

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-501953

(P2006-501953A)

(43) 公表日 平成18年1月19日(2006.1.19)

(51) Int.Cl.

A61B 17/02 (2006.01)

F I

A61B 17/02

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2004-543419 (P2004-543419)
 (86) (22) 出願日 平成15年10月6日 (2003.10.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年5月17日 (2005.5.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/031650
 (87) 国際公開番号 W02004/032757
 (87) 国際公開日 平成16年4月22日 (2004.4.22)
 (31) 優先権主張番号 60/416,370
 (32) 優先日 平成14年10月4日 (2002.10.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

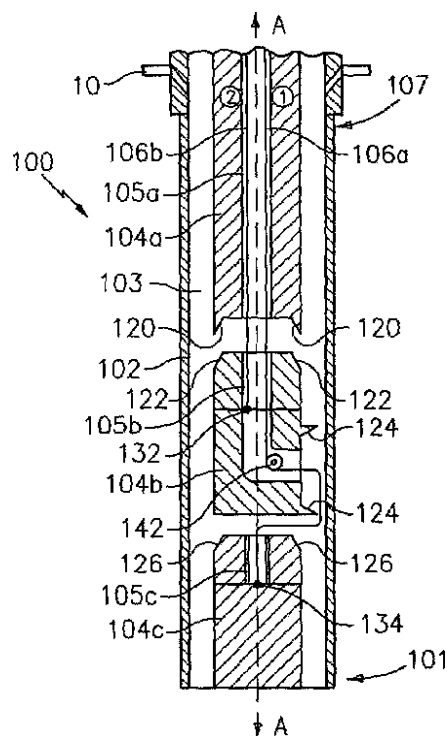
(71) 出願人 500329892
 タイコ ヘルスケア グループ エルピー
 アメリカ合衆国 コネチカット州 068
 56 ノーウォーク グローバー アベニ
 ュー 150
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (72) 発明者 スターンズ, ラルフ エー.
 アメリカ合衆国 コネチカット 0633
 4, ボズラー, サウス ロード 38

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡開創器

(57) 【要約】

本開示は、少なくとも第1の機械的インターフェースを有する第1のセクション、および該インターフェースに係合するための第2の機械的インターフェースを有する第2のセクションを有するシャフトを含む内視鏡開創器に関し、該第1のセクションおよび第2のセクションは、該シャフトを通して規定される軸に沿い、かつ該第1の機械的インターフェースが該第2の機械的インターフェースから脱係合されている第1のほぼ長軸方向に整列された形態から、該第2のセクションが該シャフトの長軸に対して所定の角度で配置され、かつ該第1の機械的インターフェースが、該第2の機械的インターフェースと係合している第2の形態まで選択的に移動可能である。この開創器は、該シャフトを通じて延び、かつ該第2のセクションに作動可能に取り付けられている少なくとも1つのケーブルをさらに含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

トロカールポートを通る使用のための開創器であって：

少なくとも、第 1 の機械的インターフェースを有する第 1 のセクションおよび該第 1 の機械的インターフェースに係合するための第 2 の機械的インターフェースを有する第 2 のセクションを有するシャフトであって、該第 1 のセクションおよび第 2 のセクションが、該シャフトを通して規定される軸に沿い、かつ該第 1 の機械的インターフェースが該第 2 の機械的インターフェースから脱係合されている第 1 のほぼ長軸方向に整列された形態から、該第 2 のセクションが該シャフトの長軸に対して所定の角度で配置され、かつ該第 1 の機械的インターフェースが、該第 2 の機械的インターフェースと係合している第 2 の形態まで選択的に移動可能である、シャフト；および

該シャフトを通じて延び、かつ該第 2 のセクションに作動可能に取り付けられている少なくとも 1 つのケーブルであって、該ケーブルの選択的移行に際し、該第 2 のセクションを、該第 1 の形態から第 2 の形態に移動するように該遠隔から作動可能であるケーブルを備える、開創器。

【請求項 2】

前記第 1 の形態から第 2 の形態への移行に際し、前記第 1 および第 2 の機械的インターフェースが協働して前記第 1 のセクションおよび第 2 のセクションを整列し、かつ該第 1 および第 2 のセクションを互いに係合する、請求項 1 に記載の開創器。

【請求項 3】

前記第 1 のセクションがカム様インターフェースを含み、そして前記第 2 のセクションが、前記ケーブルの作動ならびに該第 1 のセクションおよび該第 1 のセクションの前記第 1 の形態から第 2 の形態への移動に際し互いに回転可能かつ移行可能に係合する相補的カム様インターフェースを含む、請求項 1 に記載の開創器。

【請求項 4】

前記シャフトが、前記第 1 および第 2 のセクションを収容する外部スリーブを含む、請求項 1 に記載の開創器。

【請求項 5】

前記第 1 のセクションおよび第 2 のセクションの少なくとも 1 つが、該第 1 のセクションおよび第 2 のセクションの他方内に配置された対応する凹部に係合するトングを含み、前記第 1 の形態から前記少なくとも 1 つのさらなる第 2 の形態への移動の間に、互いに対する該第 1 のセクションおよび第 2 のセクションの整列および係合を容易にする、請求項 1 に記載の開創器。

【請求項 6】

前記第 1 のセクションと第 2 のセクションとの間に配置されたヒンジをさらに含む、請求項 1 に記載の開創器。

【請求項 7】

前記第 1 のセクションと第 2 のセクションとの間に配置された一体ヒンジをさらに備える、請求項 1 に記載の開創器。

【請求項 8】

前記第 1 のセクションおよび第 2 のセクションのうちの 1 つが、前記少なくとも 1 つのさらなる第 2 の形態に配置されるとき、該第 1 のセクションと第 2 のセクションとの角度配置を制御するためのストップを含む、請求項 6 に記載の開創器。

【請求項 9】

器官開創器であって：

チューブであって、それを通じて延び、かつ長軸を規定する管腔を有するチューブ；および

該チューブの管腔内に配置される遠位セクション、中間セクションおよび近位セクションを備え、ここで、該遠位セクション、中間セクションおよび近位セクションが該長軸と実質的に整列され、そして互いと分離している第 1 の形態、および該中間セクションと

10

20

30

40

50

該遠位セクションとが、該遠位セクションが該長軸に対して所定角度で配置されるように互いと係合される少なくとも１の第２の形態を有する、器官開創器。

【請求項１０】

前記近位セクションおよび中間セクションを通じて延び、そして前記遠位セクションに作動可能に固定される第１のケーブルをさらに備え、ここで、該第１のケーブルの近位方向における移行が、該遠位セクションを、該長軸に対して所定の角度で該中間セクションを作動可能に係合させる、請求項９に記載の器官開創器。

【請求項１１】

前記近位セクションを通じて延び、そして前記中間セクションに作動可能に取り付けられる第２のケーブルをさらに備え、ここで、前記第１のケーブルまたは該第２のケーブルの少なくとも１つの近位方向における移行が、該中間セクションが該近位セクションを作動可能に係合するようにする、請求項１０に記載の器官開創器。

10

【請求項１２】

前記遠位セクションが、その近位端に形成された少なくとも１つの第１の機械的インターフェースを含み、そして前記中間セクションが、その側面上に形成された少なくとも１つの第２の機械的インターフェースを含み、該第２の機械的インターフェースが該第１の機械的インターフェースと相補的であり、ここで、該遠位セクションおよび中間セクションが互いに係合するとき、該第１の機械的インターフェースおよび第２の機械的インターフェースが、該遠位セクションを前記長軸に対して所定角度で維持する、請求項１１に記載の器官開創器。

20

【請求項１３】

前記近位セクションが、その遠位端に形成された少なくとも１つの第３の機械的インターフェースを含み、そして前記中間セクションが、その近位端に形成された少なくとも１つの第４の機械的インターフェースを含み、該第４の機械的インターフェースが、該第３の機械的インターフェースに相補的であり、ここで、該近位セクションおよび中間セクションが互いに係合するとき、該第３の機械的インターフェースおよび第４のインターフェースが、該近位セクションおよび中間セクションを前記長軸と実質的に整列して維持する、請求項１２に記載の器官開創器。

【請求項１４】

前記近位セクションが、それを通じて延びる少なくとも１つの長軸方向に配向された通路を含み、ここで、前記第１および第２のケーブルが該少なくとも１つの長軸方向の通路を通して延びる、請求項１３に記載の器官開創器。

30

【請求項１５】

前記中間セクションが、それを通して延びる実質的に角度をもつ通路、該中間セクションの近位表面上の角度をもつ通路の第１の部分、および該中間セクションの側面上の角度をもつ通路開口の第２の部分を含み、ここで、前記第２のケーブルが該角度をもつ通路を通じて延びる、請求項１４に記載の器官開創器。

【請求項１６】

前記中間セクションの第２の機械的インターフェースがソケットの形状であり、そしてここで、前記遠位セクションの第１の機械的インターフェースが、それから延びるトング様部材の形状であって、かつ前記近位セクション中に形成されるソケットに相補的である、請求項１２に記載の器官開創器。

40

【請求項１７】

リボンの形状にあるケーブルが、前記近位セクションおよび前記中間セクションを通して延び、そして前記遠位セクションに固定される、請求項９に記載の器官開創器。

【請求項１８】

前記中間セクションの第２の機械的インターフェースが、らせん状カム表面を含み、そしてここで、前記遠位セクションの第１の機械的インターフェースが、前記近位セクションのらせん状カム表面に相補的であるらせん状カム表面を含む、請求項１２に記載の器官開創器。

50

【請求項 19】

前記近位セクションの第3の機械的インターフェースおよび前記中間セクションの第4の機械的インターフェースの各々が、互いに交差するらせん状カム表面を備える、請求項12に記載の器官開創器。

【請求項 20】

前記チューブが、可撓性材料から製作される、請求項9に記載の器官開創器。

【請求項 21】

開創器であって：

長軸を規定する細長いシャフトであって、互いに回転可能に接続される第1のセクションおよび第2のセクションを有するシャフト；および

10

該第1のセクションを通して伸び、かつ該開創器を第1の形態から少なくとも1つの第2の形態に操作するために該第2のセクションに作動可能に接続される第1のケーブルを備え、ここで、該第1の形態において、該第1のセクションおよび第2のセクションが、該長軸と実質的に整列され、そして該少なくとも1つの第2の形態において、該第2のセクションが該長軸に対して所定の角度にある、器官開創器。

【請求項 22】

前記第2のセクションが、機械的ヒンジによって前記第1のセクションに回転可能に接続される、請求項21に記載の器官開創器。

【請求項 23】

前記第2のセクションが、一体ヒンジによって前記第1のセクションに回転可能に接続される、請求項21に記載の器官開創器。

20

【請求項 24】

前記第1のセクションが遠位表面を有し、そして前記第2のセクションが近位表面を有し、該遠位表面が該第2のセクションの近位表面に面する角度をもつ表面を備える、請求項21に記載の器官開創器。

【請求項 25】

前記第1のセクションおよび第2のセクション間に延びるフィルムをさらに含む、請求項24に記載の器官開創器。

【請求項 26】

前記遠位表面および近位表面の少なくとも1つ上に提供される少なくとも1つのストップ部材をさらに含む、請求項24に記載の器官開創器。

30

【請求項 27】

さらに：

前記第2のセクションに回転可能に接続された第3のセクション；および

前記第1のセクションおよび該第2のセクションを通じて延び、そして前記開創器を前記第1の形態から少なくとも1つの第2の形態に操作するために該第3のセクションに作動可能に接続される第2のケーブルを備える、請求項21に記載の器官開創器。

【請求項 28】

前記第1のセクション上に提供される第1の機械的インターフェース、該第1の機械的インターフェースに係合するために前記第2のセクション上に提供される第2の機械的インターフェース、該第2のセクション上に提供される第3の機械的インターフェース、および該第3の機械的インターフェースに係合するために前記第3のセクション上の第4の機械的インターフェースをさらに備える、請求項27に記載の器官開創器。

40

【請求項 29】

器官開創器であって：

長軸を規定するシャフト；および

該シャフトの遠位端と作動可能に係合可能な複数のフィンガー要素を備え、ここで、該複数のフィンガー要素が該長軸と実質的に整列される第1の形態、および該複数のフィンガー要素が該長軸に対して所定の角度で配置される少なくとも1つの第2の形態を有する、器官開創器。

50

【請求項 30】

前記複数のフィンガー要素の各々が前記シャフトから分離され、そしてここで、前記開創器が、該シャフトを通して延びる複数のケーブルを含み、各ケーブルがそれから対応するフィンガー要素中に延びるコードの束を有し、コードの各束が、該対応するフィンガー要素に、該複数のケーブルの退避が該開創器を前記第 1 の形態から前記少なくとも 1 つの第 2 の形態に操作するように作動可能に接続されている、請求項 29 に記載の器官開創器。

【請求項 31】

前記コードの束が、前記複数のフィンガー要素の間に延びる、請求項 30 に記載の器官開創器。

【請求項 32】

前記シャフトの遠位端が、対応するフィンガー要素の近位端に形成されたフランジを選択的に受容するような形態および寸法の複数のソケットを含む、請求項 31 に記載の器官開創器。

【請求項 33】

前記コードの束の個々のコードが、その中に形成されたポートを通じて個々のフィンガー要素を出る、請求項 32 に記載の器官開創器。

【請求項 34】

前記シャフトの遠位端に回動可能に接続された一对のプレートをさらに含み、そしてここで、該複数のフィンガー要素が該一对のプレートに固定され、ここで、該一对のプレートが、前記開創器が第 1 の形態にある第 1 の配向および該開創器が少なくとも 1 つの第 2 の形態にある第 2 の配向を有する、請求項 29 に記載の器官開創器。

【請求項 35】

隣接するフィンガー要素間に延びる少なくとも 1 つのワイヤをさらに含む、請求項 34 に記載の器官開創器。

【請求項 36】

器官開創器であって：

長軸を規定するシャフト、および温度変更媒体を受容するためのボアを備え、該シャフトが形状記憶物質から製作され、ここで該シャフトが、第 1 の温度であるとき実質的に直線状である第 1 の形態、および第 2 の温度であるとき非直線状である少なくとも 1 つの第 2 の形態を有する、器官開創器。

【請求項 37】

前記温度変更媒体が、該ボア中に受容される所定量の液体を含む、請求項 36 に記載の器官開創器。

【請求項 38】

前記シャフトが、形状記憶合金および形状記憶プラスチックの 1 つから製作される、請求項 36 に記載の器官開創器。

【請求項 39】

前記シャフトが、ニチノールから製作される、請求項 36 に記載の器官開創器。

【請求項 40】

前記シャフトが、約 - 270 ~ 約 + 100 で形態の変化を行う、請求項 36 に記載の器官開創器。

【請求項 41】

前記液体が、前記シャフトに温度の変化を伝達する、請求項 37 に記載の器官開創器。

【請求項 42】

開創器であって：

シャフトを規定する複数のセクションを備え、該セクションの各々が隣接するセクションに係合するための機械的インターフェースを有し、各セクションが、隣接するセクションと長軸方向整列にある第 1 の位置と、該第 1 の位置から、該セクションが組織に係合するために実質的に閉じた形状を形成するようにずれた第 2 の位置とを有する、開創器。

【請求項 43】

10

20

30

40

50

前記セクションの少なくとも１つが、隣接するセクションにあるスロットに係合するためのトングを含む、請求項４２に記載の開創器。

【請求項４４】

前記複数のセクションの少なくとも第１のセクションに取り付けられ、かつ該複数のセクションの少なくとも第２のセクション中の通路中に配置される第１のケーブルをさらに備え、そして該第１のケーブルが、該第１のケーブルが近位方向に引かれるとき第２のセクションに対して該第１のセクションを移動するために整列され、該シャフトの長軸から第１の方向にずれる、請求項４２に記載の開創器。

【請求項４５】

前記開創器を前記第１の位置に戻すために、前記長軸から第２の方向にずれる第２のケーブルをさらに備える、請求項４４に記載の開創器。

10

【請求項４６】

前記複数のセクションの第１のセクションと該複数のセクションの第２のセクションとの間に配置されたヒンジをさらに備える、請求項４２に記載の開創器。

【請求項４７】

前記ヒンジが一体ヒンジを備える、請求項４５に記載の開創器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

（関連出願への相互参照）

20

本出願は、２００２年１０月４日に提出された米国仮出願第６０／４１６，３７０号に対する優先権の利益を主張し、その全体の内容は、本明細書中に参考として援用される。

【背景技術】

【０００２】

（背景）

（１．技術分野）

本開示は、最小侵襲外科的手順の間の使用のための内視鏡外科的开創器および器官マニピュレーターに、そしてより詳細には、トロカールまたは外科用シースを通じる挿入のための第１の位置から、器官または組織の開創および／または操作を容易にする第２の位置に構成可能な内視鏡外科的开創器に関する。

30

【０００３】

（２．関連分野の背景）

最小侵襲技法および器具を用いる種々のタイプの外科的手順の実施が、このような手順の全体コストを低減しながら、患者に対する多くの身体的利益を提供していることが良好に確立されている。内視鏡外科的手順は、多年の間使用されており、そしてこのような手順の人気は増加し続けている。例えば、より多くの外科医が、生命維持に重要な器官および身体腔への接近を得る伝統的な開放法を、小さな穿孔様切開を通じて器官に接近する内視鏡および内視鏡器具で補完している。

【０００４】

一旦、この初期切開中に挿入されると、トロカールは、このトロカール内に配置されたカニューレまたはポートを通じて患者中に挿入される内視鏡器具のための狭い通路を提供する。認識され得るように、外科的腔への接近は、代表的には、トロカールチャネルの内部寸法およびカニューレのサイズに制限される。切開のサイズを最小にすることは痛みを最小にし、そして患者にその他の利益を提供すると考えられる。より小さなカニューレが、通常、大部分の内視鏡手順の間に好ましく、これは、最終的には、この小さなカニューレを通して適合する外科用器具を作製する方法を見出さなければならない器具製造業者に対する設計挑戦を提示する。

40

【０００５】

例えば、手術腔内の器官および組織を操作する能力が、この手術腔内の制限された眺めに起因して内視鏡手順の間で重要であることが知られている。組織を操作するため、およ

50

び／または組織を開創するために伝統的な開放開創器を利用することは選択肢ではない。なぜなら、それは、外科医が最小侵襲手術の利益を先んずるようにするからである。結果として、製造業者は、小カニューレを通して適合し得、そして外科的手順の間に必要なように器官および組織を開創および／または操作する外科医の能力を制限しない種々のタイプの内視鏡開創器を設計するために挑戦している。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

過去において、いくつかの内視鏡開創器が設計されているが、大部分は、そして大きなこれらの器具によっては、過剰に複雑であり、そして手術の間に器官の比較的制限された位置決めまたは再位置決めを可能にするに過ぎない。器官を操作することで単純かつ有効であり、内視鏡外科的手順の間に外科医のための手術腔の適切な可視化を提供する開創器を開発する必要性が存在している。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

(要旨)

本発明は、器官などを開創するための内視鏡開創器に関する。本開示の1つの局面によれば、開創器は、少なくとも、第1の機械的インターフェースを有する第1のセクションおよび該第1の機械的インターフェースに係合するための第2の機械的インターフェースを有する第2のセクションを含み、該第1のセクションおよび第2のセクションが、該シャフトを通して規定される軸に沿い、かつ該第1の機械的インターフェースが該第2の機械的インターフェースから脱係合されている第1のほぼ長軸方向に整列された形態から、該第2のセクションが該シャフトの長軸に対して所定の角度で配置され、かつ該第1の機械的インターフェースが、該第2の機械的インターフェースと係合している第2の形態まで選択的に移動可能である。この開創器は、さらに、上記シャフトを通じて延び、かつ該第2のセクションに作動可能に取り付けられている少なくとも1つのケーブルを含む。このケーブルは、このケーブルの選択的移行に際し、該第2のセクションを、該第1の形態から第2の形態に移動するように該遠隔から作動可能である。

20

【0008】

望ましくは、前記第1の形態から第2の形態への移行に際し、前記第1および第2の機械的インターフェースが協働して前記第1のセクションおよび第2のセクションを整列し、かつ該第1および第2のセクションを互いに係合する。

30

【0009】

上記第1および第2のセクションは、相補的なカム様インターフェースを含み得る。これらのカム様インターフェースは、前記第1の形態から第2の形態への移動のための上記ケーブルの作動に際し、互いに回転可能かつ移行可能に係合する。従って、上記第1のセクションおよび第2のセクションは、互いに対して回転かつ移行し得る。上記シャフトは、上記第1および第2のセクションを収容する外部スリーブを含み得る。

【0010】

前記第1のセクションおよび第2のセクションの少なくとも1つは、該第1のセクションおよび第2のセクションの他方内に配置された対応する凹部に係合するトングを含み得る。このトングは、望ましくは、前記第1の形態から前記少なくとも1つのさらなる第2の形態への移動の間に、互いに対する該第1のセクションおよび第2のセクションの整列および係合を容易にする。

40

【0011】

上記開創器は、前記第1のセクションと第2のセクションとの間に配置されたヒンジを含み得る。上記第1のセクションおよび第2のセクションの1つは、前記少なくとも1つのさらなる第2の形態に配置されるとき、該第1のセクションと第2のセクションとの角度配置を制御するためのストップを含み得る。

【0012】

50

本開示の別の局面によれば、上記器官開創器は、チューブであって、それを通じて延び、かつ長軸を規定する管腔を有し、該チューブの管腔内に配置される遠位セクション、中間セクションおよび近位セクションを規定するチューブを含む。この開創器は、該第遠位セクション、中間セクションおよび近位セクションが該長軸と実質的に整列され、そして互いと分離している第1の形態、および該中間セクションと該遠位セクションとが、該遠位セクションが該長軸に対して所定角度で配置されるように互いと係合される少なくとも1の第2の形態を有している。このチューブは、望ましくは、可撓性材料から形成される。

【0013】

上記開創器は、前記近位セクションおよび中間セクションを通じて延び、そして前記遠位セクションに作動可能に固定される第1のケーブルをさらに備え得る。従って、該第1のケーブルの近位方向における移行が、該遠位セクションを、該長軸に対して所定の角度で該中間セクションを作動可能に係合させる。上記器官開創器は、前記近位セクションを通じて延び、そして前記中間セクションに作動可能に取り付けられる第2のケーブルをさらに備え得る。従って、前記第1のケーブルまたは該第2のケーブルの少なくとも1つの近位方向における移行が、該中間セクションが、該近位セクションを作動可能に係合するようにする。

10

【0014】

前記遠位セクションは、その近位端に形成された少なくとも1つの第1の機械的インターフェースを含み得、そして前記中間セクションが、その側面上に形成された少なくとも1つの第2の機械的インターフェースを含み得る。該第2の機械的インターフェースは該第1の機械的インターフェースと相補的である。従って、該遠位セクションおよび中間セクションが互いに係合するとき、該第2の機械的インターフェースおよび第1の機械的インターフェースは、該遠位セクションを前記長軸に対して所定角度で維持する。

20

【0015】

前記近位セクションは、その遠位端に形成された少なくとも1つの第3の機械的インターフェースを含み、そして前記中間セクションは、その近位端に形成された少なくとも1つの第4の機械的インターフェースを含む。該第4の機械的インターフェースは、好ましくは、該第3の機械的インターフェースに相補的である。従って、該近位セクションおよび中間セクションが互いに係合するとき、該第3の機械的インターフェースおよび第4のインターフェースは、該近位セクションおよび中間セクションを前記長軸と実質的に整列して維持する。

30

【0016】

前記近位セクションは、それを通じて延びる少なくとも1つの長軸方向に配向された通路を含み、ここで、前記第1および第2のケーブルは、該少なくとも1つの長軸方向の通路を通して延びる。前記中間セクションは、好ましくは、それを通して延びる実質的に角度をもつ通路を含む。この角度をもつ通路の第1の部分が、該中間セクションの近位表面上に開口し、そして角度をもつ通路の第2の部分が、該中間セクションの側面上で開口している。前記第2のケーブルは、該角度をもつ通路を通じて延びる。

【0017】

前記中間セクションの第2の機械的インターフェースがソケットの形状であり、そしてここで、前記遠位セクションの第1の機械的インターフェースが、それから延びるトング様部材の形状であり得、かつ前記近位セクション中に形成されるソケットに相補的であることが想定される。

40

【0018】

上記器官開創器は、前記近位セクションおよび前記中間セクションを通して延び、そして前記遠位セクションに固定されるリボンの形状にあるケーブルを含み得る。上記チューブは、弾力性材料から製作され得ることが想定される。

【0019】

1つの実施形態では、前記中間セクションの第2の機械的インターフェースは、らせん

50

状カム表面を含み、そして前記遠位セクションの第1の機械的インターフェースは、前記近位セクションのらせん状カム表面に相補的であるらせん状カム表面を含む。別の実施形態では、前記近位セクションの第3の機械的インターフェースおよび前記中間セクションの第4の機械的インターフェースは、各々、互いに交差するらせん状カム表面を備える。

【0020】

本開示の別の局面によれば、上記器官開創器は、長軸を規定する細長いシャフトであって、互いに回動可能に接続される第1のセクションおよび第2のセクションを有するシャフト、および該第1のセクションを通して伸び、かつ上記第2のセクションに作動可能に接続される第1のケーブルを含む。この第1のケーブルは、上記開創器を、第1の形態から少なくとも1つの第2の形態に操作するために用いられ。該第1の形態では、該第1のセクションおよび第2のセクションは、該長軸と実質的に整列され、その一方、該少なくとも1つの第2の形態では、該第2のセクションは、該長軸に対して所定の角度にある。上記第2のセクションは、機械的ヒンジおよび/または一体ヒンジによって前記第1のセクションに回動可能に接続され得る。

10

【0021】

上記第1のセクションは遠位表面を有し、そして前記第2のセクションは近位表面を有し、該遠位表面が該第2のセクションの近位表面に面する角度をもつ表面を備えることが想定される。この器官開創器は、前記第1のセクションおよび第2のセクション間に延びるフィルムをさらに含み得る。上記器官開創器は、前記遠位表面および近位表面の少なくとも1つ上に提供される少なくとも1つのストップ部材をさらに含み得る。

20

【0022】

別の実施形態では、上記器官開創器は、さらに、前記第2のセクションに回動可能に接続された第3のセクション、および前記第1のセクションおよび該第2のセクションを通じて延び、そして前記開創器を前記第1の形態から少なくとも1つの第2の形態に操作するために該第3のセクションに作動可能に接続される第2のケーブルを含む。この器官開創器は、前記第1のセクション上に提供される第1の機械的インターフェース、該第1の機械的インターフェースに係合するために前記第2のセクション上に提供される第2の機械的インターフェース、該第2のセクション上に提供される第3の機械的インターフェース、および該第3の機械的インターフェースに係合するために前記第3のセクション上の第4の機械的インターフェースをさらに備え得る。

30

【0023】

本開示のさらなる局面によれば、上記器官開創器は、長軸を規定するシャフト、および該シャフトの遠位端と作動可能に係合可能な複数のフィンガー要素を備える。この開創器は、好ましくは、該複数のフィンガー要素が該長軸と実質的に整列される第1の形態、および該複数のフィンガー要素が該長軸に対して所定の角度で配置される少なくとも1つの第2の形態を有する。

【0024】

前記複数のフィンガー要素の各々が前記シャフトから分離され、そしてここで、前記開創器が、該シャフトを通して延びる複数のケーブルを含み、各ケーブルがそれから対応するフィンガー要素中に延びるコードの束を有することが想定される。コードの各束は、該対応するフィンガー要素に、該複数のケーブルの退避が該開創器を前記第1の形態から前記少なくとも1つの第2の形態に操作するように作動可能に接続されている。前記コードの束は、前記複数のフィンガー要素の間に延び得ることが想定される。

40

【0025】

1つの実施形態では、前記シャフトの遠位端は、対応するフィンガー要素の近位端に形成されたフランジを選択的に受容するような形態および寸法の複数のソケットを含み得る。前記コードの束の個々のコードは、その中に形成されたポートを通じて個々のフィンガー要素から抜け出ることができる。

【0026】

別の実施形態では、上記器官開創器は、前記シャフトの遠位端に回動可能に接続された

50

一对のプレートをさらに含み得る。この複数のフィンガー要素は、該一对のプレートに固定され得る。この一对のプレートは、前記開創器が第1の形態にある第1の配向および該開創器が少なくとも1つの第2の形態にある第2の配向を有し得る。上記器官開創器は、隣接するフィンガー要素間に延びる少なくとも1つのワイヤをさらに含み得る。

【0027】

本開示のなお別の局面によれば、上記器官開創器は、長軸を規定するシャフト、および温度変更媒体を受容するためのボアを含む。望ましくは、このシャフトは、形状記憶物質から製作される。このシャフトは、第1の温度であるとき実質的に直線状である第1の形態、および第2の温度で非直線状であるとき少なくとも1つの第2の形態を有する。1つの実施形態では、この温度変更媒体は、該ボア中に受容される所定量の液体を含む。

10

【0028】

前記シャフトは、形状記憶合金および/または形状記憶プラスチックから製作されることが想定される。好ましくは、上記シャフトはニチノールから製作される。このシャフトは、約 - 270 ~ 約 + 100 で形態の変化を行う。この液体は、前記シャフトに温度の変化を伝達し得ることが想定される。

【0029】

本開示の別の局面によれば、シャフトを規定する複数のセクションを備え、該セクションの各々が隣接するセクションに係合するための機械的インターフェースを有し、各セクションが、隣接するセクションと長軸方向整列にある第1の位置と、該第1の位置から、該セクションが組織に係合するために実質的に閉じた形状を形成するようにずれた第2の位置とを有する。

20

【0030】

1つの実施形態では、前記セクションの少なくとも1つは、隣接するセクションにあるスロットに係合するためのトングを含む。別の実施形態では、第1のケーブルが、前記複数のセクションの少なくとも第1のセクションに取り付けられ、かつ該複数のセクションの少なくとも第2のセクション中の通路中に配置され得、そして、該第1のケーブルが近位方向に引かれるとき第2のセクションに対して該第1のセクションを移動するために整列され、該第1のケーブルは、該シャフトの長軸から第1の方向にずれる。上記開創器は、前記開創器を前記第1の位置に戻すために、前記長軸から第2の方向にずれる第2のケーブルをさらに備え得る。なお別の実施形態では、上記開創器は、前記複数のセクションの第1のセクションと該複数のセクションの第2のセクションとの間に配置されたヒンジ、望ましくは、一体ヒンジを含む。

30

【0031】

本開示のその他の目的および特徴は、添付の図面を合わせて考慮し、以下の詳細な説明から明らかになる。しかし、図面は例示のみの目的のためにデザインされ、そして本開示の制限を規定するとしてではないことが理解されるべきである。

【0032】

主題の外科的器具の例示の実施形態は、図面を参照して本明細書中に記載されている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

40

(好適な実施形態の詳細な説明)

以下の図面中、および明細書中において、用語「近位」は、この技術分野で用いられるように、オペレーターに最も近い本開示の外科用デバイスまたは器具の端部をいい、その一方、用語「遠位」は、オペレーターから最も遠いデバイスまたは器具の端部をいう。

【0034】

ここで、図面を特定して詳細に参照して、そこでは、同様の参照番号は、類似または同一の要素を識別し、図1A~1Jは、一般に100として参照される、本開示の実施形態による内視鏡開創器を示す。

【0035】

図1A~1C中に特に見られるように、器官開創器100は、好ましくは可撓性の細長

50

いチューブ 102 を含み、それを通じて延びる長軸方向軸「A」を規定する管腔 103 を有する。チューブ 102 の管腔 103 は、望ましくは、3 つの相互作用するセクション、すなわち、第 3 セクション 104 a、第 2 セクション 104 b および第 1 セクション 104 c を収容する形態および寸法である。これら 3 つのセクション 104 a、104 b および 104 c は、望ましくは、セクション 104 a、104 b および 104 c が長軸方向軸「A」に沿ってほぼ整列される第 1 の形態から、セクション 104 a、104 b および 104 c が互いに係合し、そして組織を開創する様式に開創器 100 を構成および / または形態にする少なくとも 1 つのさらなる第 2 の形態に移動可能である形態である。この第 1 セクション 104 c は、開創器 100 の遠位端 101 に配置され、そして第 3 セクション 104 a は、開創器 100 の近位端 107 に配置される。

10

【0036】

第 1 セクション 104 c は、その近位端 125 に形成される第 1 の機械的インターフェース 126 を含み、これは、望ましくは第 2 セクション 104 b の側面 122 中に形成される対応および / または相補的な第 2 の機械的インターフェース 124 と係合可能である形態および寸法である。同様に、第 3 セクション 104 a は、その遠位端 128 に形成された第 3 の機械的インターフェースを含み、これは、望ましくは第 2 セクション 104 b の近位端 130 中に形成される対応および / または相補的な第 4 の機械的インターフェース 122 と係合可能である形態および寸法である。

【0037】

開創器 100 は、第 3 セクション 104 a 中に形成される長軸方向に配向された通路 105 a を通り、L 形状通路 105 b の近位の長軸方向に配向された部分を通る第 2 セクション 104 b 中に、そして L 形状通路 105 b の半径方向に配向された部分を通して第 2 セクション 104 b の外に延び、そして第 1 セクション 104 c 中に形成され、そしてそれから近位方向に延びるボア 105 c 中に好ましくは位置する取り付け点 134 に固定される第 1 のケーブル 106 a を含む。開創器は、さらに、第 3 セクション 104 a の通路 105 a を通って延び、そして好ましくは L 形状通路 105 b 内に位置する取付け点 132 で第 2 セクション 104 b に固定される第 2 のケーブル 106 b を含む。ケーブル 106 a および 106 b は、上記第 1 の形態と第 2 の形態との間で開創器 100 の操作を達成する外科医により遠隔から移行可能である。一連のケーブルガイド 142 が、セクション 104 a、104 b および 104 c を通り、および / またはその中にケーブル 106 a および 106 b の移行を容易にするために用いられ得る。

20

30

【0038】

図 1 A ~ 1 E に見られるように、ケーブル 106 a、106 b は、好ましくは、長軸方向軸「A」から所定距離ずれている。最も好ましくは、少なくともケーブル 106 a が、長軸方向軸「A」からずれている。

【0039】

使用において、そして図 1 A ~ 1 C に最も良く示されるように、開創器 100 は、最初、図 1 A に示されるような形態とされ（例えば、セクション 104 a ~ 104 c、長軸方向軸「A」に沿って互いに実質的に長軸方向に整列される）、トロカールアセンブリ 10 を通る開創器 100 の挿入を容易にする。一旦、開創器 100 が、トロカールアセンブリ 10 を通り、手術部位中に、所望および / または十分な距離挿入されると、外科医は、第 1 のケーブル 106 a を遠隔から作動し（例えば、第 1 のケーブル 106 a を近位方向に引っ張る）、それによって第 1 セクション 104 c を矢印「B」の方向に回転し、第 2 セクション 104 b の側面との係合にスライドおよび / または位置決めされるようにする。より詳細には、ケーブル 106 a を引くことにより、第 1 セクション 104 c は、第 2 セクション 104 b に対し、2 対の対向する機械的インターフェース、すなわち、第 2 セクション 104 b のインターフェース 124、および第 1 セクション 104 c のインターフェース 126 が互いに係合し、第 1 セクション 104 c を第 2 セクション 104 b に対して好ましくは直交配向である所定角度に位置決めするように位置決めされる。ケーブル 106 a は、遠位端 101 を開創されるべき器官または組織に隣接して配置した後、このケ

40

50

ケーブルが第1セクション104cおよび器官または組織を同時に移動するように作動され得る。あるいは、この開創器は、第2の形態に移動され得、そして次に開創されるべき器官または組織と係合される。次に、開創器100は、器官または組織に移動される。

【0040】

認識され得るように、第1および第2セクション104cおよび104bの特定の形態は、互いに対して実質的に90°の角度で示されているけれども、第2セクション104bに対する第1セクション104cの配向が長軸方向軸「A」に対して任意の角度「a」（図1b）であり得ることが想定され、そして本開示の範囲内である。ケーブル106bは、次に、開創目的のために、第2および第1セクション104bおよび104cを互いに対して固定して取り付けるためにロックされ得る。

10

【0041】

一旦、第1セクション104cが中間セクション104bと係合されると、外科医は、第2ケーブル106bを遠隔から作動し（例えば、第2ケーブル106bを近位方向に引く）、それによって、第2セクション104bを移行し、および/または長軸方向軸「A」に沿って近位セクション104aとの係合に位置決めする。特に、図1Cに最も良く見られるように、ケーブル106bを引くことにより、第2セクション104bは、第3セクション104aに対し、図1Cに最も良く観察されるように、2対の対向する機械的インターフェース、すなわち、第3セクション104aの対120、および第2セクション104bの対122が、互いに係合して第3セクション104aに対して第2セクション104bを整列かつ固定するように位置決めされる。ケーブル106bは、次いでロックされ得、開創目的のために、第2セクション104bを第3セクション104aに対して固定して取り付ける。第1セクション104c、第2セクション104bおよび第3セクション104aは、ケーブル106aおよび106bを開放することにより、これらセクションが戻り、および/または重力の作用の下で初期形態に自由に帰るように係合を解かれ得る。次いで、開創器100は、トロカールアセンブリ10から移動され得る。

20

【0042】

認識され得るように、第1および第2ケーブル106a、106bはまた、逆の順序で遠隔から作動され得る。すなわち、特定の目的に依存して、106bが最初に、次いで第1のケーブル106aが、または同時に作動され得る。インターフェース120、122、124および126は、1つ以上の移動止め、フランジ、ピン、タブ、溝、スロット、などの任意の組み合わせを含み得、これは、互いに相補し、そしてこれは、開創目的のために互いに第3、第2および第1セクション104a、104bおよび104cを固定して係合する。

30

【0043】

好ましくは、可撓性チューブ102は、長軸方向軸「A」に沿って、ほぼ直線状および/または真直ぐな配向でずれ、そして開創器100の形態化の間に必要に応じて容易に偏向するが、ケーブル106aおよび106bの解放に際し、その当初のほぼ直線および/または真直ぐな配向（図1Aを参照のこと）に戻る材料から作製される。チューブ102は可撓性を提供するが、開創器100が第2および/またはアセンブルされた形態にあるとき、第3、第2および第1セクション104a、104bおよび104cは互いに係合し、そして開創器100にある程度の剛直性を提供する。さらなる実施形態では、チューブ102は省略され得る。

40

【0044】

開創器のさらなる実施形態では、近位端に機械的インターフェースを有する第1セクションは、開創器の遠位端に配置される。第2セクションは、第1セクションの近位に配置される。この第2セクションは、第1セクション上の第1の機械的インターフェースに係合するための第2の機械的インターフェースを有する。ケーブルは、第1および第2セクションを通して延び、そして第1および第2セクションの長軸からずれている。この第2の機械的インターフェースは、第2セクションの側面上に配置され、そしてケーブルは、ケーブルを近位方向に引っ張るとき、第1の機械的インターフェースが、第2の機械的イ

50

ンターフェースと係合し、そして第1のセクションが開創器の長軸と所定角度で配置される。

【0045】

図1Dおよび1Eに示されるさらなる実施形態では、開創器200は、第1セクション204aおよび第2セクション204bを有する。図1Dに見られるように、第1の機械的インターフェース220は、第2の機械的インターフェース222を受容するためのソケットであり、これは、第2セクション204bの近位表面228上に配置され、そして/またはそれから延びるトング様適合を含む。機械的インターフェース220は、第1セクション204aの側面227中に、ミルで加工されるか、またはその他で形成される。第2の機械的インターフェース222は、その上部周縁の周りの面取りエッジ224を含み、これは、セクション204aおよび204bのアセンブリの間に第1の機械的インターフェース220との係合を容易にすることが想定される。1つ以上のケーブルが、第2の機械的インターフェース222および第1の機械的インターフェース220の両方を通して延びる。好ましくは、2つのケーブル206aおよび206bは、安定性のために提供される。従って、外科医がケーブル206a、206bの少なくとも1つを作動する(例えば、引く)とき、第2セクション104bが第1セクション204aに向かって引かれ、そして第2の機械的インターフェース222は、第1の機械的インターフェース220と相互係合し、第1および第2セクション204aおよび204bを開創目的のために互いに固定する。2つ以上のこのようなセクションが提供されてもよい。開創器200は、図1A~1Cに示されるように、可撓性チューブを含むことが想定される。しかし、この可撓性チューブは省略されてもよい。

10

20

【0046】

代替の実施形態では、図1Fに見られるように、ケーブル206a、206bは、第2の機械的インターフェース222および第1の機械的インターフェース220の各々を通して延びる少なくとも1つのリボン様ケーブル206cで置換される。

【0047】

認識され得るように、ケーブル206a、206bおよび/またはケーブル206cは、開創器200のための係合および/または脱係合プロセスの間に、互いに対する第1セクション204aおよび第2セクション204bの移行を達成する。第3セクション(図示せず)が、されなる実施形態で提供され得る。

30

【0048】

図1Gおよび1Hに示されるさらなる実施形態において、開創器300は、第1セクション304aおよび第2セクション304bを有する。特に、第1セクション304aは、第2セクション304bのための第2の機械的インターフェース322を形成する相補的カム様表面340bに係合するらせん状カム様表面340aを含む第1の機械的インターフェース320を含む。従って、使用において、表面340a、340bは、互いに係合し、そしてこの第1および第2セクション304a、304bを、第1セクション304aおよび第2セクション304bの互いに向かう矢印「T」の方向に向かう移行に際し、矢印「R」の方向に回転する。

40

【0049】

ケーブル306は、第1および第2セクション304aおよび304bの各々を通して規定される中心軸に沿って配置され、そして第1セクション304aおよび第2セクション304bの互いに対する移行および回転を達成するために利用される。認識され得るように、表面340aおよび340bは、第1セクション304aおよび第2セクション304bを、開創目的のために相互ロックする摩擦適合様式で固定する。さらに、またはそれに代わり、ケーブル306は、第1セクション304aおよび304bの相対的位置を固定するために固定される。図1Hに見られるように、開創器300のアセンブルを解くために、ケーブル306上の張力は弛緩され、これらセクションを自由に回転させ、そして矢印「T」および「R」とは反対の方向に互いから離れて移動させる。

【0050】

50

好ましくは、第1および第2セクション304a、304bの少なくとも1つは、形状が弓形で、そして/またはわずかに偏向して提供される。このようにして、第2セクション304bが第1のセクション304aと一致するとき、開創器300は、偏向および/または弓状形態を有する。2ついじょうこのようなセクション304が提供され得る。望ましくは、開創器300は、図1A~1Cに示されるような可撓性チューブを含む。しかし、この可撓性チューブは省略され得る。

【0051】

ここで、図1Iを参照して、本開示の別の実施形態による、開創器400のための第1セクション404aの拡大斜視図が示される。第1セクション404aは、望ましくは、長軸方向軸「A」に対して角度をもつ表面452を含む。角度をもつ表面452は、上部先端453aおよび下部先端453bを形成する。好ましくは、角度のある表面452は第1および第2の表面452a、452bを含み、各々は、上部および下部先端453a、453bを通して延びる軸「A₁」に対して角度をもつ。

10

【0052】

第2セクション404bは、好ましくは、第1セクション404aの角度のある表面452a、452bを相補する表面(図示せず)を含む。従って、使用において、第1セクション404aの通路455を通して延びるケーブル(図示せず)が、(図1に見られるように)第2セクション404bを第1セクション404aに接近するために外科医によって遠隔から作動されるとき、表面452a、452bは、第2セクション404bの相補的表面に相互係合し、開創目的のために互いに対して所定角度でセクション404aおよび404bを固定する。2つ以上のこのようなセクション404が提供され得る。望ましくは、開創器400は、図1A~1Cに示されるような可撓性チューブを含む。しかし、この可撓性チューブは省略されてもよい。

20

【0053】

ここで、図2Aおよび2Bを参照して、本開示による内視鏡開創器の別の実施形態が、一般に参照番号500として示される。器官開創器500は、第1および第2セクション504aおよび504bをそれぞれ有する細長いシャフト504を含み、好ましくはヒンジ522である回動部材によって互いに回動可能に接続される。好ましくは、フィルム525が、第1および第2セクション504aと504bとの間に延び、器官および/または組織が、第1セクションおよび第2セクション504a、504bの間につままれる、および/または捕らわれる感受性を減少する。あるいは、第1および第2セクション504a、504bは、図1A~1Cと組み合わせて上記で論議されたように、可撓性チューブによって覆われ得る。第1および第2セクション504aおよび504bは、外科医によるケーブル506の遠隔操作に際し、それらを通して規定される長軸方向軸「A」に関し、およびヒンジ522の周りを回転可能である。より詳細には、図2Bに見られるように、ケーブル506は、点534において第2セクション504bに、ケーブル506の選択的移行(例えば、引っ張ること)が、第2セクション504bをピボット522の周りで回転するように固定される。認識され得るように、第2セクション504bは、特定の目的に依存して、ならびに第1および第2セクション504aおよび504bの対向する表面513a、513bの特定の寸法および形態にそれぞれ依存して長軸方向軸「A」に対して種々の角度「a」に回転され得る。第1および第2セクション504a、504bの1つまたは両方は、それぞれ、特定の目的に依存して、または所望の結果を達成するために、第1セクション504aに対する第2セクション504bの角度の回転「a」の程度を制限するためのストップ部材550を含み得る。

30

40

【0054】

図2Cに見られるように、器官開創器500のシャフト504は、3つのセクション、すなわち、近位セクション504a、中間セクション504b、および遠位セクション504cを含み得る。近位および中間セクション504aおよび504bは、ヒンジ525の周りに回動可能に接続され、その一方、中間および遠位セクション504bおよび504cは、ヒンジ535の周りに回動可能に接続される。第1のケーブル506aは、中間

50

セクション 5 0 4 b に点 5 3 4 a で固定され、そして第 2 のケーブル 5 0 6 b は、遠位セクション 5 0 4 c に点 5 3 4 b で固定される。前述の実施形態とほとんど同様に、ケーブル 5 0 6 a および 5 0 6 b は、外科医が器官の操作のために開創器 5 0 0 を遠隔からアセンブルすることを可能にする。より詳細には、ケーブル 5 0 6 b の作動は、遠位セクション 5 0 4 c を、ピボット 5 3 5 の周りに、その近位表面が、中間セクション 5 0 4 b の遠位表面と接触、および / またはそうでなければ係合するように回転する。ケーブル 5 0 6 a の作動は、中間セクション 5 0 4 b を、ピボット 5 2 5 の周りに、その近位表面が、近位セクション 5 0 4 a の遠位表面と接触および / またはそうでなければ係合するように回転する。

【 0 0 5 5 】

1 つ以上のセクション 5 0 4 a、5 0 4 b、または 5 0 4 c が、開創器 5 0 0 の構成および / またはアセンブリの間にセクション 5 0 4 a、5 0 4 b、または 5 0 4 c の係合および整列を容易にする一連の機械的インターフェース 5 4 0 a、5 4 0 b、5 4 2 a および 5 4 2 b を含み得ることが想定される。例えば、中間セクション 5 0 4 b は、開創器 5 0 0 の形成に際し、遠位セクション 5 0 4 c 中に配置された相補的ソケット 5 4 2 b および近位セクション 5 1 4 a 中に配置された相補的ソケット 5 4 2 a をそれぞれ係合する移動止め 5 4 0 a および 5 4 0 b を含み得る。あるいは、図 2 D に見られるように、トング 5 5 0 が、近位セクションおよび中間セクション 5 0 4 a および 5 0 4 b 間で利用され得、開創器 5 0 0 の形成および / または構成の間の中間セクション 5 0 4 b の近位セクション 5 0 4 a に対する適正かつ一貫した回転を確実にする。

【 0 0 5 6 】

ここで、図 3 A および図 3 B を参照して、本開示のなお別の実施形態による内視鏡器官開創器は、一般に 6 0 0 として示される。開創器 6 0 0 は、「一体ヒンジ」6 2 5 によって相互接続される第 1 および第 2 セクション 6 0 4 a および 6 0 4 b をそれぞれ有する細長いシャフト 6 0 4 を含む。「一体ヒンジ」は、2 つの比較的より重いおよび / またはより厚い壁を架橋し、しかも機械的ヒンジの使用なくして繰り返して曲がる能力を提供するプラスチックなどの比較的薄い部分である。第 1 および第 2 セクション 6 0 4 a、6 0 4 b は、外科医によるケーブル 6 0 6 の遠隔作動に際し、それを通じて規定される長軸方向軸「A」に対し、かつ想像上の回動点 6 2 2 の周りを回転可能である。詳細には、図 3 B に見られるように、ケーブル 6 0 6 は、第 2 セクション 6 1 4 b に点 6 3 4 において、ケーブル 6 0 6 の選択的移行（例えば、引くこと）が、想像上の回動点 6 2 2 の周りの第 2 セクション 6 0 4 b の回転の間に、一体ヒンジ 6 2 5 に対して第 2 セクション 6 0 4 b をずらすように固定される。認識され得るように、第 2 セクション 6 0 4 b は、特定の目的に依存して、長軸方向軸「A」に対して種々の角度「a」に回転され得る。第 1 および第 2 セクション 6 0 4 a、6 0 4 b それぞれの 1 つまたは両方は、特定の目的に依存して、または所望の結果を達成するために第 2 セクション 6 0 4 b の角度回転の程度「a」を制限するためのストップ部材 6 5 0 を含み得る。

【 0 0 5 7 】

図 2 A ~ 3 B の実施形態では、開創器は、セクション間に延びるフィルム、開創器の上記セクションを囲む可撓性チューブを含み得るか、またはこれらの特徴は省略され得る。これら実施形態の各々では、2 つ以上のセクションが開創器中に提供され得る。

【 0 0 5 8 】

ここで図 4 A ~ 4 D を参照して、本開示による内視鏡開創器の別の実施形態は、一般に 7 0 0 として示される。開創器 7 0 0 は、好ましくはヒンジ（例えば、機械的ヒンジ、一体ヒンジなど）である回動部材 7 2 2 によって互いに回動可能に接続される複数のセクション 7 0 4 a ~ 7 0 4 e を有する細長いシャフト 7 0 4 を含む。開創器 7 0 0 は、第 1 セクション 7 0 4 a、第 2 セクション 7 0 4 b、第 3 セクション 7 0 4 c、第 4 セクション 7 0 4 d および第 5 セクション 7 0 4 e を有する。しかし、当業者は、より少ない、またはより多いセクションが用いられ得ることを認識する。開創器 7 0 0 は、第 7 セクション 7 0 4 e の側面を通り、セクション 7 0 4 a ~ 7 0 4 d の外部に沿って延び、そして第 4

10

20

30

40

50

セクション 704 a の外表面に固定されるケーブル 706 を含む。セクション 704 の各々は、長軸方向軸「A」に対し、斜めに配向されるとは対照的に角度のある近位端 725 および遠位端 728 を有する。図 4 A に最も良く見られるように、各セクション 704 は、隣接するセクションの角度のある近位端 725 から分岐する角度のある遠位端 728 を有する。例えば、(セクション 704 b の) 遠位端 728 b は、(セクション 704 a) の近位端 725 a から、開創器 700 の第 1 の側面 727 から第 2 の側面 729 に分岐する。この角度のある表面は、各セクションが隣接するセクションに対して回転することを可能にする。

【0059】

セクション 704 a ~ 704 e は、外科医によるケーブル 706 a の遠隔作動に際し、それらを通して規定される長軸方向軸「A」に対し、かつ回動部材 722 の周りを回転可能である。詳細には、ケーブル 706 a が近位方向に引かれるとき、図 4 B に見られるように、第 1 セクション 704 a が第 5 セクション 704 e に向かって、かつその周りに引かれる。好ましくは、ケーブル 706 c は、第 1 セクション 704 a が第 5 セクション 704 e に対して接触および/または着座するまで、近位方向に引かれる。セクション 704 a ~ 704 e の対向する表面は、開創器 700 が十分に引かれた状態にあるとき、第 1 セクション 704 a が第 5 セクション 704 e に接触することを可能にするに十分な量の角度であることが想定される。

【0060】

図 4 A および 4 D で最も良く見られるように、開創器 700 の各々のセクション 704 a ~ 704 d は、好ましくは、隣接するセクション 704 b ~ 704 e 中に形成される相補的スロット 710 との協働係合のための方向に、それらから延びるトング 708 を含む。例えば、セクション 704 b は、その近位端に、第 3 セクション 704 c の遠位端にスロット 710 を係合するためのトング 708 を有する。従って、図 4 c に見られるように、開創器 700 がその完全に引かれた上体にあるとき、スロット 710 と協働するトング 708 は、増加した剛直性およびねじれに対して減少した感受性をもつ開創器 700 を提供する。

【0061】

開創器 700 は、各セクション 704 を通って延び、かつ長軸方向軸「A」と開創器 700 の第 2 の側面 729 との間に配置されたケーブル 706 a をさらに含む。ケーブル 706 b は、各セクション 704 を通って延び、そして長軸方向軸「A」と第 1 の側面 727 との間に配置される。好ましくは、ケーブル 706 a および 706 b は、図 4 A に最も良く見られるように、セクションの遠位端で各セクションを出て、そしてセクションの近位端で隣接するセクションに入る。開創器 700 を、第 1 の形態(図 4 A を参照のこと)から第 2 の形態(図 4 C を参照のこと)にもたらしするために、ケーブル 706 a は近位方向に引かれ、セクション 704 を回動部材 722 の周りに回転する。開創器 700 を第 1 の形態に戻すため、ケーブル 706 b は近位方向に引かれる。さらなる実施形態では、ケーブル 706 c は、ケーブル 706 a および 706 b なしで提供され得る。その他の実施形態では、ケーブル 706 a および 706 b は、ケーブル 706 c なしで提供される。望ましくは、開創器 700 は、図 1 A ~ 1 C に示されるような可撓性チューブを含むが、しかし、この可撓性チューブは省略されてもよい。

【0062】

ここで、図 5 A ~ 5 C を参照して、本開示の別の実施形態による内視鏡器官開創器 800 のセグメントが示される。開創器 800 は、互いに回動可能に連結される少なくとも第 1 セクション 804 a および第 2 セクション 804 b を含む。図 5 A に見られるように、第 1 セクション 804 a は、その遠位端 812 a から長軸方向に延びる、タブ、トングなどを含む。トング 806 a は、第 1 セクション 804 a の遠位端に凹部および/または切り欠き 808 a を形成する。トング 806 a は、弓状の遠位エッジ 810 a を含む。弓状の遠位エッジ 810 a は、その中心「X a」が、望ましくは、第 1 セクション 804 a の第 1 の側面エッジ 814 a と遠位端 812 a との交差点に位置決めされる半径を有してい

10

20

30

40

50

る。図 5 B に見られるように、第 2 セクション 8 0 4 b は、その遠位端 8 1 2 b から長軸方向に延びる、タブ、トングなど 8 0 6 b を含む。トング 8 0 6 b は、第 2 セクション 8 0 4 b の遠位端において凹部および / または切り欠き 8 0 8 b を形成する。トング 8 0 6 b は、弓状の遠位エッジ 8 1 0 b を含む。弓状の遠位エッジ 8 1 0 b は、その中心「X b」が、望ましくは、第 2 セクション 8 0 4 b の第 1 の側面エッジ 8 1 4 b (第 1 の側面エッジ 8 1 4 b は、第 1 セクションおよび第 2 セクション 8 0 4 a、8 0 4 b が一緒に連結さめるとき第 1 の側面エッジ 8 1 4 a と実質的に整列している) と遠位端 8 1 2 b との交差点に位置決めされる半径を有している。

【0063】

図 5 C に見られるように、第 1 および第 2 セクション 8 0 4 a、8 0 4 b は、トング 8 0 6 a、8 0 6 b を通じて延びる回動部材 8 1 6 (例えば回動ピン) によって一緒に回動可能に連結されている。好ましくは、第 1 および第 2 セクション 8 0 4 a、8 0 4 b は、一緒に連結されるとき、第 1 の側面エッジ 8 1 4 a は、第 1 の側面エッジ 8 1 4 b と実質的に整列している。さらに、8 0 6 a、8 0 6 b のトング弓状の遠位エッジ 8 1 0 a、8 1 0 b は、好ましくは、トング 8 0 6 a が凹部 8 0 8 b 中に配置され、そしてトング 8 0 6 b が凹部 8 0 8 a 中に配置されるように互いに重複している。図 5 C に最も良く見られるように、望ましくは、トング 8 0 6 a の遠位エッジ 8 1 0 a は、第 2 セクション 8 0 4 b の遠位端 8 1 2 b に接触または隣接して横たわり、そしてトング 8 0 6 b の遠位エッジ 8 1 0 b は、第 1 セクション 8 0 4 a の遠位端 8 1 2 a に接触または隣接して横たわる。

【0064】

このようにして、開創器 8 0 0 は、回動部材 8 1 6 の周りを、第 1 セクション 8 1 0 a が第 2 セクション 8 0 4 b と実質的に長軸方向に整列している第 1 の位置から、そして第 1 セクション 8 0 4 b が第 2 セクション 8 0 4 b に対して整列している任意の数の第 2 の位置を回動可能である。トング 8 0 6 a、8 0 6 b は、遠位端 8 1 2 a、8 1 2 b を、第 1 および第 2 セクション 8 0 4 a、8 0 4 b が、第 1 の側面エッジ 8 1 4 a、8 1 4 b から離れる方向で回動部材 8 1 6 の周りを回動するような様式で相互係合する。開創器 8 0 0 は、第 1 セクション 8 0 4 a を通って延び、そして第 2 セクション 8 0 4 b に作動可能に接続されるケーブル 8 2 6 a を含む得ることが想定される。ケーブル 8 2 6 a は、長軸方向軸「A」から、ケーブル 8 2 6 a を近位方向に引く際に、第 1 セクション 8 0 4 a に対する第 2 セクション 8 0 4 b の動き(すなわち、回動)を与えるような様式でずれており、開創器 8 0 0 を第 2 の形態に移動する。ケーブル 8 2 6 a から軸「A」の反対側面上に配置されている第 2 のケーブル 8 2 6 b を引くと、開創器 8 0 0 は第 1 の形態に戻る。あるいは、この第 2 のケーブル 8 2 6 b は、省略してもよく、そしてこの開創器は、第 1 のケーブル 8 2 6 b を解放すること、およびこれらセクションを、重力の力の下で移動させることにより第 1 の形態に戻り得る。2 つ以上のこのようなセクション 8 0 4 が、図 1 C に示されるように L 形状の開創器を、または図 4 C に示されるようなループを形成するように提供され得る。図 1 A ~ 1 C に示されるようなのと同様の可撓性チューブが、望ましくは開創器 8 0 0 中に含まれる。しかし、図 1 A ~ 1 C に示されるようなのと同様の可撓性チューブは省略されてもよい。

【0065】

ここで図 6 A ~ 6 C を参照して、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器 9 0 0 のセグメントが示される。開創器 9 0 0 は、少なくとも、回動部材 9 4 4 によって互いに回動可能に接続される第 1 セクション 9 0 4 a および第 2 セクション 9 0 4 b を含む。図 6 A および 6 B に見られるように、開創器 9 0 0 は、第 1 および第 2 セクション 9 0 4 a、9 0 4 b 間に、第 1 セクション 9 0 4 a が第 2 セクション 9 0 4 b と回動可能に接続されるように作動可能に配置されるディスク、車輪など 9 0 2 をさらに含む。

【0066】

第 1 セクション 9 0 4 a は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向される第 1 の表面 9 1 4 a、および長軸方向軸「A」に対して角度をもつ第 2 の表面 9 1 5 a を有する遠位表面 9 1 3 a を含む。第 2 セクション 9 0 4 b は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向さ

10

20

30

40

50

れる第1の表面914bおよび長軸方向軸「A」に対して角度をもつ第2の表面915bを有する近位表面913bを含む。好ましくは、ディスク902の中心軸は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向され、そして第1の表面914a、914bと第2の表面915a、915bとの交差点に実質的に配置される。ディスク902は、第1および第2セクション904a、904b中にそれぞれ形成される凹部910aおよび910b内に配置される。ディスク902は、図6B中に矢印で示されるようなディスク902の中心軸に実質的に平行な方向に作用する力によって作用されるとき、開創器900にある程度の剛直性を提供する。

【0067】

1つの実施形態では、図6Aおよび6Bに見られるように、第1セクション904aの第1の表面914aは、第2セクション904bの第1の表面914bに対して並置され、そして第1セクション904bの第2の表面915aは、第2セクション904bの第2の表面915bに対して並置される。このようにして、開創器900は、ディスク902の中心軸の周りを、第1および第2セクション904a、904bが互いと実質的に整列している第1の位置から、そして第1および第2セクション904a、904bが互いに対して角度をなすためにディスク902の中心軸の周りを回転される任意の数の第2の位置を回転可能である。第1の表面914a、914bは互いに係合し、そして第1および第2セクション904a、904bが第1および第2の表面914a、914bに向かう方向に回転することを防ぐ。さらに、第2の表面915a、915bの角度は、開創器900が偏向され得る角度および/または程度「a」を決定する。

10

20

【0068】

あるいは、図6Cに見られるように、第1セクション904aの第1の表面914aは、第2セクション904bの第2の表面915bに対して並置され、そして第1セクション904aの第2の表面915aは第2セクション904bの第1の表面914bに対して並置される。このようにして、開創器900は、ディスク902の中心軸の周りを、第1および第2セクション904a、904bが互いに実質的に整列している第1の位置から、そして第1および第2セクション904a、904bがディスク902の中心軸の周りを互いに対して角度をなすために回転される任意の数の第2の位置を回転可能である。第1および第2セクション904a、904bの第2の表面915a、915bの位置は、開創器900が、そのいずれかの側に角度および/または程度「a」だけ（すなわち、第1の表面914aの方向に、または第2の表面915aの方向に）曲がることを可能にする。

30

【0069】

開創器900は、第1セクション904aを通して延び、そして第2セクション904bに作動可能に接続されるケーブル926bを含むことが想定される。ケーブル926aは、長軸方向軸から、ケーブル926を引くとき、第1セクション904aに対して第2セクション904bの移動（すなわち、回転すること）を与えるような様式でずれており、開創器900を第2の形態に移動する。第2のケーブル926bは、長軸方向軸「A」から、ケーブル926bから第2の方向にずれ、その結果、ケーブル926bを引くと、開創器900は、第1の形態に戻る。あるいは、この第2のケーブル926bは省略されてもよく、そして開創器は、第1のケーブル926aを解放すること、およびこれらセクションを重力の力の下で移動することを可能にすることにより第1の形態に戻り得る。開創器900は、2つ以上のセクション904を含み得、図1Cに示されるようなL形状開創器を、または図4Cに示されるようなループ形状の開創器を提供する。開創器900はまた、図1A～1Cに示されるのと同様の可撓性チューブを含み得る。しかし、この可撓性チューブは省略されてもよい。

40

【0070】

ここで図7A～7Cを参照して、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器1000のセグメントが示される。開創器1000は、少なくとも、回転部材1044によって互いに回転可能に接続される第1セクション1004aおよび第2セクション1004bを含

50

む。図 7 A に見られるように、開創器 1 0 0 0 の第 1 および第 2 セクションは、ナックルジョイント 1 0 4 6 (例えば、トングおよび溝、ダブル - テールなど) によって接続されている。

【0 0 7 1】

第 1 セクション 1 0 0 4 a は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向されている第 1 の表面 1 0 1 4 a、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第 2 の表面 1 0 1 5 a を有する遠位表面 1 0 1 3 a を含む。第 2 セクション 1 0 0 4 b は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向されている第 1 の表面 1 0 1 4 b、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第 2 の表面 1 0 1 5 b を有する近位表面 1 0 1 3 b を含む。第 2 の表面 1 0 1 5 a、1 0 1 5 b の角度は、開創器 1 0 0 0 が曲がり得る角度および / または程度「a」を決定する。ジョイント 1 0 4 6 は、図 7 A および 7 C 中の矢印 F によって示されるような、第 1 および第 2 セクション 1 0 0 4 a、1 0 0 4 b の回転の軸に実質的に平行な方向に作用する力によって作用されるとき、開創器 1 0 0 0 にある程度の剛直性を提供する。

10

【0 0 7 2】

開創器 1 0 0 0 は、第 1 セクション 1 0 0 4 a を通って延び、そして第 2 セクション 1 0 0 4 b に作動可能に接続されるケーブル 1 0 2 6 b を含むことが想定される。ケーブル 1 0 2 6 b は、長軸方向軸「A」から、ケーブル 1 0 2 6 a を近位方向に引くとき、第 1 セクション 1 0 0 4 a に対して第 2 セクション 1 0 0 4 b の移動 (すなわち、回転) を与えるような様式でずれ、開創器 1 0 0 0 を第 2 の形態に移動する。第 2 のケーブル 1 0 2 6 b は、ケーブル 1 0 2 6 a から反対方向に軸「A」からずれ、その結果、ケーブル 1 0 2 6 b を引くと、開創器 1 0 0 0 は第 1 の形態に戻る。あるいは、第 2 のケーブル 1 0 2 6 b は省略されてもよく、そして開創器は、第 1 のケーブル 1 0 2 6 a を解放すること、およびこれらセクションを重力の力の下で移動させることによって第 1 の形態に戻る。開創器 1 0 0 0 は、2 つ以上のセクション 1 0 0 4 を含み得、図 1 C に示されるような L 形状開創器を、または図 4 C に示されるようなループ形状の開創器を提供する。望ましくは、開創器 1 0 0 0 はまた、図 1 A ~ 1 C に示されるのと同様の可撓性チューブを含み得る。しかし、この可撓性チューブは省略されてもよい。

20

【0 0 7 3】

ここで図 8 A および 8 B を参照して、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器 1 1 0 0 のセグメントが示される。開創器 1 1 0 0 は、少なくとも、回転部材 1 1 4 4 によって互いに回転可能に接続される第 1 セクション 1 1 0 4 a および第 2 セクション 1 1 0 4 b を含む。第 1 セクション 1 1 0 4 a は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向されている第 1 の表面 1 1 1 4 a、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第 2 の表面 1 1 1 5 a を有する遠位表面 1 1 1 3 a を含む。第 2 セクション 1 1 0 4 b は、長軸方向軸「A」に対して直角に配向されている第 1 の表面 1 1 1 4 b、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第 2 の表面 1 1 1 5 b を有する近位表面 1 1 1 3 b を含む。第 2 の表面 1 1 1 5 a、1 1 1 5 b の角度は、開創器 1 1 0 0 が曲がり得る角度および / または程度「a」を決定する。

30

【0 0 7 4】

開創器 1 1 0 0 は、第 1 セクション 1 1 0 4 a の第 2 の表面 1 1 1 5 a または第 2 セクション 1 1 0 4 b の第 2 の表面 1 1 1 5 b の 1 つから延びるタブ 1 1 4 6 をさらに含む。開創器 1 1 0 0 は、第 1 セクション 1 1 0 4 a の第 2 の表面 1 1 1 5 a または第 2 セクション 1 1 0 4 b の第 2 の表面 1 1 1 5 b の他方中に形成された凹部または窪み 1 1 4 7 をさらに含む。好ましくは、タブ 1 1 4 6 は、凹部 1 1 4 7 に形状が相補的である。タブ 1 1 4 6 および凹部 1 1 4 7 は、偏向形状にあるとき、図 8 B に見られるように、第 1 および第 2 セクション 1 1 0 4 a、1 1 0 4 b の回転の軸に実質的に平行な方向に作用する力によって作用されるとき、開創器 1 1 0 0 にある程度の剛直性を提供する。

40

【0 0 7 5】

開創器 1 1 0 0 は、第 1 セクション 8 0 4 a を通って延び、そして第 2 セクション 1 1 0 4 b に作動可能に接続されるケーブル 1 1 2 6 a を含むことが想定される。ケーブル 1

50

1 2 6 a は、長軸方向軸「A」から、ケーブル 1 0 2 6 を近位方向に引くとき、第 1 セクション 1 1 0 4 a に対して第 2 セクション 1 1 0 4 b の移動（すなわち、回転）を与えるような様式でずれ、開創器 1 1 0 0 を第 2 の形態に移動する。開創器 1 1 0 0 は、ケーブル 1 1 2 6 a から反対方向にある軸「A」からずれる第 2 のケーブル 1 1 2 6 b を有し、その結果、ケーブル 1 0 2 6 b を引くと、開創器 1 1 0 0 は第 1 の形態に戻る。あるいは、第 2 のケーブル 1 1 2 6 b は省略されてもよく、そして開創器は、第 1 のケーブル 1 1 2 6 a を解放すること、およびこれらセクションを重力の力の下で移動させることによって第 1 の形態に戻る。開創器 1 1 0 0 は、2 つ以上のセクション 1 1 0 4 を含み得、図 1 C に示されるような L 形状開創器を、または図 4 C に示されるようなループ形状の開創器を提供する。望ましくは、開創器 1 1 0 0 はまた、図 1 A ~ 1 C に示されるのと同様の可撓性チューブを含み得る。しかし、この可撓性チューブは省略されてもよい。

10

【0076】

ここで図 9 A および 9 B を参照して、本開示のなお別の実施形態による内視鏡開創器は、一般に、開創器 1 2 0 0 として指定されている。開創器 1 2 0 0 は、細長いシャフト 1 2 0 4、およびシャフト 1 2 0 4 の遠位端 1 2 1 3 から延び、そしてそれと作動可能に係合可能な複数のフィンガー要素 1 2 1 2 a、1 2 1 2 b および 1 2 1 2 c を含む。開創器 1 2 0 0 はまた、それを通して配置される複数のケーブル 1 2 0 6 a、1 2 0 6 b および 1 2 0 6 c を含み、これらは、外科医によって、トロカールアセンブリを通して挿入された後（図示せず）開創器 1 2 0 0 を形成、アセンブルおよび／または構成するために遠隔から作動可能である。各ケーブル 1 2 0 6 a ~ 1 2 0 6 c は、個々のケーブル 1 2 0 6 a ~ 1 2 0 6 c から、そして対応するフィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c 中に延びるコード 1 2 2 5 a ~ 1 2 2 5 c の束を含む。コード 1 2 2 5 a ~ 1 2 2 5 c の各束は、次に、最終的には、隣接するフィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c を、各フィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c 中に形成された一連の側面ポート 1 2 3 0 a ~ 1 2 3 0 c を通ってそれぞれ互いに接続および／または相互接続する個々のコード要素（図示せず）に分離する。

20

【0077】

図 9 B に最も良く示されるように、外科医が開創器 1 2 0 0 をトロカールアセンブリ（図示せず）を通じて挿入した後、外科医は、ケーブル 1 2 0 6 a、1 2 0 6 b および 1 2 0 6 c を単に近位方向に引き、開創器 1 2 0 0 の支持構造を形成する。詳細には、ケーブル 1 2 0 6 a ~ 1 2 0 6 c を近位方向に引くことにより、対応するコード 1 2 2 5 a ~ 1 2 2 5 c の束もまた近位方向に引かれ、これは、次に、フィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c をシャフト 1 2 0 4 の遠位端 1 2 1 3 との係合に引っ張り、そして隣接するフィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c を、互いとの密な協働に引き、器官開創を促進する。認識され得るように、ケーブル 1 2 0 6 a ~ 1 2 0 6 c は、特定の目的に依存して同時または逐次的に作用され得る。

30

【0078】

図 9 A に最も良く見られるように、シャフト 1 2 1 4 の遠位端 1 2 1 3 は、各フィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c の近位端にそれぞれ形成された対応するフランジ 1 2 5 5 a、1 2 5 5 b および 1 2 5 5 c と一致する一連のキー様ソケット 1 2 6 0 a、1 2 6 0 b および 1 2 6 0 c を含み得ることが想定される。各フランジ 1 2 5 5 a ~ 1 2 5 5 c は、対応するソケット 1 2 6 0 a ~ 1 2 6 0 c と、対応するフィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c が、シャフト 1 2 1 4 の遠位端 1 2 1 3 と係合するとき、身体器官の開創および取り扱いを容易にするために、シャフト 1 2 1 4 の長軸方向軸に対して特定の角度「a」で配置されるようにインターフェースするような形状であり得る。

40

【0079】

各フィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c は、上記セクションを互いに対して関節運動させるために相互係合するインターフェースおよび複数のケーブル（例えば、1 2 0 6 a ~ 1 2 0 6 c）を有する複数のセクションを備え得る。この相互係合するインターフェースは、隣接するセクション上に任意対の相補的形狀を備え得る。これらのセクションは、

50

一体ヒンジまたは機械的ヒンジによって接続され得るか、または上記のように接続されなくてもよい。望ましくは、フィンガー要素 1 2 1 2 a ~ 1 2 1 2 c は、ケーブル 1 2 0 6 a ~ 1 2 0 6 c の操作によりシャフト 1 2 0 4 に対して関節運動する。

【0080】

ここで図 1 0 A および 1 0 B を参照して、本開示のなお別の実施形態による内視鏡開創器は、一般に、開創器 1 3 0 0 として指定されている。開創器 1 3 0 0 は、シャフト 1 3 0 4、およびそれを通して配置される少なくとも一对のケーブル 1 3 0 6 a および 1 3 0 6 b を含む。ケーブル 1 3 0 6 a、1 3 0 6 b は、外科医によって、遠隔から作動可能であり、手術の間に必要に応じて開創器 1 3 0 0 をアセンブルまたはアセンブルを解く。開創器 1 3 0 0 は、シャフト 1 3 1 4 の遠位端 1 3 1 3 に回動可能に固定される一对のアー
10
ムおよび / またはプレート 1 3 1 2 a および 1 3 1 2 b をさらに含む。プレート 1 3 1 2 a および 1 3 1 2 b は、第 1 の配向（すなわち、図 1 0 A に見られるように減少した直径を有し、そこでは、フィンガー要素 1 3 1 5 は、長軸方向軸と実質的に整列し、トロカールアセンブリ（図示せず）を通じる挿入を容易にする）から、第 2 の配向（すなわち、拡張しており、そこでは、フィンガー要素 1 3 1 5 は、長軸方向軸に対して角度をなし、手術の間に組織および器官の開創を容易にする（図 1 0 B を参照のこと））まで移動可能である。図 1 0 B に見られるように、各プレート 1 3 1 2 a および 1 3 1 2 b は、それに取り付けられた複数のフィンガー要素 1 3 1 5 を含み、それは、プレート 1 3 1 2 a および
20
1 3 1 2 b が第 2 の形態に拡張されるとき、相互に協働して、器官開創を増大するスコップ様構造またはこて 1 3 3 0 を形成する。複数のフィンガー要素 1 3 1 5 は、プレート 1 3 1 2 a および 1 3 1 2 b の拡張に際してフィンガー要素 1 3 1 5 が剛直になり、スコップ様構造 1 3 3 0 のためのさらなる支持を提供する一連のワイヤ 1 3 2 5（など）によって互いに接続されることが想定される。

【0081】

ここで、図 1 1 A および 1 1 B を参照して、代替の実施形態による内視鏡開創器は、一般に、1 4 0 0 として指定されている。開創器 1 4 0 0 は、ボア、管腔および / またはそれを通して形成され、そしてその凹部 1 4 2 0 中に保持される液体 1 4 3 0 を含む細長い凹部 1 4 2 0 を有する細長いシャフト 1 4 0 4 を含む。シャフト 1 4 1 4 の遠位端 1 4 1 3 は、好ましくは、形状記憶合金から作製され、凹部 1 4 2 0 ないの液体 1 4 3 0 の温度の変化に際し、シャフト 1 4 1 4 の遠位端 1 4 1 3 が、器官を開創するために矢印「B」
30
によって示されるように、スコップ形態に変形および / または形態化する。遠位端 1 4 1 3 は、特定の目的に対応するか、または特定の結果を達成するために、任意の角度「a」を有するような形態であり得ることが想定される。

【0082】

形状記憶合金（SMA）は、温度の変化に起因して、オーステナイト状態からマルテンサイト状態に変化するとき変形する。SMA は、記憶および志向性の擬人化性質を有し、そして医療用器具との使用に特に良好に適合する合金のファミリーである。SMA は、制御システム、操縦可能なカテーテル、およびクランプのためのアクチュエーターのような品目に適用されている。最も一般的な SMA の 1 つは、2 つの異なる物理的形態に対して形状記憶を保持し、そして温度の関数として形状を変化し得る Nitinol である。
40

【0083】

最近、他の SMA が、銅、亜鉛およびアルミニウムを基礎に開発され、そして同様の形状記憶保持特徴を有している。SMA は、付与された温度および / またはストレス変動に際し、結晶相遷移を受ける。SMA の特に有用な属性は、それが温度 / ストレスによって変形された後、それは、当初の温度へのその戻りに際し、その当初の形状に完全に回復され得ることである。この変形は、熱弾性マルテンサイト変形と称される。

【0084】

通常の条件下では、この熱弾性マルテンサイト変形は、この合金それ自身の組成とともに、およびそれが製造された熱機械的処理のタイプで変動する温度範囲の上で起こる。換言すれば、SMA によって形状が「記憶された」温度は、その特定の合金におけるマルテン
50

サイトおよびオーステナイト結晶が形成する温度の関数である。例えば、Nitinol合金は、この形状記憶効果が、広範な温度範囲、例えば、約 - 270 ~ 約 + 100 に亘って生じるように製作され得る。

【0085】

この形状記憶合金は、器官を操作する使用のために内視鏡器官開創器を形成するとき、形状記憶プラスチックで置換され得ることがさらに想定される。形状記憶プラスチックは、形状記憶合金の形状記憶と類似の形状記憶の性質を示すポリマー性材料である。

【0086】

本明細書中に示される種々の実施形態に対して種々の改変がなされ得ることが理解される。例えば、上記で論議された本発明の実施形態は、開創器に関する。本発明のさらなる実施形態では、器具は、相互係合するインターフェースを有する複数のセクション、および互いに対してこれらセクションを関節運動するためにこれらセクションに接続される複数のケーブルを含む関節シャフトを含む。この器具は、内視鏡および/または任意のその他の外科用技法のためのステープラー、解剖器、ハサミなどを含む任意の器具を包含し得る。従って、上記の記載は、制限するものと解釈されるべきではなく、好ましい実施形態の単なる例示である。当業者は、本明細書に添付の請求項の範囲および思想内でその他の改変を想定する。

10

【図面の簡単な説明】

【0087】

【図1A】図1Aは、本開示の1つの実施形態に従って構築された内視鏡開創器の側断面図であり、トロカールアセンブリを通じる挿入のために構成されて示される。

20

【図1B】図1Bは、図1Aの実施形態による開創器の側断面図であり、この開創器の第3のセクションが組織を開創するための位置に回転される配置の第1のステージを示す。

【図1C】図1Cは、図1Aおよび1Bの実施形態による開創器の側断面図であり、この開創器の第2のセクションが、開創器の第1のセクションに係合かつロックするために移行され、組織を開創するために開創器を位置決めする配置の第2のステージを示す。

【図1D】図1Dは、別の実施形態による開創器の斜視図であり、ここで、面取りされたトング様適合が、第2のセクションと第1のセクションとの互いの係合を容易にするために利用される。

【図1E】図1Eは、図1D中の線1E - 1Eに沿ってとられた断面図であり、第1のセクションに対して第2のセクションを遠隔に移行するために用いられる一対のケーブルを示す。

30

【図1F】図1Fは、図1D中の線1F - 1Fに沿ってとられた断面図であり、第1のセクションに対して第2のセクションを遠隔に移行するために用いられリボン様ケーブルを示す。

【図1G】図1Gは、さらなる実施形態による開創器中の機械的インターフェースの斜視図であり、第1のセクションおよび第2のセクションを示す。

【図1H】図1Hは、図1Gの実施形態による機械的インターフェースの斜視図であり、異なる位置にある第2のセクションを示す。

【図1I】図1Iは、代替の実施形態による第1のセクションの斜視図である。

40

【図1J】図1Jは、図1Iの実施形態による第1のセクションおよび第2のセクションを示す斜視図である。

【図2A】図2Aは、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器の側立面図である。

【図2B】図2Bは、図2Aの実施形態による内視鏡開創器の側立面図であり、組織を開創するために位置決めされた開創器を示す。

【図2C】図2Cは、3つのセクションを有するさらなる実施形態による内視鏡開創器の側立面図である。

【図2D】図2Dは、さらなる実施形態により内視鏡開創器の前立面図であり、ロック機構を示す。

【図3A】図3Aは、本開示のなお別の実施形態による内視鏡開創器の側立面図である。

50

【図 3 B】図 3 B は、図 3 A の内視鏡開創器の側立面図であり、組織を開創するために位置決めされた開創器を示す。

【図 4 A】図 4 A は、本開示の別の実施形態による内視鏡器官開創器の概略側立面図であり、第 1 または延びた状態で示される。

【図 4 B】図 4 B は、図 4 A の実施形態による内視鏡器官開創器の概略側立面図であり、第 2 または部分的に縮んだ状態で示される。

【図 4 C】図 4 C は、図 4 A および 4 B の実施形態による内視鏡器官開創器の概略側立面図であり、第 3 または完全に縮んだ状態で示される。

【図 4 D】図 4 D は、図 4 A ~ 4 C の実施形態による内視鏡器官開創器の図 4 A に示される、示された領域の斜視詳細図である。

10

【図 5 A】図 5 A は、本開示のなお別の実施形態による内視鏡器官開創器の第 1 のセクションの斜視図である。

【図 5 B】図 5 B は、図 5 A の実施形態による内視鏡器官開創器の第 2 のセクションの斜視図である。

【図 5 C】図 5 C は、図 5 A および 5 B の実施形態による内視鏡開創器の斜視図である。

【図 6 A】図 6 A は、本開示のさらなる実施形態による内視鏡開創器の前立面図である。

【図 6 B】図 6 B は、図 6 A の実施形態による内視鏡開創器の側立面図である。

【図 6 C】図 6 C は、別の実施形態による内視鏡開創器の前立面図である。

【図 7 A】図 7 A は、本開示のなお別の実施形態による内視鏡開創器の左側立面図である。

20

【図 7 B】図 7 B は、図 7 A の実施形態による内視鏡開創器の前立面図である。

【図 7 C】図 7 C は、図 7 A および 7 B の実施形態による内視鏡開創器の右側立面図である。

【図 8 A】図 8 A は、本開示のなお別の実施形態による内視鏡開創器の前立面図である。

【図 8 B】図 8 B は、図 8 A の実施形態による内視鏡開創器の側立面図である。

【図 9 A】図 9 A は、本開示のなお別の実施形態による内視鏡開創器の前斜視図であり、第 1 またはアセンブルされていない形態で示され、ここで、一連にフィンガー要素は、組織を開創するために協働する。

【図 9 B】図 9 B は、図 9 A の実施形態による内視鏡開創器の前斜視図であり、第 2 またはアセンブルされた形態で示されている。

30

【図 10 A】図 10 A は、本開示のなお別の実施形態により、そして組織を開創するためのスコップ様形態を有する内視鏡開創器の前斜視図であって、第 1 またはアセンブルされていない形態で示される。

【図 10 B】図 10 B は、図 10 A の実施形態による内視鏡開創器の前斜視図であり、第 2 またはアセンブルされた形態で示される。

【図 11】図 11 の A および B は、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器の概略図であり、ここで、図 11 の A は第 1 または挿入 / 引抜き形態にある器官開創器を示し、そして図 11 の B は、第 2 または退避形態にある器官開創器を示す。

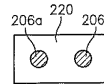
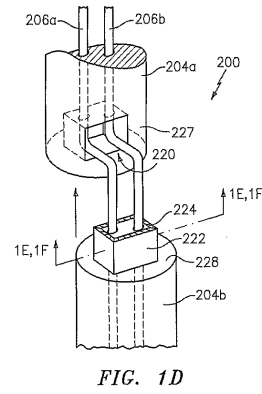
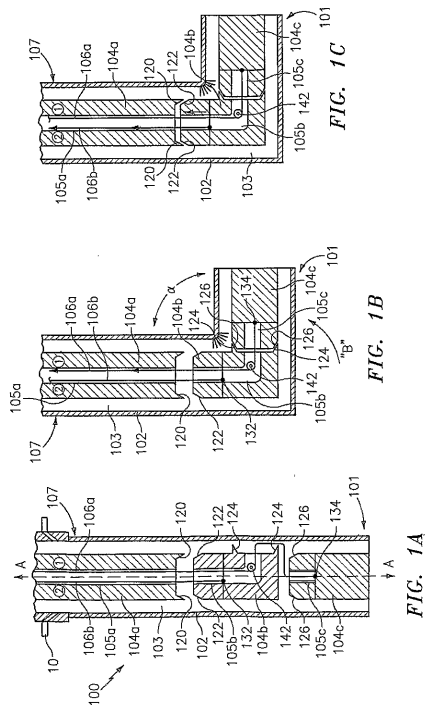


FIG. 1E

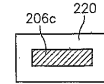


FIG. 1F

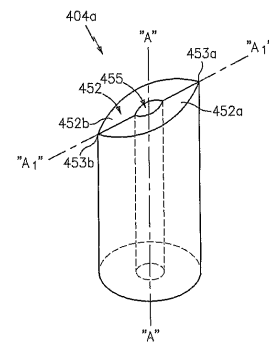
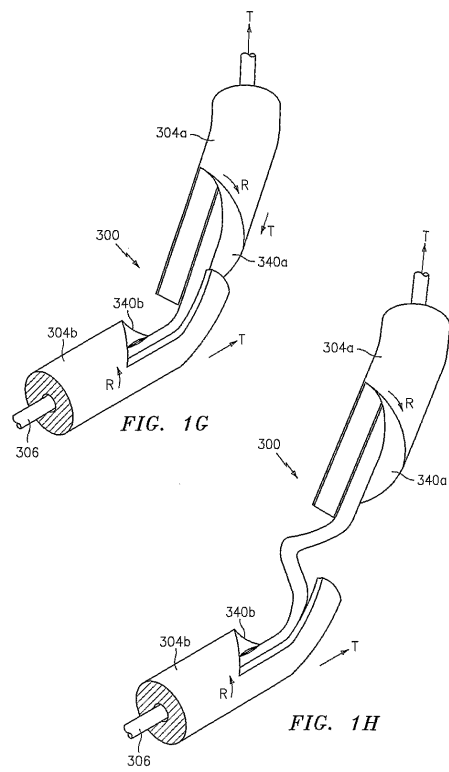


FIG. 1I

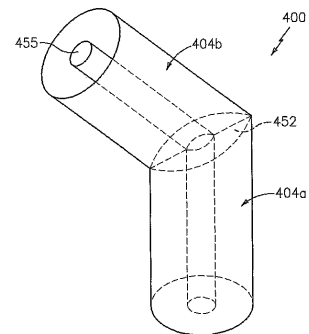
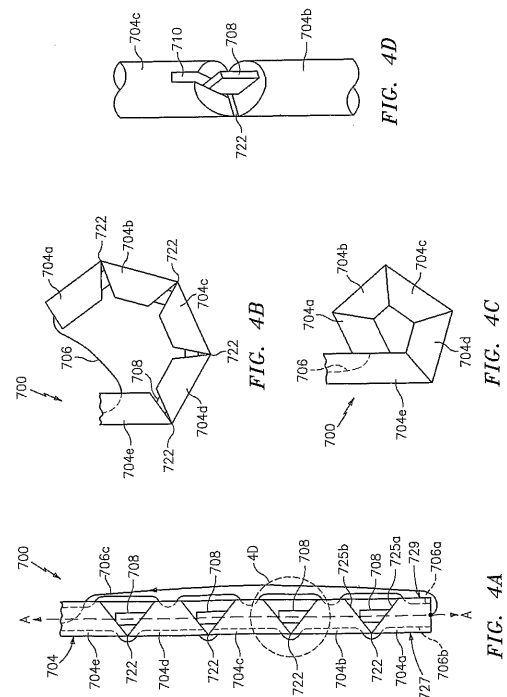
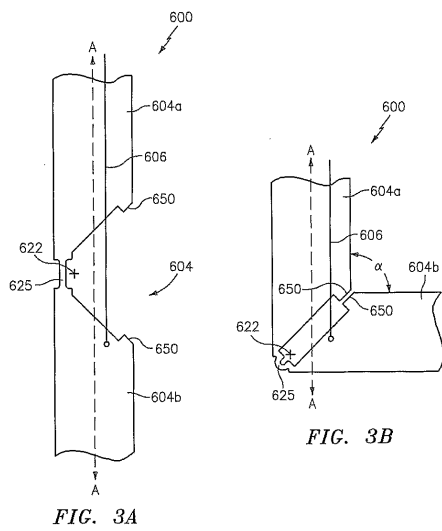
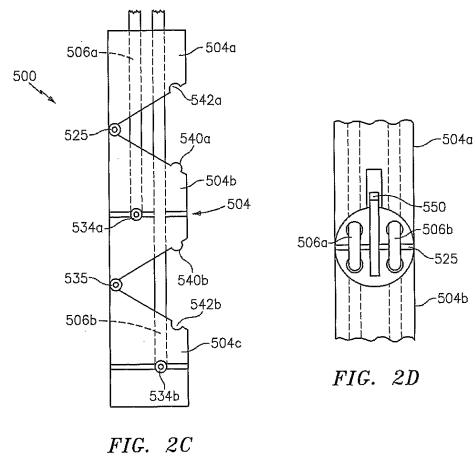
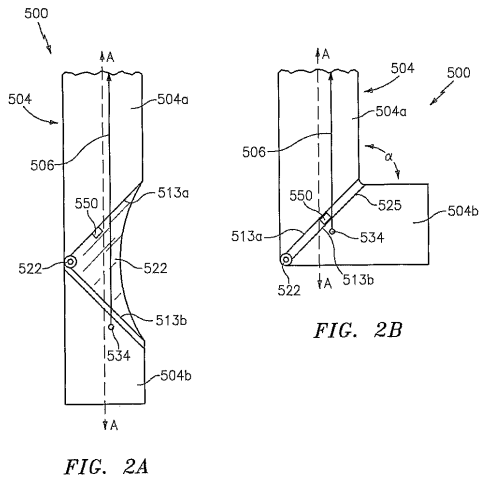


FIG. 1J



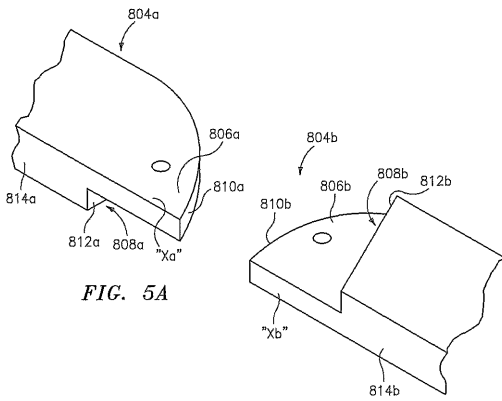


FIG. 5A

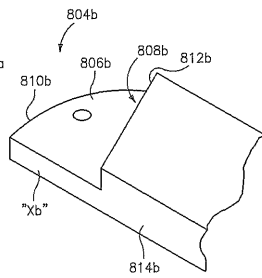


FIG. 5B

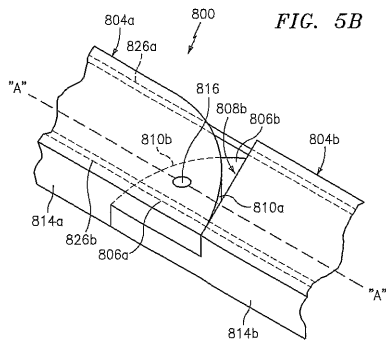


FIG. 5C

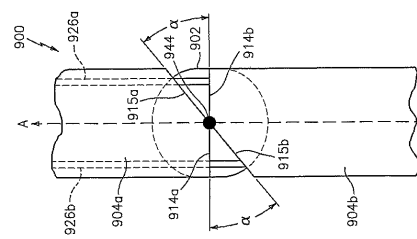


FIG. 6A

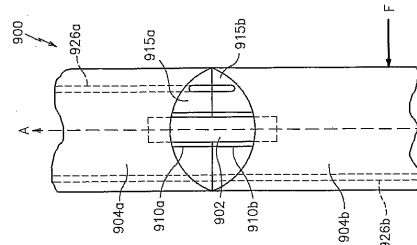


FIG. 6B

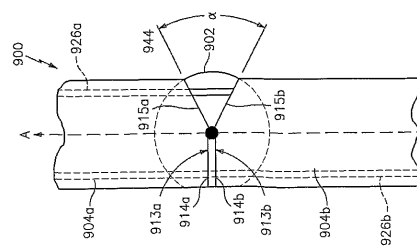


FIG. 6C

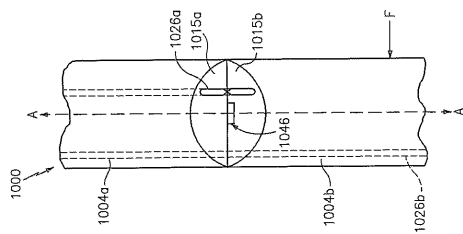


FIG. 7A

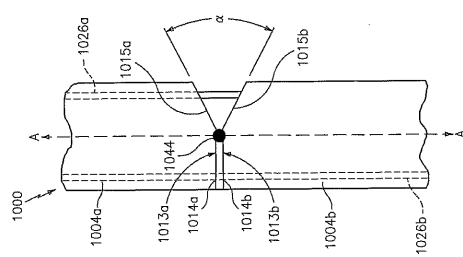


FIG. 7B

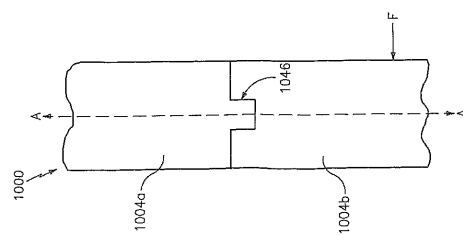


FIG. 7C

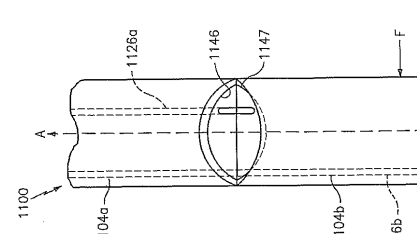


FIG. 8A

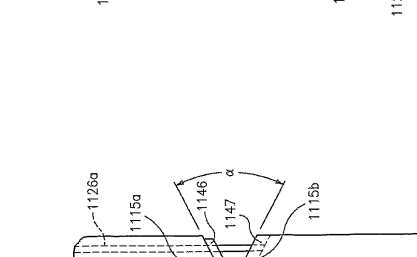


FIG. 8B

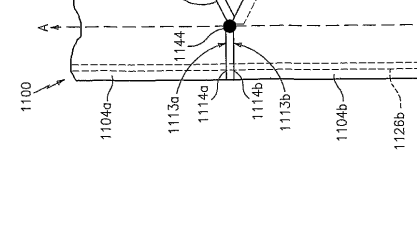


FIG. 8C

【図 9 A】

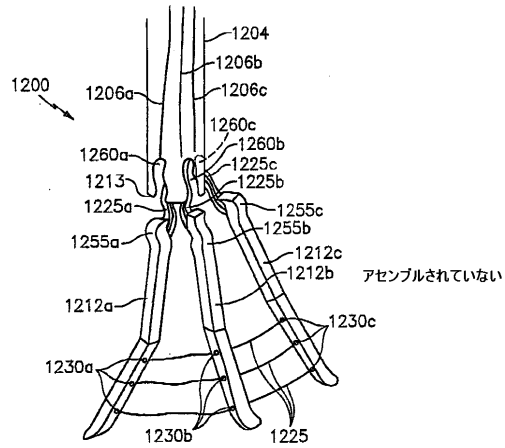


FIG. 9A

【図 9 B】

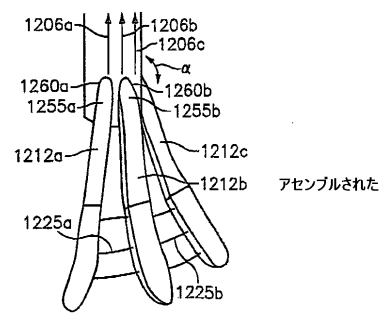


FIG. 9B

【図 10 A】

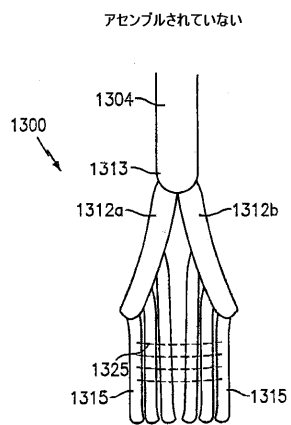


FIG. 10A

【図 10 B】

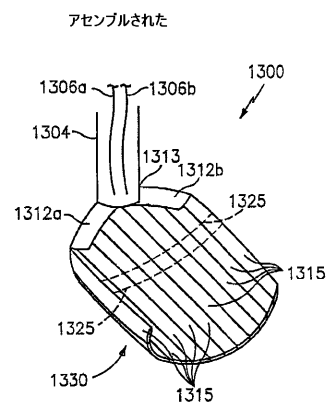


FIG. 10B

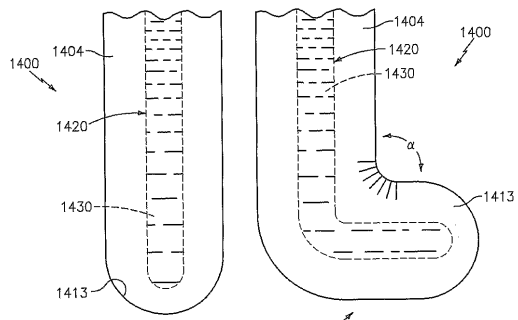


FIG. 11A

FIG. 11B

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International Application No. PC1, 03/31650
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B17/02		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6 067 990 A (KIETURAKIS MACIEJ J) 30 May 2000 (2000-05-30) column 3, line 42 - column 5, line 25 -----	1-14,16, 17, 20-24, 26, 42-44, 46,47
X	WO 93/13713 A (MORAN PETER ;MCMAHON MICHAEL JOHN (GB)) 22 July 1993 (1993-07-22) abstract; figures 1,2,12A,12B -----	1-3,6-8, 21-24, 26,42, 44,46,47
X	US 6 248 062 B1 (CORACI JR LEONARD ET AL) 19 June 2001 (2001-06-19) the whole document -----	1-3,6-8, 21-24, 26,42, 44,46,47
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to underlain the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 2 February 2004		Date of mailing of the international search report 28. 04. 2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-2016		Authorized officer Hamann, J

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Int'l application No.
CT/US 03/31650

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This International Search Report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the International Application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful International Search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this International Search Report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this International Search Report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-28, 42-47

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ US 03/ 31650

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-28,42-47

A retractor, comprising a shaft having at least a first section and a second section, and at least one cable.

2. claims: 29-35

An organ retractor, comprising a shaft and a plurality of finger elements operatively engagable with a distal end of the shaft.

3. claims: 36-41

An organ retractor, comprising a shaft being fabricated from a shape memory substance.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No
 PC 93/31650

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6067990	A	30-05-2000	US 5787897 A US 5558665 A WO 9600030 A1	04-08-1998 24-09-1996 04-01-1996
WO 9313713	A	22-07-1993	AU 3263993 A DE 69310345 D1 DE 69310345 T2 EP 0623004 A1 WO 9313713 A1 JP 3390436 B2 JP 7502914 T US 5467763 A	03-08-1993 05-06-1997 20-11-1997 09-11-1994 22-07-1993 24-03-2003 30-03-1995 21-11-1995
US 6248062	B1	19-06-2001	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,M W,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 オーバン, ジョセフ ピー., ザ サード

アメリカ合衆国 コネチカット 06850, ノーウォーク, フィロウ ストリート 78

(72)発明者 ビオラ, フランク ジェイ.

アメリカ合衆国 コネチカット 06482, サンディ フック, グレートクォーター ロード 320

Fターム(参考) 4C060 AA08 MM24

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2006501953A5	公开(公告)日	2006-11-24
申请号	JP2004543419	申请日	2003-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团LP		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团LP		
[标]发明人	スターンズラルフエー オーバンジョセフピーザサード ビオラフランクジェイ		
发明人	スターンズ, ラルフ エー. オーバン, ジョセフ ピー., ザ サード ビオラ, フランク ジェイ.		
IPC分类号	A61B17/02		
CPC分类号	A61B1/0056 A61B1/313 A61B17/0218 A61B2017/003 A61B2017/00309 A61B2017/00867 A61B2017/2904 A61B2017/2905 A61B2017/2927		
FI分类号	A61B17/02		
F-TERM分类号	4C060/AA08 4C060/MM24		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/416370 2002-10-04 US		
其他公开文献	JP2006501953A JP4429167B2		

摘要(译)

本发明涉及一种内窥镜牵开器，其包括轴，该轴具有至少具有第一机械接口的第一部分和具有用于接合该接口的第二机械接口的第二部分，第一部分和第二部分沿着通过轴限定的轴线布置并且具有与第二机械接口脱离的第一机械接口，从第二机械接口的大致纵向对齐的构造，第二部分布置成与轴的纵向轴线成一角度，并且其中第一机械接口包括第二机械接口到其所使用的第二种配置。牵开器还包括至少一根电缆，该电缆延伸穿过轴并可操作地连接到第二部分。