

(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2014-176657

(P2014-176657A)

(43) 公開日 平成26年9月25日(2014.9.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/072 (2006.01)	A 6 1 B 17/10 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 17 頁)

(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)
 (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)

(71) 出願人 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 ハウス ロー
 ド 178

最終頁に続く

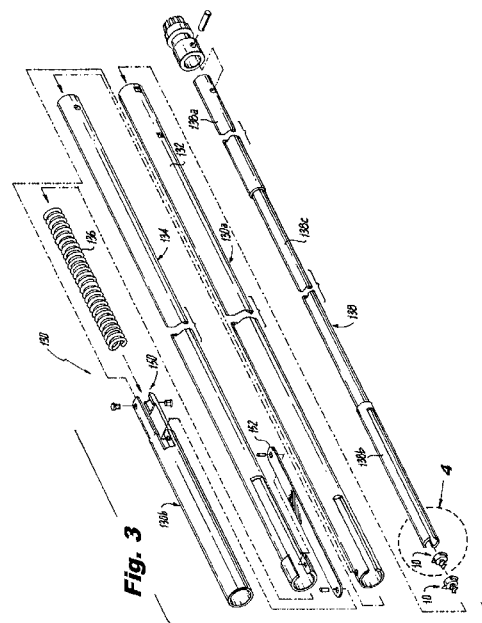
(54) 【発明の名称】 内視鏡手技のための装置のための関節接合部

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 外科用装置、デバイス、および/またはシステムのための、駆動ケーブルによるトルク伝達の損失の少ない関節接合部を提供する。

【解決手段】 内視鏡外科用デバイスは、関節接合部 150 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 130 a および遠位チューブ部分 130 b と、近位チューブ部分内に回転可能に配置され、比較的剛であり、トリガーの作動が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 138 a と、遠位チューブ部分内に回転可能に配置され、比較的剛である遠位内側シャフト 138 b 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、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る比較的剛である中間駆動ケーブル 138 c とを含む内視鏡アンカー保持/前進アセンブリ 130 を含む。

【選択図】 図 3



【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、

10

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、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

20

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。

【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。

30

【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。

40

【請求項 5】

前記中間駆動ケーブルは、約 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、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、請求項 1 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 7】

50

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、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、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

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、約 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、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、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、約 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】

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

【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。

30

【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)

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、

40

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、

50

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

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)

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。

(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。

(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、比較的に剛であり、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、

10

20

30

40

50

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、比較的柔軟であり、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、内視鏡外科用デバイス。

10

(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。

20

(項目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、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12)

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13)

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。

30

(項目14)

前記柔軟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、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

40

【0006】

(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回転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柔軟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。

50

【 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、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、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、比較的に可撓であり、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。

10

20

【 0 0 0 9 】

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。

30

【 0 0 1 0 】

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、比較的に剛であり、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、比較的に剛である、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、比較的に可撓であり、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。

40

【 0 0 1 1 】

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

50

シャフトによって作用される。

【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。

【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かの外径との比は、約2.8であり得る。

【0017】

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。

【0018】

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】

【0019】

【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】

【0020】

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。

10

20

30

40

50

【 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、外科用ステーブラー、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。

10

【 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 を含む得ることが、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 】

図 1 および図 2 に見られるように、ハンドルアセンブリ 1 1 0 は、トリガー 1 1 4 を旋回可能に支持するハンドルハウジング 1 1 2 を含む。トリガー 1 1 4 は、駆動メカニズム 1 1 6 に動作可能に接続され、それによって、トリガー 1 1 4 の各握りしめは、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 の内側シャフトアセンブリ 1 3 8 の回転をもたらす。

20

【 0 0 2 5 】

タックアプライヤ 1 0 0 のハンドルアセンブリ 1 1 0 および/またはアンカー保持/前進アセンブリ 1 3 0 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 1 0 の構成の議論および説明のために、米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 0 8 7 2 4 0 号 (2 0 1 0 年 1 0 月 2 0 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。

【 0 0 2 6 】

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 1 3 0 の近位チューブ部分 1 3 0 a は、ハンドルハウジング 1 1 2 に固定され、かつハンドルハウジング 1 1 2 から延びる外側近位チューブ 1 3 2 と、外側近位チューブ 1 3 2 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 1 3 4 と、スティフナチューブ 1 3 4 内に回転可能に配置された内側シャフトアセンブリ 1 3 8 の比較的剛な近位内側シャフト 1 3 8 a とを含む。

30

【 0 0 2 7 】

内側シャフトアセンブリ 1 3 8 は、比較的剛な近位内側シャフト 1 3 8 a と、比較的剛な遠位内側シャフト 1 3 8 b と、近位内側シャフト 1 3 8 a と遠位内側シャフト 1 3 8 b とを相互接続する可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c とを含む。望ましくは、可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c は、近位内側シャフト 1 3 8 a および遠位内側シャフト 1 3 8 b の各々に回転不可能に接続され、かつ、近位内側シャフト 1 3 8 a および遠位内側シャフト 1 3 8 b のうちの少なくとも 1 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 1 3 8 c 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 1 3 8 c 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 1 3 8 c 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 1 3 8 c と近位内側シャフト 1 3 8 a との間の接続部分における曲げ応力を低減する。

40

【 0 0 2 8 】

近位内側シャフト 1 3 8 a は、ハンドルハウジング 1 1 2 内へ延び、駆動メカニズム 1

50

16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および中心チャンネル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。

【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と遠位端152bとを有する関節運動リンク152を含む。関節運動リンク152の近位端152aは、スティフナチューブ134の遠位端に旋回接続される。関節運動リンク152の遠位端152b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、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130の遠位チューブ部分130bに旋回接続される。

【0032】

本開示に従って、関節運動作動ボタン118が、ハンドルハウジング112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118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130の遠位チューブ部分130bが長手方向中心軸「X」に対して約90°で配向される最近位部とを有することが、

【0033】

特に、最遠位部にある関節運動作動ボタン118に関して、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118が近位方向に移動させられると、関節運動作動ボタン118は、近位方向にスティフナチューブ134を牽引し、それは、関節運動リンク152を近位方向に牽引し、アンカー保持/前進アセンブリ130の遠位チューブ部分130bを旋回ピン130cまわりに旋回させる。

【0034】

そのうえ、最遠位部でない関節運動作動ボタン118に関して、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118が遠位方向に移動させられると、関節運動作動ボタン118は、遠位方向にスティフナチューブ134を押し動かし、それは、関節運動リンク152を遠位方向に押し動かし、アンカー保持/前進アセンブリ130の遠位チューブ部分130bを旋回ピン130c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。

【0035】

使用の際、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、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130の遠位チューブ部分130bは、長手方向中心軸「X」に対して約0°と約90°の間の角度に動かされ得る。

10

20

30

40

50

【 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 に対して単一の方向に旋回可能である。

【 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イフナチューブ 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、ステイフナチューブ 1 3 4 のねじ筋に作用し、ステイフナチューブ 1 3 4 を軸方向に並進させる。ステイフナチューブ 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。

10

【 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 から遠位チューブ部分 1 3 0 b まで、関節接合部 1 5 0 を横切って延びる。可撓な中間駆動ケーブル 1 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 1 3 8 c は、近位内側シャフト 1 3 8 a および遠位内側シャフト 1 3 8 b と比較して、より可撓である。

20

【 0 0 3 9 】

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 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 1 3 8 c の長手方向中心軸「X1」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 0 】

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 1 3 0 の遠位チューブ部分 1 3 0 b が斜めの配向にある場合、可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c の曲率半径「R1」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」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。

30

【 0 0 4 1 】

本態様において、可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c 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 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」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 1 3 8 c が使用され得ることが、想定される。

40

【 0 0 4 2 】

そうする場合、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」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 1 3 8 c に沿って伝達され得る。

【 0 0 4 3 】

可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c は、約 0 . 0 8 " の外径を有し得る。近位チューブ部分 1 3 0 a および遠位チューブ部分 1 3 0 b は、各々、約 0 . 2 2 " の外径を有する。可撓な中間駆動ケーブル 1 3 8 c の外径と、近位チューブ部分 1 3 0 a または遠位チューブ

50

部分 130b のいずれかの外径との比は、約 2.8 である。

【0044】

本開示に従って、図 8 に見られるように、タックアブライヤ 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。

10

【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、電気機械的手持ち式動力付き外科用器具を含む電気機械的手持ち式動力付き外科用システムの形態にあり得、その電気機械的手持ち式動力付き外科用器具は、シャフトアセンブリを介して、電気機械的手持ち式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 PCT/US 2008/077249 号 (2008 年 9 月 22 日出願、国際公開第 WO 2009/039506 号) および米国特許出願第 12/622,827 号 (2009 年 11 月 20 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。

20

【0046】

内視鏡外科用ステープラー 200 は、関節接合部 250 と、関節接合部 250 を通って延びる、エンドエフェクター 300 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 238c とを有する内視鏡シャフトアセンブリ 210 を含む。

【0047】

可撓な駆動ケーブル 238c 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 238c は、シャフトアセンブリ 210 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「X1」を規定する。可撓な駆動ケーブル 238c は、回転可能な駆動シャフト 212 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 238c 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 238c の回転は、回転ナットの対応する回転をもたらす。

30

【0048】

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。

40

【0049】

関節接合部 250 は、近位端 240a と遠位端 240b とを有する関節運動リンク 240 を含む。関節運動リンク 240 の近位端 240a は、関節運動バー 278 の遠位端に旋回接続される。関節運動リンク 240 の遠位端 240b は、シャフトアセンブリ 210 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 210 の遠位ネックハウジング 236 に旋回接続される。

【0050】

遠位ネックハウジング 236 は、エンドエフェクター 300 に選択的に接続するように

50

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 を圍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。

【 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。

10

【 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、関節運動バー 2 7 8 は、関節運動リンク 2 4 0 に作用することにより、関節運動リンク 2 4 0 を近位方向に並進させる。関節運動リンク 2 4 0 が近位方向に軸方向並進すると、関節運動リンク 2 4 0 は、遠位ネックハウジング 2 3 6 に作用することにより、遠位ネックハウジング 2 3 6 を旋回ピン 2 3 4 の旋回軸まわりに旋回させる。遠位ネックハウジング 2 3 6 が旋回させられると、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 に作用することにより、シャフトアセンブリ 2 1 0 の長手方向軸「X」に対してエンドエフェクター 3 0 0 を関節運動させる。

20

【 0 0 5 4 】

従って、図 1 0 に見られるように、エンドエフェクター 3 0 0 が斜めの配向にある場合に、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c の曲率半径「R 1」は、シャフトアセンブリ 2 1 0 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「R 2」よりも比較的に大きい。

30

【 0 0 5 5 】

本態様において、可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c に対してより大きな曲率半径「R 1」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 2 1 0 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 2 3 8 c が使用され得ることが、想定される。

【 0 0 5 6 】

そうする場合、シャフトアセンブリ 2 1 0 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 2 3 8 c に沿って伝達され得る。

40

【 0 0 5 7 】

可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c は、約 0 . 0 8 ” の外径を有し得る。

【 0 0 5 8 】

シャフトアセンブリ 2 1 0 は、約 0 . 2 2 ” の外径を有する。可撓な駆動ケーブル 2 3 8 c の外径と、シャフトアセンブリ 2 1 0 の外径との比は、約 2 . 8 である。

【 0 0 5 9 】

シャフトアセンブリ 2 1 0 およびエンドエフェクター 3 0 0 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 1 3 / 7 9 9 , 3 7 9 号 (2 0 1 3 年 3 月 1 3 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。

50

【 0 0 6 0 】

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 / 2 8 0 , 8 9 8 号 (2 0 1 1 年 1 0 月 2 5 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 3 0 mm、4 5 mm、および 6 0 mm) を有し得る。

【 0 0 6 1 】

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。

10

【 0 0 6 2 】

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、ステープ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を満たすように変更され得る。従って、ステープルカートリッジアセンブリ内のステープルおよび / 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。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

- 1 0 0 タックアブライヤ
- 1 1 0 ハンドルアセンブリ
- 1 1 2 ハンドルハウジング
- 1 1 4 トリガー
- 1 1 8 関節運動作動ボタン
- 1 3 0 アンカー保持 / 前進アセンブリ
- 1 3 0 a 近位チューブ部分
- 1 3 0 b 遠位チューブ部分
- 1 5 0 関節接合部

30

【 図 1 】

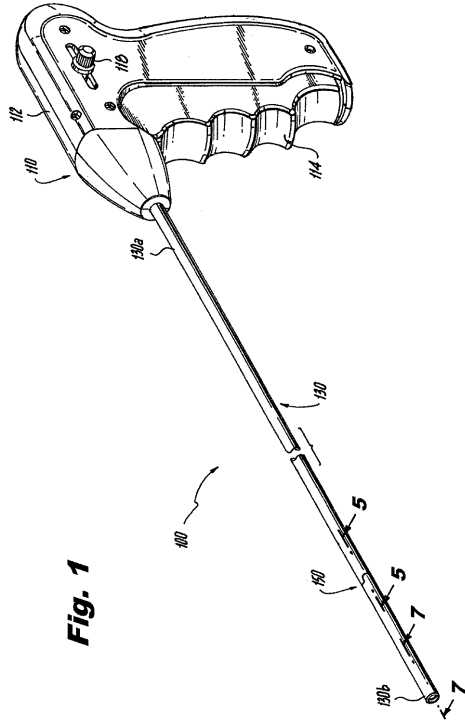


Fig. 1

【 図 2 】

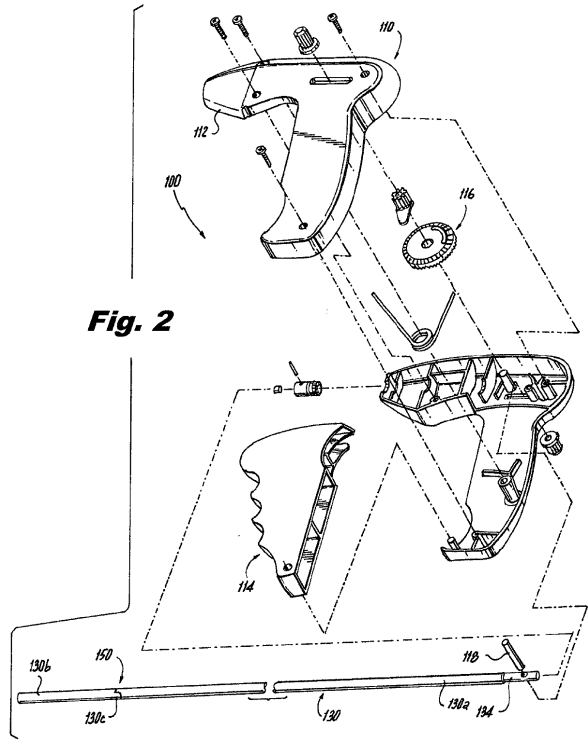


Fig. 2

【 図 3 】

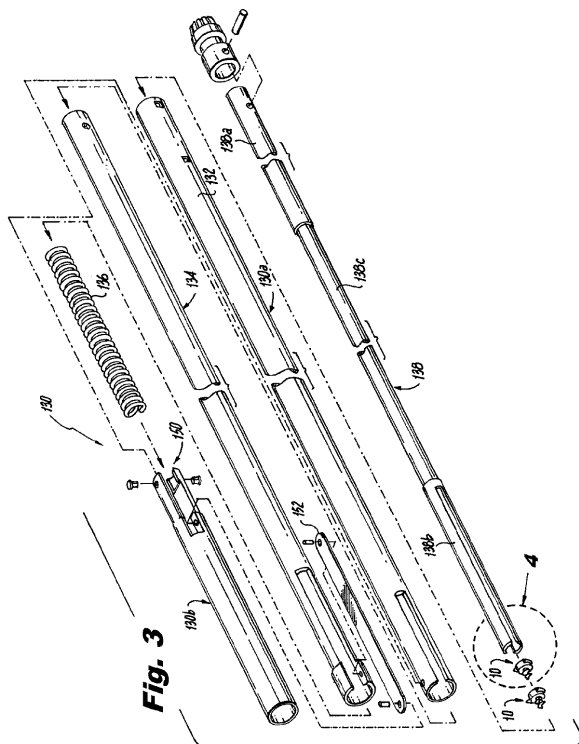


Fig. 3

【 図 4 】

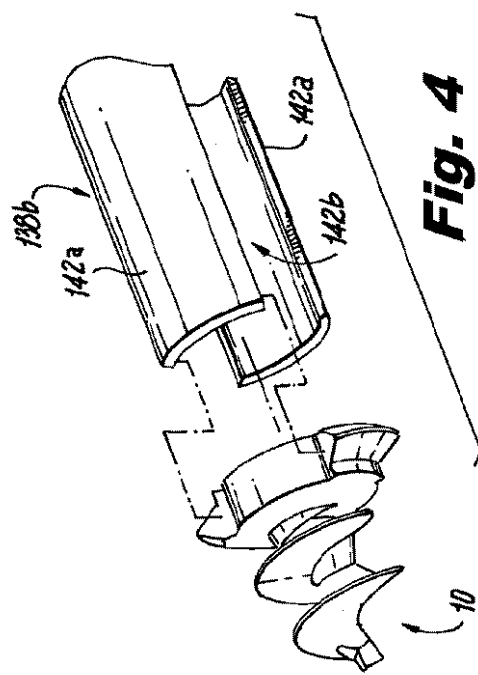


Fig. 4

【 図 5 】

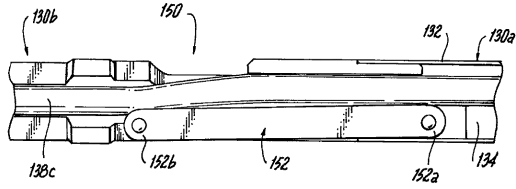


Fig. 5

【 図 7 】

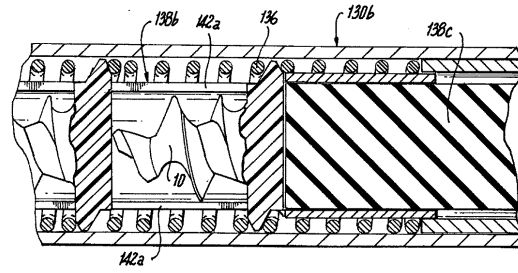


Fig. 7

【 図 6 】

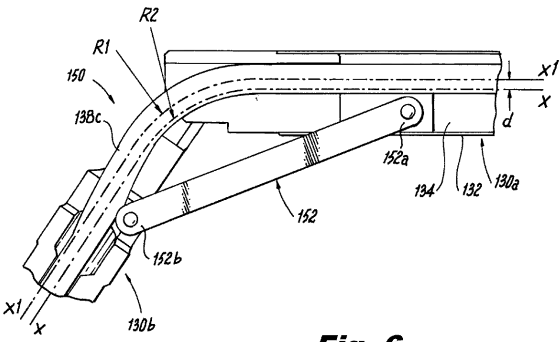


Fig. 6

【 図 8 】

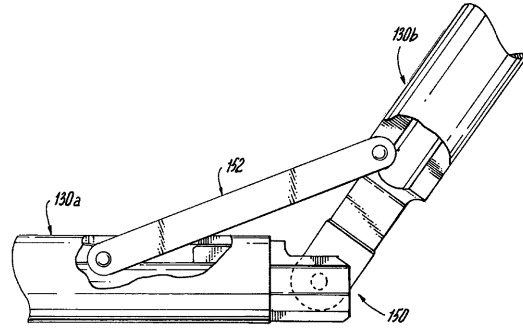


Fig. 8

【 図 9 】

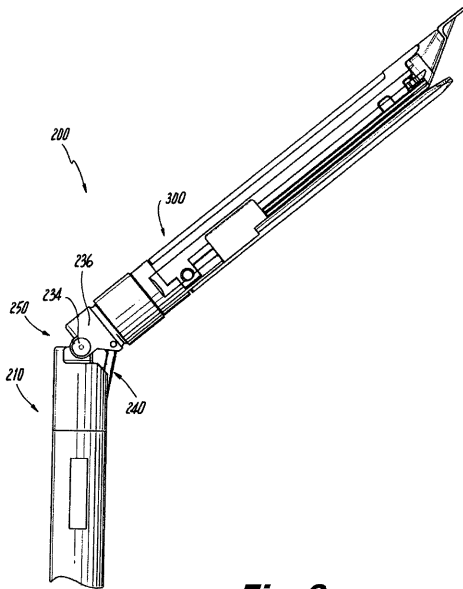


Fig. 9

【 図 10 】

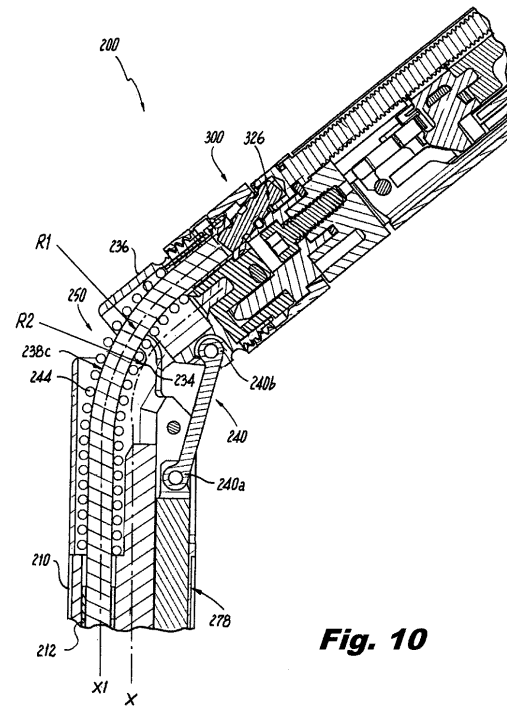


Fig. 10

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 0 6 8 1 0 , ダンベリー , グランド ストリート 3 8
- (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 0 6 0 3 7 , ケンジントン , マラード レーン 1 0 0
- (72)発明者 マーク ルッソ
アメリカ合衆国 コネチカット 0 6 4 7 9 , プランツビル , マルベリー ストリート 3 7
2
- Fターム(参考) 4C160 CC22 NN02
4C161 GG15