

(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2007-185509

(P2007-185509A)

(43) 公開日 平成19年7月26日(2007.7.26)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/068 (2006.01)	A 6 1 B 17/10 3 2 0	4 C O 6 O
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L 外国語出願 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2007-1567 (P2007-1567)	(71) 出願人	595057890
(22) 出願日	平成19年1月9日 (2007.1.9)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(31) 優先権主張番号	11/329, 020		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(32) 優先日	平成18年1月10日 (2006.1.10)		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
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100066474
			弁理士 田澤 博昭
		(74) 代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延
		(74) 代理人	100123434
			弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

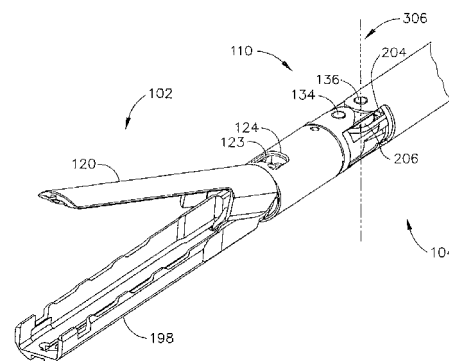
(54) 【発明の名称】 関節運動式エンドエフェクタを有する外科用器械

(57) 【要約】

【課題】 シャフトおよびエンドエフェクタを有する関節運動式外科用器具を提供する。

【解決手段】 関節運動式外科用器具のシャフト104は、長さ方向軸線を有し、エンドエフェクタ102は、関節運動ピボット110のところでシャフトに作動的に結合され、好ましくは機械的に結合される。外科用器具は、第1のバンド202および第2のバンド204を有し、各バンドは、エンドエフェクタに作動的に連結された状態でシャフトの少なくとも一部を貫通する。関節運動制御装置が、力を長さ方向軸線に対して実質的に横方向に加え、力は、一方向または逆方向に加えられると、それぞれ、第1または第2のバンドを介してエンドエフェクタに伝えられてエンドエフェクタをシャフトに対して関節運動ピボット回りに第1または第2の回転方向へ回転させる。

【選択図】 図11



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関節運動式外科用器械において、
長さ方向軸線を有するシャフトと、
前記シャフトに関節運動ピボットのところで作動的に結合されたエンドエフェクタと、
前記エンドエフェクタに作動的に結合されていて、かつ、前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第 1 のバンドと、
力を前記長さ方向軸線に対して実質的に横の方向に加える関節運動制御装置であって、
前記関節運動制御装置は、前記加えた力が前記第 1 のバンドを介して前記エンドエフェクタに伝えられて前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して前記関節運動ピボット回り
10 に回転させるよう前記第 1 のバンドに作動的に連結されている、関節運動制御装置と、
を有する、外科用器械。

【請求項 2】

請求項 1 記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、前記力を第 1 の横方向に加えて前記エンドエフェクタを前記
シャフトに対し第 1 の回転方向に回転させるために、第 1 の方向に動くことができるよう
構成されている、外科用器械。

【請求項 3】

請求項 2 記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、前記力を前記第 1 の横方向とは逆の第 2 の横方向に加えて前
20 記エンドエフェクタを前記シャフトに対して第 2 の回転方向に回転させるために、第 2 の
方向に動くことができるよう構成されている、外科用器械。

【請求項 4】

請求項 2 記載の外科用器械において、
前記エンドエフェクタに作動的に結合されていて、かつ、前記エンドエフェクタから前
記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第 2 のバンド、
を更に有し、
前記関節運動制御装置は、前記加えた力が前記第 2 のバンドを介して前記エンドエフェ
クタに伝えられて前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して第 2 の回転方向に回転さ
30 せるよう前記第 2 のバンドに作動的に連結されている、
外科用器械。

【請求項 5】

請求項 4 記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、前記シャフトを横切って第 1 の位置、第 2 の位置、および中
立の位置まで横方向に動くことができる関節運動スライダを有する、外科用器械。

【請求項 6】

請求項 5 記載の外科用器械において、
前記スライダは、前記シャフトを横切って第 3 の位置および第 4 の位置まで横方向に動
くことができる、外科用器械。

【請求項 7】

請求項 5 記載の外科用器械において、
前記第 1 のバンドおよび前記第 2 のバンドは、前記関節運動制御装置が前記中立位置に
あるとき、前記長さ方向軸線に向かってあらかじめ曲げられる、外科用器械。

【請求項 8】

請求項 5 記載の外科用器械において、
前記関節運動スライダは、前記関節運動スライダが前記中立位置にあるとき、ほぼ前記
長さ方向軸線のところに位置決めされたスロットを画定し、
前記第 1 のバンドおよび前記第 2 のバンドは、前記スロットを通り、前記関節運動スラ
イダは、前記関節運動スライダが前記第 1 の位置および前記第 2 の位置のうち一方の位置
にあるとき、前記長さ方向軸線からずれた状態で位置決めされる、
40
50

外科用器械。

【請求項 9】

請求項 1 記載の外科用器械において、

第 1 の遠位部材、

を更に有し、

前記第 1 のバンドは、前記エンドエフェクタから前記第 1 の遠位部材を周るようにめぐらされている、

外科用器械。

【請求項 10】

請求項 9 記載の外科用器械において、

前記エンドエフェクタに作動的に連結されていて、かつ、前記エンドエフェクタから前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第 2 のバンドと、

第 2 の遠位部材と、

を更に有し、

前記第 2 のバンドは、前記エンドエフェクタから前記第 2 の遠位部材を周るようにめぐらされている、

外科用器械。

【請求項 11】

関節運動式外科用器械において、

近位端部および遠位端部を備えたシャフトと、

エンドエフェクタであって、前記シャフトの遠位端部に設けられていて、かつ前記エンドエフェクタが関節運動軸線回りに前記シャフトに対して旋回できるようにする、関節運動ピボットのところで、前記シャフトに旋回可能に結合された、エンドエフェクタと、

前記シャフトの少なくとも一部を貫通して延びる第 1 のバンドであって、前記第 1 のバンドは、前記関節運動軸線からずれた箇所前記エンドエフェクタに機械的に結合された第 1 の端部を有する、第 1 のバンドと、

を有する、外科用器械。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、一般に、外科用器械に関し、特に、関節運動エンドエフェクタを備えた低侵襲外科用器械に関する。

【0002】

〔発明の背景〕

内視鏡的および他の低侵襲外科用器械は典型的には、細長いシャフトの遠位端部に位置決めされたエンドエフェクタ、および細長いシャフトの近位端部に設けられていて、医師がエンドエフェクタを操作することができるようにする取っ手を有する。使用にあたり、エンドエフェクタをトロカールのカニューレを通して手術部位に送る。手術部位では、エンドエフェクタは、診断効果または治療効果を達成するよう多くの仕方で組織に係合する。内視鏡的外科用器械は、伝統的な開放手術切開部よりも、一般に、短い術後回復時間で治癒する小さな切開部を必要とするので、伝統的な開放手術器械と比べて好ましい場合が多い。このためおよび内視鏡下手術の他の利点に鑑みて、相当の開発が行われて、多くの手術手技を達成するよう組織に係合するエンドエフェクタを備えた種々の内視鏡的外科用器械が出現した。例えば、エンドエフェクタは、体内カッター (endocutters)、把持器、カッター、ステープラ、クリップ留め具、接近用器具、薬物／遺伝子治療送達器具、超音波、RF またはレーザエネルギー装置、および他の外科用器械として働くよう開発された。

【0003】

図 1 および図 2 は、例えば米国特許出願公開第 2004/0232196 号明細書に開示されているように組織をクランプし、切断し、そしてステープル留めする体内カッターと

10

20

30

40

50

して構成されたエンドエフェクタ 12 を有する例示の先行技術の外科用ステープル留め器械 10 を示している。なお、この米国特許出願公開を参照により引用し、その開示内容全体を本明細書の一部とする。外科用ステープル留め兼用切断器械 10 は、作業部分 22 に連結された取っ手部分 20 を有し、作業部分は、遠位側がエンドエフェクタ 12 で終端するシャフト 23 を更に有する。取っ手部分 20 は、ピストル形グリップ 24 を有し、クロージャトリガ 26 が医師によってピストル形グリップの方へ旋回可能に引き寄せられてエンドエフェクタ 12 の細長い溝形材 16 に向かってアンビル 18 のクランプまたは閉鎖が行われる。発射トリガ 28 が、クロージャトリガ 26 の更に外側に位置し、この発射トリガは、医師により旋回可能に引き寄せられてエンドエフェクタ 12 内のクランプ状態の組織のステープル留めと切断が行われる。

10

【0004】

クロージャトリガ 26 をまず最初に作動させる。医師がエンドエフェクタ 12 の位置決めにいったん満足すると、医師は、クロージャトリガ 26 をピストル形グリップ 24 の近くのその完全閉鎖ロック位置まで引き戻すのがよい。次に、発射トリガ 28 を作動させる。発射トリガ 28 は、医師が圧力を除くと、ばねの作用で戻る。取っ手部分 20 の近位端部の解除ボタン 30 が押し下げられると、ロック状態のクロージャトリガ 26 が解除される。

【0005】

クロージャスリーブ 32 が、フレーム 34 を包囲しており、このフレームは、発射トリガ 28 により位置決めされた発射駆動部材 36 を包囲している。フレーム 34 は、取っ手部分 20 をエンドエフェクタ 12 に連結している。クロージャスリーブ 32 が図示のようにクロージャトリガ 26 により近位側へ引っ込められた状態では、アンビル 18 は開き、旋回して細長い溝形材 16 から遠ざかり、クロージャスリーブ 32 と一緒に近位側へ並進する。細長い溝形材 16 は、ステープルカートリッジ 37 を受け入れる。

20

【0006】

特に図 2 を参照すると、発射バー 14 は、3 本の垂直方向に間隔を置いたピンを有し、これらピンは、発射中、エンドエフェクタ 12 の間隔を制御する。特に、上側ピン 38 は、アンビル 18 と細長い溝形材 16 との間のピボットの近くでアンビルポケット 40 に入るようになっている。アンビル 18 が閉鎖状態で発射されると、上側ピン 38 は、アンビル 18 を通って遠位側へ延びる長さ方向アンビルスロット 42 内で遠位側へ前進する。アンビル 18 の僅かな上方の撓みは、上側ピン 38 により及ぼされる下向きの力により抑制される。

30

【0007】

発射バー 14 は、最も下側のピンまたは発射バーキャップ 44 を更に有し、最も下側のピンは、細長い溝形材 16 に設けられた溝形材スロット 45 に上向きに係合し、それにより、過剰の組織がアンビル 18 と細長い溝形材 16 との間にクランプされている場合、上側のピン 38 と協働してアンビル 18 および細長い溝形材 16 を互いに僅かに近づける。

【0008】

発射バー 14 は有利には、中間のピン 46 を有し、この中間のピンは、カートリッジ 37 の下面、および細長い溝形材 16 の上向きの表面に形成された発射駆動スロット 47 を通り、それによりステープルを以下に説明するようにこのスロット内に駆動する。中間ピン 46 は、カートリッジ 37 の下面に対してスライドすることにより、有利に、エンドエフェクタ 12 がその遠位端部のところで挟まれて閉じる傾向に抵抗する。

40

【0009】

発射バー 14 の上側ピン 38 と中間ピン 46 との間の遠位側に提供された切れ刃 48 が、カートリッジ 37 を通って横に移動してクランプ状態の組織を切断する。細長い溝形材 16 およびアンビル 18 に対する発射バー 14 の確実な位置決めにより、効果的な切断が行われるようになる。

【0010】

E-Beam 発射バー 14 により提供される確実な垂直方向間隔は、内視鏡器具に利用で

50

きる制限されたサイズに適している。さらに、E-ビーム発射バー14により、その遠位端部に垂直撓みを与えるキャンバを備えたアンビル18の製作が可能である。このキャンバ付きアンビル18は有利には、厚さの減少したアンビル18の場合であっても、エンドエフェクタ12に所望の隙間を達成するのを助け、厚さの減少したアンビルは、内視鏡器具のサイズ上の制限に一層適合している。

【0011】

E-ビーム発射バー14は、特にステープルカートリッジの種々の形態と組み合わせた状態で利用を更に広げることができる。例えば、医師は、0.02mmの組織隙間をもたらす灰色のステープルカートリッジ、0.04mmの組織隙間をもたらす白色のステープルカートリッジ、0.06mmの組織隙間をもたらす青色のカートリッジ、または0.10mmの組織隙間をもたらす緑色のカートリッジを選択する場合がある。それぞれのステープルカートリッジの垂直高さは、ステープルの長さおよび一体形ウェッジスレッド50と相まって、この所望の組織厚さをあらかじめ決定し、アンビル18は、E-ビーム発射バー14により適当に垂直方向に間隔を置いて位置する。

10

【0012】

外科用器械10ならびに他の低侵襲器械では、手術部位のところへのエンドエフェクタの位置決めは、トロカールによって制約される。一般に、細長いシャフト23により、医師は、エンドエフェクタを所望の深さまで挿入し、エンドエフェクタをシャフトの長さ方向軸線回りに回転させることができる。これにより、エンドエフェクタを或る程度まで手術部位のところに位置決めすることができる。トロカールの賢明な配置および例えば別のトロカールによる把持器の使用により、この位置決めの量は、十分である場合が多い。しかしながら、手術の性格に応じて、内視鏡的外科用器械のエンドエフェクタの位置決め具合を更に調整することが望ましい場合がある。特に、エンドエフェクタを外科用器械の細長いシャフトの長さ方向軸線に対して多くの角度のうち任意の1つをなして差し向けることが望ましい場合が多い。

20

【0013】

エンドエフェクタを外科用器械のシャフトに対して多くの角度にわたり運動させることは、従来、「関節運動 (articulation)」と呼ばれている。関節運動は典型的には、ピボット (または関節運動) 継手がエンドエフェクタのすぐ近位側で細長いシャフト内に配置されることによって達成される。これにより、医師は、エンドエフェクタをステープルラインの良好な外科的配置ならびに容易な組織操作および配向が得られるよういずれかの側に遠隔的に関節運動させることができる。関節運動エンドエフェクタにより、医師は、或る場合には、例えば器官の後ろで組織により容易に係合することができる。加うるに、関節位置決めにより有利には、内視鏡を細長いシャフトにより妨げられることなく、エンドエフェクタの後ろに位置決めすることができる。

30

【0014】

エンドエフェクタを関節運動させる方式は、関節運動を制御する機構体をエンドエフェクタを操作する機構体と一体化しなければならないので複雑になる傾向がある。例えば、クロージャスリーブ、駆動部材および関節運動機構体を外科用器械のシャフトの小径であるという制約内で具体化しなければならない。1つの共通の設計は、作業シャフトを通して2本の連結ロッドのうちの一方を選択的に引き戻すことにより関節運動するアコーディオン様関節運動機構体 (「フレックスネック (flex-neck)」) を含み、各ロッドは、それぞれ、シャフト中心線の両側でずれている。連結ロッドは、一連の別々の位置を通してラチェット駆動する。

40

【0015】

この一般に知られた方式はエンドエフェクタを関節運動ピボット回りに首尾よく関節運動させるが、性能を一段と向上させることが望ましい。それ故、改良型関節運動式外科用器械が大いに要望されている。

【0016】

〔発明の概要〕

50

本発明の一実施形態によれば、関節運動式外科用器械が提供される。外科用器械は、この実施形態では、シャフトおよびエンドエフェクタを有する。シャフトは、長さ方向軸線を有し、エンドエフェクタは、関節運動ピボットのところでシャフトに作動的に結合され、好ましくは機械的に結合される。外科用器械は、エンドエフェクタに作動的に連結されていて、シャフトの少なくとも一部を通して延びる第1のバンドを更に有する。関節運動制御装置は、力を実質的に長さ方向軸線に対して横方向に加える。関節運動制御装置は、加えた力が第1のバンドを介してエンドエフェクタに伝えられてエンドエフェクタをシャフトに対して関節運動ピボット回りに回転させるように第1のバンドに作動的に連結されている。

【0017】

上述したようなシャフトおよびエンドエフェクタを有する別の実施形態によれば、第2のバンドが、エンドエフェクタに作動的に連結されると共にエンドエフェクタからシャフトの少なくとも一部を通して延びている。この実施形態では、関節運動制御装置はまた、力を長さ方向軸線に対して実質的に横の第2の方向に加えるよう構成されている。力は、第2のバンドを介してエンドエフェクタに伝えられ、エンドエフェクタをシャフトに対して関節運動ピボット回りに第2の回転方向に回転させる。

【0018】

関節運動制御装置は、ある実施形態において、力を第1の横方向に加えてエンドエフェクタをシャフトに対し第1の回転方向に回転させるために第1の方向に動くことができるよう構成されているのがよい。この実施形態では、関節運動制御装置はまた、力を第1の横方向とは逆の第2の横方向に加えてエンドエフェクタをシャフトに対して第2の回転方向に回転させるために第2の方向に動くことができるよう構成されているのがよい。

【0019】

関節運動制御装置は、シャフトを横方向に通過して第1の位置、第2の位置、および中立の位置まで動くことができる関節運動スライダを有するのがよい。関節運動スライダは、関節運動スライダが中立位置にあるとき、ほぼ長さ方向軸線のところに位置決めされたスロットを画定し、第1のバンドおよび第2のバンドは、スロットを通る。関節運動スロットは、関節運動スライダが第1の位置および第2の位置のうちいずれか一方の位置にあるとき、長さ方向軸線からずれている。

【0020】

種々の実施形態において、第1のバンドおよび第2のバンドは、関節運動制御装置が中立位置にあるとき、即ち、力が関節運動制御装置に加えられていないとき、長さ方向軸線に向かってあらかじめ曲げられる。シャフトおよびエンドエフェクタを有する更に別の実施形態では、第1のバンドは、関節運動軸線からずれた箇所でエンドエフェクタに機械的に結合された第1の端部を有する。

【0021】

上述したようなシャフトおよびエンドエフェクタを有する別の実施形態によれば、外科用器械は、第1のバンドに向かって膨張可能な第1の流体圧 (hydraulic) 関節運動ブラダを有する。流体圧作動ブラダが、第1の流体圧関節運動ブラダに流体結合されている。また、種々の実施形態では、第1の作動ボタンが、第1の流体圧作動ブラダを圧縮するよう位置決めされている。第1の流体圧作動ブラダの圧縮により、第1の流体圧関節運動ブラダが、インフレートする。第1のバンドに向かう第1の流体圧関節運動ブラダの膨張により、第1のバンドが曲がり、それにより、第1の回転方向における関節運動ピボット回りのシャフトに対するエンドエフェクタの回転が生じる。外科用器械の別の実施形態では、第2の流体圧関節運動ブラダを設けるのがよい。第2のバンドに向かう第2の流体圧関節運動ブラダの膨張により、第2のバンドが曲がり、それにより、第2の回転方向における関節運動ピボット回りのシャフトに対するエンドエフェクタの回転が生じる。

【0022】

本発明の別の実施形態によれば、外科用器械を作動させる方法が提供される。この方法は、力をシャフトに対して実質的に横の方向に外科用器械に加えるステップを有するのが

10

20

30

40

50

よく、この力により、第１のバンドが曲がり、第１のバンドの曲がりにより、エンドエフェクタが、シャフトに対して関節運動ピボット回りに第１の方向へ旋回する。

【００２３】

本願に組み込まれてその一部をなす添付の図面は、本発明の実施形態を示しており、上記に与えられた本発明の一般的な説明および以下に与えられる実施形態の詳細な説明と一緒に、本発明の原理を説明するのに役立つ。

【００２４】

〔発明の詳細な説明〕

図３～図５は、例示の外科用器械１００を示しており、この外科用器械は、主要構成要素として、取っ手１０３と、シャフト１０４と、関節運動ピボット１１０のところでシャフト１０４に旋回可能に連結された関節運動エンドエフェクタ１０２とを有している。関節運動制御装置１１２が、エンドエフェクタ１０２を関節運動ピボット１１０回りに回転させるよう設けられている。エンドエフェクタ１０２は、組織をクランプし、切断し、そしてステープル留めする体内カッタとして働くよう構成された状態で示されているが、本発明の種々の実施形態は、例えば把持器、カッタ、ステープラ、クリップ留め具、接近用器具、薬物／遺伝子治療送達器具、超音波、ＲＦまたはレーザーエネルギー装置等を含む他の外科用器具として働くよう構成されたエンドエフェクタ（図示せず）を有してもよいことは理解されよう。

【００２５】

外科用器具１００の取っ手１０３は、エンドエフェクタ１０２を作動させるクロージャトリガ１１４および発射トリガ１１６を含むのがよい。種々の手術手技向きのエンドエフェクタを備えた器具がエンドエフェクタを作動させるための種々の数または形式のトリガまたは他の適当な制御装置を有してもよいことは理解されよう。エンドエフェクタ１０２は、好ましくは細長いシャフト１０４により取っ手１０３から分離された状態で示されている。医師は、関節運動制御装置１１２を利用することによりエンドエフェクタ１０２をシャフト１０４に対して関節運動させることができる。

【００２６】

空間を表す用語、例えば、垂直、水平、右側、左側等は、外科用器具１００の長さ方向軸線がシャフト１０４の中心軸線と同軸であり、トリガ１１４、１１６が取っ手１０３の底部から鋭角をなして下方に延びていることを前提として図面に関して用いられていることは理解されるべきである。しかしながら、実際問題として、外科用器械１００を種々の角度に差し向けることができ、従って、これら空間を示す用語は、外科用器械１００それ自体に関して用いられている。さらに、近位側は、取っ手１０３の後ろに位置し、エンドエフェクタ１０２を遠位側へまたは自分自身から遠ざかる方向に配置した医師から見た位置関係を示すために用いられている。

【００２７】

本明細書で用いる「流体結合され」という用語は、要素が加圧流体媒体、空気等をこれら要素相互間に通すことができる適当なラインまたは他の手段で互いに結合されることを意味する。本明細書で用いる「供給ライン」、「流体圧ライン」または「戻りライン」中に用いられている「ライン」という用語は、加圧作動流体をあるコンポーネントから別のコンポーネントに運搬する導管、パイプ、チューブ等で形成された適当な流体通路を意味している。

【００２８】

本明細書で用いる「作動流体（hydraulic fluid）」という用語は、流体圧系（hydraulic system）に用いられるのに適した任意の流体を意味している。作動流体の非限定的な例としては、油、空気等が挙げられる。非限定的な一実施形態では、作動流体は、例えばグリセリン油、生理食塩水等を含む生体適合性流体であるのがよい。

【００２９】

本明細書で用いる「長さ方向軸線に対して実質的に横（の）方向の」という表現は、「長さ方向軸線」がシャフトの軸線である場合、長さ方向軸線にほぼ垂直な方向を意味して

10

20

30

40

50

いる。しかしながら、長さ方向軸線に垂直な方向から幾分逸れる方向もまた、長さ方向軸線に対して実質的に横方向であることは理解されよう。

【0030】

本発明の種々の実施形態は、曲げケーブルまたはバンドにより駆動される関節運動ピボットを備えた器械に関する。図6は、曲げバンドにより駆動される関節運動ピボット110を含む例示の細長いシャフト104およびエンドエフェクタ102の断面上面図である。図6の非限定的な実施形態では、バンド205が、関節運動ピボット110のところに設けられたボス206に機械的に結合されている。バンド205は、ボス206から細長いシャフト104に沿って関節運動制御装置112を通して近位側へ延びるバンド部分202, 204を含むのがよい。バンド205およびバンド部分202, 204は好ましくは、一定長さのものである。

10

【0031】

図7は、ボス206およびバンド205を含む図6に示す関節運動ピボット110の断面上面図である。バンド205は、任意適当な締結方法を用いて図示のようにボス206に機械的に結合されるのがよく、かかる締結方法としては、例えば、グルー、溶接等が挙げられる。種々の実施形態では、各バンド部分202, 204を別個のバンドとして設けてもよく、別個のバンドは各々、ボス206に機械的に結合された一端部、およびシャフト104および関節運動制御装置112（図7には示さず）を通して延びる別の端部を有する。別々のバンドを上述したようにボス206に機械的に結合してもよい。

【0032】

バンド部分202, 204は、図8に示すようにボス206から関節運動ピボット110を通り、シャフト104に沿って関節運動制御装置112まで延びるのがよい。関節運動制御装置112は、関節運動スライダ208、フレーム212およびエンクロージャ218を含むのがよい。バンド部分202, 204は、スロット210または他の孔を経て関節運動スライダ208を通して延びるのがよいが、理解されるように、バンド部分202, 204を任意適当な手段によりスライダ208に結合してもよい。関節運動スライダ208は、図8に示すように一部品であるのがよいが、非限定的な一実施形態では、2つの部品を含んでもよく、これら2つの部品相互間のインターフェイスは、スロット210を画定する。非限定的な一実施形態では、関節運動スライダ208は、例えば多数のスロットを有してもよく、各スロットは、バンド部分202, 204の各々にそれぞれ対応している。エンクロージャ218は、デブリが入るのを阻止するよう制御装置112の種々のコンポーネントを覆うのがよい。

20

30

【0033】

種々の実施形態では、バンド部分202, 204をスロット210から見て近位側に位置する連結箇所214, 216のところでフレーム212に固着するのがよい。図8の非限定的な実施形態の示すところによれば、バンド部分202, 204は、シャフト104の長さ方向軸線の近くに位置したところで連結箇所214, 216からスロット210にあらかじめ曲げられている。バンド部分202, 204を取っ手103を含む、スロット210から見て近位側に位置する器械100内のどこかに固着してもよいことは理解されよう。

40

【0034】

図9A～図11は、図7に示す関節運動ピボット110を含む器械100のエンドエフェクタ102および細長いシャフト104の略図である。図9A～図11に示すエンドエフェクタ102は、体内カッターとして働くよう構成されている。種々の実施形態では、エンドエフェクタ102は、図示の形態からコンポーネントの除去、改造または追加を必要とする他の手術手技を行うよう構成されうことは理解されよう。また、図3～図6および図11に示すエンドエフェクタ102は、特定の外科用用途向きに誘導することができることも理解されよう。例えば、図3～図6および図10～図12は、45mm体内カッター型エンドエフェクタを示し、図9Aは、60mm体内カッター型エンドエフェクタを示している。

50

【0035】

図9Aは、種々の内部コンポーネントを含むエンドエフェクタ102および細長いシャフト104の分解組立て図である。エンドエフェクタフレーム150およびシャフトフレーム154は、関節運動ピボット110のところで互いに接合されるよう構成されている。ボス206が、エンドエフェクタフレーム150と一体であるのがよく、バンド205は、図示のようにボス206とインターフェイスしている。シャフトフレーム154は、孔304を画定した遠位側に差し向けられた舌部302を有するのがよい。孔304は、エンドエフェクタフレーム150内に設けられていて、エンドエフェクタフレーム150をシャフトフレーム154に対して旋回させることができ、従って、エンドエフェクタ102をシャフト104に対して旋回させることができる関節運動ピン（図示せず）とインターフェイスするよう位置決めされるのがよい。組み立てると、種々のコンポーネントは、図10および図11に示す関節運動軸線306のところで関節運動ピボット110回りに旋回することができる。

【0036】

図9Aは、アンビル120を更に示している。この非限定的な実施形態では、アンビル120は、細長い溝形材198に結合されている。例えば、細長い溝形材198の孔199は、アンビル120のピン152を受け入れるのがよく、それにより、アンビル120は、開放位置から閉鎖位置まで細長い溝形材198およびステープルカートリッジ118に対して旋回することができる。ばねクリップ158が、発射バー172のためのロックアウトとしてエンドエフェクタフレーム150内に設けられている。エンドエフェクタフレーム150の頂部に形成された遠位正方形孔164および近位正方形孔168は、これらの間にクリップバー170を画定するのがよく、このクリップバーは、クリップばね158の頂部アーム162を受け入れ、このクリップばねの遠位側延長部としての下側アーム160は、以下に説明する発射バー172の隆起部分174に下向きの力を及ぼす。種々の実施形態は、他形式のロックアウトを有してもよく、あるいはロックアウトは全く備えていなくてもよいことは理解されよう。

【0037】

加うるに、図9Aは、シャフトフレーム154を通り、可撓性クロージャおよび旋回式フレーム関節運動継手110を通り、遠位フレームグラウンド150に設けられた発射スロット176を通してエンドエフェクタ102内に長さ方向に並進するよう構成された発射バー172を示している。発射バー172は、1つの中実形材から構成されるのがよく、あるいは、種々の実施形態では、例えば図9Bに示すような鋼板173の積み重ね体を含む積層材料を有してもよい。積層材料で作られた発射バー172は、エンドエフェクタ102を関節運動させるのに必要な力を減少させることができることは理解されよう。発射バー172の遠位側に突き出た端部は、E-ビーム178に取り付けられており、このE-ビームは、アンビル120が閉鎖位置にあるとき、アンビル120をステープルカートリッジ118から離隔させるのを助ける。E-ビーム178の鋭利な切れ刃182もまた、組織を切断するために使用されうる。

【0038】

使用にあたり、E-ビーム178は、ステープルカートリッジ118を作動させる。ステープルカートリッジ118は、複数個のステープル191をそれぞれ上方に開口したステープル孔195内のステープルドライバ192に載せた状態に保持する成形カートリッジ本体194を有している。ウェッジスレッド190が、E-ビーム178により遠位側へ駆動され、カートリッジトレイ196上をスライドし、このカートリッジトレイは、交換可能なステープルカートリッジ118の種々のコンポーネントと一緒に保持している。ウェッジスレッド190は、ステープルドライバ192をカム作用で上方に動かしてステープル191を押し出して変形しながらアンビル120に接触させ、その際E-ビーム178の切断面182が、クランプ状態の組織を切断する。

【0039】

発射バー172は、シャフト104内に位置決めされた状態で図示されており、この発

射バーは、器械１００を発射すると、カートリッジ１９４を通過するようになっている。非限定的な一実施形態では、発射バー１７２は、これとは異なり、発射バー要素１７２の本体全体またはその一部が発射中、アンビル１２０に設けられたスロット（図示せず）により支持されるようシャフト１０４内に位置決めされている。アンビル１２０はカートリッジ１１８よりも強固な場合があるので、スロットからの支持により、発射バー１７２は、大きな荷重が発射バー１７２の遠位端部に加えられたときでも、座屈するのが阻止される場合がある。これは、発射バー要素１７２が積層板１７３を含む実施形態では有用な場合がある。

【００４０】

E-ビーム１７８の上側ピン１８０が、発射中、アンビル１２０に係合し、中間ピン１８４および底足部１８６が、カートリッジ本体１９４、カートリッジトレイ１９６および細長い溝形材１９８の種々の部分に係合していることは理解されるべきである。使用にあたり、カートリッジ本体１９４のスロット１９３が、カートリッジトレイ１９６のスロット１９７、および細長い溝形材１９８のスロット１８９と整列する。E-ビーム１７８の先端縁部は、整列状態のスロット１９３、１９７、１８９中をスライドする。図９Ａに示すように、底足部１８６は、スロット１８９の長さに沿って溝形材１９８の底面沿いに延びる溝に係合する。中間ピン１８４は、長さ方向スロット１９７の長さに沿ってカートリッジトレイ１９６の頂面に係合する。医師または外科医が使用中にエンドエフェクタを前進させたときにアンビル１２０および溝形材１９８が組織の抵抗により押し離されるのを阻止するために、足部１８６は、溝形材１９８の底部に当たった状態で支えられ、上側ピン１８０は、アンビル１２０の底面に設けられた溝に嵌まった状態で支えられている。しかる後、発射バー１７２を近位側へ引っ込め、E-ビーム１７８も同様に引っ込め、それにより、アンビル１２０を開いて２つのステープル留めされると共に切断された組織部分（図示せず）を放すことができるようにする。

【００４１】

図９Ａ～図１１は、本発明の種々の実施形態の二重ピボットクロージャスリーブ組立体１２１を更に示している。理解されるように、本発明は、二重ピボットクロージャスリーブ設計には限定されず、本発明は、任意適当なクロージャスリーブを有することができまたはクロージャスリーブを全く備えなくてもよいことは理解されよう。図９Ａを特に参照すると、二重ピボットクロージャスリーブ組立体１２１は、遠位側に突き出た上側舌部１４６および遠位側に突き出た下側舌部１４８を備えたシャフトクロージャ管部分１２８を有している。エンドエフェクタクロージャ管部分１２６が、アンビル１２０に設けられた開放タブ１２２に係合する蹄鉄形孔１２４およびタブ１２３を有している。蹄鉄形孔１２４およびタブ１２３は、アンビル１２０を開くとタブ１２２に係合する。クロージャ管部分１２６は、近位側に突き出た上側舌部１４４および下側舌部（見えない）を有する状態で示されている。上側二重ピボットリンク１３０が、上方に突き出た遠位ピボットピン１３４および近位ピボットピン１３６を有し、これら遠位および近位ピボットピン１３４、１３６は、それぞれ、近位側に突き出た上側舌部１４４に設けられた上側遠位ピン穴１３８、および遠位側に突き出た上側舌部１４６に設けられた上側近位ピン穴１４０に係合する。下側二重ピボットリンク１３２が、下方に突き出た遠位ピボットピン、および近位ピボットピン（図９Ａには示されていないが、図１０参照のこと）を有し、これら遠位および近位ピボットピンは、それぞれ、近位側に突き出た下側舌部に設けられた下側遠位ピン穴、および遠位側に突き出た下側舌部１４８に設けられた下側近位ピン穴１４２に嵌まる。

【００４２】

使用にあたり、クロージャスリーブ組立体１２１を遠位側へ並進させてアンビル１２０を例えばクロージャトリガ１１４の作動に応答して閉じる。アンビル１２０は、クロージャ管部分１２６およびかくしてスリーブ組立体１２１を遠位側へ並進させることにより閉じられ、それにより、クロージャ管部分は、図９Ａにおいてタブ１２２の左側に位置するアンビル１２０の近位側の表面を打つ。図１０および図１１により明確に示されているよ

うに、アンビル 120 は、管部分 126 およびスリーブ組立体 121 を近位側へ並進させることにより開かれ、それにより、タブ 123 および蹄鉄形孔 124 は、タブ 122 に接触してこれを押す、それによりアンビル 120 を持ち上げる。アンビル開き位置では、二重ピボットクロージャスリーブ組立体 121 は、その近位側の位置に動かされる。

【0043】

操作にあたり、医師は、制御装置 112 を側方へ押すことにより器械 100 のエンドエフェクタ 102 をシャフト 104 に対しピボット 110 回りに関節運動させるのがよい。図 6 および図 8 を参照すると、バンド部分 202, 204 が一定長さのものであって、関節運動中、ぴんと張ったままの状態である場合、関節運動制御装置によりもたらされる横方向力によっては、曲げが生じない場合があることは理解されよう。というのは、例えば、バンド部分 204 は、バンド部分 202 を曲げたときにエンドエフェクタ 102 が回転するのを阻止するからである。したがって、図 8 に示す非限定的な実施形態では、バンド 205 は、バンド部分 202, 204 がエンドエフェクタ 102 を関節運動させるのに必要な長さよりも僅かに長いものであるように構成されている。次に、バンド部分 202, 204 をエンドエフェクタ 102 が中立位置にあるとき、シャフト 104 の長さ方向軸線と一直線をなすスロット 210 に向かってあらかじめ曲げる。

【0044】

中立位置から、医師は、側方力を制御装置 112 の左側に及ぼすことによりエンドエフェクタ 102 をシャフト 104 に対して左側に関節運動させるのがよい。力に応答して、関節運動スライダ 208 を図 12 および図 13 で示すようにフレーム 212 中に押し込むのがよい。スライダ 208 をフレーム 212 中に押し込むと、スロット 210 およびバンド部分 204 を細長いシャフト 104 を横切って、横方向、例えば、シャフト 104 の長さ方向軸線に対して実質的に横のまたは垂直の方向に並進させるのがよい。したがって、力をバンド部分 204 に加え、このバンド部分は、その初期のあらかじめ曲げられた位置からシャフト 104 の反対側に向かって一段と曲がる。それと同時に、バンド部分 202 をその初期のあらかじめ曲げられた位置から弛める。バンド部分 202 を真っ直ぐにすると共にバンド部分 204 を一段と曲げることにより、ボス 206 のところに反時計回りの回転力が生じ、この反時計回りの回転力により、ボス 206 およびエンドエフェクタ 102 は、図 12 に示すようにシャフト 104 の軸線に対して所望の角度まで関節運動ピボット 110 回りに左側に旋回する。バンド部分 202 を弛めることにより、そのバンド部分に加わる張力が減少し、それにより、バンド部分 204 は、バンド部分 202 からの干渉を受けないでエンドエフェクタ 102 を関節運動させることができる。医師はまた、側方力を制御装置 112 の右側に及ぼすことによりエンドエフェクタ 102 をシャフト 104 に対し右側に関節運動させることができることは理解されよう。これにより、ケーブル部分 202 が曲がり、それにより、ボス 206 のところに時計回りの回転力が生じ、この時計回りの回転力により、ボス 206 およびエンドエフェクタは、関節運動ピボット 110 回りに右側に旋回する。

【0045】

図 14～図 18 は、種々の実施形態に従って曲げバンドを備えたエンドエフェクタ 102 を関節運動させる追加の実施形態を示している。任意の種類のエンドエフェクタ 102 を図 14～図 18 に示す実施形態に使用できることは理解されよう。例えば、図 14 および図 16～図 18 は、45mm 体内カッタ型エンドエフェクタの全てまたは一部を示し、図 15 は、60mm 体内カッタ型エンドエフェクタを示している。図 14 は、バンド 401, 403 およびボス 406 を含む関節運動ピボット 110 の断面図である。バンド 401, 403 は、図示のように関節運動ピボット 110 に向かって遠位側へ延びているのがよい。バンド 401 は、シャフト 104 の左側に沿ってシャフト 104 を貫通して延びるのがよく、このバンドは、バンド部材 402 を周って、シャフト 104 の右側へ横切るようにめぐらされている。ここで、バンド 401 は、例えば連結箇所 408 のところでボス 406 に機械的に結合されるのがよい。同様に、バンド 403 は、シャフト 104 の右側に沿ってシャフト 104 を貫通して延びるのがよく、このバンドは、バンド部材 404 を

周って、シャフトの左側へ横切るようにめぐらされている。ここで、バンド４０３は、連結箇所４１０のところでボス４０６に機械的に結合されるのがよい。

【００４６】

図１６は、ピボット１１０の断面側面図である。バンド４０１，４０３は、非限定的な一実施形態に従って運動の妨害をしないよう互いにずれた状態で示されている。例えば、バンド４０１は、バンド４０３よりも下の位置で示されている。別の非限定的な実施形態では、バンド４０１，４０３の垂直位置決めを逆にしてもよい。図１５は、内部コンポーネントを含むエンドエフェクタ１０２およびシャフト１０４の分解組立て図である。図１５に示すエンドエフェクタ１０２は、組織をクランプし、ステープル留めすると共に切断する体内カッタとして働くよう構成されているが、種々の実施形態は、他の手術手技向けのエンドエフェクタ（図示せず）を利用してもよいことは理解できよう。バンド部材４０２，４０４は、シャフトフレーム舌部３０２に取り付けられた状態で示されている。また、ボス４０６は、図示のように連結箇所４０８，４１０を有するのがよい。組立て時、種々のコンポーネントは、図１６に示す関節運動軸線３０６のところで関節運動ピボット１１０回りに旋回することができる。

10

【００４７】

使用にあたり、図１４の実施形態は、図１７に示すように非関節運動位置を有するのがよい。関節運動制御装置１１２およびバンド４０１，４０３は、ほぼシャフト１０４の長さ方向軸線のところの心出し位置で示されている。したがって、エンドエフェクタ１０２は、中立位置または非関節運動位置にある。図１８では、関節運動制御装置１１２は、関節運動スライダ２０８がシャフト１０４の右側で関節運動フレーム中に押し込まれた状態で示されている。したがって、バンド４０１，４０３は、シャフト１０４の右側に向かって曲げられる。理解できるように、バンド４０１を右側に曲げることにより、ボス４０６のピボット箇所からずれた側方向きの力がボス４０６に及ぼされる。このずれた力により、ボス４０６は、関節運動ピボット１１０回りに回転し、エンドエフェクタ１０２が図示のように右側に旋回する。関節運動スライダ２０８をシャフト１０４の左側に押すことにより、側方向きの力がバンド４０１，４０３に及ぼされる場合があり、それによりバンド４０１，４０３の両方がシャフト１０４の左側に向かって曲げられることは理解されよう。次に、バンド４０３の曲げにより、上述したボス４０６のピボット箇所からずれた側方向きの力がボス４０６に及ぼされる。これにより、ボス４０６が関節運動ピボット回りに

20

30

【００４８】

図１９～図２４は、シャフト１０４の長さ方向軸線からずれた箇所で関節運動制御装置１１２とインターフェイスするよう差し向けられたバンド２５２，２５４を有するエンドエフェクタ１０２を関節運動させる別の実施形態を示している。したがって、バンド２５２，２５４は、図６および図１７にそれぞれ示すバンド部分２０２，２０４またはバンド４０１，４０３よりもシャフト１０４内で互いに実質的に一層平行である。図１９は、図１９～図２４の実施形態の例示のシャフト１０４、エンドエフェクタ１０２および関節運動制御装置１１２の断面上面図である。バンド２５２，２５４は、ボス２５６からシャフト１０４を通して関節運動制御装置１１２まで延びた状態で示されている。バンド２５２，２５４を長くすることができるばね組立体２５８，２６０が、バンド２５２，２５４の長さに沿って設けられている。バンド２５２，２５４は、例えば図１４～図１８に示すバンド４０１，４０３とほぼ同じ別々のバンドであってもよく、あるいは、図６～図１３に示すバンド２０５およびバンド部分２０２，２０４とほぼ同じ２つの部分を備えた１つのバンドであってもよいことは理解されよう。同様に、バンド２５２，２５４をボス２５６から図１４～図１８に示すバンド部材４０２，４０４とほぼ同じバンド部材（図示せず）の周りに通すのがよいことは理解されよう。

40

【００４９】

図２０は、図１９～図２４の実施形態のシャフト１０４と関節運動制御装置１１２との間の例示のインターフェイスの断面上面図である。バンド２５２，２５４は、シャフト１

50

04 を通って延び、関節運動スライダ280のスライダ開口部262のところで関節運動制御装置112にインターフェイスし、その後、連結箇所214, 216のところで関節運動制御装置112に固着される。バンド252, 254をスライダ開口部262と連結箇所214, 216との間であらかじめ曲げるのがよい。しかしながら、バンド252, 254は、シャフト104の中心からずれた箇所で関節運動制御装置112とインターフェイスしているので、これらバンドは、図8に示すバンド部分202または204と同じ程度にはあらかじめ曲げられることはないということは理解されよう。

【0050】

図21は、ばね組立体258, 260の拡大断面図である。ばね組立体258, 260は、バンド252, 254を低い張力下で長くすることができるが、高い張力下ではバンド252, 254の拡張を阻止するよう構成されている。ばね組立体258, 260を参照すると、ピストン272が、シェル270内に位置している。ばね274が、ピストン272に結合されると共にシェル270に結合されている。ケーブル252または254が僅かな張力を受けているとき、ばね274は、僅かに長くなり、それにより、ピストン272は、シェル270の開口部271に向かって動くことができる。ケーブル252または254が大きな張力を受けているとき、ピストン272は、動かされて開口部271の近くでシェル270に接触し、ばね組立体258または260は、もはやそれ以上長くなることが阻止される。

【0051】

図22は、関節運動スライダ280がシャフト104の長さ方向軸線を横切って左側から右側へ押された状態で図20の関節運動制御装置112を示している。その結果、バンド252は、シャフト104の右側に向かって曲げられ、バンド254は、停止部282によってその元の位置に維持される。図24を参照すると、バンド252を当初関節運動制御装置112によって曲げると、ばね組立体258のばね274は、長くなり、ついには、ピストン272がシェル270に接触し、ばね組立体258は、それ以上長くなることはできない。その時点で、ケーブル252を引き続き曲げると、反時計回りの回転力がボス256のところに生じる。ボス256が、回転力に応答して回転し始めると、このボスは、張力を非曲げ状態のバンド254に及ぼす。したがって、ばね組立体260のばね274は、長くなることができ、それによりバンド254が長くなり、ボス256が、反時計回りの方向に回転することができる。ボス256の回転により、エンドエフェクタ102は、図23に示すように左への回転方向に旋回する。バンド254に働いている張力は、ばね組立体260がエンドエフェクタ102の所望の動作範囲中、その最大拡張に達することはないほど低いことは理解されよう。

【0052】

関節運動スライダ280をシャフト104を横切って右側から左側にスライドさせると（その逆のことが、図22～図24に示されている）、バンド254が曲がってボス256の時計回りの回転を生じさせると共にエンドエフェクタ102の右側への関節運動を生じさせ、この場合、バンド252, 254の役割は、上述の説明とは逆になっている。また、理解されるように、種々の用途では、エンドエフェクタ102が、シャフトに対して一回転方向に旋回することが必要であるに過ぎない場合がある。したがって、図19～図24の実施形態をばね組立体が1つだけ所望の関節運動方向とは逆にバンドに設けられた状態で具体化できる。ばね組立体は、この場合、例えば適当なバンドの弾性部分を含む任意の種類のばねであってよい。

【0053】

図25～図30は、種々の実施形態に従って曲げケーブルまたはバンドを備えたエンドエフェクタ102を流体圧の作用で関節運動させる実施形態を示している。任意の種類のエンドエフェクタ102を図25～図30に示す実施形態に使用できることは理解されよう。例えば、図25および図26ならびに図29および図30は、45mm体内カッタ型エンドエフェクタの全体またはその一部を示し、図27は、60mm体内カッタ型エンドエフェクタを示している。図25を参照すると、部材508が、エンドエフェクタ102

10

20

30

40

50

に機械的に結合された状態で示されている。部材 508 をエンドエフェクタ 102 および部材 508 がピン 522 回りに旋回できるような仕方でピン 522 のところでシャフト 104 に旋回可能に連結するのがよい。ピン 522 を種々の実施形態では関節運動軸線 306 (図 26 に示す) のところに配置してもよい。

【0054】

バンド 502, 504 を例えばそれぞれ接続箇所 507, 509 のところで部材 508 に結合するのがよい。種々の非限定的な実施形態では、バンド 502, 504 に代えて例えば上述の図 7 に示す実施形態とほぼ同じ部材 508 回りに延びる 1 本のバンド (図示せず) を用いてもよいことは理解されよう。図 25 に戻ってこれを参照すると、バンド 502, 504 は、部材 508 からシャフト 104 の右側の連結箇所 513, 511 までそれぞれ延びるのがよい。バンド 502, 504 もまた各々、図示のようにそれぞれの流体圧ブラダ 510, 512 と効果的な接触状態になるよう位置決めされている。

【0055】

ブラダ 510, 512 は、例えば流体圧ライン 514, 516 を介して加圧作動流体が供給されると近位側へ膨張することができる。膨張すると、ブラダ 510, 512 は、近位側への曲げ力をバンド 502, 504 に及ぼす。例えば、膨張すると、ブラダ 510 は、曲げ力をバンド 504 に及ぼし、それにより、部材 508 のピボット箇所に対してずれた力を及ぼし、エンドエフェクタ 102 を関節運動軸線 306 (図 26 に示す) 回りに回転させる。図 25 ~ 図 27 ならびに図 29 および図 30 に示す実施形態では、ブラダ 510, 512 は両方共、シャフト 104 の右側に位置決めされている。しかしながら、理解されるように、他の非限定的な実施形態では、ブラダをシャフト 104 の左側に配置してもよくまたは各ブラダ 510, 512 をシャフト 104 の互いに異なる側に配置してもよい。加圧時におけるブラダ 510, 512 の膨張は、かかる膨張によりブラダが有効接触状態にあるバンド 502 または 504 に力が加えられて、回転力が部材 508 およびエンドエフェクタ 102 に及ぼされることを条件として、幾つかの方向のうちの任意の方向であってよい。

【0056】

図 26 および図 27 は、図 25 の実施形態のエンドエフェクタ 102 およびシャフト 104 の追加の図である。図 27 は、エンドエフェクタ 102 およびシャフト 104 内に存在しているコンポーネントの分解組立て図である。エンドエフェクタフレーム 150 は、部材 508 に機械的に結合された状態で示されている。種々の非限定的な実施形態では、部材 508 は、エンドエフェクタフレーム 150 の一体部分であってよい。シャフトフレーム 526 が、ピン孔 520 を有するものとして示されている。ピン 522 は、部材 508 によって画定されたピン孔 518 に係合するのがよく、それにより、部材 508 をシャフトフレーム 526 に締結し、部材 508 およびエンドエフェクタ 102 がピン 522 回りに回転することができる。シャフトフレーム 526 はまた、流体圧ブラダ 510, 512 をそれぞれ包囲する流体圧ブラダポケット 540, 542 を有するものとして示されている。

【0057】

図 28 に示す関節運動制御装置 501 を用いて流体圧ブラダ 510, 512 を作動させるのがよい。関節運動制御装置 501 内に設けられた左作動ブラダ 528 および右作動ブラダ 530 は、作動時に、加圧作動流体を流体圧ライン 514, 516 に提供する。作動ブラダ 528, 530 は、頂部 532 および底部 534 を含むフレーム組立体内に納められるのがよい。フレーム組立体内に設けられた左ボタン 536 および右ボタン 538 により、医師は、流体圧ブラダ 528 または 530 のうち一方または他方を圧縮し、かくして、流体圧ブラダ 528 または 530 を作動させ、それにより作動流体をブラダからこれと関連した流体圧ライン 514, 516 を通ってブラダ 512 または 510 にそれぞれ送り込み、かくして、エンドエフェクタ 102 の回転を生じさせる。

【0058】

図 29 および図 30 は、使用中の図 25 の実施形態の断面図である。図 29 では、ブラ

ダ５１０もブラダ５１２も膨張していない。したがって、エンドエフェクタ１０２は、中立または非関節運動位置で示されている。これとは対照的に、図３０は、ブラダ５１０をインフレート状態で示している。ブラダ５１０は、例えば、流体圧ライン５１６を介して提供された加圧作動流体に応答してインフレートしている。ブラダ５１０は、そのインフレート状態では、曲げ力をバンド５０４に及ぼすよう膨張している。この場合、バンド５０４は、部材５０８のピボット箇所に対してずれた力を及ぼして部材５０８を時計回りの回転方向に回転させ、エンドエフェクタ１０２が図示のように右側に関節運動するようにする。

【００５９】

本発明を幾つかの実施形態の説明によって開示すると共に例示の実施形態をかなり詳細に説明したが、特許請求の範囲に記載された本発明の範囲をかかるとは異なる意味においても限定することが本出願人の意図ではない。当業者であれば、追加の利点および改造例を容易に想到できよう。

【００６０】

例えば、上述の実施形態は内視鏡下で採用される外科的切断兼用ステープル留め器械１００について利点を有するが、他の臨床手技に同様な実施形態を利用できる。内視鏡下手技は、腹腔鏡下手技よりもよく用いられていることは、一般に認められている。したがって、本発明を内視鏡下手技および装置と関連して説明した。しかしながら、本明細書で用いた例えば「内視鏡」という用語は、本発明を内視鏡管（即ち、トロカール）と関連してのみ用いられる外科用器械に限定するものと解されてはならない。これとは逆に、本発明は、小さな切開部への接近が制限された任意の手技に利用できると考えられ、かかる手技としては、腹腔鏡下手技および開放手技が挙げられるが、これらには限定されない。

【００６１】

さらに別の例として、本明細書において説明した例示の取っ手部分１０３は医師からの入力に応答して機械的に操作されるが、取っ手部分の機能の幾つかまたは全てに他の手段（例えば、空気圧手段、電気機械的手段、超音波手段、流体圧手段等）により動力供給することは、本発明の特徴と一致している。さらに、これら機能の各々の制御装置は、取っ手部分に手動で提供できまたは遠隔制御できる（例えば、ワイヤレスリモートコンソール、自動リモートコンソール等）。

【００６２】

参照により引用したと記載した場合の特許文献、刊行物または情報はどれも、全体としてまたは部分的に、組み込んだ内容が本明細書に記載した既存の定義、声明または他の開示内容と矛盾しない程度まで組み込まれるに過ぎない。したがって、本明細書に明示的に記載された開示内容は、参照により組み込んだ内容がこれと矛盾したとしても、これに取って代わるものである。

【００６３】

〔実施の態様〕

本発明の具体的な実施態様と、次の通りである。

（１）関節運動式外科用器械において、

長さ方向軸線を有するシャフトと、

前記シャフトに関節運動ピボットのところで作動的に結合されたエンドエフェクタと、

前記エンドエフェクタに作動的に結合されていて、かつ、前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第１のバンドと、

力を前記長さ方向軸線に対して実質的に横の方向に加える関節運動制御装置であって、前記関節運動制御装置は、前記加えた力が前記第１のバンドを介して前記エンドエフェクタに伝えられて前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して前記関節運動ピボット回りに回転させるよう前記第１のバンドに作動的に連結されている、関節運動制御装置と、

を有する、外科用器械。

（２）実施態様（１）記載の外科用器械において、

前記関節運動制御装置は、前記力を第１の横方向に加えて前記エンドエフェクタを前記

10

20

30

40

50

シャフトに対し第1の回転方向に回転させるために、第1の方向に動くことができるよう構成されている、外科用器械。

(3) 実施態様(2)記載の外科用器械において、

前記関節運動制御装置は、前記力を前記第1の横方向とは逆の第2の横方向に加えて前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して第2の回転方向に回転させるために、第2の方向に動くことができるよう構成されている、外科用器械。

(4) 実施態様(2)記載の外科用器械において、

前記エンドエフェクタに作動的に結合されていて、かつ、前記エンドエフェクタから前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第2のバンド、

を更に有し、

10

前記関節運動制御装置は、前記加えた力が前記第2のバンドを介して前記エンドエフェクタに伝えられて前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して第2の回転方向に回転させるよう前記第2のバンドに作動的に連結されている、

外科用器械。

(5) 実施態様(4)記載の外科用器械において、

前記関節運動制御装置は、前記シャフトを横切って第1の位置、第2の位置、および中立の位置まで横方向に動くことができる関節運動スライダを有する、外科用器械。

(6) 実施態様(5)記載の外科用器械において、

前記スライダは、前記シャフトを横切って第3の位置および第4の位置まで横方向に動くことができる、外科用器械。

20

(7) 実施態様(5)記載の外科用器械において、

前記第1のバンドおよび前記第2のバンドは、前記関節運動制御装置が前記中立位置にあるとき、前記長さ方向軸線に向かってあらかじめ曲げられる、外科用器械。

(8) 実施態様(5)記載の外科用器械において、

前記関節運動スライダは、前記関節運動スライダが前記中立位置にあるとき、ほぼ前記長さ方向軸線のところに位置決めされたスロットを画定し、

前記第1のバンドおよび前記第2のバンドは、前記スロットを通り、前記関節運動スライダは、前記関節運動スライダが前記第1の位置および前記第2の位置のうち一方の位置にあるとき、前記長さ方向軸線からずれた状態で位置決めされる、

外科用器械。

30

(9) 実施態様(1)記載の外科用器械において、

第1の遠位部材、

を更に有し、

前記第1のバンドは、前記エンドエフェクタから前記第1の遠位部材を周るように通されている、

外科用器械。

【0064】

(10) 実施態様(9)記載の外科用器械において、

前記エンドエフェクタに作動的に連結されていて、かつ、前記エンドエフェクタから前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第2のバンドと、

40

第2の遠位部材と、

を更に有し、

前記第2のバンドは、前記エンドエフェクタから前記第2の遠位部材を周るように通されている、

外科用器械。

(11) 実施態様(1)記載の外科用器械において、

前記関節運動制御装置は、前記長さ方向軸線に対して実質的に横の方向に並進可能な関節運動スライダを有し、

前記関節運動スライダは、前記関節運動スライダの運動範囲の少なくとも一部の間、前記第1のバンドに接触する、

50

外科用器械。

(12) 実施態様(1)記載の外科用器械において、
前記力は、前記第1のバンドに加えられる、外科用器械。

(13) 実施態様(1)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドに向かって膨張可能な第1の流体圧関節運動ブラダ、
を更に有する、外科用器械。

(14) 実施態様(13)記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置により加えられた前記力を受け取るように構成された作動流体源

、
を更に有する、外科用器械。

10

(15) 実施態様(14)記載の外科用器械において、
前記作動流体源は、前記第1の流体圧関節運動ブラダに流体結合された流体圧関節運動
ブラダである、外科用器械。

(16) 実施態様(15)記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、
前記第1の流体圧関節運動ブラダを圧縮する第1の作動ボタンであって、前記力が前記
第1の作動ボタンに加えられると、前記第1の流体圧関節運動ブラダをインフレートさせ
るために前記作動流体を前記第1の流体圧関節運動ブラダに差し向ける、第1の作動ボタ
ン、

を有する、

20

外科用器械。

(17) 実施態様(13)記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、第2の流体圧関節運動ブラダを更に有する、外科用器械。

(18) 実施態様(17)記載の外科用器械において、
前記第1の流体圧関節運動ブラダ、および第2の流体圧関節運動ブラダは、前記シャフ
トの共通の側に沿って位置決めされている、外科用器械。

(19) 実施態様(17)記載の外科用器械において、
前記エンドエフェクタに作動的に結合されていて、前記エンドエフェクタから前記シャ
フトの少なくとも一部を通して延びる第2のバンド、

を更に有し、

30

前記第2の流体圧関節運動ブラダは、前記第2のバンドに向かって膨張可能である、
外科用器械。

【0065】

(20) 実施態様(19)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドに向かう前記第1の流体圧関節運動ブラダの膨張により、前記第1の
バンドが曲がり、それにより、第1の回転方向における前記関節運動ピボット回りの前記
シャフトに対する前記エンドエフェクタの回転が生じ、

前記第2のバンドに向かう前記第2の流体圧関節運動ブラダの膨張により、前記第2の
バンドが曲がり、それにより、第2の回転方向における前記関節運動ピボット回りの前記
シャフトに対する前記エンドエフェクタの回転が生じる、

40

外科用器械。

(21) 実施態様(17)記載の外科用器械において、
前記関節運動制御装置は、前記力を第1の横方向または前記第1の横方向とは逆の第2
の横方向に加えて前記エンドエフェクタをそれぞれ第1の回転方向または第2の回転方向
に回転させるよう構成されている、外科用器械。

(22) 実施態様(21)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドは、前記関節運動ピボット上に心出しされたボスのところで前記エン
ドエフェクタに機械的に結合されていて、前記第1のバンドを介して伝えられる力が前記
ボスに伝えられて前記ボスを前記関節運動ピボット回りに回転させるようになっている、
外科用器械。

50

(23) 実施態様(21)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドは、前記関節運動ピボットからずれた第1の箇所では前記ボスに機械的に結合されている、外科用器械。

(24) 実施態様(23)記載の外科用器械において、
前記エンドエフェクタに作動的に連結されていて、前記エンドエフェクタから前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第2のバンド、
を更に有し、

前記関節運動制御装置は、前記第2のバンドに作動的に連結され、かつ、前記力を前記第2の横方向に加えるよう構成されており、

前記第2のバンドは、前記第2のバンドに加えられた力が前記ボスに伝えられて前記ボスを前記関節運動ピボット回りに回転させるよう前記ボスに機械的に結合されている、外科用器械。 10

(25) 実施態様(24)記載の外科用器械において、
前記第2のバンドは、前記関節運動ピボットからずれると共に前記第1の箇所から間隔を置いて位置する第2の箇所のところで前記ボスに機械的に結合されている、外科用器械。

(26) 実施態様(1)記載の外科用器械において、
前記シャフトに機械的に連結された取っ手、
を更に有する、外科用器械。

(27) 実施態様(1)記載の外科用器械において、
前記エンドエフェクタに作動的に連結されていて、前記エンドエフェクタから前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第2のバンド、
を更に有し、 20

前記第2のバンドは、前記第2のバンドを張力に応答して長くすることができるばね組立体を有する、
外科用器械。

(28) 実施態様(27)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドは、前記第1のバンドを張力に応答して一定距離長くすることができるばね組立体を更に有する、外科用器械。

(29) 実施態様(27)記載の外科用器械において、
前記第1のバンド、および前記第2のバンドは、前記シャフトの前記長さ方向軸線からずれた箇所では前記関節運動制御装置に作動的に連結されている、外科用器械。 30

(30) 実施態様(27)記載の外科用器械において、
前記第2のバンドは、前記長さ方向軸線に対して実質的に横の方向で第2の力を受け取るよう構成され、

前記第2の力は、前記第2のバンドを介して前記エンドエフェクタに伝えられて前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して前記関節運動ピボット回りに第2の方向へ回転させる、
外科用器械。

【0066】 40

(31) 関節運動式外科用器械において、
近位端部および遠位端部を備えたシャフトと、
エンドエフェクタであって、前記シャフトの遠位端部に設けられていて、かつ前記エンドエフェクタが関節運動軸線回りに前記シャフトに対して回転できるようにする、関節運動ピボットのところで、前記シャフトに回転可能に結合された、エンドエフェクタと、

前記シャフトの少なくとも一部を貫通して延びる第1のバンドであって、前記第1のバンドは、前記関節運動軸線からずれた箇所では前記エンドエフェクタに機械的に結合された第1の端部を有する、第1のバンドと、
を有する、外科用器械。

(32) 実施態様(31)記載の外科用器械において、 50

前記シャフトの前記近位端部で前記シャフトに機械的に結合された取っ手、
を更に有する、外科用器械。

(33) 実施態様(31)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドに向かってスライド可能な関節運動制御装置バー、
を更に有する、外科用器械。

(34) 実施態様(31)記載の外科用器械において、
前記第1のバンドの方へ膨張可能な第1の関節運動流体圧ブラダ(bladder)、
を更に有する、外科用器械。

(35) 実施態様(31)記載の外科用器械において、
前記シャフト内に位置決めされた遠位部材、

10

を更に有し、
前記第1のバンドは、前記遠位部材を周って前記エンドエフェクタへとめぐらされてい
る、

外科用器械。

(36) 実施態様(31)記載の外科用器械において、
前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第2のバンド、
を更に有し、

前記第2のバンドは、前記関節運動軸線からずれた第2の箇所で前記エンドエフェクタ
に機械的に結合された第1の端部を有する、

外科用器械。

20

(37) 実施態様(36)記載の外科用器械において、

前記第1のバンド、および前記第2のバンドは、あらかじめ曲げられている、外科用器
械。

【0067】

(38) 外科用器械を作動させる方法において、
前記外科用器械は、
シャフト、

エンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタを前記シャフトに対して関節運動軸
線回りに旋回させることができる関節運動ピボットのところで前記シャフトに機械的に結
合された、エンドエフェクタ、および、

30

前記シャフトの少なくとも一部を通して延びる第1のバンドであって、前記第1のバン
ドが、前記関節運動軸線からずれた箇所で前記エンドエフェクタに機械的に結合された第
1の端部を有する、第1のバンド、

を有し、

前記方法は、

力を前記シャフトに対して実質的に横の方向に前記外科用器械に加えるステップ、

を有し、

前記力により、前記第1のバンドが曲がり、前記第1のバンドの前記曲がりにより、

前記エンドエフェクタが、前記シャフトに対して前記関節運動ピボット回りに第1の方
向へ旋回する、

40

方法。

(39) 実施態様(38)記載の方法において、

前記外科用器械は、前記関節運動軸線からずれた第2の箇所で前記エンドエフェクタに
機械的に結合されている第1の端部を備えた第2のバンドを更に有し、

前記方法は、第2の力を前記シャフトに対して実質的に横の第2の方向に前記外科用器
械に加えるステップを更に有し、

前記第2の力により、前記第2のバンドが曲がり、

前記第2のバンドの前記曲がりにより、前記エンドエフェクタは、前記シャフトに対し
て前記関節運動ピボット回りに第2の方向へ旋回する、

方法。

50

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図1】 先行技術の外科用器械の部分切除側面図である。

【図2】 先行技術の外科用器械のエンドエフェクタの図1の2-2線矢視断面側面詳細図である。

【図3】 本発明の種々の実施形態としての外科用器械の立体図である。

【図4】 本発明の種々の実施形態としての外科用器械の側面図である。

【図5】 本発明の種々の実施形態としての外科用器械の上面図である。

【図6】 本発明の一実施形態としての外科用器械のエンドエフェクタおよび細長いシャフトの断面上面図である。

10

【図7】 中立位置にある図6の外科用器械の関節運動ピボットの断面上面図である。

【図8】 中立位置にある図6の外科用器械の関節運動制御装置の断面上面図である。

【図9A】 図6の外科用器械の関節運動ピボットと同様な関節運動ピボットを有する外科用器械のエンドエフェクタおよび細長いシャフトの分解組立て図である。

【図9B】 図9Aの外科用器械の発射バーの上面図である。

【図10】 図6の外科用器械の関節運動ピボットの断面側面図である。

【図11】 図10の外科用器械のエンドエフェクタおよび関節運動ピボットの立体図である。

【図12】 図6の外科用器械のエンドエフェクタ、関節運動ピボットおよび関節運動制御装置を示す図であり、エンドエフェクタが本発明の種々の実施形態に従って左側に関節運動した状態を示す図である。

20

【図13】 図12に示すようにエンドエフェクタを動かすよう左側に押された図6の外科用器械の関節運動制御装置の断面上面図である。

【図14】 本発明の別の実施形態としての外科用器械の関節運動ピボットの断面上面図である。

【図15】 図14の外科用器械の関節運動ピボットと同様な関節運動ピボットを有する外科用器械のエンドエフェクタおよび細長いシャフトの分解組立て図である。

【図16】 図14の関節運動ピボットを有する外科用器械の関節運動ピボットの別の実施形態の断面側面図である。

【図17】 図14～図16の外科用器械のエンドエフェクタ、関節運動ピボットおよび関節運動制御装置を示す図であり、エンドエフェクタが中立位置にある状態を示す図である。

30

【図18】 図14～図16の外科用器械のエンドエフェクタ、関節運動ピボットおよび関節運動制御装置を示す図であり、エンドエフェクタが左側へ関節運動した状態を示す図である。

【図19】 本発明の一実施形態としての外科用器械の断面上面図である。

【図20】 中立位置にある図19の外科用器械の関節運動制御装置の断面上面図である。

【図21】 中立位置にある図19の外科用器械のシャフト、ケーブルおよびばね組立体の断面上面図である。

【図22】 左側に関節運動した図19の外科用器械の関節運動制御装置の断面上面図である。

40

【図23】 左側に関節運動した図19の外科用器械の断面上面図である。

【図24】 左側に関節運動した図19の外科用器械のシャフト、ケーブルおよびばね組立体の断面上面図である。

【図25】 本発明の別の実施形態としての外科用器械の関節運動ピボットの断面上面図である。

【図26】 図25の外科用器械の関節運動ピボットの断面側面図である。

【図27】 図25および図26の外科用器械の関節運動ピボットと同様な関節運動ピボットを有する外科用器械のエンドエフェクタおよび細長いシャフトの分解組立て図である。

【図28】 図25および図26に示す本発明の実施形態にとって有用な外科用器械の流体

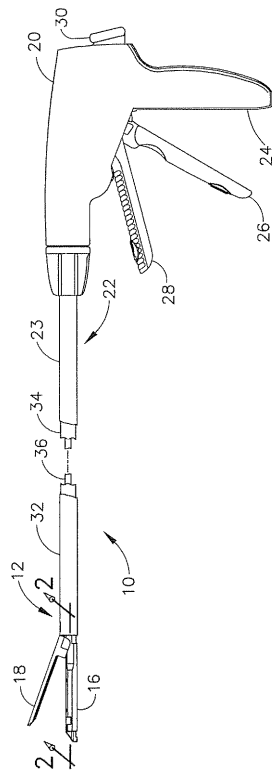
50

圧作動式関節運動制御装置を示す図である。

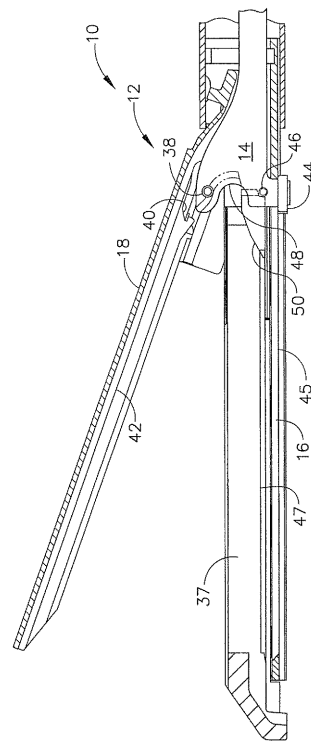
【図 29】図 25～図 27 の外科用器械のエンドエフェクタおよび関節運動ピボットを示す図であり、エンドエフェクタが中立位置にある状態を示す図である。

【図 30】図 25～図 27 の外科用器械のエンドエフェクタおよび関節運動ピボットを示す図であり、エンドエフェクタが右側に関節運動した状態を示す図である。

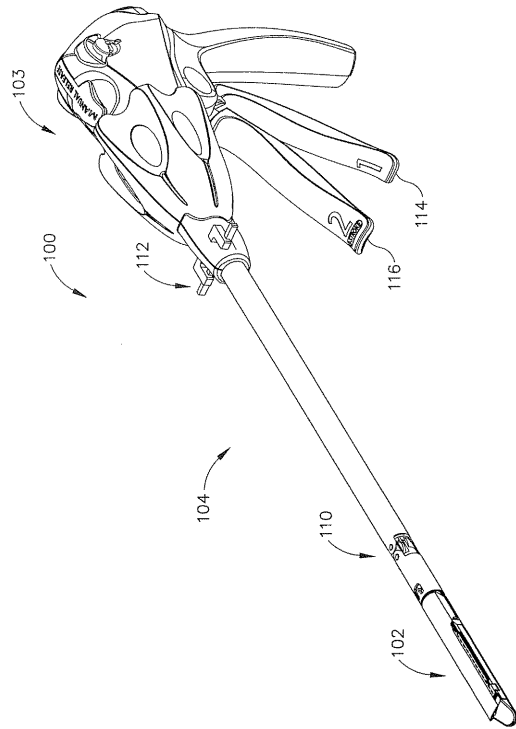
【図 1】



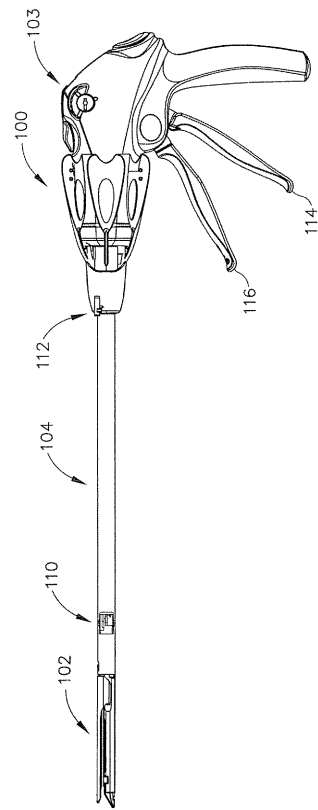
【図 2】



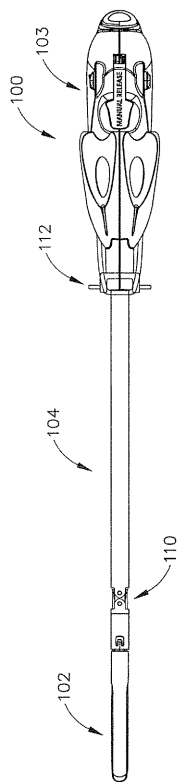
【図 3】



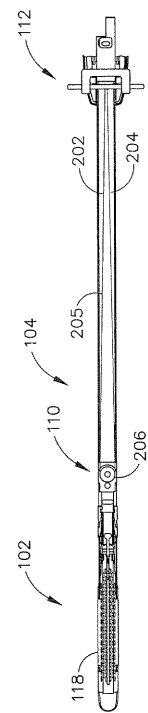
【図 4】



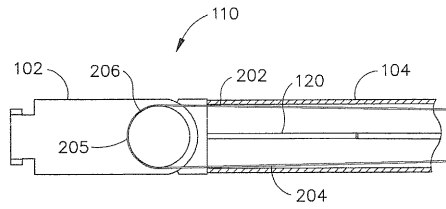
【図 5】



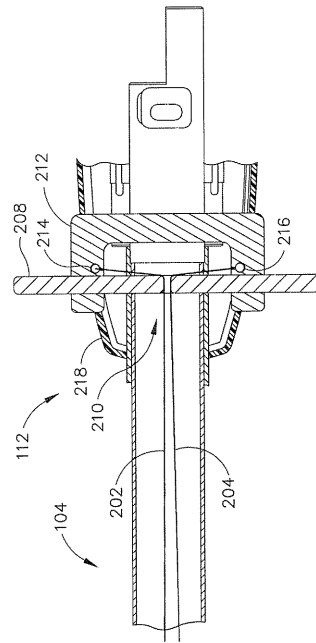
【図 6】



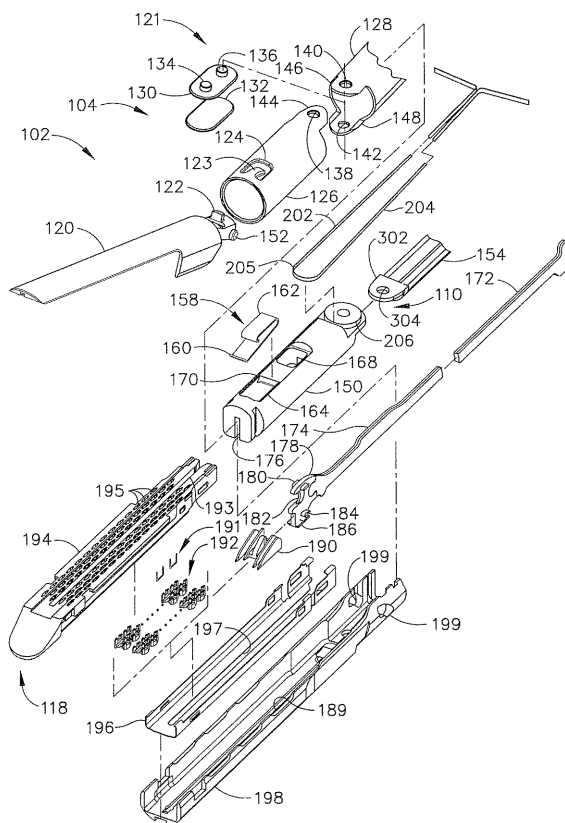
【図 7】



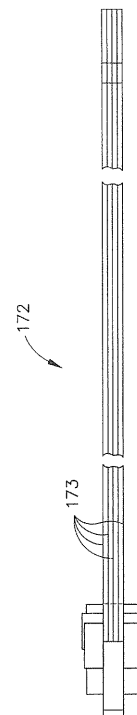
【図 8】



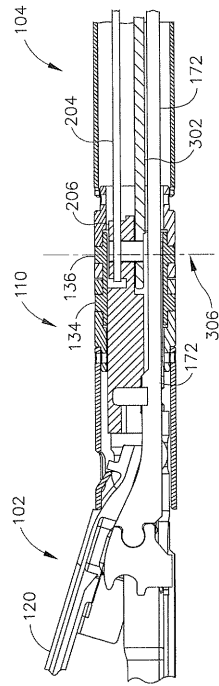
【図 9 A】



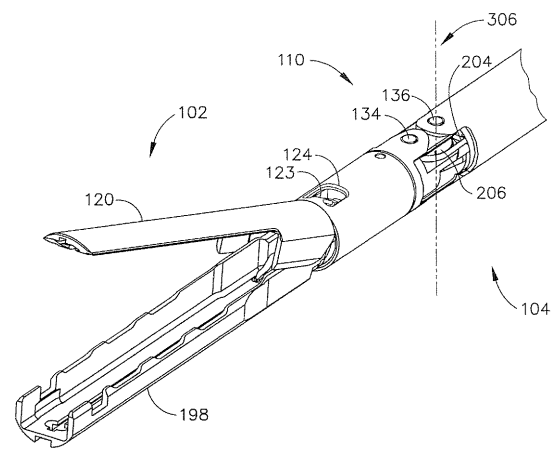
【図 9 B】



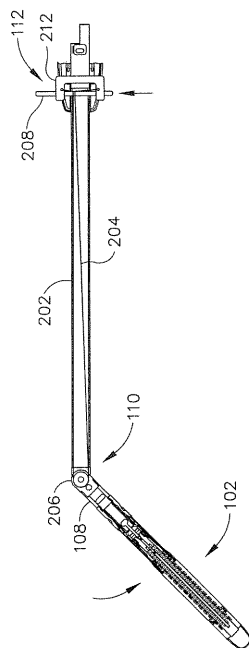
【図 10】



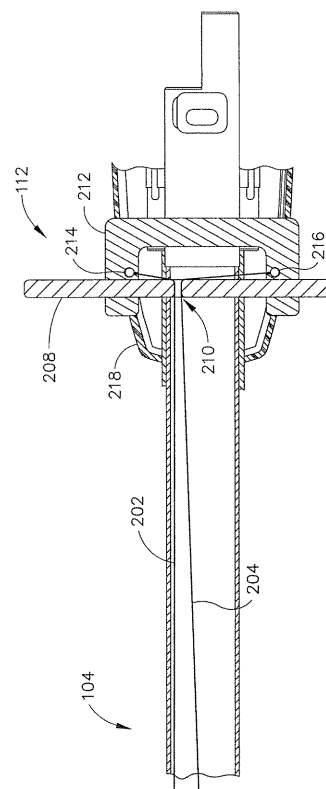
【図 11】



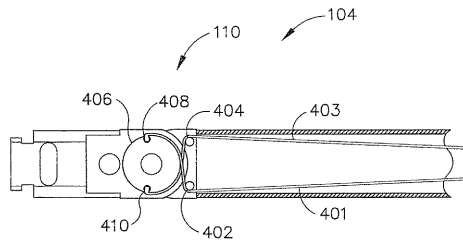
【図 12】



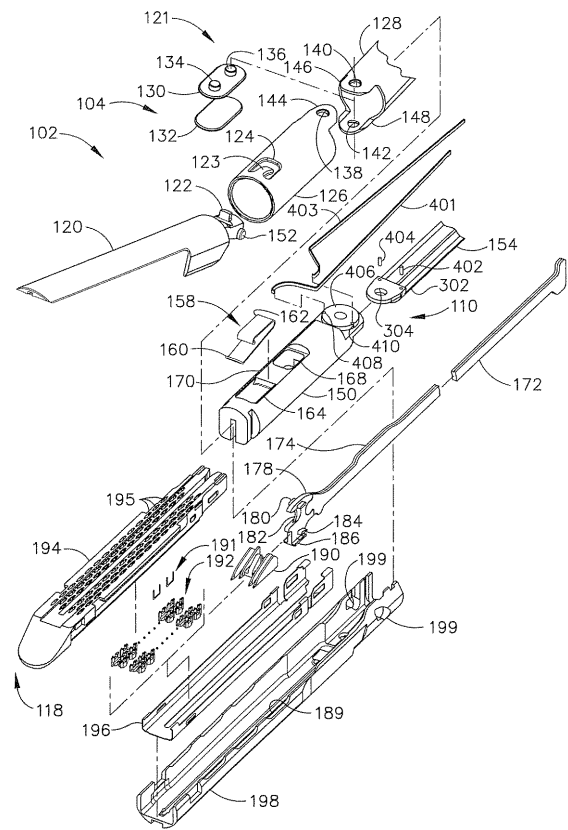
【図 13】



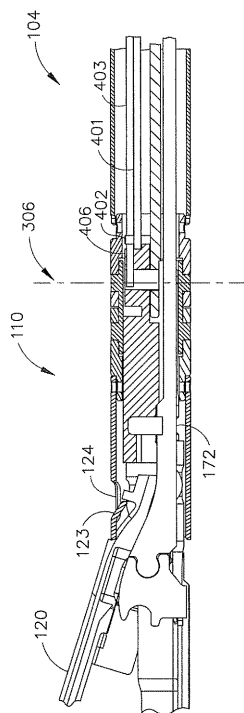
【图 14】



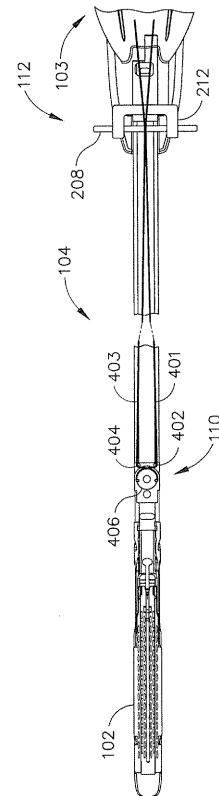
【 図 1 5 】



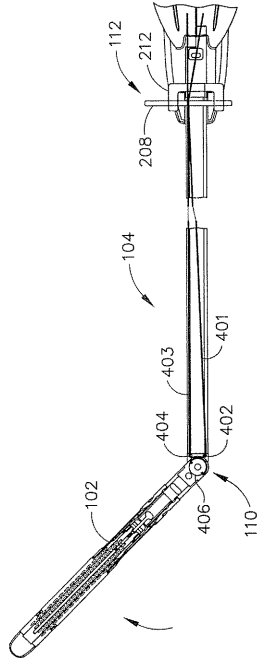
【图 16】



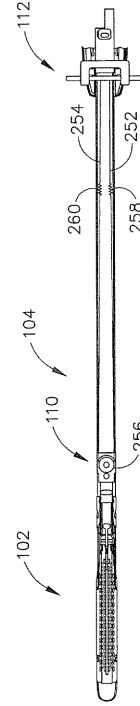
【图 17】



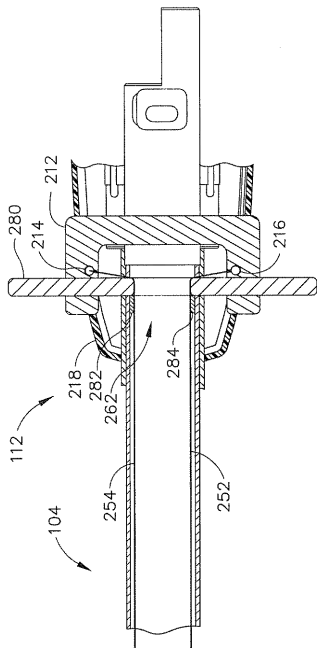
【図 18】



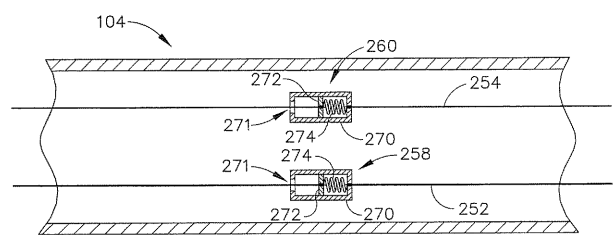
【図 19】



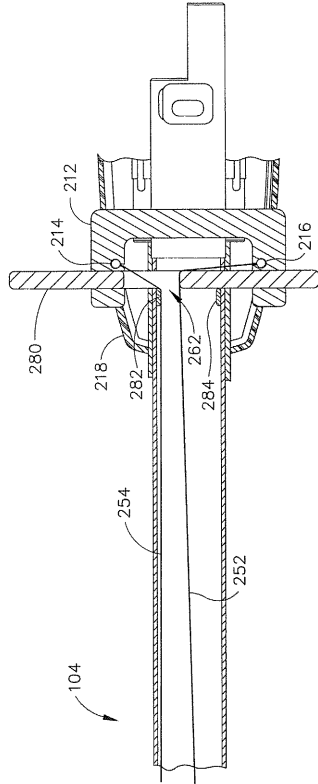
【図 20】



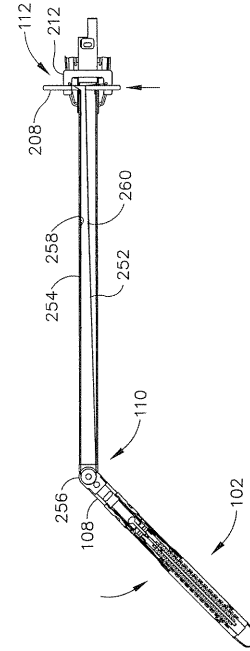
【図 21】



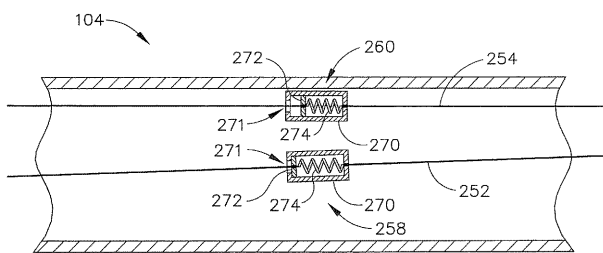
【図 2 2】



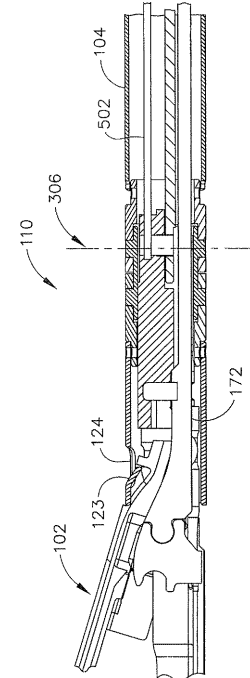
【図 2 3】



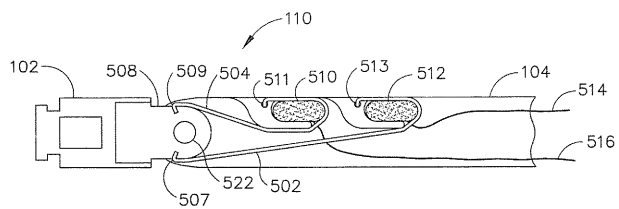
【図 2 4】



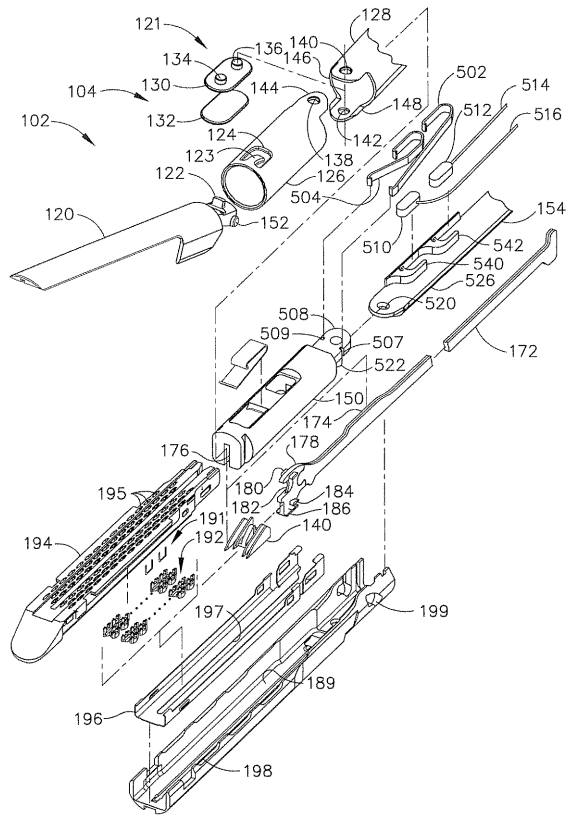
【図 2 6】



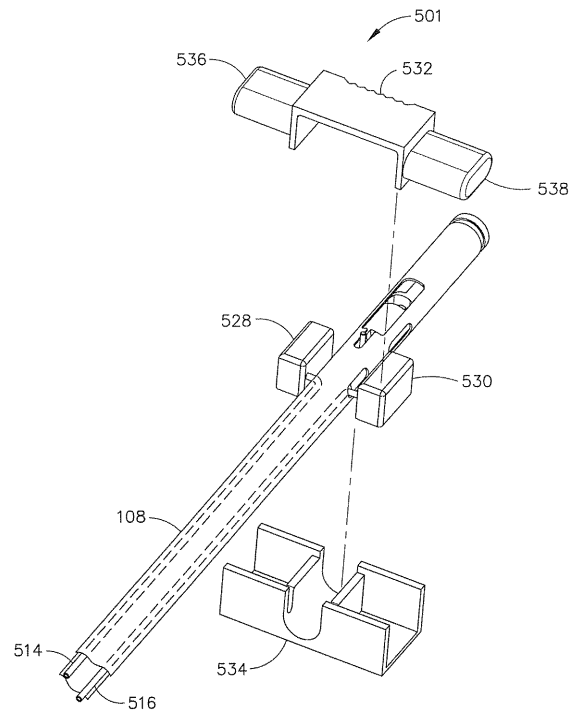
【図 2 5】



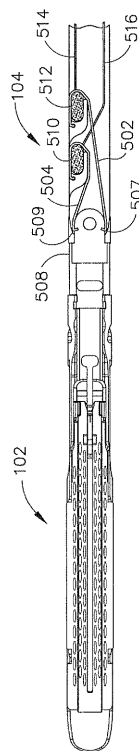
【図 27】



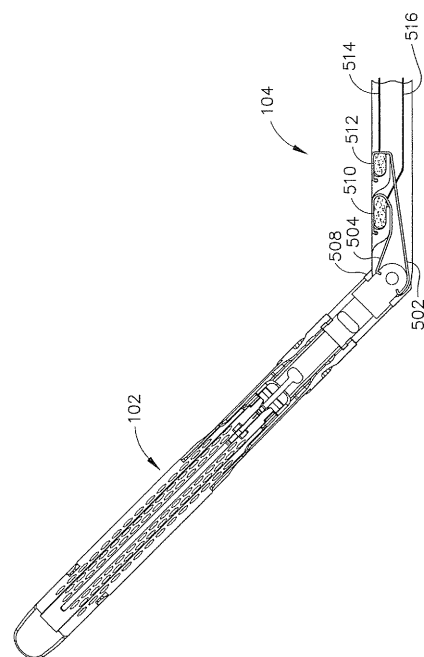
【図 28】



【図 29】



【図 30】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ジョフリー・シー・ヒュイール

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メイソン、ミスティ・スプリングス・コート 7 6 9
3

(72)発明者 ジョセフ・チャールズ・ヒュイール

アメリカ合衆国、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、ディストルヒル・ドライブ 1 1 6 1 1

(72)発明者 ケネス・エドワード・ホーグ

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メイソン、ワインディング・トレイル・プレイス 8
2 9 2

(72)発明者 クリストファー・ルイス・ギラム

アメリカ合衆国、4 5 0 4 4 オハイオ州、ミドルトン、スプリング・マウンテン・レーン 5 1
4 3

(72)発明者 ダグラス・ジョン・シーベナラー

アメリカ合衆国、4 5 0 3 9 オハイオ州、メインヴィル、ナンバーイー、マッキントッシュ・レ
ーン 2 9 1 1

Fターム(参考) 4C060 CC06 CC13 CC29 FF04 FF19 FF23

【外国語明細書】

2007185509000001.pdf