

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6407376号
(P6407376)

(45) 発行日 平成30年10月17日 (2018. 10. 17)

(24) 登録日 平成30年9月28日 (2018. 9. 28)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 17/3209 (2006. 01)	A 6 1 B 17/3209
A 6 1 B 18/14 (2006. 01)	A 6 1 B 18/14

請求項の数 6 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2017-167838 (P2017-167838)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成29年8月31日 (2017. 8. 31)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-135458 (P2013-135458) の分割		東京都八王子市石川町2951番地
原出願日	平成25年6月27日 (2013. 6. 27)	(74) 代理人	100106909 弁理士 棚井 澄雄
(65) 公開番号	特開2017-205633 (P2017-205633A)	(74) 代理人	100094400 弁理士 鈴木 三義
(43) 公開日	平成29年11月24日 (2017. 11. 24)	(74) 代理人	100086379 弁理士 高柴 忠夫
審査請求日	平成29年9月21日 (2017. 9. 21)	(74) 代理人	100139686 弁理士 鈴木 史朗
		(72) 発明者	矢沼 豊 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具および内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可撓性を有し、長手軸に沿って延びたルーメンを有するマルチルーメンチューブと、
 前記マルチルーメンチューブの先端側に設けられた処置部と、
 前記マルチルーメンチューブの軸線に沿って延びるトルク伝達部材と、を備え、
 前記マルチルーメンチューブは、先端側の一体式シース領域と、前記一体式シース領域
 の基端側に配置された別体式シース領域と、を有し、
 前記トルク伝達部材は、前記一体式シース領域において、前記マルチルーメンチューブ
 の外周面に取り付けられており、
 前記トルク伝達部材は、前記別体式シース領域において、前記マルチルーメンチューブ
 に対して回動自在に設けられており、
 前記マルチルーメンチューブは、前記一体式シース領域の外径が、前記別体式シース領
 域の外径よりも小さく、
 前記一体式シース領域と前記別体式シース領域との境界部分に形成された移行部が、外
 径が異なる前記一体式シース領域と前記別体式シース領域とを接続している、
 内視鏡用処置具。

【請求項 2】

前記トルク伝達部材は、前記別体式シース領域において、前記マルチルーメンチューブ
 の基端から前記移行部までに形成されたトルクルーメンを挿通し、
 前記トルク伝達部材は、前記移行部に形成された前記トルクルーメンの開口から外部に

10

20

突出する、

請求項 1 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 3】

前記トルク伝達部材は、

前記トルクルーメン内で前記マルチルーメンチューブの前記長手軸に沿って延び、前記トルクルーメンの前記開口から外部に突出するワイヤと、

前記ワイヤの先端に取り付けられ、且つ前記一体式シース領域において、前記マルチルーメンチューブに外嵌されたブレードと、

を有する、

請求項 2 に記載の内視鏡用処置具。

10

【請求項 4】

前記トルクルーメンは、前記トルクルーメンの前記長手軸の中心軸が、前記マルチルーメンチューブの前記長手軸の中心軸から径方向に離れている、

請求項 2 または請求項 3 に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 5】

前記別体式シース領域における前記マルチルーメンチューブは、2 つ以上の前記ルーメンを有し、

前記別体式シース領域における前記トルクルーメン以外の前記ルーメンのうち 1 つの前記ルーメンには、前記マルチルーメンチューブの外周面に達する切欠きが形成されている、

20

請求項 2 から請求項 4 のいずれか一項に記載の内視鏡用処置具。

【請求項 6】

前記マルチルーメンチューブの基端部に設けられ、前記トルク伝達部材の基端が突出する開口を有する操作部と、

前記トルク伝達部材の前記基端に取り付けられ、前記トルク伝達部材を回動操作可能なハンドルと、

をさらに有する、

請求項 1 から請求項 5 のいずれか一項に記載の内視鏡用処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、チャンネルの先端部に起上台を有する内視鏡と組合わせて使用される内視鏡用処置具、およびこの内視鏡用処置具を備える内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

結石を除去する手技を内視鏡的な手技として行うとき、胆管の出口である十二指腸乳頭が狭いため、そのままでは結石を排出できないことがある。このような場合、内視鏡に通した、例えば特許文献 1 および 2 に示すようなパピロトームなどの内視鏡用処置具によって乳頭括約筋を切開して胆管の出口を広げてから結石を引き出している。

一般に、乳頭括約筋の切開は、はちまき襞の方向に行なわれる。はちまき襞の位置は、十二指腸乳頭の周囲で胆管が伸びる方向に略一致しており、この方向は血管が少ないため、出血し難いからである。

40

【0003】

ここで、胆膵の処置に適した内視鏡は、十二指腸に挿入して内視鏡画像を取得したときに、胆管が 12 時方向に向くような画像が得られる。この種の内視鏡には、パピロトームを 12 時方向に上下させることができる起上台が設けられている。さらに、乳頭括約筋の切開に用いられるパピロトームも胆膵用の内視鏡先端から突出させたときにナイフ部分（処置部）の向きが自動的に内視鏡画面のほぼ 12 時方向に向くように製造されている。

切開時には、パピロトームのナイフ部分を手元側の操作で張る。ナイフ部分がシース（シース部）から離れてナイフ部分のみが十二指腸乳頭に押し付けられる。これによって、ナ

50

イフ部分と切開される部分の粘膜との間に大きな圧力を生じる。ナイフ部分に通電しながら起上台を駆動させるとパピロトームの先端が12時方向に移動して十二指腸乳頭が切開される。

【0004】

ところで、患者の個人差や、十二指腸などの周辺臓器に狭窄がある場合、過去に外科手術がされている場合などは、十二指腸乳頭近辺の胆管の向きが内視鏡画面の12時方向と異なってしまう場合がある。

そこで、従来のパピロトームは、内視鏡画面上で12時方向以外の方向でも切開し易くすることを目的とし、手元から回転トルクを伝達するトルク伝達部材を設けている。これによりシースの基端側をその軸線周りに回転させる回転トルクをナイフ部分の先端まで伝えられるようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-334000号公報

【特許文献2】米国特許第7371237号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

パピロトームは通常、高周波切開ナイフおよびそれが通るナイフルーメン、ガイドワイヤ用のルーメン、また電気絶縁性を保つ壁厚など多くの機能が必要となる。このため、パピロトームは、プラスチック製の複雑な断面形状からなるマルチルーメンのチューブで形成されており、回転中心に対して極めて不均一な形状となっている。

そのため、パピロトームは、トルク伝達部材を設けたとしても、回転トルクを先端まで均一に伝達することが非常に難しく、手元で一定のスピードで回転を加えていっても、先端での回転は一定には回転せずに回転しないときと、回転しすぎてしまうときがあるという回転むらが発生する。

より具体的には、手元で回転を加えても先端は少ししか回転せず加えた回転の大半がシースのねじれとしてたまっていく段階と、さらに手元の回転を加えていくとシースにたまったねじれが予想外のタイミングで一気に回りだし先端が予想外のスピードと角度で回転しすぎてしまう段階が発生し、これらが交互に起きる。

このために、ナイフ部分の向きを意図した向きにあわせることは非常に困難となっている。

【0007】

本発明は、このような問題点に鑑みてなされたものであって、内視鏡のチャンネルに挿通させたシース部の基端側を軸線周りに回転させたときに、処置部を軸線周りの所望の向きに正確に向かせることができる内視鏡用処置具、およびこの内視鏡用処置具を備える内視鏡システム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】

【0008】

上記課題を解決するために、この発明は以下の手段を提案している。

本発明の内視鏡用処置具は、可撓性を有し、長手軸に沿って延びたルーメンを有するマルチルーメンチューブと、前記マルチルーメンチューブの先端側に設けられた処置部と、前記マルチルーメンチューブの軸線に沿って延びるトルク伝達部材と、を備え、前記マルチルーメンチューブは、先端側の一体式シース領域と、前記一体式シース領域の基端側に配置された別体式シース領域と、を有し、前記トルク伝達部材は、前記一体式シース領域において、前記マルチルーメンチューブの外周面に取り付けられており、前記トルク伝達部材は、前記別体式シース領域において、前記マルチルーメンチューブに対して回転自在に設けられており、前記マルチルーメンチューブは、前記一体式シース領域の外径が、前記別体式シース領域の外径よりも小さく、前記一体式シース領域と前記別体式シース領域

10

20

30

40

50

との境界部分に形成された移行部が、外径が異なる前記一体式シース領域と前記別体式シース領域とを接続している。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

本発明の内視鏡用処置具および内視鏡システムによれば、内視鏡のチャンネルに挿通させたシース部の基端側を軸線周りに回転させたときに、処置部を軸線周りの所望の向きに正確に向かせることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態の内視鏡システムの一部を破断した全体図である。

10

【図 2】同内視鏡システムのパピロトームにおける側面の一部を破断して模式的に示した図である。

【図 3】図 2 中の切断線 A 1 - A 1 の断面図である。

【図 4】図 2 中の切断線 A 2 - A 2 の断面図である。

【図 5】図 2 中の切断線 A 3 - A 3 の断面図である。

【図 6】同内視鏡システムの内視鏡のチャンネルにパピロトームが挿通されていないときの起上台を起上しきったときの状態を示す説明図である。

【図 7】同内視鏡システムの内視鏡の起上台を起上しきったときにパピロトームの被挟持部が起上台に挟持された状態を示す断面図である。

【図 8】図 7 中の切断線 A 4 - A 4 の断面図である。

20

【図 9】同パピロトームの使用方法を示すフローチャートである。

【図 10】同内視鏡システムのパピロトームを使用する手技を説明する図である。

【図 11】同内視鏡システムの表示部に表示された画像において、パピロトームと十二指腸乳頭と胆管の配置を示す説明図である。

【図 12】同内視鏡システムのパピロトームを使用する手技を説明する図である。

【図 13】同内視鏡システムのパピロトームを使用する手技を説明する図である。

【図 14】同内視鏡システムのパピロトームを使用する手技を写した画像の一例である。

【図 15】本発明の第 2 実施形態のパピロトームを模式的に示した側面の断面図である。

【図 16】図 15 中の切断線 A 7 - A 7 の断面図である。

【図 17】図 15 中の切断線 A 8 - A 8 の断面図である。

30

【図 18】図 15 中の切断線 A 9 - A 9 の断面図である。

【図 19】同パピロトームに用いられるマルチルーメンチューブおよびトルク伝達部材を分解した斜視図である。

【図 20】同マルチルーメンチューブの製造方法を説明する、マルチルーメンチューブをチューブ片に分割した斜視図である。

【図 21】同チューブ片からマルチルーメンチューブを製造する工程を説明する断面図である。

【図 22】同チューブ片からマルチルーメンチューブを製造する工程を説明する断面図である。

【図 23】同チューブ片からマルチルーメンチューブを製造する工程を説明する斜視図である。

40

【図 24】同チューブ片からマルチルーメンチューブを製造する工程を説明する斜視図である。

【図 25】同マルチルーメンチューブにトルク伝達部材取付けた状態を示す斜視図である。

【図 26】同パピロトームを使用する手技を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

(第 1 実施形態)

以下、本発明に係る内視鏡システムの第 1 実施形態を、内視鏡用処置具がパピロトーム

50

である場合を例にとって図 1 から図 1 4 を参照しながら説明する。

図 1 に示すように、本内視鏡システム 1 は、可撓性を有する挿入部（シース部）1 0 を有するパピロトーム 2 と、挿入部 1 0 を挿通可能なチャンネル 5 1 が形成された内視鏡 3 とを備えている。すなわち、パピロトーム 2 は内視鏡 3 と組合わせて使用されるものである。

【 0 0 1 2 】

図 1 および図 2 に示すように、パピロトーム 2 は、前述の挿入部 1 0 と、挿入部 1 0 よりも先端側に設けられた処置部 3 0 と、挿入部 1 0 の基端部に設けられ処置部 3 0 を操作するための操作部 4 0 とを備えている。

挿入部 1 0 は、図 2 から図 4 に示すように、マルチルーメンチューブ 1 1 の基端側を構成するシース本体 1 1 a と、シース本体 1 1 a に設けられたトルク伝達部材 1 2 と、シース本体 1 1 a の先端側に設けられた被挟持部 1 3 とを有している。

【 0 0 1 3 】

マルチルーメンチューブ 1 1 は P T F E（ポリテトラフルオロエチレン）などの樹脂で形成され、マルチルーメンチューブ 1 1 には、挿入部 1 0 の軸線 C 1 に沿って延びる 3 つのルーメン 1 6、1 7、1 8 が形成されている。

ガイドワイヤルーメン 1 6 は、最も大径で先端に開口している。このガイドワイヤルーメン 1 6 は、後述するガイドワイヤの挿通に使用される。ナイフルーメン 1 7 は、最も小径で先端が封止されている。ナイフルーメン 1 7 には、導電ワイヤ 1 9 が挿通されている。送液ルーメン 1 8 は、先端が開口し、2 番目の太い径を有する。送液ルーメン 1 8 は、造影剤などの送液に使用される。

【 0 0 1 4 】

トルク伝達部材 1 2 は、シース本体 1 1 a の外周面に装着された金属製のブレード 2 2 と、ブレード 2 2 を被覆する被覆チューブ 2 3 とを有している。

ブレード 2 2 は、例えば、細いステンレス線を複数本の束にし、格子状に編んで管状にしたり、ステンレス線やステンレスの帯を 1 条または多条のコイル状に巻いて管状にしたり、1 条または多条のコイルを巻き方向を交互に違いながら多層に巻いて管状にしたりしたものが使用される。被覆チューブ 2 3 は、絶縁性を有する樹脂で形成することができる。

【 0 0 1 5 】

シース本体 1 1 a、ブレード 2 2、および被覆チューブ 2 3 は、屈曲した内視鏡のチャンネルの中でも屈曲して回転トルクが伝えやすいように柔軟性のある接着剤で固定したり、もしくはももとの内径がブレード 2 2 の外径よりも小さい収縮チューブで被覆チューブ 2 3 を構成し、被覆チューブ 2 3 の収縮力でブレード 2 2 が屈曲しやすいように柔軟に密着させたりして構成する。

また、シース本体 1 1 a、ブレード 2 2、および被覆チューブ 2 3 の固定は、内視鏡によってより小さい半径で曲げられる挿入部 1 0 の先端側は、柔軟性を高く固定し、比較的大きな半径でしか曲げられない挿入部 1 0 の基端側は、固めの接着剤などで先端側よりも柔軟性を低く固定すると、挿入部 1 0 の全長での総合的な回転トルク伝達性がより良くなる。

【 0 0 1 6 】

被挟持部 1 3 は、シース本体 1 1 a の先端外周に固定されたアウターチューブからなる。被挟持部 1 3 の基端側は、ブレード 2 2 を外嵌した状態でブレード 2 2 に固定されている。被挟持部 1 3 の基端側の外径は、被覆チューブ 2 3 の外径にほぼ等しい。被挟持部 1 3 は、被覆チューブ 2 3 と同一の材料で形成してもよいし、シース本体 1 1 a の材質より滑りにくい材質で形成してもよい。例えば、シース本体 1 1 a が滑りやすい P T F E で形成されている場合には、F E P、P F A、ポリアミド、P E T、ポリアミドエラストマー、P E T エラストマーなどが被挟持部 1 3 の材質としてはより好ましい。被挟持部 1 3 の先端側の軸線 C 1 に直交する平面による断面は円形であり（図 4 参照。）、この断面の外径は L 1 である。被挟持部 1 3 の基端側の外径は、被挟持部 1 3 の先端側の外径よりも大

きい。

被挟持部 1 3 がブレード 2 2 に固定されていることで、トルク伝達部材 1 2 から被挟持部 1 3 に回転トルクが伝わるようになっている。

【 0 0 1 7 】

なお、トルク伝達部材 1 2 の先端部外周（被覆チューブ 2 3 の先端部外周）を被挟持部としてもよい。この場合、トルク伝達部材は、軸線 C 1 方向において挿入部 1 0 の基端側から被挟持部まで延びることになる。

別の方法としては、シース本体 1 1 a の先端部を熱成型によって外径を膨らませて被挟持部としてもよい。

【 0 0 1 8 】

処置部 3 0 は、図 2 および図 5 に示すように、マルチルーメンチューブ 1 1 の先端側を構成するナイフ支持部 1 1 b と、導電ワイヤ 1 9 の先端部で構成されたナイフ部 1 9 a とを有している。

ナイフ支持部 1 1 b には、ナイフルーメン 1 7 の内周面からナイフ支持部 1 1 b の側面まで達する 2 つの透孔 1 1 c、1 1 d が形成されている。透孔 1 1 c、1 1 d は、軸線 C 1 方向に並ぶとともに互いに離間した位置に形成されている。ナイフ支持部 1 1 b には、透孔 1 1 c、1 1 d のナイフ支持部 1 1 b の外面に形成された開口が曲げられたときに湾曲の内側となるようにプリカーブ（曲がり癖）を付けてもよい。このように構成することで、ナイフ支持部 1 1 b が十二指腸乳頭に挿入しやすくなる。

【 0 0 1 9 】

導電ワイヤ 1 9 は、ナイフ支持部 1 1 b の基端側に形成された透孔 1 1 c からナイフ支持部 1 1 b の外側に引き出され、先端側に設けられた透孔 1 1 d から再びナイフルーメン 1 7 内に引き戻されている。導電ワイヤ 1 9 におけるナイフ支持部 1 1 b の外側に引き出されて露出した部分が処置に使用される前述のナイフ部 1 9 a になる。

導電ワイヤ 1 9 の先端は、ナイフルーメン 1 7 に埋め込まれたチップ 3 1 を介してナイフ支持部 1 1 b に固定されている。

このように、処置部 3 0 は、挿入部 1 0 の軸線 C 1 に対して回転対称ではない形状（非回転対称形状）に形成されている。

トルク伝達部材 1 2 は、シース本体 1 1 a やナイフ支持部 1 1 b に比べて軸線 C 1 周りの剛性が高い。すなわち、軸線 C 1 周りに作用する回転トルクを伝達しやすい。

【 0 0 2 0 】

操作部 4 0 は、図 2 に示すように、挿入部 1 0 の基端部に取付けられた操作部本体 4 1 と、操作部本体 4 1 に先端が取付けられた棒状のハンドル 4 2 と、ハンドル 4 2 に対してスライド可能に設けられたスライダ 4 3 とを有している。

操作部本体 4 1 には、ガイドワイヤルーメン 1 6 に連通するガイドワイヤ口金 4 4、および送液ルーメン 1 8 に連通する送液口金 4 5 が設けられている。送液口金 4 5 には、不図示のシリンジが着脱可能となっている。

ハンドル 4 2 の基端部には、リング 4 2 a が取付けられている。

スライダ 4 3 には、導電ワイヤ 1 9 に電氣的に接続された端子 4 3 a が設けられている。端子 4 3 a は、外部の高周波電源に接続可能である。スライダ 4 3 には、ハンドル 4 2 を挟むように一对のリング 4 3 b、4 3 c が取付けられている。

ハンドル 4 2 に対してスライダ 4 3 を基端側に移動させる（引戻す）ことでナイフ支持部 1 1 b を湾曲させてナイフ部 1 9 a を張ったり、ハンドル 4 2 に対してスライダ 4 3 を先端側に移動させる（押込む）ことでナイフ支持部 1 1 b を直線状にするとともにナイフ支持部 1 1 b にナイフ部 1 9 a を沿わせたりすることができる。

【 0 0 2 1 】

内視鏡 3 は、図 1 に示すように、内視鏡挿入部 5 0 の基端に内視鏡操作部 7 0 が設けられた側視タイプの公知ものを用いることができる。内視鏡挿入部 5 0 は、先端硬質部 5 6 と、先端硬質部 5 6 の基端部に設けられた湾曲操作可能な湾曲部 5 7 と、湾曲部 5 7 の基端部に設けられた可撓管部 5 8 とを有している。チャンネル 5 1 の先端部は、先端硬質部

10

20

30

40

50

5 6 の側面に設けられた開口 5 6 a に連通している。

先端硬質部 5 6 内に形成されたチャンネル 5 1 には、起上台 6 1 が自身の基端部を中心として回動可能に先端硬質部 5 6 に取付けられている。起上台 6 1 には、先端硬質部 5 6 の開口 5 6 a の縁部に当接するストッパ 6 1 s (図 6 参照。) が設けられていて、起上する側となる方向 D 1 に回動したときにストッパ 6 1 s が先端硬質部 5 6 に当接することで、起上台 6 1 がそれ以上方向 D 1 に回動できなくなる。

起上台 6 1 の先端部には操作ワイヤ 6 2 が接続されていて、操作ワイヤ 6 2 の基端部は内視鏡挿入部 5 0 を通して内視鏡操作部 7 0 まで延びている。なお、操作ワイヤ 6 2 は図 1 のみに示している。

先端硬質部 5 6 における開口 5 6 a の縁部には、不図示の L E D などからなる照明ユニット 5 6 b と、不図示の C C D などからなる観察ユニット 5 6 c とが外部に露出した状態で設けられている。

照明ユニット 5 6 b および観察ユニット 5 6 c は、不図示の配線により内視鏡操作部 7 0 に接続されている。

【 0 0 2 2 】

内視鏡操作部 7 0 には、湾曲部 5 7 を湾曲操作するためのノブ 7 1 や、操作ワイヤ 6 2 を進退操作するためのレバー 7 2 が設けられている。ノブ 7 1 と湾曲部 5 7 は不図示の湾曲操作ワイヤに連結されており、ノブ 7 1 を操作することで湾曲部 5 7 を所望の方向に湾曲させることができる。また、レバー 7 2 を操作して操作ワイヤ 6 2 を引戻すことで起上台 6 1 を方向 D 1 に回動させて起上させたり、操作ワイヤ 6 2 を押込むことで起上台 6 1 を方向 D 2 に回動させて倒したり (寝かせたり) することができる。なお、本明細書で言う「起上台 6 1 を起上させきる」とは、起上台 6 1 の前述のストッパ 6 1 s が先端硬質部 5 6 に当接することなどにより、起上台 6 1 を方向 D 1 に回動できなくなるまで移動させることを意味する。「起上台 6 1 を起上させきる」ことを、「起上台 6 1 を完全に起上させる」と言い換えてもよい。

一方で、「起上台 6 1 を起上させる」とは、ストッパ 6 1 s が先端硬質部 5 6 に当接したか否かを問わず、起上台 6 1 を方向 D 1 に回動させることを意味する。

【 0 0 2 3 】

内視鏡操作部 7 0 には、チャンネル 5 1 の基端側には鉗子栓 7 3 が設けられていて、チャンネル 5 1 の基端部に連通している。鉗子栓 7 3 は、ゴムなどの弾性を有する材料で形成されている。鉗子栓 7 3 は、外力が作用しない自然状態では、図 1 中の拡大断面図に示すように、鉗子栓 7 3 に設けられた弁が位置 T 1 にあることで鉗子栓 7 3 の貫通孔 7 3 a は液漏れが防止されている。鉗子栓 7 3 の貫通孔 7 3 a にパピロトーム 2 の挿入部 1 0 を挿通させたときには、弁が変形して位置 T 2 に移動することで、鉗子栓 7 3 は貫通孔 7 3 a に挿通された挿入部 1 0 との間におけるチャンネル 5 1 からの液漏れを減少させる。このとき、鉗子栓 7 3 の弁と挿入部 1 0 との間には、摩擦力が作用する。

【 0 0 2 4 】

内視鏡操作部 7 0 には、ユニバーサルコード 7 5 を介して図示はしないが液晶パネルなどの表示部や電源が接続されている。電源は、前述の配線を介して照明ユニット 5 6 b に接続され、表示部は配線を介して観察ユニット 5 6 c に接続されている。

照明の方法は、照明ユニット 5 6 b に代えて、電源に設置されたランプの光を光ファイバーによって内視鏡の先端の照明ユニットに伝える方式でもよい。

【 0 0 2 5 】

このように構成された内視鏡 3 のチャンネル 5 1 に挿入部 1 0 を挿入したときには、チャンネル 5 1 と挿入部 1 0 との間には、隙間 S が形成される。すなわち、チャンネル 5 1 と挿入部 1 0 との間には、摩擦力はほとんど作用しない。

パピロトーム 2 は、図 7 および図 8 に示すように、内視鏡 3 のチャンネル 5 1 に挿入部 1 0 を挿入し、チャンネル 5 1 の先端から処置部 3 0 を突出させた向き調整状態において、後述するように処置部 3 0 の軸線 C 1 周りの向きを調整される。この向き調整状態において、パピロトーム 2 の被挟持部 1 3 は、起上しきった起上台 6 1 とチャンネル 5 1 の内

10

20

30

40

50

周面との間に挟持される。

【 0 0 2 6 】

ここで、図 6 に示すように、内視鏡 3 のチャンネル 5 1 にパピロトーム 2 を挿通せずに起上台 6 1 を起上しきったときに、起上台 6 1 とチャンネル 5 1 の内周面の内接円のうち最大のものの直径、すなわち起上台 6 1 の被挟持部 1 3 を挟む部分 6 1 a とチャンネル 5 1 の内周面の被挟持部 1 3 を挟む部分 5 1 a の内接円のうち最大のものの直径 L 2 を規定する。このとき、この直径 L 2 よりも、前述の被挟持部 1 3 の先端側の外径 L 1 の方が大きい。被挟持部 1 3 の基端側の外径も被挟持部 1 3 の先端側の外径よりも大きいため、内接円のうち最大のものの直径 L 2 よりも被挟持部 1 3 の基端側の外径の方が大きいことになる。

10

図 8 に示すように、起上しきった起上台 6 1 とチャンネル 5 1 の内周面との間にパピロトーム 2 の被挟持部 1 3 が挟持されたときに、先端硬質部 5 6 にストッパ 6 1 s は当接しない。起上台 6 1 およびチャンネル 5 1 の内周面と被挟持部 1 3 との間には、摩擦力が作用する。

【 0 0 2 7 】

次に、以上のように構成されたパピロトーム 2 を使用するパピロトーム 2 の使用方法を、パピロトーム 2 を使用した手技を例にとって説明する。図 9 は、パピロトーム 2 の使用方法を示すフローチャートである。

まず、電源から照明ユニット 5 6 b に電力を供給し、照明ユニット 5 6 b の周辺を照明する。反射光による画像を観察ユニット 5 6 c で取得し、電気信号に変換する。観察ユニット 5 6 c は、変換した電気信号を配線およびユニバーサルコード 7 5 を介して表示部に送信し、この画像が表示部に表示される。術者である使用者は、表示部に表示された画像を確認しながら、必要に応じてノブ 7 1 を操作して湾曲部 5 7 を湾曲させつつ患者の自然開口である口から内視鏡 3 の内視鏡挿入部 5 0 を挿入する。図 10 に示すように、十二指腸 P 1 を通して十二指腸乳頭 P 2 付近まで内視鏡挿入部 5 0 を導入する。

20

【 0 0 2 8 】

内視鏡 3 の鉗子栓 7 3 の貫通孔 7 3 a を通してチャンネル 5 1 に、パピロトーム 2 の挿入部 1 0 を挿入させる。鉗子栓 7 3 の弁と挿入部 1 0 との間に摩擦力が作用し、鉗子栓 7 3 と挿入部 1 0 とがほぼ水密に封止される。挿入部 1 0 の挿入量を調整して、図 10 に示すように、チャンネル 5 1 の先端から処置部 3 0 を突出させた向き調整状態にする（図 9 におけるステップ S 2 ）。

30

チャンネル 5 1 および起上台 6 1 に案内されて、処置部 3 0 は内視鏡挿入部 5 0 の先端硬質部 5 6 の側方に突出する。これにより、処置部 3 0 の先端は十二指腸乳頭 P 2 の奥の胆管 P 3 の方向に向けられる。

処置部 3 0 の先端を十二指腸乳頭 P 2 に挿入する。

【 0 0 2 9 】

胆管 P 3 の位置を X 線撮影により確認するときは、送液口金 4 5 に装着した不図示のシリンジから送液ルーメン 1 8 に造影剤を注入する。造影剤は、送液ルーメン 1 8 を通して胆管 P 3 内に注入される。

【 0 0 3 0 】

40

使用者は、表示部に表示された画像で、図 11 に示すように、はちまき襞 P 4 の位置を確認して切開する方向を決定するとともに、現在のナイフ部 1 9 a の向きを確認する。そして、切開すべき方向を矢印 B 1 に示す 1 2 時方向と決定し、ナイフ部 1 9 a の向きが 2 時方向に向いていると確認したとする。

ここで使用者は、以下に説明するようにナイフ部 1 9 a の向きを 2 時方向から 1 2 時方向に変える。

【 0 0 3 1 】

まず、レバー 7 2 を操作して図 12 に示すように起上台 6 1 を起上させきり、挿入部 1 0 の被挟持部 1 3 を起上させきった起上台 6 1 とチャンネル 5 1 の内周面との間で挟持する（ステップ S 4 ）。このとき、起上台 6 1 の部分 6 1 a とチャンネル 5 1 の内周面の部

50

分 5 1 a の内接円のうち最大のものの直径 L 2 よりも被挟持部 1 3 の外径 L 1 の方が大きい
ため、起上台 6 1 およびチャンネル 5 1 の内周面と被挟持部 1 3 との間に摩擦力（回転
トルクに対するカウンタートルク）が作用するようになる。

使用者は、操作部 4 0 を挿入部 1 0 の軸線 C 1 周りに回転させることで、図 2 に示す
ようにトルク伝達部材 1 2 の基端側においてトルク伝達部材 1 2 を周方向の一方側 E 1 に回
転させる。これにより、使用者が操作部 4 0 で入力した回転トルクをトルク伝達部材 1 2
が先端側に伝達してシース本体 1 1 a が軸線 C 1 周りに回転する。

起上台 6 1 およびチャンネル 5 1 と被挟持部 1 3 との間には摩擦力が作用するため、使
用者が操作部 4 0 を速く回転させても図 1 2 に示すように起上台 6 1 およびチャンネル 5
1 に対して被挟持部 1 3 がゆっくりと軸線 C 1 周りに方向 D 3 に回転する。このとき、シ
ース本体 1 1 a の被挟持部 1 3 よりも基端側に回転トルクが蓄積する。

10

【 0 0 3 2 】

使用者は、操作部 4 0 を回転させてトルク伝達部材 1 2 を介してシース本体 1 1 a に回
転トルクを作用させつつ、処置部 3 0 の軸線 C 1 周りの向きを内視鏡 3 の表示部に表示さ
れた画像で観察する（ステップ S 6 ）。

処置部 3 0 のナイフ部 1 9 a の向きが所望の向き、すなわち 1 2 時方向になったときに
、図 2 に示すようにトルク伝達部材 1 2 の基端側においてトルク伝達部材 1 2 を周方向の
他方側 E 2 に回転させて、シース本体 1 1 a の被挟持部 1 3 よりも基端側に作用する回転
トルクを解除する（ステップ S 8 ）。

レバー 7 2 を操作して起上台 6 1 を倒す。パピロトーム 2 の端子 4 3 a を、高周波電源
に接続する。操作部 4 0 のリング 4 2 a、4 3 b、4 3 c に指を適宜入れて操作部 4 0 を
把持し、スライダ 4 3 を引戻してナイフ部 1 9 a を張る。

20

高周波電源から高周波電流を流し、レバー 7 2 を操作して起上台 6 1 を起上させたり倒
したりして処置部 3 0 を首振り動作させる。ナイフ部 1 9 a が接触する十二指腸乳頭 P 2
の組織に高周波電流とナイフ部 1 9 a の張力による圧力が加わって、図 1 3 に示すよう
に十二指腸乳頭 P 2 が切開される。例えば、図 1 4 に示すように、表示部の画像 G により必
要な切開量に達したことが確認できたら、高周波電流の通電を停止させる。

【 0 0 3 3 】

患者の個人差などにより、切開すべき方向が 1 2 時方向とは異なる場合にも、前述の方
法により処置部 3 0 のナイフ部 1 9 a の向きを調整することができる。

30

【 0 0 3 4 】

十二指腸乳頭 P 2 の切開が完了したら、スライダ 4 3 を押込んでナイフ支持部 1 1 b に
ナイフ部 1 9 a を沿わせてから、パピロトーム 2 を抜去する。

このとき、パピロトーム 2 の代わりに不図示のバスケット鉗子などを挿入する。バスケ
ット鉗子は、切開された十二指腸乳頭 P 2 から胆管 P 3 に挿入され、結石を捕捉する。結
石が大きいときは破碎し、結石が小さいときはそのまま胆管 P 3 から排出する。結石を排
出したら、バスケット鉗子および内視鏡 3 を体内から抜去する。

【 0 0 3 5 】

以上説明したように、本実施形態のパピロトーム 2 および内視鏡システム 1 によれば、
内視鏡 3 のチャンネル 5 1 に挿入部 1 0 を挿通させて、パピロトーム 2 をチャンネル 5 1
から処置部 3 0 を突出させた向き調整状態にする。レバー 7 2 を操作して起上台 6 1 を起
上させきり、起上台 6 1 とチャンネル 5 1 の内周面との間で被挟持部 1 3 を挟持する。トル
ク伝達部材 1 2 を周方向の一方側 E 1 に回転させつつ、処置部 3 0 の軸線 C 1 周りの向
きを内視鏡 3 で観察する。起上台 6 1 およびチャンネル 5 1 と被挟持部 1 3 との間には摩
擦力が作用するため、処置部 3 0 はゆっくりと軸線 C 1 周りに回転する。

40

処置部 3 0 のナイフ部 1 9 a の向きが 1 2 時方向になったときに、トルク伝達部材 1 2
の基端側においてトルク伝達部材 1 2 を周方向の他方側 E 2 に回転させる。シース本体 1
1 a に蓄積されていた回転トルクが解除され、処置部 3 0 の向きが固定される。

このように、処置部 3 0 がゆっくりと回転するため、処置部 3 0 が使用者の予想外のタ
イミングで一気に回りだすのを抑え、使用者が向きを調整する時間的な猶予を増やして、

50

処置部 30 を軸線 C 1 周りの所望の向きに正確に向かせることができる。

また、このとき被挟持部 13 の材質がシース本体 11a の材質より滑りにくい材質であれば、シース本体 11a の十二指腸乳頭 P 2 への良好な挿入性を維持しつつ、挿入部 10 の回転の制御のしやすさをより向上できる。

【0036】

なお、本実施形態では、前述のようにトルク伝達部材 12 の先端部外周を被挟持部としてもよい。この場合には、トルク伝達部材 12 の基端側で伝達された回転トルクを軸線 C 1 方向において被挟持部まで効果的に伝達させることができる。

【0037】

(第2実施形態)

次に、本発明の第2実施形態について図15から図26を参照しながら説明するが、前記実施形態と同一の部位には同一の符号を付してその説明は省略し、異なる点についてのみ説明する。

図15から図18に示すように、本実施形態のパピロトーム6は、挿入部90と、挿入部90よりも先端側に設けられた処置部110と、挿入部90の基端部に設けられ処置部110を操作するための操作部120とを備えている。

【0038】

本実施形態では、挿入部90および処置部110に、図19に示すようなマルチルーメンチューブ91が用いられている。なお、図19においては、後述するトルク伝達部材95のうち被覆チューブ101は示していない。

マルチルーメンチューブ91は、先端側の外径よりも基端側の外径の方が大きく、先端側と基端側との境となる部分に移行部91aが形成されている。マルチルーメンチューブ91には、全長にわたり前述の3つのルーメン16、17、18が形成されている。マルチルーメンチューブ91には、基端から移行部91aまでトルクルーメン(ルーメン)92が形成されている。

マルチルーメンチューブ91の先端と移行部91aとの中間部分よりも基端側がシース本体91bであり、シース本体91bよりも先端側がナイフ支持部91cである。図15および図17に示すように、シース本体91bのガイドワイヤルーメン16には、シース本体91bの外周面に達する幅狭切欠き91dが形成されている。幅狭切欠き91dは、移行部91aよりも基端側の後述する別体式シース領域R2のほぼ全長にわたり形成されている。幅狭切欠き91dの幅は、パピロトーム6と組合わせて使用するガイドワイヤW(図26参照。)の外径よりわずかに小さく形成されている。また、幅狭切欠き91dの基端には、組合わせるガイドワイヤWの外径よりも大きな幅の幅広切欠き91eが形成されている。

この幅広切欠き91eおよび幅狭切欠き91dで、切欠き91fを構成する。

【0039】

なお、マルチルーメンチューブ91は、図20に示すように、移行部91aの前後で別々に製作されたチューブ片131、132を接続して形成してもよい。この場合、3つのルーメン131aが形成された先端側のチューブ片131と、4つのルーメン132aが形成された基端側のチューブ片132とを接続することで、マルチルーメンチューブ91が構成される。

【0040】

チューブ片131、132の接続方法としては、以下に説明する方法を用いることができる。すなわち、第一の方法として、図21に示すように、チューブ片132の4つのルーメン132aに芯金F1の一端側を挿入し、4つの芯金F1のうちの3つの他端側をチューブ片131の各ルーメン131aに挿入する。チューブ片131およびチューブ片132の端面同士を突合せる。チューブ片131、132の突合せた部分の外側に熱収縮チューブF2を被せる。

図22に示すように、熱収縮チューブF2に熱Hを作用させることで熱収縮チューブF2を収縮させ、チューブ片131、132を接続する。この後で、図23に示すように、

10

20

30

40

50

マルチルーメンチューブ 9 1 のチューブ片 1 3 1、1 3 2 から芯金 F 1 を取外す。

【 0 0 4 1 】

また、図 2 4 に示すように、チューブ片 1 3 2 の 4 つのルーメン 1 3 2 a のうちの 3 つと、チューブ片 1 3 1 の 3 つのルーメン 1 3 1 a とに接続用のパイプ F 3 を圧入して、チューブ片 1 3 1、1 3 2 を接続し、マルチルーメンチューブ 9 1 を構成する方法がある。

マルチルーメンチューブ 9 1 のこれらの製造方法では、移行部 9 1 a の先端側と基端側でチューブ片 1 3 1、1 3 2 を別々に製作できるため、それぞれ異なった材質でチューブ片 1 3 1、1 3 2 を製作できる。例えば、先端側のチューブ片 1 3 1 は、処置部 3 0 のナイフ部 1 9 a で切開することで熱が発生するため、耐熱性の高いフッ素樹脂（より詳しくは、P T F E）で製作し、基端側のチューブ片 1 3 2 は、材料が安価なポリアミド、ポリエチレン、ポリプロピレンなど製作してもよい。

10

【 0 0 4 2 】

挿入部 9 0 は、図 1 5 から図 1 8 に示すように、前述のシース本体 9 1 b と、シース本体 9 1 b に設けられたトルク伝達部材 9 5 と、シース本体 9 1 b の先端側に設けられた被挟持部 9 6 とを有している。

トルク伝達部材 9 5 は、図 1 5 および図 1 9 に示すように、金属製のブレード 9 9 と、先端部がブレード 9 9 の外周面に固定されたワイヤ 1 0 0 と、ブレード 9 9 を被覆する被覆チューブ 1 0 1 とを有している。

ワイヤ 1 0 0 は、図 1 6 および図 1 9 に示すように本実施形態では複数の素線 1 0 0 a を軸線 C 1 に平行に並べ、先端と後端のみを溶接などで互いに固定して構成している。素線 1 0 0 a は、例えばステンレス線やニッケルチタン合金で形成することができる。

20

複数の素線 1 0 0 a のうちの何本かは先端側に延ばされ、図 1 5 に示すようにブレード 9 9 の基端部の外周面に溶接により固定されている。すなわち、ブレード 9 9 とワイヤ 1 0 0 とは溶接部 1 0 5 により固定されている。溶接部 1 0 5 は、ブレード 9 9 の基端部と被覆チューブ 1 0 1 の基端部との間に挟まれている。

【 0 0 4 3 】

ワイヤ 1 0 0 の基端部には、ワイヤ 1 0 0 よりも大径の取っ手 1 0 6 が固定されている。

ブレード 9 9、被覆チューブ 1 0 1 は、前述のブレード 2 2、被覆チューブ 2 3 と同様にそれぞれ形成されている。

30

【 0 0 4 4 】

なお、前述のように構成されたマルチルーメンチューブ 9 1 に対して、ブレード 9 9 およびワイヤ 1 0 0 は以下のように取付けられている。すなわち、図 2 5 に示すように、シース本体 9 1 b における移行部 9 1 a よりも先端側の部分にブレード 9 9 を外嵌させ、接着材や熱収縮チューブなどで固定する。マルチルーメンチューブ 9 1 のトルクルーメン 9 2 に基端側から取っ手 1 0 6 が固定されたワイヤ 1 0 0 を挿通させる。トルクルーメン 9 2 から先端側に突出したワイヤ 1 0 0 とブレード 9 9 とを溶接部 1 0 5 により固定する。

【 0 0 4 5 】

シース本体 9 1 b、ブレード 9 9、および被覆チューブ 1 0 1 は、屈曲した内視鏡のチャンネルの中でも屈曲して回転トルクが伝えやすいように柔軟性のある接着剤で固定したり、もしくはももとの内径がブレード 9 9 の外径よりも小さい収縮チューブで被覆チューブ 1 0 1 を構成し、被覆チューブ 1 0 1 の収縮力でブレード 9 9 が屈曲しやすいように柔軟に密着させたりして構成する。

40

被挟持部 9 6 は、図 1 5 に示すように、シース本体 9 1 b の先端外周に固定されたアウターチューブからなる。被挟持部 9 6 の基端側はブレード 9 9 を外嵌した状態でブレード 9 9 に固定されている。被挟持部 9 6 の基端側の外径は、被覆チューブ 1 0 1 の外径にほぼ等しい。被挟持部 9 6 は、被覆チューブ 1 0 1 と同一の材料で形成することができる。被挟持部 9 6 の先端側の軸線 C 1 に直交する平面による断面は円形であり、この断面の外径は前述の L 1 に等しい。被挟持部 9 6 の基端側の外径は、被挟持部 9 6 の先端側の外径よりも大きい。

50

被挟持部 9 6 がブレード 9 9 に固定されていることで、トルク伝達部材 9 5 から被挟持部 9 6 に回転トルクが伝わるようになっている。

【 0 0 4 6 】

なお、この例では、被挟持部 9 6 がアウターチューブからなるとしたが、トルク伝達部材 9 5 の先端部外周（被覆チューブ 1 0 1 の先端部外周）を被挟持部としてもよい。別の方法としては、シース本体 9 1 b の先端部を熱成型によって外径を膨らませて被挟持部としてもよい。

挿入部 9 0 の先端側は、シース本体 9 1 b の外周面の外側にブレード 9 9 および被覆チューブ 1 0 1 が取付けられた一体式シース領域 R 1 である。一方で、挿入部 9 0 の基端側は、シース本体 9 1 b の外周面の外側にワイヤ 1 0 0 が取付けられておらず、シース本体 9 1 b のトルクルーメン 9 2 内にワイヤ 1 0 0 が回転操作可能に配されている別体式シース領域 R 2 である。

マルチルーメンチューブ 9 1 の別体式シース領域 R 2 に対応する部分は、トルク伝達部材 9 5 よりも回転トルクの伝達力が小さい、言い換えるとねじれやすい材料で形成されている。

【 0 0 4 7 】

処置部 1 1 0 は、第 1 実施形態の処置部 3 0 においてナイフ支持部 1 1 b に代えてナイフ支持部 9 1 c が用いられているだけで、処置部 3 0 と同様の構成となっている。

操作部 1 2 0 の操作部本体 1 2 1 は、第 1 実施形態の操作部本体 4 1 に対して、トルクルーメン 9 2 が操作部本体 1 2 1 の基端まで延長されるように形成されている。ガイドワイヤルーメン 1 6 に連通するガイドワイヤ口金 4 4 は設けられていない。

【 0 0 4 8 】

このように構成されたパピロトーム 6 は、図 2 6 に示すように前述の内視鏡 3 と組合わせて内視鏡システム 7 を構成する。

本パピロトーム 6 を使用した手技は、ガイドワイヤ W を内視鏡 3 の鉗子栓 7 3 の貫通孔 7 3 a を通してチャンネル 5 1 に挿通する。挿入部 9 0 における幅狭切欠き 9 1 d が形成された部分が鉗子栓 7 3 に挿通され、幅広切欠き 9 1 e が鉗子栓 7 3 よりも基端側に位置するようにする。このガイドワイヤ W を、十二指腸 P 1 を通して胆管 P 3 内に導入しておく。

パピロトーム 6 のガイドワイヤルーメン 1 6 の先端にガイドワイヤ W の基端部を挿通し、ガイドワイヤ W を挿入部 9 0 の幅広切欠き 9 1 e から外部に引出す。鉗子栓 7 3 の貫通孔 7 3 a を通してチャンネル 5 1 に、パピロトーム 6 の挿入部 9 0 を挿入させる。鉗子栓 7 3 に挿入部 9 0 が挿通されると、鉗子栓 7 3 の弁と挿入部 9 0 との間に摩擦力が作用し、鉗子栓 7 3 と挿入部 9 0 とがほぼ水密に封止される。

使用者は、内視鏡 3 のチャンネル 5 1 に挿入する挿入部 9 0 の挿入量を調整入して、パピロトーム 6 をチャンネル 5 1 から処置部 1 1 0 を突出させた向き調整状態にする。このとき、鉗子栓 7 3 には別体式シース領域 R 2 の挿入部 9 0、すなわちシース本体 9 1 b が挿通されている。摩擦力は鉗子栓 7 3 と別体式シース領域 R 2 のシース本体 9 1 b との間に作用している。

【 0 0 4 9 】

取っ手 1 0 6 を軸線 C 1 周りに回転させると、回転トルクはシース本体 9 1 b のトルクルーメン 9 2 に挿通されたワイヤ 1 0 0 を介してブレード 9 9 や被覆チューブ 1 0 1 に伝達され一体式シース領域 R 1 に伝わる。このとき、別体式シース領域 R 2 の先端は一体式シース領域 R 1 の基端側と移行部 9 1 a を介して接続されているため、一体式シース領域 R 1 から別体式シース領域 R 2 にも回転トルクが伝わる。しかし、マルチルーメンチューブ 9 1 はトルク伝達部材 9 5 よりも回転トルクの伝達力が低くねじれやすい材料でできているため、別体式シース領域 R 2 の先端に加わった回転トルクはマルチルーメンチューブ 9 1 がねじれることで吸収される。したがって、操作部本体 1 2 1 まで回転トルクは伝わらず、操作部本体 1 2 1 を手元で軸線 C 1 周りに回転させる必要は生じない。

また、ワイヤ 1 0 0 はトルクルーメン 9 2 に挿通されているため、取っ手 1 0 6 から伝

10

20

30

40

50

達される回転トルクが鉗子栓 73 による摩擦力の影響を受けることが抑制される。

処置部 110 の先端を十二指腸乳頭 P2 に挿入するときに、ガイドワイヤ W に沿って挿入することで手技が容易となる。

チャンネル 51 に対してブレード 99 や被覆チューブ 101 が回転し、処置部 110 の向きが変わる。

【0050】

以上説明したように、本実施形態のパピロトーム 6 および内視鏡システム 7 によれば、挿入部 90 の基端側を軸線 C1 周りに回転させたときに、処置部 110 を軸線 C1 周りの所望の向きに正確に向かせることができる。

パピロトーム 6 を向き調整状態にしたときに、鉗子栓 73 には別体式シース領域 R2 のシース本体 91b が挿通され、ワイヤ 100 はシース本体 91b のトルクルーメン 92 に挿通されている。したがって、ワイヤ 100 に伝達される回転トルクが鉗子栓 73 による摩擦力の影響を受けることを抑制し、この回転トルクをトルク伝達部材 95 の先端側に効果的に伝達させることができる。

また、ワイヤ 100 を回転させてトルク伝達部材 95 に回転トルクを伝達させても、操作部 120 にはこの回転トルクが伝わらない。ワイヤ 100 の回転に対応させて操作部 120 を回転させる必要がないため、操作部 120 の回転操作が容易である。

【0051】

ワイヤ 100 の外径はブレード 99 や被覆チューブ 101 の外径よりも小さいため、ブレード 99 などが設けられた部分に比べてワイヤ 100 が設けられた部分におけるトルク伝達部材 95 の材料コストを低減させることができる。

別体式シース領域 R2 におけるシース本体 91b のガイドワイヤルーメン 16 に切欠き 91f が形成されている。このため、ガイドワイヤルーメン 16 に挿通したガイドワイヤ W を切欠き 91f から外部に引出し、挿入部 90 をガイドワイヤ W に沿って挿入する手技を容易に行うことができる。

【0052】

また、幅狭切欠き 91d はガイドワイヤ W の外径よりもわずかに小さい幅で作られている。マルチルーメンチューブ 91 は樹脂材料で形成されているため弾性変形が可能であり、マルチルーメンチューブ 91 を弾性的に変形させることでガイドワイヤ W を幅狭切欠き 91d から外部に引き出すことができる。ガイドワイヤ W がマルチルーメンチューブ 91 の外部に引き出されている位置を、幅狭切欠き 91d における鉗子栓 73 の近傍のガイドワイヤ操作位置 Q (図 26 参照。) に移動させることで、内視鏡 3 を操作する使用者がガイドワイヤ W を操作 (押込んだり、引戻したりなど) することが容易になる。

また、パピロトーム 6 だけで手技を開始し、途中でガイドワイヤ W をガイドワイヤルーメンから挿入したいときも、幅狭切欠き 91d はガイドワイヤ W の外径より小さいため、ガイドワイヤ W が幅狭切欠き 91d の途中で外に出てしまうということがなく、パピロトーム 6 の先端までガイドワイヤ W を挿入することができる。

【0053】

なお、本実施形態では、ワイヤ 100 は複数の素線 100a を軸線 C1 に平行に並べて構成されているとした。しかし、ワイヤが複数の素線 100a を撚って構成されているとしてもよいし、ワイヤが単線から構成されているとしてもよい。ワイヤが単線から構成されている場合には、ワイヤの先端部を平板状に削り、この削った部分をブレード 99 に溶接することが好ましい。

【0054】

以上、本発明の第 1 実施形態および第 2 実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の構成の変更、組み合わせなども含まれる。さらに、各実施形態で示した構成のそれぞれを適宜組合わせて利用できることは、言うまでもない。

例えば、前記第 1 実施形態および第 2 実施形態では、シース本体およびナイフ支持部に 3 つまたは 4 つのルーメンが形成されているとしたが、これらには少なくとも 1 つのルー

10

20

30

40

50

メンが形成されていればよい。

【 0 0 5 5 】

内視鏡用処置具がパピロトームであるとしたが、内視鏡用処置具はこれに限られない。例えば、内視鏡用処置具が、シース部の先端にＬ字状の高周波ナイフが設けられた高周波処置具や、一对の把持片が開閉する把持鉗子であってもよい。内視鏡用処置具がこのように構成されていても、高周波ナイフや一对の把持片を、シース部の軸線周りの所望の向きに正確に向かせることができる。

また、処置部が軸線Ｃ１に対して回転対称ではない形状であるとした。しかし、処置部が回転対称形状であっても、内視鏡用処置具を使用中に処置部の周方向の一部に組織や体液が付着し、それら組織などを周方向に移動させて処置部を使用する場合などには、本発明を好適に用いることができる。

10

【 0 0 5 6 】

本発明は、さらに以下の技術思想を含むものである。

(付記項 １)

請求項 １ に記載の内視鏡用処置具を、前記シース部を挿通可能なチャンネルを有する内視鏡と組合わせて使用する内視鏡用処置具の使用方法であって、

前記内視鏡の前記チャンネルに前記シース部を挿通させるとともに、前記チャンネルから前記処置部を突出させ、

前記シース本体の前記被挟持部を、起上させきった前記起上台と前記チャンネルの内周面との間で挟持し、

20

前記トルク伝達部材の基端側において前記トルク伝達部材を周方向の一方側に回転させることで、前記シース本体を前記シース部の軸線周りに回転させて前記シース本体に回転トルクを作用させつつ、前記処置部の前記軸線周りの向きを前記内視鏡で観察し、

前記処置部が所望の向きになったときに、前記トルク伝達部材の基端側において前記トルク伝達部材を周方向の他方側に回転させて、前記シース本体の前記被挟持部よりも基端側に作用する回転トルクを解除する。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 7 】

１、 ７ 内視鏡システム

２、 ６ パピロトーム（内視鏡用処置具）

30

３ 内視鏡

１０、 ９０ 挿入部（シース部）

１１ a、 ９１ b シース本体

１２、 ９５ トルク伝達部材

１３、 ９６ 被挟持部

１６ ガイドワイヤルーメン（ルーメン）

１７ ナイフルーメン（ルーメン）

１８ 送液ルーメン（ルーメン）

３０、 １１０ 処置部

４０、 １２０ 操作部

40

５１ チャンネル

５１ a、 ６１ a 部分

６１ 起上台

７３ 鉗子栓

９１ f 切欠き

９２ トルクルーメン（ルーメン）

Ｃ１ 軸線

Ｌ１ 外径

Ｌ２ 直径

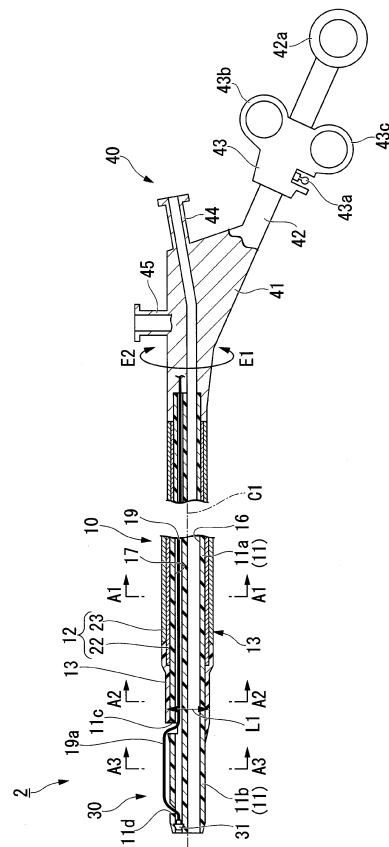
Ｒ１ 一体式シース領域

50

【图 1】



2



【図 3】

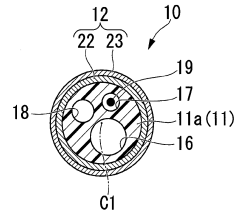


図3

【図 4】

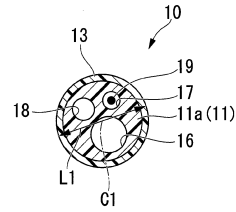


図4

【図 5】

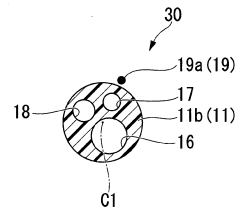


図5

【図 8】

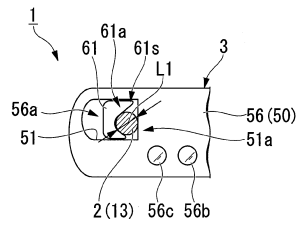


図8

【図 9】

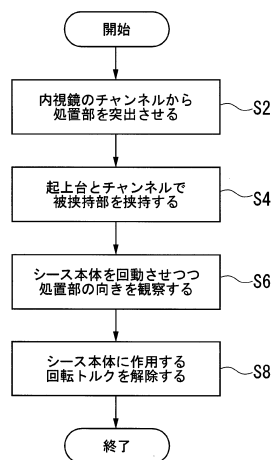


図9

【図 6】

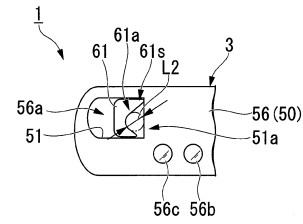


図6

【図 7】

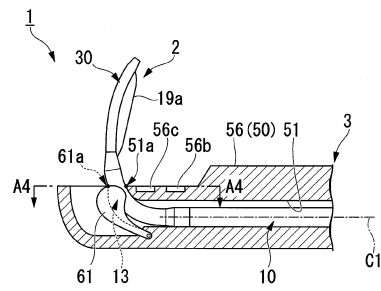


図7

【図 10】

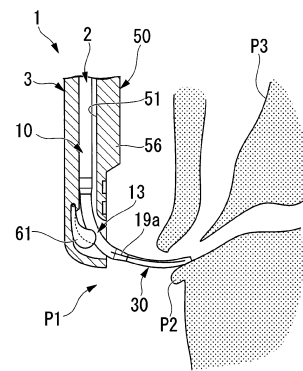


図10

【図 11】

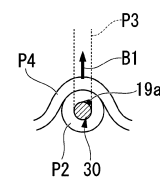


図11

【図 19】

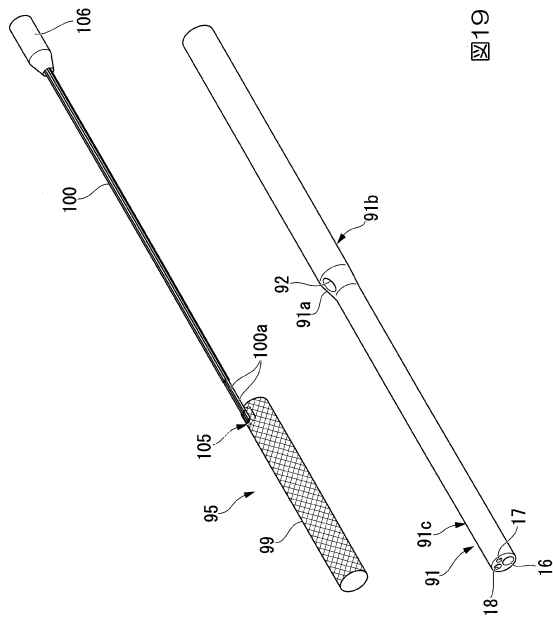


図19

【図 20】

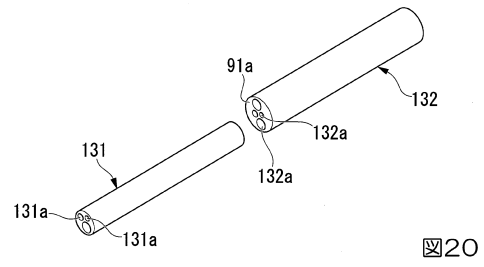


図20

【図 21】

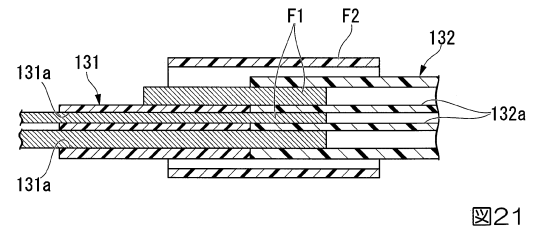


図21

【図 22】

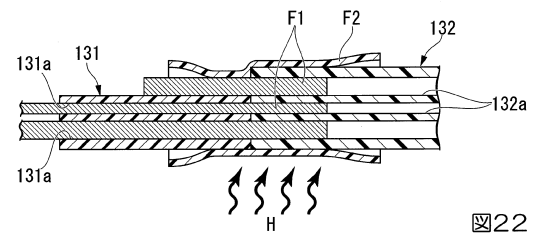


図22

【図 23】

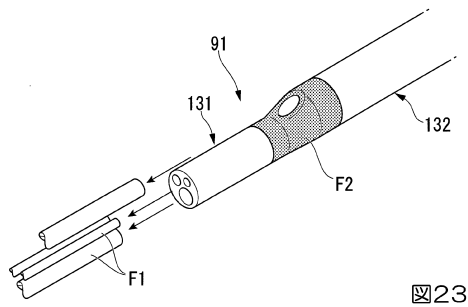


図23

【図 24】

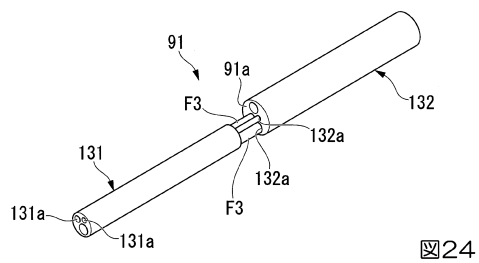


図24

【図 25】

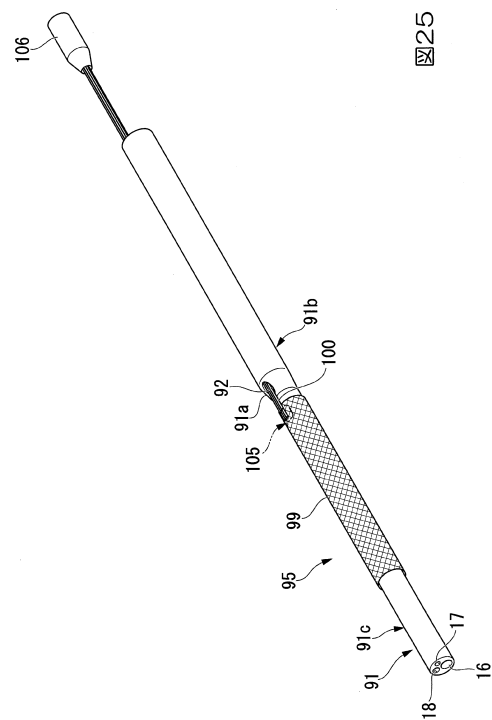


図25

【図26】

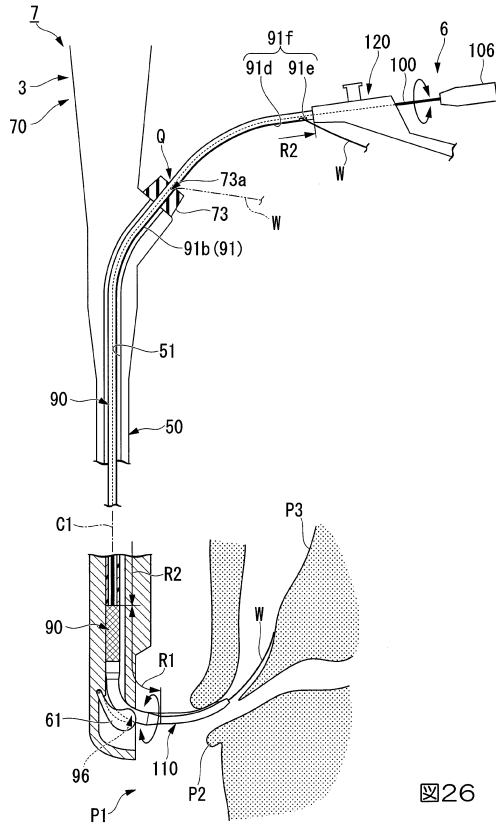


図26

フロントページの続き

(72)発明者 清川 円
東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

審査官 宮下 浩次

(56)参考文献 特表2 0 0 4 - 5 2 7 2 6 7 (J P , A)
特開2 0 0 9 - 0 4 5 4 5 1 (J P , A)
特開2 0 0 6 - 3 3 3 9 9 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 7 / 0 0 - 1 7 / 9 4
A 6 1 B 1 8 / 0 0 - 1 8 / 2 8

专利名称(译)	内窥镜治疗仪和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6407376B2	公开(公告)日	2018-10-17
申请号	JP2017167838	申请日	2017-08-31
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	矢沼豊 清川円		
发明人	矢沼 豊 清川 円		
IPC分类号	A61B17/3209 A61B18/14		
FI分类号	A61B17/3209 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK18 4C160/KK23 4C160/KK36 4C160/MM43 4C160/NN02 4C160/NN09		
代理人(译)	塔奈澄夫 铃木史朗		
审查员(译)	宫浩二		
其他公开文献	JP2017205633A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜治疗仪器，当插入通道的护套部分围绕轴线旋转时，该内窥镜治疗仪器能够将治疗部分引导到期望的方向。解决方案：内窥镜治疗仪器2包括护套主体11a，治疗部分30，操作部分主体，扭矩传递构件12，手柄42和钳子插头，以及扭矩传递构件图12所示的区域具有附接到鞘主体的远端区域并且在区域和手柄42之间的区域沿着鞘主体11a的内腔内的鞘主体11a的纵向轴线延伸，可旋转地相对于鞘主体11a提供，所述鞘主体11a的基端侧是鞘主体11a的外周面一个单独的鞘层区域的扭矩传递部件12的未连接外部，在治疗部分30从通道的尖端突出的状态下，分开的护套区域穿过钳子插头插入。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6407376号 (P6407376)	
(45) 発行日 平成30年10月17日 (2018. 10. 17)		(24) 登録日 平成30年9月28日 (2018. 9. 28)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/3209 (2006. 01) A 6 1 B 18/14 (2006. 01)		F I A 6 1 B 17/3209 A 6 1 B 18/14			
請求項の数 6 (全 20 頁)					
(21) 出願番号 特願2017-167838 (P2017-167838)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地			
(22) 出願日 平成29年8月31日 (2017. 8. 31)		(74) 代理人 100106909 弁理士 櫻井 澄雄			
(62) 分割の表示 特願2013-135458 (P2013-135458) の分割		(74) 代理人 100094400 弁理士 鈴木 三義			
原出願日 平成25年6月27日 (2013. 6. 27)		(74) 代理人 100086379 弁理士 高瀬 忠夫			
(65) 公開番号 特開2017-205633 (P2017-205633A)		(74) 代理人 100139686 弁理士 鈴木 史朗			
(43) 公開日 平成29年11月24日 (2017. 11. 24)		(72) 発明者 矢沼 豊 東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内			
審査請求日 平成29年9月21日 (2017. 9. 21)					
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 内視鏡用処置具および内視鏡システム					