

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5449653号
(P5449653)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014.3.19)

(24) 登録日 平成26年1月10日(2014.1.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/072	(2006.01)	A 6 1 B 17/10	3 1 0
A 6 1 B 1/00	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 A
A 6 1 B 17/28	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 G
A 6 1 B 17/32	(2006.01)	A 6 1 B 1/00	3 0 0 P
		A 6 1 B 1/00	3 3 4 D

請求項の数 12 外国語出願 (全 28 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-75136(P2007-75136)
 (22) 出願日 平成19年3月22日(2007.3.22)
 (65) 公開番号 特開2007-252921(P2007-252921A)
 (43) 公開日 平成19年10月4日(2007.10.4)
 審査請求日 平成22年3月19日(2010.3.19)
 審判番号 不服2013-5544(P2013-5544/J1)
 審判請求日 平成25年3月26日(2013.3.26)
 (31) 優先権主張番号 11/277,324
 (32) 優先日 平成18年3月23日(2006.3.23)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 関節運動する内視鏡付属チャンネル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡に解放可能に取り付けるための付属チャンネルにおいて、
 内腔を有する細長い管であって、前記内腔は、前記細長い管を通して前記細長い管の近位端部と遠位端部との間に延在しており、用具を受け入れる、細長い管と、
 前記細長い管の前記遠位端から延びており、かつ、前記細長い管を通して延びる用具を方向付けるために屈曲するように構成されている、可撓性首部と、
 前記細長い管の前記近位端部に結合される、ハンドルと、
 一端がハンドルに直結され且つ他端が前記可撓性首部と係合する、少なくとも1つのケーブルであって、前記少なくとも1つのケーブルを介して前記ハンドルが前記可撓性首部に動作可能に関連付けられて、前記ハンドルの動きが前記可撓性首部によって模倣される、少なくとも1つのケーブルと、

前記細長い管の外表面上に形成され且つ前記外表面の長さに沿って延びるレールであって、内視鏡あるいは内視鏡スリーブ上に形成された相補的なトラックに受容されるように構成されたレールと、
 を含む、付属チャンネル。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の装置において、
 前記可撓性首部は、前記可撓性首部を屈曲しやすくするために前記可撓性首部に形成された複数のスリットを含む、装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の装置において、
前記可撓性首部は、遠位スリット領域、および近位スリット領域を含み、
前記スリットは、前記可撓性首部にかけられた張力により、前記可撓性首部を前記近位領域、および前記遠位領域で曲げるように構成されている、装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の装置において、
前記ハンドルは、静止部材、および、その静止部材に対して関節運動するように構成された可動部材を含む、装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の装置において、
前記可動部材は、ボールソケットジョイント、ヒンジジョイント、および、屈曲ジョイントからなる群から選ばれる継ぎ手によって前記静止部材に結合されている、装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の装置において、
前記ハンドル、および前記少なくとも 1 つのケーブル、を固定位置にロックするために、
前記ハンドル、および前記少なくとも 1 つのケーブルのうちの少なくとも 1 つに係合するように位置付けられた、ロック機構、
をさらに含む、装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の装置において、
前記少なくとも 1 つのケーブルは、前記細長い管の周囲に互いに等間隔に離間された複数のケーブルを含む、装置。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の装置において、
前記細長い管は、前記細長い管の側壁内に形成され、かつ、前記細長い管の前記長さに沿って延びる、少なくとも 1 つの管腔を含み、
前記少なくとも 1 つのケーブルは、前記少なくとも 1 つの管腔内部にスライド可能に配置されている、装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の装置において、
前記細長い管の前記近位端部に対する前記ハンドルの動きにより、前記ハンドルの角度をつけた方向付けに比例して前記可撓性首部を角度をつけて方向付けすることによって、前記可撓性首部が前記ハンドルの動きを模倣する、装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の装置において、
前記ハンドルは、前記細長い管の周りのいかなる方向にも旋回して、前記ハンドルを前記細長い管の前記近位端部に対して角度をつけて方向付けするように構成されている、装置。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の装置において、
前記ハンドルは、前記ハンドルを貫通する管腔を含み、該管腔は、第二の用具が前記付属チャンネルの前記内腔と前記ハンドルの前記管腔とに挿入できるように、前記付属チャンネルの前記内腔と軸方向に整列する、装置。

【請求項 12】

内視鏡周りに配置されるように構成された細長いスリーブと、
請求項 1 に記載の付属チャンネルであって、前記細長いスリーブに対して取り外し可能に外面にかみあっている、内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

〔 発明の分野 〕

本発明は、広義に外科装置の作用端部の動きを制御するための方法、および装置に関する。

【 0 0 0 2 】

〔 発明の背景 〕

内視鏡外科器具は、天然の開口部を使用するため術後の回復時間が短く、および合併症を減らすことができるので、多くの場合、従来の開腹外科装置よりも好まれる。したがって、用具の作用端部を天然の開口部を通して所望な外科部位に正確に配置するのに適した、内視鏡外科器具の分野はかなり発展してきた。これらの用具を使用して、診断効果および治療効果を達成するために、様々な方法で組織を係合する、および/または治療することができる。

10

【 0 0 0 3 】

内視鏡手術は、装置のシャフトが可撓性であると同時にさらに、作用端部を関節運動させて、作用端部を組織に対して角度をつけて方向付け、場合によっては、作用端部を作動させて、作用端部を発射させ、あるいは別の方法で作用端部を動かすことができることを、必要とする。内視鏡装置の作用端部を関節運動させるための制御、および作動させるための制御の統合は、可撓性シャフトの使用と内視鏡器具のサイズの束縛により複雑化する傾向がある。全般的に、制御動作は全て、長さ方向の並進運動によって、シャフトを介して伝達されるが、その動作はシャフトの可撓性を損なう可能性がある。また、作用端部を関節運動および/または作動させるために必要な力を、全ての、あるいは大多数の外科医が扱えるレベルまで下げるという願望も存在する。発射に対する力を低減させるための一つの公知の解決策は、電気モータを使用することである。しかし、外科医は典型的に、作用端部からのフィードバックを感じ、エンドエフェクタの正確な操作を確信することを好む。ユーザーフィードバック効果は、従来のモータ駆動装置では適切には実現できない。

20

【 0 0 0 4 】

したがって、内視鏡外科装置の作用端部の動きを制御するための改良された方法、および装置に対する必要性が依然として存在する。

【 0 0 0 5 】

〔 発明の概要 〕

ある実施形態では、外科装置は、近位端および遠位端を備えた細長いシャフトを有するように提供されており、近位端は、その近位端に移動可能に結合されたハンドルを有し、遠位端は、その遠位端から延びる可撓性首部を有する。ハンドルおよび可撓性首部は、ハンドルの動きによって可撓性首部が複数面内で関節運動するのに効果的であるように、動作可能に関連付けられることもできる。ある例示的な実施形態では、ハンドルの動きは、可撓性首部によって模倣されることもできる。また、装置は、ハンドルと可撓性首部の間に延在し、かつ、ハンドルから可撓性首部へ動きを伝えるように構成された、アクチュエータを含むこともできる。

30

【 0 0 0 6 】

装置のハンドルは、種々の構成を有することもできるが、ある実施形態においては、ハンドルは、細長いシャフトの近位端部に対して関節運動するように構成されることもできる。例えば、ハンドルは、ボールソケットジョイント (ball and socket joint)、ヒンジジョイント (hinge joint)、または、屈曲ジョイント (flexing joint) などの継ぎ手によって細長いシャフトの近位端部に結合されることもできる。装置のアクチュエータは、種々の構成を有することもできるが、ある実施形態においては、アクチュエータは、細長いシャフトの長さに沿って延びる少なくとも一つのケーブルであることもできる。例えば、装置は、シャフトの長さに沿って延び、かつ、アクチュエータの周囲で互いに等間隔に離間されている、複数のケーブルを含むこともできる。ケーブルは、細長いシャフトの軸に対してスライドするように、かつ、細長いシャフトに張力をかけて細長いシャフトの少なくとも一部分を屈曲させ曲げるように、構成されている。ハンドルおよび/またはケ

40

50

ーブルは、それに関連したロック機構を任意に含むことができ、そのロック機構は、ハンドルおよび/またはケーブルを固定位置に維持するように構成されている。例示的な実施形態において、細長いシャフトが蛇行性管腔を通して挿入されるとき、細長いシャフトは受動的に屈曲し曲がるように構成されている。

【0007】

細長いシャフトは、また、種々の構成を有することもでき、ある実施形態においては、装置は外科用ステーブラの形態であることもでき、細長いシャフトは、可撓性首部の遠位端部に結合されたエンドエフェクタを含むこともでき、そのエンドエフェクタは組織を係合し、少なくとも一つの留め具を係合した組織に運ぶように構成されている。ハンドルおよびエンドエフェクタは、ハンドルの動きがエンドエフェクタによって模倣されるように結合されることもできる。例えば、ハンドルは、ボールソケットジョイント、ヒンジジョイント、または、屈曲ジョイント (flexing joint) などの継ぎ手によって細長いシャフトの近位端部に結合されることもでき、可撓性首部はエンドエフェクタ上に形成される、または、エンドエフェクタに結合されることもでき、それによってエンドエフェクタがハンドルの動きを比例的に模倣することが可能となる。装置は、ハンドルとエンドエフェクタの間に延在し、かつ、ハンドルから可撓性首部に動きを伝えるように構成されている、アクチュエータを含むこともできる。アクチュエータは、例えば、細長いシャフトの長さに沿って延びる複数のケーブルであることもできる。ケーブルは、細長いシャフトの周囲で互いに等間隔に離間されることもできる。

【0008】

別の実施形態において、装置は、付属チャンネルの形態であることもでき、細長いシャフトは、内腔を有する管の形態であることもでき、この内腔は、この内腔を通して用具を受け入れるように構成されている。細長い管の遠位端部から延びている可撓性首部は、細長い管を通して延びる用具を方向付けるために曲がるように構成されることもできる。可撓性首部は、種々の構成を有することもできるが、ある実施形態では、可撓性首部は、その可撓性首部に形成された複数のスリットを含み、可撓性首部を屈曲しやすくする。スリットは、可撓性首部を所望の向きに曲げさせるように構成されることもできる。例えば、可撓性首部は、スリットの遠位領域、および、スリットの近位領域を含むこともでき、スリットは、可撓性首部にかけられた張力により、可撓性首部が近位領域および遠位領域で曲がるように構成されることもできる。ハンドルは、細長い管の近位端部に結合されることもでき、ハンドルは、ハンドルの動きが可撓性首部によって模倣されるように、可撓性首部に動作可能に関連付けられていることもできる。ハンドルは、また、種々の構成を有していることもでき、ある実施形態においては、ハンドルは、静止部材、および、この静止部材に対して関節運動するように構成された可動部材を含むこともできる。可動部材は、ボールソケットジョイント、ヒンジジョイント、または、屈曲ジョイントなどの継ぎ手によって静止部材に結合されることもできる。使用において、付属チャンネルは、内視鏡に解放可能に取り付くように構成されることもできる。例えば、噛合要素は、内視鏡を受け入れるように構成されたスリーブ上に形成された相補的噛合要素にかみ合うように、付属チャンネルの外表面上に形成され、その外表面の長さに沿って延びることができる。また、装置は、ハンドルと可撓性首部の間に延在するアクチュエータを含むこともできる。アクチュエータは、ハンドルから可撓性首部へ動きを伝えるように構成されることもできる。ある例示的な実施形態において、アクチュエータは、細長い管の長さに沿って延びる少なくとも一つのケーブルの形態である。アクチュエータが複数のケーブルを含む場合、ケーブルは、細長い管の周囲に互いに等間隔で離間されていることが好ましい。ケーブルは、様々な技術を用いて、細長い管に沿って延在することができる。例えば、細長い管は、その細長い管の側壁に形成され、かつ、細長い管の長さに沿って延びる、少なくとも一つの管腔を含むこともでき、ケーブルは管腔内部にスライド可能に配置されることもできる。装置は、ハンドルとケーブルのうち少なくとも一つを係合するように位置付けられたロック機構も含み、ハンドルおよびケーブルを固定位置にロックすることができる。

【0009】

本発明は、また、内視鏡の周りに配置されるように構成された細長いスリーブ、および、細長いスリーブに取り外し可能にかみ合うことができる付属チャンネル、を有する内視鏡システムを提供する。付属チャンネルは、用具を受け入れるために、付属チャンネルを通して、付属チャンネルの近位端部と遠位端部の間に延在する内腔、付属チャンネルの遠位部分に形成され、かつ、付属チャンネルに形成された複数のスリットによって可撓性にされた可撓性部分、ならびに、付属チャンネルの近位端部に結合された少なくとも一つのハンドルであって、ハンドルが可撓性部分を少なくとも一つの面内で関節運動させるよう構成されるように、可撓性部分に動作可能に関連付けられている、少なくとも一つのハンドル、を有することができる。ハンドルは、少なくとも一つのケーブルによって可撓性部分と動作可能に関連付けられることもでき、ハンドルは、付属チャンネルに対してケーブルを軸方向に動かすように構成されることもでき、可撓性部分が少なくとも一つの面内で関節運動するように、ケーブルに付属チャンネルの可撓性部分に張力をかけさせることができる。ある実施形態において、装置は、可撓性部分を複数の面内で関節運動させるように構成された単一のハンドルを含むこともできる。単一ハンドルは、付属チャンネルの近位端部に結合された静止部分、および、静止部材に対して関節運動するように構成された可動部材、を含むこともできる。単一ハンドルおよび可撓性部分は、単一ハンドルの動きが、可撓性部分によって模倣されるように、動作可能に関連付けられることもできる。別の実施形態において、ハンドルは、可撓性部分を第一面内で関節運動させるように構成された第一部材、および、可撓性部分を第二面内で関節運動させるように構成された第二部材、を含むこともできる。特に、ハンドルは、付属チャンネルの近位端部に結合された静止部材を含むこともでき、第一部材および第二部材は、静止部材に回転可能に結合されることもできる。装置は、第一部材に結合され、かつ、第一部材から延び、可撓性部分に結合された少なくとも一つのケーブルを有する、第一スプール、および、第二部材に結合され、かつ、第二部材から延び、可撓性部分に結合された少なくとも一つのケーブルを有する、第二スプール、をさらに含むこともできる。第一部材および第二部材は、第一スプールおよび第二スプールを回転させるのに効果的であり、それによって、ケーブルを軸方向に動かし、可撓性部分を関節運動させることができる。

【0010】

また、本明細書に開示された外科装置は、種々の他の特徴を含むこともできる。例えば、装置は、細長いシャフトの遠位端部に配置された光学画像収集ユニットを含むこともできる。光学画像収集ユニットは、内視鏡手技の間、画像を獲得するように構成されることもできる。画像表示画面は、装置の近位部分に配置され、獲得した画像を表示するために光学画像収集ユニットと通じているように構成されることもできる。他の実施形態において、装置のエンドエフェクタは、エンドエフェクタ内に取り外し可能に配置され、かつ、組織をステーブル留めするための複数のステーブル、およびステーブル留めされた組織を切断するためのブレードを収容する、カートリッジを含むことができる。

【0011】

他の態様において、外科方法が提供される。この外科方法は、治療されるべき組織の近傍に、細長いシャフトの遠位端部に結合された可撓性首部を位置付けるために細長いシャフトを体腔へ挿入するステップと、可撓性首部にハンドルの動作を模倣させるために細長いシャフトの近位端部に旋回可能に結合されたハンドルを動かすステップと、を含む。可撓性首部は、ハンドルの動きに面対称に動くことができ、または、可撓性首部の動きは、ハンドルの動きにまさに対応させることもできる。ある例示的な実施形態において、その動きは比例的である。

【0012】

ある例示的な実施形態において、細長いシャフトの遠位端部に結合されたエンドエフェクタは、固定されるべき組織の近傍に位置付けられ、細長いシャフトの近位端部に旋回可能に結合されたハンドルが動かされて、エンドエフェクタにハンドルの動作を比例的に模倣させる。エンドエフェクタは、ハンドルの動きに面対称に動くこともでき、あるいは、エンドエフェクタの動きは、ハンドルの動きにまさに対応することもできる。例示的な実

10

20

30

40

50

施形態において、ハンドルは、細長いシャフトの近位端部を中心に旋回可能に関節運動させられ、エンドエフェクタにハンドルの動きを模倣させる。方法は、エンドエフェクタの対向する顎部の間に組織を係合させるステップと、エンドエフェクタから組織へ少なくとも一つの留め具を駆動させるステップと、をさらに含むこともできる。組織は、ハンドル上に形成された並進運動部材を、第一位置から第二位置へ動かして対向する顎部を閉じることによって、係合させられることもでき、留め具は、ハンドル上に形成された回転可能部材を回転させ、エンドエフェクタ内部に配置された駆動機構を作動させて、駆動機構に複数の留め具を組織中へ駆動させることによって、発射させられることもできる。別の実施形態においては、並進運動部材を第一位置から第二位置へ動かす前に、回転可能部材を回転させて、駆動機構を作動させずに、可撓性首部に対してエンドエフェクタを回転させることもできる。

10

【0013】

さらに別の態様において、細長いシャフトは、体腔内部に配置された内視鏡にスライド可能にかみ合わされた付属チャンネルの形態であり、内視鏡の遠位端部のすぐ近くに付属チャンネルの遠位端部を位置付けることができる。用具は、その用具が付属チャンネルの遠位端部を超えて遠位側に延びるように、付属チャンネル内の管腔を通して挿入され、付属チャンネルの近位端部に結合されたハンドルを動かして、付属チャンネルの遠位端部上の可撓性首部を関節運動させ、それによって、用具の作用端部を所望の位置に向けることができる。ハンドルは、付属チャンネルに対してハンドルを旋回可能に関節運動させることによって動かされることもでき、代替的に、ハンドル上の少なくとも一つの回転可能部材を回転させる

20

【0014】

本発明は、添付の図面とともに、次の詳細な説明から、より完全に理解されるであろう。

【0015】

〔発明の詳細な説明〕

ここで、ある例示的な実施形態を説明し、本明細書に開示される装置の構造、機能、製造、および使用、ならびに方法の原理の全般的な理解を提供する。これら実施形態の1つ以上の実施例は、添付の図面に図示されている。当業者は、本明細書で特に説明され添付の図面に図示される、装置および方法は、非限定的な例示の実施形態であり、本発明の範

30

【0016】

本発明は、内視鏡外科装置の作用端部を制御するための方法、および装置を提供する。全般的に、内視鏡外科装置は、可撓性首部を備えた遠位作用端部を有する細長いシャフトと、遠位作用端部上の可撓性首部の動きを制御するためのハンドルを備えた近位端部と、を含む。ある例示的な実施形態において、このことは、例えば、ハンドルの動きが一つ以上のケーブルに力をかけ、可撓性部分を曲げさせ、それによって装置の作用端部を動かすように、ハンドルと可撓性首部の間に延在する一つ以上のケーブルを使用することによ

40

【0017】

図1Aおよび図1Bは、エンドエフェクタの関節運動を制御するための技術の、特に、エンドエフェクタにハンドルの動きを模倣させ、同時にエンドエフェクタをハンドルとともに動かすための技術の、ある例示的な実施形態を図示している。この実施形態において、装置は、組織にステーブル留めを複数の直線状の列状に施すため、および、ステーブル留めされた組織を切断するための、直線状ステーブル留め/切断装置10の形態である。

50

示されているように、装置 10 は、概して、以下にさらに詳述されるように、近位端部 12 a および遠位作用端部 12 a を有する細長いシャフト 12 を含み、近位端部 12 a は、その近位端部 12 a に結合されたハンドル 14 を備え、遠位作用端部 12 a は、その遠位作用端部 12 a に結合された、あるいは、遠位作用端部 12 a 上に形成されたエンドエフェクタ 16 を有している。使用において、エンドエフェクタ 16 は、ハンドル 14 の動きを模倣するように構成されている。ハンドル 14 とエンドエフェクタ 16 の間の模倣動作は、概して、ハンドル 14 およびエンドエフェクタ 16 の間に延在し、かつ、ハンドル 14 からエンドエフェクタ 16 へ力を伝えるのに効果的である、アクチュエータ（不図示）を使用することによって達成されることもできる。例示的な実施形態において、アクチュエータは、細長いシャフト 12 の周囲に離間され、かつ、細長いシャフト 12 の長さに沿って延びる、いくつかのケーブルの形態である。シャフト 12 の近位端部 12 a を中心とするハンドル 14 の動きが、一つ以上のケーブルに力をかけ、このケーブルに力をエンドエフェクタ 16 に対してかけさせ、それによって、エンドエフェクタ 16 にハンドル 14 の動作を模倣させる。模倣動作は、エンドエフェクタ 16 が、ハンドル 14 と同じ方向および同じ向きに動く、対応動作、または、エンドエフェクタ 16 がハンドル 14 と反対の方向および向きに動く、対称動作、を含むことができる。また、模倣動作は、ハンドルの動きに比例することもできる。

【0018】

装置 10 の細長いシャフト 12 は、種々の構成を有することができる。例えば、細長いシャフト 12 は、中実または中空であることもでき、単一構成要素から形成されることも、複数のセグメントから形成されることもできる。図 2 に示すように、細長いシャフト 12 は、中空であり、複数の連結セグメントから形成され、細長いシャフト 12 が屈曲することができる。シャフト 12 の可撓性、ならびに比較的小さな直径により、シャフト 12 は内視鏡手技に用いられることができ、それによって、装置は、天然の開口部を通して経腔的（transluminally）に導入される。シャフトの長さは、また、意図する用途に応じて変化することもできる。

【0019】

図 2 は、細長いシャフト 12 の周囲に離間され、かつ、細長いシャフト 12 の長さに沿って延びる、いくつかのケーブル 34 a、34 b、34 c、34 d の形態であるアクチュエータ 22 のある例示的な実施形態をさらに図示している。ケーブルの数および位置は変化することもできる。例えば、3つのケーブルは、シャフト 12 の周囲に、互いにほぼ 120 度、離間されることもできる。図 2 に示す実施形態では、4つのケーブル 34 a、34 b、34 c、34 d は、シャフト 12 の周囲で互いにほぼ 90 度離間されている。ケーブル 34 a ~ 34 d のそれぞれは、細長いシャフト 12 の上に、中に、あるいは、周囲に、形成された、例えば管腔などの、通路を通して延びることもできる。図 2 は、シャフト 12 のそれぞれのセグメントの外表面上に形成されたカットアウトを介して延びているそれぞれのケーブル 34 a ~ 34 d を図示している。したがって、それぞれのセグメントは、シャフト 12 の周囲に等距離で離間された 4つのカットアウトを含み、ケーブル 34 a ~ 34 d を互いに等距離に維持する。カットアウトは、ケーブル 34 a ~ 34 d を内部に保持しつつ、ケーブル 34 a ~ 34 d がシャフト 12 に対して自由にスライドできるために効果的であるサイズを有することが好ましい。

【0020】

ケーブル 34 a ~ 34 d の遠位端部は、エンドエフェクタ 16 にかみ合わされ、エンドエフェクタ 16 の動きを制御することもできる。エンドエフェクタ 16 は、種々の構成を有することもでき、当業界で公知の種々のエンドエフェクタが用いられることができるが、図 3 A は、間に組織を受け入れるように構成された対向する第一顎部 18 および第二顎部 20 を概して含む、エンドエフェクタ 16 のある例示的な実施形態を図示している。第一顎部 18 は、内部に配置され、かつ、組織中に駆動されるように構成された、複数のステープルを有するステープルカートリッジを収容するように構成されており、第二顎部 20 は、ステープルを変形させるためのアンビルを形成する。エンドエフェクタ 16 の特有

10

20

30

40

50

の構成、および基本的な操作は変わることができ、当業界で公知の種々のエンドエフェクタ 16 が用いられることもできる。非限定的な例示として、本明細書に全体を組み込む、米国特許第 6,978,921 号、題名「E ビーム発射機構を組み込んだ外科用ステーブル留め器具 (Surgical Stapling Instrument Incorporating an E-Beam Firing Mechanism) は、本発明とともに使用されることができ、エンドエフェクタのある実施形態を開示している。

【0021】

エンドエフェクタ 16 の細長いシャフト 12 に対する動きを可能にするため、エンドエフェクタ 16 は、細長いシャフト 12 の遠位端部 12b に可動に結合されることもできる。例えば、エンドエフェクタ 16 は、ピボットジョイントまたは回転ジョイントによって細長いシャフト 12 の遠位端部 12b に旋回可能に結合されることもできる。代替的に、エンドエフェクタ 16 は、示されているように、エンドエフェクタ 16 上に形成された可撓性首部 26 を含むことができ、エンドエフェクタ 16 の細長いシャフト 12 に対する動きを可能にする。可撓性首部 26 は、細長いシャフト 12 の遠位端部 12b、および/または顎部 18, 20 の近位端部と一体に形成されることもでき、あるいは、可撓性首部 26 は、シャフト 12 と顎部 18, 20 との間に延びる別個の部材であることもできる。図 3A に示すように、可撓性首部 26 は、可撓性首部 26 を対向する顎部 18, 20 の近位端部にかみ合わせるための第一カプラー 28、および、可撓性首部 26 を細長いシャフト 12 の遠位端部にかみ合わせるための第二カプラー 30、を含む。カプラー 28, 30 は、可撓性首部 26 ならびに/または顎部 18, 20 およびシャフト 12 に取り外し可能に、または、固定して、かみ合わされることもできる。カプラー 28, 30 はまた、エンドエフェクタ 16 のある構成要素を収容するように機能する。例えば、第一カプラー 28 は、以下に説明するように、内部にケーブルを固定するように機能することができ、また、顎部 18, 20 を作動する (例えば、閉じたり発射したりする) ための歯車駆動体アセンブリを収容するように機能することもできる。

【0022】

可撓性首部 26 を屈曲しやすくするため、首部 26 は、その首部に形成された 1 つ以上のスリット 32 を含むこともできる。スリット 32 の数量、位置、および、サイズを変え、所望の可撓性を得ることもできる。図 3A に示す実施形態において、可撓性首部 26 は、スリット 32 の複数の列を含み、それぞれの列は、可撓性首部 26 周りに半径方向に延び、それぞれの列は、可撓性首部 26 の長さに沿って軸方向に離間されている。スリットの列のそれぞれは、首部 26 の周囲周りに延びる 2 つのスリットを収容し、スリット 32 の列のそれぞれは、軸方向に、互いにずれている。結果として、可撓性首部 26 は、交互スリット 32 を含む。当業者であれば、スリット 32 の特有のパターンを変えることができ、図 3A は単に可撓性首部 26 の屈曲を可能にするためのスリット 32 を形成するためのひとつのパターンを図示しているにすぎないことを理解するであろう。他の例示的なスリットの構成は、以下にさらに詳述する。

【0023】

前述したように、ケーブル 34a ~ 34d は、エンドエフェクタ 16 に結合され、エンドエフェクタ 16 がハンドル 14 と協働して動くことができる。ケーブル 34a ~ 34d とエンドエフェクタ 16 の連結位置は、所望の動きによって変わることができ、図示された実施形態において、ケーブル 34a ~ 34d の遠位端部は可撓性首部 26 の遠位端部に連結され、特に、ケーブル 34a ~ 34d は第一カプラー 28 の中へ延び、第一カプラー 28 に連結している。図 3B は、4 つのケーブル 34a, 34b, 34c, 34d をそれぞれ受け入れるための 4 つの孔 28a, 28b, 28c, 28d を示す第一カプラー 28 の断面図を図示している。当業界で公知である、実質的にいかなる技術を用いても、ケーブル 34a ~ 34d をカプラー 28 に連結することもでき、そのような技術には、例えば、接着剤、締めりばめ、ボールソケット連結、ねじ山等、のような機械的噛合技術を含む。使用において、軸方向の力が、ハンドル 14 によってケーブル 34a ~ 34d にかける場合、可撓性首部 26 の遠位端部でのケーブル 34a ~ 34d の連結により、ケー

10

20

30

40

50

ブル34a～34dが張力を可撓性首部26にかけることができる。この張力が、以下にさらに詳述されるように、首部26を、ケーブル34a～34dのそれぞれにかけられた張力の量によって決定された方向に屈曲させる。

【0024】

装置10のハンドル14を使用して、エンドエフェクタ16の動きを制御することができ、特に、エンドエフェクタ16を関節運動させることができ、したがって、細長いシャフト12の長さ方向軸Aに対してエンドエフェクタ16を、角度をつけて方向付けることができる。ハンドル14は、種々の構成を有することができるが、ある例示的な実施形態では、ハンドル14は、ハンドル14の動きがエンドエフェクタ16によって模倣されるように、細長いシャフト12の近位端部12aに可動に結合されている。種々の技術を用いてハンドル14をシャフト12に対して可動に結合することができるが、図4A～図4Cに示された実施形態では、ボールソケット連結部が、ハンドル14と細長いシャフト12の近位端部12aの間に形成されている。図4Bに最もよく示されているように、細長いシャフト12の近位端部12aは、その近位端部12a内に形成されたソケット24を含み、ハンドル14は、ハンドル14の遠位端部に形成され、かつ、ソケット24の内部に回転可能に着座させられるように構成された、半球形ボール13aを含む。ソケット24は、細長いシャフトの近位端部12aと一体に形成されることもでき、あるいは、ソケット24は、図示されているように、中空ハウジング12cを細長いシャフト12の近位端部12aに結合することによって形成されることもできる。半球形ボール13aはまた、ハンドル14と一体に形成されることもでき、あるいは、半球形ボール13aは、ハンドル14に結合されている別個の部材であることもできる。ハンドル14をシャフト12に可動にかみ合わせるために、ハンドル14上の半球形ボール13aは、以下に説明されるが、ハンドル14に取り付けるケーブル34a～34dを用いて、ソケット24内部に保持されることもできる。しかしながら、他の嚙合技術を用いて、ハンドル14をシャフト12に可動にかみ合わせることもできる。例えば、ボール13aは、球状であることができ、また、ボール13aは、細長いシャフト12の近位端部12aに形成された球状ソケット内部に捕捉されることもできる。あるいは、ピンなどの嚙合要素は、ボール13aを介して延び、ボール13aをソケット24内部に保持することもできる。図4Bは、ハンドル14上に形成されたボール13a、および、シャフト12内に形成されたソケット24を図示しており、ボールソケット連結部を、ボールがシャフト12上であって、ソケットがハンドル14内にあるように逆にすることもできる。さらに、当業者は、種々の他の技術を用いて、ハンドル14を細長いシャフト12の近位端部12aに可動に結合することができるということを理解するであろう。

【0025】

使用において、ハンドル14は、関節運動、すなわち、シャフト12に対して旋回可能に動き、エンドエフェクタ16にハンドル14の動きを模倣させることもできる。このことは、ケーブル34a～34dの近位端部をハンドル14に結合することもよって達成される。ケーブル34a～34dとハンドル14の連結位置は、所望の動きによって変わることができる。図示されている実施形態では、ケーブル(図4Aには3つのケーブル34a, 34b, 34cのみが示されている)は、細長いシャフト12から中空ハウジング12cを通して延び、中空ハウジング12cの近位端部に形成されたスロットあるいは開口部から出ている。ケーブル34a～34dは、その後、ハンドル14上のボール13aの周りに延び、ボール13aを取り囲んでいるハンドル14の遠位向き表面に連結している。当業界に公知の実質的にいかなる技術を用いても、ケーブル34a～34dをハンドル14に連結することができ、そのような技術には、例えば、接着剤、締めりばめ、ねじ山等、のような機械的嚙合技術を含む。図4Aに図示されているように、ハンドル14は、そのハンドル14内に形成された開口部を含み、ケーブル34a～34dの近位端部(不図示)は、その近位端部上に形成され、かつ、開口部内部に捕獲されるように構成された、ボールまたは他の要素を有することもできる。図4Aにさらに図示されるように、ケーブル(3つのケーブル34a, 34b, 34cのみ示されている)は、ハンドル14周

10

20

30

40

50

りの周囲で離間を保つことができる。これにより、ハンドル14の動きは、さらに以下で詳述されるように、エンドエフェクタ16によって面対称に動かされることが可能となる。代替的に、ケーブル34a~34dは、エンドエフェクタ16をハンドル14と同じ方向に動かすために、これらケーブルがハンドル14に連結する前に、交差させられることもできる。例えば、対向するケーブル34aと34cは、互いに交差することができ、ハンドル14の対向する側面に連結することができる。また、対向するケーブル34bおよび34dは、同様に、互いに交差することができ、ハンドル14の対向する側面に連結することができる。ケーブル34a~34dは、シャフト12の近位端部12a上の中空ハウジング12c内部など、いかなる位置で交差されることもできる。

【0026】

図4Aおよび図4Bにさらに図示されているように、ハンドル14は、また、装置を使用しやすくするために他の特徴を含むこともできる。例えば、ハンドル14は、エンドエフェクタ16上の顎部18, 20を閉じるのに効果的な並進運動部材38、および、エンドエフェクタ16を選択的に回転させたり作動させたりするのに効果的な回転部材40、を含むこともできる。並進運動部材38および回転部材40は、参照することによって全体を本明細書に組み込む、本明細書と同日に出願された、マーク・オルティス(Mark Ortiz)らによる、題名「単一ケーブルアクチュエータを備えた外科用ファスナーおよびカッター(Surgical Fastener And Cutter With Single Cable Actuator)」の出願にさらに詳細に説明されている。他の実施形態において、ハンドル14は、エンドエフェクタ16を回転および/または作動させるために、トリガー、ノブ等を含むことができる。

【0027】

図1Bに戻って参照すると、使用において、ハンドル14は、細長いシャフト12の近位端部12aに対して旋回され、すなわち角度をつけて方向付けられ、エンドエフェクタ16の動きを模倣することを達成できる。特に、ハンドル14を第一の方向に細長いシャフト12を中心に旋回させることで、ケーブル34a~34dの1つ以上に力をかけ、ケーブルを軸方向に引く。結果として、作動されたケーブルは、可撓性首部26に張力をかけ、首部26を屈曲させる。細長いシャフト12がハンドル14によってケーブル34a~34dにかけられた張力に応じて屈曲するのを妨げるため、可撓性首部26は、細長いシャフト12よりも高い可撓性を有することができる。このことは、例えば、前述した交互スリット32を用いて達成されることができ、あるいは、他の実施形態においては、材料が異なることも、あるいは、細長いシャフトが、細長いシャフトを通して延びるロッドなどの安定化要素を含み、シャフトを可撓性首部より剛性にすることもできる。

【0028】

ハンドル14の動きの方向は、エンドエフェクタ16によって、同じ方向にも(すなわち対応動作)、あるいは、反対の方向にも(すなわち面対称動作)模倣される。したがって、使用者はエンドエフェクタ16の位置を正確に制御することが可能となる。例示的な実施形態では、エンドエフェクタ16の動く特有の量は、ハンドル14の動く量に比例することができる。すなわち、エンドエフェクタ16の動く量は、ハンドル14の動く量にまさに等しくすることもでき、あるいは、エンドエフェクタ16の動く量は、ハンドル14の動く量に対して比例的に増大または減少されることもできる。ある実施形態において、エンドエフェクタ16の動く量が、ハンドル14の動く量に対して増大されることが望ましくなることもある。結果として、ハンドル14の小さい動きを必要とするだけで、エンドエフェクタ16の大きな動きを可能とする。種々の技術がエンドエフェクタ16の動きを比例的に倍増する、すなわち増大するために達成されうるが、力増大機構のある例示的な実施形態は、ケーブルに結合された偏心カムである。この偏心カムは、張力がハンドル14によってケーブル34a~34dにかけられると、ケーブル34a~34dの、力あるいは転位といった機械的な利点を増大する。

【0029】

当業者であれば、装置の作用端部とハンドルの間の動きは、理論的には比例することができるが、実際には、力が細長いシャフトを介して伝えられるとき、力の多少の損失が起

10

20

30

40

50

こるであろうことを、理解するであろう。したがって、本明細書で使用される比例的な動きとは、ハンドルと作用端部が比例的な量で動くように構成されるが、装置の実際の操作中に多少の力の損失が起こる可能性がある、適用を含むことを意図されている。

【0030】

本明細書に開示されている種々の装置はまた、これら装置を使用しやすくするための種々の他の特徴を含むこともできる。例えば、図1Aの装置10は、細長いシャフト12の遠位端部に配置され、かつ、内視鏡手技中に画像を獲得するように構成されている、光学画像収集ユニットを含むこともできる。ユニットの位置を変えることもでき、ある実施形態では、光学画像収集ユニットは、第二カプラー30に配置されることもできる。特に、図5は、カプラー30の外表面から突き出ている、かつ、内部に光学画像収集ユニットを収容している、傾斜型ハウジング42を図示している。観察窓44は、ハウジング42の遠位向き表面上に形成され、ユニットがエンドエフェクタ16の画像、および、手術部位の周辺の画像を獲得することができる。光学画像収集ユニットからの画像は、外部の画像表示画面に写される。または、代替的に、装置10は、装置の近位部分に配置された、もしくは、装置の近位部分に結合された、画像表示画面を含むこともできる。図6は、ハンドル14から外側へ突き出す画像表示画面46の一実施形態を図示している。

10

【0031】

前述したように、内視鏡外科装置の作用端部の動きを制御するための、本明細書に開示された種々の技術は、種々の医療装置と組み合わせて使用されることもできる。図7は、作用端部の動きを制御するためのアクチュエータを有する医療装置の別の実施形態を図示している。この実施形態では、医療装置は、内視鏡とともに用いる付属チャンネル100の形態である。付属チャンネル100は、内視鏡にかみ合い、かつ、内視鏡に沿ってスライドできる外部装置であり、グラスパー、カッター等の他の用具がその付属チャンネルを介して導入され、内視鏡の観察端部に近接して位置付けられることが可能になる。付属チャンネル100は、実質的にいかなる構成、形状、および、サイズを有することもできるが、図7に図示された実施形態では、付属チャンネル100は、細長い管またはシャフト102を含み、この細長い管102は、この細長い管の近位端部102aと遠位端部102bの間に延在する内腔を有し、この内腔を通して用具を受け入れる。付属チャンネル100はまた、内視鏡、スリーブ、または、内視鏡の周囲に配置される他の装置に、付属チャンネル100を直接かみ合わせるための、付属チャンネル上に形成された噛合要素を含むこともできる。実質的にいかなる噛合技術も使用できるが、図示された実施形態では、付属チャンネル100上の噛合要素は、細長いシャフト102の長さに沿って延びるレール104の形態である。レール104は、内視鏡、または、スリーブなどの、内視鏡周囲に配置される装置、に形成された相補的なトラックに受け入れられるように構成されている。当業者であれば、種々の他の技術を使用して付属チャンネルを直接的あるいは間接的に内視鏡にかみ合わせることもできる、ということを理解するであろう。

20

30

【0032】

付属チャンネル100の作用端部の動きを制御するために、装置100は、前述した特徴と同様の特徴を含むこともできる。特に、装置100は、細長いシャフト102の遠位端部102b上に形成された、あるいは結合された可撓性首部108、細長いシャフト102の近位端部102a上に形成された、あるいは結合されたハンドル106、および、ハンドル106と可撓性首部108の間に延在するアクチュエータ、を含むことができる。この実施形態では、アクチュエータは、ハンドル106の動きが可撓性首部108によって模倣されるように、ハンドル106から可撓性首部108に力を伝えるように構成されている。それによって、付属チャンネル100を通して延びる用具が所望の角度向きに位置付けられることを可能にする。

40

【0033】

可撓性首部108は、種々の構成を有することができ、可撓性首部108は、細長いシャフト102に結合された別個の部材であることもでき、あるいは、図7に示されるように、細長いシャフト102と一体に形成されることもできる。首部108は、種々の技術

50

を使用して可撓性にすることもできる。例えば、首部 108 は、互いに対して動く 1 つ以上のセグメントから形成されることもでき、および / または、可撓性材料から形成されることもできる。図 8 A に示された例示的な実施形態では、首部 108 は、その首部に形成され、かつ、首部 108 に最大限の可撓性を与えるように構成された、いくつかのスリット 112 を含む。スリット 112 のサイズ、数量、および向きは、所望の結果を得るために変えることもできるが、図示された実施形態では、可撓性首部 108 は、スリットの 4 つの支柱 (矢印 112 a , 112 b , 112 c で示された、スリットの 3 つの支柱のみが図示されている) を含む。それぞれの支柱は、可撓性首部 108 の長さに沿って軸方向に延び、それぞれの支柱は、首部 108 の周囲に半径方向に離間された、スリットの 4 つの列を含む。また、スリット 112 のそれぞれの支柱は、軸方向に互いにずれていて、スリット 112 が重なり合うことができる。使用において、張力がアクチュエータにかけられると、図 8 B および図 8 C に図示されているように、スリット 112 により、首部 108 が細長いシャフト 102 の残部に対して関節運動するように、首部 108 が曲がる、または、湾曲形状を取ることができる。

【 0034 】

他の実施形態において、スリットは、首部が複数の位置で、すなわち、複数の屈曲点で曲がるように、あるいは、首部が所定の位置で曲がるように、位置付けられることもできる。非限定的な例として、図 9 A は、可撓性首部 108 の別の実施形態を図示している。可撓性首部 108 は、この可撓性首部 108 に形成されたスリット 112 の 2 つの領域を有する。特に、可撓性首部 108 は、遠位スリット領域 112 a 、および近位スリット領域 112 b を含む。それぞれの領域 112 a および 112 b は、1 つ以上の所望の方向に、所望の程度の可撓性をもたすため、任意の位置に位置付けられた任意の数のスリットを含むこともできる。図 9 A に図示されているように、近位スリット領域 112 a 、および遠位スリット領域 112 b のそれぞれは、可撓性首部 108 の対向する側面上に形成され、かつ、可撓性首部 108 の長さに沿って延びている、2 つのスリット列を含む。使用において、張力が可撓性首部 108 にかかけられると、以下に詳細が記載されるように、首部 108 は、近位領域 112 a 、および遠位領域 112 b の両方で屈曲し、それによって、細長いシャフト 102

の残部に対して関節運動する。図 9 B に示されるように、屈曲は、最初に首部 108 の遠位領域 112 a で起こることもできる。図 9 C に示すように、首部 108 にさらに張力がかけられると、近位領域 112 b を屈曲させることもできる。他の実施形態において、スリットの位置および / またはサイズは、屈曲が遠位領域 112 a で起こる前に、近位領域 112 b で屈曲を起こさせるように構成されることもできる。あるいは、代替的に、スリットは、近位領域 112 b および遠位領域 112 a を同時に屈曲させるように構成されることもできる。当業者であれば、スリットの数量、位置、サイズ、および形状を所望の結果を得るように調整することができる、と理解するであろう。それぞれのスリットを形成するために使用される切り口の特定の形状もまた、変えることができる。例えば、スリットの幅および長さは、細長いシャフトの外表面から細長いシャフトの内表面まで一定であることができる。あるいは、代替的には、スリットの幅および長さは、スリットが先細になる、または別法で変化するように、増大したり、または、減少したりすることができる。非限定的な例として、先細形状は、三角形状を有するスリットを形成することによって形成されることもでき、その場合、スリットの長さおよび幅は、細長いシャフトの外表面から内表面へ向かって、減少する。

【 0035 】

前述したように、アクチュエータは、張力を可撓性首部 108 にかけて、首部 108 を関節運動させるように構成されている。アクチュエータは、種々の構成を有することもできるが、ある例示的な実施形態では、アクチュエータは、前述のアクチュエータと同様であり、ハンドル 106 および可撓性首部 108 は動作可能に関連付けられるように、ハンドル 106 と可撓性首部 108 の遠位端部との間に延びる 1 つ以上のケーブルを含む。それぞれのケーブルは、張力を可撓性首部 108 にかけて、首部 108 を動作面内で関節運

10

20

30

40

50

動させるように構成されることもできる。したがって、装置100がたった1つのケーブルのみを含む場合、可撓性首部108は、単一動作面内で関節運動することもできる。追加のケーブルのそれぞれにより、首部108が、異なる動作面内で関節運動することが可能となる。複数のケーブルが与えられている場合、首部108は、複数の動作面内で関節運動することもできる。さらに、ケーブルは、同時に張力をかけられることができ、潜在的に、可撓性首部108の360度の関節運動が可能となる。

【0036】

ケーブルの数は、変わることができるが、装置100は、たった1つのケーブルを含むことができ、図7に示された実施形態では、装置100は、4つのケーブル(ケーブル110a, 110b, 110cの3つのケーブルのみが示されている)を含む。ケーブル110a, 110b, 110c, 110dの部分が、図10により詳細に示されている。前述のように、ケーブル110a~110dは、ハンドル106と可撓性首部108の間の細長いシャフト102の長さに沿って延びている。ケーブル110a~110dの特定の位置は変わることができ、ある例示的な実施形態においては、ケーブル110a~110dは、細長いシャフト102の周囲に放射状に離間されており、可撓性首部108の最遠位端部とハンドル106の間に延在している。ケーブル110a~110dは、細長いシャフト102を通過して内側に延在することも、あるいは細長いシャフト102に沿って外側に延在することもできる。または、ケーブル110a~110dは、細長いシャフト102の側壁に形成された管腔および通路を通過して延在することもできる。図11は、細長いシャフト102の断面図を図示し、その細長いシャフト102内に形成された4つの管腔103a, 103b, 103c, 103dを示している。管腔103a~103dは、ケーブル116a~116dがその管腔内をスライドできるサイズを有することが好ましく、管腔103a~103dは、細長いシャフト102周りの周囲に離間されている。管腔103a~103dは、細長いシャフト102の近位端部102aおよび遠位端部102bの間に延在し、ケーブル110a~110dがハンドル106と可撓性首部108の最遠位端部との間に延在することが可能になる。

【0037】

ケーブル110a~110dの遠位端部は、種々の技術を用いて、可撓性首部108の最遠位端部にかみ合うこともできるが、一実施形態では、図12に示されているように、可撓性首部108は、その可撓性首部108の最遠位端部に結合された、あるいは、形成された、エンドキャップ114を含む。エンドキャップ114の構成は、アクチュエータの構成によって変わることができるが、図示された実施形態では、エンドキャップ114は、そのエンドキャップ114に形成された4つの孔114a, 114b, 114c, 114dを含み、孔114a~114dは、細長いシャフト102内の管腔103a~103dと整列するように、エンドキャップ114の周囲に離間されている。孔114a~114dのそれぞれは、ケーブル110a~110dのうち一つを受け入れるように構成されている。種々の噛合技術を用いて、ケーブル110a~110dを孔114a~114d内部に保持することもできる。例えば、図10は、エンドキャップ114内の孔114a~114d内にケーブル110a~110dの端部を保持するために、ケーブル110a~110dのそれぞれの端部に形成されたボールを図示している。エンドキャップ114は、そのエンドキャップ114内に形成された中央管腔116も含み、その中央管腔を通過して用具を受け入れることができる。管腔116は、また、付属チャネル100を介して挿入された用具を位置付けしやすくするように機能することもできる。

【0038】

ケーブル110a~110dの近位端部は、シャフト102の近位端部に結合されたハンドル106にかみ合わせられることもできる。ハンドル106は、種々の構成を有することもできるが、一例示的な実施形態では、すでに図7に示したように、ハンドル106は、ジョイスティックの形状であることもでき、このジョイスティックは、細長いシャフト102の近位端部102aに可動に結合され、特に、細長いシャフト102の近位端部102aに対して関節運動するように構成されている。ハンドル106の関節運動の動き

10

20

30

40

50

により、ハンドル106の動作が、以下に説明されるように、可撓性首部108によって模倣されることが可能になる。

【0039】

関節運動の動きは、種々のタイプの継ぎ手を使用して達成されることもできるが、例示の実施形態では、ボールソケット連結部が、ハンドル106と細長いシャフト102との間に形成されている。特に、図13Aおよび図13Bにさらに詳細が示されているように、細長いシャフト102の近位端部102aは、その近位端部上に形成されたハウジング103を含み、ハウジング103は、そのハウジングの近位端部でソケット118を画定している。ハンドル106は、ソケット118内部に可動に配置されたボール120を含み、ジョイスティックは、ボール120から近位側に延び、それによって、ハンドル106が細長いシャフト102に対して関節運動することが可能になる。ピンあるいは他の機構を使用して、ボール120をソケット118内部に可動に保持することもできる。当業者であれば、ハンドルは種々の他の形状を有することもでき、種々の他の技術を使用してハンドル106を細長いシャフト102に可動に連結することができる、ということを理解するであろう。

10

【0040】

前述したように、ケーブル110a~110dの近位端部は、ハンドル106にかみ合うように構成されている。したがって、ハンドル106は、ケーブル110a~110dにかみ合うための特徴を含むこともできる。特定の噛合特徴部は、アクチュエータの構成によって変わることができるが、例示的な実施形態では、ハンドル106上のジョイスティック122は、そのジョイスティック上に形成された4つの脚部124a, 124b, 124c, 124dを含む。脚部124a~124dはジョイスティック122の周囲に離間されており、それによって、脚部はケーブルと実質的に一直線になり、それぞれの脚部124a~124dは、ケーブル110a~110dのうちの一つの終端部にかみ合うように構成されている。ケーブル110a~110dの遠位端部に対して前述したように、ボールソケット連結部を使用して、ケーブル110a~110dを脚部にかみ合わせることもでき、あるいは代替的に、当業界で公知の他のいかなる噛合技術を用いることもできる。

20

【0041】

図7に戻って参照すると、使用において、ハンドル106は、細長いシャフト102の近位端部102aに対して旋回、すなわち角度をつけて方向付けられ、可撓性首部108の動きを模倣し、それによって、可撓性首部108を介して延びる用具を位置付けることができる。図7および図13Bに示されるように、ハンドル106上のジョイスティックは、そのジョイスティックを通して形成された管腔107を含むこともでき、その管腔107は、細長いシャフト102内の管腔102cと軸方向に整列して、用具が装置100を通して導入されることが可能になる。他の実施形態では、ハンドル106は、ケーブルに結合されているが、細長いシャフト102内の管腔102cへの一直線のアクセスを妨げないように、ハンドル106は、細長いシャフト102の近位端部102aからずれることもできる。

30

【0042】

可撓性首部108の動き、したがって可撓性首部108を介して位置付けられた用具の動きを制御するため、ハンドル106は、細長いシャフト102の近位端部102aを中心に旋回、すなわち関節運動させられる。例えば、第一方向におけるハンドル106の動きにより、ハンドル106上の脚部124a~124dに、ケーブル110a~110dの一つ以上に対して力をかけさせ、ケーブルを軸方向に引く。結果として、作動されたケーブルは、張力を可撓性首部108にかけ、首部108を曲げさせる。ハンドル106によってケーブル110a~110dにかけられた張力に応じて、細長いシャフト102が屈曲することを防ぐため、可撓性首部108は、細長いシャフト102に比べてより可撓性であることもできる。このことは、例えば、前述したスリットを使用することによっても達成でき、あるいは他の実施形態においては、シャフト102は、このシャフトを通

40

50

て延びるロッド等の、安定化要素を含んで、シャフト102を可撓性首部108と比べてより剛性にすることもできる。ハンドル106の動きの方向は、可撓性首部108によって、同じ方向(すなわち対応動作)あるいは反対方向(すなわち面对称動作)のいずれかに模倣され、したがって、使用者は可撓性首部108の位置を正確に制御することが可能になり、それによって、可撓性首部108を通して延びる用具の位置を制御することができる。例示的な実施形態では、可撓性首部108の動く特定の量は、ハンドル106の動く量に比例することもできる。すなわち、可撓性首部108の動く量は、ハンドル106の動く量にまったく等しくすることもでき、あるいは、ハンドル106の動く量に対して比例的に減少または増大されることもできる。ある実施形態では、可撓性首部108の動く量は、ハンドル106の動く量に対して増大されることが望ましいこともある。結果として、ハンドル106の小さな動きを必要とするだけで、可撓性首部108の大きな動きを可能にする。種々の技術を用いて、可撓性首部108の動きを比例的に倍増すなわち増大することを達成できるが、力増大機構のある例示的な実施形態は、ケーブルに結合された偏心カムであり、この偏心カムは、張力がハンドル106によってケーブル110a~110dにかけられると、ケーブル110a~110dの、力または転位のいずれかの機械的利点を増大する。

10

【0043】

前述したように、装置の作用端部とハンドルとの間の動きは、理論的には比例することが可能であるが、実際には、力が細長いシャフトを通して伝えられるにつれ、多少の力の損失が起こるのであろう。したがって、本明細書で用いられる比例的な動きとは、ハンドルと作用端部が比例した量で動くように構成され、しかし、装置の実際の操作中に多少の力の損失が起こる可能性がある、適用を含むことを意図されている。

20

【0044】

図1Aおよび図7は、作用端部がハンドルの動きを模倣する装置を図示しているが、ハンドルは、装置の作用端部にハンドルの動きを模倣させずに、装置の作用端部を関節運動させるのに効果的な、種々の他の構成を有することもできる。図14Aおよび図14Bは、回転可能部材を含むハンドル204を有する装置200の別の実施形態を図示しており、この回転可能部材は、装置の細長いシャフト202に対して、1つ以上の動作面内で、可撓性首部206を関節運動させるために効果的である。全般的に、装置200の細長いシャフト202は、前述の細長いシャフト102と非常に似ており、細長いシャフト202は、その細長いシャフト202の遠位端部に結合され、あるいは、形成された可撓性首部206を全般的に含む。4つのケーブルアクチュエータ(不図示)は、ハンドル106と可撓性首部206との間の細長いシャフトを通して延びている。シャフト102、およびケーブルアクチュエータは、装置100に対して前述したシャフト102およびケーブルアクチュエータ110a~110dと同様であり、したがって、これらを詳細には説明しない。

30

【0045】

装置200のハンドル204は、図15Aおよび図15Bにさらに詳細に示されている。全般的に、ハンドル204は、そのハンドル204内に回転可能に配置された1つ以上のスプールを含む。スプールのそれぞれは、ケーブルアクチュエータの一つにかみ合い、制御するように構成されている。したがって、それぞれのスプールの回転が、ケーブルを巻き上げあるいは解放し、それによって可撓性首部108を特定の方向に屈曲させ関節運動させる。スプールの数は、ケーブルアクチュエータの数によって変えることができるが、図15Aおよび図15Bに示される実施形態では、ハンドル204は、4つのスプール208a, 208b, 210a, 210bを含む。2つの第一スプール208a, 208bは、互いに結合され、2つの第二スプール210a, 210bは、互いに結合されている。第一ケーブル212aは、第一スプール208aに結合され、第一スプール208aの周りに巻かれる。第二ケーブル212bは、第二スプール208bに結合され、第二スプール208bの周りに巻かれる。第一ケーブル212a、および第二ケーブル212bは、細長いシャフト202の対向する側面上に位置付けられ、その対向する側面に沿って

40

50

延びる。結果として、第一ケーブル 2 1 2 a にかけられた張力により、可撓性首部 2 0 6 は第一動作面内の方向に関節運動させられ、第二ケーブル 2 1 2 b にかけられた張力により、可撓性首部 2 0 6 が、同じ動作面内の反対の方向に関節運動させられる。張力をケーブル 2 1 2 a , 2 1 2 b のうちの一方のみにかけることを可能にするため、第一ケーブル 2 1 2 a および第二ケーブル 2 1 2 b は、第一スプール 2 0 8 a および第二スプール 2 0 8 b の周りに反対方向に、巻かれる。したがって、第一スプール 2 0 8 a および第二スプール 2 0 8 b の回転は、ケーブル 2 1 2 a , 2 1 2 b の一方に張力をかけて巻き上げ、それと同時に、ケーブル 2 1 2 a , 2 1 2 b のうちのもう一方の張力を解放し巻きをほどく。同様に、第三ケーブル 2 1 2 c および第四ケーブル 2 1 2 d は、第三スプール 2 1 0 a および第四スプール 2 1 0 b の回転が、ケーブル 2 1 2 c , 2 1 2 d のうちの一方に張力をかけて巻き上げ、それと同時に、ケーブル 2 1 2 c , 2 1 2 d のうちのもう一方の張力を解放し巻きをほどくように、第三スプール 2 1 0 a および第四スプール 2 1 0 b 周りに巻かれている。第三ケーブル 2 1 2 c および第四ケーブル 2 1 2 d は、第三ケーブル 2 1 2 c および第四ケーブル 2 1 2 d が、可撓性首部 2 0 6 を第二の異なる動作面内で関節運動させるように、第一ケーブル 2 1 2 a および第二ケーブル 2 1 2 b から半径方向にずれている位置でシャフト 1 0 2 に沿って延びることができる。例えば、第三ケーブル 2 1 2 c および第四ケーブル 2 1 2 d は、ケーブル 2 1 2 a ~ 2 1 2 d すべてが、細長いシャフト 2 0 2 の周囲で実質的に等距離に離間されているように、第一ケーブル 2 1 2 a および第二ケーブル 2 1 2 b から約 90 度ずれることもできる。当業者であれば、ハンドル 2 0 4 は、所望の数の面内で関節運動できるように任意の数のスプールおよびケーブルを含むことができると理解するであろう。

【 0 0 4 6 】

スプール 2 0 8 a , 2 0 8 b , 2 1 0 a , 2 1 0 b を制御するために、装置は、一つ以上の把持部材を含むこともできる。図 1 5 A および図 1 5 B に示すように、第一回転ノブ 2 1 4 は、第一スプール 2 0 8 a および第二スプール 2 0 8 b に結合され、第二回転ノブ 2 1 6 は、第三スプール 2 1 0 a および第四スプール 2 1 0 b に結合されている。ノブ 2 1 4 , 2 1 6 は、スプール 2 0 8 a , 2 0 8 b , 2 1 0 a , 2 1 0 b と一体的に形成されることもでき、あるいは、ノブ 2 1 4 , 2 1 6 は、スプール 2 0 8 a , 2 0 8 b , 2 1 0 a , 2 1 0 b を介して延びるシャフトによって、スプール 2 0 8 a , 2 0 8 b , 2 1 0 a , 2 1 0 b に結合されることもできる。図示されている実施形態では、第一ノブ 2 1 4 は、第一スプール 2 0 8 a 上に形成される、あるいは第一スプール 2 0 8 a に直接結合させられる。第二ノブ 2 1 6 は、ノブ 2 1 6 から、第一スプール 2 0 8 a および第二スプール 2 0 8 b を通って延び、かつ、第三スプール 2 1 0 a および第四スプール 2 1 0 b に結合する、シャフト 2 1 8 によって、第三スプール 2 1 0 a および第四スプール 2 1 0 b に結合されている。言い換えれば、第一スプール 2 0 8 a および第二スプール 2 0 8 b は、シャフト 2 1 8 の周りに回転可能に配置されている。

【 0 0 4 7 】

ある例示的な実施形態では、スプールと回転ノブは、また、サイズが異なってもよい。図 1 5 A および図 1 5 B に示された実施形態では、第一スプール 2 0 8 a および第二スプール 2 0 8 b 、ならびに第一回転ノブ 2 1 4 は、第三スプール 2 1 0 a および第四スプール 2 1 0 b 、ならびに第二回転ノブ 2 1 6 の直径よりも大きい直径を有する。必須ではないが、このような構成は、ケーブル 2 1 2 a ~ 2 1 2 d を離間して、ケーブル 2 1 2 a ~ 2 1 2 d が互いに接触するのを防ぐために、有利であることもできる。

【 0 0 4 8 】

使用において、用具は、細長いシャフト 2 0 2 を通って位置付けられることもでき、ノブ 2 1 4 , 2 1 6 を回転して、シャフト 2 0 2 上の可撓性首部 2 0 6 を関節運動させ、それによって所望のように用具を位置付けることもできる。図 1 4 A および図 1 4 B に示すように、ハンドル 2 0 4 は、そのハンドルを通して延び、かつ、細長いシャフト 2 0 2 内の管腔と一直線になる、管腔 2 0 5 を含み、用具をハンドル 2 0 4 およびシャフト 2 0 2 を通して通過させることができる。他の実施形態では、ハンドル 2 0 4 は、細長いシャフ

10

20

30

40

50

ト 202 からずれていて、細長いシャフト 202 内の管腔に直接アクセスをもたらすことができる。用具がシャフト 202 を介して位置付けられると、ノブ 214, 216 を回転させ、細長いシャフト 202 の遠位端部上の可撓性首部 206 を関節運動させることもできる。特に、第一ノブ 214 を第一方向、例えば時計回りに回転させて、張力をケーブルのうちの一つ、例えば第一ケーブル 212 a につけ、同時に、他のケーブル、例えば第二ケーブル 212 b を解放する、すなわち巻きをほどくこともできる。結果として、第一ケーブル 212 a につけられた張力が、可撓性首部 206 の最遠位端部を近位方向に引き、可撓性首部 206 を屈曲させて、それによって第一方向に関節運動させる。反対方向、例えば反時計回りの第一ノブ 214 の回転が、第一ケーブル 212 a の巻きをほどき、同時に、第二ケーブル 212 b を巻き上げる。可撓性首部 206 は、初期直線形状に戻る。第一ノブ 214 のさらなる回転が、第二ケーブル 212 b を巻き上げ続け、一方、第一ケーブル 212 a の巻きをほどき、それによって、可撓性首部 206 を同じ動作面に沿う反対方向に屈曲させ、関節運動させる。同様に、第二ノブ 216 を回転し、異なる動作面内で可撓性首部を関節運動させることもできる。また、任意的に、ノブ 214, 216 を回転させ、同時に、可撓性首部 206 を、第一および第二動作面とは異なる追加の動作面内で関節運動させることもできる。

10

【0049】

他の実施形態において、本明細書に開示された種々の装置は、ハンドルおよび/またはアクチュエータを固定位置にロックして、装置の作用端部を所望の関節運動向き、あるいは角度向きに維持するための、ロック機構を含むこともできる。ロック機構は、種々の構成を有することもできるが、ある例示的な実施形態では、ロック機構は、ケーブル上に下ろして固定し、それによって、ケーブルの動きを妨げ、作用端部を所望の向きにロックするのに効果的である、クランプの形態であることもできる。クランプは、種々の形状およびサイズを有することもでき、装置上の種々の位置に位置付けられることもできる。図 16 A および図 16 B は、図 1 A および図 1 B の外科用固定/切断装置 10 上の中空ハウジング 12 c の周りに配置されたクランプ 300 のある例示的な実施形態を図示している。クランプ 300 は、略環状であり、ケーブル（図 16 B では、3つのケーブル 34 a, 34 b, 34 c のみが表示されている）が通って延びる開口部の近傍に中空ハウジング 12 c にスライド可能あるいは回転可能にかみ合うように構成されることもできる。初期位置において、クランプ 300 は、開口部から離間されていて、その開口部を通るケーブル 34 a ~ 34 d の自由な動きが可能である。装置の作用端部、例えば、エンドエフェクタ 16 が、所望の位置へ関節運動させられると、クランプ 300 が開口部上に延びて、開口部から延びているケーブル 34 a ~ 34 d に係合するまで、クランプ 300 は、中空ハウジング 12 c に沿って軸方向に動くことができる。したがって、クランプ 300 は、ロック位置にある場合、ケーブル 34 a ~ 34 d の動きを妨げる。クランプ 300 を軸方向に動かし、クランプ 300 をハウジング 12 c にロックするため、クランプ 300 は、そのクランプ 300 上に形成された噛合要素を含むこともでき、この噛合要素は、ハウジング 12 c 上に形成された対応の噛合要素に係合するように構成されている。図 16 A および図 16 B に示すように、クランプは、そのクランプに形成されたネジ山 302 を含み、このネジ山はハウジング 12 c 上に形成された対応のネジ山（不図示）にかみ合うように構成されている。結果として、クランプ 300 のハウジング 12 c の周りにおける回転によって、クランプ 300 を初期位置とロック位置との間で動かす。当業者は、種々の他の噛合技術を用いることもできると、理解するであろう。さらに、ロック機構は、種々の他の構成を有することもできる。例えば、ハンドルは、そのハンドル上に形成され、かつ、関節運動固定位置にハンドルをロックするように構成された、ロック要素を含むこともできる。

20

30

40

【0050】

他の実施形態において、ケーブルを使用して、体腔を通して細長いシャフトを受動的に関節運動させることが可能であり、クランプ 300 あるいは他のロック機構を使用して、所望な場合、装置の作用端部を所定位置にロックすることもできる。そのような構成では、ハンドルを単に利用するだけで、装置を把持しやすくすることができる。

50

【0051】

他の実施形態において、装置の作用端部の関節運動を達成するために使用される、本明細書に開示されたケーブルアクチュエータは、電気活性ポリマー材料から形成されることもできる。電気活性ポリマー（EAP）は、また、人工筋肉とも呼ばれ、電場または機械場に反応して、圧電特性、焦電特性、または、電歪特性を示す材料である。特に、EAPは、電圧が加えられると形状を変化させる、一連の導電性ドーパポリマーである。導電性ポリマーは、何らかの形態のイオン流体またはイオンゲル、およびイオン電極と対にされ、流体/ゲルから導電性ポリマーへのイオンの流れ、あるいは、導電性ポリマーから出るイオンの流れが、ポリマーの形状変化を誘導することもできる。使用される特定のポリマー、およびイオン流体またはイオンゲルによって決まる、典型的に約1V～4kVの範囲の電圧電位が、加えられることもできる。EAPは、電圧を加えられても体積を変えない、より正確に言えば、一方向にのみ膨張し、横方向に収縮する、ということに注目することが重要である。したがって、本明細書において先に開示されたケーブルアクチュエータは、EAPアクチュエータによって置き換えられることもでき、ハンドルは、エネルギー源を作動させて1つ以上のケーブルに選択的にエネルギーを送るように構成されることもできる。例示的な実施形態では、ハンドルの動きは、エネルギー源の量、ならびに、エネルギー源を受け取るケーブルを指示するように構成されることもできる。結果として、ハンドルの動きは、依然として装置の作用端部によって模倣され、使用者は作用端部の位置に関して同じ正確な制御をすることもできる。エネルギー源は、電池のような内部源であることも、外部源であることもできる。他の実施形態では、EAPケーブルアクチュエータは、ハンドルの動きによってケーブルにかけられる軸方向の力を補うこともでき、それによって、ハンドルに対する作用端部の動く量を比例的に増加することもできる。

10

20

【0052】

他の態様では、ケーブルアクチュエータは、ニチノールなどの形状記憶材料から形成されることもできる。そのような構成により、張力がケーブルにかけられエンドエフェクタを関節運動させ、さらに、ケーブルが、ハンドルを操作する必要なしに、初期直線形状に戻ることが可能である。

【0053】

さらに別の実施形態において、本明細書に開示された種々の装置は、それらの装置の部分を含み、一回使用後、廃棄されるように設計されることもでき、あるいは、複数回使用されるように設計されることもできる。どちらの場合も、装置は、少なくとも一回使用した後、再利用するために再調整されることもできる。再調整は、装置を分解するステップ、それに続く、特定の部品を洗浄あるいは交替するステップ、そして次の、再び組み立てるステップの、いかなる組合せを含むこともできる。例として、図1Aおよび図1Bに示された、外科用ステーブル留め/固定装置は、医療手技で使用された後、再調整されることもできる。装置は、分解されることもでき、任意の数の特定部品は、任意の組合せで選択的に置き換えられ、あるいは、取り除かれることもできる。例えば、外科用ステーブル留め/切断装置において、エンドエフェクタ内部に配置され、かつ、複数の留め具を収容しているカートリッジは、新しい留め具カートリッジをエンドエフェクタに追加することによって置き換えられることもできる。特定の部品を洗浄および/または交替すると、装置は、次に使用されるために、再調整設備で、あるいは、外科手技の直前に外科チームによって、再び組み立てられることもできる。当業者は、装置の再調整は、種々の技術を、分解、洗浄/交替、および、再組み立てのために利用することができる、と理解するであろう。そのような技術の使用、および、結果として生じる再調整された装置は全て、本出願の範囲内である。

30

40

【0054】

当業者は、前述の実施形態に基づく、本発明のさらなる特徴および利点を理解するであろう。したがって、本発明は、添付の請求項によって指示されることを除き、特に示され説明されたことに限定されるものではない。本明細書に記載された全ての出版物および参考文献を、参照することによって全体を本明細書に明確に組み入れる。

50

【 0 0 5 5 】

〔実施の態様〕

(1) 内視鏡に解放可能に取り付けるための付属チャンネルにおいて、
内腔を有する細長い管であって、前記内腔は、前記細長い管を通して前記細長い管の近位端部と遠位端部との間に延在しており、用具を受け入れる、細長い管と、
前記細長い管の前記遠位端から延びており、かつ、前記細長い管を通して延びる用具を方向付けるために屈曲するよう構成されている、可撓性首部と、
前記細長い管の前記近位端部に結合されたハンドルであって、前記ハンドルの動きが前記可撓性首部によって模倣されるように、前記可撓性首部に動作可能に関連付けられている、ハンドルと、

10

を含む、付属チャンネル。

(2) 実施態様 1 に記載の装置において、
前記可撓性首部は、前記可撓性首部を屈曲しやすくするために前記可撓性首部に形成された複数のスリットを含む、装置。

(3) 実施態様 2 に記載の装置において、
前記可撓性首部は、遠位スリット領域、および近位スリット領域を含み、
前記スリットは、前記可撓性首部にかけられた張力により、前記可撓性首部を前記近位領域、および前記遠位領域で曲げるように構成されている、装置。

(4) 実施態様 1 に記載の装置において、
前記ハンドルは、静止部材、および、その静止部材に対して関節運動するように構成された可動部材を含む、装置。

20

(5) 実施態様 4 に記載の装置において、
前記可動部材は、ボールソケットジョイント、ヒンジジョイント、および、屈曲ジョイントからなる群から選ばれる継ぎ手によって前記静止部材に結合されている、装置。

(6) 実施態様 1 に記載の装置において、
前記ハンドルと前記可撓性首部との間に延在するアクチュエータ、
をさらに含み、
前記アクチュエータは、前記ハンドルから前記可撓性首部へ動きを伝えるように構成されている、装置。

(7) 実施態様 6 に記載の装置において、
前記アクチュエータは、前記細長い管の長さに沿って延びる少なくとも一つのケーブルを含む、装置。

30

(8) 実施態様 7 に記載の装置において、
前記ハンドル、および前記少なくとも一つのケーブル、を固定位置にロックするために、前記ハンドル、および前記少なくとも一つのケーブルのうちの少なくとも一つに係合するように位置付けられた、ロック機構、
をさらに含む、装置。

(9) 実施態様 7 に記載の装置において、
前記少なくとも一つのケーブルは、前記細長い管の周囲に互いに等間隔に離間された複数のケーブルを含む、装置。

40

(1 0) 実施態様 7 に記載の装置において、
前記細長い管は、前記細長い管の側壁内に形成され、かつ、前記細長い管の前記長さに沿って延びる、少なくとも一つの管腔を含み、
前記少なくとも一つのアクチュエータは、前記少なくとも一つの管腔内部にスライド可能に配置されている、装置。

(1 1) 実施態様 1 に記載の装置において、
前記細長い管は、前記細長い管の外表面上に形成され、かつ、前記外表面の長さに沿って延びる噛合要素を含み、
前記噛合要素は、内視鏡あるいは内視鏡スリーブ上に形成された相補的な噛合要素にかみ合う、装置。

50

【 0 0 5 6 】

(1 2) 内視鏡システムにおいて、
内視鏡周りに配置されるように構成された細長いスリーブと、
前記細長いスリーブに取り外し可能にかみ合うことができる付属チャンネルであって、
用具を受け入れるための、前記付属チャンネルを通り前記付属チャンネルの近位端部と遠位端部との間に延在する内腔、

前記付属チャンネルの遠位部分上に形成された可撓性部分であって、その可撓性部分に形成された複数のスリットによって可撓性にされた、可撓性部分、ならびに、

前記付属チャンネルの前記近位端部に結合された少なくとも一つのハンドルであって、前記少なくとも一つのハンドルが前記可撓性部分を少なくとも一つの面内で関節運動させるように構成されるように、前記可撓性部分に動作可能に関連付けられている、少なくとも一つのハンドル、

を有する、付属チャンネルと、

を含む、内視鏡システム。

(1 3) 実施態様 1 2 に記載のシステムにおいて、

前記少なくとも一つのハンドルは、少なくとも一つのケーブルによって前記可撓性部分に動作可能に関連付けられ、

前記少なくとも一つのハンドルは、前記少なくとも一つのケーブルを前記付属チャンネルに対して軸方向に動かし、これにより、前記可撓性部分が少なくとも一つの面内で関節運動するように、前記少なくとも一つのケーブルが、前記付属チャンネルの前記可撓性部分に張力をかけるように、構成されている、システム。

(1 4) 実施態様 1 2 に記載のシステムにおいて、

前記少なくとも一つのハンドルは、前記可撓性部分を複数の面内で関節運動させるように構成された単一ハンドルを含む、システム。

(1 5) 実施態様 1 4 に記載のシステムにおいて、

前記単一ハンドルは、

前記付属チャンネルの前記近位端部に結合された静止部材、および、

前記静止部材に対して関節運動するように構成された可動部材、

を含む、システム。

(1 6) 実施態様 1 4 に記載のシステムにおいて、

前記単一ハンドル、および前記可撓性部分は、前記単一ハンドルの動きが前記可撓性部分によって模倣されるように、動作可能に関連付けられている、システム。

(1 7) 実施態様 1 2 に記載のシステムにおいて、

前記少なくとも一つのハンドルは、

前記可撓性部分を第一面内で関節運動させるように構成されている第一部材、および、

前記可撓性部分を第二面内で関節運動させるように構成されている第二部材、

を含む、システム。

(1 8) 実施態様 1 7 に記載のシステムにおいて、

前記少なくとも一つのハンドルは、前記付属チャンネルの前記近位端部に結合された静止部材を含み、

前記第一および第二部材は、前記静止部材に回転可能に結合されている、システム。

(1 9) 実施態様 1 8 に記載のシステムにおいて、

前記第一部材に結合された第一スプールであって、前記第一スプールから延び、かつ、前記可撓性部分に結合されている、少なくとも一つのケーブルを有する、第一スプールと、

前記第二部材に結合されている第二スプールであって、前記第二スプールから延び、かつ、前記可撓性部分に結合されている、少なくとも一つのケーブルを有する、第二スプールと、

をさらに含み、

前記第一および第二部材は、前記第一および第二スプールを回転させ、それによって、

10

20

30

40

50

前記ケーブルを軸方向に動かし、前記可撓性部分を関節運動させるのに効果的である、システム。

【 0 0 5 7 】

(2 0) 用具を位置付けるための方法において、

付属チャンネルを体腔内部に配置された内視鏡にスライド可能にかみ合わせて、前記付属チャンネルの遠位端部を、前記内視鏡の遠位端部に近接して位置付けるステップと、

前記用具が前記付属チャンネルの前記遠位端部を越えて遠位側に延びるように、前記用具を前記付属チャンネル内の管腔を通して挿入するステップと、

前記付属チャンネルの近位端部に結合されたハンドルを動かし、前記付属チャンネルの前記遠位端部上の可撓性首部を関節運動させ、それによって、前記用具の作用端部を所望の位置に方向付ける、ステップと、

を含む、方法。

(2 1) 実施態様 2 0 に記載の方法において、

前記可撓性首部を、固定した関節運動位置にロックするステップ、

をさらに含む、方法。

(2 2) 実施態様 2 0 に記載の方法において、

前記ハンドルを動かす前記ステップは、前記ハンドルを前記付属チャンネルに対して旋回可能に関節運動させるステップを含む、方法。

(2 3) 実施態様 2 2 に記載の方法において、

前記可撓性首部は、前記ハンドルの動きを模倣する、方法。

(2 4) 実施態様 2 0 に記載の方法において、

前記ハンドルを動かす前記ステップは、前記ハンドル上の少なくとも一つの回転可能部材を回転させるステップを含む、方法。

(2 5) 実施態様 2 0 に記載の方法において、

前記可撓性首部が関節運動する場合、前記可撓性首部は、前記可撓性首部の長さに沿う複数の位置で曲がる、方法。

(2 6) 実施態様 2 0 に記載の方法において、

前記付属チャンネルを内視鏡にスライド可能にかみ合わせる前記ステップは、前記付属チャンネルの長さに沿って形成された噛合要素を、前記内視鏡の周りに配置されたスリーブの長さに沿って形成された噛合要素に結合するステップを含む、方法。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 A 】 外科用ステーブル留め / 切断装置のある実施形態の斜視図であり、初期位置にある、装置の作用端部を示す。

【 図 1 B 】 図 1 A の外科用ステーブル留め / 切断装置の斜視図であり、関節運動した位置にある、装置の作用端部を示す。

【 図 2 】 図 1 A および図 1 B に示された装置の可撓性首部の一部分の斜視図である。

【 図 3 A 】 図 1 A および図 1 B に示された装置の遠位部分の斜視図であり、エンドエフェクタ、およびエンドエフェクタに結合された図 2 の可撓性首部を示す。

【 図 3 B 】 図 3 A に示されたエンドエフェクタの 3 B - 3 B 線に沿った断面図である。

【 図 4 A 】 図 1 A および図 1 B に示された装置の近位部分の斜視図であり、装置のシャフトの近位端部に可動に結合されたハンドルを示す。

【 図 4 B 】 図 4 A に示された装置の近位部分の組立分解図である。

【 図 5 】 図 1 A および図 1 B に示された装置の可撓性首部と細長いシャフトの間に配置された結合要素の斜視図であり、光学画像収集装置を示す。

【 図 6 】 図 1 A および図 1 B に示された装置のハンドルの斜視図であり、画像表示画面を示す。

【 図 7 】 内視鏡とともに使用するための付属チャンネルの斜視図である。

【 図 8 A 】 図 7 に示された装置の可撓性首部の斜視図である。

【 図 8 B 】 図 8 A に示された可撓性首部の斜視図であり、第一方向に関節運動した首部を

10

20

30

40

50

示す。

【図 8 C】図 8 A に示された可撓性首部の斜視図であり、第二方向に関節運動した首部を示す。

【図 9 A】付属チャンネルとともに使用するための可撓性首部の別の実施形態の斜視図である。

【図 9 B】図 9 A に示された可撓性首部の斜視図であり、第一方向に関節運動した首部を示す。

【図 9 C】図 9 A に示された可撓性首部の斜視図であり、第二方向に関節運動した首部を示す。

【図 10】図 7 の装置とともに使用するための複数のケーブルアクチュエータの斜視図である。

10

【図 11】図 7 の付属チャンネルのシャフトの断面図である。

【図 12】図 7 の付属チャンネルをととも使用するためのエンドキャップのある実施形態の斜視図である。

【図 13 A】図 7 に示された装置のハンドル、および、細長いシャフトの近位部分の組立分解図である。

【図 13 B】組み立てられた配置にある、図 13 A の細長いシャフトの近位部分、およびハンドルの断面図である。

【図 14 A】付属チャンネルの別の実施形態の斜視図である。

【図 14 B】図 14 A に示された付属チャンネルの断面図である。

20

【図 15 A】図 14 A および図 14 B に示された装置のハンドル組立体の側面図である。

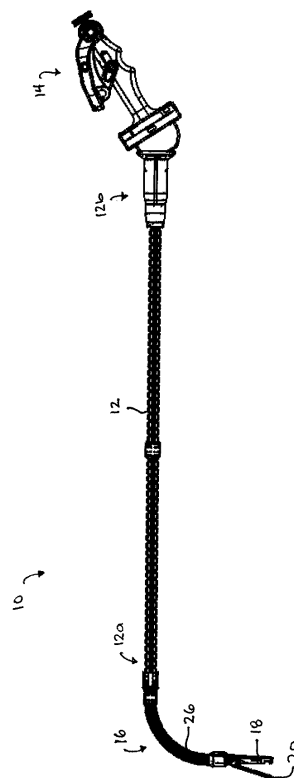
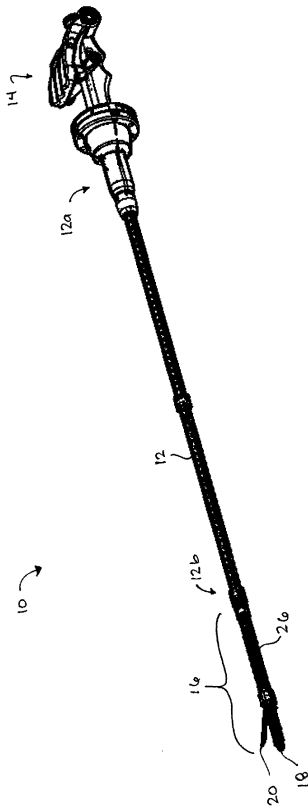
【図 15 B】図 15 A のハンドル組立体の組立分解図である。

【図 16 A】ロック機構の、ある実施形態の斜視図である。

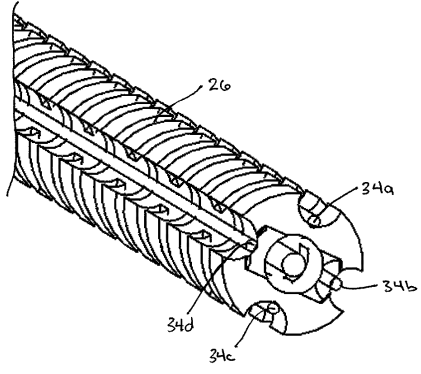
【図 16 B】図 1 A および図 1 B の外科用ステープル留め / 切断装置に結合された図 16 A のロック機構の斜視図である。

【図 1 A】

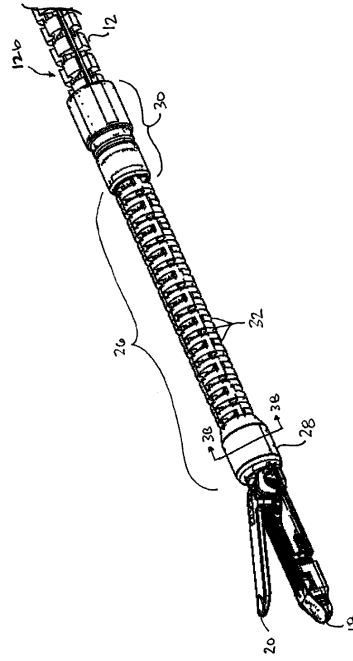
【図 1 B】



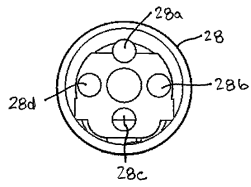
【図 2】



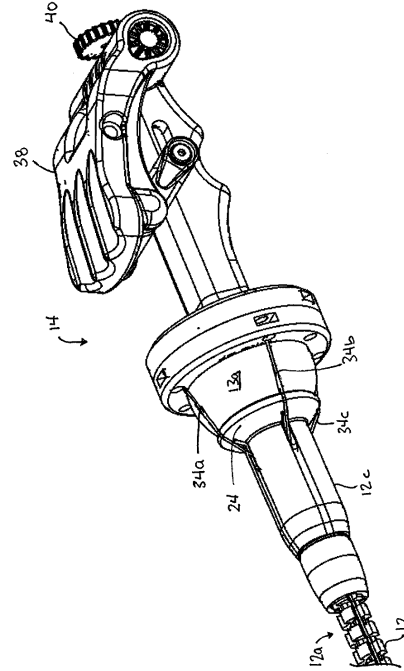
【図 3 A】



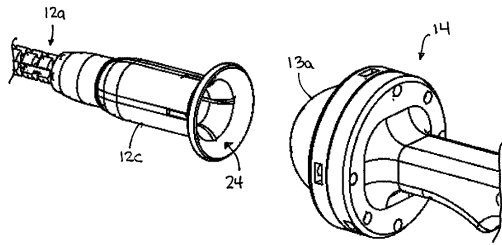
【図 3 B】



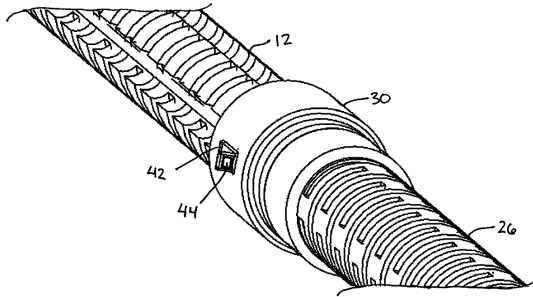
【図 4 A】



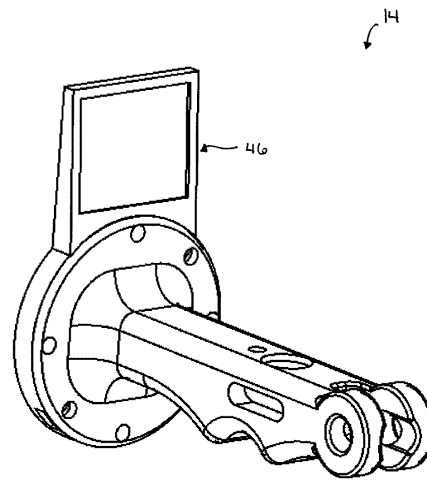
【 図 4 B 】



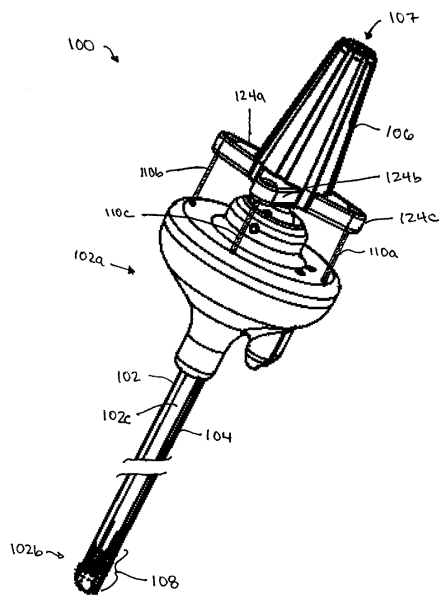
【 図 5 】



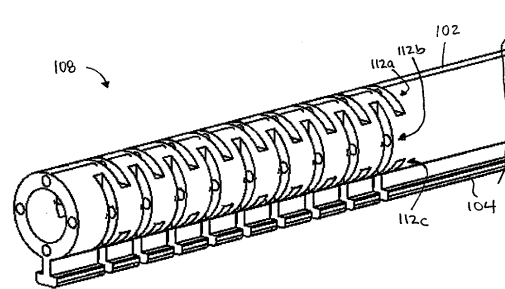
【 図 6 】



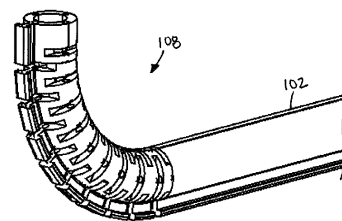
【 図 7 】



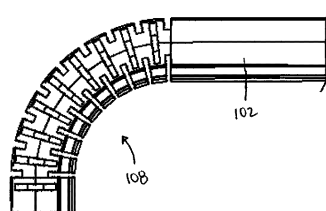
【 図 8 A 】



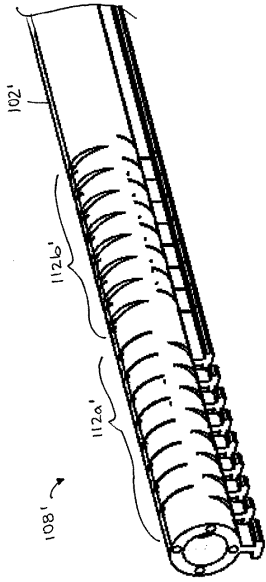
【 図 8 B 】



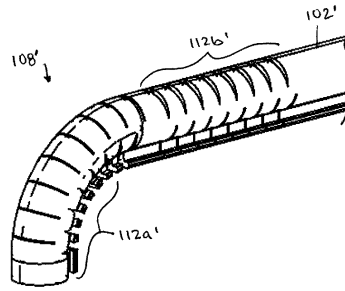
【 図 8 C 】



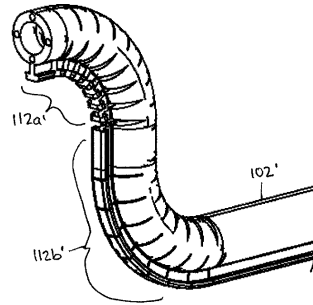
【 9 A 】



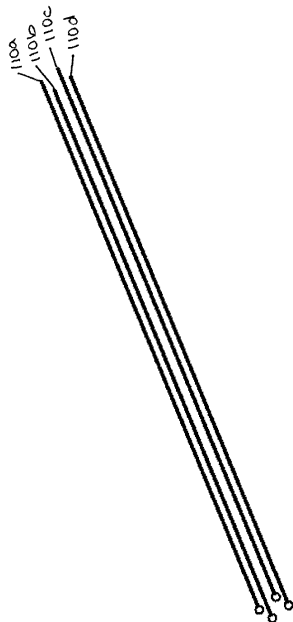
【 9 B 】



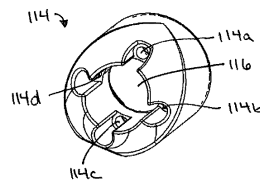
【 9 C 】



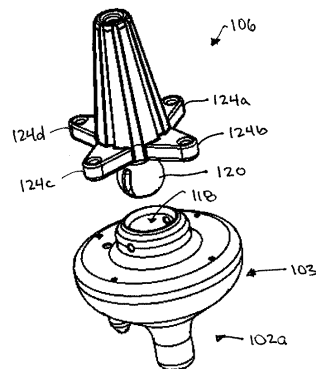
【 10 】



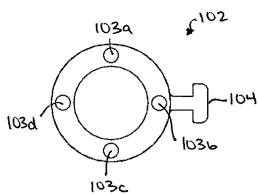
【 12 】



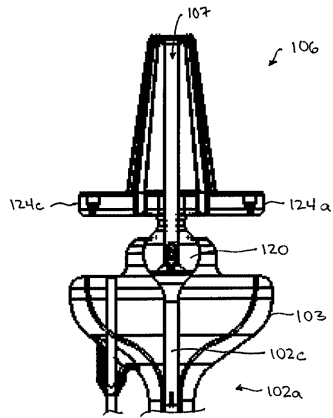
【 13 A 】



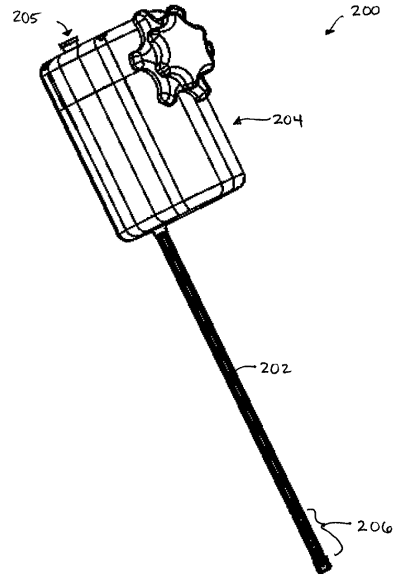
【 11 】



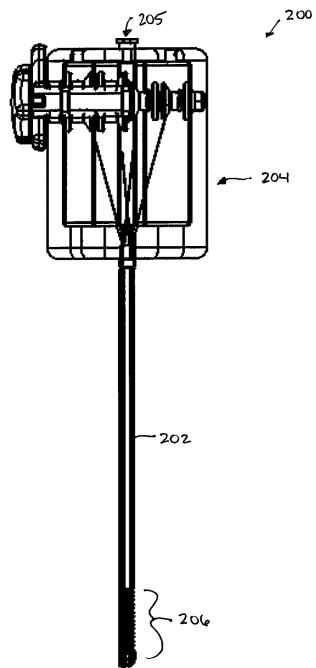
【図 13 B】



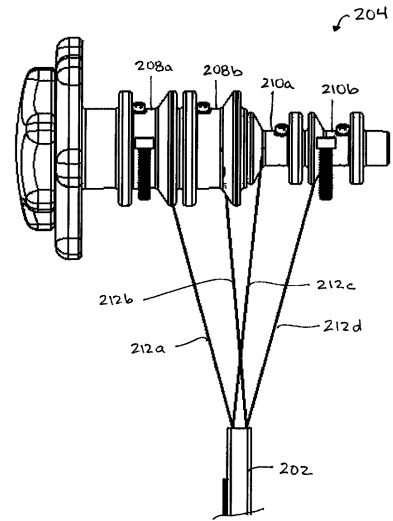
【図 14 A】



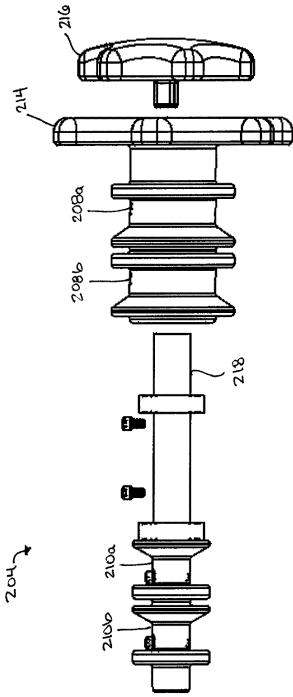
【図 14 B】



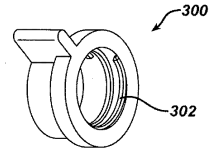
【図 15 A】



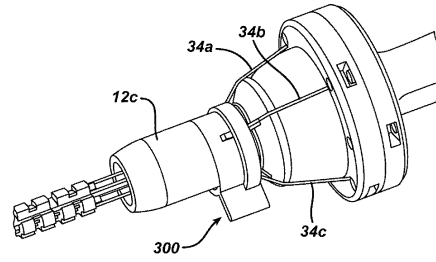
【 15 B 】



【 16 A 】



【 16 B 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/28 3 1 0

A 6 1 B 17/32 3 3 0

(72)発明者 ジェイムズ・ティ・スパイビー

アメリカ合衆国、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、ダートマス・ウェイ 9 8 6 2

(72)発明者 マーク・エス・オルティツ

アメリカ合衆国、4 5 1 5 0 オハイオ州、ミルフォード、グレン・エコー・レーン 1 1 4 5

(72)発明者 フレドリック・イー・シェルトン・ザ・フォース

アメリカ合衆国、4 5 1 3 3 オハイオ州、ヒルスボロ、イースト・メイン・ストリート 2 4 5

合議体

審判長 高木 彰

審判官 関谷 一夫

審判官 松下 聡

(56)参考文献 特開2005-296412(JP,A)

特開2002-51974(JP,A)

特表2006-516910(JP,A)

特開2005-328882(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/072

A61B 1/00

A61B 17/28

A61B 17/32