

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3803131号

(P3803131)

(45) 発行日 平成18年8月2日(2006.8.2)

(24) 登録日 平成18年5月12日(2006.5.12)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願平7-349057	(73) 特許権者	595057890
(22) 出願日	平成7年12月21日(1995.12.21)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公開番号	特開平8-238255		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公開日	平成8年9月17日(1996.9.17)		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州
審査請求日	平成14年12月19日(2002.12.19)		、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(31) 優先権主張番号	362065	(74) 代理人	100066474
(32) 優先日	平成6年12月22日(1994.12.22)		弁理士 田澤 博昭
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術用電気止血装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

双極エネルギーを受け取ることができる終端効果器を有する電気手術装置であって、前記終端効果器は、

組織を間に係合させることができる第1および第2の相対向するインターフェース面と

、
双極エネルギーを導通する電氣的に反対の第1および第2の電極を含む電氣的に互いに絶縁された第1および第2の極を備え、

前記第1および第2の電極は前記第1のインターフェース面上に位置して絶縁材によって離隔され、

前記両電極は、双極エネルギーが前記両インターフェース面によって係合された組織を通過しながら前記両極の間を導通するように配置され、

前記絶縁材は、組織を前記両インターフェース面の間で圧縮する圧縮稜線を形成している装置。

【請求項2】

前記第1および第2の電極は、前記圧縮稜線によって圧縮されている組織を通り抜ける電流路を与えるように配置されている請求項1記載の装置。

【請求項3】

絶縁材から作られた圧縮稜線が前記第2のインターフェース面に配置されている請求項1記載の装置。

10

20

【請求項 4】

双極エネルギーを受け取ることができる終端効果器を有する電気手術装置であって、前記終端効果器は、

組織を間に係合させることができる第 1 および第 2 の相対向するインターフェース面と、

双極エネルギーを導通する電氣的に反対の第 1 および第 2 の電極をそれぞれ含む電氣的に互いに絶縁された第 1 および第 2 の極を備え、

前記第 1 および第 2 の電極は前記第 1 のインターフェース面上に位置して絶縁材によって離隔され、

前記両電極は、双極エネルギーが前記両インターフェース面によって係合された組織を通過しながら前記両極の間を導通するように配置され、

前記第 2 のインターフェース面は、組織を前記両インターフェース面の間で圧縮する、絶縁材料から形成された圧縮稜線を備えている装置。

【請求項 5】

双極エネルギーを受け取ることができる終端効果器を有する電気手術装置であって、前記終端効果器は、

組織を間に係合させることができる第 1 および第 2 の相対向するインターフェース面と、

前記第 1 および第 2 のインターフェース面を等分する長手の平面と、

前記長手の平面に対して互いに反対の位置にある第 1 および第 2 の側面と、

前記第 1 および第 2 の側面の間に位置する絶縁材と、

双極エネルギーを導通する電氣的に反対の第 1 および第 2 の電極をそれぞれ含む電氣的に互いに絶縁された第 1 および第 2 の極を備え、

前記第 1 および第 2 の電極はそれぞれ前記第 1 および第 2 のインターフェース面の少なくとも一方側に位置し、

前記第 1 の電極は前記第 1 の側面側に、また前記第 2 の電極は前記第 2 の側面側に配置され、

前記絶縁材は、組織を前記両インターフェース面の間で圧縮する圧縮稜線を形成している装置。

【請求項 6】

前記絶縁材は、前記第 1 のインターフェース面に前記圧縮稜線を形成し、また前記第 2 のインターフェース面に前記圧縮稜線を形成している請求項 5 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

本出願は、米国特許出願第095,797号(1993年7月22日出願)および同第096,154号(1993年7月22日出願)の一部継続出願である。

【0002】

【発明の属する技術分野】

本発明は、外科手術、特に内視鏡手術の際に用いる焼灼、凝固および/または組織融着のための電気手術具に関する。

【0003】

【従来の技術】

組織の切開・切断を要する外科手術においては、切開・切断箇所における出血は避けられない。そこで、出血の制御のため、成功率は異なるが、例えば縫合、血管のクリップ止め、ホチキス止め、電気焼灼その他の組織加熱技術など様々な技法が適用されてきた。そして、この組織の張り合せあるいは融着、組織の修復および創傷部の閉止における進歩のため、以前は不可能あるいはきわめて危険であった手術も実施できるようになった。

【0004】

外科用ホチキス装置も、組織の張り合せ、および組織切断時の止血のために用いられてきた。このような装置には、例えば線形および円形の切断・ホチキス止め具がある。典型

10

20

30

40

50

的には、線形カッターは、ステープル（ホチキス針）の平行な列と切断手段がステープル列の間を移動するためのスロットを備える。この型のホチキス装置は、切断をよりうまく行えるよう組織を固着し、切断手段がステープル平行列の間で組織を切断する際、ステープルの平行列を周囲の組織の層に適用して、複数の組織層を合わせて止血を行う。

【0005】

電気焼灼装置は、組織と血管を加熱して組織凝固または焼灼によりより効果的な止血を行うために用いられてきた。単極装置は、切断具あるいは焼灼具に接続した一つの電極を備え、遠隔帰線電極は通常患者に体外から取り付けられる。最近では、双極の装置も用いられている。これは、焼灼電流を装置の組織取扱い部の二つの電極の間にある組織だけに与えることができるためである。

10

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

双極鉗子も、種々の手術で、切断および/または凝固用に用いられている。双極鉗子は通常、組織を二つの極の間で把持し、把持した組織を通して電流を印加する。しかし、双極鉗子にもいくつかの欠点がある。例えば、把持した組織が薄いときは電流が二つの極の間でアーク放電を生じる傾向があること、あるいは両極が接触したとき短絡が起こるなどである。また、鉗子を組織凝固用に扱うのは高度な技術を要し、さらに鉗子は元々広範囲を同時に焼灼できるようには造られていない。そして、鉗子には熱拡散の傾向、すなわち熱が鉗子で把持された領域の外側に消散していく傾向がある。

【0007】

20

そこで、本発明は、例えば筋肉部分・血管部分における組織多重領域あるいは厚さの種々に異なる組織領域、およびインピーダンスが高い組織、低い組織あるいはインピーダンスに高低がある組織において、効果的に止血を行うことができる止血用の電気手術具を提供することを目的とする。本明細書では、「止血」の語は、凝固、焼灼および/または組織張り合せもしくは融着を含む出血の停止を意味する。

【0008】

本発明はまた、従来装置より広い領域あるいは長い領域を同時に焼灼ないし融着できる止血装置を提供することを目的とする。

【0009】

本発明はさらに、電極を適宜配置することにより、好ましくは組織を強く圧縮した領域を經由して制御可能な電流量を与える通路を提供することを目的とする。

30

【0010】

本発明のさらなる目的は、長手あるいは棒状の電極を有する電気焼灼装置を提供することである。

【0011】

本発明のもう一つの目的は、組織切断手段による切断線に隣接して凝固線を与える止血手段を提供することである。

【0012】

本発明のその他の目的は、切断線に沿って組織融着あるいは焼灼用の電気焼灼手段を備えた切断・ホチキス装置を提供することである。

40

【0013】

これら本発明の目的は、組織を間に係合させるための相対向するインターフェース面と、二つの相反する極をもつ電極であって、先のインターフェース面の片方もしくは両方にそれぞれ配置される電極を備える終端効果器を有する電気手術装置により実現される。二つの電極は、インターフェース面からみて互いにずれている。すなわち、これらの電極は、インターフェース面において径方向に相対向することのないような形でずれている。もし二つの電極が同じインターフェース面にある場合は、これらは、絶縁材料もしくは絶縁材（空隙を含む）によって互いに離隔され、電氣的に絶縁される。

【0014】

好ましい態様に係る電気手術装置は、第1のインターフェース面と第2のインターフェ

50

ース面の間の圧縮領域で組織を圧縮し、また圧縮領域を通じて電気エネルギーを印加する。第1のインターフェース面は、双極エネルギー源の第1の極に対応して圧縮領域の側方に配置される第1の電極、および双極エネルギー源の第2の極に対応して圧縮領域の第1の電極とは反対側の側方に配置される第2の電極を含む。第2の電極は第1の電極と同じ側もしくは反対側のインターフェース面に設けられる。このような配置により、二つの極は電氣的に絶縁され、圧縮されている組織の所望領域を通る電流路を第1の電極と第2の電極の間に確保することが可能になる。

【0015】

好ましい態様においては、圧縮領域は、組織を他のインターフェース面に押しつけるインターフェース面的一方にある圧縮稜線によって区画される領域である。なお、両方のインターフェース面に圧縮稜線を設けることもできる。凝固領域は、第1の電極、第2の電極および、第1の電極を第2の電極から絶縁する絶縁材によって区画される。

10

【0016】

組織を圧縮すると、インピーダンスの差異をもたらす組織内の構造的な差異が減少して、組織のインピーダンスが正常化すると考えられる。組織の圧縮はまた、血流を効果的に停止させ、特に静脈、動脈および他の管を流れるときにヒートシンクとして作用する血液および他の間質液を絞り出す。さらに、組織を強く圧縮すると、エネルギー供給電極に接したこの組織を通して送られる電流の電流密度が高くなるとも考えられる。したがって、組織の圧縮は、一部には血流と組織を包囲する境界を通じた過剰な熱の拡散を抑え、電流密度の高い電流を組織の制御された領域に迅速に供給してエネルギーの供給を最適化すると考えられる。電氣的な極を構成する電極の配置は、二つの極の間を通過する電流を確実に圧縮領域に通じさせるために、重要である。この電極の配置により、組織を圧縮したとき装置の極の短絡や、双極的な装置によくみられるアーク放電を生じないようにすることができる。

20

【0017】

したがって、組織の圧縮と電極の配置により、より効果的な焼灼を行うことが可能になり、組織のインピーダンス、厚さおよび血管分布について広い範囲の値をもつ組織に対して止血が可能になる。

【0018】

本発明はまた、切断線もしくは切断の道筋に沿ってあるいはこれを横断する方向に組織を線または道筋に沿って凝固させることができる装置も提供する。一態様においては、第1の電極と第2の電極はそれぞれ、焼灼する組織を圧縮するための稜線を形成する絶縁材に側方から隣接して互いに反対の側にある長手の電極を具備する。

30

【0019】

また、好ましい態様においては、組織を切断する切断手段は装置の中に組み込まれ、装置は、切断手段による切断の道筋に隣接して止血線を設ける。もちろん、切断は、焼灼あるいは融着の前、最中あるいは後のいずれにも行うことができる。この好ましい態様の変形例として、ホチキス手段は、切断の道筋の片側あるいは両側に設けられる。

【0020】

一つの態様として、指示手段が、組織が所望あるいは所定の程度まで焼灼されたことをユーザに伝える。

40

【0021】

一態様においては、ステーブルドライバのようなファスナアプライヤ(applier)とともに、ステーブル、クリップ、縫合糸、生体吸収性ファスナのような一またはそれ以上の組織ファスナを適用し、さらに電気手術用のエネルギーが印加される。

【0022】

また、もう一つの態様においては、機械的な切断、すなわち切断手段の作動に先立って、凝固を完了させる。指示手段を使用する場合は、一旦組織を焼灼し、その後ステーブル列が組織に適用されている間に二つのバーの間で切断を行うべく、切断手段を作動させる。

50

【0023】

また他の態様においては、止血装置は、線形の切断・ホチキス装置に似た線形の切断装置に組み込まれる。この態様においては、止血装置は、電気的に対極をなす二つのほぼ平行な長手の組合せ電極バーと、これらバーの間で移動する切断手段のためのスロットを備える。なお、治療の最中に組織を機械的に固定させたり接近させたりするため、一またはそれ以上のステーブル列を、スロットと電極バーの各側に設けてもよい。操作の際には、組織は二つの顎で挟む。電気エネルギーは、圧縮された組織に高周波電流の形で供給され、二つの電極バーに沿って組織を焼灼する。

【0024】

ここで説明する変形例においては、管腔内ホチキス装置に類似した組織の融着・焼灼・切断装置を提供する。

10

【0025】

本発明のもう一つの態様においては、所定の範囲を外れた異常インピーダンスあるいは他の電氣的パラメータを検出する手段を提供する。この検出手段は、例えば、装置が良好な凝集を与える範囲を外れたインピーダンスを示す組織に適用されているのを知らせるのに用いられる。この検出手段はまた、装置の他の異常を検出するのにも用いられる。例えば、インターフェース機器における組織の初期インピーダンスの正常な範囲と比較すれば、異常な状態を検出することができる。これは、高周波エネルギーを印加して最初の数 μ 秒で感知することができ、十分な治療効果を与える量のエネルギー、すなわち焼灼、凝固あるいは組織の融着を生じさせるのに必要なエネルギーを与えることはない。その他、治療に必要なエネルギーを供給する前に、組織のインピーダンスを測定する低電圧信号を与えてもよい。さらに、インピーダンスが所定範囲から外れた場合に、これをユーザに知らせる警告機構を用いることもできる。装置の再設定の場合は、同じ測定基準を用い、もし組織のインピーダンスが再び所定の範囲を外れたときは、ユーザは同様の警告を寄せられる。この処理は、正常なインピーダンス範囲が満足され、良好な凝固が期待できるようになるまで続けられる。

20

【0026】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の上述の目的を、図面を参照して詳細に説明する。

図1～9は、本発明の好ましい態様を示す。この態様に係る内視鏡手術用電気焼灼機能付き線形切断・ホチキス装置10は、管腔を有するシャフト30に連結された本体10と、シャフト30の遠方端21から延びる終端効果器50を有する。シャフト30は、絶縁材料でできており、このシャフト30の管腔を通して延びる導電性の鞘38を有する。鞘38を通して延びるチャンネル39は、このチャンネル39内におけるドライブ手段44の同軸的な動きを案内する。この特別の態様においては、ドライブ手段44は、本体16に接続する射出トリガ14を備える。そして、本体16は、ブロック43に連結したドライブロッド41に連結した可撓性射出口40に連結している。ブロック43は、切断手段11とステーブルドライブウェッジ(くさび)13に連結する。

30

【0027】

終端効果器50は、二つの相対向する顎部材32, 34を備える。終端効果器50は、顎部材34を経由してチャンネル39に固着される。顎部材32は、顎部材34に対し、移動可能に接続される。本体16は、鞘38の手前端に連結した閉止ラック45を長手方向に進める顎32, 34閉止用のクランプトリガ12を有する。閉止ラック45は、シャフト30を通して鞘38を同軸的に押し進める。鞘38は、顎32のカム面27上を進み、両顎の間に位置する組織を間に挟んで顎32と34を閉止させる。以下に詳細に説明するように、閉止ラック45はまた、電気エネルギーを終端効果器50に送る回路を閉鎖するスイッチとしても働く。

40

【0028】

図3～9は、装置10の終端効果器50の拡大図である。顎部材32と34は、図3においては非クランプ状態で示してあり、図4ではクランプかつ非射出状態を、そして図5

50

においてはクランプ・射出状態を示してある。ナイフチャンネル 26 は、第 1 および第 2 のインターフェース面 33, 35 を二分する面の形を定める。顎部材 32 は、アンビル 18 を含む。アンビル 18 は、アンビル 18 の第 1 の側面 81 側で顎 32 に対して長手方向に延びる第 1 電極 52 と、アンビル 18 のもう一つの側面 82 側で顎 32 に対して長手方向に延びる第 2 電極 80 を備える。第 1 電極 52 と第 2 電極 80 は、アンビル 18 の中央部を通過して延びる絶縁材 55 によって互いに電氣的に絶縁される。

【0029】

顎部材 32 はインターフェース面 33 を有し、このインターフェース面 33 は顎 34 のインターフェース面 35 と向かい合う。第 1 電極 52 と第 2 電極 80 は、インターフェース面 33 に沿って遠方側と手前側に延び、インターフェース面 33 において遠方側と手前側に延びる圧縮稜線 56 を有する絶縁材 55 によって離隔される。圧縮稜線 56 は、インターフェース面 33 (図 6) のアンビル部 33a から突き出る。絶縁材 55 は通常 U 字形で、この絶縁材 55 を通過して長手方向に延び、切断部材がスロット 42 を通る通路を形成するナイフチャンネル 42 を備える。アンビル 18 上にあつてステーブルの両端を収める二列のポケット 36, 37 は、絶縁材 55 の外側にある各側面 81, 82 側で、インターフェース面 33 に沿って延びる。電極 52, 80 は、アルミニウムなどの導電性の材料からつくられ、電氣的に反対の第 1 および第 2 の極として働く。

10

【0030】

顎部材 34 は、カートリッジチャンネル 22 とカートリッジ 23 を備える。カートリッジ 23 はトラック 25 を具備し、このトラック 25 は、ウェッジ 13、カートリッジ 23 の中央を通過して軸方向に延びるナイフチャンネル 26、トラック 25 内に延び出る一連のドライバ 24、および二つの列に配置されるステーブルのためのものである。組織が両顎 32, 34 の間に係合したときは、ドライブ手段 44 は、組織の切断とホチキス止めのため切断手段 11 とウェッジ 13 を係合した組織を通して進めるべく、トリガ 14 を使ってアクチュエートないし射出される。射出機構 14 がアクチュエートされると、ウェッジ 13 はトラック 25 を通して押し進められ、ドライバ 24 をステーブル 100 に向けて変位させて、ステーブル 100 を組織を貫通してアンビルのポケット 36, 37 まで移動させる。

20

【0031】

本体 16 の遠方端にあるノブ 15 は、終端効果器の顎 32, 34 を回転させるため、ノブ 15 に直接・間接に連結されたシャフト 30、鞘 38、チャンネル 39 および終端効果器 50 を回転させる。

30

【0032】

双極エネルギーは、電気手術用ゼネレータ 60 から、装置の本体 16 まで延びるワイヤ 19, 20 を通して終端効果器 50 に供給される。ゼネレータ 60 は、フットスイッチ 65 によりユーザが制御できる。

【0033】

第 1 の極に電流を送るワイヤ 19 は、ワイヤや他の電気接続手段 61 を通して、第 1 の極につながる電気接触端子 62 に接続される。対極の電流を運ぶワイヤ 20 は、ワイヤや他の電気接続手段 66 を通して、閉止ラック 45 の遠方端に位置して先の電気接触端子 62 とは電氣的に絶縁されたディスク状の接触端子 67 に接続される。

40

【0034】

本体 16 の遠方端にあつて第 1 の極に連なるディスク状の接触端子 63 は、ワイヤや他の接触手段 64 と電氣的に導通する。接触手段 64 は、チャンネル 39 を通して、第 1 の電極 52 と接触する終端効果器の顎 32 まで延びる。ディスク状の接触端子 63 は、ディスク状の接触端子 63 と接触手段 64 の間の接触を維持したままで、ノブ 15 が回転できるようにする。接触手段 64 は、鞘 38 とは電氣的に絶縁される。

【0035】

クランプトリガ 12 がアクチュエートされると、閉止ラック 45 は遠方に移動し、接触端子 62 はディスク状接触端子と電氣的に導通する。また第 2 電極 80 に連なるディスク状接触端子 67 も導電性の鞘 38 と電氣的に接触する。鞘 38 は、アンビル 18 の導電性

50

の第2側部82のカム面27上を移動する。アンビル18の第1の側面81は、電極52がインターフェース面33に曝される箇所以外は、絶縁材料83で被覆される。したがって、鞘38は、第1の電極52とは電氣的に接触しない。電気回路は、クランプトリガ12が閉止したときのみ、閉路となる。

【0036】

操作のときは、装置の終端効果器50は、組織の切断部位に位置させる。顎部材32, 34は、ボタンばね71を外して閉止ラック45を手前側に移動させるリリースボタン70を押すことによって開放される。組織はついで、顎部材32, 34の各インターフェース用内面33, 35の間に把持される。クランプトリガ12は、鞘38がカム面27上で移動するように引かれ、これによって顎32, 34は閉止され、同時に上述のように電気回路も閉路となる。圧縮稜線56を形成する絶縁材55は、組織を顎部材34のインターフェース面35に対して押しつけ圧縮する。ユーザはついで、フットスイッチ65や他のスイッチを使ってRF(高周波)エネルギーをゼネレータ60から印加する。電流は、第1電極52と第2電極80の間で、圧縮された組織を通じて流れる。

10

【0037】

双極エネルギー源は好ましくは、約300kHzから3MHzの高周波エネルギーを供給する低インピーダンス源がよい。好ましくは、組織に送られる電流は0.1~1.5A、電圧は30~200V(RMS)がよい。

【0038】

聴取可能、目視可能、あるいは触ることのできるフィードバックシステムも、いつ十分な焼灼が得られたか(ここで高周波エネルギーの供給を停止する)を指示するのに用いることができる。このようなフィードバックシステムの例は、以下に示してある。高周波エネルギーの供給が停止されると、切断手段11は押し進められ、ステープル100は射出トリガ14を用いて射出される。射出は、回動軸14aの回りのレバーアームとして働く射出トリガ14を回転させることによって行なわれる。ドライブ手段44は、切断手段11とウェッジ13を押し進める。切断手段11は、組織焼灼用の電極52と80の間にある組織を切断する。このため、切断線は、電極52, 80によって形成される凝固線を横断する形になる。ウェッジ13は、同時にドライバ24をステープル100に押し進め、ステープル100を組織を貫通してアンビル18のポケット36, 37まで射出させる。ステープル100は、切断手段11が組織を切断する際、切断手段11の各側上で軸方向

20

30

【0039】

線形ホチキス装置の操作は、例えば米国特許第4,608,981号、および米国特許出願第07/917,636号に記載され、当業者には知られている。

【0040】

上述の好ましい態様は、円形のホチキス装置に組み込むこともできる。円形のホチキス装置は業界で知られており、例えば米国特許第5,104,025号に記載されている。ここで述べる変形例は、管腔内ホチキス装置に類似した組織融着・焼灼機能付き切断装置を与えるものである。この態様においては、本出願人の米国特許出願第08/095,797号(1993年7月22日出願)に記載した装置に類似のものを与える。電極は、絶縁材によって離隔された二つの同心円状の円形電極に形成される。電極は、いずれかのインターフェース面において圧縮稜線を形成する絶縁材からみて放射状に内側または外側に位置する。円形切断装置のホチキス装置の態様に係る電極は、ホチキス装置のカートリッジあるいはアンビルのいずれかの上に位置する。

40

【0041】

カートリッジは、現在用いられている腹腔鏡手術用切断・ホチキス装置に使用される従来のカートリッジにおけるステープル二重列とは異なり、ステープルの単一の列を備えることによって、ステープルの多重射出機能を実現する。従来は、止血効果を高めるため、この型のホチキス装置は、それぞれの平行列に二重のステープル列を与えるように設計されていた。しかし、再射出可能なカートリッジは、二重のステープル列を収めるのに必要

50

なスペースのため（ステーブルを重ねるのに追加のスペースが必要なため）、この装置にとっては好ましいものではなかった。多重射出型ホチキス装置においては、ステーブルは一重列で用いられる。ステーブルの一重列を用いると、従来はステーブルの第2列によって占められていた空間においてもステーブルを積み重ねることができるようになり、多重射出機能を達成できる。しかし、本発明の装置は、望むならば、二重、三重等のステーブル列を採用してもよい。また、他の態様においては、ステーブルを必要とせず、電気凝集線が必要な止血あるいは組織融着効果を与える。

【0042】

本発明の好ましい態様は、必要なあるいは所定の凝固程度がいつ達成されたかを示すように設計されたフィードバックシステムを備える。これは、凝固域がユーザに見えない場合に特に好都合である。特別な態様においては、このフィードバックシステムは、凝固レベルを含むシステムの電氣的なパラメータを測定する。

10

【0043】

フィードバックシステムはまた、凝固域もしくはこの近辺で、凝固の程度を示す組織の特性を測定する。組織のインピーダンスはまた、凝固の程度を示すのに用いることができる。一般に、エネルギーが組織に印加されると、インピーダンスは最初は減少するが、ついで凝固が生じるとともに増大に転じる。凝固と組織インピーダンスの経時変化の間の関係は、一例がVaellfors, Bertil, Bergdahl およびBjoernの"Automatically controlled Bipolar Electrocoagulation", Neurosurgical Review, 187~190頁(1984年)に記載されている。また乾燥が起こっても、インピーダンスは増大する。高電圧を印加することで起こる組織の炭化や装置の接触は、組織のインピーダンス特性に基づいた本発明のフィードバックシステムを用いれば防止できる。凝固の程度を示す組織特性の他の例としては、温度および光の反射率がある。

20

【0044】

図10は、本発明の好ましい態様において実現されるフィードバックシステムを示す流れ図である。まず、組織にエネルギーが印加され、ついで組織に印加されたシステム電流とシステム電圧が測定される。そして、インピーダンスの値が計算され、記憶される。その後は、インピーダンス、インピーダンスの変化および/またはインピーダンスの変化速度を含むインピーダンスの関数に基づき、所望の凝固が得られた可動かを測定する。もし凝固が所定・所望のレベルまで達したならば、支持手段は、エネルギーの供給を停止すべきことを指示する。指示手段は、このような指示手段としては、可視光、聴取可能な音あるいは接触インジケータがある。フィードバック手段はまた、ゼネレータを制御し、所定のインピーダンスレベルでエネルギーの供給を停止させることができる。また、他の態様として、インピーダンスのレベルに応じて音質が変化する連続的な聴取可能な音を発生させることもできる。もう一つの特徴は、インピーダンスが正常な場合の最小値を下回ったり、あるいは最大値を越えたりしたときに、誤差あるいは装置の異常を知らせる誤差指示手段である。

30

【0045】

図11は、本発明のもう一つの態様に係る終端効果器150を示す。顎部材132は、第1の電氣的なポテンシャルを有する第1電極152および反対のポテンシャルを有する第2電極180からなる第1のインターフェース面133を有するアンビル118を具備する。第1および第2の電極152, 180は、インターフェース面133に沿って手前側および遠方側に延び、また絶縁材155によって離隔される。第2の対向インターフェース面135は、このインターフェース面135に沿って手前側および遠方側に延びる圧縮稜線156を含む。圧縮稜線156は、組織を、第1のインターフェース面133の絶縁材155に対して押しつけるように配置され、また第1および第2の電極152, 180からは電氣的に絶縁される。第1および第2の電極152, 180は、図6の第1および第2の電極52, 80と同じ態様でエネルギー源と電氣的に接触するよう形づくられる。絶縁材183は、電極152と鞘38の電氣的接触を阻む。

40

【0046】

50

図12は、本発明のさらなる態様を示す。終端効果器250は、第1のインターフェース面233を含むアンビル218を備える顎部材232を有する。アンビル218は、終端効果器250の第1の側面281側に、第1の電気ポテンシャルを有する第1の電極252を具備する。第1の電極252は、インターフェース面233に沿って手前側と遠方側へ延びる。絶縁材255aは、インターフェース面233に沿って手前側と遠方側へ延びる稜線256aを形成し、第1の電極252を終端効果器250の第1の側面281と対向する第2の側面282から離隔する。終端効果器250は、第1のインターフェース面233に対向して第2のインターフェース面235を含む。第2のインターフェース面235は、終端効果器250の第2の側面282側に第2の電極280を具備する。第2の絶縁材255bは、インターフェース面235において、終端効果器250からみて手前側・遠方側方向に延びる稜線256bを形成する。稜線256aと256bは、相対向する。この態様においては、電気エネルギーは、第1の電極252は鞘38と電氣的に接触し、第2の電極280が接触手段64と接触している点を除いて図6の態様と類似した様式で、第1および第2の電極252, 280に供給される。絶縁材283は、第1の顎232の第2の側面282が鞘38と電氣的に接触するのを阻み、電極280の短絡あるいはアーク放電を防止する。

10

【0047】

図13は、本発明の他の態様を示す。終端効果器350は、セラミック絶縁材のような電氣的に絶縁性の材料からつくられるアンビル318を備える顎部材332を有する。アンビル318は、終端効果器350の第1の側面381側に、第1の電気ポテンシャルを有する第1の電極352を具備する。第1の電極352は、アンビル318上に配置され、インターフェース面333に沿って手前側と遠方側へ延びる。他方、第2の電極380は、アンビル318上において、第1の側面381とは反対側の第2の側面382側に配置される。第2の電極380はインターフェース面333に沿って手前側と遠方側へ延びる。絶縁材355は、終端効果器350の第1の側面381側にある第1の電極352と側面382側にある第2の電極380の間にあるインターフェース面333に稜線を形成する。

20

【0048】

電気手術用ゼネレータから装置のハンドル16を通して終端効果器50, 150, 250あるいは350にある電極まで電流を送るためには、他の電氣的な接続を用いることもできる。例えば、ワイヤ、接触ブラック、低インピーダンスのスナップフィット接触具などである。装置はまた、クランプトリガ12が閉止されるまでRFエネルギーの射出を防止し、切断要素がアクチュエートし、クランプトリガ12が閉止してRFエネルギーが印加されるまで切断要素の作動とホチキス止めを防止するロックアウトを提供することもできる。これらの特徴の一例は、本出願による他の米国特許出願（発明の名称：「電気手術器具用の電極を備えたインピーダンスフィードバックモニタ」）に記載してある。

30

【0049】

本発明の変形例として、例えば片方のインターフェース面あるいは両方のインターフェース面に形成される圧縮稜線、第1インターフェース面、第2インターフェース面あるいは両インターフェース面上に設けられる電極、片方あるいは両方のインターフェース面上の各ポールに組み合わされる電極あるいは多重電極などがある。

40

【0050】

本発明の変形例は、いくつか、内視鏡手術用切断・ホチキス装置に係る特定の態様に関連して記載した。当然のことながら、本発明は、切断やホチキス止めを行わない止血が望ましい場合に関連して、無数の応用例をもつ。したがって、当業者ならば、本出願の特許請求の範囲およびその均等物によって提起される本発明の範囲を逸脱しない範囲で、種々の変形・変更例を考えつことができるであろう。

【0051】

上記装置は次のような態様が可能である。

(A) 双極エネルギーを受け取ることができる終端効果器を有する電気手術装置であって

50

、前記終端効果器は、
組織を間に係合させることができる第1および第2の相対向するインターフェース面と
、

双極エネルギーを導通する電氣的に反対の第1および第2の電極を含む電氣的に互いに
絶縁された第1および第2の極を備え、

前記第1および第2の電極は前記第1のインターフェース面上に位置して絶縁材によっ
て離隔され、

前記両電極は、双極エネルギーが前記両インターフェース面によって係合された組織を
通過しながら前記両極の間を導通するように配置され、

前記絶縁材は、組織を前記両インターフェース面の間で圧縮する圧縮稜線を形成してい
る装置。

1) 前記第1および第2の電極は、前記圧縮稜線によって圧縮されている組織を通じる電
流路を与えるよう配置される上記態様(A)記載の装置。

2) 前記第2のインターフェース面は、絶縁材からつくられる圧縮稜線を含む上記態様(A)
記載の装置。

3) 前記装置は、前記終端効果器により係合されている組織を、アクチュエート時に切断
線を通して分断するための切断要素を含む上記態様(A)記載の装置。

4) 前記絶縁材は、前記切断要素を収め、この切断要素が前記切断線に沿って移動できる
よう設けられたスロットを含む上記態様3)記載の装置。

5) 前記終端効果器は、少なくとも一個の組織用ファスナと、このファスナを組織に付け
るアプライヤ(applier)を含む上記態様3)記載の装置。

6) 前記終端効果器は、少なくとも一個のステーブルと、このステーブルを前記切断線の
側方に適用する少なくとも一個のドライバを具備する上記態様3)記載の装置。

7) 前記終端効果器はさらに、少なくとも一個の組織ファスナと、この粗機ファスナを終
端効果器に係合した組織に適用する少なくとも一個のアプライヤを備える上記態様(A)
記載の装置。

(B) 双極エネルギーを受け取ることができる終端効果器を有する電気手術装置であって
、前記終端効果器は、

組織を間に係合させることができる第1および第2の相対向するインターフェース面と
、

双極エネルギーを導通する電氣的に反対の第1および第2の電極をそれぞれ含む電氣的
に互いに絶縁された第1および第2の極を備え、

前記第1および第2の電極は前記第1のインターフェース面上に位置して絶縁材によっ
て離隔され、

前記両電極は、双極エネルギーが前記両インターフェース面によって係合された組織を
通過しながら前記両極の間を導通するように配置され、

前記第2のインターフェース面は、組織を前記両インターフェース面の間で圧縮する、
絶縁材料から形成された圧縮稜線を備えている装置。

8) 前記装置は、前記終端効果器により係合されている組織を、アクチュエート時に切断
線を通して分断するための切断要素を含む上記態様(B)記載の装置。

9) 前記絶縁材は、前記切断要素を収め、この切断要素が前記切断線に沿って移動できる
よう設けられたスロットを含む上記態様8)記載の装置。

10) 前記終端効果器はさらに、少なくとも一個の組織ファスナと、この粗機ファスナを
終端効果器に係合した組織に適用する少なくとも一個のアプライヤを備える上記態様8)
記載の装置。

【0052】

11) 前記終端効果器は、少なくとも一個のステーブルと、このステーブルを前記切断線の
側方に適用する少なくとも一個のドライバを具備する上記態様8)記載の装置。

12) 前記終端効果器はさらに、少なくとも一個の組織ファスナと、この粗機ファスナを
終端効果器に係合した組織に適用する少なくとも一個のアプライヤを備える上記態様(B)

10

20

30

40

50

記載の装置。

(C) 双極エネルギーを受け取ることができる終端効果器を有する電気手術装置であって、前記終端効果器は、組織を間に係合させることができる第1および第2の相対向するインターフェース面と

前記第1および第2のインターフェース面を等分する長手の平面と、

前記長手の平面に対して互いに反対の位置にある第1および第2の側面と、

前記第1および第2の側面の間に位置する絶縁材と、

双極エネルギーを導通する電氣的に反対の第1および第2の電極をそれぞれ含む電氣的に互いに絶縁された第1および第2の極を備え、

前記第1および第2の電極はそれぞれ前記第1および第2のインターフェース面の少なくとも一方側に位置し、

前記第1の電極は前記第1の側面側に、また前記第2の電極は前記第2の側面側に配置され、

前記絶縁材は、組織を前記両インターフェース面の間で圧縮する圧縮稜線を形成している装置。

13) 前記絶縁材は、前記第1および第2のインターフェース面のいずれかに圧縮稜線を形成する上記態様(C)記載の装置。

14) 前記第1の電極は前記第1のインターフェース面上に設けられ、前記第1の電極は前記第1のインターフェース面上に設けられる上記態様(C)記載の装置。

15) 前記絶縁材は前記第1のインターフェース面に圧縮稜線を形成し、また前記絶縁材は前記第2のインターフェース面に圧縮稜線を形成する上記態様(C)記載の装置。

【0053】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、従来の装置より広い領域あるいは長い領域を同時に焼灼ないし融着できる止血装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一態様に係る内視鏡手術用電気焼灼機能付き線形切断・ホチキス装置の側面図。

【図2】 図1の装置の側方断面図。

【図3】 図1の装置の開放位置における遠方端の部分的側方断面図。

【図4】 図1の装置の閉止・非射出位置における遠方端の部分的側方断面図。

【図5】 図1の装置の閉止・射出位置における遠方端の部分的側方断面図。

【図6】 図3の装置の遠方端を正面からみた断面図。

【図7】 図1の装置のアンビル顎部の底面図。

【図8】 図1の装置のカートリッジ部の平面図。

【図9】 図7の装置の図9-図9線断面図。

【図10】 本発明のフィードバックシステムを説明する流れ図。

【図11】 もう一つの電極配置を有する終端効果器を前方から見た断面図。

【図12】 さらに異なる電極配置を有する終端効果器を前方から見た断面図。

【図13】 もう一つ異なる電極配置を有する終端効果器を前方から見た断面図。

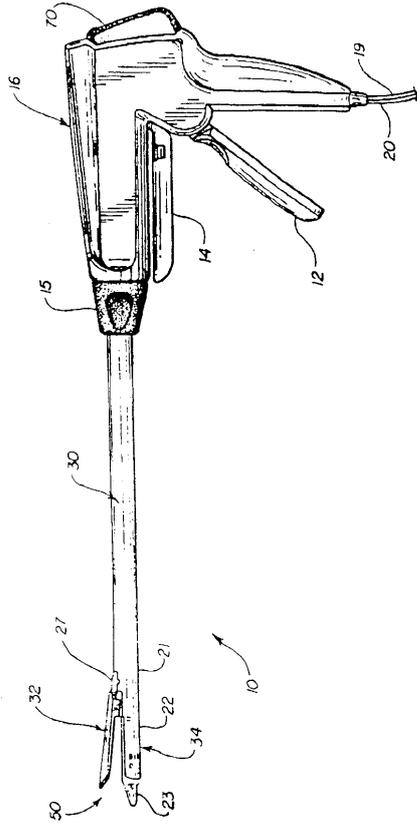
10

20

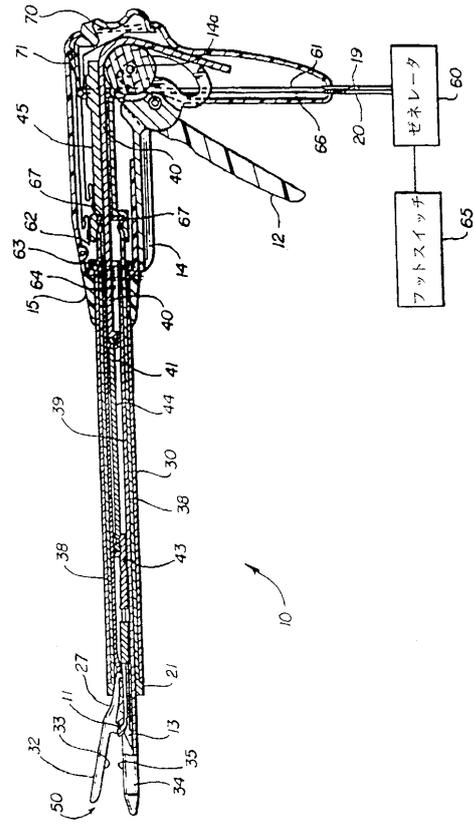
30

40

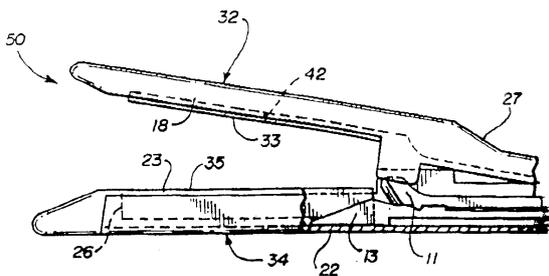
【 図 1 】



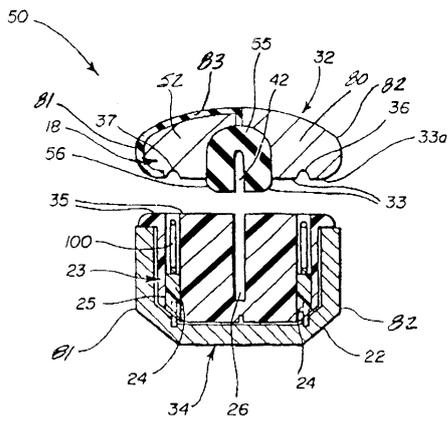
【 図 2 】



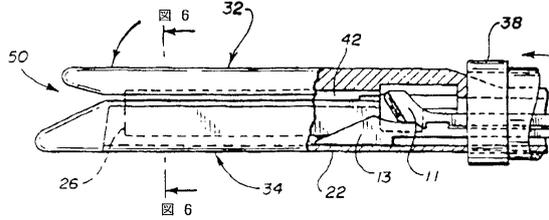
【 図 3 】



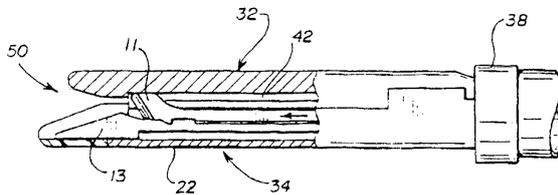
【 図 6 】



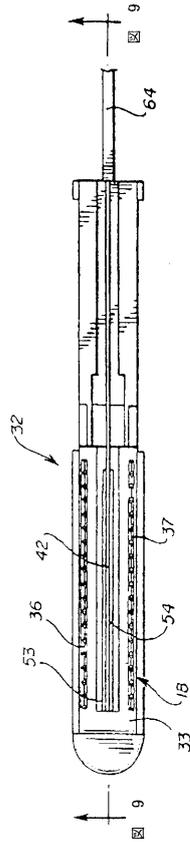
【 図 4 】



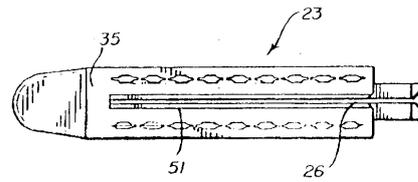
【 図 5 】



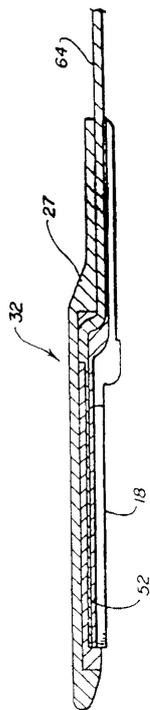
【 図 7 】



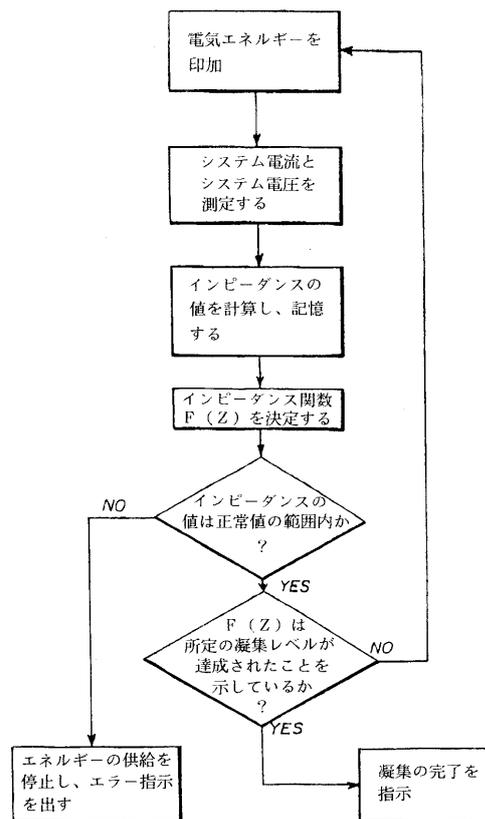
【 図 8 】



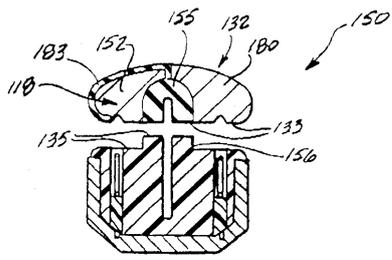
【 図 9 】



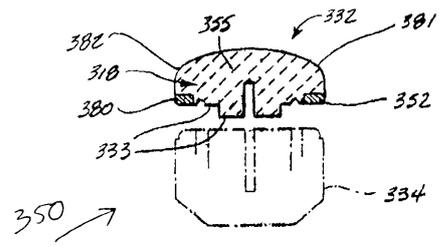
【 図 10 】



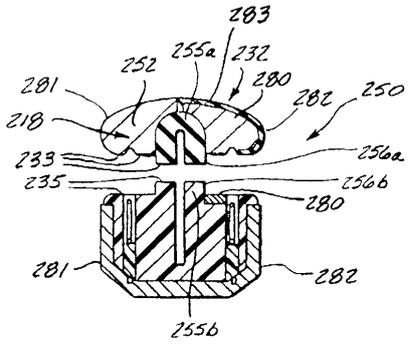
【 図 1 1 】



【 図 1 3 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

- (72)発明者 デビッド・シー・イエイツ
アメリカ合衆国、45069 オハイオ州、ウエスト・チェスター、ギャルウェイ・コート 75
34
- (72)発明者 ジェッセ・ジェイ・ケーンズ
アメリカ合衆国、45220 オハイオ州、シンシナティ、リドル・ロード 683
- (72)発明者 ウォーレン・ピー・ウィリアムソン、ザ・フォース
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、サウスベンド・コート 101

審査官 門前 浩一

- (56)参考文献 米国特許第02031682 (US, A)
特開平05-253241 (JP, A)
特表平10-504485 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

A61B 17/00