

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4959802号

(P4959802)

(45) 発行日 平成24年6月27日(2012.6.27)

(24) 登録日 平成24年3月30日(2012.3.30)

(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 10 (全 95 頁)

(21) 出願番号	特願2009-530330 (P2009-530330)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成19年3月28日 (2007.3.28)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコ
(65) 公表番号	特表2010-504807 (P2010-504807A)		ーポレイテッド
(43) 公表日	平成22年2月18日 (2010.2.18)		Ethicon Endo-Surger
(86) 国際出願番号	PCT/US2007/007754		y, Inc.
(87) 国際公開番号	W02008/039238		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州
(87) 国際公開日	平成20年4月3日 (2008.4.3)		、シンシナティ、クリーク・ロード 45
審査請求日	平成22年3月26日 (2010.3.26)		45
(31) 優先権主張番号	11/541,050	(74) 代理人	100088605
(32) 優先日	平成18年9月29日 (2006.9.29)		弁理士 加藤 公延
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自己調節式アンビルを備えた外科切断／ステーブル止め器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科器具 1000 において、

内部にステーブルカートリッジ 42 を機能的に受容するように構成されたカートリッジ支持組立体 1060e と、

前記カートリッジ支持組立体 1060e に結合されたアンビル 1050 であって、前記カートリッジ支持組立体 1060e 内に支持されたカートリッジ 42 と前記アンビル 1050 との間に受容される組織の厚みおよび前記アンビル 1050 に加えられる閉じる運動に応答して、前記アンビル 1050 と前記カートリッジ支持組立体との間の組織をクランプする空間を調節するために、前記アンビル 1050 の少なくとも 1 つの取付け部 1052e が、個々の所定の位置のいずれか 1 つで前記カートリッジ支持組立体 1060e の対応する部分に支持されて係合できるように前記カートリッジ支持組立体 1060e と相互作用するように構成されている、アンビル 1050 と、

を含む、外科器具 1000。

【請求項 2】

請求項 1 記載の外科器具 1000 において、

前記個々の所定の位置が、前記カートリッジ支持組立体内に形成された少なくとも一連の移動止め 1066e、1067e、1068e、1069e によって画定されており、前記アンビル 1050 の前記取付け部 1080e のそれぞれが、一方の前記一連の移動止めと一致し、前記アンビル 1050 と前記カートリッジ支持組立体内に支持された前記カ

10

20

ートリッジ４２との間にクランプされた組織の厚みに応じて、前記移動止めのいずれかに係合するように構成されている、外科器具１０００。

【請求項３】

請求項２記載の外科器具１０００において、

前記アンビル１０５０は、前記カートリッジ支持組立体の近位端部に旋回可能に結合された近位端部１０５５を有する、外科器具１０００。

【請求項４】

請求項３記載の外科器具１０００において、

前記各取付け部は、トラニオン１０５２eを含み、これらの各トラニオンは、前記少なくとも一連の移動止め１０６６e、１０６７e、１０６８e、１０６９eの対応する１つに一致する、外科器具１０００。

10

【請求項５】

請求項４記載の外科器具１０００において、

前記各トラニオン１０５２eは、前記カートリッジ支持組立体の前記近位端部１０６１の対応する細長いスロット１０６４e内に移動可能に受容されており、前記各スロット１０６４eには、その内部に受容された前記トラニオンが係合するための対応する一方の前記一連の移動止め１０６６e、１０６７e、１０６８e、１０６９eが形成されている、外科器具１０００。

【請求項６】

請求項４記載の外科器具１０００において、

前記各トラニオン１０５２eに形成された爪１０８０eをさらに含む、外科器具１０００。

20

【請求項７】

請求項６記載の外科器具１０００において、

前記各一連の移動止め１０６６e、１０６７e、１０６８e、１０６９eは、実質的にV型の一連のノッチを含み、前記各爪１０８０eは、対応する前記一連のV型ノッチのいずれか１つのV型ノッチ内に支持されて受容されるように構成された先端部を有する、外科器具１０００。

【請求項８】

請求項６記載の外科器具１０００において、

前記アンビル１０５０と前記カートリッジ支持組立体１０６０eとの間に組織が存在しない場合に前記各爪１０８０eを付勢して対応する第１の移動止め１０６６eに支持されて係合するように前記アンビル１０５０の一部に係合している付勢部材１０９０をさらに含む、外科器具１０００。

30

【請求項９】

請求項１記載の外科器具１０００において、

前記アンビル１０５０には、複数のステープル成形ポケット１０５１が設けられており、前記ステープル成形ポケットは、前記アンビルの前記近位端部の前記部分が、前記カートリッジ支持組立体１０６０e内に形成された前記個々の所定の位置のいずれか１つに支持されて係合したときに前記カートリッジ支持組立体内に支持された前記ステープルカートリッジ４２内の対応するステープル８３に軸方向に整合する、外科器具１０００。

40

【請求項１０】

請求項１記載の外科器具１０００において、

前記アンビル１０５０には、さらに、このアンビル１０５０に近接して取り付けられた閉鎖チューブ組立体１１３０が選択的に結合するための前記開口タブ１０５４が形成されており、この開口タブ１０５４は、閉鎖チューブ組立体１１３０に選択的に係合するように構成されている、外科器具１０００。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【０００１】

50

〔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、以下に示す同日出願の11の同時係属の自己の特許出願に関連する。

1. フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、マイケル・エイ・マーレイ (Michael A. Murray)、リチャード・ダブリュー・ティム (Richard W. Timm)、ジェームス・ティー・スパイビー (James T. Spivey)、ジェームス・ダブリュー・ボーグル (James W. Voegele)、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) による米国特許出願：名称「ステープルの高さを調節可能にするための可撓性溝形部材およびアンビルの機能構造を備えた外科ステープル止め器具 (Surgical Stapling Instruments Having Flexible Channel and Anvil Features For Adjustable Staple Heights)」(K & L N G 整理番号：0 6 0 5 0 0 C I P 1 / E N D 5 7 0 6 U S C I P 1)

10

2. 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) による米国特許出願：名称「ステープルの高さを調節するための収縮可能な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)」(K & L N G 整理番号：0 6 0 5 0 0 C I P 2 / E N D 5 7 0 6 U S C I P 2)

20

3. トッド・ピー・オーメイツ (Todd P. Omaitis)、ベニー・トンプソン (Bennie Thompson)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、およびユージーン・エル・ティンパーマン (Eugene L. Timperman) による米国特許出願：名称「組織の圧迫のレベルを示す機械指示器を備えた外科ステープル止め器具 (Surgical Stapling Instrument With Mechanical Indicator To Show Levels of Tissue Compression)」(K & L N G 整理番号：0 6 0 4 9 1 / E N D 5 9 6 1 U S N P)

4. フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV) およびジェフリー・エス・スエイズ (Jeffrey S. Swayze) による米国特許出願：名称「最大組織圧迫力を制限するための閉鎖装置を備えた外科切断／ステープル止め器具 (Surgical Cutting and Stapling Device With Closure Apparatus For Limiting Maximum Tissue Compression Force)」(K & L N G 整理番号：0 6 0 4 9 3 / E N D 5 9 6 3 U S N P)

30

5. トッド・フィリップ・オーメイツ (Todd Philip Omaitis)、ベニー・トンプソン (Bennie Thompson)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、およびユージーン・エル・ティンパーマン (Eugene L. Timperman) による米国特許出願：名称「組織の最大の圧迫を限定するための機械機構を備えた外科ステープル止め器具 (SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH MECHANICAL MECHANISM FOR LIMITING MAXIMUM TISSUE COMPRESSION)」(K & L N G 整理番号：0 6 0 4 9 0 / E N D 5 9 6 0 U S N P)

6. クリストファー・ジェイ・ヘス (Christopher J. Hess)、ウィリアム・ビー・ウエイズンバーク・ザ・セカンド (William B. Weisenburgh II)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、ジェームス・ダブリュー・ボーグル (James W. Voegele)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、およびジョシュア・ウス (Joshua Uth) による米国特許出願：名称「外科ステープル止め器具およびステープル (Surgical Stapling Instruments and Staples)」(K & L N G 整理番号：0 6 0 4 9 4 / E N D 5 9 6 5 U S N P)

40

7. クリストファー・ジェイ・ヘス (Christopher J. Hess)、マイケル・エイ・マーレイ (Michael A. Murray)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、ジェームス・ダブリュー・ボーグル (James W. Voegele)、アール・ギル (R. Gill)、およびエム・クレム (M. Clem) による米国特許出願：名称「溶解性、生体吸収性、または生

50

体碎屑性部分を有する外科ステープルおよびこれらを配置するためのステープル止め器具 (Surgical Staples Having Dissolvable, Bioabsorbable or Biofragmentable Portions and Stapling Instruments For Deploying The Same) 」 (K & L N G 整理番号 : 0 6 0 4 9 5 / E N D 5 9 6 6 U S N P)

8. クリストファー・ジェイ・ヘス (Christopher J. Hess)、ウィリアム・ビー・ウエイズンバーク・ザ・セカンド (William B. Weisenburgh II)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、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) による米国特許出願 : 名称「連結された外科ステープルおよびこれらをステープル止めするためのステープル止め器具 (Connected Surgical Staples and Stapling Instruments For Deploying the Same) 」 (K & L N G 整理番号 : 0 6 0 4 9 9 / E N D 5 9 7 0 U S N P)

9. クリストファー・ジェイ・ヘス (Christopher J. Hess)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、マイケル・クレム (Michael Clem)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、およびウィリアム・ビー・ウエイズンバーク・ザ・セカンド (William B. Weisenburgh II) による米国特許出願 : 名称「ドライバが取り付けられた外科ステープルおよびこれらをステープル止めするためのステープル止め器具 (Surgical Staples Having Attached Drivers and Stapling Instruments For Deploying the Same) 」 (K & L N G 整理番号 : 0 6 0 4 9 6 / E N D 5 9 6 7 U S N P)

10. クリストファー・ジェイ・ヘス (Christopher J. Hess)、ウィリアム・ビー・ウエイズンバーク・ザ・セカンド (William B. Weisenburgh II)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、およびダレル・パウエル (Darrel Powell) による米国特許出願 : 名称「外科ステープルおよびステープル止め器具 (Surgical Staples and Stapling Instruments) 」 (K & L N G 整理番号 : 0 6 0 4 9 8 / E N D 5 9 6 9 U S N P)

11. クリストファー・ジェイ・ヘス (Christopher J. Hess)、ジェローム・アール・モーガン (Jerome R. Morgan)、ウィリアム・ビー・ウエイズンバーク・ザ・セカンド (William B. Weisenburgh II)、ジェームス・ダブリュー・ボーグル (James W. Voegelé)、カール・シャートルフ (Carl Shurtleff)、マーク・オルティス (Mark Ortiz)、マイケル・ストークス (Michael Stokes)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、およびジェフリー・エス・スエイズ (Jeffrey S. Swaize) による米国特許出願 : 名称「外科ステープル内に組織を固定するための圧縮可能または押し込み可能な部材を備えた外科ステープルおよびこれらをステープル止めするためのステープル止め器具 (Surgical Staples Having Compressible or Crushable Members For Securing Tissue Therein and Stapling Instruments For Deploying The Same) 」 (K & L N G 整理番号 : 0 6 0 4 9 7 / E N D 5 9 6 8 U S N P)

【0002】

〔発明の分野〕

本発明は、内視鏡手術器具および開放外科手術器具に関し、詳細には、限定するものではないが、開放外科手術用ステープル止め装置、腹腔鏡外科手術用ステープル止め装置、内視鏡および腔内外科手術用ステープル止め装置を含む外科ステープラ／カッターおよび外科ステープルに関する。

【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しい場合が多い。腹腔鏡手術器具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

ープを介して体内の任意の臓器の空洞部内で行われる。

【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。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、器具の近位端部から機能的に制御可能である。

【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ことができる。

【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、切開部の両側に列状にステープル止めす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と、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）とが有利に設けられた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、下側ジョー部材を形成する細長い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働きをする。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ようにする。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維持する。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

10

20

30

40

50

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、1つ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に一切の柔軟性を付与しない。

10

【0011】

したがって、組織の厚み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ステープルドライバも強く要望されている。

【0012】

様々なタイプのエンドカッターの構造では、アンビルは、その近位端部における閉鎖機能構造と相互作用する閉鎖チューブ組立体を軸方向に作動させることによって開閉される。アンビルには、通常は、溝形部材の近位端部のやや細長いスロット内に受容されるトラニオンが形成されている。トラニオンは、ステープルカートリッジを旋回可能に支持し、アンビルが移動して軸方向に整合するとともに閉位置に旋回することを可能にしている。しかし、残念ながら、この装置は、クランプ動作の際にアンビルに加えるクランプ力の大きさを制限または調節するための手段を備えていない。したがって、アンビル内にクランプされる組織の厚みにかかわらず、閉鎖チューブ組立体によって生成されるクランプ力と同じ大きさのクランプ力がアンビルに加えられる。このような構造は、薄い組織が過度にクランプされ、これにより過度に出血したり、組織が損傷を受けたり、場合によっては組織が破壊されることもある。

20

【0013】

したがって、アンビルとステープルカートリッジとの間にクランプされる組織の厚みに基づいてアンビルに加えられるクランプ力の大きさを制限または調節するための手段を含む閉鎖システムも要望されている。

30

【0014】

ある種の外科手術では、外科ステープルの使用が、組織を接合する好適な方法となってきたおり、特別に構成された外科ステープルが、このような用途のために開発されてきた。例えば、腔内ステープラ、すなわち円形ステープラが、吻合術として知られている外科手術に使用するために開発されてきた。吻合術を行うのに有用な円形ステープラは、例えば、参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第5,104,025号および同第5,309,927号に開示されている。

【0015】

吻合術は、つながった部分を切除した後に腸の両部分を互いに接合する外科手術である。この外科手術では、2つの管状部分の端部を互いに接合して連続した管状通路を形成する必要がある。以前は、この外科手術は、困難で時間のかかる手術であった。外科医が、腸の両端部を正確に切断して整合させ、この整合を維持しながら多数の縫合糸の縫合で両端部を接合する。円形ステープラの進歩により、吻合術が大幅に単純化され、吻合を行うために必要な時間が短縮された。

40

【0016】

概して、従来の円形ステープラは、通常は、近位作動機構を有する細長いシャフトと、このシャフトに取り付けられた遠位ステープル止め機構からなる。遠位ステープル止め機構は、通常は、同心円状に配置された複数のステープルを含む固定されたステープルカートリッジからなる。丸い切断ナイフが、ステープルの内側のカートリッジ内に同心円状に取り付けられている。このナイフは、軸方向遠位側に移動可能である。トロカールシャフ

50

トが、カートリッジの中心から軸方向に延びている。アンビル部材が、トロカールシャフトに取り付けられている。アンビル部材には、ステープルの端部を成形するための従来のステープルアンビルが取り付けられている。ステープルカートリッジの遠位面とステープルアンビルとの間の距離は、ステープラシャフトの近位端部に取り付けられた調節機構によって制御される。ステープルカートリッジとステープルアンビルとの間に受容される組織は、外科医によって作動機構が操作されて、ステープル止めされると同時に切断される。

【0017】

円形ステープラを用いて吻合術を行う場合、通常は、腸の標的部位（すなわち、検体）の両側に配置された2列のステープルを備えた従来の外科ステープラを用いて腸をステープル止めする。標的部位は、通常は、ステープル止めされると同時に切断される。次に、検体を除去したら、外科医が、通常は、ステープル列の近位側の内腔の近位端部内にアンビルを挿入する。これは、外科医によって近位側の内腔内に切開された入口ポート内にアンビルヘッドを挿入して行う。場合によっては、アンビルは、ステープラの遠位端部にアンビルヘッドを配置し、器具を直腸内に挿入することによって経肛門的に配置することができる。通常は、ステープラの遠位端部を経肛門的に挿入する。次に、外科医は、縫合糸または他の従来の糸結び装置を用いて腸の近位端部をアンビルシャフトに縛り付ける。次に、外科医は、結び部に近接した過剰な組織を切除し、アンビルをステープラのトロカールシャフトに取り付ける。次に、外科医は、アンビルとカートリッジとの間の間隙を閉じて、この間隙の腸の近位端部と遠位端部を係合させる。次に、外科医は、ステープラを作動させて、複数列のステープルを腸の両端部に刺入して成形し、これにより両端部を接合して管状通路を形成する。ステープルを刺入して成形すると同時に、同心円状の円形の刃を腸組織の端部を通過させて、ステープルの内側列近傍の両端部を切断する。次に、外科医は、腸からステープラを引き抜き、吻合術が完了する。

【0018】

しかし、ステープル止め作業の際は、外科医は、組織の壊死や重篤な損傷を防止するために、ステープル止めする組織が過度に圧迫されないように注意を払わなければならない。ある種の従来のステープラは、アンビルとステープルカートリッジとの間の間隔を医師に示すための指示機構を備えているが、組織の過度の圧迫を防止するための手段となる機構を含むことが望ましい。

【0019】

〔発明の概要〕

本発明は、従来技術の上記した欠点および他の欠点を、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カートリッジ支持組立体を含む外科器具を提供することによって解消する。アンビルが、カートリッジ支持組立体に結合されている。アンビルは、カートリッジ支持組立体によって支持されたカートリッジとアンビルとの間に受容される組織の厚みおよびアンビルに加えられる閉じる運動にตอบสนองして、アンビルとカートリッジ支持組立体との間の組織をクランプする空間を調節するために、アンビルの少なくとも1つの取付け部が、個々の所定の位置のいずれか1つでカートリッジ支持組立体の対応する部分に支持されて係合できるようにカートリッジ支持組立体と相互作用するように構成されている。

【0020】

本発明の別の態様では、外科器具は、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有する。アンビルが、細長い溝形部材に移動可能に結合されている。アンビルは、アンビルとステープルカートリッジとの間に受容される組織の厚みおよび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とアンビルとの間の組織をクランプする空間を選択的に調節するために、細長い溝形部材に設けられた少なくとも一連のピボット凹部と相互作用するように構成されている。

【0021】

本発明のさらに別の態様では、外科器具は、ハンドル組立体と、このハンドル組立体に結合された細長いスパイン組立体を有する。細長い溝形部材は、細長いスパイン組立体の遠位側に結合されており、内部にステープルカートリッジを支持するように構成されている。選択的に作動可能な閉鎖チューブ組立体が、細長いスパイン組立体に移動可能に受容されており、アンビルが、細長い溝形部材に移動可能に結合されている。アンビルは、選択的に作動可能な閉鎖チューブ組立体からの開く運動および閉じる運動を受け取るように構成されており、細長い溝形部材とアンビルとの間に受容される組織の厚みおよびアンビルに加えられる閉じる運動にตอบสนองして、個々の所定の位置のいずれか１つで細長い溝形部材の対応する部分に支持され係合するように構成されている。

【００２２】

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。

【００２３】

〔詳細な説明〕

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。

【００２４】

まず、各図面を参照されたい。各図面において、同様の参照符号は、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を配置す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）のカニューレを介して挿入できる大きさである。

【００２５】

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をその長手方向軸を中心に回転させることができる。このように配置されたら、組織を把持して配置できるように、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。

【００２６】

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、その内部の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を離したら、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、アンビル２０が旋回して開くようにすることができる。

【００２７】

垂直、水平、右、および左などの空間を表す語は、外科器具１０の長手方向軸が細長い

10

20

30

40

50

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配置する医師の遠近を示すために用いられる。しかし、外科器具は様々な向きおよび位置で用いることができ、これらの語は、制限するものでも絶対のものでもない。

【0028】

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 内で平行移動する遠位 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、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で 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 に形成された長手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に開口した垂直スロット 62、および細長いステープル溝形部材 40 に形成された長手方向下側の通路スロット 64 内を通過する。

【0029】

図 2 および図 11 では、長手方向の細長いアンビルスロット 58 (図 2) は、上部ピン 54 をスライド可能に受容する大きさの横方向に広い長手方向のアンビル通路 66 に対して上方に連通している。長手方向の通路スロット 64 は、下部フット 70 を受容する横方向に広い長手方向の通路トラック 68 に対して下方に連通している。下部フット 70 は、通路トラック 68 内にスライド可能に受容される大きさであり、E ビーム 50 の垂直部分 52 の底部に取り付けられている。E ビーム 50 の垂直部分 52 から延びた横方向に広い中間ピン 72 は、細長いステープル溝形部材 40 の上に支持されたステープルカートリッジ 42 の底部トレー 74 の上面に沿ってスライドするように配置されている。底部トレー 74 の上のステープルカートリッジ 42 に形成された細長い発射凹部 75 が、中間ピン 72 がステープルカートリッジ 42 内を平行移動できる大きさである。

【0030】

E ビーム 50 の垂直部分 52 の遠位駆動面 76 が、ステープルカートリッジ 42 の近位側に開口した垂直スロット 62 内を平行移動して、ステープルカートリッジ 42 内に近位側に配置されたウェッジスレッド 78 を遠位側に駆動するように配置されている。E ビーム 50 の垂直部分 52 は、遠位縁に沿った切断面 80 を含む。切断面 80 は、遠位駆動面 76 の上に位置し、クランプされた組織 46 をステープル止めすると同時に切断する働きをする上部ピン 54 の下側に位置する。

【0031】

特に図 11 を参照されたい。ウェッジスレッド 78 がステープルドライバ 82 を上方に移動させ、これによりステープル 83 が、ステープルカートリッジ 42 のステープル本体 85 に形成されたステープル開口 84 から上方に移動され、ステープルカートリッジ 42 (図 2) の上面 43 に対向したアンビル 20 の下面 60 に対して成形される。

【0032】

図 2 および図 11 では、有利なことに、上部ピン 54 の間の矢印 86 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 46 がステープル止め組立体 16 内に受容されている圧迫状態に弾性的に付勢されている。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 46 が、E ビーム 50 の固有の可撓性によって許容される。ステープ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0.914mm）の高さのステープ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、ステープルの各カテゴリーに対して当てはまるであろう。

【0033】

図4では、柔軟なEビーム50aの第1の形態は、電気ドリル装置（EDM）によって形成される垂直部分52aの遠位縁から延びた上部水平スリット90および下部水平スリット92を含む。したがって、垂直部分52aは、上部ピン54を含む垂直方向に柔軟な遠位側に延びた上部アーム94と、切断面80を含むナイフフランジ96と、遠位駆動面76、中間ピン72、および下部フット70を含む下側垂直部分98を含む。水平スリット90、92により、上部遠位アーム94の上方への旋回が可能となっており、圧迫された組織46（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。

10

【0034】

図5および図6では、柔軟なEビーム50bの第2の形態は、垂直部分52の各側に対して上部ピン54bに形成された左右の下側切除部110、112を含み、これにより左右の下側支持点114、116が画定されている。支持点114、116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画定されている。本発明の利点から、切除部110、112の寸法および柔軟なEビーム50b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。

20

【0035】

図7では、第3の形態の柔軟なEビーム50cは、図5および図6の説明と同様であるが、垂直部分52に近接した上部ピン54c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120、122によってさらなる可撓性が付与されている。

【0036】

図8では、第4の形態の柔軟なEビーム50d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54dの左右の部分136、138をそれぞれ支持する左右の垂直層132と134との間に挟まれた中心弾性垂直層130を含む複合／ラミネート垂直部分52dの追加の機能構造を備えている。左右の部分136、138が上下いずれかに撓むと、左右の垂直層132、134に生じる湾曲が、中心弾性垂直層130の対応する圧縮または膨張によって許容される。

30

【0037】

図9では、第5の形態の柔軟なEビーム50e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52eを貫通する水平孔140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54e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54eの左右の外側端部142、144が、荷重の力に応じて曲がる。

【0038】

上部ピン54に可撓性を付与する代わりまたはこれに加えて、図10および図11では、柔軟なEビーム50f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70の上面152に取り付けられた弾性パッド150をさらに含む。弾性パッド150は、下部フット70にかかる圧迫力に応じて上部ピン54の間隔を調節する。

40

【0039】

図12では、第7の形態の柔軟なEビーム50g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50g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160を有する下部フット（靴）70gの別の機能構造を備えている。

【0040】

図13では、第8の形態の柔軟なEビーム50h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7070に支持された楕円形ばねワッシャー170の別の機能構造を備えている。楕円形ばねワッシャー170は、垂直部分52を取り囲んでおり、荷

50

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50hを下方に弾性的に付勢する上方に曲がった中心部分172を有する。

【0041】

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に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。

【0042】

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42は、ステーブル止め組立体16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が結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。

【0043】

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。したがって、Eビームは、ステーブルの有効長さを超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一定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。

【0044】

図14は、同様の参照符合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と長手方向に延びた切除部180および第2の長手方向に延びた切除部184が、細長い溝形部材40aに設けられている。第1の長手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の長手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との間に画定されている。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。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。

【0045】

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、長手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 の長手方向に延びた切除部 190 および第 4 の長手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 の長手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 の長手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一定の可撓性をアンビル 20a に付与することができる。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 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、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。

10

【0046】

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を理解できよう。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。

20

【0047】

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、長手方向に延びた下側切除部すなわちアンダーカット部 202 と長手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 が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 に一定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 に一定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。

30

40

【0048】

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 の長手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 の長手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

50

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一定の可撓性をアンビル20b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、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および細長い溝形部材40b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。

10

【0049】

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を装着できるようにする。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240の部分242は、組織240の他の部分244の厚み245よりも薄い厚み243を有する。

20

【0050】

図19は、本発明の様々な実施形態のステープル止め組立体16cに用いることができるアンビル20cの下面を示す図である。アンビル20c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21cを含む。図19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252、254、256、258が、アンビルスロット58cの左側250に設けられており、4つの右側ステープルゾーン262、264、266、268が、アンビル本体21c内のアンビルスロット58cの右側260に設けられている。第1の左側ステープルゾーン252は、内部に一連のステープル成形ポケット272を有する第1の左側ステープル成形インサート部材270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272の3つの列274、276、278がインサート270内に設けられている。図19から分かるように、ポケット272の中心の列276は、ポケット272の外側の2つの列274、278から長手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42の対応するステープル孔84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18に例示されているように交互にステープル83が取り付けられる役割を果たすことを理解できよう。

30

【0051】

同様に、第2の左側ステープルゾーン254は、内部にステープル成形ポケット272の3つの列282、284、286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280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256は、内部にステープル成形ポケット272の3つの列292、294、296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290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258は、内部にステープル成形ポケット272の3つの列302、304、306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300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270、280、290、300は、アンビルスロット58の左側250のアンビル20cに設けられた左側キャビティ251内に長手方向に整合している。

40

【0052】

第1の右側ステープルゾーン262は、内部に一連のステープル成形ポケット272を有する第1の右側ステープル成形インサート部材310によって画定することができる。

50

この実施形態では、ステープル成形ポケット 272 の 3 つの列 312、314、316 が、インサート 310 内に設けられている。図 19 から分かるように、ステープル成形ポケット 272 の中心の列 314 は、外側の 2 つの列 312、316 から長手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 42 の対応するステープル孔 84 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 83 を止める働きをする。第 2 の右側ステープルゾーン 264 は、外部にステープル成形ポケット 272 の 3 つの列 322、324、326 を有することができる第 2 の右側インサート 320 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 266 は、内部にステープル成形ポケット 272 の 3 つの列 332、334、336 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 330 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 268 は、内部にステープル成形ポケット 272 の 3 つの列 342、344、346 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 340 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 310、320、330、340 は、アンビルスロット 58 の右側 260 のアンビル 20c に設けられた右側キャビティ 261 内に長手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、17-4 ステンレス鋼、300 系ステンレス鋼、400 系ステンレス鋼、および他の沈殿剤硬化ステンレス鋼などの他の材料から上手く形成することができる。

【0053】

ステープル成形インサート 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プル成形インサート 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、右側ステープル成形インサート 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 およびステープ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性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。

【0054】

具体的には、図 22 から分かるように、ステープル止め組立体 16c の近位端部 17b 内にクランプされた組織 240 の部分 242 は、ステープル止め組立体 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、ステープル止め組立体 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、ステープル止め組立体 16c の遠位部分 17a で成形されたステープル 83 は、組織の厚みの違いにより、ステープル止め組立体 16c の近位端部 17b に形成されたステープル 83 よりも緊密に形成されたステープル止め組立体 16c の中心部分 17c に形成されたステープル 83 よりも緊密に形成されている。図 23 は、ステー

プル止め組立体 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プル成形高さのばらつきを例示している。図 24 は、ステープル止め組立体 16c の中心部分 17c にクランプされた組織 240 が、ステープル止め組立体 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 におけるステープルの成形高さは、ステープル止め組立体 16c の近位端部 17b および遠位端部 17a におけるステープルの成形高さよりも高い。

【0055】

当業者であれば、図 19 - 図 24 に示された実施形態の保有かつ新規の機能構造を、上記したステープル止め組立体 16c と構造および動作が本質的に同一であるが、ステープル成形インサート 270、280、290、300、310、320、330、340 が内部に唯 1 列のステープル成形ポケット 272 または 2 列のステープル成形ポケット 272 を有することができる点が異なるステープ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 列のステープ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 列のステープル成形ポケット 272d のみを有するステープル成形インサート 270d および 310d が示されている。

【0056】

当業者であれば、アンビルスロット 58 の各側に用いられるステープ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 つの長手方向に延びたインサートを、アンビルスロット 58 の各側に用いることができる。図 26 は、アンビルスロットの各側に 1 つのステープル成形インサートのみを用いる本発明の別のステープル止め組立体 16e を例示している。図 26 は、1 つの波型ばね 350e に取り付けられた 1 つの左側ステープル成形インサート 380 を支持するアンビル 20e 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 350e が、左側キャビティ 251e 内に支持され、上記した様々な要領の 1 つでアンビル 20e 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 58 の右側に用いることができる。さらに、図 19 - 図 24 は、アンビルスロットの各側に 4 つのステープル成形インサートを用いているが、より多くのステープル成形インサートを用いることもできる。

【0057】

図 27 - 図 29 は、別個の移動可能なステープル成形インサートが各ステープル 83 に設けられている本発明の別のステープル止め組立体 16f を例示している。具体的には、図 27 から分かるように、1 つのステープル成形インサート 400 が各ステープル 83 に設けられている。各ステープル成形インサート 400 は、対応するステープル 83 の両端部を成形するために、その下面 402 にステープル成形ポケット 404 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 400 は、関連する付勢部材 412 を有する。図 27 - 図 29 に示されている例では、付勢部材 412 は、付勢プレート 410 の型打ち部分を含む。付勢プレート 410 は、各付勢部材 412 が型打ちされるか他の方法でカットされて、ステープル成形インサート 400 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 410 は、アンビル 20f のキャビティ 251f 内に支持された 1 つのプレートを含むこともできるし、複数のプレート 410 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。各ステープル成形インサート 400 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 412 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プ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プル成形インサートを、アンビルスロットの各側に配置することができる。

【0058】

図 30 - 図 32 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 つの流体受容部を含む本発明の他の実施形態の別のステープル止め

10

20

30

40

50

組立体 16 g を例示している。具体的には、図 30 から分かるように、左側受容部 420 が、アンビル 20 g におけるアンビルスロット 58 g の左側の左側キャビティ 253 g 内に配置されている。同様に右側受容部 430 が、アンビル 20 g における右側キャビティ 263 内に配置されている。一連の左側ステープル成形インサート 270 g、280 g、290 g、300 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 430 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（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 430 に取り付けることができる。一実施形態では、各受容部 420、430 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 432 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、ステープル止め組立体 16 g 内にクランプされた組織の厚みのばらつきに良好に対応するためにステープ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 432 が、それぞれの受容部 420、430 の内部で比較的均一に分散して、ステープ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。図 31 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プ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、薄い組織の部分に対応する受容部の部分に押される。図 32 を参照されたい。

10

【0059】

一部の適用例では、医師が受容部 420、430 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 420、430 はそれぞれ、供給ライン 440 または導管によって、器具のハンドル部分 12 によって支持された流体レザバ 450 に流体的に結合することができる。図 33 に例示されている実施形態では、医師は、流体レザバ 450 に取り付けられた調節機構 460 によって、受容部 420、430 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 460 は、調節ネジ 464 に取り付けられたピストン 462 を含むことができる。調節ネジ 464 を内側に調節することによって、ピストン 462 が、レザバ 450 の流体を受容部 420、430 に押し出す。逆に、調節ネジ 464 を逆回転させることにより、ピストン 462 が、レザバ 450 内により多くの流体 432 を戻して維持することを可能にする。全体が参照符合 405 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 470 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 420、430 の圧力を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。

20

30

【0060】

図 30 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 16 h を例示している。具体的には、図 30 A から分かるように、左側の圧縮可能なポリマー部材 420 h が、アンビル 20 h におけるアンビルスロット 58 h の左側の左側キャビティ 253 h 内に配置されている。同様に、右側の圧縮可能なポリマー部材 430 h が、アンビル 20 h における右側キャビティ 263 h 内に配置されている。一連の左側ステープル成形インサート 270 h - 300 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 420 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 310 h - 340 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 430 h に取り付けることができる。

40

【0061】

50

図34 - 図37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く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移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る。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が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2005年9月9日出願の米国特許出願第11/216,562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。

10

【0062】

図34は、既知の要領でアンビル20hが旋回可能に結合された細長い溝形部材40hを含むステープル止め組立体16hを示している。細長い溝形部材40hは、内部にステープルカートリッジ42hを機能的に支持するように構成されている。アンビル20hは、このアンビル20hが図34に示されている閉位置に旋回すると、ステープルカートリッジ42hの下面43hに対向するように構成されたステープル成形下面60hを備えている。各ステープル83は、対応するステープルドライバ500に支持されている。ステープルドライバ500は詳細に後述する。

20

【0063】

各ステープルドライバ500は、図34および図35に示されているように、カートリッジ本体85h内に設けられた対応するステープル通路87h内に機能的に支持することができる。また、発射工程の際にEビーム発射部材50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78も、カートリッジ本体85h内に機能的に支持されている。図34を参照されたい。Eビーム発射部材50およびウェッジスレッド78が、既知の要領で細長い溝形部材40hおよびステープルカートリッジ42内を遠位側に駆動されると、ウェッジスレッド78が、ステープルドライバ500をカートリッジ本体85h内を上方に駆動させる。ステープルドライバ500が、アンビル20hのステープル成形下面60hに向かって上方に駆動される際に、ステープルドライバ500が関連する1または複数のステープル83を駆動し、これらのステープル83が、アンビル20hのステープル成形下面60hの対応するステープル成形ポケット61h内に駆動され、係合して成形される。ステープル83の端部88が成形ポケット61hに接触すると、これらの端部が曲がって、ステープル83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。

30

40

【0064】

本発明の1つの収縮可能なステープルドライバの実施形態が、図36および図37に示されている。これらの図面から分かるように、収縮可能なステープルドライバ500は、ベース部分502およびステープル支持部分520を含む。ステープル支持部分520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502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502は、前側支柱セグメント504と、この前側支柱セグメント504と実質的に一体に成形され、この前方支柱セグメント504から離隔した後側支柱セグメント508を有することができる。ベース部分502は、その裏側から延びたリブ512を有する直立側面

50

部分 510 も有することができる。直立側面部分 510 は、ステーブル支持部分 520 を受容するためにベース部分 502 の受容レッジ 514 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 520 がレッジ 514 に支持されると、ステーブルドライバ 500 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。

【0065】

ステーブルドライバ 500 のステーブル支持部分 520 は、同様に、前方支柱セグメント 522 と、この前方支柱セグメント 522 から離隔した後方支柱セグメント 524 を含むことができる。ステーブル支持部分 520 がベース部分 502 に支持されると、前方支柱セグメント 504、522 が、前方支柱部分 530 を形成し、後方支柱セグメント 508、524 が後方支柱部分 532 を形成する。前方ステーブル受容溝 526 が、前方支柱セグメント 522 に形成され、後方ステーブル受容溝 528 が、後方支柱セグメント 524 に形成されている。前方ステーブル受容溝 526 および後方ステーブル受容溝 528 は、図 35 に例示されているように、内部にステーブル 83 を支持する働きをする。リブ 512、前方支柱 530、および後方支柱 532 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。

【0066】

様々な実施形態では、全体が参照符合 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位置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）が得ら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）のようなプラスチック材料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。

【0067】

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、取り付けロッド 540 と対応する孔 542 との間に画定することができる。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、取り付けロッド 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 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。

【0068】

図35は、様々な厚みの組織に遭遇する際にステープルドライバ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、ステープルカートリッジ42hの上面43hとアンビル20hのステープル成形下面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に関連したステープルドライバが、ステープルドライバ500aとして示されている。組織の部分564に関連したステープルドライバは、ステープルドライバ500bとして示され、組織の部分566に関連したステープルドライバは、500cとして示されている。ステープルドライバ500a、500b、500cは、上記したステープルドライバ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。

10

【0069】

まず、ステープルドライバ500aを参照されたい。ステープルドライバ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のステープル成形下面60hに向かって上方に駆動されると、ステープルドライバ500aは、その上方への移動を妨げる厚い組織部分562に遭遇する。このような抵抗力（矢印570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572で図示）に相対し、取付けロッド540と対応する孔542との間に生じる抵抗の大きさに打ち勝ち、ロッド540を対応する孔542の中に深く押し込んで、ステープルドライバ500aのステープル支持部分520aとベース部分502aを互いに向かって移動させることができる。ステープル発射動作の際に生成される圧迫力によるステープル支持部分520aとベース部分502aの互いに向かったこの運動を、本明細書では、「収縮」または「圧縮」と呼ぶ。ステープル支持部分520aがベース部分502aのレッジ514aに受容されている完全に収縮された位置では、ステープル支持部分520aのステープル支持レッジ526a、528aは、好ましくは、ステープルカートリッジ42hの上面43hよりも高くステープル83の底部交差部材89を支持して、ステープル止め組立体16hが引き戻される際にステープルカートリッジ42hのステープル83が引掛かるのを防止することができる。ステープルドライバ500aの圧縮高さは、図35の矢印574によって示されている。

20

【0070】

次に、組織部分564に対応するステープルドライバ500bを参照されたい。組織部分564は、組織部分562ほど厚くないため、発射動作の際にステープルドライバ500bが受ける抵抗力570bが、抵抗力570ほど大きくない。したがって、ステープルドライバ500bの取付けピン540bは、ステープルドライバ500aのピン540が対応する孔542に進入するほど深くは対応する孔542bに進入しない。したがって、ステープルドライバ500bの圧縮高さ574は、ステープルドライバ500aの圧縮高さ570よりも高い。また、図35から分かるように、ステープルドライバ500b内に支持されたステープル83の底部89は、ステープルカートリッジ42hの上面43hよりも上に支持されている。

30

【0071】

ステープルドライバ500cは、最も薄い組織部分566に関連している。したがって、ステープル発射動作の際にステープルドライバ500cが受ける抵抗力570cは、ステープルドライバ500bが受ける抵抗力570bよりも小さい。したがって、ステープルドライバ500cのピン540cは、ステープルドライバ500bのピン540bが対応する孔542bに進入するほど深くは対応する孔542cに進入しない。したがって、ステープルドライバ500cの圧縮高さ578は、ステープルドライバ500bの圧縮された高さ576よりも高い。

40

【0072】

さらに、図35から分かるように、ステープルドライバ500cの圧縮高さ578が、ステープルドライバ500bの圧縮高さ576よりも高いため、ステープルドライバ500

50

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ている。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。

【0 0 7 3】

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が、取付けロッドと対応する孔との間に画定される。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。

10

【0 0 7 4】

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5 0 0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5 0 0 d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5 4 0 dの端部5 4 1 dは、図3 9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5 4 0 dと孔5 4 2の間に緩いプレス嵌めが画定されるように孔5 4 2に対する大きさを有することができる。取付けロッド5 4 0 d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5 4 0 dと孔5 4 2との間の締め込みの程度は、ステーブルドライバ5 0 0 dが、取付けロッド5 4 0 dを対応する孔5 4 2 d内に深く移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5 4 0は、丸い形状を有することができ、孔5 4 2は、発射動作の際にこの孔5 4 2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5 4 0 dは、ベース部分5 0 2に形成することができ、孔5 4 2は、ステーブル支持部分5 2 0に形成することができる。

20

【0 0 7 5】

図4 0 - 図4 3は、取付けロッド5 4 0 eが、ステーブルドライバ5 0 0 eが発射動作の際に圧迫力を受けると取付けロッド5 4 0 eの残りの部分から剪断されるように配置された追加の材料を含むように構成または形成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5 0 0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5 0 0 eの実施形態を例示している。より具体的には、図4 2を参照すると、取付けロッド5 4 0 eは、対応する孔5 4 2 e内に受容された先端部分5 4 1 eを有する。先端部分5 4 1 eは、第1の非収縮位置にある場合に、先端部分5 4 1 eと孔5 4 2 eとの間に滑り嵌めが画定され、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画定されるように孔5 4 2 eに対する大きさを有することができる。各取付けロッド5 4 0 eの残りの部分5 4 3 eに、発射動作の際にステーブルドライバ5 0 0 e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の材料5 4 5 eを設けるまたは形成することができる。図4 3を参照されたい。追加の材料5 4 5 eは、各取付けロッド5 4 0 eの部分5 4 3 eの周囲に完全に延在してもよいし、材料5 4 3 eが、取付けロッド5 4 0 e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4 0 - 図4 3に示されている実施形態では、材料5 4 3 eの2つのセグメント5 4 7 eは、図示されているように各取付けロッド5 4 0 eの周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5 4 2 e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5 0 0 eが予想圧迫力を受けるとセグメント5 4 7 eがロッド5 4 0 e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。

30

40

【0 0 7 6】

50

追加の材料 5 4 3 e の各部分が、取付けロッド 5 4 0 e の一体部分を構成してもよいし、追加の材料 5 4 3 e が、ステープルドライバ 5 0 0 e が予想圧迫力を受けると取付けロッド 5 4 0 e から剪断されるように取付けロッド 5 4 0 e に取り付けられた第 2 の材料を構成してもよい。様々な実施形態では、ベース部分 5 0 2 は、ステープル発射動作の際にステープル支持部分 5 2 0 e およびベース部分 5 0 2 e が互いに圧縮された時に追加の材料 5 4 3 e の剪断が容易になるように、取付けロッド 5 4 0 e および／または追加の材料 5 4 3 e 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 5 4 0 e をベース部分 5 0 2 に形成し、孔 5 4 2 e をステープル支持部分 5 2 0 e に設けることができる。

【0077】

図 4 4 - 図 4 6 は、ベース部分 5 0 2 f の孔 5 4 2 f が、取付けロッド 5 4 0 と締め込みを画定する、または他の方法で取付けロッド 5 4 0 の孔 5 4 2 f 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してもよいし、1 または複数の表面を有する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プルドライバ 5 0 0 と実質的に同一にすることができる発明の別のステープルドライバ 5 0 0 f の実施形態を例示している。例えば、図示されている孔 5 4 2 f は、内部に形成された一对の平坦な表面 5 5 1 f を有する。一对の平坦な表面 5 5 1 f は、異なる厚みの組織をクランプ／ステープ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め込みまたは一定の摩擦抵抗を取付けロッド 5 4 0 f と孔 5 4 2 f との間に生じさせる働きをする。図 4 4 - 図 4 6 に示されている実施形態では、取付けロッド 5 4 0 は、実質的に円形の断面形状を有しており、孔 5 4 2 f は、内部に形成された平坦な表面 5 5 1 を有する。しかし、代替の実施形態では、孔 5 4 2 を丸くし、平坦な表面を取付けロッド 5 4 0 に形成してもよい。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 f に設けることができ、孔 5 4 2 f をステープル支持部分 5 2 0 に設けることができる。

【0078】

図 4 7 - 図 4 9 は、ベース部分 5 0 2 g およびステープル支持部分 5 2 0 g を含む本発明の別のステープルドライバ 5 0 0 g を例示している。ステープル支持部材分 5 2 0 g は、内部に形成されたステープル支持溝（不図示）と、その下面 5 2 1 g から下方に延びたタング 5 8 0 を有する。タング 5 8 0 は、2 つのテーパ面 5 8 2 を備えており、ベース部分 5 0 2 g に形成された対応するキャビティ 5 9 0 内に受容される形状である。キャビティ 5 9 0 は、テーパ側面 5 9 2 で形成されており、以下の要領で内部にタング 5 8 0 を受容する大きさである。ステープルドライバ 5 0 0 g が、発射動作の際に生成される圧迫力を受けると、タング 5 8 0 がキャビティ 5 9 0 内に押し込まれる。図 4 9 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プルドライバ 5 0 0 g を例示している。ステープル支持部材分 5 2 0 g および／またはタング 5 8 0 は、ステープルドライバ 5 0 0 g 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 g を実質的に変形させずにタング 5 8 0 をベース部分 5 0 2 g のキャビティ 5 9 0 内に押し込むことができるように、ベース部分 5 0 2 g 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、ステープル支持部材分および／またはタング 5 8 0 を U L T E M（登録商標）から形成し、ベース部分 5 0 2 g 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 5 8 0 をベース部分 5 0 2 g に設けることができ、孔 5 9 0 をステープル支持部材分 5 2 0 g に設けることができる。

【0079】

図 5 0 - 図 5 2 は、取付けロッドの代わりに、ベース部分 5 0 2 h に形成された V 型キャビティ 6 1 0 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 6 0 0 がステープル支持部材分 5 2 0 h 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プルドライバ 5 0 0 と実質的に同一にすることができるが、本発明の別の実施形態であるステープルドライバ 5 0 0 h を例示している。発射動作の開始の前に、ステープル支持部分 5 2 0 h が、ステープルカートリッジ内のベース部分 5 0 2 h に支持されている。発射動作の際

にステーブル支持部分 5 2 0 h とベース部分 5 0 2 h が互いに圧縮されると、テーパタング 6 0 0 が、図 5 2 に示されているように内側に押し込まれる。タング 6 0 0 が V 型キャビティ 6 1 0 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。

【0080】

ステーブル支持部分 5 0 0 h および／またはタング 6 0 0 は、ステーブルドライバ 5 0 0 h を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 h を実質的に変形せずにタング 6 0 0 をベース部分 5 0 2 h の V 型キャビティ 6 1 0 内に押し込むことができるように、ベース部分 5 0 2 h 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、ステーブル支持部材分および／またはタング 6 0 0 を非充填ナイロンから形成することができ、ベース部分 5 0 2 h をガラスまたは鉱物が充填された U L T E M (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。

10

【0081】

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 が形成された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材分 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。

20

【0082】

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 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。

30

【0083】

ステーブル支持部材分 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 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、ステーブル支持部材分 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 をガラスまたは鉱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。

40

【0084】

50

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、従来のステープ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、ステープルの全高の増大を可能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応答してステープ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、ステープ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、ステープルラインの整合性が改善され、臨床転帰が改善される。

【0085】

図56 - 図63は、本発明の別の外科ステープル止め／切断器具1000を例示している。図56から分かるように、器具1000は、実施部分1014を配置するために操作されるハンドル組立体1020を含む。実施部分1014は、細長いシャフト組立体1100の遠位側に取り付けられ、ステープル止め組立体1016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1014は、詳細を後述するように、閉鎖トリガー1040をハンドル組立体1020のピストルグリップ1034に向かって引いて、細長いシャフト組立体1100の外側閉鎖チューブ組立体1130を前進させてアンビル1050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1016の上側ジョー（アンビル）1050と下側ジョー1018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。

【0086】

ガス注入された体腔すなわち腔内に挿入したら、組織を把持して配置できるように閉鎖トリガー1040を離してアンビル1050を開くことができる。外科医が、ステープル止め組立体1016内に保持された組織に満足したら、ピストルグリップ1034に対してロックされるまで閉鎖トリガー1040を引き、ステープル止め組立体1016内に組織をクランプする。次に、発射トリガー1046を、閉鎖トリガー1040およびピストルグリップ1034に向かって引き、これにより発射の力すなわち運動を、実施部分1014内に支持された発射部材に加えて、この発射部材を発射されていない位置から遠位側に前進させる。発射部材は、既知の要領で実施部分またはエンドエフェクタ1014内を前進すると、エンドエフェクタ1014内にクランプされた組織を切断し、エンドエフェクタ1014内に支持されたステープルカートリッジ42内に配置されたステープルを発射すなわち駆動させる働きをする。

【0087】

図57に示されているように、この実施形態は、上記した発射バー36とEビーム50の構造を用いることができる。他の代替の実施形態では、参照して開示内容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：「力が制御された間隔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 Controlled Spacing End Effector）」）に開示されているEビーム構造を用いることもできる。加えて、この詳細な説明を読み進めると、当業者であれば、本発明のこれらの実施形態によって提供される利点が、他の既知の非Eビーム発射バー構造に用いる場合にも効果的に得られることを理解できよう。したがって、本発明のこれらの実施形態は、Eビーム型発射／切断構造との使用のみに限定されるべきではない。

【0088】

図57は、ハンドル組立体1020をステープル止め組立体1016に接続する「フレームグラウンド」すなわちスパイン組立体（spine assembly）1110内に支持された近位発射ロッド34を含むとして発射バー36を示している。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1060に係合し、この細長いステープル溝形部材内に受容されたステープルカートリッジ42を作動させる。細長いステープル溝形部材1060とステープルカートリッジ42が、上記した様々な実施形態の下側ジョー1

018を形成している。

【0089】

発射バー36に作動の力を加えて、ステープル止め組立体1016内を線形に前進させて引き戻すための様々な発射構造が知られている。このような発射運動は、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) らによる2006年6月27日出願の米国特許出願第11/475, 412号(名称:「手動式外科切断/閉鎖器具 (Manually Driven Surgical Cutting and Fastening Instrument)」)に開示されている様々な発射システムの構造を用いるなどして手動で生成することができる。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) らによる2006年8月2日出願の米国特許出願第11/497, 868号(名称:「機械動力支援によって発射の作動速度を可変制御する空気式外科切断/閉鎖器具 (Pneumatically Powered Surgical Cutting and Fastening Instrument With a Variable Control of the Actuating Rate of Firing With Mechanical Power Assist)」)に開示されている空気式作動システムなどのさらに他の作動システムを上手く用いることができる。他の実施形態は、例えば、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) らによる2006年1月31日出願の米国特許出願第11/343, 562号(名称:「関節動作エンドエフェクタを備えたモータ駆動外科切断/閉鎖器具 (Motor-Driven Surgical Cutting and Fastening Instrument With Articulatable End Effector)」)に開示されている電気モータ式作動システムを含むことができる。さらに他の実施形態は、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、他の既知の機械式、電気式、液圧式、および/または空気式発射システムを含むことができる。

【0090】

様々な実施形態では、細長いシャフト組立体1100は、スパイン組立体1110を受容する閉鎖チューブ組立体1130からなる。図57を参照されたい。スパイン組立体1110は、1つの部材から構成してもよいし、関節接合部(不図示)が取り付けられた複数のセグメントから構成してもよい。このような関節接合部は、当分野で周知であり、例えば、機械式、電気式、液圧式、または空気式制御とすることができる。図57および図58に示されている実施形態では、スパイン組立体1110は、近位部分1112(図58)および遠位部分1116(図57)を含む。詳細は後述するが、近位部分1112は、閉鎖チューブ組立体1130がハンドル組立体1020上を軸方向に移動してアンビル1050を開位置と閉位置との間で回転させるようにハンドル組立体1020に取り付けられている。図57から分かるように、細長い溝形部材1060は、遠位スパイン部分1116の遠位端部に形成された対応する溝型アンカー部材1118をそれぞれ受容する取付けキャビティ1062が近位側に設けられている。細長い溝形部材1060はまた、詳細を後述するように、アンビル1050の対応するアンビルトラニオン1052を移動可能に受容する細長いアンビルカムスロット1064を備えている。

【0091】

閉鎖チューブ組立体1130は、遠位閉鎖チューブ部分1140および近位閉鎖チューブ部分1150を含むことができる。遠位閉鎖チューブ部分1140および近位閉鎖チューブ部分1150は、ポリマーまたは他の適当な材料から形成することができる。遠位閉鎖チューブ部分1140および近位閉鎖チューブ部分1150はそれぞれ、内部にスパイン組立体1110の対応する部分を受容するために中空である。閉鎖チューブ組立体1130は、全ての細長いシャフト組立体1100の組立を容易にするために2つの部分1140と1150から構成されているとして示されている。これらの部分1140および1150は、組立後に接着剤または他の適当な取付け手段によって互いに取り付けることができる。しかし、閉鎖チューブ組立体1130は、1つの部品として形成することも可能である。加えて、上記したように、本発明の様々な実施形態のスパイン組立体は、内部に関節動作接合部を取り付けることができる。これらの実施形態では、ダブルピボット閉鎖

接合部（不図示）を閉鎖チューブ組立体 1130 に用いることができる。このようなダブルピボット閉鎖構造の例は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許出願第 11/497,868 号に開示されている。

【0092】

使用の際、閉鎖チューブ組立体 1130 は、例えば、閉鎖トリガー 1040 の作動にตอบสนองして、遠位側に移動してアンビル 1050 を閉じる。アンビル 1050 は、スパイン組立体 1110 の閉鎖チューブ組立体 1130 を遠位側に移動させて、遠位閉鎖チューブ部分 1140 の馬蹄開口 1142 の後部をアンビル 1050 の開閉タブ 1052 の形態の閉鎖機能構造 1053 に衝当させて、アンビル 1050 を閉鎖位置まで旋回させることによって閉じられる。図 57 を参照されたい。アンビル 1050 を開く際には、閉鎖チューブ組立体 1130 を、スパイン組立体 1110 上を軸方向近位側に移動させて、遠位閉鎖チューブ部分 1140 のタブ 1144 をアンビル 1050 の開閉タブ 1054 に接触させて押し、アンビル 1050 を開位置まで旋回させる。

10

【0093】

図 58 は、見やすくするために様々な発射システムの構成要素が省かれた本発明の様々な実施形態の限定目的ではないハンドル組立体 1020 の組立分解図である。図 58 に示されている実施形態では、ハンドル組立体 1020 は、「ピストルグリップ」構造を有しており、ポリマーまたは他の適当な材料から成形または他の方法で形成され、互いに結合するように設計された右側ケース部材 1022 と左側ケース部材 1028 から形成されている。このようなケース部材 1022 および 1028 は、スナップ構造、内部に成形または他の方法で形成されたペグとソケット、および／または接着剤、ネジ、ボルト、およびクリップなどによって互いに取り付けることができる。右側ケース部材 1022 の上側部分 1024 は、左側ケース部材 1028 の対応する上側部分 1030 に結合して、1031 として示す主ハウジング部分を形成する。同様に、右側ケース部材 1022 の下側グリップ部分 1025 は、左側ケース部材 1028 の下側グリップ部分 1032 に結合して、全体が 1034 として示されているグリップ部分を形成する。図 56 を参照されたい。しかし、当業者であれば、ハンドル組立体 1020 は、様々な異なる形状および大きさで形成できることを理解できよう。

20

【0094】

見やすくするために、図 58 は、最終的にアンビル 1050 の開閉を制御する閉鎖チューブ組立体 1130 の軸方向の運動を制御するために用いられる構成要素のみを例示している。この図面から分かるように、リンク組立体 1180 によって閉鎖トリガー 1040 に結合された閉鎖シャトル 1160 が、主ハウジング部分 1031 内に支持されている。閉鎖シャトル 1160 は、ポリマーまたは他の適当な材料から成形または他の方法で形成される 2 つの部品 1162、1164 として形成することができ、互いに結合するように設計されている。例えば、図 58、図 60、および図 61 に例示されている実施形態では、右側部分 1162 は、左側部分 1164 の対応するソケット 1167（図 61）内に受容されるように設計されたファスナーポスト 1163 を備えることができる。右側部分 1162 と左側部分 1164 は、スナップ部材および／または接着剤および／またはボルト、ネジ、クリップなどによって他の方法で互いに保持することができる。これらの図面から分かるように、保持溝 1152 が、近位閉鎖チューブ部分 1150 の近位端部 1151 に設けられている。閉鎖シャトル 1160 の右側部分 1162 は、保持フランジ 1165 が近位閉鎖チューブ部分 1150 の保持溝 1151 内に延びるように、閉鎖シャトル 1160 の左側部分 1164 と協働するように構成された右側保持フランジ 1165（図 60）を有する。保持フランジ 1165 は、詳細を後述するように、閉鎖チューブ組立体 1130 に対する保持フランジ 1165 の制限された軸方向の運動を容易にするとともに、閉鎖チューブ組立体 1130 を閉鎖シャトル 1160 に取り付ける役割を果たす。

30

40

【0095】

また、図 58 から分かるように、右側スパイン組立体保持ペグ 1027 が、右側ケース部材 1024 から内側に延びている。このようなペグ 1027 は、閉鎖シャトル 1160

50

の右側部分 1 1 6 2 の細長いスロットすなわち窓 1 1 6 6 内に延びる。同様の閉鎖シャトル保持ペグ（不図示）も、左側ケース部材 1 0 2 8 から内側に延びて、閉鎖シャトル 1 1 6 0 の左側部分 1 1 6 4 に設けられた別の窓すなわちスロット 1 1 6 8 内に受容される。保持ペグは、近位スパイン部分 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 4 の孔 1 1 1 5 内に延びて、ハンドル組立体 1 0 2 0 に対する閉鎖チューブ 1 1 6 0 の軸方向の運動を可能にするとともに、スパイン部分 1 1 1 0 をハンドル組立体 1 0 2 0 に移動しないように取り付けるように構成されている。図 5 8 を参照されたい。保持ペグは、例えば、ボルト、ネジ、接着剤、スナップ構造などによって近位スパイン部分 1 1 1 2 の近位端部 1 1 1 4 に機械的に取り付けることができる。加えて、閉鎖シャトル 1 1 6 0 は、横方向に延びたガイドレール 1 1 7 0、1 1 7 2 を備えている。レール 1 1 7 0 は、右側ケース部材 1 0 2 4 のレールガイド 1 0 2 6 内にスライド可能に受容されるように構成されており、レール 1 1 7 2 は、左側ケース部材 1 0 2 8 のレールガイド（不図示）内にスライド可能に受容されるように構成されている。図 5 8 を参照されたい。

10

【0096】

閉鎖シャトル 1 1 6 0 および閉鎖チューブ組立体 1 1 3 0 の遠位方向（矢印 A）への軸運動は、閉鎖トリガー 1 0 4 0 がハンドル組立体 1 0 2 0 のグリップ部分 1 0 3 4 に向かって移動することによって生成され、閉鎖シャトル 1 1 6 0 の近位方向（矢印 B）への軸運動は、閉鎖トリガー 1 0 4 0 がグリップ部分 1 0 3 4 から離れる方向に移動することによって生成される。様々な実施形態では、閉鎖チューブ 1 1 6 0 は、この閉鎖シャトル 1 1 6 0 に対する閉鎖リンク組立体 1 1 8 0 の取付けを容易にするコネクタタブ 1 1 7 4 を備えている。図 5 8 および図 5 9 を参照されたい。閉鎖リンク組立体 1 1 8 0 は、ピン 1 1 8 4 によってコネクタタブ 1 1 7 4 に旋回可能に取り付けられるヨーク部分 1 1 8 2 を含む。閉鎖リンク組立体 1 1 8 0 は、図 5 8 に例示されているように、閉鎖トリガー 1 0 4 2 に形成されたヨーク組立体 1 0 4 3 に閉鎖ピン 1 1 8 8 によって旋回可能に取り付けられる閉鎖アーム 1 1 8 6 をさらに有する。閉鎖トリガー 1 0 4 0 は、右側ケース部材 1 0 2 4 と左側ケース部材 1 0 2 8 との間に延在するピボットピン 1 1 8 9 によってハンドル組立体 1 0 2 0 内に旋回可能に取り付けられる。

20

【0097】

医師が、エンドエフェクタ 1 0 1 4 内に組織をクランプするためにアンビル 1 0 5 0 を閉じたい場合は、閉鎖トリガー 1 0 4 0 をグリップ部分 1 0 3 4 に向かって引く。医師が、閉鎖トリガー 1 0 4 0 をピストルグリップ部分 1 0 3 4 に向かって引くと、閉鎖リンク組立体 1 1 8 0 が図 5 9 に例示されているロック位置に移動するまで、閉鎖リンク組立体 1 1 8 0 が、閉鎖シャトル 1 1 6 0 を遠位方向「A」に移動させる。この位置では、閉鎖リンク組立体 1 1 8 0 は、閉鎖シャトル 1 1 6 0 をロック位置に維持しようとする。

30

【0098】

様々な実施形態では、閉鎖シャトル 1 1 6 0 を閉位置に一層維持するために、閉鎖トリガー 1 0 4 0 は、ピストルグリップ部分 1 0 3 4 に係合するように構成された、閉鎖トリガー 1 0 4 0 をロック位置に解放可能に維持する、解放可能なロック機構 1 1 9 0 を備えることができる。他のロック装置を用いて、閉鎖シャトル 1 1 6 0 をロック位置に解放可能に維持することもできる。

40

【0099】

図 5 9 に示されている実施形態では、閉鎖トリガー 1 0 4 0 は、横方向ピン 1 1 9 4 が延びている可撓性長手方向アーム 1 1 9 2 を含む。アーム 1 1 9 2 およびピン 1 1 9 4 は、例えば、成型プラスチックから形成することができる。ハンドル組立体 1 0 2 0 のピストルグリップ部分 1 0 3 4 は、内部に横方向に延びたウェッジ 1 0 3 7 が配置された開口 1 0 3 6 を含む。閉鎖トリガー 1 0 4 0 が引かれると、ピン 1 1 9 4 がウェッジ 1 0 3 7 に係合し、ピン 1 1 9 4 が、ウェッジ 1 0 3 7 の下面によって下方に押される（すなわち、アーム 1 1 9 2 が時計回りの方向に回転する）。ピン 1 1 9 4 がこの下面を完全に通過すると、アーム 1 1 9 2 に対する時計回りの方向の力がかからなくなり、ピン 1 1 9 4 が反時計回りの方向に回転して、ピン 1 1 9 4 がウェッジ 1 0 3 7 の後側のノッチ 1 0 3 8

50

に支持され、これにより閉鎖トリガー１０４０がロックされる。ピン１１９４は、ウェッジ１０３７から延びた可撓性ストッパー１０３９によってロック位置の所定の位置に一層維持される。

【０１００】

閉鎖トリガー１０４０のロックを解除する際には、操作者が、閉鎖トリガー１０４０をさらに引いて、ピン１１９４を開口１０３６の傾斜した後壁１０４１に係合させて、ピン１１９４を可撓性ストッパー１０３９を越えて上方に押す。したがって、ピン１１９４が、開口１０３６から自由に移動して、閉鎖トリガー１０４０がピストルグリップ部分１０３４からロック解除される。このような構造のさらなる詳細は、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) らによる２００６年１月３１日出願の米国特許出願第１１／３４４，０２０号（名称「取外し可能なバッテリーを備えた外科器具 (Surgical Instrument Having A Removable Battery)」）で見つけることができるであろう。他の解放可能なロック構造を用いることもできる。

10

【０１０１】

閉鎖シャトル１１６０がロック位置に移動すると、閉鎖チューブ組立体１１３０がスプライン組立体１１１０に対して遠位側に移動して、アンビル１０５０の開閉タブ１０５４が、遠位閉鎖チューブ部分１１４０の馬蹄開口１１４２の近位端部に接触され、これによりアンビル１０５０が閉位置（クランプ位置）まで旋回する。したがって、クランプ動作の際にアンビル１０５０によって達成されるクランプ力は、閉鎖チューブ組立体（図６２および図６３では矢印１１９６によって図示）がアンビル１０５０のタブ１０５４に接触するときこの閉鎖チューブ組立体によって生成される閉鎖する力によって最終的に決まる。上記したように、従来の閉鎖チューブ構造は、アンビル１０５０の開閉タブ１０５４に加える作動力の大きさを制限するための手段を備えていない。

20

【０１０２】

本発明の様々な実施形態は、閉鎖チューブ組立体によってアンビルの開閉タブ１０５４に加えられる閉じる力すなわち荷重の大きさを制限するための、全体が１２００として示されている力制限部材を備えることによって、従来の閉鎖チューブ構造のこのような不都合を解消している。例えば、一実施形態では、力制限部材１２００は、近位閉鎖チューブ部分１１５０の近位端部１１５１の近傍に配置されたクッション部材１２１０を含むことができる。具体的には、図６０および図６１を参照すると、クッション部材１２１０は、閉鎖シャトル１１６０内に形成されたキャビティ１１６９内に支持することができる波型ばね組立体１２１２を含む。波型ばね組立体１２１２は、近位閉鎖チューブ部分１１５０の近位端部１１５１と取付けポスト１１６３との間に支持することができる。様々な実施形態では、波型ばね組立体１２１２は、図面に示されている形態のばね鋼から形成することができる。しかし、例えば、ゴム、エラストマー、ポリマー、気泡ゴムなどから形成された部材などの他のクッション構造または弾性部材構造を、詳細を後述するアンビルの閉鎖動作の際にアンビル１０５０に最終的に加えられるクランプ力を低減するべく、閉鎖チューブ組立体１１３０が軸方向近位側にある程度自由に移動できるようにするために上手く用いることができる。

30

40

【０１０３】

図６０および図６１から分かるように、近位閉鎖チューブ部分１１５０の保持溝１１５２は、近位閉鎖チューブ部分１１５０の外形よりも直径が小さい領域１１５４を含む。この領域１１５４は、保持溝１１５２の軸方向の長さ（図６０に矢印１１５５で示す）によって画定された距離、閉鎖チューブ組立体１１３０が閉鎖シャトル１１６０に対して軸方向遠位側に移動できるように軸方向に細長い。

【０１０４】

この実施形態では、閉鎖トリガー１０４０がピストルグリップ部分１０３２に向かって移動すると、閉鎖シャトル１１６０が遠位方向（矢印Ａ）に前進する。閉鎖シャトル１１６０が遠位側に移動すると、閉鎖チューブ組立体１１３０も遠位側に押される。図６２お

50

よび図63から分かるように、遠位閉鎖チューブ部分1140の遠位端部1141は、アンビル1050のランプ部分1070を軸方向上方に移動させるように向いている。遠位端部1141がアンビルランプ1070に接触して、このランプを遠位側上方に移動し続けると、アンビル1050に閉鎖の力がかかる。アンビルトラニオン1052は、細長いステーブル溝形部材1060の近位端部における対応する「腎臓型」スロット1064内に受容され、アンビル1050を所望の閉鎖通路内を案内する働きをし、これにより組織が、アンビル1051のステーブル成形下面とステーブルカートリッジ42の上面との間にクランプされる。アンビル1050が組織に接触すると、生じる抵抗力が、アンビル1050に伝達されて、最終的に遠位閉鎖チューブ部分1140の遠位端部1141に伝達される。このような抵抗力の大きさは、クランプされた組織の厚みによって決まる。比較

10

【0105】

様々な厚みおよび種類の組織の抵抗力の大きさは、所望の大きさのクランプ力がアンビル1050とステーブルカートリッジ42との間の組織に加えられるように決定することができ、波型ばね1212をこれに見合った大きさにすることができる。波型ばね1212は、アンビル1050が完全に閉じた位置にあるときに、波型ばね1212が完全に圧迫される、すなわち「平坦化」しないような大きさおよび配置にすることができる。

20

【0106】

図64および図65は、アンビル1050に加えられる閉鎖の力を制限するために用いることができる閉鎖チューブ組立体の他の形態を例示している。これらの図面から分かるように、力制限部材1200a、1200bは、遠位閉鎖チューブ部分1140aおよび1140bのそれぞれに実際に形成されたばね部分1212a、1212bを含む。ばね部分1212a、1212bは、本質的にやや螺旋状であるとして示され、遠位閉鎖チューブ部分1140a、1140bに形成されているが、当業者であれば、ばね部分1212a、1212bは、閉鎖チューブ組立体1130a、1130bの任意の部分に設けることができ、異なる構造に形成することも可能であることを理解できよう。当業者であれば、これらの実施形態では、近位閉鎖チューブ部分の保持溝1152は、閉鎖チューブ組

30

【0107】

図66および図67は、アンビル1050に加えられる閉鎖の力を制限するために用いることができる本発明の様々な実施形態の別の閉鎖チューブ組立体を例示している。これらの図面から分かるように、力制限部材1200cは、遠位閉鎖チューブ部分1140cの遠位端部1141に形成された板ばね1212cを含む。閉鎖チューブ組立体1130cが作動されて遠位側に移動しアンビル1050を閉じると、板ばね1212cがアンビルランプ1070に乗り上げて、径方向（図66の矢印1214）および軸方向（図66の矢印1216）に自由に移動する。上記した形態と同様に、クランプの際に抵抗力を受けると、板ばね1212cが、閉鎖チューブ組立体1130cの近位方向（矢印B）への移動を可能にし、最終的にアンビル1050に加えられる閉鎖の力の大きさを制限する。

40

【0108】

図68および図69は、閉鎖チューブ組立体1130によってアンビル1050に加えられる閉鎖の力を制限するために用いることができる本発明の別の実施形態を例示してい

50

る。これらの図面から分かるように、この実施形態は、遠位閉鎖チューブ部分1140の遠位端部1141に係合するように構成された段付きランプ1070を有するアンビル1050dを用いている。具体的には、これらの図面に示されているアンビル1050dは、一連の段1074d、1076d、1078d、1080dが形成されている。閉鎖チューブ組立体1130が遠位側に移動すると、遠位端部1141が、第1の段1074dに接触するまでランプ1070の平滑部分1072dをずり上がる。閉鎖チューブ組立体1130は、この閉鎖チューブ組立体1130に加えられる作動の力が、遠位端部1141を第1の段1074dを乗り越えさせて次の段1076dに係合する十分な大きさに達するまで、さらにランプ1070dを前進してより大きな閉鎖の力をアンビルに加えることはない。閉鎖チューブ組立体1130は、遠位端部1141を第2の段1076dを乗り越えさせて次の段1078dに係合する十分な大きさに作動の力が達するまでランプ1070dを前進させることはなく、次の段も同様である。したがって、段型アンビル1050dは、閉鎖チューブ組立体1130と協働して、アンビル1050dとステープルカートリッジ42との間の組織に最終的に加えられるクランプ力の大きさを、クランプ力によって生成されてクランプの際に閉鎖チューブ組立体1130が受ける抵抗力の大きさに基づいて関連させる手段を提供する。4つのこのような段が開示されているが、他の数の段を用いてもよい。例えば、唯1つ、2つ、3つ、または4つ以上の段を用いることも可能である。

【0109】

図70 - 図76は、組織の厚みに対して「自動調節」する細長い溝形部材1060eおよびアンビル構造1050eを含む本発明の様々な実施形態の別の固有かつ新規のエンドカッター実施部分1014eを例示している。様々な実施形態では、アンビル1050eの近位端部は、細長い溝形部材1060eの近位端部1061eに形成された対応する細長いスロット1064e内に移動可能に受容されたトラニオン1052eを含むことができる取付け部材によって細長い溝形部材1060eの近位端部に旋回可能に取り付けられている。図70 - 図74から分かるように、細長い溝形部材1060eの各側の少なくとも1つのスロット1064e（図70 - 図74には唯1つのスロット1064eが例示されている）、好ましくは両方のスロット1064eがそれぞれ、内部に形成された移動止めすなわちピボット受容部1066e、1067e、1068e、1069eの形態である個々の所定の位置を有する端部壁1065eを有する。これらの図面から分かるように、移動止め1066e、1067e、1068e、1069eはそれぞれ、対応するトラニオン1052eに形成された爪1080eの尖った端部を受容するように構成されたV型ノッチを含むことができる。他の移動止めと爪の構造も上手く利用できると考えられる。図70 - 図74から分かるように、この実施形態は、アンビル1050eの近位端部1055eに下方に付勢する力を加えるために板ばね1090または他の適当な付勢部材をさらに含むことができる。様々な実施形態では、板ばね1090は、スパイン組立体1110の遠位部分1116に取り付けて、アンビル1050eの近位端部1055eに支持されるように配置することができる。

【0110】

図74から分かるように、スロット1064eの大きさは、アンビル1050eとカートリッジ42との間にクランプされた組織の厚みおよびアンビル1050eに加えられる閉鎖運動に応答してトラニオン1052eが異なるクランプ高さを見つけることができるようにトラニオン1052eに対して形成されている。板ばね1090は、ノッチ1066e、1067e、1068e、1069eのいずれか1つに受容されうるやや上方の位置に爪1080eを付勢する働きをする。アンビル1050eが、閉鎖チューブ組立体1130を上記の要領で遠位側に前進させることによって組織に対して閉じられると、組織の厚み自体が、爪1080eが最終的に支持されて係合するノッチ1066e、1067e、1068e、1069eのどれかを決定することができる。板ばね1090は、尖った爪を上方に付勢するため、爪1080は、アンビル1050eとカートリッジ42との間に組織が存在しない場合に最も上のノッチ1069eを探し出し、これによりエンドエ

フレクタ1014eが最も閉じた位置までクランプする。図71および図74を参照されたい。しかし、クランプ動作の際に、アンビル1050eおよび溝形部材1060eが抵抗を受けると、板ばね1090が圧縮されて、アンビルトラニオン1052eが下側ピボットノッチを探し出して、最終的にアンビル1050eとカートリッジ42との間の間隙が大きくなる。

【0111】

図70は、開いた位置にあるアンビル1050eを例示している。図71は、最も閉じた位置にあるアンビル1050eを例示している。アンビル1050eの下面1051eとカートリッジ42との間の組織をクランプする空間すなわち距離は、「t」として示されている。また、図75は、厚み「t」を有する組織1092およびステープルカートリッジ42に対するアンビル1050eの位置を例示している。同様に、図73は、アンビル1050eの下面1051eとカートリッジ42との間の距離が「T」として示されている最も上のクランプ位置にあるアンビル1050eを例示している。また、図76は、厚み「T」を有する組織1094およびステープルカートリッジ42に対するアンビル1050eを例示している。図75および図76から分かるように、薄い組織1092におけるステープル83は、厚い組織1094を貫通するステープル83よりも緊密に成形されている。

【0112】

図77 - 図88は、アンビルとステープルカートリッジとの間に生成されうる圧迫力の大きさを制限して、ステープル止めされる組織の過度の圧縮および潜在的な損傷を防止するための固有かつ新規の装置を含む円形ステープラ1600に用いることができる本発明の別の実施形態を例示している。様々な異なる円形ステープラが当分野で知られている。図77 - 図88は、本発明の様々な態様の利点を利用できる例示的な円形ステープラの構造を例示している。しかし、本発明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、他のステープラ構造に上手く用いることができると考えられる。

【0113】

図77から分かるように、ヘッド1610、アンビル1700、調節ノブ組立体1800、およびトリガー1664を含む円形ステープラ1600が開示されている。ヘッド1610は、弧状シャフト組立体1630によってハンドル組立体1660に結合されている。トリガー1664は、ハンドル組立体1660によって旋回可能に支持され、安全機構1670が解除されているときにステープラ1600を作動させることができる。詳細は後述するが、トリガー1664が作動されると、発射機構（図77には不図示）が、シャフト組立体1630内で作動して、ステープル1618がヘッド1610から押し出されてアンビル1700に接触し成形される。同時に、ヘッド1610内に機能的に支持されたナイフ1620が作動して、ステープル止めされた組織の周囲内に保持された組織を切断する。次に、ステープラ1600が組織を介して引き戻され、ステープル止めされた組織がその位置に残される。

【0114】

図78は、本発明の様々な実施形態に用いることができるアンビル1700およびヘッド1610の一形態を例示している。この図面から分かるように、アンビル1700は、トロカールをアンビル1700に取り付けるためのアンビルシャフトを有する円形本体部分1702を有することができる。アンビル本体1702は、ステープル成形下面1706を備えており、アンビル本体の遠位端部に取り付けられたシュラウド1708を有することもできる。アンビル1700は、詳細を後述するように、トロカール1644をアンビルシャフト1704に保持係合した状態に解除可能に維持する働きをする一対のトロカール保持クリップすなわち板ばね1710をさらに備えることができる。図78に示されている実施形態では、プラスチック製ナイフボード1714を、アンビル本体1702のキャビティ1712内に取り付けることができる。

【0115】

図78から分かるように、ヘッド1610は、円形ステープルドライバ組立体1614

10

20

30

40

50

の形態であるカートリッジ支持組立体を内部に支持するケーシング部材１６１２を含むことができる。円形ステーブルドライバ組立体１６１４は、円形ステーブルカートリッジ１６１６と相互作用して、この円形ステーブルカートリッジ１６１６内に支持されたステーブル１６１８をアンビル１７００のステーブル成形下面１７０６に接触させて成形するように構成されている。また、円形ナイフ部材１６２０が、ステーブルドライバ組立体１６１４内の中心に配置されている。ケーシング部材１６１２の近位端部は、遠位フェール部材１６３２によって弧状シャフト組立体１６３０の外側管状シュラウド１６３１に結合することができる。

【０１１６】

図７９ - 図８２は、本発明の様々な実施形態に用いることができる弧状シャフト組立体１６３０の一形態を例示している。図７９および図８０から分かるように、弧状シャフト組立体１６３０は、外側管状シュラウド１６３１（図８０）内で組み立てられる圧迫シャフト１６３４、遠位圧迫シャフト部分１６３５、上部テンションバンド１６３６、下部テンションバンド１６３８、およびスペーサバンド１６４０を含むことができる。トロカール先端部１６４４を、ファスナー１６４６によって上部テンションバンド１６３６および下部テンションバンド１６３８に取り付けることができる。上部テンションバンド１６３６および下部テンションバンド１６３８の近位端部は、調節シャフト１６５０の遠位端部に取り付けることができる。図８０から分かるように、トロカール先端部１６４４は、アンビル１７００のアンビルシャフト１７０４内に挿入され、トロカール保持クリップ１７１０によって係合した状態で保持されうる。

【０１１７】

図８０から分かるように、遠位圧迫シャフト部分１６３５は、ステーブルドライバ組立体１６１４に結合されている。したがって、外側管状シュラウド１６３１内の圧迫シャフト１６３４の軸方向の運動により、ステーブルドライバ組立体１６１４がケーシング部材１６１２内を軸方向に移動する。後述するように、発射トリガー１６６４の作動により、圧迫シャフト１６３４が遠位方向（矢印「ＤＤ」）に移動し、これによりステーブルドライバ組立体１６１４が遠位側に駆動され、ステーブル１６１８が発射されてアンビル１７００のステーブル成形下面１７０６に接触して成形される。ステーブルドライバ組立体１６１４が遠位側に駆動されると、ナイフ１６２０の遠位端部１６２２も、ステーブル止めされた組織の周囲内に保持された組織を貫通して、アンビル１７００に取り付けられたナイフボード１７１４に達する。ナイフボード１７１４は、ナイフ１６２０の鋭利な遠位端部１６２２がクランプされた組織を通して所望の切断を可能にするプラスチックまたは他の適当な材料から形成することができる。

【０１１８】

様々な実施形態では、調節シャフト１６５０は、ハンドル組立体１６６０内に軸方向に移動可能に支持されている。ハンドル組立体１６６０は、容易な組立のために適当なファスナー構造によって互いに連結された２つのハンドルケーシングセグメント１６６１、１６６２を含むことができる。トリガー１６６４は、ピボットピン１６６６によってハンドル組立体１６６０に旋回可能に取り付けられている。ばね１６６８が、ピボットピン１６６６に支持されている。ばね１６６８は、トリガー１６６４をハンドル組立体１６６０から離れた作動していない位置に付勢する働きをする。トリガー１６６４をハンドル１６６０に向かって引くことができない安全位置と、安全ヨーク１６７０がトリガー１６６４のハンドル組立体１６６０に向かう旋回を防止しないオフ位置との間で安全ヨーク１６７０が旋回できるように、安全ヨーク１６７０が、ピン１６７２によってトリガー組立体１６６４に旋回可能に結合されている。図７９から分かるように、トリガー１６４４は、突出部１６３９または他の適当なファスナー構造によって圧迫シャフト１６３４の近位端部１６３７に取り付けられた発射クリップ１６７４のスロット１６７６内に受容される大きさである一対のピン１６６５を有することができる。このような構造により、詳細を後述するように、トリガー１６６４の旋回によって圧迫シャフト１６３４の軸方向遠位側の運動（矢印「ＤＤ」）および軸方向近位側の運動（矢印「ＰＤ」）が可能となる。トリガー１

664、圧迫シャフト部分1634、1635、発射キャップ1674、および他の関連する構成要素は、全体が1675として示されている発射組立体を構成することができる。

【0119】

図79および図81から分かるように、調節シャフト1650は、上部および下部テンションバンド1636、1638に取り付けられた遠位部分1651と、縮径セグメント1653によって遠位部分1651に連結された近位部分1652を有する。近位部分1652は、遠位閉鎖ナット1720と近位閉鎖ナット1740が互いに回転できるように、近位閉鎖ナット1740にキーまたは他の方法で取り付けられた遠位閉鎖ナット1720の軸方向通路1722内に軸方向に受容されて、全体が1721として示されている閉鎖ナット組立体を形成している。遠位閉鎖ナット1720は、ハンドル組立体1660の内部に形成された内側に延びた保持フランジ1667に当接している遠位側に延びたハブ部分1724をさらに有することができる。図81を参照されたい。このような構造により、遠位閉鎖ナット1720が、ハンドル組立体1660内を自由に回転できるが、ハンドル組立体1660とともに軸方向に移動することはできない。同様に、調節シャフト1650の近位端部1652は、近位閉鎖ナット1740内の軸方向通路1742内に軸方向に受容されている。ハンドル組立体1660の近位端部に形成された内側に延びた近位保持フランジ1669を受容するために、周方向に延びた溝1744を近位閉鎖ナット1740の外面に設けることができる。このような構造により、近位閉鎖ナット1740が、ハンドル組立体1660に対して自由に回転することができる。

【0120】

また、様々な実施形態では、閉鎖ノブ組立体1800は、近位閉鎖ナット1740の近位端部1741に取り付けられている。例えば、一実施形態では、近位閉鎖ナット1740の近位端部1741は、クラッチハブ部分1830の軸方向通路1832内に回転しないように受容されるように構成された近位側に延びたテーパハブ部分1746を備えるように形成することができる。図81を参照されたい。また、テーパハブ部分1746も、このハブ部分1746をクラッチハブ部分1830に回転しないように取り付けのためにキーまたはスプライン構造を備えることができる。他のファスナー構造および方法を用いて、近位閉鎖ナット1740のハブ部分1746をクラッチハブ部分1830に移動しないように取り付けることができる。したがって、クラッチハブ部分1830の回転により、近位閉鎖ナット1740および遠位閉鎖ナット1720も回転する。

【0121】

図81、図83、および図84から分かるように、ノブ組立体1800は、近位キャップ部分1810および遠位キャップ部分1820をさらに含むことができる。クラッチハブ部分の近位端部1831を、近位キャップ部分1810の遠位端部に形成された円形スロット1814内に受容させることができる。スロット1814は、近位キャップ部分1810がクラッチハブ部分1830の近位端部1831を中心に回転できる大きさにすることができる。加えて、近位キャップ部分1810は、クラッチハブ部分1830の軸方向通路1832内に回転可能に延びた突出部1812を有することができる。また、様々な実施形態では、閉鎖ノブ組立体1800は、近位キャップ部分1810に強固に回転しないように結合された遠位キャップ部分1820を含むことができる。当業者であれば、閉鎖ノブ組立体1800は、器具の様々な構成要素の組立を容易にするために複数の部品に形成できることを理解できよう。様々な実施形態では、近位キャップ部分1810および遠位キャップ部分1820の結合端部は、接着剤や溶接などによって、または他の取付け構造を用いて互いに結合できる、それぞれが図81および図83に示されている相補的なフランジ部分1813、1823を備えるように構成することができる。したがって、互いに取り付けられると、近位キャップ部分1810と遠位キャップ部分1820は、単一体として共に回転する。

【0122】

図81および図83から分かるように、様々な実施形態は、全体が1821として示さ

れているスリップクラッチ組立体を含むことができる。スリップクラッチ組立体1821は、調節ノブ組立体1800によって支持されるか、またはこの調節ノブ組立体1800と一体形成される様々な形態をとることができる。一実施形態では、例えば、遠位キャップ部分1820は、クラッチハブ部分1830に形成された外側に延びたクラッチフランジ1834に対向している内側に延びたキャップフランジ1824を備えることができる。第1の摩擦パッド1840が、内側に延びたキャップフランジ1824に回転しないように取り付けられている。パッドキャビティ1836は、内部に第2の摩擦パッド1850および波型ばね1852を移動可能に受容するためにクラッチフランジ1834内に形成することができる。第2の摩擦パッド1850は、キャビティ1836内での第2の摩擦パッド1850の回転を防止するが、キャビティ1836内での第2の摩擦パッド1850のある程度の軸方向の運動を容易にするスプラインまたはキー（不図示）を備えることができる。様々な実施形態では、第1および第2の摩擦パッド1840、1850は、例えば、液晶ポリマー、ナイロン、ULTEM（登録商標）、ポリカーボネート、およびアルミニウムなどから形成することができる。

【0123】

様々な実施形態では、調節シャフト1650の近位部分1652は、高ピッチネジセグメント1657につながった低ピッチネジセグメント1654が形成されている。図79を参照されたい。図81から分かるように、駆動ピン1726が、調節シャフト1650のネジセグメント1654、1657と「駆動可能」に係合するために軸方向通路1722内に延びている。加えて、調節シャフト1650の近位端部1652は、近位閉鎖ナット1740のテーパハブ部分1746のネジキャビティ1748に螺合するように構成されたネジ部分1658を有する。様々な実施形態では、駆動ピン1726が調節シャフト1650の低ピッチ遠位ネジセグメント1654に係合している場合、調節シャフト1650のネジ端部1658が、閉鎖ノブ組立体1800が回転する際にネジキャビティ1748内をネジで移動するように近位閉鎖ナット1740のテーパハブ部分1746のネジキャビティ1748に十分に螺合するように、駆動ピン1726は、遠位閉鎖ナット1720内に配置されている。具体的には、閉鎖ノブ組立体1800が反時計回り「CC」の方向に回転すると、調節シャフト1650が、取付けロッド1650に形成されたネジセグメント1654および1657と駆動ピン1726の係合によって遠位方向「DD」に移動する。当業者であれば、駆動ピン1726が遠位ネジセグメント1654と係合している場合の遠位閉鎖ナット1720の回転は、駆動ロッド1726がネジセグメント1560よりも大きいピッチを有するネジセグメント1567に係合している場合よりも調節シャフト1650の軸方向の運動が速くなることを理解できよう。調節シャフト1650の軸方向の運動により、上部および下部テンションバンド1636、1638、トロカール先端部1644、およびアンビル1700（トロカール先端部1644に取り付けられている場合）がヘッド1610から離れる遠位方向「DD」に移動する。

【0124】

アンビル1700を閉じる、すなわちアンビル1700をヘッド1610およびヘッド1610内に支持されたステーブルカートリッジ1616に向かって「PD」方向に移動させる際は、外科医が、閉鎖ノブ組立体1800を時計回り「CW」の方向に回転させる。第1の摩擦パッド1840と第2の摩擦パッド1850との間で生成される摩擦力により、閉鎖ノブ組立体1800が、近位閉鎖ナット1740に回転しないように取り付けられたクラッチハブ1830に摩擦係合した状態に維持される。近位閉鎖ナット1740が遠位閉鎖ナット1720に回転しないように取り付けられているため、遠位閉鎖ナット1720も時計回りの方向に回転する。遠位閉鎖ナット1720の回転により、駆動ピン1726がネジセグメント1654または1657のいずれか（これらのネジセグメントに対する調節シャフト1650の位置によって決まる）に係合可能に係合して、調節シャフト1650が近位方向「PD」に引かれる。調節シャフト1650が近位方向に引かれると、調節シャフト1650のネジ端部1658が、近位閉鎖ナット1740のテーパネジハブ部分1746のネジキャビティ1748に螺合し、縮径セグメント1653が、駆動

ピンの近傍に移動し、この駆動ピンと調節シャフト1650との駆動可能な係合が解除される。この時点で、ネジ端部1652は、近位閉鎖ナット1740のネジ孔1748に完全に螺合している。閉鎖ノブ組立体1800が時計回りの方向にさらに回転すると、調節シャフト1650が近位方向「PD」に引かれる。調節シャフト1650が近位方向に引かれると、アンビル1700が、ステープルドライブ組立体1614内に支持されたカートリッジ1616に向かって移動して、アンビル1700とカートリッジ1616の間に一定量の組織がクランプされる。アンビル1700がステープルカートリッジ1616に向かってさらに移動すると、組織がアンビル1700とステープルカートリッジ1616の間で圧迫され、アンビル1700の近位方向への移動が妨げられる。

【0125】

様々な実施形態では、組織が過度に圧迫されて、ステープル止めされる組織が損傷または壊死するのを防止するために、第1および第2の摩擦パッド1840、1850の組成およびばね1852の大きさは、所定の量の組織の圧迫が達成されると摩擦パッド1840、1850が滑り始めて、閉鎖ノブ組立体1800のさらなる回転がクラッチハブ1830に伝達されるのを防止するように選択される。したがって、組織が十分に圧縮された後、たとえ外科医が閉鎖ノブ組立体1800を回転し続けても、このさらなる回転では、調節シャフト1650（およびアンビル1700）がそれ以上近位方向に移動しないため、組織の過度の圧迫が防止される。例えば、様々な実施形態では、器具は、アンビル1700とカートリッジ1616との間の組織に加えることができる最大の圧迫力が約150ポンド/インチ²（約1,034 kPa）となるように構成することができる。このよう
20
な適用例では、第1および第2の摩擦パッド1840、1850および波型ばね1852は、最大の圧迫力に達しても閉鎖ノブ組立体1800がさらに回転する場合、第1の摩擦パッド1840と第2の摩擦パッド1850との間でスリップが可能となるように構成することができる。このような例では、閉鎖ノブ組立体1800の回転は、最大の所望の圧迫が得られた場合に達する摩擦力（第1の摩擦パッド1840と第2の摩擦パッド1850を互いに摩擦係合した状態に維持する役割を果たす。）に打ち勝つ、例えば、約15インチポンド（約169.5 N・cm）のトルクを生成することができ、第1の摩擦パッドと第2の摩擦パッドとの間の所望のスリップを可能にする。様々な実施形態では、閉鎖ノブ組立体1800が反時計回りの方向に回転すると、調節シャフト1650が遠位側に移動するように、一連の周方向に延びたラチェット歯1816を、クラッチフランジ183
30
4の外周面に形成された周方向に延びた係合歯1835に係合するために閉鎖ノブ組立体1800の内面に形成することができる。図83および図84を参照されたい。歯1816、1835は、閉鎖ノブ組立体1800が時計回りの方向に回転してアンビル1700をカートリッジ1616に向かって移動させると、閉鎖ノブ組立体1800の歯1816がクラッチフランジ1834に形成された歯1835に対してスリップするように構成することができる。しかし、閉鎖ノブ組立体1800が反時計回りの方向に回転すると、歯1816がクラッチフランジ1834の歯1845に係合して、クラッチハブ1830および近位および遠位閉鎖ナット1720、1740が、歯1845とともに回転して、アンビル1700がカートリッジ1616から離れる方向に移動する。

【0126】

上記したように、様々な実施形態は、安全ヨーク1670が「安全位置」すなわち係合位置にある場合にトリガー組立体1664の作動を防止する安全ヨーク1670を備えることができる。様々な実施形態では、安全ばね1686を、調節シャフト1650に軸支持することができる。安全ばね1686は、遠位閉鎖ナット1720のハブ部分1724を受容することができる。このばね1686は、安全解除部材1684の直立端部壁1688と遠位閉鎖ナット1720との間に配置することができる。図81を参照されたい。安全ばね1686は、安全解除部材1684を遠位方向に付勢して安全ヨーク1670に接触させ、安全ヨークが、トリガー1664を作動できるオフ位置まで回転するのを防止する働きをする。また、これらの変更形態では、ロッドクリップ1690を、このロッド
50
クリップ1690のスロット（不図示）を貫通する調節ネジ1692によって調節シャフ

10

20

30

40

50

ト 1 6 5 0 に取り付けることができる。また、ロッドクリップ 1 6 9 0 を調節シャフト 1 6 5 0 に配置して、調節シャフト 1 6 5 0 が、組織に最大の所望の圧迫が加えられることになる最近位位置またはアンビル 1 7 0 0 が組織をクランプし始めるが所定の最大の圧迫力に達していない位置に軸方向に配置されると、ロッドクリップ 1 6 9 0 が直立端部壁 1 6 8 8 に接触して、この直立端部壁 1 6 8 8 が、安全解除部材 1 6 8 4 の遠位端部 1 6 8 5 と安全ヨーク 1 6 7 0 との保持係合が解除されるのに十分な距離近位側に移動するようにすることができる。次に、外科医が、安全ヨーク 1 6 7 0 をオフ位置まで旋回させて、トリガー 1 6 6 4 を押せるようにすることができる。

【 0 1 2 7 】

本発明の様々な実施形態は、ピボットピン 1 6 7 8 によってハンドル組立体 1 6 6 0 内に旋回可能に取り付けることができるステープル成形指示器 1 6 7 6 を備えることもできる。ステープル成形指示器 1 6 7 6 は、ハンドル組立体 1 6 6 0 に形成された観察窓 1 6 6 3 (図 7 7) を介して見ることができるポインター端部 1 6 7 9 を有することができる。この端部 1 6 7 9 は、指示器ばね 1 6 8 0 によって遠位方向に付勢することができる。図 7 9 から分かるように、ステープル成形指示器 1 6 7 6 は、安全解除部材 1 6 8 4 のフック端部 1 6 8 5 によって係合するように配置されたタブ 1 6 8 2 を備えるように形成することができる。安全解除部材 1 6 8 4 が、調節シャフト 1 6 5 0 の近位方向への移動で近位側に移動すると、フック端部 1 6 8 5 により、ステープル成形指示器 1 6 7 6 が近位方向に旋回する。指示器プレート (不図示) を、窓 1 6 6 3 内に配置し、アンビル 1 7 0 0 とカートリッジ 1 6 1 6 との間の距離を示すために指示器 1 6 7 6 が指示器プレートと協働するように調整することができる。

【 0 1 2 8 】

円形ステープラ 1 6 0 0 を用いる例示的な 1 つの方法を、図 8 5 - 図 8 8 を参照して以下に説明する。円形ステープラを用いて吻合術を行う際は、腸 1 9 0 0 を、そのターゲット部分 (すなわち、検体) の両側に配置される複数列のステープルを備えた従来の外科ステープラを用いてステープル止めすることができる。図 8 5 は、線形ステープルライン 1 9 1 0、1 9 2 0 を例示している。ターゲット部分は、通常は、ステープル止めされると同時に切断される。ターゲット部分は、図 8 5 では既に除去されている。次に、ターゲット検体を除去した後、外科医は、アンビル 1 7 0 0 を、ステープルライン 1 9 1 0 の近位側の腸 1 9 0 0 の近位部分 1 9 0 2 内に挿入する。これは、アンビルヘッド 1 7 0 0 を、近位腸部分 1 9 0 2 に切り開かれた入口ポート内に挿入するか、またはアンビル 1 7 0 0 を経肛門的に配置し、アンビル 1 7 0 0 をステープラ 1 6 0 0 の遠位端部に配置し、そして直腸を介して器具を挿入して達成される。次に、外科医が、アンビル 1 7 0 0 をステープラ 1 6 0 0 のトロカール先端部 1 6 4 4 に取り付け、アンビル 1 7 0 0 を腸 1 9 0 0 の遠位部分 1 9 0 6 内に挿入する。次に、外科医は、腸 1 9 0 0 の近位部分 1 9 0 2 の遠位端部 1 9 0 4 を、縫合糸 1 9 1 2 または他の従来の糸結び装置を用いてアンビルシャフト 1 7 0 4 に縛り付け、そして遠位腸部分 1 9 0 6 の近位端部 1 9 0 8 を別の縫合糸 1 9 1 4 を用いてアンビルシャフトの回りに縛り付けることができる。図 8 6 を参照されたい。次に、外科医は、閉鎖ノブ組立体 1 8 0 0 を時計回りの方向に回転させて、アンビル 1 7 0 0 をステープルドライバ 1 6 1 4 内に支持されたカートリッジ 1 6 1 6 に向かって引き、アンビル 1 7 0 0 とカートリッジ 1 6 1 6 との間の隙間を閉じ、これにより遠位腸部分 1 9 0 6 の近位端部 1 9 0 8 と近位腸部分 1 9 0 2 の遠位端部 1 9 0 4 をこれらの間の間隙「G」で係合させる。図 8 7 を参照されたい。外科医は、第 1 の摩擦パッド 1 8 4 0 と第 2 の摩擦パッド 1 8 5 0 がスリップして、所望の大きさの圧迫 (所望の間隙 G) が得られるまで閉鎖ノブ組立体 1 8 0 0 を回転させ続ける。この位置にきたら、外科医は、安全ヨーク 1 6 7 0 をオフ位置に旋回させて、発射トリガー 1 6 6 4 を引いてステープラ 1 6 0 0 を発射させることができる。トリガー 1 6 6 4 を引くことにより、圧迫シャフト 1 6 3 4 がステープルドライバ 1 6 1 4 を遠位側に駆動してステープル 1 6 1 8 を腸 1 9 0 0 の両端部 1 9 0 4、1 9 0 8 に通し、これにより部分 1 9 0 2 と 1 9 0 6 を接合して管状通路を形成する。ステープル 1 6 1 8 が駆動されて成形されると同時に、ナイフ 1 6 2

0が腸組織端部1904および1908を通過して、ステープル1618の内側の列に近接した端部を切断する。次に、外科医は、ステープラ1600を腸から引き抜き、吻合術が完了する。

【0129】

図89 - 図95は、本発明の別のステープラ1600aの実施形態を例示している。ステープラ1600aは、詳細を後述する変更点を除き、ステープラ1600について上記した同じ構成要素を本質的に用いることができる。例えば、この実施形態では、スリップクラッチ組立体を用いなくてもよい。しかし、この実施形態は、互いに回転可能に維持された近位キャップ部分2010および遠位キャップ部分2040を含む閉鎖アクチュエータ組立体2000を用いることができる。

10

【0130】

具体的には、図90および図91に示されているように、様々な実施形態では、近位キャップ部分2010は、遠位キャップ部分2040の外壁部分2044の上に延びた大きさであるスリーブ部分2012を有することができ、スリーブ部分2012に形成された内側に延びたフランジ部分2014によって遠位キャップ部分2040に保持することができる。フランジ2014は、遠位キャップ部分2020の外壁部分2044の外周面に形成された外側に延びたリム2046に対してスナップ止めすることができる。このような構成は、近位キャップ部分2010を遠位キャップ部分2040に取り付けるとともに、近位キャップ部分2010の遠位キャップ部分2040に対する回転を容易にする役割を果たす。取付けを容易にするために、斜縁2048を、外壁部分2044の端部2041に設けることができる。

20

【0131】

図90および図91から分かるように、遠位キャップ部分2040は、近位キャップ部分2010に形成された円形スロット2016内に回転可能に受容される近位端部2052を有するキャップハブ部分2050をさらに有することができる。スロット2016は、近位キャップ部分2010がキャップハブ部分2050の周りを自由に回転できるようにキャップハブ部分2050に対する大きさを有することができる。加えて、近位キャップ部分2010は、キャップハブ部分2050の軸方向通路2054内に回転可能に延びて、閉鎖ノブ組立体2000にさらなる回転支持を付与する突出部2018を有することができる。図90から分かるように、近位閉鎖ナット1740の近位端部1741は、キャップハブ部分2050の軸方向通路2054内に回転しないように受容されるように構成された近位側に延びたテーパハブ部分1746を備えるように形成することができる。テーパハブ部分1746は、ハブ部分1746をキャップハブ部分2050に回転しないように取り付けるためのキーまたはスプライン構造を備えるように形成することもできる。他の取付け構造および方法を用いて、近位閉鎖ナット1740のハブ部分1746をキャップハブ部分2050に回転しないように取り付けることができる。したがって、キャップハブ部分2050の回転により、近位閉鎖ナット1740および遠位閉鎖ナット1720も上記した要領で回転し、この回転方向によって遠位側または近位側に調節シャフト1650が軸方向に前進する。

30

【0132】

近位および遠位閉鎖ナット1740、1720の回転は、近位キャップ部分2010を遠位キャップ部分2040に対して回転させて行われる。近位キャップ部分2010と遠位キャップ部分2040との間の相互作用は、これらの構成要素を互いに接続して、アンビル1700とステープルカートリッジ1616との間で圧迫される組織が受ける圧縮の大きさに関連して近位キャップ部分2010に抵抗力を加える働きをする可変力生成部材2060によって制御することができる。様々な実施形態では、例えば、可変力生成部材は、渦巻きばね2060を含むことができる。一部の実施形態では、渦巻きばね2060の最も内側の端部2062は、図92に示されるように構成して、近位キャップ部分2010の保持スロット2020内に挿入することができる。渦巻きばね2060の端部2062は、他の取付け構造によって近位キャップ部分2010に取り付けることもできる。

40

50

同様に、渦巻きばね 2060 の外側端部 2064 は、図 92 に示されるように構成して、遠位キャップ部分 2040 に形成された保持スロット 2045 内に挿入することができる。しかし、渦巻きばね 2060 の外側端部 2064 は、他の適当な取付け構造によって遠位キャップ部分 2040 に取り付けることもできる。

【0133】

様々な実施形態では、ステープラ 1600a が前進していない位置すなわち中立位置にある場合に、参照指示マーク 2070 が、遠位キャップ部分 2040 の外壁 2044 に設けられた対応する初期マーク 2072 に整合するように、参照指示マーク 2070 を近位キャップ部分 2010 に設けることができる。図 89 および図 95 を参照されたい。この整合位置にある場合、渦巻きばね 2060 は、本質的に荷重がかかっていなくてもよいし、近位キャップ部分 2010 を開始位置に維持するために必要な比較的小さい荷重がかかっていてもよい。近位キャップ部分 2010 の時計回り「CW」の回転が、渦巻きばね 2060 を介して遠位キャップ部分 2040 に伝達され、そして遠位キャップ部分 2040 に取り付けられた近位閉鎖ナット 1740 に伝達される。また、近位閉鎖ナット 1740 の回転により、遠位閉鎖ナット 1720 が回転し、調節シャフトが近位「PD」方向に軸方向に引き戻される。調節シャフト 1650 が近位側に引き戻されると、上記したように上部および下部テンションバンド 1636、1638 によって調節シャフト 1650 に取り付けられたトロカール先端部 1644 にアンビル 1700 が取り付けられているため、アンビル 1700 がカートリッジに向かって移動する。アンビル 1700 がヘッド 1610 内に支持されたステープルカートリッジ 1616 に近づくとき、これらの間にクランプされた組織 1904、1908 が圧迫され始め、アンビル 1700 のカートリッジに対するさらなる移動が妨げられる。図 93 を参照されたい。また、このような抵抗力は、アンビル 1700 とカートリッジ 1616 との間の組織 1904、1908 をアンビル 1700 がさらに圧迫できるようにばね荷重によって打ち負かさなければならない。

【0134】

様々な実施形態では、最小量の組織の圧迫「Min」を得るために必要なばね荷重の大きさ「L1」を決定することができ、最大量の組織の圧迫「Max」を得るために必要なばね荷重の大きさ「L2」も決定することができる。加えて、ばね荷重 L1 を生成するために近位キャップ部分 2010 が中立位置から回転しなければならない距離「D1」と、ばね荷重 L2 を生成するために近位キャップ部分 2010 が回転しなければならない距離「D2」を決定することができる。図 94 に示されているグラフは、これらのパラメータ間の関係の一例を例示している。当業者であれば、このような関係は、使用するばねや、装置の構成要素を移動させることによって遭遇する摩擦などの他の様々な因子によって変化することを理解できよう。

【0135】

図 95 から分かるように、近位キャップ部分 2010 が回転して最小の圧迫力「Min」を生成するときの近位キャップ部分 2010 の位置に一致する第 2 の指示マークすなわち表示 2080 が、近位キャップ部分 2010 の参照指示 2070 に一致するように遠位キャップ部分 2040 の外壁 2044 に設けられている。同様に、近位キャップ部分 2010 が最大の圧迫力「Max」を生成する位置まで回転したときに第 3 の表示 2082 が近位キャップ部分 2010 の参照指示 2070 に一致するように、第 3 の指示マークすなわち表示 2082 を、遠位キャップ部分 2040 の外壁 2044 に設けることができる。図 95 を参照されたい。当業者であれば、様々な異なる指示構造を、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できよう。例えば、第 2 の指示部材 2080 と第 3 の指示部材 2082 との間の遠位キャップ部分 2040 の外壁 2044 における領域 2084 は、塗装または他の懸念な方法で緑色に着色して、参照指示 2070 がこの緑の領域に位置して許容される圧迫力に達することができるか否かを外科医に示すことができる。

【0136】

したがって、これらの実施形態では、ばね 2060 は、アンビル 1700 とステープル

10

20

30

40

50

カートリッジ 1 6 1 6 との間に受容された組織が受ける圧迫力の大きさと、近位キャップ部分 2 0 1 0 がその大きさの圧迫力を達成するために回転しなければならない距離とを関連させるための手段を提供する。このような構造により、近位および遠位キャップ部分 2 0 1 0、2 0 4 0 に設けられた参照指示および表示を使用して、医師が、許容されるステープルの成形となる位置にアンビルが配置されたことを正確に判断することができる。これらの参照支持および表示は、閉じるステープルの成形を容易にするとともに組織に加えられる圧迫力が最小となる位置までアンビルが移動したことを外科医に知らせるように配置することができる。同様に、このような参照支持および表示は、閉じるステープルの成形を容易にするとともに組織に加えられる圧迫力が最大となる位置までアンビルが移動したことを外科医に知らせるように配置することもできる。

10

【0 1 3 7】

当分野で知られているように、外科ステープルは、例えば、組織が切除された後にいく層かの組織をともに保持することができる。しばしば、上記したように、外科ステープラは、ステープルを取り付けられていない形状から取り付けられた形状、すなわち変形した形状に変形させるために用いられる。図 2 7 を参照すると、例えば、ステープル 8 3 などのステープルは、ベースすなわちクラウンと、このクラウンから延びた変形可能な脚を含む。使用の際、変形可能な脚は、通常は、外科ステープラのアンビルによってクラウンに向かって変形される。図 2 7 を参照すると、この変形の程度は、通常は、ステープル止めされる組織の厚みによって決まる。具体的には、組織が比較的薄いと、アンビルが組織に接触する前にアンビルがステープルカートリッジにより近づき、結果として、ステープルは、アンビルに対して成形される前に、取り付けられる距離が短くなる。例えば、図 2 7 の左側のステープルの脚は、比較的薄い組織に挿入されるが、右側のステープルの脚は、比較的厚い組織に挿入されており、結果として、左側のステープルの脚は、右側のステープルの脚よりも変形されている。これにより、一般的なステープルのデザインが、異なる厚みを有する様々な組織に容易に適合することができる。

20

【0 1 3 8】

上記したように、図 2 7 を参照すると、ステープル 8 3 の脚は、ステープルのベースすなわちクラウンに向かって曲げられている。具体的には、脚の端部は、所望の変形が得られるまでステープラのアンビルによって曲げられる。言い換えれば、脚の端部がステープラのアンビルに接触すると、これらの端部は、ステープルが「B」型などに変形されるまで脚が弧状の構造に連続的に曲げられるようにアンビルによって案内される。ステープルが長い脚を有する実施形態および／またはステープルが極めて薄い組織に用いられる実施形態では、脚の端部がステープルから外側に突き出るように脚を大きく曲げることができる。これらの実施形態では、端部は、鋭利となり、周囲組織に接触して、患者に不快感を与えることがある。この問題を改善するために、本発明は、上記したような連続的な弧状ではなく、セグメントで曲げることができるステープル 1 3 0 0 を含む。

30

【0 1 3 9】

上記と同様に、図 9 6 を参照すると、ステープル 1 3 0 0 は、クラウン 1 3 0 2 と、このクラウン 1 3 0 2 から延びた変形可能な脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を含む。脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 は、第 1 のノッチ 1 3 1 0、第 2 のノッチ 1 3 1 2、および第 3 のノッチ 1 3 1 3 を備えている。使用の際、図 1 0 5 を参照すると、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 の端部 1 3 0 8 がアンビル 1 3 1 6 のポケット 1 3 1 4 に接触すると、両端部 1 3 0 8 が、例えば、互いに向かって案内されうる。ステープルが、スレッドドライバ 7 8 によってアンビル 1 3 1 6 に向かってさらに駆動されると、ステープル 1 3 0 0 b を参照すると、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 が、第 1 のノッチ 1 3 1 0 で大きく曲げることができる。図 9 7 を参照すると、第 1 のノッチ 1 3 1 0 における脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 の小さい断面積により、これらの脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 は、この位置でより変形しやすい。例えば、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 がノッチ 1 3 1 0 で曲げられると、第 1 のセグメント 1 3 1 8 は、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 の第 2 のセグメント 1 3 2 0 に対して、例えば、約 9 0 度の角度で曲げることができる。他の実施形態では、第 1 のセグメント 1 3 1 8 は、第 2 の

40

50

セグメント 1 3 2 0 に対して任意の適当な角度で曲げることができる。

【0 1 4 0】

上記に引き続き、図 9 8 を参照すると、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 の第 2 のノッチ 1 3 1 2 により、第 2 のセグメント 1 3 2 0 が、例えば、約 9 0 度の角度で第 3 のセグメント 1 3 2 2 に対して曲げることができる。他の実施形態では、第 2 のセグメント 1 3 2 0 は、第 3 のセグメント 1 3 2 2 に対して任意の他の適当な角度で曲げることができる。上記と同様に、ノッチ 1 3 1 3 により、第 3 のセグメント 1 3 2 2 が第 4 のセグメント 1 3 2 5 に対して曲げることができる。ノッチ 1 3 1 0、1 3 1 2、および 1 3 1 3 によって、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 は、上記したように連続的な角度に曲がるのではなく、セグメント化されて長方形の構造に曲げることができる。上記の結果として、長い脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を有するステーブルは、変形可能な部材の端部がステーブルから外側に延びるのではなく、図 9 9 に例示されているように、変形可能な部材の端部が脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 の中間に位置するように成形することができる。図 9 6 - 図 1 0 5 に例示されているステーブルの脚は、3 つのノッチと 4 つのセグメントを有するが、様々な実施形態は、これよりも多いまたは少ないノッチおよびセグメントを有することも可能である。さらに、上記したステーブル脚のセグメントは、実質的に直線状であるが、セグメントが曲線状、片持ち梁、または所望の形状を達成するために他の方法で適当に構造されている様々な実施形態も考えられる。

10

【0 1 4 1】

例えば、第 4 のセグメント 1 3 2 5 に対して第 3 のセグメント 1 3 2 2 を曲げやすくするために、クラウン 1 3 0 2 が、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 がクラウン 1 3 0 2 に接触したときに脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を案内および／または変形させるために成形面すなわちアンビルを含むことができる。具体的には、図 9 9 および図 1 0 1 - 図 1 0 4 を参照すると、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 が、図 9 8 に例示されている形状から図 9 9 に例示されている形状に変形されると、変形可能な部材 1 3 0 4 および 1 3 0 6 の端部 1 3 0 8 がクラウン 1 3 0 2 に接触することができる。端部 1 3 0 8 を案内するために、クラウン 1 3 0 2 のアンビル 1 3 2 3 は、端部 1 3 0 8 を、図 9 9 に例示されているように外側または任意の他の適当な方向に案内できる凹部 1 3 2 4 を含む。様々な実施形態では、凹部 1 3 2 4 は、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を大きく変形させることはできないが、例示されている実施形態では、凹部 1 3 2 4 は、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を約 9 0 度の角度で変形させるように構成されている。様々な実施形態では、ステーブラのアンビル 1 3 1 6 およびクラウン 1 3 0 2 のアンビル 1 3 2 3 は、例えば、図 9 9 に示されている形状または任意の他の適当な形状にステーブル 1 3 0 0 を変形させるために協働することができる。

20

30

【0 1 4 2】

様々な実施形態では、例示されていないが、クラウン 1 3 0 2 のアンビル 1 3 2 3 に加えてまたは代わりに、成形面すなわちアンビルをステーブルカートリッジ 1 3 2 6 に設けることができる。これらの実施形態では、アンビル 1 3 1 6 は、端部 1 3 0 8 がステーブルカートリッジ 1 3 2 6 の凹部に接触するように脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を変形させる。上記と同様に、ステーブルカートリッジの凹部は、脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 がステーブルカートリッジ 1 3 2 6 に接触するときに、これらの脚 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を案内および／または変形させるように構成することができる。様々な実施形態では、クラウン 1 3 0 2 およびステーブルカートリッジ 1 3 2 6 の両方のアンビルを用いて、ステーブルを変形および／または案内することができる。例示されている実施形態では、クラウン 1 3 0 2 は、ベース 1 3 0 1 にオーバーモールドされた材料 1 3 0 3 を含む。詳細は後述するが、材料 1 3 0 3 は、例えば、生体吸収性材料および／または非生体吸収性材料などのプラスチック材料から構成することができる。これらの実施形態の少なくとも 1 つの実施形態では、材料 1 3 0 3 は、ベース 1 3 0 1 および変形可能な部材 1 3 0 4 および 1 3 0 6 を構成する 1 本の連続的なワイヤの周りに成形されている。他の実施形態では、変形可能な部材 1 3 0 4 および 1 3 0 6 は、プラスチック材料 1 3 0 3 に埋め込まれた別個の変形可能な部材を含むことができる。さらに、様々な実施形態では、ベース 1 3 0 1 を構成

40

50

するワイヤは、上記した凹部およびアンビルを形成するために変形させることができる。

【0143】

図106および図107を参照すると、上記と同様に、ステープルは、様々な実施形態では、ステープルの脚をネックダウン部分で変形および／または曲げるように構成することができるいくつかのネックダウン部分をステープルの脚に設けることができる。具体的には、ステープル1340は、上記したようなステープルの脚1344のセグメントでの変形を可能にするいくつかのネックダウンすなわちテーパ部分1342を含むことができる。ノッチ1310、1312、および1313に類似したテーパ部分1342は、応力集中領域となる。応力集中領域は、通常は、例えば、荷重を受けた部材が故障する位置である。言い換えれば、応力集中領域は、荷重を受けた部材の特定の領域における応力を増大させて、荷重を受けた部材の残りの部分が塑性変形する前に応力集中領域で荷重を受けた部材を降伏または塑性変形させることができる。本明細書で用いる語「降伏」は、通常は、これを超えると材料が完全に弾性的に振舞わなくなる最大の応力および／または歪みの点を指す。しかし、例えば、ここで記載する材料が従来の降伏点を有していない様々な実施形態も考えられる。このような材料として、応力を受けるとすぐに塑性変形する材料および／または識別できる降伏点を有していない超弾性材料を挙げることができる。これらの材料として、上記した成形工程の際に大きく歪み変形可能なニチノールなどの形状記憶合金を挙げることができる。一般に、技術者は、所望のゴールを達成するために応力集中領域を排除しようとするが、本発明の開示によれば、応力集中領域を、上記のゴールを達成するために用いることができる。

【0144】

様々な実施形態では、図108 - 図110を参照すると、ステープル1329は、ベース部分1331と、このベース部分1331から延びた2つの変形可能な脚1333を含む。各脚1333は、実質的に丸い断面を有する第1の部分1335と、実質的に平坦な断面を有する第2の部分1337を含むことができる。少なくとも1つの実施形態では、脚1333およびベース1331は、実質的に平坦な部分1337を形成するために、その端部が印圧加工または成形される金属ワイヤからなる。当分野で知られているように、金属ワイヤの印圧加工または成形は、図108に例示されている「U」型にワイヤが曲げられる前および／または後で打抜きプレスで行うことができる。図110を参照すると、脚1333は、平坦な部分1337が組織をステープル内に固定するために曲がるが、丸い部分1335が実質的に曲がっていない状態を維持するように構成されている。使用の際、結果として、ステープル1329は、比較的厚い組織を固定するために用いることができる。具体的には、実質的に曲がらない部分1335により、比較的厚い組織を丸い部分1335間に受容することができ、平坦部分1337がこれらの間に組織を維持するために曲がることことができる。平坦部分1337が変形する程度は、通常は、ステープル内に保持される組織の厚みによって決まる。

【0145】

様々な実施形態では、図111を参照すると、ステープル1441は、テーパ構造を有する変形可能な脚1443を含むことができる。具体的には、ステープルの脚1443は、先端部分1445の断面よりも大きい断面を有するベース部分1444を含むことができる。使用の際、上記と同様に、ステープル1441は、ベース部分1444が、その比較的太い断面によって実質的に曲がらない状態で維持され、先端部分1445が曲がって組織をステープル内に維持するため、比較的厚い組織を受容することができる。他の様々な実施形態では、図112を参照すると、ステープル1446は、脚1449のある部分の湾曲を可能にし、別のある部分の部分的な湾曲を可能にし、他の部分を実質的に曲がっていない状態の維持を可能にするいくつかの段部分1447および1448を含むことができる。段部分の適切な数および構造は、固定する組織の種類および／または厚みに対応できるように選択することができる。

【0146】

図113および図114を参照すると、ステープル1340に類似したステープル13

10

20

30

40

50

50は、クラウン1302および変形可能な脚1344を含む。ステープル1340は、上記したように、少なくとも1つの実施形態では、変形可能な脚1344とクラウン1302との間で組織を圧迫するように構成されている。しかし、例えば、組織が極めて薄い適用例では、変形可能な脚1344とクラウン1302との間での組織の十分な圧迫は、達成が困難であり、例えば、組織と脚1344との間に間隙が生じることがある。このような適用例では、間隙を埋めるだけではなく、クラウンおよび／または変形可能な部材の少なくとも一方に対して組織を圧迫する追加の部材を組織と変形可能な部材および／またはクラウンとの間に設けることが望ましいであろう。

【0147】

図113および図114を参照すると、ステープル1350は、様々な実施形態では、変形可能または圧縮可能な部材1352を含むことができる。上記したように、図114を参照すると、圧縮可能な部材1352は、組織1353を変形可能な脚1344に向かって付勢することができる。この圧迫により、組織1353内の管腔または血管が圧迫され、これにより血管内の血流が遅くなる。少なくとも1つの実施形態では、圧縮可能な部材1352は、圧縮されても全体的に弾性である、すなわち圧縮可能な部材1352に対する応力が増大または解放されると歪みが相応に線形に増大または減少する。言い換えれば、これらの弾性の実施形態では、圧縮可能な部材1352は、実質的にばねのように機能することができる。しかし、少なくとも1つの実施形態では、圧縮可能な部材1352は、押し込み可能とすることができる、すなわち圧縮されると圧縮可能な部材1352の全てではないにしても少なくとも一部が永久変形し、圧縮可能な部材1352に対する応力が増大または解放されても必ずしも相応に線形に歪むわけではない。様々な実施形態では、圧縮可能な部材1352は、発泡体から形成することができる。発泡体は、吸収性または非吸収性とすることができる。発泡体は、限定するものではないが、ポリグリコリドトリメチレンカーボネートコポリマー (polyglycolide trimethylene carbonate copolymer)、ポリグリコール酸、カプロラクトン／グリコリド、EPTFE、およびウシ心膜などの合成材料および／または哺乳動物由来材料から形成することができる。さらに、少なくとも1つの実施形態では、圧縮可能な部材1352は、弾性的に変形可能な第1の部分および塑性変形可能な第2の部分を含むことができる。

【0148】

図115および図116を参照すると、ステープル1360は、収縮可能なばね部材1362を含むことができる。収縮可能なばね部材1362は、複数の第1の弾性部材1363および第2の弾性部材1364を含むことができる。第1の各弾性部材1363は、第1の各弾性部材1363から延びた突出部1365を含む弧状の形状を含むことができる。突出部1365は、第2の各弾性部材1364から延びた対応する突出部1366に接触する大きさおよび構造に形成されている。具体的には、第1の弾性部材1363および第2の弾性部材1364は、互いに積み重ね可能に構成されており、圧縮荷重がこのようなスタックにかかる、と第1および第2の弾性部材が平坦になって、弾性部材のスタックが「収縮する」。例示されている実施形態では、収縮可能なばね部材1362は、ファスナー1367および1368をさらに含む。図115を参照すると、ファスナー1367は、近接する第1の弾性部材1363と第2の弾性部材1364の中心部分を連結して、弾性部材が互いに外れるまたはずれるのを防止する。同様に、ファスナー1368も、収縮可能なばね部材1362がクラウン1302から外れるのを防止することができる。使用の際、収縮可能なばね部材1362は、変形可能な部材とクラウンとの間の組織に圧迫荷重を加えることができる。

【0149】

図117および図118を参照すると、ステープル1370は、片持ちばね1372を含むことができる。片持ちばね1372は、クラウン1302に取り付けられた第1の端部1373と、第1の端部1373に対して自由に動くことができる第2の端部1374を含む。使用の際、ばね1372と変形可能な脚1344との間で組織が圧迫されると、ばね1372は、組織に対して上方の付勢力すなわち圧迫力を加えることができる。具体

10

20

30

40

50

的には、変形可能な脚 1 3 4 4 が変形されて組織を押すと、ばね 1 3 7 2 の第 2 の端部 1 3 7 4 が、第 1 の端部 1 3 7 3 に対して下方に移動することができる。この撓みにより、ばね部材 1 3 7 2 は、位置エネルギーを蓄積し、組織に対して上方の力を加えることによってこの位置エネルギーを放出し、これにより組織がばね部材 1 3 7 2 と変形可能な脚 1 3 4 4 との間で圧迫される。代替の実施形態では、図 1 1 9 - 図 1 2 1 を参照すると、ステープル 1 3 8 0 のばね部材 1 3 8 2 は、それぞれがクラウン 1 3 0 2 に取り付けられた第 1 の端部 1 3 8 2 および第 2 の端部 1 3 8 4 を有することができる。少なくとも 1 つの実施形態では、ばね 1 3 7 2 および 1 3 8 2 は、例えば、クラウン 1 3 0 2 と一体成形することができる。このような実施形態では、ばね 1 3 7 2 および 1 3 8 2 は、治癒過程に亘って、材料が溶解して、ばね 1 3 7 2 および 1 3 8 2 の付勢力が減少するように、溶解性、生体吸収性、または生体碎屑性材料から形成することができる。結果として、失血の抑制が重要である初期治癒段階で比較的大きい圧迫力を加えることができ、組織の再生が重要である後期治癒段階で比較的小さい圧迫力を加えることができ、後期治癒段階でステープル内の組織の膨張および成長が可能である。

10

【0150】

他の様々な実施形態では、例示されていないが、ステープルのクラウンと圧縮可能な部材との間に組織を配置して圧迫することができる。このような実施形態では、変形可能な部材は、結果として変形可能な脚と組織との間で圧迫される圧縮可能な部材に対して変形される。

【0151】

20

図 1 2 2 および図 1 2 3 を参照すると、ステープル 1 4 0 0 は、クラウン 1 4 0 2、第 1 の変形可能な部材 1 4 0 4、および第 2 の変改可能な部材 1 4 0 6 を含む。変形可能な部材 1 4 0 4 および 1 4 0 6 はそれぞれ、例示されている実施形態では、1 本の連続的なワイヤからなるベース 1 4 0 8、変形可能な脚 1 4 1 0、および第 2 の脚 1 4 1 2 を含む。他の様々な実施形態では、ステープル 1 4 0 0 は、ここに開示する本発明のゴールを達成するために任意の他の適当な要領で構成することができる。例示されている実施形態では、部材 1 4 0 4 と 1 4 0 6 は、これらの部材 1 4 0 4 および 1 4 0 6 のベース 1 4 0 8 にオーバーモールドされた材料によって互いに連結されている。様々な実施形態では、このような材料として、例えば、エシコン社 (Ethicon, Inc.) が販売する V i c r y l および P D S などの溶解性、生体吸収性、または生体碎屑性材料を挙げることができる。本明細書に用いる語「溶解性」、「生体吸収性」、および「生体碎屑性」は全て、一般に、例えば、患者に移植された後、少なくとも部分的に体に同化できる材料を指す。

30

【0152】

使用の際、ステープル 1 4 0 0 は、例えば、ステープラによって患者の軟組織に挿入することができ、図示 1 2 4 に例示されている構造に変形させることができる。具体的には、例示されている実施形態では、変形可能な部材 1 4 0 4 および 1 4 0 6 は、脚 1 4 1 0 の端部 1 4 1 1 がクラウン 1 4 0 2 に近接するようにステープラのアンビルによって変形させることができる。ステープル 1 4 0 0 が組織内に植え込まれると、クラウン 1 4 0 2 は、分解、溶解、および劣化し始める。具体的には、図 1 2 5 を参照すると、クラウン 1 4 0 2 の生体吸収性材料は、図 1 2 6 に例示されているように第 1 の部材 1 4 0 4 と第 2 の部材 1 4 0 6 が互いに分離する点まで劣化することができる。第 1 の部材 1 4 0 4 と第 2 の部材 1 4 0 6 が分離したら、これらの部材は互いに対して移動することができる。クラウン 1 4 0 2 が十分に溶解するのに必要な時間は、クラウン 1 4 0 2 の使用材料および/または大きさによって決まる。例えば、V i c r y l (商用名) で販売されているポリグラチン 9 1 0 (polyglatin 910) は、7 ~ 1 4 日間で分解することができる。

40

【0153】

様々な実施形態では、溶解性クラウン 1 4 0 2 は、いくつかの治療の利点を提供することができる。例えば、ステープル 1 4 0 0 が取り付けられた当初は、変形可能な部材 1 4 0 4 および 1 4 0 6 が、ステープル内の組織をクラウン 1 4 0 2 に対してかなり圧迫することができる。ある適用例では、この圧迫は、組織からの出血を制限するのに望ましいで

50

あろう。クラウン1402が劣化すると、変形した部材1404および1406とクラウン1402との間の間隙が増大し、これにより組織に作用する圧迫力が弱まる。ある適用例では、治癒過程の圧迫力の緩和により、組織が、一定期間に亘ってゆっくりと拡張して正常な厚みに戻る。一部の実施形態では、クラウン1402は、当初は拡張して、溶解するまでステープル内に保持された組織を圧迫する親水性材料でコーティングすることができる。このような実施形態では、親水性材料は、周囲の組織および流体から水分を吸収して膨張する。上記に加えて、ステープル1400は、組織内に挿入されると極めて硬く、いくつかのステープルが組織内に挿入されると組織が治癒過程の際に動いて膨張することができない。しかし、ステープル1400のクラウン1402が溶解した後は、ステープルの変形可能な部材1404と1406が共に内側の組織を保持しながら互いに対して移動することができる。

10

【0154】

様々な実施形態では、変形可能な部材1404および1406は、実質的に非溶解性または非生体吸収性材料から形成することができる。他の実施形態では、変形可能な部材1404および1406の少なくとも一方は、例えば、マグネシウムや鉄などの溶解性、生体吸収性、または生体碎屑性材料から形成することができる。少なくとも1つの実施形態では、鉄は純鉄である。いずれの場合も、部材1404および1406の溶解性材料は、クラウン1402の溶解性材料と同じ、遅い、または速い速度で溶解するように選択することができる。例えば、クラウン1402の材料は、変形可能な部材1404および1406がともに組織を保持している間に、この材料が完全に溶解するように選択することができる。さらに、様々な実施形態では、第1の変形可能な部材1404の材料は、第2の変形可能な部材1406の材料よりも速く溶解するように選択することができる。したがって、このような実施形態の変形可能な部材は、組織の交互の解放を可能にすることができる。さらに、様々な実施形態では、詳細を後述するように、少なくとも2つの近接したステープル1400を、ステープルが組織に取り付けられる前および／または後にブリッジによって連結することができる。このような実施形態では、第1のステープルは、この第1のステープルに取り付けられた第2のステープルの材料よりも速く溶解する生体吸収性材料から形成することができる。同様に、これらのステープルを連結するブリッジは、第1および第2のステープルと同じ速度および／または異なる速度で溶解する材料から形成することができる。このような実施形態では、第1のステープルは、組織の交互の解放を可能にするために第2のステープルの前に溶解することができる。

20

30

【0155】

上記したステープルを用いて、切除または損傷した組織の強度が健康な組織の強度に近づくように、組織を近接させる、すなわち切除または損傷した組織を固定することができる。このために、組織を近接させるための方法は、溶解性材料および非溶解性材料からなる外科ステープルで組織を縫合して第1の状態に組織を近接させること、溶解性材料を溶解させて残りの非溶解性材料が第2の状態に組織を近接させることを含むことができる。少なくとも1つの実施形態では、第2の状態における組織の近接は、第1の状態における組織の近接よりも柔軟である。

【0156】

40

上記に加えて、図132を参照すると、クラウン1402は、少なくとも2つのオーバーモールドまたはコモールド材料 (co-mold material) から形成することができる。具体的には、クラウン1402は、例えば、変形可能な部材1404および1406にオーバーモールドされた第1の材料1435と、第2の材料1436にオーバーモールドされた第2の材料1436から形成することができる。この実施形態では、第2の材料1436は、迅速に溶解して、変形可能な部材1404および1406が治癒過程の初期に互いに分離できるように構成することができる。しかし、第1の材料1435は、第2の材料1436が完全に溶解した後でも、クラウン1302が組織に引き続き圧迫力を加えるようにするために、第2の材料1436よりも速い速度で溶解するように選択することができる。少なくとも1つの実施形態では、第1の材料1435は、変形可能な部材1404お

50

よび1406に対して射出成型し、第2の材料1436が第1の材料1435に射出成型される前に硬化および／または実質的に固化することができる。他の様々な実施形態では、第1の材料1435および第2の材料1436は、実質的に同時または迅速に連続的に変形可能な部材1404および1406に対して射出成型することができる。このような実施形態では、第1および第2の材料は、ともに化学結合して第1の材料と第2の材料との間に十分な強度を提供するため、第1の材料と第2の材料が互いに分離されずにステープルを取り扱うことができる。他の実施形態では、第1および第2の材料は、同じ結果を達成するために機械的にインターロックする構造を形成することができる。

【0157】

図123に例示されている実施形態では、クラウン1402は、部分1416と1418との間に縮小された断面1414を含むことができる。使用の際、中間部分1414は、部分1416および1418よりも小さい断面を有するため、部分1416および1418よりも先に完全に溶解することができ、これによりクラウン1402が完全に溶解する前に第1の部材1404が第2の部材1406から分離することが可能となる（図125）。少なくとも1つの実施形態では、部分1414、1416、および1418の断面は、変形可能な部材1404および1406が治癒過程の所望の段階で分離するように選択することができる。少なくとも1つの実施形態では、図133を参照すると、クラウン1402は、刻み部分のクラウン1402の厚みを減少させる刻みマーク1437を含むことができる。このような実施形態では、刻みマークは、クラウン1402が変形可能な部材1404および1406にオーバーモールドされる際に形成するか、またはその後20に切断器具によって形成することができる。刻みマーク1437により、クラウン1402は、溶解する際に、場合によっては体によってより容易に吸収されるいくつかの小片に離散することができる。少なくとも1つの実施形態では、図134を参照すると、クラウン1402は、隆起部分1439の間に複数のポケット1438を含むことができる。使用の際、隆起部分1439の間の材料が溶解して、変形可能な部材1404と1406との間に格子またはグリッド状の隆起部分1439が残る。

【0158】

少なくとも1つの実施形態では、クラウン1402は、少なくとも1つの治療薬から形成されている。このような実施形態では、溶解性材料が劣化すると、治療薬が、周囲組織によって吸収されうる。ある実施形態では、治療薬は、治癒過程に徐々に放出されるように溶解性材料全体に分散されているが、他の実施形態では、治療薬は、治癒過程の特定の段階で治療薬の投薬量を増大させるために、溶解性材料全体に不均一に分散させる、内部に層状に設ける、かつ／または溶解性材料の表面に設けることができる。30

【0159】

少なくとも1つの実施形態では、を吸収性ステープルに吸収性絶縁体設けることにより、例えば、電気焼灼器が生体内原位置で使用されているときにステープルの列に沿ったアーカ放電の可能性が低減される。ステープルの吸収性絶縁体すなわちクラウンは、各ステープルの上部が通常の使用条件下で非導電性であるため、電流がステープル間をジャンプするのを実質的に防止する。結果として、組織が損傷する可能性が低減される。

【0160】

使用の際、上記したように、図127および図128を参照すると、ステープル1400の変形可能な部材1404および1406は、ステープラ1422のアンビル1420によって変形される。具体的には、変形可能な部材1404および1406の端部1411は、アンビル1420の凹部1424内に受容され、これらの部材1404および1406がアンビル1420によって変形される際にクラウン1402に向かって案内される。図129および図129Aを参照すると、凹部1424は、変形可能な部材1404および1406の両端部を部材1412およびベース1408の平面から出す構造を含むことができる。具体的には、図130および図131を参照すると、各凹部1424は、図131に例示されているように端部1411を初めに横方向、次に下方に変形させて、変形可能な脚1410の底部に沿って変形可能な脚1410の上部をカールさせるように配40

置された複数の平坦な表面を含む。図130および図131を参照すると、凹部1424は、表面1426および1428を含み、これらの表面は、間に頂部1430を形成している。表面1426、表面1428、および頂部1430は、例えば、変形可能な部材1406の端部1411を受容するように構成されている。アンビル1420によって十分な圧力が加えられると、変形可能な部材1406の脚1410は、頂部1430内でカールされる。その後、脚1410がさらに変形されると、脚1410は、凹部1424の表面1428と1434との間にある頂部1432に接触する。図131に例示されているように、頂部1432は、変形可能な部材1406を所望の形状に変形させるのを助ける。上記のアンビルは、ステープル1400に関連して説明したが、このようなアンビルは、本明細書の開示する適当なステープルを含む他の異なる構造のステープルを変形させるために用いることもできる。

10

【0161】

図96および図97を参照すると、ステープル1300は、一体型のステープルのクラウンとドライバを含む。具体的には、図105を参照すると、クラウン1302は、カムスレッド78によって直接駆動されるように構成されている。使用の際、詳細を上記したように、カムスレッド78は、図105に例示されている位置からステープルカートリッジ1326の遠位端部1327に向かってステープルカートリッジ1326内を前進する。カムスレッド78がこの方向に移動すると、ステープル1300は、カムスレッド78によってアンビル1316に向かって連続的に持ち上げられる。従来の外科ステープラでは、カムスレッドとステープルとの間に別個のドライバが配置されていた。しかし、本発明は、ステープル1300をカムスレッド78によって直接押し上げることができる機能構造をクラウン1302に含めることによってこのような従来のシステムを単純化している。具体的には、図96および図97を参照すると、クラウン1302は、このクラウン1302がカム面1330を滑り上がるようにカムスレッド78の角度が付いた表面1330と協働するように構成された傾斜面1328を含む。例示されている実施形態では、傾斜面1328およびカム面1330は、水平線に対して約30度の角度を成している。結果として、この実施形態では、傾斜面1328は、カム面1330の同一平面上に支持されるが、傾斜面1328とカム面1330が同じ角度に合わされていない実施形態も可能である。さらに、本発明は、角度が30度の実施形態に限定されるものではない。それどころか、1または複数の任意の適当な角度を用いることができる。

20

30

【0162】

図96および図97を参照すると、ステープル1300のベース1301は、例示されている実施形態では、クラウン1302内に埋め込まれている。具体的には、クラウン1302は、ベース1301を緊密に取り囲むようにベース1301にオーバーモールドすることができる。この実施形態では、ベース1301は、クラウン1302によって覆われ取り囲まれている。他の様々な実施形態では、クラウン1302は、別個に製造してからベース1301に取り付けることができる。いずれの場合も、ベース1301および／または変形可能な部材1304および1306は、クラウン-ドライバ1302に少なくとも部分的に埋め込むことができる。結果として、ステープル1300は、従来の設計よりも大きい変形可能な部材1304および1306を含むことができる。このような実施形態では、上記の結果として、ステープル1300は、クラウン1302の組織接触面1336と変形可能な部材との間により大きな組織を受容することができる。一実施形態では、クラウン-ドライバ1302は、上記したように、溶解してステープル1300内で圧迫された組織の膨張および成長を可能にする溶解性または生体吸収性材料から形成することができる。様々な実施形態では、上記したように、クラウン-ドライバ1302は、体内の水分にさらされると膨張してステープル内の組織をさらに圧迫する疎水性材料から形成するか、または疎水性材料によってコーティングすることができる。さらに、上記と同様に、クラウン-ドライバ1302は、クラウン1302と組織との間の接触領域を増大するように構成することができる。一部の実施形態では、この接触領域を増大させることにより、組織表面における局所的な応力が低減され、例えば、組織の壊死の可能性を減

40

50

小さらせることができる。

【0163】

上記したように、一体型のステーブルのクラウンとドライバは、ステーブルを止める際に必要な構成要素の数を減らすことができる。結果として、本発明に従った実施形態は、ステーブル止めシステムを製造するためのコストおよび／または製造時間を低減することができる。さらに、別個のドライバの構成要素を排除することにより、ステーブルとカムスレッドとの間の整合がずれる可能性を低減することができる。

【0164】

本発明の代替の実施形態では、図135を参照すると、各ステーブル1450は、クラウン1451と、このクラウン1451から延びた2つの変形可能な脚1452を含む。図135を参照すると、ステーブル1450のクラウンは、ブリッジ1455によって互いに連結することができる。上記と同様に、クラウン1451とブリッジ1455は、ステーブル脚1452に一体成形することができる。また、上記と同様に、クラウン1451は、カムドライバ1462の角度が付いた表面1454と協働するように構成することができる傾斜面1453（図139を参照）を含むことができる。上記したように、カムドライバ1462は、ステーブルカートリッジ1457の対向したデッキ1456に配置されたアンビルに向かってステーブル1450を連続的に押し上げるように構成されている。詳細を後述するように、ブリッジ1455は、ステーブル1450が取り付けられた後でもステーブル1450を連結するように構成することができる。あるいは、ステーブルカートリッジ1457は、ステーブルが取り付けられるとブリッジ1455を切断してステーブル1450を分離する剪断部材を含むことができる。

【0165】

ステーブルカートリッジ1457は、図136 - 図138を参照すると、ステーブル1450を受容するように構成されたキャビティ1458をさらに含む。少なくとも1つの実施形態では、キャビティ1458は、クラウン1451のスロット1460内に適合する大きさおよび構造のキー1459を含む。具体的には、スロット1460およびキー1459は、この実施形態では、ステーブルカートリッジ1457に対するステーブル1450の運動を実質的に線形の運動、すなわちこの実施形態では、上方および／または下方の運動に実質的に限定するように構成されている。このような構成により、ステーブル1450がキャビティ1458内に詰まる、またはキャビティ1458に対して整合がずれる可能性を低減することができる。代替の実施形態では、キャビティ1458は、スロットを含むことができ、ステーブル1450はキーを有することができる。

【0166】

表面1453は、傾斜面として本明細書に記載したが、表面1453は、平坦な表面に限定されるものではない。それどころか、表面1453が、湾曲している、丸みが付けられている、直線状である、かつ／または様々な構造を有するいくつかの実施形態も考えられる。いずれの場合も、表面1453は、上記したように、カムスレッド1462と協働してステーブル1450を取り付けるように構成されている。同様に、カムスレッド1462の表面1454は、平坦な表面に限定されるものではない。それどころか、表面1454は、湾曲させる、丸みを付ける、曲線にすることができ、かつ／または任意の他の適

【0167】

ステーブルカートリッジ1500は、図140を参照すると、ステーブルストリップ1504を受容するための凹部1502を含む。図140および図141を参照すると、ステーブルストリップ1504は、ブリッジ1508によって互いに連結された多数のステーブル1506を含む。凹部1502は、内部にステーブル1506を受容する大きさおよび構造の多数のポケット1510を含む。少なくとも1つの実施形態では、ステーブル1506は、凹部1502のノッチ1514の側壁に対して付勢される大きさおよび構造の変形可能な部材1512を含む。具体的には、変形可能な部材1512は、通常の使用条件下でステーブルストリップ1504が凹部1502内に維持されるようにステーブル

1506とポケット1510との間にプレス嵌めが画定されるように構成することができる。しかし、この実施形態では、ステープルストリップ1504は、適度な力を加えることで凹部1502から排出することができる。

【0168】

図140に例示されているように、凹部1502は、ストリップ1504を上面1516の凹部1502に整合させて、ストリップ1504を図141に例示されている位置に押し込んでステープルストリップ1504をステープルカートリッジ1500内に挿入できるように、ステープルカートリッジ1500の上面1516に対して開口している。図141を参照すると、凹部1502は、ブリッジ1508を受容する大きさおよび構造の近接するポケット1510間に凹部セクション1518をさらに含む。図140 - 図143に例示されている実施形態では、ブリッジ1508は、ポケット1510内に挿入されているときに近接するステープル1506同士が互いに移動できるように構成されている。したがって、ブリッジ1508は、ストリップ1504と凹部1502との整合において、寸法差および／または製造誤差を許容することができる。具体的には、各ブリッジ1508は、ブリッジ1508の部分1522同士の互いに対する移動を可能にするように構成された湾曲部分1520を含むことができる。

10

【0169】

例示されている実施形態では、各ステープル1506の変形可能な部材は、「U」および／または「V」型に曲げることができる1本の連続したワイヤを含む。クラウン1513は、この実施形態では、ワイヤがクラウン1513内に埋め込まれてクラウン1513によって支持されるようにワイヤの一部のオーバーモールドすることができる。加えて、図143に例示されているように、ブリッジ1508は、クラウン1513がワイヤにオーバーモールドされるときにクラウン1513と一体成形することができる。結果として、ブリッジ1508およびクラウン1513は、この実施形態では、例えば、プラスチックからなる一体の連続した本体を含むことができる。例示されていないが、ブリッジ1508およびクラウン1513は、様々な実施形態では、ステープルに取り付けられる1または複数の別個の構成要素として成形することができる。このような実施形態では、ステープルのワイヤは、例えば、別個に成形された構成要素の凹部内にプレス嵌め、かつ／または接着することができる。

20

【0170】

使用の際、図144を参照すると、スレッド78は、前方に移動する際にステープル1506を、対向した上面1516に配置されたアンビルに向かって押し上げる。スレッド78の表面1523に角度が付けられているため、例えば、ステープル1506a - 1506eは、順次増分的に押し上げられる。具体的には、ステープル1506aおよび1506bは、これらがスレッド78によって押し上げられている間、いかなる時も表面1516に対して異なる高さに押し上げることができる。この相対位置の差に対応するために、ブリッジ1508aは、ステープル1506aが取り付けられるときにブリッジ1508aが破壊されないように可撓性とすることができる。ブリッジ1508aは、図144に例示されている実施形態では、ステープル1506aおよび1506bの取付けの際および患者の初期の治癒過程の間、ブリッジ1508aがステープル1506aおよび1506bに取り付けられた状態に維持されるように構成することができる。

30

40

【0171】

他の様々な実施形態では、図145 - 図147を参照すると、ステープル1506は、ブリッジ1526によって互いに連結してステープルストリップ1528を形成することができる。ブリッジ1508と同様に、ブリッジ1526は、上記したようにクラウン1513が変形可能な部材1512にオーバーモールドされるときにクラウン1513と一体成形することができる。しかし、ブリッジ1526は、ブリッジ1508とは異なり、ブリッジ1526が接触している2つの近接するステープル1506の少なくとも一方から分断できるように構成することができる。具体的には、図146および図147を参照すると、ブリッジ1526は、このブリッジ1526の断面の太さおよび強度を低減する

50

ように構成されたノッチ1530を備えることができる。使用の際、図147を参照すると、ステープル1506aがステープル1506bに対して上方に押し上げられる際に、ブリッジ1526aをステープル1506aから分断することができる。言い換えれば、ステープル1506aが上方に押し上げられるときに、ステープル1506aがステープル1506bから引き離されることでブリッジ1526a内に生じる応力により、ブリッジ1526a、特にノッチ1530を備えたブリッジ1526aの部分で分断することができる。

【0172】

例示されている実施形態では、ブリッジ1526aは、ステープル1506bが取り付けられた後もステープル1506bに取り付けられた状態に維持することができる。他の実施形態では、ブリッジ1526aは、ステープル1506aに取り付けられた状態に維持することができる。いずれの場合も、ノッチ1530は、ブリッジ1526が所望のステープルに取り付けられた状態で維持されるように設計することができる。他の実施形態では、ブリッジ1526は、近接する両方のステープル1506から分離されて、ステープルカートリッジ1500および／またはスレッド78内のキャビティ（例示していない）内に落下することができる。このような実施形態では、分離されたブリッジ1526は、ステープルカートリッジを除去することによって、かつ／またはステープルカートリッジおよび／またはスレッドのアクセスパネルによって分離されたブリッジ1526を除去することによって、ステープラから除去することができる。様々な実施形態では、ノッチ1530は、全てのブリッジ1526に設けられているわけではない。このような実施形態では、ステープルが取り付けられた後、いくつかのステープルを互いに取り付けられた状態で維持し、他のステープルを分離することができる。このような実施形態では、組織に挿入されたときのステープルの列の剛性は、ステープルが取り付けられたままにするか分離されるかを選択的に交互させて制御することができる。

【0173】

図146を参照すると、ブリッジ1526は、クラウン1513の上面と実質的に同一面にある実質的に平坦な上面1532を含むことができる。ブリッジ1526は、その最も厚い部分がステープル1506に近接するように、ブリッジ1526の底部に実質的に弧状の表面、すなわちローブ1534をさらに含むことができる。この構造により、ステープルストリップ1528の全体の撓みが低減され、ステープルストリップ1528をステープルカートリッジ内に挿入しやすくなっている。他の実施形態では、図148 - 図150を参照すると、ブリッジ1536は、上方に面した、すなわちブリッジ1526に面する方向とは反対方向にあるローブ1534を有することができる。平坦な表面1532を有するブリッジ1526および1536の構造の代わりとして、ブリッジは、その両側面に弧状構造を含むことができる。このような実施形態では、図142および図143の実施形態と同様に、ブリッジは、近接するステープル1506間の一定の相対運動を可能にするために撓むことができる。

【0174】

様々な他の実施形態では、図151 - 図157を参照すると、ステープルストリップは、ステープルカートリッジの底部からステープルカートリッジ内に装着することができる。例えば、図155 - 図157を参照すると、ステープルカートリッジ1550は、それぞれステープルストリップ1540および1542を受容する大きさおよび構造のキャビティ1552および1554を含む。使用の際、ステープルストリップ1540および1542を、底面1551の開口1555および1557に整合させて、キャビティ1552および1554のそれぞれに挿入する。様々な実施形態では、ステープルストリップ1540および1542は、キャビティ1552および1554内にプレス嵌めされるように構成することができる。このような実施形態では、上記と同様に、変形可能な部材1512が、キャビティの側壁に係合して、ステープルストリップ1540および1542をステープルカートリッジ1550内に維持することができる。様々な実施形態では、ステープルストリップ1540および1542のクラウン1513および／またはブリッジ1

538は、キャビティ1552および1554の側壁に摩擦嵌めで係合するような寸法にすることができる。他の実施形態では、ステーブルカートリッジ1550およびステーブルストリップ1540および1542は、ステーブルストリップをステーブルカートリッジ内に維持する協働移動止め構造を含むことができる。キャビティ内に挿入したら、ステーブルストリップ1540および1542のステーブル1541を、これらの変形可能な部材1512の一部が上面1553の開口1559および1561から突き出るように配置することができる。ステーブル1541の変形可能な部材1512は、図151に例示されているように、クラウン1513から実質的に垂直に延びることができる

【0175】

上記と同様に、図155および156を参照すると、ステーブルストリップ1540および1542を、キャビティ1552および1554を介して対向した上面1553に配置されたアンビルに向かって、図155に例示されている第1の位置から図156に例示されている第2の位置に上方に前進させることができる。ステーブルストリップ1540および1542が、図153に例示されている位置まで前進したら、ブリッジ1538を、ステーブルカートリッジ1550の切断部材1560に対して押圧することができる。次に、ステーブルストリップをさらに上方に押して、切断部材1560により、上記したように、ブリッジ1538を1または複数のステーブル1541から分断することができる。図154を参照すると、キャビティ1552内の切断部材1560は、この切断部材から延びた突出部1562を備えており、この突出部1562は、ブリッジ1538を位置1564（図151）でクラウン1531から分断するように構成されている。

【0176】

ここに開示するいずれの実施形態でも、ステーブルにオーバーモールドしてクラウン1513、ブリッジ1526、および／またはブリッジ1508を形成する材料は、溶解性、生体吸収性、または生体碎屑性材料から構成することができる。さらに、上記と同様に、様々な実施形態では、生体吸収性材料は、例えば、生体吸収性材料に混合されるか、またはコーティングされる少なくとも1種類の治療薬を含むことができる。上記と同様に、様々な実施形態では、ドライバは、ステーブルのクラウンに結合する、かつ／またはこのクラウンと一体成形することができる。

【0177】

代替の実施形態では、ステーブルは、例えば、ストリップの代わりに「パック (puck)」構造に連結することができる。様々な実施形態では、図158を参照すると、ステーブルパック1571および1572は、ブリッジ1574および1575によって相互連結されたステーブル1506を含む。ステーブルパック1571は、2つのブリッジ1574と2つのブリッジ1575によって相互連結された5つのステーブル1506を有する。図158に例示されているように、ブリッジ1575は、クラウン1513が互いに実質的に同一平面になるように近接するステーブル1506を連結しているが、ブリッジ1574は、クラウン1513の上面が互いに垂直方向にずれるように近接するステーブル1506を連結している。同様に、ステーブルパック1572は、2つのブリッジ1574と2つのブリッジ1575によって相互連結された4つのステーブル1506を含む。

【0178】

図159および図159Aを参照すると、ステーブルカートリッジ1576は、ステーブルパック1571を受容する大きさおよび構造のキャビティ1577と、ステーブルパック1572を受容する大きさおよび構造のキャビティ1578を含む。図160を参照すると、ステーブルカートリッジ1576は、それぞれがステーブルパック1571および1572を支持する大きさおよび構造のドライバ1579および1580をさらに含む。具体的には、図161 - 図163を参照すると、ドライバ1579および1580は、ステーブルパック1571および1572が支持される切断部材1581を含むことができる。キャビティ1577および1578内に挿入されると、図163に示されているように、ブリッジ1574および1575は、切断部材1581の上に配置されている。使用の際、上記したように、ドライバ1579および1580が、カムスレッドによってス

テーブルカートリッジ1576のデッキ1582に向かって押し上げられる。しかし、図163を参照すると、ドライバ1579および1580がブリッジ1574および1575に接触し、ステープルパック1571および1572の上方への移動がテーブルカートリッジ1576によって防止されると、ドライバ1579および1580の上方へのさらなる移動により、切断部材1581がブリッジ1574および1575を分断してステープル1306を分離する。ブリッジ1574および1575が分断されると、ドライバ1579および1580の支持面1582が、上記したように、ステープル1306をアンビルに向かって上方に押すように構成されている。図164および図164Aを参照すると、代替のステープルカートリッジ1583は、ステープルパックの代替の構造を受容する大きさおよび構造の凹部を有するとして例示されている。

10

【0179】

本発明の少なくとも1つの代替の実施形態では、図165および図166を参照すると、ステープルパック1584および1585は、例えば、ステープル1587を相互連結するブリッジ1586が、そこから延びた切断部材1588を含むように構成することができる。この実施形態では、図167を参照すると、切断部材1588は、ステープルカートリッジ1590のデッキ1589を切断するように構成することができる。具体的には、ステープルパック1585が、例えば、カムスレッド1591によって押し上げられると、切断部材1588は、ステープルを止めるときにパック1585がデッキ1589よりも上に押し上げられるようにデッキ1589を分断することができる。結果として、ステープル1587を、ステープルカートリッジ1590が手術部位から取り除く前に、ステープルカートリッジ1590から完全に排出することができる。代替の実施形態では、図示されていないが、ステープルカートリッジは、切断部材1588がステープルカートリッジのデッキ1589を切断した後に、ブリッジ1586および／または切断部材1588からステープル1587を分離する切断部材を含むことができる。上記と同様に、ブリッジ1589は、カムスレッド1591と協働するように構成された傾斜面1592を含むことができる。

20

【0180】

図168を参照すると、各ステープル1465は、第1の変形可能な脚1466、第2の変形可能な脚1467、およびこれらの変形可能な脚1466と1467を連結しているベース1468を含むことができる。脚と実質的に同一平面にあるベースを有する従来のステープルとは異なり、ベース1468は、脚1466および1467によって画定された平面に対して垂直である少なくとも1つの方向に延びることができる。具体的には、ベース1468は、脚1466および1467から横方向に延びて、互いに所定の角度をなす第1の部分1469および第2の部分1470を含むことができる。この実施形態では、図169を参照すると、第1の部分1469は、第2の部分1470に対して約90度の角度を成している。しかし、本発明は、90度の角度に限定されるものではなく、任意の適当な角度を用いることができる。具体的には、第1の部分1469と第2の部分1470との間の角度は、一部の実施形態では、90度を超える角度にすることができ、他の実施形態では、90度未満にすることができ、さらに、他の実施形態では、ベース1468は、いくつかの実質的に線形のセグメントおよび／または湾曲部分を含むことができる。

30

40

【0181】

ステープル1465は、ベース1468に対してオーバーモールドされたクラウン1471をさらに含むことができる。具体的には、上記したベース1468の構造により、クラウン1471も、脚1466と1467との間に画定された平面に対して垂直に延びることができる。図168および図169を参照すると、クラウン1471は、組織を支持する大きさおよび構造の組織接触面1472を含むことができる。組織接触面1472は、クラウン1471の構造により、従来のステープルの組織接触面よりも大きくすることができる。したがって、比較的大きい接触面は、ステープル内に保持された組織に作用する局所圧力を低減することができる。当分野で知られているように、この局所圧力を低減

50

することにより、組織に作用する圧迫力を低減することなく、組織の壊死の可能性を低減することができる。言い換えれば、組織に作用する圧力は、組織に作用する力をその力が作用する面積で除した値である。面積を増大させることにより、ステープルによって加えられるクランプ力を低減することなく局所圧力を低減することができる。

【0182】

さらに、ベース1468およびクラウン1471の構造により、クラウン1471の比較的大きい面積により、ステープルが組織に止められた後のクラウン1471および周囲組織の安定性を改善することができる。具体的には、従来のステープルが取り付けられると、このような従来のステープルの比較的小さいクラウンは、ステープルの組織に対する揺れ、またはステープルの周りの組織の歪みを防止することができない。ステープル1465は、クラウン1471の構造により、このような従来の問題を軽減し、場合によっては解消することができる。具体的には、比較的大きい接触面1472により、クラウン1471は、より安定し、組織に対してクラウン1471が回転しにくい。さらに、従来のステープルのクラウンは、その細かい構造により、下側の組織に食い込むことがある。ステープル1465は、クラウン1471の比較的大きい構造により、この可能性を低減し、場合によっては解消することができる。代替の実施形態では、図173を参照すると、ステープル組立体1479は、ステープル1400の「J」型の変形可能な部材（図122および図123）のいくつかを含むことができる。

【0183】

ステープル1465の安定性をさらに改善するために、例えば、2つの近接したステープル1465をブリッジ1473によって互いに連結することができる。具体的には、図168および図169を参照すると、第1のステープルのベース1468およびクラウン1471は、一方向において横に配置することができ、第2のステープルのベース1468およびクラウン1471は、反対方向において横に配置することができる。このように反対方向に配置する構成により、組立体の反対方向の両側における表面の安定性を改善することによってステープルの安定性を改善することができる。2つのステープルは、図172を参照すると、同時にカムスレッド1474によってステープルカートリッジ1475から排出することができる。ステープルの排出を容易にするために、ステープルカートリッジ1475は、上記と同様に、ステープル1465のクラウン1471から延びたキー1477を受容する大きさおよび構造のスロット1476を含むことができる。具体的には、キー1477およびスロット1476は、ステープルカートリッジ1475に対するステープル1465の運動を実質的に線形の上方の運動に制限するように構成することができる。加えて、上記と同様に、各ブリッジ1473は、カムスレッド1474と協働するように構成された一体ドライバ1478を含むことができる。少なくとも1つの実施形態では、クラウン1471、ブリッジ1473、およびドライバ1478は、溶解性または生体吸収性材料から形成することができる。

【0184】

当分野で知られているように、ステープルは、1列に整合するように組織に取り付けることができる。しかし、以前は、ステープル間の潜在リーク経路のため、対角パターンに構成されたステープルは敬遠されてきた。本発明のステープルは、このような従来の問題を克服することができる。図174および図175を参照すると、各ステープル1480は、クラウン1482から延びた2つの変形可能な部材1481と、クラウン1482を連結しているブリッジ1483を含む。ステープル1480が組織に挿入されると、上記したように、組織は、クラウン1482と変形可能な部材1481との間で圧迫される。しかし、ブリッジ1483がステープル1480とともに体内に挿入される実施形態では、ブリッジ1483は、組織を圧迫して、これらの間のあらゆるリーク経路を閉じることにもできる。図175を参照すると、ステープルカートリッジ1484は、上記したようにステープル1480を組織に止めることができるように対角パターンでステープル1480を受容するように構成された凹部1485を備えている。

【0185】

代替の実施形態では、ステープルカートリッジの一部を、ステープルの排出の際にステープルカートリッジから分断することができる。この部分は、ステープルのベースとステープル内に保持された組織との間に配置されるように構成することができる。具体的には、図176 - 図178を参照すると、外科ステープル止めシステムは、ステープルカートリッジ1486のデッキ1488に一体成形されたステープルパッド1487を有するステープルカートリッジ1486を含むことができる。ステープルカートリッジ1486は、ステープルパッド1487をデッキ1488から容易に分離できるようにステープルパッド1487を取り囲む刻みマーク1489およびスロット1490を含むことができる。具体的には、図178を参照すると、ステープル止めシステムは、ベース1493がステープルサドル1494に近づいてステープルパッド1487を打ち抜く際にステープルパッド1487に対して押圧されるように構成された剪断部材1492を有するドライバ1491を含むことができる。少なくとも1つの実施形態では、ステープルパッドが打ち抜かれたら、ステープルパッドを、ステープル内に保持された組織とベース1493との間に配置することができる。結果として、ステープルパッド1487は、ステープルのクラウンとして機能するように構成することができ、代替の実施形態では、ステープルと組織との間のパットレス部材として機能することができる。少なくとも1つの実施形態では、上記と同様に、ステープルパッド1487は、生体吸収性材料から形成することができる。

【0186】

上記したステープルは、様々な外科手術法に用いることができる。例えば、ある外科手術法では、上記した少なくとも1つのステープルを含む外科ステープル止めシステムを横切される組織の近傍に配置し、外科ステープル止めシステムを作動させて組織を互いに圧迫し、外科ステープル止めシステムを作動させてステープルで組織を止めて分離し、外科ステープル止め器具を手術部位から取り除いて、組織または空洞器官を横切する方法を含むことができる。少なくとも1つの実施形態では、この外科手術法は、2つの中空器官の吻合および／または少なくとも2つの組織の固定を含むことができる。

【0187】

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。

【0188】

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否定される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ものである。

【0189】

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、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、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。

【0190】

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。

10

【0191】

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。

20

【0192】

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。

【0193】

保護されるべき本発明は、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。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。

30

【図面の簡単な説明】

【0194】

【図1】シャフトが部分的に破断して、フレイ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。

40

【図2】図1の線2 - 2に沿って長手方向に見た図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。

【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の力が調節される高さ発射バーの第2の形態の遠位部分（Eビーム）の左等角図である。

50

【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り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。

【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 の力が調節される高さ発射バーの第 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。

【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含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る。

【図 16】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 17】一部の構成要素の断面を示す図 16 のステープル止め組立体の部分斜視図である。

【図 18】部分的に切断されてステープ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プル止め組立体の部分斜視図である。

【図 19】本発明のアンビルの実施形態の底面図である。

【図 20】図 19 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プル止め組立体の長手方向の断面図である。

【図 21】見やすくするために一部の構成要素を立体的に示す、図 20 の線 21 - 21 に沿って見た図 20 のステープル止め組立体の端部の断面図である。

【図 22】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 20 および図 21 のステープル止め組立体の別の長手方向の断面図である。

【図 23】内部に別の組織片をクランプしている図 20 - 図 22 のステープル止め組立体の別の長手方向の部分断面図である。

【図 24】内部に別の組織片をクランプしている図 20 - 図 23 のステープル止め組立体の別の長手方向の部分断面図である。

【図 25】クランプされた位置にある本発明の別のステープル止め組立体の端部の断面図である。

【図 26】本発明の別のステープル止め組立体の長手方向の断面図である。

【図 27】内部に組織片がクランプされてステープル止めされている本発明の別のステープル止め組立体の一部の断面図である。

【図 28】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。

10

20

30

40

50

【図 29】図 28 の線 29 - 29 に沿って見た図 28 の付勢プレートの一部の断面図である。

【図 30】見やすくするために一部の構成要素を立体的に示す図 27 のステープル止め組立体の端部の断面図である。

【図 30A】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プル止め組立体の端部の端面図である。

【図 31】内部に組織がクランプされてステープル止めされている図 27 および図 30 のステープル止め組立体の長手方向の断面図である。

【図 32】内部に組織の別の部分がクランプされてステープル止めされている図 31 のステープル止め組立体の別の長手方向の断面図である。

【図 33】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 30 - 図 32 のステープル止め組立体の別の長手方向の断面図である。

【図 34】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プル止め組立体の別の実施形態の長手方向の断面図である。

【図 35】図 34 のステープル止め組立体の一部の拡大断面図である。

【図 36】第 1 の位置（収縮されていない位置）にある本発明の収縮可能なステープルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図 37】図 36 の収縮可能なステープルドライバの実施形態の断面図である。

【図 38】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プルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図 39】図 38 の収縮可能なステープルドライバの実施形態の断面図である。

【図 40】本発明の別の収縮可能なステープルドライバの実施形態の斜視図である。

【図 41】図 40 の収縮可能なステープルドライバの実施形態の組立分解斜視図である。

【図 42】第 1 の位置（収縮されていない位置）にある図 40 および図 41 の収縮可能なステープルドライバの実施形態の断面図である。

【図 43】収縮可能なステープ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プ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プ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プ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プ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プルドライバの実施形態の組立分解正面図である。

【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プ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 のステープ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プ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プ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プ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プルドライバの実施形態の斜視図である。

【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プルドライバの側面図である。

【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プルドライバの別の側面図である。

【図 56】本発明の様々な実施形態の外科ステープル止め／切断器具の斜視図である。

【図５７】本発明の様々な実施形態のエンドエフェクタおよび細長いシャフト組立体の組立分解図である。

【図５８】見やすくするために発射システムの構成要素を省いた、本発明の様々な実施形態のハンドル組立体および閉鎖シャトルの構造の組立分解図である。

【図５９】閉鎖トリガーがロックされた位置にある図５８に示されているハンドル組立体の側断面図である。

【図６０】本発明の様々な実施形態の閉鎖シャトルおよび閉鎖チューブ組立体の左側組立分解斜視図である。

【図６１】本発明の様々な実施形態の閉鎖シャトルおよび閉鎖チューブ組立体の右側組立分解図である。

10

【図６２】見やすくするために一部の構成要素の断面を示す、部分的に閉じたアンビルと相互作用する閉鎖チューブ組立体の遠位端部の部分拡大図である。

【図６３】見やすくするために一部の構成要素を断面で示す、アンビルが完全に閉じた位置に例示されている図６２の閉鎖チューブおよびアンビルの別の部分拡大図である。

【図６４】本発明の様々な実施形態の閉鎖チューブ組立体およびアンビルの部分斜視図である。

【図６５】本発明の様々な実施形態の別の閉鎖チューブ組立体およびアンビルの部分斜視図である。

【図６６】アンビルが完全に閉じた位置にある本発明の様々な実施形態の別の閉鎖チューブ組立体およびアンビルの部分斜視図である。

20

【図６７】見やすくするために細長い溝型部材が省かれた、図６６の閉鎖チューブおよびアンビルの構造の端部の断面図である。

【図６８】アンビルが部分的に閉じた位置にある本発明の他の様々な実施形態の閉鎖チューブおよびアンビルの構造の部分拡大図である。

【図６９】アンビルが完全に閉じた位置にある図６８の閉鎖チューブおよびアンビルの構造の別の部分拡大図である。

【図７０】見やすくするために一部の構成要素が立体的に示されている、アンビルが開いた位置にある本発明の別のエンドカッターの実施形態の断面図である。

【図７１】見やすくするために一部の構成要素が立体的に示されている、アンビルが完全に閉じた位置にある図７０のエンドカッターの実施形態の別の断面図である。

30

【図７２】アンビルが完全に閉じた位置にある図７０および図７１に示されている実施形態のアンビルおよび閉鎖チューブ組立体の一部の拡大断面図である。

【図７３】見やすくするために一部の構成要素が立体的に示されている、アンビルが最大クランプ位置にある図７０のエンドカッターの実施形態の別の断面図である。

【図７４】アンビルが最大クランプ位置にある図７３に示されている実施形態のアンビルおよび閉鎖チューブ組立体の一部の拡大断面図である。

【図７５】薄い組織片をクランプしている図７０ - 図７４に示されているエンドカッターの一部の拡大断面図である。

【図７６】厚い組織片をクランプしている図７０ - 図７５に示されているエンドカッターの一部の別の拡大断面図である。

40

【図７７】本発明の様々な実施形態の別のステープル止め器具の斜視図である。

【図７８】図７７に示されているタイプの様々なステープラの実施形態に用いることができるアンビルおよびヘッドの構造の組立分解斜視図である。

【図７９】図７７に示されているステープラの様々な実施形態に用いることができるシャフトおよびトリガー組立体の組立分解斜視図である。

【図８０】アンビルがシャフト組立体に取り付けられている本発明のシャフト組立体およびヘッド組立体の実施形態の部分断面図である。

【図８１】本発明の様々な実施形態のハンドル組立体および閉鎖ノブ組立体の断面図である。

【図８２】ハンドルハウジング、ヘッドケーシング、および外側管状シュラウドが取り外

50

された、シャフト組立体、トリガー組立体、ステープルドライバ、アンビル、および閉鎖ノブ組立体の斜視図である。

【図 8 3】本発明のノブ組立体の実施形態の断面図である。

【図 8 4】図 8 3 の線 8 4 - 8 4 に沿って見た図 8 3 のノブ組立体の断面図である。

【図 8 5】腸の分離された各部分の中に挿入された本発明のステープラの実施形態の部分断面図である。

【図 8 6】腸の近位端部および遠位端部がアンビルシャフトの周りに縫合糸で取り付けられている図 8 5 のステープルおよび腸の構造の別の断面図である。

【図 8 7】アンビルが完全に圧迫した位置に引かれて、ステープラが発射される前の図 8 5 および図 8 6 のステープラと腸の構造の別の断面図である。

【図 8 8】ステープルが発射され、ナイフが縫合された腸の部分を切断した後の図 8 5 - 図 8 7 のステープラと腸の構造の別の断面図である。

【図 8 9】本発明の別のステープラの実施形態の斜視図である。

【図 9 0】図 8 9 のステープラの一部の部分断面図である。

【図 9 1】図 8 9 および図 9 0 のステープラに用いることができる閉鎖アクチュエータの断面図である。

【図 9 2】図 9 1 の線 9 2 - 9 2 に沿って見た図 9 1 の閉鎖アクチュエータの断面図である。

【図 9 3】ステープラのアンビルが完全に圧迫した位置に引かれて、ステープラが発射される前の腸の一部の中に挿入された図 8 9 - 図 9 2 のステープラの一部の断面図である。

【図 9 4】本発明の様々な実施形態に用いることができる可変力発生器によって生成される抵抗荷重と圧迫力との間の関係を例示するグラフである。

【図 9 5】図 9 1 および図 9 2 の閉鎖アクチュエータの別の図である。

【図 9 6】本発明の実施形態に従った取付け前の形状の外科ステープルの側面図である。

【図 9 7】第 1 の変形した形状にある図 9 6 のステープルの側面図である。

【図 9 8】第 2 の変形した形状にある図 9 6 のステープルの側面図である。

【図 9 9】第 3 の変形した形状にある図 9 6 のステープルの側面図である。

【図 1 0 0】図 9 9 のステープルの平面図である。

【図 1 0 1】図 9 6 のステープルの斜視図である。

【図 1 0 2】図 9 7 のステープルの斜視図である。

【図 1 0 3】図 9 8 のステープルの斜視図である。

【図 1 0 4】図 9 9 のステープルの斜視図である。

【図 1 0 5】本発明の実施形態に従った、様々な変形した形状に例示されている外科ステープルおよび外科ステープラの部分断面図である。

【図 1 0 6】本発明の代替の実施形態に従った外科ステープルの側面図である。

【図 1 0 7】図 1 0 6 のステープルの斜視図である。

【図 1 0 8】本発明の代替の実施形態に従ったステープルの側面図である。

【図 1 0 9】図 1 0 8 のステープルの平面図である。

【図 1 1 0】変形した形状にある図 1 0 8 のステープルの側面図である。

【図 1 1 1】本発明の代替の実施形態に従ったステープルの側面図である。

【図 1 1 2】本発明の代替の実施形態に従ったステープルの側面図である。

【図 1 1 3】押し込み可能な部材を含む本発明の実施形態に従った外科ステープルの側面図である。

【図 1 1 4】変形した形状にある図 1 1 3 のステープルの側面図である。

【図 1 1 5】第 1 の弾性部材および第 2 の弾性部材を有するばねを含む本発明の実施形態に従った外科ステープルの側面図である。

【図 1 1 6】図 1 1 5 のステープルの平面図である。

【図 1 1 7】片持ちばねを含む本発明の実施形態に従った外科ステープルの側面図である。

【図 1 1 8】図 1 1 7 のステープルの平面図である。

【図 1 1 9】ばねを含む本発明の実施形態に従った外科ステープルの側面図である。

【図 1 2 0】変形した形状にある図 1 1 9 のステープルの側面図である。

【図 1 2 1】図 1 2 0 のステープルの平面図である。

【図 1 2 2】本発明の実施形態に従ったステープルの第 1 および第 2 の変形可能な部材の斜視図である。

【図 1 2 3】図 1 2 2 の変形可能な部材にオーバーモールドされた溶解性または生体吸収性材料の斜視図である。

【図 1 2 4】変形した形状にある図 1 2 3 のステープルの斜視図である。

【図 1 2 5】溶解性材料の一部が溶解して、第 1 の変形可能な部材と第 2 の変形可能な部材が互いに対して移動した図 1 2 4 のステープルの斜視図である。

10

【図 1 2 6】溶解性材料が完全に溶解した後の図 1 2 5 のステープルの斜視図である。

【図 1 2 7】本発明の実施形態に従った取外し可能にステープルを保管するためのステープルカートリッジおよびアンビルを有する外科ステープラの部分断面図である。

【図 1 2 8】様々な変形した形状にあるいくつかのステープルを例示する図 1 2 7 のステープラの部分断面図である。

【図 1 2 9】図 1 2 7 の線 1 2 9 - 1 2 9 に沿って見た図 1 2 7 のステープラの部分断面図である。

【図 1 2 9 A】図 1 2 9 のステープルの詳細図である。

【図 1 3 0】第 1 の変形した形状にある図 1 2 9 A のステープルの詳細図である。

【図 1 3 1】第 2 の変形した形状にある図 1 2 9 A のステープルの詳細図である。

20

【図 1 3 2】変形可能な部材に 2 つの材料がオーバーモールドされた本発明の代替の実施形態に従ったステープルの側面図である。

【図 1 3 3】本発明の代替の実施形態に従ったステープルの詳細図である。

【図 1 3 4】本発明の代替の実施形態に従ったステープルの詳細図である。

【図 1 3 5】本発明の実施形態に従ったステープルの斜視図である。

【図 1 3 6】図 1 3 5 のステープルを受容するように構成されたステープルカートリッジの平面図である。

【図 1 3 7】図 1 3 6 のステープルカートリッジの詳細図である。

【図 1 3 8】図 1 3 6 のステープルカートリッジの第 2 の詳細図である。

【図 1 3 9】内部に図 1 3 5 のステープルを備えた図 1 3 6 のステープルカートリッジの断面図である。

30

【図 1 4 0】本発明の実施形態に従ったステープラのステープルカートリッジおよびステープルの斜視図である。

【図 1 4 1】図 1 4 0 のステープルカートリッジの詳細図である。

【図 1 4 2】図 1 4 0 のステープルのストリップの斜視図である。

【図 1 4 3】図 1 4 2 のステープルの詳細図である。

【図 1 4 4】図 1 4 0 のステープルカートリッジおよびステープルの側断面図である。

【図 1 4 5】本発明の代替の実施形態に従ったステープルのストリップの斜視図である。

【図 1 4 6】図 1 4 5 のステープルの詳細図である。

【図 1 4 7】図 1 4 5 のステープルを取り付けているステープラの側断面図である。

40

【図 1 4 8】本発明の代替の実施形態に従ったステープルのストリップの斜視図である。

【図 1 4 9】図 1 4 8 のステープルの詳細図である。

【図 1 5 0】図 1 4 9 のステープルを取り付けているステープラの側断面図である。

【図 1 5 1】本発明の代替の実施形態に従ったステープルのストリップの斜視図である。

【図 1 5 2】ステープルカートリッジ内に保管された図 1 5 1 のステープルストリップの図である。

【図 1 5 3】図 1 5 2 の線 1 5 3 - 1 5 3 に沿って見た図 1 5 2 のステープルカートリッジの断面図である。

【図 1 5 4】図 1 5 3 の線 1 5 4 - 1 5 4 に沿って見た図 1 5 2 のステープルカートリッジの断面図である。

50

【図１５５】ステープルが第１の位置にある図１５２のステープルカートリッジの断面斜視図である。

【図１５６】ステープルが第２の位置にある図１５２のステープルカートリッジの断面斜視図である。

【図１５７】図１５２のステープルカートリッジの別の断面斜視図である。

【図１５８】「パック」構造に連結された本発明の実施形態に従ったステープルの斜視図である。

【図１５９】図１５８のステープルを受容するように構成された本発明の代替の実施形態に従ったステープルカートリッジの底面図である。

【図１５９Ａ】図１５９のステープルカートリッジの詳細図である。

10

【図１６０】図１５９のステープルカートリッジのドライバの上に配置された図１５８のステープルの斜視図である。

【図１６１】図１６０のドライバの斜視図である。

【図１６２】図１５９のステープルカートリッジの断面図である。

【図１６３】図１５９のステープルカートリッジの第２の断面図である。

【図１６４】本発明の代替の実施形態に従ったステープルカートリッジの底面図である。

【図１６４Ａ】図１６４のステープルカートリッジの詳細図である。

【図１６５】本発明の代替の実施形態に従ったステープルの斜視図である。

【図１６６】図１６５のステープルの第２の斜視図である。

【図１６７】本発明の実施形態に従ったステープラによって取り付けられている図１６５のステープルの断面図である。

20

【図１６８】本発明の実施形態に従ったステープル組立体の斜視図である。

【図１６９】図１６８のステープル組立体の平面図である。

【図１７０】図１７９のステープル組立体を受容するように構成されたステープルカートリッジの斜視図である。

【図１７１】図１７０のステープルカートリッジの平面図である。

【図１７２】図１７０のステープルカートリッジおよび図１６８のステープルの断面図である。

【図１７３】本発明の代替の実施形態に従ったステープル組立体の斜視図である。

【図１７４】平行でないステープルパターンを形成するための本発明の代替の実施形態に従ったステープル組立体の斜視図である。

30

【図１７５】本発明の実施形態に従ったステープルカートリッジ内に配置された図１７４のステープルの平面図である。

【図１７６】本発明の実施形態に従ったステープルカートリッジおよびステープルの平面図である。

【図１７７】図１７６のステープルカートリッジの詳細図である。

【図１７８】図１７６のステープルカートリッジの剪断可能なデッキを例示する断面図である。

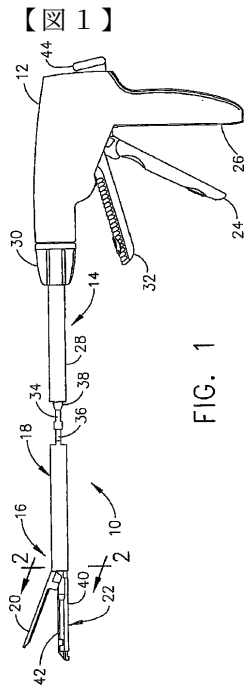


FIG. 1

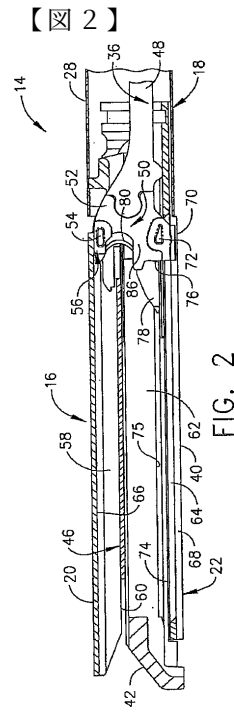


FIG. 2

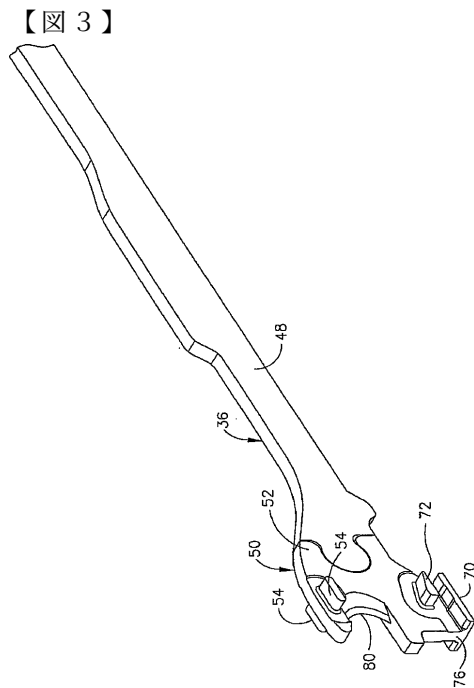


FIG. 3

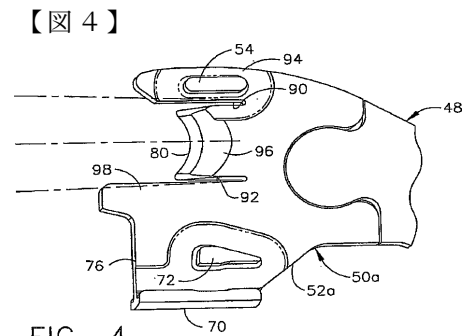


FIG. 4

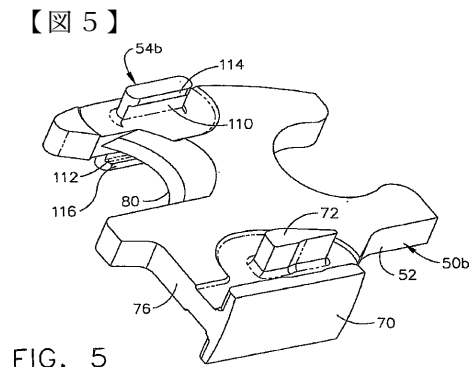


FIG. 5

【図 6】

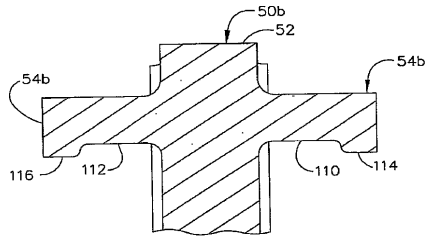


FIG. 6

【図 8】

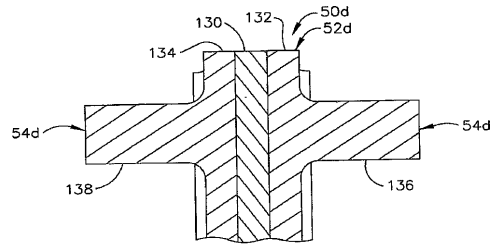


FIG. 8

【図 7】

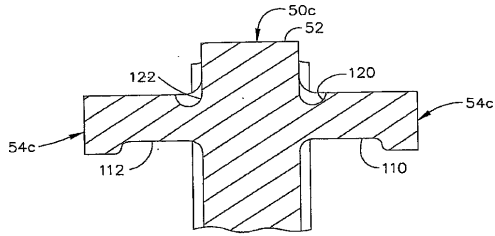


FIG. 7

【図 9】

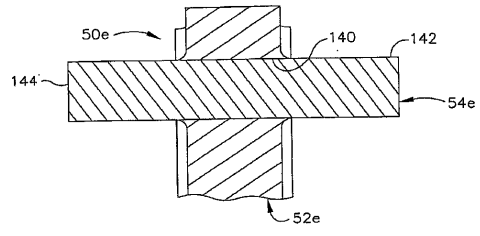


FIG. 9

【図 10】

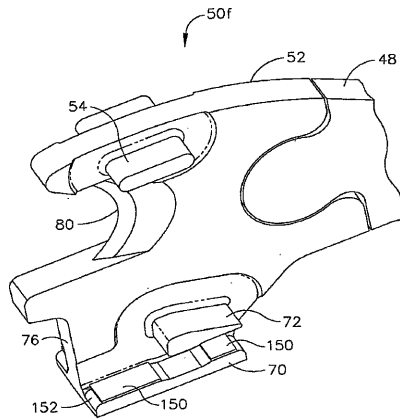


FIG. 10

【図 11】

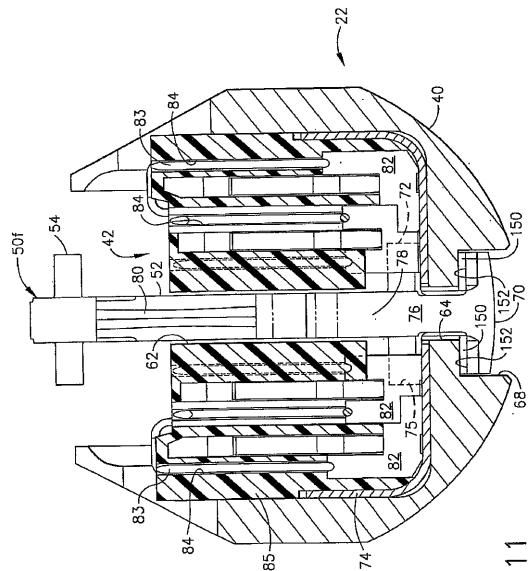


FIG. 11

【図 12】

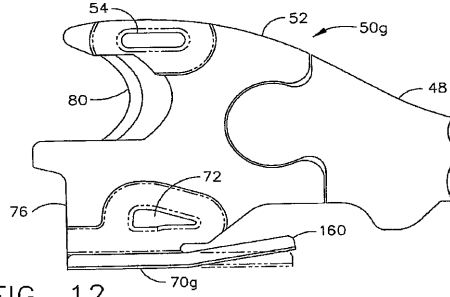


FIG. 12

【図 13】

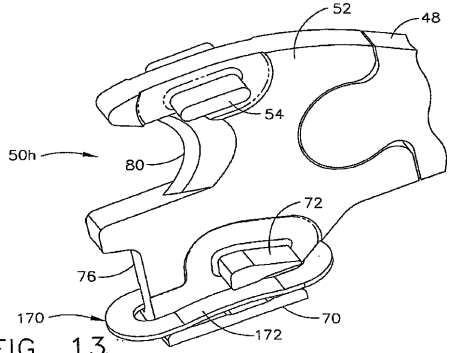


FIG. 13

【図 15】

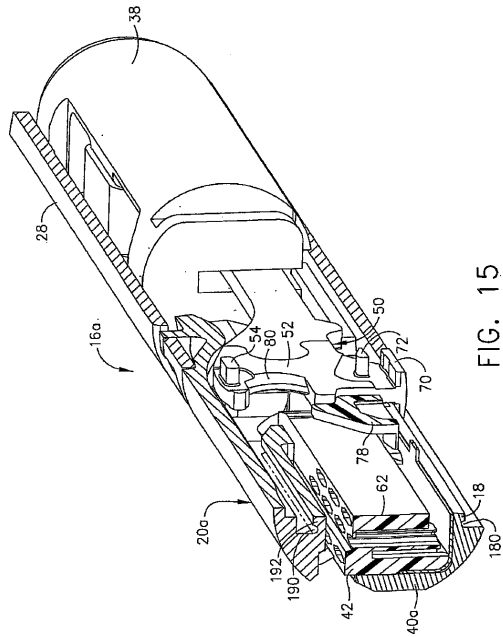


FIG. 15

【図 14】

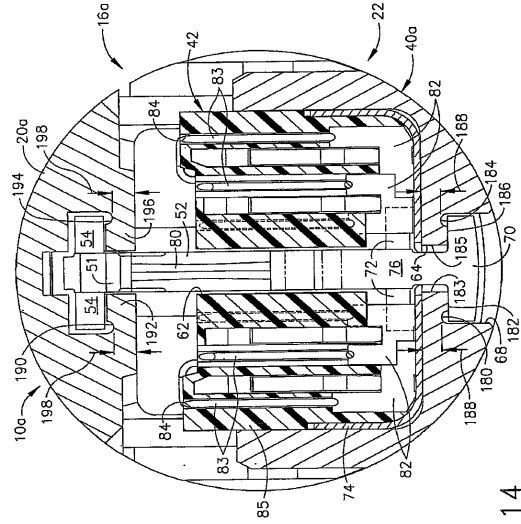


FIG. 14

【図 16】

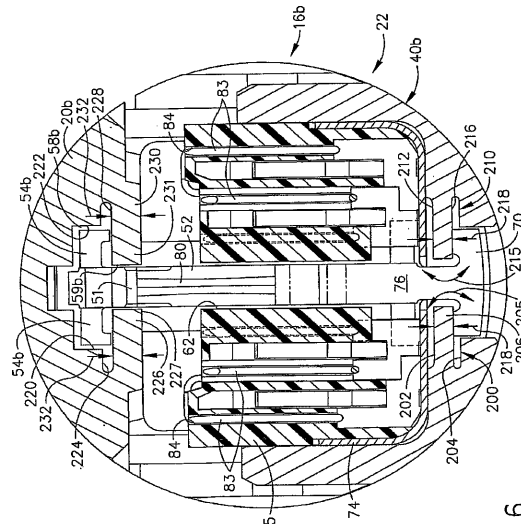


FIG. 16

【図 17】

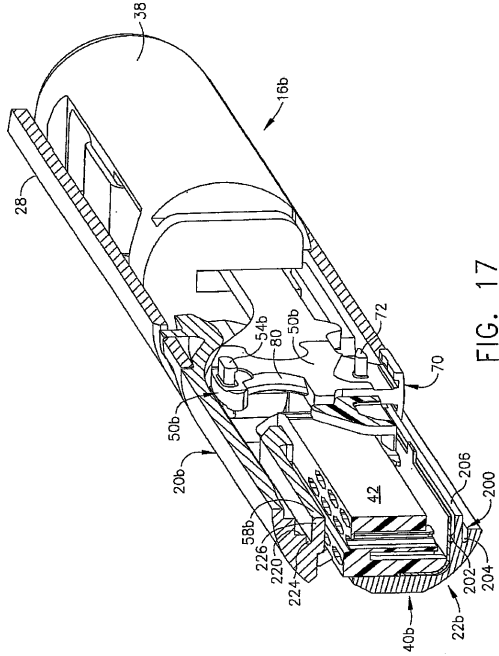


FIG. 17

【図 18】

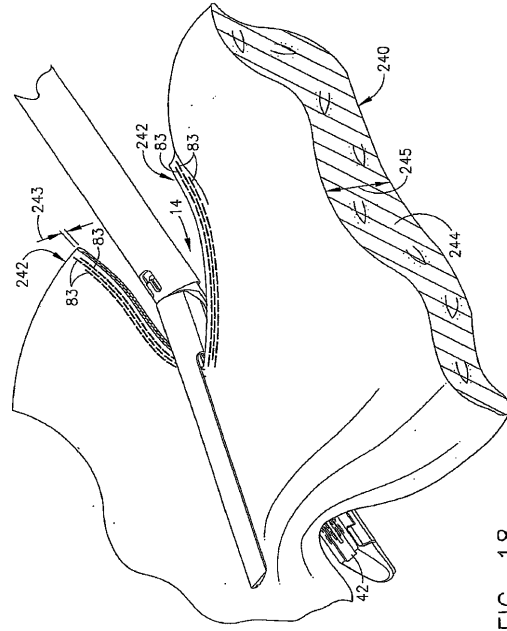


FIG. 18

【図 19】

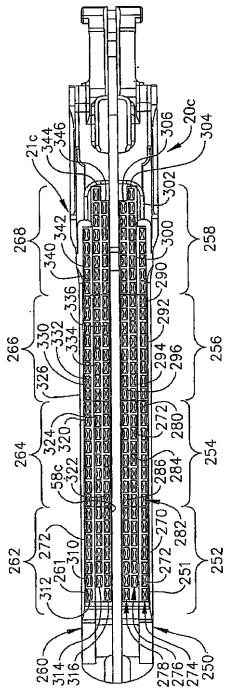


FIG. 19

【図 20】

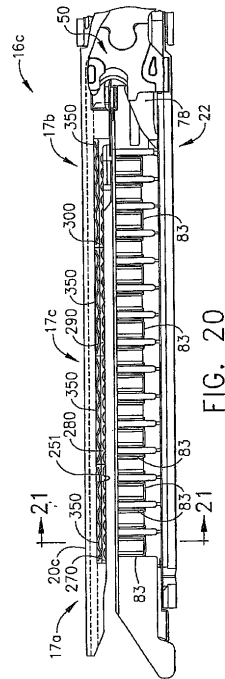


FIG. 20

【図 2 1】

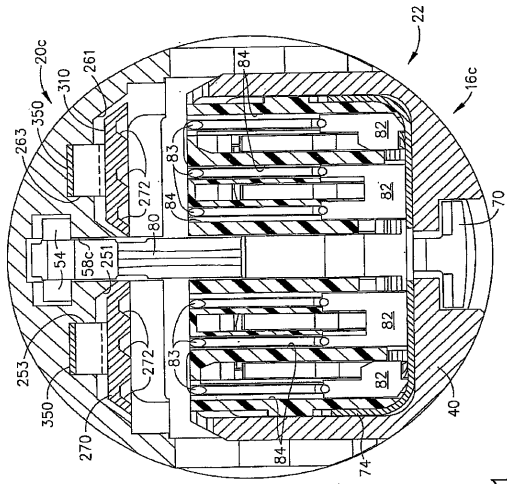


FIG. 21

【図 2 2】

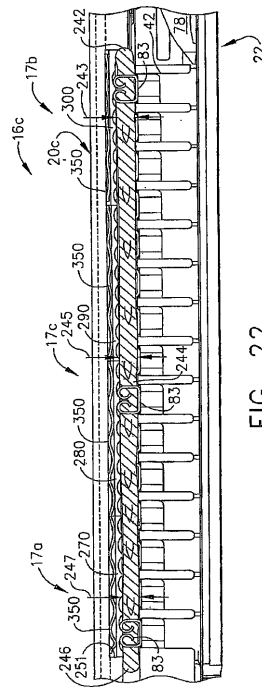


FIG. 22

【図 2 3】

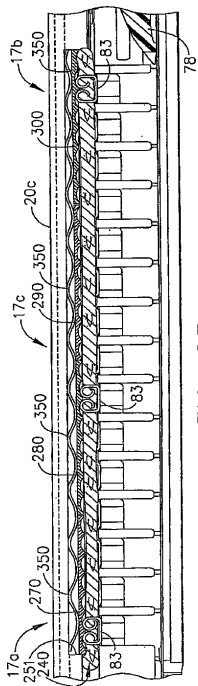


FIG. 23

【図 2 4】

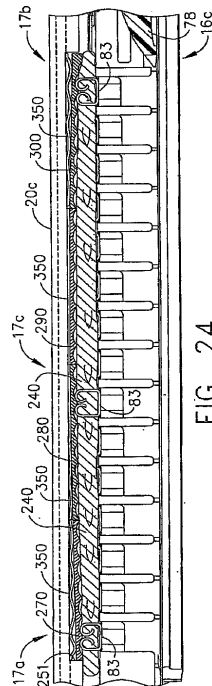
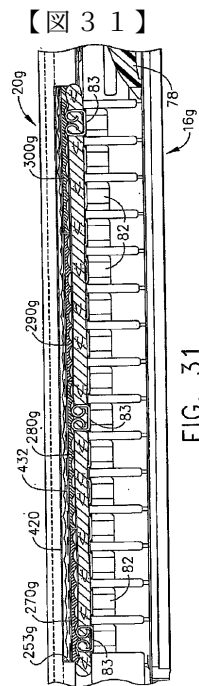
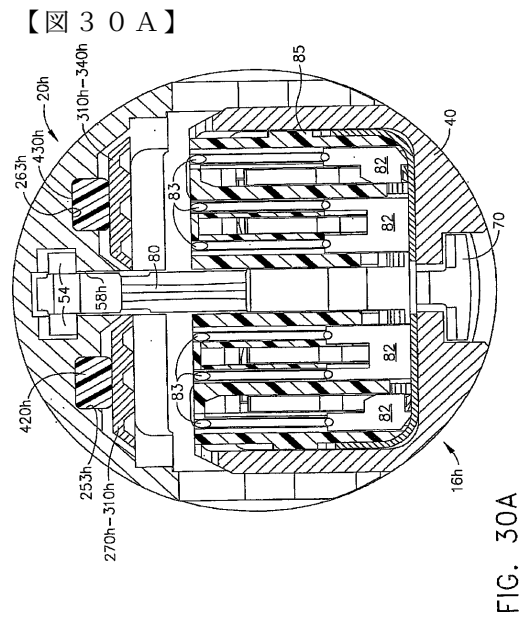
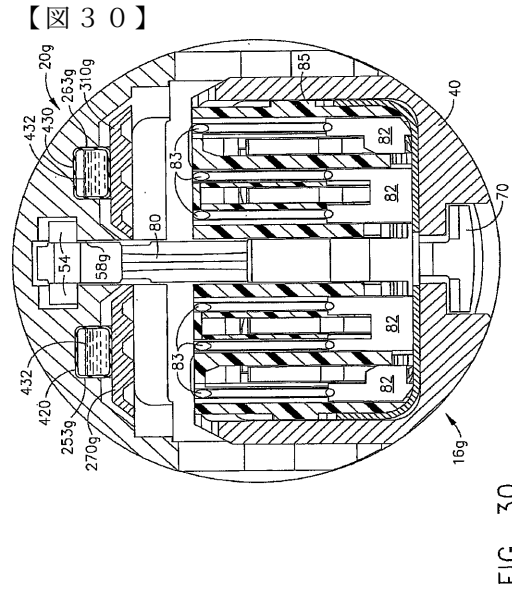
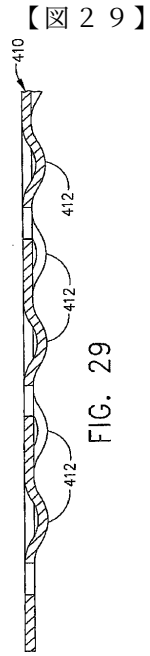


FIG. 24



【図 3 2】

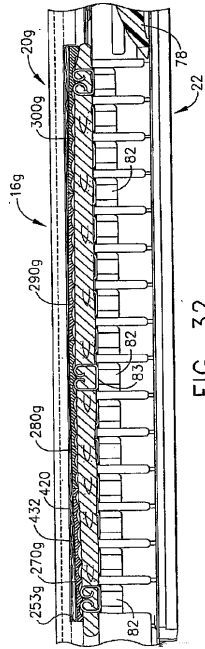


FIG. 32

【図 3 3】

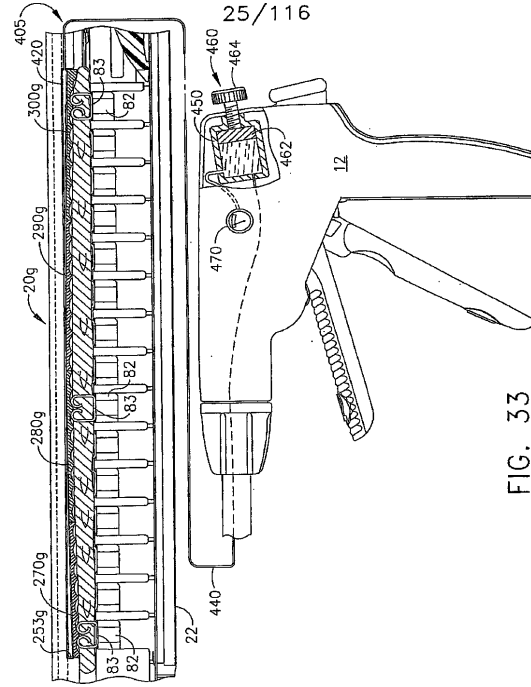


FIG. 33

【図 3 4】

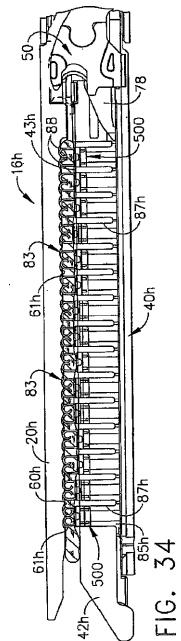


FIG. 34

【図 3 5】

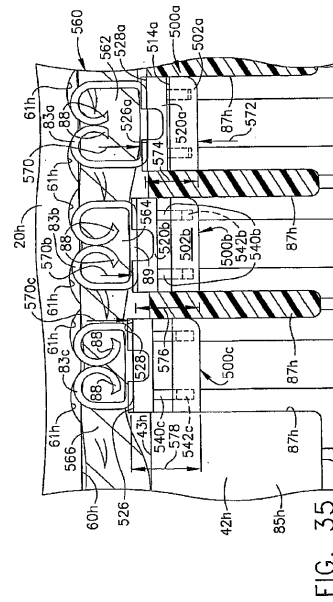


FIG. 35

【図 36】

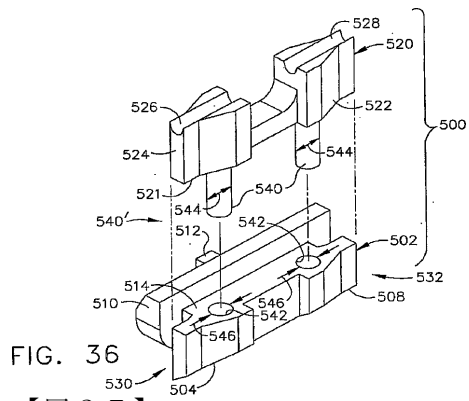


FIG. 36

【図 37】

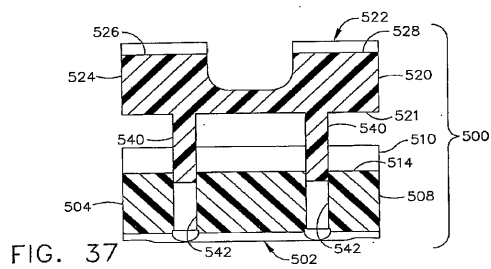


FIG. 37

【図 38】

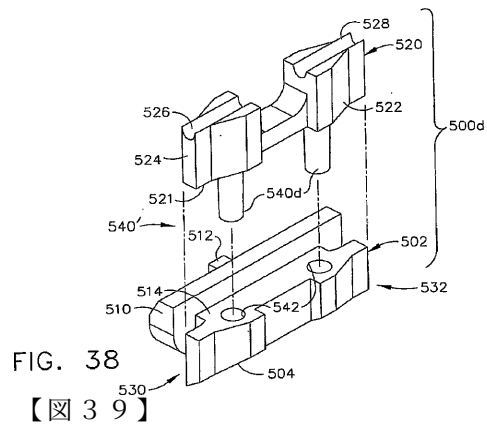


FIG. 38

【図 39】

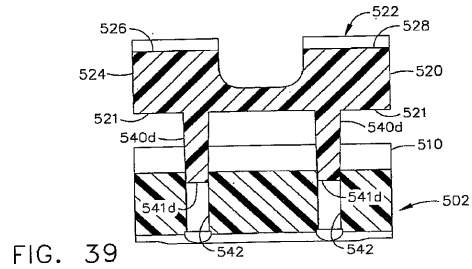


FIG. 39

【図 40】

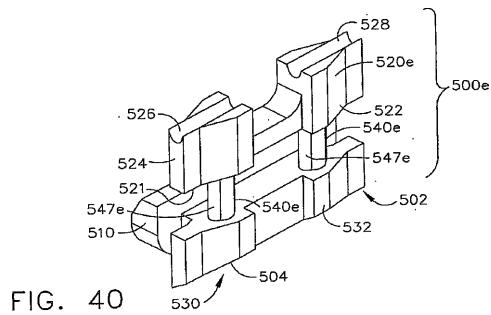


FIG. 40

【図 41】

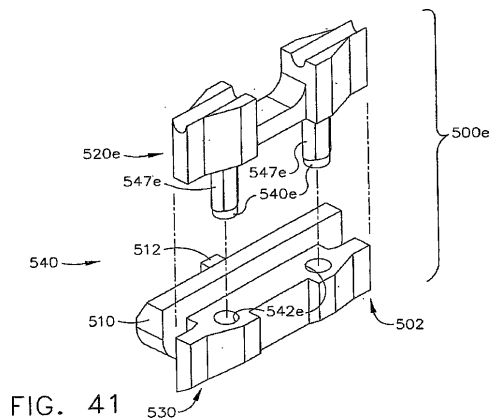


FIG. 41

【図 42】

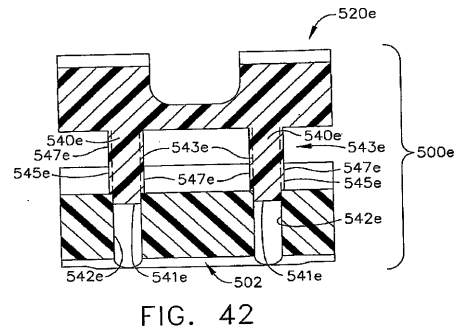


FIG. 42

【図 43】

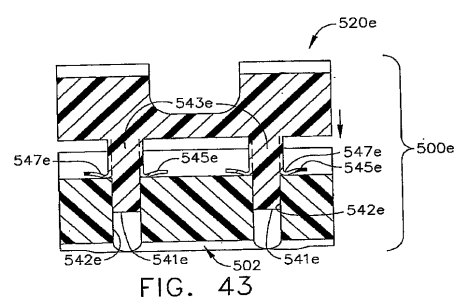
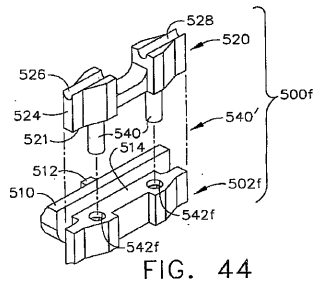
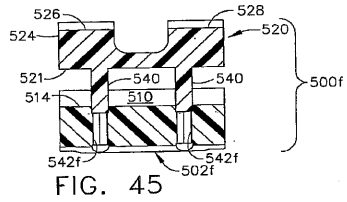


FIG. 43

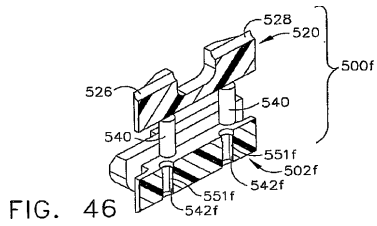
【図 4 4】



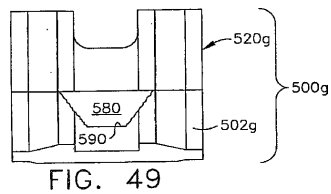
【図 4 5】



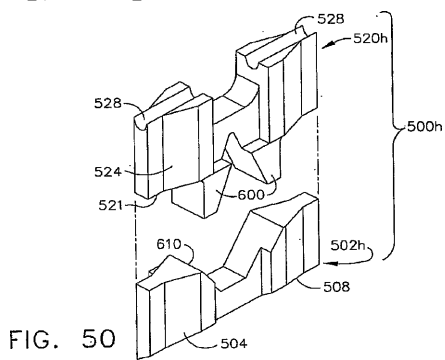
【図 4 6】



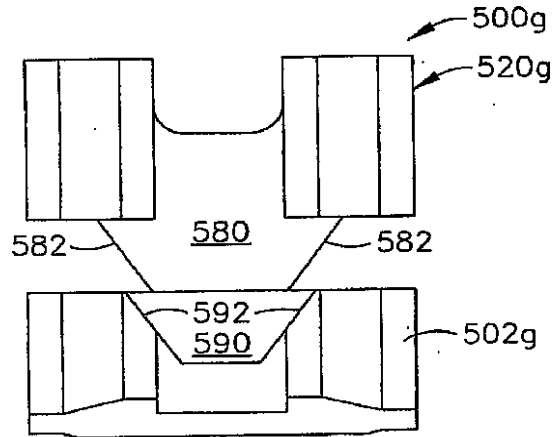
【図 4 9】



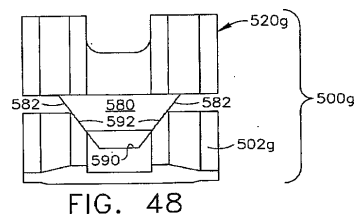
【図 5 0】



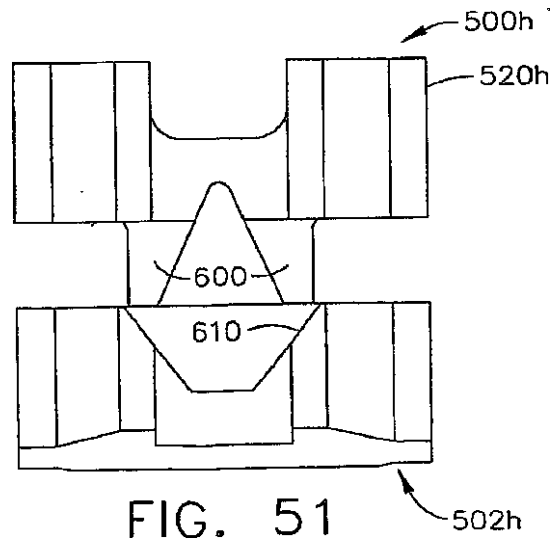
【図 4 7】



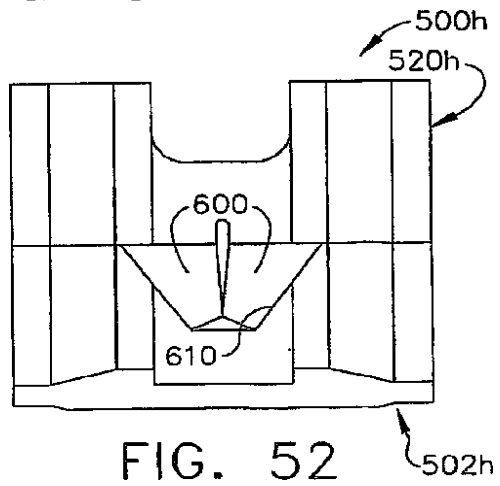
【図 4 8】



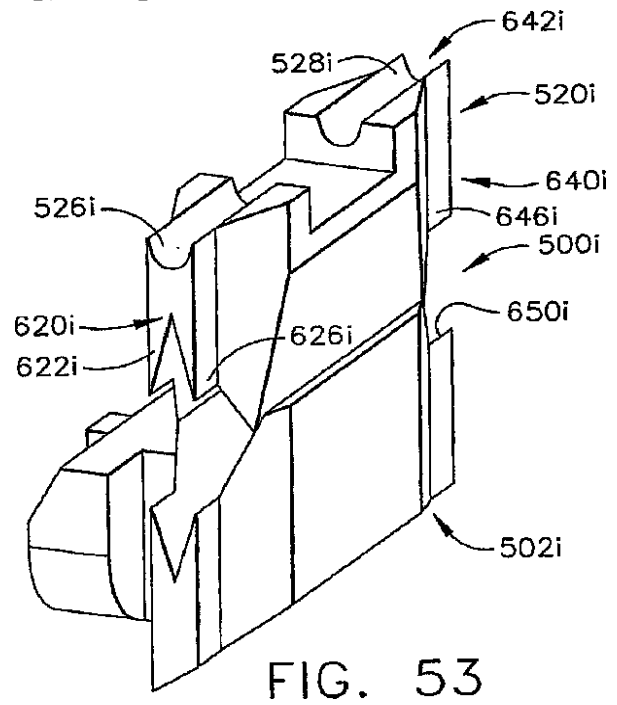
【図 5 1】



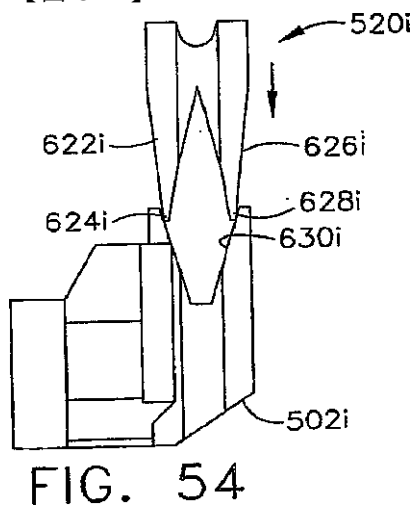
【図 5 2】



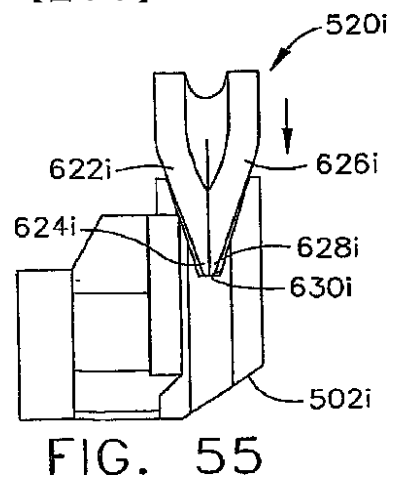
【図 5 3】



【図 5 4】



【図 5 5】



【図 5 6】

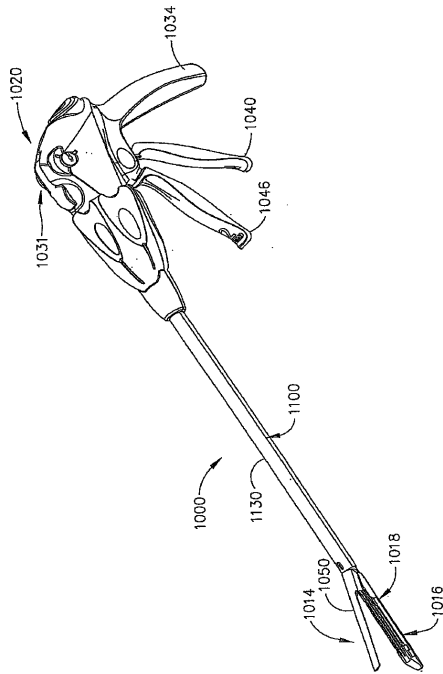


FIG. 56

【図 5 7】

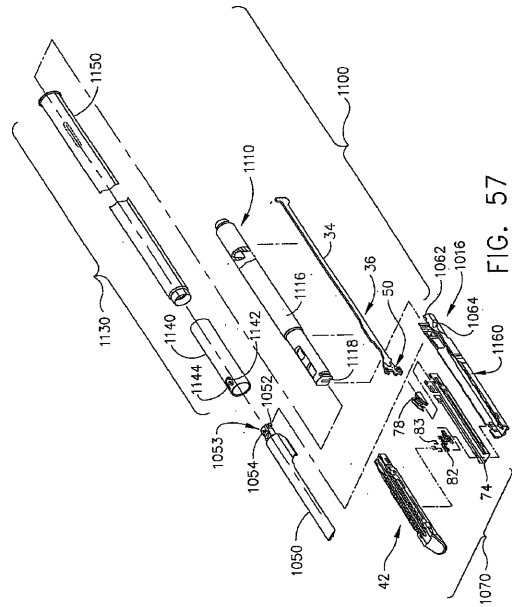


FIG. 57

【図 5 8】

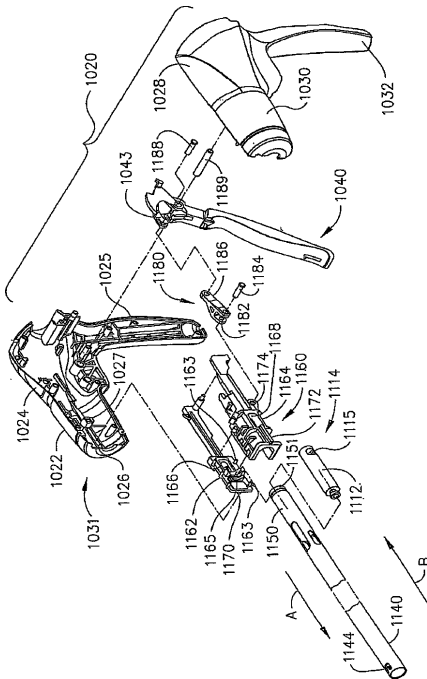


FIG. 58

【図 5 9】

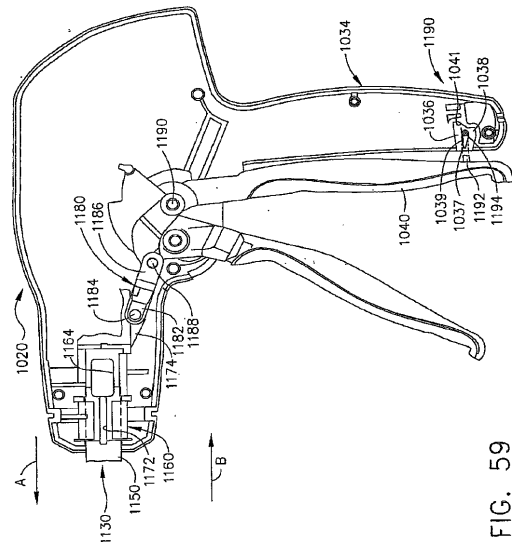


FIG. 59

【図 60】

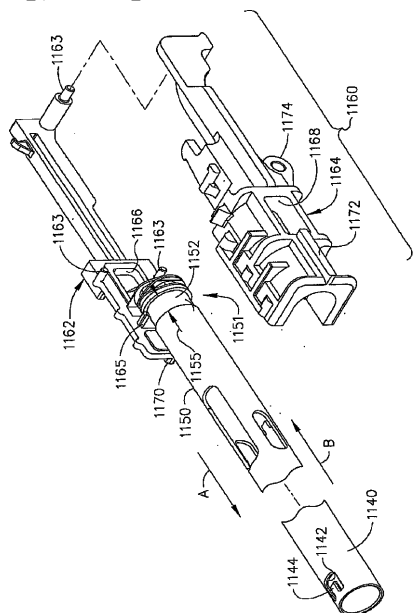


FIG. 60

【図 6 1】

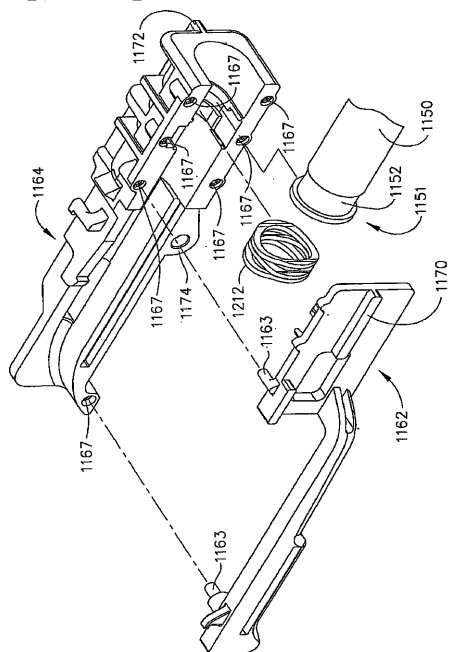


FIG. 61

【图 6 2】

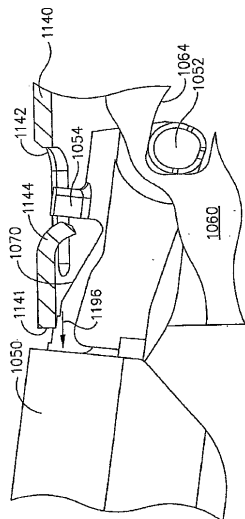


FIG. 62

【図 6 3】

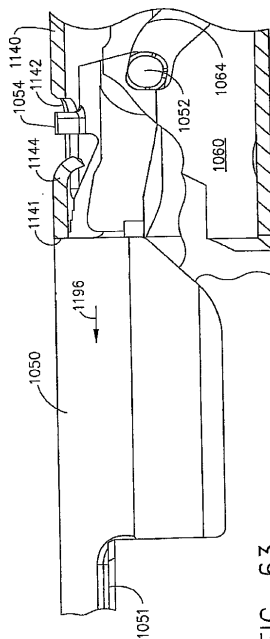


FIG. 63

【図 6 4】

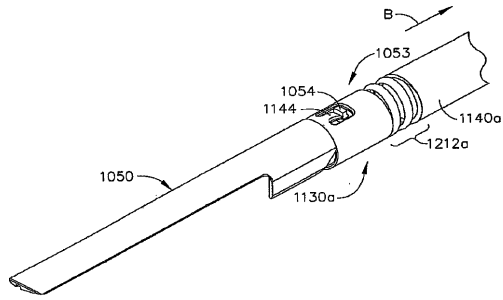


FIG. 64

【図 6 5】

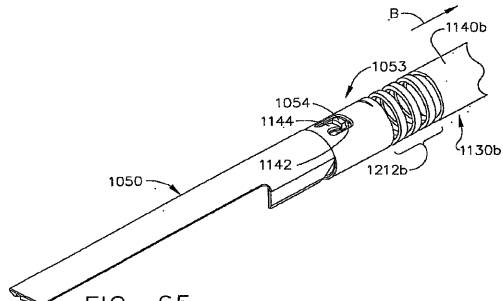


FIG. 65

【図 6 6】

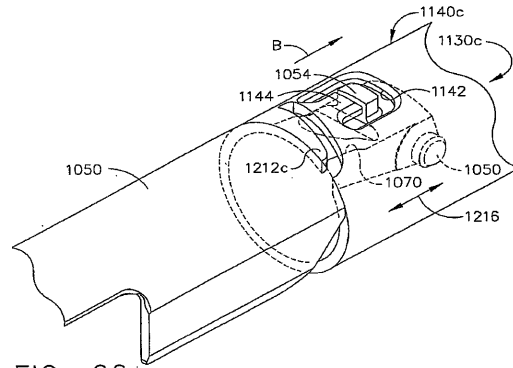


FIG. 66

【図 6 7】

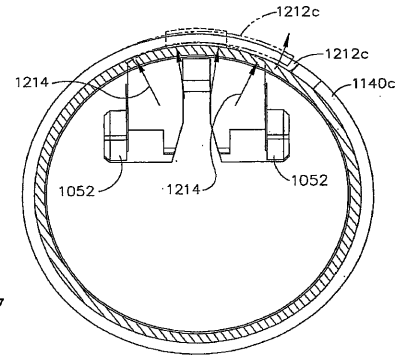


FIG. 67

【図 6 8】

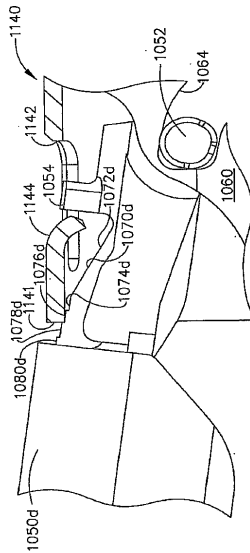


FIG. 68

【図 6 9】

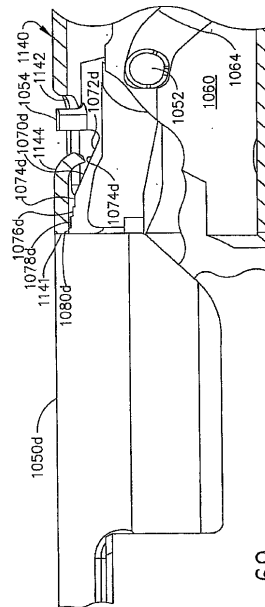


FIG. 69

【図 70】

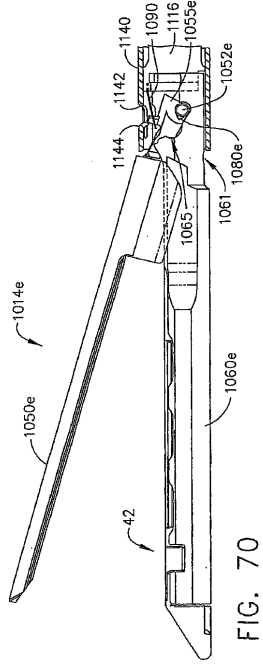


FIG. 70

【図 71】

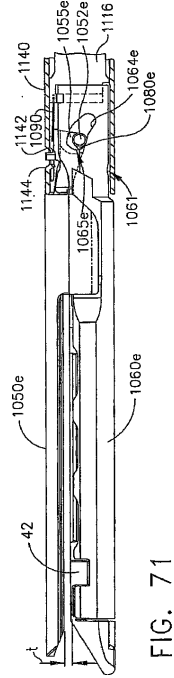


FIG. 71

【図 72】

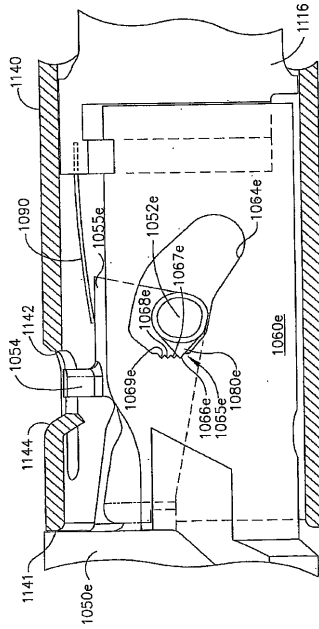


FIG. 72

【図 73】

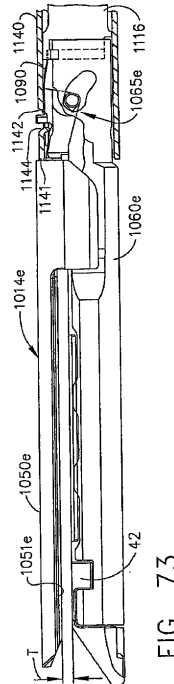
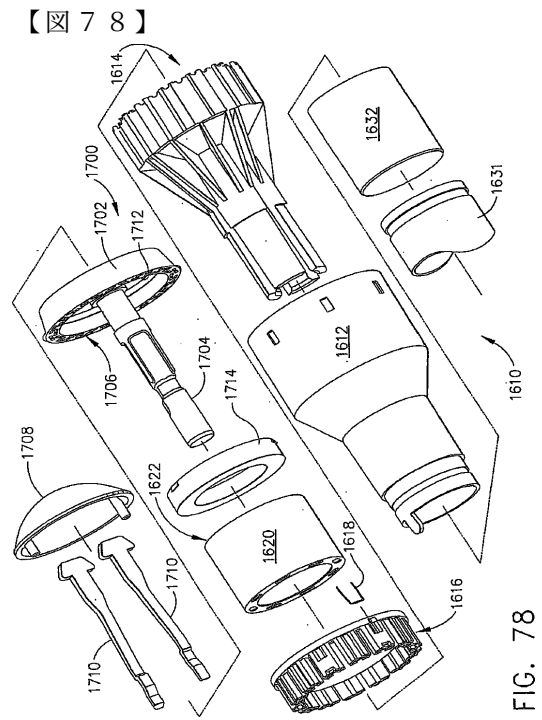
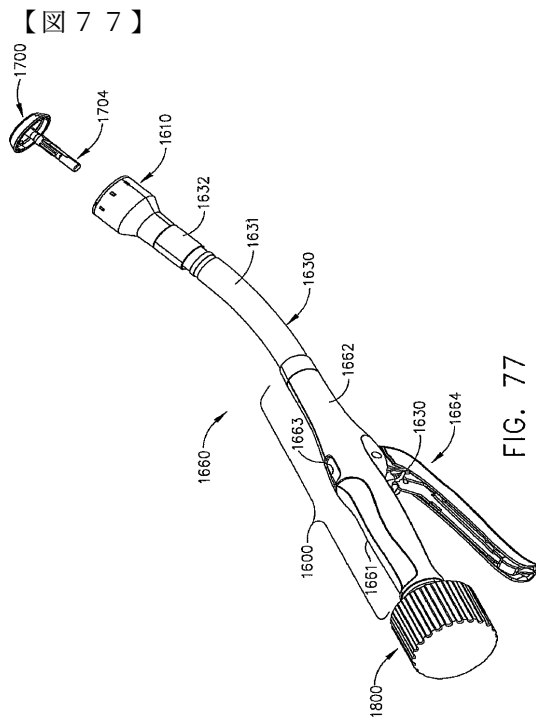
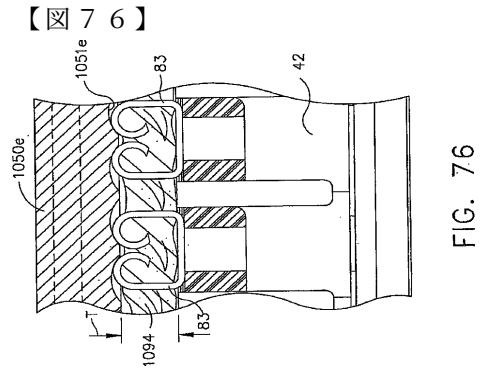
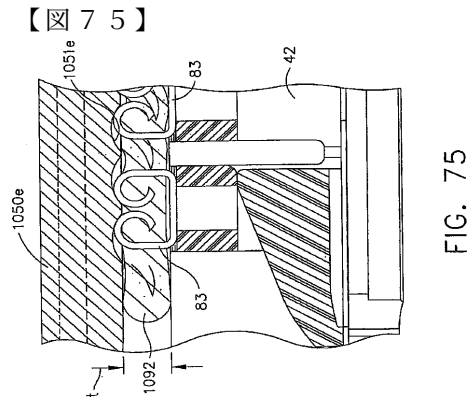
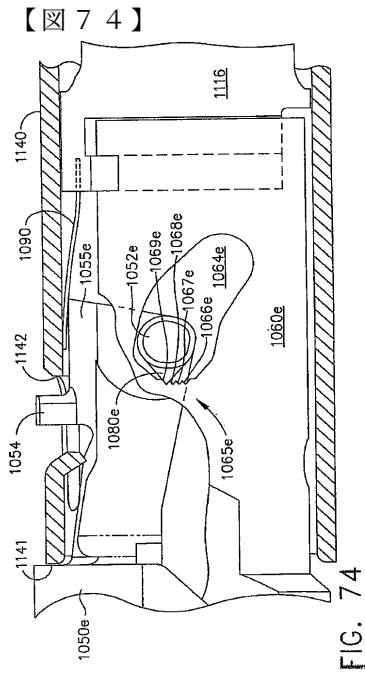


FIG. 73



【図 79】

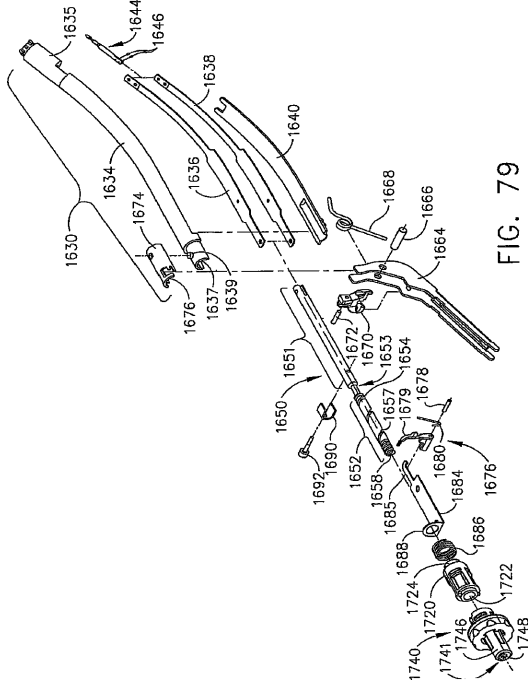


FIG. 79

【図 80】

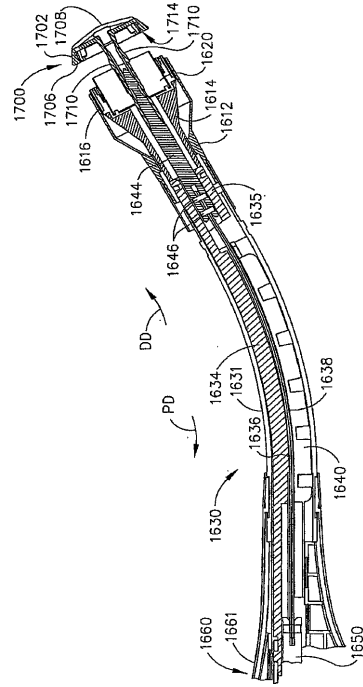


FIG. 80

【図 81】

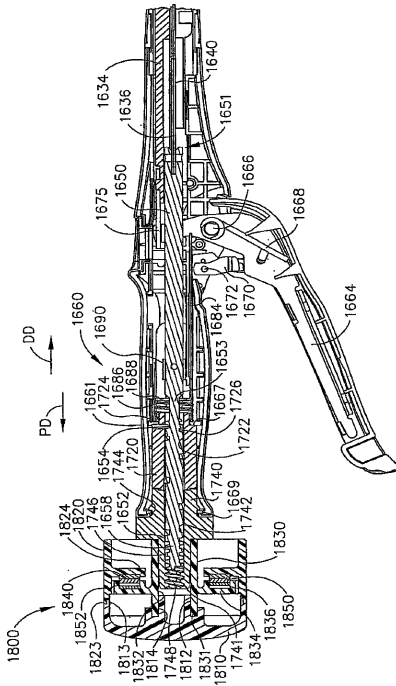


FIG. 81

【図 82】

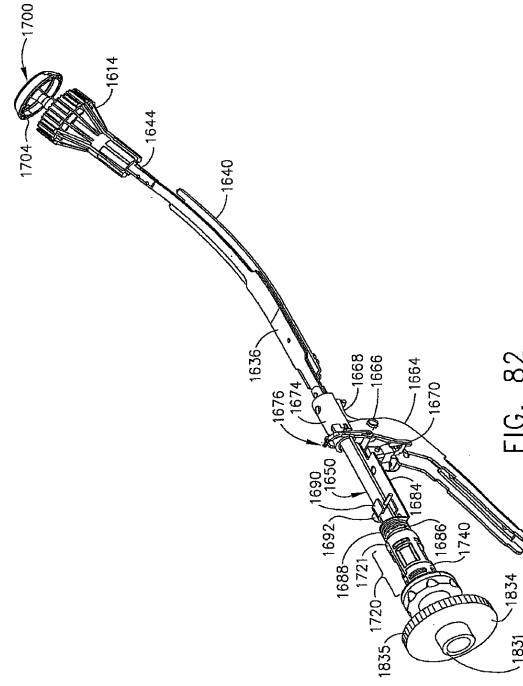
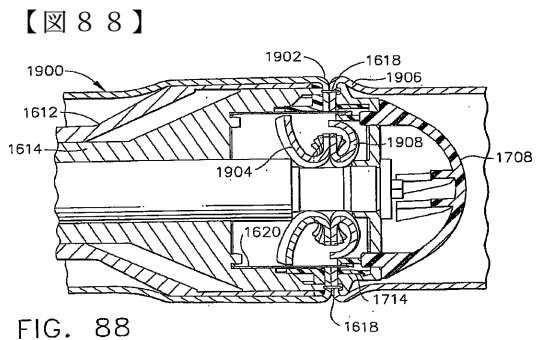
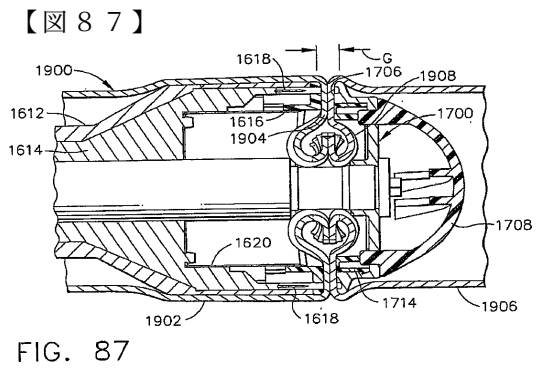
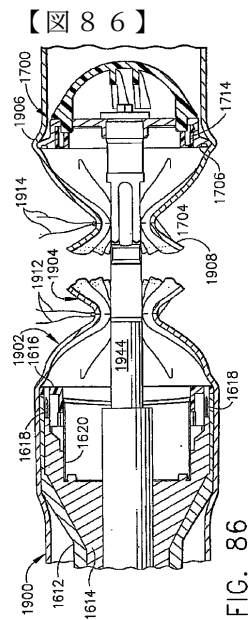
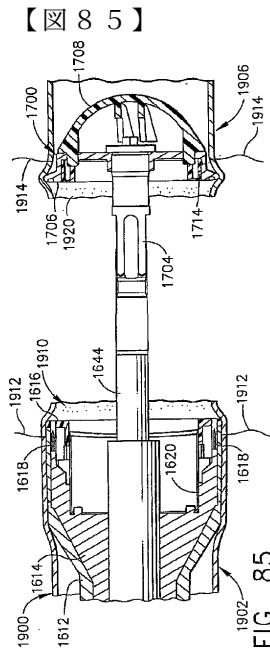
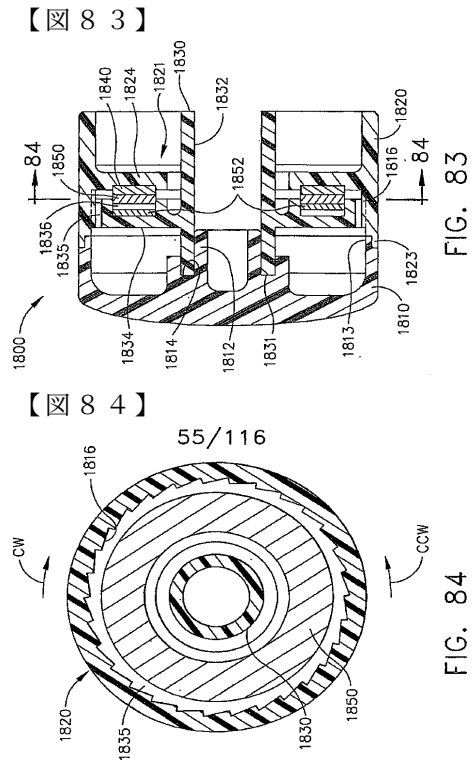


FIG. 82



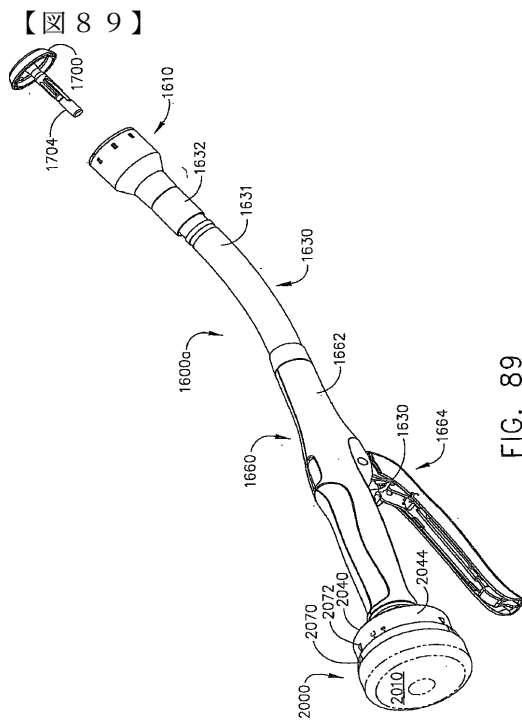


FIG. 89

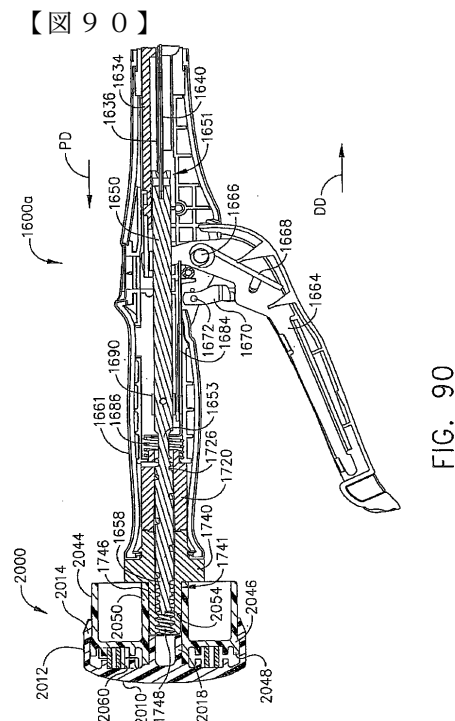


FIG. 90

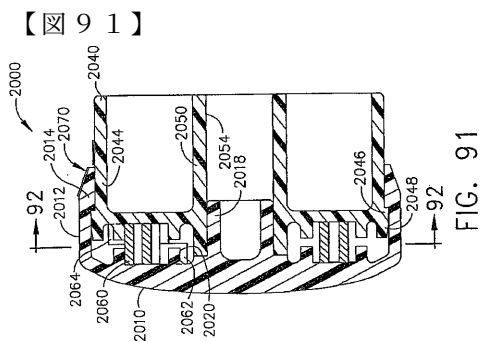


FIG. 91

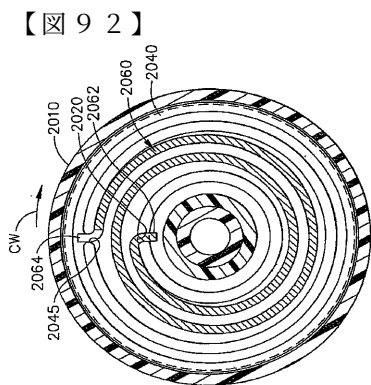


FIG. 92

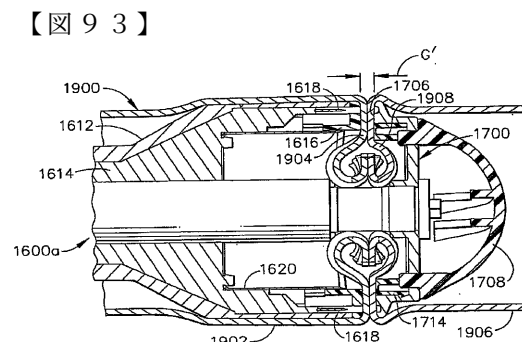
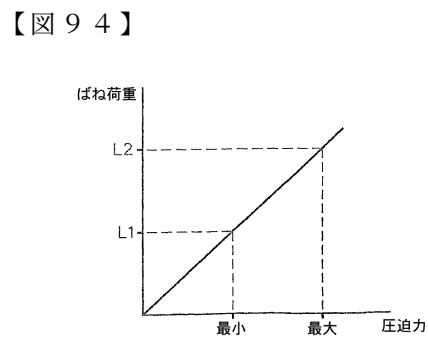
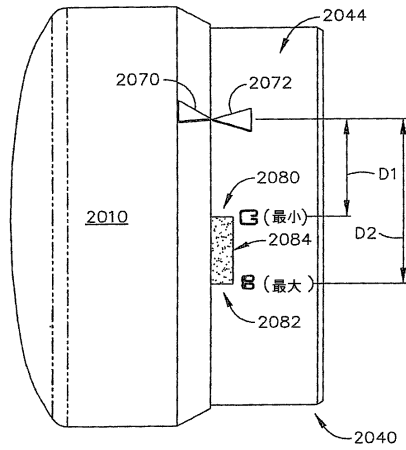


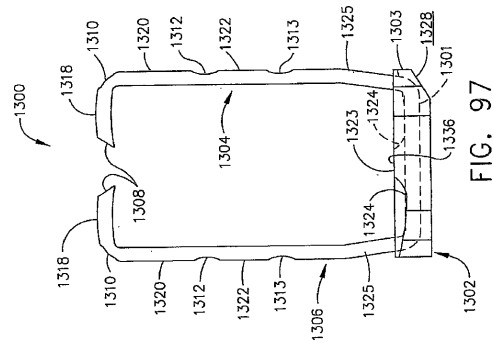
FIG. 93



【図 9 5】



【図 9 7】



【図 9 8】

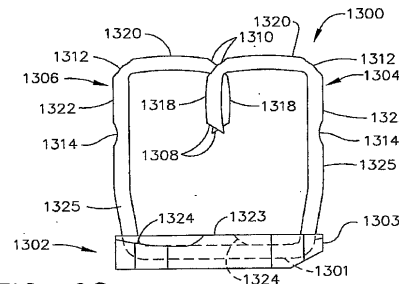


FIG. 98

【图 9 6】

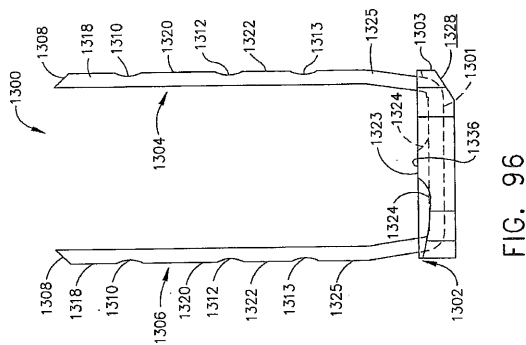


FIG. 96

【图 9 9】

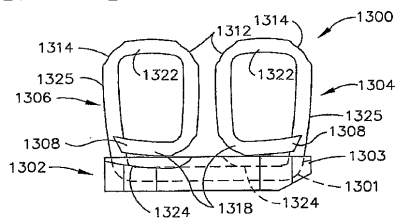


FIG. 99

【図 1 0 0】

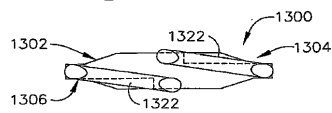


FIG. 100

【 ☒ 1 0 1 】

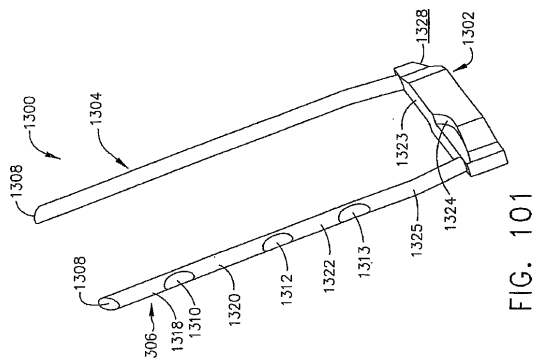


FIG. 101

【図 1 0 2】

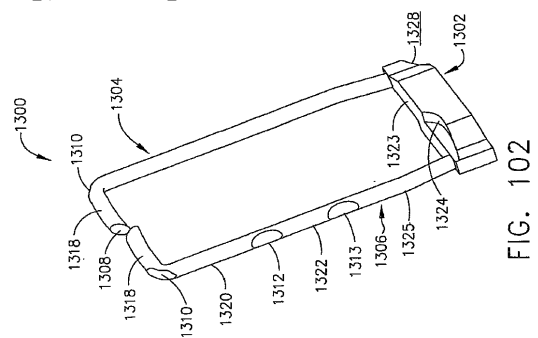


FIG. 102

【☒ 1 0 3】

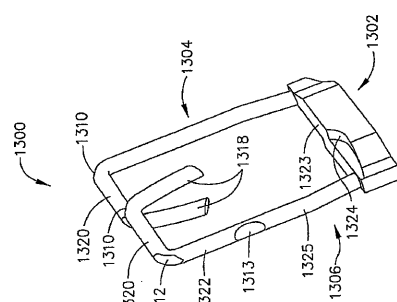


FIG. 103

【図 111】

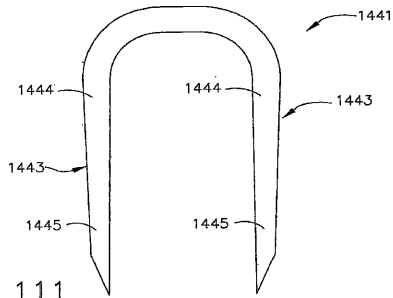


FIG. 111

【図 112】

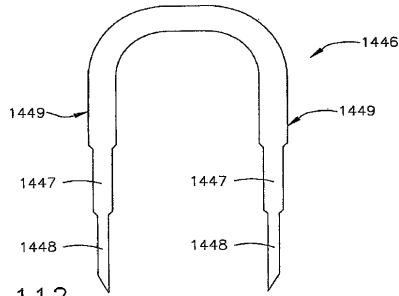


FIG. 112

【図 113】

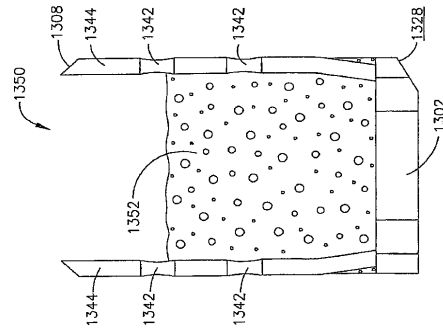


FIG. 113

【図 114】

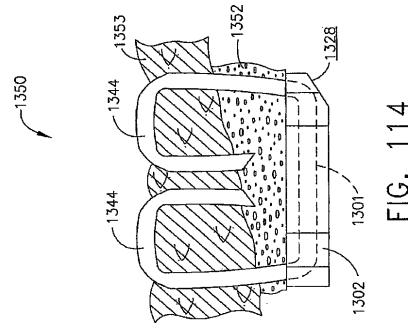


FIG. 114

【図 115】

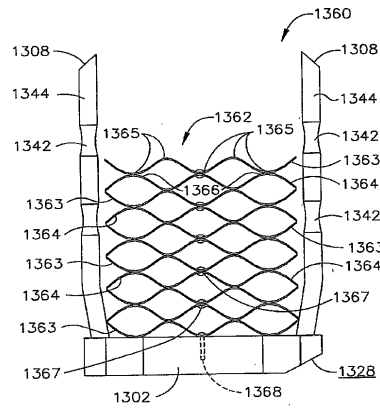


FIG. 115

【図 116】

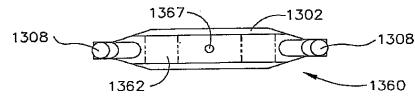


FIG. 116

【図 117】

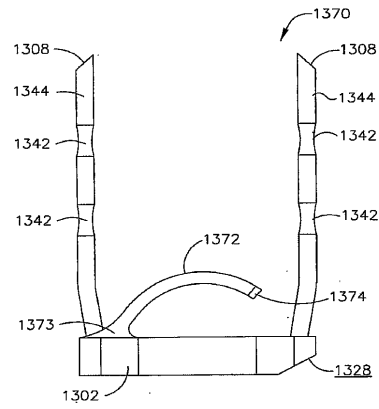


FIG. 117

【図 118】

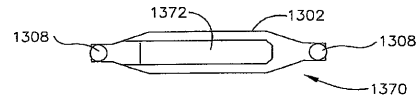
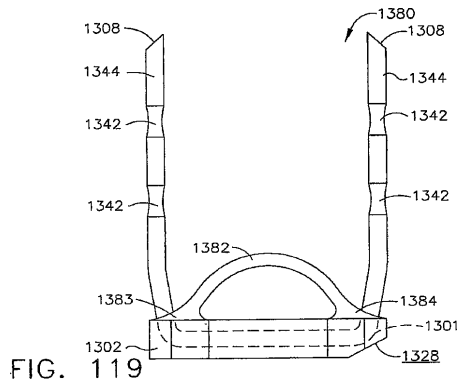
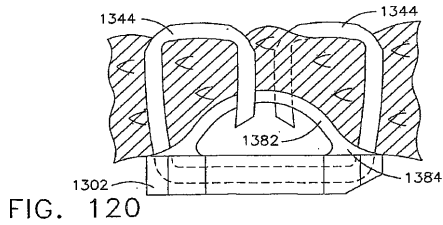


FIG. 118

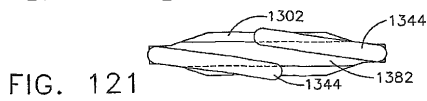
【図 1 1 9】



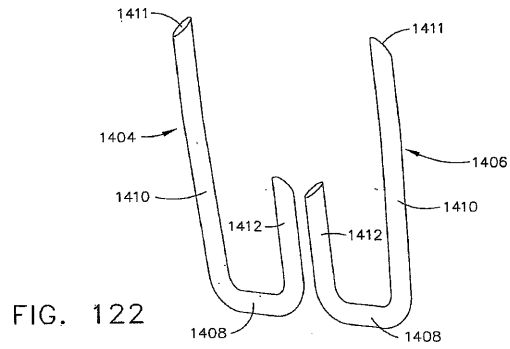
【図 1 2 0】



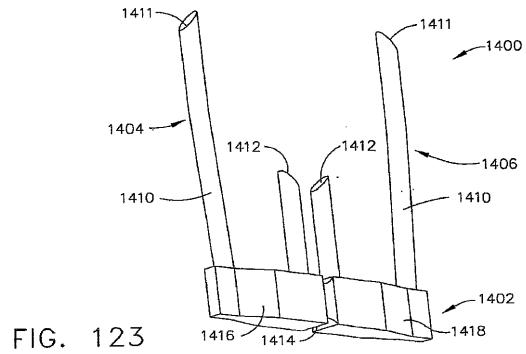
【図 1 2 1】



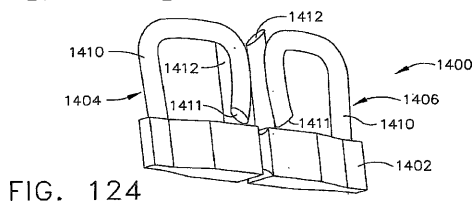
【図 1 2 2】



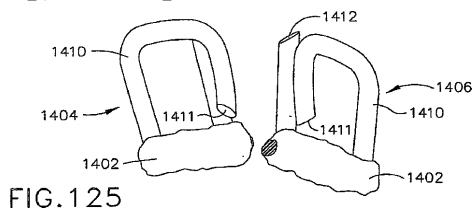
【図 1 2 3】



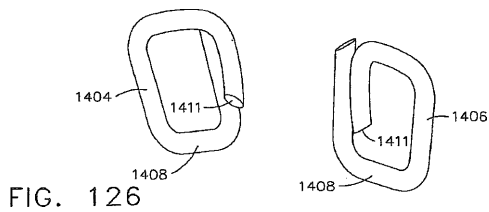
【図 1 2 4】



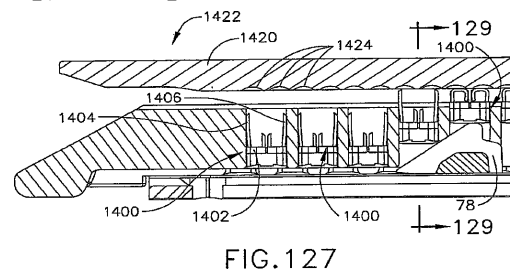
【図 1 2 5】



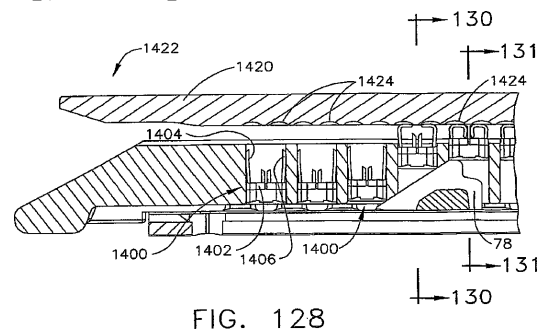
【図 1 2 6】



【図 1 2 7】



【図 1 2 8】



【図 129】
FIG. 129A

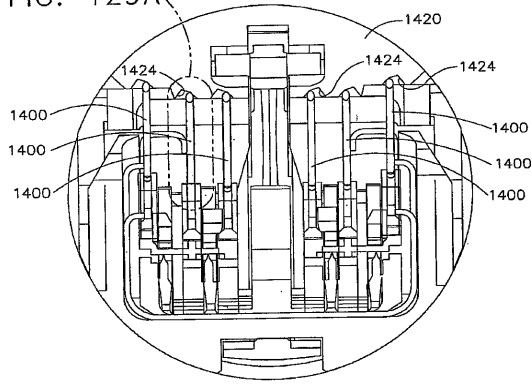


FIG. 129

【図 129 A】

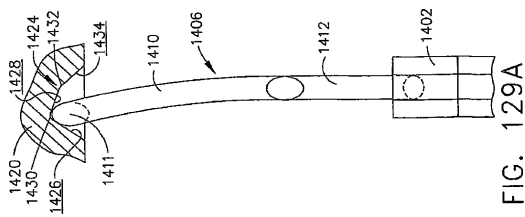


FIG. 129A

【図 130】

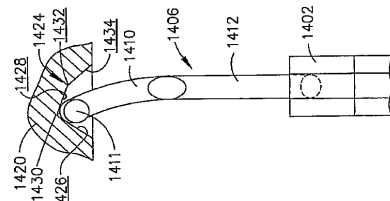


FIG. 130

【図 131】

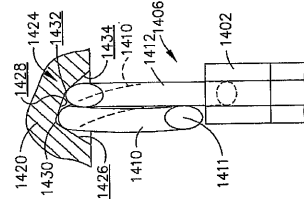


FIG. 131

【図 132】

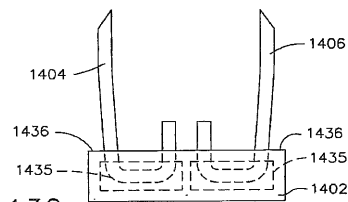


FIG. 132

【図 133】

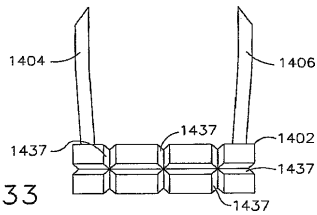


FIG. 133

【図 134】

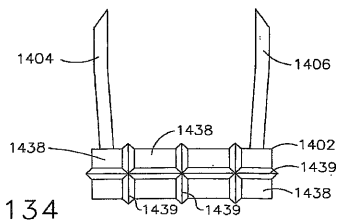


FIG. 134

【図 135】

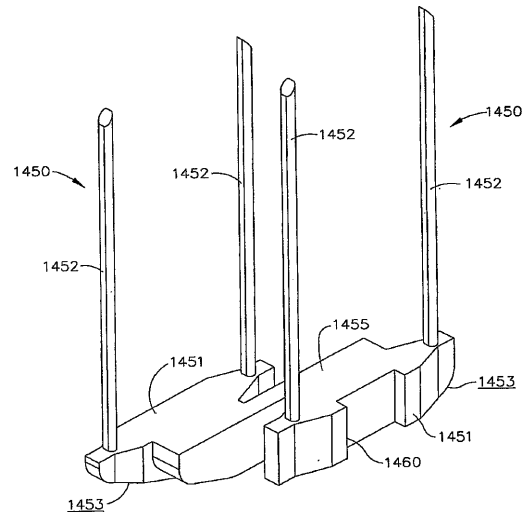
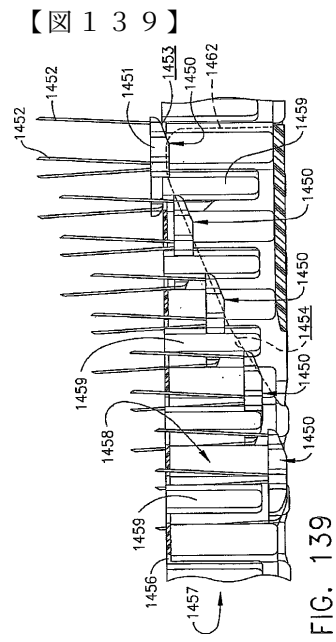
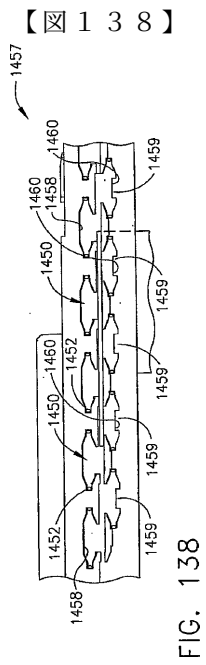
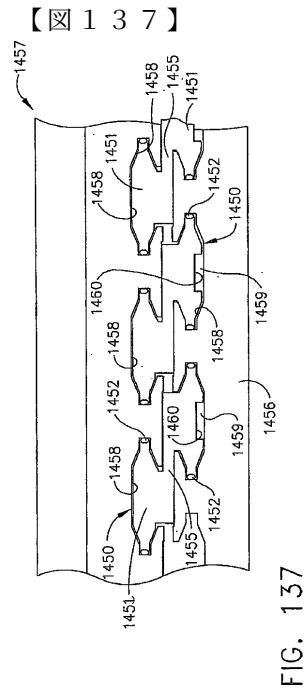
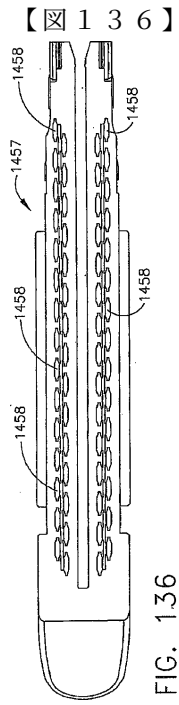


FIG. 135



【図 140】

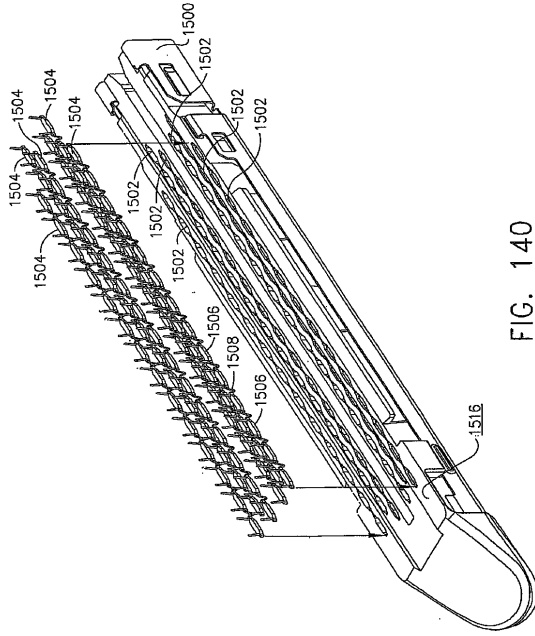


FIG. 140

【図 141】

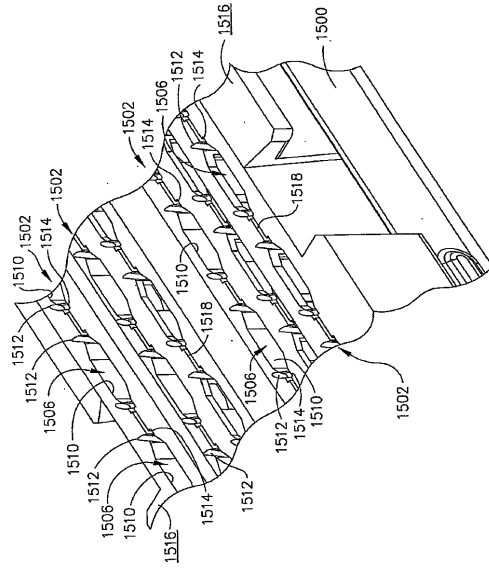


FIG. 141

【図 142】

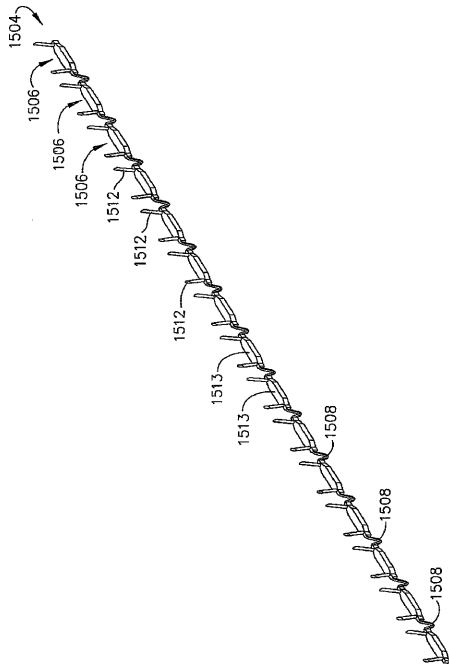


FIG. 142

【図 143】

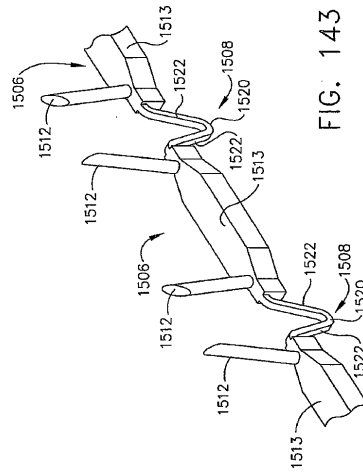


FIG. 143

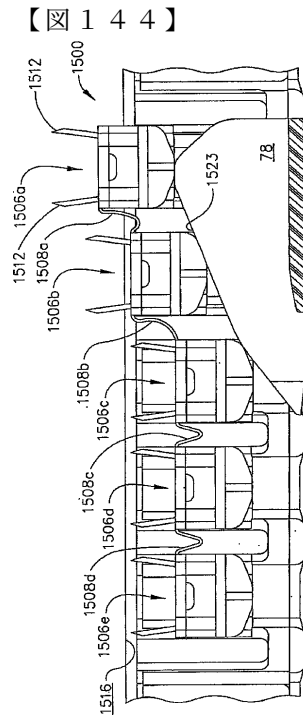


FIG. 144

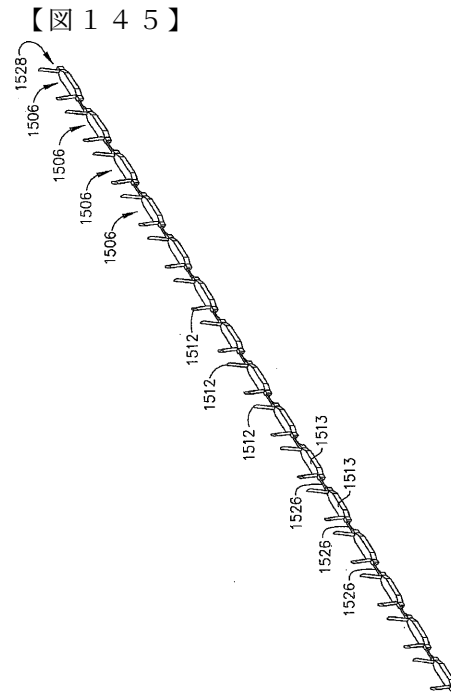


FIG. 145

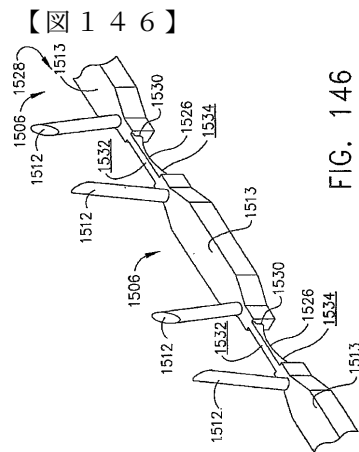


FIG. 146

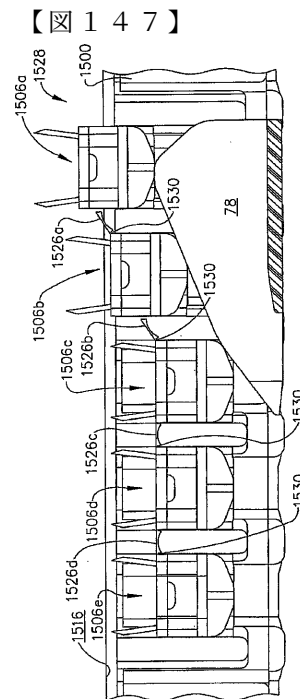
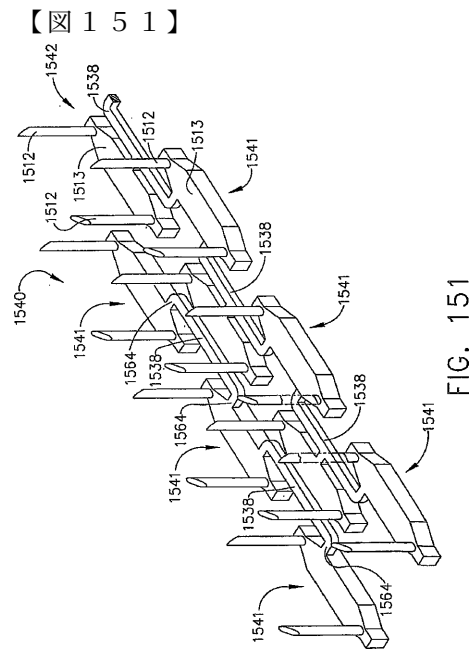
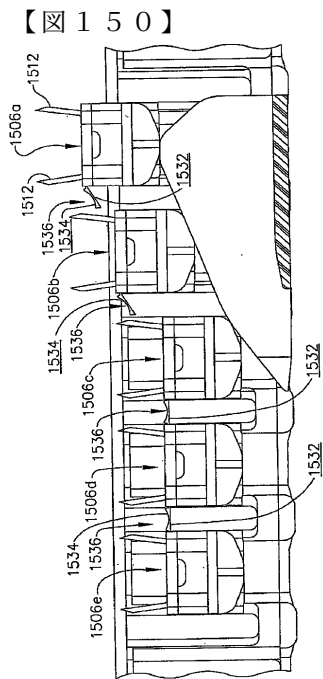
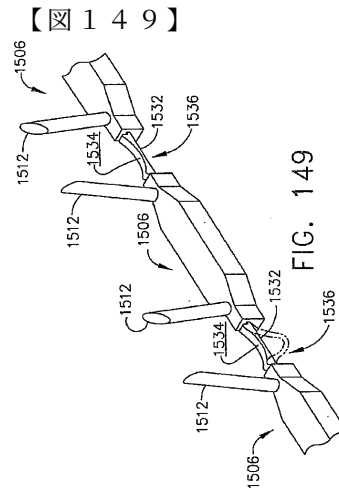
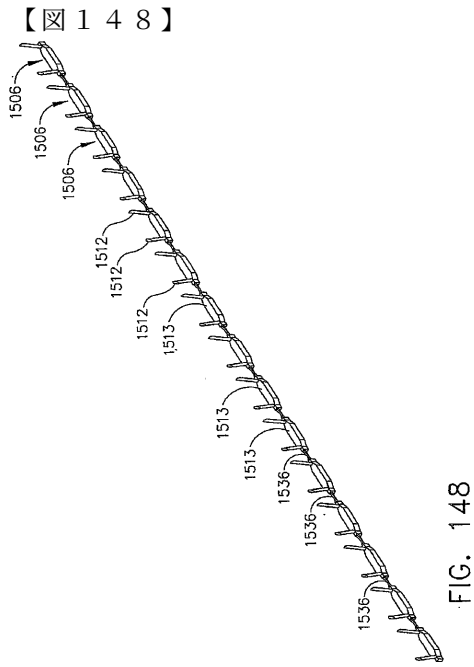
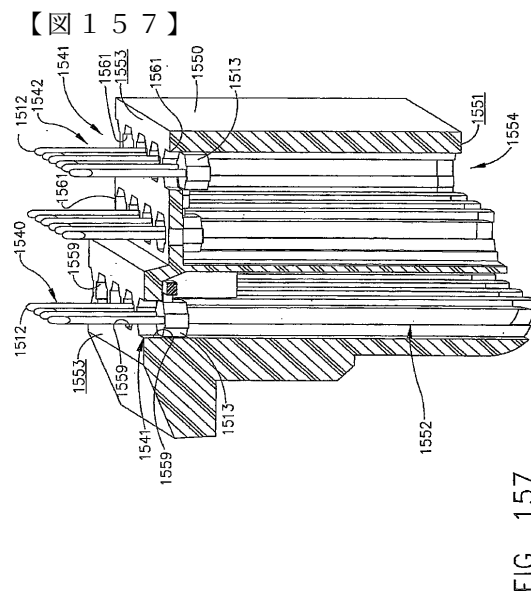
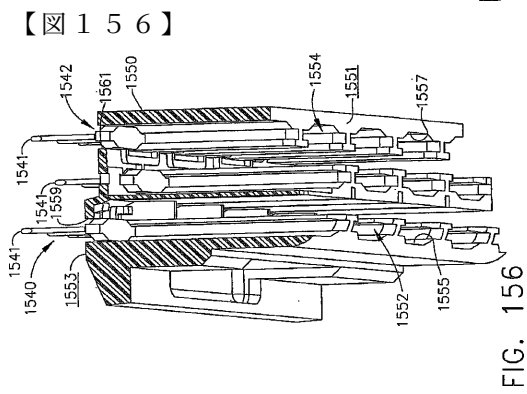
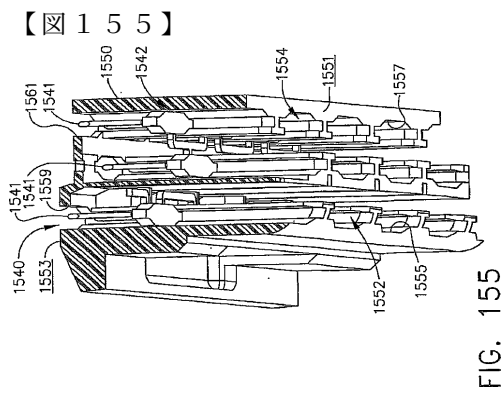
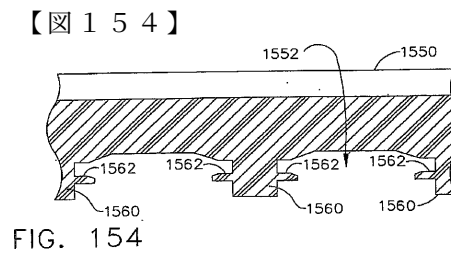
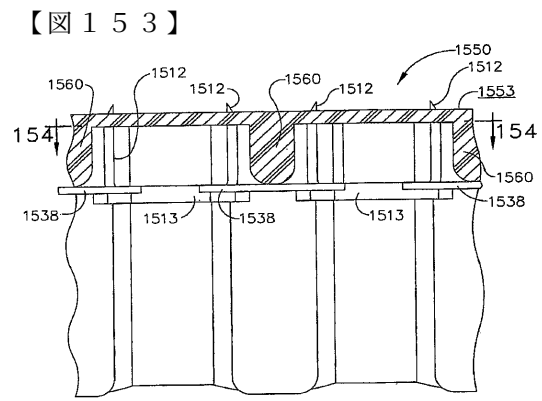
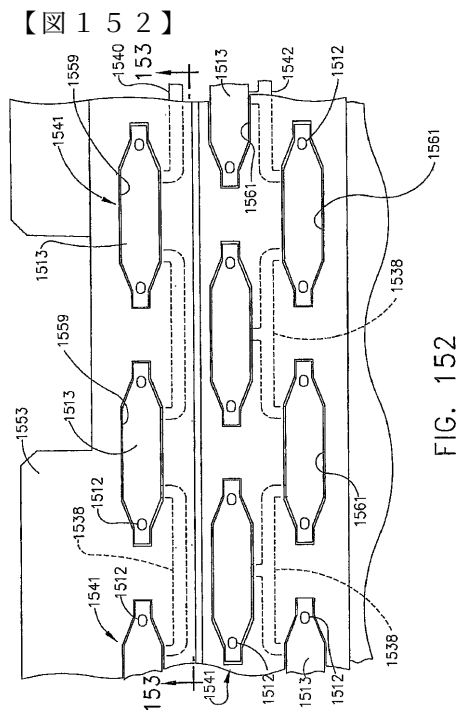


FIG. 147





【図 158】

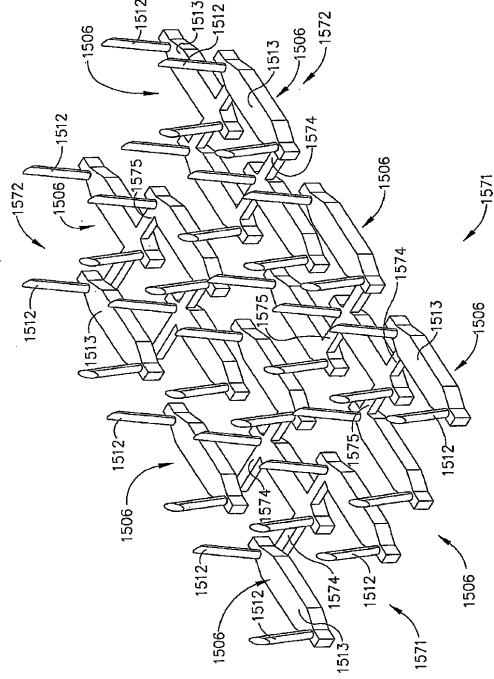


FIG. 158

【図 159】

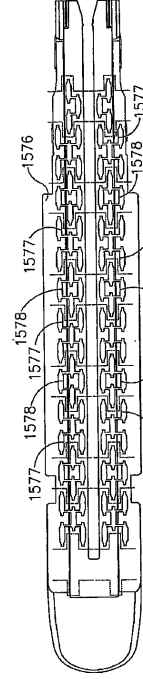


FIG. 159

【図 159 A】

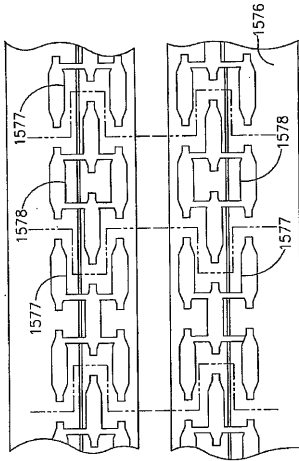


FIG. 159A

【図 160】

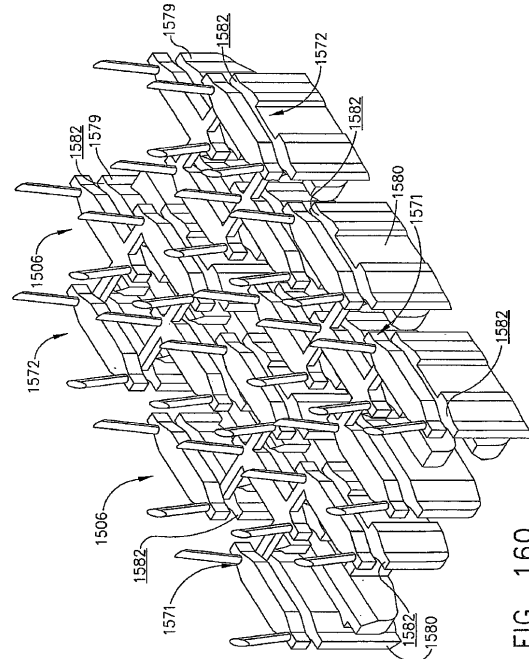


FIG. 160

【図 161】

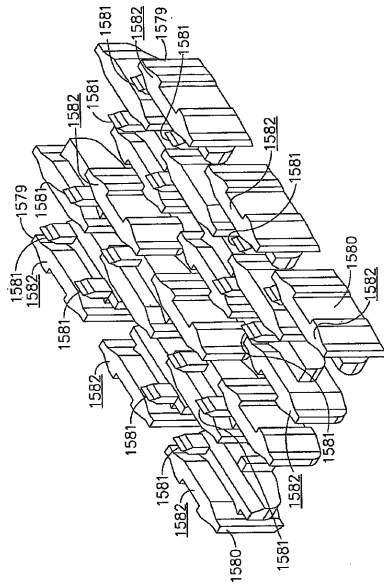


FIG. 161

【図 162】

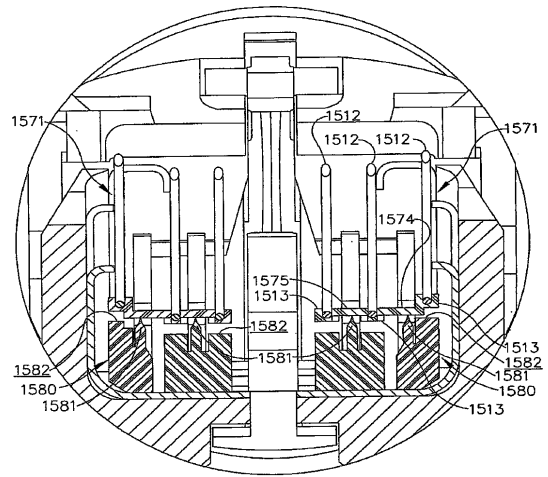


FIG. 162

【図 163】

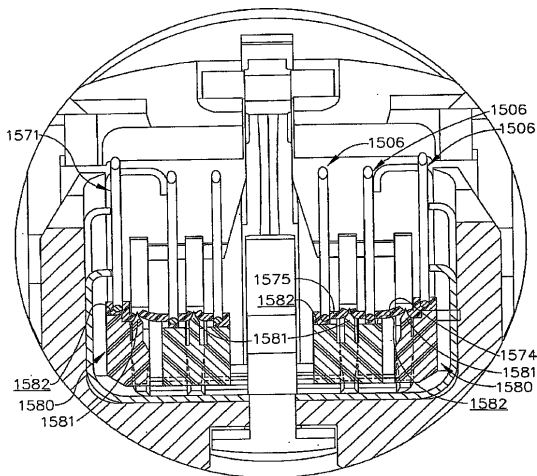


FIG. 163

【図 164】

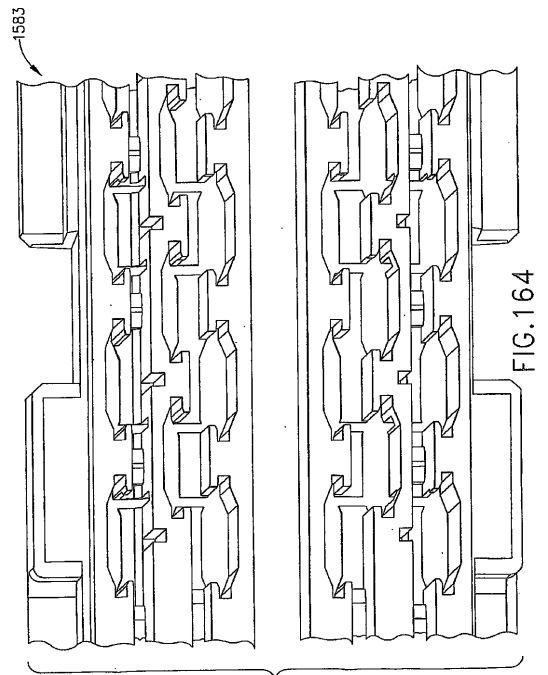


FIG. 164

【図 164 A】

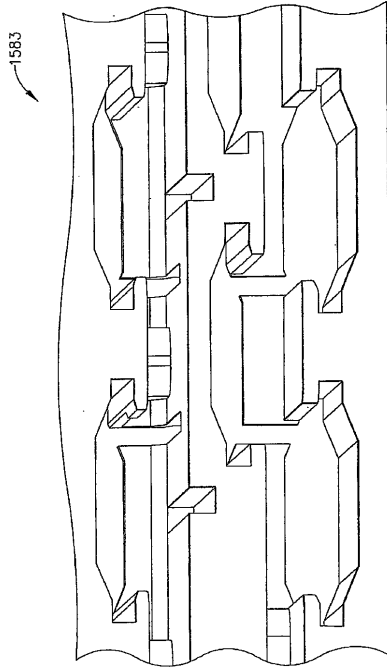


FIG. 164A

【図 165】

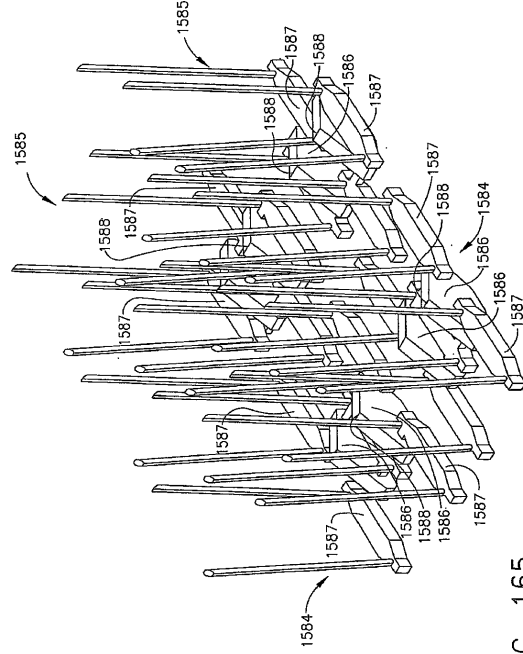


FIG. 165

【図 166】

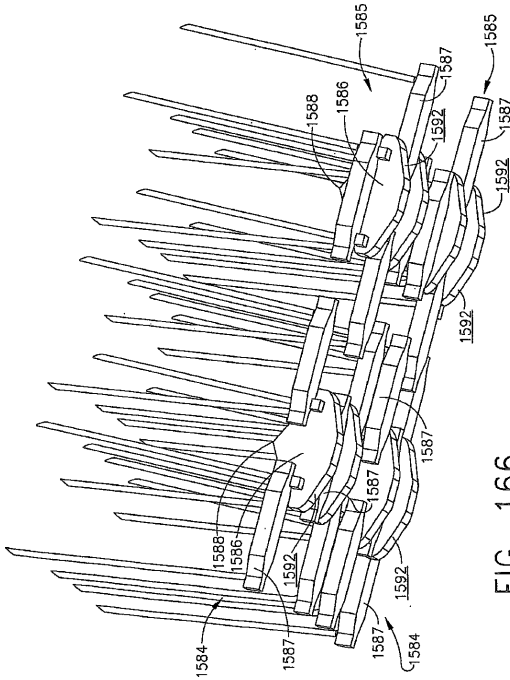


FIG. 166

【図 167】

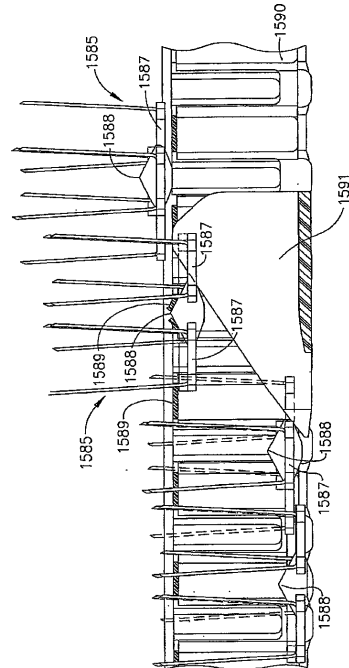


FIG. 167

【図 168】

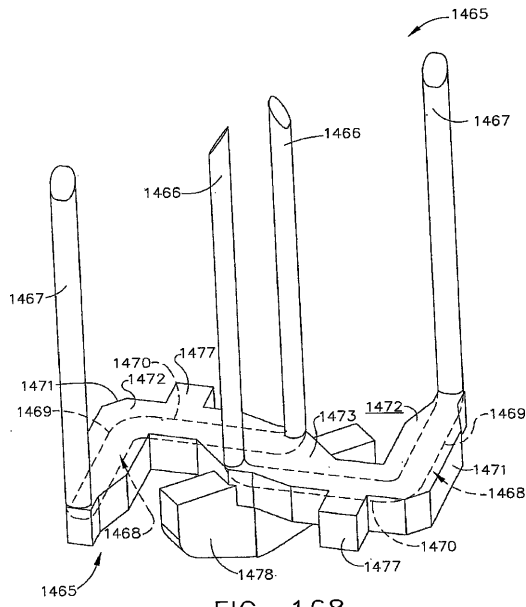


FIG. 168

【図 169】

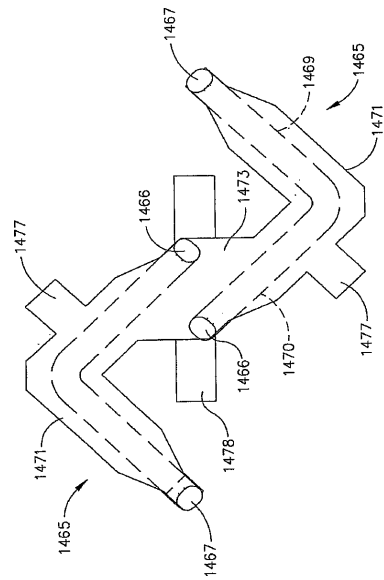


FIG. 169

【図 170】

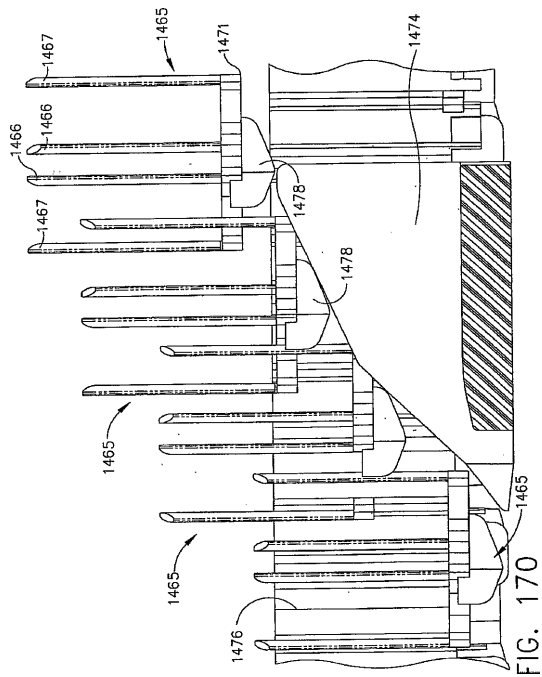


FIG. 170

【図 171】

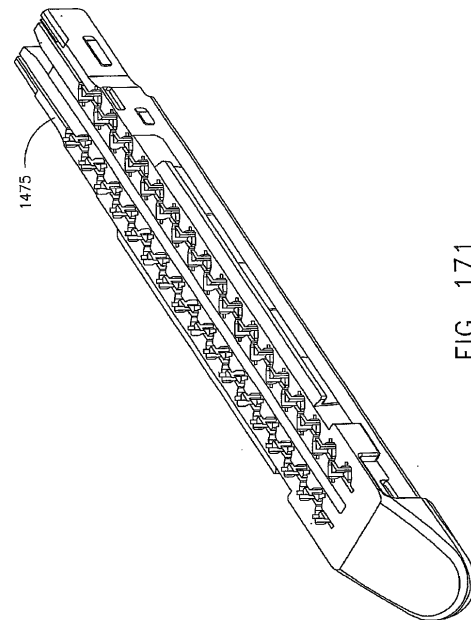


FIG. 171

【図 176】

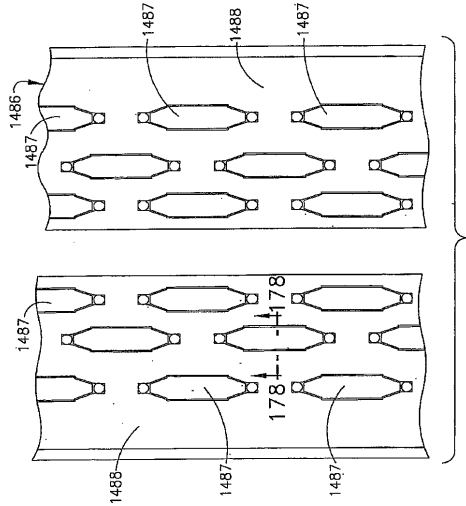


FIG. 176

【図 177】

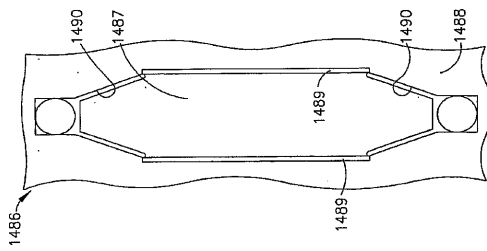


FIG. 177

【図 178】

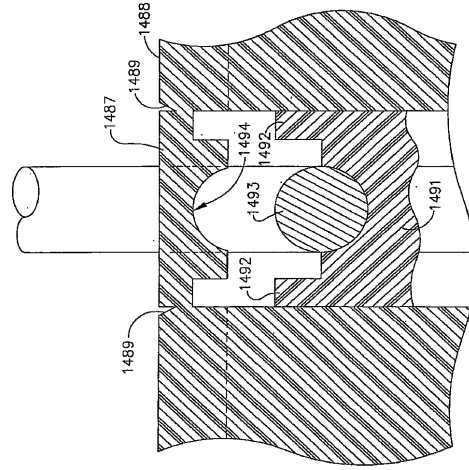


FIG. 178

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、45159 オハイオ州、ニュー・ピエナ、ピー・オー・ボックス 373
- (72)発明者 ウス・ジョシュア
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、ハンターズ・トレイル 7752

審査官 二階堂 恭弘

- (56)参考文献 特開2003-52704 (JP, A)
特開平6-237936 (JP, A)
米国特許第4608981 (US, A)
米国特許出願公開第2005/0173490 (US, A1)
米国特許出願公開第2006/0138194 (US, A1)
米国特許第5586711 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/072