

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3857345号  
(P3857345)

(45) 発行日 平成18年12月13日(2006.12.13)

(24) 登録日 平成18年9月22日(2006.9.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

F I

A 6 1 B 17/39

請求項の数 13 (全 32 頁)

|              |                         |           |  |
|--------------|-------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号    | 特願平7-349056             | (73) 特許権者 | 595057890                                |
| (22) 出願日     | 平成7年12月21日(1995.12.21)  |           | エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド               |
| (65) 公開番号    | 特開平8-229050             |           | Ethicon Endo-Surgery, Inc.               |
| (43) 公開日     | 平成8年9月10日(1996.9.10)    |           | アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545 |
| 審査請求日        | 平成14年12月19日(2002.12.19) | (74) 代理人  | 100066474                                |
| (31) 優先権主張番号 | 362070                  |           | 弁理士 田澤 博昭                                |
| (32) 優先日     | 平成6年12月22日(1994.12.22)  | (74) 代理人  | 100088605                                |
| (33) 優先権主張国  | 米国(US)                  |           | 弁理士 加藤 公延                                |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科的装置及び電気外科的インピーダンスフィードバック制御装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

外科的処理中に組織を処置する電気外科的装置において、処置すべき組織を間に挟んで係合するように構成された第1及び第2の対向するインターフェース面を備えている末端効果器を含む組織処置部を有する外科用器具と、電氣的に分離された第1及び第2の極であって、第1のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成され組織に接触する第1及び第2の治療用電極を含み、且つそれら第1及び第2の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第1及び第2の治療用電極の少なくとも1つは前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つに配置されている、治療用の第1及び第2の極と、電氣的に分離された照会用の第1及び第2の極であって、第2のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成され組織に接触する第1及び第2の照会電極を含み、且つそれら第1及び第2の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第1及び第2の照会電極の少なくとも1つは前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つに配置されている、照会用の第1及び第2の極と、を備え、前記治療用の第1及び第2の極の一方は、前記照会用の第1及び第2の極の一方と同じ電位である、電気外科的装置。

【請求項2】

10

20

末端効果器を有する電気外科的装置において、  
前記末端効果器は、

第1及び第2の対向するインターフェース面であって、これらのインターフェース面がそれらの間に組織を係合させることができるようになっており、且つ前記末端効果器が電気外科的エネルギーを受け取ることができるようになっている、第1及び第2のインターフェース面と、

電氣的に分離された治療用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の治療用電極を含み、それら第1及び第2の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、治療用の第1及び第2の極と、

電氣的に分離された照会用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の照会電極を含み、それら第1及び第2の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、照会用の第1及び第2の極と、

を備え、

前記第1及び第2の治療用電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記治療用の第1及び第2の極の間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して電気外科的エネルギーを通過させて、組織を電気外科的に処置することができ、

前記第1及び第2の照会電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記照会用の第1及び第2の極の間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して照会用の電気外科的エネルギーを通過させて、前記照会用の第1及び第2の極の間で前記組織の電氣的パラメータを測定できるようにし、

前記治療用の第1及び第2の極の一方は前記照会用の第1及び第2の極の一方と同じ電位である、

電気外科的装置。

### 【請求項3】

末端効果器を有する電気外科的装置において、

前記末端効果器は、

第1及び第2の対向するインターフェース面であって、これらのインターフェース面がそれらの間に組織を係合させることができるようになっており、且つ前記末端効果器が電気外科的エネルギーを受け取ることができるようになっている、第1及び第2のインターフェース面と、

電氣的に分離された治療用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の治療用電極を含み、それら第1及び第2の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、治療用の第1及び第2の極と、

電氣的に分離された照会用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の照会電極を含み、それら第1及び第2の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、照会用の第1及び第2の極と、

を備え、

前記第1及び第2の治療用電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記治療用の第1及び第2の極の間で前記第1及び第2のインターフェース面により係合されている組織を通して電気外科的エネルギーを通過させて、組織を電気外科的に処置することができ、

前記第1及び第2の照会電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記照会用の第1及び第2の極の間で前記第1及び第2のインターフェース面により係合されている組織を通して照会用の電気外科的エネルギーを通過させて、前記照会用の第1及び第2の極の間に伝達された前記照会用の電気外科的エネルギーの電氣的パラメータを測定できるようにし、

前記治療用の第1及び第2の極の一方は前記照会用の第1及び第2の極の一方と同じ電位である、

10

20

30

40

50

電気外科的装置。

【請求項 4】

外科的处理中に組織を処置する電気外科的装置において、

処置すべき組織を間に挟んで係合するように構成された第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面を備えている末端効果器を含む組織処置部を有する外科用器具と、

電氣的に分離された治療用の第 1 及び第 2 の極であって、第 1 のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成されており組織に接触する第 1 及び第 2 の治療用電極を含み、且つそれら第 1 及び第 2 の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第 1 及び第 2 の治療用電極の少なくとも 1 つは前記外科用器具の前記組織処置部に関係付けられている、治療用の第 1 及び第 2 の極と、

10

電氣的に分離された照会用の第 1 及び第 2 の極であって、第 2 のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成され組織に接触する第 1 及び第 2 の照会電極を含み、且つそれら第 1 及び第 2 の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第 1 及び第 2 の照会電極の少なくとも 1 つは前記外科用器具の前記組織処置部に関係付けられている、照会用の第 1 及び第 2 の極と、

前記第 1 及び第 2 の治療用電極に供給される RF エネルギーを制御するエネルギー制御信号と、

前記第 1 及び第 2 の照会電極に接続されており、前記末端効果器により係合されている組織のインピーダンスを測定するインピーダンス測定回路と、

を備え、

20

前記インピーダンス測定回路は、前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の前記組織が前記治療用電極により治療用エネルギーで処置されるとき、前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の組織の最小インピーダンスを測定し、組織の所望の状態が達成されたときの、前記最小インピーダンスの関数である目標インピーダンスを決定し、前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の組織の測定されたインピーダンス値を目標インピーダンス値と比較し、前記測定されたインピーダンス値が前記目標インピーダンス値を越えたとき前記制御信号を調整するように構成され、

前記治療用の第 1 及び第 2 の極の一方は前記照会用の第 1 及び第 2 の極の一方と同じ電位である、

電気外科的装置。

30

【請求項 5】

外科的处理中に組織を処置する電気外科的装置において、

処置すべき組織を間に挟んで係合するように構成された第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面を備えている末端効果器を含む組織処置部を有する外科用器具と、

電氣的に分離された第 1 及び第 2 の極であって、第 1 のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成され組織に接触する第 1 及び第 2 の治療用電極を含み、且つそれら第 1 及び第 2 の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第 1 及び第 2 の治療用電極の少なくとも 1 つは前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つに配置されている、治療用の第 1 及び第 2 の極と、

電氣的に分離された照会用の第 1 及び第 2 の極であって、第 2 のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成され組織に接触する第 1 及び第 2 の照会電極を含み、且つそれら第 1 及び第 2 の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第 1 及び第 2 の照会電極の少なくとも 1 つは前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つに配置されている、照会用の第 1 及び第 2 の極と、

40

を備え、

前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも一方の一部は、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の間において組織圧縮ゾーンを形成する隆起部を有している、外科的处理中に組織を処置する、

電気外科的装置。

【請求項 6】

50

末端効果器を有する電気外科的装置において、

前記末端効果器は、

第1及び第2の対向するインターフェース面であって、これらのインターフェース面がそれらの間に組織を係合させることができるようになっており、且つ前記末端効果器が電気外科的エネルギーを受け取ることができるようになっている、第1及び第2のインターフェース面と、

電氣的に分離された治療用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の治療用電極を含み、それら第1及び第2の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、治療用の第1及び第2の極と、

電氣的に分離された照会用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の照会電極を含み、それら第1及び第2の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、照会用の第1及び第2の極と、

を備え、

前記第1及び第2の治療用電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記治療用の第1及び第2の極の間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して電気外科的エネルギーを通過させて、組織を電気外科的に処置することができ、

前記第1及び第2の照会電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記照会用の第1及び第2の極の間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して照会用の電気外科的エネルギーを通過させて、前記照会用の第1及び第2の極の間で前記組織の電氣的パラメータを測定できるようにし、

前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも一方の一部は、前記第1及び第2のインターフェース面の間において組織圧縮ゾーンを形成する隆起部を有している、

電気外科的装置。

**【請求項7】**

末端効果器を有する電気外科的装置において、

前記末端効果器は、

第1及び第2の対向するインターフェース面であって、これらのインターフェース面がそれらの間に組織を係合させることができるようになっており、且つ前記末端効果器が電気外科的エネルギーを受け取ることができるようになっている、第1及び第2のインターフェース面と、

電氣的に分離された治療用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の治療用電極を含み、それら第1及び第2の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、治療用の第1及び第2の極と、

電氣的に分離された照会用の第1及び第2の極であって、電氣的に反対の第1及び第2の照会電極を含み、それら第1及び第2の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができる、照会用の第1及び第2の極と、

を備え、

前記第1及び第2の治療用電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記治療用の第1及び第2の極の間で前記第1及び第2のインターフェース面により係合されている組織を通して電気外科的エネルギーを通過させて、組織を電気外科的に処置することができ、

前記第1及び第2の照会電極の少なくとも1つは、前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも1つの上に配置されて、それにより、前記照会用の第1及び第2の極の間で前記第1及び第2のインターフェース面により係合されている組織を通して照会用の電気外科的エネルギーを通過させて、前記照会用の第1及び第2の極の間に伝達された前記照会用の電気外科的エネルギーの電氣的パラメータを測定できるようにし、

前記第1及び第2のインターフェース面の少なくとも一方の一部は、前記第1及び第2のインターフェース面の間において組織圧縮ゾーンを形成する隆起部を有している、

10

20

30

40

50

電気外科的装置。

【請求項 8】

外科的处理中に組織を処置する電気外科的装置において、

処置すべき組織を間に挟んで係合するように構成された第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面を備えている末端効果器を含む組織処置部を有する外科用器具と、

電氣的に分離された治療用の第 1 及び第 2 の極であって、第 1 のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成されており組織に接触する第 1 及び第 2 の治療用電極を含み、且つそれら第 1 及び第 2 の治療用電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第 1 及び第 2 の治療用電極の少なくとも 1 つは前記外科用器具の前記組織処置部に関係付けられている、治療用の第 1 及び第 2 の極と、

10

電氣的に分離された照会用の第 1 及び第 2 の極であって、第 2 のエネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように構成され組織に接触する第 1 及び第 2 の照会電極を含み、且つそれら第 1 及び第 2 の照会電極の間で電気外科的エネルギーを通すことができ、前記第 1 及び第 2 の照会電極の少なくとも 1 つは前記外科用器具の前記組織処置部に関係付けられている、照会用の第 1 及び第 2 の極と、

前記第 1 及び第 2 の治療用電極に供給される R F エネルギーを制御するエネルギー制御信号と、

前記第 1 及び第 2 の照会電極に接続されており、前記末端効果器により係合されている組織のインピーダンスを測定するインピーダンス測定回路と、

を備え、

20

前記インピーダンス測定回路は、前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の前記組織が前記治療用電極により治療用エネルギーで処置されるとき、前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の組織の最小インピーダンスを測定し、組織の所望の状態が達成されたときの、前記最小インピーダンスの関数である目標インピーダンスを決定し、前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の組織の測定されたインピーダンス値を目標インピーダンス値と比較し、前記測定されたインピーダンス値が前記目標インピーダンス値を越えたとき前記制御信号を調整するように構成され、

前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも一方の一部は、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の間において組織圧縮ゾーンを形成する隆起部を有している、

電気外科的装置。

30

【請求項 9】

前記第 1 及び第 2 の治療用電極は、電流が前記治療用の第 1 及び第 2 の極の間を流れると前記組織圧縮ゾーンにおいて電気外科的組織処置がなされるように配置されている、請求項 5 から 8 のいずれか 1 つに記載の電気外科的装置。

【請求項 10】

前記末端効果器に関連付けられた切断要素を更に備え、前記切断要素は前記末端効果器に係合された組織を、切断線を介して分割するようになっている、請求項 1 から 9 のいずれか 1 つに記載の電気外科的装置。

【請求項 11】

前記第 1 及び第 2 の照会電極は前記切断線の両側に配置されている、請求項 10 に記載の電気外科的装置。

40

【請求項 12】

前記第 1 及び第 2 の照会電極は前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の周辺部に配置され、その周辺部において係合されている組織のインピーダンスを測定するようになっている、請求項 1 から 11 のいずれか 1 つに記載の電気外科的装置。

【請求項 13】

前記第 1 及び第 2 の治療用電極は前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の一方に配置され、前記第 1 及び第 2 の照会電極は、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面が閉じたときに前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の他方に接触しないように配置されている、請求項 1 から 12 のいずれか 1 つに記載の電気外科的装置。

50

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

この発明は電気外科的組織処理に関し、特に、電気外科的装置により処理されている組織のインピーダンスを測定することにより、組織の電気外科的処理を制御する電気外科的装置、電気外科的方法、組織の電気外科的処理方法、及び電気外科的インピーダンスフィードバック制御装置に関するものである。

**【0002】****【従来の技術】**

電気外科的器具は例えば、切断、凝固、組織の溶接、切除、及び解剖のために使用される。そのような器具に高周波（RF）レンジの治療用電気外科的エネルギーを供給するために電気外科的ジェネレータが用いられる。通常そのようなジェネレータは電圧及び/又は電流を調整して選択された範囲のパワーレベルが伝達され最大パワーレベルを越えないようにする制御を含む。

10

**【0003】**

そのような電気外科的器具を用いる場合、主要な制御は、組織がRFエネルギーで処理されるとき組織に何が起きているかの観察に応答する外科医の経験によって行われる。しばしば、特に内視鏡検査の処置に対して、外科医は組織に何が起きているかを容易には見ることができない。また、RFエネルギーによる組織の性質の変化は非常に迅速に起きる。この結果、生じるかもしれないいくつかの問題は組織の焦げ、組織の外科器具の電極への固着、熱放散、及び組織の過剰な処理又は処理不足を生じるということである。

20

**【0004】**

RFエネルギーが組織に加わると組織のインピーダンスが変わることが認識されている。組織のインピーダンスが変わるとき組織に伝達されるパワーを制御する試みがなされてきた。例えば、一定のパワー又は電圧レベルを維持するために組織のインピーダンスが用いられてきた。また、組織のインピーダンス、とりわけRFパワーが加えられる時の組織のインピーダンスの微分商は、初期パワーレベルを決定するため及びインピーダンスの微分商がプリセットされた値に到達するとRFパワーを切り替えてオフにするために用いられてきた。

**【0005】**

30

**【発明が解決しようとする課題】**

これらの制御に関する議論にもかかわらず、組織への電気外科的エネルギーの伝達及び/又はいつ組織の処理が最適のレベルに到達したかの決定の制御において、改良が引き続き要求されている。

**【0006】**

特に、組織におけるインピーダンス及びインピーダンス変化を測定して組織の特性を判定すること、特に様々な組織のインピーダンス又はある範囲の組織のインピーダンスに対して凝固の終了点を判定するための装置及び方法を提供するという要求がある。

**【0007】****【課題を解決するための手段】**

40

この発明は、組織を治療用電極で処理前、処理中に又は処理後に、組織の1つ以上の電氣的パラメータを測定する照会電極を含む電気外科的装置を提供する。これらの測定された組織のパラメータは、例えば、組織のタイプ、組織のインピーダンス特性、組織処理の状態、組織の凝固の完了、その他、様々な組織の特性の判定に用いられる。この発明の1態様により、測定された組織の特性を表す信号が提供される。1実施例において、測定された組織の特性に応じて電気外科的エネルギーの伝達を制御する制御信号が与えられる。この制御信号は、RFエネルギーを完全にシャットオフにするか、または治療用電極を介して組織に伝達されるエネルギーのレベル、周波数、その他を調節する。

**【0008】**

好ましい実施例においては、照会電極が用いられて組織のインピーダンスを測定する。し

50

かしながら、様々な他の電氣的パラメータが測定され又は用いられて組織の特性を判定する。

【0009】

1 実施例において、この発明は電気外科的器具の末端効果器の組織に接触する面に連絡（即ち、そこに配置され、その上に配置され、そこに重ねられ、そこに接着され、その他）している電氣的に反対の照会電極の間に配置された組織のインピーダンスをモニタするインピーダンスモニタ装置及び／又は方法を提供する。この器具は更に、末端効果器に関係付けられている、電氣的に反対の治療用電極を備えている。この治療用電極は、これに接触している組織を処理するために治療用の電気外科的エネルギーを伝達するようになっている。

10

【0010】

この発明により、好ましくは電氣的エネルギーが組織に伝達されたとき、連続的又は周期的に組織のインピーダンスを測定する組織インピーダンスモニタが提供される。この発明により、電気外科的エネルギーで処理する前、処理中、又は処理後に、組織のインピーダンスに基づいて、組織の特性が判定される。好ましい実施例において、モニタされた組織のインピーダンスは、電気外科的エネルギーが組織に伝達されるとき時間にわたり予想される組織のインピーダンスの振る舞いのモデルに基づいて、組織の状態を判定するのに用いられる。これを以下に、より詳細に記載する。組織の状態を表す信号がユーザ又は器具のコントローラに与えられる。この装置はまた、処理が完了したとき電氣的エネルギーを自動的にオフにするスイッチを含んでもよい。

20

【0011】

知られた組織のインピーダンスモデルによれば、組織のインピーダンスは電氣的エネルギーが与えられると最初に低下し、次いで凝固が起こると再び上昇し始める。この知られた組織の振る舞いに基づいて、この発明の好ましい実施例においては、組織の処理が完了する点が選択される。

【0012】

1 実施例において、最小インピーダンスの値、即ちエネルギーが印加されるときインピーダンスがその最低値であるとき、が確定される。次いで、所望の組織の効果をもたらす予測されるインピーダンス値が、確定された最小インピーダンスの選ばれた関数を計算することにより決定される。測定されたインピーダンスが、例えば、凝固、組織の溶接、又はジアテルミーのレベル、といった所望の結果のためのインピーダンス値のレベルにまで上昇すると、器具はそのような事情のための応答を表す。この発明は、好ましくは、組織のタイプ、面積及び／又は体積によって変化する、予想される組織のインピーダンスの範囲のための条件が検出されるように適合されている。

30

【0013】

好ましい実施例において、所望の組織の状態とは凝固が完了するときである。この点に到達すると、フィードバック信号が制御ユニット又はユーザに与えられ、そのときエネルギーの供給はオフに切り替えられる。フィードバック信号は、例えば、ユーザへの視覚、聴覚又は触覚信号でよく、及び／又は制御ユニットに指令を与えて組織に供給されるエネルギーを自動的にオフに切り替えてもよい。

40

【0014】

この発明の1態様によれば、外科的処置中に組織を凝固させるための電気外科的装置が提供される。この装置は、その間で凝固させるべき組織に係合するために互いに対して移動可能な第1及び第2の要素を含む末端効果器を備えている。第1及び第2の要素の各々是对向し組織に接触する面を備えている。第1及び第2の要素の少なくとも1つは、電氣的に反対の治療用ポールに関係付けられている第1の治療用電極を含んでいる。第1の治療用電極は、凝固させるべく係合された組織と接触するように配置されている。照会電極は第1のポールに対応する少なくとも1つの照会電極と、電氣的に反対の第2のポールに対応する少なくとも1つの照会電極とを備えている。好ましくは、組織が係合させられると、両照会電極が凝固させるべき組織と接触する。照会電極は好ましくは、所望の情報に依

50

存して戦略的な位置におけるインピーダンスを測定するように配置されている。例えば、その電極はインターフェースするか対向し、組織を係合している面の周辺に配置してもよい。パワー制御信号に応答するパワーコントローラはRFエネルギーを第1及び/又は第2の要素の電極に接触している組織に供給する。

【0015】

インピーダンス測定回路は、エネルギーを照会電極に伝達する電気回路に接続されている。インピーダンス測定回路は照会電極の間の組織のインピーダンスを測定する。制御信号をジェネレータに供給して治療用電極への出力を制御するフィードバック回路が、インピーダンス測定回路に接続されている。

【0016】

好ましい実施例においては、ジェネレータへの制御信号は、測定されたインピーダンス値に基づいて、治療用電極への出力を制御する。フィードバック回路は、最小インピーダンス値を決定しその最小インピーダンス値を保持する第1の装置を含んでいる。第2の装置は第1の装置に接続されたスレシヨルド決定回路である。スレシヨルド決定回路は、スレシヨルドインピーダンス値を保持された最小インピーダンス値の関数として決定する。

【0017】

スレシヨルド決定回路は、最小インピーダンスの関数を決定するためのアナログ装置又は、入力された最小インピーダンス値に基づいてスレシヨルドインピーダンス値を決定する、例えば、ルックアップテーブルを含むデジタル回路を備えている。

【0018】

スレシヨルド値が決定されると、第1の比較器は測定されたインピーダンス値をスレシヨルドインピーダンス値と比較して、パワーコントローラへのパワーコントロール信号を発生し、測定されたインピーダンス値がスレシヨルドインピーダンス値を越えたときに組織に伝達される治療用RFエネルギー制御する。

【0019】

パワーコントローラは、選択的にRFエネルギーを器具に供給して、第1及び第2の要素の間に配置された組織を凝固させる少なくとも1つの電氣的スイッチを含んでもよい。

【0020】

パワーコントローラは、例えば、測定されたインピーダンス値がスレシヨルドインピーダンス値を越えたとき、のような多数の条件下で、組織に供給されるパワーを選択的にオフに切り替えてもよい。

【0021】

この器具はモノポーラ又はマルチポーラ（即ち、測定されたときの波形でエネルギーを任意のポールから他の任意のポールに位相関係を持ちながら供給する2つ以上の治療用電極を含む）でよいが、末端効果器は好ましくは、2つの電氣的に反対の治療用ポールに対応する、2つの電氣的に反対の治療用電極を含んでいる。

【0022】

好ましいバイポーラ装置においては、各照会及び治療用電極は対向する組織に接触する面の一方又は両方の上に配置されている。第1及び第2の電氣的に反対の照会電極の各々は、1つ以上の組織の接触する照会電極を備え、第1及び第2の治療用電極の各々は1つ以上の組織の接触する治療用電極を備えている。治療用電極は電気外科的装置の遠端点に配置されており、第1及び第2の要素が互いに閉じて組織を係合すると、電氣的に反対の治療用電極は、係合された組織の部分の間の、同一面上又は対向面上のいずれかに配置される。

【0023】

照会電極は電気外科的装置の遠端点に配置されており、第1及び第2の要素が互いに閉じて組織を係合すると、電氣的に反対の照会電極は、係合された組織の部分の間の、同一面上又は対向面上のいずれかに配置される。インピーダンスモニタ回路は、低い電圧のRFエネルギーが照会電極を通して組織に伝達されると、照会電極の間の組織のインピーダンスをモニタする。照会電極を介して伝達されるRFエネルギーの周波数は、治療用電極を

10

20

30

40

50



介して伝達されるエネルギーの周波数と異ならせて、電氣的な相互作用を減少させることが好ましい。

【0024】

1つの好ましい実施例においては、第1のポールに対応する治療用電極の各々は、インターフェース面に関して、第2のポールに対応する治療用電極の各々からオフセットされている。換言すれば、治療用電極は互いにオフセットされており、それによりそれらはインターフェース面上で正反対には互いに対向しないか、又は同一面上で互いに分離され絶縁されている。

【0025】

好ましい実施例において、電気外科的器具は、第1のインターフェース面と第2のインターフェース面との間の圧縮ゾーンにおいて組織を圧縮し、その圧縮ゾーンを通じて治療用電気エネルギーを印加する。より好ましくは、圧縮ゾーンとは、組織を他方のインターフェース面に対して圧縮するインターフェース面の1つの上の圧縮用隆起部により決まる領域である。これに替えて、又はこれに追加して、両インターフェース面上に圧縮用隆起部が存在してもよい。照会電極は、圧縮ゾーン内で、圧縮ゾーンに隣接して離れて、末端効果器上の遠端点又は近端点に、その他、器具の応用に依存して、圧縮ゾーンの横の外側に配置してもよい。

10

【0026】

1実施例において、末端効果器は切断要素を含む。この切断要素は、凝固位置において又はその近くで組織を切断するように配置されている。好ましくは、凝固は、あらゆる機械的又は他の切断の前又は凝固位置において又はその回りで完了する。照会電極がこうして配置されるので、インピーダンスセンサは凝固又は焼灼が切断位置において生じたときを判定できる。次いで、切断要素が使用されて凝固した組織又は組織の凝固の2つのゾーンの間を切断する。

20

【0027】

他の実施例において、治療用及び照会電極は、リニアな切断用の機械的ステープラに類似のリニアカッターに取り込まれる。この実施例においては、器具は好ましくは、1つの治療用ポールに結合している2つの実質的に平行で伸張した治療用電極棒と、切断手段がその棒の間を走行するためのスロットとを備えている。オプションとして、ステープルの1つ以上の列を棒のスロットの外側の各側の上に設けて、治療過程での組織の機械的な安全等を確保するようにしてもよい。

30

【0028】

好ましい実施例の動作において、組織は器具の2つの要素の間にクランプされ、RFエネルギーの形の電気エネルギーが圧縮された組織に供給されて、2つの実質的に平行な棒に沿って組織を凝固又は焼灼する。同時に、好ましくはより低い電圧で異なるRF周波数の電氣的エネルギーが照会電極に供給されてその間の組織のインピーダンスを感知する。この特定の電極形態を持つ装置のインピーダンスのモデルに基づいて、最小インピーダンスの適当な関数がインピーダンスフィードバック回路に取り込まれて適当なスレシールドインピーダンスレベルを決定する。警報機構が用いられてインピーダンスがスレシールドインピーダンスレベルの範囲外又それを越えるとユーザに警告を与える。また、警告信号は制御回路又はパワーコントローラに伝達されて、RFエネルギーをオフに切り替えるか、又は、ジェネレータの出力レベル、周波数、波形、その他、治療用電極を介して伝達されるものを調整する。

40

【0029】

この発明の他の態様によれば、組織の電気外科的処理方法が提供される。好ましくは、この方法は、電気外科的器具の末端効果器に関係付けられた1つ以上の組織照会電極を介して、電気外科的に処理されるべき組織にRFエネルギーを印加する段階と、器具の末端効果器に関係付けられた電氣的に反対の照会電極の間の組織のインピーダンスを測定する段階と、組織の測定されたインピーダンスを表すインピーダンス信号を発生する段階と、そしてこのインピーダンス信号に応答して治療用電極を介して組織に印加されるRFエネル

50

ギーを制御する段階とを備えている。

【0030】

治療用電極を介して組織に印加されるRFエネルギーを制御する段階は、最小インピーダンス値を決定し保持する段階と、最小インピーダンス値の関数に基づいてスレシールドインピーダンス値を決定する段階と、測定されたインピーダンス値をスレシールドインピーダンス値と比較する段階と、測定されたインピーダンス値がスレシールドインピーダンス値を越えた状態でコントローラを制御し又はそのパワーをオフに切り替える制御信号を発生する段階とを備えている。

【0031】

この発明の更に他の態様によれば、外科的处理の間、組織を電気外科的に処理する方法は、第1及び第2の組織係合用表面を備える末端効果器を有する電気外科的器具を用意し、この場合前記第1及び第2の組織係合用表面の少なくとも1つはその上に、電気外科的システムの第1のポールに関係付けられた組織に接触する治療用電極を含ませ、前記第1及び第2の組織係合用表面の少なくとも1つはその上に、電気外科的治療システムの第2のポールに関係付けられた組織に接触する治療用電極を含ませ、前記第1及び第2の組織係合用表面の少なくとも1つはその上に、インピーダンス感知システムの第1のポールに関係付けられた組織に接触する第1の照会電極と、インピーダンス感知システムの第2のポールに関係付けられた組織に接触する第2の照会電極とを含ませる段階と、前記第1及び第2の組織係合表面の間に、処理されるべき組織に係合する段階と、前記第1及び第2の組織に接触する治療用電極に供給されるRFエネルギーを選択的に制御してその間に配置された組織を凝固させる段階と、処理された組織のインピーダンスを前記第1及び第2の照会電極で測定する段階と、組織の処理が完了するときのスレシールドインピーダンスを設定する段階と、測定されたインピーダンス値を前記スレシールドインピーダンス値と比較する段階と、そして測定されたインピーダンス値が前記スレシールドインピーダンス値に到達するか越えるという条件で、前記第1及び第2の治療用電極に結合したRFエネルギーを制御又はオフに切り替える段階とを備えている。

【0032】

この発明の他の目的及び利益は以下の記載、添付の図面及び特許請求の範囲から明らかである。

【0033】

【発明の実施の形態】

この発明は概略的には、モノポーラ、バイポーラ及びマルチポーラ、及び通常のものと同視鏡の両方の様々な電気外科的器具に適用可能であるが、以下では内視鏡、バイポーラ、リニアな切断及びステープリング器具に関して記載する。

【0034】

リニアな切断及びステープリング用器具はこの技術において知られており、例えば、米国特許第4,608,981号、第4,633,874号、及び参考のためにここに取り込んだ米国特許出願シリアル番号第07/917,636号において議論されている。

【0035】

組織の処理前、処理中、又は処理後のある時間における組織のインピーダンスを決定するために、照会電極が好ましく使用される。しかしながら、電流又は電圧の伝達、位相シフト、及び組織の周波数応答のモニタといった他の使用も考えられる。

【0036】

1実施例において、照会電極を用いるインピーダンスモニタ装置は、組織がある特別の位置で所望の度合いにまで処理された時を判定する。この処理は、過剰な熱の放散、組織の固着、焼け又は焦げが生じる前で、組織が焼灼した時点で完了することが好ましい。電気外科的エネルギーで加熱されている時の組織のインピーダンスは、一般に特性組織インピーダンス曲線に従う。インピーダンス曲線に従って、一般にインピーダンスは減少して、最小値に達し、次いで凝固と組織の乾燥が起こると上昇する。特性曲線上のあるインピーダンス又はある範囲のインピーダンスで、凝固は予測可能に生じる。

## 【 0 0 3 7 】

図 2 3 は、図 1 から図 2 0 に示した電気外科的装置を用いて電気外科的エネルギーを加えている間の時間の、組織のインピーダンスの変化を示す特性インピーダンス曲線である。この発明は曲線上で凝固が起きたスレシヨルドインピーダンス  $Z_{TARGET}$  の点 1 4 6 を決定する。このインピーダンスは曲線上の最低インピーダンス  $Z_{MIN}$  の点 1 4 5、すなわち、インピーダンスの低下が停止し、上昇し始める時に基づいている。最低インピーダンスの関数  $f(Z_{MINi})$  は凝固が起きるおよその点、 $Z_{TARGET}$  を予測するために用いられる。

## 【 0 0 3 8 】

図 1 から図 1 8 において、インピーダンスフィードバック装置とともに用いられるこの発明の装置が示されている。図 1 から図 4 において、内腔がその中を伸びている鞘 3 0 と鞘 3 0 の遠端点から伸びている末端効果器 1 5 とに結合されたハウジング 1 6 を有する内視鏡のリニアな切断及びステープリング装置 1 0 が示されている。末端効果器 1 5 は、互いに面と向かう顎部材 3 2, 3 4 からなる第 1 及び第 2 要素を備えている。顎部材 3 2 は顎部材 3 4 に移動可能に固定されている。ハウジング 1 6 は、顎部材 3 2, 3 4 を閉じるクランプ用引き金 1 2 と、RF スイッチ戻り止めアーム 5 8 (図 5 参照) と、RF エネルギーをオンにする電氣的スイッチ 5 9 に接続された電氣的スイッチ接点 6 7 a, 6 7 b (図 5) と、切断要素 1 1 を組織に進入させる点火用引き金 1 4 と、ステープル 1 7 (図 1 7) を適用するためのくさび 1 3 とを有している。図 1 においては顎部材 3 2, 3 4 はクランプされていない位置にあり、図 2 においては電気外科的エネルギーを加える前及び切断とステープリングをする前のクランプされた位置にあり、図 3 においては電気外科的エネルギーを加えた後で切断とステープリングをする前のクランプされた位置にあり、図 4 においては切断とステープリングをした後のクランプされた位置にある状態が示されている。

## 【 0 0 3 9 】

顎部材 3 2 は、図 1 7 に示されるように、金床 (以下アンビル称する) 1 8 と、顎部材 3 2 の長手方向に沿って伸びている U 字形治療用電極 3 9 と、U 字形治療用電極 3 9 の外側をとりまく U 字形絶縁部材 3 1 とを備えている。顎部材 3 2 は顎部材 3 4 の内面 3 5 に実質的に面している内面 3 3 を有している。U 字形治療用電極 3 9 は、第 1 のポールを形成し且つ実質的に内面 3 3 の長手方向に沿ってその上に配置され伸びている 2 つの電氣的連絡用電極棒 2 7, 2 8 を備えている。U 字形治療用電極 3 9 はアルミニウム又は外科用のグレードのステンレススティールといった導体でできている。電氣的連絡用電極棒 2 7, 2 8 は U 字形治療用電極 3 9 の中央を通して縦方向に伸びているナイフチャネル 2 9 により分離されている。U 字形治療用電極 3 9 の各側に一列のステープルを形成するために、ステープルの端部を受け入れるアンビル 1 8 上に配置されたポケット 3 6 が、電氣的連絡用電極棒 2 7, 2 8 の長手方向の外側に沿う内面 3 3 に沿って配置されている。

## 【 0 0 4 0 】

電氣的連絡用電極棒 2 7, 2 8 及び絶縁部材 3 1 は内面 3 3 のアンビル部 3 3 a に対して外側に伸びる隆起部 5 6 を形成している。U 字形治療用電極 3 9 はバイポーラ組織処理又は治療システムの第 1 ポールとして働く。アンビル 1 8 は導電性材料でできていてバイポーラ組織処理又は治療システムの第 2 ポールとして働く。アンビルは U 字形治療用電極 3 9 と電氣的に反対である。アンビル 1 8 は U 字形絶縁部材 3 1 により U 字形治療用電極 3 9 から電氣的に分離されている。

## 【 0 0 4 1 】

顎部材 3 4 はカートリッジチャネル 2 2 とカートリッジチャネル 2 2 の中に解放可能に挿入されたカートリッジ 2 3 を備えている。カートリッジ 2 3 はくさび 1 3 のためのトラック 2 5 と、カートリッジ 2 3 の中心を通して縦方向に伸びるナイフチャネル 2 6 と、2 組の列にそれぞれ配置されたトラック 2 5 及びステープル 1 7 の中に伸びる一連のドライバ 2 4 とを備えている。

## 【 0 0 4 2 】

顎部材 3 4 はさらに、カートリッジ 2 3 上に配置され且つカートリッジチャネル 2 2 から

10

20

30

40

50

絶縁材料により分離されている第１の照会電極５１と、ナイフチャンネル２６によって決められる平面の第１の照会電極５１と反対側の横のカートリッジチャンネル２２上に配置され且つカートリッジチャンネル２２から絶縁材料により分離されている第２の照会電極５２とを備えている。第１の照会電極５１及び第２の照会電極５２は表面３５の横側面周辺に向かって配置されており、それにより、係合している組織の部分全体を横切る組織のインピーダンスが測定される。第１の照会電極５１及び第２の照会電極５２は又、カートリッジ２２により決められる平面からへこんでおり、それにより顎部材３２、３４が閉じて第１の照会電極５１及び第２の照会電極５２がアンビル１８に接触しないようになっている。

#### 【００４３】

鞘３０は絶縁材料でできておりその管腔を通して伸びている導電性の封止官３８を有している（図１及び図２）。好ましい実施例において、封止官３８は顎封止管及び電氣的接点として働く。チャンネルリテナ３７ａ（図５、図７、図９、図１０、図１１）が封止官３８の近端点から伸びており、且つ封止官３８の残りを通って遠方に伸びて顎部材３４を形成しているチャンネル３７に確保されている。

#### 【００４４】

ハウジング１６は封止官３８を前進させて、組織をその間に係合している顎部材３２、３４を互いの方向に閉じさせるクランプ用引き金１２を有している。クランプ用引き金１２を回転すると、封止官３８は顎部材３２のキャミング面３２ａ（図１）にわたって鞘３０を通して同軸的に前進して、顎部材３２、３４の間にある組織上で顎部材３２、３４を閉じさせる。

#### 【００４５】

チャンネルリテナ３７ａはチャンネル３７内でドライブロッド４１（図５から図１１）の同軸的移動をガイドする。以下に、より詳細に記載するように、ドライブロッド４１は点火用引き金１４の回転により前進する。ドライブロッド４１はその遠端点でブロック４３に結合されている。ブロック４３は、切断要素１１及びステーブルドライブ用くさび１３に結合されている。ドライブロッド４１はブロック４３によりその切断要素１１及びステーブルドライブ用くさび１３を末端効果器１５内に前進させる。

#### 【００４６】

ドライブロッド４１が切断要素１１を前進させると、切断要素１１は電氣的連絡用電極棒２７、２８の間のナイフチャンネル２６を通して前進し、顎部材３２、３４に係合されている組織が焼灼されたときにその組織を切断する。こうして、電氣的連絡用電極棒２７、２８により形成された凝固ラインに対して、切断ラインは中間となる。ドライブロッド４１は同時にブロック４３を前進させてくさび１３を前進させ、くさび１３はドライバ２４をステーブル１７の中にドライブしてステーブル１７を組織を通して発射させ且つアンビル１８のポケット３６の中にドライブする。ステーブル１７は切断要素１１が組織を切断するとき、切断要素１１の各側の上の単一の縦列内に適用される。

#### 【００４７】

ハウジング１６の遠端点上に配置されたノブ４４は、ノブ４４に直接的又は間接的に結合している封止官３８、チャンネルリテナ３７ａ、及び末端効果器１５を回転させ、それによりノブ４４は顎部材３２、３４の末端効果器１５の回転的配置のために使用される。ノブ４４は封止官３８の刻み目３８ａにフィットし且つ係合するペグ（図示せず）を含んでいる。封止官３８はその近端点でハウジング１６にフィットしている。

#### 【００４８】

電気外科的ジェネレータ７０、９０（図１、図２１、図２２）から電氣的エネルギーが、以下に記載するようなコネクタ又は、例えば、米国特許出願シリアル番号台０８／０９５、７９７号に記載の接続手段を介して、電極３９、アンビル１８、第１の照会電極５１、１５１（図１９）又は２５１（図２０）に供給される。電気外科的ジェネレータ７０、９０は、ハウジング１６に配置されたＲＦ電氣的スイッチ５９によりユーザにより制御される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 9 】

ワイヤ 19 a、19 b、19 c、及び 19 d (図 1、図 5、図 8) が装置のハウジング 16 内に伸びており、U 字形治療用電極 39、アンビル 18、第 1 の照会電極 51、及び第 2 の照会電極 52 にそれぞれエネルギーを伝達する。ワイヤ 19 a、19 b は低インピーダンスコンタクト要素 20 a、20 b にそれぞれ接続されている。線細工ばね 47 a、47 b がそれらの遠端点で露出している。線細工ばね 47 a、47 b はチャネルリテナ 37 a の近端点に配置されている封止管 38 及びコンタクトリング 49 b に向かってそれぞれバイアスされており、それにより封止管 38 及びコンタクトリング 49 b にそれぞれ接触させられている (図 14)。ワイヤ 19 a、19 b はハウジング 16 内でリボンワイヤ 50 の形で伸びている (図 13)。リボンワイヤ 50 はコンタクトフィンガ 42 c、42 d を有するコンタクトブロック 41 に接続されている。コンタクトブロック 41 はハウジング 16 に確保されている。ワイヤ 19 c はコンタクトフィンガ 42 c に電氣的に接触しており、ワイヤ 19 d はコンタクトフィンガ 42 d に電氣的に接触している。コンタクトフィンガ 42 c、42 d は、チャネルリテナ 37 a の近端点に配置されているコンタクトリング 49 c、49 d に向けてそれぞれバイアスされており、それによりコンタクトリング 49 c、49 d にそれぞれ電氣的に接触している。

10

## 【 0 0 5 0 】

封止管 38 が顎部材 32、34 を閉じる時に、ワイヤ 19 a は線細工ばね 47 a によってアンビル 18 に電氣的に接触する。線細工ばね 47 a はこの時封止管 38 に電氣的に接触する。封止管 38 はこの時アンビル 18 に電氣的に接触する。

20

## 【 0 0 5 1 】

ワイヤ 19 c はリボンワイヤ 50 を介して第 1 の照会電極 51 の電流を伝達しコンタクトブロック 41 の第 1 のスプリングコンタクトフィンガー 42 c に接続されている。第 1 のスプリングコンタクトフィンガー 42 c はコンタクトリング 49 c と電氣的に接触するようにコンタクトリング 49 c に対してバイアスされている。コンタクトリング 49 c は封止管 38 を介して電極 51 まで伸びているワイヤ 40 c に接触している。

## 【 0 0 5 2 】

ワイヤ 19 d はリボンワイヤ 50 を介して第 2 の照会電極 52 に電流を伝達しコンタクトブロック 41 の第 2 のスプリングコンタクトフィンガー 42 d に接続されている。第 2 のスプリングコンタクトフィンガー 42 d はコンタクトリング 49 d と電氣的に接触するようにコンタクトリング 49 d に対してバイアスされている。コンタクトリング 49 d は封止管 38 を介して電極 52 まで伸びているワイヤ 40 d に接触している。

30

## 【 0 0 5 3 】

封止管 38、リングコンタクト 49 b、49 c、49 d 及びワイヤフォーム 47 a、47 b と第 1 のスプリングコンタクトフィンガー 42 c、第 2 のスプリングコンタクトフィンガー 42 d との間がそれぞれ接触している間は、封止管 38 及びリングコンタクト 49 b、49 c、及び 49 d はノブ 44 の回転を可能にする。リングコンタクト 49 b、49 c、49 d は互いに電氣的に絶縁されており、且つ封止管 38 からも電氣的に絶縁されている。

## 【 0 0 5 4 】

ワイヤ 40 a - d はチャネルリテナ 37 a にフィットしているシール 45 を介して伸びており、チャネルリテナ 37 a は封止管 38 にフィットしている。

40

## 【 0 0 5 5 】

図 5 において、クランプ用トリガ 12 は歯車 12 a を有しており、歯車 12 a はヨーク 66 の歯 66 b に可動的に係合している。ヨーク 66 はその遠端点上で封止管 38 に結合している。クランプ用引き金 12 が駆動されると、歯車 12 a はヨーク 66 内の歯 66 b に係合してヨーク 66 を遠方に前進させる。封止管 38 はキャミング面 32 a にわたり前進するとき顎 32、34 を閉じる。

## 【 0 0 5 6 】

図 1 から図 5 において、RF スイッチ 59 の回転より RF エネルギーがスイッチオンし、

50

治療用及び照会電極に供給される。ＲＦスイッチ５９が回転すると、ＲＦスイッチ５９がその元の位置に手動により回転して戻されない限り、戻り止め突起５９ａが戻り止めアーム５８上の戻り止め突起５８ａの下にフックする。ＲＦエネルギーはまた、下記のように電氣的にオフにできる。

【００５７】

スイッチ５９は可動接点６７ａと固定接点６７ｂを有する（図７）。スイッチがオンになると可動接点６７ａはＲＦスイッチ５９とともに回転して固定接点６７ｂに接触する。

【００５８】

解放ボタン６０の出っ張り部６０ａはヨーク６６の近端点上の階段状の出っ張り部６６ａに隣接するヨーク６６の近端点に係合している。ヨーク６６がクランプ用引き金１２により前進させられると、出っ張り部６０ａはヨーク６６の近端点の後ろの下方に回転し、それにより解放ボタン６０を押すまではヨーク６６が元に戻る（リトラクトする）のを防止する。こうして、ユーザが解放ボタン６０により顎３２、３４を解放するまでは顎３２、３４は閉じている。

【００５９】

スイッチ５９はヨーク６６の近端点のすぐ上にあるフィンガー５９ｃを含んでいる。解放ボタン６０の出っ張り部６０ａはフィンガー５９ｃの間にフィットする。ヨーク６６が遠くに前進させられてＲＦスイッチ５９のフィンガー５９ｃがヨーク６６の近端点の後ろで自由に回転するまでは、ＲＦスイッチ５９は駆動、即ち正方向に回転させることはできない。

【００６０】

ＲＦスイッチ５９はまた点火ラック５３の溝５３ａに係合する下側フック５９ｂを含んでいる。点火ラック５３は点火引き金１４の歯車１４ａに係合する歯車５３ｂを含んでいる。点火ラック５３はその遠端点状で歯車５４に結合しており、歯車５４は駆動ロッド４１に係合している。

【００６１】

点火引き金１４が引かれると、点火ラック５３は遠方に前進させられてピニオン５４を回転させ、ピニオン５４は駆動ロッド４１を遠方に前進させて切断要素１１を前進させ、ステープル１７を末端効果器１５により係合している組織の中にドライブする。

【００６２】

しかしながら、点火ラック５３は、ＲＦスイッチ５９の下側フック５９ｂが点火ラック５３の溝５３ａからはずれないかぎり、前進することができない。これはＲＦスイッチ５９が駆動された時にのみ生じる。

【００６３】

こうして、ここに記載した装置は、顎３２、３４が閉じられるまでは、ＲＦエネルギー、ステープル又はナイフの駆動の適用を防止する少なくとも１つのロックアウト装置を含む。ロックアウト装置は図１から図４に示されるように適切なシーケンスに従うことが要求される。即ち、顎が閉じた後にＲＦエネルギーが加えられ、次いでステープルと切断要素の適用がある。また、ＲＦスイッチは戻り止めされているので、ＲＦスイッチ５９が手動で解放されるか、電気外科的ジェネレータ７０、９０への帰還制御信号によりＲＦエネルギーがオフに切り替えられるまで、ＲＦエネルギーは連続的に供給される。

【００６４】

閉鎖クランプ用引き金１２及び点火引き金１４はインターロックされており、スプリング５７は両引き金１２、１４に機械的に結合されている。

組織がクランプされた顎部材３２、３４の間に係合され、ＲＦエネルギーが加えられると、ハウジング１６上に配置されている点火引き金１４を駆動して係合された組織を通して切断要素１１を前進させ、組織を切断することができる。同時に、点火引き金１４が駆動されると、くさび１３がトラック２５を通して前進させられて、ドライバ２４をステープル１７に向けて移動させ、それによりステープル１７を組織を通してアンビルポケット３６の中にドライブする。

## 【 0 0 6 5 】

図 1 9 はこの発明の他の実施例による末端効果器を示す。この実施例においては、末端効果器は、照会電極の配置を除き、図 1 7 に付いて記載したものと同一である。第 1 の照会電極は、一対の電極 1 5 1 であり、ナイフチャネル 2 6 の反対側の上のカートリッジチャネル 2 2 上に配置され表面 3 5 の側部周辺に向かっていている。第 2 の照会電極及び第 2 の治療用電極は同じでありアンビル 1 8 を備えている。

## 【 0 0 6 6 】

図 2 0 はこの発明の更に他の実施例による末端効果器を示す。この実施例においては、照会電極は一対の電極 2 5 1 であり、アンビル 1 8 上に配置されており且つ絶縁部材 1 8 a によりアンビル 1 8 から電氣的に分離されている。第 1 の照会電極 2 5 1 はナイフチャネル 2 9 の互いに反対側に配置されている。第 2 の照会電極は一対の電極 2 5 2 であり、カートリッジチャネル 2 2 の上に配置されており、且つ絶縁部材によりカートリッジチャネル 2 2 から電氣的に分離されている。第 2 の照会電極 2 5 2 はナイフチャネル 2 9 の互いに反対側に配置されている。第 1 の照会電極 2 5 1 は装置周辺側で対応する第 2 照会電極に直接的に対向しており、それによりモニタされるインピーダンスは、組織の凝固が装置の中央から進む時、典型的に加熱される周辺部における組織に基づいている。

## 【 0 0 6 7 】

3 つの異なる特定の電極形態を図 1 7、1 9 及び 2 0 に示したが、なかんずく組織のモニタが望まれる処理の位置またはステージによって、この発明により照会電極及び治療用電極の多くの位置が可能であることを理解すべきである。更に、1 つ以上の照会電極が 1 つ以上の処理電極でジェネレータへの導通パスを分け合うことができる。

## 【 0 0 6 8 】

図 2 1 を参照すると、この発明のインピーダンスモニタ装置（インピーダンス測定回路）2 1 0 のアナログ装置の実施例の概略的ブロック図が示されている。このインピーダンスモニタ装置は凝固が完了した時を判定する。

## 【 0 0 6 9 】

装置 1 0 は処理されるべき組織を係合するように位置づけられる。次いで、適切に位置づけられると、R F エネルギーが組織に供給される。

## 【 0 0 7 0 】

第 1 の電気外科的ジェネレータ 7 0 は、治療用電極である U 字形治療用電極 3 9 及びアンビル 1 8 を介して、装置 1 0 の末端効果器 1 5 により係合された組織に R F エネルギーを供給する。好ましくは、約 3 0 0 K h z から 3 M h z の基本周波数の正弦波の 3 0 から 2 0 0 ボルト R M S で約 0 . 1 から 4 . 0 アンペアの電流が、アンビル 1 8 と U 字形治療用電極 3 9 を介して供給される。第 2 の電気外科的ジェネレータ 9 0 は、その周波数範囲の上の範囲内の異なる基本周波数で好ましくは 2 ボルト以下の電圧と約 1 m A から 1 0 0 m A の電流で第 1 の照会電極 5 1 及び第 2 の照会電極 5 2 に電氣的エネルギーを供給する。

## 【 0 0 7 1 】

第 1 の電気外科的ジェネレータ 7 0 及び第 2 の電気外科的ジェネレータ 9 0 はハウジング 1 6 に配置された、ユーザにより操作される電氣的スイッチ 5 9 によりオンになる。これに替えて、第 2 の電気外科的ジェネレータ 9 0 は治療用信号から独立にオンに切り替えることもできる。

## 【 0 0 7 2 】

ユーザにより操作される電氣的スイッチ 5 9（図 2 2）はコントローラ 7 9 の R F 制御入力端子に信号を与えて、治療用エネルギー信号をオンにする。コントローラ 7 9 の出力 1 2 9 はアナログスイッチ 1 3 0（図 2 1）に接続されている。出力 1 2 9 がアナログスイッチ 1 3 0 に「R F オン」信号を与えると、アナログスイッチ 1 3 0 を介してアナログ乗算器 7 5 に接続されている発振器 7 2 は知られた周波数の電圧をアナログ乗算器 7 5 に印加する。アナログ乗算器 7 5 の出力はドライバ 7 6 に接続されており、ドライバ 7 6 は R F 増幅器 7 1 の入力に接続されている。第 1 の R F 増幅信号は、電気外科的ジェネレータ 7 0 によって、回路 8 0 に供給される。回路 8 0 は、装置 1 0 により処理されるべき組織

10

20

30

40

50

55を含む、装置10の第1の治療用電極であるU字形治療用電極39と第2の治療用電極であるアンビル18とに接続されている。第2の電気外科的ジェネレータ90は第1の照会電極51及び第2の照会電極52に第2の電気信号を供給する。発振器91は治療用の発振器72の出力信号とは異なる周波数の電圧をRF増幅器92に印加し、RF増幅器92は第1の照会電極51及び第2の照会電極52に、より低い電圧信号を与える。

#### 【0073】

治療用電極に接続されているインピーダンスセンサは、治療用電極であるアンビル18及びU字形治療用電極39を介して組織に伝達された電流及び電圧を検出する電圧・電流センサ81を含む。電圧・電流センサ81は、治療用電極における電気外科的ジェネレータ70の出力と直列に低インピーダンス電流変換器82を含み、治療用電極における電気外科的ジェネレータ70の出力と並列に高インピーダンス電圧変換器83を含んでいる。好ましくは、電流変換器82は、例えば、1:20の巻き線比と変換器の二次側に並列な50オームの抵抗を有している。好ましくは、電圧変換器83は、例えば、20:1の巻き線比と変換器の二次側に並列な1Kオームの抵抗を有している。

10

#### 【0074】

電流変換器82の出力はRMSコンバータ84に接続されている。RMSコンバータ84は検出した電流をDC信号に変換して、アンビル18とU字形治療用電極39の間を流れる電流RMSである $I_{TRMS}$ を出力86に供給する。電圧変換器83の出力はRMSコンバータ85に接続されている。RMSコンバータ85は電圧をDC信号に変換して、治療用電極であるアンビル18とU字形治療用電極39の間の電圧RMSである $V_{TRMS}$ を出力87に与える。ここで、照会信号が組織の治療用信号より極めて低い電圧である場合、 $V_{TRMS}$ 及び $I_{TRMS}$ を決定する時に照会信号をフィルタにより除去する必要がないことに着目すべきである。

20

#### 【0075】

次いで、治療用電極において測定されたインピーダンス $Z_T$ が、測定された $I_{TRMS}$ 及び $V_{TRMS}$ から計算される。出力86及び87における $I_{TRM}$ 及び $V_{TRMS}$ はアナログドライバ88に供給される。アナログドライバ88は $I_{TRMS}$ によって $V_{TRMS}$ をドライブして測定されたインピーダンス $Z_T$ を表す出力信号89を出力する。

#### 【0076】

好ましい実施例によれば、ジェネレータのエネルギーの出力を負荷インピーダンスに基づいて制御する制御装置が提供される。この実施例においては、治療用電極におけるインピーダンス、すなわち組織のインピーダンスが好ましく用いられる。しかしながら、他の実施例において、照会電極におけるインピーダンスをジェネレータの出力を制御するために用いてもよい。この目的のためには、電流、電圧センス回路(図示せず)により測定された治療用電極における被測定インピーダンスを用いても、これに替えて照会電極におけるインピーダンスを用いてもよい。治療用電極又は照会電極のいずれかのインピーダンスは、ジェネレータ、装置、及び/又はアプリケーションの特定のシステム負荷曲線に基づいて、好ましいエネルギーレベル、例えば、電圧、電流又はパワーレベルを決定するために用いられる。制御装置は次いで、測定されたインピーダンスに対する実際のエネルギーレベルを所望のエネルギーレベルと比較し、その間の差によってジェネレータの出力を調整して、好ましくはその間の差を最小化する。

30

40

#### 【0077】

そのような制御装置における特定のシステム負荷曲線は、装置の性能を最適化するインピーダンスの範囲に対する電圧、電流又はパワーを反映していることが好ましい。

#### 【0078】

この負荷曲線の必要条件は様々な形態でよく、例えば、連続でも階段状でも良い。この負荷曲線は、ジェネレータと共に使用する特定の装置、又はジェネレータの特定の電気外科的アプリケーションに応じて変化する。例えば、ここに記載したような装置を用いる1実施例においては、異なるエネルギーが要求される。即ち、最初は組織のインピーダンスは低い範囲、例えばおよそ20から100オームにある。この低い範囲では、組織の凝固を

50



開始するためには十分なパワーを与えるための電流が要求される。第2のインピーダンスの中間範囲、例えば100から500オームでは、凝固プロセスを維持するために十分なパワーが要求される。凝固の完了に向けて生じる高インピーダンスの第3の範囲、例えばおよそ500オーム以上では、スパークと組織の粘着を防止するために電圧は制限されることが要求される。こうして、この実施例におけるシステム負荷曲線は、ジェネレータの固有の特性と特定のインピーダンスのための最適パワーが伝達される電圧出力との両方を、所定の装置及びアプリケーションのための特定のパワーの要求と共に反映する。

#### 【0079】

電気外科的ジェネレータ70はサーボループ制御装置を含んでいる。インピーダンス信号89及び電圧 $V_{\text{TRMS}}$ 信号87は、ファンクションフィッティング装置61とエラー増幅器62を備える制御装置を介して電気外科的ジェネレータ70にフィードバックされる。この制御装置は電気外科的ジェネレータ70を制御して、特定負荷曲線にフィットする負荷インピーダンスに基づいて所望の範囲内の電圧を発生させる。

10

#### 【0080】

信号線89上のインピーダンスはファンクションフィッティング装置61に与えられる。ファンクションフィッティング装置61の出力64は入力された信号線89上のインピーダンスに基づく所望の電圧を表す。この所望の電圧の機能は、特定の、所定負荷曲線を生成するために電気外科的ジェネレータ70に要求される電圧である。出力64における所望の電圧は実際の電圧と共にエラー増幅器62に供給される。エラー増幅器62の出力65は、ダイオード77を介してアナログ乗算器75に供給されるエラー電圧を表す。

20

#### 【0081】

これに替えて、電流、パワー又は他のエネルギーパラメータを用いて電気外科的ジェネレータ70の出力を制御してもよい。この場合、目標物のインピーダンスに対応する信号がファンクションフィッティング装置61に入力される。ファンクションフィッティング装置61は所望の電流、パワー又は他のエネルギーパラメータを出力する。このパラメータは次いで測定された電流、パワー又は他のエネルギーパラメータと比較される。

#### 【0082】

ダイオード77はアナログ乗算器75の最初の四半動作を保証する。アナログ乗算器75は発振器72の振幅変調器として機能して出力65における大きいエラー電圧がRF増幅器71からの大きい出力をもたらすようにする。また、出力65における小さなエラー電圧はRF増幅器71からの小さいRF出力をもたらす。こうして、電気外科的ジェネレータ70は、所望の曲線が得られように電圧に基づく閉じたループのサーボシステムとして働く。電圧以外の電氣的パラメータが用いられる場合、ファンクションフィッティング装置61は好ましくはその代替エネルギーパラメータにおける差を反映した信号を出力する。

30

#### 【0083】

他の実施例（図示せず）において、照会電極に伝達されたエネルギーに関連するインピーダンス又は他のエネルギーパラメータを用いてサーボループを介してジェネレータを制御してもよい。

#### 【0084】

40

図22に示される電気外科的ジェネレータ90は、照会信号を第1の照会電極51及び第2の照会電極52に供給する。この信号は、治療用信号とは独立にオンになり且つオンに維持される。照会信号は低電圧であり組織の処理を行わないので、照会信号はオンに維持しておいてもよい。第1の照会電極51及び第2の照会電極52に接続されているインピーダンスセンサは、第1の照会電極51及び第2の照会電極52を介して組織に供給される電流及び電圧を感知する電圧及び電流センサ93を含んでいる。電圧及び電流センサ93は電気外科的ジェネレータ90と直列の低インピーダンス電流変換器94と、照会電極への電気外科的ジェネレータ90の出力の両端に並列に接続された高インピーダンス電圧変換器95とを含んでいる。

#### 【0085】

50

電圧変換器 9 4 の出力は、治療用信号の周波数又はその周辺の周波数をフィルタにより除去する一方で、照会信号の周波数又はその周辺の周波数を通過させるように設けられた帯域通過フィルタ 1 1 1 に接続されている。帯域通過フィルタ 1 1 1 の出力は R M S コンバータ 1 1 2 に接続されている。R M S コンバータ 1 1 2 は感知した電流を D C 信号に変換して、2 つの照会電極 5 1、5 2 の間を流れる電流 R M S である  $I_{QRMS}$  を表す出力を与える。電圧変換器 9 5 の出力は、治療用信号の周波数又はその周辺の周波数をフィルタにより除去する一方で、照会信号の周波数又はその周辺の周波数を通過させるように設けられた帯域通過フィルタ 1 1 3 に接続されている。帯域通過フィルタ 1 1 3 の出力は R M S コンバータ 1 1 4 に接続されている。R M S コンバータ 1 1 4 は感知した電圧を D C 信号に変換して、照会電極 5 1、5 2 の間の電圧 R M S である  $V_{QRMS}$  を表す出力を与える。

10

#### 【 0 0 8 6 】

出力 1 1 5 及び 1 1 6 はアナログデバイダ 8 8 と類似のアナログデバイダ 1 1 7 に供給される。アナログデバイダ 1 1 7 は  $I_{QRMS}$  によって  $V_{QRMS}$  を割り算して、第 1 の照会電極 5 1 及び第 2 の照会電極 5 2 における測定されたインピーダンス  $Z_a$  を表す出力信号 1 1 8 を出力する。

#### 【 0 0 8 7 】

第 1 の照会電極 5 1 及び第 2 の照会電極 5 2 を用いて凝固の完了の検出を開始させるために、最小量の電流が治療用電極であるアンビル 1 8 及び U 字形治療用電極 3 9 に供給されなくてはならない。R M S コンバータ 8 4 の出力 8 6 の  $I_{TRMS}$  ( 図 2 1 ) は比較器 1 1 9 に入力され、比較器 1 1 9 の出力は凝固完了回路 1 2 0 内のピーク検出器 9 7 をイネーブルにする。治療用電極に供給される最小より大きい電流により凝固完了回路が以下に記載のように動作を開始する。  $I_{QRMS}$ 、 $V_{QRMS}$  及び測定されたインピーダンス  $Z_a$  から、インピーダンス感知装置は凝固が完了したかどうかを判断する。

20

#### 【 0 0 8 8 】

凝固完了状態は次のようにして判定される。まず、最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  が決定される。次いで、凝固が完了する目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  が最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  の関数として計算される。初期インピーダンス、最小インピーダンス  $Z_{MIN}$ 、目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$ 、インピーダンス曲線の勾配、及び完了までの時間は、与えられたアプリケーション及び / 又は装置によって変化するが、最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  の関数  $f(Z_{MIN})$  と相互に関係する傾向にある。使用される装置及び / 又は実際の所望の結果に依存して、最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  の実際の関数は変化する。この実施例においては、 $f(Z_{MIN})$  はリニアで、 $f(Z_{MIN}) = 0.2 Z_{MIN} + 500$  である。この関数は制限されている。即ち、 $Z_{MIN}$  が 560 オームより大であれば、 $Z_{TARGET}$  は  $Z_{MIN} + 50$  オームである。 $f(Z_{MIN})$  は異なる関数であってもよい。それは連続、非連続、リニア、ノンリニア、区分的近似、及び / 又はルックアップテーブルの形式でもよい。 $f(Z_{MIN})$  はまた、異なる値に制限されてもよい。

30

#### 【 0 0 8 9 】

インピーダンス信号 1 1 8 は組織が凝固したことを以下のようにして判定する。まず測定されたインピーダンス  $Z_a$  が最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  かどうかを判定する。インピーダンス信号線 1 1 8 上のインピーダンス  $Z_a$  はゲインオフセットインバータ 9 6 によって反転され且つオフセットされる。ゲインオフセットインバータ 9 6 の出力はピーク検出器 9 7 に接続されている。ゲインオフセットインバータ 9 6 の出力 1 0 2 は測定されたインピーダンス  $Z_a$  を反転し且つオフセットした値、即ち  $(-Z_a + k)$  を表す。 $Z_{MIN}$  は遭遇する  $(-Z_a + k)$  の値のうちの最高オフセットによって表されることになる。

40

#### 【 0 0 9 0 】

最小スレショルド電流が治療用電極である U 字形治療用電極 3 9 及びアンビル 1 8 に供給されると、ピーク検出器 9 7 は比較器 1 1 9 の出力によってイネーブルにされる。これにより、ピーク検出器 9 7 は測定されたインピーダンス  $Z_a$  の最大値、即ち  $Z_{MIN}$ 、を反転し且つオフセットした値を検出し保持する。 $Z_{MIN}$  が発生すると、ピーク検出器 9 7 の出力 1 0 3 は  $(-Z_{MIN} + k)$  を表す。

50

## 【 0 0 9 1 】

最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  が決定されると、その関数  $f(Z_{MIN})$  が計算されて、処理（凝固）が完了する時のインピーダンスである目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  が出力される。ピーク検出器 97 の出力 103 は、 $f(Z_{MIN})$  を計算して目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  を決定するスレシヨルド決定回路 98 に接続されている。スレシヨルド決定回路の出力 99 は測定されたインピーダンス  $Z_a$  が  $Z_{MIN}$  に等しい時の  $Z_{TARGET}$  を表す。

## 【 0 0 9 2 】

$Z$  と  $f(Z_{MIN})$  の間で連続的な比較が行われる。ここで、最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  が検出されるまで関数  $f(Z_{MIN})$  は連続的に計算されることに着目すべきである。この比較は最小インピーダンス  $Z_{MIN}$  が決定されるまでは測定されたインピーダンス  $Z_a$  と関数  $f$  (  $Z_{MIN}$  ) の間で連続的に行われる。しかしながら、組織の処理の間は  $f(Z_a)$  は測定されたインピーダンス  $Z_a$  より大きくて早期の凝固完了信号は発生しないと予想されるので、これは重大な結論ではない。

10

## 【 0 0 9 3 】

測定されたインピーダンス  $Z_a$  が目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  以下の場合、RF エネルギーは連続的に供給され凝固完了信号が発生し受け取られるまでは上記したステップが行われる。測定されたインピーダンス  $Z_a$  が目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  以上であれば、凝固が完了したことを表す信号がコントローラに与えられて凝固が完了する。この実施例においても、ピーク検出器 97 を介して  $Z_{MIN}$  の決定を調節するために、測定されたインピーダンス  $Z_a$  は反転され且つシフトされていることに着目される。このパラグラフにおいて言及されているインピーダンス値とは実際のインピーダンス値である。

20

## 【 0 0 9 4 】

スレシヨルド決定回路 98 の出力 99 である  $Z_{TARGET}$  は比較器としてのオペアンプ 100 の非反転入力 101 に入力される。ゲインオフセットインバータ 96 の出力 102 はオペアンプ 100 の反転入力 104 に接続されている。オペアンプ 100 は、オペアンプ 100 の反転入力 104 に入力される値を示す  $(-Z_a + k)$  と、 $(-Z_{MIN} + k)$  の関数として計算された値を表す目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  とを比較する。 $(-Z_a + k)$  が目標インピーダンス  $Z_{TARGET}$  以下であれば、オペアンプ 100 の出力 105 は正である。即ち、測定されたインピーダンス  $Z_a$  が関数  $f(Z_{MIN})$  より大きいと、凝固完了信号がオペアンプ 100 の出力 105 に現れる。

30

## 【 0 0 9 5 】

出力 105 における信号は凝固完了条件が存在するかどうかを表し、コントローラ 79 に与えられる。凝固完了条件が存在すると、コントローラにより RF エネルギーが自動的にオフになる。

## 【 0 0 9 6 】

コントローラ 79 は以下の論理を有する。

表1

| スイッチ (130) | CC (125) | RFオン (129) |
|------------|----------|------------|
| 0          | 0        | 0          |
| 0          | 1        | 0          |
| 1          | 1        | 1          |
| 1          | 1        | 0          |

40

## 【 0 0 9 7 】

動作において、装置 10 の末端効果器 15 は組織が処理されるべき場所に配置される。次

50

いで、顎部材 3 2、3 4 が開かれて、組織が顎部材 3 2、3 4 の互いに向き合っているそれぞれの内側表面 3 3、3 5 間に配置される。次に、クランプ用引き金 1 2 が絞られて顎部材 3 2、3 4 が閉じ、対向する表面 3 3、3 5 の間で組織を配置し且つ圧縮する。組織が顎部材 3 2、3 4 の間に適切に配置されると、ユーザはユーザにより駆動される電氣的スイッチ 5 9 を用いて電気外科的ジェネレータ 7 0、9 0 から R F エネルギーを与える。

【0098】

共に隆起部 5 6 を形成している、電氣的連絡用電極棒 2 7、2 8 及び絶縁部材 3 1 は、顎部材 3 4 の内側表面に向けて組織を圧縮する。U 字形治療用電極 3 9、即ち電氣的連絡用電極棒 2 7、2 8 と、電氣的に反対の電極、即ちアンビル 1 8 との間で、圧縮された組織を電流が流れる。第 1 の照会電極 5 1 及び第 2 の照会電極 5 2 の間で、上記電流の周波数とは異なる周波数の電流が流れる。

10

【0099】

上記したようにして、凝固完了条件が判定されて治療用電極への R F エネルギーがオフになるまで、第 1 の照会電極 5 1 及び第 2 の照会電極 5 2 によりインピーダンスが測定される。

【0100】

凝固完了状態が示されると、点火用引き金 1 4 が駆動されて切断要素 1 1 をナイフチャンネル 2 6 を通して前進させ、電氣的連絡用電極棒 2 7、2 8 の間に係合されている組織の焼灼された部分を切断する。同時に、点火用引き金 1 4 はトラック 2 5 を通してくさび 1 3 を前進させ、且つアンビル 1 8 のポケット 3 6 の中に前進させて、ステーブル 1 7 を発射する。こうして、切断線は電氣的連絡用電極棒 2 7、2 8 により形成された凝固線に対して中間線となり、ステーブル 1 7 は、切断要素 1 1 が組織を切断する時の切断要素 1 1 の各側の上の縦方向の単一系列の中に適用される。

20

【0101】

1 実施例において、カートリッジは、現在使用されている腹壁鏡のステープリング内のカートリッジの通常の一重列のステーブル及び切断装置とは対照的に、単一のステーブル列を有することによりマルチファイアステープリングが可能になる。よりよい止血を行うために、各平行列に一重列のステーブルを与えるこのタイプのステーブラが設計されていた。一重列のステーブルを収容するのに必要なスペースの大きさのために、積み重ねられたステーブルを持つ再点火可能なカートリッジは好ましくなかった。ステーブルを積み重ねる追加のスペースが必要となるからである。マルチファイアステープリングの実施例では、単一の列のステーブルが用いられる。単一の列のステーブルを用いると、ステーブルの第 2 の列により予め占められていたスペースにステーブルを積み重ねることができ、マルチファイアを可能にする。

30

【0102】

上述した好ましい実施例は円形のステーブラを含んでもよい。円形ステーブラの動作はこの技術において知られており、例えば、米国特許第 5,104,025 号に記載されている。記載した実施例の変形により、管内の（イントラルミナルな）ステーブラに類似の組織の溶接、焼灼、及び切断装置を提供できる。この実施例においては、1993 年 7 月 22 日出願の、米国特許出願シリアル番号第 08/095,797 号に記載されている装置に類似の装置が提供される。電極は絶縁対で分離された 2 つの同心円電極の形に形成されている。この電極は、圧縮用隆起部を形成し且つインターフェース面のいずれかの上にある絶縁体の半径方向内側又は半径方向外側に配置されている。円形切断装置のステープリングの実施例の電極はステーブラのカートリッジ又はアンビルの上に配置されている。

40

【0103】

上記電気外科的装置および方法は次のような態様が可能である。

A) 処理すべき組織をその間に係合するように適合された第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面を備えている末端効果器を含む組織処理部を有する外科用器具と、

エネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように適合されており、且つその間で電氣的エネルギーを導通することができ、組織に接触する第 1 及び第 2 の治療用電極を

50

含み、前記第 1 及び第 2 の治療用電極の少なくとも 1 つは前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つに関係付けられている、第 1 及び第 2 の治療用ポールと、

エネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように適合されており、且つその間で電気的エネルギーを導通することができ、組織に接触する第 1 及び第 2 の照会電極を含み、前記第 1 及び第 2 の照会電極の少なくとも 1 つは前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つに関係付けられている、第 1 及び第 2 の照会ポールと、

を備えた、外科的处理中に組織を処理する電気外科的装置。

B) 末端効果器を有し、前記末端効果器は、

その間に組織を係合させることができる第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面であって、前記末端効果器が前記インターフェース面内の電気外科的エネルギーを受け取ることができるようにしたものと、

10

その間で電気外科的エネルギーを導通することができ、電気的に反対の治療用電極を含み、電気的に分離された第 1 及び第 2 の治療用ポールと、そして、

その間で電気外科的エネルギーを導通することができ、電気的に反対の照会電極を含み、電気的に分離された第 1 及び第 2 の感知用ポールとを備え、

前記治療用電極の少なくとも 1 つは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されて、それにより前記治療用ポールの間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して電気外科的エネルギーを通過させて、組織を電気外科的に処理することができ、

前記照会電極の少なくとも 1 つは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されて、それにより前記感知用ポールの間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して感知用の電気外科的エネルギーを通過させて、前記感知用ポールの間で前記組織の電気的パラメータを測定できるようにした、電気外科的装置。

20

1) 前記治療用電極の各々は前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されている、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

2) 前記照会電極の各々は前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されている、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

3) 前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の間に組織圧縮ゾーンを形成する隆起部を含み、前記末端効果器は更に前記インターフェース面と前記隆起部を二分する平面を備えており、

30

前記照会電極は前記平面に関して圧縮用の前記隆起部と反対の横側の上に配置されている、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

4) 前記治療用電極は、電流が前記第 1 及び第 2 の治療用ポールの間を流れると前記組織圧縮ゾーンにおいて電気外科的組織処理がなされるように配置されている、上記態様 3 に記載の電気外科的装置。

5) 前記第 1 及び第 2 の治療用電極の 1 つは前記第 1 及び第 2 の感知用ポールの電位と同じである、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

6) 前記末端効果器に結合された切断要素を更に備え、前記切断要素は前記末端効果器に係合された組織を、切断線を介して分割するようになっている、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

40

7) 前記照会電極は前記切断線の対向する側の上に配置されている、上記態様 6 に記載の電気外科的装置。

8) 前記照会電極はインターフェース面の周囲の上に配置されてその周囲において係合されている組織のインピーダンスを測定するようになっている、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

9) 前記電気的パラメータは前記組織に供給される電流である、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

10) 前記電気的パラメータは前記組織に印加される電圧である、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

【0104】

50

1 1) 前記電氣的パラメータは組織のインピーダンスである、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

1 2) 前記電氣的パラメータは前記組織に供給される電圧及び電流であり、それにより前記照会電極の間の組織のインピーダンスを決定できる、上記態様 B 記載の電気外科的装置。

C) 末端効果器を有し、前記末端効果器は、

その間に組織を係合させることができる第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面であって、前記末端効果器が前記インターフェース面内の電気外科的エネルギーを受け取ることができるようにしたものと、

その間で電気外科的エネルギーを導通することができ、電氣的に反対の治療用電極を含み、電氣的に分離された第 1 及び第 2 の治療用ポールと、そして、

その間で電気外科的エネルギーを導通することができ、電氣的に反対の照会電極を含み、電氣的に分離された第 1 及び第 2 の感知用ポールとを備え、

前記治療用電極の少なくとも 1 つは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されて、それにより前記治療用ポールの間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して電気外科的エネルギーを通過させて、組織を電気外科的に処理することができ、

前記照会電極の少なくとも 1 つは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されて、それにより前記感知用ポールの間で前記インターフェース面により係合されている組織を通して感知用の電気外科的エネルギーを通過させて、前記感知用ポールの上に伝達された前記感知用電気外科的エネルギーの電氣的パラメータを測定できるようにした、電気外科的装置。

1 3) 前記治療用電極の各々は前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されている、上記態様 C 記載の電気外科的装置。

1 4) 前記第 1 及び第 2 の前記照会電極の各々は前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置されている、上記態様 C 記載の電気外科的装置。

D) 末端効果器と、

その間に組織を係合させることができる第 1 及び第 2 の対向するインターフェース面であって、前記末端効果器が前記インターフェース面内の電気外科的エネルギーを受け取ることができるようにしたものと、

その間で電気外科的エネルギーを導通することができ、電氣的に反対の治療用電極を含み、電氣的に分離された第 1 及び第 2 の治療用ポールと、そして、

その間で電気外科的エネルギーを導通することができ、電氣的に反対の照会電極を含み、電氣的に分離された第 1 及び第 2 の感知用ポールとを備え、

前記治療用電極の各々及び前記第 1 及び第 2 の照会電極の各々は、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の 1 つの上に配置されている末端効果器を有する電気外科的装置を用意する段階と、

組織を前記インターフェース面の間に係合させる段階と、

治療用電気外科的エネルギーを前記治療用電極の間の前記組織に供給する段階と、

組織の効果が生じた時を決定する段階と、

前記組織の効果を表す信号を供給する段階とを備える、電気外科的方法。

1 5) 前記組織の効果は凝固完了状態である、上記態様 D 記載の方法。

1 6) 前記電氣的パラメータは組織のインピーダンスである、上記態様 D 記載の方法。

E) 処理すべき組織を係合するように適合された末端効果器を含む組織処理部を有する外科用器具と、

エネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように適合されており、且つその間で電氣的エネルギーを導通することができ、組織に接触する第 1 及び第 2 の治療用電極を含み、前記第 1 及び第 2 の治療用電極の少なくとも 1 つは前記外科用器具の前記組織処理部に関係付けられている、第 1 及び第 2 の治療用ポールと、

エネルギー源から電気外科的エネルギーを受け取るように適合されており、且つその間

10

20

30

40

50

で電気的エネルギーを導通することができ、組織に接触する第 1 及び第 2 の照会電極を含み、前記第 1 及び第 2 の照会電極の少なくとも 1 つは前記外科用器具の前記組織処理部に関係付けられている、第 1 及び第 2 の照会ポールと、

前記治療用電極に供給される R F エネルギーを制御するエネルギー制御信号と、

前記照会電極に接続されており、前記末端効果器により係合されている組織のインピーダンスを測定するインピーダンス測定回路とを備え、

前記インピーダンス測定回路は、前記照会電極の間の前記組織が処理電極により治療用エネルギーで処理されるとき、前記照会電極の間の組織の最小インピーダンスを測定し、組織の所望の状態が達成されたときの、前記最小インピーダンスの関数である目標インピーダンスを決定し、前記照会電極の間の組織の測定されたインピーダンス値を目標インピーダンス値と比較し、前記測定されたインピーダンス値が前記目標インピーダンス値を越えたとき前記制御信号を調整するように適合されている、外科的処理中に組織を処理する電気外科的装置。

10

17) 電気外科的エネルギーを前記治療用電極に供給するように配置されたエネルギー源を更に備え、前記エネルギー源は前記制御信号に応答して前記エネルギーを前記治療用電極に供給するようにした、上記態様 E 記載の電気外科的装置。

18) 前記インピーダンス測定回路は、

最小インピーダンス値を決定するための第 1 の装置と、

前記第 1 の装置に接続されており、前記目標インピーダンス値を前記最小インピーダンス値の関数として決定する目標決定装置と、

20

測定されたインピーダンスを前記目標インピーダンスと比較して、前記測定されたインピーダンス値が前記目標インピーダンス値を越えたかどうかを表す信号を発生する第 1 の比較装置とを備えた、上記態様 E 記載の電気外科的装置。

19) 前記末端効果器は、組織をその間に係合するための互いに相対的に移動可能な第 1 及び第 2 の要素を備え、前記第 1 の治療用電極は前記第 1 及び第 2 の要素の少なくとも 1 つの上に配置されている、上記態様 E 記載の電気外科的装置。

20) 前記第 2 の治療用電極は前記第 1 及び第 2 の要素の少なくとも 1 つの上に配置されている、上記態様 19 に記載の電気外科的装置。

【0105】

21) 前記第 1 及び第 2 の照会電極は前記第 1 及び第 2 の要素のいずれか 1 つ又は両方の上に配置されており、前記インピーダンス測定回路は前記第 1 及び第 2 の照会電極の間で且つ前記第 1 及び第 2 の要素の間に係合されている組織のインピーダンスを測定するように適合されている、上記態様 19 に記載の電気外科的装置。

30

22) 前記 1 つ以上の第 1 の治療用電極の各々は、前記インターフェース面に関して前記 1 つ以上の第 2 の治療用電極からオフセットされている、上記態様 21 に記載の電気外科的装置。

23) 前記第 1 及び第 2 の要素は、電気外科的に処理されるべき組織を係合するための第 1 及び第 2 のインターフェース面を備えており、

前記第 1 の治療用ポールは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置された 1 つ以上の第 1 の治療用電極を備えており、

40

前記第 2 の治療用ポールは、前記第 1 及び第 2 のインターフェース面の少なくとも 1 つの上に配置された 1 つ以上の第 2 の治療用電極を備えている、上記態様 19 に記載の電気外科的装置。

24) 前記 1 つ以上の第 1 の治療用電極は、前記インターフェース面に関して前記 1 つ以上の第 2 の治療用電極からオフセットされている、上記態様 23 に記載の電気外科的装置。

F) 1 つ以上の組織処理用電極と電気的に反対の照会電極とを備えた末端効果器を含む電気外科的器具を用意する段階と、

電気外科的に処理されるべき組織に、前記 1 つ以上の組織処理用電極を通して、感知用電気外科的エネルギーを供給する段階と、

前記照会電極の間の組織の電気的パラメータを測定する段階と、

50

前記照会電極の間の組織の測定された電氣的パラメータを表す信号を発生する段階と、  
前記測定された電氣的パラメータから治療用の目標となる電氣的パラメータを決定する  
段階と、

続いて測定された電氣的パラメータを前記目標値と比較する段階と、

制御信号を生成して、前記測定された電氣的パラメータに応答して前記電気外科的器具  
への R F エネルギーを制御し、前記目標値に到達する段階と、

前記 1 つ以上の治療用電極を通して組織に与えられるエネルギーを、前記制御信号に応  
じて制御する段階とを備える、組織の電気外科的処理方法。

G) 1 つ以上の組織処理用電極と電氣的に反対の照会電極とを備えた末端効果器を含む電  
気外科的器具を用意する段階と、

10

電気外科的に処理されるべき組織に、前記 1 つ以上の組織処理用電極を通して、感知用  
電気外科的エネルギーを供給する段階と、

前記照会電極の間の組織のインピーダンスを測定する段階と、

前記照会電極の間の組織の測定されたインピーダンス値を表すインピーダンス信号を発  
生する段階と、

前記インピーダンス信号から代表的最小インピーダンスを測定する段階と、

最小インピーダンス値の関数としての代表的目標インピーダンス値を決定する段階と、

続いて測定されたインピーダンス信号を前記目標インピーダンス値と比較する段階と、

制御信号を生成して、前記目標インピーダンス値を越える前記測定されたインピーダン  
スに応答して前記電気外科的器具への R F エネルギーを制御する段階と、

20

前記 1 つ以上の治療用電極を通して組織に与えられるエネルギーを、前記制御信号に応  
じて制御する段階とを備える、組織の電気外科的処理方法。

25) 更に、前記末端効果器に含まれる、組織に接触し対向する表面を用意し、前記表面  
の間に処理されるべき組織に係合している前記表面はその間に処理されるべき組織に係合  
するために移動可能であり、前記照会電極及び前記 1 つ以上の治療用電極は前記表面のい  
ずれか 1 つまたは両方に関係付けられている、上記態様 F 記載の方法。

H) 第 1 及び第 2 の組織係合用表面を備える末端効果器を有する電気外科的器具を用意し  
、この場合前記第 1 及び第 2 の組織係合用表面の少なくとも 1 つはその上に、電気外科的  
治療システムの第 1 のポールに関係付けられた組織に接触する治療用電極を含ませ、前記  
第 1 及び第 2 の組織係合用表面の少なくとも 1 つはその上に、電気外科的治療システム  
の第 2 のポールに関係付けられた組織に接触する治療用電極を含ませ、前記第 1 及び第 2 の  
組織係合用表面の少なくとも 1 つはその上に、インピーダンス感知システムの第 1 のポー  
ルに関係付けられた組織に接触する第 1 の照会電極と、インピーダンス感知システムの第  
2 のポールに関係付けられた組織に接触する第 2 の照会電極とを含ませる段階と、

30

前記第 1 及び第 2 の組織係合表面の間に、処理されるべき組織に係合する段階と、

前記第 1 及び第 2 の組織に接触する治療用電極に供給される R F エネルギーを選択的に  
制御してその間に配置された組織を処理する段階と、

前記第 1 及び第 2 の照会電極の間の処理された組織のインピーダンスを前記第 1 及び第  
2 の照会電極で測定する段階と、

組織の処理が完了するときのスレシヨルドインピーダンスを設定する段階と、

40

測定されたインピーダンス値を前記スレシヨルドインピーダンス値と比較する段階と、  
そして、

測定されたインピーダンス値が前記スレシヨルドインピーダンス値に到達するか越える  
という条件で、前記第 1 及び第 2 の治療用電極に結合した R F エネルギーを制御又はオフ  
に切り替える段階とを備える、電気外科的な組織の処理方法。

I) エネルギー源から、外科用器具の組織処理部に連絡している 1 つ以上の治療用電極に  
供給される電気外科的エネルギーを制御するエネルギー制御信号と、

前記外科用器具の組織処理部に連絡している組織に接触する照会電極と、前記外科用器  
具の組織処理部に連絡している 1 つ以上の治療用電極に治療用電気外科的エネルギーを供  
給するように配置されたエネルギー源とに、接続されるようになっているインピーダンス

50



測定回路と、

を備え、

前記インピーダンス測定回路は前記外科用器具の組織処理部により係合された組織のインピーダンスを測定するようになっており、

前記インピーダンス測定回路は、

最小インピーダンス値を決定する第 1 の装置と、

前記第 1 の装置に接続され、前記最小インピーダンス値の関数としての目標インピーダンスを決定する目標決定装置と、

測定されたインピーダンス値を前記目標インピーダンス値と比較し、前記測定されたインピーダンス値が前記目標インピーダンス値を越えたかどうかを示す信号を発生する第 1 の比較装置と、

を備えた、電気外科的インピーダンスフィードバック制御装置。

【 0 1 0 6 】

【 発明の効果 】

以上の記載から明かなように、この発明によれば、上記したインピーダンスフィードバックシステムは、十分な焼灼が起きた時を示すのに使用される。凝固が完了すると、コントローラによりユーザに信号が与えられるか、あるいはコントローラは自動的に R F エネルギーをオフにする。他の信号も同様に装置のユーザに与えることができる。例えば、測定されたインピーダンスに対応する音をユーザに与えてインピーダンスの変化を聴覚によりモニタすることもできる。以上に記載されたこの発明及び特定の詳細及び実施の方法は例示として示した。しかし、記載した基本原理の多数の変形、修正、拡張が この発明の精神及び範囲を逸脱することなく可能であることは、当業者に容易に理解できる。

【 0 1 0 7 】

この装置及び / 又は方法は、モノポーラ、バイポーラ及びマルチポーラの形態を含む電気外科的装置の様々なタイプに使用することを意図している。凝固の完了又は他の組織の特性又は状態を判定するために、多数の異なるインピーダンスフィードバックシステムがやはり使用できる。照会電極は、処理を通じて、連続的に、周期的に、あるいは所定の又はユーザが開始した特定の時間に、励起してもよい。インピーダンスフィードバックシステムは実際の装置内と共に、別のユニットとして及び / 又はエネルギー源又はジェネレータとして、一部又は全体に含ませることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 この発明の 1 実施例の内視鏡用電気外科的器具の斜視図である。

【 図 2 】 切断又はステープリングの前の閉じてクランプされた状態で示される、図 1 の実施例の側面図である。

【 図 3 】 R F エネルギーが組織に加わる時が示される図 2 の実施例の側面図である。

【 図 4 】 R F エネルギーが加わった後で組織がステープルされ且つ切断された後が示される図 3 と類似の側面図である。

【 図 5 】 図 1 の装置のハンドル部の近傍の分解斜視図である。

【 図 6 】 図 1 の装置の中間及び遠位部の分解斜視図である。

【 図 7 】 左側のハンドルカバー及びバネが除かれた状態で示される、図 1 の装置の第 1 の、オープン位置にあるハンドル部の近傍の側面図である。

【 図 8 】 この発明で用いられるバネ及びコネクタの位置を示す左側のハンドル部の内側の側面図である。

【 図 9 】 装置の中間部の縦断面図である。

【 図 1 0 】 それぞれのコンタクト部へのバネのコンタクトを示す中間部の近端部の側面図である。

【 図 1 1 】 装置の中間部の近端部の拡大側面図である。

【 図 1 2 】 図 1 1 の線図 1 2 - 図 1 2 に沿った横断面図である。

【 図 1 3 】 それぞれのコンタクト部にコンタクトしているバネを示す斜視図である。

【 図 1 4 】 バネのそれぞれのコンタクト部への圧力印加を可能にするバネにおけるわずか

10

20

30

40

50

なバイアスを示す図 12 のエンドビューを示す図である。

【図 15】閉じてクランプされた状態で示される、図 1 の装置の遠端点の縦断面図である。

【図 16】図 14 の遠端点の一部拡大断面図である。

【図 17】図 15 の線図 17 - 図 17 に沿った縦断面図である。

【図 18】図 15 の線図 18 - 図 18 に沿った縦断面図である。

【図 19】この発明の他の実施例の装置の遠端点の前断面図である。

【図 20】この発明の他の実施例の装置の遠端点の前断面図である。

【図 21】図 1 の装置において用いられるコントローラのアナログの実施例の概略ブロック図である。

10

【図 22】図 1 の装置において用いられるコントローラのアナログの実施例の概略ブロック図である。

【図 23】図 1 に示した電気外科的装置を用いて組織に電気外科的エネルギーを加えている間のインピーダンスの変化を示す特性曲線を示す図である。

#### 【符号の説明】

10 カutting及びステープリング装置（外科用器具）

11 切断要素

15 末端効果器

18 アンビル（治療用電極）

32 顎部材（組織処理部）

20

34 顎部材（組織処理部）

35 内面（インターフェース面）

39 U字形治療用電極（治療用電極、第 1 のポール）

51 第 1 の照会電極（感知用ポール）

52 第 2 の照会電極（感知用ポール）

56 隆起部

96 ゲインオフセットインバータ

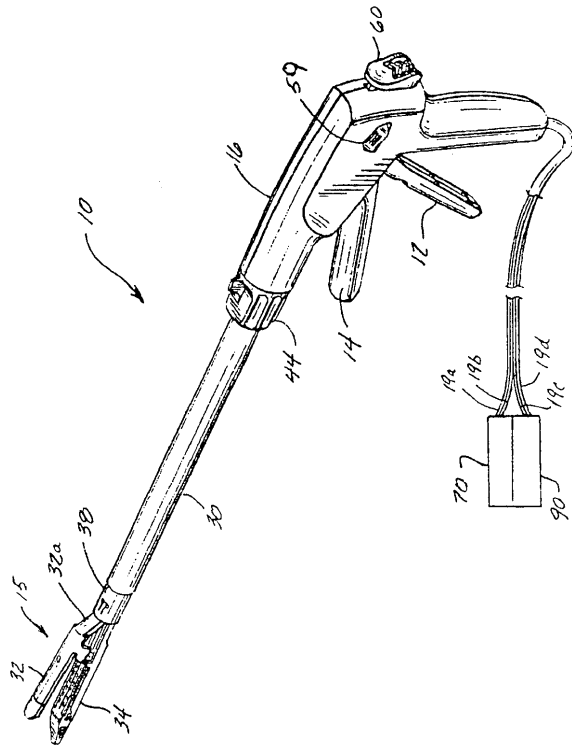
97 ピーク検出器

100 オペアンプ（第 1 の比較装置）

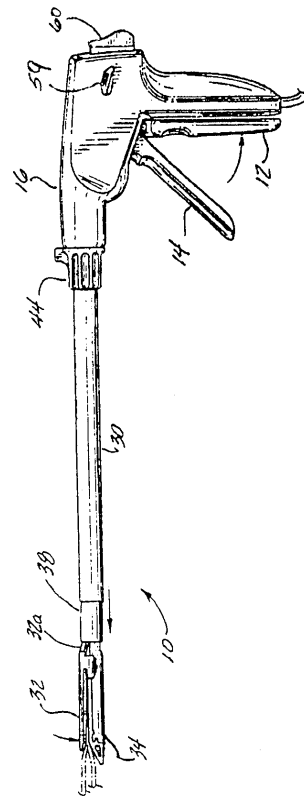
210 インピーダンスモニタ装置

30

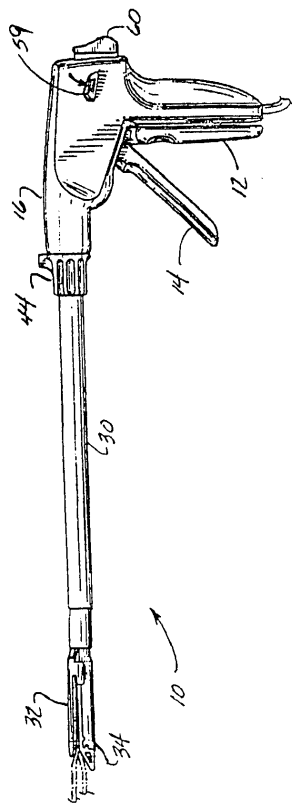
【図 1】



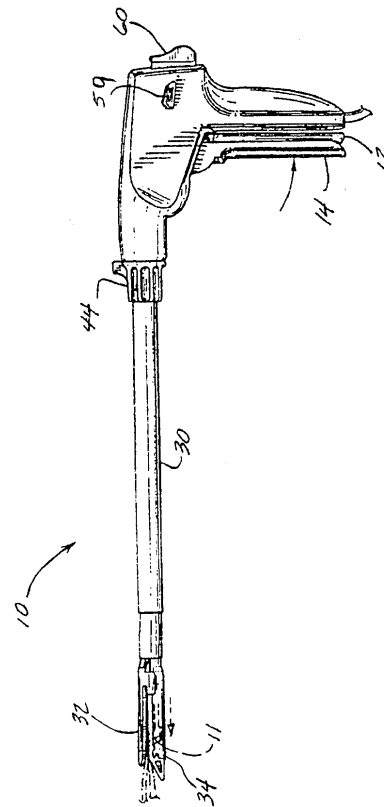
【図 2】



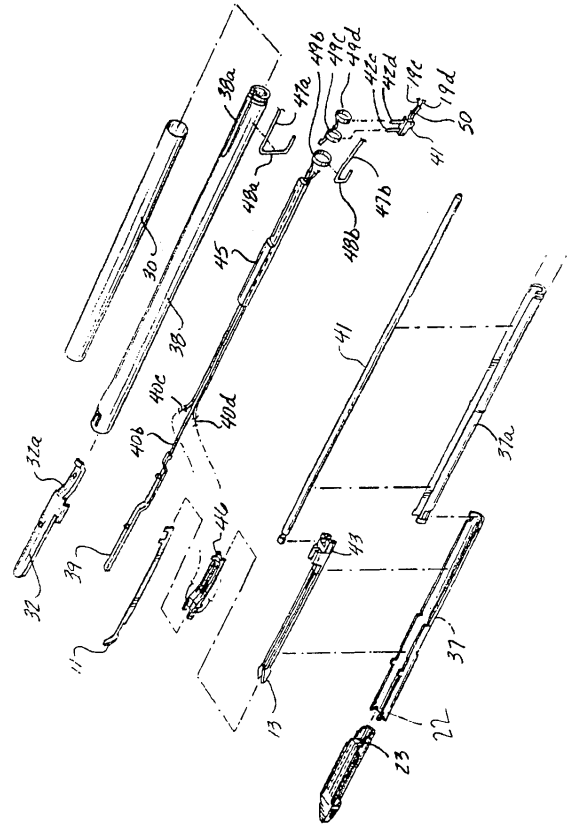
【図 3】



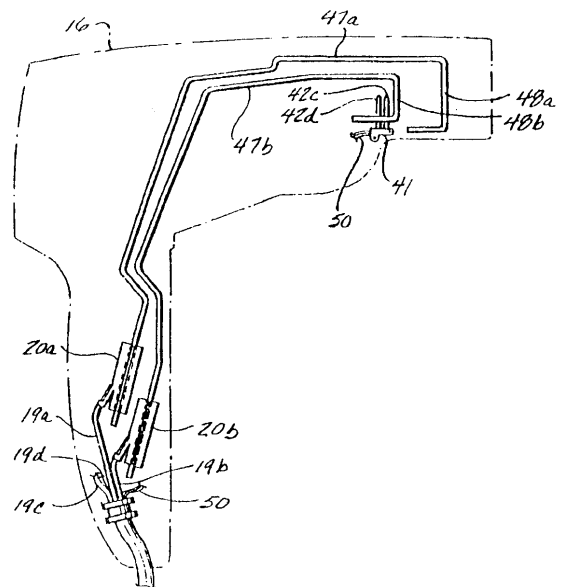
【図 4】



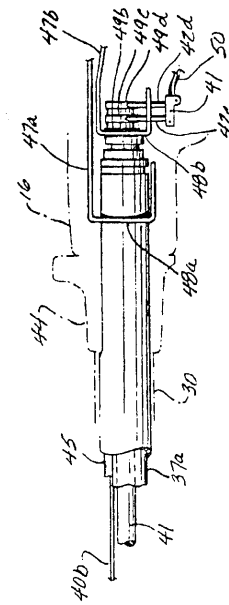
【 図 6 】



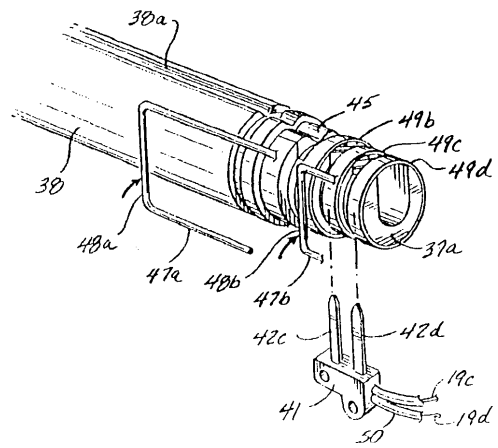
【 図 8 】



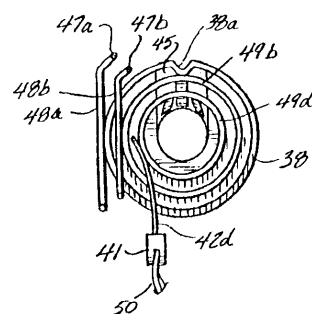
【 図 1 0 】



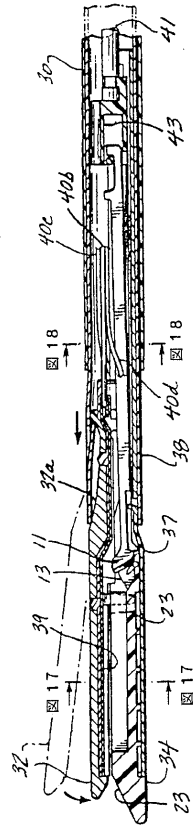
【 図 1 3 】



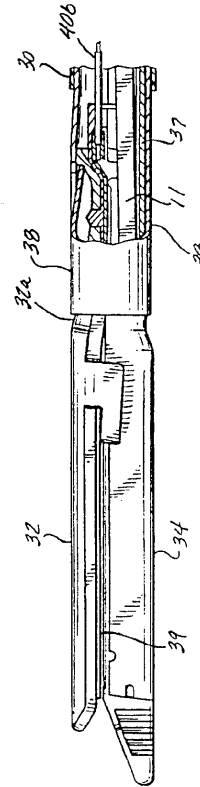
【 ㄨ 1 4 】



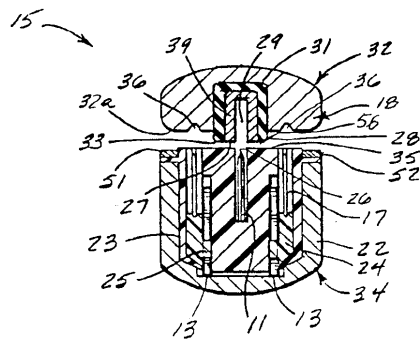
【図 15】



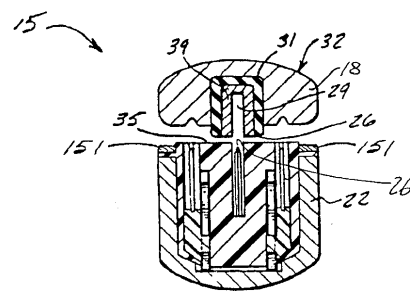
【図 16】



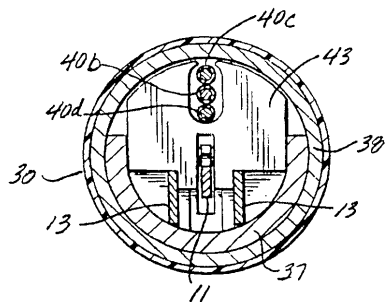
【図 17】



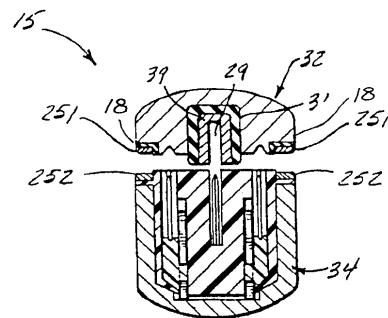
【図 19】



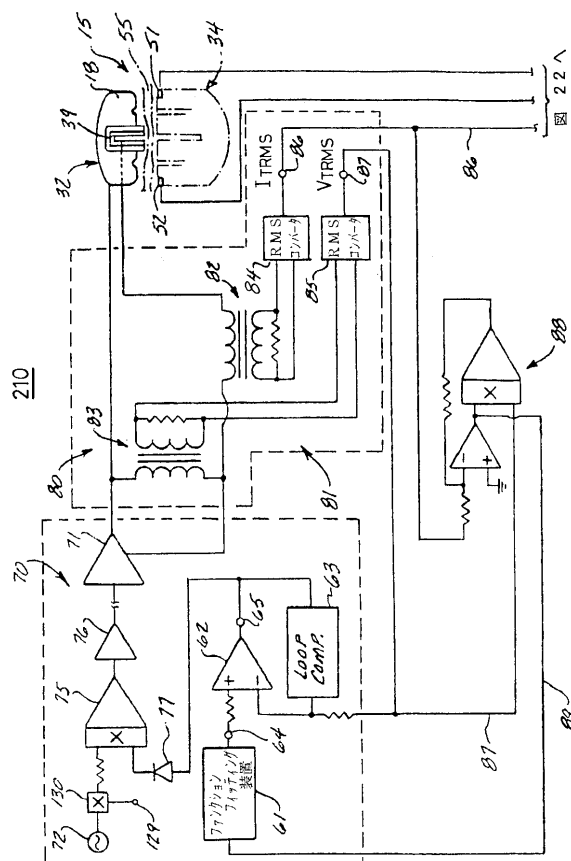
【図 18】



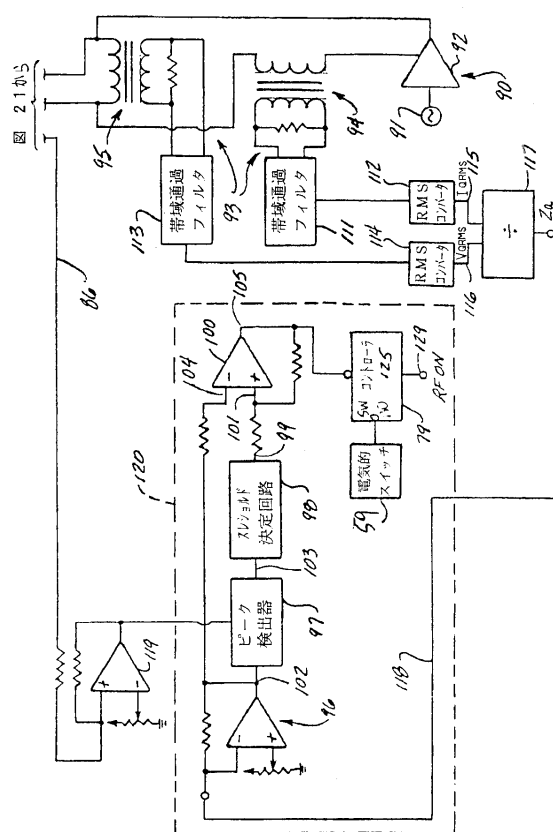
【図 20】



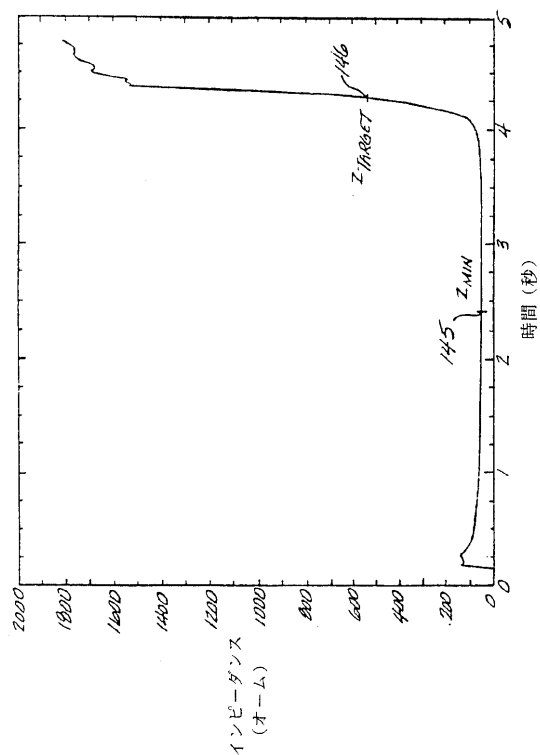
【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 図 2 3 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ウォーレン・ピー・ウィリアムソン

アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、サウスベンド・コート 101

(72)発明者 デビッド・シー・イエイツ

アメリカ合衆国、45069 オハイオ州、ウエスト・チェスター、ギャルウェイ・コート 75  
34

審査官 内藤 真徳

(56)参考文献 特表平06-500476(JP,A)

国際公開第94/028809(WO,A1)

特開昭60-072544(JP,A)

特開平04-044739(JP,A)

国際公開第94/024949(WO,A1)

特開平05-337131(JP,A)

特開昭58-103445(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12