

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4988909号
(P4988909)

(45) 発行日 平成24年8月1日 (2012. 8. 1)

(24) 登録日 平成24年5月11日 (2012. 5. 11)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 O

A 6 1 B 17/39 3 1 O

請求項の数 4 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2010-198950 (P2010-198950)	(73) 特許権者	507364377
(22) 出願日	平成22年9月6日 (2010. 9. 6)		コヴィディエン・アクチエンゲゼルシャフト
(62) 分割の表示	特願2004-363667 (P2004-363667)		ト
原出願日	平成16年11月17日 (2004. 11. 17)		スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム
(65) 公開番号	特開2011-5282 (P2011-5282A)		・ラインフォール, ヴィクター・フォン・
(43) 公開日	平成23年1月13日 (2011. 1. 13)	(74) 代理人	100082005
審査請求日	平成22年9月6日 (2010. 9. 6)		弁理士 熊倉 禎男
(31) 優先権主張番号	60/520579	(74) 代理人	100067013
(32) 優先日	平成15年11月17日 (2003. 11. 17)		弁理士 大塚 文昭
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088694
			弁理士 弟子丸 健
		(74) 代理人	100103609
			弁理士 井野 砂里

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) 【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、前記シャフトは、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、前記第 1 顎部材は前記第 2 顎部材に対して遠位方向に伸張し、

さらに、前記第 1 顎部材と前記第 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、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、前記制御スイッチは、選択的に作動状態にされると、前記第 2 顎部材を非活性化するとともに前記第 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、前記第 1 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 2】

前記鉗子は安全装置を更に備えており、前記安全装置は、前記第 1 顎部材と前記第 2 顎

10

20

部材が第 2 位置に配置された時のみに前記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 1 に記載の内視鏡鉗子。

【請求項 3】

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、前記シャフトは、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、前記第 1 顎部材は前記第 2 顎部材に相対して遠位方向に伸張し、

さらに、前記第 1 顎部材と前記第 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、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、前記制御スイッチは、選択的に作動状態にされると、第 1 の電位で前記第 1 顎部材と前記第 2 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、前記第 1 顎部材と前記第 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 4】

前記鉗子は安全装置を更に備えており、前記安全装置は、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前記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 3 に記載の内視鏡鉗子。

【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效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 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

10

20

30

40

50

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。

【0005】

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

【0006】

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 $3\text{kg}/\text{cm}^2$ から約 $16\text{kg}/\text{cm}^2$ 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

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0007】

【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

40

【特許文献10】 米国出願連続番号PCT/US01/11413号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

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。

50

【0009】

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。

【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。

【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。

【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）が電気で動作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。

10

【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で圧縮された際には、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動作する。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動作する。

20

【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動作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動作するようにしてもよい。

30

【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動作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。

40

【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、選択的に動作状態にされると、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動作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

50

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。

【0022】

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。

10

【0023】

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転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。

20

【0024】

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。

30

【0025】

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。

40

【0026】

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。

【0027】

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

50

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もよい。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1A】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1B】図1Aの線1B-1Bに沿って破断された拡大断面図である。

【図1C】図1Aのトリガーアセンブリの拡大側面図である。

【図1D】図1A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。

【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5A】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5B】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5C】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。

【図6A】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6B】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6C】図6B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。

【発明を実施するための形態】

【0030】

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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

発電機300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300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。

【0035】

ハンドルアセンブリ30は固定ハンドル50と可動ハンドル40を備えている。固定ハンドル50はハウジング20と一体的に付随しており、ハンドル40は固定ハンドル50に相関的に可動である。回転アセンブリ80はハウジング20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30の詳細と回転アセンブリ80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。

【0036】

上述のように、末端作動体アセンブリ100はシャフト12の遠位端16に取付けられており、1対の互いに対向する顎部材110、120を備えている。ハンドルアセンブリ30の可動ハンドル40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110、120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110、120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110、120を移

動させる。

【0037】

図1A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40は、その中に定められた開口42を備えており、これによりユーザーが固定ハンドル50に対してハンドル40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40は回転軸（ピボット）（図示せず）を中心に、固定ハンドル50に関連する第1位置から、固定ハンドル50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110、120を互いに相対的に移動させる。

【0038】

可動ハンドル40の下端はフランジ90を備えており、これは、ハンドル40の移動時に、固定ハンドル50の内部で往復運動する。フランジ90は固定ハンドル50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50に対して可動ハンドル40をロックする。

【0039】

図1Cに最もうまく示されているように、ロックフランジ44はハンドル40の上部より上方で、ハンドル40の外周部に配置されている。ロックフランジ44は、ハンドル40が非作動位置に配向された際に、すなわち、両顎部材110、120が開いた状態になった時に、トリガーアセンブリ70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。

【0040】

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40は、シャフト12の長手方向軸線Aに関して回転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、駆動素子の上方に回転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110、120を作動させるのに、より少ない力で顎部材110、120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100の片側設計も機械的利点を増長させることが想起される。

【0041】

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。

【0042】

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に取り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められ、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。

【0043】

いったん作動されると、ハンドル40は略弧状の形態で旋回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。

【0044】

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うにになっている。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。

【0045】

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。

【0046】

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114で包囲されている。絶縁体114、導電閉鎖面112、および、外側の非導電性顎部材ハウジング116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。

【0047】

図1Dでもっともよく分かるように、顎部材110は、突起117を設けた旋回フランジ118を更に備えている。突起117は旋回フランジ118から伸張し、それが後退するとスリーブ60の開口62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118も旋回ピン113に嵌合するような寸法に設定されて、往復運動スリーブ60が後退すると、顎部材110が顎部材120に相関的に回転するのを許容する。旋回ピン113はまた、顎部材120の近位部の内側で静止型顎部材120に搭載されている。

【0048】

導電面112と絶縁体114は、組立てられると、ナイフの刃185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115aを形成するのが好ましい。上述のように、ナイフチャネル115aは静止型顎部材120の内部に定められた対応するナイフチャネル115bと協働して、好ましい切断平面に沿ってナイフの刃185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。

【0049】

顎部材120は、絶縁体124と絶縁体124に堅固に嵌合するように寸法設定された

10

20

30

40

50

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ンネル 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、ナイフチャンネル 1 1 5 a、1 1 5 b が完全なナイフチャンネル 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。

【0050】

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。

【0051】

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 80 の一部であるため、チューブの回転が末端作動体アセンブリ 100 に回転を付与する。顎部材 1 2 0 は、近位端側でケーブル 310 から拡張したリード 310 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 80 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。

【0052】

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扱うために開いたり、閉じたり、回転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 の回転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 1 1 0 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 310 c 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 1 1 0、1 2 0 の回転の影響を受けることがない。正しく認識

【0053】

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 1 1 0、1 2 0 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。

【0054】

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を回転ピン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。

【0055】

図1A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を通して、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。

【0056】

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は互いに電気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。

【0057】

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。

【0058】

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/cm²から約16kg/cm²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/cm²から約13kg/cm²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。

【0059】

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ため、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。

10

【0060】

本件開示はナイフアセンブリ180を組み入れており、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ある。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。

【0061】

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。

20

【0062】

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10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。

30

【0063】

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。

40

【0064】

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

50

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）。

【0065】

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。

【0066】

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。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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。

10

【0070】

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。

20

【0071】

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と電気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。

30

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5A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。

【0072】

40

図6A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 通って戻りパッド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。

【0073】

図6B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

50

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。

【0074】

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 6C 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
10
通って顎部材 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。

【0075】

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
20
通って、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。

【0076】

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
30
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鋏などがある。

【0077】

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
40
、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。

【0078】

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
50

織を処置する段階とを更に含んでいる。

【0079】

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。

【0080】

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。

【0081】

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。

【0082】

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。

【0083】

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。

【0084】

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。

【0085】

本発明に関連する好ましい態様として、例えば、以下のものをあげることができる。

〔態様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、さらに、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

10

20

30

40

50

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。

〔態様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、上記態様１に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様１に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様１に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様１に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様５に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様３に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様１に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、上記態様１に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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。

〔態様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、上記態様１０に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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

10

20

30

40

50

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。

10

〔態様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、上記態様12に記載の内視鏡鉗子。

〔態様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、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。

20

〔態様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、上記態様14に記載の方法。

〔態様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、上記態様14に記載の方法。

30

〔態様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、上記態様14に記載の方法。

【符号の説明】

【0086】

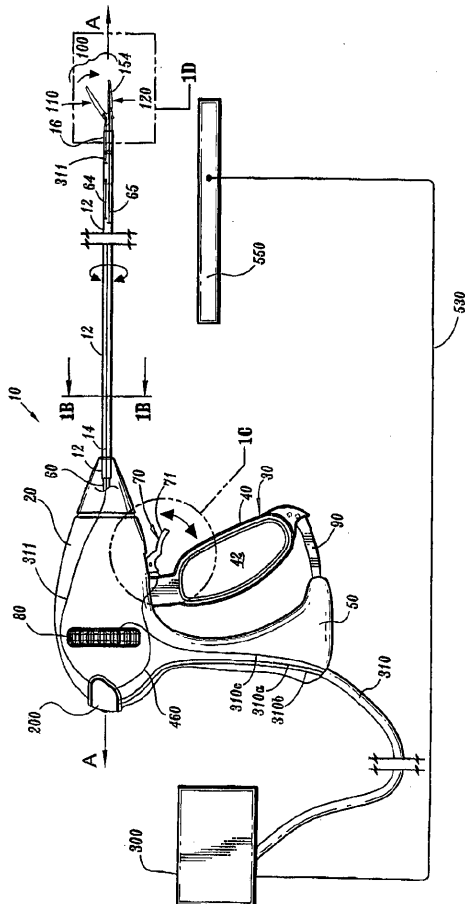
- 10 内視鏡鉗子
- 12 シャフト
- 20 ハウジング
- 30 ハンドルアセンブリ
- 40 可動ハンドル
- 44 ロックフランジ
- 50 固定ハンドル
- 60 往復運動スリーブ
- 70 トリガーアセンブリ
- 80 回転アセンブリ
- 90 フランジ
- 100 末端作動体アセンブリ
- 110 第1顎部材

40

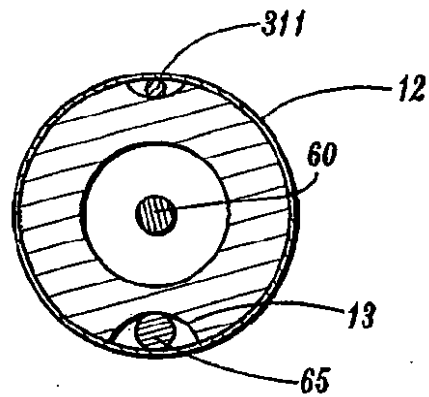
50

- 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

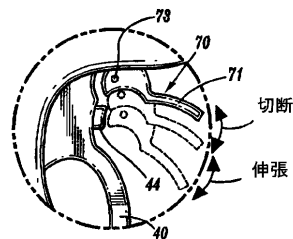
【図1A】



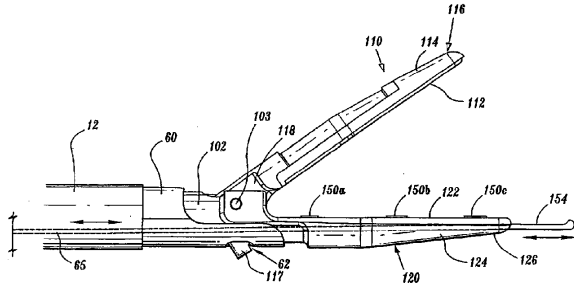
【図1B】



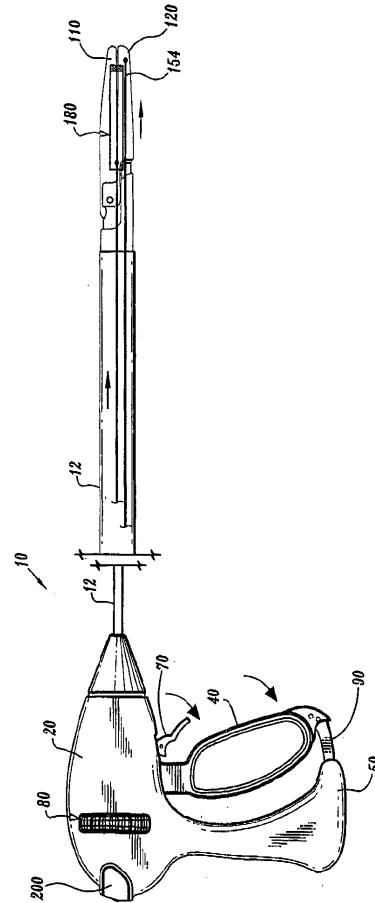
【図1C】



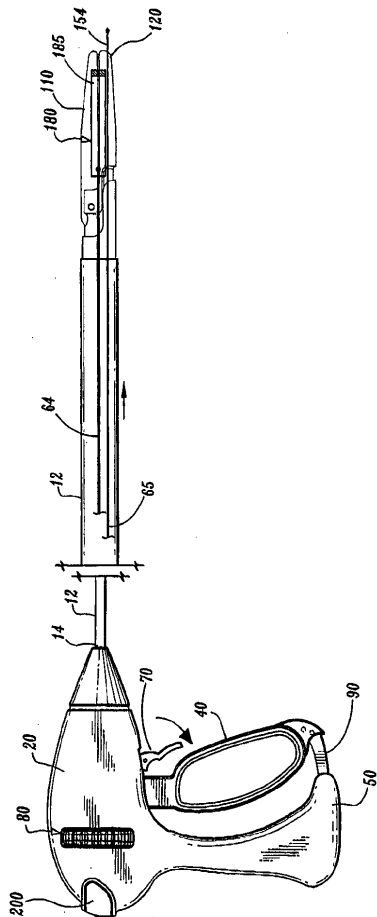
【図 1 D】



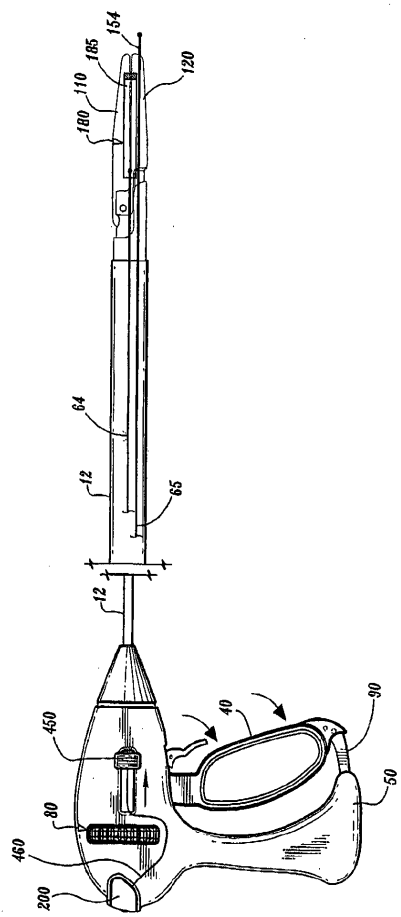
【図 2】



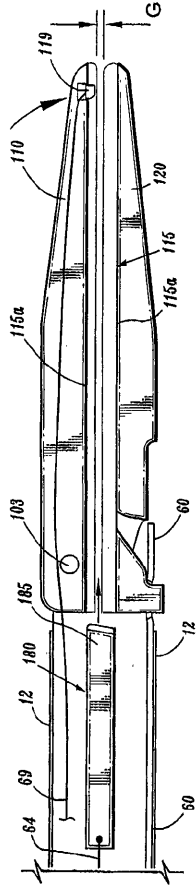
【図 3】



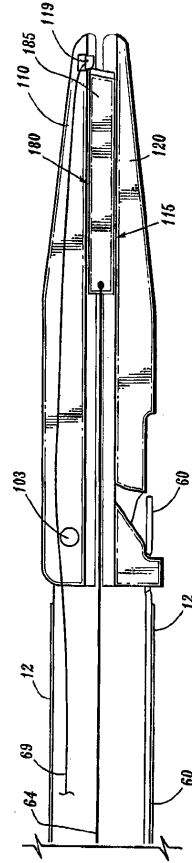
【図 4】



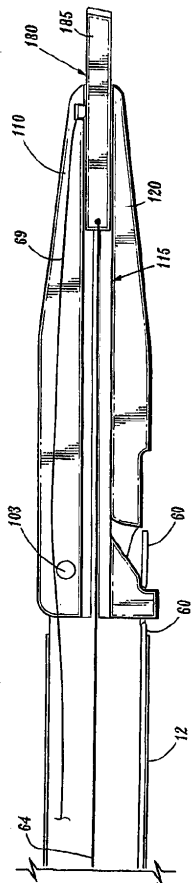
【図 5 A】



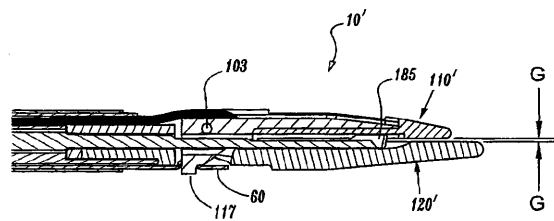
【図 5 B】



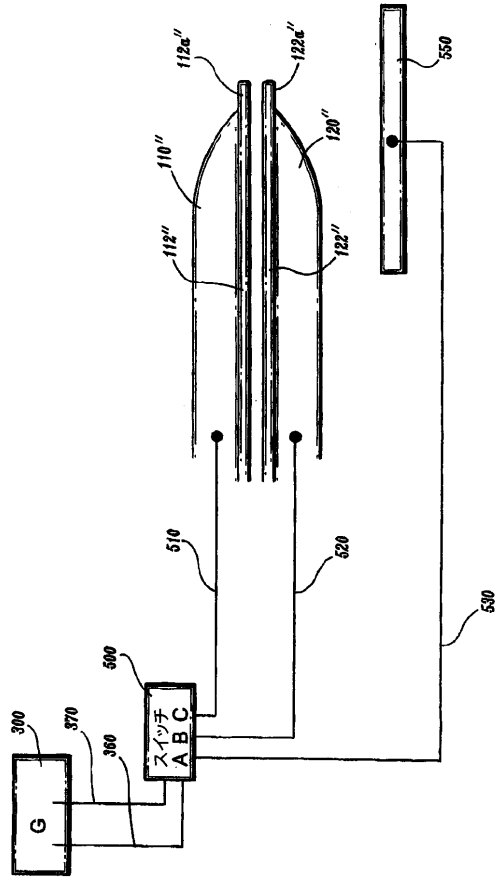
【図 5 C】



【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】

モード	A	B	C
オフ	オフ	オフ	オフ
バイポーラ	オフ	-	+
モノポーラ	-	+	+

フロントページの続き

- (72)発明者 ケイト ロウズ
アメリカ合衆国 コロラド州 80026 ラファイエット エルク トレイル 357
- (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 80205 デンヴァー クラークソン ストリート 2226
- (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 1024

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特開平10-24051 (JP, A)
特開平11-169381 (JP, A)
特開2001-190564 (JP, A)
国際公開第99/66850 (WO, A1)

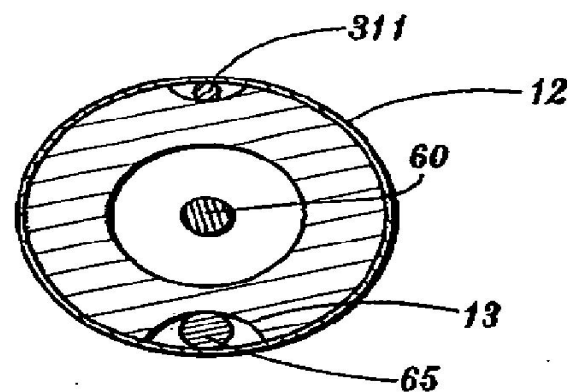
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12

专利名称(译)	具有单极延伸的双极钳		
公开(公告)号	JP4988909B2	公开(公告)日	2012-08-01
申请号	JP2010198950	申请日	2010-09-06
[标]申请(专利权)人(译)	联合Vie的冀股份公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司股份公司		
[标]发明人	ケイトロウズ シーンティーディカス ネットコスグリフ		
发明人	ケイト ロウズ シーン ティー ディカス ネット コスグリフ		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/28 A61B1/00 A61B18/14 A61B18/16		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B17/39.310 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK06 4C160/KK13 4C160/KK15 4C160/KK23 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK39		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	60/520579 2003-11-17 US		
其他公开文献	JP2011005282A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在一定的治疗手术之中外科医生是开发能减少需要更换设备的设备。第一钳口构件和第二钳口构件附接到轴的远端，所述轴附接到内窥镜钳的壳体。内窥镜钳子，所述第一钳口部件和第二钳口构件相互相关地，从在其中钳口构件设置有彼此间隔开的第一位置，夹在钳口构件之间的合作还有第二个抓住组织的位置。每个卡爪构件被连接到电外科能量源，以双极模式钳口构件，以处理对组织通过夹住的组织转移双极能量。从所述第一钳口构件能够从第一钳口部件的远离第二位置可动内单极元件第一位置时，其是可操作的独立于钳口构件。背景技术

【 図 1 B 】



【 図 1 C 】