

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5198452号
(P5198452)

(45) 発行日 平成25年5月15日 (2013. 5. 15)

(24) 登録日 平成25年2月15日 (2013. 2. 15)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/072 (2006. 01)

A 6 1 B 17/10 3 1 0

請求項の数 9 (全 38 頁)

(21) 出願番号	特願2009-530335 (P2009-530335)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成19年5月10日 (2007. 5. 10)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2010-504810 (P2010-504810A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成22年2月18日 (2010. 2. 18)		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
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/011275		
(87) 国際公開番号	W02008/042021	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成20年4月10日 (2008. 4. 10)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成22年5月10日 (2010. 5. 10)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	11/540, 735		弁理士 大島 孝文
(32) 優先日	平成18年9月29日 (2006. 9. 29)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ステープルの高さを調節可能にするための可撓性の溝形部材およびアンピルの機能構造を備えた外科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 10 において、

内部にステープルカートリッジ 42 を機能的に支持するように構成されたカートリッジ支持組立体と、

前記カートリッジ支持組立体に移動可能に結合されたアンビル 20 であって、このアンビルに加えられる開く運動および閉じる運動のそれぞれにตอบสนองして、開位置と閉位置との間で選択的に移動可能である、アンビル 20 と、

前記カートリッジ支持組立体に機能的に支持された発射部材であって、この発射部材に加えられる発射の力にตอบสนองして、ステープル発射運動で未発射位置から発射された位置へ、そして前記発射部材に加えられる引き戻す力にตอบสนองして、未発射位置に選択的に並進移動可能であり、前記カートリッジ支持組立体および前記アンビル 20 の少なくとも一方が、前記ステープル発射運動の際に前記発射部材と弾性的に相互作用して、前記アンピルのステープル成形下面 60 と前記カートリッジ支持組立体内に支持されたステープルカートリッジの上面との間の距離を、前記成形下面と前記上面との間にクランプされた組織 46 の厚みに関して変更できるように構成された弾性構造を備えている、発射部材と、

を含み、

前記発射部材は、垂直部分 52 およびフット部分 70 を備えており、

前記カートリッジ支持組立体は、可撓性構造を有する細長い溝形部材 40 を備えており、前記可撓性構造は、

10

20

前記発射部材の前記垂直部分 5 2 を受容する大きさである、前記細長い溝形部材を通る細長い溝形部材スロット 6 4、

前記細長い溝形部材スロット 6 4 の第 1 の側と実質的に同じ広さを持ち、かつ前記発射部材の前記フット部分の第 1 の部分と弾性的に協働するように構成された第 1 の可撓性レッジ 1 8 2、2 0 6、および、

前記細長い溝形部材スロット 6 4 の第 2 の側と実質的に同じ広さを持ち、かつ前記フット部分の第 2 の部分と弾性的に協働するように構成された第 2 の可撓性レッジ 1 8 6、2 1 6 を含む、外科器具 1 0。

【請求項 2】

外科器具 1 0 において、

内部にステーブルカートリッジ 4 2 を機能的に支持するように構成されたカートリッジ支持組立体と、

前記カートリッジ支持組立体に移動可能に結合されたアンビル 2 0 であって、このアンビルに加えられる開く運動および閉じる運動のそれぞれに応答して、開位置と閉位置との間で選択的に移動可能である、アンビル 2 0 と、

前記カートリッジ支持組立体に機能的に支持された発射部材であって、この発射部材に加えられる発射の力に応答して、ステーブル発射運動で未発射位置から発射された位置へ、そして前記発射部材に加えられる引き戻す力に応答して、未発射位置に選択的に並進移動可能であり、前記カートリッジ支持組立体および前記アンビル 2 0 の少なくとも一方が、前記ステーブル発射運動の際に前記発射部材と弾性的に相互作用して、前記アンビルのステーブル成形下面 6 0 と前記カートリッジ支持組立体内に支持されたステーブルカートリッジの上面との間の距離を、前記成形下面と前記上面との間にクランプされた組織 4 6 の厚みに関して変更できるように構成された弾性構造を備えている、発射部材と、

を含み、

前記発射部材は、垂直部分 5 2 およびこの垂直部分から延びた一対の上部ピン 5 4 を備えており、

前記アンビル 2 0 は、可撓性アンビル構造を有しており、この可撓性アンビル構造は、

前記アンビルに形成された第 1 の可撓性アンビルレッジ 1 9 2、2 2 6、および、

前記アンビルに形成された第 2 の可撓性アンビルレッジ 1 9 6、2 3 0 であって、前記第 1 の可撓性アンビルレッジから離隔して、これらの間に細長いアンビルスロット 5 8 を画定しており、前記アンビル 2 0 が前記閉位置にあるときに前記発射部材の前記垂直部分 5 2 が前記アンビルスロットを通過することができ、この際に前記上部ピン 5 4 の一方が前記第 1 の可撓性アンビルレッジと弾性的に協働し、前記上部ピンの他方が前記第 2 の可撓性アンビルレッジと弾性的に協働することができる、第 2 の可撓性アンビルレッジ 1 9 6、2 3 0 を含む、外科器具 1 0。

【請求項 3】

外科器具 1 0 において、

内部にステーブルカートリッジ 4 2 を機能的に支持するように構成されたカートリッジ支持組立体と、

前記カートリッジ支持組立体に移動可能に結合されたアンビル 2 0 であって、このアンビルに加えられる開く運動および閉じる運動のそれぞれに応答して、開位置と閉位置との間で選択的に移動可能である、アンビル 2 0 と、

前記カートリッジ支持組立体に機能的に支持された発射部材であって、この発射部材に加えられる発射の力に応答して、ステーブル発射運動で未発射位置から発射された位置へ、そして前記発射部材に加えられる引き戻す力に応答して、未発射位置に選択的に並進移動可能であり、前記カートリッジ支持組立体および前記アンビル 2 0 の少なくとも一方が、前記ステーブル発射運動の際に前記発射部材と弾性的に相互作用して、前記アンビルのステーブル成形下面 6 0 と前記カートリッジ支持組立体内に支持されたステーブルカートリッジの上面との間の距離を、前記成形下面と前記上面との間にクランプされた組織 4 6 の厚みに関して変更できるように構成された弾性構造を備えている、発射部材と、

を含み、

前記アンビル 20 の前記ステーブル成形下面 60 の少なくとも複数の部分が前記アンビル 20 の他の部分に対して移動可能である、外科器具 10。

【請求項 4】

請求項 3 記載の外科器具 10 において、

前記アンビル 20 は、

前記カートリッジ支持組立体に旋回可能に結合されたアンビル本体 21 であって、内部に細長いアンビルスロット 58 を備えている、アンビル本体 21 を含み、

前記ステーブル成形下面 60 は、

前記アンビルスロット 58 の第 1 の側における前記アンビル本体 21 によって移動可能に支持され、第 1 のステーブル成形下面を備えた、少なくとも 1 つの右側インサート 310、320、330、340、380、400、および、

10

前記アンビルスロット 58 の左側における前記アンビル本体 21 によって移動可能に支持され、第 2 のステーブル成形下面を備えた、少なくとも 1 つの左側インサート 270、280、290、300、380、400 を含む、外科器具 10。

【請求項 5】

請求項 4 記載の外科器具 10 において、

前記各右側インサート 310、320、330、340、380、400 と前記アンビル本体 21 との間に支持された右側弾性部材 350、412、430 と、

前記各左側インサート 270、280、290、300、380、400 と前記アンビル本体 21 との間に支持された左側弾性部材 350、412、420 と、

20

をさらに含む、外科器具 10。

【請求項 6】

請求項 5 記載の外科器具 10 において、

前記右側弾性部材 430 は、流体媒体 432 で少なくとも部分的に満たされた、少なくとも 1 つの右側流体受容部を含み、

前記左側弾性部材 420 は、流体媒体 432 で少なくとも部分的に満たされた、少なくとも 1 つの左側流体受容部を含む、外科器具 10。

【請求項 7】

請求項 6 記載の外科器具 10 において、

30

前記右側流体受容部 430 および前記左側流体受容部 420 はそれぞれ、それぞれの内部の流体圧力を選択的に増減するために、内部に圧力調節機構 460 を機能的に支持した流体レザバ 450 に流体的に連通している、外科器具 10。

【請求項 8】

請求項 4 記載の外科器具 10 において、

前記少なくとも 1 つの右側インサート 310、320、330、340、380、400 は、前記カートリッジ支持組立体内に支持されたステーブルカートリッジ 42 内の右側ステーブル 83 の数に一致する複数の右側インサート 270、280、290、300、380、400 を含み、

前記少なくとも 1 つの左側インサート 270、280、290、300、380、400 は、前記ステーブルカートリッジ内の左側ステーブル 83 の数に一致する複数の左側インサート 270、280、290、300、380、400 を含む、外科器具 10。

40

【請求項 9】

請求項 8 記載の外科器具 10 において、

前記アンビルスロット 58 の右側における前記アンビル本体 21 内に支持された少なくとも 1 つの右側付勢プレート 410 であって、複数の右側付勢部材 412 を支持しており、前記各右側付勢部材が前記右側インサート 400 の 1 つに対応する、少なくとも 1 つの右側付勢プレート 410 と、

前記アンビルスロット 58 の左側における前記アンビル本体 21 内に支持された少なくとも 1 つの左側付勢プレート 410 であって、複数の左側付勢部材 412 を支持しており

50

、前記各左側付勢部材が前記左側インサート４００の１つに対応する、少なくとも１つの左側付勢プレート４１０と、

をさらに含む、外科器具１０。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【０００１】

〔関連出願の相互参照〕

本願は、参照して開示内容の全てを本明細書に組み入れる、２００５年９月２１日出願の米国特許出願第１１／２３１，４５６号（名称：「間隔が力で制御されるエンドエフェクタを備えた外科ステープル止め器具（Surgical Stapling Instrument Having Force Co

10

ntrolled Spacing End Effector）」）の一部継続出願である。本願はまた、参照して本明細書に組み入れる同日出願の以下に示す米国特許出願に関連する。名称「ステープルの高さを調節するための収縮可能な機能構造を備えた外科ステープル止め器具（Surgical Stapling Instruments With Collapsible Features For Controlling Staple Height）」、発明者：フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース（Frederick E. Shelton, IV）、ジェフリー・エス・スエイズ（Jeffrey S. Swayze）、レスリー・エム・フジカワ（Leslie M. Fugikawa）、およびユージーン・エル・ティンパーマン（Eugene L. Timperman）（Ｋ＆ＬＮＧ整理番号：０６０５００ＣＩＰ２／ＥＮＤ５７０６ＵＳＣＩＰ２）

【０００２】

20

〔発明の分野〕

本発明は概して、組織にステープルを列状に止めるとともにステープル列の間の組織を切断できる外科ステープル止め器具に関し、詳細には、ステープル止め器具に関連した改善、および切断されステープル止めされた組織に補強材料を当てることを含むこのような外科ステープル止め器具の様々な構成要素の形成工程における改善に関する。

【０００３】

〔背景〕

内視鏡手術器具および腹腔鏡手術器具は、切開部がより小さく術後の回復が早く合併症のリスクが低い傾向があるため、従来の開放外科手術装置よりも好ましい場合が多い。腹腔鏡手術および内視鏡手術の利用は、比較的普及してきており、更に手術方法を発展させる別の動機を与える。腹腔鏡手術では、外科処置は、小さな切開部を介して腹部内で行われる。同様に、内視鏡手術では、外科処置は、皮膚の小さな進入用切開部から挿入された細い内視鏡チューブを介して体内の任意の臓器の空洞部内で行われる。

30

【０００４】

腹腔鏡および内視鏡手術では、通常は、手術部位にガス注入する必要がある。したがって、体内に挿入される全ての器具は、切開部からガスが人体に流入または流出しないように確実に密閉しなければならない。更に、腹腔鏡および内視鏡手術では、医師が、切開部から遠く離れた器官、組織、および／または血管に対して処置を施さなければならない場合が多い。したがって、このような手術で使用される器具は、通常は細長く、同時に器具の近位端部から機能的に制御可能である。

40

【０００５】

著しい進展により、トロカールのカニューレを介して所望の手術部位に遠位エンドエフェクタを正確に配置するのに適した様々な内視鏡外科器具が開発された。このような遠位エンドエフェクタ（例えば、エンドカッター、把持器、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や、超音波、無線周波、およびレーザーなどを用いるエネルギー装置）は、様々な方法で組織に係合して診断または治療効果を得る。

【０００６】

既知の外科ステープラには、組織に長手方向の切開部を形成すると同時に、切開部の両側にステープルを列状に止めるエンドエフェクタが含まれる。このようなエンドエフェク

50

タは、内視鏡手術または腹腔鏡手術用の場合は、カニューレ通路を通過できる一対の協働するジョー部材を含む。一方のジョー部材は、少なくとも2列の横方向に離隔したステープルを有するステープルカートリッジを受容する。他方のジョー部材は、カートリッジ内のステープルの列に整合したステープル成形ポケットを有するアンビルを画定している。このような器具は、遠位側に駆動されると、ステープルカートリッジの開口を通過して、ステープルを支持するドライバに係合し、ステープルをアンビルに向かって発射させる複数の往復ウェッジを含む。

【0007】

近年、上側ジョー（アンビル）に形成された内部スロット内をスライドする上部ピンを有利に含み、かつ、中間ピンと、エンドエフェクタの下側ジョーの対向した面をスライドする底部フット（bottom foot）とを有する、外科ステープル止め／切断器具、具体的にはステープル止め組立体用の改善された「Eビーム」発射バーが記載された。中間ピンの遠位側の接触面が、下側ジョーを形成する細長いステープル溝形部材内に保持されたステープルカートリッジを作動させる。接触面と上部ピンとの間で、切断面すなわちナイフが、下側ジョーのステープルカートリッジとアンビルとの間にクランプされた組織を切断する。このように両方のジョーがEビームによって係合されるため、Eビームは、ジョー間を所望の間隔に維持してステープルが適切に成形されることを確実にする。したがって、少量の組織がクランプされた場合、Eビームは、アンビルを持ち上げて、アンビルの下面に対してステープルが適切に形成される十分な間隔を確保する。加えて、多量の組織がクランプされた場合、Eビームは、アンビルを引き下げて、この間隔がステープルの長さを確実に超えないようにして、各ステープルの端部が十分に曲げられて所望の程度の保持力が得られるようにする。このようなEビーム発射バーは、参照して開示内容の全てを本明細書に組み入れる、2003年5月20日に出願され、2005年12月27日に米国特許第6,978,921号として発行された、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ステープル止め器具（Surgical Stapling Instrument Incorporating an E-Beam Firing Mechanism）」）に開示されている。

【0008】

Eビーム発射バーは、外科ステープル止め／切断器具に多数の利点をもたらしているが、多くの場合、様々な厚みの組織を切断してステープル止めするのが望ましい。組織の層が薄いと、ステープルは単に緩く成形され、補強材料が必要になることもある。組織の層が厚いと、保持された組織に強い圧迫力を加えるステープルに成形され、壊死、出血、またはステープル成形／保持の不良が起こることがある。所与の外科ステープル止め／切断器具に対して適切な組織の厚みの範囲を制限するのではなく、同一の外科ステープル止め／切断器具で様々な組織の厚みに対応できることが好ましいであろう。

【0009】

したがって、クランプする組織の量に応じて調節されるステープル止め組立体（エンドエフェクタ）を含む改善された外科ステープル止め／切断器具が強く要望されている。

【0010】

加えて、既存のステープル止め組立体に一般に使用されているステープルドライバは、従来、適切な「B」型のステープル高さを確実にするために可能な限り硬く形成されている。この硬い構造のため、このようなステープルドライバは、ステープル止め組立体内にクランプされる組織の特定の厚みに対してステープルの成形高さを調節するための一切の柔軟性を付与しない。

【0011】

したがって、組織の厚みの変化に応じてステープルの成形高さを調節を容易にすることができるステープルドライバも強く要望されている。

【0012】

〔概要〕

本発明は、従来技術の上記の欠点および他の欠点を、下側ジョーおよび旋回可能に取り付けられた上側ジョーを備えたステープル止め組体内を並進移動する発射バーであって

10

20

30

40

50

、下側ジョーと上側ジョーとの間の組織を圧迫する内面間の所望の間隔を維持するのを容易にするために各ジョーが係合した、発射バーを含む外科器具を提供することによって解消する。有利なことに、2つのジョー間の距離が、圧迫された組織の厚い厚みに対応できるように撓んでやや広げることができ、しかもステープルを圧迫された組織に通して成形する際の装置に対する制限を超える過度の湾曲を発射バーが防止する。したがって、広範囲な外科処置に適している同一の外科器具で臨床上の柔軟性が改善され、また患者集団におけるばらつきに対応することができる。

【0013】

本発明の一態様では、外科器具は、ステープルカートリッジを受容する長さ方向の溝形部材スロットが形成された細長いステープル溝形部材を含む下側ジョーを備えている。ステープルカートリッジ内のステープルは、ある範囲の組織の厚みに対して閉じたステープルを成形するのに適したステープル長さを有する。発射バーは、細長いステープル溝形部材に旋回可能に取り付けられたアンビル内の長さ方向のアンビルスロット内を通過する垂直部分を有しており、細長いステープル溝形部材に形成された長さ方向の溝形部材スロットを通過する。垂直部分から横に延びた上面が、発射並進運動の際にアンビルに対して内側に向いた圧迫力を加え、垂直部分から横に延びた下面が、発射並進運動の際に細長いステープル溝形部材に対して内側に向いた圧迫力を加える。発射バーは、有利なことに、アンビルのステープル成形下面とステープルカートリッジの上面との間の高さを変更する弾性部分を含むことによってある範囲の有効なステープル成形に対応している。

【0014】

本発明の別の態様では、外科器具は、アンビル溝が内部に形成された、細長いステープル溝形部材に旋回可能に結合された、アンビルを有する。具体的には、垂直スロットが、アンビルの長さ方向軸に沿って内側に開口している。垂直スロットは、この垂直スロットに連通し、この垂直スロットによって二分され、そしてこの垂直スロットに対して横方向の左右の矩形プリズム型凹部を有する。これらの左右の矩形プリズム型凹部は、垂直スロットの長さ方向の長さに沿って実質的に延びている。組織を切断するための遠位側に向いた切断縁を備えた発射装置が、細長いステープル溝形部材とアンビルのアンビル溝の垂直スロットとの間に長さ方向に受容されている。発射装置の上側部材は、アンビル溝の左右の矩形凹部の上下の内面にスライド可能に係合する大きさである左右の横方向上部ピンを有する。発射装置の下側部材が、細長いステープルカートリッジの溝形部材スロットに係合する。発射装置の中間部材が、ステープルカートリッジのウェッジ部材を遠位側に並進移動させてステープルカートリッジを作動させる。発射装置は、長さ方向の発射移動の際に細長いステープル溝形部材とアンビルの両方に確実に係合して、これらの間にステープル成形のための空間を提供する。発射の際の発射装置の係合により、細長いステープル溝形部材とアンビルとの間の垂直方向の間隔が維持され、不十分なクランプされた組織によるピンチング (pinching) およびクランプされた組織の過剰な量による部分的な開きが防止される。この確実な間隔は、有利なことに、発射装置に弾性部分を設けて、ある程度湾曲してクランプされた組織の厚い層による増大した圧迫荷重に対応できるようにすることで、ステープルカートリッジのステープル長さの有効範囲内で変更する。

【0015】

本発明のさらに別の態様では、外科器具は、有利なことに、トロカールのカニューレを介して、ガス注入された体内の空洞部または管腔に挿入するのに適した大きさである、上側ジョーと下側ジョーからなるエンドエフェクタが閉じた状態で、細長いシャフトを介して操作する。

【0016】

本発明の別の態様では、内部にステープルカートリッジを機能的に支持するように構成された細長い溝形部材を含む外科器具を開示している。アンビルが、細長い溝形部材に旋回可能に結合されている。アンビルは、閉位置と開位置との間で選択的に旋回可能であり、そのステープル成形下面が、このアンビルに加えられる閉じる運動にตอบสนองして細長い溝形部材内に支持されたステープルカートリッジの上面に直面する関係となり、このアンビ

ルに加えられる開く運動に応答して閉位置から開位置に旋回する。発射部材が、細長い溝形部材に対して機能的に支持されている。発射部材は、この発射部材に加えられる発射の力に応答して、ステーブル発射運動で、細長い溝形部材内を未発射位置から長さ方向に並進移動し、この発射部材に加えられる引き戻しの力に応答して未発射位置に引き戻されるように選択的に並進移動可能である。様々な実施形態では、細長い溝形部材およびアンピルの少なくとも一方は弾性構造体を有する。この弾性構造体は、ステーブルの発射運動の際に発射部材と弾性的に相互作用して、アンピルのステーブル成形下面とステーブルカートリッジの上面との間の距離を、アンピルのステーブル成形下面とステーブルカートリッジの上面との間でクランプされた組織の厚みに関して変更できるように構成されている。

【 0 0 1 7 】

10

本発明の別の一般的な態様では、第 1 の可撓性部分および第 2 の可撓性部分を有する細長いステーブル溝形部材を含む外科器具を開示している。第 2 の可撓性部分は、第 1 の可撓性部分から離隔して、第 1 の可撓性部分と第 2 の可撓性部分の間に長さ方向溝形部材スロットを画定している。ステーブルカートリッジが、細長いステーブル溝形部材内に機能的に支持され、細長いシャフトが、細長いステーブル溝形部材に機能的に結合されている。アンビルが、細長いステーブル溝形部材に旋回可能に結合されている。アンビルは、そのステーブル成形下面がステーブルカートリッジの上面と直面する位置関係にある閉位置と、このアンピルの遠位端部がステーブルカートリッジの上面から離隔している開位置との間で選択的に旋回可能である。さらに、アンビルには、長さ方向のアンビルスロットが設けられている。制御ハンドル組立体が、アンビルに開く運動および閉じる運動を選択的に加えるために、細長いシャフトを介して近位側に機能的に結合されている。発射部材が、細長いステーブル溝形部材内での選択的な長さ方向の往復運動のために、発射部材の一部が長さ方向のアンビルスロット内に延在し、発射部材の別部分が第 1 の可撓性部分と第 2 の可撓性部分との間の長さ方向の溝形部材スロット内に延在するように、細長いシャフトを介して制御ハンドル組立体に機能的に結合されている。

20

【 0 0 1 8 】

本発明のさらに別の一般的な態様では、長さ方向の溝形部材スロットを有する細長いステーブル溝形部材を含む外科器具を開示している。ステーブルカートリッジが、細長いステーブル溝形部材内に機能的に支持されている。細長いシャフトが、細長いステーブル溝形部材に機能的に結合されている。アンビルが、細長いステーブル溝形部材に旋回可能に結合されている。アンビルは、そのステーブル成形下面がステーブルカートリッジの上面と直面する位置関係にある閉位置と、このアンピルの遠位端部がステーブルカートリッジの上面から離隔している開位置との間で選択的に旋回可能である。アンビルは、第 1 のアンビル弾性部分および第 2 のアンビル弾性部分をさらに有する。第 2 のアンビル弾性部分は、第 1 のアンビル弾性部分から離隔して、この第 2 のアンビル弾性部分と第 1 のアンビル弾性部分との間に細長いアンビルスロットの一部を画定している。制御ハンドル組立体が、アンビルに開く運動および閉じる運動を選択的に加えるために、細長いシャフトを介して近位側に機能的に結合されている。発射部材が、細長いステーブル溝形部材内での選択的な長さ方向の往復運動のために、発射部材の一部が第 1 のアンビル弾性部材と第 2 のアンビル弾性部材との間のアンビルスロット内に延在し、発射部材の別部分が長さ方向の溝形部材スロット内に延在するように、細長いシャフトを介して制御ハンドル組立体に機能的に結合されている。

30

40

【 0 0 1 9 】

本発明の上記および他の目的および利点は、添付の図面および以降の詳細な説明から明らかになるであろう。

【 0 0 2 0 】

本明細書の一部であって、本明細書を構成し、かつ本発明の実施形態を例示する添付の図面、上記した発明の概要、および後述する実施形態の詳細な説明は、本発明の原理を説明する役割を果たす。

【 0 0 2 1 】

50

〔 詳細な説明 〕

まず、各図面を参照されたい。いくつかの図面において、同様の参照番号は、同様の構成要素を示している。図 1 では、外科ステープル止め / 切断器具 10 は、実施部分 14 を位置付けるために操作されるハンドル部分 12 を含む。実施部分 14 は、細長いシャフト 18 の遠位側に取り付けられ、ステープル止め組立体 16 として示されている閉鎖エンドエフェクタを含む。実施部分 14 は、閉鎖トリガー 24 をハンドル部分 12 のピストルグリップ 26 に向かって引いて、細長いシャフト 18 の外側閉鎖スリーブ 28 を前進させてアンビル 20 を旋回させて閉じることによって、ステープル止め組立体 16 の上側ジョー（アンビル）20 と下側ジョー 22 を閉じた状態で内視鏡または腹腔鏡外科手術のためにトロカール（不図示）のカニユーレを介して挿入できる大きさである。

10

【 0022 】

ガス注入された体腔すなわち腔内に挿入したら、外科医が、ハンドル 12 の遠位端部および細長いシャフト 18 の近位端部に亘って係合したシャフト回転ノブ 30 を回転させることによって、実施部分 14 をその長さ方向軸を中心に回転させることができる。このように位置付けられたら、組織を把持して位置付けできるように、閉鎖トリガー 24 を離してアンビル 20 を開くことができる。ステープル止め組立体 16 内に保持された組織に満足したら、外科医は、ピストルグリップ 26 に対して固定されるまで閉鎖トリガー 24 を引いて、ステープル止め組立体 16 の内部に組織をクランプする。

【 0023 】

次に、発射トリガー 32 を、閉鎖トリガー 24 およびピストルグリップ 26 に向かって引いて、発射力すなわち運動を加えて発射部材を未発射位置から遠位側に前進させる。発射部材は、遠位発射バー 36 に取り付けられた近位発射ロッド 34 を含むとして示されている。遠位発射バー 36 は、ハンドル部分 12 をステープル止め組立体 16 に接続するフレームグラウンド 38 内に支持されている。ステープル発射運動の際に、発射バー 36 が、細長いステープル溝形部材 40 に係合して、その内部に受容されているステープルカートリッジ 42 を作動させる。細長い溝形部材 40 とステープルカートリッジ 42 は、下側ジョー 22 を形成している。発射バー 36 はまた、閉じたアンビル 20 に係合する。引戻す力すなわち運動を発射バー 36 に加えるために発射トリガー 32 を離れたら、閉鎖解放ボタン 44 を押して閉鎖トリガー 24 を解放することにより、閉鎖スリーブ 28 が引き戻されて、切断されてステープル止めされた組織がステープル止め組立体 16 から解放されるように、アンビル 20 が旋回して開くようにすることができる。

20

30

【 0024 】

本明細書において、垂直、水平、右、および左などの空間を表す語は、外科器具 10 の長さ方向軸が細長いシャフト 18 の中心軸と同軸上にあり、トリガー 24、32 がハンドル組立体 12 の底部から鋭角に下方に延びているとする図面を基準に用いられていることを理解されたい。しかし、実際には、外科器具 10 は、様々な角度に向けることができるため、これらの空間を表す語は、外科器具 10 自体に対して用いられる。さらに、「近位」は、ハンドル組立体 12 の後にいて、実施部分 14 を自身から遠位すなわち離れる方向に置く医師の遠近を示すために用いられる。

【 0025 】

40

図 2 では、ステープル止め組立体 16 は、圧迫された組織 46 に対して閉じられている。図 2 および図 3 では、発射バー 36 は、ステープル止め組立体 16 内で並進移動する遠位 E ビーム 50 に取り付けられた近位部分 48 を有する。発射バー 36 が引き戻された状態で示されているが、新しいステープルカートリッジ 42 が細長いステープル溝形部材 40 内に挿入されると、E ビーム 50 の垂直部分 52 が実質的には、ステープルカートリッジ 42 の後部に位置することになる。E ビーム 50 の垂直部分 52 の上部から横方向に延びた上部ピン 54 は、当初は、アンビル 20 の近位旋回端部の近傍に設けられたアンビルポケット 56 内に位置する。ステープル発射運動の間に E ビーム 50 が遠位側に前進する際に、垂直部分 52 が、アンビル 20 のステープル成形下面 60 に形成された長さ方向の細いアンビルスロット 58（図 1 および図 11）、カートリッジ 42 に形成された近位側

50

に開口した垂直スロット 6 2、および細長いステーブル溝形部材 4 0 に形成された長さ方向下側の通路スロット 6 4 内を通過する。

【 0 0 2 6 】

図 2 および図 1 1 では、長さ方向の細長いアンビルスロット 5 8 (図 2) は、上部ピン 5 4 をスライド可能に受容する大きさの横方向に広い長さ方向のアンビル通路 6 6 まで上方に連通している。長さ方向の通路スロット 6 4 は、下部フット 7 0 を受容する横方向に広い長さ方向の通路トラック 6 8 まで下方に連通している。下部フット 7 0 は、通路トラック 6 8 内にスライド可能に受容される大きさであり、E ビーム 5 0 の垂直部分 5 2 の底部に取り付けられている。E ビーム 5 0 の垂直部分 5 2 から延びた横方向に広い中間ピン 7 2 は、細長いステーブル溝形部材 4 0 の上に支持されたステーブルカートリッジ 4 2 の底部トレイ 7 4 の上面に沿ってスライドするように位置付けられている。底部トレイ 7 4 の上のステーブルカートリッジ 4 2 に形成された長さ方向の発射凹部 7 5 が、中間ピン 7 2 がステーブルカートリッジ 4 2 内を並進移動できる大きさである。

10

【 0 0 2 7 】

E ビーム 5 0 の垂直部分 5 2 の遠位駆動面 7 6 が、ステーブルカートリッジ 4 2 の近位側に開口した垂直スロット 6 2 内を並進移動して、ステーブルカートリッジ 4 2 内に近位側に位置付けられたウェッジスレッド 7 8 を遠位側に駆動するように位置付けられている。E ビーム 5 0 の垂直部分 5 2 は、遠位縁に沿った切断面 8 0 を含む。切断面 8 0 は、遠位駆動面 7 6 の上に位置し、クランプされた組織 4 6 をステーブル止めすると同時に切断する上部ピン 5 4 の下側に位置する。

20

【 0 0 2 8 】

特に図 1 1 を参照されたい。ウェッジスレッド 7 8 がステーブルドライバ 8 2 を上方に駆動させ、これによりステーブル 8 3 が、ステーブルカートリッジ 4 2 のステーブル本体 8 5 に形成されたステーブル開口 8 4 から上方に駆動され、ステーブルカートリッジ 4 2 (図 2) の上面 4 3 に直面する関係であるアンビル 2 0 の下面 6 0 に対して成形される。

【 0 0 2 9 】

図 2 および図 1 1 では、有利なことに、上部ピン 5 4 の間の矢印 8 6 で示されている例示的な空間 (図 2) は、0.015 インチ (約 0.381 mm) の圧迫された組織 4 6 がステーブル止め組立体 1 6 内に受容されている圧迫状態に弾性的 (compliantly) に付勢されている。しかし、最大約 0.025 インチ (約 0.635 mm) までの多量の圧迫された組織 4 6 が、E ビーム 5 0 の固有の可撓性によって許容される。ステーブルの長さが追加の高さで成形するのに不十分な場合は、最大約 0.030 インチ (約 0.762 mm) までの過度の撓みは回避される。これらの寸法は、0.036 インチ (約 0.914 mm) の高さのステーブルに対する例示であることを理解されたい。しかし、同様のことが、ステーブルの各カテゴリーに対して当てはまるであろう。

30

【 0 0 3 0 】

図 4 では、柔軟な E ビーム 5 0 a の第 1 の形態は、恐らく電気ドリル装置 (EDM) によって形成される垂直部分 5 2 a の遠位縁から延びた上部水平スリット 9 0 および下部水平スリット 9 2 を含む。したがって、垂直部分 5 2 a は、上部ピン 5 4 を含む垂直方向に柔軟な遠位側に延びた上部アーム 9 4 と、切断面 8 0 を含むナイフフランジ 9 6 と、遠位駆動面 7 6、中間ピン 7 2、および下部フット 7 0 を含む下側垂直部分 9 8 とを含む。水平スリット 9 0、9 2 により、上部遠位アーム 9 4 の上方への旋回が可能となつて、圧迫された組織 4 6 (不図示) からの増大した力を調節することができることにより、柔軟な垂直方向の間隔が可能となっている。

40

【 0 0 3 1 】

図 5 および図 6 では、柔軟な E ビーム 5 0 b の第 2 の形態は、垂直部分 5 2 の各側に対して上部ピン 5 4 b に形成された左右の下側切除部 1 1 0、1 1 2 を含み、それぞれ左右の下側支持点 1 1 4、1 1 6 が残されている。支持点 1 1 4、1 1 6 の外側位置により、曲げるために力を加える長いモーメントアームが提供されている。本開示の利点から、切除部 1 1 0、1 1 2 の寸法、および柔軟な E ビーム 5 0 b の材料の選択は、ステーブルの

50

大きさなどを考慮して所望の程度の撓みとなるように選択することができることを理解されたい。

【 0 0 3 2 】

図 7 では、第 3 の形態の柔軟な E ビーム 5 0 c は、図 5 および図 6 の説明と同様であるが、垂直部分 5 2 に近接した上部ピン 5 4 c の両側の上部付け根表面に形成された左右の細い上側切除部 1 2 0、1 2 2 によってさらなる可撓性が付与されている。

【 0 0 3 3 】

図 8 では、第 4 の形態の柔軟な E ビーム 5 0 d は、図 2 および図 3 についての説明と同様であるが、上部ピン 5 4 d の左右の部分 1 3 6、1 3 8 をそれぞれ支持する左右の垂直層 1 3 2 と 1 3 4 との間に挟まれた中心弾性垂直層 1 3 0 を含む複合 / ラミネート垂直部分 5 2 d の追加の機能構造を備えている。左右の部分 1 3 6、1 3 8 が上下いずれかに撓むと、左右の垂直層 1 3 2、1 3 4 に生じる湾曲が、中心弾性垂直層 1 3 0 の対応する圧縮または膨張によって許容される。

【 0 0 3 4 】

図 9 では、第 5 の形態の柔軟な E ビーム 5 0 e は、図 2 および図 3 についての説明と同様であるが、垂直部分 5 2 e を貫通する水平孔 1 4 0 内に挿入された、より可撓性の高い材料から形成された別個の上部ピン 5 4 e の別の機能構造を備えている。したがって、別個の上部ピン 5 4 e の左右の外側端部 1 4 2、1 4 4 が、荷重の力に応じて曲がる。

【 0 0 3 5 】

上部ピン 5 4 に可撓性を付与する代わりまたはこれに加えて、図 1 0 および図 1 1 では、柔軟な E ビーム 5 0 f の第 6 の形態は、図 2 および図 3 についての説明と同様であるが、下部フット 7 0 の上面 1 5 2 に取り付けられた弾性パッド 1 5 0 をさらに含む。弾性パッド 1 5 0 は、下部フット 7 0 にかかる圧迫力に応じて上部ピン 5 4 の間隔を調節する。

【 0 0 3 6 】

図 1 2 では、第 7 の形態の柔軟な E ビーム 5 0 g は、図 2 および図 3 についての説明と同様であるが、荷重の力に従って垂直方向の間隔を調節するために E ビーム 5 0 g を下方に弾性的に付勢する上後方に延びたばねフィンガー 1 6 0 を有する下部フット (靴) 7 0 g の別の機能構造を備えている。

【 0 0 3 7 】

図 1 3 では、第 8 の形態の柔軟な E ビーム 5 0 h は、図 2 および図 3 についての説明と同様であるが、下部フット 7 0 に支持された楕円形ばねワッシャー 1 7 0 の別の機能構造を備えている。楕円形ばねワッシャー 1 7 0 は、垂直部分 5 2 を取り囲んでおり、荷重の力に従って垂直方向の間隔を調整するために E ビーム 5 0 h を下方に弾性的に付勢する上方に曲がった中心部分 1 7 2 を有する。

【 0 0 3 8 】

別の例として、本発明の態様に一致する柔軟な E ビームは、細長いステーブル溝形部材の両側に対してスライドする 2 つの構造の例示的な形態の係合に類似したアンビルに対する係合を含むことができる。同様に、柔軟な E ビームは、下側ジョー構造に形成された通路内をスライドする横方向に広い部分を有することによって下側ジョーに係合することができる。

【 0 0 3 9 】

さらに別の例として、例示的な形態では、ステーブルカートリッジ 4 2 は、ステーブル止め組立体 1 6 の他の部分を再使用できるように交換可能である。本開示の利点から、本発明に一致する適用例は、細長いシャフトの遠位部分、上側ジョー、および下側ジョーの一部として永久的にステーブルカートリッジに係合された下側ジョーなどのより大きい使い捨て部分を含むことができることを理解されたい。

【 0 0 4 0 】

さらに別の例として、例示的な E ビームは、有利に、上側ジョーと下側ジョーを互いに確実に離隔させる。したがって、E ビームは、多量の圧迫された組織がジョーを広げようとする場合、発射の際にジョーを互いに引き寄せる内側に係合する表面を有する。したが

10

20

30

40

50

って、Eビームは、ステーブルの有効長さを越えることによるステーブルの成形不良を防止する。加えて、Eビームは、少量の組織または他の構造により器具がジョーを互いに締め付けてステーブルの成形不良が生じうる場合、発射の際にジョーを互いに押し離す外側に係合する表面を有する。これらのいずれかまたは両方の機能を、Eビームの固有の可撓性がある程度のジョーの開閉を可能にする力に調節される本発明の態様に一致する適用例によって強化することができる。

【0041】

図14は、同様の参照番号が同様の構成要素を示すために用いられ、内部にステーブルカートリッジ42を支持するために細長い溝形部材40aを用いている本発明の別の実施形態のステーブル止め組立体16aを有する外科器具10aの端部断面図である。様々な実施形態では、溝形部材40aは、ステーブル止め組立体40aが異なる厚みの組織を有効に受容できるように構成された弾性または可撓性機能構造を有する。図15は、見やすくするために一部の構成要素が断面で示されているステーブル止め組立体16aの部分斜視図である。図14から分かるように、この実施形態では、第1の長さ方向に延びた切除部180および第2の長さ方向に延びた切除部184が、長さ方向溝形部材40aに設けられている。第1の長さ方向に延びた切除部180は、第1の弾性または可撓性通路レッジ部182を画定しており、第2の長さ方向に延びた切除部184は、第2の弾性または可撓性通路レッジ部186を画定している。Eビーム50の形態である発射部材の垂直部分52の上端部51が通る細長い通路スロット64が、可撓性レッジ182の自由端183と可撓性レッジ186の自由端185との間に形成されている。さらに図14から分かるように、このような構成により、Eビーム50の下部フット70が、可撓性レッジ部182、186に支持されて、Eビーム50がアンビル20および下側ジョー22を通過する際にアンビル20と下側ジョー22との間にクランプされた異なる厚みの組織に対応することができる。レッジ部182、186の厚み188は、細長い溝形部材40aのこれらのレッジ部に所望の程度の可撓性を付与するために選択することができることを理解されたい。また、細長い溝形部材40aの材料の選択は、ステーブルの大きさなどを考慮して所望の程度の可撓性となるように選択することができる。

【0042】

上記したような細長い溝形部材40aは、従来のアンビル20を用いるステーブル止め組立体とともに用いることができる。すなわち、長さ方向に延びたアンビルスロット58は、Eビーム50の垂直部分52の上部ピン54および上端部51を受容する大きさであるT型を実質的に有することができる。図14および図15に示されている実施形態は、アンビル20aと下側ジョー22との間にクランプされる組織の厚みの差にさらに対応するために弾性または可撓性機能構造を有するアンビル20aを用いている。具体的には、図14から分かるように、第3の長さ方向に延びた切除部190および第4の長さ方向に延びた切除部194を、図示されているようにアンビル20aに設けることができる。第3の長さ方向に延びた切除部190は、第1のアンビルレッジ部192を画定しており、第4の長さ方向に延びた切除部194は、第2のアンビルレッジ部196を画定しており、これらのアンビルレッジ部は、Eビーム50の上部ピン54を支持することができる。このような構成により、アンビル20aと下側ジョー22との間にクランプされる組織の厚みの差に対応するためにある程度の可撓性をアンビル20aに付与する。レッジ部192、196の厚み198は、アンビル20aのこれらのレッジ部192、196に所望の程度の可撓性を付与するために選択できることを理解されたい。また、アンビル20aの材料の選択は、ステーブルの大きさなどを考慮して、所望の程度の可撓性となるように選択することができる。アンビル20aは、図14および図15に示されているような上記の溝型構造とともに用いることもできるし、あるいは、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、従来の溝型構造に用いることもできる。

【0043】

当業者であれば、アンビル20aおよび/または溝形部材40aは、従来のEビーム構造またはここに開示する任意のEビーム構造に上手く使用できることも理解できよう。こ

こに開示するEビームは、ハンドル組立体内に受容される制御構造によって往復運動させることができる。このような制御構造の例は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる2005年12月27日発行の米国特許第6,978,921号に開示されている。発射および引戻しの力を加えるための他の既知の発射部材の構造および制御構造は、本発明の概念および範囲から逸脱することなく使用できると考えられる。

【0044】

図16および図17は、アンビル20bと下側ジョー22bとの間にクランプされる組織の厚みの差に対応するために弾性または可撓性部分をそれぞれ有する別の形態の溝形部材40bおよびアンビル20bを用いるステープル止め組立体16bを例示している。これらの図面から分かるように、長さ方向に延びた下側切除部すなわちアンダーカット部202と長さ方向に延びた上側切除部すなわちアンダーカット部204からなる第1の対200が、第1の片持ち梁型支持レッジ206を画定するために溝形部材40bに形成されており、切除部すなわちアンダーカット部212と214からなる第2の対210が、第2の片持ち梁型支持レッジ216を画定するために溝形部材40bに形成されている。第1の対の切除部202、204は、第1の支持レッジ206が矢印205によって例示されているように湾曲するのを可能にするために、第1の支持レッジ206にある程度の可撓性を付与している。同様に、切除部212、214の第2の対210は、第2の支持レッジ216が矢印215によって例示されているように湾曲するのを可能にするために第2の支持レッジ216にある程度の可撓性を付与している。上記した実施形態と同様に、支持レッジ206および216の厚み208は、組織の異なる厚みに対応するために細長い溝形部材40bのこれらの支持レッジに所望の程度の可撓性を付与するために選択することができる。また、細長い溝形部材40bの材料の選択は、ステープルの大きさなどを考慮して、所望の程度の可撓性となるように選択することができる。

【0045】

図16および図17は、第1の横壁部220および第2の横壁部222を画定するT型スロット58bを有するアンビル20bをさらに例示している。様々な実施形態では、第1の長さ方向に延びたアンダーカット部224は、弾性または可撓性の第1のレッジ226を画定するために第1の横壁部220に形成されている。同様に、様々な実施形態では、第2の長さ方向に延びたアンダーカット部228は、弾性または可撓性の第2のレッジ230を画定するために第2の横壁部222に形成されている。図16から分かるように、第1のレッジ226の端部227および第2のレッジ230の端部231はそれぞれ、Eビーム50bの上端部51が貫通するアンビルスロット58bの部分59bを画定する役割を果たす。このような構成により、Eビーム50bの上部ピン54bが、第1の弾性レッジ226および第2の弾性レッジ230に支持されて、アンビル20bと下側ジョー22bとの間にクランプされる組織の厚みの差に対応するある程度の可撓性をアンビル20abに付与することができる。異なる組織の厚みに対応するために所望の程度の可撓性をアンビル20bに付与するべくレッジ226、230の厚み232を選択できることを理解されたい。また、アンビル20bの材料の選択は、ステープルの大きさなどを考慮して、所望の程度の可撓性となるように選択することができる。アンビル20bは、図16および図17に示されている上記の溝形部材40bに用いることもできるし、あるいは、従来の溝形部材構造に用いることもできる。当業者であれば、アンビル20bおよび/または細長い溝形部材40bgを、従来のEビーム構造または上記の任意のEビームに上手く用いることができることを理解できよう。

【0046】

図18は、本発明の様々な外科切断/ステープル止め器具の実施形態のいずれか1つを用いた組織240の切断およびステープル止めを例示している。図18に例示されている組織240の部分242が、既に切断されてステープル止めされている。医師が、第1の部分242を切断してステープル止めしたら、外科器具を引き戻して、新しいステープルカートリッジ42を装着できる。図18は、第2の切断およびステープル止め作業を開始する前の実施部分14の位置を例示している。この図面から分かるように、ステープル止

めされた組織 2 4 0 の部分 2 4 2 は、組織 2 4 0 の他の部分 2 4 4 の厚み 2 4 5 よりも薄い厚み 2 4 3 を有する。

【 0 0 4 7 】

図 1 9 は、本発明の様々な実施形態のステープル止め組立体 1 6 c に用いることができるアンビル 2 0 c の下面を示す図である。アンビル 2 0 c は、異なるステープルゾーンを画定するステープル成形ポケットを移動可能に支持するアンビル本体 2 1 c を含む。図 1 9 に示されている実施形態では、4 つの左側ステープルゾーン 2 5 2、2 5 4、2 5 6、2 5 8 が、アンビルスロット 5 8 c の左側 2 5 0 に設けられており、4 つの右側ステープルゾーン 2 6 2、2 6 4、2 6 6、2 6 8 が、アンビル本体 2 1 c 内のアンビルスロット 5 8 c の右側 2 6 0 に設けられている。第 1 の左側ステープルゾーン 2 5 2 は、内部に一連のステープル成形ポケット 2 7 2 を有する第 1 の左側ステープル成形インサート部材 2 7 0 によって画定されている。この実施形態では、ステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 2 7 4、2 7 6、2 7 8 がインサート 2 7 0 内に設けられている。図 1 9 から分かるように、ポケット 2 7 2 の中心の列 2 7 6 は、ポケット 2 7 2 の外側の 2 つの列 2 7 4、2 7 8 から長さ方向にややずれており、対応するステープルカートリッジ 4 2 の対応するステープル孔 8 4 の配置に一致している。当業者であれば、このような構成が、図 1 8 に例示されているように交互にステープル 8 3 を取り付ける働きをすることを理解できよう。

【 0 0 4 8 】

同様に、第 2 の左側ステープルゾーン 2 5 4 は、内部にステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 2 8 2、2 8 4、2 8 6 を有することができる第 2 の左側ステープル成形インサート 2 8 0 によって画定することができる。第 3 の左側ステープルゾーン 2 5 6 は、内部にステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 2 9 2、2 9 4、2 9 6 を有することができる第 3 の左側ステープル成形インサート 2 9 0 によって画定することができる。第 4 の左側ステープルゾーン 2 5 8 は、内部にステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 3 0 2、3 0 4、3 0 6 を有することができる第 4 の左側ステープル成形インサート 3 0 0 によって画定することができる。第 1、第 2、第 3、および第 4 の左側ステープル成形インサート 2 7 0、2 8 0、2 9 0、3 0 0 は、アンビルスロット 5 8 の左側 2 5 0 のアンビル 2 0 c に設けられた左側キャビティ 2 5 1 内に長さ方向に整合している。

【 0 0 4 9 】

第 1 の右側ステープルゾーン 2 6 2 は、内部に一連のステープル成形ポケット 2 7 2 を有する第 1 の右側ステープル成形インサート部材 3 1 0 によって画定することができる。この実施形態では、ステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 3 1 2、3 1 4、3 1 6 が、インサート 3 1 0 内に設けられている。図 1 9 から分かるように、ステープル成形ポケット 2 7 2 の中心の列 3 1 4 は、外側の 2 つの列 3 1 2、3 1 6 から長さ方向にややずれており、対応するステープルカートリッジ 4 2 の対応するステープル孔 8 4 の配置に一致している。このような構成は、組織切断ラインの右側に交互にステープル 8 3 を取り付ける働きをする。第 2 の右側ステープルゾーン 2 6 4 は、内部にステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 3 2 2、3 2 4、3 2 6 を有することができる第 2 の右側インサート 3 2 0 によって画定することができる。第 3 の右側ステープルゾーン 2 6 6 は、内部にステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 3 3 2、3 3 4、3 3 6 を有することができる第 3 の右側ステープル成形インサート 3 3 0 によって画定することができる。第 4 の右側ステープルゾーン 2 6 8 は、内部にステープル成形ポケット 2 7 2 の 3 つの列 3 4 2、3 4 4、3 4 6 を有することができる第 4 の右側ステープル成形インサート 3 4 0 によって画定することができる。第 1、第 2、第 3、および第 4 の右側ステープル成形インサート 3 1 0、3 2 0、3 3 0、3 4 0 は、アンビルスロット 5 8 の右側 2 6 0 のアンビル 2 0 c に設けられた右側キャビティ 2 6 1 内に長さ方向に整合している。様々な実施形態では、ステープル成形インサートは、ステープルを形成する材料よりも硬いステンレス鋼または他の適当な材料から形成することができる。例えば、これらのインサートは、コバルトクロム、アルミニウム、1 7 - 4 ステンレス鋼、3 0 0 系ステンレス鋼、4 0 0 系ステンレス鋼、

および他の沈殿剤硬化ステンレス鋼 (precipitant hardened stainless steels) などの他の材料から上手く形成することができる。

【 0 0 5 0 】

ステーブル成形インサート 270、280、290、300、310、320、330、340 のそれぞれに一致する波型ばね 350 または他の適当な付勢または柔軟な媒体または部材の形態である少なくとも 1 つの付勢部材または柔軟な部材が、図 20 ~ 図 23 に示されているように、それぞれの左側ステーブル成形インサート 270、280、290、300 と左側キャビティ 251 の底部との間に設けられている。波型ばね 350 または他の適当な付勢または柔軟な媒体または部材にも、右側ステーブル成形インサート 310、320、330、340 のそれぞれと右側キャビティ 261 の底面との間にも設けられている。アンビルスロット 58c の左側の波型ばね 350 は、対応するばねキャビティ 253 内に受容され、アンビルキャビティ 58c の右側の波型ばね 350 は、対応するばねキャビティ 263 内に受容されうる。各インサート 270、280、290、300、310、320、330、340 をアンビル 20c 内に付勢して維持するために、各インサート 270、280、290、300、310、320、330、340 を、例えば、接着剤または他の取付け構造によって対応するばね 350 または付勢部材に取り付けることができる。加えて、各ばね 350 は、例えば、接着剤または他の機械的取付け構造によってアンビル 20c に取り付けて、波型ばね 350 の一部を対応するばねキャビティ 253 または 263 内に維持することができる。このようなばね / 付勢部材の構造は、組織 240 およびステーブルに向かってインサート 270、280、290、300、310、320、330、340 を付勢する働きをし、組織の厚みの差に対応するために弾力的な「ショックアブソーバー」として本質的に機能する。この利点が、図 22 ~ 図 24 に例示されている。

【 0 0 5 1 】

具体的には、図 22 から分かるように、ステーブル止め組立体 16c の近位端部 17b 内にクランプされた組織 240 の部分 242 は、ステーブル止め組立体 16c の中心部分 17c にクランプされた組織 240 の部分 244 の厚み (矢印 245) よりも厚い第 1 の厚み (矢印 243) を有する。組織部分 244 の厚み 245 は、ステーブル止め組立体 16c の遠位端部 17a にクランプされた組織 240 の部分 246 の厚み (矢印 247) よりも厚い。したがって、ステーブル止め組立体 16c の遠位部分 17a で成形されたステーブル 83 は、組織の厚みの違いにより、ステーブル止め組立体 16c の中心部分 17c で成形されたステーブル 83 よりもきつく成形され、このステーブル止め組立体 16c の中心部分 17c で成形されたステーブル 83 は、ステーブル止め組立体 16c の近位端部 17b で成形されたステーブル 83 よりもきつく成形されている。図 23 は、ステーブル止め組立体 16c 内でクランプされた組織の厚みのばらつきに基づいたステーブル成形高さのばらつきを例示している。図 24 は、ステーブル止め組立体 16c の中心部分 17c にクランプされた組織 240 が、ステーブル止め組立体 16c の遠位端部および近位端部にクランプされた組織の部分よりも厚い状態を例示している。したがって、中心部分 17c におけるステーブルの成形高さは、ステーブル止め組立体 16c の近位端部 17b および遠位端部 17a におけるステーブルの成形高さよりも高いであろう。

【 0 0 5 2 】

当業者であれば、図 19 ~ 図 24 に示された実施形態の固有かつ新規の機能構造を、上記したステーブル止め組立体 16c と構造および動作が本質的に同一であるが、ステーブル成形インサート 270、280、290、300、310、320、330、340 が内部に唯 1 列のステーブル成形ポケット 272 または 2 列のステーブル成形ポケット 272 を有することができる点が異なるステーブル止め組立体に用いることができることを理解できよう。例えば、図 25 は、組織の切断ラインの各側に 2 列のステーブルのみを止める実施形態を例示している。この図面には、それぞれが 2 列のステーブル成形ポケット 272d のみを有するステーブル成形インサート 270d および 310d が示されている。

【 0 0 5 3 】

当業者であれば、アンビルスロット 5 8 の各側に用いられるステーブル成形インサートの数を様々にできることを理解できよう。例えば、1 つの長さ方向に延びたインサートを、アンビルスロット 5 8 の各側に用いることができる。図 2 6 は、アンビルスロットの各側に 1 つのステーブル成形インサートのみを用いる本発明の別のステーブル止め組立体 1 6 e を例示している。図 2 6 は、1 つの波型ばね 3 5 0 e に取り付けられた 1 つの左側ステーブル成形インサート 3 8 0 を支持するアンビル 2 0 e の左側の断面図を示している。他の付勢部材または複数の波型ばねまたは付勢部材を用いることもできる。1 または複数の付勢部材 3 5 0 e が、左側キャビティ 2 5 1 e 内に支持され、上記した様々な要領の 1 つでアンビル 2 0 e に取り付けられている。同様の右側インサート（不図示）を、アンビルスロット 5 8 の右側に用いることができる。さらに、図 1 9 ~ 図 2 4 は、アンビルスロットの各側に 4 つのステーブル成形インサートを用いるように示されているが、より多くのステーブル成形インサートを用いることもできる。

【 0 0 5 4 】

図 2 7 ~ 図 2 9 は、別個の移動可能なステーブル成形インサートが各ステーブル 8 3 に設けられている本発明の別のステーブル止め組立体 1 6 f を例示している。具体的には、図 2 7 から分かるように、1 つのステーブル成形インサート 4 0 0 が各ステーブル 8 3 に設けられている。各ステーブル成形インサート 4 0 0 は、対応するステーブル 8 3 の両端部を成形するために、その下面 4 0 2 に形成されたステーブル成形ポケット 4 0 4 を備えることができる。上記した様々な実施形態と同様に、各インサート 4 0 0 は、関連する付勢部材 4 1 2 を有する。図 2 7 ~ 図 2 9 に示されている例では、付勢部材 4 1 2 は、付勢プレート 4 1 0 の型打ち部分を含む。付勢プレート 4 1 0 は、各付勢部材 4 1 2 が型打ちされるか他の方法でカットされて、ステーブル成形インサート 4 0 0 に一致するように形成される金属片または他の適当な材料を含むことができる。付勢プレート 4 1 0 は、アンビル 2 0 f のキャビティ 2 5 1 f 内に支持された 1 つのプレートを含むこともできるし、あるいは、複数のプレート 4 1 0 を、アンビルスロットの各側に用いることもできる。同様の構成をアンビルスロットの右側にも用いることができることを理解されたい。各ステーブル成形インサート 4 0 0 は、接着剤または他の適当な取付け構造によって対応する付勢部材 4 1 2 に取り付けることができる。したがって、様々な異なる数および構成の移動可能なステーブル成形インサートを、本発明の概念および範囲から逸脱することなく用いることができることを理解されたい。具体的には、少なくとも 1 つの移動可能なステーブル成形インサートを、アンビルスロットの各側に用いることができる。

【 0 0 5 5 】

図 3 0 ~ 図 3 2 は、ステーブル成形インサートとアンビルとの間の付勢媒体または柔軟な媒体が少なくとも 1 つの流体受容部を含む本発明の他の実施形態の別のステーブル止め組立体 1 6 g を例示している。具体的には、図 3 0 から分かるように、左側受容部 4 2 0 が、アンビル 2 0 g におけるアンビルスロット 5 8 g の左側の左側キャビティ 2 5 3 g 内に位置付けられている。同様に右側受容部 4 3 0 が、アンビル 2 0 g における右側キャビティ 2 6 3 内に位置付けられている。一連の左側ステーブル成形インサート 2 7 0 g、2 8 0 g、2 9 0 g、3 0 0 g を、適当な接着剤または他の取付け構造によって左側受容部 4 3 0 に取り付けることができる。同様に、右側ステーブル成形インサート（不図示）を、接着剤または他の適当な取付け構造によって右側受容部 4 3 0 に取り付けることができる。一実施形態では、各受容部 4 2 0、4 3 0 は、密閉されて、例えば、グリセリンオイルや生理食塩水などの液体 4 3 2 で部分的に満たされている。当業者であれば、このような構成により、ステーブル止め組立体 1 6 g 内にクランプされた組織の厚みのばらつきに、より良好に対応するためにステーブル成形インサートが移動できることを理解できよう。例えば、比較的一定の厚みを有する組織に対して、液体 4 3 2 が、それぞれの受容部 4 2 0、4 3 0 の内部で比較的均一に分散して、ステーブル成形インサートに対して比較的均一の支持構造を付与するであろう。図 3 1 を参照されたい。しかし、組織の厚い部分に遭遇すると、この厚い組織に対応するそれらのステーブル成形インサートが、関連するアンビルキャビティ内に押され、これにより上記の受容部のその部分の液体が、薄い組織の

10

20

30

40

50

部分に対応する受容部の部分に押される。図 3 2 を参照されたい。

【 0 0 5 6 】

一部の適用例では、医師が受容部 4 2 0、4 3 0 内の圧力の大きさを制御できることが望ましいであろう。例えば、肺組織などのより繊細な組織を切断およびステープル止めする際は、低い圧力が望ましいであろう。また、例えば、胃組織、腸組織、および腎臓組織などの厚い組織を切断およびステープル止めする際は、より高い圧力が望ましいであろう。医師にこの追加の柔軟性を提供するために、受容部 4 2 0、4 3 0 はそれぞれ、供給ライン 4 4 0 または導管によって、器具のハンドル部分 1 2 によって支持された流体レザバ 4 5 0 に流体的に結合することができる。図 3 3 に例示されている実施形態では、医師は、流体レザバ 4 5 0 に取り付けられた調節機構 4 6 0 によって、受容部 4 2 0、4 3 0 内の流体の量、したがって、得られる内部圧力を増減することができる。様々な実施形態では、調節機構 4 6 0 は、調節ネジ 4 6 4 に取り付けられたピストン 4 6 2 を含むことができる。調節ネジ 4 6 4 を内側に調節することによって、ピストン 4 6 2 が、レザバ 4 5 0 の流体を受容部 4 2 0、4 3 0 に押し出す。逆に、調節ネジ 4 6 4 を逆回転させることにより、ピストン 4 6 2 が、レザバ 4 5 0 内により多くの流体 4 3 2 を戻して維持することを可能にする。全体が 4 0 5 で示されているこの流体系内の圧力の大きさを医師が判断するのを助けるために、図示されているように、圧力計 4 7 0 を用いることができる。したがって、これらの組織が高い圧力を必要とする場合は、医師が、このような種類の組織を上手くクランプしてステープル止めするのに適した圧力に受容部 4 2 0、4 3 0 の圧力を予め設定することができる。ピストン/ねじの構造を、流体系内の圧力を制御することについて述べたが、当業者であれば、本発明の概念および範囲から逸脱することなく他の制御機構を上手く利用できることを理解できよう。

【 0 0 5 7 】

図 3 0 A は、ステープル成形インサートとアンビルとの間の付勢媒体または柔軟な媒体が少なくとも 1 つの圧縮可能なポリマー部材を含む本発明の他の実施形態の別のステープル止め組立体 1 6 h を例示している。具体的には、図 3 0 A から分かるように、左側の圧縮可能なポリマー部材 4 2 0 h が、アンビル 2 0 h におけるアンビルスロット 5 8 h の左側の左側キャビティ 2 5 3 h 内に位置付けられている。同様に、右側の圧縮可能なポリマー部材 4 3 0 h が、アンビル 2 0 h における右側キャビティ 2 6 3 h 内に位置付けられている。一連の左側ステープル成形インサート 2 7 0 h ~ 3 0 0 h を、適当な接着剤または他の取付け構造によって左側の圧縮可能なポリマー部材 4 2 0 h に取り付けることができる。同様に、右側ステープル成形インサート 3 1 0 h ~ 3 4 0 h を、接着剤または他の適当な取付け構造によって右側の圧縮可能なポリマー部材 4 3 0 h に取り付けることができる。

【 0 0 5 8 】

図 3 4 ~ 図 3 7 は、様々なステープルドライバが、発射工程の際に遭遇する圧迫力に応じて収縮または圧縮されることによって、様々な組織の厚みに対応できるようにする固有かつ新規の収縮可能なステープルドライバ構造を示している。ここで用いる語「発射工程」は、ステープルドライバをアンビルのステープル成形下面に向かって駆動させる工程を指す。上記したように、従来のステープルドライバは、発射工程の際に圧迫力に遭遇したときに撓んだり変形したりしないように設計された堅くて曲がらない材料から形成されていた。様々なこのようなドライバの構造が知られている。例えば、1 つのステープルを支持するように構成されたステープルドライバや、複数のステープルを支持するように設計されたステープルドライバがある。単一ステープルドライバおよび 2 重ステープルドライバの検討、ならびにステープルドライバをステープルカートリッジ内で機能的に支持して発射する方法が、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV) に付与された 2 0 0 5 年 9 月 9 日出願の米国特許出願第 1 1 / 2 1 6 , 5 6 2 号 (名称: 「異なる成形ステープル高さを有するステープルを成形するためのステープルカートリッジ (Staple Cartridges For Forming Staples Having Differing Formed Staple Heights) 」) に記載され

ている。

【 0 0 5 9 】

図 3 4 は、既知の要領でアンビル 2 0 h が旋回可能に結合された細長い溝形部材 4 0 h を含むステーブル止め組立体 1 6 h を示している。細長い溝形部材 4 0 h は、内部にステーブルカートリッジ 4 2 h を機能的に支持するように構成されている。アンビル 2 0 h は、このアンビル 2 0 h が図 3 4 に示されている閉位置に旋回すると、ステーブルカートリッジ 4 2 h の下面 4 3 h に直面するように構成されたステーブル成形下面 6 0 h を備えている。各ステーブル 8 3 は、対応するステーブルドライバ 5 0 0 に支持されている。ステーブルドライバ 5 0 0 の構成は詳細に後述する。

【 0 0 6 0 】

各ステーブルドライバ 5 0 0 は、図 3 4 および図 3 5 に示されているように、カートリッジ本体 8 5 h 内に設けられた対応するステーブル通路 8 7 h 内に移動可能に支持されることができる。また、発射工程の際に E ビーム発射部材 5 0 に係合する向きに配置された駆動部材すなわちウェッジスレッド 7 8 も、カートリッジ本体 8 5 h 内に機能的に支持されている。図 3 4 を参照されたい。E ビーム発射部材 5 0 およびウェッジスレッド 7 8 が、既知の要領で細長い溝形部材 4 0 h およびステーブルカートリッジ 4 2 内を遠位側に駆動されると、ウェッジスレッド 7 8 が、ステーブルドライバ 5 0 0 を、カートリッジ本体 8 5 h 内を上方に駆動させる。ステーブルドライバ 5 0 0 が、アンビル 2 0 h のステーブル成形下面 6 0 h に向かって上方に駆動される際に、ステーブルドライバ 5 0 0 が関連する 1 または複数のステーブル 8 3 を駆動し、これらのステーブル 8 3 が、アンビル 2 0 h のステーブル成形下面 6 0 h の対応するステーブル成形ポケット 6 1 h 内に駆動され、係合して成形される。ステーブル 8 3 の端部 8 8 が成形ポケット 6 1 h に接触すると、これらの端部が曲がって、ステーブル 8 3 が「B」にやや類似した形状に成形される。本発明の様々な実施形態を E ビーム発射部材に関連してここに説明してきたが、これらの様々な実施形態は、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、様々な異なる発射部材および駆動部材の構造にも上手く用いることができると考えられる。

【 0 0 6 1 】

本発明の 1 つの収縮可能なステーブルドライバの実施形態が、図 3 6 および図 3 7 に示されている。これらの図面から分かるように、収縮可能すなわち圧縮可能なステーブルドライバ 5 0 0 は、ベース部分 5 0 2 およびステーブル支持部分 5 2 0 を含む。ステーブル支持部分 5 2 0 は、発射工程の際に生成される圧迫力に応答してベース部分 5 0 2 に対する第 1 の収縮されていない位置から移動可能である。様々な実施形態では、ベース部分 5 0 2 は、前側支柱セグメント 5 0 4 と、この前側支柱セグメント 5 0 4 と実質的に一体に形成され、この前方支柱セグメント 5 0 4 から離隔した後側支柱セグメント 5 0 8 を有することができる。ベース部分 5 0 2 は、直立側面部分 5 1 0 も有することができる。直立側面部分 5 1 0 は、その裏側から延びたリブ 5 1 2 を有する。直立側面部分 5 1 0 は、ステーブル支持部分 5 2 0 を受容するためにベース部分 5 0 2 の受容レッジ 5 1 4 を画定する働きをする。当業者であれば、ステーブル支持部分 5 2 0 がレッジ 5 1 4 に受容されると、ステーブルドライバ 5 0 0 がそれ以上の収縮すなわち圧縮が不可能であることを理解できよう。

【 0 0 6 2 】

ステーブルドライバ 5 0 0 のステーブル支持部分 5 2 0 は、同様に、前方支柱セグメント 5 2 2 と、この前方支柱セグメント 5 2 2 から離隔した後方支柱セグメント 5 2 4 を含むことができる。ステーブル支持部分 5 2 0 がベース部分 5 0 2 に受容されると、前方支柱セグメント 5 0 4、5 2 2 が、前方支柱部分 5 3 0 を形成するように働き、後方支柱セグメント 5 0 8、5 2 4 が後方支柱部分 5 3 2 を形成する。前方ステーブル受容溝 5 2 6 が、前方支柱セグメント 5 2 2 に形成され、後方ステーブル受容溝 5 2 8 が、後方支柱セグメント 5 2 4 に形成されている。前方ステーブル受容溝 5 2 6 および後方ステーブル受容溝 5 2 8 は、図 3 5 に例示されているように、内部にステーブル 8 3 を支持する働きをする。リブ 5 1 2、前方支柱 5 3 0、および後方支柱 5 3 2 は、ステーブルカートリッジ

本体 85 の対応する通路（不図示）と協働して、ステーブルドライバ 500 を横方向に支持するとともに、発射工程の際にステーブルドライバがカートリッジ本体 85 内を上方に駆動されるのを可能にする。

【0063】

様々な実施形態では、全体が 540' として示されている抵抗性取付け構造が、発射動作の際に一切の圧迫力を受ける前にベース部分（図 37）に対して第 1 の非圧縮すなわち非収縮向きにステーブル支持部分 520 を支持するため、かつステーブル発射動作の際にステーブル支持部分 520 およびベース部分 520 に加えられる圧縮力の大きさに応じてステーブル支持部分 520 とベース部分が互いに向かって移動（収納または圧縮）できるようにするために設けられている。図 36 および図 37 から分かるように、様々な実施形態の抵抗性取付け構造 540' は、ベース部分 502 の孔すなわち開口 542 に一致する、ステーブル支持部分 520 の底部 521 から延びた一对の取付けロッド 540 を含むことができる。ロッド 540 は、孔 542 に対して、このロッド 540 と孔 542 との間に締め込みまたは「緩い圧入」（すなわち、約 0.001 インチ（約 0.025 mm）の締め代）が確立される大きさおよび形状であるため、詳細を後述するようにステーブル発射動作の際にステーブル支持部分 520 とベースドライバ部分 502 が互いに圧縮されると、ステーブル支持部分 520 とベース部分 502 が互いに向かって圧縮されて、ステーブルドライバ 500 の全高が、発射工程の際に遭遇する圧迫力の大きさに関連して減少する。様々な実施形態では、例えば、ステーブル支持部分 520 とベース部分 502 は、例えば、ULTEM（登録商標）などの同じ材料から形成することができる。他の実施形態では、ベース部分 502 とステーブル支持部分 520 は、異なる材料から形成することができる。例えば、ステーブル支持部分 520 を、ULTEM（登録商標）から形成し、ベース部分 502 をガラスまたは鋳物が充填された ULTEM（登録商標）から形成することができる。しかし、他の材料を用いることもできる。例えば、ベース部分 502 は、ナイロン 6/6 またはナイロン 6/12 から形成することもできる。

【0064】

様々な実施形態では、約 0.001 インチ（約 0.025 mm）の摩擦嵌めまたは締め込みを、取付けロッド 540 と対応する孔 542 との間に確立することができる。しかし、他の程度の締め込みを用いて、特定の種類/厚みの組織をステーブル止めする際に遭遇する圧迫力の大きさに比例した所望の程度および割合のドライバの圧縮を得ることができる。例えば、一実施形態では、取付けロッド 540 と対応する孔 542 との間の締め込みの程度は、発射動作の際に約 2 ~ 5 ポンド（約 0.9 ~ 2.3 kg）程度の圧迫力が生成されると予想される組織のステーブル止めのために約 0.002 ~ 0.005 インチ（約 0.051 ~ 0.127 mm）とすることができる。

【0065】

図 35 は、様々な厚みの組織に遭遇する際にステーブルドライバ 500 が経験しうる様々な移動および圧縮の範囲を例示している。具体的には、図 35 は、ステーブルカートリッジ 42h の上面 43h とアンビル 20h のステーブル成形下面 60h との間にクランプされた組織 560 の一部を例示している。図 35 に例示されているように、組織 560 は 3 つの厚みを有する。組織の最も厚い部分は、562 として示され、図面の右側にある組織の部分を含む。組織の次に厚い部分は、564 として示され、組織 560 の最も薄い部分は、566 として示され、図面の左側にある。この説明のために、組織の部分 562 に関連したステーブルドライバが、ステーブルドライバ 500a として示されている。組織の部分 564 に関連したステーブルドライバは、ステーブルドライバ 500b として示され、組織の部分 566 に関連したステーブルドライバは、500c として示されている。ステーブルドライバ 500a、500b、500c は、上記したステーブルドライバ 500 と同一の構造にすることができることを理解されたい。

【0066】

まず、ステーブルドライバ 500a を参照されたい。ステーブルドライバ 500a が、ウェッジスレッド（図 35 には不図示）によってアンビル 20h のステーブル成形下面 6

10

20

30

40

50

0 h に向かって上方に駆動されると、ステーブルドライバ 5 0 0 a は、その上方への移動を妨げる厚い組織部分 5 6 2 に遭遇する。このような抵抗力（矢印 5 7 0 で図示）は、ウェッジスレッドによって生成される駆動力（矢印 5 7 2 で図示）に相対し、取付けロッド 5 4 0 と対応する孔 5 4 2 との間に確立された締め代の量に打ち勝つように働き、ロッド 5 4 0 を対応する孔 5 4 2 の中に深く押し込んで、ステーブルドライバ 5 0 0 a のステーブル支持部分 5 2 0 a とベース部分 5 0 2 a を互いに向かって移動させることができる。ステーブル発射動作の際に生成される圧迫力によるステーブル支持部分 5 2 0 a とベース部分 5 0 2 a の互いに向かったこの運動を、本明細書では、「収縮（collapsing）」または「圧縮（compressing）」と呼ぶ。ステーブル支持部分 5 2 0 a がベース部分 5 0 2 a のレッジ 5 1 4 a に受容されている完全に収縮された位置では、ステーブル支持部分 5 2 0 a のステーブル支持レッジ 5 2 6 a、5 2 8 a は、好ましくは、ステーブルカートリッジ 4 2 h の上面 4 3 h よりも高くステーブル 8 3 の底部交差部材 8 9 を支持して、ステーブル止め組立 1 6 h が引き戻される際にステーブルカートリッジ 4 2 h のステーブル 8 3 が引掛かるのを防止することができる。ステーブルドライバ 5 0 0 a の圧縮された高さは、図 3 5 の矢印 5 7 4 によって示されている。

10

【0067】

次に、組織部分 5 6 4 に対応するステーブルドライバ 5 0 0 b を参照されたい。組織部分 5 6 4 は、組織部分 5 6 2 ほど厚くないため、発射動作の際にステーブルドライバ 5 0 0 b が受ける抵抗力 5 7 0 b が、抵抗力 5 7 0 ほど大きくない。したがって、ステーブルドライバ 5 0 0 b の取付けピン 5 4 0 b は、ステーブルドライバ 5 0 0 a のピン 5 4 0 が対応する孔 5 4 2 に進入したほど深くは対応する孔 5 4 2 b に進入しない。したがって、ステーブルドライバ 5 0 0 b の圧縮された高さ 5 7 6 は、ステーブルドライバ 5 0 0 a の圧縮された高さ 5 7 4 よりも高い。また、図 3 5 から分かるように、ステーブルドライバ 5 0 0 b 内に支持されたステーブル 8 3 の底部 8 9 は、ステーブルカートリッジ 4 2 h の上面 4 3 h よりも上に支持されている。

20

【0068】

ステーブルドライバ 5 0 0 c は、最も薄い組織部分 5 6 6 に関連している。したがって、ステーブル発射動作の際にステーブルドライバ 5 0 0 c が受ける抵抗力 5 7 0 c は、ステーブルドライバ 5 0 0 b が受けた抵抗力 5 7 0 b よりも小さい。したがって、ステーブルドライバ 5 0 0 c のピン 5 4 0 c は、ステーブルドライバ 5 0 0 b のピン 5 4 0 b が対応する孔 5 4 2 b に進入したほど深くは対応する孔 5 4 2 c に進入しない。したがって、ステーブルドライバ 5 0 0 c の圧縮された高さ 5 7 8 は、ステーブルドライバ 5 0 0 b の圧縮された高さ 5 7 6 よりも高い。

30

【0069】

さらに、図 3 5 から分かるように、ステーブルドライバ 5 0 0 c の圧縮された高さ 5 7 8 が、ステーブルドライバ 5 0 0 b の圧縮された高さ 5 7 6 よりも高いため、ステーブルドライバ 5 0 0 c によって支持されたステーブル 8 3 c は、ステーブルドライバ 5 0 0 b によって支持されたステーブル 8 3 b よりも大きく圧縮された。したがって、ステーブル 8 3 c の成形高さは、図 3 5 に例示されているように、ステーブル 8 3 a の成形高さよりも低いステーブル 8 3 b の成形高さよりも低い。

40

【0070】

当業者であれば、取付けロッドおよび対応する孔の数、形状、構成、および大きさは、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、実施形態によって異なりうることを理解できよう。取付けロッドと対応する孔との間のこのような相互関係により、異なる厚みの組織をクランプ/ステーブル止めする際に受ける様々な圧迫力に打ち勝つことができる程度の摩擦嵌め（frictional interference）が、取付けロッドと対応する孔との間に確立される。代替の形態では、取付けロッド 5 4 0 をベース部分 5 0 2 に形成し、孔をステーブル支持部分 5 2 0 に設けることができる。

【0071】

図 3 8 および図 3 9 は、取付けロッド 5 4 0 d がややテーパ状すなわち円錐台形である

50

点を除き、構造および動作を上記したステーブルドライバ500と実質的に同一にすることができ、本発明の別のステーブルドライバ500dの実施形態を例示している。様々な実施形態では、例えば、取付けロッド540dの端部541dは、図39に示されている第1の収縮状態にある場合に取付けロッド540dと孔542との間に緩いプレス嵌めが確立されるように孔542に対する大きさを有することができる。取付けロッド540dのテーパの程度は、ステーブル発射工程の際に受ける圧迫力の大きさに対して所望の程度のステーブルドライバの圧縮が得られるように調整することができる。したがって、これらの実施形態では、取付けロッド540dと孔542との間の締め込みの程度は、ステーブルドライバ500dが、取付けロッド540dを対応する孔542d内に深く駆動させる大きい圧迫力を受けると増大する。代替の実施形態では、取付けロッド540は、丸い形状を有することができ、孔542は、発射動作の際にこの孔542に加えられる予想圧迫力の大きさに比例した所望の大きさおよび割合のステーブルドライバの圧縮が得られるようにテーパ状にすることができる。代替の形態では、取付けロッド540dは、ベース部分502に形成することができ、孔542は、ステーブル支持部分520に形成することができる。

10

【0072】

図40～図43は、取付けロッド540eが、ステーブルドライバ500eが発射動作の際に圧迫力を受けると取付けロッド540eの残りの部分から剪断されるように配置された追加量の材料を含むように構成または成形されている点を除き、構造および動作を上記のステーブルドライバ500と実質的に同一にすることができる本発明の別のステーブルドライバ500eの実施形態を例示している。より具体的には、図42を参照すると、取付けロッド540eは、対応する孔542e内に受容された先端部分541eを有する。先端部分541eは、第1の非収縮位置にある場合に、先端部分541eと孔542eとの間に滑り嵌めが達成され、他の実施形態では、これらの構成要素間に僅かな締め込みが確立されるように孔542eに対する大きさを有することができる。各取付けロッド540eの残りの部分543eに、発射動作の際にステーブルドライバ500eが予想圧迫力を受けると剪断されるように設計された追加量の材料545eを設けるまたは形成することができる。図43を参照されたい。追加量の材料545eは、各取付けロッド540eの部分543eの周囲に完全に延在してもよいし、あるいは、材料543eが、取付けロッド540eの周囲に配置された1または複数のセグメントを含んでもよい。例えば、図40～図43に示されている実施形態では、材料543eの2つのセグメント547eは、図示されているように各取付けロッド540eの直径方向正反対に位置している。様々な実施形態では、セグメント間の径方向の距離を孔542eの直径よりもやや大きくして、発射動作の際にステーブルドライバ500eが予想圧迫力を受けるとセグメント547eがロッド540eの少なくとも一部から剪断または除去されるようにすることができる。

20

30

【0073】

追加の材料543eの各部分が、取付けロッド540eの一体部分を構成してもよいし、あるいは、追加の材料543eが、取付けロッド540eに取り付けられ、ステーブルドライバ500eが予想圧迫力を受けると取付けロッド540eから剪断されるように設計された第2の材料を含んでもよい。様々な実施形態では、ベース部分502は、ステーブル発射動作の際にステーブル支持部分520eおよびベース部分502eが互いに圧縮された時に追加の材料543eの剪断を容易にするように、取付けロッド540eおよび/または追加の材料543eの形成材料よりも硬い材料から形成することができる。代替の形態では、取付けロッド540eをベース部分502に形成し、孔542eをステーブル支持部分520eに設けることができる。

40

【0074】

図44～図46は、ベース部分502fの孔542fが、取付けロッド540と締め込みを確立するか、または他の方法で取付けロッド540の孔542f内へのさらなる進入を防止するように設計された、六角形に成形してもよいし、1または複数の表面を有す

50

るようにしても良い点を除き、構造および動作を上記したステーブルドライバ500と実質的に同一にすることができる発明の別のステーブルドライバ500fを例示している。例えば、図示されている孔542fは、内部に形成された一对の平坦な表面551fを有する。一对の平坦な表面551fは、異なる厚みの組織をクランプ/ステーブル止めする際に受ける様々な圧迫力によって打ち負かされうる締まり嵌めまたはある程度の摩擦抵抗を取付けロッド540fと孔542fとの間に確立させる働きをする。図44～図46に示されている実施形態では、取付けロッド540は、実質的に円形の断面形状を有しており、孔542fは、内部に形成された平坦な表面551を有する。しかし、代替の実施形態では、孔542を丸くし、平坦な表面を取付けロッド540に形成してもよい。代替の形態では、取付けロッド540をベース部分502fに設けることができ、孔542fをステーブル支持部分520に設けることができる。

10

【0075】

図47～図49は、ベース部分502gおよびステーブル支持部分520gを含む本発明の別のステーブルドライバ500gを例示している。ステーブル支持部分520gは、内部に形成されたステーブル支持溝（不図示）と、その下面521gから下方に延びたタング580を有する。タング580は、2つのテーパ面582を備えており、ベース部分502gに形成された対応するキャビティ590内に受容される形状である。キャビティ590は、テーパ側面572で形成されており、以下の要領で内部にタング580を受容する大きさである。ステーブルドライバ500gが、発射動作の際に生成される圧迫力を受けると、タング580がキャビティ590内に押し込まれる。図49は、完全に収縮した位置すなわち圧縮された位置にあるステーブルドライバ500gを例示している。ステーブル支持部分520gおよび/またはタング580は、ステーブルドライバ500gが最終発射位置まで完全に駆動されるのを妨げる程度まではベース部分502gを実質的に変形させずにタング580をベース部分502gのキャビティ590内に押し込むことができるように、ベース部分502gを形成する材料よりもやや柔軟な材料から形成することができる。発射動作の際に予想圧迫力を受けると所望の程度のドライバの圧縮が達成されるように、例えば、ステーブル支持部分および/またはタング580をULTEM（登録商標）から形成し、ベース部分502gをガラス充填ナイロンから形成することができる。代替の形態では、タング580をベース部分502gに設けることができ、孔590をステーブル支持部分520gに設けることができる。

20

30

【0076】

図50～図52は、取付けロッドの代わりに、ベース部分502hに形成されたV型キャビティ610内に押し込まれるように設計された2つのテーパタング600がステーブル支持部分520hから延びている点を除き、構造および動作を上記のステーブルドライバ500と実質的に同一にすることができる、本発明の別の実施形態であるステーブルドライバ500hを例示している。発射動作の開始の前に、ステーブル支持部分520hが、ステーブルカートリッジ内のベース部分502hに支持されている。発射動作の際にステーブル支持部分520hとベース部分502hが互いに圧縮されると、テーパタング600が、図52に示されているように内側に押し込まれる。タング600がV型キャビティ610内に押し込まれる程度は、発射動作の際に受ける圧迫力の大きさによって決まる。

40

【0077】

ステーブル支持部分500hおよび/またはタング600は、ステーブルドライバ500hが最終発射位置まで完全に駆動されるのを妨げる程度まではベース部分502hを実質的に変形させずにタング600をベース部分502hのV型キャビティ610内に押し込むことができるように、ベース部分502hを形成する材料よりもやや柔軟な材料から形成することができる。発射動作の際に予想圧迫力を受けると所望の程度のステーブルドライバの圧縮が達成されるように、例えば、ステーブル支持部分および/またはタング600を非充填ナイロンから形成することができ、ベース部分502hをガラスまたは鋳物が充填されたULTEM（登録商標）から形成することができる。代替の形態では、タン

50

グ 6 0 0 をベース部分 5 0 2 h に設けることができ、キャビティ 6 1 0 をステーブル支持部分 5 2 0 h に設けることができる。

【 0 0 7 8 】

図 5 3 ~ 図 5 5 は、内部に V 型ステーブル支持溝 6 3 0 i、6 5 0 i を有するステーブル支持部分 5 2 0 i を含む本発明のさらに別のステーブルドライバ 5 0 0 i の実施形態を例示している。この実施形態では、ステーブル支持部分 5 2 0 i は、第 1 の V 型溝すなわちキャビティ 6 3 0 i 内に押し込まれる向きに延びた 2 つのテーパタング 6 2 2 i、6 2 6 i からなる第 1 の対 6 2 0 i と、第 2 の V 型溝すなわちキャビティ 6 5 0 i 内に押し込まれる向きに延びた 2 つのテーパタング 6 4 2 i、6 4 6 i からなる第 2 の対 6 4 0 i を有する。より具体的には、図 5 4 を参照すると、第 1 のタング 6 2 2 i は、ステーブル発
10 射動作の開始の前は第 2 のタング 6 2 6 i の端部 6 2 8 i から離隔している端部 6 2 4 i を有する。図 5 4 に例示されている位置では、端部 6 2 4 i、6 2 8 i は、外側に付勢されて、第 1 の V 型溝 6 3 0 i の上部側壁に摩擦接触して、図 5 4 に示されている非収縮位置にステーブル支持部分 5 2 0 i を維持している。図示されていないが、タング 6 4 2 i、6 4 6 i からなる第 2 の対 6 4 0 i も、タング 6 2 2 i、6 2 6 i と同様に構成されており、同じ要領で第 2 の V 型溝 6 5 0 i に係合する働きをする。

【 0 0 7 9 】

発射動作の際にステーブル支持部分 5 2 0 i とベース部分 5 0 2 i が互いに圧縮されると、第 1 のタング 6 2 2 i、6 2 6 i の端部 6 2 4 i、6 2 8 i および第 2 のタング 6 4
20 2 i、6 4 6 i の端部が互いに向かって付勢されて、これらのタングが対応する溝 6 3 0 i、6 5 0 i の中に深く押し込まれる。図 5 5 は、ドライバ 5 0 0 i の完全に圧縮された状態にも一致する、完全に圧縮された状態にあるタング 6 2 2 i、6 2 6 i からなる第 1 の対 6 2 0 i を例示している。タングが対応する V 型溝内に圧迫される程度は、発射動作の際に受ける圧迫力の大きさによって決まる。

【 0 0 8 0 】

ステーブル支持部分 5 0 0 i および / またはタング 6 2 2 i、6 2 6 i、6 4 2 i、6
4 6 i は、ドライバ 5 0 0 i が最終発射位置まで完全に駆動されるのを妨げる程度まではベース部分 5 0 2 i が実質的に変形せずにタング 6 2 2 i、6 2 6 i、6 4 2 i、6 4 6
30 i をベース部分 5 0 2 i の対応する V 型溝内に押し込むことができるように、ベース部分 5 0 2 i を形成する材料よりもやや柔軟な材料から形成することができる。発射動作の際に予想圧迫力を受けると所望の程度のドライバの圧縮が達成されるように、例えば、ステーブル支持部分 5 2 0 i および / またはタング 6 2 2 i、6 2 6 i、6 4 2 i、6 4 6 i を U L T E M (登録商標) から形成し、ベース部分 5 0 2 i をガラスまたは鋳物が充填されたナイロンから形成することができる。代替の形態では、タング 6 2 2 i、6 2 6 i、6 4 2 i、6 4 6 i をベース部分 5 0 2 i に設けることができ、V 型溝 6 3 0 i、6 5 0 i をステーブル支持部分 5 2 0 i に設けることができる。

【 0 0 8 1 】

上記した本発明の様々な実施形態およびそれらの同等の構造は、従来のステーブル止め組立体およびエンドエフェクタに対して大幅に改善されている。本発明の様々な実施形態は、組織の厚みによって組立体内の圧迫力が増大すると、ステーブルの全高の増大を可能
40 にする可撓性部分を備えたアンビルおよび / または溝形部材を提供する。他の実施形態は、組織の厚みのばらつきにตอบสนองしてステーブルカートリッジから離れる方向に圧迫することができる可撓性成形ポケットを有するアンビル構造を用いている。こうすることにより、成形ポケットとカートリッジとの間に内在する間隙が増大し、この増大が、ステーブルの成形高さを増大させる働きをする。このような利点により、ステーブルラインの整合性が改善され、臨床転帰が改善される。

【 0 0 8 2 】

いくつかの実施形態の説明によって本発明を例示し、例示的な実施形態をかなり詳細に説明してきたが、添付の特許請求の範囲をこのような詳細に制限する、または何らかの方法で限定することを本出願者は意図していない。当業者であれば、さらなる利点および変
50

更形態に容易に想到するであろう。例えば、分かりやすくするために様々な手動式外科器具を記載したが、このような装置をロボット操作にすることもできることを理解されたい。加えて、当業者であれば、ここに開示する実施形態、特徴、および改善は、開放外科手術、腹腔鏡外科手術、内視鏡外科手術、および／または腔内外科手術に用いることができる様々な他の既知の外科カッター／ステープラおよびステープラなどに容易に用いることができることを理解できよう。具体的には、このような固有かつ新規の特徴は、線形ステープラ、カッター、および形状カッター (contour cutters) を用いて実施することができる。したがって、ここに開示する様々な実施形態に付与される範囲および保護は、エンドカッター型外科ステープラのみに限定されるべきではない。

【 0 0 8 3 】

本発明のいくつかの実施形態を説明してきたが、当業者であれば、本発明の利点の一部または全てを実現したこれらの実施形態の様々な改良形態、変更形態、および適応形態に想到するであろう。例えば、様々な実施形態によると、1または複数の所定の機能を果たすために、1つの構成要素を複数の構成要素で置き換えたり、複数の構成要素を1つの構成要素で置き換えたりすることができる。したがって、本願は、添付の特許請求の範囲によって定められるように開示された本発明の概念および範囲から逸脱することなくこのような全ての改良形態、変更形態、および適用形態をカバーするように意図されているものである。

【 0 0 8 4 】

ここに開示する装置は、1回使用した後に廃棄するように設計してもよいし、あるいは、複数回使用するように設計してもよい。しかし、いずれの場合も、本装置は、少なくとも1回使用した後に再使用するために再生することができる。この再生は、装置の分解ステップ、続く特定の部品の洗浄または交換ステップ、続く再組立てステップの任意の組合せを含むことができる。具体的には、本装置は分解でき、装置のいくつもの特定の部分または部品が、任意の組み合わせで選択的に交換または除去することができる。特定の部品の洗浄および／または交換の際に、本装置は、再生設備で、または外科手術の直前に外科手術チームによって次の使用のために再組立てすることができる。当業者であれば、装置の再生は、分解、洗浄／交換、および再組立てのために様々な異なる技術を利用できることを理解できよう。このような技術の使用、および再生して得られた装置は、全て本明細書の範囲内である。

【 0 0 8 5 】

好ましくは、ここに開示する発明は、外科手術の前に処理する。まず、新品または使用した器具を入手して、必要に応じて洗浄する。次いで、器具を滅菌することができる。ある滅菌法では、器具を、プラスチックまたはT Y V E K (登録商標) バッグなどの密閉容器内に入れる。次いで、この容器と器具を、 γ 線、X線、または高エネルギー電子などの容器を透過できる放射線の場に配置する。このような放射線は、器具の表面または滅菌容器内の細菌を死滅させる。次いで、滅菌された器具を、滅菌容器内に保管することができる。この密閉容器は、医療施設で開封されるまで器具の滅菌を維持する。

【 0 0 8 6 】

ここで用いる語「流体的に結合された」は、構成要素が適切なラインまたは他の手段で互いに結合されて、構成要素間を加圧されたガスが通過できることを意味する。ここで用いる「供給ライン」または「リターンライン」に用いられる「ライン」は、1つの構成要素から別の構成要素に流体を輸送するために硬質または柔軟な導管、パイプ、チューブなどから形成された適切な通路を指す。

【 0 0 8 7 】

参照して本明細書に組み入れると述べた全ての特許文献、刊行物、または他の開示資料の全てまたは一部は、本開示に記載する定義、説明、または他の開示資料と矛盾しない範囲で本明細書に組み入れることを理解されたい。したがって、ここに明確に述べる本開示は、必要な範囲で、参照して本明細書に組み入れる矛盾する全ての資料よりも優先される。参照して本明細書に組み入れると述べたが、ここに記載する定義、説明、または他の開

10

20

30

40

50

示資料と矛盾する全ての資料またはその一部は、本明細書の開示資料と矛盾しない範囲で本明細書に含めるものとする。

【 0 0 8 8 】

保護を意図される本発明は、開示した特定の実施形態に限定されると解釈されるべきではない。したがって、これらの実施形態は、制限ではなく例示としてみなされるべきである。本発明の概念から逸脱することなく、他者が変形または変更を行うことができる。したがって、添付の特許請求の範囲によって規定される本発明の概念および範囲内であるこのような全ての等価物、変更形態、および変形形態が包含されることを明確に意図するものである。

【図面の簡単な説明】

10

【 0 0 8 9 】

【図 1】シャフトが部分的に破断して、フレームグラウンドによって案内され閉鎖スリーブによって覆われた遠位発射バーおよび近位発射ロッドの発射部材が露出されている、エンドエフェクタ（ステープル取付け組立体）が開いた状態の外科ステープル止め / 切断器具の左側面立面図である。

【図 2】図 1 の線 2 - 2 に沿って鉛直方向たて断面図を示す図 1 の本発明の外科ステープル止め / 切断器具に一致した、引き戻された力が調節される高さ発射バーを備えた閉じたエンドエフェクタ（ステープル止め組立体）の左側面図である。

【図 3】図 2 の力が調節される高さ（弾性的）発射バーの左等角図である。

【図 4】垂直方向の可撓性を促進するためにそれぞれ上部ピンと切断面との間および中間ピンと切断面との間に水平スリットが形成された、図 2 の力が調節される高さ発射バーの第 1 の形態の遠位部分（E ビーム）の左側面図である。

20

【図 5】垂直方向の可撓性を促進するために上部ピンの下部が切除された図 2 の力が調節される発射バーの第 2 の形態の遠位部分（E ビーム）の左等角図である。

【図 6】線 6 - 6 に沿った上部ピンを通る垂直および横方向の断面を示す図 5 の E ビームの上部の正面立面図である。

【図 7】垂直方向の可撓性を促進するために上部ピンの上部付け根取付け部が切除された、線 6 - 6 に沿った垂直および横方向の断面を示す図 5 の E ビームの第 3 の形態の上部の正面図である。

【図 8】垂直方向の可撓性を促進するために上部ピンの下面が切除される代わりに弾性的な内側垂直ラミネート層を含む、線 6 - 6 に沿った垂直および横方向の断面を示す図 5 の E ビームの第 4 の形態の上部の正面図である。

30

【図 9】垂直方向の可撓性を促進するために上部ピンの下面が切除される代わりに弾性材料から形成された上部ピンを含む、線 6 - 6 に沿った垂直および横方向の断面を示す図 5 の E ビームの第 5 の形態の上部の正面図である。

【図 10】垂直方向の可撓性を促進するために下部フットに弾性部材が設けられている図 2 の力が調節される発射バーの第 6 の形態の遠位部分（E ビーム）の左上方等角図である。

【図 11】図 1 の外科ステープル止め / 切断器具のエンドエフェクタ（ステープル止め組立体）のパッドが付いた下部フットを通る垂直および横方向の断面を示す正面立面図である。

40

【図 12】垂直方向の可撓性を促進するために下部フットに取り付けられた近位方向および上方に延びたばねアームを有する図 2 の力が調節される発射バーの第 7 の形態の遠位部分（E ビーム）の左立面図である。

【図 13】垂直方向の可撓性を促進するために下部フットを取り囲むばねワッシャーを有する図 2 の力が調節される発射バーの第 8 の形態の遠位部分（E ビーム）の左上方等角図である。

【図 14】クランプされた位置すなわち閉じた位置にある本発明の別のステープル止め組立体すなわちエンドエフェクタの端部の断面図である。

【図 15】一部の構成要素の断面を示す図 14 のステープル止め組立体の部分斜視図であ

50

る。

【図 1 6】クランプされた位置すなわち閉じた位置にある本発明の別のステーブル止め組立体すなわちエンドエフェクタの端部の断面図である。

【図 1 7】一部の構成要素の断面を示す図 1 6 のステーブル止め組立体の部分斜視図である。

【図 1 8】部分的に切断されてステーブル止めされた組織片をクランプしている本発明のステーブル止め組立体の部分斜視図である。

【図 1 9】本発明のアンビルの実施形態の底面図である。

【図 2 0】図 1 9 に示されているアンビルの実施形態を用いているステーブル止め組立体のたて断面図である。

10

【図 2 1】見やすくするために一部の構成要素を立体的に示す、図 2 0 の線 2 1 - 2 1 に沿って見た図 2 0 のステーブル止め組立体の端部の断面図である。

【図 2 2】様々な断面の厚みを有する組織片を内部にクランプしている図 2 0 および図 2 1 のステーブル止め組立体の別のたて断面図である。

【図 2 3】内部に別の組織片をクランプしている図 2 0 ~ 図 2 2 のステーブル止め組立体の別のたて部分断面図である。

【図 2 4】内部に別の組織片をクランプしている図 2 0 ~ 図 2 3 のステーブル止め組立体の別のたて部分断面図である。

【図 2 5】クランプされた位置にある本発明の別のステーブル止め組立体の端部の断面図である。

20

【図 2 6】本発明の別のステーブル止め組立体のたて断面図である。

【図 2 7】内部に組織片がクランプされてステーブル止めされている本発明の別のステーブル止め組立体の一部の断面図である。

【図 2 8】本発明の付勢プレートの実施形態の一部の平面図である。

【図 2 9】図 2 8 の線 2 9 - 2 9 に沿って見た図 2 8 の付勢プレートの一部の断面図である。

【図 3 0】見やすくするために一部の構成要素を立体的に示す本発明の別のステーブル止め組立体の端部の断面図である。

【図 3 0 A】見やすくするために一部の構成要素を立体的に示す本発明の別のステーブル止め組立体の端部の端面図である。

30

【図 3 1】内部に組織がクランプされてステーブル止めされている図 3 0 のステーブル止め組立体のたて断面図である。

【図 3 2】内部に組織の別の部分がクランプされてステーブル止めされている図 3 1 のステーブル止め組立体の別のたて断面図である。

【図 3 3】本発明の様々な実施形態のハンドル組立体によって支持された流体レザバに流体的に結合された図 3 0 ~ 図 3 2 のステーブル止め組立体の別のたて断面図である。

【図 3 4】内部に異なる厚みの組織がクランプされている本発明のステーブル止め組立体の別の実施形態のたて断面図である。

【図 3 5】図 3 4 のステーブル止め組立体の一部の拡大断面図である。

【図 3 6】本発明の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

40

【図 3 7】第 1 の位置（収縮されていない位置）にある図 3 6 の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の断面図である。

【図 3 8】本発明の別の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図 3 9】第 1 の位置（収縮されていない位置）にある図 3 8 の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の断面図である。

【図 4 0】第 1 の位置（収縮されていない位置）にある本発明の別の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の斜視図である。

【図 4 1】図 4 0 の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図 4 2】第 1 の位置（収縮されていない位置）にある図 4 0 および図 4 1 の収縮可能な

50

ステーブルドライバの実施形態の断面図である。

【図４３】収縮可能なステーブルドライバに圧迫力が加えられた後の図４０～図４２の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の別の断面図である。

【図４４】本発明の別の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図４５】第１の位置（収縮されていない位置）にある図４４の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の断面図である。

【図４６】一部の構成要素の断面を示す図４４および図４５の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図４７】本発明の別の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解正面図である。

10

【図４８】第１の位置（収縮されていない位置）にある図４７の収縮可能なステーブルドライバの別の正面図である。

【図４９】完全に収縮された位置まで圧縮された後の図４７および図４８のステーブルドライバの別の正面図である。

【図５０】本発明の別の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解図である。

【図５１】図５０の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の組立分解正面図である。

【図５２】完全に収縮された位置まで圧縮された後の図５０および図５１の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の別の正面図である。

【図５３】本発明の別の収縮可能なステーブルドライバの実施形態の斜視図である。

20

【図５４】第１の位置（収縮されていない位置）にある図５３の収縮可能なステーブルドライバの側面立面図である。

【図５５】完全に収縮された位置に圧縮された後の図５３および図５４の収縮可能なステーブルドライバの別の側面立面図である。

【図１】

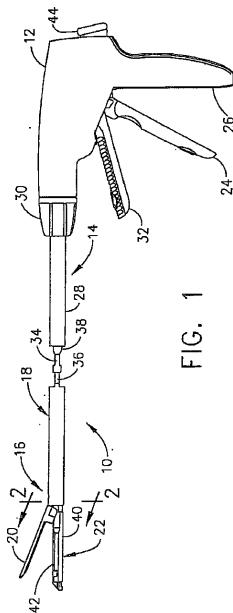


FIG. 1

【図２】

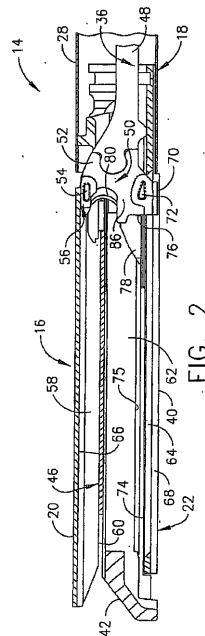


FIG. 2

【図 3】

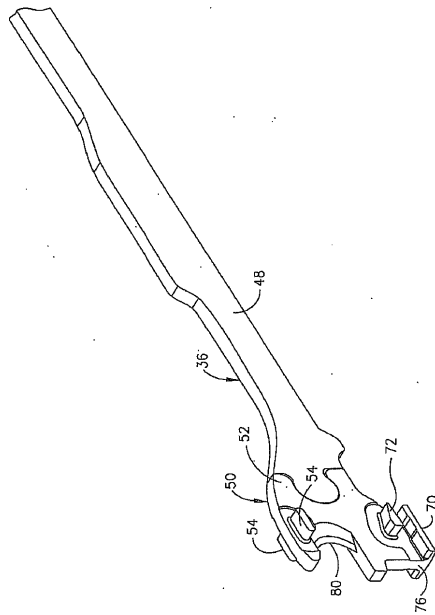


FIG. 3

【図 4】

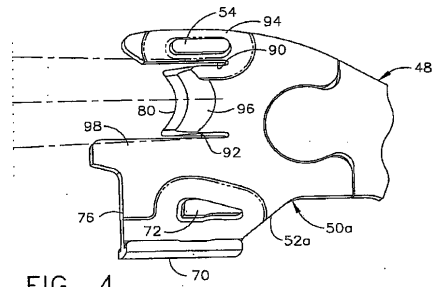


FIG. 4

【図 5】

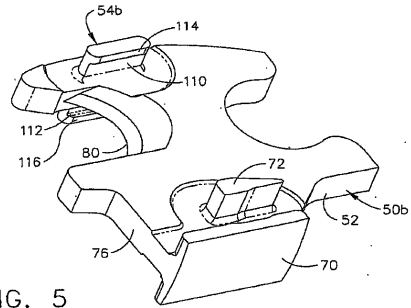


FIG. 5

【図 6】

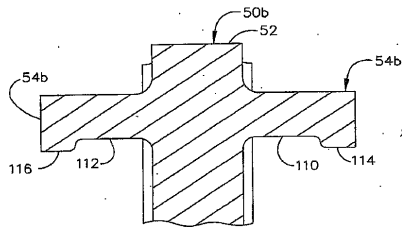


FIG. 6

【図 8】

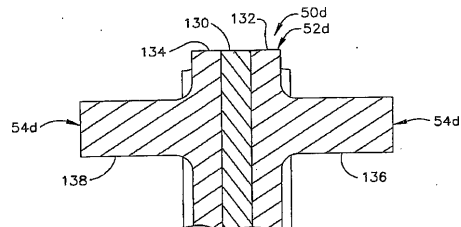


FIG. 8

【図 7】

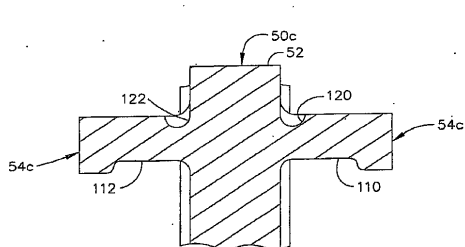


FIG. 7

【図 9】

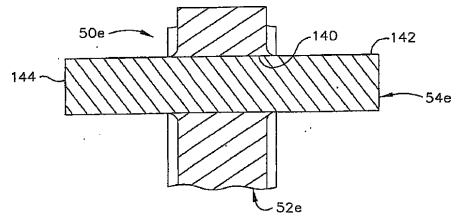


FIG. 9

【図 10】

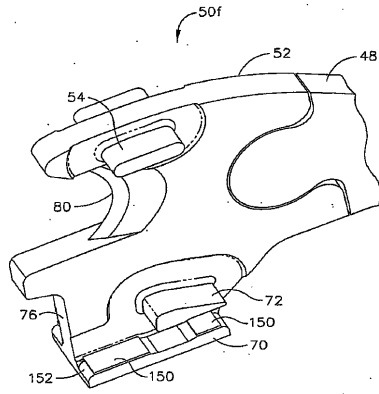


FIG. 10

【図 11】

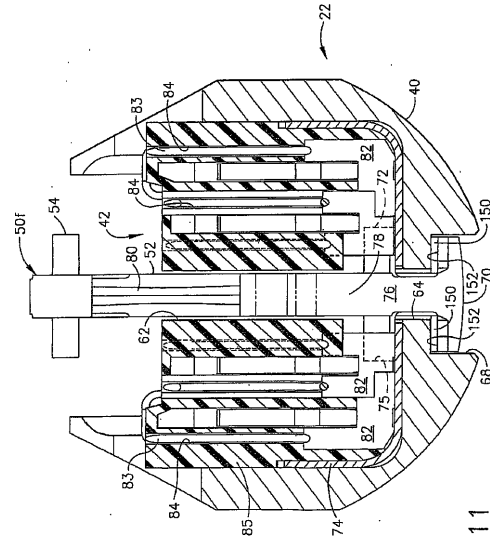


FIG. 11

【図 12】

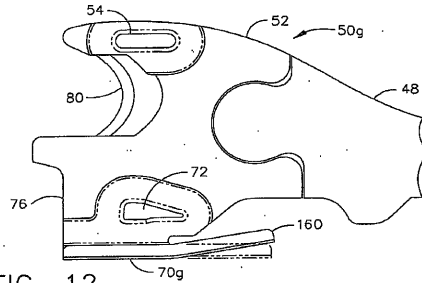


FIG. 12

【図 13】

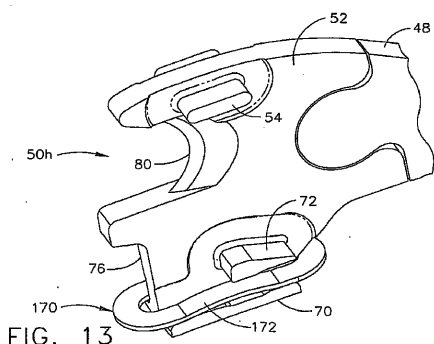


FIG. 13

【図 14】

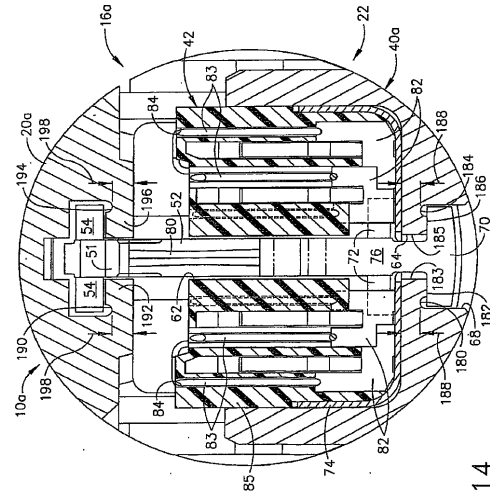
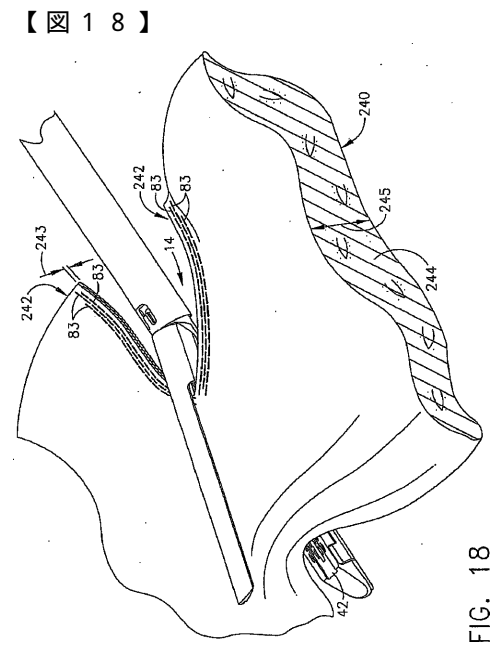
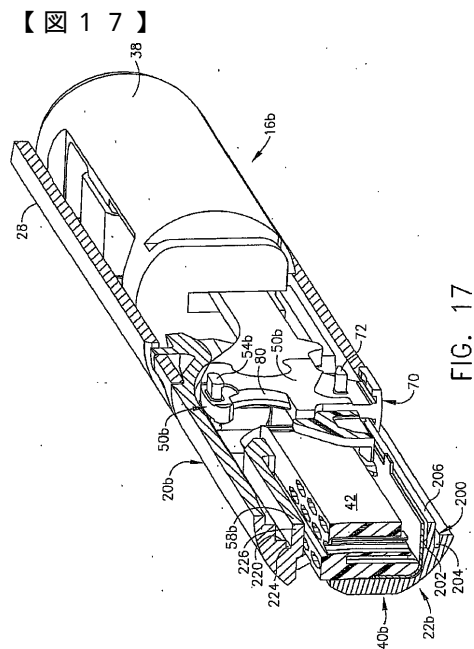
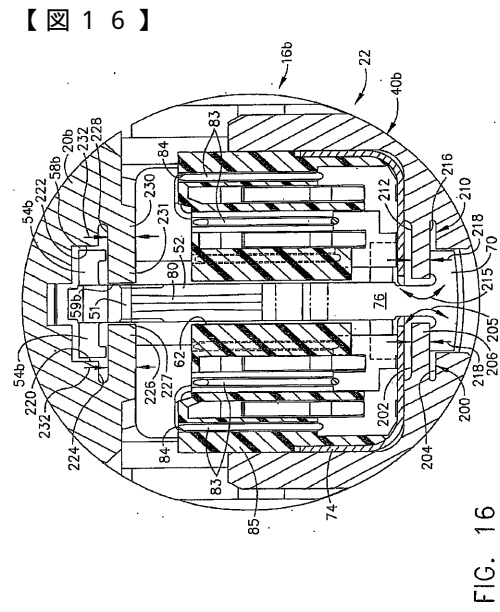
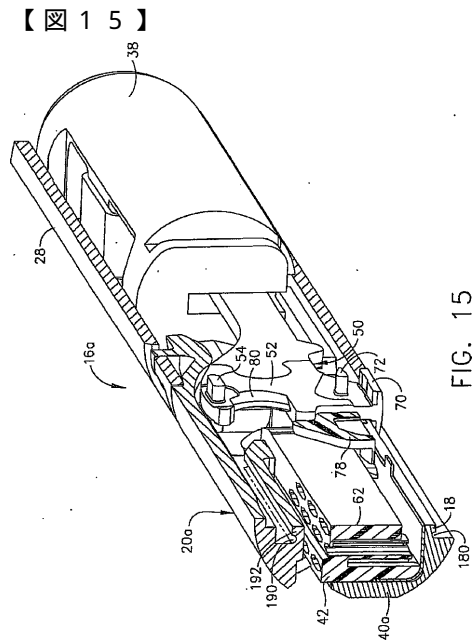


FIG. 14



【図 19】

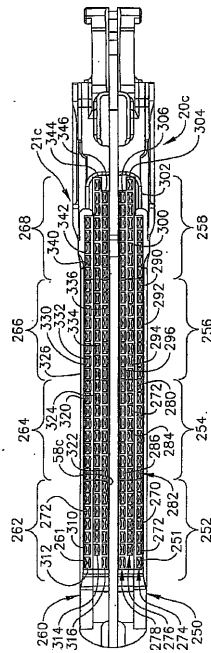


FIG. 19

【図 20】

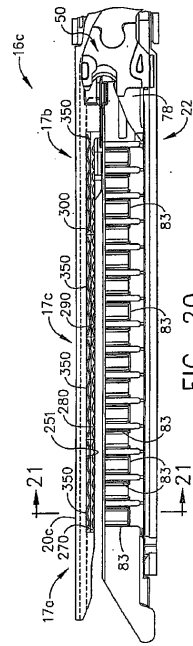
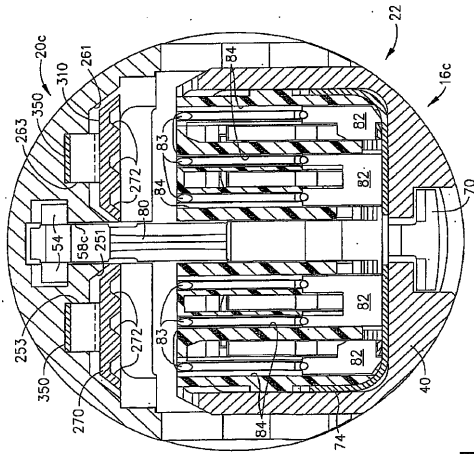


FIG. 20

【図 21】



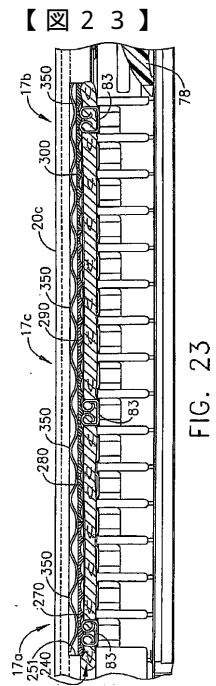


FIG. 23

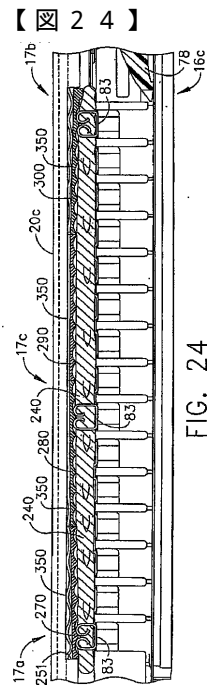


FIG. 24

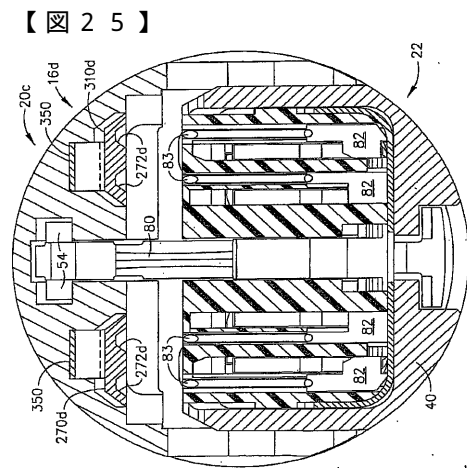


FIG. 25

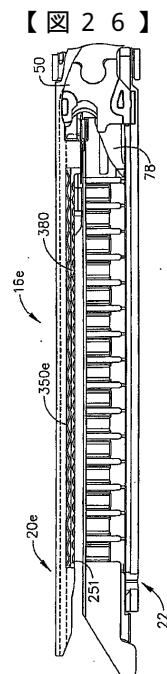
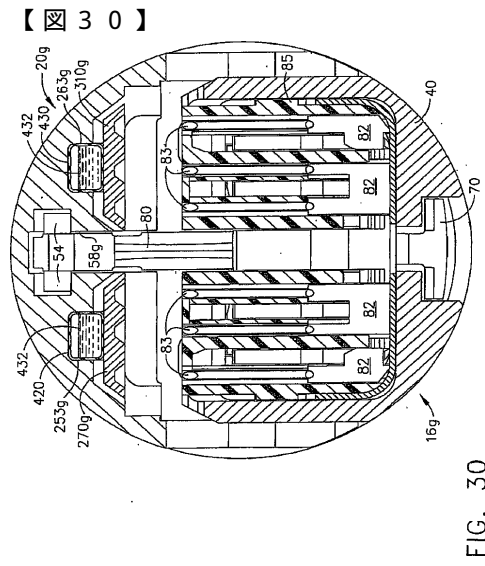
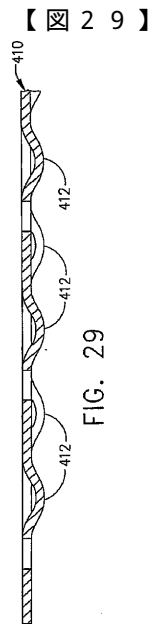
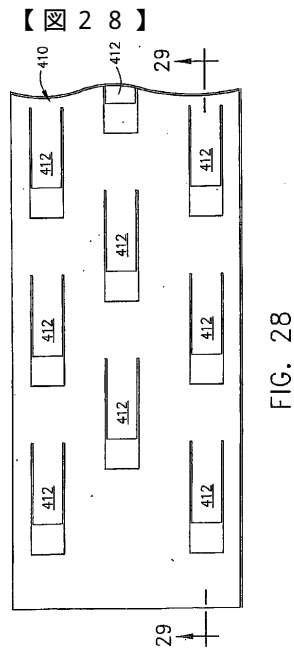
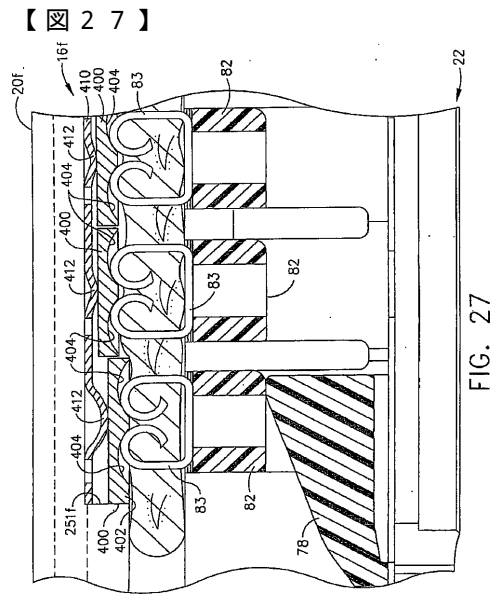


FIG. 26



【図 30 A】

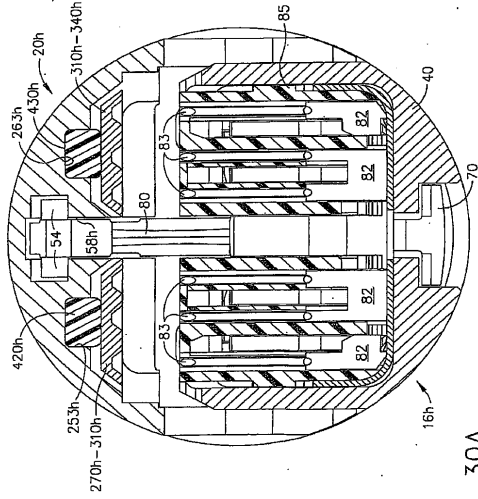


FIG. 30A

【図 31】

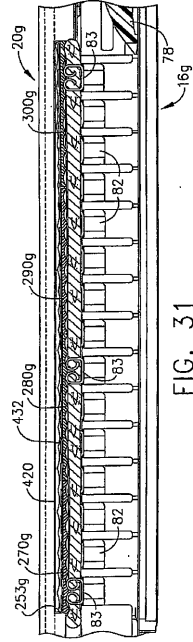


FIG. 31

【図 32】

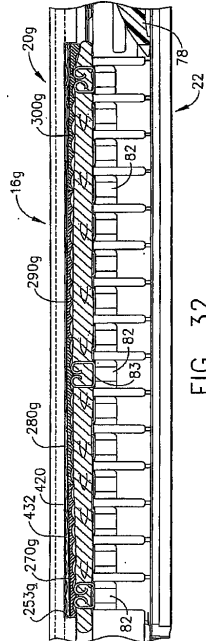


FIG. 32

【図 33】

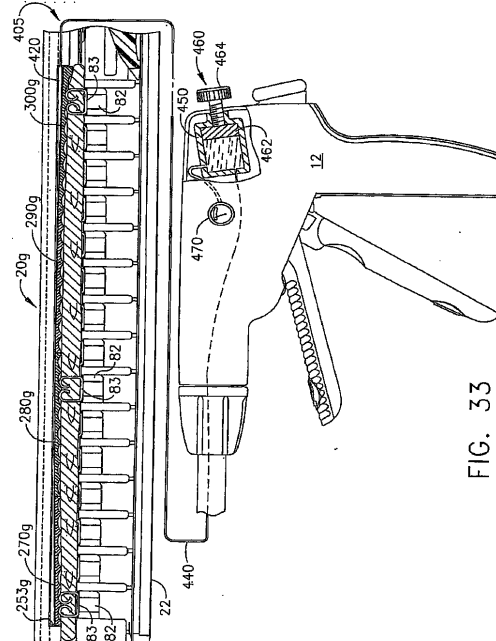


FIG. 33

【図 34】

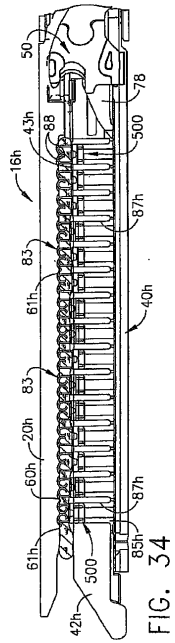


FIG. 34

【図 35】

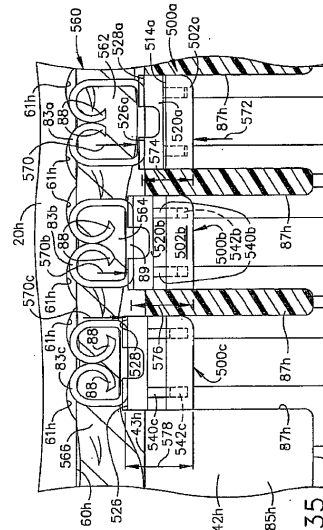


FIG. 35

【図 36】

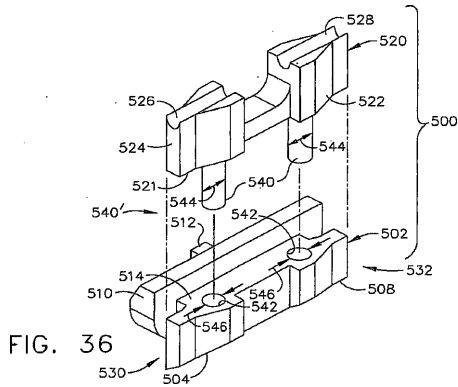


FIG. 36

【図 38】

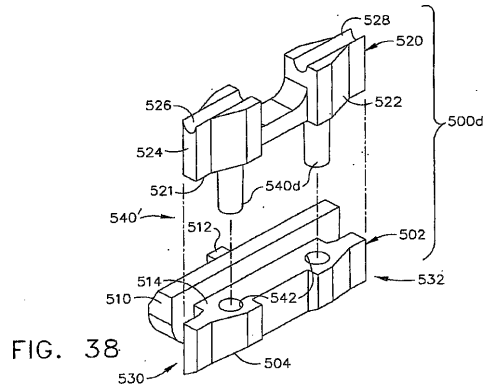


FIG. 38

【図 37】

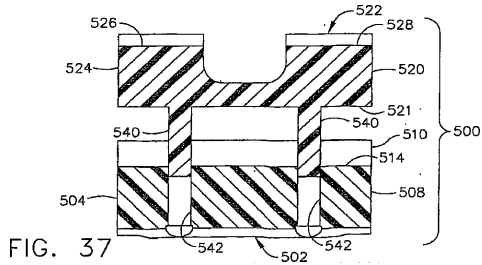


FIG. 37

【図 39】

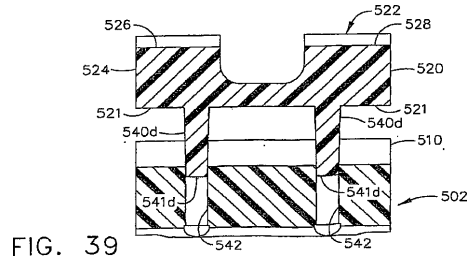


FIG. 39

【図 40】

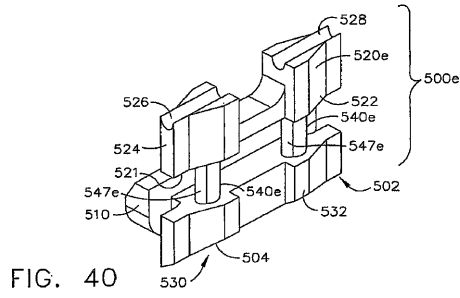


FIG. 40

【図 41】

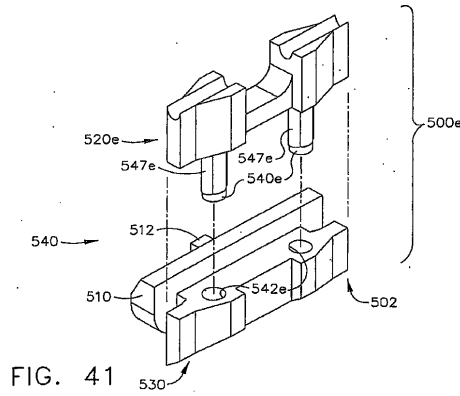


FIG. 41

【図 42】

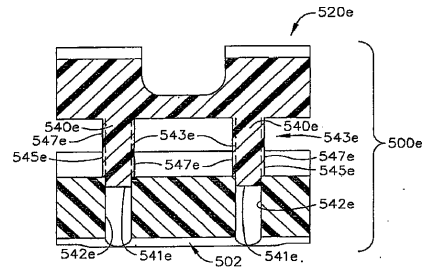


FIG. 42

【図 43】

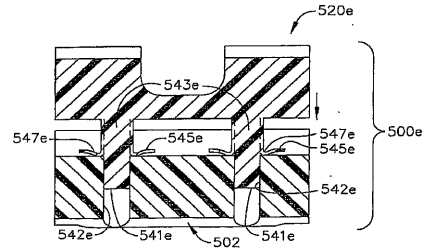


FIG. 43

【図 44】

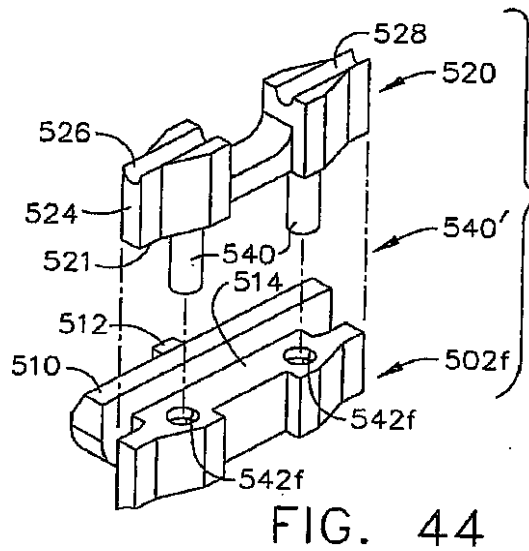


FIG. 44

【図 46】

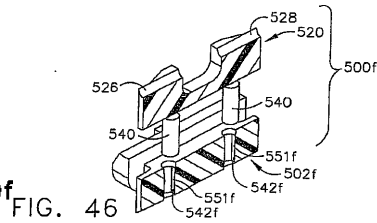


FIG. 46

【図 47】

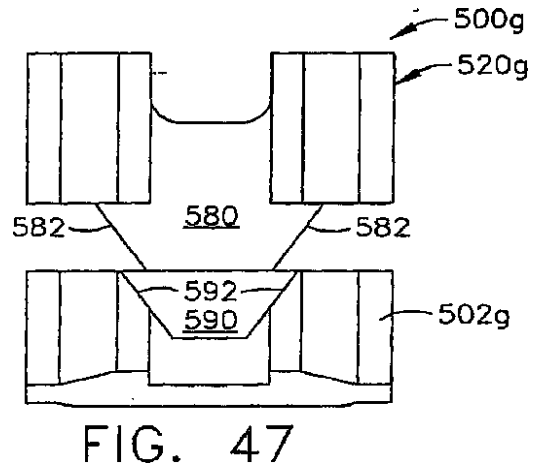


FIG. 47

【図 45】

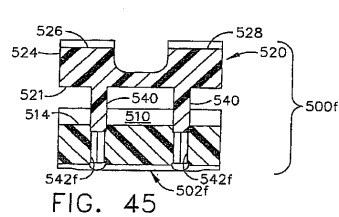


FIG. 45

【図 48】

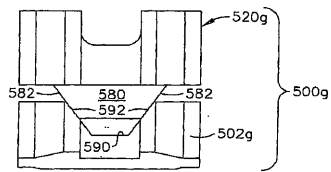


FIG. 48

【図 49】

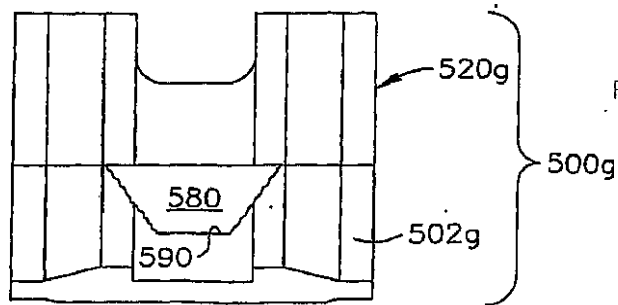


FIG. 49

【図 50】

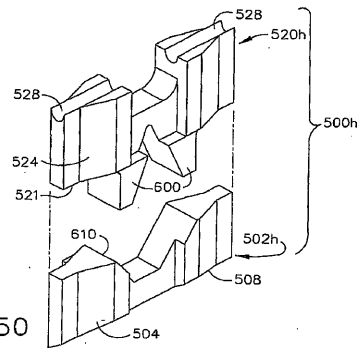


FIG. 50

【図 51】

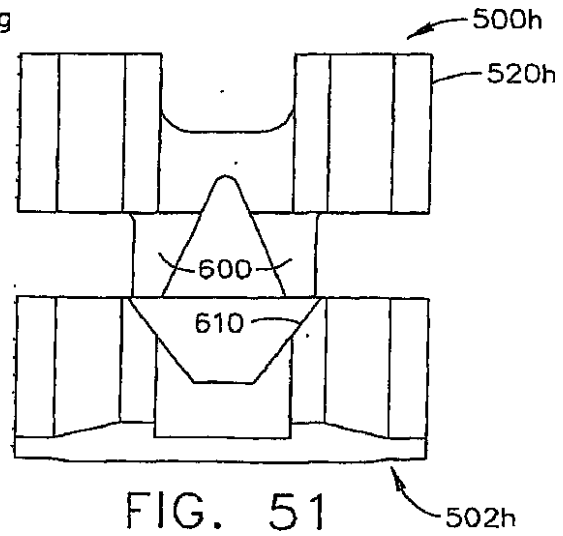


FIG. 51

【図 52】

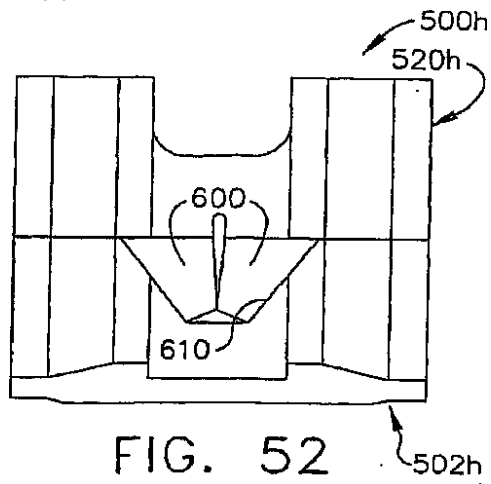


FIG. 52

【図 53】

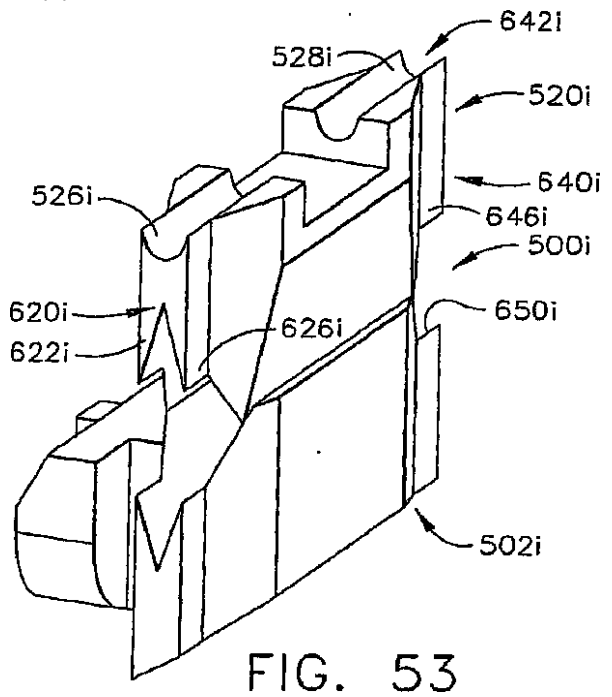


FIG. 53

【図 54】

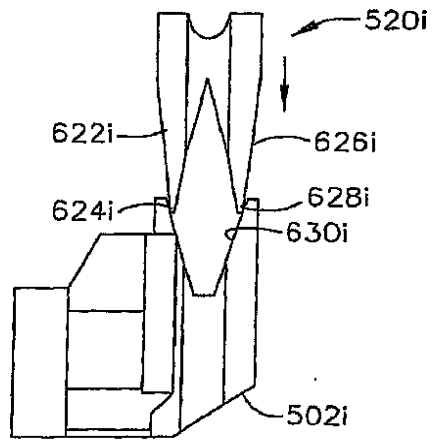


FIG. 54

【図 55】

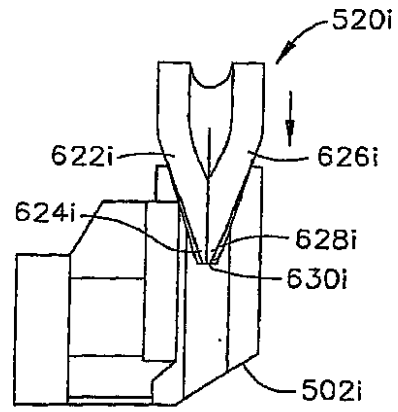


FIG. 55

フロントページの続き

- (72)発明者 シェルトン・フレデリック・イー・ザ・フォース
アメリカ合衆国、4 5 1 5 9 オハイオ州、ニュー・ピエナ、ピー・オー・ボックス 3 7 3
- (72)発明者 モルガン・ジェローム・アール
アメリカ合衆国、4 5 2 3 6 オハイオ州、シンシナティ、エス・ホワイトツリー・サークル 3
2 7 5
- (72)発明者 マリー・マイケル・エイ
アメリカ合衆国、4 1 0 7 3 ケンタッキー州、ベルビュー、ハリソン・アベニュー 2 4
- (72)発明者 ティム・リチャード・ダブリュ
アメリカ合衆国、4 5 2 0 8 オハイオ州、シンシナティ、モンティース・アベニュー 3 4 0 5
、ナンバー・1
- (72)発明者 スパイビー・ジェイムズ・ティー
アメリカ合衆国、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、ダートマス・ウェイ 9 8 6 2
- (72)発明者 ホーゲル・ジェイムズ・ダブリュ
アメリカ合衆国、4 5 2 4 9 オハイオ州、シンシナティ、ケンパークノール・ロード 1 1 4 8
6
- (72)発明者 フギカワ・レスリー・エム
アメリカ合衆国、4 5 2 1 8 オハイオ州、シンシナティ、リゴーリオ・アベニュー 1 0 0 0
- (72)発明者 ティムパーマン・ユージーン・エル
アメリカ合衆国、4 5 2 4 0 オハイオ州、シンシナティ、シルバールック・ドライブ 1 0 6
3 9

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 特開2 0 0 6 - 0 3 4 9 7 5 (J P , A)
米国特許第0 4 4 7 5 6 7 9 (U S , A)
特開2 0 0 3 - 0 5 2 7 0 4 (J P , A)
米国特許第0 4 4 1 5 1 1 2 (U S , A)
米国特許第0 4 9 1 5 1 0 0 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 17/068 - A61B 17/072

专利名称(译)	柔性通道构件，用于能够调节具有砧座功能结构的钉和外科缝合器械的高度		
公开(公告)号	JP5198452B2	公开(公告)日	2013-05-15
申请号	JP2009530335	申请日	2007-05-10
[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	シェルトンフレデリックイーザフォース モルガンジェロームアール マリーマイケルエイ ティムリチャードダブリュ スパイビージェイムズティー ホーゲルジェイムズダブリュ フギカワレスリーエム ティムパーマンユージーンエル		
发明人	シェルトン・フレデリック・イーザ・フォース モルガン・ジェローム・アール マリー・マイケル・エイ ティム・リチャード・ダブリュ スパイビー・ジェイムズ・ティー ホーゲル・ジェイムズ・ダブリュ フギカワ・レスリー・エム ティムパーマン・ユージーン・エル		
IPC分类号	A61B17/072		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B90/03 A61B2017/00535 A61B2017/00557 A61B2017/07242 A61B2017/0725 A61B2017/07278 A61B2017/320052 A61B2017/32113 A61B2090/032 A61B2090/08021		
FI分类号	A61B17/10.310		
优先权	11/540735 2006-09-29 US		
其他公开文献	JP2010504810A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于内窥镜或腹腔镜插入手术部位以同时缝合和切断组织的手术器械包括上颌（砧）和下颌（钉仓接合到细长钉通道）之间的力调节间隔，使得高度为钉的形成对应于组织的厚度，但是不超过钉（83）的长度可以适应的高度范围。特别地，弹性结构（350,412）可以形成支撑钉仓的细长通道中的一个或多个，可枢转地附接到细长通道的砧座，和/或包括切割表面（刀）的击发构件在与砧座接合的顶销和与细长通道接合的下脚之间切断组织。弹性响应于被夹紧的组织施加的力，以改变砧座和支撑在细长通道内的钉仓之间的间隔。

