

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4484228号  
(P4484228)

(45) 発行日 平成22年6月16日 (2010. 6. 16)

(24) 登録日 平成22年4月2日 (2010. 4. 2)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)**  
 A 6 1 B 17/39 3 1 0  
 A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-505914 (P2006-505914)	(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 CF3 OLT カーディオ セント メロンズ フォートラン ロード
(86) (22) 出願日	平成16年3月4日 (2004. 3. 4)	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(65) 公表番号	特表2006-519080 (P2006-519080A)	(74) 代理人	100090516 弁理士 松倉 秀実
(43) 公表日	平成18年8月24日 (2006. 8. 24)	(74) 代理人	100106622 弁理士 和久田 純一
(86) 国際出願番号	PCT/GB2004/000917	(74) 代理人	100089244 弁理士 遠山 勉
(87) 国際公開番号	W02004/078050		
(87) 国際公開日	平成16年9月16日 (2004. 9. 16)		
審査請求日	平成19年2月27日 (2007. 2. 27)		
(31) 優先権主張番号	0305018. 4		
(32) 優先日	平成15年3月5日 (2003. 3. 5)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		
(31) 優先権主張番号	10/378, 676		
(32) 優先日	平成15年3月5日 (2003. 3. 5)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科手術用発生器および電気外科手術用システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

無線周波数 ( R F ) 電力を発生する発生器システムと、その遠位端が少なくとも3つの電極を含む電極アセンブリである該遠位端に器具シャフトを含む、電気外科手術用器具とを含む電気外科手術用システムであって、該発生器システムは、

( i ) R F 出力電源と、

( i i ) 前記電源からの R F 電力を、前記電気外科手術用器具に送出される第 1 の切断 R F 波形として、または前記電気外科手術用器具に送出される第 2 の凝固 R F 波形として、送出できるように該発生器システムを制御し、かつ、組み合わせモードにおいて、前記第 1 の切断 R F 波形の送出と前記第 2 の凝固 R F 波形の送出とを絶えず交番させることで、  
 該発生器システムに、前記第 1 の切断 R F 波形および前記第 2 の凝固 R F 波形の双方を送出させるように動作できるコントローラと、を備え、

該システムは、前記組み合わせモードにおいて、前記切断 R F 波形が前記 3 つまたはそれ以上の電極の第 1 の対の間に送出され、かつ、前記凝固 R F 波形が前記電極の第 2 の対の間に送出されるように、前記 3 つまたはそれ以上の電極に前記波形を供給する手段も含む、

電気外科手術用システム。

【請求項 2】

前記組み合わせモードにおいて、前記切断 R F 波形である前記組み合わせ信号の第 1 の部分が、前記 3 つまたはそれ以上の電極の第 1 の対の間に送出され、前記凝固 R F 波形で

ある前記組み合わせ信号の第 2 の部分が、前記 3 つまたはそれ以上の電極の第 2 の対の間に送出されるように、前記波形を接続する前記手段は、前記電源と前記 3 つまたはそれ以上の電極との間の前記接続を変更する選択機構を備える、請求項 1 に記載の電気外科手術用システム。

【請求項 3】

前記選択機構は、第 1 の入力接続部および第 2 の入力接続部と、第 1 の出力接続部、第 2 の出力接続部、および第 3 の出力接続部と、該第 1 の出力接続部と該第 2 の出力接続部との間に接続された電子スイッチとを備えるスイッチング回路であって、該第 1 の出力接続部および該第 2 の出力接続部を一方から他方へ周期的に接続するために開閉するように適合されたスイッチング回路である、請求項 2 に記載の電気外科手術用システム。

10

【請求項 4】

前記電子スイッチは、5 Hz と 100 Hz との間の周波数で開閉する、請求項 3 に記載の電気外科手術用システム。

【請求項 5】

前記第 2 の出力接続部および前記第 3 の出力接続部は、キャパシタを介して一方から他方へ接続される、請求項 3 または 請求項 4 に記載の電気外科手術用システム。

【請求項 6】

前記キャパシタは 1 nF と 10 nF との間の値を有する、請求項 5 に記載の電気外科手術用システム。

【請求項 7】

前記選択機構は前記電気外科手術用器具内に収容される、請求項 2 から 6 のいずれか一項 に記載の電気外科手術用システム。

20

【請求項 8】

前記選択機構は前記電気外科手術用発生器内に収容される、請求項 2 から 6 のいずれか一項 に記載の電気外科手術用システム。

【請求項 9】

前記コントローラは、前記組み合わせ信号の前記第 1 の部分と前記第 2 の部分との間の変更のタイミングを決定するように適合され、前記選択機構は、該タイミングにตอบสนองして動作するように同期される、請求項 2 から 8 のいずれか一項 に記載の電気外科手術用システム。

30

【請求項 10】

前記選択機構は、前記組み合わせ信号の前記第 1 の部分と前記第 2 の部分との間の変更のタイミングを決定するように適合され、前記コントローラは、該タイミングにตอบสนองして動作するように適合される、請求項 2 から 8 のいずれか一項 に記載の電気外科手術用システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電気外科手術用発生器、および、発生器と 2 つまたはそれ以上の処置電極を有する電気外科手術用器具とを備えた電気外科手術用システムに関する。このようなシステムは、通常は「キーホール」または低侵襲手術の外科的治療における組織の切断および/または凝固によく使用されるが、腹腔鏡手術または「開腹・開胸」手術の外科的治療における組織の切断および/または凝固にも使用される。

40

【背景技術】

【0002】

切断および凝固にはさまざまな無線周波数信号を提供する電気外科手術用発生器を提供することが知られており、また、この発生器が切断用信号および凝固用信号を高速に交差させるブレンド信号を提供することも知られている。発明者等の米国特許第 6,416,509 号および Judson に付与された米国特許第 3,885,569 号は、このタイプのブレンド信号を記載している。

50

## 【発明の開示】

## 【0003】

本発明はこのタイプの電気外科手術用システムを、切断波形と凝固波形を電気外科手術用器具の異なる電極に送出するという点において改善する。したがって、無線周波数（RF）電力を発生する発生器システムと、少なくとも3つの電極を含む電気外科手術用器具とを含む電気外科手術用システムであって、上記発生器システムは、1つまたはそれ以上のRF出力電源と、上記発生器システムが、第1の切断RF波形を上記電気外科手術用器具に送出できるか、または、第2の凝固RF波形を上記電気外科手術用器具に送出でき、かつ、組み合わせモードにおいて、上記第1のRF波形および上記第2のRF波形の双方を送出できるように上記発生器システムを制御するように動作できるコントローラと、を備え、上記システムは、上記組み合わせモードにおいて、上記切断RF波形が上記3つまたはそれ以上の電極の第1の対の間に送出され、かつ、上記凝固RF波形が上記電極の第2の対の間に送出されるように、上記3つまたはそれ以上の電極に上記波形を供給する手段も含む、電気外科手術用システムを提供する。

10

## 【0004】

発明者等の係属中の欧州特許出願EP02255826.6号は、オペレータが切断信号および凝固信号を選択できる電気外科手術用システムを記載している。切断信号が選択されると、その切断信号は1対の電気外科手術用電極に供給され、凝固信号が選択されると、その凝固信号は別の1対の電気外科手術用電極に供給される。本発明は、組み合わせ動作モードも提供するが、組み合わせ信号の異なる成分が、異なる組の電気外科手術用電極に供給される点で、このシステムを改良したものである。

20

## 【0005】

発生器の「組み合わせモード」は、さまざまな方法で提供することができる。一機構では、発生器システムが単一の無線周波数電源を備え、組み合わせモードにおいて、コントローラが、第1の切断RF波形の送出および第2の凝固RF波形の送出を発生器システムに絶えず交番させるように動作することができる。これは、米国特許第6,416,509号および第3,885,569号の従来型の「ブレンド」信号である。別法では、発生器システムは、異なる周波数で動作する少なくとも第1の無線周波数電源および第2の無線周波数電源を備える。第1の無線周波数電源は第1の切断RF波形を送出するように適合され、第2の無線周波数電源は第2の凝固RF波形を送出するように適合されている。組み合わせモードでは、コントローラは、第1のRF波形および第2のRF波形の双方を発生器システムに同時に送出させるように動作することができる。これは、2つのRF源の出力が同時に器具に供給される異なる機構である。しかしながら、双方の機構は、器具が使用されている間、切断RF信号および凝固RF信号の双方を電気外科手術用器具に供給する効果を有する。

30

## 【0006】

交番するブレンド信号が使用される場合、組み合わせモードにおいて、切断RF波形である組み合わせ信号の第1の部分が3つまたはそれ以上の電極の第1の対の間に送出され、かつ、凝固RF波形である組み合わせ信号の第2の部分が3つまたはそれ以上の電極の第2の対の間に送出されるように、波形を接続する手段は、RF源と3つまたはそれ以上の電極との間の接続を変えるスイッチング回路を好都合に備える。

40

## 【0007】

好都合な機構では、この発生器のスイッチング回路は、組み合わせモードにおいて、ブレンド信号の第1の部分が第1の電極と第2の電極との間に送出され、かつ、ブレンド信号の第2の部分が第2の電極と第3の電極との間に送出されるように、電源と電極との間の接続部がスイッチングされる。この機構では、切断手術および凝固手術の双方で共通の電極が使用されるが、機能ごとに電極対を完全に異ならせることも同様に実現可能である。

## 【0008】

好ましくは、スイッチング回路は、第1の入力接続部および第2の入力接続部、第1の

50

出力接続部、第2の出力接続部、および第3の出力接続部、ならびに、第1の出力接続部と第2の出力接続部との間に接続されて、第1の出力接続部および第2の出力接続部を一方から他方へ周期的に接続するために開閉するよう適合された電子スイッチを備える。この電子スイッチは、5 Hzと100 Hzとの間の周波数で好都合に開閉する。この機構では、第2の出力接続部および第3の出力接続部は、好ましくは、キャパシタを介して一方から他方へ接続される。このキャパシタは、通常は1 nFと10 nFとの間の値を有するものである。スイッチング回路は、電気外科手術用器具に好都合に収容されるが、別法では、電気手術用発生器に収容することもできる。

#### 【0009】

好都合なことに、発生器内のコントローラは、組み合わせ信号の第1の部分と第2の部分との間の変更タイミングを決定するように適合され、スイッチング回路は、組み合わせ信号の第1の部分および第2の部分それぞれ第1の対の電極および第2の対の電極へ送出するために、変更タイミングにตอบสนองして動作するように同期される。別法では、スイッチング回路が、組み合わせ信号の第1の部分と第2の部分との間の変更タイミングを決定するように適合され、コントローラが、変更タイミングにตอบสนองして動作するように適合されている。

#### 【0010】

組み合わせ信号が、同時に動作する第1のRF源および第2のRF源によって提供される場合、波形を接続する手段は、第1のRF源からの切断RF波形が3つまたはそれ以上の電極の第1の対の間に送出され、かつ、第2のRF源からの凝固波形が3つまたはそれ以上の電極の第2の対の間に送出されるように配置された1つまたはそれ以上の出力段を好都合に備える。このように、第1のRF源および第2のRF源は、それらの各波形を異なる出力接続部へ、したがって異なる対の電極へ送出するように「固定配線」されている。したがって、スイッチング回路を使用して接続部を積極的にスイッチングする必要性は回避されるが、2つのRF源の動作に必要な所要電力によって、この構成は、発生器システムが電気外科手術用器具のハンドピース内に収容される機構等のいくつかの機構にとって不適切なものになるおそれがある。

#### 【0011】

本発明はさらに、RF電力を発生する発生器システムと、少なくとも3つの電極を含む電気外科手術用器具とを含む電気外科手術用システムであって、上記発生器システムは、少なくとも1つのRF出力段と、上記少なくとも1つの出力段に電力を供給する手段と、上記少なくとも1つの出力段によって発生された上記無線周波数出力電圧を、少なくとも、切断または気化用の第1の所定の閾値および凝固用の第2の閾値に制限するように動作でき、かつ、組み合わせモードにおいて、上記第1の閾値および上記第2の閾値の双方に制限された波形を送出するように動作できる、コントローラと、を備え、上記電気外科手術用システムは、上記組み合わせモードにおいて、切断または気化用の上記第1の閾値に制限された波形が上記3つまたはそれ以上の電極の第1の対の間に送出され、凝固用の上記第2の閾値に制限された波形が上記3つまたはそれ以上の電極の第2の対の間に送出されるように、上記波形を上記3つまたはそれ以上の電極に接続する手段も含む、電気外科手術用システムに属する。

#### 【0012】

本発明はさらに、RF電力を電気外科手術用器具に供給する電気外科手術用発生器であって、少なくとも1つのRF出力段と、RF電力を上記電気外科手術用器具に送出する3つまたはそれ以上の出力接続部と、上記少なくとも1つの出力段に電力を供給する手段と、上記少なくとも1つの出力段によって発生された上記RF出力電圧を、少なくとも、切断または気化用の第1の所定の閾値および凝固用の第2の閾値に制限するように動作でき、かつ、組み合わせモードにおいて、上記第1の閾値に制限された波形および上記第2の閾値に制限された波形を送出させるように動作できる、コントローラと、上記組み合わせモードにおいて、切断または気化用の上記第1の閾値に制限された波形が上記3つまたはそれ以上の出力接続部の第1の対の間に送出され、凝固用の上記第2の閾値に制限された

10

20

30

40

50

波形が上記3つまたはそれ以上の出力接続部の第2の対の間に送出されるように、上記3つまたはそれ以上の出力接続部に上記波形を供給する手段と、を備える電気外科手術用発生器に属する。

【0013】

本発明はさらに、RF電力を発生する発生器と、少なくとも2つの電極を含む電気外科手術用器具とを含む電気外科手術用システムであって、上記発生器は、2つまたはそれ以上の出力接続部を有するRF出力段であって、各出力接続部が上記少なくとも2つの電極の各1つに接続される、RF出力段と、上記出力段に接続されて、上記出力段に電力を供給する電源と、上記出力接続部にわたって発生された上記RF出力電圧を、少なくとも、切断または気化用の第1の所定の閾値および凝固用の第2の閾値に制限するように動作でき、かつ、ブレンドモードにおいて、上記第1の閾値および上記第2の閾値を絶えず交番させるように動作できる、コントローラと、上記電気外科手術用システムのユーザによって操作可能な調整手段であって、凝固用の上記第2の閾値に制限される上記ブレンド信号の部分に対して、切断または気化用の上記第1の閾値に制限される上記ブレンド信号の部分を変更するために、上記ブレンドモードの比を変更する、調整手段と、を備える、電気外科手術用システムに属する。

10

【0014】

米国特許第6,416,509号の電気外科手術用システムは、ブレンド信号の周波数を事前に設定して、使用の対象となっている電極のタイプに一致させるようなものである。米国特許6,416,509号には、ブレンド比(すなわち、ブレンド信号のうち切断信号または気化信号である部分の、凝固信号である部分に対する比)を事前に設定できることを示唆するものではなく、まして、ブレンド比をシステムのユーザが容易に調整できることを示唆するものもない。好ましくは、調整手段は、電気外科手術用器具によって保持されるが、調整手段は、考えられるところでは、発生器に取り付けることもできる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

次に、添付の図面を参照して、本発明を単なる例としてさらに説明する。

【0016】

図1を参照して、発生器10は、器具12の無線周波数(RF)出力を接続コード14を介して提供する出力ソケット10Sを有する。この発生器の起動は、コード14の接続を介して器具12から行うこともできるし、図示するように、フットスイッチ接続コード18によって発生器の背面に接続されたフットスイッチユニット16により行うこともできる。図示した実施の形態では、フットスイッチユニット16は、発生器の凝固モードおよび切断モードをそれぞれ選択する2つのフットスイッチ16Aおよび16Bを有する。発生器のフロントパネルは、凝固電力レベルおよび切断電力レベルをそれぞれ設定するプッシュボタン20および22を有する。これらの凝固電力レベルおよび切断電力レベルは、ディスプレイ24に示される。プッシュボタン26は、凝固モードおよび切断モードを選択する選択手段として設けられている。

30

【0017】

図2を参照して、発生器は、器具12に接続する1対の出力ライン60Cを有する無線周波数(RF)電力発振器60を備える。器具12は、電気負荷64の形で図2に示されている。電力は、スイッチモード電源66によって発振器60に供給される。好ましい実施の形態では、RF発振器60は約400kHzで動作し、300kHzから上方へHFレンジまでのあらゆる周波数が実現可能である。スイッチモード電源は、通常、25kHzから50kHzの範囲の周波数で動作する。出力ライン60Cの両端には、電圧閾値検出器68が接続されている。この電圧閾値検出器68は、スイッチモード電源16に接続された第1の出力68A、および、「オン」タイム制御回路70に接続された第2の出力68Bを有する。オペレータ制御/ディスプレイ(図1に図示)に接続されたマイクロプロセッサコントローラ72は、供給電圧の変動によって発生器の出力電力を調整するための電源66の制御入力66Aと、ピークRF出力電圧限界を設定するための電圧閾値検出

40

50

器 6 8 の閾値設定入力 6 8 C とに接続されている。

【 0 0 1 8 】

動作時に、外科医が、ハンドピースまたはフットスイッチ（図 1 参照）に設けることができる起動スイッチ機構を操作することによって電気外科手術用電力が要求された時、マイクロプロセッサコントローラ 7 2 は、スイッチモード電源 6 6 に電力を印加する。一定の出力電圧閾値が、発生器のフロントパネル（図 1 参照）の制御設定に従い入力 6 8 C を介して供給電圧に対し独立に設定される。通常、乾燥または凝固の場合、閾値は、1 5 0 ボルトと 2 0 0 ボルトとの間の乾燥閾値に設定される。切断出力または気化出力が必要とされる場合、閾値は 2 5 0 ボルトまたは 3 0 0 ボルトから 6 0 0 ボルトの範囲の値に設定される。これらの電圧値はピーク値である。これらの電圧値がピーク値であることは、乾燥の場合、電圧が所与の値にクランプされる前に最大電力を与えるため、低い波高率の出力 R F 波形を有することが少なくとも好ましいことを意味する。通常、1 . 5 以下の波高率が得られる。組み合わせモード出力が必要とされる場合、入力 6 8 C を介して設定された電圧出力は、乾燥用または凝固用の値と切断用または気化用の値との間を絶えず交番されて、ブレンド信号を形成する。

10

【 0 0 1 9 】

発生器が最初に起動された時、発振器 6 0 の発振素子を形成する電力スイッチングデバイスが各発振サイクル中の最大導通期間の間、オンにスイッチングされるように、R F 発振器 6 0 の制御入力 6 0 I（「オン」タイム制御回路 7 0 に接続されている）のステータスは「オン」である。負荷 6 4 に送出された電力は、スイッチモード電源 6 6 から R F 発振器 6 0 に印加された供給電圧に部分的に依存し、かつ、負荷インピーダンス 6 4 に部分的に依存する。乾燥出力用の電圧閾値は、当該電圧閾値に達した時に「オン」タイム制御回路 7 0 およびスイッチモード電源 6 6 へトリガ信号を送信するように設定される。「オン」タイム制御回路 7 0 は、R F 発振器スイッチングデバイスの「オン」タイムをほとんど瞬時に削減する効果を有する。同時に、スイッチモード電源がディセーブルされ、その結果、発振器 6 0 に供給された電圧は下がり始める。このような発生器のオペレーションは、発明者等の欧州特許出願第 0 7 5 4 4 3 7 号に詳細に記載されている。この出願の開示は参照により本明細書に援用される。

20

【 0 0 2 0 】

図 3 は、電気外科手術用器具 1 2 の可能な一設計を示している。器具 1 2 は、その遠位端に器具シャフト 5 を備える。この遠位端は、全体を 8 で示す電極アセンブリである。電極アセンブリ 8 は、2 つの大きな凝固電極 3 と 4 0 との間に配置された中央切断電極 2 を備える。絶縁層 4 は、切断電極 2 を第 1 の凝固電極 3 から分離する一方、絶縁層 4 1 は、切断電極 2 を第 2 の凝固電極 4 0 から分離する。切断電極 2 は、2 つの凝固電極よりわずかに突出している。

30

【 0 0 2 1 】

ユーザがこの器具に組織を切断させようとする場合、発振器は、切断電極 2 と 2 つの凝固電極 3 および 4 0 の一方または双方との間に切断 R F 信号を印加する。逆に、ユーザがこの器具に組織を凝固させようとする場合、発振器は、2 つの凝固電極 3 と 4 0 との間に凝固 R F 信号を印加する。ブレンド R F 信号の印加については、図 4 に示すスイッチング回路を参照して説明する。

40

【 0 0 2 2 】

図 4 は、全体を 4 5 で示すスイッチング回路を示している。このスイッチング回路は、発生器 1 0 の 2 つの出力ライン 6 0 C にそれぞれ接続された入力接続部 4 6 および 4 7 を備える。スイッチング回路 4 5 は、3 つの出力接続部 4 8、4 9、および 5 0 を有する。出力接続部 4 8 は、図 3 のデバイスの切断電極 2 に接続されている。出力接続部 4 9 および 5 0 は、図 3 のデバイスの凝固電極 3 および 4 0 にそれぞれ接続されている。電子スイッチデバイス 5 1 は、出力接続部 4 8 と 4 9 との間に接続されている。このスイッチ 5 1 は、出力ライン 4 8 と 4 9 との間の接続の確立および遮断を迅速に行うことができる。キャパシタ 5 3 は、出力接続部 4 9 と 5 0 との間に接続されている。このキャパシタは、通

50

常、 $1\text{ nF}$ と $10\text{ nF}$ との間の値を有する。

【0023】

ユーザがフットスイッチ16Aまたは16Bを作動させて、ブレードモードで器具12を動作させると、発生器は、RF切断信号およびRF凝固信号の交番バーストを入力接続部46および47に供給する。スイッチデバイス51は交番RF信号と同期して動作し、切断信号を含む信号部分が受信されると、出力接続部48と49との間が開回路となるようスイッチデバイスは開状態になるようにされる。したがって、切断RF信号は、出力接続部48および50を介してそれぞれ切断電極2と凝固電極40との間に供給される。逆に、凝固電圧を含む信号部分が入力接続部46および47にわたって受信されると、スイッチングデバイス51は閉じ、出力接続部48および49は互いに電気伝達状態になる。したがって、ブレード信号の凝固部分の期間中、信号は、出力接続部49および50を介して2つの凝固電極3と40との間に供給され、キャパシタ53は、それらの電極間に電位差を提供する。

10

【0024】

スイッチングデバイス51は、図5Aに示す光結合されたデュアルFET機構等のAC光リレーを備えることができる。制御回路部と出力ラインとの間の隔離を提供する別のスイッチングデバイスは、図5Bに示すように、ACブリッジと、隔離ドライバを介して制御される単一のMOSFETスイッチとを組み合わせたものである。

【0025】

上記説明は、ブレードモード信号を制御する発生器10、および、発生器10と同期して開閉するスイッチングデバイス51に基づくものである。しかしながら、このようなものである必要はなく、スイッチングデバイスが、切断RF信号と凝固RF信号との切り換えを決定するために発生器を制御することができる。

20

【0026】

図4に示すようなスイッチング回路45を考える。スイッチングデバイス51がその開状態にある時、切断信号は出力接続部48および50にわたって供給される。スイッチングデバイス51が閉じている時、切断信号は、最初は、キャパシタ53によって分離された出力接続部49と50との間に供給される。これによって、発生器により送出された電流は急速に上昇し、発生器内の電流制限回路部が動作して、配給されている電力を削減し、信号は凝固用に一般的なRF信号に急速に変換されるようになる。発生器内の電流制限回路部の効果は、スイッチングデバイス51が閉じることによって、送出されている信号が切断信号から凝固信号へほとんど瞬時に変換されることである。逆に、スイッチングデバイス51が再び開くと、発生器は電流の制限を停止し、信号は、再び切断RF信号に急速に戻る。このように、スイッチングデバイス51の開閉によって、発生器の切断モードと凝固モードとの間で発生器はトグルし、器具12の電極に供給されるブレード信号が生成される。

30

【0027】

図6は、スイッチング回路の代替的な実施の形態を示している。この実施の形態は、発生器10が電流制限発生器でない場合、または、発生器の電流制限特徴部を使用しないことが望まれる場合に使用することができる。図6のスイッチング回路は、図4のスイッチング回路とほとんど同一であり、主な違いは、入力接続部46と直列に付加キャパシタ52が追加されていることである。出力接続部49および50にわたって送出される電圧が、発生器10の電力出力を削減することなく、凝固に通常、使用されるレベルに分割されるように、キャパシタ52は、通常、キャパシタ53の値の2分の1の値を有する。このように、スイッチングデバイス51が開いている時は、切断RF信号が出力接続部48と50との間に送出され、スイッチングデバイスが閉じている時は、凝固RF信号が出力接続部49と50との間に送出される。

40

【0028】

スイッチング回路45は、電気外科手術用器具12内に設けることもできるし、図7に示すような発生器10の出力段内に設けることもできる。スイッチング回路45がどこに

50

配置されていても、スイッチングデバイスには、システムのユーザが当該スイッチングデバイスのタイミングを調整するために操作可能な調整デバイス55(図6に示すような)を提供することができる。調整デバイス55を動作させることによって、ユーザは、ブレンドRF信号の切断信号である部分と凝固信号である部分との比率を変更することができる。調整デバイス55が器具12に配置されようと発生器10に配置されようと、システムのユーザは、ブレンド信号の凝固成分を切断成分に対して増減するように信号を変更することができる、その逆も行うことができる。これによって、凝固をどの程度提供するかを制御をユーザが操作可能である同時切断/凝固デバイスとしてこの電気外科手術用システムを使用する点で、かなりの柔軟性がこの電気外科手術用システムに与えられる。

**【0029】**

図4で上述した機構におけるように、図6の代替的なスイッチング回路のスイッチングデバイス51は、図5Aまたは図5Bに示すようなものとしてでき、駆動信号は、スイッチングデバイス自体に関連した信号源から得られるか、または、他の発生器の機能を制御する発生器内の制御回路部から得られる。

**【0030】**

調整デバイス55を実施するさまざまな回路は当業者に明らかであろう。ブレンドモード信号がスイッチングデバイスに関連した素子によって生成され、かつ、可変のマーク対スペース比を有する回路の例は、図8Aに示されている。この場合、三角波発生器56の出力が、比較器57において、ユーザが調整可能な基準電圧と比較され、スイッチングデバイス51(図6)の方形波が生成される。調整可能なブレンドモードスイッチングデバイス制御信号を発生する別の回路は、図8Cに示されている。図8Cでは、ユーザが操作可能なポテンショメータ58が、555ICを使用するタイマ回路59に接続されている。

**【0031】**

図9は、2つのRF源回路74および74'が使用される代替的な発生器システムを示している。RF源回路74は、RF発振器60ならびにその関連した電源および制御素子を備える。RF源回路は、図2に関して説明したものと同様であり、同じ素子には、図2と同じ参照符号が与えられている。第2のRF源回路74'は、第2のコントローラ72'、第2の電源66'、第2の電圧閾値検出器68'、および第2のオンタイム制御回路70'と共に、第2のRF発振器60'を備える。図9は、RF源回路74'を、これらのユニットそれぞれのRF源回路74'専用版を有するものとして示しているが、それらユニットの一定のもの(電源66'やコントローラ72'等)は、RF源回路74と共有することができる。電圧閾値検出器68は、RF源74からの出力接続部60Cが切断RF波形を有する出力電力信号を提供するように設定される一方、電圧閾値検出器68'は、RF源回路74'からの出力接続部60C'が凝固RF波形を有する出力電力信号を提供するように設定される。第2の発振器60'は、発振器60の周波数と異なる周波数で動作する。

**【0032】**

RF源回路74および74'の双方に対して共通出力段73が設けられる。RF源回路74からの出力接続部60Cは、出力段73の入力接続部46および47にそれぞれ接続されている一方、RF源回路74'からの出力接続部60C'は、出力段の入力接続部46'および47'にそれぞれ接続されている。出力段73内では、入力接続部47および47'は、共に出力接続部49に接続されている一方、入力接続部46は出力接続部48に接続され、入力接続部46'は出力接続部50に接続されている。この機構の結果、RF源回路74からの切断RF信号は、出力接続部48と49との間に送出され、したがって、電気外科手術用器具12の1対の電極へ送出される。同時に、RF源74'からの凝固RF信号は、出力接続部49と50との間に送出され、したがって、器具12の別の1対の電極へ送出される。したがって、電気外科手術用器具12は、2つの異なる周波数信号によって組織の切断および凝固を同時に行うことができる。既に述べたように、利点は、切断信号および凝固信号が、同時に印加されようが、交番ブレンド信号で印加されよう

10

20

30

40

50

が、電気外科手術用器具の異なる対の電極へ送出されるということである。したがって、これらの電極が組織の切断を目的としているのか、それとも組織の凝固を目的としているのかに応じて、これらの電極の設計を最適化することができる。

#### 【 0 0 3 3 】

図 1 0 を参照して、さらに代替的な発生器および器具の組み合わせでは、2つの RF 電力発振器 6 0 - 1 および 6 0 - 2 が、共通の電源 6 2 から電力供給を受け、共通のコントローラ 7 2 によって制御されて、切断に適した RF 電力信号および凝固に適した RF 電力信号を各出力ライン 6 0 C に生成する。これらの信号は、例えばフットスイッチからの入力に従って一方の発振器 6 0 - 1 または他方の発振器 6 0 - 2 から電力信号を選択するスイッチング回路 6 3 に供給することができる。選択された電力信号は、出力接続部 8 0、8 1 で送信される。ブレンドモードでは、スイッチは、所定の速度で繰り返し動作されて、接続部 8 0、8 1 にわたるブレンド出力電力信号を生成する。電力発振器 6 0 - 1、6 0 - 2 は、異なる周波数で動作され、それぞれの切断信号および凝固信号は、異なる周波数に同調された同調回路 8 2 - 1 および 8 2 - 2 に出力接続部 8 0、8 1 の電力信号を供給することによって、必要な電極へ供給される。同調回路の出力は、電極ライン 4 8、4 9、および 5 0 を介して電気外科手術用器具の各電極へ接続されている。このように、発振器 6 0 - 1 からの切断信号は、切断電極 4 8 および共通電極 4 9 へ供給されるのに対して、発振器 6 0 - 2 からの凝固信号は、凝固電極 5 0 および共通電極 4 9 に供給される。

10

#### 【 0 0 3 4 】

図 1 0 に示す実施の形態では、電気外科手術用発生器と電気外科手術用器具との間の接続が、通常、出力接続部 8 0 および 8 1 によって提供されるが、発生器と器具との間の回路ブロックの配分は変化することがある。

20

#### 【 0 0 3 5 】

さらなる実施の形態は、図 1 1 A および図 1 1 B に示されている。図 9 の実施の形態と同様に、これらの実施の形態も、信号経路選択スイッチまたはスイッチング回路を必要としない。

#### 【 0 0 3 6 】

図 1 1 を参照して、異なる周波数に同調された 2 つの同調回路 8 2 - 1 および 8 2 - 2 (図 1 0 と同様) が設けられている。それぞれは、直列共振インダクタ - キャパシタ対 8 4 および並列共振インダクタ - キャパシタ対 8 6 を有する。後者は、一方が出力接続部 4 6 および 4 7 に接続され、他方が出力接続部 4 6 ' および 4 7 ' に接続されたトランスである。図 1 0 の実施の形態におけるように、各同調回路は 2 つの入力を有し、その一方は発生器の出力接続部 8 0 に接続され、その他方は発生器の出力接続部 8 1 に接続されている。この実施の形態では、発生器は、逆の動作を行う 2 つのプッシュプル対 9 0 A、9 0 B および 9 1 A、9 1 B に配置された RF スイッチを備える出力段を有する。通常、これらのスイッチはパワー MOSFET を備える。図示するように、各スイッチ 9 0 A、9 0 B、9 1 A、9 1 B はドライバ入力 9 2、9 3 に接続され、これらのドライバ入力 9 2、9 3 は RF 駆動信号を受信する。この RF 駆動信号は、切断波形を有する出力を出力接続部 8 0、8 1 に生成する場合には或る RF 周波数にあり、凝固出力を出力接続部 8 0、8 1 に生成する場合には別の RF 周波数を有する。これらの周波数は、それぞれ、第 1 の同調回路 8 2 - 1 の共振結合 8 4、8 6 の共振周波数、および、他方の同調回路 8 2 - 2 の対応する共振結合の共振周波数である。上述したように、発生器の出力段の RF スイッチ 9 0 A、9 0 B、9 1 A、および 9 1 B は、例えば、フットスイッチ制御に従って駆動され、切断出力または凝固出力を生成することができる。この場合も、これに加えて、RF 周波数が同調出力回路の 2 つの共振周波数の間を絶えず交番するブレンド出力を生成することができる。

30

40

#### 【 0 0 3 7 】

図 1 1 B の実施の形態は図 1 1 A の実施の形態を変更したものであり、この実施の形態では、発生器の出力段は、RF スイッチ 9 0 A、9 0 B の単一のプッシュプル対を有し、同調回路は、それぞれ、スイッチ 9 0 A、9 0 B の間の接合部に接続された一方の入力、

50

および、グラウンドに接続された他方の入力を有する。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明による電気外科手術用システムの概略図である。

【図2】図1の発生器のブロック図である。

【図3】図1のシステムの一部として使用される電気外科手術用器具の概略斜視図である。

【図4】図1のシステムで使用されるスイッチング回路の概略図である。

【図5A】図4のスイッチング回路の2つの電子スイッチングデバイスの回路図である。

【図5B】図4のスイッチング回路の2つの電子スイッチングデバイスの回路図である。

【図6】図1のシステムで使用できるスイッチング回路の代替的な実施の形態の概略図である。

【図7】図4に従ってスイッチング回路を組み込んだ、図2による発生器のブロック図である。

【図8A】ブレンドスイッチング比を調整する技法を示す図であり、代替的な比調整デバイスの回路図である。

【図8B】ブレンドスイッチング比を調整する技法を示す図であり、図8Aのデバイスの動作を示す波形図である。

【図8C】ブレンドスイッチング比を調整する技法を示す図であり、代替的な比調整デバイスの回路図である。

【図9】本発明による発生器システムの代替的な実施の形態のブロック図である。

【図10】本発明によるさらに代替的なシステムのブロック図である。

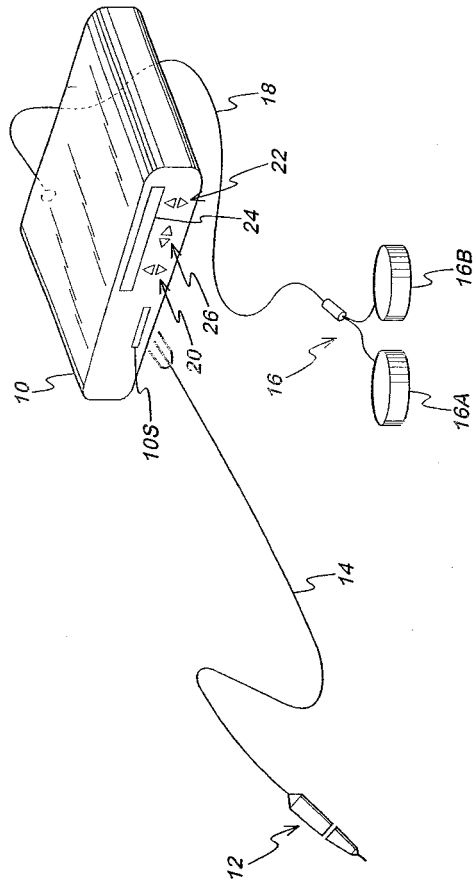
【図11A】異なる各電極対に切断出力および凝固出力を自動的に供給するさらに別の代替的なシステムである。

【図11B】異なる各電極対に切断出力および凝固出力を自動的に供給するさらに別の代替的なシステムである。

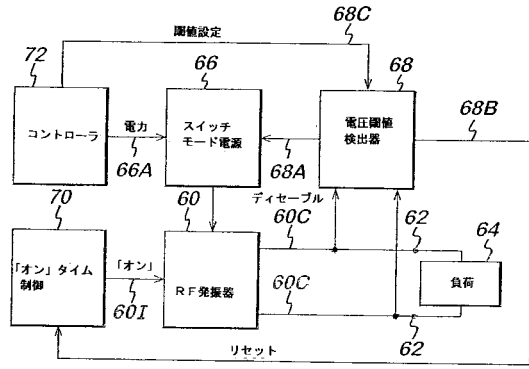
10

20

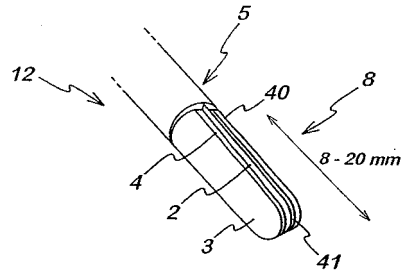
【図1】



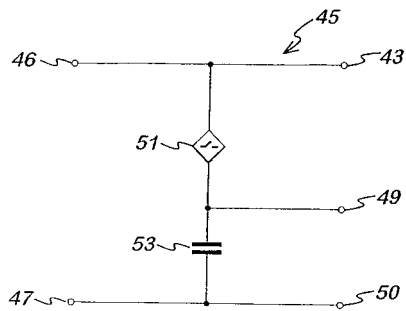
【図2】



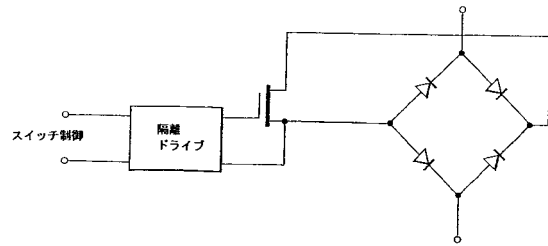
【図3】



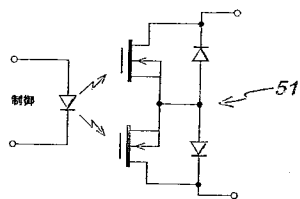
【図4】



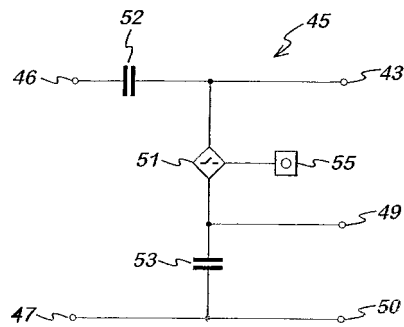
【図5B】



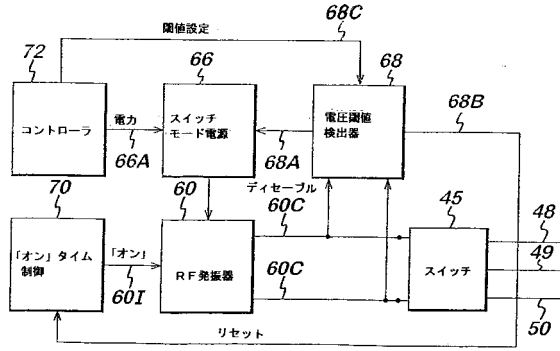
【図5A】



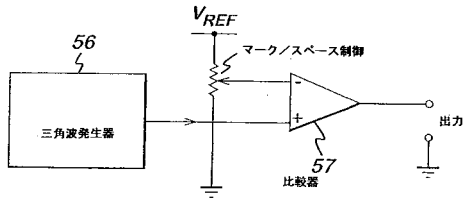
【図6】



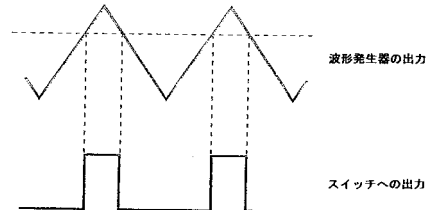
【図7】



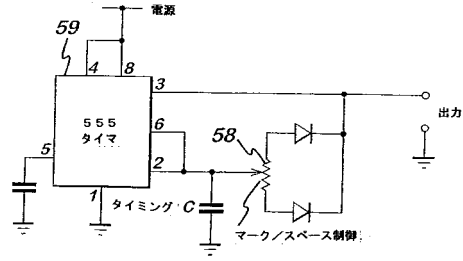
【図8A】



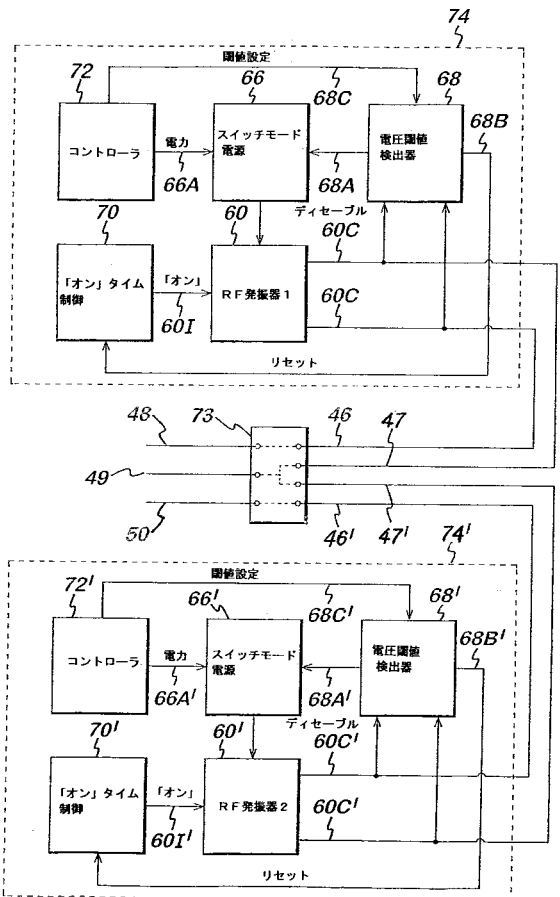
【図8B】



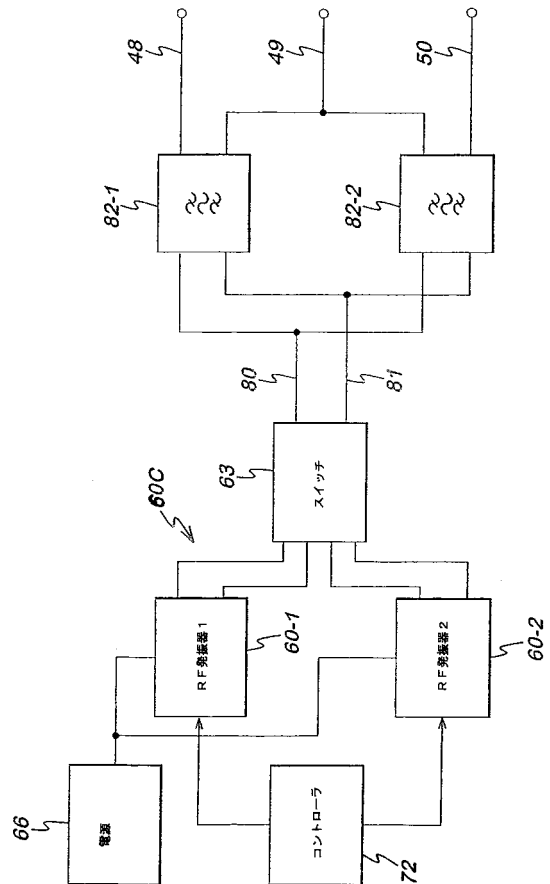
【図8C】



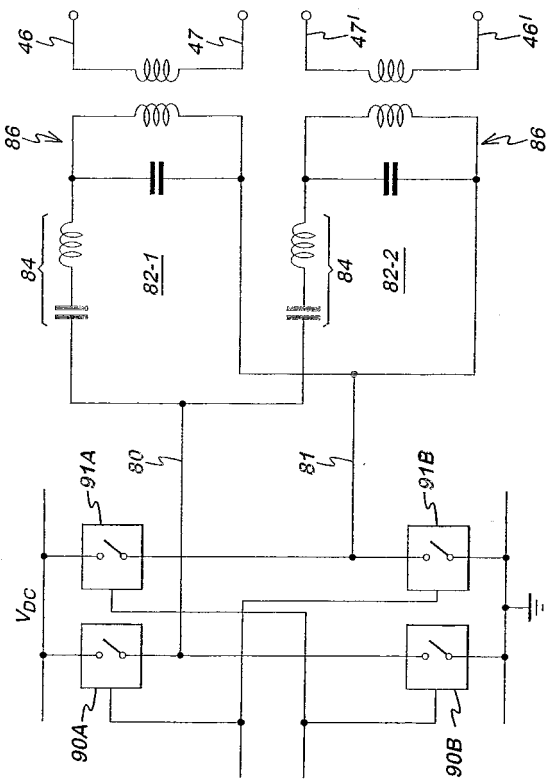
【図9】



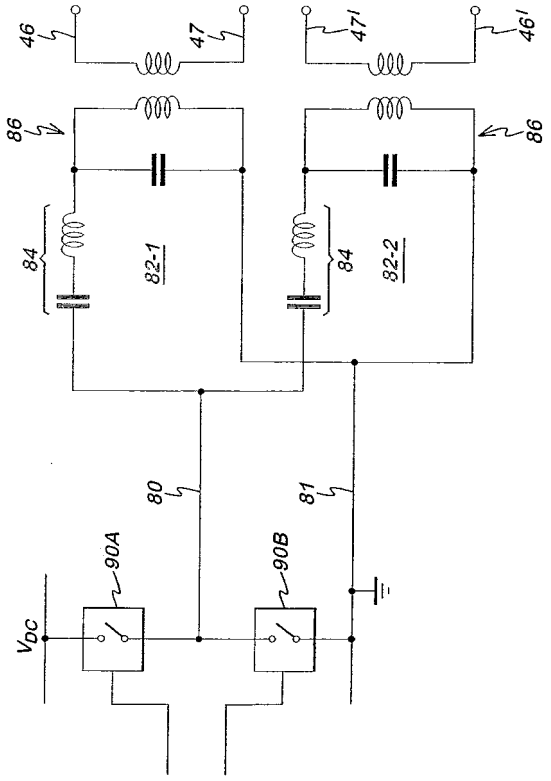
【図10】



【図11A】



【図11B】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ゴーブル, コリン チャールズ オーウェン  
イギリス サウス オックスフォードシャー RG9 2LA ヘンリー - オン - テムズ フェア  
マイル メルバリー - ハウス

審査官 瀬戸 康平

(56)参考文献 特表2003-500099(JP, A)  
特開平06-030949(JP, A)  
特開平09-010223(JP, A)  
特開2000-135222(JP, A)  
特開2002-325772(JP, A)  
国際公開第02/003874(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/00