

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4472759号
(P4472759)

(45) 発行日 平成22年6月2日 (2010.6.2)

(24) 登録日 平成22年3月12日 (2010.3.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/00 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39

請求項の数 16 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2008-7056 (P2008-7056)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成20年1月16日 (2008.1.16)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2008-194457 (P2008-194457A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成20年8月28日 (2008.8.28)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成20年11月7日 (2008.11.7)		弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	11/673, 343	(74) 代理人	100108855
(32) 優先日	平成19年2月9日 (2007.2.9)		弁理士 蔵田 昌俊
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(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】

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接続され、基端側から先端側へと延びているプローブと、
 前記プローブの先端部に形成され、前記プローブの側面に形成されている少なくとも1つの凹部を有し、前記超音波振動子で発生された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部と、
 を具備し、

超音波振動の波長を λ 、前記プローブの中心軸方向への前記プローブの先端から前記凹部の最基端までの距離を L とすると、 $L / \lambda = 100.0 \pm 1 / 8.0$ であり、

前記処置部における前記プローブの中心軸に直交する前記プローブの横断面の面積をロッド部の横断面積 S とし、前記凹部の表面を前記プローブの中心軸に直交する横断面に投影した面積の総和を凹部の総横断面積 S_t とすると、 $3.0 \leq S_t / S \leq 15.0$ である、

ことを特徴とする超音波処置装置。

【請求項 2】

この超音波処置装置における超音波振動の周波数を f とすると、 $20.0 \text{ (kHz)} \leq f \leq 50.0 \text{ (kHz)}$ である、

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】

10

20

$\frac{1}{20.0} \text{ 1} / 12.0$ である、
 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】
 $6.0 \text{ St} / \text{S} 10.0$ である、
 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 5】
 この超音波処置装置における超音波振動の振動速度を v とすると、 5.0 (m / sec)
 $v 15.0 \text{ (m / sec)}$ である、
 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 6】
 前記凹部は、前記プローブの全周にわたって延びている、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 7】
 前記凹部は、前記プローブの中心軸を含む縦断面に対して一側方及び他側方に配置され
 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。

【請求項 8】
 前記凹部は、前記プローブの中心軸を含む縦断面に対して一側方に配置されている、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 9】
 前記凹部は、前記凹部の表面を前記プローブの中心軸に直交する横断面に投影した面積
 が先端側ほど大きくなるように形成されている、
 ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。

【請求項 10】
 前記プローブは、前記プローブの中心軸に沿って延びている吸引路を有し、前記吸引路
 は、前記凹部において開口する吸引口を有する、
 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 11】
 前記凹部は、前記プローブの先端から前記プローブの長手方向に延びており、
 前記吸引口は、前記プローブの径方向に延び前記凹部の基端部において開口部を形成し
 ており、
 前記凹部は、前記開口部に形成され前記プローブの長手方向に略直交している基端面を
 有する、
 ことを特徴とする請求項 10 に記載の超音波処置装置。

【請求項 12】
 前記プローブと前記超音波振動子とは一体的に形成されており、この超音波処置装置に
 おける超音波振動の波長を とすると、前記プローブの先端から前記超音波振動子の基端
 までの長さが略 $\frac{1}{2}$ である、
 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 13】
 この超音波処置装置における超音波振動の周波数を f とすると、 75.0 (kHz)
 $f 150.0 \text{ (kHz)}$ である、
 ことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波処置装置。

【請求項 14】
 $f 100.0 \text{ (kHz)}$ である、
 ことを特徴とする請求項 13 に記載の超音波処置装置。

【請求項 15】
 この超音波処置装置は、内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能である、
 ことを特徴とする請求項 12 に記載の超音波処置装置。

【請求項 16】

10

20

30

40

50

前記超音波振動子は、前記超音波振動子を超音波振動させるための電力を供給する超音波駆動装置に接続可能な電極を有し、前記電極は、前記電極に高周波電流を供給する高周波駆動装置に接続可能であり、前記プローブは、前記電極に供給された高周波電流を生体組織へと供給可能である、

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、超音波振動を利用して生体組織に処置を行う超音波処置装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

超音波処置装置では、超音波振動子により超音波振動を発生し、プローブを超音波振動させて、プローブの先端部の処置部により生体組織に処置を行う。このような処置として、例えば、トラカール等を介して体腔内に超音波処置装置を挿入し、内視鏡観察下、脂肪組織を乳化、破碎して除去し、血管、リンパ管等の索状組織を露出させる内視鏡下外科手術が行われている。また、粘膜組織上の病変部位の組織標本を採取するために、内視鏡の処置具チャンネルを介して体腔内に超音波処置装置を挿入し、内視鏡観察下、粘膜下層を破碎して剥離する内視鏡的粘膜下層剥離術が行われている。

【0003】

このような超音波処置装置は、エネルギー効率に優れ、十分な処置能を有することが好ましい。特に、プローブの超音波振動によって処置部で発生するキャビテーションにより処置能が向上されるため、キャビテーションの発生を促進することが好ましい。このような観点から、超音波処置装置では、特許文献 1、特許文献 2 に開示されているように、様々な周波数、振幅、振動速度の超音波振動が用いられる。

20

【特許文献 1】米国特許第 4, 992, 902 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 4, 063, 557 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

特許文献 1 及び特許文献 2 の超音波処置装置では、十分な処置能を得ることが難しく、また、プローブの側面によって処置を行うことが困難である。

30

【0005】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、十分な処置能を得ることができ、プローブの側面によって処置を行うことが可能な超音波処置装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の第 1 実施態様では、超音波処置装置は、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接続され、基端側から先端側へと延びているプローブと、前記プローブの先端部に形成され、前記プローブの側面に形成されている少なくとも 1 つの凹部を有し、前記超音波振動子で発生された超音波振動によって生体組織に処置を行う処置部と、を具備し、超音波振動の波長を λ 、前記プローブの中心軸方向への前記プローブの先端から前記凹部の最基端までの距離を L とすると、 $L / \lambda \geq 1.0$ 、 $0.1 \leq L / \lambda \leq 8.0$ であり、前記処置部における前記プローブの中心軸に直交する前記プローブの横断面の面積をロッド部の横断面積 S_r とし、前記凹部の表面を前記プローブの中心軸に直交する横断面に投影した面積の総和を凹部の総横断面積 S_t とすると、 $3.0 \leq S_t / S_r \leq 15.0$ である、ことを特徴とする。

40

【0007】

本発明の第 2 実施態様では、超音波処置装置は、この超音波処置装置における超音波振動の周波数を f とすると、 $20.0 \text{ (kHz)} \leq f \leq 50.0 \text{ (kHz)}$ である、ことを

50

特徴とする。

【0009】

本発明の第3実施態様では、超音波処置装置は、 $\lambda = 20.0 \text{ mm}$ / $f = 12.0$ である、ことを特徴とする。

【0011】

本発明の第4実施態様では、超音波処置装置は、 6.0 S t / S / 10.0 である、ことを特徴とする。

【0012】

本発明の第5実施態様では、超音波処置装置は、この超音波処置装置における超音波振動の振動速度を v とすると、 5.0 (m / sec) / $v = 15.0 \text{ (m / sec)}$ である、ことを特徴とする。

10

【0013】

本発明の第6実施態様では、超音波処置装置は、前記凹部は、前記プローブの全周にわたって延びている、ことを特徴とする。

【0014】

本発明の第7実施態様では、超音波処置装置は、前記凹部は、前記プローブの中心軸を含む縦断面に対して一側方及び他側方に配置されている、ことを特徴とする。

【0015】

本発明の第8実施態様では、超音波処置装置は、前記凹部は、前記プローブの中心軸を含む縦断面に対して一側方に配置されている、ことを特徴とする。

20

【0016】

本発明の第9実施態様では、超音波処置装置は、前記凹部は、前記凹部の表面を前記プローブの中心軸に直交する横断面に投影した面積が先端側ほど大きくなるように形成されている、ことを特徴とする。

【0017】

本発明の第10実施態様では、超音波処置装置は、前記プローブは、前記プローブの中心軸に沿って延びている吸引路を有し、前記吸引路は、前記凹部において開口する吸引口を有する、ことを特徴とする。

【0018】

本発明の第11実施態様では、前記凹部は、前記プローブの先端から前記プローブの長手方向に延びており、前記吸引口は、前記プローブの径方向に延び前記凹部の基端部において開口部を形成しており、前記凹部は、前記開口部に形成され前記プローブの長手方向に略直交している基端面を有する、ことを特徴とする。

30

【0019】

本発明の第12実施態様では、超音波処置装置は、前記プローブと前記超音波振動子は一体的に形成されており、この超音波処置装置における超音波振動の波長を λ とすると、前記プローブの先端から前記超音波振動子の基端までの長さが略 $\lambda / 2$ である、ことを特徴とする。

【0020】

本発明の第13実施態様では、超音波処置装置は、この超音波処置装置における超音波振動の周波数を f とすると、 75.0 (kHz) / $f = 150.0 \text{ (kHz)}$ である、ことを特徴とする。

40

【0021】

本発明の第14実施態様では、超音波処置装置は、 $f = 100.0 \text{ (kHz)}$ である、ことを特徴とする。

【0022】

本発明の第15実施態様では、超音波処置装置は、内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能である、ことを特徴とする。

【0023】

本発明の第16実施態様では、超音波処置装置は、前記超音波振動子は、前記超音波振

50

動子を超音波振動させるための電力を供給する超音波駆動装置に接続可能な電極を有し、前記電極は、前記電極に高周波電流を供給する高周波駆動装置に接続可能であり、前記プローブは、前記電極に供給された高周波電流を生体組織へと供給可能である、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明の第1実施態様の超音波処置装置では、プローブの先端部の側面に凹部が形成されているため、プローブの先端部の側面におけるキャピテーションの発生が促進され、十分な処置能を得ることが可能となっており、また、プローブの先端部の側面によって処置を行うことが可能となっている。

10

特に、距離 l が $l \geq 100.0$ 以上となっているため、凹部の領域が小さくなりすぎて処置が困難となることが防止されており、また、プローブの先端から $l \geq 8.0$ の位置では、超音波振動の振幅がプローブの先端における振幅の約70%となるが、距離 l が $l \leq 8.0$ 以下となっているため、振幅が低下しすぎるということがなく、必要な処置能を得ることが可能となっている。

また、横断面積比 S_t/S が3.0以上となっているため、キャピテーションの発生が促進され、必要な処置能を得ることが可能となっており、また、横断面積比 S_t/S が15.0以下となっているため、超音波振動子への負荷が大きくなりすぎて超音波振動子が駆動不能となることが防止されている。

【0025】

20

本発明の第2実施態様の超音波処置装置では、周波数 f が小さくなるほどキャピテーションの発生が促進されるが、周波数 f が50.0(kHz)以下となっているため、必要なキャピテーションを得ることが可能となっており、また、20.0(kHz)より小さな周波数は可聴域であるが、周波数 f が20.0(kHz)以上となっているため、異音の発生が防止されている。

【0027】

本発明の第3実施態様の超音波処置装置では、距離 l が $l \geq 20.0$ 以上となっているため、凹部の領域が適切な大きさとなり、また、距離 l が $l \leq 12.0$ 以下となっているため、振幅の低下が約80%までに抑えられ、十分な処置能を得ることが可能となっている。

30

【0029】

本発明の第4実施態様の超音波処置装置では、横断面積比 S_t/S が6.0以上となっているため、十分な処置能を得ることが可能となっており、また、横断面積比 S_t/S が10.0以下となっているため、超音波振動子への負荷にも余裕が生じている。

【0030】

本発明の第5実施態様の超音波処置装置では、振動速度 v が5(m/sec) $v \leq 15$ (m/sec) で十分な処置能が得られることとなり、優れたエネルギー効率で十分な処置能が得られている。

【0031】

本発明の第6実施態様の超音波処置装置では、プローブの全周にわたって凹部が延びているため、キャピテーションがプローブの全周にわたって発生することとなり、キャピテーションの発生を十分に促進することが可能となっている。

40

【0032】

本発明の第7実施態様の超音波処置装置では、プローブの一側方及び他側方に凹部が配置されているため、キャピテーションがプローブの一側方及び他側方でのみ発生されることとなり、キャピテーションによる視野の妨げを低減することが可能となっている。

【0033】

本発明の第8実施態様の超音波処置装置では、プローブの一側方に凹部が配置されているため、キャピテーションがプローブの一側方でのみ発生されることとなり、キャピテーションによる視野の妨げを十分に低減することが可能となっている。

50

【 0 0 3 4 】

本発明の第 9 実施態様の超音波処置装置では、プローブの先端部の基端側ほどキャピテーションの発生量が小さくなるため、キャピテーションによる視野の妨げを低減することが可能となっている。

【 0 0 3 5 】

本発明の第 1 0 実施態様の超音波処置装置では、プローブの側面に吸引口が形成されているため、吸引性能が向上されている。

【 0 0 3 6 】

本発明の第 1 1 実施態様の超音波処置装置では、吸引口の開口部に形成されている凹部の基端面においてキャピテーションの発生が促進されるため、吸引口の詰まりが防止される。

10

【 0 0 3 7 】

本発明の第 1 2 実施態様の超音波処置装置では、プローブと超音波振動子とが一体的に形成され、プローブの先端から超音波振動子の基端までの長さが略 $\sqrt{2}$ となっており、小型の超音波処置装置が実現されている。

【 0 0 3 8 】

本発明の第 1 3 実施態様の超音波処置装置では、周波数 f が小さいほどキャピテーションが促進されるが、周波数 f が 150.0 (kHz) 以下となっているため、必要なキャピテーションを得ることが可能となっており、また、プローブの先端から超音波振動子の基端までの全長は超音波振動の半波長に対応し、周波数 f が小さくなるほど全長が増大するが、周波数 f が 75.0 (kHz) 以上となっているため、全長が 50.0 (mm) 以下となり、大きすぎて不便となることが防止されている。

20

【 0 0 3 9 】

本発明の第 1 4 実施態様の超音波処置装置では、周波数 f が略 100.0 (kHz) となっているため、充分なキャピテーションを得ることが可能となっており、また、全長も 25.0 (mm) 程度となり使いやすくなっている。

【 0 0 4 0 】

本発明の第 1 5 実施態様の超音波処置装置では、超音波処置装置が内視鏡の処置具チャンネルに挿通可能となっており、低侵襲な処置を行うことが可能となっている。

【 0 0 4 1 】

30

本発明の第 1 6 実施態様の超音波処置装置では、プローブによって、超音波振動による処置と高周波電流による処置との両方の処置を行うことが可能となっている。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 2 】

以下、本発明の各実施形態を図面を参照して説明する。

【 0 0 4 3 】

図 1 乃至図 5 B は、本発明の第 1 実施形態及びその変形例を示す。

【 0 0 4 4 】

図 1 を参照し、本実施形態の超音波処置装置 2 0 は、術者に把持される把持部 2 2 を有する。この把持部 2 2 のカバー 2 3 内には、超音波振動子 2 4 が収容されている。この超音波振動子 2 4 は圧電素子 2 6 と電極 2 8 とを積層することにより形成されており、超音波振動子 2 4 の基端部には裏打板 3 0 が連結されている。超音波振動子 2 4 の電極 2 8 から電力線が延出されており、電力線は把持部 2 2 の基端面から延出されている電力コード 3 4 へと導入されている。この電力コード 3 4 は、超音波振動子 2 4 に電力を供給するための超音波駆動装置に接続される。

40

【 0 0 4 5 】

一方、超音波振動子 2 4 の先端部には、超音波振動を増幅する先細りのホーン 3 6 が連結されている。このホーン 3 6 の基端部のフランジ部 3 8 は、リング 4 0 によって、把持部 2 2 のカバー 2 3 の内面に水密的に保持されている。また、ホーン 3 6 の先端部には、基端側から先端側へと延びている円柱棒状のプローブ 4 2 の基端部が超音波振動の腹位

50

置において螺合等により着脱自在に連結されている。プローブ42の先端の位置が超音波振動の腹の位置となり、プローブ42の先端部には、後に詳述する生体組織を処置するための処置部44が形成されている。

【0046】

プローブ42、ホーン36、超音波振動子24、裏打板30にわたって、これらの中心軸に沿って吸引路46が形成されている。この吸引路46の先端部は、プローブ42の先端面で開口して吸引開口48を形成している。一方、吸引路46の基端部は吸引口金50に連通されている。この吸引口金50は、把持部22のカバー23の基端壁にリング40によって水密的に貫通配置されている。そして、吸引口金50に吸引チューブ52が接続されており、この吸引チューブ52は吸引装置に接続される。

10

【0047】

プローブ42には外管54が外挿されており、プローブ42の外周面と外管54の内周面との間に送液路56が形成されている。この送液路56の先端部は、外管54の先端部において環状の送液開口58を形成している。一方、送液路56の基端部は、外管54の基端部に突設されている送液口金60に連通されている。この送液口金60には送液チューブ62が接続されており、この送液チューブ62は送液装置に接続される。

【0048】

図2Aを参照し、本実施形態の処置部44では、プローブ42の先端部の側面に、プローブ42の全周にわたって凹部としての溝部64が延設されている。このような溝部64が、プローブ42の中心軸方向に複数並設されている。各溝部64の周方向に直交する横断面は略長方形をなしている。各溝部64の先端側環状面及び基端側環状面において、キャピテーションの発生が促進される。なお、最基端の溝部64よりも基端側に側孔66が形成されており、これら側孔66はプローブ42の径方向に延びて吸引路46に連通している。

20

【0049】

図2Bを参照し、本実施形態の第1変形例の溝部64では、基端側環状面から先端側へと外径が増大していくテーパ面が形成されている。各溝部64の基端側環状面及びテーパ面において、キャピテーションの発生が促進される。

【0050】

図2Cを参照し、本実施形態の第2変形例の処置部44では、プローブ42の先端部による視野の妨げを低減するように、プローブ42の先端部の外周面が先端側へと外径の減少するテーパ形状をなしている。このテーパ形状の部分に第1実施形態と同様に複数の溝部64が形成されており、先端側ほど溝部64の深さが浅くなっている。第1実施形態と同様に、各溝部64の先端側環状面及び基端側環状面において、キャピテーションの発生が促進される。

30

【0051】

図2Dを参照し、本実施形態の第3変形例の処置部44では、プローブ42の側面に吸引口67が形成されている。これら吸引口67は、溝部64の底部で開口し、径方向に延びて吸引路46に連通されている。そして、各溝部64において発生されたキャピテーションにより乳化、破砕された生体組織は、吸引口67を介して吸引路46へと吸引される。本変形例では、プローブ42の側面に吸引口67を形成することで、より多量の生体組織を吸引可能となり、吸引性能が向上される。同様に、図2A乃至図2Cに示されている第1実施形態及びその変形例の処置部44においても、プローブ42の側面に吸引口67を形成するようにしてもよい。

40

【0052】

本実施形態及びその変形例の超音波処置装置20における超音波振動の周波数を f とすると、 $20.0(kHz) < f < 50.0(kHz)$ である。周波数 f が小さくなるほどキャピテーションの発生が促進され、周波数 f が $50.0(kHz)$ より大きい場合には、必要なキャピテーションが得られない。一方、 $20.0(kHz)$ より小さな周波数は可聴域であり、周波数 f が $20.0(kHz)$ より小さい場合には異音が発生する。

50

【 0 0 5 3 】

本実施形態及びその変形例では、例えば、 $f = 47.0$ (kHz)、 $f = 23.5$ (kHz) が用いられる。

【 0 0 5 4 】

超音波振動の波長を λ 、プローブ 42 のヤング率を E 、プローブ 42 の密度を ρ とすると、 $\lambda = \{ (E / \rho)^{1/2} \} / f$ である。

【 0 0 5 5 】

本実施形態及びその変形例では、例えば、プローブ 42 は Ti 合金によって形成されており、 $E = 108.0$ (GPa)、 $\rho = 4.4$ (g/cm³) である。 $f = 47.0$ (kHz) では、 $\lambda = 104.0$ (mm) となり、 $f = 23.5$ (kHz) では、 $\lambda = 208.0$ (mm) となる。

10

【 0 0 5 6 】

また、プローブ 42 は Ti 合金以外の材料、例えば、ジェラルミンによって形成することも可能であり、この場合には、 $E = 75.0$ (GPa)、 $\rho = 2.8$ (g/cm³) となる。 $f = 47.0$ (kHz) では、 $\lambda = 109.0$ (mm) となり、 $f = 23.5$ (kHz) では、 $\lambda = 218.0$ (mm) となる。

【 0 0 5 7 】

プローブ 42 の中心軸方向へのプローブ 42 の先端から溝部 64 の最基端までの距離を l とすると、距離 l は、 $\lambda / 100.0 \leq l \leq \lambda / 8.0$ である。距離 l が $\lambda / 100.0$ よりも小さい場合には、溝部 64 の領域が小さくなりすぎ、処置が困難となる。一方、プローブ 42 の先端から $\lambda / 8.0$ の位置では、超音波振動の振幅がプローブの先端における振幅の約 70% となり、距離 l が $\lambda / 8.0$ よりも大きい場合には、 $\lambda / 8.0$ よりも基端側の領域で振幅が低下しすぎ、必要な処置能を得ることができない。好ましくは、距離 l は、 $\lambda / 20.0 \leq l \leq \lambda / 12.0$ である。この場合には、溝部 64 の領域が適切な大きさとなり、振幅の低下も約 80% までに抑えられ、十分な処置能を得ることができる。

20

【 0 0 5 8 】

本実施形態及びその変形例では、例えば、 $f = 47.0$ (kHz)、 $\lambda = 104.0$ (mm)、 $l = \lambda / 17.0 = 6.0$ (mm)、あるいは、 $f = 23.5$ (kHz)、 $\lambda = 208.0$ (mm)、 $l = \lambda / 34.0 = 6.0$ (mm) が用いられる。

30

【 0 0 5 9 】

処置部 44 では、溝部 64 の表面積の内、プローブ 42 の中心軸に直交する面積成分のみがキャビテーションの発生に寄与する。図 3 を参照し、プローブ 42 の中心軸に直交するプローブ 42 の横断面の面積をロッド部の横断面積 S とし、溝部 64 の表面をプローブ 42 の中心軸に直交する横断面に投影した面積の総和を溝部 64 の総横断面積 S_t とする。横断面積比 S_t / S は、 $3.0 \leq S_t / S \leq 15.0$ である。横断面積比 S_t / S が 3.0 よりも小さい場合には、キャビテーションの発生が十分に促進されず、必要な処置能を得ることができない。一方、横断面積比 S_t / S が 15.0 よりも大きい場合には、超音波振動子 24 への負荷が大きくなりすぎ、超音波振動子 24 が駆動不能となる。好ましくは、横断面積比 S_t / S は、 $6.0 \leq S_t / S \leq 10.0$ である。この場合には、充分な処置能を得ることができ、超音波振動子 24 への負荷にも余裕がある。

40

【 0 0 6 0 】

図 2 A に示される本実施形態では、例えば、ロッド部の横断面積 $S = 48.4$ (mm²)、溝部 64 の総横断面積 $S_t = 178.4$ (mm²)、横断面積比 $S_t / S = 3.7$ が用いられる。図 2 B に示される本実施形態の第 1 変形例では、例えば、ロッド部の横断面積 $S = 48.4$ (mm²)、溝部 64 の総横断面積 $S_t = 174.9$ (mm²)、横断面積比 $S_t / S = 3.6$ が用いられる。図 2 C に示される本実施形態の第 2 変形例では、例えば、ロッド部の横断面積 $S = 48.4$ (mm²)、溝部 64 の総横断面積 $S_t = 204.1$ (mm²)、横断面積比 $S_t / S = 4.2$ が用いられる。

【 0 0 6 1 】

50

超音波振動の振動速度を v 、振幅を A とする。振動速度 $v = 2 \times \text{周波数 } f \times \text{振幅 } A$ である。処置部44に溝部64が形成されていない場合には、充分な処置能を得るためには、振動速度 v が 30 (m/sec) $v = 50 \text{ (m/sec)}$ である必要がある。振動速度 v が 5 (m/sec) $v = 15 \text{ (m/sec)}$ で充分な処置能が得られれば、エネルギー効率に優れるといえる。

【0062】

本実施形態及びその変形例では、 $f = 47.0 \text{ (kHz)}$ 、 $A = 50.0 \text{ (}\mu\text{m)}$ で充分な処置能を得ることができ、 $v = 14.8 \text{ (m/sec)}$ となる。また、 $f = 23.5 \text{ (kHz)}$ 、 $A = 100.0 \text{ (}\mu\text{m)}$ で充分な処置能を得ることができ、 $v = 14.8 \text{ (m/sec)}$ となる。

10

【0063】

次に、本実施形態の超音波処置装置20の使用方法について、脂肪組織68を除去して索状組織を露出させる手技を例として説明する。

【0064】

図4A及び図4Bを参照し、体腔内に内視鏡を挿入し、さらに、トラカール等を介して超音波処置装置20の先端部を体腔内へと挿入する。内視鏡観察下、図4A中矢印Fで示されるように、プローブ42の先端部をプローブ42の中心軸に交差する方向に移動させて、プローブ42の先端部の側面を血管、リンパ管等の索状組織の周辺の脂肪組織68に当接させる。プローブ42の先端部の側面の溝部64へと導入された脂肪組織68は、プローブ42の超音波振動によって乳化、破碎される。この際、図4B中矢印群Gで示されるように、溝部64の先端側環状面及び基端側環状面においてキャビテーションが発生し、このキャビテーションによって、乳化、破碎が促進される。必要に応じて、送液装置により、送液チューブ62、送液路56を介して、送液開口58から処置対象へと送液を行う。さらに、プローブ42の先端部をプローブ42の中心軸に交差する方向に索状組織に沿って移動させ、索状組織の周囲の脂肪組織68を除去して、索状組織を露出させる。図4A中矢印Hで示されるように、乳化、破碎された脂肪組織は、プローブ42の先端部の吸引開口48から、灌流液と共に、吸引路46、吸引チューブ52を介して吸引装置へと吸引、回収される。

20

【0065】

従って、本実施形態の超音波処置装置20は次の効果を奏する。

30

【0066】

本実施形態の超音波処置装置20では、プローブ42の先端部の側面に溝部64を形成している。このため、プローブ42の先端部の側面におけるキャビテーションの発生が促進され、充分な処置能を得ることができ、プローブ42の先端部の側面によって処置を行うことが可能となっている。

【0067】

また、プローブ42の先端部の側面によって処置を行うことができるため、プローブ42の先端部をプローブ42の中心軸に交差する方向に移動させて処置を行うことが可能となっている。このため、脂肪組織68を除去して索状組織を露出させる手技に適したものとなっている。

40

【0068】

さらに、周波数 f を 20.0 (kHz) $f = 50.0 \text{ (kHz)}$ とし、距離 l を 100.0 $l = 8.0$ とし、横断面積比 S_t/S を 3.0 $S_t/S = 15.0$ とすることで、充分な処置能が得られ、振動速度 v が 5 (m/sec) $v = 15 \text{ (m/sec)}$ となっている。即ち、優れたエネルギー効率で充分な処置能を得ている。

【0069】

図5A及び図5Bを参照して、実験結果について説明する。

【0070】

ロッド部の横断面積 S と溝部64の総横断面積 S_t との合計を先端総横断面積 $S_a = S + S_t$ とし、乳化、破碎された脂肪組織68の吸引量を組織吸引量 M とする。

50

【 0 0 7 1 】

図 5 A は、先端総横断面積 S_a に対する組織吸引量 M を示している。プローブ A、プローブ B、プローブ C、プローブ D は先端部に溝部 6 4 が形成されていないプローブであり、ロッド部の横断面積 S が互いに異なっている。プローブ X、プローブ Y、プローブ Z は、夫々、本実施形態、その第 1 変形例、第 2 変形例のプローブ 4 2 である。図 5 A には、プローブ 4 2 の先端部に溝部 6 4 を形成することで、組織吸引量が飛躍的に増大することが示されている。

【 0 0 7 2 】

図 5 B は、横断面積比 S_t / S に対する組織吸引量 M を示している。

【 0 0 7 3 】

図 6 乃至図 1 1 は、本発明の第 2 実施形態を示す。

【 0 0 7 4 】

図 6 を参照し、本実施形態の内視鏡システムの軟性内視鏡 7 0 は、体腔内に挿入される内視鏡挿入部 7 2 を有する。この内視鏡挿入部 7 2 は、硬質の先端硬質部 7 4、湾曲作動される湾曲部 7 6、長尺で可撓性の可撓管部 7 8 を先端側から順に連結することにより形成されている。内視鏡挿入部 7 2 の基端部には、内視鏡操作部 8 0 が連結されている。内視鏡操作部 8 0 の先端側には、術者に把持される内視鏡把持部 8 2 が形成されている。この内視鏡把持部 8 2 には、処置具を挿入するための処置具挿入口 8 4 が配設されている。この処置具挿入口 8 4 から内視鏡 7 0 の先端部まで、処置具を挿通するための処置具チャンネル 8 6 が延設されている。内視鏡操作部 8 0 の基端側には、湾曲部 7 6 を湾曲作動させる湾曲操作ノブ 8 8 が配設されている。また、内視鏡操作部 8 0 の基端側からユニバーサルコード 9 0 が延出されており、このユニバーサルコード 9 0 は光源装置、ビデオプロセッサ等に接続される。光源装置から供給された照明光が内視鏡 7 0 の先端部から観察対象へと照射され、内視鏡 7 0 の先端部の撮像ユニットによって撮像された観察画像の画像信号がビデオプロセッサへと出力されて、表示装置に観察画像が表示される。

【 0 0 7 5 】

さらに、内視鏡システムは、超音波処置装置 2 0 に電力を供給するための超音波駆動装置 9 8 を有する。また、本実施形態の超音波処置装置 2 0 は高周波電気メスとしても機能し、内視鏡システムは高周波電流を供給するための高周波駆動装置 1 0 0 を有する。この高周波駆動装置 1 0 0 には対極板 1 0 2 が接続されている。これら超音波駆動装置 9 8 及び高周波駆動装置 1 0 0 には、いずれの駆動装置を作動させるか選択する選択器 1 0 4 が接続されている。そして、超音波駆動装置 9 8 及び高周波駆動装置 1 0 0 から、夫々、電力コード 3 4 及び電流コード 1 0 6 が延出されている。

【 0 0 7 6 】

超音波処置装置 2 0 の基端部には、超音波処置装置 2 0 を進退操作するための操作部 9 2 が配設されている。操作部 9 2 の基端部には、術者に把持されるリング部 9 4 が配設されている。また、操作部 9 2 のポート 1 0 7 を介して、電力コード 3 4 及び電流コード 1 0 6 が操作部 9 2 内へと導入されている。操作部 9 2 の先端部には、長尺で可撓性を有する挿入部 9 6 の基端部が連結されている。この挿入部 9 6 は、処置具挿入口 8 4 から処置具チャンネル 8 6 を介して内視鏡 7 0 の先端部まで挿通され、内視鏡 7 0 に対して進退自在である。また、電力コード 3 4 及び電流コード 1 0 6 は、挿入部 9 6 を挿通されて超音波処置装置 2 0 の先端部まで延設されている。

【 0 0 7 7 】

図 7 を参照し、超音波処置装置 2 0 の挿入部 9 6 は、コイルシャフト 1 1 0 にシース 1 1 1 を外挿することにより形成されている。コイルシャフト 1 1 0 の先端部は処置ユニット 1 1 2 の隔壁 1 1 4 に固定されており、この隔壁 1 1 4 は略筒状のシリンダ 1 1 3 の基端部の内周面に Oリング 4 0 により水密的に保持されている。そして、内視鏡 7 0 に対して挿入部 9 6 を進退することにより、内視鏡 7 0 の先端部から処置ユニット 1 1 2 の先端側を突没することが可能である。

【 0 0 7 8 】

挿入部 9 6 の先端部から電力コード 3 4 及び電流コード 1 0 6 が導出され、隔壁 1 1 4 を介して、シリンダ 1 1 3 内へと導入されている。シリンダ 1 1 3 内には超音波振動子 2 4 が収容されている。この超音波振動子 2 4 は、圧電素子 2 6 とプラス電極 2 8 a 及びマイナス電極 2 8 b とを積層することにより形成されている。超音波振動子 2 4 のプラス電極 2 8 a 及びマイナス電極 2 8 b には、夫々、電力コード 3 4 から導出されたプラス電力線 3 2 a 及びマイナス電力線 3 2 b が接続されている。また、マイナス電極 2 8 b に、電流コード 1 0 6 から導出された電流線 1 0 8 が接続されている。このマイナス電極 2 8 b と、体外に配置された対極板 1 0 2 との間で、人体を介して高周波電流を流すことが可能である。

【 0 0 7 9 】

超音波振動子 2 4 の基端側には裏打板 3 0 が配置されており、先端側にはホーン 3 6 が配置されている。これら裏打板 3 0 とホーン 3 6 とは、互いに固定されて、超音波振動子を挟持している。ホーン 3 6 の形状は、超音波振動を増幅させる先細り形状であり、ステップ、エクスポネンシャル、コニカル、カテナイダルのいずれであってもよい。ホーン 3 6 の基端部のフランジ部 3 8 は、リング 4 0 により、シリンダ 1 1 3 の内周面に水密的に保持されている。ホーン 3 6 の先端部から、略円柱棒状のプロープ 4 2 が基端側から先端側へと延びている。小型化のため、ホーン 3 6 とプロープ 4 2 とは一体的に形成されており、超音波振動子 2 4 の後端からプロープ 4 2 の先端までの全長は超音波振動の波長の半波長 ($\lambda/2$) となっている。そして、ホーン 3 6 のフランジ部 3 8 の位置が超音波振動の節の位置となり、プロープ 4 2 の先端の位置が超音波振動の腹の位置となる。シリンダ 1 1 3 の先端部は、ホーン 3 6 及びプロープ 4 2 の形状に対応して、先細り形状をなし、続いて円筒形状をなして、先端側へと延びている。

【 0 0 8 0 】

図 8 を参照し、プロープ 4 2 の先端部には、処置部 4 4 が形成されている。即ち、プロープ 4 2 は略円柱棒形状をなし、プロープ 4 2 の先端部は基端部よりも太径となっている。そして、第 1 実施形態と同様に、プロープ 4 2 の先端部の側面にプロープ 4 2 の全周にわたって凹部としての溝部 6 4 が延設されており、このような溝部 6 4 がプロープ 4 2 の中心軸方向に複数並設されている。これら複数の溝部 6 4 は、処置部 4 4 において、太径の円柱状の太径部 1 1 5 と、細径の円柱状の細径部 1 1 6 とが、プロープ 4 2 の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されるように形成されている。各溝部 6 4 の先端側環状面及び基端側環状面において、キャビテーションの発生が促進される。なお、プロープ 4 2 の先端は、半球状をなしており、キャビテーションの発生が抑制される。

【 0 0 8 1 】

本実施形態及び以下の第 3 乃至第 6 実施形態並びにそれらの変形例では、超音波振動の周波数 f は、 75.0 (kHz) $f = 150.0 \text{ (kHz)}$ である。周波数 f が小さいほどキャビテーションが促進され、周波数 f が 150.0 (kHz) よりも大きい場合には、必要なキャビテーションが得られない。一方、上述したように、プロープ 4 2 の先端から超音波振動子 2 4 の基端までの全長は、超音波振動の半波長に対応し、周波数 f が小さくなるほど全長が増大する。周波数 f が 75.0 (kHz) よりも小さい場合には、全長が 50.0 mm よりも大きくなり、内視鏡 7 0 の処置具チャンネル 8 6 に挿通して用いるには大きすぎて不便である。好ましくは、 $f = 100.0 \pm 15 \text{ (kHz)}$ である。この場合には、十分なキャビテーションが得られると共に、全長も 25.0 mm 程度となり使いやすい。

【 0 0 8 2 】

第 2 乃至第 6 実施形態並びにそれらの変形例では、例えば、 $f = 100.0 \text{ (kHz)}$ が用いられる。

【 0 0 8 3 】

第 1 実施形態と同様、距離 l は、 $l = 100.0 \text{ mm}$ $l = 8.0 \text{ mm}$ であり、好ましくは、 $l = 20.0 \text{ mm}$ $l = 12.0 \text{ mm}$ である。 $f = 100.0 \text{ (kHz)}$ の場合には、 $l = 100.0 \text{ mm} = 0.49 \text{ (mm)}$ 、 $l = 20.0 \text{ mm} = 2.4 \text{ (mm)}$ となる。

【 0 0 8 4 】

第2乃至第6実施形態並びにそれらの変形例では、例えば、 $f = 100.0$ (kHz)、 $l = \quad / 12.5 = 3.9$ (mm) が用いられる。

【 0 0 8 5 】

第1実施形態と同様、横断面積比 S_t / S は、 3.0 S_t / S 15.0 であり、好ましくは、 6.0 S_t / S 10.0 である。

【 0 0 8 6 】

第2乃至第6実施形態並びにそれらの変形例では、例えば、 $S = 1.23$ (mm²)、 $S_t = 14.6$ (mm²)、 $S_t / S = 11.7$ が用いられる。なお、ロッド部の横断面が円形の場合には、 $\quad = 1.25$ (mm) である。

10

【 0 0 8 7 】

第1実施形態と同様、振動速度 v が 5.0 (m/sec) v 15.0 (m/sec) で十分な処置能が得られれば、エネルギー効率に優れるといえる。

【 0 0 8 8 】

第2乃至第6実施形態並びにそれらの変形例では、 $f = 100.0$ (kHz)、 $A = 20.0$ (μm) で十分な処置能を得ることができ、 $v = 12.0$ (m/sec) となる。

【 0 0 8 9 】

次に、本実施形態の超音波処置装置20の使用方法について、粘膜組織上の病変部位の組織標本を採取するための手技を例として説明する。体腔内壁では、表面側へと筋層、粘膜下層、粘膜組織が順次積層されており、超音波処置装置20は主に粘膜下層を破砕して剥離するのに用いられる。

20

【 0 0 9 0 】

以下、図9のプローチートを参照して各工程を説明する。

【 0 0 9 1 】

ステップ1 (S1)

内視鏡挿入部72を体腔内へと挿入する。

【 0 0 9 2 】

ステップ2 (S2)

内視鏡操作部80を操作して、内視鏡70の先端部を移動させて内視鏡70の視野を移動させ、粘膜組織117上の病変部位118を検出し、内視鏡70の視野内に配置する。以下、内視鏡70観察下で、各種処置を行う。

30

【 0 0 9 3 】

ステップ3 (S3)

図10Aを参照し、処置具チャンネル86を介して、チューブ119を体腔内に挿入する。このチューブ119の基端部には、色素剤を充填したシリンジが接続されている。このシリンジからチューブ119を介して病変部位118に色素剤を散布して、病変部位118を染色する。この後、チューブ119を処置具チャンネル86から抜去しておく。

【 0 0 9 4 】

ステップ4 (S4)

図10Bを参照し、処置具チャンネル86に超音波処置装置20を挿通し、超音波処置装置20のプロープ42を内視鏡70の先端部から突出させる。対極板102を人体表面に貼付した後、選択器104により高周波駆動装置100を選択して作動させ、電流線108を介して超音波振動子24のマイナス電極28bに高周波電流を供給し、超音波処置装置20のプロープ42を電気メスとして機能させる。そして、プロープ42の先端部によって、染色された病変部位118の周囲を囲むように粘膜組織117の複数箇所をスポット状に焼灼してマーク120を形成する。このようにして、マーキングが行われる。この後、超音波処置装置20を処置具チャンネル86から抜去しておく。

40

【 0 0 9 5 】

ステップ5 (S5)

図10Cを参照し、処置具チャンネル86を介して、先端に注射針122が連結されて

50

いるチューブを体腔内に挿入する。このチューブの基端部には、生理食塩水、グリセオール等の局注液が充填されたシリンジが接続されている。注射針 1 2 2 をマーク 1 2 0 よりも外側の位置から病変部位 1 1 8 の下方の粘膜下層 1 2 4 まで穿刺し、シリンジからチューブを介して局注液を粘膜下層 1 2 4 へと局注することで、粘膜下層 1 2 4 を膨隆させて、粘膜組織 1 1 7 を病変部位 1 1 8 を中心として隆起させる。この後、注射針 1 2 2 及びチューブを処置具チャンネル 8 6 から抜去しておく。

【 0 0 9 6 】

ステップ 6 (S 6)

図 1 0 D を参照し、処置具チャンネル 8 6 に超音波処置装置 2 0 を挿通し、超音波処置具のプローブ 4 2 を内視鏡 7 0 の先端部から突出させる。選択器 1 0 4 により高周波駆動装置 1 0 0 を選択して作動させ、電流線 1 0 8 を介して超音波振動子 2 4 に高周波電流を供給し、プローブ 4 2 を電気メスとして機能させる。そして、プローブ 4 2 の先端部によって、マーク 1 2 0 よりも外側において、病変部位 1 1 8 を囲むように全周にわたって粘膜組織 1 1 7 を切開する。このようにして、周辺切開が行われる。

【 0 0 9 7 】

ステップ 7 (S 7)

図 1 0 E 及び図 1 0 F を参照し、内視鏡操作部 8 0 を操作して内視鏡 7 0 の先端部を移動させ、超音波処置具のプローブ 4 2 を粘膜下層 1 2 4 の下方の筋層 1 2 6 表面に略平行に配置する。続いて、湾曲操作ノブ 8 8 を操作して、図 1 0 E 中矢印 I で示されるように、内視鏡 7 0 の湾曲部 7 6 を湾曲作動させることにより、図 1 0 F 中矢印 J で示されるように、超音波処置装置 2 0 のプローブ 4 2 の先端部を、プローブ 4 2 の中心軸に交差し筋層 1 2 6 表面に略平行な方向に移動させて、プローブ 4 2 の先端部の側面を周辺切開によって露出された粘膜下層 1 2 4 へと当接させる。プローブ 4 2 の先端部の側面の溝部 6 4 へと導入された粘膜下層 1 2 4 のゼリー状物質、繊維質は、プローブ 4 2 の超音波振動によって破碎される。この際、溝部 6 4 の先端側環状面及び基端側環状面において発生するキャビテーションによって、破碎が促進される。さらに、プローブ 4 2 の先端部を、プローブ 4 2 の中心軸に交差し、筋層 1 2 6 表面に略平行な方向に移動させて、粘膜下層 1 2 4 を破碎していき、粘膜下層 1 2 4 を剥離する。この際、プローブ 4 2 の先端部の側方において処置がなされるため、処置の様子を充分に視認することができる。このようにして、病変部位 1 1 8 を含む組織標本が生体組織から切除される。

【 0 0 9 8 】

ステップ 8 及びステップ 9 (S 8 及び S 9)

粘膜下層 1 2 4 の剥離に伴い、血管の切開等により出血が生じた場合には、選択器 1 0 4 によって高周波駆動装置 1 0 0 を選択して駆動させ、超音波振動子 2 4 のプローブ 4 2 を高周波電気メスとして機能させて、血管を焼灼して止血を行う。この後、超音波処置装置 2 0 を処置具チャンネル 8 6 から抜去しておく。

【 0 0 9 9 】

ステップ 1 0 (S 1 0)

処置具チャンネル 8 6 を介して把持鉗子を体腔内に挿入して、組織標本を把持、回収する。

【 0 1 0 0 】

従って、本実施形態の超音波処置装置 2 0 は次の効果を奏する。

【 0 1 0 1 】

本実施形態の超音波処置装置 2 0 では、第 1 実施形態の超音波処置装置 2 0 と同様に、プローブ 4 2 の先端部の側面の溝部 6 4 によってキャビテーションの発生が促進され、十分な処置能を得ることができ、プローブ 4 2 の先端部の側面によって処置を行うことが可能となっている。

【 0 1 0 2 】

また、プローブ 4 2 の先端部の側面によって処置を行うことができるため、プローブ 4 2 の先端部をプローブ 4 2 の中心軸に交差する方向に移動させて処置を行うことが可能と

10

20

30

40

50

なっている。このため、粘膜下層を破碎する際には、プローブ42の先端部の側方において処置がなされるため、処置の様子を十分に視認することができ、処置を確実に行うことが可能となっている。これに対して、図11を参照し、プローブ142の先端部の側面に溝部が形成されていない場合には、粘膜下層124を破碎する際には、図11中矢印Kで示されるように、プローブ142の先端部をプローブ142の中心軸方向に移動させて、プローブ142の先端面によって処置を行う。このため、プローブ142の先端部の前方で処置がなされるため、プローブ142及び粘膜下層124によって視野が妨げられ、処置の様子が視認しにくくなる。

【0103】

さらに、周波数 f を $75.0(\text{kHz})$ $f=150.0(\text{kHz})$ とし、距離 l を 100.0 $l=8.0$ とし、横断面積比 S_t/S を 3.0 $S_t/S=15.0$ とすることで、プローブ42の先端から超音波振動子24の基端までの全長が 50.0mm 以下となると共に、十分な処置能が得られ、振動速度 v が $5(\text{m/sec})$ $v=15(\text{m/sec})$ となっている。即ち、小型の処置ユニット112によって、優れたエネルギー効率で十分な処置能を得ている。

【0104】

図12Aは、本発明の第3実施形態を示す。

【0105】

本実施形態のプローブ42の先端部は略円柱棒形状をなす。そして、プローブ42の先端部の側面において、プローブ42の全周にわたって延設されている溝部64がプローブ42の中心軸方向に複数並設されている。ここで、複数の溝部64は、処置部44において、円柱状の太径部115と、三角柱状の細径部116とが、プローブ42の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されるように形成されている。

【0106】

本実施形態の超音波処置装置20の使用方法是、第2実施形態の超音波処置装置20の使用法と同様である。超音波処置装置20によって粘膜下層124を破碎する場合には、プローブ42の先端部をプローブ42の中心軸に交差する方向に移動させ、プローブ42の先端部の側面を粘膜下層124に当接させて、溝部64へと導入された粘膜下層124をプローブ42の超音波振動により破碎する。この際、細径部116のエッジ部128は粘膜下層124を切り開くように作用する。

【0107】

本実施形態の超音波処置装置20では、細径部116のエッジ部128の切開作用と、溝部64において発生するキャピテーションの破碎促進作用とが相まって、十分な処置能を得ることが可能である。

【0108】

図12Bは、本発明の第3実施形態の第1変形例を示す。

【0109】

本変形例のプローブ42の先端部は略三角柱棒状をなす。そして、複数の溝部64は、処置部44において、太径の三角柱状の太径部115と、細径の三角柱状の細径部116とが、プローブ42の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されるように形成されている。

【0110】

図12Cは、本発明の第3実施形態の第2変形例を示す。

【0111】

本変形例のプローブ42の先端部は、略、横断面が長方形の四角柱棒状をなす。そして、複数の溝部64は、処置部44において、断面が長方形の太径の四角柱状の太径部115と、断面が長方形の細径の四角柱状の細径部116とが、プローブ42の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されるように形成されている。

【0112】

図12Dは、本発明の第3実施形態の第3変形例を示す。

【0113】

10

20

30

40

50

本変形例のプローブ４２の先端部は、略、横断面が星型の多角柱棒状をなす。そして、複数の溝部６４は、処置部４４において、横断面が星型の太径の多角柱状の太径部１１５と、横断面が長方形の細径の四角柱状の細径部１１６とが、プローブ４２の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されるように形成されている。

【０１１４】

なお、図１２Ａ乃至図１２Ｄに示されるプローブ４２の先端部において、細径部１１６を円柱形状としてもよい。

【０１１５】

図１３Ａは、本発明の第４実施形態を示す。

【０１１６】

第２実施形態と同様に、本実施形態のプローブ４２の先端部は略円柱棒状をなし、プローブ４２の先端部は基端部よりも太径となっている。そして、プローブ４２の先端部において、プローブ４２の中心軸に略直交する方向に溝部６４が延設されており、このような溝部６４がプローブ４２の中心軸方向に複数並設されている。このような溝部列１３０が、プローブ４２の中心軸を含む縦断面に対して一側方及び他側方に対称に配置されている。そして、各溝部６４の先端側半円状面及び基端側半円状面において、キャビテーションの発生が促進される。

【０１１７】

また、プローブ４２の基端部に外挿されているシリンダ１１３の先端部の外表面には、プローブ４２における溝部６４の位置を示す指標１３２が配置されている。本実施形態では、シリンダ１１３の先端部の外表面において、プローブ４２の周方向に対して溝部列１３０の配置されていない位置に指標１３２が配置されている。

【０１１８】

本実施形態の超音波処置装置２０によって粘膜下層１２４を破碎する場合には、内視鏡操作部８０を操作して内視鏡７０の先端部を移動させ、超音波処置装置２０のプローブ４２を、筋層１２６表面に略平行に、プローブ４２の先端部の両溝部列１３０が筋層１２６表面に対面しないように配置する。続いて、プローブ４２の先端部を、筋層１２６表面に略平行で、プローブ４２の一側方の溝部列１３０から他側方の溝部列１３０に向かう方向に移動させ、プローブ４２の先端部の他側方の溝部列１３０を粘膜下層１２４に当接させて、溝部６４へと導入された粘膜下層１２４をプローブ４２の超音波振動により破碎する。この際、溝部６４の先端側半円状面及び基端側半円状面において発生するキャビテーションによって、破碎が促進される。ここで、プローブ４２の一側方及び他側方に溝部６４が配置されているため、キャビテーションはプローブ４２の一側方及び他側方でのみ発生されることとなる。なお、プローブ４２における溝部６４の位置は、内視鏡７０による観察画像において、カバー２３に配置された指標１３２の位置を視認することにより把握することが可能である。

【０１１９】

本実施形態の超音波処置装置２０では、上述したように、プローブ４２の一側方及び他側方に溝部６４が配置されているため、キャビテーションはプローブ４２の一側方及び他側方でのみ発生されることとなる。このため、第２実施形態のようにプローブ４２の全周にわたってキャビテーションが発生する場合と比較して、キャビテーションによる視野の妨げを低減することが可能となっている。

【０１２０】

図１３Ｂ乃至図１３Ｄは、本発明の第４実施形態の第１乃至第３変形例を示す。

【０１２１】

第１乃至第３変形例のプローブ４２の先端部は、夫々、略三角柱棒状、略、横断面が長方形の四角柱棒状、略、横断面が星型の多角柱棒状をなす。そして、第４実施形態と同様に、プローブ４２の中心軸を含む縦断面に対して一側方及び他側方において、プローブ４２の中心軸に略直交する方向に延設されている溝部６４がプローブ４２の中心軸方向に複数並設されている。

【 0 1 2 2 】

図 1 4 乃至図 1 5 B は、本発明の第 5 実施形態を示す。

【 0 1 2 3 】

図 1 4 を参照し、本実施形態のプローブ 4 2 の先端部は、第 4 実施形態のプローブ 4 2 の先端部において、プローブ 4 2 の中心軸を含む縦断面に対して一側方のみに溝部列 1 3 0 を配置するようにしたものである。

【 0 1 2 4 】

図 1 5 A 及び図 1 5 B を参照し、本実施形態の超音波処置装置 2 0 によって粘膜下層 1 2 4 を破碎する場合には、内視鏡操作部 8 0 を操作して内視鏡 7 0 の先端部を移動させ、超音波処置装置 2 0 のプローブ 4 2 を、筋層 1 2 6 表面に略直交し、かつ、周辺切開によって露出された粘膜下層 1 2 4 にプローブ 4 2 の先端部の溝部列 1 3 0 が対面するように配置する。続いて、内視鏡 7 0 の湾曲部 7 6 を湾曲作動させることにより、プローブ 4 2 の先端部を、溝部列 1 3 0 の形成されていない他側方から溝部列 1 3 0 の形成されている一側方へ向かう方向に移動させ、プローブ 4 2 の先端部の側面の溝部列 1 3 0 を粘膜下層 1 2 4 に当接させる。さらに、プローブ 4 2 の先端部を、筋層 1 2 6 表面に略平行に溝部 6 4 の延設方向に移動させて、溝部 6 4 へと導入された粘膜下層 1 2 4 をプローブ 4 2 の超音波振動により破碎する。この際、溝部 6 4 の先端側半円状面及び基端側半円状面において発生するキャビテーションによって、破碎が促進される。ここで、プローブ 4 2 の一側方に溝部 6 4 が配置されているため、キャビテーションは処置が行われているプローブ 4 2 の一側方でのみ発生されることとなる。

【 0 1 2 5 】

本実施形態の超音波処置装置 2 0 では、上述したように、プローブ 4 2 の一側方に溝部 6 4 が配置されているため、キャビテーションを処置の行われているプローブ 4 2 の一側方でのみ発生させることが可能となる。このため、第 3 実施形態のように、処置の行われていない側方を含むプローブ 4 2 の両側方においてキャビテーションが発生する場合と比較して、キャビテーションによる視野の妨げをさらに低減することが可能となっている。

【 0 1 2 6 】

図 1 6 A は、本発明の第 6 実施形態を示す。

【 0 1 2 7 】

本実施形態では、溝部 6 4 の表面をプローブ 4 2 の中心軸に直交する横断面に投影した面積が、先端側ほど大きくなるようにしている。

【 0 1 2 8 】

即ち、図 1 6 A を参照し、本実施形態のプローブ 4 2 は略円柱棒形状をなす。そして、プローブ 4 2 の先端部の側面において、プローブ 4 2 の全周にわたって延設されている溝部 6 4 がプローブ 4 2 の中心軸方向に複数並設されており、先端側の溝部 6 4 ほど深さが深くなっている。即ち、処置部 4 4 では、太径の円柱状の太径部 1 1 5 と、細径の円柱状の細径部 1 1 6 とがプローブ 4 2 の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されており、先端側の細径部 1 1 6 ほど外径が小さくなっている。溝部 6 4 の先端側環状面及び基端側環状面の面積は先端側の溝部 6 4 ほど大きくなり、先端側の溝部 6 4 ほどキャビテーションの発生の促進効果が増大することになる。

【 0 1 2 9 】

本実施形態の超音波処置装置 2 0 の使用方法は、第 2 実施形態の超音波処置装置 2 0 の使用方法と同様である。上述したように、先端側の溝部 6 4 ほどキャビテーションの発生の促進効果が大きいので、プローブ 4 2 の先端部によって粘膜下層 1 2 4 を破碎する場合には、プローブ 4 2 の先端部の先端側ほどキャビテーションの発生量が大きくなる。即ち、プローブ 4 2 の先端部の基端側ほどキャビテーションの発生量が小さくなり、キャビテーションによる視野の妨げが低減され、処置をより確実、容易に行うことができる。

【 0 1 3 0 】

図 1 6 B は、本発明の第 6 実施形態の変形例を示す。

【 0 1 3 1 】

本変形例の処置部４４では、太径の円柱状の太径部１１５と、細径の円柱状の細径部１１６とがプローブ４２の中心軸方向に互いに共軸に順次並設されており、先端側の太径部１１５ほど外径が大きくなっている。即ち、各溝部６４において基端側環状面の面積よりも先端側環状面の面積が大きく、先端側の環状面ほど面積が大きくなっており、先端側の溝部６４ほどキャビテーションの発生の促進効果が増大することになる。

【０１３２】

図１７Ａ及び図１７Ｂは、本発明の第７実施形態を示す。

【０１３３】

本実施形態の超音波処置装置２０は、第１実施形態の超音波処置装置２０と同様な構成を有する。但し、プローブ４２の先端部では、プローブ４２の先端からプローブ４２の軸方向に溝部６４が延設されており、これら溝部６４がプローブ４２の周方向に並設されている。なお、各溝部６４は先端側から基端側へと徐々に深くなっている。そして、各溝部６４の基端部において吸引口６７が開口している。吸引口６７の近傍に配置されている各溝部６４の基端面１３４は、プローブ４２の中心軸方向に略直交しており、これら基端面１３４においてキャビテーションの発生が促進される。

10

【０１３４】

本実施形態の超音波処置装置２０の使用方法是、第１実施形態の超音波処置装置２０と同様である。乳化、破砕された脂肪組織６８を吸引、回収する場合には、プローブ４２の吸引開口４８及び吸引口６７から吸引を行う。吸引口６７は比較的小さいため詰まりが生じやすいが、吸引口６７の近傍に配置されている溝部６４の基端面１３４においてキャビテーションの発生が促進されるため、吸引口６７の詰まりが防止される。

20

【図面の簡単な説明】

【０１３５】

【図１】本発明の第１実施形態の超音波処置装置を示す側断面図。

【図２Ａ】本発明の第１実施形態の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図２Ｂ】本発明の第１実施形態の第１変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図２Ｃ】本発明の第１実施形態の第２変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図２Ｄ】本発明の第１実施形態の第３変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図３】本発明の第１実施形態の超音波処置装置の処置部におけるロッド部の横断面積及び溝部の総横断面積を説明するための模式図。

30

【図４Ａ】本発明の第１実施形態の超音波処置装置の使用方法を説明するための斜視図。

【図４Ｂ】本発明の第１実施形態の超音波処置装置の使用方法を説明するための拡大側断面図。

【図５Ａ】本発明の第１実施形態の超音波処置装置における先端総横断面積に対する組織吸引量を示す図。

【図５Ｂ】本発明の第１実施形態の超音波処置装置における横断面積比に対する組織吸引量を示す図。

【図６】本発明の第２実施形態の内視鏡システムを示す図。

【図７】本発明の第２実施形態の内視鏡システムの内視鏡及び超音波処置装置の先端部を示す縦側断面図。

40

【図８】本発明の第２実施形態の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図９】本発明の第２実施形態の内視鏡システムの使用方法を示すフローチャートである。

【図１０Ａ】本発明の第２実施形態の内視鏡システムの使用方法における染色工程を示す斜視図。

【図１０Ｂ】本発明の第２実施形態の内視鏡システムの使用方法におけるマーキング工程を示す斜視図。

【図１０Ｃ】本発明の第２実施形態の内視鏡システムの使用方法における局注工程を示す斜視図。

【図１０Ｄ】本発明の第２実施形態の内視鏡システムの使用方法における周辺切開工程を

50

示す斜視図。

【図 1 0 E】本発明の第 2 実施形態の内視鏡システムの使用方法における剥離工程での内視鏡の湾曲作動を示す斜視図。

【図 1 0 F】本発明の第 2 実施形態の内視鏡システムの使用方法における剥離工程を示す斜視図。

【図 1 1】関連技術の内視鏡システムによる剥離工程を示す斜視図。

【図 1 2 A】本発明の第 3 実施形態の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図 1 2 B】本発明の第 3 実施形態の第 1 変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図

。

【図 1 2 C】本発明の第 3 実施形態の第 2 変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図

10

。

【図 1 2 D】本発明の第 3 実施形態の第 3 変形例の超音波処置装置の処置部を示す横断面図。

【図 1 3 A】本発明の第 4 実施形態の超音波処置装置の先端部を示す斜視図。

【図 1 3 B】本発明の第 4 実施形態の第 1 変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図

。

【図 1 3 C】本発明の第 4 実施形態の第 2 変形例の超音波処置装置の処置部を示す斜視図

。

【図 1 3 D】本発明の第 4 実施形態の第 3 変形例の超音波処置装置の処置部を示す横断面図。

20

【図 1 4】本発明の第 5 実施形態の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図 1 5 A】本発明の第 5 実施形態の内視鏡システムの使用方法を示す斜視図。

【図 1 5 B】本発明の第 5 実施形態の内視鏡システムの使用方法を示す拡大側断面図。

【図 1 6 A】本発明の第 6 実施形態の超音波処置装置の処置部を示す側面図。

【図 1 6 B】本発明の第 6 実施形態の変形例の超音波処置装置の処置部を示す側面図。

【図 1 7 A】本発明の第 7 実施形態の超音波処置装置の処置部を示す斜視図。

【図 1 7 B】本発明の第 7 実施形態の変形例の超音波処置装置の処置部を示す縦断面図。

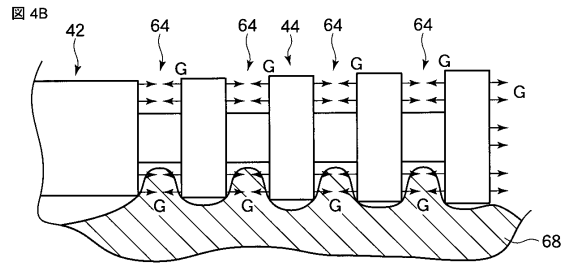
【符号の説明】

【 0 1 3 6 】

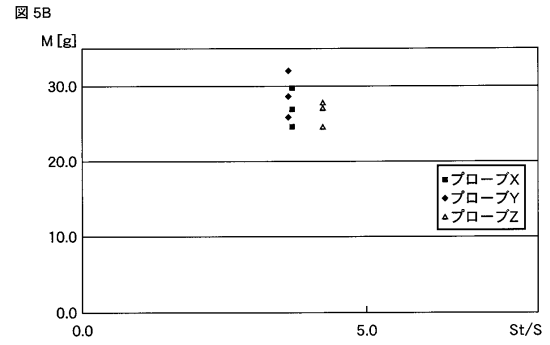
2 4 ... 超音波振動子、2 8 b ... 電極、4 2 ... プローブ、4 4 ... 処置部、4 6 ... 吸引路、
6 4 ... 凹部、6 7 ... 吸引口、7 0 ... 内視鏡、8 6 ... 処置具チャンネル、9 8 ... 超音波駆動
装置、1 0 0 ... 高周波駆動装置、1 3 4 ... 基端面。

30

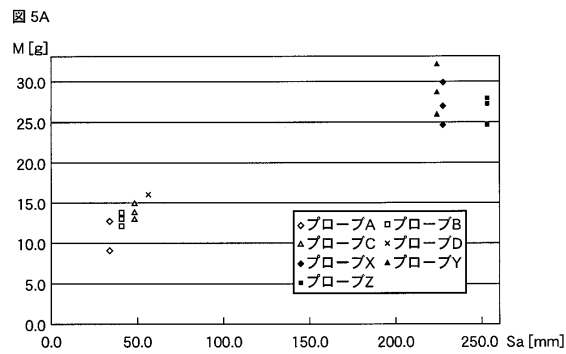
【図 4 B】



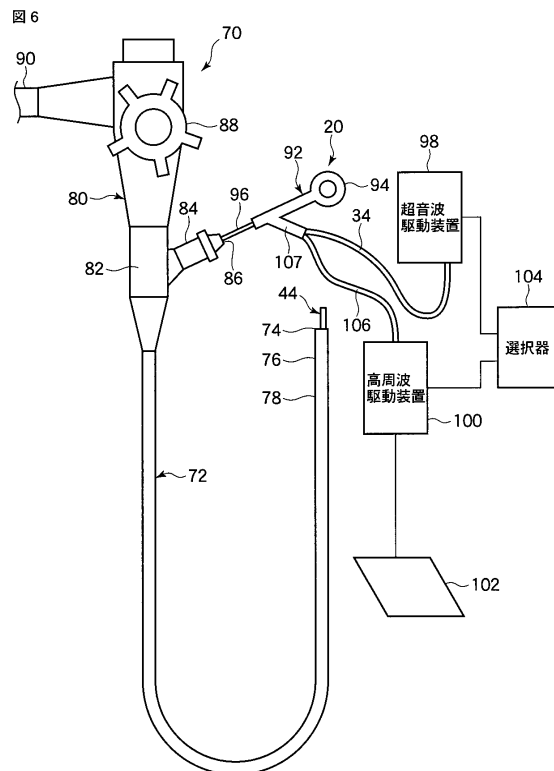
【図 5 B】



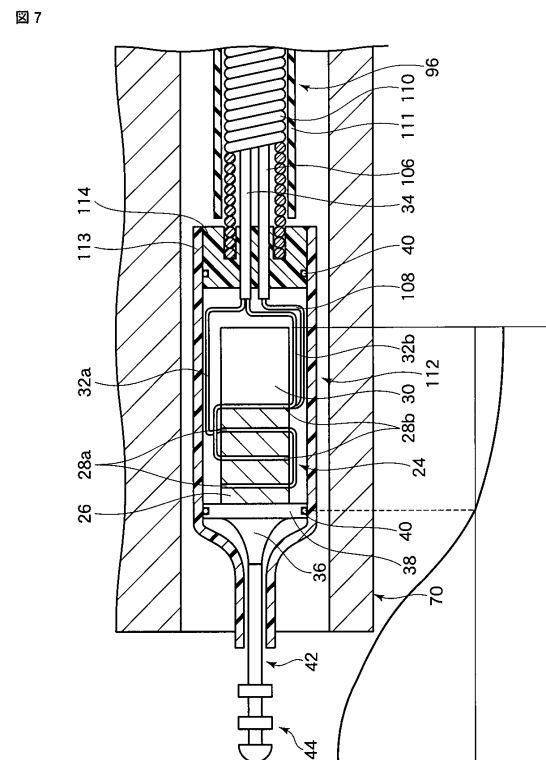
【図 5 A】



【図 6】

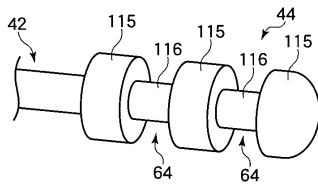


【図 7】



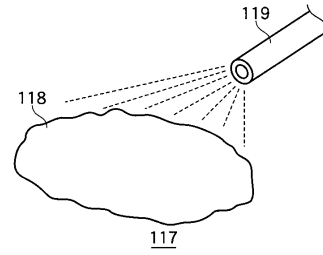
【図 8】

図 8



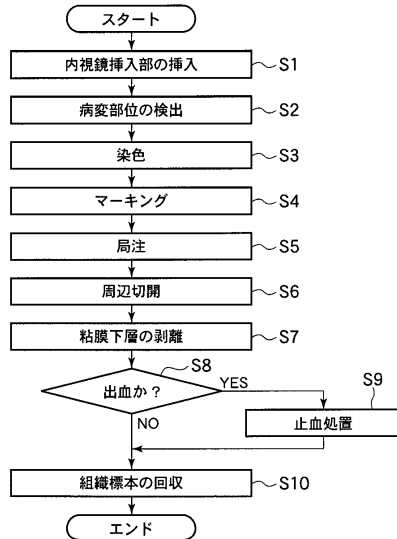
【図 10 A】

図 10A



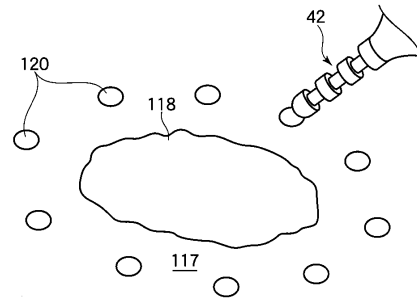
【図 9】

図 9



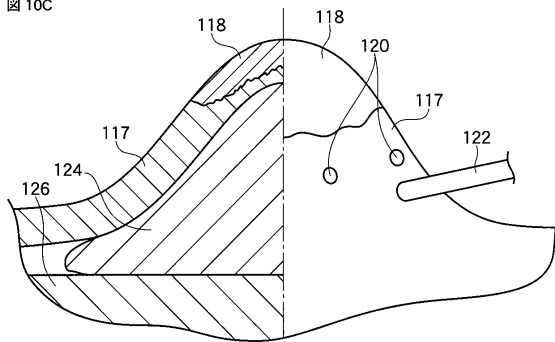
【図 10 B】

図 10B



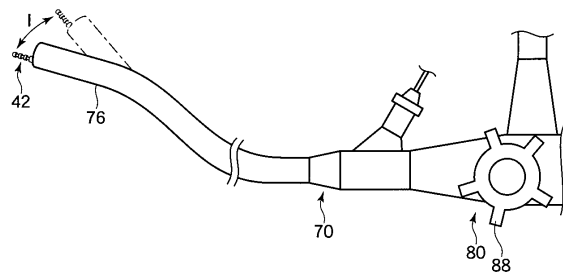
【図 10 C】

図 10C



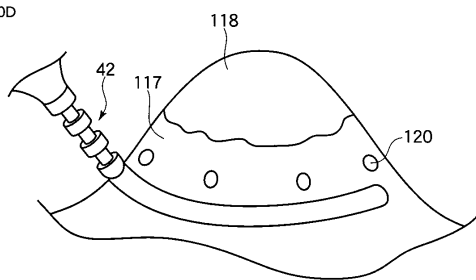
【図 10 E】

図 10E



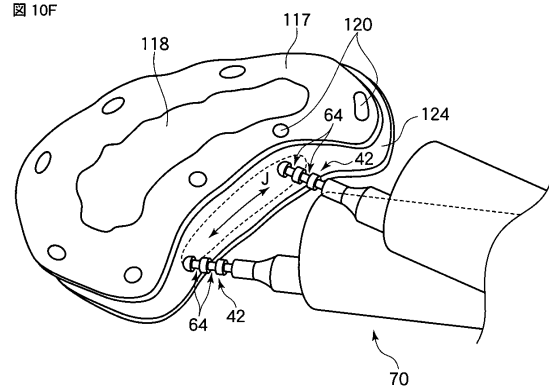
【図 10 D】

図 10D



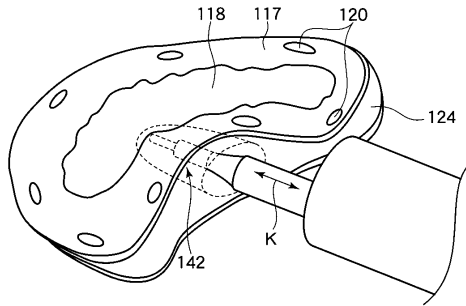
【図 10 F】

図 10F



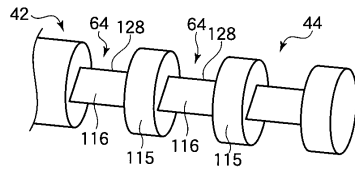
【図 1 1】

図 11



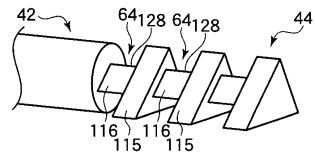
【図 1 2 A】

図 12A



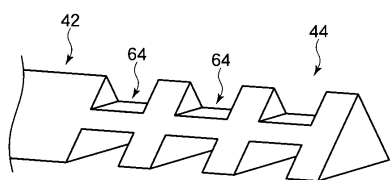
【図 1 2 B】

図 12B



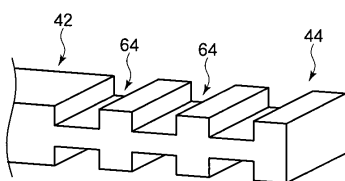
【図 1 3 B】

図 13B



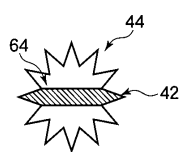
【図 1 3 C】

図 13C



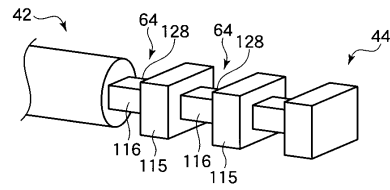
【図 1 3 D】

図 13D



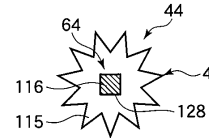
【図 1 2 C】

図 12C



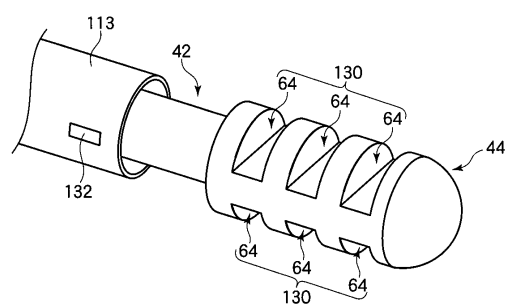
【図 1 2 D】

図 12D



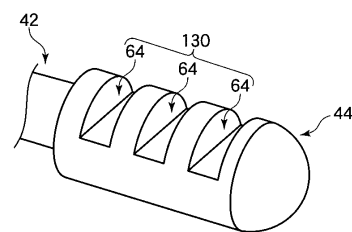
【図 1 3 A】

図 13A



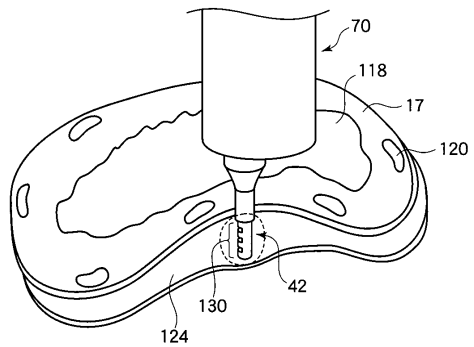
【図 1 4】

図 14



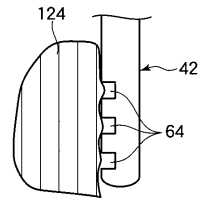
【図 1 5 A】

図 15A



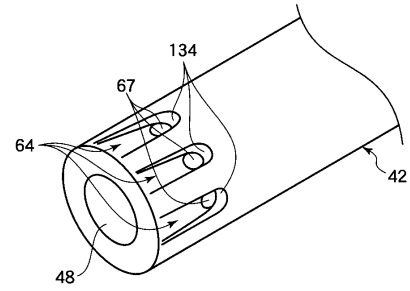
【図 15 B】

図 15B



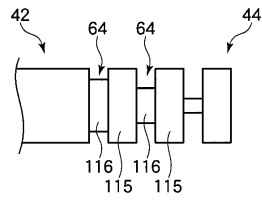
【図 17 A】

図 17A



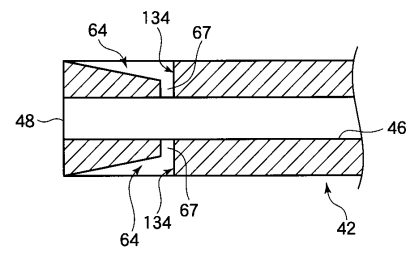
【図 16 A】

図 16A



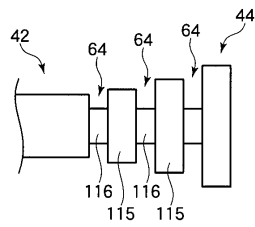
【図 17 B】

図 17B



【図 16 B】

図 16B



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 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (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
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (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 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 岡田 光正
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 忠貝 悠介
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 吉嶺 英人
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 山田 将志
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 川端 修

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 0 6 / 0 4 8 9 6 6 (W O , A 1)
特表平 0 7 - 5 0 9 1 4 6 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 6 / 1 0 1 6 6 1 (W O , A 1)

特表 2 0 0 5 - 5 3 4 4 5 1 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 4 0 2 2 2 (J P , A)
特開平 0 3 - 0 2 1 2 3 2 (J P , A)
米国特許第 0 4 0 6 3 5 5 7 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 0 0

A 6 1 B 1 8 / 1 2

专利名称(译)	超声波治疗仪		
公开(公告)号	JP4472759B2	公开(公告)日	2010-06-02
申请号	JP2008007056	申请日	2008-01-16
[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 岡田光正 忠貝悠介 吉嶺英人 山田将志		
发明人	山田 典弘 岡田 光正 忠貝 悠介 吉嶺 英人 山田 将志		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B1/018 A61B2017/320069 A61B2017/32007 A61B2017/320071 A61B2017/320078 A61B2017/320082 A61B2017/320084 A61B2017/320089		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39 A61B17/00.700 A61B17/32.510 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/KK06 4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ17 4C160/JJ38 4C160/JJ43 4C160/KK03 4C160/KK07 4C160/KK13 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK65 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/MM32 4C160/NN09		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 岡田隆 山下 元		
审查员(译)	川端修		
优先权	11/673343 2007-02-09 US		
其他公开文献	JP2008194457A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波处理系统，提供足够的处理能力，其中可以通过使用探头的侧表面进行处理。ZSOLUTION：超声波处理系统设置有超声波振动器24以产生超声波振动，探头42在基端部分处连接到超声波振动器24，并且从基端侧朝向尖端侧延伸，以及处理部分44形成在探头42的尖端部分处，在探头42的侧表面中形成有至少一个凹槽64，用于通过超声波振动器24产生的超声波振动对活体组织进行处理。

