

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-253616

(P2005-253616A)

(43) 公開日 平成17年9月22日(2005.9.22)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/00

A61B 1/00

F I

A61B 17/36

330

A61B 1/00

300G

A61B 1/00

300R

A61B 1/00

334D

テーマコード (参考)

4C060

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-67944 (P2004-67944)

(22) 出願日 平成16年3月10日 (2004.3.10)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100089118

弁理士 酒井 宏明

(72) 発明者 山田 典弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

オリンパス株式会社内

(72) 発明者 吉嶺 英人

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

オリンパス株式会社内

(72) 発明者 一村 博信

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

オリンパス株式会社内

最終頁に続く

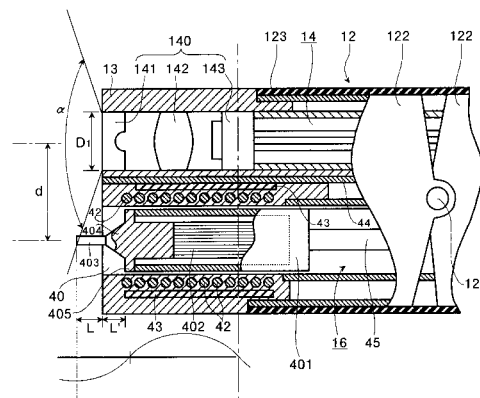
(54) 【発明の名称】 超音波処置装置

(57) 【要約】

【課題】挿入体の外径増大を抑えつつ、可及的に大きな処置出力を得ること。

【解決手段】挿入体10に設けた処置具挿入用チャンネル16の内部に超音波振動子40を配設するとともに、挿入体10の先端から突出する態様で超音波振動子40に先端処置部403を連結し、超音波振動子40で発生した超音波振動により先端処置部403を介して被検体に所望の超音波処置を施す超音波処置装置であって、超音波振動子40として磁歪式のものを適用するとともに、この超音波振動子40に対して磁界を発生するためのコイル42を処置具挿入用チャンネル16の内周壁に組み入れている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内への挿入体に設けた処置具挿入用チャンネルの内部に超音波振動子を配設するとともに、挿入体の先端から超音波振動子の先端処置部を突出させて所望の超音波処置を施す超音波処置装置であって、

超音波振動子として磁歪式のものを適用するとともに、この超音波振動子に対して磁界を発生するためのコイルを処置具挿入用チャンネルの内周壁に組み入れたことを特徴とする超音波処置装置。

【請求項 2】

処置具挿入用チャンネルの内周壁において超音波振動子の外周となる部位にのみコイルを配設したことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。 10

【請求項 3】

挿入体は、その先端部に被検体を観察するための観察光学系を備えた内視鏡の構成要素であり、

この観察光学系の視野内に振動体の先端部を配置させる態様で超音波振動子を配設した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】

振動体に対して鉗子部材を開閉可能に配設するとともに、この鉗子部材を操作するための鉗子操作手段を挿入体の基端部に配設したことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置装置。 20

【請求項 5】

超音波振動子に吸引通路を形成するとともに、振動体の先端部に吸引通路に連通した吸引口を開口させた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、超音波振動子で発生する超音波振動を利用し、挿入体の先端部において生体組織等の被検体に切開、切除、あるいは凝固等の超音波処置を施す超音波処置装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

この種の超音波処置装置としては、手元の操作ユニットに超音波振動子を配設する一方、挿入体の内部に超音波プローブを配設し、超音波振動子で発生した超音波振動を超音波プローブに伝達することにより、挿入体の先端部において超音波処置を施すようにしたものが一般的である。超音波振動子としては、通常、複数の圧電素子を軸方向に積層したものが適用されている。

【0003】

しかしながら、上記のような超音波処置装置では、挿入体と同程度の長さを有した細径で長大な超音波プローブを適用しなければならない。このように細径で長大な超音波プローブを適用した超音波処置装置にあっては、超音波振動子を駆動した場合、超音波プローブに横振動が発生し、この横振動によって超音波振動に出力ロスが生じる虞れがある。 40

【0004】

このため従来においては、挿入体に設けた処置具挿入用チャンネルの内部に超音波振動子を配設するようにした超音波処置装置も提供されている。こうした超音波処置装置によれば、挿入体の長さに関わらず、超音波振動子から挿入体の先端に突出するだけの長さを有した超音波プローブを適用すれば良いため、横振動の発生による出力ロスを低減することができるようになる（例えば、特許文献 1 参照）。

【0005】

【特許文献 1】特表 2001 - 502216 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

ところで、上記のように挿入体の処置具挿入用チャンネルに超音波振動子を配設した超音波処置装置では、超音波振動子の外径が処置具挿入用チャンネルによって制限されることになる。超音波振動子の外径は、一般にその出力を決定する要因である。このため、超音波処置装置が実施できる超音波処置にも大きな制限が加わることになる。

【0007】

もちろん、挿入体の外径を大きくすれば、その分だけ太径の超音波振動子を配設することができるため、実施できる超音波処置の制限も小さくなる。しかしながら、挿入体の外径を大きくした場合には、体腔内への挿入が困難になる等、適用箇所に大きな制限が加

10

【0008】

本発明は、上記実情に鑑みて、挿入体の外径増大を抑えつつ、可及的に大きな処置出力を得ることのできる超音波処置装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

上記の目的を達成するために、本発明の請求項1に係る超音波処置装置は、体腔内への挿入体に設けた処置具挿入用チャンネルの内部に超音波振動子を配設するとともに、挿入体の先端から超音波振動子の先端処置部を突出させて所望の超音波処置を施す超音波処置装置であって、超音波振動子として磁歪式のものを適用するとともに、この超音波振動子

20

【0010】

また、本発明の請求項2に係る超音波処置装置は、上述した請求項1において、処置具挿入用チャンネルの内周壁において超音波振動子の外周となる部位にのみコイルを配設したことを特徴とする。

【0011】

また、本発明の請求項3に係る超音波処置装置は、上述した請求項1において、挿入体は、その先端部に被検体を観察するための観察光学系を備えた内視鏡の構成要素であり、この観察光学系の視野内に振動体の先端部を配置させる態様で超音波振動子を配設したこ

30

【0012】

また、本発明の請求項4に係る超音波処置装置は、上述した請求項1において、振動体に対して鉗子部材を開閉可能に配設するとともに、この鉗子部材を操作するための鉗子操作手段を挿入体の基端部に配設したことを特徴とする。

【0013】

また、本発明の請求項5に係る超音波処置装置は、上述した請求項1において、超音波振動子に吸引通路を形成するとともに、振動体の先端部に吸引通路に連通した吸引口を開口させたことを特徴とする。

【発明の効果】

40

【0014】

本発明によれば、挿入体に設けた処置具挿入用チャンネルの内部に超音波振動子を配設しているため、横振動の発生による出力ロスを低減することができるようになる。しかも、処置具挿入用チャンネルの内周壁にコイルを組み入れるようにしているため、処置具挿入用チャンネルの内部にはその他の部分のみを挿入すれば良い。従って、挿入体の外径を増大させることなく実質的に処置具挿入用チャンネルよりも太径の超音波振動子を配設した場合と同様の処置出力を得ることができるようになり、実施できる超音波処置や適用箇所に大きな制限が加えられることがない。

【発明を実施するための最良の形態】**【0015】**

50

以下に添付図面を参照して、本発明に係る超音波処置装置の好適な実施の形態について詳細に説明する。

【0016】

(実施の形態1)

図1は、本発明の実施の形態1である超音波処置装置の要部を概念的に示したものである。ここで例示する超音波処置装置は、図2に示すように、内視鏡システムを適用して生体組織等の被検体に切開、切除、あるいは凝固等の超音波処置を施すもので、挿入体10および操作ユニット20を備えている。

【0017】

挿入体10は、長尺で細径の円柱状を成す部分であり、軟性挿入部11、湾曲部12および先端部材13を有して構成してある。軟性挿入部11は、可撓性を有する軟質材によって成形したもので、外力が加えられた場合に任意の方向に向けて比較的容易に湾曲することが可能である。湾曲部12は、ピン121を介して複数の湾曲駒122を互いに傾動可能となる態様で一連に接続するとともに、これら複数の湾曲駒122の外周を可撓性の外皮チューブ123で覆うことによって構成したもので、軟性挿入部11の先端に連結してある。この湾曲部12は、複数の湾曲駒122を適宜傾動させることにより、外皮チューブ123とともにピン121の軸回りとなる方向に湾曲することが可能である。先端部材13は、硬質材によって成形したもので、湾曲部12の最先端に位置する湾曲駒122に装着してある。

【0018】

この挿入体10には、観察系用チャンネル14、一对の光源用チャンネル15、および処置具挿入用チャンネル16が設けてある。これら観察系用チャンネル14、光源用チャンネル15および処置具挿入用チャンネル16は、図には明示していないが、それぞれ軟性挿入部11の基端面から先端部材13の先端面に亘る部位に貫設してある。観察系用チャンネル14には、先端部材13に位置する部位に観察光学系140である観察レンズ141、142およびCCDユニット143が配設してあり、また光源用チャンネル15には、図3に示すように、先端部材13の開口端部に位置する部位にそれぞれ照明レンズ151が配設してある。

【0019】

操作ユニット20は、挿入体10よりも太径の把持部21と、この把持部21よりもさらに太径の操作部22とを備えて構成したものである。

【0020】

把持部21は、挿入体10における軟性挿入部11の基端部に連設した部分であり、その外周部に第1連通路の外周開口211および第2連通路の外周開口212を有している。第1連通路および第2連通路は、図には明示していないが、それぞれの一端が外周開口211、212として把持部21の外周部に開口する一方、それぞれ他端が把持部21の先端面に開口したもので、第1連通路が処置具挿入用チャンネル16に連通し、かつ第2連通路が処置具挿入用チャンネル16の外周部に連通している。第1連通路は、処置具挿入用チャンネル16と同一の内径で、互いに連続するように構成してある。

【0021】

操作部22は、把持部21の基端に連設した部分であり、その外周部に操作ハンドル221、ライトケーブル222およびビデオ出力ケーブル223を備えている。操作ハンドル221は、操作部22の外周面に回転可能に配設したもので、湾曲部12との間が操作ワイヤ等の係合手段(図示せず)によって連係してある。この操作ハンドル221は、適宜方向に回転操作すると、連係手段を介して湾曲部12を湾曲操作することが可能である。ライトケーブル222は、外部に設置された光源装置30の照明光を伝送するためのもので、2本に分岐された先端がそれぞれ照明レンズ151に近接する態様で、操作部22および把持部21を介して挿入体10の光源用チャンネル15に配設してある。ビデオ出力ケーブル223は、CCDユニット143から出力された画像信号を図示せぬビデオ装置に伝送するためのものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

また、上記超音波処置装置は、磁歪式の超音波振動子 4 0 を備えている。超音波振動子 4 0 は、図 1 に示すように、有底円筒状を成すシリンダ 4 0 1 の内部に複数の磁歪素子 4 0 2 を積層することによって構成したものである。シリンダ 4 0 1 は、上述した挿入体 1 0 の処置具挿入用チャンネル 1 6 の内径よりも僅かに細径となる外径を有したもので、第 1 連通路の外部開口 2 1 1 から処置具挿入用チャンネル 1 6 の内部に挿通させることが可能である。

【 0 0 2 3 】

超音波振動子 4 0 のホーン 4 0 4 の先端には、先端処置部 4 0 3 が形成されている。この先端処置部 4 0 3 は、超音波振動子 4 0 からの超音波振動を、ホーン 4 0 4 を介してその延出方向に伝達する。超音波振動子 4 0 を所望の周波数で超音波振動させた場合に、ホーン 4 0 4 の基端部に構成した支持フランジ部 4 0 5 および磁歪素子 4 0 2 の長さ方向の中心がそれぞれ超音波振動の節となり、かつ支持フランジ部 4 0 5 から先端処置部 4 0 3 の長さが超音波振動の周波数に対してその 1 / 4 波長となるように設定してある。

【 0 0 2 4 】

また、超音波振動子 4 0 には、シリンダ 4 0 1 の底面に軟性シース 4 5 を介して処置操作部 4 6 が連結してある。図 2 に示すように、軟性シース 4 5 は、挿入体 1 0 の処置具挿入用チャンネル 1 6 よりも十分に大きな長さを有したもので、位置決め部材 4 7 を備えている。位置決め部材 4 7 は、例えば処置具挿入用チャンネル 1 6 の内径よりも太径に形成したリング状部材であり、超音波振動子 4 0 を把持部 2 1 の外部開口 2 1 1 から処置具挿入用チャンネル 1 6 に挿入し、図 1 に示すように、先端処置部 4 0 3 の先端部が観察光学系 1 4 0 の視野内に位置するとともに、磁歪素子 4 0 2 の長さ方向の中心が C C D ユニット 1 4 3 の重心を含む横断面上に合致した所望の処置位置（図 1 に示した位置）に配置した場合に、第 1 連通路の外部開口 2 1 1 に当接するように配置してある。

【 0 0 2 5 】

いま、挿入体 1 0 の先端面からの先端処置部 4 0 3 の突出長さを L 、挿入体 1 0 の先端面から後述のコイル 4 2 先端までの長さを L' 、観察レンズ 1 4 1 の直径を $D1$ 、観察レンズ 1 4 1 と先端処置部 4 0 3 との間の距離を d 、観察光学系 1 4 0 の視野角を α 、超音波振動乃一波長を λ とすると、先端処置部 4 0 3 の先端部を観察光学系 1 4 0 の視野内に配置させるためには、以下の式を満たすようにそれぞれを設定すれば良い。

$$L > \{ d - (D1 / 2) \} / \tan(\alpha / 2)$$

$$L' < (n\lambda / 4) - \{ d - (D1 / 2) \} / \tan(\alpha / 2)$$

$$(n = 0, 1, 2, 3 \dots)$$

【 0 0 2 6 】

一方、超音波振動子 4 0 が挿入配置される挿入体 1 0 の処置具挿入用チャンネル 1 6 には、コイル 4 2、バイアス磁石 4 3 および磁気シールド材 4 4 が設けてある。コイル 4 2 は、超音波振動子 4 0 の磁歪素子 4 0 2 に磁界を与えるためのもので、超音波振動子 4 0 が処置位置に配置された場合にその外周域となる処置具挿入用チャンネル 1 6 の内周壁に組み入れてある。コイル 4 2 の両端から延長された延長ケーブル 4 2 a は、挿入体 1 0 の内部においてその基端側に延在させた後、外部に設置された電源装置 5 0 に接続すべく第 2 連通路の外部開口 2 1 2 を通じて把持部 2 1 の外部へ導出してある。バイアス磁石 4 3 は、超音波振動子 4 0 にバイアス磁界を与えるためのもので、処置具挿入用チャンネル 1 6 の内周壁においてコイル 4 2 の外周となる部位に円管状の永久磁石を配設することによって構成してある。磁気シールド材 4 4 は、上述したコイル 4 2 やバイアス磁石 4 3 の電磁気による C C D ユニット 1 4 3 への影響を防止するためのもので、観察光学系 1 4 0 とバイアス磁石 4 3 との間に介在させてある。本実施の形態 1 では、磁気シールド材 4 4 として Co（コバルト）系アモルファス製のシート材や方向性珪素鋼板を適用している。

【 0 0 2 7 】

この超音波処置装置を適用して生体組織等の被検体に切開、切除、あるいは凝固等の超音波処置を施す場合には、まず、操作ユニット 2 0 を適宜操作しながら挿入体 1 0 を体腔

10

20

30

40

50

内に挿入し、挿入体 10 の先端部を所望の位置に配置させる。

【0028】

この場合、超音波処置装置の処置具挿入用チャンネル 16 には、上述した処置位置に予め超音波振動子 40 を位置決め配置しておいても良いし、挿入体 10 の先端部が所望の位置に配置された後に超音波振動子 40 を処置位置に配置するようにしても良い。

【0029】

また、挿入体 10 を体腔内に挿入する場合、光源装置 30 を駆動すれば、照明光がライトケーブル 222 を通じて 2 つの照明レンズ 151 からそれぞれ挿入体 10 の先端領域に照射される一方、その反射光が観察レンズ 141, 142 を通じて CCD ユニット 143 に結合されることになり、該 CCD ユニット 143 に結合された反射光が画像信号として出力される。CCD ユニット 143 から出力された画像信号は、ビデオ出力ケーブル 223 を通じてビデオ装置に伝送されるため、挿入体 10 の先端領域を逐次観察しながら体腔内への挿入作業を行うことができる。

【0030】

次いで、挿入体 10 の先端部が所望の位置に配置された状態から電源装置 50 を駆動し、延長ケーブル 42a を介してコイル 42 に交流電流を供給すると、コイル 42 に発生する磁界の作用によって磁歪素子 402 が適宜歪み変形し、超音波振動子 40 に超音波振動が発生することになる。超音波振動子 40 で発生した超音波振動は、ホーン 404 を通じて先端処置部 403 の先端部に伝達され、該先端処置部 403 の先端部において被検体に所望の超音波処置を施すことが可能となる。

【0031】

ここで、上記超音波処置装置においては、処置具挿入用チャンネル 16 の内周壁にコイル 42 を組み入れるようにしているため、処置具挿入用チャンネル 16 の内部には、磁歪素子 402 を収容したシリンダ 401 のみを収納すれば良いことになり、挿入体 10 の外径を増大させることなく実質的に処置具挿入用チャンネル 16 よりも太径の超音波振動子 40 を配設した場合と同様の処置出力を得ることができるようになる。

【0032】

さらに、コイル 42 の外周となる部位にバイアス磁石 43 を配設しているため、このバイアス磁石 43 の磁界によって先端処置部 403 の振動変位が増大することになる。

【0033】

これらの結果、上記超音波処置装置によれば、挿入体 10 の外径を増大させることなく十分な処置出力を得ることができるようになり、実施できる超音波処置や適用箇所に大きな制限が加えられることがなくなる。

【0034】

先端処置部 403 によって超音波処置を施す場合にも、先端処置部 403 の先端部が観察光学系 140 の視野内に配置されているため、ビデオ装置を通じて被検体を観察しながら行うことが可能である。その際、上記超音波処置装置によれば、磁気シールド材 44 によって観察光学系 140 とバイアス磁石 43 およびコイル 42 とを隔絶するようにしているため、CCD ユニット 143 に電磁気の影響が及ぶ虞れがなく、また磁歪素子 402 の長さ方向の中心を CCD ユニット 143 の重心を含む横断面上に合致させているため、CCD ユニット 143 に超音波振動子 40 で発生する振動の影響が及ぶ虞れがない。従って、ビデオ装置において良好な観察画像を得ることができるようになる。

【0035】

尚、上述した実施の形態 1 では、磁気シールド材 44 によって観察光学系 140 と超音波振動子 40 とを隔絶することができるため、観察光学系 140 に対する電磁気の影響を考慮することなくこれに隣接した所望の処置位置に超音波振動子 40 を配置して横振動の発生による出力ロスを一層低減することが可能になるが、必ずしも磁気シールド材 44 を設ける必要はない。

【0036】

また、上述した実施の形態 1 では、所望の処置位置に超音波振動子 40 を配置した場合

10

20

30

40

50

にその外周となる部位にのみコイル 42 を配設するようにしているため、不要部分で不用意に超音波振動子 40 が誤振動することを確実に防止することができるが、必ずしもこれに限定されず、例えば処置具挿入用チャンネル 16 の全長に亘る部位にコイルを配設するようにしても良い。

【0037】

(実施の形態 2)

図 4 ~ 図 7 は、本発明の実施の形態 2 である超音波処置装置に適用する超音波振動子を示したものである。ここで例示する超音波振動子 60 は、実施の形態 1 と同様の内視鏡システムを適用対象とし、挿入体 10 に設けた処置具挿入用チャンネル 16 に挿入配置されるもので、シリンダ 601 と鉗子部材 61 とを備えている。

10

【0038】

シリンダ 601 は、実施の形態 1 のものと同様に、有底円筒状を成し、その内部に複数の磁歪素子 602 を積層したもので、その先端開口にホーン 604 を介して接合した先端処置部 603 を備えている。先端処置部 603 は、超音波振動子 60 を所望の周波数で超音波振動させた場合に、ホーン 604 の基端部に構成した支持フランジ部 605 および磁歪素子 602 の長さ方向の中心がそれぞれ超音波振動の節となり、かつ支持フランジ部 605 からの長さが超音波振動の周波数に対してその 1/4 波長となるように設定してある。シリンダ 601 の底面に軟性シース 63 を介して処置操作部 (図示せず) が連結してあるのも、実施の形態 1 と同様である。

【0039】

鉗子部材 61 は、先端処置部 603 に対向する鉗子把持部 611 と、シリンダ 601 の両側部に位置する一对の操作入力部 612 とを一体に構成したもので、先端処置部 603 に対して鉗子把持部 611 が開閉する態様でピン部材 64 を介してシリンダ 601 に回転可能に支持させてある。

20

【0040】

この鉗子部材 61 には、操作入力部 612 に鉗子操作ワイヤ 65 が連結してある。鉗子操作ワイヤ 65 は、シリンダ 601 に設けた挿通孔 601a を通じてシリンダ 601 の底面に延出した後、軟性シース 63 の内部を介して処置操作部 (図示せず) に連係してあり、処置操作部を適宜操作した場合に鉗子部材 61 の鉗子把持部 611 を先端処置部 603 に対して開閉移動させることができる。具体的には、鉗子操作ワイヤ 65 を軟性シース 63 の内部に引き込むことにより、図 6 に示すように、鉗子部材 61 の鉗子把持部 611 を先端処置部 603 に対して閉じた状態に保持できる一方、鉗子操作ワイヤ 65 を軟性シース 63 から繰り出すことにより、図 7 に示すように、鉗子部材 61 の鉗子把持部 611 を先端処置部 603 に対して開いた状態に保持することができる。

30

【0041】

尚、上述した超音波振動子 60 が挿入配置される処置具挿入用チャンネル 16 の内周壁に、コイルおよびパイアス磁石が組み入れてあるのは実施の形態 1 と同様である。

【0042】

上記のような超音波振動子 60 を備える超音波処置装置によれば、処置操作部の操作によって先端処置部 603 と鉗子部材 61 の鉗子把持部 611 との間に生体組織を把持するとともに、延長ケーブルを介してコイルに交流電流を供給することによって先端処置部 603 を超音波振動させれば、実施の形態 1 とは異なる態様の超音波処置を施すことが可能となる。

40

【0043】

(実施の形態 3)

図 8 および図 9 は、本発明の実施の形態 3 である超音波処置装置に適用する超音波振動子を示したものである。ここで例示する超音波振動子 70 は、実施の形態 1 と同様の内視鏡システムを適用対象とし、挿入体 10 に設けた処置具挿入用チャンネル 16 に挿入配置されるもので、有底円筒状を成すシリンダ 701 の内部にプローブ部材 71 を備えている。

50

【 0 0 4 4 】

プローブ部材 7 1 は、先端処置部 7 1 1、ホーン部 7 1 2、支持フランジ部 7 1 3、素子保持部 7 1 4 および軸部 7 1 5 を一体に構成したものである。先端処置部 7 1 1 は、一様な外径を有した細径の円柱状を成す部分である。ホーン部 7 1 2 は、先端処置部 7 1 1 の基端から漸次外径が増加する態様で建設した円錐状部分である。フランジ部は、ホーン部 7 1 2 の基端よりもさらに太径で、シリンダ 7 0 1 の内周面に嵌合するように形成した薄肉の円柱状部分である。素子保持部 7 1 4 は、シリンダ 7 0 1 の内径よりも僅かに細径に形成した円柱状部分である。軸部 7 1 5 は、素子保持部 7 1 4 よりも十分に細径に形成した円柱状部分であり、その外周面の一部にネジ溝 7 1 5 a を有している。図 8 から明らかなように、このプローブ部材 7 1 には、先端処置部 7 1 1 の先端面から軸部 7 1 5 の先端面に至る部位に吸引通路 7 1 a が貫設してある。

【 0 0 4 5 】

このプローブ部材 7 1 は、軸部 7 1 5 のネジ溝 7 1 5 a に裏打部材 7 2 を螺合させることにより、これら素子保持部 7 1 4 と裏打部材 7 2 との間に複数の磁歪素子 7 0 2 を積層した状態で挟装保持させた後、軸部 7 1 5 の先端部が底壁の貫通孔 7 0 1 a から突出する態様でシリンダ 7 0 1 の内部に装着してある。

【 0 0 4 6 】

プローブ部材 7 1 の先端処置部 7 1 1 は、実施の形態 1 で示した超音波振動子 7 0 の先端処置部 4 0 3 に相当する部分であり、超音波振動子 7 0 を所望の周波数で超音波振動させた場合に、支持フランジ部 7 1 3 および磁歪素子 7 0 2 の長さ方向の中心がそれぞれ超音波振動の節となり、かつ支持フランジ部 7 1 3 からの長さが超音波振動の周波数に対してその 1 / 4 波長となるように設定してある。シリンダ 7 0 1 の底面に軟性シース 7 3 を介して処置操作部（図示せず）が連結してあるのも、実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 4 7 】

プローブ部材 7 1 においてシリンダ 7 0 1 の底壁から突出した軸部 7 1 5 には、吸引チューブ 7 4 の一端部が装着してある。吸引チューブ 7 4 は、軟性シース 7 3 の内部を通過して外部に延出し、その他端部が外部に設置した吸引ポンプ 8 0 に接続してある。

【 0 0 4 8 】

尚、上述した超音波振動子 7 0 が挿入配置される処置具挿入用チャンネル 1 6 の内周壁に、コイルおよびバイアス磁石が組み入れてあるのは実施の形態 1 と同様である。

【 0 0 4 9 】

上記のような超音波振動子 7 0 を備える超音波処置装置においても、延長ケーブルを介してコイルに交流電流を供給すれば、コイルに発生する磁界およびバイアス磁石による磁界の作用によって磁歪素子 7 0 2 が適宜歪み変形し、超音波振動子 7 0 に超音波振動が発生することになり、先端処置部 7 1 1 の先端部において被検体に所望の超音波処置を施すことが可能となる。

【 0 0 5 0 】

しかも、超音波処置と同時に、あるいは超音波処置の終了後において吸引ポンプ 8 0 を駆動すれば、超音波処置によって生じた不要な生体組織等を、吸引通路 7 1 a および吸引チューブ 7 4 を通じて吸引回収することができるようになる。

【 0 0 5 1 】

尚、上述した実施の形態 1 ~ 3 では、軟性挿入部を有した所謂軟性内視鏡システムを適用し、その挿入体 1 0 に設けた処置具挿入用チャンネル 1 6 の内部に超音波振動子を配設するようにした超音波処置装置を例示しているが、硬性の挿入部を有した硬性内視鏡システムを適用し、その挿入体に設けた処置具挿入用チャンネルの内部に超音波振動子を配設するようにしても良い。

【 0 0 5 2 】

また、上述した実施の形態 1 ~ 3 では、いずれもコイルの外周となる部位にバイアス磁石を配設しているため、処置部の振動変位が増大することになり、処置出力をより増大させることができるが、必ずしもバイアス磁石を配設する必要はない。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】本発明の実施の形態 1 である超音波処置装置の要部を示す断面側面図である。

【図 2】図 1 に示した超音波処置装置を適用する内視鏡システムの概念図である。

【図 3】図 1 に示した超音波処置装置の要部を概念的に示す斜視図である。

【図 4】本発明の実施の形態 2 である超音波処置装置に適用する超音波振動子の構成要素を示す斜視図である。

【図 5】図 4 に示した超音波振動子において鉗子部材を閉成した状態の側面図である。

【図 6】図 4 に示した超音波振動子において鉗子部材を開成した状態の側面図である。

【図 7】図 4 に示した超音波振動子の断面図である。

10

【図 8】本発明の実施の形態 3 である超音波処置装置に適用する超音波振動子の構成要素を示す断面図である。

【図 9】図 8 に示した超音波振動子の要部斜視図である。

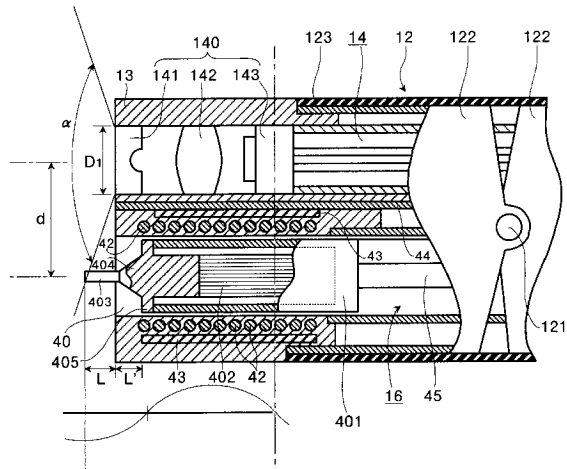
【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

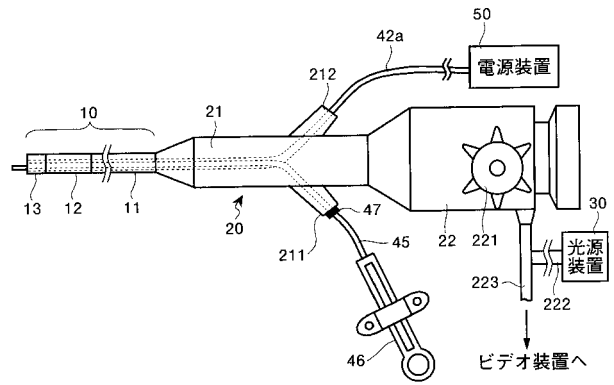
1 0	挿入体	
1 1	軟性挿入部	
1 2	湾曲部	
1 3	先端部材	
1 4	観察系用チャンネル	20
1 5	光源用チャンネル	
1 6	処置具挿入用チャンネル	
2 0	操作ユニット	
2 1	把持部	
2 2	操作部	
3 0	光源装置	
4 0	超音波振動子	
4 2	コイル	
4 2 a	延長ケーブル	
4 3	バイアス磁石	30
4 4	磁気シールド材	
4 5	軟性シース	
4 6	処置操作部	
4 7	位置決め部材	
5 0	電源装置	
6 0	超音波振動子	
6 1	鉗子部材	
6 3	軟性シース	
6 4	ピン部材	
6 5	鉗子操作ワイヤ	40
7 0	超音波振動子	
7 1	プローブ部材	
7 1 a	吸引通路	
7 2	裏打部材	
7 3	軟性シース	
7 4	吸引チューブ	
8 0	吸引ポンプ	
1 2 1	ピン	
1 2 2	湾曲駒	
1 2 3	外皮チューブ	50

1 4 0	観 察 光 学 系	
1 4 1 , 1 4 2	観 察 レ ン ズ	
1 4 3	C C D ユ ニ ッ ト	
1 5 1	照 明 レ ン ズ	
2 1 1 , 2 1 2	外 部 開 口	
2 2 1	操 作 ハ ン ド ル	
2 2 2	ラ イ ト ケ ー ブ ル	
2 2 3	ビ デ オ 出 力 ケ ー ブ ル	
4 0 1	シ リ ン ダ	
4 0 2	磁 歪 素 子	10
4 0 3	先 端 処 置 部	
4 0 4	ホ ー ン	
4 0 5	支 持 フ ラ ン ジ 部	
6 0 1	シ リ ン ダ	
6 0 1 a	挿 通 孔	
6 0 2	磁 歪 素 子	
6 0 3	処 置 部	
6 0 4	ホ ー ン	
6 0 5	支 持 フ ラ ン ジ 部	
6 1 1	鉗 子 把 持 部	20
6 1 2	操 作 入 力 部	
7 0 1	シ リ ン ダ	
7 0 1 a	貫 通 孔	
7 0 2	磁 歪 素 子	
7 1 1	先 端 処 置 部	
7 1 2	ホ ー ン 部	
7 1 3	支 持 フ ラ ン ジ 部	
7 1 4	素 子 保 持 部	
7 1 5	軸 部	
7 1 5 a	ネ ジ 溝	30

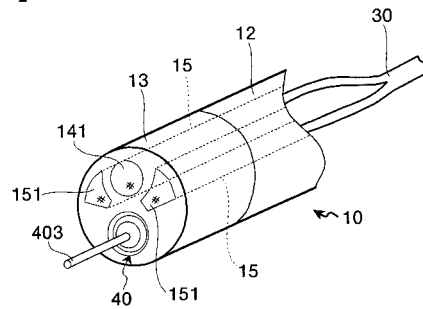
【図 1】



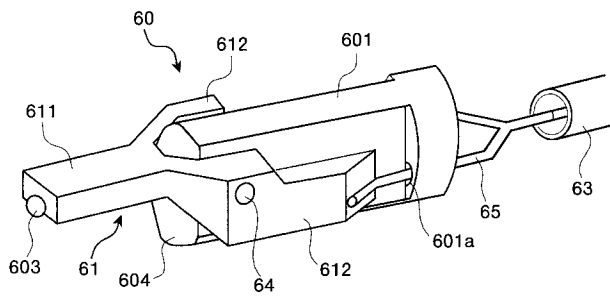
【図 2】



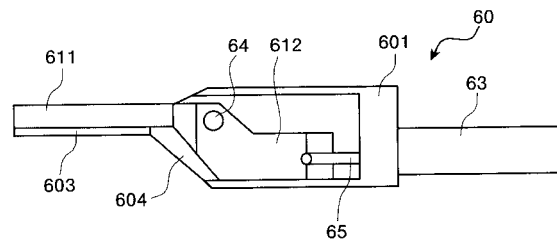
【図 3】



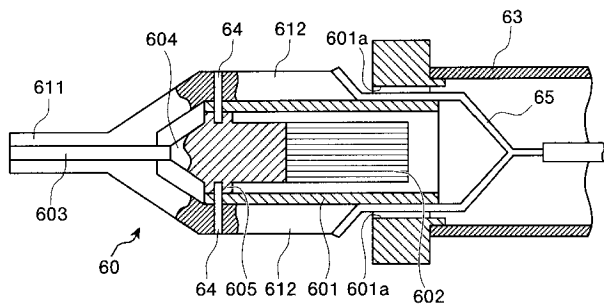
【図 4】



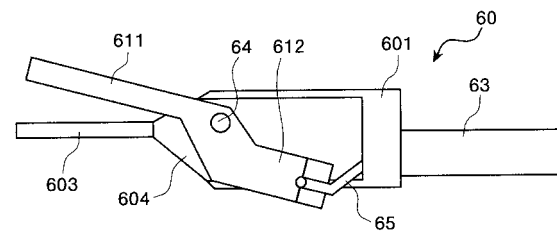
【図 6】



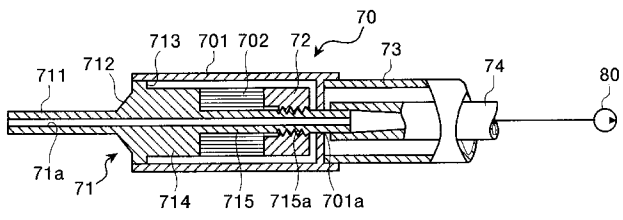
【図 5】



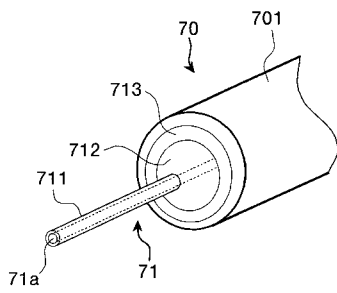
【図 7】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 西尾 修

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 4C060 JJ12 JJ13 JJ15 MM24

4C061 FF35 FF43 GG15 HH56

专利名称(译)	超声波治疗仪		
公开(公告)号	JP2005253616A	公开(公告)日	2005-09-22
申请号	JP2004067944	申请日	2004-03-10
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	山田典弘 吉嶺英人 一村博信 西尾修		
发明人	山田 典弘 吉嶺 英人 一村 博信 西尾 修		
IPC分类号	A61B18/00 A61B1/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B1/00.300.G A61B1/00.300.R A61B1/00.334.D A61B1/00.620 A61B1/018.513 A61B1/018.515 A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C060/JJ12 4C060/JJ13 4C060/JJ15 4C060/MM24 4C061/FF35 4C061/FF43 4C061/GG15 4C061/HH56 4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ43 4C160/JJ46 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN14 4C161/FF35 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH56		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在抑制刀片外径增加的同时，获得尽可能大的处理输出。
 超声换能器（40）设置在插入物（10）中设置的治疗仪器插入通道（16）内，并且超声换能器（40）设有远侧治疗部分（403），以从插入物（10）的尖端突出。是一种超声治疗设备，用于通过由超声换能器40产生的超声振动通过远端治疗部分403对对象执行所需的超声治疗，该超声换能器是磁致伸缩类型的超声换能器40。在施加上述处理的同时，在治疗仪器插入通道16的内周壁中结合有助于相对于超声换能器40产生磁场的线圈42。[选型图]图1

