

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6514188号
(P6514188)

(45) 発行日 令和1年5月15日(2019.5.15)

(24) 登録日 平成31年4月19日(2019.4.19)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 18/12

請求項の数 18 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2016-505889 (P2016-505889)
 (86) (22) 出願日 平成26年4月2日 (2014.4.2)
 (65) 公表番号 特表2016-514561 (P2016-514561A)
 (43) 公表日 平成28年5月23日 (2016.5.23)
 (86) 國際出願番号 PCT/GB2014/051034
 (87) 國際公開番号 WO2014/162132
 (87) 國際公開日 平成26年10月9日 (2014.10.9)
 審査請求日 平成29年3月29日 (2017.3.29)
 (31) 優先権主張番号 1305987.8
 (32) 優先日 平成25年4月3日 (2013.4.3)
 (33) 優先権主張国 英国(GB)
 (31) 優先権主張番号 14/020, 240
 (32) 優先日 平成25年9月6日 (2013.9.6)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 594089821
 ジャイラス メディカル リミテッド
 イギリス C F 3 O L T カーディフ
 セント メロンズ フォートラン ロード
 (74) 代理人 100097320
 弁理士 宮川 貞二
 (74) 代理人 100100398
 弁理士 柴田 茂夫
 (72) 発明者 ウィリアムズ, デビッド ニコラス
 イギリス国 C F 8 3 3 A G ケアフィ
 リー, ドル ワイ フェリン ストリート
 56
 審査官 宮下 浩次

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気手術システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも、第1のユニットと第2のユニットとを備え、前記第2のユニットは前記第1のユニットに取り外し可能に接続可能であり、電極アセンブリに連結されており、前記第1のユニットは、

- a) 電源、
- b) 無線周波出力を発生させるRF発振回路、及び
- c) RF出力を前記電極アセンブリに供給するよう構成されている出力部、を備え、

前記第2のユニットが、第1の期間について第1の有限の非ゼロ値を持つパラメータと、第2の期間について第2の有限の値を持つパラメータとを前記第1のユニットに交互に提供する識別回路を備え、

前記第1のユニットが、前記識別回路の特性を検出して出力信号を提供するよう構成されている検知回路を含み、前記第1のユニットが、前記検知回路に接続され、前記出力信号を受信するコントローラを更に含み、前記コントローラが前記検知回路からの前記出力信号に応じて前記RF出力を前記電極アセンブリに適するよう調節するよう構成されており；

前記識別回路の特性が、前記第1の期間と前記第2の期間との交番の周波数である、電気手術システム。

【請求項 2】

10

20

前記第1のユニットが、前記第1の期間と前記第2の期間との比率を検出するように構成されている。

請求項1に記載の電気手術システム。

【請求項3】

前記第1のユニットが、前記第1の期間の前記パラメータの値を検出するように構成されている。

請求項1に記載の電気手術システム。

【請求項4】

前記第1のユニットが、前記第2の期間の前記パラメータの値を検出するように構成されている。

10

請求項1に記載の電気手術システム。

【請求項5】

前記第1のユニットが、前記第1の期間のパラメータの値と前記第2の期間のパラメータの値との差を検出するように構成されている。

請求項1に記載の電気手術システム。

【請求項6】

前記識別回路が、少なくとも有限の非ゼロ値のパラメータを有する第1及び第2の受動電気的識別構成部品を含み、前記第1の識別構成部品の値が前記第2の識別構成部品の値とは異なる。

請求項1ないし請求項5のいずれか1項に記載の電気手術システム。

20

【請求項7】

前記識別回路が、前記第1及び第2の識別構成部品の第1及び第2の組合せを切り替えるためのスイッチング手段を更に含む。

請求項6に記載の電気手術システム。

【請求項8】

前記スイッチング手段が、前記第1の識別構成部品のみの第1の組合せと前記第2の識別構成部品のみの第2の組合せ間を切り替える。

請求項6に記載の電気手術システム。

【請求項9】

前記スイッチング手段が、前記第1の識別構成部品のみの第1の組合せと前記第1及び第2の識別構成部品の両方の第2の組合せとを切り替える。

30

請求項7に記載の電気手術システム。

【請求項10】

前記スイッチング手段がトランジスタを備える。

請求項7ないし請求項9のいずれか1項に記載の電気手術システム。

【請求項11】

前記第1及び第2の有限の値を持つ前記パラメータがリアクタンスである、

請求項1ないし請求項10のいずれか1項に記載の電気手術システム。

【請求項12】

前記第1及び第2の識別構成部品がコンデンサであり、前記第1及び第2の有限の値を有する前記パラメータがキャパシタンスである、

40

請求項6ないし請求項11のいずれか1項に記載の電気手術システム。

【請求項13】

前記第1のユニットが電気手術用発電器であり、前記第2のユニットが前記発電器に取り外し可能に接続された電気手術器具である、

請求項1ないし請求項12のいずれか1項に記載の電気手術システム。

【請求項14】

前記第1のユニットがハンドヘルド式の電気手術用ハンドピースであり、前記第2のユニットが前記電気手術用ハンドピースに取り外し可能に接続された電極ユニットである、

請求項1ないし請求項13のいずれか1項に記載の電気手術システム。

50

【請求項 15】

少なくとも、第1のユニットと第2のユニットとを備え、前記第2のユニットが前記第1のユニットに取り外し可能に接続可能であり、電極アセンブリに連結されており、前記第1のユニットがRF出力信号を前記第2のユニットに提供し、

第1の期間についての第1の有限の非ゼロ値を持つパラメータと、第2の期間についての第2の有限の値を持つパラメータを時間的に変化する方式で前記第2のユニットから前記第1のユニットに提供するステップと、

前記第1のユニットにおける前記パラメータを検出するステップと、前記パラメータの検出に応じて前記第1のユニットの前記RF出力信号を特定の電極アセンブリに適するよう調節するステップとを備え、

前記パラメータの前記時間的に変化する性質が、前記第1の期間と前記第2の期間との交番の周波数であり、前記特定の電極アセンブリの識別を提供する；

電気手術システムを操作する方法。

【請求項 16】

前記提供するステップは、提供される一以上の電気的構成部品を電気的構成部品の回路網への組込みと組込みの解除とを切り替えるステップを含み、それにより提供されるパラメータの値を変化させる、

請求項 15に記載の電気手術システムを操作する方法。

【請求項 17】

前記電気的構成部品の回路網が一以上のリアクティブな構成部品を備え、前記一以上のリアクティブな構成部品が前記回路網への組込みと組込みの解除とで切り替えられると前記回路網の共振周波数が変化する、

請求項 16に記載の電気手術システムを操作する方法。

【請求項 18】

前記回路網が並列に配設された少なくとも2つのリアクティブな構成部品を備え、前記方法が、前記構成部品の1つを前記回路網への組込みと組込みの解除とを周期的に切り替えるステップを含むことにより、前記時間的に変化する電気的パラメータが、高リアクタンスと低リアクタンスとの間又は高インピーダンスと低インピーダンスとの間で切り替わる、

請求項 17に記載の電気手術システムを操作する方法。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、組織の治療に用いる電気手術システムに関する。こうしたシステムは、内視鏡手術または「鍵穴」手術（「キーホール」サージェリ）だけでなく、より伝統的な「直視下」手術（「オープン」サージェリ）にも用いられる。

【背景技術】**【0002】**

電気手術システムの多くは何らかの形の識別システムを有しており、電気手術器具を電気手術用発電器に接続すると、今、どのタイプの器具があるのかを発電器が検出し、場合によってはその特定の器具又は器具のタイプに適する、例えば電力及び電圧の設定値を用いることができるようになっている。

30

【0003】

他の種類も知られてはいるが、本願発明者の米国特許第6,074,386号は、このような識別システムの一例である。

【発明の概要】**【課題を解決するための手段】****【0004】**

本発明の実施の形態は、こうした識別システムの代替であって、承認されていない器具が用いされることをより困難にするために複雑さを高めたものを提供しようとするもので

40

50

ある。したがって、一の態様から、少なくとも、第1のユニットと第2のユニットとを備え、前記第2のユニットは前記第1のユニットに取り外し可能に接続可能であり、電極アセンブリに連結されており、前記第1のユニットは、

- a) 電源、
- b) 無線周波出力を発生させるRF発振回路、及び
- c) RF出力を前記電極アセンブリに供給するように構成されている出力部、
を備え、

前記第2のユニットが、第1の期間について第1の有限の非ゼロ値を持つパラメータと、第2の期間について第2の有限の値を持つパラメータとを前記第1のユニットに交互に提供する識別回路を備え、前記第1のユニットが、前記識別回路の特性を検出して出力信号を提供するように構成されている検知回路を含み、前記第1のユニットが、前記検知回路に接続され、前記出力信号を受信するコントローラを更に含み、前記コントローラが前記検知回路からの前記出力信号に応じて前記RF出力を前記特定の電極アセンブリに適するように調節するよう構成されている；電気手術システムが提供される。
10

【0005】

第1のユニットは電気手術用発電器を備えることが好適であり、第2のユニットは、典型的にはケーブルとコネクタによって発電器に取り外し可能に接続された電気手術器具を備える。電気手術器具は、電極アセンブリを一体的に含む「ワンピース」構成であることが好都合である。あるいは、電気手術器具は、ハンドピース（把持部）と、ハンドピースに対して選択的に取り付け及び取り外しされる別体の電極アセンブリを備える、いわゆる「ツーピース」構成である。第2のユニットが電極アセンブリに「連結されている」という上記の言及は、具体的には、これらの配置構成の両方を含むとともに、第2のユニットが電気手術器具と電気手術用発電器との間に接続されたアダプタユニットを備える更なる配置構成も含むことが意図されている。
20

【0006】

更なる代わりの配置構成において、第1のユニットはハンドヘルド式（手持式）電気手術ハンドピースを備え、第2のユニットは電気手術ハンドピースに取り外し可能に接続された電極ユニットを備える。電極ユニットは長尺の（細長い）軸を備え、軸の一端に電極アセンブリを、他端に電極ユニットをハンドピースに接続するためのコネクタを有することが好適である。いずれの配置構成が採用されても、第1のユニット内の検知回路は、当該の電極アセンブリを識別するのに役立ち、出力信号をコントローラに送る。すると、コントローラは、RF出力を特定の電極アセンブリに適するように調節する。
30

【0007】

好適な一の配置構成によると、第1のユニットは、第1の期間と第2の期間との交番の周波数を検出するように構成されている。あるいは、第1のユニットは、第1の期間と第2の期間との比率を検出するように構成されている。更なる代わりの配置構成によると、第1のユニットは、第1の期間のパラメータの値と第2の期間のパラメータの値との差を検出するように構成されている。いずれの配置構成が用いられても、第1のユニットに対して第2のユニットを識別するために用いられる特性は、第1及び第2の値の交番に基づく動的なものである。この付加された複雑さが識別の再現をより難しくし、既知の適切な電極アセンブリだけが確実に第1のユニットとの接続に用いられるようにしている。
40

【0008】

電気手術用発電器の耐用年数を越えて何世代もの電気手術器具が用いられること、又は、第1及び第2の世代の発電器の組合せが何時も現場にあることは、よくあることである。これは、動的な識別特性を検出できる発電器もあれば、検出できない古いバージョンもあるということを意味する。したがって、第1のユニットは、第1の期間の、又は第2の期間の、又は両方の期間のいずれかのパラメータの値を検出するように構成されると考えられる。こうして、安全性の向上のために動的な識別特性を検出可能な第1のユニットが動的な識別特性を検出する、一方、動的な識別特性を検出できない古いバージョンも、そうした古いバージョンにおいてはパラメータの値のみが検出され変化する特性は検出され
50

ないとしても、動的な識別特性を示す第2のユニットとともに用いることができる。

【0009】

更なる高度化のため、第1のユニットは、上記に詳細に述べた特徴の組合せ、例えば、期間が交番する周波数とともに第1又は第2の期間のどちらか一方のパラメータの値を検出してもよい。他の組合せは、組合せの一つ一つをここに挙げる必要がないほど、当業者にとっては明らかであろう。

【0010】

上記において、上記のように第1のユニットがパラメータの値、又はその差、又は期間の比率、又は期間が交番する周波数等を検出するように構成されている場合、好適な実施の形態においては、第1のユニットに接続されている第2のユニットの最終的な識別を行うのは、検知回路とコントローラの組合せである。具体的には、検知回路は、パラメータ、差、比率、周波数等を示す検知信号を出力してもよく、次いで、検知信号は、識別を行い、そして好ましくは第1のユニットを適切に制御するためにコントローラによって解釈される。

10

【0011】

好適な配置構成において、前記識別回路が、少なくとも有限の非ゼロ値のパラメータを有する第1及び第2の受動電気的識別構成部品を含み、前記第1の識別構成部品の値が前記第2の識別構成部品の値とは異なる。識別回路は、第1及び第2の識別構成部品の第1及び第2の組合せを切り替えるためのスイッチング手段を更に含むことが好適である。この配置構成において、スイッチング手段は、第1の識別構成部品のみの第1の組合せと、第2の識別構成部品のみの第2の組合せとを切り替える。代わりの配置構成において、スイッチング手段は、第1の識別構成部品のみの第1の組合せと、第1及び第2の識別構成部品の両方の第2の組合せとを切り替える。いずれの配置構成が採用されても、パラメータの値は第1及び第2の識別構成部品では異なるため、結果は、パラメータに対して高／低／高／低を繰り返す値となる。この交互に切り替わる値は、第1のユニットが第2のユニットを識別し、適切な出力特性を設定するために、第1のユニット内の検知回路によって検知される。

20

【0012】

好ましくは、第1及び第2の有限の値を持つパラメータがキャパシタンスであり、したがって第1及び第2の識別構成部品はコンデンサである。本発明者のU.S.特許6,074,386号は、第1及び第2のユニットの間に共振回路を配置するとともに、かかる共振回路の共振周波数を検出することによって、どうすればコンデンサの値を確立できるかを記載する。第2のユニット内の動的な識別回路に関連するキャパシタンスの検知のためにこの方法、又は当業者に公知である代わりの方法を採用してもよい。

30

【0013】

スイッチング手段は、トランジスタを含むことが好適である。しかし、他の切替え構成要素部品は当業者には公知であり、かかる切替え構成部品の使用は、第2のユニットを滅菌するために用いられる滅菌方法次第であってもよい。

【0014】

本発明の別の実施の形態は、電気手術器具、又は電気手術器具用の電極アセンブリを提供するもので、接続インターフェース及び識別回路を備える。前記識別回路は、前記接続インターフェースにおいて時間的に変化する電気的パラメータを提示するように配設され、前記時間的に変化する電気的パラメータが前記電気手術器具又は電極アセンブリの少なくとも1つの特質を決定するような識別シグネチャ（署名者に固有の情報）として機能する。特質は、例えば、器具若しくはアセンブリの識別情報、又は一以上の電気的特性若しくは入力信号要件であってもよい。

40

【0015】

一の実施の形態において、識別回路は、電気的構成部品の回路網と、一以上の電気的構成部品の回路網への組込みと組込みの解除とを切り替えることによって電気的パラメータを変化させるスイッチング素子とを備える。好ましくは、電気的構成部品の回路網は一以

50

上のリアクティブな構成部品を含み、スイッチング素子が一以上の電気的構成部品の回路網への組込みと組込みの解除を切り替えると、回路網の共振周波数が切り替わる。

【0016】

具体的な一の実施の形態において、前記回路網は並列に配設された少なくとも2つのリアクティブな構成部品を備え、前記スイッチング素子、好ましくはトランジスタが、前記構成部品の一つの前記回路網への組込みと組込みの解除とを周期的に切り替えるために配設されることによって前記時間的に変化する電気的パラメータが高リアクタンスと低リアクタンスとの間、又は高インピーダンスと低インピーダンスとの間で切り替わる。本発明の実施の形態によっては、リアクティブな構成要素部品はコンデンサであることが好適である。

10

【0017】

本発明の他の態様は、電気手術システムを操作する方法を提供するもので、少なくとも、第1のユニットと第2のユニットとを備え、第2のユニットが第1のユニットに取り外し可能に接続可能であり、電極アセンブリに連結されており、第1のユニットがRF出力信号を第2のユニットに提供し、第1の期間についての第1の有限の非ゼロ値を持つパラメータと、第2の期間についての第2の有限の値を持つパラメータを時間的に変化する方式で第2のユニットから第1のユニットに提供提示するステップと、第1のユニットにおけるパラメータを検出するステップと、パラメータの検出に応じて第1のユニットのRF出力信号を特定の電極アセンブリに適するように調節するステップとを備え、パラメータの時間的に変化する性質が、特定の電極アセンブリの識別を提供する。

20

【図面の簡単な説明】

【0018】

以下の添付図面を参照し、本発明を単なる一例として、より詳細に説明する。

【図1】本発明による電気手術システムの概略図である。

【図2】様々な内部構成部品を示す、図1のシステムの概略図である。

【図3】図1のシステム内で用いられる識別回路の概略回路図である。

【図4】図3の識別回路のより詳細な回路図である。

【図5】本発明による代わりの電気手術システムの概略図である。

【図6】本発明の実施の形態において用いることができる検知回路の回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図面を参照すると、図1は、器具3の形態の第2のユニットに接続コード4を介して無線周波(RF)出力を提供する出力ソケット2を有する発電器1の形態の第1のユニットを含む従来の電気手術装置を示す。発電器1の起動は、フット(足踏み)スイッチ接続コード6によって発電器1の背面に別途接続されたフットスイッチユニット5を用いて実施されてもよい。図示した実施の形態において、フットスイッチユニット5は、発電器1の乾燥モードと蒸発モードとをそれぞれ選択するための2つのフットスイッチ5aと5bとを有する。発電器のフロントパネルは、ディスプレイ8に表示される乾燥パワーレベルと蒸発パワーレベルとの電力レベルをそれぞれ設定するための押しボタン7aと7bとを有する。押しボタン9は、乾燥モードと蒸発モードとを選択するための代替手段として備えられている。

30

【0020】

図2は、図1の概略バージョンを示しており、発電器1及び器具3の内部の構成部品の一部を示す。発電器1は、電源10、RF発振器11、及びコントローラ12を含み、これらは全てRF出力を出力部13に提供するように設計されている。器具3は、ハンドピース14と、電極アセンブリ15とを含む。一部の配置構成において、電極アセンブリ15は、ハンドピース14から取り外し可能であり、同じハンドピースが別の電極アセンブリとともに使用できるようになっている。他の配置構成において、ハンドピース14、電極アセンブリ15、及び接続コード4は全て、単一のワンピース(一体)アセンブリとして形成されている。

40

50

【0021】

器具3は識別回路16を更に含み、識別回路16は、電極アセンブリが取り外し可能な場合には電極アセンブリ15と組み合わされ、そうではなくて器具がワンピースのアセンブリの場合にはハンドピース14に組み合わされる。識別回路16は、追加の導線17を介して発電器1内に配置された検知回路18に接続されている。

【0022】

図3を参照して識別回路16を更に説明する。回路は、第1のコンデンサ19(C main)、第2のコンデンサ20(Caux)、及びスイッチング回路21を含む。スイッチング回路21は、第2のコンデンサを第1のコンデンサと並列接続すること及びその並列接続を断つことを交互に繰り返し、その結果、スイッチング回路の切り換えに応じて回路の全キャパシタンスが変化する。特に、並列に接続されたコンデンサのキャパシタンスは共に加算されるため、スイッチング回路21の作動によって、全キャパシタンスは低キャパシタンスC mainと、C main及びCauxの合計に等しい高キャパシタンスとの間で切り替わる。キャパシタンスが共振回路に接続され発電器内の検知回路とともに共振回路の一部を形成する場合、スイッチング回路21によるCaux20の組み込み及びその組み込みの解除の切り替えは、共振回路全体の共振周波数を変化させる。この変化は発電器内の回路構成要素によって検出でき、変化は、以下に更に記載するように、取り付けられた電気手術器具又は電極アセンブリのタイプを識別するために用いられる。

10

【0023】

より詳細には、一般に共振回路の発振周波数は、以下の式によって与えられる。

20

【数1】

$$Fo = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

【0024】

ここにおいて、スイッチング回路21によって切り替えられてCauxが回路に組込まれると、共振回路の共振周波数Foは低下する。したがって、発振周波数の変化を検出することがコンデンサ20の値の指標を与え、インダクタンスが既知の場合、こうして得られる共振周波数を監視することによってC mainとCauxの両方の値を知ることができる。以下に更に記載するように、検知回路18は、様々な周波数で振動する発振器を含み、コントローラ12は、第1のコンデンサが検知回路に接続された場合、及び第2のコンデンサが検知回路に接続された場合の両方において発振周波数を検出する。

30

【0025】

したがって、検知回路18とコントローラ12は発電器1に接続されたハンドピース14のタイプを識別することができ、したがって、発電器1に接続された電極アセンブリ15のタイプを識別することができる。それに応じ、コントローラ12は、その特定の電極アセンブリ15に適するRF出力を出力部13に供給するために電源10及び/又は発振器11を調節する。異なるハンドピースが発電器1に接続された場合、検知回路18は識別回路16におけるインピーダンスに起因する異なる発振周波数で振動し、したがって、コントローラは、その特定のハンドピースに組み合わせられる電極アセンブリにより適する異なるRF出力のために調整を行うであろう。

40

【0026】

図4は、識別回路16の詳細な回路図を示す。識別回路は、リアクティブ出力部42と、スイッチ制御発振回路40とを含む。この回路におけるリアクティブ出力部は、本来は容量性であり、2つの直列のコンデンサC₃及びC₄(組み合わさって図3の第1のコンデンサ19(C main)に相当)を含み、典型的にはC₄の値はC₃の値の10倍程度である。第2のコンデンサ20(Cauxに相当)はC₅で示され、トランジスタM₁が第2のコンデンサ20のリアクティブ出力部42への組込みと組込みの解除、より具体的には、コンデンサC₃とC₄との並列接続と接続解除を切り替える。

50

【0027】

一次及び二次導線 2 2 及び 2 3 が、電力をトランジスタ M₁ に提供するとともに、スイッチ制御発振回路 4 0 にも供給する。スイッチ制御発振回路 4 0 は、トランジスタ M₁ のゲートに切替え信号として供給される方形波出力を生成する発振器として構成されたオペアンプ 2 4 を含む。方形波出力の周波数は、発振器バイアス回路構成 C 1、R 1、R 2、R 3 及び R 4 によって適切な周波数（数 Hz から数百 Hz の範囲であってもよい）に設定される。コンデンサ C 5 のリアクティブ出力部 4 2 における回路への組込みと組込み解除を切り替えるため、発振器からの方形波出力がトランジスタ M₁ を飽和状態と非飽和状態とに駆動する。

【0028】

トランジスタ M₁ が導通状態にない場合、一次入力 2 1 において見られる C の総計値は

10

【数2】

$$\frac{c_3, c_4}{c_3 + c_4}$$

であり、トランジスタ M₁ が導通状態にある場合に見られる C の値は

【数3】

$$\frac{c_3, c_4}{c_3 + c_4} + c_5$$

20

である。これは、トランジスタが導通状態にない場合に比べてトランジスタが導通状態にある場合の方が発振周波数は低くなることを意味する。コントローラ 1 2 は、トランジスタ M₁ が導通状態にあるときに加え、トランジスタ M₁ が導通状態にないときも検知回路 1 8（以下に更に記載）における共振回路の発振周波数を監視する。こうして、検知回路 1 8 とコントローラ 1 2 は、コンデンサ C₃、C₄ 及び C₅ の値を決定し、このようにして発電器 1 に接続された器具のタイプを識別する。

【0029】

それ故、識別回路 1 6 は、異なる識別を行うために変化し得る多数のパラメータを提供する。特に、C₃、C₄ 及び C₅ の値は全て変化し得るものでも良く、それらは異なる共振周波数を与えるであろう。回路配置構成は、C₅ が切り替えられて組込みを解除されたときの F_o 1 と、C₅ が切り替えられて組込まれたときの F_o 2 という 2 つの共振周波数を提供する。ここで、F_o 2 は F_o 1 より小さい。C₃、C₄ 及び C₅ の値は、任意所望の共振周波数を与えるように選択されるようにしても良い。これに代え、又は、これに加えて、異なる発振器周波数を与えるために、したがって、この 2 つの共振周波数の切り替え周波数 F_s を与えるために発振回路 2 4 のバイアス回路構成が変更されてもよい。それ故、図 4 の回路は、電気手術器具に対して識別シグネチャ（署名・サイン）を提供するために変化し得る 3 つのパラメータ（F_o 1、F_o 2、及び F_s）を提供しても良く、この 3 つのパラメータの多くの異なる組合せが可能なことで、結果的に多数の識別シグネチャがもたらされる可能性がある。

30

【0030】

上記パラメータを決定するため、検知回路 1 8 は、一次入力 2 2 と連結する。例示の検知回路 1 8 を図 6 に示す。これは、本発明者の先行する U S 6 0 7 4 3 8 6 に記載の検知回路とほぼ同一である。ここで、検知回路 1 8 は、絶縁変圧器 5 4 の励磁一次コイル 5 4 A を駆動する低インピーダンス出力 5 2 A を有するオペアンプ 5 2 が中心となっている。変圧器 5 4 の二次コイル 5 4' は、識別回路の一次入力 2 2 と接地との間に連結され、その結果、コイル 5 4' と識別回路 1 6 のコンデンサ 1 9 及び 2 0 は、並列共振回路を形成する。共振回路の共振周波数は、コンデンサ C₃、C₄ 及び C₅ の値にもよるが、典型的には 2 kHz から 150 kHz の範囲内である。

40

【0031】

50

変圧器 54 は、一方の側の A C 接地とオペアンプ 52 の反転入力 52 I との間に連結された検知コイル 54 B を更に有することにより、変圧器からのフィードバック経路を提供する。コイル 54 B は共振二次コイル 54' を介して励磁コイル 54 A に有効に連結されているため、共振回路の存在が、オペアンプ 52 の方形波出力の高調波をフィルタにかけてその大部分を除去する。

【 0032 】

検知コイル 54 B を挟んで対向する両極に接続されたクランプダイオード D1 及び D2 が、コンデンサ C3 及び抵抗器 R4 とともに、励磁コイル出力に対して 90 度の位相遅れをもたらす位相シフト回路網を提供する。

【 0033 】

変圧器 54 の 3 つのコイル 54 A、54 B 及び 54' は、ねじを切られた鉄圧粉中央コア 54 C を有する 3 部分ボビンに巻かれており、この材料は、キュリー点が高く、結果として熱ドリフトが最小限であることから選択されている。あるいは、コア 54 C は、例えば、共振コイル 54' を横切る既知のキャパシタンスを組込むように切り替えることによって熱ドリフトの補償を可能にする検定標準とともに、比較的大きな A1 値を有するフェライト材で作成されていてもよい。

【 0034 】

変圧器 54 の共振二次コイル 54' と他のコイル 54 A、54 B との連結は、無線周波フィードバックを制限するために比較的弱い。典型的には、洩れインダクタンスが 3 mH の領域にある。

【 0035 】

上記から当然のことであるが、オペアンプ 52 は発振器として作用し、二次コイル 54' とコンデンサ 19 及び 20 (C3、C4 及び C5) とによって生成される共振回路の共振周波数で振動する。オペアンプ 52 によって生成される出力信号は緩衝アンプ 56 において増幅されて出力端子 50 C に印加され、そこからコントローラ 12 (図 2 参照) に供給される。コントローラ 12 は、電極アセンブリが同一であることを識別する発振周波数 (又は、以下に更に記述するような同等な測定値) を決定するためのカウンタを含む。

【 0036 】

安全機能として、コントローラ 12 は、何れかの電極アセンブリが発電器に接続されているかどうかを識別回路 16 の出力から決定する手段を含む。結局は、回路 50 の発振周波数は、所定の範囲外 (本実施の形態では、150 kHz 超) になり、調節手段は、電極アセンブリが接続されていないことを示す信号を発生し、ハンドピース 12 への RF 出力電力の供給が抑制される。

【 0037 】

検知回路 18 とコントローラ 12 は、コンデンサ C3、C4 及び C5 の絶対値以外のパラメータを監視してもよい。その代わりに、検知回路とコントローラは、2 つ以上のコンデンサの値の差、又はトランジスタ M1 の発振周波数を計算してもよい。その代わりに、検知回路とコントローラは、トランジスタ M1 が交互に変わる 2 つの状態それぞれの持続期間の比率を監視してもよい。どのパラメータを監視するにせよ、検知回路 18 とコントローラは、発電器に接続された器具のタイプについて特有の識別特性を確立することができ、コントローラ 12 は、その器具に組み合わせられる電極アセンブリに適する RF 出力が提供されることを確実にすることができる。

【 0038 】

図 5 は、発電器 1 がハンドヘルド式の電気手術器具内に付与される別のタイプのシステムを示す。器具 3 は、電源 10、RF 発振器 11、コントローラ 12、出力部 13、及び検知回路 18 が内部に配置されたハンドル 25 の形態の第 1 のユニットを備える。器具がハンドヘルド式であることを考えれば、電源 10 は、典型的にはバッテリである。プローブ 26 の形態の第 2 のユニットがハンドル 25 に取り外し可能に接続されており、プローブは、識別回路 16 と、電極アセンブリ 15 とを含む。識別回路 16 と検知回路 18 は、上記のように協働してハンドル 25 に接続されたプローブのタイプを識別し、そしてここ

10

20

30

40

50

に適切な R F 出力が電極アセンブリ 1 8 に供給される。

【 0 0 3 9 】

本発明の範囲から逸脱しない上記配置構成からの変更は、当業者には明らかである。例えば、選択されたパラメータに関する 2 を超える、場合によっては 3 又はそれ以上の交互に変化する値を提供することによって更なる高度化が可能である。どんなパラメータが選択され、多くの値が動的に提示されても、本発明の重要な特徴は、時間が経っても変わらない静的な値とは対照的な動的に変化するパラメータを提供することである。このパラメータの値の動的な変化が監視されていることが、承認されていない器具が要求されるシグネチャを再現し、発電器又はハンドヘルド式の器具を「欺いて」承認されていない電極アセンブリを受け入れさせることを困難にするのに十分な程度の複雑さを可能にする。こうして、承認されていない器具がそうした制御なしに使用できる場合に比べ、電気手術システムの清廉潔白性が十分に維持され、したがって、その効率性及び安全性が十分に維持される。

10

本発明の第 1 の局面に係る電気手術システムは、

少なくとも、第 1 のユニットと第 2 のユニットとを備え、前記第 2 のユニットは前記第 1 のユニットに取り外し可能に接続可能であり、電極アセンブリに連結されており、

前記第 1 のユニットは、

a) 電源、

b) 無線周波出力を発生させる R F 発振回路、及び

c) R F 出力を前記電極アセンブリに供給するように構成されている出力部、
を備え、

20

前記第 2 のユニットが、第 1 の期間について第 1 の有限の非ゼロ値を持つパラメータと、第 2 の期間について第 2 の有限の値を持つパラメータとを前記第 1 のユニットに交互に提供する識別回路を備え、

前記第 1 のユニットが、前記識別回路の特性を検出して出力信号を提供するように構成されている検知回路を含み、前記第 1 のユニットが、前記検知回路に接続され、前記出力信号を受信するコントローラを更に含み、前記コントローラが前記検知回路からの前記出力信号に応じて前記 R F 出力を前記電極アセンブリに適するように調節するよう構成されている。

また、本発明の第 2 の局面に係る電気手術システムは、第 1 の局面において、

30

前記第 1 のユニットが、前記第 1 の期間と前記第 2 の期間との交番の頻度を検出するように構成されている。

また、本発明の第 3 の局面に係る電気手術システムは、第 1 の局面において、

前記第 1 のユニットが、前記第 1 の期間と前記第 2 の期間との比率を検出するように構成されている。

また、本発明の第 4 の局面に係る電気手術システムは、第 1 の局面において、

前記第 1 のユニットが、前記第 1 の期間の前記パラメータの値を検出するように構成されている。

また、本発明の第 5 の局面に係る電気手術システムは、第 1 の局面において、

前記第 1 のユニットが、前記第 2 の期間の前記パラメータの値を検出するように構成されている。

40

また、本発明の第 6 の局面に係る電気手術システムは、第 1 の局面において、

前記第 1 のユニットが、前記第 1 の期間のパラメータの値と前記第 2 の期間のパラメータの値との差を検出するように構成されている。

また、本発明の第 7 の局面に係る電気手術システムは、第 1 ないし第 6 のいずれかの局面において、

前記識別回路が、少なくとも有限の非ゼロ値のパラメータを有する第 1 及び第 2 の受動電気的識別構成部品を含み、前記第 1 の識別構成部品の値が前記第 2 の識別構成部品の値とは異なる。

また、本発明の第 8 の局面に係る電気手術システムは、第 7 の局面において、

50

前記識別回路が、前記第1及び第2の識別構成部品の第1及び第2の組合せを切り替えるためのスイッチング手段を更に含む。

また、本発明の第9の局面に係る電気手術システムは、第8の局面において、

前記スイッチング手段が、前記第1の識別構成部品のみの第1の組合せと前記第2の識別構成部品のみの第2の組合せ間を切り替える。

また、本発明の第10の局面に係る電気手術システムは、第8の局面において、

前記スイッチング手段が、前記第1の識別構成部品のみの第1の組合せと前記第1及び第2の識別構成部品の両方の第2の組合せとを切り替える。

また、本発明の第11の局面に係る電気手術システムは、第1ないし第10のいずれかの局面において、

前記第1及び第2の有限の値を持つ前記パラメータがリアクタンスである。

また、本発明の第12の局面に係る電気手術システムは、第8ないし第11のいずれかの局面において、

前記スイッチング手段がトランジスタを備える。

また、本発明の第13の局面に係る電気手術システムは、第7ないし第12のいずれかの局面において、

前記第1及び第2の識別構成部品がコンデンサであり、前記第1及び第2の有限の値を有する前記パラメータがキャパシタンスである。

また、本発明の第14の局面に係る電気手術システムは、第1ないし第13のいずれかの局面において、

前記第1のユニットが電気手術用発電器であり、前記第2のユニットが前記発電器に取り外し可能に接続された電気手術器具である。

また、本発明の第15の局面に係る電気手術システムは、第1ないし第14のいずれかの局面において、

前記第1のユニットがハンドヘルド式の電気手術用ハンドピースであり、前記第2のユニットが前記電気手術用ハンドピースに取り外し可能に接続された電極ユニットである。

また、本発明の第16の局面に係る電気手術器具又は電気手術器具用の電極アセンブリは、

接続インターフェース；及び、

前記接続インターフェースにおいて時間的に変化する電気的パラメータを提示するよう配設された識別回路を備え、前記時間的に変化する電気的パラメータが前記電気手術器具又は電極アセンブリの少なくとも1つの特質を決定するような識別シグネチャとして機能する。

また、本発明の第17の局面に係る電気手術器具又は電気手術器具用の電極アセンブリは、第16の局面において、

前記識別回路が、

電気的構成部品の回路網と、

一以上の前記電気的構成部品の前記回路網への組込みと組込みの解除とを切り替えることによって電気的パラメータを変化させるスイッチング素子とを備える。

また、本発明の第18の局面に係る電気手術器具又は電気手術器具用の電極アセンブリは、第17の局面において、

前記電気的構成部品の前記回路網が一以上のリアクティブな構成部品を備え、前記スイッチング素子が前記一以上のリアクティブな構成部品の前記回路網への組込みと組込みの解除を切り替えると、前記回路網の共振周波数が切り替わる。

また、本発明の第19の局面に係る電気手術器具又は電気手術器具用の電極アセンブリは、第18の局面において、

前記回路網は並列に配設された少なくとも2つのリアクティブな構成部品を備え、前記スイッチング素子、好ましくはトランジスタが、前記構成部品の一つの前記回路網への組込みと組込みの解除とを周期的に切り替えるために配設されることによって前記時間的に変化する電気的パラメータが高リアクタンスと低リアクタンスとの間、又は高インピーダ

ンスと低インピーダンスとの間で切り替わる。

また、本発明の第20の局面に係る電気手術システムを操作する方法は、

少なくとも、第1のユニットと第2のユニットとを備え、前記第2のユニットが前記第1のユニットに取り外し可能に接続可能であり、電極アセンブリに連結されており、前記第1のユニットがRF出力信号を前記第2のユニットに提供し、

第1の期間についての第1の有限の非ゼロ値を持つパラメータと、第2の期間についての第2の有限の値を持つパラメータを時間的に変化する方式で前記第2のユニットから前記第1のユニットに提供するステップと、

前記第1のユニットにおける前記パラメータを検出するステップと、前記パラメータの検出に応じて前記第1のユニットの前記RF出力信号を特定の電極アセンブリに適するように調節するステップとを備え、 10

前記パラメータの前記時間的に変化する性質が、前記電極アセンブリの識別を提供する。

また、本発明の第21の局面に係る電気手術システムを操作する方法は、第20の局面において、

前記提供するステップは、提供される一以上の電気的構成部品を電気的構成部品の回路網への組込みと組込みの解除とを切り替えるステップを含み、それにより提供されるパラメータの値を変化させる。

また、本発明の第22の局面に係る電気手術システムを操作する方法は、第21の局面において、 20

前記電気的構成部品の回路網が一以上のリアクティブな構成部品を備え、前記一以上のリアクティブな構成部品が前記回路網への組込みと組込みの解除とで切り替えられると前記回路網の共振周波数が変化する。

また、本発明の第23の局面に係る電気手術システムを操作する方法は、第22の局面において、

前記回路網が並列に配設された少なくとも2つのリアクティブな構成部品を備え、前記方法が、前記構成部品の1つを前記回路網への組込みと組込みの解除とを周期的に切り替えるステップを含みことにより、前記時間的に変化する電気的パラメータが、高リアクタンスと低リアクタンスとの間又は高インピーダンスと低インピーダンスとの間で切り替わる。 30

【符号の説明】

【0040】

- 1 発電器
- 2 出力ソケット
- 3 器具
- 4 接続コード
- 5 スイッチユニット
- 5 a , 5 b フットスイッチ
- 7 a , 7 b 押しボタン
- 8 ディスプレイ
- 9 押しボタン
- 10 電源
- 11 RF発振器
- 12 コントローラ
- 13 出力部
- 14 ハンドピース
- 15 電極アセンブリ
- 16 識別回路
- 17 導線
- 18 検知回路

10

20

30

40

50

- 1 9 第 1 のコンデンサ
 2 0 第 2 のコンデンサ
 2 1 スイッチング回路
 2 2 一次導線
 2 3 二次導線
 2 4 オペアンプ(発振回路)
 2 5 ハンドル
 2 6 プローブ
 4 0 スイッチ制御発振回路
 4 2 リアクティブ出力部
 5 0 回路
 5 0 C 出力端子
 5 2 オペアンプ
 5 2 I 反転入力
 5 4 絶縁変圧器
 5 4 A 一次コイル(励磁コイル)
 5 4 ' 二次コイル
 5 4 B 検知コイル
 5 6 緩衝アンプ
- 10

【図 1】

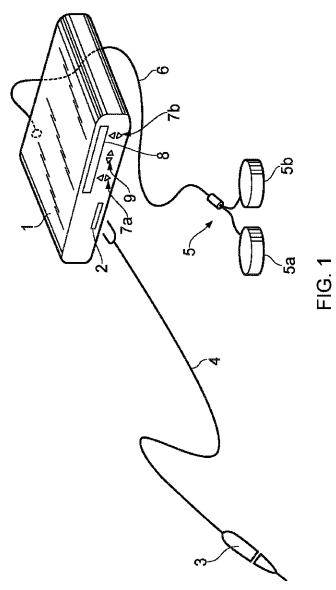


FIG. 1

【図 2】

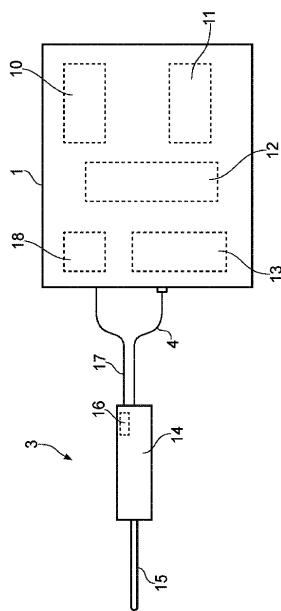


FIG. 2

【図3】

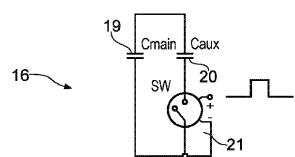


FIG. 3

【図5】

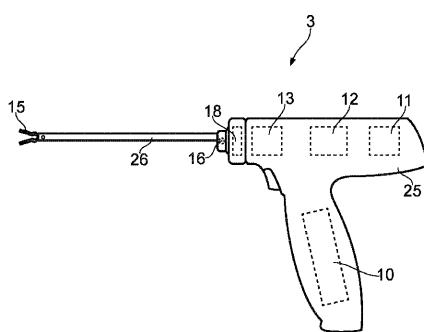


FIG. 5

【図4】

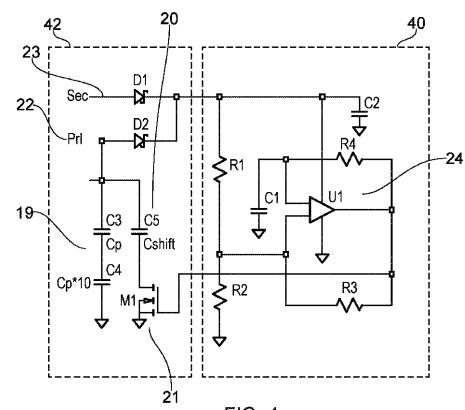


FIG. 4

【図6】

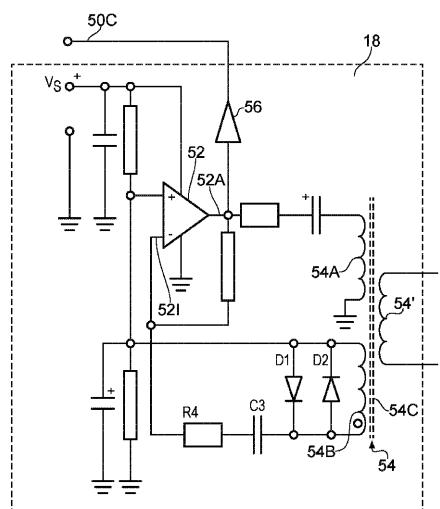


FIG. 6

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 1318618.4
(32)優先日 平成25年10月22日(2013.10.22)
(33)優先権主張国 英国(GB)

前置審査

(56)参考文献 特表2010-527674 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 61 B 18 / 00 - 18 / 28