

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5456277号
(P5456277)

(45) 発行日 平成26年3月26日(2014.3.26)

(24) 登録日 平成26年1月17日(2014.1.17)

(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 5 外国語出願 (全 74 頁)

| | | | |
|--------------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2008-157405 (P2008-157405) | (73) 特許権者 | 595057890 |
| (22) 出願日 | 平成20年6月17日 (2008.6.17) | | エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド |
| (65) 公開番号 | 特開2009-28519 (P2009-28519A) | | Ethicon Endo-Surgery, Inc. |
| (43) 公開日 | 平成21年2月12日 (2009.2.12) | | アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545 |
| 審査請求日 | 平成23年6月17日 (2011.6.17) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 11/820, 124 | (74) 代理人 | 100088605 |
| (32) 優先日 | 平成19年6月18日 (2007.6.18) | | 弁理士 加藤 公延 |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | (74) 代理人 | 100130384 |
| 前置審査 | | | 弁理士 大島 孝文 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ケーブル取り付け装置が改善されたケーブル駆動外科ステーブル留め/切断器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるためのケーブル取付け装置において、前記外科器具の構成要素における相補的な形状のポケット内に受容されるように成形され、前記ケーブルの一部に取り付けられた、スラグ、

を含み、

前記スラグは、1ブロックで形成された、円錐型のウェッジであり、

前記スラグは、前記ケーブルの前記一部を受容するための、このスラグを貫通する孔を有し、前記孔は、前記円錐の頂点から底面まで延びており、

前記スラグ及び前記ケーブルは、互いに常時固定されている、
ケーブル取付け装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載のケーブル取付け装置において、

前記スラグは、クリンプ、スエージ加工、接着、オーバーモールド、および超音波溶接からなる締結方法の群から選択される締結方法によって前記ケーブルに取り付けられている、ケーブル取付け装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載のケーブル取付け装置において、

前記スラグは、鉛、銅、真鍮、ステンレス鋼、チタン、熱可塑性材料、ナイロン、およびポリカーボネートからなる材料の群から選択される材料から作製されている、ケーブル

20

取付け装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載のケーブル取付け装置において、

前記ポケットは、内部に前記スラグが挿入されることができるようになくとも一側部が開口している、ケーブル取付け装置。

【請求項 5】

ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるためのケーブル取付け装置において、

前記ケーブルの上に圧迫された取付け部材、

を含み、

前記取付け部材は、前記ケーブルに前記取付け部材から離れる第 1 の方向に張力が加えられると、前記取付け部材が前記ケーブルの上にさらに圧迫されるように、前記外科器具の構成要素における相補的な形状のポケットに受容されるように構成された大きさおよび形状を有し、

前記取付け部材は、1 ブロックで形成された、円錐型のウェッジであり、

前記取付け部材は、前記ケーブルの一部を受容するための、この取付け部材を貫通する孔を有し、前記孔は、前記円錐の頂点から底面まで延びており、

前記取付け部材及び前記ケーブルは、互いに常時固定されている、

ケーブル取付け装置。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、概して、組織に列状のステープルを留めると同時にステープルの列の間の組織を切断することができる外科ステープラ器具を含む、内視鏡的外科器具に関し、より詳細には、外科器具の発射および駆動システムに関連する改善に関する。

【0002】

〔発明の背景〕

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、本願と同日出願した自己の以下に示す米国特許出願に関連する。

(1) リチャード・ダブリュ・ティム (Richard W. Timm)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、ユージーン・エル・ティムパーマン (Eugene L. Timperman)、およびレスリー・エム・フギカワ (Leslie M. Fugikawa) による米国特許出願 (名称: 「発射システムが改善された外科ステープル留め/切断器具 (Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Firing System)」) (代理人整理番号: END 6094 USNP / KLG 番号: 070064)

(2) リチャード・ダブリュ・ティム (Richard W. Timm)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、ユージーン・エル・ティムパーマン (Eugene L. Timperman)、およびレスリー・エム・フギカワ (Leslie M. Fugikawa) による米国特許出願 (名称: 「閉鎖システムが改善された外科ステープル留め/切断器具 (Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Closure System)」) (代理人整理番号: END 6095 USNP / KLG 番号: 070065)

(3) リチャード・ダブリュ・ティム (Richard W. Timm) およびフレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV) による米国特許出願 (名称: 「不慮のケーブルの脱落を防止するための装置を備えたケーブル駆動外科ステープル留め/切断器具 (Cable Driven Surgical Stapling and Cutting Instrument With Apparatus For Preventing Inadvertent Cable Disengagement)」) (代理人整理番号: END 6096 USNP / KLG 番号: 070066)

(4) リチャード・ダブリュ・ティム (Richard W. Timm)、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・スウェイズ (Jeffrey S. Swayze) による米国特許出願 (名称: 「アンビル開放特徴部が改善さ

10

20

30

40

50

れた外科ステーブル留め/切断器具 (Surgical Stapling and Cutting Instrument With Improved Anvil Opening Features)) (代理人整理番号: END 6 0 9 8 U S N P / K L G 番号: 0 7 0 0 6 8)

(5) リチャード・ダブリュ・ティム (Richard W. Timm)、フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース (Frederick E. Shelton, IV)、チャールズ・ジェイ・シャイブ (Charles J. Scheib)、クリストファー・ジェイ・シャル (Christopher J. Schall)、グレン・エイ・アームストロング (Glen A. Armstrong)、ユージーン・エル・ティパーマン (Eugene L. Timperman)、およびレスリー・エム・フギカワ (Leslie M. Fugikawa) による米国特許出願 (名称: 「外科ステーブル留め/切断器具 (Surgical Stapling and Cutting Instruments)) (代理人整理番号: END 6 1 0 2 U S N P / K L G 番号: 0 7 0 0 7 1)

10

【0003】

内視鏡外科器具は、小さな切開部により術後の回復期間が短縮され合併症のリスクが低くなるため、多くの場合、従来の開放外科装置よりも好まれる。従って、トロカールのカニューレを通して所望の手術部位に、遠位エンドエフェクタを正確に置くのに適した様々な内視鏡外科器具が著しく進歩した。このような遠位エンドエフェクタは、様々な方法 (例えば、エンドカッター、把持具、カッター、ステープラ、クリップアプライヤー、アクセス装置、薬物/遺伝子治療送達装置、ならびに、超音波、高周波、およびレーザーなどを用いるエネルギー装置) 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。

【0004】

20

既知の外科ステープラには、組織に長さ方向の切開部を形成すると同時に、切開部の両側に列状のステープルを取り付けるエンドエフェクタが含まれる。エンドエフェクタは、その器具が内視鏡または腹腔鏡の適用を対象としている場合は、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。ジョー部材のうち一方は、横方向に離隔した少なくとも2列の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、通常は、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、複数のウェッジを含む。

【0005】

30

このような外科ステープラの例は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、オルソン (Olson) らによる米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 0 1 1 6 9 9 A 1 号に開示されている。この特許文献に開示されているステープル留め装置は、遠位側に位置するピンまたはプリーの周りに位置付けられてナイフに固定された1または複数のケーブルを用いている。ケーブルの端部は、近位方向に引かれる。しかしながら、このようなシステムは、低いメカニカルアドバンテージを被り、ナイフを引くために、そのストロークに亘って比較的大きな力を必要としがちである。

【0006】

したがって、ケーブル駆動外科ステープラと共に使用するための改善された駆動/発射システムが要望されている。

40

【0007】

ケーブル発射外科器具システムを用いる場合に生じる別の問題は、力を伝達できるようにケーブルの端部を接続することである。同じ本体に作用する2つのケーブルからの荷重は、概ね等しくなければならない。例えば、ナイフまたは動的クランプ部材に取り付けられた2つのケーブルを有する外科器具では、2つのケーブルの力が異なっていると、ナイフ/動的クランプ部材がそのスロット内で傾いて (cock) その位置で固定され、装置が使用できなくなる。

【0008】

したがって、ケーブル駆動外科器具に用いられるケーブルの端部を有効に取り付けるためのケーブル取付け装置が要望されている。

50

【 0 0 0 9 】

〔 発明の概要 〕

本発明の一態様では、ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるためのケーブル取付け装置を提供する。様々な実施形態では、ケーブル取付け装置は、ケーブルの一部に取り付けられたウェッジ型スラグを含む。このウェッジ型スラグは、外科器具の構成要素の相補的な形状のポケット内に受容されるように成形されている。

【 0 0 1 0 】

本発明の様々な実施形態の別の一般的な態様では、ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるためのケーブル取付け装置を提供する。様々な実施形態では、ケーブル取付け装置は、ケーブルの上に圧迫された取付け部材を含む。取付け部材は、ケーブルに取付け部材から離れる第1の方向に張力が加えられると、取付け部材がケーブルの上にさらに圧迫されるように、外科器具の構成要素における相補的な形状のポケット内に受容されるように構成された形状および大きさを有することができる。

10

【 0 0 1 1 】

本発明の様々な実施形態のさらに別の一般的な態様では、ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるための方法を提供する。様々な実施形態では、この方法は、ケーブルの端部をケーブル別の部分に近接して位置付けて、外科器具の構成要素の少なくとも一部を内部に受容する大きさのループを形成することを含む。この方法は、ケーブルの端部をケーブルの別の部分に付着させることも含むことができる。

【 0 0 1 2 】

本発明の様々な実施形態の別の一般的な態様では、外科器具の可動構成要素を駆動するための駆動部材を提供する。様々な実施形態では、駆動部材は、編み材料から作製されたケーブルを含む。このケーブルは、少なくとも1つの駆動される部材および可動構成要素の少なくとも一部の上に延在する大きさのエンドレスケーブル組立体を形成するように互いに編まれた2つの端部を有する。

20

【 0 0 1 3 】

本発明の様々な実施形態の別の一般的な態様では、内部にステーブルカートリッジ組立体を動作可能に支持するように構成された細長いチャンネル組立体を含む外科器具を提供する。ナイフ組立体を、細長いチャンネル組立体内で移動するように方向付けることができる。外科器具は、ケーブル駆動システムと、このケーブル駆動システムと相互作用する駆動ケーブルと、をさらに含むことができる。ウェッジ型スラグを、駆動ケーブルの一部に取り付けることができる。このウェッジ型スラグは、ナイフ組立体の相補的な形状のポケット内に受容されるように成形されることができる。

30

【 0 0 1 4 】

本発明の様々な実施形態の別の一般的な態様では、内部にステーブルカートリッジ組立体を動作可能に受容するように構成された細長いチャンネル組立体を含む外科器具を提供する。ナイフ組立体を、細長いチャンネル組立体内で移動するように方向付けることができる。外科器具は、ケーブル駆動システムと、このケーブル駆動システムと相互作用する近位部分を有する駆動ケーブルと、をさらに含むことができる。また、駆動ケーブルは、駆動ケーブルの別の部分に近接して方向付けられた遠位端部を有することができる。この遠位端部は、この別の部分に付着されて、内部にナイフ組立体の少なくとも一部を受容する大きさのループを形成している。

40

【 0 0 1 5 】

本発明の様々な実施形態のさらに別の一般的な態様では、内部にステーブルカートリッジ組立体を動作可能に受容するように構成された細長いチャンネル組立体を含む外科器具を提供する。ナイフ組立体が、細長いチャンネル組立体内で移動するように方向付けられている。外科器具は、被動プーリーと、編み材料から作製されたエンドレス駆動ケーブルと、をさらに含むことができる。この駆動ケーブルは、2つの端部を有している。これらの端部は、被動プーリーの上に延在する大きさのエンドレスケーブル組立体を形成するために互いに編み込まれており、ナイフ組立体と相互作用する。

50

【 0 0 1 6 】

本発明の上記の目的および利点、ならびに他の目的および利点は、添付の図面、およびその詳細な説明から明らかになるであろう。

【 0 0 1 7 】

〔 詳細な説明 〕

本明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施形態を例示する添付の図面は、上記の本発明の概要および後述する実施形態の詳細な説明と共に、本発明の様々な原理の説明に役立つ。

【 0 0 1 8 】

本明細書に開示する装置および方法の構造、機能、製造、および使用の原理を全体的に理解できるように、特定の例示的な実施形態を説明する。これらの実施形態の1または複数の例が、添付の図面に示されている。当業者であれば、本明細書に具体的に記載し添付の図面に例示する装置および方法は、非限定的な例示の実施形態であり、本発明の様々な実施形態の範囲が、添付の特許請求の範囲によってのみ定められることを理解されたい。例示的な一実施形態に関連して例示または説明する特徴は、他の実施形態の特徴と組み合わせても良い。このような改良形態および変更形態は、本発明の範囲内に含まれるものとする。

10

【 0 0 1 9 】

ここで、図面を参照されたい。いくつかの図面にわたって、同様の参照符号は、同様の構成要素を示している。図1は、本発明のある特有の利点を実現できる、例示的な形態ではより詳細には外科ステーブル留め/切断器具1である外科器具を示している。外科器具1は、参照して開示内容の全てを本明細書に組み入れる、先に言及した米国特許出願公開第2006/0011699 A1号に開示されている形状および構造に、以下に説明する1または複数の改良を加えた外科ステープラを基本的に含むことができる。しかしながら、当業者であれば、この本発明の詳細な説明を読み進めれば、本明細書に開示する様々な実施形態および改良を、本発明の範囲および概念から逸脱することなく、他の外科ステープラの構造に関連して、組み込むことができることを理解するであろう。

20

【 0 0 2 0 】

図1に示されているように、外科器具1は、遠位端部4および近位端部6を有するハウジング3、ハウジング3(好ましくは、その遠位端部4)に取り付けられた細長いシャフト20、および概して符号5として示されるハンドル組立体を含むことができる。シャフト20は、取付け機構20bによって使い捨て装着ユニット(DLU)10に動作可能に取り付けることができる遠位端部20aを有することができる。また図1に示されているように、使い捨て装着ユニット10は、コネクタ機構Cによって旋回可能に、かつ動作可能に互いに取り付けることができる器具組立体100およびシャフトコネクタ部分20cを含むことができる。

30

【 0 0 2 1 】

例えば、コネクタ機構Cなどの連結機構によって、使い捨て外科ステープラのシャフト20の遠位端部20aに、器具組立体100を、持続的かつ直接、旋回可能、動作可能、または一体的に取り付けできることは本開示の範囲内である。既知のように、使用済み使い捨て装着ユニット10は、再使用可能または使い捨ての開放、内視鏡、または腹腔鏡外科ステープラのシャフト20から取り外して、未使用の使い捨てユニットと交換することができる。様々な実施形態では、使い捨て装着ユニットが、一体的もしくは取外し可能に取り付けられているか、または取り付けられていないシャフト20を、ハウジング3から選択的に取外し可能にできることも企図する。

40

【 0 0 2 2 】

シャフトコネクタ部分20cは、近位端部24および遠位端部22を含む。上記したように、近位端部24は、手動で(または他の、例えばロボットもしくはコンピュータで)操作される開放または内視鏡外科ステープラ1のハンドルまたは他の作動組立体に持続的または取外し可能に結び付けることができる。シャフトコネクタ部分20cの遠位端部2

50

2は、器具組立体100に動作可能に接続されている。器具組立体100は、通常は、細長いチャンネル組立体120、アンビル組立体110、およびステーブルカートリッジ組立体200を含むことができる。好ましくは、器具組立体100は、好ましくは動的クランプ部材150であるアクチュエータ、およびスレッド160を含むことができ、未使用のカートリッジ200が細長いチャンネル組立体120内に取り付けられるとステーブルブッシャー228およびステーブル350も含むことができる。図2、図5、および図6を参照されたい。

【0023】

語「近位」および「遠位」は、本明細書では、器具のハンドルを把持している臨床医を基準に用いることを理解されたい。したがって、器具組立体100は、より近位側のハンドル組立体5に対して遠位側である。分かりやすくするため、および明瞭にするために、「垂直」および「水平」などの空間用語は、本明細書では図面に対して用いることをさらに理解されたい。しかしながら、外科器具は、様々な向きおよび位置で用いられ、これらの用語は、限定的および絶対的なものを意図するものではない。

【0024】

シャフトコネクタ部分20cは、形状が円柱状であって、チューブアダプタ40を受容する大きさにできる内部チャンネル25を画定することができる。図2を参照されたい。シャフトコネクタ部分20cは、器具組立体100を作動させるためのアクチュエータを受容または格納することもできる。器具組立体100は、シャフトコネクタ20cの遠位端部22（またはシャフト20の遠位端部20a）に取り付けることができる。様々な実施形態では、器具組立体100は、シャフトコネクタ20cの内部チャンネル25と（またはシャフト20に対して）摩擦係合（friction-fit engagement）してスライド可能に受容されうる円柱外面47を含むチューブアダプタ40上に取り付けることができる。本明細書では、シャフトコネクタ20cに対する器具組立体100の近位接続または取付けの記載は、シャフト20に対する器具組立体100の取付けにも適用されることができる。チューブアダプタ40の外面47は、チューブアダプタ40をシャフトコネクタ20cにロックするために、内部チャンネル25の内周部に配された径方向内側に延びた突出部または移動止め（不図示）などの対応する機械的相互作用手段（mechanical interface）と噛み合うように方向付けられたカットアウトまたはノッチ45などの少なくとも1つの機械的相互作用手段をさらに含むことができる。

【0025】

様々な実施形態では、チューブアダプタ40の遠位端部は、ピボットブロック50を旋回可能に受容するためにキャピティ41を画定する一対の対向したフランジ42aおよび42bを含むことができる。各フランジ42aおよび42bは、器具組立体100の長さ方向軸「X」に対して垂直と定義される「Z」軸を中心にピボットブロック50が旋回運動できるようにピボットブロック50の開口内を通して延びるピボットピン57を受容するように方向付けられた開口44aおよび44bを含むことができる。図3を参照されたい。詳細を後述するように、ピボットピン59を受容する大きさの開口122aおよび122bをそれぞれ有する上方に延びた2つのフランジ121aおよび121bにより、チャンネル組立体を形成することができる。ピボットピン59は、所定の外科手術の際に必要なに応じて器具組立体100が「Y」軸を中心に回転できるようにピボットブロック50の開口53aおよび53b内に取り付けられる。ピボットブロック50の、「Z」軸に沿ったピン57を中心とする回転により、器具組立体100が「Z」軸を中心に回転する。ピボットブロックに対するチャンネル120の別の締結方法、およびチャンネルに対するアンビルの別の締結方法は、本発明の概念および範囲から逸脱することなく有効に利用することができる。

【0026】

様々な実施形態では、1または複数のアクチュエータ（不図示）は、外科手術の際に必要なに応じて外科医が器具組立体100を「Y」軸および「Z」軸を中心に関節運動させることができるように、シャフトコネクタ部分20c、チューブアダプタ40、およびピボ

10

20

30

40

50

ットブロック50の中を通り、器具組立体100に動作可能に接続されるのが好ましい。加えて、外科ステーブラ1のシャフト20は、ノブ「K」の回転によって360度回転可能とすることができる。この結果、器具組立体100は、全ての方向において少なくとも90度関節運動可能とすることができる。参照して開示内容の全てを本明細書に組み入れる米国特許第6,250,532号および同第6,330,965号に一部が特定されているこのような機能を果たすために用いることができる様々なアクチュエータ、ハンドル組立体、およびピボットブロックも構想される。

【0027】

上記したように、様々な実施形態では、器具組立体100は、アンビル組立体110および細長いチャンネル組立体120を含むことができる。図2を参照されたい。細長いチャンネル組立体120は、ステーブルカートリッジ組立体200、動的クランプ部材150などのアクチュエータ、およびスレッド160を支持することができる。したがって、これらの様々な組立体およびそれぞれの内部構成要素は、組み立てられると、後述するように、所定の外科手術の際に協働して、器具組立体による、組織の操作、把持、クランプ、締付け、好ましくは切断を可能にする。細長いチャンネル組立体120は、内部にステーブルカートリッジ組立体200を上に乗せるように(mountingly)受容する大きさの細長い支持チャンネル125を画定する、上方に延びた側壁すなわちフランジ121aおよび121bを有する底面128を含むことができる。細長いチャンネル組立体120は、ステーブルカートリッジ組立体200の外向きの面に配された対応する複数の機械的相互作用手段235a、235b、235c、および235dを受容するように方向付けられた、複数の機械的相互作用手段127a、127b、127c、および127dを含むこともできる。図2および図6を参照されたい。

【0028】

ステーブルカートリッジ組立体200は、細長いチャンネル組立体120内に取り付けられ、アンビル組立体110の組織に接触するアンビル底面すなわち組織に面するアンビル底面114bに対向した、本明細書を読み進めればさらに明らかになる組織に接触する上面すなわち組織に面する上面231を含む。ステーブルカートリッジ組立体200は、製造の際または組立工程の際に細長いチャンネル組立体120内に取り付けて組み立て、器具組立体100の一部として販売することができる。あるいは、ステーブルカートリッジ組立体200は、必要に応じて、チャンネル組立体120に選択的に取り付けられるように設計し、1回使用して交換する(single use replacement)、交換可能、すなわち使い捨てステーブルカートリッジ組立体200などとして別個に販売することができる。例えば、ステーブルカートリッジ組立体200は、スレッド160および動的クランプ部材150を含むように製造することができる。別法では、ナイフ155を備えた動的クランプ部材150は、ステーブルを成形した後の組織の正確な切断を促進する、かつ/または確実にするためにナイフブレード155aを備えていない(ただし、ナイフブレード155aを備えていることが好ましい)交換可能なステーブルカートリッジ組立体200の一部として販売することができる。器具組立体100は、異なる大きさであり、かつ/または異なるパターンで射出されるように配列された外科ファスナー350を含む様々なステーブルカートリッジ200を含むキットとして販売することもできる。様々なステーブルカートリッジ200はいずれも、特定の処置の際に、使用するために所望に応じて細長いチャンネル組立体120に選択的に結合することができる。

【0029】

図6から最もよく分かるように、スレッド160は、上方に延びた一对のカムウェッジ161aおよび161bを含むことができる。これらのカムウェッジ161aおよび161bは、使用者によって作動されて動くと、一連の外科ファスナー350すなわちステーブルをカム動作させて、組織の中に入れ、かつ組織を通してアンビル組立体110のステーブル成形ポケット111(図9に図示される)に接触させて、ファスナー350を成形してファスナーで組織を綴じる。動的クランプ部材150は、例えば、スレッド160上に取り付けられて支持されるか、またはスレッド160に接続されるか、またはスレッド

10

20

30

40

50

160と一体にし、かつ/もしくはスレッド160の後側に載るなどしてスレッド160に結び付けられている。動的クランプ部材150は、先頭の遠位面(leading distal surface)に取り付けられるか、一体形成されるか、または先頭の遠位面によって押されるカムウェッジまたはカム面を有することができることが構想される。

【0030】

様々な実施形態では、動的クランプ部材150は、内部に取付可能であるか、または取り付けられたピン159を備えた横孔154を有する上側部分157と、中心支持体すなわち上向き延長部151と、スレッド160の遠位側への長さ方向の移動の際に理想的な切断経路に沿って動的クランプ部材150をスライド可能に保持するように協働する実質的にT型の底部フランジ152を含むことができる。図8を参照されたい。前切断縁155、ここではナイフブレード155aは、ステーブルカートリッジ組立体200のスロット282内を移動する大きさであり、ステーブル留めされると組織400を分離する。動的クランプ部材150の前縁153aは、組織の切断を容易にするために鋸刃状、勾配付き、またはノッチを付けることができることが構想される。ある実施形態では、例えば、上側カム部材は、ピンにする必要はないが、一体の、または取外し可能な適当な外側に延出した任意のカム面とすることができる。底部フランジ152も同様に、動的クランプ部材をスレッド160または細長いチャネル組立体120内へ取り付けるのを容易にするために、ピン、取外し可能なピン、またはボタンを含む任意の適当なカム面とすることができる。本明細書で用いる語「ナイフ組立体」170は、上記した動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160、または他のナイフ/ビーム/スレッド駆動装置

10

20

【0031】

図10に最もよく示されているように、細長いチャネル組立体120は、遠位端部123および近位端部123'を有する。細長いチャネル組立体120の底面128は、近位端部にカットアウトすなわちノッチ129を含み、かつこれと連絡する細長い長さ方向スロット126も含む。ノッチ129は、動的クランプ部材150の底部フランジ152が通過できる大きさである。スロット126の比較的細い部分は、上向きの支持体すなわち延長部151をスライド可能に受容し、この延長部151が通過できる大きさである。図13を参照されたい。他の動的クランプ部材150、チャネルスロット、およびスレッド構造も用いることができる。

30

【0032】

器具組立体100が組み立てられると、スレッド160は、ステーブルカートリッジ組立体200と細長いチャネル組立体120との間にスライド可能に位置付けられることができる(図3を参照)。詳述したステーブルカートリッジ組立体200の内部作動要素とスレッド160が動作可能に協働して、ステーブル350を変形させる。具体的には、上記したように、スレッド160は、上方に延びる、二股に分かれたカムウェッジ161aおよび161bを含むことができる。これらのカムウェッジ161aおよび161bは、一連のステーブルプッシャー228に係合して協働し、カートリッジ組立体200からスロット225を通してステーブル350を移動させて、アンビル組立体100のステーブル成形ポケット11に押し付けてステーブル350を変形させる。様々な実施形態のスレッド160、動的クランプ部材150、およびステーブルカートリッジ組立体200の更なる詳細は、米国特許出願公開第2006/0011699 A1号にさらに記載されている。

40

【0033】

図2および図7に示されているように、アンビル組立体110は、細長くすることができる、近位端部116、遠位端部118、上面114a、および底面114bを含むことができる。一对のトラニオン119aおよび119bを、近位端部116の近傍に配するこ

50

とができる。これらのトラニオン 119 a および 119 b は、細長いチャンネル組立体 120 の近位端部近傍の側壁 121 a、121 b に設けられた対応する一对のノッチ 123 a および 123 b と旋回可能に係合するように設計されている。従来の方法による作動（例えば、ハンドル組立体 5 によって遠隔的に作動されること）により、クランプカラー 140 が遠位方向に移動して、アンビル組立体 110 の前方カム面 115 に係合することを企図する。これにより、アンビル組立体 110 が、このアンビル組立体 110 および細長いチャンネル組立体 120 が互いに対して離間した関係で配されている第 1 の開位置から、アンビル組立体 110 およびステープルカートリッジ組立体 200 が協働してこれらの間に組織を把持、すなわちアンビル組立体 110 の組織係合面 114 b とステープルカートリッジ組立体 200 の、向かい合った組織係合面 231 との間に組織を予備クランプする第 2 の閉位置に旋回する。しかしながら、他のアンビル組立体装置を上手く用いることもできる。

10

【0034】

様々な実施形態では、アンビル組立体 110 は、付随的な中心部分すなわち脚 112 a および上側横断部分 112 b を有する、概して符合 112 で示される細長い十字型または T 型のチャンネルすなわちスロットを含むことができる。図 7 を参照されたい。スロット 112 は、アンビル組立体 110 の上側部分 114 a の近位端部 113 から遠位端部 118 に長さ方向に延びるのが好ましい。脚 112 a は、アンビル組立体 110 の近位端部 113 から生じるか、または近位端部 113 に入り込み遠位端部 118 まで延び、上側横断部分 112 b は、近位カム 115 で生じ遠位端部 118 まで延びている。図 7 を参照されたい。好ましくは、上側部分 112 b は、中心支持体の上側部分 157 すなわち動的クランプ部材 150 の延長部 157 の開口 154 内を延びる横断ピン 159 をスライド可能に受容する大きさである（図 9 を参照）。ピン 159 は、動的クランプ部材 150 がスロット 112 内を長さ方向に往復運動するように、動的クランプ部材 150 の上側部分 157 を T 型スロット 112 内にスライド可能にロックする大きさである。

20

【0035】

様々な実施形態では、予備クランプカラー 140 は、組織を留める前に、チャンネル組立体 120 およびアンビル組立体 110 を共に包囲して、近接し、かつクランプされた位置にクランプまたは予備クランプするように設計することができる。予備クランプカラー 140 を遠位側に移動させることにより、使用者は、ジョーすなわちアンビル組立体 110 とステープルカートリッジ 200 を近接させるべく、アンビル組立体 110 を第 1 の開位置からチャンネル組立体 120 に向かって第 2 の閉位置まで作動 / 移動させて、これらの間に組織を把持することができる。スレッド 160 は、使用者が作動させて、組織をステープル留めして、その後切断することができる。

30

【0036】

図 4、図 8、および図 9 に最もよく例示されているように、動的クランプ部 150 の、組織 400 を通る遠位側への並進運動の際に、アンビル組立体 110 の重いゲージの材料（heavy gauge material）、ならびにフランジ 152、ナイフエッジ 155、およびカムピン 159 の実質的に垂直な整合の組み合わせが作動して、ナイフ 155 a の前縁 155 の遠位側の移動点で、対向した組織係合面（すなわち、アンビルの底面 114 b およびステープルカートリッジ組立体 200 の上側に面した表面 231）をさらに近接させる（すなわちさらにクランプする）。並進運動する動的クランプ部材 150 に対して遠位側に組織 400 をさらにクランプすることは、対向する表面 114 b と 231 との間の最大の許容可能なギャップを維持し、組織 400 から流体を押し出すように作用し、これにより、ステープル留めが促進され、変形の際にステープル 350 が液圧で変位する可能性が低減される。アンビル組立体 110 の重いゲージの材料の結果としての、改善された閉じる力と上記の動的クランプ部材 150 との組み合わせにより、前縁 155 が組織 400 を通って前進する際の組織 400 の比較的正確な切断を可能にすることを企図する。

40

【0037】

上記説明から、および様々な図面を参照すると、当業者であれば、本開示の範囲から逸

50

脱することなく、本開示に対して特定の変更が可能であることを理解できよう。例えば、上記の器具組立体100は、米国特許第6,330,965号に開示されているような使い捨て装着ユニット(DLU)の一部とするか、または組み込むことができるか、あるいは、任意の既知の外科ステーブル留め装置の遠位端部に直接取り付けることができる。近接部材を作動させるためのハンドル組立体は、トグル、回転可能およびスライド可能なノブ、旋回可能なレバーまたはトリガー、ならびにこれらの任意の組合せを含め、様々な作動機構から選択することができる。上記した器具組立体100を、ロボットシステムの一部として使用することも企図する。

【0038】

図10～図18は、使い捨て器具組立体装置を例示している。これらの図面から分かるように、一对のケーブル、ロープ、糸(thread)、バンド、またはベルト800、820を、チャンネル組立体120によって支持することができる。図11および図12から分かるように、第1のケーブル800は、細長いチャンネル組立体120の遠位端部123において、その底部128の第1の取付け点803に固定されたアンカーセグメント802と、ハウジング部分5に位置する駆動システム(不図示)まで延びた作動部分804と、移動部分805と、を含むことができる。図12から最も詳細に分かるように、第1のケーブル800は、例えば細長いチャンネル組立体120の遠位端部123において底部128に取り付けられたプーリー、ロッド、およびキャプスタン(capstan)などを含むことができる第1の遠位ケーブル移行支持体830上で動作可能に支持されている。第1のケーブル800はまた、例えばナイフ組立体170に取り付けられたダブルプーリー840などを含むことができる第2のケーブル移行支持体840上で動作可能に支持されることができる。一実施形態では、例えば、第2のケーブル移行支持体は、動的クランプ部材150の底部のフランジ部分152に取り付けられている。図12および図13を参照されたい。第1のケーブル800は、細長いチャンネル組立体120の底部128に設けられた長さ方向に延びた第1の溝806を通過することができる。移動部分805は、スロット126に近接して軸方向に前後に自由に動くことができる。作動部分804は、図11に示されているように、細長いチャンネル組立体120の底部128の第1の移行通路808を通過することができる。

【0039】

また、この実施形態では、第2のケーブル820は、第2の取付け点803'で細長いチャンネル組立体120の遠位端部123の底部128に固定されたアンカー部分822と、ハンドルハウジング5内に位置する駆動システムまで延びた作動部分824と、移動部分825と、を含むことができる。第2のケーブル820は、例えば細長いチャンネル組立体120の遠位端部123に取り付けられた第2のプーリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第2の遠位ケーブル移行支持体850上で動作可能に支持されることができ、第2のケーブル移行支持体840上でも動作可能に支持される。第2のケーブル820は、細長いチャンネル組立体120の底部128に設けられた長さ方向に延びた第2の溝826を通過することができる。移動部分825は、スロット126に近接して軸方向に前後に自由に移動することができる。作動部分824は、細長いチャンネル組立体120の底部128の第2の移行通路828を通過することができる。図11を参照されたい。当業者であれば、このような装置により、従来のケーブル装置よりもメカニカルアドバンテージを改善することができ、これにより、動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160の形態のナイフ組立体170を前進させてステーブル350を発射させるために生成されなければならない発射の力の量を低減できることを理解できよう。

【0040】

上記したように、ナイフ組立体170(すなわち、動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160)の前進および後退は、例えば、ハンドル5内に動作可能に支持された回転可能な1または複数の巻取りドラム(take up drum or drums)(不図示)を含むことができるケーブル駆動システムなどに取り付けることができる近位端部をそ

10

20

30

40

50

れぞれ有するケーブル 800、820 によって制御される。1 または複数の巻取りドラムは、その上でケーブル 800、820 を回転させるためにモータによって機械的または手動で回転すなわち駆動させることができる。ケーブル 800、820 がそれらのドラムに巻き取られると、ナイフ組立体 170 (動的クランプ組立体 150 / スレッド 160) は、細長いチャンネル 120 の近位端部からその遠位端部まで移動して、切断動作およびステーブル留め動作を完了する。様々な実施形態では、ナイフ組立体 170 をチャンネル 120 の近位端部に引き戻すための手段が設けられていないため、器具組立体を再使用することができない。

【0041】

代替の発射システム 1300 の実施形態が、図 15 ~ 図 20 に示されている。図 15 ~ 図 17 から分かるように、この実施形態は、線図の形態で例示している、一对の前進ケーブル部分 1310、1320 に分岐した前進ケーブル 1302、および引き戻しケーブル 1330 を用いている。図 16 から最も詳細に分かるように、第 1 の前進ケーブル部分 1310 は、例えば、上記したように細長いチャンネル組立体 120 の遠位端部 123 に取り付けられたプーリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第 1 の遠位ケーブル移行支持体 1340 上で動作可能に支持されることができる。第 1 の前進ケーブル部分 1310 の遠位端部 1312 は、ナイフ組立体 170 (動的クランプ組立体 150) に付着されることができる。第 2 の前進ケーブル部分 1320 は、例えば、細長いチャンネル組立体 120 の遠位端部 123 に取り付けられたプーリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第 2 の遠位ケーブル移行支持体 1360 上で動作可能に支持されることができる。第 2 の前進ケーブル部分 1320 の遠位端部 1322 は、ナイフ組立体 170 (動的クランプ組立体 150) に取り付けられている。このような実施形態では、引き戻しケーブル 1330 が用いられている。一実施形態では、引き戻しケーブル 1330 は、遠位ループ端部 1332 が動的クランプ組立体 150 に固定して取り付けられる (例えば、スエージ加工される) ようにループに形成することができる。

【0042】

様々な実施形態では、前進ケーブル 1302 および引き戻しケーブル 1330 は、例えば、ハンドル組立体 5 に取り付けられるか、またはハンドル組立体 5 により他の方法で支持された、手動で作動可能なウインチ組立体 1001 を含むことができるケーブル駆動システム 1000 などによって駆動することができる。図 17 ~ 図 20 を参照されたい。ウインチ組立体 1001 は、例えば、ハンドル組立体 5 により旋回可能に支持された発射トリガー 1004 の形態であるアクチュエータ 1002 を含むことができる。この実施形態は、把持可能なトリガー 1004 を用いているが、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、アクチュエータ 1002 が、プッシュボタン、レバー、およびスライド部などを含むことができることを理解できよう。図 17 ~ 図 20 に示されている実施形態では、ウインチ組立体 1001 は、トランスミッション 1010、ならびに、フレーム組立体 1012 上でそれぞれ支持された第 1 および第 2 の回転可能スプール 1250、1260 を含むことができる。

【0043】

様々な実施形態では、ハンドル歯車セグメント 1006 は、発射トリガー 1004 上に形成されるか、または他の方法で設けることができる。ハンドル歯車セグメント 1006 は、クラッチ組立体 1050 の第 1 のラチェットクラッチプレート 1052 に取り付けられたシャフト 1042 に設けられた第 1 の駆動歯車 1040 に噛み合って係合している。図 18 を参照されたい。第 2 のラチェットクラッチプレート 1060 は、ハンドル組立体 5 内に回転可能に支持されたクラッチシャフト 1062 に支持されている。クラッチシャフト 1062 は、肩部分 1064 を備えることができ、第 2 のラチェットクラッチプレート 1060 を第 1 のラチェットクラッチプレート 1052 に噛み合って係合するように付勢するためにハウジング 3 の一部に接触した、クラッチシャフト 1062 に軸支された (journaled) クラッチバネ 1066 を有することができる。図 18 から分かるように、第 2 の駆動歯車 1070 は、クラッチシャフト 1062 に軸支され、フレーム組立体 10

10

20

30

40

50

12内に設けられた第1のトランスミッション軸受すなわちスリーブ1092によって回転可能に支持された第1のトランスミッションシャフト1090に取り付けられた第3の駆動歯車1080と噛み合っている。図18を参照されたい。第1のトランスミッションシャフト1090は、第1のピニオン歯車部分1100と、回転可能に、かつ軸方向に移動可能であるシャフトスプール1110に設けられた一連の一次歯車の歯1112に選択的に噛み合っているために、第1のピニオン歯車部分1100に形成された一連の第1の歯車の歯1102と、を有することができる。図20から分かるように、シャフトスプール1110は、第1のトランスミッションシャフト1090および第2のピニオン歯車1130内に回転可能に受容されたスプラインシャフト1120上に受容されている。第2のピニオン歯車1130は、第2のピニオン歯車部分1132と、シャフトスプール1110に設けられた二次歯車の歯1114と選択的に噛み合っている一連の第2の歯車の歯1134と、を有する。第2のピニオン歯車1130は、図示されているように、フレーム組立体1012に取り付けられた第2の軸受1136によって回転可能に支持することができる。図18および図20から分かるように、逆転傘歯車1140が、第1および第2のピニオン歯車1100、1130のそれぞれと噛み合っているようにフレーム組立体1012によって支持されている。

【0044】

図18および図20から分かるように、シャフトスプール1110は、スイッチバー1166の底部に形成されたヨーク1160から延びた2つの対向したピン1162を受容するためにシャフトスプール1110に形成されたカラー部分1150を有することができる。スイッチバー1166は、フレーム組立体1012のクロスバー部分1014に回転可能にピンで止められたシャフト部分1168を有することができる。シャフト1168の一部は、ハンドルケース(不図示)の開口を通して延出しており、スイッチボタン1170を、詳細を後述するように、トランスミッション1010を逆転するために使用者がシャフト1168を軸方向に前後に移動できるようにシャフト1168の端部に取り付けることができる。当業者であれば、ヨーク装置1160により、シャフトスプール1110がヨーク1160に対して自由に回転することができ、かつヨーク1160が、シャフトスプール1110をスプラインシャフト1120上で軸方向に移動させることができることを理解できよう。

【0045】

図20から分かるように、シフト出力歯車(shifter output gear)1180が、スプラインシャフト1120と共に回転するように、このスプラインシャフト1120にキーまたは他の方法で取り付けられている。シフト出力歯車1180は、第1の回転可能なスプール1250のシャフト1200に取り付けられた第1のスプール歯車1190と噛み合っている状態に配列されている。第1のスプール移送歯車1220が、第1の回転可能なスプールシャフト1200の他端部に取り付けられている。第1のスプール移送歯車1220は、第2の回転可能なスプール1260のシャフト1252に取り付けられた第2のスプール駆動歯車1240に噛み合っている逆転歯車1230と噛み合っている。図17を参照されたい。様々な実施形態では、前進ケーブル1302は、第2(底部)の回転可能なスプール1260に受容されてよく、引き戻しケーブル1330は、第1の回転可能なスプール1250に受容されることができる。

【0046】

ウインチ1000の操作方法を、図17~図20を参照して以下に説明する。まず図20を参照すると、この図面では、シャフトスプール1110は、中立位置にある。したがって、発射トリガー1004が作動されても、動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160は全く運動しない。装置を発射させる(動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160を細長いチャンネル組立体120の近位端部から細長いチャンネル組立体120の遠位端部まで前進させる)ためには、臨床医は、シフトボタン(shifter button)1170を図18に示されている位置に移動させる。こうすることにより、シャフトスプール1110の一次歯車の歯1112が、第1のピニオン歯車110

10

20

30

40

50

0の第1の歯車の歯1102に噛み合っ係合する。シャフトスプール1110がこの位置まで移動したら、臨床医は、発射トリガー1004を引く/旋回させ始めて、ハンドル歯車セグメント1006を、図18の矢印「A」により示される方向に移動させることができる。発射トリガー1004が旋回を続けると、歯車セグメント1006が、一次駆動歯車1040ならびにクラッチ組立体1050および第2の駆動歯車1070を「B」方向に回転させる。第2の駆動歯車1070が「B」方向に回転すると、第3の駆動歯車1080が反対の「A」方向に回転し、これにより、第1のピニオン歯車1100も「A」方向に回転する。第1のピニオン歯車1100の第1の歯1102がシャフトスプール1110の一次歯車の歯1112に噛み合っ係合しているため、シャフトスプール1110もまた「A」方向に回転する。シャフトスプール1110が「A」方向に回転すると、スプラインシャフト1120およびシフト出力歯車1180も「A」方向に回転する。シフト出力歯車1180は、第1のペイアウトスプール1250のシャフト1200に取り付けられた第1のスプール歯車1190に噛み合っ係合している。シフト出力歯車が「A」方向に回転すると、第1のスプール歯車1190が「B」方向に回転する。第1のスプール移送歯車1220は、シャフト1200に取り付けられており、これもまた「B」方向に回転する。第1のスプール1250が「B」方向に回転すると、引き戻しケーブル1330が、第1のスプール1250から繰り出される。第1のスプール1250が回転すると、第1のスプール移送歯車1220が、同じ方向に回転する。第1のスプール移送歯車1220、逆転歯車1230、および第2のスプール駆動歯車1240により、第2のスプール1260が、前進ケーブル1302を巻き取る。

10

20

【0047】

発射トリガー1004が可能な限り遠くまで(発射トリガー1004のストロークの端位置まで)押圧されたら、臨床医が、発射トリガー1004を解放して、ハンドル組立体5によって支持されたバネ(不図示)または他の適当な装置により、発射トリガー1004を開始位置(未発射位置)に付勢して戻す。発射トリガー1004が開始位置に戻ると、第1のクラッチプレート1052が、第2のクラッチプレート1060に対して後方(「A」方向)に回転するが、第2のクラッチプレート1060は、静止したままであり、動かない。次に、使用者は、動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160が前進ケーブル1302によってチャンネル組立体120内の遠位端部位置まで完全に前進するまで発射トリガー1004を再び押圧することができる。

30

【0048】

動的クランプ組立体150、ナイフ155、およびスレッド160(ナイフ組立体170)を引き戻す(ナイフ組立体170を開始位置まで近位方向「PD」に移動させる)ために、臨床医は、シフトボタン170を移動させて、シャフトスプール1110の二次歯車の歯1114を第2のピニオン歯車1130の第2の歯1134に噛み合わせ係合させる。シャフトスプール1110がその位置まで移動したら、臨床医は、上記した要領で発射トリガー1004を引く/旋回させる始めることができる。発射トリガー1004が旋回を続けると、歯車セグメント1006により、一次駆動歯車1040、ならびにクラッチ組立体1050および第2の駆動歯車1070が「B」方向に回転する。第2の駆動歯車1070が「B」方向に回転すると、第3の駆動歯車1080が、反対の「A」方向に回転し、これにより、第1のピニオン歯車1100も「A」方向に回転する。第1のピニオン歯車1100が回転すると、逆転傘歯車1140が回転し、かつ、第2のピニオン歯車1130が「B」方向に回転する。シャフトスプール1110の二次歯車の歯1114が、第2のピニオン歯車1130の第2の歯1134と噛み合っ係合しているため、シャフトスプール1110およびスプラインシャフト1120が「B」方向に回転する。シフト出力歯車1180により、第1のスプール移送歯車1220が「A」方向に回転する。第1のスプール移送歯車1220が「A」方向に回転すると、引き戻しケーブル1330が、第1のスプール1250に巻き取られる。第1のスプール1250が回転すると、第1のスプール移送歯車1220が同じ方向に回転する。第1のスプール移送歯車1220、逆転歯車1230、および第2のスプール駆動歯車1240により、第2のス

40

50

プール 1 2 6 0 が回転して、前進ケーブル 1 3 0 2 が第 2 のスプール 1 2 6 0 から繰り出される。

【 0 0 4 9 】

発射トリガー 1 0 0 4 が、できる限り遠くまで（発射トリガー 1 0 0 4 のストロークの端位置まで）押圧されたら、使用者が、発射トリガー 1 0 0 4 を解放して、ハンドル組立体 5 によって支持されたバネ（不図示）により、発射トリガー 1 0 0 4 を開始位置（未発射位置）に付勢して戻す。発射トリガー 1 0 0 4 が、開始位置に戻ると、第 1 のクラッチプレート 1 0 5 2 が、第 2 のクラッチプレート 1 0 6 0 に対して後方に回転するが、第 2 のクラッチプレート 1 0 6 0 は、静止したままで動かない。次に、使用者は、動的クランプ部材 1 5 0、ナイフ 1 5 5、およびスレッド 1 6 0 が、引き戻しケーブル 1 3 3 0 によ

10

【 0 0 5 0 】

図 1 8 および図 2 0 に示されている実施形態では、第 1 の回転可能なスプール 1 2 5 0 および第 2 の回転可能なスプール 1 2 6 0 はテーパ状である。すなわち、これらは、それぞれの軸方向に沿って直径が縮小している。したがって、ウインチ組立体 1 0 0 1 は、ケーブルを巻き取るにつれてメカニカルアドバンテージを変更する能力を有する。この実施形態では、前進ケーブル 1 3 0 2 は、スプール 1 2 6 0 に取り付けられており、引き戻しケーブル 1 3 3 0 は、スプール 1 2 5 0 に取り付けられているため、発射工程の初めに最大の巻き取り力が生じる。ウインチ組立体 1 0 0 1 が、一定のトルクで回転する場合、ケーブルがスプールに巻き取られ、スプールの直径の変化により、ケーブルに伝達される力が変化する。このような構成は、発射工程の際に打ち勝たなければならない最も大きな摩擦力または抵抗力が発射工程の初めに起こる場合に特に有利である。しかしながら、最も大きな摩擦力または抵抗力が発射工程の最後ごろに生じることが予測される場合、ケーブル 1 3 0 2、1 3 3 0 を、それらの対応するスプール 1 2 6 0、1 2 5 0 の他の端部（小さい方の端部）に取り付けることができる。さらに別の実施形態では、最大の抵抗力および摩擦力が、発射工程の途中で生じる場合、各スプール 1 2 5 0、1 2 6 0 は、その端部分の直径より大きな直径を有する中心部分を有することができる。このような固有かつ新規のスプールの構造、ならびに上記した固有かつ新規のプリー装置により、発射シーケンスの際に生じる異なる摩擦力および抵抗力に対応するように装置を設計することができ

20

30

【 0 0 5 1 】

上記したケーブル駆動システム 1 0 0 0 は、手動で作動可能な駆動システムを含むが、本発明の他の考えられる実施形態は、1 または複数のバッテリー駆動モータ、交流電流で動くモータ、または空気圧で動くモータを用いてケーブル駆動システムを駆動することができる。したがって、本発明の様々な実施形態に与えられる保護は、手動で作動可能な外科器具に限定されるものではない。

【 0 0 5 2 】

図 1 5 A、図 1 6 A、および図 2 1 は、本発明の別の改善された発射システムの実施形態 1 3 0 0 ' を例示している。図 1 5 A および図 1 6 A から分かるように、この実施形態は、一对の前進ケーブル 1 3 1 0 '、1 3 2 0 '、および引戻しケーブル 1 3 3 0 を用いている。図 1 5 A および図 1 6 A は、ケーブル 1 3 1 0 '、1 3 2 0 '、および 1 3 3 0 を線図の形態で例示している。これらの図面から分かるように、第 1 の前進ケーブル 1 3 1 0 ' は、例えば上記したように細長いチャンネル組立体 1 2 0 の遠位端部 1 2 3 に取り付けられたプリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第 1 の遠位ケーブル移行支持体 1 3 4 0、ならびに、例えば細長いチャンネル組立体 1 2 0 によって動作可能に支持されたプリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第 1 の近位ケーブル移行支持体 1 3 5 0 上で動作可能に支持されている。第 1 の前進ケーブル 1 3 1 0 ' の遠位端部 1 3 1 2 ' は、ナイフ組立体 1 7 0（動的クランプ組立体 1 5 0）に付

40

50

着しており、第1の前進ケーブル1310'の近位端部1314'は、往復運動可能な駆動部材1390に取り付けられたコネクタ1380に取り付けられている。図15Aおよび図16Aから分かるように、第1の遠位ケーブル移行支持体1340は、その回転軸が、第1の近位ケーブル移行支持体1350の回転軸に対してほぼ垂直になるように方向付けられることができる。第2の前進ケーブル1320'は、例えば細長いチャンネル組立体120の遠位端部123に取り付けられたプーリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第2の遠位ケーブル移行支持体1360、ならびに、例えば細長いチャンネル組立体120の近位端部に取り付けられたプーリー、ロッド、およびキャプスタンなどを含むことができる第2の近位ケーブル移行支持体1370上で動作可能に支持されている。第2の前進ケーブル1320の近位端部1322'は、ナイフ組立体170（動的クランプ組立体150）に取り付けられることができ、近位端部1324'は、コネクタ1380'に取り付けられることができる。また、これらの実施形態では、引戻しケーブル1330が用いられている。一実施形態では、引戻しケーブル1300は、遠位ループ端部1332が、動的クランプ組立体150に固定して取り付けられ（スエージ加工されるなど）、2つの近位端部1334、1336が、コネクタ1380にそれぞれ固定して取り付けられる（スエージ加工されるなど）ように、ループに形成することができる。

【0053】

当業者であれば、駆動ロッド1390が、遠位方向「DD」に前進すると、動的クランプ組立体150、ナイフ155、およびスレッド160が遠位方向（「DD」）に前進することができることを理解できよう。ナイフ組立体を近位方向「PD」に引き戻すためには、駆動ロッド1390を近位方向「PD」に移動させる。様々な実施形態では、駆動ロッド1390は、後述する違いを除き、ウインチ組立体1001の操作と操作がある程度同様である駆動システム1400によって選択的に前進および後退させることができる。具体的には、図21から分かるように、ハンドル歯車セグメント1006を、発射トリガー（不図示）に形成するか、または別の方法で設けることができる。ハンドル歯車セグメント1006は、クラッチ組立体1050の第1のラチェットクラッチプレート1052に取り付けられたシャフト（不図示）に取り付けられた一次駆動歯車1040に噛み合っ

て係合した状態で取り付けることができる。第2のラチェットクラッチプレート1060は、ハンドル組立体5内に回転可能に支持されたクラッチシャフト1062に支持されている。クラッチシャフト1062は、肩部分（不図示）を備えることができ、第2のラチェットクラッチプレート1060を付勢して第1のラチェットクラッチプレート1050に噛み合わせて係合させるためにこのクラッチシャフト1062上に軸支されたクラッチバネ1066を有することができる。

【0054】

第2の駆動歯車1070は、クラッチシャフト1062上に軸支されることができ、フレーム組立体1012'内に取り付けられた第1のトランスミッション軸受すなわちスリーブ（不図示）によって回転可能に支持された第1のトランスミッションシャフト1090に取り付けられた第3の駆動歯車1080に噛み合っ

て係合している。第1のトランスミッションシャフト1090は、第1のピニオン歯車部分1100と、回転可能に、かつ軸方向に移動可能なシャフトスプール1110に設けられた一連の一次歯車の歯1112に選択的に噛み合っ

て係合するべく、この第1のトランスミッションシャフト1090に形成された一連の第1の歯車の歯1102と、を有する。シャフトスプール1110は、第1のトランスミッションシャフト1090および第2のピニオン歯車1130内に回転可能に受容されたスプラインシャフト（不図示）1120上に受容されている。第2のピニオン歯車1130は、第2のピニオン歯車部分1132と、シャフトスプール1110に設けられた二次歯車の歯1114と選択的に噛み合っ

て係合する一連の第2の歯車の歯1134と、を有する。第2のピニオン歯車1130は、図示されているように、フレーム組立体1012'内に取り付けられた第2の軸受（不図示）によって回転可能に支持することができる。

【0055】

逆転傘歯車 1140 は、第 1 および第 2 のピニオン歯車 1100、1130 のそれぞれに噛み合い係合してフレーム組立体 1012' によって支持されている。シャフトスプール 1110 は、スイッチバー 1166 の底部に形成されたヨーク 1160 から延びた 2 つの対向したピン 1162 を受容するためにシャフトスプール 1110 に形成されたカラー部分 1150 を有する。スイッチバー 1166 は、フレーム組立体 1012' のクロスバー部分 1014' に回転可能にピンで止められたシャフト部分 1168 を有する。シャフト 1168 の一部は、ハンドルケース（不図示）の開口から突き出ており、スイッチボタン 1170 を、シャフト 1168 の端部に取り付けて、詳細を後述するように、使用者が、シャフト 1168 を軸方向に前後に移動させて、駆動システム 1400 を逆転させることができる。当業者であれば、ヨーク装置 1160 により、シャフトスプール 1110 がヨーク 1160 に対して自由に回転することができ、ヨーク 1160 がシャフトスプール 1110 を、スプラインシャフト 1120 上を軸方向に移動させることができることを理解できよう。

10

【0056】

シフト出力歯車 1180 は、スプラインシャフト 20 と共に回転するために、このスプラインシャフト 20 にキーまたは他の方法で取り付けられている。シフト出力歯車 1180 は、駆動シャフト 1200' に取り付けられた駆動歯車 1190' に噛み合って係合した状態で配列されている。駆動歯車 1410 が、駆動シャフト 1200' に取り付けられている。駆動歯車 1410 は、フレーム 1012' に形成された 2 つのラグ 1422 と 1424 との間で遠位方向および近位方向に軸方向に移動するように制限されているラック 1420 に噛み合って係合している。駆動ロッド 1390 の近位端部をラック 1420 に付着させるために、T 型スロット 1426 を、ラック 1420 の遠位端部 1425 に形成することができる。しかしながら、他の取付け方法を用いることもできる。

20

【0057】

駆動システム 1400 の動作方法を後述する。図 21 から分かるように、シャフトスプール 1110 は、中立位置にある。したがって、発射トリガー 1004 が作動されても、動的クランプ部材 150、ナイフ 155、またはスレッド 160 は全く運動しない。装置を発射させる（動的クランプ部材 150、ナイフ 155、およびスレッド 160 を遠位方向 DD に前進させる）ためには、臨床医は、シフトボタン 1170 を移動させて、第 1 のピニオン歯車 1100 の第 1 の歯車の歯 1102 を、シャフトスプール 1110 の一次歯車の歯 1112 に噛み合わせ係合させる。シャフトスプール 1110 がその位置に移動したら、臨床医は、発射トリガー 1004 を引く / 回転させ始め、ハンドル歯車セグメント 1006 を移動させることができる。発射トリガー 1004 が回転を続けると、歯車セグメント 1006 により、クラッチ組立体 1050 の一次駆動歯車、および第 2 の駆動歯車 1070 が回転する。第 2 の駆動歯車 1070 が一方向に回転すると、第 3 の駆動歯車 1080 が、反対方向に回転し、これにより第 1 のピニオン歯車 1100 もその方向に回転する。第 1 のピニオン歯車 1100 の第 1 の歯 1102 が、シャフトスプール 1110 の一次歯車の歯 1112 に噛み合って係合しているため、シャフトスプール 1110 もその方向に回転する。シャフトスプール 1110 がその方向に回転すると、スプラインシャフトおよびシフト出力歯車 1180 もその方向に回転する。シフト出力歯車 1180 により、駆動歯車 1190'、駆動シャフト 1200'、および駆動歯車 1410 が、「B」方向に回転し、これによりラックが遠位方向 DD に移動する。

30

40

【0058】

発射トリガー 1004 が可能な限り遠くまで（発射トリガー 1004 のストロークの端位置まで）押圧されたら、臨床医が、発射トリガー 1004 を解放して、ハンドル組立体 5 によって支持されたバネ（不図示）または他の適当な装置により、発射トリガー 1004 を開始位置（未発射位置）に付勢して戻す。発射トリガー 1004 が開始位置に戻ると、第 1 のクラッチプレート 1052 が、第 2 のクラッチプレート 1060 に対して後方（A 方向）に回転するが、第 2 のクラッチプレート 1060 は、静止したままで動かない。次に、臨床医は、ナイフ組立体 170（動的クランプ部材 150、ナイフ 155、および

50

スレッド160)がラック1420および駆動ロッド1390によってチャンネル組立体120内の遠位端部位置まで完全に前進するまで発射トリガー1004を再び押圧することができる。

【0059】

動的クランプ組立体150、ナイフ155、およびスレッド160を引き戻す(開始位置まで近位方向「PD」に移動させる)ためには、臨床医は、シフトボタン170を移動させて、シャフトスプール1110の二次歯車の歯1114を第2のピニオン歯車1130の第2の歯車の歯1134に噛み合わせ係合させる。シャフトスプール1110がその位置まで移動したら、臨床医は、上記した要領で発射トリガー1004を引く/旋回させ始めることができる。発射トリガー1004が旋回を続けると、歯車セグメント1006により、一次駆動歯車1040、ならびにクラッチ組立体1050および第2の駆動歯車1070が「B」方向に回転する。第2の駆動歯車1070が「B」方向に回転すると、第3の駆動歯車1080が、反対の「A」方向に回転し、これにより、第1のピニオン歯車1100も「A」方向に回転する。第1のピニオン歯車1100が回転すると、逆転傘歯車1140が回転し、第2のピニオン歯車1130が「B」方向に回転する。シャフトスプール1110の二次歯車の歯1114が、第2のピニオン歯車1130の第2の歯1134と噛み合って係合しているため、シャフトスプール1110およびスプラインシャフト1120が「B」方向に回転する。シフト出力歯車1180により、駆動歯車1190、駆動シャフト1200、および駆動歯車1410が「A」方向に回転し、これによりラック1424が近位方向「PD」に移動する。

【0060】

発射トリガー1004が、できる限り遠くまで(発射トリガー1004のストロークの端位置まで)押圧されたら、使用者は、発射トリガー1004を解放して、ハンドル組立体5によって支持されたバネ(不図示)により、発射トリガー1004を開始位置(未発射位置)に付勢して戻す。発射トリガー1004が、開始位置に戻ると、第1のクラッチプレート1052が、第2のクラッチプレート1060に対して後方(A方向)に回転するが、第2のクラッチプレート1060は、静止したままで動かない。次に、使用者は、動的クランプ部材150、ナイフ155、およびスレッド160が、駆動ロッド1390およびラック1424によって細長いチャンネル組立体120内を開始位置まで完全に引き戻されるまで、発射トリガー1004を再び押圧することができる。当業者であれば、トランスミッションまたはラックおよびピニオンのギア比の変化を用いて、細長いチャンネル120内でナイフ組立体170(動的クランプ組立体150、ナイフ155、およびスレッド160)を駆動する際のメカニカルアドバンテージを改善することができることを理解できよう。

【0061】

上記したケーブル駆動システム1400は、手動で作動可能な駆動システムを含むが、本発明の他の考えられる実施形態は、1または複数のバッテリー駆動モータ、交流電流で動くモータ、または空気圧で動く式モータを用いてケーブル駆動システムを駆動することができる。したがって、本発明の様々な実施形態に与えられる保護は、手動で作動可能な外科器具に限定されるべきものではない。

【0062】

図22~図24は、本発明の特定の特徴部を用いることができる別の外科ステーブル留め器具1500の一部を例示している。この実施形態は、ハンドル(不図示)からチャンネル組立体(不図示)まで延びた中空スパインすなわちチューブ1510を用いている。図22~図24に示す実施形態では、中空スパイン1510は、参照して開示内容を本明細書に組み入れるレースネット(Racenet)らによる米国特許出願公開第2005/0006432号に開示されているタイプおよび構造の関節接合部1512に結合されている。他の関節接合部装置も、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。図22~図24から分かるように、駆動ロッド1520が、中空チューブ1510内を延びている。駆動ロッド1520は、上記したタイプの駆動装置のラックに結合するこ

10

20

30

40

50

とができ、かつハンドルによって支持されることができる近位端部 1522 を有する。移行ブロック 1530 を、被動ロッド (driven rod) 1540 に取り付けるために駆動ロッド 1520 の遠位端部 1524 に取り付けるか、または他の方法で遠位端部 1524 上に形成することができる。図 22 および図 24 に示されているように、近位プーリー、ロッド、またはキャプスタン 1560 などが、中空チューブ 1510 内に取り付けられている。

【0063】

ケーブル、糸、バンド、またはベルト 1570 などが、チャンネル組立体 (不図示) に形成された 1 または複数のプーリー、ロッド、またはキャプスタンなど (不図示) の上で動作可能に支持され、関節接合部 1512 内を延び、図 22 ~ 図 24 に示されているように、遠位プーリー 1560 上で動作可能に支持されることができる。ケーブル 1570 は、前進部分 1572 および引き戻し部分 1574 を有することができる。引き戻し部分 1574 の端部 1576 は、図 22 に示されているように、被動ロッド 1540 の遠位端部 1542 に固定して取り付けることができる。同様に、ケーブル 1570 の他端部 1578 が、被動ロッド 1540 の遠位端部 1542 に取り付けられている。図 22 は、動的クランプ組立体 (不図示)、ナイフ (不図示)、およびスレッド (不図示) が細長いチャンネル組立体 (不図示) の遠位端部にある場合の被動ロッド 1540 の位置を例示している。動的クランプ組立体、ナイフ、およびスレッドは、駆動ロッド 1520 および被動ロッド 1540 を近位方向「PD」に移動させる、上記した引き戻しモードで上記の駆動システム (図 21) を作動させることにより、引き戻し位置まで移動させることができる (図 21)。

当業者であれば、このような装置により、従来のケーブル装置よりもメカニカルアドバンテージが大幅に改善されたことを理解できよう。また、器具が関節運動する際にケーブル 1570 を曲げることができることを理解できよう。しかしながら、他の実施形態では、ケーブルの端部は、詳細を後述するタイプのバネ結合装置と共に結合することができる。

【0064】

上記したように、ケーブル駆動外科切断 / 分離 (severing) 器具を使用する際に生じる 1 つの問題は、プーリー、ロッド、またはキャプスタンなどの 1 または複数のケーブル移行支持体から 1 または複数のケーブルが外れて、装置が使用不能になることである。このようなケーブルの脱落は、例えば、装置の使用の際の機械振動、または使用または輸送の際に受ける装置の衝撃によって起こりうる。図 25 ~ 図 27 は、ケーブル停止部材 1600 を用いた本発明の他の実施形態を例示している。ケーブル停止部材 1600 は、例えば、ケーブル移行支持体 830、850 にケーブル 800、820 をそれぞれ維持するためにケーブル移行支持体 830、850 に近接した、細長いチャンネル組立体 120 に設けられたケーブル保持ブロック 1601 を含むことができる。様々な実施形態では、ケーブル移行支持体 830、850 は、例えば、プーリー、ロッド、またはキャプスタンなどを含むことができる。ケーブル保持ブロック 1610 は、様々な形状および構造で提供することができるが、様々な実施形態では、各ケーブル保持ブロック 1601 は、ケーブル 800、820 がケーブル移行支持体 800、820 から外れることができないように、ケーブル 800、820 に対して相補的な形状の弧状面 1602 を有することができる。

【0065】

図 28 および図 29 は、例えば、本発明の別の実施形態のケーブル保持ブロック 1701 を含むことができる別のケーブル停止部材 1700 を例示している。これらの図面から分かるように、ブロック 1701 は、ケーブル 800、820 が上を通過できる弧状支持面 1704 を形成している、ブロック 1701 を貫通する通路 1702 を有する。この実施形態では、ケーブルは、装着の際に弧状通路 1702 に通すことができる。このような構成により、1 または複数のプーリー、ロッド、またはキャプスタンなどからケーブルが外れる問題が回避される。

【0066】

図 30 ~ 図 33 は、本発明の別の実施形態を線図の形態で例示している。この実施形態

10

20

30

40

50

は、ケーブル1800によって駆動される動的クランプ組立体150、ナイフ155、およびスレッド組立体160（これらをまとめてナイフ組立体170と呼ぶ）を有する細長いチャンネル組立体120を用いている。具体的には、ケーブル1800は、例えば、細長いチャンネル組立体120の遠位端部123の底部128に取り付けられたプーリー、支柱、またはキャプスタンなどを含むことができる一対のケーブル移行支持体1802、1804、ならびに、ナイフ組立体170上に例えばプーリー、支柱、またはキャプスタンなどを含むことができる第3のケーブル移行支持体1806上で動作可能に支持されることができる。加えて、ケーブル1800は、ハンドル組立体5によって移動可能に支持された駆動プーリー1808上で動作可能に支持することができる。駆動プーリー1808は、トリガー（不図示）またはハンドル組立体5内の他のアクチュエータ装置（不図示）によって遠位方向「DD」および近位方向「PD」に選択的に移動可能とすることができる。

10

【0067】

図30～図33に例示されている本発明の別の実施形態では、ケーブル1800の張力を維持してケーブル1800がプーリー1802、1804、1806、1808から外れるのを防止するためにケーブル1800の端部を接続するための固有かつ新規のケーブル伸張接合部1801を用いている。具体的には、この構成は、ケーブル装着通路に対して実質的に平行な通路に方向付けられたバネ1810の形態の伸張部材を用いている。これらの図面から分かるように、第1の停止部材すなわちブロック1820は、ケーブル1800の第1の端部1803に固定して取り付けられ（例えば、スエージ加工、溶接され）ている。ケーブル1800の第2の端部1805は、同様に、第2の停止部材すなわちブロック1830に固定して取り付けられ（例えば、スエージ加工、溶接、接着され）ている。図33から分かるように、第2の停止部材1830は、図面に矢印で示されるように、ケーブル1800の一部が内部をスライド可能に通過することができる、この第2の停止部材1830を貫通する通路1832を有する。第3の停止部材すなわちブロック1840は、ケーブル1800に固定して取り付けられ、バネ1810の端部がこのブロック1840に取り付けられている。バネ1810の他端部は、第2の停止部材1830に取り付けられている。当業者であれば、このような構成により、例えば、プーリー、キャプスタン、または保持ブロックなどの形態のケーブル移行支持体上に動作可能に支持されている場合に、ケーブル1800を、引張りバネ1810が伸張していない場合の距離「L」（第1の停止部材1820と第2の停止部材1830との間の距離）だけ延ばすことができることを理解できよう。さらに、このような構成は、図32に示すように、関節運動器具が用いられている場合に特に有利であることを理解できよう。具体的には、ケーブル伸張接合部1801の使用により、ケーブルが様々なケーブル移行支持体の周りにぴんと張った状態を維持したまま、ケーブルを、関節接合部の周りで延ばすか、または曲げることができる。

20

30

【0068】

上記したように、ケーブル駆動システムを用いる際に一般に生じる別の問題は、ナイフ/動的クランプ部材または他の外科器具の構成要素に所望の力をケーブルが確実に伝達できるようにケーブル（駆動部材）の端部を連結することに関する。図34および図35は、本発明の様々な実施形態のエンドレスケーブル1900を例示している。この実施形態では、例えば、エンドレスケーブル1900は、編みワイヤまたは編みプラスチック部材を含むことができる。エンドレスケーブルを形成するために、端部1902のファイバー1903を、端部1904のファイバー1905に編み込んでケーブルループを形成することができる。別の実施形態は、チャイニーズフィンガーカフ（Chinese finger cuff）方法（図35）である。この方法では、中空編みケーブルの一端を他端に挿入して、張力できつく締まる接続部を形成している。様々な実施形態では、組立ての際にある種の締結剤/接着剤を用いて、接合部のこのような事前の伸張を容易にすることができる。例えば、このような構成により、長さ方向に張力が加えられた時に、ケーブル1900の長さ方向軸「L L」の周りにおけるある程度のケーブル1900の拘束が可能となる。このよ

40

50

うな編みパターンの一例が、参照して開示内容を本明細書に組み込むオルソン (Olson) による米国特許第 4, 8 1 7, 6 4 3 号に開示されている。図示されているように端部 1 9 0 2、1 9 0 4 が互いに編み合わせられると、ケーブル 1 9 0 0 が、閉じたループ 1 9 0 6 を形成する。ケーブルは、端部 1 9 0 2、1 9 0 4 が互いにより合わされているか、もしくは編み合わせられている場合、被動プーリーもしくは他の部材、およびピン、プーリー、キャプスタンなどの可動部材の一部、または外科器具の構成要素の他の部分の周りでループ状にすることができる。

【 0 0 6 9 】

図 3 6 ~ 図 3 8 は、ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるための、本発明の別のケーブル取付け装置 2 0 0 0 を例示している。これらの図面から分かるように、ケーブル 2 0 0 2 は、実質的にウェッジ型または実質的に円錐型のスラグ 2 0 1 0 であって、図 3 6 に示されているように、ケーブル 2 0 0 2 の端部 2 0 0 4 を受容するための、このスラグを貫通する孔 2 0 1 2 を有する、実質的にウェッジ型または実質的に円錐型のスラグ 2 0 1 0 を有することができる。スラグ 2 0 1 0 は、図示されているように、ケーブル端部 2 0 1 2 に、例えばクリンプ、スエージ加工、接着、オーバーモールド、または超音波溶接することができる。様々な実施形態では、例えば、スラグ 2 0 1 0 は、鉛、銅、真鍮、ステンレス鋼、チタンなどのやや軟質の材料、または例えばナイロンもしくはポリカーボネートなどの熱可塑性材料から作製することができる。スラグ 2 0 1 0 は、例えば、動的クランプ部材 1 5 0 などが取り付けられる外科器具の構成要素の相補的な形状のポケット 2 0 2 0 に受容される大きさである。ポケット 2 0 2 0 は、「T」方向にケーブル 2 0 0 2 に張力が加えられると、接続が強化されるような大きさにすることができる。すなわち、ケーブルの張力が増大すると、スラグ 2 0 2 0 は、ケーブル 2 0 0 2 の端部 2 0 0 4 にさらに押圧される。様々な実施形態では、ポケット 2 0 2 0 は、スラグ 2 0 1 0 を内部に装着できるように、少なくとも一側を開口させることができる。

【 0 0 7 0 】

図 3 9 は、本発明の様々な実施形態の別のケーブルの取付け装置 2 1 0 0 を例示している。この図から分かるように、ケーブル 2 1 1 0 の端部 2 1 1 2 は、ピン 2 1 2 0 の周りに巻き付けられ、1 または複数のクランプ 2 1 3 0 によってケーブル 2 1 1 0 の他の部分 2 1 1 4 に取り付けられることができる。1 または複数のクランプ 2 1 3 0 は、例えば、プーリー、ピン、またはキャプスタンなどの外科器具の構成要素の少なくとも一部を受容するためのループ 2 1 4 0 を形成するために、ケーブル 2 1 1 0 にクリンプされるか、または他の方法で締め付けることができる。

【 0 0 7 1 】

図 4 0 は、本発明の様々な実施形態の別のケーブルの取付け装置 2 2 0 0 を例示している。この図から分かるように、ケーブル 2 2 1 0 の端部 2 2 1 2 は、ピン 2 2 2 0 の周りに巻き付けられ、例えば、プーリー、ピン、またはキャプスタンなどの外科器具の構成要素の少なくとも一部を受容するためのループ 2 2 4 0 を形成するために、ケーブル 2 2 1 0 の別の近接部分 2 2 1 4 に融着または接着することができる。

【 0 0 7 2 】

米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 0 1 1 6 9 9 A 1 号に開示されているエンドカッターは、2 つのケーブルシステムを用いている。1 つのケーブルシステムはアンビルを閉じるためのもの、もう 1 つのケーブルシステムは、動的クランプ組立体、ナイフ、およびスレッドを引いて組織を切断し、かつステーブル留めするためのものである。ある構成では、ケーブルは、カム面の上に、かつカム面に対してクランプカラーを遠位側に引いて、アンビルをステーブルカートリッジ組立体に対して閉じて組織を圧迫するためにクランプカラーに取り付けられている。この閉鎖ケーブルは、間接接合部を介してハンドルまで戻さなければならない。このケーブルの近位端部が引かれると、クランプカラーに取り付けられたケーブルの遠位端部によって、クランプカラーが遠位側に移動してアンビルを閉じる。しかしながら、このような構成は、クランプ力を生成する能力が制限されている。

【 0 0 7 3 】

図4 1は、上記した特許出願公開に開示されているタイプの関節接合部1 5 1 2を例示している。図4 2および図4 3は、関節接合部1 5 1 2と共に用いることができる本発明の様々な実施形態の閉鎖チューブ組立体2 3 0 0の関節接合部組立体2 3 0 2を例示しており、アンビル1 1 0を閉じるためのケーブルの使用を排除している。図4 4は、関節接合部1 5 1 2に取り付けられた閉鎖チューブ組立体2 3 0 0を例示している。詳細を後述するように、様々な実施形態では、閉鎖チューブ組立体2 3 0 0は、アンビル組立体1 1 0がこの閉鎖チューブ組立体2 3 0 0に閉鎖接触(closing contact)すると選択的にこのアンビル組立体1 1 0に閉鎖運動を加えるために、細長いチャネル組立体1 2 0の近傍に動作可能に支持されている。

【0 0 7 4】

図4 2から分かるように、閉鎖チューブ組立体2 3 0 0の実施形態は、近位端部2 3 1 2および遠位端部2 3 1 4を有する遠位閉鎖チューブセグメント2 3 1 0、遠位端部2 3 2 2および近位端部2 3 2 4を有する中心閉鎖チューブセグメント2 3 2 0、ならびに、近位端部2 3 3 2および遠位端部2 3 3 4を有する近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0を含むことができる。近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0の近位端部2 3 3 2は、閉鎖チューブセグメント2 3 4 0の遠位端部2 3 4 2に対して、回転しないように結合することができる。図4 3から分かるように、中空閉鎖チューブセグメント2 3 4 0の遠位端部2 3 4 2は、近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0の遠位端部2 3 3 4から近位側に突出したタブ2 3 3 6を受容するためのノッチ2 3 4 4を内部に備えることができる。同様に図4 3から分かるように、近位端部2 3 3 2は、中空閉鎖チューブセグメント2 3 4 0の中空遠位端部2 3 4 2内に受容されうる。近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0は、接着剤や膠などによって閉鎖チューブセグメント2 3 4 0に結合して係合した状態で保持されることができる。当業者であれば、このような固有かつ新規の構造が、装置の組立てを容易にするのを助けることを理解できよう。しかしながら、例えば、他の実施形態では、近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0は、閉鎖チューブセグメント2 3 4 0と一体形成することができる。

【0 0 7 5】

様々な実施形態では、閉鎖チューブ組立体2 3 0 0は、近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0の遠位端部2 3 3 4から突出する第1の上側タブ2 3 5 0、およびこの第1の上側タブ2 3 5 0に対して離隔した関係にある、近位閉鎖チューブセグメント2 3 3 0の遠位端部2 3 3 4から突出する第1の下側タブ2 3 5 2をさらに含むことができる。第1の上側タブ2 3 5 0は、この第1の上側タブを貫通する第1の上側ピボット孔2 3 5 4を有し、第1の下側タブ2 3 5 2は、様々な実施形態では第1の上側孔2 3 5 4に同軸的に整合した、この第1の下側タブを貫通する第1の下側ピボット孔2 3 5 6を有する。中心閉鎖チューブセグメント2 3 2 0の近位端部2 3 2 4は、この近位端部2 3 2 4から突出する第2の上側タブ2 3 2 6、およびこの第2の上側タブ2 3 2 6に対して離隔した関係にある、この近位端部2 3 2 4から突出する第2の下側タブ2 3 2 8を有する。第2の上側タブ2 3 2 6は、この第2の上側タブを貫通する、第2の上側ピボット孔2 3 2 7を有し、第2の下側タブ2 3 2 8は、第2の上側ピボット孔2 3 2 7に実質的に同軸的に整合した、この第2の下側タブを貫通する第2の下側ピボット孔2 3 2 9を有する。

【0 0 7 6】

図4 4から分かるように、中心閉鎖チューブセグメント2 3 2 0の遠位端部2 3 2 2は、この遠位端部2 3 2 2から突出する第1の横タブ2 3 2 1および第2の横タブ2 3 2 3を有する。第1の横タブは、この第1の横タブを貫通する第1の横孔(不図示)を有し、第2の横タブ2 3 2 3は、第1の横孔2 3 2 5に同軸的に整合した、この第2の横タブを貫通する第2の横孔2 3 2 5を有する。加えて、遠位閉鎖チューブセグメント2 3 1 0の近位端部2 3 1 2は、この近位端部2 3 1 2から突出する第3の横タブ2 3 1 6、およびこの第3の横タブ2 3 1 6に対して離隔した関係にある、近位端部2 3 1 2から突出する第4の横タブ2 3 1 8を有する。第3の横タブ2 3 1 6は、この第3の横タブを貫通する第3の横ピボット孔(不図示)を有し、第4の横タブ2 3 1 8は、第3の横ピボット孔と

10

20

30

40

50

実質的に同軸的に整合した、第4の横タブを貫通する第4の横ピボット孔2319を有する。

【0077】

様々な実施形態では、閉鎖チューブ接合部組立体2302は、第1の上側ピン2362および第2の上側ピン2364が突出した上側ダブルピボットリンク2360をさらに含む。第1の上側ピン2362は、第1の上側ピボット孔2354内に旋回可能に受容される大きさであり、第2の上側ピン2364は、第2の上側ピボット孔2327内に旋回可能に受容される大きさである。上側ダブルピボットリンク2360は、中心閉鎖チューブセグメント2320の近位端部2324と近位閉鎖チューブセグメント2330の遠位端部2334との間で関節接合部組立体1512によって所定の位置に保持されることができる。閉鎖チューブ接合部組立体2300は、第1の下側ピン2372および第2の下側ピン2374が突出した下側ダブルピボットリンク2370をさらに含むことができる。図43を参照されたい。第1の下側ピン2372は、第1の下側ピボット孔2356内に旋回可能に受容される大きさであり、第2の下側ピン2374は、第2の下側ピボット孔2329内に旋回可能に受容される大きさである。下側ダブルピボットリンク2370は、中心閉鎖チューブセグメント2320の近位端部2324と中心閉鎖チューブセグメント2320の遠位端部2322との間で関節接合部組立体1512によって所定の位置に保持されることができる。

10

【0078】

上側ダブルピボットリンク2360および下側ダブルピボットリンク2370が、中心閉鎖チューブセグメント2320の近位端部2324および近位閉鎖チューブセグメント2330の遠位端部2334に取り付けられると、第1の上側ピン2362および第1の下側ピン2372が、様々な実施形態では、細長い閉鎖チューブセグメント1000を貫通する細長いシャフト軸C Cに対して実質的に横断することができる、第1のピボット軸D Dに沿って同軸的に整合している。図43を参照されたい。同様に、第2の上側ピボットピン2364および第2の下側ピボットピン2374は、第2のピボット軸E Eに沿って同軸的に整合している。様々な実施形態では、第2のピボット軸E Eは、細長いシャフト軸C Cに対して実質的に横断し、第1のピボット軸D Dに対して実質的に平行である。読者は、このような構成により、中心閉鎖チューブセグメント2320が、ピボット軸D DおよびE Eを中心に近位閉鎖チューブセグメント2330に対して旋回できることを理解できよう。

20

30

【0079】

様々な実施形態では、閉鎖チューブ接合部組立体2302は、第1の上側ピン（不図示）および第2の上側ピン（不図示）が突出した第1の横ダブルピボットリンク2380をさらに含むことができる。第1の横ピンは、第1の横タブ2321の第1の横ピボット孔（不図示）内に旋回可能に受容される大きさであり、第2の横ピンは、第3の横タブ2316の第2の横ピボット孔（不図示）内に旋回可能に受容される大きさである。第1の横ダブルピボットリンク2380は、遠位閉鎖チューブセグメント2310の近位端部2312と中心閉鎖チューブセグメント2320の遠位端部2322との間で関節接合部組立体1512によって所定の位置に保持されることができる。閉鎖チューブ接合部組立体2300は、第3の横ピン2392および第4の横ピン2394が突出した第2の横ダブルピボットリンク2390をさらに含むことができる。第3の横ピン2392は、第2の横タブ2323の第2の横孔2325内に旋回可能に受容される大きさであり、第4の横ピン2394は、第4の横タブ2318の第4の横ピボット孔2319内に旋回可能に受容される大きさである。第2の横ダブルピボットリンク2390は、遠位閉鎖チューブセグメント2310の近位端部2312と中心閉鎖チューブセグメント2320の遠位端部2322との間で関節接合部組立体1512によって所定の位置に保持されることができる。

40

【0080】

第1の横ダブルピボットリンク2380および第2のダブルピボットリンク2390が

50

、遠位閉鎖チューブセグメント2310の近位端部2312および中心閉鎖チューブセグメント2320の遠位端部2322に取り付けられると、第1の横ピンおよび第3の横ピン2392が、様々な実施形態では、細長いシャフト軸C-Cに対して実質的に横断すなわち直交できる、第3のピボット軸F-Fに沿って同軸的に整合する。同様に、第2の横ピボットピンおよび第4の横ピボットピン2394は、第4のピボット軸G-Gに沿って同軸的に整合する。様々な実施形態では、第3のピボット軸F-Fは、細長いシャフト軸C-C、第1の軸D-D、および第2の軸E-Eに対して実質的に横断すなわち直交し、第4のピボット軸G-Gに対して実質的に平行である。読者は、このような構成により、遠位閉鎖チューブセグメント2310が中心閉鎖チューブセグメント2320に対してピボット軸F-FおよびG-Gを中心に回転できることを理解できよう。したがって、この

10

【0081】

当業者であれば、閉鎖チューブ組立体2300が遠位方向D-Dに移動（押される）すると、遠位閉鎖チューブセグメント2310の遠位端部2314が、アンビル組立体110のカム面115（図2、図4、および図7に図示）に接触することによりアンビル組立体110に閉鎖運動を加えてステーブルカートリッジ組立体200に対してアンビル組立体110を閉じることを理解できよう。様々な実施形態では、バネやケーブルシステム（不図示）などの戻し機構を用いて、閉鎖チューブ組立体2300をクランプ前の向き（preclamping orientation）に戻すことができる。これにより、閉鎖チューブセグメント23

20

【0082】

本発明の1つの閉鎖チューブ駆動システムの概略が図46に示されている。しかしながら、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、他のシステムを有効に用いることもできる。図46から分かるように、閉鎖チューブ駆動システム2400の一形態は、閉鎖トリガー18に接続されたヨーク2402を含む。ピボットピン2404は、閉鎖トリガー18およびヨーク2402の両方の整合した開口を通して挿入される。ヨーク2402の遠位端部は、ピン2406によって、閉鎖ブラケット2410の第1の部分2408に接続される。第1の閉鎖ブラケット部分2408は、第2の閉鎖ブラケット部分2412に接続される。全体として、閉鎖ブラケット2410は、この閉鎖ブラケット2410の長さ方向の移動により、閉鎖チューブセグメント2340（最終的に細長い閉鎖チューブ組立体2300）が遠位方向D-Dに実質的に押圧すなわち駆動されるように、閉鎖チューブセグメント2340の近位端部2346を受容して支持する開口を画定している。

30

40

【0083】

動作の際は、閉鎖トリガー18の後退によりヨーク2402が回転すると、閉鎖ブラケット2410により、近位閉鎖チューブセグメント2340が近位方向P-Dに移動し、これにより、遠位閉鎖チューブセグメント2310が近位側に移動する。アンビル組立体110'が用いられている場合、遠位閉鎖チューブセグメント2310が近位側に移動すると、タブ111'によってアンビル組立体110'が開く。閉鎖トリガー18がロック位置から解放されると、近位閉鎖チューブセグメント2340が、押圧または他の方法で遠位方向D-Dに移動し、これにより遠位閉鎖チューブセグメント2310が遠位側にスライドする。遠位閉鎖チューブセグメント2310が、アンビル組立体110'をランプ11

50

5内に遠位側に駆動させて、このアンビル組立体110'を閉じさせる。このような閉鎖システム2400は、参照して開示内容の全て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)らによる自己の米国特許出願第11/343,547号(名称:「シャフトに対して関節運動できるハンドルを備えた内視鏡外科器具(Endoscopic Surgical Instrument With a Handle That Can Articulate With Respect to the Shaft)」)にさらに開示されている。しかしながら、他の閉鎖システムを用いて、閉鎖チューブ組立体2300を近位方向および遠位方向に軸方向に移動させることもできる。

【0084】

図47~図50は、本発明の様々な実施形態の別の固有かつ新規の閉鎖システム2500を例示している。これらの図面に示されている実施形態では、手動で作動可能な駆動システム2600を用いている。このような駆動システムの構成は、参照して開示内容の全て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日出願の自己の米国特許出願第11/475,412号(名称:「手動で駆動される外科切断/締結器具(Manually Driven Surgical Cutting and Fastening Instrument)」)に開示されている。したがって、このような駆動システム装置の動作は、本明細書で詳細には説明しない。しかしながら、当業者であれば、本明細書を読み進めれば、本発明の閉鎖システム2500を動的クランプ部材、ナイフ、およびスレッドを駆動させるために1または複数のケーブルを用いる外科ステーブル留め器具と共に有効に用いることができることを理解できよう。加えて、閉鎖システム2500は、動的クランプ部材、ナイフ、およびスレッドなどを駆動させるためにモータを用いる他の外科ステーブル留め器具と共に有効に用いることもできる。したがって、ここに記載した閉鎖システム2500に与えられる保護は、図47~図50に示されている手動で作動可能な駆動システムと関連した使用に限定されるべきものではない。

【0085】

これらの図面に示されているように、発射トリガー2610は、ハンドル組立体5によって動作可能に支持されており、回転駆動シャフト2614と動作可能に相互作用する駆動歯車装置(不図示)と噛み合って相互作用する一連の歯車の歯2612を有する。回転駆動シャフト2614は、細長い中空閉鎖チューブ2510内を延びるスパイン2616内に回転可能に支持することができる。回転駆動シャフト2614は、スパイン2616によって動作可能に支持された他の駆動要素と相互作用して、回転駆動運動を器具組立体100'に伝達することができる。また、様々な実施形態では、シフト組立体(shifters assembly)2620が、駆動歯車装置と相互作用する。このシフト組立体は、選択スイッチ2622を含むことができる。選択スイッチがある位置にあり、発射トリガー2610がラチェット動作で旋回すると、回転駆動シャフト2614が第1の方向に回転して、最後には器具組立体100'に回転運動が付与され、動的クランプ部材またはナイフ組立体が遠位方向DDに移動する。選択スイッチ2622が第2の位置に移動すると、発射トリガー2610のラチェット動作により回転駆動シャフト2614が反対方向に回転して、これにより器具組立体100'に反対方向の回転運動が付与され、動的クランプ組立体またはナイフ組立体が近位方向PDに移動する。

【0086】

これらの図面から分かるように、閉鎖チューブ組立体2500は、器具組立体を回転させるための回転組立体2550および閉鎖ノブ2520をさらに含むことができる。特に図48から分かるように、閉鎖ノブ2520は、閉鎖チューブ2510の近位端部2512およびスパイン取付けチューブ2618上で支持することができる。組立てのために、閉鎖ノブ2520を、機械ファスナーまたは接着剤によって互いに連結された半体部分に設けることができる。一実施形態では、スパイン取付けチューブ2618は、中空であって、フランジ状近位端部2619を有する。このフランジ状端部2619は、閉鎖ノブ2520がスパイン取付けチューブ2618を中心に自由に回転できるように閉鎖ノブ2520に設けられた径方向スロット2522内に回転可能に支持されている。図48から分

10

20

30

40

50

かるように、スパイン 2 6 1 6 は、スパイン取付けチューブ 2 6 1 8 内に延びる大きさの近位端部 2 6 1 7 を有することができる。しかしながら、他の装置も用いることができる。図 4 8 から分かるように、閉鎖チューブ 2 5 1 0 の近位端部 2 5 1 2 は、閉鎖ノブ 2 5 2 0 の回転によって閉鎖チューブ 2 5 1 0 が回転するように、閉鎖ノブ 2 5 2 0 に形成された第 2 の径方向スロット 2 5 2 4 内に回転しないで保持されるようにフランジを付けられ、かつ方向付けられることができる。

【 0 0 8 7 】

様々な実施形態は、回転組立体 2 5 5 0 を含むこともできる。図 4 7、図 4 9、および図 5 0 から分かるように、回転組立体 2 5 5 0 は、ハンドル組立体 5 上に回転可能に受容される回転ノブ 2 5 5 2 を含むことができる。閉鎖ノブ 2 5 2 0 およびハウジング組立体 5 と同様に、回転ノブ 2 5 5 2 は、組立てのために機械ファスナーすなわちネジやスナップなど、または接着剤によって互いに接続できる 2 つの部品で供給されることができる。様々な実施形態では、回転ノブ 2 5 5 2 の遠位端部 2 5 5 4 は、回転ノブ 2 5 5 0 が、スプラインチューブ 2 5 6 0 に対して軸方向に移動できるが、常にスプライン部分 2 5 6 2 に係合しているように、回転ノブ 2 5 5 2 の遠位端部 2 5 5 4 と軸係合 (axial engagement) しているスプライン部分 2 5 6 2 を有するスプラインチューブ 2 5 6 0 を内部に受容するように構成された、この遠位端部 2 5 5 4 を貫通する孔 2 5 5 6 を有する。図 4 8 から分かるように、スプラインチューブ 2 5 6 0 は、閉鎖ノブ 2 5 2 0 内に延びた遠位端部 2 5 6 4 を有し、接着剤または他の適当なファスナー装置によってスパイン取付けチューブ 2 6 1 8 に回転しないように取り付けられている。スプラインチューブ 2 5 6 0 の近位端部 2 5 6 6 は、フランジが付けられており、フランジの付いた端部 2 5 6 6 が中で回転することができるように、ハンドル組立体 5 に設けられた環状スロット 2 5 7 0 内に受容されるように構成されている。

【 0 0 8 8 】

図 4 7 および図 4 9 から分かるように、ハウジング組立体の遠位端部 2 5 8 0 は、フランジが付けられており、第 1 の径方向歯車 2 5 8 2 が形成されている。ハウジング組立体のフランジの付いた端部 2 5 8 0 は、回転ノブ 2 5 5 2 に形成された環状キャビティ 2 5 6 7 内に延びている。環状キャビティ 2 5 6 7 は、第 1 の径方向歯車 2 5 8 2 と選択的に噛み合っ係合するための第 2 の径方向歯車 2 5 6 9 を有する内側に延びた環状フランジ 2 5 6 8 によって形成されている。環状フランジ 2 5 6 8 は、ハウジング組立体 5 に形成された環状バネキャビティ 2 5 8 4 内にも延びている。第 2 の径方向歯車 2 5 6 9 を付勢して第 1 の径方向歯車 2 5 8 2 に噛み合っ係合させるために、ロックバネ 2 5 9 0 がバネキャビティ 2 5 8 4 内に設けられている。詳細を後述するように、臨床医は、回転ノブ 2 5 5 2 を近位側に引いて、第 2 の径方向歯車 2 5 6 9 を第 1 の径方向歯車 2 5 8 2 から係合解除して、回転ノブ 2 5 5 2、スプラインチューブ 2 5 6 0、およびスパイン 2 6 1 6 を回転できるようにすることにより、スパイン 2 6 1 6 のロックを解除し、これによって臨床医はスパイン 2 6 1 6、最終的には器具組立体 1 0 0 ' を回転させて所望の向きに器具組立体 1 0 0 ' を位置付けることができる。

【 0 0 8 9 】

図 4 7 および図 4 8 から分かるように、閉鎖チューブ 2 5 1 0 の遠位端部 2 5 1 4 は、回転しない閉鎖リング 2 5 9 4 をスライド可能に受容するように縮径部 2 5 1 5 と共に形成されることができる。様々な実施形態では、閉鎖リング 2 5 9 4 の壁部から内側に突出する対応するピン 2 5 9 6 を受容するように方向付けられた一対のスロット 2 5 1 6 がその中に設けられている。様々な実施形態では、少なくとも 1 つのピンとスロットの構成とが用いられている。別の実施形態では、ピン 2 5 9 6 は、閉鎖チューブ 2 5 1 0 の中であってよく、スロット 2 5 1 6 は、閉鎖リングに設けることができる。図 5 0 は、開位置にある器具組立体 1 0 0 ' のアンビル 1 1 0 ' を例示している。アンビル 1 1 0 ' を閉じるためには、臨床医は、閉鎖ノブ 2 5 2 0 を単純に第 1 の方向に回転させ、これにより閉鎖チューブ 2 5 1 0 も第 1 の方向に回転させる。ピン 2 5 9 6 とスロット 2 5 1 6 との間の相互作用による閉鎖チューブ 2 5 1 0 の回転により、閉鎖リング 2 5 9 4 が遠位側に移動

10

20

30

40

50

してアンビル110'の一部に接触し、このアンビル110'が、図47および図48に示されている閉位置に回転する。図48に示されているように、閉鎖リング2594の近位端部2598と閉鎖チューブ2510の縮径部2515のレッジ2517との間に距離2599が存在する。この距離2599は、閉鎖リング2594が利用できる軸方向移動の量を表している。当業者であれば、スロット2516を比較的低角度で設けることにより、ピン2596がその位置にとどまる傾向が強くなるため、アンビル110'が閉じた位置に保持されることを理解できよう。しかしながら、他のロック装置も用いることができる。

【0090】

アンビル110'を開くためには、臨床医が、ブレーキノブ2552を再び近位方向PDに移動させて、次に閉鎖ノブ2520（および閉鎖チューブ2510）を、図49および図50に示されているように、第2の方向に回転させる。様々な実施形態では、器具組立体100'内にクランプされた組織により、アンビル110'が開位置に移動される。他の実施形態では、バネまたは他の付勢部材（不図示）を用いて、閉鎖リング2594が図49および図50に示されている位置まで移動した時に、アンビル110'を開位置に付勢することができる。他の実施形態では、閉鎖リング2594は、上記した馬蹄型開口を備えることができ、アンビル110'は、図45に示されているように、タブ111'を備えて構成されることができる。したがって、この実施形態では、閉鎖リング2594が近位側に引かれると、この閉鎖リング2594が、アンビル110'を開位置に引っ張る。開位置にきたら、臨床医は、ブレーキノブ2552を解放することができ、ブレーキ2550が、閉鎖チューブ2510（およびアンビル110'）を開位置にロックすることができる。当業者であれば、閉鎖システム2500を、上記した閉鎖チューブ接合部組立体2302と共に有効に用いることもできることを理解できよう。このような構成では、スロット2516は、遠位閉鎖チューブセグメント2310に設けることができる。このような構成は、上記した要領と同じ要領で操作することができるが、複数の軸を中心に器具を関節運動させることもできる。

【0091】

図51は、本発明の別の実施形態を例示している。この実施形態では、閉鎖チューブ2510の遠位端部2515'は、閉鎖リング2594'のネジ山2597に螺合するネジ山2513を有する。この実施形態では、閉鎖リング2594'は、閉鎖リング2594'がチャネル組立体120および/またはスパイン2616に対して軸方向に運動できるが回転しないように、チャネル組立体120および/またはスパイン2616と相互作用するように構成することができる。ネジ山2597は、閉鎖チューブ2510が一方向に回転すると、閉鎖リング2594'が遠位方向DDに軸方向に移動してアンビル110'に接触し、このアンビル110'をクランプ位置に回転させるように、閉鎖リング2594'の近位端部2595に形成されている。閉鎖リング2594'が反対方向に回転すると、閉鎖リング2594'が近位方向PDに移動し、アンビル110'が、中にクランプされた組織によって、またはバネや他の付勢部材によって回転して開くことができる。このように何周もあるネジ山を用いることにより、他の閉鎖リング装置よりも閉鎖の力を与えることができる。代替の実施形態では、閉鎖リング2594'は、アンビルの閉鎖タブと相互作用するために馬蹄型開口を備えることができる。図45を参照されたい。閉鎖チューブ2510'の回転およびロックは、上記したように閉鎖システム2500および閉鎖チューブブレーキ組立体2550によって制御することができる。この実施形態は、本発明の概念および範囲から逸脱することなく上記した様々な関節接合部と共に用いることもできる。さらに、このような実施形態は、図47および図49に示されている手動駆動システム、またはケーブル駆動装置などの他の駆動装置と共に有効に用いることができることを理解されたい。

【0092】

図52～図54は、本発明の別のケーブル作動閉鎖システム2700の実施形態を例示している。これらの図面から分かるように、様々な実施形態は、近位スパインセグメント

10

20

30

40

50

2720を軸方向に支持する近位カバーチューブ2710を含むことができる。近位スパインセグメント2720は、ハンドル組立体（不図示）から延びており、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、様々な既知の装置のうちいずれか1つで、ハンドル組立体によって支持することができる。

【0093】

様々な実施形態では、近位スパインセグメント2720は、ネック部分2724を有する遠位端部2722を有する。ネック部分2724は、遠位端部2722から突出しており、このネック部分2724に取り付けられるかまたは他の方法でネック部分と共に形成されたボール型部材2730を有する。これらの図面から分かるように、ボール型部材2730は、チャンネル型遠位スパインセグメント2740の近位端部2742に形成されたソケット2750内に受容される大きさである。ボール型部材2730およびソケット2750は、全体として、概して2760として示される球関節を形成する。この球関節により、遠位スパインセグメント2740が、近位スパインセグメント2720に対して複数の方向で関節運動することができる。遠位スパインセグメント2740の近位端部2742と近位スパインセグメント2720の遠位端部2722との間に十分な量のクリアランス2748が設けられて、遠位スパインセグメントが、近位スパインセグメント2720に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント2740は、アンビル110"が旋回可能に取り付けられた細長いチャンネル120"に取り付けられている。図52～図54から分かるように、閉鎖リング2770は、遠位スパインセグメント2740上を選択的に軸方向に移動するように、この遠位

10

20

【0094】

様々な実施形態では、アンビル110'の開閉は、ハンドル組立体（不図示）から中空通路2726を通して近位スパインセグメント2720およびネック部分2724に延びた閉鎖ケーブル2780によって達成することができる。閉鎖ケーブル2780の近位端部（不図示）は、上記したケーブル駆動システムの1つ、またはケーブル2780を選択的に張力を加えるための他のケーブル制御システムに取り付けることができる。当業者であれば、上記した様々なタイプのケーブル駆動システムは、動的クランプ部材、ナイフ、およびスレッドを駆動させるために用いることもできることをさらに理解できよう。

【0095】

図52～図54から分かるように、閉鎖リング2770は、チャンネル型遠位スパインセグメント2740の開口した上端部内に延びた、この閉鎖リング2770に取り付けられた第1のケーブル移行支持体2790を有することができる。第1のケーブル移行支持体2790は、閉鎖リング2770が遠位スパインセグメント2740上を移動する際に遠位スパインセグメント2740内を軸方向かつ遠位に、前後に移動することができる。様々な実施形態では、第1のケーブル移行支持体2790は、プーリー、ロッド、およびキャプスタンなどからなる支持体の群から選択される支持体を含むことができる。加えて、第2のケーブル移行支持体2792を図示されている向きで遠位スパインセグメント2740内に設けることができ、閉鎖ケーブル2780を、第1および第2のケーブル移行支持体2790、2792上に動作可能に支持することができる。同様に、第2のケーブル移行支持体2792は、プーリー、ロッド、およびキャプスタンなどからなる移行支持体の群から選択されるケーブル移行支持体を含むことができる。

30

40

【0096】

閉鎖ケーブル2780の遠位端部2782は、遠位スパインセグメント2740の取付け点2744に固定することができる。したがって、閉鎖ケーブル2780に張力を加える（閉鎖ケーブル2780を近位方向PDに引く）ことにより、閉鎖リング2770が遠位方向DDに移動してアンビル110'に接触し、アンビル110'を上記した要領で閉位置に回転させる。様々な実施形態では、器具組立体100"にクランプされた組織により、アンビル110'が開位置に移動する。他の実施形態では、パネまたは他の付勢部材（不図示）を用いて、閉鎖リング2770がその近位非クランプ位置に軸方向に移動した

50

時にアンビル110'を開位置に付勢することができる。このような固有かつ新規のケーブル作動閉鎖システムにより、従来のケーブル駆動閉鎖システムよりもメカニカルアドバンテージが大幅に改善され、器具の他の部分に対する器具組立体100"の関節運動が可能となっている。ボール型部材が遠位スパインセグメント2740に形成され、ソケットが近位スパインセグメント2720に形成された他の実施形態も企図する。さらに他の実施形態では、関節接合部を用いていない。すなわち、近位スパインセグメントおよび遠位スパインセグメントは、1つの部材である。

【0097】

図55~図57は、細長いチャネル組立体120"と近位スパインセグメント2820との間で相互作用する、本発明の様々な実施形態のケーブル制御ロック可能関節接合部2800を例示している。様々な実施形態では、近位スパインセグメント2820は、ハンドル組立体(不図示)から延びてよく、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、様々な既知の装置のうちいずれか1つでハンドル組立体によって支持することができる。近位スパインセグメント2820は、ネック部分2824が突出した遠位端部2822を有することができる。ネック部分2824は、ネック部分に取り付けられるかまたは他の方法でネック部分と共に形成される実質的にボール型の部材2830を有することができる。これらの図面から分かるように、ボール型部材2830は、遠位スパインセグメント2840の近位端部2842に形成されたソケット2850内に受容される大きさにすることができる。ボール型部材2830およびソケット2850は、全体として、概して2800として示される球関節を形成する。この球関節2800により、遠位スパインセグメント2840が、近位スパインセグメント2820に対して複数の方向に関節運動することができる。遠位スパインセグメント2840の近位端部2842と近位スパインセグメント2820の遠位端部2822との間に十分な量のクリアランス2848が設けられて、遠位スパインセグメント2840が近位スパインセグメント2820に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント2840を、アンビル(不図示)が回転可能に取り付けられたチャネル組立体120"に取り付けることができる。

【0098】

様々な実施形態では、1または複数の径方向に伸張可能な部分2880を、ボール型部材2830に設けることができる。図55~図57に示されている実施形態では、例えば、径方向に伸張可能な3つのフィンガー2880が設けられている。様々な実施形態では、径方向に伸張可能なフィンガー2880は、ボール型部材2830の周りに等間隔(例えば、120度の間隔)で配置することができる。他の数の、径方向に伸張可能なフィンガー2880を有効に用いることができる。様々な実施形態では、ボール型部材2830は、このボール型部材2830をソケット2850内で所望の向きにロックするために径方向に伸張可能なフィンガーを引くかまたは他の方法で径方向外側に所定距離移動させることができるように、例えばプラスチックや金属などから作製することができる。

【0099】

様々な実施形態では、径方向に伸張可能なフィンガー2880のそれぞれに、ケーブル2882を取り付けることができる。ケーブル2882は、近位スパインセグメント2820のネック部分2824に近接して延び、近位スパインセグメント2820の遠位端部2822の対応する通路2826を通っている。ケーブル2882は、このケーブル2882に選択的に張力を加えるために、中空近位スパインセグメント2820を通して、ハンドル(不図示)によって支持された制御システムまで延びることができる。例えば、ケーブル2882は、ハンドル内に支持されたロックトリガーまたは他の機構に取り付けることができる。ロックトリガーは、ケーブルに張力を加えるために移動することができ、関節接合部を解放して、この機構がロック解除されてケーブル2882における張力が解放されることが所望されるまで、その位置に選択的に保持されることができる。図55から分かるように、中空ケーブルリング2890を図示されているように用いて、ケーブル2882をネック部分2824に近接させて保持することができる。

【0100】

この実施形態を用いるためには、臨床医が、器具組立体100を患者に位置付け、次に別の外科器具で、または器具組立体100を患者の一部に接触させて、器具組立体に対して関節運動の力を加え、器具組立体を所望の位置に関節運動させてから、ロックケーブル2882に張力を加える。器具組立体100を所望の位置に関節運動させたら、臨床医は、ロックケーブル2882に張力を加え、これにより、径方向に伸張可能なフィンガー2880が径方向外側に伸張し、ボール型部材2830がソケット2850内にその向きでロックされ、これにより遠位スパインセグメント2840（およびこれに取り付けられた器具組立体100）がその関節運動位置に保持される。このようなシステムは、「受動（passive）」関節運動技術を用いている。

10

【0101】

図58～図61は、本発明の様々な実施形態の別のケーブル制御ロック可能な関節接合部2900を例示している。これらの図面から分かるように、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、様々な既知の装置のうちいずれか1つでハンドル組立体により支持することができる、ハンドル組立体（不図示）から延びた、近位スパインセグメント2920を含むことができる。図58から分かるように、ボール型部材2936は、遠位スパインセグメント2930の近位端部2932に形成することができる。ボール型部材2936は、近位スパインセグメント2920の遠位端部2922内に形成されたソケット2924内に受容される大きさにすることができる。ボール型部材2936およびソケット2924は、全体として、概して2910として示される球関節を形成する。この球関節により、遠位スパインセグメント2930が、近位スパインセグメント2920に対して複数の方向に関節運動することができる。遠位スパインセグメント2930の近位端部2932と近位スパインセグメント2920の遠位端部2922との間に十分な量のクリアランス2948が設けられて、遠位スパインセグメント2930が、近位スパインセグメント2920に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント2930は、アンビル（不図示）が旋回可能に取り付けられたチャンネル組立体（不図示）に取り付けることができる。

20

【0102】

様々な実施形態では、近位スパインセグメント2920の遠位端部2922は、可撓性部分2950および帯状部分2960を有することができる。近位スパイン部分は、例えば、プラスチックや金属などから作製することができる。可撓性部分2950は、近位スパインセグメント2920の遠位端部2922の中に設けられた一連の等間隔のスロット2952によって画定されて、例えば可撓性セグメント2954などの形態である、複数の径方向に収縮可能なロック部分を形成する。この可撓性セグメントは、それらの間にソケット2924を画定するのに役立つ。加えて、周方向に延びた溝2956を、近位スパインセグメント2920の遠位端部2922の外周の周りに設けることができる。図59および図61に示されているように、ロックケーブル2970は、中空近位スパインセグメント2920を通して延びることができ、周方向に延びた溝2956の帯状部分2960の周りでループ状にされることができる。これらの図面から分かるように、ケーブル2970は、その両端部が近位スパインセグメント2920を通して、ケーブル2970に選択的に張力を加えるために用いることができるハンドル組立体（不図示）内に支持されたケーブル制御システム（不図示）まで延びることができるように、2つの通路2957、2958を通ることができる。

30

40

【0103】

この実施形態を使用するためには、臨床医が、器具組立体100を患者に位置付け、別の外科器具で、または器具組立体100を患者の一部に接触させて、器具組立体に関節運動の力を加え、この器具組立体を所望の位置まで関節運動させてから、ロックケーブル2970に張力を加える。器具組立体100が所望の位置に関節運動したら、臨床医は、ロックケーブル2970に張力を加え、これにより可撓性セグメント2954がボール型部材2936の周りでロックし、このボール型部材2936が近位スパインセグメント29

50

20に対して移動するのが防止され、これによって遠位スパインセグメント2840（およびこの遠位スパインセグメントに取り付けられた器具組立体100）がその関節運動位置に保持される。このようなシステムは、「受動」関節運動技術を用いている。ボール型部材を解放して器具組立体のさらなる関節運動を可能にするために、張力がケーブル2970から解放される。

【0104】

図62～図64は、本発明の様々な実施形態の別のロック可能な関節運動結合部3000を例示している。これらの図面から分かるように、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、様々な既知の装置の内のいずれか1つでハンドル組立体により支持することができる、ハンドル組立体（不図示）から延びた近位スパインセグメント3010を含むことができる。近位スパインセグメント3010は、ネック部分3014が突出した遠位端部3012を有する。ネック部分3014は、実質的にボール型の部材3016が形成されている。図63および図64から分かるように、ボール型部材3016が、一連のボールセグメント3020を画定するのに役立つ一連のスロット3018を内部に有する。図62に示されているように、ボール型部材3016は、遠位スパインセグメント3030の近位端部3032に形成されたソケット3034内に受容される大きさにすることができる。ボール型部材3016およびソケット3034は、全体として、概して3040で示される球関節を形成する。この球関節により、遠位スパインセグメント3030が、近位スパインセグメント3010に対して複数の方向に関節運動することができる。近位スパインセグメント3030の近位端部3032と近位スパインセグメント3010の遠位端部3012との間に十分な量のクリアランス3042が設けられて、遠位スパインセグメント3030が、近位スパインセグメント3010に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント3030は、アンビル（不図示）が旋回可能に取り付けられたチャネル組立体（不図示）に取り付けることができる。

【0105】

図62から分かるように、作動部材3050を用いて、ボールセグメント3020を選択的に径方向に伸張させて、ボール型部材3016をソケット3034内で拡張させロックすることができる。一実施形態では（図62～図64）、作動部材は、近位スパインセグメント3010のネック部分3014の通路3015、およびボール型部材3016の通路3017を通して延びる中空シャフト部分3052を有する。作動部材3050の遠位端部3054は、図示されているように、ボール型部材3016の円錐型作動ポケット3018内に受容される実質的に円錐型の部分3056を有する。作動部材3050が近位方向PDに引かれると、円錐型部分3056により、ボールセグメント3020が径方向外側に伸張して、ボール型部材3016がソケット3034内にロックされる。ハンドル内の様々なトリガーおよびロック機構（不図示）を用いて、作動部材を近位方向PDおよび遠位方向DDに選択的に軸方向に移動させて、作動部材3050を所定の位置にロックし、ボール型部材3016を伸張/ロックされた状態に維持することができる。

【0106】

この実施形態を使用するためには、臨床医が、器具組立体100を患者に位置付け、次に別の外科器具で、または器具組立体100を患者の一部に接触させて、器具組立体に作動の力を加え、器具組立体を所望の位置に関節運動させてから、作動部材3050を近位方向PDに引く。器具組立体100が所望の位置に関節運動したら、臨床医は、作動部材3050を近位方向に引いてボールセグメント3020を径方向外側に拡張させ、ボール型部材3016をソケット3034内でその向きにロックし、これにより、遠位スパインセグメント3030（およびこの遠位スパインセグメントに取り付けられた器具組立体100）がその関節運動位置に保持される。このようなシステムは、「受動」関節運動技術を用いている。

【0107】

図65～図67は、作動部材3150およびボール型部材3116を除き、上記した関

10

20

30

40

50

節接合部 3000 と実質的に動作が同一である本発明の様々な実施形態の別のロック可能な関節接合部 3100 を示している。これらの図面から分かるように、ボール型部材 3116 には、少なくとも 1 つ、好ましくは 3 つの径方向に伸張可能な部分 3120 が形成されている。作動部材 3150 は、近位スパインセグメント 3010 のネック部分 3014 の通路 3015 およびボール型部材 3116 の通路 3017 を通って延びる中空シャフト部分 3152 を有する。作動部材 3150 の遠位端部 3154 は、図示されているように、ボール型部材 3116 の円錐型作動ポケット 3118 内に延びたボール型部材 3116 の径方向に伸張可能な部分 3120 のそれぞれに対応する円錐型ウェッジ部分 3156 を有する。作動部材 3150 が近位方向 PD に引かれると、円錐型ウェッジ部分 3156 により、対応する径方向に伸張可能な部分 3120 が径方向外側に拡張して、ボール型部材 3116 がソケット 3034 内にロックされる。ハンドル内の様々なトリガーおよびロック機構（不図示）を用いて、作動部材を近位方向 PD および遠位方向 DD に選択的に移動させて、ボール型部材 3116 を伸張 / ロック状態に維持するように所定の位置に作動部材をロックすることができる。

【0108】

この実施形態を使用するためには、臨床医が、器具組立体 100 を患者に位置付け、次に別の外科器具で、または器具組立体 100 を患者の一部に接触させて、器具組立体に作動の力を加え、器具組立体を所望の位置に関節運動させてから、作動部材 3050 を近位方向 PD に引く。器具組立体 100 が所望の位置に関節運動したら、臨床医は、作動部材 3150 を近位方向に引いて径方向に伸張可能な部分 3120 を径方向外側に伸張させ、ボール型部材 3116 をソケット 3034 内でその向きにロックし、これにより、遠位スパインセグメント 3030（およびこの遠位スパインセグメントに取り付けられた器具組立体 100）がその関節運動位置に保持される。このようなシステムは、「受動」関節運動技術を用いている。

【0109】

図 68 ~ 図 70 は、本発明の様々な実施形態の別のロック可能な関節接合部 3200 を例示している。これらの図面から分かるように、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、様々な既知の装置のうちいずれか 1 つでハンドル組立体によって支持できる、ハンドル組立体（不図示）から延びた近位スパインセグメント 3210 を含むことができる。近位スパインセグメント 3210 は、内部にソケット 3216 を画定する可撓性ソケットフィンガー 3214 などの形態である複数の径方向に収縮可能な部分を有する遠位端部 3012 を含むことができる。図 68 から分かるように、ボール型部材 3310 は、遠位スパインセグメント 3300 の近位端部 3312 に形成することができる。ボール型部材 3310 は、ソケットフィンガー 3214 によって形成されたソケット 3216 内に受容される大きさのネック部分 3308 の端部に形成することができる。ボール型部材 3310 およびソケット 3216 は、全体として、概して 3320 として示される球関節を形成する。この球関節により、遠位スパインセグメント 3300 が、近位スパインセグメント 3210 に対して複数の方向に関節運動できる。遠位スパインセグメント 3300 の近位端部 3304 と近位スパインセグメント 3210 の遠位端部 3212 との間に十分な量にクリアランス 3002 が設けられて、遠位スパインセグメント 3300 が、近位スパインセグメント 3210 に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント 3300 は、アンビル（不図示）が旋回可能に取り付けられたチャンネル組立体（不図示）に取り付けることができる。加えて、ボール型部材 3310 およびネック部分 3308 を通る中空通路 3306 を設けて、ケーブルまたは他の作動器具 / 構成要素を通しやすくすることができる。

【0110】

図 68 ~ 図 70 から分かるように、この実施形態は、近位スパインセグメント 3210 に対して選択的に近位方向および遠位方向にスライド可能に軸方向に移動可能な閉鎖リング 3400 を含むことができる。上記した様々なシステムおよび構成要素を用いて、閉鎖リング 3400 を遠位方向および近位方向に選択的に移動させることができる。図 68 に

10

20

30

40

50

最も具体的に示されているように、ソケットフィンガー 3 2 1 4 は、傾斜した、またはテーパ状の端面 3 2 1 5 を有する。この端面 3 2 1 5 により、閉鎖リング 3 4 0 0 の遠位部分 3 4 0 2 がこの端面 3 2 1 5 上をスライドし、閉鎖フィンガー 3 2 1 4 がボール型部材 3 3 1 0 を閉じ、ボール型部材 3 3 1 0 を所定の位置にロックすることができる。

【 0 1 1 1 】

この実施形態を使用するためには、臨床医が、患者に器具組立体 1 0 0 を位置付け、次いで別の外科器具で、または器具組立体 1 0 0 を患者の一部に接触させて、器具組立体に関節運動の力を加え、器具組立体を所望の位置まで関節運動させてから閉鎖リング 3 4 0 0 を遠位側に前進させる。器具組立体 1 0 0 が所望の位置まで関節運動したら、臨床医は、閉鎖リング 3 4 0 0 を遠位側に前進させて閉鎖フィンガー 3 2 1 4 をボール型部材 3 3 1 0 に対して閉じ、ボール型部材 3 3 1 0 をソケット 3 2 1 6 内でその向きにロックし、これにより、遠位スパインセグメント 3 3 0 0 (およびこの遠位スパインセグメントに取り付けられた器具組立体 1 0 0) をその関節運動位置に保持する。このようなシステムは、「受動」関節運動技術を用いている。

【 0 1 1 2 】

図 7 1 は、本発明の様々な実施形態の別の受動関節接合部 3 5 0 0 を例示している。これらの図面から分かるように、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、様々な既知の装置の内のいずれかが 1 つでハンドル組立体によって支持できる、ハンドル組立体 (不図示) から延びた近位スパインセグメント 3 5 1 0 を含むことができる。近位スパインセグメント 3 5 1 0 は、内部にソケット 3 5 1 4 を有する遠位端部 3 5 1 2 を有することができる。図 7 1 から分かるように、ボール型部材 3 5 3 0 は、遠位スパインセグメント 3 5 2 0 の近位端部 3 5 2 2 に形成されたネック部分 3 5 3 2 に形成されている。ボール型部材 3 5 3 0 およびソケット 3 5 1 4 は、全体として、概して 3 5 4 0 として示される球関節を形成する。この球関節により、遠位スパインセグメント 3 5 2 0 が、近位スパインセグメント 3 5 1 0 に対して複数の方向に関節運動することができる。代替の実施形態では、ソケットは、遠位スパインセグメントに形成することができ、ボール型部材は、近位スパインセグメントに形成することができる。遠位スパインセグメント 3 5 2 0 の近位端部 3 5 2 2 と近位スパインセグメント 3 5 1 0 の遠位端部 3 5 1 2 との間に十分な量のクリアランス 3 5 4 2 を設けることができ、遠位スパインセグメント 3 5 2 0 は、近位スパインセグメント 3 5 1 0 に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント 3 5 2 0 は、アンビル (不図示) が旋回可能に取り付けられたチャネル組立体 (不図示) に取り付けられている。

【 0 1 1 3 】

図 7 1 から分かるように、ボール型部材 3 5 3 0 の近位側に面した表面 3 5 3 2 には、複数の移動止め 3 5 3 4 が形成されている。ロックピン 3 5 5 0 が、近位スパインセグメント 3 5 1 0 内に動作可能に支持され、移動止め 3 5 3 4 に係合するように方向付けられている。遠位スパインセグメント 3 5 2 0 が近位スパインセグメント 3 5 1 0 に対して関節運動すると、ロックピン 3 5 5 0 が、移動止め 3 5 3 4 のうち対応する 1 つの中にスナップ式に進入して遠位スパインセグメント 3 5 2 0 をその位置に保持するように、ロックピン 3 5 5 0 を、ボール型部材 3 5 3 0 の近位側に面した表面 3 5 3 2 に向かってパネ付勢することができる。

【 0 1 1 4 】

この実施形態を使用するためには、臨床医が、器具組立体 1 0 0 を患者に位置付け、次に別の外科器具で、または器具組立体 1 0 0 を患者の一部に接触させて、球組立体に関節運動の力を加え、器具組立体を所望の位置に関節運動させるか、あるいは、別の外科器具を用いて器具組立体に関節運動の力を加えて器具組立体 1 0 0 を所望の方向に移動させることができる。器具組立体が関節運動すると、ロックピンの遠位端部 3 5 5 2 は、所望の関節運動位置が得られるまで、移動止め 3 5 3 4 内にスナップ式に出入りする。このようなシステムは、「受動」関節運動技術を用いている。

【 0 1 1 5 】

10

20

30

40

50

図72は、後述する相違を除き、上記した関節接合部3500にいくぶん類似した本発明の様々な実施形態の別の受動関節接合部3600を例示している。この実施形態では、例えば、ボール型部材3630は、近位スパインセグメント3610から遠位側に突出したネック部分3632に形成することができる。近位スパインセグメント3610は、ハンドル組立体（不図示）から延びることができ、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、様々な既知の装置の内のいずれか1つでハンドル組立体によって支持することができる。遠位スパインセグメント3620は、その内部にソケット3624を有している。ボール型部材3630およびソケット3622は、全体として、概して3650として示される球関節を形成する。この球関節により、遠位スパインセグメント3620が、近位スパインセグメント3610に対して複数の方向に関節運動することができる。遠位スパインセグメント3620の近位端部3622と近位スパインセグメント3610の遠位端部3612との間に十分な量のクリアランス3642が設けられて、遠位スパインセグメント3620は、近位スパインセグメント3610に対して所望の可動範囲で関節運動することができる。様々な実施形態では、遠位スパインセグメント3620は、アンビル（不図示）が旋回可能に取り付けられたチャンネル組立体（不図示）に取り付けられている。

10

【0116】

図72からさらに分かるように、ソケット面3636の一部3638に、複数の移動止め3639を形成することができる。ロックピン3660が、近位スパインセグメント3610内に動作可能に支持され、移動止め3639と係合するように方向付けられている。遠位スパインセグメント3620が近位スパインセグメント3610に対して関節運動すると、ロックピン3660が、移動止め3639のうち対応する1つの中にスナップ式に進入して、遠位スパインセグメント3620をその位置に保持するように、ロックピン3660を、ソケット面3636に向かってパネ付勢することができる。

20

【0117】

この実施形態を使用するためには、臨床医が、器具組立体100を患者に位置付け、次に別の外科器具で、または器具組立体100を患者の一部に接触させて、器具組立体に関節運動の力を加え器具組立体を所望の位置まで関節運動させるか、あるいは、別の外科器具を用いて器具組立体に関節運動の力を加えて、器具組立体100を所望の方向に移動させることができる。器具組立体が関節運動すると、ロックピン3660の遠位端部3662が、所望の関節運動位置が得られるまで、移動止め3639にスナップ式に出入りする。このようなシステムは、「受動」関節運動技術を用いている。

30

【0118】

本発明の様々な外科ステーブル留め器具の実施形態は、1回使用した後に廃棄されるように設計された器具組立体に対応するように設計することができる。ステーブル留め動作が完了したら、器具組立体を廃棄し、別の処置の準備として外科器具を再滅菌することができる。したがってこのような適用例では、外科器具に対する器具組立体の迅速な取付けおよび取外しを容易にする接合部装置を用いることが多くの場合望ましいであろう。図73～図83は、外科処置を行うことができる外科器具組立体100”に関連して使用するように構成された外科器具4000を例示している。様々な実施形態では、器具組立体100”は、上記したケーブル駆動的クランプ部材/ナイフ装置によって組織を切断およびステーブル留めするように構成されている。他の実施形態では、異なる駆動装置を用いて、器具組立体100”の細長いチャンネル部分内を動的クランプ部材/ナイフを駆動させることができる。

40

【0119】

一部の実施形態では、器具組立体100”は、使い捨て再装着ユニット4002の一部を含む。他の実施形態では、器具組立体100”は、外科器具4000の他の部分に持続的に取り付けられることができ、ステーブルカートリッジ組立体と共に再使用することができる。使い捨て再装着ユニット4002は、この使い捨て再装着ユニット4002を外科器具4000に結合するためのコネクタセグメント4004をさらに含むことができる

50

。様々な実施形態では、器具組立体100”は、関節接合部4006によってコネクタ部分4004に対して関節運動可能とすることができる。

【0120】

図73Aに最も具体的に示されているように、ある器具組立体100”の実施形態は、アンビル組立体4020が回転可能に結合された細長いチャンネル組立体4012を含むことができる。例えば、一実施形態では、アンビル組立体4020は、図示されているように、細長いチャンネル組立体4012の壁部の対応するスロット4014内に受容されるように構成された一对のトラニオン4022を有することができる。アンビル組立体4020は、閉鎖リング4030によって選択的に接触するために、アンビル組立体4020の近位端部4024にアンビル閉鎖タブ4026を備えて形成されることができる。閉鎖リング4030が、細長いチャンネル4012に対して回転できないように、非回転閉鎖リング4030が、細長いチャンネル組立体4012および/またはアンビル組立体4020にキーで取り付けられている。アンビル組立体4020が閉(クランプ)位置にある場合にアンビル閉鎖タブ4026を受容するタブクリアランス開口4032を、閉鎖リング4030を通して設けることができる。遠位閉鎖チューブセグメント4040のネジの設けられた遠位端部4042を螺合して受容する一連の雌ネジ4036を、非回転閉鎖リング4030の近位端部4034に設けることができる。詳細を後述するように、遠位閉鎖チューブセグメント4040が回転すると、閉鎖リング4030は、遠位方向DDに軸方向に駆動される。閉鎖リング4030が遠位方向DDに移動すると、アンビル組立体4020の近位端部のランプ4021に乗り上げ、これによりアンビル組立体4020が閉位置に回転する。このような装置は、閉鎖リングがケーブルによって遠位方向に引かれる従来の装置に比べて大幅な改善を示している。

【0121】

外科器具4000は、詳細を後述するように、ハンドル組立体に動作可能に取り付けられた、様々な構成要素を受容する細長い閉鎖チューブ組立体5000をさらに含むことができる。本発明の様々な実施形態では、閉鎖チューブ組立体5000は、中間閉鎖チューブセグメント5001および近位閉鎖チューブセグメント5020を含むことができる。ある実施形態では、器具組立体100”は、関節接合部4006によって閉鎖チューブ組立体5000の中間閉鎖チューブセグメント5001に結合することができる。関節接合部4006は、詳細を後述するように互いに対して実質的に直交する2つの軸UA UAとOA OAとを中心とした器具組立体100”の閉鎖チューブ組立体5000に対する運動を容易にする。また、様々な実施形態は、器具組立体100”の回転運動を能動的に制御すると共に受動的関節運動能力を有し、かつ器具組立体を所望の関節運動位置にロックする能力を有する手段を含むことができる。このような固有かつ新規の特徴および利点は、本明細書を読み進めれば、さらに明らかになるであろう。

【0122】

様々な実施形態では、例えば、遠位閉鎖チューブセグメント4040は、この遠位閉鎖チューブセグメントから近位方向に突出する一对の対向した自在ピボットアーム4046と共に形成されることができる。中間閉鎖チューブセグメント5001の遠位端部5002は、この遠位端部から遠位方向に突出する、対向した2つのファスナーアーム5004、5006と共に形成されることができる。図73Aおよび図74Bを参照されたい。ファスナーアーム5004は、このファスナーアーム5004を貫通するピボット孔5008を有し、ファスナーアーム5006は、ピボット孔5008と実質的に同軸的に整合して自在ピボット軸UA UAを画定するピボット孔5010を有する。ファスナーアーム5004と5006との間に2対のピン4072、4074が突出した自在リング4070が位置付けられている。これらの各ピンは、自在リング4070の外周の周りに互いに90度離隔させることができる(1つのピン4074が、図73Aおよび図74Aに破線で示されている)。図73Aに示されているように、一方のピン4072は、ファスナーアーム5004の上部ピボット孔5008内に回転可能に受容され、他方のピン4072は、ファスナーアーム5006の下部ピボット孔5010内に回転可能に受容されている

。このような構成により、自在リング4070が、閉鎖チューブ組立体5000に対して自在軸U A U Aを中心に旋回することができる。遠位閉鎖チューブ4040から突出した対向した各自在ピボットアーム4046は、その中に孔4047を有し、ピン4074のうち対応する1つを旋回可能に孔4047に受容して、図73Aの矢印FDによって示されている第1の旋回方向および図73Aの矢印SDによって示されている第2の旋回方向に直交軸O A O A (図75を図示)を中心に遠位閉鎖チューブ4040が自在リング4070および閉鎖チューブ組立体5000に対して旋回することを可能にする。軸U A U AおよびO A O Aは、互いに実質的に直交させることができる。

【0123】

したがって、当業者であれば、上記した自在リング4070の構造により、遠位閉鎖チューブ4040、最終的にはこの遠位閉鎖チューブ4040に取り付けられた器具組立体100"の、閉鎖チューブ組立体5000に対する複数の軸U A U AおよびO A O Aを中心とする関節運動が容易になることを理解するであろう。加えて、詳細を後述するように、様々な実施形態では、閉鎖チューブ組立体5000は、シャフト軸C Cを中心に回転できるように、ハンドル組立体によって回転可能に支持することができる。器具組立体100"は、(関節接合部4006を介して)閉鎖チューブ組立体5000に付着されているため、器具組立体100"も閉鎖チューブ組立体5000と共に回転する。したがって、このような構成により、内部にケーブル駆動ナイフ組立体と、複数の軸を中心に関節運動することができる非ケーブル駆動アンビル閉鎖装置とを有することができる器具組立体100"提供することができる。

【0124】

図73Aおよび図74Aから分かるように、この実施形態は、遠位閉鎖チューブ4040の位置合せ溝(locating groove)4044内に受容される環状保持フランジ4052を有することができる遠位スパインセグメント4050をさらに含むことができる。様々な実施形態では、関節接合部4006は、器具組立体100"が所望の向きに関節運動した後に関節接合部4006のロックを容易にする、概して4007として示される関節接合部ロック組立体を含むこともできる。このようなロック組立体4007は、遠位スパインセグメント4050のネック部分4054に形成されたボール型部材4060を含むことができる。ロック組立体4007は、コネクタセグメント4004に位置する中間スパインセグメント5020の遠位端部5022に形成された鋸歯状ソケット部材5030をさらに含むことができる。鋸歯状ソケット部材5030は、ボール型部材4060が複数の方向に関節運動できるソケット5034を間に画定する、複数の径方向に収縮可能なフィンガー5032を含むことができる。鋸歯状ソケット部材5030は、自在リング4070内に取り付けられている。

【0125】

様々な実施形態では、ソケットロックチューブ5080が、詳細を後述するように、使い捨てスパインセグメント5020に対して軸方向に移動できるようにこの使い捨てスパインセグメント5020に同軸的に受容されることができる。ロックチューブ5080の遠位端部5082は、ロックチューブ5080が遠位方向DDに軸方向に前進すると、鋸歯状ソケット部材5030に軸方向に選択的に接触し、鋸歯状フィンガー5032が径方向に収縮してボール型部材4060を取り囲み、遠位スパインセグメント4050(および器具組立体100")を細長い閉鎖チューブ組立体5000に対して所定の位置でロックするべく、テーパ状にすることができる。

【0126】

本発明の様々な実施形態の外科器具4000は、遠位スパインセグメント4050に対して能動的に関節運動を加えるために、概して5090として示される能動関節運動システムをさらに含むことができる。様々な実施形態では、例えば、能動関節運動システム5090は、バネ鋼などから作製することができ、かつ潰れずに近位端部に加えられる圧縮力を伝達するのに十分な剛性を有する4本の関節運動ワイヤ5092を含むことができる。ワイヤ5092は、鋸歯状ソケット5030の周りに互いに90度の間隔で離隔して、

10

20

30

40

50

対応する径方向に収縮可能なフィンガー5032の外面对する溝5033内に受容されることができる。各ワイヤ5092の遠位端部5094は、遠位スパインセグメント4050のネック部分4054に取り付けることができ、各ワイヤ5092の近位端部5096は、図73Bに示されているように、閉鎖チューブ5000内に受容された遠位ワイヤマウント5100のハブ部分5102に取り付けることができる。詳細を後述するように、遠位スパインセグメント4050（およびこの遠位スパインセグメントに取り付けられた器具組立体100）は、ワイヤ5092を引く、かつ押すことにより、能動的に関節運動させることができる。

【0127】

また、様々な実施形態では、ボール型部材4060の近位側に面した部分は、使い捨て器具組立体100”内に取り付けられた動的クランプ部材（不図示）および/またはナイフ（不図示）に取り付けられた1または複数のナイフ作動ケーブル5040を受容するために、内部に実質的に円錐型のキャビティ4062を有することができる。ケーブル5040の近位端部5042（図73A）は、ナイフネジ5060に螺合して軸支されたナイフナット5050に取り付けることができる。図73Aおよび図75から分かるように、ナイフナット5050は、使い捨てスパインセグメント5020の軸方向に延びた対応するスロット5024内に軸方向に受容された一対の横方向に突出するタブ5052を有する。当業者であれば、このような装置により、ナイフナット5050が、ナイフネジ5060が回転すると、近位方向PDまたは遠位方向DDに軸方向に移動することができることを理解できよう。

【0128】

上記したように、様々な実施形態の使い捨て再装着ユニット4002は、1回使用した後に廃棄するように構成することができる。器具を用いずに再装着ユニット4002の迅速な取外しおよび新しい再装着ユニット4002の迅速な再取付けを容易にするために、迅速分離接合部4008を用いることができる。本明細書で用いる語「迅速分離（quick disconnect）」は、器具を用いることなくある構成要素を別の構成要素から取り外しできることを意味する。迅速分離接合部4008の様々な実施形態の動作および構造は、図73B、図74Bおよび図76を参照すれば理解できるであろう。図73Bおよび図74Bから分かるように、閉鎖チューブ組立体5000は、中間閉鎖チューブセグメント5001および近位閉鎖チューブセグメント5020を含む。図73Bおよび図76から分かるように、中間閉鎖チューブセグメント5001の近位端部は、使い捨て再装着ユニット4002が近位閉鎖チューブセグメント5120に取り付けられると、近位閉鎖チューブセグメント5120（図76には不図示）の遠位端部5122に設けられた歯車の歯5124（図76には不図示）に噛み合っ係合する一連の径方向の歯車の歯5003を備えている。

【0129】

使い捨て再装着ユニット4002と近位閉鎖チューブセグメント5120との間の移動可能な相互接続を支持するために、接続スパイダー5150を用いることができる。接続スパイダー5150は、近位閉鎖チューブセグメント5001の近位端部内に部分的に受容され、この近位端部から突出することができ、中間閉鎖チューブセグメント5001が近位閉鎖チューブセグメント5120に結合されると、接続スパイダー5150の一部が、近位閉鎖チューブセグメント5120の遠位端部5122内に突出する。様々な実施形態では、接続スパイダーは、ピン5151、接着剤、または他の適当な締付け装置によって中間閉鎖チューブセグメント5001の近位端部内にピン止めすることができる。図76を参照されたい。

【0130】

様々な実施形態では、接続スパイダー5150は、使い捨てスパインセグメント5020に軸支されており、遠位ワイヤマウント5100から突出する対応するアクチュエータバー5104を受容するように構成することができる。各アクチュエータバー5104の近位端部5106は、複数の近位ワイヤコネクタ部材5160との相互接続を容易にする

10

20

30

40

50

ためにテーパ状の移動止めを含むことができる。一実施形態では、例えば、4つの近位ワイヤコネクタ部材が用いられている。複数のアクチュエータバー5104は、各近位ワイヤコネクタ5160のテーパ孔移動止め5162内に取り付けられた対応するコネクタボール5164を受容するために、移動止め5108を備えることができる。図73Bおよび図77を参照されたい。したがって、4つのコネクタボール5164が、各近位ワイヤコネクタ5160に対して1つずつ、用いられている。図73B、図78、および図79から分かるように、使い捨てスパインセグメント5020の近位端部5021は、ナイフネジ5060の近位端部5062を支持するために内部に形成された内側カラー部分5025を有することができる近位側に延びた接続部分5023を有する。加えて、近位側に延びた接続部分5023は、近位スパインセグメント5200の遠位端部5202に形成されたキースロット5206内に受容されるため接続部分5023の上に形成された外部スパインキー5026を有することができる。ナイフネジ5060の近位端部5062は、軸受5064で支持されることができ、ナイフ駆動シャフト5220の遠位端部5222のスプライン駆動キャピティ5224内に回転できないように受容されるスプライン駆動部分5066を有する。図78を参照されたい。

10

【0131】

次に図74Aおよび図74Bを参照すると、ロックチューブタブ5080の取付けを理解できるであろう。図74Aから分かるように、ロックチューブ5080は、このロックチューブから近位方向に突出した一对のブレーキアクチュエータアーム5084を有する。図74Bは、図73Bに示されている断面図から約45度回転した断面図である。図74Bから分かるように、各ブレーキアクチュエータアーム5084は、対応する近位ブレーキアクチュエータアーム5300のテーパ孔移動止め5166内に取り付けられたコネクタボール5168を受容するように内部に形成された移動止め5085を有する。図74Bおよび図77を参照されたい。ブレーキアクチュエータアーム5084にスライド可能な横方向の支持を与えるために、各ブレーキアクチュエータアーム5084を、使い捨てスパインセグメント5020の対応する溝5027内にスライド可能に受容することができる。図75および図76を参照されたい。

20

【0132】

図73Bから分かるように、外側近位スパインセグメント5400は、近位閉鎖チューブ5120内に受容され、この近位閉鎖チューブ5120と協働して、内部に閉鎖チューブバネ5410を受容するためにバネキャピティ5402を画定することができる。近位閉鎖チューブセグメント5120の近位端部5126は、臨床医が制御運動を加えやすいように大きいノブ部分5128を有することができる。外側近位スパインセグメント5400に付着されたクリップリング5132を受容するために、ポケット5130をノブ部分5128に形成することができる。したがって、閉鎖チューブバネ5410が、近位閉鎖チューブセグメント5120を使い捨て閉鎖チューブセグメント5000と噛み合っ係合するように付勢するのに役立つ。図73Bおよび図78から分かるように、近位閉鎖チューブセグメント5120の遠位端部5122は、テーパ面5125を有する大きい内径5123を有する。器具組立体100"を外科器具4000から取り外すためには、使用者が器具組立体100"を遠位方向DDに引く、取り外す力を器具組立体100"に加えた際に、コネクタボール5164を、遠位ワイヤマウント5100のアクチュエータバー5104の近位端部5106の移動止め5108との係合から外すことができるように、大きい内径部分5123がコネクタボール5164と位置合わせして方向付けられるまで、臨床医は、ノブ5128をバネ5410の力に反して近位方向PDに引く。

30

40

【0133】

図78～図81は、外科器具部分4000に対する使い捨て再装着ユニット4002の取付けを例示している。特に図78を参照すると、臨床医が、ナイフネジ5060のスプライン部分5066がナイフ駆動シャフト5220の内部スプラインキャピティ5224に整合されて、スプライン駆動部分5066の近位端部をスプラインキャピティ5224内に挿入するように、ユニット4002を方向付ける。図79を参照されたい。次に、臨

50

床医は、使い捨てスプラインセグメントの近位端部 5 0 2 1 のスパインキー 5 0 2 6 を近位スパインセグメント 5 2 0 0 のキースロット 5 2 0 6 に整合させる。図 7 9 および図 8 0 を参照されたい。臨床医は、引き続き、4 つの近位ワイヤコネクタ 5 1 6 0 と近位スパインセグメント 5 2 0 0 との間の領域 5 1 6 1 に近位端部 5 1 0 6 を挿入する。図 8 0 を参照されたい。次に、臨床医は、アクチュエータバー 5 1 0 4 の近位端部 5 1 0 6 が近位側に所定の位置に押されると、閉鎖ノブ 5 1 2 8 を近位方向に移動させて、コネクタボール 5 1 6 4 を径方向外側に移動させることができる。次に、臨床医は、ノブ 5 1 2 8 を解放し、近位閉鎖チューブ 5 1 2 0 を遠位側に移動させて、コネクタボール 5 1 6 4 を遠位ワイヤマウント 5 1 0 0 のアクチュエータバー 5 1 0 4 の移動止め 5 1 0 8 内にロックし、4 つの近位ワイヤコネクタ 5 1 6 0 を遠位ワイヤマウント 5 1 0 0 に付着させ、コネクタボール 5 1 6 8 をプレーキアクチュエータアーム 5 0 8 4 の移動止め 5 0 8 5 にロックすることができる。加えて、径方向歯車 5 0 0 3、5 1 2 4 が、互いに噛み合っただけの状態に維持される。

10

【 0 1 3 4 】

図 8 2 ~ 図 8 4 は、コネクタセグメント 4 0 0 4 に対して器具組立体 1 0 0 " を関節運動させてこの器具組立体 1 0 0 " を作動させるために用いることができる一実施形態を示している。図 8 2 から分かるように、外科器具 4 0 0 0 は、ネジ、スナップ、または接着剤などによって互いに接続できる 2 つのハウジング部分 5 5 1 0 (図 8 2 では 1 つのハウジング部分 5 5 1 0 のみが示されている) から形成できるハンドル組立体 5 5 0 0 をさらに含むことができる。様々な実施形態では、ハンドル組立体 5 5 0 0 は、ハンドグリップ部分 5 5 1 2 を備えた「ピストルグリップ」型のハウジングの形態とすることができる。図 8 2 から分かるように、外側近位スパインセグメント 5 4 0 0 をハンドル組立体 5 5 0 0 に付着するために、取付けフランジ 5 4 0 4 を外側近位スパインセグメント 5 4 0 0 の近位端部に形成することができる。このフランジ 5 4 0 4 は、接着剤または他の機械的締付け装置、ネジ、スナップ、およびスロットなどによってハンドルハウジング 5 5 0 0 に取り付けることができる。同様に、近位スパインセグメント 5 2 0 0 の近位端部 5 2 0 4 は、近位スパインセグメント 5 2 0 0 をハンドル組立体 5 5 0 0 に付着させるためのフランジ 5 2 1 0 を有することができる。フランジ 5 2 1 0 は、接着剤または他の機械的締付け装置、ネジ、スナップ、およびスロットなどによってハンドルハウジング 5 5 0 0 に取り付けることができる。

20

30

【 0 1 3 5 】

様々な実施形態では、能動関節運動システム 5 0 9 0 は、関節運動ワイヤ 5 0 9 2 と相互作用し、かつハンドル組立体 5 5 0 0 によって動作可能に支持された、概して 5 6 0 0 として示される関節運動制御システムをさらに含むことができる。図 8 2 から分かるように、関節運動制御システム 5 6 0 0 は、各近位ワイヤコネクタ 5 1 6 0 の近位端部 5 1 7 0 が回転可能に接続された操作レバー組立体 5 6 0 2 を含むことができる。一実施形態では、例えば、操作レバー組立体 5 6 0 2 は、ハンドル組立体 5 5 0 0 のソケット 5 5 2 0 内に回転可能に支持された関節運動ボール 5 6 1 0 を含むことができる。様々な実施形態では、近位ワイヤコネクタ 5 1 6 0 の各近位端部 5 1 7 0 は、近位ワイヤコネクタ 5 1 6 0 を関節運動ボール 5 6 1 0 に取り付けのために軸受マウントピン 5 6 1 2 を受容するために、その近位端部 5 1 7 0 上で支持された球形玉軸受 5 1 7 2 を有することができる。しかしながら、他の締付け装置を用いることもできる。加えて、関節運動ノブ 5 6 2 0 を、関節運動ボール 5 6 1 0 に取り付けることができる。

40

【 0 1 3 6 】

したがって、コネクタセグメント 4 0 0 4 に対して器具組立体 1 0 0 " を関節運動させるためには、臨床医が、一方の手でハンドグリップ部分 5 5 1 2 を把持し、他方の手で関節運動ノブ 5 6 2 0 を把持することができる。関節運動ノブ 5 6 2 0 を操作することにより、臨床医は、遠位ワイヤマウント 5 1 0 0、最終的にはこの遠位ワイヤマウント 5 1 0 0 に取り付けられた 4 つの関節運動ワイヤ 5 0 9 2 に関節運動を加えて、それがまた遠位スパインセグメント 4 0 5 0 に関節運動を与え、これにより器具組立体 1 0 0 " を使い捨

50

て再装着ユニット4002のコネクタセグメント4004に対して関節運動させることができる。したがって、臨床医は、操作レバー組立体5602を用いて器具組立体100”を有効に操作することができる。

【0137】

器具組立体100”の位置は、概して5640として示されるブレーキ制御システムによって所定の位置にロックすることができる。図82および図84から分かるように、ブレーキ制御システム5640は、ナイフ駆動シャフト5220の回転を妨げることなく、ナイフ駆動シャフト5220に沿って選択的に軸方向に移動するためにナイフ駆動シャフト5220に移動可能に軸支された駆動ディスク5642を含むことができる。図84から分かるように、各近位ブレーキアクチュエータアーム5300は、駆動ディスク5642に付着された近位端部5302を有する。ブレーキヨーク5650は、駆動ディスク5642に形成された周方向に延びた溝5644内に突出した一对のピン5643によって駆動シャフト5642に結合することができる。ブレーキヨーク5650は、ハウジング組立体5500によって、ブレーキヨークピボットピン5652に対して旋回可能に支持することができる。図84から分かるように、様々な実施形態では、ブレーキトリガー5654は、ブレーキヨーク5650の下部に形成される。ブレーキトリガー5654は、このブレーキトリガー5654からハウジング組立体5500の開口5506内に突出するロックアーム5656を有することができる。ロックアーム5656の下部は、ハウジング組立体5500のロック壁部5508に係合するために、そのロックアーム5656の下部に形成されたロック用の歯5658を有することができる。

【0138】

本発明の様々な実施形態は、ブレーキトリガー5654をロックおよびロック解除するためのブレーキ解放機構5660を用いることもできる。図84から分かるように、解放機構5660の一形態は、解放ボタン5664を有するロックボタン5662を含むことができる。ロックボタン5662は、図84に例示されている位置にハンドル組立体5500によって移動可能に支持されている。この図面から分かるように、ロックボタン5664は、解放ボタン部分5664の円錐部分(不図示)まで延びたネックを有する円錐型端部5666を有することができる。臨床医が解放ボタン部分5664を第1の方向に押すと、円錐部分5666がロックアーム5656に接触し、このロックアーム5656を持ち上げてロック壁部分5508との係合を解除し、これによりトリガー5654の旋回を可能にする。バネ(不図示)を用いて、ロックボタン5662をロック位置に保持することができる。トリガー5654が所望の位置に旋回したら、使用者は、解放ボタン部分5664を単純に反対方向に押して円錐部分5666を動かしてロックアーム5656から係合解除させ、ロックアーム5656が再びロック壁部分5508に係合できるようにする。したがって、臨床医が、器具組立体100”を所望の位置に関節運動させたら、臨床医は、ハンドル組立体5500に向かってブレーキトリガー5654を強く握ることができる。このような動作により、ブレーキヨーク5650および駆動ディスク5642が、ブレーキアーム5300を遠位方向DDに移動させ、これによりロックチューブ5080が遠位方向DDに移動し、フィンガー5032がボール型部材4060の周りにロックされる。フィンガー5032がボール型部材4060の周りにロックされたら、臨床医は、ロックボタンをある方向に押して、ロックアーム5656の歯5658の内の1つの歯がロック壁部5508に係合して、ブレーキ解放機構をロック位置に保持することができる。臨床医が、器具組立体100”のロックを解除して、ことによると器具組立体100”を再び関節運動させたい場合は、臨床医は、ロックしているトリガー解放ボタン部分を単純に押して、トリガー5654をハンドル組立体5500から離れるように旋回させて、これにより、ブレーキアーム5300を近位方向に移動させる。

【0139】

本発明の様々な実施形態では、概して5700として示される駆動システムによってナイフ駆動シャフト5220に回転運動を加えることができる。図82および図83から分かるように、一実施形態では、駆動システム5700は、ハンドル組立体5500に旋回

可能に、または他の方法で作動可能に結合された発射ハンドル5702を含むことができる。一実施形態では、例えば、発射ハンドル5702は、ピボットピン5704によってハンドル組立体5500に旋回可能に取り付けることができる。発射ハンドル5702と共に旋回するように方向付けられた発射歯車5706が、発射ハンドル5702に取り付けられている。発射歯車5706は、ラチェット駆動シャフト5710に取り付けられたラチェット駆動歯車5708に噛み合って係合することができる。ラチェット駆動シャフト5710は、ラチェットクラッチ組立体5720に取り付けることができる。

【0140】

様々な実施形態では、ラチェットクラッチ組立体5720は、ラチェットシャフト5710に取り付けられた第1のクラッチプレート5722を含むことができる。第1のクラッチプレート5722は、出力シャフト5726に取り付けられた第2のラチェットクラッチプレート5724と噛み合って係合している。第2のクラッチプレート5724は、第1のクラッチプレート5722に噛み合って係合するように、ラチェットバネ5730によって付勢することができる。ラチェット出力歯車5740を、斜めの駆動シャフト5752に取り付けられた駆動歯車5750と噛み合って係合するように配列されたラチェット出力シャフト5726に取り付けることができる。入力傘歯車5760を、斜めの駆動シャフト5752に取り付けることができ、かつ出力シャフト5780に取り付けられた出力傘歯車5770に噛み合って係合させることができる。出力歯車5782が、出力シャフト5780に取り付けられている。出力歯車5782は、ナイフ駆動シャフト5220の近位端部5226に取り付けられたナイフ駆動歯車5790に噛み合って係合している。

【0141】

したがって、ナイフ作動ケーブル5040によって、ナイフ駆動シャフト5220を回転させて、ナイフナット5050を近位方向PDに移動させ、動的クランプ組立体(不図示)およびナイフ装置(不図示)を作動させるためには、臨床医は、ハンドル組立体を把持して、発射ハンドル5702をグリップ部分5512に向かって前後にラチェット動作させることができる。このような発射ハンドル5512の運動により、駆動システム5700が、ナイフ駆動シャフト5520、最終的にはナイフネジ5060に回転運動を付与し、これによりナイフナット5050が近位方向に移動する。発射シーケンスが完了したら、臨床医は、再装着ユニット4002を取り外して、別の再装着ユニットを再び取り付けこのプロセスを繰り返すことができる。代替の実施形態では、ナイフ駆動シャフトは、モータおよび遊星歯車装置によって回転させることができる。このようなモータは、バッテリー駆動または交流電流駆動とすることができる。他の駆動装置を用いることもできる。

【0142】

図85~図89は、能動的または制御可能な関節接合部装置6010を用いている別の外科器具6000の実施形態を例示している。図85および図86から分かるように、一実施形態は、上記したタイプおよび構造の閉鎖チューブ6020を用いることができる。閉鎖チューブ6020は、この閉鎖チューブ6020に作動力を与えるために、ハンドル組立体によって支持された様々な閉鎖チューブ制御機構と相互作用できる近位端部(不図示)を有する。閉鎖チューブ6020は、上記した様々な器具組立体のうち1つと相互作用して、アンビル組立体に開く力、または開く力および閉じる力を加えることができる。また、この実施形態では、スパイン部材6030は、閉鎖チューブ6020を通してハンドル組立体(不図示)から延びることができる。同様に、スパイン部材6030の近位端部(不図示)は、上記した様々な要領または他の既知の要領でハンドル組立体(不図示)によって動作可能に支持することができる。様々な実施形態では、スパイン部材6030の遠位端部6032は、その遠位端部6032から遠位方向DDに突出する上部スパインアーム6034および下部スパインアーム6036を備えて形成されることができる。上部スパインアーム6034は、この上部スパインアームを貫通するピボット孔6037を有し、下部スパインアーム6036は、垂直軸VA VAに沿ってピボット孔6037に

実質的に同軸的に整合したピボット孔 6 0 3 9 を有する。

【 0 1 4 3 】

様々な実施形態は、スパイン部材 6 0 3 0 内を延びる水平ロックチューブ 6 0 4 0 を含むこともできる。水平ロックチューブ 6 0 4 0 は、ハンドル組立体（不図示）によって支持された近位端部（不図示）を有する。この近位端部は、水平ロックチューブ 6 0 4 0 を、スパイン部材 6 0 3 0 内で近位方向 P D および遠位方向 D D に軸方向に前進させるため、および水平ロックチューブ 6 0 4 0 を所望の軸方向の位置に選択的に保持すなわちロックするために作動機構（不図示）と相互作用することができる。加えて、水平ロックチューブ 6 0 4 0 に対する作動機構は、この水平ロックチューブ 6 0 4 0 がロックを解除された後に水平ロックチューブ 6 0 4 0 を近位方向 P D に付勢するためにバネまたは他の装置を用いることもできる。図 8 6 から分かるように水平ロックチューブ 6 0 4 0 は、一連の上部または第 1 の歯 6 0 4 4 が形成された上部または第 1 のロックバー 6 0 4 2 を有する。水平ロックバー 6 0 4 0 は、その遠位端部に一連の下部または第 2 の歯 6 0 4 8 が形成された下部または第 2 のロックバー 6 0 4 6 も有する。

10

【 0 1 4 4 】

また、これらの実施形態では、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 は、水平ロックチューブ 6 0 4 0 内を延びることができる。垂直ロックチューブ 6 0 5 0 は、ハンドル組立体（不図示）によって支持された近位端部（不図示）を有する。この近位端部は、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 を水平ロックチューブ 6 0 4 0 内で近位方向 P D および遠位方向 D D に軸方向に前進させるため、および垂直ロックチューブ 6 0 5 0 を所望の軸方向の位置に選択的に保持すなわちロックするために作動装置（不図示）と相互作用することができる。加えて、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 の作動装置は、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 のロックが解除されると、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 を近位方向 P D に付勢するため、バネまたは他の装置を用いることもできる。様々な実施形態では、例えば、利用する作動装置は、水平ロックチューブ 6 0 4 0 と垂直ロックチューブ 6 0 5 0 とを同時動作で作動、ロック、および解放するように構成することができる。

20

【 0 1 4 5 】

図 8 6 から分かるように、様々な実施形態では、例えば、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 は、第 1 の垂直ロック歯（vertical lock tine）6 0 5 2 および第 2 の垂直ロック歯 6 0 5 4 を有する。様々な実施形態は、ケーブル駆動動的クランプ部材および/またはナイフ装置を用いる上記したタイプの器具組立体を用いることができる。垂直ロックチューブは、器具組立体からハンドル組立体まで通る駆動ケーブル（不図示）を受容するために内部にケーブル通路 6 0 5 6 を有することができる。

30

【 0 1 4 6 】

様々な実施形態では、第 1 および第 2 の垂直ロック歯 6 0 5 2、6 0 5 4 は、垂直ロックブロック 6 0 6 0 に係合するように方向付けられている。一実施形態では、例えば、垂直ロックブロック 6 0 6 0 は、一連の第 1 の横方向の歯 6 0 6 4 を有する第 1 の横方向のロック支柱 6 0 6 2、および一連の第 2 の横方向の歯 6 0 6 8 を有する第 2 の横方向の支柱 6 0 6 6 を有することができる。第 1 の横方向のロック支柱 6 0 6 2 および第 2 の横方向のロック支柱 6 0 6 6 は、上部または第 1 の横方向クロスバー 6 0 7 0 および下部または第 2 の横方向クロスバー 6 0 7 2 によって互いに対して離隔した関係で配列されている。これらのクロスバー 6 0 7 0、6 0 7 2 は、間にアクチュエータ受容通路 6 0 7 4 を画定するために互いに対して離隔した関係で配列されている。様々な実施形態では、垂直ロックブロック 6 0 6 0 は、垂直ロックチューブ 6 0 5 0 からの作動運動にตอบสนองして、関節運動部材すなわちブロック 6 0 8 0 に対して近位方向 P D および遠位方向 D D に軸方向に移動するように構成することができる。垂直ロックブロック 6 0 6 0 は、垂直ロックブロック 6 0 6 0 の孔 6 0 7 7、6 0 7 9、および関節運動ブロック 6 0 8 0 の孔（不図示）内に延びた一对のピン 6 0 7 6 および 6 0 7 8 によって、関節運動ブロック 6 0 8 0 に向かって、および関節運動ブロック 6 0 8 0 から離れて軸方向に移動するために支持することができる。

40

50

【 0 1 4 7 】

図 8 5 および図 8 6 から分かるように、関節運動ブロック 6 0 8 0 は、駆動ケーブル（不図示）を受容するために内部を通る長さ方向通路 6 0 8 2 を有することができる。加えて、第 1 の垂直ピン 6 0 8 4 が、関節運動ブロックの孔 6 0 8 3 内に受容され、スパイン部材 6 0 3 0 の上部または第 1 の上側アーム 6 0 3 7 の第 1 のピボット孔 6 0 3 7 内に受容されるように関節運動ブロックから突出している。同様に、下側ピン 6 0 8 9 は、関節運動ブロック 6 0 8 0 の下面から突出し、スパイン部材 6 0 3 0 の下部または第 2 のアーム 6 0 3 6 の下部または第 2 のピボット孔内に旋回可能に受容され、関節運動ブロック 6 0 8 0 が、垂直軸 V A - V A を中心に選択的に回転することができる。また、様々な実施形態では、器具組立体の一部を含むことができる細長いチャンネル組立体 6 0 9 0 の近位端部は、この近位端部から近位方向に延びた第 1 の U 字形かぎ部分またはアーム 6 0 9 2 および第 2 の U 字形かぎ部分またはアーム 6 0 9 4 を含むことができる。第 1 の U 字形かぎアーム 6 0 9 2 の近位側に面した表面 6 0 9 6 は、第 1 の横方向ロック支柱 6 0 6 2 に設けられた対応する組の第 2 の水平ロック歯 6 0 6 4 と選択的に係合するために、この近位側に面した表面に形成された第 1 の組の水平ロック歯 6 0 6 8 を有する。同様に、第 2 の U 字形かぎアーム 6 0 9 4 の近位側に面した表面 6 1 0 0 は、垂直ロックブロック 6 0 6 0 の第 2 の横方向のロック支柱 6 0 6 2 に設けられた別の対応する組の第 2 の水平ロック歯 6 0 6 8 と選択的に噛み合っ係合するために、この近位側に面した表面に形成された別の組の第 1 の水平ロック歯 6 1 0 2 を有する。第 1 の U 字形かぎアーム 6 0 9 2 は、関節運動ブロック 6 0 8 0 から突出したピボットピン 6 1 1 0 を回転可能に受容するように構成された、このアーム 6 0 9 2 を貫通する第 1 のピボット孔 6 0 9 3 を有することができる。第 2 の U 字形かぎアーム 6 0 9 4 は、チャンネル組立体 6 0 9 0 が、関節運動ブロック 6 0 8 0 に対して水平軸 H A - H A を中心に選択的に旋回できるように、関節運動ブロック 6 0 8 0 から突出した第 2 のピボットピン 6 1 1 2 を旋回可能に受容する、このアーム 6 0 9 4 を貫通する第 2 のピボット孔 6 0 9 5 を有することができる。

【 0 1 4 8 】

図 8 6 から分かるように、第 1 の水平ロックセグメント 6 1 2 0 は、関節運動ブロック 6 0 8 0 の上面 6 0 8 1 に取り付けられるか、または一体形成することができる。上部または第 1 の水平ロックバー 6 0 4 2 に形成された対応する組の第 2 の垂直ロック歯 6 0 4 4 と係合するために、この第 1 の水平ロックセグメント 6 1 2 0 に形成された一連の第 1 の垂直ロック歯 6 1 2 2 を有する。同様に、第 2 の水平ロックセグメント 6 1 3 0 は、関節運動ブロック 6 0 8 0 の底面 6 0 8 3 に取り付けられるか、または一体形成することができる。第 2 または下部ロックバー 6 0 4 6 の対応する組の第 2 の垂直ロック歯 6 0 4 8 と係合するために、この第 2 の水平ロックセグメント 6 1 3 0 に形成された別の一連の第 1 の垂直ロック歯 6 1 3 2 を有する。

【 0 1 4 9 】

使用者が器具組立体（チャンネル組立体 6 0 9 0）を能動的に関節運動できるように、関節接合部 6 0 1 0 は、水平アクチュエータバー 6 1 4 0 および垂直アクチュエータバー 6 1 5 0 を備えることができる。水平アクチュエータバー 6 1 4 0 は、例えば、プラスチック材料やバネ鋼などから作製することができる。水平アクチュエータバー 6 1 4 0 の遠位端部 6 1 4 2 は、上記したタイプの球形玉軸受装置を備えて形成されることができ、関節運動ブロック 6 0 8 0 にピンで止めるかまたは他の方法で取り付けることができる。水平アクチュエータバー 6 1 4 0 の近位端部（不図示）は、水平アクチュエータバー 6 1 4 0 に押す運動および引く運動をくわえるためにハンドル組立体または他の作動装置内に動作可能に支持された上記タイプの操作レバー組立体に動作可能に取り付けることができる。図 8 5 および図 8 6 から分かるように、垂直アクチュエータバー 6 1 5 0 の遠位端部 6 1 5 2 は、第 2 の U 字形かぎアーム 6 0 9 4 に形成された延長ブロック 6 0 9 7 に結合することができる。この遠位端部 6 1 5 2 は、延長ブロック 6 0 9 7 に固定して取り付けられるか、またはこの延長ブロック 6 0 9 7 に旋回可能に取り付けられるようにこの延長ブロック 6 0 9 7 に形成された球形玉軸受を有することができる。垂直アクチュエータバー 6

10

20

30

40

50

150の近位端部(不図示)は、垂直アクチュエータバー6150に押す運動および引く運動を加えるためにハンドル組立体または他の作動装置内に動作可能に支持された上記タイプの操作レバー組立体に動作可能に取り付けることができる。代替の実施形態では、垂直アクチュエータバー6150または水平アクチュエータバー6140のいずれかを省くことができる。これらの実施形態では、例えば、水平アクチュエータバー6140が省かれた場合、垂直アクチュエータバー6150を用いて、チャンネル組立体6090(および器具組立体)を水平軸HA HAを中心に関節運動させることができ、臨床医は、水平ロックチューブ6040を解放(ロック解除)して、器具組立体を患者の体の一部または別の外科器具に接触させてチャンネル組立体6090(および器具組立体)に回転する力を加え、チャンネル組立体6090(および器具組立体)を垂直軸VA VAを中心に回転させることにより、垂直軸の周りでチャンネル組立体6090(および器具組立体)を回転運動させることができ、ついに、チャンネル組立体6090(および器具組立体)が所望の位置に到達し、この時点で水平ロックチューブ6040が前進して、水平ロック部材6120、6130とロック係合することができる。同様に、垂直アクチュエータバーが省かれる場合は、水平アクチュエータバーを用いて、チャンネル組立体6090(および器具組立体)を垂直軸VA VAを中心に関節運動させることができ、臨床医は、垂直ロックチューブ6050を解放(ロック解除)して、器具組立体を患者の体の一部または他の外科器具に接触させて、チャンネル組立体6090(および器具組立体)に回転させる力を加え、水平軸HA HAを中心にチャンネル組立体6090(および器具組立体)を回転させることにより、チャンネル組立体6090(および器具組立体)を水平軸HA HAの周りで関節運動させることができ、ついに、チャンネル組立体6090(および器具組立体)は所望の位置に到達し、その時点で垂直ロックチューブ6050が前進して、チャンネルのU字形かぎ6092、6094の水平ロック歯6068、6102のそれぞれとロック係合することができる。

【0150】

図90~図105は、使用後に廃棄できる本発明の別の外科器具7000の実施形態を例示している。しかしながら、これらの実施形態の固有かつ新規の特徴は、本発明の概念および範囲から逸脱することなく、上記した実施形態のうちいくつかと共に用いることができる。図90から分かるように器具組立体7002は、内部にステーブルカートリッジ7021を動作可能に受容する上記したタイプおよび構造のチャンネル組立体7020に回転可能に結合されたアンビル組立体7010を含む。アンビル組立体7020は、チャンネル組立体7020の近位端部7021の壁部7022に設けられた対応する端部が開口したスロット7024内に受容されるように構成された2つのアンビルトラニオン7014が突出した近位端部7012を有する。図90~図95からも分かるように、外科器具7000は、チャンネル組立体7020の近位端部7021に取り付けることができる遠位端部7032を有するスパイン部材7030をさらに含むことができる。

【0151】

これらの実施形態は、上記した要領のいずれか1つで構成し動作させることができる閉鎖チューブ7040を用いることもできる。例えば、遠位端部7042は、閉鎖チューブ7040が遠位方向DDに移動すると、遠位端部7042がレッジ7016に接触して、アンビル組立体7010が閉位置(図90~図92)に回転し、トラニオン7014が、詳細を後述するように、トラニオンロックバー7050によって拘束されて各スロット7024内で回転するように、アンビル組立体7010に形成された近位側に面したレッジ7016と選択的に軸方向に接触するように構成することができる。閉鎖チューブ7040の近位端部(不図示)は、閉鎖チューブ7040の遠位方向DDおよび近位方向PDの軸方向の運動を選択的に制御するために、上記したタイプおよび構造の作動構成要素によってハンドル組立体(不図示)内に支持することができる。

【0152】

図90から分かるように、トラニオンロックバー7050は、スパイン7030内に設けられた軸方向スロット7034内にスライド可能に支持することができる。トラニオン

10

20

30

40

50

ロックバー7050の近位端部(不図示)は、ハンドル組立体内の作動部材と相互作用して、トラニオンロックバー7050を遠位方向DDおよび近位方向PDに移動させ、それらの位置にバー7050を選択的に保持することができる。図92および図94からさらに分かるように、トラニオンロックバー7050の遠位端部7052は、この遠位端部7052から突出した2つのトラニオン保持アーム7054を有することができる。

【0153】

図90～図92は、トラニオン保持アーム7054が、チャンネル組立体7020内のそれぞれの端部が開口したスロット7024内にトラニオンを保持するロック位置にあるトラニオンロックバー7050を例示している。これらの図面から分かるように、この位置にある場合、アンビル組立体7010は、閉(クランプ)位置にあってよい。ステープル留め動作が完了したら(例えば、動的クランプ部材/ナイフ組立体が、器具組立体7002の近位端部7004から器具組立体7002の遠位端部7006に移動したら)、臨床医は、閉鎖チューブおよびトラニオンロックバー7050を近位方向に引き戻して、図95に示されているように、トラニオン7014を各スロット7024の開口した端部7025から飛び出させることができる。アンビル組立体7010の近位端部7012が、図95に例示されている位置にある場合、当業者であれば、アンビル組立体7010とステープルカートリッジ7021との間にクランプされていた組織がこれらから解放されうること理解できよう。

【0154】

図104および図105は、上記した外科器具4000と構造および動作が実質的に同一である部分を有することができる代替の外科器具4000'の実施形態を例示している。しかしながら、図104および図105に示されている実施形態では、スロット4014'は、トラニオン4022'がスロット4014'から係合解除されるように端部が開口している。図104から分かるように、閉鎖リング4030が、最遠位位置に前進してアンビル組立体4020が閉じると、閉鎖リング4030は、アンビル組立体4020'の近位端部4024'における軸受によってアンビル組立体4020'をクランプ位置に保持する役割を果たす。閉鎖リング4030が、図105に示されているように、最近位位置に前進すると、トラニオン4022'は、細長いチャンネル組立体4012'の端部が開口したスロット4014'から自由に出ることができる。外科器具4000'の他の点は、詳述した外科器具4000と同一の要領で動作することができる。

【0155】

また、様々な実施形態では、アンビル組立体7010を完全に解放するためにアンビル組立体7010は、図95に示されているように、アンビル組立体7010の下面7011に取り付けられたバネ部材7100を備えることができる。この図面から分かるように、細長いチャンネル組立体7020内の1または複数の駆動ケーブル7110、7112によって駆動されるように構成された動的クランプ部材150は、アンビル組立体7010のスロット7018内にスライド可能に受容されるように方向付けられたピン159を備えることができる。ピン159は、動的クランプ組立体150が、細長いチャンネル組立体7010を通して遠位方向DDに駆動されると、アンビル組立体7010を細長いチャンネル組立体7020に向かって引く働きをする。図95から分かるように、バネ部材7120の遠位端部7102は、図95に例示されているように、動的クランプ組立体150が最遠位位置に達するとピン159に係合するように下方に延びている。次に、動的クランプ組立体150を近位方向に引くまたは他の方法で移動させると、バネ7102が、ピン159をスロット7018から除去する。

【0156】

動的クランプ組立体150の様々な実施形態が、図96～図103に例示されている。これらの図面から分かるように、動的クランプ部材150は、上側部分157、中心支持体すなわち上方延長部151、および底部152を含むことができる。底部152は、協働して、細長いチャンネル組立体7020内での動的クランプ部材150の長さ方向遠位側への運動の際に理想的な切断経路に沿って動的クランプ部材150をスライド可能に保持

10

20

30

40

50

する。ここではナイフブレード155aである切断前縁155は、ステーブルカートリッジ7021に形成されたスロット内を移動して、ステーブル留めされた組織を分離できる寸法である。動的クランプ部材150の前縁155は、組織の切断を容易にするために鋸刃状、勾配付き、またはノッチ付きにできることが構想される。動的クランプ部材150は、1または複数の駆動ケーブル7100、7112によって駆動することができる。駆動ケーブル7110、7112の取付けを容易にするために、動的クランプ組立体150は、取付け孔7130およびレッジ7132を備えることができる。しかしながら、他の取付け装置および駆動構造を用いることもできる。

【0157】

図96を参照すると、動的クランプ部材の上側部分157は、内部にピン159を受容するための端部が開口したスロット7140を備えている。ピン159がバネ7100に接触すると、ピン159は、端部が開口したスロット7140から押し出される。図97の動的クランプ部材の実施形態は、上側部分157に補強部材7150が形成されている点を除き、図96の実施形態と実質的に同一である。図98の実施形態では、アンダーカット部分7160が、上側部分に設けられており、スロット7162が、当初はクランプされて閉じている。ピン159がバネ7100に接触すると、スロットを形成する底部7164が、下方に曲がってピン159を解放することができる。図99に示されている実施形態では、ピン159を支持するスロット7170が、可撓性フラップ7172によって画定されている。可撓性フラップ7172は、図100に例示されているように、曲がるかまたは変形してスロット7170を開口させて、ピンの開口からの取外しを可能にする。図101に示されている実施形態は、ピンが第1のピンスロット7180から取り外されうる点まで第1のピンスロット7180を開くことができるこの第1のピンスロットと連絡した第2のスロット7190を有する。図96～図101に示されている実施形態では、ピン159は、実質的に円形の断面を有する。図102および図103に示されている実施形態では、ピン159'は、横方向ウイングすなわちガセット7200を備えており、ピン159'をさらに支持し、動的クランプ部材150が細長いチャネル組立体7020内を移動する際にピンが曲がる可能性を最小限にする。

【0158】

本発明のいくつかの実施形態を記載してきたが、当業者には、本発明の一部または全ての利点を備えたこれらの実施形態の様々な改良形態、変更形態、および応用形態が明らかであろう。例えば、様々な実施形態に従えば、1または複数の所定の機能を果たすべく、1つの構成要素を複数の構成要素で置き換えることができ、かつ、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定められているように開示された本発明の範囲および概念から逸脱することなく、このような改良形態、変更形態、および応用形態を全て含むものとする。

【0159】

本明細書に開示した装置は、1回使用した後に廃棄するように設計されてもよく、複数回使用するように設計することができる。しかしながら、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のために再調整することができる。このような再調整には、装置の分解ステップ、これに続く特定の部品の洗浄または交換ステップ、およびこれに続く再組立てステップの任意の組合せが含まれる。具体的には、本装置を分解することができ、本装置の任意の数の特定の部品または要素を任意の組合せで選択的に交換または除去することができる。特定の部品の洗浄および/または交換が終わったら、本装置を、次の使用のために、再調整施設で、または外科処置の直前に外科チームによって再び組み立てることができる。当業者であれば、装置の再調整では、分解、洗浄/交換、および再組立てのために様々な異なる技術を利用できることを理解できよう。このような技術の利用、および得られる再調整された装置は全て、本願の範囲内である。

【0160】

好ましくは、本明細書に開示した発明は、外科手術の前に処理される。まず、新品または使用した器具を入手し、必要に応じて洗浄する。次に器具を滅菌することができる。あ

10

20

30

40

50

る滅菌技術では、ビニール袋すなわちTYVEK（登録商標）バッグなどの閉じられた密封容器内に置く。次に、容器および器具を、放射線、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置く。放射線が、器具の表面および容器内の細菌を死滅させる。次に、滅菌した器具を、無菌容器内に保管することができる。密封された容器は、医療施設で開封されるまで器具の無菌状態を維持する。

【0161】

参照して本明細書に組み入れると述べたあらゆる特許文献、刊行物、または他の開示資料の全てまたは一部は、この組み入れる資料が、本開示で記載した既存の定義、記述、または他の開示資料と矛盾しない程度に本明細書に組み入れるものとする。したがって、必要程度まで、本明細書に明確に記載した開示は、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したが、本明細書に開示する既存の定義、記述、または他の開示資料と矛盾するあらゆる資料またはその一部は、組み入れる資料と既存の開示する資料との間で矛盾が起きない程度に組み入れるものとする。

10

【0162】

保護されることが意図される本発明は、開示した特定の実施形態に限定されると解釈すべきものではない。したがって、これらの実施形態は、限定的ではなく、むしろ例示的であるものとみなされるべきである。本発明の概念から逸脱することなく、他者により変更および変形を行うことが可能である。したがって、添付の特許請求の範囲で定められた本発明の概念および範囲内のこのような全ての等価物、変更形態、および変形形態は本発明に含まれるものとする。

20

【0163】

〔実施の態様〕

(1) ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるためのケーブル取付け装置において

、
前記外科器具の構成要素における相補的な形状のポケット内に受容されるように成形され、前記ケーブルの一部に取り付けられた、スラグ、
を含む、ケーブル取付け装置。

(2) 実施態様(1)に記載のケーブル取付け装置において、

前記スラグは、クリンプ、スエージ加工、接着、オーバーモールド、および超音波溶接からなる締結方法の群から選択される締結方法によって前記ケーブルに取り付けられている、ケーブル取付け装置。

30

(3) 実施態様(1)に記載のケーブル取付け装置において、

前記スラグは、鉛、銅、真鍮、ステンレス鋼、チタン、熱可塑性材料、ナイロン、およびポリカーボネートからなる材料の群から選択される材料から作製されている、ケーブル取付け装置。

(4) 実施態様(1)に記載のケーブル取付け装置において、

前記ポケットは、内部に前記スラグが挿入されることができるようになくとも一側部が開口している、ケーブル取付け装置。

(5) 実施態様(1)に記載のケーブル取付け装置において、

前記スラグは、ウェッジ型、または円錐型である、ケーブル取付け装置。

40

【0164】

(6) ケーブルを外科器具の構成要素に取り付けるためのケーブル取付け装置において

、
前記ケーブルの上に圧迫された取付け部材、
を含み、

前記取付け部材は、前記ケーブルに前記取付け部材から離れる第1の方向に張力が加えられると、前記取付け部材が前記ケーブルの上にさらに圧迫されるように、前記外科器具の構成要素における相補的な形状のポケットに受容されるように構成された大きさおよび形状を有する、ケーブル取付け装置。

50

(7) 外科器具の構成要素にケーブルを取り付ける方法において、
前記ケーブルの端部を前記ケーブルの別の部分に近接して位置付けて、前記外科器具の構成要素の少なくとも一部を内部に受容する大きさのループを形成することと、
前記ケーブルの前記端部を前記ケーブルの前記別の部分に付着させることと、
を含む、方法。

(8) 実施態様(7)に記載の方法において、
前記付着させることは、少なくとも1つのクランプで前記ケーブルの前記端部を前記ケーブルの前記別の部分にクランプすることを含む、方法。

(9) 実施態様(7)に記載の方法において、
前記付着させることは、前記ケーブルの前記端部を前記ケーブルの前記別の部分に接着
10
することを含む、方法。

(10) 実施態様(7)に記載の方法において、
前記付着させることは、前記ケーブルの前記端部を前記ケーブルの前記別の部分に対し
て融着することを含む、方法。

【0165】

(11) 外科器具の可動構成要素を駆動するための駆動部材において、
編み材料から作製され、2つの端部を有するケーブルであって、前記2つの端部は、少
なくとも1つの駆動される部材および前記可動構成要素の少なくとも一部の上に延在する
大きさのエンドレスケーブル組立体を形成するように互いに編み込まれている、ケーブル
20
、
を含む、駆動部材。

(12) 実施態様(11)に記載の駆動部材において、
前記ケーブルは、編みワイヤ、および編みプラスチックからなる材料の群から選択され
る材料から作製されている、駆動部材。

(13) 実施態様(11)に記載の駆動部材において、
前記ケーブルは、チャイニーズフィンガーカフパターンに編まれて前記端部を互いに結
び合わせるのに十分な数の複数の繊維を含む、駆動部材。

(14) 外科器具において、
内部にステーブルカートリッジ組立体を動作可能に支持するように構成された、細長い
チャンネル組立体と、
30
前記細長いチャンネル組立体内で移動するように方向付けられた、ナイフ組立体と、
ケーブル駆動システムと、
前記ケーブル駆動システムと相互作用する駆動ケーブルと、
前記ナイフ組立体の相補的な形状のポケット内に受容されるように成形され、前記駆動
ケーブルの一部に取り付けられた、ウェッジ型スラグと、
を含む、外科器具。

(15) 外科手術のために器具を処理する方法において、
実施態様(14)に記載の外科器具を手に入れることと、
前記外科器具を滅菌することと、
前記外科器具を滅菌容器内で保管することと、
40
を含む、方法。

【0166】

(16) 外科器具において、
内部にステーブルカートリッジ組立体を動作可能に支持するように構成された、細長い
チャンネル組立体と、

前記細長いチャンネル組立体内で移動するように方向付けられた、ナイフ組立体と、
ケーブル駆動システムと、
前記ケーブル駆動システムと相互作用する近位部分を有する駆動ケーブルであって、前
記駆動ケーブルは、遠位端部であって、前記駆動ケーブルの別の部分に近接して方向付け
られ、前記別の部分に付着されて、前記ナイフ組立体の少なくとも一部を内部に受容する
50

大きさのループを形成している、遠位端部をさらに有する、駆動ケーブルと、
を含む、外科器具。

(17) 実施態様(16)に記載の外科器具において、
前記駆動ケーブルの前記遠位端部は、クランプ、および接着剤からなるファスナーの群から選択されるファスナーによって前記駆動ケーブルの前記別の部分に付着されている、外科器具。

(18) 外科手術のために器具を処理する方法において、
実施態様(16)に記載の外科器具を手に入れることと、
前記外科器具を滅菌することと、
前記外科器具を滅菌容器内で保管することと、
を含む、方法。

10

(19) 外科器具において、
内部にステーブルカートリッジ組立体を動作可能に支持するように構成された、細長いチャンネル組立体と、

前記細長いチャンネル組立体内で移動するように方向付けられた、ナイフ組立体であって、
少なくとも1つの突出部を有する、ナイフ組立体と、

被動プーリーと、

編み材料から作製され、2つの端部を有するエンドレス駆動ケーブルであって、前記2つの端部は、前記被動プーリーの上に延在する大きさのエンドレスケーブル組立体を形成するように互いに編み込まれており、前記ナイフ組立体と相互作用する、エンドレス駆動ケーブルと、

20

を含む、外科器具。

(20) 実施態様(19)に記載の外科器具において、
前記駆動ケーブルは、編みワイヤ、および編みプラスチックからなる材料の群から選択される材料から作製されている、外科器具。

【0167】

(21) 実施態様(20)に記載の外科器具において、
前記ケーブルは、チャイニーズフィンガーカフパターンに編まれて前記端部を互いに結び合わせるのに十分な数の複数の繊維を含む、外科器具。

(22) 外科手術のために器具を処理する方法において、
実施態様(19)に記載の外科器具を手に入れることと、
前記外科器具を滅菌することと、
前記外科器具を滅菌容器内で保管することと、
を含む、方法。

30

【図面の簡単な説明】

【0168】

【図1】本発明の様々な実施形態の外科ステーブル留め/切断器具の斜視図である。

【図2】図1に示されている器具組立体の分解組立斜視図である。

【図3】一部の構成要素が断面で示されている図1の器具組立体の右斜視図である。

【図4】図2および図3に示されている器具組立体の左側の部分断面図である。

40

【図5】本発明の様々な実施形態のカートリッジ組立体の下方からの斜視図であり、カートリッジ組立体の一部がこのカートリッジ組立体から分離されている。

【図6】本発明の様々な実施形態のスレッド、ステーブル、およびステーブルプッシャーの分解組立図である。

【図7】本発明の様々な実施形態のアンビル組立体の斜視図である。

【図8】本発明の様々な実施形態の動的クランプ部材の斜視図である。

【図9】組織が内部にクランプされた図1~図4に示されている器具組立体の側断面図である。

【図10】本発明の様々な実施形態の細長いチャンネル組立体の下方からの斜視図である。

【図11】図10の細長いチャンネル組立体の近位部分の斜視図である。

50

- 【図 1 2】図 1 0 および図 1 1 の細長いチャネル組立体の遠位部分の斜視図である。
- 【図 1 3】動的クランプ部材が内部に支持されている図 1 0 ~ 図 1 2 の細長いチャネル組立体の遠位部分の断面立面図である。
- 【図 1 4】図 1 0 ~ 図 1 3 の細長いチャネル組立体の別の底面図である。
- 【図 1 5】本発明の様々な実施形態の発射システムの概略的な側面図である。
- 【図 1 5 A】本発明の様々な実施形態の別の発射システムの概略的な側面図である。
- 【図 1 6】図 1 5 の発射システムの概略的な平面図である。
- 【図 1 6 A】図 1 5 A の発射システムの概略図である。
- 【図 1 7】本発明の様々な実施形態のウインチ組立体の前方からの斜視図である。
- 【図 1 8】図 1 7 のウインチ組立体の実施形態の後方からの斜視図である。 10
- 【図 1 9】図 1 7 および図 1 8 のウインチ組立体の実施形態の右側面図である。
- 【図 2 0】中立位置にある図 1 7 ~ 図 1 9 のウインチ組立体の実施形態の断面図である。
- 【図 2 1】本発明の駆動システムの実施形態の斜視図である。
- 【図 2 2】関節接合部を用いている本発明の別の実施形態の部分断面図である。
- 【図 2 3】図 2 2 に示されている関節接合部の拡大部分断面図である。
- 【図 2 4】図 2 2 に示されている外科器具の一部の拡大断面図である。
- 【図 2 5】本発明の別の細長いチャネル組立体の実施形態の底面図である。
- 【図 2 6】図 2 5 の細長いチャネル組立体の遠位端部の拡大図である。
- 【図 2 7】図 2 6 の線 2 7 2 7 に沿った図 2 6 の細長いチャネル組立体の遠位端部の一部の断面図である。 20
- 【図 2 8】一部の構成要素が断面で示されている本発明の別の細長いチャネル組立体の実施形態の遠位端部の一部の底面図である。
- 【図 2 9】図 2 8 の線 2 9 2 9 に沿った図 2 8 に示されている細長いチャネル組立体の一部の断面図である。
- 【図 3 0】本発明の様々な実施形態のケーブル伸張接合部を用いている別のケーブル装置の概略的平面図である。
- 【図 3 1】ケーブル伸張接合部が完全に拡張した位置にある図 3 0 のケーブル装置の別の概略的平面図である。
- 【図 3 2】関節運動した位置にある図 3 0 および図 3 1 のケーブル装置の別の概略的平面図である。 30
- 【図 3 3】図 3 0 ~ 図 3 2 に示されているケーブル伸張接合部の部分拡大図である。
- 【図 3 4】本発明のケーブルの実施形態の斜視図である。
- 【図 3 5】本発明のケーブル取付け接合部の実施形態の拡大図である。
- 【図 3 6】動的クランプ組立体に取り付けられた本発明のケーブルアンカー接合部の実施形態の断面図である。
- 【図 3 7】図 3 6 のケーブルアンカー接合部の斜視図である。
- 【図 3 8】動的クランプ組立体に取り付けられた本発明の別のケーブルアンカー接合部の実施形態の断面図である。
- 【図 3 9】本発明の別のケーブル取付け部の実施形態の部分図である。
- 【図 4 0】本発明の別のケーブル取付け部の実施形態の部分図である。 40
- 【図 4 1】関節接合部装置の部分斜視図である。
- 【図 4 2】本発明の閉鎖チューブ接合部組立体の実施形態の斜視図である。
- 【図 4 3】線 4 3 4 3 に沿った図 4 2 の閉鎖チューブ接合部組立体の実施形態の断面図である。
- 【図 4 4】図 4 1 に示されている関節接合部に取り付けられた図 4 2 および図 4 3 の閉鎖チューブ接合部組立体の斜視図である。
- 【図 4 4 A】図 4 1 の関節接合部に取り付けられた本発明の別の閉鎖チューブ接合部組立体の実施形態の斜視図である。
- 【図 4 5】本発明の別のアンビル組立体の実施形態の斜視図である。
- 【図 4 6】本発明のハンドル組立体および閉鎖チューブ作動構造の実施形態の分解組立斜 50

視図である。

【図 4 7】一部の構成要素が実線で示され、アンビル組立体が閉位置すなわちクランプ位置にある本発明の実施形態のハンドル組立体および器具組立体の部分断面図である。

【図 4 8】アンビル組立体が閉位置すなわちクランプ位置にある本発明の実施形態の閉鎖チューブ組立体および器具組立体の部分断面図である。

【図 4 9】アンビル組立体が開位置にある図 4 7 のハンドル組立体および器具組立体の別の部分断面図である。

【図 5 0】アンビル組立体が開位置にある図 4 8 の閉鎖チューブ組立体および器具組立体の別の部分断面図である。

【図 5 1】本発明の別の実施形態の閉鎖チューブおよび閉鎖リングの部分断面図である。 10

【図 5 2】本発明の別の実施形態の自在関節接合部装置の部分断面斜視図である。

【図 5 3】図 5 2 の器具組立体および関節接合部の断面図である。

【図 5 4】図 5 3 の器具組立体および関節接合部の平面図である。

【図 5 5】本発明の別の実施形態の別の自在関節接合部の断面図である。

【図 5 6】本発明のケーブル制御されたロック可能な関節接合部の実施形態の斜視図である。

【図 5 7】図 5 6 のケーブル制御されたロック可能な関節接合部の実施形態の端面図である。

【図 5 8】本発明の別の実施形態の別のケーブル制御されたロック可能な関節接合部の断面図である。 20

【図 5 9】図 5 8 のケーブル制御されたロック可能な関節接合部の近位スパインセグメントの部分端面斜視図である。

【図 6 0】図 5 9 の近位スパインセグメントの端面図である。

【図 6 1】図 5 9 および図 6 0 の近位スパインセグメントの部分側面図である。

【図 6 2】本発明の別の実施形態の別のロック可能な関節接合部の断面図である。

【図 6 3】図 6 2 のロック可能な関節接合部の近位スパインセグメントの部分端面斜視図である。

【図 6 4】図 6 3 の近位スパインセグメントの端面図である。

【図 6 5】本発明の別の実施形態の別のロック可能な関節接合部の断面図である。

【図 6 6】図 6 5 のロック可能な関節接合部の近位スパインセグメントの部分端面斜視図 30

である。

【図 6 7】図 6 6 の近位スパインセグメントの端面図である。

【図 6 8】本発明の別の実施形態の別のロック可能な関節接合部の断面図である。

【図 6 9】図 6 8 のロック可能な関節接合部の近位スパインセグメントの部分端面斜視図 40

である。

【図 7 0】図 6 9 の近位スパインセグメントの端面図である。

【図 7 1】本発明の別の実施形態の別のロック可能な関節接合部の断面図である。

【図 7 2】本発明の別の実施形態の別のロック可能な関節接合部の断面図である。

【図 7 3 A】本発明の別の外科器具の実施形態の器具組立体および関節接合部の部分断面図である。 40

【図 7 3 B】図 7 3 A の外科器具の閉鎖チューブ組立体の部分断面図である。

【図 7 4 A】図 7 3 A および図 7 3 B の外科器具の器具組立体および関節接合部の別の部分断面図である。

【図 7 4 B】図 7 3 A および図 7 3 B の外科器具の閉鎖チューブ組立体の別の部分断面図である。

【図 7 5】図 7 4 A の線 7 5 7 5 に沿った図 7 4 A に示されている閉鎖チューブ組立体の断面図である。

【図 7 6】図 7 4 B の線 7 6 7 6 に沿った図 7 4 B に示されている閉鎖チューブ組立体の別の断面図である。

【図 7 7】図 7 4 B の線 7 7 7 7 に沿った図 7 4 B に示されている閉鎖チューブ組立体 50

の別の断面図である。

【図 7 8】構成要素が断面で示されている本発明の実施形態の迅速分離接合部の部分分解組立図である。

【図 7 9】図 7 8 の迅速分離接合部の別の部分分解組立図である。

【図 8 0】図 7 8 および図 7 9 の迅速分離接合部の別の部分分解組立図である。

【図 8 1】図 7 8 ~ 図 8 0 の迅速分離接合部の別の部分分解組立図である。

【図 8 2】本発明の別のハンドル組立体の実施形態の断面図である。

【図 8 3】本発明の様々な実施形態の駆動システムの概略的端面図である。

【図 8 4】本発明の様々な実施形態のブレーキ解放機構の部分斜視図である。

【図 8 5】本発明の様々な実施形態の別の関節接合部の実施形態の部分斜視図である。 10

【図 8 6】図 8 5 の関節接合部の分解組立図である。

【図 8 7】図 8 5 および図 8 6 の関節接合部の部分側面図である。

【図 8 8】図 8 7 の関節接合部の平面図である。

【図 8 9】関節運動した位置にある図 8 7 および図 8 8 の関節接合部の別の平面図である。

【図 9 0】閉鎖チューブの一部が断面で示されている本発明の様々な実施形態の別の器具組立体および閉鎖チューブ装置の部分斜視図である。

【図 9 1】トラニオンロックバーがトラニオンをそれぞれのスロット内に保持するロック位置にある図 9 0 の器具組立体および閉鎖チューブ装置の横断立面図である。

【図 9 2】一部が断面で示されている図 9 1 の器具組立体および閉鎖チューブ装置の部分平面図である。 20

【図 9 3】トラニオンロックバーがロック解除位置にある図 9 0 ~ 図 9 2 の器具組立体および閉鎖チューブ装置の横断立面図である。

【図 9 4】一部が断面で示されている図 9 3 の器具組立体および閉鎖チューブ装置の部分平面図である。

【図 9 5】トラニオンロックバーがロック解除位置にあり、トラニオンが細長いチャンネル組立体のトラニオンスロットから出ている図 9 0 ~ 図 9 2 の器具組立体および閉鎖チューブ装置の横断立面図である。

【図 9 6】本発明の様々な実施形態の動的クランプ組立体の側面図である。

【図 9 7】本発明の様々な実施形態の別の動的クランプ組立体の側面図である。 30

【図 9 8】本発明の様々な実施形態の別の動的クランプ組立体の側面図である。

【図 9 9】本発明の様々な実施形態の別の動的クランプ組立体の側面図である。

【図 1 0 0】スロットが開いてピンが除去された後の図 9 9 の動的クランプ組立体の別の側面図である。

【図 1 0 1】本発明の様々な実施形態の別の動的クランプ組立体の側面図である。

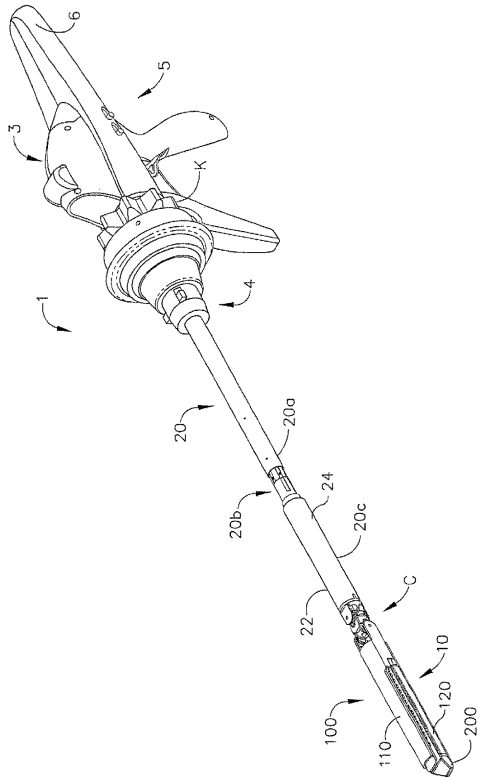
【図 1 0 2】本発明の様々な実施形態の別の動的クランプ組立体の側面図である。

【図 1 0 3】図 1 0 2 の線 1 0 3 1 0 3 に沿った図 1 0 2 の動的クランプ組立体の部分断面図である。

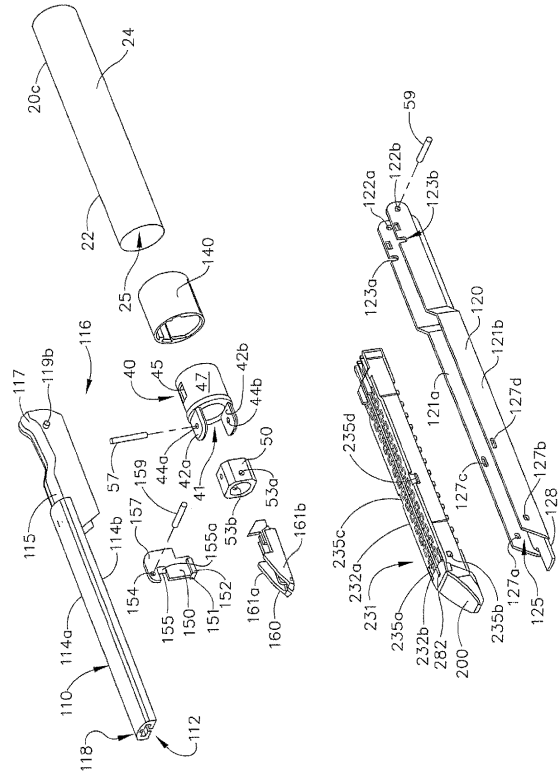
【図 1 0 4】閉鎖リングがその最遠位位置に移動し、一部の構成要素が断面で示されている本発明の別の外科器具の実施形態の一部の側面図である。 40

【図 1 0 5】閉鎖リングがその最近位位置に移動し、一部の構成要素が断面で示されている図 1 0 4 の外科器具の側面図である。

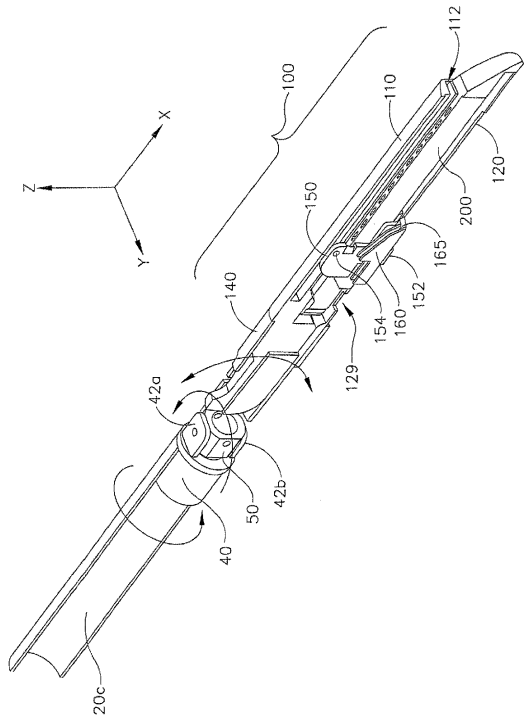
【 図 1 】



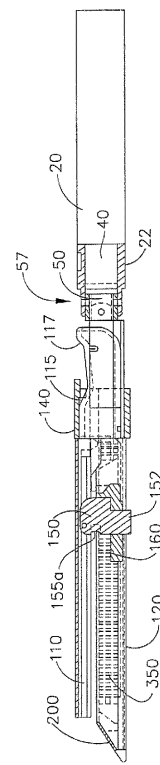
【 図 2 】



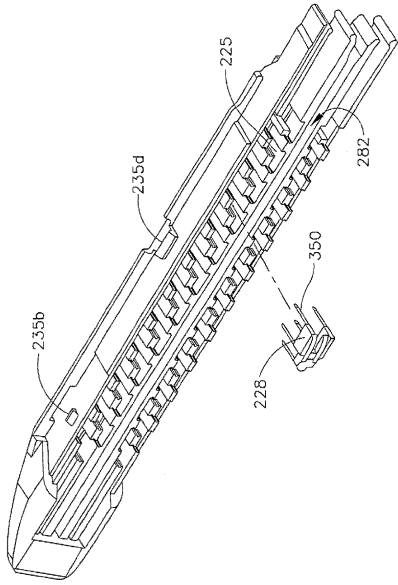
【 図 3 】



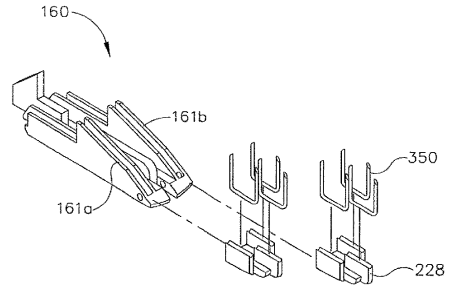
【 図 4 】



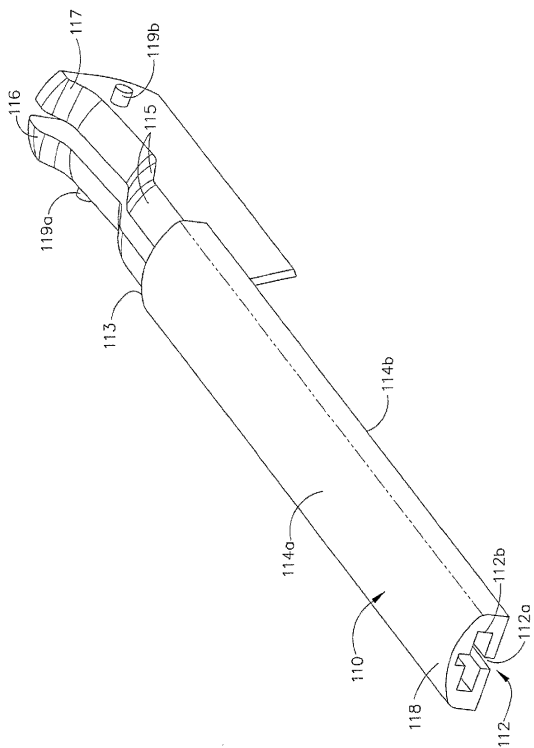
【 図 5 】



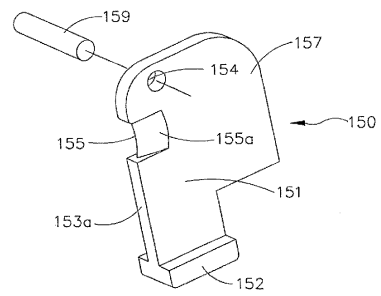
【 図 6 】



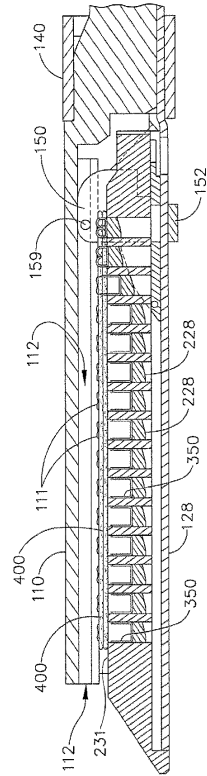
【 図 7 】



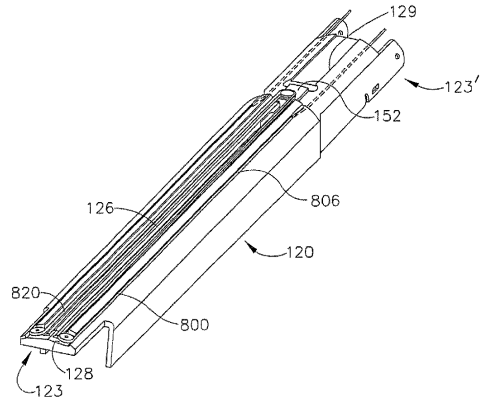
【 図 8 】



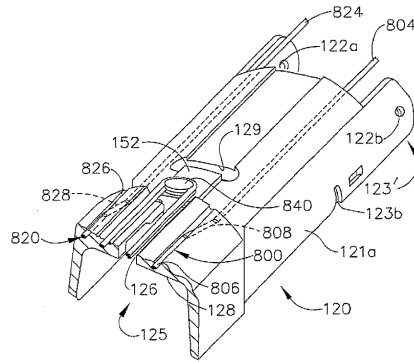
【 図 9 】



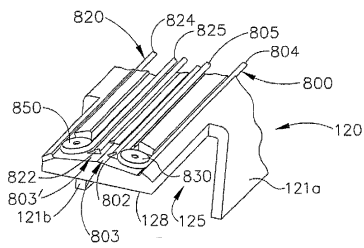
【 図 10 】



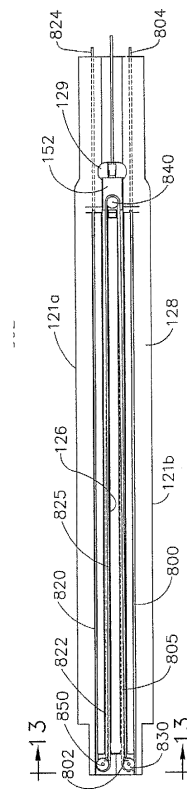
【 図 11 】



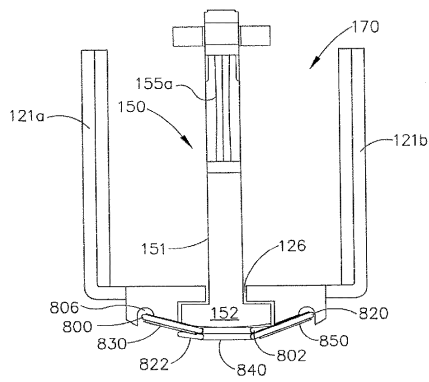
【 図 12 】



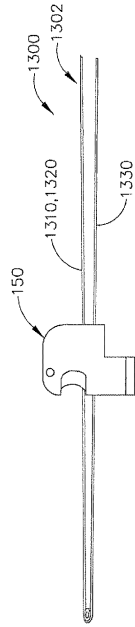
【 図 14 】



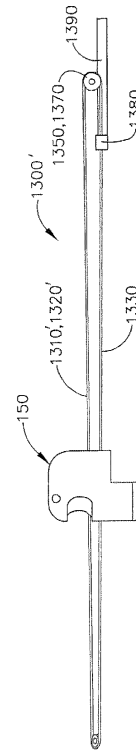
【 図 13 】



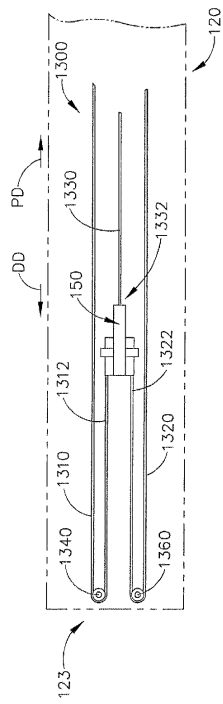
【図 15】



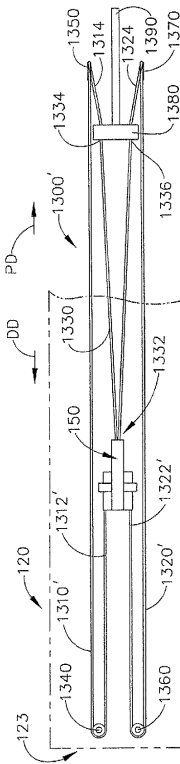
【図 15 A】



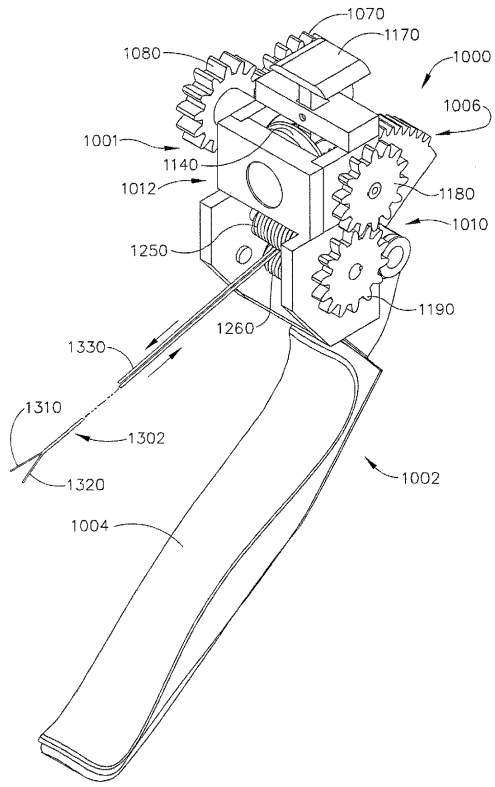
【図 16】



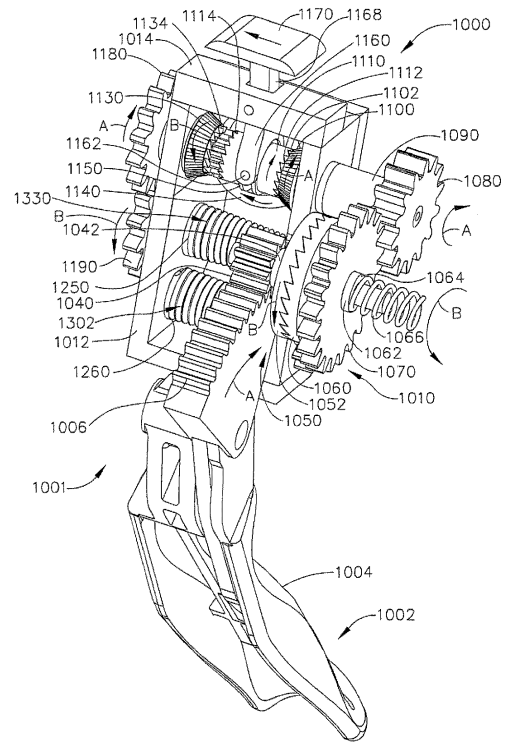
【図 16 A】



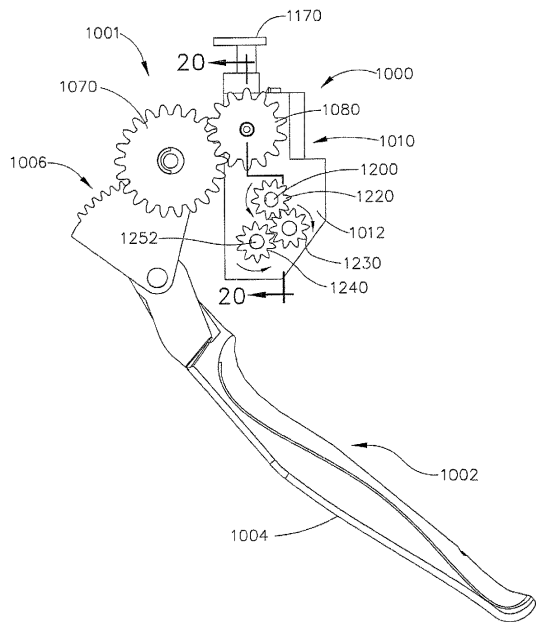
【図 17】



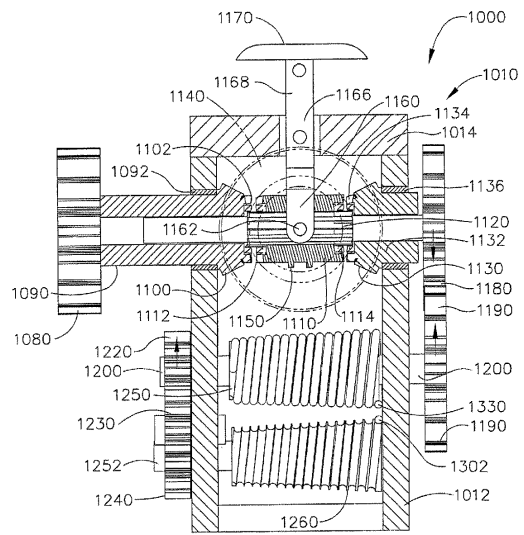
【図 18】



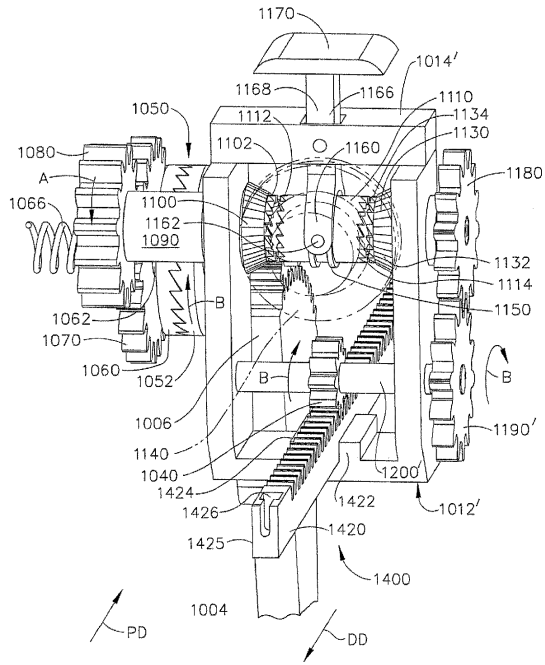
【図 19】



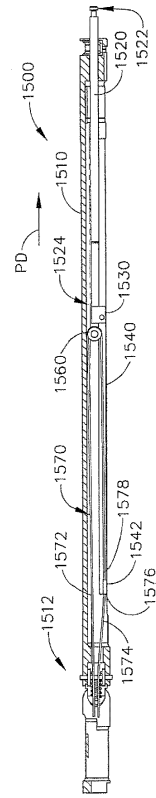
【図 20】



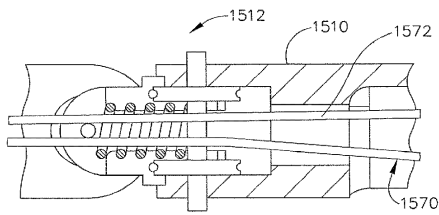
【 図 2 1 】



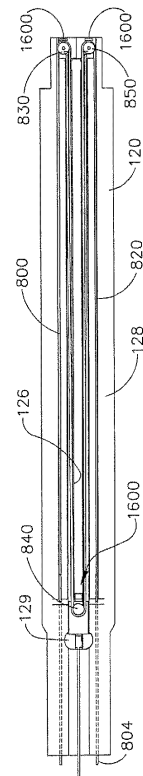
【 図 2 2 】



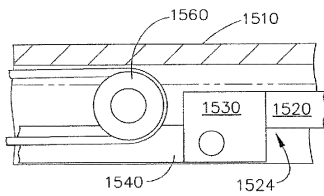
【 図 2 3 】



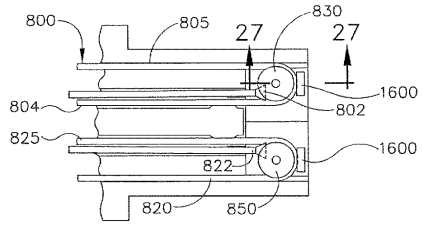
【 図 2 5 】



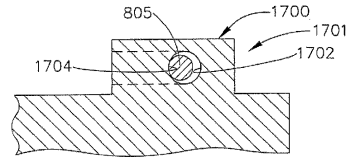
【 図 2 4 】



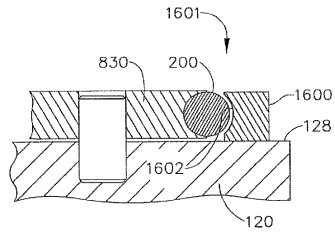
【図 26】



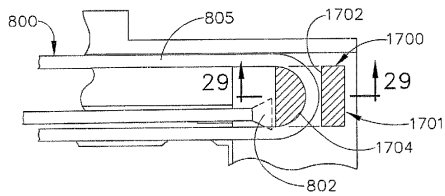
【図 29】



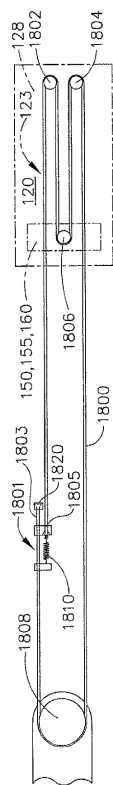
【図 27】



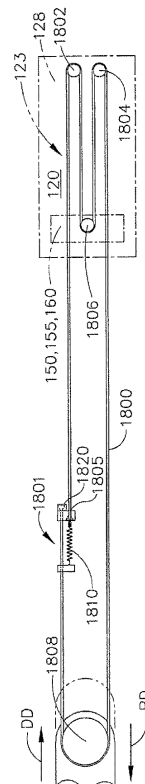
【図 28】



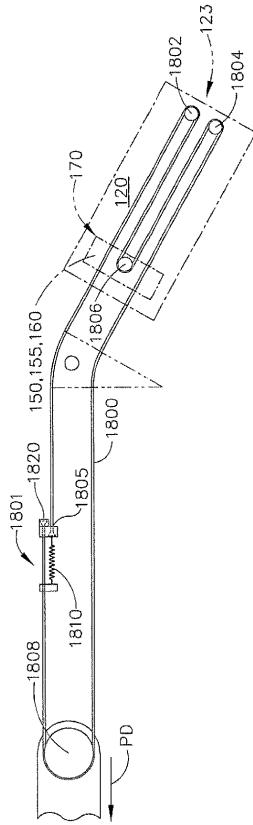
【図 30】



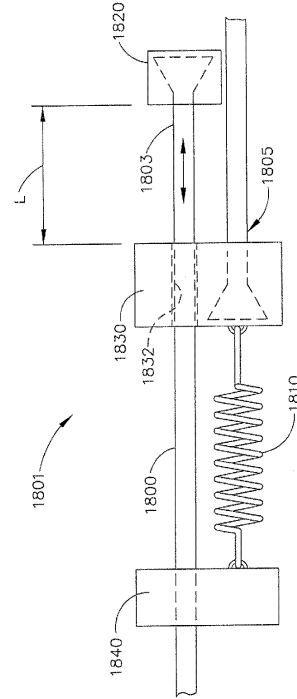
【図 31】



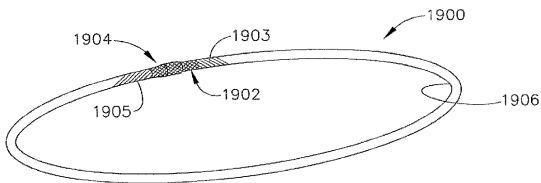
【 3 2 】



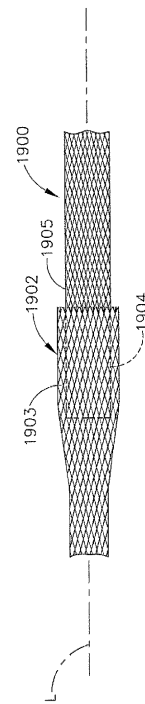
【 3 3 】



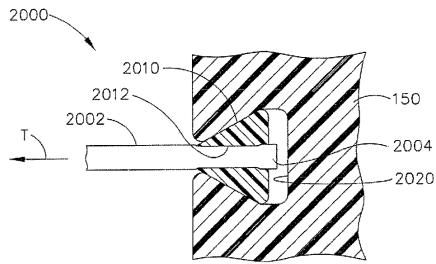
【 3 4 】



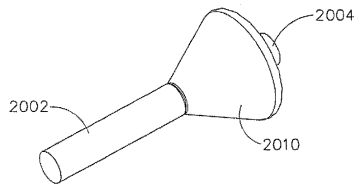
【 3 5 】



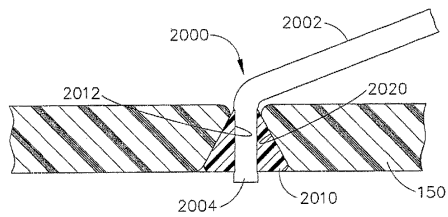
【図36】



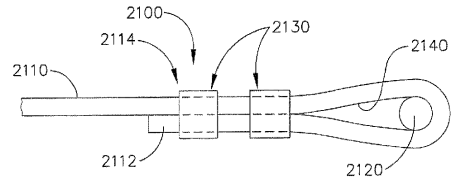
【図37】



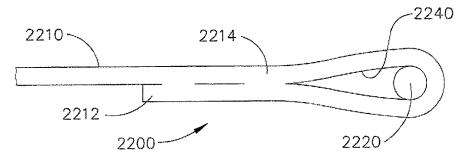
【図38】



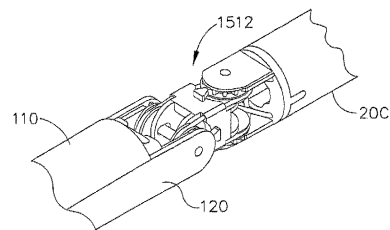
【図39】



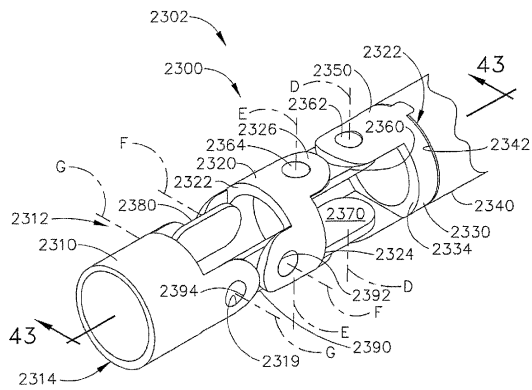
【図40】



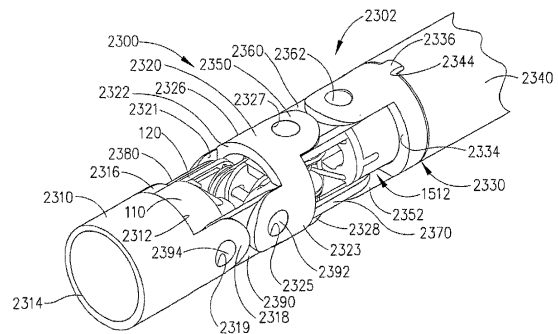
【図41】



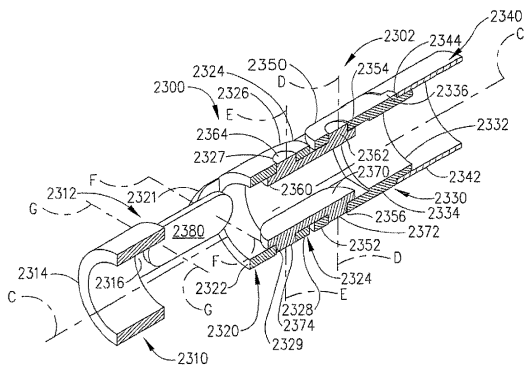
【図42】



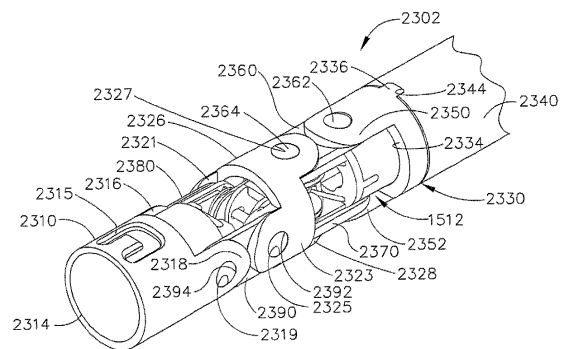
【図44】



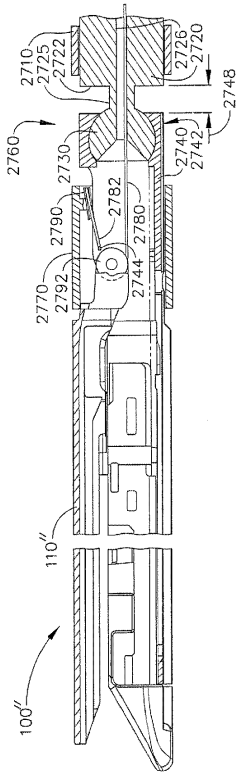
【図43】



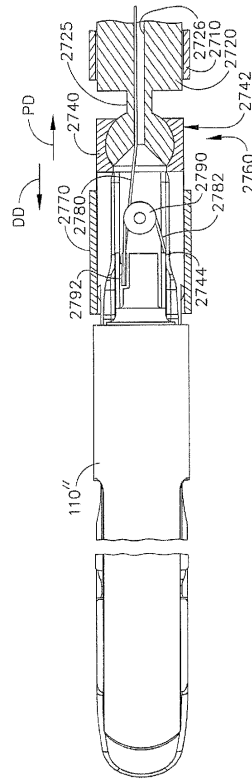
【図44A】



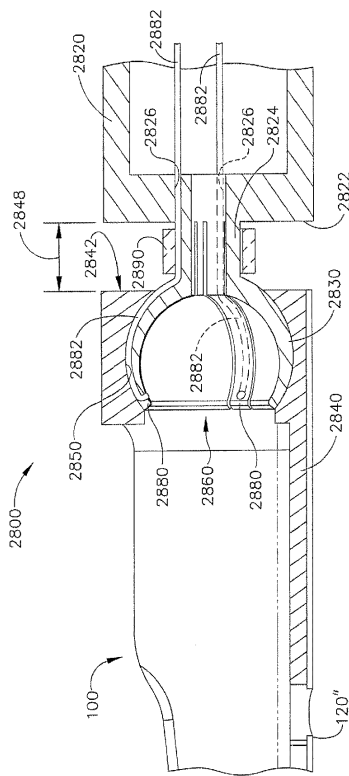
【 5 3 】



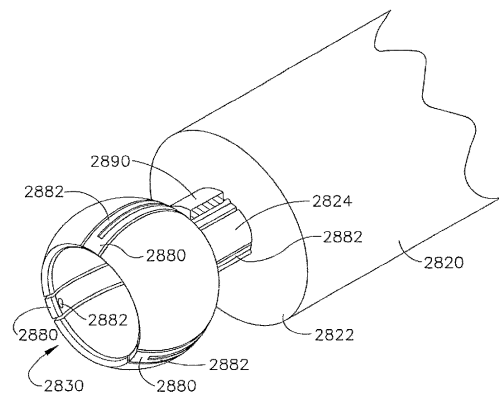
【 5 4 】



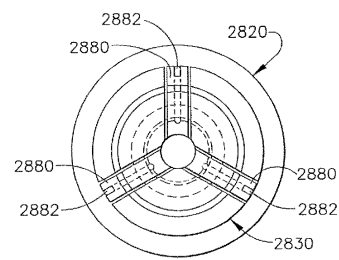
【 5 5 】



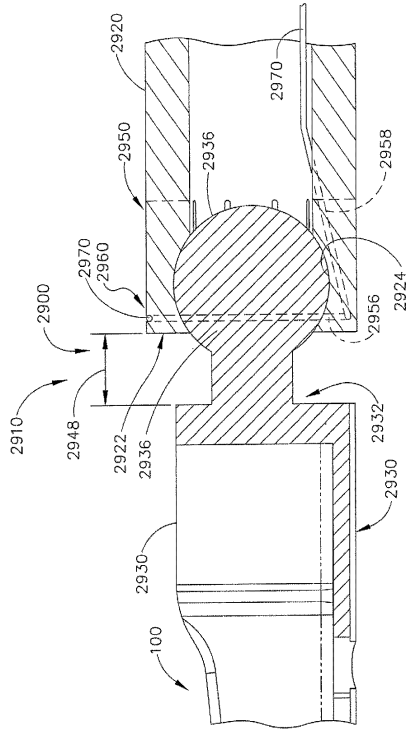
【 5 6 】



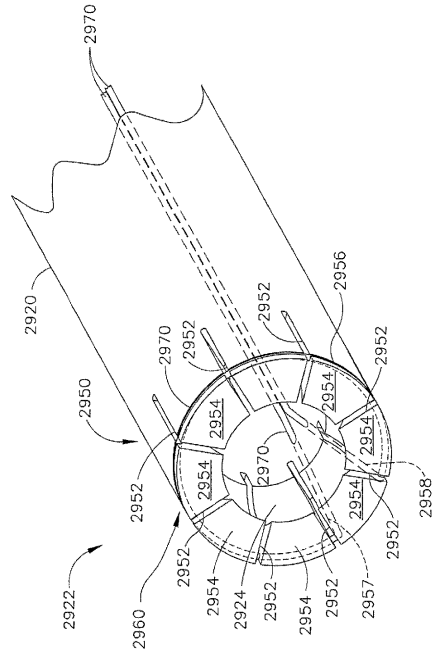
【 5 7 】



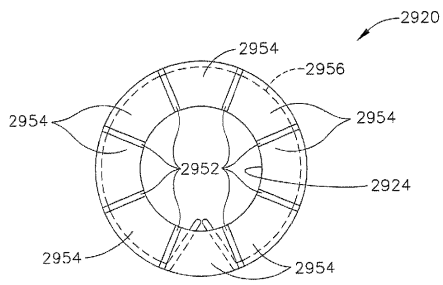
【 58 】



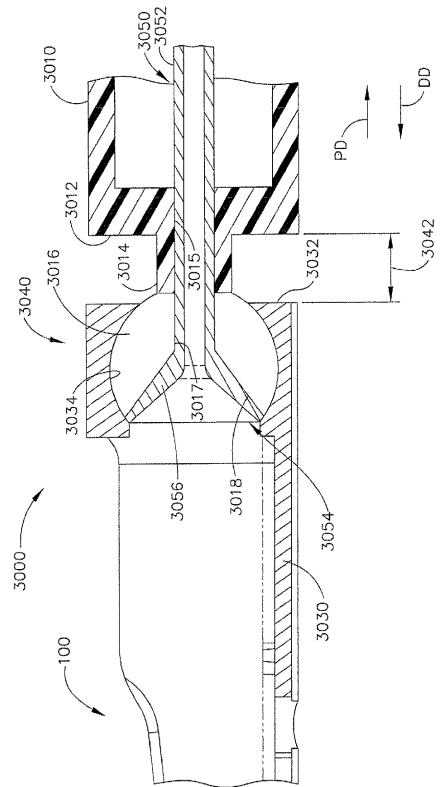
【 59 】



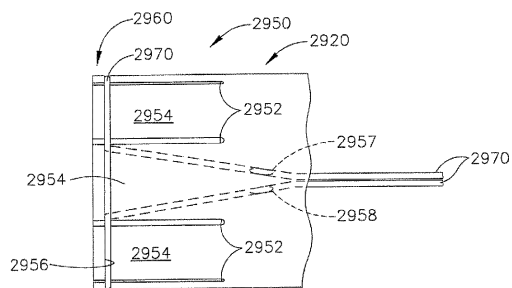
【 60 】



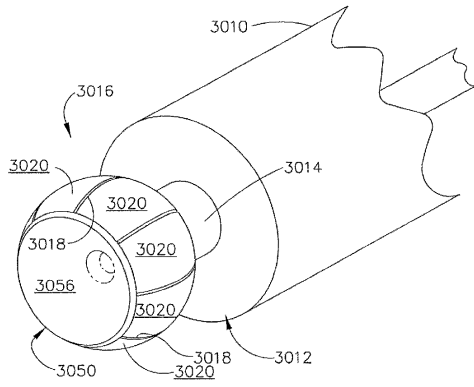
【 62 】



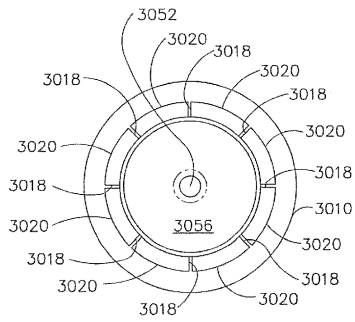
【 61 】



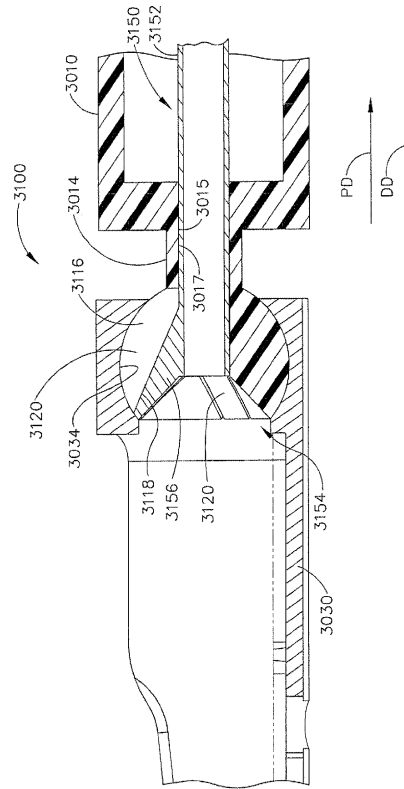
【 6 3 】



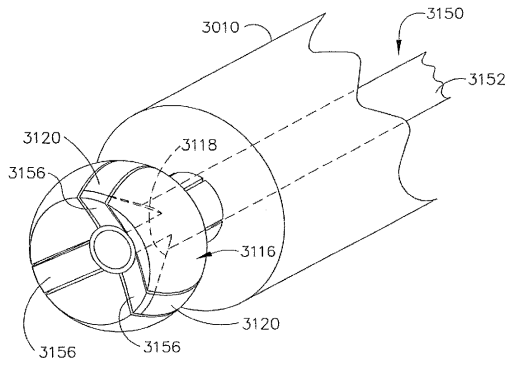
【 6 4 】



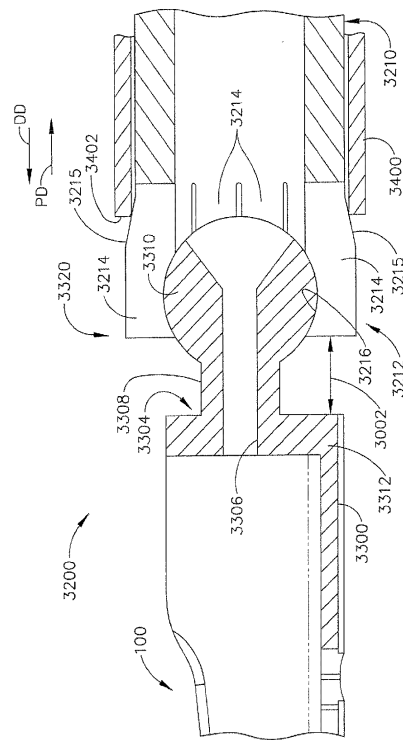
【 6 5 】



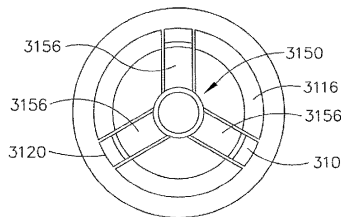
【 6 6 】



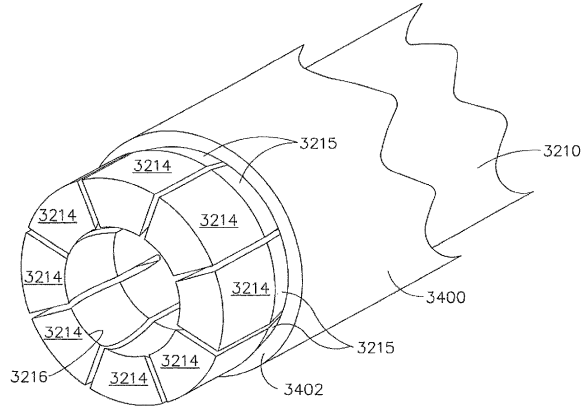
【 6 8 】



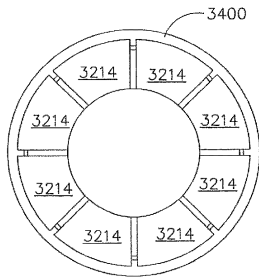
【 6 7 】



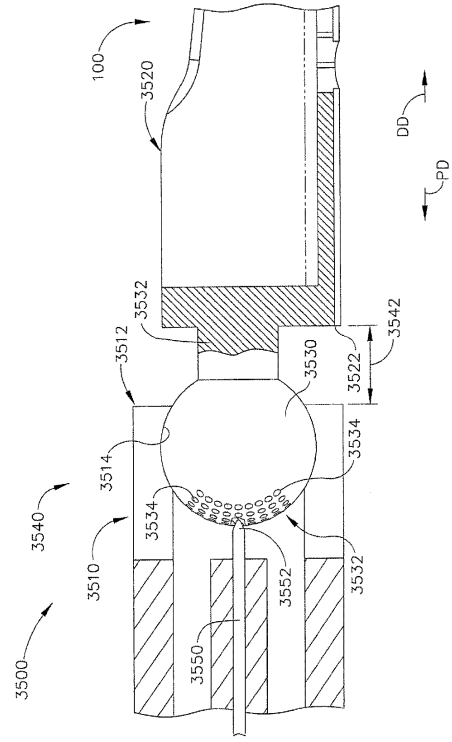
【 図 69 】



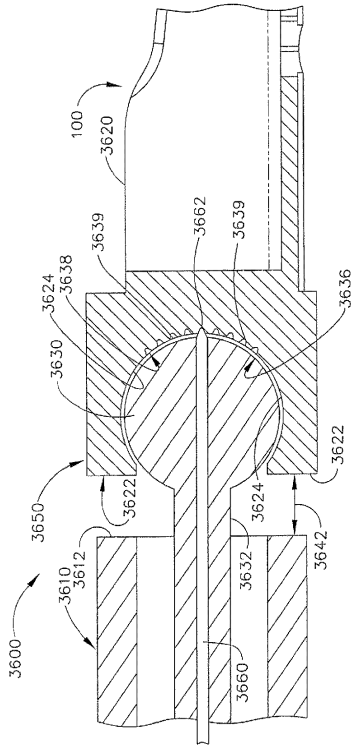
【 図 70 】



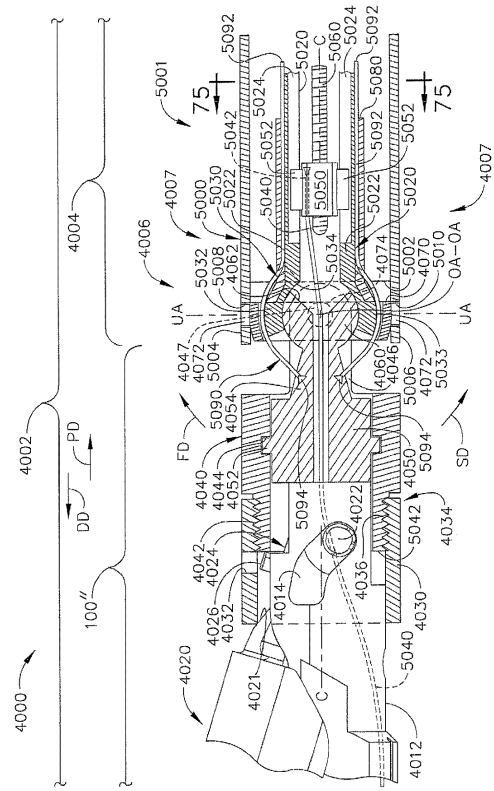
【 図 71 】



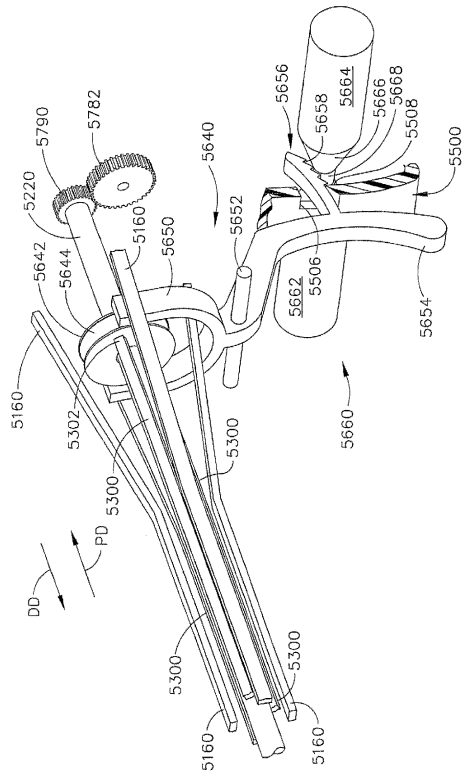
【 図 72 】



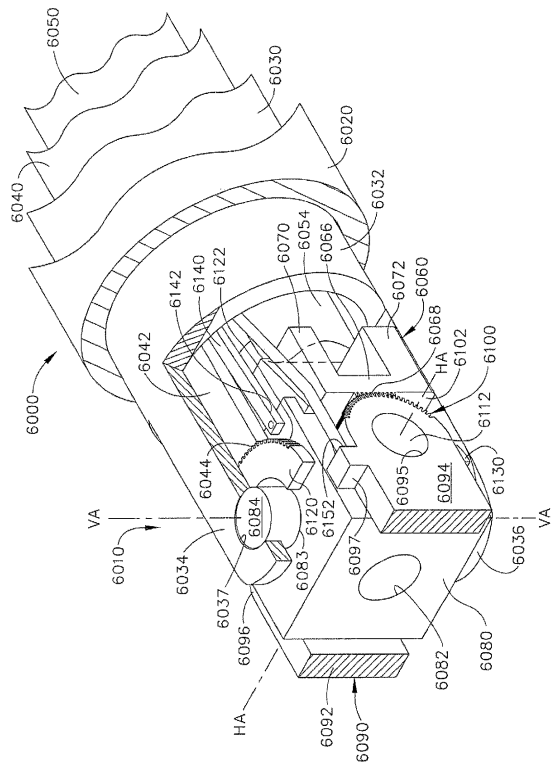
【 図 73 A 】



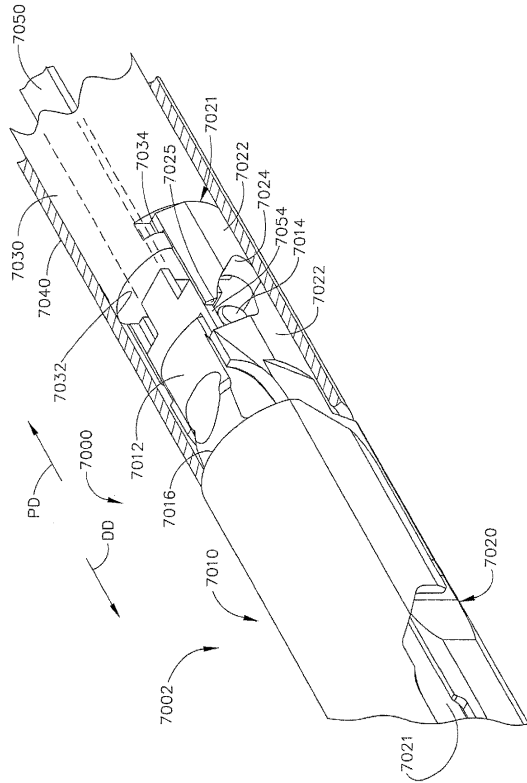
【 8 4 】



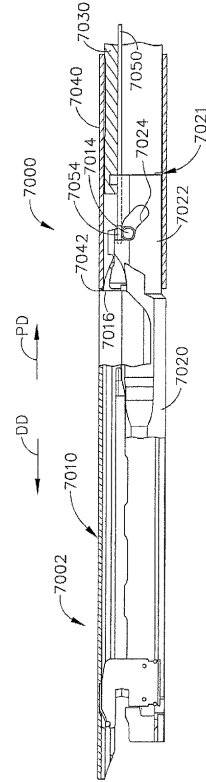
【 8 5 】



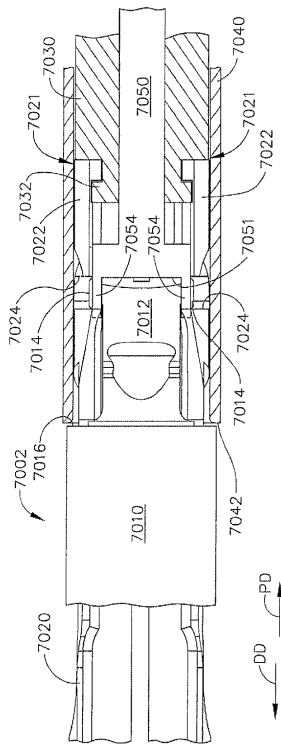
【 図 9 0 】



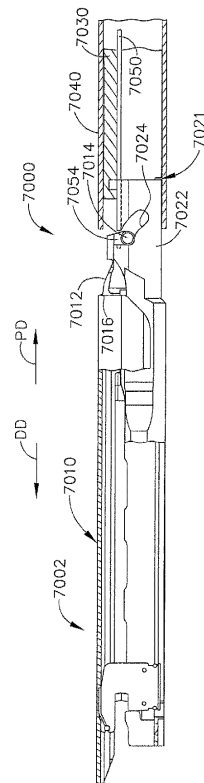
【 図 9 1 】



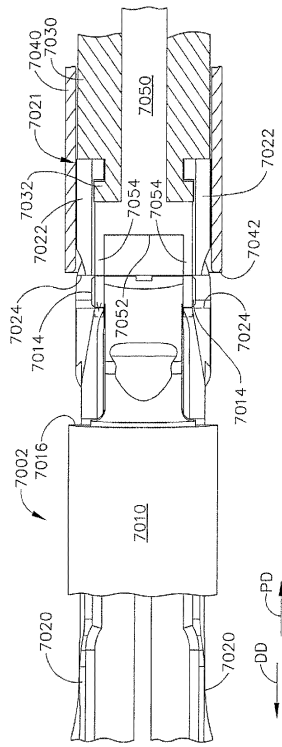
【 図 9 2 】



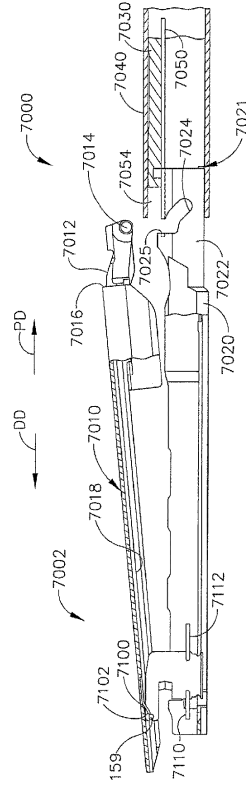
【 図 9 3 】



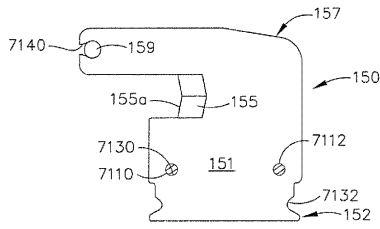
【 図 9 4 】



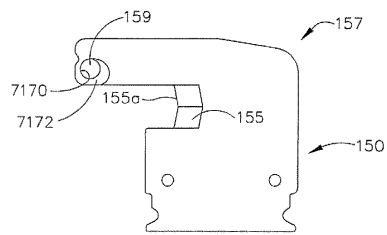
【 図 9 5 】



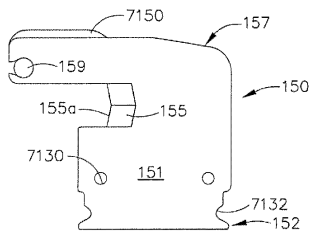
【 図 9 6 】



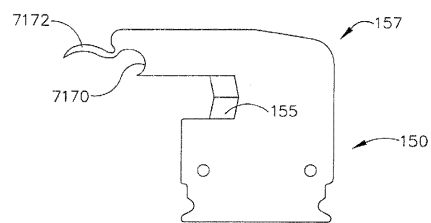
【 図 9 9 】



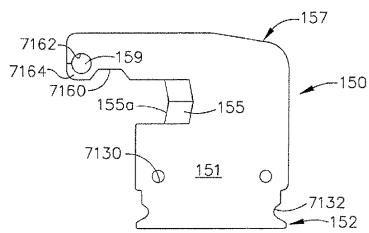
【 図 9 7 】



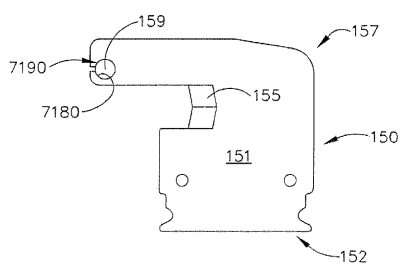
【 図 1 0 0 】




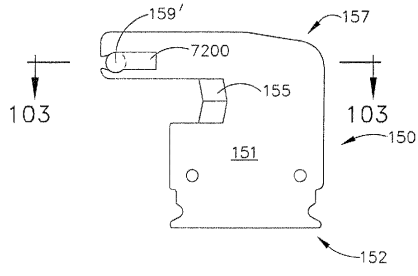
【 図 9 8 】




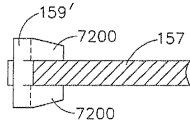
【 図 1 0 1 】




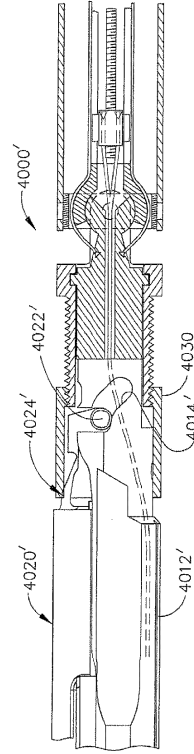
【 102】




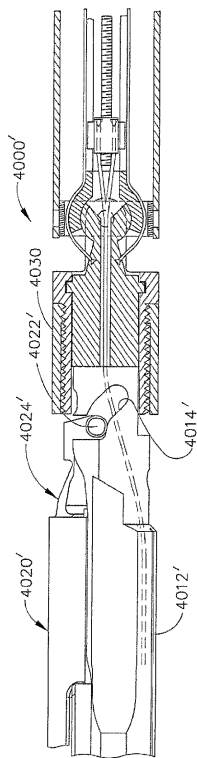
【 103】



【 104】



【 105】



フロントページの続き

- (72)発明者 フレデリック・イー・シェルトン・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 リチャード・ダブリュ・ティム
アメリカ合衆国、45208 オハイオ州、シンシナティ、モンティース・アベニュー 3405
、ナンバー・1

審査官 石川 薫

- (56)参考文献 特開平11-124300(JP,A)
米国特許第4100820(US,A)
特表2001-513391(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|---------------|
| A61B | 13/00 - 18/18 |
| F16B | 3/06 |