

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7202370号
(P7202370)

(45)発行日 令和5年1月11日(2023.1.11)

(24)登録日 令和4年12月27日(2022.12.27)

(51)国際特許分類	F I			
A 6 1 B 1/005(2006.01)	A 6 1 B	1/005	5 1 1	
A 6 1 B 1/008(2006.01)	A 6 1 B	1/005	5 1 3	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B	1/008	5 1 1	
	A 6 1 B	1/008	5 1 2	
	G 0 2 B	23/24	A	
請求項の数 17 (全22頁)				

(21)出願番号	特願2020-518684(P2020-518684)	(73)特許権者	000113263 H O Y A株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(86)(22)出願日	平成30年10月15日(2018.10.15)	(74)代理人	110000121 I A T弁理士法人
(65)公表番号	特表2020-536608(P2020-536608 A)	(72)発明者	ドゥ, アン ミン ドイツ連邦共和国 8 6 3 1 6 フリート ベルク, パウル - レンツ - シュトラッセ 5, デジタル エンドスコーピー ゲーエム ペーハー内
(43)公表日	令和2年12月17日(2020.12.17)	(72)発明者	フィーバツハ, トーマス ドイツ連邦共和国 8 6 3 1 6 フリート ベルク, パウル - レンツ - シュトラッセ 5, デジタル エンドスコーピー ゲーエム ペーハー内
(86)国際出願番号	PCT/IB2018/001155		
(87)国際公開番号	WO2019/077402		
(87)国際公開日	平成31年4月25日(2019.4.25)		
審査請求日	令和3年9月6日(2021.9.6)		
(31)優先権主張番号	102017123975.8		
(32)優先日	平成29年10月16日(2017.10.16)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	ドイツ(DE)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 内視鏡挿入チューブの製造方法および挿入チューブを備える内視鏡

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

内視鏡の挿入チューブ(2)を製造する方法であって、
前記挿入チューブ(2)は、近端側の受動可撓部(20)と遠端側の屈曲部(A)とを有し、
前記受動可撓部(20)と前記屈曲部(A)とを含む前記挿入チューブの全体を単一の管材から形成し、
前記遠端側の屈曲部(A)に、周壁を切ることにより複数の継手(6)を作製し、
前記近端側の受動可撓部(20)に隣接して配置されたコントロール体(3)によって、
前記管材の内周面に引張ワイヤ(9)を配置し、前記引張ワイヤを、前記遠端側の屈曲部(A)の最も遠い遠端側にある継手(69)において、前記管材の壁における第1スロット(691)を通して前記管材の外周へ案内し、前記管材の外周を周って前記管材の壁において第2スロット(692)へと、前記管材の内周へ案内し、その際、前記第2スロット(692)が前記第1スロット(691)に対して180度反対にあり、前記引張ワイヤを、前記管材の内周面において再び前記コントロール体(3)へ戻す、内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項2】

前記受動可撓部(20)と前記屈曲部(A)とを含めた前記挿入チューブ(2)の全体を単一の管材からレーザによって切り出す、請求項1に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項 3】

前記管材に個別の切り込みを形成する、請求項 1 または 2 に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項 4】

前記遠端側の屈曲部 (A) に、前記遠端側の屈曲部 (A) の周壁を切って内側に曲げることにより、引張ワイヤ (9) を支持する内側に湾曲したガイド突出部 (630) を設ける、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項 5】

前記近端側の受動可撓部 (20) と前記遠端側の屈曲部 (A) との遷移部 (K) に、前記挿入チューブの周壁を切って内側に曲げることにより、ガイドばね (8) を支持する接合板 (72) を設ける、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

10

【請求項 6】

前記複数の継手 (6) にそれぞれ、隣接する継手 (6) との間で互いの軸方向の運動が阻止されるが径方向の運動は阻止されないように連結される連結部 (622) と、隣接する継手 (6) との間で互いの軸方向の運動が可能にされるように係合するガイド部 (624) とを設ける、請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項 7】

前記近端側の受動可撓部 (20) を、前記管材の長手方向に対して直交する横方向の切り込み (S) によって作製する、請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

20

【請求項 8】

前記近端側の受動可撓部 (20) を、前記管材の長手方向に少なくとも 2 つの分割部分 (B、C、D) に区分けし、前記少なくとも 2 つの分割部分に、前記管材の長手方向に対して互いに異なる間隔でそれぞれ横方向の切り込み (S) を設ける、請求項 7 に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項 9】

前記管材はステンレス鋼製である、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

【請求項 10】

前記管材はプラスチック製である、請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡挿入チューブの製造方法。

30

【請求項 11】

挿入チューブを有する内視鏡であって、

前記挿入チューブ (2) は、近端側の受動可撓部 (20) と遠端側の屈曲部 (A) とを有し、

前記受動可撓部 (20) と前記屈曲部 (A) とを含む前記挿入チューブ (2) の全体が単一の管材から形成され、

前記遠端側の屈曲部 (A) の周壁に複数の継手 (6) が作製され

前記近端側の受動可撓部 (20) に隣接して配置されたコントロール体 (3) によって、前記管材の内周面に引張ワイヤ (9) が配置され、前記引張ワイヤは、前記遠端側の屈曲部 (A) の最も遠い遠端側にある継手 (69) において、前記管材の壁における第 1 スロット (691) を通って前記管材の外周へ案内され、前記管材の外周を周って前記管材の壁において第 2 スロット (692) へと、前記管材の内周へ案内され、その際、前記第 2 スロット (692) が前記第 1 スロット (691) に対して 180 度反対にあり、前記引張ワイヤは、前記管材の内周面において再び前記コントロール体 (3) へ戻される、内視鏡。

40

【請求項 12】

前記遠端側の屈曲部 (A) は、内側に曲げられたガイド突出部 (630) を有し、前記ガイド突出部に引張ワイヤ (9) が支持されている、請求項 11 に記載の内視鏡。

50

【請求項 1 3】

前記挿入チューブ(2)は、前記近端側の受動可撓部(20)と前記遠端側の屈曲部(A)との遷移部に、内側へ曲げられた接合板(72)を有し、前記接合板(72)にガイドばね(8)が支持されている、請求項1.1または1.2のいずれか1項に記載の内視鏡。

【請求項 1 4】

前記複数の継手(6)はそれぞれ、隣接する継手(6)との間で互いの軸方向の運動が阻止されるが径方向の運動は阻止されないように連結される連結部(622)と、隣接する継手(6)との間で互いの軸方向の運動が可能にされるように係合するガイド部(624)とを有する、請求項1.1から1.3のいずれか1項に記載の内視鏡。

【請求項 1 5】

前記管材はステンレス鋼製である、請求項1.1から1.4のいずれか1項に記載の内視鏡。

【請求項 1 6】

前記管材はプラスチック製である、請求項1.1から1.4のいずれか1項に記載の内視鏡。

【請求項 1 7】

前記管材は、ニッケルチタン合金製である、請求項1.1から1.4のいずれか1項に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡挿入チューブの製造方法および挿入チューブを備える内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、生体の内部を検査することができる器具であり、技術的な空洞も検査することができる。内視鏡の重要な部品の1つは、柔軟性の挿入チューブである。挿入チューブに課せられる要求は高く、広範囲にわたる。挿入チューブは、一方では、人体に挿入できるようにするために柔軟性がなければならない。他方で、挿入チューブは、特定の剛性を有していなければならない。検査時には、医師がコントロール体を用いて挿入チューブを移動および回動できなければならない。その際、挿入チューブは、折れたりねじれたりしないような剛性をもたなければならない。それゆえ従来の挿入チューブは、上記の要求を満たすために、構造が非常に複雑であり、製造コストが高くなる。

【0003】

医療用管材の製造を簡易化し、製造コストを下げるために、従来技術では、医療用管材を単一の硬質の管から製造するという発想が生まれた。レーザー切断機を用いて、種々の高精度切り込みを硬質の管に形成する。切り込みによって硬質の管が柔軟になるが、剛性は得られない。管の柔軟性もしくは剛性は、切り込みの形状、配列、および大きさをもとにして制御することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、それほど複雑ではなくコストを大幅に下げることができる内視鏡挿入チューブの製造方法および挿入チューブを備え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】

【0005】

方法に関して、上記課題は、請求項1の特徴を有する方法により解決される。挿入チューブを有する内視鏡は、請求項1.1に示される。さらに有利な展開が、従属請求項の主題である。

【0006】

本発明によれば、内視鏡挿入チューブの製造方法において、受動可撓部と屈曲部とを含む挿入チューブが、単一の管材から成形される。

【0007】

10

20

30

40

50

したがって、1つの管材が提供されさえすればよい。近端側の受動可撓部と遠端側の屈曲部との接続工程は省略される。生産コストは、挿入チューブのこれまでの製造方法の場合より低くなる。

【0008】

この方法では、屈曲部を含を挿入チューブ全体を単一の管材からレーザーによって切り出すことができる。レーザーによる加工は、挿入チューブ全体を高精度に作ることを可能にする。

【0009】

この方法では、管材に個別の切り込みを形成することができる。製造は簡単かつ安価である。

【0010】

この方法では、遠端側の屈曲部に内側に曲げられたガイド突出部を設け、このガイド突出部で引張ワイヤを支持し、その際、内側に曲げられたガイド突出部を、遠端側の屈曲部遠端側の周壁から切り出し、その後内側に曲げる。したがって、引張ワイヤのためのガイドを屈曲部の内周面に簡単に作製することができる。

【0011】

この方法では、近端側の受動可撓部と遠端側の屈曲部との遷移部に、内側に曲げられた接合板を設けることができる。この接合板には、ガイドばねが支持される。この接合板は、挿入チューブの周壁から切断され、次いで内側に曲げられる。ガイドばねが支持される内側に曲げられる接合板の数は、ガイドばねの数に相当し、したがって、引張ワイヤの数に相当する。これにより、挿入チューブの内周面に、ガイドばねのためのガイドが簡単に作製される。

【0012】

この方法では、遠端側の屈曲部の周壁に複数の継手を切断により作製することができる。独立体出会う互いに形状結合的に接続される個別の継手が、簡単かつ安価に作製できる。

【0013】

この方法では、切り出しによって作製されたそれぞれの継手に、同じく切り出しによって作製された隣接する継手と、継手の互いの軸方向の運動が阻止されるが径方向の運動は阻止されないように連結されている連結部と、切り出しによって作製された隣接する継手と、継手の互いの軸方向の運動が可能にされるように係合するガイド部と、を設けることができる。隣接する継手は連結部により互いに連結され、隣接する継手はガイド部により互いに軸方向に移動可能となる。

【0014】

この方法では、近端側の受動可撓部を、管材の長手方向に対して直交する横方向の切り込みによって作製することができる。したがって、近端側の受動可撓部を迅速かつ簡単に製造することができる。

【0015】

この方法では、近端側の受動可撓部を、管材の長手方向に少なくとも2つの分割部分に区分けし、この少なくとも2つの分割部分に、管材の長手方向に対して互いに異なる間隔でそれぞれ横方向の切り込みを設ける。したがって、近端側の受動可撓部に、互いに異なった柔軟性および可撓性を有する複数の別々の分割部分を形成することができる。

【0016】

この方法では、管材は、ステンレス鋼製とすることができる。切り込みは容易に作製することができる。材料コストは低い。

【0017】

この方法では、管材はプラスチック製造でも良い。十分な強度を有する任意の適当なプラスチックを使用することができる。プラスチックは、完成した挿入チューブに屈曲可能性が得られさえすればよい。

【0018】

10

20

30

40

50

この方法では、近端側の受動可撓部の近端側に配置されたコントロール体から、管材の内周面に引張ワイヤを配置し、引張ワイヤを、遠端側の屈曲部の最も遠い遠端側にある継手において、管材の壁における第1スロットを通して管材の外周へ案内し、管材の外周を周って管材の壁において第2スロットへと管材の内周へ案内し、その際、第2スロットが第1スロットに対して180度反対にあり、引張ワイヤを、管材の内周面において再びコントロール体へ戻す。このようにして、屈曲部の遠端側における引張ワイヤの特に安価な固定をもたらすことができる。

【0019】

本発明による内視鏡は、挿入チューブを有し、この挿入チューブは、近端側の受動可撓部と遠端側の屈曲部とを有する。近端側の受動可撓部と屈曲部とを含めた挿入チューブ全体が、単一の管材から形成されている。

10

【0020】

遠端側の屈曲部が内側に曲げられたガイド突出部を有し、このガイド突出部に引張ワイヤが支持されている。

【0021】

挿入チューブは、近端側の受動可撓部と遠端側の屈曲部との遷移部に、ガイドばねが支持される内側へ曲げられた接合板を有してもよい。

【0022】

遠端側の屈曲部の周壁に複数の継手が形成されていてもよい。

【0023】

20

それぞれの継手は、継手の互いの軸方向の運動が阻止されるが径方向の運動は阻止されないように、隣接する継手と連結されている連結部と、継手の軸方向の運動が可能にされるように隣接する継手と係合するガイド部と、有してもよい。

【0024】

管材はステンレス鋼製、またはプラスチック製とすることができる。

【0025】

近端側の受動可撓部の近端側に配置されたコントロール体から、管材の内周面に引張ワイヤが配置されていてもよい。この引張ワイヤは、遠端側の屈曲部の最も遠い遠端側にある継手において、管材の壁における第1スロットを通して管材の外周へ案内され、管材の外周を周って管材の壁において、第1スロットに対して180度反対にある第2スロットへと管材の内周へ案内され、管材の内周面において再びコントロール体へ戻される。

30

【0026】

本発明の上記の態様を適当に組み合わせることができる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明を適用可能な内視鏡の模式的側面図である。

【図2】本発明による挿入チューブの一部分の模式図である。

【図3】本発明による挿入チューブの近端側の受動可撓部の一部分の模式図である。

【図4】本発明による挿入チューブの遠端側の屈曲部と近端側の受動可撓部との間の遷移領域の一部分の模式図であり、ガイドばね取付部が示されている図である。

40

【図5】別の側からの図4のガイドばね取付部の部分的斜視図である。

【図6】本発明による挿入チューブの屈曲部の一部分の部分的模式図である。

【図7】本発明による挿入チューブの屈曲部の一部分の部分的模式図であり、図6の矢印Iの方向からの図が示される図である。

【図8】本発明による挿入チューブの屈曲部の一部分の部分的模式図であり、ワイヤガイドが示される図である。

【図9】図7のワイヤガイドの部分的斜視図である。

【図10】本発明による挿入チューブの屈曲部の部分的な模式的側面図である。

【図11】図10の屈曲部の部分的な模式的上面図である。

【図12】屈曲部の遠端の部分的斜視図である。

50

【図 1 3】 屈曲部の遠端の部分的斜視図である。

【図 1 4】 屈曲部の遠端の部分的斜視図である。

【図 1 5】 屈曲部の遠端における引張ワイヤ固定の部分的斜視図である。

【図 1 6】 別の側から見た図 1 5 に相当する図である。

【図 1 7】 第 2 の実施形態における湾曲部の側面図である。

【図 1 8】 第 2 の実施形態における湾曲部の遠端側領域の上面図である。

【図 1 9】 第 2 の実施形態における湾曲部の横断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

本発明について、図面を参照しながら、典型的な実施形態を用いて、以下に詳細に説明する。

10

【0029】

[第 1 の実施形態]

本発明の第 1 の実施形態について、図 1 から図 1 6 を参照して以下に説明する。

【0030】

図 1 は、本発明を適用可能な内視鏡 1 の模式的側面図を示す。図 1 から見て取れるように、そのような内視鏡 1 は、コントロール体 3 の遠端側に配置された挿入チューブ 2 を有する。コントロール体 3 は、内視鏡 1 の操作ユニットとして用いられる。

【0031】

挿入チューブ 2 は、円筒形の管状すなわちチューブ状の形成物である。

20

【0032】

以下に、挿入チューブ 2 が患者に差し込まれる方向に、挿入チューブについてより詳しく説明する。挿入チューブ 2 は、遠端から先に差し込まれる。

【0033】

挿入チューブ 2 は、遠端側に屈曲部 A を備える。屈曲部 A は、1 または複数の制御ワイヤ（1 本の引張ワイヤまたは複数の引張ワイヤ）によって、挿入チューブ 2 の遠端側部分に対して側方に折り曲げることができる。制御ワイヤすなわち引張ワイヤ（以下では「制御ワイヤ」とする）は、挿入チューブ 2 の内部において、挿入チューブ 2 の内周面で挿入チューブ 2 の長手方向に案内され、取り付けられている。

【0034】

制御ワイヤの遠端は、屈曲部 A の遠端側で固定されている。制御ワイヤの近端は、コントロール体 3 に配置された制御部材と接続されている。この制御部材は、屈曲部 A の所望の折り曲げを行うために、制御ワイヤを緊張させる。

30

【0035】

屈曲部 A の近端側では、挿入チューブ 2 が柔軟性チューブ部材として形成され、近端側の受動可撓部 20 を形成する。挿入チューブ 2 を挿入すると、受動可撓部 20 が屈曲部 A に追従する。

【0036】

図 1 において、受動可撓部 20 が、その長手方向に沿って異なる柔軟性を有するゾーンの形で形成されていることが示されている。例えば、受動可撓部 20 は、近端側方向に見て第 1 ゾーン B と第 2 ゾーン C と第 3 ゾーン D とを有する。第 1 ゾーン B は、遠端側領域をなし、第 2 ゾーン C は中間領域をなし、第 3 ゾーン D は近端側領域をなす。

40

【0037】

図 2 の部分図に、第 3 ゾーン D は示されていない。

【0038】

屈曲部 A と第 1 ゾーン B との間の屈曲を回避するために、第 1 ゾーン B は、殊に、受動可撓部 20 のゾーンのなかでも最大の柔軟性を備えている。第 1 ゾーン B が非常に高い柔軟性を備えているので、屈曲部 A と第 1 ゾーン B との間に急激な柔軟性の遷移は生じない。

【0039】

第 2 ゾーン C は、第 1 ゾーン B より柔軟性が低い。第 3 ゾーン D もまた第 2 ゾーン C よ

50

り柔軟性が低い。

【 0 0 4 0 】

本発明による挿入チューブ 2 は、一体に形成されている。すなわち、屈曲部 A から受動可撓部 2 0 への遷移部で 2 つの部材が接合されるものではない。したがって、遠端側の屈曲部 A と 3 つのゾーン A、B、C を有する近端側の受動可撓部 2 0 とが、単一の管すなわちチューブから形成されている。

【 0 0 4 1 】

挿入チューブ 2 は、近端側でコントロール体 3 の遠端に取り付けられている。挿入チューブ 2 は、コントロール体 3 に、例えば固定リングによって、封止リングによって、または直接取り付けられていてもよい。挿入チューブ 2 は、コントロール体 3 に、例えば貼着または螺着されてもよい。コントロール体 3 は、制御ワイヤすなわち引張ワイヤを制御するための第 1 制御部材としての第 1 制御ホイール F と、制御ワイヤすなわち引張ワイヤを制御するための第 2 制御部材としての第 2 制御ホイール G とを有している。第 1 制御ホイール F は、制御ワイヤすなわち引張ワイヤを引っ張ることによって、第 1 平面において屈曲部 A を折り曲げることができる（例えば、図 1 において観察者に向かって、および観察者から離れる方向に）。第 2 制御ホイール G は、制御ワイヤすなわち引張ワイヤを引くことによって、第 1 平面に対して垂直の第 2 平面において屈曲部 A を折り曲げることができる（例えば、図 1 において上下に）。

10

【 0 0 4 2 】

屈曲部 A を、例えば 2 0 0 ~ 2 7 0 度折り曲げることができる。大抵の用途にはこれで十分である。特殊な形状では、屈曲部 A を 3 0 0 度折り曲げることさえできる。

20

【 0 0 4 3 】

以下に、本発明による挿入チューブ 2 とその製造について詳しく説明する。

【 0 0 4 4 】

挿入チューブ 2 全体は、単一の管材すなわちチューブ部材（以下に、これを単に管材と呼ぶ）から形成されている。管材は、殊に比較的硬質の材料からなる管である。ステンレス鋼からなる管が特に好ましい。しかし硬質プラスチックからなる管も使用することができる。基本的には、医療目的で使用可能なあらゆる材料を利用することができる。

【 0 0 4 5 】

レーザ切断機によって、管材には以下に詳しく説明するような切り込みが設けられる。以下に詳しく説明するように、切え込みを設けた後に、管材の特定の部分が曲げられる。挿入チューブ 2 全体の基体の製造は、切り込みを設けることや曲げること以外の方法工程を必要としない。その後、挿入チューブ 2 の基体に制御ワイヤを設け、外装部材で被覆することができる。

30

【 0 0 4 6 】

以下に、挿入チューブ 2 の個々の部分について詳しく説明する。

【 0 0 4 7 】

[受動可撓部 2 0]

受動可撓部 2 0 は、本発明による挿入チューブ 2 の近端部をなす。受動可撓部 2 0 は、それぞれ異なる柔軟性を有する 3 つのゾーン B、C、D を有している。

40

【 0 0 4 8 】

図 3 は、受動可撓部 2 0 の 3 つのゾーン B、C、D のうちの 1 つを形成する可能性の側面図を示す。

【 0 0 4 9 】

受動可撓部 2 0 は、受動可撓部 2 0 の軸に対して垂直に形成された複数の切り込み S を備えている。より厳密に言えば、切り込み S は、切り込み 2 0 1 が上から管材の軸に対して垂直に管材を通して中心軸領域の手前で終わる深さまで行われるように形成されている。さらに、切り込み 2 0 2 は、下から管材の軸に対して垂直に管材を通して同様に中心軸領域の手前で終わる深さまで行われる。切り込み 2 0 1 および 2 0 2 は一平面上にあり、これらの切り込みの端は互いに、そのままの中間スペース 2 0 3 を介して向かい合う。中

50

間スペース 203 は、管材の中心軸領域にある切断されない中間スペースである。

【0050】

さらに、切り込み 201 および 202 の場合と類似に、切り込み 204 は、一方の（例えば左）側から（切り込み 204 は観察者の側からの切り込みを示す）管材を通して管材の軸に対して垂直に、中心軸領域の手前で終わる深さまで行われる。さらに、反対（例えば右）側の切り込みは（この切り込みは図の面の向こう側にあるため図 3 に図示されない）管材を通して管材の軸に対して垂直に、同様に中心軸領域の手前で終わる深さまで行われる。これらの切り込みは一平面上にあり、かつこれらの切り込みの端は互いに、同様にそのままの中間スペースを介して向かい合う。これらの中間スペースも同様に、管材の中心軸領域にある切断されない中間スペースである。

10

【0051】

切り込み 201、202 間の中間スペース 203、および切り込み 204 とこれに関連する反対側の切り込みとの間の中間スペースは、管材の周方向に沿って 90 度ずれている。

【0052】

切り込み 201、202、および切り込み 204 とこれに関連する反対側の切り込みとは隣り合い、かつ受動可撓部 20 におけるそれぞれのゾーンの長さによって互いに交互になる（図 3 参照）。

【0053】

したがって、受動可撓部 20 は、その長手軸に対して横方向に、中間スペースを中心として曲げることが可能である。

20

【0054】

個々のゾーン B、C、D は、切り込み S の間隔、すなわち切り込み S の密度が、長手方向に様々に形成されているという点で区別される。

【0055】

ゾーン B において、切り込み S の間隔は最小である。それにより、ゾーン B において切り込み S の密度が最大となる。

【0056】

ゾーン C において、切り込み S の間隔はゾーン B におけるより大きい。ゾーン D において、切り込み S の間隔はゾーン C におけるより大きい。

【0057】

それにより、ゾーン B における柔軟性および可撓性はゾーン C におけるより高い。さらに、ゾーン C における柔軟性および可撓性は、ゾーン D におけるより高い。換言すると、受動可撓部 20 のそれぞれのゾーンの柔軟性および可撓性は、近端側方向に低下する。

30

【0058】

ゾーン D は、近端側に、切り込みが設けられていない領域を備えている。この領域は、コントロール体 J への遷移部をなす。

【0059】

[屈曲部 A から受動可撓部 20 への遷移部]

屈曲部 A から受動可撓部 20 への遷移領域は、図 2 に領域 K として示されている。この領域 K で屈曲部 A が終わる。換言すると、領域 K の遠端から屈曲部 A が始まる、すなわち領域 K の遠端が屈曲部 A の最も近端側になる。

40

【0060】

図 2 に示されるように、この領域 K において、管材の壁面がアルファベット C を逆にした形の切り込み 70 によって切り込まれている。換言すると、切り込み 70 は、管材において不完全な円形の形に切り込まれている。切り込み 70 の円形は、遠端側が最後まで切られていない。切り込み 70 の最後まで切られていない遠端側は、接合板 72 のためのヒンジ 71 をなす。接合板 72 は、下耳 73 と上耳 74 と接合板中央片 75 とを有する。接合板中央片 75 の上側に下耳 73 が隣接する。接合板中央片 75 の下側には上耳 74 が隣接する。

【0061】

50

接合板 7 2 は、次のように製造される。切り込み 7 0 の場所が定められる。切り込み 7 0 の中心に穴 7 7 が切断される。切り込み 7 0 がレーザーで図 2 に示されるように形成される。接合板中央片 7 5 が、裏側から、すなわち管材の内側からねポンチによって支持される。下耳 7 3 が接合板中央片 7 5 に相対して内側へ 9 0 度曲げられる。その際、接合板中央片 7 5 に相対する耳 7 3 の曲げ線は、管材の軸に対して平行に延びる（図 2 および図 4 において左右方向）。上耳 7 4 も同様に、接合板中央片 7 5 に相対して内側へ 9 0 度曲げられる。接合板中央片 7 5 に相対する耳 7 4 の曲げ線も同様に、管材の軸に対して平行に延びる。その後、接合板中央片 7 5 が内側へ 9 0 度曲げられる。管材に相対する接合板中央片 7 5 の曲げ線は、管材の軸に対して垂直の断面上に延びる（図 2 および図 4 において上下方向）。換言すると、接合板中央片 7 5 は、ヒンジ 7 1 で内側へ 9 0 度曲げられる。接合板 7 5 は、特に、下耳 7 3 の遠端側の側縁および上耳 7 4 の遠端側の側縁が管材の内周に当接するまで内側に曲げられる（図 5 参照）。

10

【 0 0 6 2 】

接合板 7 2 は、ガイドばね 8 の支持部として用いられる。特に、接合板中央片 7 5 の近端側面は、ガイドばね 8 の遠端側端のための当接面をなす。2 つの耳 7 3、7 4 は、接合板中央片 7 5 を支持し、ガイドばね 8 によって作用する押圧力を受け、この力を管材の内周面へ伝える。

【 0 0 6 3 】

接合板中央片 7 5 は、中心穴 7 7 を具備する。穴 7 7 は、制御ワイヤより大きい直径を有し、ガイドばね 8 より小さい直径を有する。制御ワイヤは、受動可撓部 2 0 においてガイドばね 8 に案内され、穴 7 0 を通り抜け、さらに屈曲部 A 内へ延在する。

20

【 0 0 6 4 】

領域 K において、使用される制御ワイヤの数（この実施例では 4 本）の接合板 7 2 が設けられる。接合板 7 2 は、管材の周方向に均等に配分されている。

【 0 0 6 5 】

〔 屈曲部 A 〕

屈曲部 A の詳細な構造が図 6 ~ 図 1 1 に示されている。

【 0 0 6 6 】

屈曲部 A は、屈曲部 A の長手方向に配置されている別個の継手 6 を有する。個々の継手 6 は相対して旋回可能である。図 6 および図 7 において、相前後して配置された 3 つの継手 6、すなわち継手 6 1 と、継手 6 1 の近端側に継手 6 2 と、継手 6 2 の近端側に継手 6 3 とが示されている。

30

【 0 0 6 7 】

継手 6 は、最も遠端側にある継手 6 および最も近端側にある継手 6 を除いて、互いに同じに形成されている。

【 0 0 6 8 】

以下に、継手 6 2 をもとにして、それぞれの継手 6 の構造について説明する。

【 0 0 6 9 】

継手 6 2 は、レーザー切断によって上記の管材の一部として形成されている。継手 6 2 は、管材の周囲に遠端側の境界線 6 0 1、6 0 2、6 0 3、6 0 4、6 0 5 と近端側の境界線 6 0 6、6 0 7、6 0 8、6 0 9 とを有する。

40

【 0 0 7 0 】

個々の遠端側の境界線は、円形頭線 6 0 1 と、2 つの首線 6 0 2 と、2 つの肩線 6 0 3 と、2 つの腕線 6 0 4 と、1 つの腕終端線 6 0 5 と、から構成されている。より厳密に言えば、継手 6 2 の遠端側は次のように形成されている。円形頭線 6 0 1 は、近端側の各側で首線 6 0 2 へ遷移する不完全な円形をなす。2 つの首線 6 0 2 の各々には、管材の軸に対して略垂直に延びる肩線 6 0 3 が続く。2 つの肩線 6 0 3 の各々には、管材の軸に対して略平行に遠端側方向に延びる腕線 6 0 4 が続く。腕線 6 0 4 の 2 つの遠端は、再び管材の軸に対して垂直に延びる腕終端線 6 0 5 によって接続されている。

【 0 0 7 1 】

50

それにより、継手 6 2 は本体 6 2 1 を有し、本体から遠端側に向かって第 1 頭 6 2 2、第 1 腕 6 2 3、第 2 頭 6 2 2、および第 2 腕 6 2 3 が、継手 6 2 の軸に対して垂直に伸びる想定された円周線に沿って、それぞれ 90 度だけ突出する。したがって、頭 6 2 2、6 2 2 は、第 1 の想定平面上に延在する。腕 6 2 3、6 2 3 は、第 1 の想定された平面に対して 90 度だけずらした第 2 想定平面上に延在する。継手 6 2 の 2 つの頭 6 2 2、6 2 2 は、これらの遠端側にある継手 6 1 のための回転軸をなす。

【 0 0 7 2 】

各頭 6 2 2 は、遠端側で頭線 6 0 1 によって形成されている。頭 6 2 2 と本体 6 2 1 との間には、首線 6 0 2 によって狭窄部が形成されている。それぞれの頭 6 2 2 は、遠端方向でそれぞれの腕 6 2 3 よりさらに先へ突出する。

10

【 0 0 7 3 】

個々の近端側の境界線は、1 つの曲がった足線 6 0 6 と、2 つの底線 6 0 7 と、2 つの直線の足線 6 0 8 と、1 つの腹線 6 0 9 とから構成される。より厳密に言えば、継手 6 2 の近端側は、次のように形成されている。

【 0 0 7 4 】

曲がった足線 6 0 6 が、近端側で開いた不完全な円形を形成する。不完全な円形の開端には、曲がった足線 6 0 6 が、それぞれ管材の軸に対して略垂直に伸びる底線 6 0 7 へそれぞれ遷移する。

【 0 0 7 5 】

2 つの底線 6 0 7 の各々に、管材の軸に対して略平行に遠端方向に伸びる直線の足線 6 0 8 が続く。直線の足線 6 0 8 の 2 つの遠端は、再び管材の軸に対して垂直に伸びる腹線 6 0 9 によって接続されている。

20

【 0 0 7 6 】

これにより、継手 6 2 は、本体 6 2 1 の近端側に、近端方向に延在する 2 つの足 6 2 4 を有する。各足 6 2 4 は、延在方向に直線の足線 6 0 8 の直線側と、曲がった足線 6 0 6 の湾曲側とを有する。

【 0 0 7 7 】

2 つの直線の足線 6 0 8 間の領域には、近端側にある継手 6 3 の腕が長手方向に摺動可能に配置されている。2 つの曲がった足線 6 0 6 間の領域において、近端側にある継手 6 3 の頭が長手方向に不動に保持されている。曲がった足線の内周と円形状に成形された頭線の外周との間の遊びにもとづいて、場合によってはわずかな動きが可能である。

30

【 0 0 7 8 】

図 7 に示されるように、屈曲部 A が曲げられていない状態にあるとき、腹線 6 0 9 は、近端側にある継手 6 3 の腕線 6 0 5 から離隔されている。近端側にある継手 6 3 の腕線 6 0 5 と腹線 6 0 9 とは、互いに平行である。

【 0 0 7 9 】

図 7 に示されるように、屈曲部 A が曲げられていない状態にあるとき、底線 6 0 7 は、近端側にある継手 6 3 の肩線 6 0 3 から離隔されている。

【 0 0 8 0 】

図 7 に示されるように、近端側にある継手 6 3 の底線 6 0 7 と肩線 6 0 3 とは、互いに平行であってもよいし、または互いに略平行であってもよいし、または互いにわずかな角度をなしてもよい。近端側にある継手 6 3 の底線 6 0 7 と肩線 6 0 3 との間に、一本の切断線が作製されただけでなく、管材の材料が四角片として切り抜かれている。

40

【 0 0 8 1 】

それぞれの頭 6 2 2 は、隣接する継手 6 と連結される連結部を形成する。足 6 2 4 は、継手 6 の相対する軸方向の運動が可能になるように、隣接する継手 6 と係合するガイド部を形成する。

【 0 0 8 2 】

図 10 は、それぞれの継手 6 を有する屈曲部 A の上面図を示す。上面図において、継手 6 の頭 6 2 2 が見て取れる。

50

【 0 0 8 3 】

図 1 1 は、それぞれの継手 6 を有する屈曲部 A の側面図を示す。側面図において、継手 6 の足 6 2 4 が見て取れる。

【 0 0 8 4 】

最も遠端側にある継手 6 は頭をもたず、図 2 および図 1 0 ~ 図 1 4 に示されている。

【 0 0 8 5 】

最も近端側にある継手 6 は、足をもたず、図 2、図 4 および図 1 1 に示されている。

【 0 0 8 6 】

この実施形態において、屈曲部 A が 2 つの折り曲げ方向、つまり図 6 および図 7 (および図 1 0) において上下に折り曲げられていてもよく、継手 6 のそれぞれの頭 6 2 2 は、
継手 6 の曲げ軸をなす。換言すると、図 1 0 において、屈曲部 A は上下に旋回可能である。
図 1 1 において、屈曲部 A は、観察者の向かって、かつ観察者から離れる方向に、旋回可能である。

10

【 0 0 8 7 】

図 8 および図 9 に示されるように、腹線 6 0 9 は、ワイヤガイド接合板 6 3 0 のためのヒンジ部を形成する。ワイヤガイド接合板 6 3 0 は、腹線 6 0 9 から延在する。

【 0 0 8 8 】

ワイヤガイド接合板 6 3 0 のために、直線の足線 6 0 8 に沿って、近端側にある継手 6 3 の腕終端線 6 0 5 まで延在する材料部が除去される。ワイヤガイド接合板 6 3 0 は、腹線 6 0 9 に枢着され、内側へ 9 0 度曲げられる。ワイヤガイド接合板 6 3 0 は、中心穴 6 3 1 を具備する。穴 6 3 1 は、制御ワイヤより大きい直径を有する。

20

【 0 0 8 9 】

継手 6 の各々は、穴 6 3 1 を有するワイヤガイド接合板 6 3 0 を備え、それにより、ワイヤガイド接合板 6 3 0 が、特定の制御ワイヤのために、屈曲部 A の長手方向に相前後して配置されている。引っ張りワイヤガイド接合板 6 3 0 は、制御ワイヤが支持されるガイド突出部として用いられる。それにより、ワイヤガイド接合板 6 3 0 は、これらに割り当てられた制御ワイヤを屈曲部 A に通す。

【 0 0 9 0 】

継手 6 は、図 1 0 に示されるように、その頭が近端側方向を指すように屈曲部 A に配置されていてもよい。これに代えて、継手 6 は、図 6 に示されるように、その頭が遠端側方向を指すように屈曲部 A に配置されていてもよい。

30

【 0 0 9 1 】

屈曲部 A の遠端が図 1 2 ~ 図 1 4 に示されている。図 1 2 ~ 図 1 4 において、屈曲部 A の最も遠端側にある継手 6 9 が見て取れる。最も遠端側にあるこの継手 6 9 に、制御ワイヤ 9 の遠端が固定されている。制御ワイヤ 9 は、コントロール体 3 から最も遠端側にある屈曲部 A の継手 6 9 まで延在する。

【 0 0 9 2 】

[制御ワイヤの取り付け]

制御ワイヤ 9 の詳細な取り付けが、図 1 5 および図 1 6 に示されている。

【 0 0 9 3 】

制御ワイヤ 9 は、コントロール体 3 において制御ホイール G に取り付けられている。制御ホイール G を緊張方向に回転させると、制御ワイヤ 9 が緊張される。制御ホイール G を緊張方向とは反対の緊張解除方向に回転させると、制御ワイヤ 9 が緊張解除される。

40

【 0 0 9 4 】

制御ワイヤ 9 は、コントロール体 3 から来て挿入チューブ 2 において継手 6 9 まで延びるように延在して、第 1 セクション 9 1 を形成する。制御ワイヤ 9 のこの第 1 セクション 9 1 は、挿入チューブ 2 の内周に沿って延びる。制御ワイヤ 9 のこの第 1 セクション 9 1 は、図 1 5 に参照符号 9 1 で示されている。継手 6 9 の遠端には、継手 6 9 の周壁を貫通し、継手 6 9 の長手方向に延在するスロット 6 9 1 が形成されている (図 1 3 参照) 。他の類似のスロット 6 9 2 は、継手 6 9 の遠端に、スロット 6 9 1 の正反対の向かい側に位

50

置するように設けられている。

【 0 0 9 5 】

制御ワイヤ 9 は、継手 6 9 の内周において遠端方向に延在し、スロット 6 9 1 を外側に通り抜け、継手 6 9 の外周で、継手 6 9 の周方向にスロット 6 9 2 まで曲がりくねり、スロット 6 9 2 を内側に通り抜け、コントロール体 3 において継手 6 9 の内周で近端方向に制御ホイール G にまで延在する。

【 0 0 9 6 】

したがって、制御ワイヤ 9 は、コントロール体 3 における制御ホイール G からスロット 6 9 1 まで延在する第 1 セクション 9 1 と、スロット 6 9 1 から継手 6 9 の外周で継手 6 9 の周方向にスロット 6 9 2 まで延在する第 2 セクション 9 2 と、スロット 6 9 2 からコントロール体 3 における制御ホイール G まで延在する第 3 セクション 9 3 とに分けられる。

【 0 0 9 7 】

制御ホイール G を緊張方向に回転させることによって制御ワイヤ 9 が緊張し、それにより継手 6 9 に固定された第 3 セクション 9 3 が近端方向に押しやられるので、屈曲部 A が折り曲げられる。したがって、制御ワイヤ 9 の第 3 セクション 9 3 は、制御ワイヤ 9 の遠端側の固定セクションを形成する。

【 0 0 9 8 】

[製造方法]

本発明による挿入チューブ 2 は、レーザによる切削加工により、単一の管材から製造される。管材は、例えばステンレス鋼または適当な硬質プラスチックなどの比較的硬質の材料から製造される。切削加工によって、硬質の管材は柔軟になるが、その剛性は保たれる。

【 0 0 9 9 】

切削加工は、近端側の受動可撓部 2 0 におけるそれぞれの側方の切り込み S と、穴 7 7 と、遷移領域 K における切り込み 7 0 と、穴 6 3 1 と、遠端側の屈曲部 A におけるそれぞれの継手 6 と、スロット 6 9 1、6 9 2 とを作製する。この順序は限定と解釈されるべきでない。例えばスロット 6 9 1、6 9 2 は、継手 6 より前に切削加工されてもよい。さらに、切削加工の順序は、逆にされてもよい。

【 0 1 0 0 】

管材の柔軟性と、さらに剛性とは、切削加工の形状、配列、および大きさにより制御することができる。

【 0 1 0 1 】

それぞれの切削加工の場所を予め計算および予め決定することができる。プログラム可能なレーザ切削加工機において、挿入チューブ 2 を自動的に作製するために、それぞれの拙作加工ごとに予め設定されたデータが入力されてもよい。

【 0 1 0 2 】

個々の継手 6 が完全に切断されて、形状結合的に接続されているだけの、物理的に互いに分離した体をなす。

【 0 1 0 3 】

管材のレーザ切削加工後、接合板 7 2 とワイヤガイド接合板 6 3 0 とが内側へ曲げられる。これにより、挿入チューブ 2 の中間製品が完成する。

【 0 1 0 4 】

次に、挿入チューブ 2 の中間製品に、制御ワイヤ 9 を挿入および取り付けることができる。挿入チューブ 2 の中間製品は、コントロール体 3 に取り付けられてもよい。さらに、挿入チューブ 2 の中間製品には、電気的制御部を遮蔽するために、挿入チューブ 2 の中間製品のための未加工体を取り囲む殊に金属からなるカバーが張設され、このカバーの上に、プラスチックまたはゴムからなる弾性の外装が張設されてもよい。プラスチックまたはゴムからなる弾性の外装を熱収縮させてもよい。

【 0 1 0 5 】

[第 2 の実施形態]

以下に、図 1 7 ~ 図 1 9 を参照しながら、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 6 】

第 1 の実施形態では、曲げ区分において、個々の継手は、切削加工によって、それらが内視鏡の延在方向において凸部および凹部を有するように形成されている。凸部は、継手の旋回運動を可能にするために、隣接する継手の凹部に着座する。換言すると、第 1 の実施形態では、個々の継手が、形状結合的に接続されている。

【 0 1 0 7 】

図 1 7 ~ 図 1 9 は、第 2 の実施形態の曲げセクションとしての屈曲部 A ' を示す。第 2 の実施形態では、屈曲部 A ' には直線の切り込み 8 0 1、8 0 2、8 1 1、8 1 2 のみが設けられている。

【 0 1 0 8 】

屈曲部 A ' は、屈曲部 A ' の軸に対して垂直に形成された複数の切り込み 8 0 1、8 0 2 を有する。より厳密に言えば、切り込み 8 0 1、8 0 2 は、切り込み 8 0 1 が上から管材を通過して管材の軸に対して垂直に、中心軸領域の手前で終わる深さまで届くように形成されている。さらに、切り込み 8 0 2 は、下から管材を通過して、管材の軸に対して垂直に、同様に中心軸領域の手前で終わる深さまで届くように形成されている。切り込み 8 0 1 および 8 0 2 は一平面上にあり、これらの切り込みの端は、そのままの中間スペース 8 0 3 を介して互いに向かい合う。中間スペース 8 0 3 は、管材の中心軸領域における切り込まれない中間スペースである。切り込み 8 0 1 は、互いに平行である。切り込み 8 0 2 も同様に互いに平行である。

【 0 1 0 9 】

直線の切り込み 8 0 1、8 0 2 は継手として機能し、屈曲部 A ' の曲げ運動を可能にする。

【 0 1 1 0 】

屈曲部 A ' の長手方向に相前後して位置する所定数の切り込み 8 0 1 (8 0 2 も当然同様) が、1 つのグループにまとめられている。図 1 8 において、それぞれ 1 0 個の切り込み 8 0 1 が 1 つのグループに属し、切り込み 8 0 1、8 0 2 の数は、グループごとに任意に適当に選定することができる。1 つのグループが有する切り込み 8 0 1、8 0 2 が多ければ多いほど、このグループの領域における曲げ角度が大きくなる。

【 0 1 1 1 】

切り込み 8 0 1、8 0 2 のそれぞれのグループは、短い切り込み 8 1 1、8 1 2 を有するリング部 8 0 5 によって、屈曲部 A ' の長手方向に区画されている。

【 0 1 1 2 】

より厳密に言えば、短い切り込み 8 1 1、8 1 2 は、図 1 7 に示されるように、短い切り込み 8 1 1 が上から、管材を通過して垂直に、管材の軸の方向に対して垂直に、非常に短い深さまで行われるように形成されている。この短い深さは、例えば管材の直径の 1 / 1 0 から 1 / 2 0 であってもよい。それにより、短い切り込み 8 1 1 が上から示されている図 1 8 に示されるように、それぞれの切り込み 8 1 1、8 1 2 の長さが短くなる。短い切り込み 8 1 1、8 1 2 の長さは、任意に適当に選定することができる。

【 0 1 1 3 】

さらに、それぞれの下からの短い切り込み 8 1 2 は、上からの短い切り込み 8 1 1 の場合と同様に形成される。切り込み 8 1 1 は、互いに平行である。切り込み 8 1 2 も同様に、互いに平行である。

【 0 1 1 4 】

短い切り込み 8 1 1 および 8 1 2 はそれぞれ対をなし、それぞれ一平面上に位置し、それらの端が互いに、リング部 8 0 5 を形成するそのままの中間スペースを介して、互いに向かい合う。リング部 8 0 5 は、一对の短い切り込み 8 1 1、8 1 2 しか有していない管の部分である。

【 0 1 1 5 】

それぞれの短い切り込み 8 1 1、8 1 2 に隣接する管材の部分は、帯部を形成する。図 1 9 に示されるように、この帯部は、これが管材の管中心に向かって曲げられる場合に、

10

20

30

40

50

ワイヤガイド接合板 880 を形成する。したがって、引っ張りワイヤは、ワイヤガイド接合板 880 の帯部の外に向いた面と管材の長手方向に隣接する内周面との間に形成された中間スペースで案内されてもよい。

【0116】

その際、直線の切り込み 801、802 は、剛性が第 1 の実施形態と類似であるように屈曲部 A' に設けられていてもよい。

【0117】

直線の切り込み 801、802、811、812 を設けることによって、継手およびワイヤガイド接合板を製造するために必要な機械稼働時間を大幅に低減することができる。それにより製造コストが低減される。

【0118】

[他の代替案]

以上の実施形態において、受動可撓部 20 は、近端側方向に見て、異なった柔軟性を有する第 1 ゾーン B と第 2 ゾーン C と第 3 ゾーン D からなる。異なった柔軟性を有するゾーンすなわち領域の数は、限定されない。受動可撓部 20 は、異なった柔軟性を有するそれよりも多いかまたは少ないゾーンを有していてもよい。本発明は、受動可撓部 20 が一貫して同じである一定の柔軟性を有する挿入チューブにも適用可能である。

【0119】

以上の実施形態において、挿入チューブ 2 の管材は、ステンレス鋼から形成されている。本発明はそれに限定されない。挿入チューブ 2 の材料は、例えば剛性プラスチックなど任意の十分に剛性材料であってもよい。これに代わる他の実施形態では、ニチノール（ニッケルチタン合金）を管材として使用することができる。この材料は、とりわけいわゆる超弾性という特性を有し、すなわち、この材料は、曲がったままになることなく広い領域において弾性変形することができる。

【0120】

一代替案として、レーザ切削機によって管材に切削加工を行うことができる。このような切削加工は、非常に正確に行うことができる。したがって、レーザでの製造が好ましい。しかし基本的に、これらの切削加工は、例えば鋸、ワイヤソーなどの、他の製造方法で製作されてもよい。

【0121】

以上の実施形態において、屈曲部 A は、2 つの折曲方向、すなわち図 6 および図 7 において上下に、折り曲げることができる。一代替案として、個々の継手 6 は、継手 6 から継手 6 へ、その頭 622 を、屈曲部 A の軸（継手 6 の軸）を中心として 90 度回転させずらして形成されてもよい。この選択肢では、屈曲部 A は、4 つの折曲方向に、すなわち図 6 および図 7 において上下に、かつ観察者に向かって、および観察者から離れる方向に、折り曲げることができる。

【0122】

屈曲部 A を 4 つの折曲方向に折り曲げることができるという代替案では、挿入チューブ 2 において、互いに 90 度ずれて延びる 2 つの制御ワイヤ 9 を使用することができる。その場合、継手 92 は、同様に互いに 90 度ずらした 4 つの遠端側スロットを備える。

【0123】

以上の実施例において、上述の形のそれぞれの継手 6 が形成されている。本発明は、継手 6 の形に限定されていない。互いに連結されており、かつ屈曲部 A の偏向運動を可能にする継手が屈曲部 A に切削加工されることで十分である。

【0124】

本発明は、十二指腸スコープ、胃内視鏡、大腸内視鏡、または類似の内視鏡に有利に適用可能である。本発明の原理は、任意の他の種類の内視鏡にも適用することができる。

【0125】

本発明の原理は、挿入チューブを使用する他の医療装置にも適用可能である。

【符号の説明】

10

20

30

40

50

【 0 1 2 6 】

1	内視鏡	
2	挿入チューブ	
3	コントロール体	
6	継手	
8	ガイドばね	
9	制御ワイヤ	
2 0	受動可撓部	
6 1	継手	
6 2	継手	10
6 3	継手	
6 9	最も遠端側にある継手	
7 0	切り込み	
7 1	ヒンジ	
7 2	接合板	
7 3	下耳	
7 4	上耳	
7 5	接合板中央片	
7 7	穴	
9 1	制御ワイヤの第 1 セクション	20
9 2	制御ワイヤの第 2 セクション	
9 3	制御ワイヤの第 3 セクション	
2 0 1	上からの切り込み	
2 0 2	下からの切り込み	
2 0 3	切断されない中間スペース	
2 0 4	側方からの切り込み	
6 0 1	頭線	
6 0 2	首線	
6 0 3	肩線	
6 0 4	腕線	30
6 0 5	腕線	
6 0 6	曲がった足線	
6 0 7	底線	
6 0 8	直線の足線	
6 0 9	腹線	
6 2 1	本体	
6 2 2	頭	
6 2 3	腕	
6 2 4	足	
6 3 0	ワイヤガイド接合板	40
6 3 1	中心穴	
6 9 1	スロット	
6 9 2	スロット	
8 0 1	上からの切り込み	
8 0 2	下からの切り込み	
8 0 3	切断されない中間スペース	
8 0 5	短い切り込みを有するリング区分	
8 1 1	上からの短い切り込み	
8 1 2	下からの短い切り込み	
8 8 0	ワイヤガイド接合板	50

- A 屈曲部
- A' 屈曲部
- B 第1ゾーン(遠端側領域)
- C 第2ゾーン(中央領域)
- D 第3ゾーン(近端側領域)
- F 第1制御ホイール(第1制御部材)
- G 第2制御ホイール(第2制御部材)
- J コントロール体ハウジング
- K 遷移領域
- S 受動可撓部における側方の切り込み

10

【図面】

【図1】

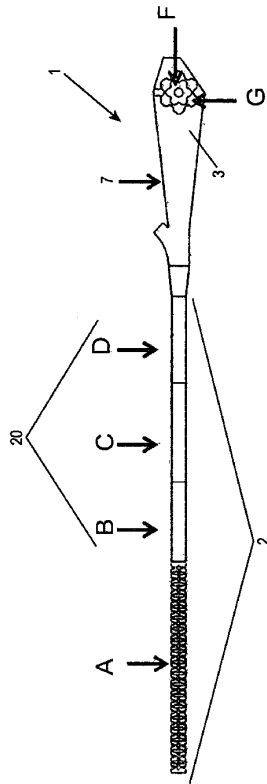


FIG. 1

【図2】

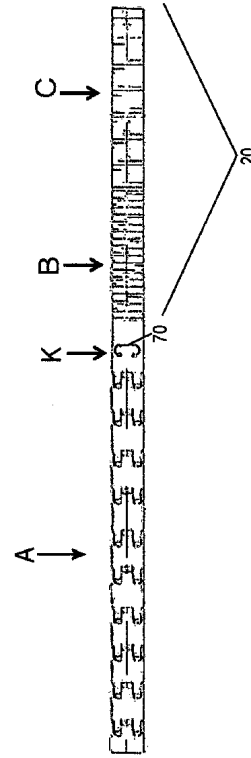


FIG. 2

20

30

40

50

【 図 3 】

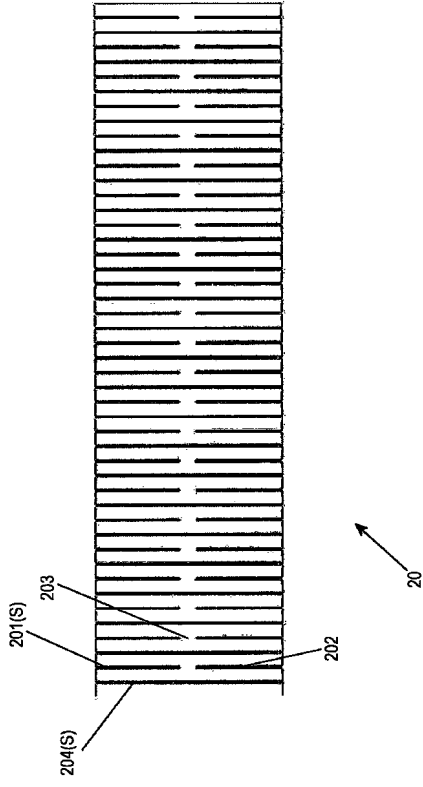


FIG. 3

【 図 4 】

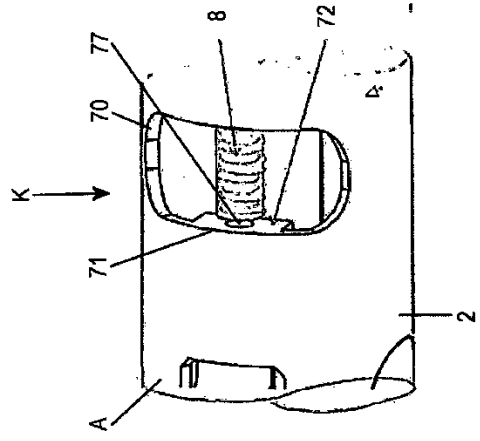


FIG. 4

【 図 5 】

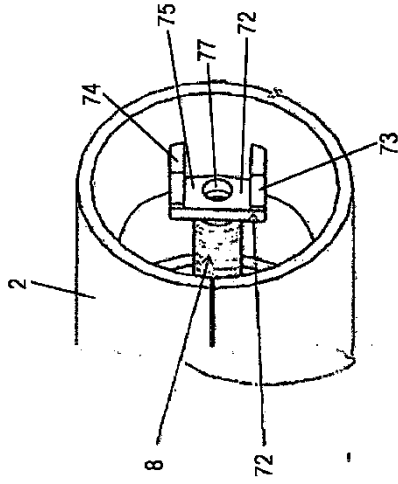


FIG. 5

【 図 6 】

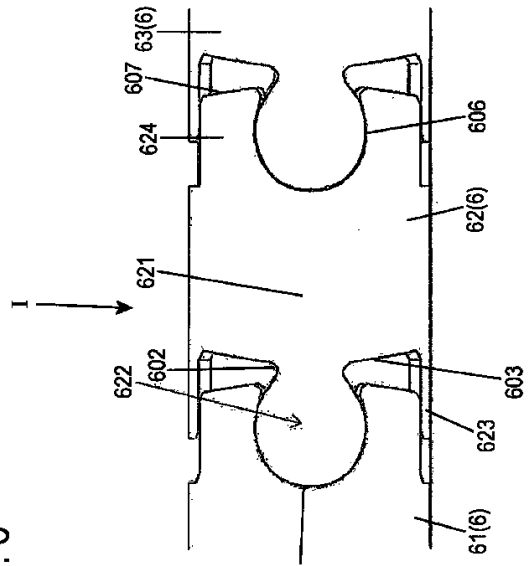


FIG. 6

10

20

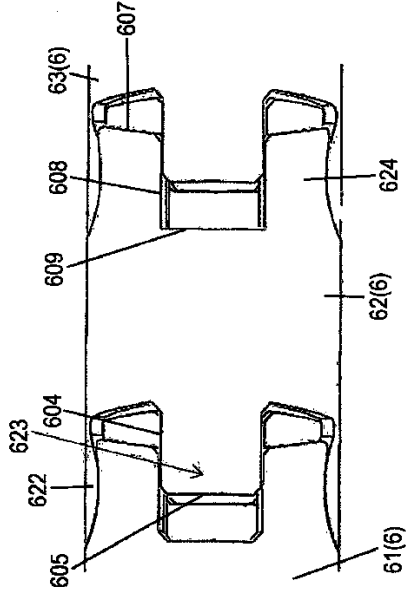
30

40

50

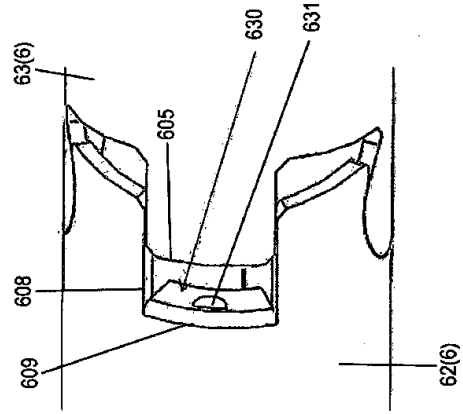
【 図 7 】

FIG. 7



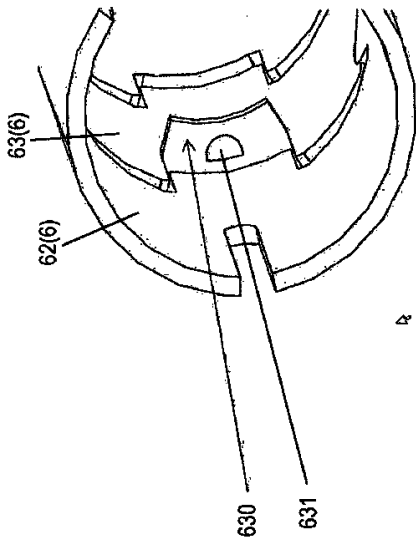
【 図 8 】

FIG. 8



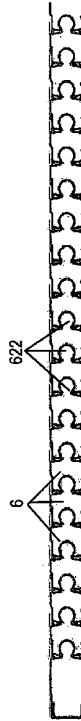
【 図 9 】

FIG. 9



【 図 10 】

FIG. 10



10

20

30

40

50

【 図 1 1 】

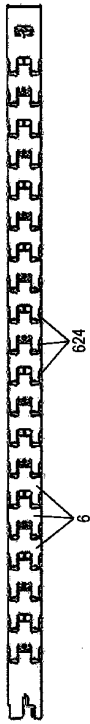
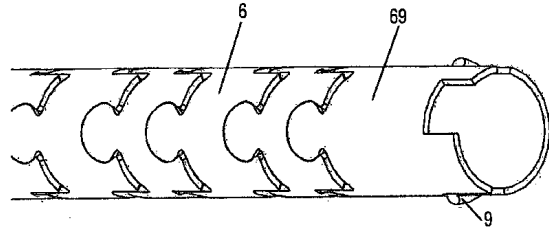


FIG. 11

【 図 1 2 】

FIG. 12

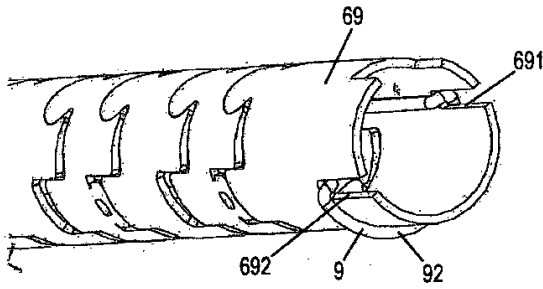


10

20

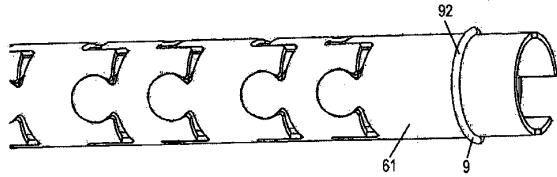
【 図 1 3 】

FIG. 13



【 図 1 4 】

FIG. 14



30

40

50

【 図 1 5 】

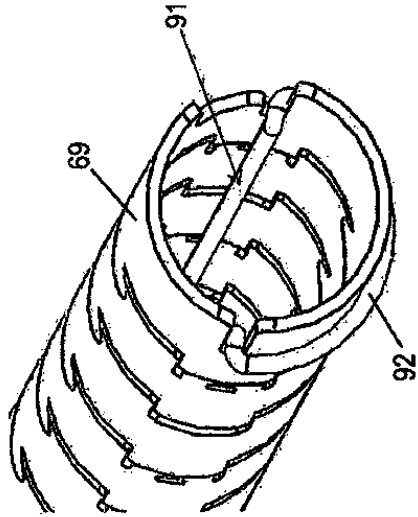


FIG. 15

【 図 1 6 】

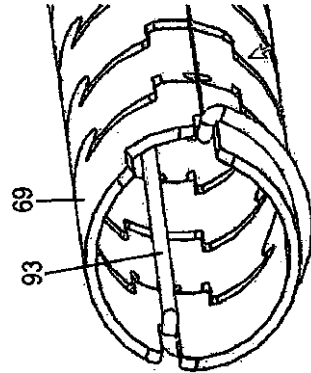


FIG. 16

10

20

【 図 1 7 】

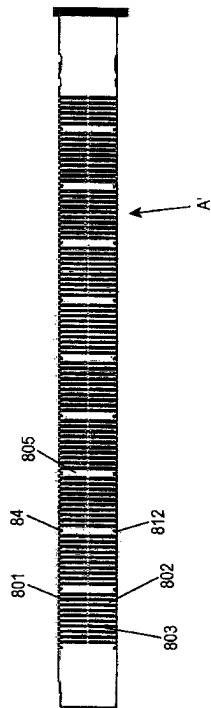
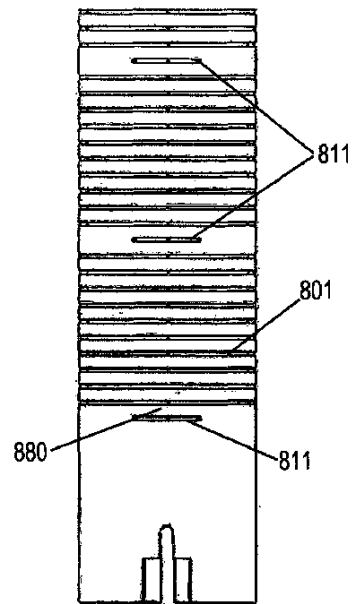


FIG. 17

【 図 1 8 】

FIG. 18



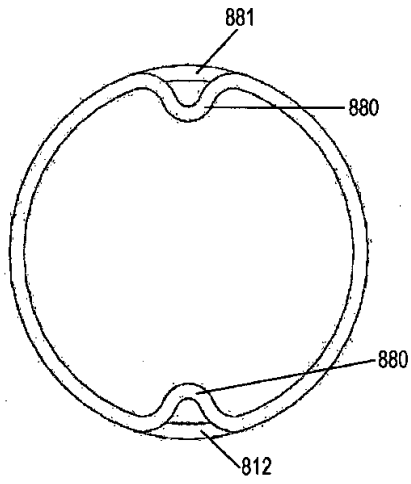
30

40

50

【 図 19 】

FIG. 19



10

20

30

40

50

フロントページの続き

審査官 北島 拓馬

- (56)参考文献 国際公開第2013/190910(WO, A1)
特開2002-236260(JP, A)
米国特許出願公開第2010/0287755(US, A1)
国際公開第2014/030437(WO, A1)
特開平09-117413(JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26