6、2 7 は本発明の第 4 の実施の形態を示す。本実施の形態は、第 3 の実施の形態 (図 1 3 ~ 図 2 1 C 参照) の先端カバー 8 5 の代わりに操作ワイヤ 1 0 1 を設置したものである。図 2 6 に示すように把持部材 8 1 の支持ピン 8 4 には、操作ワイヤ 1 0 1 の先端部が接続されている。操作ワイヤ 1 0 1 の基端部は図 1 8 に示す操作部 6 0 の可動ハンドル 7 3 に接続されている。

【 0 0 7 7 】

コイルシャフト 7 6 は、シリンダ 6 2 より細径である。シリンダ 6 2 の基端部と、コイルシャフト 7 6 の先端部との間には隔壁 9 1 が配置されている。隔壁 9 1 にはコイルシャフト 7 6 とシリンダ 6 2 との間にテーパ 1 0 2 を設けている。上記以外の構成は第 3 の実施の形態と同じである。

【 0 0 7 8 】

本実施の形態の作用・効果は、次の通りである。すなわち、図 2 7 に示す内視鏡 5 2 は、図示されていない吸引ポンプが接続されている。超音波処置具 5 3 の先端から隔壁 9 1 までをチャンネル 5 7 外に突出させ、チャンネル 5 7 の隙間を確保する。これにより、内視鏡 5 2 のチャンネル 5 7 から異物 X を吸引・排出することが可能である。

【 0 0 7 9 】

ここで、異物 X が凝固した血液、糞等の塊である場合、コイルシャフト 7 6 は細径であるほうが吸引しやすい。また、異物 X の吸引・排出が完了して、処置具 5 3 をチャンネル 5 7 の内部に引き入れる時に、隔壁 9 1 にテーパ 1 0 2 がないと内視鏡 5 2 の先端部に隔壁 9 1 の後端部が引っ掛かる。隔壁 9 1 にテーパ 8 4 があることで、処置具 5 3 のスムーズな出し入れが可能となる。

【 0 0 8 0 】

なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施できることは勿論である。

以下に、本願出願の当初の特許請求の範囲に記載された発明を付記する。

[1] 超音波振動を発生する超音波振動子と、先端部および基端部を有し、前記基端部が前記超音波振動子に連結され、前記超音波振動子から出力される超音波が伝達されるプローブ部と、先端部および基端部を有する筒体によって形成され、前記先端部に前記プローブ部に対峙して回転自在に支持される把持部材を有し、前記プローブ部が挿脱可能に挿入されるシース部と、前記シース部の前記基端部に着脱可能に連結され、前記把持部材を前記プローブ部に対して開閉操作するハンドル部と、を具備し、前記プローブ部の先端部

10

20

30

40

50

は、前記把持部材と対向する面に前記超音波振動の振動方向に対して交差する方向に延設された平面を有し、前記把持部材と前記プローブ部の先端部との間で生体組織を把持した状態で、前記平面によってキャビテーションを発生させるキャビテーション発生部を有することを特徴とする超音波処置装置。

[2] 前記キャビテーション発生部は、前記プローブ部の先端部の前記把持部材と対向する面に形成された凹凸状の溝部を有することを特徴とする [1] に記載の超音波処置装置。

[3] 前記把持部材は、前記プローブ部の先端部の前記溝部と嵌合する嵌合部を有することを特徴とする [2] に記載の超音波処置装置。

[4] 前記溝部は、前記超音波振動の振動方向に対して $70^\circ \sim 90^\circ$ で交差する方向に延設された平面を有することを特徴とする [2] に記載の超音波処置装置。

[5] 前記溝部は、前記プローブ部の先端部の前記把持部材と対向する面に複数形成され、前記超音波振動の 1 波長を λ としたとき、前記プローブ部の先端から $\lambda / 8$ 以内の範囲に全ての前記溝部が配置されていることを特徴とする [2] に記載の超音波処置装置。

[6] 前記溝部は、前記プローブ部の軸線方向に沿う溝幅 (w) が $\lambda / 200 \leq w \leq \lambda / 16$

の範囲に設定されていることを特徴とする [2] に記載の超音波処置装置。

[7] 前記溝部は、前記プローブ部の軸線方向に沿う溝幅 (w) と、深さ (d) との比率 (d / w) が $0.1 \leq d / w \leq 5$

の範囲に設定されていることを特徴とする [2] に記載の超音波処置装置。

[8] 先端部と、基端部とを有する可撓管部と、前記可撓管部の先端部に配置された処置具本体と、前記可撓管部の基端部に配置された処置具操作部とを具備し、前記処置具本体は、超音波振動を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子に基端部が固定され、前記超音波振動子の周囲を覆うカバー部材と、前記カバー部材の先端部に枢支され、前記超音波振動子の先端部と対向する位置に前記超音波振動子の先端部との間で生体組織を把持する把持面を有する把持部材とを有し、前記処置具操作部は、先端部および基端部を有し、先端部が前記把持部材と連結されたスライド機構と、前記スライド機構を軸方向に操作することにより、前記超音波振動子の先端部に対して前記把持部材を開閉操作するハンドル部と、を具備し、前記超音波振動子の先端部は、前記把持部材の前記把持面と対向する面に前記超音波振動の振動方向に対して交差する方向に延設された平面を有し、前記把持部材と前記超音波振動子の先端部との間で生体組織を把持した状態で、前記平面によってキャビテーションを発生させるキャビテーション発生部を有することを特徴とする超音波処置装置。

[9] 前記スライド機構は、前記把持部材に連結された先端カバーを有し、前記先端カバーの外径は、前記処置具本体が挿通される内視鏡のチャンネルの内径より小さいことを特徴とする [8] に記載の超音波処置装置。

[10] 前記スライド機構は、先端部および基端部を有し、先端部が前記把持部材に連結された操作ワイヤを有することを特徴とする [8] に記載の超音波処置装置。

[11] 前記キャビテーション発生部は、前記超音波振動子の先端部における前記把持部材の前記把持面と対向する面に形成された凹凸状の溝部を有することを特徴とする [8] に記載の超音波処置装置。

[12] 前記超音波振動子は、その全長が超音波振動の $1 / 2$ 波長であり、前記超音波振動子の先端部から $1 / 4$ 波長の超音波振動の節位置で、前記カバー部材と固定されていることを特徴とする [8] に記載の超音波処置装置。

[13] 前記超音波振動子は、複数の圧電素子によって構成される圧電素子積層体と、前記圧電素子積層体の振動振幅を拡大するホーンと、前記圧電素子に電力を供給するプラス及びマイナス電極と、前記ホーンとの間で、前記圧電素子と前記電極とを挟持し、前記圧電素子積層体の後端に位置する裏打板と、前記プラス及びマイナス電極と裏打板との間

10

20

30

40

50

に設置されたインナーカバーと、を具備し、前記インナーカバーは、前記裏打板より大きい内径と、長い全長を有し、かつ前記カバー部材の内径より小さい外径を有することを特徴とする〔 8 〕に記載の超音波処置装置。

〔 1 4 〕 前記可撓管部は、前記カバー部材より細径のコイルシャフトを有し、前記裏打板は、前記コイルシャフトとの接続部に滑らかな傾斜面のテーパを有することを特徴とする〔 1 3 〕に記載の超音波処置装置。

〔 1 5 〕 前記超音波振動子は、 $100\text{ kHz} \pm 25\text{ kHz}$ の超音波振動を発振することを特徴とする〔 8 〕に記載の超音波処置装置。

〔 1 6 〕 前記コイルシャフトは、外周を覆う絶縁性の外側チューブを備え、前記コイルシャフトの内部には、前記超音波振動子に電力を供給する配線が挿通し、前記コイルシャフトは、電氣的に接地されていることを特徴とする〔 1 4 〕に記載の超音波処置装置。

10

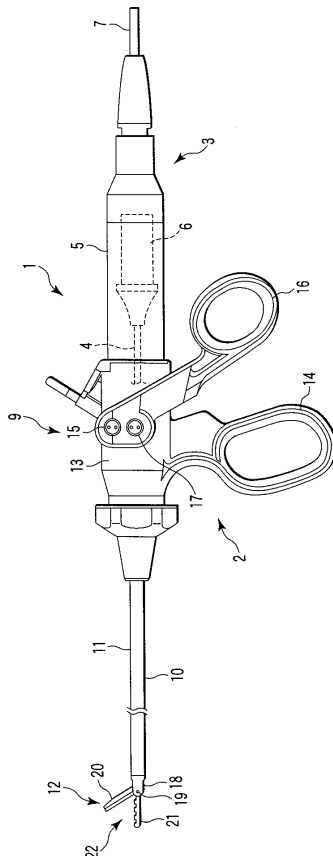
【符号の説明】

【 0 0 8 1 】

4 ... 超音波伝達部材（プローブ部）、6 ... 超音波振動子、11 ... シース部、16 ... 可動ハンドル（ハンドル部）、20 ... 把持部材、21 ... 先端部、29 ... 垂直面（平面）、28 ... 溝部（キャビテーション発生部）。

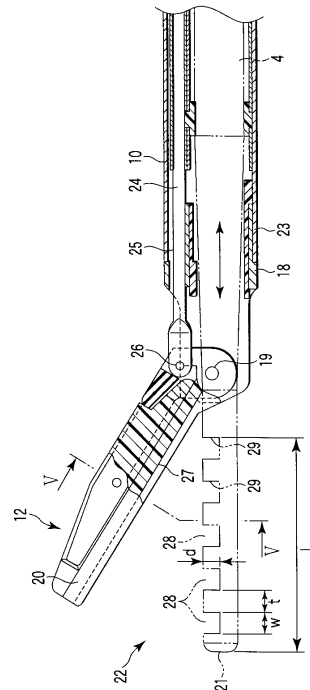
【 図 1 】

図 1



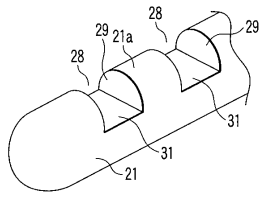
【 図 2 】

図 2



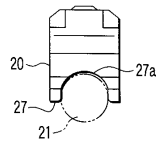
【図 3】

図 3



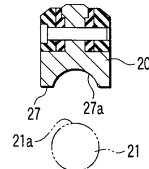
【図 4】

図 4



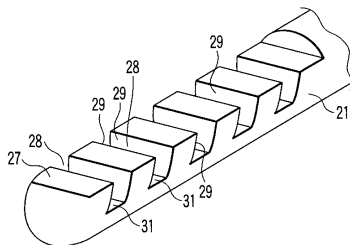
【図 5】

図 5



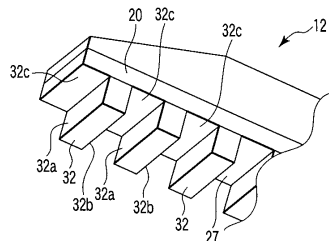
【図 9】

図 9



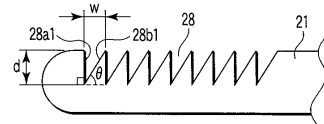
【図 10】

図 10



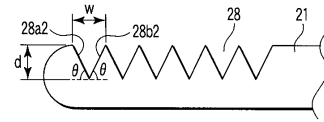
【図 6】

図 6



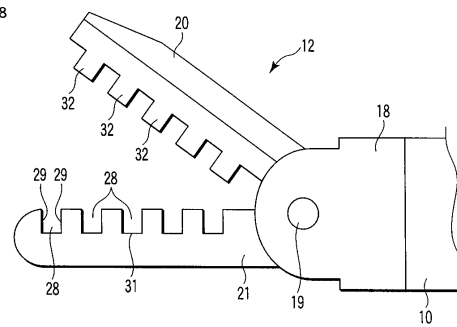
【図 7】

図 7



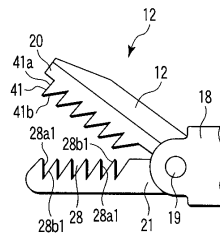
【図 8】

図 8



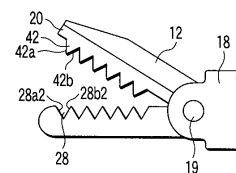
【図 11】

図 11



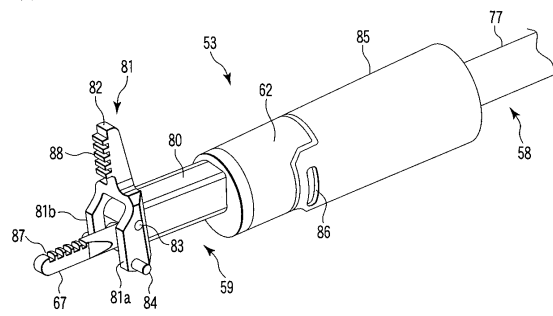
【図 12】

図 12



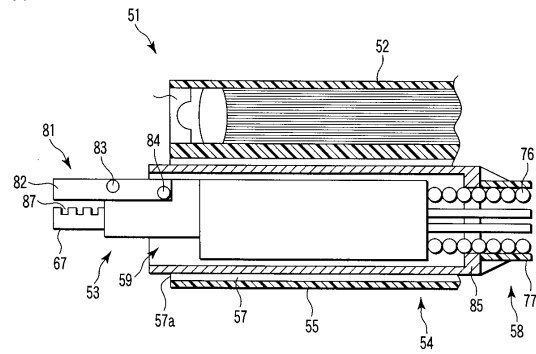
【図 13】

図 13



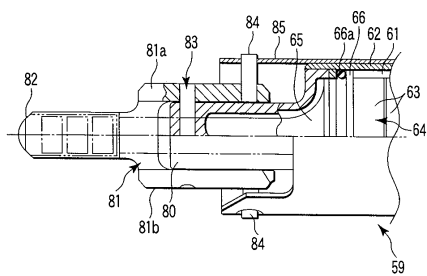
【図 14】

図 14



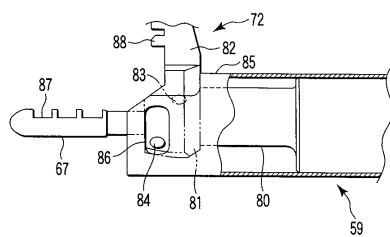
【図 16】

図 16



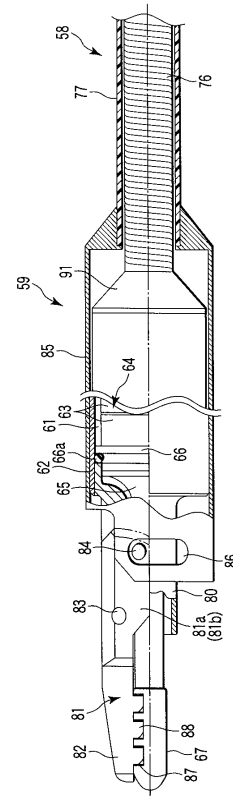
【図 17】

図 17



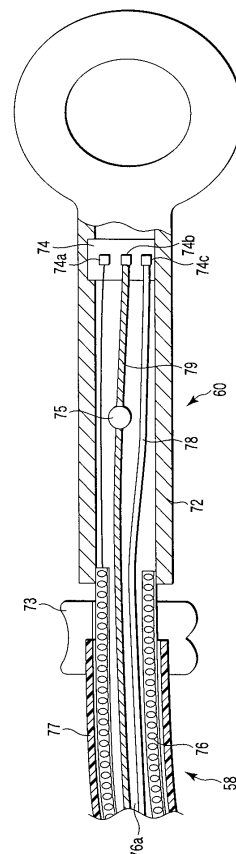
【図 15】

図 15



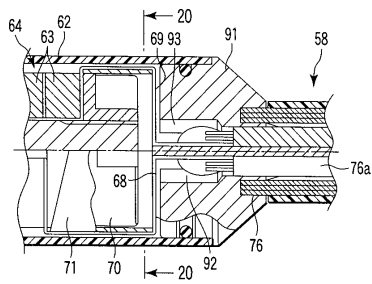
【図 18】

図 18



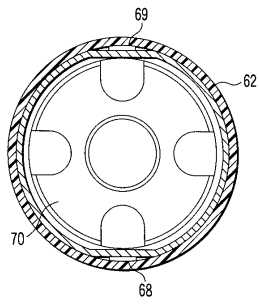
【図 19】

図 19



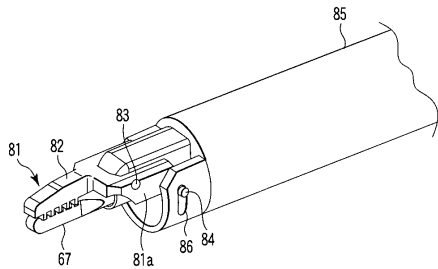
【図 20】

図 20



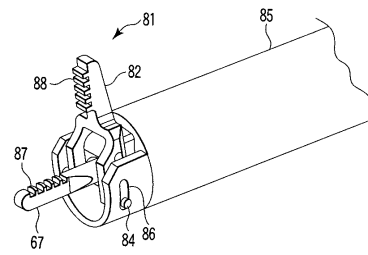
【図 21C】

図 21C



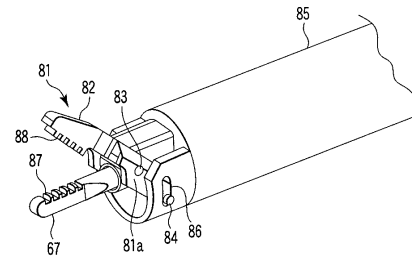
【図 21A】

図 21A



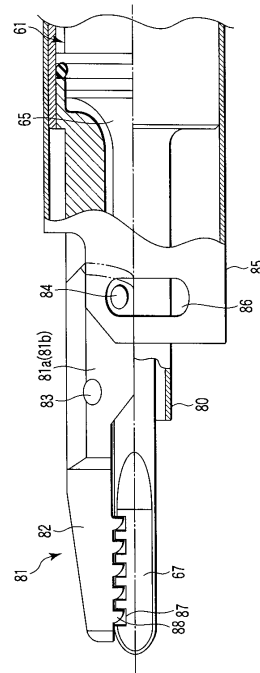
【図 21B】

図 21B



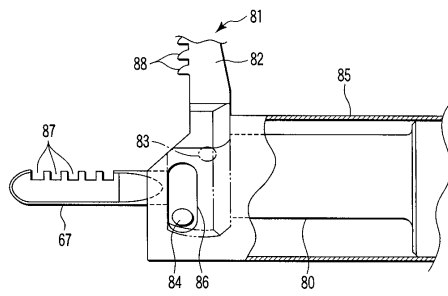
【図 22】

図 22



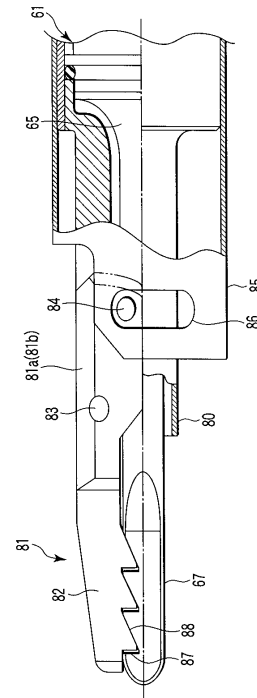
【図 23】

図 23



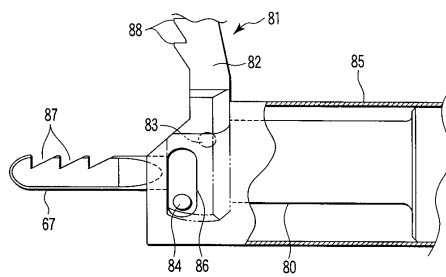
【図 24】

図 24



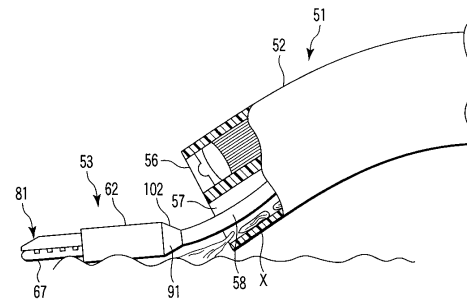
【図 25】

図 25



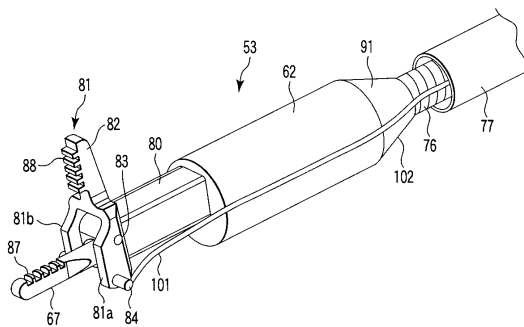
【図 27】

図 27



【図 26】

図 26



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 山田 典弘
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンバスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 実開平 0 2 - 0 5 1 5 2 3 (J P , U)
国際公開第 2 0 0 6 / 0 4 8 9 6 6 (W O , A 1)
米国特許第 6 4 1 6 4 8 6 (U S , B 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 0 0 - 1 8 / 1 6

专利名称(译)	超声波治疗仪		
公开(公告)号	JP5356442B2	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	JP2011055788	申请日	2011-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山田典弘		
发明人	山田 典弘		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B2017/0046 A61B2017/22008 A61B2017/320094		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ17 4C160/JJ38 4C160/JJ43 4C160/JJ46 4C160/JJ47 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN09 4C160/NN12		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	12/035716 2008-02-22 US		
其他公开文献	JP2011139912A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是利用两个气蚀和摩擦热，它可以被固化以较低的振动速度，高安全开关的生物体组织的功能，甚至地方没有热损坏的危险本发明提供一种能够以与现有技术相同的振动速度进行更强的处理的超声波处理装置。转动成面对从所述超声换能器6输出的超声波发送部件4的超声波的声波被发送可移除地插入的超声波传输部件4的鞘部11的前端具有被可旋转地支撑，通过操作可动手柄的鞘部11的近端部分16的抓握构件20，以打开和夹持部件20与超声波发送部件4的关闭操作。超声波发送部件4 21的前端有一个垂直表面29延伸的方向相交的朝向夹持部件20中，在表面上的超声波振动的相对振动方向和夹持部件20而把持超声波发送部件4的远端部分21的远端之间的生物体组织，具有用于通过一个垂直平面29产生空化的凹槽28。 .The

