

(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2010-527676

(P2010-527676A)

(43) 公表日 平成22年8月19日(2010.8.19)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 18/12 (2006.01)F I
A 6 1 B 17/39テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-508899 (P2010-508899)
 (86) (22) 出願日 平成20年5月20日 (2008.5.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年1月25日 (2010.1.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2008/001727
 (87) 国際公開番号 W02008/142404
 (87) 国際公開日 平成20年11月27日 (2008.11.27)
 (31) 優先権主張番号 0709994.8
 (32) 優先日 平成19年5月24日 (2007.5.24)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(71) 出願人 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 100100549
 弁理士 川口 嘉之
 (74) 代理人 100090516
 弁理士 松倉 秀実
 (74) 代理人 100113608
 弁理士 平川 明
 (74) 代理人 100123098
 弁理士 今堀 克彦

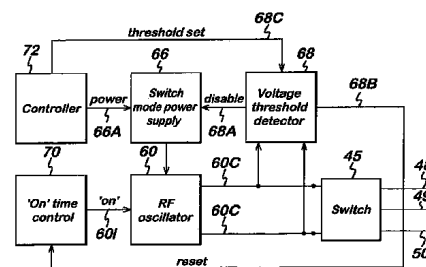
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気手術ジェネレータ

(57) 【要約】

電気手術ジェネレータは、1つ又は2つ以上の高周波数(RF)源(60)と、電気手術器具への接続のための少なくとも2本の出力線(60C、48、49、50)を含む出力ステージを含む。ジェネレータは、2本の出力線間で測定されるインピーダンスなど、電気外科手術に関連したパラメータを測定するための手段を含む。コントローラ(72)は、第1のRF波形(切断信号など)又は第2のRF波形(凝固信号など)を出力線に送るように、そして組み合わせモードにおいて第1の波形及び第2の波形の両方を送るように、ジェネレータを制御する。コントローラ(72)は、組み合わせモードにおいて、上記外科手術に関連した測定されたパラメータにตอบสนองして一方又は両方の波形の少なくとも1つの特性を自動的に調整する。

Fig. 7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電気手術器具に供給するための高周波（ＲＦ）電力を生成するための電気手術ジェネレータであって、

(i) 1 つ又は 2 つ以上の ＲＦ 出力電力源と、

(ii) 前記電気手術器具に接続されるように適応された少なくとも 2 本の出力線を含む出力ステージと、

(iii) 電気外科手術に関連したパラメータを測定するための手段と、

(iv) 第 1 の ＲＦ 波形を前記出力線に又は第 2 の ＲＦ 波形を前記出力線に送ることができるように、そして組み合わせモードにおいて前記第 1 の ＲＦ 波形及び前記第 2 の ＲＦ 波形の両方を送ることができるように、前記ジェネレータシステムを制御するように動作可能であるコントローラであって、前記組み合わせモードにおいて、前記外科手術に関連した前記測定されたパラメータに応答して前記第 1 の ＲＦ 波形及び前記第 2 の ＲＦ 波形の一方又は両方の少なくとも 1 つの特性を自動的に調整するように構成される、コントローラと

10

を備える電気手術ジェネレータ。

【請求項 2】

前記測定されたパラメータは、前記出力線のうちの 2 本間で測定されたインピーダンスである、請求項 1 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 3】

20

第 1 の高周波（ＲＦ）電力源及び第 2 の高周波（ＲＦ）電力源を備え、前記第 1 の電力源は、前記第 1 の ＲＦ 波形を送るために接続され、前記第 2 の電力源は、前記第 2 の ＲＦ 波形を送るように接続される、請求項 1 又は 2 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 4】

前記組み合わせモードにおいて、前記コントローラは、前記第 1 の電力源及び前記第 2 の電力源から連続的に ＲＦ 波形を供給するように適応される、請求項 3 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 5】

前記組み合わせモードにおいて、前記コントローラは、前記第 1 の電力源及び前記第 2 の電力源の少なくとも一方から不連続的に ＲＦ 波形を供給するように適応される、請求項 3 に記載の電気手術ジェネレータ。

30

【請求項 6】

前記組み合わせモードにおいて、前記コントローラは、前記第 1 の ＲＦ 波形を不連続的に送るために、前記第 1 の電力源の接続のオン及びオフを切り替えるように適応される、請求項 5 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 7】

前記組み合わせモードにおいて、前記コントローラは、前記第 2 の ＲＦ 波形を不連続的に送るために、前記第 2 の電力源の接続のオン及びオフを切り替えるように適応される、請求項 5 又は 6 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 8】

40

単一の高周波（ＲＦ）電力源を備え、前記コントローラは、前記組み合わせモードにおいて、前記出力線に前記第 1 の ＲＦ 波形を送ること及び前記出力線に前記第 2 の ＲＦ 波形を送ることを交互信号の形で交互に行うように適応される、請求項 1 又は 2 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 9】

前記測定されたパラメータに応答して調整される前記特性は、前記第 1 の ＲＦ 波形又は前記第 2 の ＲＦ 波形の電力、電圧、又は電流から選択される、請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 10】

前記第 1 の ＲＦ 波形は、組織の電気外科的切断を生じるように設計された切断 ＲＦ 波形

50

であり、前記第 2 の R F 波形は、組織の電気外科的凝固を生じるように設計された凝固 R F 波形である、請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 1 1】

前記コントローラは、前記出力接続間に生じる前記 R F ピーク出力電圧を、前記第 1 の切断 R F 波形を生成するための切断用の第 1 の所定の閾値及び前記第 2 の凝固 R F 波形を生成するための凝固用の第 2 の所定の閾値の少なくとも一方に制限するように、そして前記ジェネレータの前記組み合わせモードにおいて、前記第 1 の閾値と前記第 2 の閾値との間で絶えず交互させるように、動作可能である、請求項 1 0 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 1 2】

10

前記第 1 のデューティサイクルは、前記信号全体のうち、前記第 1 の切断 R F 波形が前記出力線に供給される部分であり、前記第 2 のデューティサイクルは、前記信号全体のうち、前記第 2 の凝固 R F 波形が前記出力線に供給される部分である、請求項 1 0 又は 1 1 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 1 3】

前記測定されたパラメータに応答して調整される前記特性は、前記第 1 のデューティサイクル及び前記第 2 のデューティサイクルの一方又は両方である、請求項 1 2 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 1 4】

20

少なくとも 3 本の出力線を備え、また、前記組み合わせモードにおいて、前記組み合わせ信号のうち、前記第 1 の R F 波形である部分が前記出力線の第 1 のペアに送られ、前記組み合わせ信号のうち、前記第 2 の R F 波形である部分が前記出力線の第 2 のペアに送られるように、前記 1 つ又は 2 つ以上の電力源と前記 3 本の出力線との間の結合を変更するための、選択構成も備える請求項 1 から 1 3 のいずれか一項に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 1 5】

前記第 1 の R F 波形及び前記第 2 の R F 波形の両方が、組織の電気外科的切断を生じるように設計された切断 R F 波形である、請求項 1 から 9 のいずれか一項に従属する請求項 1 4 に記載の電気手術ジェネレータ。

【請求項 1 6】

30

前記第 1 の R F 波形及び前記第 2 の R F 波形の両方が、組織の電気外科的凝固を生じるように設計された凝固 R F 波形である、請求項 1 から 9 のいずれか一項に従属する請求項 1 4 に記載の電気手術ジェネレータ。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0 0 0 1】

本発明は、組織の処置に使用するためのバイポーラ電気手術器具とともに使用するための電気手術ジェネレータに関するものである。

【0 0 0 2】

40

我々の先行する米国特許第 6 , 4 1 6 , 5 0 9 号及び第 6 , 9 6 6 , 9 0 7 号は、組織の切断及び止血を同時に実施するために、電気手術ジェネレータが切断信号と凝固信号との混合を送ることができるような、様々な方法を記述している。米国特許公開第 2 0 0 4 / 0 2 6 0 2 7 9 号として公開された、更に最近の米国特許出願第 1 0 / 8 5 8 , 4 0 6 号では、電気手術ジェネレータのユーザは、ジェネレータによって送られる切断と凝固との割合について、様々な既定の設定の間で、手動で選択を行うことができる。

【0 0 0 3】

上記の先行する特許及び特許出願の開示内容は、参照によって本明細書に組み込まれる。本発明は、これらのタイプの電気手術ジェネレータに対して更なる改善を提供しようとするものである。

【0 0 0 4】

50

したがって、電気手術器具に供給するための高周波（ＲＦ）電力を生成するための電気手術ジェネレータであって、

(i) 1つ又は2つ以上のＲＦ出力電力源と、

(ii) 電気手術器具に接続されるように適応された少なくとも2本の出力線を含む出力ステージと、

(iii) 電気外科手術に関連したパラメータを測定するための手段と、

(iv) 第1のＲＦ波形を出力線に又は第2のＲＦ波形を出力線に送ることができるように、そして組み合わせモードにおいて第1のＲＦ波形及び第2のＲＦ波形の両方を送ることができるように、ジェネレータシステムを制御するように動作可能であるコントローラであって、組み合わせモードにおいて、上記外科手術に関連した上記測定されたパラメータに
10 応答して第1のＲＦ波形及び第2のＲＦ波形の一方又は両方の少なくとも1つの特性を自動的に調整するように構成される、コントローラと、

を含む電気手術ジェネレータが提供される。

【0005】

このように、電気手術ジェネレータは、それを使用している外科医が電気手術器具の能力を手動で調整するのを待つのではなく、測定されるパラメータに反応することによって、組織に送られる電気手術信号を自動的に調整する。このように、電気手術ジェネレータは、異なる動作条件に応答して自身を動的に調整し、効果的な動作のための求めに応じて異なる電気手術信号を選択する。電気手術ジェネレータの調整には、複数の異なるパラメータを測定及び使用することができると考えられる。
20

【0006】

好都合には、測定されたパラメータは、上記出力線のうちの任意の2本間で測定されたインピーダンスである。したがって、測定されたインピーダンスが低いときは、これは、出血組織に関連した比較的流動的な手術環境を示しており、電気手術システムは、電気手術器具の凝固の有効性を高めることができる。反対に、測定されたインピーダンスが高いときは、これは、比較的乾燥した手術環境を示しており、電気手術システムは、切断プロセスの速度及び効率を最大にするために、電気手術器具の切断の有効性を高めることができる。3本以上の出力線がある場合は、インピーダンスは、ペアを成す任意の2本の出力線間で測定することができ、ひいては、ジェネレータの動作中の異なる時点において、異なるペアの出力線間で測定することもできると考えられる。
30

【0007】

好都合な一構成では、電気手術ジェネレータは、第1の高周波（ＲＦ）電力源及び第2の高周波（ＲＦ）電力源を含み、第1の電力源は、第1のＲＦ波形を送るために接続され、第2の電力源は、第2のＲＦ波形を送るために接続される。このように、各電力源は、その特定の目的に合わせ、周波数や電力などにおいて最適にすることができる。第1の電力源及び第2の電力源を伴う場合は、組み合わせモードにおいて、コントローラは、第1の電力源及び第2の電力源から連続的にＲＦ波形を供給するように適応されることが好都合である。インピーダンスなどの測定されたパラメータに応答して、コントローラは、第1の電力源又は第2の電力源のいずれかの電力を増大又は減少させる、或いはいずれかの電力源の動作の周波数を変化させることによって、電気手術器具の切断能力又は凝固能力
40 に変化を生じさせることができると考えられる。

【0008】

或いは、組み合わせモードにおいて、コントローラは、第1の電力源及び第2の電力源の少なくとも一方から不連続的にＲＦ波形を供給するように適応される。コントローラは、第1のＲＦ波形及び第2のＲＦ波形を不連続的に送るために、第1の電力源及び／又は第2の電力源の接続のオン及びオフを切り替えるように適応されることが好都合である。

【0009】

上述のように、ジェネレータは、

i) 第1の電力源及び第2の電力源からの同時的な連続信号、

ii) 第1の電力源からの連続信号と、第2の電力源からの断続信号、
50

- iii) 第 2 の電力源からの連続信号と、第 1 の電力源からの断続信号、
 - iv) 連続的に交互する形の、第 1 の電力源及び第 2 の電力源からの交互信号、並びに
 - v) 間に空白を挟んだ、第 1 の電力源及び第 2 の電力源の両方からの断続信号
- を含むがこれらに限定されない、幾つかの異なる信号を供給することができる。

【 0 0 1 0 】

別の代替構成では、ジェネレータは、単一の高周波 (R F) 電力源を含み、コントローラは、組み合わせモードにおいて、出力線に第 1 の R F 波形を送ること及び出力線に第 2 の R F 波形を送ることを交互信号の形で交互に行うように適応される。

【 0 0 1 1 】

測定されたパラメータに応答して変更される第 1 の波形及び第 2 の波形の特性は、第 1 の R F 波形又は第 2 の R F 波形の電力、電圧、電流、又はひいては周波数から選択されることが好都合である。或いは、測定されたパラメータは、第 1 の R F 波形及び第 2 の R F 波形の位相を含むことができる。

【 0 0 1 2 】

好都合な一構成では、第 1 の R F 波形は、組織の電気外科的切断を生じるように設計された切断 R F 波形であり、第 2 の R F 波形は、組織の電気外科的凝固を生じるように設計された凝固 R F 波形である。したがって、測定されたインピーダンスが低いときは、これは、出血組織に関連した比較的流動的な手術環境を示しており、電気手術システムは、組織に適用される凝固信号の割合を高めることができる。反対に、測定されたインピーダンスが高いときは、これは、比較的乾燥した手術環境を示しており、電気手術システムは、切断プロセスの速度及び効率を最大にするために、組織に適用される切断信号の割合を高めることができる。

【 0 0 1 3 】

好ましい構成では、コントローラは、出力接続間に生じる高周波ピーク出力電圧を、第 1 の切断 R F 波形を生成するための切断用の第 1 の所定の閾値及び第 2 の凝固 R F 波形を生成するための凝固用の第 2 の所定の閾値の少なくとも一方に制限するように、そしてジェネレータの組み合わせモードにおいて、上記第 1 の閾値と第 2 の閾値との間で絶えず交互させるように、動作可能である。

【 0 0 1 4 】

1 つ又は 2 つのいずれかの R F 電力源が用いられ、切断波形及び凝固波形が断続的に供給される場合において、「第 1 のデューティサイクル」は、信号全体のうち、第 1 の切断 R F 波形が出力線に供給される部分であり、「第 2 のデューティサイクル」は、信号全体のうち、第 2 の凝固 R F 波形が出力線に供給される部分である。測定されたパラメータに
40 応答して調整される特性は、第 1 のデューティサイクル及び第 2 のデューティサイクルの一方又は両方であることが最も好都合である。このように、測定されたパラメータが、凝固の有効性がより多く必要とされることを示すときは、信号全体のうち、凝固信号を送るための割合を増大させることができる。反対に、測定されたパラメータが、凝固の有効性があまり必要とされないことを示すときは、信号全体のうち、切断信号を送るための割合を増大させることができる。ここで、第 1 のデューティサイクル及び第 2 のデューティサイクルは、必ずしも 1 0 0 % を構成する必要はない (すなわち波形の切断部分と凝固部分との間には、意図的な空白があってもよい) ことを指摘されるべきである。

【 0 0 1 5 】

上記のような電気手術ジェネレータは、2 つの電極を有する (したがってジェネレータは出力線を 2 本のみ有する) バイポーラ電気手術器具とともに用いることができるが、本発明にしたがったジェネレータは、我々の米国特許第 6 , 6 9 6 , 9 0 7 号に記述されているような、3 つ以上の電極を有する電気手術器具とともに用いることもできる。したがって、ジェネレータは、少なくとも 3 本の出力線を含み、また、組み合わせモードにおいて、組み合わせ信号のうち、第 1 の R F 波形である部分が出力線の第 1 のペアに送られ、組み合わせ信号のうち、第 2 の R F 波形である部分が出力線の第 2 のペアに送られるように、1 つ又は 2 つ以上の電力源と 3 本の出力線との間の結合を変更するための、選択構成

10

20

30

40

50

を含む。

【0016】

第1のRF波形が切断波形であり、第2のRF波形が凝固波形である場合に、凝固信号は、組織の凝固用に最適化された2つの電極の相互間に送られ、一方で、切断信号は、組織の切断用に最適化された異なる電極に送られる。この最適化は、米国特許第6,696,907号及び以下の説明において、より詳しく説明されている。

【0017】

しかしながら、第1のRF波形及び第2のRF波形は、必ずしもそれぞれ切断波形及び凝固波形である必要はない。考えられる一構成では、第1のRF波形及び第2のRF波形の両方が、組織の電気外科的切断を生じるように設計された切断RF波形であることが可能である。第1の波形及び第2の波形は、異なる電極セットに供給されるので、器具に供給される第1のRF信号と第2のRF信号との割合を増大又は減少させることによって、電気手術器具によって生じるRF切断の幅を変更することができる。或いは、第1のRF波形及び第2のRF波形の両方が、組織の電気外科的凝固を生じるように設計された凝固RF波形であることが可能である。この構成では、器具に供給される第1のRF信号と第2のRF信号との割合を増大又は減少させることによって、電気手術器具によって生じるRF凝固損傷の幅を変更することができる。

【0018】

次に、添付の図面を参照にして、単なる一例として本発明の更なる詳細が説明される。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明にしたがった電気手術ジェネレータを含む電気手術システムの概略図である。

【図2】図1のジェネレータ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手術器具の概略斜視図である。

【図4】図2のジェネレータに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ための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ための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2のジェネレータに使用することができるスイッチング回路の代替の実施形態の概略図である。

【図7】図4にしたがったスイッチング回路を組み入れた、図2にしたがったジェネレータのブロック図である。

【図8A】測定されたパラメータに応答して混合スイッチング比を自動的に調整するための技術を示した図であり、図8Aは、比調整デバイスの回路図であり、図8Bは、図8Aのデバイスの動作を示した波形図である。

【図8B】測定されたパラメータに応答して混合スイッチング比を自動的に調整するための技術を示した図であり、図8Aは、比調整デバイスの回路図であり、図8Bは、図8Aのデバイスの動作を示した波形図である。

【図9】本発明にしたがったジェネレータシステムの代替の実施形態のブロック図である。

【図10】本発明にしたがった更に代替のジェネレータシステムのブロック図である。

【図11A】切断出力及び凝固出力に対応する異なる電極ペアに自動的に供給するための、更に代替のシステムである。

【図11B】切断出力及び凝固出力に対応する異なる電極ペアに自動的に供給するための、更に代替のシステムである。

【図12A】本発明にしたがったジェネレータによって生成することができる異なる混合信号についての制御エンベロープを示した図である。

【図12B】本発明にしたがったジェネレータによって生成することができる異なる混合

10

20

30

40

50

信号についての制御エンベロープを示した図である。

【 0 0 2 0 】

図 1 を参照すると、ジェネレータ 1 0 は、接続コード 1 4 を通じて器具 1 2 のための高周波 (R F) 出力を提供する出力ソケット 1 0 S を有する。ジェネレータの起動は、接続コード 1 4 を通じて器具 1 2 から実施されるか、或いは足踏みスイッチ接続コード 1 8 によってジェネレータの背後に接続された図に示されるような足踏みスイッチユニット 1 6 によって実施されるかしてよい。図示された実施形態では、足踏みスイッチユニット 1 6 は、ジェネレータの凝固モード及び切断モードをそれぞれ選択するための 2 つのペダル 1 6 A 及び 1 6 B を有する。ジェネレータの前面パネルは、ディスプレイ 2 4 に示される凝固電力レベル及び切断電力レベルをそれぞれ設定するための押しボタン 2 0 及び 2 2 を有する。押しボタン 2 6 は、凝固モードと切断モードとの間で選択を行うための代替手段として提供される。

10

【 0 0 2 1 】

図 2 を参照すると、ジェネレータは、器具 1 2 に結合するための出力線ペア 6 0 C を有する高周波 (R F) 電力発振器 6 0 を含む。器具 1 2 は、図 2 では、電気負荷 6 4 の形で示されている。電力は、スイッチモード電力供給 6 6 によって発振器 6 0 に供給される。好ましい実施形態では、R F 発振器 6 0 は、約 4 0 0 k H z で動作し、3 0 0 k H z より上で H F 域に到る範囲内の任意の周波数が適している。スイッチモード電力供給は、一般に、2 0 ~ 5 0 k H z の範囲内の周波数で動作する。出力線 6 0 C 間に渡して結合されるのは、電圧閾値検出器 6 8 であり、その第 1 の出力 6 8 A をスイッチモード電力供給 1 6 に、そして第 2 の出力 6 8 B を「オン」時間制御回路 7 0 に結合される。オペレータ制御及びディスプレイ (図 1 に示されている) に結合されるマイクロプロセッサコントローラ 7 2 は、供給電圧の変化によってジェネレータ出力電力を調整するために電力供給 6 6 の制御入力 6 6 A に、そしてピーク R F 出力電圧限界を設定するために電圧閾値検出器 6 8 の閾値設定入力 6 8 C に接続される。やはり出力線 6 0 C の一方に結合されるのは、負荷電流を表す信号 V_L を、線 8 1 を通じてコントローラ 7 2 に供給する電流検出回路 8 0 である。

20

【 0 0 2 2 】

動作において、ハンドピース上又は足踏みスイッチ (図 1 を参照) 上に提供可能な起動スイッチ構成を外科医が操作することによって電気手術電力が要求されると、マイクロプロセッサコントローラ 7 2 は、スイッチモード電力供給 6 6 に電力を印加させる。ジェネレータの前面パネル (図 1 を参照) 上の制御設定にしたがって、入力 6 8 C を通じて供給電圧に対して個別に出力電圧閾値が設定される。一般に、脱水乾燥又は凝固のためには、閾値は、1 5 0 ボルトから 2 0 0 ボルトまでの間の脱水乾燥閾値に設定される。切断又は蒸発の出力が求められる場合は、閾値は、2 5 0 又は 3 0 0 ボルトから 6 0 0 ボルトまでの範囲内の値に設定される。これらの電圧値は、ピーク値である。これらがピーク値であるのは、少なくとも脱水乾燥のためには、低波高因子の出力 R F 波形を有することによって、所定の値に電圧が固定される前に最大電力を与えることが好ましいことを意味する。通常は、1 . 5 又はそれ未満の波高因子が実現される。組み合わせモード出力が必要とされる場合は、入力 6 8 C を通じて設定される電圧出力は、混合信号を形成するために、脱水乾燥又は凝固のための値と切断又は蒸発のための値との間で絶えず交互される。

30

40

【 0 0 2 3 】

ジェネレータが最初に起動されるときは、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にわたってオンにされるように、R F 発振器 6 0 の制御入力 6 0 I (「オン」時間制御回路 7 0 に接続されている) の状態は「オン」である。負荷 6 4 に送られる電力は、一部には、スイッチモード電力供給 6 6 から R F 発振器 6 0 に印加される供給電圧に、一部には、負荷インピーダンス 6 4 に依存する。脱水乾燥出力のための電圧閾値は、その電圧閾値に達したときに、トリガ信号が、「オン」時間制御回路 7 0 に、そしてスイッチモード電力供給 6 6 に送られるように設定される。「オン」時間制御回路 7 0 は、R F 発振器スイッチングデバイスの「オン」時間を事

50

実上瞬時に低減させる効果を有する。同時に、スイッチモード電力供給が無効にされ、発振器 60 に供給される電圧が低下し始める。このようなジェネレータの動作は、参照によって本明細書に開示内容を組み込まれた我々の欧州特許出願第 0754437 号に詳細に説明されている。

【0024】

図 3 は、電気手術器具 12 として考えられる一つの設計を示している。器具 12 は、器具シャフト 5 を含み、その遠位端は、総じて 8 として示された電極アセンブリである。電極アセンブリ 8 は、中央切断電極 2 を備え、中央切断電極 2 は、より大きな 2 つの凝固電極 3 と 40 との間に設けられている。絶縁層 4 は、切断電極 2 を第 1 の凝固電極 3 から隔離し、絶縁層 41 は、切断電極 2 を第 2 の凝固電極 40 から隔離する。切断電極 2 は、2 つの凝固電極を僅かに越えて突き出している。

10

【0025】

ユーザが、器具によって組織を切断しようとするときは、ジェネレータは、切断電極 2 と、2 つの電極 3 及び 40 の一方又は両方との相互間に切断 RF 信号を印加する。反対に、ユーザが、器具によって組織を凝固させようとするときは、ジェネレータは、2 つの凝固電極 3 及び 40 の相互間に凝固 RF 信号を印加する。混合 RF 信号の印加については、図 4 に示されたスイッチング回路を参照にして説明される。

【0026】

図 4 は、ジェネレータ 10 の 2 本の出力線 60C にそれぞれ接続された入力接続 46 及び 47 を含む、総じて 45 として示されたスイッチング回路を示している。スイッチング回路 45 は、3 本の出力接続 48、49、及び 50 を有する。出力接続 48 は、図 3 のデバイスの切断電極 2 に接続される。出力接続 49 及び 50 は、図 3 のデバイスの凝固電極 3 及び 40 にそれぞれ接続される。出力接続 48 と 49 との間に、電子スイッチデバイス 51 が接続される。スイッチ 51 は、出力線 48 と 49 との間の接続を迅速につないだり切ったりすることができる。出力接続 49 と 50 との間には、通常 1 ~ 10 nF の値を有するコンデンサ 53 が接続される。

20

【0027】

混合モードで器具 12 を動作させるために、ユーザがペダル 16A 又は 16B を作動させると、ジェネレータは、入力接続 46 及び 47 に対して RF 切断信号及び RF 凝固信号のバーストを交互に供給する。スイッチデバイス 51 は、切断信号を含む信号部分が受信されたときに、出力接続 48 と 49 との間に開回路を形成するように開くために、交互 RF 信号に同期した形で動作する。したがって、切断 RF 信号は、それぞれ出力 48 及び 50 を通じて切断電極 2 及び凝固電極 40 の相互間に供給される。反対に、凝固電圧を含む信号部分が、入力接続 46 及び 47 から受信されたときは、スイッチデバイス 51 は、出力接続 48 と 49 とが互いに電氣的に通じるように、閉じられる。したがって、混合信号の凝固部分中に、信号は、コンデンサ 53 によって間に電位差を提供されている出力接続 49 及び 50 を通じて 2 つの凝固電極 3 及び 40 の相互間に供給される。

30

【0028】

スイッチングデバイス 51 は、図 5A に示された光結合二重 FET 構成のような AC オプトリレーを含むことができる。制御回路と出力線との分離を可能にする別のスイッチングデバイスは、図 5B に示されるように、分離ドライバを通じて制御される AC ブリッジと単一 MOSFET スイッチとの組み合わせである。

40

【0029】

上記の説明は、混合モード信号を制御するジェネレータ 10 と、それに同期して開閉するスイッチングデバイス 51 とに基づく。しかしながら、これは、必ずしもそうとは限らず、切断 RF 信号と凝固 RF 信号との間での切り替えを決定するために、スイッチングデバイスがジェネレータを制御することもできる。

【0030】

図 4 に示された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ときは、出力接続 48 及び 50 から切断信号が供給される。スイッチング

50

デバイス 51 が閉じると、切断信号は、先ず、コンデンサ 53 によって分離されている出力接続 49 及び 50 の相互間に供給される。これは、ジェネレータによって送られる電流を急速に上昇させ、したがって、ジェネレータ内の電流制限回路は、送られる電力を低減させるように動作し、信号は、凝固のための RF 信号に迅速に変換される。ジェネレータ内の電流制限回路の効果は、スイッチングデバイス 51 を閉じることによって、送られる信号を切断信号から凝固信号にほぼ瞬時に変換させることにある。反対に、スイッチングデバイス 51 が再び開くと、ジェネレータは、電流制限を停止させ、信号は、再び迅速に切断 RF 信号に戻る。このように、スイッチングデバイス 51 の開閉は、ジェネレータをその切断モードと凝固モードとの間で切り替えさせ、器具 12 の電極に供給される混合信号を生成する。

10

【0031】

図 6 は、ジェネレータ 10 が電流制限ジェネレータでない場合又はジェネレータの電流制限特徴の使用が望ましくない場合に用いることができるスイッチング回路の代替の実施形態を示している。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ぼ同じであり、主な相違は、入力接続 46 に直列に、追加のコンデンサ 52 が追加されていることである。出力接続 49 及び 50 から送られる電圧が、ジェネレータ 10 の電力出力を低減させることなく凝固に通常使用されるレベルまで分圧されるように、コンデンサ 52 は、通常、コンデンサ 53 の値の半分の値を有している。このように、スイッチングデバイス 51 が開いているときは、出力接続 48 及び 50 の相互間に切断 RF 信号が送られ、スイッチングデバイスが閉じているときは、出力接続 49 及び 50 の相互間に凝固 RF 信号が送られる。

20

【0032】

図 4 において上述された構成と同様に、図 6 の代替のスイッチング回路のスイッチングデバイス 51 も、図 5 A 又は図 5 B に示されるようなものであってよく、駆動信号は、スイッチングデバイス自体に関連付けられた電力源から、又はその他のジェネレータ機能を制御するジェネレータ内の制御回路から得られる。

【0033】

図 9 は、2つの RF 電力源回路 74 及び 74' が用いられる代替のジェネレータシステムを示している。電力源回路 74 は、RF 発振器 60 と、それに関連付けられた電力供給及び制御素子を含む。電力源回路は、図 2 を参照にして説明されたとおりであり、類似の要素は、図 2 における場合と同じ参照符号を付されている。第 2 の電力源回路 74' は、第 2 の RF 発振器 60' を、第 2 のコントローラ 72'、電力供給 66'、電圧閾値検出器 68'、及びオン時間制御回路 70' とともに含む。図 9 は、電力源回路 74' を、自身専用のこれらの各ユニットを有するものとして示しているが、それらのうちの特定のものの（電力供給 66' 及びコントローラ 72' など）は、電力源回路 74 と共有可能であることが適している。電圧閾値検出器 68 は、電力源回路 74 からの出力接続 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、電圧閾値検出器 68' は、電力源回路 74' からの出力接続 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 とは異なる周波数で動作する。

30

40

【0034】

電力源回路 74 及び 74' の両方に、共通の出力ステージ 73 が提供される。電力源回路 74 からの出力接続 60C は、出力ステージ 73 の入力接続 46 及び 47 に、そして電力源回路 74' からの出力接続 60C' は、出力ステージの入力接続 46' 及び 47' に、それぞれ接続される。出力ステージ 73 内では、入力接続 47 及び 47' が、ともに出力接続 49 に接続される一方で、入力接続 46 は出力接続 48 に、入力接続 46' は出力接続 50 に接続される。この構成の結果、電力源回路 74 からの切断 RF 信号は、出力接続 48 及び 49 の相互間に、したがって、電気手術器具 12 上の 1つの電力ペアに送られることになる。同時に、電力源回路 74' からの凝固 RF 信号は、出力接続 49 及び 50 の相互間に、したがって、電気手術器具 12 上の別の電力ペアに送られる。したがって、

50

電気手術器具 12 は、2つの異なる周波数の信号の効果によって、組織の切断及び凝固を同時に行うことができる。既に述べられたように、この利点は、切断信号及び凝固信号が、それらが同時に印加されるにせよ、交互する混合信号の形で印加されるにせよ、電気手術器具の異なる電極ペアに送られることにある。これらの電極の設計は、したがって、それらが組織の切断又は凝固のいずれを意図しているかに応じて最適化することができる。

【0035】

図10を参照すると、ジェネレータと器具との更に代替の組み合わせでは、切断に適したRF電力信号及び凝固に適したRF電力信号をそれぞれの出力線60C上に生成するために、2つのRF電力発振器60-1及び60-2が、共通の電力供給66によって電力供給され、共通のコントローラ72によって制御される。これらの信号は、例えば足踏みスイッチなどからの入力にしたがって一方の発振器60-1又は他方の発振器60-2からの電力信号を選択するためのスイッチング回路63に供給され、選択された電力信号は、出力接続80及び81に伝送される。混合モードでは、スイッチは、接続80及び81の相互間に混合出力電力信号を生成するために、所定のレートで繰り返し動作される。電力発振器60-1及び60-2は、異なる周波数で動作され、それぞれの切断信号及び凝固信号は、出力接続80及び81上の電力信号を、異なる周波数に同調された同調回路82-1及び82-2に供給することによって、所要の電極に供給される。同調回路の出力は、電極線48、49及び50を通じて電気手術器具のそれぞれの電極に結合される。このようにして、発振器60-1からの切断信号は、切断電極48及び共通電極49に供給され、発振器60-2からの凝固信号は、凝固電極50及び共通電極49に供給される。

【0036】

図10に示された実施形態では、電気手術ジェネレータと電気手術器具との間の接続は、一般に、出力接続80及び81によって提供されるが、ジェネレータと器具との間の回路ブロックの分配は、可変であってよい。

【0037】

図11A及び図11Bに、更なる実施形態が示されている。図9の実施形態と同様に、これらの実施形態は、信号ルーティングスイッチすなわちスイッチング回路の必要性を省略している。

【0038】

図11を参照すると、(図10のように)異なる周波数に同調された2つの同調回路82-1及び82-2が提供されている。各回路は、直列共振インダクタ-コンデンサペア84及び並列共振インダクタ-コンデンサペア86を有しており、後者は、一方が出力接続46及び47に、もう一方が出力接続46'及び47'に結合された変圧器である。図10の実施形態におけるように、各同調回路は、2つの入力を有しており、その一方はジェネレータ出力接続80に、もう一方はジェネレータ出力接続81に接続されている。この実施形態では、ジェネレータは、2つの相対する働きをするプッシュプルペア90A、90B及び91A、91Bとして配置されたRFスイッチを含む出力ステージを有する。通常、これらのスイッチは、パワーMOSFETを含む。各スイッチ90A、90B、91A、及び91Bは、図に示されるように、RF駆動信号を受信するドライバ入力92及び93に接続され、RF駆動信号は、切断波形を有する出力を出力接続80及び81上に生成するためにはとあるRF周波数にあり、凝固出力を出力接続80及び81上に生成するためには異なるRF周波数を有し、これらの周波数は、それぞれ、第1の同調回路82-1の共振組み合わせ84及び86の共振周波数、及びもう一方の同調回路82-2の対応する共振組み合わせの共振周波数である。上述のように、ジェネレータ出力ステージのRFスイッチ90A、90B、91A、及び91Bは、切断出力又は凝固出力を生成するために、例えば足踏みスイッチ制御などにしたがって駆動されてよい。繰り返すが、加えて、同調出力回路の2つの共振周波数間でRF周波数が絶えず交互するような混合出力が生成されてよい。

【0039】

図11Bの実施形態は、図11Aの変更形態であり、この形態では、ジェネレータ出力

ステージは、RFスイッチ90A及び90Bからなる1つのプッシュプルペアを有し、各同調回路は、一方の入力をスイッチ90Aとスイッチ90Bとの間の接点に、そしてもう一方の入力をアースに接続されている。

【0040】

図12Aは、第1の混合信号についての電圧制御エンベロープを示しており、絶えず交互する切断信号エンベロープ30と凝固信号エンベロープ31との組み合わせを含む。切断信号のエンベロープ30は、切断信号の電圧を制限する第1の電圧閾値32を定め、凝固信号のエンベロープ31は、凝固信号の電圧を制限する(より低い)電圧閾値33を定める。切断信号は、50%のデューティサイクルを提供され、凝固信号は、やはり50%のデューティサイクルを提供され、複合された混合信号の残りを表している。この出力信号は、組織の切断及び凝固を同時に行う組織効果を生じる。

10

【0041】

図12Bは、やはり切断信号エンベロープ30と凝固信号エンベロープ31との間で絶えず交互する代替の混合出力信号の電圧制御エンベロープを示している。各エンベロープは、電圧閾値32及び33をそれぞれ定めている。しかしながら、この場合の複合出力信号では、切断信号が90%のデューティサイクルを提供されるのに対し、凝固信号は10%のデューティサイクルのみを提供される。この出力信号は、図12Aの信号よりもより効果的に組織を切断するが、処置されている組織に対する凝固効果は少ない。上述のように、切断信号及び凝固信号に対するデューティサイクルは、必ずしも合計で100%である必要はなく、信号全体のうち切断部分の起動と凝固部分の起動との間に意図的な空白が残されてよい。

20

【0042】

コントローラ72は、(図2のような出力線が2本の実施形態では)出力線60C間で、又は(図4、5、7、9、10、及び11)のような出力線が3本の実施形態では)3本の出力線48、49、及び50のうちの任意の2本間で、インピーダンスを測定する。コントローラ72は、出力線に供給される切断信号と凝固信号との割合を変更するために、測定されたインピーダンスを使用する。例えば、もし測定されたインピーダンスが、閾値より小さいならば(血液又はその他の流体の存在を示す比較的湿った手術野を意味している)、コントローラは、50%の凝固内容を伴う図12Aの波形を信号に提供することができる。反対に、もし測定されたインピーダンスが、閾値より大きいならば(比較的乾燥した手術野を意味している)、コントローラは、90%の切断内容を伴う図12Bの波形を信号に提供することができる。これは、手術野が比較的乾燥している間は切断の速度を最も効率的に尚且つ有効にしつつ、出血に直面するや否や凝固内容を増大させることを可能にする。

30

【0043】

当業者ならば、図12A及び図12Bの2つの構成が、切断信号及び凝固信号の有効性のヴァリエーションとして考えられる唯一の選択肢ではないことがわかる。実際は、切断信号及び凝固信号に対し、広範囲の事前設定、又は更には連続的な調整も使用することができる。効果は、手術条件の変化(出血量の増大など)に遭遇したときに、ジェネレータの設定を手動で調整する必要がないことにある。ジェネレータは、負荷インピーダンス又はその他の手術パラメータを測定することによって手術条件の変化を感知し、自動的に出力を調整する。

40

【0044】

このような調整は、ジェネレータ出力端末62に対して示される負荷インピーダンスを表す信号がマーク-スペース比が可変のパルスジェネレータに印加されるような構成を使用することによって、コントローラ72によって自動的に行われる。図2と合わせて図8A及び図8Bを参照すると、除算ステージ55(図8A)において、信号 V_v によって表される設定出力電圧を、電流検出回路80(図2)からコントローラ72に供給される電流を表す信号 V_i で割ることによって、コントローラ72において、インピーダンスを表す信号 V_z が生成される。このインピーダンス依存信号は、図8Bに示されるように、方

50

形波を生成するために、比較器 5 6 において、三角波発生器の出力と比較され、次いで、混合出力の切断部分と凝固部分との切り替えを制御するために、図 6 のスイッチングデバイス 5 1 に供給される。このように、切断信号と凝固信号との割合は、手術部位において測定されるインピーダンスの上昇及び下降に応じて連続的に調整することができる。これは、手術環境の変化にほぼ瞬時に、そしていかなる場合も外科医又は助手がボタンを手動で押すことによって又は足踏みペダル若しくはその他の入力メカニズムを使用することによってジェネレータの設定を調整する必要がある場合に可能であるよりも大幅に迅速に反応することができる電気手術装置を得る。

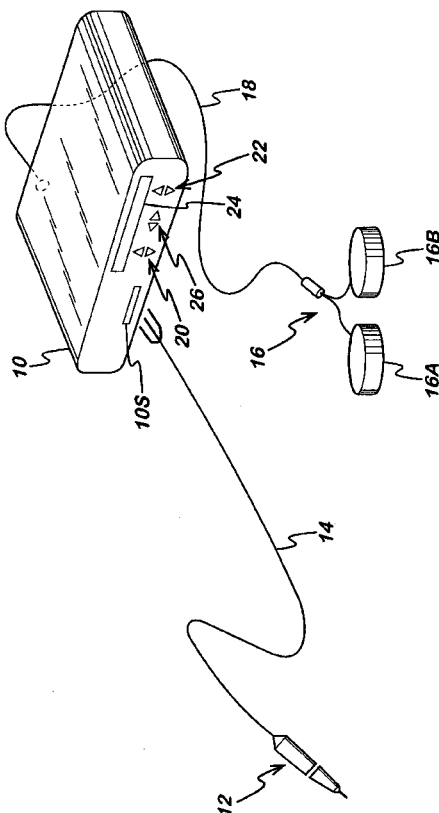
【 0 0 4 5 】

図 3 に戻り、電極 2 及び 3、又は電極 3 及び 4 0 に交互に供給される混合信号は、必ずしも切断信号と凝固信号との混合である必要はない。場合によっては、混合信号のいずれの構成部分も切断 R F 信号であることが可能である。電極 3 及び電極 4 0 の相互間に供給される切断信号は、電極 2 及び電極 3 の相互間に又は電極 2 及び電極 4 0 の相互間に供給される切断信号よりも、かなり幅広の R F 切断を生じると考えられる。したがって、第 2 の R F 信号（電極 3 及び電極 4 0 の相互間に供給される）と比べて第 1 の R F 信号（電極 2 及び電極 3 の相互間に供給される）の量を変化させることによって、測定されたパラメータにตอบสนองして R F 切断の幅を変化させることができる。

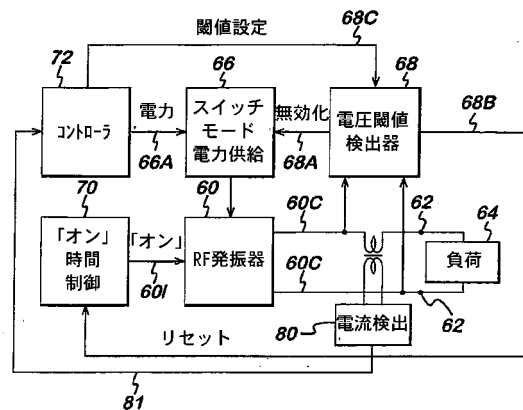
【 0 0 4 6 】

同様に、場合によっては、混合信号のいずれの構成部分も凝固 R F 信号であることが可能である。電極 3 及び電極 4 0 の相互間に供給される凝固信号は、電極 2 及び電極 3 の相互間に又は電極 2 及び電極 4 0 の相互間に供給される凝固信号よりも、かなり幅広の R F 損傷を生じると考えられる。したがって、第 2 の R F 信号（電極 3 及び電極 4 0 の相互間に供給される）と比べて第 1 の R F 信号（電極 2 及び電極 3 の相互間に供給される）の量を変化させることによって、測定されたパラメータにตอบสนองして R F 損傷の幅を変化させることができる。

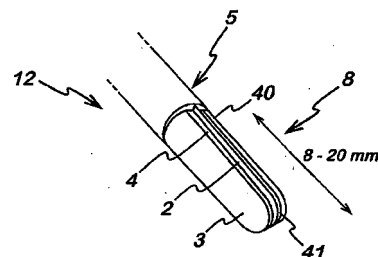
【 図 1 】



【 図 2 】



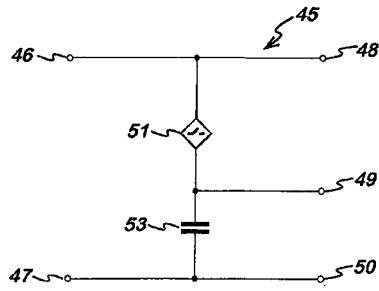
【 図 3 】



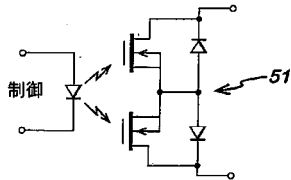
10

20

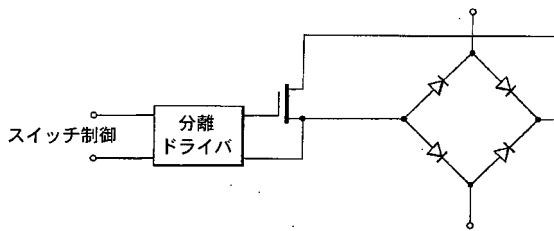
【図 4】



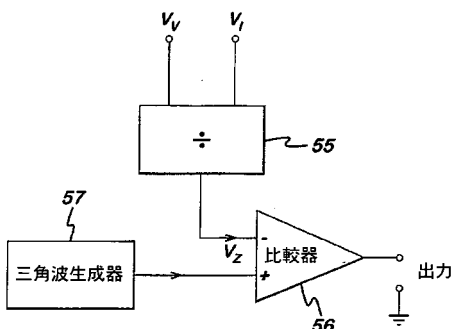
【図 5 A】



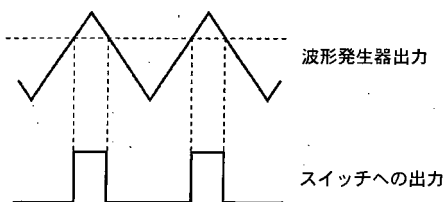
【図 5 B】



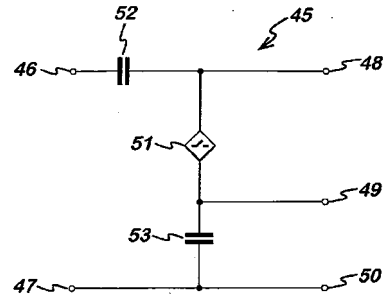
【図 8 A】



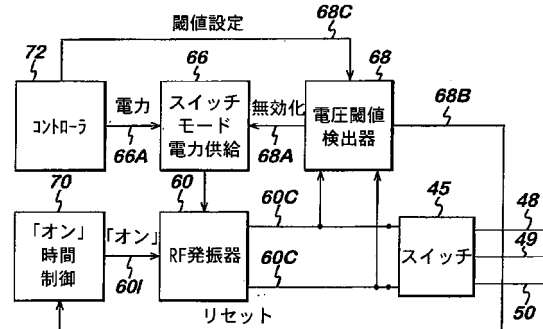
【図 8 B】



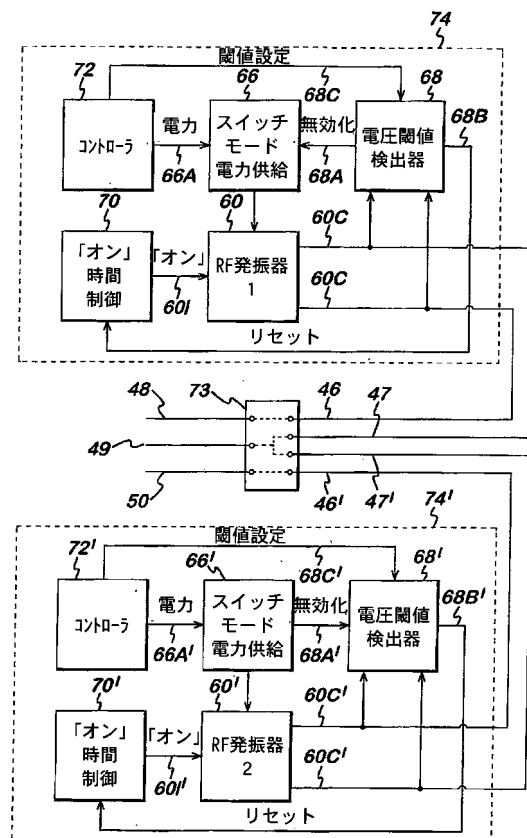
【図 6】



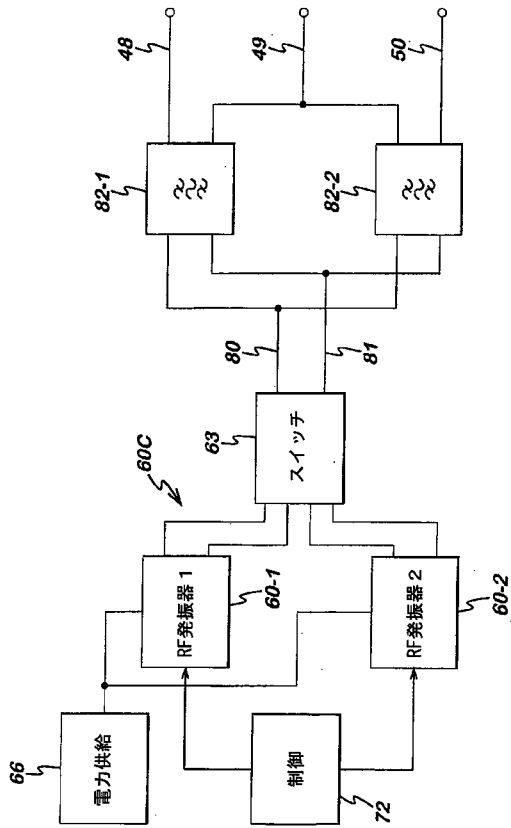
【図 7】



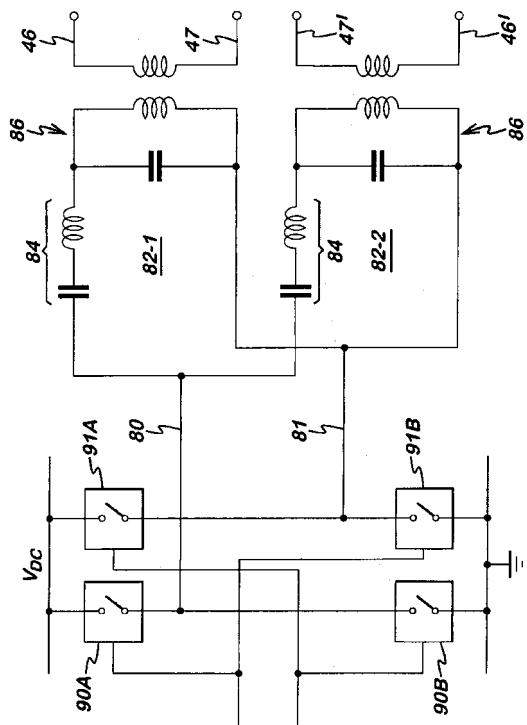
【図 9】



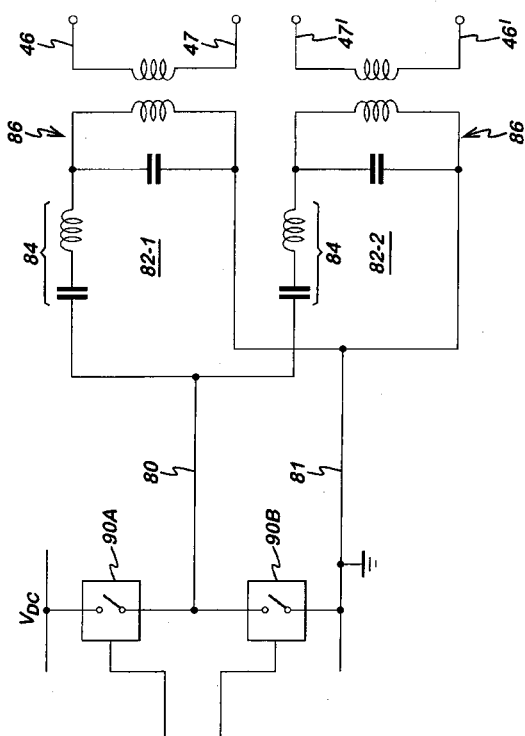
【図 10】



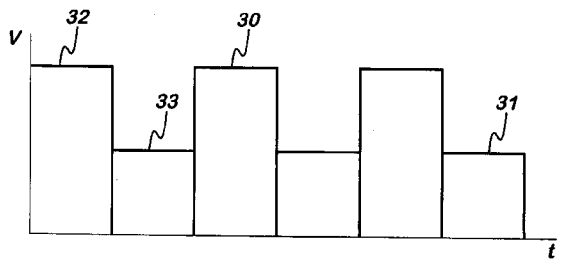
【図 11 A】



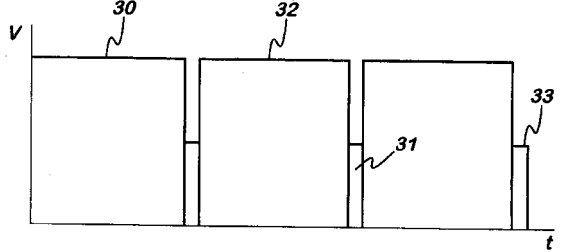
【図 11 B】



【図 12 A】



【図 12 B】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/GB2008/001727
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B18/12 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) A61B Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2006/051252 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 18 May 2006 (2006-05-18) abstract; figures 1,9,10 page 1, line 3 - line 7 page 1, line 15 - line 30 page 2, line 26 - page 3, line 15 page 4, line 23 - page 6, line 6 page 8, line 12 - line 21 page 13, line 29 - page 14, line 13	1-16
Y	US 2004/082946 A1 (MALIS JERRY L [US] ET AL) 29 April 2004 (2004-04-29) abstract; figures 1a,2a paragraphs [0003] - [0014], [0047]	1-16
-/-		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document 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 20 October 2008		Date of mailing of the international search report 29/10/2008
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Pereda Cublán, David

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2008/001727

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/113820 A1 (GOBLE COLIN C [GB] ET AL GOBLE NIGEL MARK [GB] ET AL) 26 May 2005 (2005-05-26) the whole document	1-16
A	WO 2005/117735 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 15 December 2005 (2005-12-15) the whole document	1-16
A	WO 2004/078050 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 16 September 2004 (2004-09-16) the whole document	1-16
A	WO 2004/062516 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 29 July 2004 (2004-07-29) the whole document	1-16
A	EP 1 082 944 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]) 14 March 2001 (2001-03-14) the whole document	1-16
A	EP 1 767 162 A (SHERWOOD SERV AG [CH]) 28 March 2007 (2007-03-28) the whole document	1-16
A	US 2003/163124 A1 (GOBLE COLIN C O [GB]) 28 August 2003 (2003-08-28) the whole document	1-16
A	US 2004/260279 A1 (GOBLE COLIN C O [GB] ET AL) 23 December 2004 (2004-12-23) the whole document	1-16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/GB2008/001727

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2006051252 A	18-05-2006	AU 2005303650 A1 CN 101072543 A EP 1814481 A1	18-05-2006 14-11-2007 08-08-2007
US 2004082946 A1	29-04-2004	US 2006184164 A1	17-08-2006
US 2005113820 A1	26-05-2005	NONE	
WO 2005117735 A	15-12-2005	EP 1758517 A1	07-03-2007
WO 2004078050 A	16-09-2004	AT 374580 T AU 2004216886 A1 CA 2514206 A1 DE 602004009293 T2 EP 1599146 A2 EP 1632191 A2 ES 2293235 T3 JP 2006519080 T	15-10-2007 16-09-2004 16-09-2004 10-07-2008 30-11-2005 08-03-2006 16-03-2008 24-08-2006
WO 2004062516 A	29-07-2004	AT 363236 T AU 2003290301 A1 CA 2512904 A1 CN 1735383 A DE 60314184 T2 EP 1581128 A1 EP 1782741 A2 ES 2286487 T3 JP 2006512959 T US 2007173808 A1 US 2004138654 A1	15-06-2007 10-08-2004 29-07-2004 15-02-2006 24-01-2008 05-10-2005 09-05-2007 01-12-2007 20-04-2006 26-07-2007 15-07-2004
EP 1082944 A	14-03-2001	NONE	
EP 1767162 A	28-03-2007	US 2007066971 A1	22-03-2007
US 2003163124 A1	28-08-2003	US 2003073990 A1 US 2003163123 A1	17-04-2003 28-08-2003
US 2004260279 A1	23-12-2004	US 2006047275 A1 US 2007173809 A1	02-03-2006 26-07-2007

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ニュートン, マイケル デビッド

イギリス ニューポート NP10 8JE バッサレグ パント グラス コート 7

(72)発明者 カーティス, リチャード ジェームズ

イギリス ニューポート NP10 9GJ ロジャーストーン ボンティメイソン ライズ 2
6

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK05 KK13 KK23 KK37 KK63 KL02 KL04