

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5072021号
(P5072021)

(45) 発行日 平成24年11月14日 (2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日 (2012.8.31)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 R

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/32 3 3 0

G O 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

G O 2 B 23/24 A

請求項の数 3 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-204642 (P2007-204642)
 (22) 出願日 平成19年8月6日 (2007.8.6)
 (65) 公開番号 特開2008-62041 (P2008-62041A)
 (43) 公開日 平成20年3月21日 (2008.3.21)
 審査請求日 平成22年7月12日 (2010.7.12)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-236656 (P2006-236656)
 (32) 優先日 平成18年8月5日 (2006.8.5)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 802000031
 公益財団法人北九州産業学術推進機構
 福岡県北九州市若松区ひびきの2番1号
 (74) 代理人 100090697
 弁理士 中前 富士男
 (74) 代理人 100139262
 弁理士 中嶋 和昭
 (72) 発明者 久米 恵一郎
 福岡県北九州市八幡西区藤田2丁目1番1
 号1101室
 審査官 大塚 裕一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部の内側に形成され、該挿入部の先端部に導出孔を備えた処置具挿通路を有する内視鏡において、

前記処置具挿通路の途中に設けられた収納部と、

前記収納部の内部に収納された振動子とを有し、

前記振動子は、通電により振動して、該振動により、前記処置具挿通路に挿通し前記導出孔から前記先端部より前方に導出された処置具を該挿入部の長手方向と直交する方向に振動させ、

しかも、前記収納部の内部には、前記振動子から該収納部に伝達される振動を吸収するための第1の振動吸収部材が配置され、前記収納部に隣接する前記処置具挿通路には、前記処置具及び前記収納部から前記挿入部に伝達される振動を吸収するための第2の振動吸収部材が配置されていることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

請求項1記載の内視鏡において、前記振動子が、偏心モータ、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子のいずれか1であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 3】

請求項1又は2記載の内視鏡において、前記振動子の振動数が30Hz～100kHzであることを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

10

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に関し、より具体的には、処置具に振動を付与することにより、内視鏡的処置の効率や安全性を高めることができる内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、侵襲性の低い外科的治療法として内視鏡的治療が注目されており、疾患の種類や病変部位等に応じて種々の治療法、及びそれに適した処置具が開発されている。

消化管癌の内視鏡的切除行為に広く用いられている方法の1つに、内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD）と呼ばれる方法がある。ESDでは、まず粘膜下に生理食塩水等の薬液を注入させて病変部を中心とした粘膜を挙上させ、次にITナイフやフック型ナイフ、針状メス等の電気メス若しくはナイフ等の処置具（例えば、特許文献1、2参照）を用いて、病変の周囲を粘膜下層の深さで切開し、続けて切開部の一点から粘膜下層内に潜り込み、再び上記電気メス若しくはナイフを用いて病変を剥離する。ESDは、大型の病変を一括切除し、切除した病変を詳細に観察及び診断できる利点を有している。

10

【0003】

一方、小さな病変を切除する場合には、内視鏡的粘膜切除術（EMR）と呼ばれる方法も用いられる。EMRでは、ESDと同様に、まず粘膜下に生理食塩水等の薬液を注入させて病変部を中心とした粘膜を挙上させ、次にスネアという処置具を挙上部にかけてスネアリングし切除するか、内視鏡の先端に装着したフード（例えば、特許文献3、4参照）内に病変を含めた粘膜を吸引して、ポリープ状にした粘膜基部をスネアリングし切除する。EMRは、ESDより手技が容易であるという利点を有している。

20

【0004】

また、十二指腸の乳頭部を介して、内視鏡的に総胆管の結石を除去する方法として、内視鏡的乳頭括約筋切開術（EST）及び内視鏡的バルーン拡張術（EPBD）と呼ばれる方法がある。前者は、乳頭の開口部を切開して総胆管の出口を広げ、後者は、乳頭の開口部をバルーンで拡張して出口を広げ、結石を除去する。EST及びEPBDのいずれにおいても、乳頭開口部を広げた後に、結石より上流側（胆囊側）で除去用のバルーンを膨張させ掻き出す。結石が大きい場合にはバスケットカテーテル等を用いて粉碎後、同様にバルーンで掻き出す。

30

【0005】

更に、腫瘍等で狭窄した総胆管の拡張を十二指腸の乳頭部を介して内視鏡的に行なうことを目的とする治療法として、ステントという治療具を挿入する方法がある。ステントとは、プラスチックや形状記憶合金等の素材で作られた管状の治療具で、内視鏡を介して総胆管等の狭窄部へ挿入して開存させ、胆汁の排泄を改善する。

【0006】

【特許文献1】特開2004-16309号公報

【特許文献2】特開2004-544号公報

【特許文献3】特開平9-187415号公報

【特許文献4】特開平9-66019号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、これらの内視鏡的治療法においては、下記のような課題が存在する。

内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD）では、大型の病変が切除可能な長所があるが、通常用いられる高周波発生装置による電流では、粘膜下層の線維がなかなか切除できず長時間を要する場合がある。

内視鏡的粘膜切除術（EMR）では、内視鏡フードを用いて病変と周囲粘膜を吸引切除する時に、粘膜だけではなく、筋層等の下部組織まで吸引したのに気付かずに切除してしまい、穿孔させることがある。また、吸引せずに単にスネアリングして切除する際にも同様

50

に穿孔させることがある。

【 0 0 0 8 】

また、内視鏡的乳頭括約筋切開術（ E S T ）及び内視鏡的バルーン拡張術（ E P B D ）においては、どんな細かな結石も残らず除去することが重要である。小さな結石の遺残があると、症状が再発する可能性が高く、更に、遺残物を核にして結石が雪だるま式に大きくなり、症状の悪化を招くおそれもある。

また、総胆管等に内視鏡的にステントを挿入する場合、狭窄等のためにスムーズにステントが挿入できない場合もある。

【 0 0 0 9 】

シェーバーや電動歯ブラシ等において、先端部に 2 0 0 0 ~ 1 1 5 0 0 H z 程度の振動を付与することにより、人体に悪影響を与えることなく髭剃りや歯垢の除去効率が向上することが知られている（例えば、特開 2 0 0 5 - 5 1 4 9 8 0 号公報や米国特許第 5 8 3 9 8 9 5 号明細書参照）。

10

【 0 0 1 0 】

電磁コイルへの通電によって生じる電磁力を利用して内視鏡の挿入部を振動させ、挿入部と粘膜面の摩擦を軽減することを目的とする可撓性内視鏡が、特開 2 0 0 5 - 2 3 7 6 1 0 号公報に開示されている。このような内視鏡は、体腔内への挿入をスムーズにする効果は有しているが、内視鏡的治療の際には、振動により視野の確保が困難になったり、先端部による組織の損傷等を引き起こしたりするおそれがあるため、このような方法による振動の付与の内視鏡的治療への適用には問題があると考えられる。

20

【 0 0 1 1 】

本発明は、かかる課題に鑑みてなされたものであり、視野を損なうことなく処置具に振動を付与することにより、内視鏡的処置の効率や安全性を高めることができる内視鏡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】

【 0 0 1 2 】

【 0 0 1 3 】

前記目的に沿う本発明に係る内視鏡は、挿入部の内側に形成され、該挿入部の先端部に導出孔を備えた処置具挿通路（鉗子孔、チャンネル）を有する内視鏡において、

前記処置具挿通路の途中に設けられた収納部と、

30

前記収納部の内部に収納された振動子とを有し、

前記振動子は、通電により振動して、該振動により、前記処置具挿通路に挿通し前記導出孔から前記先端部より前方に導出された処置具を該挿入部の長手方向と直交する方向に振動させ、

しかも、前記収納部の内部には、前記振動子から該収納部に伝達される振動を吸収するための第 1 の振動吸収部材が配置され、前記収納部に隣接する前記処置具挿通路には、前記処置具及び前記収納部から前記挿入部に伝達される振動を吸収するための第 2 の振動吸収部材が配置されている。

【 0 0 1 4 】

【 0 0 1 5 】

40

本発明に係る内視鏡において、前記振動子が、偏心モータ、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子のいずれか 1 であることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

本発明に係る内視鏡において、前記振動子の振動数が 3 0 H z ~ 1 0 0 k H z であることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

【 0 0 1 8 】

【 0 0 1 9 】

【 0 0 2 0 】

【 0 0 2 1 】

50

【 0 0 2 2 】

【 0 0 2 3 】

【 0 0 2 4 】

【 0 0 2 5 】

【 0 0 2 6 】

【 0 0 2 7 】

【 0 0 2 8 】

【 0 0 2 9 】

【 0 0 3 0 】

【 0 0 3 1 】

10

【 発明の効果 】

【 0 0 3 2 】

【 0 0 3 3 】

請求項 1 ~ 3 記載の内視鏡では、処置具挿通路に挿通した処置具を内視鏡の挿入部の長手方向に直交する方向に振動させることにより、処置具の先端と体内組織との摩擦の軽減、切断効率の向上、結石等の除去効率等を通して、内視鏡的処置の効率を向上させることができる。また、硬部組織の切開等においても、不必要に大きな力を加える必要がなくなるため、不用意に体内組織を損傷するおそれが軽減する。そのため、内視鏡的処置における安全性を向上させることができる。また、挿入部の先端部を直接振動させる場合に比べ、振動による視界の悪化や、不必要な体内組織の損傷を抑制できる。更に、振動子が挿入部内部の収納部に収納されているので、挿入部をコンパクトに保つことができる。

20

【 0 0 3 4 】

そして、振動子から収納部に伝達される振動を吸収するための第 1 の振動吸収部材と、収納部及び処置具から挿入部への振動を吸収するための第 2 の振動吸収部材が配置されているので、振動による視界の悪化や、不必要な体内組織の損傷を、より確実に抑制できる。

【 0 0 3 5 】

請求項 2 記載の内視鏡では、振動子が偏心モータ、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子のいずれか 1 であるので、振動子を小型化できると共に、振動効率及び信頼性を向上できる。

【 0 0 3 6 】

30

請求項 3 記載の内視鏡では、振動子の振動数が 3 0 H z ~ 1 0 0 k H z であるので、内視鏡的処置の効率の向上と、人体への安全性を向上できる。

【 0 0 3 7 】

【 0 0 3 8 】

【 0 0 3 9 】

【 0 0 4 0 】

【 0 0 4 1 】

【 0 0 4 2 】

【 0 0 4 3 】

【 0 0 4 4 】

40

【 0 0 4 5 】

【 0 0 4 6 】

【 0 0 4 7 】

【 0 0 4 8 】

【 0 0 4 9 】

【 0 0 5 0 】

【 0 0 5 1 】

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 5 2 】

以下、図面を参照しながら本発明を具体化した実施の形態につき説明し、本発明の理解に

50

供する。

ここで、図１は本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡の説明図（先端部の斜視拡大図を含む）、図２は同内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図、図３は本発明の第２の実施の形態に係る内視鏡フードを備えた内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図、図４は本発明の第３の実施の形態に係る処置具挿通用チューブを備えた内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図、図５は本発明の第４の実施の形態に係る内視鏡キャップを備えた内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図である。

【００５３】

また、図６は本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡を用いた内視鏡的粘膜下層剥離術（ＥＳＤ）の説明図、図７は本発明の第３の実施の形態に係る処置具挿通用チューブを備えた内視鏡を用いた内視鏡的粘膜下層剥離術（ＥＳＤ）の説明図、図８は本発明の第２の実施の形態に係る内視鏡フードを備えた内視鏡を用いた内視鏡的粘膜切除術（ＥＭＲ）の説明図、図９は本発明の第４の実施の形態に係る内視鏡キャップを備えた内視鏡を用いた内視鏡的バルーン拡張術（ＥＰＢＤ）の説明図である。

【００５４】

まず、図１、図２を参照しながら、本発明の第１の実施の形態に係る内視鏡１０について説明する。

内視鏡１０は、挿入部１、操作部２及びユニバーサルコード５で構成されている。そして、内視鏡１０には、光源装置、映像信号処理装置、揺動部を形成する振動子の一例である偏心モータ１３を制御するための制御部（いずれも図示しない）等が接続されて、全体としてのシステムが構成される。

【００５５】

挿入部１は、操作部２の先端部に連結され、被験者の体内等に挿入されるものである。この挿入部１は、操作部２への連結部から大半の長さ分は体腔内等における挿入経路に沿って任意に曲がる軟性部１ａとなっており、この軟性部１ａの先端にアングル部１ｂが連結され、その先端側には先端硬質部１ｃが連結されている。

アングル部１ｂは、先端硬質部１ｃを所望の方向に向けるために、遠隔操作により上下及び左右に湾曲操作できるようになっている。このために、内視鏡１０には操作部２が設けられており、術者の操作でアングル部１ｂを湾曲させて、先端硬質部１ｃを所望の方向に向くように制御される。

【００５６】

図１の拡大斜視図に示すように、先端硬質部１ｃの先端部には、先端面前方側を視野とする対物レンズ６、空気、洗浄水、及び染料等の送出を行なう送気及び送水ノズル７（両者はそれぞれ独立のノズルとして存在していてもよい）、照明光を導くための光ファイバー束よりなるライトガイドの末端部である光照射口８、及びチャンネル（処置具挿通路の一例）１１を挿通した処置具の一例であるＩＴナイフ１８を導出する導出孔１２が設けられている。

また、図示を省略するが、挿入部１の内部には、チャンネル１１、ライトガイド、送気及び送液用チャンネルの他に、対物レンズ６を介して観察部位における被写体像を撮像する撮像素子（ＣＣＤ）及びそれに接続された画像信号ケーブル、アングル部１ｂを操作するための湾曲操作ワイヤー等の内蔵物がそれぞれ長手方向に沿って挿通又は設置されている。

【００５７】

操作部２は、術者等が片手で把持して内視鏡１０を操作する部分である。操作部２の側部には、操作ノブが設置されており、この操作ノブを操作すると、挿入部１の内部に配設された図示しない湾曲操作ワイヤーが牽引され、アングル部１ｂの湾曲方向及び湾曲の度合いを自由に操作することができる。操作部２には、操作ノブの他に、送気及び送水ノズル７から空気、洗浄水、及び染料等の送出を行なうための送気及び送水ボタン、偏心モータ１３への通電を制御するためのスイッチ等の各種スイッチ類が装着されている。

また、操作部２には突出部３が設けられ、その先端には、ＩＴナイフ１８をチャンネル１

10

20

30

40

50

１に挿入するための処置具挿入孔４が設けられている。

【００５８】

使用可能な処置具としては、例えば、生検鉗子、把持鉗子等の鉗子類、体温センサー等の各種センサー類、心電測定用等の電極、ナイフ、ＩＴナイフ、超音波メス、レーザーメス等の切開具類、造影チャンネル、洗浄チャンネル、ドレナージチャンネル等の各種チャンネル類（カテーテル類）、バルーン、破砕プローブ（破石具）、ヒートプローブ、注射針、結紮具、ワイヤー類、スネア等の各種の処置具（検査具）等が挙げられる。

【００５９】

これらのうち、内視鏡的粘膜下層剥離術（ＥＳＤ）には、切開具が用いられるが、先端部で管壁に穴をあけるおそれの小さいＩＴナイフが好ましい。

内視鏡的粘膜切除術（ＥＭＲ）には、スネア等の高周波ワイヤーが用いられる。

内視鏡的乳頭括約筋切開術（ＥＳＴ）及び内視鏡的バルーン拡張術（ＥＰＢＤ）には、それぞれ切開具及びバルーンを先端に有するカテーテル類が用いられる。

【００６０】

ユニバーサルコード５は、操作部２から引き出され、その端部は、光源プロセッサ装置に着脱可能に接続される図示しない光源用コネクタ、画像信号ケーブルを画像信号処理装置に着脱可能に接続される図示しない画像信号用コネクタ、及び振動子制御装置に着脱可能に接続される図示しない振動子制御信号用コネクタを介して、それぞれ、光源プロセッサ装置、画像信号処理装置及び振動子制御装置（いずれも図示は省略する）に電氣的又は光学的に結合されている。

【００６１】

光源プロセッサ装置の内部には、光源が設置されており、この光源から発せられた光は、光源用コネクタを介してライトガイドを通り、先端硬質部１ｃに設けられた光照射口８より観察部位に照射され、観察部位を照明する。照明光により照明された観察部位からの反射光（被写体像）は、撮像素子で撮像される。撮像素子で撮像された被写体像に応じた画像信号は、バッファを介して出力される。

【００６２】

画像信号は、撮像素子と画像信号用コネクタとを接続する画像信号ケーブルを介して、画像信号処理装置に伝達され、信号処理、画像処理等の処理がなされ、その後、図示しないモニタ装置に入力される。モニタ装置では、撮像素子で撮像された画像（電子画像）、すなわち動画の内視鏡モニタ画像が表示される。

【００６３】

次に、図２を参照しながら内視鏡１０の先端部の断面構造について説明する。内視鏡１０は、挿入部１の内側に、チャンネル１１を有する。チャンネル１１は、先端硬質部（先端部）１ｃに導出孔１２を有している。

挿入部１の内部には、偏心モータ１３が、チャンネル１１に挿通し導出孔１２から先端面より前方に導出されたＩＴナイフ１８に接触しうる状態でマウント１４ａ上に配設され、チャンネル１１の途中に設けられた収納部１４に収納されている。偏心モータ１３のリード線１７は、挿入部１及び操作部２の内部を通して、ユニバーサルコード５を介して図示しない振動子制御部に接続されている。

偏心モータ１３に通電すると、回転中心と重心とが一致しない分銅の回転により、偏心モータ１３及びマウント１４ａが振動する。その振動は、マウント１４ａを介してＩＴナイフ１８に伝達され、ＩＴナイフ１８の先端が挿入部１の長手方向と直交する方向に振動する。

【００６４】

偏心モータ１３の振動の収納部１４への伝達を防止するため、収納部１４の周囲には、ウレタン等の衝撃吸収材よりなる振動吸収部材（第１の振動吸収部材）１５が配置されている。また、収納部１４及びＩＴナイフ１８の振動が挿入部１に伝達されるのを防止するため、収納部１４とチャンネル１１は、Ｏ－リング状の弾性部材よりなる緩衝部材（第２の振動吸収部材の一例）１６を介して接続されている。これらにより、偏心モータ１３から

10

20

30

40

50

の振動は、主にチャンネル 11 に挿入された IT ナイフ 18 に伝達され、振動が追加された内視鏡的な処置を可能とすると共に、挿入部 1 に不要な振動が付与されることによる視野の悪化、先端硬質部 1c による体内組織の損傷等を抑制することができる。

【0065】

IT ナイフ 18 の先端に付与される振動の振幅は、好ましくは $10 \sim 200 \mu\text{m}$ 、より好ましくは $20 \sim 100 \mu\text{m}$ である。振幅が $10 \mu\text{m}$ を下回ると IT ナイフ 18 に振動を付与することによる処置効率の改善の度合いが小さくなり、 $200 \mu\text{m}$ を上回ると、IT ナイフ 18 による処理の精度が低下し、予期しない体内組織の損傷を引き起こすおそれがある。

IT ナイフ 18 の先端に付与される振動数は特に制限されないが、例えば、 $30 \text{ Hz} \sim 100 \text{ kHz}$ である。振動数が 30 Hz を下回ると、振動による IT ナイフ 18 の先端と体内組織との摩擦の軽減や、硬部組織の切開に要する力の減少等による処置効率の改善の度合いが小さくなる。一方、振動数の上限は特に制限されないが、振動数が 100 kHz を上回ると、振動子が大型になるため内視鏡 10 内部への装着が困難になる。

【0066】

なお、本実施の形態においては、撮像素子 (CCD) を備えた電子式内視鏡について説明したが、ファイバー内視鏡を含め各種の内視鏡に対して使用することができることは勿論である。

また、本実施の形態において、振動子として偏心モータを使用しているが、短振動フィードバックデバイス、フォースリアクタ、PZT、タンタル酸リチウム (LiTaO_3)、ニオブ酸リチウム (LiNbO_3)、チタン酸バリウム (BaTiO_3) 等の圧電素子や、マグネシウムニオブ酸鉛 (PMN) 等の電歪素子、磁歪素子等、電気信号により $30 \text{ Hz} \sim 100 \text{ kHz}$ の振動を発生する素子であれば任意のものをを用いることができる。特に、 2000 Hz 以上の振動数が必要な場合には、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子を用いることが好ましい。

更に、振動子及び収納部は、処置具の先端に前記の振幅及び振動数を有する振動を付与することができる限りにおいて、処置具挿入路の任意の位置に設けることができる。

【0067】

次に、図 3 を参照しながら本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡フード 20 について説明する。

内視鏡フード 20 は、挿入部の内部にチャンネル 31 を有し、先端部に導出孔 32 を有する内視鏡 30 (挿入部の内部に振動子及び収納部を有しない以外は、内視鏡 10 と同様の構造を有しているため、詳しい説明は省略する) の先端部に固定される。

内視鏡フード 20 の本体の外側に設けられた収納部 24a には、偏心モータ 23 が収納されている。収納部 24a の内部には、L 字状の振動片 25 が配置されている。振動片 25 の一端部には、マウント 24 を介して偏心モータ 23 が取付けられており、通電により偏心モータ 23 が振動すると、振動片 25 も共に振動可能な状態で支持されている。振動片 25 の他端部は、円筒状の開口 21 の内部に位置しており、チャンネル 31 の導出孔 32 と同軸的な (直線的な同心を維持する) 処置具挿通孔 26 を有する。なお、内視鏡フード 20 の本体 (内視鏡フード本体) は、開口 21 の円筒状部と内視鏡取付部 22 とを有している。また、偏心モータ 23 と処置具挿通孔 26 を設けた振動片 25 を有して揺動部が形成される。

偏心モータ 23 のリード線 28 は、内視鏡 30 の挿入部及び操作部の内部を通して、ユニバーサルコードを介して図示しない振動子制御部に接続されている。

【0068】

導出孔 32 から導出されたスネア (処置具の一例) 29 が、更に処置具挿通孔 26 を挿通した状態で偏心モータ 23 に通電すると、振動片 25 が振動して、その振動が伝達されることによりスネア 29 の先端が内視鏡 30 の挿入部の長手方向と直交する方向に振動する。

偏心モータ 23 の振動が収納部 24a を介して内視鏡フード本体、挿入部へ伝達されるの

を防止するため、収納部 24a の周囲には、ウレタン等の衝撃吸収材よりなる振動吸収部材 27 が配置されている。これによりチャンネル 31 及び処置具挿通孔 26 の双方を挿通するスネア 29 のみに振動が伝達され、振動が追加された内視鏡的な処置を可能とすると共に、挿入部に不要な振動が付与されることによる視野の悪化、内視鏡 30 の先端部による体内組織の損傷等を抑制することができる。

【0069】

内視鏡フード 20 は、内視鏡観察下での視野を確保するために透明であることが好ましく、材質としては合成樹脂等が挙げられる。

【0070】

スネア 29 の先端に付与される振動の振幅は、好ましくは $10 \sim 200 \mu\text{m}$ 、より好ましくは $20 \sim 100 \mu\text{m}$ である。振幅が $10 \mu\text{m}$ を下回るとスネア 29 に振動を付与することによる処置効率の改善の度合いが小さくなり、 $200 \mu\text{m}$ を上回ると、スネア 29 による処理の精度が低下し、予期しない体内組織の損傷を引き起こすおそれがある。

スネア 29 の先端に付与される振動数は特に制限されないが、例えば、 $30 \text{ Hz} \sim 100 \text{ kHz}$ である。振動数が 30 Hz を下回ると、スネア 29 の振動によって下部組織がふり落とされることによる処置効率の改善の度合いが小さくなる。一方、振動数の上限は特に制限されないが、振動数が 100 kHz を上回ると、振動子が大型になるため内視鏡フード 20 の内部への装着が困難になる。

【0071】

なお、本実施の形態において、振動子として偏心モータを使用しているが、短振動フィードバックデバイス、フォースリアクタ、PZT、タンタル酸リチウム (LiTaO_3)、ニオブ酸リチウム (LiNbO_3)、チタン酸バリウム (BaTiO_3) 等の圧電素子や、マグネシウムニオブ酸鉛 (PMN) 等の電歪素子、磁歪素子等、電気信号により $30 \text{ Hz} \sim 100 \text{ kHz}$ の振動を発生する素子であれば任意のものをを用いることができる。特に、 2000 Hz 以上の振動数が必要な場合には、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子を用いることが好ましい。

【0072】

次に、図 4 を参照しながら本発明の第 3 の実施の形態に係る処置具挿通用チューブ 40 について説明する。

処置具挿通用チューブ 40 は、内視鏡 50 (処置具挿通路を有しない以外は、内視鏡 10 と同様の構造を有しているため、詳しい説明は省略する) の挿入部の側面にスリーブ (取付部の一例) 43 を介して取付けられ、挿入部の先側に挿入部と平行に配置され、導出孔 42 を有するチャンネル (処置具挿通路の一例) 41 が内側に形成されている。

偏心モータ (揺動部を形成し、通電により振動する振動子の一例) 44 が、チャンネル 41 に挿通し導出孔 42 から先端面より前方に導出された IT ナイフ (処置具の一例) 48 に接触しうる状態でマウント 44a 上に配設され、スリーブ 43 の側面上に設けられた収納部 45 に収納されている。なお、収納部 45 は図示しないカバーで覆われているが、図 4 ではその断面構造を示している。

偏心モータ 44 のリード線 47 は、内視鏡 50 の挿入部及び操作部の内部を通過して、ユニバーサルコードを介して図示しない振動子制御部に接続されている。

偏心モータ 44 に通電すると、回転中心と重心とが一致しない分銅の回転により、偏心モータ 44 及びマウント 44a が振動する。その振動は、マウント 44a を介して IT ナイフ 48 に伝達され、IT ナイフ 48 の先端部が内視鏡 50 の長手方向と直交する方向に振動する。

【0073】

偏心モータ 44 の振動の収納部 45 への伝達を防止するため、マウント 44a の周囲には、ウレタン等の衝撃吸収材よりなる振動吸収部材 (第 1 の振動吸収部材) 45a が配置されている。また、収納部 45 及び IT ナイフ 48 の振動が内視鏡 50 の挿入部に伝達されるのを防止するため、収納部 45 とチャンネル 41 は、O-リング状の弾性部材よりなる緩衝部材 (第 2 の振動吸収部材の一例) 46 を介して接続されている。これらにより、偏

10

20

30

40

50

心モータ４４からの振動は、主にチャンネル４１に挿入されたＩＴナイフ４８に伝達され、振動が追加された内視鏡的な処置を可能とすると共に、挿入部に不要な振動が付与されることによる視野の悪化、内視鏡５０の先端部による体内組織の損傷等を抑制することができる。

【００７４】

ＩＴナイフ４８の先端に付与される振動の振幅は、好ましくは１０～２００μｍ、より好ましくは２０～１００μｍである。振幅が１０μｍを下回るとＩＴナイフ４８に振動を付与することによる処置効率の改善の度合いが小さくなり、２００μｍを上回ると、ＩＴナイフ４８による処理の精度が低下し、予期しない体内組織の損傷を引き起こすおそれがある。

10

ＩＴナイフ４８の先端に付与される振動数は特に制限されないが、例えば、３０Ｈｚ～１００ｋＨｚである。振動数が３０Ｈｚを下回ると、振動によるＩＴナイフ４８の先端と体内組織との摩擦の軽減や、硬部組織の切開に要する力の減少等による処置効率の改善の度合いが小さくなる。一方、振動数の上限は特に制限されないが、振動数が１００ｋＨｚを上回ると、振動子が大型になるため収納部４５の内部への収納が困難になる。

【００７５】

なお、本実施の形態において、振動子として偏心モータを使用しているが、短振動フィードバックデバイス、フォースリアクタ、ＰＺＴ、タンタル酸リチウム（ LiTaO_3 ）、ニオブ酸リチウム（ LiNbO_3 ）、チタン酸バリウム（ BaTiO_3 ）等の圧電素子や、マグネシウムニオブ酸鉛（PMN）等の電歪素子、磁歪素子等、電気信号により３０Ｈｚ～１００ｋＨｚの振動を発生する素子であれば任意のものをを用いることができる。特に、２０００Ｈｚ以上の振動数が必要な場合には、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子を用いることが好ましい。

20

また、処置具挿通用チューブを挿入部の側面に取付けるための取付部材が挿入部の先端部に取付けられる場合には、内視鏡的粘膜切除術（EMR）に適用できるようにするために、先端にフードを有していてもよい。

更に、振動子及び収納部は、処置具の先端に前記の振幅及び振動数を有する振動を付与することができる限りにおいて、処置具挿入路の任意の位置に設けることができる。

【００７６】

本発明の第４の実施の形態に係る内視鏡キャップ６０は、側視鏡（内視鏡の一例。対物レンズ、光照射口、及び導出孔の位置以外は、内視鏡１０と同様の構造を有しているため、詳しい説明は省略する）７０の内側に形成され、挿入部の側面に導出孔７２を有する図示しないチャンネル（処置具挿通路の一例）を有する側視鏡７０に取付けるもので、内視鏡的乳頭括約筋切開術（EST）及び内視鏡的バルーン拡張術（EPBD）に適している。内視鏡キャップ６０には、振動片６１が配置されている。振動片６１の一端部には、図示しない収納部に収納された偏心モータ６３が取付けられており、通電により偏心モータ６３が振動すると、振動片６１も共に振動可能な状態で支持されている。振動片６１の他端部は、側視鏡７０の側面に設けられた導出孔７２の上方に位置しており、更に、導出孔７２と同軸的な処置具挿通孔６２が設けられている。

30

偏心モータ６３のリード線６５は、側視鏡７０の挿入部及び操作部の内部を通して、ユニバーサルコードを介して図示しない制御部に接続されている。

40

【００７７】

導出孔７２から導出された処置具が、更に処置具挿通孔６２を挿通した状態で偏心モータ６３に通電すると、振動片６１が振動して、その振動が伝達されることにより処置具の先端が振動する。なお、偏心モータ６３と処置具挿通孔６２を設けた振動片６１を有して揺動部が形成される。

偏心モータ６３の振動が、収納部を介して側視鏡７０の挿入部へ伝達されるのを防止するため、振動片６１を設けた収納部内には、ウレタン等の衝撃吸収材よりなる振動吸収部材６４が配置されている。これによりチャンネル（導出孔７２）及び処置具挿通孔６２の双方を挿通する処置具のみに振動が伝達され、振動が追加された内視鏡的な処置を可能とす

50

ると共に、側視鏡 70 の挿入部に不要な振動が付与されることによる視野の悪化、側視鏡 70 の先端部による体内組織の損傷等を抑制することができる。

【0078】

処置具の先端に付与される振動の振幅は、好ましくは $10 \sim 200 \mu\text{m}$ 、より好ましくは $20 \sim 100 \mu\text{m}$ である。振幅が $10 \mu\text{m}$ を下回ると処置具に振動を付与することによる処置効率の改善の度合いが小さくなり、 $200 \mu\text{m}$ を上回ると、処置具による処理の精度が低下し、予期しない体内組織の損傷を引き起こすおそれがある。

処置具の先端に付与される振動数は特に制限されないが、例えば、 $30 \text{ Hz} \sim 100 \text{ kHz}$ である。振動数が 30 Hz を下回ると、処置具の振動による処置効率の改善の度合いが小さくなる。一方、振動数の上限は特に制限されないが、振動数が 100 kHz を上回ると、振動子が大型になるため内視鏡キャップ 60 の収納部への収納が困難になる。

10

【0079】

なお、本実施の形態において、振動子として偏心モータを使用しているが、短振動フィードバックデバイス、フォースリアクタ、PZT、タンタル酸リチウム (LiTaO_3)、ニオブ酸リチウム (LiNbO_3)、チタン酸バリウム (BaTiO_3) 等の圧電素子や、マグネシウムニオブ酸鉛 (PMN) 等の電歪素子、磁歪素子等、電気信号により $30 \text{ Hz} \sim 100 \text{ kHz}$ の振動を発生する素子であれば任意のものをを用いることができる。特に、 2000 Hz 以上の振動数が必要な場合には、圧電素子、電歪素子、及び磁歪素子を用いることが好ましい。

【0080】

20

次に、図 6 ~ 図 8 を参照しながら、本発明を適用した内視鏡的処置について説明する。

(1) 内視鏡的粘膜下層剥離術 (ESD)

内視鏡 10 を用いた内視鏡的粘膜下層剥離術 (ESD) により管壁に生じた病変 115 を切除する場合には、まず病変 115 の粘膜下に局所注入した生理食塩水 116 によって、病変 115 を中心とした粘膜を挙上させる。次に、偏心モータ 13 に通電して内視鏡 10 のチャンネル 11 を挿通して導出孔 12 から導出された IT ナイフ 18 を振動させながら、IT ナイフ 18 に高周波を通電して病変 115 の周囲の粘膜層 111 を切開し、粘膜下層 112 まで切り進む (図 6 参照)。次いで、IT ナイフ 18 によって粘膜下層 112 を切開して、病変 115 を含む粘膜層 111 を剥離する。

IT ナイフ 18 への高周波等の通電時に、偏心モータ 13 の振動により IT ナイフ 18 の先端を振動させることにより、切除効率を上昇させ、短時間に所望する部位の切開を可能にする。

30

【0081】

なお、図 7 に示すように、処置具挿通用チューブ 40 を取付けた内視鏡 50 を用いて、同様の手順により病変 115 を切除することもできる。

【0082】

(2) 内視鏡的粘膜切除術 (EMR)

先端部に内視鏡フード 20 を取付けた内視鏡 30 を用いた内視鏡的粘膜切除術 (EMR) により管壁に生じた病変 115 を切除する場合には、まず、病変 115 の粘膜下に局所注入した生理食塩水 116 によって、病変 115 を中心とした粘膜を挙上させ、更に内視鏡 30 の先端部に取付けた内視鏡フード 20 の開口 21 で吸引し、ポリープ状にする。次に、内視鏡 30 のチャンネル 31 を挿通して導出孔 32 から導出され、更に処置具挿通孔 26 を挿通したスネア 29 により、病変 115 を含む粘膜層 111 及び粘膜下層 112 の一部を絞扼する (図 8 参照)。次いで、偏心モータ 23 に通電して振動を加えながらスネア 29 に高周波を通電することで、下部組織である筋層 113 及び漿膜 114 を振るい落とすようにしながら巻き込まずに切除する。これにより、消化管壁の穿孔を防ぐことが可能となる。

40

【0083】

なお、スリーブ 43 の先端にフードを有する処置具挿通用チューブを取付けた挿入部を先端部に取付けた内視鏡を用いて、同様の手順により病変 115 を切除することもできる。

50

【 0 0 8 4 】

(3) 内視鏡的バルーン拡張術 (E P B D)

内視鏡キャップ 6 0 を取付けた側視鏡 7 0 を用いた内視鏡的バルーン拡張術 (E P B D) により総胆管 1 2 2 中の総胆管結石 1 2 3 を除石する場合には、まず、十二指腸 1 2 1 内に内視鏡キャップ 6 0 を取付けた側視鏡 7 0 を挿入し、次いで、側視鏡 7 0 のチャンネルを挿通して側視鏡 7 0 の側面に設けられた導出孔 7 2 (図 5 参照) から導出され、更に処置具挿通孔 6 2 を挿通したバルーンカテーテル (処置具の一例) 1 0 1 を、先端に取り付けたバルーン 1 0 2 を収縮した状態で総胆管 1 2 2 の深部へ挿入する。次いで、偏心モータ 6 3 (図 5 参照) に通電して、振動片 6 1 (図 5 参照) を偏心モータ 6 3 と共に振動させることにより、バルーンカテーテル 1 0 1 を振動させて、総胆管結石 1 2 3 を総胆管 1 2 2 の下流に集積させる。その後、バルーン 1 0 2 を膨らませて、バルーンカテーテル 1 0 1 を抜去して総胆管結石 1 2 3 を排石する。これにより、遺残結石を残さない効率的な総胆管結石除石術が可能となる。

10

【 0 0 8 5 】

なお、バルーンカテーテル 1 0 1 の代わりに先端に更に切開具を備えたバルーンカテーテルを用いることにより、内視鏡キャップ 6 0 を取付けた側視鏡 7 0 を内視鏡的乳頭括約筋切開術 (E S T) に適用することもできる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 6 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡の説明図である。

20

【 図 2 】 同内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図である。

【 図 3 】 本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡フードを備えた内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図である。

【 図 4 】 本発明の第 3 の実施の形態に係る処置具挿通用チューブを備えた内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図である。

【 図 5 】 本発明の第 4 の実施の形態に係る内視鏡キャップを備えた内視鏡の先端部断面の概略構造を示す説明図である。

【 図 6 】 本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡を用いた内視鏡的粘膜下層剥離術 (E S D) の説明図である。

【 図 7 】 本発明の第 3 の実施の形態に係る処置具挿通用チューブを備えた内視鏡を用いた内視鏡的粘膜下層剥離術 (E S D) の説明図である。

30

【 図 8 】 本発明の第 2 の実施の形態に係る内視鏡フードを備えた内視鏡を用いた内視鏡的粘膜切除術 (E M R) の説明図である。

【 図 9 】 本発明の第 4 の実施の形態に係る内視鏡キャップを備えた内視鏡を用いた内視鏡的バルーン拡張術 (E P B D) の説明図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

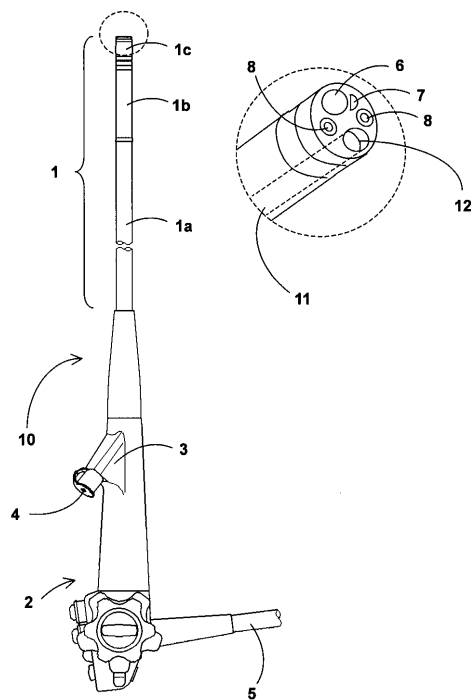
1 : 挿入部、 1 a : 軟性部、 1 b : アングル部、 1 c : 先端硬質部、 2 : 操作部、 3 : 突出部、 4 : 処置具挿入孔、 5 : ユニバーサルコード、 6 : 対物レンズ、 7 : 送気及び送水ノズル、 8 : 光照射口、 1 0 : 内視鏡、 1 1 : チャンネル、 1 2 : 導出孔、 1 3 : 偏心モータ、 1 4 : 収納部、 1 4 a : マウント、 1 5 : 振動吸収部材、 1 6 : 緩衝部材、 1 7 : リード線、 1 8 : I T ナイフ、 2 0 : 内視鏡フード、 2 1 : 開口、 2 2 : 内視鏡取付部、 2 3 : 偏心モータ、 2 4 : マウント、 2 4 a : 収納部、 2 5 : 振動片、 2 6 : 処置具挿通孔、 2 7 : 振動吸収部材、 2 8 : リード線、 2 9 : スネア、 3 0 : 内視鏡、 3 1 : チャンネル、 3 2 : 導出孔、 4 0 : 処置具挿通用チューブ、 4 1 : チャンネル、 4 2 : 導出孔、 4 3 : スリーブ、 4 4 : 偏心モータ、 4 4 a マウント、 4 5 : 収納部、 4 5 a : 振動吸収部材、 4 6 : 緩衝部材、 4 7 : リード線、 4 8 : I T ナイフ、 5 0 : 内視鏡、 6 0 : 内視鏡キャップ、 6 1 : 振動片、 6 2 : 処置具挿通孔、 6 3 : 偏心モータ、 6 4 : 振動吸収部材、 6 5 : リード線、 7 0 : 側視鏡、 7 2 : 導出孔、 1 0 1 : バルーンカテーテル、 1 0 2 : バルーン、 1 1 1 : 粘膜層、 1 1 2 : 粘膜下層、 1 1 3 : 筋層、 1 1 4 : 漿膜、 1 1

40

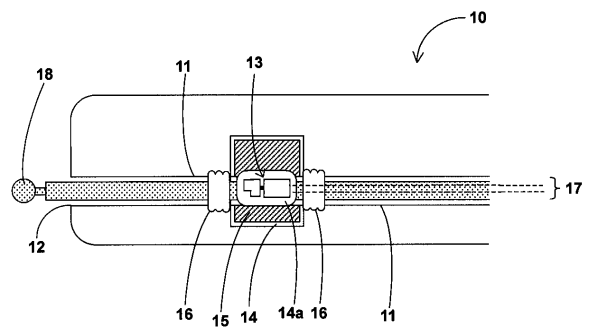
50

5 : 病変、116 : 局所注入された生理食塩水、121 : 十二指腸、122 : 総胆管、123 : 総胆管結石

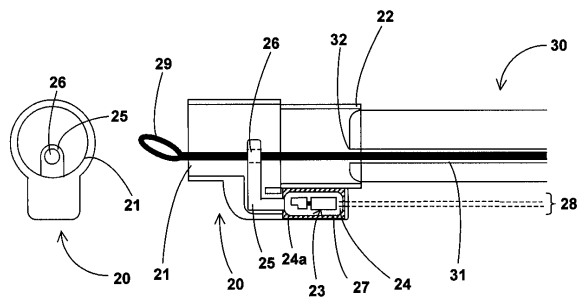
【図1】



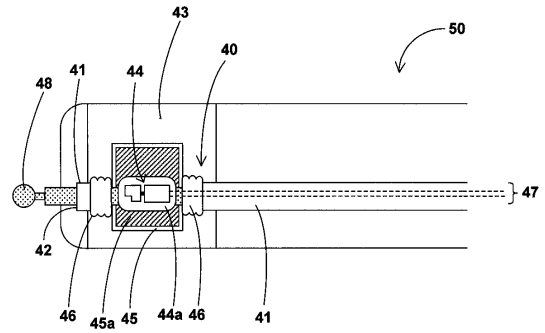
【図2】



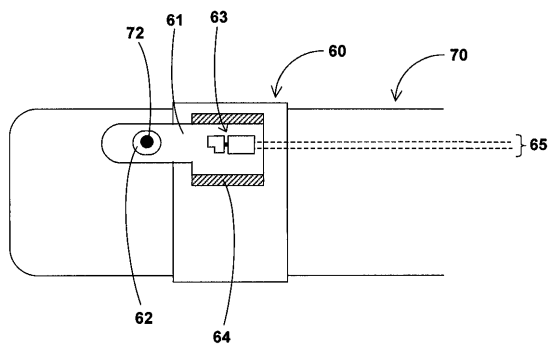
【図 3】



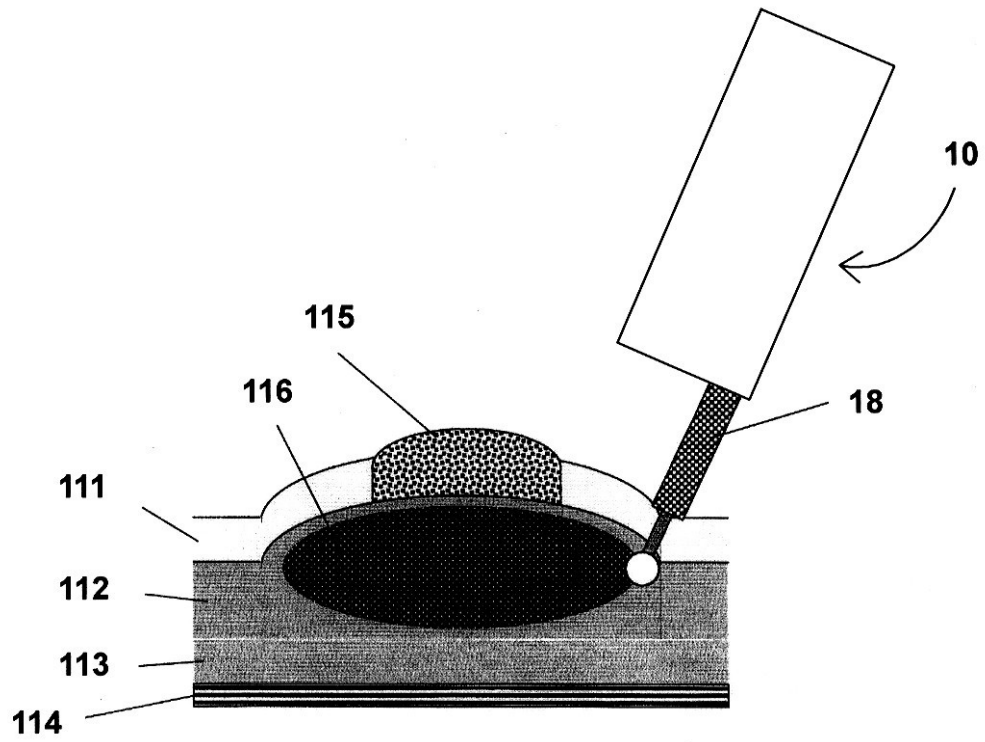
【図 4】



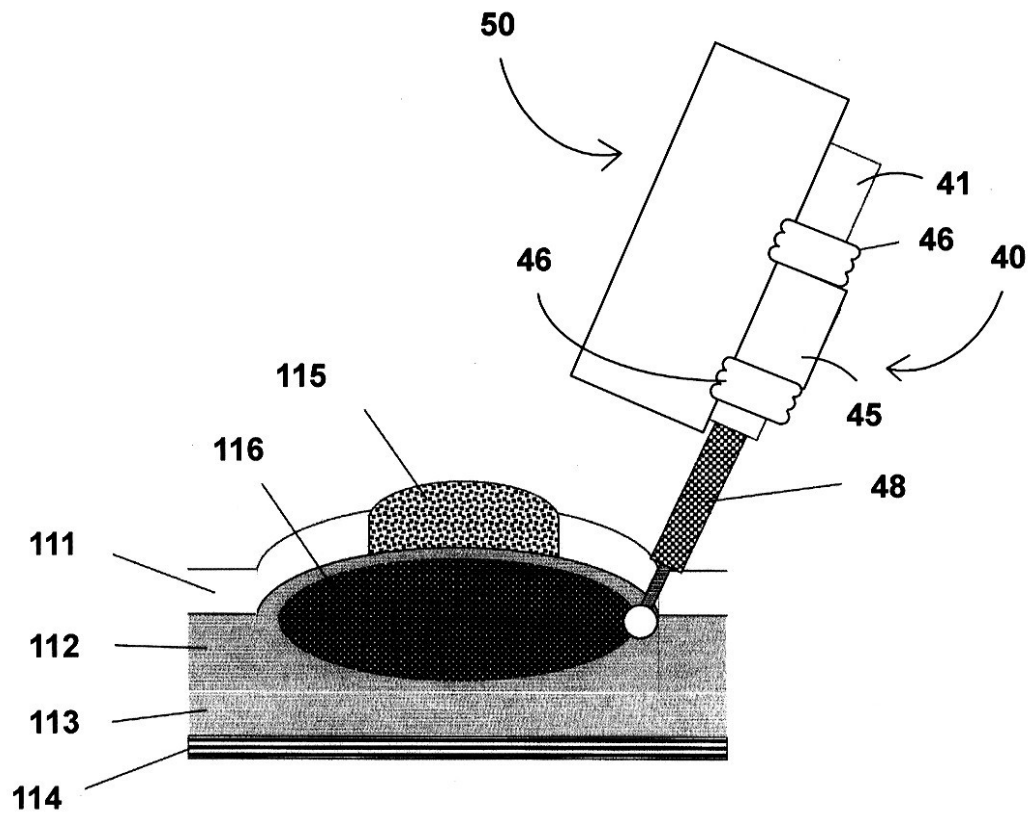
【図 5】



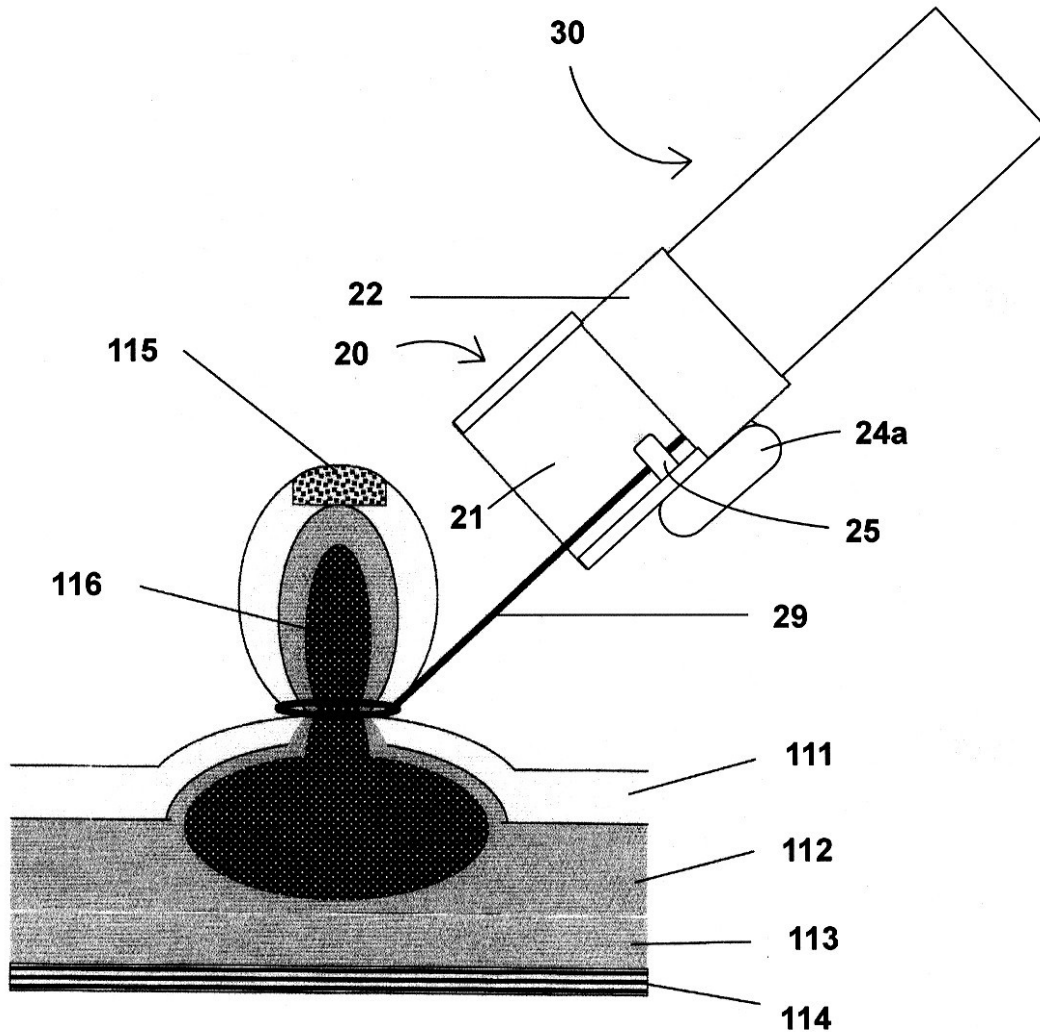
【図 6】



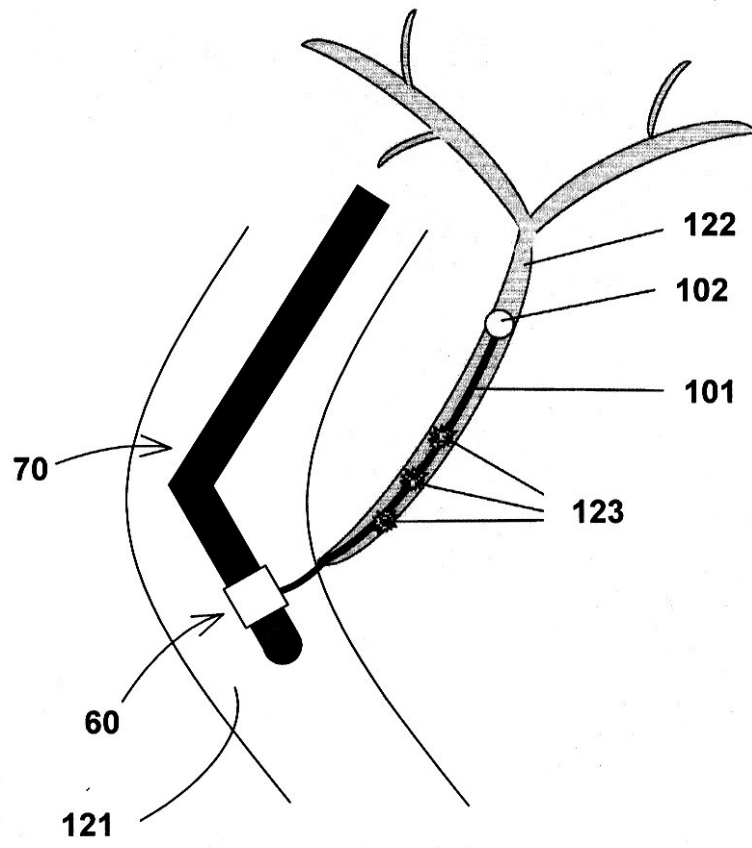
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭64-025833(JP,A)
特開平10-118072(JP,A)
特表2007-520255(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 ~ 1/32
A61B 17/28
A61B 17/32
G02B 23/24 ~ 23/26

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP5072021B2	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	JP2007204642	申请日	2007-08-06
申请(专利权)人(译)	北九州产业学术振兴机构		
当前申请(专利权)人(译)	基金会北九州产业学术振兴机构		
[标]发明人	久米惠一郎		
发明人	久米 惠一郎		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/32 A61B17/28 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.R A61B1/00.300.B A61B17/32.330 A61B17/28.310 G02B23/24.A A61B1/00.620 A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/00.715 A61B1/018 A61B1/018.513 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/32.510 A61B18/14		
F-TERM分类号	2H040/DA11 2H040/DA42 2H040/DA54 4C060/FF19 4C060/FF23 4C060/FF38 4C060/GG28 4C060/KK06 4C060/KK17 4C061/AA06 4C061/BB02 4C061/BB04 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/FF37 4C061/FF41 4C061/FF43 4C061/HH21 4C061/JJ06 4C160/EE12 4C160/EE28 4C160/FF19 4C160/GG24 4C160/GG29 4C160/JJ14 4C160/KK03 4C160/KK07 4C160/KK17 4C160/KL03 4C160/MM43 4C160/NN07 4C160/NN12 4C160/NN14 4C161/AA06 4C161/BB02 4C161/BB04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF37 4C161/FF41 4C161/FF43 4C161/HH21 4C161/JJ06		
代理人(译)	Nakamae不二 中岛一明		
审查员(译)	大冢雄一		
优先权	2006236656 2006-08-05 JP		
其他公开文献	JP2008062041A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜，通过给治疗工具提供振动而不损坏视野，内窥镜罩，治疗工具穿过的管和内窥镜帽，可以提高内窥镜治疗的效率和安全性。ZSOLUTION：具有通过路径11的治疗工具的内窥镜10，其形成在插入部分1的内部并且在插入部分1的远端中配备有引导孔12，具有准备的容纳部分14。在处理工具的中间穿过路径11和容纳在容纳部分14内部的振动器13，振动器13通过传导和通过振动而振动，处理工具18通过处理工具穿过路径如图11所示，引导孔12从远端引出，垂直于插入部分1的纵向振动。

