

(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2006-34982

(P2006-34982A)

(43) 公開日 平成18年2月9日(2006.2.9)

(51) Int.Cl.

A61B 17/072 (2006.01)

F I

A61B 17/10 310

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L 外国語出願 (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2005-217121 (P2005-217121)
 (22) 出願日 平成17年7月27日 (2005.7.27)
 (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 11/083,740
 (32) 優先日 平成17年3月18日 (2005.3.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100123434
 弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

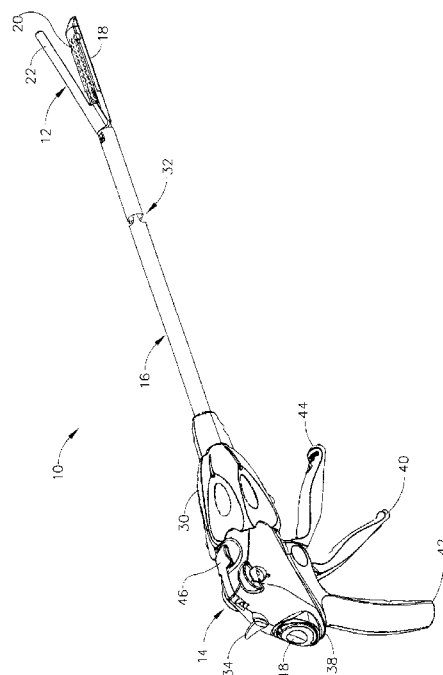
(54) 【発明の名称】 関節運動接合部を通る電気活性ポリマー作動発射バートラックを含む外科用ステープル止め器具

(57) 【要約】

【課題】 関節運動接合部を通る発射バーを支持する改良された関節運動外科器具を提供すること。

【解決手段】 発射バーによって作動されるエンドエフェクタ（例えば、ステープル止め及び切断）を関節運動させるために用いられる特に内視鏡に適した外科用ステープル止め器具。細長いシャフト内の関節運動機構は、発射バーが逸脱することなく十分に拘束され、過度の摩擦や引掛かりが起らずに案内されるように発射バーを横方向に支持する電氣的に作動されるポリマー（EAP）アクチュエータを含む。従って、エンドエフェクタが関節運動した場合に必要な発射の力を過度に大きくしないで効果的な一定の発射動作を達成することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具であって、

関節運動支持信号を生成するように機能的に構成された関節運動制御回路、及び長手方向に移動する発射バーを有する発射機構を含むハンドル部分と、

前記ハンドル部分に取り付けられた、前記発射バーを受容する発射バーガイドスロットを含む細長いシャフトと、

前記細長いシャフトの先端側に取り付けられた、前記発射バーの先端部によって作動されるエンドエフェクタと、

前記細長いシャフトを前記エンドエフェクタに結合する、前記細長いシャフトを介して前記関節運動支持信号を受け取る関節運動接合部と、 10

前記関節運動支持信号に応答して選択された横方向に関節運動させるために寸法を調節する、前記発射バーの両側の前記関節運動接合部に配置された一对の電気活性ポリマー支持部材とを含むことを特徴とする外科器具。

【請求項 2】

関節運動の内側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して収縮することを特徴とする請求項 1 に記載の外科器具。

【請求項 3】

関節運動の外側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して伸長することを特徴とする請求項 1 に記載の外科器具。 20

【請求項 4】

前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、前記関節運動支持信号に応答して横方向に撓む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 5】

前記関節運動接合部の基端部分及び先端部分の選択された一方が、前記発射バーガイドスロットに連通したフレーム凹部を含み、

前記各電気活性ポリマープレートアクチュエータが、前記フレーム凹部内に受容された外側湾曲端部を有する硬質基材、及び前記関節運動支持信号に応答して曲がる前記硬質基材の一侧に取り付けられた電気活性ポリマ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。 30

【請求項 6】

更に、前記硬質基材の前記外側湾曲端部と前記フレーム凹部の壁部との間に長手方向に挿入された弾性部材を含むことを特徴とする請求項 5 に記載の外科器具。

【請求項 7】

前記電気活性ポリマーアクチュエータが、前記発射バーに近接した前記硬質基材の内面に取り付けられていることを特徴とする請求項 5 に記載の外科器具。

【請求項 8】

前記硬質基材の内面が前記発射バーに近接しており、前記電気活性ポリマーアクチュエータが前記硬質基材の外面に取り付けられていることを特徴とする請求項 5 に記載の外科器具。 40

【請求項 9】

前記関節運動接合部が、前記細長いシャフトに取り付けられた基端部分及び前記エンドエフェクタに取り付けられた先端部分を含み、

前記基端部分が、前記先端部分に対して関節運動するように取り付けられており、

電気活性ポリマーアクチュエータが、前記基端部分及び前記先端部分のそれぞれに取り付けられ、前記関節運動支持信号に応答して関節運動を起こすように機能的に構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の外科器具。

【請求項 10】

前記関節運動接合部が、前記先端部分に回動可能に取り付けられた前記基端部分を含む 50

ことを特徴とする請求項 9 に記載の外科器具。

【請求項 1 1】

前記関節運動接合部が、それぞれ長手方向に収縮しない可撓性の材料から形成された上部バンド及び下部バンドと、複数の左垂直リブ及び複数の右垂直リブを含み、

前記各バンドが、前記基端部分と前記基端部分との間に取り付けられており、

前記複数の左右の垂直リブのそれぞれが、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取り付けられていることを特徴とする請求項 9 に記載の外科器具。

【請求項 1 2】

関節運動の内側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して収縮することを特徴とする請求項 9 に記載の外科器具。

10

【請求項 1 3】

関節運動の外側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して伸長することを特徴とする請求項 9 に記載の外科器具。

【請求項 1 4】

前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、前記関節運動支持信号に応答して横方向に撓む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を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の外科器具。

【請求項 1 5】

前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、長手方向部分、両端部の外側湾曲端部、内側電気活性ポリマーアクチュエータ、及び外側電気活性ポリマーアクチュエータを含み

20

、
前記両端部の外側湾曲端部がそれぞれ、前記関節運動接合部の前記基端部分内及び前記先端部分内に拘束されており、

前記内側及び外側電気活性ポリマーアクチュエータのそれぞれが、前記外側湾曲端部の選択された一方の長手方向両側に配置され、長手方向に伸長するように構成されており、

前記関節運動接合部の前記基端部分及び前記先端部分のそれぞれが、前記内側及び外側電気活性ポリマーアクチュエータと前記湾曲端部の選択された一方を受容する内側に開口した凹部を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の外科器具。

【請求項 1 6】

前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、第 2 の対の内側電気活性ポリマーアクチュエータ及び外側電気活性ポリマーアクチュエータを含み、

30

これらの電気活性ポリマーアクチュエータがそれぞれ、前記外側湾曲端部の他方の長手方向両側に配置され、長手方向に伸長するように構成されており、

前記関節運動接合部の前記基端部分及び前記先端部分のそれぞれが、前記第 2 の対の内側及び前記外側電気活性ポリマーアクチュエータと前記湾曲端部の他方を受容する内側に開口した凹部を含み、

前記関節運動制御回路が、選択された前記電気活性ポリマー支持部材の両方の外側電気活性ポリマーアクチュエータを作動させて伸長させたり、その両方の内側ポリマーアクチュエータを作動させて収縮させることが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請求項 1 5 に記載の外科器具。

40

【請求項 1 7】

外科器具であって、

関節運動支持信号を生成するように機能的に構成された関節運動制御回路を含むハンドル部分と、

前記ハンドル部分に取り付けられた細長いシャフト、

前記細長いシャフトの先端側に取り付けられたエンドエフェクタと、

前記細長いシャフトを前記エンドエフェクタに結合する、前記細長いシャフトを介して前記関節運動支持信号を受け取る関節運動接合部と、

前記関節運動接合部の両側面に配置された一对の電気活性ポリマー支持部材とを含み、

前記各電気活性ポリマー支持部材の一端が前記関節運動接合部内に長手方向に拘束され

50

、他端がスライド可能に受容されており、

前記各電気活性ポリマー支持部材が、前記細長いシャフトの長手方向の軸に対して整合し横方向にずれており、かつ前記関節運動支持信号に応答して横方向に曲がることを特徴とする外科器具。

【請求項 18】

外科器具であって、

関節運動支持信号を生成するように機能的に構成された関節運動制御回路を含むハンドル部分と、

前記ハンドル部分に取り付けられた細長いシャフト、

前記細長いシャフトの先端側に取り付けられたエンドエフェクタと、

前記細長いシャフトを前記エンドエフェクタに結合する、前記細長いシャフトを介して前記関節運動支持信号を受け取る関節運動接合部と、

前記関節運動接合部の両側面に配置された一对の電気活性ポリマー支持部材とを含み、

前記各電気活性ポリマー支持部材の両端が、前記関節運動接合部内に長手方向に拘束されており、

前記各電気活性ポリマー支持部材が、前記細長いシャフトの長手方向の軸に対して整合し横方向にずれており、かつ前記関節運動支持信号に応答して選択的に伸長または収縮することを特徴とする外科器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【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。

【0002】

本願は、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、2003年7月9日出願のウェールズ (Wales) らによる米国特許出願第10/615, 971号 (名称「発射バーを支持するための関節運動接合部支持プレートを有する外科用ステープル止め器具 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING ARTICULATION JOINT SUPPORT PLATE FOR SUPPORTING FIRING BAR)」) の一部継続出願である。

【背景技術】

【0003】

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。

【0004】

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。

【0005】

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

10

20

30

40

50

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。

【0006】

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。

10

【0007】

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。

20

【0008】

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。

30

【0009】

前記した米国特許出願第10/615,971号に、回動する関節運動接合部を通る発射バーを案内する支持プレートが開示されている。支持プレート的一端または両端の弾性構造或いはばね構造が、内側支持プレートと外側支持プレートとの弧の長さの差を補償し、両プレート間の距離を維持して曲がるのを防止する。従って、発射機構を作動させるのに必要な力が増大するなどの性能の低下を招くことなく発射バーの逸脱が防止される。

40

【0010】

一般に知られている方法でも、外科用ステープル止め／切断器具の関節運動接合部を通る発射バーを良好に支持することができるが、その性能を更に上げるのが望ましい。

【特許文献1】米国特許第5,465,895号明細書

【特許文献2】米国特許第5,673,840号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

50

従って、関節運動接合部を通る発射バーを支持する改良された関節運動外科器具が強く要望されている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、従来技術の上記した欠点及び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シャフトを備えた外科器具を提供する。一对の電気活性ポリマー（EAP）支持部材が、シャフトの関節運動接合部に配置され、シャフトを介して送られる電気信号に応答する。それぞれのEAP支持部材は、関節運動接合部の長手方向の軸に対して整合し横方向にずれている。EAP支持部材を選択的に作動させて、長手方向の寸法を変更して関節運動を助けることができる。

10

【0013】

本発明の一態様では、外科器具は、細長いシャフト内を移動する発射部材によって作動されるエンドエフェクタを含む。EAP支持部材が発射バーの両側に位置し、発射バーが関節運動接合部を通る時にその間を通過する。外側のEAP支持部材に対して関節運動する内側のEAP支持部材の弧の長さを変更することにより、間隔を維持して引掛かりなく発射バーを効果的に案内することができる。

【0014】

本発明の別の態様では、外科器具の関節運動シャフトが、関節運動の際に、長手方向に整合し横方向にずれた一对のEAP支持部材によって維持される。EAP支持部材は、一端が長手方向に拘束され、他端がスライド可能に受容されている。EAP支持部材は、関節運動を助けるために作動して曲がるように構成されている。

20

【0015】

本発明の別の態様では、外科器具の関節運動シャフトが、関節運動の際に、両端が関節運動接合部の基端部及び先端部のそれぞれに拘束された、長手方向に整合し横方向にずれた一对のEAP支持部材によって維持される。EAP支持部材は、関節運動を助けるために作動して長手方向の長さを変更するように構成されている。

【0016】

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

【発明の効果】

30

【0017】

関節運動接合部を通る発射バーを支持する改良され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】

【0018】

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。

【0019】

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

40

【0020】

ステープル止め組立体12の正確な配置及び方向合わせは、ハンドル14での調節によって容易に行うことができる。具体的には、回動ノブ30により、シャフト16をその長軸を中心に回動させてステープル止め組立体12を回動させる。弧状にステープル組立体

50

12を回動させることができるシャフト16の関節運動接合部32で更なる位置合わせが可能である。具体的には、ステープル止め組立体12がシャフト16の長軸から弧状に曲がり、これにより臓器の後側に配置したり、ステープル止め組立体12の後側に内視鏡（不図示）などの他の器具を配置することができる。このような関節運動は、ハンドル14の関節運動制御スイッチ34によって有利に行うことができる。この関節運動制御スイッチ34は、電気信号を関節運動接合部32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。

【0021】

組織がステープル止め組立体12の中に配置されたら、外科医は、ピストルグリップ42 10
2に向かって閉止トリガー40を基端側に引いてアンビル22を閉じることができる。このようにして組織をクランプしたら、外科医は、先端側の発射トリガー44を握って、これを基端側に引いてステープル止め組立体12を作動させることができる。ある適用例では、この動作が1回の発射ストロークで行われ、別の適用例では、この動作が複数の発射ストロークで行われる。発射動作は、少なくとも2列のステープルをステープル止めすると同時にその間の組織を切断する。

【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を後ろ側に引いて引き戻しを行うことができる。発射構成要素が引き戻されたら、外科医が閉止トリガー40をピストルグリップ42 20
2に向かって後ろ側に少し引き、閉止解除ボタン48を押し、次いで閉止トリガー40を解放し、切断された組織の2つのステープル止めされた端部をステープル止め組立体12から解放して、ステープル止め組立体12のクランプを解除して開くことができる。

【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プル止め組立体12のアンビル22に平行に位置し、トリガー40及び44がハンドル14の底部に垂直方向に整合すると表現できるように図面に対して垂直方向及び水平方向などの空間を示す用語を用いることを理解されたい。しかしながら、実際には、外科器具10は、様々な角度に配置することができ、このような空間を示す用語が外科器具10に対して 30
用いられる。更に、ハンドル14の後側にいる外科医が自分から離れた先端側にエンドエフェクタ12を配置するなどのように外科医の遠近を説明するために「基端側」を用いる。

【0024】

図1に示されているステープル止め組立体12では、2つの異なった運動をシャフト16を介してシャフトフレーム（図1には示されていないが図7に詳細に示されている）に伝達し、組織をクランプし、ステープル止めし、組織を切断することができる。このシャフトフレーム組立体は、シャフト14の基端側に取り付けられ、回動ノブ30と共に回動できるよう結合されている。図1の外科用ステープル止め／切断器具10に用いられるマルチストロークハンドル14の例が、スウェイズ（Swayze）及びシェルトン（Shelton）による同時係属中の自己の米国特許出願第10／674, 026号（名称「マルチストローク発射位置表示器及び引き戻し機構を含む外科用ステープル止め器具（SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTISTROKE FIRING POSITION INDICATOR AND RETRACTION MECHANISM）」、及びケビン・ドール（Kevin Doll）、ジェフリー S. スウェイズ（Jeffrey S. Swayze）、フレデリック E. シェルトン4世（Frederick E. Shelton IV）、ダグラス・ホフマン（Douglas Hoffman）、及びマイケル E. セッツァー（Michael E. Setser）による2005年2月7日出願の米国特許出願第11／052, 632号（名称「発射運動の引き戻しが自動で終了するマルチストローク発射機構を含む外科用ステープル止め器具（SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTI-STROKE FIRING MECHANISM WITH AUTOMATIC END OF FIRING TRAVEL RETRACTION）」）に開示されている。これ 50
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) による米国特許出願第10/441,632号 (名称「閉止システム及と発射システムを別々に有する外科用ステープル止め器具 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS)」) に開示されているような発射シングルストロークを含むこともできる。

10

【0026】

電気活性ポリマー

電気活性ポリマー (EAPs) は、電圧が加えられると形状が変化する導電物質がドーブされた一連のポリマーである。要するに、この導電ポリマーを、一定の形態のイオン流体またはゲル及び電極と組み合わせることができる。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1V～4kVの範囲である。電圧が加えられると、ある種のEAPsは収縮し、別のEAPsは膨張する。EAPsをばねや可撓性プレートなどの機械手段に組み合わせて、電圧を加えてこれらを変形させることができる。

20

【0027】

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

30

【0028】

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

40

【0029】

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

【0030】

EAPアクチュエータは通常、互いに協働する複数の層、またはファイバーバンドルからなる。EAPの機械的構造により、EAPアクチュエータ及びその運動性が決まる。EAPは、1つの中心電極を覆う細長いストランドに形成することができる。可撓性外側ス

50

リーブが、アクチュエータ用の別の電極を形成し、装置の動作に必要なイオン流体を含むことができる。この構造では、電極に電界が加えられると、EAPのストランドが収縮する。このようなEAPアクチュエータの構造はファイバーEAPアクチュエータと呼ばれる。同様に、ラミネート構造は、単に積層したり、また可撓性プレートの一側の複数の層に配置して性能を上げることができる。一般的なファイバー構造は、有効伸び率が2%~4%であり、一般的なラミネート構造は、相当高い電圧の使用により20%~30%の伸び率を有する。

【0031】

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。例えば、ラミネートEAP複合材100は、EAPの構造によって一側の層が膨張または収縮して、作動されていない層に対して曲がるように別々に作動させることができる。別の例では、ばね鋼、樹脂、またはポリマーなどの非EAP基材が、ラミネートEAP複合材100に取り付けられる。従って、伸長するように構成されたラミネートEAP複合材100により、非EAP基材をラミネートEAP複合材100から離れる方向に曲げることができる。収縮するように構成されたラミネートEAP複合材100により、非EAP基材をラミネートEAP複合材100に向かう方向に曲げることができる。非EAP基材の両側にラミネートEAP複合材100を設けて、何れかの方法にそれぞれ曲げることができる。

【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 の長さに沿って曲がることのできるため、関節運動する可撓性の閉止／回動フレーム関節接合部 210 のシングルピボットフレーム組立体 234 を覆って受容することができる。

10

20

30

40

50

【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ウンド 236 を含む。上部及び下部回動タブ 238 及び 240 はそれぞれ、上部及び下部回動ピンホール 242 及び 244 を有する。上部及び下部回動タンク 246 及び 248 がそれぞれ、先端フレームグラウンド 250 から基端側に延出した上部及び下部回動ピンホール 252 及び 254 を有し、基端フレームグラウンド 236 に回動可能に係合する。具体的には、垂直方向に整合した上部回動ピンホール 242 及び 252 と下部回動ピンホール 244 及び 254 がそれぞれ、上部及び下部フレーム回動ピン 256 及び 258 (図 10) によって係合する。

【0036】

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、基端フレームグラウンド 218、可撓性閉止／回動フレーム関節運動接合部 210、及び先端フレームグラウンド 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。先端フレームグラウンド 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応答して発射バー 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。

【0037】

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。

【0038】

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「ツープース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。

【0039】

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EAPファイバークチュエータ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ファイバークチュエータ402及び404の外側端部が、先端フレームグランド250の内径410の左右上部の横取付け点406及び408に取り付けられている。同様に、左右の下部EAPファイバークチュエータ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ド250の内径410の左右下部の横取付け点418及び420にそれぞれ取り付けられている。取付け点406、408、418、及び420は、図示されているように、図12の先端フレームグランド250を貫通している。左取付け点406及び418は、図9の先端フレームグランド250の外部に示されている。図13、特に上下の右EAPファイバークチュエータ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ド240の右側に近づき、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、垂直方向に列を成した右側の垂直スリット222が拡張する。

【0040】

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

【0041】

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、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、上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 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。

【0042】

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口した回動凹部 5 5 4 の基端側の中心に回動ピンホール 5 5 2 を含む。ドッグボーン型リンク 5 6 0 が、基端フレームグラウンド 5 5 0 の回動ピンホール 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 との間で回動する中心バー 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ウンド 5 7 0 の下部基端孔 5 6 8 内に固

10

【0043】

EAP 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 EAP 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 EAP 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 EAP 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 が回動し、これによりステープル止め組立体 1 2 が左側に回動し、左 EAP スタックアクチュエータ 5 8 2 が受動的に圧迫される。

【0044】

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 EAP 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。基端フレームグラウンド 6 0 6 が、先端フレームグラウンド 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 EAP ファイバーアクチュエータ 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 EAP ファイバーアクチュエータ 6 1 6 は、プーリー 6 1 4 の形状に一致し、基端フレームグラウンド 6 0 6 内に伸びている。収縮 EAP ファイバーアクチュエータ 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。EAP 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。

20

30

【0045】

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、EAP 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ウンド 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ウンド 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 EAP ファイバーアクチュエータ 7 4 0 によって先端フレームグラウンド 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 EAP ファイバーアクチュエータ 7 4 4 によって先端フレームグラウンド 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 EAP ファイバーアクチュエータ 7 4 8 によって先端フレームグラウンド 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

40

50

な右下部 E A P ファイバーアクチュエータ 7 5 2 によって先端フレームグランド 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。

【0046】

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。

【0047】

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ド 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ド 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 1 4 の最も近い歯車の谷 8 1 2 に係合している。固定ボルト 8 0 6 の基端側はクロスプレート 8 1 6 で終わっている。クロスプレート 8 1 6 は、基端側に位置する圧縮ばね 8 1 8 の付勢と、左右の上部 E A P スタックアクチュエータ 8 2 0 及び 8 2 2 の付勢により矩形の上部固定凹部 8 0 4 内を長手方向にスライドする。左右の E A P スタックアクチュエータ 8 2 0 及び 8 2 2 は、作動して長手方向に膨張し、圧縮ばね 8 1 8 を圧縮して固定ボルト 8 0 6 を基端側に移動させ、これにより固定チップ 8 0 8 を歯車部分 8 1 4 から係合解除して、関節運動接合部 7 0 2 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 8 2 4 により上部固定凹部 8 0 4 を閉止することができる。

【0048】

図 2 3 に示されているように、上部固定機構 8 0 0 と同一の下部 E A P 作動関節運動固定機構 8 3 0 が下部回動タング 7 1 6 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 7 2 0 と回動関節運動接合部 7 0 2 （図 2 0 - 図 2 4）を外科部位に挿入する。通常は E A P 固定機構 8 0 0 及び 8 3 0 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 7 0 8 に取り付けられた固定チップ 8 0 8 が先端フレームグランド 7 1 8 の歯車部分 8 1 4 に係合し、シングルピボットフレーム組立体 7 0 6 が固定される。所望に応じて、E A P スタックアクチュエータ 8 2 0 及び 8 2 2 にエネルギーを供給して長手方向に伸長させ、E A P 関節運動固定機構 8 0 0 及び 8 3 0 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 E A P ファイバーアクチュエータ 7 4 4 及び 7 5 2 を収縮させるなどして関節運動接合部 7 0 2 を関節運動させてエンドエフェクタ 7 2 0 を左側に回動させ（図 2 5）、固定チップ 8 0 8 を別の歯車の谷 8 1 2 に合わせ、エネルギー供給の停止で E A P 関節運動固定機構 8 0 0 により外科器具 7 0 4 の関節運動の状態が固定される。

【0050】

図 2 8 - 図 2 9 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 9 0 1 に用いる代替の E A P 関節運動システム 9 0 0 が、上記した E A P 関節運動固定機構 8 0 0 と共に用いられる。基端フレームグランド 9 1 8 の上下の回動タブ 9 1 4 及び 9 1 6 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 9 1 0 及び 9 1 2 が形成されており、上下の対になった左右 E A P ファイバーアクチュエータ 9 0 2、9 0 4、9 0 6、及び 9 0 8 が長くなっている。先端フレームグランド 9 2 2 の左上部取付け点 9 2 0 が右上部取付け点 9 2 4 よりもわずかに高い位置にある。左下部取付け点 9 2 6 もまた、右下部取付け

点 9 2 8 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 9 1 0 及び 9 1 2 をそれぞれ取り囲む上下の左 E A P ファイバーアクチュエータ 9 0 2 及び 9 0 6 が、上下の右 E A P ファイバーアクチュエータ 9 0 4 及び 9 0 8 よりも高いためである（図 2 9）。従って、所望の性能を得るために、モーメントアーム 9 1 0 及び 9 1 2 の長さ及び形状と共に長寸 E A P ファイバーアクチュエータ 9 0 2 - 9 0 8 を選択することができる。

【0051】

図 3 0 - 図 3 3 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 1 0 0 1 に用いる別の代替の E A P 関節運動システム 1 0 0 が、上記した E A P 関節運動固定機構 8 0 0 と共に用いられる。関節運動を行う E A P 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 E A P スタックアクチュエータ 1 0 0 2、1 0 0 4、1 0 0 6、及び 1 0 0 8 がそれぞれ対向し、上下の長手方向のトラック 1 0 1 0 及び 1 0 1 2 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 1 0 1 4 が、基端フレームグランド 1 0 1 8 の上部回転タブ 1 0 1 6 に取り付けられている。上部モーメントアーム 1 0 1 4 の先端部における上部の内側に向いたチップピン 1 0 2 0 が、上部の長手方向トラック 1 0 1 0 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 1 0 2 2 によって横方向に拘束された上部の左右 E A P スタックアクチュエータ 1 0 0 2 及び 1 0 1 4 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 1 0 2 4 が、基端フレームグランド 1 0 1 8 の下部回転タブ 1 0 2 6 に取り付けられている。上部モーメントアーム 1 0 2 4 の先端部における下部の内側に向いたチップピン 1 0 3 0 が、下部の長手方向トラック 1 0 1 2 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 1 0 2 2 によって横方向に拘束された下部の左右 E A P スタックアクチュエータ 1 0 0 6 及び 1 0 0 8 の異なった収縮及び膨張に応答する。

【0052】

図 3 0 及び図 3 1 に示されているように、E A P 関節運動固定機構 8 0 0 が作動して、関節運動のために固定チップ 8 0 8 が歯車部分 8 1 4 から係合解除される。図 3 2 及び図 3 3 に示されているように、上下の左 E A P スタックアクチュエータ 1 0 0 2 及び 1 0 0 6 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 1 0 1 0 及び 1 0 1 2 が横方向右側に移動し、上下の右 E A P スタックアクチュエータ 1 0 0 4 及び 1 0 0 8 が圧縮され、上下の内側に向いたチップピン 1 0 2 0 及び 1 0 3 0 による力に
30 応答して先端フレームグランド 1 0 2 2 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】

E A P 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 3 4 に示されているように、外科器具 1 2 0 0 が、E A P 作動関節運動接合部 1 2 0 2 を有利に含む。この E A P 作動関節運動接合部 1 2 0 2 は、ハンドル 1 2 0 8 からエンドエフェクタ 1 2 1 0 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 1 2 0 6 の関節運動フレーム組立体 1 2 0 4 と一体である。エンドエフェクタ 1 2 1 0 は、ステープル止め組立体 1 2 1 2 として示され、交換可能なステープルカートリッジ 1 2 1 8 を保持する細長い溝 1 2 1 6 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 1 2 1 4 を有する。ハンドル 1 2 0 8 は、ピストルグリップ 1 2 2 2 に向かって基端側に引いてアンビル 1 2 1 4 を閉止することができる閉止トリガー 1 2 2 0 を含む。閉止スリーブ組立体 1 2 2 3 または他の閉止手段（例えば、E A P 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 1 2 2 4 に作用して、アンビル 1 2 1 4 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 1 2 2 6 をピストルグリップ 1 2 2 2 に向かって引いて発射部材 1 2 2 8 を発射し、発射部材 1 2 2 8 を細長いシャフト 1 2 0 6 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プル止めを行うことができる。発射トリガー 1 2 2 6 を解放したら、閉止トリガー 1 2 2 0 を僅かに押すと同時に閉止解除ボタン 1 2 3 0 を押して、クランプ構成要素を解放し、閉止トリガー 1 2 2 0 を解放してアンビル 1 2 1 4 を開け
40
50

、ステープル止めされた切断組織を解放することができる。回動ノブ 1 2 3 2 により、細長いシャフト 1 2 0 6 の長軸を中心に選択的に回動させることができる。

【0054】

関節運動フレーム組立体 1 2 0 4 は、基端側がハンドル 1 2 0 8 に回動可能に取り付けられ、そして先端側が関節運動フレームグラウンド 1 2 4 2 に取り付けられた基端フレームグラウンド 1 2 4 0 を含む。関節運動フレームグラウンド 1 2 4 2 は、エンドエフェクタ 1 2 1 0 を支持する先端フレームグラウンド 1 2 4 4 に取り付けられている。ハンドル 1 2 0 8 の関節運動制御部 1 2 4 6 により、関節運動フレームグラウンド 1 2 4 2 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 3 5 に示されているように関節運動制御部 1 2 4 6 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 1 2 4 2 に対して適切な電気信号が送信される。関節運動制御部 1 2 4 6 が、関節運動フレームグラウンド 1 2 4 2 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。

10

【0055】

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ウンド 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。

20

【0056】

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ウンド 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。

30

40

【0057】

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ウンド 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

50

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。

【0058】

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。

【0059】

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。先端及び基端横カバー 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。

【0060】

発射バーのためのEAP支持プレート

図43 - 図54に示されているように、関節運動接合部の発射バーを支持する横方向に
対称な様々なタイプの対になった支持プレートが一般的である。加えて、本発明に従った
適用例は、長手方向に対称でない支持プレートに対して、図示した関節運動接合部の基端
部または先端部として端部を含むことができると考えられる。従って、1つの横方向に対
称な構成要素の接尾記号「a」及びその鏡像の構成要素の接尾記号「b」は右または左を
指定するものではない。

【0061】

図43に示されているように、外科器具2002の関節運動接合部2000が、関節運
動した時に引掛かり及び座屈を最小限にするために発射バー2008を横方向に支持する 10
一对のEAP支持プレート2004及び2006を含むそれぞれの構造部材2010a、
2010b（例えば、硬質ポリマーや金属）を含む。支持プレート2004及び2006
はそれぞれ、横方向の拡張端部2012a、2012b及び真直端部2018a、201
8bを含む。拡張端部2012a、2012bは、第1のフレームグランド2016の対
応する大きさの凹部2014a、2014b内に保持され、真直端部2018a、201
8bは、第2のフレームグランド2020内にスライド可能に受容される。長手方向に伸
長するEAPラミネート2022a、2022bが、支持プレート2004及び2006
のそれぞれの内面を覆っている。

【0062】

図44に示されているように、関節運動接合部2000が一側に関節運動すると、発射 20
バー2008が関節運動した長手方向の軸2024を超えて支持プレート2006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2008が関節運動接合部20
00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2008の製造が可能になる。加えて、それぞれの支持プレート2004及び20
06上のEAPラミネート2022a、2022b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2018a、2018b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2022b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。 30

【0063】

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、
関節運動した時に引掛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
持する一对の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
2110a、2110b（例えば、硬質ポリマーや金属）を含む。拡張端部2112a、
2112bは、第1のフレームグランド2116の対応する大きさの凹部2114a、2
114b内に保持され、真直端部2118a、2118bは第2のフレームグランド21
20内にスライド可能に受容される。長手方向に伸長するEAPラミネート2122a、
2122b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 40
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及び2106のEAPラミネート2122a、2122
bをそれぞれ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2118a、21
18b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21
06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21
22a、2122b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、 50

EAPラミネート2122a、2122bの磨耗を軽減できるなどの利点を得ることができる。

【0064】

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、関節運動した時に引掛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对の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の外側湾曲端部2212a、2212b及び第2の外側湾曲端部2218a、2218bを含む構造部材2210（例えば、金属など）を含む。第1の端部2212a、2212b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2214a、2214b内に拘束されて長手方向に自由に移動でき、第2の端部2218a、2218b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2220a、2220b内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。長手方向に伸長するEAPラミネート2224a、2224b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。

10

【0065】

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、関節運動した時に引掛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对の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の外側湾曲端部2312a、2312b及び第2の外側湾曲端部2318a、2318bを含む構造部材2310a、2310b（例えば、金属など）を含む。第1の端部2312a、2312b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2314a、2314bに固定され、第2の端部2318a、2318bは、第2のフレームグランド2322の内側に開口した凹部2320a、2320b内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。長手方向に伸長するEAPラミネート2324a、2324b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。一对の圧縮ばね2326a、2328aが、内側に開口した凹部2320a内で長手方向に整合しており、支持プレート2304の第2の外側湾曲端部2318aをその中立位置にくるように付勢している。同様に、一对の圧縮ばね2326b、2328bも、内側に開口した凹部2320b内で長手方向に整合しており、支持プレート2306の第2の外側湾曲端部2318bをその中立位置にくるように付勢している。

20

30

【0066】

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、関節運動した時に引掛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の外側湾曲端部2412a、2412b及び第2の外側湾曲端部2418a、2418bを含む構造部材2410a、2410b（例えば、金属など）を含む。第1の端部2412a、2412bは、第1のフレームグランド2416a、2416bの第1の内側に開口した凹部2414a、2414b内に拘束されて長手方向に自由に移動でき、第2の端部2418a、2418b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2420a、2420b内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。長手方向に伸長するEAPラミネート2424a、2424b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2426a - 2428a及び2426b - 2428bが、第1の内側に開口した凹部2414a、2414b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の外側湾曲端部2412a、2412bをその中立位置に付勢している。別の一对の圧縮ばね2430a - 2432a及び2430b - 2432bが、第2の内側に開口した凹部2420a、2420b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の外側湾曲端部2418a、2418bをその中立位置に付勢している。

40

【0067】

50

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2512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2530a、2530bに取り付けられた外側EAPラミネート層2528a、2528bをそれぞれ含み、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のそれぞれの基端側の外側湾曲端部2534a、2534b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2536a、2536b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できる。

【0068】

図53に示されているように、外科器具2602の別の代替の関節運動接合部2600が、関節運動した時に引掛かり及び座屈を最小限にするために発射バー2608を横方向に支持する一对のEAP支持プレート2604及び2606を含む。支持プレート2604及び2606はそれぞれ、第1の外側湾曲端部2612a、2612b及び第2の外側湾曲端部2618a、2618bを含む構造部材2610a、2610b（例えば、金属など）を含む。第1の外側湾曲端部2612a、2612bは、第1のフレームグランド2616の内側に開口した左右のスロット2614a、2614bに固定され、第2の端部2618a、2618bは、第2のフレームグランド2622の内側に開口した凹部2620a、2620b内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。

【0069】

長手方向に伸長する外側EAPラミネート2624a、2624bが、第2の外側湾曲端部2618a、2618bに対して内側に開口した凹部2620a、2620bのそれぞれの外側部分に配置されている。長手方向に伸長する内側EAPラミネート2625a、2625bが、第2の外側湾曲端部2618a、2618bの反対側に向かって内側に開口した凹部2620a、2620bのそれぞれの内側部分に配置されている。従って、長手方向に伸長する外側EAPラミネート2624a、2624bの一方を作動させて、対応する支持プレート2604または2606を伸長することができる。これとは逆に、長手方向に伸長する内側EAPラミネート2625a、2625bの一方を作動させて、対応する支持プレート2604または2606を収縮することができる。

【0070】

図54に示されているように、外科器具2702の別の代替の関節運動接合部2700が、関節運動した時に引掛かり及び座屈を最小限にするために発射バー2708を横方向に支持する一对のEAP支持プレート2704及び2706を含む。支持プレート2704及び2706はそれぞれ、第1の外側湾曲端部2712a、2712b及び第2の外側湾曲端部2718a、2718bを含む構造部材2710a、2710b（例えば、金属など）を含む。第1の外側湾曲端部2712a、2712bは、第1のフレームグランド2716の第1の内側に開口したスロット2714a、2714b内に拘束されて長手方向に自由に移動でき、第2の外側湾曲端部2718a、2718bは、第2のフレームグランド2722の第2の内側に開口した凹部2720a、2720b内に拘束されて長手方向に自由に移動できる。

【0071】

長手方向に伸長する外側EAPラミネート2724a、2724bが、第2の外側湾曲

端部 2718a、2718b に対して第 2 の内側に開口した凹部 2720a、2720b のそれぞれの外側部分に配置されている。長手方向に伸長する内側 EAP ラミネート 2726a、2726b が、第 2 の外側湾曲端部 2718a、2718b のそれぞれの反対側に向かって第 2 の内側に開口した凹部 2720a、2720b の内側部分に配置されている。支持プレート 2704 及び 2706 の有効な伸長または収縮を実質的に 2 倍にするために、別の長手方向に伸長する外側 EAP ラミネート 2734a、2734b が、第 1 の外側湾曲端部 2712a、2712b に対して第 1 の内側に開口した凹部 2714a、2714b のそれぞれの外側部分に配置されている。別の長手方向に伸長する内側 EAP ラミネート 2735a、2735b が、第 1 の外側湾曲端部 2712a、2712b のそれぞれの反対側に向かって第 1 の内側に開口した凹部 2720a、2720b の内側部分に配置されている。従って、長手方向に伸長する外側 EAP ラミネート 2724a 及び 2734a である第 1 の横方向の対を作動させ、次いで長手方向に伸長する外側 EAP ラミネート 2724b 及び 2734b である第 2 の横方向の対を作動させて、支持プレート 2706 を有効に伸長することができる。これとは逆に、長手方向に伸長する内側 EAP ラミネート 2726a 及び 2736a である第 1 の横方向の対を作動させ、次いで長手方向に伸長する内側 EAP ラミネート 2726b 及び 2736b である第 2 の横方向の対を作動させて、支持プレート 2706 を有効に収縮することができる。

10

【0072】

これらの各形態では、関節運動支持制御回路を用いて、一方または両方の EAP 支持プレートを作動させてその長手方向の長さを変更する、または長手方向の曲がり具合を有利に変更することができる。例えば、EAP 支持プレートの作動により、関節運動接合部を関節運動させ、かつ発射バーを支持し、これにより作動を維持することができる。別の例では、関節運動接合の関節運動は、作動している間すなわち迅速な発射動作の間（例えば、エンドエフェクタの閉止が検出された後、またはその指令の後）に、起動された関節運動支持制御回路を用いて機械的手段または電気的手段によって別々に行うのが好ましいであろう。

20

【0073】

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。

30

【0074】

例えば、例示された形態では手動操作外科器具が示されているが、本発明の態様を自動装置により配置及び制御される器具に組み込むことができることを理解されたい。従って、ハンドル部分は、固定具に取り付けられて安定した外側部分を含むことができる。

【0075】

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、

関節運動支持信号を生成するように機能的に構成された関節運動制御回路、及び長手方向に移動する発射バーを有する発射機構を含むハンドル部分と、

前記ハンドル部分に取り付けられた、前記発射バーを受容する発射バーガイドスロットを含む細長いシャフトと、

40

前記細長いシャフトの先端側に取り付けられた、前記発射バーの先端部によって作動されるエンドエフェクタと、

前記細長いシャフトを前記エンドエフェクタに結合する、前記細長いシャフトを介して前記関節運動支持信号を受け取る関節運動接合部と、

前記関節運動支持信号に応答して選択された横方向に関節運動させるために寸法を調節する、前記発射バーの両側の前記関節運動接合部に配置された一对の電気活性ポリマー支持部材とを含むことを特徴とする外科器具。

(2) 関節運動の内側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して収縮することを特徴とする実施態様 (1) に記載の外科

50

器具。

(3) 関節運動の外側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して伸長することの特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

(4) 前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、前記関節運動支持信号に応答して横方向に撓む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を含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の外科器具。

(5) 前記関節運動接合部の基端部分及び先端部分の選択された一方が、前記発射バーガイドスロットに連通したフレイム凹部を含み、

前記各電気活性ポリマープレートアクチュエータが、前記フレイム凹部内に受容された外側湾曲端部を有する硬質基材、及び前記関節運動支持信号に応答して曲がる前記硬質基材の一侧に取り付けられた電気活性ポリマーアクチュエータを含むことを特徴とする実施態様(4)に記載の外科器具。 10

【0076】

(6) 更に、前記硬質基材の前記外側湾曲端部と前記フレイム凹部の壁部との間に長手方向に挿入された弾性部材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) 前記電気活性ポリマーアクチュエータが、前記発射バーに近接した前記硬質基材の内面に取り付けられていることを特徴とする実施態様(5)に記載の外科器具。

(8) 前記硬質基材の内面が前記発射バーに近接しており、前記電気活性ポリマーアクチュエータが前記硬質基材の外面に取り付けられていることを特徴とする実施態様(5) 20
に記載の外科器具。

(9) 前記関節運動接合部が、前記細長いシャフトに取り付けられた基端部分及び前記エンドエフェクタに取り付けられた先端部分を含み、

前記基端部分が、前記先端部分に対して関節運動するように取り付けられており、

電気活性ポリマーアクチュエータが、前記基端部分及び前記先端部分のそれぞれに取り付けられ、前記関節運動支持信号に応答して関節運動を起こす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(1)に記載の外科器具。

(10) 前記関節運動接合部が、前記先端部分に回動可能に取り付けられた前記基端部分を含むことを特徴とする実施態様(9)に記載の外科器具。

【0077】

(11) 前記関節運動接合部が、それぞれ長手方向に収縮しない可撓性の材料から形成された上部バンド及び下部バンドと、複数の左垂直リブ及び複数の右垂直リブを含み、

前記各バンドが、前記基端部分と前記基端部分との間に取り付けられており、

前記複数の左右の垂直リブのそれぞれが、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取り付けられていることを特徴とする実施態様(9)に記載の外科器具。

(12) 関節運動の内側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して収縮することの特徴とする実施態様(9)に記載の外科器具。

(13) 関節運動の外側になる前記一对の電気活性ポリマー支持部材の選択された一方が前記関節運動支持信号に応答して伸長することの特徴とする実施態様(9)に記載の外科器具。 40

(14) 前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、前記関節運動支持信号に応答して横方向に撓む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を含むことを特徴とする実施態様(9)に記載の外科器具。

(15) 前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、長手方向部分、両端部の外側湾曲端部、内側電気活性ポリマーアクチュエータ、及び外側電気活性ポリマーアクチュエータを含み、

前記両端部の外側湾曲端部がそれぞれ、前記関節運動接合部の前記基端部分内及び前記先端部分内に拘束されており、

前記内側及び外側電気活性ポリマーアクチュエータのそれぞれが、前記外側湾曲端部の 50

選択された一方の長手方向両側に配置され、長手方向に伸長するように構成されており、
前記関節運動接合部の前記基端部分及び前記先端部分のそれぞれが、前記内側及び外側電気活性ポリマーアクチュエータと前記湾曲端部の選択された一方を受容する内側に開口した凹部を含むことを特徴とする実施態様（９）に記載の外科器具。

【００７８】

（１６）前記電気活性ポリマー支持部材のそれぞれが、第２の対の内側電気活性ポリマーアクチュエータ及び外側電気活性ポリマーアクチュエータを含み、

これらの電気活性ポリマーアクチュエータがそれぞれ、前記外側湾曲端部の他方の長手方向両側に配置され、長手方向に伸長するように構成されており、

前記関節運動接合部の前記基端部分及び前記先端部分のそれぞれが、前記第２の対の内側及び前記外側電気活性ポリマーアクチュエータと前記湾曲端部の他方を受容する内側に開口した凹部を含み、

前記関節運動制御回路が、選択された前記電気活性ポリマー支持部材の両方の外側電気活性ポリマーアクチュエータを作動させて伸長させたり、その両方の内側ポリマーアクチュエータを作動させて収縮させることが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（１５）に記載の外科器具。

（１７）外科器具であって、

関節運動支持信号を生成するように機能的に構成された関節運動制御回路を含むハンドル部分と、

前記ハンドル部分に取り付けられた細長いシャフト、

前記細長いシャフトの先端側に取り付けられたエンドエフェクタと、

前記細長いシャフトを前記エンドエフェクタに結合する、前記細長いシャフトを介して前記関節運動支持信号を受け取る関節運動接合部と、

前記関節運動接合部の両側面に配置された一对の電気活性ポリマー支持部材とを含み、

前記各電気活性ポリマー支持部材の一端が前記関節運動接合部内に長手方向に拘束され、他端がスライド可能に受容されており、

前記各電気活性ポリマー支持部材が、前記細長いシャフトの長手方向の軸に対して整合し横方向にずれており、かつ前記関節運動支持信号に応答して横方向に曲がることを特徴とする外科器具。

（１８）外科器具であって、

関節運動支持信号を生成するように機能的に構成された関節運動制御回路を含むハンドル部分と、

前記ハンドル部分に取り付けられた細長いシャフト、

前記細長いシャフトの先端側に取り付けられたエンドエフェクタと、

前記細長いシャフトを前記エンドエフェクタに結合する、前記細長いシャフトを介して前記関節運動支持信号を受け取る関節運動接合部と、

前記関節運動接合部の両側面に配置された一对の電気活性ポリマー支持部材とを含み、

前記各電気活性ポリマー支持部材の両端が、前記関節運動接合部内に長手方向に拘束されており、

前記各電気活性ポリマー支持部材が、前記細長いシャフトの長手方向の軸に対して整合し横方向にずれており、かつ前記関節運動支持信号に応答して選択的に伸長または収縮することを特徴とする外科器具。

【図面の簡単な説明】

【００７９】

【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。

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

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

図である。

【図 5】図 4 の収縮する 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斜視図である。 10

【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。

【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。 20

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

【図 14】エンドエフェクタのアンビル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。

【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。 30

【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。

【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。 40

【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図である。

【図 26】接合部を関節運動させる E A P ファイバーアクチュエータの取付け部を示す図 24 の線 26 - 26 に沿って見たシングルピボット関節運動機構の先端フレームグランド 50

の断面図である。

【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ウンドの断面図である。

【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 ファイバーア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。

【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 ファイバーア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ウンドを横断する断面図である。 10

【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 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図である。

【図 32】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 EAP 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 30 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 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図である。

【図 34】可撓性関節運動フレームグラウ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ウ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した状態の左 EAP 固定ストリップを示す、左側に関節運動した状態の図 34 の関節運動フレームグラウンドの平面図である。 30

【図 38】EAP プレートアクチュエータ及び EAP 固定ストリップを縦断する左側に関節運動した状態の図 34 の関節運動フレームグラウンドの断面図である。

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

【図 40】複数の EAP 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。

【図 41】複数の EAP 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ウンドの右方向からの部分組立分解斜視図である。 40

【図 42】図 41 の線 42 - 42 に沿って見た別の代替の関節運動フレームグラウンドの断面図である。

【図 43】1つのスライド可能な端部を備えた内側に作動する 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 44】図 43 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。

【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。 50

【図 4 6】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 E A P 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 4 7】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 E A P 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 8】両端がばねに長手方向に拘束された外側に作動する E A P 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 9】図 4 5 または図 4 6 の E A P 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。 10

【図 5 0】図 4 9 の線 4 9 - 4 9 に沿って見た可撓性関節運動接合部の断面図である。

【図 5 1】左側に関節運動した図 4 9 の可撓性関節運動接合部の平面図である。

【図 5 2】図 4 5 または図 4 6 の E A P 支持プレート並びに左右の E A P 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。

【図 5 3】一对の支持プレートの一方の外側湾曲端部が関節運動接合部の一侧に固定され、他方の外側湾曲端部が対向した E A P スタックアクチュエータの間のフレーム凹部内に弾性的に保持された、長手方向の軸を通る関節運動接合部の断面図である。

【図 5 4】一对の支持プレートの両方の外側湾曲端部が対向した E A P スタックアクチュエータの間のフレーム凹部内に弾性的に保持された、長手方向の軸を通る関節運動接合部の断面図である。 20

【符号の説明】

【0080】

- 10 外科用切断／ステープル止め器具
- 12 ステープル止め組立体
- 14 ハンドル
- 16 シャフト
- 18 ステープル溝
- 20 ステープルカートリッジ
- 22 アンビル
- 30 回動ノブ
- 32 関節運動接合部
- 34 関節運動制御スイッチ
- 36 E A P 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 E A P 複合材
- 102 プレート陽極層
- 104 E A P 層
- 106 イオンセル層
- 108 プレート陰極層
- 110 接着層
- 120 E A P プレートアクチュエータ
- 140 収縮 E A P 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

30

40

50

1 4 6	円柱キャビティ	
1 4 8	プラスチック円柱壁	
1 5 2	収縮ポリマーファイバー	
2 0 0	外科用切断／ステープル止め器具	
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	10
2 2 0、2 2 2	垂直スリット	
2 2 4	長手方向バンド	
2 2 6	馬蹄開口	
2 2 8	アンビル閉止構造	
2 3 0	回動ピン	
2 3 4	シングルピボットフレーム組立体	
2 3 8	上部回動タブ	
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	20
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	
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	30
2 8 2	クリップばね	
2 8 4	アーム	
2 8 6	隆起部分	
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	40
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	
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	50

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	
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	先端回転ピン	
5 3 2	基端回転ピン	
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	10
5 4 0	先端回転ピン	
5 4 2	基端回転ピン	
5 4 4	下部先端ピンホール	
5 5 0	基端フレームグラウンド	
5 5 2	回転ピンホール	
5 5 4	回転凹部	
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	20
5 7 0	基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	
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	タング	30
6 1 0	先端フレームグラウンド	
6 1 2	回転ピン	
6 1 4	半涙型プーリー	
6 1 6	収縮 E A P ファイバーアクチュエータ	
7 0 0	E A P 作動関節運動	
7 0 2	回転関節運動接合部	
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	上部回転タブ	40
7 1 2	下部回転タブ	
7 1 4	上部タング	
7 1 6	下部タング	
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	上部回転ピン	
7 2 8	下部内側孔	
7 3 0	下部外側孔	
7 3 2	下部回転ピン	50

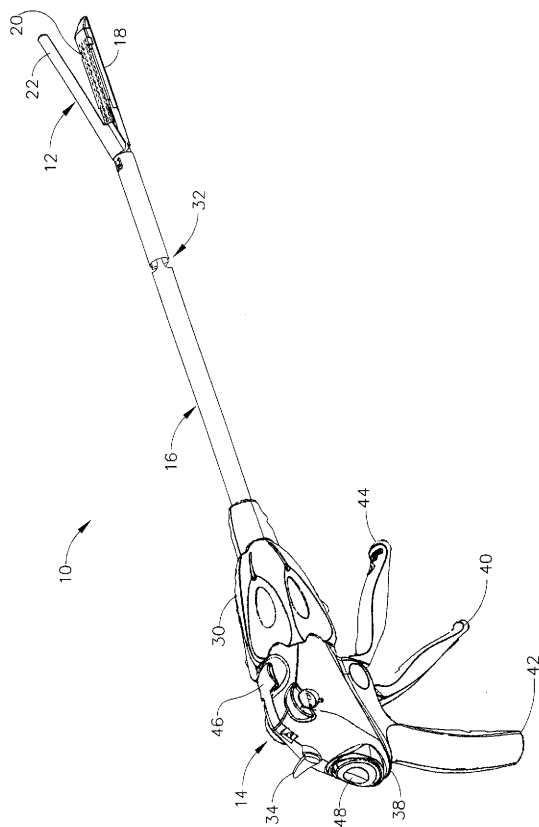
7 3 4	上部モーメントアーム	
7 3 6	下部モーメントアーム	
7 4 0、7 4 2	上部 E A P ファイバーアクチュエータ	
7 4 8、7 5 2	下部 E A P ファイバーアクチュエータ	
8 0 0	上部 E A P 作動関節運動固定機構	
8 0 2	上部固定ボルト組立体	
8 0 4	上部固定凹部	
8 0 8	固定先端	
8 1 0	先端スロット	
8 1 2	歯車の谷	10
8 1 4	歯車部分	
8 1 6	クロスプレート	
8 1 8	圧縮ばね	
8 2 0、8 2 2	E A P スタックアクチュエータ	
8 2 4	上部固定カバー	
8 3 0	下部 E A P 作動関節運動固定機構	
9 0 0	E A P 関節運動システム	
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	20
9 1 0	上部モーメントアーム	
9 1 2	下部モーメントアーム	
9 1 4	上部回動タブ	
9 1 6	下部回動タブ	
9 1 8	基端フレームグラウンド	
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	30
1 0 0 1	シングルピボット関節運動接合部	
1 0 0 2、1 0 0 4	上部 E A P スタックアクチュエータ	
1 0 0 6、1 0 0 8	下部 E A P スタックアクチュエータ	
1 0 1 4	上部モーメントアーム	
1 0 1 6	上部回動タブ	
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	40
1 2 0 2	E A P 作動関節運動接合部	
1 2 0 4	関節運動フレーム組立体	
1 2 0 6	シャフト	
1 2 0 8	ハンドル	
1 2 1 0	エンドエフェクタ	
1 2 1 2	ステープル止め組立体	
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	50

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	
1 2 4 0	基端フレームグラウンド	
1 2 4 2	関節運動フレームグラウンド	
1 2 4 4	先端フレームグラウンド	
1 3 0 0	E A P 作動システム	
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	10
1 3 1 2	矩形ナイフスロット	
1 3 1 4	発射バー	
1 3 2 0	長手方向バンド	
1 3 2 2、1 3 2 4	垂直凹部	
1 3 2 6	矩形貫通孔	
1 3 2 8	横ギャップ	
1 3 3 0	リブ	
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	20
1 3 5 4、1 3 5 8	E A P 固定ストリップ	
1 3 6 2	垂直固定リッジ	
1 3 7 0	上部ガイドピン	
1 3 7 2	下部ガイドピン	
1 4 0 0	E A P 動作システム	
1 4 0 2	E A P リブスプレッダープレートアクチュエータ	
1 4 0 4	先端側に開口した矩形アクチュエータ凹部	
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	30
1 4 1 4	矩形貫通孔	
1 4 1 6	外側垂直スロット	
1 5 0 0	E A P 動作システム	
1 5 0 2	弾性フレーム本体	
1 5 0 4	E A P ファイバーアクチュエータ	
1 5 0 6、1 5 0 8	垂直スタック	
1 5 1 0	リブ	
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	40
1 5 1 8	長手方向貫通孔	
1 5 2 0	先端横カバー	
1 5 2 2	基端横カバー	
1 5 2 4	ナイフスロット	
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 a、2 0 1 0 b、2 1 1 0 a、2 1 1 0 b、2 2 1 0	構造部材	50

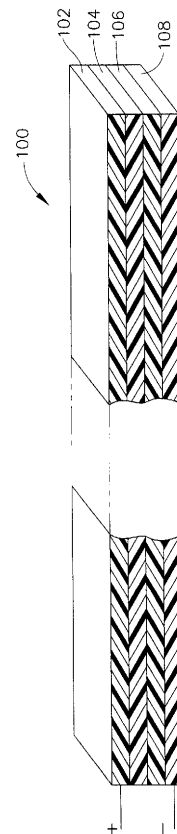
2 3 1 0 a、2 3 1 0 b、2 4 1 0 a、2 4 1 0 b	構造部材	
2 0 1 2 a、2 1 2 b、2 1 1 2 a、2 1 1 2 b	拡張端部	
2 0 1 4 a、2 0 1 4 b、2 1 1 4 a、2 1 1 4 b、2 2 1 4 a、2 2 1 4 b	凹部	
2 0 1 6、2 1 1 6、2 2 1 6、2 3 1 6、2 4 1 6 a、2 4 1 6 b	第 1 のフレイム	
ム グランド		
2 0 1 8 a、2 0 1 8 b、2 1 1 8 a、2 1 1 8 b	真直端部	
2 0 2 0、2 1 2 0	第 2 のフレイム グランド	
2 0 2 2 a、2 0 2 2 b、2 1 2 2 a、2 1 2 2 b	E A P ラミネート	
2 2 1 2 a、2 2 1 2 b、2 2 1 8 a、2 2 1 8 b 2 4 1 8 b	湾曲端部	
2 2 2 0 a、2 2 2 0 b、2 3 2 0 a、2 3 2 0 b	内側に開口した凹部	10
2 2 2 4 a、2 2 2 4 b、2 3 2 4 a、2 3 2 4 b	E A P ラミネート	
2 3 1 2 a、2 3 1 2 b、2 3 1 8 a、2 3 1 8 b 2 4 1 8 b	湾曲端部	
2 4 1 2 a、2 4 1 2 b、2 4 1 8 a、2 4 1 8 b	湾曲端部	
2 4 1 4 a、2 4 1 4 b、2 4 2 0 a、2 4 2 0 b	内側に開口した凹部	
2 4 2 4 a、2 4 2 4 b	E A P ラミネート	
2 2 2 2、2 3 2 2、2 4 2 2	第 2 のフレイム グランド	
2 3 1 4	スロット	
2 3 2 6、2 3 2 8、2 4 3 0、2 4 3 2	圧縮ばね	
2 5 0 0	関節運動接合部	
2 5 0 2	外科器具	20
2 5 0 4、2 5 0 6	E A P 支持プレート	
2 5 0 8	発射バー	
2 5 1 0	ナイフスロット	
2 5 1 2	弾性フレイム 本体	
2 5 1 6	基端フレイム グランド	
2 5 1 8	先端フレイム グランド	
2 5 2 0	左 E A P プレート アクチュエータ	
2 5 2 4	右 E A P プレート アクチュエータ	
2 5 2 6	リブ	
2 5 2 8 a、2 5 2 8 b	外側 E A P ラミネート 層	30
2 5 3 0 a、2 5 3 0 b	内側 プレート	
2 5 3 2	凹部	
2 5 3 4 a、2 5 3 4 b	湾曲端部	
2 5 3 6 a、2 5 3 6 b	真直端部	
2 6 0 0	関節運動接合部	
2 6 0 2	外科器具	
2 6 0 4、2 6 0 6	E A P 支持プレート	
2 6 1 2 a、2 6 1 2 b	第 1 の外側湾曲端部	
2 6 1 8 a、2 6 1 8 b	第 2 の外側湾曲端部	
2 6 1 6	第 1 のフレイム グランド	40
2 6 2 2	第 2 のフレイム グランド	
2 6 2 0 a、2 6 2 0 b	内側に開口した凹部	
2 6 2 4 a、2 6 2 4 b	外側 E A P ラミネート	
2 6 2 5 a、2 6 2 5 b	内側 E A P ラミネート	
2 7 0 0	関節運動接合部	
2 7 0 2	外科器具	
2 7 0 4、2 7 0 6	E A P 支持プレート	
2 7 1 2 a、2 7 1 2 b	第 1 の外側湾曲端部	
2 7 1 4 a、2 7 1 4 b	第 1 の内側に開口した凹部	
2 7 1 8 a、2 7 1 8 b	第 2 の外側湾曲端部	50

- 2716 第1のフレームグランド
 2722 第2のフレームグランド
 2720a、2720b 第2の内側に開口した凹部
 2724a、2724b 外側EAPラミネート
 2726a、2726b、2735a、2735b 内側EAPラミネート

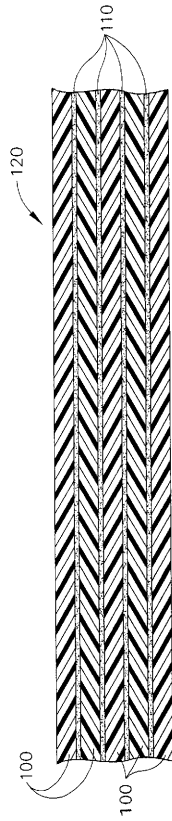
【図1】



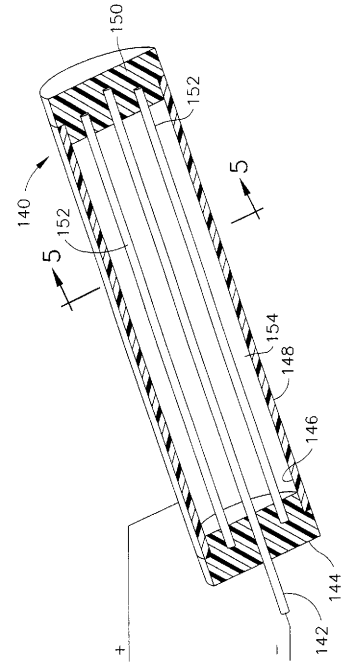
【図2】



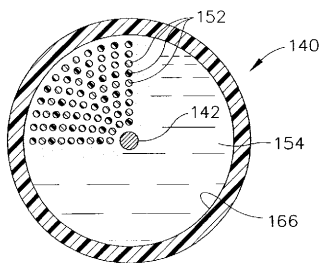
【 図 3 】



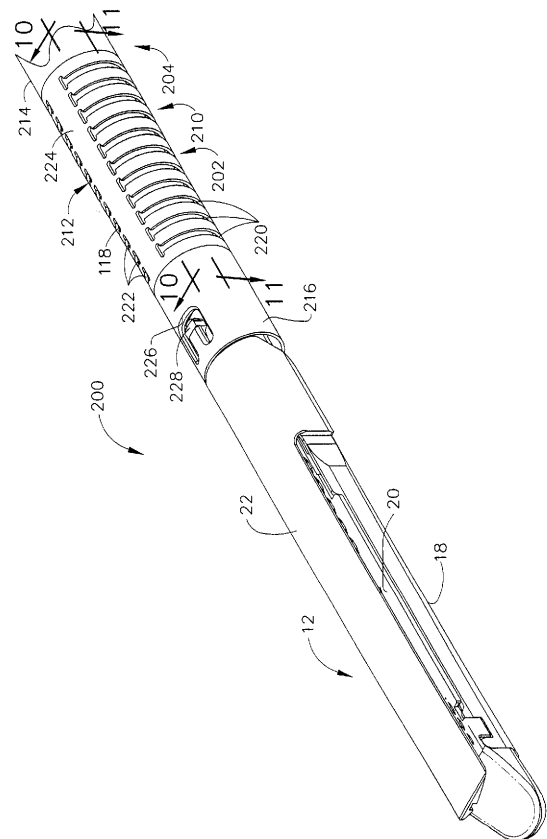
【 図 4 】



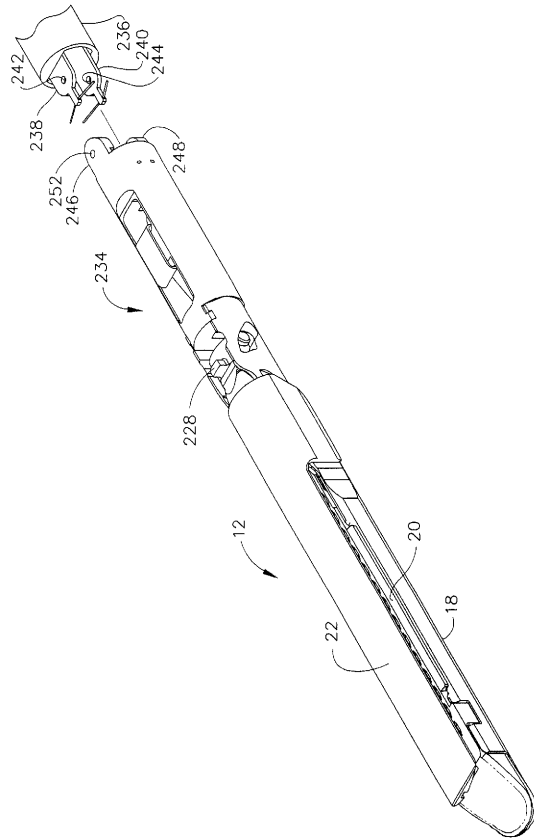
【図 5】



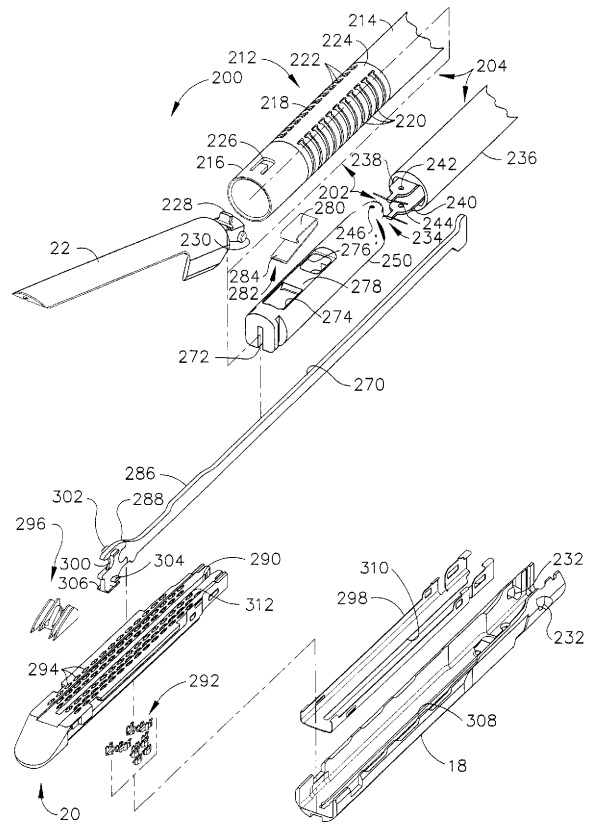
【 図 6 】



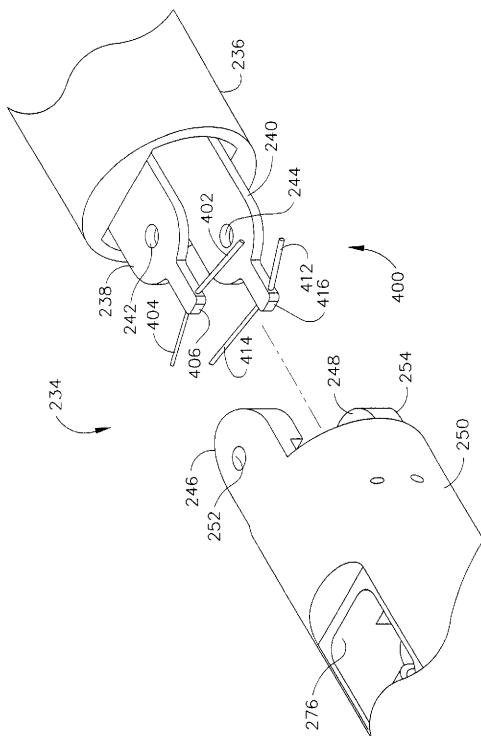
【図 7】



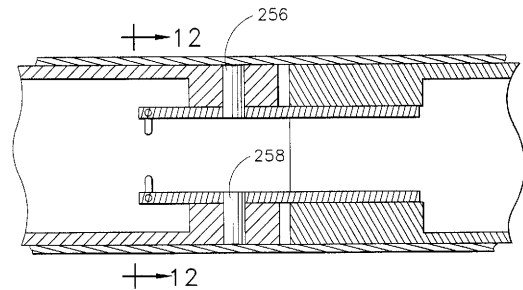
【図 8】



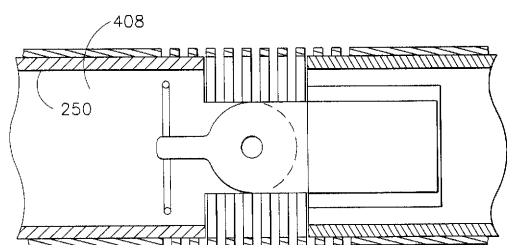
【図 9】



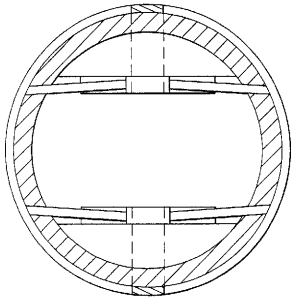
【図 10】



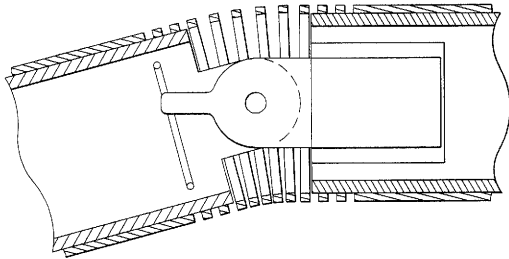
【図 11】



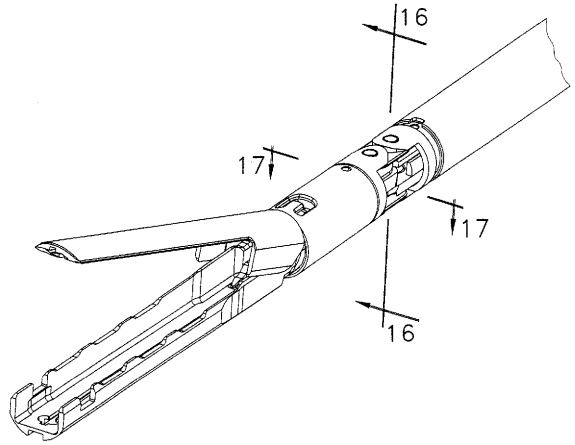
【図 1 2】



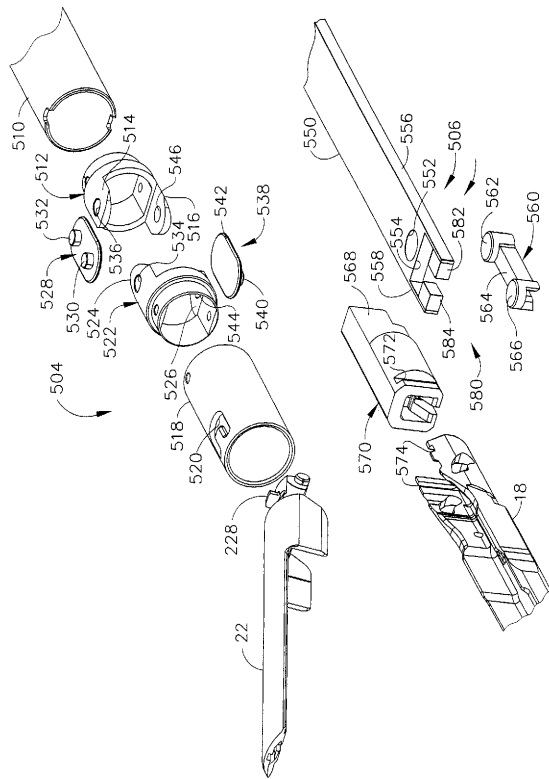
【図 1 3】



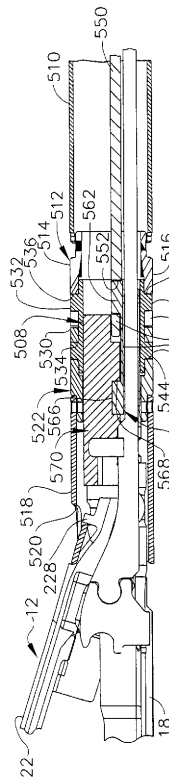
【図 1 4】



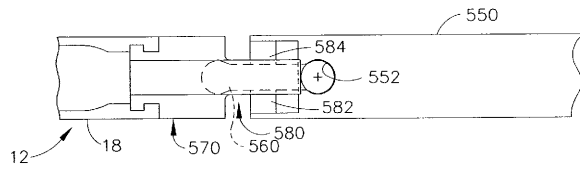
【図 1 5】



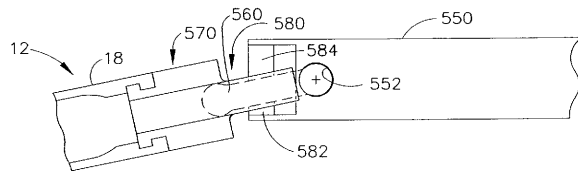
【図 1 6】



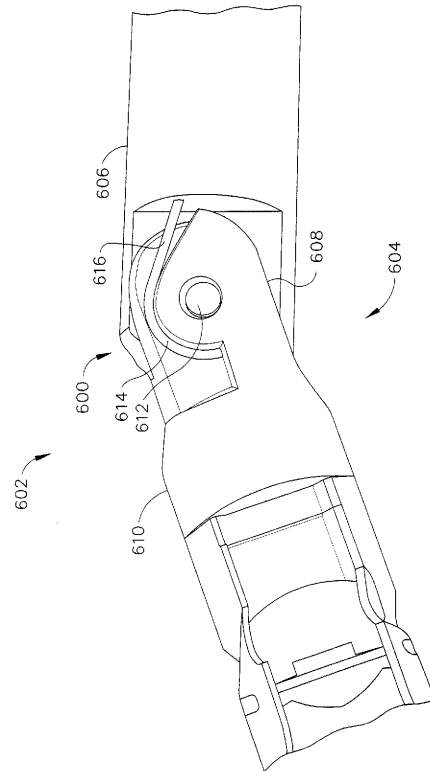
【図 17】



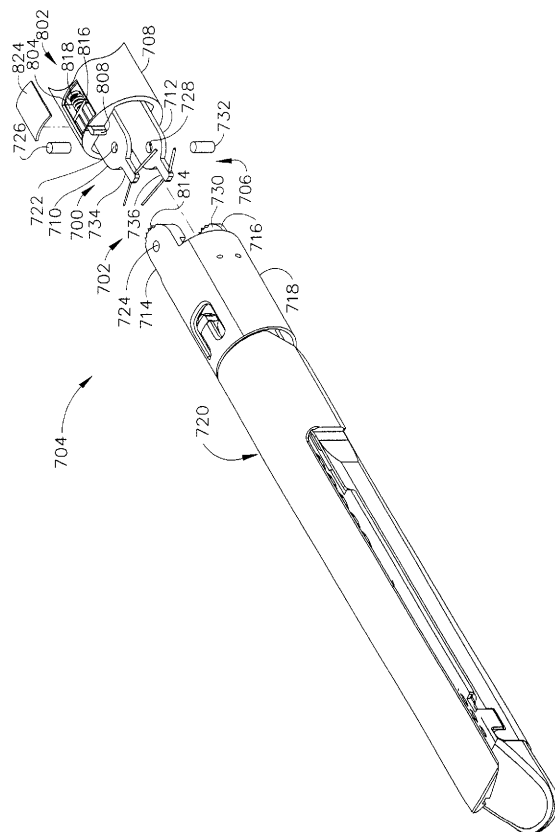
【図 18】



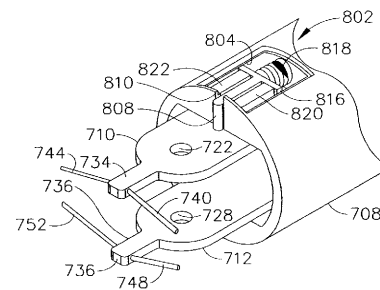
【図 19】



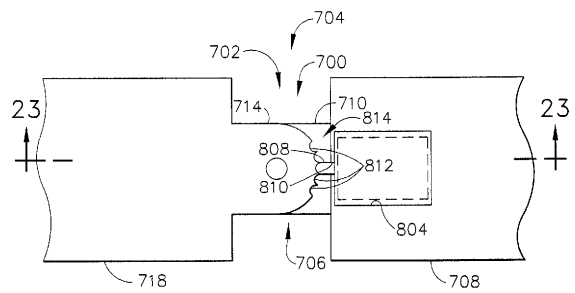
【図 20】

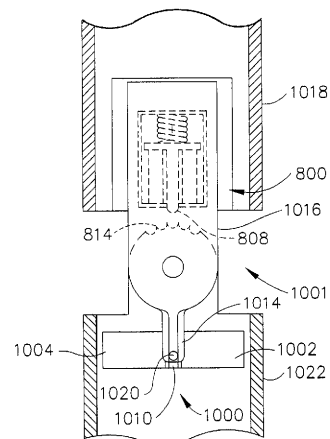
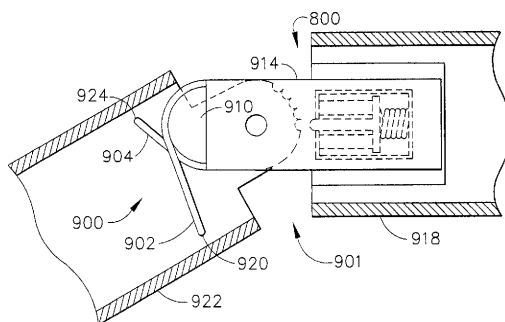
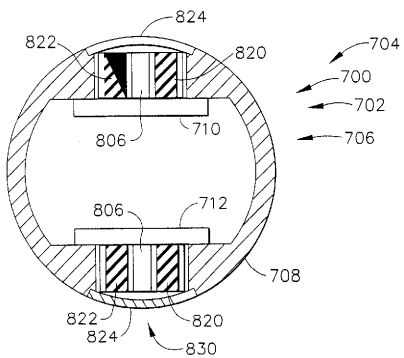
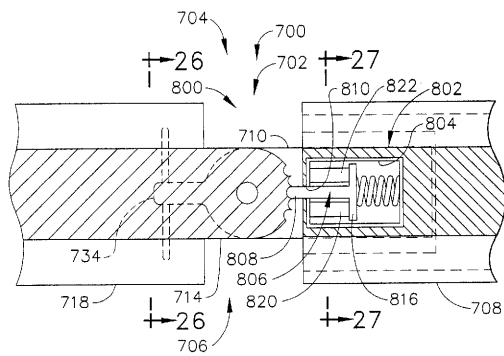


【図 21】

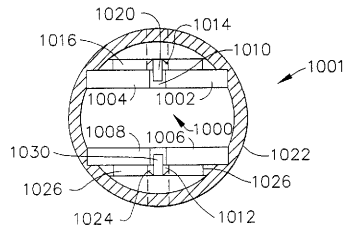


【図 22】

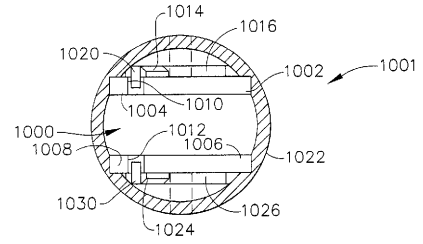




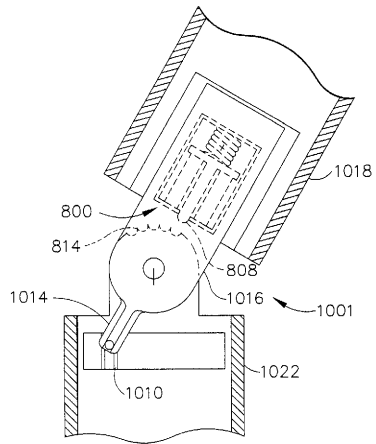
【図 3 1】



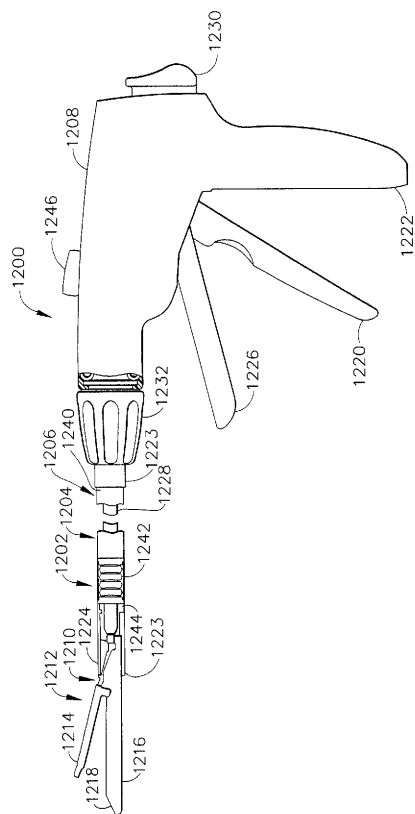
【図 3 3】



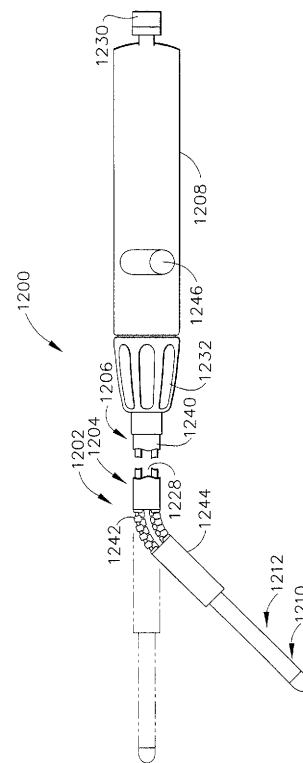
【図 3 2】



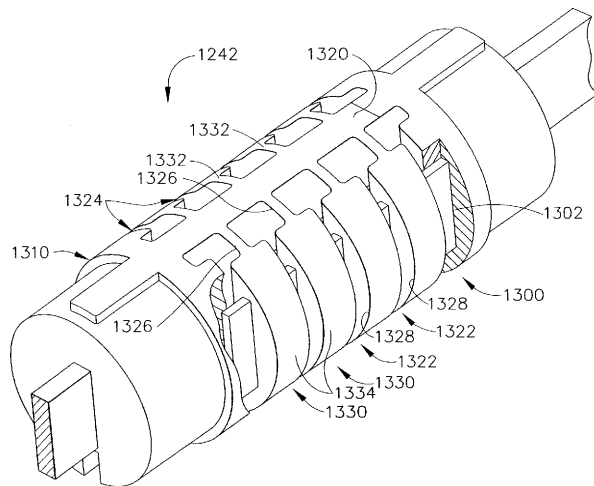
【図 3 4】



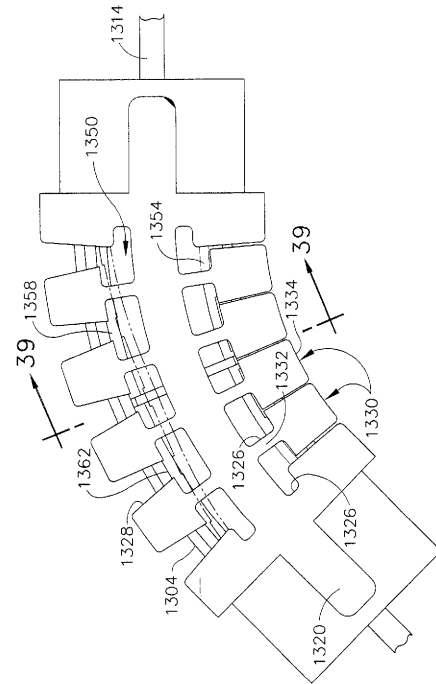
【図 3 5】



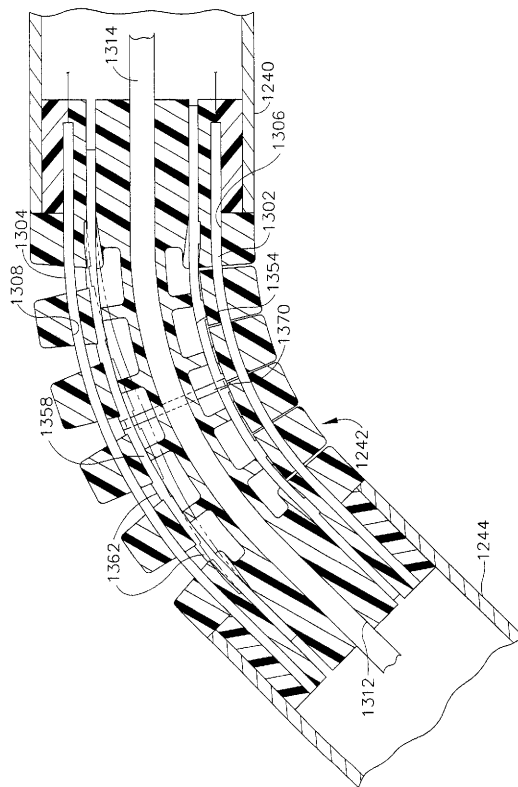
【図 3 6】



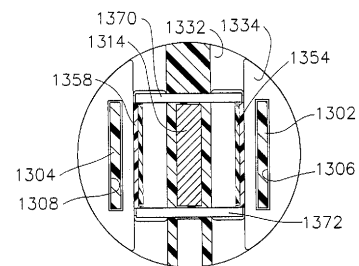
【図 3 7】



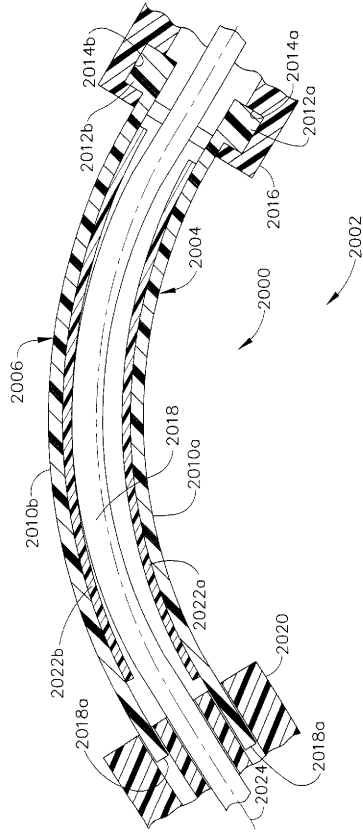
【図 3 8】



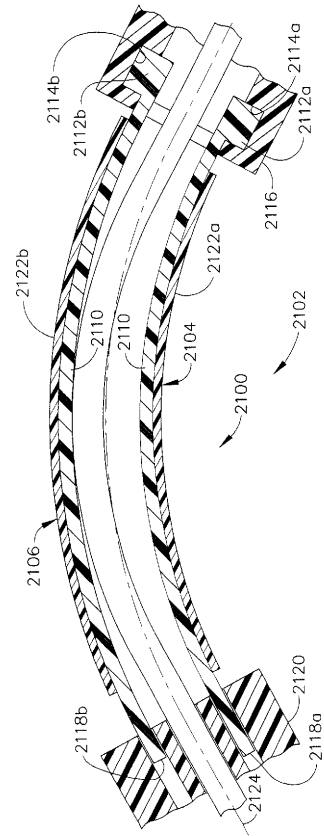
【図 3 9】



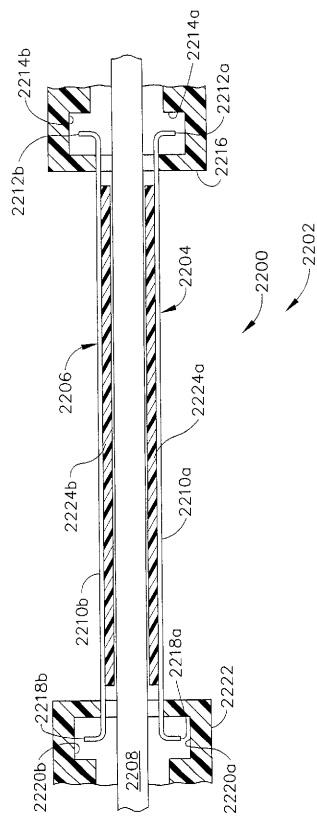
【図 4 4】



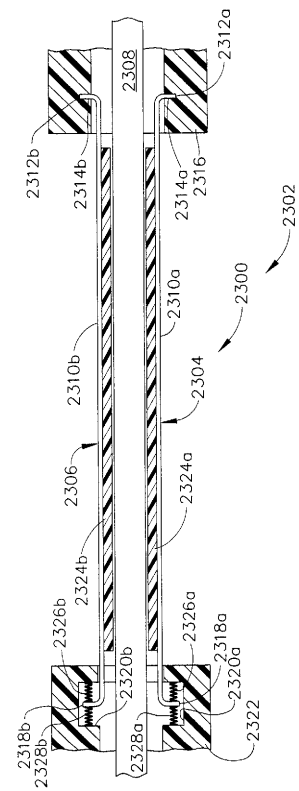
【図 4 5】



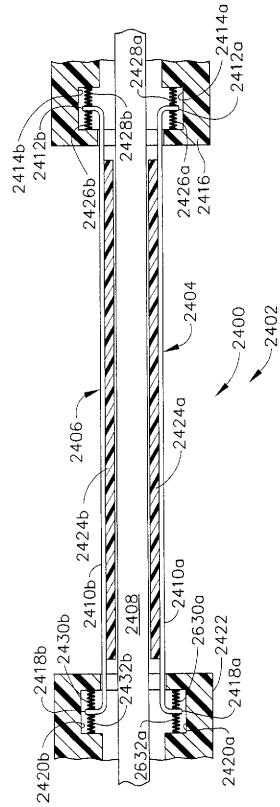
【図 4 6】



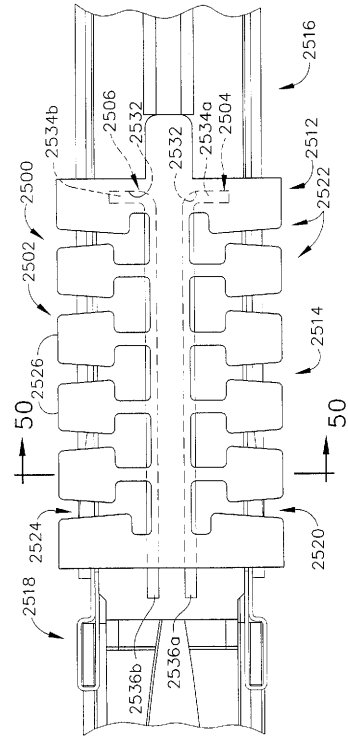
【図 4 7】



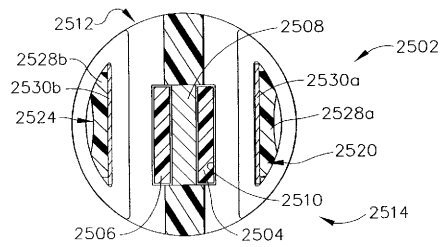
【図 48】



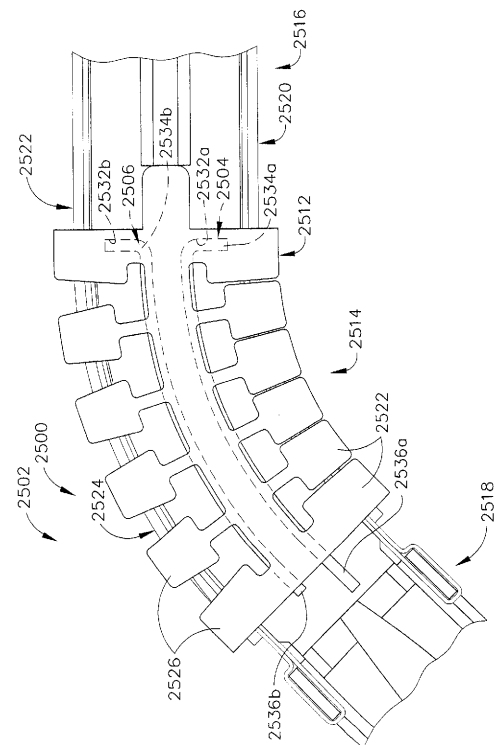
【図 49】



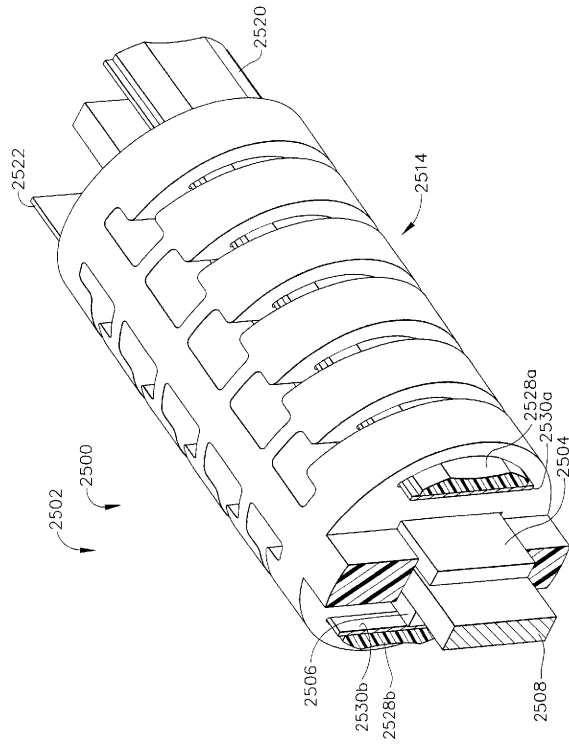
【図 50】



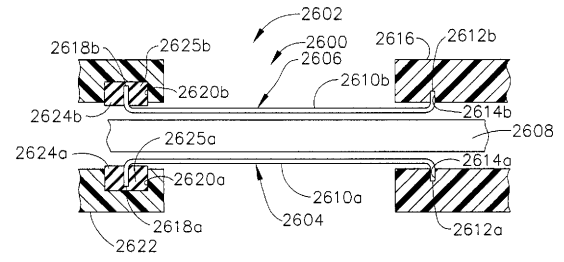
【図 51】



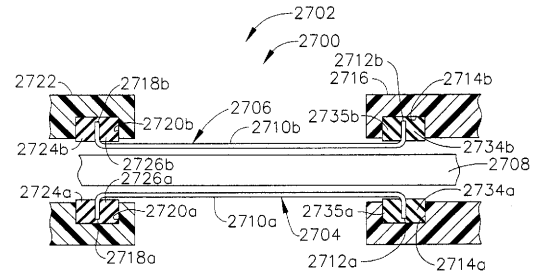
【図 5 2】



【図 5 3】



【図 5 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 ケネス・エス・ウェールズ

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メイソン、スワン・プレイス 9 6 7 5

Fターム(参考) 4C060 CC22 DD23

【外国語明細書】
2006034982000001.pdf

专利名称(译)	外科缝合器械包括电活性聚合物致动的击发卡车通过铰接接头		
公开(公告)号	JP2006034982A	公开(公告)日	2006-02-09
申请号	JP2005217121	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	ケネスエスウェールズ		
发明人	ケネス・エス・ウェールズ		
IPC分类号	A61B17/072 A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B2017/00017 A61B2017/003 A61B2017/00367 A61B2017/00398 A61B2017/00867 A61B2017/00871 A61B2017/2927		
FI分类号	A61B17/10.310 A61B17/072		
F-TERM分类号	4C060/CC22 4C060/DD23 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN14		
优先权	60/591694 2004-07-28 US 11/083740 2005-03-18 US		
其他公开文献	JP4832827B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种改进的关节运动手术器械，其支撑穿过关节运动接头的击发杆。一种外科缝合器械，用于铰接由发射杆致动的末端执行器（例如，缝合和切割），特别适合于内窥镜检查。细长轴内的铰接机构被电致动以侧向支撑击发杆，使得击发杆被完全约束而没有偏差，并且被引导而没有过多的摩擦或卡住。包括聚合物（EAP）执行器。因此，可以有效地进行恒定的击发操作，而不会过度增大端部执行器铰接时所需的击发力。[选型图]图1

