

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号
特表2006-504472
(P2006-504472A)

(43) 公表日 平成18年2月9日(2006.2.9)

(51) Int.Cl.
A61B 18/12 (2006.01)

F I
A61B 17/39 310

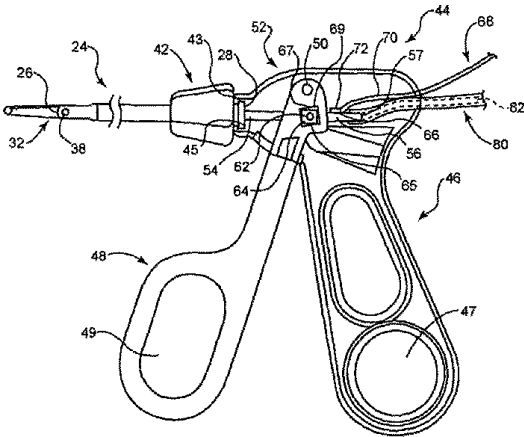
テーマコード (参考)
4C060

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)	
(21) 出願番号 特願2004-548560 (P2004-548560)	(71) 出願人 502325982 ティシューリンク・メディカル・インコーポレーテッド TISSUE LINK MEDICAL, INC. アメリカ合衆国 03820 ニュー・ハンプシャー、ドーバー、ワン・ワシントン・センター、スイート 400 Suite 400, One Washington Center, Dover, NH 03820 U. S. A.
(86) (22) 出願日 平成15年10月28日 (2003.10.28)	(74) 代理人 100067356 弁理士 下田 容一郎
(85) 翻訳文提出日 平成17年5月19日 (2005.5.19)	
(86) 国際出願番号 PCT/US2003/034306	
(87) 国際公開番号 W02004/039416	
(87) 国際公開日 平成16年5月13日 (2004.5.13)	
(31) 優先権主張番号 60/422,190	
(32) 優先日 平成14年10月29日 (2002.10.29)	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	
最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 流体補助電気外科手術鉗及び方法

(57) 【要約】

電気外科手術鉗である。該電気外科手術鉗は、揺動可能に互いに連結している第1ブレード部材及び第2ブレード部材から成るエンドエフェクタと、該鉗と電力源とを結合するように形成されている電気接続部材と、少なくとも1つの流体出口と流体連通している流体通路と、から成る。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電気外科手術鉗であって、
揺動可能に互いに連結している第 1 ブレード部材 (34) 及び第 2 ブレード部材 (36) から成るエンドエフェクタ (32) と、

少なくとも 1 つの流体出口 (120) と流体連通している流体通路 (82) と、
から成り、

前記第 1 ブレード部材 (34) 及び前記第 2 ブレード部材 (36) の少なくとも一方は、電気接続部材 (68) に電氣的に結合しており、前記電気接続部材 (68) は、前記鉗を無線周波数電力源に電氣的に結合するように形成されており、

10

前記第 1 ブレード部材 (34) は第 1 ブレード部材外表面 (137) を有しており、前記第 2 ブレード部材 (36) は第 2 ブレード部材外表面 (139) を有しており、前記外表面の少なくとも一方は、前記流体出口から流体が放出された状態で前記外表面が組織に隣接して結合し、前記鉗から前記組織に無線周波数電力が供給されている間、前記組織に沿ってスライドするように形成されており、

もって、前記組織は、空気及び身体流体の少なくとも一方が流れないように封鎖されることを特徴とする電気外科手術鉗。

【請求項 2】

前記電気外科手術鉗は、更に、単極電気外科手術鉗から成ることを特徴とする請求項 1 に記載の電気外科手術鉗。

20

【請求項 3】

前記電気外科手術鉗は、更に、腹腔鏡下電気外科手術鉗から成ることを特徴とする請求項 1 に記載の電気外科手術鉗。

【請求項 4】

前記第 1 ブレード部材は第 1 ブレード部材先端部から成り、

前記第 2 ブレード部材は第 2 ブレード部材先端部から成り、

前記先端部の少なくとも一方は、更に、球根状部から成ることを特徴とする請求項 1 に記載の電気外科手術鉗。

【請求項 5】

前記第 1 ブレード部材外表面及び前記第 2 ブレード部材外表面の少なくとも一方は、少なくとも一部が電氣的な絶縁素材から成ることを特徴とする請求項 1 に記載の電気外科手術鉗。

30

【請求項 6】

前記第 1 ブレード部材は、更に、第 1 ブレード部材剪断表面から成り、

前記第 2 ブレード部材は、更に、第 2 ブレード部材剪断表面から成り、

前記第 1 ブレード部材剪断表面と前記第 2 ブレード部材剪断表面とは互いに向き合っており、

前記第 1 ブレード部材外表面は、前記第 1 ブレード部材剪断表面の概ね反対側に位置しており、

前記第 2 ブレード部材外表面は、前記第 2 ブレード部材剪断表面の概ね反対側に位置していることを特徴とする請求項 1 に記載の電気外科手術鉗。

40

【請求項 7】

前記電気外科手術鉗は、更に、

長尺なシャフトと、

前記シャフトの内部に位置する管状内側空間部と、
から成り、

前記管状内側空間部は、前記流体通路の一部を提供していることを特徴とする請求項 1 に記載の電気外科手術鉗。

【請求項 8】

前記電気外科手術鉗は、更に、長尺で中空なシャフトから成り、

50

前記少なくとも１つの流体出口は、前記シャフトの内部に位置していることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項９】

前記電気外科手術鉗は、更に、
プッシュロッドと、
前記プッシュロッドの内部に位置している管状内側空間部と、
から成り、
前記管状内側空間部は、前記流体通路の一部を提供していることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１０】

前記流体通路は連結部材を通過しており、前記連結部材は前記ブレード部材をプッシュロッドに結合させることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１１】

前記少なくとも１つの流体出口は連結部材によって提供されており、前記連結部材は前記ブレード部材をプッシュロッドに結合させることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１２】

前記少なくとも１つの流体出口は、前記流体出口から放出された前記流体を前記エンドエフェクタに提供するように配置されていることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１３】

前記流体出口は、組織と直接接触することを前記ブレード部材によって阻止されていることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１４】

前記流体出口は、組織とは直接接触することがない実質的にアクセス不可能な場所に設けられていることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１５】

前記ブレード部材は、腹腔鏡下外科手術のためにカニューレを貫通するように形成されていることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１６】

前記第１及び第２ブレード部材の少なくとも一方は湾曲していることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１７】

前記少なくとも一方の前記外表面は、前記外表面が前記組織の表面に隣接しているとき、前記流体出口から放出された前記流体が前記組織の前記表面と前記外表面との間で局在した流体結合体を形成するように、更に形成されていることを特徴とする請求項１に記載の電気外科手術鉗。

【請求項１８】

組織を処理する方法であって、
組織表面を有する組織を提供することと、
電力レベルを有する無線周波数電力を提供することと、
流量を有する流体を提供することと、
前記無線周波数電力及び前記流体を前記組織に供給するように形成された電気外科手術鉗を提供することと、
前記流体を前記組織の前記組織表面に提供することと、
前記組織と前記電気外科手術鉗とを結合する流体結合体を前記流体で形成することと、
前記無線周波数電力を前記組織に提供することと、
前記組織から空気及び身体流体の少なくとも一方が流れないように前記組織を封鎖することと、
前記封鎖された組織を前記電気外科手術鉗で切ることと、から成る方法。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外科手術の際に体の上で使用される医療装置、医療システム及び医療方法の分野に概ね関する。詳しくは、本発明は、外科手術、特に、切開手術及び腹腔鏡下手術のように侵襲性が最小の手術の際に人体の組織上で使用される電気外科手術装置、電気外科手術システム及び電気外科手術方法に関する。

【背景技術】

【0002】

電気外科の分野では周知のように、単極装置の構成において、電力は電源から供給され、該装置に備えられている活性端子に送られる。次いで、該装置からの電気エネルギーは、患者を通り、大きな表面の電気分散接地パッドに概ね送られる。このパッドは、しばしばリターン端子と呼ばれ、患者の背中或いは他の適当な解剖箇所に配置されている。該接地パッドに送られた電気エネルギーは、電源に返される。反対に、双極装置は、活性電極及びリターン電極の両方を備えている。活性電極から流れる電流は、限定された箇所の組織を概ね通り、リターン電極に流れ、電源に戻ってくる。

【0003】

単極装置と比較した場合の双極装置の利点でよく挙げられるものの1つは、患者を通して接地パッドに流れる電流がないことである。しかし、双極鉗のような装置は、活性電気端子（極）を他方のリターン電気端子（極）から電氣的に隔絶しようとする際、複雑になる傾向がある。更に、ハード（H e a r d）氏による特許文献1（発明の名称は“双極電気外科手術鉗及びその製造方法”）に開示されているように、単極電気外科手術器具の利点の1つは、該器具の導電性部分が患者に電氣的に接触すればいつでも、外科医は電気外科電流を加えることができることである。従って、外科医は、多くの異なる角度から単極電気外科手術器具を用いて外科手術を行うことができる。対照的に、双極器具の場合、電気外科電流を加えるために2つの電極が患者に電氣的に接触することを確実にするべく該器具を注意深く配置しなければならない、という問題がある。この問題があるため、外科医が有効に使用できるような双極器具の移動範囲及び角度の範囲が制限される。

【0004】

しかし、先端が乾燥している単極及び双極の電気外科手術装置を用いると、処置を受けている組織の温度が100よりかなり高くなり、その結果、組織が乾燥したり、組織が電極に付着したり、組織を穿孔したり、焦げが形成されたり、煙が発生する可能性がある。

【0005】

患者に流れる電流を制限するために、単極鉗の場合、活性電極のサイズを対向（剪断）表面の一部のサイズにまで減少させることが行われてきた。これにより、外科医が周辺組織に不意に電流を通して該周辺組織を焼いてしまう可能性は低くなる。このような解決策の1つとしては、レビン（L e v i n）氏による特許文献2（発明の名称は“絶縁外科手術鉗”）に開示されているように、向かい合う1対の切り刃は、対向表面に対応する部分を除いて、電氣的な絶縁性及び断熱性を有する素材で被覆されている。従って、向かい合う1対の切り刃が対向表面に対応する部分を除いて電氣的な活性表面を備えることによる利点は、この特許文献2では認識されておらず、むしろ、それを防ぐようにしている。しかし、この絶縁素材を必要とすれば、鉗がより複雑なものになってしまう。

【0006】

特許文献2の教示内容は、特許文献1の教示内容に対して、幾分対照的なものとなっている。特許文献1は、組織を凝固させるために外科医が鉗の外表面を使用するのが望ましいことを開示している。しかし、特許文献1は、特許文献2が対処している周辺組織の焼けを減少させることには対処しておらず、また、乾式の電気外科装置を使用した際に起こりうる組織の乾燥、電極への組織の付着、電極上に形成される凝塊、組織の穿孔、焦げの形成及び煙の発生といった他の問題についても対処していない。

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】米国特許第 5 6 5 8 2 8 1 号

【特許文献 2】米国特許第 5 8 2 7 2 8 1 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

上記の従来技術の内容から、本発明の目的は、従来技術の限界を克服する装置、システム及び方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明によると、装置からの無線周波数（高周波数）電力は、該装置から供給される流体の結合体を介して、組織に送られ、組織の乾燥、装置への組織の付着、装置に形成された凝塊、組織の穿孔、焦げの形成及び煙の発生等の望ましくない効果を抑える。特に、組織の乾燥の抑制に関して、鍵となる要因の 1 つとしては、細胞内の水が沸騰して組織を極めて乾燥した状態にさせて導電性を著しく低下させる温度である 100 を組織の温度が超えることを抑えることにある。

【 0 0 1 0 】

一実施例において、電気外科手術鉗が提供されており、該鉗は、互いに揺動可能に連結している第 1 ブレード部材及び第 2 ブレード部材から成るエンドエフェクタと、該鉗と電力源とを結合するように形成されている電気接続部材と、少なくとも 1 つの流体出口と流体連通している流体通路と、から成る。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 1 】

本発明をよく理解するために、添付の図面及び以下の詳細な説明を参照されたい。

以下の記載において、幾つかの図面に示される構造のうち、対応するものについては類似の参照番号及び文字で示すこととし、このような対応する構造については、逐一説明することはしない。更に、特定の実施例に見られる特徴は、いかなるものでも、他の実施例にも同様に適宜なものとして適用できる。即ち、以下で述べる各種の実施例に見られる特徴は、互いに排他的なものではなく、適宜なものとして互いに交換可能である。また、明細書において、“先端”及び“基端”という語句については、本願装置の使用者の立場から見たときの“先端”及び“基端”であり、患者の立場から見たときの“先端”及び“基端”を意味するものではない。

【 0 0 1 2 】

本発明に係わる電気外科手術装置の例を詳細に説明する。該電気外科手術装置は、以下で述べる本発明のシステムと共に使用することができる。しかし、該電気外科手術装置と該システムとの組み合わせの説明は、該システムを示すためだけに行うものである。従って、本発明の電気外科手術装置を単独で、或いは本発明のシステムと合わせて使用することもできる。反対に、本発明のシステムは、広範囲にわたる各種装置とともに使用することができる。

【 0 0 1 3 】

本書で開示される電気外科手術装置は、切開手術及び腹腔鏡下手術の両方に使用できるように構成されている。腹腔鏡下手術の場合、該装置は、5 mm 或いは 10 mm のトロカールカニューレに嵌合するように形成されることが好ましい。カニューレと合わせて使用するときの本願開示の装置においては、組織を凝固させて切断するためにカニューレから器具を切り換える必要はない。

【 0 0 1 4 】

本発明の実施例における電気外科手術装置は、参照符号 22 で図 1 に示されている。この装置 22 は、本発明のシステムが有する 1 つ又はそれ以上の特徴部分と合わせて使用することができる。図に示されるように、装置 22 は、好ましくは、電気外科手術鉗、詳しくは、腹腔鏡下電気外科手術鉗から成る。装置 22 が腹腔鏡下電気外科手術鉗から成ると

10

20

30

40

50

き、該装置 22 は、好ましくは、トロカールカニューレの作業通路内を通るように形成されている。

【0015】

装置 22 は、組織（特に組織内のコラーゲン及び管）を収縮させることによって、該組織を凝固し、身体流体及び／又は空気が流れないように該組織を封鎖して、該組織を切るように構成及び設計されている。詳しくは、装置 22 は、血液が徐々に出ている生の組織表面上を塗布して組織を封鎖して出血を止めることができる。或いは、装置 22 は、切断されて出血している管を封鎖する、又は、切断される前に管を閉塞するようにするために、個々の大きな管に焦点を合わせることができる。

【0016】

図 1 に示されるように、本発明のシステムは、以下で詳細に述べるが、装置 22 に接続されている電力源 76 及び流体源 78 を備えている。図に示されているように、流体源 78 は I・V・バッグ（I・V・bag）から成る。図 1 に示される電力源 76 は、好ましくは発電機から成り、この発電機は、様々な定格の交流無線周波数電気エネルギー（即ち電力）を提供する。無線周波数電気エネルギーの周波数に関しては、周波数帯（即ち、2つの限界周波数の間における連続的な周波数の範囲）内で提供されていることが好ましく、その周波数帯は、約 9 kHz（キロヘルツ）以上 300 GHz（ギガヘルツ）以下の範囲にある周波数帯である。より好ましくは、無線周波数エネルギーは、約 50 kHz（キロヘルツ）以上 50 MHz（メガヘルツ）以下の範囲の周波数帯内で提供される。さらに好ましくは、無線周波数エネルギーは、約 200 kHz（キロヘルツ）以上 2 MHz（メガヘルツ）以下の範囲の周波数帯内で提供される。最も好ましくは、無線周波数エネルギーは、約 400 kHz（キロヘルツ）以上 600 kHz（キロヘルツ）以下の範囲の周波数帯内で提供される。電力源 76 から装置 22 に提供される電力は、電力源 76 に接続されているフットスイッチ 77 或いはその他の簡単に操作できるスイッチでオン・オフされることが好ましい。

【0017】

図 2 及び図 3 によく示されているように、装置 22 は、長尺且つ中空で電氣的に絶縁されている堅いシャフト 24 から成る中間部分を備えていることが好ましい。該シャフト 24 は、先端 26 と、基端 28 と、（図 7 に示される）中央の管状内側空間部 30 と、を有している。波線で大幅に短く示されているが、シャフト 24 の長さは、約 5 インチ以上 15 インチ以下の範囲にあることが好ましい。

【0018】

図 4 によく示されているように、強度の都合上、シャフト 24 は、ステンレス鋼等で形成された内側円筒状金属管 27 から成ることが好ましい。該金属管 27 には、絶縁素材の外側層 29 が形成されている。該外側層 29 の絶縁素材は、ポリマー、セラミック、又はガラス素材等である。外側層 29 がポリマーから成る場合、該外側層は、加熱された後で当業界では周知の方法で収縮して金属管 27 に直接貼り付くことができる収縮ラップスリーブの形状をしていることが好ましい。他の実施例においては、円筒状の管 27 自身がポリマー、セラミック又はガラス素材等の電氣的な絶縁素材で形成されていてもよく、その場合、外側層 29 を形成する必要はない。

【0019】

また、図 2 及び図 3 によく示されているように、装置 22 は、エンドエフェクタ 32 を備えていることが好ましい。図 4 及び図 5 によく示されているように、エンドエフェクタ 32 は、相対的な移動が可能であり互いに協力し合う 2つのブレード部材 34、36 から成る。ブレード部材 34、36 は、シャフト 24 の先端 26 から先端側に向かって延びており、また、先端 26 に隣接した状態で揺動可能に連結されている。もって、ブレード部材 34、36 は、揺動軸 38 を中心にして揺動する。該揺動軸 38 は、例えば、別個の金属ピンによって形成されている。該金属ピンは、シャフト 24 の固定揺動穴 40 及びブレード部材 34、36 の整合穴 35、37 を通っている。

【0020】

10

20

30

40

50

図 2 及び図 3 を参照すると、装置 2 2 は、また、先端ハンドル 4 4 に対してエンドエフェクタ 3 2 及びシャフト 2 4 全体を回転させるためのカラー 4 2 を備えていることが好ましい。先端ハンドル 4 4 は、電氣的に絶縁されている第 1 ハンドル部材 4 6 と、電氣的に絶縁されている第 2 ハンドル部材 4 8 と、から成る。第 1 及び第 2 ハンドル部材 4 6、4 8 は、シャフト 2 4 の基端 2 8 に隣接した状態で連結している。第 1 ハンドル部材 4 6 は、好ましくは、それぞれ別個に形成されており対称的な構成の 2 つの結合ピースで形成されている。図 2 及び図 3 は、この 2 つの結合ピースの一方が取り除かれてハンドル 4 4 の内側の作業部品が露出した状態を示している。第 1 及び第 2 ハンドル部材 4 6、4 8 は、好ましくは、電氣的な絶縁ポリマー素材で成形されることによって、電氣的に絶縁されていることが好ましい。

10

【0021】

第 1 ハンドル部材 4 6 は、シャフト 2 4 の円形フランジリップ 4 3 を介してシャフト 2 4 の基端 2 8 に連結されていることが好ましい。該円形フランジリップ 4 3 は、第 1 ハンドル部材 4 6 に形成されている円形の結合・係止凹部 4 5 内に備えられている。第 2 ハンドル部材 4 8 は、揺動軸 5 0 を中心に揺動可能に第 1 ハンドル部材 4 6 に連結されている。揺動軸 5 0 は、例えば、ピンで形成されている。第 2 ハンドル部材 4 8 は、プッシュ/プルロッドアセンブリ 5 2 を介してブレード部材 3 4、3 6 に間接的に連結されている。プッシュ/プルロッドアセンブリ 5 2 は、該プッシュ/プルロッドアセンブリ 5 2 がシャフト 2 4 に対して軸方向に往復移動することによってブレード部材 3 4、3 6 を開閉するように、長尺なシャフト 2 4 の管状内側空間部 3 0 内を通っている。このような構成でもって、シャフト 2 4 は、プッシュ/プルロッドアセンブリ 5 2 のロッド 5 4 を案内する楔形部材として機能する。

20

【0022】

図 2 及び図 6 によく示されているように、ロッド 5 4 の基端部 5 6 は、長手方向に向いており（即ち、装置 2 2 に対して基端側及び先端側に延びており）スロット形状を有している収容空間 6 0 内を通っている。該収容空間 6 0 は、第 2 ハンドル部材 4 8 の頭部 5 1 内を貫通している。図 3 を参照すると、ロッド 5 4 は、（例えば製造状況に合わせて）第 2 ハンドル部材 4 8 に対する該ロッド 5 4 の位置を調節可能に固定できるように、第 2 ハンドル部材 4 8 に連結されていることが好ましい。図に示されるように、ロッド 5 4 は、機械的な締め付け具 6 2 によって第 2 ハンドル部材 4 8 に連結されている。該締め付け具 6 2 は、この実施例においては、例えば止めねじから成る。しかし、該止めねじ 6 2 は、ねじはハンドル 4 8 内のねじ切りされた穴に螺入されてロッド 5 4 に接触するのではなく、金属スリーブ 6 4 の側壁内に螺入されることが好ましい。これによってねじの結合は、実質的に強くなり、ねじがスリップする可能性が低くなる。止めねじ 6 2 は、該止めねじ 6 2 の先端表面がロッド 5 4 の側面と係合してロックされるように、スリーブ 6 4 の側壁を通ることが好ましい。止めねじ 6 2 の先端表面と係合するロッド 5 4 の側面と、スリーブ 6 4 のねじ切りされた穴と、は交わっている。

30

【0023】

図 2 及び図 3 に示されるように、スリーブ 6 4 がロッド 5 4 に固定されると、スリーブ 6 4 は、締め付け具又はスリーブ係止収容部 6 5 内に配置されることによって、ハンドル 4 8 に連結される。該収容部 6 5 がハンドル 4 8 の移動とともに基端側及び先端側に移動すると、収容部の表面はスリーブ 6 4 の両側面に作用して、スリーブ 6 4 と固定されたロッド 5 4 とをハンドル 4 8 と同時に移動させる。

40

【0024】

更に、ロッド 5 4 は、また、揺動連結部を中心にして揺動可能に第 2 ハンドル部材 4 8 に連結されていることが好ましい。該揺動連結部は、この実施例においては、例えばスリーブ 6 4 と収容部 6 5 とが相互作用する部分となっている。図 3 及び図 6 に示されるように、制限された範囲でスリーブ 6 4 及び収容部 6 5 が揺動運動するように、収容部 6 5 のある一定の表面 6 9 はスリーブ 6 4 の相互作用面 6 7 から離隔している。

【0025】

50

図 3 において、把持用第 1 ハンドル部材 46 は、また、ピストルのグリップの形状を有しており、第 2 ハンドル部材 48 はトリガー或いはレバーの形状を有している。図に示されるように、第 1 ハンドル部材 46 は親指用のループ部 47 を備えており、第 2 ハンドル部材 48 は他の指用のループ部 49 を備えており、装置 22 を簡単に把持して操作できるようになっている。図に示された構成でもって、第 1 及び第 2 ハンドル部材 46、48 が互いの方向に向かって移動すると、ロッド 54 は基端側に移動してブレード部材 34、36 を閉じる。反対に、第 1 及び第 2 ハンドル部材 46、48 が互いに離れる方向に向かって移動すると、ロッド 54 は先端側に移動してブレード部材 34、36 を開く。

【0026】

図 1 及び図 3 に示されるように、装置 22 は、ロッド 54 の基端部 56 を介して（図 1 に示される）電力源 76 に接続されていることが好ましい。図に示されるように、装置 22 に電力を提供するために、電力源 76 への電氣的な接続部分は、ケーブル 68 を備えていることが好ましい。図 3 に示されるように、ケーブル 68 は、ワイヤ導体 72 から成る絶縁ワイヤ 70 と、（図 1 に示される）プラグ 74 と、から成る。電氣的に接続されている部分に関して、ロッド 54 は、はんだ接続部 66 によってケーブル 68 の一端に接続されており、ケーブル 68 の他端は、電力源 76 のプラグ収容部に挿入されているプラグ 74 を介して電力源 76 に接続されている。

【0027】

上記の構成でもって、装置 22 は、電氣的に駆動されて、以下で詳細に述べる組織を凝固及び切ることができる。活性端子と呼ばれるロッド 54 に電力源 76 から供給される電力は、シャフト 24 の管 27 に提供される他、ブレード部材 34、36 がロッド 54 に機械的な結合及び金属結合していることから該ブレード部材 34、36 にも提供される。従って、装置 22 は単極構造を有している。即ち、電力は、電力源 76 から単体の導体 72 を介して（それぞれチタニウム或いはステンレス鋼等の金属から成る）ブレード部材 34、36 の各々に供給される。従って、両ブレード部材 34、36 は、実質的に同じ電圧即ち同じ電位を有する。装置 22 からの電氣的なエネルギーは、当業界では周知のように、患者（図示せず）を介して、大きな表面を有する電気分散接地パッド 79（図 1）を概ね通り、電力源 76 に戻る。該パッド 79 は、しばしば、リターン端子或いは中立端子と呼ばれ、通常は、患者の背中或いは他の適当な解剖箇所に配置される。

【0028】

図 1 及び図 3 において、装置 22 は、ロッド 54 の基端部 56 を介して（図 1 に示されている）流体源 78 に接続されていることが好ましい。図に示されているように、装置 22 に流体 84 を提供するために、流体源 78 への流体連通部は、入力流体線 80 を備えていることが好ましい。図 3 に示されているように、入力流体線 80 は、ポリ塩化ビニル（PVC）或いはポリオレフィン（例えばポリプロピレン、ポリエチレン）等のポリマー素材で形成された可撓性のある流体線から成る。入力流体線 80 は流体通路 82（管状内側空間部）を有している。流体連通部に関して、入力流体線 80 の管状内側空間部 82 がロッド 54 の外径部及び基端 57 に干渉して嵌って該外径部及び基端 57 に押圧された状態でシールされることによって、ロッド 54 は流体線 80 の一端に連結されている。更に、シール性を強めるために、ロッド 54 の外径部及び基端 57 と管状内側空間部 82 との間

【0029】

流体源 78 は導電性流体 84 を備えていることが好ましい。該導電性流体は、好ましくは食塩水、より好ましくは無菌の生理食塩水である。この実施例では流体 84 として食塩水の使用について言及しているが、本発明に従って他の導電性流体を使用することができる。

【0030】

例えば、（“通常の”食塩水、等張性の食塩水、或いは 0.9 重量 - 体積パーセントの塩化ナトリウム（NaCl）溶液としても知られている）生理食塩水から成る導電性流体

10

20

30

40

50

の他に、高張性の食塩水、低張性の食塩水、リンガーズ (Ringer's) 溶液、泌乳リンガー (lactated Ringer's) 溶液、ロッキ・リンガーズ (Locke-Ringer's) 溶液或いはその他の電解質溶液から成る導電性流体でもよい。即ち、水等の溶媒に溶解した際に電荷を帯びたイオンに解離する (塩、酸或いは塩基) 物質である電解質を介して電気を通し、結果としてイオン伝導体から成る溶液である。

【0031】

本願で述べられるある実施例において、食塩水の電気抵抗率を 0.9% (重量 - 体積パーセント) の濃度における約 50 オーム・センチメートル (ohm-cm) から 15% (重量 - 体積パーセント) の濃度における約 5 オーム・センチメートルまで減少させるために、約 15% (重量 - 体積パーセント) の濃度で NaCl によって飽和した高張性の食塩水のほうが生理食塩水よりも好ましい。導電性流体の電気抵抗率が 10 倍減少することによって、本願で示す導電性流体自身及び組織の加熱 (抵抗加熱及び導電加熱 (conduction heating) の両方) がより低減する。

10

【0032】

本書を更に読むことによって導電性流体が好ましいことが更に明白となるが、流体 84 は非導電性流体から成る流体でもよい。非導電性流体は電気を通さないもので、非導電性流体を使用することは、導電性流体を使用することよりも好ましいとはあまり言えない。しかし、乾いた電極よりも非導電性流体を使用した方が良い点も幾つかあり、例えば、ブレード部材 34、36 に組織が付着することがあまりなく、組織及び / 又はブレード部材 34、36 が冷却され、ブレード部材 34、36 及び / 又は組織の治療箇所から凝塊が存在していれば除去されること等が挙げられる。従って、例えば脱イオン水等の非導電性流体の使用も本発明の範囲内に含まれる。他の非導電性流体としては、5% w/v のデキストロース・インジェクション USP (dextrose injection USP) 及び 10% w/v のデキストロース・インジェクション USP (即ち、100 ml の水に水和した 5 g のデキストロースの無菌溶液と 100 ml の水に水和した 10 g のデキストロースの無菌溶液) と、1.5% w/v のグリシン・イリゲーション USP (glycine irrigation USP) (即ち、100 ml の水における 1.5 g のグリシンの無菌溶液) と、5% w/v、10% w/v、15% w/v 及び 20% w/v のマンニトール・インジェクション USP (mannitol injection USP) (即ち、100 ml の水における 5 g のマンニトールの無菌溶液と、100 ml の水における 10 g のマンニトールの無菌溶液と、100 ml の水における 15 g のマンニトールの無菌溶液と、100 ml の水における 20 g のマンニトールの無菌溶液) と、3% のソルビトール・イリゲーション USP (sorbitol irrigation USP) (即ち、100 ml の水における 3 g のソルビトールの無菌溶液) と、0.54% のソルビトール / 2.75% のマンニトール・イリゲーション USP (即ち、100 ml の水における 0.54 g のソルビトール及び 2.75 g のマンニトールの無菌溶液) と、イリゲーション USP の無菌水と、がある。

20

30

【0033】

入力流体線 80 がロッド 54 に連結されると、流体線 80 によって提供されている流体通路 82 は流体通路 55 に流体連通する。流体通路 55 は、この実施例において、(図 6 及び図 7 に示される) ロッド 54 の穴即ち管状内側空間によって形成されている。このような構成によって、流体源 78 から提供される流体 84 は、装置 22 の先端に向かって流れることができる。

40

【0034】

図 4 及び図 7 によく示されているように、ロッド 54 の先端 59 は連結部材 86 に連結されていることが好ましい。詳しくは、図 7 に示されるように、ロッド 54 の先端部 58 は、円形収容部 88 から成るロッド接続部内に (押されて) 干渉した状態で嵌る。若しくは、ロッド 54 の先端部 58 の外側壁は、収容部 88 の内側壁に形成されているめねじと係合するように形成されているおねじを備えていてもよい。

【0035】

50

図4及び図7において、連結部材86の円形部90は、管27の内径よりも僅かに小さい(例えば、約0.001インチ乃至0.040インチの)外径を有するように形成されている。このような構成でもって、連結部材86の外側円形表面92は、ロッド54の往復移動とともに、管27の内表面31に沿って容易にスライドすることができる。それと同時に、連結部材86の収容部88は、ロッド54の先端部58を管27の中央に向けて配置することができる。(装置22から組織の治療箇所へ供給された)流体84が管状内側空間部30内に逆流することを抑えるため、或いは、装置22の先端が該装置の基端の上方に位置するような姿勢を装置22が取っていることによって流体84が管状内側空間部30内に逆流することを抑えるために、好ましくは、円形部90の外径部は、管27の内表面31と嵌合してハンドル44及び管27の管状内側空間部30を実質的にシールして、その中に流体84が逆流して流れ込むことを防ぐ。このシールを強固なものにするために、(図4に示される)別個のシール部材94を表面92、31間に配置させてもよい。該シール部材94は可撓性のあるオーリングガスケット等である。若しくは、オーリングガスケットは、ロッド54の基端部56とシャフト24の基端部との間の近くに配置されるようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【0036】

図5によく示されているように、連結部材86は、収容部88から先端側に向かって位置しているブレード部材連結部96から成る。該接続部96は、実質的に平坦な舌を有しており、該舌は円形収容部88に対して先端側に延びている。また、ブレード部材連結部96は、ブレード部材34の基端部98とブレード部材36の基端部100との間に挟まれており、該基端部98、100を互いに離隔させている。図に示されるように、互いに向かい合っているブレード部材34、36の平坦な内側表面102、104は、ブレード部材連結部96の平坦な両側面106、108に重なっている。

【0037】

引き続き図5において、ブレード部材連結部96は、両側面106、108から横方向に延びている両側ピン110、112を備えている。ピン110、112は、ブレード部材34、36を開閉するために、ブレード部材34、36の表面102、104に形成されているスロット形状の凹部114、116内に嵌り且つ該凹部114、116に沿って移動するように形成されている。詳しくは、(ロッド54が基端側に移動することによって)ピン110、112が凹部114、116内に位置している状態で基端側に移動すると、ブレード部材34、36は、揺動軸38を中心にして、互いに向かい合う方向に回転して閉じる。反対に、(ロッド54が先端側に移動することによって)ピン110、112が凹部114、116内に位置している状態で先端側に移動すると、ブレード部材34、36は、互いに向かい合う方向にまだ回転できるとしても、該ブレード部材34、36が閉じる方向とは反対の方向に向かって揺動軸38を中心にして回転して開く。図に示されているように、ブレード部材34、36の開閉移動を容易にするために、凹部114、116は互いに反対方向に向いている。

【0038】

装置22からロッド54の管状内側空間55内の先端側に流れてきた流体84を放出するために、連結部材86は、管状内側空間55と流体連通する穴を1つ或いはそれ以上備えていることが好ましい。該穴は、流体84の流体出口を提供している。図7によく示されているように、収容部88の底壁には穴118が貫通しており、流体84の流体出口120を提供している。図7に示されるように、流体出口120は、該流体出口120がブレード部材34、36の組織相互作用部から遠く離れるように、シャフト24の先端26の基端に位置している。換言すれば、流体出口120は、組織と直接接触したり組織によって閉ざされることのない実質的にアクセス不可能な場所となっているシャフト24の先端26内にて保護されて且つ凹んでいる。流体出口120はわずか1つしか示されていないが、(様々な箇所にて)必要な分だけ、同様な形態で流体出口を追加して備えることができることは理解できよう。

【0039】

図 8 に示されるように、組織を凝固させるために装置 22 を使用する際、好ましくは孤立性を有し局在した膜から成る流体結合体 122 は、組織 124 の表面 126 とブレード部材 34、36 との間で流体 84 の膜を形成する。装置 22 の使用者がブレード部材 34、36 を組織の治療箇所に配置して、該ブレード部材 34、36 を組織 124 の表面 126 上で移動させると同時に、流体 84 は流体出口 120 から放出されて基端部 98、100 の周辺及びその上を伝って、ブレード部材 34、36 の先端部 128、130 まで移動し、その後、流体結合体 122 を経由して組織 124 の表面 126 上に到達する。重力によって、流体 84 は、連結部材 86 の先端からブレード部材 34、36 の先端部 128、130 及び端 140、142 に流れる。装置 22 の姿勢は、ほとんど常に、先端が下方に向いている状態となっている。表面張力は、流体 84 がブレード部材 34、36 の先端 140、142 に到達して組織 124 に接触する前にブレード部材 34、36 から滴下して離れることを防ぐ傾向を有する。

10

【0040】

流体 84 は、組織 124 の表面 126 を潤滑して、ブレード部材 34、36 が組織 124 の表面 126 上を移動しやすくなるようにしている。流体 84 が導電性流体の場合、該流体は装置 22 と組織 124 とを電氣的に結合させる。ブレード部材 34、36 の移動の際、装置 22 の使用者は、原則として、組織 124 の表面 126 上にてブレード部材 34、36 を塗布するような動かして前後にスライドさせ、流体 84 を他の物との潤滑コーティング材として使用する。好ましくは、ブレード部材 34、36 と組織 124 の表面 126 との間に形成されている流体結合体 122 の厚さは、約 0.05 mm 以上 2.5 mm 以下の範囲にある。より好ましくは、ブレード部材 34、36 と組織 124 の表面 126 との間に形成されている流体結合体 122 は、約 0.1 mm 以上 1.0 mm 以下の範囲にある。

20

【0041】

ブレード部材 34、36 のブレード部材外側表面 137、139 で組織の凝固を行うことが好ましい。該ブレード部材外側表面 137、139 は、それぞれ、ブレード部材内側剪断表面 136、138 の反対側にある。図 8 に示されるように、組織 124 の表面 126 上での装置 22 のスライド移動を良好に且つ容易に行うために、好ましくは、先端 140、142 の基端側に隣接するブレード部材 34、36 の先端部 128、130 は、それぞれ、両側球根状部から成ることが好ましい。該球根状部は、ここでは円滑な（即ち縁のない）半円形表面 150、152 を有していることが好ましい。該半円形表面 150、152 は、大半円形領域によって形成されている（半径形表面 150、152 は、好ましくは約 180 度の角度を提供しており、約 16 乃至 64 マイクロインチ RMS（自乗平均の平方根）の範囲にある表面仕上げを有している）。従って、ブレード部材 34、36 が閉じると、2つの両側半円領域は装置 22 の球形先端チップとなることができる。これにより、装置 22 の先端の表面積は増加して、塗布するような動作で組織を凝固するために適した電力密度を提供する。例えば、電力レベルが大抵の腹腔鏡下治療の典型的な上限とされる 50 ワットの場合、球の断面の寸法、即ち、ここでは直径が約 2 ミリメートル以上 2.5 ミリメートル以下の範囲にあると、良好な動作を行うことが分かっている。電力が 100 ワットもの大きな電力の場合、寸法は約 3 ミリメートル以上 4 ミリメートル以下の範囲にあるように大きくしなければならない。電力が小さく例えば 25 ワットの場合、寸法は、約 1.25 ミリメートル以上 1.75 ミリメートル以下の範囲にあるように小さくしなければならない。更に、組織の凝固をより容易にするために、好ましくは、ブレード部材 34、36 の先端部 128、130 は弓形となっており、ブレード部材 36 に凸形表面 139 を形成している。凸形表面 139 を有するブレード部材 36 は、組織上にて容易に配置されスライドすることができる。

30

40

【0042】

ブレード部材 34、36 に電流を加えると、電気抵抗加熱によって組織 124 の加熱が起こる。言い換えれば、これは、電流が組織を流れて、関連する電気エネルギーが、組織の電気抵抗の機能を果たすイオン移動の加速によって、熱エネルギー（即ち熱）に変換された

50

結果、組織 1 2 4 の温度が上昇する。抵抗加熱は、電流が組織 1 2 4 を流れることによって、直接且つ即時に組織 1 2 4 の内側を加熱する。

【 0 0 4 3 】

装置 2 2 は、血管等の管を含む組織 1 2 4 がブレード部材 3 4、3 6 で切られる前に、該組織を凝固して封鎖することを望む外科医には特に有効である。詳しくは、ブレード部材 3 4、3 6 が組織 1 2 4 の表面 1 2 6 に沿って移動すると、該ブレード部材 3 4、3 6 の下にある組織 1 2 4 は凝固する。当業界では周知であるが、血管のコラーゲンは、熱にさらされると収縮するので、血管の直径及び関連する管状内側空間部は減少する。サイズ及び組織 1 2 4 の表面 1 2 6 へ近接の度合い次第では、完全に閉塞する管もある（例えば、約 1 mm までの直径を有し、深さが 1 乃至 5 mm の管）。1 mm を超える管は部分的にしか閉塞しないので、クリップ・アプライヤー（clip applicator）等の他の装置或いは縫合結紮を用いて更なる処置を施すことが必要とされる。直径が 1 mm 以下の管は組織内にて深い箇所が存在するため、最初は封鎖することができないが、組織を凝固させて深く切断するように装置 2 2 を使用すると、該管を閉塞することができる。

10

【 0 0 4 4 】

組織 1 2 4 の表面 1 2 6 が装置 2 2 で正しく処理されると、ブレード部材 3 4、3 6 の先端 1 4 0、1 4 2 の少なくとも 1 つは、肝臓の被膜等の組織 1 2 4 を刺して穿孔するために使用される。好ましくは、穿孔の深さは、未処理の管を穿刺する恐れを回避するために、表面凝固によって提供される組織に対して行う処理の深さよりも深くはない。組織 1 2 4 に第 1 の穿孔を形成した後、その処理された組織 1 2 4 において、該第 1 の穿孔から横方向に離れた第 2 の穿孔を形成する。その後、第 1 の穿孔と第 2 の穿孔との間にある組織 1 2 4 の一部を、切断縁 1 3 2、1 3 4 の間且つ切断表面 1 3 6、1 3 8 の間に位置させる。該組織 1 2 4 の一部は、その後、ブレード部材 3 4、3 6 が閉じたとき、切断される。他の実施例において、両穿孔は、ブレード部材 3 4、3 6 の先端 1 4 0、1 4 2 で同時に形成される。他の更なる実施例において、穿孔は 1 つのみ形成される。この場合、一方のブレード部材 3 4 は穿孔内に配置され、他方のブレード部材 3 6 の先端 1 4 2 は、ブレード部材 3 4 から横方向に離れた状態で組織 1 2 4 の表面 1 2 6 に押圧され、ブレード部材 3 4、3 6 が閉じると、組織 1 2 4 は切断される。他の更なる実施例においては、切断前に組織 1 2 4 を穿孔する必要はなく、この場合、組織 1 2 4 を操作して、穿孔を形成することなく、開いたブレード部材 3 4、3 6 の切断縁 1 3 2、1 3 4 の間且つ切断表面 1 3 6、1 3 8 の間に組織 1 2 4 を位置させる。

20

30

【 0 0 4 5 】

図に示されるように、ブレード部材 3 4、3 6 の先端 1 4 0、1 4 2 は鋭くないことが好ましい。換言すれば、ブレード部材 3 4、3 6 の先端 1 4 0、1 4 2 は、先が尖っていない構成を有することが好ましい。ブレード部材 3 4、3 6 の先端 1 4 0、1 4 2 は尖っていないことが好ましく、もって、ブレード部材 3 4、3 6 の先端 1 4 0、1 4 2 は組織表面 1 2 6 に沿ってスライドし、ブレード部材 3 4、3 6 は、組織表面 1 2 6 に沿って、前後に塗布するような動いてスライドし、ブレード部材 3 4、3 6 のブレード部材外側表面 1 3 7、1 3 9 で組織の凝固が行われる。

【 0 0 4 6 】

肝臓等の実質組織の場合、ブレード部材 3 4、3 6 の一方或いは両方の先端 1 4 0、1 4 2 は、組織 1 2 4 に最初穿孔することなく、組織を尖っていない先端で切り裂くと同時に凝固させるために使用可能である。組織 1 2 4 の表面 1 2 6 がブレード部材 3 4、3 6 の少なくとも一方の下方及び周囲で凝固すると、凝固した実質を尖っていない先端で切り裂くためにブレード部材を使用できる。装置 2 2 が、尖っていない先端で切り裂かれたことによって形成された組織 1 2 4 の表面 1 2 6 の長尺な間隙内に進入すると、ブレード部材 3 4、3 6 の切断縁 1 3 2、1 3 4 は、間隙の側壁にある凝固した実質を尖っていない先端で切り裂く、或いは、尖っていない先端で切り裂くと同時に凝固させるために使用される。凝固した実質を尖っていない先端で切り裂く作業は、組織 1 2 4 の表面 1 2 6 を凝固させるのと実質的に同じ前後運動で、実質を継続的に擦る又は分割することによって行

40

50

われる。しかし、尖っていない先端で切り裂く場合、外科医は、通常、組織に対してより大きな力を加えることになる。各種実施例において、実質が凝固すると、尖っていない先端で切り裂く作業は、無線周波数電力を用いて或いは用いずに（即ち、オン或いはオフして）且つ/又は流体 84 を提供して或いは提供せずに、行うことができる。

【0047】

その他の技術としては、ブレード部材 34、36 は、押し込みによる切り裂き作業をするために使用可能である。換言すれば、間に組織 124 を挟まずにブレード部材 34、36 が閉じた状態で、該ブレード部材 34、36 は、組織 124 内、好ましくは、隣接する組織面の間に押し入る。その後、ブレード部材 34、36 はゆっくりと開き、ブレード部材 34、36 の先端 140、142 が組織 124 に分離する力を作用させることによって、組織は切り裂かれる。

10

【0048】

上記の技術は、脾臓、腎臓及び肺等の他の実質器官にも使用することができる。更に、上記技術は、筋肉組織及び皮下脂肪にも使用可能である。上記技術の使用範囲は、良性腫瘍、嚢、或いは泌尿器科又は婦人科で扱われる領域で発見されるその他の組織の塊にも拡張することができる。血管腫瘍等の高度な脈管腫瘍を除去することもできる。

【0049】

本願開示の装置を使用すると、肝臓の切除等の外科手術における失血が際だって低減される。肝切除を正しく行った場合の失血量は、通常、500乃至1000立方センチメートルの範囲にある。肝臓を予めその横断方向に凝固させるために本願開示の装置を使用すると、失血量は50乃至300立方センチメートルの範囲にある。このように失血が低減することによって、輸血の必要性を低減させる、或いは輸血を不要とすることができる。従って、長期入院及び癌の再発の可能性が高くなる等の輸血に関する望ましくない臨床上的結果が起こる可能性及び費用を低減或いは無くすことができる。また、該装置を使用することによって、胆管の封鎖を向上させ、外科手術の主な合併症として考えられる術後の胆汁の漏洩の発生率を下げることもできる。

20

【0050】

肝臓の切除の他に、装置 22 は、例えば、急性胆嚢炎或いは肝臓内の胆嚢（intrahepatic gallbladder）の場合に腹腔鏡下胆嚢切除（略称は、“lap chole”）を行う外科医にとっては特に有効であり、該装置 22 は多くの機能を提供する。詳しくは、装置 22 は、肝臓と胆嚢との間にある組織 124 の炎症を起こしている漿膜の層を凝固させて切り裂くために、外科医にとっては有効である。該組織 124 としては、器官間における強靱で線維性の高度な脈管の接続組織が含まれる。

30

【0051】

外科手術装置 22 から供給される電力は、概ね、約 20 ワット以上 150 ワット以下の範囲にあり、より好ましくは、約 50 ワット以上 100 ワット以下の範囲にある。外科手術装置 22 から提供される流体は、概ね、毎分約 1 立方センチメートル以上毎分 100 立方センチメートル以下の範囲にあり、より好ましくは、毎分約 5 立方センチメートル以上毎分 25 立方センチメートル以下の範囲にある。具体的な電力及び流体の流量の関係については、2002 年 5 月 23 日に公開されたミク・クラークン（McClurken）氏による米国出願公開公報第 2002/0062123 号の“流体補助医療装置、流体供給システム、これらの装置の制御装置及び方法”を参照すれば、完全に理解できよう。

40

【0052】

組織、特に凝塊がブレード部材 34、36 に付着することを最小にはするが該組織を適切に加熱して処理するために、好ましくは組織の温度は、約 75 以上 120 以下の範囲になければならない。当業界では周知のように、（例えば、血管、気管支、胆管等の壁のような）I 型コラーゲンを含んでいる組織は、0.01 秒間約 85 の温度、又は、15 分間約 65 の温度にさらされると収縮する。組織を収縮させるための目標とする温度/時間は、例えば、約 75 で約 1 秒である。より一般的に言えば、組織に提供される電力は、無線周波数による起動後約 1 秒以上 10 秒以下の間にコラーゲンを収縮させるほど

50

の十分な電力でなければならない。組織の温度を120以下に制御する方法は、例えば、流体84、特に流体結合体122を沸騰させることによって、組織内に発生した過剰な熱を取り除くことにある。流体84が食塩水から成る場合、該流体84はおよそ100で沸騰して組織から熱を除去し、組織の温度が100を超えることを防ぐ。更なる詳細は、上述のミク・クラークン氏の米国出願公開公報第2002/0062123号を参照されたい。

【0053】

湾曲したブレード部材34、36を備えている鉗とともに使用することに関連させて、装置22を以上説明した。図9に示されるように、更なる他の実施例において、本発明の装置は直線状のブレード部材34、36から成る。

10

【0054】

図10に示される他の実施例において、電気外科手術装置22のブレード部材36のみが球根状部154を有していることによって、非対称な先端が形成されている。また、この実施例は、図に示されるように、ブレード部材34、36の外側表面137、139が、球根状部154の表面152の部分を除いて、電気的な絶縁素材の被覆体156を備えている点においても前述の実施例とは異なる。該絶縁素材はポリマー、セラミック或いはガラス等である。ポリマーは、例えば、フッ素、特に、ポリテトラフルオロエチレンから成る。これにより、ブレード部材34、36からの電流は、球根状部154を介して組織内にて集中する。上記記載から、他の実施例において、ブレード部材34、36のいずれも球根状部154を備えていないときも被覆体152を使用することができることは理解できよう。

20

【0055】

外側球根状部154は組織を凝固させるように構成されており、ブレード部材34、36は、組織を凝固及び切断し、特に、図11に示されるように、血管等の管158を封鎖するために使用される。ブレード部材34、36が帯電され、血管158を含む組織に無線周波数電力を提供すると、壁160を形成している組織内のコラーゲンは上述のように収縮し始める。該管158が収縮し続けていくにつれて、管状内側空間部162は部分的に閉塞した状態から完全に閉塞した状態になる。

【0056】

組織は凸凹しているため、処置が行われる管158の表面164は平坦ではなく、顕微鏡でなければ見えないような頂部と谷部による起伏が生じている。従って、従来の鉗を用いた場合では、該鉗と管158とが直接電氣的に結合している領域は組織表面164内において孤立した頂部に限られる。このような状況において、管158に無線周波数電力を加えると、組織の頂部のみと鉗との電氣的な結合に対応して、該電氣的に結合した頂部の電流密度は増加する。この電流密度の増加は、孤立した箇所における組織158を乾燥させて焦がす能力を有する。他の箇所においては、スパーク状の電流は、管158の表面164における谷部と鉗との間に形成されている隙間を飛び越えて管158を燃やす、或いは穿孔してしまうことがある。

30

【0057】

また、従来の鉗を用いた場合では、組織が処置を受けている際に収縮及び/又は乾燥すると、管158の表面164と鉗の表面との電氣的な結合が低下する場合がある。組織が処置を受けている際に収縮及び/又は乾燥すると、管158の表面164は鉗との接触を弱めて、上記と同様に、該鉗と表面164との電氣的な結合領域は減少し、そして、その電氣的な結合領域の減少に対応して、鉗との電氣的な結合状態を保っている箇所における電流密度及びそれに関係する熱を増加させる。この厄介な問題は、組織が上述のように起伏している場合は、更に悪化する。

40

【0058】

管158が収縮する際に起こる鉗と管158との電氣的な結合の減少を補うために、従来の鉗の使用者は、該鉗を更に近づけたり押したりして管158との接触を強化することが求められる。しかし、管158に掛かる力を増加させると、管が完全に閉塞する前に、

50

鋏の切断縁 1 3 2、1 3 4 で不意に管を厳しい状況に貶める危険性を高めることになりかねない。

【0059】

図 1 1 に示されるように、管 1 5 8 の表面 1 6 4 は、ブレード部材 3 4、3 6 の組織当接表面 1 4 4、1 4 6 に直接電氣的に結合していることに加えて、導電性流体 8 4 から成る流体結合体 1 4 8 を介してブレード部材の切断表面 1 3 6、1 3 8 に間接的に結合する。更に、隙間 1 6 6 が形成され、且つ、管 1 5 8 の表面 1 6 4 とブレード部材 3 4、3 6 の組織当接表面 1 4 4、1 4 6 とが直接接触することがないような箇所にて、流体結合体 1 4 8 はブレード部材 3 4、3 6 の組織当接表面 1 4 4、1 4 6 と結合する。

【0060】

好ましくは食塩水から成る流体結合体 1 4 8 は、従来の鋏を用いた場合に見られた乾燥、ブレード部材 3 4、3 6 の切断表面 1 3 6、1 3 8 及び組織当接表面 1 4 4、1 4 6 への組織の付着、組織の穿孔、焦げの形成、煙の発生及びスパークの発生を防ぐ。食塩水等の導電性流体 8 4 が使用される場合、該流体は組織を冷却すると同時に電流を良好に組織内でより均一に分散させて、乾燥、焦げ付き、煙の発生、付着、燃料が起こるような状態にまで組織が加熱されることを防ぐ。

【0061】

流体結合体 1 4 8 は、起伏のある組織或いは装置との結合が不十分な組織に関する電流密度の増加を相殺（減少させる）ことに加えて、電極の鋭利な縁にしばしば関係している“エッジ効果”と呼ばれるものによる電流密度の増加をも相殺する。例えば、装置 2 2 の切断縁 1 3 2、1 3 4 が鋭利なことによって、該切断縁に隣接する組織への電流密度の増加が起こる。切断縁 1 3 2、1 3 4 の各側部に隣接する流体結合体 1 4 8 を提供する際は、大きな表面にわたって、組織内に対して電流を拡散させて伝送する流体結合体 1 4 8 が存在するので、電流密度の増加は相殺される。

【0062】

前述したように、本願開示の電気外科手術装置 2 2 は、例えば腹腔鏡による胆嚢切除等の腹腔鏡下外科手術の際に、参照符号 1 0 で示された図 1 2 のカニユーレとともに使用可能である。カニユーレ 1 0 は、長尺で堅いシャフト部 1 6 によって先端部 1 4 から離されている基端部 1 2 から成る。カニユーレ 1 0 の基端部 1 2 は、好ましくは、堅いシャフト部 1 6 に連結している頭部 1 8 から成る。頭部 1 8 とシャフト部 1 6 とは螺合によって互いに連結していることが好ましい。最も重要なこととして、カニユーレ 1 0 は、基端部 1 2 から頭部 1 8 及びシャフト部 1 6 を通ってカニユーレ 1 0 の先端部 1 4 まで延びている作業通路 2 0 を有している。ある一実施例に開示の電気外科手術装置は、カニユーレ 1 0 内に挿入されると、作業通路 2 0 の基端に進入して通路 2 0 に沿って先端側に移動し作業通路 2 0 の先端から出るように形成されている。同実施例において、電気外科手術装置は、カニユーレ 1 0 から引き抜かれる際、作業通路 2 0 の先端に進入して通路 2 0 に沿って基端側に移動し作業通路 2 0 の基端から取り除かれるように形成されている。

【0063】

添付の特許請求の範囲において、“組織”には、器官（例えば、肝臓、肺、脾臓、胆嚢）、高度な脈管組織（例えば、肝臓、脾臓）、柔らかい組織、固い組織及び組織の塊（例えば、腫瘍）が含まれるが、これらには限定されない。

【0064】

本発明の好適な実施例を以上説明したが、本発明の趣旨及び添付の特許請求の範囲を逸脱しない各種の変更、応用例及び変形例が可能であることは言うまでもない。従って、本発明及びその均等物の範囲は、上記の実施例に基づいて決定されるものではなく、添付の特許請求の範囲に基づいて決定されるものである。

【0065】

例えば、ロッド 5 4 と第 1 及び第 2 のハンドル部材 4 6、4 8 との間における動作及び結合は詳細に記載されているが、これは、本発明の限定事項を構成するものではなく、各種の機構が採用可能であることは言うまでもない。ロッド 5 4 と第 1 及び第 2 のハンドル

10

20

30

40

50

部材 4 6、4 8 との間における動作及び結合と同様に、当業界では周知の各種機構によって、装置 2 2 の先端においてブレード部材 3 4、3 6 の相対移動を実行或いは制御するためにブレード部材 3 4、3 6 をロッド 5 4 の先端部 5 8 に結合してもよく、開示されている特定の構造が本発明の限定事項を構成するものではないことを理解されたい。

【0066】

更に、添付の特許請求の範囲は、出願人が特許請求する発明の最も広い範囲を必ずしも構成するものではなく、また、本発明の特許請求をする唯一の方法を必ずしも構成するものでもなく、また、記載された特徴全てが必要であることを必ずしも示すものでもないことを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

10

【0067】

【図 1】本発明に係わるシステムの一部としての装置の一例であって、該装置の概略的な側面図

【図 2】ハンドルの一部を取り外した状態の図 1 に示された装置の概略的な等角図

【図 3】電力ケーブル及び流体線が接続された状態の図 2 に示された装置の概略的な側面図

【図 4】図 3 に示された装置の先端部が分解された状態を至近距離から概略的に示した等角図

【図 5】図 3 に示された装置の先端部が分解された状態を至近距離から概略的に示した等角図

20

【図 6】ブレード部材を取り外した状態における図 2 に示された装置の側部の断面を概略的に示した図

【図 7】図 6 に示された装置の先端部の側部の断面を至近距離から概略的に示した図。

【図 8】組織の存在下における図 2 に示された装置の先端部の上部を至近距離から概略的に示した図

【図 9】図 2 に示された装置の変形例であり、該変形例における装置の先端部の上部を至近距離から概略的に示した図。

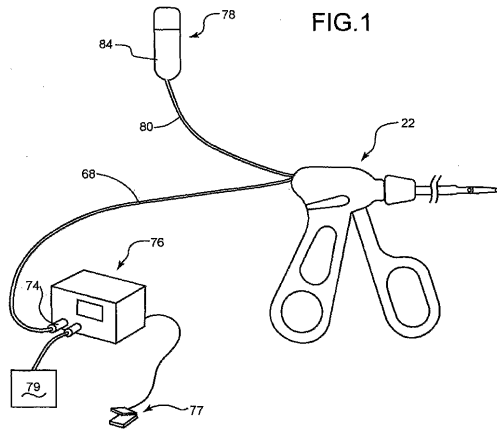
【図 10】図 2 に示された装置の更なる変形例であり、該更なる変形例における装置の先端部を至近距離から概略的に示した等角図

【図 11】組織がブレード部材間に位置した状態における図 10 の 11 - 11 線による断面を至近距離から概略的に示した図

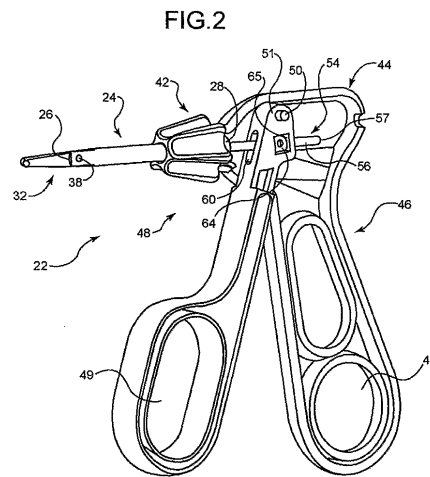
30

【図 12】本発明の装置とともに使用可能なカニューレの等角図

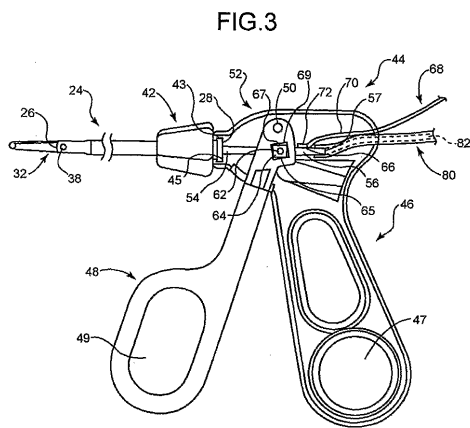
【図 1】



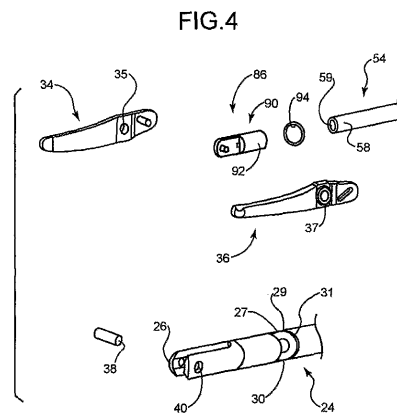
【図 2】



【図 3】

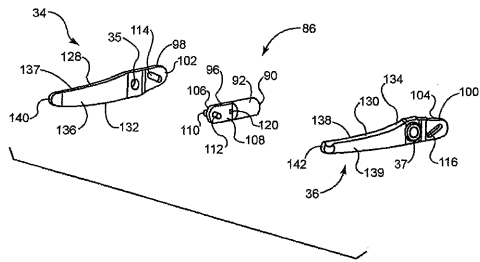


【図 4】



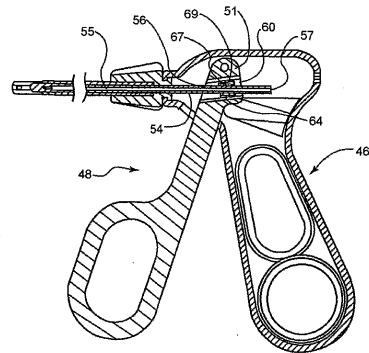
【 図 5 】

FIG.5



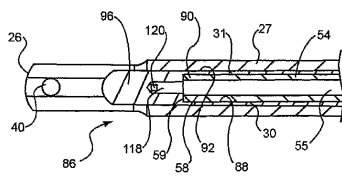
【 図 6 】

FIG.6



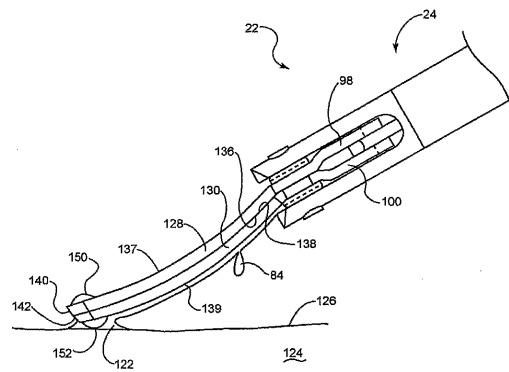
【 図 7 】

FIG.7



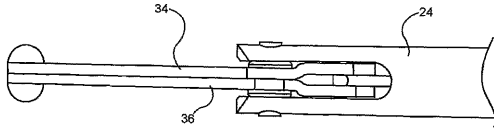
【 図 8 】

FIG.8



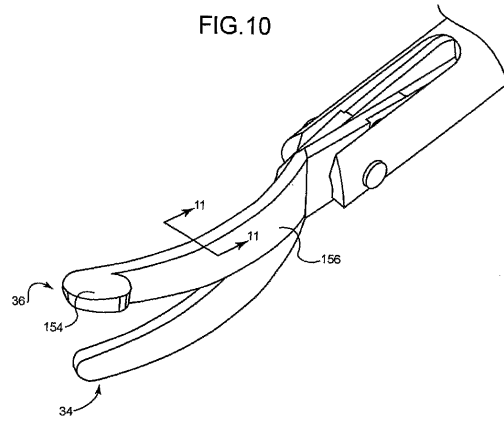
【図 9】

FIG.9



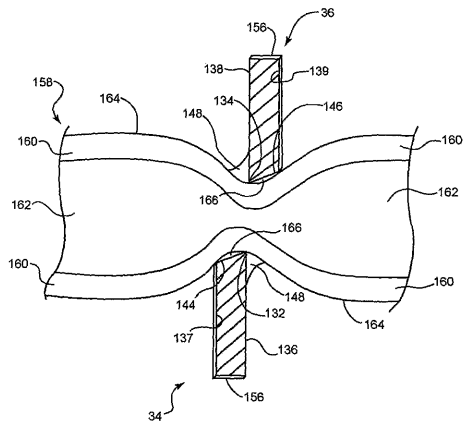
【図 10】

FIG.10



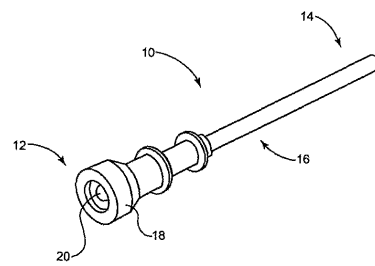
【図 11】

FIG.11



【図 12】

FIG.12



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US03/34306

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER												
IPC(7) : A61B 18/18												
US CL : 606/37												
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC												
B. FIELDS SEARCHED												
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 604/20-22; 606/32, 37, 39-42, 45-46, 49-52, 170, 174, 205-207; 607/96, 98-99, 101												
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched												
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)												
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT												
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.										
X, E --- Y	US 6,699,240 B2 (Francischelli) 02 March 2004 (02.03.2004), Figure 1, Column 3, Lines 1-47.	1,5,6,12,15-18 ----- 2-4, 7, 9-11, 13-15										
Y	US 5,827,281 A (Levin) 27 October 1998 (27.10.1998) Abstract; Column 4, Lines 55-58; Figure 3.	2-4										
Y	US 6,096,037 A (Mulier et al.) 01 August 2000 (01.08.2000) Figures 2-4.	7 and 15										
Y	US 5,147,357 A (Rose et al.) 15 September 1992 (15.09.1998) Figures 1-6.	9-11, 13-14										
A	US 2003/0216733 A1 (McChurken et al.) 20 November 2003 (20.11.2003)											
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.												
* Special categories of cited documents: <table border="0"> <tr> <td>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</td> <td>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</td> </tr> <tr> <td>"E" earlier application or patent published on or after the international filing date</td> <td>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone</td> </tr> <tr> <td>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</td> <td>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art</td> </tr> <tr> <td>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</td> <td>"&" document member of the same patent family</td> </tr> <tr> <td>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</td> <td></td> </tr> </table>			"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention	"E" earlier application or patent published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone	"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art	"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family	"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention											
"E" earlier application or patent published on or after the international filing date	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone											
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art											
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family											
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed												
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report										
14 June 2004 (14.06.2004)		08 DEC 2004										
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer Linda Dvorak Telephone No. (703) 308-0873										

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA, GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ, EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,M N,MW,MX,MZ,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA ,ZM,ZW

(72)発明者 マイケル・イー・マクラーケン

アメリカ合衆国 03824 ニューハンプシャー、ダーハム、ディア・メドウ・ロード 26

(72)発明者 ロジャー・ディー・グリーリー

アメリカ合衆国 03801 ニューハンプシャー、ポーツマス、バーキット・ストリート 95

(72)発明者 ジョン・ダブリュ・ベリー

アメリカ合衆国 21014 メリーランド、ベル・エア、サドルバック・ウェイ 1018

Fターム(参考) 4C060 FF14 FF19 KK03 KK06

专利名称(译)	流体辅助电外科剪刀和方法		
公开(公告)号	JP2006504472A	公开(公告)日	2006-02-09
申请号	JP2004548560	申请日	2003-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	TISSUELINK医疗		
申请(专利权)人(译)	组织链接医药公司		
[标]发明人	マイケルイーマクラーク ロジャーディーグリーリー ジョンダブリュベリー		
发明人	マイケル・イー・マクラーク ロジャー・ディー・グリーリー ジョン・ダブリュ・ベリー		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/28 A61B17/32 A61B18/14 A61B18/18 A61L A61M1/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B17/3201 A61B2017/2936 A61B2017/2945 A61B2018/1432 A61B2018/146 A61B2218/002		
FI分类号	A61B17/39.310		
F-TERM分类号	4C060/FF14 4C060/FF19 4C060/KK03 4C060/KK06		
优先权	60/422190 2002-10-29 US		
其他公开文献	JP2006504472A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电外科剪刀。电外科剪刀包括末端执行器，该末端执行器包括可枢转地彼此连接的第一刀片构件和第二刀片构件，被配置为连接剪刀和电源的电连接构件，并且流体通道与至少一个流体出口流体连通。

