

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4642395号  
(P4642395)

(45) 発行日 平成23年3月2日(2011.3.2)

(24) 登録日 平成22年12月10日(2010.12.10)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 19/00 (2006.01) A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 4 外国語出願 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2004-202145 (P2004-202145)	(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2005-28146 (P2005-28146A)		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、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
審査請求日	平成19年7月2日(2007.7.2)	(74) 代理人	100088605
(31) 優先権主張番号	615973		弁理士 加藤 公延
(32) 優先日	平成15年7月9日(2003.7.9)	(72) 発明者	ケニース・エス・ウェールズ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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】 長軸に対して回動させる関節動作機構を備えた外科器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具であって、  
 作動動作及びシャフトの長軸を中心とした回動動作を個々に伝達するように構成された前記シャフトと、  
 前記作動動作及び前記回動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、前記シャフトに接続されたハンドル部分と、  
 前記作動動作にตอบสนองするエンドエフェクタと、  
 前記回動動作にตอบสนองして前記エンドエフェクタを、ある平面において前記シャフトの前記長軸から関節動作させる関節動作機構とを含み、  
 前記シャフトが更に、前記ハンドル部分からの前記回動動作にตอบสนองする関節動作駆動チューブを含み、この関節動作駆動チューブの先端側が第1の歯車部分で終わっており、前記関節動作機構が、前記エンドエフェクタの基端側に取り付けられた、前記第1の歯車部分に係合する平歯車を含み、  
 前記関節動作駆動チューブが更に、前記第1の歯車部分に対して基端側に凹んだ第2の歯車部分を含み、前記エンドエフェクタが更に、基端方向に突出した歯車部分を含み、前記外科用器具が更に、前記第2の歯車部分と前記基端側に突出した歯車部分との間に係合した逆転歯車を含むことを特徴とする外科器具。

【請求項 2】

前記エンドエフェクタがステーブル止め及び切断機構を含み、前記作動動作が長手方向

10

20

の発射動作を含み、前記ステーブル止め及び切断機構が更に、長手方向の閉止動作に応答し、前記ハンドル部分及び前記シャフトが、前記発射動作及び前記閉止動作を引き起こし、それらを伝達するように構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の外科器具。

【請求項 3】

前記シャフトが、前記エンドエフェクタに回動可能に接続された、前記長手方向の閉止動作に応答する閉止部材を含み、前記シャフトが更に、前記発射動作を前記エンドエフェクタに伝達するように構成された発射バー及びその発射バーを支持するフレームを含み、前記関節動作機構が、前記回動動作を前記エンドエフェクタのピボット接続部に伝達する関節動作駆動チューブを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の外科器具。

【請求項 4】

外科器具であって、

ハンドル部分、シャフト、エンドエフェクタ、及び平歯車を含み、

前記ハンドル部分が回動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ており、

前記シャフトが、前記ハンドル部分に取り付けられた細長いフレームと、その細長いフレームを覆い、前記回動動作に応答する関節動作駆動チューブと、その関節駆動チューブの先端部の外周の少なくとも一部から先端方向に突出した第 1 の歯車部分とを備え、長軸を有しており、

前記エンドエフェクタが、回動軸で回動可能に前記シャフトに取り付けられており、

前記平歯車が、前記回動軸上に位置し、前記エンドエフェクタの基端側に取り付けられ、前記第 1 の歯車部分に係合して前記関節動作駆動チューブの前記回動動作を、前記シャフトの前記長軸から前記エンドエフェクタを回動させる関節動作に変換し、

前記関節動作駆動チューブが更に、前記第 1 の歯車部分に対して基端側に凹んだ第 2 の歯車部分を含み、前記エンドエフェクタが更に、基端方向に突出した歯車部分を含み、前記外科用器具が更に、前記第 2 の歯車部分と前記基端側に突出した歯車部分との間に係合した逆転歯車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・ウエイスンバーク (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) 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合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)」。

(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、外科部位にエンドエフェクタ (例えば、エンドカッター (endocutte)、把

10

20

30

40

50

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)を内視鏡的に挿入するのに適した外科器具に関し、詳細には、関節動作するシャフトを備えたこのような外科器具に関する。

【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、トロカールのカニキュ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。

10

【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】

より最近になって、組織を切断し、ステープル止めする「Eビーム」発射バーが2003年5月20日出願の米国特許出願第\_\_\_\_\_号(名称:Eビーム発射機構が組み込まれた外科用ステープラ器具「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM」)に開示された。更なる利点は、たとえ最適なステープル止めにとって組織の量がやや過剰または過少の場合であっても、エンドエフェクタのジョーの間隔を維持できることである。更に、複数の有益なロックアウト機構を内蔵できるようにEビーム発射バーがエンドエフェクタとステープルカートリッジに係合する。

【0006】

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、例えば、内臓の裏側などの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。

30

【0007】

外科用ステープラ/切断器具を関節動作させる試みは、内視鏡器具の小さな直径の制限された領域内における組織クランプ用エンドエフェクタの閉止及びエンドエフェクタの発射(つまり、ステープル止めと切断)の制御と関節動作の制御を一体にすることで複雑になる傾向にある。通常は、これら3つの制御運動すべてが、長手方向の移動としてシャフトを介して伝達される。例えば、特許文献2に、実施シャフトを介して2つの連結ロッドの一方が選択的に引き戻されて関節動作するアコーディオン様関節動作機構(「フレックスネック(flex-neck)」)が開示されている。それぞれのロッドは、シャフトの中心線の両側にそれぞれ位置する。連結ロッドは、一連の個々の位置を徐々に移動する。

40

【0008】

特許文献3に、関節動作機構の長手方向の制御の別の例が開示されている。この例は、関節動作リンクを長手方向に押すまたは引いてそれぞれの側に関節動作できるようにカム

50

ピボットからオフセットした関節動作リンクを含む。同様に特許文献 4 に、シャフト内を  
通って関節動作を可能にするロッドが開示されている。

【 0 0 0 9 】

長手方向に制御された関節動作機構は、内視鏡ステーブル止めや切断などの利点を外科  
器具に提供するが、代替の関節動作運動により、更なるデザインの柔軟性が得られると考  
えられる。

【 0 0 1 0 】

特許文献 5 に、長軸に対して回動させて器具のエンドエフェクタを円錐状に関節動作さ  
せる内視鏡外科器具の実施形態（図 7 - 図 1 3 ）が開示されている。開示されているよう  
に、エンドエフェクタを関節動作させるために、エンドエフェクタに取り付けられたボー  
ル（凸状部材 1 7 4 ）と中空支持チューブ 1 6 2 の先端部のソケットを用いている。中空  
シャフト 1 8 8 が、Z 形に曲げられ、先端部分 1 9 8 が長軸に対して一定の角度を成す。  
先端部分 1 9 8 が、エンドエフェクタのボールすなわち凸状部材 1 7 4 内に延びた通路 1  
7 8 内に回動可能に取り付けられている。先端部分 1 9 8 が通路 1 7 8 と同じ角度に曲が  
ると、エンドエフェクタと中空シャフト 1 8 8 が 1 つの位置で組み立てられ、エンドエフ  
ェクタの長軸と中空シャフト 1 8 8 が整合する。この整合位置から中空シャフト 1 8 8 を  
回動させると、エンドエフェクタが円錐状に関節動作する。図 1 0 - 図 1 3 に例示されて  
いるように、エンドエフェクタが長軸に対して移動及び回動する。このような関節動作で  
は、円錐運動は感覚的ではなく、エンドエフェクタを外科部位の組織に整合させるため  
には外科器具を回動及び再配置する必要がある。外科器具の長軸に対して同一平面内で左右  
にエンドエフェクタを曲げるために回動を用いることができる関節動作機構が要望されて  
いる。

【特許文献 1】米国特許第 5, 4 6 5, 8 9 5 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 5, 6 7 3, 8 4 0 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 5, 8 6 5, 3 6 1 号明細書

【特許文献 4】米国特許第 5, 7 9 7, 5 3 7 号明細書

【特許文献 5】米国特許第 5, 4 0 5, 3 4 4 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 1 】

従って、長手方向の移動ではなく制御動作に応答する関節動作機構が組み込まれた関節  
動作外科器具が要望されている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

本発明は、トロカールカニューレ通路を介して内視鏡及び関節鏡臨床処置を行うのに特  
に適した外科器具を提供することで、上記した欠点や当分野の他の欠点を解消する。

【 0 0 1 3 】

本発明の一態様では、外科器具は、作動動作及び回動動作を引き起こすハンドル部分  
を含む。作動動作はシャフトを介して作動動作に応答するエンドエフェクタに伝達され、回  
動動作は回動動作に歯車方式で応答する関節動作機構に伝達される。関節動作機構は、  
エンドエフェクタがより効率的に外科部位に到達して診断処置及び治療処置を行うこと  
ができるように、シャフトの長軸からエンドエフェクタを関節動作させる。

【 0 0 1 4 】

本発明の別の態様では、外科器具は、シャフトに伝達される回動動作を引き起こすハン  
ドル部分を含む。具体的には、シャフトは関節動作駆動チューブを含み、この関節動作駆  
動チューブは回動動作によって回動し、フレームを覆っている。関節動作駆動チューブの  
先端部の外周の少なくとも一部から先端側に突出した歯車部分が、シャフトとエンドエフ  
ェクタとの間の回動軸上の平歯車に係合しており、この平歯車が、関節動作駆動チューブ  
の回動動作を、シャフトの長軸からエンドエフェクタを回動させる関節動作に変換する。  
中空の関節動作駆動チューブが、ハンドル部分とエンドエフェクタとの間を伝達する様々

10

20

30

40

50

な構造を内蔵するのに適した内部空間を提供し、様々なタイプの外科器具に更なるデザインの選択の自由を提供する。

【 0 0 1 5 】

本発明の更に別の態様では、外科器具は回動動作を引き起こすハンドル部分を有する。長軸を備えたシャフトが、ハンドル部分に取り付けられた細長いフレーム及びシャフトの長軸からずれた関節動作駆動チューブを含む。関節動作駆動チューブは、回動動作にตอบสนองし、先端外ネジ部分を備えている。エンドエフェクタが、回動軸で回動可能にフレームの先端側に接続されている。シャフトの長軸及び回動軸からずれた歯車接続部が、関節動作駆動チューブの先端の外ネジ部分に係合しており、関節動作駆動チューブ回動動作を、シャフトの長軸からエンドエフェクタを回動させる関節動作に変換する。

10

【 0 0 1 6 】

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 7 】

長手方向の移動ではなく制御動作にตอบสนองする関節動作機構が組み込まれた関節動作外科器具が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 8 】

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

【 0 0 1 9 】

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

【 0 0 2 0 】

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

【 0 0 2 1 】

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 (

50

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。

#### 【0022】

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。

10

#### 【0023】

##### 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、未使用のステーブルカートリッジ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ブル留め不良が防止される。

20

#### 【0024】

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、ステーブルカートリッジ37の基端方向を向いた垂直スロット49内に進入して、ステーブルカートリッジ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、ステーブルカートリッジ37内の発射スロット内に進入して、ステーブルカートリッジ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。

30

#### 【0025】

##### 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。

40

#### 【0026】

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

50

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 の回転により閉止スリーブ 3 2 が回転する。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 を回転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 と共に回転する。

【 0 0 2 7 】

フレーム 3 4 の基端部 6 8 は、ハウジングキャップ 6 0 内を通過して基端方向に延びており、ベース部分 5 0 及びベース部分 5 2 のそれぞれから延びた対向した溝形部材固定部材 7 2 に係合する外周ノッチ 7 0 を備えている。第 2 のベース部分 5 2 の溝形部材固定部材 7 2 のみが示されている。ベース部分 5 0 及び 5 2 から延びた溝形部材固定部材 7 2 は、  
10

【 0 0 2 8 】

閉止トリガ 2 6 は、ハンドル部分 7 4、歯車部分 7 6、及び中間部分 7 8 を有する。孔 8 0 が中間部分 7 8 を貫通している。第 2 のベース部分 5 2 から延びた円柱状支持部材 8 2 が孔 8 2 を通り、閉止トリガ 2 6 がハンドル部分 2 0 に回転可能に取り付けられている。第 2 のベース部分 5 2 から延びた第 2 の円柱支持部材 8 3 が発射トリガ 2 8 の孔 8 1 を通り、発射トリガに 2 8 がハンドル部分 2 0 に回転可能に取り付けられている。円筒状支持部材 8 3 に六角形の開口 8 4 が形成されており、この開口 8 4 が第 1 のベース部分 5 0 から延びた固定ピン (不図示) を受容する。  
20

【 0 0 2 9 】

閉止ヨーク 8 6 が、往復運動可能にハンドル部分 2 0 内に受容されており、閉止トリガ 2 6 から閉止スリーブ 3 2 に運動を伝達する役割を果たす。第 2 のベース部分 5 2 から延びた支持部材 8 8 とヨーク 8 6 における凹部 8 9 を貫通する固定部材 7 2 とによって、ヨーク 8 6 がハンドル部分 2 0 の内部に支持されている。

【 0 0 3 0 】

閉止スリーブ 3 2 の基端部 9 0 にフランジ 9 2 が設けられており、このフランジ 9 2 がヨーク 8 6 の先端部 9 6 に形成された受容凹部 9 4 内にスナップフィットする。ヨーク 8 6 の基端部 9 8 は、閉止トリガ 2 6 の歯車部分 7 6 に係合したギアラック 1 0 0 を有する。閉止トリガ 2 6 がハンドル部分 2 0 のピストルグリップ 2 6 に向かって移動すると、ヨーク 8 6、  
30

【 0 0 3 1 】

閉止トリガ 2 6 は、発射トリガ 2 8 の係合面 1 2 8 と相互作用する前面 1 3 0 によって閉位置に前方に付勢されている。ハンドル部分 2 0 の上部から後部にピン 1 0 6 を中心に回転する第 1 のクランプフック 1 0 4 により、発射トリガ 2 8 は、閉止トリガ 2 6 が閉位置にクランプされるまでピストルグリップ 2 4 へ向かった動きが制限されている。フック 1 0 4 は、発射トリガ 2 8 のロックアウトピン 1 0 7 に係合して発射トリガ 2 8 の動きを制限する。フック 1 0 4 はまた、閉止トリガ 2 6 と接触している。具体的には、フック 1 0 4 の前方突出部 1 0 8 が閉止トリガ 2 6 の中間部分 7 8 上の部材 1 1 0 に係合している。部材 1 1 0 は、ハンドル部分 7 4 に向かって孔 8 0 の外側にある。フック 1 0 4 は、解放ばね 1 1 2 によって付勢され、閉止トリガ 2 6 の部材 1 1 0 に接触して発射トリガ 2 8 のロックアウトピン 1 0 7 に係合している。閉止トリガ 2 6 が押されると、フック 1 0 4 が上部から後部に移動し、フック 1 0 4 の後方突出部 1 1 4 と解放ボタン 3 0 の前方突出部 1 1 6 との間に配設された解放ばね 1 1 2 が圧縮される。  
40

【 0 0 3 2 】

ヨーク 8 6 が閉止トリガ 2 6 の基端側への移動に反応して先端側に移動すると、解放ボタン 3 0 の上部ラッチアーム 1 1 8 が、ヨーク 8 6 の基端部下側の上方を向いた凹部 1 2  
50

2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。

【0033】

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の戻る動きに回答して基端側に移動する。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

外科用ステープラ/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。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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、関節動作レバー202の回転により、チューブ200が長軸を中心に回転し、これによ

10

20

30

40

50

り閉止リング250及びエンドエフェクタ12が直角に回転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202の回転の角度が、シャフト23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。

#### 【0040】

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を回転させ、従ってエンドエフェクタ12を実施部分22の長軸に対して回転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。

10

#### 【0041】

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、回転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。

20

#### 【0042】

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。

30

#### 【0043】

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転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の回転点252及び第2の回転点260を通るピン253を中心に回転する。従って、関節動作回転軸が、第1の回転点252及び第2の回転点260を通り、ピン253により、閉止リング250が閉止スリーブ32に回転可能に接続されている。駆動チューブ242の回転により、歯車部分244と平歯車248に係合し、閉止リング250が第1の回転点252及び第2の回転点260を中心に関節動作する。

40

#### 【0044】

50

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。

【 0045 】

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 とこれらの中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。

10

【 0046 】

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。

20

【 0047 】

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。

30

【 0048 】

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 を回動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ー 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。

40

【 0049 】

乱杭歯関節動作機構

図 12 - 図 13 を参照すると、図 1 の外科用ステープラ / 切断器具 10 のための代替の関節動作機構 350 が示されている。閉止リング 250 (図 12 及び図 13 には不図示) の 1 つの平歯車 354 が閉止リング 250 の長軸に合わせて配置され、これにより乱杭歯

50

車接続部 352 が関節動作機構 350 内に形成されている。乱杭歯車接続部 352 は、閉止チューブ 360 の先端部 358 に形成された傾斜した歯 356 で完成する。傾斜した歯 356 の対が平歯車 354 の一側に向かって下降し、別の傾斜した歯 356 の対が平歯車 354 の他側に向かって下降している。この乱杭歯車接続部 352 によって、閉止チューブ 360 による長軸を中心として所定の回動動作に対して比較的大きく関節動作する高い歯車比が得られる。シャフトとエンドエフェクタとのようなタイプの接続を関節動作機構の周りまたは平歯車 354 の各面の周りに設けることができることを理解されたい。

#### 【0050】

##### ウォーム歯車関節動作機構

図 14 に、図 1 の外科用ステープラ / 切断器具 10 のためのウォーム歯車関節動作機構 370 が示されている。2つの関節動作駆動チューブ 374 及び 376 を示すために、閉止リング 372 が部分的に破断して示されている。これらの関節動作駆動チューブ 374 及び 376 はそれぞれ、閉止チューブ 378 の長軸から横方向にずれている。閉止リング 372 は、閉止チューブ 378 から延出した回動点 380 及び 382 で回動可能に接続され、これらの回動点 380 及び 382 により回動軸が画定されている。砂時計形の凹面平歯車 384 が、回動軸に整合して閉止リング 372 に取り付けられている。凹面平歯車 384 は、閉止チューブ 378 から先端側に延びた内部回動点 386 を中心に回動する。それぞれの関節動作駆動チューブ 374 及び 376 は、少なくともそれらの先端部分に、凹面平歯車 384 の各側に噛合するウォーム歯車の歯 388 を含む。従って、2つの関節動作駆動チューブ 374 及び 376 がそれらの長軸を中心に反対方向に回動することにより、閉止リング 372、従ってエンドエフェクタ 12 (図 14 には不図示) が回動軸を中心に関節動作する。

#### 【0051】

唯一の関節動作駆動チューブ 374 または 376 を用いることもできることを理解されたい。加えて、発射バー 14 のキャビティ 390 を必要としない適用例では、凹面平歯車 384 を図示されているようにずらすのではなく、中心を回動軸上に合わせることができることを理解されたい。更に、砂時計形平歯車 384 の凹面により、関節動作駆動チューブ 374 及び 376 との大きな接触面積を達成しているが、直線状または他の形状の面にすることもできる。更に、関節動作駆動チューブ 374 及び 376 は、中実であっても中空であってもよい。

#### 【0052】

##### 傘歯車関節動作機構

図 15 - 図 17 に、図 1 の外科用ステープラ / 切断器具 10 のための傘歯車関節動作機構 400 が示されている。この傘歯車関節動作機構 400 では、長軸を中心に部材が回動することにより関節動作が得られる。逆転歯車、乱杭歯車、またはウォーム歯車などのタイプの接続部を含めて歯車接続の高い強度を得る代わりに、関節動作駆動チューブ 404 に接続された傘歯車 402 を設けることができる。図 15 では、駆動チューブ 404 は、その内部の要素を示すべく区分けされて示されている。駆動チューブ 404 の傘歯車部分 402 は、閉止リング 408 から形成された傘歯車 406 に噛合する。

#### 【0053】

ここで図 16 を参照すると、傘歯車関節動作機構 400 などの更なる利点を有する実施部分 410 が示されている。この傘歯車関節動作機構 400 は、具体的にはピボット接続部 414 及び傘歯車部分 402 である取付け部分を含む。この取付け部分は、閉止チューブ 416 または駆動チューブ 404 に形成されていないため製造が単純であり、シャフト 418 の長さを容易に変更することができる。加えて、傘歯車部分 402 を別の関節動作駆動チューブ 404 に取り付けることにより、傘歯車部分 402 内の締付け部 420 がシャフト 418 の傘歯車部分 402 に近接した部分に限定される。

#### 【0054】

弾性支持部分 422 が、この締付け部 420 によってフレーム 424 の先端側にエンドエフェクタ 12 を接続する。フレーム 424 の基端部 426 が、ハンドル部分 20 (図 1

10

20

30

40

50

5 - 図 17 には不図示) に回動式に係合できるように、そのハンドル部分 20 に対して長手方向に配置されている。フレーム溝 428 が、フレーム 424 の長軸に沿って長手方向に整合した開口 430 によって形成され、そのフレーム溝 428 内を長手方向にスライドする発射コネクタ 432 よりも寸法が大きい。発射コネクタ 432 の基端部 434 が、金属製駆動バー 140 (図 6) の先端部に回動式に係合する。発射コネクタ 432 の先端部にはスロット 436 が形成されており、そのスロット 436 が発射バー 14 の基端部 438 を受容し、ピン (不図示) によって止められる。

【0055】

発射バー 14 の先端側部分は、拡張スロット 440 を介してフレーム 424 から延出し、その両側が弾性支持部分 422 によって案内される。具体的には、可撓性の右側半部分 442 及び左側半部分 444 のそれぞれが、フレーム 424 の拡張スロット 440 内に挿入可能な基端タブ 446 を含む。弾性支持部分 422 の 2 つの可撓性半部分 442 及び 444 の対向した面によって、発射バーガイド 448 と、可撓性ロッド 452 を受容する円柱状凹部 450 とが画定されている。2 つの可撓性半部分 442 及び 444 の先端面に形成された先端凹部 456 に係合する硬質ガイド部材 454 が、発射バー 14 及び可撓性ロッド 452 のそれぞれを受容するように長手方向に整合した、上部に円柱状の孔 460 が延在する垂直スロット 458 を含む。

【0056】

関節動作フレーム部材 462 が、細長い溝形部材 16 の基端部分の取付けカラー 466 に係合する溝形部材固定構造 464 を含む。発射バー 14 が、関節動作フレーム部材 462 の下側スロット 468 を通過する。関節動作フレーム部材 462 は、可撓性ロッド 452 の先端部 470 に取り付けられており、弾性支持部分 422 の先端部から離間している。これにより、関節動作のための可撓性部分を介してではあるが、細長い溝形部材 16 がハンドル部分 20 に接続されている。

【0057】

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 474 を回動可能に受容するアンビルカムスロット 472 を有する。フレーム 424 を覆う閉止リング 408 が、先端側に設けられたタブ 476 を含む。このタブ 476 が、アンビル 18 上のアンビルピボット 474 に近接した先端側のアンビル構造 478 に係合して、アンビル 18 の開閉を行うことができる。

【0058】

関節動作駆動チューブ 404 は、フレーム 424 を覆い、先端側に傘歯車部分 402 が取り付けられている。傘歯車部分 402 は、可撓性の右側半部分 442 及び左側半部分 444 の基端タブを覆っている。傘歯車部分 402 は、図 17 に示されているように閉止リング 408 の傘歯車 406 に嚙合する。閉止チューブ 416 の先端側に、ピボット接続部 414 が取り付けられている。ピボット接続部 414 は、先端側に延びた横方向に対向したタブ 480 及び 482 を有する。これらのタブにより、閉止リング 408 の回動点 484 及び 486 のそれぞれを回動可能に取り付けることができる。

【0059】

フレックスネック関節動作機構

図 18 及び図 19 に、図 1 の外科用器具のためのフレックスネック関節動作機構 500 が示されている。このフレックスネック関節動作機構 500 は、エンドエフェクタ 12 (図 18 及び図 19 には不図示) の関節動作を達成するために、長軸に対する回動関節動作を利用している。既知のフレックスネック関節動作機構とは異なり、回動関節動作により、スムーズで連続的な位置合わせが可能となっている。

【0060】

具体的には、弾性フレックスネック本体 502 は、発射バー 14 (図 18 及び図 19 には不図示) を受容するべく、その長軸を通る発射バースロット 504 を含む。フレックスネック本体 502 に向かって互いに対向する方向に延びた、一連の平行な右側スロット 506 及び左側スロット 508 により、発射バースロット 504 に対して垂直に、右側及び

10

20

30

40

50

左側に関節動作することができる。フレックスネック本体 502 の長軸からずれた右側円柱状通路 510 及び左側円柱状通路 512 が、右側スロット 506 及び左側スロット 508 によって形成された左側フィン 514 及び右側フィン 516 に形成されている。

【0061】

フレックスネック本体 502 の先端面 518 が、左側フィン 514 及び右側フィン 516 の最先端に位置する。先端面 518 は、ネジ付きロッド 520 及び 522 として示されている右側関節動作チューブ及び左側関節動作チューブの回動関節動作を関節動作に変換できる歯車接続部を含む。具体的には、ネジが切られたナット 524 及び 526 が、先端面 518 のそれぞれの側に取り付けられている。例示されている形態では、それぞれのネジが切られたナット 524 及び 526 は、横方向に突出した一对のピン 528 を含む。この一对のピン 528 が把持フィンガー 530 内にスナップフィットして、ナット 524 及び 526 が回動するを防止している。ナット 524 及び 526 が左または右の同じ方向にネジが切られている場合、フレックスネック本体 502 を関節動作させるためには、ネジ付きロッド 520 及び 522 を互いに反対方向に回さなければならない。ネジ付きロッド 520 及び 522 が反対方向に回されると、一方のナット 524 または 526 が基端側に移動し、他方のナット 524 または 526 が先端側に移動する。基端側に移動するナット 524 または 526 により、そのネジ付きナット 524 または 526 の基端側のネジ付きロッド 516 または 518 の部分が短くなり、対応する右側スロット 506 または左側スロット 508 が圧縮される。

【0062】

操作について

内視鏡処置または腹腔鏡処置のために、外科用ステープラ/切断器具 10 の実施部分 22 のシャフト 23 及び閉じたエンドエフェクタ 12 をトロカールのカニューレ通路から挿入して外科部位に進める。所望に応じて、シャフト 23 の長軸に対して関節動作制御部 13 を回動させて、エンドエフェクタ 12 を回動させることができる。有利なことに、関節動作制御部 13 の作動レバー 202 を回動させて、外科用器具 10 の長軸に対して関節動作駆動チューブ 200、242、374、及び 404 を回動関節動作させ、この回動関節動作を、関節動作機構 11、240、370、400、及び 500 における歯車接続部における関節動作に変換して、エンドエフェクタ 12 を所望の位置に合わせることができる。

【0063】

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。

【0064】

例えば、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。

【0065】

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。

【0066】

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。

【0067】

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、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などの他のタイプのエンドエフェクタで回動式に制御された関節動作も本発明の態様に一致している。

10

【0068】

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、

作動動作及びシャフトの長軸を中心とした回動動作を個々に伝達するように構成された前記シャフトと、

前記作動動作及び前記回動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、前記シャフトに接続されたハンドル部分と、

前記作動動作にตอบสนองするエンドエフェクタと、

前記回動動作にตอบสนองして前記エンドエフェクタを、ある平面において前記シャフトの前記長軸から関節動作させる関節動作機構とを含むことを特徴とする外科器具。

20

(1) 前記エンドエフェクタがステーブル止め及び切断機構を含み、前記動作運動が長手方向の発射動作を含み、前記ステーブル止め及び切断機構が更に、長手方向の閉止動作にตอบสนองし、前記ハンドル部分及び前記シャフトが、前記発射動作及び前記閉止動作を引き起こし、それらを伝達するように構成されていることを特徴とする実施態様(A)に記載の外科器具。

(2) 前記シャフトが、前記エンドエフェクタに回動可能に接続された、前記長手方向の閉止動作にตอบสนองする閉止部材を含み、前記シャフトが更に、前記発射動作を前記エンドエフェクタに伝達するように構成された発射バー及びその発射バーを支持するフレームを含み、前記関節動作機構が、前記回動動作を前記エンドエフェクタのピボット接続部に伝達する関節動作駆動チューブを含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

30

(3) 前記ピボット接続部が、前記閉止部材から先端側に延出した、横方向に対向した一对のポストを含み、これらのポストがそれぞれ、前記エンドエフェクタから基端側に延出した、横方向に対向した一对の回動点に接続されていることを特徴とする実施態様(2)に記載の外科器具。

(4) 前記関節動作機構が、前記エンドエフェクタを前記シャフトに回動可能に接続するための手段と、前記関節動作駆動チューブの前記回動動作を前記エンドエフェクタの関節動作に変換するための歯車手段とを含むことを特徴とする実施態様(2)に記載の外科器具。

(5) 前記シャフトが更に、前記ハンドル部分からの前記回動動作にตอบสนองする関節動作駆動チューブを含み、この関節動作駆動チューブの先端側が歯車部分で終わっており、前記関節動作機構が、前記エンドエフェクタの基端側に取り付けられた、前記歯車部分に係合する平歯車を含むことを特徴とする実施態様(A)に記載の外科器具。

40

【0069】

(6) 前記関節動作駆動チューブが更に、前記第1の歯車部分に対して基端側に凹んだ第2の歯車部分を含み、前記エンドエフェクタが更に、前記平歯車の横方向反対側に基端方向に突出した歯車部分を含み、前記外科用器具が更に、前記第1の歯車部分と前記基端側に突出した歯車部分との間に係合した逆転歯車を含むことを特徴とする実施態様(5)に記載の外科器具。

(7) 前記歯車部分と前記平歯車部分が傘歯車接続を成していることを特徴とする実施

50

態様(5)に記載の外科器具。

(8)前記シャフトが更に、前記関節動作機構に前記回動動作を伝達する関節動作駆動チューブを含み、前記関節動作機構が、前記エンドエフェクタの基端側に取り付けられた、前記シャフトの前記長軸の中心に位置する平歯車を含み、前記関節動作機構がまた、前記平歯車のそれぞれの側に収束する傾斜した歯を含むことを特徴とする実施態様(5)に記載の外科器具。

(9)前記シャフトが更に、前記長軸及び回動ロッドからずれたカウンター回動ロッドを含み、そのカウンター回動ロッド及び前記回動ロッドが円柱状歯車の両側に噛合することを特徴とする実施態様(5)に記載の外科器具。

(10)前記円柱状歯車が凹面を有することを特徴とする実施態様(9)に記載の外科器具。

【0070】

(B)外科器具であって、

ハンドル部分、シャフト、エンドエフェクタ、及び平歯車を含み、

前記ハンドル部分が回動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ており、

前記シャフトが、前記ハンドル部分に取り付けられた細長いフレームと、その細長いフレームを覆い、前記回動動作に应答する関節動作駆動チューブと、その関節駆動チューブの先端部の外周の少なくとも一部から先端方向に突出した歯車部分とを備え、長軸を有しており、

前記エンドエフェクタが、回動軸で回動可能に前記シャフトに取り付けられており、

前記平歯車が、前記回動軸上に位置し、前記エンドエフェクタの基端側に取り付けられ、前記歯車部分に係合して前記関節動作駆動チューブの前記回動動作を、前記シャフトの前記長軸から前記エンドエフェクタを回動させる関節動作に変換することを特徴とする外科器具。

(11)前記関節動作駆動チューブが更に、前記第1の歯車部分に対して基端側に凹んだ第2の歯車部分を含み、前記エンドエフェクタが更に、前記平歯車の横方向反対側に基端方向に突出した歯車部分を含み、前記外科用器具が更に、前記第1の歯車部分と前記基端側に突出した歯車部分との間に係合した逆転歯車を含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

(12)前記平歯車が、前記エンドエフェクタの長軸の中心に位置し、前記関節動作駆動チューブの前記歯車部分が、前記平歯車のそれぞれの側に収束する傾斜した歯を含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

(13)前記関節動作駆動チューブの前記歯車部分が傘歯車部分を含み、前記平歯車が傘歯車を含むことを特徴とする実施態様(B)に記載の外科器具。

(14)前記関節動作駆動チューブが更に、前記第1の歯車部分に対して基端側に凹んだ第2の歯車部分を含み、前記エンドエフェクタが更に、前記平歯車の横方向反対側に基端方向に突出した歯車部分を含み、前記外科用器具が更に、前記第1の歯車部分と前記基端側に突出した歯車部分との間に係合した逆転歯車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、

ハンドル部分、シャフト、エンドエフェクタ、及び歯車接続部を含み、

前記ハンドル部分が、回動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ており、

前記シャフトが、前記ハンドル部分に取り付けられた細長いフレームと、前記シャフトの前記長軸からずれた関節動作駆動チューブとを備え、長軸を有しており、

前記関節動作駆動チューブが前記回動動作に应答し、先端側外ネジ部分を有しており、

前記エンドエフェクタが、回動軸で回動可能に前記フレームの先端側に取り付けられており、

前記歯車接続部が、前記回動軸及び前記シャフトの前記長軸からずれており、前記関節

10

20

30

40

50

動作駆動チューブの前記先端側外ネジ部分に係合して、前記関節動作駆動チューブの前記回動動作を、前記シャフトの前記長軸から前記エンドエフェクタを回動させる関節動作に変換することを特徴とする外科器具。

(15) 前記歯車接続部が、前記回動軸からずれて前記関節動作駆動チューブに整合した歯車面を有する、前記回動軸に整合した平歯車を含むことを特徴とする実施態様(C)に記載の外科器具。

【0071】

(16) 前記歯車接続部が、ウォーム歯車接続部を形成する、前記回動軸からずれて前記関節動作駆動チューブに整合した歯車面を有する、前記回動軸に整合した平歯車を含むことを特徴とする実施態様(C)に記載の外科器具。

10

(17) 前記歯車接続部が更に、前記歯車面の反対側に係合する第2の関節動作駆動チューブを含むことを特徴とする実施態様(16)に記載の外科器具。

(18) 前記平歯車が凹状の歯車面を有することを特徴とする実施態様(16)に記載の外科器具。

(19) 更に、前記フレームを前記エンドエフェクタに連結する弾性部材と、前記第1の関節動作駆動チューブと反対側の前記長軸からずれた第2の関節動作駆動チューブとを含み、前記両関節動作チューブが、前記弾性部材を通して対応するネジ結合部まで延びていることを特徴とする実施態様(C)に記載の外科器具。

【図面の簡単な説明】

【0072】

20

【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。

30

【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1の外科器具のための乱杭歯関節動作機構の正面からの斜視図である。

【図13】図12の乱杭歯関節動作機構の平面図である。

【図14】図1の外科器具のためのダブルウォーム歯車関節動作機構の正面からの破断斜視図である。

40

【図15】図1の外科器具のための傘歯車関節動作機構の側方からの破断斜視図である。

【図16】図15の傘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17】閉止スリーブ、関節動作スリーブ、及び発射部分を示すために部分的に破断させた、図15及び図16の傘歯車関節動作機構の側方からの詳細な斜視図である。

【図18】図1の外科器具のためのダブルロッド・フレックスネック関節動作機構の平面図である。

【図19】図18のダブルロッド・フレックスネック関節動作機構の正面からの斜視図である。

50

## 【符号の説明】

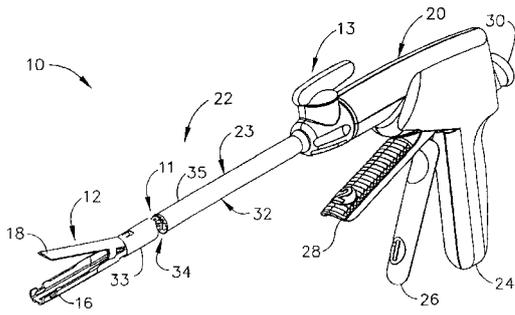
## 【0073】

10	外科用ステーブラノ切断器具	
11	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	10
22、270、410	実施部分	
23、418	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、372、408	閉止リング	
34、272、424	フレーム	
35、360、378、416	閉止チューブ	20
36	発射駆動部材	
37	ステーブルカートリッジ	
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	ステーブルドライバ	
44	発射バーキャップ	
45	スロット	
46	中間ピン	30
47	ステーブル	
48	切断縁	
49	垂直スロット	
50	第1のベース部分	
52	第2のベース部分	
54	円筒状ピン	
56	延出部材	
58	六角形開口	
60	ハウジングキャップ	
62	貫通孔	40
64	ボス	
70	外周ノッチ	
72	溝形部材固定部材	
74	ハンドル部分	
76	歯車部分	
78	中間部分	
86	ヨーク	
89	凹部	
102、112、124	ばね	
104	第1のクランプフック	50

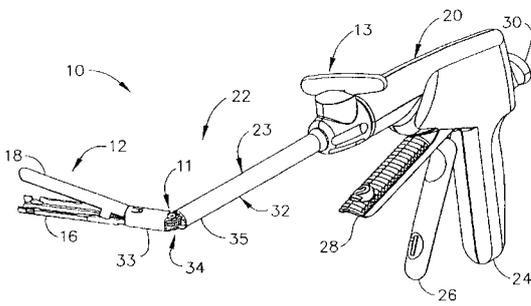
1 0 7	ロックアウトピン	
1 1 8	上部ラッチアーム	
1 2 2	凹部	
1 2 8	係合面	
1 3 0	前面	
1 3 6	マルチプライヤ	
1 3 8	駆動部材	
1 4 0	金属製駆動ロッド	
1 4 1	第 1 のギアラック	
1 4 2	第 2 のギアラック	10
1 4 4	第 1 のノッチ	
1 4 6	歯	
1 4 8	第 2 のノッチ	
1 5 0	第 1 のピニオンギア	
1 5 2	第 2 のピニオンギア	
1 5 4	第 1 のギアラック	
2 0 0、2 4 2、3 7 4、3 7 6、4 0 4	関節動作駆動チューブ	
2 0 2	作動レバー	
2 0 4	関節動作伝達ハウジング	
2 0 6	外部タブ	20
2 0 8	関節動作本体	
2 1 0	円筒状凹部	
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	30
2 4 4	歯車部分	
2 4 6	第 1 の外周部	
2 4 8、2 5 8、3 5 4、3 8 4	平歯車	
2 5 2、2 6 0、3 8 0、3 8 2、3 8 6、4 8 4、4 8 6	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	40
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、4 6 4	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	
3 0 6	アンビルカムスロット	
3 0 8、4 7 4	アンビルピボット	50

3 1 0	タブ	
3 1 2	アンピルタブ	
3 1 4	閉止面	
3 1 6	柱状閉止面	
3 5 2	乱杭歯車接続部	
3 5 6	傾斜した歯	
3 7 0	ウォーム歯車関節動作機構	
3 8 4	砂時計形平歯車	
3 9 0	キャピティ	
4 0 0	傘歯車関節動作機構	10
4 0 2	傘歯車部分	
4 1 4	ピボット接続部	
4 2 0	締付け部	
4 2 2	弾性支持部分	
4 2 8	フレーム溝	
4 3 0	開口	
4 3 2	発射コネクタ	
4 3 6	スロット	
4 4 0	拡張スロット	
4 4 2、4 4 4	可撓性半部分	20
4 5 2	可撓性ロッド	
4 5 8	垂直スロット	
4 6 0	円柱状の孔	
4 6 2	フレーム部材	
5 0 0	フレックスネック関節動作機構	
5 0 2	フレックスネック本体	
5 0 6	右側スロット	
5 0 8	左側スロット	
5 1 0	柱状スロット	
5 1 4	右側フィン	30
5 1 6	左側フィン	
5 1 8	先端面	
5 2 0、5 2 2	ネジ付きロッド	
5 2 4、5 2 6	ナット	
5 2 8	ピン	

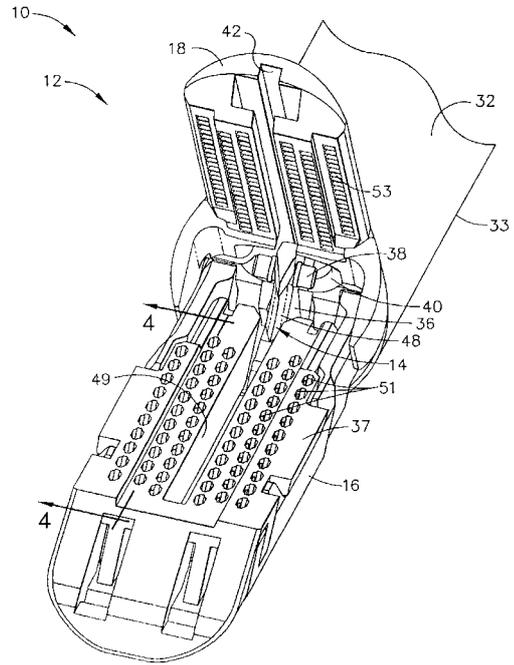
【図 1】



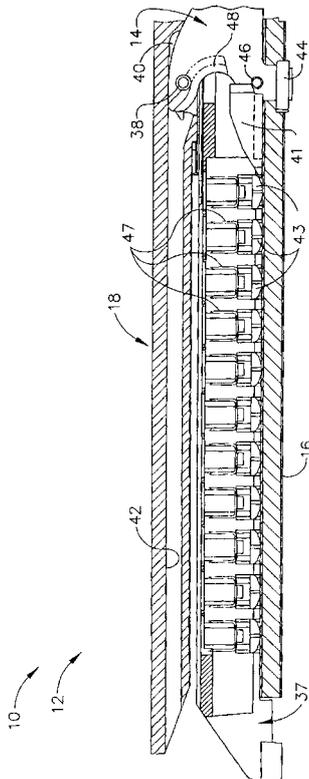
【図 2】



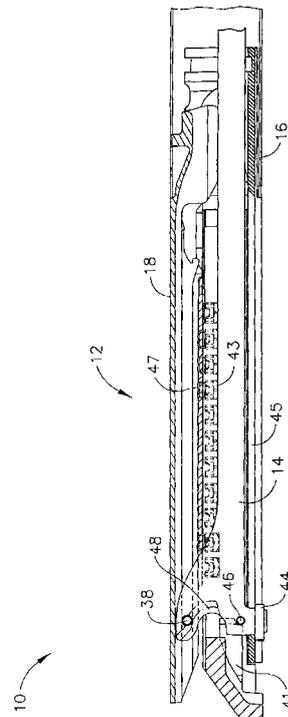
【図 3】



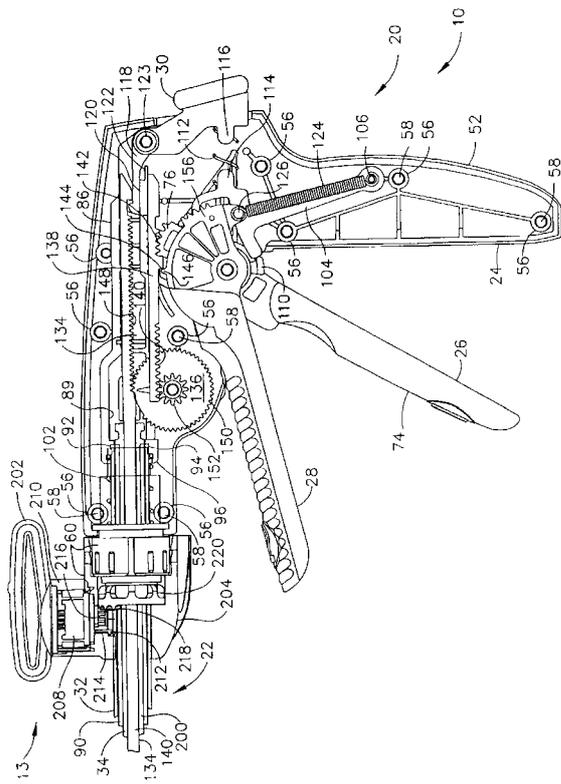
【図 4】



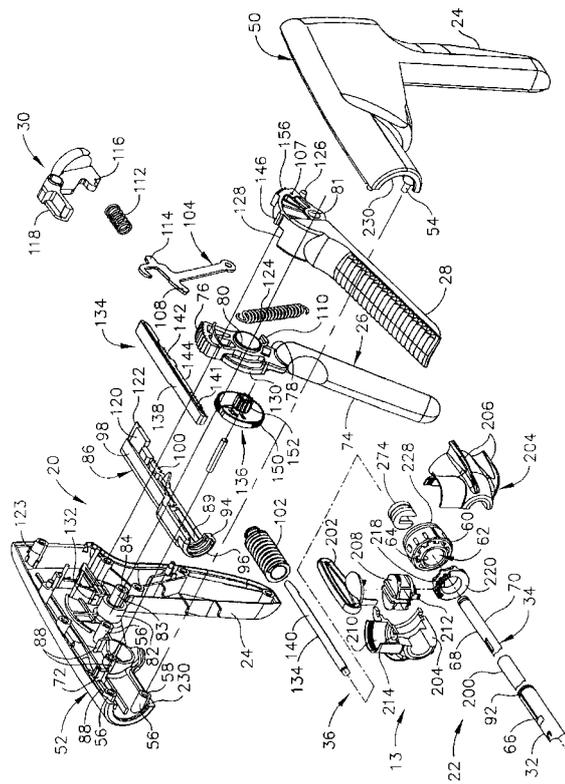
【図 5】



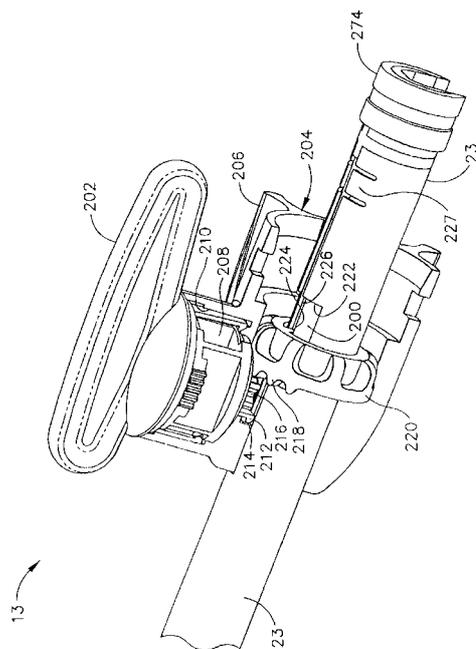
【 図 6 】



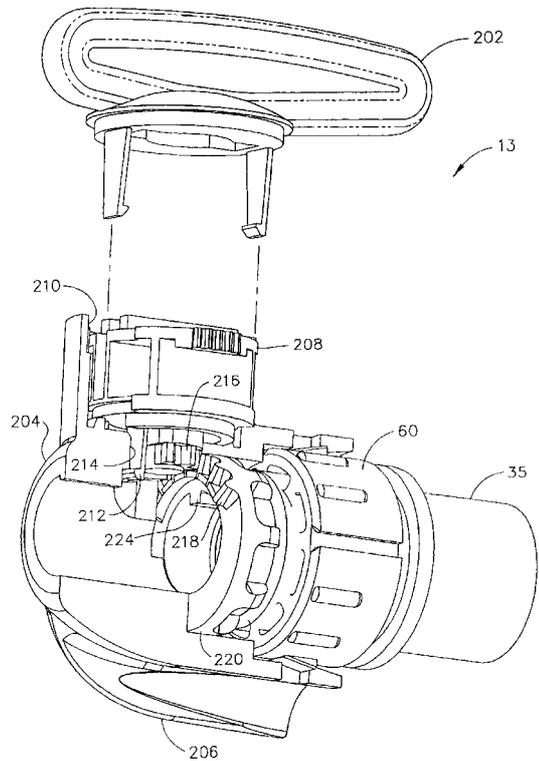
【 図 7 】



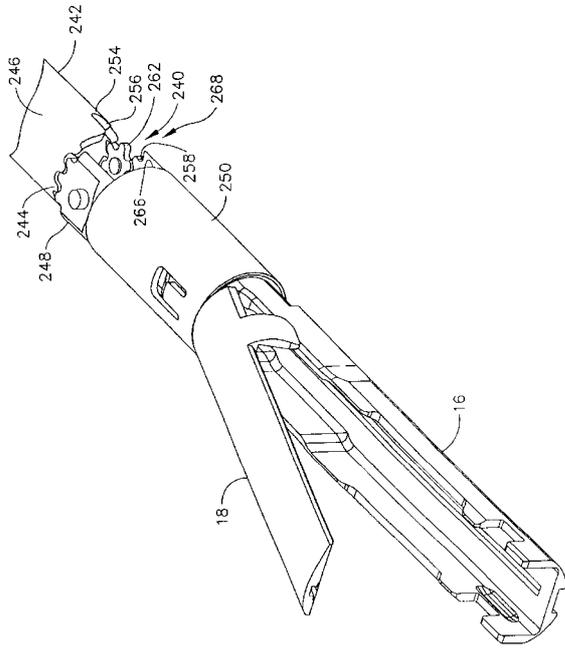
【 図 8 】



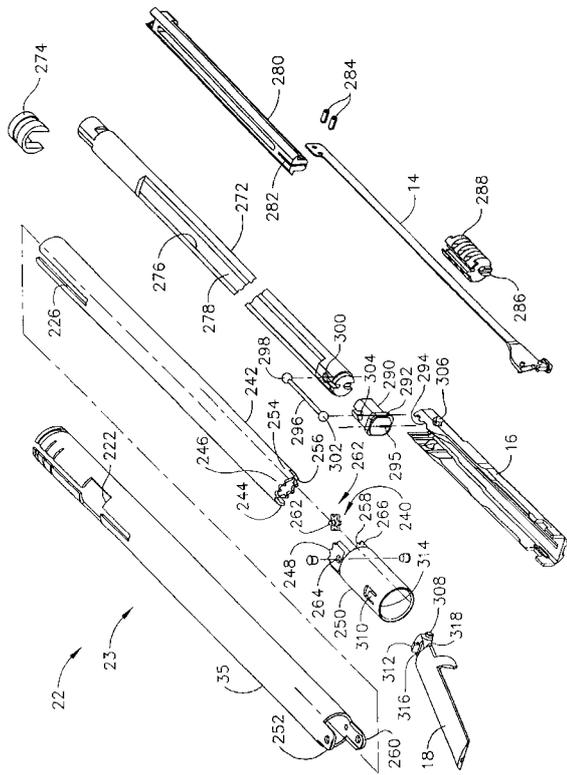
【 図 9 】



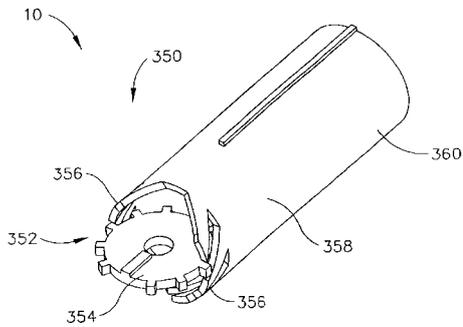
【 図 1 0 】



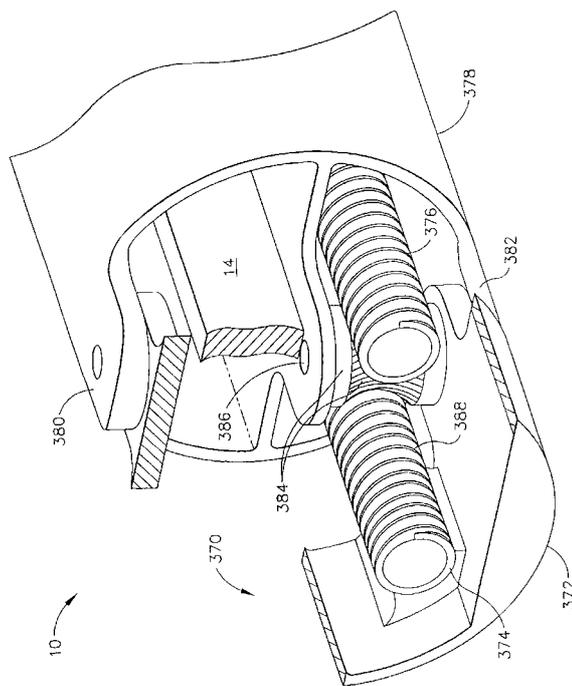
【 図 1 1 】



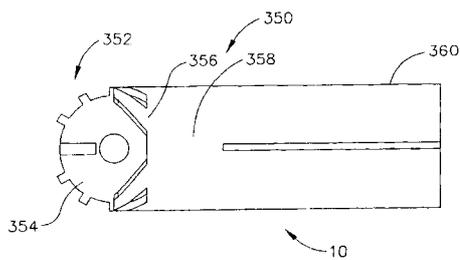
【 図 1 2 】



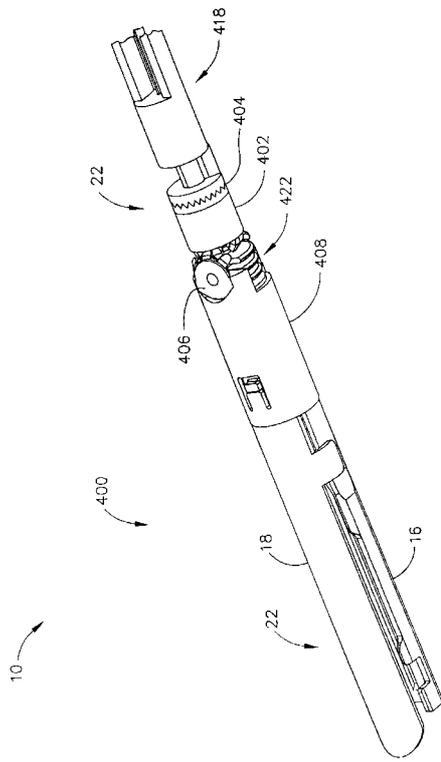
【 図 1 4 】



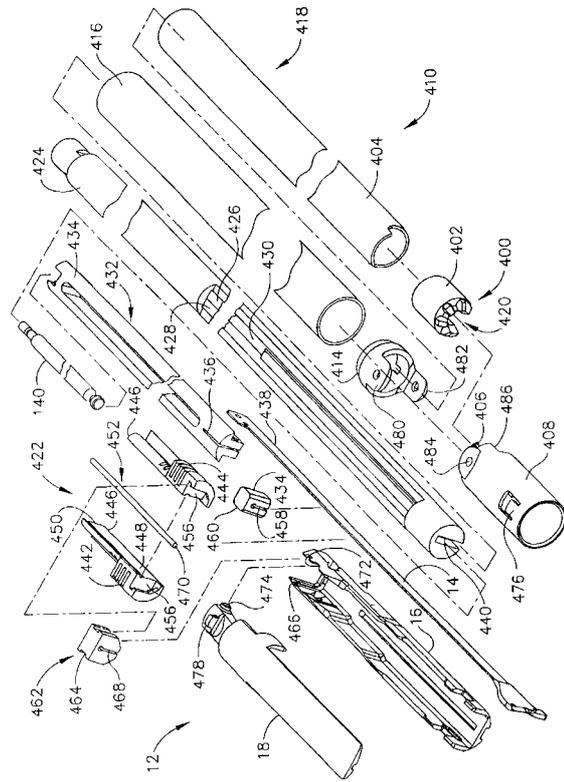
【 図 1 3 】



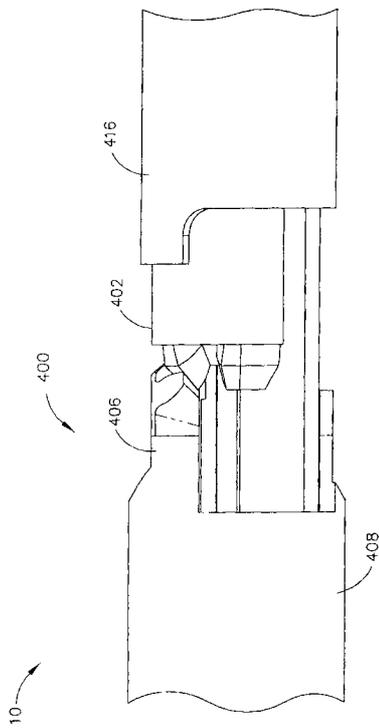
【 図 15 】



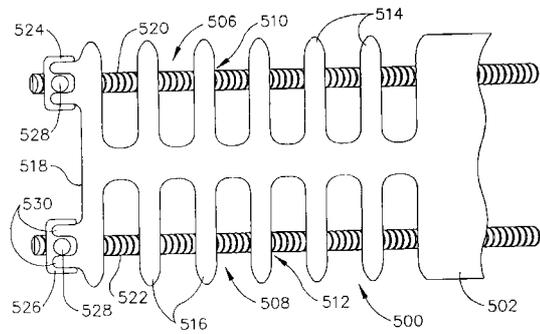
【 図 16 】



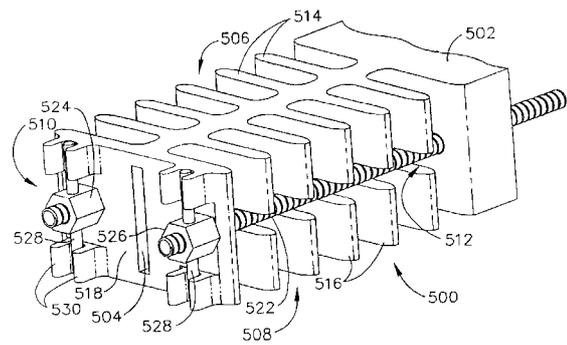
【 図 17 】



【 図 18 】



【 図 19 】



---

フロントページの続き

- (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
- (72)発明者 フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース  
アメリカ合衆国、45133 オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート 245
- (72)発明者 ジェフリー・エス・スウェイズ  
アメリカ合衆国、45011 オハイオ州、ハミルトン、パーチレー・ドライブ 7047

審査官 村上 聡

- (56)参考文献 特開2001-277157(JP,A)  
米国特許第05575799(US,A)  
特開2002-102248(JP,A)  
米国特許第05549637(US,A)  
特開平07-163574(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 19/00

专利名称(译)	一种手术器械，具有用于相对于长轴旋转的关节运动机构		
公开(公告)号	<a href="#">JP4642395B2</a>	公开(公告)日	2011-03-02
申请号	JP2004202145	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 ダグラスビーホフマン フレデリックイーシエルトンザフォース ジェフリーエススウェイズ		
发明人	ケニース・エス・ウェールズ ダグラス・ビー・ホフマン フレデリック・イー・シエルトン・ザ・フォース ジェフリー・エス・スウェイズ		
IPC分类号	A61B19/00 A61B17/00 A61B17/072 A61B17/28		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/07207 A61B2017/2927 A61B2017/2929		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B34/30		
审查员(译)	村上聡		
优先权	10/615973 2003-07-09 US		
其他公开文献	JP2005028146A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种铰接式手术器械，其结合了响应于控制动作而不是纵向运动的关节运动机构。 解决方案：一种适用于内窥镜的外科器械，特别是用于通过提供用于转换来自末端执行器等上的手柄部分的旋转运动的齿轮关节运动机构来使端部执行器进行关节运动。中空铰接驱动管将几种类型的枢转运动传递给矛盾齿轮铰接机构，锥齿轮铰接机构或皮屑掌关节机构。或者，从纵向轴线偏移的一个或多个螺纹驱动杆接合蜗轮铰接机构或挠性颈部铰接机构。 .The

