

(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2005-21703

(P2005-21703A)

(43) 公開日 平成17年1月27日(2005.1.27)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/12

F I

A61B 17/39 320

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2004-228318 (P2004-228318)	(71) 出願人	591286579 エシコン・インコーポレイテッド ETHICON, INCORPORATED アメリカ合衆国、ニュージャージー州、サ マービル、ユー・エス・ルート 22
(22) 出願日	平成16年8月4日 (2004.8.4)	(74) 代理人	100066474 弁理士 田澤 博昭
(62) 分割の表示	特願平6-190177の分割	(74) 代理人	100088605 弁理士 加藤 公延
原出願日	平成6年7月21日 (1994.7.21)	(74) 代理人	100123434 弁理士 田澤 英昭
(31) 優先権主張番号	095797	(74) 代理人	100101133 弁理士 濱田 初音
(32) 優先日	平成5年7月22日 (1993.7.22)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

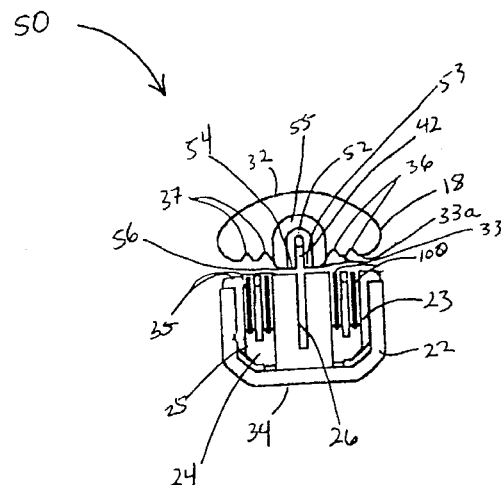
(54) 【発明の名称】 外科用電気止血装置

(57) 【要約】

【課題】 種々のインピーダンス、厚さ、脈管質の組織を効果的に止血できる外科用電気装置を提供する。

【解決手段】 種々のインピーダンス、厚さ、脈管質の組織を焼灼及び／又は溶接するのに用いられ、特に内視鏡処置のための外科用電気装置。この装置は、第一のインターフェイス面33にある二極エネルギー源の第一のポール52と、第二のインターフェイス面35の間で、組織を圧縮する。第二のポール18は2つのインターフェイス面33、35のうちの1つにある。好ましくは、第二のポール18は第一のポール52と同じインターフェイス面33にあり、絶縁体55が2つのポール52、18を電氣的に分離する。好ましくは、切開器具と共に使用され、止血ラインは、切開ラインに添って無周波エネルギーを用いて形成される。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

末端効果器を有する外科用電気装置において、

前記末端効果器は、

第一及び第二のインターフェイス面の間に組織を係合させ、末端効果器はその中で二極エネルギーを受ける、対向する第一及び第二のインターフェイス面と、

二極エネルギーを伝えることができ、電氣的に相反する電極を含む、電氣的に分離された第一及び第二のポールとを備え、

前記第一のポールは第一の電位のー以上の第一の電極を含み、前記第 2 のポールは第二の電位のー以上の第二の電極を含み、

前記ー以上の第一の電極の少なくとも一つは前記第一及び第二のインターフェイス面の少なくとも一つに配置され、前記ー以上の第二の電極の少なくとも一つは前記第一及び第二のインターフェイス面の少なくとも一つに配置され、二極エネルギーは組織を通して前記電極間に伝達され、

前記ー以上の第一の電極の各々は前記第一及び第二のインターフェイス面で前記ー以上の第二の電極の各々からずれており、

前記第一及び第二のインターフェイス面の少なくとも一つは組織を前記インターフェイス面間で圧縮する組織圧縮ゾーンを形成する隆起を含み、

前記第一及び第二のポールの少なくとも一つは前期組織圧縮ゾーンに位置している、外科用電気装置。

【請求項 2】

ハンドルと

前記ハンドルに連結された作動手段と、

前記作動手段の遠位端に連結された末端効果器と、

二極電気エネルギーを二極エネルギー源から前記末端効果器に伝達する伝達手段とを備え、

前記末端効果器は、第一のインターフェイス面と、第 2 のインタフェース面と、前記インタフェース面の少なくとも一つの面に配置された第一の電位のー以上の第一の電極を含む第一のポールと、前記インタフェース面の少なくとも一つの面に配置された第二の電位のー以上の第二の電極を含む第二のポールと、前記ー以上の第一の電極の各々を前記ー以上の第二の電極の各々からずらすように配列された絶縁体とを含み、

前記作動手段は、前記末端効果器を作動させ、組織を前記第一のインターフェイス面と前記第二のインターフェイス面の間に係合させることができ、

前記第一のポールと前記第二のポールは、前記伝達手段から供給された二極電気エネルギーを、前記ー以上の第一の電極と前記ー以上の第二の電極に隣接する組織を通して伝えることができる電氣的に相反する電極を含み、

前記第一及び第二のインターフェイス面の少なくとも一つは組織を前記インターフェイス面間で圧縮する組織圧縮ゾーンを形成する隆起を含み、

前記第一及び第二のポールの少なくとも一つは前期組織圧縮ゾーンに位置している、外科用電気装置。

【請求項 3】

第一のインターフェイス面を有する第一の顎と第二のインターフェイス面を有する第二の顎との間に組織を係合させる第一及び第二の顎と、

二極エネルギーを伝えることができ、電氣的に相反する電極を含む、電氣的に分離された第一及び第二のポールとを備え、

前記第一のポールは第一の電位の第一の電極を含み、前記第 2 のポールは第二の電位の第二の電極を含み、

前記第一及び第二の電極の各々は前記第一の顎に配置され、前記第一及び第二の電極の少なくとも一方は前記第一のインターフェイス面に配置され、前記第 1 の電極は前記第 2 の電極からずれており、

10

20

30

40

50

前記第一及び第二のインターフェイス面の少なくとも一つは組織を前記インターフェイス面間で圧縮する組織圧縮ゾーンを形成する隆起を含み、

前記第一及び第二のボールの少なくとも一つは前期組織圧縮ゾーンに位置している、末端効果器を有する外科用電気装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、外科処置、特に内視鏡処置において、焼灼、凝固及び／又は組織溶接に用いる外科用電気装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

組織の切開を伴う外科処置では、切開部で出血する。外科医が出血を制御する手段を有する前は、血液が過剰に損失するため多くの外科処置を達成するのは非常に困難であった。内視鏡手術や腹腔鏡手術では止血はさらに重要である。出血を制御できないのなら、腹腔鏡処置は中止し、出血を制御するために、患者の体に切開手術をしなければならない。

【0003】

従って、成功の度合いは様々であるが、出血制御のために種々の技術が用いられてきた。例えば、単極、二極電気焼灼器等の発熱技術の他、縫合、血管でのクリップの使用、ステープルがある。組織結合、修復や損傷閉塞においても進歩したためかつては危険で不可能であった外科処置が可能となった。

【0004】

先ず初めに、縫合が、止血や組織結合のための主な手段の一つであった。他の止血、組織修復手段が導入される前は、外科医は患者の組織を縫い合わせるのに多くの時間を費やしていた。

【0005】

外科用クリップが、高度に血管化した組織を切開するときに血管を閉じる手段として導入された。しかしながら、処置によっては、外科用クリップは扱いづらい。血管を同定しなければならない。その後、クリップは、同定された各血管の意図する切開の両側に個々に用いなくてはならない。特に血管が脂肪組織に囲まれている場合は血管を見つけることも難しい。

【0006】

外科用ステープラは組織を合わせて固定する時間を減らせる。種々のタイプの外科用ステープラがある。ステープラは組織結合のために用いられ組織切開と共に止血する。この装置は例えば線状又は円状切開器具とステープル器具を有する。一般的には、線状切開器具にはステープルの平行な列があり、ステープルの列の間に切開手段が入る隙間がある。この種の外科用ステープラは切開しやすいように組織を固定し、切開手段がステープルの平行列の間を切るときステープルの平行列を周りの組織の層に留めて組織の層を合わせ止血する。この種の切開ステープル装置は、筋肉や腸等の肉質組織の処置、特に腸切除処置で、効果的に用いられる。円状切開及びステープル器具は例えば管状器官を再結合する吻合術で効果的に用いられる。しかし、腸間膜や付属器等の高度に血管化された組織の切開を含む処置においては、切削ステープル装置は最適とはいえず止血に問題を有する傾向があった。

【0007】

電気焼灼装置はまた止血にも使用されている。単極装置は、切開又は焼灼器具に連結する1電極と、通常は患者に接続する離れた帰路電極を使用する。最近、焼灼電流を器具の2つの電極間の組織にほぼ限定するため、二極器具が使用されている。

【0008】

二極鉗子は種々の処置で切開及び／又は凝固のために使用されている。例えば、フォロピーオ管を密封するとき、二極鉗子は滅菌処置に使用される。一般に、二極鉗子は、組織を2つのボール間で掴み、電流を掴んだ組織に流す。しかし、二極鉗子は欠点を有してお

10

20

30

40

50

り、それら欠点の幾つかは、組織が薄いとき電流がポール間でアークしたり、また、鉗子のポールが接触して鉗子が短絡することである。凝固のための鉗子を使用するのは非常に限定されていて、また、鉗子は組織の広い面積を同時に焼灼できない。

【0009】

2つのはさみの刃が2つの電極として機能し剪断面は絶縁されている二極はさみが、開示されている。凝固電流が電流路を通して組織に伝わると、この装置は機械的に組織を切る。二極はさみもまた非常に用途に依存する技術である。

【0010】

【特許文献1】実開平5-5106号公報

【特許文献2】米国特許第2031682号明細書

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

以上述べたように、従来の止血装置は、高度に血管化された組織では止血が不十分であり、また薄い組織ではアークや短絡の恐れがある等の問題点があった。さらに、組織の広い面積を止血できない等の問題点があった。

【0012】

この発明は上記のような問題点を解消するためになされたもので、肉質組織、管組織面、高い、低い又はその組合せのインピーダンスを有する組織等の種々の種類と厚さの組織において、効果的に止血できる外科用電気止血装置を提供することを目的とする。ここで「止血」は、凝固、焼灼及び/又は組織結合又は溶接等によって、一般に出血を止めることを、意味する。

20

【0013】

本発明の他の目的は、従来の装置よりも、比較的広い組織の面積または線を同時に焼灼又は溶接できる二極止血装置を提供することである。本発明の他の目的は、長形又は棒状電極を有する二極電気焼灼器を提供することである。

【0014】

本発明の他の目的は、組織を切る切開手段の切開路の隣に凝固ラインを形成する切開手段を提供することである。

【0015】

本発明の他の目的は、切開路に添って組織溶接又は焼灼する電気焼灼手段を有する切開ステープル装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の上述の目的及び他の目的は、間に組織を入れる顎の相対するインターフェイス面と、その相対する面の1つ又は両方にある2つの電氣的に反対のポール(極)を含む末端効果器を有する外科用電気ステープル装置で説明される。ポールは絶縁物質で互いに分離されるか、ポールが相対するインターフェイス面にあるときはインターフェイス面上で互いに向き合わないよう互いにずらす。

【0017】

一実施例の外科用電気器具は、第一のインターフェイス面と第二のインターフェイス面の間の圧縮ゾーンにある組織を圧縮し、圧縮ゾーンを通して電気エネルギーを与える。第一のインターフェイス面は、圧縮ゾーンで圧縮された組織を調整する二極エネルギー源の第一のポールと、第一のポールと電氣的に分離され同一又は相反するインターフェイス面に第二のポールがある。ここで「電氣的に分離されたポール」は、末端効果器で絶縁物質で互いに分離された電極及び/又は相対する面で互いにずらされた電極を意味する。

40

【0018】

一実施例では、圧縮ゾーンは、1つのインターフェイス面上で圧縮隆起により形成される域であり、他のインターフェイス面に対して組織を圧縮する。また、両方のインターフェイス面に圧縮隆起があってもよい。凝固ゾーンは、第一の及び第二のポール、第一のポ

50

ールを第二のポールから分離する絶縁体によって形成される。1つのインターフェイス面にある第二のポールは、同じインターフェイス面の絶縁体に隣接し、又は相対する面の絶縁体の向かいにある。この配列により2つのポールは電氣的に分離され、電流が第一と第二のポールの間の路の流れ組織の所望の区域を横切れるようになる。

【0019】

組織圧縮は、インピーダンスの違いの原因となる組織の構造の違いを少なくすることによって、組織インピーダンスを標準化すると考えられる。また、圧縮は、特に血管に流れるとき、血流を止め、ヒートシンクとして機能する血液を絞り出す。従って、圧縮は、エネルギー伝達速度を血流によるエネルギーの消失速度より大きくして、幾分組織への伝達を最適化する。2つのポール間を流れる電流が確実に圧縮ゾーンに流れるために、ポールを形成する電極の配置が重要である。また、器具において、相対するポールが互いに絶縁又は分離しているので、ポールが短絡したり二極器具に共通する電氣的にアークすることなく、組織を圧縮できる。

10

【0020】

従って、このように電極を配置し組織を圧縮すると、より効果的に焼灼でき、幅広い範囲の組織インピーダンス、厚さ、脈管質で止血できる。

【0021】

好ましくは、圧縮は過剰の圧縮により組織が破壊されないように調整される。顎の間の隙間は、器具の用途や器具を使用する組織の厚みによって、変えることができる。

【0022】

20

他の一実施例では、第一のポールは第一の顎の第一のインターフェイス面にあり、第二のポールはインターフェイス面ではないが第一のポールと同じ顎にある。

【0023】

本発明は、また、切開ライン又は切開路に添った又は横の組織のライン又は路を、凝固できる装置を提供する。一実施例では、第一のポールは長形の電極からなる。長形の電極は隣の絶縁体と共に隆起を形成し、焼灼すべき組織を圧縮する。第二のポールは、絶縁体の隣で第一のポールの反対側にある。

【0024】

他の一実施例では、組織を切開する切開手段が装置に取り込まれ、その装置は止血ラインを切開手段の路の隣に形成する。もちろん、焼灼又は溶接の前、間、後のいつでも切開はできる。この実施例の変更として、ステープル手段を切開路の片側又は両側に設けることができる。

30

【0025】

他の一実施例では、指示手段が、組織が所望又は所定の程度まで焼灼されたことを使用者に通知する。

【0026】

他の一実施例では、切開手段の作動即ち機械的切開の前に、凝固が完了する。指示手段を使用するときは、組織が焼灼されると、切開手段が作動し、ステープル列が組織に適合している間平行バー間を切る。

【0027】

40

他の一実施例では、線状切開機構ステープラと同様に、止血装置が線状カッターに取り込まれる。この実施例では、止血装置は、1つのポールを形成する2つの平行な結合した長形電極バー及び切開手段がバー間に入る隙間からなる。さらに止血するために、1以上のステープル列を、隙間とバーの各側に取り付けてもよい。作用機構は、組織を2つの顎間で締める。好ましくは無線周波数エネルギーの電気エネルギーを圧縮組織にかけ、2つの平行バーに添った血管を焼灼する。

【0028】

他の一実施例では、異常なインピーダンスや所定の域から外れる他の電気因子の検出手段を有する。例えば、検出手段は、器具が良好な凝固が期待できる範囲外のインピーダンスを示す組織に使用されたことを示すために、使用できる。また、他の器具の異状を検出

50

するために使用できる。例えば、インターフェイスエレクトロニクスにおける組織の最初の正常範囲のインピーダンスと比較する事によって、異常な状態を検出できる。これは無線周波エネルギーをかける最初の数ミリ秒で感知でき、有効なエネルギー治療量ではない。警告機構も、インピーダンスが範囲から外れたことを使用者に警告するために、使用できる。器具の配置を変えても、同じ測定基準が適用され、組織インピーダンスが再度範囲から外れると使用者は再度警告される。この工程は、正常なインピーダンス範囲を満足させ良好な凝固が期待できるまで、続けられる。

【 0 0 2 9 】

同様に、他の一実施例では、イントラルミナルステーブラと同様な、組織溶接焼灼切開装置を提供する。好ましくは、ポールは、絶縁体によって分離された２つの同心円電極に形成される。ポールを形成する電極は、ステーブラカートリッジ又はアンピルのいずれかに配置できる。

10

【 0 0 3 0 】

本発明の上記及び他の目的は、以下の実施例と図面によって更に理解できるであろう。

【 発明の効果 】

【 0 0 3 1 】

本発明によれば、インピーダンス，厚さ，脈管化等の種々の組織に効果的に止血できる効果がある。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 2 】

以下、本発明を添付の図面と共に詳細に説明する。図１～９に本発明の好ましい一実施例を示す。図１及び図２に示すように、内視鏡電気焼灼線状切開ステーブル器具１０は、軸３０に結合した本体１６及び軸３０の遠位端２１から延びる効果器５０を有する。軸３０は中に延びている管を有する。軸３０は絶縁物質から形成され、管に延びている導電性鞘３８を有する。鞘３８の中に延びている溝３９は、溝３９内の駆動手段４４の同軸の動きを誘導する。この実施例では、駆動手段４４は本体１６と結合する発射引金１４を含み、発射引金１４は可撓性発射ロッド４０に連結し、発射ロッド４０は駆動ロッド４１に連結し、駆動ロッド４１はブロック４３に連結している。ブロック４３は切開手段１１とステーブル駆動楔１３に連結し、駆動手段４４はステーブル駆動楔１３をブロック４３によって末端効果器５０の中へ進める。

20

30

【 0 0 3 3 】

末端効果器５０は２つの顎３２，３４からなる。末端効果器５０は顎３４によって溝３９に固定される。顎３２は顎３４に運動可能に取り付けられる。本体１６は、顎３２，３４を閉じるための掴み引金１２を有し、引金１２は鞘３８の近位端に連結している閉じ台４５を長手方向に進める。閉じ台４５は鞘３８を軸３０内で同軸的に進める。鞘３８は顎３２のカム面２７の上を進み、顎３２，３４は顎間にある組織上で閉じる。以下に詳細に述べるように、閉じ台４５はまたスイッチとして作用し、電気エネルギーを末端効果器５０に伝える回路を閉じる。

【 0 0 3 4 】

図３～９に拡大された末端効果器５０を示す。図３は顎３２，３４が締め付けていない状態を示し、図４は締め付けて発射していない状態を示し、図５は締め付けて発射している状態を示している。図６に示すように、顎３２は、アンビル１８，顎３２に対して長手方向に延びるＵ形第一のポール５２（図７，９）及び第一のポール５２の外側を囲むＵ形絶縁物質５５からなる。顎３２の内面３３は、顎３４の内面３５に面する。内面３３は、２つの電氣的に繋がる電極バー５３，５４からなり、大体内面３３の長さに添って延びている第一のポール５２を含み、電極バー５３，５４はアルミニウムから形成される。電極バー５３，５４は第一のポールの中央を長手方向に延びているナイフ溝４２により離され、Ｕ形を形成する。バーの表面は平らな片状であり組織に接する表面の面積を増やしている。ステーブル端を受けるアンビル１８上の２組のポケット３６，３７は、内面３３に添って、バー５３，５４の外側の横に延びている。電極バー５３，５４と絶縁物質５５は、内

40

50

面 3 3 のアンビル部 3 3 a に対して外へ延びている隆起 5 6 を形成する。アンビル 1 8 は導電性物質で形成され第一のポールと電氣的に反対の第二のポールとして機能する。アンビル 1 8 は第一のポール 5 2 と U 形絶縁物質 5 5 によって分離されている。

【 0 0 3 5 】

顎 3 4 はカートリッジ溝 2 2 とカートリッジ 2 3 からなる。カートリッジ 2 3 は、楔 1 3 用トラック 2 5 , ナイフ溝 2 6 , 一連の駆動体 2 4 及びステープル 1 0 0 からなる。ナイフ溝 2 6 はカートリッジ 2 3 の中央を長手方向に延び (図 8) 、駆動体 2 4 はトラック 2 5 に延び、ステープル 1 0 0 は 2 組の平行な 2 列に配置している。組織が顎 3 2 , 3 4 の間に係合したとき、引金 1 4 によって駆動手段 4 4 は作動発射し、切開手段 1 1 と楔 1 3 を係合した組織内に進め、組織をステープルで留め切る。発射機構 1 4 が作動すると、楔 1 3 がトラック 2 5 の中を前進し、駆動体 2 4 をステープル 1 0 0 の方に動かし、それによってステープル 1 0 0 が組織を通してアンビルポケット 3 6 , 3 7 に入る。

10

【 0 0 3 6 】

図 3 , 7 , 9 に示されるように、ギャップピン 2 9 は内面 3 3 のアンビル 1 8 の先端方向にある。図 8 に示されるように、ギャップピン 2 9 は、カートリッジ 2 3 の内面 3 5 に形成されるギャップ 2 8 の中へ入る。ギャップ 2 8 とギャップピン 2 9 は、ステープル 1 0 0 とポケット 3 6 , 3 7 が整列しナイフ溝 4 2 , 2 6 が互いに整列するように作用する。

【 0 0 3 7 】

図 2 に示されるように、本体 1 6 の遠位端にあるノブ 1 5 は、ノブ 1 5 に直接又は間接に連結している軸 3 0 , 鞘 3 8 , 溝 3 9 及び末端効果器 5 0 を回し、末端効果器の顎 3 2 , 3 4 の回転方向の配置に使用できる。

20

【 0 0 3 8 】

二極エネルギーが、本体 1 6 内に延びているワイヤ 1 9 , 2 0 を介して、外科用発電機 6 0 から末端効果器 5 0 に与えられる。発電機 6 0 は足踏スイッチ 6 5 によって使用者が制御できる。

【 0 0 3 9 】

電流エネルギーを第一のポールに供給するワイヤ 1 9 は、ワイヤや他の電気接触手段 6 1 を介して、閉じ台 4 5 の遠位端にあり第一のポールに繋がる接触子 6 2 に連結している。反対の極の電流を運ぶワイヤ 2 0 は、ワイヤや他の電気接触手段 6 6 を介して、閉じ台 4 5 の遠位端にあり接触子 6 2 から電氣的に分離しているディスク接触子 6 7 に連結している。

30

【 0 0 4 0 】

第一のポールに連結し本体 1 6 の遠位端にあるディスク接触子 6 3 は、ワイヤや他の接触手段 6 4 と電氣的に繋がっている。接触手段 6 4 は、溝 3 9 を通って、顎 3 2 まで延びて第一のポール 5 2 に接触する。ディスク接触子 6 3 はノブ 1 5 の回転を阻害しないが、ディスク接触子 6 3 と接触手段 6 4 の間の接触は維持される。接触手段 6 4 は鞘 3 8 から電氣的に絶縁される。

【 0 0 4 1 】

掴み引金 1 2 が作動すると、閉じ台 4 5 は遠位方向に動き、接触子 6 2 はディスク接触子 6 3 と電氣的に繋がり、第二のポール 5 1 に連結するディスク接触子 6 7 は導電性鞘 3 8 と電氣的に繋がる。鞘 3 8 は、帰路電極として機能する導電性アンビル 1 8 のカム面 2 7 の上を動く。従って、掴み引金 1 2 が閉じるときのみ電気回路が閉じる。

40

【 0 0 4 2 】

操作では、末端効果器 5 0 を組織の切られる部位に配置する。解放ボタン 7 0 を押すと、ボタンスプリング 7 1 が解放され閉じ台 4 5 が近位方向に動き、顎 3 2 , 3 4 が開く。その後、組織を顎 3 2 , 3 4 の夫々のインターフェイス内面 3 3 , 3 5 の間に置く (図 3) 。掴み引金 1 2 を握り締め、鞘 3 8 をカム面 2 7 上に動かし、顎 3 2 , 3 4 が閉じ (図 4) 、同時に上記の電気回路が閉じる。ギャップピン 2 9 は、アンビル 1 8 をカートリッジ 2 3 と略平行に保持させる。共に隆起 5 6 を形成する電極バー 5 3 , 5 4 と絶縁物質 5

50

5 が、顎 3 4 の内面 3 5 に対して組織を圧縮する。約 0 . 0 1 2 インチ ~ 0 . 0 2 2 インチの隙間が圧縮ゾーンの顎間にある。その後、使用者は、足踏スイッチ 6 5 等のスイッチによって、発電機 6 0 から無線周波エネルギーをかける。電流が、圧縮された組織を通して、第一のポール 5 2 即ちバー 5 3 , 5 4 と第二のポール 5 1 即ちアンビル 1 8 の間に流れる。

【 0 0 4 3 】

好ましくは、二極エネルギー源は、約 3 0 0 k H z から 3 M H z の無線周波数エネルギーを提供する低インピーダンス源である。好ましくは、組織に流れる電流は 0 . 1 から 1 . 5 アンペアであり、電圧は 3 0 から 2 0 0 ボルト R M S である。

【 0 0 4 4 】

十分な焼灼が成され無線周波エネルギーを止めてもよいことを示すために、可聴、可視、触知又は他のフィードバックシステムを使用できる。この様なフィードバックシステムの例を以下に説明する。無線周波エネルギーが止まった後、発射引金 1 4 によって切開手段 1 1 は前進しステープル 1 0 0 は発射する。ピボット 1 4 a の周りにレバーアームとして機能する発射引金 1 4 を回転させて、発射させる。駆動手段 4 4 は切開手段 1 1 と楔 1 3 を前進させる (図 5) 。 図 6 に示されるように、切開手段 1 1 はバー 5 3 , 5 4 間の焼灼された組織を切る。従って、切開ラインは、バー電極によって形成される凝固ラインの横である。同時に、楔 1 3 は駆動体 2 4 をステープル 1 0 0 の方へ前進させ、ステープル 1 0 0 を組織を通してアンビル 1 8 のポケット 3 6 , 3 7 の中へ発射させる。切開手段が組織を切ると、ステープル 1 0 0 は、2 つの長手方向の 2 列の状態で、切開手段 1 1 の各側に入る。

【 0 0 4 5 】

線状ステープルの操作はこの技術分野では既知であり、例えば米国特許第 4,608,981号 , 第 4,633,874号 , 米国特許出願第 07/917,636号に記載されている。

【 0 0 4 6 】

一実施例では、二列のステープルを一行に置き換えて、カートリッジを多発射ステープル機能とする。現在使用されている腹腔鏡ステープル切開装置では、単発射置換可能カートリッジが使用されている。より良く止血するために、このタイプのステープラは、2 列のステープルが一行のステープルを使用することにより、かつて 2 列のステープルが占めていた空間に、ステープルを積み重ねることが可能となり、多発射ステープル機能が得られる。他の実施例では、ステープルは必要とされず、電流が必要な止血をする。

【 0 0 4 7 】

本発明の好ましい実施例は、所望又は所定の程度まで凝固がなされた時を示すように設計されたフィードバックシステムを有する。特に、凝固ゾーンが使用者に見えないときに有効である。特定の実施例では、凝固の程度を示す電気因子を測定する。

【 0 0 4 8 】

フィードバックシステムは、凝固の程度を示す凝固ゾーンの又は近くの組織の特性を測定してもよい。電気エネルギーがかかる組織の電気インピーダンスも、凝固を示すために使用できる。一般にエネルギーが組織にかかる、インピーダンスは初めは低下し、その後凝固が発生するにつれ増加する。組織の経時的電気インピーダンスと凝固の関係は、バエルフォース (Vaellfors), ベルティル (Bertil), ベルダール (Bergdahl), ジョーン (Bjoern) 「オートマティカリイ コントロールド バイポラ エレクトロコアギュレーション (Automatically controlled Bipolar Electrocoagulation) 」 (ニューロシュグ (Neurosurg) Rev.187 ~ 190 頁、1984 年) に記載されている。乾燥するとインピーダンスは増加する。高電圧の過剰印加による組織の炭化及び / 又は器具への焼付きは、組織インピーダンス特性に基づくフィードバックシステムによって防ぐことができる。凝固を示す組織特性の他の例は、温度や光反射率である。

【 0 0 4 9 】

図 1 0 は、本発明の好ましい実施例に含まれるフィードバックシステムを示すフローチャートである。初めに、エネルギーが組織にかかる。次に、組織に印加されたシステム電

10

20

30

40

50

流と電圧が測定される。インピーダンス値が計算され、記憶される。例えばインピーダンス、インピーダンス変化及び／又はインピーダンス変化率等を含むインピーダンスの関数に基づき、所望の凝固が発生したか否か測定する。所定又は所望の程度まで凝固が発生すると、指示手段がエネルギーを止めるよう指示する。このような指示手段は、例えば可視光、可聴音又は触知指示器を用いる。フィードバック手段は発電機もまた制御でき、所定のインピーダンスレベルでエネルギーを止める。他の実施例では、インピーダンスレベルによってトーンが変化する連続した可聴音を出す。さらに、インピーダンスが通常の最小以下及び／又は最大以上であるとき、エラーや装置の誤操作を示すエラー指示手段を設けてもよい。

【 0 0 5 0 】

10

図 1 1 ~ 図 1 4 は末端効果器の他の形態を示す。図 1 1 では、第一のポール 1 5 2 と第二のポール 1 5 1 は共にアンビル 1 1 8 を有する同じ顎 1 3 2 にある。U 形第一のポール 1 5 2 はナイフ溝 1 4 2 を形成する。U 形絶縁体 1 5 5 は面 1 3 3 を除き第一のポール 1 5 2 を囲み、第二のポール 1 5 1 から電氣的に分離する。圧縮隆起 1 5 6 は、不導電性物質からなるカートリッジに形成される。隆起 1 5 6 は第一のポール 1 5 2 と絶縁体 1 5 5 に対して組織を圧縮し、組織圧縮ゾーンを形成する。

【 0 0 5 1 】

図 1 2 では、第一のポール 2 5 2 と第二のポール 2 5 1 は共にアンビル 2 1 8 を有する同じ顎 2 3 2 にある。第一のポール 2 5 2 と第二のポール 2 5 1 はそれぞれナイフ溝 2 4 2 の両側にある。絶縁体 2 5 5 は面 2 3 3 を除いてポール 2 5 1 , 2 5 2 を囲み、ポール 2 5 1 , 2 5 2 を互いに電氣的に分離する。圧縮隆起 2 5 6 は、不導電性物質からなるカートリッジに形成される。隆起 2 5 6 はポール 2 5 1 , 2 5 2 と絶縁体 2 5 5 に対して組織を圧縮し、組織圧縮ゾーンを形成する。

20

【 0 0 5 2 】

図 1 3 では、第二のポール 3 5 1 はアンビル 3 1 8 を有する顎 3 3 2 にあり、第一のポール 3 5 2 はカートリッジ 3 2 3 にある。U 形第一のポール 3 5 2 はナイフ溝 3 2 6 を形成し、絶縁体 3 5 5 a によって囲まれる。U 形絶縁体 3 5 5 b は顎 3 3 2 にナイフ溝 3 4 2 を形成する。絶縁体 3 5 5 b を除いて、顎は導電性物質からなり、第二のポール 3 5 1 を形成する。第一のポール 3 5 2 と絶縁体 3 5 5 a は圧縮隆起 3 5 6 を形成し、隆起 3 5 6 は顎 3 3 2 の面 3 3 3 に対して組織を圧縮し、圧縮ゾーンを形成する。絶縁体 3 5 5 b は、顎 3 3 2 , 3 3 4 が閉じるときポール 3 5 1 , 3 5 2 が接触しないだけの十分な幅を有する。

30

【 0 0 5 3 】

図 1 4 では、第一のポール 4 5 2 と第二のポール 4 5 1 は共にカートリッジ 4 2 3 を有する顎 4 3 4 にある。第一のポール 4 5 2 と第二のポール 4 5 1 はそれぞれ両側にあり、カートリッジ 4 2 3 を通るナイフ溝 4 2 6 を形成する。絶縁体 4 5 5 a は面 4 3 5 を除いてポール 4 5 1 , 4 5 2 を囲み、ポール 4 5 1 , 4 5 2 を互いに電氣的に分離する。圧縮隆起 4 5 6 はカートリッジ 4 2 3 に形成され、顎 4 3 2 の面 4 3 3 にある絶縁体 4 5 5 b に対して組織を圧縮して、圧縮ゾーンを形成する。

【 0 0 5 4 】

40

図 1 5 は他の実施例を示す。第一及び第二のポール 5 5 1 , 5 5 2 とナイフ溝 5 4 2 は、第一の及び第二のポール 5 5 1 , 5 5 2 がそれぞれナイフ溝 5 4 2 の長さに沿った電氣的に接続している一連のスタガー電極からなり、スタガー電極の間には絶縁物質がある以外は、図 1 2 と同様の形に配置される。

【 0 0 5 5 】

図 1 6 は、図 1 5 と同様にスタガー電極を示しているが、第一のポール電極 6 5 2 と第二のポール電極 6 5 1 はナイフ溝 6 4 2 の長さに加えてナイフ溝 6 4 2 の両側で互い違いになっている。

【 0 0 5 6 】

図 1 7 , 1 8 は他の実施例を示し、第一のポールと第二のポール 7 5 1 , 7 5 2 はそれ

50

ぞれスタガー電極からなる。この実施例では、第一のポール 7 5 2 は、ナイフ溝 7 2 6 の各側に添って部分的に配置していて、カートリッジ 7 2 3 に形成される圧縮隆起 7 5 6 にある。第二のポール 7 5 1 は、顎 7 3 2 の面 7 3 3 にあるナイフ溝 7 4 2 の各側に部分的に配置している。図 1 8 に示されるように、ポール 7 5 1 , 7 5 2 は垂直に並んでいるが、図 1 7 に示されるように、顎 7 3 2 , 7 3 4 が閉じるとポールが絶縁体 7 5 5 a , 7 5 5 b により互いに電氣的に分離されるようにずれている。

【 0 0 5 7 】

図 1 9 は末端効果器の他の実施例を示す。第一のポール 8 5 2 と第二のポール 8 5 1 は共にアンビル 8 1 8 を有する顎 8 3 2 にある。第一のポール 8 5 2 は、インターフェイス面 8 3 3 に有る圧縮ゾーンで組織を圧縮するための隆起 8 5 6 を形成する。第二のポール 8 5 1 は、インターフェイス面 8 3 3 上でなくアンビル 8 1 8 の側にある。

10

【 0 0 5 8 】

図 2 0 , 2 1 は、本発明のステープル手段を有する円状カッターを示す。図 2 0 はインターフェイス面 9 3 3 を有するステープラカートリッジ 9 0 0 を示す。2 列のステープル開口 9 0 1 は面 9 3 2 の外周付近に乱して配置される。ステープル開口 9 0 1 を通ってステープルは組織の中に入る。第一のポール 9 5 2 は面 9 3 3 の内周を囲んでいる。絶縁体 9 5 5 は、第一のポール 9 5 2 を、ステープル開口の周りの、面 9 3 3 の部位 9 3 3 a から電氣的に分離している。ステープル開口部位 9 3 3 a は導電物質から形成され、第二のポールとして機能する。円状切開ナイフ 9 1 1 は、面 9 3 3 の内周の中の方に放射状にカートリッジ 9 0 0 の窪みに置かれる。

20

【 0 0 5 9 】

図 2 1 はアンビル 9 1 8 を示し、アンビル 9 1 8 は、ステープルを受けるポケット 9 3 7 , 第一のポール 9 5 2 に対して組織を圧縮する圧縮隆起 9 5 6 及びカートリッジの絶縁体 9 5 5 を有する。円状カッターは米国特許第 5,104,025 号に記載されている円状ステープラと同様に作用する。ステープルや切開する前に、組織溶接電流を、第一のポール 9 5 2 とステープル開口部位 9 3 3 a を通して組織に送ることもできる。

【 0 0 6 0 】

他の実施例では、円状カッターはステープルなしで利用できる。電流はポールを通して送られ、組織を溶融し凝固する。その後、ナイフを前進させ吻合等の方法で組織を切る。

【 0 0 6 1 】

内視鏡切開及びステープルを含む特別の実施例を用いて本発明の幾つかの形態を説明した。しかし、本発明は止血が求められる多くの用途に使用できる。従って、当業者は、特許請求の範囲とその均等範囲によって定義される本発明の範囲から離れることなく、本発明に種々の変更を加えることが可能である。

30

【 0 0 6 2 】

本発明の具体的な実施態様は、次の通りである。

(1) 前記第二のポールは前記第一のポールと同じインターフェイス面に含まれている請求項 1 記載の外科用電気装置。

(2) 前記第二のポールは前記第一のポールと異なるインターフェイス面に含まれている請求項 1 記載の外科用電気装置。

40

(3) 前記第二のインターフェイス面の一部は、組織を前記インターフェイス面間で圧縮する組織圧縮ゾーンを形成する隆起を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(4) 前記第一及び第二のポール間を流れる電流が前記圧縮ゾーンに凝固をもたらす上記実施態様 (3) 記載の外科用電気装置。

(5) 前記第一のインターフェイス面の一部は、前記第二のインターフェイス面の前記隆起と共に前記組織圧縮ゾーンを形成することができる隆起を備える上記実施態様 (3) 記載の外科用電気装置。

(6) 前記第一のポールは前記第一のインターフェイス面に含まれ、前記隆起は前記第一のポールに対して組織を圧縮するように前記第二のインターフェイス面に配置されている上記実施態様 (3) 記載の外科用電気装置。

50

(7) 前記隆起は、前記第一のポールと、前記第一及び第二のポールをお互いから電氣的に分離する絶縁体とから形成されている上記実施態様 (3) 記載の外科用電気装置。

【 0 0 6 3 】

(8) 前記第一及び第二のポールの少なくとも一つは、前記第一及び第二のインターフェイス面の少なくとも一つに配置された、一連の電氣的に繋っているスタガー電極を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(9) 前記少なくとも一つのポールは、前記電氣的に反対のポールに対して平行に配置されている上記実施態様 (8) 記載の外科用電気装置。

(1 0) 前記第一のポールは一連の第一の電極を備え、前記第二のポールは一連の第二の電極を備え、前記第一の電極は前記第一のインターフェイス面で前記第二の電極と互い違いである上記実施態様 (8) 記載の外科用電気装置。 10

(1 1) 前記第一のポールは前記第一のインターフェイス面に配置された第一の前記一連のスタガー電極を備え、前記第二のポールは前記第二のインターフェイス面に配置された第二の前記一連のスタガー電極を備える上記実施態様 (8) 記載の外科用電気装置。

【 0 0 6 4 】

(1 2) 前記第一のポールは長形電極を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(1 3) 前記装置は組織を合わせることができる請求項 1 記載の外科用電気装置。

(1 4) さらに、切開ラインで組織を分ける切開手段を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(1 5) さらに、組織をステープルで留めるステープル手段を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。 20

(1 6) 前記末端効果器は、前記切開ラインの横で止血をもたらす上記実施態様 (1 4) 記載の外科用電気装置。

(1 7) さらに、前記切開ラインの横でステープルを適用するステープル手段を備える上記実施態様 (1 4) 記載の外科用電気装置。

(1 8) 前記切開手段は切開路で可動して前記切開ラインを形成する上記実施態様 (1 4) 記載の外科用電気装置。

(1 9) 前記第一のポールは第一及び第二の電極を備え、前記切開手段はそれらの間を動くように構成されている上記実施態様 (1 4) 記載の外科用電気装置。

(2 0) 前記第一及び第二の電極の各々は、電氣的に繋がっている平行長形バー電極と、前記切開手段が前記バー電極間を移動するための隙間を備える上記実施態様 (1 9) 記載の外科用電気装置。 30

【 0 0 6 5 】

(2 1) 前記ステープル手段は、

少なくとも一つのステープルの平行列を含み、切開手段が前記少なくとも一つのステープルの列の横で移動するための長手方向に延びる隙間を有し、前記第二のインターフェイス面を形成するカートリッジと、

前記インターフェイス面間の組織にステープルを適用する駆動手段と、

前記ステープルを受け形成し、前記第一のインターフェイス面の一部を形成するアンビルとを備える上記実施態様 (1 5) 記載の外科用電気装置。 40

(2 2) 前記切開手段が平行列間を切ると、前記駆動手段が組織にステープルを適用する上記実施態様 (2 1) 記載の外科用電気装置。

(2 3) 前記第二のポールは前記アンビルに含まれている上記実施態様 (2 1) 記載の外科用電気装置。

(2 4) 前記カートリッジは絶縁物質から形成されている上記実施態様 (2 1) 記載の外科用電気装置。

(2 5) 前記第二のポールは前記カートリッジにより形成される前記第二のインターフェイス面に含まれている上記実施態様 (2 3) 記載の外科用電気装置。

(2 6) 前記切開手段が前進する前に、二極エネルギーが加えられる上記実施態様 (2 1) 記載の外科用電気装置。 50

(2 7) 前記切開ラインが実質的に円形である上記実施態様 (1 4) 記載の外科用電気装置。

(2 8) 前記第一のポールは大体円形であって前記第一のインターフェイス面の外周に含まれ、前記切開ラインは前記第一のポールの内方向に放射状に配置されている上記実施態様 (2 7) 記載の外科用電気装置。

【 0 0 6 6 】

(2 9) 前記ステープル手段は管腔を再結合するために使用することができる上記実施態様 (1 5) 記載の外科用電気装置。

(3 0) 前記ステープル手段は、

カートリッジの外周付近に配置されたステープルを含むカートリッジと、

前記ステープルの内方向に放射状に配置された、組織を切る切開手段と、

前記インターフェイス面間の組織にステープルを適用する駆動手段と、

前記第一のインターフェイス面の一部を形成し、前記ステープルを受け形成するアンビルとを備える上記実施態様 (1 5) 記載の外科用電気装置。

(3 1) 前記切開手段が組織を切ると、前記駆動手段が組織にステープルを適用する上記実施態様 (3 0) 記載の外科用電気装置。

(3 2) 前記第二のポールは前記アンビルに含まれている上記実施態様 (3 0) 記載の外科用電気装置。

(3 3) 前記カートリッジは絶縁物質から形成されている上記実施態様 (3 0) 記載の外科用電気装置。

(3 4) 前記第二のポールは前記カートリッジにより形成される前記第二のインターフェイス面に含まれている上記実施態様 (3 2) 記載の外科用電気装置。

(3 5) 前記切開手段が組織を切る前に、二極エネルギーが加えられる上記実施態様 (3 0) 記載の外科用電気装置。

【 0 0 6 7 】

(3 6) さらに、範囲から外れた電気因子を検出する手段を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(3 7) さらに、組織が所定の程度まで焼灼された時点を測定するフィードバック手段を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(3 8) 前記フィードバック手段は、組織の電気因子の測定に基づいて、組織が所定の程度の焼灼がなされた時点を測定する上記実施態様 (3 7) 記載の外科用電気装置。

(3 9) 前記フィードバック手段は、凝固ゾーンの組織の少なくとも一つの特性の測定に基づいて、所望の程度の焼灼がなされた時点を測定する上記実施態様 (3 7) 記載の外科用電気装置。

(4 0) 前記組織の特性は組織インピーダンスである上記実施態様 (3 9) 記載の外科用電気装置。

【 0 0 6 8 】

(4 1) さらに、組織が所定の程度まで焼灼されたことを使用者に伝える指示手段を備える請求項 1 記載の外科用電気装置。

(4 2) 前記指示手段は可聴シグナルを備える上記実施態様 (4 1) 記載の外科用電気装置。

(4 3) 前記指示手段は可視シグナルを備える上記実施態様 (4 1) 記載の外科用電気装置。

(4 4) 前記指示手段は触知フィードバックを備える上記実施態様 (4 1) 記載の外科用電気装置。

【 0 0 6 9 】

(4 5) 前記ポールの両方が前記第一のインターフェイス面に含まれている請求項 3 記載の外科用電気装置。

(4 6) 前記第一のポールが前記第一のインターフェイス面に含まれ、前記第二のポールが前記第一のインターフェイス面外に含まれている請求項 3 記載の外科用電気装置。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本発明の一実施例による内視鏡電気焼灼線状ステープル切開器具の側面図である。

【図2】図1の器具の側断面図である。

【図3】図1の器具の遠位端の開いた状態の部分断面図である。

【図4】図1の器具の遠位端の閉じて発射していない状態の部分断面図である。

【図5】図1の器具の遠位端の閉じて発射する状態の部分断面図である。

【図6】線6-6についての図4の器具の遠位端の断面図である。

【図7】図1の器具のアンビル顎の底面図である。

10

【図8】図1の器具のカートリッジの平面図である。

【図9】線9-9についての図7の顎の側断面図である。

【図10】本発明のフィードバックシステムを示すフローチャート図である。

【図11】本発明の他の実施例の末端効果器の断面図である。

【図12】本発明の他の実施例の末端効果器の断面図である。

【図13】本発明の他の実施例の末端効果器の断面図である。

【図14】本発明の他の実施例の末端効果器の断面図である。

【図15】本発明の他の実施例のアンビルの底面図である。

【図16】本発明の他の実施例のアンビルの底面図である。

【図17】本発明の他の実施例の遠位端の断面図である。

20

【図18】図17の末端効果器の断面図である。

【図19】本発明の他の実施例の末端効果器の断面図である。

【図20】本発明の円状カッターのカートリッジの平面図である。

【図21】本発明の円状カッターのアンビルの底面図である。

【符号の説明】

【0071】

10 外科用電気装置

12 掴み引金

32 第一の顎

33 第一のインターフェイス面

30

34 第二の顎

35 第二のインターフェイス面

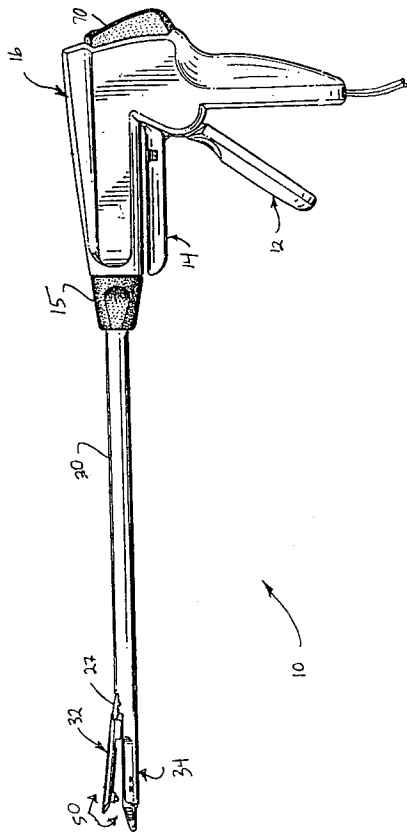
44 駆動手段

50 末端効果器

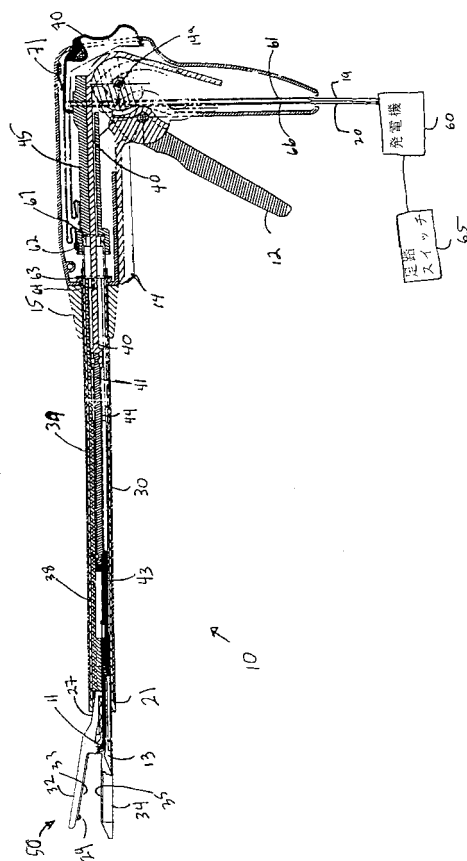
51 第二のボール

52 第一のボール

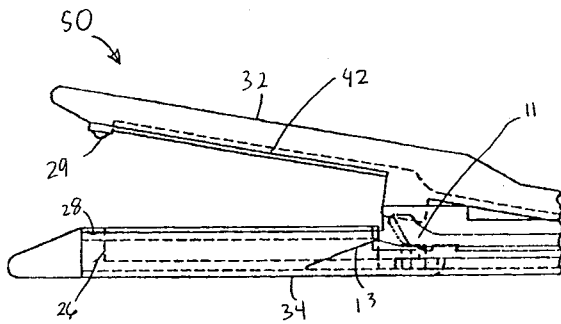
【図 1】



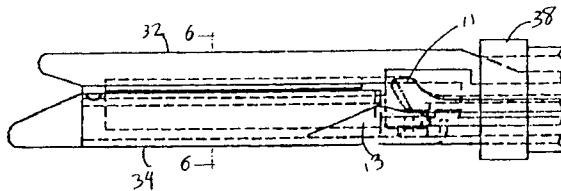
【図 2】



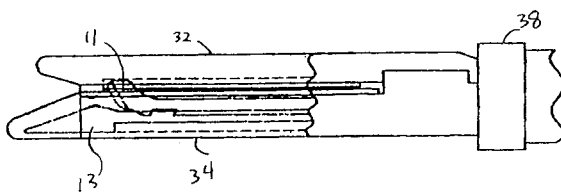
【図 3】



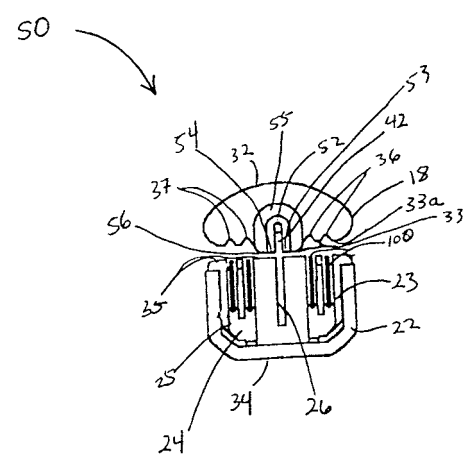
【図 4】



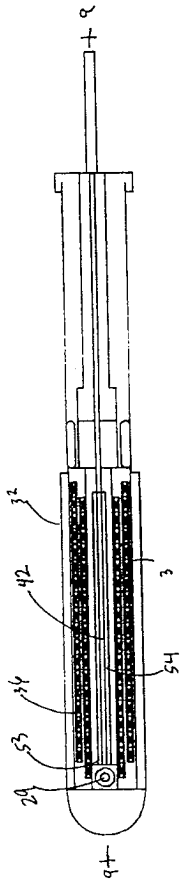
【図 5】



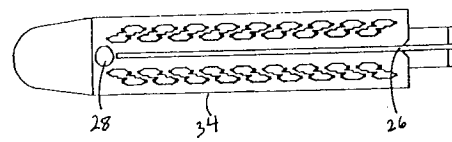
【図 6】



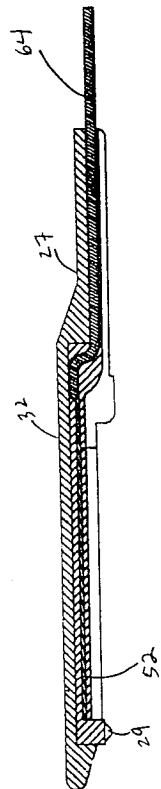
【図 7】



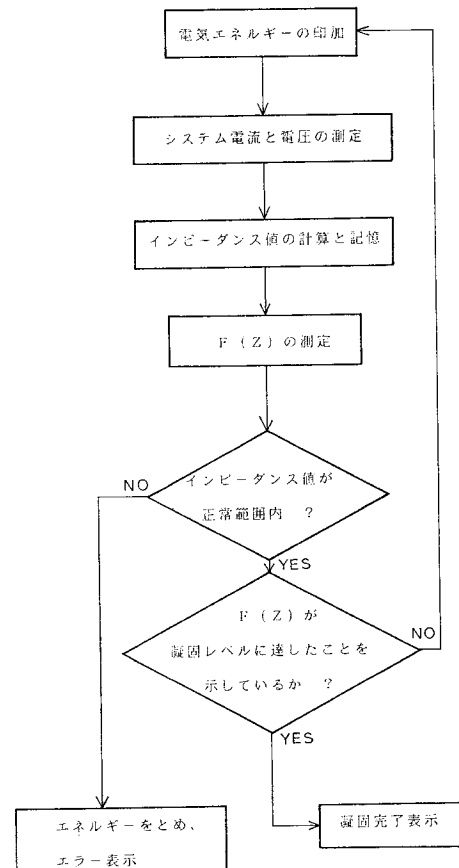
【図 8】



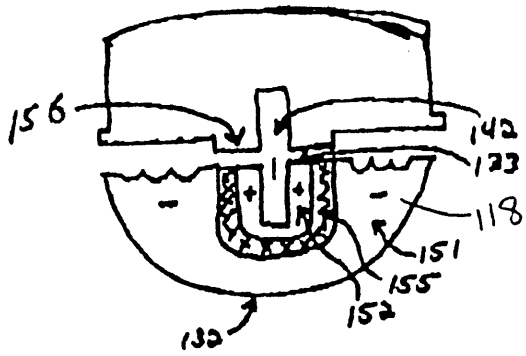
【図 9】



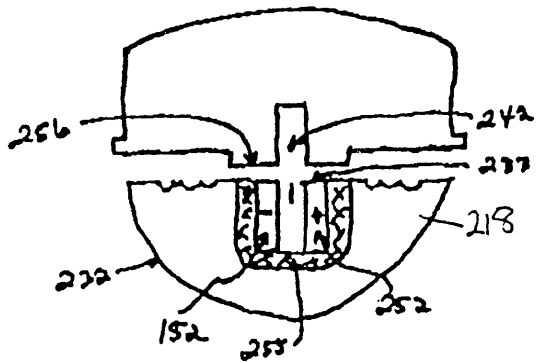
【図 10】



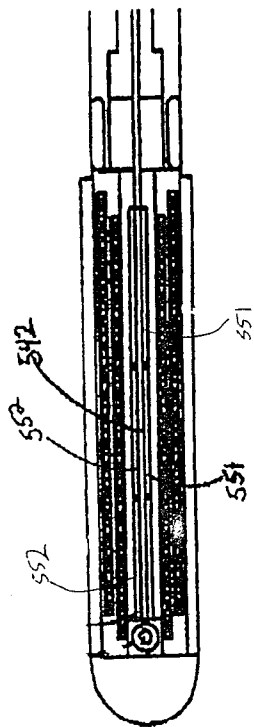
【図 1 1】



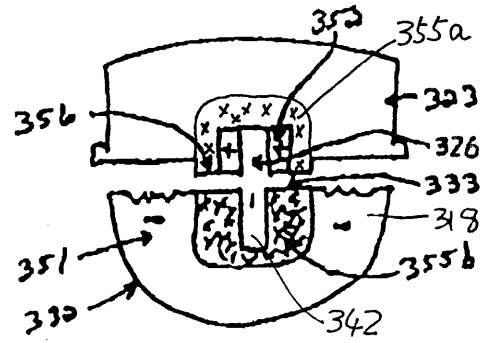
【図 1 2】



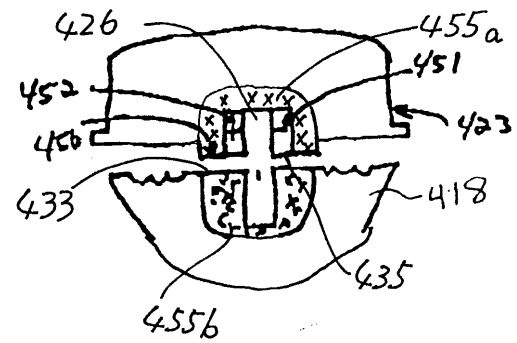
【図 1 5】



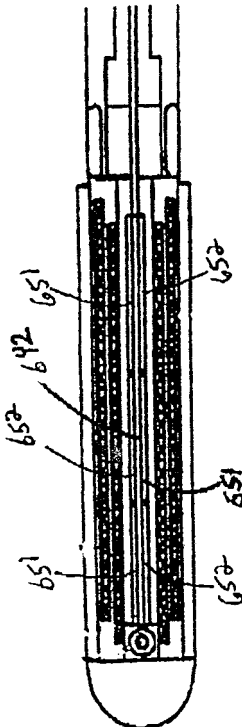
【図 1 3】



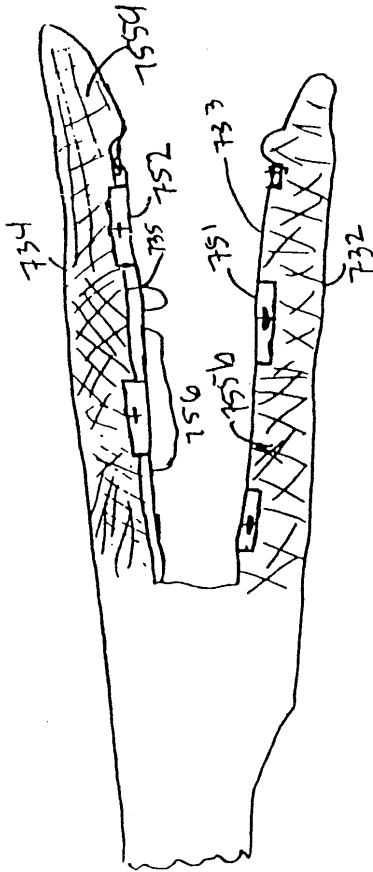
【図 1 4】



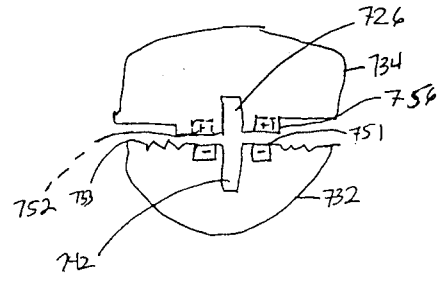
【図 1 6】



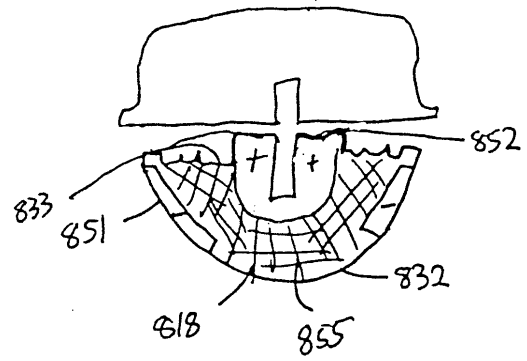
【図 17】



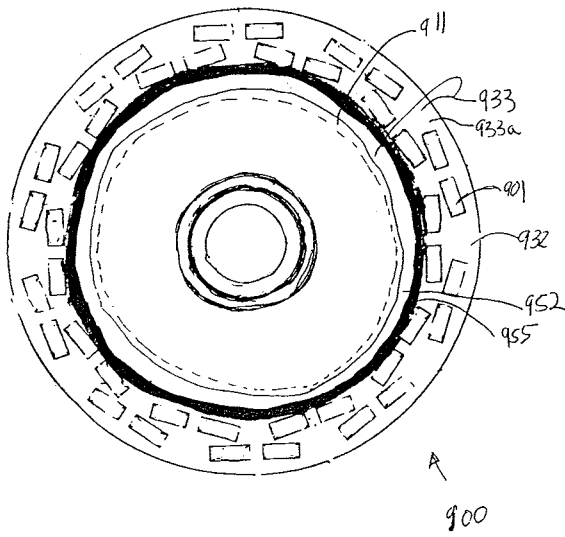
【図 18】



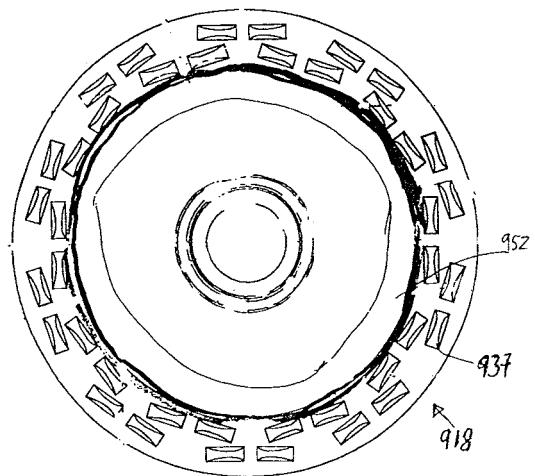
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

- (72)発明者 デビット・シー・ヤッツ
アメリカ合衆国、4 5 0 6 9 オハイオ州、ウェスト・チェスター、ガルウェイ・コート 7 5 3
4
- (72)発明者 ジェシー・ジェイ・クーンズ
アメリカ合衆国、4 5 2 2 0 オハイオ州、シンシナティ、リッドル・ロード 6 8 3
- (72)発明者 スティーブン・エイチ・マーシュ
アメリカ合衆国、4 5 2 3 7 オハイオ州、ジャーマンタウン、ウィーバー・ロード 7 3 4 7
- (72)発明者 マーティン・マッデン
アメリカ合衆国、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、サドルブルック・コート 6 6 3 1
- (72)発明者 リチャード・ピー・ニコルス
アメリカ合衆国、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、ジョージタウン・ロード 1 5 6 0
- Fターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK06 KK10 KK15 MM24

专利名称(译)	外科用电气止血装置		
公开(公告)号	JP2005021703A	公开(公告)日	2005-01-27
申请号	JP2004228318	申请日	2004-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司 ETHICON. INC		
申请(专利权)人(译)	爱惜康公司		
[标]发明人	デビットシーヤッツ ジェシージェイクーンズ スティーブンエイチマーシュ マーティンマッデン リチャードピーニユコルス		
发明人	デビット・シー・ヤッツ ジェシー・ジェイ・クーンズ スティーブン・エイチ・マーシュ マーティン・マッデン リチャード・ピー・ニユコルス		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/072 A61B17/115 A61B17/125 A61B17/32 A61B18/12 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B18/1206 A61B17/07207 A61B17/115 A61B17/1155 A61B17/32 A61B18/12 A61B18/1402 A61B18/1447 A61B2017/07214 A61B2018/00404 A61B2018/00601 A61B2018/00642 A61B2018/00666 A61B2018/00672 A61B2018/00678 A61B2018/00684 A61B2018/00702 A61B2018/00708 A61B2018/00761 A61B2018/00875 A61B2018/00886 A61B2018/1273 A61B2090/032		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C060/MM24 4C160/CC01 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/FF04 4C160/FF06 4C160/FF19 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK24 4C160/KK39 4C160/KK63 4C160/KL03 4C160/KL06 4C160/MM32 4C160/NN12 4C160/NN14		
优先权	08/095797 1993-07-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够有效阻止各种阻抗，厚度和脉管系统的组织止血的手术用电子设备。一种外科用电气设备，用于烧灼和/或焊接各种阻抗，厚度和脉管系统的组织，特别是用于内窥镜手术。该装置在第一界面表面33上的双极能量源的第一极52与第二界面表面35之间压缩组织。第二极18在两个界面表面33，35之一上。优选地，第二极18与第一极52在相同的界面33上，并且绝缘体55将两个极52，18电隔离。优选与刺血装置一起使用，止血线与刺血线一起使用低频能量形成。[选择图]图6

