

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5073184号
(P5073184)

(45) 発行日 平成24年11月14日(2012.11.14)

(24) 登録日 平成24年8月31日(2012.8.31)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0
A 6 1 B 17/072 (2006.01)	A 6 1 B 17/10 3 1 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39

請求項の数 4 外国語出願 (全 36 頁)

(21) 出願番号	特願2005-216963 (P2005-216963)	(73) 特許権者	595057890
(22) 出願日	平成17年7月27日(2005.7.27)		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2006-51347 (P2006-51347A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公開日	平成18年2月23日(2006.2.23)		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20年7月25日(2008.7.25)		
(31) 優先権主張番号	60/591,694	(74) 代理人	100088605
(32) 優先日	平成16年7月28日(2004.7.28)		弁理士 加藤 公延
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	フレドリック・イー・シェルトン・ザ・フ
(31) 優先権主張番号	11/092,053		ォース
(32) 優先日	平成17年3月29日(2005.3.29)		アメリカ合衆国、45133 オハイオ州、ヒルスポロ、イースト・メイン・ストリート 245
(33) 優先権主張国	米国 (US)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電氣的に作動する関節運動固定機構を含む外科器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具であって、
エンドエフェクタと、
関節運動制御部、及び関節運動固定信号を生成するように機能的に構成された関節運動固定制御回路を含むハンドル部分と、
細長いシャフトと、
関節運動機構と、を含み、前記関節運動機構が、
前記細長いシャフトに取り付けられ、その細長いシャフトを介して前記関節運動固定信号に電氣的に接続された基端フレーム部分と、
前記エンドエフェクタに取り付けられ、前記基端フレーム部分に回動可能に結合された先端フレーム部分と、
前記ハンドル部分の前記関節運動制御部に応答し、前記基端フレーム部分と前記先端フレーム部分の間に結合され、これらの間で関節運動するように機能的に構成された関節運動アクチュエータと、
前記基端フレーム部分と前記先端フレーム部分との間に係合して前記エンドエフェクタの関節運動の状態を維持する電気式関節運動固定機構と、を含み、
前記関節運動機構の前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分は、回動可能に取り付けられて回動関節運動接合部が形成されており、
前記電気式関節運動固定機構は、

前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分の選択された一方に取り付けられ、前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分の他方に対し、延出しかつ係合するように、前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分の前記選択された前記一方における長手方向に付勢された固定部材と、

作動されると前記固定部材に対する付勢に打ち勝って前記回動関節運動接合部の固定を解除するように、前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分の前記選択された前記一方における長手方向に前記固定部材を付勢する電気活性ポリマーアクチュエータとを含む、外科器具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の外科器具において、

前記関節運動制御部が、関節運動電気信号を生成するように機能的に構成された回路を含み、

前記関節運動アクチュエータが、前記関節運動電気信号に応答する電気アクチュエータを含む、外科器具。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の外科器具において、

前記固定部材は長手方向に移動可能な固定ボルトであり、この固定ボルトは、弾性部材によって長手方向に付勢されており、前記電気活性ポリマーアクチュエータが作動すると当該電気活性ポリマーアクチュエータによって反対側の長手方向に付勢される、外科器具

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれかに記載の外科器具において、

前記関節運動アクチュエータは、前記回動関節運動接合部内に配置され、前記作動電気信号に応答して前記基端フレーム部分に対して前記先端フレーム部分を関節運動させる電気活性ポリマー関節運動アクチュエータを含む、外科器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、2004年7月28日出願のシェルトン4世 (Shelton IV) による米国仮特許出願第60/591, 694号 (名称「電氣的に作動する関節機構を含む外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ELECTRICALLY ACTUATED ARTICULATION MECHANISM)」) の恩典を請求するものである。

【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、把持具、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、並びに超音波、無線周波、及びレーザーなどを用いるエネルギー装置) を内視鏡的に挿入するのに適した外科器具に関し、詳細には関節運動シャフトを備えたこのような器具に関する。

【0003】

内視鏡外科器具は、切開部が小さく術後の回復が早く合併症のリスクが低いため、従来の開放外科手術よりも好まれる傾向にある。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部のエンドエフェクタを正確に配置するのに適した一定の内視鏡器具が進歩した。このような先端部のエンドエフェクタは、様々な方法 (例えば、エンドカッター、把持具、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、及び超音波、無線周波、及びレーザーなどを用いるエネルギー装置) で組織にアクセスして診断したり治療効果を得ることができる。

【0004】

エンドエフェクタの位置合わせはトロカールによって一定範囲に制限される。一般に、このような内視鏡外科器具は、医師が操作するハンドル部分とエンドエフェクタとの間に

10

20

30

40

50

長いシャフトを有する。この長いシャフトにより、所望の深さに挿入して、その長軸を中心にエンドエフェクタを回転させ、ある程度の位置合わせが可能である。トロカールを慎重に配置して把持具を用いれば、例えば別のトロカールを介した位置合わせで十分な場合が多い。特許文献1に開示されているような外科用ステープル止め／切断器具が、挿入と回転によりエンドエフェクタを正確に配置できる内視鏡外科器具の一例である。

【0005】

言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする、2003年5月20日出願のシェルトン4世 (Shelton IV) らによる最近の米国特許出願第10/443,617号 (名称「Eビーム発射機構を含む外科用ステープラ器具 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING AN E-BEAM FIRING MECHANISM)」) に、組織の切断及びステープル止め用の改良された「Eビーム」発射バーが開示されている。この器具に特有の利点は、たとえクランプした組織の量がステープル形成に最適な組織の量と多少異なっていたとしても、エンドエフェクタ、つまりステープル止め組立体のジョーとジョーの間の空間を確実に維持できることである。更に、Eビーム発射バーが、複数の有利なロックアウトを含むことができるようにエンドエフェクタ及びステープルカートリッジに係合する。

【0006】

操作方法によるが、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節できるようにするのが望ましいであろう。特に、器具のシャフトの長軸の横断方向に対してエンドエフェクタを向き合わせできるのが望ましい場合が多い。器具のシャフトに対するエンドエフェクタの横断方向の移動は、従来より「関節運動」と呼ばれている。この関節運動は通常、ステープル止め組立体のすぐ基端側のシャフト延長部に設けられたピボット (または関節運動) 接合部によって達成される。これにより、外科医が、より良くステープルラインを外科的に配置するため及び容易な組織の操作及び向き合わせのために、ステープル止め組立体を遠隔的に左右何れかの方向に関節運動させることができる。この関節運動位置合わせにより、外科医は、例えば臓器の後側などの位置の組織に容易に係合させることができる。加えて、関節運動位置合わせにより、内視鏡を器具のシャフトに妨害されずにエンドエフェクタの後側に有利に配置することができる。

【0007】

外科用ステープル止め／切断器具の関節運動の方法は、関節運動の制御と組織をクランプするためのエンドエフェクタの開閉及びエンドエフェクタの動作 (すなわち、ステープル止めと切断) の全てを内視鏡器具の小さな直径の制限の中で行わなければならないため複雑である。一般に、3つの制御運動全てが、長手方向の運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、アコーディオンのような関節運動機構 (フレックスネック) が開示されている。この関節運動機構は、実施シャフトを介して、2つの連結ロッドの一方を選択的に引き戻して関節運動させることができる。各連結ロッドは、シャフトの中心線に対して両側にそれぞれずれている。この連結ロッドは、ラチェット式に一連の個々の位置に移動できる。

【0008】

特許文献3に、関節運動機構の長手方向の制御の別の例が開示されている。この機構は、カム動作ピボットからずれた関節運動リンクを含み、この関節運動リンクを長手方向に押したり引いたりして所望の側に関節運動を行うことができる。同様に、特許文献4に、関節運動のためにシャフトを通過する同様のロッドが開示されている。

【0009】

言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする、同時係属中の自己のケネス・ウェールズ (Kenneth Wales) らによる米国特許出願第10/615,973号 (名称「長軸を中心とした回転を利用する関節運動機構を含む外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT INCORPORATING AN ARTICULATION MECHANISM HAVING ROTATION ABOUT THE LONGITUDINAL AXIS)」) では、長手方向の運動の代わりに回転運動を利用して関節運動を伝達する。

【0010】

このような機械的に伝達される関節運動により内視鏡外科用ステープル止め／切断器具の関節運動が可能となったが、市販するには様々な問題や障害がある。デザインの問題として、複数の運動（例えば、閉止、発射、関節運動、及び回転など）のために十分な強度を維持しながら、外科用開口の大きさを小さくするためにシャフトの直径を可能な限り小さくしなければならないことがある。しかしながら、これらの一般的な関節運動機構は、エンドエフェクタに対する荷重による後方への移動に耐えるように十分な強度を維持しなければならない。

【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

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

従って、関節運動外科器具のシャフト内に作動要素を通すのに必要な直径が小さく、作動要素を通した後に選択した関節運動の角度での維持が強化された関節運動機構を含む関節運動外科器具が強く要望されている。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本発明は、従来の上記したまたは他の欠点を解消するべく、ハンドルとエンドエフェクタとの間に取り付けられた関節運動するシャフトを有する外科器具を提供する。電気活性ポリマー（ＥＡＰ）アクチュエータにより、関節運動のために関節運動ロックの固定解除及び再固定を行うことができる。従って、たとえ比較的弱い関節運動作動機構でも固定された後の関節運動接合部に用いることができ、関節運動した後に元に戻るのを防止するために強い関節運動作動機構を用いる必要がない。従って、遠隔的に制御可能な作動機能を維持したまま、有利な小径のシャフトを達成することができる。

【００１３】

本発明の一態様では、外科器具は、エンドエフェクタと細長いシャフトの先端部との間に取り付けられた回転関節運動接合部を含む。回転関節運動接合部の一側に取り付けられた固定部材が、関節運動した時も、その接合部の他側に固定されるように弾性的に付勢されている。電氣的な固定解除アクチュエータが固定解除するように固定部材の反対側に付勢できるため、関節運動の角度を変更することができる。次いで、固定部材が再び係合し、元に戻るのを防止することができる。

【００１４】

本発明の別の態様では、外科器具は、列になった垂直方向の左右のリブを有する可撓性関節運動接合部を含み、これにより両側に横方向に曲がることができる。固定ストリップがリブの間の凹部内に位置し、この可撓性関節運動接合部が一側に関節運動した時に固定ストリップの長手方向の長さに変化して、リブの間にブロック構造が進入して、リブの間隔が維持される。

【００１５】

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】

【００１６】

関節運動外科器具のシャフト内に作動要素を通すのに必要な直径が小さく、作動要素を通した後に選択した関節運動の角度での維持が強化された関節運動機構を含む関節運動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】

【００１７】

本明細書に含まれる本明細書の一部を成す添付の図面は、本発明の実施形態を例示する

10

20

30

40

50

ものであり、これを参照しながら本発明の概要及び実施形態の詳細な説明を読めば、本発明をより良く理解できるであろう。

【0018】

関節運動シャフトの概観

図1に、細長いシャフト16によってハンドル14から離間したステープル止め組立体12のエンドエフェクタを先端部に有する外科用切断／ステープル止め器具10として外科器具が示されている。ステープル止め組立体12は、交換可能なステープルカートリッジ20を受容するためのステープル溝18を有する。ステープル止め及び切断のためにステープルカートリッジ20に対して組織をクランプするアンビル22が、ステープル溝18に回動可能に取り付けられている。ステープル止め組立体12が閉じると、その断面積及び細長いシャフト16が、トロカール（不図示）のカニューレなどを介して小さな切開部から挿入するのに適した大きさとなる。

10

【0019】

ステープル止め組立体12の正確な配置及び方向合わせは、ハンドル14での調節によって容易に行うことができる。具体的には、回動ノブ30により、シャフト16をその長軸を中心に回動させてステープル止め組立体12を回動させる。弧状にステープル組立体12を回動させることができるシャフト16の関節運動接合部32で更なる位置合わせが可能である。具体的には、ステープル止め組立体12がシャフト16の長軸から弧状に曲がり、これにより臓器の後側に配置したり、ステープル止め組立体12の後側に内視鏡（不図示）などの他の器具を配置することができる。このような関節運動は、ハンドル14の関節運動制御スイッチ34によって有利に行うことができる。この関節運動制御スイッチ34は、電気信号を関節運動接合部32からEAPアクチュエータ36に送る。EAPアクチュエータ36には、ハンドル14内の電源38及び電気活性ポリマー（EAP）制御装置によってエネルギーが供給される。具体的には、電気信号により関節運動中にEAP固定アクチュエータ（図1には不図示）を作動させて関節運動の固定を解除する。

20

【0020】

組織がステープル止め組立体12の中に配置されたら、外科医は、ピストルグリップ42に向かって閉止トリガー40を基端側に引いてアンビル22を閉じることができる。このようにして組織をクランプしたら、外科医は、先端側の発射トリガー44を握って、これを基端側に引いてステープル止め組立体12を作動させることができる。ある適用例では、この動作が1回の発射ストロークで行われ、別の適用例では、この動作が複数の発射ストロークで行われる。発射動作は、少なくとも2列のステープルをステープル止めすると同時にその間の組織を切断する。

30

【0021】

発射構成要素の引き戻しは、全距離を移動した後に自動的に開始することができる。別法では、引き戻しレバー46を後ろ側に引いて引き戻しを行うことができる。発射構成要素が引き戻されたら、外科医が閉止トリガー40をピストルグリップ42に向かって後ろ側に少し引き、閉止解除ボタン48を押し、次いで閉止トリガー40を解放し、切断された組織の2つのステープル止めされた端部をステープル止め組立体12から解放して、ステープル止め組立体12のクランプを解除して開くことができる。

40

【0022】

外科器具10の長手方向の軸が、ハンドル14の上部に垂直方向に整合したステープル止め組立体12のアンビル22に平行に位置し、トリガー40及び44がハンドル14の底部に垂直方向に整合すると表現できるように、図面に対して垂直方向及び水平方向などの空間を示す用語を用いることを理解されたい。しかしながら、実際には、外科器具10は、様々な角度に配置することができ、このような空間を示す用語が外科器具10に対して用いられる。更に、ハンドル14の後側にいる外科医が自分から離れた先端側にエンドエフェクタ12を配置するなどのように外科医の遠近を説明するために「基端側」を用いる。

【0023】

50

ハンドル

図1に示されているステープル止め組立体12では、2つの異なった運動をシャフト16を介してシャフトフレーム（図1には示されていないが図7に詳細に示されている）に長手方向に伝達し、組織をクランプし、ステープル止めし、組織を切断することができる。このシャフトフレーム組立体は、基端側がハンドル14に取り付けられ、回転ノブ30と共に回転できるように結合されている。図1の外科用ステープル止め／切断器具10に用いられるマルチストロークハンドル14の例が、スウェイズ（Swayze）及びシェルトン（Shelton）による同時係属中の自己の米国特許出願第10／674,026号（名称「マルチストローク発射位置表示器及び引き戻し機構を含む外科用ステープル止め器具（SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTISTROKE FIRING POSITION INDICATOR AND RETRACTION MECHANISM）」、及びケビン・ドール（Kevin Doll）、ジェフリー S. スウェイズ（Jeffrey S. Swayze）、フレデリック E. シェルトン4世（Frederick E. Shelton IV）、ダグラス・ホフマン（Douglas Hoffman）、及びマイケル・セッツァー（Michael Setser）による2005年2月7日出願の米国特許出願第11／052,632号（名称「発射運動の引き戻しが自動で終了するマルチストローク発射機構を含む外科用ステープル止め器具（SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTI-STROKE FIRING MECHANISM WITH AUTOMATIC END OF FIRING TRAVEL RETRACTION）」）に開示されている。これらの特許文献には、様々な別の特徴や形態が示されており、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする。

【0024】

マルチストロークハンドル14は長い距離に亘って発射の力が大きく、本発明に従った適用例に有用であるが、このような適用例は、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とするフレデリック E. シェルトン4世（Frederick E. Shelton IV）、マイケル E. セッツァー（Michael E. Setser）、及びブライアン J. ヘムメルガン（Brian J. Hemmelgarn）による同時係属中の自己の米国特許出願第10／441,632号（名称「閉止システム及と発射システムを別々に有する外科用ステープル止め器具（SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS）」）に開示されているような発射シングルストロークを含むこともできる。

【0025】

電気活性ポリマー

電気活性ポリマー（EAPs）は、電圧が加えられると形状が変化する導電物質がドーブされた一連のポリマーである。要するに、この導電ポリマーを、一定の形態のイオン流体またはゲル及び電極と組み合わせることができる。電圧を加えると、この流体／ゲルからのイオンが導電ポリマーに対して流入または流出し、このイオンの流れによりポリマーの形状が変化する。加える電圧は、使用するポリマー及びイオン流体によって1V～4kVの範囲である。電圧が加えられると、ある種のEAPsは収縮し、別のEAPsは膨張する。EAPsをばねや可撓性プレートなどの機械手段に組み合わせて、電圧を加えた際のこれらの効果を変更することができる。

【0026】

電気活性ポリマーには、2つの基本タイプがあり、それぞれのタイプに複数の構造がある。この2つのタイプは、ファイバーバンドル型とラミネート型である。ファイバーバンドルは、約30μm～50μmのファイバーからなる。これらのファイバーは、織物と全く同様にバンドルに織ることができ、このためEAPヤーンと呼ばれることが多い。このタイプのEAPは電圧が加えられると収縮する。電極は通常、中心のワイヤコア及び導電性の外側シースであり、この外側シースは、ファイバーバンドルを取り囲むイオン流体を受容することができる。市販されているファイバーEAP材料は、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする米国特許出願第6,667,825号に開示されており、サンタフェ・サイエンス・アンド・テクノロジー（Santa Fe Science and Technology）によって製造され、PANION（商標）ファイバーとして販売されている。

【0027】

他方のタイプのラミネート構造は、一層のEAPポリマーと、一層のイオンゲルと、このラミネートの何れかの側に取り付けられる2つの可撓性プレートからなる。電圧が加えられると、正方形のラミネートプレートが一方向に膨張し、その方向と垂直の方向に収縮する。ラミネート（プレート）EAP材料は、例えば、SRIラボラトリーズ（SRI Laboratories）の別会社であるアーティフィシャル・マッスル社（Artificial Muscle Inc）が販売している。プレートEAP材料はまた、日本のEAMEXが販売しており、薄膜EAPと呼ばれている。

【0028】

EAPsはエネルギーが加えられると、単に一方向に膨張し、その逆方向に収縮するだけで、容積は変化しないことを理解されたい。ラミネート型は、一側が補強構造に用いられ、他側がピストンのように用いられる基本形態に形成することができる。ラミネート型は可撓性プレートの何れかの側に接着することもできる。可撓性プレートEAPの一側にエネルギーが加えられると、この一側が膨張してプレートが反対方向に曲がる。これにより、エネルギーを加えられる側を選択してプレートを所望の方向に曲げることができる。

【0029】

EAPアクチュエータは通常、互いに協働する複数の層、またはファイバーバンドルからなる。EAPの機械的構造により、EAPアクチュエータ及びその運動性が決まる。EAPは、1つの中心電極を覆う細長いストランドに形成することができる。可撓性外側スリーブが、アクチュエータ用の別の電極を形成し、装置の動作に必要なイオン流体を含むことができる。この構造では、電極に電界が加えられると、EAPのストランドが収縮する。このようなEAPアクチュエータの構造はファイバーEAPアクチュエータと呼ばれる。同様に、ラミネート構造は、単に積層したり、また可撓性プレートの一側の複数の層に配置して性能を上げることができる。一般的なファイバー構造は、有効伸び率が2%～4%であり、一般的なラミネート構造は、相当高い電圧の使用により20%～30%の伸び率を有する。

【0030】

図2に示されているように、ラミネートEAP複合材100は、プレート陽極層102、この陽極層102に取り付けられたEAP層104、このEAP層104に取り付けられたイオンセル層106、及びこのイオンセル層106に取り付けられたプレート陰極層108からなる。図3に示されているように、5つのラミネートEAP複合材100が、間の接着層110によって積層構造に接着され、EAPプレートアクチュエータ120が形成されている。所望の方向に選択的に曲げることができる対向したEAPアクチュエータ120を形成できることを理解されたい。

【0031】

図4 - 図5に示されているように、収縮EAPファイバーアクチュエータ140が、細長い円柱キャビティ146を経て絶縁ポリマー基端エンドキャップ144を通る長手方向のプラチナ陰極ワイヤ142を含む。円柱キャビティ146は、陽極として機能するように導電物質がドーピングされたプラスチック円柱壁148内に形成されている。プラチナ陰極ワイヤ142の先端部は、絶縁ポリマー先端キャップ150内に埋め込まれている。複数の収縮ポリマーファイバー152が、陰極ワイヤ142を囲むように平行に配置され、これらの端部がそれぞれのエンドキャップ144及び150内に埋め込まれている。プラスチック円柱壁148の両端は、収縮ポリマーファイバー152と陰極ワイヤ142の間の空間を満たすイオン流体またはゲル154を密閉して円柱キャビティ146を取り囲むようにそれぞれのエンドキャップ144及び150に取り付けられている。プラスチック円柱壁（陽極）148及び陰極ワイヤ142に電圧が加えられると、イオン流体が収縮ポリマーファイバー152内に進入し、これによりそれらの外径が膨張すると共に長さが収縮し、エンドキャップ144と150が互いに近づく。

【0032】

EAP作動関節運動接合部

10

20

30

40

50

図6 - 図13に示されているように、外科用切断／ステープル止め器具200が、細長いシャフト204に形成されたEAP作動関節運動接合部202をエンドエフェクタの基端側に有する。このエンドエフェクタは、細長いシャフト204によって長手方向に伝達される別々の閉止運動及び発射運動に有利に応答する外科用ステープル止め／切断組立体12として例示されている。EAP作動関節運動接合部202は、ステープル止め組立体12に関節運動に所望の臨床的柔軟性を有利に付与する。

【0033】

図6 - 図13に例示されている形態では、EAP作動関節運動接合部202、具体的には可撓性の閉止／回動フレーム関節運動接合部210が、図6に示されているように、可撓性閉止チューブ218によって連結された先端閉止リング216と基端閉止チューブ214を有する可撓性閉止スリーブ組立体212を含む。可撓性閉止チューブ218に形成された長手方向に列を成す左右の垂直スリット220及び222により、曲げる程度にかかわらず上部の長手方向のバンド224の長手方向の閉止運動の伝達を妨げずに、左右に曲がって関節運動することができる。この長手方向の運動を上部の長手方向のバンド224と協働するように、この長手方向のバンド224と対向して可撓性閉止チューブ218（不図示）の底部に沿って同一の長手方向の底部バンドが設けられていることを理解されたい。具体的には、先端閉止リング216の上部が、アンビル22のアンビル閉止構造228に係合する馬蹄開口226を含む。図7に示されているように、アンビル22は、その基端部に横方向に延出した回動ピン230を含む。この回動ピン230は、細長い溝18の基端部近傍に形成された回動開口232（図7及び図8）に回動可能に係合する。従って、これよりもやや先端側のアンビル閉止構造228により、可撓性閉止スリーブ組立体212が先端側に移動するとアンビルが閉止し、基端側に移動するとアンビルが開く。可撓性閉止チューブ218は、長手方向に列を成す左右の垂直スリット220及び222の長さに沿って曲がることのできるため、関節運動する可撓性の閉止／回動フレーム関節接合部210のシングルピボットフレーム組立体234を覆って受容することができる。

【0034】

特に図7 - 図9を参照すると、シングルピボットフレーム組立体234は、先端側に延出した上部及び下部回動タブ238及び240を備えた基端フレームグランド236を含む。上部及び下部回動タブ238及び240はそれぞれ、上部及び下部回動ピンホール242及び244を有する。上部及び下部回動タング246及び248がそれぞれ、先端フレームグランド250から基端側に延出した上部及び下部回動ピンホール252及び254を有し、基端フレームグランド236に回動可能に係合する。具体的には、垂直方向に整合した上部回動ピンホール242及び252と下部回動ピンホール244及び254がそれぞれ、上部及び下部フレーム回動ピン256及び258（図10）によって係合する。

【0035】

図8に示されているように、細長いシャフト16及びステープル止め組立体12によって形成された外科器具200の実施部分260が、基端フレームグランド218、可撓性閉止／回動フレーム関節運動接合部210、及び先端フレームグランド250の発射スロット272内を長手方向に移動してステープル止め組立体12内に至る発射バー270を含む。先端フレームグランド250の上部に形成された先端及び基端矩形開口274及び276がそれらの間に、クリップばね282の上部アーム280を受容するクリップバー278を画定している。クリップばね282の下部先端側に延びたアーム284により、発射運動の際に空または欠落したカートリッジロックアウト部分に対応して発射バー270の上部に沿って隆起した部分286が確実に押し下げられる。

【0036】

特に図8を参照すると、発射バー270の先端側に延出した端部が、ステープルカートリッジ20からアンビル22を離間させ、組織を切断し、そしてステープルカートリッジ20を作動させるためのEビーム288に取り付けられている。このステープルカートリッジ20は、上方に開口したステープル開口294内のステープルドライバ292に位置

10

20

30

40

50

する複数のステープルを保持する成形カートリッジ本体 290 を含む。ウェッジスレッド 296 が、交換可能なステープルカートリッジ 20 の様々な構成要素を保持するカートリッジトレイ 298 の上をスライドする時に E ビーム 288 によって先端側に移動する。ウェッジスレッド 296 は、ステープルドライバ 292 を上方にカム動作させてステープルを押し出し、これによりステープルがアンビル 22 に接触して変形する。この時、E ビーム 288 の切断面 300 がクランプされた組織を切断する。発射動作の際に E ビーム 288 の上部ピン 302 がアンビル 22 に係合し、中間ピン 304 及び下部脚 306 により、細長い溝 18 に形成された長手方向のスロット 308 の上面及び下面がそれぞれ、カートリッジトレイ 298 の対応する長手方向の開口 310 及びカートリッジ本体 290 の後部が開口した垂直スロット 312 に係合することを理解されたい。次いで、発射バー 270 が基端側に引き戻され、これにより E ビーム 288 も引き戻され、アンビル 22 が開いて 2 つのステープルで止められた切断組織部分（不図示）が解放される。

10

【0037】

ステープル止め組立体 12 は、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする 2004 年 9 月 30 日出願のフレデリック E. シェルトン 4 世 (Frederick E. Shelton IV) らによる同時係属中の自己の米国特許出願第 10/955, 042 号（名称「ツープiecesのEビーム発射機構を含む関節運動外科用ステープル止め器具 (ARTICULATING SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A TWO-PIECE E-BEAM FIRING MECHANISM)」）に詳細に開示されている。

【0038】

20

特に図 9 - 図 13 を参照すると、EAP アクチュエータシステム 400 が、ハンドル 14 から受け取る電氣的な関節運動信号（不図示）に応答してシングルピボットフレーム組立体 234 を有利に作動させる。図 7 - 図 13 に例示されている形態では、左右の上部 EAP ファイバーアクチュエータ 402 及び 404 が、上部回転タブ 238 に取り付けられた先端側に延出した上部モーメントアーム 406 の両側に水平に取り付けられている。左右の上部 EAP ファイバーアクチュエータ 402 及び 404 の外側端部が、先端フレームグランド 250 の内径 410 の左右上部の横取付け点 406 及び 408 に取り付けられている。同様に、左右の下部 EAP ファイバーアクチュエータ 412 及び 414 が、下部回転タブ 240 に取り付けられた先端側に延出した下部モーメントアーム 416 の両側に水平方向に取り付けられている。左右の下部 EAP ファイバーアクチュエータ 412 及び 414 の外側端部が、先端フレームグランド 250 の内径 410 の左右下部の横取付け点 418 及び 420 にそれぞれ取り付けられている。取付け点 406、408、418、及び 420 は、図示されているように、図 12 の先端フレームグランド 250 を貫通している。左取付け点 406 及び 418 は、図 9 の先端フレームグランド 250 の外部に示されている。図 13、特に上下の右 EAP ファイバーアクチュエータ 404 及び 414 を参照されたい。一对の EAP アクチュエータが作動すると、上下の右 EAP ファイバーアクチュエータ 404 及び 414 が収縮し、上下のモーメントアーム 406 及び 416 が先端フレームグランド 250 の右側に近づき、これにより上下の EAP ファイバーアクチュエータ 402 及び 412 が伸長し、長手方向に列を成した左側の垂直スリット 220 がつぶれ、長手方向に列を成した右側の垂直スリット 222 が拡張する。

30

40

【0039】

図 14 - 図 18 に示されているように、外科用切断／ステープル止め器具 500 が、ダブルピボット閉止スリーブ組立体 504（図 14 及び図 15）及びシングルピボットフレーム組立体 506（図 15 - 図 18）を含む代替の EAP 作動関節運動接合部 502 を含む。図 14 では、ステープル止め組立体 12 は、アンビル 22 が開いて交換可能なステープルカートリッジ 20 が取り除かれた状態で示されている。従って、ダブルピボット閉止スリーブ組立体 504 は基端位置にあり、先端回転軸がフレーム組立体 506 の回転軸に整合している。閉止スリーブ組立体 504 が先端側に移動してアンビル 22 を閉じると、関節運動フレーム組立体 506 に対して移動するように閉止スリーブ組立体 504 の基端回転軸も回転することを理解されたい。

50

【0040】

特に図15に示されているように、ダブルピボット閉止スリーブ組立体504は、先端側に延出した上下のタング514及び516を有する基端閉止リング512に先端部がキー結合する基端閉止チューブ510を含む。先端閉止チューブ518は、アンビル22のアンビル閉止構造228に係合する馬蹄開口520を含む。先端閉止チューブ518の基端部は、基端側に延出した上下のタング524及び526を有する先端閉止リング522にピンで止められる。上部ダブルピボットリンク528が、上方に延出した先端及び基端回転ピン530及び532を含む。これらの回転ピンがそれぞれ、上部基端側に延出したタング524に形成された上部先端ピンホール534及び上部先端側に延出したタング514の上部基端ピンホール536に係合する。下部ダブルピボットリンク538は、下方に延出した先端及び基端回転ピン540及び542を含み、これらの回転ピンがそれぞれ、基端側に延出した下部タング526の下部先端ピンホール544及び先端側に延出した下部タング516の下部基端ピンホール546に係合する。

10

【0041】

特に図15 - 図18に示されているように、シングルピボットフレーム組立体506は、左右のモーメントアーム556及び558の間に画定された先端側が開口した回転凹部554の基端側の中心に回転ピンホール552を含む。ドッグボーン型リンク560が、基端フレームグランド550の回転ピンホール552に上部に係合する基端ピン562、及び左右のモーメントアーム556と558との間で回転する中心バー564を含む。ドッグボーン型リンク560の先端ピン566が、細長い溝18の基端ガイド574に係合する先端横ガイド572を有する先端フレームグランド570の下部基端孔568内に固着される。

20

【0042】

EAP作動システム580が、選択的に膨張してドッグボーン型リンク560の中心バー564を関節運動させる左右のEAPスタックアクチュエータ582及び584を含む。ドッグボーン型リンク560は、他方のEAPスタックアクチュエータを受動的に圧迫する。図18では、右EAPスタックアクチュエータ584が膨張してドッグボーン型リンク560が回転し、これによりステープル止め組立体12が左側に回転し、左EAPスタックアクチュエータ582が受動的に圧迫される。

【0043】

30

図19に示されているように、外科器具602の更に別の代替のEAP作動関節運動接合部600が、シングルピボットフレーム組立体604を含む。基端フレームグランド606が、先端フレームグランド610から先端側に延出したタング608に回転ピン612に係合している。先端側に延出したタング608は、右側面に凹部を有し、回転ピン612の右側に半涙型プーリー614を画定している。収縮EAPファイバークチュエータ616の先端部が半涙型プーリー614の先端部に取り付けられている。収縮EAPファイバークチュエータ616は、プーリー614の形状に一致し、基端フレームグランド606内に伸びている。収縮EAPファイバークチュエータ616は、たとえ長さ方向の収縮率が低くても、大きく回転するのに十分な長さを有することができる。EAP関節運動接合部600に形成された機構と同様であるが、逆に回転する機構をタング608の左側面に形成することもできることを理解されたい。

40

【0044】

回転関節運動機構に用いる長手方向の関節運動固定機構

図20 - 図27に示されているように、長手方向のEAP作動関節運動ロック700が、外科器具704の回転関節運動接合部702に設けられている。分かり易くするために、シングルピボットフレーム機構706が、先端側に延出した上下の回転タブ710及び712を有する基端フレームグランド708で示されている。これらの回転タブはそれぞれ、エンドエフェクタ720に取り付けられる先端フレームグランド718の基端側に延出した上下のタング714及び716のそれぞれに回転可能に係合する。上部回転タブ710の上部内側孔722が、上部タング714の上部外側孔724の下側に整合し、上部

50

回転ピン726によって互いに回転可能にピンで止められる。下部回転タブ712の下部内側孔728が、下部タング716の下部外側孔730の上に整合し、下部回転ピン732によって互いに回転可能にピンで止められる。上下のモーメントアーム734及び736がそれぞれ、上下の回転タブ710及び712から先端側に延出している。上部モーメントアーム734は、概ね水平な左上部EAPファイバークチュエータ740によって先端フレームグラウンド718に形成された左上部取付け点738に向かって近づくことができる。上部モーメントアーム734はまた、概ね水平な右上部EAPファイバークチュエータ744によって先端フレームグラウンド718に形成された右上部取付け点742に向かって近づくことができる。下部モーメントアーム736は、概ね水平な左下部EAPファイバークチュエータ748によって先端フレームグラウンド718に形成された左下部取付け点746に向かって近づくことができる。下部モーメントアーム736はまた、概ね水平な右下部EAPファイバークチュエータ752によって先端フレームグラウンド718に形成された右下部取付け点750に向かって近づくことができる。

10

【0045】

アンビルピボットに作用するEAPアクチュエータなどの閉止機構（不図示）の動作によってアンビル22を閉止することができる。別法では、発射の運動によりステープル止め及び切断が行われる前にまずアンビルを閉じることができる。更なる別法では、閉止スリーブ組立体または他の長手方向に結合された機構（不図示）によってアンビル22を閉止することができる。

【0046】

20

上部EAP作動関節運動固定機構800が、回転関節運動接合部702の固定を解除して関節運動させることができる。次いで、EAP作動関節運動固定機構800は、リラックスした固定された状態にされ、関節運動の程度が変化する間に電力の放散を必要としない、すなわち構成要素の加熱を必要としない安定した固定状態を提供する。上部固定ボルト組立体802が、長手方向の中心線から垂直方向に離間して上部回転タブ710の基端側の基端フレームグラウンド708に形成された矩形の上部固定凹部804内に示されている。固定部材としての固定ボルト806の固定チップ808が、上部固定凹部804に形成された先端スロット810から延出して、先端フレームグラウンド718の上部回転タング714の基端面に形成された歯車部分814の最も近い歯車の谷812に係合している。固定ボルト806の基端側はクロスプレート816で終わっている。クロスプレート816は、基端側に位置する圧縮ばね818の付勢と、左右の上部EAPスタックアクチュエータ820及び822の付勢により矩形の上部固定凹部804内を長手方向にスライドする。左右のEAPスタックアクチュエータ820及び822は、作動して長手方向に膨張し、圧縮ばね818を圧縮して固定ボルト806を基端側に移動させ、これにより固定チップ808を歯車部分814から係合解除して、関節運動接合部702を回転可能にして再び位置合わせが可能になる。上部固定カバー824により上部固定凹部804を閉止することができる。

30

【0047】

図23に示されているように、更に固定を確実にするために、上部固定機構800と同一の下部EAP作動関節運動固定機構830が下部回転タング716に対して反対側で作用する。同様の固定機構を細長いシャフトの基端部ではなく先端部に設けることができることを理解されたい。更に、ダブルピボット結合が、それぞれのピボットで固定機構を含むことができる。

40

【0048】

使用する場合、関節運動していないエンドエフェクタ720と回転関節運動接合部702（図20 - 図24）を外科部位に挿入する。通常はEAP固定機構800及び830に対するエネルギーの供給を止めると、基端フレームグラウンド708に取り付けられた固定チップ808が先端フレームグラウンド718の歯車部分814に係合し、シングルピボットフレーム組立体706が固定される。所望に応じて、EAPスタックアクチュエータ820及び822にエネルギーを供給して長手方向に伸長させ、EAP関節運動固定機構8

50

00及び830の固定を解除することができる。固定が解除されている間に、上下の右EAPファイバークチュエータ744及び752を収縮させるなどして関節運動接合部702を関節運動させてエンドエフェクタ720を左側に回動させ（図25）、固定チップ808を別の歯車の谷812に合わせ、エネルギー供給の停止でEAP関節運動固定機構800により外科器具704の関節運動の状態が固定される。

【0049】

図28 - 図29に示されているように、シングルピボット関節運動接合部901に用いる代替のEAP関節運動システム900が、上記したEAP関節運動固定機構800と共に用いられる。基端フレームグランド918の上下の回動タブ914及び916のそれぞれの先端側に丸い上部及び下部モーメントアーム910及び912が形成されており、上下の対になった左右EAPファイバークチュエータ902、904、906、及び908が長くなっている。先端フレームグランド922の左上部取付け点920が右上部取付け点924よりもわずかに高い位置にある。左下部取付け点926もまた、右下部取付け点928よりもやや高い位置にある。これは、上下の丸いモーメントアーム910及び912をそれぞれ取り囲む上下の左EAPファイバークチュエータ902及び906が、上下の右EAPファイバークチュエータ904及び908よりも高いためである（図29）。従って、所望の性能を得るために、モーメントアーム910及び912の長さ及び形状と共に長寸EAPファイバークチュエータ902 - 908を選択することができる。

10

【0050】

図30 - 図33に示されているように、シングルピボット関節運動接合部1001に用いる別の代替のEAP関節運動システム1000が、上記したEAP関節運動固定機構800と共に用いられる。関節運動を行うEAPファイバークチュエータの代わりに、上下の対になった左右EAPスタックアクチュエータ1002、1004、1006、及び1008がそれぞれ対向し、上下の長手方向のトラック1010及び1012を横方向に移動させる。先端側に延出した上部モーメントアーム1014が、基端フレームグランド1018の上部回動タブ1016に取り付けられている。上部モーメントアーム1014の先端部における上部の内側に向いたチップピン1020が、上部の長手方向トラック1010に長手方向にスライド可能に係合し、これにより先端フレームグランド1022によって横方向に拘束された上部の左右EAPスタックアクチュエータ1002及び1004の異なる収縮及び膨張に応答する。先端側に延出した下部モーメントアーム1024が、基端フレームグランド1018の下部回動タブ1026に取り付けられている。上部モーメントアーム1024の先端部における下部の内側に向いたチップピン1030が、下部の長手方向トラック1012に長手方向にスライド可能に係合し、これにより先端フレームグランド1022によって横方向に拘束された下部の左右EAPスタックアクチュエータ1006及び1008の異なった収縮及び膨張に応答する。

20

30

【0051】

図30及び図31に示されているように、EAP関節運動固定機構800が作動して、関節運動のために固定チップ808が歯車部分814から係合解除される。図32及び図33に示されているように、上下の左EAPスタックアクチュエータ1002及び1006にエネルギーが供給されて膨張し、これにより上下の長手方向トラック1010及び1012が横方向右側に移動し、上下の右EAPスタックアクチュエータ1004及び1008が圧縮され、上下の内側に向いたチップピン1020及び1030による力に応答して先端フレームグランド1022が移動する（例示されている関節運動では左側に曲がる）。

40

【0052】

EAP作動フレックスネック関節運動接合部を備えた外科器具

図34に示されているように、外科器具1200が、EAP作動関節運動接合部1202を有利に含む。このEAP作動関節運動接合部1202は、ハンドル1208からエンドエフェクタ1210に閉止運動と発射運動を別々に伝達する細長いシャフト1206の

50

関節運動フレーム組立体1204と一体である。エンドエフェクタ1210は、ステーブル止め組立体1212として示され、交換可能なステーブルカートリッジ1218を保持する細長い溝1216に対して回動可能に取り付けられた閉止可能なアンビル1214を有する。ハンドル1208は、ピストルグリップ1222に向かって基端側に引いてアンビル1214を閉止することができる閉止トリガー1220を含む。閉止スリーブ組立体1223または他の閉止手段（例えば、EAP作動アンビル及び長手方向に内部を移動する部材など）（不図示）がアンビル閉止構造1224に作用して、アンビル1214を開閉できることを理解されたい。アンビルが閉じて組織をクランプしたら、より先端側の発射トリガー1226をピストルグリップ1222に向かって引いて発射部材1228を発射し、発射部材1228を細長いシャフト1206を長手方向先端側に移動させ、組織の切断及び切断した端部のステーブル止めを行うことができる。発射トリガー1226を解放したら、閉止トリガー1220を僅かに押すと同時に閉止解除ボタン1230を押して、クランプ構成要素を解放し、閉止トリガー1220を解放してアンビル1214を開け、ステーブル止めされた切断組織を解放することができる。回動ノブ1232により、細長いシャフト1206の長軸を中心に選択的に回動させることができる。

10

【0053】

関節運動フレーム組立体1204は、基端側がハンドル1208に回動可能に取り付けられ、そして先端側が関節運動フレームグラウンド1242に取り付けられた基端フレームグラウンド1240を含む。関節運動フレームグラウンド1242は、エンドエフェクタ1210を支持する先端フレームグラウンド1244に取り付けられている。ハンドル1208の関節運動制御部1246により、関節運動フレームグラウンド1242の関節運動の選択を有利に行うことができる。具体的には、図35に示されているように関節運動制御部1246によって左側への関節運動が選択されると、関節運動フレームグラウンド1242に対して適切な電気信号が送信される。関節運動制御部1246が、関節運動フレームグラウンド1242のための関節運動固定の手動及び／または自動の係合解除を有利に含むことができることを理解されたい。

20

【0054】

図36 - 図39に示されているように、関節運動フレームグラウンド1242は、左右のEAPプレートアクチュエータ1302及び1304を用いたEAP作動システム1300を含む。EAPプレートアクチュエータ1302及び1304は、概ね円柱状の弾性フレーム本体1310のそれぞれの横側の左右の矩形アクチュエータ凹部1306及び1308（図38及び図39）を通過している。矩形ナイフスロット1312が、発射部材1228の先端部分である発射バー1314を案内するために、左右の矩形アクチュエータ凹部1306と1308との間に整合して弾性フレーム本体1310に形成されている。

30

【0055】

弾性フレーム本体1310の連続した上部及び下部長手方向バンド1320（図36及び図37）が、関節運動フレームグラウンド1242が真直または曲がっている時の発射バー1314の長手方向の移動距離を維持する。弾性フレーム本体1310は、その長軸方向に沿って著しく圧縮されない均一な材料から有利に形成されている。長手方向に整合した左右の複数の垂直凹部1322及び1324がそれぞれ、左右のEAPアクチュエータ凹部1306及び1308に交差している。それぞれの垂直凹部1322及び1324は、弾性フレーム本体1310の上部から底部まで貫通している矩形貫通孔1326を含む。この矩形貫通孔1326は、矩形ナイフスロット1312と左右の矩形アクチュエータ凹部1306及び1308の対応する一方との両方に対して横方向にずれて平行に位置する。矩形貫通孔1326はそれぞれ、細い横ギャップ1328に横方向に連通している。近接する垂直凹部1322及び1324は、それらの間に細い内部壁1332及び厚い湾曲した外側スライス1334を有するリブ1330を画定している。細い内部壁1332により、連続した上部及び下部長手方向バンド1320を横方向に曲げることができる。外側スライス1334はそれぞれ、EAPプレートアクチュエータ1302及び1304の対応する一方を支持し、EAPプレートアクチュエータ1302及び1304の一方ま

40

50

たは両方が作動して選択した方向に曲がって細い横ギャップ 1 3 2 8 が完全につぶれる前に、その方向で達成できる関節運動の程度を制限する。例えば、図 3 7 では、左 E A P プレートアクチュエータ 1 3 0 2 が作動して左側に曲がり、右 E A P プレートアクチュエータ 1 3 0 4 がこれに対応して伸長している。左右の E A P プレートアクチュエータ 1 3 0 2 及び 1 3 0 4 を電氣的に作動させて交互に収縮及び膨張させ、左右の矩形アクチュエータ凹部 1 3 0 6 及び 1 3 0 8 内でそれぞれを引張るまたは押すことができることを理解されたい。

【0056】

図 3 8 及び図 3 9 に示されているように、関節運動フレームグランド 1 2 4 2 は、左側または右側に関節運動した状態の弾性フレーム本体 1 3 1 0 を選択的に保持する E A P 関節運動固定機構 1 3 5 0 を有利に含む。そのため、左固定通路 1 3 5 2 が、矩形貫通孔 1 3 2 6 の最も左側の外側部分に近接して、その左側の複数の矩形貫通孔 1 3 2 6 を貫通するように形成されており、これにより左側のリッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 4 をその通路内に配置することができる。同様に、右固定通路 1 3 5 6 が、右側の複数の矩形貫通孔 1 3 2 6 の最も右側の外側部分に近接してそれらの貫通孔 1 3 2 6 を貫通するように形成されており、これにより右側のリッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 8 をその通路内に配置することができる。複数の垂直固定リッジ 1 3 6 2 が、左右両方のリッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 4 及び 1 3 5 8 のそれぞれの最も外側の面 1 3 6 0 に沿って形成されており、リブ 1 3 3 0 の形状と協働して所望の関節運動の程度で固定するように長手方向に離間し、それに適した大きさを有する。具体的には、可撓性フレームグランド 1 2 4 2 が、リッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 4 及び 1 3 5 8 のそれぞれの反対側に向かって関節運動すると、図 3 8 に示されているように左側に関節運動した場合は、右側のリブ 1 3 3 0 が互いに離れる方向に弧状になる。リブ 1 3 3 0 が固定に十分な距離離間すると、（すなわち、垂直固定リッジ 1 3 6 2 の長手方向の幅よりも広く離間すると）、右リッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 8 が外側に向かって付勢され、そのリッジ 1 3 6 2 が、近接するリブ 1 3 3 0 の厚い湾曲した外側スライス 1 3 3 4 間に進入する。右リッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 8 が作動して収縮すると、右リッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 8 の固定が解除される。図 3 9 に示されているように、矩形ナイフスロット 1 3 1 2 の上方及び下方をそれぞれ横方向に通る上下のガイドピン 1 3 7 0 及び 1 3 7 2 が横方向の整合を維持する。

【0057】

図 4 0 では、関節運動フレームグランド 1 2 4 2 は、左右の複数の E A P リブスプレッダープレートアクチュエータ 1 4 0 2 を用いる E A P 動作システム 1 4 0 0 を含む。E A P リブスプレッダープレートアクチュエータ 1 4 0 2 はそれぞれ、弾性フレーム本体 1 4 0 8 の対になって対向した先端側及び基端側が開口した矩形凹部の間に位置する。対になって対向した先端側及び基端側が開口した矩形アクチュエータ凹部 1 4 0 4 及び 1 4 0 6 はそれぞれ、横方向に画定されたリブ 1 4 1 0 の近接した対（基端側／先端側）に形成されている。それぞれのリブ 1 4 1 0 は、その高さに沿って横方向外側に開口した垂直スロット 1 4 1 2 を含み、それよりも内側に形成された広い矩形貫通孔 1 4 1 4 が外側に細くなって外側垂直スロット 1 4 1 6 を成している。従って、それぞれのリブ 1 4 1 0 は、上部と下部の長手方向連続バンド 1 4 2 0 を連結する薄い内壁 1 4 1 8 を含む。矩形ナイフスロット 1 4 2 2 が、長手方向の中心線に沿って横方向に形成されている。上記したように、左右のリッジ付き E A P 固定ストリップ 1 3 5 4 及び 1 3 5 8 が、関節運動フレームグランド 1 2 4 2 の膨張した側で拡張した湾曲形状に有利に広がって固定し、横方向ガイドピン 1 3 7 0 によって長手方向の整合が維持される。

【0058】

図 4 1 及び図 4 2 では、関節運動フレームグランド 1 2 4 2 は、弾性フレーム本体 1 5 0 2 の中に別の代替の E A P 作動システム 1 5 0 0 を含む。E A P 作動システム 1 5 0 0 は、対応する左右の複数の横方向のリブ 1 5 1 0 を通過する左右の垂直スタック 1 5 0 6 及び 1 5 0 8 に配置され長手方向に整合した E A P ファイバーアクチュエータ 1 5 0 4 を

含む。リブ1510はそれぞれ、上下の連続した長手方向バンド1514を横方向に曲げ易いようにこれらのバンド1514を連結する薄い内側垂直壁1512を有する。それぞれのリブ1510は、厚い外側スライス1516まで横方向に延びている。この厚い外側スライス1516は、その方向の関節運動を制限する寸法を有している。それぞれの厚い外側スライス1516は、EAPファイバークチュエータ1504を通すことができるように垂直方向に整合した長手方向貫通孔1518を含む。先端及び基端横カバー1520及び1522が、EAPファイバークチュエータ1504のそれぞれの端部を覆うべくリブ1510に長手方向に隣接して位置されている。横方向の中心に位置するナイフスロット1524が、発射バー1314のために弾性フレーム本体1502に形成されている。EAPファイバークチュエータ1504の選択した垂直スタック1506または1508を収縮させると、その方向に関節運動し、作動していない垂直スタック1506または1508はその収縮に応答して受動的に伸長する。

10

【0059】

回動関節運動機構用の横方向関節運動固定機構

図43 - 図45に示されているように、横方向EAP作動関節運動ロック1700が、外科器具1704の回動関節運動接合部1702に設けられている。分かり易くするために、シングルピボットフレーム組立体1706が、先端側に延出した上部回動タブ1710及び下部回動タブ1712を有する基端フレームグランド1708を備えるとして示されている。上部回動タブ1710及び下部回動タブ1712はそれぞれ、エンドエフェクタ（図43 - 図45には不図示）に取り付けられた先端フレームグランド1718の基端側に延出した上部タング1714及び下部タング1716に回動可能に係合している。上部回動タブ1710の上部内側孔1722が、上部タング1714の上部外側孔1724の下に整合し、これらの孔は上部回動ピン1726によって互いに回動可能にピン止めされている。下部回動タブ1712の下部内側孔1728が、下部タング1716の下部外側孔1730の上に整合し、これらの孔1728及び1712は下部回動ピン1732によって互いに回動可能にピン止めされている。上部及び下部モーメントアーム1734及び1736がそれぞれ、上部及び下部回動タブ1710及び1712から先端側に延出し、図20 - 図27を用いて説明したようにEAPファイバークチュエータ（不図示）によって横方向に付勢される。

20

【0060】

上部EAP作動関節運動固定機構1800が、回動関節運動接合部1702を有利に固定解除して関節運動を可能にする。次いで、EAP作動関節運動固定機構1800は、リラックスした固定された状態にされ、関節運動の程度が変化する間に電力の放散を必要としない、すなわち構成要素の加熱を必要としない安定した固定状態が得られる。基端フレームグランド1708に形成された矩形上部固定凹部1804内に示されている上部固定フック組立体1802が、長手方向の中心線から垂直方向に離間し、上部回動タブ1710よりも基端側に位置する。EAP固定フックラッチ1806が、矩形上部固定凹部1804の基端部に連通した、基端フレームグランド1708に形成された上部水平スロット1807内の基端部から延出している。上部垂直ピンが、基端フレームグランド1708を通過して、上部水平スロット1807内に上部EAP固定フックラッチ1806の基端部が保持されている。上部EAP固定フックラッチ1806は、図44に破線で1806aとして示されているように先端部が上方外側に曲がって、内側を向いた固定チップ1808が丸い固定プレート1814の最も近い外周部の貫通孔1812から引き上げられるように構成されたEAPプレートアクチュエータから成る。丸い固定プレート1814は、上部固定凹部1804の先端部分の下側で回動する先端フレームグランド1718の上部回動タング1714の基端面に形成されている。上部固定カバー1824で上部固定凹部1804を閉止する。

30

40

【0061】

更に固定を確実にするために、図43及び図44に示されているように、上部固定機構1800と同一の下部EAP作動関節運動固定機構1830が反対側で下部回動タング1

50

716に作用する。同様の固定機構を基端部ではなくシャフトの先端部分に設けることもできることを理解されたい。更に、ダブルピボット結合も、各ピボットの固定に用いることができる。

【0062】

使用する場合、先端フレーム部分718及び回動関節運動接合部1702（図43及び図44）をカニューレを介して外科部位まで挿入する。EAP固定機構1800及び1830へのエネルギーの供給が停止した状態では通常、基端フレームグランド1708に取り付けられた固定チップ1808が、先端フレームグランド1718の中心貫通孔1812に係合し、シングルピボットフレーム組立体1706が固定されている。所望に応じて、EAP固定フックラッチ1806にエネルギーを供給して、EAP固定フックラッチ1806を固定凹部1804内で外側に曲げ、EAP関節運動固定機構1800及び1830を固定解除することができる。固定解除された状態で、機械的リンク機構またはEAPアクチュエータを作動させるなどして関節運動接合部1702を関節運動させることができる。所望の角度に関節運動したら、EAP関節運動固定機構1800及び1830へのエネルギー供給を停止して固定することができる。

10

【0063】

複数の実施形態を用いて本発明を例示し、例示的な実施形態をかなり詳細に説明したが、出願者は、このような詳細に添付の特許請求の範囲が限定されることを意図するものではない。当業者であれば、別の利点及び改良に容易に想到するであろう。

【0064】

20

本発明の実施態様は以下の通りである。

（1）外科器具であって、

エンドエフェクタと、

関節運動制御部、及び関節運動固定信号を生成するように機能的に構成された関節運動固定制御回路を含むハンドル部分と、

細長いシャフトと、

関節運動機構と、を含み、前記関節運動機構が、

前記細長いシャフトに取り付けられ、その細長いシャフトを介して前記関節運動固定信号に電氣的に接続された基端フレーム部分と、

前記エンドエフェクタに取り付けられ、前記基端フレーム部分に回動可能に結合された先端フレーム部分と、

30

前記ハンドル部分の前記関節運動制御部に応答し、前記基端フレーム部分と前記先端フレーム部分の間に結合され、これらの間で関節運動するように機能的に構成された関節運動アクチュエータと、

前記基端フレーム部分と前記先端フレーム部分との間に係合して前記エンドエフェクタの関節運動の状態を維持する電気式関節運動固定機構と、を含む、外科器具。

（2）前記関節運動制御部が、関節運動電気信号を生成するように機能的に構成された回路を含み、

前記関節運動アクチュエータが、前記関節運動電気信号に応答する電気アクチュエータを含む、実施態様（1）に記載の外科器具。

40

（3）前記電気式関節運動固定機構が電気活性ポリマーアクチュエータを含む、実施態様（1）に記載の外科器具。

（4）前記関節運動機構の前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分が回動可能に取り付けられて回動関節運動接合部が形成されている、実施態様（1）に記載の外科器具。

（5）前記電気式関節運動固定機構が、

前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分の選択された一方に取り付けられ、エネルギーの供給が停止されると前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分の他方に向かって延出して係合するように付勢される固定部材と、

作動されると前記固定部材に対する付勢に打ち勝って前記関節運動接合部の固定を解除

50

するように機能的に構成及び配置された電気活性ポリマーアクチュエータとを含む、実施態様（４）に記載の外科器具。

【００６５】

（６）前記電気式関節運動固定機構が、長手方向に移動する固定ボルトをさらに含み、この固定ボルトが、弾性部材によって長手方向に付勢されており、前記電気活性ポリマーアクチュエータが作動すると反対側の長手方向に付勢される、実施態様（５）に記載の外科器具。

（７）前記電気式関節運動機構が、エネルギーが供給されると固定解除の位置に曲がるように機能的に構成及び配置された横方向に移動する電気活性ポリマーラッチをさらに含む、実施態様（５）に記載の外科器具。

（８）前記細長いシャフトが、フレーム組立体及び閉止スリーブ組立体を含み、前記関節運動接合部により、前記エンドエフェクタの下側ジョーが前記フレーム組立体の先端部に回動可能に取り付けられており、

前記ハンドル部分が、閉止運動を長手方向に前記閉止スリーブ組立体に対して結合させるように機能的に構成されており、

前記閉止スリーブ組立体のマルチピボット接合部が前記関節運動接合部を覆い、そのマルチピボット接合部の先端側が上側ジョーを回動させるためにその上側ジョーに係合している、実施態様（４）に記載の外科器具。

（９）前記関節運動制御部が、関節運動電気信号を生成するように機能的に構成された回路を含み、

前記関節運動アクチュエータが、前記関節運動電気信号に応答する電気アクチュエータを含む、実施態様（４）に記載の外科器具。

（１０）前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分の選択された一方が、前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分の他方にピンで止められたモーメントアームを有しており、

前記電気アクチュエータが、関節運動を行うために、前記モーメントアームと前記他方のフレーム部分との間に互いに反対側を向いて結合された一对の電気活性ポリマーアクチュエータを含む、実施態様（９）に記載の外科器具。

【００６６】

（１１）前記関節運動機構が、前記先端フレーム部分と前記基端フレーム部分を連結する上部バンド及び下部バンド、並びに、複数の左垂直リブ及び複数の右垂直リブを有する可撓性関節運動接合部をさらに含み、

前記各リブが、前記上部バンドと前記下部バンドとの間のそれぞれの側面に連結されており、

前記複数の左垂直リブ及び前記複数の右垂直リブのそれぞれが固定凹部を含み、

前記電気式関節運動固定機構が、前記左固定凹部及び前記右固定凹部に配置された左固定バンド及び右固定バンドを含み、

前記各固定バンドが、対応する前記左右の固定凹部に配置され、近接するリブ及び前記固定バンドの両方が長手方向に膨張してリブの間隔が広がった状態に維持されている時に、長手方向の長さが変化して複数の固定突出部を長手方向に整合させて前記近接するリブの間に挿入するように機能的に構成されている、実施態様（１）に記載の外科器具。

（１２）前記関節運動制御部が、関節運動電気信号を生成するように機能的に構成された回路を含み、

前記関節運動アクチュエータが、前記関節運動電気信号に応答して前記近接するリブの間隔を変更するように前記近接するリブの間に連結された電気活性ポリマーアクチュエータを含む、実施態様（１１）に記載の外科器具。

（１３）前記左右の電気活性ポリマーアクチュエータのそれぞれが、エネルギーが供給された時に少なくとも１つの横方向に曲がるように機能的に構成されたプレートアクチュエータを含む、実施態様（１２）に記載の外科器具。

（１４）前記左右の電気活性ポリマーアクチュエータのそれぞれが、作動した時に長手

10

20

30

40

50

方向に収縮するように機能的に構成された少なくとも1つの電気活性ポリマーファイバーアクチュエータを含み、

前記左右の電気活性ポリマーファイバーアクチュエータの先端部及び基端部がそれぞれ、前記関節運動接合部の先端部及び基端部に取り付けられている、実施態様(12)に記載の外科器具。

(15) 複数の左電気活性ポリマースタックアクチュエータ及び複数の右電気活性ポリマースタックアクチュエータをさらに含み、前記左スタックアクチュエータのそれぞれが、前記複数の左垂直リブの近接したリブの間に位置し、前記右スタックアクチュエータのそれぞれが、前記複数の右垂直リブの近接したリブの間に位置する、実施態様(12)に記載の外科器具。

10

【0067】

(16) 外科器具であって、

フレーム組立体を含む細長いシャフトと、

エンドエフェクタと、

前記フレーム組立体に形成された回動関節運動接合部であって、前記フレーム組立体が、前記エンドエフェクタに取り付けられた先端フレーム部分及びその先端フレーム部分に回動可能に取り付けられた基端フレーム部分を含む、前記回動関節運動接合部と、

前記細長いシャフトの基端部に取り付けられ、作動電気信号及び固定解除電気信号を選択的に前記細長いシャフトに伝達するように機能的に構成されたハンドル部分と、

前記回動関節運動接合部内に配置され、前記作動電気信号に応答して前記基端フレーム部分に対して前記先端フレーム部分を関節運動させる電気活性ポリマー関節運動アクチュエータと、

20

前記回動関節運動接合部に連結され、前記固定解除電気信号に応答して関節運動の間に前記関節運動接合部の固定を解除する電気活性ポリマー固定解除アクチュエータと、を含む、外科器具。

(17) 前記エンドエフェクタが、細長い溝、その細長い溝に係合したステープルカートリッジ、及び、そのステープルカートリッジにステープル形成面を提供する前記細長い溝に回動可能に取り付けられたアンビルを有するステープル止め組立体を含み、

前記細長いシャフトが、前記ステープル止め組立体と共に移動して前記アンビルと前記ステープルカートリッジとの間にクランプされた組織を切断すると共に前記ステープルカートリッジによるステープル止めを作動させる発射バーをさらに含む、実施態様(16)に記載の外科器具。

30

(18) 関節運動固定機構をさらに含み、この関節運動固定機構が、

前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分の選択された一方に取り付けられ、前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分の他方に向かって延出して係合するように付勢された長手方向に移動する固定部材と、

作動されると前記長手方向に移動する固定部材に対する付勢に打ち勝って前記関節運動接合部を固定解除するように機能的に構成及び配置された電気活性ポリマー固定解除アクチュエータとを有する、実施態様(16)に記載の外科器具。

(19) 前記関節運動固定機構が、前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分の他方に歯車部分をさらに含み、

40

前記長手方向に移動する固定部材が、

前記基端フレーム部分及び前記先端フレーム部分の選択された一方の凹部内に拘束された基端クロスバー部分を有する固定ボルトと、

前記固定バーが前記歯車部分に係合するように前記クロスバー部分を付勢する前記凹部内に配置されたばねと、

前記固定解除電気信号によって作動された場合に前記ばね付勢に対して前記クロスバーを引張るように配置された収縮EAPアクチュエータ、及び、前記固定解除電気信号によって作動された場合に前記ばねの付勢に対して前記クロスバーを押すように配置された膨張EAPアクチュエータの選択された一方を含む、前記凹部内に配置された前記電気活性

50

ポリマー固定解除アクチュエータと、を含む、実施態様（１８）に記載の外科器具。

（２０）外科器具であって、

フレーム組立体を含む細長いシャフトと、

エンドエフェクタと、

前記フレーム組立体に形成された可撓性関節運動接合部であって、前記フレーム組立体は、前記エンドエフェクタに取り付けられた先端フレーム部分、その先端フレーム部分に回動可能に取り付けられた基端フレーム部分、前記先端フレーム部分と前記基端フレーム部分とを連結する上部バンド及び下部バンドを備える可撓性関節運動接合部、並びに、複数の左垂直リブ及び複数の右垂直リブを含み、前記各リブが前記上部バンドと前記下部バンドの間のそれぞれの側面に連結され、前記複数の左垂直リブ及び前記複数の右垂直リブのそれぞれが固定凹部を含む、前記可撓性関節運動接合部と、

10

前記細長いシャフトの基端部に取り付けられ、固定解除電気信号を選択的に前記細長いシャフトに伝達するように機能的に構成されたハンドル部分と、

左固定バンド及び右固定バンドを含む電気活性ポリマー関節運動固定機構であって、前記各固定バンドが、対応する前記左右の固定凹部に配置され、近接するリブ及び前記固定バンドの両方が長手方向に膨張してリブの間隔が広がった状態に維持されている時に、長手方向の長さが変化して複数の固定突出部を長手方向に整合させて前記近接するリブの間に挿入するように機能的に構成されている、前記電気活性ポリマー関節運動固定機構と、を含む、外科器具。

【００６８】

20

（２１）前記ハンドル部分が、前記細長いシャフトに対する関節運動電気信号を生成するようにさらに機能的に構成されており、

前記可撓性関節運動接合部が、前記関節運動電気信号に応答して前記基端フレーム部分に対して前記先端フレーム部分を関節運動させる、前記可撓性関節運動接合部内に配置された電気活性ポリマー関節運動アクチュエータをさらに含む、実施態様（２０）に記載の外科器具。

（２２）前記電気活性ポリマー関節運動アクチュエータが、

エネルギーが供給されると少なくとも１つの横方向に曲がるように機能的に構成された電気活性ポリマープレートアクチュエータと、

作動されると長手方向に収縮するように機能的に構成された電気活性ポリマーファイバーアクチュエータであって、その左右の電気活性ポリマーファイバーアクチュエータの先端部及び基端部のそれぞれが、前記関節運動接合部の前記先端フレーム部分及び前記基端フレーム部分に取り付けられた、前記電気活性ポリマーファイバーアクチュエータと、

30

それぞれが前記複数の左垂直リブの近接したリブの間に配置された複数の左電気活性ポリマースタックアクチュエータ及びそれぞれが前記複数の右垂直リブの近接したリブの間に配置された複数の右電気活性ポリマースタックアクチュエータと、から成る群から選択される１つをさらに含む、実施態様（２１）に記載の外科器具。

【図面の簡単な説明】

【００６９】

【図１】開いて関節運動していない状態の外科用ステープル止め及び切断用の内視鏡外科用ステープル器具の後方からの斜視図である。

40

【図２】ラミネート電気活性ポリマー（ＥＡＰ）複合材の斜視図である。

【図３】図２の接着された複数のラミネートＥＡＰ複合材からなるスタックから形成されたＥＡＰプレートアクチュエータの斜視図である。

【図４】収縮するＥＡＰファイバーアクチュエータの長手方向の軸に沿って破断した斜視図である。

【図５】図４の収縮するＥＡＰファイバーアクチュエータの線５－５に沿って見た断面の正面図である。

【図６】可撓性閉止スリーブ組立体、回動フレーム組立体、及び閉じたステープル止め組立体を備えた図１の外科器具に用いるＥＡＰ作動関節運動接合部の右前方からの斜視図で

50

ある。

【図 7】可撓性閉止スリーブ組立体が取り除かれ、シングルピボットフレーム組立体が部分的に分解された図 6 の閉止したステープル止め組立体及び E A P 作動関節運動接合部の右前方からの斜視図である。

【図 8】図 6 のステープル止め組立体及び E A P 作動関節運動接合部の右前方からの分解斜視図である。

【図 9】図 7 の E A P ファイバーアクチュエータを含む分解されたシングルピボットフレーム組立体の詳細図である。

【図 10】一対の E A P ファイバーアクチュエータを示す、E A P 作動関節運動接合部の回動軸を縦断する図 6 の線 10 - 10 に沿って見た右側断面図である。

10

【図 11】下部モーメントアーム及び下部 E A P ファイバーアクチュエータを示す E A P 作動関節運動接合部の長手方向の軸を縦断する図 6 の線 11 - 11 に沿って見た断面の平面図である。

【図 12】横方向 E A P ファイバーアクチュエータに沿った図 10 の線 12 - 12 に沿って見た断面の正面図である。

【図 13】上下の右 E A P ファイバーアクチュエータが収縮してステープル止め組立体が左側に関節運動した状態を示す図 11 の E A P 作動関節運動接合部の平面図である。

【図 14】エンドエフェクタのアンビルを開いた状態の、基端位置にダブルピボット閉止スリーブを含む別の代替の E A P 作動関節運動接合部の右前方からの斜視図である。

【図 15】ダブルピボット閉止スリーブ組立体及びシングルピボットフレーム組立体を含む図 14 の別の代替の E A P 作動関節運動接合部の右前方からの組立分解図である。

20

【図 16】発射構成要素が配置された状態の図 14 の線 16 - 16 に沿って見た代替の E A P 作動関節運動接合部の右側断面図である。

【図 17】図 14 の線 17 - 17 に沿って見た関節運動していない状態の別の E A P 作動関節運動接合部の平面図である。

【図 18】図 14 の線 17 - 17 に沿って見た左側に関節運動した状態の別の E A P 作動関節運動接合部の平面図である。

【図 19】収縮 E A P ファイバーアクチュエータが別の代替の E A P 作動関節運動接合部を真直にする位置にあるやや関節運動した状態の別の代替の E A P 作動関節運動接合部を示す図である。

30

【図 20】通常は固定されるように付勢されている E A P 関節運動固定機構を有利に含むシングルピボット関節運動接合部の右前方からの部分組立分解斜視図である。

【図 21】シングルピボット関節運動接合部の基端フレームグランドにおける E A P 関節運動固定機構の基端部分の右前方からの詳細な斜視図である。

【図 22】図 20 のシングルピボット関節運動接合部の平面図である。

【図 23】図 22 の長手方向の中心線 23 - 23 に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の右側断面図である。

【図 24】関節運動していない状態の E A P 関節運動固定機構によって固定された上部回動タングの歯車部分を示す図 23 の線 24 - 24 に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の断面の平面図である。

40

【図 25】E A P 関節運動固定機構が作動して固定されていない状態のエンドエフェクタが左側に部分的に関節運動した基端フレームグランドの下部回動タブを示す図 23 の中心線 25 - 25 に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の断面の平面図である。

【図 26】接合部を関節運動させる E A P ファイバーアクチュエータの取付け部を示す図 24 の線 26 - 26 に沿って見たシングルピボット関節運動機構の先端フレームグランドの断面の正面図である。

【図 27】E A P 作動固定機構の固定ピン及び E A P スタックアクチュエータを示す図 24 の線 27 - 27 に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の基端フレームグランドの断面の正面図である。

【図 28】E A P 関節運動固定機構と組み合わせた丸いモーメントアームに作動する長寸

50

E A Pファイバーアクチュエータを有利に備えたシングルピボット関節運動接合部の基端フレームグラントの上部回動タブと先端フレームグラントの上部回動タンクとの接触面に沿って見た断面の平面図である。

【図29】先端側からのモーメントアーム及びそこに連結された長寸E A Pファイバーアクチュエータを詳細に示すE A P関節運動固定機構及び基端フレームグラントを全体的に横断する断面の正面図である。

【図30】関節運動の準備として作動した通常は固定されているE A P関節運動固定機構と共に用いる関節運動させるための上部回動タブの先端側に取り付けられたモーメントアームに用いられる膨張E A Pスタックアクチュエータを例示する基端フレームグラントの上部回動タブの上面に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の断面の平面図である。

10

【図31】モーメントアームから上部及び下部の先端ピンを通り、E A Pスタックアクチュエータを横断する図30のシングルピボット関節運動接合部の断面の正面図である。

【図32】先端フレームグラントが左側に関節運動した後であって、関節運動の固定を行うためにE A P関節運動固定機構へのエネルギー供給を停止する前の基端フレームグラントの上部回動タブの上面に沿って見た図30のシングルピボット関節運動接合部の断面の平面図である。

【図33】モーメントアームから上部及び下部の先端ピンを通り左側が膨張し右側が圧縮されたE A Pスタックアクチュエータを横断する図31のシングルピボット関節運動接合部の断面の正面図である。

20

【図34】可撓性関節運動フレームグラントを関節運動させるE A P作動関節運動機構を示す閉止スリーブ組立体が破断した外科器具の右側面図である。

【図35】左側に関節運動した図34の外科器具の平面図である。

【図36】E A Pプレートアクチュエータ及び固定ストリップを含む図34の関節運動フレームグラントの右前方からの斜視図である。

【図37】破線で示されている固定されていない作動した状態及び固定されてリラックスした状態の左E A P固定ストリップを示す、左側に関節運動した状態の図34の関節運動フレームグラントの平面図である。

【図38】E A Pプレートアクチュエータ及びE A P固定ストリップを縦断する左側に関節運動した状態の図34の関節運動フレームグラントの断面の平面図である。

30

【図39】図37の線39 - 39に沿って見た横ガイドピンを横断する関節運動フレームグラントの断面の正面図である。

【図40】複数のE A Pリブスプレッダーアクチュエータを縦断する代替の関節運動フレームグラントの断面の平面図である。

【図41】複数のE A Pファイバーアクチュエータを有する更に別の代替の関節運動フレームグラントの右方向からの部分組立分解斜視図である。

【図42】図41の線42 - 42に沿って見た別の代替の関節運動フレームグラントの断面の正面図である。

【図43】図1の外科器具に用いる横方向のE A P関節運動固定機構を備えた代替のシングルピボット関節運動接合部の平面図である。

40

【図44】図43の長手方向の中心線44 - 44に沿って見た代替のピボット関節運動接合部の側断面図である。

【図45】図44の横断線45 - 45に沿って見た代替のピボット関節運動接合部の断面の正面図である。

【符号の説明】

【0070】

- 10 外科用切断／ステープル止め器具
- 12 ステープル止め組立体
- 14 ハンドル
- 16 シャフト

50

1 8	ステーブル溝	
2 0	ステーブルカートリッジ	
2 2	アンビル	
3 0	回動ノブ	
3 2	関節運動接合部	
3 4	関節運動制御スイッチ	
3 6	E A Pアクチュエータ	
3 8	電源	
4 0	閉止トリガー	
4 2	ピストルグリップ	10
4 4	発射トリガー	
4 6	引き戻しレバー	
4 8	閉止解除ボタン	
1 0 0	ラミネート E A P 複合材	
1 0 2	プレート陽極層	
1 0 4	E A P 層	
1 0 6	イオンセル層	
1 0 8	プレート陰極層	
1 1 0	接着層	
1 2 0	E A P プレートアクチュエータ	20
1 4 0	収縮 E A P ファイバーアクチュエータ	
1 4 2	プラチナ陰極ワイヤ	
1 4 4、1 5 0	エンドキャップ	
1 4 6	円柱キャビティ	
1 4 8	プラスチック円柱壁	
1 5 2	収縮ポリマーファイバー	
2 0 0	外科用切断／ステーブル止め器具	
2 0 2	E A P 作動関節運動接合部	
2 0 4	シャフト	
2 1 0	関節運動接合部	30
2 1 4	基端閉止チューブ	
2 1 6	先端閉止リング	
2 1 8	可撓性閉止チューブ	
2 2 0、2 2 2	垂直スリット	
2 2 4	長手方向バンド	
2 2 6	馬蹄開口	
2 2 8	アンビル閉止構造	
2 3 0	回動ピン	
2 3 4	シングルピボットフレーム組立体	
2 3 8	上部回動タブ	40
2 4 0	下部回動タブ	
2 4 2、2 5 2	上部回動ピンホール	
2 4 4、2 5 4	下部回動ピンホール	
2 4 6	上部回動タング	
2 4 8	下部回動タング	
2 5 0	先端フレームグランド	
2 5 6	上部フレーム回動ピン	
2 5 8	下部フレーム回動ピン	
2 7 0	発射バー	
2 7 2	発射スロット	50

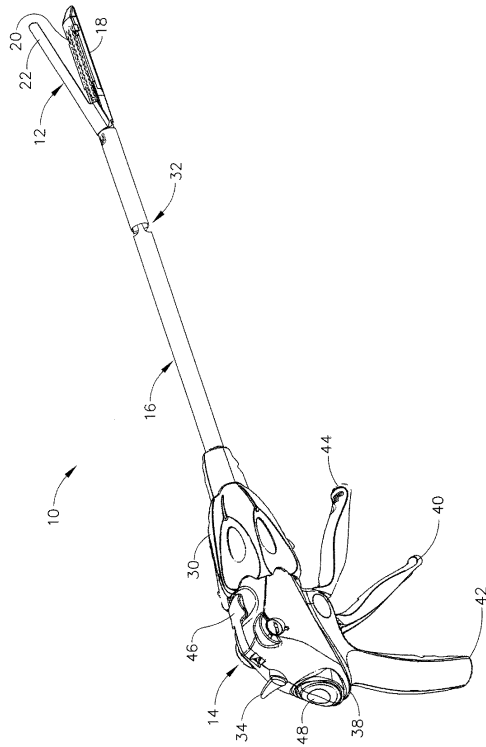
274	矩形開口	
278	クリップバー	
280	上部アーム	
282	クリップばね	
284	アーム	
286	隆起部分	
288	Eビーム	
292	ステーブルドライバ	
296	ウェッジスレッド	
298	カートリッジトレイ	10
300	切断面	
302	上部ピン	
304	中間ピン	
306	上部脚	
308	長手方向スロット	
310	長手方向開口	
312	垂直スロット	
400	EAPアクチュエータシステム	
402、404	EAPファイバーアクチュエータ	
406	上部モーメントアーム	20
416	下部モーメントアーム	
504	ダブルピボット閉止スリーブ組立体	
506	シングルピボットフレーム組立体	
514	上部タング	
516	下部タング	
518	先端閉止チューブ	
522	先端閉止リング	
528	上部ダブルピボットリンク	
530	先端回転ピン	
532	基端回転ピン	30
534	上部先端ピンホール	
536	上部基端ピンホール	
538	下部ダブルピボットリンク	
540	先端回転ピン	
542	基端回転ピン	
544	下部先端ピンホール	
550	基端フレームグラウンド	
552	回転ピンホール	
554	回転凹部	
556、558	モーメントアーム	40
560	ドッグボーン型リンク	
562	基端ピン	
566	先端ピン	
570	先端フレームグラウンド	
572	先端横ガイド	
574	基端ガイド	
580	EAP作動システム	
582、584	EAPスタックアクチュエータ	
600	EAP作動関節運動接合部	
602	外科器具	50

6 0 4	シングルピボットフレーム組立体	
6 0 6	基端フレームグラント	
6 0 8	タンク	
6 1 0	先端フレームグラント	
6 1 2	回動ピン	
6 1 4	半涙型プーリー	
6 1 6	収縮 E A P ファイバーアクチュエータ	
7 0 0	E A P 作動関節運動ロック	
7 0 2	回動関節運動接合部	
7 0 4	外科器具	10
7 0 6	シングルピボットフレーム機構	
7 0 8	基端フレームグラント	
7 1 0	上部回動タブ	
7 1 2	下部回動タブ	
7 1 4	上部タンク	
7 1 6	下部タンク	
7 2 0	エンドエフェクタ	
7 2 2	上部内側孔	
7 2 4	上部外側孔	
7 2 6	上部回動ピン	20
7 2 8	下部内側孔	
7 3 0	下部外側孔	
7 3 2	下部回動ピン	
7 3 4	上部モーメントアーム	
7 3 6	下部モーメントアーム	
7 4 0 7 4 4	上部 E A P ファイバーアクチュエータ	
7 4 8、7 5 2	下部 E A P ファイバーアクチュエータ	
8 0 0	上部 E A P 作動関節運動固定機構	
8 0 2	上部固定ボルト組立体	
8 0 4	上部固定凹部	30
8 0 8	固定先端	
8 1 0	先端スロット	
8 1 2	歯車の谷	
8 1 4	歯車部分	
8 1 6	クロスプレート	
8 1 8	圧縮ばね	
8 2 0、8 2 2	E A P スタックアクチュエータ	
8 2 4	上部固定カバー	
8 3 0	下部 E A P 作動関節運動固定機構	
9 0 0	E A P 関節運動システム	40
9 0 1	シングルピボット関節運動接合部	
9 0 2、9 0 4	上部 E A P ファイバーアクチュエータ	
9 0 6、9 0 8	下部 E A P ファイバーアクチュエータ	
9 1 0	上部モーメントアーム	
9 1 2	下部モーメントアーム	
9 1 4	上部回動タブ	
9 1 6	下部回動タブ	
9 1 8	基端フレームグラント	
9 2 0	左上部取付け点	
9 2 4	右上部取付け点	50

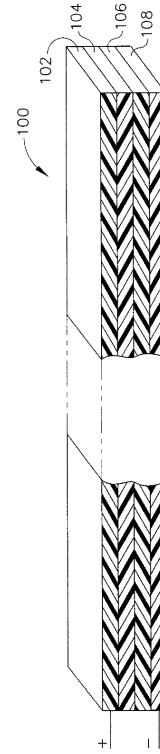
9 2 6	左下部取付け点	
9 2 8	右下部取付け点	
1 0 0 0	E A P 関節運動システム	
1 0 0 1	シングルピボット関節運動接合部	
1 0 0 2、1 0 0 4	上部 E A P スタックアクチュエータ	
1 0 0 6、1 0 0 8	下部 E A P スタックアクチュエータ	
1 0 1 4	上部モーメントアーム	
1 0 1 6	上部回転タブ	
1 0 2 0、1 0 3 0	チップピン	
1 0 2 2	先端フレームグラウンド	10
1 0 2 4	下部モーメントアーム	
1 0 2 6	下部回転タブ	
1 2 0 0	外科器具	
1 2 0 2	E A P 作動関節運動接合部	
1 2 0 4	関節運動フレーム組立体	
1 2 0 6	シャフト	
1 2 0 8	ハンドル	
1 2 1 0	エンドエフェクタ	
1 2 1 2	ステーブル止め組立体	
1 2 1 4	アンビル	20
1 2 2 0	閉止トリガー	
1 2 2 2	ピストルグリップ	
1 2 2 6	発射トリガー	
1 2 2 8	発射部材	
1 2 3 0	閉止解除ボタン	
1 2 3 2	回転ノブ	
1 2 4 0	基端フレームグラウンド	
1 2 4 2	関節運動フレームグラウンド	
1 2 4 4	先端フレームグラウンド	
1 3 0 0	E A P 作動システム	30
1 3 0 2、1 3 0 4	E A P プレートアクチュエータ	
1 3 0 6、1 3 0 8	矩形アクチュエータ凹部	
1 3 1 0	弾性フレーム本体	
1 3 1 2	矩形ナイフスロット	
1 3 1 4	発射バー	
1 3 2 0	長手方向バンド	
1 3 2 2、1 3 2 4	垂直凹部	
1 3 2 6	矩形貫通孔	
1 3 2 8	横ギャップ	
1 3 3 0	リブ	40
1 3 3 2	内部壁	
1 3 3 4	外側スライス	
1 3 5 0	E A P 関節運動固定機構	
1 3 5 4、1 3 5 8	E A P 固定ストリップ	
1 3 6 2	垂直固定リッジ	
1 3 7 0	上部ガイドピン	
1 3 7 2	下部ガイドピン	
1 4 0 0	E A P 動作システム	
1 4 0 2	E A P リブスプレッダープレートアクチュエータ	
1 4 0 4	先端側に開口した矩形アクチュエータ凹部	50

1 4 0 6	基端側に開口した矩形アクチュエータ凹部	
1 4 1 0	リブ	
1 4 1 2	垂直スロット	
1 4 1 4	矩形貫通孔	
1 4 1 6	外側垂直スロット	
1 5 0 0	E A P 動作システム	
1 5 0 2	弾性フレーム本体	
1 5 0 4	E A P ファイバーアクチュエータ	
1 5 0 6、1 5 0 8	垂直スタック	
1 5 1 0	リブ	10
1 5 1 2	内側垂直壁	
1 5 1 4	長手方向バンド	
1 5 1 6	外側スライス	
1 5 1 8	長手方向貫通孔	
1 5 2 0	先端横カバー	
1 5 2 2	基端横カバー	
1 5 2 4	ナイフスロット	
1 7 0 0	横方向 E A P 作動関節運動ロック	
1 7 0 2	回動関節運動接合部	
1 7 0 4	外科器具	20
1 7 0 6	シングルピボットフレーム組立体	
1 7 0 8	基端フレームグラウンド	
1 7 1 0	上部回動タブ	
1 7 1 2	下部回動タブ	
1 7 1 4	上部タング	
1 7 1 6	下部タング	
1 7 2 2	上部内側孔	
1 7 2 4	上部外側孔	
1 7 2 6	上部回動ピン	
1 7 2 8	下部内側孔	30
1 7 3 0	下部外側孔	
1 7 3 2	下部回動ピン	
1 7 3 4	上部モーメントアーム	
1 7 3 6	下部モーメントアーム	
1 8 0 0、1 8 3 0	上部 E A P 作動関節運動固定機構	
1 8 0 2	上部固定フック組立体	
1 8 0 4	矩形上部固定凹部	
1 8 0 6	上部 E A P 固定フックラッチ	
1 8 0 8	固定チップ	
1 8 1 4	固定プレート	40
1 8 2 4	上部固定カバー	

【図 1】



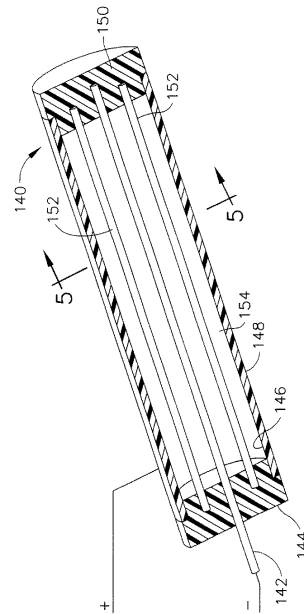
【図 2】



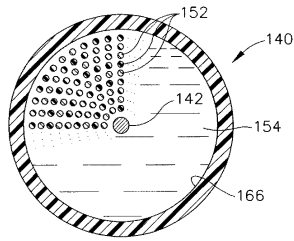
【図 3】



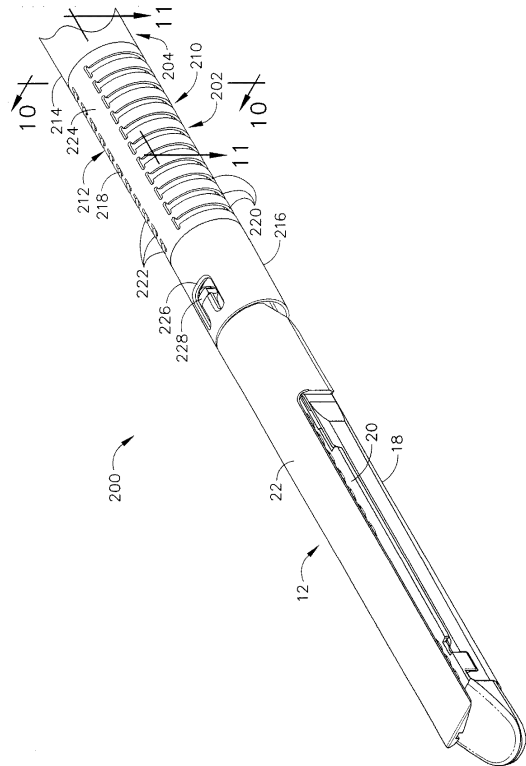
【図 4】



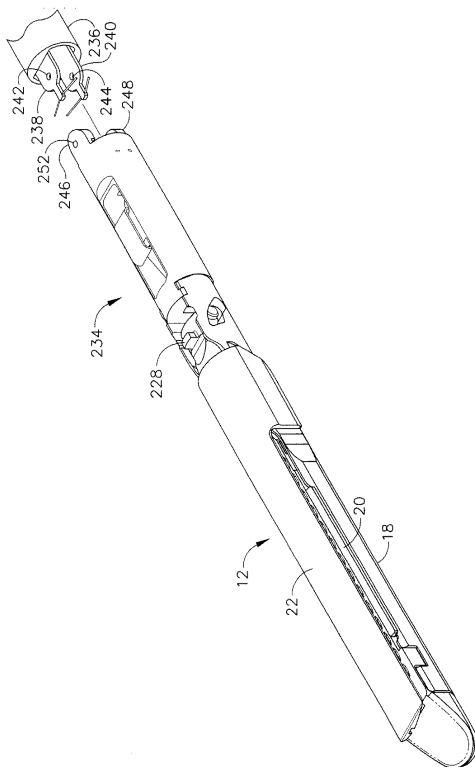
【図 5】



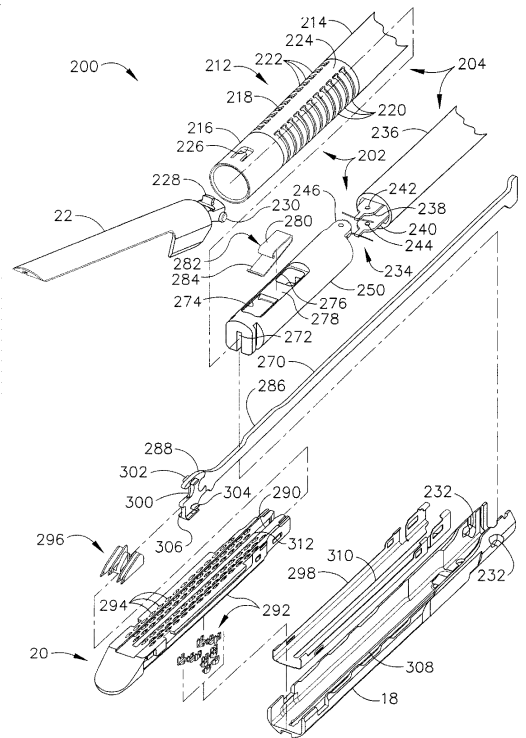
【図 6】



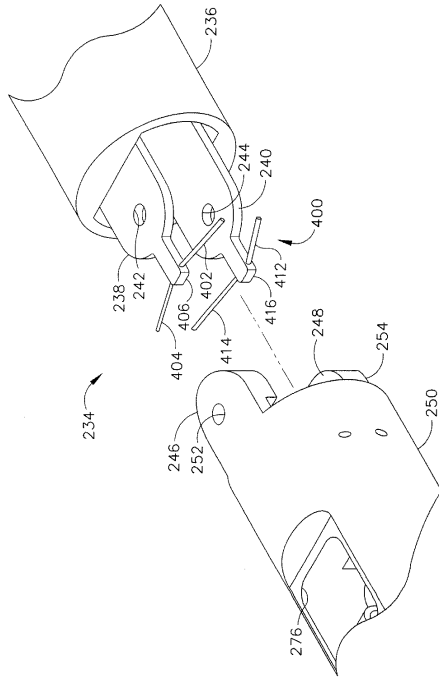
【図 7】



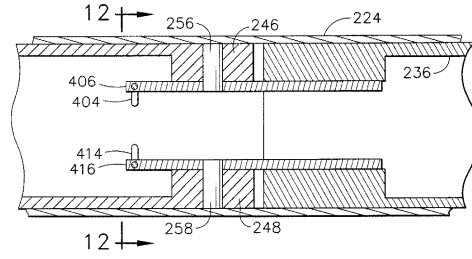
【図 8】



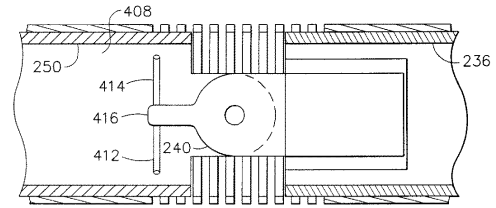
【図 9】



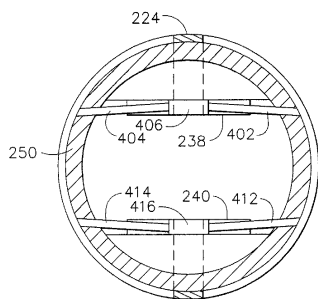
【図 10】



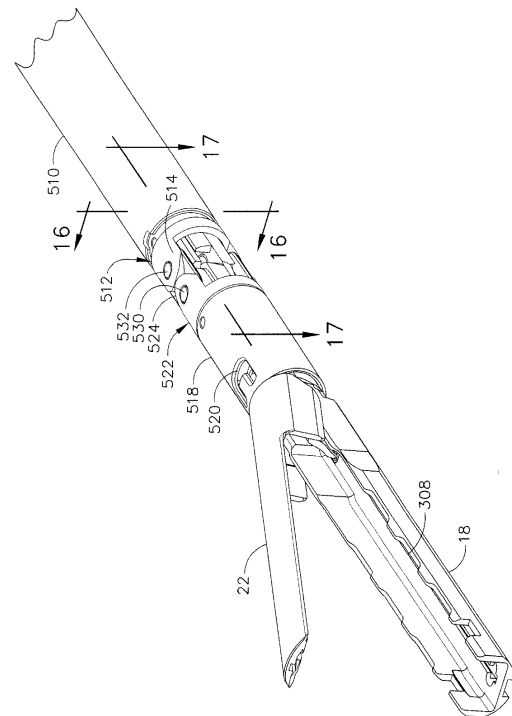
【図 11】



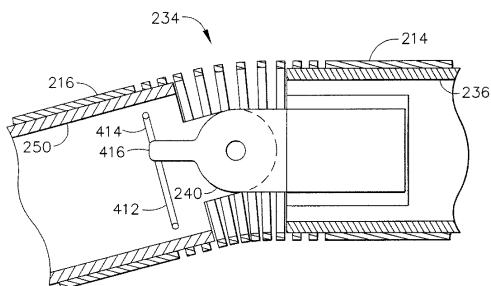
【図 12】



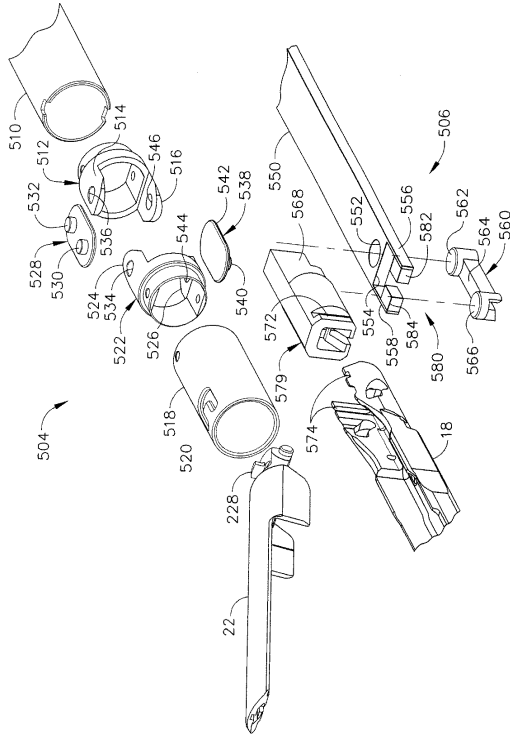
【図 14】



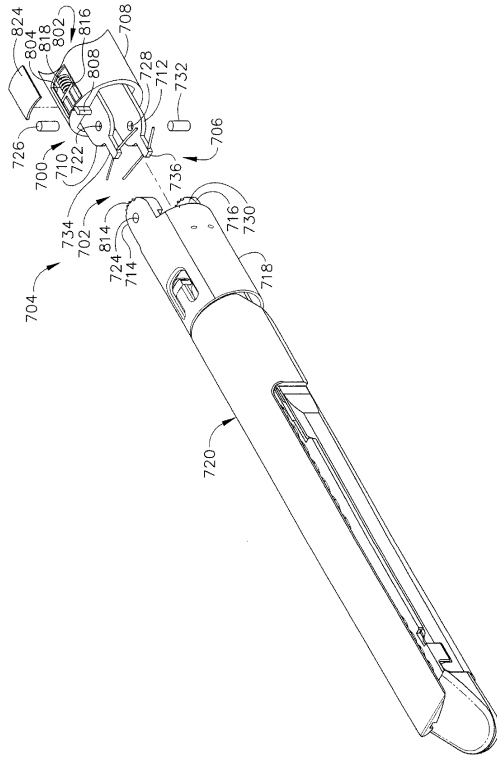
【図 13】



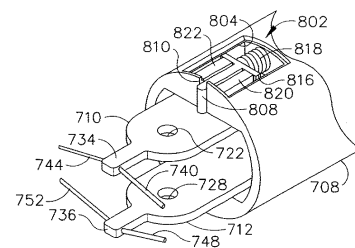
【図 15】



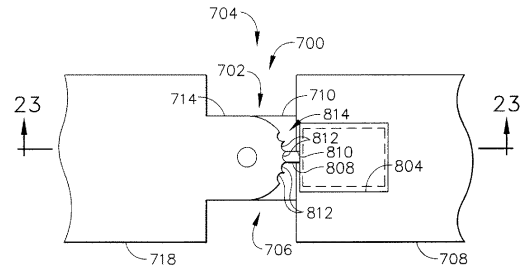
【図 20】



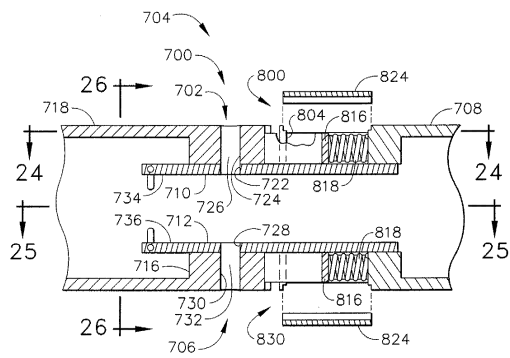
【図 21】



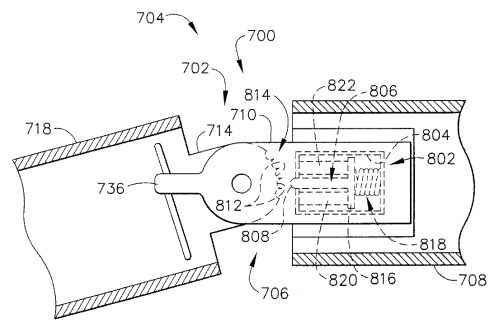
【図 22】



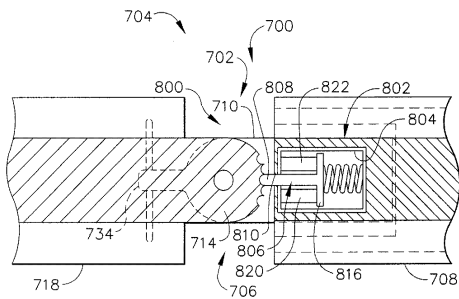
【図 23】



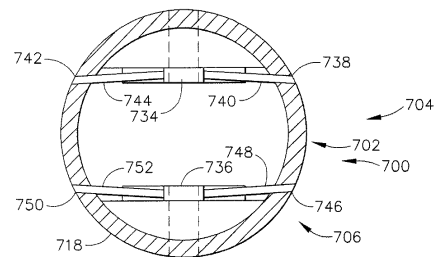
【図 25】



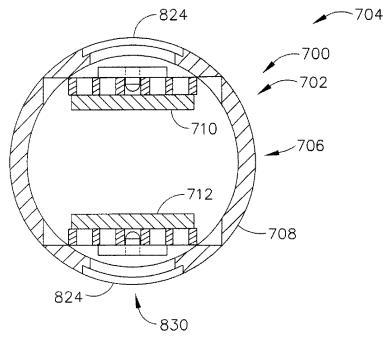
【図 24】



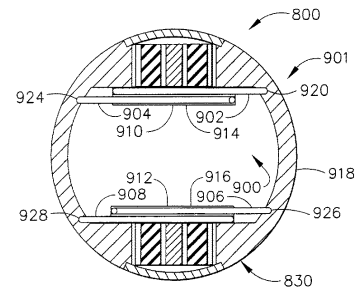
【図 26】



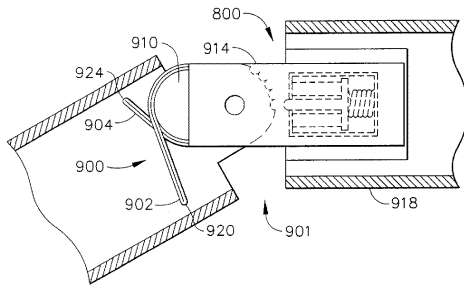
【図 27】



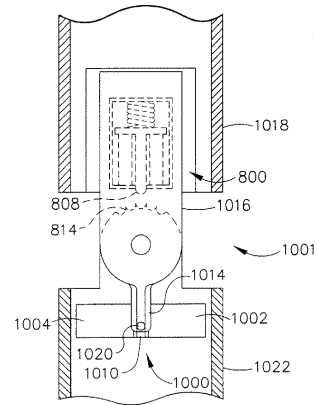
【図 29】



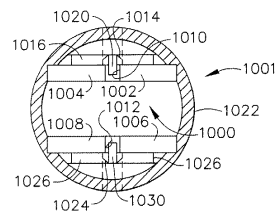
【図 28】



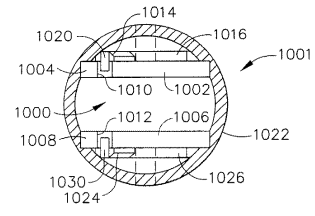
【図 30】



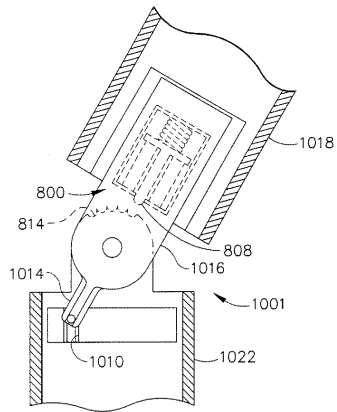
【図 31】



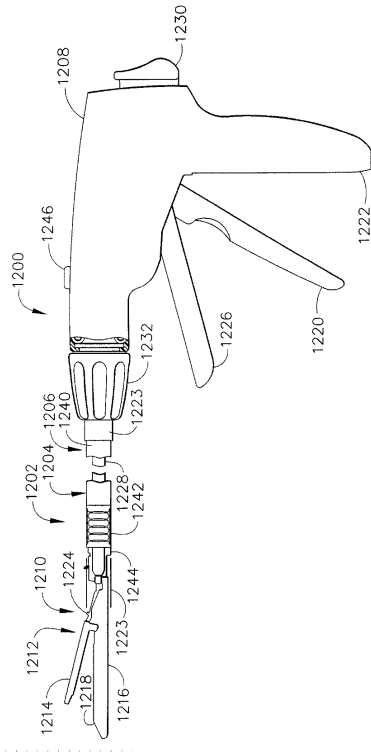
【図 33】



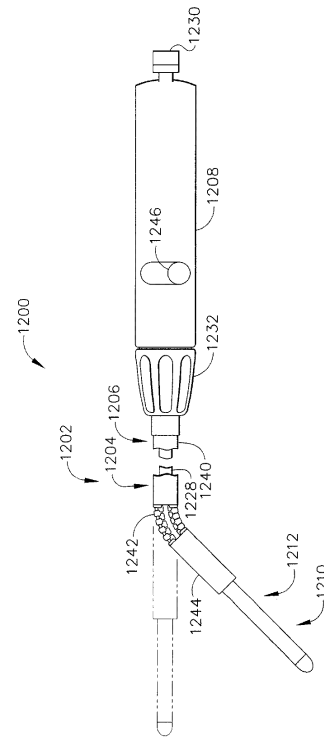
【図 32】



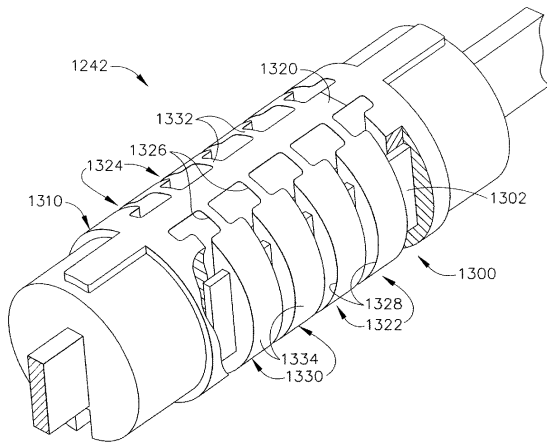
【図 3 4】



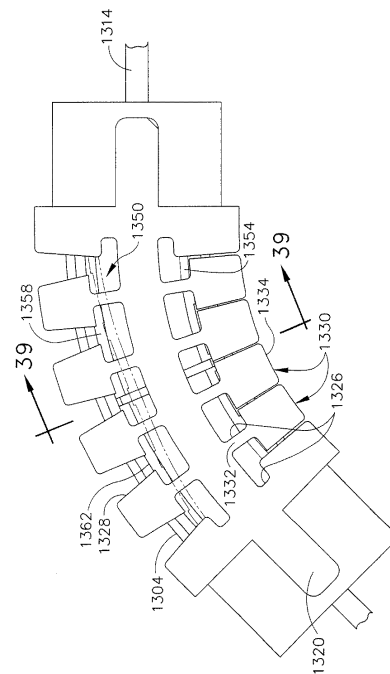
【図 3 5】



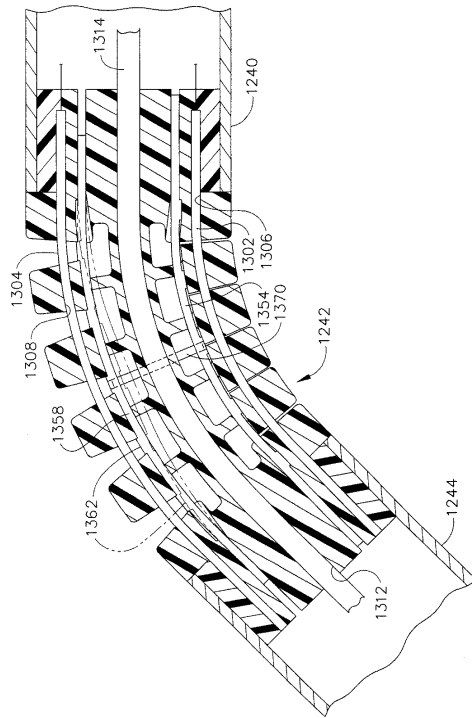
【図 3 6】



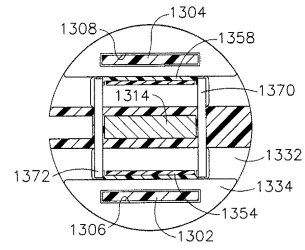
【図 3 7】



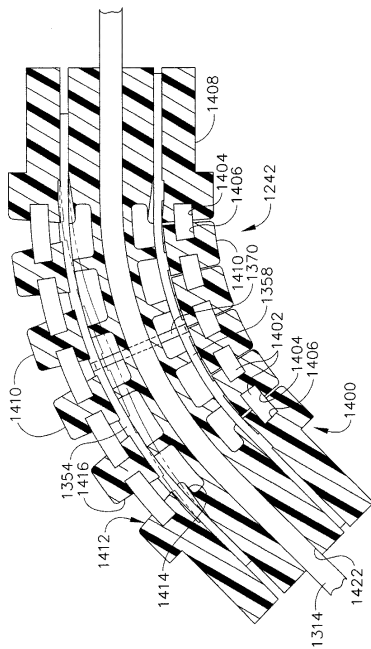
【図 38】



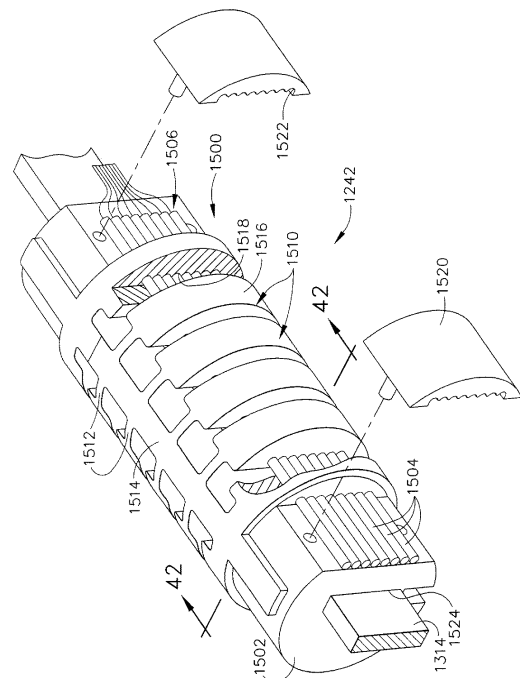
【図 39】



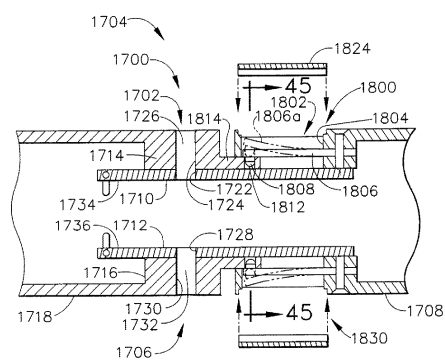
【図 40】



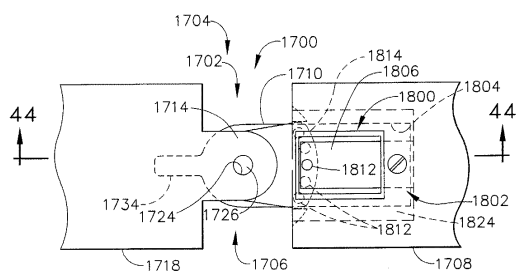
【図 41】



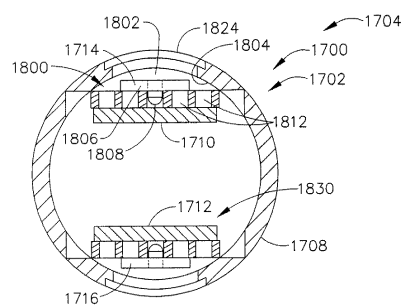
【図 4 4】



【图 4 3】



【図 4 5】



フロントページの続き

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 特開平08-336540 (JP, A)
特開2004-162035 (JP, A)
国際公開第04/030554 (WO, A1)
米国特許出願公開第2004/0054322 (US, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 17/28
A 61 B 17/072
A 61 B 17/32
A 61 B 18/00
A 61 B 18/12

专利名称(译)	手术器械包括电动关节锁定机构		
公开(公告)号	JP5073184B2	公开(公告)日	2012-11-14
申请号	JP2005216963	申请日	2005-07-27
[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	フレドリックイーシェルトンザフォース		
发明人	フレドリックイーシェルトンザフォース		
IPC分类号	A61B17/28 A61B17/32 A61B17/072 A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B17/00234 A61B17/29 A61B2017/00398 A61B2017/00871 A61B2017/2904 A61B2017/2927		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/32.330 A61B17/10.310 A61B17/36.330 A61B17/39 A61B17/072 A61B17/28 A61B17/29 A61B17/32.510 A61B17/36.350 A61B18/12 A61B18/20 A61M25/00		
F-TERM分类号	4C026/AA01 4C026/BB10 4C026/FF21 4C060/CC09 4C060/CC23 4C060/FF19 4C060/FF23 4C060/GG22 4C060/GG28 4C060/JJ12 4C060/KK06 4C060/MM24 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/DD13 4C160/DD23 4C160/FF19 4C160/GG24 4C160/GG29 4C160/GG32 4C160/JJ12 4C160/KK06 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15 4C160/NN23 4C167/AA32 4C167/AA56 4C167/BB02 4C167/BB03 4C167/BB04 4C167/BB07 4C167/BB39 4C167/BB40 4C167/BB42 4C167/BB45 4C167/BB46 4C167/BB47 4C167/CC04 4C167/DD10 4C167/GG50 4C167/HH14 4C167/HH17		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	60/591694 2004-07-28 US 11/092053 2005-03-29 US		
其他公开文献	JP2006051347A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种关节运动手术器械，其中使操作元件进入轴所需的直径很小并且包括能够在通过操作元件之后保持关节运动角度的关节运动机构。解决方案：特别适合于内窥镜使用的外科器械由布置关节运动机构构成，该关节运动机构在细长轴16中结合有电致动聚合物（EAP）关节运动锁定机构致动器，用于端部执行器的关节运动。因此，用于铰接的附加选项变得可行，在迄今为止必须保持热量和功率消散的位置必须保持特别是主动供电的铰接运动的情况下，可以不耗散热量和功率。或者，机械致动的铰接机构可以设计成具有降低的强度，因此可以减小尺寸，因为EAP铰接锁定机构有助于防止在铰接之后驱动后向定向运动。EAP铰接锁定机构的版本锁定枢转铰接接头，而其他类型锁定柔性颈部铰接接头32

