

(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2010-178966

(P2010-178966A)

(43) 公開日 平成22年8月19日(2010.8.19)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 A	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 C	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-26047 (P2009-26047)
 (22) 出願日 平成21年2月6日(2009.2.6)

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100090169
 弁理士 松浦 孝
 (74) 代理人 100124497
 弁理士 小倉 洋樹
 (74) 代理人 100127306
 弁理士 野中 剛
 (74) 代理人 100129746
 弁理士 虎山 滋郎
 (74) 代理人 100132045
 弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

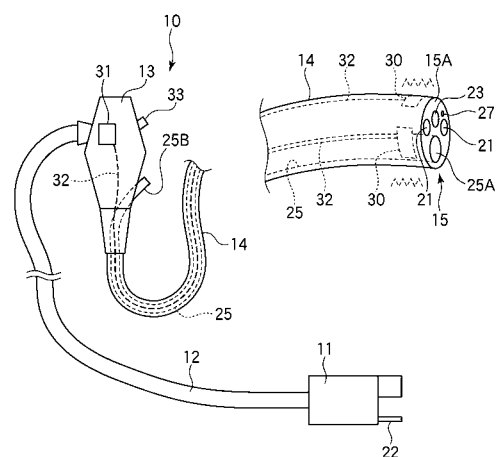
(54) 【発明の名称】 医療用挿入器具の挿入補助装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡等の医療用挿入器具をスムーズに体内に挿入させるための挿入補助装置を提供する。

【解決手段】内視鏡10は、体内に挿入するための挿入部14を備える。挿入部14の先端部15に圧電素子30を設ける。圧電素子30は超音波振動を発生することが可能である。圧電素子30から発生した超音波振動は先端部15からさらに体内組織に伝播され、挿入部14を体内に挿入しやすくなる。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部の外周面を体内組織に接触させつつ体内に挿入され、又は体内から抜き取られる挿入部を有する医療用挿入器具の挿入又は抜き取りを補助するための挿入補助装置であって、

振動を発生させることが可能な圧電素子を備え、

前記圧電素子が前記挿入部の先端部に配置され、その先端部に配置された圧電素子から発生した振動を前記先端部に伝播させ、前記先端部を振動させることを特徴とする挿入補助装置。

【請求項 2】

前記医療用挿入器具は、前記挿入部に連結され、前記挿入部を操作するための操作部と、前記医療用挿入器具の内部に設けられ、前記操作部から前記先端部まで連通された連通路とを備え、

前記挿入補助装置は、前記操作部から前記連通路内に挿入される挿入具を備え、

前記圧電素子が前記挿入具の挿入先端部に取り付けられており、

前記挿入具を前記連通路内に挿入させ、前記挿入先端部を前記先端部に配置させることによって、前記先端部に前記圧電素子を配置させることを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【請求項 3】

前記挿入先端部は拡張可能であって、

前記拡張した前記挿入先端部、或いはその拡張した前記挿入先端部に取り付けられた圧電素子が、前記先端部の連通路の内周面に接し、前記振動が前記先端部に伝播されることを特徴とする請求項 2 に記載の挿入補助装置。

【請求項 4】

前記挿入先端部はバルーンを備え、

前記バルーンが膨張して前記挿入先端部が拡張されることを特徴とする請求項 3 に記載の挿入補助装置。

【請求項 5】

前記挿入先端部は傘骨構造を有する傘部を備え、

前記傘部が開かれることによって前記挿入先端部が拡張されることを特徴とする請求項 3 に記載の挿入補助装置。

【請求項 6】

前記圧電素子が、前記先端部に取り付けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【請求項 7】

前記先端部が硬質部材から成るとともに、前記圧電素子が、前記硬質部材の外周面に取り付けられており、

前記挿入部の外周がチューブによって構成されるとともに、

前記チューブは前記圧電素子の上から前記硬質部材に外嵌されることにより前記先端部に連結されることを特徴とする請求項 6 に記載の挿入補助装置。

【請求項 8】

前記硬質部材は、大径部と、その大径部の後端に連設される小径部とを有し、これらが一体に形成されて成り、

前記圧電素子は、前記小径部の外周面に取り付けられており、

前記チューブは前記圧電素子の上から前記小径部に外嵌されることにより前記先端部に連結されることを特徴とする請求項 7 に記載の挿入補助装置。

【請求項 9】

前記硬質部材の内部には、体内を観察するための対物レンズが設けられることを特徴とする請求項 7 に記載の挿入補助装置。

【請求項 10】

前記圧電素子が、前記挿入部の径方向に振動を発生することを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【請求項 1 1】

前記圧電素子が、前記挿入部の周方向に複数並べられたことを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【請求項 1 2】

前記圧電素子が、前記挿入部の軸方向に複数並べられたことを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【請求項 1 3】

前記圧電素子は、超音波振動を発生させることを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【請求項 1 4】

前記医療用挿入器具が内視鏡であることを特徴とする請求項 1 に記載の挿入補助装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡等の体内に挿入される医療用挿入器具の挿入を補助するための挿入補助装置であって、特に超音波振動を用いて挿入をスムーズに行わせる挿入補助装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者に内視鏡等の医療用挿入器具を挿入する際には、挿入通路となる耳鼻咽喉、肛門、子宮の粘膜等と挿入器具の外周面との間で摩擦が発生することにより、患者に苦痛を与えることが多く、また場合によっては上記粘膜等に傷を付けることがある。これら不具合を回避するためには、スコープ径を細くすることが考えられるが、スコープ径を細くするには限界があり、医師の技術に頼っているのが現状である。

【0003】

従来、特許文献 1 に開示されるように、挿入部の外周に螺旋状構造部が設けられると共に、挿入部が回転させられることにより、挿入部の体腔内への挿入をスムーズにする挿入補助機構が知られている。また、特許文献 2、3 には、内視鏡等の可撓管を湾曲させるためのガイドワイヤに圧電素子を取り付けられ、圧電素子によってガイドワイヤが牽引されることが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 305320 号公報

【特許文献 2】特開平 6 - 105801 号公報

【特許文献 3】特開平 4 - 180726 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、特許文献 1 に開示された機構によれば、挿入部が得られる推進力は限定的であり、挿入部と体内の間で発生する摩擦を十分に低減することはできないし、挿入部の構造が複雑になるという問題もある。一方、特許文献 2、3 に開示された圧電素子は、可撓管を湾曲するために使用されているに過ぎず、可撓管を挿入する際に、体内と挿入器具との間で生じる摩擦を軽減しているわけではない。

【0006】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、医療用挿入器具の外周面と体内組織との間で生じる摩擦を軽減して、医療用挿入器具をスムーズに体内に挿入させるための挿入補助装置を提供することを目的とする。

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る挿入補助装置は、先端部の外周面を体内組織に接触させつつ体内に挿入され、又は体内から抜き取られる挿入部を有する医療用挿入器具の挿入又は抜き取りを補助するための挿入補助装置であって、振動を発生させることが可能な圧電素子を備え、圧電素子が挿入部の先端部に配置され、その先端部に配置された圧電素子から発生した振動を先端部に伝播させ、先端部を振動させることを特徴とする。

【0008】

圧電素子は、例えば先端部に取り付けられている。具体的には、先端部は例えば硬質部材から成り、その硬質部材の外周面に圧電素子を取り付けられている。この場合、挿入部の外周はチューブによって構成されるとともに、チューブは圧電素子の上から硬質部材に外嵌されることにより先端部に連結されることが好ましい。さらに詳しくは、硬質部材は例えば、大径部と、その大径部の後端に連設される小径部とを有し、これらが一体に形成されて成り、小径部の外周面に圧電素子を取り付けられていることが好ましい。この場合、チューブは圧電素子の上から小径部に外嵌されることにより先端部に連結されていたほうが良い。なお、硬質部材の内部には、体内を観察するための対物レンズ等が設けられる。

10

【0009】

本発明において、圧電素子は医療用挿入器具の先端部に取り付けられていなくても良い。この場合、医療用挿入器具は、挿入部に連結され、挿入部を操作するための操作部と、医療用挿入器具の内部に設けられ、操作部から先端部まで連通された連通路とを備えることが好ましい。そして医療用挿入器具とは別体であって、操作部から連通路の内部に挿入されるための挿入具が設けられ、圧電素子はこの挿入具の挿入先端部に取り付けられる。該挿入具は上記連通路に挿入され、挿入先端部が挿入部の先端部に配置されることにより、圧電素子が挿入部の先端部に配置される。

20

【0010】

挿入具の挿入先端部は拡張可能であったほうが良い。この場合、拡張した挿入先端部、或いはその拡張した挿入先端部に取り付けられた圧電素子が、先端部の連通路の内周面に接し、振動が先端部に伝播される。挿入先端部は例えばバルーンを備え、バルーンが膨張して挿入先端部が拡張される。また、挿入先端部は例えば傘骨構造を有する傘部を備え、傘部が開かれることによって挿入先端部が拡張される。

30

【0011】

圧電素子は、例えば挿入部の径方向に振動を発生する。圧電素子は、挿入部の周方向に複数並べられても良いし、挿入部の軸方向に複数並べられても良い。また、圧電素子は、好ましくは超音波振動を発生させる。なお、上記医療用挿入器具は、内視鏡であることが好ましい。

【発明の効果】

【0012】

本発明においては、内視鏡等の医療用挿入器具の先端部を振動させ、さらにその振動を体内組織に伝播させることによって、医療用挿入器具を体内にスムーズに挿入させることが可能になる。

40

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る挿入補助装置が設けられた内視鏡の全体図を示す模式図である。

【図2】第1の実施形態に係る内視鏡の挿入部の先端部を示す模式的な斜視図である。

【図3】図2におけるIII-III線における断面図である。

【図4】第1の実施形態の変形例を示す模式的な斜視図である。

【図5】第1の実施形態の他の変形例を示す模式的な斜視図である。

【図6】本発明の第2の実施形態における内視鏡及び内視鏡アクセサリを示す模式図であ

50

る。

【図 7】閉じた状態の傘部を示す模式図である。

【図 8】開いた状態の傘部を示す模式図である。

【図 9】傘部に設けられたシート部材を示す模式図である。

【図 10】本発明の第 3 の実施形態を説明するための模式図である。

【図 11】本発明の第 4 の実施形態における内視鏡アクセサリの挿入先端部であって、バルーンが収縮した状態を示す模式図である。

【図 12】本発明の第 4 の実施形態における内視鏡アクセサリの挿入先端部であって、バルーンが膨張した状態を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0014】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しつつ説明する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る挿入補助装置が設けられた内視鏡の全体図を示す模式図であって、内視鏡の挿入部の先端部近傍のみを拡大した示した図である。内視鏡 10 は、プロセッサ（不図示）に接続されるコネクタ部 11 と、コネクタ部 11 に可撓性の連結管 12 を介して接続される操作部 13 と、操作部 13 に連結され、可撓性を有する管状の挿入部 14 とを備える。

【0015】

挿入部 14 は、少なくともその先端部 15 の外周面を粘膜等の体内組織に接触させつつ、被写体である患者の体内に挿入され、又は体内から抜き取られるものである。操作部 13 は、挿入部 14 を操作するためのものあって、医師等の使用者は操作部 13 を把持して挿入部 14 を移動させ、挿入部 14 を体内に挿入させ、又は体内から抜き取る。

20

【0016】

内視鏡 10 の内部には、ファイバーバンドルから形成されるライトガイド（不図示）が挿通され、ライトガイドの一端（出射端）21 は、先端部 15 の端面 15A に配置される。ライトガイドの他端（入射端）22 は、コネクタ部 11 に配置されており、コネクタ部 11 がプロセッサに接続されると、入射端 22 はプロセッサ内に設けられた光源（不図示）に光学的に接続される。光源から出射された照明光は、ライトガイドを介して、出射端 21（すなわち、端面 15A）から出射されて、被写体に照射される。なお、本実施形態では、内視鏡 10 の内部には 2 本のライトガイドが挿通される。

30

【0017】

挿入部 14 の先端部 15 には、その端面 15A に配置され、体内を観察するための対物レンズ 23 と、対物レンズ 23 の後方に配置された撮像素子（不図示）が設けられる。照明光で照射された被写体は、対物レンズ 23 によって撮像素子に被写体像として結像され、撮像素子では被写体像に対応した画像信号が生成される。画像信号は、不図示の信号線を介してコネクタ部 11 からプロセッサに送られる。プロセッサでは、画像信号に所定の画像信号処理が施され、その画像信号は例えば動画としてモニタに出力される。

【0018】

内視鏡 10 の内部には、操作部 13 から先端部 15 まで連通する、中空の鉗子チャンネル（連通路）25 が形成される。鉗子チャンネル 25 の先端 25A は、端面 15A で開口しているとともに、その基端は鉗子口 25B として操作部 13 で開口している。また、内視鏡 10 の内部には、操作部 13 から先端部 15 まで連通する送気・送水チャンネル（不図示）が形成されており、送気送水チャンネルの先端には、送気送水ノズル 27 が設けられている。操作部 13 の送気送水口（不図示）から送られた水またはエアは、送気送水チャンネルを介して送気送水ノズル 27 から噴出され、例えば対物レンズ 23 の洗浄に使用される。

40

【0019】

本実施形態では、超音波振動を発生させることが可能な圧電素子 30、30 が先端部 15 に取り付けられる。また、圧電素子 30、30 を駆動するための超音波駆動回路 31 が操作部 13 に設けられる。圧電素子 30、30 は、信号線 32、32 を介して超音波駆動

50

回路 3 1 に接続される。超音波駆動回路 3 1 は、圧電素子 3 0 の共振周波数で超音波駆動信号を圧電素子 3 0 に入力し、圧電素子 3 0 は、超音波駆動信号に基づいて超音波振動を発生させる。超音波駆動回路 3 1 は操作部 1 3 に設けられた操作スイッチ 3 3 の操作に基づいて駆動される。但し、超音波駆動回路 3 1 は、コネクタ部 1 1 に設けられても良い。

【 0 0 2 0 】

図 2、3 は、第 1 の実施形態に係る挿入部 1 4 の先端部 1 5 を示すための図である。図 2 に示すように、挿入部 1 4 の先端部 1 5 は、大径部 1 5 B と、その大径部の後端に連設され、大径部 1 5 B より径が小さい小径部 1 5 C とが一体に形成された硬質部材から成る。硬質部材は樹脂等によって形成される。大径部 1 5 B 及び小径部 1 5 C はともに略円柱形状を呈し、同心的に配置される。

10

【 0 0 2 1 】

硬質部材から成る先端部 1 5 には、図 3 に示すように、貫通孔 2 8 A ~ 2 8 E が、挿入部 1 4 (先端部 1 5) の軸方向に貫通している。貫通孔 2 8 A は、鉗子チャンネル 2 5 の先端 2 5 A を構成するとともに、貫通孔 2 8 B は送気送水チャンネルの先端を構成し、送気送水ノズル 2 7 がその内部に配置される。また管通孔 2 8 C ~ 2 8 E それぞれの内部には、ライトガイドの出射端 2 1、2 1、及び撮影レンズ 2 3 が配置される。

【 0 0 2 2 】

圧電素子 3 0、3 0 は、小径部 1 5 C の外周面に取り付けられている。圧電素子 3 0、3 0 は、挿入部 1 4 (先端部 1 5) の軸を中心に対称的に配置されており、挿入部 1 4 の軸を挟んで対向するように配置される。圧電素子 3 0、3 0 は、板状に形成され、その厚さ方向が挿入部 1 4 (先端部 1 5) の径方向に一致するように配置される。すなわち、圧電素子 3 0、3 0 は、小径部 1 5 C の外周面に沿うように湾曲した形状を呈しており、圧電素子 3 0、3 0 の長さ方向は小径部 1 5 C (すなわち、挿入部 1 4) の周方向に一致する。

20

【 0 0 2 3 】

圧電素子 3 0、3 0 は、特に限定されるわけではないが、積層型、バイモルフ型等の圧電素子であって、厚さ 1 ~ 3 mm、幅 0.5 ~ 1 cm、長さ 1 ~ 2 cm 程度のものである。圧電素子 3 0、3 0 は、超音波駆動信号が入力されることによって、厚さ方向 (すなわち、挿入部 1 4 の径方向) に超音波振動を発生させる。入力される駆動信号は高周波駆動信号であれば限定されないが、超音波駆動信号であることが制御のしやすさの点で好ましい。なお、超音波振動とは、2 万 Hz 以上の周波数を有する振動のことをいう。

30

【 0 0 2 4 】

内視鏡 1 0 の挿入部 1 4 の外周は、樹脂やゴム等で形成された可撓性のある略円筒形のチューブ 4 0 によって構成される。チューブ 4 0 は、圧電素子 3 0、3 0 の上から小径部 1 5 C に外嵌されることにより、先端部 1 5 に連結される。チューブ 4 0 の先端は、例えば、圧電素子 3 0、3 0 が取り付けられた部分より先端側であって、圧電素子 3 0、3 0 が全周にわたって取り付けられない部分の小径部 1 5 C の外周面に圧着され、これにより、チューブ 4 0 と、先端部 1 5 との間の気密性は保たれている。

【 0 0 2 5 】

本実施形態では、挿入部 1 4 が体内に挿入され、或いは抜き取られるときに、圧電素子 3 0、3 0 に超音波駆動信号が入力され、圧電素子 3 0、3 0 で超音波振動が発生する。圧電素子 3 0、3 0 で発生した超音波振動は、先端部 1 5 に伝播され、挿入部 1 4 の先端部 1 5 やその近傍部分が超音波振動させられることとなる。粘膜等の体内組織に接した先端部 1 5 やその近傍部分が超音波振動されると、超音波振動が体内組織に伝わり、先端部 1 5 やその近傍部分と粘膜等の体内組織との間で生じる摩擦が低減される。したがって、挿入部 1 4 を挿入し或いは抜き取るときの抵抗が小さくなり、挿入部 1 4 の挿入経路となる耳鼻咽喉、肛門、子宮の粘膜等を傷付けにくくなり、患者の苦痛が低減される。

40

【 0 0 2 6 】

また、圧電素子 3 0、3 0 で発生する超音波振動は、人間が感知できない高周波数を有するので、振動が患者や診療に対して与える悪影響がない。

50

【 0 0 2 7 】

本実施形態では、圧電素子 3 0 は、挿入部 1 4 の周方向に沿って 2 つ並べられていたが、1 つであっても良く、また 3 つ以上並べられていても良い。圧電素子 3 0 が 3 つ以上の場合、圧電素子 3 0 は、周方向全周において、均等に並べられることが好ましい。また、本実施形態では、圧電素子 3 0 の長さ方向は、挿入部 1 4 の周方向に一致せず、軸方向に一致していても良いし、周方向に対して傾いていても良い。例えば、図 4 に示すように、長さ方向が挿入部 1 4 の周方向に一致する圧電素子 3 0、長さ方向が周方向に対して傾く圧電素子 3 0、及び長さ方向が軸方向に一致する圧電素子 3 0 が、この順に複数並べられても良い。但し、この場合も、圧電素子 3 0 の厚さ方向は、挿入部 1 4 の径方向に一致している。また、図 5 に示すように、周方向及び軸方向それぞれに複数の圧電素子 3 0 が並べられても良い。

10

【 0 0 2 8 】

なお、図 4、5 においては、圧電素子 3 0 の長さ方向が矢印で示される。また、図 4、5 では、先端部 1 5 の軸方向の長さが実際よりも長く描かれており、さらに、小径部 1 5 C は簡略化して描かれ、大径部 1 5 B と同径に描かれている。したがって図 4、5 の構成においても、各圧電素子 3 0 は、実際には小径部 1 5 C の外周に取り付けられている。

【 0 0 2 9 】

次に、図 6 ~ 9 を用いて、本発明の第 2 の実施形態について説明する。第 1 の実施形態においては、圧電素子 3 0 は、内視鏡 1 0 に取り付けられていたが、本実施形態では、圧電素子 3 0 は内視鏡 1 0 に取り付けられず、内視鏡 1 0 とは別体の内視鏡用アクセサリ 5 0 に取り付けられている。すなわち本実施形態では、内視鏡 1 0 は、圧電素子 3 0 および超音波駆動回路 3 1 を備えていない点を除いて第 1 の実施形態と同様であるとともに、挿入補助装置は、内視鏡アクセサリ 5 0 として構成される。

20

【 0 0 3 0 】

内視鏡アクセサリ 5 0 は、例えば内視鏡 1 0 の内部に挿入されるための挿入具 4 8 と、挿入具 4 8 の基端に接続される操作ボックス 4 9 とを備える。挿入具 4 8 の先端（挿入先端部）は圧電素子 3 0 が取り付けられる傘部 5 2 で構成される。操作ボックス 4 9 には、超音波駆動回路 3 1、操作スイッチ 3 4 A、3 4 B、及びロックレバー 6 7 が設けられ、超音波駆動回路 3 1 は、操作スイッチ 3 4 A の操作に基づいて駆動される。また、後述する傘部 5 2 の開閉動作は操作スイッチ 3 4 B の操作によって制御される。なお、挿入具 4 8 は先端及び基端を除いて、可撓性を有する可撓管 5 1 で構成されており、圧電素子 3 0 に接続される信号線等が可撓管 5 1 の内部に挿通している。

30

【 0 0 3 1 】

次に、図 7 ~ 図 9 を用いて、傘部 5 2 の構造について説明する。図 7、8 から明らかなように、傘部 5 2 は、シャフト 5 3、リング部材 5 5、複数本の親骨 5 6、及び複数本の受骨 5 7 を備え、これらによって一般的な傘と同様の傘骨構造を有する。具体的に説明すると、傘部 5 2 のシャフト 5 3 は可撓管 5 1 の先端部に取り付けられる。リング部材 5 5 は、シャフト 5 3 の中途部に摺動可能に取り付けられている。複数本の親骨 5 6 の一端は、周方向に等角度で、シャフト 5 3 の先端 5 4 に取り付けられている。そして、複数本の親骨 5 6 それぞれの中途部に、受骨 5 7 の一端が取り付けられ、受骨 5 7 の他端は周方向に等角度で、リング部材 5 5 に取り付けられている。なお親骨 5 6 は、受骨 5 7 が取り付けられた中途部を起点に折り曲げられている。

40

【 0 0 3 2 】

傘部 5 2 はさらに、バネ 7 2 及びリミット板 7 3 を備える。バネ 7 2 は、コイル状バネであって、シャフト 5 3 を囲むように配置され、バネ 7 2 の両端部は、リング部材 5 5 とリミット板 7 3 に固定されている。リミット板 7 3 は、シャフト 5 3 に固定されており、バネ 7 2 はそこを基点として伸縮可動する。さらに、可撓管 5 1 の先端部の内部には、ワイヤ 5 9 を介してリング部 5 5 に接続されるモータ 5 8 が設けられる。

【 0 0 3 3 】

リング部材 5 5 はバネ 7 2 によって、恒常的に押されており、通常の状態、すなわちリ

50

リング部材 55 がワイヤ 59 によって引っ張られない状態では、傘部 52 の受骨 57 は、リング部材 55 を介してパネ 72 によって押された状態になる。この状態では、各親骨 56 は各受骨 57 によって押し上げられて、親骨 56 とシャフト 53 の成す角度、及び親骨 56 と受骨 57 の成す角度それぞれが大きくなり、図 8 に示すように、傘部 52 は開くこととなる。

【0034】

一方、リング部 55 がワイヤ 59 を介してモータ 58 によって引っ張られ、先端 54 から遠ざかるように移動させられると、シャフト 53 に沿ってパネ 72 が圧縮するとともに、親骨 56 が受骨 57 によって引き下げられ図 7 に示すように、傘部 52 は閉じた状態となる。ここで、ワイヤ 59 は、引っ張られた状態でダイヤル式のロックレバー 67 によってロック可能であるので、傘部 52 を閉じた状態に維持するために、モータによって常にワイヤ 59 を引っ張っておく必要はない。一方、ロックレバー 67 によるロックが解除すれば、圧縮されたパネが復元し、上記したように傘部 52 が開くので、傘部 52 を開くときにはモータ 58 を駆動させる必要はない。ただし、傘部 52 を素早く開くためにモータ 58 を駆動させても良い。

【0035】

なお、本実施形態では、ワイヤ 59 は複数設けられ、それぞれのワイヤ 59 が受骨 57 それぞれに接続されても良い。このような構成によっても、ワイヤ 59 の進退に応じて、傘部 52 を開閉させることができ、またこのような場合には、リング部材 55 は省略することも可能である。

【0036】

図 9 から明らかなように、傘部 52 はシート部材 65 を備え、シート部材 65 は、複数の親骨 56 全てを外側から覆うように設けられ、親骨 56 によって支持される。シート部材 65 は、シリコンゴム等の弾性シートで構成される。シート部材 65 は、傘部 52 が開いた状態では、親骨 56 の間で張られた状態となるが、傘部 52 が閉じた状態では、例えば親骨 56 の間でひだ状に折り畳まれる。

【0037】

傘部 52 において、親骨 56 の内側には、複数の圧電素子 30 が取り付けられている。圧電素子 30 は、全ての親骨 56 に取り付けられても良いが、一部の親骨 56 のみに取り付けられていても良い。但し、圧電素子 30 は、傘 52 が開けられた状態で、周方向全周にわたって周方向に均等に並べられることが好ましい。

【0038】

次に、内視鏡用アクセサリ 50 の使用方法について説明する。

図 6 に示すように、内視鏡アクセサリ 50 の挿入具 48 は、鉗子口 25B から鉗子チャンネル 25 に挿入され、傘部 52 が鉗子チャンネル 25 の先端 25A (貫通孔 28A (図 3 参照) の内部) に配置される。これにより、挿入部 14 の先端部 15 に圧電素子 30 が配置されることとなる。傘部 52 は、鉗子チャンネル 25 の内部に挿入、または抜き取られるとき、閉じた状態でチャンネル 25 の内部を移動させられる。閉じた状態の傘部 52 は、その径が鉗子チャンネル 25 の径より十分に小さく、挿入具 48 の移動を妨げることはない。

【0039】

傘部 52 が先端 25A の内部に配置されると、ロックレバー 67 のロックを解除して、リング部材 55 をパネ 72 の弾性力により進出させる。これにより、図 8 に示すように傘部 52 が開いた状態となり、シート部材 65 が、鉗子チャンネル 25 の先端 25A の内周面に接触することとなる。その後、操作スイッチ 34A の操作によって圧電素子 30 が駆動させられ、圧電素子 30 から超音波振動が発生させられる。圧電素子 30 から発生した超音波振動は、親骨 56、シート部材 65 を介して、先端部 15 に伝播され、挿入部 14 の先端部 15 及びその近傍部分が超音波振動されることとなる。以上のようにして本実施形態でも、挿入部が体内に挿入され、或いは抜き取られるときに、先端部 15 を超音波振動させることが可能となるので、第 1 の実施形態と同様に、挿入部 14 の挿入経路となる

体内の粘膜等を傷付けにくくなり、患者の苦痛も低減できる。

【 0 0 4 0 】

なお、内視鏡 1 0 の挿入部 1 4 が、体内に挿入された後、体内から抜き取られる前に、挿入具 4 8 は一旦、鉗子チャンネル 2 5 から抜き取られても良い。挿入具 4 8 を鉗子チャンネル 2 5 から抜き取ることによって、鉗子チャンネル 2 5 の内部には、鉗子等の他のアクセサリを挿入することができる。また、本実施形態では、傘部 5 2 において、シート部材 6 5 は省略されても良い。さらに、圧電素子 3 0 は親骨 5 6 に取り付けられず、シート部材 6 5 の内周面に直接取り付けられても良いし、親骨 5 6 とシート部材 6 5 の両方に取り付けられても良い。また本実施形態では、圧電素子 3 0 の長手方向は、親骨 5 6 の延在方向に一致するため、傘が開いたとき、圧電素子 3 0 の厚さ方向（振動方向）は、挿入部 1 4 の径方向に対して傾けられる。

10

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。第 3 の実施形態の第 2 の実施形態との相違点は、傘部の開閉手段のみである。以下、本実施形態の第 2 の実施形態との相違点について図 1 0 を用いて説明する。第 3 の実施形態では、ワイヤ 5 9 を進退させるためのモータが設けられず、ワイヤ 5 9 は可撓管 5 1 の基端まで延ばされている。ワイヤ 5 9 の基端には、ワイヤ 5 9 を引っ張るための把持部 6 6 と、ダイヤル式のロックレバー 6 7 が設けられる。

【 0 0 4 2 】

本実施形態においても、リング部材 5 5 はバネ 7 2 によって、恒常的に押されている。したがって、通常の状態、すなわちワイヤが引っ張られない状態では、傘部 5 2 の親骨 5 6 はバネ 7 2 によって押された状態にあり、傘部 5 2 は開いた状態となる。一方、ワイヤ 5 9 が使用者によって引っ張れると、図 1 0 に示すように傘部 5 2 は閉じた状態となる。なおワイヤ 5 9 は、引っ張られた状態でダイヤル式のロックレバー 6 7 によってロック可能であるので、使用者は傘部 5 2 を閉じるとき、常にワイヤ 5 9 を引っ張っておく必要はない。以上のように本実施形態では、モータを設けずに、傘部の開閉動作を行うことができる。

20

【 0 0 4 3 】

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。第 2 の実施形態では、挿入具 4 8 の挿入先端部が傘部 5 2 で構成されたが、本実施形態では挿入具 4 8 の挿入先端部はバルーン 7 0 で構成され、バルーン 7 0 が膨張することによって、挿入先端部が拡張する。以下、本実施形態の第 2 の実施形態との相違点について図 1 1 ~ 1 2 を用いて説明する。

30

【 0 0 4 4 】

図 1 1 に示すように本実施形態では、可撓管 5 1 の先端にバルーン 7 0 が設けられる。可撓管 5 1 の内部には、バルーン 7 0 の内部に送気するための送気管 7 1 が挿通される。送気管 7 1 の先端はバルーン 7 0 に接続されるとともに、送気管 7 1 の基端は可撓管 5 1 の基端に送気口（不図示）として設けられる。バルーン 7 0 の内周面には、複数の圧電素子 3 0 が設けられる。圧電素子 3 0 はバルーンが膨張したとき、周方向全体にわたって、周方向に沿って均等に並べられることが好ましい。なお、バルーン 7 0 は公知のゴム等によって形成される。

40

【 0 0 4 5 】

本実施形態においては、挿入具 4 8 が鉗子チャンネル 2 5 の内部に挿入され、バルーン 7 0 が、鉗子チャンネル 2 5 の先端 2 5 A（図 6 参照）の内部に配置されたとき、送気管 7 1 を介して、バルーン 7 0 の内部にエアが注入され、バルーン 7 0 が膨張させられる。膨張したバルーン 7 0 は、その外周面が先端 2 5 A の内周面に接触することとなる。そして、バルーン 7 0 が膨張した後に、圧電素子 3 0 から超音波振動を発生させることによって、本実施形態でも、バルーン 7 0 を介して超音波振動が挿入部 1 4 の先端部 1 5 に伝播される。なお、本実施形態でも、第 2 の実施形態と同様に、挿入具 4 8 が鉗子チャンネル 2 5 に挿入され又は抜き取られるときには、図 1 1 に示すようにバルーン 7 0 からはエアが抜かれ収縮した状態にされる。

50

【 0 0 4 6 】

以上のように、本実施形態でも、内視鏡 10 の挿入部 15 が体内に挿入され、或いは抜き取られるときに、挿入部 14 の先端部 15 を超音波振動させることが可能となる。

【 0 0 4 7 】

なお、第 2 ～ 第 4 の実施形態では、圧電素子 30 はシート部材 65 またはバルーン 70 の外周面に取り付けられても良い。このような場合、挿入先端部が拡張すると、圧電素子 30 そのものが、先端 25 A の内周面に接触することとなる。但し、圧電素子 30 の振動をより効率的に先端部 15 に伝播させるためには、圧電素子 30 は、図 9、11 に示したように、シート部材 65 またはバルーン 70 の内周面側に設けられたほうが良い。

【 符号の説明 】

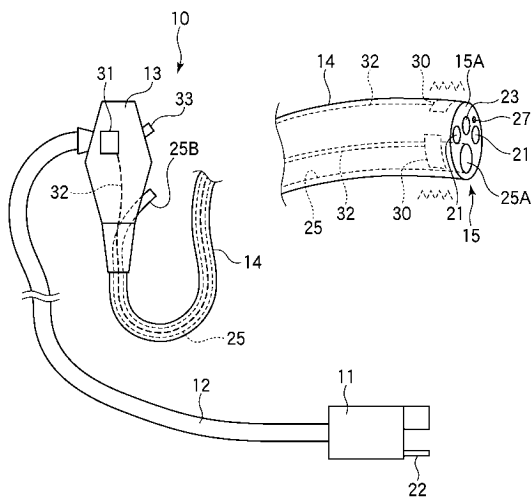
10

【 0 0 4 8 】

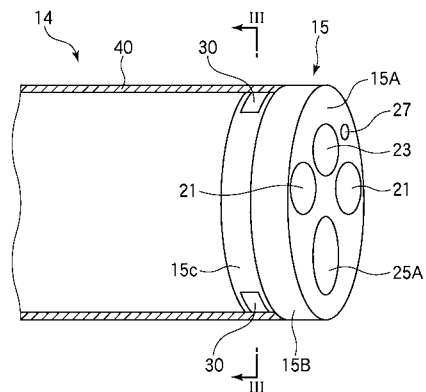
- 10 内視鏡
- 14 挿入部
- 15 先端部
- 15 B 大径部
- 15 C 小径部
- 25 鉗子チャンネル（連通路）
- 30 圧電素子
- 31 超音波振動回路
- 40 チューブ
- 48 挿入具
- 50 内視鏡アクセサリ
- 52 傘部
- 70 バルーン

20

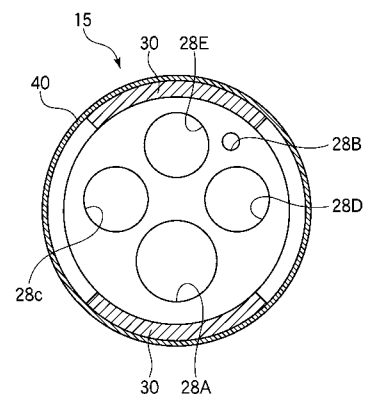
【 図 1 】



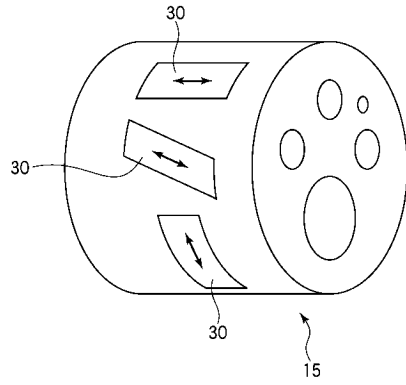
【 図 2 】



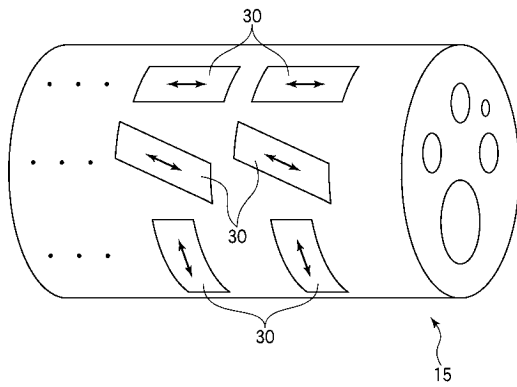
【 図 3 】



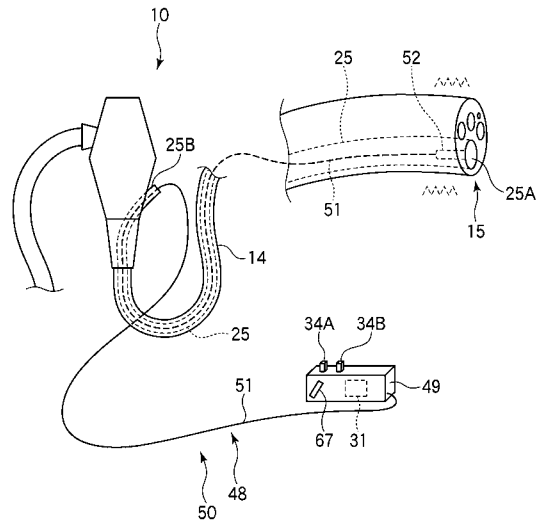
【図 4】



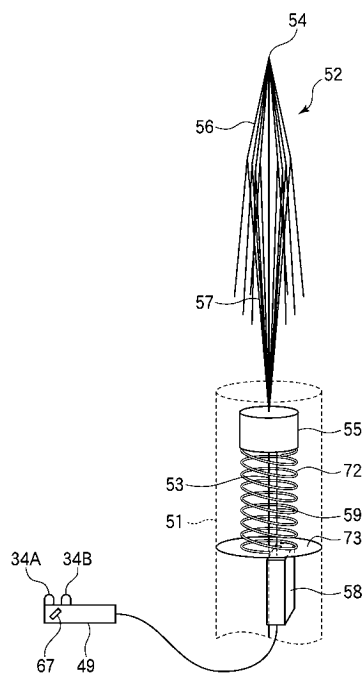
【図 5】



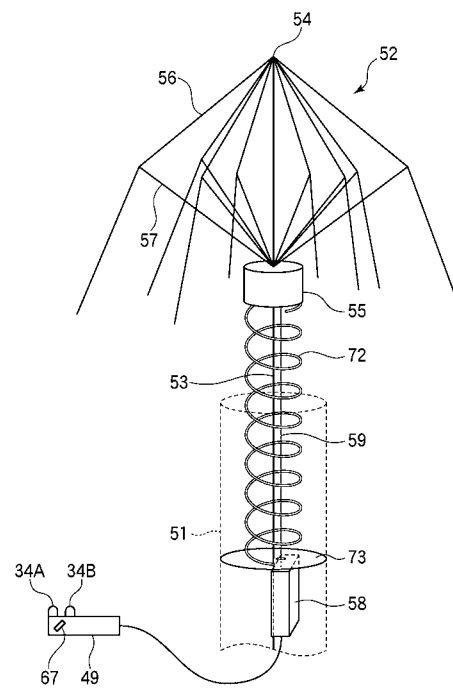
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 尾登 邦彦

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

Fターム(参考) 4C061 DD03 FF36 GG25

专利名称(译)	用于医疗插入工具的插入辅助装置		
公开(公告)号	JP2010178966A	公开(公告)日	2010-08-19
申请号	JP2009026047	申请日	2009-02-06
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	尾登邦彦		
发明人	尾登 邦彦		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.320.C A61B1/00.600 A61B1/00.650 A61B1/01 A61B1/01.513		
F-TERM分类号	4C061/DD03 4C061/FF36 4C061/GG25 4C161/DD03 4C161/FF36 4C161/GG25		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种插入辅助装置，用于将医疗插入仪器（例如内窥镜）平稳地插入体内。ŽSOLUTION：内窥镜10包括插入体内的插入部分14。插入部分14的远端部分15包括压电元件30.压电元件30产生超声波振动。由压电元件30产生的超声波振动从远端部分15传播到身体组织，并且插入部分14变得更容易插入体内。Ž

