

(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.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 A	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 2 0 E	

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 ノビニェン 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 Partner s 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 デ 8, 72070 最終頁に続く
---	---

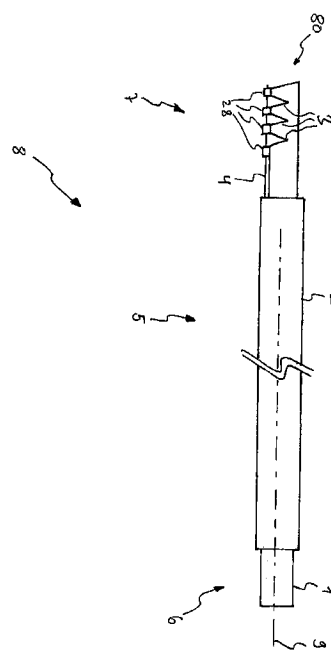
(54) 【発明の名称】 医療器具

(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、器具シャフトの好ましい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。器具チャン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】

10

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】

20

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。

30

【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。

40

【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。

50

【請求項 13】

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 12 に記載の操作装置。

【請求項 14】

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 12 に記載の操作装置。

【請求項 15】

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 16】

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 15 に記載の操作装置。

【請求項 17】

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 15 に記載の操作装置。

【請求項 18】

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ンネルと、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 19】

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 18 に記載のオーバーチューブ装置。

【請求項 20】

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 18 に記載のオーバーチューブ装置。

【請求項 21】

前記管チャンネルは、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 18 に記載のオーバーチューブ装置。

30

【請求項 22】

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 21 に記載のオーバーチューブ装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は医療器具に関する。

【背景技術】**【0002】**

40

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

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。

【 0 0 0 3 】

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

【 0 0 0 4 】

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。

【 0 0 0 5 】

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従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つの作業チャンネルを含む。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

【 0 0 0 6 】

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されてきた。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（ESD）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

【 0 0 0 7 】

特にESD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、作業チャン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、作業チャン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

【 0 0 0 8 】

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されてきた。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ン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 2 0 0 4 / 0 6 4 6 0 0 号パンフレット

【特許文献 2】米国特許第 6 , 3 5 2 , 5 0 3 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 9】

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。

10

【0 0 1 0】

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】

【0 0 1 1】

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。

20

【0 0 1 2】

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。

【0 0 1 3】

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ンネルを接続し、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。器具チャン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、器具チャンネルの圧縮 / 引き伸ばしがないたため、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

30

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0 0 1 4】

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 1 8 (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 1 9 から図 2 5 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 2 6 から図 2 9 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。

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

【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)。

【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。

30

【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／又は曲げることができる。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と共線的に伸張するように、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

10

20

30

40

50

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、管セグメントの外側面に凸状部を形成し、管セグメントの内側面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、好ましい曲げ方向 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、好ましい曲げ方向 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 が好ましい方向 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 が好ましい方向 81 と反対に曲げられるように、ボード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して案内され、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 を通して外側管要素 2 の中で案内され、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 1 2（b）参照）。第 1 の機械連結部 2 9 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の近端 8 3 は外側管要素 2 の壁の中に埋め込まれている（図 1 2（c）参照）。第 1 の機械連結部 2 9 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の近端 8 3 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 1 2（d）参照）。第 1 の機械連結部 2 9 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の近端 8 3 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 1 2（e）参照）。

【0029】

第 2 の機械連結部 3 0 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 8 2 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 3 0 は、力が器具 8 の末端 7 に向かって張力要素に作用する場合に、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 8 2 を連結する。

10

【0030】

第 2 の機械連結部 3 0 の有利な実施形態では、張力要素 4 が側面方向開口部 3 3 を通って内側管要素 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 3 4、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 3 3 を通る張力要素 4 の末端 8 2 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 1 3（a）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる実施形態では、張力要素 4 は側面方向開口部 3 3 を通って内側管要素 1 内を案内され、張力要素 4 は、例えばノブのような末端拡大部 3 4、又は張力要素 4 に機械的に固定され、内側管要素 1 の側面方向開口部を通る張力要素 4 の末端部 8 2 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 1 3（f）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の別の有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 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 1 3（b）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 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 は内側管要素 1 の内面に沿って器具 8 の近端 6 から導かれ、内側管要素 1 の前面 1 5 上を通過して内側管要素 1 の外面に導かれる（図 1 3（g）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 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 の壁を通過して、内側管要素 1 の外面に導かれる（図 1 3（h）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 は内側管要素 1 の壁の中に埋め込まれている（図 1 3（d）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 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 の内面に導かれる（図 1 3（i）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 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 の外面に沿って器具 8 の近端 6 から送られ、内側管要素 1 の前面 1 5 上を通過して内側管要素 1 の内面に導かれる（図 1 3（c）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 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 の壁を通過して内側管要素 1 の内面に導かれる（図 1 3（e）参照）。第 2 の機械連結部 3 0 の更なる有利な実施形態では、張力要素 4 の末端 8 2 がループ 1 8 を有する。内側管要素 1 の前面 1 5 は、張力要素 4 のループ 1 8 が、好ましくは内側管要素 1 の末端開口部 1 0 の回りで案内される第 1 の張力要素ガイド 3 5 を有する（図 1 3（j）参照）。

20

30

40

【0031】

器具先端 8 0 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 1 7 によって、好ましい曲げ方向 8 1 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 28 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 80 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 28 は、張力要素 4 が、器具先端 80 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 14 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 28 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。

【0032】

第 2 の張力要素ガイド 28 の有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 28 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 36 を有する（図 15（a）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 の更なる有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 28 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 36 を有する（図 15（d）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 の更なる有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 28 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 36 を有する（図 15（b）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 の更なる有利な実施形態では、第 2 の張力要素ガイド 28 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 36 を有する（図 15（e）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 の更なる有利な実施形態では、内側管要素 1 の外面は溝 84 及びガイド部材 36 を有し、張力要素 4 は溝 84 内で案内され、溝 84 の開放側が、少なくとも部分的にガイド部材 36 に覆われる（図 15（c）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 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 38 を有する（図 16（a）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 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 37 を有する（図 16（b）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 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 36 に覆われている溝 37 を有する（図 16（c）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 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 16（d）参照）。第 2 の張力要素ガイド 28 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 40 を通して案内される（図 17 参照）。

【0033】

器具先端 80 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 の中で案内される。この場合、内側管要素 1 の外面 43 は好ましくは外側管要素 2 の内面 42 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 43 と外側管要素 2 の内面 42 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。

【0034】

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 43 と外側管要素 2 の内面が円形の断面を有する（図 18（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 43 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 18（b）参照）。

【0035】

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 4 2 は円形の断面を有し、内側管要素 1 の外面 4 3 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 1 8（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 4 3 が円形の断面を有し、外側管要素 2 の内面 4 2 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 1 8（d）参照）。

【0037】

器具 8 は、外科エフェクタ 4 8 を有する第 2 の医療器具 4 5 を案内する / 挿入するのに役立つ。外科エフェクタ 4 8 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ション、はさみ、ループ、袋、クリップアプリケーション、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ション、ステントアプリケーション、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 4 5 の例は、外科エフェクタ 4 8、シャフト 4 7、及び第 5 の動作要素 4 6 を有する外科手術器具 8 5 である。この場合、第 5 の動作要素 4 6 は可撓シャフト 4 7 を通して外科エフェクタ 4 8 に連結される（図 3 9 参照）。第 5 の動作要素 4 6 を作動することによって、外科エフェクタ 4 8 の所望される機能を調整できる。第 5 の動作要素 4 6 は外科手術器具 8 5 の近端 4 9 に位置し、外科エフェクタ 4 8 は外科手術器具 8 5 の末端 5 0 に設けられている。外科手術器具 8 5 は、外科手術器具 8 5 のシャフト 4 7 が内側管要素 1 で案内され、必要に応じて外科手術器具 8 5 の末端 5 0 を器具先端 8 0 から導き出すことができるように、器具 8 に配置されるのが好ましい（図 1 9 参照）。

【0039】

外科手術器具 8 5 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 8 5 の外面 5 1 と、内側管要素 1 の内面 4 4 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 8 5 の外面 5 1 と内側管要素 1 の内面 4 4 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 8 5 の回転が阻止されるように、外科手術器具 8 5 の外面 5 1 の断面形状と、内側管要素 1 の内面 4 4 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 8 5 及び内側管要素 1 の有利な実施形態では、外科手術器具 8 5 の外面 5 1 及び内側管要素 1 の内面 4 4 は円形の断面を有する（図 2 0（a）参照）。外科手術器具 8 5 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 8 5 の外面 5 1 及び内側管要素 1 の内面 4 4 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 8 5 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 2 0（b）参照）。外科手術器具 8 5 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 4 4 は円形の断面を有し、外科手術器具 8 5 の外面 5 1 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 2 0（c）参照）。外科手術器具 8 5 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 8 5 の外面 5 1 は円形断面を有し、内側管要素 1 の内面 4 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 2 0（d）参照）。

【0041】

第 2 の装置 4 5 の更なる例は、器具先端 8 0 に固定される外科エフェクタ 8 6 に関する

。外科エフェクタ 86 は、例えば、把持鉗子、生検鉗子、持針器、縫合器具、クランプアプリータ、はさみ、ループ、袋、クリップアプリータ、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、バルーンアプリータ、ステントアプリータ、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 80 を曲げると、外科エフェクタ 86 は曲げに従う。このようにして、外科エフェクタ 86 を位置合わせ / 方向付けできる (図 21 (a))。

【0042】

外科エフェクタ 86 の有利な実施形態では、エフェクタは第 4 の装置 52 を介して器具先端 80 に連結される。第 4 の装置 52 は、器具 8 の軸 9 回りの外科エフェクタ 86 の回転を可能にする。

10

【0043】

第 4 の装置 52 の設計の例は、外科エフェクタ 86 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 87 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 39 を有する。この場合、負荷伝達要素 87 は第 4 の装置 52 から器具 8 の近端 6 へ案内される。第 4 の装置 52 は、外科エフェクタ 86 の回転を、負荷伝達要素 87 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 21 (b) 参照)。

【0044】

第 4 の装置 52 の有利な実施形態では、力伝達部材 87 は、第 6 の動作要素 112 の作動時に、外科エフェクタ 86 の回転を調整できるように、力伝達部材 87 に連結される第 6 の動作要素 112 を有する (図 38 (b) 参照)。

20

【0045】

機械歯車要素 39 及び力伝達部材 87 の有利な実施形態は、2つの平歯車を有し、第 1 の平歯車 88 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 86 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 89 は第 1 の平歯車 88 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 87 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 87 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 87 にかかるトルクを第 2 の平歯車 89 に伝達する。好ましくは、力伝達部材 87 及び外科エフェクタ 86 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 88 は第 2 の平歯車 89 より大きい直径を有する (図 31 (a) 参照)。

30

【0046】

機械歯車要素 39 及び力伝達部材 87 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 90 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 86 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 91 は第 1 のかさ歯車 90 と歯車装置を形成するように枢支され、力伝達部材 87 に動作可能に接続されている。この場合、力伝達部材 87 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 87 にかかる張力を、第 2 のかさ歯車 91 が回転されるように第 2 のかさ歯車 91 に伝達する。好ましくは、力伝達部材 87 は滑車装置線路として設計され、第 2 のかさ歯車 91 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 90 は、第 2 のかさ歯車 91 と第 1 のかさ歯車 90 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 87 の張力を削減するために、第 2 のかさ歯車 91 より大きい直径を有し、これは外科エフェクタ 86 の一定のトルクのために必要とされる (図 31 (b) 参照)。

40

【0047】

必要に応じて、外科エフェクタ 86 は、第 1 の制御要素 53 及び第 7 の動作要素 111 を有する。第 7 の動作要素 111 は、第 7 の動作要素 111 の作動時に、外科エフェクタ 86 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 53 に連結されている。

50

【 0 0 4 8 】

第 1 の制御要素 5 3 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エクタ 8 6 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、外科エフエクタ 8 6 の所望される機能の好ましい調整は、第 7 の動作要素 1 1 1 の作動なしで維持できる。第 1 の制御要素 5 3 の別の有利な実施形態では、第 1 の制御要素 5 3 は、必要に応じて線形の力又はトルクが第 7 の動作要素 1 1 1 から外科エフエクタ 8 6 に伝達できる金属線である。第 1 の制御要素 5 3 の更なる有利な実施形態では、第 1 の制御要素 5 3 は、第 7 の動作要素 1 1 1 から外科エフエクタ 8 6 に張力を伝達できる系である。第 1 の制御要素 5 3 の更なる有利な実施形態では、第 1 の制御要素 5 3 は、第 7 の動作要素 1 1 1 から外科エフエクタ 8 6 まで電気信号を伝達できる、少なくとも 1 つの電氣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エクタを操作するための高周波電流である場合がある。

10

【 0 0 4 9 】

第 4 の装置 5 2 の有利な実施形態では、外科エフエクタ 8 6 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 1 1 2 の作動を行わずに第 4 の装置 5 2 の好ましい位置合わせ / 向きを維持できる。

【 0 0 5 0 】

< 制御装置 >

制御装置 5 5 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 5 5 は器具先端 8 0 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 8 5 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 8 5 の回転の手動調整に役立ち、あるいは外科エフエクタ 4 8 の所望の機能の手動調整に役立ち、あるいは外科エフエクタ 8 6 の回転の手動調整に役立ち、あるいは外科エフエクタ 8 6 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

【 0 0 5 1 】

制御装置 5 5 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 5 7、及び手動 / 電動で推力をかけるための第 1 の動作要素 5 9 を有する。第 7 の装置 5 7 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 5 4 は第 1 の動作要素 5 9 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 9 2 は第 1 の動作要素 5 9 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 5 4 及び第 2 の連結要素 9 2 は、それらが器具 8 の軸 9 に平行に互い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 5 4 及び第 2 の連結要素 9 2 さらに第 1 の動作要素 5 9 が、第 1 の動作要素 5 9 の作動によって、第 2 の連結要素 9 2 に対して第 1 の連結要素 5 4 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 5 4 及び第 2 の連結要素 9 2 は、第 2 の連結要素 9 2 に関する第 1 の連結要素 5 4 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 8 0 の曲げを調整できるように、器具 8 に連結される。

30

【 0 0 5 2 】

第 1 の動作要素 5 9 の有利な実施形態では、第 1 の動作要素 5 9 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 9 3 から成り、一方は第 1 の連結要素 5 4 に一体化して連結され、他方は第 2 の連結要素 9 2 に一体化して連結される。互いに関してグリップ 9 3 を移動することによって、第 1 の連結要素 5 4 は第 2 の連結要素 9 2 に関して変位できる。このようにして、器具先端 8 0 の曲げを調整できる。必要に応じて、グリップ 9 3 の移動は案内要素 9 4 によって案内できる（図 2 2 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

【 0 0 5 3 】

第 1 の動作要素 5 9 の更なる有利な実施形態では、第 1 の動作要素 5 9 は 2 つのロッド形状のハンドル / グリップ 9 3 を有し、一方は第 1 の連結要素 5 4 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を中心に互いに関し両方のグリップ９３を回転することによって第２の連結要素９２に関して変位できる。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は牽引系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ブ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 の回転時に、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 は牽引系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 を回転すると、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 6 6 は、第 3 の動作要素 6 6 の作動により器具 8 の軸 9 の回りの第 4 の連結要素 1 0 9 の回転が達成できるように、第 4 の連結要素 1 0 9 に動作可能に連結される。

【 0 0 6 7 】

第 3 の動作要素 6 6 の有利な実施形態では、第 3 の動作要素 6 6 は、グリップ 1 1 0 の回転によって第 4 の連結要素 1 0 9 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 9 9 に動作可能に連結されたロッド形状のグリップ 1 1 0 を有する。このようにして、外科手術器具 8 5 は、器具 8 の軸 9 の回りを回転できる。この場合、グリップ 1 1 0 の軸は器具 8 の軸 9 に一致することは必須ではない（図 2 4 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 6 6 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 6 6 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 6 6 の更なる有利な実施形態では、第 3 の動作要素 6 6 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 8 5 の回転の制御、及び器具 8 の軸 9 に平行な外科手術器具 8 5 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 6 2 と第 9 の装置 6 5 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 8 5 に伝達できるように外科手術器具 8 5 に連結することができる。

10

【 0 0 6 8 】

第 7 の装置 5 7 の更なる有利な実施形態では、第 7 の装置 5 7 は、第 1 の動作要素 5 9 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 5 9 の作業点調整が可能である。第 7 の装置 5 7 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 5 4 と第 2 の連結要素 9 2 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 8 0 の好ましい曲げは第 1 の動作要素 5 9 を作動することなく維持できる。

20

【 0 0 6 9 】

第 8 の装置 6 2 の更なる有利な実施形態では、第 8 の装置 6 2 は必要に応じて第 2 の動作要素 6 3 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 6 3 の作業点調整が可能である。第 8 の装置 6 2 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 6 2 の移動の調整を阻止できる。これによって、外科手術器具 8 5 の好ましい位置は、第 2 の動作要素 6 3 を作動することなく維持できる。

30

【 0 0 7 0 】

第 9 の装置 6 5 の更なる有利な実施形態では、第 9 の装置 6 5 は、必要に応じて第 3 の動作要素 6 6 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 6 6 の作業点調整が可能である。第 9 の装置 6 5 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 の回りの第 9 の装置 6 5 の回転の調整を阻止できる。これによって、外科手術器具 8 5 の好ましい位置は、第 3 の動作要素 6 6 を作動することなく維持できる。

【 0 0 7 1 】

第 2 の装置 4 5 として外科手術器具 8 5 を使用するときの制御装置 5 5 の更なる有利な実施形態では、第 5 の動作要素 4 6 は制御装置 5 5 に連結される。この設計は、第 1 の動作要素 5 9 を通した、必要に応じて第 2 の動作要素 6 3 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 6 6 を通した、器具 8 の動作とともに、第 5 の動作要素 4 6 を通した外科手術器具 8 5 の所望の機能の調整を可能にする。制御装置 5 5 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 8 5 の所望の機能の調整が可能になる。

40

【 0 0 7 2 】

第 2 の装置 4 5 として外科エフェクタ 8 6 の使用時の制御装置 5 5 の更なる有利な実施形態では、第 7 の動作要素 1 1 1 が制御装置 5 5 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 5 9 を通した器具 8 の動作とともに、第 7 の動作要素 1 1 1 を通した外科エフェクタ 8 6 の所望の機能の調整を可能にする。制御装置 5 5 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 8 6 の所

50

望される機能の調整を可能にする。

【 0 0 7 3 】

第 2 の装置 4 5 として、第 4 の装置 5 2 と組み合わせて外科エフェクタ 8 6 を使用するときの制御装置 5 5 の更なる有利な実施形態では、第 6 の動作要素 1 1 2 が制御装置 5 5 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 5 9 を通した器具 8 の動作とともに第 6 の動作要素 1 1 2 を通した外科エフェクタ 8 6 の回転の調整を可能にする。制御装置 5 5 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 8 6 の回転の調整を可能にする。

【 0 0 7 4 】

< オーバーチューブ装置 >

オーバーチューブ装置 6 8 は、好ましくは器具 8 である少なくとも 1 台の第 1 1 の装置 7 1 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 6 8 は、少なくとも 1 台の第 1 1 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 6 8 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 1 1 3 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 7 9 から成っていてもよい。オーバーチューブ装置 6 8 は、その末端 6 9 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 1 1 3 が中から出現できる末端開口部 7 6 を有する。この場合、オーバーチューブ装置 6 8 の末端要素 7 3 は、器具 8 及びカメラシステムの基準システムを表す。

【 0 0 7 5 】

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 6 8 を挿入するにあたり、オーバーチューブ装置 6 8 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 6 8 の末端要素 7 3 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 6 8 の末端要素 7 3 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 6 8 の近端 7 0 からのオーバーチューブ装置 6 8 の末端要素 7 3 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。

【 0 0 7 6 】

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 6 8 は、オーバーチューブ装置 6 8 の末端要素 7 3 に連結し、オーバーチューブ装置 6 8 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 7 4 を有する。このように、第 2 の制御要素 7 4 は、オーバーチューブ装置 6 8 の近端 7 0 からオーバーチューブ装置 6 8 の末端要素 7 3 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 6 8 の可撓性を高めるために、器具 8 のような第 1 1 の装置 7 1 を案内できるオーバーチューブ装置 6 8 の管要素 7 2 は、オーバーチューブ装置 6 8 の軸 7 8 に平行な第 2 の制御要素 7 4 に関して管要素 7 2 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 7 4 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 6 8 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 7 2 の圧縮及び曲げの反対方向に配置される管要素 7 2 の引き伸ばしを引き起こさず、第 2 の制御要素 7 4 に関して管要素 7 2 の局所的な変位を引き起こす（図 4 1 参照）。

【 0 0 7 7 】

さらに正確には、オーバーチューブ装置 6 8 は、その末端 6 9 に、第 2 の制御要素 7 4 に連結されている端部カバーの形を取る末端要素 7 3 を有する。第 2 の制御要素 7 4 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 6 8 の近端 7 0 まで伸張する。さらに、オーバーチューブ装置は、末端要素 7 3 に連結される少なくとも 1 つの管要素 7 2 を有する（図 4 0 参照）。

【 0 0 7 8 】

管要素 7 2 の中に器具 8 を挿入することは、オーバーチューブ装置 6 8 の適用の一例を表している。この場合、器具 8 は第 1 1 の装置 7 1 を表す。器具 8 の器具先端 8 0 は、好

10

20

30

40

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）。

【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 はスリーブ形状であり、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。スリーブ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ブ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ブ 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ク構造体を有する（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。末端カパー形状の端部要素 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

結され、前記要素によっていっしょに保持される。管要素 7 2 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 7 2 は好ましくは可撓内視鏡 1 1 3 を収容するために設けられる（図 2 6 参照）。

【0084】

オーバーチューブ装置 6 8 の設計の更に別の例では、オーバーチューブ装置 6 8 は 2 つの管要素 7 2 を有する。末端要素 7 3 はそれぞれ管要素 7 2 の一方に対して連結を確立する 2 つの末端開口部 7 6 を有する。管要素は末端要素 7 3 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 7 2 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 7 3 はその中に一体化されたカメラ装置 7 9 を有する（図 2 9 参照）。

10

【0085】

カメラ装置 7 9 の有利な実施形態では、カメラ装置 7 9 は、カメラ装置 7 9 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 6 8 の有利な実施形態では、オーバーチューブ装置 6 8 は、平行に伸張する管要素 7 2 が配置され束ねられる外側カバー 7 5 を有する（図 2 7 参照）。

【0087】

第 2 のケーブル状の制御要素 7 4 の有利な実施形態では、第 2 のケーブル状の制御要素 7 4 は、その近端で、第 4 の動作要素 7 7 に連結されている。この場合、ケーブル状の制御要素 7 4 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 7 4 と第 4 の動作要素 7 7 との間の連結は、第 4 の動作要素 7 7 の回転により第 2 の制御要素 7 4 の回転を達成し、第 4 の動作要素 7 7 の移動により第 2 の制御要素 7 4 の移動を達成するように、設計される。第 4 の動作要素 7 7 の作動によって、末端要素 7 3 の向き及び位置を制御できる（図 2 8 参照）。

20

【0088】

末端の要素 7 3 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 7 6 を有するとともに、末端開口部 7 6 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 1 2 0 を有する。作動装置 1 2 0 は、第 3 の制御要素 1 2 1 及び第 8 の動作要素 1 2 2 を有し、第 3 の制御要素 1 2 1 は第 8 の動作要素 1 2 2 に連結されている（図 4 5 参照）。

30

【0089】

作動装置 1 2 0 の更なる有利な態様としては、作動装置 1 2 0 が、圧縮空気供給時に、末端開口部 7 6 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 1 2 1 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 1 2 2 を介して制御される。

【0090】

作動装置 1 2 0 の更に別の有利な態様としては、作動装置 1 2 0 は、液状媒体が供給又は吸出されるときに、末端開口部 7 6 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 1 2 1 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 1 2 2 を介して制御される。

40

【0091】

作動装置 1 2 0 の更に別の有利な態様としては、作動装置 1 2 0 は、力及び / 又はトルクの結合時に、末端開口部 7 6 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 1 2 1 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 1 2 2 を介して制御される。

【0092】

管要素 7 2 の更なる有利な態様としては、管要素 7 2 は、管要素 7 2 に設けられた第 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。

【0093】

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。

【0094】

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。

【0095】

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）。

【0096】

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）。

【0097】

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。

【0098】

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。

【0099】

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。

【0100】

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。

【0101】

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

10

20

30

40

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。

【 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）。

【 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）。

【 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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

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。

【 0 1 1 0 】

オーバーチューブ装置 6 8 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 7 2 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 7 2 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 】

【 0 1 1 1 】

【 図 1 】 第 1 の装置を示す図である。

【 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。

10

【 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 1 0 】 曲げ要素の有利な断面形状を示す図である。

【 図 1 1 】 張力要素の機能を示す図である。

【 図 1 2 】 第 1 の機械連結部の更なる有利な態様を示す図である。

20

【 図 1 3 】 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 1 4 】 張力要素の第 2 のガイド手段を示す図である。

【 図 1 5 】 ガイド要素の更なる有利な態様を示す図である。

【 図 1 6 】 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 1 7 】 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 1 8 】 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 1 9 】 第 2 の装置の設計を示す図である。

【 図 2 0 】 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 2 1 】 第 2 の装置の更なる有利な態様を示す図である。

【 図 2 2 】 第 5 の装置の有利な実施形態を示す図である。

30

【 図 2 3 】 第 5 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 2 4 】 第 5 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 2 5 】 第 1 0 の装置を示す図である。

【 図 2 6 】 第 1 0 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 2 7 】 第 1 0 の装置の有利な実施形態の断面図である。

【 図 2 8 】 第 4 の動作要素を有する第 1 0 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 2 9 】 一体化されたカメラ装置を有する第 1 0 の装置の末端要素の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 0 】 第 1 の構造体の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 1 】 第 4 の装置の有利な実施形態を示す図である。

40

【 図 3 2 】 第 1 の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 3 】 第 1 の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 4 】 第 7 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 5 】 第 2 の動作要素の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 6 】 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 3 7 】 第 8 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 8 】 第 2 の装置の有利な実施形態を示す図である。

【 図 3 9 】 第 2 の装置の実施形態の一例を示す図である。

【 図 4 0 】 オーバーチューブ装置を示す図である。

【 図 4 1 】 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 4 2】管要素と第 1 1 の装置の有利な実施形態を示す図である。
 【図 4 3】案内装置の有利な実施形態を示す図である。
 【図 4 4】案内セグメントの有利な実施形態を示す図である。
 【図 4 5】作動装置を示す図である。
 【図 4 6】ホース要素の有利な実施形態を示す図である。
 【図 4 7】第 2 の制御要素の有利な実施形態を示す図である。
 【図 4 8】外側カバーの有利な実施形態を示す図である。
 【図 4 9】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 5 0】流体チャンバの有利な使用を示す図である。
 【図 5 1】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】

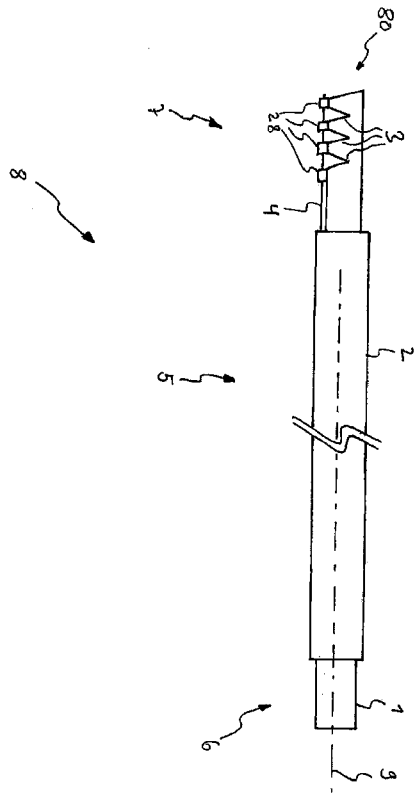
【 0 1 1 2 】

- | | | |
|-----|--------------------|----|
| 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 | |
| 1 0 | 内側管要素の末端開口部 | |
| 1 1 | 側面方向凹部 | |
| 1 2 | 側面方向凹部外部 | |
| 1 3 | 側面方向凹部内部 | |
| 1 4 | 隙間の切断面 | |
| 1 5 | 内側管要素の前面 | |
| 1 6 | セグメント | |
| 1 7 | 蝶番要素 | |
| 1 8 | 張力要素のループ | 30 |
| 1 9 | セグメントの貫通穴 | |
| 2 0 | 蝶番要素の回転軸 | |
| 2 1 | セグメント外面の接線 | |
| 2 2 | セグメント軸 | |
| 2 3 | 曲げ要素 | |
| 2 4 | 内側管要素シャフト | |
| 2 5 | 隙間 | |
| 2 6 | 曲げ領域 | |
| 2 7 | テーパ / 狭窄部 | |
| 2 8 | 第 2 の張力要素ガイド | 40 |
| 2 9 | 第 1 の機械連結部 | |
| 3 0 | 第 2 の機械連結部 | |
| 3 1 | 外側管要素の側面方向開口部 | |
| 3 2 | 張力要素の近位拡大部 | |
| 3 3 | 内側管要素の側面方向開口部 | |
| 3 4 | 張力要素の末端拡大部 | |
| 3 5 | 第 1 の張力要素ガイド | |
| 3 6 | ガイド部材 | |
| 3 7 | 内側管要素内面の溝 | |
| 3 8 | 内側管要素外壁の貫通穴 | 50 |

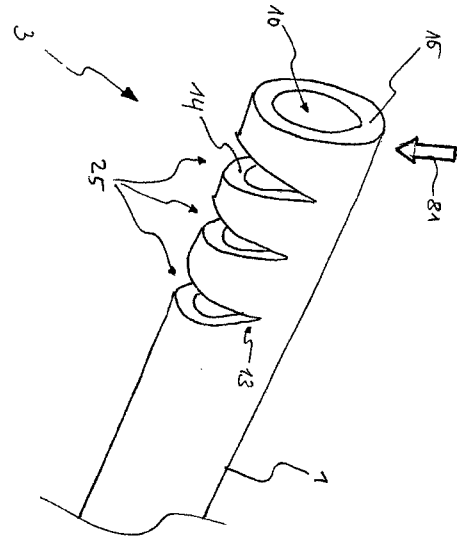
3 9	機械歯車要素	
4 0	内側管要素外壁の第 2 の側面方向開口部	
4 1	外側管要素の外面	
4 2	外側管要素の内面	
4 3	内側管要素シャフトの外面	
4 4	内側管要素シャフトの内面	
4 5	第 2 の装置	
4 6	第 2 の装置の第 5 の動作要素	
4 7	第 2 の装置のシャフト	
4 8	外科エフェクタ	10
4 9	可撓外科手術器具の近端	
5 0	可撓外科手術器具の末端	
5 1	第 2 の装置の外面	
5 2	第 4 の装置	
5 3	第 1 の制御要素	
5 4	第 1 の連結要素	
5 5	第 5 の装置 / 制御装置	
5 6	第 6 の装置	
5 7	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 / 器具チャンネル	
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	好ましい方向	
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	管要素の外表面	
1 1 6	第 1 1 の装置の外表面	
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	ホース要素の外表面	
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	

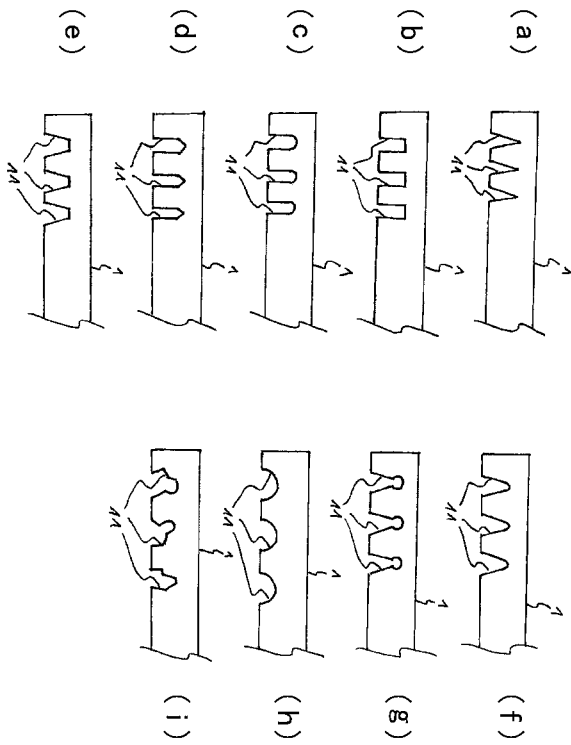
【図 1】



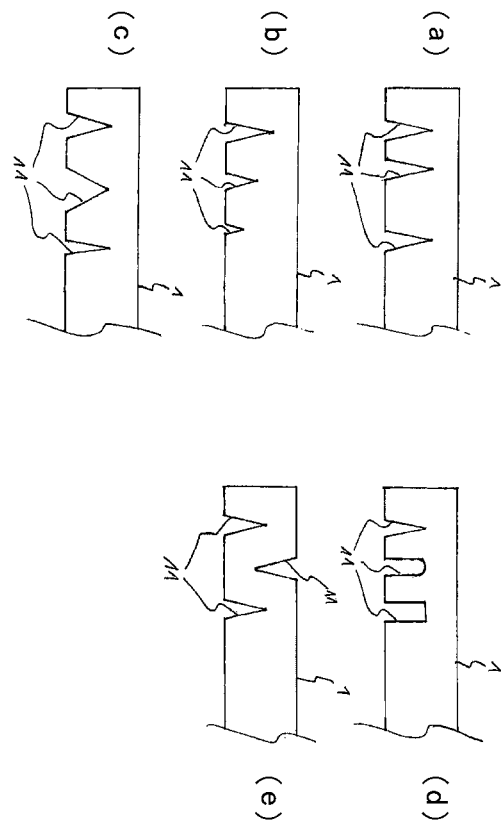
【図 2】



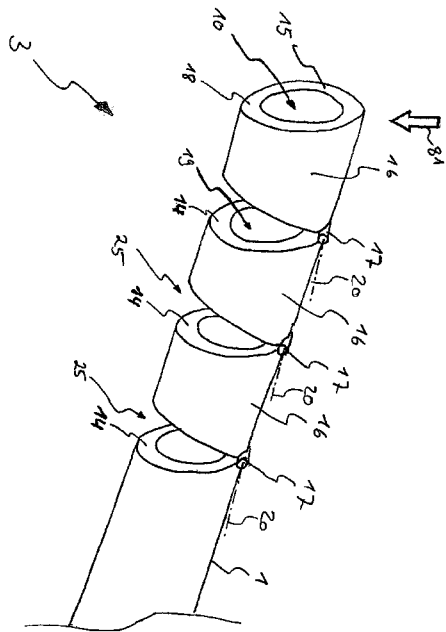
【図 3】



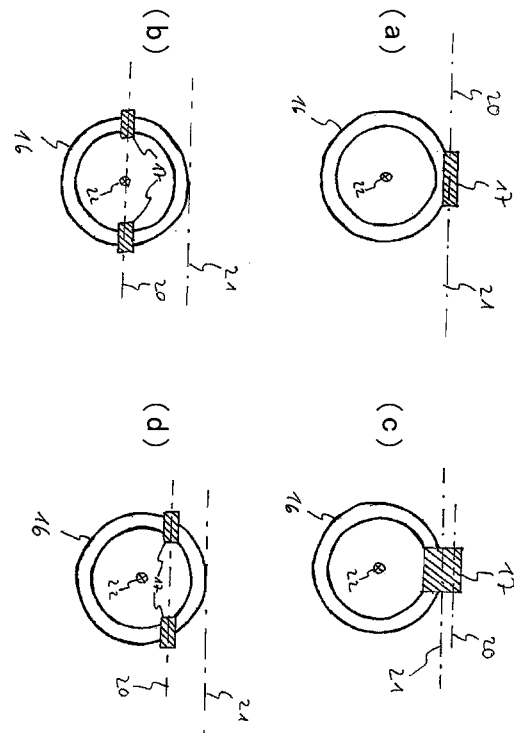
【図 4】



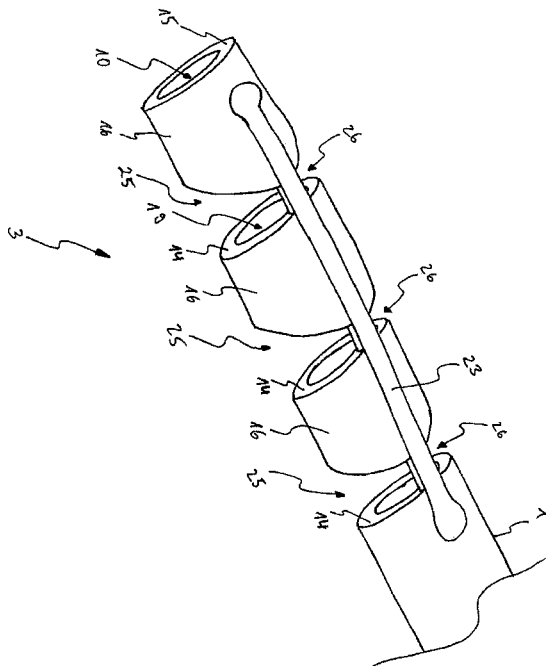
【図 5】



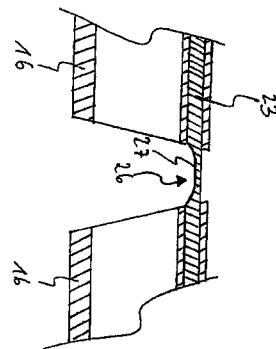
【図 6】



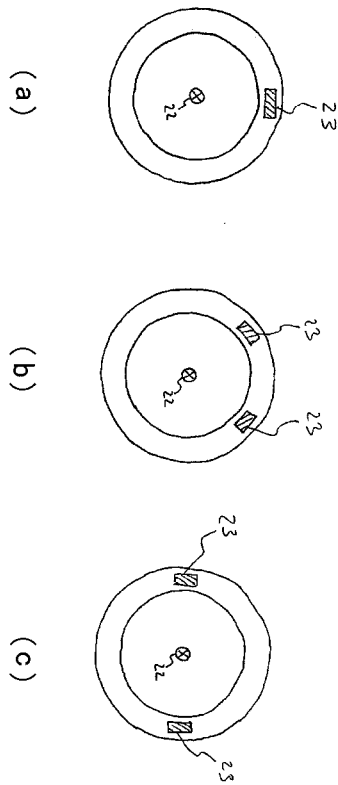
【図 7】



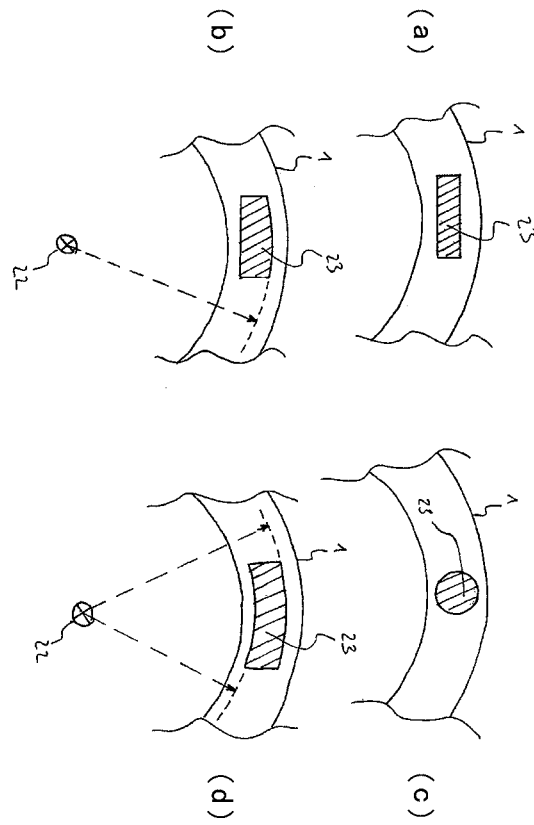
【図 8】



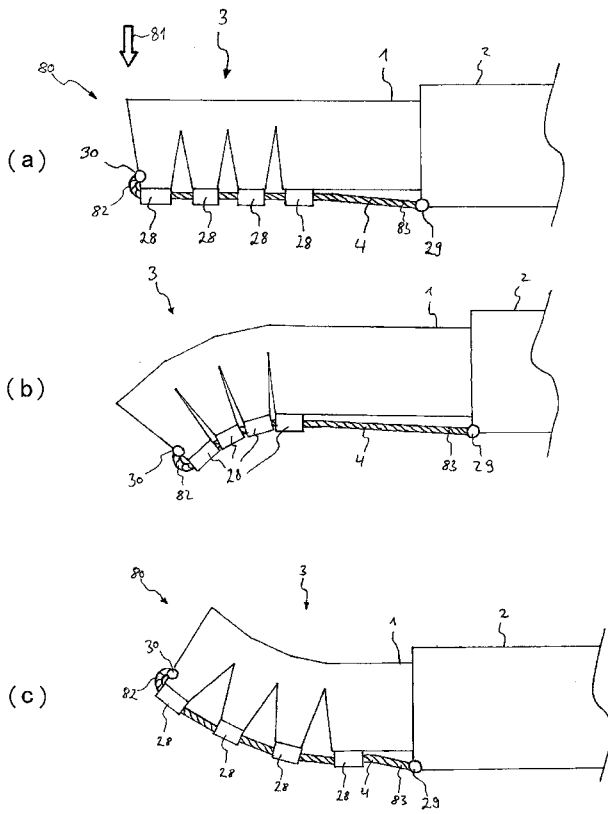
【図 9】



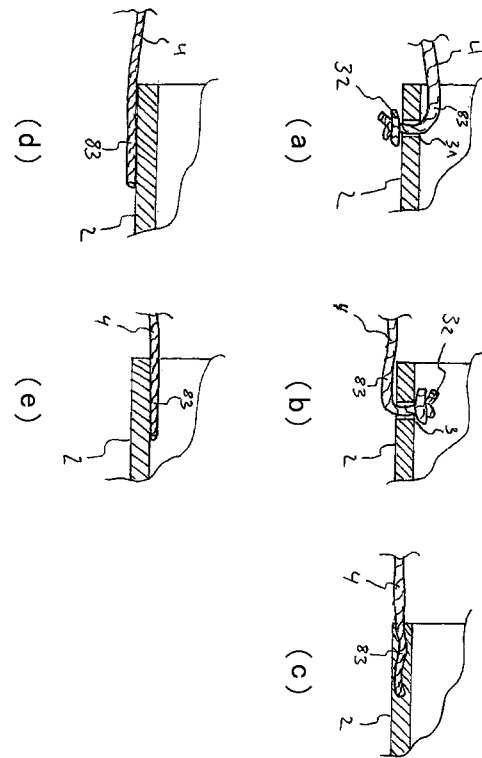
【図 10】



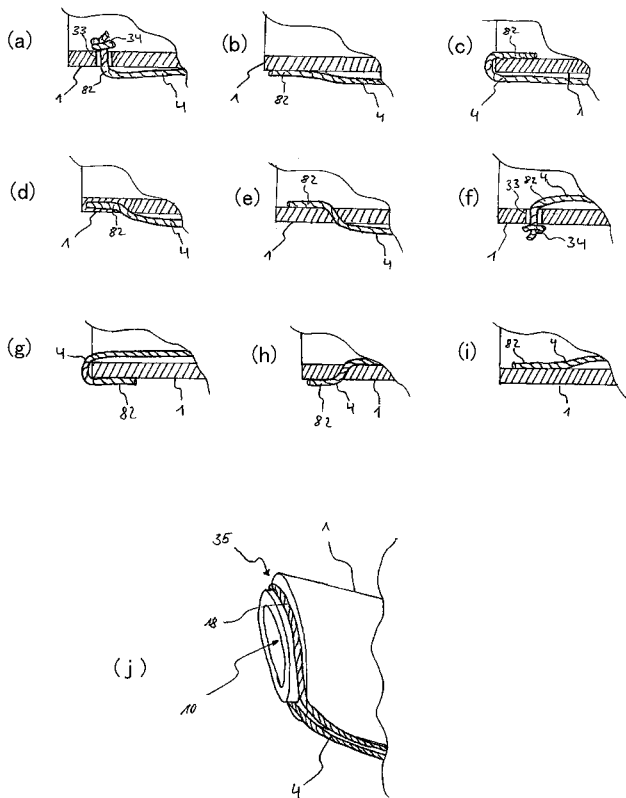
【図 11】



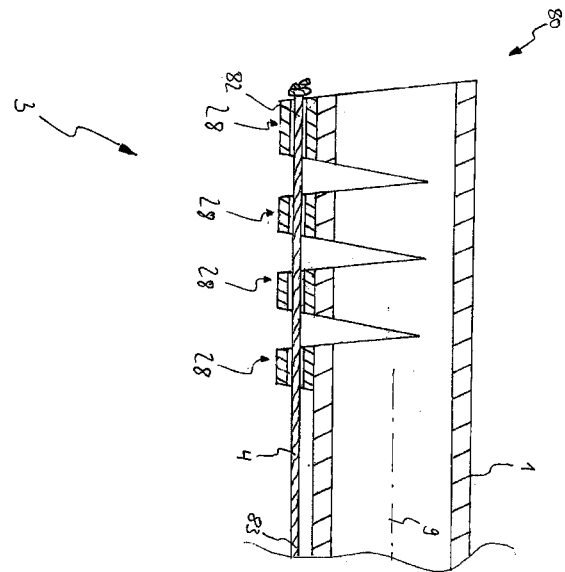
【図 12】



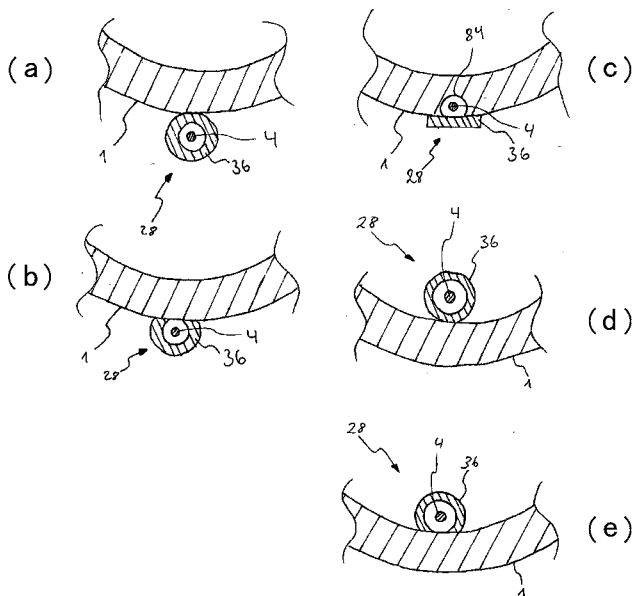
【図 13】



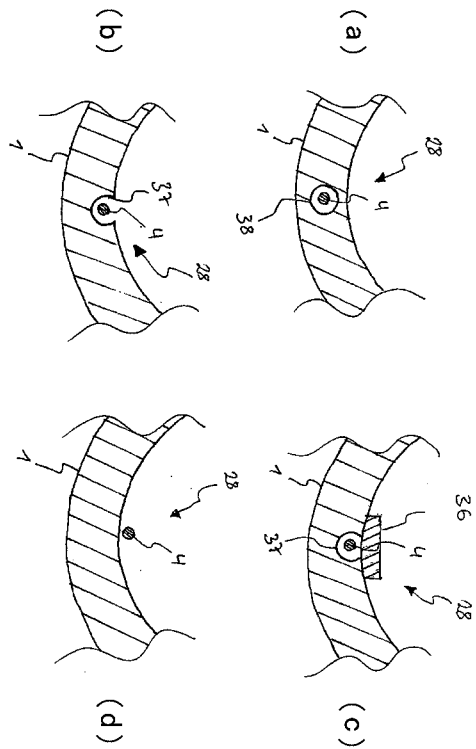
【図 14】



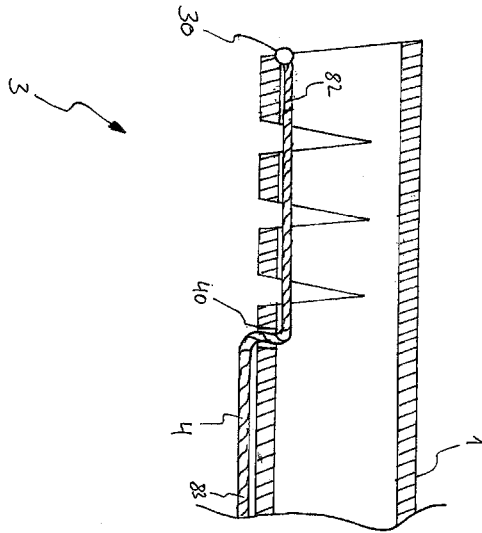
【図 15】



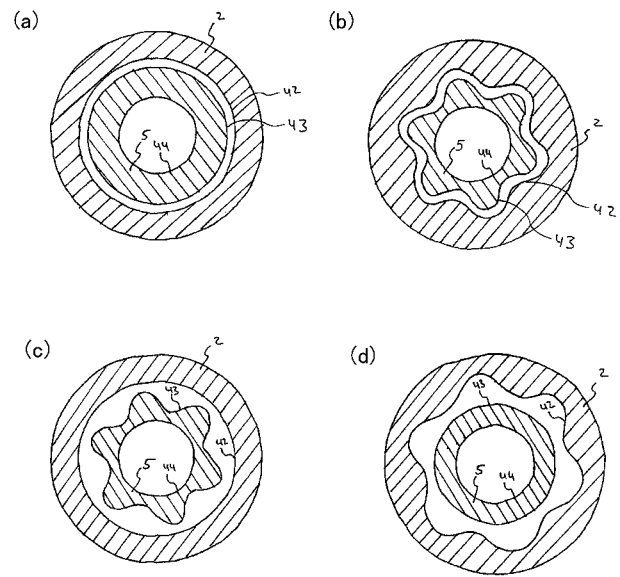
【図 16】



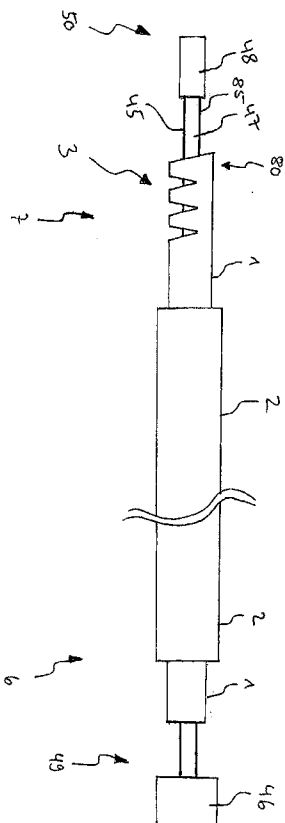
【図 17】



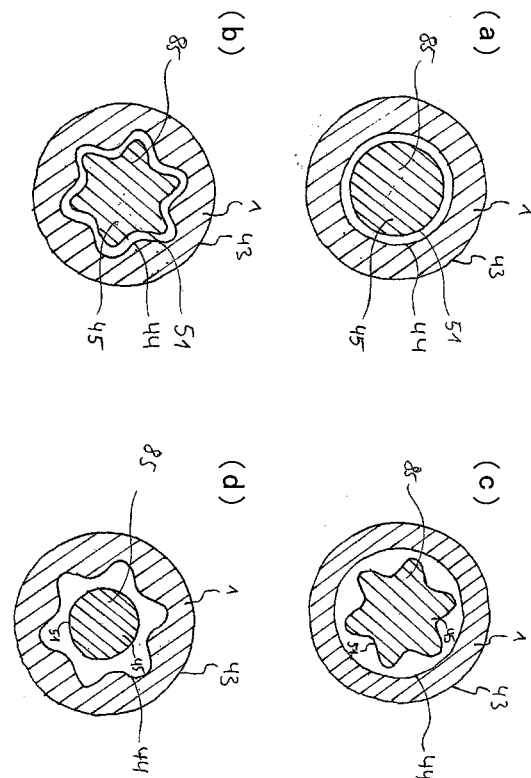
【図 18】



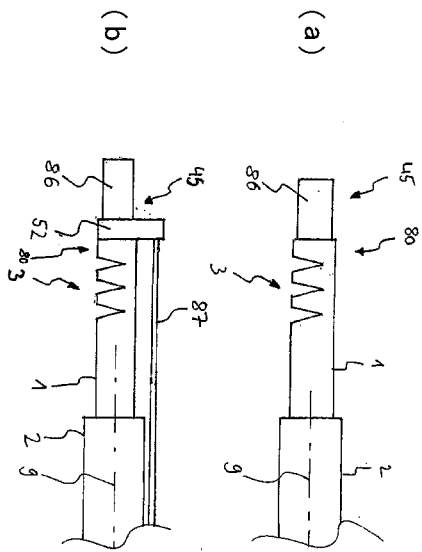
【図 19】



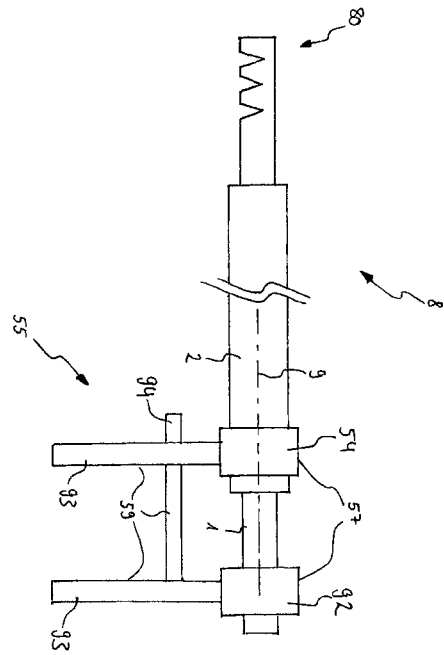
【図 20】



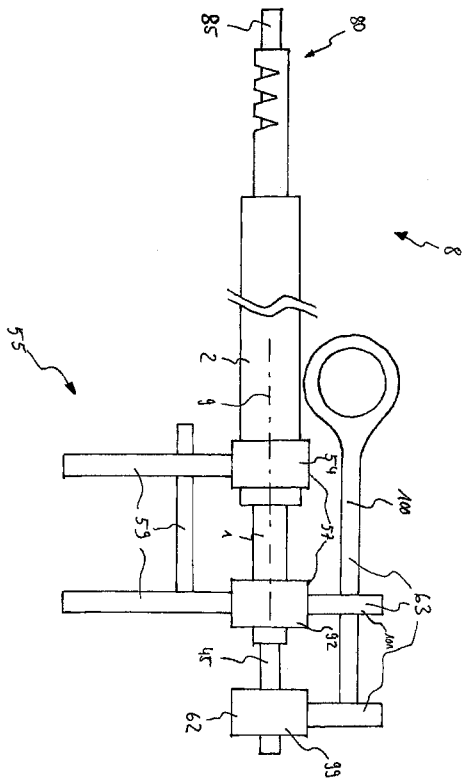
【図 2 1】



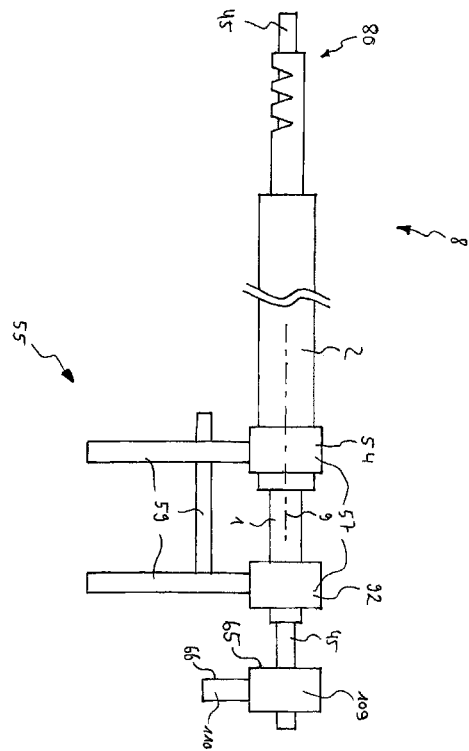
【図 2 2】



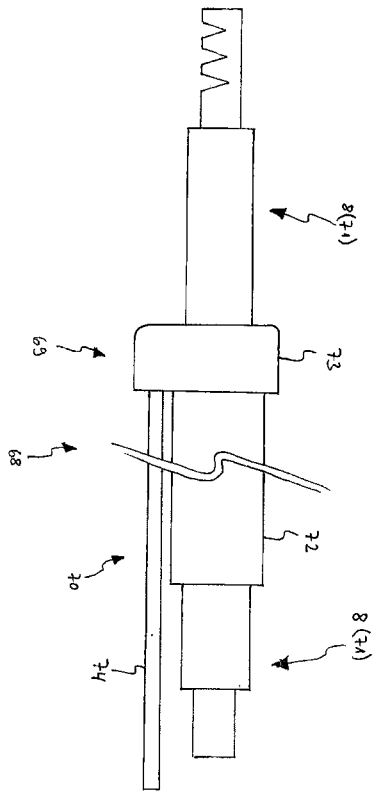
【図 2 3】



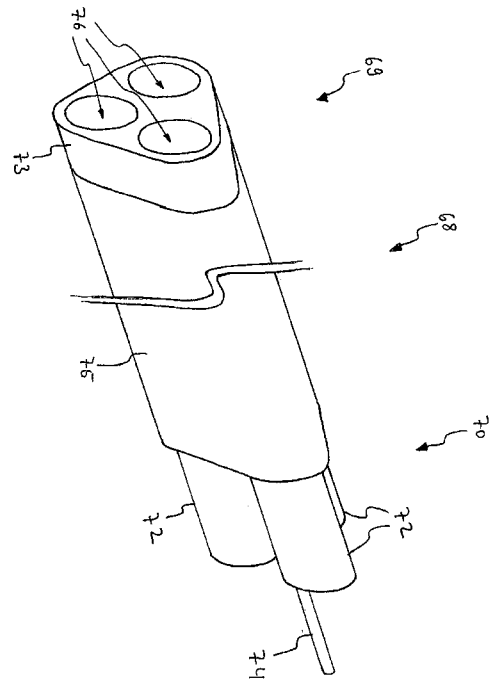
【図 2 4】



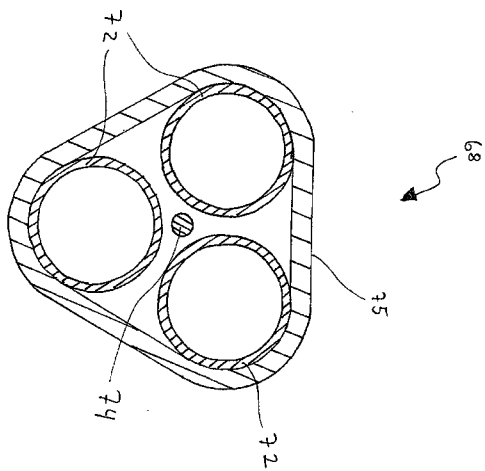
【図 25】



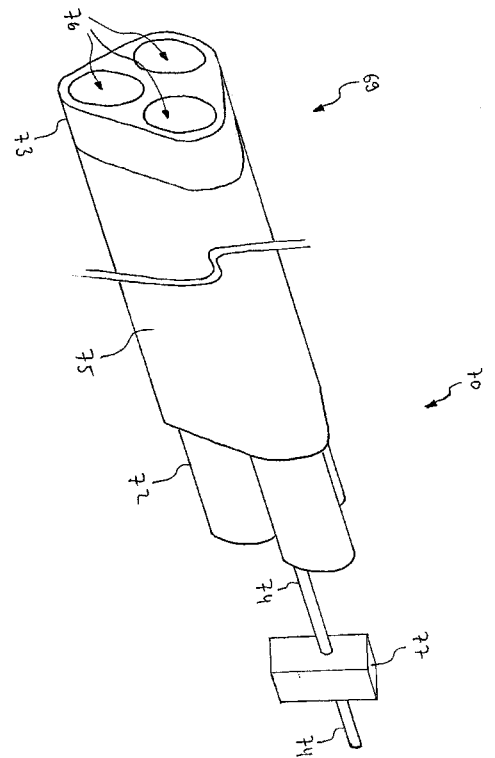
【図 26】



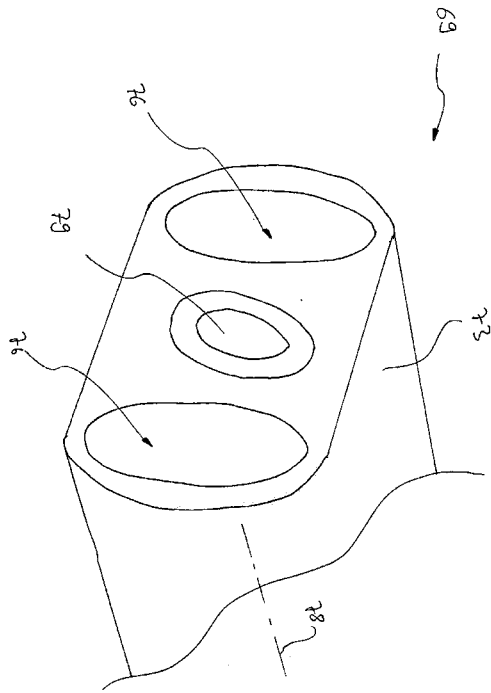
【図 27】



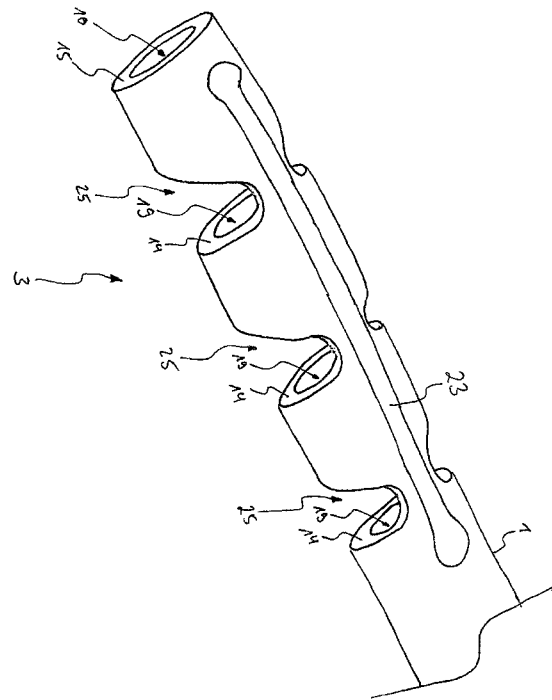
【図 28】



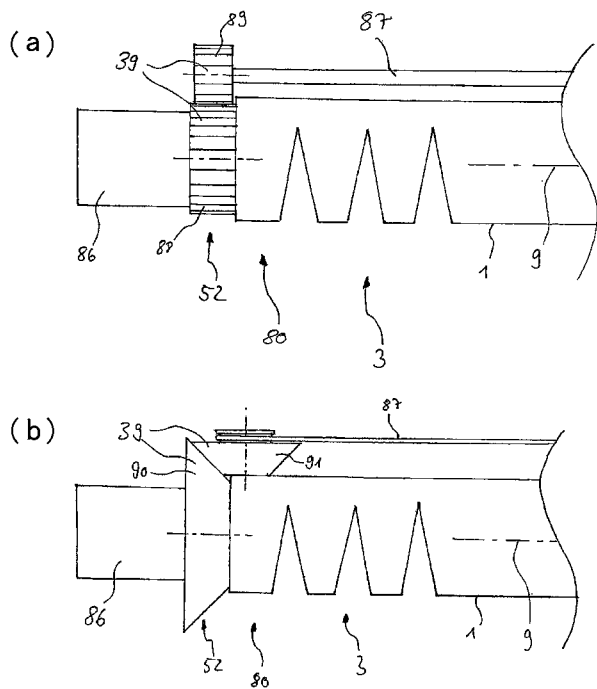
【図 29】



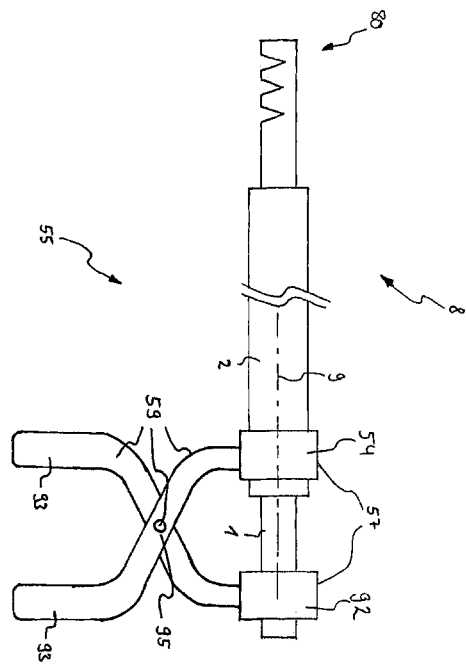
【図 30】



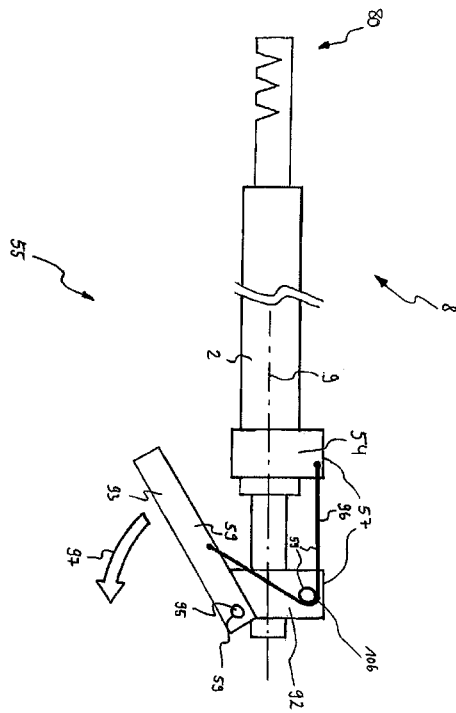
【図 31】



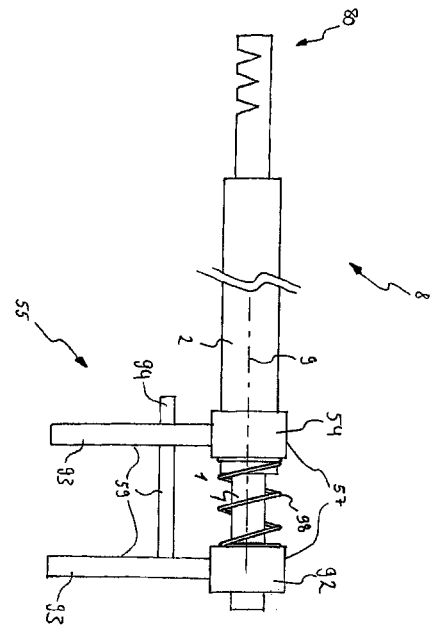
【図 32】



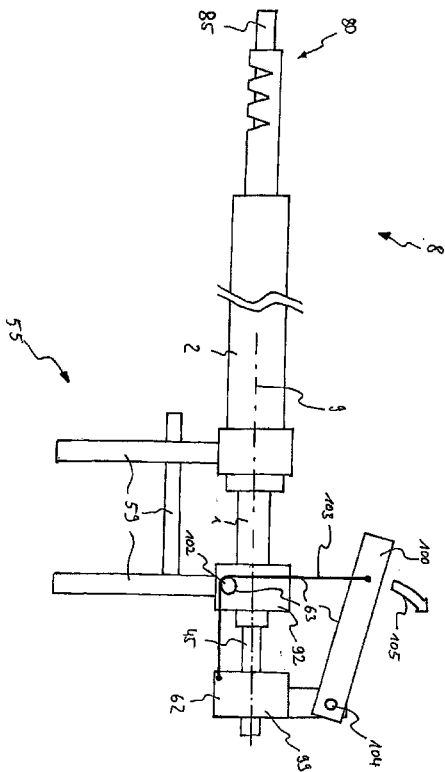
【図 3 3】



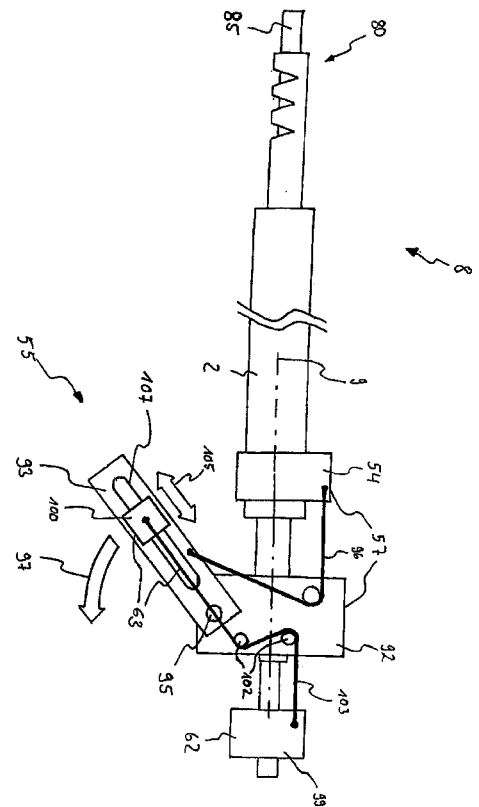
【図 3 4】



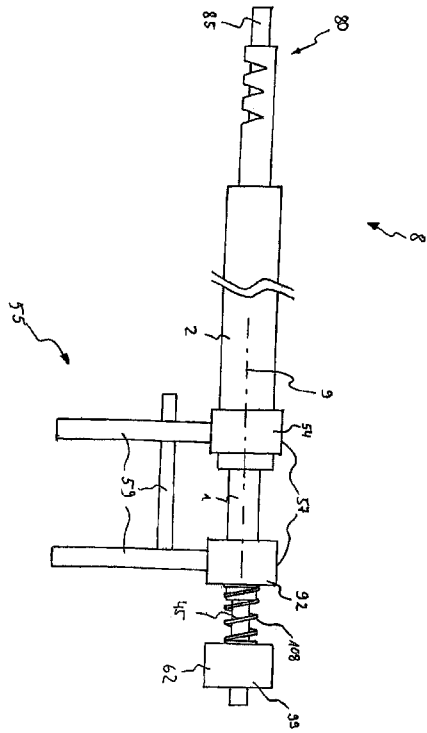
【図 3 5】



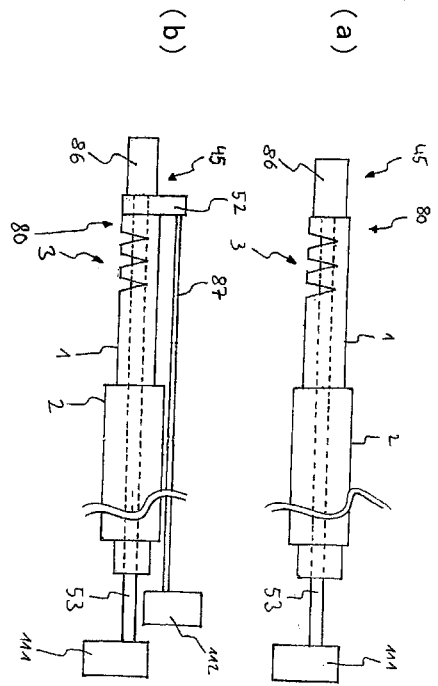
【図 3 6】



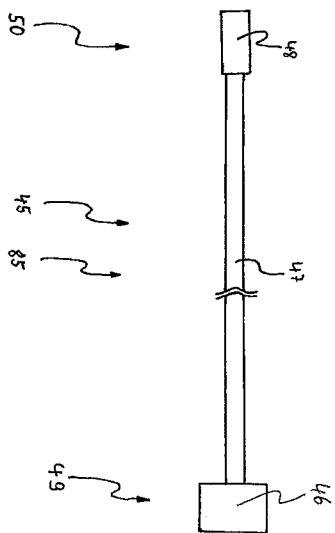
【図 37】



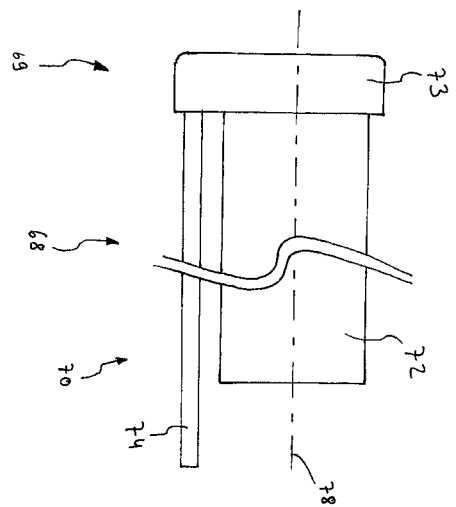
【図 38】



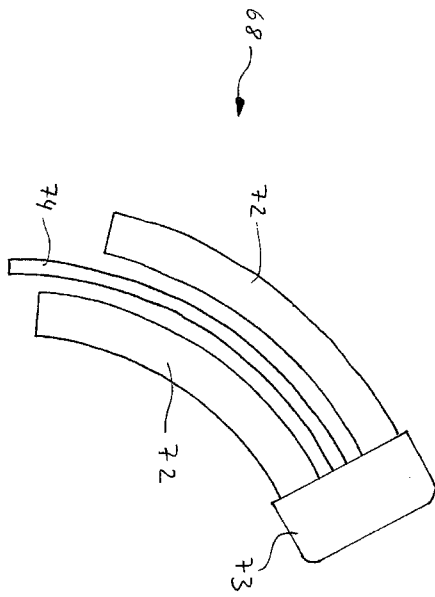
【図 39】



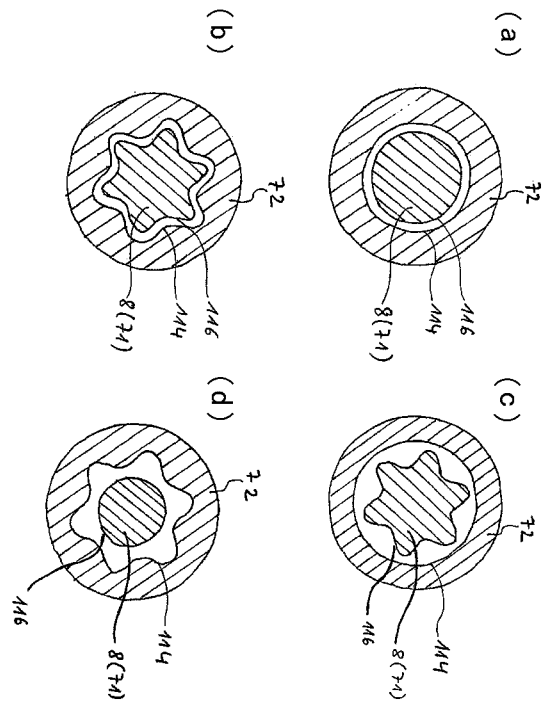
【図 40】



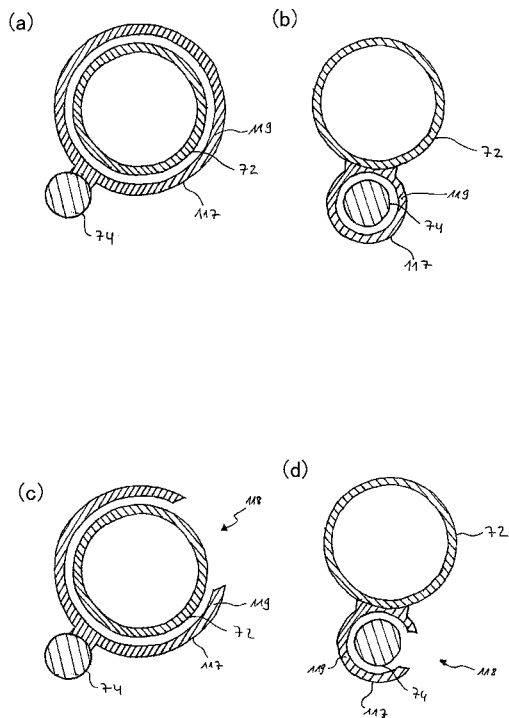
【図 4 1】



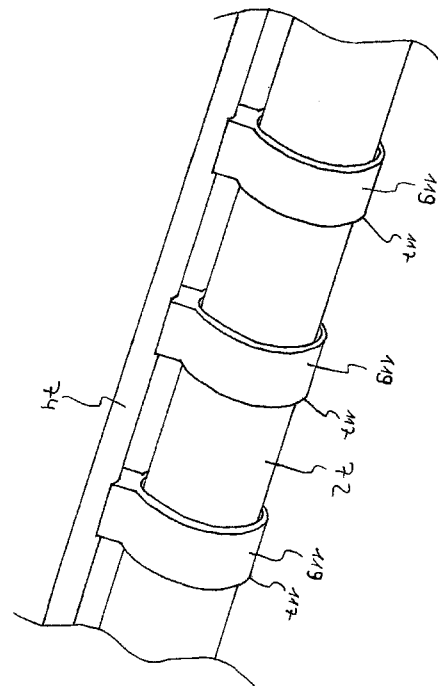
【図 4 2】



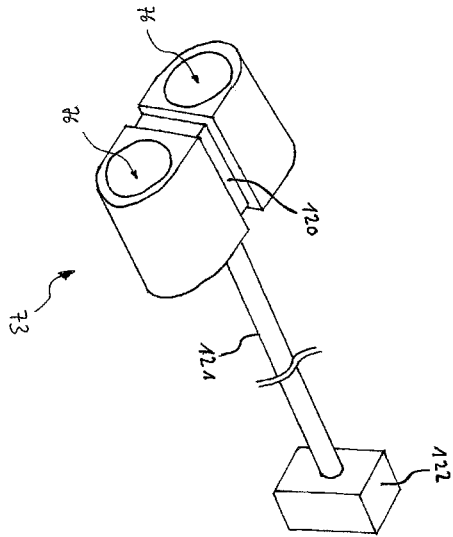
【図 4 3】



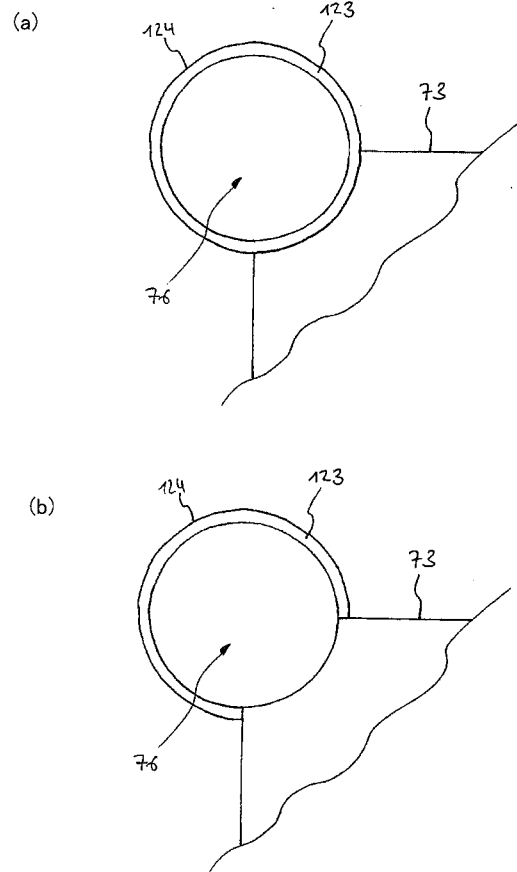
【図 4 4】



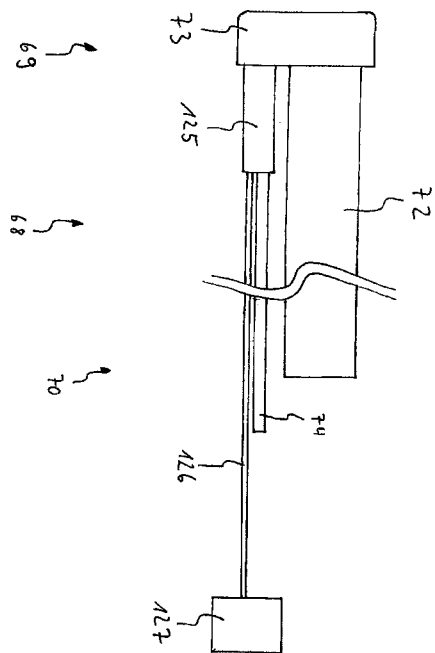
【図 4 5】



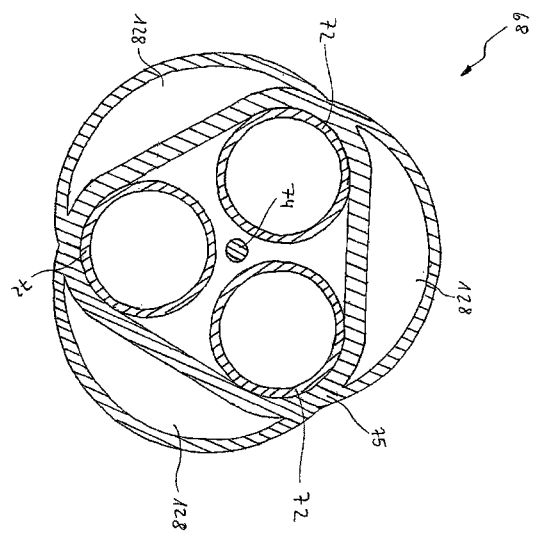
【図 4 6】



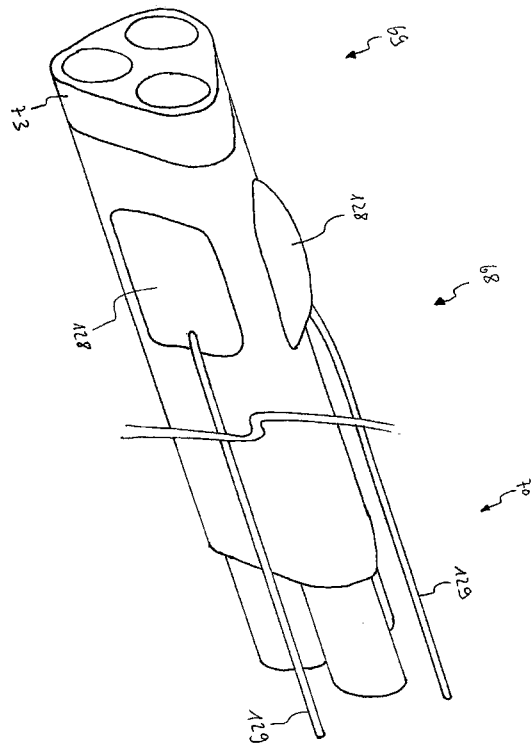
【図 4 7】



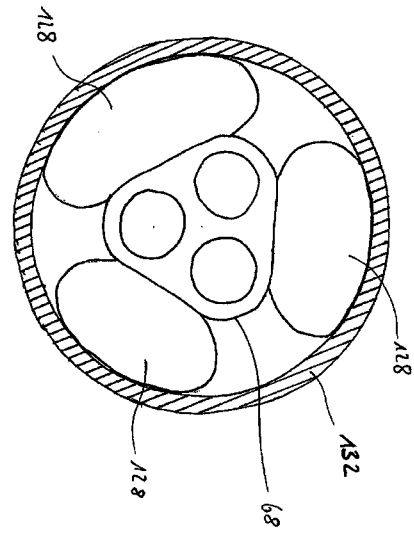
【図 4 8】



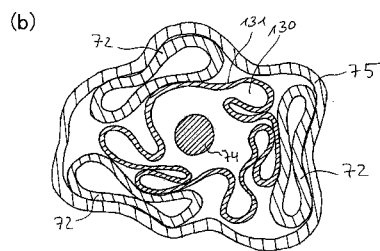
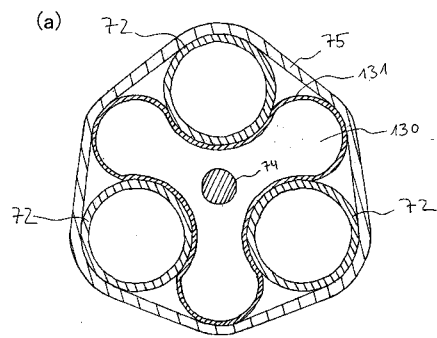
【図 49】



【図 50】



【図 51】



フロントページの続き

(72)発明者 チ ニャ ホ

ドイツ国 テュービンゲン, ナウクラーストラーセ 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 テュービンゲン, シュヴァップシュトラーセ 51, 72074

Fターム(参考) 4C061 GG22 JJ06

【 外国語明細書 】

2008068070000001.pdf

2008068070000002.pdf

2008068070000003.pdf

2008068070000004.pdf

专利名称(译)	医疗设备		
公开(公告)号	JP2008068070A	公开(公告)日	2008-03-27
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 チニャホ 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 チニャホ 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 A61B1/00.T A61B1/01 A61B1/01.511 A61B1/01.513		
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 JP2008068070A5		
外部链接	Espacenet		

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

