

(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2018-134276

(P2018-134276A)

(43) 公開日 平成30年8月30日(2018.8.30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/018 (2006.01)	A 6 1 B 1/018 5 1 3	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2017-31334 (P2017-31334)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成29年2月22日 (2017.2.22)		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	100083116
			弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	岡田 知
			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
		(72) 発明者	森本 康彦
			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
		Fターム(参考)	4C161 AA00 BB03 BB08 CC06 DD03
			FF35 FF43 GG15 HH24 JJ06
			JJ11 LL02 WW16
			4C601 BB06 BB22 EE11 FE02 FF05
			GB04 GB19 GB20

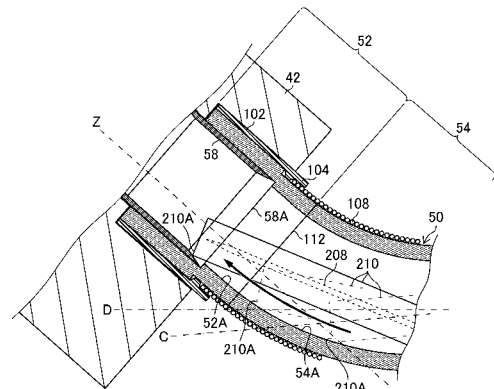
(54) 【発明の名称】 処置具チャンネル及び内視鏡

(57) 【要約】

【課題】処置具挿通チューブからパイプ部材に向けて処置具を円滑に前進させることができる処置具チャンネル及び内視鏡を提供する。

【解決手段】処置具チャンネル100は、鉗子パイプ58と、鉗子パイプ58に接続される処置具挿通用チューブ50と、を備える。処置具挿通用チューブ50は、処置具挿通用チューブ50の先端側に形成された第1領域52と、第1領域52よりも基端側に形成された第2領域54を有する。第1領域52は、第2領域54よりも耐圧潰性が高い領域であり、第1領域52に、鉗子パイプ58と接続される接続部56が形成される。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡挿入部の先端部本体に取り付けられ、前記先端部本体に設けられた処置具導出口に連通されるパイプ部材と、

前記パイプ部材に接続される処置具挿通用チューブと、
を備え、

前記処置具挿通用チューブは、前記処置具挿通用チューブの先端側に形成された第 1 領域と、前記第 1 領域よりも基端側に形成された第 2 領域とを有し、

前記第 1 領域は、前記第 2 領域よりも耐圧潰性が高い領域であり、

前記第 1 領域に、前記パイプ部材と接続される接続部が形成される、

内視鏡の処置具チャンネル。

10

【請求項 2】

前記パイプ部材に前記処置具挿通用チューブが接続される前の状態において、前記接続部の内径は前記パイプ部材の外径よりも小さく、かつ前記接続部の内径は前記第 1 領域の前記接続部より基端側の内径よりも大きく形成され、

前記パイプ部材と前記処置具挿通用チューブとが接続された状態において、前記第 1 領域の前記接続部より基端側の前記内径は、前記パイプ部材の内径と同径もしくは前記パイプ部材の内径よりも小さく形成される、

請求項 1 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 3】

前記パイプ部材に前記接続部が接続される前の状態において、前記接続部の外径は、前記第 1 領域の前記接続部より基端側の外径よりも大きく形成される、

請求項 2 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

20

【請求項 4】

前記処置具挿通用チューブには、前記接続部の外周部に外パイプが外装され、

前記外パイプには、前記接続部から前記処置具挿通用チューブの基端側に延在した延在部が形成される、

請求項 2 又は 3 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 5】

前記第 2 領域は、前記外パイプよりも前記処置具挿通用チューブの基端側に形成される

30

、
請求項 4 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 6】

前記パイプ部材に前記処置具挿通用チューブが接続される前の状態において、前記接続部の内径は前記パイプ部材の外径よりも小さく、かつ前記接続部の内径は前記第 1 領域の前記接続部より基端側の内径よりも大きく形成され、

前記パイプ部材と前記処置具挿通用チューブとが接続された状態において、前記第 1 領域の前記接続部より基端側の前記内径は、前記パイプ部材の内径と同径もしくは前記パイプ部材の内径よりも小さく形成され、

前記パイプ部材に前記接続部が接続される前の状態において、前記接続部の外径は、前記第 1 領域の前記接続部より基端側の外径よりも大きく形成され、

40

前記処置具挿通用チューブには、前記接続部の外周部に外パイプが外装され、

前記外パイプには、前記接続部から前記処置具挿通用チューブの基端側に延在した延在部が形成され、

前記延在部と前記処置具挿通用チューブとの間の隙間に接着剤が塗布される、

請求項 1 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 7】

前記接着剤は、前記隙間から前記処置具挿通用チューブの基端側に延在される、

請求項 6 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 8】

50

前記第 2 領域は、前記外パイプよりも前記処置具挿通用チューブの基端側に形成される

、
請求項 6 又は 7 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 9】

前記パイプ部材に前記処置具挿通用チューブが接続される前の状態において、前記接続部の内径は前記パイプ部材の外径よりも小さく、かつ前記接続部の内径は前記第 1 領域の前記接続部より基端側の内径よりも大きく形成され、

前記パイプ部材と前記処置具挿通用チューブとが接続された状態において、前記第 1 領域の前記接続部より基端側の前記内径は、前記パイプ部材の内径と同径もしくは前記パイプ部材の内径よりも小さく形成され、

前記パイプ部材に前記接続部が接続される前の状態において、前記接続部の外径は、前記第 1 領域の前記接続部より基端側の外径よりも大きく形成され、

前記処置具挿通用チューブには、前記接続部の外周部に外パイプが外装され、

前記外パイプには、前記接続部から前記処置具挿通用チューブの基端側に延在した延在部が形成され、

前記延在部と前記処置具挿通用チューブとの間の隙間に密着ばねが、前記処置具挿通用チューブの外周部に外装されて設けられる、

請求項 1 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 10】

前記密着ばねは、前記隙間から前記処置具挿通用チューブの基端側に延在される、

請求項 9 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 11】

前記第 2 領域は、前記外パイプよりも前記処置具挿通用チューブの基端側に形成される

、
請求項 9 又は 10 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 12】

前記処置具挿通用チューブの前記第 1 領域と前記第 2 領域との間に形成された境界部は、前記密着ばねが外装された範囲内に設けられる、

請求項 9 又は 10 に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 13】

前記外パイプの前記延在部の内周部には、前記処置具挿通用チューブの外周部に向けて突出した環状の突起部が設けられる、

請求項 9 から 12 のいずれか 1 項に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 14】

前記内視鏡挿入部は、基端側から先端側に向けて軟性部、湾曲部及び前記先端部本体から構成され、

前記処置具挿通用チューブの前記第 1 領域と前記第 2 領域との間に形成された境界部は、前記処置具挿通用チューブの先端から基端に向かう方向において、前記湾曲部の先端側の位置に形成される、

請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の内視鏡の処置具チャンネル。

【請求項 15】

請求項 1 から 14 のいずれか 1 項に記載の内視鏡の処置具チャンネルを備える、
内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は処置具チャンネル及び内視鏡に係り、特に処置具を挿通するための処置具チャンネル、及びこの処置具チャンネルを備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

10

20

30

40

50

従来から、医療分野では、内視鏡を使用した医療診断が行われている。内視鏡による医療診断では、体内に挿入される内視鏡挿入部（以下、挿入部と称する。）の先端硬質部に撮像素子を内蔵して体内の画像を撮影し、この画像をモニタに表示して、例えば、穿刺針等の処置具による組織採取、又はステントを留置する処置が行われる。

【0003】

このような内視鏡において、最近では曲げ剛性の高い処置具が使用されてきている。処置具は、処置具挿入口から挿入部の内部に挿入されて、処置具導出口から外部に導出される。処置具挿入口は、内視鏡の操作部に設けられており、処置具導出口は、先端硬質部の先端部本体に設けられている。

【0004】

特許文献1には、穿刺針を使用するコンベックス型の超音波内視鏡が開示されている。この超音波内視鏡の操作部には、穿刺針挿入口が設けられ、この穿刺針挿入口には、可撓性を有する穿刺針挿通用チューブ（処置具挿通用チューブに相当）の基端側が接続される。穿刺針挿通用チューブは、挿入部の軟性部から湾曲部にかけて挿通配置される。処置具挿通用チューブの先端側には接続部が形成され、この接続部が連結パイプ（パイプ部材に相当）の基端側に接続される。連結パイプの先端側は、導出口（処置具導出口に相当）に連通されており、この導出口は、先端部（先端硬質部に相当）の先端ブロック（先端部本体に相当）に設けられている。

【0005】

一般に穿刺針は、可撓性のシースに挿通された状態で、シースとともに処置具挿入口から挿入され、処置具挿通用チューブ及びパイプ部材を介して処置具導出口から導出される。シースの曲げ剛性は、穿刺針の曲げ剛性よりも低い、穿刺針が挿通されることによって穿刺針の剛性に支配される。なお、穿刺針の場合には、シースを含めて処置具と称される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開平2-21852号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、特許文献1に開示された超音波内視鏡では、挿入部をアップ側（上側）に向けて湾曲させた形態、いわゆるアップアングル形態で穿刺針を挿入する場合、次のような問題が特に発生する場合がある。なお、アップアングル形態とは、挿入部の中心軸に直交し、超音波振動子によって処置具を描出する方向をアップ側としたとき、このアップ側に挿入部を湾曲させた形態をいう。

【0008】

図20は、処置具挿通用チューブ200の先端側の接続部202が、パイプ部材である鉗子パイプ204の基端側に接続された処置具チャンネル206の要部拡大断面図である。また、図20には、アップアングル形態で曲げ剛性の高い穿刺針208が、シース210とともに処置具挿通用チューブ200に挿入されている状態が示されている。

【0009】

ここで、処置具挿通用チューブ200の接続部202とは、処置具挿通用チューブ200の中心軸A方向において、処置具挿通用チューブ200の先端200Aから鉗子パイプ204の基端204Aまでの長さBの円筒部分を指す。

【0010】

アップアングル形態時には、接続部202の近傍の処置具挿通用チューブ200の中心軸Aが、シース210の挿入方向Cに対して大きく傾斜するので、シース210の先端210Aが、処置具挿通用チューブ200の内周部200Bに当接する。この状態でシース210を鉗子パイプ204に向けて挿入方向Cに前進させると、先端210Aは、処置具

10

20

30

40

50

挿通用チューブ 200 の外側に内周部 200B を弾性変形させながら前進していく。そうして先端 210A が鉗子パイプ 204 の基端 204A に到達すると、図 20 の如く、先端 210A が鉗子パイプ 204 の基端 204A に引っ掛かってしまう。このような現象により、特許文献 1 の処置具チャンネルでは、シース 210 を鉗子パイプ 204 に向けて円滑に前進させることができなくなるという問題があった。

【0011】

なお、このような問題は、シース 210 に限定されるものではなく、曲げ剛性の高い鉗子等の他の処置具の挿通時においても同様に発生すると考えられる。

【0012】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、処置具挿通用チューブからパイプ部材に向けて処置具を円滑に前進させることができる処置具チャンネル及び内視鏡を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の目的を達成するために、本発明に係る処置具チャンネルは、内視鏡挿入部の先端部本体に取り付けられ、先端部本体に設けられた処置具導出口に連通されるパイプ部材と、パイプ部材に接続される処置具挿通用チューブと、を備え、処置具挿通用チューブは、処置具挿通用チューブの先端側に形成された第 1 領域と、第 1 領域よりも基端側に形成された第 2 領域とを有し、第 1 領域は、第 2 領域よりも耐圧潰性が高い領域であり、第 1 領域に、パイプ部材と接続される接続部が形成される。

20

【0014】

本発明の処置具チャンネルによれば、処置具挿通用チューブに挿入された処置具の先端が、第 2 領域の内周部に当接した場合、処置具の先端は、第 2 領域の内周部を外側に弾性変形させながら第 1 領域に向けて前進していく。そして、処置具の先端が第 2 領域を通過して第 1 領域の内周部に当接されると、第 1 領域は第 2 領域よりも耐圧潰性が高いため、処置具の先端は、外側への弾性変形が抑制された第 1 領域の内周部に沿って前進していく。これにより、処置具の先端は、パイプ部材の基端に引っ掛かることなく、パイプ部材に導かれる。

【0015】

また、本発明の処置具チャンネルによれば、処置具挿通用チューブに挿入された処置具の先端が、第 2 領域の内周部に当接することなく、第 1 領域の内周部に直接当接した場合、処置具の先端は、外側への弾性変形が抑制された第 1 領域の内周部に沿って前進していく。これにより、処置具の先端は、パイプ部材の基端に引っ掛かることなく、パイプ部材に導かれる。

30

【0016】

したがって、本発明の処置具チャンネルによれば、処置具挿通用チューブからパイプ部材に向けて処置具を円滑に前進させることができる。

【0017】

本発明の一態様は、パイプ部材に処置具挿通用チューブが接続される前の状態において、接続部の内径はパイプ部材の外径よりも小さく、かつ接続部の内径は第 1 領域の接続部より基端側の内径よりも大きく形成され、パイプ部材と処置具挿通用チューブとが接続された状態において、第 1 領域の接続部より基端側の内径は、パイプ部材の内径と同径もしくはパイプ部材の内径よりも小さく形成されることが好ましい。

40

【0018】

本発明の一態様によれば、接続部はパイプ部材の嵌入により外側に押し広げられ、パイプ部材が完全に嵌入されたときにパイプ部材に密着固定される。このとき、第 1 領域の接続部より基端側の内径は、パイプ部材の内径と同径もしくはパイプ部材の内径よりも小さいので、処置具の先端がパイプ部材の基端に引っ掛かることを確実に防止することができる。

【0019】

50

本発明の一態様は、パイプ部材に接続部が接続される前の状態において、接続部の外径は、第１領域の接続部より基端側の外径よりも大きく形成されることが好ましい。

【００２０】

本発明の一態様によれば、処置具挿通用チューブの接続部の強度を上げることができる。

【００２１】

本発明の一態様は、処置具挿通用チューブには、接続部の外周部に外パイプが外装され、外パイプには、接続部から処置具挿通用チューブの基端側に延在した延在部が形成されることが好ましい。

【００２２】

本発明の一態様によれば、第１領域のうち少なくとも接続部の変形を外パイプによって抑制することができる。

【００２３】

本発明の一態様は、第２領域は、外パイプよりも処置具挿通用チューブの基端側に形成されることが好ましい。

【００２４】

本発明の一態様によれば、アングル形態時において、第２領域は、外パイプに規制されることなく円滑に湾曲する。

【００２５】

本発明の一態様は、パイプ部材に処置具挿通用チューブが接続される前の状態において、接続部の内径はパイプ部材の外径よりも小さく、かつ接続部の内径は第１領域の接続部より基端側の内径よりも大きく形成され、パイプ部材と処置具挿通用チューブとが接続された状態において、第１領域の接続部より基端側の内径は、パイプ部材の内径と同径もしくはパイプ部材の内径よりも小さく形成され、パイプ部材に接続部が接続される前の状態において、接続部の外径は、第１領域の接続部より基端側の外径よりも大きく形成され、処置具挿通用チューブには、接続部の外周部に外パイプが外装され、外パイプには、接続部から処置具挿通用チューブの基端側に延在した延在部が形成され、延在部と処置具挿通用チューブとの間の隙間に接着剤が塗布されることが好ましい。

【００２６】

本発明の一態様によれば、処置具の先端がパイプ部材の基端に引っ掛かることを確実に防止することができ、また、処置具挿通用チューブの接続部の強度を上げることができ、更に、第１領域のうち少なくとも接続部の変形を外パイプによって抑制することができ、更にまた、第１領域のうち接着剤が塗布された塗布領域を補強することができる。

【００２７】

本発明の一態様は、接着剤は、隙間から処置具挿通用チューブの基端側に延在されることが好ましい。

【００２８】

本発明の一態様によれば、隙間から基端側に位置する処置具挿通用チューブを接着剤によって補強することができる。

【００２９】

本発明の一態様は、第２領域は、外パイプよりも処置具挿通用チューブの基端側に形成されることが好ましい。

【００３０】

本発明の一態様によれば、アングル形態時において、第２領域は、外パイプに規制されることなく円滑に湾曲する。

【００３１】

本発明の一態様は、パイプ部材に処置具挿通用チューブが接続される前の状態において、接続部の内径はパイプ部材の外径よりも小さく、かつ接続部の内径は第１領域の接続部より基端側の内径よりも大きく形成され、パイプ部材と処置具挿通用チューブとが接続された状態において、第１領域の接続部より基端側の内径は、パイプ部材の内径と同径もし

10

20

30

40

50

くはパイプ部材の内径よりも小さく形成され、パイプ部材に接続部が接続される前の状態において、接続部の外径は、第１領域の接続部より基端側の外径よりも大きく形成され、処置具挿通用チューブには、接続部の外周部に外パイプが外装され、外パイプには、接続部から処置具挿通用チューブの基端側に延在した延在部が形成され、延在部と処置具挿通用チューブとの間の隙間に密着ばねが、処置具挿通用チューブの外周部に外装されて設けられることが好ましい。

【００３２】

本発明の一態様によれば、処置具の先端がパイプ部材の基端に引っ掛かることを確実に防止することができ、また、処置具挿通用チューブの接続部の強度を上げることができ、更に、第１領域のうち少なくとも接続部の変形を外パイプによって抑制することができ、更にまた、第１領域のうち密着ばねが外装された外装領域を補強することができる。

10

【００３３】

本発明の一態様は、密着ばねは、隙間から処置具挿通用チューブの基端側に延在されることが好ましい。

【００３４】

本発明の一態様によれば、隙間から基端側に位置する処置具挿通用チューブを密着ばねによって補強することができる。

【００３５】

本発明の一態様は、第２領域は、外パイプよりも処置具挿通用チューブの基端側に形成されることが好ましい。

20

【００３６】

本発明の一態様によれば、アングル形態時において、第２領域は、外パイプに規制されることなく円滑に湾曲する。

【００３７】

本発明の一態様は、処置具挿通用チューブの第１領域と第２領域との間に形成された境界部は、密着ばねが外装された範囲内に設けられることが好ましい。

【００３８】

本発明の一態様によれば、第１領域と第２領域との間の境界部を密着ばねによって補強することができる。

【００３９】

本発明の一態様は、外パイプの延在部の内周部には、処置具挿通用チューブの外周部に向けて突出した環状の突起部が設けられることが好ましい。

30

【００４０】

本発明の一態様によれば、アングル形態時において、処置具挿通用チューブが突起部に当接支持されるので、処置具挿通用チューブの過剰な変形を抑制することができる。

【００４１】

本発明の一態様は、内視鏡挿入部は、基端側から先端側に向けて軟性部、湾曲部及び先端部本体から構成され、処置具挿通用チューブの第１領域と第２領域との間に形成された境界部は、処置具挿通用チューブの先端から基端に向かう方向において、湾曲部の先端側の位置に形成されることが好ましい。

40

【００４２】

本発明の一態様によれば、第１領域と第２領域との間の境界部を、湾曲部の先端側の位置に形成したので、湾曲部を円滑に湾曲させることができる。

【００４３】

本発明の内視鏡は、本発明の目的を達成するために、本発明の内視鏡の処置具チャンネルを備える。

【００４４】

本発明の内視鏡によれば、処置具挿通用チューブからパイプ部材に向けて処置具を円滑に前進させることができる。

【発明の効果】

50

【 0 0 4 5 】

本発明によれば、処置具挿通用チューブからパイプ部材に向けて処置具を円滑に前進させることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 6 】

【 図 1 】 本実施形態の処置具チャンネルが備えられた超音波内視鏡を有する超音波検査システムの全体斜視図

【 図 2 】 図 1 の超音波検査システムの全体構成を示した概略図

【 図 3 】 図 1 に示した挿入部のノンアングル形態を示した要部拡大断面図

【 図 4 】 超音波内視鏡の先端硬質部の斜視図

10

【 図 5 】 超音波内視鏡の先端硬質部の平面図

【 図 6 】 超音波内視鏡の先端硬質部の側面図

【 図 7 】 超音波内視鏡の先端硬質部の正面図

【 図 8 】 第 1 実施形態に係る処置具チャンネルの要部拡大断面図

【 図 9 】 アップアングル形態でシースが処置具挿通用チューブに挿入されている状態を示した説明図

【 図 1 0 】 処置具挿通用チューブの先端側と鉗子パイプの基端側を拡大して示した斜視図

【 図 1 1 】 連結管の軸長の範囲内に境界部を配置させた説明図

【 図 1 2 】 湾曲部の先端側の位置に境界部を形成した処置具チャンネルの構造を示す説明図

20

【 図 1 3 】 第 1 実施形態の処置具チャンネルの第 1 変形例を示す要部拡大断面図

【 図 1 4 】 第 1 実施形態の処置具チャンネルの第 2 変形例を示す要部拡大断面図

【 図 1 5 】 第 2 実施形態の処置具チャンネルの要部拡大断面図

【 図 1 6 】 第 3 実施形態の処置具チャンネルの要部拡大断面図

【 図 1 7 】 第 4 実施形態の処置具チャンネルの要部拡大断面図

【 図 1 8 】 第 5 実施形態の処置具チャンネルの要部拡大断面図

【 図 1 9 】 第 6 実施形態の処置具チャンネルの要部拡大断面図

【 図 2 0 】 アップアングル形態で穿刺針をシースとともに処置具挿通用チューブに挿入した要部拡大断面図

【 発明を実施するための形態 】

30

【 0 0 4 7 】

以下、添付図面に従って本発明に係る処置具チャンネル及び内視鏡の好ましい実施形態について詳説する。

【 0 0 4 8 】

図 1 は、超音波検査システム 1 の一例を示した全体斜視図であり、本実施形態の処置具チャンネルを備えた超音波内視鏡 1 0 が図示されている。図 2 は、図 1 に示した超音波検査システム 1 の全体構成を示した概略図である。

【 0 0 4 9 】

図 1 及び図 2 の如く、超音波検査システム 1 は、体内の内視鏡画像及び超音波画像を撮影する超音波内視鏡 1 0 と、超音波画像を生成する超音波用プロセッサユニット 1 2 と、内視鏡画像を生成する内視鏡用プロセッサユニット 1 4 と、体内を照明する照明光を超音波内視鏡 1 0 に供給する光源装置 1 6 と、内視鏡画像及び超音波画像を表示するモニタ 1 8 と、を備える。

40

【 0 0 5 0 】

超音波内視鏡 1 0 は、コンベックス型の超音波内視鏡であり、体内に挿入される挿入部 2 2 と、挿入部 2 2 の基端に連設された操作部 2 4 と、操作部 2 4 に基端が接続されたユニバーサルコード 2 6 と、を備える。ユニバーサルコード 2 6 の先端には、超音波用プロセッサユニット 1 2 に接続されるコネクタ 2 8 と、内視鏡用プロセッサユニット 1 4 に接続されるコネクタ 3 0 と、光源装置 1 6 に接続されるコネクタ 3 2 と、が設けられている。超音波内視鏡 1 0 は、これらのコネクタ 2 8 、 3 0 、 3 2 を介して超音波用プロセッサ

50

ユニット 1 2 と、内視鏡用プロセッサユニット 1 4 と、光源装置 1 6 とに着脱自在に接続される。

【 0 0 5 1 】

超音波用プロセッサユニット 1 2 と、内視鏡用プロセッサユニット 1 4 と、光源装置 1 6 は、図 1 の如くキャスター付きのカート 2 0 に積載されて一体的に移動される。また、カート 2 0 のポール (pole) 3 4 にはモニタ 1 8 が取り付けられ、このモニタ 1 8 は、ポール 3 4 に設けられた不図示の回転機構及び高さ調節機構によって、その画面の方向及び高さが調節される。

【 0 0 5 2 】

図 2 の如く、挿入部 2 2 は、基端側から先端側に向けて軟性部 3 6 と、湾曲部 3 8 と、先端硬質部 4 0 とを連結することにより構成される。先端硬質部 4 0 は、硬質部材で構成された先端部本体 4 2 を有し、先端部本体 4 2 に処置具導出口 4 4 (図 3 参照) が設けられる。

10

【 0 0 5 3 】

図 3 は、図 1 に示した挿入部 2 2 のノンアングル形態を示した要部拡大断面図である。なお、ノンアングル状態とは、湾曲部 3 8 を湾曲させていない挿入部 2 2 の状態を言う。

【 0 0 5 4 】

先端部本体 4 2 の基端部には、湾曲部 3 8 の先端部が連結される。湾曲部 3 8 は、複数の節輪 4 6 によって構成される。複数の節輪 4 6 は、挿入部 2 2 の中心軸 D に沿って配置される。各々の節輪 4 6 は、ピン 4 8 を介して隣接する節輪 4 6 に揺動自在に連結される。また、複数の節輪 4 6 のうち先端側に位置する節輪 (以下、先端節輪と称する。) 4 6 A が、ピン 4 8 A を介して先端部本体 4 2 の基端部に連結される。先端節輪 4 6 A を含む全ての節輪 4 6 は、可撓性のある外被チューブ (不図示) で被覆される。これにより、湾曲部 3 8 が湾曲可能に構成される。

20

【 0 0 5 5 】

図 1 に示した挿入部 2 2 の内部には、図 3 に示す処置具挿通用チューブ 5 0 が挿通配置される。この処置具挿通用チューブ 5 0 によって、シース 2 1 0 (図 2 0 参照) に挿入された穿刺針 2 0 8 が処置具導出口 4 4 に導かれる。処置具挿通用チューブ 5 0 は、例えばポリテトラフルオロエチレン製の可撓性を有するチューブによって構成される。また、処置具挿通用チューブ 5 0 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端側に形成された第 1 領域 5 2 と、第 1 領域 5 2 よりも基端側に形成された第 2 領域 5 4 とを有する。この第 1 領域 5 2 と第 2 領域 5 4 については後述する。

30

【 0 0 5 6 】

処置具挿通用チューブ 5 0 の基端は、図 2 の操作部 2 4 の先端側に設けられた処置具挿入口 2 4 a に接続される。また、図 3 の如く、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端側の接続部 5 6 が、パイプ部材である鉗子パイプ 5 8 の基端側に接続される。この鉗子パイプ 5 8 は、鉗子パイプ 5 8 の先端側が先端部本体 4 2 に取り付けられて処置具導出口 4 4 に連通される。

【 0 0 5 7 】

図 2 に戻り、操作部 2 4 は、湾曲部 3 8 を湾曲操作するアングルノブ 2 4 b と、起立台 6 4 (図 3 参照) を起立させる起立レバー 2 4 c と、吸引操作を行う吸引ボタン 2 4 d と、送気及び送水操作を行う送気送水ボタン 2 4 e と、モニタ 1 8 に表示される画像を切り替える切替ボタン 2 4 f と、を備える。

40

【 0 0 5 8 】

次に、超音波内視鏡 1 0 の先端硬質部 4 0 の構成について図 4 から図 7 を参照して説明する。

【 0 0 5 9 】

図 4 は先端硬質部 4 0 の斜視図、図 5 は先端硬質部 4 0 の平面図、図 6 は先端硬質部 4 0 の側面図、図 7 は先端硬質部 4 0 の正面図である。

【 0 0 6 0 】

50

先端硬質部 40 の先端部本体 42 には、超音波観察部 60 と内視鏡観察部 62 とが設けられる。内視鏡観察部 62 は、超音波観察部 60 の基端側に設けられ、この内視鏡観察部 62 に処置具導出口 44 が設けられている。

【0061】

超音波観察部 60 は、図 3 の如く、電気音響変換部 66 とバッキング材 68 とを含む超音波振動子 70 を有する。

【0062】

電気音響変換部 66 は、先端部本体 42 の本体中心軸 Z 方向に沿って配列された複数の圧電素子（不図示）からなる。複数の圧電素子は、その表面に超音波を送受信する観察面 66a が形成される。この観察面 66a には、超音波を収束させる音響レンズ 72 が設けられている。バッキング材 68 は、観察面 66a の反対側の面に固定されている。

10

【0063】

電気音響変換部 66 の各圧電素子には、それぞれ不図示の電極が設けられ、電極は不図示のフレキシブルプリント基板を介して配線接続部 74 に接続される。配線接続部 74 は、バッキング材 68 の底面に設けられる。配線接続部 74 には、複数本の配線 76 が接続され、配線 76 は先端部本体 42 の配線挿通孔 78 及び不図示の可撓性配管に配線されて、図 2 の超音波用プロセッサユニット 12 に接続される。このように構成された超音波観察部 60 によれば、電気音響変換部 66 の各圧電素子が超音波用プロセッサユニット 12 によって順次駆動されることにより、超音波電子走査を行うことができる。

【0064】

20

図 4、図 5 の如く、内視鏡観察部 62 は、観察光学系 80 と、照明光学系 82、84 と、撮像素子（不図示）と、によって構成される。

【0065】

先端部本体 42 において、処置具導出口 44 の左右両側には、本体中心軸 Z に直交する平面に対し、基端側に所定角度傾斜した傾斜面 86a、86b が設けられる。先端部本体 42 の基端側から先端側に向かって左側の傾斜面 86a には、観察光学系 80 の観察窓 80a と一方の照明光学系 82 の照明窓 82a が設けられる。また、先端部本体 42 の基端側から先端側に向かって右側の傾斜面 86b には、他方の照明光学系 84 の照明窓 84a が設けられる。

【0066】

30

観察光学系 80 は、観察窓 80a から観察視野範囲の被写体からの光を取り込み、先端硬質部 40 の内部で被写体像を結像させる光学系部材（不図示）を備える。先端硬質部 40 の内部には、観察光学系 80 によって結像された被写体像を撮像して撮像信号を生成する撮像素子（不図示）が配置される。この撮像素子は、図 2 の内視鏡用プロセッサユニット 14 によって駆動制御される。内視鏡用プロセッサユニット 14 は、撮像素子から伝送される撮像信号を取得し、各種信号処理を施すことにより内視鏡画像用の映像信号を生成する。

【0067】

照明光学系 82、84 は、光源装置 16（図 2 参照）からライトガイド（不図示）を介して伝送された照明光を、照明窓 82a、84a を介して観察視野範囲に出射する光学系部材を備える。なお、傾斜面 86a の観察窓 80a の近傍には、観察窓 80a に向けて液体又は気体を噴出する洗浄用ノズル 88 が設けられる。

40

【0068】

処置具導出口 44 は、超音波観察部 60 よりも基端側に設けられる。また、処置具導出口 44 には、凹状の起立台収容部 90 が連通されている。起立台収容部 90 には、シース 210（図 20 参照）の導出方向を変更する起立台 64 が回動可能に設けられる。この起立台 64 は、図 2 に示した起立レバー 24c を操作することにより、倒伏位置と起立位置との間で往復動作される。なお、本実施形態では、処置具として穿刺針 208 とシース 210 とからなるものを例示するが、これに限定されるものではなく、鉗子等の他の処置具であってもよい。

50

【 0 0 6 9 】

次に、本発明に係る処置具チャンネルの実施形態について説明する。

【 0 0 7 0 】

図 8 は、図 3 に示した処置具挿通用チューブ 5 0 の先端側を拡大して示した断面図であって、第 1 実施形態に係る処置具チャンネル 1 0 0 の要部拡大断面図である。

【 0 0 7 1 】

図 8 の如く、処置具チャンネル 1 0 0 は、鉗子パイプ 5 8 と、鉗子パイプ 5 8 に接続される処置具挿通用チューブ 5 0 と、を備える。処置具挿通用チューブ 5 0 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端側に形成された第 1 領域 5 2 と、第 1 領域 5 2 よりも基端側に形成された第 2 領域 5 4 を有する。第 1 領域 5 2 は、第 2 領域 5 4 よりも耐圧潰性が高い領域であり、第 1 領域 5 2 に、鉗子パイプ 5 8 と接続される接続部 5 6 が形成される。なお、処置具挿通用チューブ 5 0 の接続部 5 6 とは、処置具挿通用チューブ 5 0 の中心軸 A 方向において、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から鉗子パイプ 5 8 の基端 5 8 A までの長さ B の円筒部分を指す。

10

【 0 0 7 2 】

実施形態の第 1 領域 5 2 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の製作時に、第 2 領域 5 4 よりも焼成温度を高くしたり焼成時間を長くしたりすることによって中実構造に構成される。これにより、第 1 領域 5 2 は、第 2 領域 5 4 よりも耐圧潰性が高い領域となる。

【 0 0 7 3 】

第 2 領域 5 4 に関しては、処置具挿通用チューブ 5 0 の全長において、第 1 領域 5 2 を除く全ての領域を第 2 領域に設定してもよい。また、操作部 2 4 に挿入される領域を除いた挿入部 2 2 に挿入配置される領域を第 2 領域に設定してもよい。更に、挿入部 2 2 の基端側の領域を除いた挿入部 2 2 に挿入配置される領域を第 2 領域に設定してもよい。第 2 領域 5 4 は第 1 領域 5 2 よりも耐圧潰性が低いので、換言すれば第 1 領域 5 2 よりも軟質なので、挿入部 2 2 の可撓性に影響を与えない。

20

【 0 0 7 4 】

図 9 は、アップアングル形態で曲げ剛性の高い穿刺針 2 0 8 が、シース 2 1 0 とともに処置具挿通用チューブ 5 0 に挿入されている状態を示した説明図である。図 9 によれば、シース 2 1 0 は挿入方向 C に沿って処置具挿通用チューブ 5 0 に挿入される。

【 0 0 7 5 】

第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A が第 2 領域 5 4 の内周部 5 4 A に当接した場合、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A は、第 2 領域 5 4 の内周部 5 4 A を外側に弾性変形させながら第 1 領域 5 2 に向けて前進していく。そして、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A が第 2 領域 5 4 を通過して第 1 領域 5 2 の内周部 5 2 A に当接されると、第 1 領域 5 2 は第 2 領域 5 4 よりも耐圧潰性が高いため、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A は、外側への弾性変形が抑制された第 1 領域 5 2 の内周部 5 2 A に沿って前進していく。これにより、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A は、図 9 の実線で示すように、鉗子パイプ 5 8 の基端 5 8 A に引っ掛かることなく、鉗子パイプ 5 8 に円滑に導かれる。

30

【 0 0 7 6 】

また、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A が第 2 領域 5 4 の内周部 5 4 A に当接することなく、第 1 領域 5 2 の内周部 5 2 A に直接当接した場合、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A は、外側への弾性変形が抑制された第 1 領域 5 2 の内周部 5 2 A に沿って前進していく。これにより、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A は、図 9 の実線で示すように、鉗子パイプ 5 8 の基端 5 8 A に引っ掛かることなく、鉗子パイプ 5 8 に円滑に導かれる。

40

【 0 0 7 7 】

したがって、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、シース 2 1 0 の先端 2 1 0 A が処置具挿通用チューブ 5 0 の内周部（第 2 領域 5 4 の内周部 5 4 A 及び第 1 領域 5 2 の内周部 5 2 A）に当接した場合でも、処置具挿通用チューブ 5 0 から鉗子パイプ 5 8 に向けてシース 2 1 0 を円滑に前進させることができる。

50

【 0 0 7 8 】

図 1 0 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端側と鉗子パイプ 5 8 の基端側を拡大して示した斜視図である。

【 0 0 7 9 】

図 1 0 の如く、鉗子パイプ 5 8 に処置具挿通用チューブ 5 0 が接続される前の状態において、接続部 5 6 の内径 5 6 D i (diameter inside) は、鉗子パイプ 5 8 の外径 5 8 D o (diameter outside) よりも小さく形成される。また、接続部 5 6 の内径 5 6 D i は、第 1 領域 5 2 の接続部 5 6 より基端側の内径 5 2 D i よりも大きく形成される。

【 0 0 8 0 】

また、図 8 の如く、鉗子パイプ 5 8 と処置具挿通用チューブ 5 0 とが接続された状態において、第 1 領域 5 2 の接続部 5 6 より基端側の内径 5 6 D i は、鉗子パイプ 5 8 の内径 5 8 D i と同径もしくは鉗子パイプ 5 8 の内径 5 8 D i よりも小さく形成される。

【 0 0 8 1 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、図 1 0 の如く、接続部 5 6 の内径 5 6 D i と鉗子パイプ 5 8 の外径 5 8 D o が、 $5 6 D i < 5 8 D o$ の関係にあるので、接続部 5 6 は鉗子パイプ 5 8 の嵌入により押し広げられ、鉗子パイプ 5 8 が完全に嵌入されたときに鉗子パイプ 5 8 に密着固定される。このとき、第 1 領域 5 2 の接続部 5 6 より基端側の内径 5 2 D i (図 8 参照) は、鉗子パイプ 5 8 の内径 5 8 D i と同径もしくは内径 5 8 D i よりも小さい。これにより、シース 2 1 0 (図 9 参照) の先端 2 1 0 A が鉗子パイプ 5 8 の基端 5 8 A に引っ掛かることを確実に防止することができる。

【 0 0 8 2 】

また、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 は、図 1 0 の如く、鉗子パイプ 5 8 に接続部 5 6 が接続される前の状態において、接続部 5 6 の外径 5 6 D o は、第 1 領域 5 2 の接続部 5 6 より基端側の外径 5 2 D o よりも大きく形成されている。

【 0 0 8 3 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、接続部 5 6 の肉厚 ($(5 6 D o - 5 6 D i) / 2$) を厚くすることができるので、接続部 5 6 の強度を上げることができる。

【 0 0 8 4 】

また、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 は、図 8 の如く、外パイプ 1 0 2 を備えている。この外パイプ 1 0 2 は、接続部 5 6 の外周部に外装される。また、外パイプ 1 0 2 には、接続部 5 6 から処置具挿通用チューブ 5 0 の基端側に延在した延在部 1 0 4 が形成される。すなわち、外パイプ 1 0 2 は、長さ B の接続部 5 6 を確実に覆う長さ E を有している。

【 0 0 8 5 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、第 1 領域 5 2 のうち少なくとも接続部 5 6 を、外パイプ 1 0 2 によって保護及び補強することができる。接続部 5 6 は、図 9 に示したアングル形態時に変形する部分であるが、接続部 5 6 の変形を外パイプ 1 0 2 によって抑制することができる。これにより、接続部 5 6 の変形によって接続部 5 6 に発生する応力を低減することができるので、処置具挿通用チューブ 5 0 の使用寿命が延びる。また、接続部 5 6 と外パイプ 1 0 2 とを接着剤 (不図示) によって固定する形態では、接着剤の剥がれによる接続部 5 6 の変形を防止することができる。

【 0 0 8 6 】

また、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 は、図 8 の如く、外パイプ 1 0 2 よりも処置具挿通用チューブ 5 0 の基端側に第 2 領域 5 4 が形成されている。

【 0 0 8 7 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、図 9 に示したアングル形態時において、第 2 領域 5 4 は、外パイプ 1 0 2 に規制されることなく円滑に湾曲する。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 8 】

また、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 は、図 8 の如く、外パイプ 1 0 2 の延在部 1 0 4 と処置具挿通用チューブ 5 0 との間の隙間 1 0 6 に密着ばね 1 0 8 が設けられている。この密着ばね 1 0 8 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の外周部に外装されることにより隙間 1 0 6 に設けられる。

【 0 0 8 9 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、第 1 領域 5 2 のうち隙間 1 0 6 に位置する隙間領域 1 1 0 を密着ばね 1 0 8 によって保護及び補強することができる。隙間領域 1 1 0 とは、処置具挿通用チューブ 5 0 の中心軸 A 方向における隙間 1 0 6 の長さに相当する領域である。隙間領域 1 1 0 は、図 9 に示したアングル形態時に変形する部分であるが、隙間領域 1 1 0 の変形を密着ばね 1 0 8 によって抑制することができる。これにより、隙間領域 1 1 0 の変形によって隙間領域 1 1 0 に発生する応力を低減することができるので、処置具挿通用チューブ 5 0 の使用寿命が延びる。

10

【 0 0 9 0 】

また、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 では、密着ばね 1 0 8 は、隙間 1 0 6 から処置具挿通用チューブ 5 0 の基端側に延在されている。

【 0 0 9 1 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、隙間 1 0 6 から基端側に位置する処置具挿通用チューブ 5 0 を密着ばね 1 0 8 によって補強することができる。この場合、密着ばね 1 0 8 は、その基端側が図 3 の如く、湾曲部 3 8 に挿通されるが、密着ばね 1 0 8 は柔軟性を有しているので、密着ばね 1 0 8 に規制されることなく湾曲部 3 8 は柔軟に湾曲する。

20

【 0 0 9 2 】

また、処置具挿通用チューブ 5 0 は、図 8 の如く、第 1 領域 5 2 と第 2 領域 5 4 との間に形成された境界部 1 1 2 を有する。この境界部 1 1 2 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の中心軸 A 方向の範囲のうち、密着ばね 1 0 8 が外装された範囲内に設けられている。

【 0 0 9 3 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、境界部 1 1 2 を密着ばね 1 0 8 によって補強することができるので、アングル形態時における境界部 1 1 2 の変形を密着ばね 1 0 8 によって抑制することができる。これにより、境界部 1 1 2 の変形によって境界部 1 1 2 に発生する応力を低減することができるので、処置具挿通用チューブ 5 0 の使用寿命が延びる。

30

【 0 0 9 4 】

また、外パイプ 1 0 2 の延在部 1 0 4 の内周部には、処置具挿通用チューブ 5 0 の外周部に向けて突出した環状の突起部 1 1 4 が設けられている。

【 0 0 9 5 】

上記の構成により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、図 9 に示したアングル形態時において、処置具挿通用チューブ 5 0 の外周部が突起部 1 1 4 に当接して支持される。これにより、処置具挿通用チューブ 5 0 の過剰な変形を抑制することができるので、処置具挿通用チューブ 5 0 の使用寿命が延びる。

40

【 0 0 9 6 】

次に、第 1 領域 5 2 と第 2 領域 5 4 との間に形成される境界部 1 1 2 の好ましい形成位置について、図 1 1、図 1 2 を参照して説明する。

【 0 0 9 7 】

図 1 1 は、先端部本体 4 2 と先端節輪 4 6 A との間に連結管 1 1 6 を配置し、連結管 1 1 6 の軸長の範囲 F 内に、処置具挿通用チューブ 5 0 の境界部 1 1 2 を形成させた構造を示す説明図である。また、図 1 1 には、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向における、処置具挿通用チューブ 5 0 の硬さ変化を表したグラフも図示されている。ここで、処置具挿通用チューブ 5 0 の硬さが硬いことと、処置具挿通用チューブ 5 0 の耐圧潰性が高いこととは等価である。

50

【 0 0 9 8 】

処置具挿通用チューブ 5 0 の硬さ変化の形態としては、以下の二つの形態がある。すなわち、第 1 形態は、図 1 1 のグラフの線 A で示すように、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向に沿って硬さが漸次低下する形態である。また、第 2 形態は、グラフの線 B で示すように、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向の一点で硬さが急峻に低下する形態である。第 1 形態の場合は、硬さが漸次変化する広い領域 G の範囲が境界部 1 1 2 であり、第 2 形態の場合は、硬さが急峻に低下する非常に狭い領域 H の範囲が境界部 1 1 2 となる。

【 0 0 9 9 】

また、境界部 1 1 2 は、湾曲部 3 8 の湾曲動作に支障を与えないために、先端節輪 4 6 A の位置よりも、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端側に形成することが好ましい。そのために、図 1 1 の処置具チャンネルの構造は、先端部本体 4 2 の基端側に連結管 1 1 6 を連結し、連結管 1 1 6 の軸長の範囲 F 内に境界部 1 1 2 を形成している。

【 0 1 0 0 】

しかしながら、図 1 1 の処置具チャンネルの構造では、先端部本体 4 2 と連結管 1 1 6 とによって先端硬質部が構成されることになる。このため、先端硬質部の長さ（挿入部 2 2 の中心軸 D 方向の長さ）が連結管 1 1 6 の軸長分だけ長くなり、先端硬質部が大型化するので好ましくない。また、連結管 1 1 6 を取り除いて先端硬質部を小型化した場合には、先端部本体 4 2 から基端側に境界部 1 1 2 が形成されるので、湾曲部 3 8 の湾曲動作に支障を与えてしまう。

【 0 1 0 1 】

つまり、境界部 1 1 2 を有する処置具挿通用チューブ 5 0 を内視鏡に使用する場合には、先端硬質部の小型化を図りつつ、湾曲部の湾曲動作を円滑に行うことが可能な構造を処置具チャンネルに備える必要がある。

【 0 1 0 2 】

そこで、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 は、先端硬質部 4 0 の小型化を図りつつ、湾曲部 3 8 の湾曲動作を円滑に行うことが可能な構造を備えている。その具体的な構造の一例が図 1 2 に示されている。

【 0 1 0 3 】

図 1 2 の処置具チャンネル 1 0 0 は、図 1 1 の連結管 1 1 6 を有していない。また、図 1 2 の処置具チャンネル 1 0 0 は、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向において、湾曲部 3 8 の先端側の位置に境界部 1 1 2 が形成されている。

【 0 1 0 4 】

図 1 2 には、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向における、処置具挿通用チューブ 5 0 の硬さ変化を表した第 3 形態及び第 4 形態のグラフも図示されている。第 3 形態は、図 1 2 のグラフの線 C で示すように、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向に沿って硬さが漸次低下する形態である。また、第 4 形態は、グラフの線 D で示すように、処置具挿通用チューブ 5 0 の先端 5 0 A から基端に向かう方向の一点で硬さが急峻に低下する形態である。第 3 形態の場合は、硬さが漸次変化する広い領域 I の範囲が境界部 1 1 2 であり、第 4 形態の場合は、硬さが急峻に低下する非常に狭い領域 J の範囲が境界部 1 1 2 となる。

【 0 1 0 5 】

第 3 形態では、境界部 1 1 2 の領域 I を可能な限り湾曲部 3 8 の先端側に配置することが好ましい。第 4 形態も同様に、境界部 1 1 2 の領域 J を可能な限り湾曲部 3 8 の先端側に配置することが好ましい。

【 0 1 0 6 】

上記の構造により、第 1 実施形態の処置具チャンネル 1 0 0 によれば、図 1 1 の連結管 1 1 6 を備えることなく、湾曲部 3 8 の先端側の位置に境界部 1 1 2 を形成したので、先端硬質部 4 0 の小型化を図りつつ、湾曲部 3 8 を円滑に湾曲させることが可能になる。

【 0 1 0 7 】

以上、第1実施形態の処置具チャンネル100を説明したが、第1実施形態の処置具チャンネル100は、下記の図13及び図14に示す変形例を含むものである。図13には、処置具チャンネル100の第1変形例である処置具チャンネル118の要部拡大断面図が示され、図14には、処置具チャンネル100の第2変形例である処置具チャンネル120の要部拡大断面図が示されている。

【0108】

処置具チャンネル100（図8参照）に対する、図13の処置具チャンネル118の相違点を説明すると、外パイプ102には突起部114が設けられておらず、延在部104と処置具挿通用チューブ50との間の隙間106にのみ、長さの短い密着ばね108Aが設けられている点である。図13の処置具チャンネル118によれば、処置具挿通用チューブ50の隙間領域110のみを密着ばね108Aによって保護及び補強することができる。

10

【0109】

処置具チャンネル100（図8参照）に対する、図14の処置具チャンネル120の相違点は、外パイプ102には突起部114が設けられていない点である。図14の処置具チャンネル120によれば、隙間領域110を密着ばね108のみで保護及び補強することができる。

【0110】

以下、本発明に係る処置具チャンネルの他の実施形態について図15から図19を参照して説明する。

20

【0111】

図15は、第2実施形態の処置具チャンネル122の要部拡大断面図である。なお、処置具チャンネル122を説明するに当たり、図8に示した第1実施形態の処置具チャンネル100と同一又は類似の部材については同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0112】

処置具チャンネル122の処置具挿通用チューブ124は、処置具挿通用チューブ124の先端側に形成された第1領域126と、第1領域126よりも基端側に形成された第2領域128とを有している。第1領域126は、第2領域128よりも耐圧潰性が高い領域であり、第1領域126に、鉗子パイプ58と接続される接続部130が形成されている。

30

【0113】

処置具挿通用チューブ124は、鉗子パイプ58に接続される前の状態において、内径124Diと外径124Doが、処置具挿通用チューブ124の全長において均一なチューブである。また、処置具挿通用チューブ124の内径124Diは、鉗子パイプ58の外径58Doよりも小さく形成される。これにより、接続部130は鉗子パイプ58の嵌入により外側に押し広げられ、鉗子パイプ58が完全に嵌入されたときに鉗子パイプ58に密着固定される。

【0114】

第2実施形態の処置具チャンネル122においても、処置具挿通用チューブ124の先端側に第1領域126が形成されているので、第1実施形態の処置具チャンネル100と同一の効果、すなわち、処置具挿通用チューブ124から鉗子パイプ58に向けて処置具を円滑に前進させることができる。

40

【0115】

図16は、第3実施形態の処置具チャンネル132の要部拡大断面図である。なお、処置具チャンネル132を説明するに当たり、図8に示した第1実施形態の処置具チャンネル100と同一又は類似の部材については同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0116】

処置具チャンネル132の処置具挿通用チューブ134は、処置具挿通用チューブ134の先端側に形成された第1領域136と、第1領域136よりも基端側に形成された第2領域138とを有している。第1領域136は、第2領域138よりも耐圧潰性が高い

50

領域であり、第1領域136に、鉗子パイプ58と接続される接続部140が形成されている。

【0117】

処置具挿通用チューブ134は、鉗子パイプ58が接続される前の状態において、接続部140の内径140Diは鉗子パイプ58の外径58Doよりも小さく形成される。また、接続部140の内径140Diは、第1領域136の接続部140より基端側の内径136Diよりも大きく形成されている。更に、鉗子パイプ58と処置具挿通用チューブ134とが接続された状態において、内径136Diは、鉗子パイプ58の内径58Diと同径もしくは鉗子パイプ58の内径58Diよりも小さく形成されている。

【0118】

上記の構成により、第3実施形態の処置具チャンネル132によれば、接続部140は鉗子パイプ58の嵌入により外側に押し広げられ、鉗子パイプ58が完全に嵌入されたときに鉗子パイプ58に密着固定される。このとき、内径136Diは、鉗子パイプ58の内径58Diと同径もしくは内径58Diよりも小さいので、処置具の先端が鉗子パイプ58の基端58Aに引っ掛かることを確実に防止することができる。

【0119】

よって、第3実施形態の処置具チャンネル132においても、処置具挿通用チューブ134から鉗子パイプ58に向けて処置具を円滑に前進させることができる。

【0120】

図17は、第4実施形態の処置具チャンネル142の要部拡大断面図である。

【0121】

第4実施形態の処置具チャンネル142は、図16で示した処置具挿通用チューブ134の接続部140の外周部に外パイプ144を外装したものである。処置具チャンネル142によれば、接続部140の変形を外パイプ144によって抑制することができる。

【0122】

図18は、第5実施形態の処置具チャンネル150の要部断面図である。なお、処置具チャンネル150を説明するに当たり、図8に示した第1実施形態の処置具チャンネル100と同一又は類似の部材については同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0123】

処置具チャンネル100（図8参照）に対する、図18の処置具チャンネル150の相違点を説明すると、外パイプ102には突起部114が設けられておらず、また、密着ばね108も備えておらず、延在部104と処置具挿通用チューブ50との間の隙間106にのみ接着剤152を塗布した点である。図18の処置具チャンネル150によれば、処置具挿通用チューブ50の隙間領域110を接着剤152によって保護及び補強することができる。

【0124】

図19は、第6実施形態の処置具チャンネル154の要部断面図である。なお、処置具チャンネル154を説明するに当たり、図18に示した処置具チャンネル150と同一又は類似の部材については同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0125】

処置具チャンネル150（図18参照）に対する、図19の処置具チャンネル154の相違点を説明すると、外パイプ102の延在部104と処置具挿通用チューブ50との間の隙間106から、処置具挿通用チューブ50の基端側に接着剤156を延在させた点である。図19の処置具チャンネル154によれば、隙間106から基端側に位置する処置具挿通用チューブ50を接着剤156によって補強することができる。

【0126】

なお、本実施形態では、内視鏡として超音波内視鏡10を例示したが、これに限定されるものではない。超音波内視鏡10は、処置具挿通用チューブ50の中心軸A（図3参照）に対して鉗子パイプ58の本体中心軸Kが傾斜している典型的な内視鏡なので、本発明の処置具チャンネルを好ましく適用することができる。つまり、本発明の処置具チャネル

10

20

30

40

50

ルは、処置具挿通用チューブ 5 0 の中心軸 A に対して鉗子パイプ 5 8 の本体中心軸 K が傾斜している内視鏡であれば、例えば大腸鏡等の直視型内視鏡であっても適用することができる。

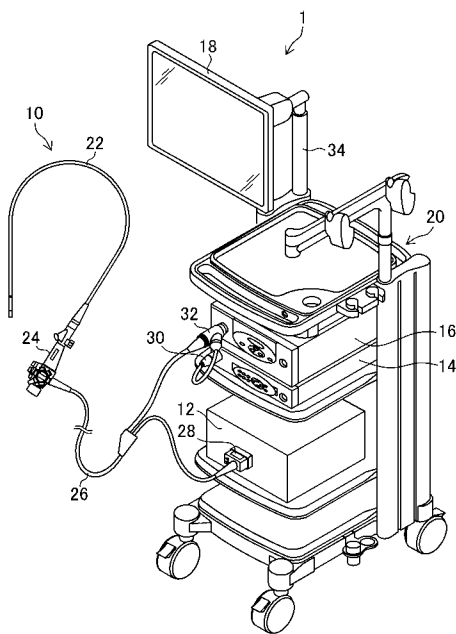
【符号の説明】

【 0 1 2 7 】

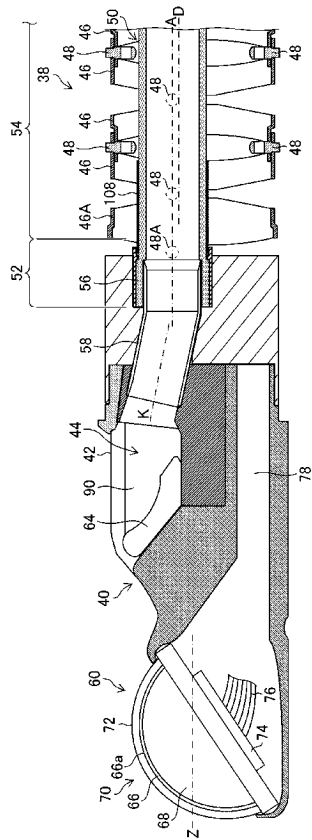
1	超音波検査システム	
1 0	超音波内視鏡	
1 2	超音波用プロセッサユニット	
1 4	内視鏡用プロセッサユニット	
1 6	光源装置	10
1 8	モニタ	
2 0	カート	
2 2	挿入部	
2 4	操作部	
2 4 a	処置具挿入口	
2 4 b	アングルノブ	
2 4 c	起立レバー	
2 4 d	吸引ボタン	
2 4 e	送気送水ボタン	
2 4 f	切替ボタン	20
2 6	ユニバーサルコード	
2 8	コネクタ	
3 0	コネクタ	
3 2	コネクタ	
3 4	ボール	
3 6	軟性部	
3 8	湾曲部	
4 0	先端硬質部	
4 2	先端部本体	
4 4	処置具導出口	30
4 6	節輪	
4 6 A	先端節輪	
4 8	ピン	
4 8 A	ピン	
5 0	処置具挿通用チューブ	
5 0 A	先端	
5 2	第 1 領域	
5 2 A	内周部	
5 4	第 2 領域	
5 4 A	内周部	40
5 6	接続部	
5 8	鉗子パイプ	
5 8 A	基端	
6 0	超音波観察部	
6 2	内視鏡観察部	
6 4	起立台	
6 6	電気音響変換部	
6 6 a	観察面	
6 8	バックリング材	
7 0	超音波振動子	50

7 2	音響レンズ	
7 4	配線接続部	
7 6	配線	
7 8	配線挿通孔	
8 0	観察光学系	
8 0 a	観察窓	
8 2	照明光学系	
8 2 a	照明窓	
8 4	照明光学系	
8 4 a	照明窓	10
8 6 a	傾斜面	
8 6 b	傾斜面	
8 8	洗浄用ノズル	
9 0	起立台収容部	
1 0 0	処置具チャンネル	
1 0 2	外パイプ	
1 0 4	延在部	
1 0 6	隙間	
1 0 8	密着ばね	
1 0 8 A	密着ばね	20
1 1 0	隙間領域	
1 1 2	境界部	
1 1 4	突起部	
1 1 6	連結管	
1 1 8	処置具チャンネル	
1 2 0	処置具チャンネル	
1 2 2	処置具チャンネル	
1 2 4	処置具挿通用チューブ	
1 2 6	第 1 領域	
1 2 8	第 2 領域	30
1 3 0	接続部	
1 3 2	処置具チャンネル	
1 3 4	処置具挿通用チューブ	
1 3 6	第 1 領域	
1 3 8	第 2 領域	
1 4 0	接続部	
1 4 2	処置具チャンネル	
1 4 4	外パイプ	
1 5 0	処置具チャンネル	
1 5 2	接着剤	40
1 5 4	処置具チャンネル	
1 5 6	接着剤	
2 0 0	処置具挿通用チューブ	
2 0 0 A	先端	
2 0 2	接続部	
2 0 4	鉗子パイプ	
2 0 4 A	基端	
2 0 6	処置具チャンネル	
2 0 8	穿刺針	
2 1 0	シース	50

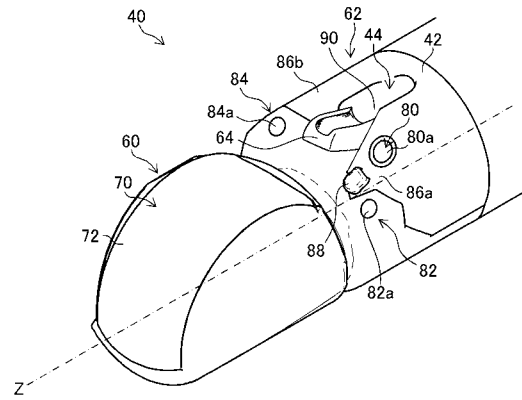
【 図 1 】



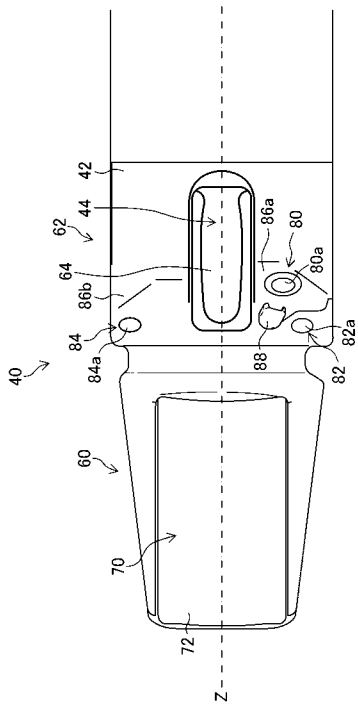
【 図 3 】



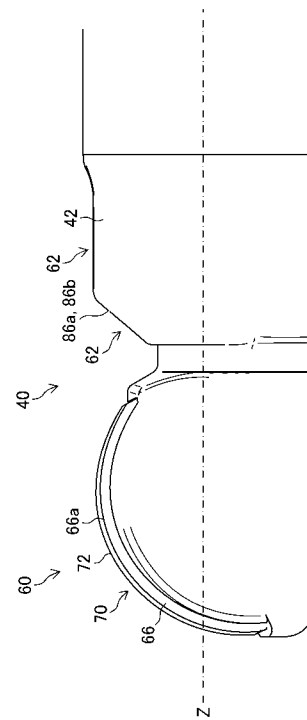
【 図 4 】



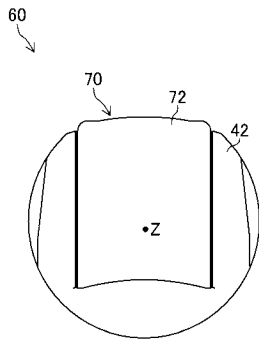
【 図 5 】



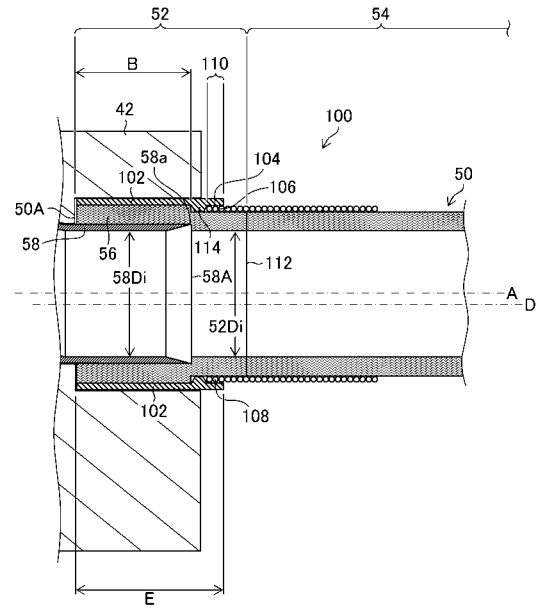
【 図 6 】



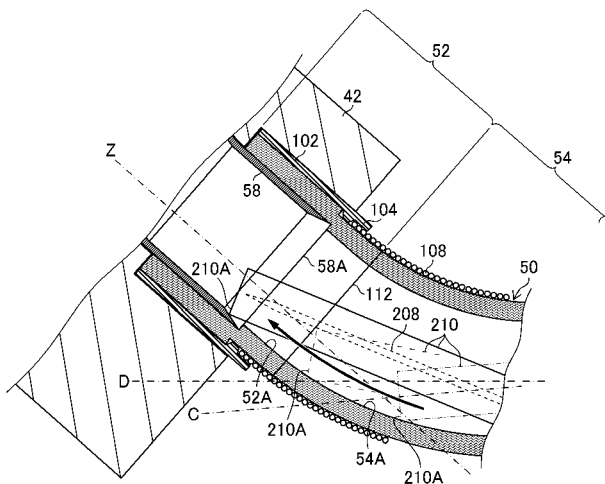
【図 7】



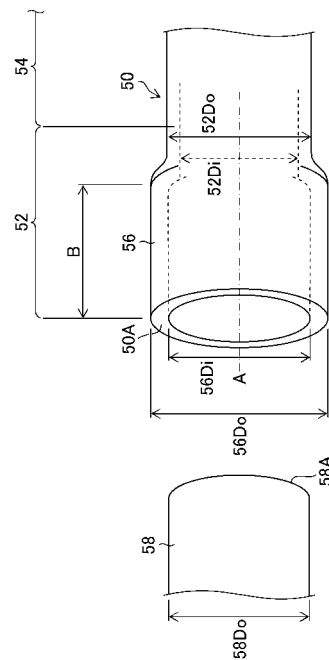
【図 8】



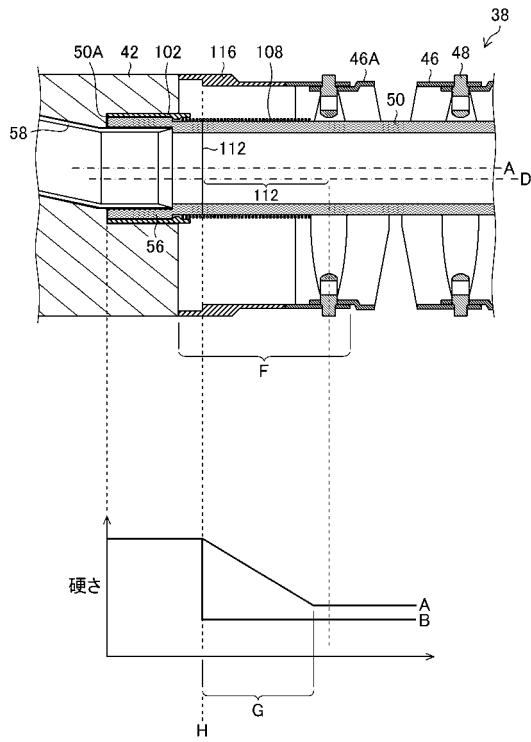
【図 9】



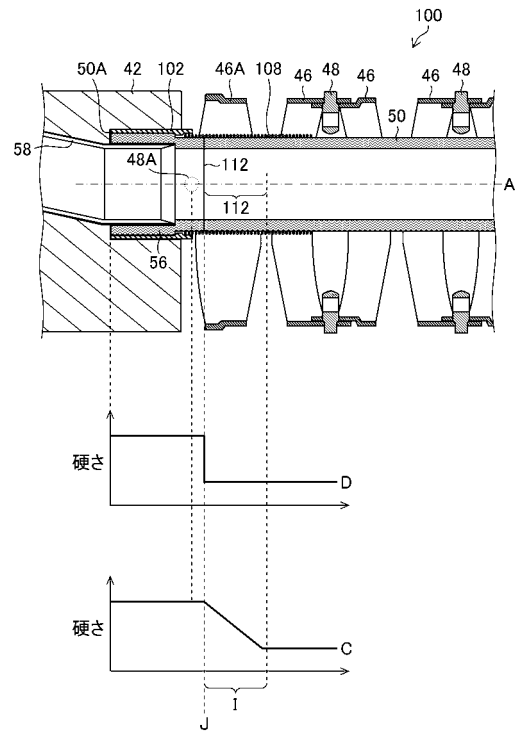
【図 10】



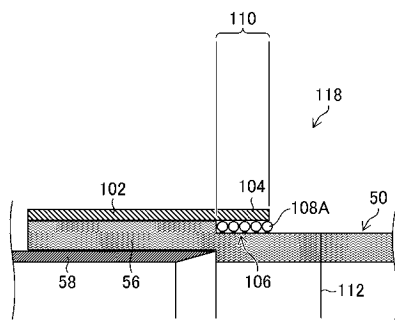
【図 1 1】



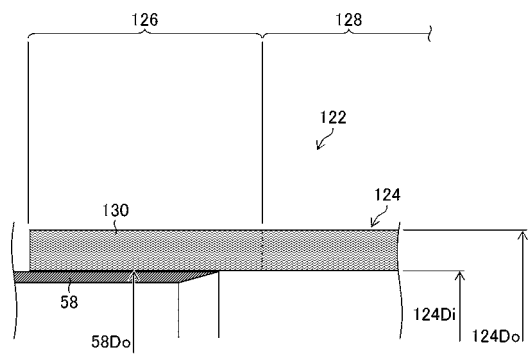
【図 1 2】



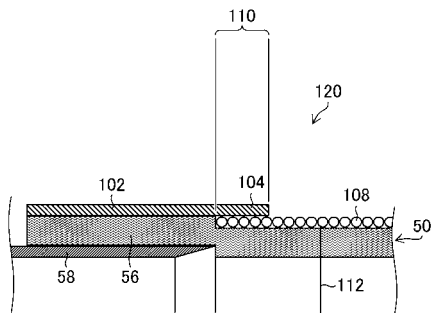
【図 1 3】



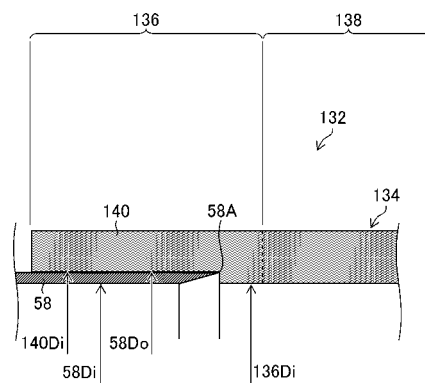
【図 1 5】



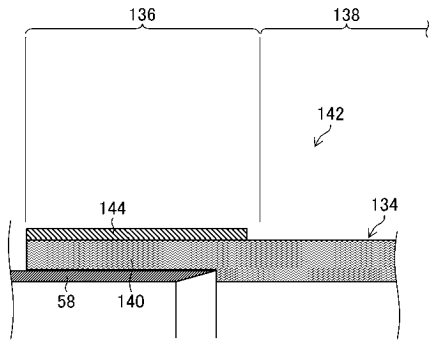
【図 1 4】



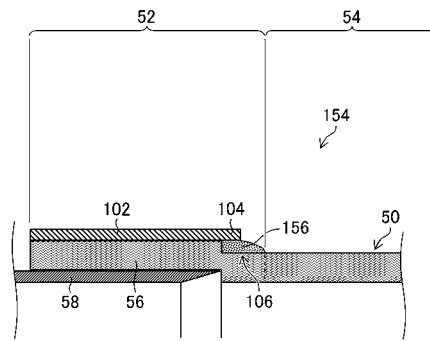
【図 1 6】



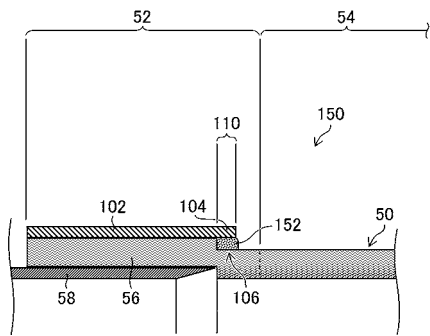
【図 17】



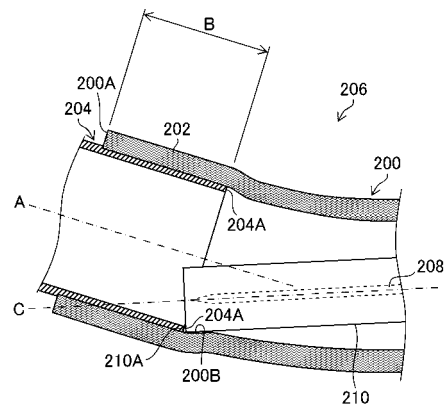
【図 19】



【図 18】



【図 20】



专利名称(译)	治疗仪通道和内窥镜		
公开(公告)号	JP2018134276A	公开(公告)日	2018-08-30
申请号	JP2017031334	申请日	2017-02-22
[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		
[标]发明人	冈田知 森本康彦		
发明人	冈田 知 森本 康彦		
IPC分类号	A61B1/018 A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B1/00064 A61B1/00131		
FI分类号	A61B1/018.513 A61B1/00.530 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB03 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/FF43 4C161/GG15 4C161/HH24 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/WW16 4C601/BB06 4C601/BB22 4C601/EE11 4C601/FE02 4C601/FF05 4C601/GB04 4C601/GB19 4C601/GB20		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种治疗仪器通道和内窥镜，其能够将治疗仪器从治疗工具插入管平稳地推进管道构件。治疗仪器通道（100）包括钳子管（58）和连接到钳子管（58）的治疗工具插入管（50）。处理器具插入管50具有形成在处理器具插入管50的远端侧的第一区域52和形成在第一区域52的近端侧的第二区域54。第一区域52是具有比第二区域54更高的抗压碎抗压性的区域，并且在第一区域52中形成有与钳子管58连接的连接部56。9系统技术领域

