

(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2006-51347
(P2006-51347A)

(43) 公開日 平成18年2月23日 (2006.2.23)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	4 C 0 2 6
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/072 (2006.01)	A 6 1 B 17/10 3 1 0	4 C 1 6 7
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	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L 外国語出願 (全 38 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2005-216963 (P2005-216963)	(71) 出願人 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
(31) 優先権主張番号 60/591,694	Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(32) 優先日 平成16年7月28日 (2004.7.28)	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
(33) 優先権主張国 米国 (US)	(74) 代理人 100066474
(31) 優先権主張番号 11/092,053	弁理士 田澤 博昭
(32) 優先日 平成17年3月29日 (2005.3.29)	(74) 代理人 100088605
(33) 優先権主張国 米国 (US)	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

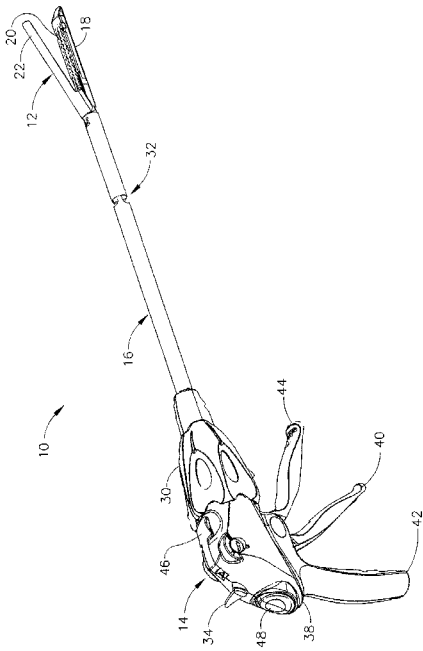
(54) 【発明の名称】 電気的に作動する関節運動固定機構を含む外科器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】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を維持できる関節運動機構を含む関節運動外科器具を提供する。

【解決手段】エンドエフェクタの関節運動のために電気作動ポリマー (EAP) 関節運動固定機構アクチュエータを含む関節運動機構を細長いシャフト16に設けた内視鏡用に特に適した外科器具。関節運動における他の選択肢が可能となり、特に、能動的に電力が供給される関節運動において従来熱や電力を放散していた位置を維持する必要がある場合に、熱や電力を放散しないようにすることが可能である。又、関節運動した後の逆方向の運動の防止にEAP関節運動固定機構が役立つため、機械作動式関節運動機構の強度を小さくし、大きさが小さいデザインが可能となる。例えば、EAP関節運動固定機構が、回動関節運動接合部を固定し、他の機構が可撓性ネック関節運動接合部32を固定する。

【選択図】図1



【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、を含む、外科器具。

10

【請求項 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、請求項 1 に記載の外科器具。

20

【請求項 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、請求項 1 に記
載の外科器具。

【請求項 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、請求項 1 に記載の外科器具。

【請求項 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
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、請求
項 4 に記載の外科器具。

30

【請求項 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、請求項 5 に記載の外科器具。

40

【請求項 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み、請
求項 5 に記載の外科器具。

【請求項 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、

50

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、請求項 4 に記載の外科器具。

【請求項 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、請求項 4 に記載の外科器具。

【請求項 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、請求項 9 に記載の外科器具。

【請求項 11】

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、

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。

【請求項 12】

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、

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。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【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】

外科用ステーブル止め / 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、ステーブル止めと切断）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。 10

【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動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動運動を利用して関節運動を伝達する。 20

【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ブル止め / 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、及び回動など）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。 30

【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。 40

【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。 50

【 0 0 1 3 】

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動関節運動接合部を含む。回動関節運動接合部の一侧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。

【 0 0 1 4 】

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のできる。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が変化して、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。

10

【 0 0 1 5 】

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 6 】

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。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

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。

【 0 0 1 8 】

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ブル止め組立体 12 のエンドエフェクタを先端部に有する外科用切断 / ステーブル止め器具 10 として外科器具が示されている。ステーブル止め組立体 12 は、交換可能なステーブルカートリッジ 20 を受容するためのステーブル溝 18 を有する。ステーブル止め及び切断のためにステーブルカートリッジ 20 に対して組織をクランプするアンビル 22 が、ステーブル溝 18 に回動可能に取り付けられている。ステーブル止め組立体 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。

30

【 0 0 1 9 】

ステーブル止め組立体 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ブル止め組立体 12 を回動させる。弧状にステーブル組立体 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、ステーブル止め組立体 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、ステーブル止め組立体 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。

40

【 0 0 2 0 】

50

組織がステーブル止め組立体 1 2 の中に配置されたら、外科医は、ピストルグリップ 4 2 に向かって閉止トリガー 4 0 を基端側に引いてアンビル 2 2 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 4 4 を握って、これを基端側に引いてステーブル止め組立体 1 2 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 列のステーブルをステーブル止めすると同時にその間の組織を切断する。

【 0 0 2 1 】

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 4 6 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 4 0 をピストルグリップ 4 2 に向かって後ろ側に少し引き、閉止解除ボタン 4 8 を押し、次いで閉止トリガー 4 0 を解放し、切断された組織の 2 つのステーブル止めされた端部をステーブル止め組立体 1 2 から解放して、ステーブル止め組立体 1 2 のクランプを解除して開くことができる。

10

【 0 0 2 2 】

外科器具 1 0 の長手方向の軸が、ハンドル 1 4 の上部に垂直方向に整合したステーブル止め組立体 1 2 のアンビル 2 2 に平行に位置し、トリガー 4 0 及び 4 4 がハンドル 1 4 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 1 0 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 1 0 に対して用いられる。更に、ハンドル 1 4 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 1 2 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。

20

【 0 0 2 3 】

ハンドル

図 1 に示されているステーブル止め組立体 1 2 では、2 つの異なった運動をシャフト 1 6 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、ステーブル止めし、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 1 4 に取り付けられ、回転ノブ 3 0 と共に回転できるよう結合されている。図 1 の外科用ステーブル止め / 切断器具 1 0 に用いられるマルチストロークハンドル 1 4 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 1 0 / 6 7 4 , 0 2 6 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ブル止め器具（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 2 0 0 5 年 2 月 7 日出願の米国特許出願第 1 1 / 0 5 2 , 6 3 2 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ブル止め器具（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。

30

40

【 0 0 2 4 】

マルチストロークハンドル 1 4 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 1 0 / 4 4 1 , 6 3 2 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ブル止め器具（SU

50

RGICAL 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。

【 0 0 2 5 】

電気活性ポリマー

電気活性ポリマー (E A P s) 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 1 V ~ 4 k V の範囲である。電圧が加えられると、ある種の E A P s は収縮し、別の E A P s は膨張する。E A P s 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。

10

【 0 0 2 6 】

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 3 0 μ m ~ 5 0 μ m 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 E A P ヤーンと呼ばれることが多い。このタイプの E A P 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 E A P 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 , 6 6 7 , 8 2 5 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、P A N I O N (商標) ファイバーとして販売されている。

20

【 0 0 2 7 】

他方のタイプのラミネート構造は、一層の E A P 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) E A P 材料は、例えば、S R I 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 E A P 材料はまた、日本の E A M E X が販売しており、薄膜 E A P と呼ばれている。

30

【 0 0 2 8 】

E A P s 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 E A P 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。

【 0 0 2 9 】

40

E A P 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。E A P の機械的構造により、E A P アクチュエータ及びその運動性が決まる。E A P 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、E A P のストランドが収縮する。このような E A P アクチュエータの構造はファイバー E A P 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 2 0 % ~ 3 0 % の伸び率を有する。

50

【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ブ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

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の長さに沿って曲げることができるため、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】

10

20

30

40

50

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転タブ 238 及び 240 を備えた基端フレームグランド 236 を含む。上部及び下部回転タブ 238 及び 240 はそれぞれ、上部及び下部回転ピンホール 242 及び 244 を有する。上部及び下部回転タング 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転ピンホール 252 及び 254 を有し、基端フレームグランド 236 に回転可能に係合する。具体的には、垂直方向に整合した上部回転ピンホール 242 及び 252 と下部回転ピンホール 244 及び 254 がそれぞれ、上部及び下部フレーム回転ピン 256 及び 258 (図 10) によって係合する。

【0035】

10

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/回転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】

20

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。

【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】

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

50

グラント 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ト 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ト 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ト 250 の外部に示されている。図 13、特に上下の右 EAP ファイバークチュエータ 404 及び 414 を参照されたい。一対の 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ト 250 の右側に近づく、これにより上下の EAP ファイバークチュエータ 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。

10

【0039】

図 14 - 図 18 に示されているように、外科用切断 / ステابل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ابل止め組立体 12 は、アンビル 22 が開いて交換可能なステابل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。

20

【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。

30

【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いた回転凹部 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ト 550 の回転ピンホール 552 に上部が係合する基端ピン 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ト 570 の下部基端孔 568 内に固着される。

40

【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

50

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、これによりステーブル止め組立体 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】

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ト 606 が、先端フレームグラント 610 から先端側に延出したタング 608 に回転ピン 612 で係合している。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 ファイバーアクチュエータ 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 ファイバーアクチュエータ 616 は、プーリー 614 の形状に一致し、基端フレームグラント 606 内に伸びている。収縮 EAP ファイバーアクチュエータ 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。

10

【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ト 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ト 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 ファイバーアクチュエータ 740 によって先端フレームグラント 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 ファイバーアクチュエータ 744 によって先端フレームグラント 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 ファイバーアクチュエータ 748 によって先端フレームグラント 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 ファイバーアクチュエータ 752 によって先端フレームグラント 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。

20

30

【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ブ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。

40

【0046】

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ント 708 に形成された矩形の上部固定凹部 804 内に示されてい

50

る。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、先端フレームグランド 718 の上部回動タング 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 を回動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。

10

【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 が下部回動タング 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。

【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 と回動関節運動接合部 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 800 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 ファイバーアクチュエータ 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。

20

【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 ファイバーアクチュエータ 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 ファイバーアクチュエータ 902 及び 906 が、上下の右 EAP ファイバーアクチュエータ 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 ファイバーアクチュエータ 902 - 908 を選択することができる。

30

40

【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 ファイバーア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

50

1018の上部回転タブ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ウンド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、基端フレームグラウンド1018の下部回転タブ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ウンド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。

10

【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ウンド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）。

【0052】

20

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に対して回転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。回転ノブ1232により、細長いシャフト1206の長軸を中心に選択的に回転させることができる。

30

【0053】

40

関節運動フレーム組立体1204は、基端側がハンドル1208に回転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。

50

【 0 0 5 4 】

図 3 6 - 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 を用いた E A P 作動システム 1 3 0 0 を含む。E A P プレートアクチュエータ 1 3 0 2 及び 1 3 0 4 は、概ね円柱状の弾性フレーム本体 1 3 1 0 のそれぞれの横側の左右の矩形アクチュエータ凹部 1 3 0 6 及び 1 3 0 8 (図 3 8 及び図 3 9) を通過している。矩形ナイフスロット 1 3 1 2 が、発射部材 1 2 2 8 の先端部分である発射バー 1 3 1 4 を案内するために、左右の矩形アクチュエータ凹部 1 3 0 6 と 1 3 0 8 との間に整合して弾性フレーム本体 1 3 1 0 に形成されている。

【 0 0 5 5 】

弾性フレーム本体 1 3 1 0 の連続した上部及び下部長手方向バンド 1 3 2 0 (図 3 6 及び図 3 7) が、関節運動フレームグランド 1 2 4 2 が真直または曲がっている時の発射バー 1 3 1 4 の長手方向の移動距離を維持する。弾性フレーム本体 1 3 1 0 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 1 3 2 2 及び 1 3 2 4 がそれぞれ、左右の E A P アクチュエータ凹部 1 3 0 6 及び 1 3 0 8 に交差している。それぞれの垂直凹部 1 3 2 2 及び 1 3 2 4 は、弾性フレーム本体 1 3 1 0 の上部から底部まで貫通している矩形貫通孔 1 3 2 6 を含む。この矩形貫通孔 1 3 2 6 は、矩形ナイフスロット 1 3 1 2 と左右の矩形アクチュエータ凹部 1 3 0 6 及び 1 3 0 8 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 1 3 2 6 はそれぞれ、細い横ギャップ 1 3 2 8 に横方向に連通している。近接する垂直凹部 1 3 2 2 及び 1 3 2 4 は、それらの間に細い内部壁 1 3 3 2 及び厚い湾曲した外側スライス 1 3 3 4 を有するリブ 1 3 3 0 を画定している。細い内部壁 1 3 3 2 により、連続した上部及び下部長手方向バンド 1 3 2 0 を横方向に曲げることができる。外側スライス 1 3 3 4 はそれぞれ、E A P プレートアクチュエータ 1 3 0 2 及び 1 3 0 4 の対応する一方を支持し、E A P プレートアクチュエータ 1 3 0 2 及び 1 3 0 4 の一方ま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。

【 0 0 5 6 】

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。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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 1 5 1 0 はそれぞれ、上下の連続した長手方向バンド 1 5 1 4 を横方向に曲げ易いようにこれらのバンド 1 5 1 4 を連結する薄い内側垂直壁 1 5 1 2 を有する。それぞれのリブ 1 5 1 0 は、厚い外側スライス 1 5 1 6 まで横方向に延びている。この厚い外側スライス 1 5 1 6 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 1 5 1 6 は、E A P ファイバーアクチュエータ 1 5 0 4 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 1 5 1 8 を含む。先端及び基端横力バー 1 5 2 0 及び 1 5 2 2 が、E A P ファイバーアクチュエータ 1 5 0 4 のそれぞれの端部を覆うべくリブ 1 5 1 0 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 1 5 2 4 が、発射バー 1 3 1 4 のために弾性フレーム本体 1 5 0 2 に形成されている。E A P ファイバーアクチュエータ 1 5 0 4 の選択した垂直スタック 1 5 0 6 または 1 5 0 8 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 1 5 0 6 または 1 5 0 8 はその収縮に応答して受動的に伸長する。

【 0 0 5 9 】

回動関節運動機構用の横方向関節運動固定機構

図 4 3 - 図 4 5 に示されているように、横方向 E A P 作動関節運動ロック 1 7 0 0 が、外科器具 1 7 0 4 の回動関節運動接合部 1 7 0 2 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 1 7 0 6 が、先端側に延出した上部回動タブ 1 7 1 0 及び下部回動タブ 1 7 1 2 を有する基端フレームグランド 1 7 0 8 を備えるとして示されている。上部回動タブ 1 7 1 0 及び下部回動タブ 1 7 1 2 はそれぞれ、エンドエフェクタ（図 4 3 - 図 4 5 には不図示）に取り付けられた先端フレームグランド 1 7 1 8 の基端側に延出した上部タング 1 7 1 4 及び下部タング 1 7 1 6 に回動可能に係合している。上部回動タブ 1 7 1 0 の上部内側孔 1 7 2 2 が、上部タング 1 7 1 4 の上部外側孔 1 7 2 4 の下に整合し、これらの孔は上部回動ピン 1 7 2 6 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 1 7 1 2 の下部内側孔 1 7 2 8 が、下部タング 1 7 1 6 の下部外側孔 1 7 3 0 の上に整合し、これらの孔 1 7 2 8 及び 1 7 1 2 は下部回動ピン 1 7 3 2 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 1 7 3 4 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。

【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。

【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 1716 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。

【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】

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、

10

20

30

40

50

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、を含む、外科器具。

10

(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。

(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、

20

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。

30

(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。

40

(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

50

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対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。

【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、

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

10

20

30

40

50

トリッジ、及び、そのステーブルカートリッジにステーブル形成面を提供する前記細長い溝に回転可能に取り付けられたアンビルを有するステーブル止め組立体を含み、

前記細長いシャフトが、前記ステーブ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ブ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ブルカートリッジによるステーブ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。

(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、

10

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、

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、

20

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転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、

30

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。

40

【0068】

(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。

50

(2 2) 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、

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(2 1)に記載の外科器具。 10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【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。

【図 2】ラミネート電気活性ポリマー(E A P) 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 E A P 複合材からなるスタックから形成された E A P プレートアクチュエータの斜視図である。

【図 4】収縮する E A P 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。 20

【図 5】図 4 の収縮する E A P 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 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 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。 30

【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。

【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。 40

【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。

【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 50

関節運動接合部の平面図である。

【図 19】収縮 EAP ファイバークチュエータが別の代替の EAP 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 EAP 作動関節運動接合部を示す図である。

【図 20】通常は固定されるように付勢されている EAP 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 EAP 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。 10

【図 24】関節運動していない状態の EAP 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。

【図 25】EAP 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 EAP ファイバー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。 20

【図 27】EAP 作動固定機構の固定ピン及び EAP 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】EAP 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 EAP ファイバー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ドの上部回動タブと先端フレームグランドの上部回動タング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 EAP ファイバークチュエータを詳細に示す EAP 関節運動固定機構及び基端フレームグランドを全体的に横断する断面の正面図である。 30

【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 EAP 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 EAP 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ド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。

【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、EAP 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ド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 EAP 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ド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。 40

【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 EAP 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。

【図 34】可撓性関節運動フレームグランドを関節運動させる EAP 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】EAP 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ド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 50

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 3 4 の関節運動フレームグラントの平面図である。

【図 3 8】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 3 4 の関節運動フレームグラントの断面の平面図である。

【図 3 9】図 3 7 の線 3 9 - 3 9 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 4 0】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 4 1】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 4 2】図 4 1 の線 4 2 - 4 2 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 4 3】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。

【図 4 4】図 4 3 の長手方向の中心線 4 4 - 4 4 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 4 5】図 4 4 の横断線 4 5 - 4 5 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】

【 0 0 7 0 】

1 0 外科用切断 / ステープル止め器具

1 2 ステープル止め組立体

1 4 ハンドル

1 6 シャフト

1 8 ステープル溝

2 0 ステープルカートリッジ

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

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

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

10

20

30

40

50

2 0 0	外科用切断 / ステープル止め器具	
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	
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	10
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	
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	上部回動タンゲ	
2 4 8	下部回動タンゲ	
2 5 0	先端フレームグラウンド	20
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	
2 7 4	矩形開口	
2 7 8	クリップバー	
2 8 0	上部アーム	
2 8 2	クリップばね	
2 8 4	アーム	
2 8 6	隆起部分	30
2 8 8	E ビーム	
2 9 2	ステープルドライバ	
2 9 6	ウェッジスレッド	
2 9 8	カートリッジトレイ	
3 0 0	切断面	
3 0 2	上部ピン	
3 0 4	中間ピン	
3 0 6	上部脚	
3 0 8	長手方向スロット	
3 1 0	長手方向開口	40
3 1 2	垂直スロット	
4 0 0	E A P アクチュエータシステム	
4 0 2、4 0 4	E A P ファイバーアクチュエータ	
4 0 6	上部モーメントアーム	
4 1 6	下部モーメントアーム	
5 0 4	ダブルピボット閉止スリーブ組立体	
5 0 6	シングルピボットフレーム組立体	
5 1 4	上部タンゲ	
5 1 6	下部タンゲ	
5 1 8	先端閉止チューブ	50

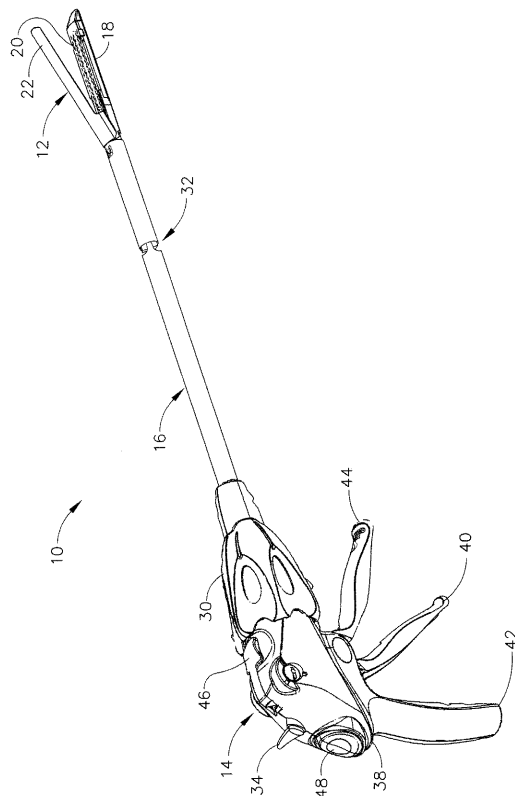
5 2 2	先端閉止リング	
5 2 8	上部ダブルピボットリンク	
5 3 0	先端回動ピン	
5 3 2	基端回動ピン	
5 3 4	上部先端ピンホール	
5 3 6	上部基端ピンホール	
5 3 8	下部ダブルピボットリンク	
5 4 0	先端回動ピン	
5 4 2	基端回動ピン	
5 4 4	下部先端ピンホール	10
5 5 0	基端フレームグラウンド	
5 5 2	回動ピンホール	
5 5 4	回動凹部	
5 5 6、5 5 8	モーメントアーム	
5 6 0	ドッグボーン型リンク	
5 6 2	基端ピン	
5 6 6	先端ピン	
5 7 0	先端フレームグラウンド	
5 7 2	先端横ガイド	
5 7 4	基端ガイド	20
5 8 0	E A P 作動システム	
5 8 2、5 8 4	E A P スタックアクチュエータ	
6 0 0	E A P 作動関節運動接合部	
6 0 2	外科器具	
6 0 4	シングルピボットフレーム組立体	
6 0 6	基端フレームグラウンド	
6 0 8	タンゲ	
6 1 0	先端フレームグラウンド	
6 1 2	回動ピン	
6 1 4	半涙型プーリー	30
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	
7 0 6	シングルピボットフレーム機構	
7 0 8	基端フレームグラウンド	
7 1 0	上部回動タブ	
7 1 2	下部回動タブ	
7 1 4	上部タンゲ	
7 1 6	下部タンゲ	40
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	
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	50

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	
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	10
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	
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	20
9 1 6	下部回動タブ	
9 1 8	基端フレームグラウンド	
9 2 0	左上部取付け点	
9 2 4	右上部取付け点	
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	30
1 0 1 4	上部モーメントアーム	
1 0 1 6	上部回動タブ	
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	
1 0 2 4	下部モーメントアーム	
1 0 2 6	下部回動タブ	
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	40
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	
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	回動ノブ	50

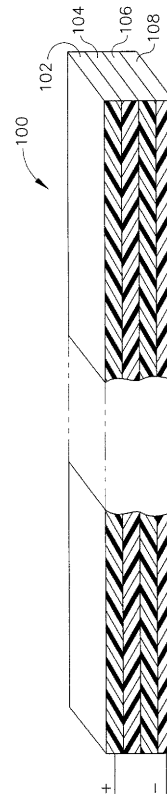
1 2 4 0	基端フレームグラント	
1 2 4 2	関節運動フレームグラント	
1 2 4 4	先端フレームグラント	
1 3 0 0	E A P 作動システム	
1 3 0 2、1 3 0 4	E A P プレートアクチュエータ	
1 3 0 6、1 3 0 8	矩形アクチュエータ凹部	
1 3 1 0	弾性フレーム本体	
1 3 1 2	矩形ナイフスロット	
1 3 1 4	発射バー	
1 3 2 0	長手方向バンド	10
1 3 2 2、1 3 2 4	垂直凹部	
1 3 2 6	矩形貫通孔	
1 3 2 8	横ギャップ	
1 3 3 0	リブ	
1 3 3 2	内部壁	
1 3 3 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	20
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	
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	30
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	
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	40
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	
1 7 0 6	シングルピボットフレーム組立体	
1 7 0 8	基端フレームグラント	
1 7 1 0	上部回動タブ	
1 7 1 2	下部回動タブ	
1 7 1 4	上部タンゲ	
1 7 1 6	下部タンゲ	50

- 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
- 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EAP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EAP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
- 1 8 2 4 上部固定カバー

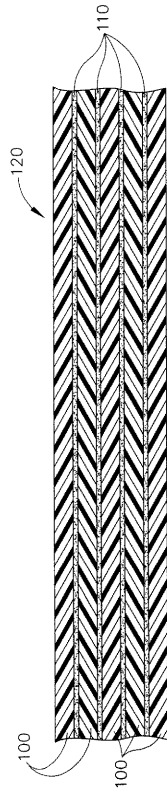
【図 1】



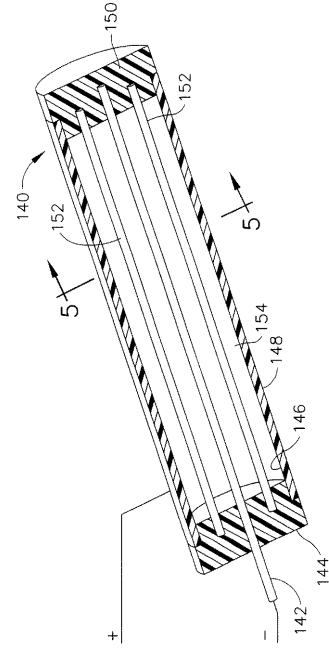
【図 2】



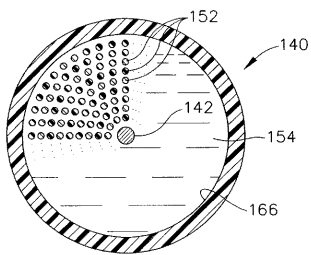
【図 3】



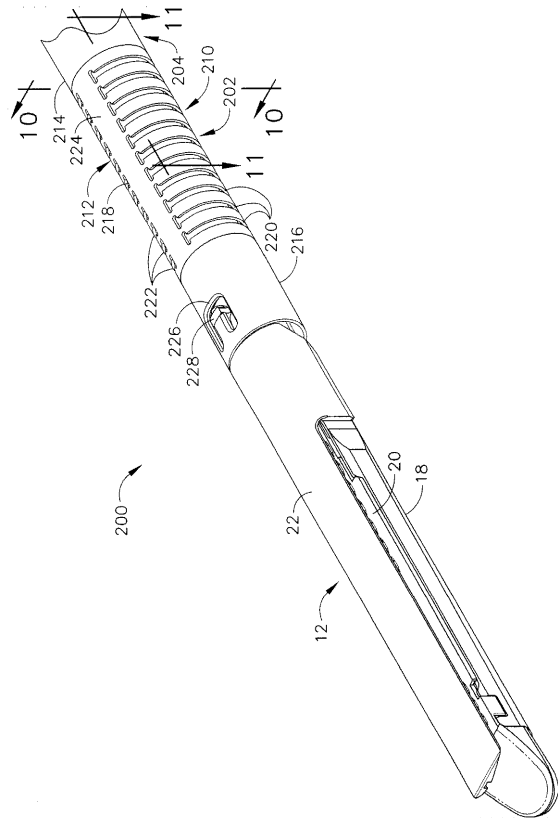
【図 4】



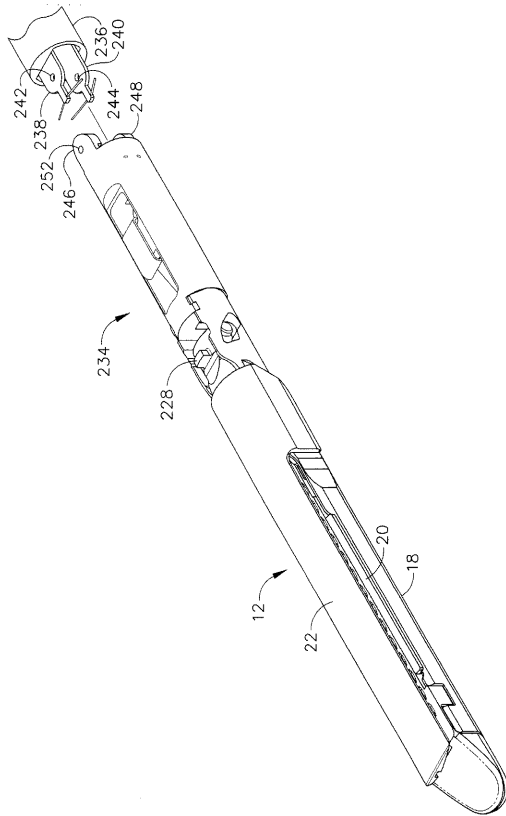
【図 5】



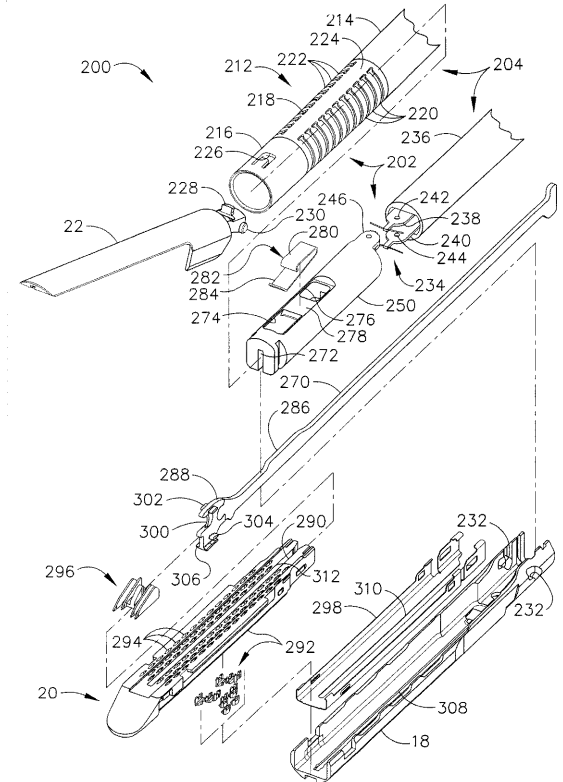
【図 6】



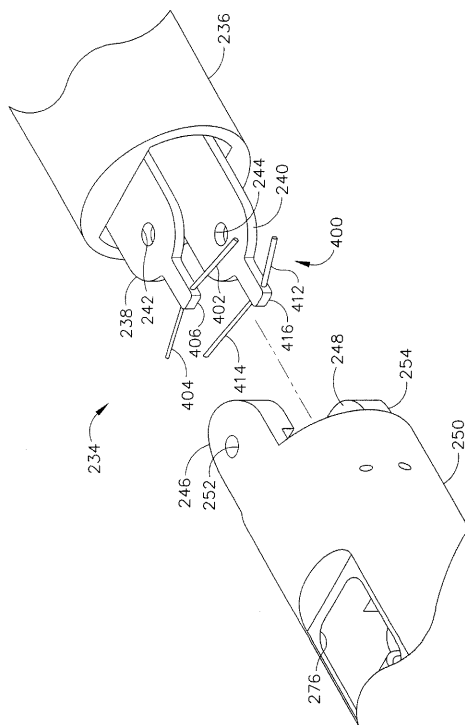
【図 7】



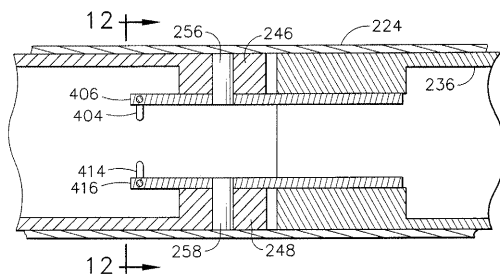
【図 8】



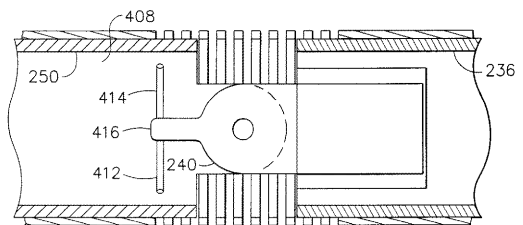
【図 9】



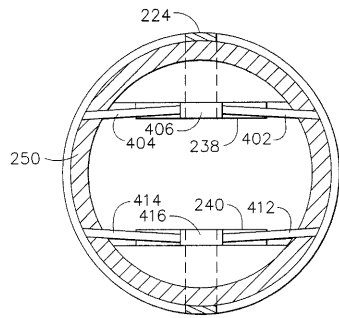
【図 10】



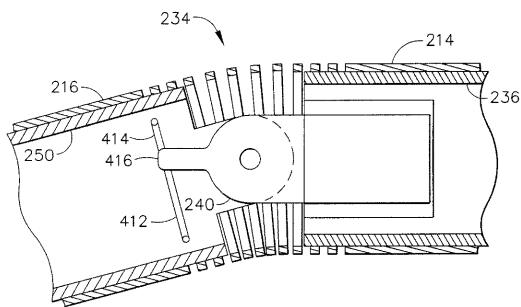
【図 11】



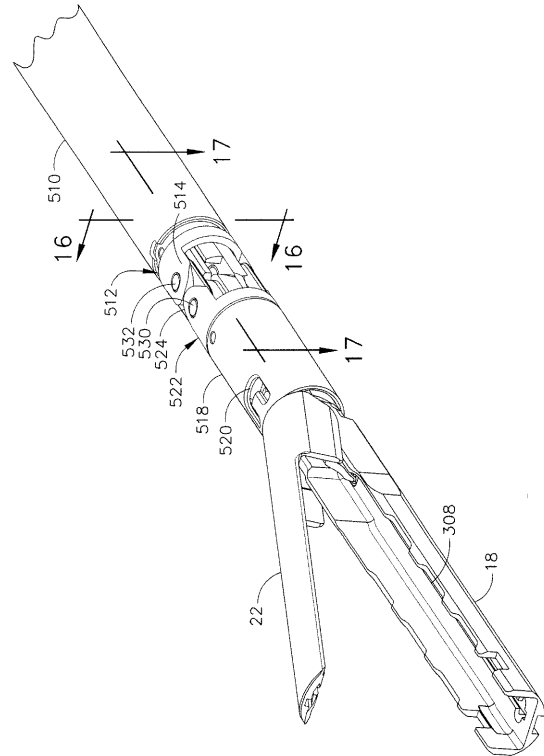
【図 1 2】



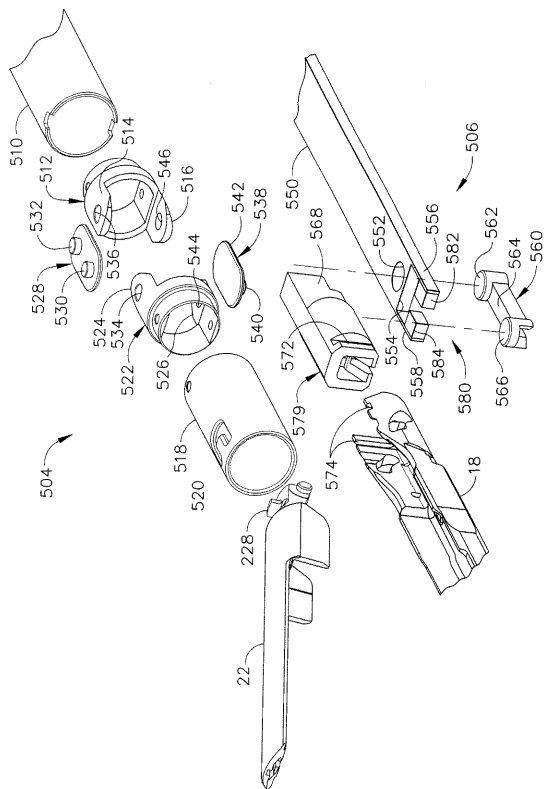
【図 1 3】



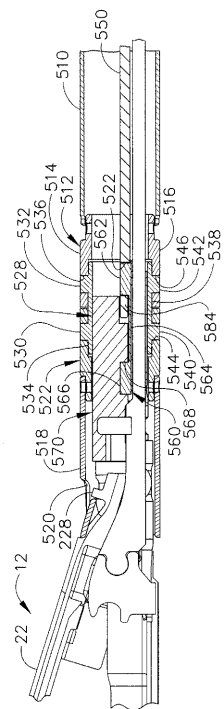
【図 1 4】



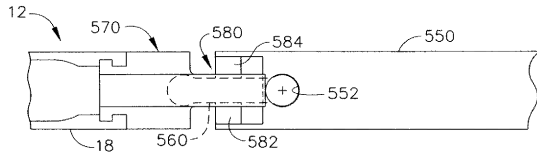
【図 1 5】



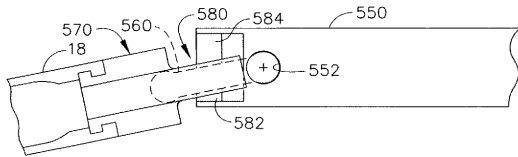
【図 1 6】



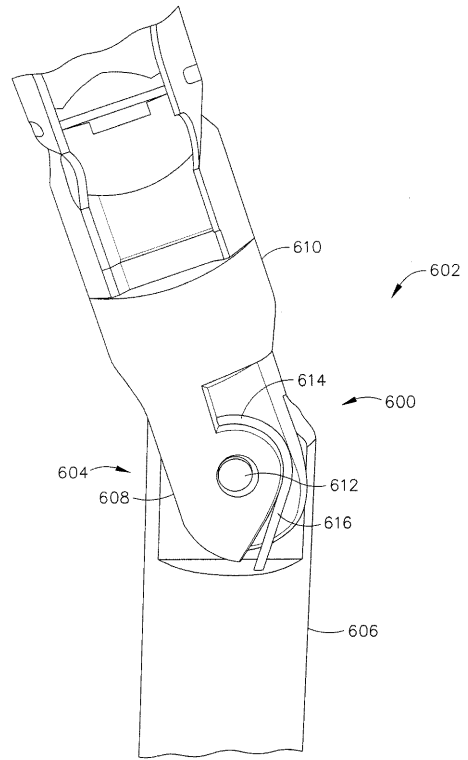
【図 17】



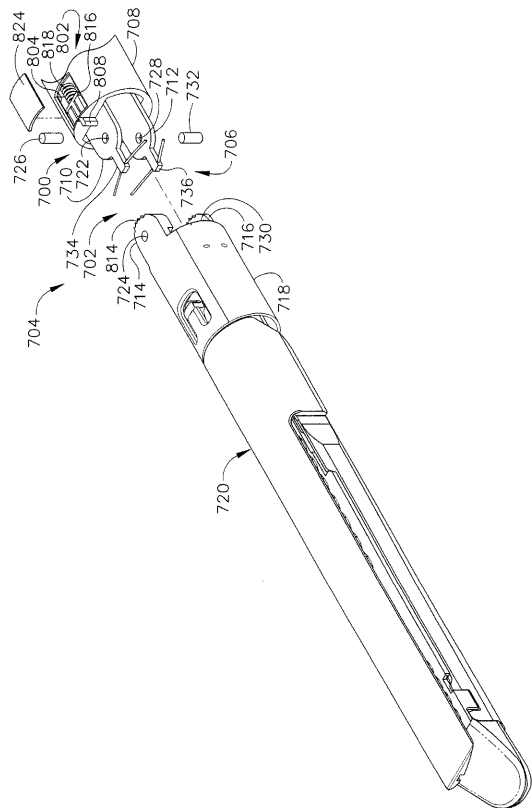
【図 18】



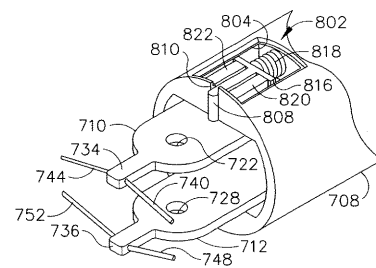
【図 19】



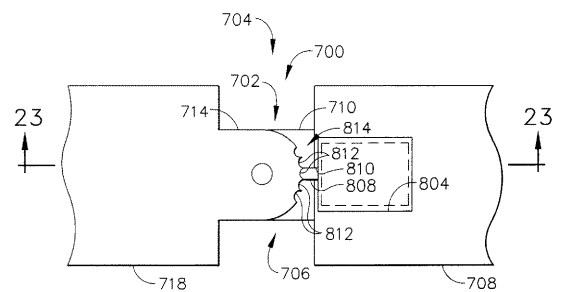
【図 20】



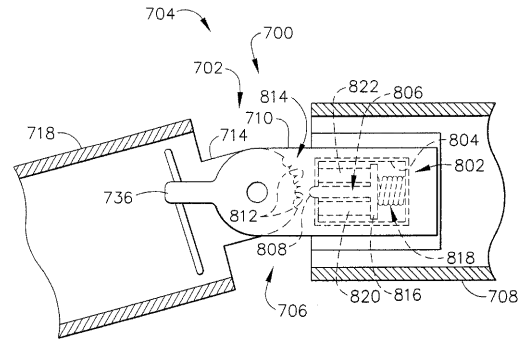
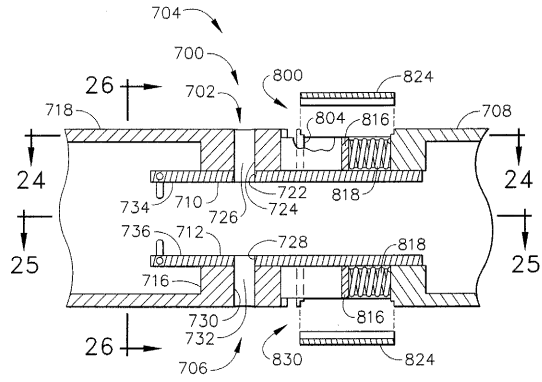
【図 21】



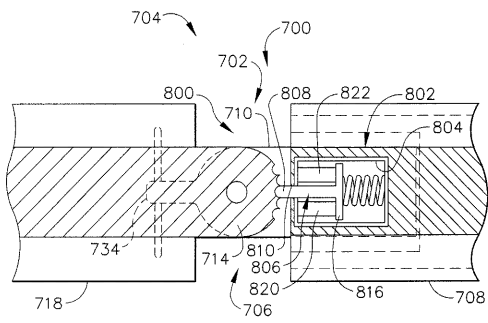
【図 22】



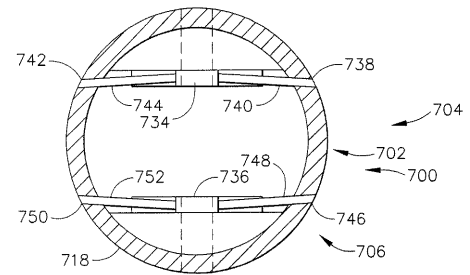
【 図 2 5 】



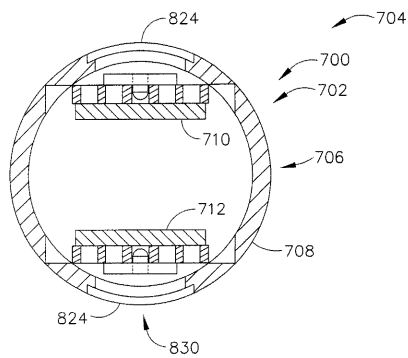
【 図 2 4 】



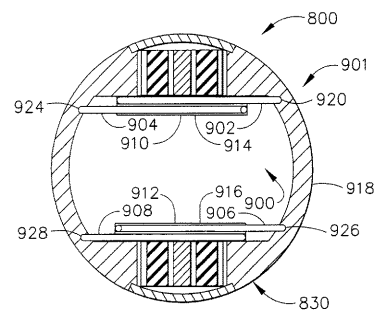
【 図 2 6 】



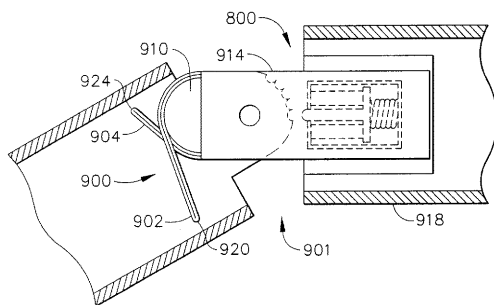
【 図 2 7 】



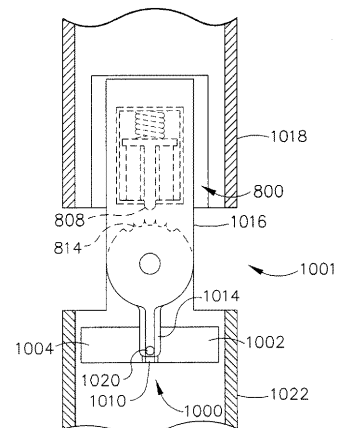
【 图 2 9 】



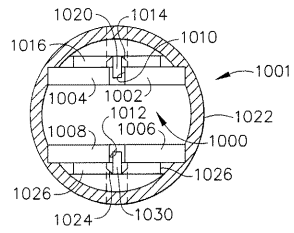
【 図 2 8 】



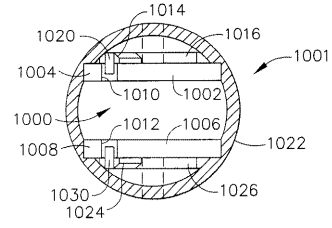
【 図 3 0 】



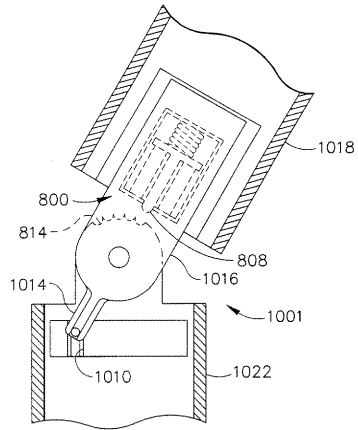
【図 3 1】



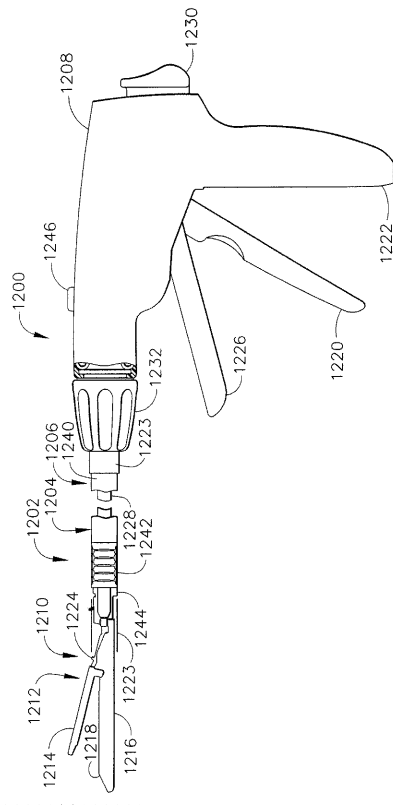
【図 3 3】



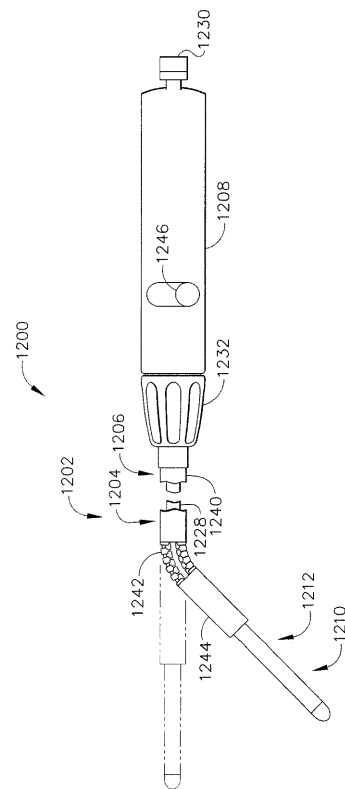
【図 3 2】



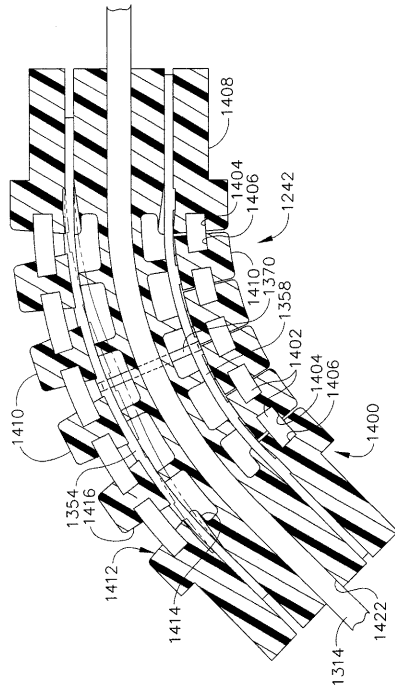
【図 3 4】



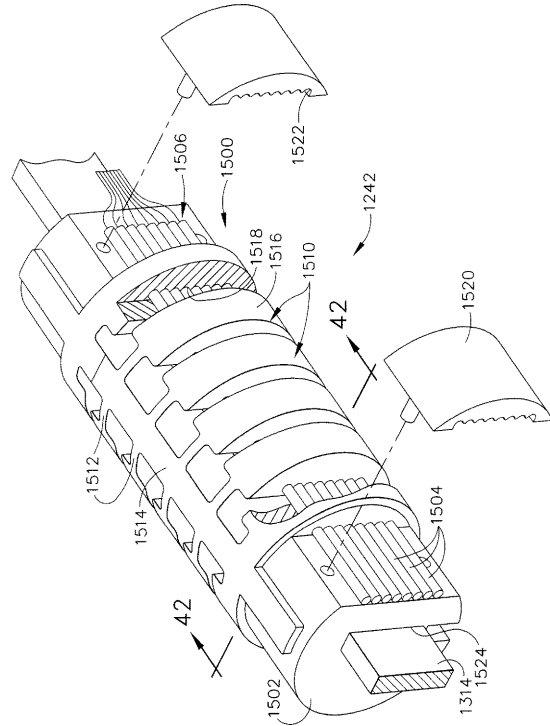
【図 3 5】



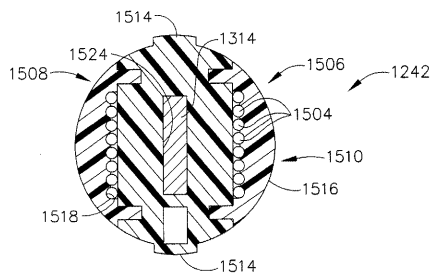
【図 40】



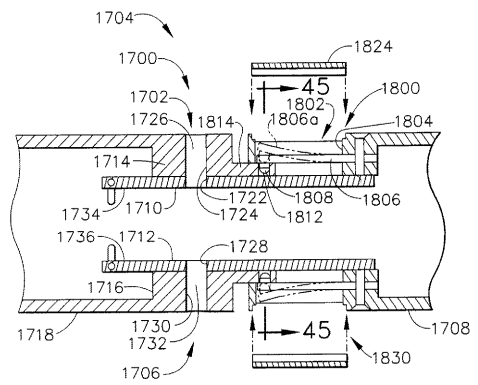
【図 41】



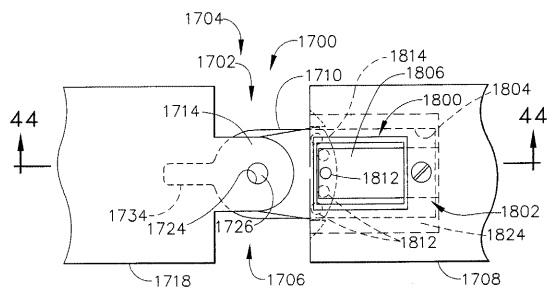
【図 42】



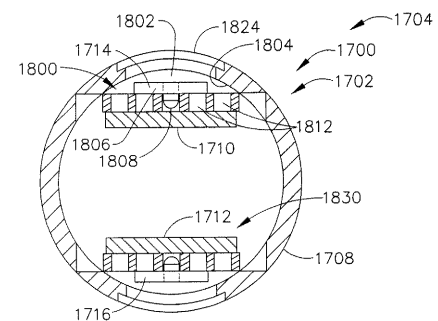
【図 44】



【図 43】



【図 45】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 18/20 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 5 0
A 6 1 M 25/00 (2006.01) A 6 1 M 25/00

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 フレドリック・イー・シェルトン・ザ・フォース

アメリカ合衆国、4 5 1 3 3 オハイオ州、ヒルスボロ、イースト・メイン・ストリート 2 4 5

F ターム(参考) 4C026 AA01 BB10 FF21

4C060 CC09 CC23 FF19 FF23 GG22 GG28 JJ12 KK06 MM24

4C167 AA32 AA56 BB02 BB03 BB04 BB07 BB39 BB40 BB42 BB45

BB46 BB47 CC04 DD10 GG50 HH14 HH17

【外国語明細書】

2006051347000001.pdf

专利名称(译)	手术器械包括电动关节锁定机构		
公开(公告)号	JP2006051347A	公开(公告)日	2006-02-23
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		
[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 A61B18/20 A61M25/00		
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 A61B17/36.350 A61M25/00 A61B17/072 A61B17/28 A61B17/29 A61B17/32.510 A61B18/12 A61B18/20		
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 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 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		
优先权	60/591694 2004-07-28 US 11/092053 2005-03-29 US		
其他公开文献	JP5073184B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种包括关节运动机构的关节运动外科手术器械，该关节运动机构具有小直径以使操作元件在轴中通过，并且在通过操作元件之后能够保持选定的关节运动角度。特别适合于内窥镜的外科器械，其中细长轴16设有关节运动机构，该关节运动机构包括用于端部执行器的关节运动的电致动聚合物（EAP）关节运动固定机构致动器。铰接的其他选择也是可行的，特别是在需要保持以前耗散热量或功率的位置时，主动供电的铰接不应耗散热量或功率。有可能此外，由于EAP关节运动固定机构对于防止关节运动后的向后运动是有用的，所以可以减小机械致动的关节运动机构的强度，并且可以使设计小型化。例如，EAP关节固定机构固定枢轴关节，而另一机构固定柔性颈部关节32。[选型图]图1

