

(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2013-503723

(P2013-503723A)

(43) 公表日 平成25年2月4日(2013.2.4)

(51) Int.Cl.

A 61 B 18/12

(2006.01)

F 1

A 61 B 17/39

3 1 O

テーマコード(参考)

4 C 1 6 O

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 65 頁)

(21) 出願番号 特願2012-528123 (P2012-528123)
 (86) (22) 出願日 平成22年9月8日 (2010.9.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成24年4月11日 (2012.4.11)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2010/048115
 (87) 國際公開番号 WO2011/031748
 (87) 國際公開日 平成23年3月17日 (2011.3.17)
 (31) 優先権主張番号 61/240,562
 (32) 優先日 平成21年9月8日 (2009.9.8)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

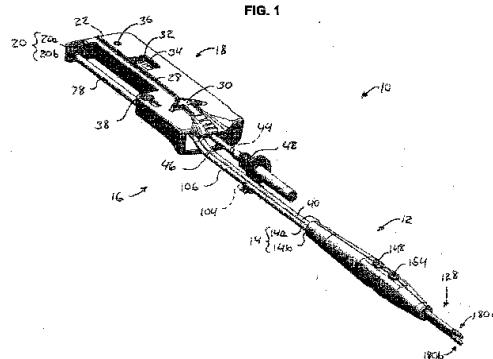
(71) 出願人 509263205
 サリエント・サージカル・テクノロジーズ
 ・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国・ニューハンプシャー・O
 3801・ポートマス・インターナショナ
 ル・ドライブ・180
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気手術デバイスのためのカートリッジアセンブリ、電気手術ユニット、およびそれらの使用方法

(57) 【要約】

本発明は、組織治療デバイスを、電気手術ユニットと連結するためのカートリッジアセンブリを提供し、このカートリッジアセンブリは、電気手術ユニットの電力送達装置および流体送達装置と共に動作可能である。本発明はまた、カートリッジアセンブリと共に動作可能な電力送達装置および流体送達装置を備える電気手術ユニット、ならびにそのシステムも提供する。一実施形態において、カートリッジ部材は、電気手術ユニットと係合するように構成され、かつ、電気手術ユニットから係脱するように構成されている。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

組織治療デバイスを、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を有する電気手術ユニットと連結するためのカートリッジアセンブリであって、

前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置および前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作可能なカートリッジ部材を備えている、

カートリッジアセンブリ。

【請求項 2】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットと係合するように構成され、かつ、前記電気手術ユニットから係脱するように構成されている、請求項 1 に記載のカートリッジアセンブリ。10

【請求項 3】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットの解除可能な機械的係合機構と係合するように構成されている、請求項 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 4】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットと締まり嵌めで係合するように構成されている、請求項 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 5】

流体送達通路をさらに備えている、請求項 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 6】

前記流体送達通路は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作可能である、請求項 5 に記載のカートリッジアセンブリ。20

【請求項 7】

前記カートリッジ部材は、前記流体送達通路と流体連通している弁を含む、請求項 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 8】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記流体送達通路の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体内に配置されている、請求項 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 9】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記流体送達通路の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体によって規定される、請求項 5 に記載のカートリッジアセンブリ。30

【請求項 10】

前記流体送達通路の少なくとも一部は、プラスチック管類によって規定される、請求項 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 11】

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作可能である、請求項 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 12】

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置によって圧迫されるように構成されている、請求項 10 に記載のカートリッジアセンブリ。40

【請求項 13】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体内に配置されている、請求項 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 14】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体によって支持されている、請求項 10 に記載のカートリ50

ッジアセンブリ。

【請求項 1 5】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体と閉鎖ループを形成する、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 1 6】

前記ループを形成する前記プラスチック管類の長さは、前記ループのサイズを調節するために調節可能である、請求項 1 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 1 7】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、少なくとも前記カートリッジ本体の中へ移動可能であるか、少なくとも前記カートリッジ本体から外へ移動可能である、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。 10

【請求項 1 8】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体を通って延在する管状開口部内に配置されている、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 1 9】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体によって弓形状で支持されている、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。 20

【請求項 2 0】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記カートリッジ本体は、前記流体送達装置の動作中に、それに対して前記プラスチック管類が圧迫される表面を含む、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 1】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類は、両端において、前記カートリッジ本体によって支持されている、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。 30

【請求項 2 2】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記カートリッジ本体の一部分は、前記プラスチック管類の管腔内にある、請求項 1 0 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 3】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットからの制御信号を受信するように構成されている、請求項 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 4】

前記制御信号は、前記電気手術ユニットの無線周波数電力出力を制御するように構成された信号を含む、請求項 2 3 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 5】

組織治療デバイス情報をさらに含む、請求項 1 に記載のカートリッジアセンブリ。 40

【請求項 2 6】

前記カートリッジ部材は、前記組織治療デバイス情報を前記電気手術ユニットに提供するように構成されている、請求項 2 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 7】

前記カートリッジ部材は、有形記憶媒体を含み、前記有形記憶媒体は、前記組織治療デバイス情報を記憶するように構成されている、請求項 2 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 8】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な少なくとも 1 つの動作パラメータを含む、請求項 2 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 2 9】

10

20

30

40

50

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な無線周波数電力送達装置設定および流体送達装置設定のうちの少なくとも1つを含む、請求項25に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項30】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な複数の無線周波数電力送達装置設定と、前記複数の無線周波数電力送達装置設定の各々に対応する少なくとも1つの流体送達装置設定とを含む、請求項25に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項31】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能なデフォルト設定を含む、請求項25に記載のカートリッジアセンブリ。 10

【請求項32】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な時間間隔を含む、請求項25に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項33】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイス固有の少なくとも1つの識別子を含む、請求項25に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項34】

前記カートリッジ部材は、有形記憶媒体を含む、請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。 20

【請求項35】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットの電気接点に接続可能な電気接点を含む、請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項36】

組織治療デバイスと共に使用するための電気手術ユニットであって、
前記電気手術ユニットは、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を備えるドッキングアセンブリを備え、

前記ドッキングアセンブリは、前記組織治療デバイスを前記電気手術ユニットと連結するように構成されたカートリッジアセンブリと共に動作可能である、

電気手術ユニット。 30

【請求項37】

前記ドッキングアセンブリは、前記カートリッジアセンブリと係合するように構成され、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱するように構成されている、請求項36に記載のユニット。

【請求項38】

前記ドッキングアセンブリは、前記カートリッジアセンブリと締まり嵌めで係合するように構成されている、請求項36に記載のユニット。

【請求項39】

前記カートリッジアセンブリと係合するように構成された解除可能な機械的係合機構をさら備えている、請求項36に記載のユニット。 40

【請求項40】

前記カートリッジアセンブリを位置付けるための解除可能な位置付け機構をさらに備えている、請求項36に記載のユニット。

【請求項41】

前記無線周波数電力送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、請求項36に記載のユニット。

【請求項42】

前記流体送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、請求項36に記載のユニット。

【請求項43】

10

20

30

40

50

前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、請求項36に記載のユニット。

【請求項44】

前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置は、協働的に可動である、請求項36に記載のユニット。

【請求項45】

前記無線周波数電力送達装置および／または前記流体送達装置は、前記電気手術ユニットのカートリッジレセプタクル中に配置される前記カートリッジアセンブリのカートリッジ部材と共に動作可能である、請求項36に記載のユニット。

10

【請求項46】

無線周波数電力送達装置および流体送達装置備える電気手術ユニットと、
組織治療デバイスと、
カートリッジアセンブリと
を備え、

前記カートリッジアセンブリは、無線周波数電力および流体を前記組織治療デバイスに提供するために、前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置と共に動作である、

電気手術システム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本願は、米国仮出願第61/240,562号(2009年9月8日出願)に基づく優先権を主張する。該仮出願は、参照により本明細書に引用される。

【0002】

(技術分野)

本発明は、概して、手術中に人体で使用するための医療デバイス、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、腹部、整形外科、頭部、脊椎、および胸部の手術、ならびに身体の一般手術等の手術中に、血液または他の流体の損失を阻止するために、組織の凝固、止血に加えた組織の切断、および組織の密閉を提供する電気手術デバイス、システム、および方法に関する。

30

【背景技術】

【0003】

2002年12月26日に、Qinらの名義で公開された、特許文献1は、単一ハウジング400内に、無線周波発生器38、I/Oデバイス54を有する制御装置52、および流体送達装置44を有する統合デバイスを開示する。開示される治療デバイス26a/26bの、統合デバイスへの電気接続は、治療デバイス26a/26bの電気コネクタ408を、統合デバイスの電気コネクタ402に接続することによって行われる。デバイス26a/26bはまた、管類12を介して流体送達装置44に接続して、動作要素36a/36bによるまたはその近くの排出のために処理用流体を伝達することができる。

40

【0004】

Qinによると、電気コネクタ408の電気コネクタ402への接続および管類12の流体送達装置44への接続は、別個に行われ、統合されないため、1人の個人がシステムを準備する場合、システムを使用のために準備する時間は増加または遅延し得、または電気接続および流体接続が同時に行われるべき場合には、2人の個人がシステムを準備することが必要となり得る。

【0005】

加えて、Qinに示される通り、流体送達装置44は、ポンプローター428を含む。示される通り、医師は、冷却液の源を、デバイス26a/26bのハンドル上の適切な

50

ポートに連結し、ポンプローター428中の冷却液の源から導かれる管類を搭載することができる。しかしながら、管類を不適切に、例えば、ポンプローター428が流体をデバイス26a/26bよりむしろ冷却液の源に向かってポンプ送液するような方法で、誤った方向に（すなわち、逆に）設置する可能性があり得る。さらに、管類の方向が適切であっても、管類とポンプローター428とが不揃いであり、その結果、管類を不適切に締め付けること等によって、ローター42が管類と適切に相互作用せず、流体流動の制限を引き起こすか、またはさらには管類に損傷を与え、漏出を引き起こす等の可能性があり得る。また、管類12が流体送達装置44内に設置される前に、流体が管類12中に導入される場合、流体が管類を通じて無制限に流動し、治療デバイス26a/26bから漏出する可能性があり得る。結果として、前述の設置の誤り、機器のセットアップおよび使用は、さらに遅延し得る。

10

【0006】

上記に照らして、当技術分野における前述の不備を克服し、組織治療デバイスを、無線周波数発生器等の電力送達装置、およびポンプ等の流体送達装置に接続することができ、その使用を促進するために、単独の個人がデバイスを電力送達装置および流体送達装置の両方に、実質的に同時に、かつ設置の誤りなしに接続することを可能にし得る、構造、方法、およびシステムが必要とされる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

20

【特許文献1】米国特許出願公開第2002/0198519号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

一実施形態では、本発明は、組織治療デバイスと共に使用するための源機器を備え得、この源機器は、電源から提供される電力を組織治療デバイスに送達する電力送達装置、および流体源から提供される流体を組織治療デバイスに送達する流体送達装置を備える。

【0009】

電力送達装置は、無線周波数電源からの無線周波数電力を、組織治療デバイスに送達する無線周波数電力送達装置を備え得る。無線周波数電源は、電気手術ユニットに位置する無線周波数発生器を備え得る。

30

【0010】

流体送達装置は、ポンプ、より具体的には蠕動ポンプ、さらにより具体的には回転式蠕動ポンプを備え得る。流体源は、液体を含む袋等の流体を含む容器を備え得る。より具体的には、流体源は、生理（生理的または0.9%）食塩水を含む静脈内投与袋を備え得る。

【0011】

源機器は、電気手術ユニットを備え、組織治療デバイスは、無線周波数電気手術治療用デバイス等の電気手術組織治療デバイスを備え得る。

【0012】

40

源機器は、電力送達装置および流体送達装置を含むドッキングアセンブリを備え得る。ドッキングアセンブリは、組織治療デバイスを源機器と連結するように構成されるカートリッジアセンブリと共に動作可能であり得る。

【0013】

源機器、より具体的にはドッキングアセンブリは、カートリッジアセンブリと係合し、カートリッジアセンブリから係脱するように構成され得る。源機器、より具体的にはドッキングアセンブリは、カートリッジアセンブリと締まり嵌めで係合するように構成され得る。

【0014】

50

源機器は、カートリッジアセンブリと係合するように構成される解除可能な機械的係合

機構を含み得る。源機器はまた、カートリッジアセンブリを位置付けるための解除可能な位置付け機構も含み得る。

【0015】

電力送達装置および／または流体送達装置は、使用位置または非使用位置にあることが可能性であり得る。電力送達装置および／または流体送達装置は、カートリッジ部材と係合するために、またはカートリッジアセンブリから係脱するために、機械的移動等によって、可動であり得る。電力送達装置および／または流体送達装置は、アクチュエータの動作によって（例えば、モータ）または手動で（例えば、手によって）可動であり得る。電力送達装置および流体送達装置は、同時におよび／または協働的に可動であり得る。電力送達装置および／または流体送達装置は、源機器のカートリッジレセプタクル中に配置されたカートリッジ部材と共に動作するように配置され得る。10

【0016】

別の実施形態では、本発明は、組織治療デバイスを、電力送達装置および流体送達装置を含む源機器と連結するように構成されるカートリッジアセンブリを備え、このカートリッジアセンブリは、源機器の電力送達装置および源機器の流体送達装置と共に動作可能であり得るカートリッジ部材を備え得る。

【0017】

カートリッジアセンブリは、電気手術カートリッジアセンブリを備え、源機器は、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を有する電気手術ユニットを備え、組織治療デバイスは、無線周波数電気手術治療用デバイス等の電気手術組織治療デバイスを備え得る。20

【0018】

カートリッジ部材は、双極無線周波数電力または単極無線周波数電力を備えた電気手術ユニットからの無線周波数電力出力を受信するように構成され得る。カートリッジ部材は、組織治療デバイスの1つ以上の電極に電気的に連結され、無線周波数電力出力を1つ以上の電極に提供し得る。

【0019】

カートリッジ部材は、電気手術ユニットと嵌合し、電気手術ユニットと解除可能に係合可能であるように構成され、ここでカートリッジ部材および電気手術ユニットは、互いと係合するように構成され、互いから係脱するように構成され得る。カートリッジ部材は、電気手術ユニットの解除可能および／または機械的な係合機構と係合するように構成され得る。カートリッジ部材はまた、電気手術ユニットと締まり嵌めで係合するように構成され得る。カートリッジ部材は、電気手術ユニットのレセプタクル内に嵌入する、あるいは電気手術ユニットのレセプタクルと嵌合するように構成されるカートリッジ本体を含み得る。30

【0020】

カートリッジアセンブリは、流体送達通路を含み、それは電気手術ユニットの流体送達装置と共に動作可能であり得る。カートリッジ部材は、弁を含み得、この弁は、流体送達通路と流体連通している。流体送達装置が作動停止中であるとき、弁は、流体送達通路を少なくとも部分的に閉じ得る。弁は、逆止弁、より正確には膜板逆止弁を備え得る。

【0021】

カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み得る。流体送達通路の少なくとも一部は、カートリッジ本体内に位置し、および／またはカートリッジ本体によって規定され得る。40

【0022】

流体送達通路の少なくとも一部は、プラスチック管類によって規定され得る（例えば、流体送達通路の長さは、管類の長さによって規定され得る）。プラスチック管類の少なくとも一部は、電気手術ユニットの流体送達装置と共に動作可能であり得る。より具体的には、プラスチック管類の少なくとも一部は、電気手術ユニットの流体送達装置によって圧迫されるように構成され得る。

【0023】

10

20

30

40

50

プラスチック管類の少なくとも一部は、カートリッジ本体内に位置し、および／またはカートリッジ本体によって支持され得る。プラスチック管類はまた、カートリッジ本体の外表面に形成される凹所に位置し得る。

【0024】

プラスチック管類の少なくとも一部は、カートリッジ本体と閉鎖ループを形成し得る。ループを形成するプラスチック管類の長さは、ループのサイズ（例えば、周囲長または直径）を調節するために調節可能であり得る。特に、プラスチック管類は、ループのサイズを調節するために、カートリッジ本体を通って延在する管状開口部の中へ、および管状開口部から外への、少なくとも一方へ可動であり得る。ループは、それがカートリッジ本体から離れて延在するにつれて拡張し得る。

10

【0025】

プラスチック管類の少なくとも一部は、カートリッジ本体によって弓形状で支持され得る。弓形状は、半円形を備え得る。

【0026】

カートリッジ本体は、流体送達装置の動作中にプラスチック管類がそれに対して圧迫され得る表面を含み得る。表面は、弓状表面を備え、より具体的には半円表面を備え得る。

20

【0027】

プラスチック管類は、両端で、カートリッジ本体によって支持され、その間では支持されなくてもよい。カートリッジ本体の一部分は、プラスチック管類の管腔内に位置し、前記両端において、プラスチック管類と締まり嵌めを形成し、プラスチック管類管類を支持し得る。

【0028】

カートリッジ部材は、電気手術ユニットからの制御信号を受信するように構成され、かつ制御信号を電気手術ユニットに返送するように構成され得る。制御信号は、電気手術ユニットの無線周波数電力出力を制御するように構成される信号を備え得る。カートリッジ部材は、組織治療デバイスの無線周波数電力作動スイッチ（例えば、ハンドピース上の）に電気的に連結され、信号を無線周波数電力作動スイッチに提供し得る。

20

【0029】

カートリッジアセンブリ、特にカートリッジ部材は、組織治療デバイス情報を含み、組織治療デバイス情報を電気手術ユニットに提供するように構成され、この組織治療デバイス情報は、電気手術ユニットによって可読であり得るフォーマットであり得る。カートリッジ部材は、有形記憶媒体を含み、有形記憶媒体は、組織治療デバイス情報を記憶するように構成され得る。

30

【0030】

組織治療デバイス情報は、組織治療デバイスの使用と共に動作可能な少なくとも1つの動作パラメータを備え得る。組織治療デバイス情報は、組織治療デバイスの使用と共に動作可能な、無線周波数電力送達装置設定（例えば、電力レベル）および流体送達装置設定（例えば、流速）のうちの少なくとも1つを備え得る。組織治療デバイス情報はまた、組織治療デバイスの使用と共に動作可能な複数の電力無線周波数電力送達装置設定、および無線周波数電力送達装置設定の各々に対応する少なくとも1つの流体送達装置設定を備え得る。

40

【0031】

組織治療デバイス情報はまた、組織治療デバイスの使用と共に動作可能なデフォルト設定、組織治療デバイスの使用と共に動作可能な時間間隔、または組織治療デバイス固有の少なくとも1つの識別子も備え得る。

【0032】

カートリッジ部材は、有形記憶媒体を含み得る。有形記憶媒体は、電子メモリを備え、それはさらに、プログラマブル読み出し専用メモリを備え得る。

【0033】

カートリッジ部材は、プリント回路基板上に位置し得る電気手術ユニットの電気接点に

50

接続可能な電気接点を備え得る。カートリッジ部材電気接点は、それぞれ電気手術ユニットの雌または雄電気コネクタと嵌合するように構成される雄または雌電気コネクタを備え得る。電気接点は、ブレード、パッド、ピン、プロング、およびストリップのうちの少なくとも1つを備え得る。

【0034】

別の実施形態では、本発明は、本明細書に説明される源機器、組織治療デバイス、およびカートリッジアセンブリのうちの任意のものを含む、電気手術システム等のシステムを備え得る。例えば、本発明は、電気手術システム等のシステムを備え得るが、このシステムは、無線周波数電力送達装置および流体送達装置と、組織治療デバイスと、無線周波数電力および流体を組織治療デバイスに提供するための、電気手術ユニットの無線周波数電力送達装置および流体送達装置と共に動作可能なカートリッジアセンブリとを備えている電気手術ユニットを備えている。

10

【0035】

別の実施形態では、本発明は、電気手術システムを動作させる方法等の方法を含み、本方法は、電気手術ユニットを提供することであって、このユニットは、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を備え、無線周波数電力送達装置および流体送達装置は、組織治療デバイスを、電気手術ユニットと連結するように構成されるカートリッジアセンブリと共に動作可能である、ことと、カートリッジアセンブリを提供することと、カートリッジアセンブリを、電気手術ユニットの無線周波数電力送達装置と係合させることと、カートリッジアセンブリを、電気手術ユニットの流体送達装置と係合させることとを含む。

20

【0036】

カートリッジアセンブリを、電気手術ユニットの無線周波数電力送達装置と係合させることは、カートリッジアセンブリの電気接点を、無線周波数電力送達装置の電気接点と接触させることを含み得る。

【0037】

カートリッジアセンブリを、電気手術ユニットの流体送達装置と係合させることは、カートリッジ部材のプラスチック管類を、流体送達装置の要素と接触させることを含み得る。

30

【0038】

カートリッジアセンブリを、電気手術ユニットの無線周波数電力送達装置と係合させることは、無線周波数電力送達装置を、非使用位置から使用位置へと移動させることを含み、カートリッジアセンブリを、電気手術ユニットの流体送達装置と係合させることは、流体送達装置を、非使用位置から使用位置へと移動させることを含み得る。

40

【0039】

別の実施形態では、本発明は、電気手術システムを動作させる方法等の別の方法を提供し、本方法は、電力送達装置および流体送達装置を有する電気手術ユニットを提供することであって、電力送達装置および流体送達装置は、電気手術ユニットのカートリッジレセプタクル中に配置されたカートリッジ部材と共に動作するように配置される、ことと、カートリッジ部材を提供することと、カートリッジ部材を電気手術ユニットのカートリッジレセプタクル中に配置することと、カートリッジ部材を、電気手術ユニットの電力送達装置と係合させることと、カートリッジ部材を、電気手術ユニットの流体送達装置と係合させることとを含む。

【0040】

カートリッジ部材を、電気手術ユニットの電力送達装置と係合させることは、カートリッジ部材の電気接点を、電力送達装置の電気接点と接触させることを含み得る。

【0041】

カートリッジ部材を、電気手術ユニットの流体送達装置と係合させることは、カートリッジ部材の流体送達管類セグメントを、流体送達装置の圧迫要素により圧迫することを含み得る。

50

【0042】

カートリッジ部材を、電気手術ユニットの電力送達装置と係合させることは、電力送達装置を、非使用位置から使用位置へと移動させることを含み、カートリッジ部材を、電気手術ユニットの流体送達装置と係合させることは、流体送達装置を、非使用位置から使用位置へと移動させることを含み得る。電力送達装置および流体送達装置は、同時におよび／または協働的に移動させられ得る。

【0043】

前述の様態では、その使用を促進するために、単独の個人が組織治療デバイスを、電力送達装置および流体送達装置の両方に、実質的に同時に、かつ設置の誤りなしに接続することを可能にし得る。

【図面の簡単な説明】

【0044】

本発明は、添付の図面に関連して、本発明の種々の実施形態の次の詳細な説明に鑑みて、より完全に理解され得る。

【図1】図1は、本発明の一実施形態に従って、デバイスのハンドピースを電気手術ユニットに接続するためのカートリッジ部材を有する、電気手術組織治療デバイスおよびカートリッジアセンブリの斜視図である。

【図2】図2は、カートリッジ部材の上面図である。

【図3】図3は、カートリッジ部材の下面図である。

【図4】図4は、カートリッジ部材の内部構成要素を示す、カートリッジアセンブリの斜視図である。

【図5】図5は、カートリッジ部材の内部構成要素を示す、カートリッジアセンブリの平面図である。

【図6】図6は、電気手術組織治療デバイスのある流体通路を示す平面図である。

【図7】図7は、カートリッジ部材と共に提供される、プリント回路基板アセンブリの種々の電気接続の図解である。

【図8】図8は、プリント回路基板アセンブリの上平面図である。

【図9】図9は、プリント回路基板アセンブリの下平面図である。

【図10】図10は、プリント回路基板アセンブリの上部（上）層の上面図である。

【図11】図11は、プリント回路基板アセンブリの下部（下）層の上面図である。

【図12】図12は、電気手術組織治療デバイスのある電気接続を示す平面図である。

【図13】図13は、デバイスのシャフトアセンブリの拡大図である。

【図14】図14は、図13の線14-14に沿って得られた、図1のデバイスの電極の拡大断面図である。

【図15】図15は、図13の線14-14と垂直に得られた、図1のデバイスの遠位端部分の拡大断面図である。

【図16】図16は、本発明の一実施形態に従った電気手術ユニットの斜視図である。

【図17】図17は、カートリッジアセンブリのカートリッジ部材が設置された、電気手術ユニットの斜視図である。

【図18】図18は、電気手術ユニットの斜視図である。

【図19】図19は、ドッキング機構がカートリッジ部材と係合する前に、可動ドッキング機構が上（非使用）位置にある、電気手術ユニットのドッキングアセンブリの正面斜視図である。

【図20】図20は、ドッキング機構が上位置にある、ドッキングアセンブリの正面図である。

【図21】図21は、ドッキング機構が上位置にある、ドッキングアセンブリの右側面図である。

【図22】図22は、ドッキング機構が上位置にある、ドッキングアセンブリの左側面図である。

【図23】図23は、ドッキング機構が上位置にある、ドッキングアセンブリの背面図である。

10

20

30

40

50

【図 2 4】図 2 4 は、ドッキング機構が上位置にある、ドッキングアセンブリの上面図である。

【図 2 5】図 2 5 は、ドッキング機構が上位置にある、ドッキングアセンブリの背面斜視図である。

【図 2 6】図 2 6 は、ドッキング機構が下（使用）位置にある、ドッキングアセンブリの背面斜視図である。

【図 2 7】図 2 7 は、ドッキング機構が上位置にある、ロッキング機構の背面斜視図である。

【図 2 8】図 2 8 は、ドッキング機構が下位置にある、ロッキング機構の背面斜視図である。

【図 2 9】図 2 9 は、カートリッジ部材、上部レセプタクル筐体、下部レセプタクル筐体、および流体送達装置の分解図である。

【図 3 0】図 3 0 は、図 2 4 の線 3 0 - 3 0 の、カートリッジ部材、上部レセプタクル筐体、下部レセプタクル筐体、および流体送達装置を通って得られた断面図である。

【図 3 1】図 3 1 は、無線周波数電力送達装置を伴う、上部レセプタクル筐体の斜視図である。

【図 3 2】図 3 2 は、無線周波数電力送達装置を伴う、上部レセプタクル筐体の側面図である。

【図 3 3】図 3 3 は、無線周波数電力送達装置を伴う、上部レセプタクル筐体の下面図である。

【図 3 4】図 3 4 は、電気絶縁体 / キャリアおよび電気接点を含む、無線周波数電力送達装置のための電気接点アセンブリの斜視図である。

【図 3 5】図 3 5 は、図 3 4 の電気接点アセンブリの断面斜視図である。

【図 3 6】図 3 6 は、電気接点アセンブリおよびカートリッジ部材の断面図である。

【図 3 7】図 3 7 は、流体源および手持ち式電気手術組織治療デバイスと組み合わせた電気手術ユニットを有する、本発明のシステムの一実施形態の正面図である。

【図 3 8】図 3 8 は、カートリッジ部材の挿入を要請する、電気手術ユニットの表示画面である。

【図 3 9】図 3 9 は、電気手術組織治療デバイスの、流体でのプライミングを要請する、電気手術ユニットの表示画面である。

【図 4 0】図 4 0 は、電気手術ユニットおよびシステムが動作可能であることを示す、電気手術ユニットの表示画面である。

【図 4 1】図 4 1 は、無線周波数電力がユニットから提供されていることを示す、電気手術ユニットの表示画面である。

【図 4 2】図 4 2 は、Y 軸上の毎分立方センチメートル (c c / 分) 単位の流体流量 Q 、および X 軸上のワット単位の R F 電力設定 P s の関係を示す、例示的グラフである。

【図 4 3】図 4 3 は、電気手術ユニットの双極 R F 電力出力対インピーダンスの例示的グラフである。

【図 4 4】図 4 4 は、電気手術ユニットの単極 R F 電力出力対インピーダンスの例示的グラフである。

【図 4 5】図 4 5 は、組織の組織表面に連結する例示的流体を伴う、図 1 のデバイスの遠位端部分の拡大図である。

【図 4 6】図 4 6 は、組織を切断する、図 1 のデバイスの斜視図である。

【図 4 7】図 4 7 は、本発明の別の実施形態に従ったカートリッジアセンブリの正面斜視図である。

【図 4 8】図 4 8 は、図 4 7 のカートリッジアセンブリの背面図である。

【図 4 9】図 4 9 は、電気手術ユニットに係合される前の、図 4 7 ~ 4 8 のカートリッジアセンブリの正面斜視図である。

【図 5 0】図 5 0 は、電気手術ユニットに係合された後の、図 4 7 ~ 4 8 のカートリッジアセンブリの拡大正面図である。

10

20

30

40

50

【図51】図51は、本発明の別の実施形態に従ったカートリッジアセンブリの下斜視図である。

【図52】図52は、電気手術ユニットに係合される前の、図51のカートリッジアセンブリの側面図である。

【図53】図53は、電気手術ユニットに係合された後の、図51のカートリッジアセンブリの側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0045】

説明全体を通して、類似参照数字および文字は、図にも示され得る対応する構造を示す。また、特定の実施形態の任意の特定の特徴は、適宜に本明細書の任意の他の実施形態に等しく適用され得る。言い換えれば、本明細書で説明される種々の実施形態の間の特徴は、適宜に交換可能であり、排他的ではない。本明細書から、「遠位」および「近位」という用語の任意の使用は、患者ではなくデバイスのユーザからの参照で行われることが明確となるべきである。

【0046】

本明細書に開示される本発明は、電気手術手技中に、組織治療部位における組織を治療するためのデバイス、システム、および方法を提供する。他の特徴の中でもとりわけ、本明細書に開示される本発明は、組織を切断すること、ならびに例えば、血管（例えば、動脈、静脈）の管腔を収縮することによって、血液および他の流体損失に対して組織を収縮し、凝固させ、密閉することが望ましい可能性がある場合の手技に特に有用である。

【0047】

本発明はこれから、図を参照して論議され、ここで図1は、本発明のシステムと併用され得る、本発明の一実施形態に従って組織を治療するための、例示的手持ち式電気手術デバイス10を示す。したがって、デバイス10の構造は、本発明のシステムと共に使用することができるデバイス、特に組織治療（治療用）デバイスの範囲について限定するようには意図されないことを理解されたい。理解されようが、治療用デバイスは、疾患を治癒する、疼痛を緩和するため、または他の医療目的で組織を治療するデバイスに関連する。

【0048】

図1に示される通り、例示的デバイス10は、ハンドル部分14a、14bを嵌合させることによって提供されるハンドル14を有する、細長いハンドピース12を備え得る。ハンドピース12は、デバイス10のユーザが、ペン等の筆記具のように親指と人差し指との間でデバイス10を保持して操作することを可能にするように、細くあり得る。ハンドピース12は、プラスチック材等の、滅菌可能で剛体の電気的絶縁材を備え得る。例示的プラスチック材は、ポリカーボネート（P C）およびアクリロニトリル・ブタジエン・スチレン（A B S）を備え得る。

【0049】

デバイス10は、電気手術ユニット300と共に動作可能なカートリッジアセンブリ16によって電気手術ユニット300（図16に示される）と連結され得る。カートリッジアセンブリ16は、図2および3に示される通り、嵌合カートリッジ本体部分20a、20bを含む実質的に平面の、細長い、長方形カートリッジ本体20を備え得るカートリッジ部材18を備え得る。カートリッジ部材18の、電気手術ユニット300との適切な設置を促進するために、カートリッジ本体20aは、カートリッジ部材18が電気手術ユニット300内に設置されるべき方向、ならびにカートリッジ部材18のどちら側が上表面であるかを示すための方位指示器30を含み得る。さらに、カートリッジ本体20aは、細長いリブの形態で示される、カートリッジアセンブリ16の上下逆様の設置を物理的に防止するための突出要素28を含み得る。カートリッジ本体20は、プラスチック材等の、滅菌可能で剛体の電気的絶縁材からなり得る。例示的プラスチック材は、ポリカーボネート（P C）およびアクリロニトリル・ブタジエン・スチレン（A B S）を含み得る。

【0050】

図37を手短に参照すると、デバイス10が、システムの一部として他の構成要素に接

10

20

30

40

50

続されるとき、食塩水の袋等の、流体源 500 からの流体 502 は、種々の構造によって提供される閉鎖流体通路を通して連通され得る。流体 502 は、可撓性流体送達管類セグメント 46 の管腔 44 を通って、流体源 500 からカートリッジアセンブリ 16 のカートリッジ部材 18 の中へ流れ得る。一方の端で、流体送達管類セグメント 46 は、流体源 500 が点滴チャンバ 48 の端に位置するスパイク 50 で貫通され得た後に、点滴チャンバ 48 を通って、流体源 500 と特に連結され得る。他の実施形態では、点滴チャンバ 48 は、排除されてもよく、管類セグメント 46 は、スパイク 50 に直接取り付けられ得る。流体送達管類セグメント 46 は、可撓性ポリ塩化ビニル(P V C)等のプラスチック材、またはエラストマー等の他の可撓性材料からなり得る。

【 0051 】

10

次に図 4 および 5 を参照すると、その対向端で、流体送達管類セグメント 46 は、雌コネクタ部分 60 を介してカートリッジ部材 18 のカートリッジ本体 20b に連結され、液密の接続により密接に緊締され得る。より具体的には、流体送達管類セグメント 46 は、円筒形レセプタクルを提供するように、カートリッジ本体 20b 中で形成される円筒形空洞 62 の中へ延在する管類セグメント 46 の遠位端部分を介して、カートリッジ本体 20b と連結され得る。流体送達管類セグメント 46 の外表面は、その間に液密密閉を提供するように、コネクタ部分 60 の対応する内表面に対して嵌合し、コネクタ部分 60 の対応する内表面との圧入(締まり嵌め)密閉を形成するように構成され得る。密閉をさらに増強するために、または圧入の代わりに、接着または溶剤結合がその間に使用され得る。

【 0052 】

20

図 5 を継続すると、流体送達管類セグメント 46 の管腔 44 から、流体通路は、空洞 62 の底部に提供されるスルーホール 64 を通って延在し得、次に、カートリッジ本体 20a、20b の部分を重ねることによって形成される、細長い閉鎖チャネル 68 によって提供され、細長い閉鎖チャネル 68 によって規定される。より具体的には、チャネル 68 は、カートリッジ本体 20a のチャネル部分 68a を、カートリッジ本体 20b のチャネル部分 68b と嵌合させ、特に振動、超音波、または他のプラスチック溶接方法によって、その間に継続的気密密封を形成することによって形成され得る。前述の様態では、流体送達通路の一部分は、カートリッジアセンブリ 16 に位置し得、より具体的にはカートリッジ部材 18 (管類セグメント 46 およびチャネル 68 によって提供される) 、より具体的にはそれ(チャネル 68)によって規定される。

30

【 0053 】

チャネル 68 から、それ後の流体通路は、雄コネクタ部分 74 に形成されるスルーホール 72 を通って、流体送達管類セグメント 78 の管腔 76 、およびその後、雄コネクタ部分 82 に形成されるスルーホール 80 の中へ延在し得る。図 5 に示される通り、流体送達管類セグメント 78 は、その対向端で 2 つの離間された、並列の固定支持体 84 および 86 によって提供される雄コネクタ部分 74 および 82 を介して、カートリッジ部材 18 のカートリッジ本体 20b に連結され、液密の接続により密接に緊締され得る。より具体的には、流体送達管類セグメント 78 は、送達管類セグメント 78 の管腔 76 の中へ延在する雄コネクタ部分 74 および 82 を介してカートリッジ本体 20b と連結され得る。流体送達管類セグメント 78 の管腔 76 の内表面は、その間に液密密閉を提供するように、コネクタ部分 74 および 82 の対応する外表面に対して嵌合し、コネクタ部分 74 および 82 の対応する外表面との圧入(締まり嵌め)密閉を形成するように構成され得る。密閉をさらに増強するために、または圧入の代わりに、接着または溶剤結合がその間に使用され得る。流体送達管類セグメント 46 に類似して、流体送達管類セグメント 78 は、可撓性ポリ塩化ビニル(P V C)等のプラスチック材、またはエラストマー等の他の可撓性材料からなり得る。

40

【 0054 】

前述の様態では、カートリッジアセンブリ 16 、より具体的にはカートリッジ部材 18 は、管類セグメント 78 を支持する。より具体的には、管類セグメント 78 は、管類セグメント 78 の管腔内のカートリッジ部材 18 で、カートリッジ部材 18 によって対向端上

50

で支持される。

【0055】

送達管類セグメント78の管腔76のサイズ(直径)を変更することによって流体送達装置420(以下により詳細に論議される)の流体流動出力を増加または減少させるために、流体送達管類セグメント78を置換することが可能であり得る。さらに、流体送達管類セグメント78は、流体送達管類セグメント46等の他の流体送達管類セグメントよりも厚い断面および耐久性を必要とし得る。例えば、以下により詳細に論議される特定の実施形態では、流体送達管類セグメント78は、公知の様態で流体502がその管腔76を通るように強いるために、電気手術ユニット300内に含まれる流体送達装置422によって圧迫されるように構成され得る。かかる例では、デバイス10の流体送達管類のより厚い部分は、流体送達管類セグメント78に限定され得る。

10

【0056】

図5を継続すると、コネクタ部分82のスルーホール80から、流体通路は、平坦な円板形プラスチック膜92によって分離されるチャンバ部分90aおよび90bによって提供され、規定される一方向(チェック)膜板弁38(図1)の円筒形チャンバ90の中へ延在する。弁38により、流体502は、一方向にのみ流動し得る。使用中、弁38が開いているとき、膜92は、チャンバ部分90aの端に向かって位置付けられ得、流体は、チャンバ90を通過して、スルーホール98の中へ入ってチャンバ90を出るようにされ得る。流体502の逆流を阻止するために、弁38が閉じているとき、膜92は、カートリッジ本体20bの空洞中のシート96上に位置付けられ得、それはスルーホール98によって提供される出口ポートとスルーホール80によって提供される入口ポートとの間の流体通路および流体連通を閉じる。さらに、膜92は、流体圧力が約3.5psi未満である場合に、流体502が弁38を通って流動するのを阻止する。前述の様態では、カートリッジアセンブリ16、より具体的にはカートリッジ部材18、は、流体送達通路と流体連通している弁38を含み得る。また、この様態では、カセット部材18が電気手術ユニット300内に設置され得る前に、流体502が流体通路に導入される場合には、流体502は、弁38を通ってハンドピース12へ流動せず、それはむしろ、カートリッジ部材18が電気手術ユニット300内に設置された後、3.5超の圧力が流体送達装置420によって提供されるとき、そこを通る流動を許容するように開くのみであろう。

20

【0057】

スルーホール98から、流体通路は、流体送達管類セグメント106の管腔104の中に延在し得る。流体送達管類セグメント46に類似して、管類セグメント106は、雌コネクタ部分110を介して、カートリッジ部材18のカートリッジ本体20aに連結され、カートリッジ部材18のカートリッジ本体20aにより密接に緊締され得る。より具体的には、流体送達管類セグメント106は、円筒形レセプタクルを提供するように、カートリッジ本体20aによって形成される円筒形空洞112の中へ延在する管類セグメント106の遠位端部分を介して、カートリッジ本体20と連結され得る。流体送達管類セグメント106の外表面は、その間に液密密閉を提供するように、コネクタ部分110の対応する内表面に対して嵌合し、コネクタ部分110の対応する内表面との圧入(締まり嵌め)密閉を形成するように構成され得る。密閉をさらに増強するために、または圧入の代わりに、接着または溶剤結合がその間に使用され得る。図5に示される通り、管類セグメント106は、単一ケーブル42を提供するように、プラスチック同時押出等によって、コード40と一体となって成型され、形成され得る。

30

【0058】

代替的に、雌コネクタ部分110は、前述のスルーホール72を有する雄コネクタ部分74と置換され得る。流体送達管類セグメント106は、送達管類セグメント106の管腔104の中へ延在するように構成されている雄コネクタ部分74を介して、カートリッジ部材18のカートリッジ本体20aに連結され、カートリッジ部材18のカートリッジ本体20aにより密接に緊締され得る。流体送達管類セグメント106の管腔104の内表面は、その間に液密密閉を提供するように、コネクタ部分74の対応する外表面に対し

40

50

て嵌合し、コネクタ部分 74 の対応する外表面との圧入（締まり嵌め）密閉を形成するように構成され得る。密閉をさらに増強するために、または圧入の代わりに、接着または溶剤結合がその間に使用され得る。前述の様態では、流体は、チャンバ 90 を通過して、スルーホール 72 の中へ入ってチャンバ 90 を出、流体送達管類セグメント 106 の管腔 104 の中へ入るようにされ得る。

【0059】

図 6 を参照すると、流体送達管類セグメント 106 は、デバイス 10 のハンドピース 12 の近位端に入り得る。デバイス 10 のハンドピース 12 内で、流体送達管類セグメント 106 は、流体送達管類セグメント 120a、120b の近位端に接続される 2 つの出口分岐をその後提供する、Y 字スプリッタ 118 の入口分岐に接続され得る。送達管類セグメント 120a、120b の遠位端はその後、シャフト 124a、124b の近位端に接続され得る。流体送達管類セグメント 120a、120b をシャフト 124a、124b に接続するために、流体送達管類セグメント 120a、120b の管腔 122a、122b は、その間に締まり嵌め密閉を提供するように、シャフト 124a、124b の外径上に締まり嵌めされ得る。密閉をさらに増強するために、または圧入の代わりに、接着または溶剤結合がその間に使用され得る。次いで流体 502 は、シャフト 124a、124b の管腔 126a、126b を通って流動し、その後、以下により詳細に論議されるデバイス 10 から出てもよい。

【0060】

加えて、デバイス 10 は、組織治療部位から流体 502 を除去するための吸引 / 吸入管類セグメントを含み得る。吸引管類セグメントは、カートリッジ部材 18 を通過し、その後真空源に接続され得る。

【0061】

電気手術ユニット 300 内の流体送達装置 422 と連動することに加えて、以下により詳細に論議される通り、カートリッジアセンブリ 16 はまた、無線周波数電力送達装置 440 ならびに電気手術ユニット 300 内の他の電気構成要素および回路とも連動し得る。より具体的には、無線周波数電力送達装置 440 および流体送達装置 420 は、デバイス 10 を電気手術ユニット 300 と連結するように構成されるカートリッジアセンブリ 16 と共に動作可能な電気手術ユニット 300 のドッキングアセンブリ 340 の構成要素であり得る。

【0062】

図 1 および 2、ならびに図 4 および 5 に示される通り、カートリッジ部材 18 は、2 つの層プリント回路基板 24 を含み、その 1 つの側面は、電気手術ユニット 300 との電気連通を提供するように、カートリッジ部材 18 のカートリッジ本体 20a 中の開口部 32 を通って露出され得る。プリント回路基板 24 は、上および下伝導層がその上に堆積される、0.05 ~ 0.07 インチ厚の基体絶縁体を備え得る。露出した伝導層は、銅上の 100 ~ 300 ミクロンの無電解ニッケル上に、2 ~ 6 ミクロンの金を含み得る。プリント回路基板 24 の詳細な図面は、図 7 ~ 11 に見出され得る。

【0063】

図 7 ~ 11 に示される通り、プリント回路基板 24 はその上に、電気手術ユニット 300 の対応する電気接点に電気的に接続可能な電気接点パッドを備え得る、複数の電気接点を含む。これらの電気接点のある種およびそれらの関連機能をここから論議する。

【0064】

電気手術ユニット 300 からの双極無線周波数電力は、その出力 BP+ および BP- から提供され得る。図 7 に示される通り、電気接点 J10 / J27 は、双極電力出力 BP+ からの電力を受信し得、それは次いで、電気的伝導経路に沿って電気接点 J25 / J28 へと連通され得る。電気接点 J11 / J16 は、双極電力出力 BP- からの電力を受信し得、それは次いで、電気的伝導経路に沿って電気接点 J26 / J29 へと連通され得る。電気接点 J10 / J27 および J11 / J16 は、図 8 に示される一方で、電気接点 J25 / J28 および J26 / J29 は、図 9 に示される。

10

20

30

40

50

【0065】

図5に最もよく示される通り、電気接点J28およびJ29は、それぞれ電気コード40の絶縁導線130aおよび130bの近位端と連結され得る。図12に示される通り、絶縁導線130a、130bの遠位端は、以下により詳細に論議されるデバイス10の双極電極180a、180bと最終的に連結され得る。

【0066】

加えて、電気手術ユニット300は、電力出力BP+を通して提供される単極電力により単極モードで動作させられ得、その場合電力出力BP-は、もはや利用されない。むしろ、図12に示される通り、導線136、および接地パッドレセプタクル308に接続する（図16および17に示される通り）その端のプラグ138を使用して、患者の上に位置する接地パッド分散電極134を電気手術ユニット300に接続するために、追加的コード132が利用され得る。
10

【0067】

単極動作中、デバイス10の電極は、典型的には背中または他の好適な解剖学的場所で患者の上に配置される、接地パッド分散電極134（患者帰還電極または中性極としても知られる）と併用される。次いで電気回路は、デバイス10の電極と接地パッド分散電極134との間に形成され得、ここでデバイス電極からの電流は、当技術分野で公知の様態で、患者を通って接地パッド分散電極134へと流れる。

【0068】

双極動作中、患者の上に位置する接地パッド電極134は必要とされず、電極を提供する第2の電極がデバイス10の一部として提供され得る。次いでデバイスの第1および第2の電極の間に交流電流電気回路が作成され得る。結果として、交流電流は、もはや患者の身体を通って接地パッド電極134へと流れないと、むしろ双極電極の極の間の組織の局部部分を通って流れる。単極および双極電力は、当技術分野で公知の様態で、電気手術ユニット300から提供され得る。
20

【0069】

図7に戻ると、電気手術ユニット300からの制御信号は、双極電力出力を制御するように構成される制御回路の一部として、電気手術ユニット300からの制御信号を受信するように構成され得る電気接点J14に提供され得る。次いで制御信号は、電気的伝導経路に沿って電気接点J23へと連通され得る。図5に示される通り、電気接点J23は、電気コード40の絶縁導線142の近位端と連結され得る。図12に示される通り、絶縁導線142の遠位端は、ハンドピース12内の無線周波数電力ハンドスイッチ作動アセンブリ146と連結され得る。ハンドスイッチアセンブリ146は、プリント回路基板を含むプラットフォーム上のドーム形スイッチの上にある押しボタン148を備え得、このハンドスイッチアセンブリ146の構造および配線は、当技術分野で公知である。押しボタン148の押下時に、押しボタン148の下のドーム形スイッチは、ここでは比較的低電圧の直流を含む制御信号が概して導線142を介して帰還し、電気手術ユニット300によって感知されることを可能にし、次いで結果的に双極電力を提供する、閉回路を形成し得る。ボタン148が解除されると、制御回路は開き、電気手術ユニット300は、無線周波数電力を作動させるための制御信号をもはや受信しない。結果として、電気手術ユニット300は次いで、双極無線周波数電力出力を作動停止にし得る。
30

【0070】

電気手術ユニット300からの制御信号は、単極電力出力を制御するように構成される制御回路の一部として、電気手術ユニット300からの制御信号を受信するように構成され得る電気接点J15に提供され得る。次いで制御信号は、電気的伝導経路に沿って電気接点J24へと連通され得る。図5には示されないが、電気接点J24は、電気コード40の絶縁導線144の近位端と連結され得る。図12に示される通り、絶縁導線144の遠位端は、ハンドピース12内の無線周波数電力ハンドスイッチ作動アセンブリ152と連結され得る。ハンドスイッチアセンブリ152は、プリント回路基板を含むプラットフォーム上のドーム形スイッチの上にある押しボタン154を備え得、このハンドスイッチ
40

アセンブリ 152 の構造および配線は、当技術分野で公知である。押しボタン 154 の押下時に、押しボタン 154 の下のドーム形スイッチは、ここでは比較的低電圧の直流を含む制御信号が概して導線 142 を介して帰還し、電気手術ユニット 300 によって感知されることを可能にし、次いで結果的に単極電力を提供する、閉回路を形成し得る。ボタン 154 が解除されると、制御回路は開き、電気手術ユニット 300 は、無線周波数電力を作動させるための制御信号をもはや受信しない。結果として、電気手術ユニット 300 は次いで、単極無線周波数電力出力を作動停止にし得る。

【0071】

例示的ハンドスイッチアセンブリは、2006年7月6日に公開された米国特許出願公開第2006/0149225号および2005年4月28日に公開された米国特許出願公開第2005/0090816号に見出され得、これらは本発明の出願人に譲渡され、一貫している限り、参照によりそれらの全体が本明細書に組み込まれる。

10

【0072】

電気手術ユニット 300 はまた、カートリッジアセンブリ 16、より具体的にはカートリッジ部材 18 から、デバイス 10 のセットアップおよび／または動作に関する、ある種の動作パラメータおよび他の情報を含む連続するデータの流れを受信するように構成され得る。特に、図 5 に示される通り、カートリッジ部材 18 は、組織治療デバイス情報を記憶するように構成される有形記憶媒体から、組織治療デバイス情報を電気手術ユニット 300 に提供するように構成され得る。有形記憶媒体は、プリント回路基板 24 上に位置する電子メモリ 26（図 7 の U1 でも示される）、より具体的には、かかる動作パラメータおよび他の情報をその中に記憶するための電気的消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（EEPROM）の形態であり得る。

20

【0073】

例えば、メモリ 26 により提供される組織治療デバイス情報は、固有の識別子（例えば、モデル番号およびシリアル番号）、後日の参照のために電気手術ユニット 300 によって次いで記憶される最初の無線周波数作動の時間からの、デバイス 10 の使用と共に動作可能な固定期間（例えば、24時間）を含み得る。メモリ 26 は、デバイス 10 の使用と共に動作可能なデフォルト設定等の少なくとも 1 つの動作パラメータを含み得る。例えば、組織治療デバイス情報は、デバイス 10 に関する無線周波数電力レベル設定および流体流動レベル設定等の、デバイス 10 の使用と共に動作可能な無線周波数電力送達装置設定および流体送達装置設定のうちの少なくとも 1 つを備え得る。

30

【0074】

組織治療デバイス情報はまた、デバイス 10 の使用と共に動作可能な複数の無線周波数電力送達装置設定、および無線周波数電力送達装置設定の各々に相当する少なくとも 1 つの流体送達装置設定も備え得る。例えば、メモリ 26 は、デバイス 10 の使用と共に動作可能な無線周波数電力レベルおよび流体流動レベルの範囲に関する設定を含み得、それはデバイス 10 に関する最小無線周波数電力レベルおよび最小流体流動レベルから最大無線周波数電力レベルおよび最大流体流動レベルにまで及ぶ。メモリ 26 はまた、デバイス 10 に関する流体流動レベルおよび無線周波数電力レベルの範囲にわたって、流体流動レベルを無線周波数電力レベルに関係付ける 1 つ以上の関係等の動作パラメータも含み得る。図 7 に示される通り、データは、電気手術ユニット 300 によって、メモリ 26 から電気接点 J1～J4 を介して受信され得る。

40

【0075】

プリント回路基板 24 はまた、プリント回路基板 24 上の水分または湿気を検出するように構成され得る電気接点 J12 および J13 も含み得る。接触 J12 および J13 は、既定のインピーダンスで提供される水分モニタリング回路の一部であるように構成され得る。接触の間のブリッジを形成する流体 502 がしたがって接触を電気的に連結させる場合等、接触 J12 および J13 の間のインピーダンスが減少する場合、電気手術ユニット 300 は、既定のインピーダンス値が達成されるまで動作を中止し得る。

【0076】

50

カートリッジ部材 18、特にプリント回路基板 24 はまた、例えば、手術手技中に組織治療部位を照らす発光ダイオード（LED）または光ファイバ光等の光を含む、デバイス 10 の追加的特徴およびアクセサリのために、電力を受信するように構成される電気接点も含み得る。LED は、4 - 5 ボルト DC（直流）のマグニチュード等の、比較的低い電力を必要とし得る。

【0077】

カートリッジ部材 18、および特にプリント回路基板 24 はまた、デバイス 10 と共に提供されるデジタルまたは光ファイバビデオカメラ等のビデオカメラによって見ることができる、例えば手術手技中の組織治療部位の、ビデオを録画するために、ビデオ録画源への接続を提供し、ビデオ録画源に信号を伝導するように構成される電気接点も含み得る。

10

【0078】

電気手術ユニット 300 および流体源 500 を有するデバイス 10 の電気および流体連通を論議したところで、ここからはデバイス 10 のエンドエフェクタに注目が向けられる。前述の通り、絶縁導線 130a、130b の遠位端は、ハンドピース 12 内のシャフトアセンブリ 128 のシャフト 124a、124b の近位部分と連結され得る。

20

【0079】

ここで、図 13 を参照すると、デバイス 10 のシャフトアセンブリ 128 は、ステンレス鋼管類等の金属を備えている、2 つの平行な、自己支持型の導電性中空シャフト 124a、124b を備え得る。サイズおよび形状が左右対称像として構成され、（均一な電流密度を提供するように）組織を治療するための刃のない表面を伴う鈍的遠位端を有し得る、電極 180a、180b を含む、2 つの横方向かつ空間的に（空隙によって）分離された接触要素が、シャフト 124a、124b の遠位端に保持され、接続されている。本実施形態では、電極 180a、180b は、ステンレス鋼等の導電性金属、具体的には、ステンレス鋼等の金属を備え得る。他の好適な材料には、チタン、金、銀、および白金が含まれ得る。

20

【0080】

ある実施形態では、一方または両方のシャフト 124a、124b は、電極 180a、180b と接触する遠位端における部分を除いて、非導電性材料からなり得る。これらの実施形態では、絶縁導線が、シャフト 124a、124b の導電性部分にまで延在し、接合される。さらに他の実施形態では、シャフト 124a、124b は、非導電性材料を完全に含み得、その場合、絶縁導線が、電極 180a、180b にまで延在し、直接接合される。

30

【0081】

図 13 に示される通り、各電極 180a、180b は、細長い部分 182a、182b を備え得る。長さに関して、本実施形態では、細長い部分 182a、182b は、2 mm から 6 mm の範囲の長さを有し、より具体的には、3 mm から 5 mm の長さを有し得る。間隔に関して、本実施形態では、電極 180a、180b の間の空間的間隙分離 GS は、0.1 mm から約 4 mm、より具体的には 1 mm から 2.5 mm、より具体的には 1.5 mm から 2.3 mm の範囲であり得る。

40

【0082】

図 14 に最もよく示される通り、細長い部分 182a の対向凹状側面 192a / 194a、および細長い部分 182b の対向凹状側面 192b / 194b は、各電極 180a、180b の長さに沿って縦方向に延在する、側方切断刃 198a、198b で終端する、楔形ブレード部分 196a、196b を提供するように横方向に収束し得る。図 13 に示される通り、側方切断刃 198a、198b は、各電極 180a、180b の遠位端上へ滑らかに移行し得、各電極 180a、180b の遠位端の一部分を形成する。

【0083】

側方切断刃 198a、198b は、流体源 500 から提供されるいずれの流体 502 も伴わずに、電気手術切断刃を提供するよう、電気手術ユニット 300 からの単極無線周波エネルギーの存在下で組織を電気手術的に切断するように構成され得る。しかしながら、

50

他の実施形態では、側方切断刃 198a、198b は、デバイス 10 から同時に提供される流体 502 を伴って、組織を切断するように構成されることも、電気手術エネルギーを伴わずに機械的に組織を切断するように構成されることもあり得る。さらに、2つの切断刃 198a、198b が示されている一方で、刃 198a または 198b のうちの1つのみが、電気手術的または機械的に組織を切断するように構成され得る。かかる例では、その1つの電極のブレード部分が排除され、細長い部分は完全に円筒形であり得る。

【0084】

図 13 に示される通り、電極 180a、180b および細長い部分 182a、182b は、遠位端部分 186a、186b で終端し得る。電極 180a、180b の遠位端部分 186a、186b は、電気手術ユニット 300 からの双極無線周波エネルギーおよび流体源 500 からの流体 502 の存在下で、組織表面を横断して塗装するような動作で移動し、摺動するように構成される。示される通り、各電極 180a、180b の遠位端部分 186a、186b は、平滑輪郭表面を提供する鈍的な丸い形状を有する。より具体的には、示される通り、各電極 180a、180b の遠位端部分 186a、186b は、球状部分 190a、190b を備え得る。本実施形態では、球状部分 190a、190b は、約 0.5 mm から 1.5 mm、より具体的には、約 0.75 mm から 1.15 mm の範囲の半径を有し得る。

10

【0085】

図 14 および 15 で最もよく示される通り、遠位端部分 186a、186b の近位の各電極 180a、180b の円筒形部分 184a、184b 内で、各電極 180a、180b は、縦方向に配向された線形ブラインドボア 200a、200b、およびカウンターボア 202a、202b を含む。図 15 に示される通り、各シャフト 124a、124b の遠位端部分の外径は、電極 180a、180b のカウンターボア 202a、202b の中へ延在し、各シャフト 124a、124b の遠位端がカウンターボアの底部と接触している状態で、カウンターボア 202a、202b の直径と一致するように構成され得る。次いで電極 180a、180b およびシャフト 124a、124b は、一緒に溶接され得る。代替実施形態では、シャフト 124a、124b の外径は、確実な接続を提供するように、圧入（締まり嵌め）を形成するために、カウンターボア 202a、202b の直径と一致するように構成され得る。他の代替実施形態では、電極 180a、180b は、ネジ式係合によってシャフト 124a、124b に組み合わせられ得る。さらに他の代替実施形態では、電極 180a、180b は、特に、人間の手によって手動で、シャフト 124a、124b から除去され得るように、シャフト 124a、124b に取り外し可能に組み合わせられ得る。

20

30

【0086】

ブラインドボア 200a、200b およびカウンターボア 202a、202b に加えて、図 14 に示される通り、電極 180a、180b はまた、流体 502 のための出口 208a / 210a / 212a / 214a および 208b / 210b / 212b / 214b を提供するように、ボア 200a、200b に垂直に交差し、互いに垂直に交差する、貫通ボア 204a / 206a および 204b / 206b も含み得る。したがって、流体 502 がシャフト 124a、124b の管腔 126a、126b を通って流れた後、流体 502 は次いで、ブラインドボア 200a、200b によって提供される管状通路を通り、次いで貫通ボア 204a / 206a および 204b / 206b によって提供される管状通路の中へ流れ、そこでそれはその後、全てが電極 180a、180b の遠位端部分 186a、186b の近位にある、流体出口 208a / 210a / 212a / 214a および 208b / 210b / 212b / 214b からデバイス 10 を出る。図 14 に示される通り、流体出口 208a / 210a / 212a および 208b / 212b が、電極 180a、180b の円筒形部分 184a、184b によって規定され得る一方で、流体出口 210a / 214a および 210b / 214b は、ブレード部分 196a、196b の側面 192a / 194a および 192b / 194b ならびに隣接切断刃 198a、198b によって規定され得る。

40

50

【0087】

図13および15に最もよく示されるように、シャフト124a、124bの長さの一部は、可撓性プラスチック材を備え得る共通の外側部材216によって包囲され、封入され得る。外側部材216は、シャフト124a、124bの露出した長さを電気的に絶縁し得る。

【0088】

外側部材216は、射出成形によって形成され得る。射出成形過程中に、電極180a、180bおよびシャフト124a、124bを備えるサブアセンブリが、プラスチック材の導入前に射出成形金型中に配置され得る。その後、金型が閉鎖され、図13に示される通り、サブアセンブリの複数部分を外側被覆し、定位置で成形するように、熱可塑プラスチックが金型空洞の非占有部分に注入され得る。この射出成形過程中に、保持器クリップ(図示せず)は、シャフト124a、124bがポリマー金型内で中心に位置することをより良好に確実にするために、相互に対しても定位置でシャフト124a、124bを保持するという便益を提供し得る。

10

【0089】

デバイス10がより多数の角度および場所で使用され得るように、外科医およびデバイス10の他のユーザによって手で成形可能となるために、デバイス10のシャフト124a、124bの少なくとも一部分は、可鍛性シャフトアセンブリ128を提供するように可鍛性であり得る。また、この様態で、シャフト124a、124bの遠位部分は、それらが種々の角度でデバイス10のユーザに提供され得るように、デバイス10の製造中にシャフト124a、124bの近位部分の縦軸に対して角度を成して屈曲可能であり得る。例えば、角度は、約5度から90度、より具体的約15度から45度、さらにより具体的には約30度に及び得る。本明細書で使用されるとき、可鍛性とは、特に、(ヒンジまたは継手等の機械的機構を伴わずに)屈曲させることによって成形されることが可能であることを意味する。シャフトアセンブリ128は、選択された屈曲形状と関連する形状を独立して維持し得、選択された屈曲形状を維持するために付加的な構成要素(例えば、引張ワイヤ等)を必要としないことを理解されたい。さらに、シャフトアセンブリ128は、組織を治療するためにデバイス10が使用されるときに、選択された形状を維持し得、選択された形状から明白に偏向しない。さらに、シャフトアセンブリ128は、ユーザが、シャフトを真っ直ぐな状態および/または他の所望される屈曲構成に戻して容易に再成形することができるよう、構築され得る。

20

【0090】

外側部材216は、互からシャフト124a、124bを電気的に絶縁することに加えて、亀裂のない同様の輪郭を伴って、先端間隔を維持しながら、シャフトアセンブリ128のシャフト124a、124bを同時に手動成形することを促進するのに特に有用であることが見出されている。この様態で、外科医およびデバイス10の他のユーザは、シャフト124a、124bを個別に屈曲させる必要がない。

30

【0091】

可鍛性を提供するために、シャフト124a、124bは、約0.063インチの外壁直径、および約0.032インチの内壁直径を有し得る。シャフト124a、124bはまた、特に、1/2から3/4の硬度、130,000から150,000psi.(ポンド/平方インチ)の引張強度、および約40%の破断点伸びを伴う304ステンレス鋼から作製される。前述の性質を伴うシャフト124a、124bは、同時に、適用のために成形されるときに、シャフト124a、124bがよじれる、または破断することを阻止しながら、デバイス10の通常の使用中に過剰に柔軟にならないよう、十分な剛性を提供する。壁厚さが薄すぎる可能性があるときは、シャフト124a、124bがよじれる場合があり、壁厚さが厚すぎる可能性があるときは、シャフト124a、124bが堅すぎる場合がある。さらに、より大きい直径を伴うシャフト124a、124bはまた、より小さい直径を伴うシャフトよりもよじれる場合がある。シャフト124a、124bはまた、用途に応じて、長さの一部分または長さ全体で可鍛性であり得る。例えば、シャフ

40

50

ト 1 2 4 a、1 2 4 b は、長さに沿った可変剛性を伴って作製することができ、その遠位端のみで可鍛性となり得る。これは、可鍛性が所望され得る領域中のみでのシャフト 1 2 4 a、1 2 4 b の制御された焼鈍によって行われ得る。

【 0 0 9 2 】

デバイス 1 0 を詳細に論議したところで、ここからは、図 1 6 から始まって示される電気手術ユニット 3 0 0 に注意が向けられる。図 1 6 ~ 1 7 に示される通り、電気手術ユニット 3 0 0 は、正面制御パネル 3 0 2 を含み得る。正面制御パネル 3 0 2 は、電力（オン／オフ）スイッチ 3 0 4 およびタッチ画面グラフィカルユーザインタフェース（G U I ）3 0 6 を含み得る。正面パネル 3 0 2 はまた、接地パッドレセプタクル 3 0 8 、ならびに図 1 7 に設置されて示されるカートリッジアセンブリ 1 6 のカートリッジ部材 1 8 を受け取るように構成されるカートリッジレセプタクル 3 1 0 を含み得る。10

【 0 0 9 3 】

図 1 8 に示される通り、電気手術ユニット 3 0 0 は、全てが相互接続され、当技術分野で公知の様態で無線周波数電力を提供する電気手術ユニットとして通信および機能するように設計される、A C 電力供給 3 2 0 、無線周波数電源／発生器 3 2 2 、中央処理装置（C P U ）およびメモリを含む制御装置 3 3 8 、ならびにカートリッジドッキングアセンブリ 3 4 0 を含み得る。

【 0 0 9 4 】

図 1 9 に示される通り、電気手術ユニット 3 0 0 は、上部レセプタクル筐体 3 4 8 および下部レセプタクル筐体 3 5 0 の間に配置されるカートリッジ部材 1 8 を伴う、ドッキングアセンブリ 3 4 0 を含み得る。カートリッジ部材 1 8 と係合する前に、可動ドッキング機構 4 1 0 が上（非使用）位置にある、ドッキングアセンブリ 3 4 0 の正面、右側面、左側面、背面、および上面図が、それぞれ図 2 0 ~ 2 4 に示される。ここからは、必要に応じて図 2 0 ~ 2 4 を提示しながら、ドッキングアセンブリ 3 4 0 の動作がより詳細に議論される。20

【 0 0 9 5 】

図 2 5 を参照すると、上部レセプタクル筐体 3 4 8 および下部レセプタクル筐体 3 5 0 は、ドッキングアセンブリ 3 4 0 の動作をよりよく示すために隠されている。図 2 5 に示される通り、カートリッジ部材 1 8 の挿入の端の近くで、カートリッジ部材 1 8 の遠位端 2 2 は、最初に係合機構 3 4 2 と相互作用し得るが、それはカートリッジ部材 1 8 がレセプタクル 3 1 0 から不注意に滑り落ち、電気手術ユニット 3 0 0 から分離するのを阻止するため、ならびにカートリッジ部材 1 8 を係脱させ、それをレセプタクル 3 1 0 から退縮させるための十分な除去力が係合機構 3 4 2 に適用されたときに解除可能に、カートリッジ部材 1 8 を係合するためのものである。30

【 0 0 9 6 】

示される通り、係合機構 3 4 2 は、下部カートリッジ筐体 3 5 0 （図示されず）の一部として提供され得る戻り止め 3 4 （図 3 に示される）に入り得る、ばね搭載ボール 3 4 4 を備え得る。係合機構 3 4 2 は、カートリッジ部材 1 8 を、電気手術ユニット 3 0 0 に対して、一時的に固定される使用位置に維持するように作用し得る。カートリッジ部材 1 8 がレセプタクル 3 4 2 中に挿入されるとき、カートリッジ本体 2 0 b の下部表面は、ばね 3 4 6 のバイアス／圧迫力を克服し、ボール 3 4 4 を退縮させるために十分な挿入力で、ばね搭載ボール 3 4 4 上を摺動する。カートリッジ部材 1 8 がその後、その使用位置に到達するとき、ボール 3 4 4 は、圧迫されたばね 3 4 6 の力の下で今度はカートリッジ部材 1 8 および電気手術ユニット 3 0 0 をそれらの相対位置に維持するように作用する、カートリッジ本体 2 0 b （図 3 に示される）中に形成される戻り止め 3 4 に入り得る。さらに、係合機構 3 4 2 は、ユーザに、カートリッジ部材 1 8 が電気手術ユニット 3 0 0 によって適切に受け取られているという触覚フィードバックを提供し得る。交替に、排出が選択され得、ばね 3 4 6 によって適用される保持力を克服するために十分な除去力がカートリッジ部材 1 8 に適用された後、カートリッジ部材 1 8 の電気手術ユニット 3 0 0 からの除去を促進するために、ばね 3 4 6 は再び圧迫され得、ボール 3 4 4 は戻り止め 3 4 から除4050

去され得る。

【0097】

前述の様態では、カートリッジアセンブリ16、特にカートリッジ部材18は、電気手術ユニット300と係合するように構成され得、電気手術ユニット300から係脱するように構成され得る。さらに、カートリッジアセンブリ、特にカートリッジ部材18は、電気手術ユニット300の解除可能な機械的係合機構（すなわち、係合機構342）と係合するように構成され得る。さらに、カートリッジアセンブリ16、特にカートリッジ部材18は、電気手術ユニット300と締まり嵌めで係合するように構成され得る。言い換れば、嵌めは、例えば、組立てまたは解体のために力が必要とされるような2つの部分のサイズまたは形状の間でなされる。

10

【0098】

また、前述の様態では、ドッキングアセンブリ340は、カートリッジアセンブリ16と係合するように構成され、カートリッジアセンブリ16から係脱するように構成される。さらに、ドッキングアセンブリは、カートリッジアセンブリ16と締まり嵌めで係合するように構成される。

【0099】

ボール344が戻り止め34に入るとき、カートリッジ部材18の遠位端22は今度は、カートリッジ部材18が存在しないとき開位置にある、2つの位置接触スイッチ354と接触し得る。カートリッジ部材18が、スイッチ354を閉じるために十分な挿入力でカートリッジレセプタクル310中により完全に挿入されるとき、電気手術ユニット300中の電気回路は、閉じられ得、それは電気手術ユニット300内で制御装置338に、カートリッジ部材18がカートリッジレセプタクル310中に完全に挿入されたという信号を提供する。カートリッジ部材18がカートリッジレセプタクル310中に完全に挿入されたという信号が受信されると、電気手術ユニット300は今度は、ソレノイド356に動力を与え得る。

20

【0100】

次に図25および図26を参照すると、ソレノイド356は、電機子358を退縮させ、電機子358は、引張棒362によってレバー360と連結され得る。結果として、電機子358が退縮すると、レバー360は、旋回軸364の周りを回転させられ得、レバー部分366は、図25に示される通り、その非使用（非係合）位置から、図26に示される通り、その使用（係合）位置に下方に回転する。レバー部分366が下方に回転するとき、ピン368は、カートリッジ本体20a中に形成される円筒形空洞36に入り得る。ピン368は、複数の機能を果たし得る。第一に、ピン368は、電気手術ユニット300が動作可能である間に、カートリッジ部材18の不注意な除去または取り外しを防止するためのロッキング機構を提供する。ピン368はまた、係合機構342に加えて、電気手術ユニット300に対してカートリッジ部材18をさらに位置付けるための解除可能な位置決め／位置付け機構を提供し得る。

30

【0101】

レバー360は、ばね370のバイアス／圧迫力を克服するために十分な力で、その使用（係合）位置へと下方に引っ張られ得、それはその後、電力がソレノイド356から除去され、電機子358が自由に延伸するとき、レバー360を非使用位置へと帰還させる。

40

【0102】

レバー360が旋回軸364の周りを回転させられるとき、レバー部分366の反対のレバー部分376は、旋回軸364の周りを上方に回転させられ得る。図27および図28に示される通り、レバー部分376は、ローラ388を伴うロッキングピン380がその中に入り、レバー360の回転の結果として捕捉され得る、ノッチの形態でのキャッチ378を含む。

【0103】

図28に示される通り、ピン380およびローラ388がキャッチ378に入る結果と

50

して、旋回軸 386 の周りを回転するレバー 384（図 27 および 28 に想像線で示される）は、キャッチ 378 の長さに基づいて後方に進むのみであり得る。言い換えれば、一旦、ピンローラ 388 がキャッチ 378 の後方表面 382 と接触すると、レバー 384 は今度は、ローラ 388 がレバー 384 と接触していることに起因して、レバー 360 に対してさらに後方に進むことを防止され得る。

【0104】

図 26 に戻ると、一旦、レバー 360 がその使用位置にあると、光センサは次いで、電気手術ユニット 300 内で制御装置に、レバー 360 がかかる位置にあるという信号を提供し得る。レバー 360 が現在その使用位置にあるという信号を受信すると、電気手術ユニット 300 は今度は、シャフト 398 を歯車箱 400 を介して回動させる電気モータ 396 を作動させ得る。シャフト 398 は、シャフト 398 の回転の結果としてレバー 384 の表面 404 に接触するカム 402 に、車軸を提供し得る。

10

【0105】

レバー 384 の表面 404 に対してカム 402 が回転すると、レバー 384 は、ローラ 388 がキャッチ 378 の後方表面 382 と接触するまで、後方に進み得る。レバー 384 の位置が今度は、接触しているレバー 384 上に固定されたローラ 388 によって後方に進まないように固定され得るとき、表面 404 は今度は、カム 402 に逆らう固定された耐荷重面を提供する。結果として、カム 402 が表面 404 に対してさらに回転すると、可動ドッキング機構 410 は、それが光センサによって感知されるその使用位置に到達するまで、下方に回転し、ばね 414（図 23 に示される）のバイアス / 張力に逆らって旋回軸 412（図 22 に示される）の周りを半径方向に移動し得る。ドッキング機構 410 は今度は、その使用（係合）位置になる。言い換えれば、設計されるように無線周波数電力および流体を送達する準備が完了する。電気手術ユニット 300 の使用が完了した後、ユーザは、ユニット 300 に対してかかる制御を選択することによって、カートリッジ部材 18 をユニット 300 から排出させ得、ドッキング手順の逆が行われ得る。

20

【0106】

ドッキング機構 410 がその使用位置にある間に、電力がソレノイド 356 から除去されるような場合、例えば、ユニット 300 のプラグが抜かれる場合、電気手術ユニット 300 は、ドッキング機構 410 を上方の非使用位置に帰還させ、カートリッジ部材 18 が除去されるのを可能にするように構成され得る。上に示される通り、電力がソレノイド 356 から除去されるとき、電機子 358 は、自由に延伸し得、レバー 360 のレバー部分 366 は、ピン 368 をカートリッジ本体 20a 中に形成される円筒形空洞 36 から除去するばね 370 の力に起因して、旋回軸 364 の周りを上方に回転する。同時に、レバー 360 のレバー部分 376 は、ローラ 388 を伴うロッキングピン 380 をキャッチ 378 から係脱させるように、旋回軸 364 の周りを下方に回転し得る。ロッキングピン 380 およびローラ 388 がキャッチ 378 から係脱すると、レバー 384 は今度は、旋回軸 386 の周りを後方に自由に移動する。ばね 414 の力は次いで、ばね 416 の力を克服し、レバー 384 を後方に移動させ得、カム 402 を表面 404 に対する作用から解除する。カム 402 が表面 404 から解除されるとき、ドッキング機構 410 は、ばね 414 の力に起因して、旋回軸 412 の周りを上方に回転させられ得る。ドッキング機構 410 が非使用位置に帰還し、カム 402 が回転して非使用位置に戻るとき、レバー 384 は、ばね 416 の力に起因して、旋回軸 386 の周りを前方に移動する。この様態で、ロッキングピン 380 およびローラ 388 は、キャッチ 378 によって受け取られるように配置され得る。

30

【0107】

次に図 29 を参照すると、図 29 は、カートリッジ部材 18、上部レセプタクル筐体 348、下部レセプタクル筐体 350、および流体送達装置 420 の分解図を示す。流体送達装置 420 は、蠕動ポンプアセンブリ 422、より具体的には回転式蠕動ポンプアセンブリを備え得る。図 30 に示される通り、ポンプヘッド 434 のピンチローラ 424 として示される圧迫要素は、モータ 428 によって回動され得るシャフト 426 の周りを回転

40

50

する。示される通り、アセンブリがその使用位置にあるとき、ローラ424は、流体502を流体源500から手持ち式デバイス10へとポンプ送液するために、半円シューまたは基体圧迫部材432の対向する荷重座面430に対して、既知の様態でポンプ管類セグメント78を係合させ、ポンプ管類セグメント78を圧迫し得る。

【0108】

流体502は、駆動シャフト426上で回転し、支持表面430に対して送達管類セグメント78を断続的に圧迫するピンチローラ424を回転させることによって、機械的に産生される、送達管類セグメント78に外部から課される収縮波によって、蠕動ポンプアセンブリ422によって伝達され得る。電気機械力機構、ここでは電気モータ428によって駆動されるローラ424が、流体502と接触せず、したがって、不注意な汚染の可能性を低減するため、蠕動ポンプが概して好まれる。10

【0109】

前述の様態では、流体送達通路の一部分は、送達管類セグメント78によって規定され、送達管類セグメント78は、電気手術ユニット300の流体送達装置420と共に動作可能であり得る。より具体的には、送達管類セグメント78は、電気手術ユニット300の流体送達装置420によって圧迫されるように構成される。

【0110】

図19および図31を参照すると、ドッキング機構410がその使用位置に向かって下方に回転するとき、駆動連結438は、無線周波数電力送達装置440と接触し、ばね444のバイアス／圧迫力に逆らって電気接点アセンブリ442をカートリッジ部材18のプリント回路基板24に向かって下方に直線的に押し付ける。逆に、ドッキング機構410が非使用位置に向かって上方に回転すると、ばね444は、電気接点アセンブリ442を持ち上げてプリント回路基板24から離し、非使用位置にする。20

【0111】

上の様態では、電力送達装置440および流体送達装置420の両方は、それらが順次移動するような場合と比較して時間を節減するために同時に、ならびに協働的に移動し、したがって、2つの分離した駆動機構よりむしろ、ここではモータ396を備えている、1つの共有の駆動機構のみを必要とする。

【0112】

図32および図33に示される通り、電気接点アセンブリ442は、上部レセプタクル筐体348中の開口部452を通って延在し得る。図34および図35に示される通り、電気接点アセンブリ442は、電気絶縁体／キャリア448を通って延在する複数の電気接点446を備え得る。30

【0113】

図36に示される通り、電気接点446は、当技術分野で公知の様態で、プリント回路基板24の電気接点、ならびに電気手術ユニット300の電気構成要素および回路網と嵌合し、それらと電気的に連通するように構成され得る。

【0114】

電気接点446は、複数のポゴ（ばね搭載）ピンを備え得る。ポゴピン446がプリント回路基板24と接触しているとき、ピン446は、電気絶縁体／接触キャリア448がプリント回路基板24と接触して位置付けられ、ピン446がキャリア448の中へ実質的に退縮するまで、既知の様態で、荷重下で退縮する。図36に示される通り、電気接点キャリア448の端部分は、カートリッジ部材18の開口部32内に嵌入するように構成され得る。40

【0115】

図32に戻ると、電気接点キャリア448がプリント回路基板24と接触するような場合、無線周波数電力送達装置440は、ばね450を含み、ばね450は、ばね450のバイアス／圧迫力を克服するために十分な荷重に到達すると、縮む（そのような力は、プリント回路基板24を損傷させ得る力よりは低い）。この様態で、プリント回路基板24は、電気接点アセンブリ442と係合する際に損傷から保護され得る。装置440はまた50

、接触キャリア448をカートリッジ部材18の開口部32と整列させる機能を有する。特に、ばね450およびピン454（想像線で示される）は、キャリア448が開口部32に入るとき、接触キャリア448が浮動し、カートリッジ部材18の開口部32と整列し、次いで、退縮されるとき、接触キャリア448を真直ぐな位置に帰還させること可能にするように設計される。

【0116】

前述の様態では、カートリッジアセンブリ16、特にカートリッジ部材18は、電気手術ユニット300の無線周波数電力送達装置440および流体送達装置420と共に動作可能であり得る。

【0117】

電気手術ユニット300を詳細に論議したところで、ここからはデバイス10および電気手術ユニット300が配置および使用され得るシステムに注意が向けられ、ここで図37は、流体源500および手持ち式デバイス10と組み合わせた例示的電気手術ユニット300を有する、本発明のシステムの一実施形態の図を示す。図37は、電気手術ユニット300の場所のための平坦な安定した表面を提供するようにペデスタルテーブルを備えている、プラットフォーム508を支持する、中空円筒支柱を備える支持部材506を有する、可動カート504を示す。

10

【0118】

示される通り、カート504はさらに、支持部材506内で上下に支持ポール510を摺動することによって調整され、その後、位置決めネジで定位置に固定され得る高さを有する、流体源支持ポール510を備える。流体源支持ポール510の上には、流体源500を支持するためのフックを提供するように、その端にループが提供された十字形支持材がある。

20

【0119】

図37に示される通り、流体源500は、袋が点滴チャンバ48の端に位置するスパイク50で貫通された後に、そこから流体502が点滴チャンバ48を通って流れる、流体の袋を備え得る。他の実施形態では、点滴チャンバ48は、排除されてもよく、管類セグメント46は、スパイク50に直接取り付けられ得る。その後、流体502は、可撓性送達管類セグメント46、カートリッジ部材18、およびケーブル42の送達管類セグメント106を通ってデバイス10のハンドピース12へと流れる。

30

【0120】

本実施形態では、流体502は、食塩水、さらに具体的には、生理（生理的）食塩水を含む。本明細書の説明は、流体502として生理食塩水を参照し得るが、本発明によれば、他の導電性流体を使用することができる。

【0121】

本明細書をさらに読むと明白となるように、生理食塩水と同様の導電性を有する導電性流体が好ましいが、流体502はまた、非導電性流体を備え得る。非伝導性流体の使用は、導電性流体の利点の全てを提供するわけではないが、例えば、デバイス10の電極180a、180bへの組織付着の発生の低減、ならびに電極および/または組織の冷却を含む、乾式電極の使用に優る、ある利点を依然として提供する。したがって、例えば、脱イオン水等の非伝導性流体の使用を含むことも、本発明の範囲内である。

40

【0122】

上に示される通り、電気手術ユニット300は、単極および双極電力出力の両方を提供するように構成される。しかしながら、電気手術ユニット300は、特に、単極および双極出力の両方が同時に起動されることを防止する、ロックアウト特徴を含み得る。

【0123】

電力スイッチ304が電気手術ユニット300上で回動するとき、デバイス10の使用をセットアップするために、グラフィカルユーザインターフェース306から幾つかのタッチ制御画面がユーザに提示される。図38に示される通り、最初のシステムチェックを行った後、カートリッジ部材18の挿入を要請する表示312がユーザに提示される。カ-

50

トリッジ部材 18 がカートリッジレセプタクル 310 中に配置されると、制御装置 338 は、センサからその存在の信号を受信する。次いで制御装置 338 は、その非使用（非係合）位置からその使用（係合）位置へのドッキング機構 410 の移動を開始する。

【0124】

その使用（係合）位置に到達すると、制御装置 338 は、別のセンサからのかかる信号を示す別の信号を受信する。信号を受信した後、制御装置 338 は今度は、デバイス 10 に関してその上に記憶されるある種の情報を求めて、カートリッジ部材 18 のメモリ 26 にアクセスし得る。

【0125】

上に示される通り、電気手術ユニット 300 は、デバイス 10 から、ある種のプロセス パラメータおよび他の情報を含む連続するデータの流れを受信および読み出しするように構成され得る。制御装置 338 は、メモリ 26 がデバイス 10 に関するシリアル番号等の固有の識別子を含むかどうかを決定し得る。そうである場合、制御装置 338 は、シリアル番号を読み出しし、シリアル番号をその独自のメモリに記憶し得る。制御装置 338 はまた、デバイス 10 の使用のための固定期間（例えば、24 時間）がメモリ 26 に含まれるかどうかも決定し得る。そうである場合、制御装置 338 は、期間を内部カウントダウン時計に適用し得、それは、その中のデバイス 10 を伴うユニット 300 の最初の無線周波数電力作動の後に、期間のカウントダウンを開始し得る。その後、一旦、期間が満了すると、制御装置 338 は、シリアル番号を満了したデバイス 10 と関連付け、もはやデバイス 10 を動作しないようにプログラムされ得る。この様態で、デバイス 10 のカートリッジ 18 との使用は、意図される通り、患者の安全性をよりよく保証するための使い捨ての単回使用に限定され得る。

10

20

30

【0126】

図 39 に示される通り、電気手術ユニット 300 がカートリッジ部材 18 の挿入を感じた後、流体源 500 がスパイクされたことを確認するため、およびデバイス 10 の流体 502 でのプライミングを開始するための表示 314 がユーザに提示される。プライミングは、デバイス 10 中の流体 502 の存在なしでの無線周波数電力作動を阻止するために望ましい。

【0127】

プライミングが完了した後、図 40 に示される通り、現在システムの使用的準備が完了していることを示す表示 316 がユーザに提示される。加えて、表示 316 は、ユーザにデフォルト無線周波数電力レベル設定 328 および 330 をワットで数値的に提示し、それはその後、それぞれ、無線周波数電力レベルセレクタ 332a、334a および 332b、334b に触れることによって増加または減少させられ得る。RF 電力出力は、1 ~ 40 ワットの範囲では 1 ワット増分、40 ~ 100 ワットの範囲では 5 ワット増分、および 100 ~ 300 ワットの範囲では 10 ワット増分で設定され得る。無線周波数電力が作動されるとき、表示のシステム準備完了部分は、図 41 に示される通り、無線周波数電力が作動中であることを視覚的に示すように変化するであろう。

40

【0128】

ユーザにデフォルト無線周波数電力レベル設定を提示する表示 316 に加えて、表示 316 はまた、ユーザに複数の流体流動設定 336a、336b、および 336c を提示し、それは、それぞれ、低（1つの流滴によって表される）、中（2つの流滴によって表される）、および高（3つの流滴によって表される）の流体流動設定に対応する。適切な設定は、ユーザに対して、かかる情報を視覚的に示すように選択されたとき、照明され、ここで中（または中間）の設定が概してデフォルト設定である。

50

【0129】

電気手術ユニット 300 の制御装置 338 はまた、メモリ 26 に記憶され得るデバイス 10 の設定無線周波数電力レベルおよび流体流動レベルに関するデフォルト設定を獲得および読み出しし、その後ユニット 300 をこれらの設定に設定し、これらのデフォルト設定を表示 316 上に提示するようにプログラムされ得る。

50

【 0 1 3 0 】

電気手術ユニット 300 の制御装置 338 は、メモリ 26 に記憶されるデバイス 10 の使用のための最大電力レベルを獲得および読み出しするようにプログラムされ得る。この様態で、ユーザが、割り当てられた最大電力レベルよりも大きい無線周波数電力レベルを選択することを望むような場合、電気手術ユニット 300 は、デバイス 10 のためにその無線周波数電力を作動させないであろう。

【 0 1 3 1 】

電気手術ユニット 300 の制御装置 338 はまた、ポンプアセンブリ 422 の速度、したがって、流体送達装置 420 によって放出される流体 502 のスループットを、特定の無線周波数電力レベルならびに特定の流体流動設定と関連付ける、メモリ 26 からデータを獲得および読み出しするようにプログラムされ得る。この様態で、特定の無線周波数電力レベルおよび流体レベルのためのデバイス 10 からの流体流動は、よりよく制御され得、より大きい電力レベルは、選択できなくなるであろう。10

【 0 1 3 2 】

Y 軸上の毎分立方センチメートル (c c / 分) 単位の流体流量 Q 、および X 軸上のワット単位の R F 電力設定 P s の例示的関数関係が図 42 に示される。関係は、電極 / 組織界面における過剰な電気分散および冷却を提供するほど大きい流体流量 Q を対応する R F 電力設定 P s で提供せず、同時に、組織乾燥、電極付着、発煙、および炭化形成等の望ましくない効果を阻止するように設計され得る。特定の理論に束縛されることなく、流体流量が、無線周波数電力、組織からの熱伝達のモード、流体の部分沸騰、および種々の制御策略とどのように相互作用するかについてのより詳細な考察は、本発明の出願人に譲渡され、一貫している限り、参照によりそれらの全体が本明細書に組み込まれる、2001 年 1 月 18 日に公開された米国特許出願公開第 2001/0032002 号に見出され得る。20

【 0 1 3 3 】

図 42 に示される通り、例示的関係 Q_L 、 Q_M 、および Q_H は、それぞれ低、中、および高の 3 つの流体流量設定の各々について、増加する無線周波数電力レベル設定 P s と共に流体流量 Q を直線的に増加させるように構成される。逆に、関係 Q_L 、 Q_M 、および Q_H は、それぞれ低、中、および高の 3 つの流体流量設定の各々について、減少する R F 電力設定 P s と共に流体流量 Q を直線的に減少させるように構成されている。したがって、デバイス 10 のメモリ 26 に記憶されるデータは、流体送達装置 420 のスループットが図 42 に提供される関係に対応するように、特定の無線周波数電力レベルおよび特定の流体流動レベルのためのポンプアセンブリ 422 の速度を設定するものである。データは、方程式の形態で、またはデータベースルックアップテーブルの一部としての数値データ点として記憶され得る。30

【 0 1 3 4 】

電気手術ユニット 300 の例示的双極無線周波数電力出力曲線は、図 43 に示される。X 軸上にオーム単位で示されるインピーダンス Z 、および出力電力 P o は、Y 軸上にワット単位で示される。図示した実施形態では、双極電気手術電力 (R F) が 300 ワットに設定されている。図に示される通り、300 ワットの R F 電力設定 P s について、インピーダンス Z が 30 オームの低インピーダンスカットオフと 120 オームの高インピーダンスカットオフとの間にとどまる限り、出力電力 P o は、 R F 電力 P s を伴って一定のままとなる。30 オームのインピーダンス Z を下回ると、出力電力 P o は、低インピーダンス傾斜によって示される通り減少するであろう。120 オームのインピーダンス Z を上回ると、出力電力 P o はまた、高インピーダンス傾斜によって示される通り減少するであろう。40

【 0 1 3 5 】

単極電力出力に関して、電気手術ユニット 300 の例示的単極無線周波数電力出力が図 44 に示される。X 軸上にオーム単位で示されるインピーダンス Z 、および出力電力 P o は、Y 軸上にワット単位で示される。図示した実施形態では、双極電気手術電力 (R F)50

が300ワットに設定されている。図に示される通り、300ワットのRF電力設定Psについて、インピーダンスZが200オームの低インピーダンスカットオフと800オームの高インピーダンスカットオフとの間にとどまる限り、出力電力Poは、RF電力Psを伴って一定のままとなる。200オームのインピーダンスZを下回ると、出力電力Poは、低インピーダンス傾斜によって示される通りに減少するであろう。800オームのインピーダンスZを上回ると、出力電力Poはまた、高インピーダンス傾斜によって示される通り減少するであろう。

【0136】

別の実施形態では、ハンドピース12および電気手術ユニット300は、図47～50に示されるカートリッジアセンブリ16aによって接続され得る。先の実施形態と同様に、電気手術ユニット300は、カートリッジアセンブリ16a、特にカートリッジ部材18に接続するように構成される。示される通り、カートリッジ部材18は再び、嵌合カートリッジ本体部分20a、20bを有するカートリッジ本体20を備え得る。さらに、カートリッジ部材18の、電気手術ユニット300との適切な設置を促進するために、カートリッジ本体20は、カートリッジ部材18が電気手術ユニット300内に設置されるべき方向を示すための方位指示器30を含み得る。

10

【0137】

示される通り、流体送達管類セグメント46は、カートリッジ本体20内に形成される管状開口部52を通って延在する。次いで流体送達管類セグメント46は、その端における有刺流体ラインコネクタ53（想像線で示される）を使用して、流体送達装置420（それは再び、蠕動ポンプアセンブリ422、より具体的には回転式蠕動ポンプアセンブリを備え得る）と共に特に動作するように構成される、流体送達管類セグメント78の第1の端と接続され得る。次いで、流体送達管類セグメント78の対向端は、その端における有刺流体ラインコネクタ53を使用してケーブル42の流体送達管類セグメント106に接続され得る。次いで流体送達管類セグメント106は、管状開口部54を通って延在する。

20

【0138】

無線周波数電力送達装置440と接続するために、カートリッジ部材18のための電気接点は今度は、電気手術発生器300の長方形突起部66に位置する雌コネクタ58（ポゴピン446の代わりに）と嵌合するように構成される雄コネクタ56（例えば、電気接点パッドと対照的なピンまたは他のタイプのプロング）を含む。示される通り、雄コネクタ56は、それらをよりよく保護し、不注意な屈曲または他の方法による損傷に対するそれらの露出を減少させるために、カートリッジ本体20内に形成される長方形凹所68内に位置する。

30

【0139】

カートリッジアセンブリ16aは、最初にカートリッジ本体20を電気手術ユニット300の無線周波数電力送達装置440と共に設置することによって、電気手術ユニット300と共に動作可能にされる。より具体的には、長方形突起部66は、特に締まり嵌めを使用して、長方形凹所68と嵌合し、雄コネクタ56を雌コネクタ58と接続するように構成される。

40

【0140】

電気接続が完了した後、管類セグメント78は、示される通り蠕動ポンプアセンブリ422を備え得る流体送達装置420の中に搭載され得る。示される通り、管類セグメント46/78/106は、カートリッジ本体20と閉鎖ループ88を形成する。蠕動ポンプアセンブリ422の半円のアンビルまたは圧迫部材432が、当技術分野で理解される通り上げられた位置または非使用位置にある状態で、ループ88は次いで、弓状支持表面430とピンチローラ424との間ににおいて開ポンプアセンブリ422の範囲の中に搭載され得る。

【0141】

設置中、ループ88のサイズが小さすぎるかまたは大きすぎる場合、ループ88のサイ

50

ズは、カートリッジ本体20に対して管類セグメント46を適切な方向に移動させることによって（すなわち、ループ88をより小さくするためにカートリッジ本体20の管状開口部52の中へ、またはループ88をより大きくするためにカートリッジ本体20から外へ、管類セグメント46を移動させることによって）調節され得る。その後、一旦、ループ88のサイズが適切になると、アンビルまたは圧迫部材432は、その使用位置へと下げられ得る。この様態で、ローラ424は、流体502を流体源500からデバイス10へとポンプ送液するために、対向する荷重座面430に対して、既知の様態でポンプ管類セグメント78を係合させ、圧迫する。

【0142】

カートリッジアセンブリ16aの使用により、電気手術ユニット300のための電気接点は、カートリッジアセンブリ16の使用のための電気手術ユニットの構成の様に、非使用から使用位置へと可動ではなく、それは電気手術ユニット300の構成を簡素化し得る。また、カートリッジアセンブリ16aのカートリッジ部材18は、カートリッジ本体20の範囲内のプリント回路基板24およびメモリ26を含む、カートリッジ部材16と共に使用され得る任意の電気構成要素を含み得ることを理解されたい。

10

【0143】

別の実施形態では、デバイス10のハンドピース12および電気手術ユニット300は、図51～53に示されるカートリッジアセンブリ16bによって接続され得る。先の実施形態と同様に、電気手術ユニット300は、カートリッジアセンブリ16b、特に、カートリッジ部材18に接続するように、およびその逆であるように構成される。示される通り、カートリッジ部材18は再び、カートリッジ本体20を備え得る。

20

【0144】

示される通り、流体送達管類セグメント78は、カートリッジ本体20内に形成されるU字形通路94を通過する。管類セグメント78は、弓状支持表面430に支えられ得るU字形部分を有する。カートリッジ部材18のための電気接点は今度は、電気手術発生器300上の金属ストリップ102と嵌合するように構成される金属ストリップまたはブレード110を含む。示される通り、各金属ストリップ110は、それらをよりよく保護し、不注意な屈曲または他の方法による損傷に対するそれらの露出を減少させるために、カートリッジ本体20内に形成される長方形スロット108の基体に位置する。各長方形スロット108は、電気手術ユニット300上に位置する長方形突起部114と嵌合するよう構成される。

30

【0145】

カートリッジアセンブリ16bは、最初にカートリッジ本体20を電気手術ユニット300の無線周波数電力送達装置440および流体送達装置420と共に設置することによって、電気手術ユニット300と共に動作可能にされる。より具体的には、長方形突起部114は、特に締まり嵌めを使用して、長方形スロット108と嵌合し、カートリッジ本体20として金属ストリップ102を金属ストリップ110と接続するように構成される。

40

【0146】

無線周波数電力送達装置440との電気接続が完了するとき、管類セグメント78は同時に、示される通り蠕動ポンプアセンブリ422を備え得る流体送達装置420と共に動作可能にされ得る。示される通り、カートリッジ本体20は、管類セグメント78を、弓状支持表面430に対して支持され得る形状である弓状、ここでは半円状に形成するよう構成される。この様態で、ローラ424は、流体502を流体源500からデバイス10へとポンプ送液するために、対向する荷重座面430に対して、既知の様態でポンプ管類セグメント78を係合し、圧迫する。

【0147】

カートリッジアセンブリ16bの使用により、電気手術ユニット300のための電気接点、ならびに流体送達装置420は静止し、カートリッジアセンブリ16の使用のための電気手術ユニットの構成の様に、非使用から使用位置へと可動ではなく、それは電気手術

50

ユニット300の構成を簡素化し得る。さらに、カートリッジアセンブリ16bの使用により、電気および流体接続は、ほぼ同時に、かつ、カートリッジアセンブリ16aと同様に流体送達セグメント78の手動の調節なしに行われる。

【0148】

デバイス10および電気手術ユニット300が配置および使用され得るシステムを詳細に論議したところで、ここからは組織を治療するためのデバイス10の適用に注意が集中される。図45に示される通り、デバイス10が使用され得る1つの方法は、垂直に配向された電極180a、180bの縦軸、および組織520の組織表面522に隣接して横方向に離間された電極180a、180bの遠位端部分186a、186bを伴う。デバイス10がこの様態で使用される時、電極180a、180bは、電気手術ユニット300に接続され、電極180a、180bの間に位置する組織520中で交流電流電場528を形成する、双極無線周波数電力を受信する。交流電流の存在下で、電極180a、180bは、正電荷から負電荷への電流の流れを伴って、正電荷と負電荷との間で極性を交代させる。特定の理論に束縛されることなく、組織の過熱は、電気抵抗加熱によって行われる。

10

【0149】

流体502は、デバイス10と組織520との間の電気的連結を提供することに加えて、組織520の表面522を潤滑し、組織520の表面522を横断する電極180a、180bの移動を促進する。電極180a、180bの移動中、電極180a、180bは、典型的には、組織520の表面522にわたり摺動する。典型的には、デバイス10のユーザは、とりわけ潤滑被覆として、流体502を使用しながら、塗装運動で組織520の表面522にわたり電極180a、180bを前後に摺動する。電極180a、180bの遠位端部分186a、186bと、連結部524a、524bの外縁における組織520の表面522との間の流体502の厚さは、約0.05mmから1.5mmの範囲である。また、ある実施形態では、電極180a、180bの遠位端部分186a、186bは、その間にいずれの流体502も伴わずに組織520の表面522に接触し得る。

20

【0150】

図45に示される通り、流体出口208a/210a/212a/214aおよび208b/210b/212b/214bから放出される流体502は、電極180a、180b上で遠位に流れる、液滴526a、526bを形成し得る。図45に示される通り、液滴526a、526bは、流体出口のうちのいずれか1つから放出される流体502から、様々な時に形成し得る。また、流体502は、例えば、デバイス配向、圧力、流速、および様々な流体出口サイズに応じて、流体出口のそれぞれから様々な量で放出され得る。デバイス10の使用により、液滴526a、526bのサイズはまた、例えば、血液および組織によって汚染されることの結果として、電極180a、180bの表面仕上げの変化に起因して、異なり得る。

30

【0151】

図45に示される通り、流体連結部524a、524bは、離散した局所的ウェブを備え、より具体的には、組織520の表面522と電極180a、180bとの間に流体502の膜を提供する、三角形のウェブまたはビーズ部分を備える。デバイス10のユーザが電極180a、180bを組織治療部位に配置し、組織520の表面522にわたり電極180a、180bを移動させるととき、流体502は、流体出口208a/210a/212a/214aおよび208b/210b/212b/214bから、電極180a、180bの表面の周囲で、かつ連結部524a、524bを介して組織520の表面522上へ放出される。同時に、電場線528によって示される無線周波数電気エネルギーが、流体連結部524a、524bを通して組織表面522における組織520に、および組織表面522より下側の組織520の中へ提供される。図46に示される通り、デバイス10は、どちらの電極180a、180bが利用されるかに応じて、切断刃198aまたは198bのいずれか一方を組織520に適用することによって、組織を切断するために使用され得る。

40

50

【 0 1 5 2 】

デバイス 10 は、肝臓切除術等の固形臓器切除術を行うために使用され得る。刃 198 a または 198 b は、最初に、計画された切除線に沿って肝臓の外側被膜を引っ掻くために使用され得る。その後、電極 180 a、180 b の遠位端部分 186 a、186 b は、その上に無線周波数電力および流体の流動を伴って、線に沿って前後に移動させられ得、引っ掻かれた被膜の下の肝実質の凝固をもたらす。組織が電極表面の下および周囲で凝固されるにつれて、電極 180 a、180 b は、凝固した実質を分離して鈍的に切開し、結果として生じる割れ目に進入するために使用され得る。電極 180 a、180 b の遠位端部分 186 a、186 b が実質を治療するにつれて、治療された実質は、完全性を失い、単独で、または電極 180 a、180 b によって印加される分離力と併せて、デバイスのユーザから分離しやすくなる。

10

【 0 1 5 3 】

凝固した実質の鈍的切開は、凝固と実質的に同じ前後運動を用いて、かつデバイス 10 が肝実質の凝固に対すると実質的に同じ配向で保持された状態で、実質の連続的研磨または分割によって行われる。しかしながら、鈍的切開では、外科医は、典型的には、より多くの力を組織に印加する。種々の実施形態では、一旦、肝実質が凝固されると、単極無線周波数電力を伴って、あるいは伴わずに（すなわち、オンまたはオフ）および／またはデバイス 10 からの流体の存在を伴って、あるいは伴わずに、鈍的切開が行われ得る。加えて、または代替的に、切除を促進するように、切除線の両側の組織が、切除線と垂直に張力を課され得る。さらに、切除はまた、電極 180 a、180 b の刃 198 a または 198 b を用いた鋭い切開によって達成され得る。したがって、デバイス 10 を用いて、外科医は、幾つかの異なる方法で切除手技を行ってもよい。

20

【 0 1 5 4 】

実質が切除されるにつれて、切除線を横断して延在するか、または横断する、実質内の血管が曝露され得る。デバイス 10 は、血管壁に含有されたコラーゲンを加熱して収縮し、したがって、これらの血管の管腔の直径を減少させることによって、これらの血管を収縮し、密閉するために使用され得る。大きすぎて管腔を完全に閉塞できない直径を伴う血管については、血管は、切除線の両側で縫合糸を用いて縛られ、その後、その間で切断され得る。そのような血管が、周辺実質組織を除去することによって最初に曝露されず、切断されない場合、過度に出血し、出血を止めるためにさらなる時間を必要とする場合がある。結果として、大血管が最初に曝露かつ露出されない状況では、鋭い切開による分離を回避することが望ましい場合がある。

30

【 0 1 5 5 】

この技法はまた、脾臓、腎臓、および肺等の他の実質臓器で使用することもできる。加えて、それはまた、筋肉組織および皮下脂肪で有用であり得る。その使用はまた、泌尿器または婦人科分野で見られる腫瘍、囊胞、および他の組織塊にまで及ぶこともできる。それはまた、血管腫等の高度血管新生腫瘍の除去も可能にするであろう。

【 0 1 5 6 】

本明細書で開示されるデバイスは、組織の切斷、ならびに手術中に血液および他の流体損失を阻止するように、組織の凝固、止血、および密閉を提供する、非接合型デバイスとして特に有用である。言い換えれば、例えば、組織の所望の止血を提供するために、血管（例えば、動脈、静脈）のコラーゲンおよび関連管空を収縮することによって、組織の把持は、血液損失に対して組織を収縮し、凝固させ、密閉するために必要ではない。さらに、電気手術ユニット 300 の制御システムは、動作するために、温度またはインピーダンス等の組織フィードバックに必ずしも依存しない。したがって、電気手術ユニット 300 の制御システムは、使用を単純化する、組織に関する開ループとなり得る。

40

【 0 1 5 7 】

本明細書で開示されるデバイス 10 は、股関節または膝関節形成術の一部として、軟組織を通した切斷後に止血を達成するために、外科医にとって特に有用である。遠位端部分 186 a、186 b は、出血に対して組織 520 を密閉するために、組織 520 の欠損し

50

た滲出表面 522 上に塗装運動されるか、または血管出血を止めるために、個々のより大きい出血している血管上に集中することができる。同じまたは異なる手技の一部として、デバイス 10 はまた、骨の切断を必要とする任意の整形外科手技の一部として、切断された骨または骨組織の表面からの出血を止めるためにも有用である。

【 0158 】

周知である通り、骨または骨組織は、石灰化した細胞間質の基質に包埋される骨細胞 (bone cell) (骨細胞 (osteocyte)) からなる密性結合組織の特定の形態である。骨基質は主に、コラーゲン線維ならびに鉱物炭酸カルシウム、リン酸カルシウム、およびヒドロキシアパタイトを含有する。人間の身体内の多くのタイプの骨の中には、緻密骨および海綿骨がある。緻密骨は、骨の表面層、また長骨のシャフトをも形成する、硬い密性の骨である。それは主に、骨膜によってカバーされるハーバース系からなる。緻密骨は、それを通って血管が長骨のハーバース系および骨髄腔へのアクセスを得る、離散した栄養管を含有する。例えば、それを通って血管が骨膜から通過し、ハーバース管または骨髄腔の血管と接続する、緻密骨に見出される小さい管であるフォルクマン管。本明細書に開示されるデバイス 30a ~ 30e は、緻密骨を治療し、出血している血管（例えば、閉鎖を完了するために収縮させることによって）ならびにフォルクマン管およびハーバース系に関連する他の構造の、止血および密閉を提供するために特に有用であり得る。

10

【 0159 】

緻密骨とは対照的に、海綿骨は、海綿質骨であり、短骨、扁平骨、不規則骨の大部分および長骨の端を形成する。海綿骨構造を作り上げる骨組織のネットワークは、骨髄で満たされた多くの相互連絡している空間を部分的に囲い込む、多くの小柱を備える。結果として、それらの柱構造に起因して、海綿骨は、緻密骨よりも非晶質であり、毛細管、細静脈、および細動脈と混合される種々の血球前駆体を伴うより多くのチャネルを有する。本明細書に開示されるデバイス 10 は、海綿骨を治療し、静脈および動脈に加えて、上記の微小血管（すなわち、毛細管、細静脈、および細動脈）等の出血している構造の止血および密閉を提供するために特に有用であり得る。デバイス 10 は、膝、腰、肩、および脊椎の整形外科手技（例えば、形成術）中に使用するために特に有用であり得る。

20

【 0160 】

膝関節置換術中、大腿骨の遠位骨端における顆状突起および脛骨の近位骨端における脛骨プラトーがしばしば鋸デバイスで切断され、より平面にされる。最終的に、それぞれそこに取り付けられた、大腿顆補綴および脛骨補綴により好適な支持構造を提供する。これらの長骨の切断は、各場所における海綿骨からの出血をもたらす。各長骨の骨端の切断により露出された海綿骨からの出血を密閉および停止させるために、双極デバイス 10 が利用され得る。その後、それぞれの補綴が取り付けられ得る。

30

【 0161 】

股関節置換術に目を向けると、大腿骨の近位骨端における大腿骨の頭部および頸部は、典型的に鋸デバイスによる切断によって除去され得、大腿骨の転子間領域は、その後そこに取り付けられる大腿ステム補綴により好適な支持構造を提供するために、より平面にされ得る。股関節に関しては、その中への臼蓋カップ補綴の挿入を適応させるために、寛（股関節）骨の吸盤を広げ、拡張するために、ボールリーマーが使用されてもよく、それはその中に大腿ステム補綴の頭部が適合するソケットを提供する。大腿骨の切断および寛骨のリーミングは、典型的に、各場所における海綿骨からの出血をもたらす。切断され、露出された海綿骨からの出血を密閉および停止させるために、デバイス 10 が利用され得る。その後、膝関節置換と同様に、それぞれの補綴が取り付けられ得る。

40

【 0162 】

デバイス 10 は、脊椎手術中に椎間板を収縮させる等、結合組織の治療に利用され得る。椎間板は、脊椎の椎骨の間で密接に固定される線維軟骨組織の可撓性パッドである。円板は、髓核と呼ばれる弾力性の芯を囲む、線維輪と呼ばれる硬い、線維質の外側膜からなる、およそ直径 1 インチおよび厚さ 0.25 インチの平坦な円形カプセルを備える。

50

【 0 1 6 3 】

応力下で、髓核は膨張し、ヘルニアを形成する可能性があり、円板の線維輪膜における脆弱な場所を押し通し、脊椎管に押し入る。結果として、髓核材の全てまたは一部は、脆弱な場所を通って突出し得、疼痛および非可動性をもたらす、周囲の神経に対する圧力を引き起こす。

【 0 1 6 4 】

デバイス10は、突出およびヘルニア形成した椎間板を収縮させるために利用されてもよく、それは通常のサイズへと収縮すると、周囲の神経にかかる圧力を低減させ、疼痛および非可動性を緩和する。デバイス10は、線維輪膜の限局的な収縮のために、外科医の制御下で後脊髄アクセスを介して適用され得る。

10

【 0 1 6 5 】

椎間板が修復できず、椎間板切除術の一部として除去されなければならない場合、デバイス10は、対向する上部および下部椎骨表面の海綿骨からの出血を密閉および停止させるために特に有用であり得る（例えば、上椎の椎体の頭側表面および下椎の尾側表面）。例えば、前方胸椎術の一部として、円板が患者の前部から除去される場合、デバイス10はまた、椎体の分節血管からの出血を密閉および停止させるために特に有用であり得る。

【 0 1 6 6 】

デバイス10は、例えば、椎弓切除術または他の神経外科手術中に、硬膜周囲の組織の除去の結果として出血する硬膜外静脈の出血を密閉および停止させるために利用され得る。硬膜外静脈は、硬膜が減圧の一部としてそこから退縮するときに出血し始める。また、椎弓切除術中に、デバイス10は、椎弓、特に椎弓の板からの出血を密閉および停止させるために使用され得る。

20

【 0 1 6 7 】

上記で確立された通り、本発明のデバイス10は、組織乾燥、電極付着、炭化形成、および発煙のかかる望ましくない効果を阻止し得る。開示されたデバイスの使用は、外科的手技中に、有意に少ない血液損失をもたらすことができる。かかる血液損失の低減は、輸血の必要性、したがって、費用および長期入院等の輸血と関連する負の臨床的帰結を低減または排除することができる。

【 0 1 6 8 】

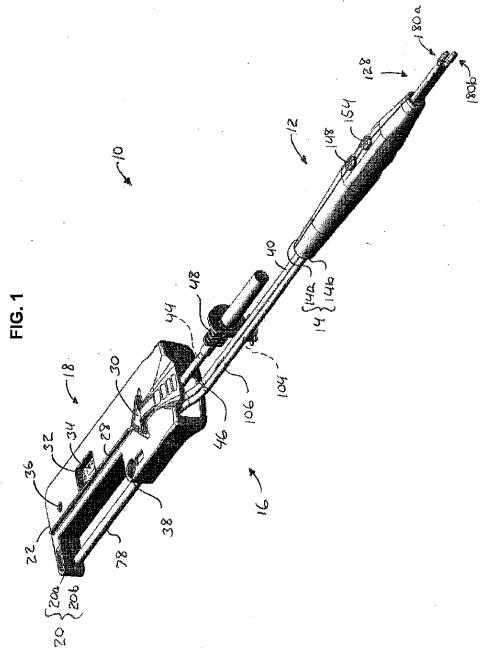
本発明の好ましい実施形態が説明されているが、本発明の精神および添付の請求項の範囲から逸脱することなく、種々の変更、適応、および修正をそれに行うことができることを理解されたい。したがって、本発明の範囲は、上記の説明を参照して決定されるべきではなく、添付の請求項とともに同等物の全範囲を参照して決定されるべきである。さらに、添付の請求項は、出願人が請求する権利のある本発明の最も広い範囲、または本発明が請求され得る方式のみを必ずしも備えるとは限らず、あるいは全ての記載された特徴が必要であることを理解されたい。

30

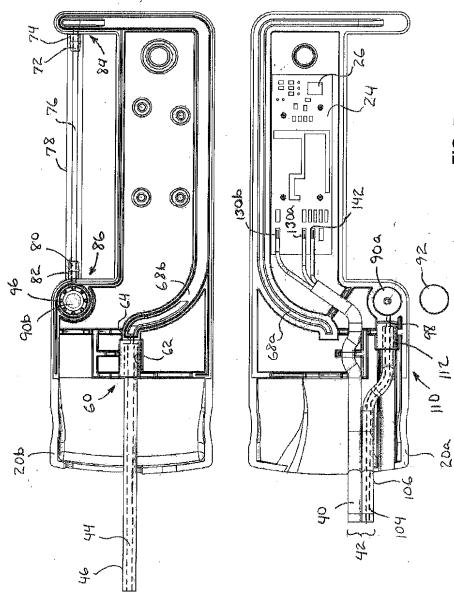
【 0 1 6 9 】

本願で引用される全ての出版物および特許文書は、一貫している限り、参照によりそれらの全体が全目的で本明細書に組み込まれる。

【図 1】



【図5】



【図 1 1】

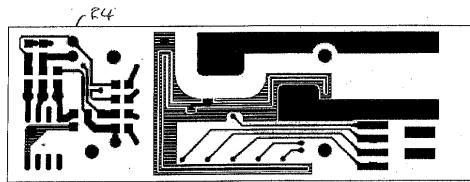
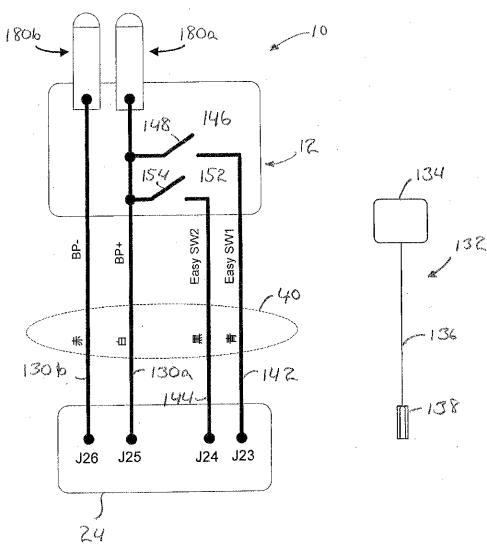


FIG. 11

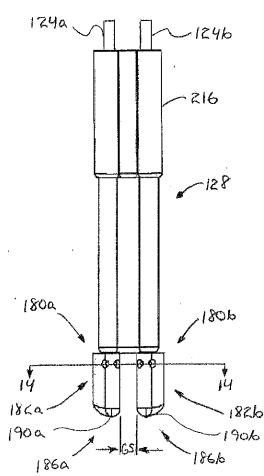
【図 1 2】

FIG. 12



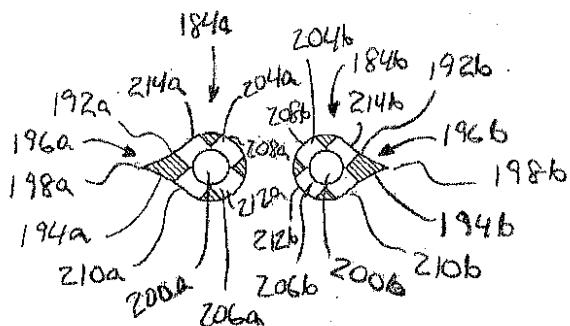
【図 1 3】

FIG. 13



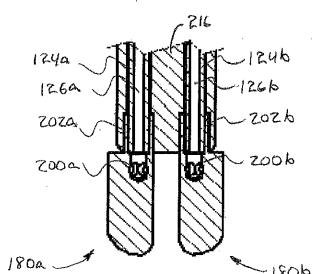
【図 1 4】

FIG. 14



【図 1 5】

FIG. 15



【図 16】

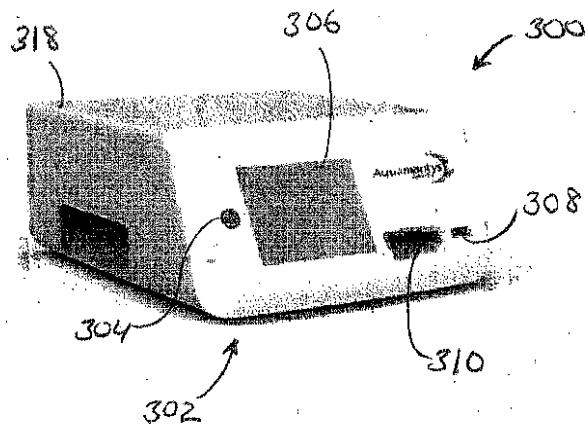
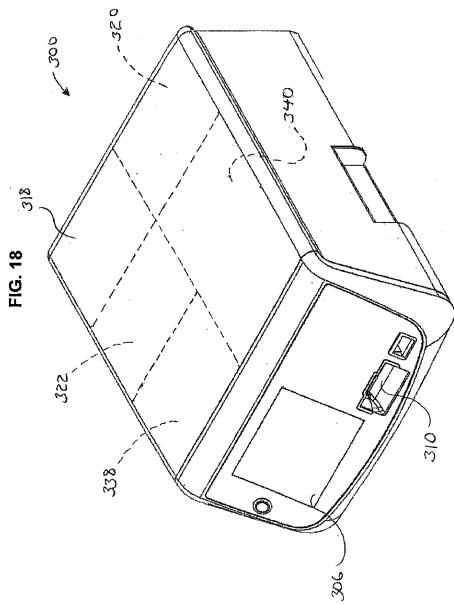


FIG. 16

【図 18】



【図 17】

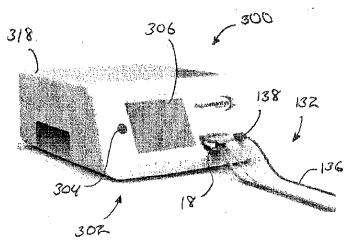
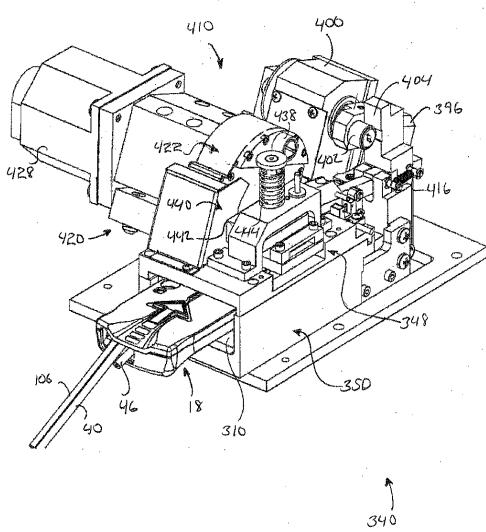


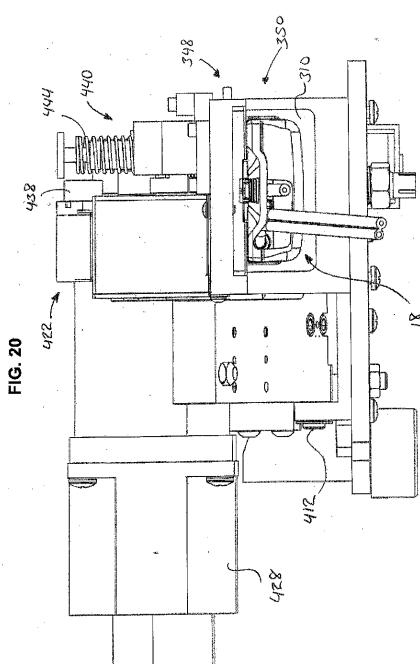
FIG. 17

【図 19】

FIG. 19



【図 20】



【 図 2 1 】

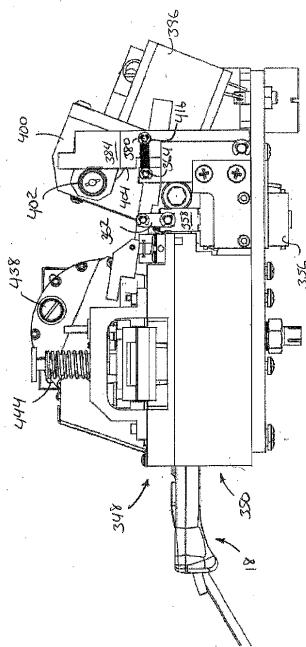


FIG. 21

【図22】

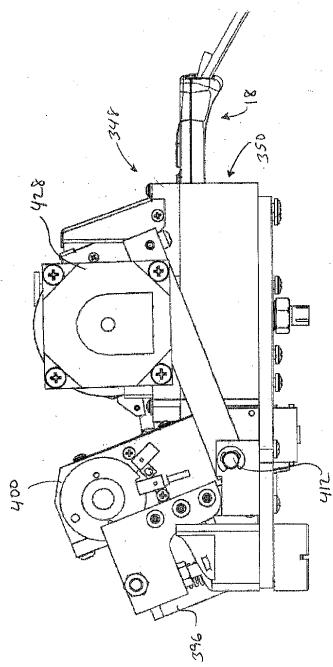


FIG. 22

【図23】

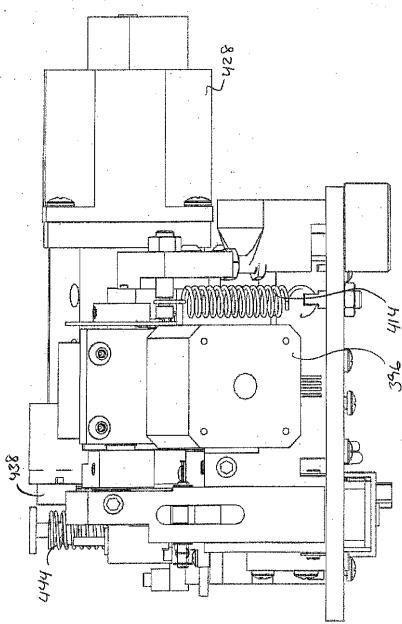


FIG. 23

【 図 2 4 】

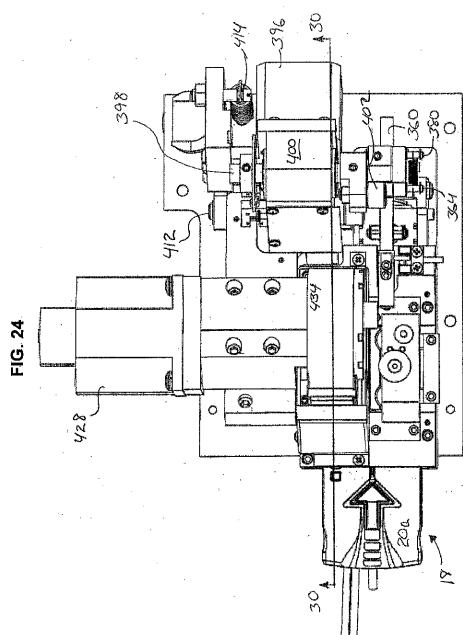
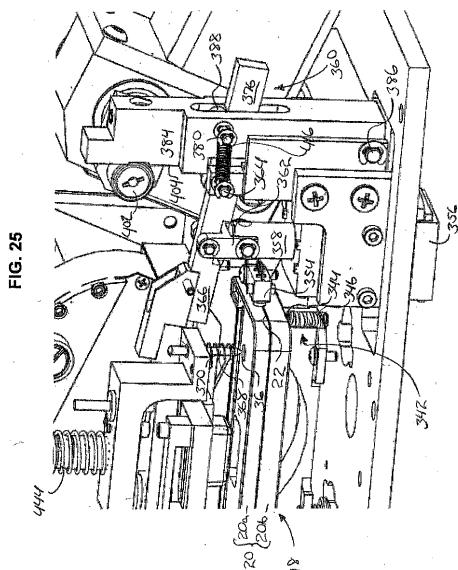
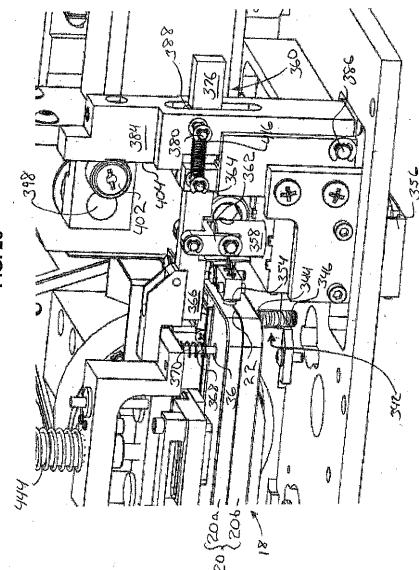


FIG. 24.

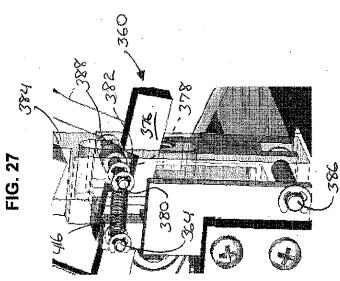
【 図 2 5 】



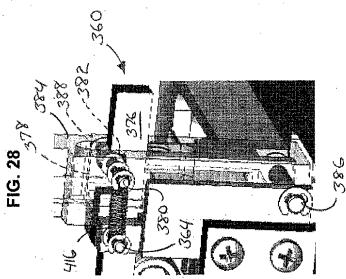
【 図 2 6 】



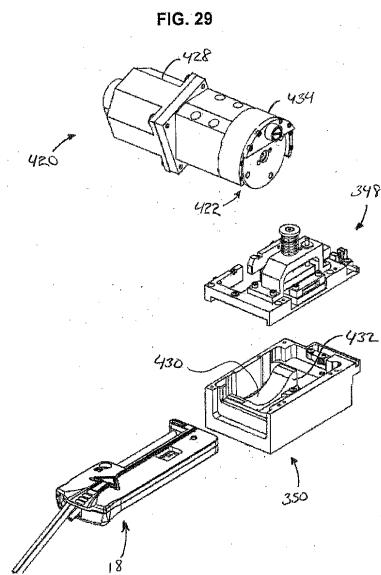
【図27】



【 図 2 8 】

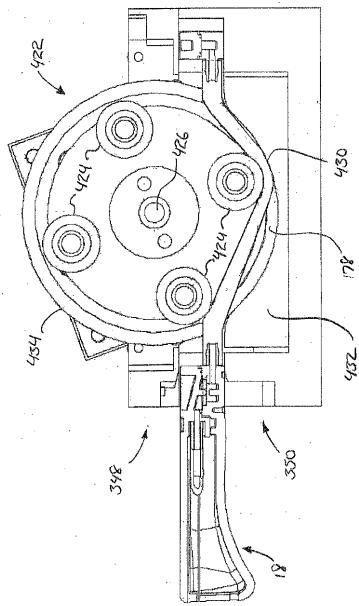


【 図 29 】



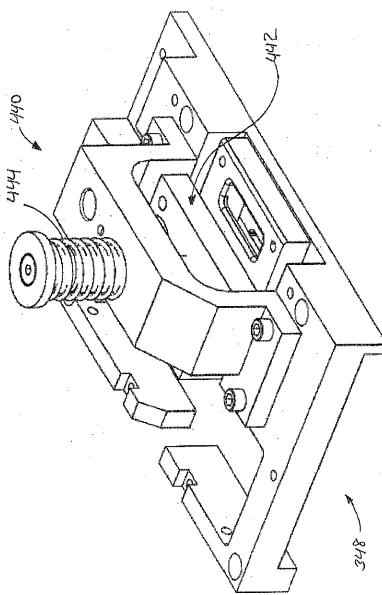
【図 3 0】

FIG. 30



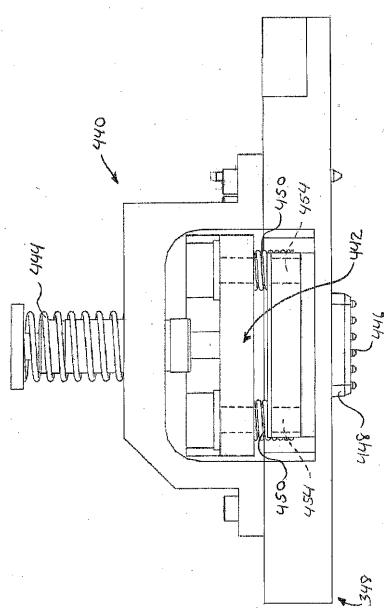
【図 3 1】

FIG. 31



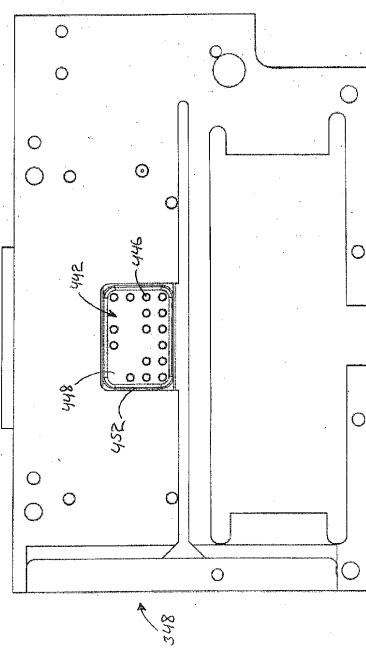
【図 3 2】

FIG. 32

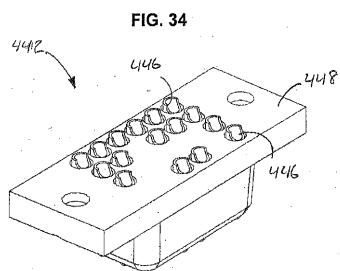


【図 3 3】

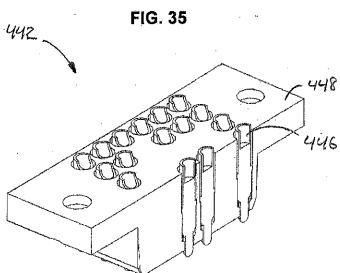
FIG. 33



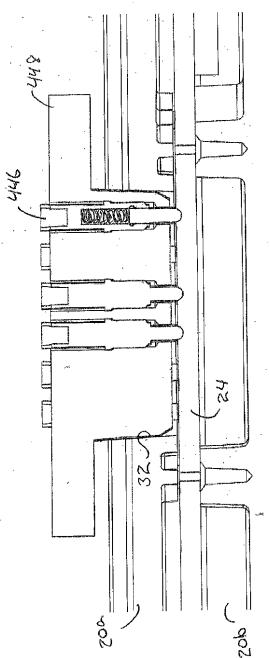
【図34】



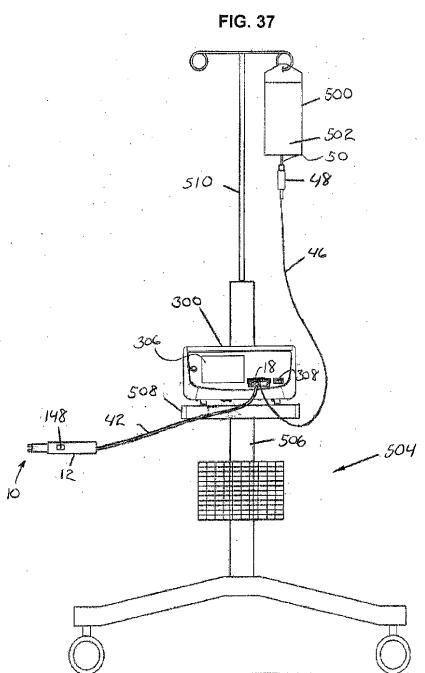
【 図 3 5 】



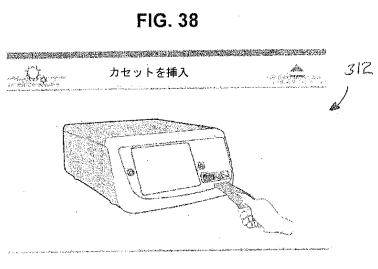
【図36】



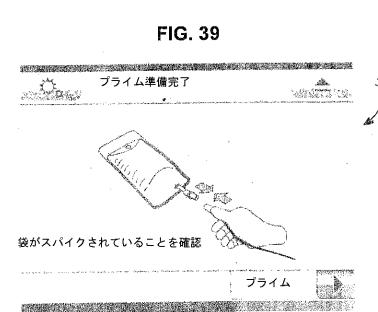
【図37】



【 図 3 8 】

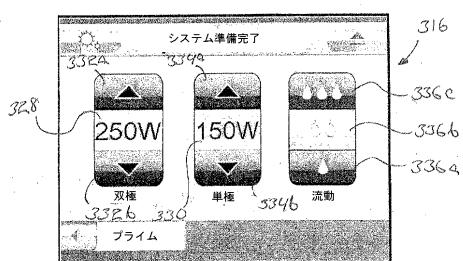


【図39】



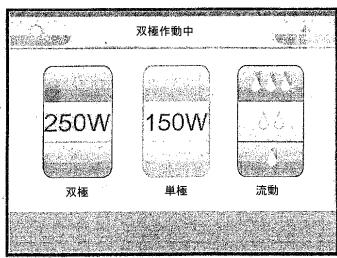
【図 4 0】

FIG. 40



【図 4 1】

FIG. 41



【図 4 2】

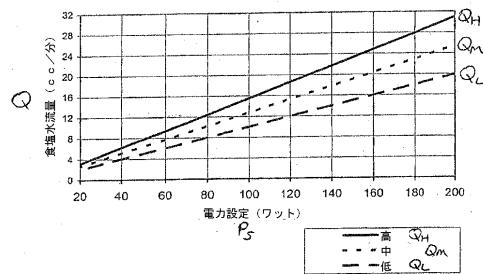


FIG. 42

【図 4 3】

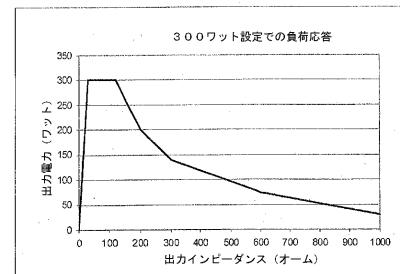


FIG. 43

【図 4 4】

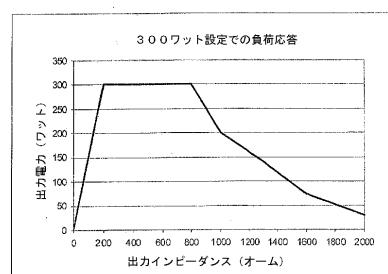
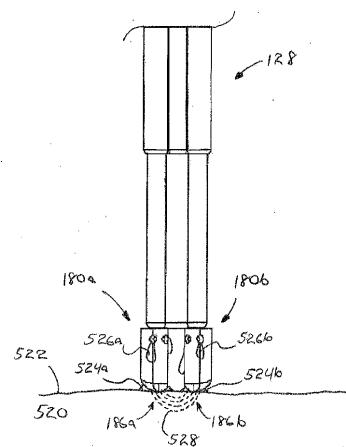


FIG. 44

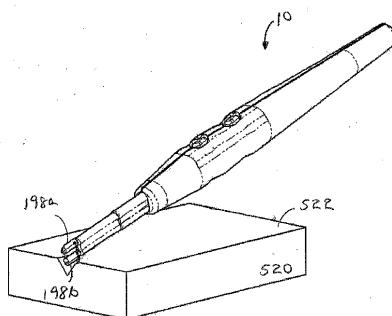
【図 4 5】

FIG. 45



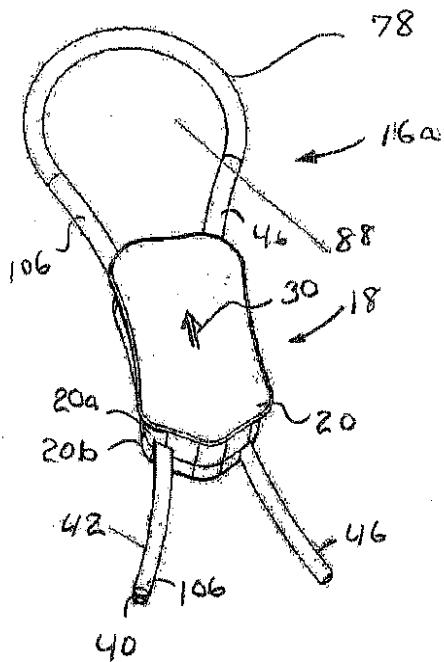
【図 4 6】

FIG. 46



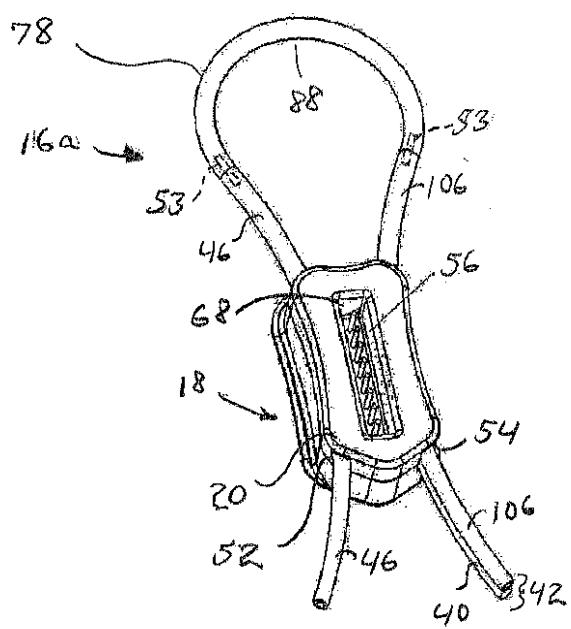
【図 4 7】

FIG. 47



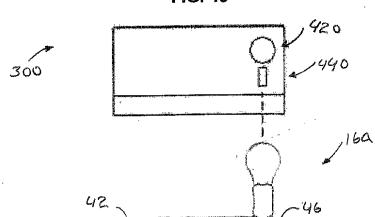
【図 4 8】

FIG. 48



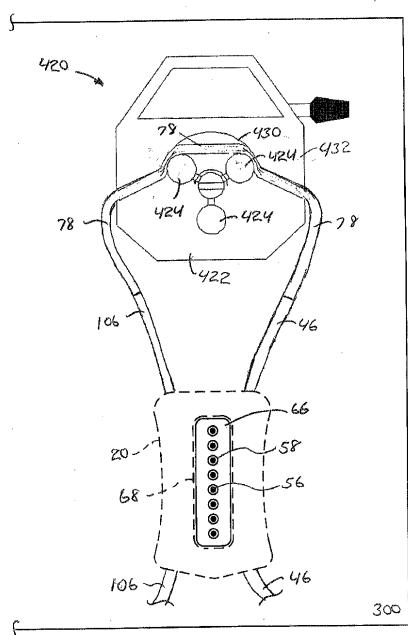
【図 4 9】

FIG. 49



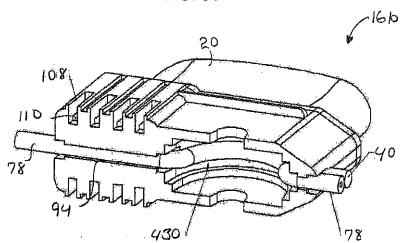
【図 5 0】

FIG. 50



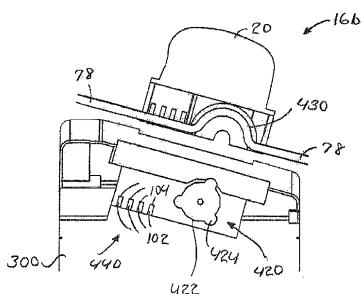
【図 5 1】

FIG. 51



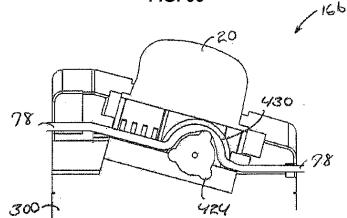
【図 5 2】

FIG. 52



【図 5 3】

FIG. 53



【手続補正書】

【提出日】平成24年4月11日(2012.4.11)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

カートリッジアセンブリであって、

組織治療デバイスを、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を含む電気手術ユニットと連結するように構成されたカートリッジ部材を備え、

前記組織治療デバイスは、組織を治療するために、前記流体送達装置からの流体と前記無線周波数電力送達装置からの無線周波数電力を送達するように構成され、

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置および前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作するように構成されている、

カートリッジアセンブリ。

【請求項2】

前記カートリッジ部材は、第1の接点構造および第2の接点構造を有し、

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットと係合するように構成され、かつ、前記電気手術ユニットから係脱するように構成され、

前記カートリッジ部材が前記電気手術ユニットと係合されている場合に、無線周波数電力と流体とを前記組織治療デバイスに提供するために、前記第1の接点構造は、前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置を前記組織治療デバイスと連結するように構成され、前記第2の接点構造は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置を前記組織治療デバイスと連結するように構成されている、

請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項3】

前記カートリッジ部材は、

前記電気手術ユニットの解除可能な機械的係合機構と締まり嵌めで係合することと、

前記電気手術ユニットから係脱することと

を行うように構成されている、請求項2に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項4】

流体送達通路をさらに備え、前記流体送達通路は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作するように構成されている、請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項5】

前記カートリッジ部材は、前記流体送達通路と流体連通している弁を含む、請求項4に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項6】

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、

前記流体送達通路の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体、または、前記カートリッジ本体内に配置されているプラスチック管類によって規定される、請求項4に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項7】

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体内に配置されているプラスチック管類によって規定され、前記プラスチック管類は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置によって圧迫されるように構成され、前記カートリッジ本体は、前記流体送達装置の動作中に、それに対して前記プラスチック管類が圧迫されるべき表面を含む、請求項6に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 8】

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、少なくとも、(i)前記カートリッジ本体の中へ移動可能であり、かつ、前記カートリッジ本体の外へ移動可能であるか、(ii)前記カートリッジ本体を通って延在する管状開口部に配置されているか、(iii)前記カートリッジ本体によって弓状形で支持されている、請求項6に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 9】

前記プラスチック管類は、両端で、前記カートリッジ本体によって支持されており、前記カートリッジ本体の一部は、前記プラスチック管類の管腔内にある、請求項6に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 10】

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体の外の閉鎖ループを形成し、前記閉鎖ループを形成する長さの前記プラスチック管類は、前記ループのサイズを増減するような前記カートリッジ本体に対する方向に、前記長さの前記プラスチック管類を移動させることによって、前記ループのサイズを調節するように構成されている、請求項6に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 11】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットからの制御信号を受信するように構成され、前記制御信号は、前記電気手術ユニットの無線周波数電力出力を制御するように構成された信号を含む、請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 12】

前記カートリッジ部材に含まれた有形記憶媒体と、組織治療デバイス情報とをさらに含み、

前記有形記憶媒体は、前記組織治療デバイス情報を記憶するように構成され、前記カートリッジ部材は、前記組織治療デバイス情報を前記電気手術ユニットに提供するように構成されている、請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 13】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスを動作させるための少なくとも1つの動作パラメータを含む、請求項12に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 14】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスを動作させるための無線周波数電力送達装置設定および流体送達装置設定のうちの少なくとも1つを含む、請求項12に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 15】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスを動作させるための複数の無線周波数電力送達装置設定と、前記複数の無線周波数電力送達装置設定の各自に対応する少なくとも1つの流体送達装置設定とを含む、請求項12に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 16】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスを動作させるためのデフォルト設定と、前記組織治療デバイス固有の少なくとも1つの識別子とを含む、請求項12に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 17】

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスを動作させる固定期間を含み、前記組織治療デバイスの最初の作動の際に、前記固定期間のカウントダウンが始まり、前記固定期間の満了後、前記組織治療デバイスは、動作不能になる、請求項12に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 18】

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットの電気接点に接続可能な電気接点を含む、請求項1に記載のカートリッジアセンブリ。

【請求項 19】

組織治療デバイスと共に使用するための電気手術ユニットであって、
無線周波数電力送達装置と、流体送達装置と、カートリッジアセンブリのカートリッジ部材を受け取るためのカートリッジレセプタクルとを備えたドッキングアセンブリを備え、

前記カートリッジレセプタクルは、第1の接続構造および第2の接続構造を有し、
前記カートリッジレセプタクルは、前記カートリッジアセンブリと連結することにより

前記ドッキングアセンブリの前記無線周波数電力送達装置を前記第1の接続構造に接続し、前記ドッキングアセンブリの前記流体送達装置を前記第2の接続構造に接続することと、

前記組織治療デバイスを、前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置と連結することと

を行うように構成されており、

前記ドッキングアセンブリは、前記カートリッジアセンブリから係脱することにより、前記カートリッジレセプタクルの前記第1の接続構造から前記無線周波数電力送達装置を切断し、前記カートリッジレセプタクルの前記第2の接続構造から前記流体送達装置を切断するようにさらに構成されている、

電気手術ユニット。

【請求項 20】

前記ドッキングアセンブリは、前記カートリッジアセンブリと締まり嵌めで係合するよう構成されている、請求項19に記載のユニット。

【請求項 21】

前記カートリッジアセンブリと係合するように構成された解除可能な機械的係合機構と

前記カートリッジアセンブリを位置付けるための解除可能な位置付け機構と
をさら備えている、請求項19に記載のユニット。

【請求項 22】

前記無線周波数電力送達装置は可動であり、前記カートリッジ部材の前記第1の接続構造と係合し、かつ、前記カートリッジ部材の前記第1の接続構造から係脱し、

前記第1の接続構造は、前記カートリッジアセンブリの前記カートリッジ部材の開口部を通る電気接点を備えている、

請求項19に記載のユニット。

【請求項 23】

前記流体送達装置は可動であり、前記カートリッジ部材の前記第2の接続構造と係合し、かつ、前記カートリッジ部材の前記第2の接続構造から係脱し、

前記第2の接続構造は、前記カートリッジ部材のカートリッジ本体の外の可撓性の管を備えている、

請求項19に記載のユニット。

【請求項 24】

前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、請求項19に記載のユニット。

【請求項 25】

前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置は、協働的に可動であり、

前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、

請求項19に記載のユニット。

【請求項 26】

無線周波数電力送達装置および流体送達装置備える電気手術ユニットであって、前記電

気手術ユニットは、第1の接続構造および第2の接続構造を有する、電気手術ユニットと、

組織治療デバイスであって、前記組織治療デバイスは、組織を治療するために、前記流体送達装置からの流体と前記無線周波数電力送達装置からの無線周波数電力を送達するように構成されている、組織治療デバイスと、

カートリッジ部材を含むカートリッジアセンブリと
を備え、

前記第1の接点構造は、前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置を前記組織治療デバイスと連結するように構成され、前記第2の接点構造は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置を前記組織治療デバイスと連結するように構成され、前記カートリッジ部材は、前記組織治療デバイスを前記電気手術ユニットと連結することにより、前記無線周波数電力送達装置からの無線周波数電力と前記流体送達装置からの流体とを前記組織治療デバイスに提供する、

電気手術システム。

【請求項27】

前記第1の接続構造および前記第2の接続構造は、
実質的に同時に、前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置を前記組織治療デバイスと連結することと、

協働して、前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置を前記組織治療デバイスと連結することと

のうちの少なくとも1つを行うように構成されている、
請求項26に記載のシステム。

【請求項28】

前記電気手術ユニットは、
カートリッジ部材を、前記電気手術ユニットのカートリッジレセプタクルの中への挿入の際に係合するための係合機構と、

前記カートリッジ部材がスイッチに到達した場合に、ソレノイドを用いて回路を閉じる
ように構成された前記カートリッジレセプタクルの後部における接触スイッチと
をさらに備えている、請求項26に記載のシステム。

【請求項29】

前記電気手術ユニットは、レバーに連結された電機子をさらに備え、前記電機子は、前記ソレノイドと接触しており、前記ソレノイドは、前記レバーが旋回軸の周りを回転する
ように前記電機子を退縮させて、前記電気手術ユニットのレバー部分を係合位置まで下降させ、ピンが前記カートリッジ部材のカートリッジの空洞に入ることにより、前記カートリッジ部材を所定の位置にロックする、請求項28に記載のシステム。

【請求項30】

前記電気手術ユニットは、
前記電気手術ユニットの第1の光センサであって、制御装置に信号伝達することにより
、シャフトを駆動する電機モータを作動させる第1の光センサと、

前記シャフトの端部に連結されたカムであって、前記電機モータは、前記カムが第2の
レバーと接触するまで前記シャフトを駆動し、前記第2のレバーは、前記カムと接触した
ままで前記カートリッジレセプタクルの後部に向かって移動する、カムと、

前記第2のレバーが前記カートリッジレセプタクルの後部に向かって移動する場合に、
前記第2のレバーと接触するようになるキャッチと
をさらに備えている、請求項29に記載のシステム。

【請求項31】

前記電気手術ユニットは、
係合位置に到達するまで、下方かつ旋回的に旋回軸の周りを回転する可動ドッキング機
構と、

前記可動ドッキング機構が前記係合位置に到達したときを指示するための第2の光セン

サと

をさらに備えている、請求項 30 に記載のシステム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0043

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0043】

前述の様態では、その使用を促進するために、単独の個人が組織治療デバイスを、電力送達装置および流体送達装置の両方に、実質的に同時に、かつ設置の誤りなしに接続することを可能にし得る。

本発明はさらに、例えば、以下を提供する。

(項目 1)

組織治療デバイスを、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を有する電気手術ユニットと連結するためのカートリッジアセンブリであって、

前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置および前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作可能なカートリッジ部材を備えている、

カートリッジアセンブリ。

(項目 2)

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットと係合するように構成され、かつ、前記電気手術ユニットから係脱するように構成されている、項目 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 3)

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットの解除可能な機械的係合機構と係合するように構成されている、項目 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 4)

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットと締まり嵌めで係合するように構成されている、項目 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 5)

流体送達通路をさらに備えている、項目 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 6)

前記流体送達通路は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置と共に動作可能である、項目 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 7)

前記カートリッジ部材は、前記流体送達通路と流体連通している弁を含む、項目 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 8)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記流体送達通路の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体内に配置されている、項目 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 9)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記流体送達通路の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体によって規定される、項目 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 10)

前記流体送達通路の少なくとも一部は、プラスチック管類によって規定される、項目 5 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 11)

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置

と共に動作可能である、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 12)

前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記電気手術ユニットの前記流体送達装置によって圧迫されるように構成されている、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 13)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体内に配置されている、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 14)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体によって支持されている、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 15)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体と閉鎖ループを形成する、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 16)

前記ループを形成する前記プラスチック管類の長さは、前記ループのサイズを調節するために調節可能である、項目 15 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 17)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、少なくとも前記カートリッジ本体の中へ移動可能であるか、少なくとも前記カートリッジ本体から外へ移動可能である、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 18)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体を通って延在する管状開口部内に配置されている、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 19)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類の少なくとも一部は、前記カートリッジ本体によって弓状形で支持されている、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 20)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記カートリッジ本体は、前記流体送達装置の動作中に、それに対して前記プラスチック管類が圧迫される表面を含む、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 21)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記プラスチック管類は、両端において、前記カートリッジ本体によって支持されている、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 22)

前記カートリッジ部材は、カートリッジ本体を含み、前記カートリッジ本体の一部分は、前記プラスチック管類の管腔内にある、項目 10 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 23)

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットからの制御信号を受信するように構成されている、項目 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 24)

前記制御信号は、前記電気手術ユニットの無線周波数電力出力を制御するように構成された信号を含む、項目 23 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 25)

組織治療デバイス情報をさらに含む、項目 1 に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 26)

前記カートリッジ部材は、前記組織治療デバイス情報を前記電気手術ユニットに提供するように構成されている、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 27)

前記カートリッジ部材は、有形記憶媒体を含み、前記有形記憶媒体は、前記組織治療デバイス情報を記憶するように構成されている、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 28)

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な少なくとも1つの動作パラメータを含む、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 29)

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な無線周波数電力送達装置設定および流体送達装置設定のうちの少なくとも1つを含む、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 30)

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な複数の無線周波数電力送達装置設定と、前記複数の無線周波数電力送達装置設定の各々に対応する少なくとも1つの流体送達装置設定とを含む、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 31)

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能なデフォルト設定を含む、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 32)

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイスの使用と共に動作可能な時間間隔を含む、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 33)

前記組織治療デバイス情報は、前記組織治療デバイス固有の少なくとも1つの識別子を含む、項目25に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 34)

前記カートリッジ部材は、有形記憶媒体を含む、項目1に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 35)

前記カートリッジ部材は、前記電気手術ユニットの電気接点に接続可能な電気接点を含む、項目1に記載のカートリッジアセンブリ。

(項目 36)

組織治療デバイスと共に使用するための電気手術ユニットであって、

前記電気手術ユニットは、無線周波数電力送達装置および流体送達装置を備えるドッキングアセンブリを備え、

前記ドッキングアセンブリは、前記組織治療デバイスを前記電気手術ユニットと連結するように構成されたカートリッジアセンブリと共に動作可能である、

電気手術ユニット。

(項目 37)

前記ドッキングアセンブリは、前記カートリッジアセンブリと係合するように構成され、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱するように構成されている、項目36に記載のユニット。

(項目 38)

前記ドッキングアセンブリは、前記カートリッジアセンブリと締まり嵌めて係合するように構成されている、項目36に記載のユニット。

(項目 39)

前記カートリッジアセンブリと係合するように構成された解除可能な機械的係合機構を

さら備えている、項目36に記載のユニット。

(項目40)

前記カートリッジアセンブリを位置付けるための解除可能な位置付け機構をさらに備えている、項目36に記載のユニット。

(項目41)

前記無線周波数電力送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、項目36に記載のユニット。

(項目42)

前記流体送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、項目36に記載のユニット。

(項目43)

前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置は可動であり、前記カートリッジアセンブリと係合し、かつ、前記カートリッジアセンブリから係脱する、項目36に記載のユニット。

(項目44)

前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置は、協働的に可動である、項目36に記載のユニット。

(項目45)

前記無線周波数電力送達装置および／または前記流体送達装置は、前記電気手術ユニットのカートリッジレセプタクル中に配置される前記カートリッジアセンブリのカートリッジ部材と共に動作可能である、項目36に記載のユニット。

(項目46)

無線周波数電力送達装置および流体送達装置備える電気手術ユニットと、

組織治療デバイスと、

カートリッジアセンブリと

を備え、

前記カートリッジアセンブリは、無線周波数電力および流体を前記組織治療デバイスに提供するために、前記電気手術ユニットの前記無線周波数電力送達装置および前記流体送達装置と共に動作である、

電気手術システム。

【手続補正3】

【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】全図

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 1】

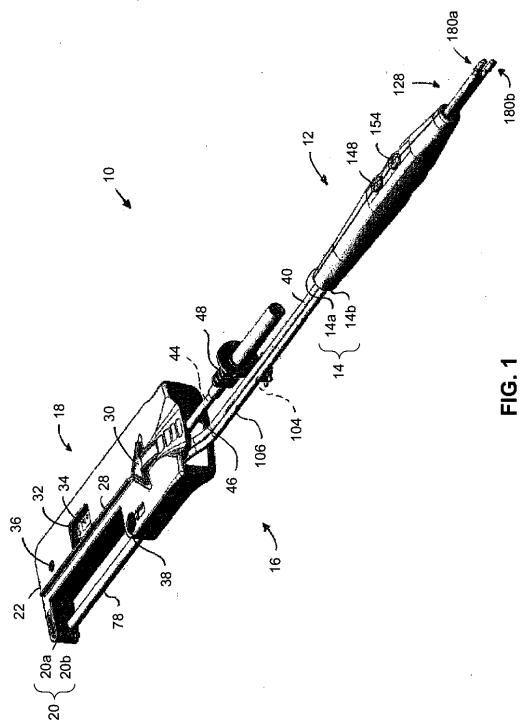


FIG. 1

【図 2】

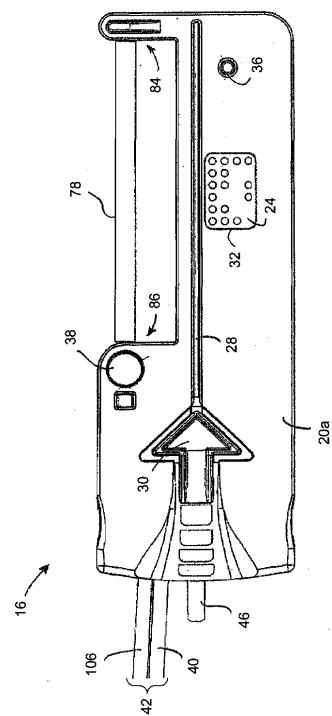


FIG. 2

【図 3】

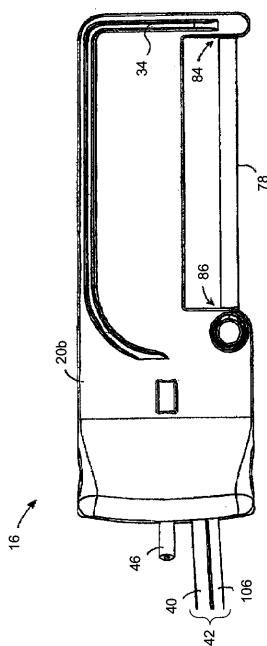


FIG. 3

【図 4】

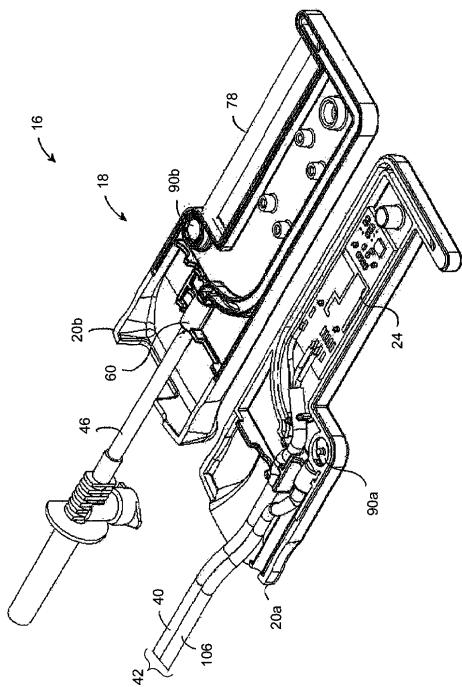


FIG. 4

【図5】

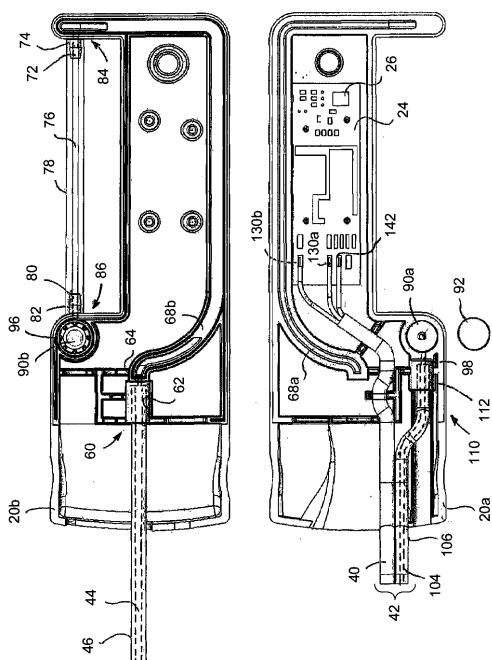


FIG. 5

【 図 6 】

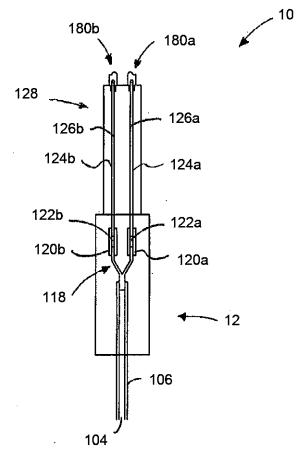


FIG. 6

【 四 7 】

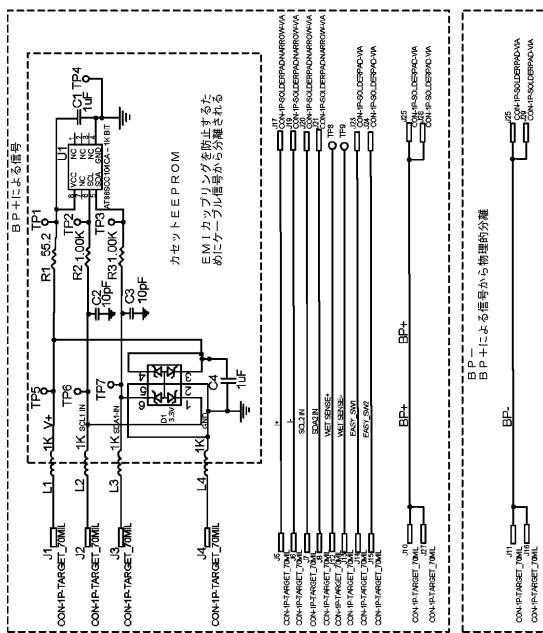


FIG. 7

【 四 8 】

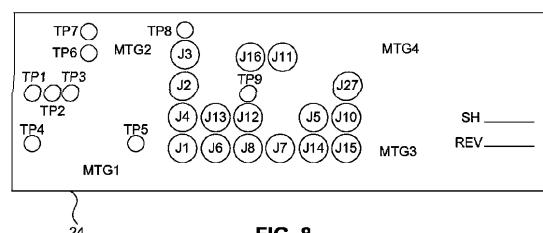


FIG. 8

【 図 9 】

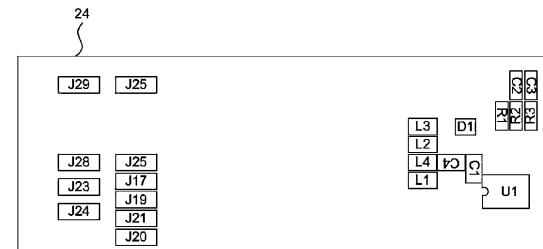


FIG. 9

【図 1 0】

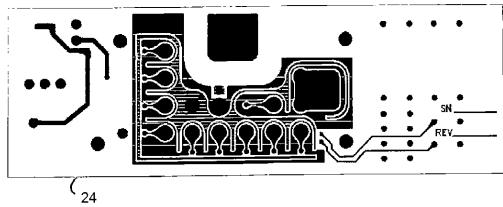


FIG. 10

【図 1 1】

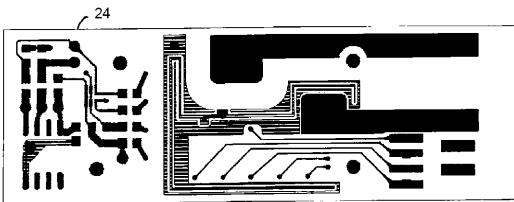


FIG. 11

【図 1 2】

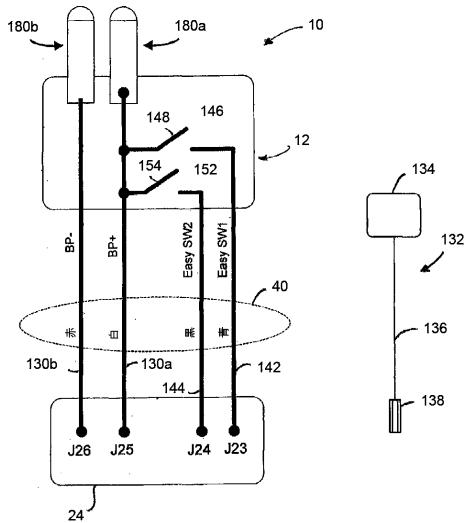


FIG. 12

【図 1 3】

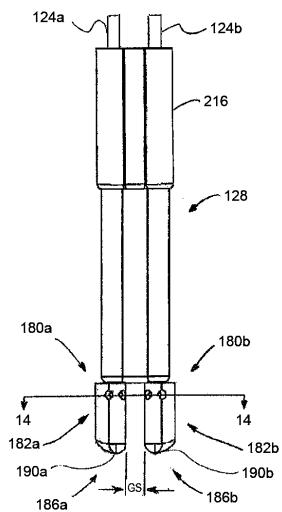
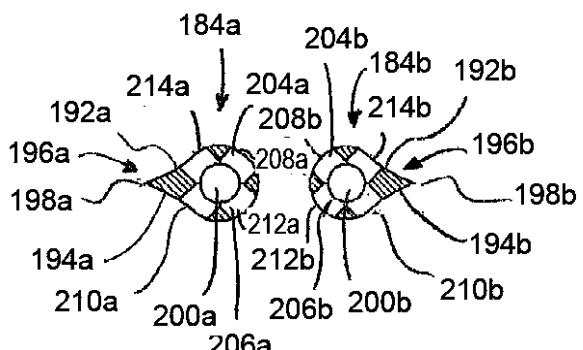


FIG. 13

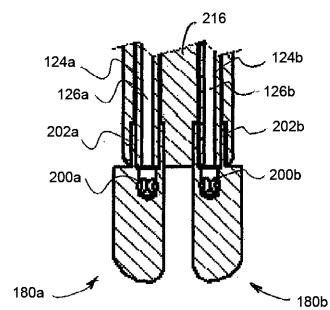
【図 1 4】

FIG. 14



【図 1 5】

FIG. 15



【 図 1 6 】

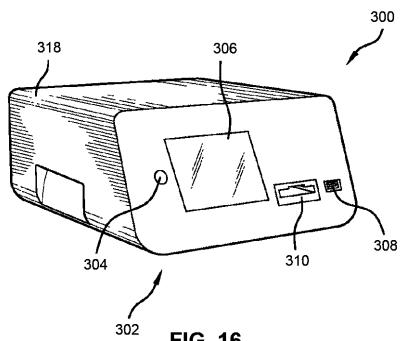


FIG. 16

【 図 1 8 】

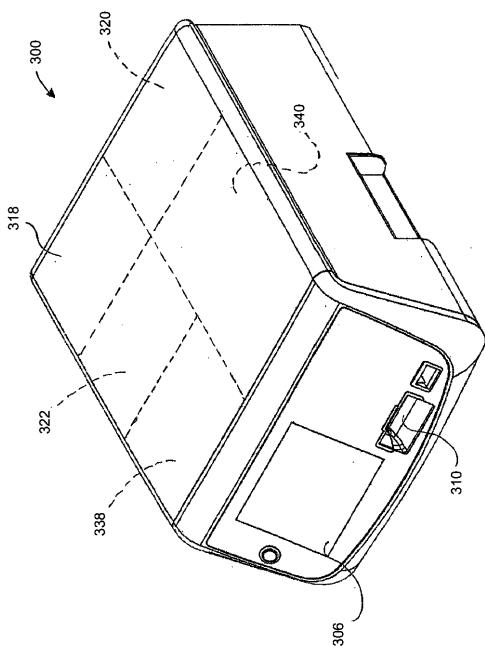


FIG. 18

【図 17】

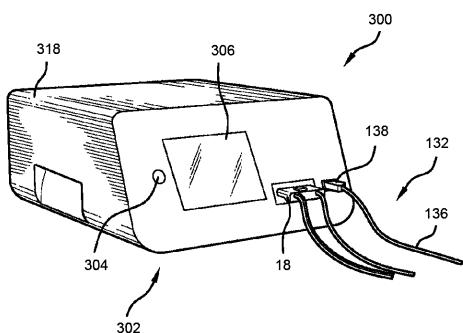


FIG. 17

【 図 1 9 】

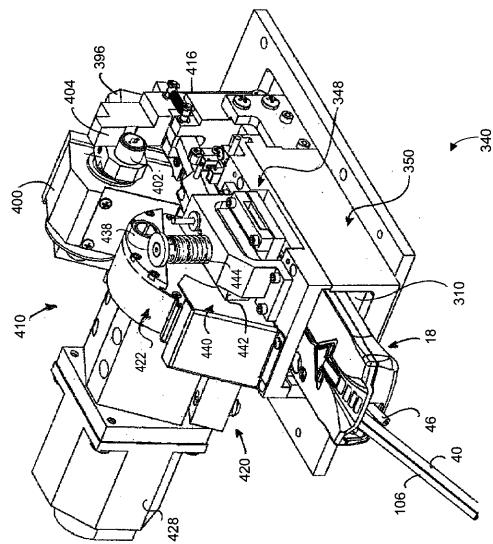


FIG. 19

【 図 2 0 】

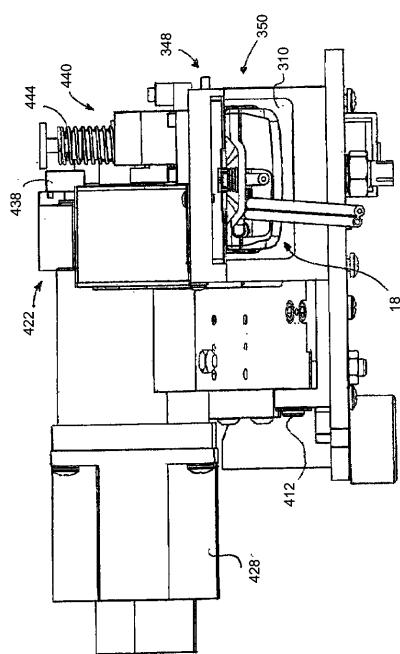


FIG. 20

【図 2 1】

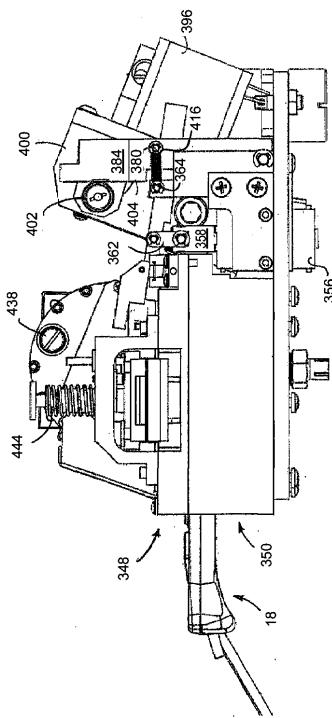


FIG. 21

【図 2 2】

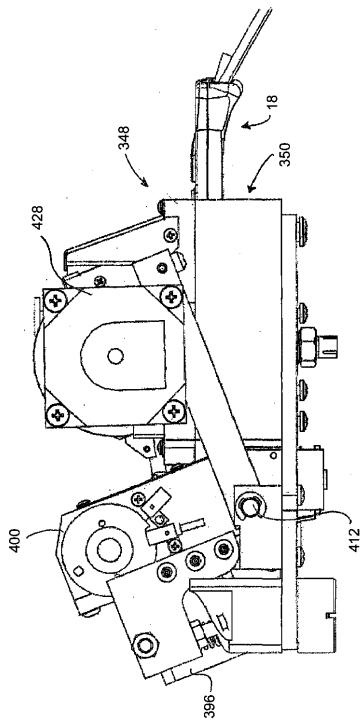


FIG. 22

【図 2 3】

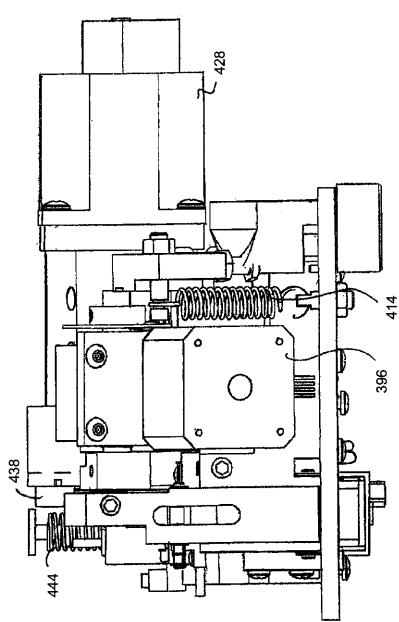


FIG. 23

【図 2 4】

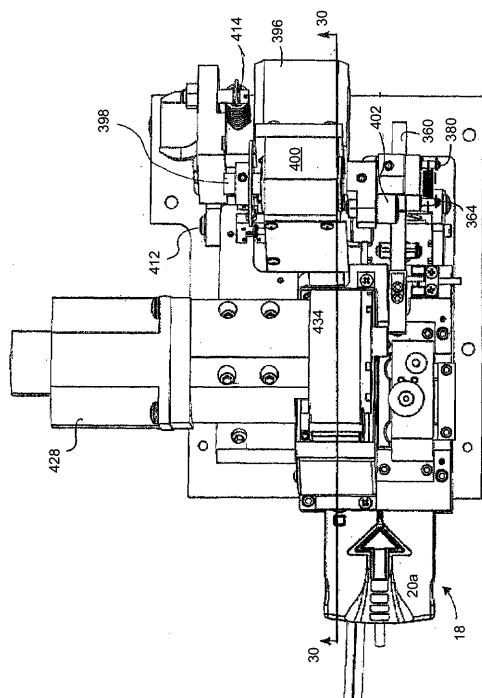


FIG. 24

【図25】

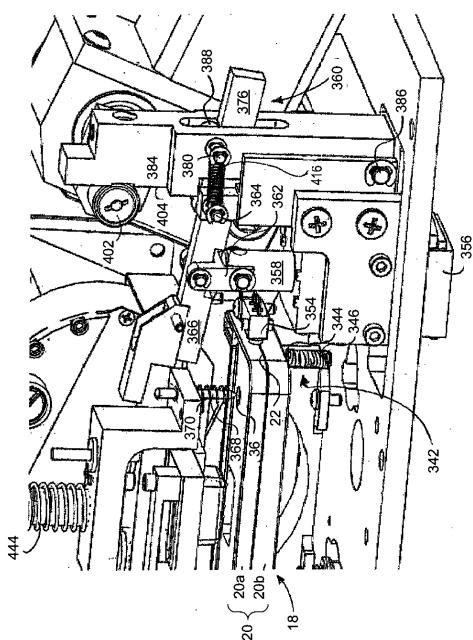


FIG. 25

【図26】

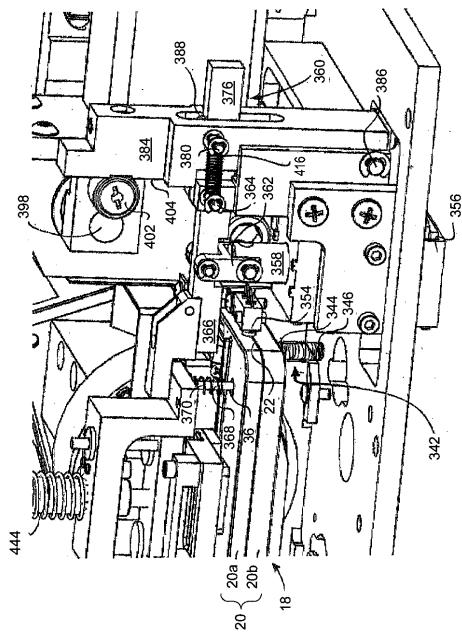
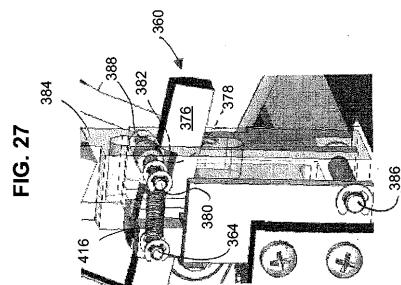


FIG. 26

【図27】



【図28】

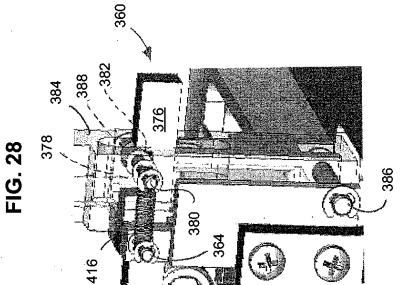


FIG. 28

【図29】

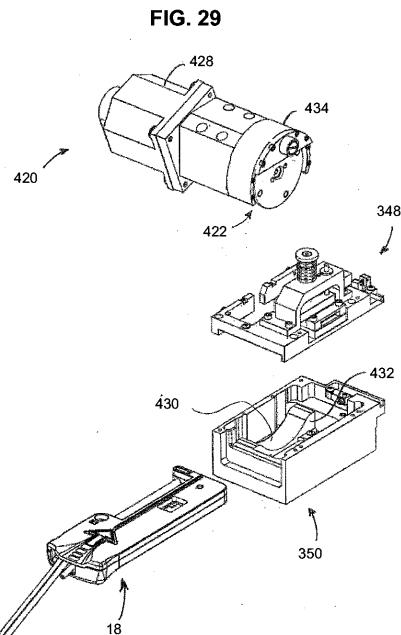
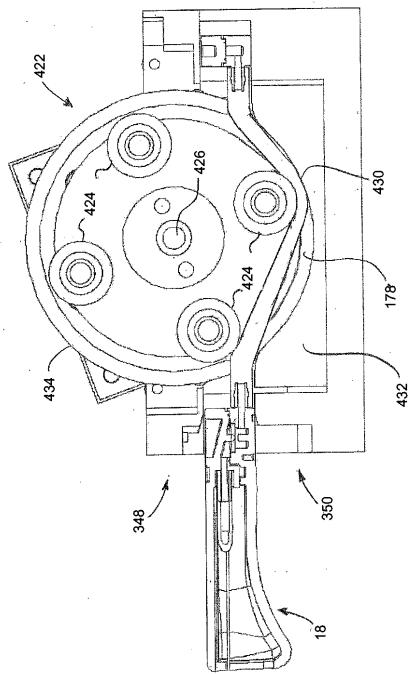


FIG. 29

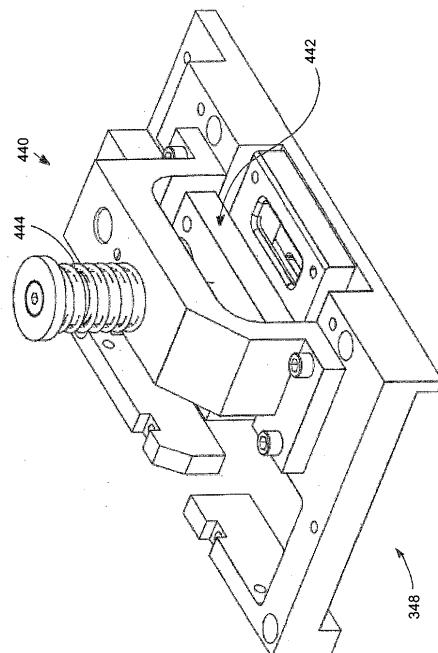
【図 3 0】

FIG. 30



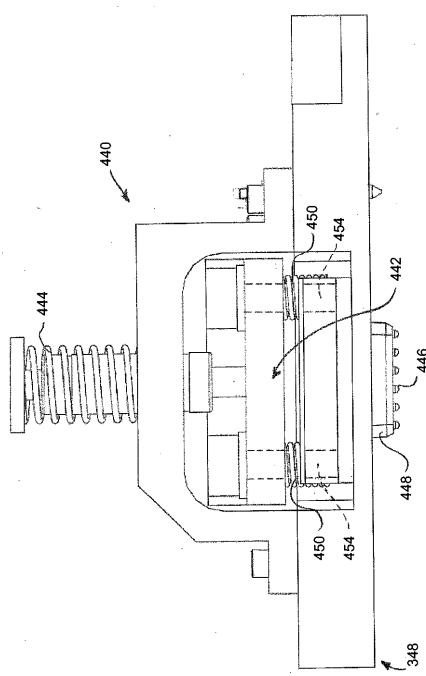
【図 3 1】

FIG. 31



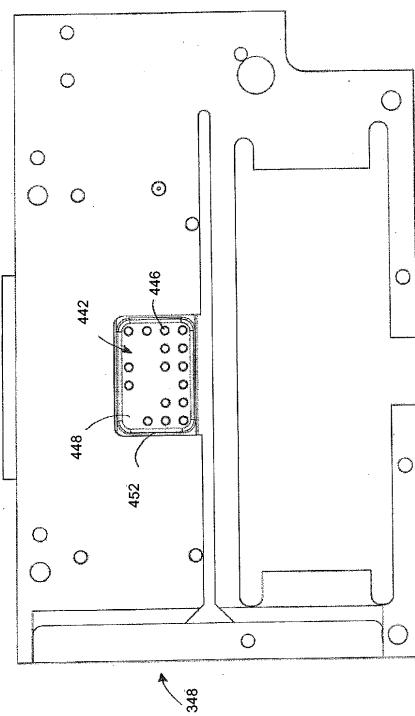
【図 3 2】

FIG. 32

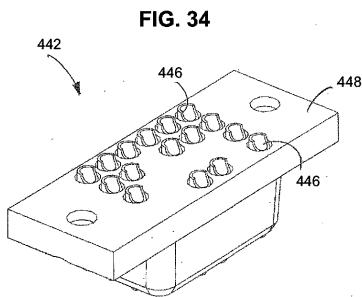


【図 3 3】

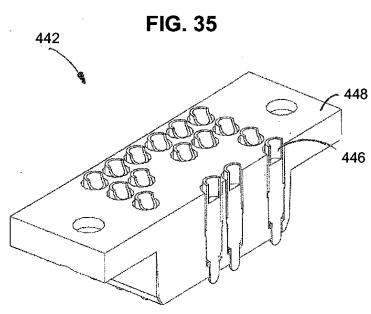
FIG. 33



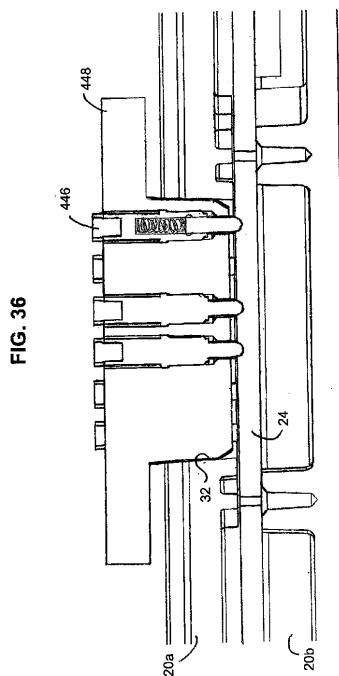
【図 3 4】



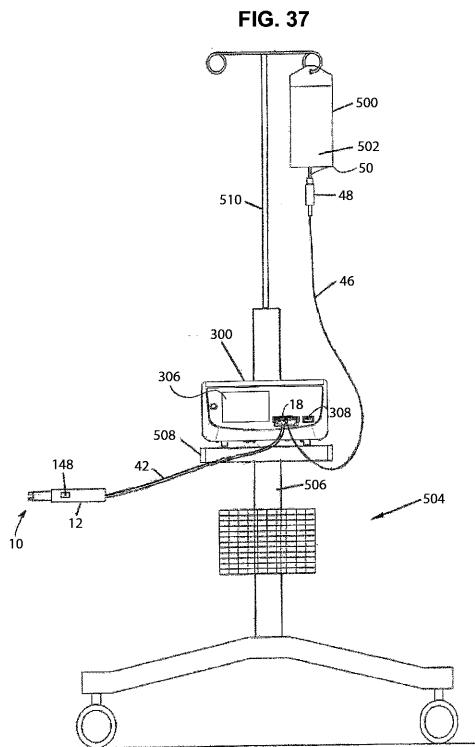
【図 3 5】



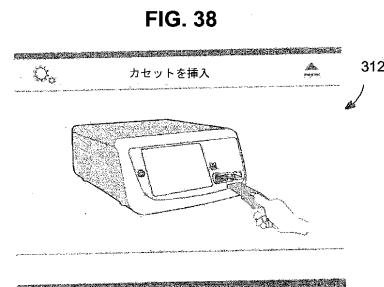
【図 3 6】



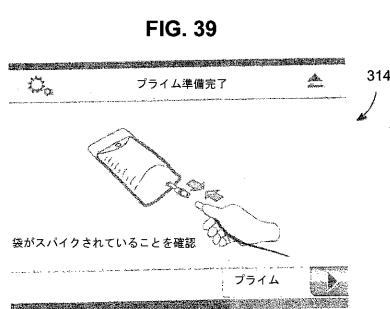
【図 3 7】



【図 3 8】

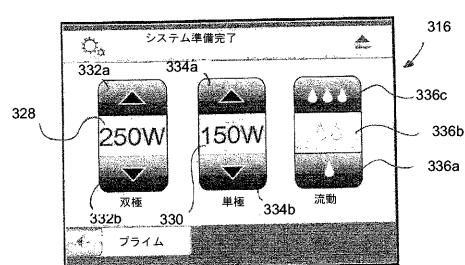


【図 3 9】

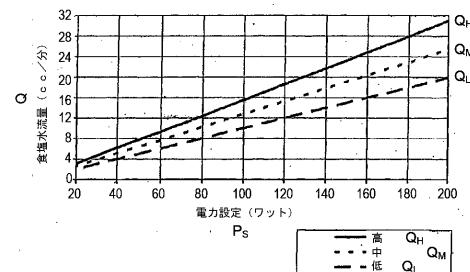


【図 4 0】

FIG. 40



【図 4 2】



【図 4 1】

FIG. 41

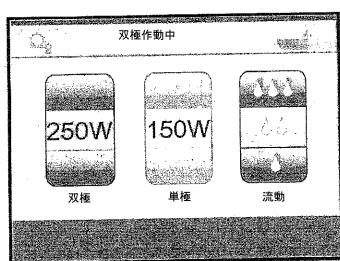


FIG. 42

【図 4 3】

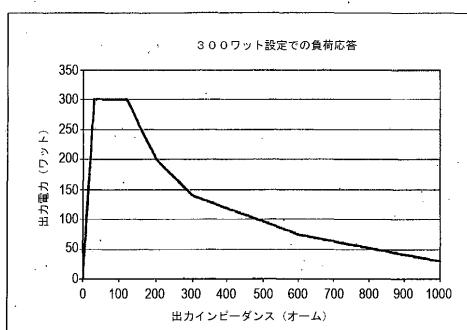
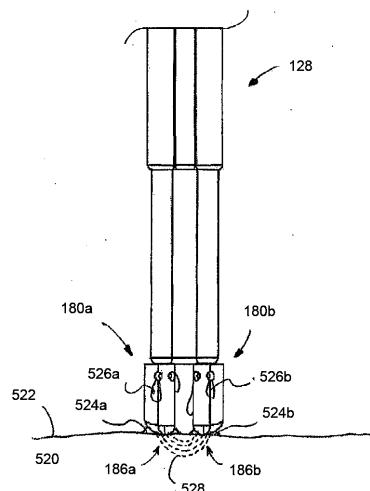


FIG. 43

【図 4 5】



【図 4 4】

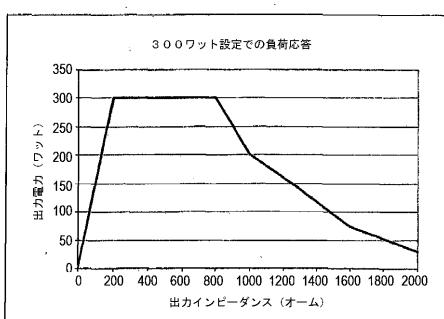


FIG. 44

FIG. 45

【図 4 6】

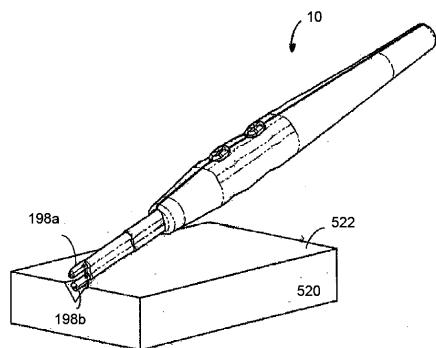
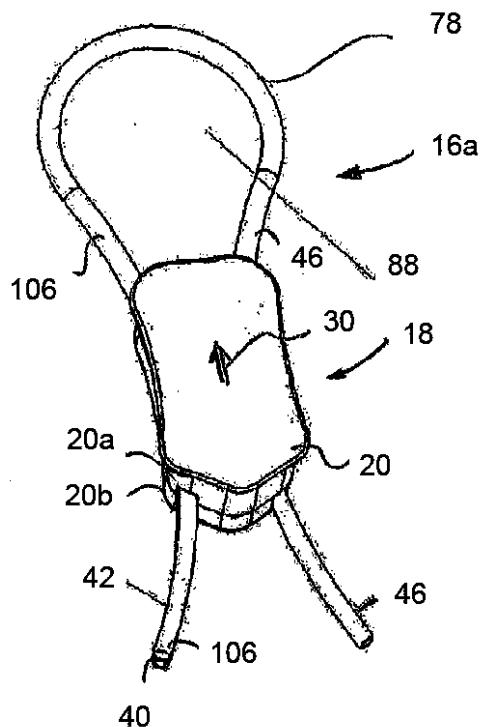


FIG. 46

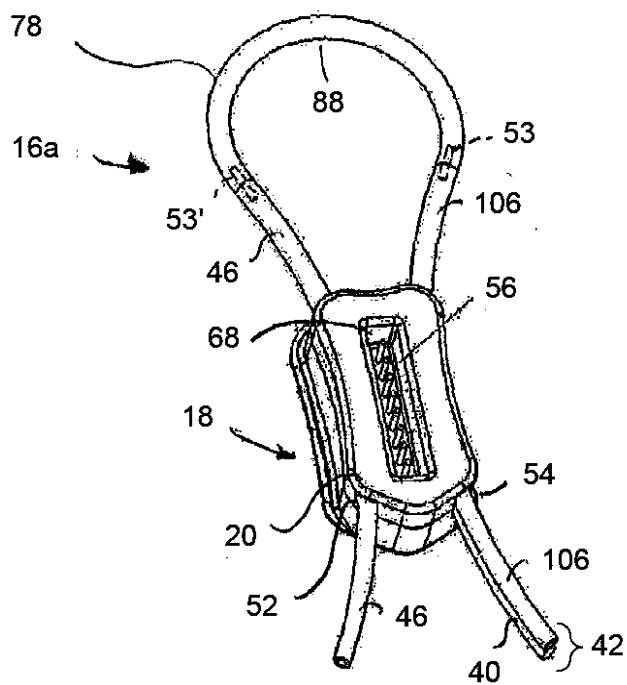
【図 4 7】

FIG. 47



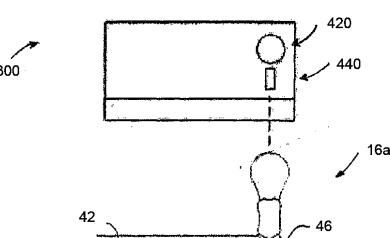
【図 4 8】

FIG. 48



【図 4 9】

FIG. 49



【図 5 0】

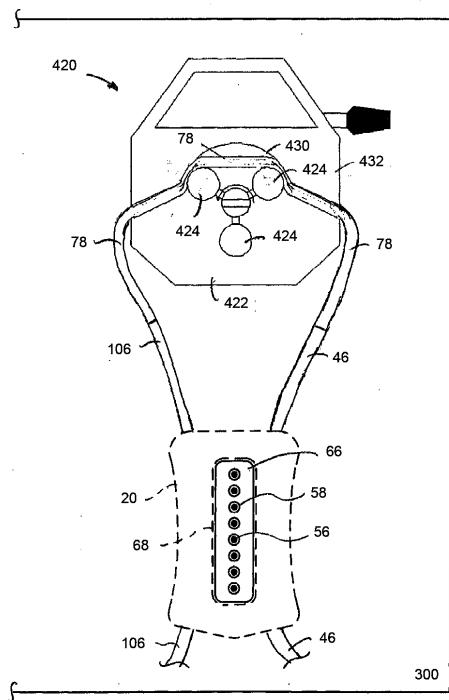
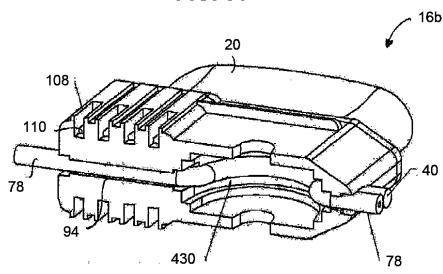


FIG. 50

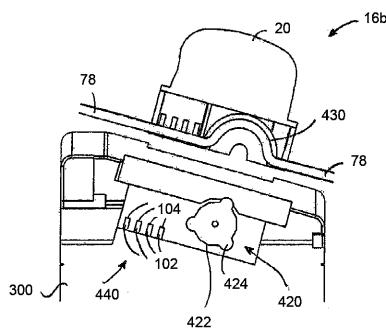
【図 5 1】

FIG. 51



【図 5 2】

FIG. 52



【図 5 3】

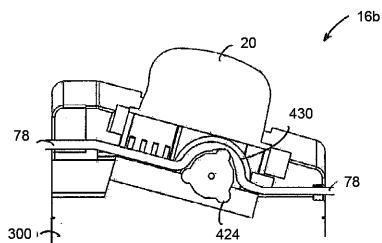


FIG. 53

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2010/048115
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 18/12 (2010.01) USPC - 606/042 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) IPC(8) - A61B 18/12 (2010.01) USPC - 606/042		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched IPC(8) - A61B 18/14 (2010.01), USPC - 606/041, 051		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) MicroPatent, Google patents, Google		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2004/0204679 A1 (VISCONTI et al) 14 October 2004 (14.10.2004) entire document	1-46
Y	US 2009/0222001 A1 (GEELEY et al) 03 September 2009 (03.09.2009) entire document	1-46
Y	US 7,018,241 B2 (CAVENEY et al) 28 March 2006 (28.03.2006) entire document	4, 38
Y	US 7,445,436 B2 (MITTELSTEIN et al) 04 November 2008 (04.11.2008) entire document	12,13,15-18,20,21,41-43
Y	US 2007/0016185 A1 (TULLIS et al) 18 January 2007 (18.01.2007) entire document	25-34
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 but 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 "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 21 October 2010	Date of mailing of the international search report 08 NOV 2010	
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. 571-273-3201	Authorized officer: Blaine R. Copenheaver <small>PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774</small>	

フロントページの続き

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

(72)発明者 グリーリー, ロジャー ディー.

アメリカ合衆国 ニューハンプシャー 03801, ポーツマス, クリフォード ロード 71

(72)発明者 コンリー, ブライアン エム.

アメリカ合衆国 メイン 03908, サウス バーウィック, ベルマーシュ ロード 18
9

(72)発明者 フラナガン, デイビッド ジェイ.

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

(72)発明者 ギフォード, アーロン ジェイ.

アメリカ合衆国 カリフォルニア 92530, レイク エルシノア, ハーフ ムーン ドラ
イブ 15601

(72)発明者 ミラー, スティーブン ジー.

アメリカ合衆国 ニューハンプシャー 03851, ミルトン, エバーグリーン バレー ロ
ード 49

(72)発明者 ムラカミ, ブレイン ティー.

アメリカ合衆国 カリフォルニア 92618, アーバイン, スペクトラム 3307

(72)発明者 ロビンソン, トーマス ピー.

アメリカ合衆国 カリフォルニア 92024, エンシニータス, アベニダ デ ロス クラ
ベレス 325

F ターム(参考) 4C160 KK03 KK13 KK36 KK37 KK57