

(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2005-525861

(P2005-525861A)

(43) 公表日 平成17年9月2日(2005.9.2)

(51) Int.C1.⁷

A 61 B 18/12

F 1

A 61 B 17/39 32 O

テーマコード(参考)

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 59 頁)

(21) 出願番号 特願2004-504888 (P2004-504888)
 (86) (22) 出願日 平成15年5月15日 (2003.5.15)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年11月26日 (2004.11.26)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2003/015340
 (87) 國際公開番号 WO2003/096880
 (87) 國際公開日 平成15年11月27日 (2003.11.27)
 (31) 優先権主張番号 10/147,373
 (32) 優先日 平成14年5月16日 (2002.5.16)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

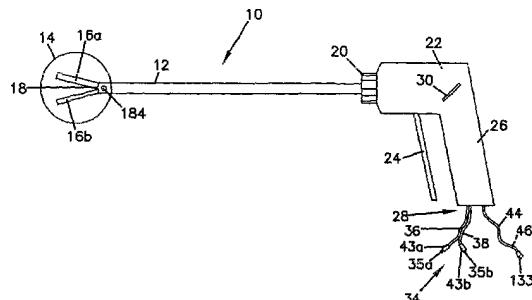
(71) 出願人 504359226
 ティシューリンク メディカル インコ
 ポレイテッド
 TISSUE LINK MEDICAL,
 INC.
 アメリカ合衆国 03820 ニューハン
 プシャー州 ドーバー ワン ワシントン
 センター スイート 400
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】流体補助式医療用デバイス、システムおよび方法。

(57) 【要約】

組織を処置するための外科用装置、システムおよび方法が提供される。例示的な外科用装置は、組織把持表面をそれぞれ有する第1および第2の顎部から成る先端部分から成り、顎部の少なくとも一方は、他方の顎部に対して移動可能である。各顎部の組織把持表面は、電気絶縁性の表面である。装置はまた、その間で電流を発生させるために、R F 発電機の異なる端子と接続可能な第1および第2の電極を備え、電極のそれぞれは、電極表面を有する。電極表面の一方は、組織把持表面の一方の縁部から離隔された顎部の一方の上に配置され、電極表面の他方は、組織把持表面の他方の縁部から離隔された顎部の一方または他方の上に配置されている。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路を備える。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の顎部および第2の顎部とを備え、顎部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能であり、

第1の顎部が第1の組織把持表面を備え、第2の顎部が第2の組織把持表面を備え、各顎部の組織把持表面が、近位および遠位の端部によって画定される長さと、縁部によって画定される幅とを有し、さらに電気絶縁表面から成る、先端部分と、

間で電流を発生させるために、第1の電極が第1の電極表面を有し、第2の電極が第2の電極表面を有する、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第1および第2の電極と、

流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路とを備え、

第1および第2の電極表面の一方が、組織把持表面の一方の縁部から離された顎部の一方のまたは他方の上に配置され、電極表面の他方が、組織把持表面の他方の縁部から離隔された顎部の一方または他方の上に配置されている、組織把持装置。

【請求項 2】

先端部分は、無線周波数発生器からの無線周波数を、流体源から組織への流体に供給するように構成され、流体が組織表面で組織に供給され、無線周波数パワーが組織表面下の組織に供給される請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項 3】

先端部分は、組織の表面上に配置された流体結合部を通じて少なくとも部分的に無線周波数パワーを組織に供給するように構成され、流体結合部が、流体源から供給される導電性の流体から成り、導電性の流体が、先端部分から無線周波数パワーを供給される請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項 4】

所定のパワーレベルで無線周波数発生器からの無線周波数パワーを、および、所定の流体流速で流体源から導電性流体を受けるように、および

組織表面で導電性の流体を組織に送達し、無線周波数パワーを組織表面の下の組織に送達するように構成されている請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項 5】

所定のパワーレベルで無線周波数発生器からの無線周波数パワーを、および、所定の流体流速で流体源から導電性流体を受けるように、および

組織表面で導電性の流体を組織に送達し、導電性の流体から成る流体結合部を少なくとも部分的に通じて無線周波数パワーを組織表面の下の組織に送達するように構成されている請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項 6】

少なくとも1つの顎部の組織把持表面が、疎水性の表面を備える請求項1から5のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 7】

少なくとも1つの顎部の組織把持表面が、織り目の付いた表面を備える請求項1から6のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 8】

少なくとも1つの顎部の組織把持表面が、約10から500ミクロンの間の表面粗度を備える請求項1から7のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 9】

少なくとも1つの顎部の組織把持表面が、1つまたは複数の鋸歯部を備える請求項1から8のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 10】

少なくとも1つの顎部の組織把持表面が、それに供給される流体との接触角を有し、その接触角は約30度に等しいかそれより大きく、流体は流体源から供給される請求項1から9のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 1 1】

少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面の幅を画定する少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面が、傾斜した縁部から成る請求項 1 から 1 0 のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 1 2】

少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面が、約 $0.01 \text{ ワット} / \text{cm}^2 \text{ K}$ 以上の 300 K (ケルビン) での熱伝導性を有する材料からなる請求項 1 から 1 1 のいずれか一項に記載の組織把持装置。

【請求項 1 3】

少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面が、支持構造によって支持され、少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面が、支持構造の上にある被膜によって少なくとも部分的に提供されている請求項 1 に記載の組織把持装置。

10

【請求項 1 4】

少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面が中央部分をさらに備え、その中央部分は $0.01 \text{ ワット} / \text{cm}^2 \text{ K}$ 以上の 300 K (ケルビン) における熱伝導性を有する材料から成る支持構造によって支持されている請求項 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 1 5】

少なくとも 1 つの頸部の組織把持表面が中央部分をさらに備え、中央部分が、組織把持表面から遠ざかるように熱を伝達するためのヒート・シンクを提供する支持構造によって支持されている請求項 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 1 6】

先端部分が、流体源から組織へ流体を供給するように構成された流体通路と流体的に連絡している少なくとも 1 つの流体排出口をさらに備える請求項 1 に記載の組織把持装置。

20

【請求項 1 7】

流体通路と流体的に連絡している少なくとも 1 つの流体排出口が、第 1 の流体排出口および第 2 の流体排出口から成り、

第 1 の流体排出口が、第 1 の電極と同じ頸部上に配置され、

第 2 の流体排出口が、第 2 の電極と同じ頸部上に配置されている、請求項 1 6 に記載の組織把持装置。

【請求項 1 8】

第 1 の流体排出口および第 2 の流体排出口が、組織把持表面の外側に配置された組織へ流体を供給するように構成されている請求項 1 7 に記載の組織把持装置。

30

【請求項 1 9】

第 1 の流体排出口および第 2 の流体排出口が、組織把持表面の外側にそれと隣接して配置された組織へ流体を供給するように構成されている請求項 1 7 に記載の組織把持装置。

【請求項 2 0】

第 1 の流体排出口および第 2 の流体排出口が、組織把持表面の外側に配置され、それから分離された組織へ流体を供給するように構成されている請求項 1 7 に記載の組織把持装置。

【請求項 2 1】

第 1 の流体排出口が第 1 の電極表面に隣接して配置された組織へ流体を供給するように構成され、

第 2 の流体排出口が第 2 の電極表面に隣接して配置された組織へ流体を供給するように構成されている請求項 1 7 に記載の組織把持装置。

40

【請求項 2 2】

第 1 の流体排出口が第 1 の電極表面と組織の間に流体を供給するように構成され、

第 2 の流体排出口が第 2 の電極表面と組織の間に流体を供給するように構成されている請求項 1 7 に記載の組織把持装置。

【請求項 2 3】

第 1 の流体排出口が第 1 の電極表面と組織把持表面の一方または他方の 1 つの縁部との間に流体を供給するように構成され、

50

第2の流体排出口が第2の電極表面と組織把持表面の一方または他方の1つの縁部との間に流体を供給するように構成されている請求項17に記載の組織把持装置。

【請求項24】

第1の流体排出口が第1の電極表面に流体を供給するように構成され、

第2の流体排出口が第2の電極表面に流体を供給するように構成されている請求項17に記載の組織把持装置。

【請求項25】

第1の流体排出口が、組織把持表面の外側の頸部の一方または他方の第1の部分に流体を供給するように構成され、

第2の流体排出口が、組織把持表面の外側の頸部の一方または他方の第2の部分に流体を供給するように構成されている請求項17に記載の組織把持装置。 10

【請求項26】

流体通路と流体的に連絡している少なくとも1つの流体排出口が、第1の複数の流体排出口と、第2の複数の流体排出口とをさらに備え、第1の複数の流体排出口が第1の電極と同じ頸部上に配置され、第2の複数の流体排出口が第2の電極と同じ頸部上に配置されている請求項16に記載の組織把持装置。

【請求項27】

第1の電極表面が、流体がその上で少なくとも部分的にフィルムを形成するように構成され、

第2の電極表面が、流体がその上で少なくとも部分的にフィルムを形成するように構成されている請求項16に記載の組織把持装置。 20

【請求項28】

流体通路が、第1の流体通路および第2の流体通路を形成し、

第1の流体通路が、第1の電極と同じ頸部上に配置され、

第2の流体通路が、第2の電極と同じ頸部上に配置されている請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項29】

第1の電極が、第1の流体通路の少なくとも一部を形成し、

第2の電極が、第2の流体通路の少なくとも一部を形成している請求項28に記載の組織把持装置。 30

【請求項30】

第1の電極および第2の電極が、空洞を有する細長い構造によってそれぞれ設けられ、

第1の流体通路が、第1の電極の空洞によって少なくとも部分的に区画され、

第2の流体通路が、第2の電極の空洞によって少なくとも部分的に区画されている請求項28に記載の組織把持装置。

【請求項31】

第1の電極および第2の電極が、金属製の配管をそれぞれ備える請求項30に記載の組織把持装置。

【請求項32】

第1および第2の電極表面のそれぞれが、それが隙間によって配置された頸部の組織把持表面から分離されている請求項1に記載の組織把持装置。 40

【請求項33】

第1および第2の電極表面のそれぞれが、それに対して配置された頸部の組織把持表面から分離している各隙間の少なくとも一部が、流体源から流体を受けるように構成されている請求項32に記載の組織把持装置。

【請求項34】

隙間によって受け入れられた流体が、組織把持表面の外側に配置された組織から熱を除去する流体結合部を提供するように構成されている請求項33に記載の組織把持装置。

【請求項35】

流体が、導電性の流体から成り、

50

隙間によって受け入れられた流体が、第1および第2の電極表面と組織把持表面の外側に配置された組織との電気的結合を強化する流体結合部を提供するように構成されている請求項34に記載の組織把持装置。

【請求項36】

第1および第2の電極表面の間の電流の少なくとも一部が、組織把持表面の外側に配置された組織とは逆に、少なくとも1つの流体結合部を少なくとも部分的に通って流れ、それによって、組織把持表面の外側に配置された組織を通る流れの量がそれに対応して減少するようにされている請求項35に記載の組織把持装置。

【請求項37】

各頸部の組織把持表面が長さを有し、

10

各隙間が、第1および第2の電極表面のそれを、電極表面がそれに対して組織把持表面の長さに沿って配置されている頸部の組織把持表面から分離する細長い隙間をさらに備える請求項32に記載の組織把持装置。

【請求項38】

第1および第2の電極表面のそれを、電極表面がそれに対して組織把持表面の長さに沿って配置されている頸部の組織把持表面から分離する各細長い隙間の少なくとも一部が、流体源から流体を受け、組織把持表面の長さに沿った流体のための流体流チャネルを提供するように構成されている請求項37に記載の組織把持装置。

【請求項39】

少なくとも1つの頸部が、組織が、第1の電極表面と第2の電極表面のうちの少なくとも1つと物理的に接触しないようにするように構成された少なくとも1つの絶縁体から成る請求項1に記載の組織把持装置。

20

【請求項40】

流体短絡が第1の電極表面と第2の電極表面の間に形成されるのを阻止するように構成された少なくとも1つの障害物を更に備えた少なくとも1つの頸部を更に備える請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項41】

組織の処置のレベルに関連する出力を提供する組織処置インジケータを更に備える請求項1に記載の組織把持装置。

30

【請求項42】

組織処置インジケータが、先端部分に配置されている請求項41に記載の組織把持装置。

【請求項43】

第1の頸部および第2の頸部とを備え、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能であり、

各頸部が組織把持表面を備え、各頸部の組織把持表面がさらに電気絶縁表面から成り、各組織把持表面の一部が、中央平面の両側に配置され、中央平面が、長手方向におよび組織把持表面と垂直に方向付けられている、先端部分と、

間で電流を発生させるために、第1の電極が第1の電極表面を有し、第2の電極が第2の電極表面を有する、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第1および第2の電極と、

40

流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路とを備え、

第1および第2の電極の一方が、中央平面の一方の側の頸部の一方または他方の上に配置され、電極の他方が、中央平面の他方の側の頸部の一方または他方の上に配置され、

第1および第2の電極表面のそれぞれが、それに対して電極が配置されている頸部の組織把持表面の他方から分離されている組織把持装置。

【請求項44】

第1の頸部および第2の頸部とを備え、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能であり、

各頸部が組織把持表面を備え、各頸部の組織把持表面がさらに電気絶縁表面から成り、各組織把持表面の一部が、切断機構の2つの対向する側面上配置され、切断機構が刃から

50

成る、先端部分と、

その間で電流を発生させるために、第1の電極が第1の電極表面を有し、第2の電極が第2の電極表面を有する、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第1および第2の電極と、

流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路とを備え、

第1および第2の電極の一方が、切断機構の一方の側の頸部の一方または他方の上に配置され、電極の他方が、中央平面の他方の側の頸部の一方または他方の上に配置され、

第1および第2の電極表面のそれぞれが、それに対して電極が配置されている頸部の組織把持表面の他方から分離されている、組織把持装置。

【請求項45】

組織を提供すること、

電流を提供すること、

流体を提供すること、

第1の組織把持表面と第2の組織把持表面を提供すること、

組織把持表面の間に配置された、組織の第1の部分を把持すること、

組織把持表面の外側に配置された、組織の第2の部分に流体を供給すること、

組織に電流を供給すること、および

組織の第1の部分内の電流を、組織把持表面を横切って流れるように方向付けることから成る、組織を処置するための方法。

【請求項46】

組織の第2の部分を流体で冷却する追加の工程を備える請求項45に記載の組織を処置するための方法。

【請求項47】

流体を供給する工程が、導電性の流体を供給する工程、および

流体を備える組織の第2の部分の電流を減少させる追加の工程を備える請求項45に記載の組織を処置するための方法。

【請求項48】

組織を提供すること、

電流を提供すること、

流体を提供すること、

第1の組織把持表面と第2の組織把持表面を提供すること、

組織把持表面の間に配置された、組織の第1の部分を把持すること、

組織把持表面の外側に配置された、組織の第2の部分に流体を供給すること、

組織に電流を供給すること、および

組織の第1の部分内の電流を、組織把持表面とほぼ平行に流れるように方向付けることから成る、組織を処置するための方法。

【請求項49】

組織の第2の部分を流体で冷却する追加の工程を備える請求項48に記載の組織を処置するための方法。

【請求項50】

流体を供給する工程が、導電性の流体を供給する工程、および

流体を備える組織の第2の部分の電流を減少させる追加の工程から成る、請求項48に記載の組織を処置するための方法。

【請求項51】

第1および第2の電極と結合された少なくとも1つの電気変圧器を更に備える請求項1に記載の組織把持装置。

【請求項52】

少なくとも1つの電気変圧器が、電圧変換器から成る請求項51に記載の組織把持装置。

【請求項53】

少なくとも1つの電気変圧器が、インピーダンス変換器から成る請求項51に記載の組織

10

20

30

40

50

把持装置。

【請求項 5 4】

少なくとも 1 つの電気変圧器が、自動変圧器から成る請求項 5 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 5 5】

少なくとも 1 つの電気変圧器が、単一のコイルから成る請求項 5 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 5 6】

少なくとも 1 つの電気変圧器が、第 2 のコイルから電気的に絶縁された第 1 のコイルから成る請求項 5 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 5 7】

少なくとも 1 つの電気変圧器が、ステップ・アップ変圧器から成る請求項 5 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 5 8】

少なくとも 1 つの電気変圧器が、第 1 および第 2 の電極と直列に結合された第 1 の変圧器および第 2 の変圧器から成り、第 1 の変圧器がインピーダンス変換器から成り、第 2 の変圧器が自動変圧器から成る請求項 5 1 に記載の組織把持装置。

【請求項 5 9】

アダプタを電気外科用発電機の単極モード電力入力コネクタと結合するための電力入力コネクタと、

アダプタを電気外科用発電機のグラウンド・コネクタと結合するためのグラウンド・コネクタと、

アダプタを双極性電気外科装置の第 1 および第 2 の双極モード電力入力コネクタとそれぞれ結合するための第 1 および第 2 の電力出力コネクタと、

電力入力コネクタと、第 1 および第 2 の電力出力コネクタの間に結合され、自動変圧器から成る少なくとも 1 つの電気変圧器を備える、電気外科用発電機と双極性電気外科装置の間を電気的に結合するためのアダプタ。

【請求項 6 0】

アダプタを電気外科用発電機の単極モード・ハンド・スイッチ・コネクタと結合するための単極ハンド・スイッチ・コネクタと、

アダプタを電気外科用発電機の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタと結合するための双極ハンド・スイッチ・コネクタとを更に備える請求項 5 9 に記載のアダプタ。

【請求項 6 1】

アダプタを電気外科用発電機の第 1 および第 2 の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタとそれぞれ結合するための第 1 および第 2 の双極ハンド・スイッチ・コネクタとを更に備える請求項 6 0 に記載のアダプタ。

【請求項 6 2】

第 1 の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタが、単極ハンド・スイッチ・コネクタと結合され、

第 2 の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタが、変圧器と並列である電力入力コネクタと結合され、それによって結合部が変圧器をバイパスする請求項 6 1 に記載のアダプタ。

【請求項 6 3】

アダプタを電気外科用発電機の 1 対の双極電力出力コネクタと結合するための双極電力入力コネクタと、

アダプタを電気外科用発電機の 1 対の双極電力入力コネクタと結合するための双極電力出力コネクタと、

双極電力入力コネクタと双極電力出力コネクタの間に結合された少なくとも 1 つの電気変圧器とを備えた、電気外科用発電機と双極性電気外科装置の間を電気的に結合するためのアダプタ。

【請求項 6 4】

10

20

30

40

50

電力入力コネクタと第1および第2の電力出力コネクタの間に直列に結合された第1の変圧器および第2の変圧器を更に備え、第1の変圧器がインピーダンス変換器から成り、第2の変圧器が自動変圧器から成る請求項63に記載のアダプタ。

【請求項65】

アダプタを電気外科用発電機の単極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタと結合するための単極ハンド・スイッチ入力コネクタと、

アダプタを電気外科用発電機の双極モード・ハンド・スイッチ入力コネクタと結合するための双極ハンド・スイッチ出力コネクタとを更に備える請求項63に記載のアダプタ。

【請求項66】

アダプタを電気外科装置の第1および第2の双極モード・ハンド・スイッチ・入力コネクタとそれぞれ結合するための双極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタを更に備える請求項65に記載のアダプタ。

10

【請求項67】

第1の双極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタが双極ハンド・スイッチ入力コネクタと結合され、

第2の双極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタが、インピーダンス変換器および自動変圧器と並列の双極電力入力コネクタの一方と結合され、それによって結合部が変圧器をバイパスする請求項66に記載のアダプタ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、一般に、手術中人体で使用するための医療用装置、システムおよび方法の分野に関する。より具体的には、本発明は、特に観血手術中および腹腔鏡手術などの低侵襲手術中に人体の組織に使用するための電気外科用装置、システムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

本出願は、2003年5月15日の、合衆国以外のすべての国の指定に対するティッシュリンク・メディカル・インコーポレイテッド (Tissue Link Medical, Inc.) (合衆国国内企業) の名義で、および合衆国のみの指定に対するマクラーケン (Michael E. McCleurken)、リプソン (David Lipsom, Arnold)、オヨラ (E. Oyola) およびフラナガン (David Flanagan) (すべて合衆国市民) の名義で、PCT国際特許出願として提出されている。

30

【0003】

通常炎熱された金属物体からの組織への熱の附加が、出血中の傷を焼灼するために何世紀もの間使用してきた。焼灼において、組織処置の背後にある不可欠なメカニズムは、加熱された金属物体からの伝導性熱伝達によって出血している組織の温度を上昇させることを含む。組織の切断された血管からの出血を停止させるために、組織は、コラーゲンなどの、組織蛋白質を収縮させ、それによって血管を閉鎖し、最終的に血管血栓に至らせるのに十分加熱される。

【0004】

収縮とは別に、加熱された金属から血管への圧縮力の附加もまた血管の対向する壁面を互いに恒久的に接合し、それによって、コラーゲンの単純な収縮とは別の止血メカニズムを提供するため、コラーゲンの融解という結果を生じさせる。

40

【0005】

電気の助けによって、焼灼は、出血を処置するための電気焼灼装置の開発に拍車をかけた。電気焼灼装置はまだ加熱された金属物体の使用を含んでいるが、電気焼灼装置は、直接炎で金属で加熱するのではなく、金属内で熱に変換された電気エネルギーを介して加熱される。

【0006】

より最近では、凝固が、装置内ではなく組織内で、電気エネルギーが熱に変換されるラ

50

ジオ周波数（「RF」）電気外科装置によって達成されるようになってきている。組織の加熱は、抵抗加熱を用いてしばしば行われる。言い換えれば、組織によって抵抗を受ける組織を通る電流の結果として、組織の温度を増加させる。電気エネルギーが、組織の電気抵抗および電流に応じて加速された鉄の運動を介して熱エネルギー（すなわち熱）に変換される。

【0007】

上記の種類の止血は、それなりに欠点がある。現在のドライ・チップRF電気外科装置は、処置中の組織の温度を、100よりもかなり高温に上昇させ、それによって、細胞間水の沸騰温度を超過し、組織の乾燥、組織の電極への膠着、組織の穿孔、炭化物の形成および煙の発生の結果を生じさせる。目標の組織処置部位でのピークの組織温度は、RF処置の結果と同じ高さの320にすることが可能であり、このような高温は、伝導を介して隣接する目標とされていない組織に伝達され得る。目標とされていない隣接組織へのこのような伝達の望ましくない結果は、目標とされていない組織への意図しない熱的損傷を含む。

【0008】

「Bipolar Tissue Grasping Apparatus and Tissue Welding Method」という題名のフーベン(Hooven)に対する米国特許第6,086,586号によると、組織の電子凝固、または「組織融解」のための現在使用可能な二極性の把持器具は、そのうちの1つが、把持具の対向する1対の顎部のそれぞれに配置されている、反対の極性の2つの電極のみを一般に使用している。Hoovenの図1に示すように、使用中、組織は、反対の極性の第1および第2の電極（電極1および電極2）を有する1対の把持顎部（断面で示す）の間で保持される。双極性の電流が、図示した電流ラインに沿って2つの電極の間を流れ、組織が顎部の縁部で最初に凝固する。次に、組織が乾燥しきって、インピーダンスが増加すると、電流がより湿った組織を通って流れ、顎部の中心に向かって内側へ、および顎部の縁部から外側へ向かって、両方へ凝固が広がる。

【0009】

Hoovenの特許は、「器具の顎部の外側への熱エネルギーの広がりのために、隣接する組織構造へ熱的損傷が生じ得る。器具の顎部の外側への熱エネルギーの広がりのために、横方向への熱の顕著な広がりなしに、腸、肺またはより大きな血管などの、組織の長いセクションを凝固させることは困難である。過凝固が頻繁に生じ、器具の顎部に組織が膠着する結果となる。器具の顎部が開かれるとき、組織の膠着がひどい場合、組織が引きちぎられ、それによって止血に悪影響を及ぼす」ことを述べている。

【0010】

本発明の概要の一端として、Hoovenの特許は、「それぞれが組織接触表面を備える、1対の相対的に移動可能な顎部を有する電気外科用器具」を述べている。顎部の組織接触表面は、互いに向かい合わせの関係になっており、隣接するそれぞれの組織接触表面は、その間で電流を発生させることができるように双極性のRF発生器の対向する端子と接続するように構成された第1および第2の離隔された電極である。」ことを述べている。さらに、Hoovenの特許は、「各顎部が双極性電極であるため、複数の局所電流通路、高い電流密度、およびより低いインピーダンスが達成される。実際、最大の電流密度は、2つの絶縁された顎部表面の間にあり、一方比較的低い電流密度は電極表面に存在する」ことを述べている。

【0011】

しかし、Hoovenの特許の発明は、ある困難に出会う。組織の不規則性のため、処置される組織の表面は、平坦ではなく、峰と谷を有して波打っているかもしれない。したがって、組織の電極表面との電気的結合領域は、組織表面の孤立した峰に制限されることになる。この状況では、組織へのRFパワーの付加の際、組織の峰のみの電極表面との電気的結合の結果、それらの孤立した位置で組織を乾燥および炭化させる可能性を有する電気的に結合された峰を通る電流密度の対応する増加が生じる。Hoovenは、この状況

に対処または備えていない。

【0012】

Hooovenの発明が出会う別の困難は、処置中の組織の収縮および／または乾燥の際の、組織と電極表面の間の電気的結合の減少に対処または備えていないということである。処置中に組織が収縮および／または乾燥すると、組織表面は、電極表面との接触を失い、このことが、上記と同様に、その間の電気的結合領域を減少させ、したがって電気的に結合されたままである位置での電流密度および付随する熱をそれに対応して増加させる。この困難は、上述したように組織が波打っている場合さらに悪化される。

【0013】

Hooovenの特許が出会う別の困難は、絶縁部材から散逸する熱に対処していない、または備えていないということである。Hooovenは、2つの絶縁された表面の間の組織から絶縁部材に伝導される熱が絶縁部材から十分に除去される方法に対処していない、または備えていない。

【0014】

上記の観点から、当技術分野の制限を克服する装置、システムおよび方法を提供することが、本発明の目的である。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

本発明は、医療処置中、目標とする組織処置部位の外側での組織の壊死を阻止、好ましくは最小化または防止する装置、システムおよび方法を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明は、血管（たとえば動脈、静脈）、気道（たとえば気管支、細気管支）、胆管およびリンパ管の管腔を塞ぐために、組織を凝固および収縮させることが望ましい場合、人体の組織に対する外科処置中に特に有用である。

【0017】

本発明によると、電流経路、付随する電気抵抗加熱およびそれに続く熱伝導加熱が、装置の頸部内の組織にほぼ限定され、それによって、熱の影響による頸部の外側の組織の損傷が阻止、および好ましくは防止される、電気外科用装置、システムおよび方法が提供される。より好ましくは、電流経路、ならびに電流密度が、頸部の2つの電気的に絶縁された表面の輪郭および境界内に、さらに好ましくは、電気的に絶縁された表面の中央部分内に集中される。

【0018】

本発明によると、最大電流密度および組織の加熱（電気抵抗加熱および熱伝導加熱の両方による）が、電極から除去される、または電極から離れて、および好ましくは2つの電気的に絶縁された表面の間で生じる、電気外科用装置、システムおよび方法が提供される。より好ましくは、電極は、2つの電気的に絶縁された表面に最も近接する電極表面の部分が、電気的に絶縁された表面から離れて配置され、それから分離されるように構成されている。

【0019】

本発明によると、組織と電極の間の電気的結合が強化され、それによって、電気的に絶縁された表面の外側の、特に電極に最も近い組織への組織損傷を阻止する、電気外科用装置、システムおよび方法が提供される。組織損傷は、50から100の温度での凝固壊死から、120を超える温度での膠着、200を超える温度での炭化、アーク放電および煙の形成まで、遭遇する組織温度に応じて、多くの場合、マニフェストとなり得る。

【0020】

本発明によると、好ましくは強化された電気的結合が、組織表面と電極の間を結合し、その間の電気的な結合の一様性を増加させる導電性の流体によって提供される。上記で概略を述べたような組織損傷を阻止することに加えて、平坦でない波型の組織、処置された

10

20

30

40

50

組織の収縮、処置された組織の乾燥および組織を持持している間の頸部の運動が、従来技術での乾いた装置に付隨する貧しい電気的結合に対処するために有用である。

【0021】

本発明によると、電流の一部が、2つの電気的に絶縁された表面の間から出た際、対電極に到達する前に、電気的に絶縁された表面の外側の組織ではなく、導電性の流体を通って少なくとも部分的に流れる、電気外科用装置、システムおよび方法が提供される。本発明によると、このことは、組織を通る電流の減少およびそれに付隨する組織内の電力の減少が、組織の抵抗の量および熱伝導をそれに対応して減少させると仮定すると、電気的に絶縁された表面の外側の組織損傷を阻止する。

【0022】

本発明によると、電気外科用装置、システムおよび方法が提供され、迂回路を提供し、および好ましくは、2つの電気的に絶縁された表面の間から出た際、対電極に到達する前に導電性の流体を少なくとも部分的に通って電流の少なくとも一部を迂回させるように構成される。好ましくは、電極と電気的に絶縁された表面の外側の組織を結合する導電性の流体の少なくとも一部が、電気的に絶縁された表面に隣接する組織を電気的に結合する。また、好ましくは、電極と電気的に絶縁された表面に隣接する組織を結合する導電性の流体の少なくとも一部が、組織と電極をそれらの間の最短距離で電気的に結合する。

【0023】

好ましくは、電気外科用装置、システムおよび方法は、2つの電気的に絶縁された表面の間から出た電流が、より集中され、電気的に絶縁された表面の外側の組織を通ってではなく、導電性の流体を通って対電極へ少なくとも部分的に流れる傾向があるように構成されている。

【0024】

好ましくは、導電性の流体は、電気的に絶縁された表面の外側の組織で遭遇する電気抵抗よりも小さい、2つの電気的に絶縁された表面の間から出る電流に対する電気抵抗を存在させるような構成で提供されている。好ましくは、導電性の流体は、装置での処置の前に導電性の流体がない場合、電流がそれを通って流れる組織の比電気抵抗よりも小さい比電気抵抗を有する。

【0025】

本発明によると、組織把持表面に対する電源電極側は、対電極側と同様に構成されている。電流が、電源電極から流れて、組織把持表面の間に入ると、最小の抵抗を備える対電極への経路を検索する。したがって、上記のことに加えて、装置はまた、迂回路を提供する、好ましくは、電源電極を離れた際、把持表面の間に入る前に導電性の流体を少なくとも部分的に通って、電流の少なくとも一部を迂回させるように構成されている。

【0026】

好ましくは、導電性の流体は、電気外科装置を用いて組織に供給される。また好ましくは、導電性の流体は食塩溶液からなる。また、ある実施形態では、食塩溶液が、生理食塩水または高張食塩水からなっていてもよい。

【0027】

本発明によると、電気的に絶縁された表面の外側の組織からの熱の除去および冷却が強化され、それによって電気的に絶縁された表面の外側の組織損傷が阻止される、電気外科用装置、システムおよび方法が提供される。好ましくは、強化された冷却は、流体、好ましくは導電性の流体によって提供される。より好ましくは、2つの電気的に絶縁された表面の間から出る電流の一部が、電気的に絶縁された表面の外側の組織を通って流れる、このようにして、抵抗および伝導加熱によって電気的に絶縁された表面の外側の組織を加熱する場合、導電性の流体が、組織から熱を吸収および除去し、組織を冷却するヒート・シンクとして機能する。また、導電性の流体が、組織/電極接合面および組織/電気的に絶縁された表面の接合面を、それらの膠着を阻止するように潤滑することが本発明の目的である。

【0028】

10

20

30

40

50

本発明によると、顎部、特に顎部の電気的に絶縁された表面、より具体的には絶縁された表面の中央部分から熱を除去し、冷却するように構成された、電気外科用装置、システムおよび方法が提供される。いくつかの実施形態では、顎部の電気的に絶縁された表面は、高い熱伝導性を有する材料によって支持される。他の実施形態では、導電性の流体によって顎部から熱が除去される。

【0029】

本発明によると、組織の処置中に、好ましくは無線周波数（「RF」）パワーおよび導電性の流体を使用する、電気外科用装置、システムおよび方法が医療処置のために提供される。好ましくは、特に目標とする組織の処置部位の外側（たとえば顎部の電気的に絶縁された表面の外側）の組織の温度が、組織の温度に影響を与えるパラメータ（たとえば導電性の流体の流速）を調節することによって変更され、少なくとも部分的に制御される（たとえば目標とする温度範囲内または目標とする組織温度に維持される）。

【0030】

本発明によると、上記の方式で流体を使用して、目標とする組織処置部位への、組織損傷（たとえば、壊死）、および組織の電極への膠着、煙の発生、炭化物の形成および乾燥などの望ましくない影響を阻止、および好ましくは最小化または防止する。

【0031】

本発明によると、顎部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能移動可能である、第1の顎部および第2の顎部とを備える先端部分を備える組織把持装置が提供される。第1の顎部は第1の組織把持表面を備え、第2の顎部は第2の組織把持表面を備える。各顎部の組織把持表面は、近位および遠位の端部によって画定される長さと、縁部によって画定される幅とを有し、さらに電気絶縁表面から成る。装置はさらに、その間で電流を発生させるために、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第1および第2の電極を備え、第1の電極が第1の電極表面を有し、第2の電極が第2の電極表面を有する。第1および第2の電極表面の一方が、組織把持表面の一方の縁部から離された顎部の一方のまたは他方の上に配置され、電極表面の他方が、組織把持表面の他方の縁部から離隔された顎部の一方または他方の上に配置されている。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路を備える。

【0032】

本発明の実施形態によると、無線周波数発生器からの無線周波数を、流体源から組織への流体に供給するように構成され、流体が、組織表面で組織に供給され、無線周波数パワーが、組織表面下の組織に供給されるように構成された先端部分を備える。

【0033】

本発明の別の態様によると、装置は、組織の表面上に配置された流体結合部を通って少なくとも部分的に無線周波数パワーを組織に供給するように構成され、流体結合部が、流体源から供給される導電性の流体から成り、導電性の流体が、先端部分から無線周波数パワーを供給されるように構成された先端部分を備える。

【0034】

本発明の別の態様によると、装置は、所定のパワーレベルで無線周波数発生器からの無線周波数パワーを、および、所定の流体流速で流体源から導電性流体を受けるように、および組織表面で導電性の流体を組織に送達し、導電性の流体から成る流体を少なくとも部分的に通って、無線周波数パワーを組織表面の下の組織に送達するようにさらに構成されて提供されている。

【0035】

ある実施形態では、先端部分は、流体源から組織へ流体を供給するように構成された流体通路と流体的に連絡している少なくとも1つの流体排出口をさらに備える。好ましくは、流体通路と流体的に連絡している少なくとも1つの流体排出口は、第1の流体排出口および第2の流体排出口から成り、第1の流体排出口が、第1の電極と同じ顎部上に配置され、第2の流体排出口が、第2の電極と同じ顎部上に配置されている。好ましくは、第1の流体排出口および第2の流体排出口が、組織把持表面の外側に配置された組織へ流体を

10

20

30

40

50

供給するように構成されている。

【0036】

一実施形態では、第1の流体排出口および第2の流体排出口が、組織把持表面の外側にそれと隣接して配置された組織へ流体を供給するように構成されている。

別の実施形態では、第1の流体排出口および第2の流体排出口が、流体源から流体を受け、組織把持表面の外側に配置され、それから分離された組織へ流体を供給するように構成されている。

【0037】

別の実施形態では、第1の流体排出口が第1の電極表面に隣接して配置された組織へ流体を供給するように構成され、第2の流体排出口が第2の電極表面に隣接して配置された組織へ流体を供給するように構成されている。

【0038】

別の実施形態では、第1の流体排出口が第1の電極表面と組織の間に流体を供給するように構成され、第2の流体排出口が第2の電極表面と組織の間に流体を供給するように構成されている。

【0039】

別の実施形態では、第1の流体排出口が第1の電極表面と組織把持表面の一方または他方の1つの縁部との間に流体を供給するように構成され、第2の流体排出口が第2の電極表面と組織把持表面の一方または他方の1つの縁部との間に流体を供給するように構成されている。

【0040】

別の実施形態では、第1の流体排出口が第1の電極表面に流体を供給するように構成され、第2の流体排出口が第2の電極表面に流体を供給するように構成されている。

別の実施形態では、第1の流体排出口が、組織把持表面の外側の顎部の一方または他方の第1の部分に流体を供給するように構成され、第2の流体排出口が、組織把持表面の外側の顎部の一方または他方の第2の部分に流体を供給するように構成されている。

【0041】

一実施形態では、第1および第2の電極表面のそれぞれが、隙間によって配置された顎部の組織把持表面から分離されている。別の実施形態では、第1および第2の電極表面のそれぞれが、それに対して配置されている顎部の組織把持表面から分離している各隙間の少なくとも一部が、流体源から流体を受けるように構成されている。さらに別の実施形態では、隙間によって受けられた流体が、組織把持表面の外側に配置された組織から熱を除去する流体結合部を提供するように構成されている。また、さらに別の実施形態では、流体が、導電性の流体から成り、隙間によって受けられた流体が、第1および第2の電極表面と組織把持表面の外側に配置された組織との電気的結合を強化する流体結合部を提供するように構成されている。

【0042】

さらに別の実施形態では、第1および第2の電極表面の間の電流の少なくとも一部が、組織把持表面の外側に配置された組織とは逆に、少なくとも1つの流体結合部を少なくとも部分的に通って流れ、それによって、組織把持表面の外側に配置された組織を通る流れの量がそれに対応して減少するようにされている。一実施形態では、各顎部の組織把持表面がある長さを有し、各隙間が、第1および第2の電極表面のそれぞれを、電極表面がそれに対して組織把持表面の長さに沿って配置されている顎部の組織把持表面から分離する細長い隙間からさらに成る。別の実施形態では、第1および第2の電極表面のそれぞれを、電極表面がそれに対して組織把持表面の長さに沿って配置されている顎部の組織把持表面から分離する各細長い隙間の少なくとも一部が、流体源から流体を受け、組織把持表面の長さに沿った流体のための流体流チャネルを提供するように構成されている。

【0043】

さらに別の実施形態では、少なくとも1つの顎部が、組織が、第1の電極表面と第2の電極表面のうちの少なくとも1つと物理的に接触しないようにするように構成された少な

10

20

30

40

50

くとも 1 つの絶縁体から成る。様々な実施形態では、絶縁体は、好ましくは、第 1 および第 2 の電極表面の一方の少なくとも一部の周囲に巻かれたコイルと、第 1 および第 2 の電極表面の一方の少なくとも一部と重なる、それを使って流体源から供給される流体に対して透過性の材料、または第 1 および第 2 の電極表面の一方の少なくとも一部と重なるフォーム材料から成る。他の実施形態では、絶縁体はポリマーまたはセラミック材料から成る。

【 0 0 4 4 】

他の実施形態では、少なくとも 1 つの頸部が、流体短絡が第 1 の電極表面と第 2 の電極表面の間に形成されるのを阻止するように構成された少なくとも 1 つの障害物から成る。様々な実施形態では、障害物は、ドリップ・エッジを提供する突起またはくぼみなどの、頸部の組織把持表面、頸部の遠位の端部部分、頸部の近位の端部部分または頸部の後部部分から成る。

【 0 0 4 5 】

他の実施形態では、組織の処置のレベルに関連する出力を提供する組織処置インジケータが提供される。ある実施形態では、電極と並列に配線された電球またはサーモクロミック装置から成る。

【 0 0 4 6 】

本発明の別の態様によると、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能である、第 1 の頸部および第 2 の頸部とを備える先端部分を備える組織把持装置が提供される。各頸部は、左側部分、右側部分および組織把持表面を備え、各頸部の組織把持表面は、さらに電気絶縁表面から成る。装置はさらに、その間で電流を発生させるために、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第 1 および第 2 の電極を備え、第 1 の電極が第 1 の電極表面を有し、第 2 の電極が第 2 の電極表面を有する。第 1 および第 2 の電極表面の一方が、組織把持表面の一方の縁部から離された頸部の一方のまたは他方の上に配置され、電極表面の他方が、組織把持表面の他方の縁部から離隔された頸部の一方または他方の上に配置されている。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも 1 つの流体通路を備える。

【 0 0 4 7 】

本発明の別の態様によると、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能である、第 1 の頸部および第 2 の頸部とを備える先端部分を備える組織把持装置が提供される。各頸部は、組織把持表面から成り、各頸部の組織把持表面が、さらに電気絶縁表面から成る。各組織把持表面の一部は中央平面の両側に配置されている。中央平面は、組織把持表面に対して長手方向に方向付けられている。装置はさらに、その間で電流を発生させるために、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第 1 および第 2 の電極を備え、第 1 の電極が第 1 の電極表面を有し、第 2 の電極が第 2 の電極表面を有する。第 1 および第 2 の電極表面の一方が、中央平面の一方の側の頸部の一方のまたは他方の上に配置され、第 1 および第 2 の電極表面の他方が中央平面の他方の側の頸部の一方のまたは他方の上に配置される。第 1 および第 2 の電極表面のそれぞれは、それが配置されている頸部の組織把持表面から隔離されている。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも 1 つの流体通路を備える。

【 0 0 4 8 】

本発明の別の態様によると、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能である、第 1 の頸部および第 2 の頸部とを備える先端部分を備える組織把持装置が提供される。各頸部は、組織把持表面から成り、各頸部の組織把持表面は、さらに電気絶縁表面から成る。各組織把持表面の一部は切断機構の 2 つの対向する側面上に配置されており、切断機構は、刃から成る。装置はさらに、その間で電流を発生させるために、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である第 1 および第 2 の電極を備え、第 1 の電極が第 1 の電極表面を有し、第 2 の電極が第 2 の電極表面を有する。第 1 および第 2 の電極表面の一方が、切断機構の一方の側の頸部の一方のまたは他方の上に配置され、電極の他方が、切断機構の他方の側の頸部の一方または他方の上に配置されている。それぞれ第 1 および第 2 の電極

10

20

30

40

50

表面は、それが配置される頸部の組織把持面から分離される。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路を備える。

【0049】

本発明の別の態様によると、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能である、第1の頸部および第2の頸部とを備える先端部分を備える組織把持装置が提供される。各頸部は、組織把持表面をもち、頸部の組織把持表面は電気絶縁表面をさらに備える。装置はさらに、各頸部の組織把持表面から分離された少なくとも2つの離隔された電極表面から成り、第1の頸部上の2つの電極表面は、第2の頸部上の2つの電極表面と直接対向する関係にあり、対向する電極表面は同様の極性であり、各頸部の電極表面は、その間に電流を供給するために電源と接続可能である。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路を備える。

10

【0050】

本発明の別の態様によると、組織を提供すること、電流を提供すること、流体を提供すること、第1の組織把持表面と第2の組織把持表面を提供すること、組織把持表面の間に配置された、組織の第1の部分を把持すること、組織把持表面の外側に配置された、組織の第2の部分に流体を供給すること、組織に電流を供給すること、および組織の第1の部分内の電流を、組織把持表面を横切って流れるように方向付けることから成る、組織を処置するための方法が提供される。ある実施形態では、本方法は、組織の第2の部分を流体で冷却するおよび/または組織の第1の部分を流体で冷却する工程からさらに成る。さらに、ある実施では、流体を供給する工程が、導電性の流体を供給する工程、および流体を備える組織の第2の部分の電流を減少させる追加の工程からさらに成る。

20

【0051】

本発明のさらに別の態様によると、組織を提供すること、電流を提供すること、流体を提供すること、第1の組織把持表面と第2の組織把持表面を提供すること、組織把持表面の間に配置された、組織の第1の部分を把持すること、組織把持表面の外側に配置された、組織の第2の部分に流体を供給すること、組織に電流を供給すること、および組織の第1の部分内の電流を、組織把持表面とほぼ平行に流れるように方向付けることから成る、組織を処置するための方法が提供される。ある実施形態では、本方法は、組織の第2の部分を流体で冷却するおよび/または組織の第1の部分を流体で冷却する工程からさらに成る。さらに、ある実施形態では、流体を供給する工程が、導電性の流体を供給する工程、および流体を備える組織の第2の部分の電流を減少させる追加の工程からさらに成る。

30

【0052】

本発明の別の態様によると、頸部の少なくとも一方が他方に向かって移動可能である、第1の頸部および第2の頸部とを備える先端部分を備える組織把持装置が提供される。各頸部は、電気絶縁表面からさらに成る各組織把持表面を備える。装置はさらに、組織把持表面によって分離され、2つの電極の間に配置された少なくとも2つの電極を備え、その間に電流を発生させるために、無線周波数発生器の異なる端子と接続可能である。装置はまた、流体源と接続可能である少なくとも1つの流体通路を備える。

【0053】

本発明の別の態様によると、本発明の組織把持装置は、第1および第2の電極と結合された少なくとも1つの電気変圧器からさらに成る。様々な実施形態では、変圧器はさらに、電圧変換器、インピーダンス変換器、自動変圧器、單一コイル変圧器、第2のコイルから電気的に絶縁された第1のコイルを有する変圧器、またはステップ・アップ変圧器から成る。別の実施形態では、少なくとも1つの電気変圧器が、第1および第2の電極と直列に結合された第1の変圧器および第2の変圧器から成り、第1の変圧器がインピーダンス変換器から成り、第2の変圧器が自動変圧器から成る。

40

【0054】

本発明はまた、電気外科用発電機と双極性電気外科装置の間を電気的に結合するためのアダプタの様々な実施形態に向けられる。一実施形態では、アダプタは、アダプタを電気外科用発電機の単極モード電力入力コネクタと結合するための電力入力コネクタと、アダ

50

10
プラを電気外科用発電機のグラウンド・コネクタと結合するためのグラウンド・コネクタと、それぞれ、アダプタを双極性電気外科装置の第1および第2の双極モード電力入力コネクタと結合するための第1および第2の電力出力コネクタと、電力入力コネクタと、第1および第2の電力出力コネクタの間に結合された、自動変圧器から成る、少なくとも1つの電気変圧器とから成る。様々な実施形態では、アダプタは、アダプタを電気外科用発電機の単極モード・ハンド・スイッチ・コネクタと結合するための単極ハンド・スイッチ・コネクタと、アダプタを電気外科用発電機の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタと結合するための双極ハンド・スイッチ・コネクタとからさらに成る。他の実施形態では、アダプタは、アダプタを電気外科用発電機の第1および第2の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタとそれぞれ結合するための第1および第2の双極ハンド・スイッチ・コネクタとからさらに成る。さらに、他の実施形態では、第1の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタが、単極ハンド・スイッチ・コネクタと結合され、第2の双極モード・ハンド・スイッチ・コネクタが、変圧器と並列である電力入力コネクタと結合され、それによって結合部が変圧器をバイパスする。

【0055】

20
他の実施形態では、アダプタは、アダプタを電気外科用発電機の1対の双極電力出力コネクタと結合するための双極電力入力コネクタと、アダプタを電気外科用発電機の1対の双極電力入力コネクタと結合するための双極電力出力コネクタと、双極電力入力コネクタと双極電力出力コネクタの間に結合された少なくとも1つの電気変圧器とからさらに成ってもよい。様々な実施形態では、アダプタは、電力入力コネクタと第1および第2の電力出力コネクタの間に直列に結合された第1の変圧器および第2の変圧器から成り、第1の変圧器がインピーダンス変換器から成り、第2の変圧器が自動変圧器から成ってもよい。他の実施形態では、アダプタは、アダプタを電気外科用発電機の単極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタと結合するための単極ハンド・スイッチ入力コネクタと、アダプタを電気外科用発電機の双極モード・ハンド・スイッチ入力コネクタと結合するための双極ハンド・スイッチ出力コネクタとからさらに成ってもよい。さらに別の実施形態では、アダプタは、アダプタを電気外科装置の第1および第2の双極モード・ハンド・スイッチ・入力コネクタとそれぞれ結合するための双極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタからさらに成ってもよい。また、さらに他の実施形態では、第1の双極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタが双極ハンド・スイッチ入力コネクタと結合され、第2の双極モード・ハンド・スイッチ出力コネクタが、インピーダンス変換器および自動変圧器と並列の双極電力入力コネクタの一方と結合され、それによって結合部が変圧器をバイパスする。

【発明を実施するための最良の形態】

【0056】

40
本発明全体を通して、類似の符号および文字は、図面全体を通じて対応する構造を示し、対応する構造は独立して議論される必要はない。また、特定の例示的な実施形態の特定の特徴は、適宜本明細書の他の例示的な実施形態に等しく適用されてもよい。言い換えば、本明細書に記載された様々な例示的な実施形態間の特徴は、適宜相互に交換可能であり、排他的なものではない。また、本明細書から、「遠位の」および「近位の」という用語の使用はいずれも、患者ではなく装置の使用者に対して行われることを明らかにする。

【0057】

40
本発明による例示的な電気外科装置をここで詳細に説明する。電気外科装置は、ここで説明される本発明のシステムとともに使用されてもよい。しかし、組合せの説明は、本発明のシステムを例示する目的のみのためであることを理解されたい。したがって、本発明の電気外科装置は、単独で、または本発明のシステムとともに使用することができる。逆に、本発明のシステムは、多種多様な装置とともに使用することができることを等しく理解されたい。

【0058】

50
本発明のシステムの1つまたは複数の態様とともに使用される本発明の例示的な電気外科装置は、図1の符号10で示されている。図1は、組織を操作する(たとえば把持、凝

固および切斷する)ように設計および構成された装置10の側面図を示している。装置10は、好ましくは、図示のように組織把持部、特に鉗子、およびより具体的には内視鏡鉗子を備える。装置10が内視鏡鉗子を備えるとき、好ましくは装置10は、トロカールカニューレの作業用チャネルを通って延びるように構成されている。

【0059】

図1に示すように、装置10は、中空のシャフト12を備える中間部分と、先端部分14とを好ましくは備える。図示のように、先端部分14はシャフト12の遠位の端部18と接続され、それと隣接して配置された、2つの直接対向し、協働する相対的に移動可能な顎部16a、16bを好ましくは備える。

【0060】

また図1に示すように、装置10はまた、シャフト全体12を回転させ、近位のハンドル22をシャフト12の近位の端部と接続するためのカラー20と、矢印28の方向へハンドル22のピストルまたはハンド・グリップ部分26に向かって圧搾されたとき、当技術分野で知られている方式で対向する顎部16a、16bを閉鎖する駆動レバー24(好ましくは第一級レバーを備える)とを好ましくは備える。

【0061】

図1を続けて参照すると、装置10はまた、内蔵された切断機構32を動作させるための1対の対向するパドル30(図5に示す)と、好ましくはシャフト12およびハンドル22を通じて顎部16a、16bと接続され、それにエネルギー(たとえばRFパワー)を送達するように構成され、エネルギー源と(たとえば、図9に示されているような双極的な発電機136の対向する端子のプラグ・クリップ・レセプタクル137a、137bとプラグ・コネクタを介して)接続可能であるワイヤ・コンダクタ40、42(図3および4に示す)を含む2つの絶縁された電線36、38を備える、ハンドル22の把持部分26の台尻から延びているケーブル34と、顎部16a、16bの分割分岐部を介して接続され、また好ましくはシャフト12およびハンドル22を通って流体128(これも図9に示す)を送達するように構成された、流体源130(たとえば図9に示す生理食塩水IVバッグ)と接続可能な、ハンドル22の把持部分26の台尻から延びる通路46(たとえば管腔)を備える入力流体ライン44とを好ましくは備える。

【0062】

図3および4に示すように、顎部16a、16bは、駆動レバー24のハンドル22の把持部分26に向かう運動によって顎部16a、16bを閉じるように遠位に、および駆動レバー24のハンドル22の把持部分26から遠ざかる運動によって顎部16a、16bの開放とともに近位に運動するロッド48を備えるアクチュエータと好ましくは接続されている。より具体的には、ロッド48は、運動する枢動孔50内へ好ましくは延びており、各枢動孔50についての回転は、シャフト12の固定された枢動孔52を通って延び、顎部16aおよび16b内で孔を位置合わせする固定ピン53を備えるヒンジ周りで生成される。

【0063】

顎部16a、16bの説明を続ける前に、ここで使用するような、長手方向寸法は、顎部16a、16bの長さに対するものであり、遠位および近位に方向付けられており、横方向寸法は、顎部16a、16bの幅に対するものであり、横方向(外向き)または中央方向(内向き)に方向付けられており、鉛直方向寸法は、16a、16bの高さに対するものであり、互いに対して開くまたは閉じることによって方向付けられていることを理解されたい。

【0064】

図6に最もよく示すように、顎部16a、16bは、底部部分60a、60bから互いに向かって突き出している中央に配置された細長いほぼ矩形の組織支持部材58a、58bを好ましくは備える。図示のように、支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60bは、一様に形成された單一片を備える。しかし、代替となる実施形態では、図16に示すように、支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60bは、別個に形成さ

れた、接続された片を備えてもよい。

【0065】

図6に示すように、支持部材58a、58bは、組織把持表面62a、62bを直接対向させるためのアンビルを提供する。図3および4に示すように、頸部16a、16bが開いているとき、把持表面62a、62bは、近位で集まり、遠位で分かれる。

【0066】

把持表面62a、62bは、電気絶縁性の材料から成る支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60bによって好ましくは提供された電気絶縁性の表面をさらに備える。このようにして、支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60bは、以下でより詳細に議論される電極64a、66a、64b、66bに対して電気的に絶縁される。

10

【0067】

いくつかの実施形態では、電気絶縁材料は、熱可塑性または熱硬化性の、強化されているまたは強化されていない、充填されているまたは充填されていないかのいずれかの電気絶縁性のポリマーを備えてもよい。例示的なポリマー材料には、ポリアセタール(POM)、ポリアミド(PA)、ポリアミドイミド(PAI)、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK)、ポリエーテルイミド(PEI)、ポリエーテルスルファン(PES)、ポリイミド(PI)、ポリフェニレンサルファイド(PPS)、ポリフタルアミド(PPA)、ポリスルファン(PSO)、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)およびシンジオタクチックポリスチレン(SPS)が含まれるがそれに限定されない。より具体的には、電気絶縁性のポリマーは、液晶ポリマー、より具体的には、チコナ(Ticona)によるVectra(R) A130か、Ultim(R)、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー(General Electric Company)による10%ガラス充填ポリエーテルイミドなどのガラス纖維で強化された芳香性液晶ポリマーをいずれか含む。例示的なポリマー用の強化材料には、ガラス纖維およびホウ素纖維が含まれるがそれに限定されない。例示的なポリマー用の充填材料には、マイカ、炭化カルシウムおよび窒化ホウ素が含まれる。ポリマー材料用の強化材料は、強度の増加のために好ましく、一方、充填材料は、熱抵抗および/または熱伝導性の増加のために好ましい。支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60b用のさらに別の電気絶縁性の材料は、窒化ホウ素などの電気絶縁性のセラミックを備えてもよい。

20

【0068】

装置10の使用中、熱が表面62a、62bから遠ざかるように伝達されるために、好ましくは、支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60b用の材料は、0.01ワット/cm²K以上の300°K(ケルビン)でのk_{tc}の熱伝導性を有する。より好ましくは、支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60b用の材料は、0.16ワット/cm²K以上の300°K(ケルビン)でのk_{tc}の熱伝導性を有する。さらに好ましくは、支持部材58a、58bおよび底部部分60a、60bの材料は、0.35ワット/cm²K以上の300°K(ケルビン)でのk_{tc}の熱伝導性を有する。

30

【0069】

電気絶縁性の表面を備える把持表面62a、62bに加えて、好ましくは把持表面62a、62bは、実質上平坦であり、そこから組織を除去することが可能である。さらに、好ましくは把持表面62a、62bはまた、把持表面62a、62b上の、またはその間、特に処置中組織によって占有されない部分での流体(たとえば流体源130からの導電性流体128、血液およびその他の体内流体)の存在を減少させるために、疎水性の表面を備える。

40

【0070】

しかし、把持表面62a、62bは、その間の組織が滑り出すことができるほどには滑らかにはならない。好ましくは表面62a、62bは、高度に研磨された滑らかな表面ではない。言い換えれば、好ましくは表面62a、62bは、20ミクロン以上500ミクロン以下の範囲の表面粗度または表面の隆起を有する。10ミクロンは研磨された表面を示す。より具体的には、好ましくは表面62a、62bは、25ミクロン以上250ミク

50

ロン以下の範囲の表面粗度を有する。また、様々な実施形態では、表面 62a、62b は、点状表面などの、織り目付き表面（滑らかではなく、むしろその上に隆起したパターンを備える表面）を備えてもよい。また、様々な実施形態では、表面 62a、62b は、鋸歯部 67（図 17 に示すように）を備えてもよい。

【0071】

ある適用例では、その間の組織から表面 62a、62b へ伝達された熱を除去するためのヒート・シンクとしてより良く機能させるために、支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b の熱伝導性をさらに増加させることが必要であるかもしれない。図 8 に示されているような代替となる実施形態では、顎部 16a、16b は、把持表面 62a、62b を提供する被覆 68 よりも比較的高い熱伝導性を有する材料を備える、支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b と重なる電気絶縁性の薄い（約 0.5 mm 未満の厚さの）被覆 68 を備える。これは、被覆 68 よりもかなり高い熱伝導性を有する材料を備える。たとえば、絶縁性の被覆 68 は、下にある金属を覆って付着されたポリマー被覆を備えてもよい。このような例では、下にある構造内への熱の移動を最大化するために、ポリマー被覆 68 をできる限り薄くすることが望ましい。例示的な電気絶縁性の被覆 68 は、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）などのフッ素処理されたポリマーを備えてもよい。電気絶縁性の被覆の下にある例示的な金属は、好ましくはステンレス鋼、アルミニウム、チタニウム、銀、金およびプラチナなどの非腐食性金属である。

【0072】

好ましくは、被覆 68 の下にある支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b は、約 0.1 ワット / cm² K 以上の 300 °K (ケルビン) での k_{tc} の熱伝導性を有する。より好ましくは、被覆 68 の下にある支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b は、約 1 ワット / cm² K 以上の 300 °K (ケルビン) での k_{tc} の熱伝導性を有する。さらに好ましくは、被覆 68 の下にある支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b は、約 2 ワット / cm² K 以上の 300 °K (ケルビン) での k_{tc} の熱伝導性を有する。

【0073】

図 8 に示すように、支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b から熱を除去するために使用されることができる別の構造は、その中に流体を含み、当技術分野で知られているような熱交換器と接続された 1 つまたは複数のヒート・パイプ 63 を備える。ヒート・パイプ 63 は、支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b から熱を除去するために、支持部材 58a、58b および底部部分 60a、60b から熱的に絶縁された熱交換器と接続されてもよい。またはヒート・パイプは、顎部 16a、16b に供給される流体 128 によって対流冷却されてもよい。

【0074】

図 3 ~ 4 および 6 に最もよく示すように、顎部 16a は、2 つの電極 64a および 66a を備えてもよい。一方、顎部 16b は、2 つの直接対向する電極 64b、66b を備えてもよい。各電極 64a、66a、64b、66b は、好ましくは、発電機 136 と電気的に結合される絶縁ワイヤ 36, 38 のワイヤコンダクタ 40, 42 を介して、発電機 136 と接続可能である（図 9 に示すように）。電極 64a、66a、64b、66b は、好ましくは、ステンレス鋼、アルミニウム、チタニウム、銀、金およびプラチナなどの非腐食性金属である。

【0075】

図 3 および 4 に最も良く示すように、好ましくは電極 64a、66a、64b、66b は、把持表面 62a、62b の近端部分 70a、70b から遠端部分 72a、72b へ、把持表面 62a、62b の輪郭および境界の好ましくは横方向外側に、顎部 16a、16b の長さに沿って延びるように方向付けられている。各電極 64a、66a、64b、66b は、そのそれぞれの長さに沿って支持部材 58a、58b および把持表面 62a、62b と平行に、それから等しく離隔されて好ましくは構成されている。しかし、代替となる実施形態では、電極 64a、66a、64b、66b は、たとえば、把持表面 62a、

10

20

30

40

50

62bの変動する幅または組織の厚さを補償するために、実質上平行でなくてもよい。

【0076】

好ましくは、電極64a、64bは電源電極を備え、一方、電極66a、66bは対電極を備える。図6に示すように、電源電極64a、64bは、正の電気符号(+)で示されており、一方対電極66a、66bは、対負の電気符号(-)で示されている。このようにして、電源電極64a、64bおよび対電極66a、66bは、異なる電位を有する。図6にまた示すように、各顎部16a、16bが、1つの電源電極および1つの対電極を備え、顎部16a、16bのそれぞれの2つの電極が、対向する顎部の直接対向する電極と同じ極性を有するように構成されてもよい。

【0077】

上記の構成を考慮すると、電極64a、66a、64b、66bは、把持表面62a、62bの間の組織内を流れる電流が、把持表面62a、62bを横切って(それとほぼ平行に)流れるように構成されている。このような構成の電極64a、66a、64b、66bでは、(1)電極64aと66a、(2)電極64aと66b、(3)電極64bと66b、(4)電極64bと66aの間に、4つの考えられる電気経路が作成される。

【0078】

これらの電気経路のうち一形成例が、図7の電場線74によって示されている。電場線74の輪郭は例示的であることに留意されたい。さらに、特に把持表面62a、62bの外側で、電流が流れるところに期待されることは電場線74が例示的であり、最大の電流密度が存在すると期待されるところでは必ずしもそうではないことに留意されたい。

【0079】

図6に戻ると、本発明の範囲内では、1対の電極のみが本発明のために必要であることを理解されたい(図17に示すように)。また、本発明の範囲内では、1つのみの電極対が使用されているところでは、電極は同じ顎部上になくてもよいことを理解されたい(図10に示すように)。言い換れば、電極は、把持表面62a、62bの対向する縁部の外側に、それから離隔して形成されているが、(たとえば対角線状に配置された)各顎部上に1つの電極を有して構成されてもよい。このようにして、適切な電極対は、分類される4つの電気経路のいずれか1つを形成する上記の電極のいずれかの対(すなわち、64aと66a、64aと66b、64bと66b、64bと66a)を備えてもよい。

【0080】

上記したように、好ましくは把持表面62a、62bもまた、把持表面62a、62b、特に組織によって占有されていない部分の上でのまたはその間での流体の存在を減少させるために疎水性の表面を備える。表面62a、62bの占有されていない部分上の流体の存在を減少させることは、導電性流体の短絡を阻止、およびより好ましくは最小化または防止するために望ましい。言い換れば、導電性流体が、表面62a、62bを横切るブリッジを形成し、ブリッジが、電気経路(すなわち、64aと66a、64aと66b、64bと66b、64bと66a)を形成するために電極対を接続する場合、導電性流体のブリッジを通る電気経路は、組織を通る電気経路と平行に作成される。したがって、組織に供給されるように意図された電気エネルギーの一部が、導電性流体のブリッジを通って分岐し、組織をバイパスする。このエネルギー損失は、組織を処置するために必要な時間を増加させ得る。

【0081】

疎水性の表面を備える表面62a、62b以外に、装置10の把持表面62a、62bの占有されていない部分の上または間での流体の存在を減少させるために、好ましくは把持表面62a、62b上の、特に流体128の小滴の接触角は、小滴がその初期の配置から安定した後において、約30度以上である。より好ましくは、把持表面62a、62b上の、特に流体128の流体小滴の接触角は、約45度以上である。より好ましくは、把持表面62a、62b上の、特に流体128の流体小滴の接触角は、約60度以上である。さらに好ましくは、把持表面62a、62b上の、特に流体128の流体小滴の接触角は、約75度以上である。最も好ましくは、把持表面62a、62b上の、特に

10

20

30

40

50

流体 128 の流体小滴の接触角 は、約 90 度以上である。

【 0 0 8 2 】

接触角 は、液体による固体の湿潤の量的な尺度であり、液体、気体および固体の交差する 3 つの相の境界での液体によって形成される角度として幾何学的に定義される。関連する材料の熱力学の点では、接触角 は、等式 $\cos \theta = \frac{S_{LV}}{S_{SV} + S_{SL}}$ によって与えられる 3 つの相の間の界面自由エネルギーを含む。ここで、 S_{LV} 、 S_{SV} および S_{SL} は、液体 / 気体、固体 / 気体および気体 / 液体の境界の界面エネルギーのこととを称する。接触角が 90 度未満である場合、液体は固体を湿潤させると言われる。接触角が 90 度より大きい場合、液体は湿潤させない。ゼロの接触角 は、完全な湿潤を表す。

【 0 0 8 3 】

わかりやすくするために、接触角 は、前の方程式によって定義されることが知られているが、実際には、接触角は、様々なモデルによる近似で定義される。ファースト・テン・オングストロームス (First Ten Angstroms) (465 Dinwidie Street, Portsmouth, Virginia 23704) による「Surface Energy Calculations」(2001年9月13日) という題名の出版物によると、接触角 およびそれに小さな追従を有する他のものを近似するために広く使用されている 5 つのモデルがある。5 つの支配モデルおよびその類義語は、(1) Zisman 臨界湿潤張力、(2) Girifalco, Good, Fowkes, Young 結合則、(3) Owens, Wendt 幾何平均、(4) Wu 調和平均、および(5) Lewis 酸 / 塩基理論である。また、First Ten Angstroms の出版物によると、よく知られている、よく特徴付けられた表面に対して、各モデルによる接触角 に対して提供される答えに 25 % の差があり得る。本発明の特定の実施形態によって言及された接触角 を計算する上記の 5 つの支配モデルのいずれか 1 つは、残りの 4 つのモデルによって実施形態の記載を満たさない接触角 が得られる場合であっても、実施形態の要件を満たすものとみなされるべきである。

【 0 0 8 4 】

図 3 ~ 4 および 6 に最も良く示すように、ある実施形態では、各電極 64a、66a、64b、66b は、顎部 16a、16b 上に長手方向に延びる細長い構造を備える。図 6 に最も良く示すように、電極 64a、66a、64b、66b は、好ましくは、ほぼ一様な直径を有する円筒形の外部表面 76a、78a、76b、78b を備えるほぼ管状の構造をそれぞれ備える。好ましくは、電極 64a、66a、64b、66b は、約 0.1 mm 以上 4 mm 以下の範囲の断面寸法 (たとえば直径) を有し、より好ましくは、約 1 mm 以上 2 mm 以下の範囲の直径を有する。

【 0 0 8 5 】

図 3 および 4 に示すように、ある実施形態では、電極 64a、66a、64b、66b は、ほぼドーム型の形状を備える遠位の端部壁面部分 80a、82a、80b、82b を有する。このようにして、電極 64a、66a、64b、66b は、鋭い縁部のない滑らかな、丸みのある輪郭外表面を好ましくは提供する。

【 0 0 8 6 】

電極 64a、66a、64b、66b を提供する構造は、導電性の材料を前部備える必要はないことを理解されたい。言い換えれば、たとえば、電極 64a、66a、64b、66b の組織と相互作用する / 処置する表面 76a、78a、76b、78b は、導電性である必要はない。したがって、たとえば、電極 64a、66a、64b、66b のための例示的な管状構造は、ポリマーまたはセラミックなどの電気絶縁材料の上にある金属などの導電性の被覆を備えてよい。

【 0 0 8 7 】

図 5 によって最も良く示すように、電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b は、好ましくは、鋭い遠位の端部を有する平面状の刃を好ましくは備える切断機構 32 (切断機構が採用されているところでは) の遠位の端部の近傍で終わる。切断機構 32 は、シャフト 12 の遠位の端部 18 から延長可能であり、把持表面

10

20

30

40

50

62a、62bと垂直である中央平面CPの上をそれに沿って移動し、顎部16a、16bを対向する第1および第2の側面(すなわち、左側部分および右側部分)に分割する。これらはある実施形態では対称的である。切断機構32は、細長い移動スロット33a、33b内を長手方向に近位および遠位の両方に移動する。切断機構32は、内視鏡バージョンの装置10で特に使用される。このようにして、装置10は、切断機構32の遠位の端部の近傍の組織を処置するように構成され、このことは、動作されたとき、切断機構32によって処置されていないまたは部分的に処置された組織を切断する可能性を減少させる。

【0088】

装置の把持表面62a、62b上の流体小滴の接触角が最も好ましくは約90度以上であるのとは逆に、好ましくは、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78b上の流体小滴、特に流体128の接触角は、小滴がその上での初期配置から安定化した後において、約90度以下である。より好ましくは、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78b上の流体小滴、特に流体128の接触角は、小滴がその上での初期配置から安定化した後において、約75度以下である。より好ましくは、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78b上の流体小滴、特に流体128の接触角は、小滴がその上での初期配置から安定化した後において、約60度以下である。さらに好ましくは、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78b上の流体小滴、特に流体128の接触角は、小滴がその上での初期配置から安定化した後、約45度以下である。最も好ましくは、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78b上の流体小滴、特に流体128の接触角は、小滴がその上での初期配置から安定化した後において、約30度以下である。

【0089】

好ましくは、流体128(図7および9に示す)は、流体128がその上に少なくとも部分的に、薄い連続的なフィルム被覆を形成し、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78bから自由に流れ出る孤立した細流または円形のビードを形成しないように、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78bを湿潤させる。

【0090】

図7に示すように、各顎部16a、16bは、組織156の表面166a、166bおよび/または電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78bおよび/またはその間に流体128を供給するように構成された少なくとも1つの流体流通路および排出口を好ましくは備える。複雑性を最小化するために、電極の好ましくは一部が、流体流通路の少なくとも一部を形成する。

【0091】

図3~4および6に最も良く示すように、ある実施形態では、各電極64a、66a、64b、66bは中空であり、流体128のための中央(主)流体流通路84a、86a、84b、86bを形成する矩形の、長手方向に延びる空洞を備える。複雑性を最小化するために、各電極64a、66a、64b、66bは、疎水性の配管から形成されてもよく、中央流通路84a、86a、84b、86bは、疎水性の配管の管腔である。また、図6に示すように、疎水性の配管は、組織に電気エネルギーをより一様に分配し、鋭い縁部を有する電極を通る電気エネルギーの伝達で通常遭遇する集中した縁部の影響を回避するために角のない電極を提供する。

【0092】

図3~4および5に最も良く示すように、各中央流通路84a、86a、84b、86bは、好ましくは、顎部16a、16bの把持表面62a、62bの近位の端部部分70a、70bから遠位の端部部分72a、72bへ顎部16a、16bの長さに沿って、好ましくは把持表面62a、62bの横方向外側に延びるように方向付けられている。また、図示のように、各中央流通路84a、86a、84b、86bは、電極64a、66a

10

20

30

40

50

、64b、66bと同一の広がりをもって、頸部16a、16bの長さに沿って延びるようによましくは構成されている。さらに、図示のように、各中央流通路84a、86a、84b、86bは、そのそれぞれの長さに沿って支持部材58a、58bおよび把持表面62a、62bとほぼ平行であり、それから等しく離隔されるようによましくは構成されている。

【0093】

図3および4に示すように、よましくは各中央流通路84a、86a、84b、86bは、頸部16a、16bの近位の端部54の近くに配置された中央流通路流体入口開口88a、90a、88b、90bを有する。また、図示のように、各中央流通路84a、86a、84b、86bは、よましくは、流体源130と最終的に流体的に結合される可撓性のチューブ44の通路46と流体的に結合されることによって、流体源(図9に示す)130と接続可能である。

【0094】

各中央流通路84a、86a、84b、86bに加えて、図6に最も良く示すように、流通路はまた、各中央流通路84a、86a、84b、86bと流体的に結合されている、少なくとも1つの矩形の半径方向に向いた側部(二次)流体流通路92a、94a、92b、94bをよましくは備える。よりよましくは、図3~6に示すように、各流通路は、電極64a、66a、64b、66bおよび中央流通路84a、86a、84b、86bの周囲の円周方向及び長手方向の両方でよましくは区画され、それから離隔された複数の側部流通路92a、94a、92b、94bを、よましくは備える。またよましくは、図示のように、側部流通路92a、94a、92b、94bは、各頸部16a、16bの把持表面62a、62bの近位の端部部分70a、70bから遠位の端部部分72a、72bで区画され、それから離隔されている。

【0095】

図示のように、側部流通路92a、94a、92b、94bは、流体128がそこから供給される中央流通路84a、86a、84b、86bよりも小さい断面寸法、より具体的には直径と、それに対応する断面積を、よましくはそれぞれ有する。図示のように、側部流通路92a、94a、92b、94bは、電極64a、66a、64b、66bの円筒形の部分を通って延びており、長手方向と円周方向の両方に中央流通路84a、86a、84b、86bに対してほぼ直角(たとえば直角から10度以内)に形成されている。これも図示のように、側部流通路92a、94a、92b、94bは、電極64a、66a、64b、66bの組織を相互作用する/処置する円筒表面76a、78a、76b、78bに対してほぼ直角に形成されている。

【0096】

よましくは、側部流通路92a、94a、92b、94bは、中央流通路84a、86a、84b、86bから、表面76a、78a、76b、78b上に配置された側部流体出口開口96a、98a、96b、98bへ延びている。より具体的には、側部流通路92a、94a、92b、94bおよびそれに付随する側部流体出口開口96a、98a、96b、98bは、頸部16a、16bの把持表面62a、62bの近位の端部部分70a、70bから遠位の端部部分72a、72bへ頸部16a、16bの長さに沿って、表面76a、78a、76b、78bの周囲の円周方向及び長手方向の両方で区画され、それから離隔されている。

【0097】

図3~6に示すように、よましくは、複数の側部流通路92a、94a、92b、94b、およびそれに対応する側部流体出口開口96a、98a、96b、98bは、長手方向および円周方向の直線状の列を形成するように構成されており、互いに対してよましくは一様に離隔されている。またよましくは、複数の側部流通路92a、94a、92b、94bが、ほぼ一様に、側部流体出口開口96a、98a、96b、98bから出る流体流を分配するために構成されている。

【0098】

10

20

30

40

50

好ましくは、側部流通路 92a、94a、92b、94b は、0.1mm 以上 1mm 以下の範囲の断面寸法（たとえば直径）を有し、より好ましくは、0.15mm 以上 0.2mm 以下の範囲の直径を有する。中央流通路 84a、86a、84b、86b については、好ましくは中央流通路 84a、86a、84b、86b は、0.2mm 以上 2mm 以下の範囲の断面寸法（たとえば直径）を有し、より好ましくは、0.5mm 以上 1mm 以下の範囲の直径を有する。

【0099】

図3および4に示すように、遠位の壁部分 80a、82a、80b、82b は、それぞれ、中央流通路 84a、86a、84b、86b の遠位の端部を少なくとも部分的に提供し、区画する。これも図示のように、好ましくは壁部分 80a、82a、80b、82b は、好ましくはめくら端部を備える中央流通路 84a、86a、84b、86b の遠位の端部を完全に提供し、区画する。したがって、中央流通路 84a、86a、84b、86b は、好ましくは電極 64a、66a、64b、66b を完全に通っては連続しない。むしろ、中央流通路 84a、86a、84b、86b の遠位の端部は、電極 64a、66a、64b、66b の輪郭内で終わり、ここで、壁部分 80a、82a、80b、82b が、中央流通路 84a、86a、84b、86b の遠位の端部を形成する。

【0100】

しかし、壁部分 80a、82a、80b、82b は、完全に閉塞して、中央流通路 84a、86a、84b、86b の遠位の端部を区画する必要はない。言い換えれば、電極 64a、66a、64b、66b を通って部分的にのみ延びているのではなく、中央流通路 84a、86a、84b、86b は電極 64a、66a、64b、66b を完全に通って延びて、遠位端部開口を有してもよい。しかし、このような例では、壁部分 80a、82a、80b、82b は、ほぼ閉塞し、流体 128 が、流通路遠位端部出口開口から流出するのを阻止すべきである。本明細書に関しては、中央流通路遠位端部出口開口の閉鎖およびそれに対応する、流通路遠位端部出口開口からの流出の阻止が、閉塞およびそれに対応する流れの阻止が、側部流通路 92a、94a、92b、94b の側部流通路出口開口 96a、98a、96b、98b からの流れの増加の結果を生じさせることが、実質上考慮されるべきである。言い換えれば、壁部分 80a、82a、80b、82b は、流体流分流器として機能し、中央流通路 84a、86a、84b、86b の長手方向軸と平行な流れから、側部流通路 92a、94a、92b、94b を通る長手方向軸から半径方向への流れへ、それと接触する流体 128 の一部を再方向付けするだけよい。

【0101】

図示のように、壁部分 80a、82a、80b、82b は、電極 64a、66a、64b、66b の残りの部分と好ましくは一体であり、より好ましくは単体である。電極 64a、66a、64b、66b が疎水性の配管によって設けられているところでは、中央流通路 84a、86a、84b、86b の閉鎖または閉塞は、疎水性の配管の事前に開いた遠位の端部を溶接または圧着するによって（図20および21に最もよく示すように）達成することができる。代替実施形態では、壁部分 80a、82a、80b、82b は中央流通路 84a、86a、84b、86b の遠端部に挿入された別個のプラグによって提供できる。また、代替となる実施形態では、壁部分 80a、82a、80b、82b が、頸部 16a、16b の遠位の端部部分 100a、100b によって提供されてもよい。

【0102】

頸部 16a、16b は、電極 64a、66a、64b、66b をそれに取り付けるための少なくとも1つのコネクタ部分を好ましくは備える。図3および4に示すように、コネクタ部分は、支持部材 58a、58b と隣接して横方向に接続され、頸部 16a、16b の遠位の端部部分 100a、100b に配置されたレセプタクル 102a、104a、102b、104b を好ましくは備える。図3および4に示すように、電極 64a、66a、64b、66b を頸部 16a、16b に取り付けるためのコネクタ部分は、底部部分 60a、60b に鉛直方向に隣接しており、支持部材 58a、58b と同じように底部部分 60a、60b から互いに向かって突出している。

10

20

30

40

50

【0103】

好ましくは、レセプタクル102a、104a、102b、104bは、單一部片として支持部材58a、58bとともに一体に形成され、電極64a、66a、64b、66bの遠端部円筒部分106a、108a、106b、108bを収容するための円筒形のめくら孔を備えるハウジングを備える。レセプタクル102a、104a、102b、104b内に配置された電極64a、66a、64b、66bの遠端部円筒部分106a、108a、106b、108bは、レセプタクルからの取外しを阻止するためのレセプタクル102a、104a、102b、104b内の締まり嵌めを、好ましくは形成している。

【0104】

好ましくは、顎部16a、16bもまた、電極64a、66a、64b、66bをそれに取り付けるための第2のコネクタ部分を備える。図3および4に示すように、コネクタ部分は、支持部材58a、58bと隣接して横方向に接続され、顎部16a、16bの近位の端部部分114a、114bに配置されたレセプタクル110a、112a、110b、112b好ましくは備える。

【0105】

好ましくは、レセプタクル110a、112a、110b、112bもまた、單一片として支持部材58a、58bとともに一体に形成され、電極64a、66a、64b、66bの近端部円筒部分116a、118a、116b、118bを収容するための円筒形のめくら孔を有するハウジングを備える。レセプタクル110a、112a、110b、112b内に配置された電極64a、66a、64b、66bの近端部円筒部分116a、118a、116b、118bは、レセプタクルからの取外しを阻止するためのレセプタクル110a、112a、110b、112b内の締まり嵌めを、好ましくは形成している。

【0106】

ある状況では、把持表面62a、62bの横方向外側の組織が、顎部16a、16bの一部、特に電極64a、66a、64b、66bによって圧縮されるかもしれない。把持表面62a、62bの中央部分（幅の中央側約3分の1）に配置された組織内に、熱に変換される電力の大部分を集中させるために、好ましくは把持表面62a、62bの外側の組織が、把持表面62a、62bの間の組織よりも小さい量（たとえばパーセンテージ）だけ圧縮される。したがって、図6に示すように、好ましくは電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78bが、鉛直方向にくぼみ、より具体的には、直接対向する表面76a、76bと78a、78bの間の最小分離距離Seが、把持表面62a、62bの間の最小分離距離Ssよりも大きいように、電極表面62a、62bに対して一段下がる。結果として、表面76a、76bと78a、78bの間で部分的に圧縮されている組織は、たとえば、より完全に圧縮されている表面62a、62bの中央部分の組織よりも加熱されないことになる。しかし、図7に示すように、表面76a、78a、76b、78bは、組織156の表面166a、166bとの電気的結合が維持されないように、表面62a、62bに対して一段下げるべきではなく、流体結合部160および162（以下でより詳細に述べる）は、表面76a、78a、76b、78bを組織156の表面166a、166bと結合することが不可能である。

【0107】

図6を続けると、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78bは、把持表面62a、62bに最も近い表面76a、78a、76b、78bの部分が、把持表面62a、62bから横方向および鉛直方向の両方に離して配置され、それから空間的に分離されるように好ましくは形成されている。より具体的には、図示のように、把持表面62a、62bに最も近い表面76a、78a、76b、78bが、把持表面62a、62bから横方向および鉛直方向の両方に離して分離される。また、図示のように、把持表面62a、62bに最も近い表面76a、78a、76b、78bの部分は、（以下で議論される流体結合部160によって最終的に占有される）エア・ギャップ

119によって把持表面62a、62bから離して分離される。

【0108】

図6に示すように、エア・ギャップ119は、装置10の2つの側面に対して画定されている。より具体的には、エア・ギャップ119は、電極64a、66a、64b、66bの表面76a、78a、76b、78bの一部によって画定されている。エア・ギャップ119は、約0.5mmよりも大きく、0.5mm以上5.0mm以下の範囲の幅(たとえば、電極表面と組織把持表面の縁部の間の最短距離)を好ましくは有する。より具体的には、エア・ギャップ119は、好ましくは、約1mmよりも大きく、1mm以上3.0mm以下の範囲の幅を有する。

【0109】

図7に示されているような組織156の存在下では、エア・ギャップ119が、組織156の表面166a、166bの部分によってさらに画定されてもよい。図示のように、組織156の表面166a、166bの部分は電極64a、66a、64b、66bからの分離点123から把持表面29a、29bへの縁部125a、125bの間に、好ましくは延びている。とりわけ、これらの3つの側面は、流体的な結合部160を以下で説明するような三角形に形成するのを助ける。

【0110】

表面62a、62bおよび電極64a、66a、64b、66bの長さに沿って長手方向に延びるエア・ギャップ119が細長いとすると、エア・ギャップ119はまた、流体源130からの流体128が表面62a、62bおよび電極76a、78a、76b、78bの長さに沿って流れるための開いた流体流通路または溝を提供する。

【0111】

図6に示すように、頸部16a、16bの把持表面62a、62bへの外周縁部125a、125bは、鋭い縁部を備える。しかし、他の実施形態では、図8に示すように、縁部125a、125bは、斜めの縁部を備えてもよい。縁部125a、125bは、組織の156の不慮の切断を阻止するために鋭い縁部ではなく斜めの縁部を好ましくは備える。しかし、より重要なことには、斜めの縁部は、把持表面62a、62bの中央部分に配置された組織内で熱に変換される大部分の電力をさらに集中させるように構成されている。さらに他の実施形態では、図16に示すように、縁部125a、125bは、たとえば、被覆127によって提供されるPTFEなどのポリマーから形成されてもよく、一方、把持表面62a、62bは、窒化ホウ素などのセラミックからなる。

【0112】

図3~6に示すように、頸部16a、16bの遠位の端部部分100a、100bは、ほぼドーム型の形状を好ましくは備え、頸部16a、16bの遠位の端部56の周囲を流体128が流れるのを阻止するための障害物(たとえばレセプタクル102a、104a、102b、104bを形成している構造)を提供し、異なる極性を有するある電極対(たとえば64a、66aおよび64b、66b)の間の短絡を形成することがある導電性の流体ブリッジを形成している。

【0113】

遠位の端部部分100a、100bと同様に、頸部16a、16bの近位の端部部分114a、114bもまた、頸部16a、16bの近位の端部54の周囲を流体128が流れるのを阻止するための障害物(たとえばレセプタクル110a、112a、110b、112bを形成している構造)を提供し、異なる極性を有する電極対(たとえば64a、66aおよび64b、66b)の間の短絡を形成することがある導電性の流体ブリッジを形成している。

【0114】

図6に示すように、底部部分60a、60bは、電極64a、66a、64b、66bの最大横方向寸法以下の最大横方向(幅)寸法dを好ましくは備える。このようにして、組織の電極64a、66a、64b、66bとの電気的結合は、装置10の使用中に組織が底部部分60a、60bと接触した場合に影響を受けにくい。

【0115】

図6を続けると、好ましくは、頸部16a、16bの後側表面120a、120bは、頸部16a、16bの背面の周囲を流体128が流れるのを阻止するための1つまたは複数の障害物を提供し、異なる極性を有するある電極対（たとえば64a、66aおよび64b、66b）の間の短絡を形成することがある導電性の流体ブリッジを形成している。図示のように、後側表面120a、120bの輪郭は、流体128が装置から分離するためのドリップ・エッジ124a、124bを提供する1つまたは複数の長手方向に延びる突起122a、122bを好ましくは備える。突起122a、122bが使用されない場合（おそらくサイズ制限のため）、後側表面120a、120bの輪郭は、流体128が装置から分離するためのそれに隣接するドリップ・エッジ124a、124bをまた提供する、1つまたは複数の長手方向に延びるくぼみ126a、126bを備えてよい。上記のようにして、頸部16a、16bの背面の周囲の中央を流れる導電性の流体128が、頸部16a、16bの後側表面120a、120bを横切るブリッジを形成することを阻止され、そこから分離するまで、近位また遠位のいずれかに頸部16a、16bの長さに沿って流れるように再方向付けされる。

【0116】

上記したように、装置10は、システムの一部として使用されてもよい。図9は、本発明のシステムの1つ例示的な実施形態のブロック図を示している。図9に示すように、流体128は、流体源130から、電気外科装置10の入力流体ライン44と接続されたポンプ134によって作用される流体源排出流体ライン132を通って供給されている。

【0117】

好ましい実施形態では、出力流体ライン132および入力流体ライン44は可撓性であり、ポリ塩化ビニル（PVC）またはポリオレフィン（たとえばポリプロピレン、ポリエチレン）などのポリマー材料製である。別の実施形態では、出力流体ライン132および入力流体ライン44は、ベクトン・ディキンソン・アンド・カンパニー（Becton, Dickinson and Company）によるLuer Lok（R）接続部を備える雄型および雌型の機械固定具133を介して、好ましくは接続されている。

【0118】

好ましくは、流体128は、食塩水、より好ましくは無菌の生理食塩水からなる。本明細書の説明が流体128として食塩水の使用を参照しているところでは、他の導電性の流体、ならびに非導電性の流体を本発明に従って使用することが可能であることを理解されたい。

【0119】

たとえば、生理食塩水（「通常の」食塩水、電解質食塩水または0.9重量パーセント塩化ナトリウム（NaCl）水溶液として知られている）からなる導電性流体に加えて、導電性の流体は、高張食塩水溶液、低張食塩水溶液、リンガー溶液（指定量の塩化ナトリウム、塩化カルシウム、および塩化カリウムを含む蒸留水の生理溶液）、乳酸加リンガー溶液（指定量の塩化カルシウム、塩化カリウム、塩化ナトリウム、および乳酸ナトリウムを含む蒸留水の結晶電解殺菌溶液）、ロック・リンガー溶液（指定量の塩化ナトリウム、塩化カリウム、塩化カルシウム、重炭酸ナトリウム、塩化マグネシウム、およびデキストロースを含む蒸留水の緩衝電解質溶液）、またはその他の電解液を含む。言い換えれば、水などの溶媒に溶解したとき、帯電したイオンに分離する電解質、物質（塩、酸または塩基）を介して電気を伝導する溶液から、イオン導電体を含んだ溶液が得られる。

【0120】

本明細書で議論されるようある実施形態では、約15%（重量%）の濃度にNaClで飽和された高張食塩水が、0.9%での約50オームcmから15%での5オームcmへ食塩水の電気抵抗を減少させるための生理食塩水として好ましい。この10分の1の導電性流体の電気抵抗の減少は、本明細書に示したように組織および導電性流体自体の熱（抵抗熱および伝導熱の両方）の減少を強化する。

【0121】

10

20

30

40

50

導電性の流体が好ましいが、本明細書をさらに読めば明らかになるように、流体 128 はまた非導電性の流体を備えてもよい。非導電性の流体の使用は、非導電性の流体が電気を伝導しないため、導電性の流体の使用よりは好ましくはない。しかし、非導電性の流体の使用はまだ、たとえば熱の冷却、装置 10 の電極への組織の膠着の発生の低減など、乾いた電極の使用での利点を提供する。したがって、たとえば純水または 1.5% グリシンなどの非導電性の流体の使用を含むことも本発明の範囲内にある。

【0122】

図 9 に戻ると、組織を加熱するためのエネルギーが、電極 64a、66a、64b、66b に様々な比率（すなわち電力）で交流電流、RF 電気エネルギーを供給することができる発電機 136 などのエネルギー源から供給される。RF 電気エネルギーの周波数については、約 9 kHz (キロヘルツ) から 300 GHz (ギガヘルツ) の間の範囲の周波数バンド（すなわち、2 つの制限周波数の間に延びる周波数の連続する範囲）内で好ましくは提供される。より好ましくは、RF エネルギーは、約 50 kHz (キロヘルツ) 以上 50 MHz (メガヘルツ) 以下の周波数バンド内で供給される。さらに好ましくは、RF エネルギーは、約 200 kHz (キロヘルツ) 以上 2 MHz (メガヘルツ) 以下の周波数バンド内で供給される。最も好ましくは、RF エネルギーは、約 400 kHz (キロヘルツ) 以上 600 kHz (キロヘルツ) 以下の周波数バンド内で供給される。

【0123】

図示のように、システムは、最初に RF パワーを発電機 136 からケーブル 138 を介して発電機 136 から供給される実際の RF パワーを測定する電力測定装置 140 へ方向付けるように構成されている。例示的な実施形態では、好ましくは、電力測定装置 140 は、RF パワーをオフまたはオンにしない、すなわち RF パワーを決して変更しない。むしろ、発電機 136 と接続された電源スイッチ 142 が、発電機製造者によって好ましくは設けられており、発電機 136 をオンおよびオフにするために使用される。

【0124】

電源スイッチ 142 は、電源をオンおよびオフにするためのいずれかのスイッチを備えることが可能であり、電気外科装置 10 に装着されたスイッチ 142 のような、フット・スイッチまたはその他の容易に操作されるスイッチの形態で設けられる。電源スイッチ 142 または 142a はまた、外科装置 10 から供給されるエネルギーのレートを増加または減少させるために手動で動作される装置として機能してもよい。別法として、発電機 136 の内部回路および他の構成要素は、外科装置 10 から供給されるエネルギーのレートを自動的に増加または減少させるために使用されてもよい。スイッチ 142a の特定の形態は、装置 10 にとって重要ではなく、当技術分野で公知である適切なスイッチがいつでも使用されることができる。

【0125】

図 9 に示すように、電力測定装置 140 の後の列で、装置 10 のケーブル 34 は、発電機 136 から装置 10 へ RF パワーを供給するために電力測定装置 140 と接続されている。別法として、他の実施形態では、電力測定装置 140 が除去されてもよく、ケーブル 34 が発電機 136 と直接接続されてもよい。

【0126】

電力 P は、電気外科装置 10 に到達する前に好ましくは測定される。容量性および導電性の影響が無視できるほど小さいとき、オームの法則から、電力 P、すなわちエネルギー送達率（たとえばジュール / 秒）は、電流と電圧の積（すなわち、 $I \times V$ ）、電流の 2 乗と抵抗の積（すなわち、 $I^2 \times R$ ）、または電圧の 2 乗を抵抗で割ったもの（すなわち、 V^2 / R ）によって表現することができる。ここで、電流 I はアンペア単位で測定され、電圧 V はボルト単位で測定され、電気抵抗 R はオーム単位で測定され、電力 P はワット（ジュール / 秒）単位で測定される。上記したように電力 P が電流 I、電圧 V、および抵抗（インピーダンス）R の関数であるとすると、電力 P の変化は、入力変数の少なくとも 1 つの変化の反映であることを理解されたい。したがって、電力 P を直接測定するのではなく、このような入力変数自体の変化を代替として測定してもよい。このような入力変数の

10

20

30

40

50

変化は、上記したように電力 P の変化 n 数学的に対応している。また、容量性および導電性の影響が無視できると考えられるとすると、本明細書で使用されるような「インピーダンス」および「抵抗」という用語は相互交換可能に使用されることを理解されたい。

【 0 1 2 7 】

組織の加熱は、電気抵抗加熱を用いて好ましくは行われる。言い換えれば、組織を通って電流が流れる結果として組織の温度が上昇し、それに付随する電気エネルギーが組織の電気抵抗の関数としてのイオンの加速運動を介して熱エネルギー（すなわち熱）に変換される。抵抗加熱は組織を通る電流のため、直接的かつ瞬時の組織内部の加熱を提供する。

【 0 1 2 8 】

組織の加熱は、熱伝導加熱によっても達成される。伝導では、組織は、温度勾配によって組織を通って隣接する組織へ流れる熱エネルギーによって加熱される。伝導熱の発生源は、最終的には抵抗加熱によるものである。

10

【 0 1 2 9 】

いったん定常状態が達成され、電極および把持された組織の近傍の至るところのすべての温度が時間によって変化しないとき、RFパワーによって組織に送達されたすべての熱が、最終的に流れている流体 128 の対流冷却によって運び去られたと仮定することが妥当な近似である。したがって、流体 128 の流れは、把持された組織を物理的に包囲するだけでなく、目標とされる組織処置部位の周囲の冷却ブランケットとみなすことも可能であり、また、流体 128 が補給されるとき、加熱された流体を電極および装置の頸部から垂下させることにより、組織によって加熱される流体 128 の最大温度を制限する。

20

【 0 1 3 0 】

例示的な実施形態では、システムは、流速コントローラ 144 を備えてもよい。好ましくは、流速コントローラ 144 は、電力 P と流体 128 の流量 Q を互いに能動的に連結し、数学的に関連付けるように構成されている。好ましくは、コントローラ 144 は、（たとえば電力測定装置 140 から）発電機 136 から供給中の RF パワーのレベルに関する入力を受け、装置 10 への流体 128 の流量 Q を調節し、それによって、特に目標とされる組織処置部位の外側（すなわち外側表面 62a、62b）の組織の温度を（好ましくは所定の範囲内に）調節する。

20

【 0 1 3 1 】

一実施形態では、流速コントローラ 144 は、（たとえば電力測定装置 140 から）入力信号 146 を受け、所定の組織および／または流体温度を達成するために適切に数学的に事前決定された流体流量 Q を計算してもよい。流速コントローラは、数学的に事前決定された流体流量 Q を超える安全率（たとえば 10%、20%、30%）を提供するように設定することが可能である選択スイッチ 148 を備えてもよい。流量コントローラ 144 からの出力信号 150 は、次に、流体 128 の事前決定された流量 Q と相關され、それによって発電機 16 によって提供されている電力 P に対応する適切な流体流量 Q を提供するためにポンプ 134 に送信されてもよい。

30

【 0 1 3 2 】

別の例示的な実施形態では、システムの要素は、1つの電気エンクロージャ内にまとめて物理的に備えられてもよい。このような実施形態の1つが、図9の外箱 152 内のエンクロージャによって示されている。図示された実施形態では、ポンプ 134、流速コントローラ 144 および電力測定装置 140 が、1つのエンクロージャ内に封入され、これらの要素は、信号 146 が電力測定装置 140 から流速コントローラ 144 へ通過すること、および信号 150 が流速コントローラ 144 からポンプ 134 へ通過することを可能にすることを可能に電気的な接続を通じて接続されている。システムのその他の要素もまた、システムの所望の用途、使用者の要求などの要因に応じて、1つのエンクロージャ内に備えられることが可能である。

40

【 0 1 3 3 】

様々な実施形態では、図9の流速コントローラ 144 は、使用者または製造者によるプログラミングを必要としない単純な「配線接続された」アナログまたはデジタル装置であ

50

ることが可能である。流速コントローラ 144 は、その中で流体 128 の流量 Q がソフトウェア、ハードウェア、またはそれらの組合せによって実施される、記憶媒体の付いている、または付いていないプロセッサを、別法として備えることが可能である。別の実施形態では、流速コントローラ 144 は、たとえば、Verilog などのハードウェア記載言語を使用して半プログラミング可能なハードウェアを備えることが可能である。別の実施形態では、図 9 の流速コントローラ 144 は、ソフトウェア内蔵のコンピュータ、マイクロプロセッサ駆動式コントローラである。

【0134】

さらに別の実施形態では、流速コントローラ 144 は、組織の密封の強度を増加させることが可能である組織の凝固後冷却、すなわち「急冷」を提供するために RF パワーがオフにされた後数秒間流体 128 の流れを自動的に保持するために、遅延機構など、タイマなどの追加の特徴を備えることが可能である。また、別の実施形態では、流速コントローラ 144 は、膠着、乾燥、煙の発生および炭化物の形成のような望ましくない影響の可能性を阻止するために、RF パワーがオンにされる数秒前に流体の流れを自動的にオンにするために、タイマなどの遅延機構を備えることが可能である。

【0135】

さらに別の実施形態では、流速コントローラ 144 は、ハンドル 22 内に配置された 142a などの電気スイッチに応答して流れをオンおよびオフにするために使用されることが可能である。これは、顎部が組織上にてクランプされたとき、流れを自動的にオンにし、顎部が組織からアンクランプされたとき、流れをオフにする。レバー 24 がハンドル 22 のグリップ 26 に向かって移動すると、通常閉の単極単連電気スイッチ（たとえばスイッチ 142a）が動作され、電力測定装置 140 か、装置 10 のハンドル 22 から出てコントローラ 144 へ直接続く追加の 1 対の電線のいずれかを通して回路を完成させる。このようなスイッチは、RF パワーをオンおよびオフするための発電機フット・スイッチと同様に機能する。

【0136】

上記したような電気スイッチを使用する代わりに、別個のオンオフ・フロー・スイッチ 143 をハンドル 22 内に配置可能であり、それにより装置の顎部が開いているとき、そのスイッチが通常閉じており、流体がほとんどまたはまったくなく、たとえば受動的な重力供給式食塩水送達システムなどから流体源から流れることがない。レバー 24 がラッチ位置または使用位置に移動されると、顎部が使用位置で組織を鋏み、単純な機構（ブッシュ・ロッド、カム、レバー）がフロー・スイッチ 143 を開放し、流体 128 が流れることを可能にする。このことは、最も単純な形態の流れ制御の 1 つであり、装置 10 が使用中でないとき流体 128 の無駄な滴下を最小化するため、ならびに後に患者から吸引されなければならない流体の量を最小化するために有用である。

【0137】

別の実施形態ではまた、流速コントローラ 144 は、装置 10 の使用中に普通遭遇する外科的フロー・レベル以下の待機フロー・レベル（RF パワーがオフにされたとき流速がゼロになることを防止する）で流体 128 の流れを継続する、バルブなどの低レベルの流れ待機機構を備えることが可能である。

【0138】

ポンプ 134 は、食塩水またはその他の流体 128 を所望の流量 Q で供給するための外科処置で使用されるいかなる適切なポンプであってもよい。好ましくは、ポンプ 134 は、蠕動ポンプを備える。ロータリー蠕動ポンプでは、通常流体 128 は、可撓性の配管を支持部に断続的に圧搾するローラを通常回転させることによって、機械的に作成されたラインの外側に配置される収縮波によって流体ライン 132 の範囲内を搬送される。別法として、線形蠕動ポンプでは、通常流体 128 は、通常、可撓性の配管を支持部に次々に圧搾する一連の圧縮フィンガまたはパッドによって機械的に作成されたラインの外側に配置される収縮波によって流体ライン 132 の範囲内を搬送される。蠕動ポンプは、流体 128 と接触しない電気機械力機構（たとえば電動モータによって駆動されるローラ）として

10

20

30

40

50

使用するために一般に好ましく、したがって、不慮の汚染の可能性を減少させる。

【0139】

別法として、内蔵式の流体供給部を備えるポンプ134は「シリング・ポンプ」であることが可能である。このようなポンプでは、通常、その中に含まれる流体128を強制的に送達するためにシリングのプランジャに作用する、電気機械力機構（たとえば電動モータによって駆動されるラム）上に充填されたシリングが配置される。別法として、シリング・ポンプは、食塩水を貯蔵部（たとえば流体源130）から瞬時または断続的のいずれかで、引き出すことが可能であるように2つのシリングを備えるダブル・アクション・シリング・ポンプを備えててもよい。ダブル・アクション・シリング・ポンプでは、ポンピング機構は、注入および引込みの両方が一般に可能である。通常、流体128が1つのシリングから吐出されている間、他のシリングが別個の貯蔵部からその中の流体128を受け入れる。このようにして、シリングが連続して機能するため、流体128の送達が遮られずに継続し続ける。別法として、2つのシリング、または任意の数のシリングを備える複数のシリング・ポンプが、本発明に従って使用されてもよいことを理解されたい。

【0140】

様々な実施形態では、導電性流体などの流体128は、重力の下で流れる食塩水（たとえば流体源130など）で満たされた点滴（IV）バッグから供給されてもよい。このようにして、流体128は、装置10へ直接流れてもよい、または最初にその間に配置されたポンプ134へ流れてもよい。他の実施形態では、IVバッグなどの流体源130からの流体128は、ポンプ134を用いて間接的にではなく、流体128の流れを制御することに直接作用する流速コントローラ144を通じて供給されることができる。このような流速コントローラ144は、光学的ドロップ・カウンタなどのセンサによって流量Qを感知しながら、フロー・オリフィス（たとえば44または132などの流体ラインの管腔）の断面積を調節することによって所定の流量Qを提供してもよい。また、IVバッグなどの流体源130からの流体128は、ローラー・クランプ（これも流体ライン44または132の管腔などのフロー・オリフィスの断面積を調節する）などの自動的にまたは手動で調節する流速コントローラ144を通じて供給され、流量Qが調節する必要があることの視覚的な観測に応答して、たとえば装置10の使用者によって手動で調節される。

【0141】

同様のポンプが、本発明とともに使用されることが可能であり、図示された実施形態は例示に過ぎない。ポンプ134の正確な形状は、本発明で重要ではない。たとえば、ポンプ134は、他のタイプの注入および引込ポンプを備えててもよい。また、ポンプ134は、ピストン・ポンプ、ロータリー・ベーン・ポンプ（たとえば、アキシャル・インペラ、遠心インペラ）、カートリッジ・ポンプおよびダイヤフラム・ポンプとして分類することができるポンプを備えててもよい。いくつかの実施形態では、ポンプ134は、IVバッグとともに使用される、または装置への導電性流体の流速を使用者が制御することを可能にするフロー・コントローラと結合された手動ローラー・クランプなどのフロー・コントローラと交換することが可能である。別法として、バルブ構成を、ポンプ134と交換することが可能である。

【0142】

様々な実施形態では、システムの他の構成が、装置10とともに使用されることが可能であり、図示した実施形態は例示に過ぎない。たとえば、上記で特に述べられてない流体源130、ポンプ134、発電機136、電力測定装置140または流速コントローラ144、またはシステムのその他の構成要素が、装置10の一部を備えててもよい。たとえば、一実施形態では、流体源130は、符号130aで示されているような、流体128を収容する装置10の区画を備えてよい。別の例示的な実施形態では、区画は、装置10にねじ係合を介して取り付けられるキャニスタなど、装置10に脱着自在に接続されてもよい。さらに別の例示的な実施形態では、区画は、直接流体をではなく、流体128の事前に充填されたカートリッジを保持するように構成されてもよい。

【0143】

10

20

30

40

50

また、たとえば、発電機 136 の代替例に関しては、インバータ回路とともに使用される直流 (DC) バッテリなどのエネルギー源および特定の周波数で交流電流を生成する変圧器は、符号 136a で示されるように、装置 10 の一部を備えてよい。一実施形態では、エネルギー源のバッテリ要素が、再充電可能なバッテリを備えてよい。さらに別の例示的な実施形態では、バッテリ要素が、再充電のためなどに、装置 10 と脱着自在に接続されてもよい。

【0144】

図 7 を参照すると、発電機 136 および流体源 130 への接続時に、流体 128 が、側部流通路流体出口開口 96a、98a、96b、98b から吐出される。側部流通路流体出口開口 96a、98a、96b、98b から吐出された流体 128 は、電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b 上の薄いフィルム被覆を好ましくは形成する。過剰の流体 128 は、後側表面 120a、120b の周囲を部分的に流れて、好ましくはドリップ・エッジ 124a、124b から次に落下し、装置 10 から離れる小滴を形成してもよい。流体 128 は、本明細書にすでに記載したように表面 62a、62b 上に配置することを好ましくは阻止される。

【0145】

図 7 に示すように、装置 10 が組織 156 に導入されるとき、通常、外科医は、管腔 158 を備える管としてここで示されている少量の組織 156 を把持し、顎部 16a、16b の把持表面 62a、62b の間で組織 156 を圧縮する。血管の管腔など、組織が管腔 158 を備えるところでは、管腔は一般に閉塞されることになる。外科医の組織 156 の操作とほぼ同時に、流体 128 が、側部流通路流体出口開口 96a、98a、96b、98b から連続的に吐出される。

【0146】

側部流通路流体出口開口 96a、98a、96b、98b から吐出された流体 128 が、組織 156 および電極 64a、66a、64b、66b と結合する。図 7 に示すように、流体結合部 160、162、164 は、離散した、局所化されたウェブ、より具体的には三角形形状のウェブからなる。流体結合部 160、162、164 は、組織 156 と電極 64a、66a、64b、66b との電気的結合を強化する局所化された流体 128 の壁を提供し、対流によって組織 156 内で発生した熱を除去する。また、以下でより詳細に議論するように、結合部 160、162、164 は、把持表面 62a、62b の外側の組織 156 内を流れる電流の少なくとも一部のためのそれを通る迂回路を提供し、それによって、把持表面 62a、62b の外側の組織 156 内で熱に変換されるために使用可能な電気エネルギーの量をそれに対応して減少させることができる。また、結合部 160、162、164 は、電極 64a、66a、64b、66b とそれに電気的に結合された組織 156 との膠着を阻止する、電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b と組織 156 の表面 166a、166b の間の接合面を潤滑する潤滑剤を提供する。

【0147】

図 7 を続けると、流体結合部 160、162、164 は、顎部 16a、16b の把持表面 62a、62b の横方向外側にある。流体結合部 160 を特に参照すると、図示のように、これらは、周縁部 125a、125b に沿って電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b と顎部 16a、16b の把持表面 62a、62b の間に横方向に配置されている。これらの位置を考えると、電気的結合の利益に加えて、流体結合部 160 は、把持表面 62a、62b と横方向に隣接する組織 156 の部分から熱を除去し、冷却し、その側部表面 121a、121b に沿った支持部材 58a、58b も冷却する。

【0148】

図 7 に示すように、流体結合部 160 で流体 128 を供給するために、好ましくは流体 128 の流れの一部は、把持表面 62a、62b と横方向に隣接する組織 156 の部分へ、流体 128 を方向付けるように構成された側部流体流通路 92a、94a、92b、94b

10

20

30

40

50

4 b のあるものから提供される。

【0149】

流体結合部 162 を参照すると、図 7 に示すように、これらは、電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b に対して横方向に配置されている。これらの位置を考えると、流体結合部 162 は、把持表面 62a、62b と横方向に隣接する組織 156 の部分から熱を除去し、冷却し、その側部表面 121a、121b に沿った支持部材 58a、58b も冷却する。図 7 に示すように、流体結合部 162 で流体 128 を供給するために、好ましくは流体 128 の流れの一部は、横方向に隣接する電極 64a、66a、64b、66b である組織 156 の部分へ、流体 128 を方向付けるように構成された側部流体流通路 92a、94a、92b、94b のあるものから提供される。

【0150】

流体結合部 164 を参照すると、流体結合部 160 および 162 とは違って、流体結合部 164 は、組織 156 を冷却するように構成されていない。むしろ、流体結合部 164 は、熱を除去し、支持部材 58a、58b および顎部 16a、16b の底部部分 60a、60b を冷却するように構成されている。図 7 に示すように、流体結合部 164 で流体 128 を供給するために、好ましくは流体 128 の流れの一部は、把持表面 62a、62b と横方向に隣接する組織 156 の部分へ流体 128 を方向付けるように構成された側部流体流通路 92a、94a、92b、94b のあるものから提供される。

【0151】

組織 156 の表面 166a、166b は、しばしば不均一または微細な峰および谷を有する波型である。流体 128 なしでは、組織 156 の電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b との電気的結合領域は、組織表面 166a、166b 内の孤立した峰に制限される。この状況では、RF エネルギーの組織 156 への附加の際、表面 166a、166b の電気的結合領域は、組織の峰に制限されることによって、組織 156 を乾燥および炭化させる可能性を有する峰を通る電流密度をそれに対応して増加させるという結果となる。逆に、流体 128 は、事前に占有されていない谷、および組織表面 166a、166b と電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b の間の隙間 167 (図 8 に示すように) に入って、それを占有し、電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b の電気的結合を強化する。

【0152】

また、組織 156 の表面 166a、166b と電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b の間の電気的結合の親密性は、組織が、組織処置中に表面 76a、78a、76b、78b から離れて収縮および/または乾燥すると、しばしば減少する。逆に、流体 128 は、組織 156 の表面 166a、166b と電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、78a、76b、78b の間で処理中に発展されたいずれかの隙間 167 (図 8 に示すように) に入って占有することによって組織の収縮および/または乾燥による電気的結合の損失を偏移させるメカニズムを提供する。

【0153】

いったん顎部 16a、16b が使用位置に閉鎖された後、次に RF パワーが組織に供給される。RF パワーは、組織表面 166a、166b および組織表面 166a、166b の下で電極 64a、66a、64b、66b から、ならびに流体結合部 160 および 162 を通って、目標とされる組織処置部位へ、ここでは把持表面 62a、62b の間の組織 156 内に供給され、それによって、組織 156 を凝固、溶接またはその他の処置をするために、組織を加熱する。

【0154】

必要に応じて、顎部 16a、16b の間の組織 156 を処置した後、顎部 16a、16b が互いに締結されて保持され、切断機構 32 が組織 156 を切断するために駆動される。図 5 に示すように、切断機構 32 は、鋭利にされた遠位の端部を備える切断ブレードを

10

20

30

40

50

好ましくは備える。好ましくは、切断機構32は、ブレードを遠位に長手方向に延ばすようにパドル30を遠位に回転させ、その後、ブレードを近位に長手方向に引き込むようにパドル30を近位に回転させることによって、駆動される。

【0155】

組織処置時間、横方向の熱の広がりおよびそれに続く把持表面62a、62bの横方向外側の組織156、特に把持表面62a、62bと隣接し、電極64a、66a、64b、66bおよびその間にある組織156の壊死を減少させるために、本発明の一部として以下で示されるように、装置10の把持表面62a、62bの間の組織156にエネルギーを集中させることが望ましい。しかし、続ける前に、以下の例は、例示の目的での大きさの近似のオーダーを考慮しているに過ぎないことを留意されたい。

10

【0156】

RF電流の流れに対する電気抵抗 R_e は、以下の式(1)によって記載することが可能である。

$$R_e = e L / A \quad (1)$$

ここで、

R_e = 電気抵抗(オーム)

e = 電気比抵抗(オームcm)

L = 長さ(cm)

A = 面積(cm²)

装置10の表面62a、62bの間に配置された組織の電気抵抗 R_{et} を決定する際、組織の長さ L が、頸部16a、16bの組織の表面62a、62bを横切る幅によって表現される。組織の領域 A は、表面62a、62bの長手方向寸法および表面62a、62bの間での組織の厚さによって表される。言い換えれば、寸法a、bおよびcに対する図5および10を参照すると、方程式(1)を使用する表面62a、62bの間に配置された組織 R_{et} (把持表面の間)の電気抵抗は次のように表される。

20

【0157】

$$R_{et} = et b / ac \quad (2)$$

一例として、装置10の表面62a、62bの間に配置された組織156が、処置前に0.025cmの寸法a、0.3cmの寸法b、3cmの寸法cおよび200オーム・cmの組織の比抵抗 e を有するところでは、逆に、電極64a、66a、64b、66bと隣接する組織156の電気抵抗 R_{et} (電極と隣接)については、方程式は次のようにある。

30

【0158】

$$R_{et} = et a / bc \quad (3)$$

組織の面積156が、ここでは(b)(c)の積によって測定されることに留意されたい。電極64a、66a、64b、66bと隣接する組織156については、寸法bは、組織156と電気的に結合された電極64a、66a、64b、66bの周縁部分を備える。このようにして、図10に示すように、寸法bは、電極64a、66a、64b、66bの周縁の約4分の1によって近似されることが可能である。したがって、電極64a、66a、64b、66bの直径が0.15cmであるところでは、寸法bは各電極に対して約0.1cmである。次に、寸法cが、一定(すなわち3cm)に保持されているとき、各電極64a、66a、64b、66bに対する面積Aは約0.3cm²である。

40

【0159】

電極64a、64bおよび66a、66bなどの電気ポテンシャルおよび配置を備える4つの電極64a、66a、64b、66bの場合、電極64a、64bおよび66a、66bに隣接する組織 R_{et} の電気抵抗は並列であるとみなされる。しかし、より悪い場合のシナリオを仮定し、同時にシステムを単純化するために、2つの電極(たとえば64a、66b)のみの存在を、ここでの計算の継続で仮定する。

【0160】

寸法aを参照すると、図10に示すように、電極64a、66bは、表面62a、62b

50

b に対してくぼんでいる。電極 64 a、66 b に対する寸法 a は、表面 62 a、62 b の間の寸法 a の約 2 倍であるため、いくらか任意に算定されることが可能である。このようにして、0.05 m の寸法 a を使用し、組織 R_{et} の比電気抵抗を 200 オーム cm で一定に保持すると、電極 64 a、66 b に隣接する組織 R_{et} の電気抵抗は約 33 オームである。このようにして、上記のことは、電極 64 a、66 b に隣接する組織 R_{et} の電気抵抗を表面 62 a、62 b に隣接する組織 R_{et} の電気抵抗よりもかなり低くすることが可能であることを示している。

【0161】

直列の抵抗用の電気回路で遭遇する全体電気抵抗 R_{etotal} は、回路内の各抵抗の電気抵抗を加えることによって近似することが可能である。このようにして、上記の例に対して、全体電気抵抗 R_{etotal} は、866 オームとして近似されることができる。上記のことについて、35 ワットの電力 P および全体電気抵抗 R_{etotal} が 866 オームであると仮定すると、オームの法則から、電流 I は約 0.2 アンペアである。さらに、これもオームの法則から、装置 10 の表面 62 a、62 b の間に配置された組織 156 内で熱に変換される電力 P は約 32 ワットであるが、電極 64 a、66 b に隣接する組織 156 内で熱に変換される電力 P は約 3 ワットである。別的方式で述べると、電力の約 90% が、装置 10 の表面 62 a、62 b の間に配置された組織 156 の抵抗で熱に変換される。

【0162】

いったん組織 156 を通つて流れる電流 I が知られると、組織 156 内の電流密度も計算できる。電流密度はベクトル量であり、その大きさは物質を通つて流れる電流 I の大きさの、電流の流れの方向に垂直な断面積 A に対する比であり、その方向は電流の流れの方向を示す。電流密度は、アンペア / 平方センチメートル (すなわち、アンペア / cm²) 単位で表される。

【0163】

上記の定義を考慮して、装置 10 の表面 62 a、62 b の間の組織 156 内の電流密度は、上記のような 0.075 cm² の面積 A (すなわち、0.025 cm の寸法 a および 3 cm の寸法 c) を使用したとき、約 2.7 アンペア / cm² である。逆に、電極 64 a、66 b に隣接する組織 156 内の電流密度は、上記のような 0.3 cm² の面積 A を使用したとき、約 0.6 アンペア / cm² である。このようにして、装置 10 の表面 62 a、62 b の間の組織 156 内の電流密度は、前の例に対する電極 64 a、66 a、64 b、66 b に隣接する組織 156 内の電流密度よりも 4 倍大きい。

【0164】

特定の例では、装置 10 の使用が、一般目的の発電機 136 の作動範囲外の負荷インピーダンスの結果を生じさせてもよい。たとえば、図 11 の概略的なグラフは、一般目的の発電機の一般的な出力曲線を示しており、出力電力は負荷 (組織 + ケーブル) インピーダンス Z が変化すると変化する。負荷インピーダンス Z (オーム単位) が X 軸上で表され、発電機出力電力 P (ワット単位) が Y 軸上で表される。図示した実施形態では、電気外科パワー (RF) が双極モードで 75 ワットに設定されている。

【0165】

図 11 に示すように、インピーダンス Z が、2 つのインピーダンス遮断、低値および高値の間、すなわち図示された実施形態では 50 オームと 300 オームの間に留まっている限り電力 P は一定であり続ける。50 オーム以下の負荷インピーダンス Z では、低いインピーダンスの傾き 168 によって示すように電力 P は減少する。300 オーム以上の負荷インピーダンスでは、高いインピーダンスの傾き 170 によって示すように電力 P は増加する。この出力の変化は、発電機の使用者には見られることができず、作業ルームなどで発電機が使用されているとき、明らかにはならない。

【0166】

上記の例示的な計算によって示すように、電力 P が高インピーダンス傾斜 170 によって示すように減少し始めるところでの高インピーダンス遮断は、装置 10 の使用によって超過され、発電機 136 の作動範囲の完全の外側になる可能性が高い。したがって、図 9

10

20

30

40

50

に示すように、装置 10 の電極 64a、66a、64b、66b と発電機 136 の電力出力の間の直列回路構成のインピーダンス変換器 172 を提供することが必要であるかもしれない。したがって、インピーダンス変換器 172 を装置 10 内に設けることができ、発電機 136 または任意のワイヤ・コネクタ（たとえばケーブル 34）が装置 10 と発電機 136 を接続する。インピーダンス変換器 172 は、それが発電機 136 の作動範囲内、より好ましくは低遮断および高遮断の間の作動範囲内にあるように発電機 136 対して提供された負荷インピーダンスに適合するように構成されている。

【0167】

本明細書すでに述べたように、組織 e_t の例示的な比電気抵抗は、約 200 オーム cm である。これもすでに述べたように、食塩水に対して、流体 e_f の比電気抵抗は、生理食塩水に対して約 50 オーム cm であり、高張食塩水に対して約 5 オーム cm である。したがって、本実施例に対する組織の比電気抵抗 e_t は、流体の比電気抵抗 e_f よりも約 4 倍から 5 倍大きい。したがって、他のすべてが等しいと仮定すると、電流 I は、組織 32 を通るよりも導電性流体 24 を通ってより優越的に流れることになる。流体結合部 160 の位置はこのために構成されており、それを利用している。

【0168】

電流が表面 62a、62b の間の組織 156 内の流れ、表面 62a、62b から出るとき、最小の電気抵抗 R_e を備える対電極への経路を検索する。本明細書すでに議論したように、とりわけ、電気抵抗 R_e は、抵抗の比電気抵抗 e と長さ L の関数である。生理食塩水の場合、流体結合部 160 を構成している導電性流体の比電気抵抗 e_f は、組織の比電気的高 e_t の 4 分の 1 である。また、図 7 に示すように、把表面 62a、62b の間から出る際の電流 I の対電極へ移動するための最短距離は、流体結合部 160 を通る。表面 62a、62b への縁部 125a、125b と、電極表面 76a、76b、78a、78b のそれに最も近い部分の間の例示的な距離は、約 0.5 mm 以上 6.0 mm 以下の範囲である。より好ましくは、表面 62a、62b への縁部 125a、125b と、電極表面 76a、76b、78a、78b のそれに最も近い部分の間の例示的な距離は、約 1 mm 以上 3.0 mm 以下の範囲である。

【0169】

したがって、電気外科装置 10 およびシステムは、把持表面 62a、62b の間から出る際、対電極に到達する前に導電性流体 128 を少なくとも部分的に通って流れるための、電流のための迂回路（好ましくは電流の一部のための迂回路）を提供するように構成されている。言い換えれば、結合部 160 および 162 は、把持表面 62a、62b の外側の組織 156 内を流れる電流の少なくとも一部がそれを通る迂回路を提供し、それによって、把持表面 62a、62b の外側の組織 156 内で熱に変換するために使用可能な電気エネルギーの量が、それに応じて減少させられる。

【0170】

電気経路の対電極と同様に、電流は、電源電極から流れ、把持表面 62a、62b の間に入り、これも、最小の抵抗 R_e を備える対電極への経路を検索する。したがって、上記のこととに加えて、装置 10 およびシステムはまた、電源電極から出る際、把持表面 62a、62b の間にに入る前に導電性流体 128 を少なくとも部分的に通って流れる電流のための迂回路（好ましくは電流の一部のための迂回路）を提供するように構成されている。

【0171】

上記ことに照らして、組織 156 と電極 64a、66a、64b、66b の間の流体結合部のサイズ（すなわち体積および面積）を増加させることが望ましい。より具体的には、好ましくは、頸部 16a、16b は、組織が、電極 64a、66a、64b、66b と直接接触するのを阻止するように構成されている。図 12 および 13 を参照すると、ここでは 2 つの本体を好ましくは所定の距離で互いに分離して保持するセパレータである、スタンドオフ 174 は、組織 156 が電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、76b、78a、78b と直接接触するのを阻止する。

【0172】

10

20

30

40

50

図示のように、スタンドオフ 174 は、好ましくは電気的に絶縁され、電極表面 76a、76b、78a、78b と重なり（上に重なり）その周囲を包囲する表面を備えるコイルを備え、このようにして、コイルの縁の巻線の間のらせん状のフロー・チャネル 177 を提供する。結果として、流体結合部 160 および 162 が、176 で示された新しい流体結合部内に水没する。流体結合部 176 は、その増加したサイズにより、把持表面 62a、62b の外側の組織 156 内を流れる電流の少なくとも一部のための流体結合部 160 よりもさらに大きな迂回路を提供し、したがって、把持表面 62a、62b の外側の組織 156 内で熱に変換するために使用可能な電気エネルギーの量をさらに減少させる。

【0173】

好ましくは、コイルの電気絶縁性の表面は、コイルがポリマーなどの電気絶縁性材料で形成されることによって提供される。組立てのために、好ましくは各電極 64a、66a、64b、66b が、コイルの中央長手方向開口を通過し、コイルが、電極 64a、66a、64b、66b を頸部 16a、16b と接続する頸部 16a、16b の遠位および近位の接続部分の間で電極 64a、66a、64b、66b の表面 76a、76b、78a、78b の周囲で包囲され、それに沿って延びる。

【0174】

さらに別の実施形態では、スタンドオフは、それを通る流体 128 の通過を透過させる材料を備えてもよい。図 14 に示すように、スタンドオフ 175 は、流体 128 を組織 156 へ供給し、分配する、複数の蛇行した相互接続された流体流通路を備える多孔質構造を備えてもよい。

【0175】

スタンドオフ 174 と同様に、好ましくは、スタンドオフ 175 は、電極表面 76a、76b、78a、78b に重ねられた、ポリマーまたはセラミックなどの電気絶縁性の材料を備える。電機絶縁性の多孔質構造では、RF エネルギーが、多孔質材料自体ではなく、複数の相互接続された蛇行する経路内に含まれる導電性流体 128 を通って組織 156 へ供給される。多孔質ポリマー構造が、蛇行する相互接続された通路を画定する相互接続された空隙を備えるセルラー固体によって提供されてもよい。たとえば、多孔ポリマー構造は、開いたセルラー構造を少なくとも部分的に備えるポリマー・フォームを備えてもよい。また、一実施形態では、スタンドオフ 175 は、可撓性の半剛性ポリマー・フォームによって提供されるものなどの、圧縮可能な、弾力性の構造を備えてもよい。このようにして、スタンドオフ 175 はそれとのより良好な電気的および流体的結合を提供するために組織 156 の周囲で変形することが可能である。

【0176】

実施形態では、電極 64a、66a、64b、66b は、多孔質金属などのそれを通る流体 128 の通過を透過する材料を備えることもできる。離散した、線形の側部流通路 92a、94a、92b、94b は、とりわけ、流体の流れをより均一に分配し、流体 128 を組織 156 に供給する多孔質の電極表面 76a、76b、78a、78b を提供する多孔質の材料内に形成された複数の蛇行する、相互接続された通路を追加またはそれと交換することができる。

【0177】

好ましくは、多孔質材料は、多孔質材料の孔内への流体 128 の灯心現象（すなわち、毛管作用または毛管現象によって流体を引き出すこと）を提供する。多孔質材料の孔内への流体 128 の灯心現象を促進するために、好ましくは多孔質材料、および特に蛇行する通路の表面は疎水性である。多孔質材料は、後処理（たとえば、ハイパークリーニング、エッティング、マイクロラフィング、分子構造のプラズマ表面修正、表面の化学活性化または架橋）によってまたは後処理なしで疎水性にされる、または界面活性剤などの、それに提供される被覆によって疎水性にされる。

【0178】

本明細書に記載されているように、装置 10 の使用中、表面 62a、62b から離れて移動することができるよう、好ましくは支持構造 58a、58b（特に表面 62a、62b から離れて移動することができるよう）を備える。

10

20

30

40

50

2 b と隣接する支持部材 5 8 a、5 8 b の中央部分) のための材料および底部部分 6 0 a、6 0 b は、高い熱伝導性を有する。上記されたように、組織 1 5 6 に供給される莫大な電力の量が、装置 1 0 の表面 6 2 a、6 2 b の間で組織 1 5 6 内で熱に変換されるとすると、表面 6 2 a、6 2 b が過熱されないように支持部材 5 8 a、5 8 b および底部 6 0 a、6 0 b を構成することが必要である。しかし、支持部材 5 8 a、5 8 b および底部 6 0 a、6 0 b はまた、表面 6 2 a、6 2 b が過冷却されないように構成されるべきである。好みしくは、装置 1 0 の通常の使用中、表面 6 2 a、6 2 b は、約 7 0 以上 1 2 0 以下の温度範囲内にあり続けるべきである。より好みしくは、装置 1 0 の使用中、表面 6 2 a、6 2 b は、約 7 5 以上 1 0 0 以下の温度範囲内にあり続けるべきである。別の言い方をすれば、表面 6 2 a、6 2 b は、R F の動作の後、約 1 秒以上 1 0 秒以下の範囲でコラーゲンを収縮させるのに十分高温であるべきである。

10

【0179】

図 1 1 に示すように、組織への R F パワーは、発電機 1 3 6 が特定の電力に「設定」または「固定」されたときでさえも、変動し得る。図 1 5 は、流体 1 2 8 の流量 Q (Y 軸、c c / 分単位) 対、組織 1 5 6 への R F パワー P (X 軸、ワット単位) の間の関係の例示的な概略的なグラフを示す。より正確には、図 1 5 に示されているに、流体流量 Q と R F パワー P の間の関係は、定常状態が達成された(温度が時間によって変動しない)とき、直接の、線形関係として表現することができる。

【0180】

単純な、1 次元の、定常状態の、熱移動および所定のピーク組織温度のランプ変数モデルを基にして、ピーク組織温度に対応する流体 1 2 8 の流量 Q が決定されることが可能である。熱に変換される R F パワー P は、以下のように定義される。

【0181】

$$P = \rho c Q_1 T \quad (4)$$

ここで、P = 熱に変換される R F 電気パワー。式(4)中の項 ($\rho c Q_1 T$) は、流体 1 2 8 の流れを(流体を沸騰させることなしに)ピーク温度まで暖めるために使用される熱である。ここで、

ρ = 流体の密度(生理食塩水に対して約 1.0 g m / c m³)

c = 流体の熱定数(生理食塩水に対して約 1 ワット秒 / g m)

Q_1 = 加熱される流体の流量 (c m³ / 秒) および

30

T = 流体の温度上昇。ピーク流体温度と初期(入力)流体温度の間の温度差。入力流体温度は、通常大気温度、すなわち病院の手術室に対して約 2 0 である。

【0182】

ピーク流体温度が、定常状態でのピーク組織温度と同じであるとすると、所定のピーク流体温度に対する流速は(温度が流体の沸騰温度以下であるとすると)、式(4)を Q_1 について解くことによって決定することが可能である。

【0183】

$$Q_1 = [P] / \rho c T \quad (5)$$

この式は、1 / $\rho c T$ によって示される傾きによって図 1 5 に示されている線を定義する。2 0 の入力温度を仮定すると、図 1 5 は、4 5、5 0、6 0 および 1 0 0 の異なる出力温度の対するいくつかの線を示している。

40

【0184】

表面 6 2 a、6 2 b の外側に、組織の壊死を阻止する組織温度を提供することが望ましい。組織の壊死の開始は一般に、0.02 秒の曝露時間で約 6 0 で生じる。温度が低下すると、組織の壊死のための時間は増加する。約 4 5 の組織温度に対しては、曝露時間は約 1 5 分に増加する。したがって、例示的な目標定常状態温度は約 5 0 である。

【0185】

より悪い場合、組織へのすべてのパワー(すなわち、ここでは 3 5 ワット)が、頸部 1 6 a、1 6 b および流体 1 2 8 が 5 0 の目標定常状態温度に到達したとき、計算される流量 Q は [3 5] / (1) (4.1) (5 0 - 2 0) = 0.28 c c / 秒 すなわち 1 7 c

50

c / 分である。

【0186】

上記の流量Qは単に例示に過ぎないことを理解されたい。装置10のための流速の例示的な範囲は、約0.01cc/分から約100cc/分である。

上記のこと照らして、装置10のために採用することが可能な例示的な制御戦略は、表面62a、62bの外側の組織156に供給される全体のパワーPの一部によって壊死を受けることがある表面62a、62bの外側の組織156の壊死を阻止するための流体128の流量Qを提供することである。

【0187】

流体128の所定の温度が達成されたとき（たとえば、流体がたとえば50に到達したとき）を決定するために、サーモクロミック染料（たとえばロイコ染料などの、サーモクロミック材料（加熱または冷却されたとき色を変える材料）が、流体に付加されてもよい。染料は、たとえば約50の所定の温度以下の温度で第1の所定の色を流体に提供し、次に、50を超えて加熱された際、染料が、透明などの第2の所定の色を流体に提供する、すなわち流体を透明（すなわち無色または色の減少）に変えるように策定されることが可能である。この色の変化は、漸進的、増分的または瞬時であってもよい。このようにして、第1の色から第2の色への流体の色の変化（またはその欠乏）は、所定の流体温度が達成されたときなどに、電気外科装置5の使用者に視覚的な標示を提供する。サーモクロニック染料は、たとえばカラー・チェンジ・コーポレーション（Color Change Corporation, 1740 Cortland Court, Unit A, Addison, IL 60101）から入手できる。

【0188】

いくつかの実施形態では、流体が装置10から解放される前に、流体128の温度を制御することが望ましい。一実施形態では、熱交換器は、出て行く流体流が流体128を加熱または冷却のいずれかをすることを提供する。熱交換器は、装置10の一部として、またはエンクロージャ152などのシステムの他の部品の一部として提供されてもよい。所定の温度、通常、室温以下への流体の冷却は、表面62a、62bの外側の組織への熱的損傷をさらに阻止する。より具体的には、冷却食塩水（すなわち、約20の室温以下であり、いくらかの塩分濃度がある）が、熱の伝導による表面62a、62bの外側での組織の損傷をさらに阻止する。流れる流体128が、より高温の組織から熱を吸収し、より低温の流体128で希釈して、装置10から除去する。冷却および伝導冷却は、食塩水および冷却された組織の比電気抵抗をわずかに増加させることによる以外は、抵抗熱の量に顕著な影響を与えない。流体128による冷却および伝導冷却は、表面62a、62bの外側の組織内で生成されるピーク温度を単に低下させる。

【0189】

他の実施形態では、図16に示すように、電極64a、66a、64b、66bは、少なくとも部分的に表面62a、62bのすぐ下方に配置されてもよい。したがって、このような構成では、支持部材58a、58bおよび表面62a、62bからの熱の伝達がさらに増加してもよい。図示のように、支持部材58a、58b、特に表面62a、62bの下にある部分は、電極64a、66a、64b、66bの側部流通路92a、94a、92b、94bから供給される流体128を流すことによって伝導冷却される。また、支持部材62a、62bは、それと直接接觸している電極64a、66a、64b、66bの部分への熱の伝導を介しても冷却される。この熱が、次に、電極64a、66a、64b、66bを介して伝達されることにより、中央流通路84a、86a、84b、86b内に含まれる流れる流体124へ伝達され、そこで側部流通路92a、94a、92b、94bを通って運び去られる。

【0190】

好ましくは、装置10は、表面62a、62bの間の組織が十分凝固したとき、装置の使用を通知するための手段を備える。当技術分野で公知のように、組織を通してのRFパワーの付加によってそのインピーダンスが変化する。ベルグダール（Bergdahl）

10

20

30

40

50

によって示すように、組織の電気インピーダンスは最初に（その最初の処置されていないインピーダンス値の下のインピーダンス値へ）減少し、次に組織が乾燥し、凝固すると、実質上増加する。（Bergdhal, J. Neurosurg., Vol. 15, 1991年7月、pages 148～151）。それに対応して、一定の電圧状況で、およびオームの法則のため、組織を通る電流は、最初に増加し（組織インピーダンスが減少するため）、次に減少する（組織インピーダンスが増加するため）。このように、組織内の電流は、インピーダンスと反比例する。

【0191】

しかし、装置10などの従来の電気外科装置は、組織のインピーダンスを標示しない、または目標とする組織処置部位での処置される組織の状態に関する視覚的または聴覚的フィードバックを提供しない。少数の例では、電流計が発電機上に配置されることが知られているが、相対的な位置のため、たとえば病院の手術室では、容易に使用することはできない。しばしば、発電機が患者および電気外科装置から取り外され、外科処置から目を離すことなしには、電気外科装置の操作者から見ることができない。したがって、臨床的な判断および操作者の経験が、過熱による完全な凝固または炭化および膠着を最小化または防止するために必要である。処置下の血管が切開または切断された場合、外科切開部が閉鎖された後しばしば、血管は出血するか、さらに悪いことに漏出するかもしれない。

【0192】

当技術分野の進歩は、好ましくは外科医またはその他の電気外科装置の使用者が、凝固またはその他の組織処置が完了した後、直接的または間接的（周縁の）な目視のいずれかで、外科処置／患者のほうを見ながら、かつ彼らの視野内のインジケータを見ながら、組織の処置の終了についての直接の情報を提供されることである。このようなことは、特に腹腔を見ながら情報が装置の使用者に提供される場合、腹腔鏡手術で特に有用である。

【0193】

図1および9に示すように、装置10の操作者または他の使用者が、表面62a、62bの間の組織156の処置のレベルを測定するために、装置10は、組織処置インジケータ184を備えてもよい。好ましくは、組織処置インジケータ184は、装置10の使用者に、表面62a、62bの間の組織156の処置のレベルに関する視覚的な出力を提供する。一実施形態では、視覚的インジケータは、照明装置（たとえば白熱灯、ハロゲン・ランプ、ネオン・ランプ）を好ましくは備える。別の実施形態では、視覚的インジケータは、サーモクロノミック装置を好ましくは備える。

【0194】

図9に示すように、たとえば、本発明は、発電機136から装置10の電極64a、66a、64b、66bに電力を供給する電力供給ライン（たとえば、ケーブル34の絶縁された電線の36のワイヤ・コンダクタ40）と並列回路構成で配線された白熱灯またはサーモクロノミック・ストリップを使用してもよい。したがって、ここでは白熱灯またはサーモクロノミック・ストリップを備える組織処置インジケータ184が、装置10（図示せず）、発電機136、または装置10と発電機136を接続するワイヤ・コネクタ（たとえばケーブル34）を備えてよい。

【0195】

より具体的には、図9に示すように、白熱灯またはサーモクロノミック・ストリップは、装置10の輪郭内のワイヤ・コンダクタ40の短いセクション（たとえばケーブル34の絶縁された電線36の約1cmから60cmの間）とともに並列回路で好ましくは配線され、ハンドル22または好ましくは先端部分14（図1に示すように）などの装置10に装着されている。好ましくは、インジケータ184は、先端部分14が腹腔またはその他の空洞内に挿入されたとき、インジケータ184が、当技術分野で公知のような腹腔スコープまたはカメラを使用して外科医によって腹腔の輪郭内で見えるように、装置10の先端部分14に装着されている。

【0196】

装置10の使用中、組織の凝固中のインジケータ184の輝度および輝度の変化が、凝

10

20

30

40

50

固およびその後の血管と組織構造の接合のレベルを標示するために使用されることが可能である。より具体的には、組織のインピーダンスが最初に減少すると、インジケータが輝度を増加させ（増加する電流によって）、その後、組織のインピーダンスが増加すると、輝度を減少させる（減少する電流によって）。

【0197】

図11に示すように、発電機136からの電力Pは、インピーダンスZが、低インピーダンス遮断168と高インピーダンス遮断170の間に留まっている限り一定であり続ける。上記したように、変換器172は、発電機136の作動範囲内に、より好ましくは、低インピーダンス遮断168と高インピーダンス遮断170の間の作動範囲内にあるように、発電機136に供給される負荷インピーダンスに適合するように構成されている。 10

【0198】

装置10の組織への適用の際、一般にインピーダンスは、最初に低インピーダンス遮断168と高インピーダンス遮断170の間の発電機の作動範囲内にある。組織がある方式で処置される前、インジケータ184は、第1のインピーダンス・レベルを表す第1の輝度レベルを提供する。

【0199】

その後の期間に、組織インピーダンスが減少する。オームの法則から、発電機136からの一定の電力Pの出力でのインピーダンスの変化（ここでは減少）が、回路の電流Iの変化（ここでは増加）を生じさせる。電流が増加すると、インジケータ184の輝度が、それに応じて、第2のインピーダンス・レベルを表す第2の輝度レベルにまで増加する。 20

【0200】

最小の組織インピーダンスに到達した後、組織インピーダンスが方向を変更し、組織の凝固および乾燥とともに増加し始める。ここで、発電機136からの一定の電力Pの出力でのインピーダンスの変化（ここでは増加）が、回路の電流Iの変化（ここでは減少）の結果を生じさせる。電流が減少すると、インジケータ184の輝度が、それに応じて、第3のインピーダンス・レベルを表す第3の輝度レベルに増加する。

【0201】

このようにして、上記の構成から、組織のインピーダンス変化を鏡映する電流の変化がわかる。電球（たとえば、タングステン・フィラメント・タイプ#47または同等のもの）が、電源ケーブルの1フィート・セグメントを横切って配置された場合、ランプの輝度が、電流の視覚的な標示を提供する。装置10が動作され、電極が組織と良好に接触しているとき、ランプは明るく輝く。次に、凝固が進行し、完了すると、点灯した電球の輝度の顕著な減少または消灯となる。 30

【0202】

上記された頸部構成は、12mmまたはそれより大きい直径のトロカール・カニューレを通しての使用のために特に有用である。さらに他の実施形態では、頸部は、3mm、5mm、10mmまたはそれより大きい直径のトロカール・カニューレを通して使用するように構成されてもよい。図17に示すように、サイズおよび複雑性を減少させるために、頸部16aからの2つの電極が除去されている（すなわち64a、66a）。また、図示のように、好ましくは2つの残りの電極、ここでは64b、66bが、同じ頸部上に配置される。また、切断機構32および底部60aもまた、除去されている。これも図示のように、頸部16aは、頸部16bとほぼ非対称であるように構成され、より一層平坦な輪郭形状を有する。このようにして、頸部16a、16bは組織分離部として機能する。言い換えれば、頸部16a、16bが閉鎖位置にあり、組織がその間にない間、頸部は、組織内に、好ましくは隣接する組織平面の間に楔結される。その後、頸部16a、16bが、頸部16a、16bの遠位の端部56で組織上に配置された分離力のためにゆっくりと開かれ、組織が分離される。 40

【0203】

図18～21は、頸部16a、16bの後側表面120a、120bの中央部分が前の実施形態の弓型の表面とは逆に、ほぼ平坦な表面を備える本発明の別の実施形態を示して 50

いる。

【0204】

これまでには、装置10は、腹腔鏡把持部、特に腹腔鏡鉗子での使用に対して説明されてきた。さらに他の実施形態では、図22に示すように、本発明のこの組織把持部は、開いた外科用把持部およびより具体的には開いた外科用鉗子を備えてよい。

【0205】

変圧器172に戻ると、変圧器172が、図9に示すようなケーブル34を備えるなど、装置10の一部として設けられているとき、装置10のケーブル34は、2つのバナナ(雄型)プラグ・コネクタ35a、35b(図1に最もよく示すように)発電機136と接続可能である2つの絶縁された電線36、38を通常備え、発電機136の(雌型)プラグ・レセプタクル137a、137bと接続される。図1に示すように、バナナ・プラグ・コネクタ35a、35bは、互いにに対して接続されていない個々のプラグ・ハウジング43a、43b内のワイヤ36、38にそれぞれ組み付けられている。これを「ルーズ・リード」と呼ぶ。したがって、この実施形態では、バナナ・プラグ・コネクタ35a、35bは、互いにに対して独立して移動可能である。このように、プラグ・コネクタ35a、35bは、互いにに対して所定の位置に固定されず、したがって、異なるパターンおよび配置を有するレセプタクル・コネクタ137a、137bを有する様々な発電機136と接続するように構成される。装置10のプラグ・コネクタ35a、35bと発電機136のバナナ・プラグ・レセプタクル・コネクタ137a、137bの間で達成される例示的な電気的構成が、図23および24にさらに示されている。上記のことから、プラグ・コネクタおよびレセプタクル・コネクタの使用は、単に例示的なものであること、および他のタイプの対合コネクタ構造が採用されてもよいことを理解されたい。

【0206】

他の実施形態では、変換器172は、図25に示されているハウジング43と同様の単一の共通のハウジング内で、電線36、38およびプラグ・コネクタ35a、35bと組み付けられてもよい。前の実施形態とは逆に、この実施形態では、プラグ・コネクタ35a、35bは、これらの発電機136のみを、プラグ・コネクタ35a、35bの所定の位置と一致または適合するように配置されたレセプタクル・コネクタ137a、137bに嵌合するように設けることが可能である。

【0207】

プラグ・コネクタ35a、35bは、これらがレセプタクル・コネクタ137a、137bとそれぞれ一致のみをすることが可能であるように、プラグ・ハウジング43によって互いにに対して固定された、所定の位置で保持されることによって、プラグ・コネクタ35a、35bをそれらの所定の目標とするプラグ・レセプタクル・コネクタ137a、137bへより良く、より容易に方向付けるよう、単一の共通のハウジング43内に設けられている。

【0208】

図25に示すように、装置10のプラグ・ハウジング43内の配線は、ハンド・スイッチ142aが、発電機136の双極モード・ハンド・スイッチ回路と電気的に結合されるように構成されてもよい。より具体的には、図示のように、装置10のハンド・スイッチ142aは、装置10の双極ハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ35cの、発電機136の双極ハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ137c内への挿入の際、発電機136と電気的に結合される。他の実施形態では、ハンド・スイッチ142aは除去されてもよく、発電機136のフット・スイッチ142が単独で使用されてもよい。

【0209】

さらに他の実施形態では、変圧器172が、図26に示すように、装置10と発電機136の間に直列に接続された電気アダプタ186の一部として設けられてもよい。この実施形態では、好ましくは、アダプタ186が、装置10のプラグ・コネクタ35a、35bを受けるように構成されている一方の側にそれ自体のレセプタクル・コネクタ188a、188bを備え、反対側に、発電機136のレセプタクル・コネクタ137a、137b

10

20

30

40

50

b と接続されるように構成されているそれ自体のプラグ・コネクタ 190a、190b を有する。

【0210】

図 26 に示すように、アダプタ 186 はまた、ハンド・スイッチ 142a を備える装置 10 を収容するように構成されてもよい。上記で特定された様々なコネクタに加えて、アダプタ 186 は、装置 10 の双極ハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ 35c と一致するように構成された一方の側のそれ自体のハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ 188c と、反対側に発電機 136 の双極ハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ 137c と接続するように構成されたそれ自体の双極ハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ 190c を有する。最後に、ハンド・スイッチ回路と双極パワー出力部との間の残り連結を達成するために、アダプタ 186 は、装置 10 のハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ 35d と対応するように構成されたハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ 188d を有する。

【0211】

図 26 に示すように、アダプタ 186 が、図 25 の実施形態に付随する 3 つだけのコネクタ（すなわち 5a、35b、35c）の他に使用されるとき、装置 10 はここで 4 つのコネクタ（すなわち 35a、35b、35c、35d）を備える。コネクタ 35d がアダプタ 186 のコネクタ 188d と対応するとき、変圧器 172 をバイパスするプラグ・コネクタ 190a との接続を提供するために追加される。発電機 136 のハンド・スイッチ回路が、電源回路に付随している交流（AC）ではなく直流（DC）を通常使用しているため、このことが必要となる。したがって、連続する DC が、変圧器 172 の一次コイル 173 および二次コイル 175 の間で交差しないため（図 23 に示されている）、この 4 つの接続が必要となる。

【0212】

変圧器 172 の特性を参照すると、好ましくは、変圧器 172 は、螺旋状のマグネット・コア 179 上に巻き付けられた #18 マグネット・ワイヤを備えた一次および二次コイル 173、175 を備える。一次コイル 173 は、発電機 136 から電力を受けるが、一方、二次コイル 175 は、一次コイル 173 から電力を受け、負荷へ送達する。より具体的には、コア 179 は、強磁性のコアを備え、さらに好ましくはフェライト・コアである。好ましくは、フェライトは、500 μ から 5000 μ の範囲の、より好ましくは約 2000 μ の透磁率を有する。より好ましくは、フェライトは、フェライト材料 no. 77 からなる。

【0213】

完全な変圧器、すなわち、結合係数（k）が 1 に等しい変圧器に対して、インピーダンスは、以下のように記載することが可能である。

$$Z_p = Z_s (N_p / N_s)^2 \quad (6)$$

ここで、

Z_p = 電源から一次コイルを見たインピーダンス

Z_s = 二次コイルと接続された負荷のインピーダンス

N_p = 一次コイルの巻（巻付け）数

N_s = 二次コイルの巻（巻付け）数

上記したように、例示的な図 11 に示すように、双極モードでの電力 P は、インピーダンス Z は、インピーダンスの 2 つの遮断、低遮断と高遮断の間、すなわち、たとえば図示された実施形態で 50 オームと 300 オームの間に設定されているため、一定であり続ける。50 オームの負荷インピーダンスより下では、低インピーダンス傾斜 168 によって示すように、電力 P は減少することになる。300 オームの負荷インピーダンスより上では、高インピーダンス傾斜 170 によって示すように、電力 P は減少することになる。

【0214】

上記のこと照らして、双極モードでは、一次インピーダンス Z_p は、せいぜい 300 オームである。二次インピーダンス Z_s に関しては、上記で示したように、二次インピーダンス Z_s は、せいぜい 300 オームである。

10

20

30

40

50

ダンス Z_s は、900オームのオーダーであってよい。一次インピーダンス $Z_p = 300$ オームおよび二次インピーダンス $Z_s = 900$ オームに基づいて、変圧器 172 は、1:1.7 の巻数比 N_p / N_s を有するステップ・アップ変圧器となる。

【0215】

しかし、一般目的の発電機 136 に対して、双極モードの高インピーダンス遮断は300オーム以下で実質的に生じることが見出された。いくつかの一般目的の発電機 136 に対して、双極モードの高インピーダンス遮断はほんの約100オームで実質的に生じることが見出された。一次インピーダンス $Z_p = 100$ オームおよび二次インピーダンス $Z_s = 900$ オームに基づいて、変圧器 172 は、1:3 の巻数比 N_p / N_s を有するステップ・アップ変圧器となる。

10

【0216】

N_p / N_s に対する上記の計算は、200オームcmの組織の比電気抵抗 ρ_e で予測されていることを認識されたい。しかし、ある例では、組織の比電気抵抗 ρ_e は、たとえば肥満した組織に対して、約2500オームcmのオーダーであり得る。この状況では、組織の電気抵抗 R_{ρ_e} は、10,000オームのオーダーであるかもしれない。一次インピーダンス $Z_p = 100$ オームおよび二次インピーダンス $Z_s = 10,000$ オームに基づいて、変圧器 172 は、1:10 の巻数比 N_p / N_s を有するステップ・アップ変圧器となる。一次インピーダンス Z_p がこの高インピーダンス遮断を有する発電機に対する300オームに戻って増加したとき、変圧器 172 は、1:5.8 の巻数比 N_p / N_s を有するステップ・アップ変圧器となる。

20

【0217】

上記の場合よりも起こり得るのは、組織の比電気抵抗 ρ_e が、約1200オームcmのオーダーであり、この場合、組織の電気抵抗 R_{ρ_e} は、約4800オームのオーダーである場合である。一次インピーダンス $Z_p = 100$ オームおよび二次インピーダンス $Z_s = 4,800$ オームに基づいて、変圧器 172 は、1:7 の巻数比 N_p / N_s を有するステップ・アップ変圧器となる。一次インピーダンス Z_p がこの高インピーダンス遮断を有する発電機に対する300オームに戻って増加したとき、変圧器 172 は、1:4 の巻数比 N_p / N_s を有するステップ・アップ変圧器となる。

【0218】

図 11 を参照すると、上記したように、75ワットでの双極モードに対する高インピーダンス遮断は、約300オームで生じる。オームの法則に基づいて、75ワットおよび300オームに対して、双極モードで降下する前の電圧は、約150ボルト RMS (2乗平均平方根) である。しかし、変圧器 172 の使用によって、第1および第2のコイルに付随する電圧はまた、インピーダンスとともに変化させられる。上記の変圧器では、二次電圧は、以下のように記載される。

30

【0219】

$$V_s = V_p (N_s / N_p) \quad (7)$$

ここで、

V_s = 二次電圧

V_p = 一次電圧

N_p = 一次コイルに対する巻(巻付け)数

N_s = 二次コイルに対する巻(巻付け)数

上記で計算したような一次電圧 $V_p = 150$ ボルト RMS (2乗平均平方根)、1:1.7 の巻数比 N_p / N_s では、二次電圧 $V_s = 255$ ボルト RMS に等しい。しかし、一次電圧 $V_p = 150$ ボルト RMS (2乗平均平方根)、および1:5.8 の巻数比 N_p / N_s では、二次電圧 $V_s = 870$ ボルト RMS に等しい。

40

【0220】

ある例では、二次電圧 V_s をその変圧前のレベル、言い換えれば150ボルト RMS に戻して減少させることが望ましい。図 29 に示すように、装置 10 は、とりわけ、2つのコイルとは対照的に単一のコイルを備える変圧器である自動変圧器 192 を備えてもよい

50

。図27に示すように、自動変圧器192は、電気的である、一次および二次コイルを作成するために、コア194の周囲に巻き付けられた単一のコイル196を備える。これは、互いに電気的に絶縁されている一次および二次コイル173、175を有する従来型の2コイル変圧器172とは異なり、共通のコアによって磁気的に連結されている。自動変圧器の「コイル」は、電気的および磁気的の両方で相互接続されている。

【0221】

コイル196は、タップ198によってその長さの一部に沿った位置でタッピングされており、このことは、結果としてタップ198の位置に対応する電圧変化を生じさせる。図27に示すように、電源(発電機136)からのAC電圧が、電極用の出力接続部よりも多くの巻数にわたって、単一のコイル196上に接続される。コイル196は、巻数あたりの特定数のボルトを有する。そのように多くの巻線をタッピングすることによって、より低い電圧を得ることが可能である。より具体的には、電圧変化は、タップ98の位置に対応する巻数比 N_p / N_s によって決定される。

【0222】

自動変圧器192の使用に等しく重要であるのは、図27に示すように、一次側および二次側が共通の接続部を共有していることである。一次側と二次側の間に直接接続があるため、自動変圧器192は絶縁を提供しない。したがって、抵抗は実質上ない。もしあっても、一次コイルと二次コイルの間である。このことが、自動変圧器192の使用に関連する主な利点である。コイル間に抵抗の実質上の変化なしで、一次側と二次側の間の電圧を実質上減少させることができる。したがって、コイル間の抵抗は、実質上同じままであり、自動変圧器192が装置10およびシステムに付加されたときでさえも、変圧器172の使用によって作成された、より高いインピーダンス遮断が維持される。

【0223】

自動変圧器192について、変圧器172に付随する二次電圧 V_s は、ここで、自動電圧器192の一次電圧 V_p からなる。結果として、上記の式を使用すると、自動変圧器192の870ボルトRMSの一次電圧 V_p を、150ボルトRMSの二次電圧 V_s に戻すために、ステップ・ダウン自動変圧器192が、5.8:1の巻数比 N_p / N_s で使用される。図示のように、自動変圧器192は、変圧器172に付随する巻数比 N_p / N_s のまさに逆数である巻数比 N_p / N_s を有する。

【0224】

自動変圧器192の使用によって電圧がその「変圧器前の」レベルに理論上戻されるが、オームの法則が、電極の幾何形状、組織の比電気抵抗、装置のデザイン、装置の使用方法およびシステムの構成に加えて、追加の実用上の制限を賦与することを理解されたい。たとえば、50ワットの双極性パワー、4,800オームのオーダーの組織 R_{et} の電気抵抗に対して、オームの法則は、受容できる電流を得るために、電圧 V_s の実際の下限が約490RMSであることを提供する。これは、公知の「乾いた」双極性の装置で通常観測される150ボルトRMSよりも大きいが、本発明の装置は、とりわけ、組織処置部位に供給される流体の存在のため、順序を逆転させることなく、より高電圧での使用を容易にする助けとなる。したがって、各変圧器に付随する巻線比は例示的なものに過ぎないこと、自動変圧器192に付随する巻線比 N_p / N_s は、電圧の減少を得るために変圧器172に付随する巻線比 N_p / N_s よりも単に大きいことを理解されたい。

【0225】

他の実施形態では、変圧器172と自動変圧器192の間の相対位置が、発電機136と装置10の間で直列に反転させられることを認識されたい。

図11に戻ると、出力電力は、発電機の双極モードの操作で75ワットに設定されているとして識別される。近年電気外科産業で使用されている一般目的の発電機に関して、発電機のかなりの部分がその双極モードで50ワットの出力電力を提供しているに過ぎず、70~75ワットの出力電力を供給しているのはほんのわずかであることが見出された。75ワット以上では、発電機の極めて少数が、100ワットのモードで、電力を供給する。

10

20

30

40

50

【0226】

周知のように、一般目的の発電機の最大出力パワーは、単極モードの動作での発電機の最大出力パワーよりも小さい。このための1つの理由は、装置10などの双極性の装置に共通して付随している電極が、一般に、単極の装置の実際の戻り電極と比較して、ずっと近くで極装置の電極へ戻り、このようにしてより大きなパワーの必要を低減することである。また、追加のパワーにより、多くの従来技術のドライ・チップ電気外科装置のみが、より多くの組織の乾燥、電極の膠着、炭化物の形成および煙の発生に至り、それによって追加のパワーの必要性を未然に防ぐことをさらに明らかにする。

【0227】

しかし、上記で確立したように、本発明の装置10は、組織の乾燥、電極の膠着、炭化物の形成および煙の発生などの望ましくない影響を阻止し、したがって、従来技術のドライ・チップ電気外科デバイスと同じ欠点がない。したがって、治療部位に電力および流体を供給するバイポーラ・デバイスは、場合によっては、出力電力電流汎用発電機がそれらの一一致したバイポーラ動作モードで提供するよりも著しく大きい電力を使用することが可能であることが分かった。

【0228】

汎用発電機は、それらのモノポーラ動作モードに設定されているときに75ワットよりも著しく大きい出力電力を提供することができる。たとえば、単極「カット・モード」では、発電機の最大電力出力は、通常300ワットの範囲である。しかし、単極カット・モードでは、電圧および作業インピーダンス範囲は、双極モードよりもずっと大きい。たとえば、単極カット・モードの例示的な高インピーダンス遮断は、約1000オームである。300ワットおよび1000オームでは、単極カット・モードでの電圧は、約548 RMSである。また、この電圧は、1000オーム以上の高インピーダンス遮断を有する発電機に対して、さらに高くなることさえもある。たとえば、ある発電機は、150ワットで約3500オームの単極カット・モードでの高インピーダンス遮断を有する。これは、約725ボルトRMSの電圧に対応する。

【0229】

対応する高インピーダンス遮断を減少させることなく、双極での使用に対して望ましいレベルに単極カット・モード電圧を減少させるために、自動変圧器192が、双極装置10の電極と発電機136の単極モードで電力出力との間の回路構成と直列に配置されてもよい。

【0230】

単極出力電力電圧を双極出力電力に関連する電圧に変換するために自動変圧器192を導入することによって、好ましくは電線36、38、プラグ・コネクタ35a、35bおよび自動変圧器192が、図25を参照にして議論したのと同様の利点のために、図28に示されている1つのハウジング43内ですべて組立てられて、提供される。

【0231】

図28は、装置10と発電機136の間に付随させることができる例示的な電気構成を示している。図28に示すように、この実施形態では、装置10のプラグ・ハウジング43の配線は、ハンド・スイッチ142aが、発電機136の単極「カット・モード」ハンド・スイッチ回路と電気的に結合されるように構成されている。より具体的には、図示のように、ハンド・スイッチ142aが、装置10のハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ35gの、発電機136のハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ137g内への挿入の際、発電機136と電気的に結合される。

【0232】

他の実施形態では、装置10のハウジング43内の配線が、ハンド・スイッチ142aが、プラグ・コネクタ35hおよびプラグ・レセプタクル137hと結合されるように構成されてもよい。この場合、ハンド・スイッチ142aは、カット・モードではなく、発電機136の単極「凝固モード」と電気的に結合される。

【0233】

10

20

30

40

50

プラグ・コネクタ 35g に加えて、プラグ・ハウジング 43 はまた、発電機 136 の単極電源レセプタクル・コネクタ 137e と電気的に接続される電源プラグ・コネクタ 35e を含む。図示のように、電源プラグ・コネクタ 35e の電源レセプタクル・コネクタ 137e 内への挿入の際、電極 64a、66a が発電機 136 と結合する。最後に、図示のように、装置 10 の発電機 136 との最後の接続は、グラウンド・パッド・レセプタクル・コネクタ 35f が、電極 64b、66b を発電機 136 と結合するために、発電機 136 のグラウンド・パッド・プラグ・コネクタ 137f を覆って挿入されることから成る。

【0234】

他の実施形態では、図 29 に示すように、バンド・スイッチ 142a が除去されてもよく、フット・スイッチ 142 が単独で使用されてもよい。

10

さらに他の実施形態では、自動変圧器 192 が、図 30 および 31 に示すように、装置 10 と発電機 136 の間に直列に設けられる電気アダプタ 200 の一部として設けられてもよい。この実施形態では、好ましくは、アダプタ 200 は、装置 10 のプラグ・コネクタ 35a、35b を受けるように構成された一方の側にそれ自体のレセプタクル・コネクタ 202a、202b を備え、反対側に、それぞれ発電機 136 のレセプタクル・コネクタ 137e およびグラウンド・パッド・プラグ・コネクタ 137f と接続するように構成されたそれ自体のプラグ・コネクタ 204e およびグラウンド・パッド・レセプタクル・コネクタ 204f を有する。

【0235】

図 31 に示すように、アダプタ 200 はまた、ハンド・スイッチ 142a を備える装置 10 を収容するように構成されている。上記で特定された様々なコネクタのほかに、アダプタ 200 は、装置 10 の双極ハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ 35c と対応するように構成された一方の側にそれ自体の双極ハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ 202c を有し、反対側に、発電機 136 の単極「カット・モード」ハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ 137g と接続するように構成されたそれ自体の単極ハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ 204g を有する。最後に、ハンド・スイッチ回路と双極電力出力の間の残りの連結を達成するために、アダプタ 200 は、装置 10 のハンド・スイッチ・レセプタクル・コネクタ 35d と対応するように構成されたハンド・スイッチ・プラグ・コネクタ 202d を有する。

20

【0236】

図 31 に示すように、装置 10 は、アダプタ 200 が、図 28 に関連する 3 つのみのコネクタ (35e、35f、35g) 以外で使用されるとき、4 つのコネクタ (すなわち、35a、35b、35c、35d) を備える。コネクタ 35d は、アダプタ 200 のコネクタ 200 と対応するとき、自動変圧器 192 をバイパスするプラグ・コネクタ 204e との接続のために追加される。

30

【0237】

自動変圧器 192 の特性を参照すると、変圧器 172 と同様に、好ましくは、自動変圧器 192 のコイル 196 は、螺旋状のマグネット・コア 194 上に巻き付けられた #18 マグネット・ワイヤを備えたコイル 196 を備える。より具体的には、コア 194 は、強磁性のコアを備え、さらに好ましくはフェライト・コアである。好ましくは、フェライトは、500 μ から 5000 μ の範囲の、より好ましくは約 2000 μ の透磁率を有する。より好ましくは、フェライトは、フェライト材料 no. 77 を備える。

40

【0238】

上記の自動変圧器 192 では、式 (7) と同様に、二次電圧は以下のように記載するこ事が可能である。

$$V_s = V_p (N_s / N_p)^2 \quad (8)$$

ここで、

$$V_s = \text{二次電圧}$$

$$V_p = \text{一次電圧}$$

$$N_p = \text{一次コイルに対する巻(巻付け)数}$$

50

N_s = 二次コイルに対する巻（巻付け）数（すなわち、タップへの巻数）

上記の定式を使用すると、725ボルトRMSの一次電圧 V_p を250ボルトRMSの二次電圧 V_s に降下させるために、ステップ・ダウン自動変圧器が、4.8:1の巻数比 N_p / N_s で使用される。しかし、上記で説明したように、本発明の装置は、特に、組織処置部位に供給される流体の存在のため、不利な影響なく、より高い電圧の使用を容易にする。

【0239】

添付の特許請求の範囲の目的のために、「組織」という用語は、器官（たとえば、肝臓、肺、脾臓、胆嚢）、高度血管組織（たとえば肝臓、脾臓）や組織塊（たとえば腫瘍）を含む柔らかい組織を含むが、それに限定されない。

10

【0240】

本発明の好ましい実施形態を説明してきたが、様々な変更、適用および修正が、本発明の精神および特許請求の範囲を逸脱することなく可能であることを理解されたい。本発明の範囲は、したがって、上記の説明に関して決定されるべきではなく、その代わりに、すべての範囲の等価なものを伴う特許請求の範囲を参照にして決定されるべきである。また、特許請求の範囲は、出願人が請求項と題した、本発明の最大の範囲、すなわち本発明が請求される唯一の方式、またはすべての引用された特徴が必要であるものを必ずしも含むものではないことを理解されたい。

【0241】

本出願で引用されたすべての出版物および特許文書を、それらの制限の範囲で、本願明細書に援用する。

20

【図面の簡単な説明】

【0242】

【図1】本発明による例示的な装置の側面図。

【図2】図1の装置の上面図。

【図3】図1の装置の先端部分の第1側面の拡大図。

【図4】図1の装置の先端部分の第2側面の拡大図。

【図5】顎部16aが取り外された、図1の装置の先端部分の上面拡大図。

【図6】図5の線5-5に沿った図1の装置の先端部分16a、16bの断面図。

【図7】図5の線5-5に沿った、組織および流体を備える図1の装置の顎部16a、16bの断面図。

30

【図8】図5の線5-5に沿った図1の装置の顎部16a、16bの代替形態の断面図。

【図9】図1の装置による本発明のシステムの一実施形態を示す例示的なブロック図。

【図10】図5の線5-5に沿った、組織および流体を備える図1の装置の顎部16a、16bの別の断面図。

【図11】双極モードでの75ワットの例示的な発電機出力に対する負荷インピーダンス（Z、オーム単位）と発電機出力（P、ワット単位）との関係の例示的なグラフ。

【図12】図5の線5-5に沿った、図1の装置の顎部16a、16bの別の実施形態の断面図。

【図13】顎部16a、16bが取り外された図12に顎部16a、16bの代替形態の上面拡大図。

40

【図14】図5の線5-5に沿った、図1の装置の顎部16a、16bの別の代替形態の断面図。

【図15】組織へのRFパワー（P）対流体の流速（Q）の間の関係を記載した例示的なグラフ。

【図16】図5の線5-5に沿った、図1の装置の顎部16a、16bの別の代替形態の断面図。

【図17】図5の線5-5に沿った、図1の装置の顎部16a、16bの別の代替形態の断面図。

【図18】図1の装置の先端部分および顎部16a、16bの別の代替形態の組立等角図

50

【図19】図18のアセンブリの分解斜視図。

【図20】図18の先端部分の第1の側部の断面図。

【図21】図18の先端部分の第2の側部の断面図。

【図22】本発明による別の例示的な装置の斜視図。

【図23】本発明による装置を備える本発明のシステムの別の実施形態を示すブロック図

【図24】ハンド・スイッチのない本発明の発電機および装置のための電気構造のブロック図。

【図25】ハンド・スイッチを備える本発明の発電機および装置のための電気構造のブロック図。 10

【図26】ハンド・スイッチを備える本発明の発電機および装置、およびその間の本発明のアダプタのための電気構造のブロック図。

【図27】ハンド・スイッチのない本発明の発電機および装置のための別の電気構造のブロック図。

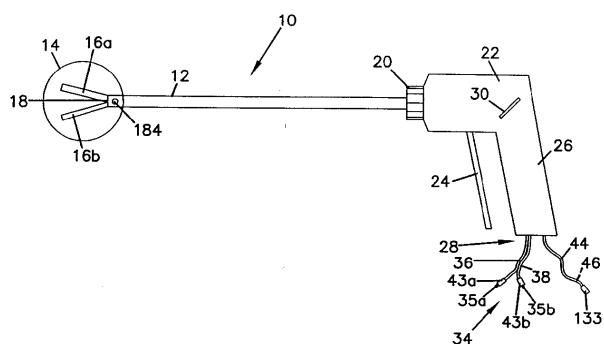
【図28】ハンド・スイッチを備える本発明の発電機および装置のための別の電気構造のブロック図。

【図29】ハンド・スイッチのない本発明の発電機および装置のための別の電気構造のブロック図。

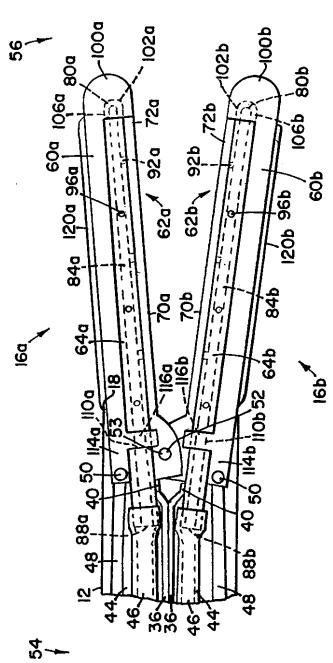
【図30】ハンド・スイッチのない本発明の発電機および装置、およびその間の本発明のアダプタのための別の電気構造のブロック図。 20

【図31】ハンド・スイッチを備える本発明の発電機および装置、およびその間の本発明のアダプタのための別の電気構造のブロック図。

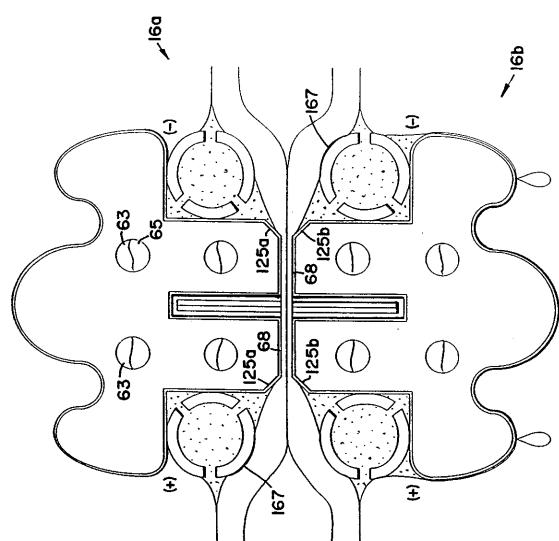
【図1】



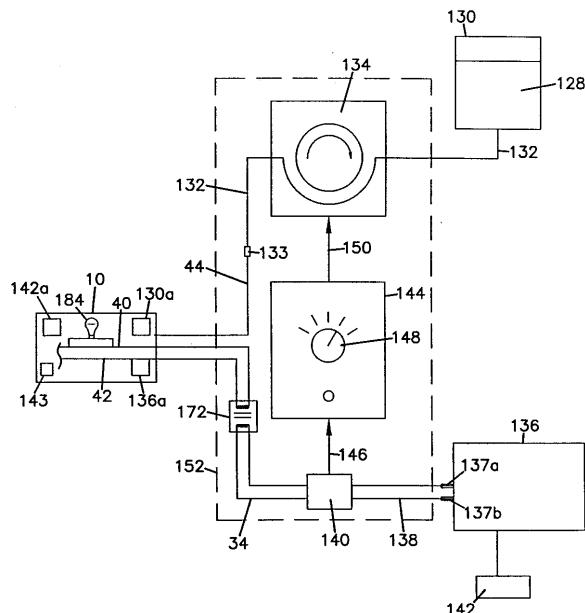
【図4】



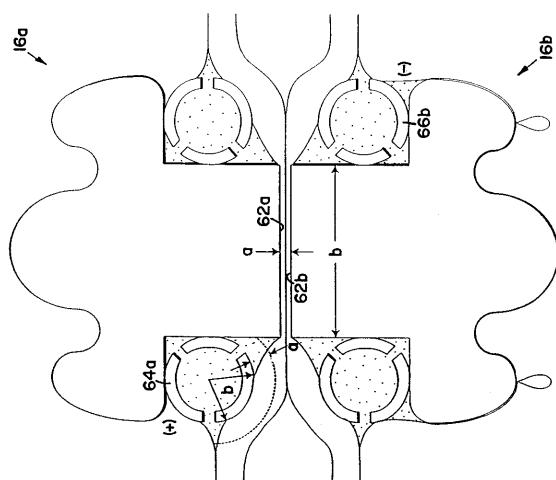
【図8】



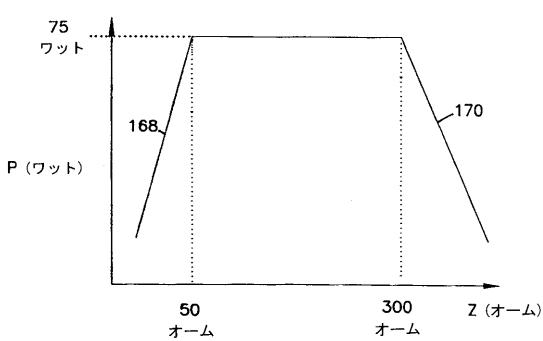
【図9】



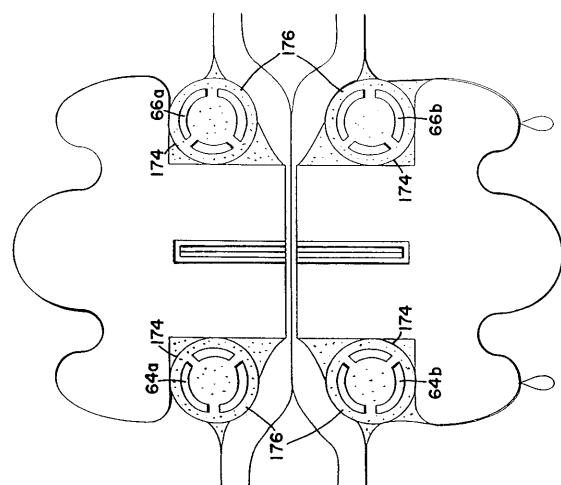
【図10】



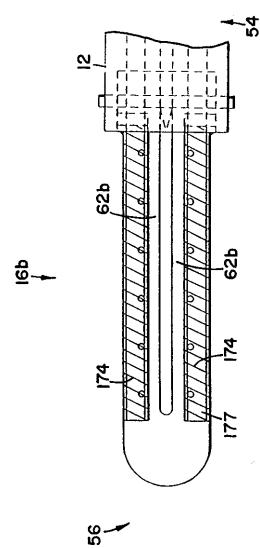
【図11】



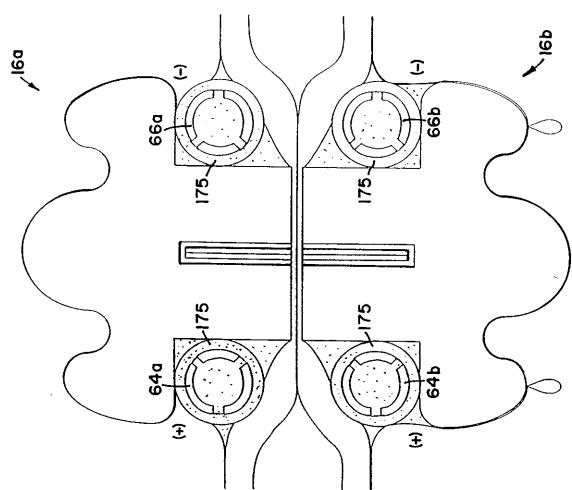
【図12】



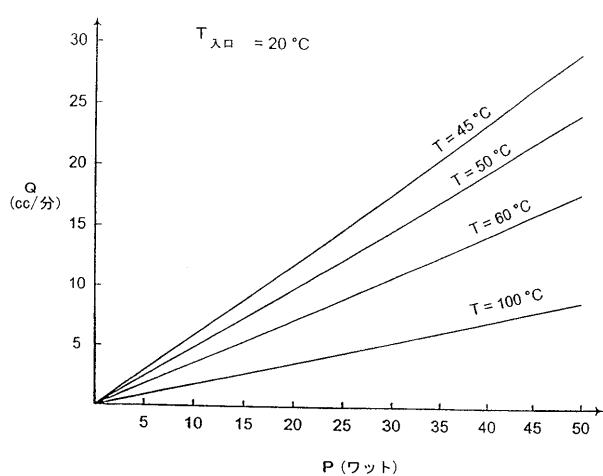
【図13】



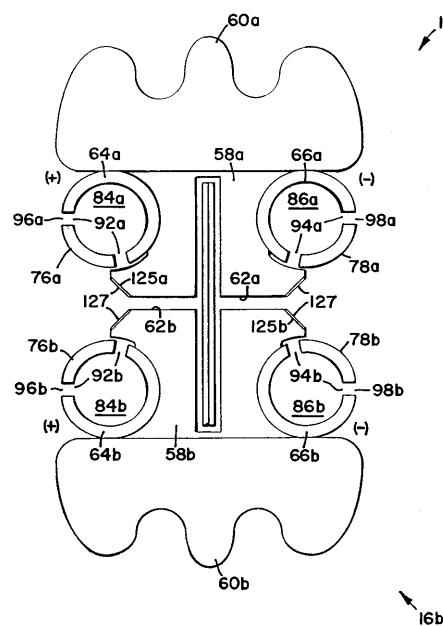
【図14】



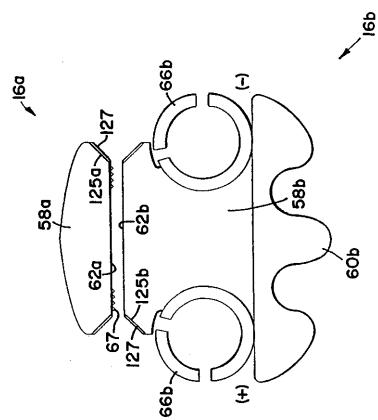
【図15】



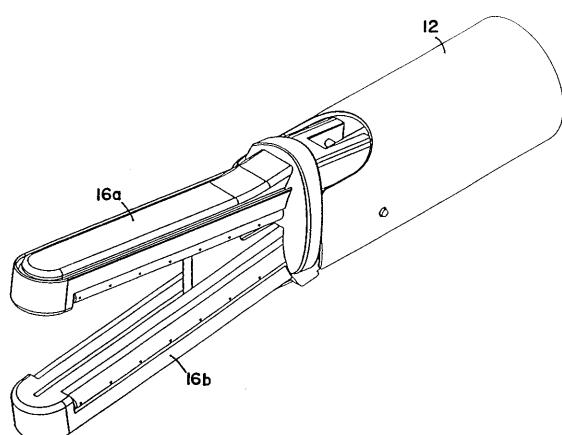
【図16】



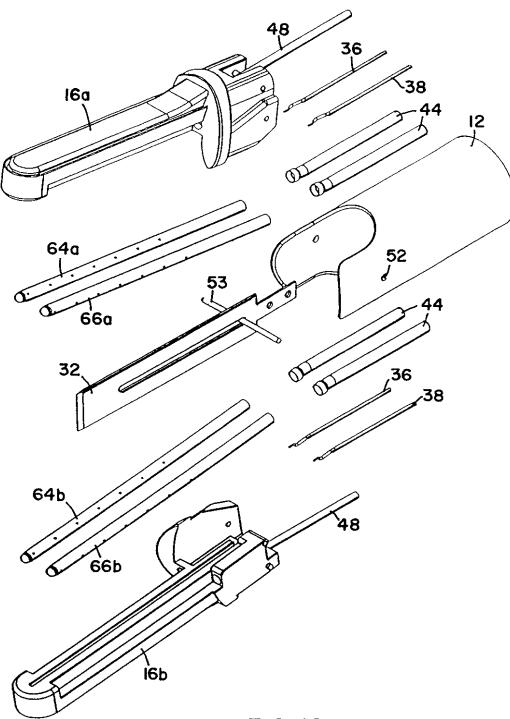
【図17】



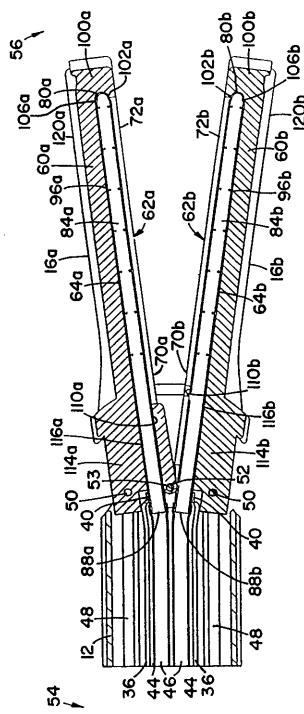
【図18】



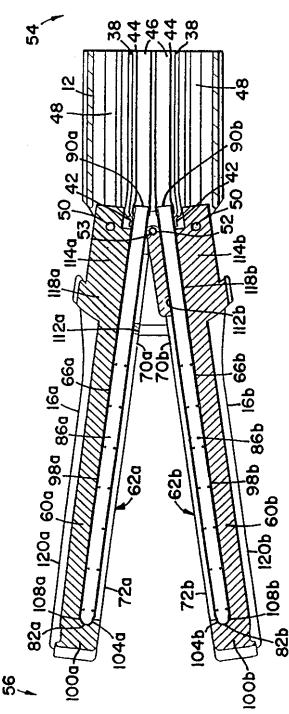
【図19】



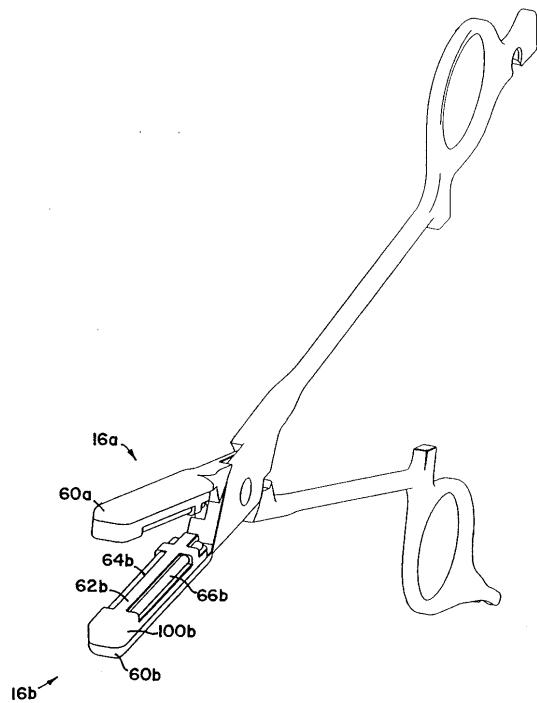
【 図 2 0 】



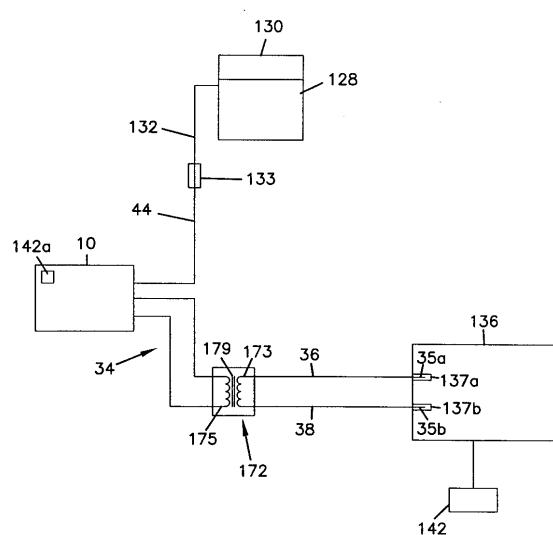
【 図 2 1 】



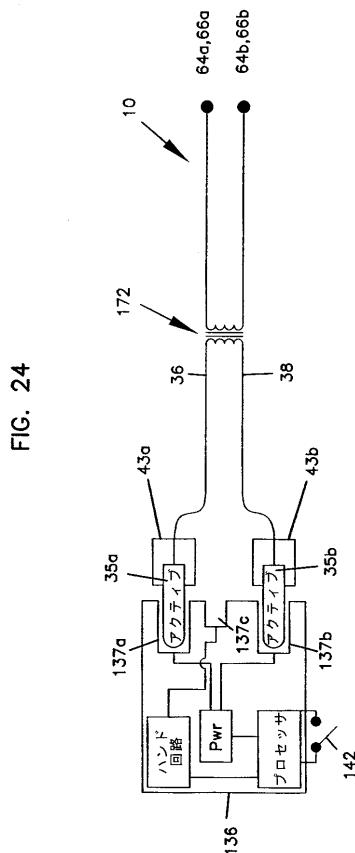
【図22】



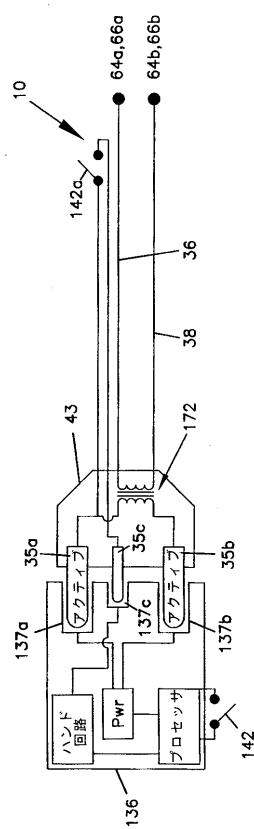
【 図 2 3 】



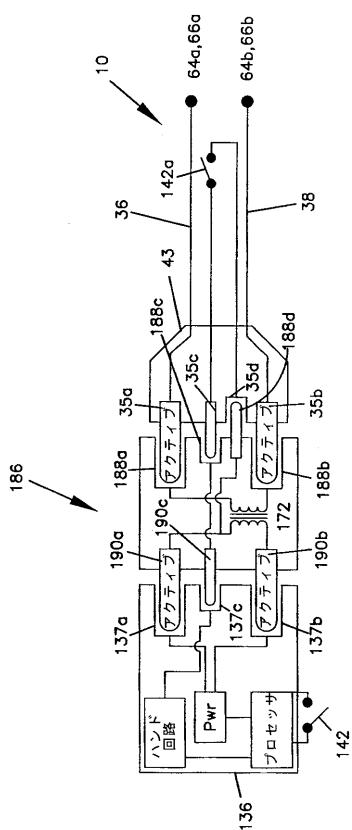
【図24】



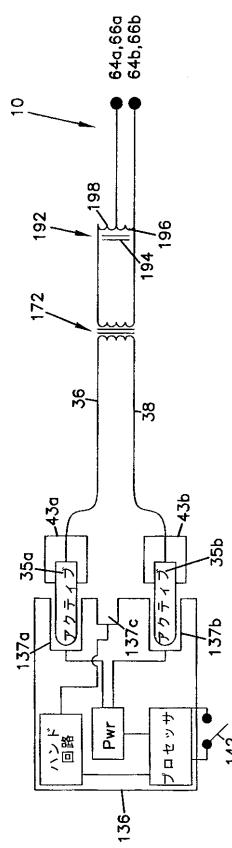
【 図 25 】



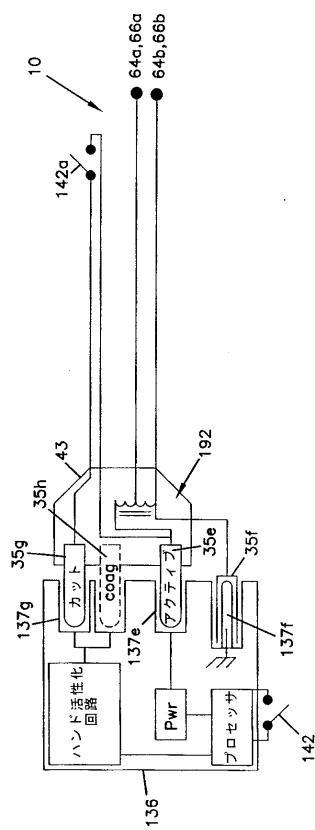
【 図 2 6 】



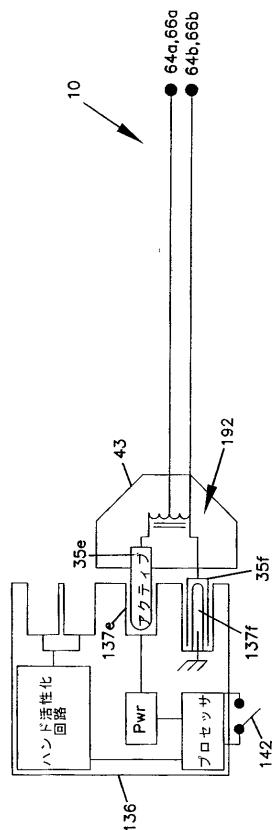
【 図 27 】



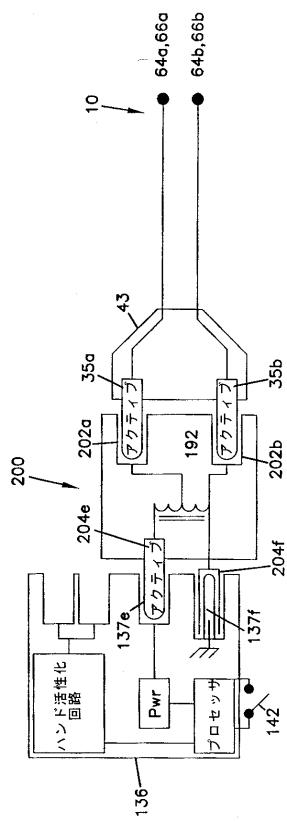
【 図 28 】



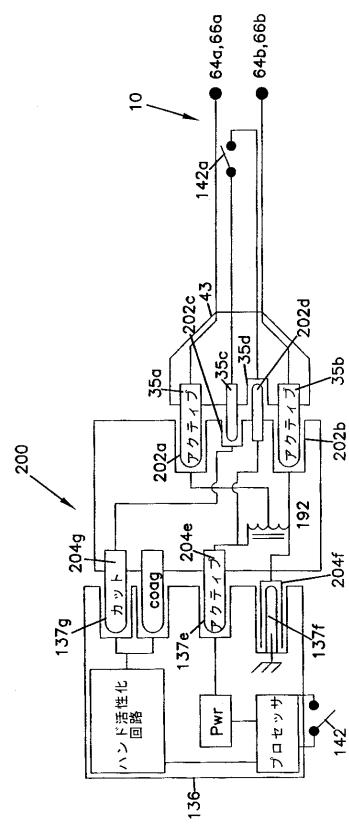
【 図 29 】



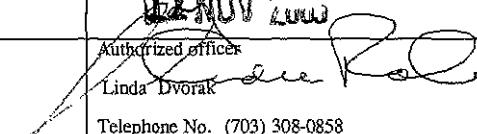
【 四 30 】



【図31】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US03/15340																																				
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 18/18 US CL : 606/51 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. : 606/34, 41, 45-52; 607/101-104																																						
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 <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <thead> <tr> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Category *</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th style="text-align: left; padding: 2px;">Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">US 5,436,684 A (Schmidt et al) 10 October 1995, whole document</td> <td style="padding: 2px;">1-3, 13,16,32-40,45-50</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">---</td> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;">-----</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;">14,15,41-43,51-58</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">---</td> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;">-----</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">X</td> <td style="padding: 2px;">US 6,113,596 A (Hooven et al) 5 September 2000, whole document</td> <td style="padding: 2px;">63,65-67</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">---</td> <td style="padding: 2px;"></td> <td style="padding: 2px;">-----</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 6,059,781 A (Yamanashi et al) 9 May 2000, column 5</td> <td style="padding: 2px;">59-62,64</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 5,810,811 A (Yates et al) 22 September 1998, whole document</td> <td style="padding: 2px;">1-5,13-16,32-58</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">Y</td> <td style="padding: 2px;">US 5,217,460 A (Knoepfler) 8 June 1993, Figs 4-7</td> <td style="padding: 2px;">17-31</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">US 6,074,389 A (Levine et al) 13 June 2000, whole document</td> <td style="padding: 2px;">1-58</td> </tr> <tr> <td style="padding: 2px;">A</td> <td style="padding: 2px;">US 6,174,309 B1 (Wrublewski et al) 16 January 2001, whole document</td> <td style="padding: 2px;">59-67</td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 5,436,684 A (Schmidt et al) 10 October 1995, whole document	1-3, 13,16,32-40,45-50	---		-----	Y		14,15,41-43,51-58	---		-----	X	US 6,113,596 A (Hooven et al) 5 September 2000, whole document	63,65-67	---		-----	Y	US 6,059,781 A (Yamanashi et al) 9 May 2000, column 5	59-62,64	Y	US 5,810,811 A (Yates et al) 22 September 1998, whole document	1-5,13-16,32-58	Y	US 5,217,460 A (Knoepfler) 8 June 1993, Figs 4-7	17-31	A	US 6,074,389 A (Levine et al) 13 June 2000, whole document	1-58	A	US 6,174,309 B1 (Wrublewski et al) 16 January 2001, whole document	59-67
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																																				
X	US 5,436,684 A (Schmidt et al) 10 October 1995, whole document	1-3, 13,16,32-40,45-50																																				
---		-----																																				
Y		14,15,41-43,51-58																																				
---		-----																																				
X	US 6,113,596 A (Hooven et al) 5 September 2000, whole document	63,65-67																																				
---		-----																																				
Y	US 6,059,781 A (Yamanashi et al) 9 May 2000, column 5	59-62,64																																				
Y	US 5,810,811 A (Yates et al) 22 September 1998, whole document	1-5,13-16,32-58																																				
Y	US 5,217,460 A (Knoepfler) 8 June 1993, Figs 4-7	17-31																																				
A	US 6,074,389 A (Levine et al) 13 June 2000, whole document	1-58																																				
A	US 6,174,309 B1 (Wrublewski et al) 16 January 2001, whole document	59-67																																				
<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: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent published on or after the international filing date "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) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "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 16 July 2003 (16.07.2003)		Date of mailing of the international search report 12 NOV 2003																																				
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) 308-0858																																				

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US03/15340

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 1 of first sheet)

This international report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claim Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claim Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claim Nos.: 6-12
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

 No protest accompanied the payment of additional search fees.

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,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,MN,M W,MX,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 マクラーケン、マイケル イー。

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

(72)発明者 リプソン、デイビッド

アメリカ合衆国 01845 マサチューセッツ州 ノース アンドーバー フェザント ブルック ロード 131

(72)発明者 オヨラ、アーノルド イー。

アメリカ合衆国 03077 ニューハンプシャー州 レイモンド ノッティンガム ロード 49

(72)発明者 フラナガン、デイビッド ジェイ。

アメリカ合衆国 03878 ニューハンプシャー州 サマーズワース リリー ポンド ロード 25

F ターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK09 KK10 KK23 KK26 MM24