

(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2008-68070

(P2008-68070A)

(43) 公開日 平成20年3月27日(2008.3.27)

(51) Int.Cl.

A 61 B 1/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/00 320 A
A 61 B 1/00 320 E

テーマコード(参考)

4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L 外国語出願 (全 40 頁)

(21) 出願番号 特願2007-204975 (P2007-204975)
 (22) 出願日 平成19年8月7日 (2007.8.7)
 (31) 優先権主張番号 102006000399.3
 (32) 優先日 平成18年8月10日 (2006.8.10)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 507221195
 ノビニエン ヘルスケア テクノロジー
 パートナーズ ゲセルシャフト ミット
 ベシュレンクター ハフトゥング
 novineon Healthcare
 Technology Partners
 GmbH
 ドイツ国 テュービンゲン, ドルフアッカ
 ーシュトラーセ 26, 72074
 (74) 代理人 100096116
 弁理士 松原 等
 (72) 発明者 セバスチャン ショステック
 ドイツ国 テュービンゲン, ネッカーハル
 テ 8, 72070

最終頁に続く

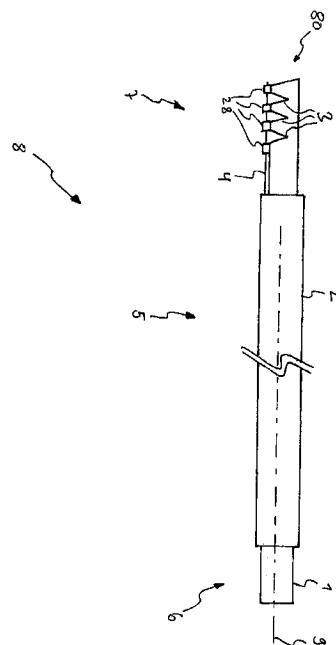
(54) 【発明の名称】 医療器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】腔内内視鏡的治療において、使用される介入器具の自由度は腔内内視鏡的治療の特殊な基本的条件により制限される。

【解決手段】必要に応じて、カメラシステムがオーバーチューブ装置により挿入される、あるいはオーバーチューブ装置の末端に取り付けられる。適応されたグリップと接続して少なくとも1つの好ましい方向に屈曲可能な器具の特定の設計は、器具先端の直感的で直接的な手動制御を可能にする。器具シャフトは、器具シャフトの好みの曲げ方向がないように軸に関して対称的に設計されている。したがって、曲げられた状態での器具の回転は調整された回転角度とは無関係である。オーバーチューブ装置は、オーバーチューブ装置近位の体外端部からオーバーチューブ装置の末端要素の回転及び供給を制御できる要素を有する。器具チャネルはこの要素から大きく機械的に切り離されている。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

近端及び末端を有するシャフトであって、該シャフトの伸張方向とは異なる少なくとも1つの好ましい方向への曲げを可能にする構造体を有する曲げ部分が配置されるシャフトと、前記曲げ部分を作動させるための張力要素とを備える医療器具用の挿入補助具において、

前記シャフトは、外側管要素と、該外側管要素内で軸方向に移動可能に支持された内側管要素とを備え、前記張力要素が一方の管要素に蝶番のように取り付けられ、前記曲げ部分が他方の管要素の末端に設けられることを特徴とする、医療器具用の挿入補助具。

【請求項 2】

前記曲げ部分が前記内側管要素上に配置される一方で、前記張力要素が前記曲げ部分を作動させるために前記外側管要素に蝶番のように取り付けられることを特徴とする請求項1に記載の挿入補助具。

【請求項 3】

前記曲げ部分は、前記外側管要素の末端を越えて軸方向に突出することを特徴とする請求項2に記載の挿入補助具。

【請求項 4】

前記曲げ部分の前記構造体は、前記一方の管要素の壁において互いに長手方向に離間された多数の外側ノッチ又は隙間から成ることを特徴とする請求項1に記載の挿入補助具。

【請求項 5】

前記構造体は、互いに長手方向に離間された多数の管部品又はリンクによって形成され、これらは、管部品又はリンクを備える連続鎖が得られるように、蝶番によって互いに及び前記一方の管に連結されることを特徴とする請求項1に記載の挿入補助具。

【請求項 6】

前記張力要素は、前記曲げ部分の末端に分散して連結され、張力及び/又は圧縮力を前記曲げ部分の末端へ伝達するために、前記管部品又はリンクに設けられて前記他の管要素の末端に導く案内穴を通して後方に案内されることを特徴とする請求項1に記載の挿入補助具。

【請求項 7】

双方の管要素の相対的な変位の度合いに応じて前記曲げ部分を特定の角度に曲げるための、双方の管要素を手動で相対的に変位させる操作装置を特徴とする請求項1に記載の挿入補助具。

【請求項 8】

前記操作装置又は前記シャフトは、前記曲げ部分の特定の角度位置を維持するための固定装置を有することを特徴とする請求項7に記載の挿入補助具。

【請求項 9】

2つのトリガ湾曲部又はトリガグリップを備え、それらのそれぞれの一端は、前記2つの管要素の軸方向における相対的な変位のために、前記内側管要素の末端および外側管要素の末端のうちの一方に連結可能である、請求項1に記載の挿入補助具の曲げ部分を作動させるための操作装置。

【請求項 10】

前記操作装置の現在の作動位置、ひいては前記曲げ部分の角度位置を固定するための固定装置を特徴とする請求項9に記載の処理装置。

【請求項 11】

前記操作装置の初期位置における前記2つの管要素の初期相対位置を調整するためのゼロ点調整を特徴とする請求項9に記載の操作装置。

【請求項 12】

前記医療器具を軸方向に変位させるため、前記挿入補助具内に設けられるか該挿入補助具に取り付けられた医療器具に連結可能である、トリガ湾曲部又はトリガグリップを備える、請求項1に記載の挿入補助具の曲げ部分を作動させるための操作装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 3】

前記操作装置の現在の作動位置、ひいては前記医療器具の位置を固定するための固定装置を特徴とする請求項 1 2 に記載の操作装置。

【請求項 1 4】

前記操作装置の初期位置における前記医療器具の初期位置を調整するためのゼロ点調整を特徴とする請求項 1 2 に記載の操作装置。

【請求項 1 5】

前記医療器具の回転のために、前記挿入補助具内に設けられるか該挿入補助具に取り付けられた医療器具に連結可能である、回転輪又は回転グリップを備える、請求項 1 に記載の挿入補助具の曲げ部分を作動させるための操作装置。

10

【請求項 1 6】

前記操作装置の現在の作動位置、ひいては前記医療器具の向きを固定するための固定装置を特徴とする請求項 1 5 に記載の操作装置。

【請求項 1 7】

前記操作装置の初期位置における前記医療器具の初期の向きを調整するためのゼロ点調整を特徴とする請求項 1 5 に記載の操作装置。

20

【請求項 1 8】

前記挿入補助具及び / 又は光学システムの摺動受け入れのための 1 つ又は複数の管チャネルと、前記オーバーチューブ装置の少なくとも末端を長手方向軸回りに捻るためのねじれ力伝達機構に連結された末端部と、を有するホース状の管要素を特徴とする、請求項 1 に記載の 1 つ又は複数の挿入補助具を差し込むためのオーバーチューブ装置。

20

【請求項 1 9】

前記ねじれ力伝達機構が、少なくとも 1 本の管シャフトに、軸方向に移動可能に結合されていることを特徴とする請求項 1 8 に記載のオーバーチューブ装置。

【請求項 2 0】

流体が充填されたとき前記オーバーチューブ装置の断面を局所的に拡大するようにした流体チャンバを備えることを特徴とする請求項 1 8 に記載のオーバーチューブ装置。

30

【請求項 2 1】

前記管チャネルは、変形可能な材料、好ましくは合成膜から作られ、これにより前記オーバーチューブ装置の断面の折り畳みが可能になることを特徴とする請求項 1 8 に記載のオーバーチューブ装置。

【請求項 2 2】

流体が充填されたとき前記オーバーチューブ装置の好ましい断面形状の調整を可能にする流体チャンバシステムを特徴とする請求項 2 1 に記載のオーバーチューブ装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

本発明は医療器具に関する。

【背景技術】**【0 0 0 2】**

内視鏡検査は、人工的な、又は生来の進入路を介して体内に挿入される画像装置を使用することによって人体の様々な内部領域を視覚的に表すために医術で用いられる処置である。内視鏡的処置は、目視検査、診断検査、あるいは外科的介入のために、例えば、腹腔（腹腔鏡検査）、骨盤（骨盤検査）、関節（関節鏡検査）、気道（気管支鏡検査）、又は消化管（胃腸内視鏡検査）に対する接近を可能にする。通常、内視鏡的処置が患者に対して引き起こす不快感は、切開手術の適切な外科的処置よりもはるかに少ない。これは、一方では、例えば気管支鏡検査、胃腸内視鏡検査においては生来の開口部を通して接近が可能であり、あるいは例えば腹腔鏡検査又は関節鏡検査においては数ミリメートルから数センチメートルの範囲内の比較的小さな切開によって人工的な進入路を提供できるためである。加えて、内視鏡的処置の挿入は、特別に開発された機器によって新しい診断の可能性

40

50

及び治療の可能性を提供してきた。すべての内視鏡的処置は、カメラシステムの使用、及び介入空間の体積を開放状態にしておくことができる介入空間内の透明な流体の存在（腹腔鏡検査、気管支鏡検査、及び胃腸内視鏡検査では空気及び／又は窒素又は二酸化炭素、あるいは関節鏡検査では水等）を含む。

【0003】

通常、小さな切開及び／又は体の生来の開口部を通した接近は、挿入される器具の自由度を大きく制限し、二次元動画画像に対する感覚フィードバックを制限し、それゆえ、外科医に非常に優れた抽象能力及び配位能力を要求する。したがって、内視鏡的処置の進歩は、一般に、操作可能性又は器具の特別な機能等の多様な手順によって前記状況に起因する技術的な制限を少なくとも部分的に補償する、特殊な器具の開発を基礎としている。

10

【0004】

腹腔鏡検査又は関節鏡検査など、器具が小さな切開を通して体内に挿入される経皮的な内視鏡的処置では、切開の位置は、解剖学上の境界の範囲内でかなりの程度まで自由に選択でき、器具がさまざまな角度から介入の場所に近づくことができる。胃腸内視鏡検査、気管支鏡検査など、生来の進入路を使用し、管状の器官及び／又は管のような器官の中に挿入される腔内の内視鏡的処置の場合、器具はかなりの程度まで光軸に平行に案内される。したがって、経皮的処置と比較すると、腔内の内視鏡的処置で使用される器具の自由度はさらに制限される。

【0005】

さらに、特に、胃腸内視鏡検査や気管支鏡検査においては、枝分かれした例えば気管支系、あるいは腸等の曲がった及び／又は曲がりくねった臓器の解剖学的構造に従うことができるよう、可撓器具システムが使用されている。このような可撓内視鏡は2メートル以上の場合もある。内視鏡先端は外部から曲げることができ、カメラシステムあるいは追隨画像送信機付きの光学システムを有する。実際に使用される内視鏡は、多くの場合、把持鉗子、生検鉗子、ループ、切開器具等の可撓器具が内視鏡先端の中から導出される、1つ又は2つの作業チャネルを含む。内視鏡先端の位置合わせによって、器具先端は、視覚制御下で目標とする組織まで移動させることができる。このような場合、内視鏡の先端にて導出された外科手術器具への動力の伝達は、可撓軸及び全長の大きさに起因して大いに制限される。

20

【0006】

今日通常使用されている腔内内視鏡的処置は、多様な特定の器具を使用することによって多様な診断処置及び／又は治療処置を可能にする。今日では胃腸内視鏡検査によって、組織のサンプルは正確に取り除かれ、有茎性ポリープは単純なループ切除によって切り取られ、出血は消し去られるか又は和らげられ、異物は取り除かれ、ステントは位置決めされる。特に胃腸内視鏡検査の分野では、過去数年間に、これまで以上に困難な作業を達成するために新しい処置が開発してきた。したがって、今日では、特定の器具を使用することにより、胃又は大腸の広い範囲にわたって粘膜の上位層を一片取り除くことが可能である。この内視鏡粘膜下層切開剥離術（E S D）の処置において、粘膜は徐々に分離され、粘膜下層と呼ばれる下の層から取り除かれる。

30

【0007】

特にE S Dのような難しい処置は、使用されている器具の自由度とともに存在する制限を明確に示している。位置合わせは、可撓内視鏡の曲げを制御することによって達成される。器具の回転は、多くの場合、作業チャネルの長さ及び可撓性のために困難である。したがって、器具を制御する唯一の真の選択肢は、作業チャネルを通して器具を前進させることにある。この処置のさらに不利な点は、器具の軸がカメラシステムの光軸にリンクされており、したがって器具の見方を変更できないという点である。

40

【0008】

こうした問題を解決するために、先端が内視鏡から独立して制御される器具が使用される、多様な器具システムが開発してきた。また、内視鏡の外部に伸張しその末端開口部が制御可能である器具が、介入の場所まで作業チャネルを通して案内される解決策も公知

50

である（特許文献1、特許文献2）。このようなシステムは自由度の拡張を可能にし、複雑な操作はかなりの範囲まで内視鏡先端から独立して実施できる。さらに、2台以上の器具を協働させることができる。例えば、一方の器具で組織を保持し引っ張りつつ、他方の器具で正確に組織を切断することが可能である。

【特許文献1】国際公開第2004/064600号パンフレット

【特許文献2】米国特許第6,352,503号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

腔内の処置のために内視鏡器具を作動させるための多数のさまざまな方法がある。おもに、このような態様の実質的な要素は、器具の先端を曲げるための機構である。これらの機構の多くは、その運動学の結果として、機械的に接続されたグリップを介した直接的で直感的な機械的制御が不可能である。そこでは、器具先端の直感的な制御が可能になるよう、コンピュータ支援制御システムが入力命令を制御命令に変換しなければならない。

【0010】

したがって本発明の目的は、制御手段を減らす一方で、さらに容易に取り扱い可能な、この分野の器具システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

この目的は、請求項1の特徴を有する器具システムによって達成される。本発明のさらなる有利な実施形態が従属クレームで説明されている。

【0012】

したがって、本発明の主題は、屈曲可能な末端を有する少なくとも1つのシャフト状の器具と、好ましくは器具の屈曲可能な末端を手動制御するために人間の手に適応させたグリップと、少なくとも1つのシャフト状の器具を収容し人体の中に挿入するためのオーバーチューブ装置又は案内管手段とを備える器具システムに関する。さらにカメラシステム又は視覚装置が設けられ、これらは必要に応じてオーバーチューブ装置を通して挿入することもでき、あるいはオーバーチューブ装置の末端にすでに取り付けられている。

【0013】

適応されたグリップと接続して少なくとも1つの好ましい方向に屈曲可能な器具の特定の設計は、器具先端の直感的で直接的な手動制御を可能にする。器具シャフトは、器具シャフトの好ましい曲げ方向がないように軸に関して対称的な設計を有する。したがって、曲げられた状態での器具の回転は調整された回転角度とは無関係である。オーバーチューブ装置は、その末端にカバー状の連結ブリッジを有する。連結ブリッジは、オーバーチューブ装置の個々のチャネルを接続し、器具及び／又はカメラシステムを挿入可能であり、端部においてシャフト状の又はケーブル状の作動要素が取り付けられ、オーバーチューブ装置近位の体外端部からオーバーチューブ装置の末端の連結ブリッジの回転及び前進を制御できる。器具チャネルはこの要素から大きく機械的に切り離されている。例えば、オーバーチューブ装置を曲げる場合には、器具チャネルの圧縮／引き伸ばしがないため、この手段は高い柔軟性でオーバーチューブ装置の優れた制御を可能にし、システムの単純且つ穏やかな人体への挿入を可能にする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、好適な実施形態及び添付図面を参照することにより、本発明をさらに正確に説明する。

図1から図18(d)は、挿入される器具（本件では、本発明に係る内視鏡又はトロカールである）の変形を示す。

図19から図25は、器具の中に挿入される外科手術器具や、器具を曲げるため及び外科手術器具を扱うための作動装置と組み合わせて、挿入される器具を示す。

図26から図29は、本発明に係るオーバーチューブ装置の基本設計を示す。

10

20

30

40

50

図30から図38(b)は、作動装置の変形を示す。

図39から図51(b)は、オーバーチューブ装置の変形を示す。

【0015】

<器具>

本発明の有利な実施形態による器具8(図19参照)は、この場合内視鏡として設計されているが、第2の装置45、特に外科手術器具を少なくとも1つの好ましい方向81に向けるのに役立つ。内視鏡状の器具8は、末端7と近端6を有する器具シャフト5を備える。末端7は、末端の器具先端80の少なくとも1つの好ましい方向81への曲げを可能にする、第1の好ましくは蝶番状の構造体3(目標曲げポイントと呼ばれる)を有する。器具8は、さらにその作動によって器具先端80の曲げを達成できる張力要素4を有する。器具シャフト5は、内側管要素1及び外側管要素2を有し、内側管要素1は外側管要素2内で案内される。内側管要素1は器具8の末端7にある外側管要素2から突出し、突出部分に第1の構造体3を有する。外側管要素2は、内側管要素1に関して器具軸9に平行に移動可能であり、張力要素4に接続される(図1参照)。器具8の近端6に向かって器具軸9に平行に外側管要素2を移動すると、張力要素4が作動され、第1の構造体3の領域内で好ましい方向81に器具先端80の曲げを達成する。さらに、張力要素4が適切に設計されると、好ましい曲げ方向と反対の方向での器具先端80の曲げを、外側管要素2を器具8の末端7に向かって器具軸9に平行に移動して達成できる。器具軸5の領域内で器具8を軸に対して対称的に設計することにより、器具シャフト5の好ましい曲げ方向が回避される。したがって、曲げられた状態にある器具8の回転時、必要とされるトルクは調整された曲げ角度に無関係である。

10

20

20

【0016】

第1の構造体3は、器具8の末端7にある内側管要素1の限られた部分での好ましい曲げ方向81を生成するために役立つ。これは、内側管要素1で長手方向に距離をおいて配列される、内側管要素1内の隙間又はノッチ25によって達成される。ノッチ25はそれぞれ、器具先端80の曲げ時に互いに接近する対向面14を有する。第1の構造体3は、内側管要素1の軸孔が制限されないように設計されるのが好ましい(図2参照)。

30

【0017】

図3(a)から図3(i)においてさまざまな形状で示されるように、器具8の末端7にある内側管要素1上に側面方向の凹部11が設けられているのは、第1の構造体3の設計の一例である。

【0018】

側面方向の凹部11の有利な実施形態においては、これらは三角形の断面を有する(図3(a)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、これらは矩形の断面を有する(図3(b)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、これらは、凹部の面14が平行に伸び、凹部の各底部13が丸みを帯びた断面を有している(図3(c)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、これらは、凹部の面14が平行に伸び、凹部の底部13がV字形である断面を有する(図3(d)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、側面方向凹部11は台形の断面を有する(図3(e)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、側面方向凹部11は、凹部の底部が面取りされた三角形の断面を有する(図3(f)及び図3(g)参照)。この面取りにより、器具先端80が曲げられた時の三角形の頂点領域内における局所的な張力超過を低減することができる。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、これらは半円形の断面を有する(図3(h)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、これらは不規則形の断面を有する(図3(i)参照)。側面方向凹部の更なる有利な実施形態では、側面方向凹部11は、互いに一定の距離をおいて配置されている(図3(a)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、側面方向凹部11は互いに異なる距離をおいて配置されている(図4(a)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11は同じ深さを有している(図3(a)参照)。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11はそれぞれ異なる深さを有

40

50

している（図4（b）参照）。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11は同じ幅を有している（図3（a）参照）。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11はそれぞれ異なる幅を有している（図4（c）参照）。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11は同じ形状を有している（図3（a）参照）。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11はそれぞれ異なる形状を有している（図4（d）参照）。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、側面方向凹部11は、同じ方向、好適には前記好ましい曲げ方向81（図3（a）参照）に整列されている。側面方向凹部11の更なる有利な実施形態では、各側面方向凹部11はそれぞれ異なる方向で整列されている（図4（e）参照）。

【0019】

第1の構造体3の設計の更なる例では、外部蝶番17によって内側管要素1の個々のセグメント16が連結されている。個々の管セグメント16は好ましくは、蝶番要素17によって互いに連結されているセグメント16の連続鎖が得られるように配列される。これらの管セグメント16はそれぞれ、隣接するセグメント16間に配置される蝶番要素17のピボット軸20を中心に、隣接するセグメント16に関して傾け及び／又は曲げができる。セグメント16のそれぞれは軸貫通穴19を有する（図5参照）。

【0020】

蝶番要素17の有利な実施形態では、蝶番要素17は、蝶番要素17のピボット軸20が、セグメント外面の接線となる線21と共に伸張するように、セグメント16に連結される（図6（a）参照）。蝶番要素17の更なる有利な実施形態では、要素は、蝶番要素17のピボット軸20がセグメント16の軸22を横切るように、セグメント16に連結される（図6（b）参照）。蝶番要素17の更なる有利な実施形態では、蝶番要素17が、蝶番要素17のピボット軸20が、セグメント外面の接線となる線21とセグメントの軸22の間で伸張するように、セグメント16に連結されている（図6（d）参照）。蝶番要素17の更なる有利な実施形態では、蝶番要素17は、蝶番要素17のピボット軸20がセグメントの外部で伸張するように、セグメント16に連結される（図6（c）参照）。

【0021】

第1の構造体3の設計の更なる例では、少なくとも1つの外部曲げ要素23により個々の管セグメント16が連結されている。個々の管セグメント16は、好ましくは、外部曲げ要素23を通して互いに連結されているセグメント16の連続鎖が得られるように配列されている。これらのセグメントのそれぞれは、曲げ領域26内の曲げ要素23の変形によって、隣接するセグメント16に関して傾けることができる。セグメントのそれぞれは軸貫通穴19を有する（図7参照）。

【0022】

曲げ要素23は、器具先端80が曲げられるときの変形に役立つ。したがって、側面方向凹部11を使用する場合よりも、セグメント16のような他の要素にかかる機械的な負荷は少ないが、変形に依存するリセット力は、蝶番要素17を使用する場合よりもさらに容易に実現できる。曲げ要素23の適切な設計によって、機械的な特性に効率よく影響を及ぼすことができる。特に、ニッケル・チタン合金等の形状記憶合金は、それらが強力な変形が起こった後でも元の状態へ戻ることを確実にするように適応されているため、曲げ要素23用の材料として適切である。

【0023】

曲げ要素23の有利な実施形態では、曲げ要素23は、形状記憶合金、好ましくはニッケル・チタン合金から作られている。曲げ要素23の更なる有利な実施形態では、後者は曲げ領域26の中に狭窄部27を有する。狭窄部27は、曲げ要素23の曲げ領域26に対して器具先端80を曲げたとき、変形を局所化する。前記曲げ領域は好ましくはセグメント16間に配置されている（図8参照）。曲げ要素23の更なる有利な実施形態では、曲げ要素23は曲げ領域26内に矩形断面を有する（図10（a）参照）。曲げ要素23の更なる有利な実施形態では、要素は、管セグメントの外面上で、凸状部を形成するよう

に設計された断面を曲げ領域 26 内に有する（図 10（b）参照）。曲げ要素 23 の更なる有利な実施形態では、曲げ要素 23 は、曲げ領域 26 内に円形断面を有する（図 10（c）参照）。曲げ要素 23 の更なる有利な実施形態では、要素は、管セグメントの外面側に凸状部を形成し、管セグメントの内面側に凹状部を形成する断面を、曲げ領域 26 内に有する（図 10（d）参照）。曲げ要素 23 の更なる有利な実施形態では、曲げ要素 23 は曲げ領域 26 内に 1 つだけウェブを有する（図 9（a）参照）。曲げ要素 23 の更なる有利な実施形態では、曲げ要素 23 は曲げ領域 26 内に 2 つのウェブを有する（図 9（b）参照）。曲げ要素 23 の更なる有利な実施形態では、曲げ要素 23 は曲げ領域 26 内に 2 つのウェブを有し、それら 2 つのウェブは内側管要素 1 の互いに正反対の場所に位置する（図 9（c）参照）。

10

【0024】

第 1 の構造体 3 の設計の更なる例は、内側管要素に一体化された側面方向凹部 11 を含む外部曲げ要素 23 の組み合わせに関する。したがって、第 1 の構造体 3 は、曲げ要素 23 を内側管要素の中に埋め込むことによって、及び側面方向凹部 11 に最小数の構成部品を設けることによって実現でき、それらの機械的な特性は曲げ要素 23 の選択的設計によって調整できる（図 25 参照）。

【0025】

張力要素又は張力／圧縮要素 4 は、外側管要素 2 と第 1 の構造体 3 の間の負荷伝達に役立つ。さらに、張力要素 4 は、第 1 の機械的連結部 29 を介して外側管要素 2 に接続され、第 2 の機械的連結部 30 を介して器具先端 80 に接続される。第 1 の構造体 3 は、好ましくは第 1 の機械連結部 29 と第 2 の機械連結部 30 の間に位置する。張力要素 4 は、好みの曲げ方向 81 側において、第 1 の機械連結部 29 から第 1 の構造体 3 を通って第 2 の機械連結部 30 に案内される。この際、張力要素 4 は、好みの曲げ方向 81 側において第 1 の構造体 3 の領域内の内側管要素 1 に連結された、第 2 の張力要素ガイド 28 によって案内される（図 11（a）参照）。

20

【0026】

第 2 の張力要素ガイド 28 は、外側管要素 2 を器具 8 の近端 6 に向かって器具軸 9 に平行に移動すると、器具先端 80 が好みの方向 81 の方向で曲げられるように設計されている（図 11（b）参照）。さらに、張力要素 4 と第 2 の張力要素ガイド 28 は、必要に応じて、器具 8 の末端 7 に向かって器具軸 9 に平行に外側管要素 2 を移動すると器具先端 80 が好みの方向 81 と反対に曲げられるように、ボーデンケーブルの原理に従って設計されている（図 11（c）参照）。このようにするために、張力要素ガイドは、それぞれノッチ間の領域内の個々の管セグメントに取り付けられた、いくつかの目から成り、アイホールは略一列に整列されている。

30

【0027】

第 1 の機械連結部 29 は、力が器具 8 の末端 7 に向かって張力要素 4 に作用する場合に、力が外側管要素 2 に伝達されるように、張力要素 4 の近端 83 を外側管要素 2 に連結する。必要に応じて、第 1 の機械連結部 29 は、力が器具 8 の近端 6 に向かって張力要素 4 に作用する場合、力（圧縮力）が外側管要素 2 に伝達されるように、張力要素 4 の近端 83 を外側管要素 2 に連結する。

40

【0028】

第 1 の機械連結部 29 の有利な実施形態では、張力要素 4 は外側管要素 2 の側面方向開口部を通じて案内され、張力要素 4 は例えばノブのような近位拡大部 32、あるいは張力要素 4 に機械的に固定され、外側管要素 2 の側面方向開口部 31 を通る張力要素 4 の近端 83 が抜けてしまうのを阻止する構成要素部を有する。この場合、近位拡大部は外側管要素 2 の外面上に設けられる（図 12（a）参照）。第 1 の機械連結部 29 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 は、側面方向開口部 31 を通じて外側管要素 2 の内で案内され、張力要素 4 は、例えばノブのような近位拡大部 32、あるいは張力要素 4 に機械的に固定され、外側管要素 2 の側面方向開口部 31 を通る張力要素 4 の近端 83 が抜けてしまうのを阻止する構成要素を有する。この場合、近位拡大部は外側管要素 2 の内面に設けられ

50

る（図12（b）参照）。第1の機械連結部29の更なる有利な実施形態では、張力要素4の近端83は外側管要素2の壁の中に埋め込まれている（図12（c）参照）。第1の機械連結部29の更なる有利な実施形態では、張力要素4の近端83は外側管要素2の外面上において外側管要素2に連結される（図12（d）参照）。第1の機械連結部29の更なる有利な実施形態では、張力要素4の近端83は、外側管要素2の内面上において外側管要素2に連結される（図12（e）参照）。

【0029】

第2の機械連結部30は、力が器具8の近端6に向かって張力要素4に作用すると、力が内側管要素1に伝達されるように、張力要素4の末端82を内側管要素1に連結する。必要に応じて、第2の機械連結部30は、力が器具8の末端7に向かって張力要素4に作用する場合に、力が内側管要素1に伝達されるように、内側管要素1に張力要素4の末端82を連結する。

10

【0030】

第2の機械連結部30の有利な実施形態では、張力要素4が側面方向開口部33を通つて内側管要素1内で案内され、張力要素4は、例えばノブのような末端拡大部34、又は張力要素4に機械的に固定され、内側管要素1の側面方向開口部33を通る張力要素4の末端82が抜けてしまうのを阻止する構成要素を有する。この場合、末端拡大部は、内側管要素1の内面上に設けられる（図13（a）参照）。第2の機械連結部30の更なる実施形態では、張力要素4は側面方向開口部33を通つて内側管要素1内で案内され、張力要素4は、例えばノブのような末端拡大部34、又は張力要素4に機械的に固定され、内側管要素1の側面方向開口部33を通る張力要素4の末端82が抜けてしまうのを阻止する構成要素部分を有する。この場合、末端拡大部は内側管要素1の外面上に設けられる（図13（f）参照）。第2の機械連結部30の別の有利な実施形態では、張力要素4の末端82は内側管要素1の外面上において内側管要素1に連結され、張力要素4は器具8の近端6から内側管要素1の外面に導かれる（図13（b）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82が内側管要素1の外面上において内側管要素1に連結され、張力要素4は器具8の近端6から導かれ、内側管要素1の前面15上を通つて内側管要素1の外面に導かれる（図13（g）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82は内側管要素1の外面上において内側管要素1に連結され、張力要素4は器具8の近端6から内側管要素1の内面に導かれ、内側管要素1の前面15上を通つて内側管要素1の外面に導かれる（図13（h）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82は内側管要素1の壁の中に埋め込まれている（図13（d）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82は内側管要素1の内面上において内側管要素1に連結され、張力要素4は器具8の近端6から内側管要素1の内面に導かれ（図13（i）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82は、内側管要素1の内面上において内側管要素1に連結され、張力要素4は内側管要素1の外面に沿つて器具8の近端6から送られ、内側管要素1の前面15上を通つて内側管要素1の内面に導かれる（図13（c）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82が内側管要素1の内面上において内側管要素1に連結され、張力要素4は器具8の近端6から内側管要素1の外面に導かれ、内側管要素1の壁を通つて内側管要素1の内面に導かれる（図13（e）参照）。第2の機械連結部30の更なる有利な実施形態では、張力要素4の末端82がループ18を有する。内側管要素1の前面15は、張力要素4のループ18が、好ましくは内側管要素1の末端開口部10の回りで案内される第1の張力要素ガイド35を有する（図13（j）参照）。

20

30

40

【0031】

器具先端80の曲げは、張力要素4の作動時に、内側管要素1の局所的な変形によって、あるいは蝶番要素17によって、好ましい曲げ方向81で、1つの軸、好ましくは複数の軸の周りで曲げられる第1の構造体3を通して達成される。この場合、第2の張力要素

50

ガイド 2 8 は、張力要素 4 に作用する力が第 1 の構造体 3 に伝達され、その結果、器具先端 8 0 の一様な曲げが得られるように設計されている。この場合、第 2 の張力要素ガイド 2 8 は、張力要素 4 が、器具先端 8 0 が曲げられるときに発生する曲げに続くように設計されている（図 1 4 参照）。したがって、管セグメント上のノッチ間に設けられている目 2 8 は楔状であるか、あるいは第 1 の構造体が最大曲げ角度で曲げられる場合に、ノッチの面が目によって影響を及ぼされずに互いに当接するような薄壁をもって設計されている。

【 0 0 3 2 】

第 2 の張力要素ガイド 2 8 の有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 2 8 は、管状の断面を有し、内側管要素 1 の外面に配置され、管状の断面の内部で張力要素 4 を案内するガイド部材 3 6 を有する（図 1 5（a）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 2 8 は、管状の断面を有し、内側管要素 1 の内面に配置され、管状の断面の内部内で張力要素 4 を案内するガイド部材 3 6 を有する（図 1 5（d）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 2 8 は、U 字形の断面を有し、U 字形の断面の開放側が内側管要素 1 の外面に隣接するように内側管要素 1 の外面に固定され、U 字形の断面の内部で張力要素 4 を案内するガイド部材 3 6 を有する（図 1 5（b）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 2 8 が、U 字形の断面を有し、U 字形の断面の開放側が内側管要素 1 の内面に接するように内側管要素 1 の内面に固定され、U 字形断面の内部で張力要素 4 を案内するガイド部材 3 6 を有する（図 1 5（e）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、内側管要素 1 の外面は溝 8 4 及びガイド部材 3 6 を有し、張力要素 4 は溝 8 4 内で案内され、溝 8 4 の開放側が、少なくとも部分的にガイド部材 3 6 に覆われる（図 1 5（c）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、内側管要素 1 の壁は、器具 8 の軸 9 と平行に伸び張力要素 4 が案内される貫通穴 3 8 を有する（図 1 6（a）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、内側管要素 1 の内面が、張力要素 4 が案内される溝 3 7 を有する（図 1 6（b）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、内側管要素 1 の内面は、張力要素 4 が案内され、少なくとも部分的にガイド部材 3 6 に覆われている溝 3 7 を有する（図 1 6（c）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 は、内側管要素 1 の内部で案内される（図 1 6（d）参照）。第 2 の張力要素ガイド 2 8 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 は、第 1 の構造体 3 に関して近接して配置された、内側管要素 1 の壁の第 2 の側面方向穴 4 0 を通して案内される（図 1 7 参照）。

【 0 0 3 3 】

器具先端 8 0 を曲げる力を、器具 8 の近端 6 から張力要素 4 に伝達するために、内側管要素 1 と外側管要素 2 は器具 8 の軸 9 に平行に互いに対しても変位される。軸に沿って対称的な断面を生成するために、内側管要素 1 は外側管要素 2 の内で案内される。この場合、内側管要素 1 の外面 4 3 は好ましくは外側管要素 2 の内面 4 2 にじかに接触する。その接触面を縮小することにより、内側管要素 1 の外面 4 3 と外側管要素 2 の内面 4 2 との間の摩擦を削減することが有利である場合がある。さらに、器具 8 の軸 9 周りでの外側管要素 2 に対する内側管要素 1 の回転が阻止されるように、内側管要素 1 の断面形状と外側管要素 2 の断面形状を設計することが有利な場合がある。

【 0 0 3 4 】

内側管要素 1 及び外側管要素 2 の有利な実施形態では、内側管要素 1 の外面 4 3 と外側管要素 2 の内面が円形の断面を有する（図 1 8（a）参照）。内側管要素 1 及び外側管要素 2 の更なる有利な実施形態では、内側管要素 1 の外面 4 3 と、外側管要素 2 の内面は、器具 8 の軸 9 回りでの外側管要素 2 に対する内側管要素 1 の回転を阻止する断面形状を有する。これらの断面形状は、例えば多角形又は星形であってもよい。必要に応じて、これらの断面形状は丸みを付けられていてもよい（図 1 8（b）参照）。

【 0 0 3 5 】

10

20

30

40

50

内側管要素1と外側管要素2の更なる有利な実施形態では、外側管要素2の内面42は円形の断面を有し、内側管要素1の外面43は円形ではなく、例えば多角形又は星形である断面形状を有する。必要に応じて、この断面形状は丸みを付けられていてもよい（図18（c）参照）。

【0036】

内側管要素1と外側管要素2の更なる有利な実施形態では、内側管要素1の外面43が円形の断面を有し、外側管要素2の内面42が円形ではなく、例えば多角形又は星形である断面形状を有する。必要に応じて、この断面形状は丸みを付けられていてもよい（図18（d）参照）。

【0037】

器具8は、外科エフェクタ48を有する第2の医療器具45を案内する／挿入するのに役立つ。外科エフェクタ48は、例えば、把持鉗子、生検鉗子、持針器、縫合器具、クランプアプリケータ、はさみ、ループ、袋、クリップアプリケータ、注射針、ブレード、画面装置、照明装置、高周波電流切断装置、レーザ切断装置、バルーンアプリケータ、ステントアプリケータ、ウォータージェット切開装置、高周波凝固器、アルゴンプラズマ凝固器、超音波凝固器、カメラ装置、フック装置、噴霧装置、洗浄装置、吸引装置、電極又は感覚プローブである場合がある。

【0038】

第2の装置45の例は、外科エフェクタ48、シャフト47、及び第5の動作要素46を有する外科手術器具85である。この場合、第5の動作要素46は可撓シャフト47を通して外科エフェクタ48に連結される（図39参照）。第5の動作要素46を作動することによって、外科エフェクタ48の所望される機能を調整できる。第5の動作要素46は外科手術器具85の近端49に位置し、外科エフェクタ48は外科手術器具85の末端50に設けられている。外科手術器具85は、外科手術器具85のシャフト47が内側管要素1で案内され、必要に応じて外科手術器具85の末端50を器具先端80から導き出すことができるよう、器具8に配置されるのが好ましい（図19参照）。

【0039】

外科手術器具85は、器具8の軸9に平行に移動／シフトできる。この場合、外科手術器具85の外面51と、内側管要素1の内面44は互いにじかに接触していることが好ましい。外科手術器具85の外面51と内側管要素1の内面44の間の摩擦を、接触面を縮小することによって削減することが有利である場合がある。さらに、器具8の軸9回りでの内側管要素1に対する外科手術器具85の回転が阻止されるように、外科手術器具85の外面51の断面形状と、内側管要素1の内面44の断面形状を設計することが有利なことがある。

【0040】

外科手術器具85及び内側管要素1の有利な実施形態では、外科手術器具85の外面51及び内側管要素1の内面44は円形の断面を有する（図20（a）参照）。外科手術器具85及び内側管要素1の内面44は、器具8の軸9回りでの内側管要素1に対する外科手術器具85の回転を阻止する断面形状を有する。これらの断面形状は例えば多角形又は星形であってもよい。必要に応じて、これらの断面形状は屈曲を有する（図20（b）参照）。外科手術器具85及び内側管要素1の更なる有利な実施形態では、内側管要素1の内面44は円形の断面を有し、外科手術器具85の外面51は円形ではなく、例えば多角形又は星形である断面形状を有する。必要に応じて、この断面形状は、丸みを付けられていてもよい（図20（c）参照）。外科手術器具85及び内側管要素1の更なる有利な実施形態では、外科手術器具85の外面51は円形断面を有し、内側管要素1の内面44は円形ではなく、例えば多角形又は星形である断面形状を有する。必要に応じて、この断面形状は丸みを付けられていてもよい（図20（d）参照）。

【0041】

第2の装置45の更なる例は、器具先端80に固定される外科エフェクタ86に関する

10

20

30

40

50

。外科エフェクタ 8 6 は、例えば、把持鉗子、生検鉗子、持針器、縫合器具、クランプアプリケータ、はさみ、ループ、袋、クリップアプリケータ、注射針、ブレード、画面装置、照明装置、高周波電流切斷装置、レーザ切斷装置、バルーンアプリケータ、ステントアプリケータ、ウォータージェット切開装置、高周波凝固器、アルゴンプラズマ凝固器、超音波凝固器、カメラ装置、フック装置、噴霧装置、洗浄装置、吸引装置、電極又は感覚プローブである場合がある。器具先端 8 0 を曲げると、外科エフェクタ 8 6 は曲げに従う。このようにして、外科エフェクタ 8 6 を位置合わせ／方向付けできる（図 2 1（a））。

【0042】

外科エフェクタ 8 6 の有利な実施形態では、エフェクタは第 4 の装置 5 2 を介して器具先端 8 0 に連結される。第 4 の装置 5 2 は、器具 8 の軸 9 回りの外科エフェクタ 8 6 の回転を可能にする。10

【0043】

第 4 の装置 5 2 の設計の例は、外科エフェクタ 8 6 の回転を、例えば、曲げ可撓回転シャフトの形を取る負荷伝達要素 8 7 を介して調整できるように設計されている機械的な歯車要素 3 9 を有する。この場合、負荷伝達要素 8 7 は第 4 の装置 5 2 から器具 8 の近端 6 へ案内される。第 4 の装置 5 2 は、外科エフェクタ 8 6 の回転を、負荷伝達要素 8 7 に対する力又はトルクを加えることにより調節できるように設計されている（図 2 1（b）参照）。

【0044】

第 4 の装置 5 2 の有利な実施形態では、力伝達部材 8 7 は、第 6 の動作要素 1 1 2 の作動時に、外科エフェクタ 8 6 の回転を調整できるように、力伝達部材 8 7 に連結される第 6 の動作要素 1 1 2 を有する（図 3 8（b）参照）。20

【0045】

機械歯車要素 3 9 及び力伝達部材 8 7 の有利な実施形態は、2つの平歯車を有し、第 1 の平歯車 8 8 は、器具 8 の軸 9 の回りで回転自在に支えられ、外科エフェクタ 8 6 に一体化して回転自在となるように連結され、第 2 の平歯車 8 9 は第 1 の平歯車 8 8 と歯車装置を形成するように回転自在に支えられ、力伝達部材 8 7 に一体化して回転自在となるように連結される。この場合、力伝達部材 8 7 はシャフトとして設計され、その結果、それは器具 8 の近端 6 において力伝達部材 8 7 にかけられるトルクを第 2 の平歯車 8 9 に伝達する。好ましくは、力伝達部材 8 7 及び外科エフェクタ 8 6 の回転速度の間に 1 より大きい歯車速度伝達比を設定するために、第 1 の平歯車 8 8 は第 2 の平歯車 8 9 より大きい直径を有する（図 3 1（a）参照）。30

【0046】

機械歯車要素 3 9 及び力伝達部材 8 7 の更なる有利な実施形態は、2つのかさ歯車を有し、その第 1 のかさ歯車 9 0 は器具 8 の軸 9 の回りで回転自在に支えられ、外科エフェクタ 8 6 に一体化して回転自在になるように連結され、第 2 のかさ歯車 9 1 は第 1 のかさ歯車 9 0 と歯車装置を形成するように枢支され、力伝達部材 8 7 に動作可能に接続されている。この場合、力伝達部材 8 7 はベルト駆動として設計され、その結果、器具 8 の近端 6 において力伝達部材 8 7 にかけられる張力を、第 2 のかさ歯車 9 1 が回転されるように第 2 のかさ歯車 9 1 に伝達する。好ましくは、力伝達部材 8 7 は滑車装置線路として設計され、第 2 のかさ歯車 9 1 の回転軸は器具軸に実質的に垂直である。好ましくは、第 1 のかさ歯車 9 0 は、第 2 のかさ歯車 9 1 と第 1 のかさ歯車 9 0 の回転速度間の速度伝達比を 1 より大きく設定し、これにより力伝達部材 8 7 の張力を削減するために、第 2 のかさ歯車 9 1 より大きい直径を有し、これは外科エフェクタ 8 6 の一定のトルクのために必要とされる（図 3 1（b）参照）。40

【0047】

必要に応じて、外科エフェクタ 8 6 は、第 1 の制御要素 5 3 及び第 7 の動作要素 1 1 1 を有する。第 7 の動作要素 1 1 1 は、第 7 の動作要素 1 1 1 の作動時に、外科エフェクタ 8 6 の所望される機能が、好ましくは器具 8 の近端 6 から調整できるように第 1 の制御要素 5 3 に連結されている。50

【0048】

第1の制御要素53の有利な実施形態では、第1の制御要素は、必要に応じて外科エフェクタ86の所望される機能の調整が阻止されるように設定できる。このようにして、外科エフェクタ86の所望される機能の好ましい調整は、第7の動作要素111の作動なしで維持できる。第1の制御要素53の別の有利な実施形態では、第1の制御要素53は、必要に応じて線形の力又はトルクが第7の動作要素111から外科エフェクタ86に伝達できる金属線である。第1の制御要素53の更なる有利な実施形態では、第1の制御要素53は、第7の動作要素111から外科エフェクタ86に張力を伝達できる糸である。第1の制御要素53の更なる有利な実施形態では、第1の制御要素53は、第7の動作要素111から外科エフェクタ86まで電気信号を伝達できる、少なくとも1つの電気的に導電性のケーブルから成る。これらは、例えば、電圧又は電流等のアナログ測定信号、デジタルデータ又は高周波エフェクタを操作するための高周波電流である場合がある。

10

【0049】

第4の装置52の有利な実施形態では、外科エフェクタ86の回転の調整を阻止することもできる。このようにして、第6の動作要素112の作動を行わずに第4の装置52の好ましい位置合わせ／向きを維持できる。

【0050】

<制御装置>

制御装置55は様々な設計における器具8の手動制御のために役立つ。特に、制御装置55は器具先端80の曲げの手動調整に役立ち、あるいは器具8の軸9に平行な外科手術器具85の前進の手動調整に役立ち、あるいは器具8の軸9の回りの外科手術器具85の回転の手動調整に役立ち、あるいは外科エフェクタ48の所望の機能の手動調整に役立ち、あるいは外科エフェクタ86の回転の手動調整に役立ち、あるいは外科エフェクタ86の所望の機能の手動調整に役立ち、あるいは器具8の軸9に平行な器具8の前進の手動調整に役立ち、必要に応じて器具8の軸9回りの器具8の回転の手動調整に役立つ。

20

【0051】

制御装置55は、器具の内側管要素と外側管要素に推力をかけるための第7の装置57及び手動／電動で推力をかけるための第1の動作要素59を有する。第7の装置57は好ましくはクランプ、コネクタリング等の形を取る2個の連結要素を有し、第1の連結要素54は第1の動作要素59と器具8の外側管要素2の間に連結を確立し、第2の連結要素92は第1の動作要素59と器具の内側管要素1の間に連結を確立する。第1の連結要素54及び第2の連結要素92は、それらが器具8の軸9に平行に互いにに関して移動できるように設計されている。この場合、第1の連結要素54及び第2の連結要素92さらに第1の動作要素59が、第1の動作要素59の作動によって、第2の連結要素92に対し第1の連結要素54の移動を調整できるように互いに連結される。この場合、第1の連結要素54及び第2の連結要素92は、第2の連結要素92に関する第1の連結要素54の移動時に内側管要素1も外側管要素2に関して変位され、それによって器具先端80の曲げを調整できるように、器具8に連結される。

30

【0052】

第1の動作要素59の有利な実施形態では、第1の動作要素59は2つのロッド形状の、又はトリガ形状のハンドル又はグリップ93から成り、一方は第1の連結要素54に一体化して連結され、他方は第2の連結要素92に一体化して連結される。互いにに関してグリップ93を移動することによって、第1の連結要素54は第2の連結要素92に関して変位できる。このようにして、器具先端80の曲げを調整できる。必要に応じて、グリップ93の移動は案内要素94によって案内できる（図22参照）。案内要素は、例えば、両方のグリップの移動方向に沿って伸張し、一方のグリップに固定して取り付けられ、他方のグリップの中／上で摺動自在に支持されるガイドロッドから成る。

40

【0053】

第1の動作要素59の更なる有利な実施形態では、第1の動作要素59は2つのロッド形状のハンドル／グリップ93を有し、一方は第1の連結要素54に一体化して連結され

50

、他方は第2の連結要素92に固定して連結される。加えて、2つのグリップ93は、はさみの原理に従ってピン又はボルト95を介して互いに枢着される。第1の連結要素54は、ピン95を中心に互いに關して両方のグリップ93を回転することによって第2の連結要素92に關して変位できる。このようにして、器具先端80の曲げは調整できる(図32参照)。

【0054】

第1の動作要素59の更なる有利な実施形態では、第1の動作要素59は、一方の側でピボット95を通して連結要素57に枢着される、トリガの形を取るハンドル／グリップ93を有する。さらに、グリップ93は、滑車装置線路の形を取る第2の力伝達部材96を介して他の連結要素に動作可能なように連結され、ピボット方向97でピボット95の回りでグリップ3を回転すると、第1の連結要素54が第2の連結要素92に向かって移動される。このようにするために、滑車装置線路96はトリガ又はレバー59の中心部に固定され、ピボット95を運ぶ連結要素上に配置される偏向装置106上で案内される(図33参照)。第1の動作要素59の更なる有利な実施形態では、第1の動作要素59は歯車要素、例えば、大歯車、歯車ロッド又は歯車ベルトを有する。第1の動作要素59の更なる有利な実施形態では、第1の動作要素59は少なくとも1つのレバー機構を有する。

10

【0055】

偏向装置106の実施形態の例では、偏向装置106は、一方の連結要素に枢着されており、力伝達部材96がその中で案内される偏向ロールから成る。偏向装置106の実施形態の更なる例では、偏向装置106は力伝達部材96を変形する静的機械的障壁から成る。偏向装置106の実施形態の更なる例では、偏向装置106は、力伝達部材96が案内される管要素から成る。

20

【0056】

力伝達部材96の実施形態の例では、力伝達部材96は牽引糸又は牽引ケーブルである。力伝達部材96の実施形態の更なる例では、力伝達部材96はワイヤである。

【0057】

第7の装置57の有利な実施形態では、第7の装置は、2つの連結要素の間に配置され、第1の連結要素54が第2の連結要素92に近づくと圧縮されるばね要素98を有する(図34参照)。

30

【0058】

制御装置55は、必要に応じて第8の前進装置62及び第2の動作要素63を有する。第8の前進装置62は、好ましくは締め付けリング状の連結要素99であり、外科手術器具85に連結されている第3の連結装置99を有する。第3の連結要素99と外科手術器具85の間の連結は、器具8の軸9に沿った第3の連結要素99の移動により器具8の軸9に沿った外科手術器具85の移動が達成するように設計されている。この場合、動作要素63は、第3の連結要素99の長手方向の変位、ひいては外科手術器具8の長手方向の変位に役立つ。

【0059】

第2の動作要素63の有利な実施形態では、第2の動作要素63は牽引ロッド又は滑車装置線路を有し、それぞれは、第3の連結要素99にピンで取り付けられたグリップ100を有し、牽引ロッド100を移動することによって、第3の連結要素99が器具8の軸9に平行に変位できるようになっている。このように、外科手術器具85は器具に関連して移動できる。必要に応じて、グリップ100を有する牽引ロッドは、好ましくは器具の内側管要素の連結要素に取り付けられた、例えば目又はスリープの形を取る案内要素101によって案内することができる(図23参照)。

40

【0060】

第2の動作要素63の更なる有利な実施形態では、第2の動作要素63は、回転装置104を介して第3の連結要素99に枢着されている、レバー形状のグリップ100を有する。好ましくは牽引ケーブルの形を取る力伝達部材103は、グリップ100の中心部に

50

固定されている。力伝達部材 103 はさらに第 3 の連結要素 99 に連結され、好ましい方向 105 でのグリップ 100 の旋回時に、第 3 の連結要素 99 が器具 8 の軸 9 に平行に内側管要素の連結要素に関して移動できるようになっている。力伝達部材 103 は、必要に応じて、内側管要素の連結要素上に配置される 1 台又は複数の偏向装置 102 を介して偏向できる（図 35 参照）。

【0061】

第 2 の動作要素 63 の更なる有利な実施形態では、第 2 の動作要素 63 は、大歯車、歯車ロッド又は歯車ベルト等の歯車要素を有する。第 2 の動作要素 63 の更なる有利な実施形態では、第 2 の動作要素 63 は少なくとも 1 つのレバー機構を有する。

【0062】

偏向装置 102 の実施形態の例では、偏向装置 102 は、内側管要素の連結要素で枢支されている偏向ロールから成り、この上を牽引ケーブル状の力伝達部材 103 が案内される。偏向装置 102 の更なる有利な実施形態では、偏向装置 102 は、力伝達部材 103 を変形する静的機械的障壁から成る。偏向装置 102 の実施形態の更に別の例では、偏向装置 102 は管要素から成り、その上を力伝達部材 103 が案内される。

【0063】

力伝達部材 103 の実施形態の例では、力伝達部材 103 は牽引糸又は牽引ケーブルである。力伝達部材 103 の実施形態の更に別の例では、力伝達部材 103 はワイヤである。

【0064】

第 1 の動作要素 59 及び第 2 の動作要素 63 の更なる有利な実施形態では、第 1 の動作要素 59 は、器具の内側管要素の第 2 の連結要素 92 に蝶番のように取り付けられたレバー形状のグリップ 93 を有する。さらにグリップ 93 は、第 2 の牽引ケーブル状の力伝達部材 96 及び第 1 の連結要素 54 上に配置された偏向装置を介して器具の外側管要素の第 1 の連結要素 54 に動作可能に連結され、それにより、好ましい回転方向 97 で蝶番 95 の回りのグリップ 63 を旋回すると、第 1 の連結要素 54 は第 2 の連結要素 92 のほうへ引っ張られる。力伝達部材 96 は、すでに示されているように、1 台又は複数の偏向装置 106 によって、必要に応じて偏向できる。本実施形態に従って、第 2 の動作要素は第 1 の動作要素 59 の中に統合される。このようにするために、第 1 の動作要素は、第 2 の動作要素 63 のグリップ 100 を収容できるように設計されたレバー形状の第 1 の動作要素に沿ってさらに案内手段を有する。ここでは長手方向に延びる長穴の形を取る案内手段 107 が、好ましくは第 1 の動作要素 59 のグリップ 93 に沿って、第 2 の動作要素 63 のグリップ 100 の移動を可能にする。ケーブル状の力伝達部材 103 は、第 2 の動作要素のグリップ 100 の領域に連結されている。さらに、力伝達部材 103 は、外科手術器具の第 3 の連結要素 99 に連結され、それにより、好ましい方向 105 での第 2 の動作要素 63 のグリップ 100 の移動時に、第 3 の連結要素 99 が第 2 の連結要素 92 に関して器具 8 の軸 9 に平行に変位できるようになっている。このようにするために、力伝達部材 103 は、第 2 の連結要素 92 上に配置される 1 台又は複数の偏向装置 102 を介して偏向される（図 36 参照）。

【0065】

第 8 の装置 62 の有利な実施形態では、第 8 の装置 62 は、第 2 の連結要素と第 3 の連結要素の間に配置され、これにより第 3 の連結要素 99 を第 2 の連結要素 92 に関して移動させると、第 3 の連結要素 99 にリセット力をかけることができるばね要素 108 を有する（図 37 参照）。

【0066】

制御措置 55 は、必要に応じて、外科手術器具を作動させる第 9 の装置 65 及び第 3 の動作要素 66 を有する。このために、第 9 の装置 65 は、好ましくは、外科手術器具 85 に連結される締め付けリング 109 の形を取る第 4 の連結要素を有する。この場合、第 4 の連結要素 109 と外科手術器具 85 の間の機械連結部は、第 4 の連結要素 109 の器具 8 の軸 9 の回りでの回転により、器具 8 の軸 9 の回りでの外科手術器具 85 の回転が達成

10

20

30

40

50

されるように設計される。さらに、第3の動作要素66は、第3の動作要素66の作動により器具8の軸9の回りの第4の連結要素109の回転が達成できるように、第4の連結要素109に動作可能に連結される。

【0067】

第3の動作要素66の有利な実施形態では、第3の動作要素66は、グリップ110の回転によって第4の連結要素109が器具8の軸9の回りを回転できるように、第4の連結要素99に動作可能に連結されたロッド形状のグリップ110を有する。このようにして、外科手術器具85は、器具8の軸9の回りを回転できる。この場合、グリップ110の軸は器具8の軸9に一致することは必須ではない(図24参照)が、その間に偏向歯車装置を配置することによって器具8の長手方向軸に関して斜めに位置合わせできる。第3の動作要素66の更なる有利な実施形態では、このために、第3の動作要素66は、大歯車、歯車ロッド又は歯車ベルト等の歯車要素を有する。第3の動作要素66の更なる有利な実施形態では、第3の動作要素66は少なくとも1つのレバー機構を有する。この場合、器具8の軸9の回りでの外科手術器具85の回転の制御、及び器具8の軸9に平行な外科手術器具85の移動の制御が、1つの連結要素を通して達成されるように第8の装置62と第9の装置65とを結合することが有利である場合がある。この1つの連結要素は、器具8の軸9回りの回転のほか器具8の軸9に平行な移動も外科手術器具85に伝達できるように外科手術器具85に連結することができる。

10

【0068】

第7の装置57の更なる有利な実施形態では、第7の装置57は、第1の動作要素59から切り離すこともできる。このようにして、第1の動作要素59の作業点調整が可能である。第7の装置57の更なる有利な実施形態では、必要に応じて第1の連結要素54と第2の連結要素92の間の距離の調整を阻止できる。このようにして、器具先端80の好みの曲げは第1の動作要素59を作動することなく維持できる。

20

【0069】

第8の装置62の更なる有利な実施形態では、第8の装置62は必要に応じて第2の動作要素63から切り離すことができる。これによって、第2の動作要素63の作業点調整が可能である。第8の装置62の更なる有利な実施形態では、必要に応じて器具8の軸9に平行な第8の装置62の移動の調整を阻止できる。これによって、外科手術器具85の好みの位置は、第2の動作要素63を作動することなく維持できる。

30

【0070】

第9の装置65の更なる有利な実施形態では、第9の装置65は、必要に応じて第3の動作要素66から切り離すことができる。これによって第3の動作要素66の作業点調整が可能である。第9の装置65の更なる有利な実施形態では、必要に応じて器具8の軸9の回りでの第9の装置65の回転の調整を阻止できる。これによって、外科手術器具85の好みの位置は、第3の動作要素66を作動することなく維持できる。

【0071】

第2の装置45として外科手術器具85を使用するときの制御装置55の更なる有利な実施形態では、第5の動作要素46は制御装置55に連結される。この設計は、第1の動作要素59を通した、必要に応じて第2の動作要素63を通した、さらに必要に応じて同じ基準システム内の第3の動作要素66を通した、器具8の動作とともに、第5の動作要素46を通した外科手術器具85の所望の機能の調整を可能にする。制御装置55を適切に設計することで、器具8の手動動作及び例えば片手での外科手術器具85の所望の機能の調整が可能になる。

40

【0072】

第2の装置45として外科エフェクタ86の使用時の制御装置55の更なる有利な実施形態では、第7の動作要素111が制御装置55に連結される。この設計は、同じ基準システム内での少なくとも第1の動作要素59を通した器具8の動作とともに、第7の動作要素111を通した外科エフェクタ86の所望の機能の調整を可能にする。制御装置55を適切に設計することで、器具8の手動動作及び例えば片手での外科エフェクタ86の所

50

望される機能の調整を可能にする。

【0073】

第2の装置45として、第4の装置52と組み合わせて外科エフェクタ86を使用するときの制御装置55の更なる有利な実施形態では、第6の動作要素112が制御装置55に連結される。この設計は、同じ基準システムでの少なくとも第1の動作要素59を通した器具8の動作とともに第6の動作要素112を通した外科エフェクタ86の回転の調整を可能にする。制御装置55を適切に設計することで、器具8の手動動作及び例えば片手での外科エフェクタ86の回転の調整を可能にする。

【0074】

<オーバーチューブ装置 >

オーバーチューブ装置68は、好ましくは器具8である少なくとも1台の第11の装置71を収容し、人体の中に挿入するのに役立つ。特に、オーバーチューブ装置68は、少なくとも1台の第11の装置とカメラシステム又は視覚装置を、消化管のような管状の中空の器官の中に配置するのに役立つ。好ましくは、2台の器具8はオーバーチューブ装置68の中に配置される。カメラシステムは必要に応じて、可撓内視鏡113から成るか、あるいはオーバーチューブ装置に一体化されたカメラ装置79から成っていてもよい。オーバーチューブ装置68は、その末端69に、挿入された器具8と、必要に応じて、挿入された可撓内視鏡113が中から出現できる末端開口部76を有する。この場合、オーバーチューブ装置68の末端要素73は、器具8及びカメラシステムの基準システムを表す。

10

20

【0075】

消化管等の管状の中空器官の中にオーバーチューブ装置68を挿入するにあたり、オーバーチューブ装置68の高い可撓性が、特に大腸等きつく曲がった管状の中空器官を通過するときに有利である。同時に、オーバーチューブ装置68の末端要素73によって表される基準システムの優れた制御、すなわちオーバーチューブ装置68の末端要素73の位置合わせ／方向付け及び位置決めに関する制御は、有利である。オーバーチューブ装置の高い可撓性と、オーバーチューブ装置68の近端70からのオーバーチューブ装置68の末端要素73の優れた制御とを複合させることはこれまで課題であった。

【0076】

この課題を解決するために、本発明の主題としてのオーバーチューブ装置68は、オーバーチューブ装置68の末端要素73に連結し、オーバーチューブ装置68の近端の所まで伸張する第2のシャフト状の、又はケーブル状の制御要素74を有する。このように、第2の制御要素74は、オーバーチューブ装置68の近端70からオーバーチューブ装置68の末端要素73に対して影響を与える第2の機械的手段である。オーバーチューブ装置68の可撓性を高めるために、器具8のような第11の装置71を案内できるオーバーチューブ装置68の管要素72は、オーバーチューブ装置68の軸78に平行な第2の制御要素74に関して管要素72の局所的な変位が可能になるように、必要に応じて第2の制御要素74から切り離すことができる。したがって、オーバーチューブ装置68の曲げは、曲げに反して作用する反力が発生する可能性のある、曲げの方向で配置された管要素72の圧縮及び曲げの反対方向に配置される管要素72の引き伸ばしを引き起こさず、第2の制御要素74に関して管要素72の局所的な変位を引き起こす（図41参照）。

30

40

【0077】

さらに正確には、オーバーチューブ装置68は、その末端69に、第2の制御要素74に連結されている端部カバーの形を取る末端要素73を有する。第2の制御要素74はシャフト又はケーブルとして設計され、オーバーチューブ装置68の近端70まで伸張する。さらに、オーバーチューブ装置は、末端要素73に連結される少なくとも1つの管要素72を有する（図40参照）。

【0078】

管要素72の中に器具8を挿入することは、オーバーチューブ装置68の適用の一例を表している。この場合、器具8は第11の装置71を表す。器具8の器具先端80は、好

50

ましくはオーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 から突出する(図 2 5 参照)。

【0079】

第 1 1 の装置 7 1 は、オーバーチューブ装置の軸 7 8 に平行に移動できる。この場合、第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 と、管要素 7 2 の内面 1 1 4 は互いにじかに接触していることが好ましい。第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 と管要素 7 2 の内面 1 1 4 との間の摩擦を、接触面を縮小することによって削減することが有利である場合もある。さらに、第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 の断面形状及び管要素 7 2 の内面 1 1 4 の断面形状を、管要素 7 2 内での第 1 1 の装置の回転が阻止されるように設計することが有利な場合がある。

【0080】

管要素 7 2 及び第 1 1 の装置 7 1 の有利な実施形態では、第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 と管要素 7 2 の内面 1 1 4 は円形の断面を有する(図 4 2 (a) 参照)。管要素 7 2 及び第 1 1 の装置 7 1 の更なる有利な実施形態では、第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 及び管要素 7 2 の内面 1 1 4 は、管要素 7 2 内での第 1 1 の装置 7 1 の回転を阻止する断面形状を有する。これらの断面形状は、例えば多角形又は星形であってもよい。必要に応じて、これらの断面形状は丸みを付けられていてもよい(図 4 2 (b) 参照)。管要素 7 2 及び第 1 1 の装置 7 1 の更なる有利な実施形態では、管要素 7 2 の内面 1 1 4 は円形の断面を有し、第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 は、円形ではなく例えば多角形又は星形である断面形状を有する。必要に応じて、この断面形状は丸みを付けられていてもよい(図 4 2 (c) 参照)。管要素 7 2 及び第 1 1 の装置 7 1 の更なる有利な実施形態では、第 1 1 の装置 7 1 の外面 1 1 6 は円形の断面を有し、管要素 7 2 の内面 1 1 4 は、円形ではなく例えば多角形又は星形である断面形状を有する。必要に応じて、この断面形状は丸みを付けられていてもよい(図 4 2 (d) 参照)。

10

20

30

40

【0081】

オーバーチューブ装置 6 8 の有利な実施形態では、オーバーチューブ装置 6 8 が案内装置 1 1 7 を有する。この場合、この案内装置 1 1 7 はスリープ形状であり、オーバーチューブ装置に沿って伸張し、管の全長にわたり少なくとも 1 つの管要素 7 2 に固定連結される。スリープ形の案内装置の中では、第 2 の制御要素 7 4 が軸に沿って移動可能に支持され、これにより管要素 7 2 がオーバーチューブ装置 6 8 の軸 7 8 に平行に第 2 の制御要素 7 4 に関して局所的に変位できる。好ましくは、案内装置は、第 2 の制御装置 7 4 と管要素 7 2 の間の距離が変化できないように設計されている。

【0082】

案内装置 1 1 7 の有利な実施形態では、前記案内装置は、少なくとも 1 つの管状の又はスリープ形状の案内セグメント 1 1 9 から成る。案内セグメント 1 1 9 が、オーバーチューブ装置の全長にわたり連続的に伸張することは必須ではない。好ましくは、複数の案内セグメント又はスリープ 1 1 9 は、一定の間隔をおいてオーバーチューブ装置に沿って配置することができ(図 4 4 参照)、それぞれはそれぞれの管要素に固定連結される。案内セグメント 1 1 9 の別の有利な実施形態では、前記案内セグメントは、第 2 の制御要素 7 4 に固定連結され、管要素 7 2 が移動可能に案内される閉リンク構造体を有する(図 4 3 (a) 参照)。案内セグメント 1 1 9 の更なる有利な実施形態では、前記案内セグメントは、管要素 7 2 に固定連結され、第 2 の制御要素 7 4 が移動可能に案内される閉リング構造体を有する(図 4 3 (b) 参照)。案内セグメント 1 1 9 の更なる有利な実施形態では、前記案内セグメントは、第 2 の制御要素 7 4 に固定連結され、側面方向の開口部 1 1 8 を有して管要素 7 2 が移動可能に案内されるリング構造体を有する(図 4 3 (c) 参照)。案内セグメント 1 1 9 の更なる有利な実施形態では、案内セグメントは、管要素 7 2 に固定連結され、側面方向開口部 1 1 8 を有して第 2 の制御要素 7 4 が移動可能に案内されるリング構造体を有する(図 4 3 (d) 参照)。

【0083】

オーバーチューブ装置 6 8 の設計の例では、オーバーチューブ装置 6 8 は 3 つの管要素 7 2 を有する。末端カバー形状の端部要素 7 3 は、3 つの末端開口部 7 6 を有し、それぞれが管要素 7 2 のうちの 1 つに対する連結部を形成する。管要素 7 2 は末端要素 7 3 に連

50

結され、前記要素によっていっしょに保持される。管要素72の内の2つは、好ましくはそれぞれ1つの器具8を収容するために設けられ、更に別の管要素72は好ましくは可撓内視鏡113を収容するために設けられる(図26参照)。

【0084】

オーバーチューブ装置68の設計の更に別の例では、オーバーチューブ装置68は2つの管要素72を有する。末端要素73はそれぞれ管要素72の一方に対して連結を確立する2つの末端開口部76を有する。管要素は末端要素73に連結され、前記要素によっていっしょに保持される。2つの管要素72は好ましくは、それぞれ1つの器具8を収容するために設けられる。末端要素73はその中に一体化されたカメラ装置79を有する(図29参照)。

10

【0085】

カメラ装置79の有利な実施形態では、カメラ装置79は、カメラ装置79の視野角を調整できる機械的な装置又は駆動手段を有する。

【0086】

オーバーチューブ装置68の有利な実施形態では、オーバーチューブ装置68は、平行に伸張する管要素72が配置され束ねられる外側カバー75を有する(図27参照)。

20

【0087】

第2のケーブル状の制御要素74の有利な実施形態では、第2のケーブル状の制御要素74は、その近端で、第4の動作要素77に連結されている。この場合、ケーブル状の制御要素74は、ボーデンケーブル手段のように所定のねじれ抵抗及び曲げ抵抗を有する。第2の制御要素74と第4の動作要素77との間の連結は、第4の動作要素77の回転により第2の制御要素74の回転を達成し、第4の動作要素77の移動により第2の制御要素74の移動を達成するように、設計される。第4の動作要素77の作動によって、末端要素73の向き及び位置を制御できる(図28参照)。

30

【0088】

末端の要素73の有利な実施形態では、前記端部要素は、少なくとも1つの末端開口部76を有するとともに、末端開口部76の位置又は向きあるいは位置と向きの両方を調整できる作動装置120を有する。作動装置120は、第3の制御要素121及び第8の動作要素122を有し、第3の制御要素121は第8の動作要素122に連結されている(図45参照)。

30

【0089】

作動装置120の更なる有利な態様としては、作動装置120が、圧縮空気供給時に、末端開口部76の位置又は向きあるいは位置と向きの両方を調整するようにした空気圧式アクチュエータを有する。圧縮空気は、第3の制御要素121を介して供給され使用される。圧縮空気の供給及び使用は、第8の動作要素122を介して制御される。

【0090】

作動装置120の更に別の有利な態様としては、作動装置120は、液状媒体が供給又は吸出されるときに、末端開口部76の位置又は向きあるいは位置と向きの両方を調整するようにした油圧アクチュエータを有する。液状媒体は第3の制御要素121を介して供給及び/又は吸出される。液状媒体の供給及び/又は吸出は第8の動作要素122を介して制御される。

40

【0091】

作動装置120の更に別の有利な態様としては、作動装置120は、力及び/又はトルクの結合時に、末端開口部76の位置又は向きあるいは位置と向きの両方を調整するようにした機械的伝動装置を有する。力及び/又はトルクの結合は第3の制御要素121を介して達成される。力及び/又はトルクの結合は第8の動作要素122を介して制御される。

【0092】

管要素72の更なる有利な態様としては、管要素72は、管要素72に設けられた第1の装置71、好ましくは器具8又は可撓内視鏡113の移動を阻止するようにした機構

50

を有する。これによって、管要素 7 2 内の第 1 1 の装置 7 1 の好ましい位置が管要素 7 2 によって維持できる。

【 0 0 9 3 】

管要素 7 2 の更に別の有利な態様としては、管要素 7 2 は、管要素 7 2 の中に設けられた第 1 1 の装置 7 1 、好ましくは器具 8 又は可撓内視鏡 1 1 3 の回転を阻止するようにした機構を有する。これによって、管要素 7 2 内の第 1 1 の装置 7 1 の好ましい向きが管要素 7 2 によって維持できる。

【 0 0 9 4 】

末端要素 7 3 の末端開口部 7 6 の設計の例では、末端開口部 7 6 はホース要素 1 2 3 を有する。ホース要素 1 2 3 は、管要素 7 2 の中に挿入される第 1 1 の装置 7 1 がオーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 にある末端開口部 7 6 から出現できるように、末端要素 7 3 に取り付けられている。例えばプラスチック膜等の可撓性材料から作られているホース要素を使用することにより、第 1 1 の装置 7 1 が末端開口部に設けられていない場合には、末端開口部 7 6 の管腔がつぶれ、これによりオーバーチューブ装置 6 8 の末端部 6 9 の断面を縮小できるため、オーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 の総断面を縮小できる。これは、断面が小さいと挿入が容易且つ穏やかになるので、特にオーバーチューブ装置 6 8 を管状の中空の器官に挿入するときに有効である。末端開口部 7 6 の管腔は、第 1 1 の装置 7 1 を挿入することによって拡大できる。

10

【 0 0 9 5 】

ホース要素 1 2 3 の更なる有利な態様としては、ホース要素 1 2 3 は閉断面を有し、ホース要素 1 2 3 の外面 1 2 4 の一部において末端要素 7 3 に連結される（図 4 6 (a) 参照）。

20

【 0 0 9 6 】

ホース要素 1 2 3 の別の更なる有利な態様としては、ホース要素 1 2 3 は開かれた断面を有し、得られる末端開口部 7 6 が閉断面を有するように、末端要素 7 3 に連結される（図 4 6 (b) 参照）。

【 0 0 9 7 】

管要素 7 2 の更なる有利な態様としては、管要素 7 2 は、全体的に又は部分的にプラスチック膜又は合成膜等の可撓性材料から作られ、これにより第 1 1 の装置 7 1 が管要素 7 2 に設けられていない場合には管要素 7 2 の管腔がつぶれる。これにより、オーバーチューブ装置 6 8 の断面を縮小することができる。これは、断面を小さくすることでオーバーチューブ装置 6 8 の挿入を容易且つ穏やかにすることが可能になるため、特にオーバーチューブ装置 6 8 が管状の中空の器官の中に挿入されるときに有効である。管要素 7 2 の管腔は第 1 1 の装置 7 1 の挿入によって拡大できる。

30

【 0 0 9 8 】

オーバーチューブ装置 6 8 の可撓性は、第 2 の制御要素 7 4 によって部分的に決定される。オーバーチューブ装置 6 8 を中空の器官に挿入する間、非常に高い可撓性が求められる。それと対照的に、末端部が介入場所に達した時は、末端部要素 7 3 の高い制御性を得るため、オーバーチューブ装置 6 8 の可撓性は低いほうが望ましいことがある。

40

【 0 0 9 9 】

第 2 の制御要素 7 4 の更なる有利な態様としては、第 2 の制御要素 7 4 は、必要に応じて第 2 の制御要素 7 4 全体の可撓性を調整できる機構を有する。

【 0 1 0 0 】

第 2 の制御要素 7 4 の別の更なる有利な態様としては、第 2 の制御要素 7 4 は、必要に応じて第 2 の制御要素 7 4 の少なくとも一部の可撓性を調整できる機構を有する。

【 0 1 0 1 】

第 2 の制御要素 7 4 の別の更なる有利な態様としては、第 2 の制御要素 7 4 は、制御セグメント 1 2 5 を有する。第 2 の制御要素 7 4 の制御セグメント 1 2 5 は、第 4 の制御要素 1 2 6 及び第 9 の動作要素 1 2 7 を有する。第 9 の動作要素 1 2 7 は、好ましくはオーバーチューブ装置 6 8 の近端 7 0 に位置し、第 4 の制御要素 1 2 6 を介して制御セグメン

50

ト 1 2 5 に接続される。第 2 の制御要素 7 4 の制御セグメント 1 2 5 は、好ましくはオーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 に位置する(図 4 7 参照)。

【 0 1 0 2 】

制御セグメント 1 2 5 は、第 9 の動作要素 1 2 7 の作動時に、制御セグメント 1 2 5 の曲げを第 4 の制御要素 1 2 6 を介して調整できるように設計されている。制御セグメント 1 2 5 の曲げの調整により、オーバーチューブ装置 6 8 の末端要素 7 3 の向きを調整できることが好ましい。

【 0 1 0 3 】

さらに、オーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 を安定させることは、特に、オーバーチューブ装置 6 8 の末端開口部 7 6 から導出される外科手術器具で対象組織を操作する場合に好ましい。このような安定は、中空の器官壁 1 2 9 上でオーバーチューブ装置 6 8 を支持することによって達成できる。特に、大腸等、断面にほとんど変化がない管状の中空の器官では、オーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 のこのような安定が達成できる。

10

【 0 1 0 4 】

オーバーチューブ装置 6 8 の更なる有利な態様としては、オーバーチューブ装置 6 8 の外面は、少なくとも 1 つの第 1 の流体チャンバ 1 2 8 を備える。流体送り装置 1 2 9 を介して、流体を第 1 の流体チャンバ 1 2 8 に送ることと、流体を第 1 の流体チャンバ 1 2 8 から排出することができる。流体を第 1 の流体チャンバ 1 2 8 に送ることによって、オーバーチューブ装置 6 8 の断面を選択的に拡大できる(図 4 9 参照)。

20

【 0 1 0 5 】

第 1 の流体チャンバ 1 2 8 に流体を送ることにより、中空の器官の壁 1 2 9 上のオーバーチューブ装置 6 8 を支持し、中空の器官内でのオーバーチューブ装置 6 8 の末端 6 9 の安定を達成することができる(図 5 0 参照)。

20

【 0 1 0 6 】

外側カバー 7 5 の更なる有利な態様としては、外側カバー 7 5 は少なくとも 1 つの第 1 の流体チャンバ 1 2 8 を備える(図 4 8 参照)。

【 0 1 0 7 】

オーバーチューブ装置 6 8 の更なる有利な態様としては、オーバーチューブ装置は折り畳むことのできる構造を有する。このため、例えば、管要素 7 2 及び外側カバー 7 5 は、好ましくはプラスチック膜又は合成膜等の、可撓性材料から作ることができる。このようにして、オーバーチューブ装置 6 8 をさらに容易且つ穏やかに人体へ挿入することができる。

30

【 0 1 0 8 】

折り畳み可能な構造を有するオーバーチューブ装置 6 8 の別の更なる有利な態様としては、オーバーチューブ装置 6 8 は、流体が充填されると支持構造となる、第 2 の流体チャンバ 1 3 0 を 1 つ含む流体チャンバシステム 1 3 1 を備える。この支持構造は、オーバーチューブ装置 6 8 の折り畳まれた断面を確立し直し、例えば器具 8 の管要素 7 2 の中への挿入を容易にするのに役立つ。流体チャンバシステム 1 3 1 への流体の充填が不十分な場合、構造体は折り畳まれることがある(図 5 1 (b) 参照)。流体チャンバシステム 1 3 1 に流体が十分に充填された場合、オーバーチューブ装置 6 8 の好ましい断面形状の調整がサポートされる(図 5 1 (a) 参照)。この場合、流体は必要に応じて気体又は液体であってもよい。

40

【 0 1 0 9 】

少なくとも 1 つの第 2 の流体チャンバ 1 3 0 を備える、折り畳み可能な構造体を支持するための流体チャンバシステム 1 3 1 を有するオーバーチューブ装置 6 8 の別の更なる有利な態様としては、流体チャンバシステム 1 3 1 は、好ましくは一定の間隔をおいてオーバーチューブ装置 6 8 に沿って配列された、セグメントに分割される。必要に応じて、流体チャンバシステム 1 3 1 のセグメントは、流体によって選択的に充填することができる。セグメントを含む流体チャンバシステム 1 3 1 の設計の結果として、流体チャンバシステム 1 3 1 の中に流体が充填されているときは、オーバーチューブ装置 6 8 の曲げを維持

50

することができる。流体は必要に応じて気体又は液体であってもよい。

【0110】

オーバーチューブ装置68は、対称的又は非対称的な断面を有していてもよい。特に、管要素72に挿入される医療器具の直径がまちまちである場合、異なるサイズを有する管要素72を使用することによるオーバーチューブ装置の断面の非対称的設計は有利である。

【図面の簡単な説明】

【0111】

【図1】第1の装置を示す図である。

10

【図2】側面方向凹部を有する第1の構造体を示す図である。

【図3】側面方向凹部の更なる有利な態様を示す図である。

【図4】第1の構造体の更なる有利な態様を示す図である。

【図5】セグメントと蝶番要素を有する第1の構造体を示す図である。

【図6】蝶番要素の有利な位置を示す図である。

【図7】セグメントと1つの曲げ要素を有する第1の構造体を示す図である。

【図8】曲げ要素の曲げ部を示す図である。

【図9】曲げ要素の有利な配置を示す図である。

【図10】曲げ要素の有利な断面形状を示す図である。

【図11】張力要素の機能を示す図である。

20

【図12】第1の機械連結部の更なる有利な態様を示す図である。

【図13】第2の機械連結部の更なる有利な態様を示す図である。

【図14】張力要素の第2のガイド手段を示す図である。

【図15】ガイド要素の更なる有利な態様を示す図である。

【図16】張力要素の第2のガイド手段の更なる有利な態様を示す図である。

【図17】張力要素の第2のガイド手段の更なる有利な態様を示す図である。

【図18】内側管要素と外側管要素の更なる有利な断面形状の態様を示す図である。

【図19】第2の装置の設計を示す図である。

【図20】第2の装置と内側管要素の更なる有利な断面形状の態様を示す図である。

【図21】第2の装置の更なる有利な態様を示す図である。

30

【図22】第5の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図23】第5の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図24】第5の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図25】第10の装置を示す図である。

【図26】第10の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図27】第10の装置の有利な実施形態の断面図である。

【図28】第4の動作要素を有する第10の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図29】一体化されたカメラ装置を有する第10の装置の末端要素の有利な実施形態を示す図である。

【図30】第1の構造体の有利な実施形態を示す図である。

40

【図31】第4の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図32】第1の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【図33】第1の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【図34】第7の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図35】第2の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【図36】第1の動作要素と第2の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【図37】第8の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図38】第2の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図39】第2の装置の実施形態の一例を示す図である。

【図40】オーバーチューブ装置を示す図である。

【図41】オーバーチューブ装置の曲げへの第2の制御要素の機能を示す図である。

50

【図42】管要素と第11の装置の有利な実施形態を示す図である。

【図43】案内装置の有利な実施形態を示す図である。

【図44】案内セグメントの有利な実施形態を示す図である。

【図45】作動装置を示す図である。

【図46】ホース要素の有利な実施形態を示す図である。

【図47】第2の制御要素の有利な実施形態を示す図である。

【図48】外側カバーの有利な実施形態を示す図である。

【図49】オーバーチューブ装置の有利な実施形態を示す図である。

【図50】流体チャンバの有利な使用を示す図である。

【図51】流体チャンバシステムの機能を示す図である。

10

【符号の説明】

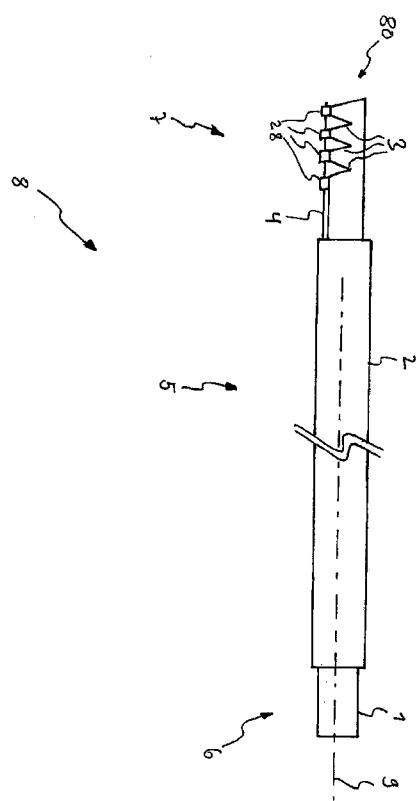
【0112】

1	内側管要素	
2	外側管要素	
3	第1の構造体	
4	張力要素	
5	シャフト / 器具シャフト	
6	第1の装置の近端 / 器具の近端	
7	第1の装置の末端	
8	第1の装置 / 器具	20
9	第1の装置の軸 / 器具軸	
10	内側管要素の末端開口部	
11	側面方向凹部	
12	側面方向凹部外部	
13	側面方向凹部内部	
14	隙間の切断面	
15	内側管要素の前面	
16	セグメント	
17	蝶番要素	
18	張力要素のループ	30
19	セグメントの貫通穴	
20	蝶番要素の回転軸	
21	セグメント外面の接線	
22	セグメント軸	
23	曲げ要素	
24	内側管要素シャフト	
25	隙間	
26	曲げ領域	
27	テーパー / 狹窄部	
28	第2の張力要素ガイド	40
29	第1の機械連結部	
30	第2の機械連結部	
31	外側管要素の側面方向開口部	
32	張力要素の近位拡大部	
33	内側管要素の側面方向開口部	
34	張力要素の末端拡大部	
35	第1の張力要素ガイド	
36	ガイド部材	
37	内側管要素内面の溝	
38	内側管要素外壁の貫通穴	50

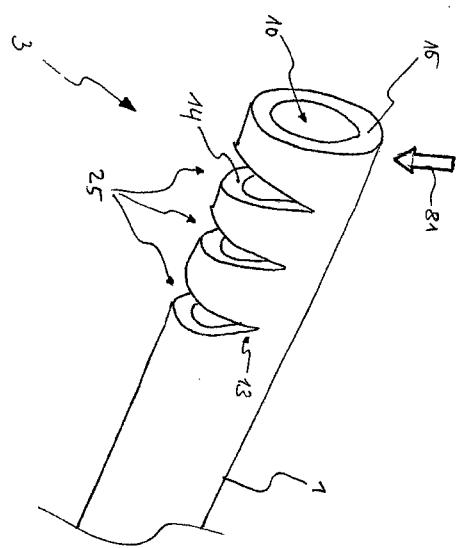
3 9	機械歯車要素	
4 0	内側管要素外壁の第2の側面方向開口部	
4 1	外側管要素の外面	
4 2	外側管要素の内面	
4 3	内側管要素シャフトの外面	
4 4	内側管要素シャフトの内面	
4 5	第2の装置	
4 6	第2の装置の第5の動作要素	
4 7	第2の装置のシャフト	
4 8	外科エフェクタ	10
4 9	可撓外科手術器具の近端	
5 0	可撓外科手術器具の末端	
5 1	第2の装置の外面	
5 2	第4の装置	
5 3	第1の制御要素	
5 4	第1の連結要素	
5 5	第5の装置 / 制御装置	
5 6	第6の装置	
5 7	第7の装置	
5 8	末端要素	20
5 9	第1の動作要素	
6 0	第6の装置の第1の要素	
6 1	第6の装置の第2の要素	
6 2	第8の装置	
6 3	第2の動作要素	
6 4	第6の装置の第3の要素	
6 5	第9の装置	
6 6	第3の動作要素	
6 7	第6の装置の軸	
6 8	第10の装置 / オーバーチューブ装置	30
6 9	第10の装置の末端	
7 0	第10の装置の近端	
7 1	第11の装置	
7 2	管要素 / 器具チャネル	
7 3	末端要素	
7 4	第12の装置 / 第2の制御要素	
7 5	外側カバー	
7 6	末端開口部	
7 7	第4の動作要素	
7 8	第10の装置の軸	40
7 9	カメラ装置	
8 0	器具先端	
8 1	好みしい方向	
8 2	張力要素の末端	
8 3	張力要素の近端	
8 4	内側管要素の外面の溝	
8 5	外科手術器具	
8 6	外科エフェクタ	
8 7	第2の制御要素 / 力伝達部材	
8 8	第1の平歯車	50

8 9	第 2 の平歯車	
9 0	第 1 のかさ歯車	
9 1	第 2 のかさ歯車	
9 2	第 2 の連結要素	
9 3	ハンドル / グリップ	
9 4	案内要素	
9 5	回転装置	
9 6	第 2 の力伝達部材	
9 7	好ましい回転方向	
9 8	ばね要素	10
9 9	第 3 の連結要素	
1 0 0	ハンドル / グリップ	
1 0 1	案内要素	
1 0 2	偏向装置	
1 0 3	力伝達部材	
1 0 4	回転装置	
1 0 5	好ましい方向	
1 0 6	偏向装置	
1 0 7	案内手段	
1 0 8	ばね要素	20
1 0 9	第 4 の連結要素	
1 1 0	ハンドル / グリップ	
1 1 1	第 7 の動作要素	
1 1 2	第 6 の動作要素	
1 1 3	可撓内視鏡	
1 1 4	管要素の内面	
1 1 5	管要素の外	
1 1 6	第 1 1 の装置の外	
1 1 7	案内装置	
1 1 8	案内装置の側面方向開口部	30
1 1 9	案内セグメント	
1 2 0	作動装置	
1 2 1	第 3 の制御要素	
1 2 2	第 8 の動作要素	
1 2 3	ホース要素	
1 2 4	ホース要素の外	
1 2 5	第 2 の制御要素の制御セグメント	
1 2 6	第 4 の制御要素	
1 2 7	第 9 の動作要素	
1 2 8	第 1 の流体チャンバ	40
1 2 9	中空の器官の壁	
1 3 0	第 2 の流体チャンバ	
1 3 1	流体チャンバシステム	

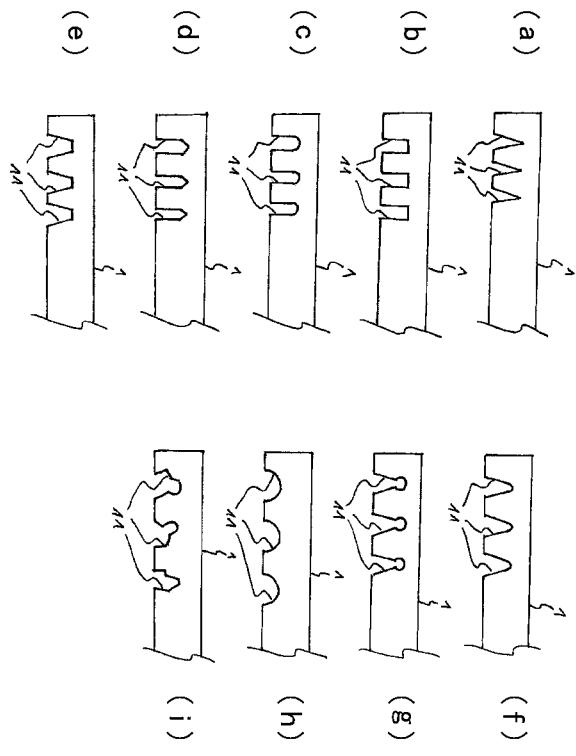
【図1】



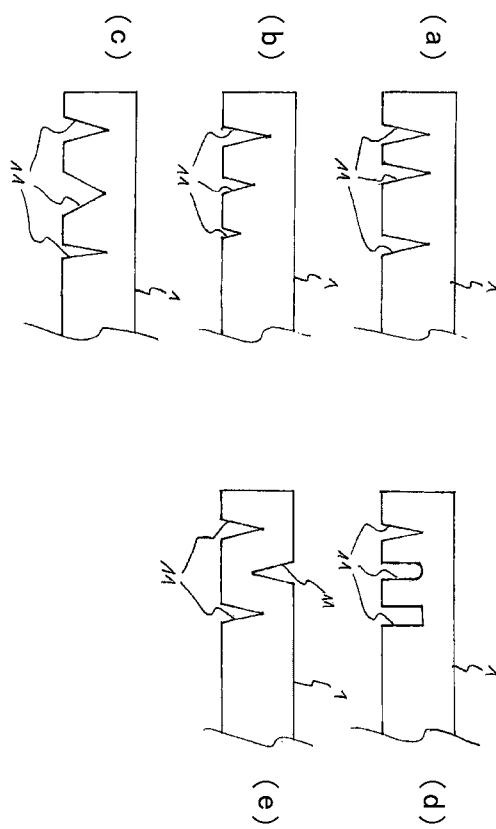
【図2】



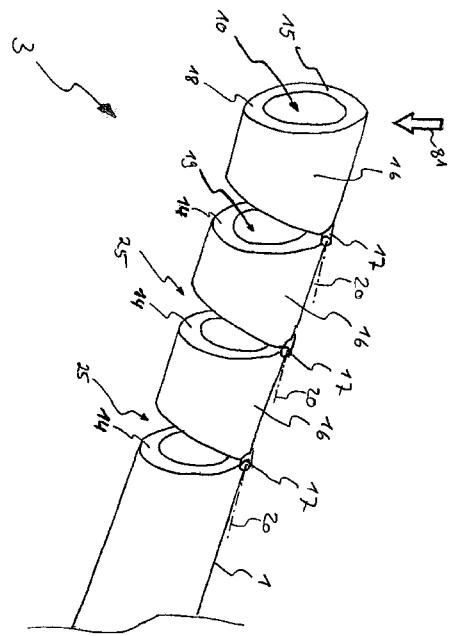
【図3】



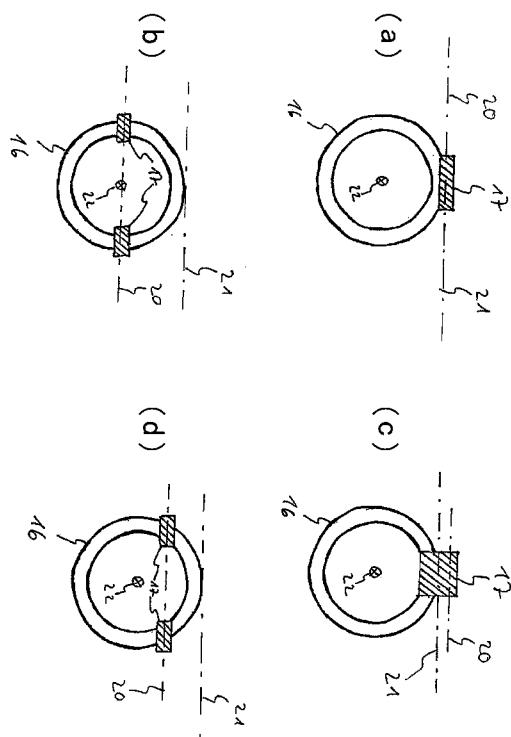
【図4】



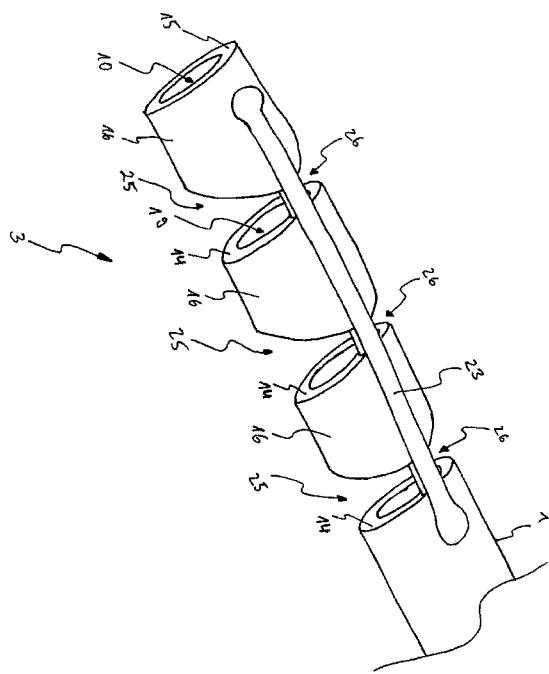
【図5】



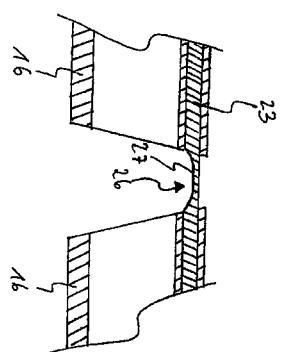
【図6】



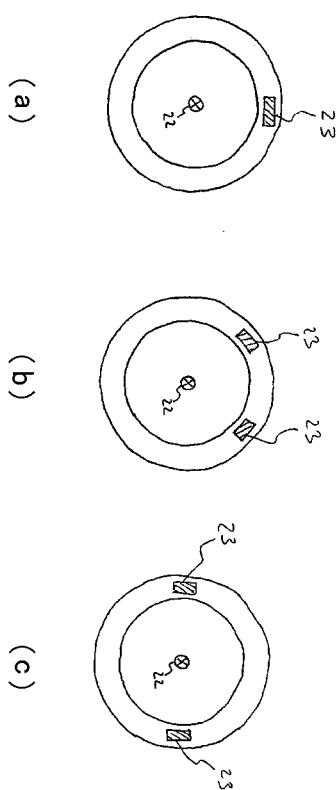
【図7】



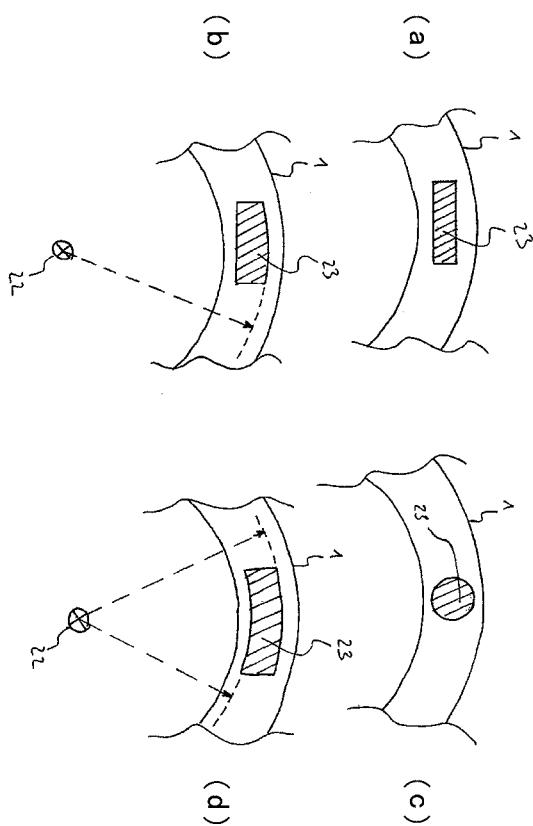
【図8】



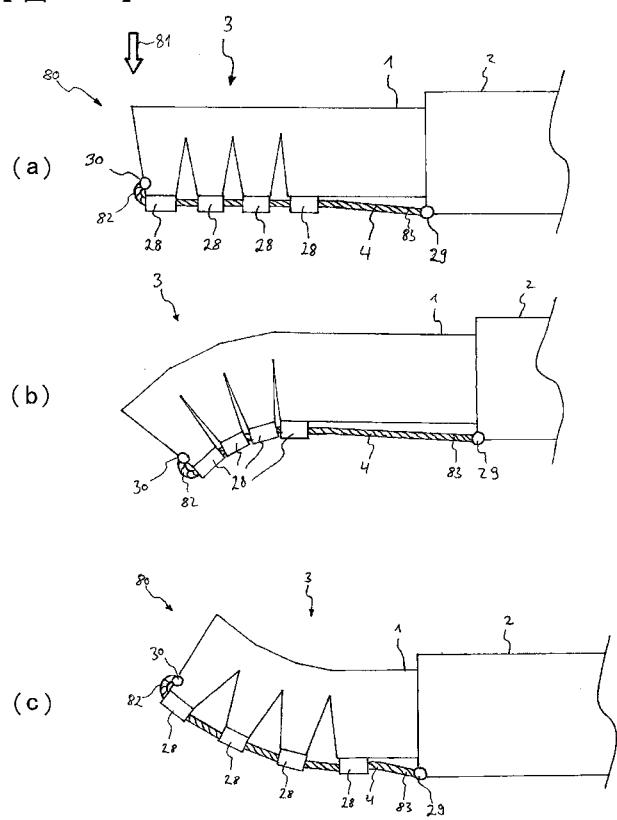
【図 9】



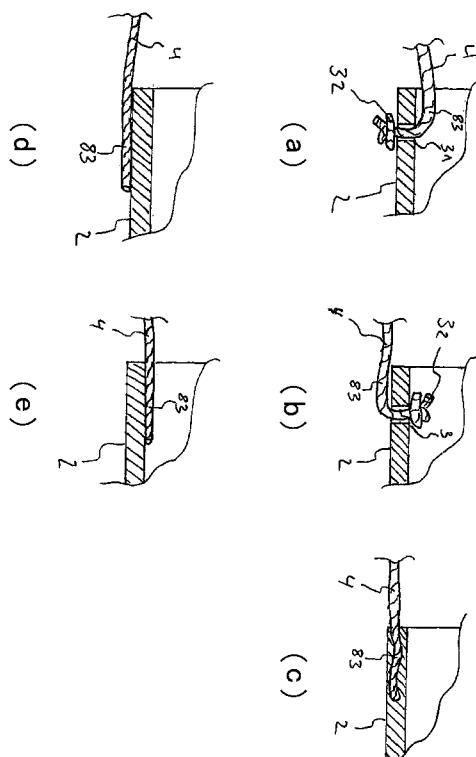
【図 10】



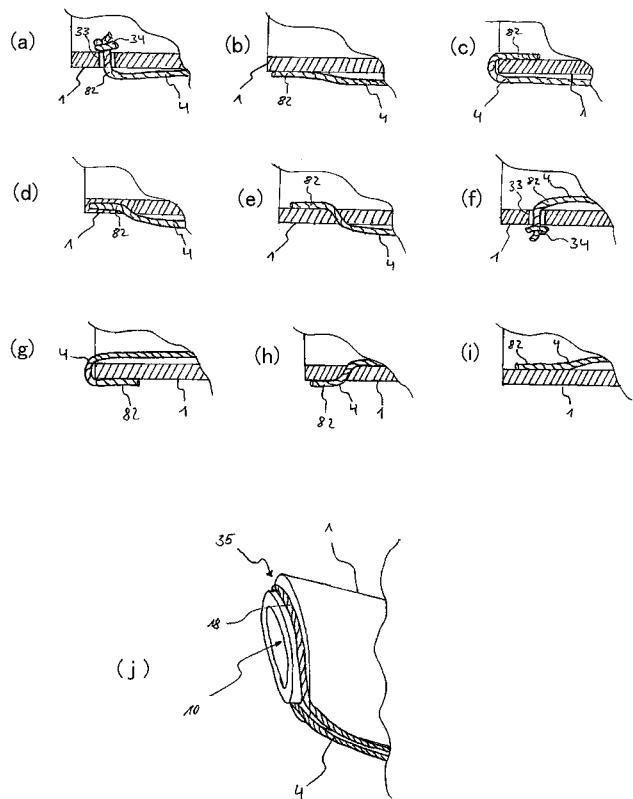
【図 11】



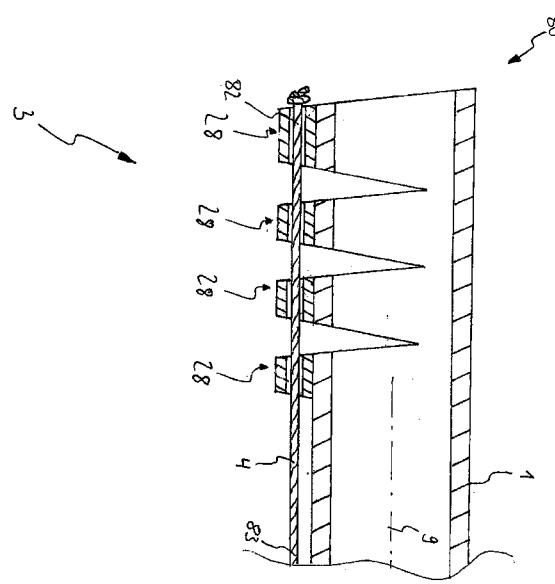
【図 12】



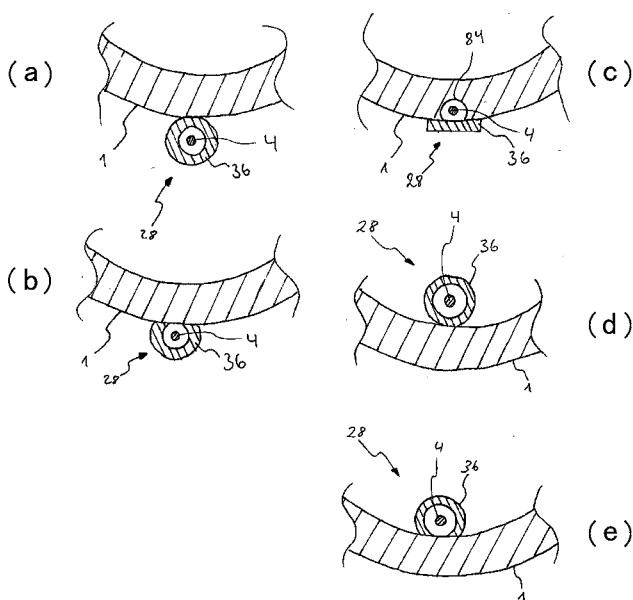
【図13】



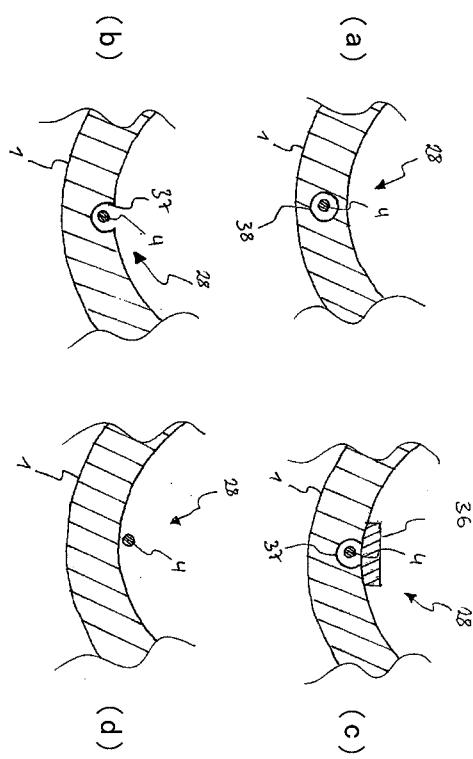
【図14】



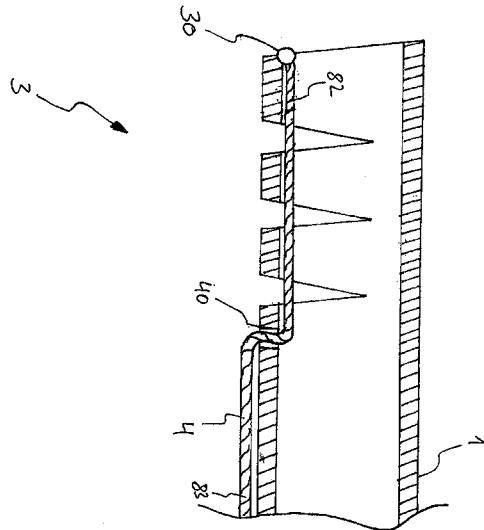
【図15】



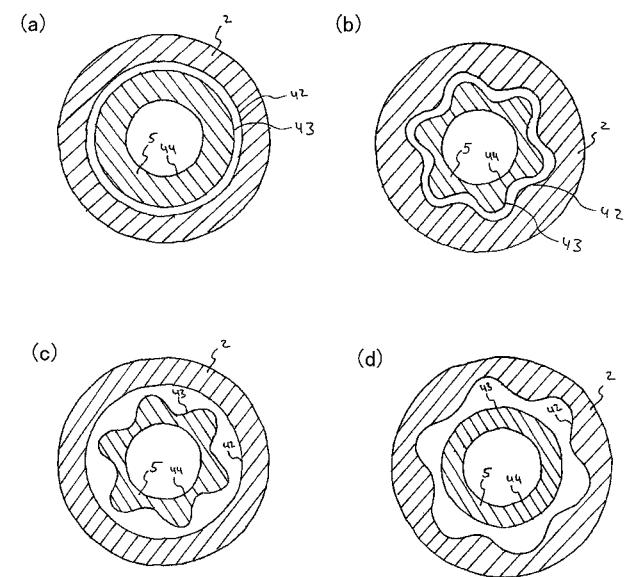
【図16】



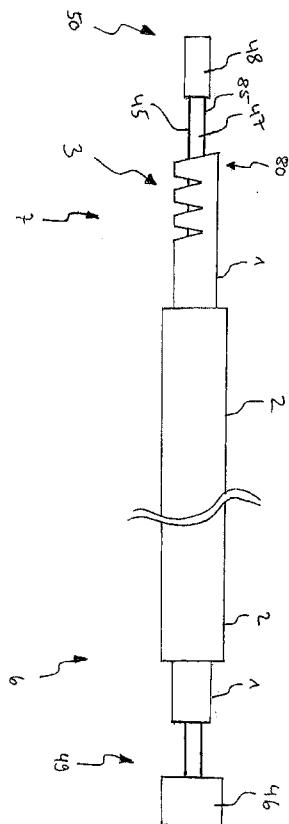
【図17】



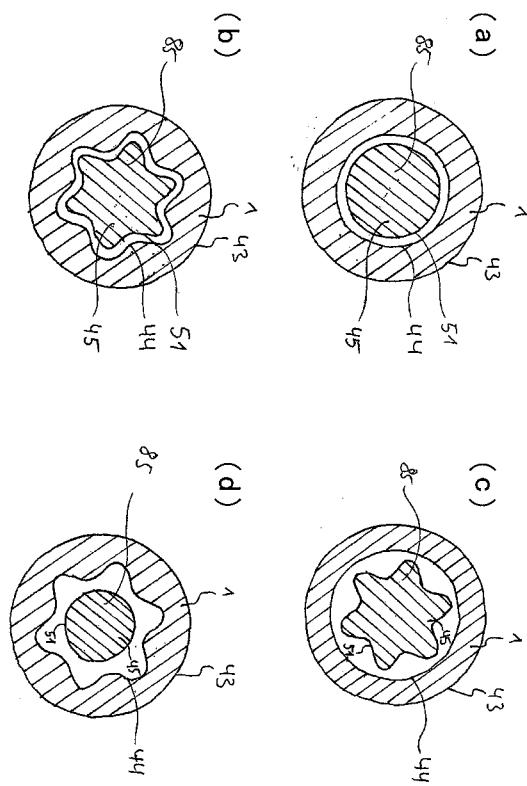
【 図 1 8 】



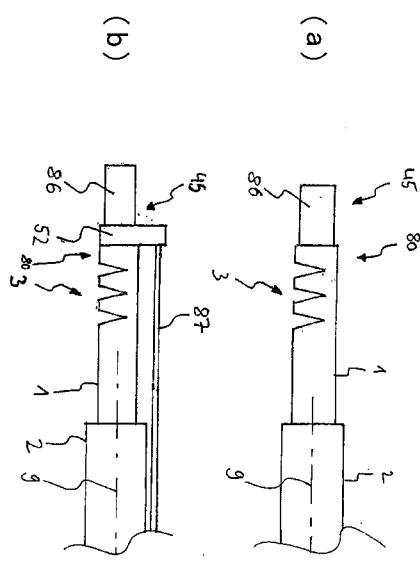
【 図 1 9 】



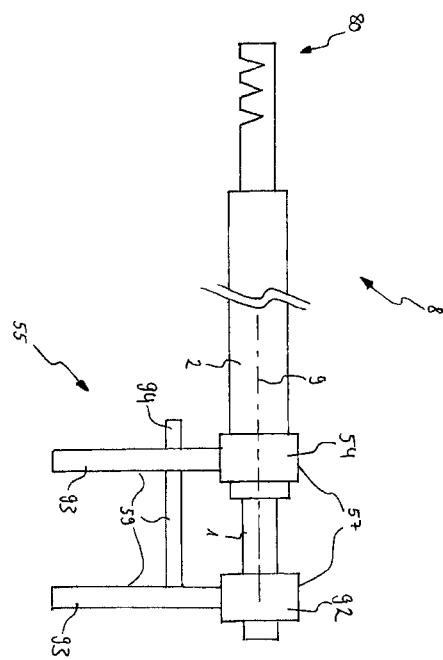
【図20】



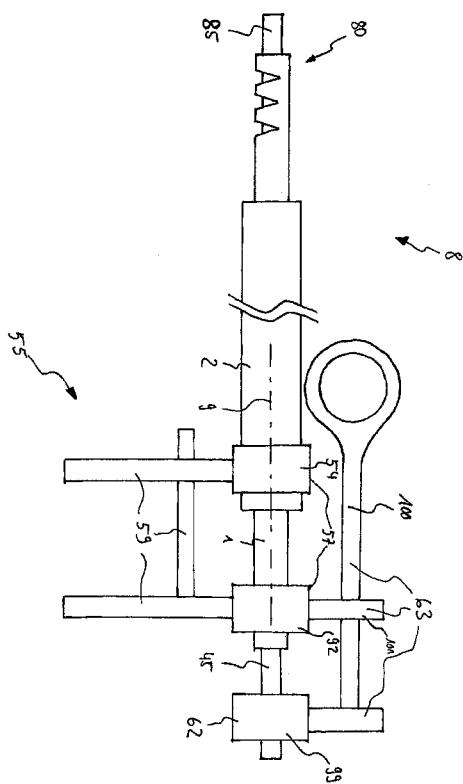
【図 2 1】



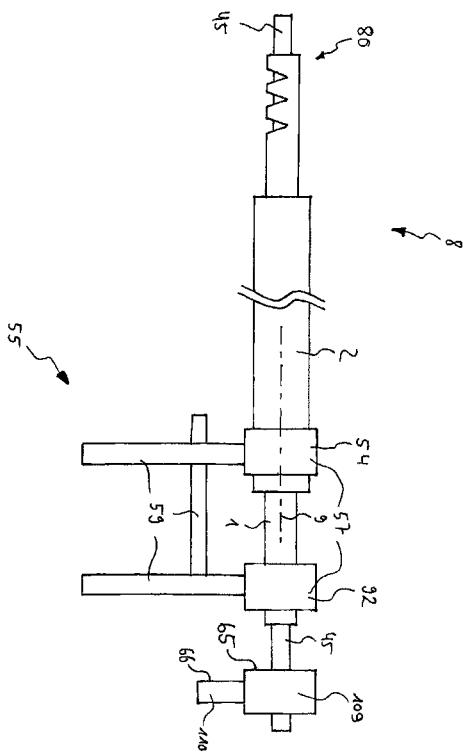
【図 2 2】



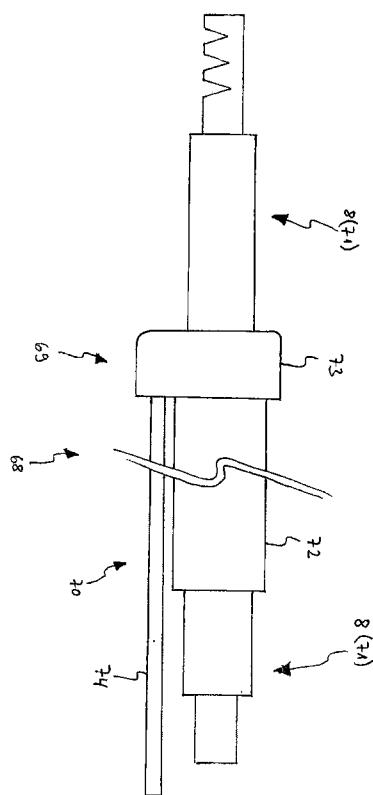
【図 2 3】



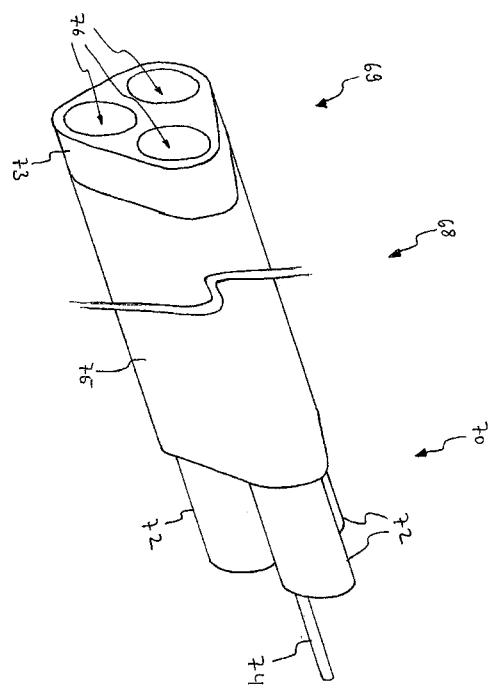
【図 2 4】



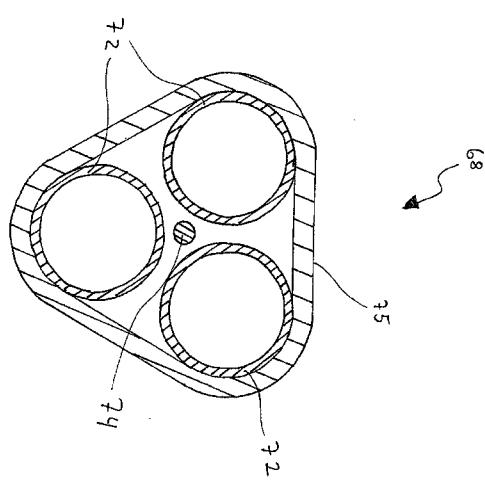
【図 2 5】



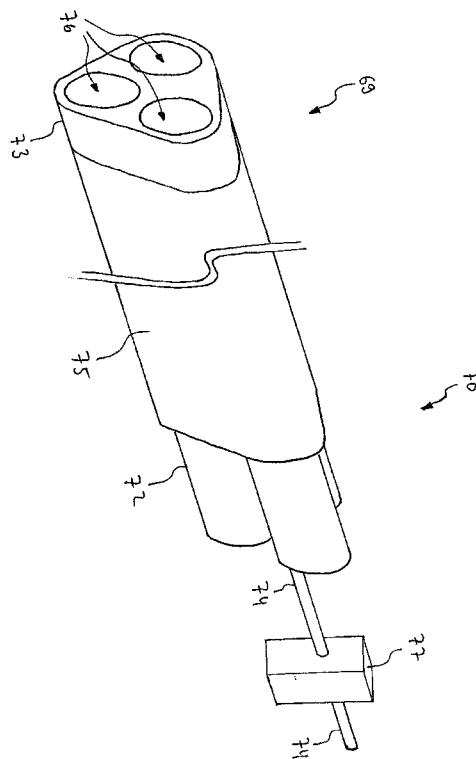
【図 2 6】



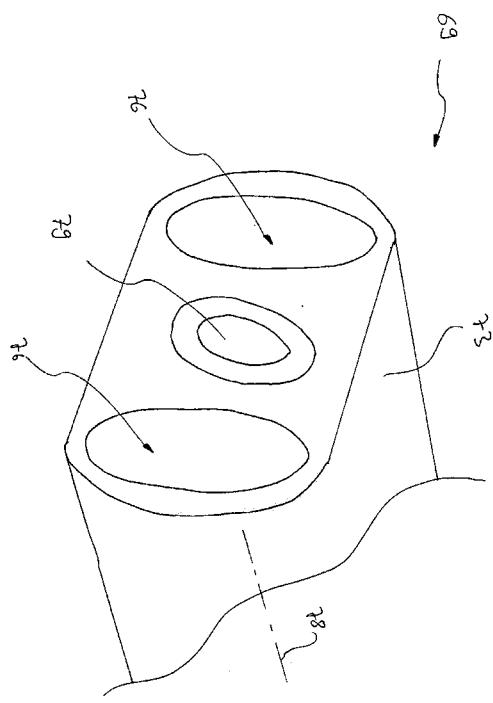
【図 2 7】



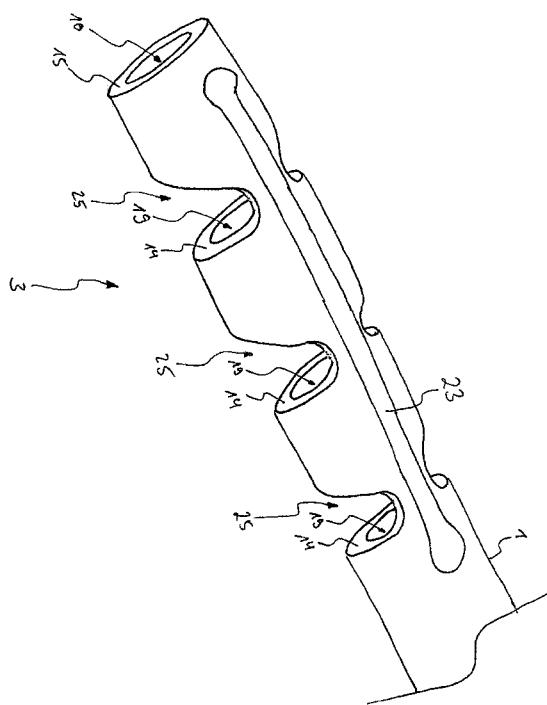
【図 2 8】



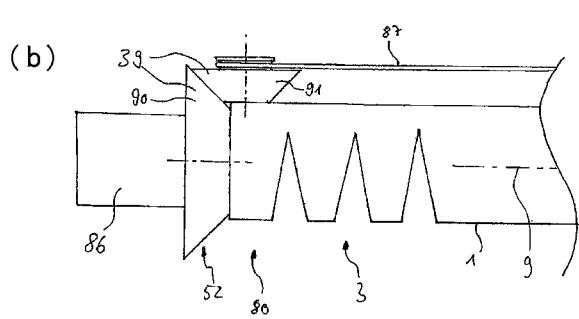
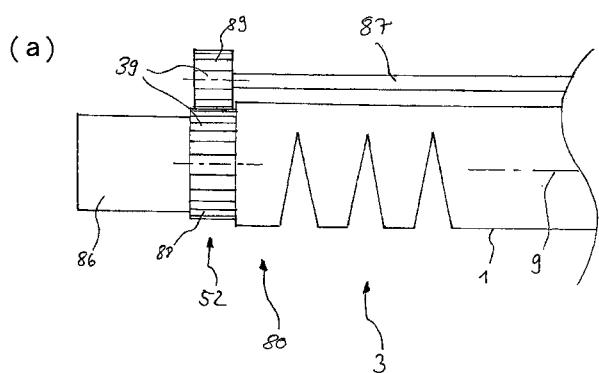
【図 29】



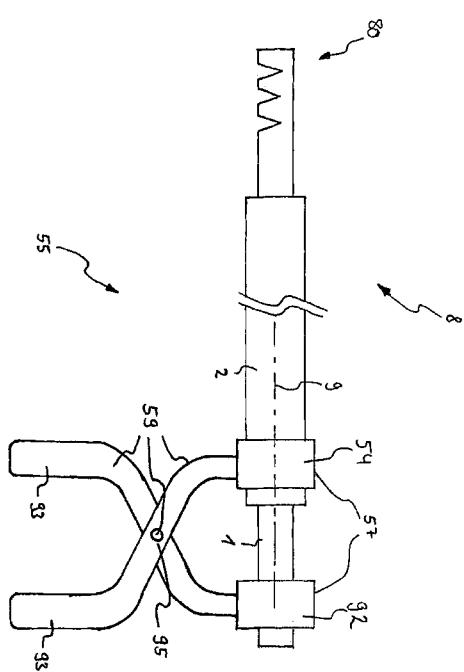
【図 30】



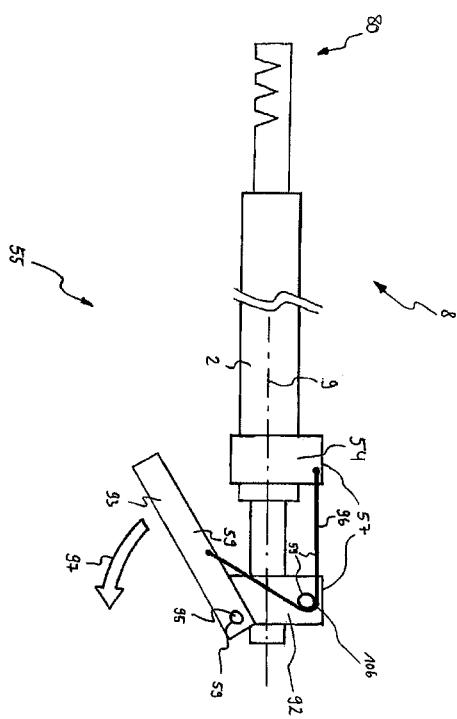
【図 31】



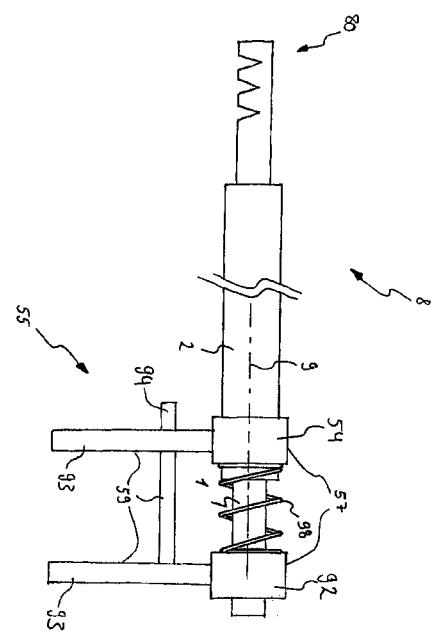
【図 32】



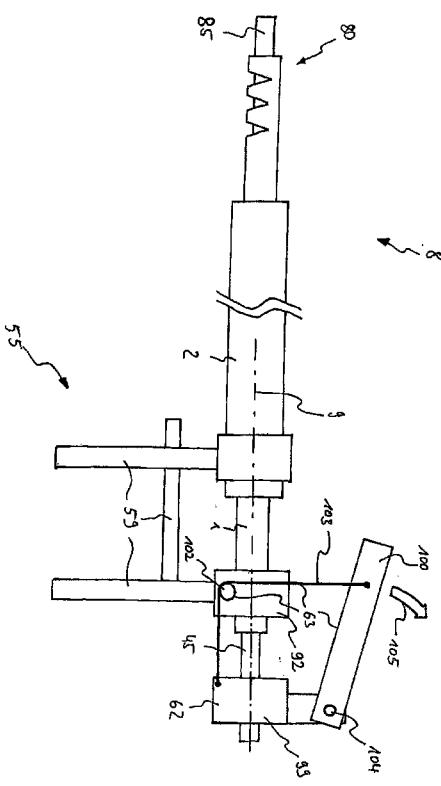
【図 3 3】



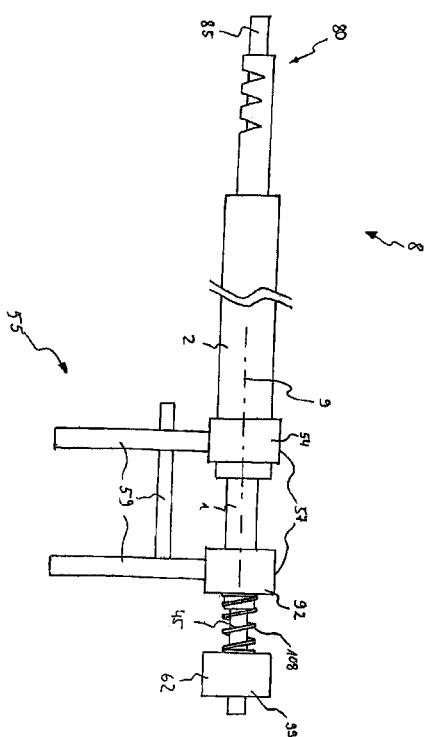
【図 3 4】



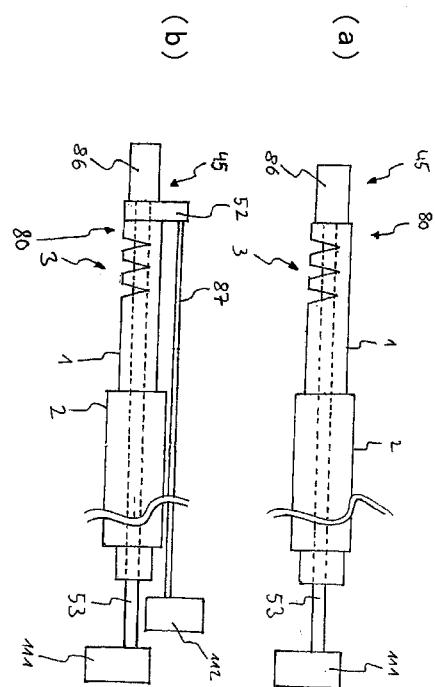
【図 3 5】



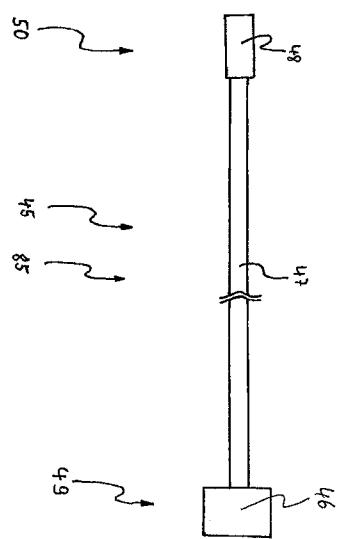
【図37】



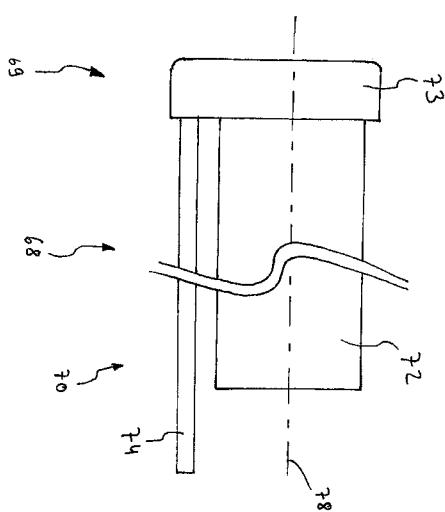
【 図 3 8 】



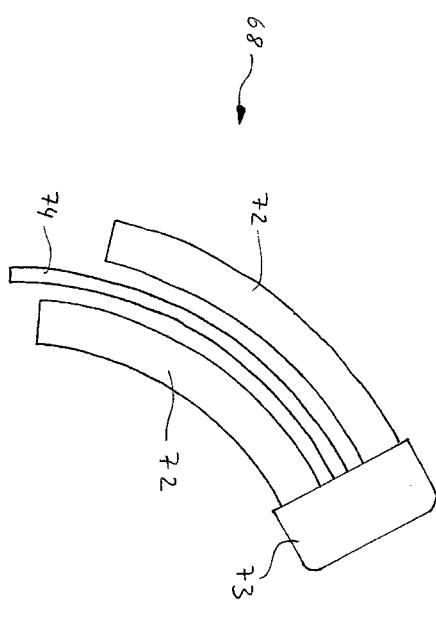
【図39】



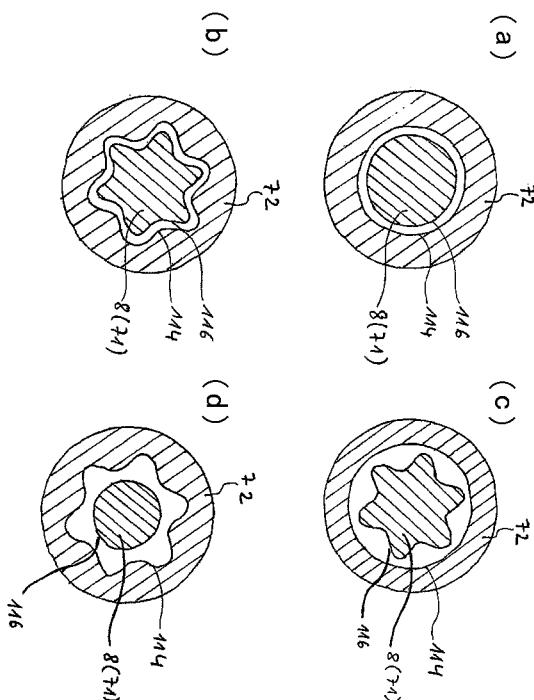
【 図 4 0 】



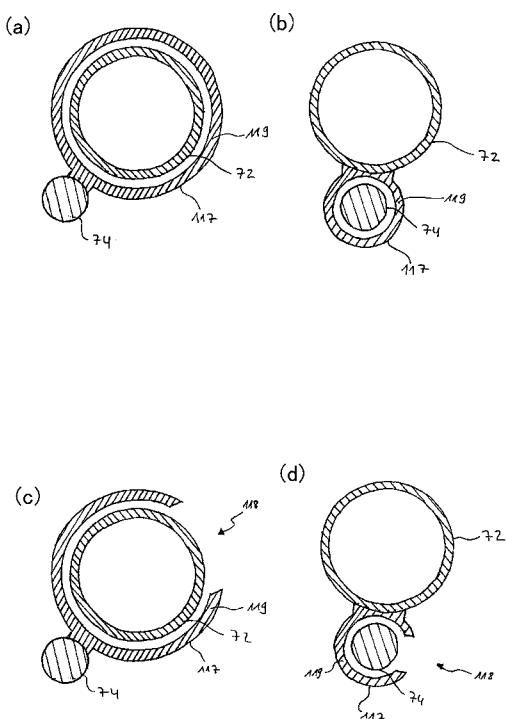
【図 4 1】



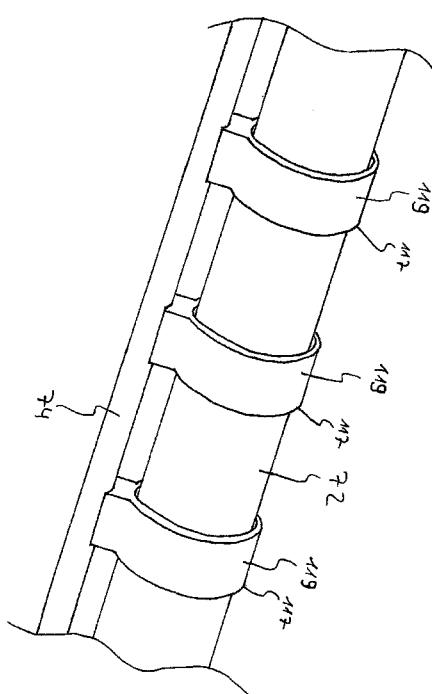
【図 4 2】



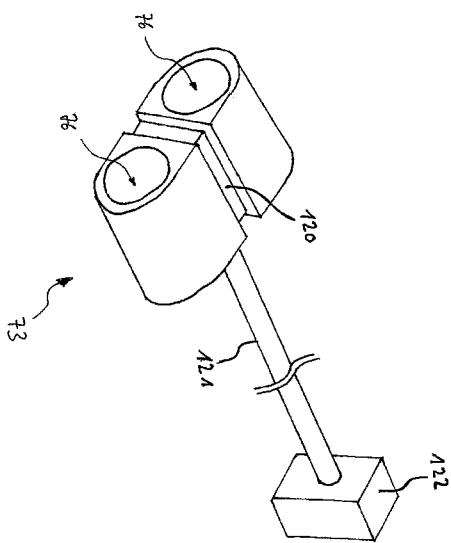
【図 4 3】



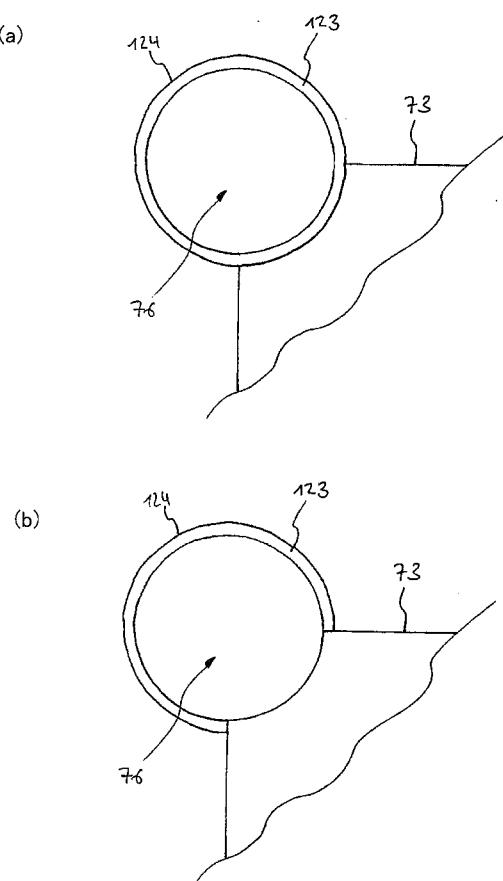
【図 4 4】



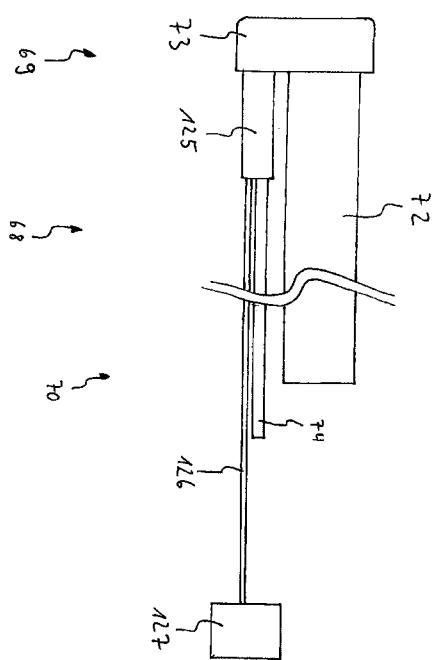
【図 4 5】



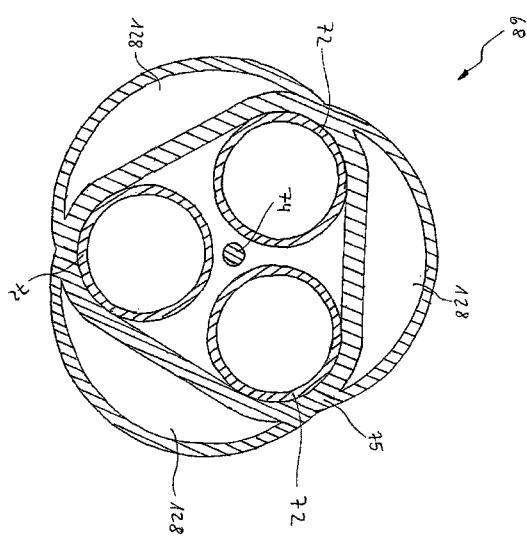
【図 4 6】



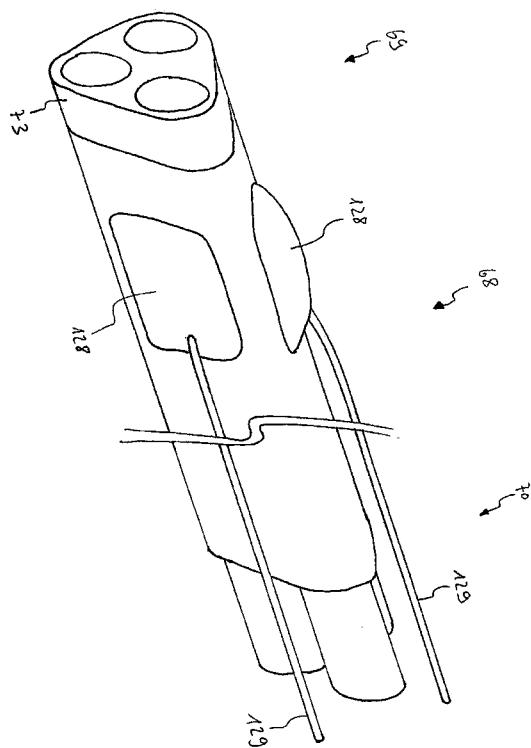
【図 4 7】



【図 4 8】



【図 4 9】



フロントページの続き

(72)発明者 チ ニヤ ホ
　　ドイツ国 テウービンゲン, ナウクラーシュトラーセ 23, 72074
(72)発明者 ファビアン リーバー
　　ドイツ国 シュトゥットガルト, ヴィーダーホルドシュトラーセ 27, 70174
(72)発明者 マルク オリバー シュル
　　ドイツ国 テウービンゲン, シュヴァップシュトラーセ 51, 72074
Fターム(参考) 4C061 GG22 JJ06

【外國語明細書】

2008068070000001.pdf2008068070000002.pdf2008068070000003.pdf2008068070000004.pdf

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008068070A5	公开(公告)日	2010-08-05
申请号	JP2007204975	申请日	2007-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	NOVINEON HEALTHCARE TECH PARTNERS		
申请(专利权)人(译)	Nobinyen保健技术合作伙伴Geseru轴手套拜舒伦克压路机Hafutungu		
[标]发明人	セバスチャン・ショステック チニヤホ ファビアン・リーバー マルク・オリバーシュル		
发明人	セバスチャン・ショステック チニヤホ ファビアン・リーバー マルク・オリバーシュル		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0056 A61B1/00135 A61B1/018 A61B1/3132 A61B17/00234 A61B2017/003 A61B2017/22055		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B1/00.320.E		
F-TERM分类号	4C061/GG22 4C061/JJ06 4C161/GG22 4C161/JJ06		
代理人(译)	松原 等		
优先权	102006000399 2006-08-10 DE		
其他公开文献	JP5213380B2 JP2008068070A		

摘要(译)

要解决的问题：由于内窥镜内窥镜治疗的特殊基本条件，限制了用于内窥镜内窥镜治疗的介入器械的自由度。如果需要的话，将摄像机系统插入或连接到外套管设备的末端。仪器的特殊设计可在至少一个优选的方向上弯曲，并与合适的手柄相结合，可对仪器尖端进行直观，直接的手动控制。器械轴被设计成轴向对称的，因此没有优选的器械轴弯曲方向。因此，器械在弯曲状态下的旋转与调整后的旋转角度无关。外套管装置具有能够控制外套管装置的远侧元件从邻近外套管装置的体外端的旋转和输送的元件。仪器通道在很大程度上与该元件机械分离。[选型图]图1