

(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.C1.

F 1

A 61 B 18/12 (2006.01)

A 61 B 17/39 320

請求項の数 10 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2000-510390 (P2000-510390)
 (86) (22) 出願日 平成10年9月8日 (1998.9.8)
 (65) 公表番号 特表2001-515751 (P2001-515751A)
 (43) 公表日 平成13年9月25日 (2001.9.25)
 (86) 國際出願番号 PCT/US1998/018640
 (87) 國際公開番号 WO1999/012488
 (87) 國際公開日 平成11年3月18日 (1999.3.18)
 審査請求日 平成17年9月8日 (2005.9.8)
 (31) 優先権主張番号 08/926,869
 (32) 優先日 平成9年9月10日 (1997.9.10)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500118023
 コビディエン アクチエンゲゼルシャフト
 スイス 8212 ノイハウゼン アム
 ラインファル ヴィクトル フォン ブル
 ンス シュトラーセ 19
 (74) 代理人 100059959
 弁理士 中村 稔
 (74) 代理人 100067013
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 賢男
 (74) 代理人 100065189
 弁理士 宮戸 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よくとも幾つ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鉄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ートであって、該絶縁オーバーシュート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ートと、

前記絶縁オーバーシュート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の組織接触極を電気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ト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トが、トンネルのように絶縁オーバーシュート内へ延びている開口
部を備え、前記絶縁オーバーシュート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トは、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トが設けられ、絶縁オーバーシュート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と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、

絶縁オーバーシュート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ト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ト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。

【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取っ手相互間に相互係止ラチエットを有するのが通例である。

【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、その後に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伸びる2つの導電性剛性ロッドによって行われる。

【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】

10

20

30

40

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気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、電気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】

スターク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、縫合糸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に流れる。電気外科用電流は、挟まれた状態の組織を通じて永続的な封鎖部又はシールを形成する。

30

【0013】

本発明の一利点は、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糸が不要であることがある。

【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。

40

【0016】

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、血管を通じ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

気的に接続されるよう設計されている。

【 0 0 1 8 】

〔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 の場合と同様に鉄のように動作することができるよう 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体 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気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。

〔 0 0 1 9 〕

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 で示すこととする。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。

【 0 0 2 0 】

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。

(0 0 2 1)

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ーユー 19 を有している。絶縁オーバーシューユー 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ーユー 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、絶縁オーバーシューユー 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、絶縁オーバーシューユー 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、絶縁オーバーシューユー 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ことができ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ーユー 19 内へ延びている。かくして、絶縁オーバーシューユー 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。絶縁オーバーシューユー 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。絶縁オーバーシューユー 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

た位置で絶縁オーバーシュート 19 上に設けられていて、絶縁オーバーシュート 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ールダー所在のバーラブ・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ト 19 を他方の遠方側端部 17 に取り付けることにより電気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気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 に直接電気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トのスイッチ 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ト 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ろう。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 に電気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ト 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ト 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、電気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ト 19 の側面図であり、この絶縁オーバーシュート 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ートの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ートの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ートの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ート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。絶縁オーバーシュート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

【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ート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中の異なる電気的極性の部分に取り付けられる。絶縁オーバーシュート19が設けられているので、ピボット13は、細長い部材11, 12相互間の電気的短絡を防止するよう電気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気的短絡を防止するよう電気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。

30

【0028】

2つの電気端子30, 31は好ましくは、外科医に向い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

40

50

6から迅速に切り離されるように設計されている。

【0029】

絶縁オーバーシュート19及び改良型止血鉗子15の組立方法は、絶縁オーバーシュート19を他方の遠方側端部17上に滑らせ、次に絶縁オーバーシュート19を他方の細長い部材12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12の他方の遠方側端部17との間の長手方向又は横方向運動を防止する。

【0030】

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、電気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10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

【0031】

説明し請求の範囲に記載した双極式器具10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変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うち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。

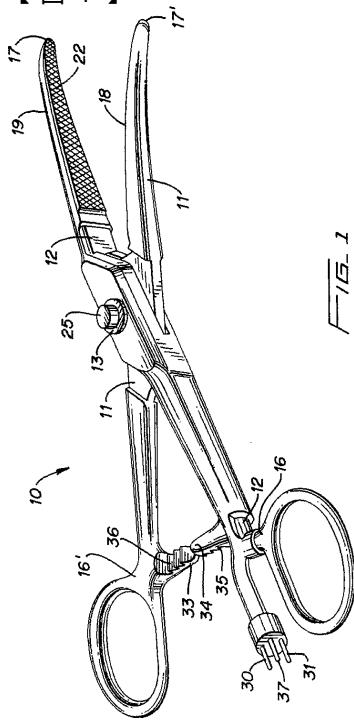
【図8】 図7の絶縁オーバーシュートの8-8線に沿った断面図である。

【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。

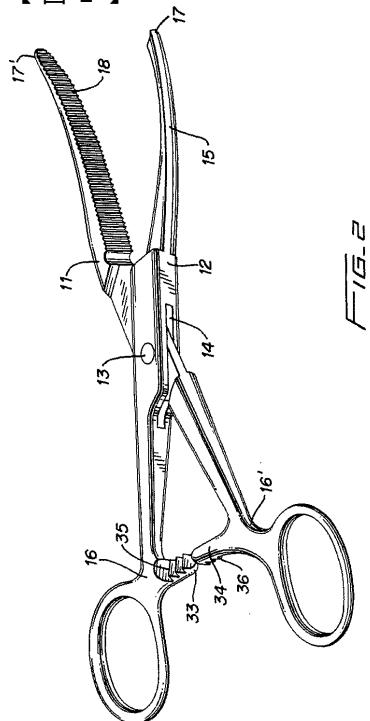
【図10】 図7の絶縁オーバーシュートの10-10線に沿った断面図である。

30

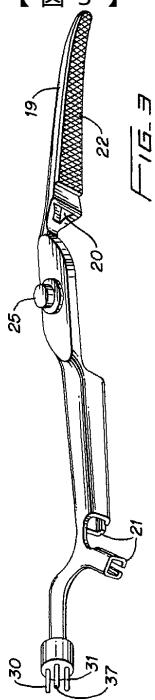
【 図 1 】



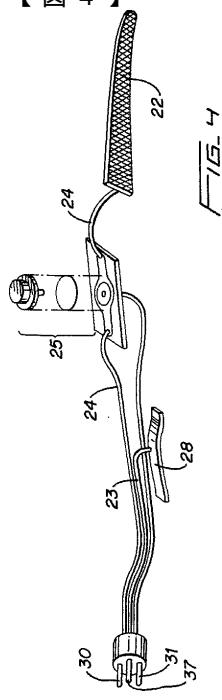
【 図 2 】



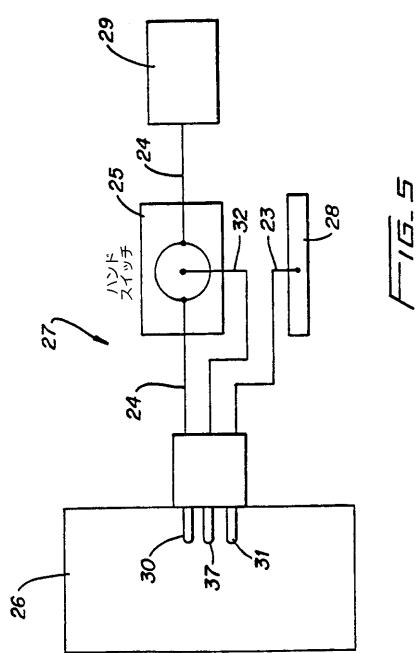
【 図 3 】



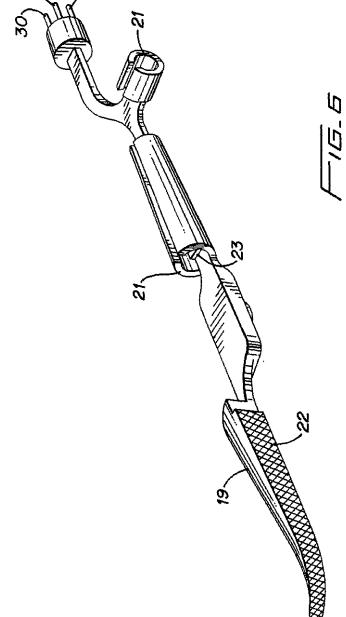
【図4】



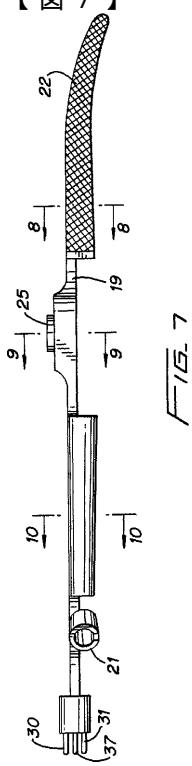
【図5】



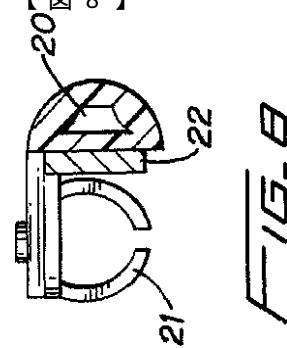
【図 6】



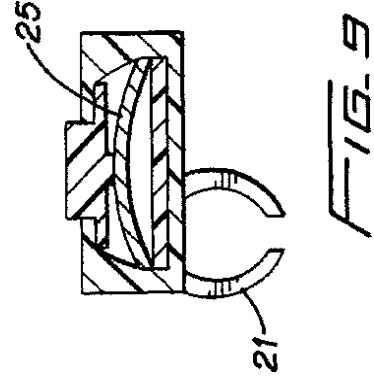
【 図 7 】



【 図 8 】



【図9】



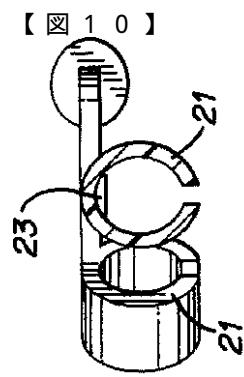


FIG. 10

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 ブレイス 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 ウエスト 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