

(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2005-144192

(P2005-144192A)

(43) 公開日 平成17年6月9日(2005.6.9)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

A61B 1/00

A61B 17/28

A61B 18/16

F I

A61B 17/39

320

A61B 1/00

334D

A61B 17/28

310

A61B 17/39

330

テーマコード (参考)

4C060

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L 外国語出願 (全 70 頁)

(21) 出願番号 特願2004-363667 (P2004-363667)

(22) 出願日 平成16年11月17日 (2004.11.17)

(31) 優先権主張番号 60/520579

(32) 優先日 平成15年11月17日 (2003.11.17)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 504423848

シャウウッド サービス アクション

ゲゼルシャフト

スイス ツェーハー 8201 シャッフハ

ウゼン バーンホフシュトラッセ 29

ビーオーボックス 1571

(74) 代理人 100082005

弁理士 熊倉 禎男

(74) 代理人 100067013

弁理士 大塚 文昭

(74) 代理人 100065189

弁理士 穴戸 嘉一

(74) 代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

最終頁に続く

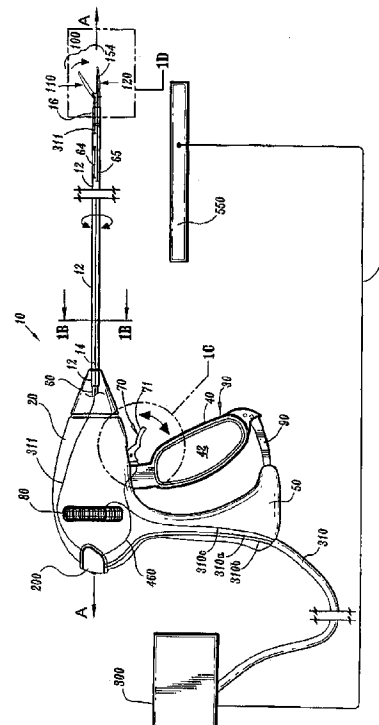
(54) 【発明の名称】 モノポーラ伸張部を備えているバイポーラ鉗子

(57) 【要約】

【課題】 外科手術の或る処置の最中に外科医が器具を交換する必要を低減することができる器具を開発する。

【解決手段】 内視鏡鉗子のハウジングに取付けられたシャフトの遠位端に第1顎部材及び第2顎部材が取付けられる。内視鏡鉗子は、第1顎部材及び第2顎部材を互いに相関的に、両顎部材が互いに間隔を設けて配置される第1位置から、両顎部材が協働して間に挟んだ組織を把持する第2位置に移動させるアクチュエータを備える。各顎部材は電気外科手術エネルギー源に接続され、バイポーラモードで両顎部材は間に挟んだ組織を通してバイポーラエネルギーを伝達して組織を処理する。モノポーラ素子は第1の顎部材内の第1位置から、第1の顎部材から遠位にある第2位置に移動可能であり、両顎部材と独立して作動可能である。

【選択図】 図1A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡鉗子において、

シャフトが取付けられたハウジングを備え、シャフトは、その遠位端に第 1 顎部材および第 2 顎部材が取付けられており、

さらに、第 1 顎部材と第 2 顎部材が互いに間隔を設けて配置される第 1 位置から、両顎部材が協働して間に挟んだ組織を把持する第 2 位置へと、第 1 顎部材および第 2 顎部材を互いに相関的に移動させるアクチュエータと、

両顎部材の各々に接続されて、両顎部材がバイポーラモードで選択的に作動することができるようにした電気外科手術エネルギー源とを備え、このバイポーラモードにより両顎部材は間に挟んだ組織を通してバイポーラエネルギーを通电し、組織を処理することができるようになっており、

10

さらに、少なくとも第 1 の顎部材の内部に收容され、第 1 の顎部材内の第 1 位置から第 1 の顎部材から遠位にある第 2 位置へと選択的に移動可能であるモノポーラ素子を備え、モノポーラ素子は電気外科手術エネルギー源に接続され、両顎部材とは独立して選択的に作動自在となるように構成されている、
ことを特徴とする内視鏡鉗子。

【請求項 2】

前記モノポーラ素子は先鋭な切開端縁を備えていることを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡鉗子。

20

【請求項 3】

前記鉗子はナイフを更に備えており、該ナイフは第 1 の顎部材と第 2 の顎部材のうちの少なくとも一方の内部に画定されたナイフチャンネルの内側で選択的に移動可能であって、第 1 顎部材と第 2 顎部材の間に位置する組織を切開することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 4】

前記鉗子は血管閉鎖用の鉗子であり、前記第 1 顎部材と前記第 2 顎部材のうちの少なくとも一方は、その上に少なくとも 1 個の非導電性の係止部材を有しており、この係止部材は、組織が第 1 顎部材と第 2 顎部材の間に挟まれて保持された際に、両顎部材の間の距離を制御することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡鉗子。

30

【請求項 5】

前記モノポーラ素子はナイフであり、該ナイフは、前記第 1 顎部材と前記第 2 顎部材のうちの少なくとも一方の内部に定められたナイフチャンネルの内側で選択的に移動可能であり、両顎部材の間に挟まれた組織をまず切開してから、続いて、両顎部材から遠位方向に伸張し、該ナイフは電源投入されて、組織をモノポーラ方式で処理することを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 6】

前記ナイフは安全装置を有しており、該安全装置は、ナイフが前記第 1 顎部材および前記第 2 顎部材の遠位先端部から伸張した場合にのみナイフが電氣的に活性化することしか許容しないことを特徴とする、請求項 5 に記載の内視鏡鉗子。

40

【請求項 7】

トリガーが作動することで、ナイフを移動させて前記第 1 顎部材および前記第 2 顎部材の間に挟まれた組織を分割すると共に、第 1 顎部材内の第 1 位置から第 1 顎部材から遠位にある第 2 位置へと前記モノポーラ素子を伸張させることを特徴とする、請求項 3 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 8】

アクチュエータが作動することで、前記第 1 顎部材および前記第 2 顎部材を互いに相関的に前記第 1 位置から前記第 2 位置へと移動させて両顎部材の間に挟まれた組織を把持すると共に、第 1 顎部材内の第 1 位置から第 1 顎部材から遠位にある第 2 位置へと前記モノポーラ素子を伸張させることを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡鉗子。

50

【請求項 9】

前記鉗子がもう 1 つ別な第 2 のアクチュエータを更に備えており、該アクチュエータが作動することで、前記第 1 顎部材内の第 1 位置から第 1 顎部材から遠位にある第 2 位置へと前記モノポーラ素子を伸張させることを特徴とする、請求項 1 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 10】

内視鏡鉗子において、

シャフトが取付けられたハウジングを備え、シャフトはその遠位端に第 1 顎部材および第 2 顎部材が取付けられており、第 1 顎部材は第 2 顎部材に対して遠位方向に伸張し、

さらに、第 1 顎部材と第 2 顎部材が互いに間隔を設けて配置される第 1 位置から、両顎部材が協働して間に挟んだ組織を把持する第 2 位置へと、第 1 顎部材および第 2 顎部材を互いに相関的に移動させるアクチュエータと、

両顎部材の各々に接続されて、両顎部材がバイポーラモードで選択的に作動することができるようにした電気外科手術エネルギー源とを備え、このバイポーラモードにより両顎部材は間に挟んだ組織を通してバイポーラエネルギーを通電し、組織を処理することができるようになっており、

さらに、制御スイッチを備え、制御スイッチは、選択的に作動状態にされると、第 2 顎部材を非活性化するとともに第 1 の顎部材を第 1 の電位で活性化し、同時に、戻り電極を異なる電位で活性化して、第 1 の顎部材がモノポーラ方式で選択的に組織を処理することができるようにしている、

ことを特徴とする内視鏡鉗子。

【請求項 11】

前記鉗子は安全装置を更に備えており、安全装置は、前記第 1 顎部材と前記第 2 顎部材が第 2 位置に配置された時のみに制御スイッチを電気活性化することしか許容しないようにすることを特徴とする、請求項 10 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 12】

内視鏡鉗子において、

シャフトが取付けられたハウジングを備え、シャフトはその遠位端に第 1 顎部材および第 2 顎部材が取付けられており、第 1 顎部材は第 2 顎部材に相対して遠位方向に伸張し、

さらに、第 1 顎部材と第 2 顎部材が互いに間隔を設けて配置される第 1 位置から、両顎部材が協働して間に挟んだ組織を把持する第 2 位置へと、第 1 顎部材および第 2 顎部材を互いに相関的に移動させるアクチュエータと、

両顎部材の各々に接続されて、両顎部材がバイポーラモードで選択的に作動することができるようにした電気外科手術エネルギー源とを備え、このバイポーラモードにより両顎部材は間に挟んだ組織を通してバイポーラエネルギーを通電し、組織を処理することができるようになっており、

さらに、制御スイッチを備え、制御スイッチは、選択的に作動状態にされると、第 1 の電位で第 1 の顎部材と第 2 の顎部材を活性化するとともに、これとは異なる電位で戻り電極を活性化し、これにより、第 1 顎部材と第 2 顎部材が組織をモノポーラ方式で選択的に処理することができるようにしている、

ことを特徴とする内視鏡鉗子。

【請求項 13】

前記鉗子は安全装置を更に備えており、安全装置は、前記第 1 顎部材と前記第 2 顎部材が第 2 位置に配置された時のみに制御スイッチを電気活性化することしか許容しないようにすることを特徴とする、請求項 12 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 14】

電気外科手術用発電機からの電気外科手術エネルギーで組織を処理する方法であって、内視鏡鉗子を設ける段階を含み、内視鏡鉗子は、

シャフトが取り付けられたハウジングを備え、シャフトはその遠位端に第 1 顎部材および第 2 顎部材が取付けられており、

さらに、第 1 顎部材と第 2 顎部材が互いに間隔を設けて配置される第 1 位置から、両顎

10

20

30

40

50

部材が協働して間に挟んだ組織を把持する第 2 位置へと、第 1 顎部材および第 2 顎部材を互いに相関的に移動させるアクチュエータと、

少なくとも第 1 の顎部材の内部に収容され、第 1 の顎部材内の第 1 位置から第 1 の顎部材から遠位にある第 2 位置へと選択的に移動可能であるモノポーラ素子と、

患者の体組織に接触して設置される戻り電極を備え、

前記方法は、さらに、

両顎部材の各々にモノポーラ素子を接続し、戻り電極を電気外科手術用発電機に接続する段階と、

両顎部材の間に組織を挟んで把持する段階と、

両顎部材を選択的に活性化させて、両顎部材の間に挟まれた組織をバイポーラ方式で処理する段階と、 10

モノポーラ素子と戻り電極とを両顎部材からは独立して選択的に活性化させて、組織をモノポーラ方式で処理する段階とを含むことを特徴とする方法。

【請求項 15】

前記第 1 顎部材と前記第 2 顎部材を選択的に活性化させて組織を処理する段階の後に、両顎部材の遠位端から前記モノポーラ素子を伸張させる段階を含むことを特徴とする、請求項 14 に記載の方法。

【請求項 16】

モノポーラ素子を選択的に活性化させる前記段階は、前記第 1 顎部材および前記第 2 顎部材を不活性化させる段階を含むことを特徴とする、請求項 14 に記載の方法。 20

【請求項 17】

前記第 1 顎部材と前記第 2 顎部材を選択的に活性化させて組織を処理する段階の後に、両顎部材から前記組織を解放する段階を含むことを特徴とする、請求項 14 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願との相互参照

本願はローエス (Lawes) らにより 2003 年 9 月 17 日に出願された「モノポーラ伸張部を備えているバイポーラ鉗子 (Bipolar Forceps Having Monopolar Extension)」という発明 30
名称の米国予備出願連続番号第 60/520,579 号 (特許文献 1) の優先権を主張するものであり、同出願の全内容をここに援用する。

【0002】

バックグラウンド

本件開示は電気外科手術用の鉗子に関するものであり、特に、本件開示は電気外科手術的効果を増長させるために選択的に電力投入可能で、かつ/または、伸張自在なモノポーラ伸張部を備えている、組織を凝固し、組織を閉じ、かつ/または、組織を切断するための内視鏡バイポーラ電気外科手術用鉗子に関連している。

【背景技術】

【0003】

技術分野

電気外科手術用の鉗子は機械的クランプ動作と電気エネルギーの両方を利用して、組織および血管を加熱して組織を凝固させ、組織を焼灼し、かつ/または、組織を閉じることにより、止血を実施する。切開外科手術処置と併用するための開放型鉗子の代用として、かなり多数の昨今の外科医が内視鏡および内視鏡器具を利用することで、より小さい穿孔状の切開部を通して諸器官に遠隔から接近するようにしている。その直接的な結果として、患者は傷が小さくて済んだり、治療時間が短縮されるという恩恵を得る傾向にある。

【0004】

内視鏡器具は、套管針 (トロカール) と一緒に作られたカニューレまたはポートを通して患者の体内に挿入される。カニューレの典型的な寸法の範囲は、3 ミリメートルから 12 50

ミリメートルにわたる。通常は、カニューレが小さいほど好ましく、究極的には、より小型のカニューレの内部に適合する内視鏡器具を作成する方法を模索しなければならない器具製造者に設計上の努力目標を突きつけていることは、推察に難くないことである。

【 0 0 0 5 】

多くの内視鏡外科手術処置は血管または血管組織を切断し、或いは、結紮することを必要とする。外科的空洞の内在する空間的な問題のせいで、血管を縫合する際に、または、それ以外の出血を抑制する従来からの方法を実施したりする際に、すなわち、横切された血管をクランプ処理し、かつ/または、血管を縛って血行を止めたりする際に、外科医が難儀することが多かった。電気外科手術用切開鉗を利用することにより、機械的切開動作と電気外科手術的切開動作とを組合わせて利用して、外科医は所与の外科手術処置の最中に組織を切開することができる。内視鏡電気外科手術用鉗子を利用することにより、外科医は焼灼し、凝固させ、乾燥させることができ、かつ/または、顎部材によって組織に加えられる電気外科手術エネルギーの強度、周波数、および、持続時間を制御するだけで、出血を簡単に低減したり、出血の速度を低下させたりすることができる。

10

【 0 0 0 6 】

より大型の血管を治療するために、外科医は組織または血管を封止する方を選ぶこともある。組織閉鎖処置は単なる血管凝固や血管焼灼とは根本的に異なっている。そのため本明細書において、「凝固」は組織を乾燥させるプロセスと定義され、この場合、組織細胞は破裂して乾燥する。「血管閉鎖」または「組織閉鎖」は組織内のコラーゲンを液化させ、組織が再形成により癒合塊となると同時に、互いに隣接する組織構造体同士の間限定境界部を設けるプロセスと定義される。より大型の血管（または組織）を効果的に閉鎖するために、2つの支配的な機械的パラメータを高精度に制御しなければならないが、つまり、血管（組織）に付与される圧力は約 3kg/cm^2 から約 16kg/cm^2 であるのが好ましく、また、電極間の空隙距離は約 0.0254mm （約 0.001 インチ）から約 0.1524mm （約 0.006 インチ）であるのが好ましい。内視鏡血管閉鎖器具の幾つかの実施例が、本出願と出願人が共通する米国特許出願第10/116,944号（特許文献2）、第10/179,863号（特許文献3）、第10/369,894号（特許文献4）、第10/180,926号（特許文献5）、および、PCT/US01/11340号（特許文献6）に開示されており、これら文献の全内容をここに援用する。

20

【 0 0 0 7 】

【特許文献1】米国予備出願連続番号第60/520,579号

【特許文献2】米国特許出願第10/116,944号

【特許文献3】米国特許出願第10/179,863号

【特許文献4】米国特許出願第10/369,894号

【特許文献5】米国特許出願第10/180,926号

【特許文献6】PCT/US01/11340号

【特許文献7】米国特許出願連続番号第10/460,926号

【特許文献8】米国特許第6,033,399号

【特許文献9】米国特許第6,187,003号

【特許文献10】米国出願連続番号PCT/US01/11413号

30

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

一般に、電気外科手術用の鉗子の電氣的構成は2種類に分類することができるが、すなわち、（1）モノポーラ電気外科手術用鉗子と、（2）バイポーラ電気外科手術用鉗子の2種類である。モノポーラ鉗子はクランプエンド末端作動体に付随する一方の活性電極と、患者の体外に取付けられる遠隔患者用の戻り電極とを利用する。電気外科手術エネルギーが印加されると、エネルギーは活性電極から伝播して外科手術部位に行き、患者の体内を通過して戻り電極に至る。

【 0 0 0 9 】

50

バイポーラ電気外科手術鉗子は２つの一般に互いに反対の電極を利用するが、これらの電極は末端作動体の内側の互いに反対の表面に配置され、その両方ともが電気外科手術用発電機に電気接続されている。電極は各々が異なる電位に荷電される。組織は電気エネルギーの導体であるので、末端作動体を利用して両作動体間の組織を把持し、閉鎖し、または、切開すると、電気エネルギーが組織を通して選択的に伝達される。

【００１０】

バイポーラ内視鏡鉗子を利用して血管および他の組織を焼灼し、凝固させ、切開し、または、閉鎖する際の内在する欠点の１つとして、バイポーラ鉗子がモノポーラ器具の利点すなわち長所と調和することができず（すなわち、モノポーラ器具は血管組織を通して移動してから狭い組織平面を貫通して切開する能力がある）、或る応用例についてはモノポーラ器具を使用する利益を得るのに外科手術の最中にバイポーラ鉗子をモノポーラ器具に外科医が取り替える必要がある。同様に、或るモノポーラ内視鏡応用例の最中には、モノポーラ器具をバイポーラ鉗子と取り替えて、例えば、より大型組織構造体を閉鎖するのが有利なことがある。具体的には、胆嚢切除手術の最中に胆嚢は肝臓から切離されるが、この処置は、通例、電気外科手術用ナイフ、電気外科手術用ペンシル、ループ電極などのような内視鏡モノポーラ器具を使用することを必要とする。しかし、胆嚢切除処置の最中は、胆嚢管を閉鎖、または、胆嚢動脈を閉鎖する必要がある場合もあって、これには、バイポーラ血管閉鎖器具を必要となるため、モノポーラ器具をバイポーラ器具と置換する必要がある。外科医は、手術中の空洞からモノポーラ器具を取り出してバイポーラ器具を使用する、および、その逆を繰り返す必要が生じる場合がある。

10

20

【００１１】

したがって、モノポーラ操作とバイポーラ操作の両方の利点を組み合わせることにより、外科手術の或る処置の最中に外科医が器具を交換する必要を低減することができる器具を開発する必要がある。

【課題を解決するための手段】

【００１２】

本発明は組織を処理するための内視鏡鉗子に関するものであり、ハウジングを有し、シャフトがハウジングに取り付けられ、第１顎部材および第２顎部材がシャフトの遠位端に取り付けられている。鉗子はまた、第１顎部材および第２顎部材を互いに相関的に、両顎部材が互いに間隔を設けて配置される第１位置から、両顎部材が協働して間に挟んだ組織を把持する第２位置へと移動させるためのアクチュエータを備えている。電気外科手術エネルギー源は両顎部材の各々に接続されて、両顎部材がバイポーラモードで選択的に作動することができるようにしており、このバイポーラモードにより両顎部材は間に挟んだ組織を通してバイポーラエネルギーを伝達し、組織を処理することができるようになっている。鉗子は少なくとも第１の顎部材の内部に収容されたモノポーラ素子を更に備えており、該モノポーラ素子は第１の顎部材内の第１位置から、第１の顎部材から遠位にある第２位置へと選択的に移動可能である。モノポーラ素子は電気外科手術エネルギー源に接続されており、両顎部材とは独立して選択的に作動することができる。

30

【００１３】

本件開示に従った一実施形態では、鉗子はナイフを備えており、該ナイフは第１の顎部材と第２の顎部材のうちの少なくとも一方の内部に画定されたナイフチャンネルの内側で選択的に移動可能であって、第１顎部材と第２顎部材の間に位置する組織を切開する。ナイフアクチュエータにより、ユーザーがナイフを選択的に移動させて両顎部材の間に位置する組織を切開できるようにするのが有利である。電気外科手術エネルギー源はそれぞれの顎部材に電位を搬送するため、両顎部材はその間に保持された組織を通してバイポーラエネルギーを伝達して組織閉鎖を実施することができる。

40

【００１４】

ナイフがまず第１顎部材および第２顎部材の間にある組織を切開してから、次いで、両顎部材から遠位方向に伸びて組織をモノポーラ方式で処置するように設計されているのが有利である。鉗子は安全装置（すなわち、安全回路または機械的安全要素）を備えてい

50

て、ナイフ（またはモノポーラ素子）が両顎部材の遠位端から伸張している時のみにナイフ（またはモノポーラ素子）が電気での作動しか許容しないようにするのが好ましい。安全装置はまた、回路により、または、機械的安全装置を利用して、両顎部材を不活性化するようにしてもよい。

【0015】

一実施形態では、第1の顎部材および第2の顎部材は各々が細長いスロットを備えており、このスロットは両顎部材それぞれの実質的に長手方向に添って対立して延びるため、2つの互いに対向する細長いスロットがナイフチャンネルを形成してナイフの往復運動を許容し、両顎部材の間にある組織を分割する。

【0016】

別な実施形態では、鉗子は血管閉鎖鉗子であり、両顎部材のうち少なくとも一方は、その上に少なくとも1個の非導電性の止め部材を備えており、この部材は、組織が第1顎部材と第2顎部材の間に保持されている際に両顎部材の間の距離を制御する。組織が両顎部材の間に圧縮された際には、止め部材は両顎部材の間の空隙距離を約0.0254mm（約0.001インチ）から約0.1524mm（約0.006インチ）の間に維持するのが有利である。

【0017】

本件開示によるまた別な実施形態では、鉗子はアクチュエータを備えており、このアクチュエータはナイフを移動させて両顎部材の間にある組織を切開すると共に、ナイフまたは別個のモノポーラ素子を第1顎部材内部の第1位置から第1顎部材の遠位にある第2位置へ伸張させるように作動する。本件開示による更にまた別な実施形態では、鉗子はアクチュエータを備えており、このアクチュエータは両顎部材を互いに相関的に第1位置から第2位置へ移動させて両顎部材の間に組織を挟んで把持すると共に、第1の顎部材内部の第1位置から第1顎部材の遠位にある第2位置へとモノポーラ素子を伸張させるように作動する。

【0018】

本件開示による別な実施形態では、第1のアクチュエータは組織を把持するための両顎部材を作動させるように設計されていればよく、また、第2のアクチュエータを備えており、この第2のアクチュエータがモノポーラ素子を第1顎部材内部の第1位置から第1顎部材の遠位にある第2位置まで伸張させるように作動するようにしてもよい。

【0019】

本発明はまた内視鏡鉗子に関するものであり、ハウジングを備え、シャフトがハウジングに取り付けられ、シャフトの遠位端には第1顎部材および第2顎部材が取り付けられている。第1の顎部材は第2の顎部材に相関的に遠位方向に伸張するように構成されている。両顎部材が互いに相関的に間隔を設けて配置される第1位置から、両顎部材がその間に組織を挟んで把持するように協働する第2位置へと両顎部材を互いに相関的に移動させるためのアクチュエータが備えられている。両顎部材は電気外科手術エネルギー源に接続されるため、両顎部材はバイポーラモードで選択的に作動することができるが、これにより、両顎部材は、その間に保持された組織を通してバイポーラエネルギーを伝達することができる。

【0020】

鉗子はまた制御スイッチを備えており、このスイッチは、選択的に作動状態にされると、第2の顎部材を不活性化するとともに第1の顎部材を第1の電位で活性化する。相互に同時に、制御スイッチはまた、患者に隣接して設置された戻り電極（リターン電極）または戻りパッド（リターンパッド）を異なる電位で活性化して、第1の顎部材がモノポーラ方式で選択的に組織を処理することができるようにしている。両顎部材が第2位置に配置されるときに制御スイッチの電気での作動を制限する安全装置を備えるのが好ましい。

【0021】

本件開示はまた内視鏡鉗子に関するものであり、内視鏡鉗子はハウジングを備え、シャフトがハウジングに取り付けられている。シャフトはその遠位端に第1顎部材と第2顎部

10

20

30

40

50

材が取付けられている。第 1 顎部材と第 2 顎部材は各々が先細り状の遠位端または細長い遠位端を備えているのが好ましい。鉗子はまた、両顎部材が互いに相関的に間隔を設けて配置された第 1 位置から、両顎部材がその間に組織を挟んで把持するように協働する第 2 位置へと、両顎部材を互いに相関的に移動させるアクチュエータを更に備えている。電気外科手術エネルギー源は顎部材の各々に接続されているため、両顎部材はバイポーラモードで選択的に作動することが可能となり、このバイポーラモードより、両顎部材はその間に保持された組織を通してバイポーラエネルギーを伝達することができる。

【 0 0 2 2 】

鉗子はまた制御スイッチを備えており、このスイッチは、選択的に作動状態にされると、第 1 の電位で第 1 の顎部材と第 2 の顎部材を活性化するとともに、これとは異なる電位で戻り電極を活性化する。戻り電極は患者に隣接して設置されるのが好ましく、これにより、第 1 顎部材と第 2 顎部材が組織をモノポーラ方式」で選択的に処理することができるようになる。鉗子は安全装置を備えており、この安全装置は両顎部材が第 2 位置に配置された時のみに制御スイッチが電氣的活性化することしか許容しないようにするのが好ましい。

【 0 0 2 3 】

本件開示の別な実施形態では、アクチュエータは両顎部材の間の締め圧力を約 $3\text{kg}/\text{cm}^2$ から約 $16\text{kg}/\text{cm}^2$ の範囲に維持するように選択的にロック可能であり、この範囲は約 $7\text{kg}/\text{cm}^2$ から約 $13\text{kg}/\text{cm}^2$ であるのが好ましく、これらの値は、効果的かつ信頼のおける組織閉鎖を設けるのに有利となる。また別な実施形態では、鉗子は、シャフト内に定められる長手方向軸線を中心として両顎部材を回動させる回転アセンブリを更に備えていてもよい。鉗子は片側顎部材アセンブリを備えているのが有利であり、すなわち、第 1 の顎部材は第 2 の顎部材に対して可動であり、第 2 の顎部材は実質的に固定的であるのが有利である。代替例として、鉗子は両側顎部材アセンブリを備えていてもよく、すなわち、両方の顎部材が互いに相関的に移動するようにしてもよい。

【 0 0 2 4 】

鉗子は、アクチュエータまたは駆動アセンブリと一緒にばねを備えており、可動ハンドルの作動を容易にするとともに、締め力が約 $3\text{kg}/\text{cm}^2$ から約 $16\text{kg}/\text{cm}^2$ の作動範囲内に維持されるのを確実にするのが好ましい。

【 0 0 2 5 】

本件開示はまた、電気外科手術発電機からの電気外科手術エネルギーで組織を処理する方法に関するものであり、この方法は、ハウジングを備えており、シャフトが該ハウジングに取付けられている内視鏡鉗子を設ける段階を含んでいる。シャフトは、その遠位端に第 1 顎部材と第 2 顎部材が取付けられている。鉗子は、両顎部材が互いに対して間隔を設けて配置される第 1 位置から、両顎部材がそれらの間に組織を挟んで把持するように協働する第 2 位置まで、両顎部材を互いに相関的に移動させるアクチュエータを備えている。鉗子はモノポーラ素子を更に備えており、この素子は少なくとも第 1 顎部材の内部に収容されるとともに、第 1 顎部材の内部の第 1 位置から第 1 顎部材の遠位にある第 2 位置へと選択的に移動自在である。鉗子には戻り電極が設けられており、患者の体組織と接触して設置される。

【 0 0 2 6 】

この方法は、両顎部材の各々にモノポーラ素子を接続し、戻り電極を電気外科手術用発電機に接続する段階と、両顎部材の間に組織を挟んで把持する段階と、両顎部材を選択的に活性化させて、両顎部材の間にある組織をバイポーラ方式」で処理する段階と、モノポーラ素子と戻り電極とを両顎部材から独立して選択的に活性化させて、組織をモノポーラ方式」で処理する段階とを更に含んでいる。

【 0 0 2 7 】

両顎部材を選択的に活性化させて組織を処理する段階の後で、該方法は、両顎部材の遠位端からモノポーラ素子を伸張させる段階を含んでいるのが好ましい。モノポーラ素子を選択的に活性化させる段階は、両顎部材を不活性化させる段階を含んでいるのが有利であ

る。

【0028】

両顎部材を選択的に活性化させて組織を処理する段階の後で、該方法は、両顎部材から組織を解放する段階を含んでいてもよい。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

本発明の器具の多様な実施形態を添付の図面を参照しながら以下に説明してゆく。

ここで図1Aから図1Dを参照すると、多様な外科手術処置手順と併用するための内視鏡鉗子10の一実施形態が例示されている。そのため本明細書では、血管閉鎖鉗子を例示して説明しているが、それ以外のタイプの鉗子または手術鉗を利用してよいことが想像されるが、上記両器具ともが焼灼、凝固、または、それ以外の目的で組織処理を実施するとともに、本明細書に記載されているようにモノポーラ応用例のために構成されている。更に、図面は内視鏡外科手術処置手順に関連して使用するための鉗子10を描写しているが、本件開示はより従来型に近い切開外科手術処置手順について使用されてもよい。そのため本明細書では、鉗子10が内視鏡器具に関連づけて説明されるが、鉗子10の開放型改訂版が上述のものと同じ動作構成要素、または、類似する動作構成要素を備えているとともに、以下に記載されるような特性を有していても良いものと思量される。

【0030】

鉗子10は、一般に、ハウジング20、ハンドルアセンブリ30、回転アセンブリ80、トリガーアセンブリ70、および、末端作動体アセンブリ100を含んでおり、これら構成要素は相互に協働して組織を把持し、組織を処理し、そして、組織を分割する。そのため本明細書では、ハンドルアセンブリ30、回転アセンブリ、トリガーアセンブリ70、および、末端作動体アセンブリ100は概略的に説明されるにすぎない。このような協働構成要素全部のより詳細な説明は、本出願と出願人が共通する係属中の米国特許出願連続番号第10/460,926号（特許文献7）に記載されており、その全内容をここに援用する。

【0031】

鉗子10はシャフト12を備えており、シャフトは、末端作動体アセンブリ100に機械的に嵌合するような寸法の遠位端16と、ハウジング20に機械的に嵌合する近位端14とを有している。図面とこれ以降の説明では、「近位（の）」という語は、従来どおり、ユーザーに近い方の鉗子10の端部について述べたものであり、「遠位（の）」という語はユーザーから離れた方にある端部について述べたものである。シャフト12がどのように末端作動体アセンブリ100に接続しているかについての詳細と、近位端がどのようにハウジング20に接続しているかについての詳細とは、上述の、本出願と出願人が共通する同時係属中の米国特許出願連続番号第10/460,926号（特許文献7）に説明されている。

【0032】

図1Aで最もよく分かるが、鉗子10は、鉗子10を発電機300のような電気外科手術エネルギー源に接続する電気外科手術用ケーブルも備えている。ケーブル310は内部でケーブルリード310a、310b、310cに分岐されて、その各々がそれぞれの給送経路により鉗子10を通して末端作動体アセンブリ100に電気外科手術エネルギーを伝達するが、これは、米国特許出願連続番号第10/460,926号（特許文献7）に関してより詳細に説明されているとおりである。米国コロラド州ボウルダーに居所を置くタイコヘルスケアLP（Tyco Healthcare LP）の一部門であるヴァレーラボ（Valleylab）から販売されているもののような発電機が電気外科手術エネルギー源として使用されるのが好ましいが、具体例としては、FORCE EZ（登録商標）電気外科手術用発電機、FORCE FX（登録商標）電気外科手術用発電機、FORCE 1C（登録商標）電気外科手術用発電機、FORCE 2（登録商標）電気外科手術用発電機、SurgiStat（登録商標）II 電気外科手術用発電機がある。1つのそのようなシステムが本件と所有者が共通する米国特許第6,033,399号（特許文献8）に記載されており、その全内容をここに援用する。それ以外のシステムが、本件と所有者が共通する米国特許第6,187,003号（特許文献9）に記載されており、その全内容

もここに援用する。

【 0 0 3 3 】

発電機 3 0 0 は多様な安全装置と性能特性とを備えているのが好ましいが、その具体例として、孤立出力や付属器具の独立作動が挙げられる。電気外科手術用の発電機 3 0 0 の一例としてヴァレーラボの Instant Response (登録商標) 技術があるが、これは、1 秒あたり 200 回、組織の変化を検知する高度なフィードバックシステムを提供するとともに、適切な動力を維持するために電圧と電流を調節するのが好ましい。

【 0 0 3 4 】

ハンドルアセンブリ 3 0 は固定ハンドル 5 0 と可動ハンドル 4 0 を備えている。固定ハンドル 5 0 はハウジング 2 0 と一体的に付随しており、ハンドル 4 0 は固定ハンドル 5 0 に相関的に可動である。回動アセンブリ 8 0 はハウジング 2 0 と一体的に付随しているのが好ましく、長手方向軸線 A を中心として、いずれの方向についても、約 180 度回転可能である。ハンドルアセンブリ 3 0 の詳細と回動アセンブリ 8 0 の詳細とは、米国特許出願連続番号第 10/460,926 号に関してより詳細に記載されている。

10

【 0 0 3 5 】

上述のように、末端作動体アセンブリ 1 0 0 はシャフト 1 2 の遠位端 1 6 に取付けられており、1 対の互いに対向する顎部材 1 1 0、1 2 0 を備えている。ハンドルアセンブリ 3 0 の可動ハンドル 4 0 は、最終的には、内部に配置された駆動アセンブリ (図示せず) に接続されており、これらは一緒に機械的に協働して、両顎部材 1 1 0、1 2 0 が互いに対して間隔を設けて配置された開放位置から、両顎部材 1 1 0、1 2 0 が協働してその間に組織を挟んで把持するクランプ位置または閉鎖位置へと、両顎部材 1 1 0、1 2 0 を移動させる。

20

【 0 0 3 6 】

図 1 A から図 3 に関して記載されているように、本件開示の一実施形態のより詳細な特徴にここで目を向けると、可動ハンドル 4 0 は、その中に定められた開口 4 2 を備えており、これによりユーザーが固定ハンドル 5 0 に対してハンドル 4 0 を握って移動させることができるようにしている。より詳細に言うと、ハンドル 4 0 は旋回軸 (ピボット) (図示せず) を中心に、固定ハンドル 5 0 に関連する第 1 位置から、固定ハンドル 5 0 のより近位にある第 2 位置へと選択的に可動であり、これにより、両顎部材 1 1 0、1 2 0 を互いに相対的に移動させる。

30

【 0 0 3 7 】

可動ハンドル 4 0 の下端はフランジ 9 0 を備えており、これは、ハンドル 4 0 の移動時に、固定ハンドル 5 0 の内部で往復運動する。フランジ 9 0 は固定ハンドル 5 0 の内部に配置されている所定のチャンネル (図示せず) の内側に載置され、固定ハンドル 5 0 に対して可動ハンドル 4 0 をロックする。

【 0 0 3 8 】

図 1 C に最もうまく示されているように、ロックフランジ 4 4 はハンドル 4 0 の上部より上方で、ハンドル 4 0 の外周部に配置されている。ロックフランジ 4 4 は、ハンドル 4 0 が非作動位置に配向された際に、すなわち、両顎部材 1 1 0、1 2 0 が開いた状態になった時に、トリガーアセンブリ 7 0 が始動するのを防止する。正しく認識できることだが、これにより、組織閉鎖を完了する前に組織を思いがけず剪断したり、時期尚早な剪断をすることを防止している。

40

【 0 0 3 9 】

同時係属中の米国特許出願連続番号第 10/460,926 号に詳細に説明されているように、可動ハンドル 4 0 は、シャフト 1 2 の長手方向軸線 A に関して旋回中心点が特有の位置にあることにより、従来のハンドルアセンブリに優る顕著な機械的利点を供与するように設計されている。換言すると、駆動素子の上方に旋回中心点を位置決めすることにより、ユーザーはレバーのような機械的利点を得て両顎部材 1 1 0、1 2 0 を作動させるのに、より少ない力で顎部材 1 1 0、1 2 0 を閉鎖させながら、尚且つ、適切かつ有効な組織閉鎖を実施するのに必要な所要の力を出すことができる。末端作動体アセンブリ 1 0 0 の片側設

50

計も機械的利点を増長させることが想起される。

【0040】

図1Aおよび図1Dで最もよく分かるように、末端作動体アセンブリ100は対向する顎部材110、120を備えており、これらの顎部材110、120が協働して、閉鎖を目的とした組織の把持を効果的に実施する。末端作動体アセンブリ100は片側アセンブリとして設計されており、すなわち、顎部材120はシャフト12に関して固定されており、顎部材110は回転ピン103を中心として回転して、組織を把持する。

【0041】

より詳細には、片側末端作動体アセンブリ100は、シャフト12に対して固定関係で取り付けられた1個の静止型顎部材または固定的顎部材120と、静止型顎部材120に取付けられた回転ピン103を中心として取り付けられた回転顎部材110とを備える。往復運動スリーブ60はシャフト12の内部に滑動自在に配置され、上述のようにハンドル40と協働して顎部材110、120を開閉する駆動アセンブリ（図示せず）により、遠隔で作動可能となっている。回転顎部材110は戻り止めまたは突起部117を備えており、これが顎部材110から、往復運動スリーブ60（図1D）の内部に配置された開口62を通して伸張する。シャフト12の内部でスリーブ60を軸線方向に滑動させることによって回転顎部材110が作動された結果、開口62が回転顎部材110上の戻り止め117に当接する。スリーブ60を近位方向に引っ張ると、両顎部材110、120の間に把持されていた組織の周囲で両顎部材が締まり、スリーブ60を遠位方向に押すと、接合させて把持する目的で、顎部材110、120を開く。

【0042】

いったん作動されると、ハンドル40は略弧状の形態で回転中心点の周囲を固定ハンドル50に向けて移動し、これにより、駆動フランジ（図示せず）を駆動アセンブリ（図示せず）に抗して近位方向に付勢し、今度はこれにより、略近位方向へ往復運動スリーブ60を引っ張って、顎部材120に対して顎部材110を閉じる。更に、ハンドル40の近位方向回転によりロックフランジ44が解放され、すなわち、トリガーアセンブリ70を「ロック解除」して選択的作動を実施する。このような特性は、本出願と出願人が共通する同時係属中の米国出願第10/460,926号（特許文献7）に言及しながら詳細に例示および説明されている。

【0043】

図5Aから図Cに最良に例示されているように、ナイフチャネル115a、115bは顎部材110、120の中心をそれぞれに通って延びており、顎部材110、120が閉位置にくると、刃185が顎部材110、120の間に把持された組織を切開することができる。より詳細には、顎部材110、120が閉じると、刃185は組織を貫通して前進されるのみとなり、従って、過って、または、時期尚早にも、組織を貫通して刃185が作用することを防止することができる。単に設置されるだけで、ナイフチャネル115（半チャネル115a、115bから成る）は顎部材110、120が開くと遮断され、顎部材110、120が閉じると遠位位置での作用のために整合される。

【0044】

図1Dにもっともよく例示されているように、顎部材110は、絶縁性基板または絶縁体114と導電表面112とを設けた顎部材ハウジング116を備えている。絶縁体114は導電閉鎖面112に堅固に嵌合するような寸法に設定されるのが好ましい。これは、打ち抜き成形によって、外側成形によって、打ち抜き成形された導電閉鎖プレートを外側成形することによって、金属射出成形された閉鎖プレートを外側成形することによって、かつ/または、それ以外の当該技術で従来公知の方法で達成されてもよい。スイッチ200から延びたトリガーリード311は閉鎖プレート112に電気接続していることが想起される。

【0045】

このような製造技術全体で導電面112を備えている顎部材110を製造するが、導電

面は実質的に絶縁面 1 1 4 で包囲されている。絶縁体 1 1 4、導電閉鎖面 1 1 2、および、外側の非導電性顎部材ハウジング 1 1 6 は、フラッシュオーバー、熱拡散、迷走電流散逸などの、組織閉鎖に関連する周知の望ましくない効果の大半を制約し、および/または、それを低減するような寸法に設定されるのが好ましい。

【0046】

図 1 D でもっともよく分かるように、顎部材 1 1 0 は、突起 1 1 7 を設けた旋回フランジ 1 1 8 を更に備えている。突起 1 1 7 は旋回フランジ 1 1 8 から伸張し、それが後退するとスリーブ 6 0 の開口 6 2 に嵌め合い係合するような寸法に設定された弧状内側面を備えている。旋回フランジ 1 1 8 も旋回ピン 1 1 3 に嵌合するような寸法に設定されて、往復運動スリーブ 6 0 が後退すると、顎部材 1 1 0 が顎部材 1 2 0 に相関的に回動するのを許容する。旋回ピン 1 0 3 はまた、顎部材 1 2 0 の近位部の内側で静止型顎部材 1 2 0 に搭載されている。

10

【0047】

導電面 1 1 2 と絶縁体 1 1 4 は、組立てられると、ナイフの刃 1 8 5 の往復運動のために内部を通して定められた長手方向軸線方向に向けられたナイフスロット 1 1 5 a を形成するのが好ましい。上述のように、ナイフチャネル 1 1 5 a は静止型顎部材 1 2 0 の内部に定められた対応するナイフチャネル 1 1 5 b と協働して、好ましい切断平明に沿ってナイフの刃 1 8 5 を長手方向軸線方向に並進させるのを容易にするため、形成された組織閉鎖部に沿って組織を効果的に、かつ、精度よく分離する。

【0048】

顎部材 1 2 0 は、絶縁体 1 2 4 と絶縁体 1 2 4 に堅固に嵌合するように寸法設定された導電体閉鎖面 1 2 2 とを設けた顎部材ハウジング 1 2 6 のような顎部材 1 1 0 に類似した構成要素を備えている。同様に、導電面 1 2 2 および絶縁体 1 2 4 は、組立てられると、ナイフの刃 1 8 5 の往復運動のために中を通して定められた長手方向軸線方向に向けられたチャネル 1 1 5 b を形成する。上述のように、顎部材 1 1 0、1 2 0 が組織 4 2 0 の周囲で閉じると、ナイフチャネル 1 1 5 a、1 1 5 b が完全なナイフチャネル 1 1 5 を形成して、ナイフ 1 8 5 が遠位方向に向かう方式で長手方向軸線方向に並進運動することで、組織閉鎖部に沿って組織を剪断できるようにしている。

20

【0049】

上述したように、顎部材 1 2 0 は一連の係止部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c を備えていてもよく、これらの一連の係止部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c は、導電閉鎖面 1 2 2 の内側を向いた面の上に配置されるのが好ましいが、それにより、組織の把持と操作を容易にするとともに、組織の閉鎖と切開の最中に互いに対向する顎部材 1 1 0、1 2 0 の間に間隙 G (図 5 A) を定めるのを容易にすることができる。一連の係止部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c は、特定の目的次第では顎部材 1 1 0、1 2 0 の一方または両方の上に取り入れられ、所望の効果を達成するようにしてもよいことが想起される。上述の係止部材と、それ以外にも思い描ける係止部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c は元より、係止部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c を導電閉鎖面 1 1 2、1 2 2 に取付け、かつ/または、付着させるための多様な製造プロセスおよび組立てプロセスの詳細な説明が、本出願と譲受人が共通する同時係属中の米国出願連続番号 PCT/US01/11413 号 (特許文献 10) に記載されているが、同出願の内容をここに援用する。

30

40

【0050】

顎部材 1 2 0 は回転チューブ (図示せず) の端部に固定されるように設計されており、これは回転アセンブリ 8 0 の一部であるため、チューブの回動が末端作動体アセンブリ 1 0 0 に回転を付与する。顎部材 1 2 0 は、近位端側でケーブル 3 1 0 から拡張したリード 3 1 0 c に接続された回転チューブ (図示せず) により第 2 電位に接続されている。顎部材 1 2 0 を回転アセンブリ 8 0 に機械的かつ電気機械的に係合させたことに関する詳細は、上述の、本件と所有者を共通にする同時係属中の米国特許出願連続番号第 10/460,926 号に記載されている。

【0051】

上述のように、顎部材 1 1 0、1 2 0 は、組織閉鎖が望ましい状態になるまで組織を取

50

扱うために開いたり、閉じたり、回動したりすることができる。これにより、ユーザーは、鉗子 10 を活性化させて閉鎖する前に位置決めし、また、位置決めし直すことができる。図 1 A に例示されているように、末端作動体アセンブリ 100 は、回転アセンブリ 80 の回動により長手方向軸線 A を中心として回転自在である。スイッチ 200 から回転アセンブリ 80 を通り、シャフト 12 に沿って最終的には顎部材 110 に至るトリガーリード 311 の特有の給送経路により、ユーザーは末端作動体アセンブリ 100 を時計方向と反時計方向の両方に 180 度回転させることができ、尚且つ、ケーブルリードにもつれを生じさせたり、不相応な歪を生じさせることがない。ケーブル 310 から分岐した別なケーブルリード 310c は回転チューブ（図示せず）の近位端に溶着され、または、クリップ留めされて、概ね、顎部材 110、120 の回転の影響を受けることがない。正しく認識できることだが、これにより、組織の把持および操作が容易になる。 10

【0052】

ここでも再び図 1 A および図 1 C に最もよく例示されているように、トリガーアセンブリ 70 は可動ハンドル 40 の頂部に搭載され、ナイフアセンブリ 180（図 2、図 3、図 4 および図 5 A ~ 図 5 C）と協働して、組織閉鎖部を通して選択的にナイフ 185 を並進させる。より詳細に説明すると、トリガーアセンブリ 70 はフィンガーアクチュエータ 71 と、ハウジング 20 にトリガーアセンブリ 70 を取付ける旋回ピン 73 とを備えている。フィンガーアクチュエータ 71 は、ハンドル 40 が非作動位置に配置されると、すなわち、顎部材 110、120 が開くと、ハンドル 40 の上のロックフランジ 44 に当接するような寸法に設定されている。 20

【0053】

トリガーアセンブリ 70 は、ナイフアセンブリ 180 に接続している駆動バー 64 と協働するように設計されている。フィンガーアクチュエータ 71 の近位方向の作動は、トリガーアセンブリ 70 を旋回ピン 73 を中心として回転させ、これが今度は、駆動バー 64 を遠位方向に押し、最終的には、ナイフ 185 に組織を刺し通させる結果となる。ばね（図示せず）を利用してナイフアセンブリ 180 を後退位置に付勢することで、組織剪断後にナイフ 185 とナイフアセンブリ 180 を自動的に始動前の位置に戻すようにしてもよい。更に、ハンドル 40 が作動され、フランジ 90 を固定ハンドル 50 の内側で十分に往復運動させると、ロックフランジ 44 が近位方向に移動して、トリガーアセンブリ 70 の作動を可能にする。 30

【0054】

図 1 A に最もよく示されているように、ケーブル 310 は固定ハンドル 50 によりハウジング 20 の底面を通して給送される。第 1 リード 310c はケーブル 310 から直接伸張して回転アセンブリ 80 に入り、チューブ 60 に接続して（溶着型クリップまたはばねクリップなどにより）、第 2 電位を固定型顎部材 120 に導電する。第 2 リード 310a および第 3 リード 310b がケーブル 310 から延びて、ハンドスイッチまたはジョイスティック状のトグルスイッチ 200 に接続する。スイッチ 200 により、ユーザーは、多様な異なる向きで、すなわち、作用を簡単にする多数の向きの作動状態で鉗子 10 を選択的に作動させることができるようにする。スイッチ 200 を押すと、トリガーリード 311 が第 1 電位を顎部材 110 に搬送する。より詳細に述べると、トリガーリード 311 がスイッチ 200 から回転アセンブリ 80 を通って、回転チューブ（図示せず）の上部に沿って延び、最終的には、可動顎部材 110 に接続する。正しく認識できることだが、鉗子 10 にスイッチ 200 を置くことに多数の利点がある。例えば、スイッチ 200 は手術室内の電気ケーブルの量を減らし、「目に見える線」を作動させたことにより、外科手術処置中に間違った器具を作動させてしまう可能性を排除する。 40

【0055】

先に詳細に説明したように、第 2 電位は回転チューブ（すなわち、リード 310c）を介して顎部材 120 に導電される。2 種の電位は、トリガーリードを包囲している絶縁鞘部材などによって互いから隔絶されるのが好ましい。顎部材 110、120 は互いに電氣的に絶縁されているのが好ましいが、この結果、バイポーラ電気外科手術エネルギーを組 50

組織を通して効果的に伝達して、組織閉鎖を形成することができる。

【0056】

閉鎖部位の所望の位置が決まり、顎部材110、120が適切に設置されると、ハンドル40を十分に圧搾して、フランジ90を往復運動させて固定ハンドル50の内側にロックすることができる。ハンドル40はこの時点で固定ハンドルに対して適所に保持され、今度はこれにより、顎部材110、120を組織の周囲の締め位置にロックする。この時点で鉗子10は電気外科手術エネルギーの選択的印加とその後の組織分離の準備ができた状態となるが、すなわち、可動ハンドル40が固定ハンドル50の内部で往復運動すると、上述のようにトリガーアセンブリ70の作動を許容する位置にロックフランジ44が移動する。

10

【0057】

正しく認識できることだが、中心を外れた旋回動作の機械的利点を圧縮ばね（図示せず）に付随する補助圧縮力と組み合わせることで、約 3kg/cm^2 から約 16kg/cm^2 の所望の作業圧の範囲内で組織の周囲に一貫した均一の高精度の締め圧力を容易かつ確実に生じるようにしており、この範囲は約 7kg/cm^2 から約 13kg/cm^2 であるのがより好ましい。上述のように、少なくとも一方の顎部材、例えば顎部材120が係止部材、例えば係止部材150aを備えているようにして、2つの互いに対向する顎部材110、120の互いに相対的な運動を制約するようにしてもよい。一連の係止部材は閉鎖処置の間（図5A）、一貫して高精度の間隙距離Gを生じることが可能であるのが好ましいが、この空隙は約 0.0254mm （約0.001インチ）から約 0.1524mm （約0.006インチ）の範囲であるが、約 0.0508mm （約0.002インチ）から約 0.0762mm （約0.003インチ）の間であるのが一層好ましい。組織に印加された電気外科手術エネルギーの強度、周波数、および、持続時間を制御することにより、ユーザーは所定の組織部位に沿って組織を効果的に閉鎖することができる。

20

【0058】

顎部材110、120を横断して組織を通して末端作動体アセンブリ100にエネルギーを選択的に伝達しているので、組織閉鎖部は2つの組織半区分を互いに隔絶状態で形成する。この時点で、他の周知の血管閉鎖器具を用いた場合には、組織閉鎖部に沿って組織半区分を分割するのにユーザーは鉗子10を取外して、切断器具（図示せず）と取り替えないといけないが、これはいずれも、時間を要するうえに単調な作業であるため、理想的な組織切断平面に沿って切開器具を整合し損なった、または、設置し損なったために、組織閉鎖部を横断する不正確な組織分割を生じる結果となるかもしれない。

30

【0059】

本件開示はナイフアセンブリ180を組入れており、このアセンブリは、トリガーアセンブリ70を介して作動されると、理想的な組織平面に沿って正確な態様で組織を漸進的かつ選択的に分割し、組織を効果的かつ信頼性高く分割する結果となる。ナイフアセンブリ180により、ユーザーは閉鎖直後に組織を迅速に分離することができて、尚且つ、カニューレまたは套管針ポートに通す切断器具を交換する必要がない。正しく認識できることだが、高精度な組織閉鎖と組織分割は同じ鉗子10を用いて達成される。

【0060】

組織が組織半区分に分割されてしまうと、顎部材110、120はハンドル40を握り直すことにより開いた状態にすることができ、これにより、固定ハンドル50からフランジ90を解放する。フランジをハンドルから解放することに関する詳細は、本出願と出願人が共通する同時係属中の米国出願連続番号第10/460,926号に記載されている。

40

【0061】

本件開示の動作特性にここで注目すると、図面の大半で分かるように、鉗子10は組織のバイポーラ電気外科手術処理（上述のような血管閉鎖か、または、他の類似する器具を用いての凝固または焼灼のいずれかによる）と組織のモノポーラ処理を目的として設計されている。例えば、図1Aから図1Dと図2から図4は、選択的に伸張されて選択的に活性化されることにより組織を処理することができるモノポーラ素子154を設けた鉗子1

50

0の一実施形態を例示している。図5Aから図5Cは本件開示の代替の実施形態を例示しており、ナイフ185が末端作動体アセンブリ100の遠位端から伸張されてから選択的にエネルギー投入されて、モノポーラ方式」で組織を処置することができるのを示している。図6Aは別な実施形態を例示しており、この場合、下位顎部材120'は上位顎部材110'から遠位方向に伸張して、外科医が下位顎部材120'に選択的にエネルギー投入してモノポーラ方式」で組織を処理することができるようにしている。図6Bはまた別な実施形態を例示しており、ここでは、単一の電位で選択的に電源投入される先細り形状の遠位端を顎部材110'、120'が設けており、組織をモノポーラ方式」で処置する。

【0062】

10

図1Aから図1Dおよび図2から図4は、末端作動体アセンブリ100の、例えば顎部材120のような一方の顎部材の内部で選択的に伸張するモノポーラ素子154が収容される一実施形態を例示している。より詳細には、モノポーラ素子154は、ナイフアセンブリ180とは無関係に移動するように設計されており、トリガーアセンブリの更に近位方向への運動(図1A、図2、図3)により、または、別個のアクチュエータ450(図4)により、伸張されてもよい。

【0063】

モノポーラ素子154は、図1Bで最もよく分かるようなシャフト12の外周部の細長い切欠き13を通して伸張する往復運動ロッド65に接続されるのが好ましい。ナイフ185を作動させる駆動ロッド60がシャフト12の内周部を貫通する。モノポーラ素子154を伸張させるために、顎部材110、120がまず閉じてから、トリガーアセンブリ70(図2を参照のこと)を利用してナイフ185を遠位方向に前進させる。図1Cに最もうまく例示されているが、トリガー71をまず前進させてナイフ185を遠位方向に並進させて、組織を切断する、すなわち、これが「切断」段階である(仮想線で示されている)。その後、図3に例示されているように、トリガー71は近位方向に更に作動されて、モノポーラ素子を伸張させることができる、すなわち、これが「伸張」段階である(仮想線で示されている)。

20

【0064】

顎部材110、120が開位置にある時にモノポーラ素子154を伸張させることができるように、トリガーアセンブリを設計することができる。例えば、トリガー71を、その元の静止したニュートラルな位置すなわち始動前の位置から遠位方向(または上方向)に移動させて、モノポーラ素子154を前進させることができる。これに代わる例として、モノポーラ素子154を顎部材110、120の配向とは無関係に前進させることができる。例えば、トリガーアセンブリ70の設計は、トリガーを横方向(すなわち、長手方向軸線Aに直交する方向)に移動させてモノポーラ素子154を前進させるようにすることもできるし、或いは、トリガーアセンブリ70は、トリガー71が最近位位置(すなわち、上述のような「切断」位置を超えたところ)に移動させられると、かつ/または、トリガー71がニュートラルな配向または予備作動状態の配向から遠位方向に前進させられると、モノポーラ素子154が伸張可能となるような設計にすることができる。戻りばね(図示せず)が、トリガー71の解放と同時にモノポーラ素子をその非伸張位置に戻すために設けられていてもよい。

30

40

【0065】

モノポーラ素子154が伸張すると、発電機300がバイポーラ作動モード(すなわち、顎部材110、120へのエネルギー給送を不活性にするモード)からモノポーラ作動モード(すなわち、モノポーラ素子154を活性化させるモード)へと鉗子10を自動切換えするような構成になっているのが好ましい。正しく認識できることだが、鉗子10は更に(或いは、前述のものの代用として)、バイポーラ作動モードとモノポーラ作動モードとの間の手動切替えに適した構成にされてもよい。

上述のように、鉗子10がバイポーラ動作に適した構成にされた場合、スイッチ200を作動状態にすることによりエネルギーを顎部材110から組織を通して顎部材120に

50

伝達して、組織を処理する。モノポーラモードでは、スイッチ 200（または、フットスイッチのような別個のスイッチ）を作動状態にすることでモノポーラ素子 154 にエネルギーを伝達し、組織を通して、更に、患者の隣接位置または患者に接触させて設置された戻りパッドのような戻り電極 550 に伝達する。モノポーラ作動モードにより、モノポーラ素子 154 は無血管組織構造体を迅速に処置し、かつ/または、狭い組織平面部を迅速に切開することができる。

【0066】

正しく認識できることだが、トリガーアセンブリ 70 は、伸張された場合のモノポーラ素子 154 に電気エネルギーを伝達するような電気構成にされてもよいことも想起される。例えば、トリガーアセンブリ 70 の構成は、トリガー 71（図 1C）を最も近位まで動かすことで、モノポーラ素子 154 を伸張させると共に作動状態にするようなものであってもよい。モノポーラ素子 154 の伸張時にスイッチ 200 が顎部材 110、120 にエネルギー投入してしまうのを防止する自動安全回路 460（または、機械的安全ロック（図示せず））を採用してもよい。

10

【0067】

図 4 は本件開示のまた別な実施形態を例示しており、ここでは、モノポーラ素子 154 が第 2 のアクチュエータ 450 を利用して選択的に伸張可能になる。上述のように、ナイフ 185 は略近位方向にトリガー 71 を作動させることにより前進させられる。モノポーラ素子 154 はナイフ 185 とは無関係に選択的に前進可能であり、顎部材 110、120 が開いた形状または閉じた形状のいずれで配置された場合でも伸張させることができる。アクチュエータ 450 の電氣的構成は、モノポーラ素子 154 が伸張後は自動的に、または、作動スイッチ 200 または別なスイッチ（図示せず）により手動で活性化されるようなものであればよいことが想起される。上述のように、安全回路 460 を採用して、モノポーラ素子 154 が伸張した際に顎部材 110、120 を不活性状態にしてから、スイッチ 200 を作動させてモノポーラ素子 154 にエネルギー投入することができる。モノポーラ素子用に別な作動スイッチを使う場合は、安全回路がスイッチ 200 を非作動状態にすることになる。

20

【0068】

図 5A から図 5C は本件開示の代替の実施形態を例示しているが、この場合、ナイフ 185 が顎部材 110、120 を超えて遠位方向に伸張されてから別個にエネルギー投入されて、組織を処置することができる。この例では、ナイフ 185 が顎部材 110、120 を超えて伸びると、このナイフ 185 がモノポーラ素子となる。

30

【0069】

例えば、図 5A から図 5C に例示されている作動順序に従うと、ナイフ 185 はまず、組織に接近して把持している期間と組織閉鎖プロセスの期間は、ニュートラル位置に置かれる。顎部材 110、120 が組織の周囲で閉じてしまうと、細長いナイフチャンネル 115（上下ナイフチャンネル 115a、115b のそれぞれによって定められる）が形成されて、両顎部材 110、120 の間にある組織を貫いてナイフ 185 を選択的に並進させることができるようにする。トリガー 71 を作動させると、ナイフバー 64 がナイフ 185 を遠位方向に付勢して、組織を貫通してナイフチャンネル 115 の遠位端へと強制移動させる。ナイフ 185 の移動を暫定的に制限して、切断行程の終端についてユーザーに現実的に認知できるフィードバックを供与するための止め具 119 が設けられている。トリガー 71 が更に作動すると、ナイフ 185 は止め具 119 に関与する抑止力に打ち勝って、ナイフバーによって付勢されることでナイフチャンネル 115 の外へ更に伸張されて、強制的に顎部材 110、120 の遠位端を超えさせる。

40

【0070】

いったんナイフ 185 が顎部材 110、120 を超えて延びると、安全装置又はスイッチは、顎部材 110、120 に対するエネルギー回路の作動を止め、ナイフ 185 に対するエネルギー回路を作動させ、スイッチ 200 の作動により、ナイフ 185 にエネルギーを供給し、顎部材 110、120 はニュートラルのままにする。例えば、止め具 119 は

50

安全スイッチとして作動することができ、ナイフチャンネル 115 の外へ、或いは、ナイフチャンネル 115 から離れてナイフ 185 によって付勢されたとき、止め具 119 は、顎部材 110、120 に対する回路の作動を止め、モノポーラナイフ 185 及び戻り電極 550 に対する回路を作動させる。発電機 300 と電氣的に導通させるために、別個のリード 69 を使用してもよい。理解できるように、ナイフ 185 は、組織を処理するためにモノポーラ方式で 사용할ことができる。

トリガー 71 が解放されるとき、ナイフ 185 は自動的にナイフチャンネル 115 の中に引っ込められ、図 5 A に示すように、作動前の位置に戻される。同時に、止め具 119 は、その初期位置に逆戻りし、その後の作動のために、ナイフチャンネル 115 を一時的にさえぎる。

10

【0071】

図 6 A は、本発明に従った鉗子 10' の別な実施形態を例示しており、下位顎部材 120' が顎部材 110' の遠位端を超えて伸びるように設計されている。動作をバイポーラモードからモノポーラモードに切り替えるために、外科医はスイッチまたは制御装置を作動させるが、これが顎部材 120' に第 1 電位までエネルギー投入し、戻りパッド 550 を第 2 電位まで活性化させる。エネルギーは顎部材 120' から組織を通して戻りパッド 550 へ伝達され、組織を処理する。顎部材 120' の遠位端はモノポーラ素子として作用して組織を処理し、従って、電気外科手術効果を高めるような形状にされてもよい。

【0072】

図 6 B は本件開示による鉗子 10'' のまた別な概略的な実施形態を例示しており、ここでは、両顎部材 110、120 の遠位端の形状が、モノポーラモードで配置された場合に組織を処理するようなものになっている。より詳細にいうと、遠位先端部 112a''、122a'' は細長くなって、または、先細り状になって、鉗子 10'' がモノポーラモードで配置された場合にエネルギー給送を増進させるようにするのが好ましい。バイポーラモードで配置されると、先細り状端部 112a''、122a'' は導電プレート 112''、122'' の間に挟まれた組織の処置を実施しない。

20

【0073】

バイポーラモードとモノポーラモードの間の遷移を調節する制御スイッチ 500 が設けられるのが好ましい。制御スイッチ 500 はケーブル 360、370 を介して発電機 300 に接続される。一連のリード 510、520、530 が顎部材 110、120、および戻り電極 550 のそれぞれに接続される。図 6 C に描出された表で最もよく分かるように、リード 510、520、530 はその各々に電位が供与されるか、或いは、各々がニュートラルのまま維持される、それは鉗子 10'' の特定の「モード」で決まる。例えば、バイポーラモードでは、リード 510（その次には、顎部材 110''）には第 1 電位でエネルギー投入され、リード 520（その次には、顎部材 120''）には第 2 電位でエネルギー投入される。その結果として、電気外科手術エネルギーが顎部材 110'' から組織を通して顎部材 120'' に伝達される。戻り電極 550 はオフ状態かニュートラルのままである。

30

【0074】

モノポーラモードでは、顎部材 110''、120'' はその両方ともに同じ電位でエネルギーが投入され、戻りパッド 550 は第 2 電位で電源投入されるため、電流を強制的に顎部材 110''、120'' から組織を通して、戻り電極 550 へと流すことになる。これにより、顎部材 110''、120'' はモノポーラ方式で組織の処置を行えるようになり、これは、上述のように、無血管組織構造を処置するのに好適であり、かつ/または、狭い組織平面部の迅速な切開できるようにするのに有利である。理解することができるよう、鉗子 10'' がオフ状態にされ、すなわちアイドル状態にされるとき、リード 510、520、530 を作動しないようにすることができる。

40

【0075】

一般的な作動構成要素と、これら構成要素間の相互協働関係について血管閉鎖鉗子 10 に関連付けて概ね説明してきたが、それ以外の器具で、外科医がバイポーラ方式」および

50

モノポーラ方式」のいずれでも組織を選択的に処置できるようにする構成にされたものも利用することができる。具体的には、バイポーラ型の把持/凝固器具、バイポーラ型の焼灼器具、バイポーラ型の切開鉗などがある。

【0076】

本件開示はまた、電気外科手術用発電機300からの電気外科手術エネルギーで組織を処置する方法に関するものであり、この方法は、シャフト12が取り付けられたハウジング20を備えている内視鏡鉗子10を設ける段階を含んでいる。シャフト12は、第1顎部材110t、第2顎部材120を備えており、これらはシャフト12の遠位端に取り付けられている。鉗子にはアクチュエータアセンブリまたはハンドルアセンブリ30が更に設けられており、これは、顎部材110、120が互いに間隔を設けた関係で配置される第1位置から、顎部材110、120が協働して間に挟んだ組織を把持する第2位置まで、両顎部材を移動させるためのものである。鉗子は更にモノポーラ素子154を備えており、これは、少なくとも第1顎部材110の内部に収容されて、第1顎部材110の内側の第1位置から第1顎部材110から遠位にある第2位置へと選択的に移動可能である。戻り電極550が設けられて、患者の体組織に接触して設置される。

10

【0077】

この方法は、顎部材110、120の各々にモノポーラ素子154を接続すると共に、戻り電極550を電気外科手術用発電機300に接続する段階と、両顎部材の間に組織を挟んで把持する段階と、顎部材110、120を選択的に活性化させて、顎部材110、120の間にある組織をバイポーラ方式で処置する段階と、顎部材110、120とは無関係にモノポーラ素子154と戻り電極550とを活性化させて、モノポーラ方式で組織を処置する段階とを更に含んでいる。

20

【0078】

顎部材110、120を選択的に活性化させて組織を処理する段階の後で、上記方法が、顎部材110、120の遠位端からモノポーラ素子154を伸張させる段階を更に含んでいるのが好ましい。モノポーラ素子154を選択的に活性化させる段階が顎部材110、120を非活性化させる段階を含んでいるのが有利である。

【0079】

顎部材110、120を選択的に活性化させる段階の後で、上記方法は、顎部材110、120から組織を解放する段階を含んでいてもよい。

30

【0080】

前述の内容に鑑みるとともに多数の図面を参照すれば、本発明の範囲から逸脱せずに、本件開示に何らかの修正を加え得ることが当業者には分かるだろう。例えば、接続用アセンブリなど、細長いシャフト12に対して末端作動体アセンブリ100を軸線方向に配置させるための上述以外の機能を鉗子10に付加するのが好ましいことがある。

【0081】

鉗子10の設計を、特定の目的次第で、或いは、特定の結果を達成するために、鉗子全体または鉗子の一部が使い捨て可能であるようなものにしてもよいことが想起される。例えば、末端作動体アセンブリ100をシャフト12の遠位端16と選択的かつ解放自在に嵌合できるようにしてもよいし、かつ/または、シャフト12の近位端14がハウジング20およびハンドルアセンブリ30と選択的かつ解放自在に嵌合可能であるようにしてもよい。上記2例のいずれにせよ、鉗子10は「一部が使い捨て可能である」または「設置し直せる」、すなわち、新しい、すなわち、異なる末端作動体アセンブリ100（または、末端作動体アセンブリ100とシャフト12）が必要に応じて古い末端作動体アセンブリ100と選択的に置換されるものと思量される。正しく認識できることだが、上述の器具をこの設置し直し可能な鉗子に変えるには、本件開示の電気接続を変更しなければならない。

40

【0082】

更に、スイッチ200は切開プロセスの間は非作動状態にされてもよいことが想起される。トリガー71の作動時にスイッチ200を不通状態にすることで、切開プロセスの間

50

は鉗子が意に反して作動状態になることが排除される。スイッチ 200 は鉗子 10 の別な個所に配置されてもよく、例えば、固定ハンドル 40、回転アセンブリ 80、ハウジング 20 などに配置されてもかまわないことが想起される。

【0083】

本件開示の幾つかの実施形態を図面に例示したが、開示内容がそれらに限定されるべきではなく、当該技術で許容されるような広い範囲であるべきであると意図しており、また、明細書の記載内容も同様の解釈で読まれるべきである。よって、上記説明は制限的と解釈するべきではなく、好ましい実施形態の具体例の提示にすぎないと解釈するべきである。添付の特許請求の範囲の各請求項の範囲と真髄の範囲に入る別な修正例を当業者なら思い描くことができるだろう。

10

【図面の簡単な説明】

【0084】

【図 1 A】本件開示による、ハウジング、シャフト、末端作動体アセンブリ、および、第 1 位置にあるトリガーアセンブリを例示している、内視鏡鉗子の側面図である。

【図 1 B】図 1 A の線 1 B - 1 B に沿って破断された拡大断面図である。

【図 1 C】図 1 A のトリガーアセンブリの拡大側面図である。

【図 1 D】図 1 A の末端作動体アセンブリの実施形態を例示し、モノポーラ素子が末端作動体アセンブリの遠位端から相対的に伸張しているのを示した拡大側面図である。

【図 2】トリガーアセンブリが第 2 位置にあって、末端作動体アセンブリの内部でナイフを前進させているのを示した側面図である。

20

【図 3】トリガーアセンブリが第 3 位置にあって、末端作動体アセンブリの遠位端からモノポーラ素子が伸張しているのを例示した側面図である。

【図 4】本発明の代替の実施形態を例示し、第 2 のアクチュエータが末端作動体アセンブリの遠位端に相関的にモノポーラ素子を前進させているのを例示した側面図である。

【図 5 A】末端作動体アセンブリの一実施形態を例示し、末端作動体アセンブリの中を通してナイフを前進させる前に、第 1 の顎部材を第 2 の顎部材に対して相関的に移動させているのを示した拡大側面概略図である。

【図 5 B】末端作動体アセンブリを例示し、末端作動体アセンブリの中を通してナイフを相対移動させて組織を分割するのを示した拡大側面概略図である。

【図 5 C】末端作動体アセンブリを例示し、末端作動体アセンブリの遠位端から外部に伸張してナイフが相対移動するのを示した拡大側面概略図である。

30

【図 6 A】末端作動体アセンブリの別な実施形態を例示し、第 1 の顎部材が第 2 の顎部材を超えて伸張しているのを示した拡大側面概略図である。

【図 6 B】末端作動体アセンブリのまた別な実施形態を例示し、制御スイッチと発電機への一連の電気接続により、バイポーラ活動とモノポーラ活動の両方が可能になるのを示した概略図である。

【図 6 C】図 6 B の末端作動体構成を利用した鉗子の動作の各種モードを例示した表である。

【符号の説明】

【0085】

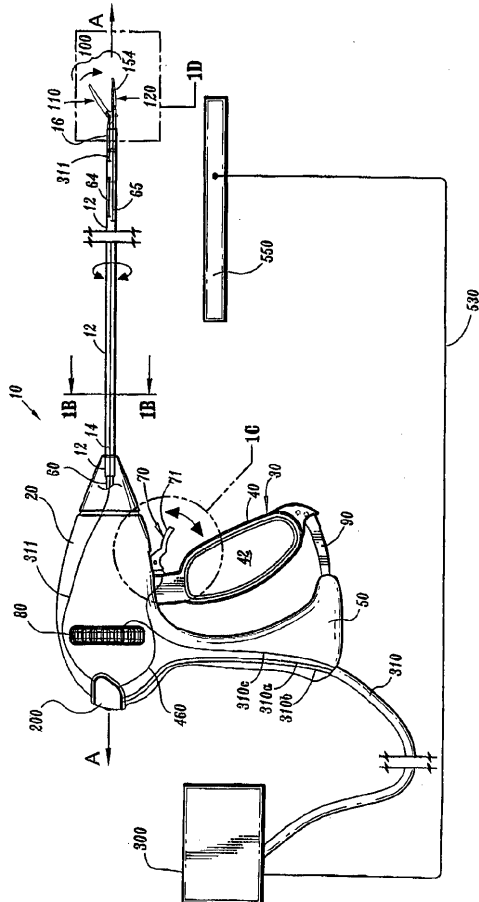
40

- | | |
|----|-----------|
| 10 | 内視鏡鉗子 |
| 12 | シャフト |
| 20 | ハウジング |
| 30 | ハンドルアセンブリ |
| 40 | 可動ハンドル |
| 44 | ロックフランジ |
| 50 | 固定ハンドル |
| 60 | 往復運動スリーブ |
| 70 | トリガーアセンブリ |
| 80 | 回転アセンブリ |

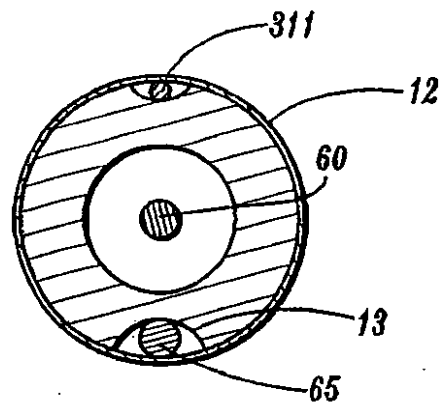
50

9 0	フランジ
1 0 0	末端作動体アセンブリ
1 1 0	第 1 顎部材
1 1 7	戻り止め突起部
1 2 0	第 2 顎部材
3 0 0	電気外科手術用発電機
3 1 0	ケーブル
5 5 0	戻り電極

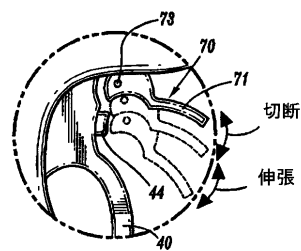
【図 1 A】



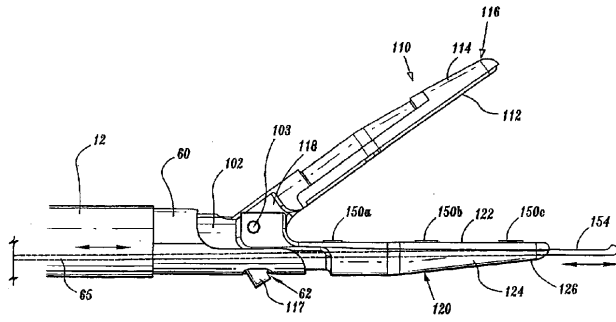
【図 1 B】



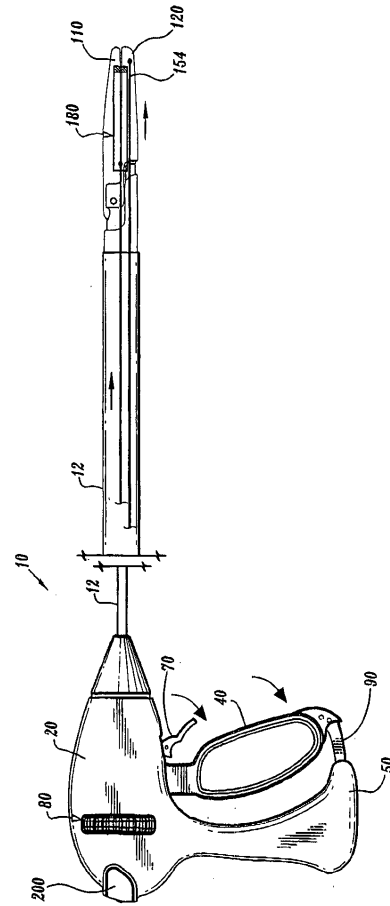
【図 1 C】



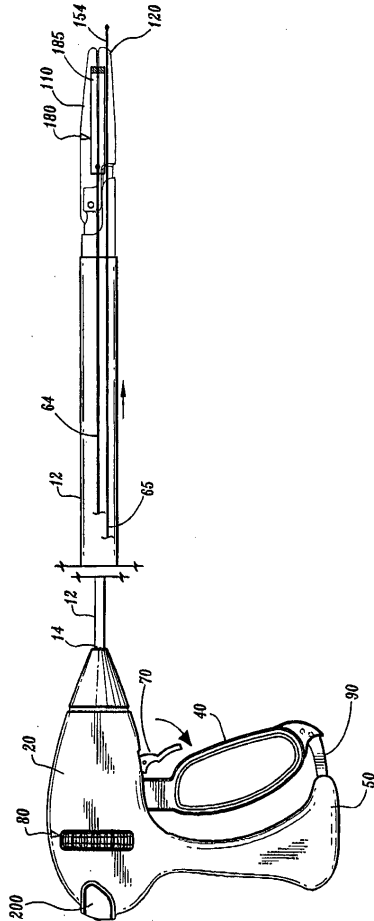
【図 1 D】



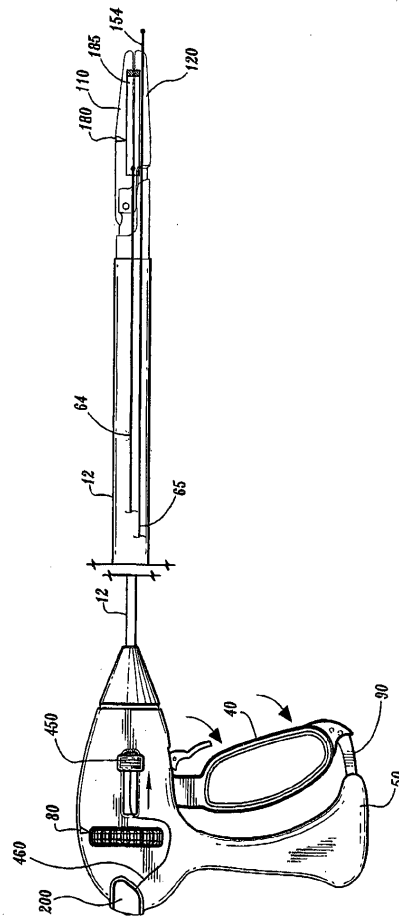
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100088694

弁理士 弟子丸 健

(74)代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(72)発明者 ケイト ロウズ

アメリカ合衆国 コロラド州 8 0 0 2 6 ラファイエット エルク トレイル 3 5 7

(72)発明者 シーン ティー ディカス

アメリカ合衆国 コロラド州 8 0 2 0 5 デンヴァー クラークソン ストリート 2 2 2 6

(72)発明者 ネッド コスグリフ

アメリカ合衆国 コロラド州 デンヴァー ラファイエット ストリート 1 0 2 4

F ターム(参考) 4C060 CC03 GG24 GG28 KK06 KK15 KK32

4C061 GG15 JJ06

【 外国語明細書 】

BIPOLAR FORCEPS HAVING MONOPOLAR EXTENSION

CROSS REFERENCE TO RELATED APPLICATION

This application claims the benefit of priority to U.S. Provisional Application Serial No. 60/520,579 file on November 17, 2003 by Lawes et al. Entitled "BIPOLAR FORCEPS HAVING MONOPOLAR EXTENSION" the entire contents of which being incorporated by reference herein.

BACKGROUND

The present disclosure relates to an electrosurgical forceps and more particularly, the present disclosure relates to an endoscopic bipolar electrosurgical forceps for coagulating, sealing and/or cutting tissue having a selectively energizable and/or extendable monopolar extension for enhanced electrosurgical effect.

Technical Field

Electrosurgical forceps utilize both mechanical clamping action and electrical energy to effect hemostasis by heating the tissue and blood vessels to coagulate, cauterize and/or seal tissue. As an alternative to open forceps for use with open surgical procedures, many modern surgeons use endoscopes and endoscopic instruments for remotely accessing organs

through smaller, puncture-like incisions. As a direct result thereof, patients tend to benefit from less scarring and reduced healing time.

Endoscopic instruments are inserted into the patient through a cannula, or port, which has been made with a trocar. Typical sizes for cannulas range from three millimeters to twelve millimeters. Smaller cannulas are usually preferred, which, as can be appreciated, ultimately presents a design challenge to instrument manufacturers who must find ways to make endoscopic instruments that fit through the smaller cannulas.

Many endoscopic surgical procedures require cutting or ligating blood vessels or vascular tissue. Due to the inherent spatial considerations of the surgical cavity, surgeons often have difficulty suturing vessels or performing other traditional methods of controlling bleeding, e.g., clamping and/or tying-off transected blood vessels. By utilizing an electrosurgical scissors, the surgeon may cut tissue during a given surgical procedure utilizing a combination of mechanical cutting action and electrosurgical cutting. By utilizing an endoscopic electrosurgical forceps, a surgeon can cauterize, coagulate/desiccate and/or simply reduce or slow bleeding simply by controlling the intensity, frequency and duration of the electrosurgical energy applied through the jaw members to the tissue.

For treating larger vessels, a surgeon may opt to seal the tissue or vessel. Tissue sealing is fundamentally different than simply coagulating or cauterizing vessels. For the purposes herein, "coagulation" is defined as a

process of desiccating tissue wherein the tissue cells are ruptured and dried. "Vessel sealing" or "tissue sealing" is defined as the process of liquefying the collagen in the tissue so that it reforms into a fused mass with limited demarcation between adjacent tissue structures. In order to effectively seal larger vessels (or tissue) two predominant mechanical parameters must be accurately controlled - the pressure applied to the vessel (tissue) preferably about 3 kg/cm^2 to about 16 kg/cm^2 and the gap distance between the electrodes preferably about 0.001 inches to about 0.006 inches. Several examples of endoscopic vessel sealing instruments are disclosed in commonly-owned U.S. Patent Application Nos. 10/116,944, 10/179,863, 10/369,894 and 10/180,926 and PCT/US01/11340 the entire contents of all of which are hereby incorporated by reference herein.

Generally, the electrical configuration of electrosurgical forceps can be categorized in two classifications: 1) monopolar electrosurgical forceps; and 2) bipolar electrosurgical forceps. Monopolar forceps utilize one active electrode associated with the clamping end effector and a remote patient return electrode or pad which is attached externally to the patient. When the electrosurgical energy is applied, the energy travels from the active electrode, to the surgical site, through the patient and to the return electrode.

Bipolar electrosurgical forceps utilize two generally opposing electrodes which are disposed on the inner opposing surfaces of end effectors and which are both electrically coupled to an electrosurgical generator. Each electrode is charged to a different electric potential. Since tissue is a

conductor of electrical energy, when the effectors are utilized to grasp, seal or cut tissue therebetween, the electrical energy can be selectively transferred through the tissue.

One of the inherent disadvantages to utilizing a bipolar endoscopic forceps for cauterizing, coagulating cutting or sealing vessels and other tissues is the inability of the bipolar forceps to match the benefits or advantages of monopolar instruments (i.e., monopolar instruments have the ability to move through avascular tissue and dissect through narrow tissue planes) necessitating the need for the surgeon to replace the bipolar forceps during surgery to reap the benefits of using the monopolar instrument for certain applications. Likewise, during some monopolar endoscopic applications it may be advantageous to replace the monopolar instrument with a bipolar forceps, e.g., for sealing large tissue structures. For example, during a cholecystectomy the gallbladder is dissected from the liver which would typically entail using an endoscopic monopolar instrument, e.g., electrosurgical blade, electrosurgical pencil, loop electrode, etc. However, during the cholecystectomy procedure there may also be a need to seal the cystic duct or cystic artery which may require a bipolar vessel sealing instrument necessitating the need to replace the monopolar instrument. The surgeon may need to repeatedly remove the monopolar instrument from the operating cavity to utilize the bipolar instrument and vice versa.

Thus there exists a need to develop an instrument which can combine the benefits of both monopolar and bipolar operation thereby reducing

the need for the surgeon to substitute instruments during surgical certain procedures.

SUMMARY

The present disclosure relates to an endoscopic forceps for treating tissue and includes a housing having a shaft affixed thereto and first and second jaw members attached to a distal end of the shaft. The forceps also includes an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. A source of electrosurgical energy is connected to each jaw member such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween to treat tissue. The forceps also includes a monopolar element housed within at least the first jaw member which is selectively movable from a first position within the first jaw member to a second position distal to the first jaw member. The monopolar element is connected to the source of electrosurgical energy and is selectively activatable independent of the jaw members.

In one embodiment according to the present disclosure, the forceps includes a knife which is selectively moveable within a knife channel defined within at least one of the first and second jaw members to cut tissue disposed between the first and second jaw members. Advantageously, a knife

actuator allows a user to selectively move the knife to cut tissue disposed between the jaw members. The source of electrosurgical energy carries electrical potentials to each respective jaw member such that the jaw members are capable of conducting bipolar energy through tissue held therebetween to effect a tissue seal.

Advantageously, the knife is designed to initially cut tissue disposed between the first and second jaw members and subsequently extend distally from the jaw members to treat tissue in a monopolar fashion. Preferably, the forceps includes a safety (e.g. a safety circuit or mechanical safety element) which only allows electrical activation of the knife (or monopolar element) when the knife (or monopolar element) is extended from the distal ends of the jaw members. The safety may also deactivate the jaw members through circuitry or utilizing a mechanical safety element.

In one embodiment, the first jaw member and the second jaw member each include an elongated slot which runs in opposition substantially along the respective lengths thereof such that the two opposing elongated slots form the knife channel for reciprocating the knife to divide tissue disposed between the two jaw members.

In another embodiment, the forceps is a vessel sealing forceps and at least one of the jaw members includes at least one non-conductive stop member disposed thereon which controls the distance between the first and second jaw members when tissue is held therebetween. Advantageously, the

stop member(s) maintains a gap distance of about 0.001 inches to about 0.006 inches between the jaw members when tissue is compressed between the jaw members.

In yet another embodiment according to the present disclosure, the forceps includes an actuator which operates to both move the knife to cut tissue disposed between jaw members and to extend the knife or a separate monopolar element from the first position within the first jaw member to the second position distal to the first jaw member. In still yet another embodiment according to the present disclosure, the forceps includes an actuator which operates to both move the jaw members relative to one another from the first to second positions to grasp tissue therebetween and to extend the monopolar element from the first position within the first jaw member to the second position distal to the first jaw member.

In another embodiment according to the present disclosure, a first actuator may be designed to operate the jaw members for grasping tissue and a second actuator may be included which operates to extend the monopolar element from the first position within the first jaw member to the second position distal to the first jaw member.

The present disclosure also relates to an endoscopic forceps which includes a housing having a shaft affixed thereto and first and second jaw members attached to a distal end of the shaft. The first jaw member is configured to extend distally relative to the second jaw member. A actuator is

includes for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. The jaw members are connected to a source of electrosurgical energy such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween.

The forceps also includes a control switch which, upon selective activation, deactivates the second jaw member and activates the first jaw member with a first electrical potential. At relatively the same time, the control switch also activates a return electrode or return pad with a different electrical potential which is placed adjacent to the patient to enable the first jaw member to selectively treat tissue in a monopolar fashion. Preferably, a safety is included which limits electrical activation of the control switch to when the jaw members are disposed in the second position.

The present disclosure also relates to an endoscopic forceps which includes a housing having a shaft affixed thereto. The shaft includes first and second jaw members attached to a distal end thereof. Preferably, the first and second jaw members each include a tapered or elongated distal end. The forceps also includes an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. A source of electrosurgical energy is

connected to each jaw member such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween.

A control switch is also included which, upon selective activation thereof, activates the first jaw member and the second jaw member with a first electrical potential and activates a return electrode with a different electrical potential. The return electrode is preferably placed adjacent to the patient which enables the first and second jaw members to selectively treat tissue in a monopolar fashion. Preferably, the forceps includes a safety which only allows electrical activation of the control switch when the jaw members are disposed in the second position.

In another embodiment of the present disclosure, the actuator is selectively lockable to maintain a closure pressure in the range of about 3 kg/cm² to about 16 kg/cm² and, preferably, about 7 kg/cm² to about 13 kg/cm² between the jaw members which is advantageous in producing effective and reliable tissue seals. In yet another embodiment, the forceps may also include a rotating assembly for rotating the jaw members about a longitudinal axis defined through the shaft. Advantageously, the forceps includes a unilateral jaw assembly, i.e., the first jaw member is movable relative to the second jaw member and the second jaw member is substantially fixed. Alternatively, the forceps may include a bilateral jaw assembly, i.e., both jaw members move relative to one another.

Preferably, a spring is included with the actuator or drive assembly to facilitate actuation of the movable handle and to assure the closure force is maintained within a working range of about 3kg/cm^2 to about 16kg/cm^2 .

The present disclosure also relates to a method for treating tissue with electrosurgical energy from an electrosurgical generator which includes the steps of: providing an endoscopic forceps including a housing having a shaft affixed thereto. The shaft includes first and second jaw members attached to a distal end thereof. An actuator is included for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. A monopolar element is also included which is housed within at least the first jaw member and selectively movable from a first position within the first jaw member to a second position distal to the first jaw member. A return electrode is provided and placed in contact with patient tissue.

The method also includes the steps of: connecting to each jaw member, the monopolar element and the return electrode to the electrosurgical generator; grasping tissue between the jaw members; selectively activating the jaw members to treat tissue disposed between the jaw members in a bipolar fashion; and selectively activating the monopolar element and the return electrode independent of the jaw members to treat tissue in a monopolar fashion.

Preferably, after the step of selectively activating the jaw members to treat tissue, the method includes the step of: extending the monopolar element from the distal end of the jaw members. Advantageously, the step of selectively activating the monopolar element includes deactivating the jaw members.

After the step of selectively activating the jaw members to treat tissue, the method may include the step of: releasing the tissue from the jaw members.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

Various embodiments of the subject instrument are described herein with reference to the drawings wherein:

Fig. 1A is a side view of an endoscopic forceps showing a housing, a shaft, an end effector assembly and a trigger assembly in a first position according to the present disclosure;

Fig. 1B is an enlarged, cross section taken along line 1B-1B of Fig. 1A;

Fig. 1C is an enlarged, side view of the trigger assembly of Fig. 1A;

Fig. 1D is an enlarged, side view of the embodiment of an end effector assembly of Fig. 1A showing relative extension of a monopolar element from a distal end of the end effector assembly;

Fig. 2 is a side view of the trigger assembly in a second position for advancing a knife within the end effector assembly;

Fig. 3 is a side view of the trigger assembly in a third position for extending a monopolar element from a distal end of the end effector assembly;

Fig. 4 is a side view of an alternate embodiment of the present invention showing a second actuator advancing the monopolar element relative to the distal end of the end effector assembly;

Fig. 5A is an enlarged, side schematic view of one embodiment of an end effector assembly showing relative movement of a first jaw member relative to a second jaw member prior to advancement of the knife through the end effector assembly;

Fig. 5B is an enlarged, side schematic view of the end effector assembly showing relative movement of the knife through the end effector assembly to divide tissue;

Fig. 5C is an enlarged, side schematic view of the end effector assembly showing relative movement of the knife extending from the distal end of the end effector assembly;

Fig. 6A is an enlarged, side schematic view of another embodiment of an end effector assembly showing a first jaw member extending beyond a second jaw member;

Fig. 6B is schematic view of another embodiment of an end effector assembly showing a series of electrical connections to a control switch and a generator to enable both bipolar activation and monopolar activation; and

Fig. 6C is a table showing the various modes of operation of the forceps utilizing the end effector configuration of Fig. 6B.

DETAILED DESCRIPTION

Turning now to Figs. 1A - 1D, one embodiment of an endoscopic forceps 10 is shown for use with various surgical procedures. For the purposes herein, a vessel sealing forceps is shown and described, however, it is envisioned that other types of forceps or scissors may be utilized which both treat tissue for cauterization, coagulation or other purposes and which may be configured for monopolar applications as described herein. Moreover, although the figure drawings depict a forceps 10 for use in connection with

endoscopic surgical procedures, the present disclosure may be used for more traditional open surgical procedures. For the purposes herein, the forceps 10 is described in terms of an endoscopic instrument, however, it is contemplated that an open version of the forceps 10 may also include the same or similar operating components and features as described below.

Forceps 10 generally includes a housing 20, a handle assembly 30, a rotating assembly 80, a trigger assembly 70 and an end effector assembly 100 which mutually cooperate to grasp, treat and divide tissue. For the purposes herein, the handle assembly 30, rotating assembly, trigger assembly 70 and end effector assembly 100 are only generally described. A more detailed explanation of all of these cooperating elements are described in commonly owned, co-pending U.S. Patent Application Serial No. 10/460,926 the entire contents of which is hereby incorporated by reference herein.

Forceps 10 includes a shaft 12 which has a distal end 16 dimensioned to mechanically engage the end effector assembly 100 and a proximal end 14 which mechanically engages the housing 20. In the drawings and in the descriptions which follow, the term "proximal", as is traditional, will refer to the end of the forceps 10 which is closer to the user, while the term "distal" will refer to the end which is further from the user. Details of how the shaft 12 connects to the end effector assembly 100 and how the proximal end connects to the housing 20 are explained in the above-mentioned commonly owned, co-pending U.S. Patent Application Serial No. 10/460,926.

As best seen in Fig. 1A, forceps 10 also includes an electrosurgical cable 310 which connects the forceps 10 to a source of electrosurgical energy, e.g., a generator 300. Cable 310 is internally divided into cable leads 310a, 310b and 310c which each transmit electrosurgical energy through their respective feed paths through the forceps 10 to the end effector assembly 100 as explained in more detail with respect to U.S. Patent Application Serial No. 10/460,926. Preferably, generators such as those sold by Valleylab - a division of Tyco Healthcare LP, located in Boulder Colorado are used as a source of electrosurgical energy, e.g., FORCE EZ™ Electrosurgical Generator, FORCE FX™ Electrosurgical Generator, FORCE 1C™ Electrosurgical Generator, FORCE 2™ Electrosurgical Generator, SurgiStat™ II Electrosurgical Generator. One such system is described in commonly-owned U.S. Patent No. 6,033,399 the entire contents of which are hereby incorporated by reference herein. Other systems have been described in commonly-owned U.S. Patent No. 6,187,003 the entire contents of which is also incorporated by reference herein.

Preferably, the generator 300 includes various safety and performance features including isolated output, independent activation of accessories. Preferably, the electrosurgical generator 300 includes Valleylab's Instant Response™ technology which provides an advanced feedback system to sense changes in tissue 200 times per second and adjust voltage and current to maintain appropriate power.

Handle assembly 30 includes a fixed handle 50 and a movable handle 40. Fixed handle 50 is integrally associated with housing 20 and handle 40 is movable relative to fixed handle 50. Rotating assembly 80 is preferably integrally associated with the housing 20 and is rotatable approximately 180 degrees in either direction about a longitudinal axis "A". Details of the handle assembly 30 and the rotating assembly 80 are described in more detail with respect to U.S. Patent Application Serial No. 10/460,926.

As mentioned above, end effector assembly 100 is attached at the distal end 16 of shaft 12 and includes a pair of opposing jaw members 110 and 120. Movable handle 40 of handle assembly 30 is ultimately connected to an internally disposed drive assembly (not shown) which, together, mechanically cooperate to impart movement of the jaw members 110 and 120 from an open position wherein the jaw members 110 and 120 are disposed in spaced relation relative to one another, to a clamping or closed position wherein the jaw members 110 and 120 cooperate to grasp tissue therebetween.

Turning now to the more detailed features of one embodiment of the present disclosure as described with respect to Figs. 1A - 3, movable handle 40 includes an aperture 42 defined therethrough which enables a user to grasp and move the handle 40 relative to the fixed handle 50. More particularly, handle 40 is selectively moveable about a pivot (not shown) from a first position relative to fixed handle 50 to a second position in closer proximity

to the fixed handle 50 which imparts movement of the jaw members 110 and 120 relative to one another.

The lower end of the movable handle 40 includes a flange 90 which, upon movement of the handle 40 proximally, is reciprocated within fixed handle 50. Flange 90 rides within a predefined channel (not shown) disposed within fixed handle 50 to lock the movable handle 40 relative to the fixed handle 50.

As best shown in Fig. 1C, a locking flange 44 is disposed on the outer periphery of the handle 40 above the upper portion of the handle 40. Locking flange 44 prevents the trigger assembly 70 from firing when the handle 40 is oriented in a non-actuated position, i.e., the jaw members 110 and 120 are open. As can be appreciated, this prevents accidental or premature severing of tissue prior to completion of a tissue seal.

As explained in detail in co-pending U.S. Patent Application Serial No. 10/460,926, movable handle 40 is designed to provide a distinct mechanical advantage over conventional handle assemblies due to the unique position of the pivot point relative to the longitudinal axis "A" of the shaft 12. In other words, by positioning the pivot point above the driving element, the user gains lever-like mechanical advantage to actuate the jaw members 110 and 120 enabling the user to close the jaw members 110 and 120 with lesser force while still generating the required forces necessary to effect a proper and

effective tissue seal. It is also envisioned that the unilateral design of the end effector assembly 100 will also increase mechanical advantage.

As best seen in Figs. 1A and 1D, the end effector assembly 100 includes opposing jaw members 110 and 120 which cooperate to effectively grasp tissue for sealing purposes. The end effector assembly 100 is designed as a unilateral assembly, i.e., jaw member 120 is fixed relative to the shaft 12 and jaw member 110 pivots about a pivot pin 103 to grasp tissue.

More particularly, the unilateral end effector assembly 100 includes one stationary or fixed jaw member 120 mounted in fixed relation to the shaft 12 and pivoting jaw member 110 mounted about a pivot pin 103 attached to the stationary jaw member 120. A reciprocating sleeve 60 is slidably disposed within the shaft 12 and is remotely operable by the drive assembly (not shown) which cooperates with handle 40 as explained above to open and close the jaw members 110 and 120. The pivoting jaw member 110 includes a detent or protrusion 117 which extends from jaw member 110 through an aperture 62 disposed within the reciprocating sleeve 60 (Fig. 1D). The pivoting jaw member 110 is actuated by sliding the sleeve 60 axially within the shaft 12 such that aperture 62 abuts against the detent 117 on the pivoting jaw member 110. Pulling the sleeve 60 proximally closes the jaw members 110 and 120 about tissue grasped therebetween and pushing the sleeve 60 distally opens the jaw members 110 and 120 for approximating and grasping purposes.

Once actuated, handle 40 moves in a generally arcuate fashion towards fixed handle 50 about the pivot point which forces the driving flange (not shown) proximally against the drive assembly (not shown) which, in turn, pulls reciprocating sleeve 60 in a generally proximal direction to close jaw member 110 relative to jaw member 120. Moreover, proximal rotation of the handle 40 causes the locking flange 44 to release, i.e., "unlock" the trigger assembly 70 for selective actuation. These features are shown and explained in detail with reference to commonly-owned, co-pending U.S. Application 10/460,926.

As best illustrated in Figs. 5A-5C, a knife channel 115a and 115b runs through the center of the jaw members 110 and 120, respectively, such that a blade 185 can cut tissue grasped between the jaw members 110 and 120 when the jaw members 110 and 120 are in a closed position. More particularly, the blade 185 can only be advanced through the tissue when the jaw members 110 and 120 are closed thus preventing accidental or premature activation of the blade 185 through tissue. Put simply, the knife channel 115 (made up of half channels 115a and 115b) is blocked when the jaws members 110 and 120 are opened and aligned for distal activation when the jaw members 110 and 120 are closed.

As best shown in Fig. 1D, jaw member 110 includes a jaw housing 116 which has an insulative substrate or insulator 114 and an electrically conductive surface 112. Insulator 114 is preferably dimensioned to securely engage the electrically conductive sealing surface 112. This may be

accomplished by stamping, by overmolding, by overmolding a stamped electrically conductive sealing plate, by overmolding a metal injection molded seal plate and/or other ways known in the art. It is envisioned a trigger lead 311 from switch 200 electrically connects to the seal plate 112.

All of these manufacturing techniques produce jaw member 110 having an electrically conductive surface 112 which is substantially surrounded by an insulating substrate 114. The insulator 114, electrically conductive sealing surface 112 and the outer, non-conductive jaw housing 116 are preferably dimensioned to limit and/or reduce many of the known undesirable effects related to tissue sealing, e.g., flashover, thermal spread and stray current dissipation.

As best seen in Fig. 1D, jaw member 110 also includes a pivot flange 118 which includes protrusion 117. Protrusion 117 extends from pivot flange 118 and includes an arcuately-shaped inner surface dimensioned to matingly engage the aperture 62 of sleeve 60 upon retraction thereof. Pivot flange 118 is also dimensioned to engage pivot pin 103 to allow jaw member 110 to rotate relative to jaw member 120 upon retraction of the reciprocating sleeve 60. Pivot pin 103 also mounts to the stationary jaw member 120 within a proximal portion of jaw member 120.

Preferably, the electrically conductive surface 112 and the insulator 114, when assembled, form the longitudinally-oriented knife slot 115a

defined therethrough for reciprocation of the knife blade 185. As mentioned above, knife channel 115a cooperates with corresponding knife channel 115b defined in stationary jaw member 120 to facilitate longitudinal translation of the knife blade 185 along a preferred cutting plane to effectively and accurately separate tissue along the formed tissue seal.

Jaw member 120 includes similar elements to jaw member 110 such as jaw housing 126 having an insulator 124 and an electrically conductive sealing surface 122 which is dimensioned to securely engage the insulator 124. Likewise, the electrically conductive surface 122 and the insulator 124, when assembled, include longitudinally-oriented channel 115b defined therethrough for reciprocation of the knife blade 185. As mentioned above, when the jaw members 110 and 120 are closed about tissue 420, knife channels 115a and 115b form a complete knife channel 115 to allow longitudinal translation of the knife 185 in a distal fashion to sever tissue along the tissue seal.

As mentioned above, jaw member 120 may include a series of stop members 150a-150c preferably disposed on the inner facing surfaces of the electrically conductive sealing surface 122 to facilitate gripping and manipulation of tissue and to define a gap "G" (Fig. 5A) between opposing jaw members 110 and 120 during sealing and cutting of tissue. It is envisioned that the series of stop members 150a-150c may be employed on one or both jaw members 110 and 120 depending upon a particular purpose or to achieve a desired result. A detailed discussion of these and other envisioned stop

members 150a-150c as well as various manufacturing and assembling processes for attaching and/or affixing the stop members 150a-150c to the electrically conductive sealing surfaces 112, 122 are described in commonly-assigned, co-pending U.S. Application Serial No. PCT/US01/11413 which is hereby incorporated by reference in its entirety herein.

Jaw member 120 is designed to be fixed to the end of a rotating tube (not shown) which is part of the rotating assembly 80 such that rotation of the tube will impart rotation to the end effector assembly 100. Jaw member 120 is connected to a second electrical potential through the rotating tube (not shown) which is connected at its proximal end to a lead 310c from cable 310. Details relating to the mechanical and electromechanical engagement of the jaw member 120 to the rotating assembly 80 are described in above-mentioned, commonly-owned, co-pending U.S. Patent Application Serial No. 10/460,926.

As mentioned above, the jaw members 110 and 120 may be opened, closed and rotated to manipulate tissue until sealing is desired. This enables the user to position and re-position the forceps 10 prior to activation and sealing. As illustrated in Fig. 1A, the end effector assembly 100 is rotatable about longitudinal axis "A" through rotation of the rotating assembly 80. It is envisioned that the unique feed path of the trigger lead 311 from the switch 200 through the rotating assembly 80, along shaft 12 and, ultimately, to the jaw member 110 enables the user to rotate the end effector assembly 100 about 180 degrees in both the clockwise and counterclockwise direction

without tangling or causing undue strain on the cable lead. The other cable lead 310c from cable 310 is fused or clipped to the proximal end of the rotating tube (not shown) and is generally unaffected by rotation of the jaw members 110 and 120. As can be appreciated, this facilitates the grasping and manipulation of tissue.

Again as best shown in Figs. 1A and 1C, trigger assembly 70 mounts atop movable handle 40 and cooperates with the knife assembly 180 (Figs. 2, 3, 4, and 5A-5C) to selectively translate knife 185 through a tissue seal. More particularly, the trigger assembly 70 includes a finger actuator 71 and a pivot pin 73 which mounts the trigger assembly 70 to the housing 20. Finger actuator 71 is dimensioned to abut the locking flange 44 on handle 40 when the handle 40 is disposed in a non-actuated position, i.e., the jaw members 110 and 120 are opened.

The trigger assembly 70 is designed to cooperate with a drive bar 64 which connects to the knife assembly 180. Proximal activation of the finger actuator 71 rotates the trigger assembly 70 about pivot pin 73 which, in turn, forces the drive bar 64 distally, which ultimately extends the knife 185 through tissue. A spring (not shown) may be employed to bias the knife assembly 180 in a retracted position such that after severing tissue the knife 185 and the knife assembly 180 are automatically returned to a pre-firing position. In addition, when the handle 40 is actuated and flange 90 is fully reciprocated within fixed handle 50, the locking flange 44 moves proximally allowing activation of the trigger assembly 70.

As best shown in Fig. 1A, the cable 310 is fed through the bottom of the housing 20 through fixed handle 50. A first lead 310c extends directly from cable 310 into the rotating assembly 80 and connects (via a fused clip or spring clip or the like) to tube 60 to conduct the second electrical potential to fixed jaw member 120. Second and third leads 310a and 310b extend from cable 310 and connect to the hand switch or joy-stick-like toggle switch 200. Switch 200 permits the user to selectively activate the forceps 10 in a variety of different orientations, i.e., multi-oriented activation which simplifies activation. When the switch 200 is depressed, a trigger lead 311 carries the first electrical potential to jaw member 110. More particularly, the trigger lead 311 extends from switch 200 through the rotating assembly 80 and along the upper portion of the rotating tube (not shown) and eventually connects to the movable jaw member 110. As can be appreciated, locating the switch 200 on the forceps 10 has many advantages. For example, the switch 200 reduces the amount of electrical cable in the operating room and eliminates the possibility of activating the wrong instrument during a surgical procedure due to "line-of-sight" activation.

As explained in detail above, the second electrical potential (i.e., lead 310c) is conducted to jaw member 120 through the rotating tube. The two potentials are preferably isolated from one another by insulative sheathing (or the like) which surrounds the trigger lead. Preferably, the jaw members 110 and 120 are electrically isolated from one another such that bipolar

electrosurgical energy can be effectively transferred through the tissue to form a tissue seal.

Once the desired position for the sealing site is determined and the jaw members 110 and 120 are properly positioned, handle 40 may be compressed fully such that the flange 90 is reciprocated and locked within fixed handle 50. Handle 40 is now secured in position relative to fixed handle 50 which, in turn, locks the jaw members 110 and 120 in a closed position about tissue. The forceps 10 is now ready for selective application of electrosurgical energy and subsequent separation of tissue, i.e., when movable handle 10 reciprocates within fixed handle 50, locking flange 44 moves into a position to permit activation of the trigger assembly 70 as explained above.

As can be appreciated, the combination of the mechanical advantage of the over-the-center pivot along with the assisting compressive forces associated with a compression spring (not shown) facilitate and assure consistent, uniform and accurate closure pressure about tissue within the desired working pressure range of about 3 kg/cm² to about 16 kg/cm² and, preferably about 7 kg/cm² to about 13 kg/cm². As mentioned above, at least one jaw member, e.g., 120, may include a stop member e.g., 150a, which limits the movement of the two opposing jaw members 110 and 120 relative to one another. Preferably, a series of stop members are to yield a consistent and accurate gap distance "G" during sealing (Fig. 5A) which ranges from about 0.001 inches to about 0.006 inches and, more preferably, between about 0.002 and about 0.003 inches. By controlling the intensity, frequency and duration of

the electrosurgical energy applied to the tissue, the user can effectively seal the tissue along a predetermined tissue site.

As energy is being selectively transferred to the end effector assembly 100, across the jaw members 110 and 120 and through the tissue, a tissue seal forms isolating two tissue halves. At this point and with other known vessel sealing instruments, the user must remove and replace the forceps 10 with a cutting instrument (not shown) to divide the tissue halves along the tissue seal which is both time consuming and tedious and may result in inaccurate tissue division across the tissue seal due to misalignment or misplacement of the cutting instrument along the ideal tissue cutting plane.

The present disclosure incorporates knife assembly 180 which, when activated via the trigger assembly 70, progressively and selectively divides the tissue along an ideal tissue plane in precise manner to effectively and reliably divide the tissue. The knife assembly 180 allows the user to quickly separate the tissue immediately after sealing without substituting a cutting instrument through a cannula or trocar port. As can be appreciated, accurate sealing and dividing of tissue is accomplished with the same forceps 10.

Once the tissue is divided into tissue halves, the jaw members 110 and 120 may be opened by re-grasping the handle 40 which release the flange 90 from fixed handle 50. Details relating to the releasing of the flange

from handle are described in commonly-owned, co-pending U.S. Application Serial No. 10/460,926.

Turning now to the operating characteristics of the present disclosure and as seen in the majority of the figures, forceps 10 is designed for both bipolar electrosurgical treatment of tissue (either by vessel sealing as described above or coagulation or cauterization with other similar instruments) and monopolar treatment of tissue. For example, Figs. 1A-D and 2-4 show one embodiment of a forceps 10 which includes a monopolar element 154 which may be selectively extended and selectively activated to treat tissue. Figs. 5A-5C show an alternate embodiment of the present disclosure which shows that the knife 185 may be extended from the distal end of the end effector assembly 100 and selectively energized to treat tissue in a monopolar fashion. Fig. 6A shows another embodiment wherein the bottom jaw member 120' extends distally from the top jaw member 110' to allow the surgeon to selectively energize the bottom jaw member 120' and treat tissue in a monopolar fashion. Fig. 6B shows yet another embodiment wherein the jaw members 110" and 120" include tapered distal ends which are selectively energized with a single electrical potential to treat tissue in a monopolar fashion.

Figs. 1A -1D and 2-4 show one embodiment wherein a monopolar element 154 is housed for selective extension within one jaw member, e.g., jaw member 120, of the end effector assembly 100. More particularly, monopolar element 154 is designed to move independently from

knife assembly 180 and may be extended by further proximal movement of the trigger assembly 70 (Fig. 1A, 2 and 3) or by a separate actuator 450 (Fig. 4).

Preferably, the monopolar element 154 is connected to a reciprocating rod 65 which extends through an elongated notch 13 in the outer periphery of the shaft 12 as best seen in Fig. 1B. Drive rod 60 which actuates the knife 185 extends through the inner periphery of shaft 12. In order to extend the monopolar element 154, the jaw members 110 and 120 are initially closed and the knife 185 is advanced distally utilizing the trigger assembly 70 (See Fig. 2). As best shown in Fig. 1C, the trigger 71 is initially advanced to translate the knife 185 distally to cut through tissue, i.e., the "cut" stage (shown in phantom). Thereafter and as shown in Fig. 3, the trigger 71 may be further actuated in a proximal direction to extend the monopolar element 154, i.e., the "extend" stage (shown in phantom).

It is envisioned that the trigger assembly 70 may be designed such that the monopolar element 154 may be extended when the jaw members 110 and 120 are in the open position. For example, the trigger 71 may be moved distally (or upwardly) from its original, rested, neutral or pre-actuated position to advance the monopolar element 154. Alternatively, the monopolar element 154 may be advanced irrespective of the orientation of the jaw members 110 and 120. For example, the trigger assembly 70 could be designed such that it can be moved laterally (i.e., perpendicular to the longitudinal axis "A") to advance the monopolar element 154 or the trigger assembly 70 could be designed such that the monopolar element 154 is

extendible when the trigger 71 is moved to a proximal-most position (i.e., past the "cut" position as described above) and/or when the trigger 71 is advanced distally from the neutral or pre-actuated orientation. A return spring (not shown) may be included to return the monopolar element 154 to a non-extended position upon release of the trigger 71.

Upon extension of the monopolar element 154, the generator 300 is preferably configured to automatically switch the forceps 10 from a bipolar activation mode (i.e., deactivating energy delivery to jaw members 110 and 120) to a monopolar activation mode (i.e., activating the monopolar element 154). As can be appreciated, the forceps 10 may also (or alternatively) be configured for manual switching between the bipolar activation mode and the monopolar activation mode.

As described above, when the forceps 10 is configured for bipolar operation, the activation of switch 200 transfers energy from jaw member 110 through the tissue and to jaw member 120 to treat tissue. In the monopolar mode, activation of switch 200 (or a separate switch, e.g., a footswitch), transfers energy to the monopolar element 154, through the tissue and to a return electrode 550, e.g., a return pad, placed adjacent to or in contact with the patient. The monopolar activation mode allows the monopolar element 154 to quickly treat avascular tissue structures and/or quickly dissect narrow tissue planes.

As can be appreciated, it is also envisioned that the trigger assembly 70 may be electrically configured to transmit electrical energy to the monopolar element 154 when extended. For example, the trigger assembly 70 may be configured such that proximal-most actuation of the trigger 71 (Fig. 1C) both extends and activates the monopolar element 154. An automatic safety circuit 460 (or mechanical safety lock (not shown)) may be employed which prevents the switch 200 from energizing the jaw members 110 and 120 when the monopolar element 154 is extended.

Fig. 4 shows another embodiment of the present disclosure wherein the monopolar element 154 is selectively extendible utilizing a second actuator 450. As described above, the knife 185 is advanced by actuating the trigger 71 in a generally proximal direction. The monopolar element 154 is selectively advanceable independently of the knife 185 and may be extended when the jaw members 110 and 120 are disposed in either the open configuration or closed configuration. It is envisioned that the actuator 450 may be electrically configured to activate the monopolar element 154 automatically once extended or manually by activation switch 200 or perhaps another switch (not shown). As mentioned above, a safety circuit 460 may be employed to deactivate jaw members 110 and 120 when the monopolar element 154 is extended such that activation of the switch 200 energizes the monopolar element 154. In the case of a separate activation switch for the monopolar element, the safety circuit would deactivate the switch 200.

Fig. 5A-5C show an alternate embodiment of the present disclosure wherein the knife 185 can be extended distally beyond the jaw members 110 and 120 and separately energized to treat tissue. In this instance, when the knife is extended beyond the jaw members 110 and 120, the knife 185 becomes the monopolar element.

For example and as depicted in the activation sequence shown in Figs. 5A-5C, the knife 185 is initially seated in a neutral position during tissue approximation and grasping and during the sealing process. Once the jaw members 110 and 120 are closed about tissue, the elongated knife channel 115 (defined by upper and lower knife channels 115a and 115b, respectively) is formed to allow selective translation of the knife 185 through tissue disposed between the jaw members 110 and 120. Upon actuation of the trigger 71, the knife bar 64 forces the knife 185 distally through the tissue to the distal end of the knife channel 115. A stop 119 is included to temporarily limit the movement of the knife 185 and provide the user with positive tactile feedback as to the end of the cutting stroke. Upon further actuation of the trigger 71, the knife 185 overcomes the limiting forces associated with the stop 119 and is forced by the knife bar to further extend out of the knife channel 115 and beyond the distal ends of the jaw members 110 and 120.

It is envisioned that once the knife 185 extends beyond the jaw members 110 and 120, a safety or switch deactivates energizing circuitry to the jaw members 110 and 120 and activates the energizing circuitry to the knife 185 such that activation of the switch 200 energizes the knife 185 and the jaw

members remain neutral. For example, the stop 119 may act as a safety switch such that upon being forced by the knife 185 out of or away from the knife channel 115, the stop 119 deactivates circuitry to the jaw members 110 and 120 and activates circuitry to the monopolar knife 185 and the return electrode 550. A separate lead 69 may be used to electrically communicate with the generator 300. As can be appreciated, the knife 185 may now be used in a monopolar fashion to treat tissue.

Upon release of the trigger 71, the knife 185 automatically retracts into the knife channel 115 and back to the pre-actuated position as shown in Fig. 5A. At the same time the stop 119 reverts to its original position to temporarily block the knife channel 115 for subsequent actuation.

Fig. 6A shows another embodiment of a forceps 10' according to the present disclosure wherein the lower jaw member 120' is designed to extend beyond the distal end of jaw member 110'. In order to switch from a bipolar mode of the operation to a monopolar mode, the surgeon activates a switch or control which energizes jaw member 120' to a first potential and activates a return pad 550 to a second potential. Energy is transferred from jaw member 120, through tissue, and to the return pad 550 to treat tissue. The distal end of jaw member 120' acts as the monopolar element for treating the tissue and may be shaped accordingly to enhance electrosurgical effect.

Figs. 6B shows yet another schematic embodiment of a forceps 10" according to the present disclosure wherein the distal ends of both jaw

members 110 and 120 are shaped to treat tissue when disposed in a monopolar mode. More particularly, the distal tips 112a" and 122a" are preferably elongated or tapered to enhance energy delivery when the forceps 10" is disposed in the monopolar mode. When disposed in the bipolar mode, the tapered ends 112a" and 122a" do not effect treating tissue between electrically conductive plates 112" and 122".

A control switch 500 is preferably included which regulates the transition between bipolar mode and monopolar mode. Control switch 500 is connected to generator 300 via cables 360 and 370. A series of leads 510, 520 and 530 are connected to the jaw members 110, 120 and the return electrode 550, respectively. As best shown in the table depicted in Fig. 6C, each lead 510, 520, and 530 is provided with an electrical potential or remains neutral depending upon the particular "mode" of the forceps 10". For example, in the bipolar mode, lead 510 (and, in turn, jaw member 110") is energized with a first electrical potential and lead 520 (and, in turn, jaw member 120") is energized with second electrical potential. As a result thereof, electrosurgical energy is transferred from jaw member 110" through the tissue and to jaw member 120". The return electrode 550 remains off or neutral.

In a monopolar mode, jaw member 110" and 120" are both energized with the same electrical potential and the return pad 550 is energized with a second electrical potential forcing the electrical current to travel from the jaw members 110" and 120", through the tissue and to the return electrode 550. This enables the jaw members 110" and 120" to treat

tissue in a monopolar fashion which, as mentioned above, advantageously treats avascular tissue structures and/or allows quick dissection of narrow tissue planes. As can be appreciated, all of the leads 510, 520 and 530 may be deactivated when the forceps 10" is turned off or idle.

Although the general operating components and inter-cooperating relationships among these components have been generally described with respect to a vessel sealing forceps 10, other instruments may also be utilized which can be configured to allow a surgeon to selectively treat tissue in both a bipolar and monopolar fashion. For example, bipolar grasping and coagulating instruments, cauterizing instruments, bipolar scissors, etc.

The present disclosure also relates to a method for treating tissue with electrosurgical energy from the electrosurgical generator 300 which includes the steps of: providing an endoscopic forceps 10 including a housing 20 having a shaft 12 affixed thereto. The shaft 12 includes first and second jaw members, 110 and 120, respectively, attached to a distal end of the shaft 12. An actuator or handle assembly 30 is included for moving jaw members 110 and 120 relative to one another from a first position wherein the jaw members 110 and 120 are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members 110 and 120 cooperate to grasp tissue therebetween. A monopolar element 154 is also included which is housed within at least the first jaw member 120 and selectively movable from a first position within the first jaw member 120 to a second position distal to the

first jaw member 120. A return electrode 550 is provided and placed in contact with patient tissue.

The method also includes the steps of: connecting to each jaw member 110 and 120, the monopolar element 154 and the return electrode 550 to the electrosurgical generator 300; grasping tissue between the jaw members 110 and 120; selectively activating the jaw members 110 and 120 to treat tissue disposed between the jaw members 110 and 120 in a bipolar fashion; and selectively activating the monopolar element 154 and the return electrode 550 independent of the jaw members 110 and 120 to treat tissue in a monopolar fashion.

Preferably, after the step of selectively activating the jaw members 110 and 120 to treat tissue, the method includes the step of: extending the monopolar element 154 from the distal end of the jaw members 110 and 120. Advantageously, the step of selectively activating the monopolar element 154 includes deactivating the jaw members 110 and 120.

After the step of selectively activating the jaw members 110 and 120 to treat tissue, the method may include the step of: releasing the tissue from the jaw members 110 and 120.

From the foregoing and with reference to the various figure drawings, those skilled in the art will appreciate that certain modifications can also be made to the present disclosure without departing from the scope of the

same. For example, it may be preferable to add other features to the forceps 10, e.g., an articulating assembly to axially displace the end effector assembly 100 relative to the elongated shaft 12.

It is envisioned that the forceps 10 may be designed such that it is fully or partially disposable depending upon a particular purpose or to achieve a particular result. For example, end effector assembly 100 may be selectively and releasably engageable with the distal end 16 of the shaft 12 and/or the proximal end 14 of shaft 12 may be selectively and releasably engageable with the housing 20 and the handle assembly 30. In either of these two instances, the forceps 10 would be considered "partially disposable" or "reposable", i.e., a new or different end effector assembly 100 (or end effector assembly 100 and shaft 12) selectively replaces the old end effector assembly 100 as needed. As can be appreciated, the presently disclosed electrical connections would have to be altered to modify the instrument to a reposable forceps.

Moreover, it is envisioned that the switch 200 may be decommissioned during the cutting process. Decommissioning the switch 200 when the trigger 71 is actuated eliminates unintentionally activating the forceps during the cutting process. It is also envisioned that the switch 200 may be disposed on another part of the forceps 10, e.g., the fixed handle 40, rotating assembly 80, housing 20, etc.

While several embodiments of the disclosure have been shown in the drawings, it is not intended that the disclosure be limited thereto, as it is intended that the disclosure be as broad in scope as the art will allow and that the specification be read likewise. Therefore, the above description should not be construed as limiting, but merely as exemplifications of preferred embodiments. Those skilled in the art will envision other modifications within the scope and spirit of the claims appended hereto.

WHAT IS CLAIMED IS:

1. An endoscopic forceps, comprising:
 - a housing having a shaft affixed thereto, the shaft including first and second jaw members attached to a distal end thereof;
 - an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween;
 - a source of electrosurgical energy connected to each jaw member such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween to treat tissue; and
 - a monopolar element housed within at least the first jaw member and selectively movable from a first position within the first jaw member to a second position distal to the first jaw member, the monopolar element being connected to the source of electrosurgical energy and being selectively activateable independent of the jaw members.
2. An endoscopic forceps according to claim 1 wherein the monopolar element includes a sharpened cutting edge.

3. An endoscopic forceps according to claim 1 wherein the forceps includes a knife which is selectively moveable within a knife channel defined within at least one of the first and second jaw members to cut tissue disposed between the first and second jaw members.
4. An endoscopic forceps according to claim 1 wherein the forceps is a vessel sealing forceps and at least one of the jaw members includes at least one non-conductive stop member disposed thereon which controls the distance between the first and second jaw members when tissue is held therebetween.
5. An endoscopic forceps according to claim 1 wherein the monopolar element is a knife which is selectively moveable within a knife channel defined within at least one of the first and second jaw members to initially cut tissue disposed between the first and second jaw members and subsequently extend distally from the jaw members, the knife being energized to treat tissue in a monopolar fashion.
6. An endoscopic forceps according to claim 5 wherein the knife includes a safety which only allows electrical activation of the knife when the knife is extended from the distal ends of the jaw members.
7. An endoscopic forceps according to claim 3 wherein the trigger operates to both move the knife to divide tissue disposed between the jaw members and to extend the monopolar element from the first position within the first jaw member to the second position distal to the first jaw member.

8. An endoscopic forceps according to claim 1 wherein the actuator operates to both move the jaw members relative to one another from the first to second positions to grasp tissue therebetween and the actuator operates to extend the monopolar element from the first position within the first jaw member to the second position distal to the first jaw member.
9. An endoscopic forceps according to claim 1 further comprising a second actuator which operates to extend the monopolar element from the first position within the first jaw member to the second position distal to the first jaw member.
10. An endoscopic forceps, comprising:
- a housing having a shaft affixed thereto, the shaft including first and second jaw members attached to a distal end thereof, the first jaw member extending distally relative to the second jaw member;
 - an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween;
 - a source of electrosurgical energy connected to each jaw member such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween to treat tissue; and

a control switch which, upon selective activation thereof, deactivates the second jaw member and activates the first jaw member with a first electrical potential a return electrode with a different electrical potential to enable the first jaw member to selectively treat tissue in a monopolar fashion.

11. An endoscopic forceps according to claim 10 wherein the forceps includes a safety which only allows electrical activation of the control switch when the jaw members are disposed in the second position.

12. An endoscopic forceps, comprising:

a housing having a shaft affixed thereto, the shaft including first and second jaw members attached to a distal end thereof, the first and second jaw members each including a tapered distal end;

an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween;

a source of electrosurgical energy connected to each jaw member such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween to treat tissue; and

a control switch which upon selective activation thereof activates the first jaw member and the second jaw member with a first electrical potential, the control switch also activating a return electrode with a different electrical

potential which enables the first and second jaw members to selectively treat tissue in a monopolar fashion.

13. An endoscopic forceps according to claim 12 wherein the forceps includes a safety which only allows electrical activation of the control switch when the jaw members are disposed in the second position.

14. A method for treating tissue with electrosurgical energy from an electrosurgical generator, the method comprising the steps of:

providing an endoscopic forceps comprising:

a housing having a shaft affixed thereto, the shaft including first and second jaw members attached to a distal end thereof;

an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween;

a monopolar element housed within at least the first jaw member and selectively movable from a first position within the first jaw member to a second position distal to the first jaw member; and

a return electrode placed in contact with patient tissue;

connecting to each jaw member, the monopolar element and the return electrode to the electrosurgical generator;

grasping tissue between the jaw members;

selectively activating the jaw members to treat tissue disposed between the jaw members in a bipolar fashion; and

selectively activating the monopolar element and the return electrode independent of the jaw members to treat tissue in a monopolar fashion.

15. A method according to claim 14 wherein after the step of selectively activating the jaw members to treat tissue, the method includes the step of:

extending the monopolar element from the distal end of the jaw members.

16. A method according to claim 14 wherein the step of selectively activating the monopolar element includes deactivating the jaw members.

17. A method according to claim 14 wherein after the step of selectively activating the jaw members to treat tissue, the method includes the step of:

releasing the tissue from the jaw members.

ABSTRACT

An endoscopic forceps for treating tissue includes a housing having a shaft affixed thereto which has first and second jaw members attached to a distal end thereof. The forceps also includes an actuator for moving jaw members relative to one another from a first position wherein the jaw members are disposed in spaced relation relative to one another to a second position wherein the jaw members cooperate to grasp tissue therebetween. Each of the jaw members is connected to a source of electrosurgical energy such that the jaw members are selectively capable of operating in a bipolar mode which enables the jaw members to conduct bipolar energy through tissue held therebetween to treat tissue. The forceps also includes a monopolar element housed within the first jaw member which is selectively movable from a first position within the first jaw member to a second position distal to the first jaw member. The monopolar element is connected to the source of electrosurgical energy and is selectively activatable independent of the bipolar mode.

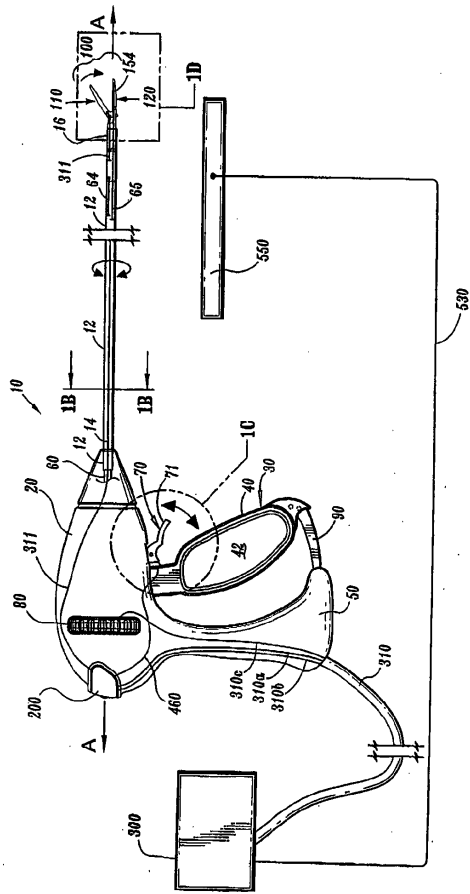


FIG. 1A

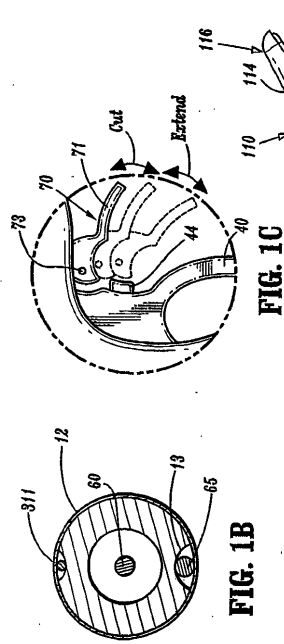


FIG. 1B

FIG. 1C

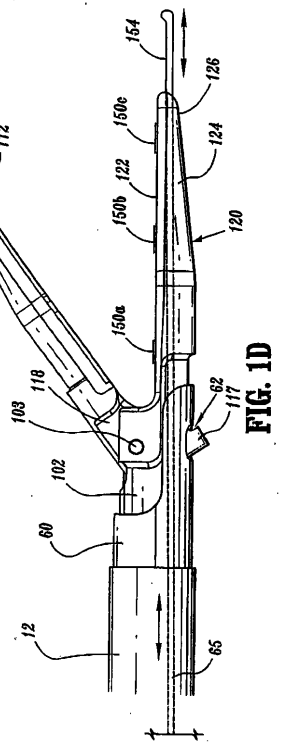


FIG. 1D

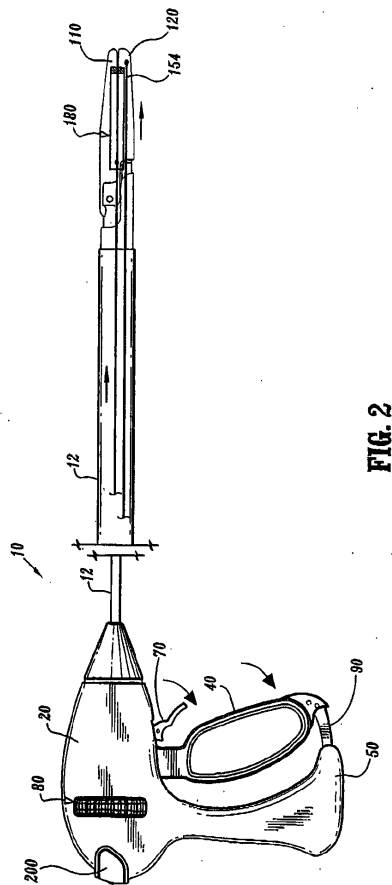


FIG. 2

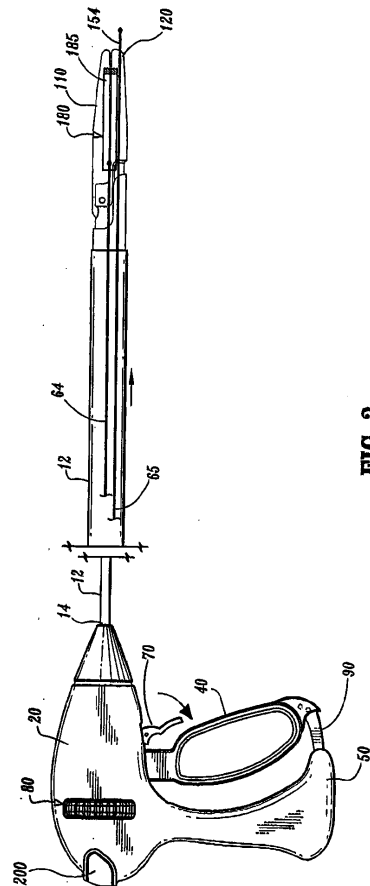
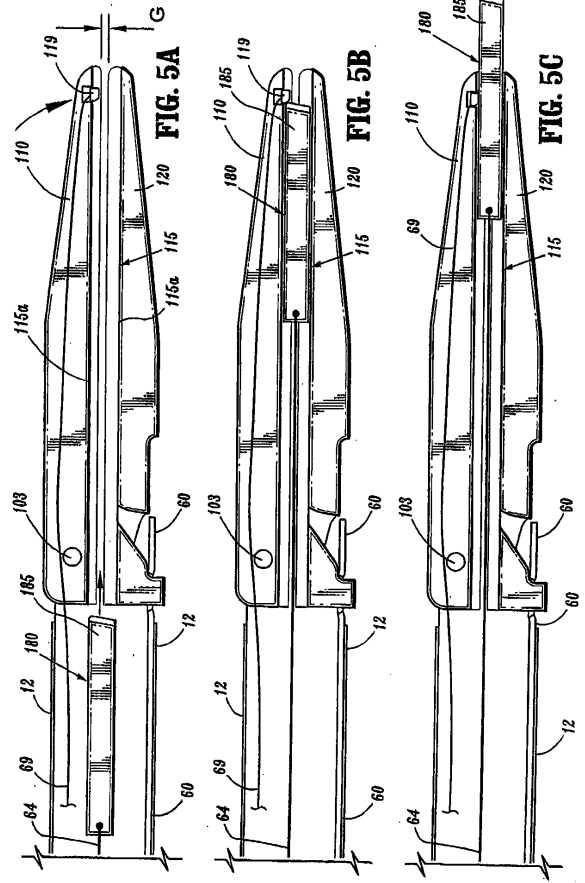
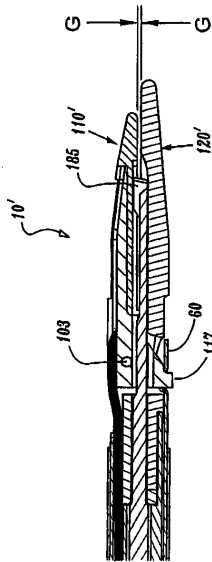
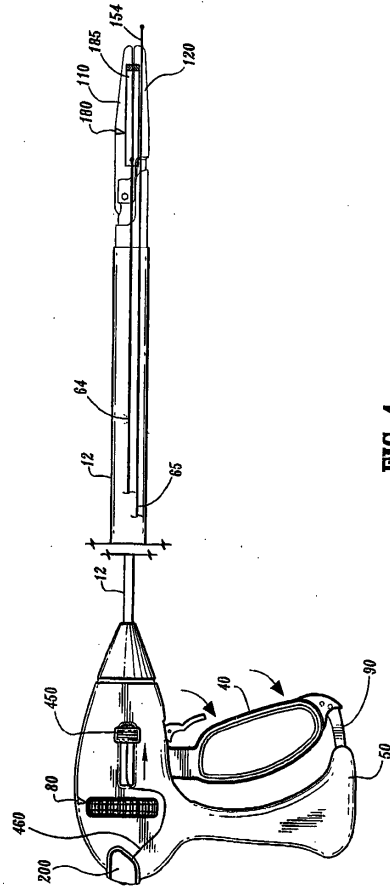
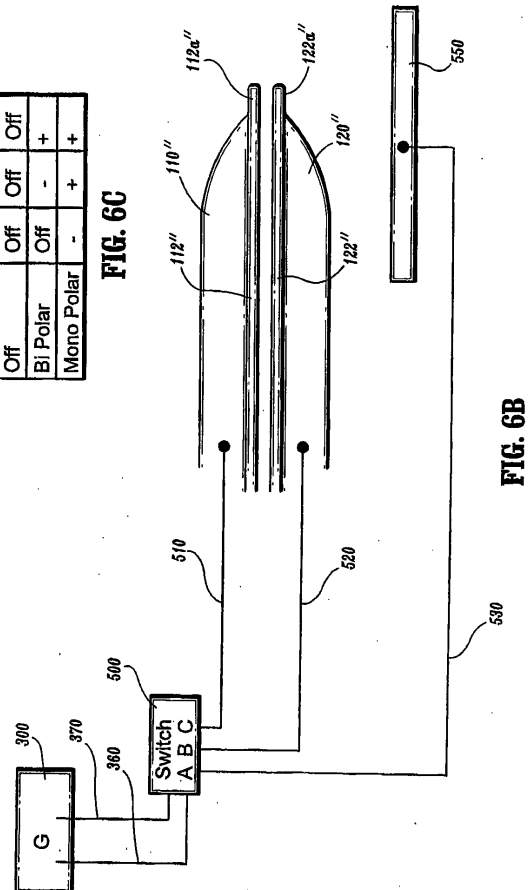


FIG. 3



Mode	A	B	C
Off	Off	Off	Off
Bi Polar	Off	-	+
Mono Polar	-	+	+

FIG. 6C



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005144192A5	公开(公告)日	2008-01-10
申请号	JP2004363667	申请日	2004-11-17
[标]申请(专利权)人(译)	舍伍德的Vie爵士顺股份公司		
申请(专利权)人(译)	舍伍德Savishisu股份公司		
[标]发明人	ケイトロウズ シーンティーディカス ネッドコスグリフ		
发明人	ケイト ロウズ シーン ティー ディカス ネッド コスグリフ		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/28 A61B18/16		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B17/28.310 A61B17/39.330		
F-TERM分类号	4C060/CC03 4C060/GG24 4C060/GG28 4C060/KK06 4C060/KK15 4C060/KK32 4C061/GG15 4C061/JJ06 4C160/GG24 4C160/GG28 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK23 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KK45 4C160/MM33 4C161/GG15 4C161/JJ06		
优先权	60/520579 2003-11-17 US		
其他公开文献	JP5202788B2 JP2005144192A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种设备，可以减少外科医生在外科手术过程中更换设备的需要。ŽSOLUTION：第一钳口构件和第二钳口构件固定在安装在内窥镜钳子的壳体上的轴的远端上。内窥镜钳子具有致动器，该致动器使第一钳口构件和第二钳口构件相互关联，所述第一钳口构件和第二钳口构件从第一位置相互关联，其中两个钳口构件彼此间隔开地布置到第二位置，在第二位置，两个钳口构件抓住它们共同夹持的组织。每个钳口构件连接到用于电外科手术的能源。两个钳夹构件通过以双极模式通过夹层组织传递双极能量来治疗组织。单极元件可以从第一钳夹构件中的第一位置移动到远离第一钳夹构件的第二位置。它可以独立于两个钳口构件操作。Ž