

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6395402号
(P6395402)

(45) 発行日 平成30年9月26日(2018.9.26)

(24) 登録日 平成30年9月7日(2018.9.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/068 (2006.01) A 6 1 B 17/068
A 6 1 B 17/10 (2006.01) A 6 1 B 17/10

請求項の数 15 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-48652 (P2014-48652) (22) 出願日 平成26年3月12日 (2014.3.12) (65) 公開番号 特開2014-176657 (P2014-176657A) (43) 公開日 平成26年9月25日 (2014.9.25) 審査請求日 平成29年2月14日 (2017.2.14) (31) 優先権主張番号 61/783, 559 (32) 優先日 平成25年3月14日 (2013.3.14) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 14/172, 101 (32) 優先日 平成26年2月4日 (2014.2.4) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 512269650 コヴィディエン リミテッド パートナー シップ アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02 048, マンスフィールド, ハンプシ ャー ストリート 15 (74) 代理人 100107489 弁理士 大塩 竹志 (72) 発明者 グレゴリー フィッシュボット アメリカ合衆国 コネチカット 0651 4, ハムデン, タウン 하우스 ロー ド 178</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡手技のための装置のための関節接合部

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡外科用デバイスであって、該内視鏡外科用デバイスは、
 ハンドルハウジングと、該ハンドルハウジングに動作可能に接続されたトリガーと、該
 トリガーによって作動可能な駆動メカニズムとを含むハンドルアセンブリと、
 該ハンドルアセンブリから延びる内視鏡アンカー保持/前進アセンブリであって、該内
 視鏡アンカー保持/前進アセンブリは、
 関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チュー
 ブ部分であって、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の各々は、長手方向中心
 軸を規定している、近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、
 該近位チューブ部分内にスライド可能に配置されたスティフナチューブと、
 該近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトであって、該近位内
 側シャフトは、該トリガーの作動が該近位内側シャフトの回転をもたらすように、該駆動
 メカニズムに機械的に接続されている、近位内側シャフトと、
 該遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトと、
 該近位内側シャフトと該遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している中間駆動ケ
 ーブルであって、該中間駆動ケーブルは、該近位内側シャフトおよび該遠位内側シャフト
 と比較して、比較的に可撓であり、該中間駆動ケーブルは、該近位チューブ部分および該
 遠位チューブ部分から、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の間に、該関節接
 合部を横切って延び、該中間駆動ケーブルは、長手方向中心軸を規定し、該中間駆動ケー

ブルの該長手方向中心軸は、該近位チューブ部分および遠位チューブ部分の該長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている、中間駆動ケーブルと

を含む、内視鏡アンカー保持/前進アセンブリと、

該スティフナチューブの遠位端に旋回可能に接続されている近位端および該遠位チューブ部分に旋回可能に接続されている遠位端を含む関節運動リンクと、

該遠位チューブ部分に装填された少なくとも1つのファスナーであって、該少なくとも1つのファスナーは、該トリガーが作動すると、該遠位内側シャフトによって作用される、少なくとも1つのファスナーと

を含む、内視鏡外科用デバイス。

【請求項2】

前記遠位チューブ部分は、前記近位チューブ部分に対する非関節運動配向と、複数の関節運動配向との間で関節運動可能である、請求項1に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項3】

前記近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および前記遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の中心曲率半径を規定し、前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の該中心曲率半径よりも大きな曲率半径を規定している、請求項2に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項4】

前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、前記近位チューブ部分に対する前記遠位チューブ部分の関節運動の方向から離れる方向に、該近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および該遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸からオフセットされている、請求項2に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項5】

前記中間駆動ケーブルは、0.08”の外径を有する、請求項1に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項6】

前記中間駆動ケーブルは、0.08”の外径を有し、前記近位チューブ部分および前記遠位チューブ部分は、各々、0.22”の外径を有する、請求項1に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項7】

前記可撓な中間駆動ケーブルの外径と、前記近位チューブ部分または前記遠位チューブ部分のいずれかの外径との比は、2.8である、請求項1に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項8】

内視鏡外科用デバイスであって、該内視鏡外科用デバイスは、

内視鏡アンカー保持/前進アセンブリを含み、該内視鏡アンカー保持/前進アセンブリは、

関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チューブ部分であって、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の各々は、長手方向中心軸を規定している、近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、

該近位チューブ部分内にスライド可能に配置されたスティフナチューブと、

該近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトであって、該近位内側シャフトは、駆動メカニズムの作動が該近位内側シャフトの回転をもたらすように、該駆動メカニズムに機械的に接続されている、近位内側シャフトと、

該遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトと、

該近位内側シャフトと該遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している中間駆動ケーブルであって、該中間駆動ケーブルは、該近位内側シャフトおよび該遠位内側シャフトと比較して、比較的に可撓であり、該中間駆動ケーブルは、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分から、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の間に、該関節接合

10

20

30

40

50

部を横切って延び、該中間駆動ケーブルは、長手方向中心軸を規定し、該中間駆動ケーブルの該長手方向中心軸は、該近位チューブ部分および遠位チューブ部分の該長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている、中間駆動ケーブルと、

該スティフナチューブの遠位端に旋回可能に接続されている近位端および該遠位チューブ部分に旋回可能に接続されている遠位端を含む関節運動リンクと

を含む、内視鏡外科用デバイス。

【請求項 9】

前記遠位チューブ部分は、前記近位チューブ部分に対する非関節運動配向と、複数の関節運動配向との間で関節運動可能である、請求項 8 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 10】

前記近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および前記遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の中心曲率半径を規定し、前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の該中心曲率半径よりも大きな曲率半径を規定している、請求項 9 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 11】

前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、前記近位チューブ部分に対する前記遠位チューブ部分の関節運動の方向から離れる方向に、該近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および該遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸からオフセットされている、請求項 9 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 12】

前記中間駆動ケーブルは、0.08”の外径を有する、請求項 8 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 13】

前記中間駆動ケーブルは、0.08”の外径を有し、前記近位チューブ部分および前記遠位チューブ部分は、各々、0.22”の外径を有する、請求項 8 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 14】

前記可撓な中間駆動ケーブルの外径と、前記近位チューブ部分または前記遠位チューブ部分のいずれかの外径との比は、2.8である、請求項 8 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 15】

前記遠位チューブ部分に装填された少なくとも 1 つのファスナーをさらに含み、該少なくとも 1 つのファスナーは、前記駆動メカニズムが作動すると、前記遠位内側シャフトによって作用される、請求項 8 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(背景)

(1. 技術分野)

本開示は、内視鏡外科手技を実施するための外科用装置、デバイス、および/またはシステム、ならびにその使用方法に関連する。より具体的には、本開示は、内視鏡外科手技を実施するための外科用装置、デバイス、および/またはシステムのための関節接合部に関連する。

【背景技術】

【0002】

(2. 関連技術の背景)

腹腔鏡外科手技または内視鏡外科手技中に、外科手術部位へのアクセスは、小さな切開を通して、または患者における小さな入口創傷を通して挿入された細いカニューレを通し

10

20

30

40

50

て達成される。外科手術部位にアクセスするための制限された空間が原因で、多くの内視鏡外科用デバイスは、デバイスのツールアセンブリを関節運動させるためのメカニズムを含む。典型的に、関節運動メカニズムは、治療される組織に関してツールアセンブリを適切に配向するために、外科医によって操作される必要があるアクチュエータによって制御される。

【0003】

いくつかの内視鏡外科用デバイスは、内視鏡外科用デバイスの関節接合部まわりの回転を伝達するために、可撓なトルク伝達駆動ケーブルなどを利用する。所望の関節運動に対応するために、比較的により可撓な高いトルク伝達ケーブルが、使用される。しかしながら、ケーブルがより可撓になるほど、より多くのケーブルの「ワインドアップ」が生じ、より多くの伝達トルクの損失が生じる。

10

【0004】

従って、内視鏡外科用デバイスのある程度の関節運動を維持しながら、トルク伝達の損失の程度の減少を伴って、比較的により多くのトルクを伝達することが可能な可撓なトルク伝達駆動ケーブルを利用する内視鏡外科用デバイスに対する必要性が存在する。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目1)

20

内視鏡外科用デバイスであって、該内視鏡外科用デバイスは、
ハンドルハウジングと、該ハンドルハウジングに動作可能に接続されたトリガーと、該トリガーによって作動可能な駆動メカニズムとを含むハンドルアセンブリと、
該ハンドルアセンブリから延びる内視鏡アンカー保持/前進アセンブリであって、該内視鏡アンカー保持/前進アセンブリは、

関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チューブ部分であって、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の各々は、長手方向中心軸を規定している、近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、

該近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトであって、該近位内側シャフトは、比較的に剛であり、該近位内側シャフトは、該トリガーの作動が該近位内側シャフトの回転をもたらすように、該駆動メカニズムに機械的に接続されている、近位内側シャフトと、

30

該遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトであって、該遠位内側シャフトは、比較的に剛である、遠位内側シャフトと、

該近位内側シャフトと該遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している中間駆動ケーブルであって、該中間駆動ケーブルは、該近位内側シャフトおよび該遠位内側シャフトと比較して、比較的に可撓であり、該中間駆動ケーブルは、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分から、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の間に、該関節接合部を横切って延び、該中間駆動ケーブルは、長手方向中心軸を規定し、該中間駆動ケーブルの該長手方向中心軸は、該近位チューブ部分および遠位チューブ部分の該長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている、中間駆動ケーブルと

40

を含む、内視鏡アンカー保持/前進アセンブリと、

該遠位チューブ部分に装填された少なくとも1つのファスナーであって、該少なくとも1つのファスナーは、該トリガーが作動すると、該遠位内側シャフトによって作用される、少なくとも1つのファスナーと

を含む、内視鏡外科用デバイス。

(項目2)

前記遠位チューブ部分は、前記近位チューブ部分に対する非関節運動配向と、複数の関節運動配向との間で関節運動可能である、項目1に記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目3)

50

前記近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および前記遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の中心曲率半径を規定し、前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の該中心曲率半径よりも大きな曲率半径を規定している、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目4)

前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、前記近位チューブ部分に対する前記遠位チューブ部分の関節運動の方向から離れる方向に、該近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および該遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸からオフセットされている、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

10

(項目5)

前記中間駆動ケーブルは、約0.08"の外径を有する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目6)

前記中間駆動ケーブルは、約0.08"の外径を有し、前記近位チューブ部分および前記遠位チューブ部分は、各々、約0.22"の外径を有する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目7)

前記可撓な中間駆動ケーブルの外径と、前記近位チューブ部分または前記遠位チューブ部分のいずれかの外径との比は、約2.8である、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

20

(項目8)

内視鏡外科用デバイスであって、該内視鏡外科用デバイスは、
内視鏡アンカー保持/前進アセンブリを含み、該内視鏡アンカー保持/前進アセンブリは、

関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チューブ部分であって、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の各々は、長手方向中心軸を規定している、近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、

該近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトであって、該近位内側シャフトは、比較的剛であり、該近位内側シャフトは、駆動メカニズムの作動が該近位内側シャフトの回転をもたらすように、該駆動メカニズムに機械的に接続されている、近位内側シャフトと、

30

該遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトであって、該遠位内側シャフトは、比較的剛である、遠位内側シャフトと、

該近位内側シャフトと該遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している中間駆動ケーブルであって、該中間駆動ケーブルは、該近位内側シャフトおよび該遠位内側シャフトと比較して、比較的剛であり、該中間駆動ケーブルは、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分から、該近位チューブ部分および該遠位チューブ部分の間に、該関節接合部を横切って延び、該中間駆動ケーブルは、長手方向中心軸を規定し、該中間駆動ケーブルの該長手方向中心軸は、該近位チューブ部分および遠位チューブ部分の該長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている、中間駆動ケーブルと

40

を含む、内視鏡外科用デバイス。

(項目9)

前記遠位チューブ部分は、前記近位チューブ部分に対する非関節運動配向と、複数の関節運動配向との間で関節運動可能である、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目10)

前記近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および前記遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の中心曲率半径を規定し、前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、該近位チューブ部分に

50

対する該遠位チューブ部分の各関節運動配向の該中心曲率半径よりも大きな曲率半径を規定している、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目 1 1)

前記中間駆動ケーブルの前記長手方向中心軸は、前記近位チューブ部分に対する前記遠位チューブ部分の関節運動の方向から離れる方向に、該近位チューブ部分の前記長手方向中心軸および該遠位チューブ部分の前記長手方向中心軸からオフセットされている、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目 1 2)

前記中間駆動ケーブルは、約 0 . 0 8 " の外径を有する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

10

(項目 1 3)

前記中間駆動ケーブルは、約 0 . 0 8 " の外径を有し、前記近位チューブ部分および前記遠位チューブ部分は、各々、約 0 . 2 2 " の外径を有する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目 1 4)

前記可撓な中間駆動ケーブルの外径と、前記近位チューブ部分または前記遠位チューブ部分のいずれかの外径との比は、約 2 . 8 である、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目 1 5)

前記遠位チューブ部分に装填された少なくとも 1 つのファスナーをさらに含み、該少なくとも 1 つのファスナーは、前記駆動メカニズムが作動すると、前記遠位内側シャフトによって作用される、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

20

【 0 0 0 6 】

(摘要)

内視鏡外科用デバイスが、提供され、内視鏡外科用デバイスは、内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリを含み、内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリは、関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトと、遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトと、近位内側シャフトと遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している比較的に可撓な中間駆動ケーブルとを含み、中間駆動ケーブルは、関節接合部を横切って延び、中間駆動ケーブルは、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている長手方向中心軸を規定する。

30

【 0 0 0 7 】

(概要)

本開示は、組織のクランプ締め、切断、および / またはステーブル留めのための取り外し可能な使い捨てローディングユニットおよび / または単回使用ローディングユニットとの使用のために構成された電気機械的手持ち式外科用装置、デバイス、および / またはシステムに関連する。

【 0 0 0 8 】

本開示の局面に従って、内視鏡外科用デバイスが、提供され、内視鏡外科用デバイスは、ハンドルアセンブリであって、ハンドルハウジングと、ハンドルハウジングに動作可能に接続されたトリガーと、トリガーによって作動可能な駆動メカニズムとを含むハンドルアセンブリと、ハンドルアセンブリから延びる内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリとを含む。内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリは、関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チューブ部分であって、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の各々は、長手方向中心軸を規定している、近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトであって、近位内側シャフトは、比較的に剛であり、近位内側シャフトは、トリガーの作動が近位内側シャフトの回転をもたらすように、駆動メカニズムに機械的に接続されている、近位内側シャフトと、遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトであって

40

50

、遠位内側シャフトは、比較的剛である、遠位内側シャフトと、近位内側シャフトと遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している中間駆動ケーブルであって、中間駆動ケーブルは、近位内側シャフトおよび遠位内側シャフトと比較して、比較的剛であり、中間駆動ケーブルは、近位チューブ部分および遠位チューブ部分から、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の間に、関節接合部を横切って延び、中間駆動ケーブルは、長手方向中心軸を規定し、中間駆動ケーブルの長手方向中心軸は、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている、中間駆動ケーブルとを含む。

【0009】

内視鏡外科用デバイスはまた、遠位チューブ部分に装填された少なくとも1つのファスナーを含み、少なくとも1つのファスナーは、トリガーが作動すると、遠位内側シャフトによって作用される。

10

【0010】

本開示の別の局面に従って、内視鏡外科用デバイスが提供され、その内視鏡外科用デバイスは、内視鏡アンカー保持/前進アセンブリを含み、内視鏡アンカー保持/前進アセンブリは、関節接合部において互いに旋回可能に接続された近位チューブ部分および遠位チューブ部分であって、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の各々は、長手方向中心軸を規定している、近位チューブ部分および遠位チューブ部分と、近位チューブ部分内に回転可能に配置された近位内側シャフトであって、近位内側シャフトは、比較的剛であり、近位内側シャフトは、駆動メカニズムの作動が近位内側シャフトの回転をもたらすように、駆動メカニズムに機械的に接続されている、近位内側シャフトと、遠位チューブ部分内に回転可能に配置された遠位内側シャフトであって、遠位内側シャフトは、比較的剛である、遠位内側シャフトと、近位内側シャフトと遠位内側シャフトとを機械的に相互接続している中間駆動ケーブルであって、中間駆動ケーブルは、近位内側シャフトおよび遠位内側シャフトと比較して、比較的剛であり、中間駆動ケーブルは、近位チューブ部分および遠位チューブ部分から、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の間に、関節接合部を横切って延び、中間駆動ケーブルは、長手方向中心軸を規定し、中間駆動ケーブルの長手方向中心軸は、近位チューブ部分および遠位チューブ部分の長手方向中心軸から半径方向距離をオフセットされている、中間駆動ケーブルとを含む。

20

【0011】

内視鏡外科用デバイスはまた、遠位チューブ部分に装填された少なくとも1つのファスナーを含み、少なくとも1つのファスナーは、駆動メカニズムが作動すると、遠位内側シャフトによって作用される。

30

【0012】

遠位チューブ部分は、近位チューブ部分に対する非関節運動配向と、複数の関節運動配向との間で関節運動可能であり得る。

【0013】

近位チューブ部分の長手方向中心軸および遠位チューブ部分の長手方向中心軸は、近位チューブ部分に対する遠位チューブ部分の各関節運動配向の中心曲率半径を規定し得る。中間駆動ケーブルの長手方向中心軸は、近位チューブ部分に対する遠位チューブ部分の各関節運動配向の中心曲率半径よりも大きな曲率半径を規定し得る。

40

【0014】

中間駆動ケーブルの長手方向中心軸は、近位チューブ部分に対する遠位チューブ部分の関節運動の方向から離れる方向に、近位チューブ部分の長手方向中心軸および遠位チューブ部分の長手方向中心軸からオフセットされ得る。

【0015】

中間駆動ケーブルは、約0.08"の外径を有し得、近位チューブ部分および遠位チューブ部分は、各々、約0.22"の外径を有し得る。

【0016】

可撓な中間駆動ケーブルの外径と、近位チューブ部分または遠位チューブ部分のいずれ

50

かの外径との比は、約 2 . 8 であり得る。

【 0 0 1 7 】

本発明の例示的な実施形態のさらなる詳細および局面は、添付の図面を参照して、下記により詳細に説明される。

【 0 0 1 8 】

本開示の実施形態は、添付の図面を参照して本明細書において説明される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1】図 1 は、本開示の局面に従った内視鏡外科用デバイスの斜視図である。

【図 2】図 2 は、図 1 の内視鏡外科用デバイスの、部品が分離した斜視図である。

【図 3】図 3 は、図 1 および図 2 の内視鏡外科用デバイスの内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリの、部品が分離した拡大斜視図である。

【図 4】図 4 は、図 3 の示された区域の詳細な拡大図である。

【図 5】図 5 は、図 1 の 5 - 5 から取り出されるような、非関節運動配向において示された内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリの関節接合部の断面図である。

【図 6】図 6 は、図 1 の 5 - 5 から取り出されるような、関節運動配向において示された内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリの関節接合部の断面図である。

【図 7】図 7 は、図 1 の 7 - 7 から取り出されるような、内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリの遠位端の拡大断面図である。

【図 8】図 8 は、内視鏡外科用デバイスにおける使用のための内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリの遠位端の代替実施形態の斜視図である。

【図 9】図 9 は、別の内視鏡外科用デバイスのための、シャフトアセンブリの遠位端およびシャフトアセンブリの遠位端に固定されたエンドエフェクターの立面図である。

【図 10】図 10 は、図 9 の内視鏡外科用デバイスのための、シャフトアセンブリの遠位端およびエンドエフェクターの長手方向断面図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

本開示の内視鏡外科用デバイスの実施形態は、図面を参照して詳細に説明され、その図面において、同様の参照数字は、いくつかの図の各々において同一の要素または対応する要素を指定する。本明細書において使用される場合、用語「遠位」は、ユーザからより遠い、内視鏡外科用デバイスの部分を表す一方、用語「近位」は、ユーザにより近い、内視鏡外科用デバイスの部分を表す。

【 0 0 2 1 】

本開示に従った関節接合部を含み得る内視鏡外科用デバイスの非制限的な例は、手動、機械的、および / または電気機械的な外科手術用タックアプライヤ、外科用クリップアプライヤ、外科用ステープラー、外科用ステッチングデバイス、および同様のものを含む。

【 0 0 2 2 】

初めに、図 1 ~ 図 7 を参照すると、内視鏡外科用タックアプライヤの形態における例示的な内視鏡外科用デバイスが、概して 1 0 0 として示される。タックアプライヤ 1 0 0 は、ハンドルアセンブリ 1 1 0 と、ハンドルアセンブリ 1 1 0 から延びる内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリ 1 3 0 とを含み、内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリ 1 3 0 は、複数のアンカー 1 0 を格納し、複数のアンカー 1 0 を内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリ 1 3 0 から選択的に解放また発射するように構成される。

【 0 0 2 3 】

本開示に従って、内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリ 1 3 0 が、その長さに沿って提供された旋回接合部または関節接合部 1 5 0 を含み得ることが、想定される。図 1 ~ 図 6 に見られるように、内視鏡アンカー保持 / 前進アセンブリ 1 3 0 は、近位チューブ部分 1 3 0 a と、関節接合部 1 5 0 において旋回ピン 1 3 0 c によって近位チューブ部分 1 3 0 a に旋回接続された遠位チューブ部分 1 3 0 b とを含む。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

図1および図2に見られるように、ハンドルアセンブリ110は、トリガー114を旋回可能に支持するハンドルハウジング112を含む。トリガー114は、駆動メカニズム116に動作可能に接続され、それによって、トリガー114の各握りしめは、アンカー保持/前進アセンブリ130の近位チューブ部分130aの内側シャフトアセンブリ138の回転をもたらす。

【0025】

タックアブライヤ100のハンドルアセンブリ110および/またはアンカー保持/前進アセンブリ130の局面の動作および構成の議論および説明のために、ならびにアンカー10の構成の議論および説明のために、米国特許出願公開第2011/0087240号(2010年10月20日出願)への参照がなされ得、その全体の内容は、参照によって本明細書中に援用される。

10

【0026】

図1~図6に見られるように、アンカー保持/前進アセンブリ130の近位チューブ部分130aは、ハンドルハウジング112に固定され、かつハンドルハウジング112から延びる外側近位チューブ132と、外側近位チューブ132内に同心にスライド可能に配置されたスティフナチューブ134と、スティフナチューブ134内に回転可能に配置された内側シャフトアセンブリ138の比較的剛な近位内側シャフト138aとを含む。

【0027】

内側シャフトアセンブリ138は、比較的剛な近位内側シャフト138aと、比較的剛な遠位内側シャフト138bと、近位内側シャフト138aと遠位内側シャフト138bとを相互接続する可撓な中間駆動ケーブル138cとを含む。望ましくは、可撓な中間駆動ケーブル138cは、近位内側シャフト138aおよび遠位内側シャフト138bの各々に回転不可能に接続され、かつ、近位内側シャフト138aおよび遠位内側シャフト138bのうちの少なくとも一つにスライド可能に結合されることにより、可撓な中間駆動ケーブル138cが曲げられた状態にある場合に、可撓な中間駆動ケーブル138cの長さの変化に対応および/または考慮する。駆動ケーブル138cが、関節運動リンクの最も近位の旋回部を過ぎて近位方向に延びるほど十分に長いことがまた、望ましい。これは、駆動ケーブル138cと近位内側シャフト138aとの間の接続部分における曲げ応力を低減する。

20

30

【0028】

近位内側シャフト138aは、ハンドルハウジング112内へ延び、駆動メカニズム116によって作用される。遠位内側シャフト138bの遠位端部分は、スロットをつけられ、一对のタイン142aおよび中心チャネル142bを規定する。遠位内側シャフト138bの遠位端部分は、アンカー保持/前進アセンブリ130の遠位チューブ部分130b内に複数のアンカー10を保持するように構成される。

【0029】

特に、アンカー10は、各アンカー10の一对の対向するねじ状区分(示されず)が、遠位内側シャフト138bの直径を越えて放射状に延びるように、アンカー保持/前進アセンブリ130の遠位内側シャフト138bの遠位端部分内に装填され、アンカー10は、アンカー保持/前進アセンブリ130の遠位チューブ部分130bに規定または提供されたコイル136(図7)の螺旋状溝内にスライド可能に配置され、遠位内側シャフト138bの遠位端部分の一对のタイン142aは、各アンカー10の一对のスロット区分(示されず)内に配置される。

40

【0030】

図3および図7に見られるように、螺旋体またはコイル136は、アンカー保持/前進アセンブリ130の遠位チューブ部分130b内に固定して配置される。遠位内側シャフト138bは、コイル136内へ延び、コイル136内で回転可能である。

【0031】

図1~図3、図5および図6に見られるように、関節接合部150は、近位端152a

50

と遠位端 1 5 2 b とを有する関節運動リンク 1 5 2 を含む。関節運動リンク 1 5 2 の近位端 1 5 2 a は、スティフナチューブ 1 3 4 の遠位端に旋回接続される。関節運動リンク 1 5 2 の遠位端 1 5 2 b は、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の近位チューブ部分 1 3 0 a の長手方向中心軸「X」から、横断方向距離をオフセットされた位置において、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b に旋回接続される。

【 0 0 3 2 】

本開示に従って、関節運動作動ボタン 1 1 8 が、ハンドルハウジング 1 1 2 においてスライド可能に支持され得る。使用の際、関節運動作動ボタン 1 1 8 は、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b が長手方向中心軸「X」に対して約 0 ° で配向される最遠位部と、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b が長手方向中心軸「X」に対して約 9 0 ° で配向される最近位部とを有することが、

10

想定される。

【 0 0 3 3 】

特に、最遠位部にある関節運動作動ボタン 1 1 8 に関して、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b が長手方向中心軸「X」に対して約 0 ° で配向された状態で、関節運動作動ボタン 1 1 8 が近位方向に移動させられると、関節運動作動ボタン 1 1 8 は、近位方向にスティフナチューブ 1 3 4 を牽引し、それは、関節運動リンク 1 5 2 を近位方向に牽引し、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b を旋回ピン 1 3 0 c まわりに旋回させる。

20

【 0 0 3 4 】

そのうえ、最遠位部でない関節運動作動ボタン 1 1 8 に関して、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b が長手方向中心軸「X」に対して 0 ° でない角度で配向された状態で、関節運動作動ボタン 1 1 8 が遠位方向に移動させられると、関節運動作動ボタン 1 1 8 は、遠位方向にスティフナチューブ 1 3 4 を押し動かし、それは、関節運動リンク 1 5 2 を遠位方向に押し動かし、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b を旋回ピン 1 3 0 c まわりに長手方向中心軸「X」に対して 0 ° の配向の方へ旋回させる。

【 0 0 3 5 】

使用の際、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b が、下記により詳細に議論されるように、軸外配向の方へ作動されると、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b は、長手方向中心軸「X」に対して約 0 ° と約 9 0 ° の間の角度に動かされ得る。

30

【 0 0 3 6 】

本開示に従って、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b は、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の近位チューブ部分 1 3 0 a に対して単一の方に旋回可能である。

【 0 0 3 7 】

代替実施形態において、タックアプライヤ 1 0 0 のハンドルアセンブリ 1 1 0 が、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の近位端近傍の関節運動カラーを回転可能に支持し得ることが、想定される。関節運動カラーは、関節運動リンク 1 5 2 に旋回可能に接続されているスティフナチューブ 1 3 4 または他の何らかの関節運動ロッドのねじ状端またはねじ状部分にねじ式に係合し得ることが、予期される。本態様において、関節運動カラーが回転させられると、関節運動カラーのねじ筋は、スティフナチューブ 1 3 4 のねじ筋に作用し、スティフナチューブ 1 3 4 を軸方向に並進させる。スティフナチューブ 1 3 4 が軸方向に並進すると、前記軸方向の並進は、関節運動リンク 1 5 4 に伝達されることにより、上記に説明されたような、近位チューブ部分 1 3 0 a に対する遠位チューブ部分 1 3 0 b の関節運動を実施する。

40

【 0 0 3 8 】

本開示に従って、図 5 および図 6 に見られるように、可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c は、アンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 の近位チューブ部分 1 3 0 a から遠位チューブ

50

部分 130b まで、関節接合部 150 を横切って延びる。可撓な中間駆動ケーブル 138c は、ねじり剛性のある可撓な材料（例えば、ステンレス鋼）から製作される。可撓な駆動ケーブル 138c は、近位内側シャフト 138a および遠位内側シャフト 138b と比較して、より可撓である。

【0039】

可撓な中間駆動ケーブル 138c は、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の近位チューブ部分 130a の長手方向中心軸「X」から半径方向距離「d」をオフセットされる長手方向中心軸「X1」を規定する。可撓な中間駆動ケーブル 138c の長手方向中心軸「X1」は、関節接合部 150 の関節運動の方向から離れる方向に、または関節運動リンク 152 から離れる方向に、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の近位チューブ部分 130a の長手方向中心軸「X」からオフセットされる。

10

【0040】

従って、図 6 に見られるように、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の遠位チューブ部分 130b が斜めの配向にある場合、可撓な中間駆動ケーブル 138c の曲率半径「R1」は、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の近位チューブ部分 130a の長手方向中心軸「X」に沿って位置する類似の可撓な駆動ケーブルの曲率半径「R2」よりも比較的に大きい。

【0041】

本態様において、可撓な中間駆動ケーブル 138c に対してより大きな曲率半径「R1」を提供することによって、本開示に従って、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の近位チューブ部分 130a の長手方向中心軸「X」に沿って位置する任意の類似の可撓な駆動ケーブルと比較して、比較的により大きな直径を有するか、または比較的により堅い材料から構成された可撓な中間駆動ケーブル 138c が使用され得ることが、想定される。

20

【0042】

そうする場合、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の近位チューブ部分 130a の長手方向中心軸「X」に沿って位置する任意の類似の可撓な駆動ケーブルと比較して、比較的により大きなねじり力およびより正確な回転が、可撓な中間駆動ケーブル 138c に沿って伝達され得る。

【0043】

可撓な中間駆動ケーブル 138c は、約 0.08" の外径を有し得る。近位チューブ部分 130a および遠位チューブ部分 130b は、各々、約 0.22" の外径を有する。可撓な中間駆動ケーブル 138c の外径と、近位チューブ部分 130a または遠位チューブ部分 130b のいずれかの外径との比は、約 2.8 である。

30

【0044】

本開示に従って、図 8 に見られるように、タックアプライヤ 100 は、アンカー保持/前進アセンブリ 130 の遠位チューブ部分 130b が、使い捨てローディングユニット（DLU）または単回使用ローディングユニット（SULU）を解放可能かつ選択的に受け取るように構成および適合されるように構成され得ることが、想定され、ここで、DLU または SULU は、少なくとも、外側チューブと、外側チューブの内部に沿って提供されたコイルまたは螺旋状ねじ筋と、コイルまたは螺旋状ねじ筋内に回転可能に配置された内側シャフトとを含む。内側シャフトは、少なくとも 1 つのアンカー 10 を支持するように構成されたスプライン付遠位端部分と、例示的な可撓な中間駆動ケーブル 138c の遠位端に機械的かつ非回転に接続するように構成および適合された近位端部分とを含む。

40

【0045】

次に、図 9 および図 10 を参照すると、本開示の原理に従って、関節接合部 250 が、内視鏡外科用ステープラー 200 の形態における内視鏡外科用デバイス内に組み込まれ得る。内視鏡外科用ステープラー 200 は、電気機械的 handheld 動力付き外科用器具を含む電気機械的 handheld 動力付き外科用システムの形態にあり得、その電気機械的 handheld 動力付き外科用器具は、シャフトアセンブリを介して、電気機械的 handheld 動力付き外科用器具に複数の異なるエンドエフェクター（外科用ステープラーを含む）を選択的に取り付

50

けるように構成され、その複数の異なるエンドエフェクターは、各々、電気機械的手持ち式動力付き外科用器具によって作動および操作されるように構成される。例示的な電気機械的手持ち式動力付き外科用器具の構成および動作の詳細な説明のために、国際出願番号第 P C T / U S 2 0 0 8 / 0 7 7 2 4 9 号 (2 0 0 8 年 9 月 2 2 日出願、国際公開第 W O 2 0 0 9 / 0 3 9 5 0 6 号) および米国特許出願第 1 2 / 6 2 2 , 8 2 7 号 (2 0 0 9 年 1 1 月 2 0 日出願) への参照がなされ得、それらの各々の全体の内容が、参照によって本明細書中に援用される。

【 0 0 4 6 】

内視鏡外科用ステーブラー 2 0 0 は、関節接合部 2 5 0 と、関節接合部 2 5 0 を通って延びる、エンドエフェクター 3 0 0 の閉鎖および発射を実施するための可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c とを有する内視鏡シャフトアセンブリ 2 1 0 を含む。

10

【 0 0 4 7 】

可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c は、ねじり剛性のある可撓な材料 (例えばステンレス鋼) から製作される。可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c は、シャフトアセンブリ 2 1 0 の長手方向中心軸「 X 」から半径方向距離「 r 」をオフセットされた長手方向中心軸「 X 1 」を規定する。可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c は、回転可能な駆動シャフト 2 1 2 の遠位端に結合されている近位端を含む。可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c は、回転ナットに結合されている遠位端を含み、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c の回転は、回転ナットの対応する回転をもたらす。

【 0 0 4 8 】

20

可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c の長手方向中心軸「 X 1 」は、関節接合部 1 5 0 の関節運動の方向から離れる方向に、または関節運動リンク 1 5 2 から離れる方向に、アンカー保持 / 前進アセンブリ 1 3 0 の近位チューブ部分 1 3 0 a の長手方向中心軸「 X 」からオフセットされる。

【 0 0 4 9 】

関節接合部 2 5 0 は、近位端 2 4 0 a と遠位端 2 4 0 b とを有する関節運動リンク 2 4 0 を含む。関節運動リンク 2 4 0 の近位端 2 4 0 a は、関節運動バー 2 7 8 の遠位端に旋回接続される。関節運動リンク 2 4 0 の遠位端 2 4 0 b は、シャフトアセンブリ 2 1 0 の長手方向軸「 X 」から半径方向距離をオフセットされた位置において、内視鏡シャフトアセンブリ 2 1 0 の遠位ネックハウジング 2 3 6 に旋回接続される。

30

【 0 0 5 0 】

遠位ネックハウジング 2 3 6 は、エンドエフェクター 3 0 0 に選択的に接続するように構成および適合される。

【 0 0 5 1 】

シャフトアセンブリ 2 1 0 は、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c を囲繞する強化コイルばね 2 4 4 を含み得る。強化コイルばね 2 4 4 は、エンドエフェクター 3 0 0 の関節運動中に、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c がよじれることを防ぐことを助ける機能を果たす。強化コイルばね 2 4 4 はまた、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c の回転中に、巻き戻しおよび / または「豚尾状になること」により可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c が故障することを防ぐことを助ける機能を果たす。

40

【 0 0 5 2 】

動作の際、第 1 の回転可能な近位駆動シャフト 2 1 2 の回転により、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c が回転させられると、前記回転は、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c を通って、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c の遠位端へ、そして回転ナットの方へ伝達される。エンドエフェクター 3 0 0 がシャフトアセンブリ 2 1 0 の遠位ネックハウジング 2 3 6 に結合された状態で、特に、エンドエフェクター 3 0 0 の駆動ねじが駆動心棒 3 2 6 を介してシャフトアセンブリ 2 1 0 の遠位ネックハウジング 2 3 6 に結合された状態で、前記回転は、エンドエフェクター 3 0 0 の作動をもたらす。

【 0 0 5 3 】

さらに、動作の際、例えば近位方向に、関節運動バー 2 7 8 が軸方向並進すると、関節

50

運動バー 278 は、関節運動リンク 240 に作用することにより、関節運動リンク 240 を近位方向に並進させる。関節運動リンク 240 が近位方向に軸方向並進すると、関節運動リンク 240 は、遠位ネックハウジング 236 に作用することにより、遠位ネックハウジング 236 を旋回ピン 234 の旋回軸まわりに旋回させる。遠位ネックハウジング 236 が旋回させられると、遠位ネックハウジング 236 は、エンドエフェクター 300 に作用することにより、シャフトアセンブリ 210 の長手方向軸「X」に対してエンドエフェクター 300 を関節運動させる。

【0054】

従って、図 10 に見られるように、エンドエフェクター 300 が斜めの配向にある場合に、可撓な駆動ケーブル 238c の曲率半径「R1」は、シャフトアセンブリ 210 の長手方向中心軸「X」に沿って位置する類似の可撓な駆動ケーブルの曲率半径「R2」よりも比較的大きい。

10

【0055】

本態様において、可撓な駆動ケーブル 238c に対してより大きな曲率半径「R1」を提供することによって、本開示に従って、シャフトアセンブリ 210 の長手方向中心軸「X」に沿って位置する任意の類似の可撓な駆動ケーブルと比較して、比較的により大きな直径を有するか、または比較的により堅い材料から構成された可撓な駆動ケーブル 238c が使用され得ることが、想定される。

【0056】

そうする場合、シャフトアセンブリ 210 の長手方向中心軸「X」に沿って位置する任意の類似の可撓な駆動ケーブルと比較して、比較的により大きなねじり力およびより正確な回転が、可撓な駆動ケーブル 238c に沿って伝達され得る。

20

【0057】

可撓な駆動ケーブル 238c は、約 0.08" の外径を有し得る。

【0058】

シャフトアセンブリ 210 は、約 0.22" の外径を有する。可撓な駆動ケーブル 238c の外径と、シャフトアセンブリ 210 の外径との比は、約 2.8 である。

【0059】

シャフトアセンブリ 210 およびエンドエフェクター 300 の構成および動作の詳細な議論のために、米国特許出願第 13/799,379 号 (2013 年 3 月 13 日出願、名称「Apparatus for Endoscopic Procedures」) への参照がなされ得、その全体の内容は、参照によって本明細書中に援用される。

30

【0060】

エンドエフェクター 300 の構成および動作の詳細な議論のために、米国特許出願第 13/280,898 号 (2011 年 10 月 25 日出願、名称「Apparatus for Endoscopic Procedures」) への参照がなされ、その全体の内容は、参照によって本明細書中に援用される。エンドエフェクター 300 は、ファスナーの複数の線形列を適用するように構成および適合され得、実施形態において、そのファスナーは、種々のサイズであり得、特定の実施形態において、そのファスナーは、種々の長さまたは列 (例えば、長さが 30 mm、45 mm、および 60 mm) を有し得る。

40

【0061】

本開示に従って、ハンドルアセンブリ 110 は、可撓な駆動ケーブルを駆動することにより、外科用デバイスを発射または作動するように構成および適合された電気機械制御モジュールによって取り替えられ得ることが、想定される。電気機械制御モジュールは、少なくとも 1 つのマイクロプロセッサと、少なくとも 1 つのマイクロプロセッサによって制御可能な少なくとも 1 つの駆動モーターと、少なくとも 1 つのマイクロプロセッサおよび少なくとも 1 つの駆動モーターにエネルギーを与えるための電源とを含み得る。

【0062】

種々の変更が、本明細書において開示された実施形態に対してなされ得ることが、理解される。例えば、ステーブルまたはファスナーの線形列の長さは、特定の外科手技の要件

50

を満たすように変更され得る。従って、ステーブルカートリッジアセンブリ内のステーブルおよび/またはファスナーの線形列の長さは、状況に応じて変えられ得る。それゆえ、上記の説明は、制限するものとして解釈されるべきではなく、好ましい実施形態の単なる例証として解釈されるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲および精神内の他の変更を予期する。

【符号の説明】

【0063】

- 100 タックアプライヤ
- 110 ハンドルアセンブリ
- 112 ハンドルハウジング
- 114 トリガー
- 118 関節運動作動ボタン
- 130 アンカー保持/前進アセンブリ
- 130a 近位チューブ部分
- 130b 遠位チューブ部分
- 150 関節接合部

【図1】

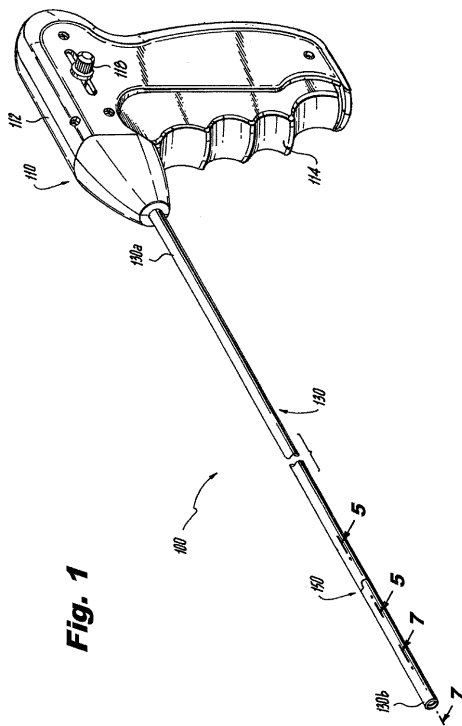


Fig. 1

【図2】

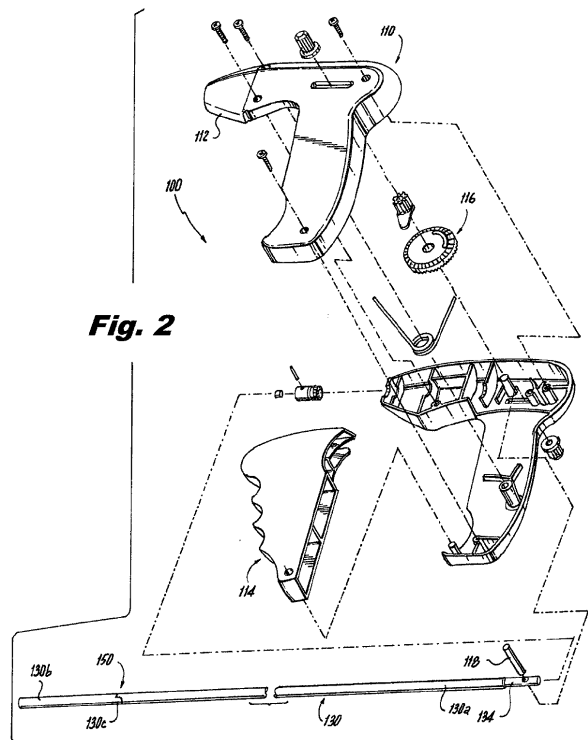


Fig. 2

【 図 3 】

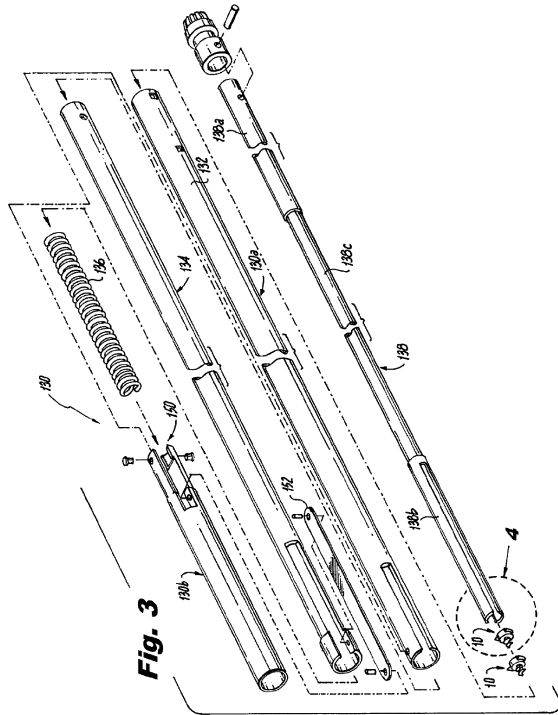


Fig. 3

【 図 4 】

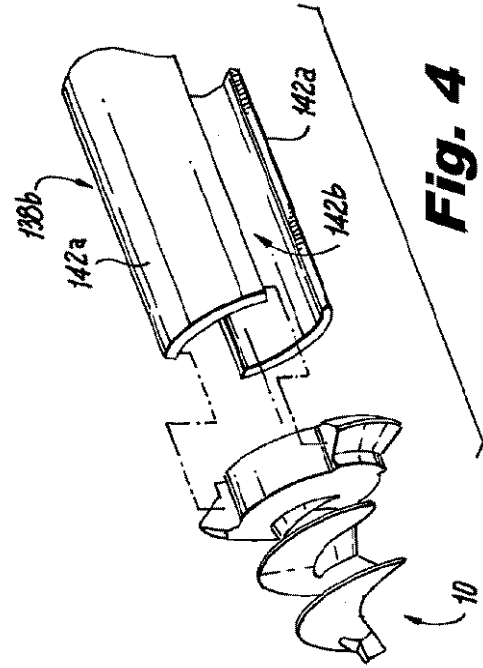


Fig. 4

【 図 5 】

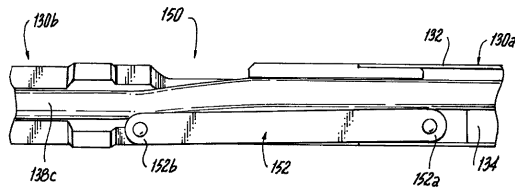


Fig. 5

【 図 7 】

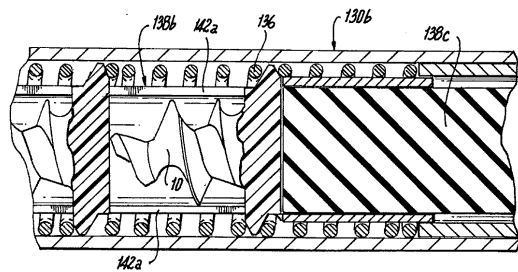


Fig. 7

【 図 6 】

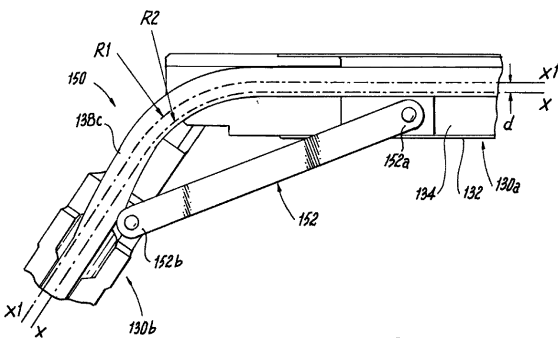


Fig. 6

【 図 8 】

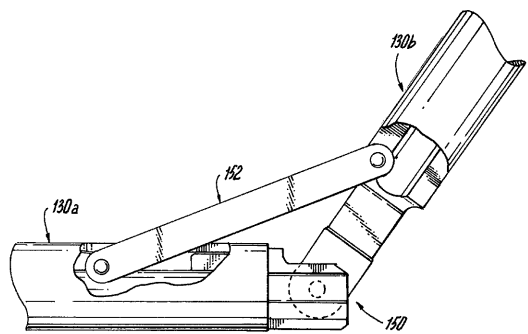


Fig. 8

【 図 9 】

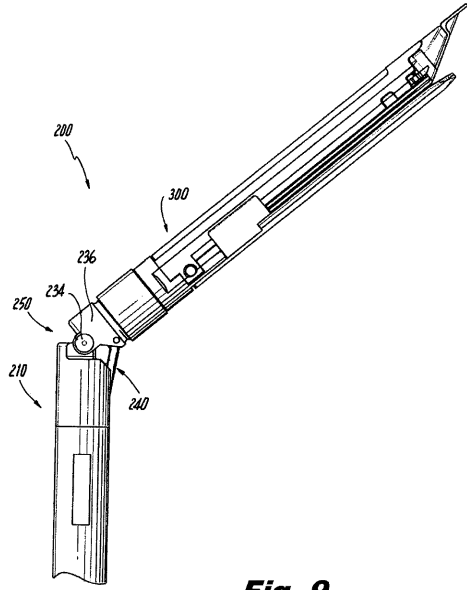


Fig. 9

【 図 10 】

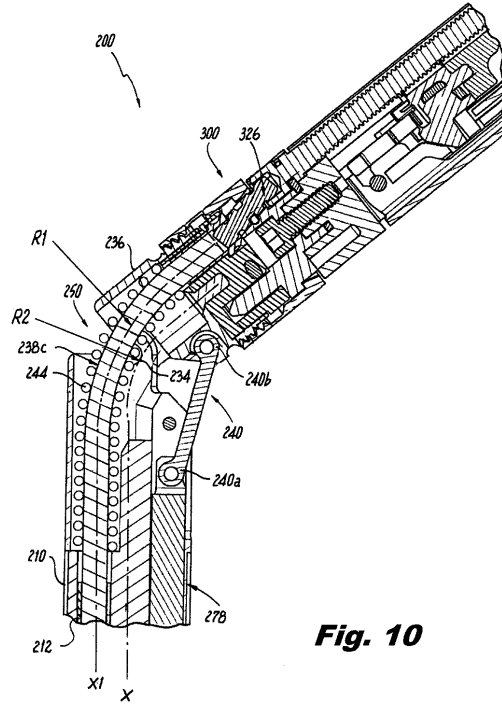


Fig. 10

フロントページの続き

- (72)発明者 ケビン スニフィン
アメリカ合衆国 コネチカット 06810, ダンベリー, グランド ストリート 38
- (72)発明者 ジェイ ブレインデル
アメリカ合衆国 コネチカット 06037, ケンジントン, マラード レーン 100
- (72)発明者 マーク ルッソ
アメリカ合衆国 コネチカット 06479, プランツビル, マルベリー ストリート 37
2

審査官 大屋 静男

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2009/0188965(US, A1)
特開2004-136112(JP, A)
特表2010-512852(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/068
A61B 17/10

专利名称(译)	用于内窥镜手术的装置的关节连接		
公开(公告)号	JP6395402B2	公开(公告)日	2018-09-26
申请号	JP2014048652	申请日	2014-03-12
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
[标]发明人	グレゴリーフィッシュボット ケビンスニフィン ジェイブレインデル マークルツ		
发明人	グレゴリー フィッシュボット ケビン スニフィン ジェイ ブレインデル マーク ルツ		
IPC分类号	A61B17/068 A61B17/10		
CPC分类号	A61B17/12013 A61B17/068 A61B17/07207 A61B2017/0649 A61B2017/2903 A61B2017/2927		
FI分类号	A61B17/068 A61B17/10 A61B1/00.334.D A61B1/00.620 A61B1/018.515 A61B1/313 A61B17/072 A61B17/10.310 A61B19/00.502 A61B90/00		
F-TERM分类号	4C160/CC22 4C160/NN02 4C161/GG15		
优先权	61/783559 2013-03-14 US 14/172101 2014-02-04 US		
其他公开文献	JP2014176657A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种内窥镜手术装置，其包括内窥镜锚固件保持/推进组件，该内窥镜锚固件保持/推进组件包括在关节运动接头处可枢转地彼此连接的近端管部分和远端管部分；近端内轴可旋转地设置在近端管部分内；远端内轴，可旋转地设置在远端管部分内；以及相对柔性的中间驱动缆线，其机械地互连近端内轴和远端内轴，其中中间驱动缆线延伸越过铰接接头，其中中间驱动缆线限定中心纵向轴线，该中心纵向轴线偏离距离的中间纵向轴线。近端管部分的中心纵向轴线和远端管部分。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6395402号 (P6395402)
(45) 発行日 平成30年9月26日(2018.9.26)	(24) 登録日 平成30年9月7日(2018.9.7)	
(51) Int. Cl. A61B 17/068 (2006.01) A61B 17/10 (2006.01)	F I A61B 17/068 A61B 17/10	
請求項の数 15 (全 17 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-48652 (P2014-48652)	(73) 特許権者 512269650 コヴィディエン リミテッド パートナー シップ アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02 048, マンスフィールド, ハンプシ ヤー ストリート 15	
(22) 出願日 平成26年3月12日(2014.3.12)	(74) 代理人 100107489 弁理士 大塚 竹志	
(65) 公開番号 特開2014-176657 (P2014-176657A)	(72) 発明者 グレゴリー フィッシュボット アメリカ合衆国 コネチカット 0651 4, ハムアン, タウン ハウス ロー ド 178	
(43) 公開日 平成26年9月25日(2014.9.25)		
審査請求日 平成29年2月14日(2017.2.14)		
(31) 優先権主張番号 61/783,559		
(32) 優先日 平成25年3月14日(2013.3.14)		
(33) 優先権主張国 米国(US)		
(31) 優先権主張番号 14/172,101		
(32) 優先日 平成26年2月4日(2014.2.4)		
(33) 優先権主張国 米国(US)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡手術のための装置のための関節接合体		