

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4242044号
(P4242044)

(45) 発行日 平成21年3月18日 (2009. 3. 18)

(24) 登録日 平成21年1月9日 (2009. 1. 9)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/3201 (2006. 01)

A 6 1 B 17/32 3 2 0

B 2 6 B 13/06 (2006. 01)

B 2 6 B 13/06

B 2 6 B 13/26 (2006. 01)

B 2 6 B 13/26

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 10 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2000-207169 (P2000-207169)
(22) 出願日 平成12年7月7日 (2000. 7. 7)
(65) 公開番号 特開2001-57981 (P2001-57981A)
(43) 公開日 平成13年3月6日 (2001. 3. 6)
審査請求日 平成19年7月6日 (2007. 7. 6)
(31) 優先権主張番号 350079
(32) 優先日 平成11年7月8日 (1999. 7. 8)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 595057890
エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
Ethicon Endo-Surgery, Inc.
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
(74) 代理人 100088605
弁理士 加藤 公延
(72) 発明者 ジョン・ピー・ミーセイマー
アメリカ合衆国、45249 オハイオ州、シンシナティ、ウェラー・ステーション 8780

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 2種類の曲率の円弧状部分を有する湾曲した腹腔鏡鉗

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

腹腔鏡式外科手術鉗器具において、

ハンドル本体部組立体であって、該ハンドル本体部組立体が作動部材を有し、当該作動部材がハンドル組立体に対して接近および離間方向に移動可能である、ハンドル本体部組立体と、

細長い軸部であって、該細長い軸部が軸部長手軸を定め、前記細長い軸部が基端部および先端部を有し、かつ、前記細長い軸部が該軸部の基端部において前記ハンドル本体部組立体に接続している、細長い軸部と、

一対の切断ブレードであって、該切断ブレードが前記細長い軸部の先端部の近傍における共通の回動部材の周りに協働作用可能に接続している内側ブレード部材および外側ブレード部材を有し、当該共通の回動部材が前記細長い軸部に対して垂直方向の共通の回動軸を定めており、前記内側ブレード部材が第1の切断エッジ部を有しており、前記外側ブレード部材が前記第1の切断エッジ部に対向する第2の切断エッジ部を有しており、前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が、前記作動部材の前記ハンドル本体部組立体に対する離間方向および接近方向への移動に対応して前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が開閉するのに応じて基端側および先端側に移動する単一のブレード接触点を有しており、前記各ブレード部材が前記軸部長手軸に沿って湾曲部分を定めており、各湾曲部分が基端部および先端部を有しており、前記内側および外側ブレード部材の各湾曲部分が同一方向に湾曲しており、前記外側ブレード部材が前記内側ブレード部材に対

10

20

して先端部において過剰湾曲している、一对の切断ブレードと、を含み、

前記ブレード部材の各湾曲部分が基端側の円弧状部分および先端側の円弧状部分により構成されていて、前記内側ブレード部材の基端側の円弧状部分が第1の曲率半径を有しており、前記内側ブレード部材の先端側の円弧状部分が第2の曲率半径を有しており、前記外側ブレード部材の基端側の円弧状部分が第3の曲率半径を有しており、前記外側ブレード部材の先端側の円弧状部分が第4の曲率半径を有していて、これらの曲率半径がそれぞれ前記共通の回転軸に平行な共通の中心線から測られたものであり、各曲率半径が互いに異なっており、前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が開いているときに、前記内側ブレード部材の第2の曲率半径が前記外側ブレード部材の第4の曲率半径よりも大きく、かつ、前記外側ブレード部材の第3の曲率半径が前記内側ブレード部材の第1の曲率半径よりも大きくなるように構成されていると共に、前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が閉じているときに、前記第2の半径が前記第4の半径よりも小さくなるように構成されている、外科手術鉗器具。

10

【請求項2】

前記各ブレード部材の前記基端側の円弧状部分が当該ブレード部材の湾曲部分の基端部から前記共通の中心線まで延在している、請求項1に記載の器具。

【請求項3】

前記各ブレード部材の前記先端側の円弧状部分が前記共通の中心線から当該ブレード部材の湾曲部分の先端部まで延在している、請求項2に記載の器具。

【請求項4】

前記内側ブレード部材および外側ブレード部材が開いている時に、前記内側ブレード部材の第2の曲率半径の前記外側ブレード部材の第4の曲率半径に対する比率が1と2.500との間にある、請求項1に記載の器具。

20

【請求項5】

前記第2の半径の前記第4の半径に対する比率が1.250と1.667との間にある、請求項4に記載の器具。

【請求項6】

前記第2の半径の前記第4の半径に対する比率が1.423である、請求項5に記載の器具。

【請求項7】

前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が閉じる際に、前記内側ブレード部材が前記第2の半径を減少するように内側に偏向し、前記外側ブレード部材が前記第4の半径を増大するように外側に偏向する請求項1に記載の器具。

30

【請求項8】

前記内側ブレード部材および外側ブレード部材が開いているときに、前記内側ブレード部材の第1の曲率半径の前記外側ブレード部材の第3の曲率半径に対する比率が0.999と0.583との間にある、請求項1に記載の器具。

【請求項9】

前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が開いているときに、前記第1の半径の前記第3の半径に対する比率が0.891と0.691との間にある、請求項1に記載の器具。

40

【請求項10】

前記内側ブレード部材および前記外側ブレード部材が開いているときに、前記第1の半径の前記第3の半径に対する比率が0.791である、請求項8に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は一般に手持式の外科手術器具に関し、特に、2種類の曲率の円弧状部分を有する鉗ブレード部材を有する新規で有用な手持式外科手術切断器具に関する。

【0002】

50

【従来の技術】

手持式外科手術器具は外科手術分野において周知であり、数世紀にわたって使用されている。これらの器具の多くは身体に対して目的物を把持、切開、切断、結紮または固定するために使用されている。本発明に係るものは外科手術中に組織を切断するために使用される鋏のような手持式の外科手術切断器具である。このような鋏は当該技術分野において周知であり、内側に対向する切断のエッジ部を有する一対のブレード部材により構成されていて、これらのブレード部材は協働作用が可能のように共通の回動部材に接続している。本発明が特に係るものは腹腔鏡を伴って手術するのに適した手持式外科手術器具であり、このような腹腔鏡手術は最少の侵襲性の外科処理、すなわち、患者の身体に形成した大きな開口部または切開部を通すのではなく、少数の小さな直径の外科的アクセスポートを介して行われる。

10

【0003】

典型的な腹腔鏡式外科手術においては、腹腔に不活性ガスが注入されて外科的アクセスポートが患者の体内に挿入される。さらに、腹腔鏡式の鋏がアクセスポート内に挿入されて、これらのポートを通して外科手術処理が行われる。このような腹腔鏡式手術は時に「キーホール外科手術」と呼ばれ、上記のアクセスポートは「キーホール」であり、これらを通して外科手術が行われる。このアクセスポート（「キーホール」）の大きさにより、腹腔鏡式鋏は一対の鋏状のハンドルと、アクセスポートに対して気密シールを形成する小径の細長い軸部と、ハンドルの少なくとも一方に操作可能に連結している小さな鋏状のエンドイフェクタにより特徴付けられる。多くの腹腔鏡式鋏は湾曲していて腹腔鏡式手術中の視覚性を向上しており、電気メスの処理角度を改善している。

20

【0004】

腹腔鏡式鋏は電気メスピンを備えている場合が多く、このピンはコネクタケーブルを介してRF電気外科手術発生装置に操作可能に連結できる。このRF発生装置は切断および凝固用の両方のRF波を発生し、これらは（切断中の出血を少なくするための）ブレードの切断エッジ部またはスポット凝固処理中に湾曲した鋏のブレードにおける平坦面の外側のいずれかに接する組織に供給できる。上記のように、湾曲した鋏のブレードの処理角度は直線状の鋏のブレードに比してスポット凝固処理を行う場合に明らかに有利である。

【0005】

外科手術鋏器具は肝臓組織のような「軟質」の組織から腹膜や靱帯のような強靱な弾性組織に至る幅広い組織において良好な切断機能を要求される極めて用途の広い手術器具である。開放性の腹腔鏡式手術において、外科医は、外科手術中に良好な切断作用性を継続して保ち、かつ、その切断作用性が使用により損なわれない鋏器具を有することが重要である。すなわち、良好な切断作用性を備えていない器具は一般に切り残しを形成し、この切断されていない組織部分が一般にブレードの間に挟み込まれて潰れたり損傷したりする。このような切り残しの組織部分を「組織タグ」と称する場合が多い。

30

【0006】

外科手術鋏器具の切断能力に影響を及ぼす要因が2種類あり、それらはブレード部材の切断エッジ部の鋭さおよびブレード部材の切断エッジ部を一体にする負荷または付勢のための能力である。切断エッジ部が一体に付勢される場合に、これらはブレードの閉じる際に単一の切断エッジ部における接触の移動点を形成する。ところが、切れ味の鈍いナイフと同様に、切れ味の鈍いブレード部材は組織の切断が困難で切り残し部分を形成する場合が多い。すなわち、このような切れ味の鈍いブレード部材は切断工程中に適正に一体に付勢されても、鈍いブレード部材が切断しきれない組織部分をこれらの間に挟み込むために、これらのブレード部材の先端部が外側に開いて互いに離間してしまうスプレイ（splaying）という問題が生じる。なお、鋭い鋏のブレードを製造する方法は当該技術分野において周知であり、以後の説明は切断のエッジ部を一体に付勢することに集中する。

40

【0007】

ブレード部材の切断エッジ部が適正に一体に付勢されない場合は、これらの鋏ブレードは容易に外側に開いて互いに離間してしまう。このような場合に、鋏ブレードの切断エッジ

50

部の間の接触移動点が正常に機能できなくなつてこの外科手術鉗器具による切断処理が不可能になる。そこで、これらのブレード部材を一体に保持することは当該技術分野において公知であり、この課題について、一般に（a）ブレード部材にカムを備える、（b）ブレード部材に長手方向の屈曲部または湾曲部を形成する、および（c）回動部材においてブレードを一体に強固に保持または付勢することにより対処してきた。さらに、これらの方法は単独および組合せで使用されてきた。

【0008】

上記のブレード部材にカムを備えることは回動部材よりも基端側で各ブレード部材の内面上の表面にカムを備え付けることを含む。この場合、回動部材はブレード部材を保持しており、ブレード部材が閉じると、カム面が回動部材よりも基端側のブレード部材の部分を開いて、回動部材よりも先端側のブレード部材の部分が接合するように付勢する。それゆえ、この基端側のカム面はブレード部材の先端側の切断エッジ部を有効に一体に付勢してブレード接触の単一の移動点を形成する。このようなブレード部材を一体にするカムの備え付け方法は従来の鉗技術分野において公知であり、例えば、M. Parker他の米国特許第1,956,588号に記載されている。すなわち、この文献のM. Parker他はブレード部材を一体に保持するための回動ピンの使用について教示している。

10

【0009】

このParker他において記載されるようにカムが従来の鉗において使用されているが、このような技術はコストが高い。そこで、米国特許第4,420,884号においてWilliam Hemblingは連続的に型押したシート金属材によりブレード部材を形成して回動部材よりも基端側にカムを設けて切断エッジ部を一体に付勢すると共に、ブレード断面を円弧状にして中空研削処理の効果を高める方法を記載している。このHemblingの発明はM. Parker他の様式でブレード部材にカムを備え付けているが、コストがはるかに低い。しかしながら、ブレード部材はParker他の様式で一体に保持されている。

20

【0010】

従来の非外科手術用鉗を一体に付勢するためのカムの使用方法是これまでに公知になっているが、このようなカムの腹腔鏡式外科手術における使用は知られていない。Charles Slaterは彼の米国特許第5,320,636号において先端側切断エッジ部を一体に付勢するためにカムを回動部材よりも基端側に備え付ける方法を記載している。また、Slaterはブレード部材が開くときに最大の付勢力が供給されて、ブレード部材が閉じる時に連続的により小さい付勢力が供給されるような連続的な付勢力について開示している。

30

【0011】

このようなブレード部材の切断エッジ部を一体に付勢するためのカムはこれらのブレード部材の切断エッジ部において先端側の付勢力を実際に供給できるが、ブレード部材の先端部が外側に開いてしまう可能性がまだ残っている。このことはシート金属材のような薄い材料により形成した長いブレードの場合に特に顕著である。そこで、上記の技術において必要とされるものはブレード部材を一体に付勢するための別の方法であり、ブレードが外側に開くこと（splaying）に対する抵抗がさらに大きく、必要であれば、既に説明したカムとの組合せにおいて使用できる方法である。このような方法の一例がブレード部材の少なくとも一方に長手方向の屈曲部または湾曲部を設けることである。この長手方向の湾曲部は回動部材よりも先端側に設けられていて、ブレード部材が開く時に切断用のエッジ部の基端部を一体に付勢する作用にほとんどまたは全く影響を及ぼさない。一方、ブレード部材を閉じる時は、長手方向の湾曲部が一般に切断エッジの中央および先端側部分を接触させる。さらに、ブレード部材が閉じる場合に、付勢力が増大して、ブレードが完全に閉じる段階で最大になる。この効果は、ブレードが閉じる時に増大する付勢力によって、先端方向に移動する切断エッジ接触部の移動点により生じる偏向の増加を抑制できる長くて薄いブレードの場合に特に有用である。これらのブレード部材は過剰湾曲状にすることができ、この過剰湾曲とは、一方のブレード部材の先端部が他方のブレード部材の先端部の外側を越えて湾曲している状態を言う場合に使用される。なお、過剰湾曲状の一对のブレードは過剰湾曲状でない一对のブレード部材に比してより大きな付勢力を生じることがで

40

50

きる。さらに、ブレード部材の横方向の湾曲が既に述べたSlaterによる米国特許第5,320,636号において教示されている。また、Hemblingも既に述べた米国特許第4,420,884号において過剰湾曲した従来の鉄用ブレード部材を教示している。

【0012】

上記のように、回動部材においてブレードを強固に一体に付勢する方法はブレード部材を一体に保持するための第3の方法であり、この方法はブレード部材の基端側部分の切断能力において顕著な効果を示すことができる。このように鉄部材をその回動点において強固に一体に保持することはブレードを一体に付勢するために回動部材の一部を使用することにより実現される場合が多い。このような回動部材はブレードの切断エッジ部を一体に付勢できるピン、リベット、またはショルダースクリューのようなファスナである場合が多い。このファスナが初期的にブレードを適正に一体に付勢しない場合、または操作中に緩む場合は、鉄のブレードは良好な切断作用を提供し得ない。さらに、庭バサミのような固定手段または回動手段としてのリベットがE. A. Rogersによる米国特許第3,562,908号において記載されている。

10

【0013】

上述したように、腹腔鏡用の鉄器具は湾曲したブレード部材を備えていて腹腔鏡を通してブレード部材が良く見えるようにすると共にスポット凝固処理用の面を構成している場合が多い。このような湾曲したブレード部材を使用しない場合は、腹腔鏡式外科手術中に切断位置を確認することが極めて困難になる。Aryaniに付与された米国特許第5,478,347号は一对の湾曲状のブレード部材110および120を記載している。図4に示すこれらの従来技術のブレード部材110,120は三日月形の形状をしていて、好ましくは、回動点に対してブレード部材110,120のそれぞれに対応して異なる曲率半径R110,R120を有している。これらのブレード部材を組合せる時に、ブレード部材110の曲率半径の中心C110はブレード部材120の曲率半径の中心C120よりも一定の距離だけずれていて、開閉時にブレード部材110,120が互いに接触するようになっている。これによって、鉄のせん断効果が向上して切断中にブレード先端部が外側に開くこと(splaying)を抑制できるとされている。

20

【0014】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、Aryaniにおいて記載される各単一の曲率半径はブレードまたは顎部材を開じる際に切断エッジ部の基端側部分を一体にするための付勢力の向上の必要性に対して直接的に対処していない。すなわち、必要なことは、一对の対向するブレード部材が一对の基端側円弧状部分および一对の先端側円弧状部分を備えていて、各円弧状部分の対がブレード部材の切断エッジ部におけるその部分による切断に最適の付勢力を供給し得ることである。

30

【0015】

【課題を解決するための手段】

本発明はハンドル本体部組立体および当該ハンドル本体部組立体に対して接近および/または離間方向に移動可能な作動部材を有する腹腔鏡式外科手術鉄である。さらに、細長い軸部が長手方向の軸を定めていて、基端部および先端部を有している。この細長い軸部はその基端部においてハンドル本体部組立体に接続している。

40

【0016】

第1のブレード部材および第2のブレード部材を有する一对の切断ブレードが細長い軸部の先端部の近傍において共通の回動部材に協働作用可能に接続している。この共通の回動部材は細長い軸部に対して垂直方向の共通の回動軸を定めている。第1のブレード部材は第1の切断エッジ部を有しており、第2のブレード部材は第1の切断エッジ部に対向する第2の切断エッジ部を有している。これらのブレード部材は、当該ブレード部材が作動部材のハンドル本体部組立体に対する接近および/または離間方向の移動に応じて開閉する時に、基端側および先端側に移動するブレードの単一接触点を有している。各ブレード部材は軸部の長手軸に沿って湾曲部分を定めており、各湾曲部分は基端部および先端部をそ

50

れぞれ有している。

【 0 0 1 7 】

ブレード部材の曲率は基端側の円弧状部分の曲率および先端側の円弧状部分の曲率により決まる。第 1 のブレード部材の基端側の円弧状部分は第 1 の曲率半径を有しており、第 1 のブレード部材の先端側の円弧状部分は第 2 の曲率を有している。また、第 2 のブレード部材の基端側の円弧状部分は第 3 の曲率半径を有しており、第 2 のブレード部材の先端側の円弧状部分は第 4 の曲率を有している。各曲率半径は共通の回動軸に平行な共通の中心線上にそれぞれの中心を有しており、互いに異なる曲率半径になっている。

【 0 0 1 8 】

本発明の新規な外科手術処理中において組織を切断するための腹腔鏡式外科手術鉗は切断機能を向上する一対の鉗ブレード部材を外科医に提供できる。すなわち、この新規な鉗ブレード部材は一対の基端側の円弧状部分および一対の先端側の円弧状部分により構成されている。これらの円弧状部分の各対はブレード部材のその部分により切断するのに最適である付勢力により切断エッジ部を一体に付勢することができる。ブレード部材が閉じる時に、変化する付勢力を伴って、単一の接触移動点が切断エッジ部の間に維持される。この結果、外科医はブレード部材の基端側部分、ブレード部材の先端側部分、およびこれらの間における全ての点において良好な切断作用を得ることができる。

10

【 0 0 1 9 】

本発明の腹腔鏡式鉗器具の基端側および先端側円弧状部分はその全単体の切断領域にわたって均一の感触を与えるように形成されている。基端側の円弧状部分は切断時において先端部分が外側に開かないように過剰湾曲している。ブレード部材の基端側および先端側部分はブレードが接する点において接合して基端側円弧状部分から先端側円弧状部分に円滑に切断作用が遷移するように構成されている。加えて、湾曲したブレードは腹腔鏡環境においてブレード部材の視覚性を向上する。

20

【 0 0 2 0 】

さらに、好ましい実施形態において、腹腔鏡式鉗器具を R F 発生装置に接続することにより、使用者は組織にブレード部材と共に R F エネルギーを供給できるようになる。切断処理工程において、ブレード部材の切断エッジ部からの R F エネルギー供給により近接する組織を焼灼できる。この種の電気焼灼は潜在的な出血を止めて無出血切断処理を行う。また、出血した場合は、ブレード部材の湾曲形状がスポット凝固に特に有用である。

30

【 0 0 2 1 】

本発明を特徴付ける種々の利点および新規性が特に本発明の開示に添付されてその一部分を形成する特許請求の範囲およびその実施態様に指摘されているが、本発明をさらに理解するために、本発明の好ましい実施形態を添付図面に基づいて以下に詳細に説明する。

【 0 0 2 2 】

すなわち、本発明の新規な特徴を特に添付図面において説明するが、本発明は、その動作の構成および方法の両方について、さらに、その別の目的および利点も合わせて、添付図面に基づく以下の説明により最良に理解することができる。

【 0 0 2 3 】

【 発明の実施の形態 】

40

本発明の好ましい実施形態は腹腔鏡式外科手術中に組織を切断するための手持式外科手術鉗器具である。特に、本発明は 2 個の円弧状部分により形成された鉗ブレード部材を有する腹腔鏡式外科手術鉗器具である。これらの鉗ブレード部材は一対の基端側円弧状部分および一対の先端側円弧状部分により形成されている。これらの円弧状部分はブレード部材のその部分により切断するのに最適な付勢力で単一の接触移動点においてブレード部材の切断エッジ部を一体に付勢する。本発明の好ましい実施形態の外科手術鉗器具 30 を図 1 乃至図 3 および図 5 乃至図 12 に示す。

【 0 0 2 4 】

図 1 は本発明の好ましい実施形態の外科手術鉗器具 30 の等角図または斜視図である。この腹腔鏡式鉗器具は、外科医が把持するための基端側ハンドル本体部組立体 40、当該ハ

50

ハンドル本体部組立体 40 に回転可能に接続している細長い軸部組立体 50、および当該細長い軸部組立体 50 に取り付けられたエンドイフェクタ 70 を有している。本発明の目的は異なる大きさ、形状および用法の広範なエンドイフェクタにより組み立てることのできる自在の外科手術器具を提供することである。ハンドル本体部組立体 40 は人間工学的に設計されていて、小指用の円弧状フィンガーフック 41、2本の中央の指用のフィンガーループ 42、および人差し指用のフィンガーレスト 43 を備えている。さらに、移動可能な作動部材 44 が親指用の作動ループ 45 を有しており、エンドイフェクタ 70 に操作可能に連結している。この作動部材 44 のフィンガーループ 42 に対する接近および離間移動により、エンドイフェクタ 70 が閉じおよび開き移動する。以下の説明を通して、単一对の鉗ブレード、すなわち、第 1 のブレード部材 80 および第 2 のブレード部材 90 を用いる。細長い軸部組立体 50 はハンドル本体部組立体 40 の先端部内に固定可能および回転可能に取り付けられている。さらに、回転ノブ 51 が細長い軸部組立体 50 および第 1 のブレード部材 80 および第 2 のブレード部材 90 を回転するように設けられている。焼灼ピン 46 がハンドル本体部組立体 40 から延出していて、RF 発生装置（図示せず）に電氣的に接続可能である。

10

【0025】

図 2 は外科手術鉗器具 30 のエンドイフェクタ（図 1）の先端部の部分的等角図である。本発明の好ましい実施形態の第 1 のブレード部材 80 および第 2 のブレード部材 90 は部分的に開いた状態で示されていて、U リンク 55 の内部に取り付けられている。第 1 の切断エッジ部 81 および第 2 の切断エッジ部 91 はそれぞれ第 1 のブレード部材 80 および第 2 のブレード部材 90 の内側に対向して配置されている。第 1 のブレード部材 80 および第 2 のブレード部材 90 は外科手術鉗器具 30 の長手軸に対して垂直な回動部材 71 に対して回転または回動する。この回動部材 71 は U リンク 55 の第 1 のフォーク部材 56 および第 2 のフォーク部材 58 の間に延在している。また、これらの第 1 のフォーク部材 56 および第 2 のフォーク部材 58 はハンドル本体部組立体 40（図 1）に回転可能に取り付けられている細長い軸部 52 の先端部からそれぞれ延出している。さらに、作動ロッド 53 が細長い軸部 52 の中に同軸に移動可能に配置されていて、エンドイフェクタ 70 の一对のリンク 75 に操作可能に接続している。これらのリンク 75 は作動ロッド 50 をブレード部材 80 および 90 に操作可能に連結して、この作動ロッド 53 の先端側および基端側への移動によりブレード部材 80 および 90 が開閉するようになっている。さらに、電気焼灼器の使用中に外科医および患者を保護するために絶縁材料 65（簡明化のために部分的に除去されている）が細長い軸部 52 の周りに設けられている。

20

30

【0026】

図 3 は分解した状態の図 2 の全構成部品を示す等角図である。個々の構成要素をそれらの組立体と共に説明する。細長い軸部組立体 50 の支持体は外科製品等級の金属材料の薄いシートにより形成した細長い軸部 52 である。この細長い軸部 52 はステンレススチールチューブを加工して製造する従来の様式において形成しているのではなく、平坦シートから連続的な型押および成形ダイのような一連の成形ダイに形成されている。すなわち、このステンレススチール製の平坦シートを巻くか成形して円筒形の断面を有する中空の細長い軸部 52、および U リンク 55 の第 1 のフォーク部材 56 および第 2 のフォーク部材 58 が形成される。回動穴 61 が U リンク 55 のフォーク部材 56 および 58 の先端部よりも基端側に離間して配置されてこれらを通している。この回動穴 61 は軸部の長手軸に対して垂直であり、回動軸 62 を形成している。

40

【0027】

作動ロッド 53 は細長い部材であり、この部材は細長い軸部 52 の内部に移動可能に配置されていて、エンドイフェクタ 70 および作動部材 44 に操作可能に連結している。好ましくは、作動ロッド 53 は型押成形により形成されているが、これに限らない。作動ロッド 53 はその基端部において 2 対のノッチ部 53a と、その先端部においてこれを通する一对のロッド穴 54 を有している。ノッチ部 53a は作動部材 44 に操作可能に連結しており、ロッド穴 54 はリンク 75 を受容する。各リンク 75 はこれから延出するロッド

50

ピン 7 6 およびブレードピン 7 7 を有するほぼ平坦なプレート材であり、単一の部材片から型押または成形により形成されるのが好ましい。ピン 7 6 および 7 7 は平行に離間して配置されている。ロッドピン 7 6 は図示のようにロッド穴 5 4 の中に受容される。また、ブレードピン 7 7 は各ブレード部材 8 0 および 9 0 を貫通するブレードピン穴 1 0 2 の中に回転自在に取り付けられる。

【 0 0 2 8 】

第 1 のブレード部材 8 0 および第 2 のブレード部材 9 0 は概ね平行であり、3 個の別の部分、すなわち、第 1 の切断エッジ部 8 1 および第 2 の切断エッジ部 9 1 に沿う先端側湾曲部分、貫通するブレード穴 1 0 0 を有する中央の回転部分、および第 1 のヒール面 8 2 および第 2 のヒール面 9 2 を有する先端部分を有している。さらに、ブレード部材 8 0 および 9 0 の先端湾曲部分は隣接する第 1 の切断エッジ部 8 1 および第 2 の切断エッジ部 9 1 を有している。また、第 1 のブレード部材 8 0 および第 2 のブレード部材 9 0 のブレード穴 1 0 0 は共通の回転軸 6 2 を定めている。第 1 のヒール面 8 2 および第 2 のヒール面 9 2 は対向するブレード側に内側にずれていて (offset)、貫通するブレードピン穴 1 0 2 を有している。また、第 1 のリンク接触面 8 3 および第 2 のリンク接触面 9 3 は対向して、各ブレード部材 8 0 および 9 0 の先端側湾曲部分とブレードボア 1 0 0 との間に外側に延在している。

【 0 0 2 9 】

第 1 のブレード部材 8 0 および第 2 のブレード部材 9 0 は概ね円筒形で一端部に穴あけした頭部 7 2 を有している共通の回転部材 7 1 の周りに協働作用可能に接続している。これらのブレード部材 8 0 および 9 0 は当該第 1 のブレード部材 8 0 および第 2 のブレード部材 9 0 のブレード穴 1 0 0 およびフォーク部材 5 6 および 5 8 の回転穴 6 1 の中に回転部材 7 1 を配置することにより初期的にリンク 5 5 の内部に保持される。これらのブレード部材 8 0 および 9 0 のリンク 5 5 の内部における固定保持を完全に行うために、回転部材の未成形端部をリベット処理または成形して成形頭部 7 3 を形成する (図 7)。このようにして構成した最終的な組立体はブレード部材 8 0 および 9 0 を一体に付勢してこれらに横方向の組織負荷がかけられてもブレードが分離したり外側に開くことを防止できる。

【 0 0 3 0 】

回転部材 7 1 の成形頭部 7 3 はブレード 8 0 および 9 0 を一体にするべく予め負荷をかけた処理において形成される。ブレード部材 8 0 および 9 0 は閉じた位置に移動され、エンドイフェクタ 7 0 がロードセルを有するリベット装置 (図示せず) の内部の特別な嵌合容器の中に配置される。このロードセルは挿入された回転部材 7 1 の頭部 7 2 の反対側のリンク 5 5 の外側部に接触するように配置される。特に、この接触点はブレード部材 8 0 または 9 0 のリンク接触面 8 3 または 9 3 に直接に近接するリンク上に位置する。このようにして所定の負荷が回転部材の頭部 7 2 にかけてエンドイフェクタ 7 0 がロードセルに対して付勢される。この負荷が第 1 のフォーク部材 5 6 および第 2 のフォーク部材 5 8 およびブレード部材 8 0 および 9 0 を、近接するロードセルが 8 ポンド乃至 15 ポンド (約 3.6 kg 乃至約 6.8 kg)、最も好ましくは 13 ポンド (約 5.9 kg) の負荷を読み取るまで、内側に増大する圧力で付勢する。この組合せ処理の最終工程は回転部材 7 1 の未成形端部 (ロードセルに近接している) にオービタルリベッターを接触させて成形頭部 7 3 (図 7) を形成することである。このロータリーリベッターが回転部材 7 1 に適用されると、成形頭部 7 3 はロードセルから負荷を除去する。さらに、適当な所定の負荷に到達すると、この処理が停止して、完成されたエンドイフェクタ 7 0 がリベット装置から除去される。第 1 のフォーク部材 5 6 および第 2 のフォーク部材 5 8 は上述した範囲の圧力で回転部材 7 1 の対向する頭部により内側に永久的に付勢されてブレード部材 8 0 および 9 0 に接触する。

【 0 0 3 1 】

図 4 は従来技術の湾曲したブレードであり、第 3 のブレード部材 1 1 0 および第 4 のブレード部材 1 2 0 を形成するために使用する形状を示している。この従来技術の第 3 のブ

10

20

30

40

50

ード部材 110 は一定の曲率半径 R_{110} を有しており、第 4 のブレード部材 120 は一定の曲率半径 R_{120} を有している。第 3 のブレード 110 の曲率半径の中心は第 4 のブレード 120 の曲率半径の中心から長手軸 122 に沿って一定距離 121 (例えば、0.032 インチ (0.081 cm)) だけずれている。

【0032】

図 5 は本発明の一对の湾曲状のブレード部材を説明するための形状を示している図である。第 1 のブレード部材 80 および第 2 のブレード部材 90 は基端側の円弧状部分 103 および先端側の円弧状部分 104 を有している。第 1 のブレード部材 80 の基端側の円弧状部分 103 は第 1 の曲率半径 R_1 を有しており、第 2 のブレード部材 90 の基端側の円弧状部分 103 は第 3 の曲率半径 R_3 を有している。さらに、第 1 のブレード部材 80 の先端側の円弧状部分 104 は第 2 の曲率半径 R_2 を有しており、第 2 のブレード部材 90 の先端側の円弧状部分 104 は第 4 の曲率半径 R_4 を有している。なお、各曲率半径は共通の回転軸 62 に平行な共通の中心線 101 から測ったものである。また、各曲率半径は互いに異なり、 R_3 は R_1 よりも大きく、 R_2 は R_4 よりも大きい。このことは、第 2 のブレード部材 90 の基端部が第 1 のブレード部材 80 に向って湾曲して、第 2 のブレード部材 90 の先端部が第 1 のブレード部材 80 に向って湾曲するように各基端側の半径が構成されていることを意味する。これらの湾曲部は、第 2 のブレード部材 90 または外側ブレードが図 7 の底面図に示すブレード先端部により明らかなように内側の第 1 ブレード部材 80 に対して過剰湾曲するように構成されている。この過剰湾曲により、ブレード部材 80 および 90 が近接する時に単一の切断エッジ部接触移動点が確実に維持され、横方向の組織負荷がかかる時にブレード部材 80 および 90 が確実に一体に維持される。好ましくは、 R_1 は約 0.390 インチ (約 0.990 cm) で、 R_2 は約 0.800 インチ (約 2.03 cm)、 R_3 は約 0.493 インチ (約 1.25 cm) で、 R_4 は約 0.562 (約 1.43 cm) インチである。

【0033】

基端側の円弧状部分 103 および先端側の円弧状部分 104 を備える各ブレード部材 80 および 90 の基端側および先端側部分を上記のように構成することにより明らかな有利点を得られる。すなわち、各ブレード部材 80 および 90 の先端側部分は基端側部分とは異なる付勢力を必要としている。つまり、各ブレード部材 80 および 90 の先端側部分は、各ブレード部材 80 および 90 の基端側部分に比して、比較的長くて柔軟で、任意の組織負荷により横方向に偏向する程度が大きい。一方、各ブレードの基端側部分は比較的短くて偏向性が小さい。それゆえ、ブレード部材 80 および 90 の先端側部分は、当該ブレード部材の基端側部分よりもそれぞれの先端側部分において生じるより大きな偏向に対抗し得る、より大きな付勢力を必要とする。また、各ブレード部材 80 および 90 の基端側部分に同一の付勢力を加えることにより、切断エッジ部 81 および 91 (図 2) の密着移動 (smearing) すなわち回転 (rolling) を生じることができる。つまり、上記 2 種類の円弧状部分 103, 104 はブレードの各部分に最適な 2 種類の異なる付勢力を生じるように構成されている。

【0034】

図 6 乃至図 11 は外科手術鉗器具のエンドイフェクタ 70 を閉じる場合の諸工程を示している。特に、図 6 および図 7 はブレード部材 80 および 90 が完全に開口した状態でのエンドイフェクタを示している図であり、図 8 および図 9 はブレード部材 80 および 90 が部分的に閉じた状態を示している図であり、図 10 および図 11 はブレード部材 80 および 90 が完全に閉じた状態を示している図である。また、図 6 はエンドイフェクタ 70 の側面図であり、図 7 は図 6 の底面図である。

【0035】

図 6 および図 7 はエンドイフェクタ 70 の各構成要素および細長い軸部組立体 50 (図 1) の各構成要素の先端側部分の位置をそれぞれ示している図である。なお、内部の各構成要素を示すために、リンクの第 1 フォーク部材 56 の部分を図 6 から除去している。ブレード部材 80 および 90 は回転部材 71 の周りに回転し、第 1 の切断エッジ部 81 およ

び第2の切断エッジ部91は係合している。Uリンク接触面83および93は第1の内側フォーク面57および第2の内側フォーク面59に接触してブレード部材80および90を一体に付勢する。ブレード部材80および90の基端側部分は離間して、取付けリンク75が図示のように角度付けされている。

【0036】

図7において、第2ブレード部材90の第1ブレード部材80に対する過剰湾曲の状態が良く示されている。このような過剰湾曲の構造は組織負荷によるブレード部材の外側への開き(splaying)を減少することができ、ブレード部材80および90が閉じるときに、これらの部材が外側に互いに離間するように偏向して第1切断エッジ部81と第2切断エッジ部91との間の単一の接触移動点を維持することを確実にする。図7は第1のフォーク部材56および第2のフォーク部材58を内側に付勢する頭部72および成形処理した頭部73を示している。第1のフォーク部材56および第2のフォーク部材58の第1の内側フォーク面57および第2の内側フォーク面59は8ポンド乃至15ポンド(約3.6kg乃至約6.8kg)の間の付勢力で第1のUリンク接触面83および第2のUリンク接触面93においてブレード部材80および90に接触している。最も好ましくは、付勢力は13ポンド(約5.9kg)である。Uリンク接触面83および93は回転部材71よりも先端側に配置されていて、ブレード部材80および90とUリンク55との間の唯一の接触点を形成する。

【0037】

図8および図9において、ブレード部材80および90は部分的に閉じた状態で示されている。すなわち、作動ロッド53が基端側(図において右側)に移動してリンク75を引っ張ることによりブレード部材80および90を一体に閉じている。この結果、第1切断エッジ部81および第2切断エッジ部91の間の接触点は図6に示すような接触点から先端側(図において左側)に移動する。図9において、過剰湾曲したブレード部材80および90は切断エッジ接触点よりも外側に偏向して示されている。この場合、ブレード部材80および90の先端部分が過剰湾曲し、さらに、これらの基端側部分が切断エッジ接触点から互いに離間している点が重要である。

【0038】

図10および図11において、ブレード部材80および90は作動ロッド53の基端側への移動により完全に閉じている。すなわち、この移動によりリンク75が図8の位置から図10の位置まで移動して、ブレード部材80および90が回転部材71の周りに回転して完全に閉じる。図10において、ブレード部材80および90は完全に閉じていて、単一の接触点はブレード先端部に移行している。

【0039】

図12は本発明の好ましい実施形態におけるエンドイフェクタ70(図1)の部分断面図であり、回転部材に予め負荷をかけた効果を示している図である。力のベクトルが回転部材71における頭部72および成形頭部73から内側に延出して示されている。この内側付勢力はUリンク55の内側フォーク面57および59を介してブレード部材80および90のUリンク接触面83および93に供給される。この結果、この内側付勢力がブレード部材80および90をブレードヒール面82および92において基端側に、さらに、ブレード部材先端部において先端側に一体に付勢する。さらに、この付勢力は切断中に横方向の組織負荷がかけられた時にブレード先端部が外側に開くこと(splaying)を阻止する。

【0040】

以上において本発明の好ましい実施形態を図示しかつ説明したが、当該技術分野における熟練者であれば、これらの実施形態が例示的目的のためにすぎないことが理解できることは明らかである。すなわち、本発明から逸脱することなく多数の変更、変形、および置換が当該技術分野における熟練者において可能である。従って、本発明の範囲およびその趣旨は本明細書における特許請求の範囲によってのみ制限されると理解するべきである。

【0041】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(I) 腹腔鏡式外科手術鉗器具において、

作動部材を有するハンドル本体部組立体から成り、当該作動部材がハンドル組立体に対して接近および離間方向に移動可能であり、さらに、

基端部および先端部を有していて軸部長手軸を定める細長い軸部から成り、当該細長い軸部がこの軸部の基端部において前記ハンドル本体部組立体に接続しており、さらに、

前記細長い軸部の先端部の近傍における共通の回動部材の周りに協働作用可能に接続している第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材を有する一対の切断ブレードから成り、当該共通の回動部材が前記細長い軸部に対して垂直方向の共通の回動軸を定めており、前記第 1 のブレード部材が第 1 の切断エッジ部を有しており、前記第 2 のブレード部材が前記第 1 の切断エッジ部に対向する第 2 の切断エッジ部を有しており、前記ブレード部材が、前記作動部材の前記ハンドル本体部組立体に対する離間および接近方向の移動に対応して前記ブレード部材が開閉するのに応じて基端側および先端側に移動する単一のブレード接触点を有しており、各ブレード部材が前記軸部長手軸に沿って湾曲部分を定めており、各湾曲部分が基端部および先端部を有しており、

前記ブレード部材の各湾曲部分が基端側湾曲部分および先端側湾曲部分により構成されていて、前記第 1 のブレード部材の基端側湾曲部分が第 1 の曲率半径を有しており、前記第 1 のブレード部材の先端側湾曲部分が第 2 の曲率半径を有しており、前記第 2 のブレード部材の基端側湾曲部分が第 3 の曲率半径を有しており、前記第 2 のブレード部材の先端側湾曲部分が第 4 の曲率半径を有して、これらの曲率半径がそれぞれ前記共通の回動軸に平行な共通の中心線から測られたものであり、各曲率半径が互いに異なっている外科手術鉗器具。

(1) 前記各ブレード部材の前記基端側湾曲部分が当該ブレード部材の湾曲部分の基端部から前記共通の中心線まで延在している実施態様 (I) に記載の器具。

(2) 前記各ブレード部材の前記先端側湾曲部分が前記共通の中心線から当該ブレード部材の湾曲部分の先端部まで延在している実施態様 (2) に記載の器具。

(3) 前記第 1 のブレード部材の第 2 の曲率半径が前記第 2 のブレード部材の第 4 の曲率半径よりも大きい実施態様 (I) に記載の器具。

(4) 前記第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材が開いている時に、前記第 1 のブレード部材の第 2 の曲率半径の前記第 2 のブレード部材の第 4 の曲率半径に対する比率が約 1 乃至約 2 . 5 0 0 である実施態様 (3) に記載の器具。

(5) 前記第 2 の半径の前記第 4 の半径に対する比率が約 1 . 2 5 0 乃至 1 . 6 6 7 である実施態様 (4) に記載の器具。

【 0 0 4 2 】

(6) 前記第 2 の半径の前記第 4 の半径に対する好ましい比率が 1 . 4 2 3 である実施態様 (5) に記載の器具。

(7) 前記第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材が閉じる際に、第 1 のブレード部材が前記第 2 の半径を減少するように内側に偏向し、第 2 のブレード部材が前記第 4 の半径を増大するように外側に偏向する実施態様 (3) に記載の器具。

(8) 前記第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材が閉じている時に、前記第 2 の半径が前記第 4 の半径よりも小さい実施態様 (6) に記載の器具。

(9) 前記第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材が開いている時に、前記第 1 のブレード部材の第 1 の曲率半径が前記第 2 のブレード部材の第 3 の曲率半径よりも小さい実施態様 (3) に記載の器具。

(1 0) 前記第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材が開いている時に、前記第 1 のブレード部材の第 1 の曲率半径の前記第 2 のブレード部材の第 3 の曲率半径に対する比率が約 0 . 9 9 9 乃至約 0 . 5 8 3 である実施態様 (9) に記載の器具。

【 0 0 4 3 】

(1 1) 前記第 1 のブレード部材および第 2 のブレード部材が開いている時に、前記第 1 の半径の前記第 3 の半径に対する比率が約 0 . 8 9 1 乃至約 0 . 6 9 1 である実施態様 (

9)に記載の器具。

(12)前記第1のブレード部材および第2のブレード部材が開いている時に、前記第1の半径の前記第3の半径に対する好ましい比率が0.791である実施態様(10)に記載の器具。

【0044】

【発明の効果】

従って、本発明によれば、ブレードが外側を開くことを防止できるとともにブレードのすべての部分において良好な切断作用を得ることができる腹腔鏡式外科手術鉗器具が提供できる。

【図面の簡単な説明】

10

【図1】2個の円弧状部分により形成されている鉗ブレード部材を有する本発明の好ましい手持式外科手術鉗器具の等角図である。

【図2】図1の外科手術鉗器具のエンドイフェクタの等角図である。

【図3】分解した形態の図2に示すエンドイフェクタの全構成要素を示す分解等角図である。

【図4】従来技術による一对の鉗ブレードの上面図であり、この鉗ブレードを説明するための形状を示している図である。

【図5】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具の一对の鉗ブレードの上面図であり、この鉗ブレードを説明するための形状を示している図である。

【図6】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの側面図であり、Uリンクの部分を取り除いて鉗ブレードの開いた状態におけるエンドイフェクタの各構成要素の位置を示している図である。

20

【図7】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの底面図であり、鉗ブレードの開いた状態における当該鉗ブレードの異なる円弧状部分を示している図である。

【図8】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの側面図であり、Uリンクの部分を取り除いて鉗ブレードの部分的に閉じた状態におけるエンドイフェクタの各構成要素の位置を示している図である。

【図9】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの底面図であり、鉗ブレードの部分的に閉じた状態における当該鉗ブレードの異なる円弧状部分を示している図である。

30

【図10】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの側面図であり、Uリンクの部分を取り除いて鉗ブレードの完全に閉じた状態におけるエンドイフェクタの各構成要素の位置を示している図である。

【図11】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの底面図であり、鉗ブレードの完全に閉じた状態における当該鉗ブレードの異なる円弧状部分を示している図である。

【図12】図1の好ましい手持式外科手術鉗器具のエンドイフェクタの底面図であり、鉗ブレードの完全に閉じた状態における当該鉗ブレードおよびUリンクの接触点を示している。

【符号の説明】

40

30 外科手術鉗器具

40 基端側ハンドル本体部組立体

44 作動部材

50 細長い軸部組立体

62 回動軸

70 エンドイフェクタ

71 回動部材

80 第1のブレード部材

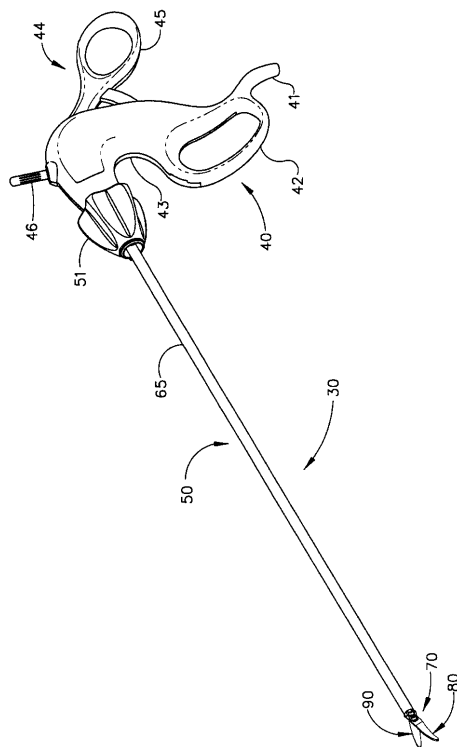
90 第2のブレード部材

101 中心線

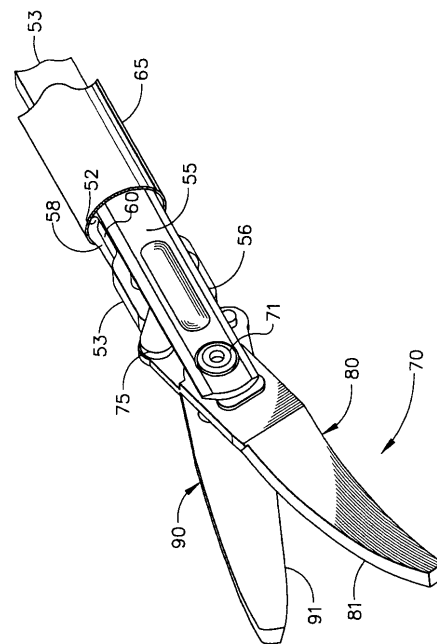
50

- 1 0 3 基端側の円弧状部分（基端側湾曲部分）
 1 0 4 先端側の円弧状部分（先端側湾曲部分）

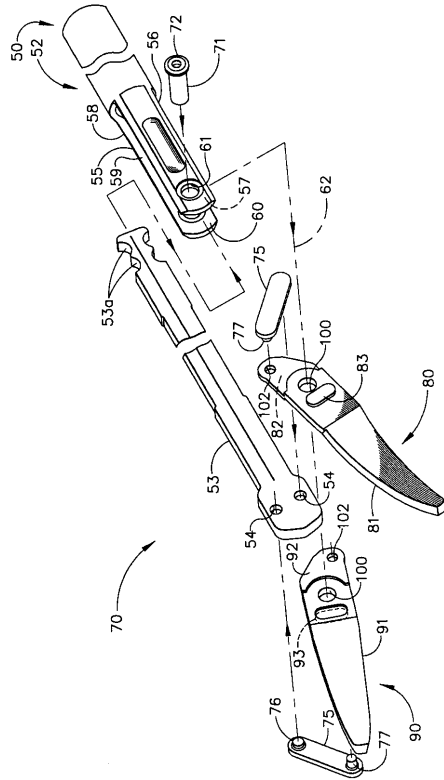
【図 1】



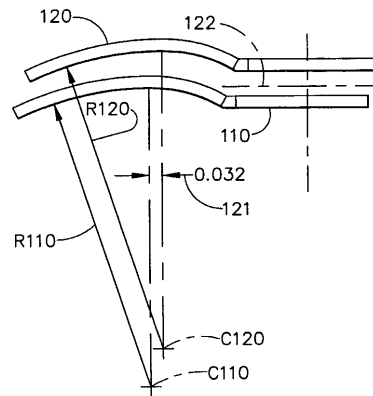
【図 2】



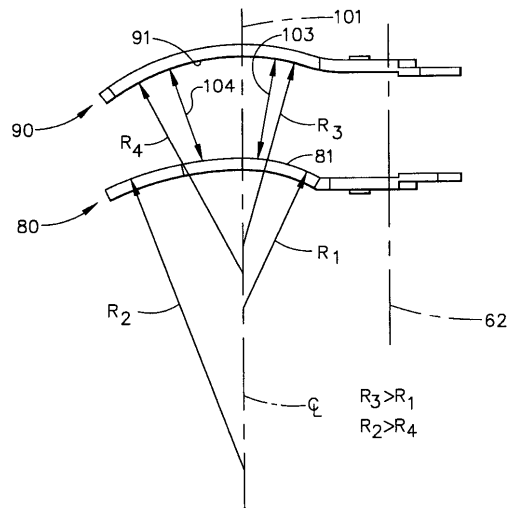
【図 3】



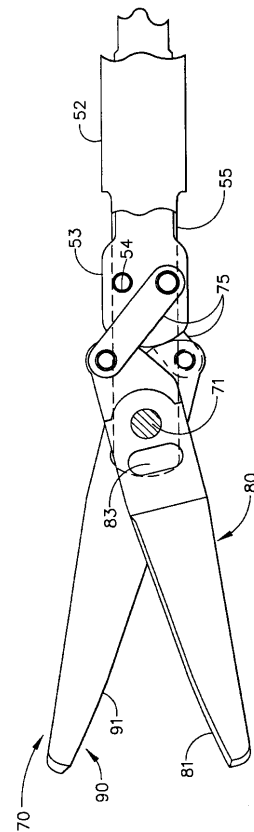
【図 4】



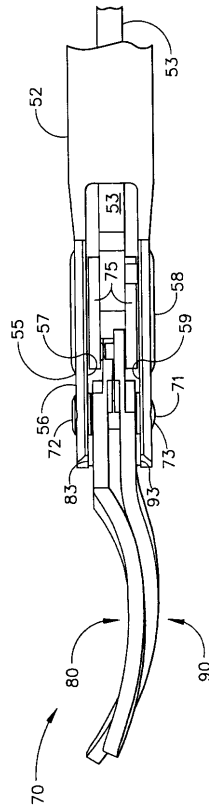
【図 5】



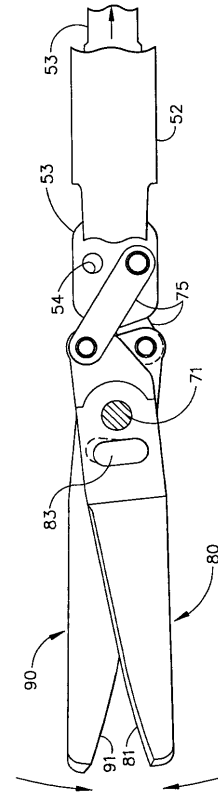
【図 6】



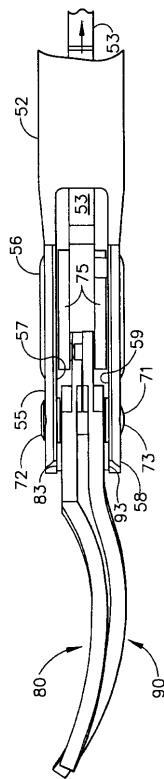
【図 7】



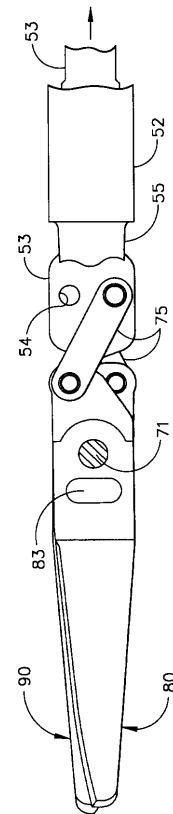
【図 8】



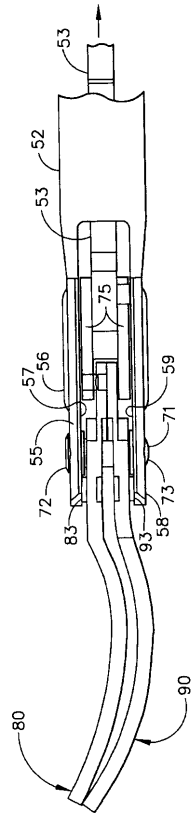
【図 9】



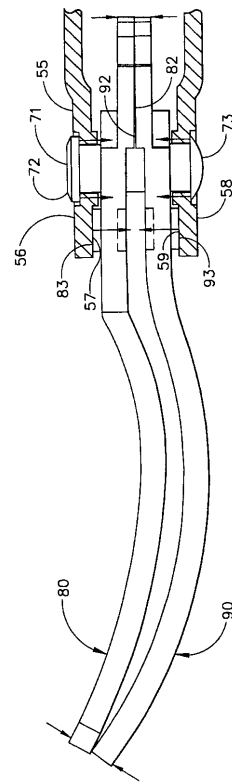
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

- (72)発明者 ロバート・エル・コック・ジュニア
アメリカ合衆国、４５２３９ オハイオ州、シンシナティ、パイアンサイド・アベニュー ２５１
５
- (72)発明者 ナリンドージット・エス・サンビ
アメリカ合衆国、４５１４０ オハイオ州、メゾン、ブルックサイド・コート ４１６０

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 実公平０２－０４３３３４（ＪＰ，Ｙ２）
実開平０５－０７８２０７（ＪＰ，Ｕ）
特表平１０－５０３４０６（ＪＰ，Ａ）
特表２００１－５０１４８４（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０５４７８３４７（ＵＳ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A61B 17/3201
B26B 13/06
B26B 13/26
A61B 1/00

专利名称(译)	弯曲的腹腔镜剪刀与两个曲率的弓形部分		
公开(公告)号	JP4242044B2	公开(公告)日	2009-03-18
申请号	JP2000207169	申请日	2000-07-07
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ジョンピーミーセイマー ロバートエルコックジュニア ナリンダージットエスサンビ		
发明人	ジョン・ピー・ミーセイマー ロバート・エル・コック・ジュニア ナリンダージット・エス・サンビ		
IPC分类号	A61B17/3201 B26B13/06 B26B13/26 A61B1/00 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/3201 A61B17/320016		
FI分类号	A61B17/32.320 B26B13/06 B26B13/26 A61B1/00.334.D A61B1/00.620 A61B1/018.515 A61B17/3201 A61B18/14		
F-TERM分类号	3C065/AA17 3C065/BA04 3C065/BB02 3C065/CA07 3C065/FA01 4C060/FF14 4C061/AA24 4C061/HH21 4C061/JJ11 4C160/FF14 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN09 4C161/AA24 4C161/HH21 4C161/JJ11		
优先权	09/350079 1999-07-08 US		
其他公开文献	JP2001057981A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于切割组织的腹腔镜手术剪刀装置。每个叶片构件（80,90）的弯曲部分由近侧弯曲部分（103）和远侧弯曲部分（104）构成。第一刀片构件（80）的近侧弯曲部分（103）具有第一曲率半径（R1）和第一刀片构件（80）的远侧弯曲部分（104）2的曲率半径（R2）。另外，第二刀片构件（90）的近侧弯曲部分（103）具有第三曲率半径（R3），以及第二刀片构件（90）的远侧弯曲部分（104）具有第四曲率半径（R4）。这些曲率半径是从平行于公共旋转轴（62）的公共中心线（101）测量的，并且各自的曲率半径彼此不同。

