

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

湾曲可能な湾曲部を有した、体腔内に挿入される細長の挿入部と、
前記挿入部に挿通された複数本の内蔵物と、
前記内蔵物の少なくとも 2 本を束ねて被覆するチューブとを備え、
前記チューブに被覆された前記内蔵物はそれぞれ、長手方向に摺動自在であることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記チューブの内径を D_1 とし、前記チューブに被覆された、束ねられた状態の前記内蔵物に外接する円の直径を D_2 とした場合に、 $D_1 > D_2$ を満足することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

10

【請求項 3】

$D_1 > D_2 \times 1.118$ を満足することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記チューブは、前記湾曲部の先端から、少なくとも前記湾曲部が湾曲した際に曲率が最大となる箇所まで、多くとも前記湾曲部の基端までの長さを有したことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記チューブは、断面形状が真円であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の内視鏡。

20

【請求項 6】

前記内蔵物は、送気及び送水を行う送気送水チューブ、撮像ユニットで撮像された画像信号を伝送する信号ケーブル、光源装置からの照明光を照明窓に導く光ファイバケーブル、又は処置具が挿通される鉗子チューブであることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、湾曲可能な湾曲部を有した内視鏡に関する。

【背景技術】

30

【0002】

医療分野において、内視鏡を利用した医療診断が盛んに行われている。内視鏡は、患者の体腔内に挿入される細長の挿入部と、挿入部の基端部分に接続された操作部と、プロセッサ装置や光源装置に接続されるユニバーサルコードとを備えている。挿入部の先端は、固体撮像素子を有した撮像ユニットが内蔵された硬性部となっている。

【0003】

硬性部には、観察部位に光を照射するための照明窓と、観察部位に照射された光を撮像ユニットに取り込むための対物レンズと、水や空気を観察部位や対物レンズを保護する観察窓に向けて噴射するための送気送水ノズルとが設けられている。観察窓及び対物レンズを介して取り込まれた光は、撮像ユニットで撮像されて画像信号として出力される。画像信号は、挿入部、操作部及びユニバーサルコードに挿通された信号ケーブルを介してプロセッサ装置に伝送される。挿入部、操作部及びユニバーサルコードには、信号ケーブルの他に、照明窓に光を導く光ファイバケーブル、送気送水ノズルに水や空気を導く送気送水チューブなどの複数のケーブル及びチューブが挿通されている。

40

【0004】

挿入部は、硬性部の基端側が、環状の湾曲駒を複数個（例えば、16 個）直列に連結して構成された湾曲部、湾曲部の基端側が、可撓性を有した軟性部となっている。隣接する湾曲駒同士は、回動自在に連結されている。湾曲駒内には、上下又は左右方向に操作するための操作ワイヤが一對ずつ設けられている。各操作ワイヤが押し引きされることで、隣接する湾曲駒同士が回転して湾曲部全体が湾曲する。

50

【 0 0 0 5 】

操作部には、操作ワイヤを押し引きするためのアングルノブが設けられている。アングルノブが操作されることで、湾曲部が上下又は左右に湾曲し、硬性部が所望の方向に向けられる。湾曲部の湾曲により、湾曲部に挿通されたケーブルやチューブは、長手方向に移動する。湾曲部内に隙間が生じている場合には、長手方向だけでなく、径方向（長手方向に直交する方向）にも移動する。径方向に移動すると、ケーブルやチューブは、捻れたり絡まったりして湾曲動作に支障をもたらし、場合によっては、損傷を受けることもある。

【 0 0 0 6 】

そこで、ケーブルやチューブの捻れや絡まりによる不具合を防止するために、特許文献 1 ～ 4 に記載の発明では、複数のケーブル又はチューブを束ねて固定することで、径方向への相対的な移動を制限している。

【特許文献 1】特開平 0 5 - 3 0 3 0 4 4 号公報（段落番号 [0 0 2 4]、図 1）

【特許文献 2】特開 2 0 0 6 - 0 2 5 9 8 5 号公報（段落番号 [0 0 2 0]、図 3（d））

【特許文献 3】特開 2 0 0 7 - 2 9 6 1 4 1 号公報（段落番号 [0 0 4 4]、図 4 及び図 5）

【特許文献 4】特許 2 8 4 2 6 1 6 号公報（第 2 頁右側の第 2 6 ～ 3 0 行、第 5 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献 1 ～ 4 に記載の発明では、ケーブルやチューブの長手方向への相対的な移動が制限され、湾曲動作に支障をもたらし、また、ケーブルやチューブが座屈してしまうおそれもある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、挿入部に挿通されたケーブルやチューブが損傷を受けることを防止した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 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡は、湾曲可能な湾曲部を有した、体腔内に挿入される細長の挿入部と、前記挿入部に挿通された複数本の内蔵物と、前記内蔵物の少なくとも 2 本を束ねて被覆するチューブとを備え、前記チューブに被覆された前記内蔵物はそれぞれ、長手方向に摺動自在である。

【 0 0 1 0 】

請求項 2 に記載の発明では、前記チューブの内径を D_1 とし、前記チューブに被覆された、束ねられた状態の前記内蔵物に外接する円の直径を D_2 とした場合に、 $D_1 > D_2$ を満足する。なお、 $D_1 > D_2 \times 1.118$ を満足することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

請求項 4 に記載の発明では、前記チューブは、前記湾曲部の先端から、少なくとも前記湾曲部が湾曲した際に曲率が最大となる箇所まで、多くとも前記湾曲部の基端までの長さを有している。請求項 5 に記載の発明では、前記チューブは、断面形状が真円である。

【 0 0 1 2 】

請求項 6 に記載の発明では、前記内蔵物は、送気及び送水を行う送気送水チューブ、撮像ユニットで撮像された画像信号を伝送する信号ケーブル、光源装置からの照明光を照明窓に導く光ファイバケーブル、又は処置具が挿通される鉗子チューブである。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明の内視鏡によれば、チューブに被覆された内蔵物の長手方向への相対的な移動が制限されることはなく、湾曲部の湾曲動作に支障をもたらすことが防止される。ひいては、挿入部に挿通された内蔵物が損傷を受けることが防止される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

図 1 に示す内視鏡 1 1 は、体腔内に挿入される細長の挿入部 1 2 と、内視鏡 1 1 の把持及び挿入部 1 2 の操作に用いられる操作部 1 3 と、操作部 1 3 に設けられたユニバーサルコード 1 4 とを備えている。挿入部 1 2 は、断面が円形の棒状体であり、根元側から順に、軟性部 1 5、湾曲部 1 6、及び硬性部 1 7 を備えている。

【 0 0 1 5 】

軟性部 1 5 は、挿入部 1 2 の大半を占める長さであり、可撓性を有している。湾曲部 1 6 は、操作部 1 3 が操作されることで、先端側の向きが自在に変えられる。

【 0 0 1 6 】

硬性部 1 7 には、照明窓（図示省略）が設けられている。ユニバーサルコード 1 4 に接続された光源装置（図示省略）からの照明光は、挿入部 1 2、操作部 1 3 及びユニバーサルコード 1 4 に挿通された光ファイバケーブル 3 5、3 6（図 2 参照）を介して照明窓に導かれ、照明窓から観察部位に照射される。

10

【 0 0 1 7 】

硬性部 1 7 には、撮像素子（CCD）を有した撮像ユニット、対物レンズ、及びこれを保護する観察窓（いずれも図示省略）が設けられている。観察窓及び対物レンズによって取り込まれた体腔内の観察部位の像光は、撮像ユニットで撮像されて画像信号として出力される。撮像ユニットから出力された画像信号は、挿入部 1 2、操作部 1 3 及びユニバーサルコード 1 4 に挿通された信号ケーブル 3 7（図 2 参照）を介して、ユニバーサルコード 1 4 に接続されたプロセッサ装置（図示省略）に送られる。プロセッサ装置に送られた画像信号は、所定の画像処理が施され、モニタ（図示省略）に内視鏡画像として表示される。

20

【 0 0 1 8 】

硬性部 1 7 には、送気送水ノズル及び鉗子出口（ともに図示省略）が設けられている。送気送水ノズルには、挿入部 1 2、操作部 1 3 及びユニバーサルコード 1 4 に挿通された送気送水チューブ 3 8、3 9（図 2 参照）が合流して 1 本となった後に接続している。送気送水チューブ 3 8、3 9 には、体腔内に供給される空気、または水などの液体が流される。例えば、一方の送気送水チューブ 3 8 には空気が流され、他方の送気送水チューブ 3 9 には液体が流される。鉗子出口は、挿入部 1 2 に挿通された鉗子チューブ 1 8 に接続している。鉗子チューブ 1 8 には、患部の治療に用いられる鉗子や注射針などの処置具が挿通される。

30

【 0 0 1 9 】

操作部 1 3 は、鉗子口 1 9 及びアングルノブ 2 0 を備えている。鉗子口 1 9 には、鉗子チューブ 1 8 の一端が露呈する。処置具は、鉗子口 1 9 から鉗子チューブ 1 8 に挿入される。アングルノブ 2 0 は、湾曲部 1 6 の湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。アングルノブ 2 0 が回転操作されると、挿入部 1 2 に挿通された操作ワイヤ 3 4（図 2 参照）が押し引きされ、湾曲部 1 6 が湾曲する。

【 0 0 2 0 】

操作部 1 3 には、押しボタン式の送気送水ボタン 2 1、吸引ボタン 2 2 が設けられている。送気送水ボタン 2 1 は、送気送水チューブ 3 8、3 9 に空気、または水などの液体を流す際に操作される。吸引ボタン 2 2 は、体腔内の液体、組織などの被吸引物を鉗子チューブ 1 8 によって吸引する際に操作される。

40

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、湾曲部 1 6 は、複数個（例えば、16 個）の円筒状の湾曲駒 3 1 で構成される。湾曲駒 3 1 は、連結ピン 3 2 によって、隣接する湾曲駒 3 1 と連結されている。連結ピン 3 2 にはガイド孔 3 3 が形成され、ガイド孔 3 3 には操作ワイヤ 3 4 が挿通されている。湾曲駒 3 1 内には、操作ワイヤ 3 4 の他に、鉗子チューブ 1 8、光ファイバケーブル 3 5、3 6、信号ケーブル 3 7、及び送気送水チューブ 3 8、3 9 が挿通されている。

【 0 0 2 2 】

50

送気送水チューブ 38、39 は、束ねられた状態で、断面形状が真円であるチューブ 40 で被覆されている。チューブ 40 の内径 D1 は、束ねられた状態の送気送水チューブ 38、39 に外接する円（二点鎖線で図示）の直径 D2 と比較して一回り大きい。D1 > D2 の関係が成り立つように隙間を設けることで、湾曲部 16 の湾曲時に、送気送水チューブ 38、39 のそれぞれが長手方向に摺動自在となる。湾曲部 16 の湾曲時にチューブ 40 が歪むことを考慮して、チューブ 40 が歪んだ際にも隙間が生じるように、D1 と D2 との関係は、 $D1 \geq D2 \times 1.118$ を満足することが好ましい。

【0023】

チューブ 40 は、可撓性を有した材料から構成される。チューブ 40 を構成する材料としては、例えば、フッ素系樹脂、ポリウレタン系樹脂、エラストマー系樹脂などが挙げられる。また、チューブ 40 は、金網を埋め込んで補強した構成にしたり、多孔質材料で補強した構成にしたりしてもよい。

【0024】

図 3 に示すように、軟性部 15 は、コイル 41 をチューブ 42 で被覆した構成である。コイル 41 は、固定部材 43 によって、軟性部 15 と湾曲部 16 との接続箇所で固定されている。送気送水チューブ 38、39 を被覆するチューブ 40 は、一端が、湾曲部 16 と硬性部 17 との接続箇所に固定されている。また、チューブ 40 は、湾曲部 16 と軟性部 15 との接続箇所の手前までの長さを有している。なお、図 3 において、説明に不要な部品の図示は省略している。

【0025】

以上説明したように、チューブ 40 の内径 D1 と、チューブ 40 に被覆された、束ねられた状態の送気送水チューブ 38、39 に外接する円の直径 D2 との関係が $D1 > D2$ を満足するようにチューブ 40 内に隙間を設けたから、送気送水チューブ 38、39 は長手方向に摺動自在であり、湾曲部 16 の湾曲動作に支障を来すことはない。また、送気送水チューブ 38、39 の半径方向への移動がチューブ 40 内に制限されるから、送気送水チューブ 38、39 が半径方向へ移動することによって捻れたりその他内蔵物と絡まったりすることはなく、したがって、それが原因で湾曲部 16 の湾曲動作に支障を来すこともない。ひいては内蔵物が損傷を受けることも防止される。また、チューブ 40 の断面形状を真円として曲げに対する異方性をなくしたので、曲げる方向にかかわらず様に曲げることが可能である。ひいては、湾曲部 16 が湾曲した際にチューブ 40 が損傷することが防止される。

【0026】

また、送気送水チューブ 38、39 をチューブ 40 で被覆する構成としたことで、湾曲部 16 内の隙間が少なくなり、鉗子チューブ 18、光ファイバケーブル 35、36、信号ケーブル 37 や、チューブ 40 自体が連結ピン 32 を乗り越えたりし、捻れたり相互に絡まったりすることが防止される。

【0027】

[実施例 1]

次に、本発明の実施例を説明する。図 4 の表に示すように、経口用の内視鏡 11 の湾曲部 16 は、硬性部 17 の先端面が 180° 折り返すまで湾曲させたときに、曲率が最大となる最小曲率半径が 15.0 mm となった。湾曲部 16 を湾曲させる前に 3.50 mm あったチューブ 40 の内径 D1 は、最も狭い箇所で 3.13 mm となった。すなわち、チューブ 40 の内径 D1 の変形率は、湾曲部 16 を湾曲させる前の寸法を基準（湾曲後（最狭部）の D1 - 湾曲前の D1）/ 湾曲前の D1 にすると約 10.7% の減少であり、湾曲部 16 を湾曲させた後の寸法を基準（湾曲後（最狭部）の D1 - 湾曲前の D1）/ 湾曲後（最狭部）の D1 にすると約 11.8% の減少である。

【0028】

[実施例 2]

大腸用の内視鏡 11 の湾曲部 16 は、実験例 1 と同様に湾曲させたときに、曲率が最大となる最小曲率半径が 22.0 mm となった。湾曲部 16 を湾曲させる前に 4.75 mm

10

20

30

40

50

あったチューブ 40 の内径 D_1 は、最も狭い箇所では 4.60 mm となった。すなわち、チューブ 40 の内径 D_1 の変形率は、湾曲部 16 を湾曲させる前の寸法を基準にすると約 3.2% の減少であり、湾曲部 16 を湾曲させた後の寸法を基準にすると約 3.2% の減少である。

【0029】

[実施例 3]

経鼻用の内視鏡 11 の湾曲部 16 は、実験例 1 と同様に湾曲させたときに、曲率が最大となる最小曲率半径が 12.5 mm となった。湾曲部 16 を湾曲させる前に 2.50 mm あったチューブ 40 の内径 D_1 は、最も狭い箇所では 2.25 mm となった。すなわち、チューブ 40 の内径 D_1 の変形率は、湾曲部 16 を湾曲させる前の寸法を基準にすると約 10.0% の減少であり、湾曲部 16 を湾曲させた後の寸法を基準にすると約 11.1% の減少である。

10

【0030】

送気送水チューブ 38、39 の長手方向の摺動性を得るためには、湾曲部 16 の湾曲中（チューブ 40 の変形中）に、チューブ 40 内に隙間がある必要がある。つまり、束ねた状態の送気送水チューブ 38、39 に外接する円の直径 D_2 が、湾曲部 16 が湾曲して変形したチューブ 40 の内径の最小値（湾曲後（最狭部）の D_1 ）よりも小さい場合、送気送水チューブ 38、39 の長手方向の摺動性は良好といえる（評価は○）。また、直径 D_2 が、湾曲後（最狭部）の D_1 と一致する場合、送気送水チューブ 38、39 は長手方向に摺動可能であるといえる（評価は△）。一方、直径 D_2 が、湾曲後（最狭部）の D_1 よりも大きい場合、送気送水チューブ 38、39 は長手方向に摺動不可能であるといえる（評価は×）。

20

【0031】

実施例 1 では、 $D_1 < D_2 \times 1.118$ のとき、摺動性は×となる。また、 $D_1 = D_2 \times 1.118$ のとき摺動性は△となり、 $D_1 > D_2 \times 1.118$ のとき摺動性は○となる。

【0032】

実施例 2 では、 $D_1 < D_2 \times 1.032$ のとき摺動性は×となる。また、 $D_1 = D_2 \times 1.032$ のとき摺動性は△となり、 $D_1 > D_2 \times 1.032$ のとき摺動性は○となる。

【0033】

実施例 3 では、 $D_1 < D_2 \times 1.111$ のとき摺動性は×となる。また、 $D_1 = D_2 \times 1.111$ のとき摺動性は△となり、 $D_1 > D_2 \times 1.111$ のとき摺動性は○となる。

30

【0034】

以上の各実施例の結果により、経口用、大腸用、及び経鼻用の各内視鏡 11 でいずれもが摺動性○を満たす条件は、 $D_1 > D_2 \times 1.118$ であることが分かる。

【0035】

なお、上記実施形態では、 $D_1 > D_2$ の関係が成り立つようにチューブ 40 内に隙間を設けたが、この構成に限定されず、チューブ 40 に被覆された送気送水チューブ 38、39 のそれぞれが長手方向に摺動自在となる構成であればよい。例えば隙間をなくして、送気送水チューブ 38、39 について、それら相互の、あるいはチューブ 40 との摩擦係数・動摩擦係数が低くなるような材料で構成する。

40

【0036】

また、上記実施形態では、チューブ 40 が、湾曲部 16 の先端から、湾曲部 16 と軟性部 15 との接続箇所の手前までの長さを有しているが、この構成に限定されず、少なくとも湾曲部 16 の先端から、湾曲部 16 が湾曲した際に曲率が最大となる箇所（例えば、湾曲部 16 の長手方向に関して中間となる箇所）までの長さであって、多くとも湾曲部 16 の基端までの長さを有していればよい。

【0037】

また、上記実施形態では、チューブ 40 は、束ねた状態の送気送水チューブ 38、39 を被覆しているが、挿入部 12 に挿通された細長の内蔵物の少なくとも 2 本を束ねた状態

50

で被覆していればよい。すなわち、チューブ 40 は、鉗子チューブ 18、光ファイバケーブル 35、36、信号ケーブル 37、及び送気送水チューブ 38、39 の少なくとも 2 本を束ねた状態で被覆するものであればよい。

【0038】

また、上記実施形態で示した内視鏡 11 は一例にすぎず、本発明の趣旨を逸脱しなければ、如何様な態様にも適宜変更することができる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図 1】内視鏡の外観図である。

【図 2】湾曲部を輪切りにした断面図である。

10

【図 3】挿入部を縦切りにした断面図である。

【図 4】種々の内視鏡について、湾曲部が湾曲した際のチューブ内径の変形率を説明する表である。

【符号の説明】

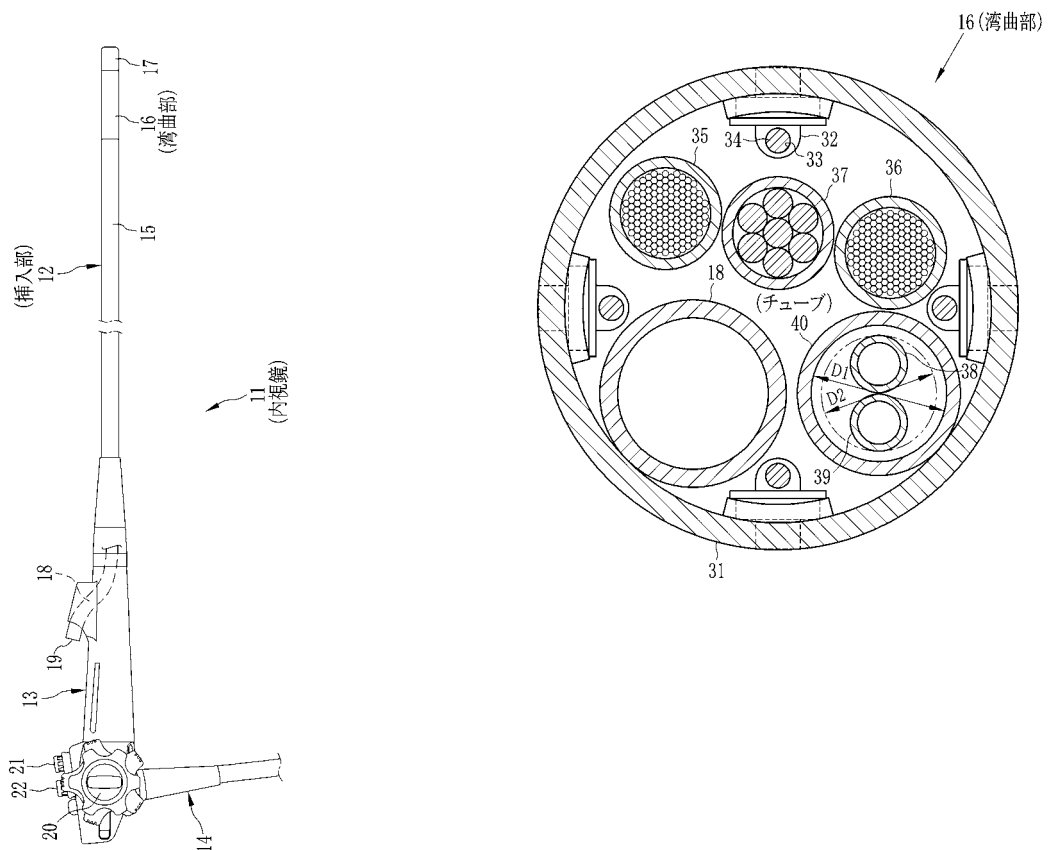
【0040】

- 11 内視鏡
- 12 挿入部
- 16 湾曲部
- 18 鉗子チューブ
- 35、36 光ファイバケーブル
- 37 信号ケーブル
- 38、39 送気送水チューブ
- 40 チューブ
- D1 チューブの内径
- D2 外接円の直径

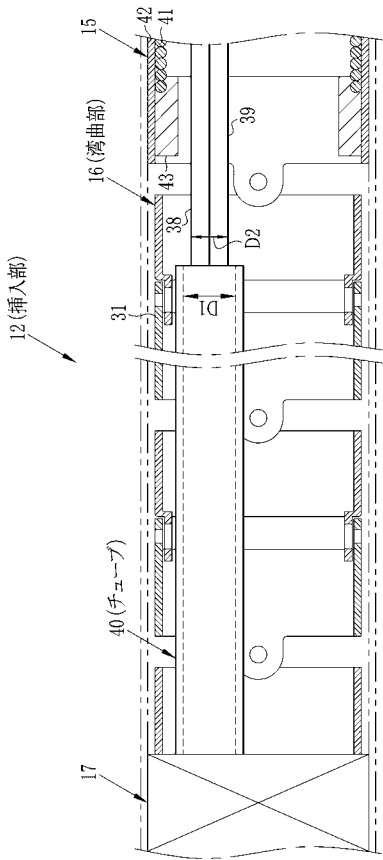
20

【図 1】

【図 2】



【図 3】



【図 4】

	湾曲時の曲率半径	チューブ内径 (D1)		変形率	
		湾曲前	湾曲後 (最狭部)	湾曲前基準	湾曲後基準
経口内視鏡 (実施例 1)	15.0mm	3.50mm	3.13mm	10.7%	11.8%
大腸内視鏡 (実施例 2)	22.0mm	4.75mm	4.60mm	3.2%	3.2%
経鼻内視鏡 (実施例 3)	12.5mm	2.50mm	2.25mm	10.0%	11.1%

专利名称(译)	内视镜		
公开(公告)号	JP2010042120A	公开(公告)日	2010-02-25
申请号	JP2008207593	申请日	2008-08-12
[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	山川真一		
发明人	山川 真一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.330.A A61B1/00.300.U A61B1/00.334.A G02B23/24.A A61B1/00.732 A61B1/005.520 A61B1/012 A61B1/018.511		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/DA11 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/GA02 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/FF42 4C061/FF43 4C061/FF45 4C061/FF46 4C061/JJ06 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/FF42 4C161/FF43 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/JJ06		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：防止插入插入部件的电缆或管道受伤。解决方案：内窥镜11由插入体腔内的细长的插入部12，控制部13，其用于夹持内窥镜11并操作插入部12;以及附接到控制部分13的通用代码14.插入部分12是横截面是圆形的杆状体，并且以软部分15，弯曲部分16和硬部分17的顺序由软部分15，近侧。弯曲部16由多个圆柱形弯曲件31组成，并且气体/水供给管38和39插入弯曲件31中。气体/水供给管38和39被管束40覆盖，州。管40的内径D1稍大于在束状态下与气体/水供给管38和39外切的圆的直径D2。Ž

