

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4850449号
(P4850449)

(45) 発行日 平成24年1月11日(2012.1.11)

(24) 登録日 平成23年10月28日(2011.10.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/068 (2006.01)

A 6 1 B 17/10 3 2 0

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 10 外国語出願 (全 39 頁)

(21) 出願番号 特願2005-216940 (P2005-216940)
 (22) 出願日 平成17年7月27日(2005.7.27)
 (65) 公開番号 特開2006-34974 (P2006-34974A)
 (43) 公開日 平成18年2月9日(2006.2.9)
 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
 (32) 優先日 平成16年7月28日(2004.7.28)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 11/082,495
 (32) 優先日 平成17年3月17日(2005.3.17)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (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、45133 オハイオ州、ヒルスポロ、イースト・メイン・ストリート 245

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気的に作動する関節運動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、
 細長いシャフトと、
 前記エンドエフェクタと前記細長いシャフトの先端部との間に取り付けられた関節運動接合部と、
 電気信号に応答して前記関節運動接合部を関節運動させる、前記関節運動接合部に配置された第1の電気アクチュエータと、
 前記電気信号を生成するように機能的に構成された制御回路を含む、前記細長いシャフトの基端部に取り付けられたハンドル部分とを含み、
 前記細長いシャフトがフレーム組立体を含み、
 前記関節運動接合部が関節運動固定機構を更に含み、その関節運動固定機構が、
 前記エンドエフェクタに取り付けられた基端側に延出した係合面と、
 前記フレーム組立体の長手方向にそって移動可能なように、前記フレーム組立体に移動可能に取り付けられた固定部材と、
 前記フレーム組立体と前記固定部材との間に取り付けられ、前記係合面に係合するように前記固定部材を付勢する弾性部材と、
 前記固定部材と前記係合面との前記係合を解除するように動作可能な第2の電気アクチュエータを含むことを特徴とする、外科器具。

10

20

【請求項 2】

前記第 2 の電気アクチュエータが電気活性ポリマー（EAP）アクチュエータを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の外科器具。

【請求項 3】

前記第 2 の電気アクチュエータは、前記弾性部材に抗して前記固定部材を付勢することによって、前記係合を解除するように動作可能なことを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の外科器具。

【請求項 4】

前記第 1 の電気アクチュエータが電気活性ポリマー（EAP）アクチュエータを含むことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一つに記載の外科器具。

10

【請求項 5】

前記電気活性ポリマーアクチュエータが、前記関節運動接合部に対して反対に作用する一対の EAP ファイバーアクチュエータを含むことを特徴とする請求項 4 に記載の外科器具。

【請求項 6】

前記電気活性ポリマーアクチュエータが、前記関節運動接合部に対して反対に作用する一対の EAP プレートアクチュエータを含むことを特徴とする請求項 4 に記載の外科器具。

【請求項 7】

前記エンドエフェクタが下側ジョー及び回動可能に取り付けられた上側ジョーを含むことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一つに記載の外科器具。

20

【請求項 8】

前記エンドエフェクタが更に、発射バーによって作動されるステーブル止め / 切断機構を含み、

前記ハンドル部分が、前記発射バーの基端側に取り付けられ、前記発射バーを長手方向に発射運動させるように機能的に構成されており、

前記細長いシャフト及び関節運動接合部が更に、関節運動した前記関節運動接合部を通る前記発射バーを支持する発射バーガイドを含むことを特徴とする請求項 7 に記載の外科器具。

【請求項 9】

30

前記下側ジョーが、ステーブルカートリッジを受容する細長い溝を含み、

前記回動可能に取り付けられた上側ジョーが、ステーブル形成面を提供するアンビルを含むことを特徴とする請求項 8 に記載の外科器具。

【請求項 10】

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前記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、閉止運動を前記閉止スリーブ組立体に長手方向に結合す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前記上側ジョーを回動させるためにその上側ジョーと係合していることを特徴とする請求項 7 に記載の外科器具。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、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】

50

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。

【 0 0 0 3 】

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。

10

【 0 0 0 4 】

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動させ、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、挿入と回動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。

20

【 0 0 0 5 】

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（Shelton）らによる最近の米国特許出願第 1 0 / 4 4 3 , 6 1 7 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。

30

【 0 0 0 6 】

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の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。

40

【 0 0 0 7 】

外科用ステープル止め／切断器具の関節動の方法は、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

50

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。

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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 1 0 / 6 1 5 , 9 7 3 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。

10

【 0 0 1 0 】

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。

20

【 0 0 1 1 】

加えて、断面の大きさを小さくすることが望ましいが、エンドエフェクタに追加の機能を付与したいという要望がある。例えば、このような追加の機能の 1 つは、ステープル部位にバットレスを配置することである。バットレスは、アンビル上に配置される一对の薄いフォームまたは布ストリップであり、貫通される組織の一側にステープルで止められる。バットレスは、極端に薄いまたは厚い組織に対して、ステープルラインに構造的完全性を付与する。他の望ましい特徴は、エンドエフェクタが不適切に閉じた場合、ステープルカートリッジが空の場合、またはカートリッジがない場合に発射動作を防止するための別の機能強化や、エンドエフェクタにエネルギーや流体を送達して治療または診断する機能などである。器具のシャフト内に十分な空間を設けてこのような追加の機能を可能にすることで、エンドエフェクタの関節運動の改良に目が向けられるようになる。

30

【特許文献 1】米国特許第 5 , 4 6 5 , 8 9 5 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 5 , 6 7 3 , 8 4 0 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 5 , 8 6 5 , 3 6 1 号明細書

【特許文献 4】米国特許第 5 , 7 9 7 , 5 3 7 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

従って、関節運動外科器具のシャフト内を通る機械的機構が少なくて済む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】

【 0 0 1 3 】

本発明は、従来技術の上記した欠点または他の欠点を解消するために、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備えた外科器具を提供する。シャフトの関節運動接合部に配置された電気活性ポリマー (EAP) アクチュエータが、シャフト内を伝達される電気信号に応答して関節運動を行う。従って、遠隔的に制御可能なアクチュエータを提供することで直径が小さい有利なシャフトを達成することができる。

【 0 0 1 4 】

50

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関節運動接合部を含む。電気アクチュエータが配置され、細長いシャフトの基端側に取り付けられたハンドルで遠隔的に生成された電気信号に応答して関節運動接合部を作動させることができる。

【 0 0 1 5 】

本発明の別の態様では、外科器具は、フレーム組立体、及び取り囲んで長手方向にスライド可能に受容する閉止スリーブ組立体を有する細長いシャフトを含む。ステープル止め組立体が、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細長い溝に回転可能に取り付けられたアンビルを含む。関節運動接合部はフレーム組立体に形成されている。具体的には、先端フレーム部分が細長い溝に取り付けられ、基端フレーム部分が、その先端フレーム部分に回転可能に取り付けられている。細長いシャフトの基端部に取り付けられたハンドルが、電気信号を細長いシャフトを介して関節運動接合部に連結された電気活性ポリマーアクチュエータに送り、その関節運動接合部がその電気信号に応答してステープル止め組立体を関節運動させる。従って、外科用ステープル止め/切断器具は、所望の角度から組織に到達することができる。

10

【 0 0 1 6 】

本発明のこれら及び他の目的及び利点は、添付の図面及び以下の説明から明らかになるであろう。

【 発明の効果 】

20

【 0 0 1 7 】

関節運動外科器具のシャフト内を通す機械的機構が少なく済む関節運動機構を備えた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 】

【 0 0 1 8 】

本明細書に含ま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 9 】

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 に回転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切開部から挿入するのに適した大きさとなる。

30

【 0 0 2 0 】

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、回転ノブ 30 により、シャフト 16 をその長軸を中心に回転させてステープル止め組立体 12 を回転させる。弧状にステープル組立体 12 を回転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 の 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。

40

【 0 0 2 1 】

50

組織がステーブル止め組立体 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ブル止め組立体 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。

【0022】

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 を後側面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 つのステーブル止めされた端部をステーブル止め組立体 12 から解放して、ステーブル止め組立体 12 のクランプを解除して開くことができる。

【0023】

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ブル止め組立体 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 の後側面にあ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。

【0024】

図 1 に示されているステーブル止め組立体 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、シャフト 14 の基端側に取り付けられ、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 の外科用ステーブル止め/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, 387 号（名称「戻しばね回転式手動引き戻しシステムを備えた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 RETURN SPRING ROTARY MANUAL RETRACTION SYSTEM）」）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。

【0025】

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ブル止め器具（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。

【 0 0 2 6 】

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。この流体 / ゲルのイオンが電圧が加えられると導電ポリマーに対して移動し、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、電圧を加えてこれらを変形させることができる。

10

【 0 0 2 7 】

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積層型である。ファイバーバンドルは、約 30 μm ~ 50 μm 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 8 】

他方のタイプの積層構造は、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、矩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 9 】

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 3 0 】

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 20 % ~ 30 % の伸び率を有する。

40

【 0 0 3 1 】

図 2 に示されているように、ラミネート E A P 複合材 1 0 0 は、プレート陽極層 1 0 2

50

、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。

【0032】

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プ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 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。

【0033】

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。

【0034】

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。

【0035】

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

10

20

30

40

50

む。上部及び下部回転タブ 2 3 8 及び 2 4 0 はそれぞれ、上部及び下部回転ピンホール 2 4 2 及び 2 4 4 を有する。上部及び下部回転タング 2 4 6 及び 2 4 8 がそれぞれ、先端フレームグランド 2 5 0 から基端側に延出した上部及び下部回転ピンホール 2 5 2 及び 2 5 4 を有し、基端フレームグランド 2 3 6 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 2 4 2 及び 2 5 2 と下部回転ピンホール 2 4 4 及び 2 5 4 がそれぞれ、上部及び下部フレーム回転ピン 2 5 6 及び 2 5 8 (図 1 0) によって係合する。

【 0 0 3 6 】

図 8 に示されているように、細長いシャフト 1 6 及びステープル止め組立体 1 2 によって形成された外科器具 2 0 0 の実施部分 2 6 0 が、基端フレームグランド 2 1 8、可撓性閉止 / 回転フレーム関節運動接合部 2 1 0、及び先端フレームグランド 2 5 0 の発射スロット 2 7 2 内を長手方向に移動してステープル止め組立体 1 2 内に至る発射バー 2 7 0 を含む。先端フレームグランド 2 5 0 の上部に形成された先端及び基端矩形開口 2 7 4 及び 2 7 6 がそれらの間に、クリップばね 2 8 2 の上部アーム 2 8 0 を受容するクリップバー 2 7 8 を画定している。クリップばね 2 8 2 の先端側に延びたアーム 2 8 4 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反応して発射バー 2 7 0 の上部に沿って隆起した部分 2 8 6 が確実に押し下げられる。

【 0 0 3 7 】

特に図 8 を参照すると、発射バー 2 7 0 の先端側に延出した端部が、ステープルカートリッジ 2 0 からアンビル 2 2 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 2 0 を作動させるための E ビーム 2 8 8 に取り付けられている。このステープルカートリッジ 2 0 は、上方に開口したステープル開口 2 9 4 内のステープルドライバ 2 9 2 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 2 9 0 を含む。ウェッジスレッド 2 9 6 が、交換可能なステープルカートリッジ 2 0 の様々な構成要素を保持するカートリッジトレイ 2 9 8 の上をスライドする時に E ビーム 2 8 8 によって先端側に移動する。ウェッジスレッド 2 9 6 は、ステープルドライバ 2 9 2 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 2 2 に接触して変形する。この時、E ビーム 2 8 8 の切断面 3 0 0 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 2 8 8 の上部ピン 3 0 2 がアンビル 2 2 に係合し、中間ピン 3 0 4 及び下部脚 3 0 6 により、細長い溝 1 8 に形成された長手方向のスロット 3 0 8 の上面及び下面がそれぞれ、カートリッジトレイ 2 9 8 の対応する長手方向の開口 3 1 0 及びカートリッジ本体 2 9 0 の後部が開口した垂直スロット 3 1 2 に係合することを理解されたい。次いで、発射バー 2 7 0 が基端側に引き戻され、これにより E ビーム 2 8 8 も引き戻され、アンビル 2 2 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。

【 0 0 3 8 】

ステープル止め組立体 1 2 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 2 0 0 4 年 9 月 3 0 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 1 0 / 9 5 5 , 0 4 2 号 (名称「ツープiecesの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。

【 0 0 3 9 】

特に図 9 - 図 1 3 を参照すると、EAP アクチュエータシステム 4 0 0 が、ハンドル 1 4 から受け取る電氣的な関節運動信号 (不図示) に反応してシングルピボットフレーム組立体 2 3 4 を有利に作動させる。図 7 - 図 1 3 に例示されている形態では、左右の EAP ファイバーアクチュエータ 4 0 2 及び 4 0 4 が、上部回転タブ 2 3 8 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 4 0 6 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 4 0 2 及び 4 0 4 の外側端部が、先端フレームグランド 2 5 0 の内径 4 1 0 の左右上部の横取り付け点 4 0 6 及び 4 0 8 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 4 1 2 及び 4 1 4 が、下部回転タ

10

20

30

40

50

ブ 2 4 0 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 4 1 6 の両側に水平方向に取り付けられている。左右の下部 E A P ファイバークチュエータ 4 1 2 及び 4 1 4 の外側端部が、先端フレームグランド 2 5 0 の内径 4 1 0 の左右下部の横取付け点 4 1 8 及び 4 2 0 にそれぞれ取り付けられている。取付け点 4 0 6、4 0 8、4 1 8、及び 4 2 0 は、図示されているように、図 1 2 の先端フレームグランド 2 5 0 を貫通している。左取付け点 4 0 6 及び 4 1 8 は、図 9 の先端フレームグランド 2 5 0 の外部に示されている。図 1 3、特に上下の右 E A P ファイバークチュエータ 4 0 4 及び 4 1 4 を参照されたい。一対の E A P アクチュエータが作動すると、上下の右 E A P ファイバークチュエータ 4 0 4 及び 4 1 4 が収縮し、上下のモーメントアーム 4 0 6 及び 4 1 6 が先端フレームグランド 2 4 0 の右側に近づき、これにより上下の E A P ファイバークチュエータ 4 0 2 及び 4 1 2 が伸長し、長手方向に列を成した左側の垂直スリット 2 2 0 がつぶれ、垂直方向に列を成した右側の垂直スリット 2 2 2 が拡張する。

10

【 0 0 4 0 】

図 1 4 - 図 1 8 に示されているように、外科用切断 / ステープル止め器具 5 0 0 が、ダブルピボット閉止スリーブ組立体 5 0 4 (図 1 4 及び図 1 5) 及びシングルピボットフレーム組立体 5 0 6 (図 1 5 - 図 1 8) を含む代替の E A P 作動関節運動接合部 5 0 2 を含む。図 1 4 では、ステープル止め組立体 1 2 は、アンビル 2 2 が開いて交換可能なステープルカートリッジ 2 0 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 5 0 4 は基端位置にあり、先端回転軸がフレーム組立体 5 0 6 の回転軸に整合している。閉止スリーブ組立体 5 0 0 が先端側に移動してアンビル 2 2 を閉じると、関節運動フレーム組立体 5 0 6 に対して移動するように閉止スリーブ組立体 5 0 4 の基端回転軸も回転することを理解されたい。

20

【 0 0 4 1 】

特に図 1 5 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 5 0 4 は、先端側に延出した上下のタング 5 1 4 及び 5 1 6 を有する基端閉止リング 5 1 2 に先端部がキー結合する基端閉止チューブ 5 1 0 を含む。先端閉止チューブ 5 1 8 は、アンビル 2 2 のアンビル閉止構造 2 2 8 に係合する馬蹄開口 5 2 0 を含む。先端閉止チューブ 5 1 8 の基端部は、端側に延出した上下のタング 5 2 4 及び 5 2 6 を有する先端閉止リング 5 2 2 にピンで止められる。上部ダブルピボットリンク 5 2 8 が、上方に延出した先端及び基端回転ピン 5 3 0 及び 5 3 2 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 5 2 4 に形成された上部先端ピンホール 5 3 4 及び上部先端側に延出したタング 5 1 4 の上部基端ピンホール 5 3 6 に係合する。下部ダブルピボットリンク 5 3 8 は、上方に延出した先端及び基端回転ピン 5 4 0 及び 5 4 2 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 5 2 6 の下部先端ピンホール 5 4 4 及び先端側に延出した下部タング 5 1 6 の下部基端ピンホール 5 4 6 に係合する。

30

【 0 0 4 2 】

特に図 1 5 - 図 1 8 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 5 0 6 は、左右のモーメントアーム 5 5 6 及び 5 5 8 の間に画定された先端側が開いた回転凹部 5 5 4 の基端側の中心に回転ピンホール 5 5 2 を含む。ドッグボーン型リンク 5 6 0 が、基端フレームグランド 5 5 0 の回転ピンホール 5 5 2 に上部に係合する基端ピン 5 6 2、及び左右のモーメントアーム 5 5 6 と 5 5 8 との間で回転する中心バー 5 6 4 を含む。ドッグボーン型リンク 5 6 0 の先端ピン 5 6 6 が、細長い溝 1 8 の基端ガイド 5 7 4 に係合する先端横ガイド 5 7 2 を有する先端フレームグランド 5 7 0 の下部基端孔 5 6 8 内に固着される。

40

【 0 0 4 3 】

E A P 作動システム 5 8 0 が、選択的に膨張してドッグボーン型リンク 5 6 0 の中心バー 5 6 4 を関節運動させる左右の E A P スタックアクチュエータ 5 8 2 及び 5 8 4 を含む。ドッグボーン型リンク 5 6 0 は、他方の E A P スタックアクチュエータを受動的に圧迫する。図 1 8 では、右 E A P スタックアクチュエータ 5 8 4 が膨張してドッグボーン型リンク 5 6 0 が回転し、これによりステープル止め組立体 1 2 が左側に回転し、左 E A P ス

50

タックアクチュエータ 5 8 2 が受動的に圧迫される。

【 0 0 4 4 】

図 1 9 に示されているように、外科器具 6 0 2 の更に別の代替の E A P 作動関節運動接合部 6 0 0 が、シングルピボットフレーム組立体 6 0 4 を含む。基端フレームグラント 6 0 6 が、先端フレームグラント 6 1 0 から先端側に延出したタング 6 0 8 に回動ピン 6 1 2 で係合している。先端側に延出したタング 6 0 8 は、右側面の凹部に位置し、回動ピン 6 1 2 の右側に半涙型プーリー 6 1 4 を画定している。収縮 E A P ファイバークチュエータ 6 1 6 の先端部が半涙型プーリー 6 1 4 の先端部に取り付けられている。収縮 E A P ファイバークチュエータ 6 1 6 は、プーリー 6 1 4 の形状に一致し、基端フレームグラント 6 0 6 内に伸びている。収縮 E A P ファイバークチュエータ 6 1 6 は、たとえ長さ方向の収縮率が低くても、大きく回動するのに十分な長さを有することができる。E A P 関節運動接合部 6 0 0 に形成された機構と同様であるが、逆に回動する機構をタング 6 0 8 の左側面に形成することもできることを理解されたい。

【 0 0 4 5 】

回動関節運動機構に用いる関節運動固定機構

図 2 0 - 図 2 7 に示されているように、E A P 作動関節運動ロック 7 0 0 が、外科器具 7 0 4 の回動関節運動接合部 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機構 7 0 6 が、先端側に延出した上下の回動タブ 7 1 0 及び 7 1 2 を有する基端フレームグラント 7 0 8 で示されている。これらの回動タブはそれぞれ、エンドエフェクタ 7 2 0 に取り付けられる先端フレームグラント 7 1 8 の基端側に延出した上下のタング 7 1 4 及び 7 1 6 のそれぞれに回動可能に係合する。上部回動タブ 7 1 0 の上部内側孔 7 2 2 が、上部タング 7 1 4 の上部外側孔 7 2 4 の下側に整合し、上部回動ピン 7 2 6 によって互いに回動可能にピンで止められる。下部回動タブ 7 1 2 の下部内側孔 7 2 8 が、下部タング 7 1 6 の下部外側孔 7 3 0 の上に整合し、下部回動ピン 7 3 2 によって互いに回動可能にピンで止められる。上下のモーメントアーム 7 3 4 及び 7 3 6 がそれぞれ、上下の回動タブ 7 1 4 及び 7 1 2 から先端側に延出している。上部モーメントアーム 7 3 4 は、概ね水平な左上部 E A P ファイバークチュエータ 7 4 0 によって先端フレームグラント 7 1 8 に形成された左上部取付け点 7 3 8 に向かって近づくことができる。上部モーメントアーム 7 3 4 はまた、概ね水平な右上部 E A P ファイバークチュエータ 7 4 4 によって先端フレームグラント 7 1 8 に形成された右上部取付け点 7 4 2 に向かって近づくことができる。下部モーメントアーム 7 3 6 は、概ね平行な左下部 E A P ファイバークチュエータ 7 4 8 によって先端フレームグラント 7 1 8 に形成された左下部取付け点 7 4 6 に向かって近づくことができる。下部モーメントアーム 7 3 6 はまた、概ね平行な右下部 E A P ファイバークチュエータ 7 5 2 によって先端フレームグラント 7 1 8 に形成された右下部取付け点 7 5 0 に向かって近づくことができる。

【 0 0 4 6 】

アンビルピボットに作用する E A P 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 2 2 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 2 2 を閉止することができる。

【 0 0 4 7 】

上部 E A P 作動関節運動固定機構 8 0 0 が、回動関節運動接合部 7 0 2 の固定を解除して関節運動させることができる。次いで、E A P 作動関節運動固定機構 8 0 0 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せず電力が放散しない、すなわち構成要素が加熱しない安定した固定状態が得られる。上部固定ボルト組立体 8 0 2 が、長手方向の中心線から垂直方向に離間して上部回動タブ 7 1 0 の基端側の基端フレームグラント 7 0 8 に形成された矩形の上部固定凹部 8 0 4 内に示されている。固定ボルト 8 0 6 の固定先端 8 0 8 が、上部固定凹部 8 0 4 に形成された先端スロット 8 1 0 から延出して、先端フレームグラント 7 1 8 の上部回動タング 7 1 4 の基端面に形成された歯車部分 8

14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。

【0048】

図23に示されているように、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。

【0049】

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、上部の左右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。

【0050】

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。

【0051】

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100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けたチップピン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1014

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。

【0052】

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）。

【0053】

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。

【0054】

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。

【0055】

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 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 6 】

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有意に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 7 】

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。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

図 4 0 では、関節運動フレームグラウンド 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ウンド 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り、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。

10

【 0 0 5 9 】

図 4 1 及び図 4 2 では、関節運動フレームグラウンド 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。

20

30

【 0 0 6 0 】

発射バーのための E A P 支持プレート

図 4 3 に示されているように、外科器具 2 0 0 2 の関節運動接合部 2 0 0 0 が、関節運動した時にひっかかり及び座屈を最小限にするために発射バー 2 0 0 8 を横方向に支持する一対の E A P 支持プレート 2 0 0 4 及び 2 0 0 6 を含む構造部材 2 0 1 0（例えば、硬質ポリマーや金属）を含む。支持プレート 2 0 0 4 及び 2 0 0 6 はそれぞれ、横方向に拡張端部 2 0 1 2 及び真直端部 2 0 1 8 を含む。拡張端部 2 0 1 2 は、第 1 のフレームグラウンド 2 0 1 6 の対応する大きさの凹部 2 0 1 4 内に保持され、真直端部 2 0 1 8 は、第 2 のフレームグラウンド 2 0 2 0 内にスライド可能に受容される。長手方向に膨張する E A P ラミネート 2 0 2 2 が、支持プレート 2 0 0 4 及び 2 0 0 6 のそれぞれの内面を覆っている。

40

【 0 0 6 1 】

図 4 4 に示されているように、関節運動接合部 2 0 0 0 が一側に関節運動すると、発射バー 2 0 0 8 が関節運動した長手方向の軸 2 0 2 4 を超えて支持プレート 2 0 0 6 に接触する。支持プレートによる横方向の支持により、発射バー 2 0 0 8 が関節運動接合部 2 0 0 0 から逸脱するのが防止され、かつ / または関節運動に必要な力が小さいより柔軟な発射バー 2 0 0 8 の製造が可能になる。加えて、それぞれの支持プレート 2 0 0 4 及び 2 0 0 6 上の E A P ラミネート 2 0 2 2 を必要に応じて作動させ、その両方の曲がり具合を制

50

御し、発射バー 2008 のために両プレート間の所望の空間を維持することができる。真直端部 2018 が第 2 のフレームグランド部分 2020 内にスライドして、外側支持プレート 2006 に比べて必要な移動距離が小さい内側支持プレート 2004 に対処する。EAP ラミネート 2022 は更に、発射バー 2008 の横方向のガイドに役立つクッション及び低い表面摩擦特性を提供することができる。

【0062】

図 45 に示されているように、外科器具 2102 の代替の関節運動接合部 2100 が、関節運動した時にひっかかり及び座屈を最小限にするために発射バー 2108 を横方向に支持する一対の EAP 支持プレート 2104 及び 2106 を含む。支持プレート 2104 及び 2106 はそれぞれ、横方向に拡張端部 2112 及び真直端部 2118 を含む構造部材 2110 (例えば、硬質ポリマーや金属) を含む。拡張端部 2112 は、第 1 のフレームグランド 2116 の対応する大きさの凹部 2114 内に保持され、真直端部 2118 は第 2 のフレームグランド 2120 内にスライド可能に受容される。長手方向に膨張する EAP ラミネート 2122 が、支持プレート 2104 及び 2106 のそれぞれの外面を覆っている。関節運動接合部 2100 が一側に関節運動すると、発射バー 2108 が関節運動した長手方向の軸 2124 を超えて支持プレート 2106 に接触する。支持プレートによる横方向の支持により、発射バー 2108 が関節運動接合部 2100 から逸脱するのが防止され、かつ/または関節運動に必要な力が小さいより柔軟な発射バー 2108 の製造が可能になる。加えて、各支持プレート 2104 および 2106 の EAP ラミネート 2122 を必要に応じて作動させ、その両方の曲がり具合を制御し、発射バー 2108 のために両プレート間の所望の空間を維持することができる。真直端部 2118 が第 2 のフレームグランド部分 2120 内をスライドして、外側支持プレート 2106 よりも短い移動距離の内側支持プレート 2104 に対処する。EAP ラミネート 2122 を発射バー 2108 に接触しないように離して配置することにより、EAP ラミネート 2122 の磨耗を軽減できるなどの利点を得ることができる。

【0063】

図 46 に示されているように、外科器具 2202 の別の代替の関節運動接合部 2200 が、関節運動した時にひっかかり及び座屈を最小限にするために発射バー 2208 を横方向に支持する一対の EAP 支持プレート 2204 及び 2206 を含む。支持プレート 2204 及び 2206 はそれぞれ、第 1 の外側に湾曲端部 2212 及び第 2 の外側に湾曲端部 2218 を含む構造部材 2210 (例えば、金属など) を含む。第 1 の端部 2212 は、第 1 のフレームグランド 2216 の第 1 の内側に開口した凹部 2214 内に拘束されて長手方向に自由に移動でき、第 2 の端部 2218 は、第 2 のフレームグランド 2222 の第 2 の内側に開口した凹部 2220 内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。長手方向に膨張する EAP ラミネート 2224 が、それぞれの支持プレート 2204 及び 2206 の内面を覆っている。

【0064】

図 47 に示されているように、外科器具 2302 の更に別の代替の関節運動接合部 2300 が、関節運動した時にひっかかり及び座屈を最小限にするために発射バー 2308 を横方向に支持する一対の EAP 支持プレート 2304 及び 2306 を含む。支持プレート 2304 及び 2306 はそれぞれ、第 1 の外側に湾曲端部 2312 及び第 2 の外側に湾曲端部 2318 を含む構造部材 2410 (例えば、金属など) を含む。第 1 の端部 2312 は、第 1 のフレームグランド 2316 の内側に開口したスロット 2314 に固定され、第 2 の端部 2318 は、第 2 のフレームグランド 2322 の内側に開口した凹部 2320 内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。長手方向に膨張する EAP ラミネート 2324 が、それぞれの支持プレート 2304 及び 2306 の内面を覆っている。一対の圧縮ばね 2326 及び 2328 が、内側に開口した凹部 2320 内で長手方向に整合しており、それぞれの支持プレート 2304 及び 2306 の第 2 の外側に湾曲端部 2318 をその中立位置にくるように付勢している。

【0065】

図48に示されているように、外科器具2402の別の代替の関節運動接合部2400が、関節運動した時にひかかり及び座屈を最小限にするために発射バー2408を横方向に支持する一对のEAP支持プレート2404及び2406を含む。支持プレート2404及び2406はそれぞれ、第1の外側に湾曲端部2412及び第2の外側に湾曲端部2418を含む構造部材2410（例えば、金属など）を含む。第1の端部2412は、第1のフレームグランド2416の第1の内側に開口した凹部2414内に拘束されて長手方向に自由に移動でき、第2の端部2418は、第2のフレームグランド2422の第2の内側に開口した凹部2420内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。長手方向に膨張するEAPラミネート2424が、それぞれの支持プレート2404及び2406の内面を覆っている。一对の圧縮ばね2426及び2428が、第1の内側に開口した凹部2414内に長手方向に整合しており、それぞれの支持プレート2404及び2406の第1の外側に湾曲端部2412をその中立位置に付勢している。別の一对の圧縮ばね2430及び2432が、第2の内側に開口した凹部2420内に長手方向に整合しており、それぞれの支持プレート2404及び2406の第2の外側に湾曲端部2418をその中立位置に付勢している。

10

【0066】

図49 - 図52に示されているように、外科器具2502の別の代替の関節運動接合部2500がEAP支持プレート2504及び2506を含む。EAP支持プレート2504及び2506は、基端側が基端フレームグランド2516に結合され、そして先端側が先端フレームグランド2518に結合され、関節運動フレームグランド2514の弾性フレーム本体2512のナイフスロット2510の発射バー2508の両側に配置されている。左EAPプレートアクチュエータ2520が、弾性フレーム本体2412に形成された左側の複数の横方向リブ2522を通過している。右EAPプレートアクチュエータ2524が、右側の複数の横方向リブ2526を通過している。EAPプレートアクチュエータ2520及び2524はそれぞれ、基端側が基端フレームグランド2516内に延び、内側プレート2530に取り付けられた外側EAPラミネート層2528を含み、電気エネルギーが供給されると作動して他側に向かって先端フレームグランド2518を曲げるように構成されている。弾性フレーム本体2512は、それぞれの支持プレート2504及び2506の基端側の外側に湾曲端部2534を保持する基端側の内側に開口した凹部2532を含む。それぞれの支持プレート2504及び2506の先端真直端部2536により、図51に示されているように、ナイフスロット2510からスライドして外れ、関節運動の移動距離の変化を対処することができる。

20

30

【0067】

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。

【0068】

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、

細長いシャフトと、

前記エンドエフェクタと前記細長いシャフトの先端部との間に取り付けられた関節運動接合部と、

電気信号に応答して前記関節運動接合部を関節運動させる、前記関節運動接合部内に配置された電気アクチュエータと、

前記電気信号を生成するように機能的に構成された制御回路を含む、前記細長いシャフトの基端部に取り付けられたハンドル部分とを含むことを特徴とする外科器具。

(2) 前記電気アクチュエータが電気活性ポリマー(EAP)アクチュエータを含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

(3) 前記電気活性ポリマーアクチュエータが、前記関節運動接合部に対して反対に作

40

50

用する一対のEAPファイバークチュエータを含むことを特徴とする実施態様(2)に記載の外科器具。

(4)前記電気活性ポリマークチュエータが、前記関節接合部に対して反対に作用する一対のEAPプレートアクチュエータを含むことを特徴とする実施態様(2)に記載の外科器具。

(5)前記細長いシャフトが、前記ハンドル部分に取り付けられた基端フレーム部分及び前記基端フレーム部分に回転可能に取り付けられた先端フレーム部分を含むフレーム組立体を含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

【0069】

(6)前記関節運動接合部が関節運動固定機構を更に含み、その関節運動固定機構が、前記エンドエフェクタに取り付けられた基端側に延出した係合面と、
長手方向の移動のために前記基端フレーム部分に取り付けられた固定部材と、
前記基端フレーム組立体と前記固定部材との間に取り付けられ、前記係合面に係合するように前記固定部材を付勢する弾性部材と、

前記ハンドル部分に取り付けられ、前記固定部材を引き戻すように結合された使用者作動部材とを含むことを特徴とする実施態様(5)に記載の外科器具。

(7)前記エンドエフェクタが下側ジョー及び回転可能に取り付けられた上側ジョーを含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

(8)前記エンドエフェクタが更に、発射バーによって作動されるステープル止め/切断機構を含み、

前記ハンドル部分が、前記発射バーの基端側に取り付けられ、前記発射バーを長手方向に発射運動させるように機能的に構成されており、

前記細長いシャフト及び関節運動接合部が更に、関節運動した前記関節運動接合部を通る前記発射バーを支持する発射バーガイドを含むことを特徴とする実施態様(7)に記載の外科器具。

(9)前記下側ジョーが、ステープルカートリッジを受容する細長い溝を含み、
前記回転可能に取り付けられた上側ジョーが、ステープル形成面を提供するアンビルを含むことを特徴とする実施態様(8)に記載の外科器具。

(10)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前記下側ジョーが前記フレーム組立体の先端部に回転可能に取り付けられており、

前記ハンドル部分が、閉止運動を前記閉止スリーブ組立体に長手方向に結合す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前記上側ジョーを回転させるためにその上側ジョーの係合していることを特徴とする実施態様(7)に記載の外科器具。

【0070】

(11)前記閉止スリーブ組立体が更に、前記アンビルに係合した先端閉止チューブ部分、及び前記ハンドル部分に結合した基端閉止チューブ部分を含み、

前記閉止スリーブ組立体の前記マルチピボット接合部が、上部及び下部ダブルピボットリンクを含み、前記各ダブルピボットリンクがそれぞれ、2つの端部のそれぞれで、前記先端閉止チューブ部分及び前記基端閉止チューブ部分に回転可能に取り付けられていることを特徴とする実施態様(10)に記載の外科器具。

(12)前記閉止スリーブ組立体の前記マルチピボット接合部が、先端円柱部材、その先端円柱部材に取り付けられた可撓性閉止接合部、及びその可撓性閉止接合部に取り付けられた基端円柱部材を含むことを特徴とする実施態様(10)に記載の外科器具。

(13)前記可撓性閉止接合部が、弾性部材から形成された円柱スリーブを含み、列を成した左右の垂直スリットを含むことを特徴とする実施態様(12)に記載の外科器具。

(14)外科器具であって、
フレーム組立体、及び取り囲んで長手方向にスライド可能に受容する閉止スリーブ組

10

20

30

40

50

体を含む細長いシャフトと、

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対してステープ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含むステープル止め組立体と、

前記細長い溝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転可能に取り付けられた基端フレーム部分を含む、前記フレーム組立体に形成された関節運動接合部と、

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

前記関節運動接合部に連結され、前記電気信号に応答して前記ステープル止め組立体の関節運動を行う電気活性ポリマーアクチュエータとを含むことを特徴とする外科器具。

10

(15) 前記細長いシャフトが更に、前記関節運動接合部を覆い、上側ジョーを回転させるために先端側がその上側ジョーに係合した、長手方向にスライド可能に受容する前記閉止スリーブ組立体のマルチピボット接合部を含み、

前記ハンドル部分が、前記閉止スリーブ組立体を移動させて前記上側ジョーを開閉できるように機能的に構成されていることを特徴とする実施態様(14)に記載の外科器具。

【0071】

(16) 外科器具であって、

エンドエフェクタと、

細長いシャフトと、

20

前記エンドエフェクタと前記細長いシャフトの先端部との間に取り付けられた関節運動接合部と、

前記関節運動接合部を電氣的に作動させるための手段とを含むことを特徴とする外科器具。

(17) 前記関節運動接合部が、前記細長いシャフトの長手方向の軸に対して弧状に前記エンドエフェクタを支持するための手段を含むことを特徴とする実施態様(16)に記載の外科器具。

(18) 前記エンドエフェクタが更に、発射バーによって作動されるステープル止め/切断組立体を含み、

前記ハンドル部分が、前記発射バーの基端側に取り付けられ、前記発射バーを長手方向に発射運動させるように機能的に構成されており、

30

前記細長いシャフト及び前記関節運動接合部が更に、関節運動した前記関節運動接合部を通る前記発射バーを支持する発射バーガイドを含むことを特徴とする実施態様(16)に記載の外科器具。

(19) 下側ジョーが、ステープルカートリッジを受容する細長い溝を含み、

回転可能に取り付けられた上側ジョーが、ステープル形成面を提供するアンビルを含むことを特徴とする実施態様(18)に記載の外科器具。

(20) 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転可能に取り付けられており、

40

前記ハンドル部分が、閉止運動を前記閉止スリーブ組立体に長手方向に結合す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転させるためにその上側ジョーに係合していることを特徴とする実施態様(16)に記載の外科器具。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【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(EAP)複合材の斜視図である。

50

【図 3】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。

【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、及び閉じたステーブ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 の閉止したステーブル止め組立体及び 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。

10

【図 8】図 6 のステーブル止め組立体及び 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 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】一对の 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 に沿って見た断面図である。

20

【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ブ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ピルの基端位置の開口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。

30

【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。

【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。

40

【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図である。

【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

50

線 2 5 - 2 5 に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の断面図である。

【図 2 6】接合部を関節運動させる E A P ファイバークチュエータの取付け部を示す図 2 4 の線 2 6 - 2 6 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ウンドの断面図である。

【図 2 7】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 2 4 の線 2 7 - 2 7 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ウンドの断面図である。

【図 2 8】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 E A P ファイバークチュエータを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ウンドの上部回動タブと先端フレームグラウンドの上部回動タングとの接触面に沿って見た断面図である。

10

【図 2 9】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ウンドを横断する断面図である。

【図 3 0】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ウ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図である。

【図 3 1】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 3 0 のシングルピボット関節運動接合部の断面図である。

20

【図 3 2】先端フレームグラウ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 E A P 関節運動固定機構にエネルギーを供給する前の基端フレームグラウンドの上部回動タブの上面に沿って見た図 3 0 のシングルピボット関節運動接合部の断面図である。

【図 3 3】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 3 1 のシングルピボット関節運動接合部の断面図である。

【図 3 4】可撓性関節運動フレームグラウンドを関節運動させる 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 3 5】左側に関節運動した図 3 4 の外科器具の平面図である。

30

【図 3 6】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 3 4 の関節運動フレームグラウンドの右前方からの斜視図である。

【図 3 7】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 3 4 の関節運動フレームグラウンドの平面図である。

【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ウンドの断面図である。

【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ウンドの断面図である。

【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ウンドの断面図である。

40

【図 4 1】複数の E A P ファイバー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ウンド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ウンドの断面図である。

【図 4 3】1 つのスライド可能な端部を備えた内側に作動する E A P プレートアクチュエータの支持プレートによって有利に横方向に発射バーが案内された外科器具の関節運動接合部を縦断する発射バーの長手方向の断面図である。

【図 4 4】図 4 3 の外科器具の関節運動した関節運動接合部を縦断する発射バーの長手方向の断面図である。

50

【図４５】１つの端部がスライド可能である外側に作動するＥＡＰプレートアクチュエータの支持プレートによって有利に横方向に発射バーが案内された外科器具の関節運動した関節運動接合部を縦断する発射バーの長手方向の断面図である。

【図４６】拘束されているが長手方向に移動できるフック型の端部を有する外側に作動するＥＡＰ支持プレートによって有利に横方向に発射バーが案内される外科器具の関節運動接合部を縦断する発射バーの長手方向の断面図である。

【図４７】一端がフックで固定され他端がばねによって長手方向に拘束された外側に作動するＥＡＰ支持プレートによって有利に横方向に発射バーが案内された外科器具の関節運動接合部を縦断する発射バーの長手方向の断面図である。

【図４８】両端がばねに長手方向に拘束された外側に作動するＥＡＰ支持プレートによって有利に横方向に発射バーが案内された外科器具の関節運動接合部を縦断する発射バーの長手方向の断面図である。

10

【図４９】図４５または図４６のＥＡＰ支持プレートを含む可撓性関節運動接合部の平面図である。

【図５０】図４９の線４９－４９に沿って見た可撓性関節運動接合部の断面図である。

【図５１】左側に関節運動した図４９の可撓性関節運動接合部の平面図である。

【図５２】図４５または図４６のＥＡＰ支持プレート並びに左右のＥＡＰプレート関節運動アクチュエータを含む可撓性関節運動接合部の右前方からの斜視図である。

【符号の説明】

【００７３】

20

１０ 外科用切断／ステーブル止め器具

１２ ステーブル止め組立体

１４ ハンドル

１６ シャフト

１８ ステーブル溝

２０ ステーブルカートリッジ

２２ アンビル

３０ 回転ノブ

３２ 関節運動接合部

３４ 関節運動制御スイッチ

30

３６ ＥＡＰアクチュエータ

３８ 電源

４０ 閉止トリガー

４２ ピストルグリップ

４４ 発射トリガー

４６ 引き戻しレバー

４８ 閉止解除ボタン

１００ ラミネートＥＡＰ複合材

１０２ プレート陽極層

１０４ ＥＡＰ層

40

１０６ イオンセル層

１０８ プレート陰極層

１１０ 接着層

１２０ ＥＡＰプレートアクチュエータ

１４０ 収縮ＥＡＰファイバーアクチュエータ

１４２ プラチナ陰極ワイヤ

１４４、１５０ エンドキャップ

１４６ 円柱キャビティ

１４８ プラスチック円柱壁

１５２ 収縮ポリマーファイバー

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	上部回動タング	
2 4 8	下部回動タング	
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	上部タング	
5 1 6	下部タング	
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	基端フレームグラント	
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	基端フレームグラント	
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	基端フレームグラント	
6 0 8	タング	
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	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	
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	上部タング	
7 1 6	下部タング	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 2	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	上部回転タブ	20
9 1 6	下部回転タブ	
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	
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	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	回転ノブ	50

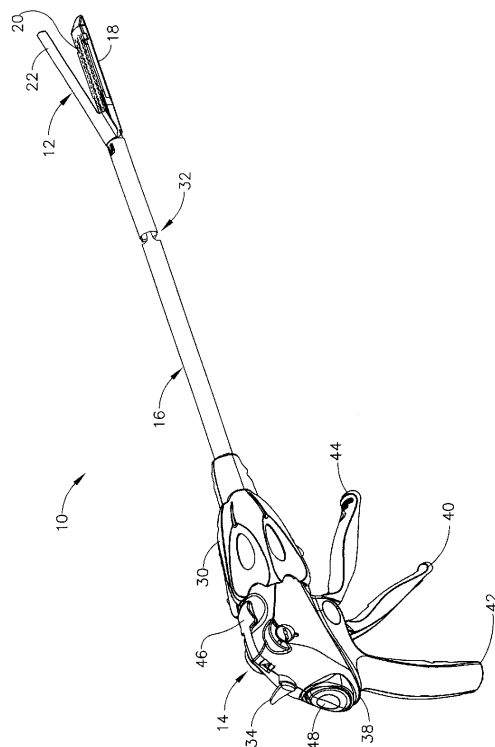
1 2 4 0	基端フレームグラント	
1 2 4 2	関節運動フレームグラント	
1 2 4 4	先端フレームグラント	
1 3 0 0	E A P 作動システム	
1 3 0 2、1 3 0 4	E A P プレートアクチュエータ	
1 3 0 6、1 3 0 8	矩形アクチュエータ凹部	
1 3 1 0	弾性フレーム本体	
1 3 1 2	矩形ナイフスロット	
1 3 1 4	発射バー	
1 3 2 0	長手方向バンド	10
1 3 2 2、1 3 2 4	垂直凹部	
1 3 2 6	矩形貫通孔	
1 3 2 8	横ギャップ	
1 3 3 0	リブ	
1 3 3 2	内部壁	
1 3 3 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	
2 0 0 0、2 1 0 0、2 2 0 0、2 3 0 0、2 4 0 0	関節運動接合部	
2 0 0 2、2 1 0 2、2 2 0 2、2 3 0 2、2 4 0 2	外科器具	
2 0 0 4、2 1 0 4、2 2 0 4、2 3 0 4、2 4 0 4	左 E A P 支持プレート	
2 0 0 6、2 1 0 6、2 2 0 6、2 3 0 6、2 4 0 6	右 E A P 支持プレート	
2 0 0 8、2 2 0 8、2 3 0 8、2 4 0 8	発射バー	
2 0 1 0、2 1 1 0、2 2 1 0、2 3 1 0、2 4 1 0	構造部材	
2 0 1 2、2 1 1 2	拡張端部	
2 0 1 4、2 1 1 4、2 2 1 4	凹部	
2 0 1 6、2 1 1 6、2 2 1 6、2 3 1 6、2 4 1 6	第 1 のフレームグラント	50

2018、2118	真直端部
2020、2120	第2のフレームグランド
2022、2122、2224、2324、2424	EAPラミネート
2212、2218、2312、2318、2412、2418	湾曲端部
2214、2220、2320、2414、2420	内側に開口した凹部
2222、2322、2422	第2のフレームグランド
2314	スロット
2326、2328、2430、2432	圧縮ばね
2500	関節運動接合部
2502	外科器具
2504、2506	EAP支持プレート
2508	発射バー
2510	ナイフスロット
2512	弾性フレーム本体
2516	基端フレームグランド
2518	先端フレームグランド
2520	左EAPプレートアクチュエータ
2524	右EAPプレートアクチュエータ
2526	リブ
2528	外側EAPラミネート層
2530	内側プレート
2532	凹部
2534	湾曲端部
2536	真直端部

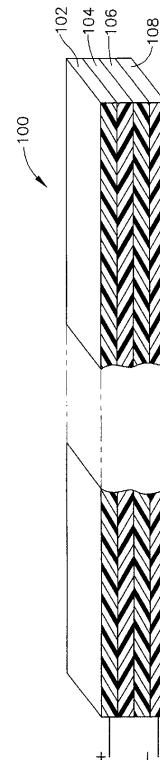
10

20

【図1】



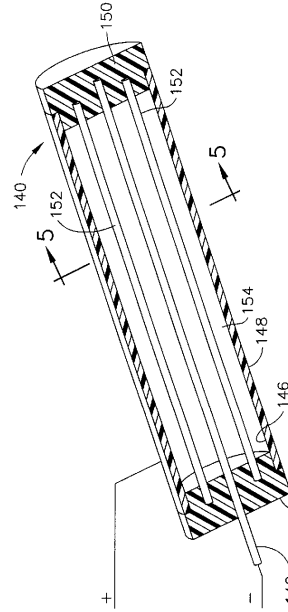
【図2】



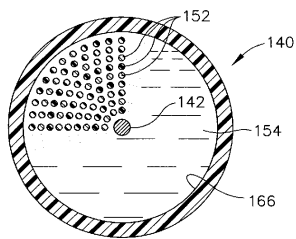
【図 3】



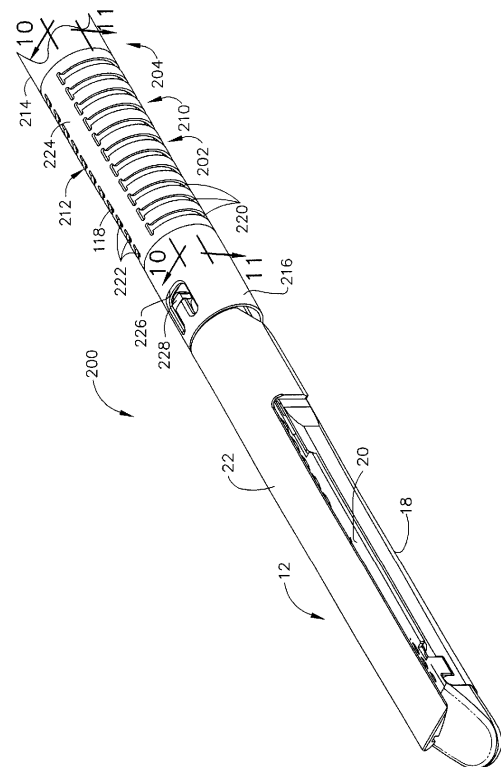
【図 4】



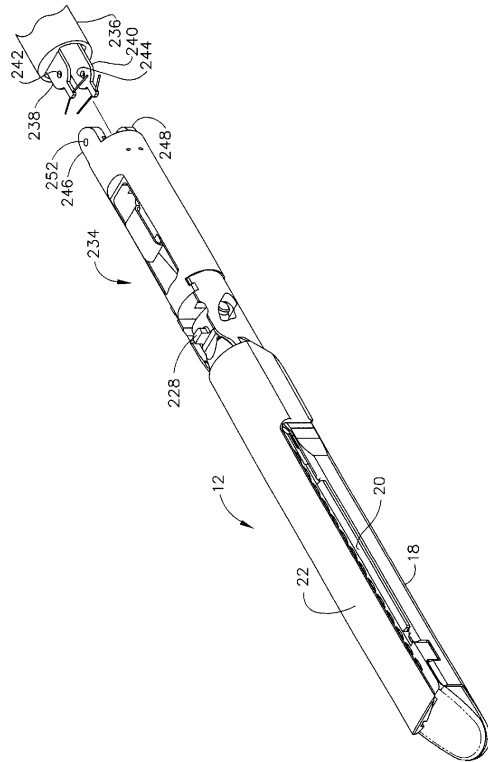
【図 5】



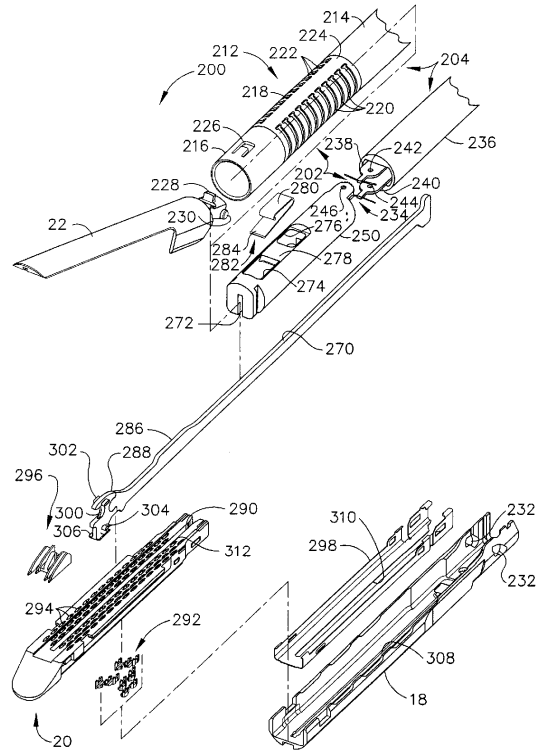
【図 6】



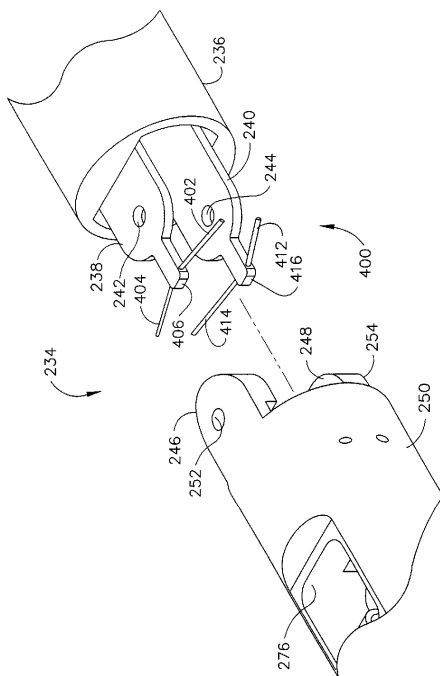
【図 7】



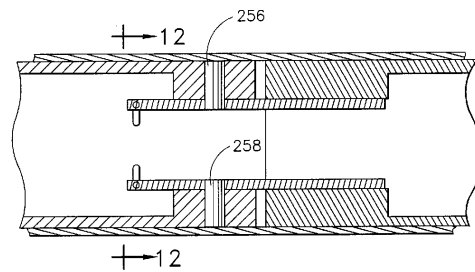
【図 8】



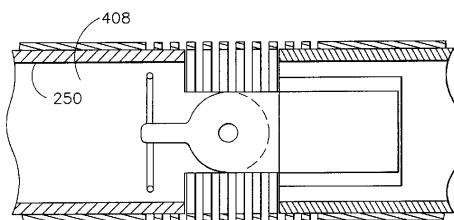
【図 9】



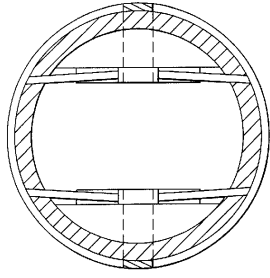
【図 10】



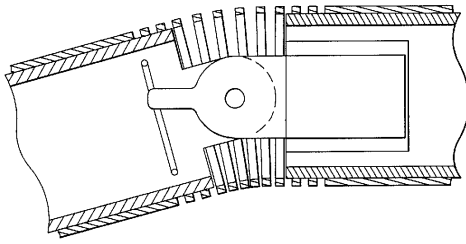
【図 11】



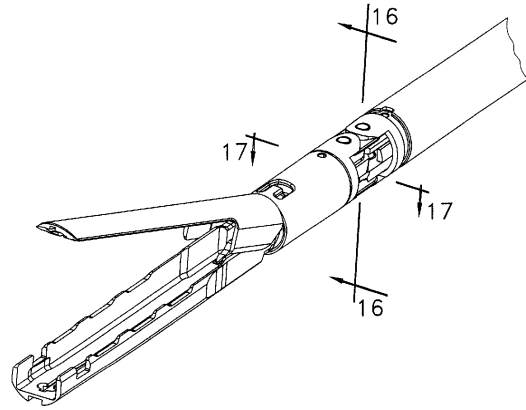
【図 12】



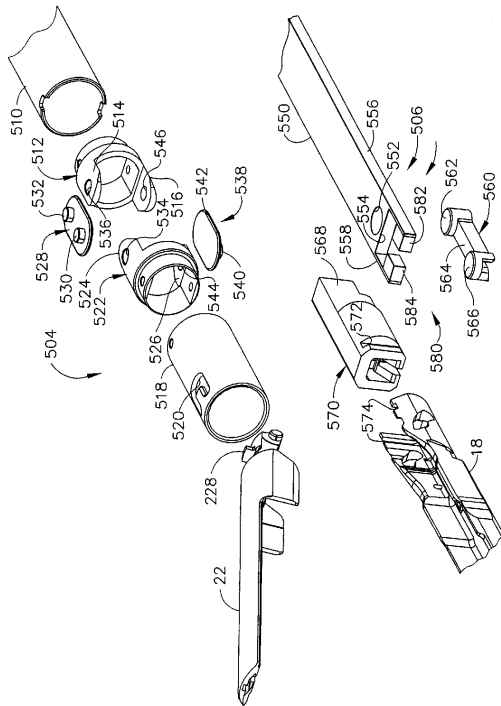
【図 13】



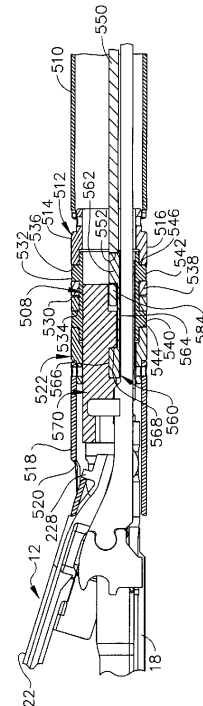
【図 14】



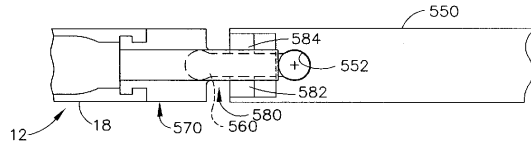
【図 15】



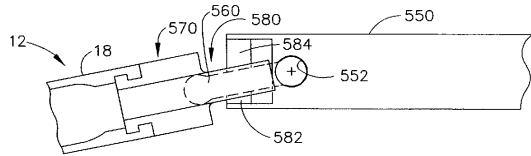
【図 16】



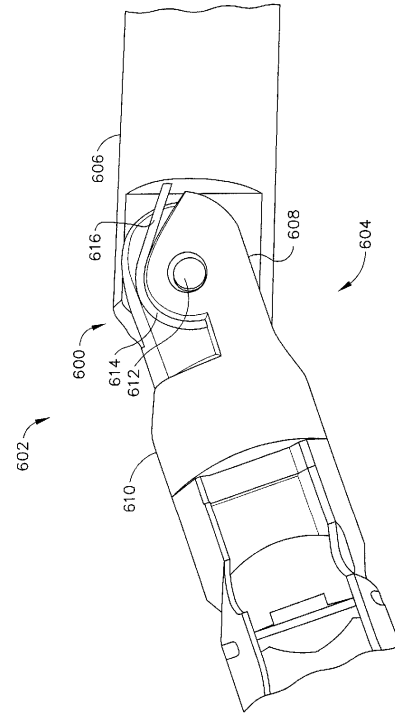
【図 17】



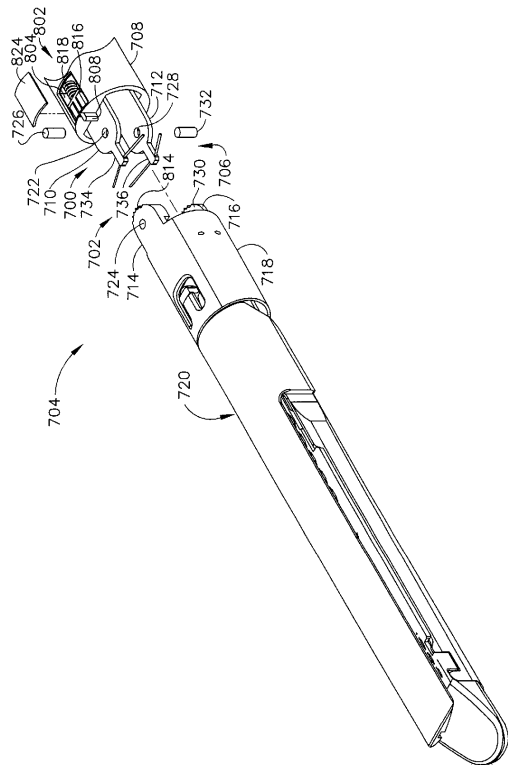
【図 18】



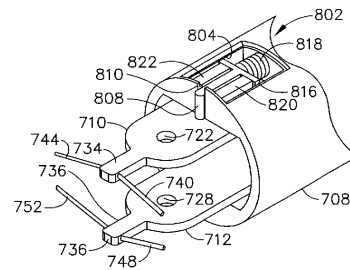
【図 19】



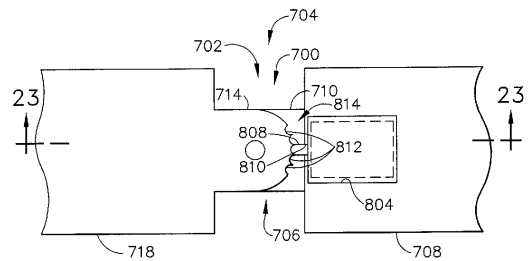
【図 20】



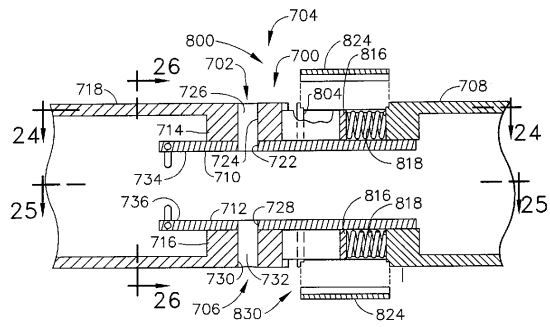
【図 21】



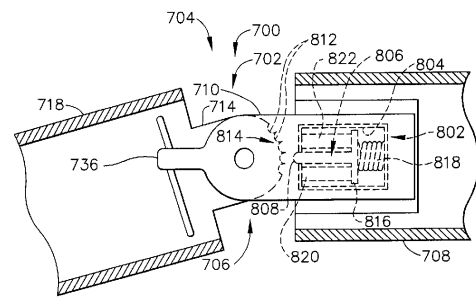
【図 22】



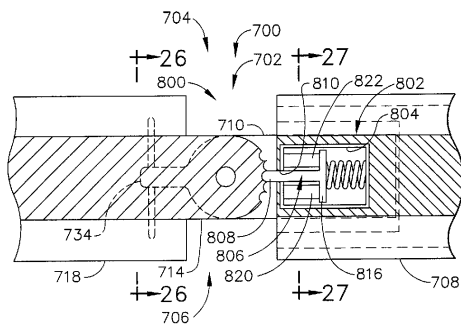
【図 23】



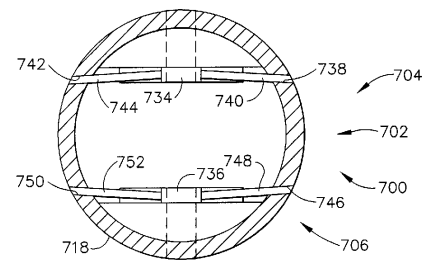
【図 25】



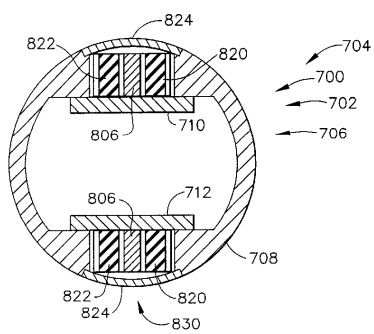
【図 24】



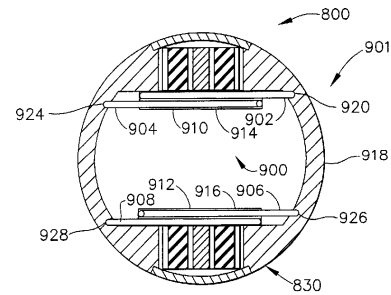
【図 26】



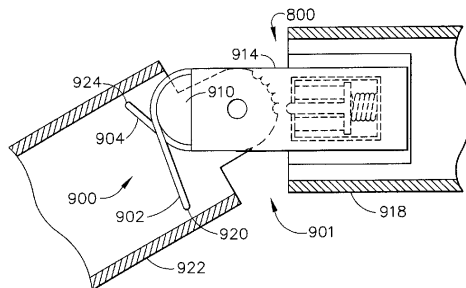
【図 27】



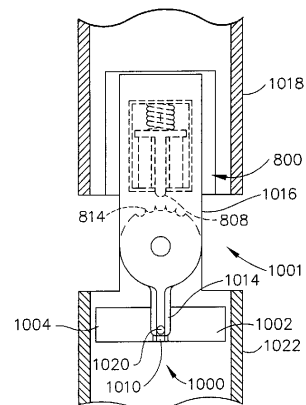
【図 29】



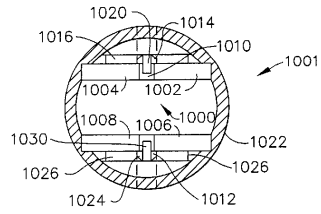
【図 28】



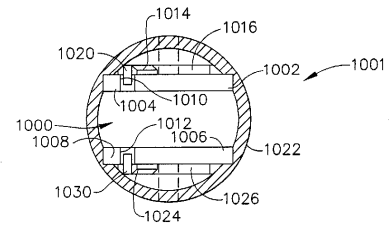
【図 30】



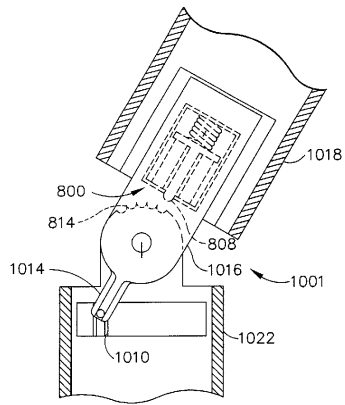
【図 3 1】



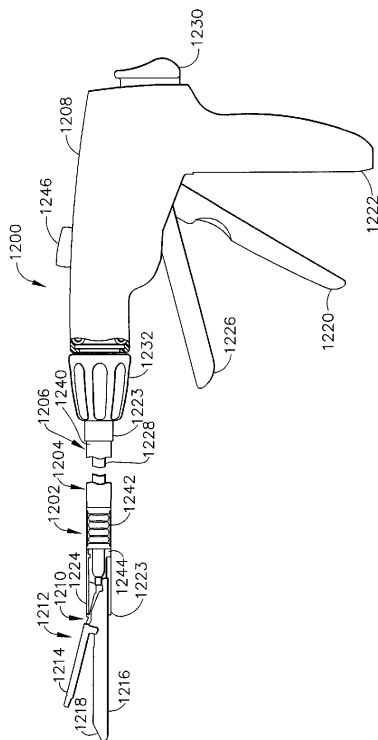
【図 3 3】



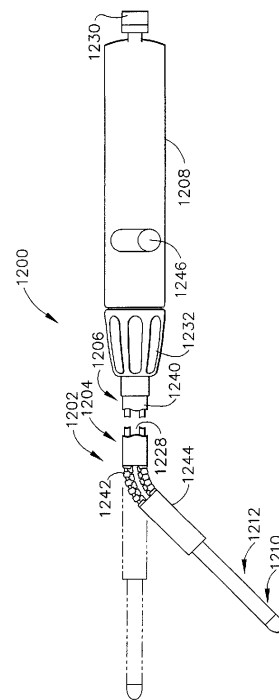
【図 3 2】



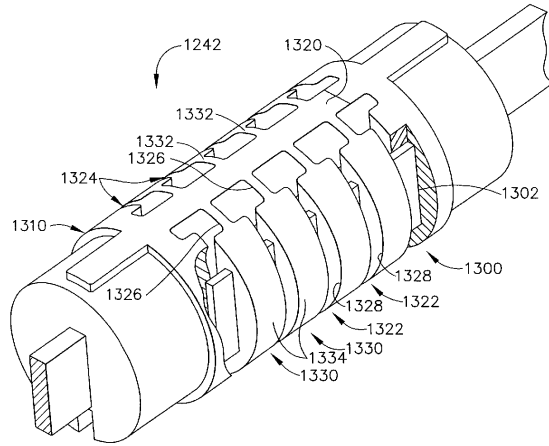
【図 3 4】



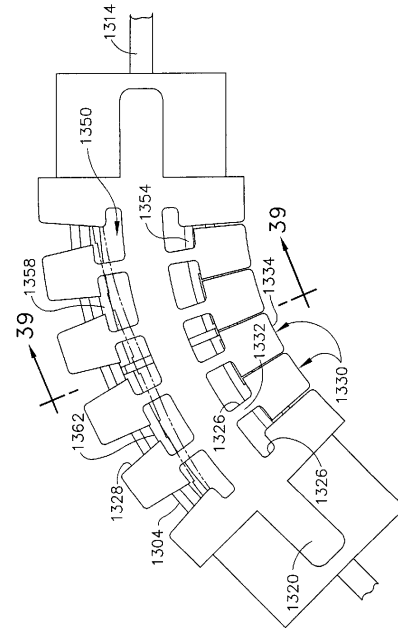
【図 3 5】



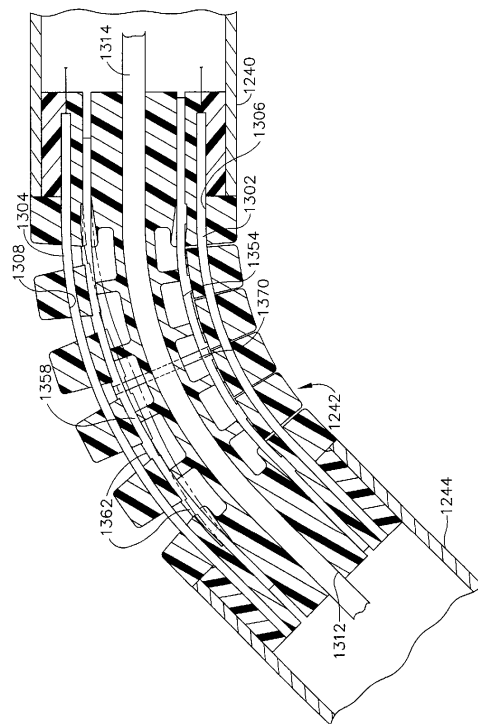
【図 3 6】



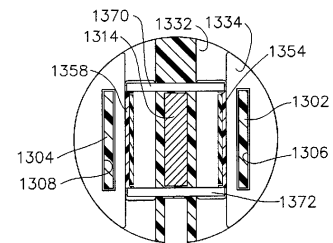
【図 3 7】



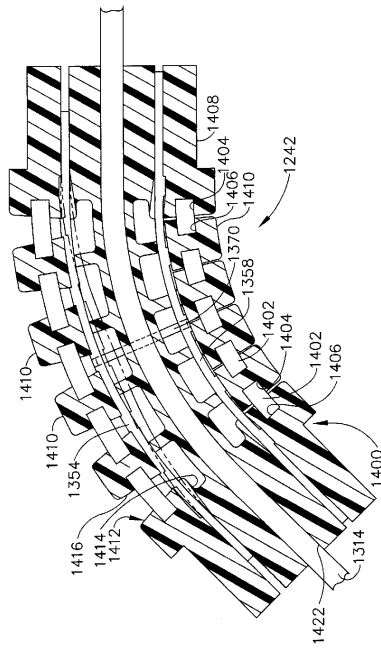
【図 3 8】



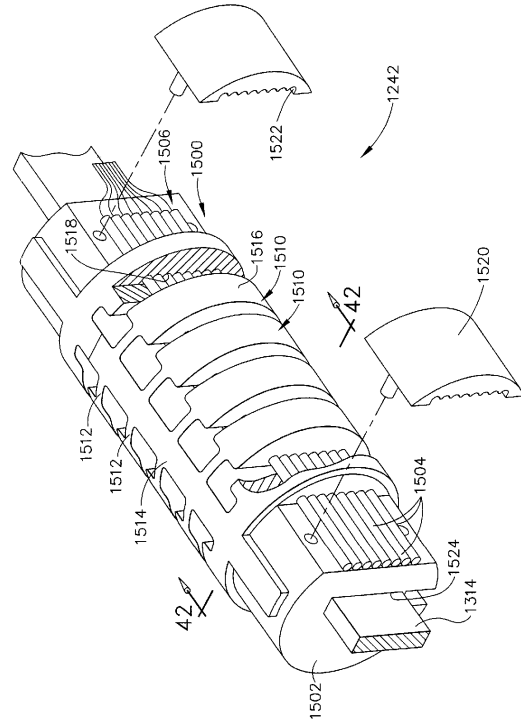
【図 3 9】



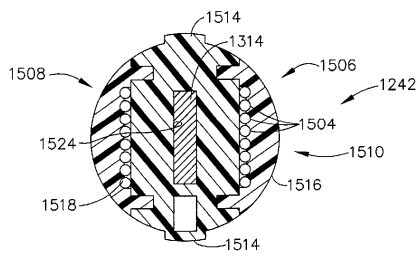
【図 40】



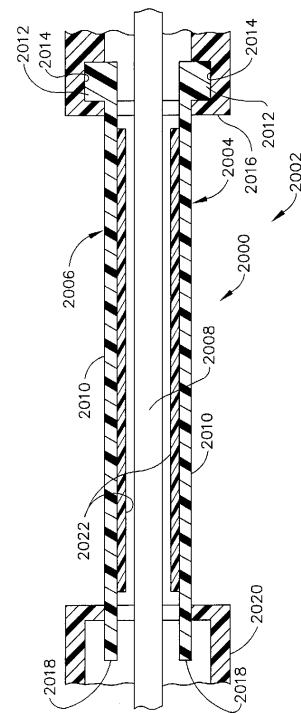
【図 41】



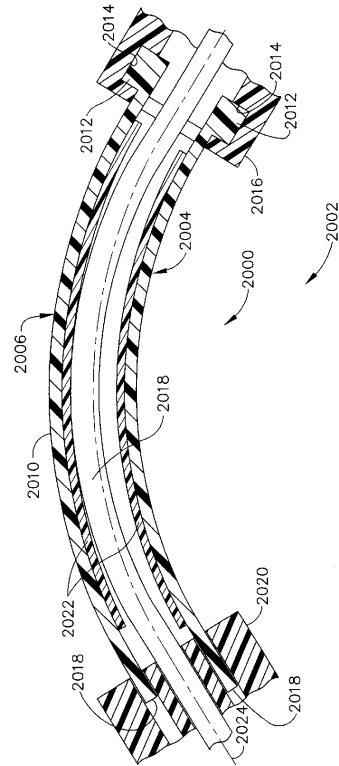
【図 42】



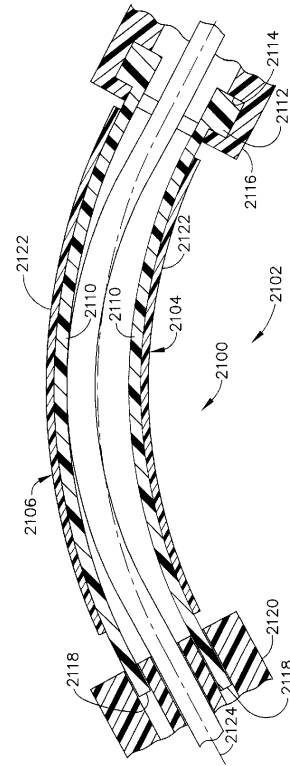
【図 43】



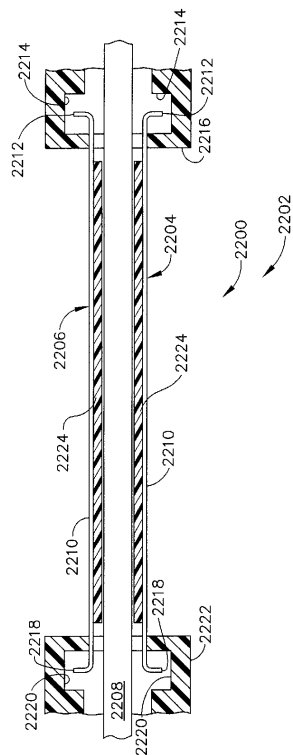
【図 4 4】



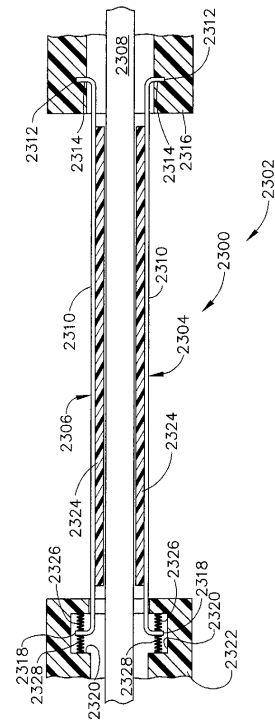
【図 4 5】



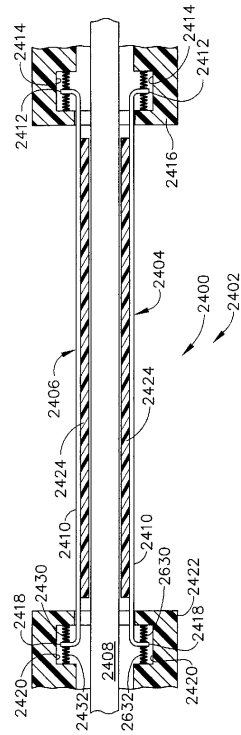
【図 4 6】



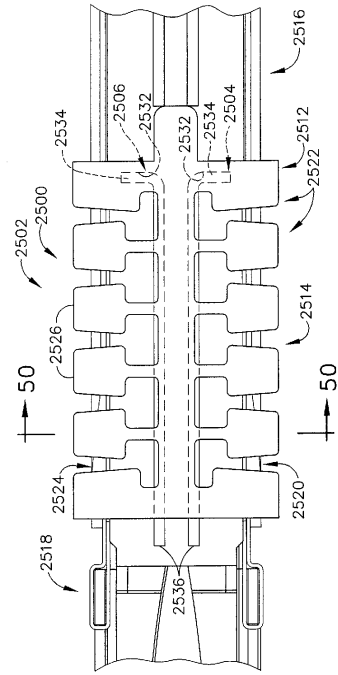
【図 4 7】



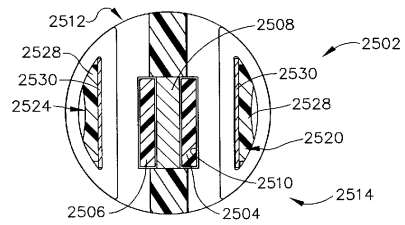
【図 48】



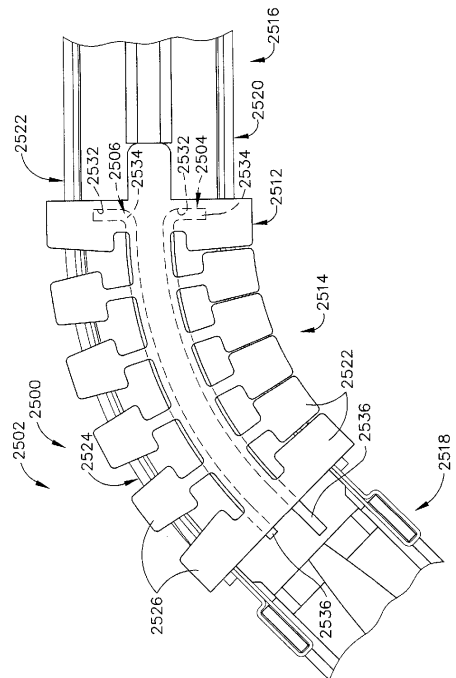
【図 49】



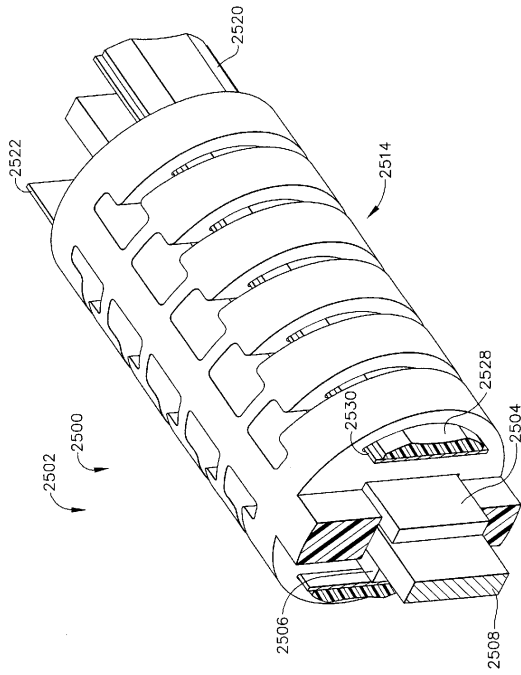
【図 50】



【図 51】



【図 52】



フロントページの続き

審査官 二階堂 恭弘

(56)参考文献 米国特許出願公開第2003/0065358(US,A1)
米国特許出願公開第2003/0069474(US,A1)
米国特許第5673840(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 17/068
A61B 17/28

专利名称(译)	手术器械包括电动关节运动机构		
公开(公告)号	JP4850449B2	公开(公告)日	2012-01-11
申请号	JP2005216940	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	A61B17/068 A61B17/28		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B17/29 A61B2017/00017 A61B2017/00398 A61B2017/00871 A61B2017/2927 A61B2017/2946		
FI分类号	A61B17/10.320 A61B17/28.310 A61B17/068 A61B17/072 A61B17/28		
F-TERM分类号	4C060/CC02 4C060/CC09 4C060/CC29 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN14 4C160/NN15		
优先权	60/591694 2004-07-28 US 11/082495 2005-03-17 US		
其他公开文献	JP2006034974A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供具有关节运动机构的关节运动手术器械，该关节运动机构需要较少的机械机构来穿过关节运动手术器械的轴。一种特别适用于内窥镜的手术器械，包括细长轴上的铰接机构，包括用于远程铰接末端执行器的电活性聚合物（EAP）致动器阐明最终效应器。点域1

【 1 】

