

(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2005-28150

(P2005-28150A)

(43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 17/04

A 6 1 B 17/11

F I

A 6 1 B 17/04

A 6 1 B 17/11

テーマコード (参考)

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L 外国語出願 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2004-202232 (P2004-202232)
 (22) 出願日 平成16年7月8日 (2004.7.8)
 (31) 優先権主張番号 615971
 (32) 優先日 平成15年7月9日 (2003.7.9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 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
 (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

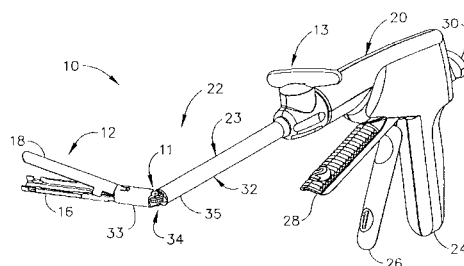
(54) 【発明の名称】 発射バーを支持するための関節動作接合部支持プレートを備えた外科用ステープラ

(57) 【要約】

【課題】 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を提供すること。

【解決手段】 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、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を備えた外科用ステープラ/切断器具。発射バーが、ハンドル部分とエンドエフェクタとの間を長手方向に移動する。発射バーはまた、関節動作機構を容易にするストリップまたはバンドの形態の薄いテーパ状の基端側部分を含む。発射中の発射バーストリップの座屈を防止するために、一対の支持プレートが、関節動作機構内の発射バーストリップの側面に調整可能に配置されている。支持プレートの各先端部と関節動作機構の先端側及び基端側との弾性係合及びばね係合、並びに弾性支持プレートを用いることができる。

【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転させる、
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。

【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。

【請求項 3】

外科器具であって、
回転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、
前記回転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、
前記回転関節動作に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。

【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)」。

(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)」。

10

(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】

20

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。

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 0 6 】

上記した非関節動作外科用ステーブラ / 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的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。

【 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。

【 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。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】

【 0 0 1 0 】

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】

【 0 0 1 1 】

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

10

20

30

40

50

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、関節動作機構の一侧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。

10

【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。

20

【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。

30

【発明の効果】

【0015】

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】

【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。

【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

40

50

(図3)として示されている発射機構が、細長い溝形部材16及び回転可能に取り付けられたアンビル18に係合する。

【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を回転式に引くと、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を回転式に引くと、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。

10

【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ตอบสนองして長手方向に移動し、アンビル18が回転して閉止する。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、様々な形態の回転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。

20

【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12は、基端側ハンドル部分20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】

30

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14を採用したエンドエフェクタ12が示されている。図3では、発射バー14が基端側に配置されているため、未使用のステープルカートリッジ37を細長い溝形部材16内に装着することができる。詳細には、発射バー14の上部ピン38が、アンビルポケット40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18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38が長手方向のアンビルスロット42内に進入して、発射バー14がアンビル18に係合して前進することができる。発射バー14が溝形部材のスロット45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44が細長い溝形部材16の下面に係合する。中間ピン46が、発射バーキャップ44と協働して細長い溝形部材16の上面にスライド可能に係合する。従って、発射バー14が発射中のエンドエフェクタ12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プル留め不良が防止される。

40

【0022】

発射中に、発射バーの上部ピン38と中間ピン46との間の先端方向を向いた切断縁48が、ステープルカートリッジ37の基端方向を向いた垂直スロット49内に進入して、ステープルカートリッジ37とアンビル18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46が、ステープルカートリッジ37内の発射スロット内に進入して、ステープルカートリッジ37が作動し、ウェッジスレッド41が上昇し

50

てステーブルドライバ４３とカム接触し、次いでステーブルドライバ４３が、複数のステーブル４７をステーブルカートリッジ３７のステーブル開口５１から押し出してアンビル１８の内面のステーブルポケット５３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１４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５０及び第２のベース部分５２から構成されるハンドル部分２０が示されている。第１のベース部分５０は、複数の円筒状のピン５４を備えている。第２のベース部分５２は、それぞれが六角形の開口５８を備えた複数の延出部材５６を含む。円筒状のピン５４は、六角形の開口５８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５０と第２のベース部分５２の組立てが維持される。

10

【００２４】

ハウジングキャップ６０が貫通孔６２を備え、これにより、実施部分２２に係合してその長手方向の軸を中心に実施部分２２を回転させることができる。ハウジングキャップ６０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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

【００３０】

ヨーク８６が閉止トリガ２６の基端側への移動に応答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の戻る動きに応答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】

外科用ステープラノ切断器具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。

10

【００３７】

回動関節動作制御

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の長軸を中心に回動させ、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、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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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

【0042】

中空の関節動作駆動チューブ 242 と閉止リング 250 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 242 の第 2 の外周部 254 が、そこから先端側に面して凹んだ歯車部分 256 を有する。歯車部分 256 は、フレーム 34 によって回動可能に支持された逆転歯車 262 によって、閉止リング 250 の反対側から基端方向に突出した第 2 の平歯車 258 に機能的に接続されている。逆転歯車 262 は、一側が凹んだ先端側に突出した歯車部分 256 に係合し、他側が閉止リング 250 の第 2 の平歯車 258 に係合している。

20

【0043】

閉止トリガ 26 を引くと、中空の関節動作駆動チューブ 242 及び回動可能に取り付けられた閉止スリーブ 32 の閉止チューブ 35 が先端側に移動してアンビル 18 が閉じる。閉止スリーブ 32 の閉止チューブ 35 は、平歯車 248 及び 258 の中心のピボット孔 264 及び 266 にピン止めされた回動点 252 及び 260 とこれらの間に延在するフレーム開口 268 によって閉止リング 33 から離間している。フレーム開口 268 は、関節動作中に閉止リング 33 の基端部と閉止スリーブ 32 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。

30

【0044】

図 11 に、平歯車関節動作機構 240 を含む実施部分 270 の分解図が示されている。フレーム 272 は、回動式に係合するフレーム基端部のプシュ 274 を用いてハンドル部分 20 (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 272 の中心に整合した長手方向の開口 278 によって形成されたフレーム溝 276 が、このフレーム溝 276 内を長手方向にスライドする発射コネクタ 280 よりも長い。発射コネクタ 280 の基端部が、金属製駆動バー 140 (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 280 の先端部にはスロット 282 が形成されており、そのスロット内に発射バー 14 の基端部が挿入されピン 284 で止められる。発射バー 14 の先端側部分は、関節動作フレーム部材 290 とフレーム 272 の両方に係合した発射バースロットガイド 288 の下側溝 286 内に配置されている。

40

【0045】

関節動作フレーム部材 290 は、細長い溝形部材 16 の基端部分の取付けカラー 294 に取り付けられる溝形部材固定部材 292 を有する。発射バー 14 は、関節動作フレーム部材 290 の下側スロット 295 内を通過する。関節動作フレーム部材 290 は、発射バースロットガイド 288 によってフレーム 272 の先端部から離間し、弾性コネクタ 296 によってそのフレーム先端部に関節動作のために回動可能に取り付けられている。弾性コネクタ 296 の拡張基端部 298 が、フレーム 272 の先端部を先端側に接続する上側

50

凹部 300 に係合し、その拡張先端部 302 が、関節動作フレーム部材 290 を基端側に接続する上側凹部 304 に係合する。従って、細長い溝形部材 16 が、可撓性部分が介在してハンドル部分 20 に接続される。

【0046】

細長い溝形部材 16 はまた、アンビル 18 のアンビルピボット 308 を回転可能に受容するアンビルカムスロット 306 を有する。関節動作フレーム部材 290 を覆う閉止リング 250 の先端側にタブ 310 が設けられており、このタブ 310 が、アンビル 18 上のアンビルピボット 308 に近接したその先端側のアンビルフィーチャ 312 に係合してアンビルを開くことができる。閉止リング 250 が前進すると、その先端側の閉止面 314 が、アンビル 18 のタブ 312 の先端側に位置する傾斜した柱状閉止面 316 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 250 の閉止面 314 がアンビル 18 の平坦な柱状面 318 に接触する。

10

【0047】

支持プレート

図 12 及び図 13 を参照すると、シャフト 23 とエンドエフェクタ 12 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 14 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 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 を上部回転点 252 及び下部回転点 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。

20

【0048】

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 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、関節動作回転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プレート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。テーパ状の発射ストリップ 404 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 400 及び 402 が、発射バー 14 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 404 を支持して、テーパ状発射ストリップ 404 における最大発射荷重の影響を緩和する。支持プレート 400 及び 402 は、関節動作機構 240 の基端側 408 及び先端側 410 の両方の内部で長手方向に移動可能である。

30

【0049】

図 12 に示されているように、一对の支持プレート 400 及び 402 のそれぞれは、基端側スライドばね端部 412 及び先端側スライドばね端部 414 を有する。基端側スライドばね端部 412 は、フレーム 32 のフレームポケット 416 に受容され、先端側スライドばね端部 414 は、関節動作フレーム部材 290 のエンドフレームポケット 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 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 12 の関節動作の向きが逆になると、ばね端部 412 及び 414 の動きが逆転する (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。

40

50

【 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。

10

【 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。

20

【 0 0 5 2 】

図 1 7 を参照すると、それぞれの先端部 4 3 6 が弾性部材 4 4 0 に係合した図 1 6 の支持プレート 4 3 0 及び 4 3 2 が示されている。別法では、弾性部材 4 4 0 による弾性取付けを逆、すなわち基端部 4 3 4 を弾性取付けし、先端部 4 3 6 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。

30

【 0 0 5 3 】

図 1 8 及び図 1 9 を参照すると、内側に大きく曲がったばねフィンガー 4 4 6 及び外側で曲がったばねフィンガー 4 4 8 を含む支持プレート 4 4 2 及び 4 4 4 が示されている。これらのばねプレート 4 4 2 及び 4 4 4 がエンドフレームポケット 4 1 8 にばね係合しているため、ばねプレート 4 4 2 及び 4 4 4 が、発射バー 1 4 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 4 4 6 及び外側に曲がったばねフィンガー 4 4 8 を含む基端部 4 3 4 を基端側フレームポケット 4 1 6 (図 1 8 及び図 1 9 には不図示) に係合させ、先端部 4 3 6 を固定することができる。図 1 9 を参照すると、支持プレート 4 4 2 及び 4 4 4 に亘る更なる可撓性を得るべく、支持プレート 4 4 2 及び 4 4 4 に形成された開口が形成されている。

40

【 0 0 5 4 】

図 2 0 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 4 1 6 及びエンドフレームポケット 4 1 8 の双方が対向した圧縮ばね 4 3 8 を備えた、図 1 6 の支持プレート 4 3 0 及び 4 3 2 が示されている。

【 0 0 5 5 】

図 2 1 を参照すると、発射バー 1 4 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 4 1 6 及びエンドフレームポケット 4 1 8 の双方が弾性部材 4 4 0 を備えた、図 1 7 の支持プレート 4 3 0 及び 4 3 2 が示されている。

【 0 0 5 6 】

50

図 2 2 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 4 1 6 及びエンドフレームポケット 4 1 8 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 4 4 6 及び外側で曲がったばねフィンガー 4 4 8 を有する支持プレート 4 5 2 及び 4 5 4 が示されている。

【 0 0 5 7 】

図 2 3 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 2 6 8 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 4 1 6 及びエンドフレームポケット 4 1 8 に係合した弾性支持プレート 4 5 6 及び 4 5 8 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。

10

【 0 0 5 8 】

図 2 4 を参照すると、発射バー 1 4 と支持プレート 4 6 0 及び 4 6 2 との間の摩擦を低減するためにベアリング 4 6 4 を含む低摩擦支持プレート 4 6 0 及び 4 6 2 の組立分解図が示されている。支持プレート 4 6 0 及び 4 6 2 はそれぞれ、発射バー 1 4 と接触した状態でベアリング 4 6 4 を保持するための窪んだ開口 4 6 6 を有する。別法では、発射バー 1 4 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。

【 0 0 5 9 】

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。

20

【 0 0 6 0 】

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。

【 0 0 6 1 】

別の例では、E ビーム発射ビーム 1 4 が、外科用ステープラ / 切断器具 1 0 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。

30

【 0 0 6 2 】

更に別の例では、ここに記載した例示的なハンドル部分 2 0 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。

40

【 0 0 6 3 】

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、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。

【 0 0 6 4 】

50

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。

【0065】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(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請求項1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、ばねによっ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。

10

(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請求項1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。

20

(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請求項1に記載の外科器具。

(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請求項2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請求項2に記載の外科器具。

30

(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請求項2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。

40

(14)更に、前記支持プレートの端部に接続された、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請求項2に記載の外科器具。

(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請求項2に記載の外科器具。

50

(1 7) 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請求項 3 に記載の外科器具。

(1 8) 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 (1 7) に記載の外科器具。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【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。

10

【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】ステーブ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。

20

【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 1 0】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 1 1】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 1 2】図 1 1 の平歯車関節動作機構を上から見た断面図である。

【図 1 3】図 1 2 の平歯車関節動作機構の横方向からの斜視図である。

【図 1 4】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。

30

【図 1 5】関節動作した位置にある図 1 4 の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 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。

40

【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】

50

【 0 0 7 0 】

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	10
2 3	シャフト	
2 4	ピストルグリップ	
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	20
3 7	ステープルカートリッジ	
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	30
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	
6 0	ハウジングキャップ	
6 2	貫通孔	
6 4	ボス	40
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	
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	50

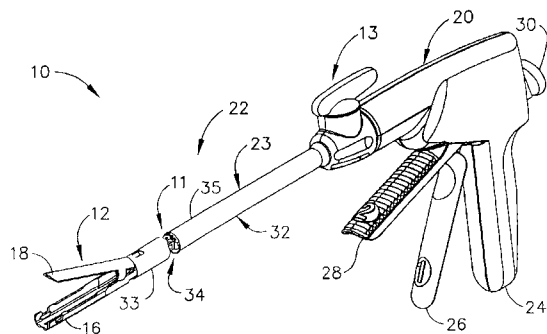
1 1 8	上部ラッチアーム	
1 2 2	凹部	
1 2 8	係合面	
1 3 0	前面	
1 3 6	マルチブライヤ	
1 3 8	駆動部材	
1 4 0	金属製駆動ロッド	
1 4 1	第 1 のギアラック	
1 4 2	第 2 のギアラック	
1 4 4	第 1 のノッチ	10
1 4 6	歯	
1 4 8	第 2 のノッチ	
1 5 0	第 1 のピニオンギア	
1 5 2	第 2 のピニオンギア	
1 5 4	第 1 のギアラック	
2 0 0、2 4 2	関節動作駆動チューブ	
2 0 2	作動レバー	
2 0 4	関節動作伝達ハウジング	
2 0 6	外部タブ	
2 0 8	関節動作本体	20
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	
2 2 7	タブ	
2 4 0	平歯車関節動作機構	
2 4 4	歯車部分	30
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	
2 6 8	フレーム開口	
2 7 4	ブシュ	
2 7 6	フレーム溝	40
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	
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	50

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、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
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
4 6 6	開口

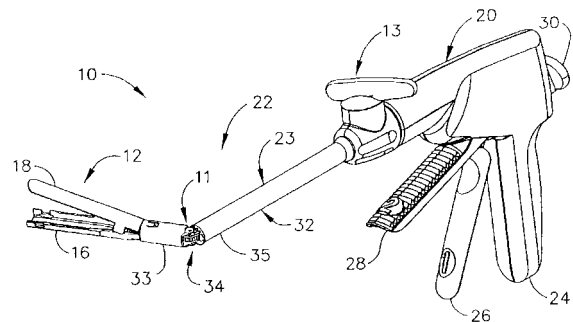
10

20

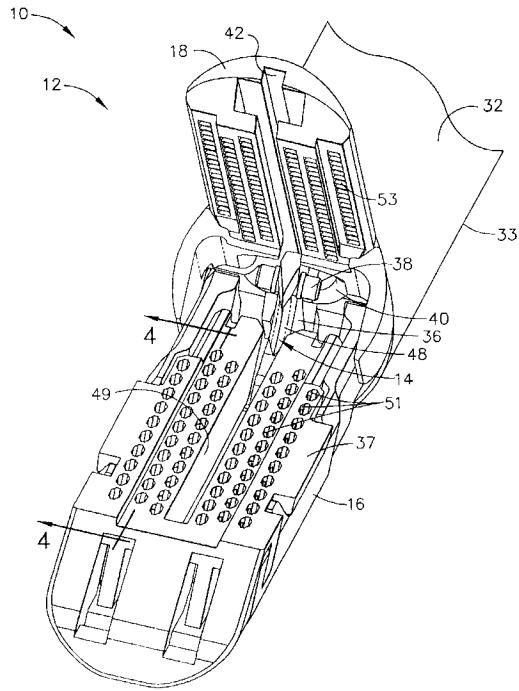
【図 1】



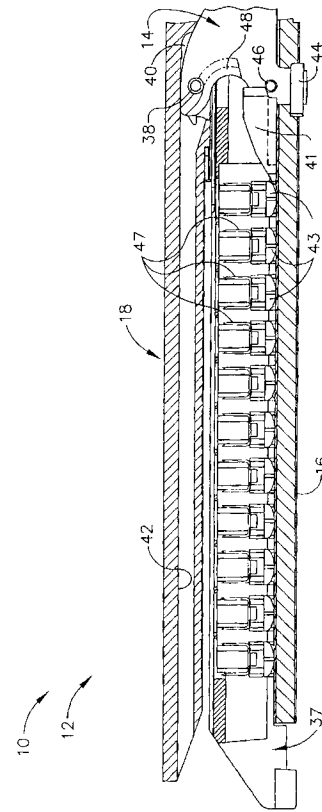
【図 2】



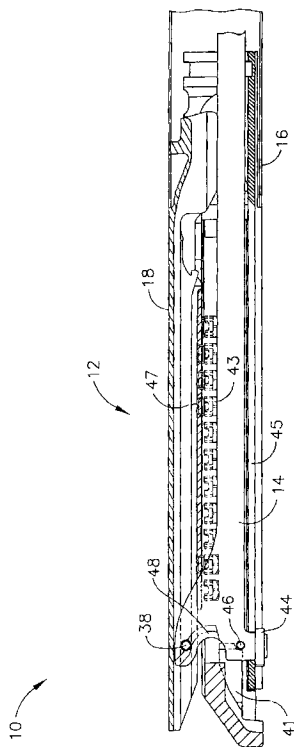
【図 3】



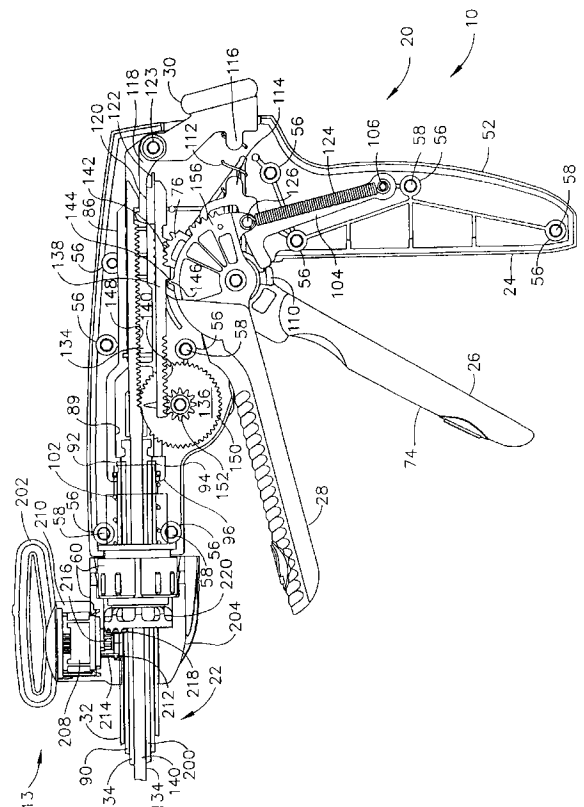
【図 4】



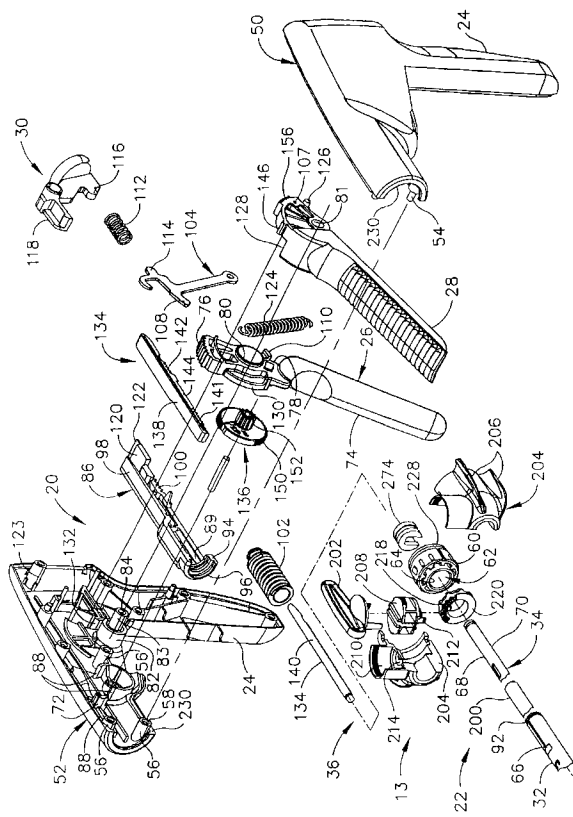
【図 5】



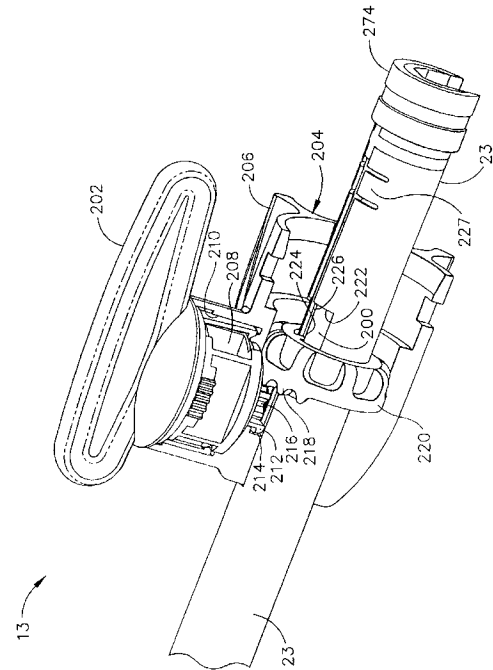
【図 6】



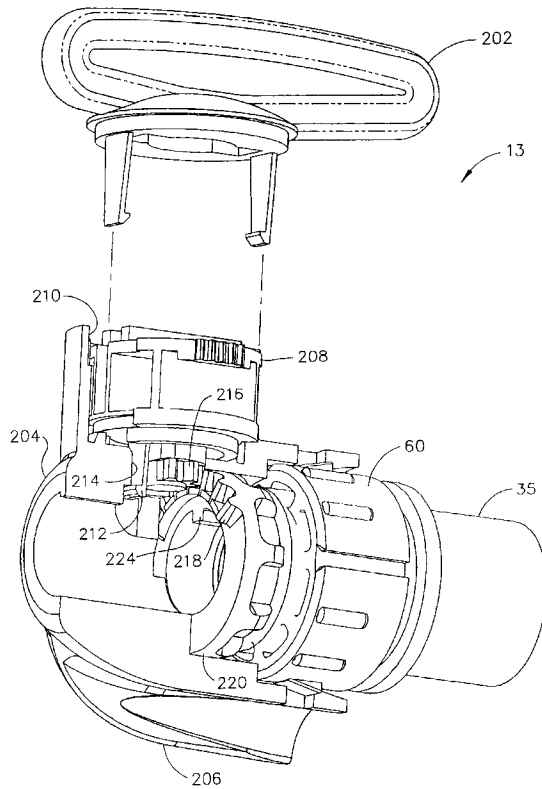
【 図 7 】



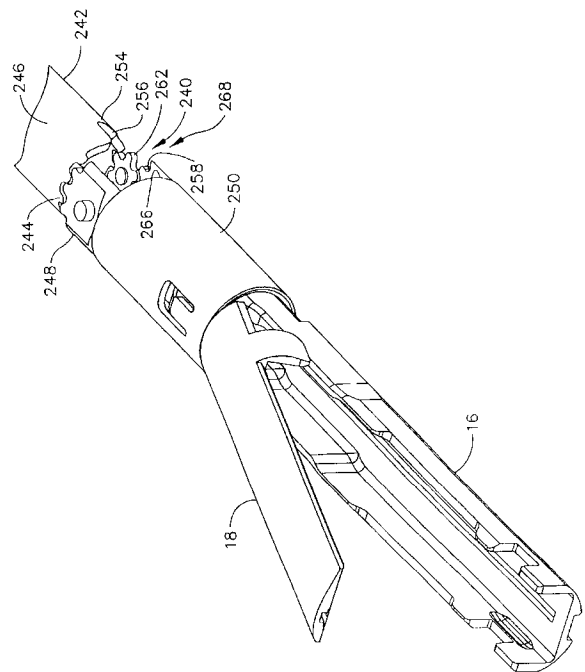
【 図 8 】



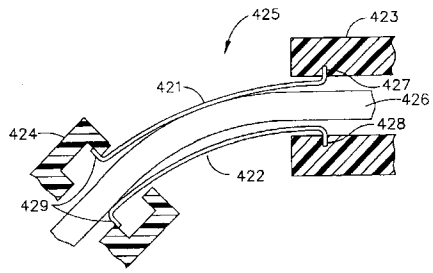
【 図 9 】



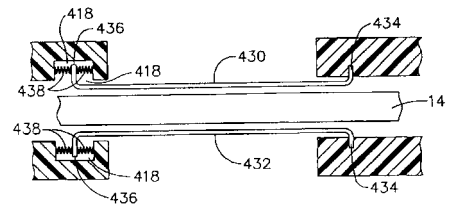
【 図 1 0 】



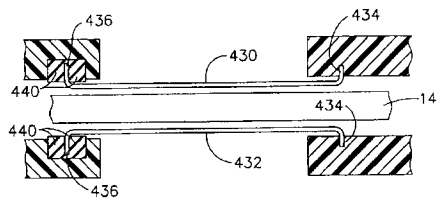
【図 15】



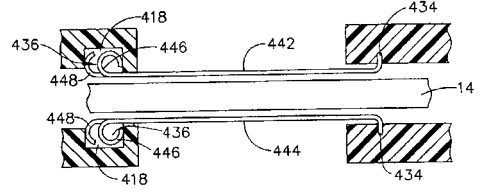
【図 16】



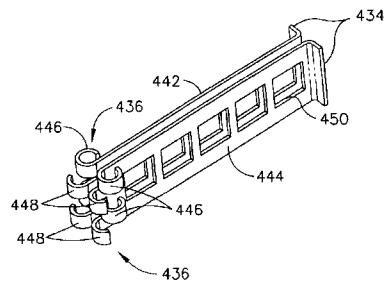
【図 17】



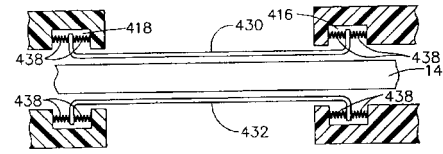
【図 18】



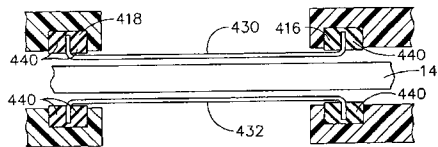
【図 19】



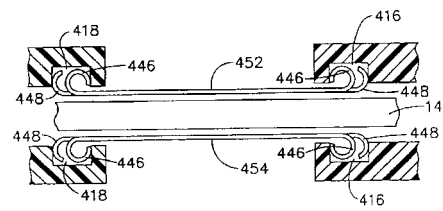
【図 20】



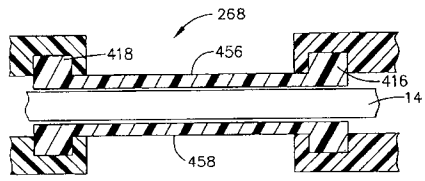
【図 21】



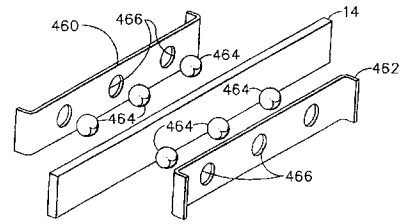
【図 22】



【図 2 3】



【図 2 4】



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 ケニース・エス・ウェールズ

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メイソン、スワン・プレイス 9 6 7 5

(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、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、シストルヒル・ドライブ 1 1 6 1 1

F ターム(参考) 4C060 BB05 CC11 CC29 DD13

【外国語明細書】

2005028150000001.pdf

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	JP2005028150A	公开(公告)日	2005-02-03
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		
[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	A61B17/04 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	A61B17/04 A61B17/11 A61B17/072 A61B17/10 A61B17/32.330		
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		
优先权	10/615971 2003-07-09 US		
其他公开文献	JP4606796B2		
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。

