

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4606796号  
(P4606796)

(45) 発行日 平成23年1月5日(2011.1.5)

(24) 登録日 平成22年10月15日(2010.10.15)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 17/10 (2006.01)** A 6 1 B 17/10  
**A 6 1 B 17/32 (2006.01)** A 6 1 B 17/32 3 3 0

請求項の数 14 外国語出願 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2004-202232 (P2004-202232)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2005-28150 (P2005-28150A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公開日	平成17年2月3日(2005.2.3)		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州
審査請求日	平成19年7月3日(2007.7.3)		、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(31) 優先権主張番号	615971	(74) 代理人	100088605
(32) 優先日	平成15年7月9日(2003.7.9)		弁理士 加藤 公延
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	ケニース・エス・ウェールズ
			アメリカ合衆国、45040 オハイオ州
			、メイソン、スワン・プレイス 9675

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 発射バーを支持するための関節動作接合部支持プレートを備えた外科用ステープラ

(57) 【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して前記エンドエフェクタを前記シャフトの前記長軸から回動させる、前記シャフトと前記エンドエフェクタを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エンドエフェクタと、  
前記発射動作にตอบสนองする発射機構であって、前記発射動作にตอบสนองして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対の支持プレートと、  
 を含み、  
 前記各支持プレートが、前記関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を備えている、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、

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動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備えた発射機構と、

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動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対の支持プレートと、

を含み、

前記各支持プレートが、前記関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を備えている、外科器具。

【請求項 3】

前記発射機構が、前記アンビルと前記細長い溝形部材との間を長手方向に移動する時に、前記アンビル及び前記細長い溝形部材に係合して、前記アンビルと前記細長い溝形部材との間隔を確実に維持する、請求項 2 に記載の外科器具。

【請求項 4】

前記発射機構の前記切断縁を受容するための基端側に開口したスロットを備えた、前記細長い溝形部材に係合するステーブルカートリッジ、

を含み、

このステーブルカートリッジが、前記発射機構の長手方向先端側への移動によりカム動作で上方に移動する複数のステーブルを備えている、請求項 2 または 3 に記載の外科器具。

【請求項 5】

外科器具であって、

回動関節動作及び長手方向の発射動作を引き起こすことができるよう機能的に構成されたハンドル部分と、

前記回動関節動作及び前記長手方向の発射動作を個別に伝達できるように機能的に構成されたシャフトと、

前記シャフトの先端側に接続されたエンドエフェクタと、

前記回動関節動作にตอบสนองして前記エンドエフェクタを関節動作させる関節動作機構と、

前記関節動作機構内を移動するために長手方向に配置された細長いストリップ、及び前記細長いストリップの先端側に接続された、前記エンドエフェクタ内で長手方向に移動するために配置された発射バーヘッドを備えた、前記ハンドル部分の前記長手方向の発射動作にตอบสนองする発射バーと、

前記関節動作機構に亘って前記発射バーの前記細長いストリップの側面に位置する一対の支持プレートと、

を含み、

前記各支持プレートが、前記関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を備えている、外科器具。

【請求項 6】

前記ハンドル部分が、前記回動関節動作及び前記長手方向の発射動作を引き起こすためのハンドル手段を含み、

前記シャフトが、前記回動関節動作及び前記長手方向の発射動作を個別に伝達するためのシャフト手段を含む、請求項 5 に記載の外科器具。

【請求項 7】

前記ハンドル手段が、前記長手方向の閉止動作を引き起こすための手段を含み、

前記シャフト手段が、前記長手方向の閉止動作を個別に伝達するための手段を含む、請求項 6 に記載の外科器具。

【請求項 8】

10

20

30

40

50

前記フレーム凹部及び前記支持プレートの前記端部のうちの選択された側に長手方向に接続されたばね、

を含んでいる、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の外科器具。

【請求項 9】

前記各支持プレートの前記他方の端部が、エンドフレーム凹部に係合し、ばねによって付勢されている、請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の外科器具。

【請求項 10】

前記ばねが、前記支持プレートの前記端部に形成されたばねフィンガーを含んでいる、請求項 8 または 9 に記載の外科器具。

【請求項 11】

前記ばねフィンガーが、前記フレーム凹部の一側に向かって先端方向を向いており、前記支持プレートが、前記フレーム凹部の他側に向かって基端方向を向いた別のフィンガーを備えている、請求項 10 に記載の外科器具。

【請求項 12】

前記支持プレートの前記端部に接続された、前記フレーム凹部に係合した弾性部材、を含んでいる、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の外科器具。

【請求項 13】

前記各支持プレートの前記他方の端部が、エンドフレーム凹部に係合し、そのエンドフレーム凹部内に係合した別の弾性部材によって支持されている、請求項 12 に記載の外科器具。

【請求項 14】

前記各支持プレートが、前記関節動作に応答して長手方向の長さを変える弾性部材を含んでいる、請求項 1 ~ 7 のいずれかに記載の外科器具。

【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・ウエイズンバーク (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)」。

(2) ダグラス・ビー・ホフマン (Douglas B. Hoffman) による、「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 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION JOINT FOR A FIRING BAR TRACK)」。

(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、「長軸に対して回転する関節動作機構を備えた外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM 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

10

20

30

40

50

る改良に関する。

【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（endocutte）、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。

【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が得られる。

【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。

【0007】

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。

【0008】

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

10

20

30

40

50

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。

【0009】

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。例えば、組織を効果的に切断するのに十分な勢いを得るために、発射バーが発射中に加速されるのが好ましい。関節動作により固定された支持プレートが外れて、発射バーが関節動作接続部からはみ出すことがある。更なる例では、関節動作するしないにかかわらず、同じ要領で器具を操作できるのが好ましい。関節動作時の摩擦の増大は好ましくなく、発射の力を変えなければならない場合は、医師の気を散らすことになる。

【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】

【0010】

従って、関節動作接合部内を通る発射バーを十分に支持す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。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、側面に位置するプレートによって関節動作機構内に支持された発射機構が長手方向に移動するエンドエフェクタを作動させる関節動作外科器具を提供することで、当分野の上記した及び他の欠点を解消する。発射機構における発射荷重に良好に応答するために、各支持プレート的一端または両端を、関節動作機構の一側に弾性的に係合させるかばね係合させて、発射機構の座屈を防止することができる。

【0012】

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応答して、エンドエフェクタをシャフトの長軸から回動させる。発射機構が発射動作に応答して、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ており、それぞれの支持プレートが、発射機構が関節動作機構から外れて座屈するのを防止するべく、関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を有する。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には構成部品を小さくすることができる。

【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、関節動作に応答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応答するアンビルとを含む。発射装置が、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。関節動作機構が、回動動作に応答して細長い溝形部材をシャフトから回動させる。一対の支持プレートが、関節動作機構

10

20

30

40

50

に亘って発射機構の側面に配置されており、それぞれの支持プレートが、関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を有する。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。

【 0 0 1 4 】

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 】

【 0 0 1 5 】

関節動作接合部内を通る発射バーを十分に支持す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 】

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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 に応答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。関節動作機構 11 において、閉止スリーブ 32 の基端部分すなわち閉止チューブ 35 が先端部分 (閉止リング) 33 に接続されている。フレーム 34 が、細長い溝形部材 16 に対して回動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 11 を介してその溝形部材 16 に取り付けられている。フレーム 34 はまた、発射動作を発射トリガ 28 から発射バー 14 に伝達する発射駆動部材 36 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 36 の発射バー 14 のみが示されているが、様々な形態の回動により制御される関節動作機構 11 に関連して発射駆動部材 36 を以下に詳細に説明する。

## 【 0 0 2 0 】

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。

## 【 0 0 2 1 】

## 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。

10

20

## 【 0 0 2 2 】

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。

30

## 【 0 0 2 3 】

## 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。

40

## 【 0 0 2 4 】

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 を回動させることができる。ハウジングキャップ 6 0 は、貫通孔 6 2 の少なくとも一部に沿って内側に延びたボス 6 4 を含む。このボス 6 4 が、閉止スリーブ 3 2 の基端部に形成された長手方向のスロット 6 6 内に受容され、ハウジングキャップ 6 0 の回動により閉止スリーブ 3 2 が回動する。ボス 6 4 は更に、フレーム 3 4 を貫通して発射駆動部材 3 6 の一部に接触して、その発射駆動部材 3 6 を回動させることを理解されたい。従って、エンドエフェクタ 1 2 ( 図 3 図 4 には不図示 ) はハウジングキャップ 6 0 と共に回動する。

## 【 0 0 2 5 】

50

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。

【 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、発射トリガに 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。

10

【 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。

20

【 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。

30

40

【 0030 】

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

50

5 2 のピン 1 2 3 を中心に上方に回転する。次いでヨーク 8 6 が、閉止トリガ 2 6 の戻る動きに反応して基端側に移動する。

【 0 0 3 2 】

発射トリガ戻りばね 1 2 4 が、ハンドル部分 2 0 内に配置されており、一端が第 2 のベース部分 5 2 のピン 1 0 6 に取り付けられ、他端が発射トリガ 2 8 上のピン 1 2 6 に取り付けられている。発射トリガ戻りばね 1 2 4 は、ピン 1 2 6 に戻る力を付与して、発射トリガ 2 8 をハンドル部分 2 0 のピストルグリップ 2 4 から離れる方向に付勢している。閉止トリガ 2 6 もまた、その前面 1 3 0 を付勢している発射トリガ 2 8 の係合面 1 2 8 によってピストルグリップ 2 4 から離れる方向に付勢されている。

【 0 0 3 3 】

閉止トリガ 2 6 がピストルグリップ 2 4 に向かって移動すると、前面 1 3 0 が発射トリガ 2 8 上の係合面 1 2 8 に係合し、これにより発射トリガ 2 8 が発射位置に移動する。この発射位置では、発射トリガ 2 8 がピストルグリップ 2 4 に対して約 4 5 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 2 8 が、ばね 1 2 4 によって初めの位置に戻る。発射トリガ 2 8 が戻る時に、その係合面 1 2 8 が閉止トリガ 2 6 の前面 1 3 0 を押し、これにより閉止トリガ 2 6 が元の位置に戻る。ストッパー部材 1 3 2 が、閉止トリガ 2 6 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 5 2 から延出している。

【 0 0 3 4 】

外科用ステープラ / 切断器具 1 0 は更に、往復運動部分 1 3 4、マルチプライヤ 1 3 6、及び駆動部材 1 3 8 を含む。往復運動部分 1 3 4 は、実施部分 2 2 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 1 4 0 を含む。

【 0 0 3 5 】

駆動部材 1 3 8 は、第 1 のギアラック 1 4 1 及び第 2 のギアラック 1 4 2 を含む。第 1 のノッチ 1 4 4 が、駆動部材 1 3 8 の第 1 のギアラック 1 4 1 と第 2 のギアラック 1 4 2 との中間に設けられている。発射トリガ 2 8 が戻る時に、ステープル発射後に駆動部材 1 3 8 をその初めの位置に戻すべく、発射トリガ 2 8 の歯 1 4 6 が第 1 のノッチ 1 4 4 に係合する。第 2 のノッチ 1 4 8 が、金属製駆動ロッド 1 4 0 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 1 4 0 を、発射しない位置にある解放ボタン 3 0 の上部ラッチアーム 1 1 8 に固定することができる。

【 0 0 3 6 】

マルチプライヤ 1 3 6 は、第 1 の一体型ピニオンギア 1 5 0 および第 2 の一体型ピニオンギア 1 5 2 を含む。第 1 の一体型ピニオンギア 1 5 0 は、金属製駆動ロッド 1 4 0 に設けられた第 1 のギアラック 1 5 4 に係合している。第 2 の一体型ピニオンギア 1 5 2 は、駆動部材 1 3 8 の第 1 のギアラック 1 4 1 に係合している。第 1 の一体型ピニオンギア 1 5 0 は、第 1 の直径を有し、第 2 の一体型ピニオンギア 1 5 2 は、第 1 の直径よりも小さい第 2 の直径を有する。

【 0 0 3 7 】

回転関節動作制御

図 6 図 9 を参照すると、ハンドル部分 2 0 に、実施部分 2 2 を外科器具 1 0 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 1 2 を関節動作させる関節動作制御部 1 3 が組み込まれている。中空の関節動作駆動チューブ 2 0 0 が、閉止スリーブ 3 2 内に同軸的に配置され、関節動作レバー 2 0 2 に機能的に接続されているため、関節動作レバー 2 0 2 の回転により、チューブ 2 0 0 が長軸を中心に回転し、これにより閉止リング 2 5 0 及びエンドエフェクタ 1 2 が直角に回転すなわち関節動作する。この閉止リング 2 5 0 の関節動作は、医師が観察しながら操作する作動レバー 2 0 2 の回転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 2 0 2 の回転の角度が、シャフト 2 3 の長軸からの回転の角度に一致し、これにより医師が感覚的に回転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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 8 】

関節動作制御部 1 3 は、ハウジングキャップ 6 0 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 2 0 4 を含む。更に、関節動作伝達ハウジング 2 0 4 は、長手方向に整合した外部タブ 2 0 6 を含む。医師がこの外部タブ 2 0 6 をねじって、関節動作伝達ハウジング 2 0 4 を回動させ、従ってエンドエフェクタ 1 2 を実施部分 2 2 の長軸に対して回動させることができる。作動レバー 2 0 2 が、シャフト 2 3 0 に対して垂直に上方に開口した円筒状凹部 2 1 0 内に受容された円筒状関節動作本体 2 0 8 に取り付けられている。関節動作本体 2 0 8 の下端部分は、シャフト 2 3 に近接した関節動作伝達ハウジング 2 0 8 の開口 2 1 4 内にスナップフィットするブロング 2 1 2 を含む。このブロング 2 1 2 が、関節動作本体 2 0 8 が円筒状凹部 2 1 0 から引き戻されるのを防止している。

10

## 【 0 0 3 9 】

環状の歯 2 1 6 が、関節動作本体 2 0 8 の下側部分の周りに配置され、関節動作ヨーク 2 2 0 の歯 2 1 8 と噛合している。関節動作ヨーク 2 2 0 は、閉止スリーブ 3 2 に形成された関節動作長方形窓 2 2 2 に亘って延在している。閉止スリーブ 3 2 は、エンドエフェクタ 1 2 を開閉するために、関節動作制御部 1 3 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 2 0 0 が、固定された関節動作制御部 1 3 に対して閉止スリーブ 3 2 と共に長手方向に移動する。窓 2 2 2 が、関節動作ヨーク 2 2 0 から内向きに延びたボス 2 2 4 にクリアランスを提供する。ボス 2 2 4 は長方形の窓 2 2 2 を介して関節動作駆動チューブ 2 0 0 のスロット 2 2 6 に係合し、回動動作のために関節動作駆動チューブ 2 0 0 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 2 0 0 が、関節動作機構 1 1 から閉止スリーブ 3 2 内を経て、閉止スリーブ 3 2 の固定タブ 2 2 7 の手前まで延びている。タブ 2 2 7 は、関節動作駆動チューブ 2 0 0 の基端面の後側で内側に曲っており、これにより関節動作駆動チューブ 2 0 0 がシャフト 2 3 内に保持される。

20

## 【 0 0 4 0 】

関節動作伝達ハウジング 2 0 4 がシャフト 2 3 の閉止チューブ 3 5 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 5 0 及び 5 2 の先端開口の円形の内側を向いたリップ 2 3 0 に係合する外周溝 2 2 8 をハウジングキャップ 6 0 の基端側に設け、ハウジングキャップ 6 0 により、関節動作ヨーク 2 2 0 を関節動作伝達ハウジング 2 0 4 内に維持し、関節動作制御部 1 3 をハンドル部分 2 0 内に維持することができる。

## 【 0 0 4 1 】

図 1 0 及び図 1 1 を参照すると、図 1 及び図 2 の歯車関節動作機構 1 1 が平歯車関節動作機構 2 4 0 として示されている。平歯車関節動作機構 2 4 0 は上記したものと概ね同じであるが、関節動作機構 2 4 0 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 2 4 0 は、閉止スリーブ 3 2 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 2 4 2 を含む。この関節動作駆動チューブ 2 4 2 は、第 1 の外周部 2 4 6 の周りに設けられた先端側に突出した歯車部分 2 4 4 を含む。歯車部分 2 4 4 は、閉止リング 2 5 0 に取り付けられ、そこから基端側に突出した平歯車 2 4 8 と噛合している。この平歯車 2 4 8 は、閉止スリーブ 3 2 から先端側に突出した第 1 の回動点 2 5 2 及び第 2 の回動点 2 6 0 を通るピン 2 5 3 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 2 5 2 及び第 2 の回動点 2 6 0 を通り、ピン 2 5 3 により、閉止リング 2 5 0 が閉止スリーブ 3 2 に回動可能に接続されている。駆動チューブ 2 4 2 の回動により、歯車部分 2 4 4 と平歯車 2 4 8 が係合し、閉止リング 2 5 0 が第 1 の回動点 2 5 2 及び第 2 の回動点 2 6 0 を中心に関節動作する。

30

40

## 【 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 によって回動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

50

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 の構造とを例示する関節動作回転軸に沿った関節動作機構 2 4 0 が示されている。中空の関節動作駆動チューブ 2 4 2 が、閉止リング 3 3 の平歯車 2 4 8 に係合している。これらの図面において、平歯車 2 4 8 を上部回転点 2 5 2 及び下部回転点 2 6 0 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 3 2 の基端部分 3 5 ( すなわち閉止チューブ 3 5 ) が省略されている。

【 0 0 4 8 】

関節動作回転軸を中心とした関節動作を可能にする関節動作機構 2 4 0 の弾性支持には

10

20

30

40

50

、フレーム開口 2 6 8 を発射バー 1 4 が通過する時に座屈するのを防止するべく発射バー 1 4 の基端部分の側面に位置する一对の支持プレート 4 0 0 及び 4 0 2 が含まれる。従って、発射バー 1 4 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 1 4 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 4 0 4 として示されている。このテーパ状の発射ストリップ 4 0 4 の先端側は、厚い発射バーヘッド 4 0 6 になっている。この厚い発射バーヘッド 4 0 6 は、切断縁 4 8、上部ピン 3 8、中間ピン 4 6、及び発射バーキャップ 4 4 (図 1 2 にはピンは不図示) を含む。厚い発射バーヘッド 4 0 6 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 3 7 の作動を確実に行うことができる。テーパ状の発射ストリップ 4 0 4 の薄い断面は、最大発射荷重を受けると座屈し易い。支持プレート 4 0 0 及び 4 0 2 が、発射バー 1 4 の座屈を防止するべく関節動作接続部内を通るテーパ状発射ストリップ 4 0 4 を支持して、テーパ状発射ストリップ 4 0 4 における最大発射荷重の影響を緩和する。支持プレート 4 0 0 及び 4 0 2 は、関節動作機構 2 4 0 の基端側 4 0 8 及び先端側 4 1 0 の両方の内部で長手方向に移動可能である。

10

#### 【 0 0 4 9 】

図 1 2 に示されているように、一对の支持プレート 4 0 0 及び 4 0 2 のそれぞれは、基端側スライドばね端部 4 1 2 及び先端側スライドばね端部 4 1 4 を有する。基端側スライドばね端部 4 1 2 は、フレーム 3 2 のフレームポケット 4 1 6 に受容され、先端側スライドばね端部 4 1 4 は、関節動作フレーム部材 2 9 0 のエンドフレームポケット 4 1 8 に受容されている。これらのポケット 4 1 6 及び 4 1 8 は、関節動作機構 2 4 0 が関節動作して、フレーム開口 2 6 8 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 4 0 0 及び 4 0 2 のばね端部 4 1 2 及び 4 1 4 が移動するためのスペースを提供する。エンドエフェクタ 1 2 の関節動作の向きが逆になると、ばね端部 4 1 2 及び 4 1 4 の動きが逆転する(不図示)。基端側ばね端部 4 1 2 がフレームポケット 4 1 6 の先端面 4 2 0 に当接しない限り、支持プレート 4 0 0 及び 4 0 2 が、発射バー 1 4 の最大発射荷重に応答して、ばね作用により先端側に移動することができる。

20

#### 【 0 0 5 0 】

これとは対照的に、図 1 4 及び図 1 5 に、ばね材料から形成された従来技術の支持部材 4 2 1 及び 4 2 2 が示されている。これらの支持部材 4 2 1 及び 4 2 2 は、一端が既知の関節動作機構 4 2 5 の基端側 4 2 3 に固着され、他端がその先端側 4 2 4 にスライド可能に接触している。図 1 4 において、器具は直線状で関節動作しておらず、支持プレート 4 2 1 及び 4 2 2 の一对の自由端すなわち先端部 4 2 9 がエンドフレームポケット 4 1 8 内の中心に位置し、固定端 4 2 7 及び 4 2 8 が基端側 4 2 3 に固定されている。図 1 5 を参照すると、エンドエフェクタが関節動作しており、この関節動作により発射バー 4 2 6 と支持プレート 4 2 1 及び 4 2 2 が曲がっている。支持プレート 4 2 1 及び 4 2 2 がばね片持ち梁であるため、図示されているように発射バー 4 2 6 に接触し、支持プレート 4 2 1 及び 4 2 2 の自由端すなわち先端部 4 2 9 がそれぞれ、エンドフレームポケット 4 1 8 内で基端側及び先端側に移動している。支持プレート 4 2 1 及び 4 2 2 の自由端すなわち先端部 4 2 9 の発射バーとの接触により抵抗が発生するため、発射バー 4 2 6 を移動させるには、より大きな力が必要となる。

30

40

#### 【 0 0 5 1 】

図 1 6 を参照すると、別法の支持プレート 4 3 0 及び 4 3 2 が示されている。支持プレート 4 3 0 及び 4 3 2 はそれぞれ、固定された基端部 4 3 4 と、対向した圧縮ばね 4 3 8 がそれぞれの先端部 4 3 6 に係合することでエンドフレームポケット 4 1 8 内にばね取り付けされた先端部 4 3 6 とを含む。先端部 4 3 6 をフレームポケット 4 1 8 にばねで取り付けることで先端部の更なる制御が得られ、発射バー 1 4 の抵抗が減少し、関節動作中に自由端 4 3 6 が長手方向に移動可能となる。別法では、圧縮ばね 4 3 8 によるばね取付けを逆、すなわち基端部 4 3 4 をばね取付けし、先端部 4 3 6 を固定することができる。

#### 【 0 0 5 2 】

50

図17を参照すると、それぞれの先端部436が弾性部材440に係合した図16の支持プレート430及び432が示されている。別法では、弾性部材440による弾性取付けを逆、すなわち基端部434を弾性取付けし、先端部436を固定することができる。弾性部材は、シリコン、ゴム、ブナN、または弾性的にふるまう既知のあらゆるエラストマー材料などの様々なエラストマー材料から形成することができる。発泡材料もまた、ばねとして機能する。このような発泡材料として、発泡シリコン、ゴム系フォーム、またはポリエチレンフォームなどの様々な材料から形成される閉じたセルフォームまたは開いたセルフォームを挙げることができる。

【0053】

図18及び図19を参照すると、内側に大きく曲がったばねフィンガー446及び外側で曲がったばねフィンガー448を含む支持プレート442及び444が示されている。これらのばねプレート442及び444がエンドフレームポケット418にばね係合しているため、ばねプレート442及び444が、発射バー14からの最大発射荷重を吸収する。別法では、ばね係合を逆、すなわち内側に曲がったばねフィンガー446及び外側に曲がったばねフィンガー448を含む基端部434を基端側フレームポケット416(図18及び図19には不図示)に係合させ、先端部436を固定することができる。図19を参照すると、支持プレート442及び444に亘る更なる可撓性を得るべく、支持プレート442及び444に形成された開口が形成されている。

10

【0054】

図20を参照すると、発射バーの荷重の影響を更に緩和するために、フレームポケット416及びエンドフレームポケット418の双方が対向した圧縮ばね438を備えた、図16の支持プレート430及び432が示されている。

20

【0055】

図21を参照すると、発射バー14の発射荷重の影響を更に緩和するために、フレームポケット416及びエンドフレームポケット418の双方が弾性部材440を備えた、図17の支持プレート430及び432が示されている。

【0056】

図22を参照すると、発射バーの荷重の影響を更に緩和するために、両端がフレームポケット416及びエンドフレームポケット418の両方にばね係合した内側に大きく曲がったばねフィンガー446及び外側で曲がったばねフィンガー448を有する支持プレート452及び454が示されている。

30

【0057】

図23を参照すると、変化に応じて伸長または圧縮によりフレーム開口268の内側及び外側のスペースを調節する、それぞれフレームポケット416及びエンドフレームポケット418に係合した弾性支持プレート456及び458が示されている。弾性支持プレートは、シリコン、ゴム、ブナNイソプラスト(buna-n Isoplast)、または弾性的にふるまう既知のあらゆるエラストマーを含む柔軟性または弾性特性を備えた様々な材料から形成することができる。

【0058】

図24を参照すると、発射バー14と支持プレート460及び462との間の摩擦を低減するためにベアリング464を含む低摩擦支持プレート460及び462の組立分解図が示されている。支持プレート460及び462はそれぞれ、発射バー14と接触した状態でベアリング464を保持するための窪んだ開口466を有する。別法では、発射バー14の先端側への移動のために方向が合わせられた円筒状ベアリングを設けることもできる。

40

【0059】

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。

【0060】

50

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。

【0061】

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。

10

【0062】

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。

20

【0063】

更に別の例では、ステーブ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、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を用いた関節動作シャフト内の発射機構の支持も本発明の態様に一致している。

【0064】

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、及びばね取付けを組み合わせることができる。

30

【0065】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(A) 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して前記エンドエフェクタを前記シャフトの前記長軸から回動させる、前記シャフトと前記エンドエフェクタを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エンドエフェクタと、

40

前記発射動作にตอบสนองして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対の支持プレートとを含み、

前記各支持プレートが、前記関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を有することを特徴とする外科器具。

(1) 更に、前記フレーム凹部の選択された側に長手方向に接続されると共に前記支持プレートの前記端部にも接続されたばねを含むことを特徴とする実施態様(A)に記載の外科器具。

(2) 前記各支持プレートの他方の端部が、エンドフレーム凹部に係合し、ばねによ

50

て付勢されていることを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

(3)前記ばねが、前記支持プレートの前記端部で形成されたばねフィンガーを含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

(4)前記ばねフィンガーが、前記フレーム凹部の一側に向かって先端方向を向いており、前記支持プレートが、前記フレーム凹部の他側に向かって基端方向を向いた別のフィンガーを含むことを特徴とする実施態様(3)に記載の外科器具。

(5)更に、前記支持プレートの前記端部に接続された、前記フレーム凹部に係合した弾性部材を含むことを特徴とする実施態様(A)に記載の外科器具。

【0066】

(6)前記各支持プレートの他方の端部が、エンドフレーム凹部に係合し、そのエンドフレーム内に係合した別の弾性部材によって支持されていることを特徴とする実施態様(5)に記載の外科器具。

(7)前記各支持プレートが、前記関節動作に応答して長手方向の長さを変える弾性部材を含むことを特徴とする実施態様(A)に記載の外科器具。

(B)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、

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応答する、前記細長い溝形部材に回動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向いた切断縁を先端側に備えた発射装置と、

前記関節動作に応答して前記シャフトから前記細長い溝形部材を回動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対の支持プレートとを含み、

前記各支持プレートが、前記関節動作機構に形成されたフレーム凹部にばね係合した端部を有することを特徴とする外科器具。

(8)前記発射装置が、前記アンビルと前記細長い溝形部材との間を長手方向に移動する時に、前記アンビル及び前記細長い溝形部材に係合して、前記アンビルと前記細長い溝形部材との間隔を確実に維持することを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

(9)前記発射装置が更に、先端側に設けられた切断縁を含み、前記外科器具が更に、前記発射装置の前記切断縁を受容するための基端側に開口したスロットを備えた、前記細長い溝形部材に係合するステーブルカートリッジを含み、このステーブルカートリッジが、前記発射装置の長手方向先端側への移動によりカム動作で上方に移動する複数のステーブルを含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

(10)更に、前記フレーム凹部の選択された側に長手方向に接続されると共に前記支持プレートの前記端部にも接続されたばねを含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

【0067】

(11)前記各支持プレートの他方の端部が、エンドフレーム凹部に係合し、ばねによって付勢されていることを特徴とする実施態様(10)に記載の外科器具。

(12)前記ばねが、前記支持プレートの前記端部で形成されたばねフィンガーを含むことを特徴とする実施態様(10)に記載の外科器具。

(13)前記ばねフィンガーが、前記フレーム凹部の一側に向かって先端方向を向いており、前記支持プレートが、前記フレーム凹部の他側に向かって基端方向を向いた別のフィンガーを含むことを特徴とする実施態様(12)に記載の外科器具。

(14)更に、前記支持プレートの前記端部に接続された、前記フレーム凹部に係合した弾性部材を含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

10

20

30

40

50

(15) 前記各支持プレートの他方の端部が、エンドフレーム凹部に係合し、そのエンドフレーム内に係合した別の弾性部材によって支持されていることを特徴とする実施態様(14)に記載の外科器具。

【0068】

(16) 前記各支持プレートが、前記関節動作にตอบสนองして長手方向の長さを変える弾性部材を含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

(C) 外科器具であって、

回動関節動作及び長手方向の発射動作を引き起こすことができるよう機能的に構成されたハンドル部分と、

前記回動関節動作及び前記長手方向の発射動作を個別に伝達できるように機能的に構成されたシャフトと、

前記シャフトの先端側に接続されたエンドエフェクタと、

前記回動関節動作にตอบสนองして前記エンドエフェクタを関節動作させる関節動作機構と、

前記関節動作機構内を移動するために長手方向に配置された細長いストリップ、及び前記細長いストリップの先端側に接続された、前記エンドエフェクタ内で長手方向に移動するために配置された発射パーヘッドを備えた、前記ハンドル部分の前記長手方向の発射動作にตอบสนองする発射バーと、

前記関節動作機構に亘って前記発射バーの前記細長いストリップの側面に配置された関節動作を支持する支持プレート手段とを含むことを特徴とする外科器具。

(17) 前記ハンドル部分が、前記回動関節動作及び前記長手方向の発射動作を引き起こすためのハンドル手段を含み、前記シャフトが、前記回動関節動作及び前記長手方向の発射動作を個別に伝達するためのシャフト手段を含むことを特徴とする実施態様(C)に記載の外科器具。

(18) 前記ハンドル手段が、長手方向の閉止動作を引き起こすための手段を含み、前記シャフト手段が、前記長手方向の閉止動作を個別に伝達するための手段を含むことを特徴とする実施態様(17)に記載の外科器具。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【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。

【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。

【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】 平歯車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】 図11の平歯車関節動作機構を上から見た断面図である。

【図13】 図12の平歯車関節動作機構の横方向からの斜視図である。

【図14】 従来技術の関節動作支持プレート組立体を上から見た断面図である。

【図15】 関節動作した位置にある図14の従来技術の関節動作支持プレート組立体を上

10

20

30

40

50

から見た断面図である。

【図 1 6】図 1 の外科器具のための、1 つの自由端がばねに係合した支持プレートを上から見た断面図である。

【図 1 7】図 1 の外科器具のための、1 つの自由端が弾性部材に結合した支持プレートを上から見た断面図である。

【図 1 8】図 1 の外科器具のための、1 つの自由端がばねフィンガーである支持プレートを上から見た断面図である。

【図 1 9】図 1 8 の 1 つの自由端がばねフィンガーである支持プレートの斜視図である。

【図 2 0】図 1 の外科器具のための、2 つの自由端がばねに係合した支持プレートを上から見た断面図である。

10

【図 2 1】図 1 の外科器具のための、2 つの自由端が弾性部材に結合した支持プレートを上から見た断面図である。

【図 2 2】図 1 の外科器具のための、2 つの自由端がばねフィンガーである支持プレートを上から見た断面図である。

【図 2 3】図 1 の外科器具のための、弾性支持プレート組立体を上から見た断面図である。

【図 2 4】図 1 の外科器具のための、発射バーに接触するベアリングを備えた一对の支持プレートの組立分解斜視図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 0 】

20

1 0 外科用ステープラ / 切断器具

1 1、4 2 5 関節動作機構

1 2 エンドエフェクタ

1 3 関節動作制御部

1 4 E ビーム発射バー

1 6 溝形部材

1 8 アンビル

2 0 ハンドル部分

2 2、2 7 0 実施部分

2 3 シャフト

30

2 4 ピistol グリップ

2 6 閉止トリガ

2 8 発射トリガ

3 0 解放ボタン

3 2 閉止スリーブ

3 3、2 5 0 閉止リング

3 4、2 7 2 フレーム

3 5 閉止チューブ

3 6 発射駆動部材

3 7 ステープルカートリッジ

40

3 8 上部ピン

4 0 アンビルポケット

4 1 ウェッジスレッド

4 2 アンビルスロット

4 3 ステープルドライバ

4 4 発射バーキャップ

4 5 スロット

4 6 中間ピン

4 7 ステープル

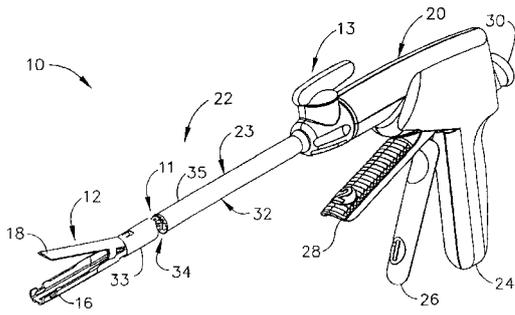
4 8 切断縁

50

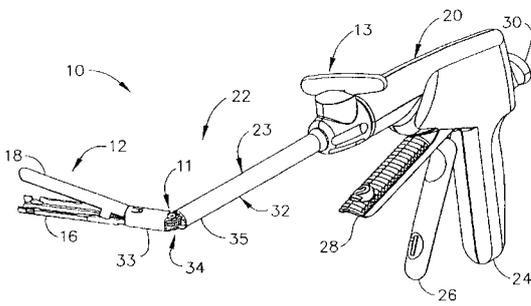
4 9	垂直スロット	
5 0	第 1 のベース部分	
5 2	第 2 のベース部分	
5 4	円筒状ピン	
5 6	延出部材	
5 8	六角形開口	
6 0	ハウジングキャップ	
6 2	貫通孔	
6 4	ボス	
7 0	外周ノッチ	10
7 2	溝形部材固定部材	
7 4	ハンドル部分	
7 6	歯車部分	
7 8	中間部分	
8 6	ヨーク	
8 9	凹部	
1 0 2、	1 1 2、1 2 4	ばね
1 0 4	第 1 のクランプフック	
1 0 7	ロックアウトピン	
1 1 8	上部ラッチアーム	20
1 2 2	凹部	
1 2 8	係合面	
1 3 0	前面	
1 3 6	マルチプライヤ	
1 3 8	駆動部材	
1 4 0	金属製駆動ロッド	
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	30
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	
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	40
2 1 2	プロング	
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	
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	50

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	
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	10
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	
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	
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	20
3 1 4	閉止面	
3 1 6	柱状閉止面	
4 0 0、4 0 2、4 2 1、4 2 2、4 3 0、4 3 2、4 4 2、4 4 4、4 5 2、4 5 4		
、4 5 6、4 5 8、4 6 0、4 6 2	支持プレート	
4 0 4	発射バーストリップ	
4 0 6	発射バーヘッド	
4 0 8、4 2 3	関節動作機構基端側	
4 1 0、4 2 4	関節動作機構先端側	
4 1 2	基端側スライドばね端部	
4 1 4	先端側スライドばね端部	30
4 1 6	フレームポケット	
4 1 8	エンドフレームポケット	
4 2 0	先端面	
4 2 6	発射バー	
4 2 7、4 2 8、4 3 4	支持プレート基端部	
4 2 9、4 3 6	支持プレート先端部	
4 3 8	圧縮ばね	
4 4 0	弾性部材	
4 4 6、4 4 8	ばねフィンガー	
4 6 4	ベアリング	40
4 6 6	開口	

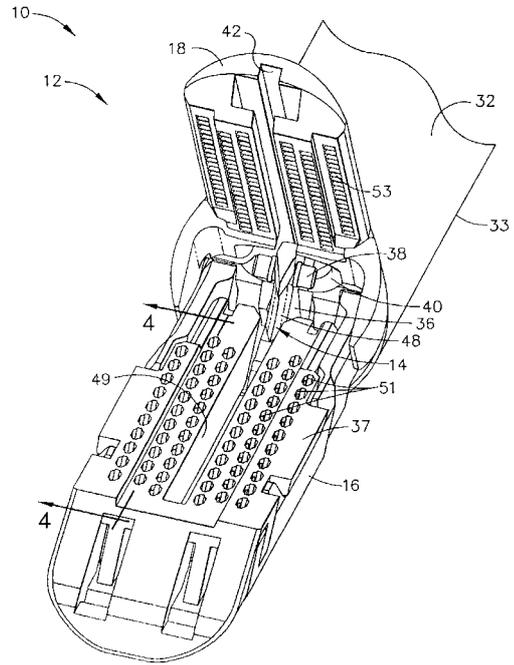
【図1】



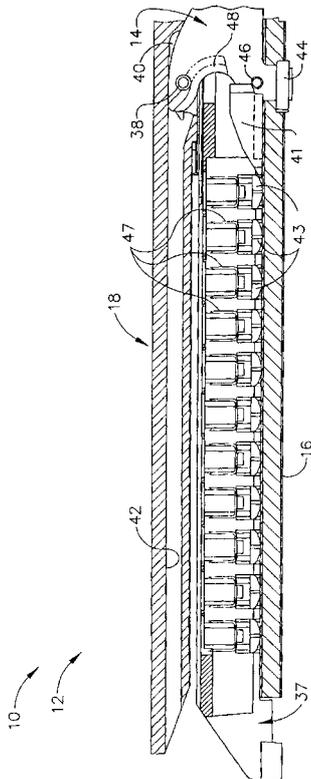
【図2】



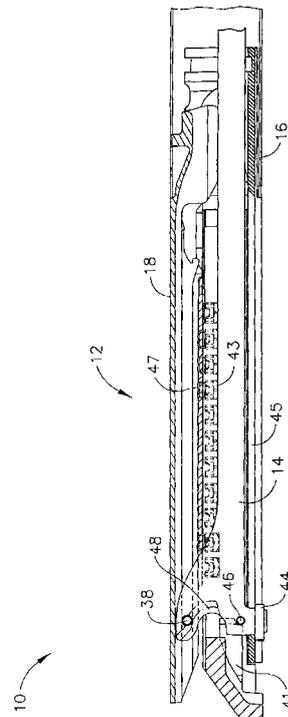
【図3】



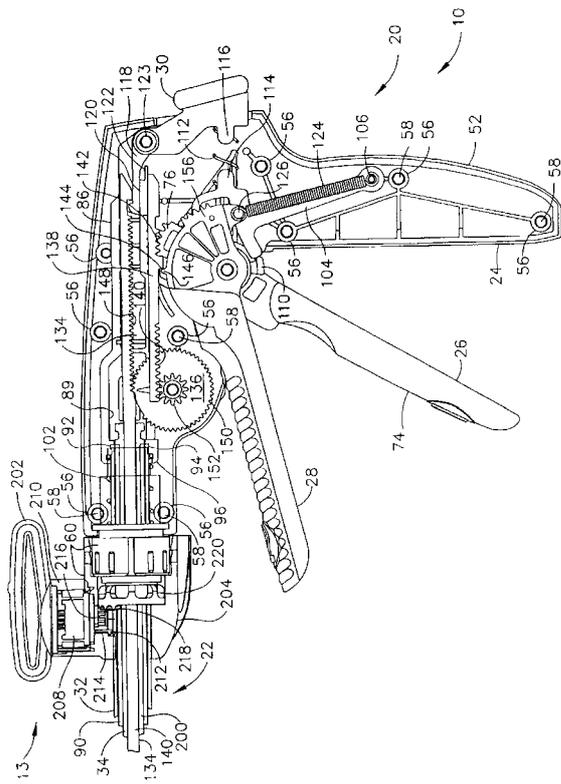
【図4】



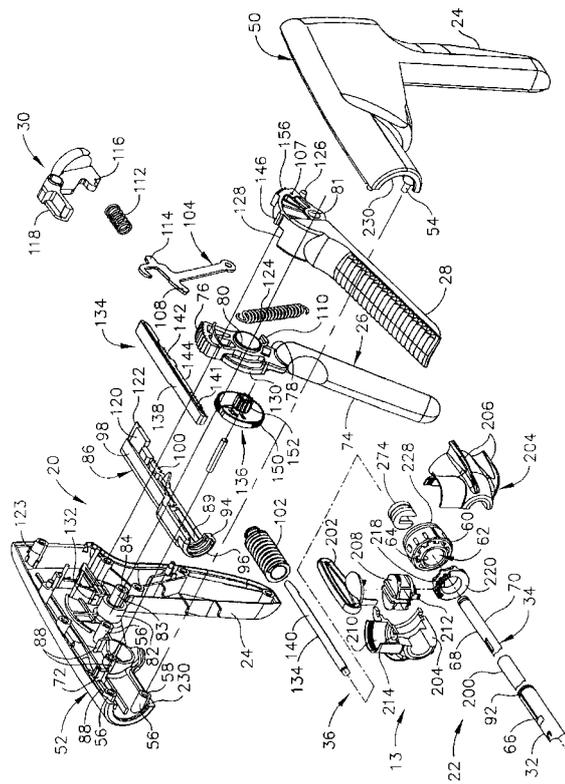
【図5】



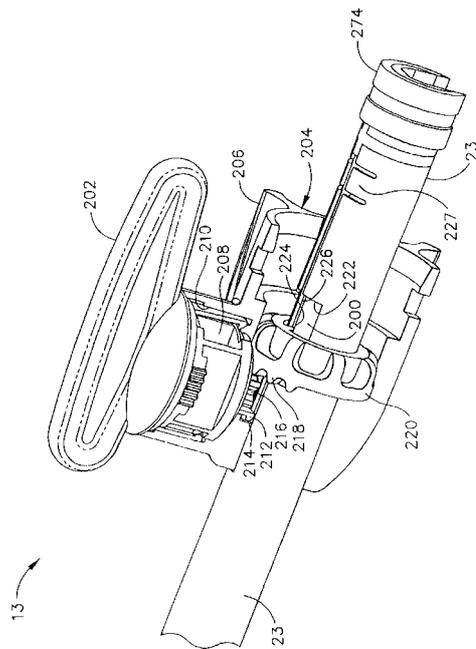
【図 6】



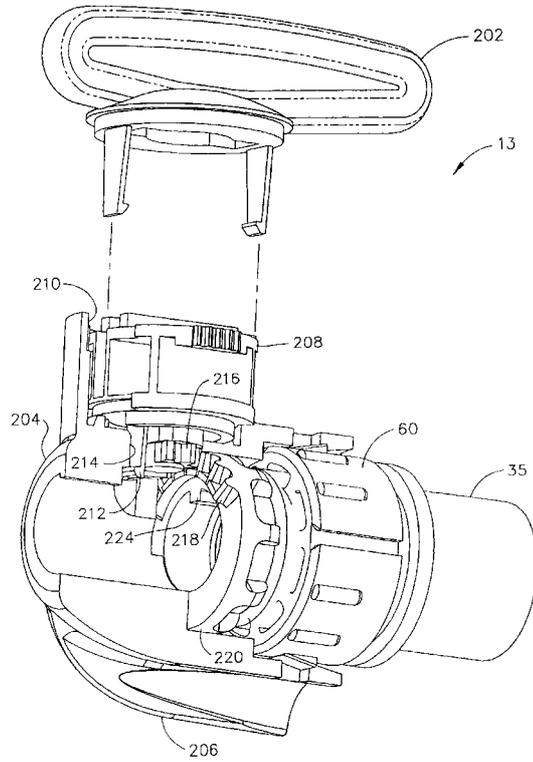
【図 7】



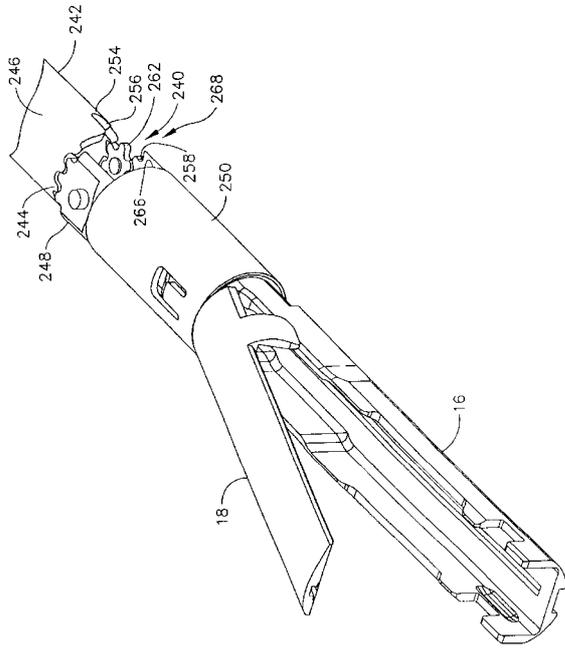
【図 8】



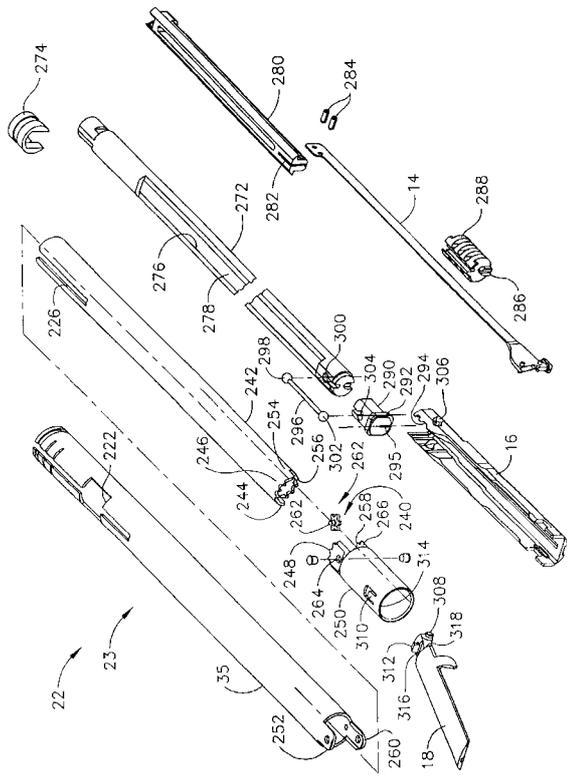
【図 9】



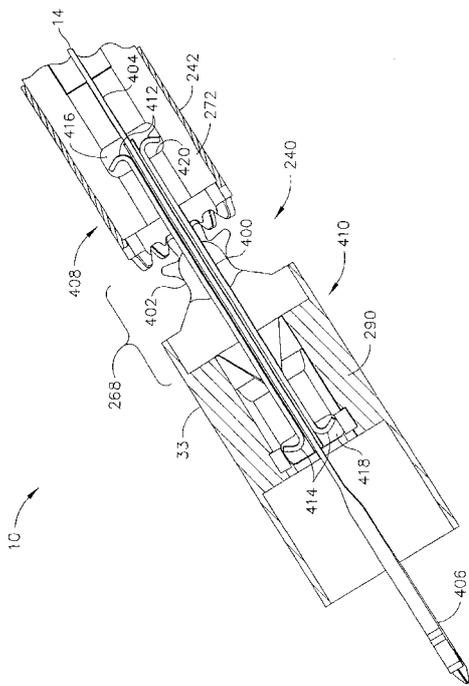
【図10】



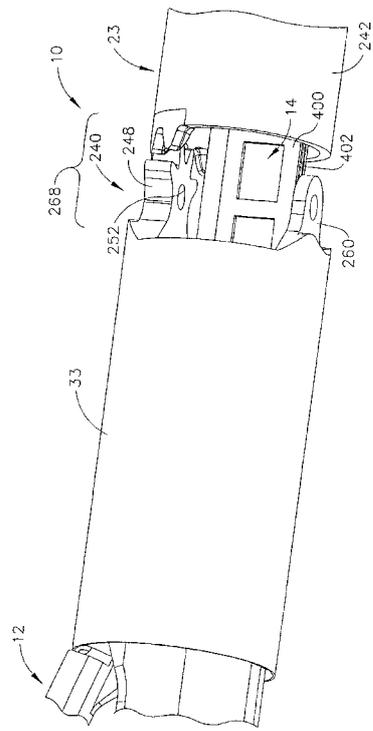
【図11】



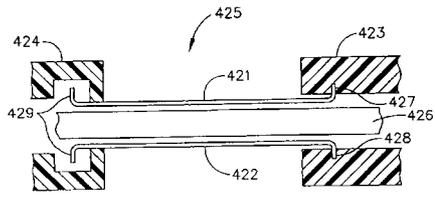
【図12】



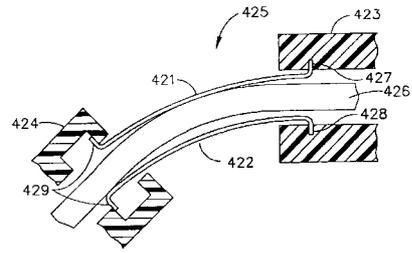
【図13】



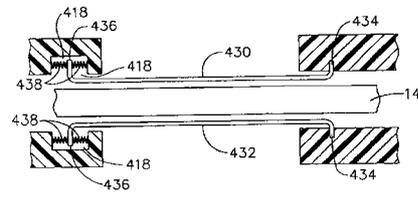
【図14】



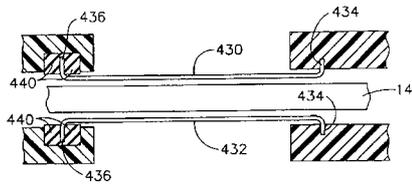
【図15】



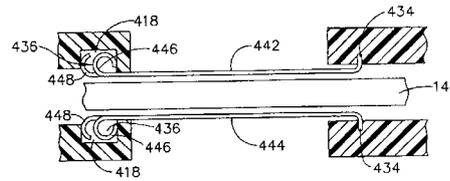
【図16】



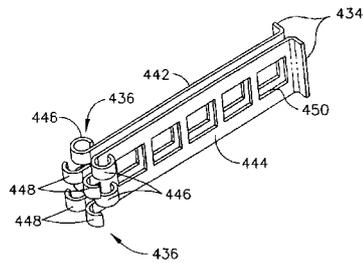
【図17】



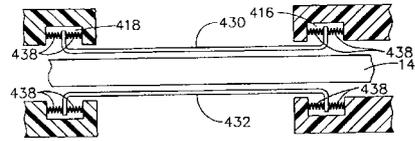
【図18】



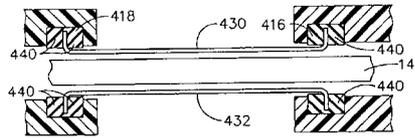
【 図 19 】



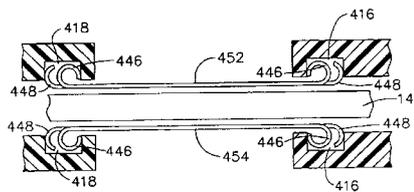
【 図 20 】



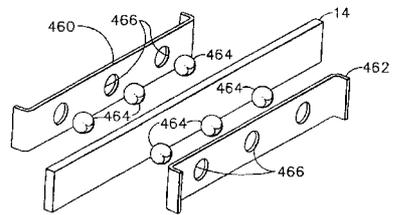
【 図 21 】



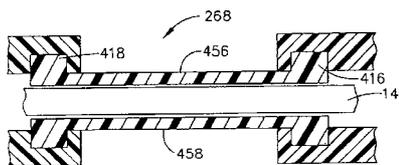
【 図 22 】



【 図 24 】



【 図 23 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ジョゼフ・チャールズ・ヒューイル  
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、シストルヒル・ドライブ 11611

審査官 中島 成

(56)参考文献 特開平06-197902(JP,A)  
米国特許第06330965(US,B1)  
米国特許第05797537(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 17/072  
A61B 17/10  
A61B 17/32

专利名称(译)	外科缝合器，带铰接接头支撑板，用于支撑射击杆		
公开(公告)号	<a href="#">JP4606796B2</a>	公开(公告)日	2011-01-05
申请号	JP2004202232	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		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ケニースエスウェールズ ジョゼフチャールズヒューイル		
发明人	ケニース・エス・ウェールズ ジョゼフ・チャールズ・ヒューイル		
IPC分类号	A61B17/10 A61B17/32 A61B17/04 A61B17/00 A61B17/072 A61B17/11 A61B17/28		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B2017/003 A61B2017/2927 A61B2017/2937 A61B2017/2939 A61B2017/2943 A61B2017/2947		
FI分类号	A61B17/10 A61B17/32.330 A61B17/04 A61B17/072 A61B17/11		
F-TERM分类号	4C060/BB05 4C060/CC11 4C060/CC29 4C060/DD13 4C160/CC01 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160 /FF04 4C160/FF06 4C160/FF19 4C160/JJ12 4C160/KK02 4C160/KK06 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN12 4C160/NN14 4C160/NN15 4C160/NN23		
审查员(译)	纳鲁中岛		
优先权	10/615971 2003-07-09 US		
其他公开文献	JP2005028150A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：为外科器械机构提供改进的关节运动机构，以充分支撑通过关节运动接头内部的击发杆。解决方案：外科缝合器/切割器械特别适合于内窥镜连接末端执行器，并且设置有齿轮铰接机构，其转换来自手柄部分的旋转运动。击发杆在手柄部分和末端执行器之间纵向移动。击发杆还包括呈条带或带状形式的变薄的锥形基端侧部分，以便于铰接机构。为了防止击发条带在击发过程中弯曲，一对支撑板可调节地设置在铰接机构内部的击发条带的侧面上。可以使用支撑板的每个尖端部分和铰接机构的尖端侧和基端侧的弹性接合和弹簧接合，以及弹性支撑板。

