

(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2005-28146

(P2005-28146A)

(43) 公開日 平成17年2月3日(2005.2.3)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 19/00

F1

A61B 19/00 502

テーマコード (参考)

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2004-202145 (P2004-202145)
 (22) 出願日 平成16年7月8日 (2004.7.8)
 (31) 優先権主張番号 615973
 (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

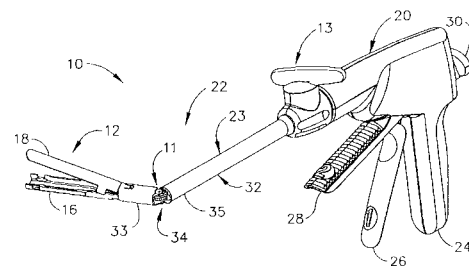
(54) 【発明の名称】 長軸に対して回動させる関節動作機構を備えた外科器具

(57) 【要約】

【課題】 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を提供すること。

【解決手段】 ハンドル部分からの回動動作を変換する歯車関節動作機構をエンドエフェクタに設けるなどしてエンドエフェクタを関節動作させる、特に内視鏡に適した外科用器具。中空の関節動作駆動チューブが、幾つかの種類の回動動作をスピア歯車 (spear gear) 関節動作機構、傘歯車関節動作機構、または乱杭歯車関節動作機構に伝達する。別法では、長軸からずれた1または複数のネジ付き駆動ロッドが、ウォーム歯車関節動作機構またはフレックスネック関節動作機構に係合する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具であって、
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、

前記作動動作に应答するエンドエフェクタと、

前記回動動作に应答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。

10

【請求項 2】

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。

20

【請求項 3】

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、

30

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【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ブラ(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

50

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】

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【0007】

外科用ステーブラ/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、ステーブル止めと切断）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。

【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、シャフト内を通して関節動作を可能にするロッドが開示されている。

【0009】

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。

【0010】

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13）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174）と中空支持チューブ162の先端部のソケットを用いている。中空シャフト188が、Z形に曲げられ、先端部分198が長軸に対して一定の角度を成す。先端部分198が、エンドエフェクタのボールすなわち凸状部材174内に延びた通路178内に回動可能に取り付けられている。先端部分198が通路178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188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188が整合する。この整合位置から中空シャフト188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10 - 図13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5,465,895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5,865,361号明細書

【特許文献4】米国特許第5,797,537号明細書

【特許文献5】米国特許第5,405,344号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

従って、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要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

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。

【0013】

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

10

20

30

40

50

含む。作動動作はシャフトを介して作動動作にตอบสนอง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ตอบสนอง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。

【0014】

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。

10

【0015】

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離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離れた歯車接続部が、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。

20

【0016】

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】

【0017】

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】

30

【0018】

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。

【0019】

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。

40

【0020】

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

50

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ブ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。

【0021】

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

50

【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。

【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。

10

【0027】

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。

20

【0028】

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

30

【0029】

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。

【0030】

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。

40

【0031】

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

50

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。

【0032】

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。

10

【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ตอบสนองして基端側に移動する。

20

【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。

30

【0036】

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。

40

【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。

【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

50

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。

10

【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プロング 212 を含む。このプロング 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。

20

【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。

30

40

【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。

【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

50

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。

【0044】

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。

【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ッシュ 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。

【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。

【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 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。

【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) の一つの平歯車 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様々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。

10

【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。

20

30

【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 のキャピティ 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。

40

【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

50

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15-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に噛合する。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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

フレックスネック関節動作機構

図 1 8 及び図 1 9 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 5 0 0 が示されている。このフレックスネック関節動作機構 5 0 0 は、エンドエフェクタ 1 2 (図 1 8 及び図 1 9 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。

【 0 0 6 0 】

具体的には、弾性フレックスネック本体 5 0 2 は、発射バー 1 4 (図 1 8 及び図 1 9 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 5 0 4 を含む。フレックス
10
ネック本体 5 0 2 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 5 0 6 及び左側スロット 5 0 8 により、発射バースロット 5 0 4 に対して垂直に、右側及び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 5 0 2 の長軸からずれた右側円柱状通路 5 1 0 及び左側円柱状通路 5 1 2 が、右側スロット 5 0 6 及び左側スロット 5 0 8 によって形成された左側フィン 5 1 4 及び右側フィン 5 1 6 に形成されている。

【 0 0 6 1 】

フレックスネック本体 5 0 2 の先端面 5 1 8 が、左側フィン 5 1 4 及び右側フィン 5 1 6 の最先端に位置する。先端面 5 1 8 は、ネジ付きロッド 5 2 0 及び 5 2 2 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
20
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 5 2 4 及び 5 2 6 が、先端面 5 1 8 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 5 2 4 及び 5 2 6 は、横方向に突出した一对のピン 5 2 8 を含む。この一对のピン 5 2 8 が把持フィンガー 5 3 0 内にスナップフィットして、ナット 5 2 4 及び 5 2 6 が回動するを防止している。ナット 5 2 4 及び 5 2 6 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 5 0 2 を関節動作させるためには、ネジ
30
付きロッド 5 2 0 及び 5 2 2 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 5 2 0 及び 5 2 2 が反対方向に回されると、一方のナット 5 2 4 または 5 2 6 が基端側に移動し、他方のナット 5 2 4 または 5 2 6 が先端側に移動する。基端側に移動するナット 5 2 4 または 5 2 6 により、そのネジ付きナット 5 2 4 または 5 2 6 の基端側のネジ付き
30
ロッド 5 1 6 または 5 1 8 の部分が短くなり、対応する右側スロット 5 0 6 または左側ス
30
ロット 5 0 8 が圧縮される。

【 0 0 6 2 】

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 1 0 の実施部分 2
2 のシャフト 2 3 及び閉じたエンドエフェクタ 1 2 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 2 3 の長軸に対して関節動作制御部 1
3 を回動させて、エンドエフェクタ 1 2 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 1 3 の作動レバー 2 0 2 を回動させて、外科用器具 1 0 の長軸に対して関節動
作駆動チューブ 2 0 0、2 4 2、3 7 4、及び 4 0 4 を回動関節動作させ、この回動関節
動作を、関節動作機構 1 1、2 4 0、3 7 0、4 0 0、及び 5 0 0 における歯車接続部に
40
おける関節動作に変換して、エンドエフェクタ 1 2 を所望の位置に合わせることができる
。

【 0 0 6 3 】

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。当業者であら
ば、更なる利点及び変更形態が明らかであろう。

【 0 0 6 4 】

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
50

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、ステープル止めと切断を同時に行う外科器具が有利であると記載したが、把持装置、カッター、ステープラ、クリップアプライヤー、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。

【0068】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 前記エンドエフェクタがステープ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、前記ステープル止め及び切断機構が更に、長手方向の閉止動作に应答し、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。

(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应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実施態様(1)に記載の外科器具。

(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应答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請求項1に記載の外科器具。

【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。

10

(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】

(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請求項2に記載の外科器具。

20

(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請求項2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請求項2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請求項2に記載の外科器具。

30

(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請求項3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請求項3に記載の外科器具。

(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。

40

(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請求項3に記載の外科器具。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【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。

50

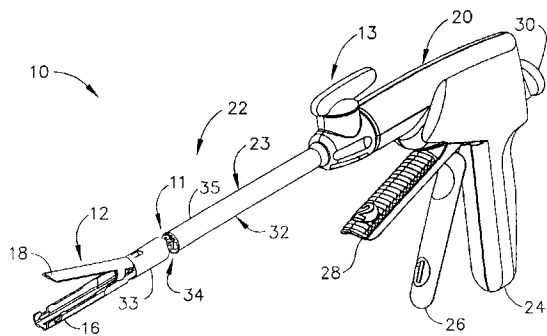
- 【図 3】図 1 及び図 2 の関節動作外科器具の開いたエンドエフェクタの斜視図である。
- 【図 4】ステーブルカートリッジ部分及び長手方向の中心線に沿った発射バーを示す、図 3 の線 4 - 4 に沿って見た図 3 のエンドエフェクタの側断面図である。
- 【図 5】発射バーが完全に発射した後の図 4 のエンドエフェクタの側断面図である。
- 【図 6】回動関節動作制御部を含む図 1 の外科器具の基端部のハンドル部分の側断面図である。
- 【図 7】図 1 の外科器具の基端部のハンドル部分の組立分解斜視図である。
- 【図 8】図 1 の外科器具のハンドル部分の先端部分を右前方から見た、回動関節動作制御機構を示す部分破断図である。
- 【図 9】図 8 のハンドル部分の先端部分を右前方から見た、分解された回動関節動作制御ノブを備えた、回動関節動作制御機構を示す部分破断図である。 10
- 【図 10】発射部分及びフレーム部分が取り除かれた、図 1 の外科器具の平歯車関節動作機構及びエンドエフェクタを示す上方からの斜視図である。
- 【図 11】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。
- 【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。 20
- 【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。
- 【符号の説明】
- 【0073】 30
- | | | |
|----------------|-----------------|----|
| 10 | 外科用ステーブラ / 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 | |
| 22、270、410 | 実施部分 | |
| 23、418 | シャフト | 40 |
| 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 | |
| 36 | 発射駆動部材 | |
| 37 | ステーブルカートリッジ | 50 |

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	ステーブルドライバ	
4 4	発射パーキャップ	
4 5	スロット	
4 6	中間ピン	
4 7	ステーブル	
4 8	切断縁	10
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	20
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	30
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	40
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	
2 0 8	関節動作本体	
2 1 0	円筒状凹部	50

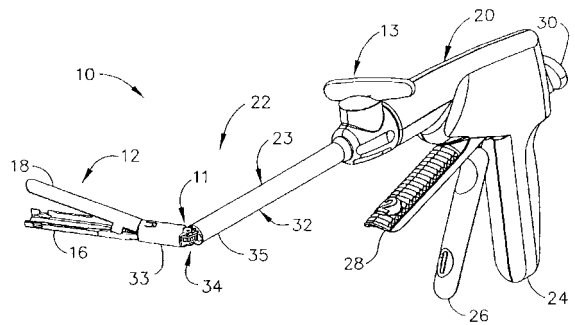
2 1 2	ブロング	
2 1 4	開口	
2 1 6	環状の歯	
2 2 0	関節動作ヨーク	
2 2 4	ボス	
2 2 6	スロット	
2 2 7	タブ	
2 4 0	平歯車関節動作機構	
2 4 4	歯車部分	
2 4 6	第1の外周部	10
2 4 8、2 5 8、3 5 4、3 8 4	平歯車	
2 5 2、2 6 0、3 8 0、3 8 2、3 8 6、4 8 4、4 8 6	回動点	
2 5 6	歯車部分	
2 5 3	ピン	
2 6 2	逆転歯車	
2 6 4、2 6 6	ピボット孔	
2 6 8	フレーム開口	
2 7 4	ブシュ	
2 7 6	フレーム溝	
2 8 0	発射コネクタ	20
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	
3 1 0	タブ	
3 1 2	アンビルタブ	30
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	
4 0 2	傘歯車部分	
4 1 4	ピボット接続部	40
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	
4 5 2	可撓性ロッド	
4 5 8	垂直スロット	50

- 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
- 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

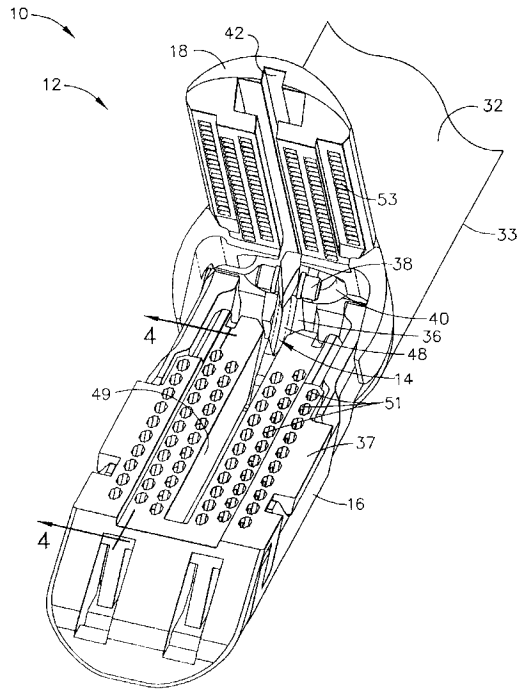
【図 1】



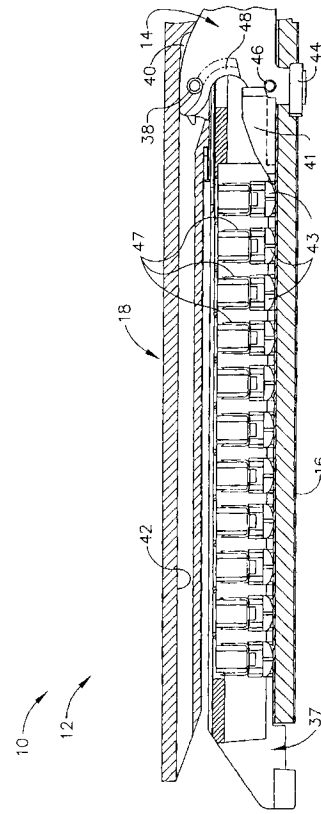
【図 2】



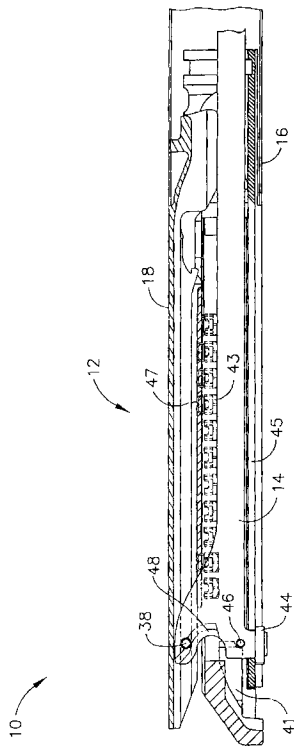
【 図 3 】



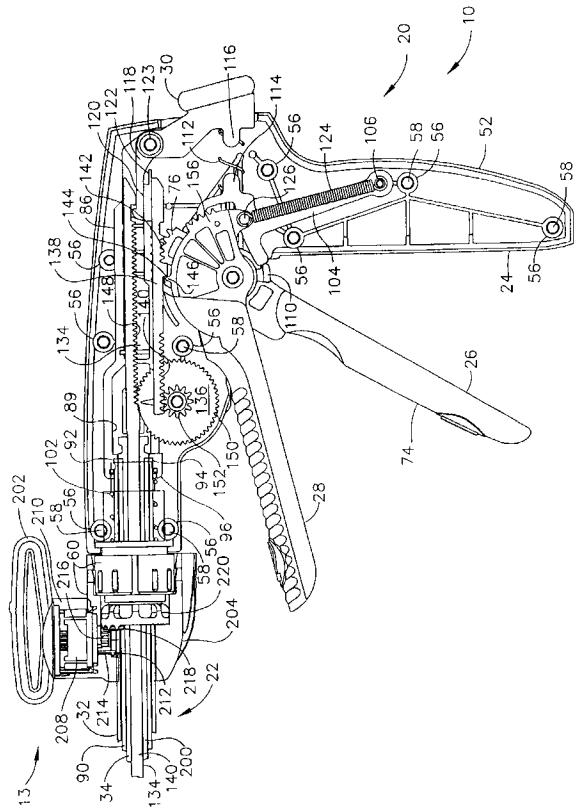
【 図 4 】



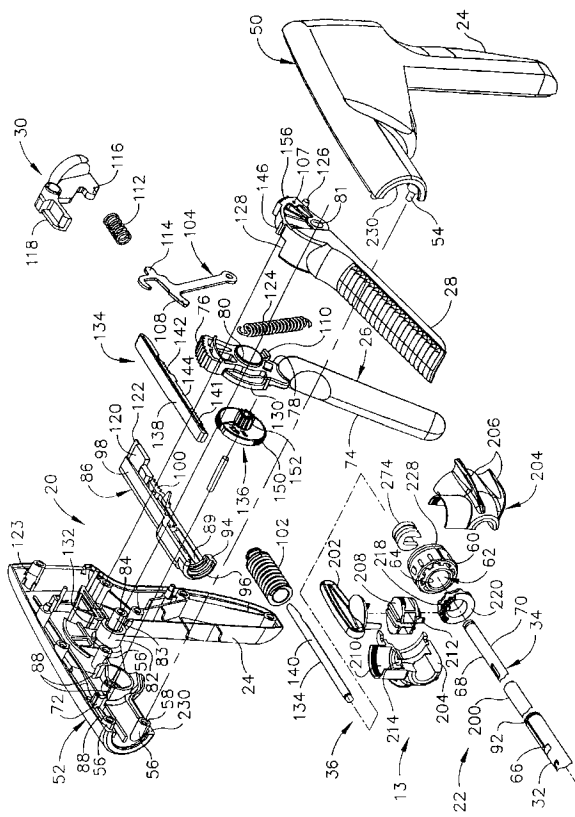
【 図 5 】



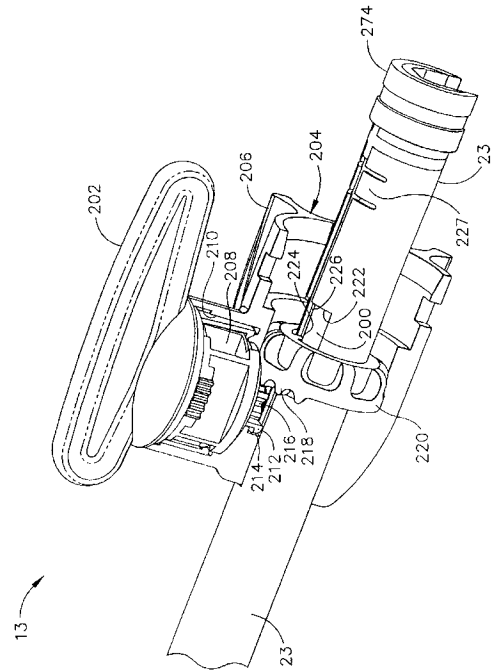
【 図 6 】



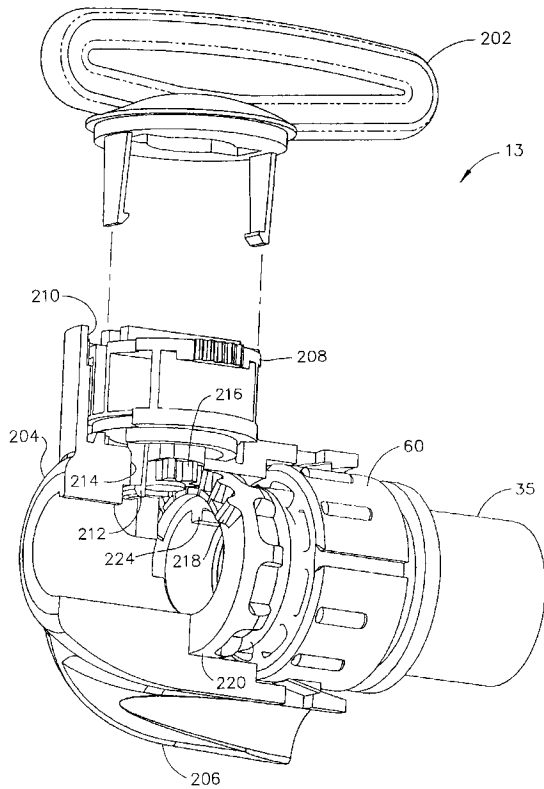
【 図 7 】



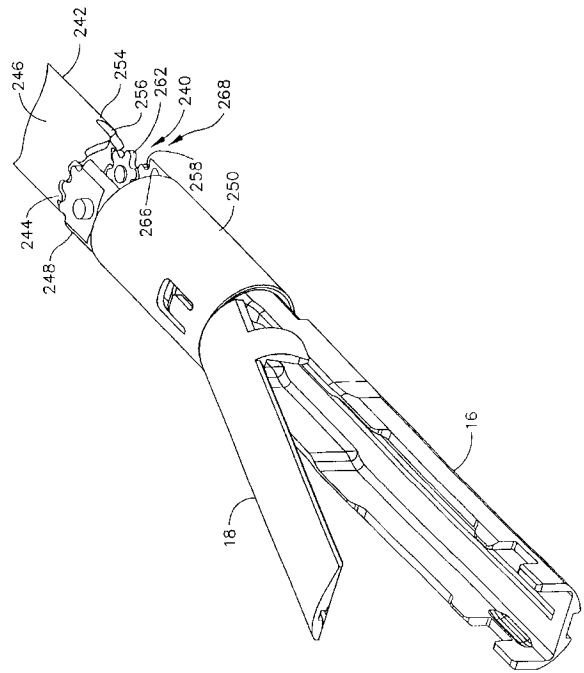
【 図 8 】



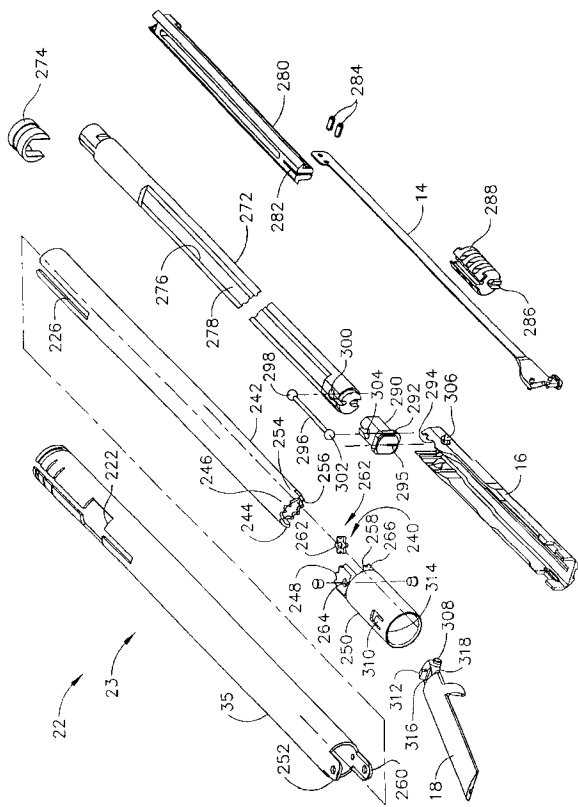
【 図 9 】



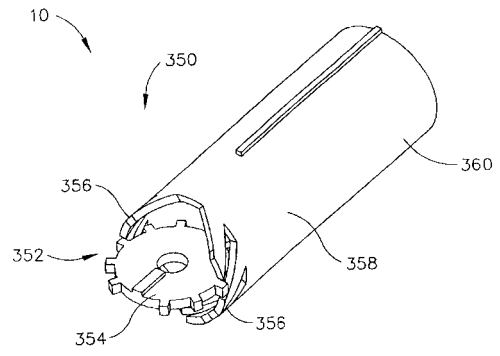
【 図 10 】



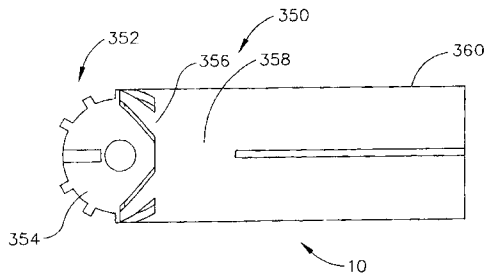
【 図 1 1 】



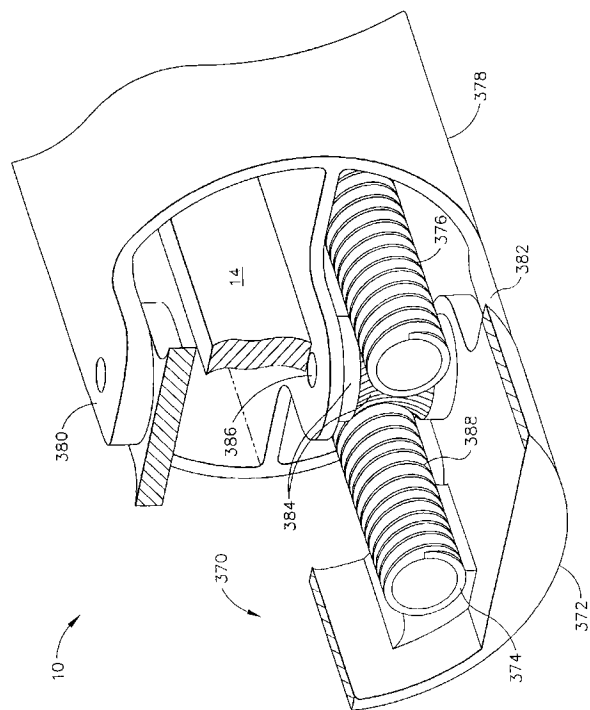
【 図 1 2 】



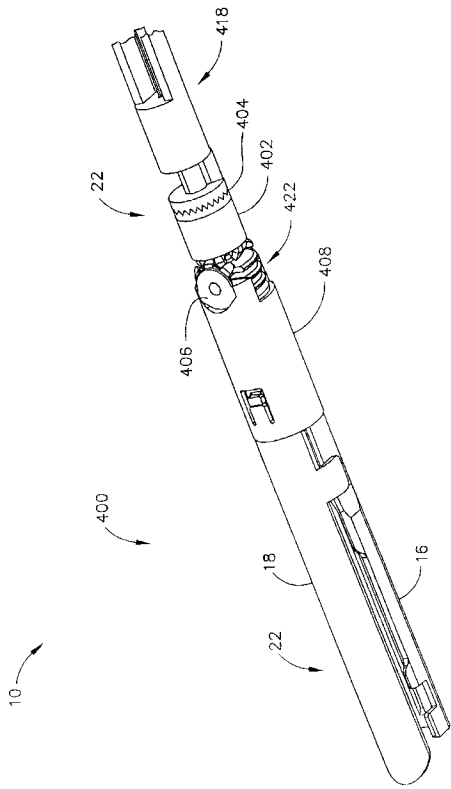
【 図 1 3 】



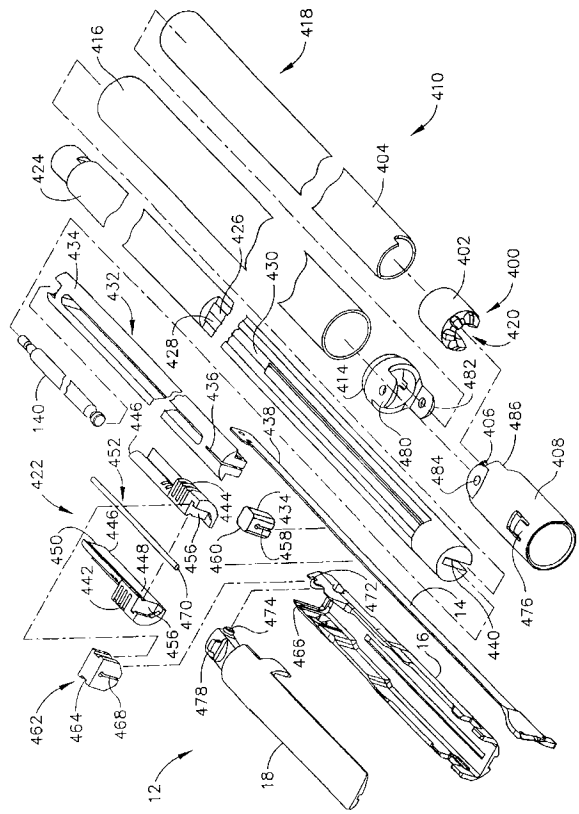
【 図 1 4 】



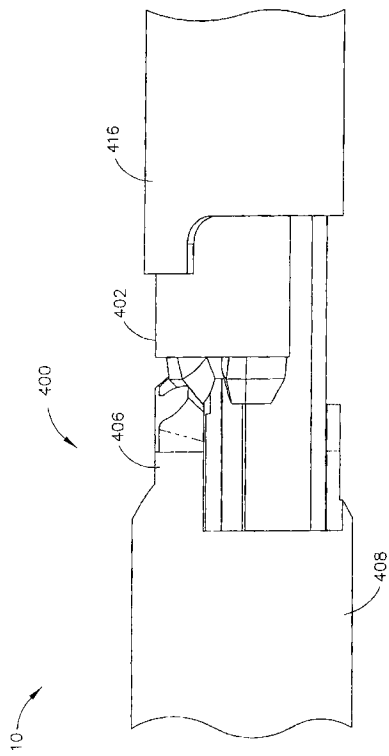
【 図 15 】



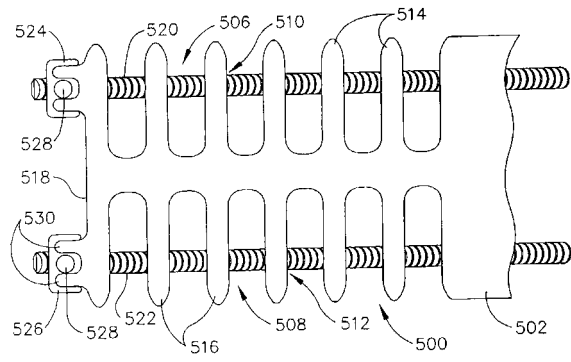
【 図 16 】



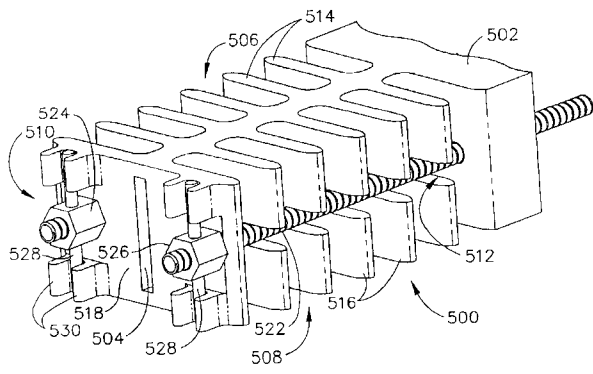
【 図 17 】



【 図 18 】



【 図 1 9 】



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、45040 オハイオ州、メイソン、スワン・プレイス 9675
- (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、バーチレー・ドライブ 7047

【外国語明細書】

2005028146000001.pdf

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	JP2005028146A	公开(公告)日	2005-02-03
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		
[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		
优先权	10/615973 2003-07-09 US		
其他公开文献	JP4642395B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种铰接式手术器械，其结合有关节机构，该机构响应除纵向运动之外的控制运动。ŽSOLUTION：特别适用于内窥镜的外科器械通过为末端执行器提供齿轮铰接机构来铰接末端执行器，齿轮铰接机构转换来自手柄部分的旋转运动。中空铰接驱动管将一些类型的旋转运动传递到矛盾齿轮铰接机构，水平齿轮铰接机构或摆动齿轮铰接机构。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。Ž

