

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-36675

(P2011-36675A)

(43) 公開日 平成23年2月24日(2011.2.24)

(51) Int.Cl.
A61B 17/10 (2006.01)F I
A61B 17/10テーマコード (参考)
4C160

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2010-181448 (P2010-181448)
 (22) 出願日 平成22年8月13日 (2010.8.13)
 (31) 優先権主張番号 61/233,871
 (32) 優先日 平成21年8月14日 (2009.8.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/813,604
 (32) 優先日 平成22年6月11日 (2010.6.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507362281
 タイコ ヘルスケア グループ リミテッ
 ド パートナーシップ
 アメリカ合衆国 コネチカット 0647
 3, ノース ハイブン, ミドルタウン
 アベニュー 60
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者
 ラッセル プリバニク
 アメリカ合衆国 コネチカット 0677
 6, ニュー ミルフォード, マウンテ
 ン ビュー ドライブ 120

最終頁に続く

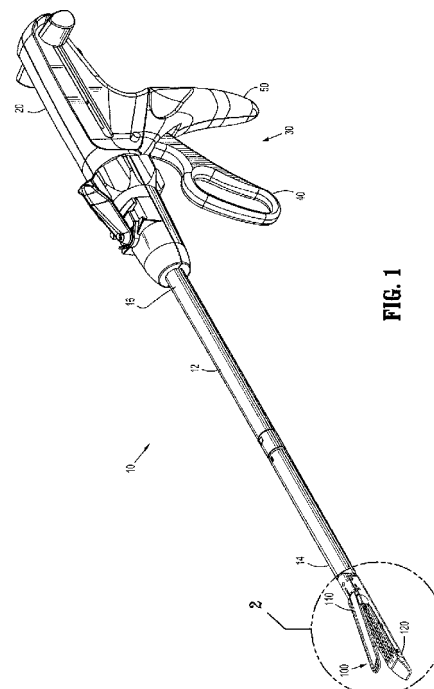
(54) 【発明の名称】 医療デバイスのための組織固定システム

(57) 【要約】

【課題】低減された大きさの外科手術固定デバイスを提供すること。

【解決手段】静止ハンドルと可動ハンドルとを有するハンドルアセンブリと、ハンドルアセンブリから遠位に延び、遠位部分を含み、長手方向軸を規定する、細長い部材と、可動ハンドルに動作可能に結合され、近位位置と遠位位置との間で可動である発射ロッドと、複数のらせん形のファスナを有するツールアセンブリであって、一対のジョー部材を含み、少なくとも一対の半円形のチャネルを有し、ジョー部材の1つは、間隔の空いた位置と接近した位置との間で可動であり、各ジョー部材の半円形チャネルは、ジョー部材が接近した位置にあるとき、もう1つのジョー部材のチャネルと実質的に整列し、一対のチャネルを形成するように構成され、発射ロッドの各々は、可動ハンドルが接近すると組織の中に前進するように構成されている、ツールアセンブリとを備えている、外科手術固定デバイス。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

静止ハンドルと可動ハンドルとを有するハンドルアセンブリと、

該ハンドルアセンブリから遠位に延びる細長い部材であって、該細長い部材は、遠位部分を含み、該細長い部材の長手方向に延びる長手方向軸を規定する、細長い部材と、

該可動ハンドルに動作可能に結合され、近位位置と遠位位置との間で可動である一对の発射ロッドと、

該細長い部材の遠位端部分に取り付けられ、該細長い部材において支持される複数のらせん形のファスナを有するツールアセンブリであって、該ツールアセンブリは、一对の向かい合うジョー部材を含み、各々が該ジョー部材を通して配置される少なくとも一对の半円形のチャンネルを有し、該ジョー部材の少なくとも 1 つは、間隔の空いた位置と接近した位置との間でもう 1 つのジョー部材に対して可動であり、各ジョー部材の該半円形チャンネルは、該ジョー部材が接近した位置にあるとき、該もう 1 つのジョー部材の該半円形チャンネルと実質的に一列に整列し、一对の放射状のチャンネルを形成するように構成され、該発射ロッドの各々は、該可動ハンドルが接近すると、少なくとも 1 つの放射状のチャンネルを通して、組織の中に前進するように構成されている、ツールアセンブリと

を備えている、外科手術固定デバイス。

【請求項 2】

前記一对の放射状のチャンネルの間に配置され、前記らせん形のファスナの組織の中への排出の際に自動的に組織を貫いて平行移動するように構成されている切断要素をさらに備えている、請求項 1 に記載の外科手術固定デバイス。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

(関連出願の参照)

本出願は、2009 年 8 月 14 日に提出された米国仮出願第 61/233,871 号の利益と、その仮出願に対する優先権を主張し、その内容全体が本明細書に参照により援用される。

【0002】

(背景)

(1. 技術分野)

本開示は、外科手術ファスナ適用デバイスに関し、より詳細には、らせん形のファスナを組織に適用するように適合された外科手術ファスナ適用デバイスに関する。

【背景技術】**【0003】**

(2. 関連技術の背景)

市販されている外科手術固定装置は、当該分野において周知であり、それらの外科手術固定装置のいくつかは、端部間吻合と、円形の端部間吻合と、開放性胃腸吻合と、内視鏡胃腸吻合と、横吻合とを含むがこれらに限定されない、様々な外科手術処置において用いられようとして特に適合される。特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3、および特許文献 4 は各々、これらの処置のうちの 1 つを実行中に用いられ得る 1 つ以上の適切な装置を説明する。

【0004】

概して、外科手術固定装置は、使用中にファスナカートリッジに対して接近させられるアンビルを含む。アンビルは、カートリッジに規定されるスロットに整列させられ、スロットに合わせられた凹部を含み、スロットを通して、ファスナが現れ、形成を成し遂げる。ファスナカートリッジは、典型的には、ナイフまたは他のそのような切断要素を収容するように構成されるチャンネルに対して横方向または放射状に配置される 1 つ以上の列のファスナを有し、その結果、組織は、同時に切断され、一緒に結合され得る。特定の外科手術固定装置に従って、ファスナの列は、直線状の構成、もしくは例えば円形、半円形など

の非直線状の構成、またはアーチ形の構成に配置され得る。

【 0 0 0 5 】

上記の各外科手術処置中、組織は、最初に掴まれるかまたはクランプされ、その結果、個々のファスナは、スロットを通してカートリッジから排出され、クランプされた組織を貫いて押し込まれ得る。その後、ファスナは、アンビルに形成された凹部の中にファスナを打ち込むことによって形成される。

【 0 0 0 6 】

従来の外科手術固定装置は、概して、ファスナを再装填するために外科手術部位からデバイスを取り外すことを必要とし、そのため貴重な手術時間を無駄にする。従来の装置の概して扱いにくい性質は、この問題を悪化させ、この扱いにくい性質は、外科手術部位からの器具の出し入れを誘導すること、そして外科手術部位の辺りに器具を誘導することを困難にする。それゆえに、そのような器具を利用して組織を結合することは、必要な手術時間より長い手術時間を引き起こし得る。

【 0 0 0 7 】

その結果、外科手術部位からデバイスを取り外すことが減少されるかまたは除去され得、それによって手術時間を減少させ得る外科手術固定装置を提供することが有利である。さらに、外科手術部位においてまたは外科手術部位の辺りににおいて操作性を向上させるために、低減された大きさ（例えば、周囲の寸法、長さ、幅など）の外科手術固定装置を提供することが有利である。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 5 , 9 1 5 , 6 1 6 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許第 6 , 2 0 2 , 9 1 4 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許第 5 , 8 6 5 , 3 6 1 号明細書

【 特許文献 4 】 米国特許第 5 , 9 6 4 , 3 9 4 号明細書

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

（ 概要 ）

本開示の実施形態に従って、外科手術固定デバイスは、静止ハンドルと可動ハンドルとを有するハンドルアセンブリと、ハンドル部分から遠位に延びる細長い部材とを含む。細長い部材は遠位部分を含む。デバイスはまた、可動ハンドルと動作可能に結合され、近位位置と遠位位置との間で可動である一対の発射ロッドを含む。ツールアセンブリは、そこにおいて支持される複数のらせん形のファスナを有し、一対の向かい合いジョー部材を含む。ジョー部材のうちの少なくとも 1 つは、間隔の空いた位置と接近した位置との間で他方のジョー部材に対して可動である。ジョー部材は、ジョー部材が接近した位置にあるとき、一対の放射状のチャネルを形成するように構成される。発射ロッドは、近位位置から遠位位置に移動すると、少なくとも 1 つの放射状のチャネルを通して組織の中にらせん形のファスナを前進させるように構成される。

【 0 0 1 0 】

例えば、本発明は以下の項目を提供する。

（ 項目 1 ）

静止ハンドルと可動ハンドルとを有するハンドルアセンブリと、

該ハンドルアセンブリから遠位に延びる細長い部材であって、該細長い部材は、遠位部分を含み、該細長い部材の長手方向に延びる長手方向軸を規定する、細長い部材と、

該可動ハンドルに動作可能に結合され、近位位置と遠位位置との間で可動である一対の発射ロッドと、

該細長い部材の遠位端部分に取り付けられ、該細長い部材において支持される複数のらせん形のファスナを有するツールアセンブリであって、該ツールアセンブリは、一対の向

10

20

30

40

50

かい合うジョー部材を含み、各々が該ジョー部材を通して配置される少なくとも一对の半円形のチャンネルを有し、該ジョー部材の少なくとも1つは、間隔の空いた位置と接近した位置との間でもう1つのジョー部材に対して可動であり、各ジョー部材の該半円形チャンネルは、該ジョー部材が接近した位置にあるとき、該もう1つのジョー部材の該半円形チャンネルと実質的に一列に整列し、一对の放射状のチャンネルを形成するように構成され、該発射ロッドの各々は、該可動ハンドルが接近すると、少なくとも1つの放射状のチャンネルを通して、組織の中に前進するように構成されている、ツールアセンブリと

を備えている、外科手術固定デバイス。

(項目2)

上記一对の放射状のチャンネルの間に配置され、上記らせん形ファスナの組織の中への排出の際に自動的に組織を貫いて平行移動するように構成されている切断要素をさらに備えている、上記項目に記載の外科手術固定デバイス。

10

【0011】

(摘要)

外科手術固定デバイスは、静止ハンドルと可動ハンドルとを有するハンドルアセンブリと、ハンドル部分から遠位に延びる細長い部材とを含む。細長い部材は遠位部分を含む。デバイスはまた、可動ハンドルと動作可能に結合され、近位位置と遠位位置との間で可動である一对の発射ロッドを含む。ツールアセンブリは、そこにおいて支持される複数のらせん形ファスナを有し、一对の向かい合いジョー部材を含む。ジョー部材のうちの少なくとも1つは、間隔の空いた位置と接近した位置との間で他方のジョー部材に対して可動である。ジョー部材は、ジョー部材が接近した位置にあるとき、一对の放射状のチャンネルを形成するように構成される。発射ロッドは、近位位置から遠位位置に移動すると、少なくとも1つの放射状のチャンネルを通して組織の中にならせん形ファスナを前進させるように構成される。

20

【0012】

ここに開示される組織固定デバイスの実施形態は、図面を参照して本明細書に開示される。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、本開示の実施形態に従う外科手術固定デバイスの概略図である。

30

【図2】図2は、図1に示される指示された領域の詳細な拡大図である。

【図3A】図3Aは、図1の外科手術固定デバイスの遠位端の拡大斜視図である。

【図3B】図3Bは、図1の外科手術固定デバイスの遠位端の部分断面図である。

【図4A】図4Aは、本開示の実施形態に従うコイルカートリッジの斜視図である。

【図4B】図4Bは、図4Aのコイルカートリッジの装荷コイルの斜視図である。

【図4C】図4Cは、本開示の実施形態に従う発射ロッドの遠位端によって係合された装荷コイルの拡大斜視図である。

【図4D】図4Dは、機械的に組織を結合する装荷コイルの拡大斜視図である。

【図5A】図5Aは、コイルが取り外された状態の外部管を例示する、コイルカートリッジの断面図である。

40

【図5B】図5Bは、発射ロッドの遠位端によって係合される装荷コイルの斜視図である。

【図5C】図5Cは、図5Bに示される指示された領域の詳細な拡大図である。

【図5D】図5Dは、静止コイルを例示する、コイルカートリッジの断面図である。

【図5E】図5Eは、図5Dに示される指示された領域の詳細な断面図である。

【図6A】図6Aは、本開示の実施形態に従う、ツールアセンブリの上面図である。

【図6B】図6Bは、図6Aのツールアセンブリの側面図である。

【図7A】図7Aは、本開示の別の実施形態に従うツールアセンブリの上面図である。

【図7B】図7Bは、図7Aのツールアセンブリの側面図である。

【図8A】図8Aは、本開示の別の実施形態に従う未形成のジョー部材を例示する、ツ

50

ルアセンブリの内側表面の上面図である。

【図 8 B】図 8 B は、形成されたジョー部材を例示する、図 8 A のツールアセンブリの上面図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

(詳細な説明)

本明細書に開示される外科手術固定デバイスの実施形態は、図面を参照してここで詳細に説明され、図面において同様の参照数字は、いくつかの図の各々において同一かまたは対応する要素を示す。

【0015】

10

図 1 を参照すると、様々な外科手術処置に用いられる外科手術ファスナ適用デバイス 10 の一実施形態が示され、外科手術ファスナ適用デバイス 10 は、概してハウジング 20 と、ハンドルアセンブリ 30 と、動作ツールアセンブリ 100 とを含む。デバイス 10 は、ツールアセンブリ 100 と機械的に係合するような寸法で作られる遠位端 14 と、ハウジング 20 と機械的に係合する近位端 16 とを有するシャフト 12 を含む。図面およびそれに続く説明において、用語「近位」は従来のように、ユーザにより近い、デバイス 10 の端部をいい、用語「遠位」はユーザからより遠い端部をいう。

【0016】

ハンドルアセンブリ 30 は、固定ハンドル 50 と可動ハンドル 40 とを含む。固定ハンドル 50 は、ハウジング 20 と一体に関連づけられ、ハンドル 40 は、デバイス 10 の動作に関して以下により詳細に説明されるように、固定ハンドル 50 に対して可動である。

20

【0017】

外科手術ファスナ適用デバイス 10 の接近および発射のより詳細な考察に関して、現在 Tyco Healthcare Group LP に譲渡され、共有に係る米国特許第 5,865,361 号に参照がなされ、該特許の内容全体が、本明細書に参照によって援用される。ハンドルアセンブリ 30 の可動ハンドル 40 は、駆動アセンブリ (明示されていない) に動作可能に接続され、該駆動アセンブリは、一緒になって、ジョー部材 110 および 120 が互いに対して間隔の空いた関係で配置される開放位置から、ジョー部材 110 および 120 がそれらの間に組織を掴むように協働するクランピング位置または閉鎖位置にジョー部材 110 および 120 が動くように機械的に協働する。この目的を心に留めながら、駆動アセンブリは、デバイス 10 の意図された動作を達成するために、任意の適切な数の電氣的な接続、構成、および / または構成要素 (例えば、抵抗器、コンデンサ、インダクタ、加減抵抗器など)、機械的な接続、構成、および / または構成要素 (例えば、ギア、リンク、スプリング、ロッドなど)、ならびに / または、電気機械的な接続、構成、および / または構成要素を含み得る。その後、可動ハンドル 40 の継続した動きは、一対の発射ロッド 134 a、134 b に駆動力を与え (独立して、または依存して)、ロッド 134 a、134 b を遠位方向に直線状に前進させる。ジョー部材 110、120 は、以下により詳細に考察されるように、互いに対してより接近するように動かされ、力がデバイス 10 内に配置されるコイルカートリッジ 148 に伝えられ、それによって、1 以上の装荷コイル 150 を組織の中に排出させ、装荷コイルは、ジョー部材 110 と 120 との間でクランプされる。

30

40

【0018】

複数の実施形態において、ツールアセンブリ 100 は、図 1 および図 2 に示されるように片側アセンブリ、すなわち、ジョー部材 120 がシャフト 12 に対して固定され、ジョー部材 110 がジョー部材 120 に対して旋回ピン 105 (図 2 を参照されたい) の周りに旋回し、組織を掴むように、片側アセンブリとして設計されるか、または両側アセンブリ (図示されていない)、すなわちジョー部材 110 および 120 が互いに対して旋回ピン 105 の周りに旋回し、組織を掴むように、両側アセンブリとして設計される。

【0019】

図 2 を参照すると、ツールアセンブリ 100 は、シャフト 12 に対して固定された関係

50

で取り付けられた１つの静止したまたは固定されたジョー部材１２０と、静止したジョー部材１２０に取り付けられた旋回ピン１０５の周りに取り付けられた旋回ジョー部材１１０とを含む。シャフト１２の遠位端１４は、以下にさらに詳細に考察されるように、ジョー部材１１０の近位端と係合し、ジョー部材１２０に対して間隔の空いた関係でジョー部材１１０を付勢するように構成されるリーフスプリング１７を含む。いくつかの実施形態において、固定ジョー部材１２０は、例えば静止ジョー部材１２０がシャフト１２の遠位端１４によって規定され得るなど、シャフト１２とモノリシックに形成され得る。以下にさらに詳細に考察されるように、ツールアセンブリ１００は、２つの隣接する組織の中になせん形のワイヤ部分または装荷コイルを適用し、それによって、それらの組織を機械的に結合するように構成される（図４Ｄを参照されたい）。

10

【００２０】

ハンドルアセンブリ３０の可動ハンドル４０は、駆動アセンブリ（明示されていない）に動作可能に接続され、該駆動アセンブリは、一緒になって、近位位置（すなわち「装填位置」）と遠位位置（例えば「発射位置」）との間で一对の発射ロッド１３４ａ、１３４ｂが直線状の動きをするように機械的に協働する。発射ロッド１３４ａおよび１３４ｂは、互いに対して独立してかまたは依存して動き得る。

【００２１】

図３Ａおよび図３Ｂを参照すると、ジョー部材１１０、１２０の各々の内側表面は、それぞれ、切断要素１２２の長手方向の動きに適応したチャンネルまたはナイフスロット１１５ａ、１１５ｂを含み、その結果、固定された組織は切断線に沿って、引き裂かれ得る。より具体的には、切断要素１２２は、作動されたとき、ナイフチャンネル１１５ａ、１１５ｂを通して前進し、理想の組織平面に沿って前進しかつ選択可能に正確に組織を分割し、効果的かつ確実に組織を分割する。複数の実施形態において、デバイス１０は、ジョー部材１１０、１２０がクランピング位置または閉鎖位置であるときのみ、切断要素１２２がナイフチャンネル１１５ａ、１１５ｂを通して前進させられ、組織を切断し得るように構成され得、従って、切断要素１２２の不意または時期尚早の作動による組織の貫通を防ぎ得るように構成され得る。

20

【００２２】

図３Ｂの例示される実施形態において、切断要素１２２は、Ｉ形鋼形状であり、示される１つのみのリードイン１２４ａと実質的に同一である一对の向かい合うランブリードインを含む。リードインは、ジョー部材１１０、１２０を通してそれぞれ軸方向に配置されるそれぞれ嵌合するスロット１１２ａ、１１２ｂと係合するように構成される。切断要素１２２のリードインが嵌合するスロット１１２ａ、１１２ｂ内にそれぞれ適切に嵌合させられるとき、ジョー部材１１０、１２０は、切断要素１２２が遠位方向に動くと、閉鎖位置に付勢され得る。ジョー部材１１０、１２０が閉鎖位置になると、切断要素１２２のノッチと相互に作用するスプリング負荷のボール機構（図示されていない）は、切断要素１２２のさらなる遠位の移動を防ぐことによって、ブレードの露出および／または組織の切断を防ぐ。ボールがノッチから係合解除されるとき（例えば、ユーザによって意図的に）、切断要素１２２は、所望に応じ遠位に前進し、組織を切断または横に切開することが可能になる。

30

40

【００２３】

切断要素１２２を利用する上記のクランピングおよび切断の方法は、近位から遠位までの切断要素１２２の平行移動の全体にわたり不変の組織クランピング距離または組織厚さを作る。はっきりと例示されていないが、切断要素１２２は、弾力性をもって向きが逸れ、旋回ヒンジの周りに角のある平行移動を可能にする複数の柔軟性あるシートメタルブレードから形成され得る。

【００２４】

図３Ａに最も良く示されるように、ジョー部材１１０および１２０の各々は、それぞれ、チャンネルの内側面を通り、ナイフチャンネル１１５ａ、１１５ｂの向かい合う側に軸方向に配置される一对の半円のチャンネル１１６ａ、１１６ｂおよび１２６ａ、１２６ｂを含む

50

。チャネル対 1 1 6 a、1 1 6 b および 1 2 6 a、1 2 6 b は、切断されるか、鋳造されるか、成形されるか、または機械加工され、各ジョー内側面にされ得る。ジョー 1 1 0、1 2 0 が閉鎖位置にあるとき、チャネル 1 1 6 a、1 1 6 b は、1 2 6 a、1 2 6 b に鏡のように重なるかまたは 1 2 6 a、1 2 6 b に実質的に一列に整列し、逆も同様であり、それによって、中央に配置されたナイフチャネル 1 1 5 a、1 1 5 b の向かい合う側に配置され、円形の断面を有する一対の放射状のチャネルを作り、その結果、組織は、切断要素 1 2 2 によって生成される切断線の各縁に沿って結合され得る。

【0025】

引続き図 3 A を参照すると、ジョー部材 1 1 0 は、リーフスプリング 1 7 によって開くように推進され得る。より具体的には、ジョー部材 1 1 0、1 2 0 が開放位置に接近すると、リーフスプリング 1 7 は、ジョー部材 1 1 0、1 2 0 を閉じるように可動ハンドル 4 0 が接近するまで、ジョー部材 1 2 0 に対して間隔を空けて置かれるジョー部材 1 1 0 を保持するように動作する。他の複数の実施形態において、ジョー部材 1 1 0 は、カム、コイルスプリング、ねじりばね、および / またはケーブルによって、てこ作用により開かれ得る。シャフト 1 2 は、ジョー部材 1 1 0、1 2 0 の上をスライドするように軸方向に平行移動させられ、ジョー部材 1 1 0、1 2 0 を閉じるように構成されるいわゆる「オーバーチューブ」として構成され得る。

【0026】

ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉鎖位置になると、1 つ以上の装荷コイル 1 5 0 が一対の発射ロッド 1 3 4 a、1 3 4 b を経由してツールアセンブリ 1 0 0 から排出され得る。ハンドルアセンブリ 3 0 の可動ハンドル 4 0 は、発射ロッド 1 3 4 a、1 3 4 b に動作可能に接続され、その結果、可動ハンドル 4 0 の接近は、近位位置から遠位位置への発射ロッド 1 3 4 a、1 3 4 b の直線状の移動を行う。概して、発射ロッド 1 3 4 a、1 3 4 b は、デバイス 1 0 内に配置されるコイルカートリッジ 1 4 8 と実質的に一列に整列する。ジョー部材 1 1 0、1 2 0 が閉鎖位置にあるとき、放射状のチャネルの円形の断面は、発射ロッド 1 3 4 a、1 3 4 b が遠位方向に前進すると、装荷コイル 1 5 0 を捕らえ、ジョー部材 1 1 0 と 1 2 0 との間にクランプされた組織の中に装荷コイル 1 5 0 を導くように動作する。複数の実施形態において、発射ロッド 1 3 4 a、1 3 4 b の各移動サイクルは、各コイルカートリッジ 1 4 8 から単一の装荷コイル 1 5 0 を排出する。切断要素 1 2 2 の平行移動と実質的に同時に装荷コイル 1 5 0 を発射し、その結果、組織の固定後に組織が切断されるように切断要素 1 2 2 が装荷コイル 1 5 0 の直後を走行することが最も有利であり得る。切断要素 1 2 2 はまた、装荷コイル 1 5 0 がコイルカートリッジ 1 4 8 から完全に配備された後、クランプされた組織を横に切開するために別個に配備され得る。

【0027】

図 3 B ~ 図 5 E を参照すると、コイルカートリッジ 1 4 8 は、固定した外側チューブ 1 4 0 に固着された静止コイル 1 4 6 を含む。静止コイル 1 4 6 は、装荷コイル 1 5 0 と交互に置かれ、実質的に類似したピッチおよび直径を含み得る。従って、各装荷コイル 1 5 0 は、隣接する静止コイル 1 4 6 によって機械的に隔絶され、同じコイルカートリッジ 1 4 8 内の他の装荷コイル 1 5 0 を動かしたり、他の装荷コイル 1 5 0 に影響を及ぼしたりすることなく、配備され得る。固定した外側チューブ 1 4 0 は、各コイルカートリッジ 1 4 8 において装荷コイル 1 5 0 の外径形状を覆う。静止コイル 1 4 6 の固着は、溶接、ろう付け、および / または接着剤を含むがこれらに限定されない任意の適切な固着方法によって達成され得る。

【0028】

他の複数の実施形態において、静止コイル 1 4 6 と固定した外側チューブ 1 4 0 との組み合わせは、各装荷コイル 1 5 0 を機械的に隔絶する類似した内部のらせん形模様づけまたは溝のあるパターン形状を組み込むチューブを用いて補足され得る。内部のらせん形模様づけの所望の外形を得るために、任意の適切な方法（例えば、機械加工、成形、形成、ダイキャスト、EDM、ブローチ削りなど）が用いられ得る。固定した外側チューブ 1 4 0 の別の実施形態において、装荷コイル 1 5 0 は、固定した外側チューブ 1 4 0 内に縦に

10

20

30

40

50

、ジョー１１０、１２０の長手方向軸に平行に束にされる。

【００２９】

図４Ａ～図４Ｄを参照すると、各装荷コイル１５０は、その近位端において突き出たタブ特徴１５５と、その遠位端において鋭い先端１５４とを規定する。装荷コイル１５０は、コイルカートリッジ１４８の軸に沿って互い違いに置かれ、その結果、各タブ１５５は、コイルカートリッジ１４８と軸方向に整列して配置される止め部材１７０によって分離させられる。発射ロッド１３４ａ、１３４ｂの遠位端は、各装荷コイル１５０のタブ１５５と順々に係合するように構成され、その結果、デバイス１０を発射させると、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂは、遠位方向に直線状に前進し、装荷コイル１５０をカートリッジ１４８から押し出すようにし、その後、次の装荷コイル１５０のタブ１５５と係合する。より具体的には、図４Ｃに最も良く示されるように、各装荷コイル１５０のタブ１５５は、発射すると、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂの遠位端に規定されるチャンバ２１０の上をスライドし、コイルカートリッジ１４８の外側チューブ１４０を通して規定される複数のスロット１９０（図５Ａを参照されたい）を通して装荷コイル１５０によって引き起こされる逸れを変位させる。チャンバ２１０の上をスライドすると、タブ１５５は、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂの遠位端に形成されるノッチ２１２と係合し、ノッチ２１２に一列に整列する。使用時、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂのノッチ２１２は、最初に各コイルカートリッジ１４８のリードの近位端または最遠位の装荷コイル１５０のタブ１５５と係合する。ジョー１１０および１２０が閉鎖位置でクランプされている間、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂは、遠位方向に直線状に接近させられ（例えば、可動ハンドル４０の作動によって）、その結果、最遠位の装荷コイル１５０は、クランプされたジョー１１０、１２０を通して形成される一对の放射状のチャネルのうちの１つを通して遠位に前進させられる。装荷コイル１５０が遠位に移動すると、この装荷コイル１５０の上のタブ１５５は、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂのノッチ２１２の周りに回転し（時計回りまたは反時計回りに）、その結果、装荷コイル１５０は、ジョー部材１１０と１２０との間にクランプされた組織の中にねじ込む。

【００３０】

発射ロッド１３４ａ、１３４ｂが遠位に十分に平行移動させられると、装荷コイル１５０は十分に組織の中に配備される。発射ロッド１３４ａ、１３４ｂは、シャフト１２の遠位端内の止め部材（図示されていない）と係合する。発射ロッド１３４ａ、１３４ｂが引き込まれると、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂの遠位端によって規定される遠位食いつき部２２０は、装荷コイル１５０上のタブ１５５が発射ロッド１３４ａ、１３４ｂに対して放射状に外側に移動することを可能にし、それによって、装荷コイル１５０をノッチ２１２から解放する。複数の実施形態において、スプリング負荷のラチェット戻り（図示されていない）は、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂおよび／または切断要素１２２の中に実装され得、該スプリング負荷のラチェット戻りの適切なまたは単一の引き込みを可能にし得る。発射ロッド１３４ａ、１３４ｂは、次のまたは現在最遠位の装荷コイル１５０のタブ１５５が発射ロッド１３４ａ、１３４ｂのノッチ２１２内に係合されるまで、引き込む。再び、機械的止め金具１７０は、発射ロッド１３４ａ、１３４ｂのこの新しいホームポジションへの近位の移動を制限し、その結果、デバイス１０は、アクセスポート、トロカール、オリフィス、または外科手術部位から器具および／またはエンドエフェクタを取り外すことなく、次の装荷コイル１５０を発射する用意ができています。このような方法で、複数の装荷コイル１５０は、任意の１つの、クランプされた組織シーケンス中に発射され得る。このことは、通常を超える組織の圧力または張力中かまたは組織が、極端に虚弱で、さらなる機械的な力または支持を必要とし得るとき、有利であり得る。複数の実施形態において、２つ以上の装荷コイルタブ１５５が、ジョー１１０、１２０の長手方向軸に対して整列され得、それによって、２つ以上の整列された装荷コイル１５０がクランプされた組織に実質的に同時に発射することを可能にする。

【００３１】

各装荷コイル１５０の近位端に規定されるタブ１５５の外形は、組織の中への前進の深

10

20

30

40

50

さを制限することによって、装荷コイル 150 の位置決めを改善する。複数の実施形態において、1 つ以上の逆とげ 152 (図 4 B および 4 D) は、装荷コイル 150 に配置され、装荷コイル 150 を組織に捕捉しかつ / または組織に固定し、かつ / または組織の中に実装されると、装荷コイル 150 の望まない移動を防ぐように配置され得る。生体吸収可能材料は、装荷コイル 150 上に少なくとも部分的にコーティングされ得、患者の体内における望ましくない突出部、こぶ、鋭利物、または類似のものを軽減し得る。さらに装荷コイル 150 は、層になった混成ワイヤを用いて生成され得、該層になった混成ワイヤは、より薄い金属コアワイヤと生体吸収可能コーティングとを組み込み、ポイント、機能特徴を作り、かつ / またはさらなる剛性および力を提供し得る。コーティングが組織の中に吸収されると、組織内においてワイヤはより柔軟になり、堅い縁による患者の不快さを防ぐ。コーティングはまた、ポリマー、パラフィン、PTFE など (これらに限定されない) を組み込み、摩擦負荷を減少させる。さらに、コーティングは、抗生物質、凝固剤、および / または痛み軽減医薬を含み得る。

【0032】

発射ロッド 134 a、134 b および切断要素 122 は、ラックアンドボール組み合わせ、ラックアンドピニオン組み合わせ、ねじ切り親ねじ、および / またはプリアンドケーブル組み合わせを含むがこれらに限定されない任意の適切な機構を利用して軸方向に平行移動され得る。上記リストされた機構のどれも、手動ポンプ、手動クランク、手動レバー、AC もしくは DC 電源電気モータ、ばね、空気力、または水力など (これらに限定されない) の任意の適切な動力源に動作可能に結合され得る。

【0033】

発射ロッド 134 a、134 b および / または切断要素 122 は、剛性または柔軟であり得、関節または湾曲の辺りでの関節結合を可能にし得る。装荷コイル 150 は、ジョー部材 110、120 内のチャンネル 116、126 の必要とする円形断面を有する、曲げ半径、曲率、および形状の範囲で、らせん状に動き得るので、ジョー部材 110、120 は、中央面に沿って上方方向 (図 6 A および図 6 B) または横方向 (図 7 A および図 7 B) を含む、デバイス 10 の長手方向軸に対する任意の方向に湾曲するかまたは曲がるように形作られ得る。

【0034】

図 8 A および図 8 B に示されるさらなるツールアセンブリの実施形態において、ツールアセンブリ 300 は、高摩擦指関節 317 によって各々一緒に結合される脊椎部 316 を含む。上部ジョー部材のアンビル脊椎部 316 は、静止下部ジョー部材の対応する脊椎部 318 によって幾何学的鏡像になっている。脊椎部 316 は、指関節 317 (図 8 B を参照されたい) の範囲内の湾曲または形状を可能にするように形成され得、指関節 317 の固有の摩擦によって適切な位置に保持される。各ジョー部材の面内の半円形放射状のチャンネルは、放射状の溝、およびニチノールなどの、開放半円形形状の連続記憶合金導管によって規定される。脊椎部 316 が各指関節 317 内で関節結合されたとき、各連続成形記憶合金導管は、各ジョー部材の遠位端における脊椎部の溝内において遠位にかつ / または近位にスライドまたは平行移動することを可能にされ、各導管チャンネル内の曲がり変形の原因となる。ジョー部材を通して配置されるナイフチャンネルは、凸面のリードイン外形を組み込み、該凸面のリードイン外形は、切断要素 122 が各対応する脊椎部 316 のために各指関節 317 を横切る隣り合うスロットを見つけることを可能にする。

【0035】

使用時、デバイス 10 は、2 つの発射ロッド 134 a、134 b を用い、コイルカートリッジ 148 からの装荷コイル 150 を切断要素 122 の向かい合う側に同時的に配備する。複数の実施形態において、発射ロッド 134 a、134 b は、切断要素 122 に結合され得、組織を通して装荷コイル 150 および切断要素 122 を実質的に同時に前進させ得る。あるいは、切断要素 122 および発射ロッド 134 a、134 b は、互いに独立して動作し得る。この筋書において、組織は、組織を通る切断要素 122 の前進によって結合されるかまたは密閉された組織を切断する前に、まず結合または密閉され得る。他の複

10

20

30

40

50

数の実施形態において、デバイス 10 は、切断要素のない場合がある。他の複数の実施形態において、2 つ以上の装荷コイル 150 は、切断要素 122 の同じ平面およびどちらかの側に複数の半円形チャンネル（図示されていない）の各々から配備され得る。

【0036】

別の実施形態は、向かい合う半円形チャンネル 116、126 に規定される、らせん形に開けられた溝を組み込み、各装荷コイル 150 をさらに捕捉し、各装荷コイル 150 の組織固定を強化する。チャンネル 116、126 内の溝は、まっすぐかまたは直線状のワイヤファスナ（図示されていない）を、それが溝を通して前進させられたとき、巻くために用いられ得る。この筋書において、複数のまっすぐなワイヤファスナは、それらのまっすぐなファスナを単一ファスナ幅のばね装填の弾倉の中に束にすることによって、多発射構成で用いられ得る。この筋書において、発射ロッド 134a、134b の遠位端は、平らかまたは凹面であり得、その結果、発射ロッド 134a、134b の遠位の移動は、まっすぐなワイヤファスナをチャンネル 116、126 内の溝の中にそして溝を通して独立して前進させる。

10

【0037】

本明細書において開示される実施形態に対して様々な修正がなされ得ることは理解される。従って、上記の説明は、限定することとして解釈されるべきではなく、好ましい実施形態の単なる実例として解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付される特許請求の範囲の範囲および精神内における他の修正を予想する。

20

【符号の説明】

【0038】

- 10 外科手術ファスナ適用デバイス
- 12 シャフト
- 14 遠位端
- 16 近位端
- 20ハウジング
- 30 ハンドルアセンブリ
- 40 可動ハンドル
- 50 固定ハンドル
- 100 手術ツールアセンブリ
- 110 ジョー部材
- 120 ジョー部材

30

【図 1】

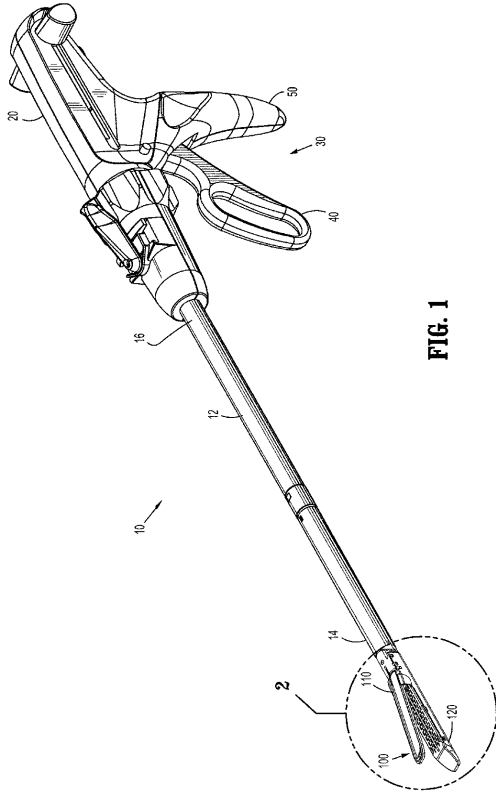


FIG. 1

【図 2】

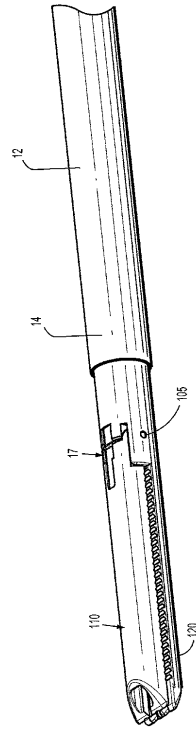


FIG. 2

【図 3 A】

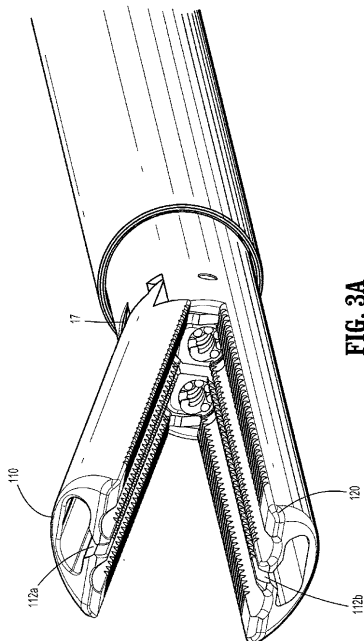


FIG. 3A

【図 3 B】

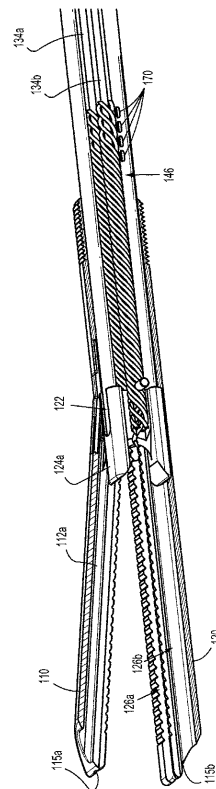
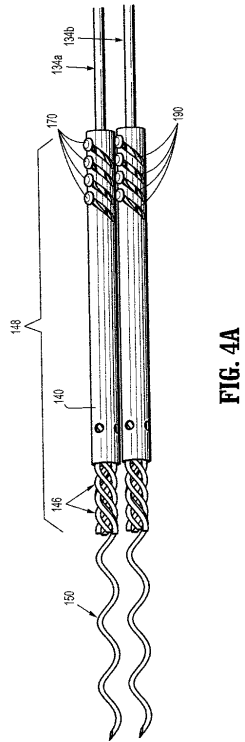
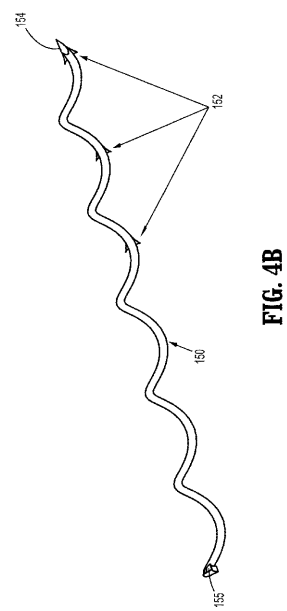


FIG. 3B

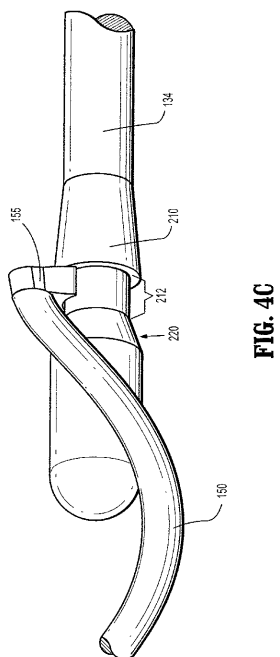
【図 4 A】



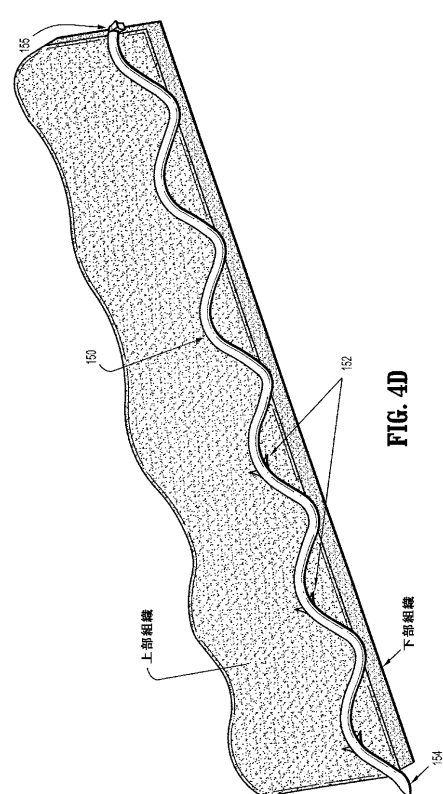
【図 4 B】



【図 4 C】



【図 4 D】



【図 5 A】

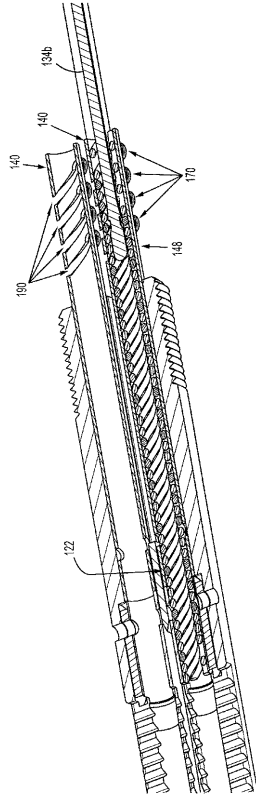


FIG. 5A

【図 5 B】

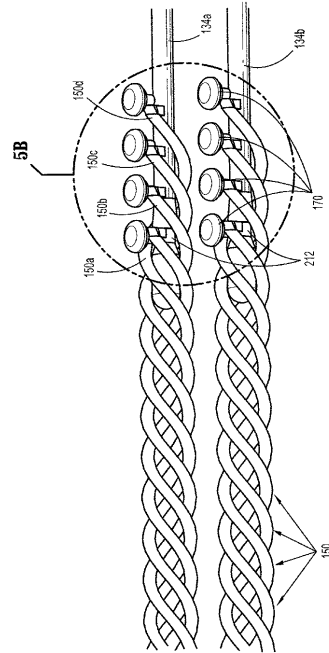


FIG. 5B

【図 5 C】

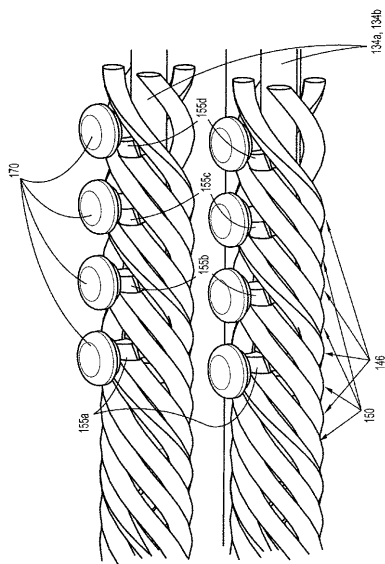


FIG. 5C

【図 5 D】

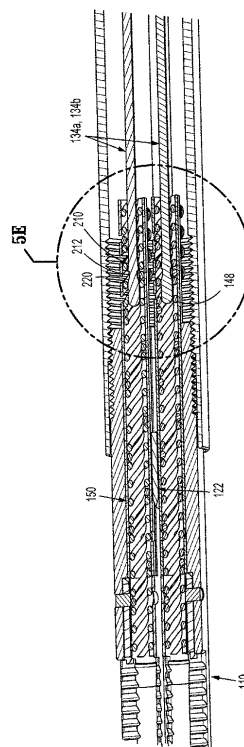
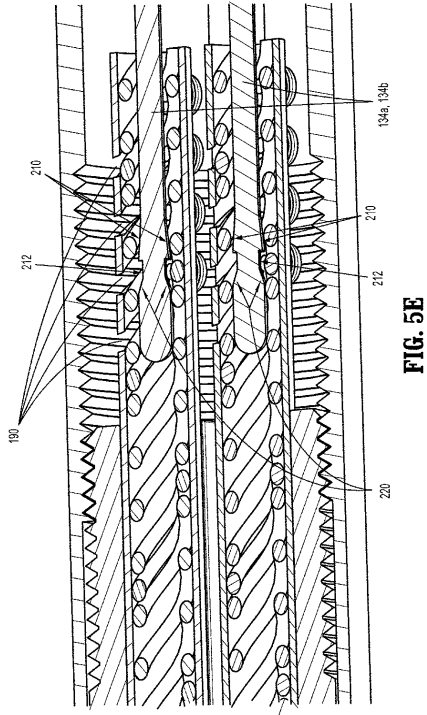
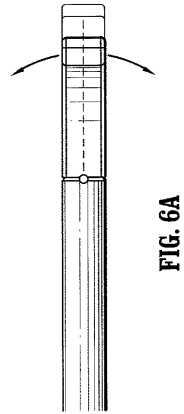


FIG. 5D

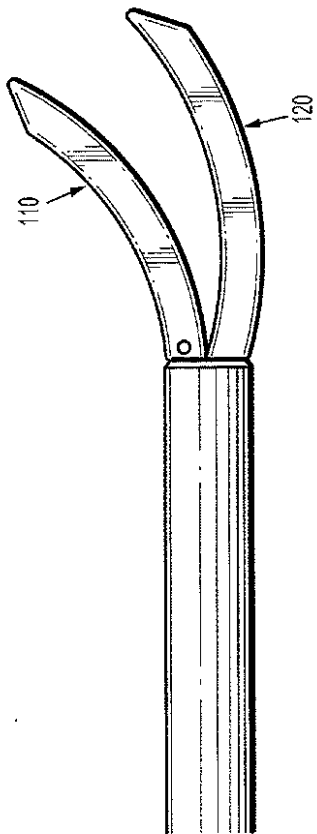
【図 5 E】



【図 6 A】



【図 6 B】



【図 7 A】

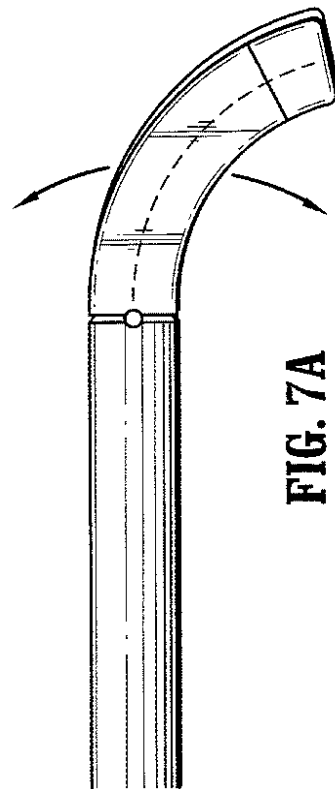


FIG. 6B

FIG. 7A

【 図 7 B 】

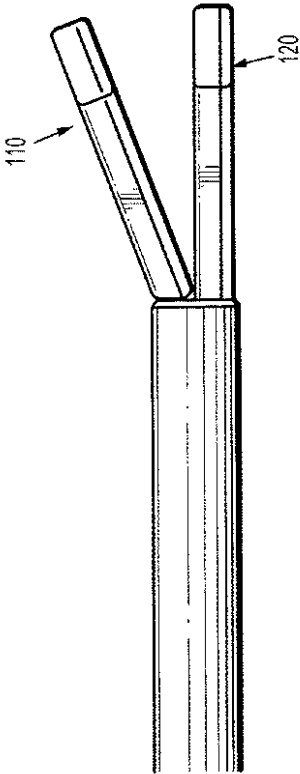


FIG. 7B

【 図 8 A 】

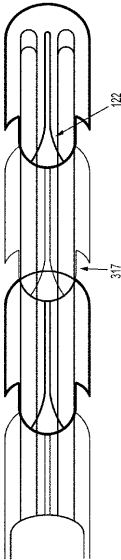


FIG. 8A

【 図 8 B 】

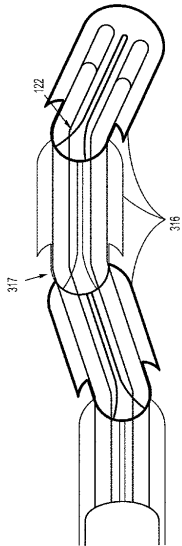


FIG. 8B

フロントページの続き

(72)発明者 マイケル エー． ゼムロク
アメリカ合衆国 コネチカット 0 6 7 1 2 , プロスペクト , ブルックシャー ドライブ 1
4

(72)発明者 スタニスラウ マルチク
アメリカ合衆国 コネチカット 0 6 6 1 4 , ストラットフォード , リバー ベンド ロード
1 1 3 エー．

(72)発明者 アダム ジェイ． ロス
アメリカ合衆国 コネチカット 0 6 7 1 2 , プロスペクト , セーレム ロード 1 4

Fターム(参考) 4C160 CC02 CC06 CC09 CC23 MM43 NN02 NN03 NN09 NN12 NN13
NN14