

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5331424号
(P5331424)

(45) 発行日 平成25年10月30日 (2013. 10. 30)

(24) 登録日 平成25年8月2日 (2013. 8. 2)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 A

A 6 1 B 1/00 3 3 0 B

A 6 1 B 1/00 3 0 0 U

A 6 1 B 1/00 3 3 4 A

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 2 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-245417 (P2008-245417)
 (22) 出願日 平成20年9月25日 (2008. 9. 25)
 (65) 公開番号 特開2010-75322 (P2010-75322A)
 (43) 公開日 平成22年4月8日 (2010. 4. 8)
 審査請求日 平成23年2月10日 (2011. 2. 10)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (74) 代理人 100095234
 弁理士 飯嶋 茂
 (72) 発明者 杉澤 竜也
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 審査官 樋熊 政一

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】

体腔内に挿入される挿入部と、
 前記挿入部の先端の向きを変えられるように湾曲自在な構造を有する湾曲部と、
 前記挿入部内に挿通され、前記挿入部の先端から処置具を突出させる鉗子チャンネルで
 あり、前記湾曲部内で略中央に配置される前記鉗子チャンネルと、
 前記挿入部内に挿通されて前記湾曲部内で前記鉗子チャンネルの周りに配置され、前記
 挿入部の長手方向に直交する方向の肉厚が前記湾曲部内で不均一にされた内蔵物であり、
 前記湾曲部内における前記挿入部の周方向の肉厚である長径が、前記挿入部の半径方向の
 肉厚である短径よりも長くされた楕円形状であって、円形の内径部が設けられたチューブ
 状の前記内蔵物と、

を備える内視鏡において、

前記楕円形状の内蔵物を所定の隙間に押し込んで座屈させるのに必要な押し込み力は、
 前記楕円形状の内蔵物の前記短径と同じ直径の外径と、前記楕円形状の内蔵物の前記内径
 部と同じ直径の内径部とを有し、断面が円形とされたチューブ状の内蔵物を前記隙間に押
 し込んで座屈させるのに必要な押し込み力の5～7倍であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記楕円形状の内蔵物の短径が0.9mmであるときに、前記長径を1.7mm以下に
 したことを特徴とする請求項1記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

10

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、体腔内に挿入される挿入部に、鉗子チャンネルとその他の内蔵物とが挿通された内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の体腔内の検査や治療に用いられる医療機器として、内視鏡が知られている。内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の基端に設けられた操作部とを備えている。挿入部は、直径が数mm、長さが数十cm～数m程度の細長い中空状の棒状体であり、先端側には、挿入部の先端の向きを自由に変える湾曲部を備えている。

10

【0003】

湾曲部は、複数個の円筒状の湾曲駒を互いに回動自在となるように連結させて湾曲自在にした構造を有している。各湾曲駒の内側には、操作ワイヤが挿通されるワイヤガイドが周方向に沿って、例えば4個設けられている。湾曲部は、操作部で操作ワイヤが押し引きされることにより、上下及び左右に湾曲して硬性部を所望の方向に向ける。

【0004】

挿入部内には、鉗子チャンネル、送気送水チャンネル、ライトガイド等の内蔵物が挿通されている。鉗子チャンネルは、操作部まで挿通された可撓性を有するチューブであり、操作部から挿入された処置具を挿入部の先端から突出させる。送気送水チャンネルは、操作部から挿入部の先端まで挿通された可撓性を有するチューブであり、体腔内の撮影に用いられる撮影窓を洗浄する水及び空気を供給する。ライトガイドは、一方の端部が挿入部の先端に設けられた照明窓に対面した複数本の光ファイバからなり、光源から照射された光をガイドして体腔内を照明する。

20

【0005】

経口タイプの内視鏡よりも挿入部の外径を細くし（例えば6mm以下）、鼻孔から挿入できるようにした経鼻タイプの上部内視鏡が販売されている。従来の経鼻タイプの内視鏡は、鉗子チャンネルを経口タイプの内視鏡の鉗子チャンネルの内径よりも細くすることにより（例えば、 $\phi 2.8\text{mm} \rightarrow \phi 2.0\text{mm}$ ）、挿入部の外径を小さくしている。そのため、経鼻タイプの内視鏡では、経口タイプの内視鏡に使用される汎用の処置具を使用することができないので、専用の処置具が用いられている。

30

【0006】

湾曲部が湾曲する際の負荷によって鉗子チャンネルが破損するのを防止するため、図16に示す湾曲部130のように、少なくとも湾曲部130内で鉗子チャンネル131を略中央に配置した内視鏡が発明されている（特許文献1参照）。この内視鏡では、送気送水チャンネル、ライトガイド等の内蔵物132が、鉗子チャンネル131とワイヤガイド133とで仕切られた空間内に配置されている。

【0007】

図17(A)は、挿入部135内の内蔵物132の状態を表している。送気送水チャンネル、ライトガイド等の内蔵物132は、中央に配置された鉗子チャンネル131の外周に配置されているので、湾曲部130の湾曲方向が変わることにより、湾曲形状の外周側または内周側となる。同図(B)に示すように、内蔵物132が湾曲形状の外周側に位置するとき、内蔵物132は、湾曲前に比べて湾曲部130内での軸方向長さが長くなるので、挿入部135の先端側に引っ張られて挿入部135内を先端側に移動する。また、同図(C)に示すように、内蔵物132が湾曲形状の内周側に位置するときには、内蔵物132は、湾曲前に比べて湾曲部130内での軸方向長さが短くなるので、挿入部135の先端側に押されて挿入部135内を後端側に移動する。

40

【特許文献1】特開平10-033467号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

50

湾曲部 130 が湾曲して内蔵物 132 が挿入部 135 の後端側に移動する際に、挿入部 135 の内壁、もしくは他の内蔵物との摺動抵抗によって内蔵物 132 の移動が阻害されることがある。図 17 (C) の矢視 A で示すように、このときに、内蔵物 132 が湾曲部 130 内で撓み、座屈することがある。座屈した内蔵物 132 がライトガイドである場合、光ファイバが折れてしまうので、照明光が得られなくなる。また、送気送水チャンネルが座屈すると、送気及び送水を行えなくなる。

【0009】

鉗子チャンネルの内径を経口タイプの内視鏡と同程度に大きくし、汎用の処置具を使用できるようにした経鼻タイプの内視鏡が開発されている。この内視鏡では、送気送水チャンネル、ライトガイド等、鉗子チャンネル以外の内蔵物の径を細くして、鉗子チャンネルの収容スペースを確保している。しかし、送気送水チャンネル、ライトガイド等の径を細くすると剛性が低下するので、座屈しやすくなることが懸念される。

【0010】

本発明の目的は、湾曲部内で内蔵物が座屈しにくくすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の内視鏡は、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の先端の向きを変えられるように湾曲自在な構造を有する湾曲部と、挿入部内に挿通され、挿入部の先端から処置具を突出させる鉗子チャンネルであり、湾曲部内で略中央に配置される鉗子チャンネルと、挿入部内に挿通されて湾曲部内で鉗子チャンネルの周りに配置され、挿入部の長手方向に直交する方向の肉厚が湾曲部内で不均一にされた内蔵物であり、湾曲部内における挿入部の周方向の肉厚である長径が、挿入部の半径方向の肉厚である短径よりも長くされた楕円形状であって、円形の径部が設けられたチューブ状の内蔵物を備えている。また、楕円形状の内蔵物を所定の隙間に押し込んで座屈させるのに必要な押し込み力は、楕円形状の内蔵物の短径と同じ直径の外径と、楕円形状の内蔵物の内径部と同じ直径の内径部とを有し、断面が円形とされたチューブ状の内蔵物を隙間に押し込んで座屈させるのに必要な押し込み力の 5 ～ 7 倍である。

【0012】

楕円形状の内蔵物の短径が 0.9 mm であるときには、長径を 1.7 mm 以下にしてもよい。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、挿入部に挿通されている内蔵物の肉厚を、挿入部の長手方向に直交する方向で不均一にしたので、内蔵物の剛性を向上させることができる。これにより、挿入部が湾曲したときに、挿入部内で内蔵物が座屈するのを防止することができる。また、内蔵物の径を細くしても不均一な肉厚により高い剛性を得ることができるので、挿入部の細径化に資することができる。

【0017】

また、内蔵物の肉厚は、挿入部の周方向における肉厚が、挿入部の半径方向における肉厚よりも厚いので、挿入部の湾曲方向に対する曲げ剛性をより向上させることができる。さらに、肉厚が不均一な部位を湾曲部内としたので、湾曲部内での内蔵物の座屈を少なくすることができる。

【0018】

湾曲部内では、鉗子チャンネルを中央に配置し、その周囲に内蔵物を配置しているので、配置バランスがよく、湾曲をスムーズに行うことができる。また、鉗子チャンネルには、湾曲部が湾曲したときに無理な負荷がかからないので、破損を防止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

図 1 に示す内視鏡 11 は、例えば、経鼻タイプの上部内視鏡であり、鼻孔から体腔内に挿入される挿入部 12 と、挿入部 12 の基端部分に連設された操作部 13 と、操作部 13

10

20

30

40

50

に設けられたユニバーサルコード１４とを備えている。操作部１３には、処置具が挿通される鉗子挿入口１５が設けられている。この鉗子挿入口１５は、破線で示すように、挿入部１２内に配設された鉗子チャンネル１６に接続されている。

【００２０】

挿入部１２は、直径が６ｍｍ程度、長さが１～２ｍ程度の細長い中空状の棒状体である。挿入部１２は、先端側から硬性部１９、湾曲部２０、軟性部２１を備えている。

【００２１】

図２に示すように、硬性部１９の先端面は円形であり、中央上部には、体腔内の撮影に用いられる撮影窓２４が設けられている。撮影窓２４の両側方には、体腔内を照明する照明窓２５が配置されている。撮影窓２４及び照明窓２５は、透明な保護板により塞がれている。撮影窓２４の左下方には、撮影窓２４に空気や水を吹き付けて洗浄する送気送水ノズル２６が配置されている。先端面の右下方には、鉗子チャンネル１６に接続された鉗子出口２７が設けられている。なお、硬性部１９の周囲に記しているＵ、Ｄ、Ｌ、Ｒは、湾曲部２０の湾曲方向である上、下、左、右をそれぞれ表している。

【００２２】

硬性部１９には、撮影レンズ及び撮像素子（図示省略）が内蔵されている。撮像素子は、撮影窓２４を通して撮影レンズにより結像された体腔内の像光を撮像する。撮像素子で得られた撮像信号は、挿入部１２及び操作部１３に挿通された信号線３０（図５参照）を介して、ユニバーサルコード１４に接続された図示しないプロセッサ装置に送られ、モニタに内視鏡画像として表示される。

【００２３】

図３に示すように、湾曲部２０は、直列に連結された複数個（例えば、１６個）の湾曲駒３３により湾曲自在に構成されている。湾曲駒３３の外周は、柔軟性を有する外皮３４により被覆されている。詳しくは図示していないが、先頭及び最後尾の湾曲駒３３が、硬性部１９及び軟性部２１に固定されている。

【００２４】

図４に示すように、湾曲駒３３は、円筒部３７と、この円筒部３７の先端側の端部から突出するように設けられ、互いに対向する一対の内ベロ３８と、基端側の端部から突出するように設けられ、互いに対向する一対の外ベロ３９とからなる。

【００２５】

内ベロ３８は、略円板形状に形成され、その中心に連結孔４２を有している。外ベロ３９は、内ベロ３８よりもひと回り小さな略円板形状に形成され、内ベロ３８の連結孔４２よりもひと回り小さな連結孔４３を有している。内ベロ３８と外ベロ３９とは、円筒部３７の周方向に９０°間隔で交互に配されている。内ベロ３８は、外ベロ３９に対して、円筒部３７の径方向の内側に略板厚分ずれて位置している。

【００２６】

湾曲駒３３同士は、連結ピン４６を介して連結される。連結ピン４６は、細径部４７、太径部４８、当て部４９、及びワイヤガイド部５０からなり、これらはそれぞれ円柱形状に形成されている。この連結ピン４６は、隣接する湾曲駒３３の周方向の姿勢を互いに９０°ずらし、先端側の湾曲駒３３の外ベロ３９と基端側の湾曲駒３３の内ベロ３８とが重なるようにした上で、細径部４７を連結孔４３に、太径部４８を連結孔４２にそれぞれ挿通させるとともに、太径部４８の端面を外ベロ３９の内面に当てることで、湾曲駒３３同士を回転自在に連結する。湾曲駒３３同士を連結後、細径部４７の先端がカシメ加工され、連結ピン４６の湾曲駒３３からの脱落が防止される。また、太径部４８の軸方向での厚さは内ベロ３８の板厚よりも大きくなっており、これにより、内ベロ３８と外ベロ３９との間、及び内ベロ３８と当て部４９との間に隙間を生じさせ、基端側の湾曲駒３３の円滑な回転を可能にする。

【００２７】

ワイヤガイド部５０には、その径方向に貫通するガイド孔５３が形成されている。ガイド孔５３には、上下又は左右操作ワイヤ５４、５５が挿通される。各操作ワイヤ５４、５

10

20

30

40

50

5 は、一端が硬性部 19 に固定され、湾曲部 20、軟性部 21 を経て、操作部 13 内で、上下又は左右アングルノブ 56、57（図 1 参照）と共に回転するプーリ（図示省略）に掛けられて折り返し、他端も硬性部 19 に固定されている。

【0028】

上下操作ワイヤ 54 は、上下アングルノブ 56 が操作されると挿入部 12 内で押し引きされる。同様に、左右アングルノブ 57 が操作されると、左右操作ワイヤ 55 が挿入部 12 内で押し引きされる。湾曲部 20 の各湾曲駒 33 は、操作ワイヤ 54、55 の移動に連動して連結部分を中心に回転する。これにより、硬性部 19 の向きが自在に変えられる。

【0029】

図 5 に示すように、軟性部 21 は、帯状の金属を螺旋状に巻き回した螺管 60 を、樹脂製の外皮 34 で被覆した構成であり、可撓性を有している。軟性部 21 を含む挿入部 12 内には、上述した鉗子チャンネル 16、信号線 30、操作ワイヤ 54、55 とともに、送気送水チャンネル 62 と、2 本のライトガイド 63 とが挿通されている。

【0030】

鉗子チャンネル 16 は、防水性及び可撓性を有するプラスチック、シリコン等で成形されたチューブであり、円形の断面を有している。鉗子チャンネル 16 は、例えば $\phi 2.8$ mm の内径部 16a を有している。この内径部 16a は、従来の経鼻タイプの内視鏡に用いられていた鉗子チャンネルの内径 $\phi 2.0$ mm よりも大きく、経口タイプの内視鏡と同程度であるので、汎用の処置具を挿通させることができる。鉗子チャンネル 16 は、軟性部 21 内で左下方に配置されている。

【0031】

信号線 30 は、複数本の電線 66 と、これらの電線を被覆する外皮 67 とを備えている。外皮 67 は、防水性及び可撓性を有するプラスチック、シリコン等で成形されている。信号線 30 は、軟性部 21 内で鉗子チャンネル 16 の上方に配置されている。

【0032】

送気送水チャンネル 62 は、防水性及び可撓性を有するプラスチック、シリコン等で成形されたチューブである。内径部 62a は、空気、水の流動抵抗の低減を考慮して、断面が円形となっている。送気送水チャンネル 62 は、送気送水ノズル 26 から操作部 13 を経てユニバーサルコード 14 まで挿通されており、ユニバーサルコード 14 を介して送気送水ポンプ（図示せず）に接続される。送気送水チャンネル 62 は、送気送水ポンプにより送り込まれた空気、水を送気送水ノズル 26 に供給する。送気送水ノズル 26 は、軟性部 21 内で鉗子チャンネル 16 の右上方、かつ信号線 30 の右下方に配置されている。

【0033】

ライトガイド 63 は、体腔内を照明する光源装置の一部を構成しており、 $0.1 \sim 0.2$ mm 程度の外径を有する断面形状が円形の光ファイバ 70 と、光ファイバ 70 を被覆する外皮 71 とを備えている。外皮 71 は、防水性及び可撓性を有するプラスチック、シリコン等で成形されている。本実施形態では、光源装置として、青色半導体レーザ光と蛍光体材料とを用いたレーザ白色光源、例えば「マイクロホワイト（商品名：日亜化学工業株式会社）」を用いている。

【0034】

光ファイバ 70 の後端は、操作部 13 を経てユニバーサルコード 14 まで挿通され、ユニバーサルコード 14 を介して図示しない光源装置に接続されている。光ファイバ 70 の先端には、青色半導体レーザ光により励起されて白色光を放出する蛍光体（図示せず）が取り付けられている。蛍光体は、硬性部 19 内で照明窓 25 に対面している。ライトガイド 63 は、鉗子チャンネル 16 を挟むように、軟性部 21 と鉗子チャンネル 16 との間の隙間内に配置されている。

【0035】

光源装置は、光ファイバ 70 の後端から青色半導体レーザ光を入射させる。光ファイバ 70 の先端側に導かれた青色半導体レーザ光は、蛍光体を励起させて白色光を放出させる。白色光は、照明窓 25 を通して体腔内を照明する。マイクロホワイトは、 $\phi 0.16$ m

10

20

30

40

50

mの光ファイバにより、 $\phi 1.2$ mmの光ファイバと同程度の光量を得ることができる。そのため、マイクロホワイトを内視鏡 11 に用いることにより、必要な照明光量を維持しながら、内視鏡 11 の細径化を図ることができる。

【0036】

操作ワイヤ 54、55 は、軟性部 21 内で、信号線 30 とライトガイド 63 の間、及び送気送水チャンネル 62 とライトガイド 63 の間に配置されている。

【0037】

図 6 に示すように、湾曲部 20 内の鉗子チャンネル 16 は、連結ピン 46 に位置が規制され、湾曲部 20 の中央に配置されている。また、鉗子チャンネル 16 の周囲に、連結ピン 46 によって区切られた第 1 ~ 第 4 空間 74 ~ 77 が形成されている。第 1 ~ 第 4 空間 74 ~ 77 には、ライトガイド 63、信号線 30、ライトガイド 63、送気送水チャンネル 62 等の内蔵物がそれぞれ挿通されている。

10

【0038】

ライトガイド 63 及び信号線 30 の外皮 67、71 と、送気送水チャンネル 62 の断面形状は、第 1 ~ 第 4 空間 74 ~ 77 の形状に合せて、長径及び短径が湾曲部 20 の周方向及び半径方向に沿った楕円形状となっている。図 7 に示すように、外皮 67、71 及び送気送水チャンネル 62 は、硬性部 19 及び軟性部 21 内では断面形状が円形とされ、湾曲部 20 内でのみ楕円形状となっている。なお、図 7 では、送気送水チャンネル 62 及びライトガイド 63 の挿入部 12 内での形状を図示するため、鉗子チャンネル 16、連結ピン 46、操作ワイヤ 54、55 等の図示を省略している。

20

【0039】

外皮 67、71 と、送気送水チャンネル 62 の断面形状は、挿入部 12 内で軸方向に移動するときに引っ掛かりにくくなるようにするため、徐々に変化するのが好ましい。また、図 17 (B) に示すように、湾曲した湾曲部 20 の外周側にある内蔵物は、湾曲部 20 内に引き込まれることになる。そのため、外皮 67、71 及び送気送水チャンネル 62 は、湾曲部 20 が真っ直ぐな状態のときに軟性部 21 内に収容される部分であっても、湾曲時に湾曲部 20 内に引き込まれる部分まで楕円形状であることが好ましい。

【0040】

また、外皮 67、71 及び送気送水チャンネル 62 は、光ファイバ 70、内径部 62b の断面形状を円形にし、電線 66 の収容スペースを外皮 67 と異なる形状にすることによって、肉厚が不均一になっている。また、外皮 67、71 及び送気送水チャンネル 62 の肉厚分布は、湾曲部 20 の周方向が半径方向よりも厚くなっている。本実施形態では、半径方向の肉厚に対する周方向の肉厚比が、例えば、3 倍程度になっているが、内蔵物の材質や、径等に応じて適宜設定可能である。

30

【0041】

図 7 に示すように、送気送水チャンネル 62 は、硬性部 19 及び軟性部 21 内の内径部 62a が、湾曲部 20 内の内径部 62b よりも径が太くなっている。これにより、湾曲部 20 内のスペースに合せて内径部 62b の径を規定しても、圧力損失の発生を防止することができる。内径部 62b に対する内径部 62a の断面積比は、例えば、1.1 ~ 3 倍程度が好ましい。

40

【0042】

図 8 に示すように、操作部 13 内には、ライトガイド 63 を操作部 13 内に向けて引っ張るテンション機構 80 が設けられている。テンション機構 80 は、ライトガイド 63 が掛けられる一対のガイドローラ 81、82 と、これらのガイドローラ 81、82 の間でライトガイド 63 の軸方向に対して直交する方向で移動自在なテンションローラ 83 と、テンションローラ 83 をライトガイド 63 にテンションがかかる方向に付勢するバネ 84 とを備えている。

【0043】

上記実施形態の作用について説明する。図 1 に示すように、内視鏡 11 の挿入部 12 は、患者の鼻孔から挿入される。上下アングルノブ 56 と左右アングルノブ 57 とが操作さ

50

れると、挿入部 12 内で操作ワイヤ 54、55 が押し引きされる。各湾曲駒 33 は、操作ワイヤ 54、55 の移動に連動して連結部分を中心に回転し、湾曲部 20 が湾曲して硬性部 19 の向きが自在に変えられる。

【0044】

湾曲部 20 は、内蔵物の配置バランスがよいので、湾曲をスムーズに行うことができる。また、鉗子チャンネル 16 は、中央に配置されているので、湾曲部 20 が湾曲したときに無理な負荷がかからない。これにより、鉗子チャンネル 16 の破損を防止することができる。さらに、鉗子チャンネル 16 等の内蔵物が湾曲部 20 内に大きな隙間を生じないように高密度に収容されているので、各内蔵物同士が湾曲部 20 内の整列を維持することになる。これにより、各内蔵物が湾曲部 20 内で径方向に移動しなくなるので、湾曲部 20 内で内蔵物が暴れて破損するのを防止することができる。

10

【0045】

図 6 に示すように、湾曲部 20 内の送気送水チャンネル 62、ライトガイド 63 等の内蔵物は、中央に配置された鉗子チャンネル 16 の外周に配置されている。図 17 (C) に示すように、湾曲部 20 が湾曲されたときに湾曲形状の内周側に位置する内蔵物は、硬性部 19 に押されて挿入部 12 内を後端側に移動する。この内蔵物の移動時に、挿入部 12 の内壁、もしくは他の内蔵物との摺動抵抗等によって内蔵物の移動が阻害されることがある。

【0046】

湾曲部 20 内のライトガイド 63、信号線 30 及び送気送水チャンネル 62 等の内蔵物は、外径形状が鉗子チャンネル 16 の周囲の第 1 ～ 第 4 空間 74 ～ 77 に合せた楕円形状をしているので、湾曲部 20 内での各内蔵物の円周方向への移動可能性が小さくなっている。これにより、内蔵物の後端側への移動が阻害された場合であっても、湾曲部 20 内で内蔵物が撓むスペースがないので、内蔵物が座屈しにくくなる。

20

【0047】

また、外皮 67、71 及び送気送水チャンネル 62 は、湾曲部 20 の周方向の肉厚が半径方向の肉厚よりも厚くなるように不均一になっている。これにより、各内蔵物は、剛性が向上しているので、湾曲部 20 の湾曲時に座屈しにくくなっている。

【0048】

さらに、図 8 に示すテンション機構 80 により、ライトガイド 63 を常に後端側に牽引しているので、湾曲部 20 内でライトガイド 63 が撓んで座屈するのを防止することができる。

30

【実施例】

【0049】

内蔵物の断面形状と、座屈との関係を検討するため、CAE (Computer aided engineering) 解析を行った。図 9 に示すように、検討に用いた内蔵物 85 の断面形状は、湾曲部 20 内の空きスペースを考慮して楕円形状とした。内蔵物 85 の各寸法及び材質、湾曲部の最小湾曲半径等の検討条件は、以下を用いた。

検討条件

内径 D : 0.6 mm

40

長径 L1 : 1.7 mm 以下

短径 L2 : 0.9 mm

材質 : ポリテトラフルオロエチレン (PTFE)

湾曲部の最小湾曲半径 : 約 6 mm

【0050】

内蔵物の座屈が、内蔵物が湾曲部とともに湾曲することにより発生する屈曲座屈であるという仮説を立て、内蔵物 85 の湾曲半径と、座屈発生との関係を検討した。実際の検討では、内蔵物 85 の断面形状に基づいて、図 10 に示す CAE モデル 87 をコンピュータ上で作成し、これを長径方向である曲げ方向 A と、短径方向である曲げ方向 B とに湾曲させたときに、座屈が発生する半径 (座屈半径) を求めた。座屈半径には、CAE モデル 8

50

7を湾曲させたときに反力として生じるトルクがピークとなったときの湾曲半径を用いた。

【0051】

図11のグラフに、CAEモデル87の長径L1が0.9~1.7mmのときの座屈半径を示している。内蔵物85の座屈半径は、曲げ方向Aの座屈が曲げ方向Bよりも弱いものの、曲げ方向A、Bともに湾曲部の最小湾曲半径6mmを大幅に下回っている。この結果から、内蔵物85に発生している座屈は、湾曲部の湾曲による屈曲座屈ではなく、湾曲部が湾曲されたときに内蔵物85が挿入部内で移動し、その際の摺動抵抗により内蔵物85が撓んで座屈が発生する、押し込み座屈であると考えられる。

【0052】

また、グラフから、内蔵物85は、長径L1が1.3~1.4mm、短径L2が1.7mmのときが最も座屈に強いことがわかる。しかし、押し込み座屈を防止するには、湾曲部内での内蔵物85の収容スペースの隙間を小さくするのが効果的であると考えられること、曲げ方向Aでの長径L1の変化による座屈半径の変化が湾曲部の湾曲半径に比べると微小であること等から、長径L1は1.7mm程度が妥当であると考えられる。

【0053】

次に、内蔵物85の押し込み座屈についてCAE解析を行った。この解析では、内蔵物85の周りの隙間量を変え、内蔵物85を押し込んだときに、上述の座屈半径に達する押し込み力を求めている。実際の検討では、図12に示すように、隙間Sを形成して配された一对の剛体要素89と、これらの剛体要素89の間に湾曲するように挿通されて各剛体要素89に接触する梁要素90とを用い、梁要素90の一端90aを固定し、他端90bを押し込み力Wで剛体要素89間に押し込み、梁要素90の湾曲半径Rが座屈半径に達したときの押し込み力Wを求めている。なお、梁要素90は、断面形状が図9に示す内蔵物85(試料A)と、実際の内視鏡において座屈が発生していた、外径0.9mm、内径0.6mmの円形断面(試料B)とを用いた。

【0054】

図13の表に、隙間Sが1mmと2mmのときに梁要素90が座屈半径まで湾曲する押し込み力Wと、曲げ剛性とを示している。この表からわかるように、内蔵物の断面形状を外径0.9mmの円形から長径1.7mmの楕円形状にすることにより、肉厚が不均一になり曲げ剛性が向上するので、内蔵物を座屈させるために必要な押し込み力W、すなわち座屈耐力が5~7倍に大きくなる。そのため、内蔵物の座屈の主要因が押し込み座屈であるならば、断面の肉厚が不均一な内蔵物を用いることで改善することができる。また、湾曲部20全体の曲げ剛性に比べて、内蔵物の曲げ剛性は十分に小さいので、内蔵物の曲げ剛性を向上させても内視鏡11の操作性が損なわれることはない。

【0055】

上記実施形態では、内蔵物の断面形状を楕円形としたが、本発明はこれに限定されるものではなく、内蔵物の剛性が向上するように肉厚が不均一であればよい。例えば、図14(A)に示す内蔵物93のように、扇形状にしてもよいし、同図(B)に示す内蔵物94のように、長方形にしてもよい。また、送気送水チャンネルの内径部は、空気及び水の流動抵抗を考慮すると断面が円形であることが好ましいが、圧力損失を考慮して断面積を大きくする場合には、同図(C)の送気送水チャンネル95に示すように、内径部95aを楕円形等の円形以外の形状にしてもよい。

【0056】

また、白色レーザー光源に用いる光ファイバは、0.1mm程度と非常に細いので、信号線と共通の外皮で被覆することも考えられる。このような構成を用いたとき、挿入部内の主な内蔵物は、鉗子チャンネル、信号線、送気送水チャンネルだけとなるので、例えば、図15の湾曲部98に示すように、それぞれ内部に各内蔵物99~101の断面形状によって湾曲部98内全体を満たすようにしてもよい。このような断面形状の内蔵物でも肉厚が不均一になり、剛性が向上するので、座屈を防止することができる。

【0057】

上記実施形態では、ライトガイドにのみテンション機構を設けたが、送気送水チャンネルにも設けてもよい。また、湾曲部 20 内で送気送水チャンネル 62 の内径を細くしたが、例えば、湾曲部 20 内の送気送水チャンネル 62 を 2 本にして、通路面積を拡張してもよい。楕円形状のチューブであれば、2 本の内径部を設けることが可能である。さらに、白色レーザ光源を用いる例について説明したが、従来のハロゲンランプと光ファイバとを用いた内視鏡にも本発明を適用することができる。

【0058】

以上、本発明に係る内視鏡について詳細に説明したが、本発明は上記の実施例に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。また、本発明は、経鼻タイプの上部内視鏡だけではなく、経口タイプの内視鏡、下部内視鏡にも用いることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図 1】内視鏡の外観を示す平面図である。

【図 2】硬性部の先端面を示す正面図である。

【図 3】湾曲部の軸方向の断面図である。

【図 4】湾曲部の構成を示す斜視図である。

【図 5】軟性部の径方向の断面図である。

【図 6】湾曲部の径方向の断面図である。

【図 7】湾曲部内の内蔵物の形状を示す軸方向断面図である。

20

【図 8】ライトガイドのテンション機構を示す概略図である。

【図 9】CAE 解析に用いた内蔵物の形状を表す断面図である。

【図 10】CAE 解析に用いた内蔵物の外観形状を示す斜視図である。

【図 11】内蔵物の長径と座屈半径との関係を示すグラフである。

【図 12】押し込み座屈の CAE 解析に用いたモデルを示す説明図である。

【図 13】押し込み座屈の解析結果を示す表である。

【図 14】別の実施形態の内蔵物を示す断面図である。

【図 15】さらに別の実施形態の湾曲部を示す径方向断面図である。

【図 16】従来の湾曲部の径方向断面図である。

【図 17】湾曲部の湾曲による内蔵物の移動量及び移動方向を示す説明図である。

30

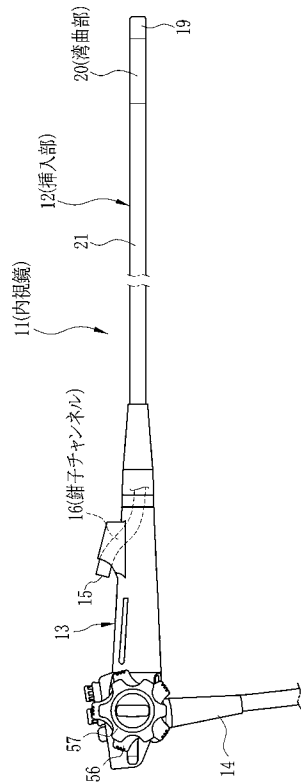
【符号の説明】

【0060】

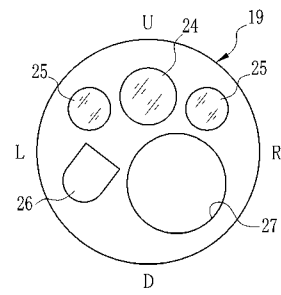
- 11 内視鏡
- 12 挿入部
- 16 鉗子チャンネル
- 20 湾曲部
- 30 信号線
- 33 湾曲駒
- 46 連結ピン
- 50 ワイヤガイド部
- 62 送気送水チャンネル
- 63 ライトガイド
- 67, 71 外皮
- 85 内蔵物
- 87 CAE モデル

40

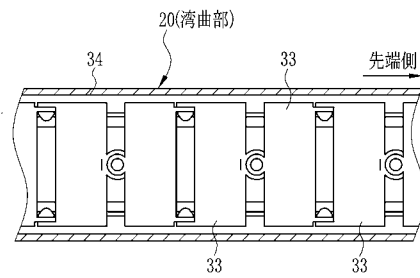
【図 1】



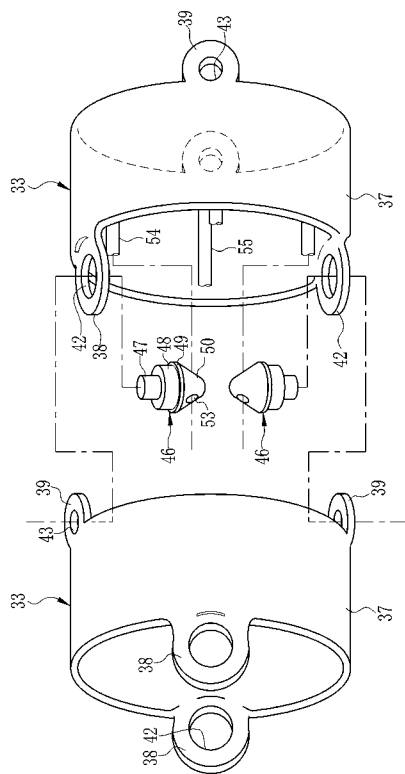
【図 2】



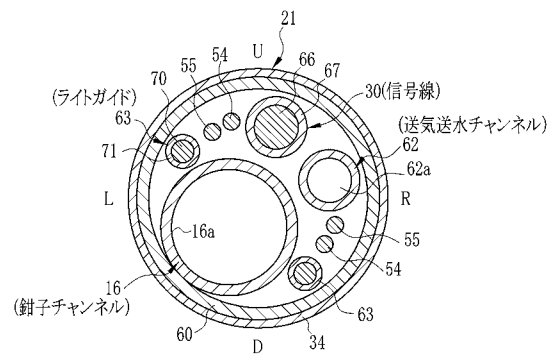
【図 3】



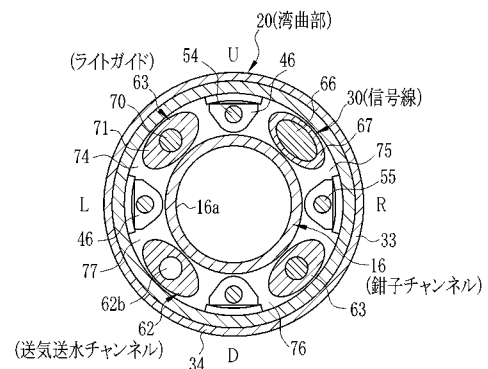
【図 4】



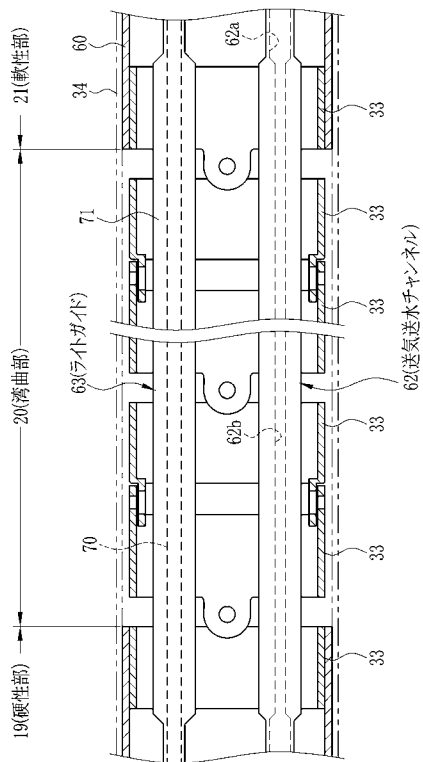
【図 5】



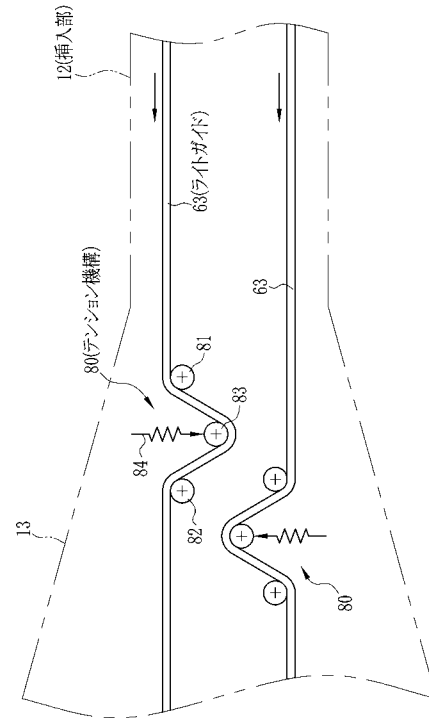
【図 6】



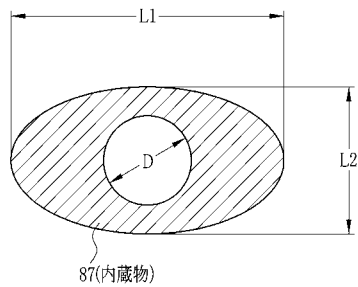
【図 7】



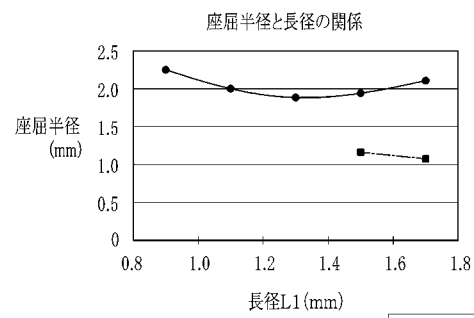
【図 8】



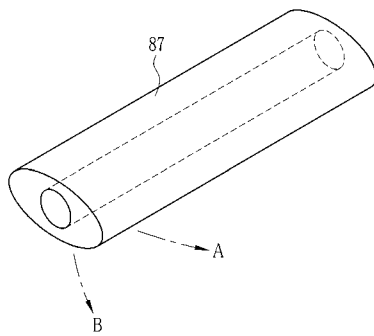
【図 9】



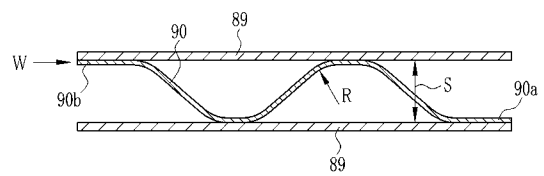
【図 11】



【図 10】



【図 12】

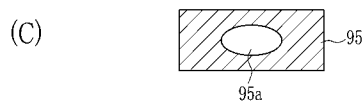
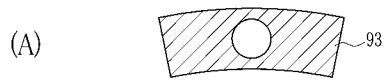


【図 13】

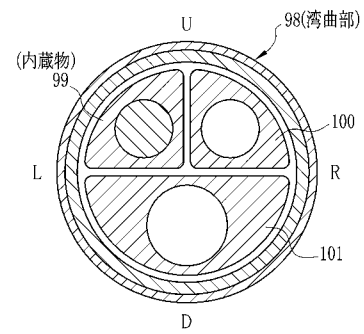
座屈半径に達したときの押し込み力

隙間S	押し込み力W(N)		曲げ剛性(N・mm ²)
	1mm	2mm	
試料A(楕円、長径1.7mm)	20.78	14.94	73.72
試料B(円形、外径0.9mm)	3.99	2.17	9.05

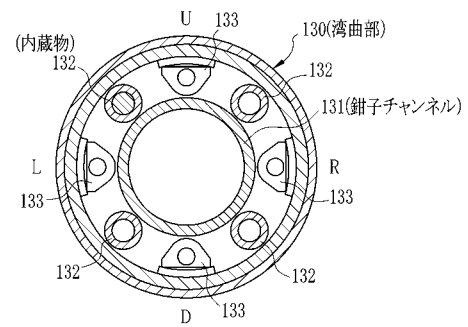
【図 14】



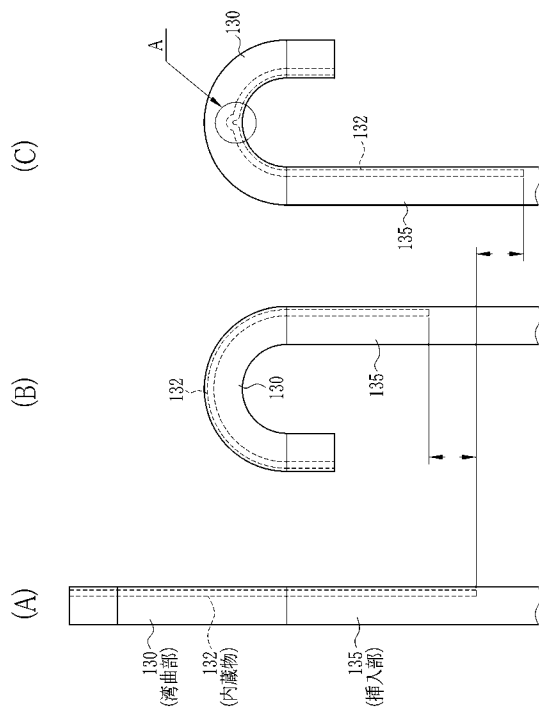
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 0 7 - 1 8 1 3 9 7 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 1 3 3 2 6 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 3 3 4 6 7 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

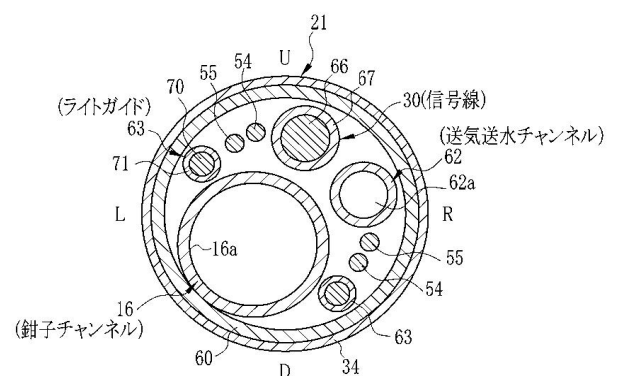
专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP5331424B2	公开(公告)日	2013-10-30
申请号	JP2008245417	申请日	2008-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	杉澤 竜也		
发明人	杉澤 竜也		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.330.B A61B1/00.300.U A61B1/00.334.A G02B23/24.A A61B1/00.732 A61B1/005.520 A61B1/008.510 A61B1/012.511 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	2H040/DA18 2H040/DA56 2H040/DA57 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/FF42 4C061/FF43 4C061/FF46 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/FF42 4C161/FF43 4C161/FF46 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2010075322A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止内置元件在弯曲部分内容易弯曲，关于将镊子通道和其他内置部件插入插入部分以插入体腔的内窥镜。

ŽSOLUTION：镊子通道16设置在弯曲部分20内的中心。镊子通道16的外周上设有由连接销46规定的第一至第四空间74-77，以及内置部件如光导63，信号线30和空气/水供应通道62分别插入空间。各个内置部件的横截面形状变为椭圆形，同时与各个空间的形状相匹配，并且构成壳体67和71的管的厚度以及空气/水供应通道62本身的厚度不均匀的。对于各个内置部件，由于厚度不均匀，因此弯曲刚度得到改善，并且几乎不会发生弯曲部分20内的弯曲。Ž

【 図 5 】



【 図 6 】