

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4832827号
(P4832827)

(45) 発行日 平成23年12月7日(2011.12.7)

(24) 登録日 平成23年9月30日(2011.9.30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/072 (2006.01)

A 6 1 B 17/10 3 1 0

請求項の数 16 外国語出願 (全 42 頁)

<p>(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) (65) 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) 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 11/083,740 (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)</p>	<p>(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 ケネス・エス・ウェールズ アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メイソン、スワン・プレイス 9675 審査官 二階堂 恭弘 最終頁に続く</p>
--	--

(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パートラックを含む外科用ステープル止め器具

(57) 【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、

前記関節運動支持信号にตอบสนอง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み、

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ตอบสนอง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み、

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、前記硬質基材の一側に取り付けられ、前記関節運

10

20

動支持信号に応答して曲がる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。

【請求項 4】

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 1 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 1 に記載の外科器具。

【請求項 6】

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 1 に記載の外科器具。

【請求項 7】

前記関節運動接合部の前記基端部分が、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、

20

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 8】

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請求項 7 に記載の外科器具。

【請求項 9】

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、

30

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 7 に記載の外科器具。

【請求項 10】

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 7 に記載の外科器具。

【請求項 11】

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 7 に記載の外科器具。

【請求項 12】

40

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 7 に記載の外科器具。

【請求項 13】

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有する構造部材を含み、

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外側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 7 に記載の外科器具。

【請求項 14】

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外側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、その両方の内側電気活性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 13 に記載の外科器具。

【請求項 15】

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と、

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、フレーム凹部を含み、前記各電気活性ポリマー支持部材が、硬質基材、及び前記硬質基材の一側に取り付けられ、前記関節運動支持信号にตอบสนองして曲がる電気活性ポリマーアクチュエータを含み、前記各電気活性ポリマー支持部材の一端が前記フレーム凹部に受容されて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ตอบสนองして横方向に曲がることを特徴とする外科器具。

【請求項 16】

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と、

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、

前記関節運動接合部の基端部分及び先端部分の各々が、フレーム凹部を含み、前記各電気活性ポリマー支持部材が、硬質基材、及び前記硬質基材の一側に取り付けられ、前記関節運動支持信号にตอบสนองして曲がる電気活性ポリマーアクチュエータを含み、前記各電気活性ポリマー支持部材の両端が、前記各フレーム凹部に受容されて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ตอบสนอง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ブル止め器具 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING ARTICULATION JOINT SUPPORT PLATE S FOR SUPPORTING FIRING BARA)」) 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ブル止め/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。

【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

10

20

30

40

50

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、ステーブ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、より良くステーブ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、ステーブ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。

【0008】

外科用ステーブル止め/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、ステーブル止めと切断）の全てを内視鏡器具の小さな直径の制限の中で行わなければならないため複雑である。一般に、3つの制御運動全てが、長手方向の運動としてシャフトを介して伝達される。例えば、特許文献2に、アコーディオンのような関節運動機構（フレックスネック）が開示されている。この関節運動機構は、実施シャフトを介して、2つの連結ロッドの一方を選択的に引き戻して関節運動させることができる。各連結ロッドは、シャフトの中心線に対して両側にそれぞれずれている。この連結ロッドは、ラチェット式に一連の個々の位置に移動できる。

10

【0009】

前記した米国特許出願第10/615,971号に、回転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。支持プレートの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。

20

【0010】

一般に知られている方法でも、外科用ステーブル止め/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】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

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。

40

【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

50

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。

【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】

【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。

【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

10

20

30

40

50

法では、引き戻しレバー 46 を後ろ側に引いて引き戻しを行うことができる。発射構成要素が引き戻されたら、外科医が閉止トリガー 40 をピストルグリップ 42 に向かって後ろ側に少し引き、閉止解除ボタン 48 を押し、次いで閉止トリガー 40 を解放し、切断された組織の 2 つのステー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。

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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、回動ノブ 30 と共に回動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 E. セツァー (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ブル止め器具 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A MULTI-STROKE FIRING MECHANISM WITH AUTOMATIC END OF FIRING TRAVEL RETRACTION)」) に開示されている。これらの特許文献には、様々な別の特徴や形態が示されており、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする。

【 0 0 2 5 】

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 (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 1 V ~ 4 k V 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。EAP

10

20

30

40

50

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。

【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30 μ m~50 μ mのファイバーからなる。これらのファイバーは、織物と全く同様にバンドルに織ることができ、このため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。

10

【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。

20

【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。

30

【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

40

50

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パ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/ステーブル止め器具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ブル止め/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、ステーブル止め組立体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2

10

20

30

40

50

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 及びステーブル止め組立体 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ブル止め組立体 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、ステーブルカート
リッジ 2 0 からアンビル 2 2 を離間させ、組織を切断し、そしてステーブルカートリ
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。このステーブルカート
リッジ 2 0 は、上方に開口したステーブル開口 2 9 4 内のステーブルドライバ 2 9 2 に位置
する複数のステーブ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、交換可能なステーブルカートリッジ 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、ステーブルドライバ 2 9 2 を上方にカム動作させてステーブル
を押し出し、これによりステーブルがアンビル 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 つのステーブ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 】

ステーブル止め組立体 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ブル止め器具 (ARTICULATI
NG SURGICAL STAPLING INSTRUMENT INCORPORATING A TWO-PIECE E-BEAM FIRING MECHANIS
M) 」) 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、E A P 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 E A P
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 E A P 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 E A P 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
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

10

20

30

40

50

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。一对のEAPアクチュエータが作動すると、上下の右EAPファイバークチュエータ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

10

【0040】

図14 図18に示されているように、外科用切断/ステーブル止め器具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、ステーブル止め組立体12は、アンビル22が開いて交換可能なステーブルカートリッジ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

20

【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

30

【0042】

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

40

【0043】

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

50

【 0 0 4 4 】

図 19 に示されているように、外科器具 602 の更に別の代替の EAP 作動関節運動接合部 600 が、シングルピボットフレーム組立体 604 を含む。基端フレームグラウンド 606 が、先端フレームグラウンド 610 から先端側に延出したタング 608 に回動ピン 612 で係合している。先端側に延出したタング 608 は、右側面の凹部に位置し、回動ピン 612 の右側に半滾型プーリー 614 を画定している。収縮 EAP ファイバーアクチュエータ 616 の先端部が半滾型プーリー 614 の先端部に取り付けられている。収縮 EAP ファイバーアクチュエータ 616 は、プーリー 614 の形状に一致し、基端フレームグラウンド 606 内に伸びている。収縮 EAP ファイバーアクチュエータ 616 は、たとえ長さ方向の収縮率が低くても、大きく回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 600 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 608 の左側面に形成することもできることを理解されたい。

10

【 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 20 図 27 に示されているように、EAP 作動関節運動ロック 700 が、外科器具 704 の回動関節運動接合部 702 に設けられている。分かり易くするために、シングルピボットフレーム機構 706 が、先端側に延出した上下の回動タブ 710 及び 712 を有する基端フレームグラウンド 708 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 720 に取り付けられる先端フレームグラウンド 718 の基端側に延出した上下のタング 714 及び 716 のそれぞれに回動可能に係合する。上部回動タブ 710 の上部内側孔 722 が、上部タング 714 の上部外側孔 724 の下側に整合し、上部回動ピン 726 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 712 の下部内側孔 728 が、下部タング 716 の下部外側孔 730 の上に整合し、下部回動ピン 732 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 734 及び 736 がそれぞれ、上下の回動タブ 714 及び 712 から先端側に延出している。上部モーメントアーム 734 は、概ね水平な左上部 EAP ファイバーアクチュエータ 740 によって先端フレームグラウンド 718 に形成された左上部取付け点 738 に向かって近づくことができる。上部モーメントアーム 734 はまた、概ね水平な右上部 EAP ファイバーアクチュエータ 744 によって先端フレームグラウンド 718 に形成された右上部取付け点 742 に向かって近づくことができる。下部モーメントアーム 736 は、概ね平行な左下部 EAP ファイバーアクチュエータ 748 によって先端フレームグラウンド 718 に形成された左下部取付け点 746 に向かって近づくことができる。下部モーメントアーム 736 はまた、概ね平行な右下部 EAP ファイバーアクチュエータ 752 によって先端フレームグラウンド 718 に形成された右下部取付け点 750 に向かって近づくことができる。

20

30

【 0 0 4 6 】

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

40

【 0 0 4 7 】

上部 EAP 作動関節運動固定機構 800 が、回動関節運動接合部 702 の固定を解除して関節運動させることができる。次いで、EAP 作動関節運動固定機構 800 は、リラック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 802 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 710 の基端側の基端フレームグラウンド 708 に形成された矩形の上部固定凹部 804 内に示されている。固定ボルト 806 の固定先端 808 が、上部固定凹部 804 に形成された先端スロット 810 から延出して、先端フレームグラウンド 718 の上部回動タング 714 の基端面に形成された歯車部分 814 の最も近い歯車の谷 812 に係合している。固定ボルト 806 の基端側はクロスプレ

50

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。

【 0 0 4 8 】

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。

10

【 0 0 4 9 】

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。

20

【 0 0 5 0 】

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 ファイバークチュエータ 9 0 2 9 0 8 を選択することができる。

30

【 0 0 5 1 】

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 の上部回動タブ 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けたチップピン 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、

40

50

基端フレームグランド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けたチップピン1030が、下部の長手方向トラック1012に長手方向にスライド可能に係合し、これにより先端フレームグランド1022によって横方向に拘束された下部の左右EAPスタックアクチュエータ1006及び1008の異なった収縮及び膨張に応答する。

【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、上下の内側を向いたチップピン1020及び1030による力に応答して先端フレームグランド1022が移動する(例示されている関節運動では左側に曲がる)。

10

【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。

20

30

【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ンド1242に取り付けられた基端フレームグランド1240を含む。関節運動フレームグランド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。

40

【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ンド1242は、左右のEAPプレートアクチュエータ1302及び1304を用いたEAP作動システム1300を含む。EAPプレートアクチュエータ1302及び1304は、概ね円柱状の弾性フレーム本体1310のそれぞれの横側の左右の矩形アクチュエータ凹部1306及び13

50

08 (図38及び図39)を通過している。矩形ナイフスロット1312が、発射部材1228の先端部分である発射バー1314を案内するために、左右の矩形アクチュエータ凹部1306と1308との間に整合して弾性フレーム本体1310に形成されている。

【0056】

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

【0057】

図38及び図39に示されているように、関節運動フレームグランド1242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1310を選択的に保持するEAP関節運動固定機構1350を有利に含む。そのため、左固定通路1352が、矩形貫通孔1326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1326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EAP固定ストリップ1354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1356が、右側の複数の矩形貫通孔1326の最も右側の外側部分に近接してそれらの貫通孔1326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EAP固定ストリップ1358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1362が、左右両方のリッジ付きEAP固定ストリップ1354及び1358のそれぞれの最も外側の面1360に沿って形成されており、リブ1330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1242が、リッジ付きEAP固定ストリップ1354及び1358のそれぞれの反対側に向かって関節運動すると、図38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1330が互いに離れる方向に弧状になる。リブ1330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1362の長手方向の幅よりも広く離間すると)、右リッジ付きEAP固定ストリップ1358が外側に向かって付勢され、そのリッジ1362が、近接するリブ1330の厚い湾曲した外側スライス1334間に進入する。右リッジ付きEAP固定ストリップ1358が作動して収縮すると、右リッジ付きEAP固定ストリップ1358の固定が解除される。図39に示されているように、矩形ナイフスロット1312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1370及び1372が横方向の整合を維持する。

【0058】

10

20

30

40

50

図40では、関節運動フレームグランド1242は、左右の複数のEAPリブスプレッダプレートアクチュエータ1402を用いるEAP動作システム1400を含む。EAPリブスプレッダプレートアクチュエータ1402はそれぞれ、弾性フレーム本体1408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1404及び1406はそれぞれ、横方向に画定されたリブ1410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1410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1412を含み、それよりも内側に形成された広い矩形貫通孔1414が外側に細くなって外側垂直スロット1416を成している。従って、それぞれのリブ1410は、上部と下部の長手方向連続バンド1420を連結する薄い内壁1418を含む。矩形ナイフスロット1422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EAP固定ストリップ1354及び1358が、関節運動フレームグランド1242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1370によって長手方向の整合が維持される。

【0059】

図41及び図42では、関節運動フレームグランド1242は、弾性フレーム本体1502の中に別の代替のEAP作動システム1500を含む。EAP作動システム1500は、対応する左右の複数の横方向のリブ1510を通過する左右の垂直スタック1506及び1508に配置され長手方向に整合したEAPファイバークチュエータ1504を含む。リブ1510はそれぞれ、上下の連続した長手方向バンド1514を横方向に曲げ易いようにこれらのバンド1514を連結する薄い内側垂直壁1512を有する。それぞれのリブ1510は、厚い外側スライス1516まで横方向に延びている。この厚い外側スライス1516は、その方向の関節運動を制限する寸法を有している。それぞれの厚い外側スライス1516は、EAPファイバークチュエータ1504を通すことができるように垂直方向に整合した長手方向貫通孔1518を含む。先端及び基端横カバー1520及び1522が、EAPファイバークチュエータ1504のそれぞれの端部を覆うべくリブ1510に長手方向に隣接して位置されている。横方向の中心に位置するナイフスロット1524が、発射バー1314のために弾性フレーム本体1502に形成されている。EAPファイバークチュエータ1504の選択した垂直スタック1506または1508を収縮させると、その方向に関節運動し、作動していない垂直スタック1506または1508はその収縮に応答して受動的に伸長する。

【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、2018b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、2018b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。

【 0 0 6 2 】

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 a、2 0 2 2 b 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 2 0 0 8 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 2 0 1 8 a、2 0 1 8 b が第 2 のフレームグランド部分 2 0 2 0 内にスライドして、外側支持プレート 2 0 0 6 に比べて必要な移動距離が小さい内側支持プレート 2 0 0 4 に対処する。E A P ラミネート 2 0 2 2 b は更に、発射バー 2 0 0 8 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。

10

【 0 0 6 3 】

図 4 5 に示されているように、外科器具 2 1 0 2 の代替の関節運動接合部 2 1 0 0 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 2 1 0 8 を横方向に支持する一対の E A P 支持プレート 2 1 0 4 及び 2 1 0 6 を含む。支持プレート 2 1 0 4 及び 2 1 0 6 はそれぞれ、横方向に拡張端部 2 1 1 2 及び真直端部 2 1 1 8 を含む構造部材 2 1 1 0 a、2 1 1 0 b (例えば、硬質ポリマーや金属) を含む。拡張端部 2 1 1 2 a、2 1 1 2 b は、第 1 のフレームグランド 2 1 1 6 の対応する大きさの凹部 2 1 1 4 a、2 1 1 4 b 内に保持され、真直端部 2 1 1 8 a、2 1 1 8 b は第 2 のフレームグランド 2 1 2 0 内にスライド可能に受容される。長手方向に伸長する E A P ラミネート 2 1 2 2 a、2 1 2 2 b が、支持プレート 2 1 0 4 及び 2 1 0 6 のそれぞれの外面を覆っている。関節運動接合部 2 1 0 0 が一側に関節運動すると、発射バー 2 1 0 8 が関節運動した長手方向の軸 2 1 2 4 を超えて支持プレート 2 1 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 1 0 8 が関節運動接合部 2 1 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 1 0 8 の製造が可能になる。加えて、各支持プレート 2 1 0 4 及び 2 1 0 6 の E A P ラミネート 2 1 2 2 a、2 1 2 2 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 2 1 0 8 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 2 1 1 8 a、2 1 1 8 b が第 2 のフレームグランド部分 2 1 2 0 内をスライドして、外側支持プレート 2 1 0 6 よりも短い移動距離の内側支持プレート 2 1 0 4 に対処する。E A P ラミネート 2 1 2 2 a、2 1 2 2 b を発射バー 2 1 0 8 に接触しないように離して配置することにより、E A P ラミネート 2 1 2 2 a、2 1 2 2 b の磨耗を軽減できるなどの利点を得ることができる。

20

30

【 0 0 6 4 】

図 4 6 に示されているように、外科器具 2 2 0 2 の別の代替の関節運動接合部 2 2 0 0 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 2 2 0 8 を横方向に支持する一対の E A P 支持プレート 2 2 0 4 及び 2 2 0 6 を含む。支持プレート 2 2 0 4 及び 2 2 0 6 はそれぞれ、第 1 の外側湾曲端部 2 2 1 2 a、2 2 1 2 b 及び第 2 の外側湾曲端部 2 2 1 8 a、2 2 1 8 b を含む構造部材 2 2 1 0 (例えば、金属など) を含む。第 1 の端部 2 2 1 2 a、2 2 1 2 b は、第 1 のフレームグランド 2 2 1 6 の第 1 の内側に開口した凹部 2 2 1 4 a、2 2 1 4 b 内に拘束されて長手方向に自由に移動でき、第 2 の端部 2 2 1 8 a、2 2 1 8 b は、第 2 のフレームグランド 2 2 2 2 の第 2 の内側に開口した凹部 2 2 2 0 a、2 2 2 0 b 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 E A P ラミネート 2 2 2 4 a、2 2 2 4 b が、それぞれの支持プレート 2 2 0 4 及び 2 2 0 6 の内面を覆っている。

40

【 0 0 6 5 】

図 4 7 に示されているように、外科器具 2 3 0 2 の更に別の代替の関節運動接合部 2 3 0 0 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 2 3 0 8 を横方向に支持する一対の E A P 支持プレート 2 3 0 4 及び 2 3 0 6 を含む。支持プレート 2

50

304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。

10

【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。

20

30

【0067】

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ができる。

40

【0068】

50

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。

【0072】

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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、

20

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、

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。

30

(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を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ーム凹部を含み、

40

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実施態様(4)に記載の外科器具。

【0076】

(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。

50

(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上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。

(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。

10

【 0 0 7 7 】

(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を特徴とする実施態様 (9) に記載の外科器具。

20

(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を特徴とする実施態様 (9) に記載の外科器具。

(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、

30

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実施態様 (9) に記載の外科器具。

【 0 0 7 8 】

(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、

40

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

50

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。 10

(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、 20

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。 30

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

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

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

【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EAP作動関節運動接合部の右前方からの斜視図である。 40

【図8】図6のステープル止め組立体及びEAP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EAP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EAPファイバーアクチュエータを示す、EAP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EAPファイバーアクチュエータを示すEAP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。 50

【図12】横方向EAPファイバー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EAPファイバー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EAP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EAP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EAP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EAP作動関節運動接合部の右側断面図である。

10

【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EAP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EAP作動関節運動接合部の平面図である。

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

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

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

20

【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EAP関節運動固定機構によって固定された上部回動タングの歯車部分を示す図23の線24-24に沿って見たシングルピボット関節運動接合部の断面図である。

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

30

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

【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ンドの上部回動タブと先端フレームグランドの上部回動タングとの接触面に沿って見た断面図である。

40

【図29】先端側からのモーメントアーム及びそこに連結された長寸EAPファイバークチュエータを詳細に示すEAP関節運動固定機構及び基端フレームグランドを横断する断面図である。

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

【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

50

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転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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

40

【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。

【図53】一对の支持プレート的一方の外側湾曲端部が関節運動接合部の一側に固定され、他方の外側湾曲端部が対向したEAPスタックアクチュエータの間のフレーム凹部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。

50

【図54】一対の支持プレートの両方の外側湾曲端部が対向したEAP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。

【符号の説明】

【0080】

10	外科用切断ノ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	10
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	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	20
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	
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	30
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	
200	外科用切断ノステープル止め器具	
202	EAP作動関節運動接合部	
204	シャフト	
210	関節運動接合部	
214	基端閉止チューブ	40
216	先端閉止リング	
218	可撓性閉止チューブ	
220、222	垂直スリット	
224	長手方向バンド	
226	馬蹄開口	
228	アンビル閉止構造	
230	回動ピン	
234	シングルピボットフレーム組立体	
238	上部回動タブ	
240	下部回動タブ	50

2 4 2、 2 5 2	上部回動ピンホール	
2 4 4、 2 5 4	下部回動ピンホール	
2 4 6	上部回動タンゲ	
2 4 8	下部回動タンゲ	
2 5 0	先端フレームグラウンド	
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	10
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	
2 8 8	E ビーム	
2 9 2	ステーブルドライバ	
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	20
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	
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	30
5 0 4	ダブルピボット閉止スリーブ組立体	
5 0 6	シングルピボットフレーム組立体	
5 1 4	上部タンゲ	
5 1 6	下部タンゲ	
5 1 8	先端閉止チューブ	
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	40
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	
5 5 0	基端フレームグラウンド	
5 5 2	回動ピンホール	
5 5 4	回動凹部	
5 5 6、 5 5 8	モーメントアーム	
5 6 0	ドッグボーン型リンク	50

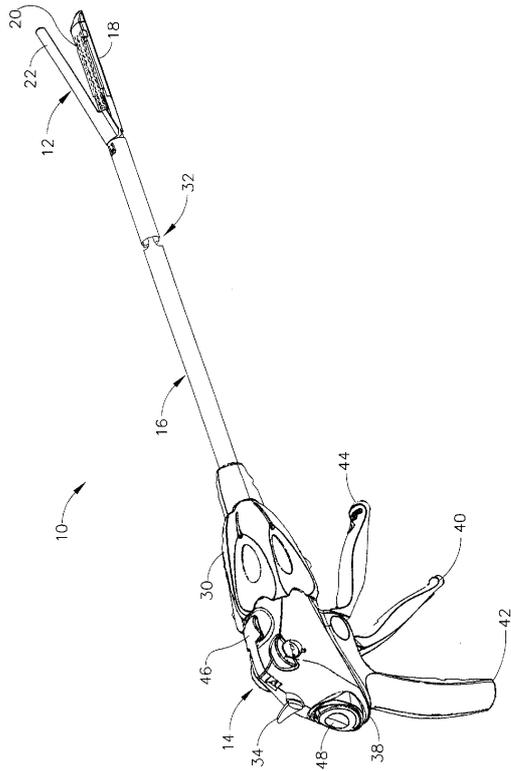
5 6 2	基端ピン	
5 6 6	先端ピン	
5 7 0	基端フレームグラウンド	
5 7 2	先端横ガイド	
5 7 4	基端ガイド	
5 8 0	E A P 作動システム	
5 8 2、5 8 4	E A P スタックアクチュエータ	
6 0 0	E A P 作動関節運動接合部	
6 0 2	外科器具	
6 0 4	シングルピボットフレーム組立体	10
6 0 6	基端フレームグラウンド	
6 0 8	タング	
6 1 0	先端フレームグラウンド	
6 1 2	回動ピン	
6 1 4	半滾型プーリー	
6 1 6	収縮 E A P ファイバーアクチュエータ	
7 0 0	E A P 作動関節運動	
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	20
7 0 8	基端フレームグラウンド	
7 1 0	上部回動タブ	
7 1 2	下部回動タブ	
7 1 4	上部タング	
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	上部回動ピン	
7 2 8	下部内側孔	30
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	
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	40
8 1 0	先端スロット	
8 1 2	歯車の谷	
8 1 4	歯車部分	
8 1 6	クロスプレート	
8 1 8	圧縮ばね	
8 2 0、8 2 2	E A P スタックアクチュエータ	
8 2 4	上部固定カバー	
8 3 0	下部 E A P 作動関節運動固定機構	
9 0 0	E A P 関節運動システム	
9 0 1	シングルピボット関節運動接合部	50

9 0 2、9 0 4	上部 E A P ファイバーアクチュエータ	
9 0 6、9 0 8	下部 E A P ファイバーアクチュエータ	
9 1 0	上部モーメントアーム	
9 1 2	下部モーメントアーム	
9 1 4	上部回動タブ	
9 1 6	下部回動タブ	
9 1 8	基端フレームグラウンド	
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	10
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	
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	20
1 0 2 6	下部回動タブ	
1 2 0 0	外科器具	
1 2 0 2	E A P 作動関節運動接合部	
1 2 0 4	関節運動フレーム組立体	
1 2 0 6	シャフト	
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	30
1 2 2 2	ピストルグリップ	
1 2 2 6	発射トリガー	
1 2 2 8	発射部材	
1 2 3 0	閉止解除ボタン	
1 2 3 2	回動ノブ	
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	40
1 3 0 6、1 3 0 8	矩形アクチュエータ凹部	
1 3 1 0	弾性フレーム本体	
1 3 1 2	矩形ナイフスロット	
1 3 1 4	発射バー	
1 3 2 0	長手方向バンド	
1 3 2 2、1 3 2 4	垂直凹部	
1 3 2 6	矩形貫通孔	
1 3 2 8	横ギャップ	
1 3 3 0	リブ	
1 3 3 2	内部壁	50

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

2 5 0 0	関節運動接合部	
2 5 0 2	外科器具	
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	弾性フレーム本体	
2 5 1 6	基端フレームグランド	
2 5 1 8	先端フレームグランド	
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	10
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	
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	20
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 のフレームグランド	
2 6 2 2	第 2 のフレームグランド	
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	30
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	
2 7 1 6	第 1 のフレームグランド	
2 7 2 2	第 2 のフレームグランド	
2 7 2 0 a、2 7 2 0 b	第 2 の内側に開口した凹部	
2 7 2 4 a、2 7 2 4 b	外側 E A P ラミネート	
2 7 2 6 a、2 7 2 6 b、2 7 3 5 a、2 7 3 5 b	内側 E A P ラミネート	

【 図 1 】



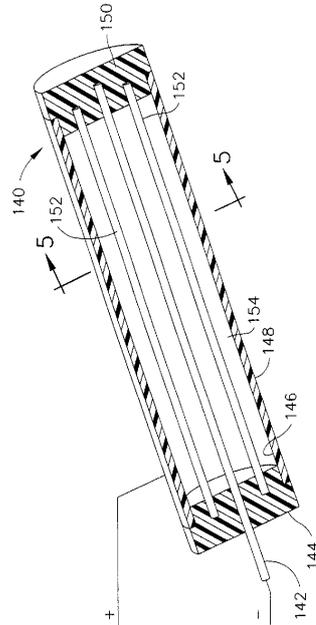
【 図 2 】



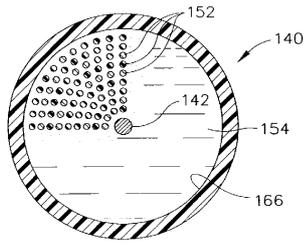
【 図 3 】



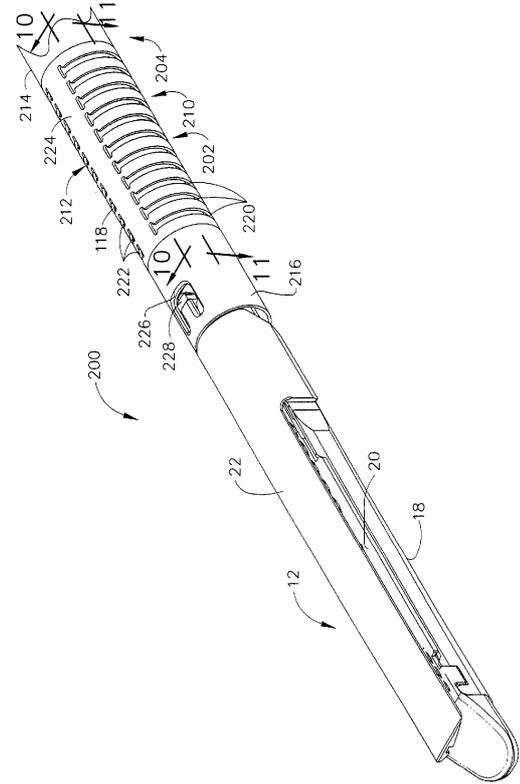
【 図 4 】



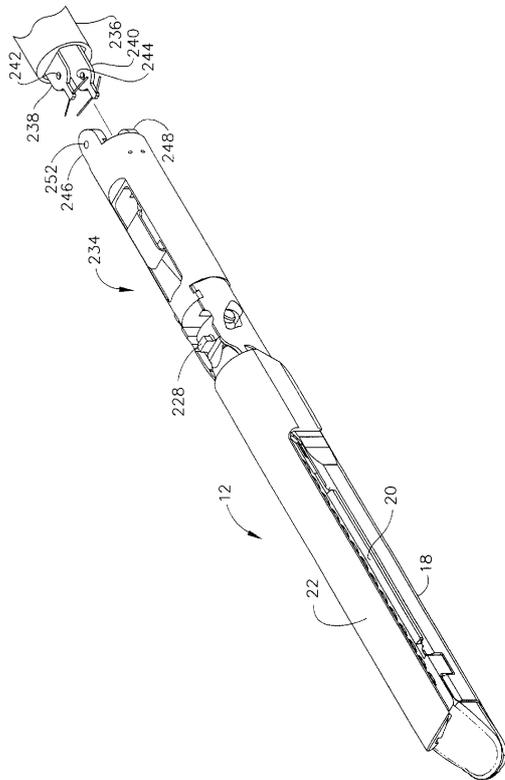
【 図 5 】



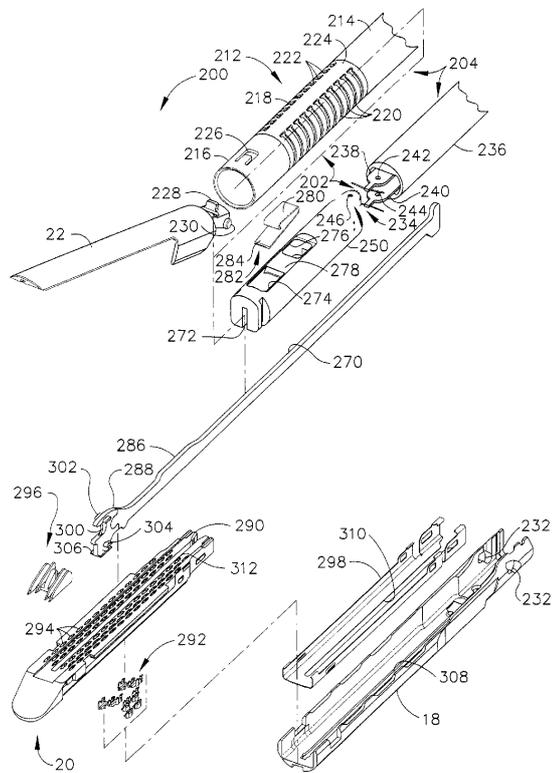
【 図 6 】



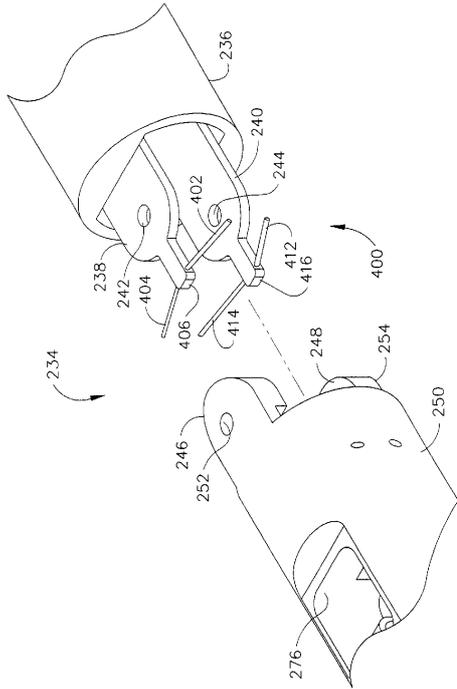
【 図 7 】



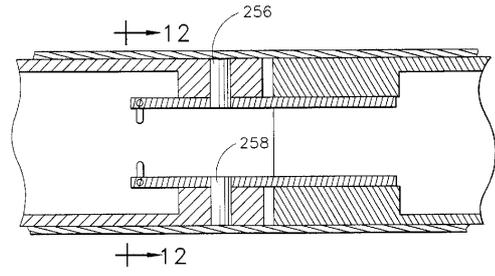
【 図 8 】



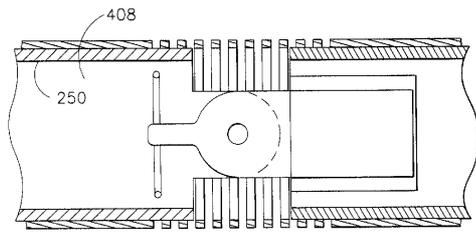
【図 9】



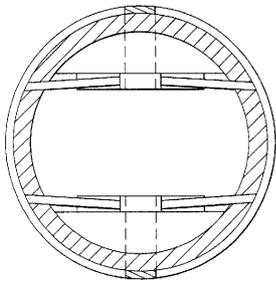
【図 10】



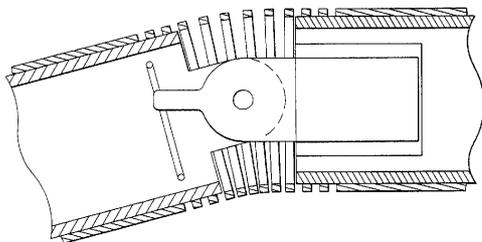
【図 11】



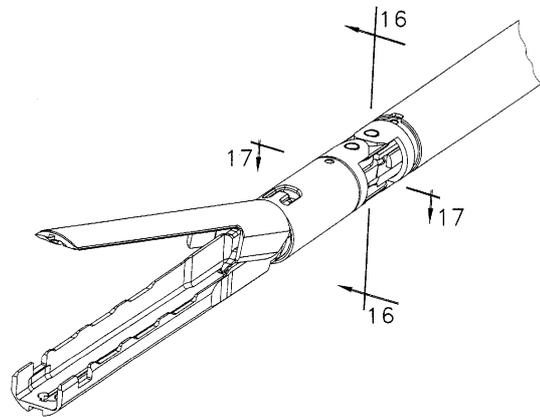
【図 12】



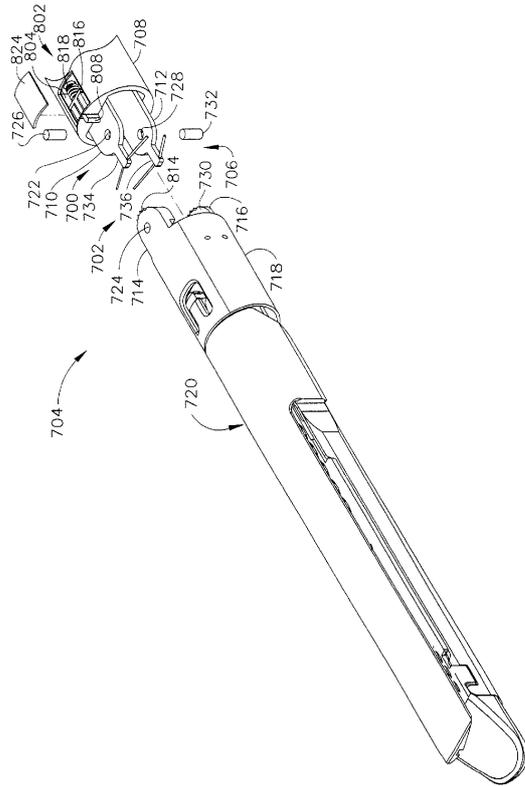
【図 13】



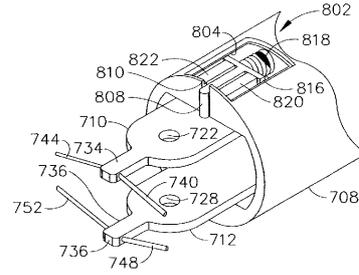
【図 14】



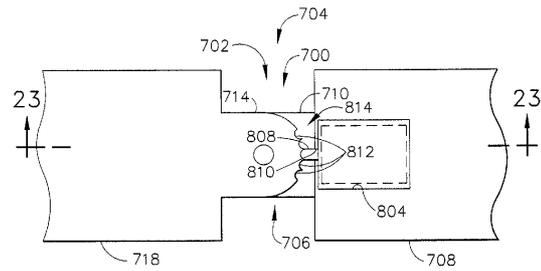
【図 20】



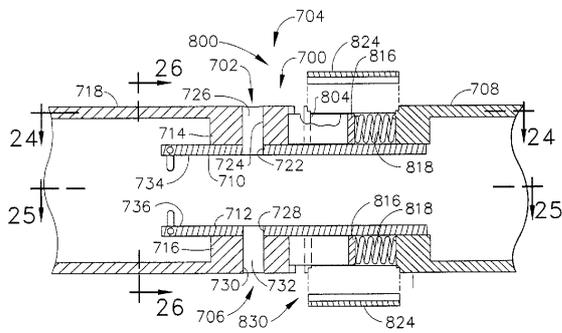
【図 21】



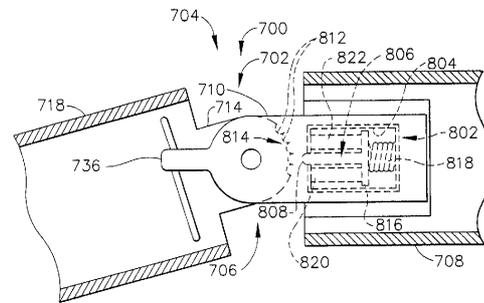
【図 22】



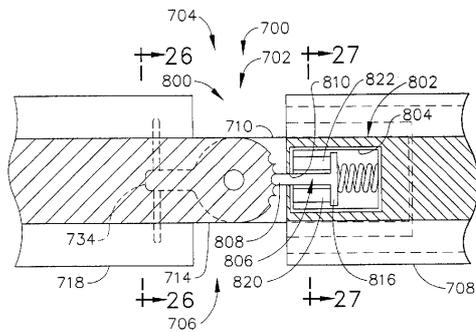
【図 23】



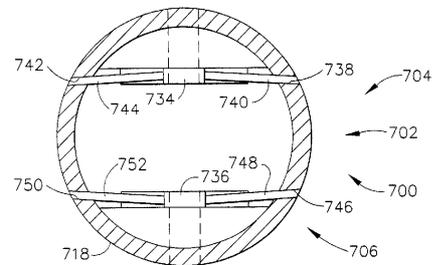
【図 25】



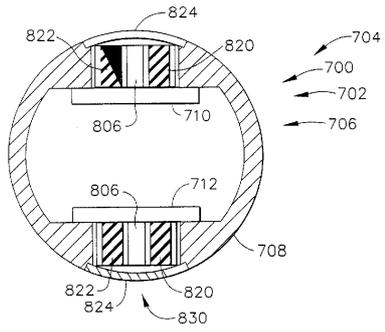
【図 24】



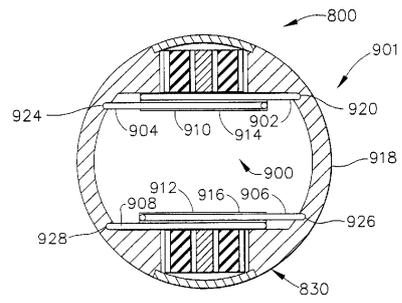
【図 26】



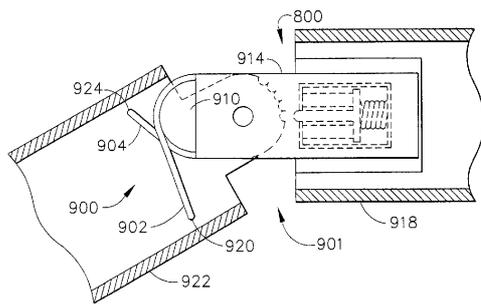
【図 27】



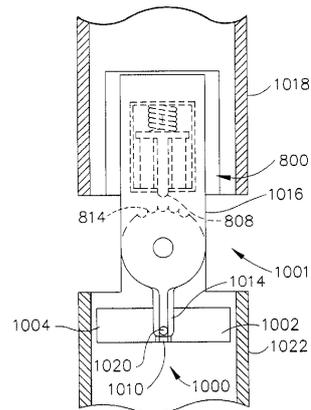
【図 29】



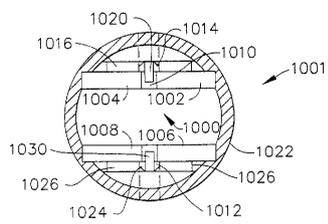
【図 28】



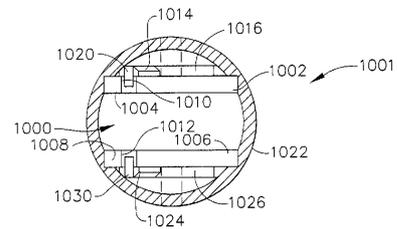
【図 30】



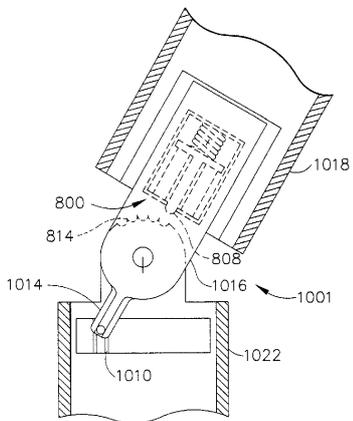
【図 31】



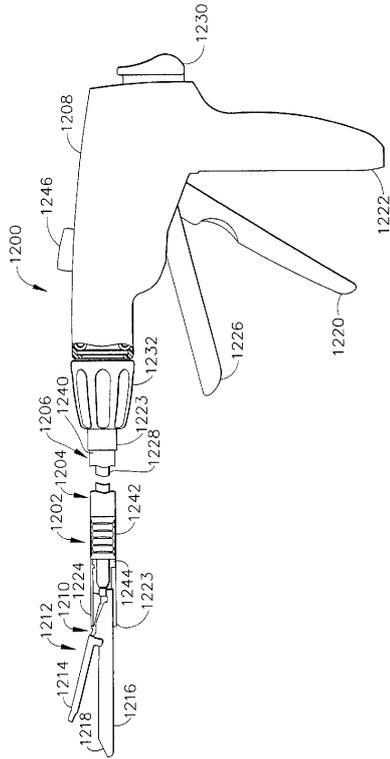
【図 33】



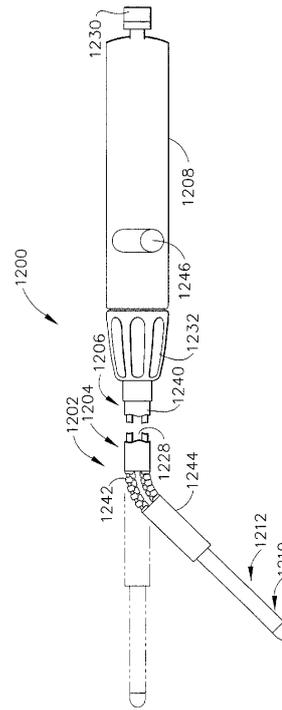
【図 32】



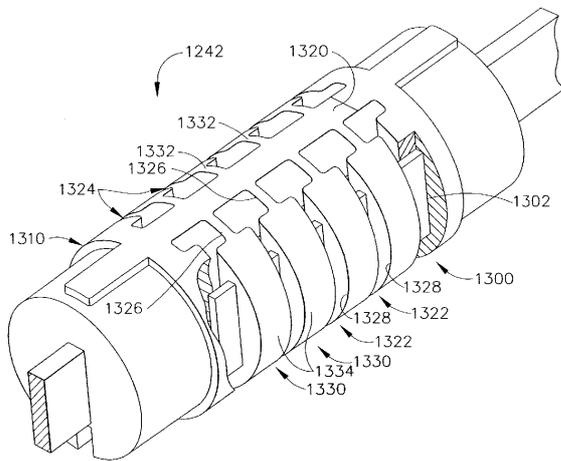
【 図 3 4 】



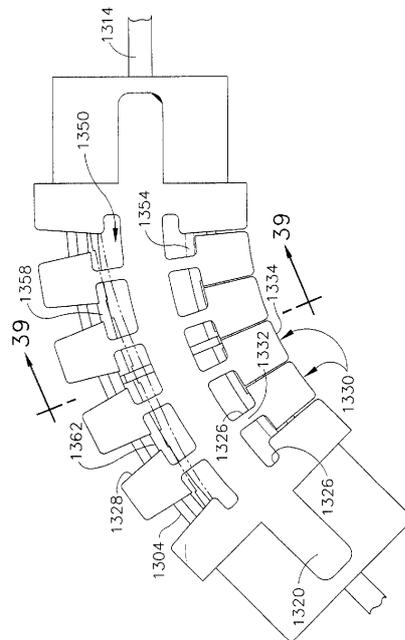
【 図 3 5 】



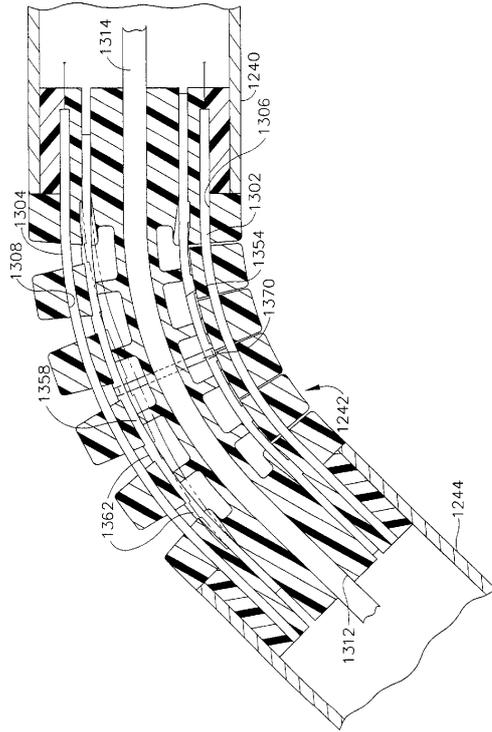
【 図 3 6 】



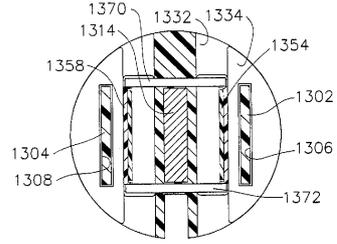
【 図 3 7 】



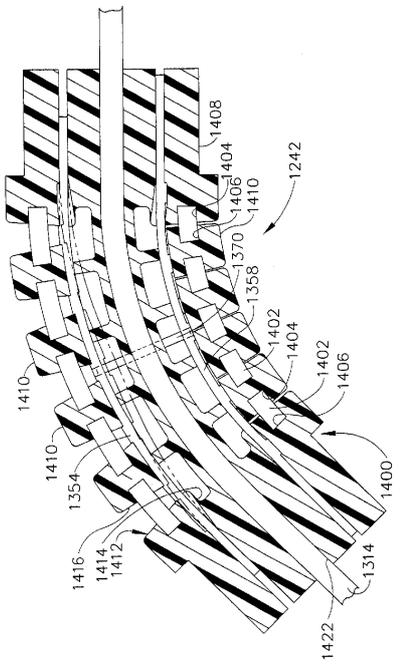
【 図 3 8 】



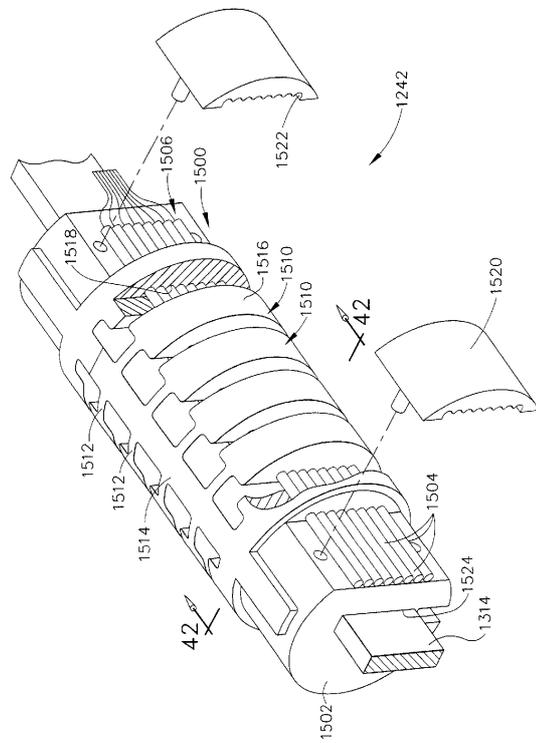
【 図 3 9 】



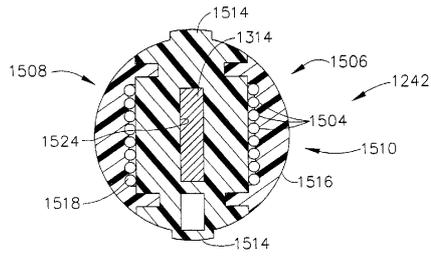
【 図 4 0 】



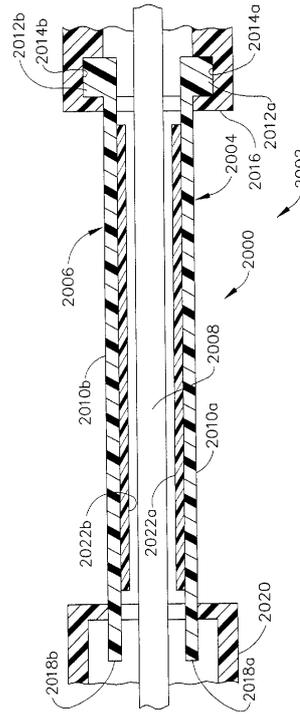
【 図 4 1 】



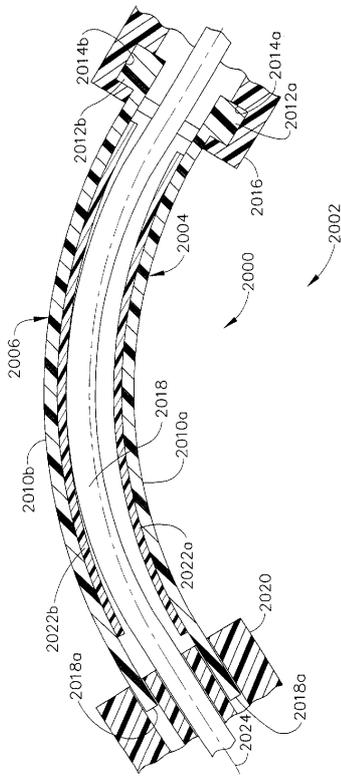
【 図 4 2 】



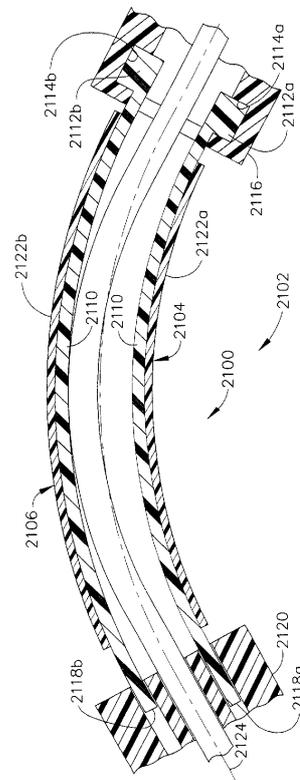
【 図 4 3 】



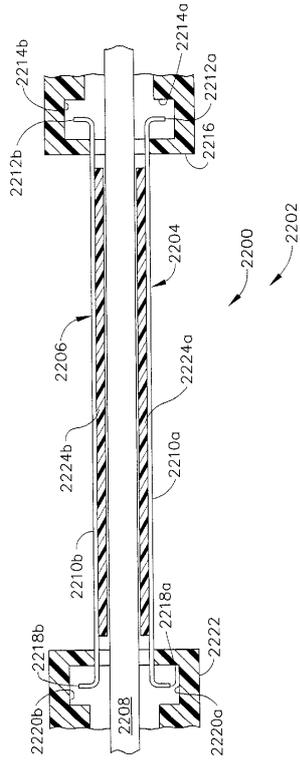
【 図 4 4 】



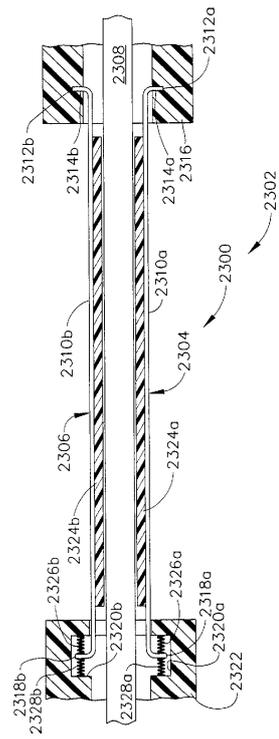
【 図 4 5 】



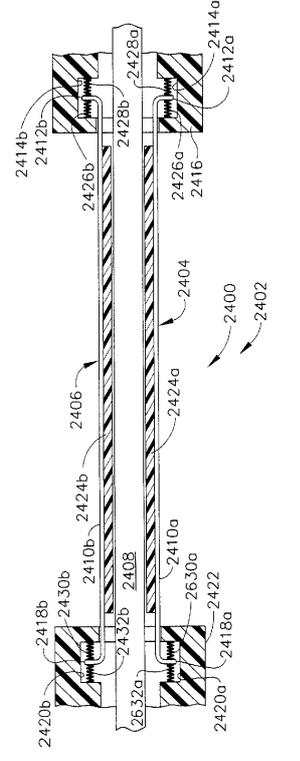
【 図 4 6 】



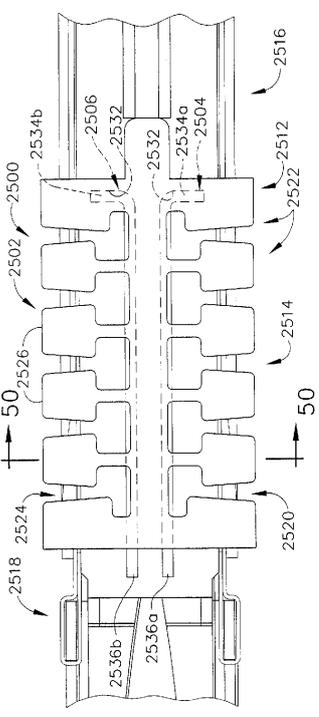
【 図 4 7 】



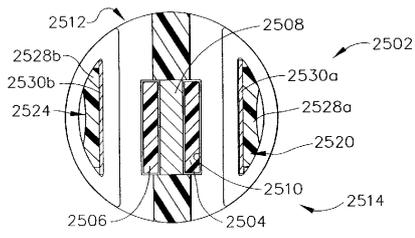
【 図 4 8 】



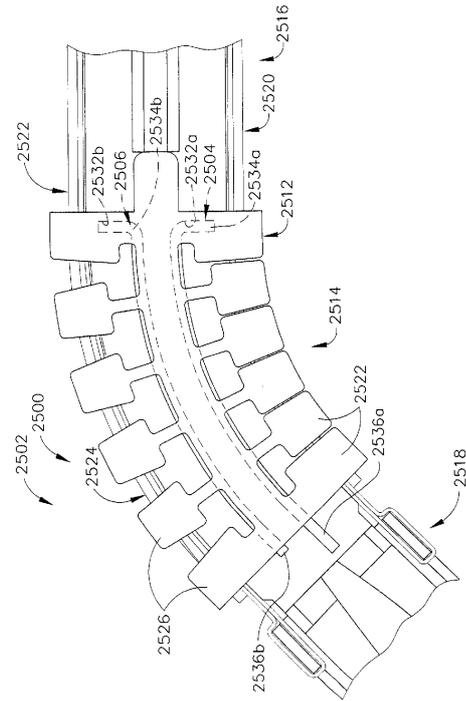
【 図 4 9 】



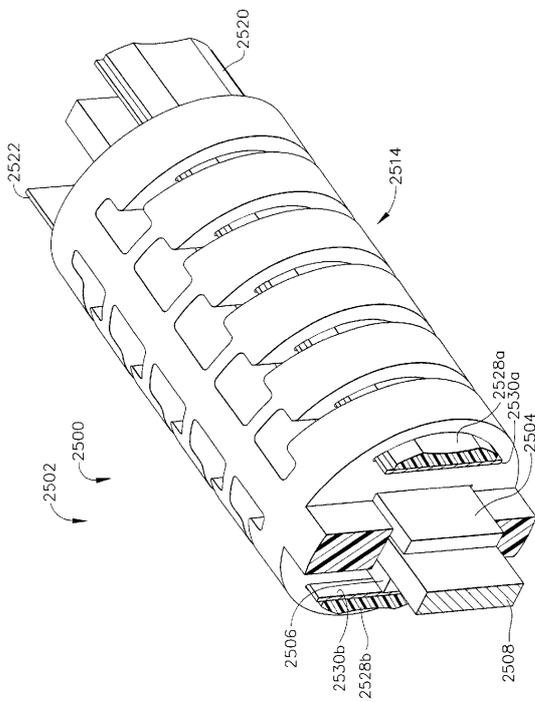
【 図 5 0 】



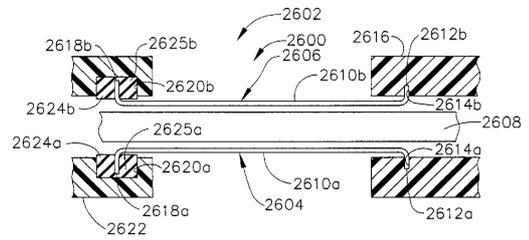
【 図 5 1 】



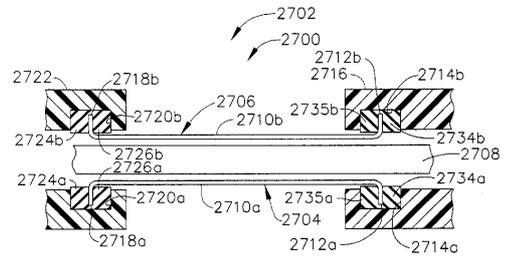
【 図 5 2 】



【 図 5 3 】



【 図 5 4 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平08-336540(JP,A)
米国特許出願公開第2003/0065358(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 17/072

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	JP4832827B2	公开(公告)日	2011-12-07
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		
当前申请(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	JP2006034982A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的外科缝合器械，以支撑通过关节连接的射击杆。解决方案：特别适合于内窥镜使用的外科缝合器械铰接由击发杆致动的末端执行器（例如，钉合和切断）。细长轴中的铰接机构包括电动致动聚合物（EAP）致动器，其横向支撑击发杆，使得击发杆被充分约束以避免爆裂，但是在没有过度摩擦和结合的情况下被引导。由此，实现有效且一致的击发，而不会在末端执行器被铰接时所需的击发力过度增加。Ž

