

(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2005-28147

(P2005-28147A)

(43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/10	A 6 1 B 17/10	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/32	A 6 1 B 17/32 3 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L 外国語出願 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-202185 (P2004-202185)	(71) 出願人	595057890
(22) 出願日	平成16年7月8日 (2004.7.8)		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	615962		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(32) 優先日	平成15年7月9日 (2003.7.9)		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

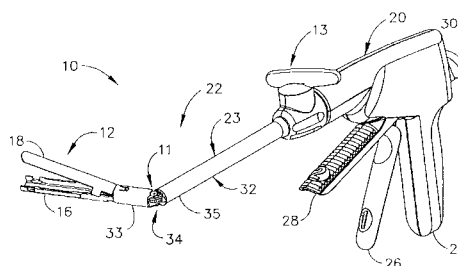
(54) 【発明の名称】 発射バーの通路を確保する関節動作接続部を備えた外科用ステープラ

(57) 【要約】

【課題】 関節動作接続部を通る発射バーを少ない摩擦で支持できる外科器具機構のための改良された関節動作機構を提供すること。

【解決手段】 ハンドル部分からの回動動作を変換する歯車関節動作機構によってエンドエフェクタを内視鏡的に関節動作させるのに特に適した外科用ステープラ / 切断器具。発射バーヘッドが、エンドエフェクタの対向するジョーに対して歪みのない切断縁及び係合構造を提供するために厚くなっている。発射バーはまた、関節動作機構の柔軟性に適合するようにストリップなどの形態の薄いテーパ状の基端部分を含む。発射中の発射バーストリップの座屈を防止するために、一对の支持プレートが、関節動作機構に亘って発射バーストリップの側面に調節可能に配置されている。締付けを防止するために、保持バーが発射バーの上方の支持プレート間に配置され、支持プレート間の間隔が維持されている。

【選択図】 図 2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具であって、
関節動作及び発射動作を引き起こすことができるように機能的に構成されたハンドル部分と、

前記関節動作及び前記発射動作を伝達するために前記ハンドル部分に取り付けられた長軸を有するシャフトと、

前記関節動作にตอบสนองしてエンドエフェクタを前記シャフトの前記長軸から回転させる、前記シャフトを前記エンドエフェクタに接続する関節動作機構と、

前記関節動作機構の先端側に取り付けられた前記エンドエフェクタと、

10

前記発射動作にตอบสนองし、前記関節動作機構及び前記エンドエフェクタを介して動作するために接続された発射機構と、

前記関節動作機構に亘って前記発射機構の側面に位置する一对の支持プレートと、

少なくとも前記発射機構の厚みのスペースが前記一对の支持プレート間に得られるように、前記発射機構に近接して前記一对の支持プレート間に横方向に挿入された支持部材を含むことを特徴とする外科器具。

【請求項 2】

外科器具であって、

発射動作、閉止動作、及び関節動作を引き起こすことができるハンドル部分と、

前記発射動作、前記閉止動作、及び前記関節動作を個別に伝達できるように前記ハンドル部分に接続されたシャフトと、

20

前記シャフトに接続された細長い溝形部材と、

前記シャフトからの前記閉止動作にตอบสนองする、前記細長い溝形部材に回転可能に接続されたアンビルと、

前記細長い溝形部材と前記アンビルとの間に長手方向に受容された先端側を向いた切断縁を含む発射装置と、

前記関節動作にตอบสนองして前記シャフトから前記細長い溝形部材を回転させる関節動作機構と、

前記関節動作機構に亘って前記発射機構の側面に位置する一对の支持プレートと、

前記一对の支持プレートを横方向に離間させるべく、前記発射機構に近接して前記一对の支持プレート間に挿入された保持部材を含むことを特徴とする外科器具。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願

本願は、それぞれ言及することを以って本明細書の一部とする4つの同時係属中の自己の同時出願に関連する。これらの同時出願の名称は次の通りである。

(1) フレデリック・イー・シェルトン4世 (Frederick E. Shelton IV)、マイク・セツァー (Mike Setser)、及びブルース・ウエイズンバーグ (Bruce Weisenburgh) による、「関節動作接続部の高い可撓性を得るためにテーパ状発射バーを備えた外科用ステープラ (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A TAPERED FIRING BAR FOR INCREASED FLEXIBILITY AROUND THE ARTICULATION JOINT)」。

40

(2) ケネス・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales) 及びジョセフ・チャールズ・フエイル (Joseph Charles Hueil) による、「発射バーを支持するための関節動作接続部支持プレートを備えた外科用ステープラ (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING ARTICULATION JOINT SUPPORT PLATES FOR SUPPORTING A FIRING BAR)」。

(3) ケネス・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales)、ダグラス・ビー・ホフマン (Douglas B. Hoffman)、フレデリック・イー・シェルトン4世 (Frederick E. Shelton IV)、及びジェフ・スウェイズ (Jeff Swayze) による、「長軸に対して回転させる関節動作機構を備えた外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM)」。

50

ISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS)」。

(4) ケネス・エス・ウェールズ (Kenneth S. Wales) による、「横方向に移動する関節動作制御部を備えた外科器具 (A SURGICAL INSTRUMENT WITH A LATERAL-MOVING ARTICULATION CONTROL)」。

【背景技術】

【0002】

本発明は、ステープル列の間の組織を切断すると共に複数列のステープルを止めることができる外科用ステープラ器具に関し、詳細には、ステープラ外科器具の改良、並びに関節動作シャフトを含むステープラ器具の様々な構成要素を形成するための製造方法における改良に関する。

10

【0003】

内視鏡外科器具は、切開部が小さく、術後の回復時間が短く、合併症がすくないため、従来の開放外科装置よりも好ましい場合が多い。従って、トロカールのカニューレを介して所望の外科部位に先端エンドエフェクタを正確に配置するのに適した内視鏡外科器具が著しく進歩した。このような先端エンドエフェクタは、診断処置または治療処置 (例えば、エンドカッター (endocutite)、把持装置、カッター、ステープラ、クリップアプライヤー、アクセス装置、薬物/遺伝子治療送達装置や、超音波、高周波、及びレーザーなどを用いたエネルギー装置) を行うために様々は方法で組織に係合する。

【0004】

エンドエフェクタの位置合わせは、トロカールによって制限されている。このような内視鏡外科器具は、通常はエンドエフェクタと外科医が操作するハンドル部分との間に長寸のシャフトを含む。この長寸シャフトにより、所望の深さへの挿入、及びその長軸を中心とした回転を行うことができ、エンドエフェクタをある程度満足のいく位置合わせが可能である。例えば、トロカールの慎重な配置と別のトロカールを介した把持装置の使用により、ある程度満足のいく位置合わせが十分に可能である。特許文献1に開示されているような外科用ステープラ/切断器具は、挿入と回転によりエンドエフェクタを適切に配置できる内視鏡外科器具の例である。

20

【0005】

手術の性質によっては、内視鏡外科器具のエンドエフェクタの位置合わせを挿入と回転に限定しないで更に調整するのが好ましい場合がある。具体的には、器具のシャフトの長軸に直交する軸にエンドエフェクタを向けるのが好ましい場合がよくある。器具のシャフトに対してエンドエフェクタが直交する方向へ移動することは、従来から「関節動作 (articulation)」と呼ばれている。このような関節動作による位置合わせにより、医師が組織に容易に係合させることができるようになる。加えて、関節動作位置合わせにより、器具のシャフトに遮られずに、内視鏡をエンドエフェクタの後側に配置できるという利点を得られる。

30

【0006】

上記した非関節動作外科用ステープラ/切断器具は、有用性が高く様々な外科処置に利用することができるが、使用における臨床上の高い柔軟性が得られるようにエンドエフェクタの関節動作を可能にして操作性を高めることが望ましい。関節動作外科器具は通常、1または複数の発射バーを含む。このような発射バーは、器具のシャフト内を長手方向に移動して、関節動作接続部を介して、カートリッジからステープルを発射すると共に最も内側のステープルの列の間の組織を切断する。このような外科器具のよくある問題は、関節動作接続部を通る発射バーの制御である。関節動作接続部では、関節動作中にエンドエフェクタの端部とシャフトの端部が接触しないようにエンドエフェクタがシャフトから長手方向に離間している。1または複数の発射バーが長手方向に発射動作する際に、発射バーが座屈して接続部からはみ出すのを防止するために支持材料または支持構造でこのような空間を埋めなければならない。関節動作接続部内を通る1または複数の発射バーを案内及び支持し、エンドエフェクタが関節動作する際に、これに応じて曲がる支持構造が必要である。

40

50

【 0 0 0 7 】

特許文献 2 に、可撓性接続部すなわち「フレックスネック」で曲がる弾性材料またはプラスチック材料から形成された可撓性関節動作接続部が開示されている。発射バーが、フレックスネック内の中空のチューブによって支持及び案内される。フレックスネックは、ジョー閉止機構の一部であって、ジョーが組織に向かって閉じる時にエンドエフェクタ、シャフト、及び発射バーに対して長手方向に移動する。次いで、発射バーがフレックスネック内を長手方向に移動して、ステープルを発射し組織を切断する。

【 0 0 0 8 】

特許文献 3 に、フレックス接続部ではなくピンを中心に回転する関節動作接続部が開示されている。この器具では、発射バーが、一端がシャフトに接続され、他端がエンドエフェクタに接続された一対の離間した支持プレート間に支持されている。少なくとも 1 つのこれらの接続はスライド可能な接続である。この支持プレートは、関節動作平面の可撓性駆動部材に近接した関節動作接続部内に延在し、先端部が整合した位置から一方向に関節動作する時に、支持プレートが関節動作平面の隙間の中に曲がり、可撓性発射バーが支持プレートに対して曲がる。特許文献 4 に、シャフトに固着され、エンドエフェクタにスライド可能に取り付けられた支持プレートを使用することが開示されている。

10

【 0 0 0 9 】

これらの既知の支持プレートは発射バーを関節動作接続部内を案内してなお、性能を高めることができると考えられる。具体的には、過度な力をかけずに関節動作できるように支持プレート及び発射バーが十分な柔軟性を有するのが一般的である。加えて、これらの構成部品は、カニューレ通路を介して内視鏡的に使用できるような大きさ及びスペースである。従って、関節動作の時にプレートと発射バーが接触しがちであり、これらが結合したり摩擦が生じたりする。

20

【特許文献 1】米国特許第 5, 465, 895 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 5, 673, 840 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 5, 797, 537 号明細書

【特許文献 4】米国特許第 6, 330, 965 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

従って、関節動作接続部を通る発射バーを少ない摩擦で支持できる外科器具機構のための改良された関節動作機構が強く要望されている。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明は、側面に配置された支持プレートによって支持された、関節動作機構内を通る、長手方向に移動する発射機構を備えたエンドエフェクタを関節動作させる関節動作外科器具を提供することで、当分野の上記した欠点及び他の欠点を解消する。曲がった支持プレート間を長手方向に移動する時に発射機構が締め付けられるのを防止するために、保持部材が支持プレート間に挿入されている。保持部材が支持プレート間の間隔を保持すると共に関節動作部材に亘って構造的な支持を付与するため、発射機構における摩擦が低減される。

40

【 0 0 1 2 】

本発明の一態様では、外科器具は、シャフトを介して関節動作機構に伝達される関節動作及び発射動作を引き起こすハンドル部分を有する。関節動作機構が関節動作に回答して、エンドエフェクタをシャフトの長軸から回転させる。発射機構が発射動作に回答して、関節動作機構及びエンドエフェクタを介して動作するために接続されている。一対の支持プレートが関節動作機構に亘って発射機構の側面に配置され、発射機構に近接した保持部材によって離間している。従って、たとえ発射の力が大きくても関節動作機構で座屈しないように、様々なタイプの診断用または治療用エンドエフェクタを関節動作機構に組み込むことができ、内視鏡と共に使用する場合は構成部品を小さくすることができる。

50

【0013】

本発明の別の態様では、外科器具は、シャフトによって伝達される発射動作、閉止動作、及び関節動作を引き起こすハンドル部分を有する。シャフトの先端側に接続された関節動作機構が、関節動作に 응답してエンドエフェクタを回動させる。エンドエフェクタは、シャフトに接続された細長い溝形部材と、その細長い溝形部材に接続された、シャフトからの閉止動作に 응답するアンビルとを含む。発射装置は、細長い溝形部材とアンビルとの間に長手方向に受容された切断縁を先端側に備えている。関節動作機構は、回動動作に 응답して細長い溝形部材をシャフトから回動させる。一对の支持プレートが、関節動作機構に亘って発射機構の側面に配置され、保持部材によって離間している。従って、改良されたステープラ/切断器具が、高い発射の荷重に耐え、関節動作の際に発射の力がそれほど増大しない発射装置を備えることができる。

10

【0014】

本発明のこれら及び他の目的及び利点は、添付の図面及び以下の説明から明らかになるであろう。

【発明の効果】

【0015】

関節動作接続部を通る発射バーを少ない摩擦で支持できる外科器具機構のための改良された関節動作機構が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

本願に含まれ、本願の一部を成す本発明の例示的な実施形態を例示する添付の図面、上記した本発明の要約、並びに後述する実施形態の詳細な説明から、本発明の原理を理解できよう。

20

【0017】

各図において、同様の参照符号は同様の構成要素を指すものとする。図1 - 図3を参照すると、本発明固有の利点を実施することができる外科器具が示されている。この外科器具は、例示的な実施形態では外科用ステープラ/切断器具10である。具体的には、外科用ステープラ/切断器具10は、図1に示されているような関節動作していない状態で、外科処置を実施するためにトロカールカニューレ通路内に挿入して患者の外科部位まで進める。関節動作機構11及び先端側に取り付けられたエンドエフェクタ12をカニューレ通路内に挿入したら、図2に示されているように、関節動作制御部13によって遠隔的に関節動作機構11を関節動作させることができる。従って、エンドエフェクタ12は、器官の後側に到達させたり、所望の角度で組織に接近したり、または別の理由のために関節動作させることができる。例えば、クランプした組織を切断するEビーム発射バー14(図3)として示されている発射機構が、細長い溝形部材16及び回動可能に取り付けられたアンビル18に係合する。

30

【0018】

外科用ステープラ/切断器具10は、実施部分22に接続されたハンドル部分20を含む。実施部分22は、関節動作機構11及びエンドエフェクタ12まで先端方向に延びたシャフト23を含む。ハンドル部分20は、ピストルグリップ24を含む。医師がこのピストルグリップ24に対して閉止トリガ26を回動式に引くと、アンビル18がエンドエフェクタ12の細長い溝形部材16にクランプし閉止する。発射トリガ28が、閉止トリガ26から離間して設けられており、医師がこの発射トリガ28を回動式に引くと、エンドエフェクタ12内にクランプされた組織がステープル止め及び切断される。次いで、解放ボタン30を押してクランプされた組織を解放することができる。

40

【0019】

シャフト23の最も外側の閉止スリーブ32が、閉止トリガ26に 응답して長手方向に移動し、アンビル18が回動して閉止する。具体的には、関節動作機構11に対して先端側の部分すなわち閉止スリーブ32の閉止リング33が、実施部分22のフレーム34(関節動作機構11に部分的に示されている)によって間接的に支持されている。関節動作

50

機構 1 1 において、閉止スリーブ 3 2 の基端部分すなわち閉止チューブ 3 5 が先端部分（閉止リング）3 3 に接続されている。フレーム 3 4 が、細長い溝形部材 1 6 に対して回転すなわち同一平面内で関節動作できるように、関節動作機構 1 1 を介してその溝形部材 1 6 に取り付けられている。フレーム 3 4 はまた、発射動作を発射トリガ 2 8 から発射バー 1 4 に伝達する発射駆動部材 3 6 を長手方向にスライド可能に支持している。図 3 には発射駆動部材 3 6 の発射バー 1 4 のみが示されているが、様々な形態の回転により制御される関節動作機構 1 1 に関連して発射駆動部材 3 6 を以下に詳細に説明する。

【0020】

用語「基端側」及び「先端側」は、器具のハンドルを把持している医師に対して用いられることを理解されたい。従って、エンドエフェクタ 1 2 は、基端側ハンドル部分 2 0 に対して先端側にある。更に簡潔かつ明確にするために、空間の用語「垂直」及び「水平」は図面に対して用いられる。しかしながら、外科器具は様々な向き及び位置で用いられ、これらの用語が限定及び絶対を意味するものではない。

【0021】

E ビーム発射バー

図 3 - 図 5 を参照すると、複数の機能を果たすべく E ビーム発射バー 1 4 を採用したエンドエフェクタ 1 2 が示されている。図 3 では、発射バー 1 4 が基端側に配置されているため、未使用のステーブルカートリッジ 3 7 を細長い溝形部材 1 6 内に装着することができる。詳細には、発射バー 1 4 の上部ピン 3 8 が、アンビルポケット 4 0 として示されている凹部内に受容されているため、アンビル 1 8 を繰り返し開閉することができる。図 4 に示されているようにエンドエフェクタが閉じた状態では、上部ピン 3 8 が長手方向のアンビルスロット 4 2 内に進入して、発射バー 1 4 がアンビル 1 8 に係合して前進することができる。発射バー 1 4 が溝形部材のスロット 4 5 内に延在することにより、最も下のピンすなわち発射バーキャップ 4 4 が細長い溝形部材 1 6 の下面に係合する。中間ピン 4 6 が、発射バーキャップ 4 4 と協働して細長い溝形部材 1 6 の上面にスライド可能に係合する。従って、発射バー 1 4 が発射中のエンドエフェクタ 1 2 の間隔を確実に維持し、クランプされた組織の量が過少な場合に起こる締め付けや、クランプされた組織の量が過剰な場合に起こるステーブル留め不良が防止される。

【0022】

発射中に、発射バーの上部ピン 3 8 と中間ピン 4 6 との間の先端方向を向いた切断縁 4 8 が、ステーブルカートリッジ 3 7 の基端方向を向いた垂直スロット 4 9 内に進入して、ステーブルカートリッジ 3 7 とアンビル 1 8 との間にクランプされた組織を切断する。図 4 に示されているように、中間ピン 4 6 が、ステーブルカートリッジ 3 7 内の発射スロット内に進入して、ステーブルカートリッジ 3 7 が作動し、ウェッジスレッド 4 1 が上昇してステーブルドライバ 4 3 とカム接触し、次いでステーブルドライバ 4 3 が、複数のステーブル 4 7 をステーブルカートリッジ 3 7 のステーブル開口 5 1 から押し出してアンビル 1 8 の内面のステーブルポケット 5 3 に接触させ、ステーブルが成形される。図 5 を参照すると、組織の切断及びステーブル止めを完全に完了し、先端側に移動した発射バー 1 4 が示されている。

【0023】

2 軸ハンドル

図 6 図 7 を参照すると、ガラス充填ポリカーボネートなどのポリマー材料から成形された第 1 のベース部分 5 0 及び第 2 のベース部分 5 2 から構成されるハンドル部分 2 0 が示されている。第 1 のベース部分 5 0 は、複数の円筒状のピン 5 4 を備えている。第 2 のベース部分 5 2 は、それぞれが六角形の開口 5 8 を備えた複数の延出部材 5 6 を含む。円筒状のピン 5 4 は、六角形の開口 5 8 内に受容されて摩擦により保持され、これにより、第 1 のベース部分 5 0 と第 2 のベース部分 5 2 の組立てが維持される。

【0024】

ハウジングキャップ 6 0 が貫通孔 6 2 を備え、これにより、実施部分 2 2 に係合してその長手方向の軸を中心に実施部分 2 2 を回転させることができる。ハウジングキャップ 6

0は、貫通孔62の少なくとも一部に沿って内側に延びたボス64を含む。このボス64が、閉止スリーブ32の基端部に形成された長手方向のスロット66内に受容され、ハウジングキャップ60の回転により閉止スリーブ32が回転する。ボス64は更に、フレーム34を貫通して発射駆動部材36の一部に接触して、その発射駆動部材36を回転させることを理解されたい。従って、エンドエフェクタ12(図3 図4には不図示)はハウジングキャップ60と共に回転する。

【0025】

フレーム34の基端部68は、ハウジングキャップ60内を通過して基端方向に延びており、ベース部分50及びベース部分52のそれぞれから延びた対向した溝形部材固定部材72に係合する外周ノッチ70を備えている。第2のベース部分52の溝形部材固定部材72のみが示されている。ベース部分50及び52から延びた溝形部材固定部材72は、フレーム34がハンドル部分20に対して長手方向に移動しないようにフレーム34をハンドル部分20に固定する役割を果たしている。

10

【0026】

閉止トリガ26は、ハンドル部分74、歯車部分76、及び中間部分78を有する。孔80が中間部分78を貫通している。第2のベース部分52から延びた円柱状支持部材82が孔82を通り、閉止トリガ26がハンドル部分20に回転可能に取り付けられている。第2のベース部分52から延びた第2の円柱支持部材83が発射トリガ28の孔81を通り、発射トリガ28がハンドル部分20に回転可能に取り付けられている。円筒状支持部材83に六角形の開口84が形成されており、この開口84が第1のベース部分50から延びた固定ピン(不図示)を受容する。

20

【0027】

閉止ヨーク86が、往復運動可能にハンドル部分20内に受容されており、閉止トリガ26から閉止スリーブ32に運動を伝達する役割を果たす。第2のベース部分52から延びた支持部材88とヨーク86における凹部89を貫通する固定部材72とによって、ヨーク86がハンドル部分20の内部に支持されている。

【0028】

閉止スリーブ32の基端部90にフランジ92が設けられており、このフランジ92がヨーク86の先端部96に形成された受容凹部94内にスナップフィットする。ヨーク86の基端部98は、閉止トリガ26の歯車部分76に係合したギアラック100を有する。閉止トリガ26がハンドル部分20のピストルグリップ26に向かって移動すると、ヨーク86、従って閉止スリーブ32が先端側に移動して、ヨーク86を基端側に付勢しているばね102を圧縮する。詳細は後述するが、閉止スリーブ32の先端側への移動により、エンドエフェクタ12の細長い溝形部材16に向かって先端側にアンビル18が回転伝達運動し、基端側への運動によりエンドエフェクタ12が閉じる。

30

【0029】

閉止トリガ26は、発射トリガ28の係合面128と相互作用する前面130によって開位置に前方に付勢されている。ハンドル部分20の上部から後部にピン106を中心に回転する第1のクランプフック104により、発射トリガ28は、閉止トリガ26が閉止位置にクランプされるまでピストルグリップ24へ向かった動きが制限されている。フック104は、発射トリガ28のロックアウトピン107に係合して発射トリガ28の動きを制限する。フック104はまた、閉止トリガ26と接触している。具体的には、フック104の前方突出部108が閉止トリガ26の中間部分78上の部材110に係合している。部材110は、ハンドル部分74に向かって孔80の外側にある。フック104は、解放ばね112によって付勢され、閉止トリガ26の部材110に接触して発射トリガ28のロックアウトピン107に係合している。閉止トリガ26が押されると、フック104が上部から後部に移動し、フック104の後方突出部114と解放ボタン30の前方突出部116との間に配設された解放ばね112が圧縮される。

40

【0030】

ヨーク86が閉止トリガ26の基端側への移動に回答して先端側に移動すると、解放ボ

50

タン 30 の上部ラッチアーム 118 が、ヨーク 86 の基端部下側の上方を向いた凹部 122 内に落下するまで、ヨーク 86 の上面 120 に沿って移動する。解放ばね 112 により解放ボタン 30 が外側に押され、これにより上部ラッチアーム 118 が下方に回転して上側を向いた凹部 122 内に係合し、閉止トリガ 26 が組織クランプ位置に固定される。

【0031】

解放ボタン 30 を内側に押して、ラッチアーム 118 を凹部 122 から出してアンビル 18 を解放することができる。具体的には、上部ラッチアーム 118 が第 2 のベース部分 52 のピン 123 を中心に上方に回転する。次いでヨーク 86 が、閉止トリガ 26 の戻る動きに反応して基端側に移動する。

【0032】

発射トリガ戻りばね 124 が、ハンドル部分 20 内に配置されており、一端が第 2 のベース部分 52 のピン 106 に取り付けられ、他端が発射トリガ 28 上のピン 126 に取り付けられている。発射トリガ戻りばね 124 は、ピン 126 に戻る力を付与して、発射トリガ 28 をハンドル部分 20 のピストルグリップ 24 から離れる方向に付勢している。閉止トリガ 26 もまた、その前面 130 を付勢している発射トリガ 28 の係合面 128 によってピストルグリップ 24 から離れる方向に付勢されている。

【0033】

閉止トリガ 26 がピストルグリップ 24 に向かって移動すると、前面 130 が発射トリガ 28 上の係合面 128 に係合し、これにより発射トリガ 28 が発射位置に移動する。この発射位置では、発射トリガ 28 がピストルグリップ 24 に対して約 45 度の角度をなしている。ステープルを発射した後、発射トリガ 28 が、ばね 124 によって初めの位置に戻る。発射トリガ 28 が戻る時に、その係合面 128 が閉止トリガ 26 の前面 130 を押し、これにより閉止トリガ 26 が元の位置に戻る。ストッパー部材 132 が、閉止トリガ 26 がその初めの位置を越えて回転しないように第 2 のベース部分 52 から延出している。

【0034】

外科用ステーブラ / 切断器具 10 は更に、往復運動部分 134、マルチプライヤ 136、及び駆動部材 138 を含む。往復運動部分 134 は、実施部分 22 におけるウェッジスレッド (図 6 図 7 には不図示) 及び金属製駆動ロッド 140 を含む。

【0035】

駆動部材 138 は、第 1 のギアラック 141 及び第 2 のギアラック 142 を含む。第 1 のノッチ 144 が、駆動部材 138 の第 1 のギアラック 141 と第 2 のギアラック 142 との中間に設けられている。発射トリガ 28 が戻る時に、ステープル発射後に駆動部材 138 をその初めの位置に戻すべく、発射トリガ 28 の歯 146 が第 1 のノッチ 144 に係合する。第 2 のノッチ 148 が、金属製駆動ロッド 140 の基端部に設けられており、これにより金属製駆動ロッド 140 を、発射しない位置にある解放ボタン 30 の上部ラッチアーム 118 に固定することができる。

【0036】

マルチプライヤ 136 は、第 1 の一体型ピニオンギア 150 および第 2 の一体型ピニオンギア 152 を含む。第 1 の一体型ピニオンギア 150 は、金属製駆動ロッド 140 に設けられた第 1 のギアラック 154 に係合している。第 2 の一体型ピニオンギア 152 は、駆動部材 138 の第 1 のギアラック 141 に係合している。第 1 の一体型ピニオンギア 150 は、第 1 の直径を有し、第 2 の一体型ピニオンギア 152 は、第 1 の直径よりも小さい第 2 の直径を有する。

【0037】

回転関節動作制御

図 6 図 9 を参照すると、ハンドル部分 20 に、実施部分 22 を外科器具 10 の長軸を中心に回転させ、その長軸に対して所定の角度にエンドエフェクタ 12 を関節動作させる関節動作制御部 13 が組み込まれている。中空の関節動作駆動チューブ 200 が、閉止スリーブ 32 内に同軸的に配置され、関節動作レバー 202 に機能的に接続されているため

10

20

30

40

50

、関節動作レバー 202 の回動により、チューブ 200 が長軸を中心に回動し、これにより閉止リング 250 及びエンドエフェクタ 12 が直角に回動すなわち関節動作する。この閉止リング 250 の関節動作は、医師が観察しながら操作する作動レバー 202 の回動の角度及び向きに一致する。例示されている形態では、この関係は 1 : 1 であり、作動レバー 202 の回動の角度が、シャフト 23 の長軸からの回動の角度に一致し、これにより医師が感覚的に回動の角度を知ることができる。他の角度の関係も選択できることを理解されたい。

【0038】

関節動作制御部 13 は、ハウジングキャップ 60 に取り付けられた鏡像である一対の関節動作伝達ハウジング 204 を含む。更に、関節動作伝達ハウジング 204 は、長手方向に整合した外部タブ 206 を含む。医師がこの外部タブ 206 をねじって、関節動作伝達ハウジング 204 を回動させ、従ってエンドエフェクタ 12 を実施部分 22 の長軸に対して回動させることができる。作動レバー 202 が、シャフト 230 に対して垂直に上方に開口した円筒状凹部 210 内に受容された円筒状関節動作本体 208 に取り付けられている。関節動作本体 208 の下端部分は、シャフト 23 に近接した関節動作伝達ハウジング 208 の開口 214 内にスナップフィットするブロング 212 を含む。このブロング 212 が、関節動作本体 208 が円筒状凹部 210 から引き戻されるのを防止している。

【0039】

環状の歯 216 が、関節動作本体 208 の下側部分の周りに配置され、関節動作ヨーク 220 の歯 218 と噛合している。関節動作ヨーク 220 は、閉止スリーブ 32 に形成された関節動作長方形窓 222 に亘って延在している。閉止スリーブ 32 は、エンドエフェクタ 12 を開閉するために、関節動作制御部 13 内をスライド式に長手方向に移動可能である。関節動作駆動チューブ 200 が、固定された関節動作制御部 13 に対して閉止スリーブ 32 と共に長手方向に移動する。窓 222 が、関節動作ヨーク 220 から内向きに延びたボス 224 にクリアランスを提供する。ボス 224 は長方形の窓 222 を介して関節動作駆動チューブ 200 のスロット 226 に係合し、回動動作のために関節動作駆動チューブ 200 を長手方向に位置合わせする。中空の関節動作駆動チューブ 200 が、関節動作機構 11 から閉止スリーブ 32 内を経て、閉止スリーブ 32 の固定タブ 227 の手前まで延びている。タブ 227 は、関節動作駆動チューブ 200 の基端面の後側で内側に曲がっており、これにより関節動作駆動チューブ 200 がシャフト 23 内に保持される。

【0040】

関節動作伝達ハウジング 204 がシャフト 23 の閉止チューブ 35 に機能的に接続されていることを理解されたい。組み立てられたベース部分 50 及び 52 の先端開口の円形の内側を向いたリップ 230 に係合する外周溝 228 をハウジングキャップ 60 の基端側に設け、ハウジングキャップ 60 により、関節動作ヨーク 220 を関節動作伝達ハウジング 204 内に維持し、関節動作制御部 13 をハンドル部分 20 内に維持することができる。

【0041】

図 10 及び図 11 を参照すると、図 1 及び図 2 の歯車関節動作機構 11 が平歯車関節動作機構 240 として示されている。平歯車関節動作機構 240 は上記したものと概ね同じであるが、関節動作機構 240 の他側に追加の関節動作駆動要素を備えているため性能が向上している。関節動作機構 240 は、閉止スリーブ 32 内に同軸的に配置された回動可能な中空の関節動作駆動チューブ 242 を含む。この関節動作駆動チューブ 242 は、第 1 の外周部 246 の周りに設けられた先端側に突出した歯車部分 244 を含む。歯車部分 244 は、閉止リング 250 に取り付けられ、そこから基端側に突出した平歯車 248 と噛合している。この平歯車 248 は、閉止スリーブ 32 から先端側に突出した第 1 の回動点 252 及び第 2 の回動点 260 を通るピン 253 を中心に回動する。従って、関節動作回動軸が、第 1 の回動点 252 及び第 2 の回動点 260 を通り、ピン 253 により、閉止リング 250 が閉止スリーブ 32 に回動可能に接続されている。駆動チューブ 242 の回動により、歯車部分 244 と平歯車 248 が係合し、閉止リング 250 が第 1 の回動点 252 及び第 2 の回動点 260 を中心に関節動作する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

中空の関節動作駆動チューブ 2 4 2 と閉止リング 2 5 0 との有効な歯車接触面積を増大させるために、関節動作駆動チューブ 2 4 2 の第 2 の外周部 2 5 4 が、そこから先端側に面して凹んだ歯車部分 2 5 6 を有する。歯車部分 2 5 6 は、フレーム 3 4 によって回転可能に支持された逆転歯車 2 6 2 によって、閉止リング 2 5 0 の反対側から基端方向に突出した第 2 の平歯車 2 5 8 に機能的に接続されている。逆転歯車 2 6 2 は、一側が凹んだ先端側に突出した歯車部分 2 5 6 に係合し、他側が閉止リング 2 5 0 の第 2 の平歯車 2 5 8 に係合している。

【 0 0 4 3 】

閉止トリガ 2 6 を引くと、中空の関節動作駆動チューブ 2 4 2 及び回転可能に取り付けられた閉止スリーブ 3 2 の閉止チューブ 3 5 が先端側に移動してアンビル 1 8 が閉じる。閉止スリーブ 3 2 の閉止チューブ 3 5 は、平歯車 2 4 8 及び 2 5 8 の中心のピボット孔 2 6 4 及び 2 6 6 にピン止めされた回転点 2 5 2 及び 2 6 0 とこれらの間に延在するフレーム開口 2 6 8 によって閉止リング 3 3 から離間している。フレーム開口 2 6 8 は、関節動作中に閉止リング 3 3 の基端部と閉止スリーブ 3 2 の閉止チューブの先端部が接触しないように隙間を提供している。

【 0 0 4 4 】

図 1 1 に、平歯車関節動作機構 2 4 0 を含む実施部分 2 7 0 の分解図が示されている。フレーム 2 7 2 は、回転式に係合するフレーム基端部のブシュ 2 7 4 を用いてハンドル部分 2 0 (図 1 及び図 2 を参照) に長手方向に取り付けることができる。フレーム 2 7 2 の中心に整合した長手方向の開口 2 7 8 によって形成されたフレーム溝 2 7 6 が、このフレーム溝 2 7 6 内を長手方向にスライドする発射コネクタ 2 8 0 よりも長い。発射コネクタ 2 8 0 の基端部が、金属製駆動バー 1 4 0 (図 6 を参照) の先端部にねじ込み式に係合する。発射コネクタ 2 8 0 の先端部にはスロット 2 8 2 が形成されており、そのスロット内に発射バー 1 4 の基端部が挿入されピン 2 8 4 で止められる。発射バー 1 4 の先端側部分は、関節動作フレーム部材 2 9 0 とフレーム 2 7 2 の両方に係合した発射バー スロット ガイド 2 8 8 の下側溝 2 8 6 内に配置されている。

【 0 0 4 5 】

関節動作フレーム部材 2 9 0 は、細長い溝形部材 1 6 の基端部分の取付けカラー 2 9 4 に取り付けられる溝形部材固定部材 2 9 2 を有する。発射バー 1 4 は、関節動作フレーム部材 2 9 0 の下側スロット 2 9 5 内を通過する。関節動作フレーム部材 2 9 0 は、発射バー スロット ガイド 2 8 8 によってフレーム 2 7 2 の先端部から離間し、弾性コネクタ 2 9 6 によってそのフレーム先端部に関節動作のために回転可能に取り付けられている。弾性コネクタ 2 9 6 の拡張基端部 2 9 8 が、フレーム 2 7 2 の先端部を先端側に接続する上側凹部 3 0 0 に係合し、その拡張先端部 3 0 2 が、関節動作フレーム部材 2 9 0 を基端側に接続する上側凹部 3 0 4 に係合する。従って、細長い溝形部材 1 6 が、可撓性部分が介在してハンドル部分 2 0 に接続される。

【 0 0 4 6 】

細長い溝形部材 1 6 はまた、アンビル 1 8 のアンビルピボット 3 0 8 を回転可能に受容するアンビルカムスロット 3 0 6 を有する。関節動作フレーム部材 2 9 0 を覆う閉止リング 2 5 0 の先端側にタブ 3 1 0 が設けられており、このタブ 3 1 0 が、アンビル 1 8 上のアンビルピボット 3 0 8 に近接したその先端側のアンビルフィーチャー 3 1 2 に係合してアンビルを開くことができる。閉止リング 2 5 0 が前進すると、その先端側の閉止面 3 1 4 が、アンビル 1 8 のタブ 3 1 2 の先端側に位置する傾斜した柱状閉止面 3 1 6 に接触する。このカム動作により、アンビルが下降して閉じ、閉止リング 2 5 0 の閉止面 3 1 4 がアンビル 1 8 の平坦な柱状面 3 1 8 に接触する。

【 0 0 4 7 】

支持プレート

図 1 2 及び図 1 3 を参照すると、シャフト 2 3 とエンドエフェクタ 1 2 との間の可撓性支持構造と、関節動作に十分な可撓性を有する切断動作が可能な発射バー 1 4 の構造とを

10

20

30

40

50

例示する関節動作回動軸に沿った関節動作機構 240 が示されている。中空の関節動作駆動チューブ 242 が、閉止リング 33 の平歯車 248 に係合している。これらの図面において、平歯車 248 を上部回動点 252 及び下部回動点 260 で関節動作させるために長手方向に位置合わせする閉止スリーブ 32 の基端部分 35 (すなわち閉止チューブ 35) が省略されている。

【0048】

関節動作回動軸を中心とした関節動作を可能にする関節動作機構 240 の弾性支持には、フレーム開口 268 を発射バー 14 が通過する時に座屈するのを防止するべく発射バー 14 の基端部分の側面に位置する一对の支持プレート 400 及び 402 が含まれる。従って、発射バー 14 は、曲がっている時に大きな荷重を伝達することができる。この発射バー 14 の基端部分は、関節動作回動軸を中心に曲がるために整合した、ばね材料からなる 1 または複数の平坦なブレードとして形成された細長いテーパ状の発射ストリップ 404 として示されている。このテーパ状の発射ストリップ 404 の先端側は、厚い発射バーヘッド 406 になっている。この厚い発射バーヘッド 406 は、切断縁 48、上部ピン 38、中間ピン 46、及び発射バーキャップ 44 (図 12 にはピンは不図示) を含む。厚い発射バーヘッド 406 はまた、発射中の偏向に耐え得るように厚みが大きくなっているため、切断動作及びステーブルカートリッジ 37 の作動を確実に行うことができる。支持プレート 400 及び 402 は、関節動作機構 240 の基端側 408 または先端側 410 の一方または両方が降伏係合 (yielding engagement) するようにして、テーパ状発射ストリップ 404 の最大発射荷重を緩和することができる。

10

20

【0049】

一对の支持プレート 400 及び 402 のそれぞれは、基端側スライディングばね端部 412 及び先端側スライディングばね端部 414 を有する。基端側スライディングばね端部 412 は、フレーム 32 のフレームポケット 416 に受容され、先端側スライディングばね端部 414 は、関節動作フレーム部材 290 の端部フレームポケット 418 に受容されている。これらのポケット 416 及び 418 は、関節動作機構 240 が関節動作して、フレーム開口 268 が内側に向かって短くなり、外側に向かって長くなった時に、支持プレート 400 及び 402 のばね端部 412 及び 414 のためにスペースを提供する。エンドエフェクタ 12 の関節動作の向きが逆になると、ばね端部 412 及び 414 の位置が逆転する (不図示)。基端側ばね端部 412 がフレームポケット 416 の先端面 420 に当接しない限り、支持プレート 400 及び 402 が、発射バー 14 の最大発射荷重に应答して降伏し、先端側に移動することができる。

30

【0050】

関節動作機構内へのバーの保持

図 14 及び図 15 を参照すると、図 11 に示された関節動作機構に類似した、実施部分 22 内の発射バー 14 の支持プレート 400 と 402 との間の締付けを防止した関節動作機構 500 が示されている。加えて、上記した関節動作機構の平歯車接続部の代わりに、図 14 には、関節動作駆動チューブ 504 の先端側に取り付けられた傘歯車部分 502 が示されている。閉止リング 506 は傘歯車 508 を含む。閉止リング 506 はアンビル 18 に接続されている。閉止チューブ (不図示) はフレーム 510 を覆い、閉止リング 506 に回動可能に接続している。関節動作フレーム部材 512 が、ステーブルカートリッジ 37 を受容する細長い溝形部材 16 の基端側に取り付けられている。発射バー 14 は、その基端側に発射コネクタ 280 が取り付けられており、上記したように長手方向に移動する。

40

【0051】

図 14 及び図 15 に示されているように、支持プレート 400 及び 402 が、弾性コネクタ 296 (図 11 を参照) の代わりに、フレーム 510 の先端部と関節動作フレーム部材 512 とを離間させて柔軟に連結している。更なる弾性連結部が、発射バー 14 上に延在する保持バー 514 によって提供されている。それぞれの保持バー 514 の横方向の厚みは適切に曲がるように十分薄く、関節動作機構 500 が関節動作した時に下側の発射バ

50

ー 14 が締め付けられないように、支持プレート 400 と 402 との間に横方向の十分な空間を得るのに十分な数の保持バー 514 を備えている。それぞれの保持バー 514 は、関節動作フレーム部材 512 の先端側凹部 520 に係合する先端タブ 516 と、フレーム 510 の基端側凹部 522 に係合する基端タブ 518 を有する。

【0052】

本発明は、複数の実施形態の詳細な記載によって本発明を例示したが、出願者は、添付の特許請求の範囲がこのような詳細な記載に限定されることを意図したものではない。当業者であれば、更なる利点及び変更形態が明らかであろう。

【0053】

本発明は、内視鏡処置及び装置について説明してきたが、ここで用いる「内視鏡」などの用語は、本発明を、単に内視鏡チューブ（すなわちトロカール）を用いた外科用ステープラ/切断器具に限定すると解釈すべきものではない。むしろ本発明は、限定するものではないが開放手術はもちろん、腹腔鏡処置を含め、アクセスが小さな切開部に限定されるあらゆる外科処置に用いることができると考えられる。

10

【0054】

別の例では、E ビーム発射ビーム 14 が、外科用ステープラ/切断器具 10 を内視鏡的に用いるという利点があるが、同様の E ビームを他の臨床処置に用いることもできる。内視鏡処置は腹腔鏡処置よりも一般的であることが広く知られている。従って、本発明は、内視鏡処置及び装置を用いて説明した。しかしながら、ここで用いる「内視鏡」などの用語は、本発明を、単に内視鏡チューブ（すなわちトロカール）を用いた外科用ステープラ/切断器具に限定すると解釈すべきものではない。むしろ本発明は、限定するものではないが開放手術はもちろん、腹腔鏡処置を含め、アクセスが小さな切開部に限定されるあらゆる外科処置に用いることができると考えられる。

20

【0055】

更に別の例では、ここに記載した例示的なハンドル部分 20 が医師によって手動で操作されるが、例えば、空気式、液圧式、電気化学的、または超音波などによって動力が供給されるハンドル部分の一部または全ての機能も本発明の態様に一致している。更に、これらの機能の各制御は、ハンドル部分を手動で操作して、または遠隔操作（無線遠隔制御装置や、自動化遠隔制御装置など）によって行うことができる。

【0056】

更に別の例では、ステープル止めと切断を同時に行う外科器具が有利であると記載したが、把持装置、カッター、ステープラ、クリッププライヤー、アクセス装置、薬物/遺伝子治療送達装置や、超音波、高周波、及びレーザーなどを用いたエネルギー装置などの他のタイプのエンドエフェクタで関節動作するシャフト内を通る発射機構を支持することも本発明の態様に一致している。

30

【0057】

例えば、弾性的に取り付けられた基端部とばね式に取り付けられた先端部などのように、支持プレート端部の取付けは、固着、弾性的取付け、及びばね式取付けを組み合わせることができる。

【0058】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 前記保持部材が、横方向に積層された複数の保持バーを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の外科器具。

(2) 前記保持部材が、横方向に積層された複数の保持バーを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の外科器具。

40

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図 1】 関節動作していない位置にある関節動作外科器具の斜視図である。

【図 2】 関節動作した位置にある関節動作外科器具の斜視図である。

【図 3】 図 1 及び図 2 の関節動作外科器具の開いたエンドエフェクタの斜視図である。

50

【図 4】ステープルカートリッジ部分及び長手方向の中心線に沿った発射バーを示す、図 3 の線 4 - 4 に沿って見た、図 1 の外科器具の図 3 のエンドエフェクタの側断面図である。

【図 5】発射バーが完全に発射した後の図 4 のエンドエフェクタの側断面図である。

【図 6】回動関節動作制御部を含む図 1 の外科器具の基端部のハンドル部分の側断面図である。

【図 7】図 1 の外科器具の基端部のハンドル部分の組立分解斜視図である。

【図 8】図 1 の外科器具のハンドル部分の先端部分を右前方から見た、回動関節動作制御機構を示す部分破断図である。

【図 9】図 8 のハンドル部分の先端部分を右前方から見た、分解された回動関節動作制御ノブを備えた、回動関節動作制御機構を示す部分破断図である。 10

【図 10】発射部分及びフレーム部分が取り除かれた、図 1 の外科器具の平歯車関節動作機構及びエンドエフェクタを示す上方からの斜視図である。

【図 11】歯車チューブ関節動作機構を含む図 1 の外科器具の実施部分の組立分解斜視図である。

【図 12】薄い発射バーを支持するための支持プレートを含む、図 10 の歯車チューブ関節動作機構の平面図である。

【図 13】支持プレートを示すために部分的に破断した、図 12 の歯車チューブ関節動作機構の側面図である。

【図 14】図 11 の支持プレート間に保持バーを含む、図 11 の実施部分の組立分解斜視図である。 20

【図 15】図 14 の支持プレート、発射バー、及び保持バーの斜視図である。

【符号の説明】

【0060】

10 外科用ステープラ/切断器具

11、500 関節動作機構

12 エンドエフェクタ

13 関節動作制御部

14 E ビーム発射バー

16 溝形部材

18 アンビル

20 ハンドル部分

22、270 実施部分

23 シャフト

24 ピストルグリップ

26 閉止トリガ

28 発射トリガ

30 解放ボタン

32 閉止スリーブ

33、250、506 閉止リング

34、272、510 フレーム

35 閉止チューブ

36 発射駆動部材

37 ステープルカートリッジ

38 上部ピン

40 アンビルポケット

41 ウェッジスレッド

42 アンビルスロット

43 ステープルドライバ

44 発射バーキャップ

30

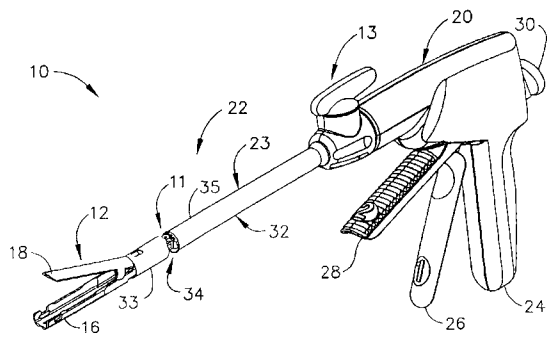
40

50

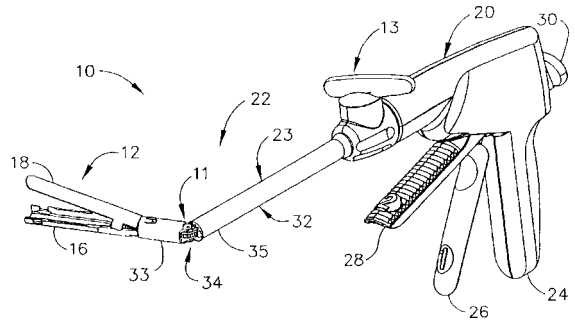
4 5	スロット			
4 6	中間ピン			
4 7	ステーブル			
4 8	切断縁			
4 9	垂直スロット			
5 0	第 1 のベース部分			
5 2	第 2 のベース部分			
5 4	円筒状ピン			
5 6	延出部材			
5 8	六角形開口	10		
6 0	ハウジングキャップ			
6 2	貫通孔			
6 4	ボス			
7 0	外周ノッチ			
7 2	溝形部材固定部材			
7 4	ハンドル部分			
7 6	歯車部分			
7 8	中間部分			
8 6	ヨーク			
8 9	凹部	20		
1 0 2、	1 1 2、	1 2 4	ばね	
1 0 4	第 1 のクランプフック			
1 0 7	ロックアウトピン			
1 1 8	上部ラッチアーム			
1 2 2	凹部			
1 2 8	係合面			
1 3 0	前面			
1 3 6	マルチプライヤ			
1 3 8	駆動部材			
1 4 0	金属製駆動ロッド			30
1 4 1	第 1 のギアラック			
1 4 2	第 2 のギアラック			
1 4 4	第 1 のノッチ			
1 4 6	歯			
1 4 8	第 2 のノッチ			
1 5 0	第 1 のピニオンギア			
1 5 2	第 2 のピニオンギア			
1 5 4	第 1 のギアラック			
2 0 0、	2 4 2	関節動作駆動チューブ		
2 0 2	作動レバー			40
2 0 4	関節動作伝達ハウジング			
2 0 6	外部タブ			
2 0 8	関節動作本体			
2 1 0	円筒状凹部			
2 1 2	ブロング			
2 1 4	開口			
2 1 6	環状の歯			
2 2 0	関節動作ヨーク			
2 2 4	ボス			
2 2 6	スロット			50

2 2 7	タブ	
2 4 0	平歯車関節動作機構	
2 4 4	歯車部分	
2 4 6	第 1 の外周部	
2 4 8、2 5 8	平歯車	
2 5 2、2 6 0	回動点	
2 5 6	歯車部分	
2 5 3	ピン	
2 6 2	逆転歯車	
2 6 4、2 6 6	ピボット孔	10
2 6 8	フレーム開口	
2 7 4	ブシュ	
2 7 6	フレーム溝	
2 8 0	発射コネクタ	
2 8 8	発射バースロットガイド	
2 9 0	関節動作フレーム部材	
2 9 2	溝形部材固定部材	
2 9 4	取付けカラー	
2 9 5	下側スロット	
2 9 6	弾性コネクタ	20
3 0 6	アンビルカムスロット	
3 0 8	アンビルピボット	
3 1 0	タブ	
3 1 2	アンビルタブ	
3 1 4	閉止面	
3 1 6	柱状閉止面	
4 0 0、4 0 2	支持プレート	
4 0 4	発射ストリップ	
4 0 6	発射バーヘッド	
4 1 6、4 1 8	フレームポケット	30
5 0 2	傘歯車部分	
5 0 8	傘歯車	
5 1 2	フレーム部材	
5 1 4	保持バー	
5 1 6	先端タブ	
5 1 8	基端タブ	

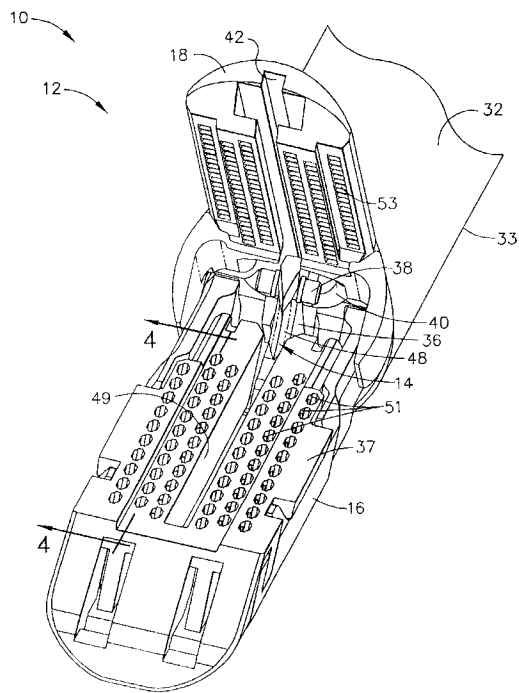
【 図 1 】



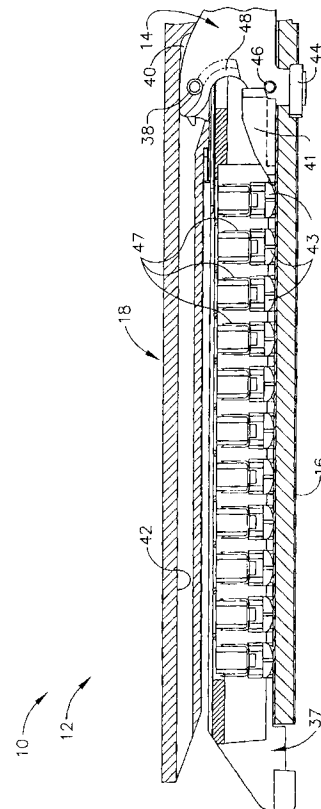
【 図 2 】



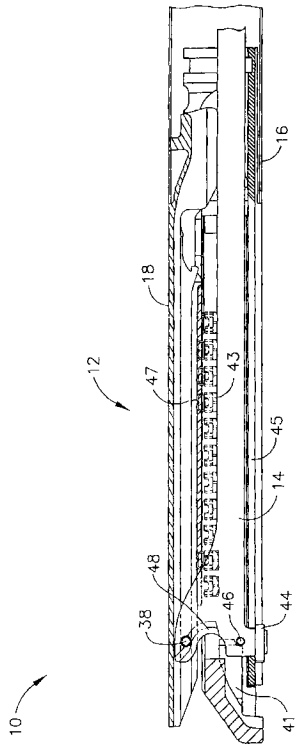
【 図 3 】



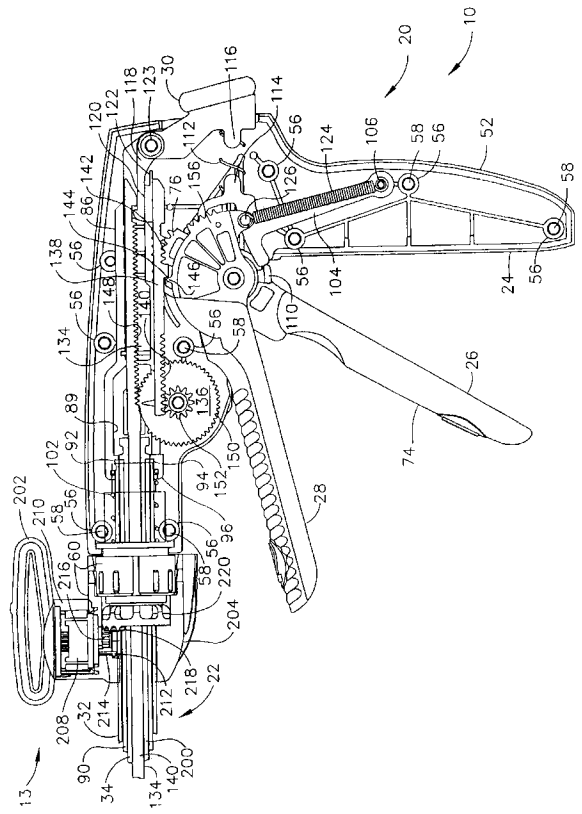
【 図 4 】



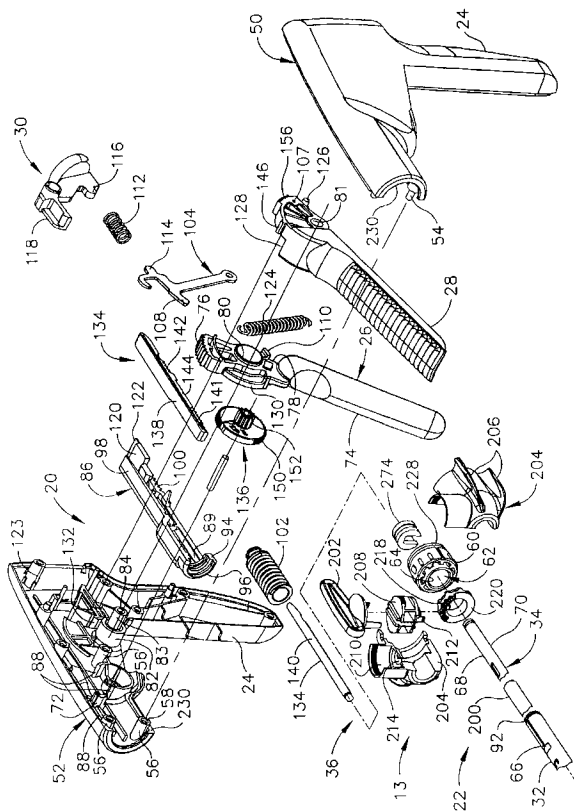
【 図 5 】



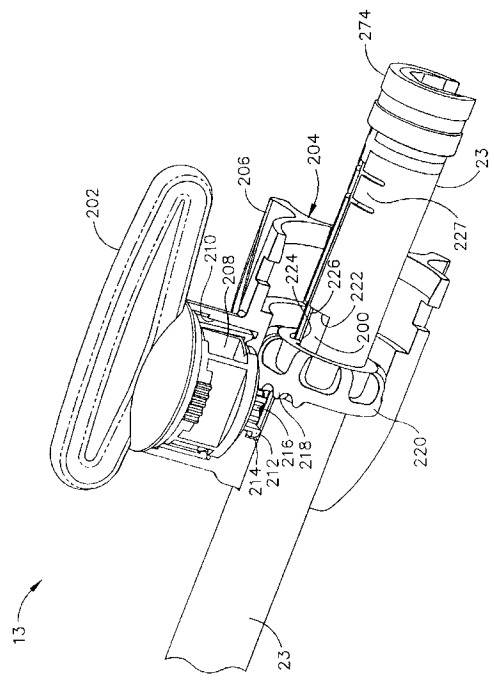
【 図 6 】



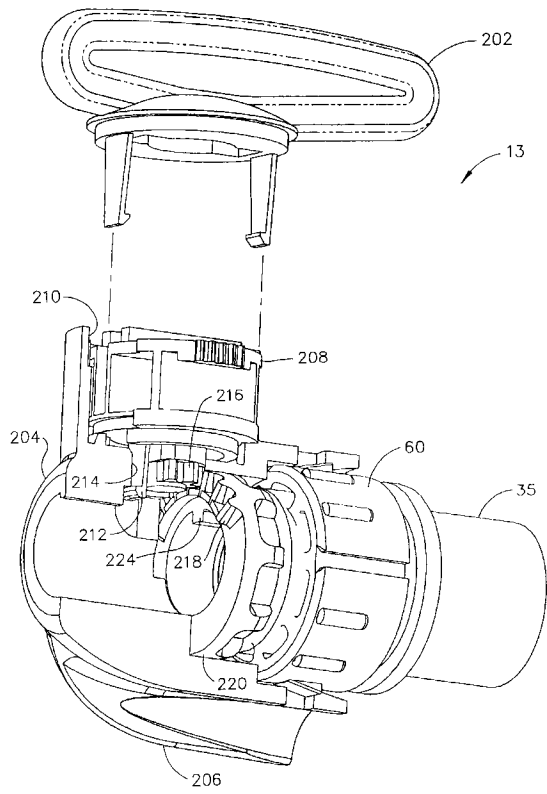
【 図 7 】



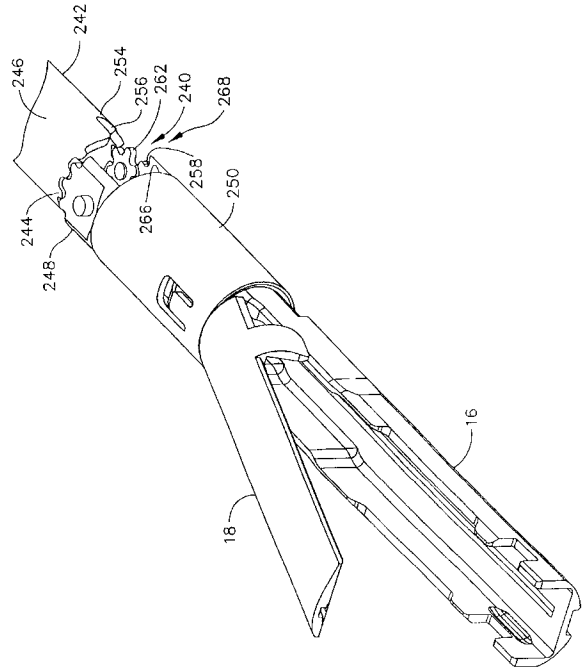
【 図 8 】



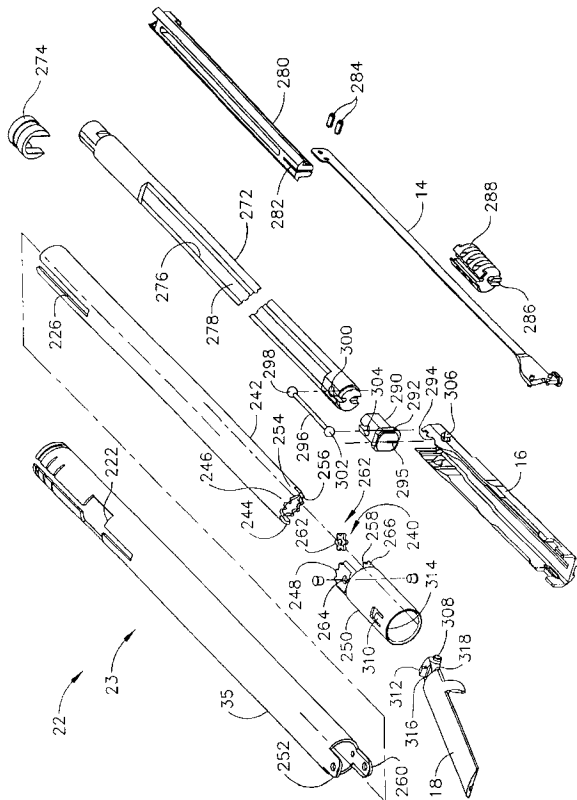
【 図 9 】



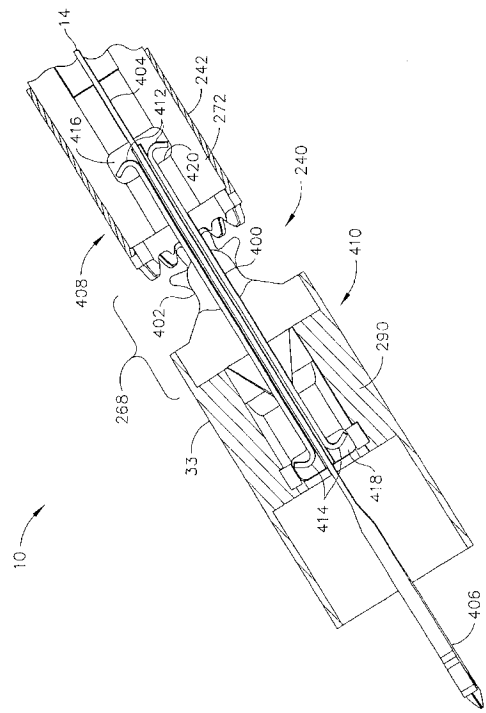
【 図 10 】



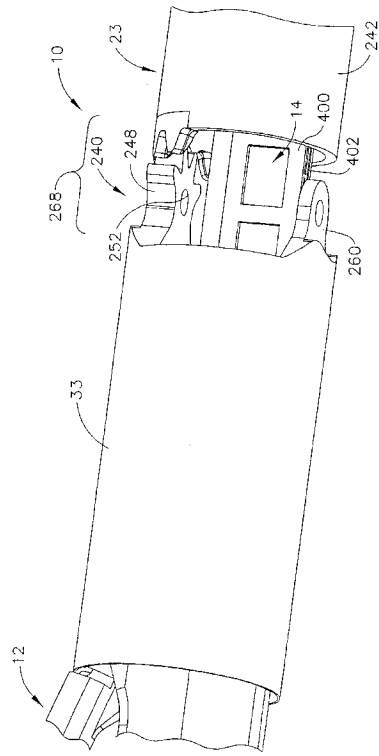
【 図 11 】



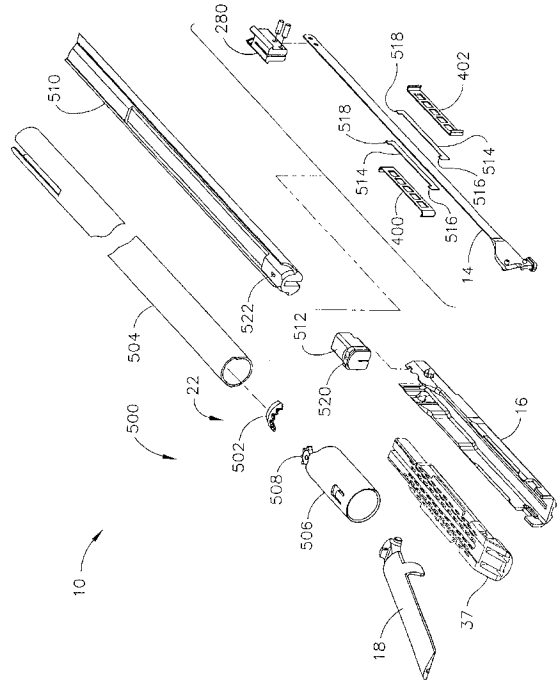
【 図 12 】



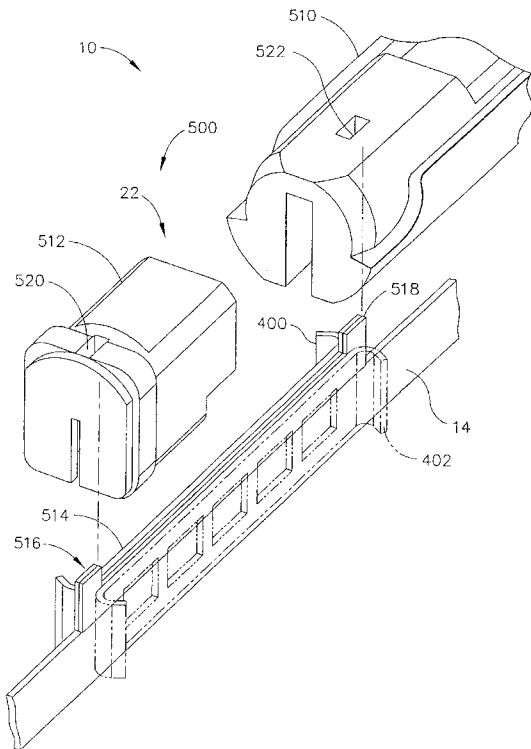
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



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 ダグラス・ビー・ホフマン

アメリカ合衆国、45030 オハイオ州、ハリソン、ボーマン・ロード 10140

Fターム(参考) 4C060 DD13 DD23 DD26 FF19 GG23 MM24

【外国語明細書】

2005028147000001.pdf

专利名称(译)	一种外科缝合器，具有固定击发杆通道的铰接连接		
公开(公告)号	JP2005028147A	公开(公告)日	2005-02-03
申请号	JP2004202185	申请日	2004-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ダグラスビーホフマン		
发明人	ダグラス・ビー・ホフマン		
IPC分类号	A61B17/10 A61B17/072 A61B17/28 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B2017/2927 A61B2017/320052		
FI分类号	A61B17/10 A61B17/32.330 A61B17/072 A61B17/32		
F-TERM分类号	4C060/DD13 4C060/DD23 4C060/DD26 4C060/FF19 4C060/GG23 4C060/MM24 4C160/CC01 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/FF04 4C160/FF06 4C160/FF19 4C160/GG23 4C160/GG30 4C160/GG32 4C160/JJ12 4C160/KK02 4C160/KK06 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN12 4C160/NN14 4C160/NN15 4C160/NN23		
优先权	10/615962 2003-07-09 US		
其他公开文献	JP4606795B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为外科器械机构提供改进的关节机构，该外科器械机构能够支撑通过关节运动接头的击发杆，几乎没有摩擦。 ŽSOLUTION：外科缝合和切割器械特别适用于末端执行器的内窥镜关节，具有一般的关节运动机构，可转动手柄部分的旋转运动。击发杆头部被加厚，以向末端执行器的相对的钳口提供无畸变的切削刃和接合特征。击发杆还包括呈条带或类似形式的变薄或渐缩的近端部分，以符合铰接机构的柔性。为了防止击发期间击发条带的弯曲，一对支撑板可调节地通过铰接机构位于击发杆条的侧面。为了防止挤压，保持杆定位在击发杆上方的支撑板之间，以保持支撑板之间的间隔。 Ž

