

(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2006-346503

(P2006-346503A)

(43) 公開日 平成18年12月28日(2006.12.28)

(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 有 請求項の数 13 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2006-272356 (P2006-272356)
 (22) 出願日 平成18年10月3日 (2006.10.3)
 (62) 分割の表示 特願2004-543419 (P2004-543419)
 の分割
 原出願日 平成15年10月6日 (2003.10.6)
 (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
 (72) 発明者 ラルフ エー. スターズ
 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
 (72) 発明者 ジョセフ ビー. オーバン ザ サード
 アメリカ合衆国 コネチカット 0685
 0, ノーウォーク, フィロウ ストリ
 ート 78

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡開創器

(57) 【要約】

【課題】 器官を操作することで単純かつ有効であり、内視鏡外科の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こと。

【解決手段】 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っている、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つのケーブルを備える、開創器。

【選択図】 図1A

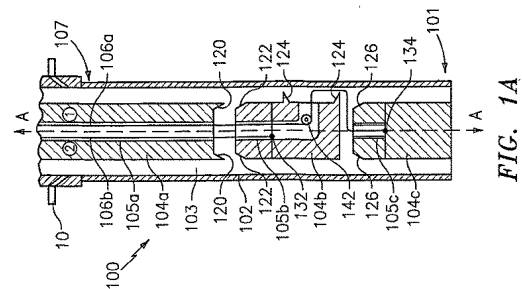


FIG. 1A

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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。

【請求項 2】

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 1 に記載の器官開創器。 10

【請求項 3】

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 2 に記載の器官開創器。

【請求項 4】

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 3 に記載の器官開創器。 20

【請求項 5】

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 4 に記載の器官開創器。

【請求項 6】

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 1 に記載の器官開創器。

【請求項 7】

隣接するフィンガー要素間に延びる少なくとも 1 つのワイヤを含み、請求項 6 に記載の器官開創器。 30

【請求項 8】

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 9】

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 8 に記載の器官開創器。 40

【請求項 10】

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 8 に記載の器官開創器。

【請求項 11】

前記シャフトが、ニチノールから製作される、請求項 8 に記載の器官開創器。

【請求項 12】

前記シャフトが、約 - 2 7 0 ~ 約 + 1 0 0 で形態の変化を行う、請求項 8 に記載の器官開創器。

【請求項 13】

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 9 に記載の器官開創器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願への相互参照)

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)

10

(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開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開創器に関する。

【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の増加し続けている。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。

20

【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。

30

【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なるからである。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。

40

【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。

【課題を解決するための手段】

【0007】

50

本発明は、以下を提供する：

(項目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。

(項目2)

上記第1の形態から第2の形態への移行に際し、上記第1および第2の機械的インターフェースが協働して上記第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、項目1に記載の開創器。

(項目3)

上記第1のセクションがカム様インターフェースを含み、そして上記第2のセクションが、上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のセクションの上記第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、項目1に記載の開創器。

(項目4)

上記シャフトが、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む、項目1に記載の開創器。

(項目5)

上記第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、上記第1の形態から上記少なくとも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、項目1に記載の開創器。

(項目6)

上記第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、項目1に記載の開創器。

(項目7)

上記第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、項目1に記載の開創器。

(項目8)

上記第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、上記少なくとも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、項目6に記載の開創器。

(項目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。

(項目１０)

上記近位セクションおよび中間セクションを通じて延び、そして上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、項目９に記載の器官開創器。

(項目１１)

上記近位セクションを通じて延び、そして上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、上記第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、項目１０に記載の器官開創器。

10

(項目１２)

上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、そして上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上記長軸に対して所定角度で維持する、項目１１に記載の器官開創器。

20

(項目１３)

上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、そして上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上記長軸と実質的に整列して維持する、項目１２に記載の器官開創器。

(項目１４)

上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、上記第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、項目１３に記載の器官開創器。

30

(項目１５)

上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、上記第２のケーブルが該角度をもつ通路を通じて延びる、項目１４に記載の器官開創器。

(項目１６)

上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、上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、かつ上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、項目１２に記載の器官開創器。

40

(項目１７)

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

(項目１８)

上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、上記遠位セクションの第１の機械的インターフェースが、上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、項目１２に記載の器官開創器。

50

(項目 19)

上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上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、項目12に記載の器官開創器。

(項目 20)

上記チューブが、可撓性材料から製作される、項目9に記載の器官開創器。

(項目 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

10

該第1のセクションを通して延び、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。

(項目 22)

上記第2のセクションが、機械的ヒンジによって上記第1のセクションに回動可能に接続される、項目21に記載の器官開創器。

(項目 23)

上記第2のセクションが、一体ヒンジによって上記第1のセクションに回動可能に接続される、項目21に記載の器官開創器。

20

(項目 24)

上記第1のセクションが遠位表面を有し、そして上記第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、項目21に記載の器官開創器。

(項目 25)

上記第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、項目24に記載の器官開創器。

(項目 26)

上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、項目24に記載の器官開創器。

30

(項目 27)

さらに：

上記第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

上記第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、そして上記開創器を上記第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、項目21に記載の器官開創器。

(項目 28)

上記第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上記第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上記第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、項目27に記載の器官開創器。

40

(項目 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

(項目30)

上記複数のフィンガー要素の各々が上記シャフトから分離され、そしてここで、上記開創器が、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上記第1の形態から上記少なくとも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、項目29に記載の器官開創器。

(項目31)

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

(項目32)

上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、項目31に記載の器官開創器。

10

(項目33)

上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、項目32に記載の器官開創器。

(項目34)

上記シャフトの遠位端に回転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、上記開創器が第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、項目29に記載の器官開創器。

20

(項目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、項目34に記載の器官開創器。

(項目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。

30

(項目37)

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

(項目38)

上記シャフトが、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、項目36に記載の器官開創器。

(項目39)

上記シャフトが、ニチノールから製作される、項目36に記載の器官開創器。

(項目40)

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

40

(項目41)

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

(項目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。

(項目43)

50

上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、項目４２に記載の開創器。

(項目４４)

上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、項目４２に記載の開創器。

(項目４５)

上記開創器を上記第１の位置に戻すために、上記長軸から第２の方向にずれる第２のケーブルをさらに備える、項目４４に記載の開創器。 10

(項目４６)

上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、項目４２に記載の開創器。

(項目４７)

上記ヒンジが一体ヒンジを備える、項目４５に記載の開創器。

(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。 40

【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。 50

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

10

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。

【 0 0 1 4 】

20

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。

【 0 0 1 5 】

30

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。

【 0 0 1 6 】

40

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

50

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延び、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る。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】

50

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転可能に接続された一対のプレートを含み得る。この複数のフィンガー要素は、該一対のプレートに固定され得る。この一対のプレートは、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

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、

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

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。

【発明の効果】

40

【0033】

本発明により、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が開発された。

【発明を実施するための最良の形態】

【0034】

(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。

【0035】

50

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。

【0036】

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104a、第2セクション104bおよび第1セクション104c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104a、104bおよび104cは、望ましくは、セクション104a、104bおよび104c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104a、104bおよび104c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104c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104aは、開創器100の近位端107に配置される。

10

【0037】

第1セクション104c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104b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104a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120を含み、これは、望ましくは第2セクション104b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。

20

【0038】

開創器100は、第3セクション104a中に形成される長軸方向に配向された通路105aを通り、L形状通路105bの近位の長軸方向に配向された部分を通して第2セクション104b中に、そしてL形状通路105bの半径方向に配向された部分を通して第2セクション104bの外に延び、そして第1セクション104c中に形成され、そしてそれから近位方向に延びるボア105c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106aを含む。開創器は、さらに、第3セクション104aの通路105aを通して延び、そして好ましくはL形状通路105b内に位置する取付け点132で第2セクション104bに固定される第2のケーブル106bを含む。ケーブル106aおよび106b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104a、104bおよび104cを通り、および/またはその中にケーブル106aおよび106bの移行を容易にするために用いられ得る。

30

【0039】

図1A～1Eに見られるように、ケーブル106a、106b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106aが、長軸方向軸「A」からずれている。

40

【0040】

使用において、そして図1A～1Cに最も良く示されるように、開創器100は、最初、図1Aに示されるような形態とされ（例えば、セクション104a～104cが、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106aを遠隔から作動し（例えば、第1のケーブル106aを近位方向に引っ張る）、それによって第1セクション104cを矢印「B」の方向に回転し、第2セクション104b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106aを引くことにより、第1セクション104cは、第2

50

セクション 104b 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 104b のインターフェース 124、および第 1 セクション 104c のインターフェース 126 が互いに係合し、第 1 セクション 104c を第 2 セクション 104b 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 106a 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。

【0041】

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

【0042】

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 を解放することにより、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

30

【0043】

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。

【0044】

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

【0045】

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

50

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。

【0046】

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204b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

【0047】

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。

30

【0048】

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。

【0049】

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

【0050】

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

50

れに代わり、ケーブル 306 は、第 1 セクション 304 a および 304 b の相対的位置を固定するために固定される。図 1 H 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。

【0051】

好ましくは、第 1 および第 2 セクション 304 a、304 b 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 304 b が第 1 のセクション 304 a 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 つ以上の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 1 A ~ 1 C 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。

10

【0052】

ここで、図 1 I 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 404 a の拡大斜視図が示される。第 1 セクション 404 a 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 453 a および下部先端 453 b 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 452 a、452 b を含み、各々は、上部および下部先端 453 a、453 b を通って延びる軸「A₁」に対して角度をもつ。

【0053】

第 2 セクション 404 b は、好ましくは、第 1 セクション 404 a の角度のある表面 452 a、452 b 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 404 a の通路 455 を通って延びるケーブル（図示せず）が、（図 1 に見られるように）第 2 セクション 404 b を第 1 セクション 404 a 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 452 a、452 b は、第 2 セクション 404 b 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 404 a および 404 b 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 1 A ~ 1 C 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

【0054】

ここで、図 2 A および 2 B 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 504 a および 504 b 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 504 a と 504 b 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 504 a、504 b 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 504 a、504 b は、図 1 A ~ 1 C 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 504 a および 504 b 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 2 B 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 504 b 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 504 b 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 504 b 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 504 a および 504 b の対向する表面 513 a、513 b 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 504 a、504 b 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 504 a に対する第 2 セクション 504 b 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

【0055】

50

図 2 C に見られるように、器官開創器 5 0 0 のシャフト 5 0 4 は、3 つのセクション、すなわち、近位セクション 5 0 4 a、中間セクション 5 0 4 b、および遠位セクション 5 0 4 c を含み得る。近位および中間セクション 5 0 4 a および 5 0 4 b は、ヒンジ 5 2 5 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 5 0 4 b および 5 0 4 c は、ヒンジ 5 3 5 の周りに回動可能に接続される。第 1 のケーブル 5 0 6 a は、中間セクション 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

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 7 】

ここで、図 3 A および 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 8 】

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 9 】

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 704 a ~ 704 e を有する細長いシャフト 704 を含む。開創器 700 は、第 1 セクション 704 a、第 2 セクション 704 b、第 3 セクション 704 c、第 4 セクション 704 d および第 5 セクション 704 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 700 は、第 5 セクション 704 e の側面を通り、セクション 704 a ~ 704 d の外部に沿って延び、そして第 1 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。

10

20

30

40

50

【0060】

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、かつ回転部材 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。

【0061】

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。

【0062】

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 を回転部材 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。

【0063】

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、互いに回転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804aは、その遠位端812aから長軸方向に延びる、タブ、トングなどを含む。トング806aは、第1セクション804aの遠位端に凹部および/または切り欠き808aを形成する。トング806aは、弓状の遠位エッジ810aを含む。弓状の遠位エッジ810aは、その中心「Xa」が、望ましくは、第1セクション804aの第1の側面エッジ814aと遠位端812aとの交差点に位置決めされる半径を有している。図5Bに見られるように、第2セクション804bは、その遠位端812bから長軸方向に延びる、タブ、トングなど806bを含む。トング806bは、第2セクション804bの遠位端において凹部および/または切り欠き808bを形成する。トング806bは、弓状の遠位エッジ810bを含む。弓状の遠位エッジ810bは、その中心「Xb」が、望ましくは、第2セクション804bの第1の側面エッジ814b（第1の側面エッジ814bは、第1セクションおよび第2セクション804a、804bと一緒に連結されるとき第1の側面エッジ814aと実質的に整列している）と遠位端812bとの交差点に位置決めされる半径を有している。

10

【0064】

図5Cに見られるように、第1および第2セクション804a、804bは、トング806a、806bを通じて延びる回動部材816（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804a、804bは、一緒に連結されるとき、第1の側面エッジ814aは、第1の側面エッジ814bと実質的に整列している。さらに、806a、806bのトング弓状の遠位エッジ810a、810bは、好ましくは、トング806aが凹部808b中に配置され、そしてトング806bが凹部808a中に配置されるように互いに重複している。図5Cに最も良く見られるように、望ましくは、トング806aの遠位エッジ810aは、第2セクション804bの遠位端812bに接触または隣接して横たわり、そしてトング806bの遠位エッジ810bは、第1セクション804aの遠位端812aに接触または隣接して横たわる。

20

【0065】

このようにして、開創器800は、回動部材816の周りを、第1セクション810aが第2セクション804b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804bが第2セクション804b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806a、806bは、遠位端812a、812bを、第1および第2セクション804a、804bが、第1の側面エッジ814a、814bから離れる方向で回動部材816の周りを回動するような様式で相互係合する。開創器800は、第1セクション804aを通して延び、そして第2セクション804bに作動可能に接続されるケーブル826aを含み得ることが想定される。ケーブル826aは、長軸方向軸「A」から、ケーブル826aを近位方向に引く際に、第1セクション804aに対する第2セクション804b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800を第2の形態に移動する。ケーブル826a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826bを引くと、開創器800は第1の形態に戻る。あるいは、この第2のケーブル826bは、省略してもよく、そしてこの開創器は、第1のケーブル826b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804が、図1Cに示されるようにL形状の開創器を、または図4C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1A～1C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800中に含まれる。しかし、図1A～1C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。

30

40

【0066】

ここで図6A～6Cを参照して、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器900のセグメントが示される。開創器900は、少なくとも、回動部材944によって互いに回動可能に接続される第1セクション904aおよび第2セクション904bを含む。図6Aおよび6Bに見られるように、開創器900は、第1および第2セクション904a、904b間に、第1セクション904aが第2セクション904bと回動可能に接続される

50

ように作動可能に配置されるディスク、車輪など 902 をさらに含む。

【0067】

第1セクション904aは、長軸方向軸「A」に対して直角に配向される第1の表面914a、および長軸方向軸「A」に対して角度をもつ第2の表面915aを有する遠位表面913aを含む。第2セクション904bは、長軸方向軸「A」に対して直角に配向される第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。

10

【0068】

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動される任意の数の第2の位置を回動可能である。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に向かう方向に回動することを防ぐ。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。

20

【0069】

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動される任意の数の第2の位置を回動可能である。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

【0070】

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、回動すること）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

40

50

性チューブは省略されてもよい。

【0071】

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、回動部材1044によって互いに回動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を含む。図7Aに見られるように、開創器1000の第1および第2セクションは、ナックルジョイント1046（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。

【0072】

第1セクション1004a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1014a、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第2の表面1015aを有する遠位表面1013aを含む。第2セクション1004b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1014b、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第2の表面1015bを有する近位表面1013bを含む。第2の表面1015a、1015bの角度は、開創器1000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1046は、図7Aおよび7C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1004a、1004b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1000にある程度の剛直性を提供する。

【0073】

開創器1000は、第1セクション1004aを通して延び、そして第2セクション1004bに作動可能に接続されるケーブル1026bを含むことが想定される。ケーブル1026bは、長軸方向軸「A」から、ケーブル1026aを近位方向に引くとき、第1セクション1004aに対して第2セクション1004bの移動（すなわち、回動）を与えるような様式でずれ、開創器1000を第2の形態に移動する。第2のケーブル1026bは、ケーブル1026aから反対方向に軸「A」からずれ、その結果、ケーブル1026bを引くと、開創器1000は第1の形態に戻る。あるいは、第2のケーブル1026bは省略されてもよく、そして開創器は、第1のケーブル1026a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1000は、2つ以上のセクション1004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。望ましくは、開創器1000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。

【0074】

ここで図8Aおよび8Bを参照して、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器1100のセグメントが示される。開創器1100は、少なくとも、回動部材1144によって互いに回動可能に接続される第1セクション1104aおよび第2セクション1104bを含む。第1セクション1104a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1114a、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第2の表面1115aを有する遠位表面1113aを含む。第2セクション1104b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1114b、および長軸方向軸「A」に対して角度をなす第2の表面1115bを有する近位表面1113bを含む。第2の表面1115a、1115bの角度は、開創器1100が曲がり得る角度および/または程度「a」を決定する。

【0075】

開創器1100は、第1セクション1104aの第2の表面1115aまたは第2セクション1104bの第2の表面1115bの1つから延びるタブ1146をさらに含む。開創器1100は、第1セクション1104aの第2の表面1115aまたは第2セクション1104bの第2の表面1115bの他方中に形成された凹部または窪み1147をさらに含む。好ましくは、タブ1146は、凹部1147に形状が相補的である。タブ1146および凹部1147は、偏向形状にあるとき、図8Bに見られるように、第1およ

び第2セクション1104a、1104b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1100にある程度の剛直性を提供する。

【0076】

開創器1100は、第1セクション804aを通して延び、そして第2セクション1104bに作動可能に接続されるケーブル1126aを含むことが想定される。ケーブル1126aは、長軸方向軸「A」から、ケーブル1026を近位方向に引くとき、第1セクション1104aに対して第2セクション1104bの移動（すなわち、回転）を与えるような様式でずれ、開創器1100を第2の形態に移動する。開創器1100は、ケーブル1126aから反対方向にある軸「A」からずれる第2のケーブル1126bを有し、その結果、ケーブル1026bを引くと、開創器1100は第1の形態に戻る。あるいは、第2のケーブル1126bは省略されてもよく、そして開創器は、第1のケーブル1126a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1100は、2つ以上のセクション1104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。望ましくは、開創器1100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。

10

【0077】

ここで図9Aおよび9B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1200として指定されている。開創器1200は、細長いシャフト1204、およびシャフト1204の遠位端1213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1212a、1212bおよび1212cを含む。開創器1200はまた、それを通して配置される複数のケーブル1206a、1206bおよび1206cを含み、これらは、外科医によって、トロカールアセンブリ（図示せず）を通して挿入された後開創器1200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1206a～1206cは、個々のケーブル1206a～1206cから、そして対応するフィンガー要素1212a～1212c中に延びるコード1225a～1225cの束を含む。コード1225a～1225cの各束は、次に、最終的には、隣接するフィンガー要素1212a～1212cを、各フィンガー要素1212a～1212c中に形成された一連の側面ポート1230a～1230cを通し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

30

【0078】

図9Bに最も良く示されるように、外科医が開創器1200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1206a、1206bおよび1206cを単に近位方向に引き、開創器1200の支持構造を形成する。詳細には、ケーブル1206a～1206cを近位方向に引くことにより、対応するコード1225a～1225c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1212a～1212cをシャフト1204の遠位端1213との係合に引っ張り、そして隣接するフィンガー要素1212a～1212c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1206a～1206c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。

40

【0079】

図9Aに最も良く見られるように、シャフト1214の遠位端1213は、各フィンガー要素1212a～1212cの近位端にそれぞれ形成された対応するフランジ1255a、1255bおよび1255cと一致する一連のキー様ソケット1260a、1260bおよび1206cを含み得ることが想定される。各フランジ1255a～1255cは、対応するソケット1260a～1260cと、対応するフィンガー要素1212a～1212cが、シャフト1214の遠位端1213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1214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。

50

【0080】

各フィンガー要素1212a~1212c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、1206a~1206c）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、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1212a~1212cは、ケーブル1206a~1206cの操作によりシャフト1204に対して関節運動する。

【0081】

ここで図10Aおよび10B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1300として指定されている。開創器1300は、シャフト1304、およびそれを通して配置される少なくとも一対のケーブル1306aおよび1306bを含む。ケーブル1306a、1306b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1300をアSEMBルまたはアSEMBルを解く。開創器1300は、シャフト1314の遠位端1313に回動可能に固定される一対のアームおよび/またはプレート1312aおよび1312bをさらに含む。プレート1312aおよび1312bは、第1の配向（すなわち、図10A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1315は、長軸方向軸と実質的に整列し、トロカールアSEMB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1315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10Bを参照のこと））まで移動可能である。図10Bに見られるように、各プレート1312aおよび1312bは、それに取り付けられた複数のフィンガー要素1315を含み、それは、プレート1312aおよび1312b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1330を形成する。複数のフィンガー要素1315は、プレート1312aおよび1312bの拡張に際してフィンガー要素1315が剛直になり、スコップ様構造1330のためのさらなる支持を提供する一連のワイヤ1325（など）によって互いに接続されることが想定される。

【0082】

ここで、図11Aおよび11B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、1400として指定されている。開創器1400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1420中に保持される液体1430を含む細長い凹部1420を有する細長いシャフト1404を含む。シャフト1414の遠位端1413は、好ましくは、形状記憶合金から作製され、凹部1420内の液体1430の温度の変化に際し、シャフト1414の遠位端1413が、器官を開創するために矢印「B」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1413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。

【0083】

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。

【0084】

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。

【0085】

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。

【0086】

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。

【0087】

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。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【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。

【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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【図 2 C】図 2 C 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 2 D】図 2 D 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 3 A】図 3 A 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。

【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。 10

【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。

【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。 20

【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。

【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。 30

【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、一連のフィンガー要素は、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。

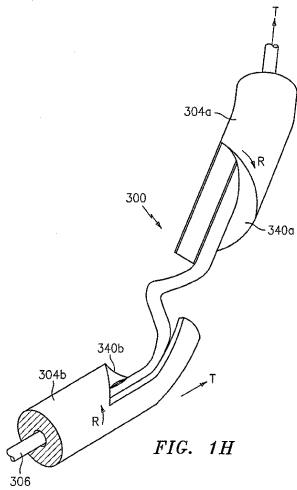
【図 10 A】図 10 A は、本開示のなお別の実施形態により、そして組織を開創するためのスコップ様形態を有する内視鏡開創器の前斜視図であって、第 1 またはアセンブルされていない形態で示される。

【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。 40

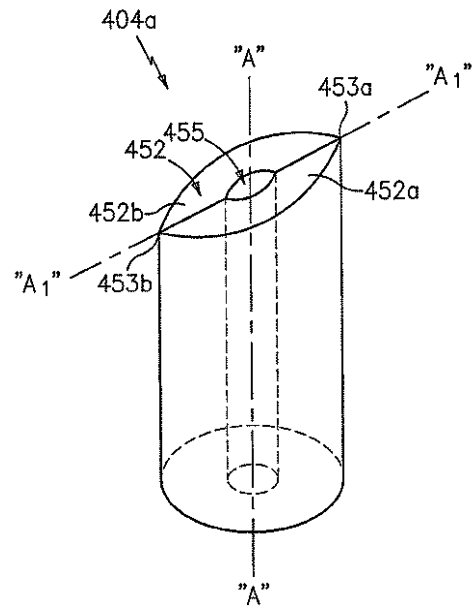
【図 11 A】図 11 A および B は、本開示の別の実施形態による内視鏡開創器の概略図であり、ここで、図 11 の A は第 1 または挿入 / 引抜き形態にある器官開創器を示す。

【図 11 B】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 B は、第 2 または退避形態にある器官開創器を示す。

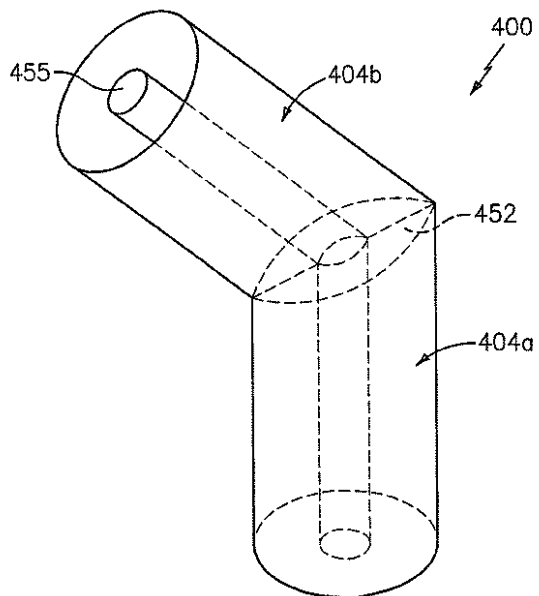
【図 1 H】



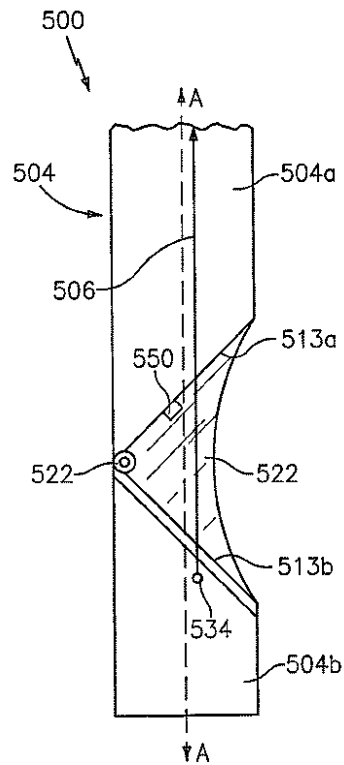
【図 1 I】



【図 1 J】



【図 2 A】



【図 2 B】

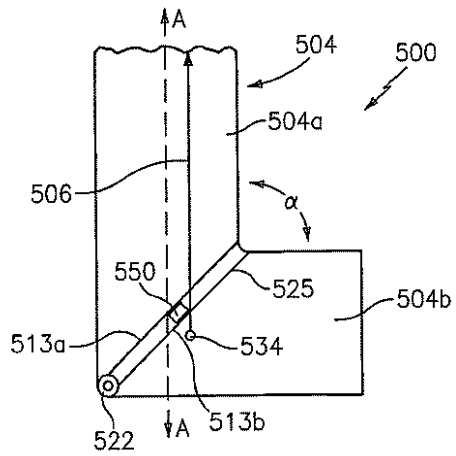


FIG. 2B

【図 2 C】

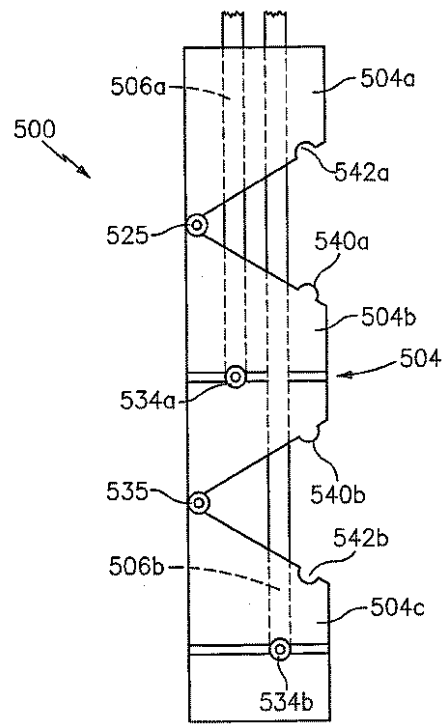


FIG. 2C

【図 2 D】

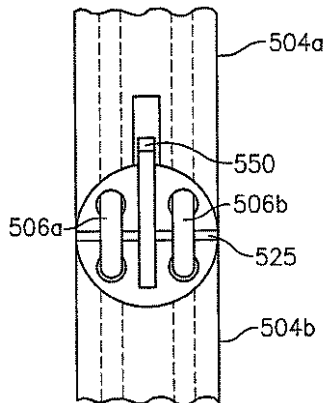


FIG. 2D

【図 3 A】

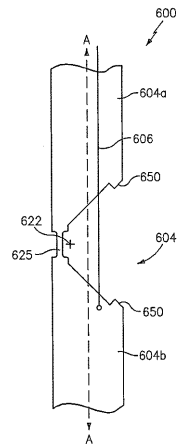


FIG. 3A

【図 3 B】

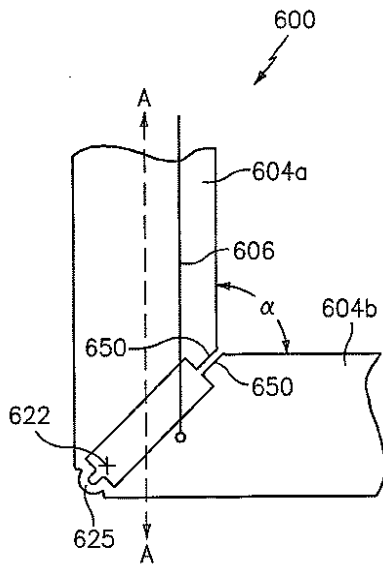


FIG. 3B

【図 4 A】

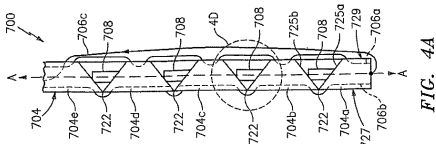


FIG. 4A

【図 4 C】

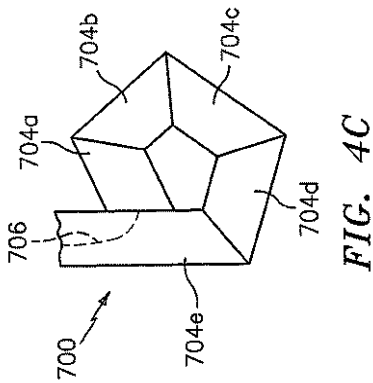


FIG. 4C

【図 4 D】

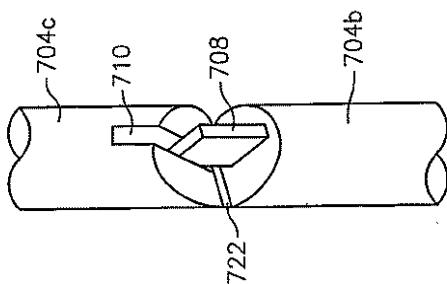


FIG. 4D

【図 4 B】

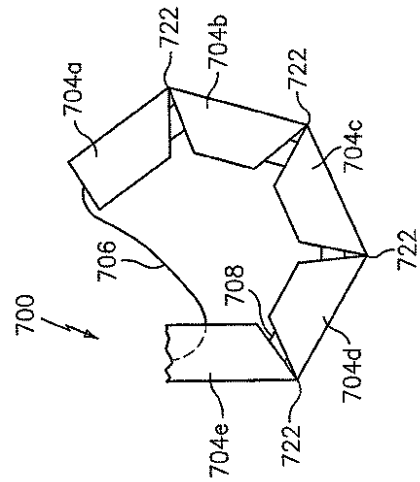


FIG. 4B

【図 5 A】

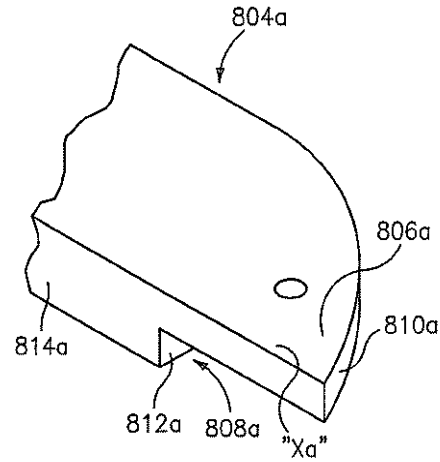


FIG. 5A

【図 5 B】

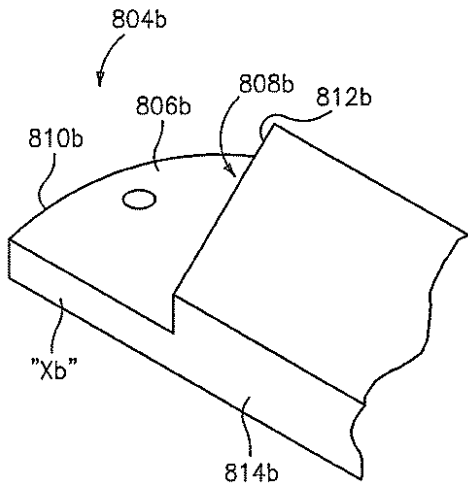


FIG. 5B

【図 5 C】

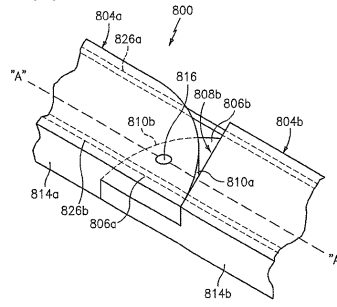


FIG. 5C

【図 6 A】

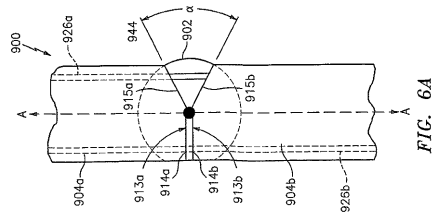


FIG. 6A

【図 6 B】

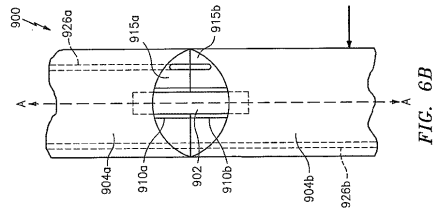


FIG. 6B

【図 6 C】

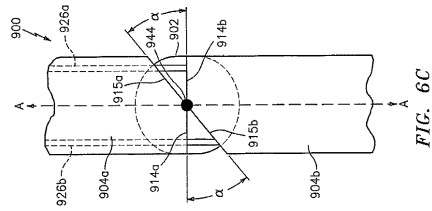


FIG. 6C

【図 7 A】

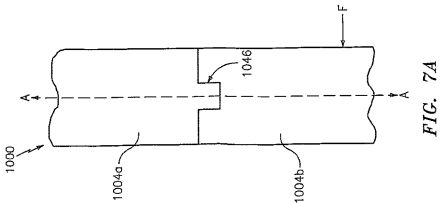


FIG. 7A

【図 7 B】

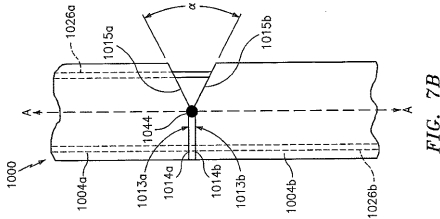


FIG. 7B

【図 7 C】

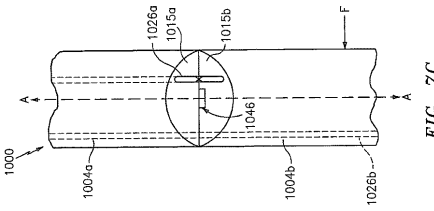


FIG. 7C

【図 8 A】

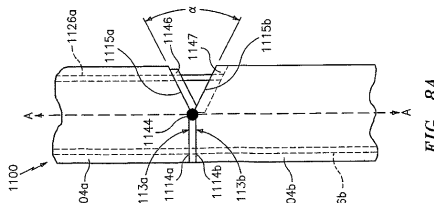


FIG. 8A

【図 8 B】

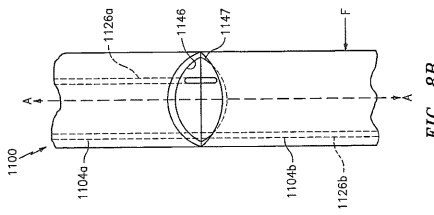


FIG. 8B

【図 9 A】

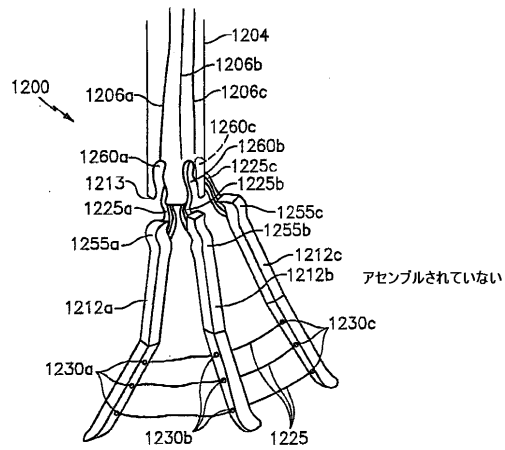


FIG. 9A

【図 9 B】

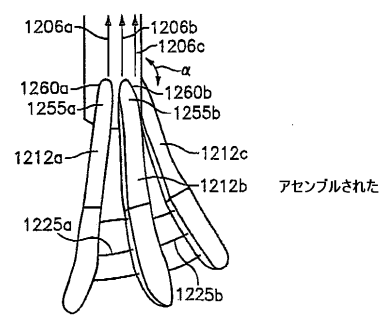


FIG. 9B

【図 10 A】

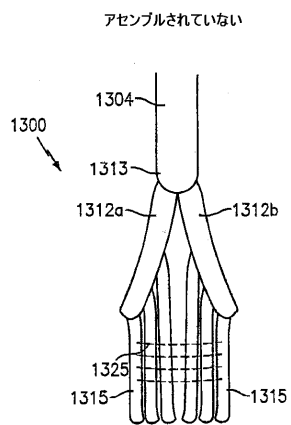


FIG. 10A

【図 10 B】

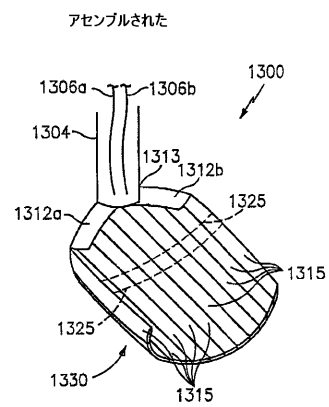


FIG. 10B

【図 11 A】

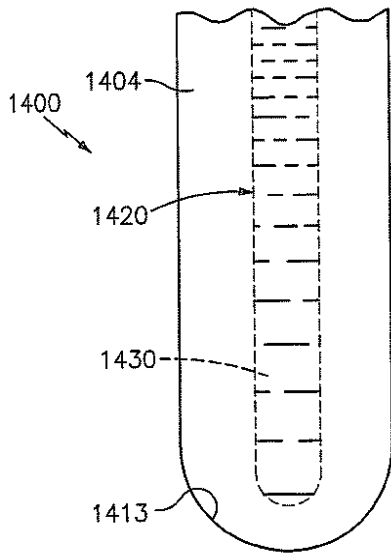


FIG. 11A

【図 11 B】

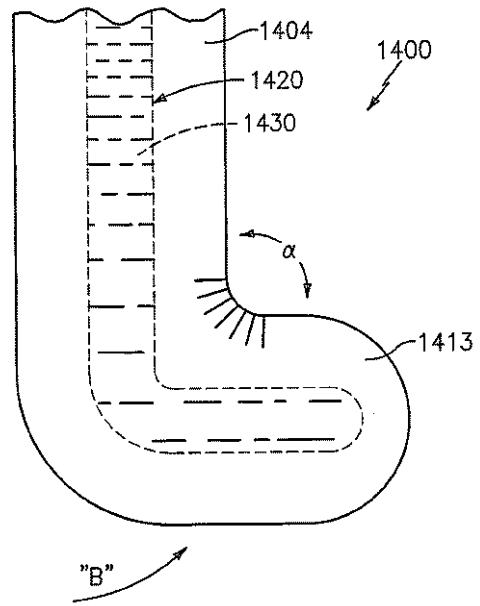


FIG. 11B

フロントページの続き

(72)発明者 フランク ジェイ . ビオラ
アメリカ合衆国 コネチカット 0 6 4 8 2 , サンディ フック , グレートクォーター ロー
ド 3 2 0

Fターム(参考) 4C060 AA10 MM24

专利名称(译)	内视镜开创器		
公开(公告)号	JP2006346503A	公开(公告)日	2006-12-28
申请号	JP2006272356	申请日	2006-10-03
[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	ラルフエースターンズ ジョセフピーオーバンザサード フランクジェイビオラ		
发明人	ラルフ エー. スターンズ ジョセフ ピー. オーバン ザ サード フランク ジェイ. ビオラ		
IPC分类号	A61B17/02 A61B17/00 A61B17/28		
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/AA10 4C060/MM24 4C160/AA14 4C160/AA20 4C160/MM32		
优先权	60/416370 2002-10-04 US		
其他公开文献	JP4430645B2		
外部链接	Espacenet		