

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4031616号
(P4031616)

(45) 発行日 平成20年1月9日(2008.1.9)

(24) 登録日 平成19年10月26日(2007.10.26)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2000-510390 (P2000-510390)	(73) 特許権者	500118023
(86) (22) 出願日	平成10年9月8日(1998.9.8)		コビディエン アクチェンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2001-515751 (P2001-515751A)		スイス 8 2 1 2 ノイハウゼン アム
(43) 公表日	平成13年9月25日(2001.9.25)		ラインファル ヴィクトル フォン プル
(86) 国際出願番号	PCT/US1998/018640		ンス シュトラーセ 1 9
(87) 国際公開番号	W01999/012488	(74) 代理人	100059959
(87) 国際公開日	平成11年3月18日(1999.3.18)		弁理士 中村 稔
審査請求日	平成17年9月8日(2005.9.8)	(74) 代理人	100067013
(31) 優先権主張番号	08/926,869		弁理士 大塚 文昭
(32) 優先日	平成9年9月10日(1997.9.10)	(74) 代理人	100082005
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 熊倉 禎男
		(74) 代理人	100065189
			弁理士 穴戸 嘉一
		(74) 代理人	100096194
			弁理士 竹内 英人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈管融合用双極式器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

双極性電気外科用エネルギーで組織をシールするために外科医が使用する双極式器具であって、

外科医により保持される近位端と、遠位端とを各々が有する2つの細長い部材であって、略平面を構成し、高周波電気外科用エネルギーを伝送することができるようになくとも幾分かの導電性を有する材料で作られている細長い部材と、

前記2つの細長い部材相互間で鉗のような動作を行わせるように前記2つの細長い部材を互いに連結するピボットであって、前記平面に直交し、遠位端から離れて配置され前記平面内での前記遠位端の運動を可能にするピボットと、

一方の細長い部材と一体であってその遠位端に設けられた第1の組織接触極であって、高周波電気外科用エネルギーを伝送するために導電性である第1の組織接触極と、

他方の細長い部材の遠位端に配置された絶縁オーバーシュアであって、該絶縁オーバーシュアと細長い部材と他方の遠位端との間の前記平面内での長手方向の運動を防止するように遠位端の周りに滑り嵌め関係をなして前記他方の細長い部材に取り付けられている絶縁オーバーシュアと、

前記絶縁オーバーシュアに取り付けられた第2の組織接触極であって、前記第1の組織接触極と鏡像関係で配置された第2の組織接触極と、

前記ピボットの近位端側に配置され且つ双極性電気外科用エネルギーを受け入れるように構成された2つの電気端子と、

10

20

一方の電気端子と前記第 1 の組織接触極との間の第 1 の導体と、
双極性電気外科用エネルギーを前記第 1 の組織接触極から前記第 2 の組織接触極に伝える回路を構成するために他方の電気端子と第 2 の組織接触極を電氣的に互いに接続する第 2 の導体と、を備えている、
ことを特徴とする双極式器具。

【請求項 2】

協働的に相互係合するよう各細長い部材から延びるラッチ要素が近位端の近くに設けられ、

前記ラッチ要素は、第 1 の組織接触極と第 2 の組織接触極をこれらの間に働く第 1 の力又は第 2 の力で保持するよう滑り係合する少なくとも対向した第 1 及び第 2 の傾斜部及び停止部を有する、

請求項 1 に記載の双極式器具。

【請求項 3】

双極式器具は、遠位端相互間で鉗のような動作を行わせるためのピボットを備えた改良型止血鉗子であり、

前記改良型止血鉗子は、前記ピボットとほぼ平行に延びるように湾曲する遠位端を備えている、

請求項 1 に記載の双極式器具。

【請求項 4】

前記第 1 の組織接触極と第 2 の組織接触極との間の双極性電気外科用エネルギーの制御された選択的な伝送を可能にするために他方の端子と第 2 の組織接触極との間における第 2 の導体の導通を遮断するスイッチが設けられ、

該スイッチは、外科医が電気外科用エネルギーの流れを制御できる位置でピボットに配置され、端子の近くに設けられたピンが前記スイッチに接続されている、

請求項 3 に記載の双極式器具。

【請求項 5】

他方の細長い部材の遠位端は、絶縁オーバーシュールを受け入れるために横断面が小さくなっている、

請求項 1 に記載の双極式器具。

【請求項 6】

前記絶縁オーバーシュールが、トンネルのように絶縁オーバーシュール内へ延びている開口部を備え、前記絶縁オーバーシュールと細長い部材の前記他方の遠位端との間の前記平面内の長手方向の運動を防止するよう、前記他方の遠位端の減少横断面と滑り嵌め関係をなしている、

請求項 5 に記載の双極式器具。

【請求項 7】

前記絶縁オーバーシュールは、前記他方の細長い部材の周りに係合するクリップを有している、

請求項 1 に記載の双極式器具。

【請求項 8】

前記双極式器具は、前記遠位端相互間で鉗のような動作を行わせる、近位端と遠位端との間に設けられたピボットを備えている改良型止血鉗子である、

請求項 1 に記載の双極式器具。

【請求項 9】

前記双極性電気外科用エネルギー源が、双極性電気外科用エネルギーを電気端子にそれぞれ供給するために別個に電気端子に接続されている、

請求項 1 に記載の双極式器具。

【請求項 10】

双極性電気外科用エネルギーで組織をシールするために外科医が使用する双極式器具を組み立てる方法であって、

10

20

30

40

50

前記双極式器具は、各々が外科医により保持される近位端及び遠位端を有する2つの細長い部材を有し、前記細長い部材は略平面を構成し、前記細長い部材は高周波電気外科用エネルギーを伝送できるよう導電性であり、2つの細長い部材相互間で鉗のような動作を行わせるように2つの細長い部材を互いに連結するピボットが設けられ、前記ピボットは前記平面を横切り、前記ピボットは、前記平面内での前記遠位端の運動を可能にするように遠位端から離れて配置されており、一方の細長い部材と一体であってその遠位端に設けられた第1の組織接触極が設けられ、前記第1の組織接触極は、高周波電気外科用エネルギーを伝送するために導電性であり、他方の細長い部材の遠位端に配置された絶縁オーバーシューが設けられ、絶縁オーバーシューに取り付けられた第2の組織接触極が設けられ、該第2の組織接触極は、第1の組織接触極に対して鏡像関係をなして配置され、前記ピボットに近接して位置すると共に双極性電気外科用エネルギーを受け入れるように構成された2つの電気端子が設けられ、一方の電気端子と第1の組織接触極との間に第1の導体が設けられ、双極性電気外科用エネルギーを第1の組織接触極と第2の組織接触極の間で伝えることができるようにする他方の電気端子と第2の組織接触極の間の第2の導体が設けられており、前記方法が、

10

絶縁オーバーシューを遠位端で前記他方の細長い部材上に滑らせる段階と、

絶縁オーバーシューを前記他方の細長い部材に取り付けて、絶縁オーバーシューと細長い部材の他方の遠位端との間の前記平面内での長手方向の運動を防止する段階と、を有する、

ことを特徴とする方法。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、人又は動物の脈管を永続的に閉じる外科用器具に関し、特に圧力と電気外科用電流の組合せを用いて脈管組織を融合する改良型止血鉗子に関する。

【0002】

〔開示の概要〕

外科手術では脈管や動脈を封鎖即ちシールするために止血鉗子が一般的に用いられている。止血鉗子は、脈管を切断しないで脈管を挟むためにジョー（あご）相互間の機械的動作を用いる単純なペンチ状の器具である。止血鉗子は、これをクランプして定位置に係止できるように取っ手相互間に相互係止ラチェットを有するのが通例である。

30

【0003】

多くの止血鉗子は、一般的な開放型外科手術で用いられている。組織をいったん挟むと、外科医は組織の周りに縫合糸を結んでこれを封鎖し、その後止血鉗子を取り外すのが通例である。数本の止血鉗子を手術現場にそのままにしておく場合があり、外科医がこれらを全て解除する機会を得るまでその状態のままである。外科医は脈管を迅速に融合し、手術部位への接近を止血鉗子が妨害しないようにすることが望ましい。

【0004】

双極式（バイポーラ又は両極性）電気外科的摂子及び鉗子が当該技術分野で知られている。これらの設計は全て、双極性電気外科用エネルギーを用いる止血鉗子について操作上の簡単さと慣れを併せ持つものではないという欠点をもっている。たとえば、米国特許第5,462,546号は、互いに対して別々に回動できる2つの対向した回動刃部材から成る電気外科的摂子を開示している。これら部材の回動運動は、細長い管状部材を貫通して延びる2つの導電性剛性ロッドによって行われる。

40

【0005】

1995年9月19日に出願された米国特許出願第08/530,495号（発明の名称：Energy Deliver System for Vessel Sealing）は、脈管を封鎖する装置及び方法を開示しており、かかる米国特許出願の内容を本明細書の一部を形成するものとしてここに援用する。

【0006】

50

1995年9月19日に出願された米国特許出願第08/530,450号(発明の名称: Vascular Tissue Sealing Pressure Control and Method)は、脈管を封鎖する外科用器具を開示しており、かかる米国特許出願の内容を本明細書の一部を形成するものとしてここに援用する。

【0007】

ロテック氏に付与された米国特許第5,116,332号は、電気メス形止血鉗子を開示している。この止血鉗子は、スイッチが組み込まれたハマグリー形合成プラスチック製取っ手を有している。

【0008】

ロテック氏に付与された米国特許第5,026,370号は、取外し不能な密閉式電氣的切換え機構を備えた電気メスを開示している。米国特許第4,370,980号は、クランプ器具として使用できる電気雌及び手術中に出血中の血管を焼灼する装置を開示している。

10

【0009】

エッガーズ氏に付与された米国特許第5,484,436号は、双極式電気外科的器具を開示している。双極式器具は、電氣的絶縁破壊の減少及び平滑性の増大が得られるよう特別に調製されて被着された電気絶縁層により絶縁される互いに反対の極性の電極を有している。

【0010】

スターン氏等に付与された米国特許第5,443,464号は、ジョーに複数の電極及びセンサが設けられた凝固摂子を開示している。センサは、摂子中の熱の量を制御するために電気外科用エネルギー発生器へのフィードバック信号を出力する。

20

【0011】

ヒルテブランド氏に付与された米国特許第4,005,714号は、双極式凝固摂子を開示しており、かかる摂子はファロピオ管とその隣の卵管間膜の両方を凝固させるよう設計されている。

【0012】

〔発明の概要〕

本発明の一般的な目的は、縫合系を必要とせずに組織を融合できる器具を提供することにある。この器具では、電気外科用電流が作業ジョー相互間を流れる。電気外科用電流は、挟まれた状態の組織を通して永続的な封鎖部又はシールを形成する。

30

【0013】

本発明の一点は、標準型器具よりも血管を一層迅速に融合できることにある。

【0014】

もう一つの利点は、血管を封鎖するのに縫合系が不要であることにある。

【0015】

更にもう一つの利点は、器具を当てている間に血管を封鎖でき、次いでこの器具を手術現場から取り外せることにある。これにより、手術現場は、手術部位への外科医の接近を妨害する不要な器具が無い状態に保たれる。

【0016】

40

双極式器具が組織を部分的に封鎖できるのは、2つの要素を用いているからであり、かかる2つの要素とは、血管を組織接触面相互間に挟んでいるときの血管に及ぼされる圧力と、血管を通して伝わる双極性電気外科的エネルギーの特性である。血管に及ぼされる圧力は、組織接触面相互間に及ぼされる力で決まると共に挟んでいる組織の横断面積でも決まる。経験に基づいて判明したこととして、組織接触面相互間の望ましい力は、動脈を結紮する場合よりも静脈を結紮する場合のほうが小さい。組織を分離即ち切り離してしまう閉鎖力を回避することが望ましい。

【0017】

双極性電気外科用エネルギーの特性は、電気外科用エネルギー発生器の設計により定まる。本明細書において説明する双極式器具は、双極性出力をもつ電気外科用エネルギー発生器に電

50

氣的に接続されるよう設計されている。

【0018】

〔発明の詳細な説明〕

双極式器具の好ましい実施形態では、細長い部材11, 12はそれぞれ、導電性材料で作られている。ピボット（軸ピン）13が、改造型止血鉗子15の場合と同様に鉗のように動作することができるように2つの細長い部材11, 12を互いに連結している。ピボット13は、図1及び図2に示すように単一のピンであるのがよく、或いはこれはロックボックス組立14の一体部分であってもよい。図1は、双極式器具10を上から見た斜視図であり、図2は改造型止血鉗子15を下から見た斜視図である。周知のように、ピボット13は、細長い部材11又は12のうち一方から他方の細長い部材への電気外科用電流の流れを阻止するために電氣的に絶縁されているのがよい。好ましい実施形態では、ピボット13は絶縁されていない。というのは、これは双極性電気外科用エネルギーの2つの極相互間の導電の可能性がある経路ではないからである。双極式器具10の改造型止血鉗子15は、標準型止血鉗子に大変良く似ており、双極性電気外科手術に用いることができ、ちょうど標準型止血鉗子のように滅菌できる。標準型止血鉗子を双極性電気外科用エネルギーと共に用いるよう改造したものが本発明である。図1は、双極性電気外科用エネルギーを送り出すことができるよう図2に示す改造型止血鉗子15を利用した双極式器具10の斜視図である。

10

【0019】

双極式器具10は、図2に示す改造型止血鉗子15のように、2つの細長い部材11, 12を有するのがよい。各細長い部材11, 12は好ましくは、外科医によって保持されるべき手元側端部16, 16及び組織又は脈管構造を扱うための遠方側端部17又は17を有する。図中、そしてこの説明全体にわたり、一方の細長い部材11の手元側端部を符号16で示し、一方の細長い部材11の遠方側端部を符号17で示すことにする。同様に、他方の細長い部材12の手元側端部を符号16で示し、他方の細長い部材12の遠方側端部を符号17で示すことにする。手元側端部16又は16は、外科医が掴みやすくする構造的特徴、例えば外科医の指のためのループを有するのがよい。

20

【0020】

第1の組織接触極18は、図2に最もよく示されているように一方の細長い部材11と一体であって一方の遠方側端部17に設けられている。第1の組織接触極18は好ましくは、一方の細長い部材11と一体であり、この一方の細長い部材は好ましくは導電性材料、例えばステンレス鋼又はアルミニウムで作られていて、双極性電気外科用エネルギーを伝えることができるようになっている。

30

【0021】

双極式器具10は、他方の細長い部材12の遠方側端部17に配置される絶縁オーバーシュ19を有している。絶縁オーバーシュ19は、他方の遠方側端部17の周りに滑り嵌め関係をなして他方の細長い部材12に取り付けられ、それにより絶縁オーバーシュ19と他方の細長い部材12の他方の遠方側端部17との間の長手方向又は横方向の運動を防止している。図2は、絶縁オーバーシュ19が定位置に設けられていない図1の改造型止血鉗子の斜視図であり、遠方側端部17のところの横断面が減少した他方の細長い部材12を示している。遠方側端部17は、絶縁オーバーシュ19を滑り嵌め関係をなして受け入れるために減少した横断面を有している。図3は、絶縁オーバーシュ19を上から見た場合の斜視図である。その結果、遠方側端部17の減少横断面部上に滑り嵌め関係をなして嵌まるようにするために開口部20がトンネルのように絶縁オーバーシュ19内へ延びている。かくして、絶縁オーバーシュ19と他方の細長い部材12の他方の遠方側端部17との間の長手方向又は横方向の運動が防止される。絶縁オーバーシュ19は、他方の細長い部材12の周りに係合するクリップ21を有している。絶縁オーバーシュ19は、双極性電気外科用エネルギーを他方の細長い部材12に沿ってそのそれぞれの第2の組織接触極22に伝えるための回路構成を支持するよう設計されている。具体的に説明すると、第2の組織接触極22は、第1の組織接触極18と対向し

40

50

た位置で絶縁オーバーシュー１９上に設けられていて、絶縁オーバーシュー１９を他方の遠方側端部１７上に配置することにより、第１の組織接触極１８と第２の組織接触極２２が互いに横幅全体にわたって正確に整列するようになる。第１の組織接触極１８及び第２の組織接触極２２は、図４及び図５で最もよく理解されるようにそれぞれ第１の導体２３及び第２の導体２４に接続されている。

【００２２】

図４及び図５に最もよく示されているスイッチ２５（図５は概略的に示している）は、第２の組織接触極２２と双極性電気外科用エネルギー源２６の導通を遮断する。好ましい双極性電気外科用エネルギー源２６は、本出願人であるコロラド州ブルダー所在のパレーラブ・インコーポレイテッドによって製造されており、具体的には、双極性出力を有するフォース（Force）ＦＸ型電気外科用エネルギー発生器である。図５の略図に示すように、双極性電気外科用エネルギー源２６と接触板２８、２９との間には回路２７が設けられている。接触板２８、２９も又、図５に示されており、ここでは接触板２８は、密な加圧接触で電気外科用エネルギーを改造型止血鉗子１５に伝えるだけのものである。同様に、接触板２９は、好ましい実施形態の第２の組織接触極２２と等価であり、当業者は接触板２９及び第２の組織接触極２２を、おそらくは絶縁オーバーシュー１９を他方の遠方側端部１７に取り付けることにより電氣的に結合される別個の部品であるのがよいことがわかる。端子３０、３１は、図３、図４、図５、図６及び図７では双極性電気外科用エネルギー源２６を双極式器具１０に着脱自在に且つ容易に電氣的に結合するように示されており、具体的に述べると、図５から最もよく理解されるように第１の導体２３及び第２の導体２４はそれぞれ端子３０、３１に取り付けられている。従って接触板２８は、第１の導体２３によって直接端子３１に接続され、第２の導体２４は端子３０とスイッチ２５との間に接続されている。スイッチ２５の他方の側は、好ましい実施形態では第１の導体２４の導通によって第２の組織接触極２２に直接電氣的に接続されている。端子３０、３１は、双極性電気外科用エネルギー源２６の双極性出力に、即ち、双極性出力の両側に取り付けられている。図５のスイッチ２５は、外科医の必要に応じて双極性出力を供給するよう双極性電気外科用エネルギー源２６を作動させるハンドスイッチコントローラ３２を有している。従って、スイッチ２５を閉じると、第１の組織接触極１８から第２の組織接触極２２への双極性電気外科用エネルギーの制御された選択的な伝送を可能にするよう双極性電気外科用エネルギー出力が端子３０、３１で受け取られる。スイッチ２５は、外科医が電気外科用エネルギーの流れを制御するのに都合のよい位置でピボット１３の上に配置されるのが好ましい。図４は、絶縁オーバーシューのスイッチ２５の配線の分解図であり、図５は図４に示すスイッチ２５の回路図である。図６は、絶縁オーバーシュー１９を下から見た斜視図である。改良型止血鉗子１５及びその細長い部材１１、１２は、導電性材料、例えばステンレス鋼又はアルミニウムで構成されている。その結果、双極性電気外科用エネルギーは、組織を第１の組織接触極１８と第２の組織接触極２２で挟んでスイッチ２５を閉じると第１の組織接触極１８と第２の組織接触極２２との間で組織を通ることになる。

【００２３】

双極式器具１０は、標準型止血鉗子の見た目及び持った感じと或る程度の類似性を有しており、したがってこれは外科医にとって使い心地がよく且つ馴染みやすいものである。しかしながら、双極式器具１０は、血管を結紮し、脈管組織を封鎖即ちシールするという付加機能を有している。双極性電気外科用エネルギー源２６は、双極性高周波電気外科用エネルギーを提供するよう双極式器具１０の端子３０、３１に電氣的に接続されている。

【００２４】

第１の導体２３及び第２の導体２４は図４の好ましい実施形態では、他方の細長い部材１２に沿って絶縁オーバーシュー１９で支持されていて、電気外科用電流を端子３０、３１から運ぶための絶縁ワイヤとして示されている。絶縁ワイヤは、圧入（又はプレス嵌め）され、或いは絶縁オーバーシュー１９の一部として射出成形されている。かくして、ピボット１３は、電氣的絶縁処理の必要はない。図７は、図３の絶縁オーバーシュー１９の側面図であり、この絶縁オーバーシュー１９がいかにコンパクトであり、かくして軽量であ

10

20

30

40

50

るかを示している。図8は、図7の絶縁オーバーシュアの8-8線に沿った断面図である。図9は、図7の絶縁オーバーシュアの9-9線に沿った断面図である。図10は、図7の絶縁オーバーシュアの10-10線に沿った断面図である。クリップ21は、図6、図7、図8、図9及び図10に最もよく示され、改良型止血鉗子15に組み付けられた絶縁オーバーシュア19は、図1に示されている。

【0025】

図示していないが、止血鉗子の設計及び用途における当業者にはよく知られている変形例は、遠方側端部17, 17を平面に対して横方向に且つ全体としてピボット13に平行であるが、これから間隔をおいた状態で延びるように既に示した状態よりもいっそう湾曲させることにある。湾曲状態の止血鉗子は、或る外科手術の際、外科医の操作を容易にする接近手段となる。絶縁オーバーシュア19は、減少横断面の遠方側端部17に容易に嵌着させるのに十分な可撓性を有することが必要である。高誘電性且つ耐熱性であって安価なポリマーが好ましい。同様に、スイッチ25は、その安価な製造を容易にするためにプリント回路基板を有している。

10

【0026】

係止要素(ラッチ要素)33, 34が、好ましくはピボット13の近くで各細長い部材11, 12に設けられている。かくして、好ましい実施形態では、これら係止要素33, 34は、双極式器具10の手元側端部16, 16の近く、即ち指ループに近接して配置されている。係止要素33, 34は好ましくは、周知の滑り係合又は噛み合い関係をなすことができるよう対向した傾斜部35と当接可能な停止部36を有している。少なくとも連続して大きな閉鎖力を第1の組織接触極18と第2の組織接触極22との間に生じさせるために少なくとも3つの当接可能な停止部36を設けるのがよい。各細長い部材11, 12に設けられた少なくとも1つの当接可能な停止部36は、小径の脈管については小さな閉鎖力を第1の組織接触極18と第2の組織接触極22との間に生じさせる。各細長い部材11, 12に設けられた少なくとも1つの別の当接可能な停止部36は、大径の脈管については大きな閉鎖力を第1の組織接触極18と第2の組織接触極22との間に生じさせることになる。好ましい実施形態では、係止要素33, 34は、細長い部材11, 12の歪みエネルギーに抗して閉鎖力を保持することになり、これら細長い部材は、次々に連続して位置する停止部36と並置関係になる前に傾斜部の逆方向のカム作用により僅かに撓むことになる。今説明した動作は、標準型止血鉗子に共通であるが、双極式止血鉗子では幾分異なる面を有している。

20

30

【0027】

一方の細長い部材11は、遠方側端部に絶縁オーバーシュア19を備えた他方の細長い部材12とは異なり、双極式電気外科用エネルギー回路27中の異なる電氣的極性の部分に取り付けられる。絶縁オーバーシュア19が設けられているので、ピボット13は、細長い部材11, 12相互間の電氣的短絡を防止するよう電氣的に絶縁する必要はない。というのは、これらはピボット13の付近では同一の極性の状態にあるからである。かくして、標準型止血鉗子の設計及び製造技術を用いて図2の改造型止血鉗子15等を構成することは可能である。同様に、係止要素33, 34は、これらの傾斜部35及び当接停止部の付近における電氣的短絡を防止するよう電氣的に絶縁する必要はない。これは、傾斜部35と当接停止部36の摩擦係合により代表的な誘電体被膜及び(又は)絶縁路又はアプローチに応力が加わるので特に良好である。

40

【0028】

2つの電気端子30, 31は好ましくは、外科医に向けた部分又は手元側端部16, 16、好ましくは手元側端部に設けられる。上述したように、端子30, 31には、双極性電気外科用エネルギー源26によって互いに反対の極性を持つエネルギーが供給される。ハンドスイッチコントローラ32に接続されたピン37は、図5に最もよく示されているように切換えを行うためのものである。好ましい実施形態では、端子は、他方の細長い部材12の手前側端部16の近くで支持される。再使用可能な双極式器具の場合、端子30, 31及びピン37は、改造型止血鉗子15を取り外すために双極性電気外科用エネルギー源2

50

6 から迅速に切り離されるように設計されている。

【 0 0 2 9 】

絶縁オーバーシュート 1 9 及び改良型止血鉗子 1 5 の組立方法は、絶縁オーバーシュート 1 9 を他方の遠方側端部 1 7 上に滑らせ、次に絶縁オーバーシュート 1 9 を他方の細長い部材 1 2 に取り付けて絶縁オーバーシュートと他方の細長い部材 1 2 の他方の遠方側端部 1 7 との間の長手方向又は横方向運動を防止する。

【 0 0 3 0 】

通常、市販の双極式掴み具、鉗子又はクランプ等は、手術の度ごとに使い捨てできるように設計されており、或いは再使用可能な場合、各々を滅菌し、電氣的に安全であるかどうか、即ち漏電があるかどうかを検査しなければならない。開示した双極式器具 1 0 は、電気構成部品から分離できるので安全性が向上し且つ安上がりであり、しかも滅菌処理が容易になることは確かである。

10

【 0 0 3 1 】

説明し請求の範囲に記載した双極式器具 1 0 は本発明の原理の一用途の例示に過ぎないことは理解されるべきである。当業者であれば、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく、多くの設計変更例及び改良例を想到できる。請求の範囲は、かかる設計変更例及び改造例を包含するものである。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 電気外科用エネルギーを送りだす改良型双極式止血鉗子の斜視図である。

【図 2】 絶縁オーバーシュートが定位置に設けられている図 1 の改良型止血鉗子の斜視図であり、遠方側端部の横断面が減少している細長い部材の一方を示す図である。

20

【図 3】 絶縁オーバーシュートを上から見た斜視図である。

【図 4】 絶縁オーバーシュートの絶縁材及び支持部分を省いた状態の絶縁オーバーシュートのスイッチ部分の配線状態の分解図である。

【図 5】 図 4 に示すスイッチの回路図である。

【図 6】 絶縁オーバーシュートを下から見た斜視図である。

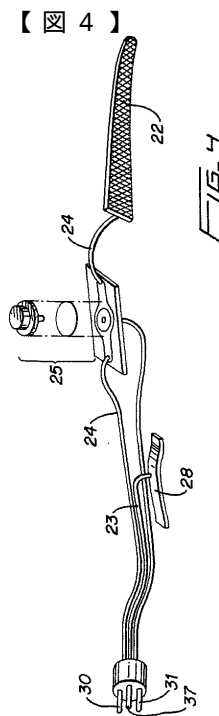
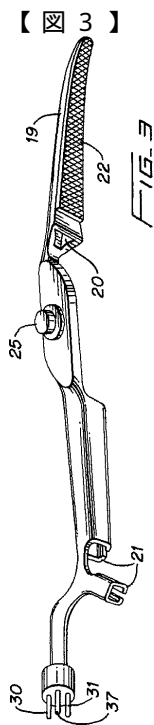
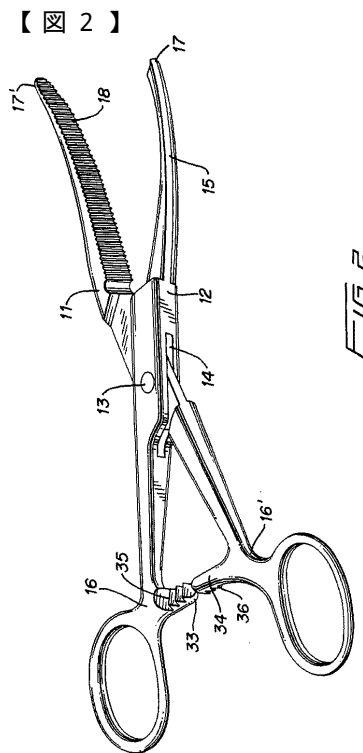
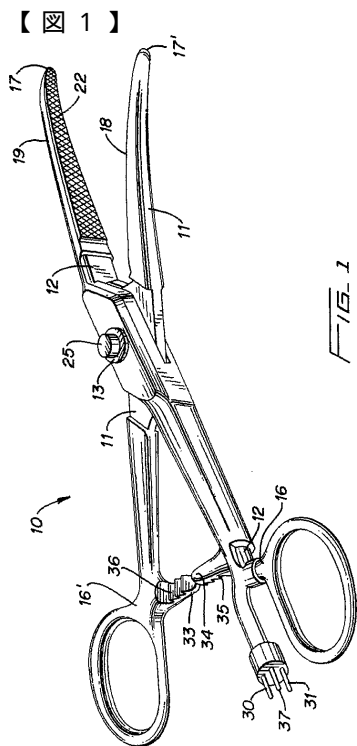
【図 7】 図 3 の絶縁オーバーシュートの側面図である。

【図 8】 図 7 の絶縁オーバーシュートの 8 - 8 線に沿った断面図である。

【図 9】 図 7 の絶縁オーバーシュートの 9 - 9 線に沿った断面図である。

【図 10】 図 7 の絶縁オーバーシュートの 10 - 10 線に沿った断面図である。

30



【図 5】

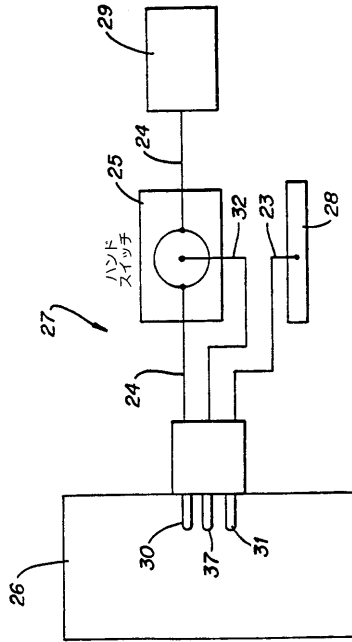


FIG. 5

【図 6】

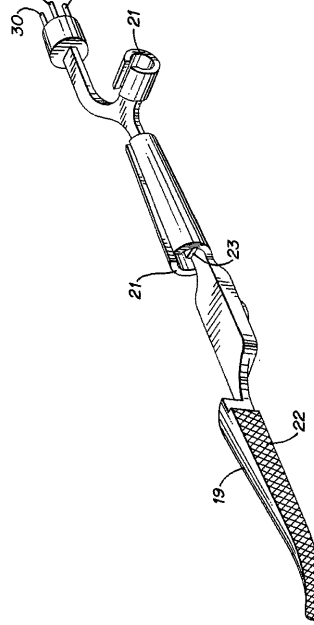


FIG. 6

【図 7】

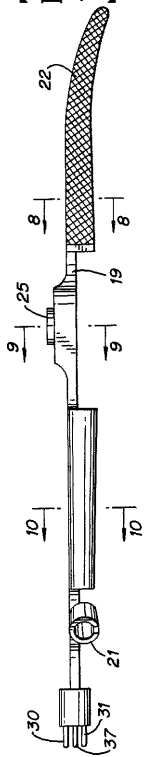


FIG. 7

【図 8】

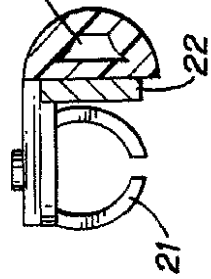


FIG. 8

【図 9】

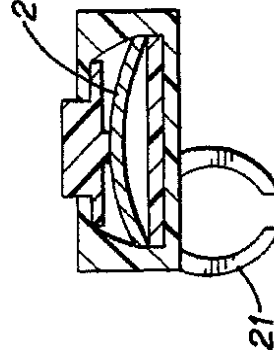
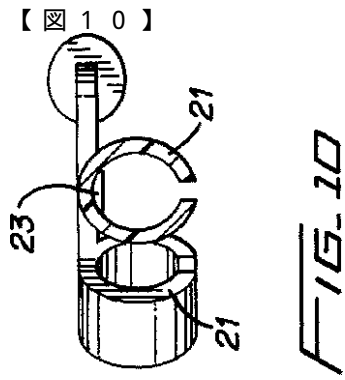


FIG. 9



フロントページの続き

(74)代理人 100074228

弁理士 今城 俊夫

(74)代理人 100084009

弁理士 小川 信夫

(74)代理人 100082821

弁理士 村社 厚夫

(74)代理人 100086771

弁理士 西島 孝喜

(74)代理人 100084663

弁理士 箱田 篤

(72)発明者 チャンドラー ジェームズ ギルバート

アメリカ合衆国 コロラド州 80304 ボールダー マウンテン ローレル プレイス 37
21

(72)発明者 フレイザー ランデル アルヴェン

アメリカ合衆国 コロラド州 80027 ルイスヴィル ウェスト パイン ストリート 65
3

審査官 神山 茂樹

(56)参考文献 特開平06-030949(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12