

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5640186号
(P5640186)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01) A 6 1 B 17/32 3 3 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 15 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2011-542336 (P2011-542336)	(73) 特許権者	514170123
(86) (22) 出願日	平成21年12月15日 (2009.12.15)		スレーター エンドスコピー, リミティド
(65) 公表番号	特表2012-512005 (P2012-512005A)		ライアビリティ カンパニー
(43) 公表日	平成24年5月31日 (2012.5.31)		アメリカ合衆国, フロリダ 33014,
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/068032		マイアミ レイクス, ノースウエスト
(87) 国際公開番号	W02010/075076		フィフティエイトス コート 14000
(87) 国際公開日	平成22年7月1日 (2010.7.1)	(74) 代理人	100099759
審査請求日	平成24年12月14日 (2012.12.14)		弁理士 青木 篤
(31) 優先権主張番号	12/335,656	(74) 代理人	100102819
(32) 優先日	平成20年12月16日 (2008.12.16)		弁理士 島田 哲郎
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100123582
			弁理士 三橋 真二
		(74) 代理人	100153084
			弁理士 大橋 康史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

手術用の装置であって、
 近端と、遠端と、を具備する細長い中空部材と、
 前記中空部材を通じて軸方向に運動するアクチュエータと、
 個別の切断エッジを有する第 1 及び第 2 鉗刃であって、前記第 1 及び第 2 鉗刃の中の少なくとも 1 つのものは、前記遠端に隣接した状態において前記中空部材に対して回転可能に結合される、第 1 及び第 2 鉗刃と、
 前記アクチュエータを前記第 1 及び第 2 鉗刃の中の少なくとも 1 つのものに結合し、前記アクチュエータの軸方向の運動にตอบสนองして相互の関係において前記第 1 及び第 2 鉗刃の中の少なくとも 1 つのものに対して回転運動を付与する結合手段と、を有し、
 前記第 1 鉗刃は、第 1 切断エッジを有し、
 前記第 2 鉗刃は、
中間線を有する、長手軸線方向に延びている剛性の支持基部と、
前記中間線に関してオフセットされた、長手軸線方向に延びている横側部と、
前記支持基部よりも実質的に薄い、弾性を有するリーフスプリングであって、前記リーフスプリングの部分の長さに沿って延びている偏向可能な第 2 切断エッジを有する部分を有し、前記横側部から延びている前記リーフスプリングの前記部分は、前記リーフスプリングの前記部分が前記支持基部の中間線に対して横方向にオフセットされているような片持ち支持構成である、リーフスプリングとを有し、

10

20

前記第 1 及び第 2 鋏刃の中の少なくとも 1 つのものが前記第 1 及び第 2 鋏刃の中の他方に対して開放した位置と閉じた位置の間で回転させられ、

(i) 前記第 1 切断エッジと前記第 2 切断エッジが接触地点において互いに接触させられ、前記第 1 鋏刃と前記第 2 鋏刃が回転させられる時に前記接触地点は前記リーフスプリングの部分の前記長さに沿って移動し、前記第 2 切断エッジが前記接触地点において前記第 1 切断エッジに対して弾性的に偏向し、

(i i) 前記リーフスプリングの前記部分が、前記支持基部が回転する回転プレーンに対する逃げ角及び長手軸線方向角度で、前記支持基部から延び、前記第 1 鋏刃に対して、前記第 1 鋏刃と前記第 2 鋏刃が互いに関して開放した位置と閉じた位置の間で移動させられる時に、前記リーフスプリングの前記部分が、前記第 1 及び第 2 鋏刃の中の一方が前記第 1 及び第 2 鋏刃の中の他方に関して回転させられるプレーンに横断する方向に、横方向のスプリング力を生成し、

(i i i) 前記リーフスプリングの前記部分は、偏向を受けていない時に平坦である、手術用装置。

【請求項 2】

前記相互の関係における前記第 1 及び第 2 鋏刃の回転運動は、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記切断エッジが相互に接触する負荷印加状態を生成し、且つ、

前記リーフスプリング部分の前記片持ち支持構成は、前記負荷印加状態において、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記切断エッジの間に付与される自動的な与圧力が存在し、これにより、前記刃の 2 つの対向する切断エッジの一貫性を有する且つ連続した係合接触を維持するように、個別の切断エッジの長さに沿って作用するスプリング力を生成する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 3】

前記スプリング力は、前記負荷印加状態において、前記第 1 及び第 2 鋏刃の回転運動の範囲の全体にわたって、前記 2 つの対向する切断エッジの連続的な交差が維持されるように、個別の切断エッジの長さの全体に沿って作用する請求項 2 に記載の手術用装置。

【請求項 4】

前記リーフスプリング部分の前記片持ち支持構成は、前記個別の切断エッジの長さの全体にわたって前記基部から離れるように主に横方向を外向きに前記リーフスプリング部分の前記個別の切断エッジに跨って方向付けされたスプリングモーメントを提供する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 5】

前記基部は、前記弾性を有するリーフスプリング部分がある間に配設された状態において、前記個別の切断エッジの長さに沿って前記個別の切断エッジからオフセットされている請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 6】

前記個別の切断エッジは、50 mm 未満の長さを具備する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 7】

前記弾性を有するリーフスプリング部分は、0.05 mm ~ 0.5 mm の厚さを具備する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 8】

前記個別の切断エッジは、鋭利な切断エッジを有する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 9】

前記弾性を有するリーフスプリング部分は、その長手方向の寸法に沿ってテーパ化されたプロファイルを具備する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 鋏刃は、それぞれ、片持ち支持された方式により、個別の基部から延在する切断エッジを有する弾性を有するリーフスプリング部分を含む請求項 1 に記載の手術用装置。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

前記中空部材は、曲がりやすいか、剛性を有するか、又は可塑変形可能であるチューブ又はコイルを有する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 1 2】

前記片持ち支持された構成において、前記弾性を有するリーフスプリング部分は、前記刃の 2 つの対向する切断エッジの一貫性を有する且つ連続した係合接触を維持するべく、前記個別の鋏刃の回転プレーンとの関係において逃げ角において前記基部から延在し、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記切断エッジの間に自動的な与圧力を付与する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 1 3】

前記片持ち支持された構成において、前記弾性を有するリーフスプリング部分は、前記刃の 2 つの対向する切断エッジの一貫性を有する且つ連続した係合接触を維持するべく、前記個別の鋏刃の回転プレーンとの関係において与圧バイアス角において前記基部から延在し、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記切断エッジの間の自動的な与圧力を付与する請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 1 4】

前記基部は、遠端を具備し、且つ、前記弾性を有するリーフスプリング部分は、前記基部の前記遠端を超えて遠位方向に延在する遠位部分を含む請求項 1 に記載の手術用装置。

【請求項 1 5】

少なくとも 1 つの空隙空間が前記基部と前記弾性を有するリーフスプリング部分の間に提供される請求項 1 に記載の手術用装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、手術用鋏装置に関し、且つ、更に詳しくは、小さなサイズの鋏刃を具備する内視鏡用鋏装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡検査は、内視鏡を使用して人体の内部にアクセスするべく使用される最小限に侵襲的な診断のための医療手技である。内視鏡は、一般に、曲がらない又は曲がりやすいチューブと、検査対象の器官又は物体を照射するべく光源から供給される光を内視鏡のチューブを通じて導く光ファイバ照明システムと、検査対象の器官又は物体の画像を収集し、且つ、内部 CCD 装置上において画像を記録するか（ビデオ内視鏡）又は観察のために外部のビデオプロセッサに対して光ファイバ束を介してチューブを通じて画像を送信する（ファイバ内視鏡）観察システムと、から構成される。内視鏡は、内視鏡を通じた視野内への特殊な医療装置の通過を実現する 1 つ又は複数の「作動 (operating)」チャンネル（通常は、直径が 2 ~ 4 mm である）をも包含可能である。これらの特殊な装置（生検鉗子、ブラシ、針、絞断器、鋏、把持具、切断具、クリップ適用具などを包含可能である）を使用することにより、身体の内側から、生検試料を採取すると共に、器官（又は、その一部分）及び/又は異物を回収可能である。すべての曲がりやすい内視鏡において、遠端（約 10 cm（4 インチ）~ 約 20 cm（8 インチ））は、内視鏡の後端のノブを回転させることにより、操作者による遠隔操向が可能である。この結果、スコープと、その作動チャンネル内に存在可能な任意のアクセサリ装置と、の全般的な方向制御が可能である。いくつかの装置（特に、横方向観察オプティクスを有するもの）においては、作動チャンネルの遠位先端部は、小さな偏向可能なエレベータ又はブリッジを内蔵しており、この結果、このエレベータ又はブリッジから突出する装置に対するなんらかの方向制御が可能である。これらの全般的な原理は、大部分の内視鏡に適用されるが、これらの装置は、通常、特定のアプリケーション用に設計されることから、個々の装置は、長さ、サイズ、剛性、並びに、その他の特性において異なっている。内視鏡検査は、例えば、食道、胃及び十二指腸、小腸、並びに、結腸などの胃腸管に関係可能である。内視鏡検査は、気道、尿路、

10

20

30

40

50

女性生殖器官、及び胸の器官にも関係可能である。内視鏡検査は、関節の内部にも関係可能である（関節鏡検査）。多くの内視鏡手技は、相対的に無痛であり、且つ、最悪の場合にも、穏やかな不快感しか伴わない。

【 0 0 0 3 】

腹腔鏡検査は、腹部又は胸部内の手術を腹腔鏡を介して小さな切込み（通常は、0.5～1.5 cm）を通じて実行する最小限に侵襲的な手術技法である。一般に、通常はビデオカメラ（シングルチップ又は3チップ）に接続される望遠鏡式ロッドレンズシステムを含むものと、腹腔鏡の端部にカメラが配置され、これにより、ロッドレンズシステムを除去しているデジタル腹腔鏡と、という2つのタイプの腹腔鏡が存在する。観察のために手術場所を照射するべく、光源（ハロゲン又はキセノン）に接続された光ファイバケーブルシステムが手術孔を通じて挿入される。腹部には、通常、作業及び観察空間を生成するべく、二酸化炭素ガスが吹き込まれる。身体の内部から、生検試料を採取すると共に、器官（又は、その一部分）及び/又は異物を回収するべく、特殊な手術用の装置を手術孔を通じて腹部又は胸部に導入可能である。

10

【 0 0 0 4 】

内視鏡検査、腹腔鏡検査、又は関節鏡検査に使用される特殊な手術用の装置は、一般に、チューブ又はコイルの遠端に隣接して取り付けられたエンドエフェクタ手段（例えば、把持具、切断具、鉗子、鉗、クリップ適用具など）を含む。ハンドル（又は、その他の作動制御手段）が、チューブ又はコイルの近端に取り付けられており、且つ、チューブ又はコイルを通じて軸方向にアクチュエータを運動させる。アクチュエータの遠端は、アクチュエータの軸方向の運動をエンドエフェクタ手段の所望の運動に変換するように、エンドエフェクタ手段に対して機械的に結合される。本明細書においては、このような特殊な内視鏡、腹腔鏡、又は関節鏡のための手術用装置を集合的に内視鏡用の手術用装置又は内視鏡用装置と呼称する。これらの一般的な原理は、大部分の内視鏡用装置に適用されるが、これらの装置は、先程要約した内視鏡、腹腔鏡、及び関節鏡アプリケーションを含む様々な最小限に侵襲的な手術手技に使用可能であって、これらの装置は、通常、特定のアプリケーション用に設計されることから、個々の内視鏡用装置は、長さ、サイズ、剛性、並びに、その他の特性において異なっている。

20

【 0 0 0 5 】

内視鏡用の手術用鉗装置は、一般に、チューブ又はコイルの遠端に隣接して回動可能に取り付けられた一对の鉗刃を含む。これらの鉗刃は、相互の関係における鉗刃の回動運動の際に組織の切断を実現する鋭利なエッジを具備している。ハンドル（又は、その他の作動制御手段）が、チューブ又はコイルの近端に取り付けられており、且つ、チューブ又はコイルを通じて軸方向にアクチュエータを運動させる。アクチュエータの遠端は、アクチュエータの軸方向の運動を鉗刃の回動運動に変換するように、鉗刃に対して機械的に結合される。

30

【 0 0 0 6 】

内視鏡用鉗装置は、一般に、「シングル作動型」又は「ダブル作動型」のいずれかに分類可能である。シングル作動型装置においては、固定された鉗刃がチューブ又はコイルの遠端に隣接して支持されており、且つ、運動可能な鉗刃が、アクチュエータによって伝達される作動力に従って固定された鉗刃との関係において回転するべく、アクチュエータの遠端に結合されると共に、チューブ又はコイルの遠端に隣接して支持されている。ダブル作動型装置においては、アクチュエータによって伝達される作動力に従って相互の関係において回転するべく、2つの鉗刃が、アクチュエータの遠端に結合されると共に、チューブ又はコイルの遠端に隣接して支持されている。

40

【 0 0 0 7 】

これらの鉗刃の構成は、理論的に、鉗刃がそれぞれの回動運動によって閉じるのに伴って、対向する切断エッジの間に、運動する接点を供給する。滑らかな切断動作を実現するには、鉗刃の閉鎖動作の全体にわたって、係合する切断エッジを、運動する接点内に維持しなければならない。通常、一般的な鉗設計は、第1に、鉗刃が閉じるのに伴って、鉗刃

50

を1つに付勢する剛性の機構又は構造を介したものと、第2に、鋏刃が閉じるのに伴って、対向する鋏刃を互いに押圧する長手方向に屈曲したプロファイルを有する刃を寸法設定することによるものと、最後に、鋏の刃又は関係するコンポーネントの寸法又はその位置決めに機械的な遊びを伴わない非常に正確に構築されたアセンブリによるものと、という方法の中のいずれかを使用することにより、これを実現している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

第1の例の剛性の付勢手段は、通常、鋏の回動ナットを締め付けてアセンブリ内のすべての寸法上の遊びを除去することによるか、或いは、鋏刃が互いに閉じるのに伴ってそれらをも更に1つに接近させる付勢を実現する回動エリアの背後の剛性のカム表面により、実現されている。普通の「切開」手術において使用される標準的なフルサイズの鋏などの相対的に大きな又は長い鋏刃の場合に最も一般的に使用されている第2の方法においては、鋏刃の長手方向軸に沿って延在する屈曲したプロファイルが切断エッジを1つに押圧している。この方法は、切開スタイルの手術用の鋏の場合には、ほとんど十分な切断性能を付与する。しかしながら、内視鏡用装置に使用されるものなどの相対的に小さな鋏刃の場合には、小さな刃の剛性に起因して弾性がすっかり失われることになり、これは、鋏刃における屈曲したプロファイルが機能せず、且つ、接触する切断エッジが互いに削り合う、即ち、迅速に磨滅するという結果しかもたらさないことを意味している。従って、現在入手可能な内視鏡用鋏装置においては、このような小さな非弾性且つ剛性の刃は、非常に厳格な寸法精度、厳密な公差、及び厳密な嵌合を伴うコンポーネントを使用してエッジ間の接触を維持するように設計しなければならない。最後の設計法には、困難且つ高価な組立及び製造プロセスが伴っている。更には、小さな内視鏡用鋏の設計における従来技術の剛性のカム又は同様の構造を使用する効果は、切断エッジからカム表面が離れていることによって制限されており、且つ、依然として存在する組立の「遊び」に起因し、エッジ間の接触を維持するという問題に対する改善をほとんど提供しない。これらの設計方式は、これまでのところ、外科医が必要すると共に相対的に大きなハンドヘルド型の手術用鋏を使用する切開手術における自身の経験を通じて習熟している望ましい繊細な感触及び切断性能を小さな手術用鋏装置に付与することができていない。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、2つの鋏刃が鋏運動するのに伴って、刃自体の内部に且つその一部分として含まれる構造が自動的に与圧をその切断エッジに供給する改善された付勢手段による改善された切断性能を有する小さなサイズの鋏刃を有する内視鏡用鋏装置を提供する。

【0010】

別の態様によれば、本発明は、2つの鋏刃が鋏運動するのに伴って、クレピスの構造が与圧を切断エッジに供給する改善された付勢手段による改善された切断性能を有する小さなサイズの鋏刃を有する内視鏡用鋏を提供する。

【0011】

又、本発明は、本質的に高価なコンポーネント、アセンブリ、及び製造プロセスを回避する、この種の内視鏡用鋏装置をも提供する。

【0012】

本発明によれば、内視鏡用鋏装置は、近端及び遠端を具備する細長い中空部材と、中空部材を通じて軸方向に運動するアクチュエータと、個別の切断エッジを有する第1及び第2鋏刃と、を含む。第1及び第2鋏刃の中の少なくとも1つのものは、その遠端に隣接して中空部材に回転可能に結合されている。第1及び第2鋏刃の中の少なくとも1つのものは、個別の切断エッジを画定する弾性リーフスプリング部分を支持する基部を含む。弾性リーフスプリング部分は、基部の長さに沿って、片持ち支持された方式により、基部から延在している。片持ち支持されたリーフスプリングの構成とリーフスプリング部分の角度の付与は、使用の際に、好ましくは、鋏の回転運動の範囲の全体にわたって、2つの対向

10

20

30

40

50

する鋭利な切断エッジの間の一貫性のある且つ連続した係合力を維持する自動的な与圧力が鋏の刃の切断エッジの間に付与されるように、個別の切断エッジに対して作用するスプリング力を生成するべく機能する。

【0013】

本発明の別の態様においては、内視鏡用鋏装置は、近端及び遠端を具備する細長い中空部材と、中空部材を通じて軸方向に運動するアクチュエータと、中空部材の遠端に隣接してクレビス内に回転可能に取り付けられた第1及び第2鋏刃と、を含む。第1及び第2鋏刃は、それぞれ、切断エッジを画定する個別の遠位構造を具備する。第1及び第2鋏刃の遠位構造は、切断エッジが相互の関係における鋏刃の回転運動の際に互いに接触するのに伴って、切断エッジが交差プレーン内に位置することを保証するべく、長手方向において角度が付与されている。クレビスは、回動機構と、鋏刃の横断方向の運動を互いに向かって付勢するべく第1及び第2鋏刃の少なくとも一方の外側部において回動機構に隣接して配設されたスプリング付勢手段と、を含む。クレビスのスプリング付勢手段と鋏刃の遠位構造の角度の付与は、使用の際に、好ましくは鋏の回転運動の範囲の全体にわたって、2つの対向する切断エッジの間の一貫性のある且つ連続した係合力を維持する自動的な与圧力が鋏の刃の切断エッジの間に付与されるように、個別の切断エッジに対して作用するスプリング力を生成するべく機能する。

10

【0014】

一実施例においては、スプリング付勢手段は、回動機構から近位方向に配設されたハブに対して堅固に固定された少なくとも1つのリーフスプリングアームを有する。少なくとも1つのリーフスプリングは、クレビスの長手方向軸に対して略平行に延在しており、且つ、回動機構を受け入れるべく第1及び第2鋏刃の貫通孔と同軸状にアライメントされた貫通孔を具備する。スプリング付勢手段は、回動機構を取り囲む引張りスプリングを更に有することができる。

20

【0015】

別の実施例においては、スプリング付勢手段は、第1及び第2鋏刃の貫通孔と同軸状にアライメントされると共に前述の回動機構を受け入れる少なくとも1つのスプリングワッシャを有する。この構成においては、スプリングワッシャは、回動支持構造と第1及び第2鋏刃の中の1つのものの間に配設される。

30

【0016】

別の実施例においては、スプリング付勢手段は、回動機構を受け入れるべく第1及び第2鋏刃の貫通孔と同軸状にアライメントされた貫通孔を有する少なくとも1つのリーフスプリングを有する。この構成においては、リーフスプリングは、回動支持構造と第1及び第2鋏刃の中の1つのものの間に配設される。

【0017】

本発明の内視鏡用鋏装置は、対向する鋏刃の改善されたエッジ間の与圧を供給し、且つ、従って、これまで入手不能であった内視鏡用鋏装置の優れた切断品質及び操作者の感触を可能にすることを理解されたい。

【0018】

本発明の更なる利点については、添付の図面との関連において詳細な説明を参照することにより、当業者に明らかとなる。

40

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明を実施する例示用の内視鏡用鋏装置の側面図である。

【図2】本発明による図1の内視鏡用鋏装置の遠位部分の等角図であり、この場合には、装置の鋏刃は、開放構成において配置されている。

【図3】本発明による図1の内視鏡用鋏装置の遠位部分の等角図であり、この場合には、装置の鋏刃は、閉鎖構成において配置されている。

【図4A】本発明による図1～図3の内視鏡用鋏装置の鋏刃の概略図である。

【図4B】本発明による図1～図3の内視鏡用鋏装置の鋏刃の概略図である。

50

【図 5 A】本発明による図 4 A 及び図 4 B の鋏刃の中の 1 つのものの側面図である。

【図 5 B】図 5 A の 5 B - 5 B という符号が付与された断面に沿った図 5 A の鋏刃の断面図である。

【図 5 C】図 5 B の 5 C - 5 C という符号が付与された断面に沿った図 5 A 及び図 5 B の鋏刃の断面図である。

【図 6 A】本発明による対応する刃支持部との関係における個別の鋏刃の切断構造の逃げ角を示す図 5 A の 5 B - 5 B と類似の断面ラインに沿った図 1 ~ 図 3 の装置の個別の鋏刃の前面断面図であり、断面のクロスハッチングは、図示の逃げ角を更に明瞭に示すべく省略されている。

【図 6 B】本発明による対応する刃支持部との関係における個別の鋏刃の切断構造の逃げ角を示す図 5 A の 5 B - 5 B と類似の断面ラインに沿った図 1 ~ 図 3 の装置の個別の鋏刃の前面断面図であり、断面のクロスハッチングは、図示の逃げ角を更に明瞭に示すべく省略されている。

【図 6 C】本発明によるその刃支持部との関係における個別の鋏刃の切断構造の刃パイアス角を示す図 6 B の 6 C - 6 C という符号が付与された断面に沿った図 6 B の鋏刃の断面図であり、断面のクロスハッチングは、図示の刃パイアス角を更に明瞭に示すべく省略されている。

【図 6 D】本発明の別の実施例による内視鏡用鋏装置の遠位部分の等角図である。

【図 7 A】本発明による内視鏡用鋏装置の例示用のエンドエフェクタアセンブリの前面斜視図である。

【図 7 B】本発明による図 7 A のエンドエフェクタアセンブリの底部断面図であり、この場合には、装置の鋏刃は、開放構成において配置されている。

【図 7 C】本発明による図 7 A のエンドエフェクタアセンブリの底部断面図であり、この場合には、装置の鋏刃は、開放構成において配置されている。

【図 7 D】本発明による図 7 A のエンドエフェクタアセンブリの底部断面図であり、この場合には、装置の鋏刃は、完全な閉鎖構成において配置されている。

【図 7 E】本発明による図 7 A のエンドエフェクタアセンブリの底部断面図であり、この場合には、装置の鋏刃は、完全な閉鎖構成において配置されている。

【図 8 A】本発明による内視鏡用鋏装置の別の例示用のエンドエフェクタアセンブリの前面斜視図である。

【図 8 B】本発明による図 8 A のエンドエフェクタアセンブリの底部断面図であり、この場合には、装置の鋏刃は、開放構成において配置されている。

【図 9】本発明による内視鏡用鋏装置の更に別の例示用のエンドエフェクタアセンブリの前面斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

本明細書における手術用装置の「遠端」又はその任意の部分とは、外科医から最も離隔していると共に手術場所に対して最も近接した端部であり、装置の「近端」又はその任意の部分とは、外科医に対して最も近接すると共に手術場所から最も離隔した端部である。

【0021】

まず、図 1 及び図 2 を参照すれば、本発明による例示用の内視鏡用鋏装置 101 は、ハンドルアセンブリ 123 を支持するハウジング 121 を含む。中空の管状部材 125 には、ハウジング 121 に固定結合された近端と、クレビス 127 に固定結合された遠端と、が提供されている。中空の管状部材 125 は、屈曲と柔軟性を提供するコイルであってよく、或いは、剛性の又は操作者による可塑変形が可能なチューブであってよい。プッシュロッドアクチュエータ（図示されてはいない）が、中空の管状部材 125 を通じてクレビス 127 に延在している。プッシュロッドアクチュエータは、リンケージ、カム、又はその他の適切な結合構造を介して一対の鋏刃 131、133 に結合されており、且つ、鋏刃 131、133 は、回転ポスト（図示されてはいない）により、クレビス 127 内に回転可能に取り付けられている。この構成においては、中空の管状部材 125 内におけるプ

10

20

30

40

50

ッシュロッドアクチュエータの軸方向の運動により、鋏刃 131、133 が、ポストを中心として回転し、且つ、これにより、相互の関係において回転する。中空の管状部材 124、クレビス 127、及びプッシュロッドアクチュエータの更なる詳細な情報については、Smith 他に対する米国特許第 5,192,298 号を参照することによって得ることが可能であり、この内容は、本引用により、そのすべてが本明細書に包含される。その他の作動機構及び鋏刃を回転させるその他の機構を本発明の内視鏡用鋏装置に利用することも可能であることを理解されたい。実際に、鋏刃がそれを中心として回転するポストを有するクレビスを使用する以外に、Honkanen に対する米国特許第 4,712,545 号に開示されているアーチ形の溝を鋏刃に提供可能であり、この内容は、本引用により、そのすべてが本明細書に包含される。本発明は、シングル作動型及びダブル作動型の内視鏡用の手術用鋏に適用される。当業者であれば、リンク及びピン、又はカムを有するスロット内に位置するピン、又はその他の適切な作動機構などの、作動機構を鋏刃 131、133 に結合する他の機構を利用可能であることを理解するであろう。実際に、必要に応じて、シングル作動型装置においては、プッシュロッド又は作動ワイヤを鋏刃に対して直接的に接続可能であり、且つ、ダブル作動型装置においては、2つの接続されたプッシュロッド又は作動ワイヤを利用して鋏刃に対して直接的に接続可能であろう。

10

【0022】

図示の実施例においては、ハンドルアセンブリ 123 は、運動可能な前部ハンドル 135 と、固定された後部ハンドル 137 と、を含む。前部ハンドル 135 は、自身を貫通して画定されたアパーチャ 139 を具備しており、このアパーチャにより、ユーザーは、前部ハンドル 135 を把持し、且つ、後部ハンドル 137 との関係において前部ハンドル 137 を運動させることができる。更に詳しくは、前部ハンドル 135 は、ユーザーにより、後部ハンドル 137 からオフセットされた第 1 位置から後部ハンドル 137 に更に近接した第 2 位置に選択的に運動可能である。この運動は、相互の関係における鋏刃 131、133 の回転運動を付与するべく、中空の管状部材 125 を通じて延在するプッシュロッドアクチュエータ 50 の軸方向の運動に変換される。ハウジング 121 内には、制御ホイール 141 を支持可能であり、この制御ホイールは、ユーザーが、中空の管状部材 125、クレビス 127、及びクレビスに取り付けられた鋏刃 131、133 を一緒に回転させるか又は中空の管状部材 125 とは独立的に且つ別個にクレビス 127 及び鋏刃 131、133 を回転させることができるようにするべく、ハウジング 121 の側壁を貫通して延在可能である。

20

30

【0023】

図 2 及び図 3 に示されているように、鋏刃 131、133 のそれぞれのものには、鋏刃 131、133 が使用の際に相互の関係において回転運動するのに伴って、互いに接触する内側切断エッジ 151、153 が提供されている。このような回転の際には、切断エッジ 151、153 の接触の地点は、切断エッジに沿って移動する。開放構成においては、接触の地点は、回転点又はクレビスに相対的に近接している(図 2)。刃が閉じるのに伴って、接触の地点は、回転点又はクレビスから離れるように移動する(図 3)。図 2 において、鋏刃 131、133 は、開放構成において示されており、この場合には、切断エッジ 151、153 は、回転点の近傍の丸によって囲まれた部分 155 によって概略的に示された地点において押圧接触状態にある。

40

【0024】

図 4A 及び図 4B は、鋏刃 131、133 の概略図を示しており、このそれぞれは、2つの一体型の部分 201、203 によって実現されている。本明細書において「刃支持部」と呼称される第 1 部分 201 は、「切断構造」と本明細書において呼称される第 2 部分 203 よりも、厚く、且つ、剛性を有する。薄い切断構造 203 は、好ましくは、図示のように、テーパ化されたプロファイルを有する、切断構造 203 の上部エッジの長さ全体に沿って延在する鋭利な切断エッジ(151、153)を含む。段差を有するプロファイルやその他の可変プロファイルなどのその他のプロファイルを有する設計を使用することも可能である。

50

【 0 0 2 5 】

図 5 A に示されているように、刃支持部 2 0 1 は、回動ポスト（図示されてはいない）を受け入れる貫通孔 2 0 5 と、装置のアクチュエータロッドの遠端に接続するカムピン（図示されてはいない）を受け入れる貫通孔 2 0 5 の近傍に配設されたカムスロット 2 0 7 と、を含む。この構成は、周知のように、アクチュエータロッドの軸方向の運動にตอบสนองして、相互の関係における鋏刃 1 3 1、1 3 3 の回動運動を提供する。

【 0 0 2 6 】

図 5 B の断面に最良に示されているように、鋏刃 1 3 1、1 3 3 の薄い切断構造 2 0 3 は、その上部部分 2 1 1 が、角度を付与されるか、又はさもなければ切断エッジが鋏アセンブリ内において対向する刃の切断エッジと交差することを保証する個別の鋭利な切断エッジ（図 5 B に 1 5 1 という符号が付与されている）の長さに沿って偏りを保持するべく構成された状態で、その底部部分 2 0 9 を刃支持部 2 0 1 に固定することにより、片持ち梁スプリング構成を実現している。この片持ち梁スプリング構成においては、薄い切断構造 2 0 3 は、厚い刃支持部 2 0 1 によって堅固に保持及び位置決めされるその底部部分 2 0 9 との関係において切断構造 2 0 3 の上部部分 2 1 1 の弾性偏向を許容する弾性リーフスプリングとして機能する。この結果、鋭利な切断エッジ 2 0 4 は、はつりや損耗によって切断エッジが損傷しないように、弾性的にたわむ方式により、対向する刃の切断エッジと強制係合可能である。このような弾性偏向は、図 5 B に、ベクトル矢印 2 1 3 によって示されている。切断構造 2 0 3 の片持ち梁スプリング構成は、その底部部分 2 0 9 及び刃支持部 2 0 1 との関係における上部部分 2 1 1 の弾性偏向が切断構造 2 0 3 の長さの全体に沿って提供されるように、切断構造 2 0 3 の長さに沿って延在している。又、切断構造 2 0 3 の片持ち梁スプリング構成は、図 5 B に示されているように、主にベクトル矢印 2 1 5 の方向において刃支持部 2 0 1 から離れるように横方向を外向きに切断構造 2 0 3 の切断エッジに跨って方向付けされたスプリングモーメントをも提供する。

【 0 0 2 7 】

個別の刃 1 3 1、1 3 3 の切断構造 2 0 3 の遠位部分 2 1 1 が、図 6 D に示されているように、個別の刃の基部 2 0 1 の遠端 2 2 3 を超えて延長することも可能であると考えられる。更には、切断構造 2 0 3 の遠位部分は、図示のように、その間に空隙を提供するべく基部 2 0 1 と切断構造部分 2 0 3 の間に提供された空間 2 2 5 を有するように、基部 2 0 1 の上方において支持することも可能である。同様に、切断構造 2 0 3 の中間部分及び / 又は近位部分と基部 2 0 1 の間に空隙空間を配設することも可能である。これらの構造は、望ましい場所において切断構造 2 0 3 の相対的に大きな柔軟性を提供する。

【 0 0 2 8 】

片持ち梁スプリング構成及び切断構造 2 0 3 の位置的な偏りは、刃 1 3 1、1 3 3 が閉じるのに伴って 2 つの刃 1 3 1、1 3 3 の切断エッジ 1 5 1、1 5 3 が交差プレーン内に位置することを保証する。図 6 A ~ 図 6 C に示されている好適な実施例においては、対向する切断構造 2 0 3 は、個別の鋏刃の回転プレーン 2 0 5 との関係における逃げ角 において個別の基部支持部 2 0 1 から延在している。更には、図 6 C に最良に示されているように、鋏刃の個別の切断構造 2 0 3 の長さ方向のプロファイルは、鋏刃の回転プレーン 2 0 5 との関係において刃バイアス角 において角度が付与されている。2 つの刃の切断構造のバイアス角は、図 6 A 及び図 6 B において明らかなように、互いに向かっている。例示用の実施例においては、切断構造の逃げ角 は、 3° ~ 7° の範囲であり（更に好ましくは、 5° のレベルであり）、且つ、切断構造の刃バイアス角 は、 0.5° ~ 3° の範囲である（更に好ましくは、 1.5° のレベルである）。切断構造 2 0 3 の逃げ角 及び刃バイアス角 は、選択的に 2 つの刃 1 3 1、1 3 3 の切断エッジ 1 5 1、1 5 3 のみが交差プレーン上に位置し、且つ、従って、刃 1 3 1、1 3 3 が閉じるのに伴って、エッジ間の相互接触が保証されるように、提供することが重要である。リーフスプリングのこれらの設計態様は、刃 1 3 1、1 3 3 が閉じるのに伴って、必要な刃の間の与圧力を提供し、これにより、鋏刃 1 3 1、1 3 3 の回転運動の範囲の全体にわたって 2 つの対向する切断エッジ 1 5 1、1 5 3 の一貫性のある且つ連続した力強い接触が維持される。この設計

10

20

30

40

50

方式を使用することにより、小さな鋏は、切断能力及び感触を既存の内視鏡用の及びその他の小さな手術用の鋏のものを上回るレベルに向上させつつ、現時点において手術用の鋏に必要とされている高度な公差及び超微細な位置決めを必要とすることなしに、格段に低い品質規格を有するコンポーネント及び製造技法を使用可能である。

【 0 0 2 9 】

好適な実施例においては、個別の刃の刃支持部 2 0 1 は、0 . 2 5 m m ~ 5 m m の厚さを具備し、個別の刃の切断構造 2 0 3 は、0 . 0 5 m m ~ 0 . 5 m m の厚さと、5 0 m m 未満の、且つ、好ましくは、5 m m ~ 2 0 m m の範囲の長さとして、を具備する。図 5 C は、刃支持部 2 0 1 が 0 . 6 m m の最大厚さを具備し、且つ、切断構造 2 0 3 が、0 . 0 8 m m の厚さと、7 m m の長さとして、を具備する例示用の実施例を示している。好適な実施例においては、鋏刃 1 3 1、1 3 5 (個別の刃の切断構造 2 0 3 を含む) は、高クローム合金などの高張力ステンレス鋼から実現される。

10

【 0 0 3 0 】

有利には、図 1 ~ 図 6 の内視鏡用鋏装置は、従来技術に使用されている屈曲した刃のプロファイル及びバイアスカムと関連した問題点を回避しつつ、対向する鋏刃の改善された自動的なエッジ間の与圧を提供しており、且つ、従って、これまでは得ることができなかった内視鏡用鋏装置の優れた切断品質を可能にしている。

【 0 0 3 1 】

本発明の別の態様においては、前述の図 1 及び図 2 の内視鏡用装置のクレビスは、鋏刃が相互に鋏運動するのに伴って、2 つの鋏刃の切断エッジに与圧を自動的に提供するべく構成可能である。

20

【 0 0 3 2 】

図 7 A ~ 図 7 E に示されている例示用の実施例においては、内視鏡用装置は、中空の管状部材 (図示されてはいない) の遠端に結合されたクレビス 3 0 1 を有するエンドエフェクタアセンブリ 3 0 0 を具備する。鋏刃 3 0 3、3 0 5 は、回動ねじ 3 0 7 により、クレビス 3 0 1 内に回転可能に取り付けられている。それぞれの個別の鋏刃 3 0 3、3 0 5 は、図 5 C に示されている構成と同様に、鋭利な切断エッジ (3 1 3、1 3 5) を画定する遠位の長手方向において角度が付与された構造 (3 0 9、3 1 1) を具備する。図 7 B 及び図 7 D の断面図に最良に示されているように、角度が付与された構造 3 0 9、3 1 1 は、鋏刃 3 0 3、3 0 5 が動作の際に回動ねじ 3 0 7 を中心として相互の関係において回転するのに伴って、切断エッジ 3 1 3、3 1 5 が交差プレーン内に位置することを保証している。

30

【 0 0 3 3 】

図 7 B ~ 図 7 E の断面図に最良に示されているように、それぞれの個別の鋏刃 3 0 3、3 0 5 の中間部分は、回動ねじ 3 0 7 の本体を受け入れる回動孔 (3 1 7、3 1 9) を画定している。それぞれの個別の鋏刃 (3 0 3、3 0 5) の近位部分は、アセンブリの長手方向軸との関係において傾いた角度で方向付けされた長手方向に延在するカムスロット (3 2 1、3 2 3) を画定している。2 つの鋏刃 3 0 3、3 0 5 の近位部分は、相互に離隔しており、且つ、その間にプッシュロッドアクチュエータ 3 2 5 を受け入れる。アクチュエータ 3 2 5 は、個別の鋏刃 3 0 3、3 0 5 のカムスロット 3 2 1、3 2 3 内に位置すると共に回動ねじ 3 0 7 を中心とした相互の関係における鋏刃の回転運動を達成するカムピン 3 2 7 を含む。図 7 B の断面図は、鋏刃 3 0 3、3 0 5 の開放構成を示している。図 7 D の断面図は、鋏刃 3 0 3、3 0 5 の完全に閉じた構成を示している。

40

【 0 0 3 4 】

クレビス 3 0 1 は、互いに反対側に配設されると共に鋏刃の近位部分とその間に配設された状態で長手方向に延在する外側リーフスプリングアーム 3 2 9、3 3 1 を含む。リーフスプリングアーム 3 2 9、3 3 1 の近端は、ハブ部材 3 3 3 に堅固に固定されている。ハブ部材 3 3 3 は、内部チャンネル 3 3 5 を具備し、この内部チャンネルは、自身を通じたアクチュエータ 3 2 5 の通過を許容する。リーフスプリングアーム 3 2 9、3 3 1 の遠端 3 3 7、3 3 9 は、鋏の開放及び閉鎖を通じて生成される負荷条件下において互いに向かっ

50

て又は互いから離れるように弾性偏向する片持ち梁スプリングとして機能する。遠端は、回転ねじ307を受け入れるべく、鋏刃303、305の回転孔317、319との同軸状態にある個別の貫通孔341、343を具備する。

【0035】

回転ねじ307の本体は、引張りスプリング345によって取り囲まれている。引張りスプリング345の一端は、リーフスプリングアーム(331)の中の1つのものに溶接又はその他の方法で固定されている。引張りスプリング345の他端は、図7C及び図7Eに最良に示されているように、回転ねじ307の半径方向に延在するねじ山様の面347に係合している。回転ねじ307の頭部は、もう1つのリーフスプリングアーム(329)に係合している。この結果、引張りスプリング345は、対向するリーフスプリングアーム329、331の間において機械的に結合されている。回転ねじ307は、面347が引張りスプリング345の長さに沿って摺動し、且つ、これにより、必要に応じて、引張りスプリング345の張り具合を調節するように、手動で回転可能である。開口部317、319を取り囲む環状領域内の個別の鋏刃303、305の外部表面は、鋏刃303、305の回転運動における摩擦を極小化するワッシャのように機能する環状の隆起348、349を形成するべく隆起可能である。

【0036】

回転ねじ307を中心とした相互の関係における2つの鋏刃の回転運動の際に(更に詳しくは、開放構成(図7B及び図7C)から完全に閉じた構成(図7D及び図7E)への回転運動の際に)、開いた鋏刃303、305の遠位構造309、311の角度を有するプロファイルにより、鋏刃303、305は、横断方向において(即ち、2つの刃の長手方向に対して直交する方向において)互いに離れるように運動する。このような横断方向の運動は、その間の接触インターフェイスを介してリーフスプリングアーム329、331に伝達され、この結果、横断方向において互いに離れる方向のリーフスプリングアーム319、331の偏向がもたらされる。このような偏向に回答し、リーフスプリングアーム329、331及び引張りスプリング345は、鋏刃303、305の横断方向の運動を妨げる弾性力を付与し、対向する鋏刃の切断エッジ313、315の係合接触を保証する。完全に閉じた構成から開放構成への回転運動においては、リーフスプリングアーム319、331及び引張りスプリング345は、互いに向かう鋏刃303、305の横断方向の運動を生成する弾性力を付与し、対向する鋏刃の切断エッジ313、315の係合接触を保証する。この結果、リーフスプリングアーム329、331及び引張りスプリング345は、主に横断方向に沿って内向きに方向付けされたスプリングモーメントを提供する。好適な実施例においては、リーフスプリングアーム329、345及び引張りスプリング345によって付与される弾性力は、相互の関係における鋏刃の回転運動の範囲の全体にわたって一定であり、この結果、鋏刃303、305の回転運動の範囲の全体にわたって切断エッジ313、315の一貫性を有する且つ連続した力強い接触が維持される。

【0037】

図8A及び図8Bに示されている別の例示用の実施例においては、内視鏡用装置は、中空の管状部材(図示されてはいない)の遠端に結合されたクレビス301'を有するエンドエフェクタアセンブリ300'を具備する。鋏刃303、305は、回転ねじ307により、クレビス301'内に回転可能に取り付けられている。それぞれの個別の鋏刃303、305は、図7A~図7Eの構成と同様に、鋭利な切断エッジ(313、315)を画定する遠位の長手方向において角度が付与された構造(309、311)を具備する。角度が付与された構造309、311は、鋏刃303、305が動作の際に回転ねじ307を中心として相互の関係において回転するのに伴って、切断エッジ313、315が交差プレーン内に位置することを保証している。

【0038】

図8Bの断面図に最良に示されているように、それぞれの個別の鋏刃303、305の中間部分は、回転ねじ307を受け入れる開口部(317、319)を定義している。それぞれの個別の鋏刃(303、305)の近位部分は、アセンブリの長手方向軸との関係

10

20

30

40

50

において傾斜した角度で方向付けされた長手方向に延在するカムスロット（321、323）を画定している。2つの鋏刃303、305の近位部分は、互いに離隔しており、且つ、その間にプッシュロッドアクチュエータ325を受け入れる。アクチュエータ325は、個別の鋏刃303、305のカムスロット321、323内に位置すると共に回転ねじ307を中心とした相互の関係における鋏刃の回転運動を実現するカムピン327を含む。図8Bの断面図は、鋏刃303、305の開放構成を示している。

【0039】

クレビス301'は、ハブ333'を含み、ハブは、自身から遠位方向に延在するアーム329'、331'を有する。アーム329'、331'は、互いに反対側に配設されており、且つ、鋏刃の近位部分がある間に配設された状態で長手方向に延在している。ハブ部材333'は、内部チャンネル335'を具備し、内部チャンネルは、自身を通じたアクチュエータ325の通過を許容する。アーム329'、331'は、負荷印加条件下において相互の関係において遠端337'、339'の最小限の偏向が存在するように、その特性が実質的に剛性である。遠端337'、339'は、回転ねじ307を受け入れるべく、鋏刃303、305の開口部317、319との同軸状態にある個別の貫通孔341、343を具備する。

【0040】

回転ねじ307の本体は、図8A及び図8Bに示されているように、鋏刃303、305の両外側部に配設されたスプリングワッシャ（例示用の実施例においては、2つのスプリングワッシャ351、353）を支持している。好適な実施例においては、スプリングワッシャ351、353は、Bellevilleタイプのスプリングワッシャである。スプリングワッシャ351は、アーム329'と刃303の間に配設されている。スプリングワッシャ353は、アーム331'と刃305の間に配設されている。回転ねじ307の頭部は、クレビスアーム329'に対して係合している。回転ねじ307の端部は、ねじが切られた接触面又はその他の適切な接触面により、クレビスアーム331'に対して係合している。この結果、スプリングワッシャ351、353は、クレビスアーム329'、331'と中央の鋏刃303、305の間において回転ねじ307の本体によって支持されている。

【0041】

回転ねじ307を中心とした相互の関係における2つの鋏刃の回転運動において（更に詳しくは、開放構成から完全に閉じた構成への回転運動において）、対向する鋏刃303、305の遠位構造309、311の角度が付与されたプロファイルにより、鋏刃303、305は、横断方向において（即ち、2つの刃の長手方向に直交する方向において）互いに離れるように運動する。このような横断方向の運動は、その間の接触インターフェイスを介してスプリングワッシャ351、353に伝達され、この結果、スプリングワッシャ351、353の圧縮がもたらされる。このような圧縮に応答し、スプリングワッシャ351、353は、鋏刃303、305の横断方向の運動を妨げる弾性力を付与し、対向する鋏刃の切断エッジ313、315の係合接触を保証する。この結果、スプリングワッシャ351、353は、主に横断方向に沿って内向きに方向付けされたスプリングモーメントを提供する。完全に閉じた構成から開放構成への回転運動においては、スプリングワッシャ351、353は、互いに向かう鋏刃303、305の横断方向の運動を生成する弾性力を付与し、対向する鋏刃の切断エッジ313、315の係合接触を保証する。好適な実施例においては、スプリングワッシャ351、353によって付与される弾性力は、相互の関係における鋏刃の回転運動の範囲の全体にわたって一定であり、この結果、鋏刃303、305の回転運動の範囲の全体にわたって、切断エッジ313、315の一貫性のある且つ連続した力強い接触が維持される。

【0042】

更に別の例示用の実施例においては、図8A及び図8Bの内視鏡用鋏装置のスプリングワッシャは、図9に示されているように、リーフスプリング361、363によって置換可能である。この実施例においては、リーフスプリング361、363は、開放から完全

10

20

30

40

50

に閉じた構成への鋏刃の回転運動において圧縮される。このような圧縮にตอบสนองし、リーフスプリング361、363は、鋏刃303、305の横断方向の運動を妨げる弾性力を付与し、対向する鋏刃の切断エッジ313、315の係合接触を保証する。この結果、リーフスプリング361、363は、主に横断方向に沿って内向きに方向付けされたスプリングモーメントを提供する。好適な実施例においては、リーフスプリング361、363によって付与される弾性力は、相互の関係における鋏刃の回転運動の範囲の全体にわたって一定であり、この結果、鋏刃303、305の回転運動の範囲の全体にわたって切断エッジ313、315の一貫性を有する且つ連続した力強い接触が維持される。図示の例示用の実施例においては、リーフスプリング361、363は、第1及び第2鋏刃の貫通孔と同軸状にアライメントされると共に回転ねじ307の本体を受け入れる貫通孔を具備している。リーフスプリング361、363は、図9から明らかなように、クレビスアーム329'、331'の個別の遠端337'、339'から遠位方向に、且つ、個別の鋏刃303、305の大部分に沿って長手方向に、延在している。

10

【0043】

以上、本明細書においては、改善された鋏刃を有する鋏装置について記述及び図示した。本発明の特定の実施例について説明したが、これらに本発明が限定されることを意図するものではなく、本発明は、当技術分野において許容される限りの広範な範囲を有し、且つ、本明細書も、相応して解釈されることを意図している。従って、例示を目的として本明細書に示されている手術用の鋏装置は、両方の刃が相互の関係において回転するダブル作動型の鋏であったが、本発明は、1つの刃が固定されており、他方の刃が、この固定された刃との関係において回転するシングル作動型の鋏に適用することも可能であることを認識されたい。本発明は、標準的な剛性の対向する刃と結合された状態において、1つの刃のみが本発明を内蔵する鋏に対して適用することも可能である。又、鋏刃の回転を生成するための特定の作動機構について説明したが、その他の機構を利用することも可能であることを理解されたい。従って、例えば、装置は、内視鏡チャンネルを通じて使用可能なコイル要素から形成された外側チューブを有する曲がりやすい装置であってもよく、或いは、腹腔鏡又は関節鏡を通じて使用可能な構造用プラスチック又は管状金属の相対的に剛性の外側チューブを有する剛性装置であってもよいであろう。更には、内視鏡用鋏装置の鋏刃の特定の材料及び寸法を開示したが、その他の材料及び寸法を使用することも可能であることを理解されたい。更には、個別の鋏刃の特定の一体型の構成を示したが、その他の非一体型の構成を使用することも可能である。例えば、個別の刃の切断構造は、溶接により（例えば、レーザー溶接、スポット溶接、抵抗溶接により）、1つ又は複数のねじ又はリベットにより、又はその他の適切な機械的固定手段により、鋏刃の刃支持部に固定される別個の且つ個別の部分であってもよいと考えられる。この構成においては、刃支持部は、ステンレス鋼、プラスチック、セラミックなどの様々な材料から実現可能である。従って、当業者であれば、特許請求されたその精神及び範囲を逸脱することなしに、更に別の変更を、この提供された発明に対して実施可能であることを理解するであろう。

20

30

【 図 1 】

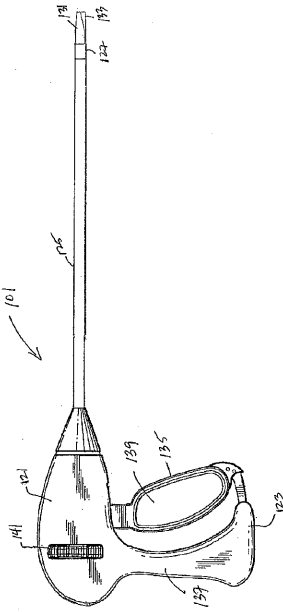
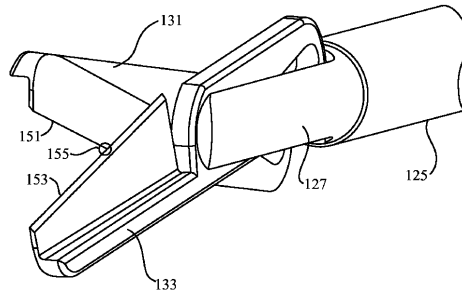


Fig. 1

【 図 2 】

Fig. 2



【 図 3 】

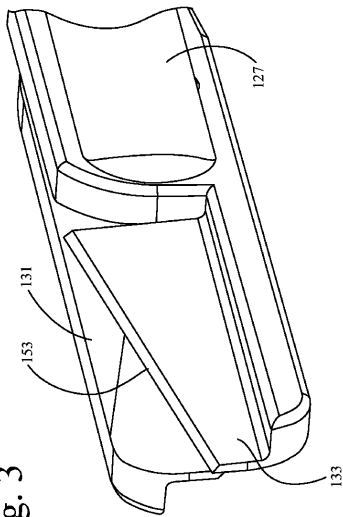


Fig. 3

【 図 4 A 】

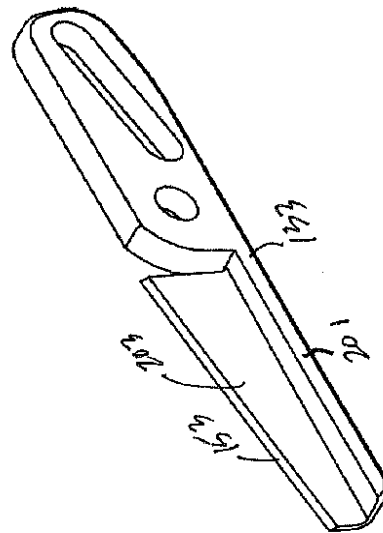


Fig. 4A

【 図 4 B 】

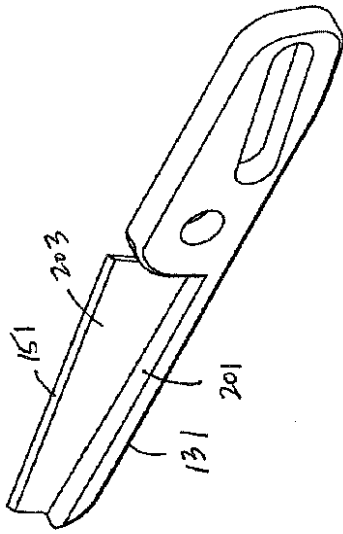


Fig. 4B

【 図 5 A 】

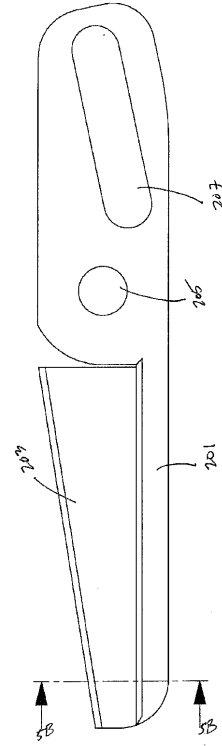


Fig. 5A

【 図 5 B 】

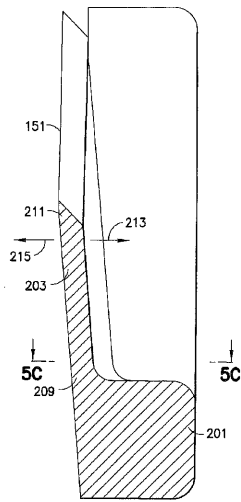


Fig. 5B

【 図 5 C 】

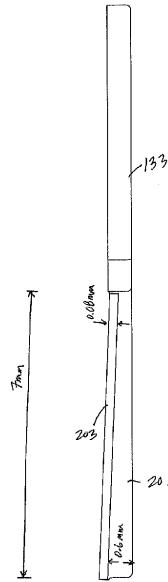


Fig. 5C

【図 6 A】

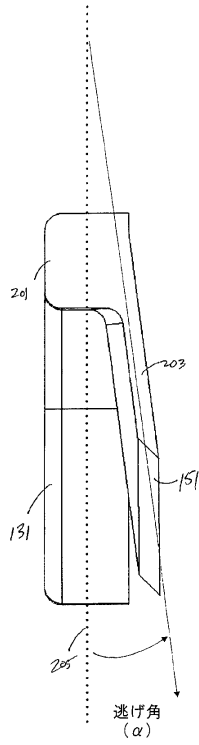


Fig. 6A

【図 6 B】

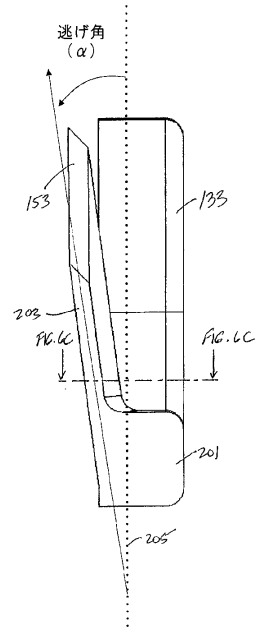
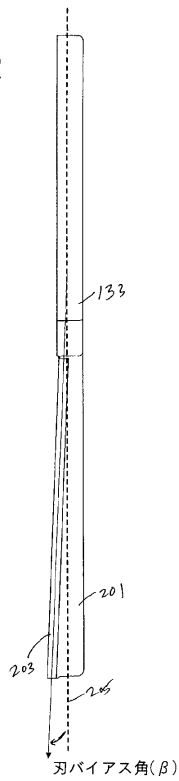


Fig. 6B

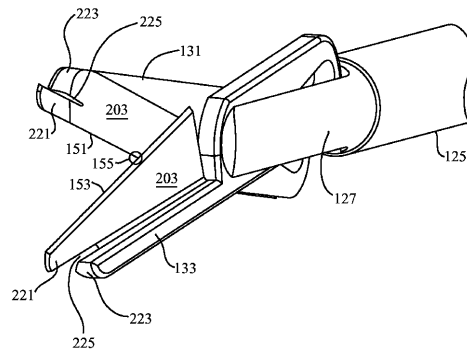
【図 6 C】

Fig. 6C



【図 6 D】

Fig. 6D



【図 7 A】

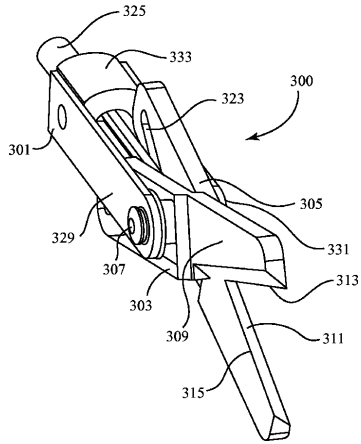
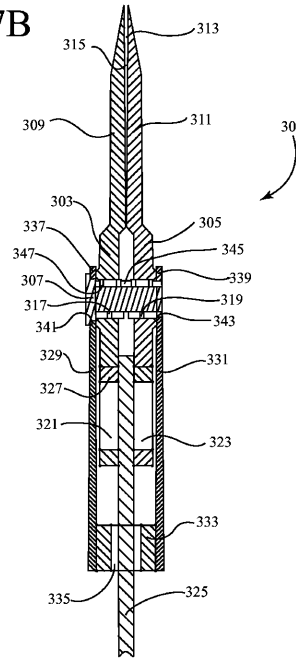


Fig. 7A

【図 7 B】

Fig. 7B



【図 7 C】

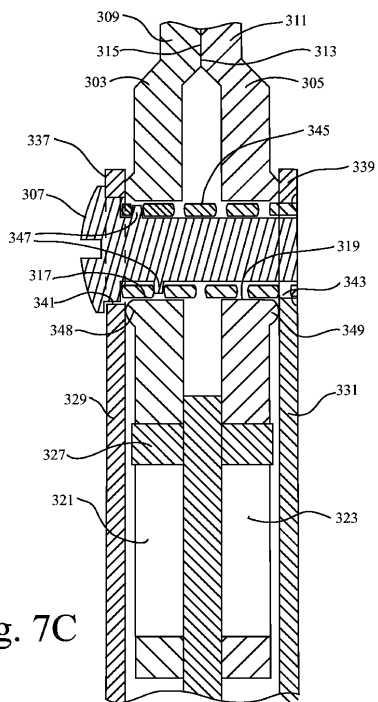


Fig. 7C

【図 7 D】

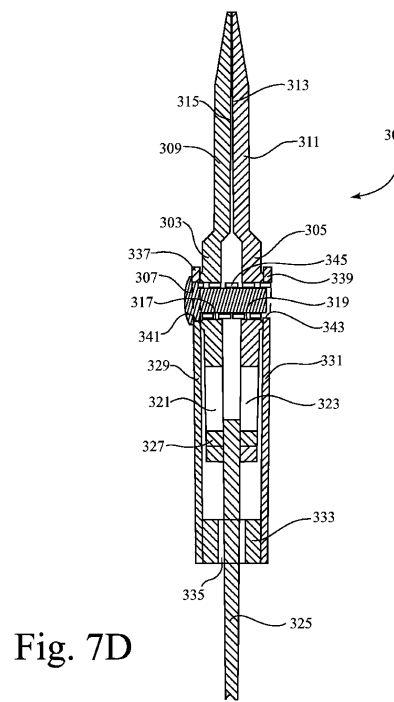


Fig. 7D

【 図 7 E 】

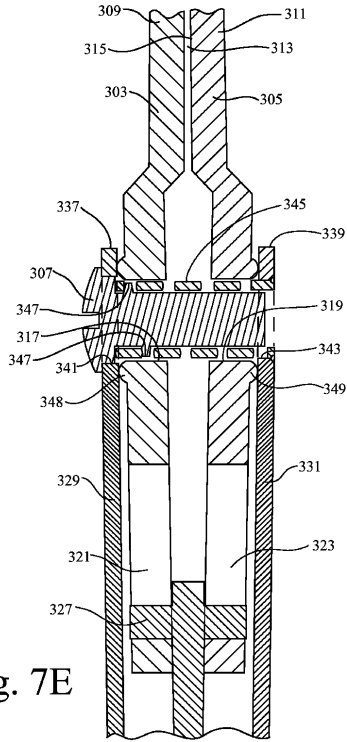


Fig. 7E

【 図 8 A 】

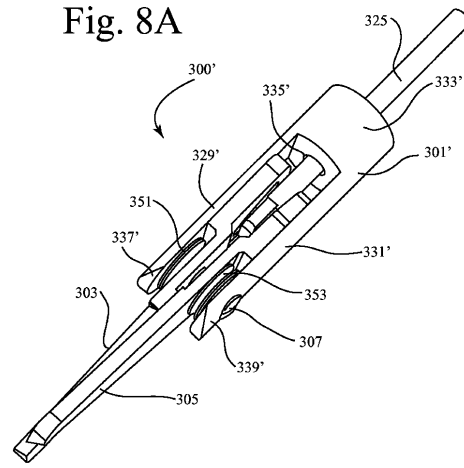


Fig. 8A

【 図 8 B 】

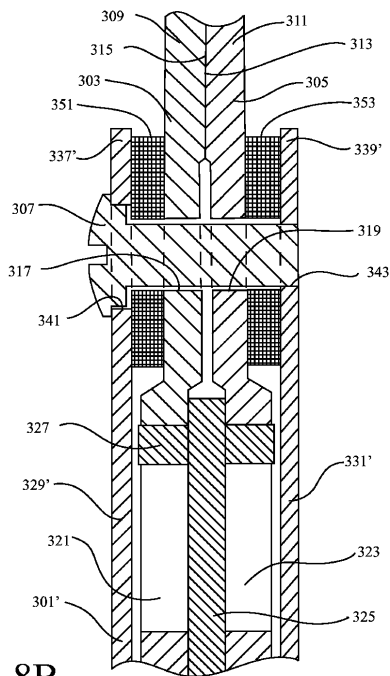


Fig. 8B

【 図 9 】

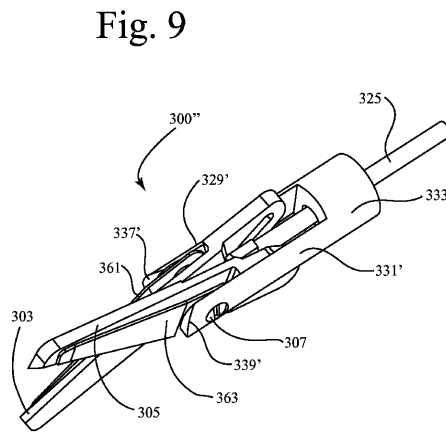


Fig. 9

フロントページの続き

(74)代理人 100160705

弁理士 伊藤 健太郎

(74)代理人 100157211

弁理士 前島 一夫

(72)発明者 チャールズ アール・スレーター

アメリカ合衆国, フロリダ 33312, フォート ラウダーデール, サウスウエスト トゥエン
ティーシックス アベニュー 2350

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特開2001-057981(JP, A)

米国特許第06176866(US, B1)

特表平10-503406(JP, A)

特開平11-221189(JP, A)

米国特許第06086606(US, A)

米国特許第05320636(US, A)

実公昭36-011685(JP, Y1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/32

A61B 1/00

专利名称(译)	内视镜用镊装置		
公开(公告)号	JP5640186B2	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	JP2011542336	申请日	2009-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	斯莱特查尔斯 - [R]		
申请(专利权)人(译)	查尔斯伯爵.斯莱特		
当前申请(专利权)人(译)	斯莱特结束复制, Rimitido 责任公司		
[标]发明人	チャールズアールスレーター		
发明人	チャールズ アール.スレーター		
IPC分类号	A61B17/32 A61B1/00		
CPC分类号	A61B17/320016 A61B17/3201		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B1/00.334.D		
代理人(译)	青木 笃 岛田哲朗 伊藤健太郎 前岛一夫		
审查员(译)	村上聪		
优先权	12/335656 2008-12-16 US		
其他公开文献	JP2012512005A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜器械包括细长的中空构件，轴向移动通过中空构件的致动器，以及具有相应的组织接合边缘的第一和第二末端执行器。至少一个末端执行器在其远端附近可旋转地连接到中空构件。端部执行器中的至少一个包括支撑弹性板簧部分的基部，该弹簧部分包括相应的切削刃。弹性板簧部分以悬臂布置从基部延伸并产生作用在相应切削刃上的弹簧力，使得在加载状态下，在末端执行器的切削刃之间施加自动预加载力以保持一致两个相对的组织接合边缘之间的连续配合力优选地在端部执行器的整个旋转运动范围内。

