

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-512005

(P2012-512005A)

(43) 公表日 平成24年5月31日(2012.5.31)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2011-542336 (P2011-542336)
 (86) (22) 出願日 平成21年12月15日 (2009.12.15)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年8月16日 (2011.8.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2009/068032
 (87) 国際公開番号 WO2010/075076
 (87) 国際公開日 平成22年7月1日 (2010.7.1)
 (31) 優先権主張番号 12/335,656
 (32) 優先日 平成20年12月16日 (2008.12.16)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 511147001
 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
 (74) 代理人 100099759
 弁理士 青木 篤
 (74) 代理人 100102819
 弁理士 島田 哲郎
 (74) 代理人 100123582
 弁理士 三橋 真二
 (74) 代理人 100141081
 弁理士 三橋 庸良

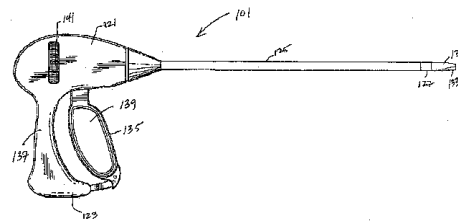
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用鉗装置

(57) 【要約】

内視鏡用鉗装置は、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、個別の切断表面を有する第1及び第2鉗刃と、を含む。第1及び第2鉗刃の中の少なくとも1つのは、その遠端に隣接した状態で中空部材に回転可能に結合されている。第1及び第2鉗刃の中の少なくとも1つのは、個別の切断エッジを含む弾性を有するリーフスプリング部分を支持する基部を含む。弾性を有するリーフスプリング部分は、リーフスプリング部分の長さに沿って、片持ち支持された構成において、基部から延在している。前述のリーフスプリング部分の片持ち支持された構成は、スプリング力を生成し、好ましくは、鉗刃の回転運動の範囲の全体にわたって、2つの対向する鋭利な切断エッジの間の一貫性を有する且つ連続した係合力を維持する。

Fig. 1



【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 鋏刃であって、前記第 1 及び第 2 鋏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 鋏刃と、

前記アクチュエータを前記第 1 及び第 2 鋏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応答して相互の関係において前記第 1 及び第 2 鋏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 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を有するリーフスプリング部分を支持する基部を含み、前記弾性を有するリーフスプリング部分は、片持ち支持構成において前記基部から延在している、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

術用装置。

【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。

10

【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。

20

【請求項 1 6】

手術用装置であって、

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、

前記細長い中空部材の前記遠端に隣接して配設されたエンドエフェクタアセンブリであって、前記エンドエフェクタアセンブリは、クレビスと、回動機構を中心として前記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、前記アクチュエータを前記第 1 及び第 2 鋏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

30

を有し、

前記第 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し、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記遠位構造は、前記切断エッジが相互の関係における前記第 1 及び第 2 鋏刃の回転運動において相互に接触するのに伴って、前記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おり、且つ、

前記エンドエフェクタアセンブリは、互いに向かう前記鋏刃の横断方向の運動を付勢するべく、前記第 1 及び第 2 鋏刃の少なくとも一側に前記回動機構に隣接して配設されたスプリング付勢手段を含む、手術用装置。

40

【請求項 1 7】

前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記遠位構造は、相互の関係における前記第 1 及び第 2 鋏刃の回転運動において経験される負荷印加条件下において実質的に剛性を有する請求項 1 6 に記載の手術用装置。

【請求項 1 8】

前記スプリング付勢手段は、自動的な与圧力が前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記切断エッジの間に付与されるように、前記第 1 及び第 2 鋏刃の中の少なくとも 1 つのものに作用するスプリング力を生成する請求項 1 6 に記載の手術用装置。

【請求項 1 9】

前記スプリング力は、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記対向する切断エッジの一貫性を有す

50

る且つ連続した係合接触を維持する請求項 18 に記載の手術用装置。

【請求項 20】

前記スプリング力と、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記長手方向において角度が付与された遠位構造と、は、協働し、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第 1 及び第 2 刃の前記対向する切断エッジの連続的な交差を維持する請求項 19 に記載の手術用装置。

【請求項 21】

前記スプリング付勢手段は、主に前記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請求項 16 に記載の手術用装置。

【請求項 22】

前記第 1 及び第 2 鋏刃は、相互に同軸状にアライメントされた個別の貫通孔を具備し、且つ、前記回動機構は、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記貫通孔によって受け入れられる本体を有する請求項 16 に記載の手術用装置。

【請求項 23】

前記スプリング付勢手段は、前記回動機構から近位方向において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し、前記少なくとも 1 つのリーフスプリングは、前記長手方向軸に対して略平行に延在する請求項 22 に記載の手術用装置。

【請求項 24】

前記少なくとも 1 つのリーフスプリングアームは、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記貫通孔と同軸状にアライメントされた貫通孔を含み、前記少なくとも 1 つのリーフスプリングアームの前記貫通孔は、前記回動機構の前記本体を受け入れる請求項 23 に記載の手術用装置。

【請求項 25】

前記スプリング付勢手段は、前記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 2 つのリーフスプリングアームを有し、前記 2 つのリーフスプリングアームは、前記第 1 及び第 2 鋏刃の両外側部において前記長手方向軸に対して略平行に延在しており、前記 2 つのリーフスプリングアームは、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記貫通孔と同軸状にアライメントされた個別の貫通孔を含み、前記 2 つのリーフスプリングアームの前記貫通孔は、前記回動機構の前記本体を受け入れる請求項 24 に記載の手術用装置。

【請求項 26】

前記スプリング付勢手段は、前記回動機構の前記本体を取り囲む引張りスプリングを更に有する請求項 23 に記載の手術用装置。

【請求項 27】

前記回動機構は、その本体から半径方向に延在すると共に前記引張りスプリングに係合する少なくとも 1 つの面を有するねじを有し、前記ねじは、前記引張りスプリングによって提供されるスプリング引張り力の手動による調節を提供する請求項 26 に記載の手術用装置。

【請求項 28】

前記クレビスは、前記第 1 及び第 2 鋏刃の両外側部に配設されると共に前記回動機構を支持する回動支持構造を含む請求項 22 に記載の手術用装置。

【請求項 29】

前記スプリング付勢手段は、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記貫通孔と同軸状にアライメントされた少なくとも 1 つのスプリングワッシャを有し、前記少なくとも 1 つのスプリングワッシャは、前記回動機構の前記本体を受け入れ、且つ、前記回動支持構造と前記第 1 及び第 2 鋏刃の 1 つのもの間に配設される請求項 28 に記載の手術用装置。

【請求項 30】

前記スプリング付勢手段は、前記第 1 及び第 2 鋏刃の前記貫通孔と同軸状にアライメントされた 2 つのスプリングワッシャを有し、前記 2 つのスプリングワッシャは、それぞれ、前記回動機構の前記本体を受け入れ、且つ、前記回動支持構造と前記第 1 及び第 2 鋏刃

10

20

30

40

50

の中の1つのものの間において、前記第1及び第2鋏刃の両外側部に、配設される請求項28に記載の手術用装置。

【請求項31】

前記スプリング付勢手段は、前記第1及び第2鋏刃の前記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し、前記リーフスプリングの前記貫通孔は、前記回動機構の前記本体を受け入れ、且つ、前記リーフスプリングは、前記回動支持構造と前記第1及び第2鋏刃の中の1つのもの間に配設される請求項28に記載の手術用装置。

【請求項32】

前記スプリング付勢手段は、前記第1及び第2鋏刃の前記貫通孔と同軸状にアライメントされた貫通孔をそれぞれが有する2つのリーフスプリングを有し、前記リーフスプリングの前記貫通孔は、前記回動機構の前記本体を受け入れ、且つ、前記リーフスプリングは、前記回動支持構造と前記第1及び第2鋏刃の中の1つのもの間において、前記第1及び第2鋏刃の両外側部に、配設される請求項28に記載の手術用装置。

10

【請求項33】

前記クレピスの前記回動支持構造は、前記第1及び第2鋏刃の遠位部分がある間に配設された状態において前記長手方向軸に対して略平行に延在する2つのアームを有し、前記2つのアームのそれぞれのもは、前記回動機構の前記本体を受け入れるべく個別の貫通孔を含む請求項28に記載の手術用装置。

【請求項34】

前記第1及び第2鋏刃の前記切断エッジは、それぞれ、50mm未満の長さを具備する請求項16に記載の手術用装置。

20

【請求項35】

前記第1及び第2鋏刃の前記切断エッジは、鋭利な切断エッジを有する請求項16に記載の手術用装置。

【請求項36】

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16に記載の手術用装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【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伝送する（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2～4mm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10cm（4インチ）～約20cm（8インチ））は、内視鏡の後端のノブを回動させることにより、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

40

50

。いくつか装置（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、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。

10

【0003】

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、0.5～1.5cm）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。

20

【0004】

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。

30

【0005】

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。

40

【0006】

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

50

において回転するべく、2つの鋏刃が、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。

【0007】

これらの鋏刃の構成は、理論的に、鋏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、鋏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、一般的な鋏設計は、第1に、鋏刃が閉じるのに伴って、鋏刃を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SEMB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。

10

【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SEMB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。

20

30

【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。

40

【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、クレビ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SEMB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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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觸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。

【図面の簡単な説明】**【0019】**

50

【図 1】本発明を実施する例示用の内視鏡用鉗装置の側面図である。

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

【図 4 A】本発明による図 1 ~ 図 3 の内視鏡用鉗装置の鉗刃の概略図である。

【図 4 B】本発明による図 1 ~ 図 3 の内視鏡用鉗装置の鉗刃の概略図である。

【図 5 A】本発明による図 4 A 及び図 4 B の鉗刃の中の 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 の鉗刃の断面図である。

10

【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 の鉗刃の断面図である。

【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鉗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 の装置の個別の鉗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鉗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 の装置の個別の鉗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。

20

【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鉗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 の鉗刃の断面図であり、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鉗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鉗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、装置の鉗刃は、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、装置の鉗刃は、開放構成において配置されている。

30

【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、装置の鉗刃は、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、装置の鉗刃は、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鉗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、装置の鉗刃は、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鉗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。

40

【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鉗装置 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、

50

が提供されている。中空の管状部材 1 2 5 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もよい。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 1 2 5 を通じてクレビス 1 2 7 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对の鋏刃 1 3 1、1 3 3 に結合されており、且つ、鋏刃 1 3 1、1 3 3 は、回動ポスト（図示されてはいない）により、クレビス 1 2 7 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 1 2 5 内におけるプ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 1 3 1、1 3 3 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動する。中空の管状部材 1 2 4、クレビス 1 2 7、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 1 3 1、1 3 3 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

20

30

40

50

【0022】

図示の実施例においては、ハンドルアセンブリ 1 2 3 は、運動可能な前部ハンドル 1 3 5 と、固定された後部ハンドル 1 3 7 と、を含む。前部ハンドル 1 3 5 は、自身を貫通して画定されたアパーチャ 1 3 9 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 1 3 5 を把持し、且つ、後部ハンドル 1 3 7 との関係において前部ハンドル 1 3 7 を運動させることができる。更に詳しくは、前部ハンドル 1 3 5 は、ユーザーにより、後部ハンドル 1 3 7 からオフセットされた第 1 位置から後部ハンドル 1 3 7 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 1 3 1、1 3 3 の回動運動を付与するべく、中空の管状部材 1 2 5 を通じて延在するプッシュロッドアクチュエータ 5 0 の軸方向の運動に変換される。ハウジング 1 2 1 内には、制御ホイール 1 4 1 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 1 2 5、クレビス 1 2 7、及びクレビスに取り付けられた鋏刃 1 3 1、1 3 3 を一緒に回転させるか又は中空の管状部材 1 2 5 とは独立的に且つ別個にクレビス 1 2 7 及び鋏刃 1 3 1、1 3 3 を回転させることができるようにするべく、ハウジング 1 2 1 の側壁を貫通して延在可能である。

【0023】

図 2 及び図 3 に示されているように、鋏刃 1 3 1、1 3 3 のそれぞれのものには、鋏刃 1 3 1、1 3 3 が使用の際に相互の関係において回動運動するのに伴って、互いに接触する内側切断エッジ 1 5 1、1 5 3 が提供されている。このような回転の際には、切断エッジ 1 5 1、1 5 3 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、回動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、回動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 1 3 1、1 3 3 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 1 5 1、1 5 3 は、回動点の近傍の丸によって囲まれた部分 1 5 5 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。

【0024】

図 4 A 及び図 4 B は、鋏刃 1 3 1、1 3 3 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。

【0025】

図 5 A に示されているように、刃支持部 201 は、回動ポスト (図示されてはいない) を受け入れる貫通孔 205 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 205 の近傍に配設されたカムスロット 207 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応答して、相互の関係における鋏刃 131、133 の回動運動を提供する。

【0026】

図 5 B の断面に最良に示されているように、鋏刃 131、133 の薄い切断構造 203 は、その上部部分 211 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 151 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 209 を刃支持部 201 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 203 は、厚い刃支持部 201 によって堅固に保持及び位置決めされるその底部部分 209 との関係において切断構造 203 の上部部分 211 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 204 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 213 によって示されている。切断構造 203 の片持ち梁スプリング構成は、その底部部分 209 及び刃支持部 201 との関係における上部部分 211 の弾性偏向が切断構造 203 の長さの全体に沿って提供されるように、切断構造 203 の長さに沿って延在している。又、切断構造 203 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 215 の方向において刃支持部 201 から離れるように横方向を外向きに切断構造 203 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。

【0027】

個別の刃 131、133 の切断構造 203 の遠位部分 211 が、図 6 D に示されているように、個別の刃の基部 201 の遠端 223 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 203 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 201 と切断構造部分 203 の間に提供された空間 225 を有するよう、基部 201 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 203 の中間部分及び/又は近位部分と基部 201 の間に空隙空間を配設することも可能である。これらの構成は、望ましい場所において切断構造 203 の相対的に大きな柔軟性を提供する。

【0028】

片持ち梁スプリング構成及び切断構造 203 の位置的な偏りは、刃 131、133 が閉じるのに伴って 2 つの刃 131、133 の切断エッジ 151、153 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 203 は、個別の鋏刃の回転プレーン 205 との関係における逃げ角において個別の基部支持部 201 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 203 の長さ方向のプロファイルは、鋏刃の回転プレーン 205 との関係において刃パ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パイアス角は、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、切断構造の刃パイアス角は、 0.5° ~ 3° の範

10

20

30

40

50

囲である（更に好ましくは、 1.5° のレベルである）。切断構造203の逃げ角及び刃パイアス角は、選択的に2つの刃131、133の切断エッジ151、153のみが交差プレーン上に位置し、且つ、従って、刃131、133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131、133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131、133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151、153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。

10

【0029】

好適な実施例においては、個別の刃の刃支持部201は、 $0.25\text{mm} \sim 5\text{mm}$ の厚さを具備し、個別の刃の切断構造203は、 $0.05\text{mm} \sim 0.5\text{mm}$ の厚さと、 50mm 未満の、且つ、好ましくは、 $5\text{mm} \sim 20\text{mm}$ の範囲の長さ、を具備する。図5Cは、刃支持部201が 0.6mm の最大厚さを具備し、且つ、切断構造203が、 0.08mm の厚さと、 7mm の長さ、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131、135（個別の刃の切断構造203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。

20

【0030】

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パ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。

【0031】

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。

【0032】

図7A～図7E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、回動ねじ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5Cに示されている構成と同様に、鋭利な切断エッジ（313、135）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。図7B及び図7D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309、311は、鋏刃303、305が動作の際に回動ねじ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。

30

【0033】

図7B～図7E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、回動ねじ307の本体を受け入れる回動孔（317、319）を画定している。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（321、323）を画定している。2つの鋏刃303、305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動ねじ307を中心とした相互の関係における鋏刃の回転運動を達成するカムピン327を含む。図7Bの断面図は、鋏刃303、305の開放構成を示している。図7Dの断面図は、鋏刃303、305の完全に閉じた構成を示している。

40

50

【0034】

クレビス301は、互いに反対側に配設されると共に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する外側リーフスプリングアーム329、331を含む。リーフスプリングアーム329、331の近端は、ハブ部材333に堅固に固定されている。ハブ部材333は、内部チャンネル335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325の通過を許容する。リーフスプリングアーム329、331の遠端337、339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、回動ねじ307を受け入れるべく、鋏刃303、305の回動孔317、319との同軸状態にある個別の貫通孔341、343を具備する。

10

【0035】

回動ねじ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、回動ねじ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。回動ねじ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。回動ねじ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。

20

【0036】

回動ねじ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。このような偏向に応答し、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。

30

40

【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、回動ねじ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。

50

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 8 B 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 8 B の断面図は、鋏刃 303、305 の開放構成を示している。

10

【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、鋏刃の近位部分とその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。

20

【0040】

回転ねじ 307 の本体は、図 8 A 及び図 8 B 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、Bellville 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 の中間において回転ねじ 307 の本体によって支持されている。

30

【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。このような圧縮に回答し、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、

40

50

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。このような圧縮に応答し、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から明らかのように、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

20

【0043】

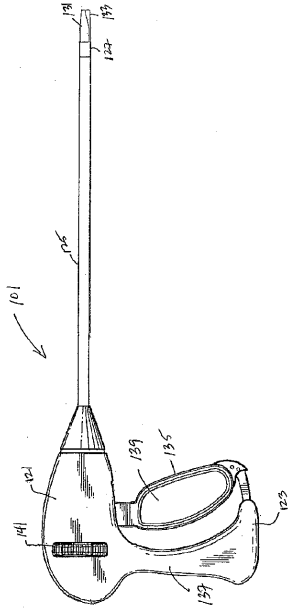
以上、本明細書においては、改善された鋏刃を有する鋏装置について記述及び図示した。本発明の特定の実施例について説明したが、これらに本発明が限定されることを意図するものではなく、本発明は、当技術分野において許容される限りの広範な範囲を有し、且つ、本明細書も、相応して解釈されることを意図している。従って、例示を目的として本明細書に示されている手術用の鋏装置は、両方の刃が相互の関係において回転するダブル作動型の鋏であったが、本発明は、1つの刃が固定されており、他方の刃が、この固定された刃との関係において回転するシングル作動型の鋏に適用することも可能であることを認識されたい。本発明は、標準的な剛性の対向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。

30

40

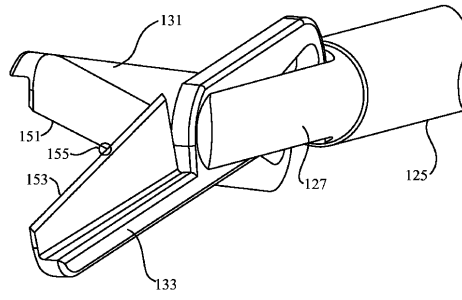
【 図 1 】

Fig. 1



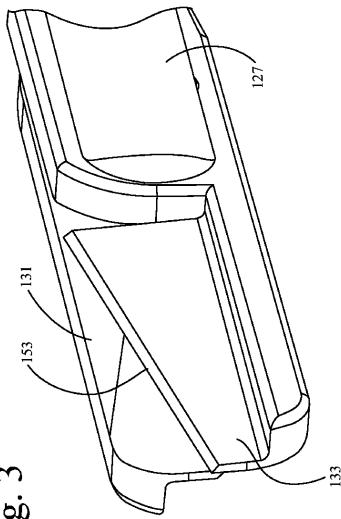
【 図 2 】

Fig. 2



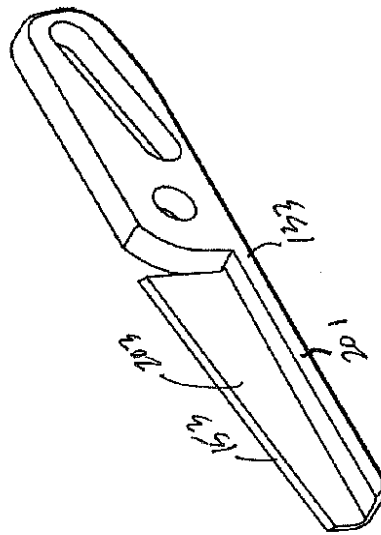
【 図 3 】

Fig. 3



【 図 4 A 】

Fig. 4A



【 図 4 B 】

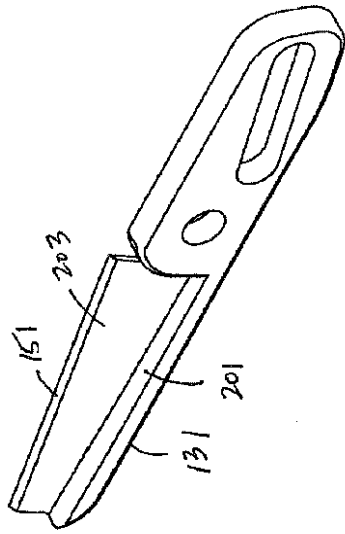


Fig. 4B

【 図 5 A 】

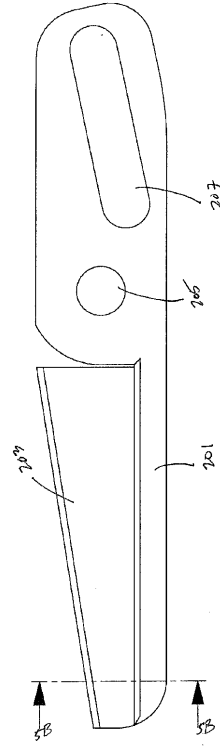


Fig. 5A

【 図 5 B 】

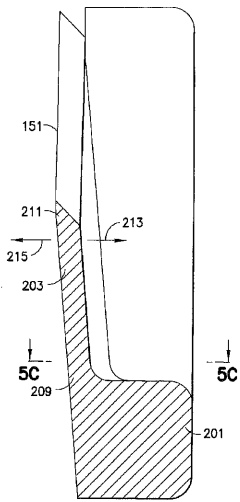


Fig. 5B

【 図 5 C 】

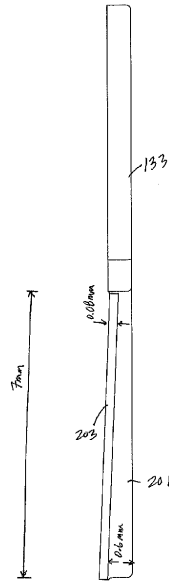


Fig. 5C

【図 6 A】

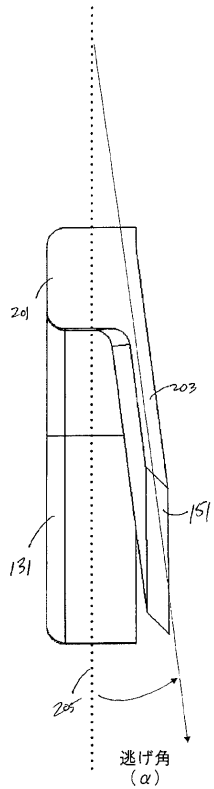


Fig. 6A

【図 6 B】

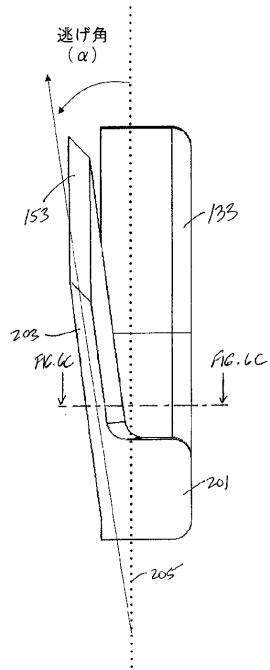
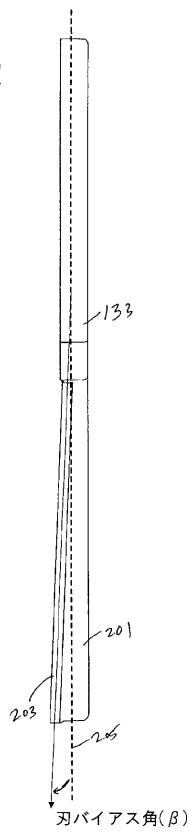


Fig. 6B

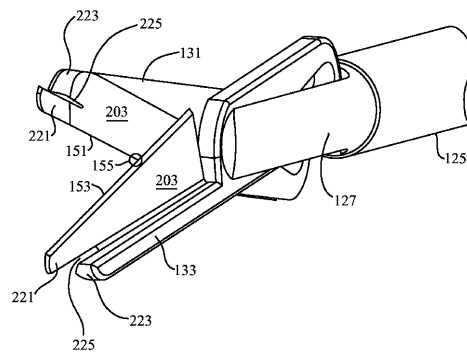
【図 6 C】

Fig. 6C



【図 6 D】

Fig. 6D



【 図 7 A 】

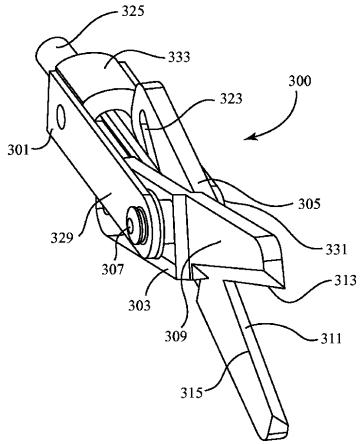
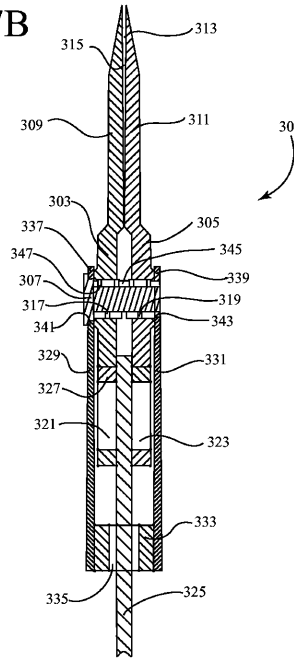


Fig. 7A

【 図 7 B 】

Fig. 7B



【 図 7 C 】

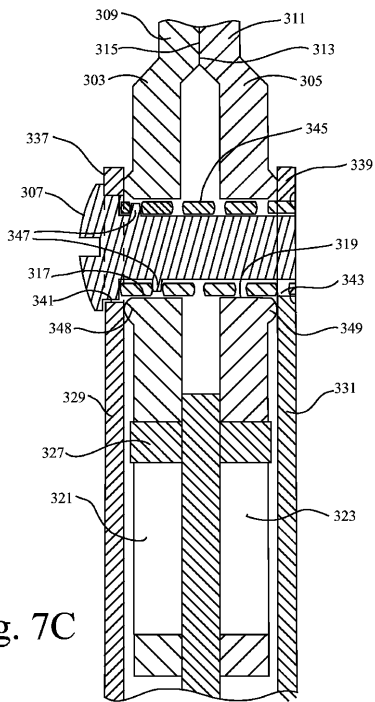


Fig. 7C

【 図 7 D 】

Fig. 7D

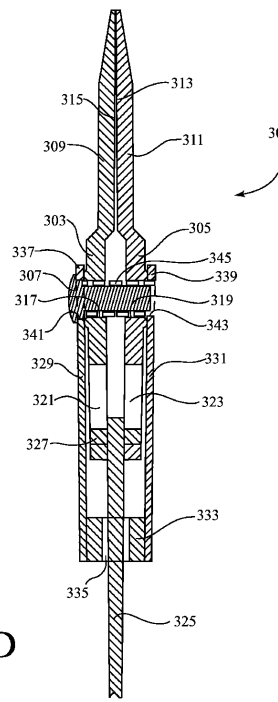


Fig. 7D

【 図 7 E 】

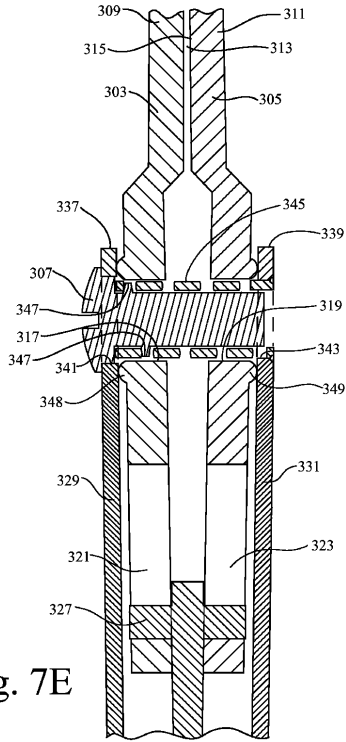


Fig. 7E

【 図 8 A 】

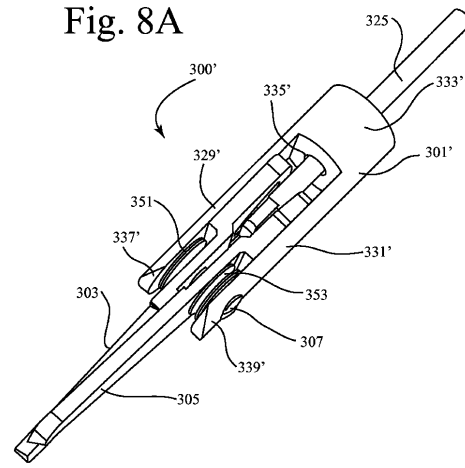


Fig. 8A

【 図 8 B 】

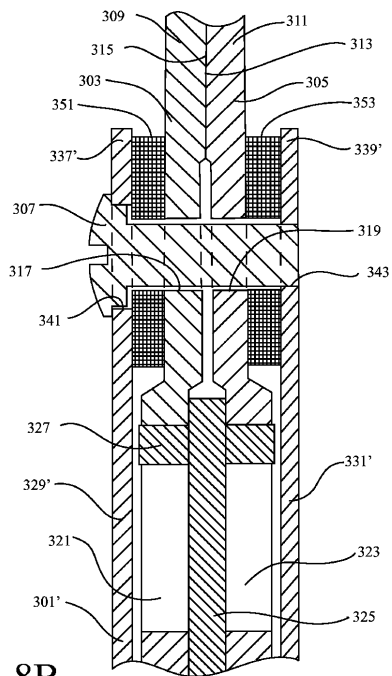
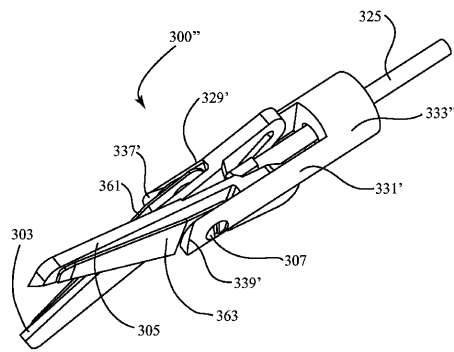


Fig. 8B

【 図 9 】

Fig. 9



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US 09/68032
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 17/3201 (2010.01) USPC - 606/174, 170 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC (8) - A61B 17/3201 (2010.01) USPC - 606/174, 170 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched IPC (8) - A61B 17/32 USPC - 600/104, 606/167, 168-173 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) PubWEST (USPT, PGPB, EPAB, JPAB); Google Scholar Search Terms: clevls, eclsor, endoscopic, leaf spring, scissor blade, cut, cantilever, spring bias, scissor blades, constant touching, curve away, push together, curve opposite, vertical, cutting edge, pressing		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6,168,605 B1 (Measamer et al) 2 January 2001 (02.01.2001), Fig. 1, Fig. 3, Fig. 7, col 2, ln 18-24, col 5 ln 67; col 6, ln 1-5, ln 8-14, ln 33-53; col 7, ln 5-29, ln 36-39, ln 49-51; col 8, ln 64-67; col 9, ln 1-3, ln 8-10	1-36
Y	US 6,176,866 B1 (Christoudlas) 23 January 2001 (23.01.2001) Fig. 1a-1c, col 1, ln 64-67, col 2, ln 1-11, col 4, ln 28-33,	1-15
Y	US 5,320,636 A (Slater) 14 June 1994 (14.06.1994) Fig. 2, col 4, ln 36-48	16-36
Y	US 5,569,243 A (Kortenbach et al.) 29 October 1996 (29.10.1996) col 8, ln 18-22	6-7, 34
Y	US 5,478,347 A (Aranyi) 26 December 1995 (26.12.1995) Fig. 31, Fig. 32, col 5, ln 67, col 6, ln 1-5, ln 19-24, col 18, ln 32-35	9, 12, 29 and 30
Y	US 874,847 A (Hulse) 24 December 1907 (24.12.1907) Fig. 1, Fig. 2, Fig. 5, col 1, ln 48-55, col 2, ln 1-8	23-27, 31 and 32
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 01 March 2010 (01.03.2010)		Date of mailing of the international search report 05 MAR 2010
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100153729

弁理士 森本 有一

(74)代理人 100171251

弁理士 篠田 拓也

(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 3 3 3 1 2 , 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 2 3 5 0

Fターム(参考) 4C160 FF14 FF19 MM32 NN03 NN08 NN10 NN13 NN14 NN23

4C161 GG15 HH21

专利名称(译)	内视镜用铗装置		
公开(公告)号	JP2012512005A	公开(公告)日	2012-05-31
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		
[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		
F-TERM分类号	4C160/FF14 4C160/FF19 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN08 4C160/NN10 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN23 4C161/GG15 4C161/HH21		
代理人(译)	青木 笃 岛田哲朗 三桥 庸良 筱田拓也		
优先权	12/335656 2008-12-16 US		
其他公开文献	JP5640186B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜剪刀装置包括具有近端和远端，用于通过所述中空构件轴向移动的致动器的细长型中空构件，以及第一和第二铗刃具有单独的切割表面。第一和第二剪刀刀片中的至少一个在其远端附近可旋转地连接到中空构件。至少Tsunomoha在第一和第二铗刃包括用于支撑所述叶片弹簧部分具有弹性的包括单独的切削刃的位置。弹性片簧部分沿着片簧部分的长度以悬臂构型从基部延伸。上述板簧部的悬臂构造产生的弹簧力，优选超过的铗刃旋转运动的整个范围内，并具有在两者之间的一致性相对锋利的切削刃保持持续的参与力。

Fig. 1

