

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5785957号
(P5785957)

(45) 発行日 平成27年9月30日(2015.9.30)

(24) 登録日 平成27年7月31日(2015.7.31)

(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 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-550508 (P2012-550508)	(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 カーディフ セント メロンズ フォートラン ロード
(86) (22) 出願日	平成23年1月26日 (2011.1.26)	(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
(65) 公表番号	特表2013-517881 (P2013-517881A)	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(43) 公表日	平成25年5月20日 (2013.5.20)	(74) 代理人	100136168 弁理士 川上 美紀
(86) 国際出願番号	PCT/GB2011/000101	(72) 発明者	リチャード ジェイムズ カーティス イギリス NP10 9GJ ニューポー ト ロジャーストーン ポンティメーソン ライズ 26
(87) 国際公開番号	W02011/092464		
(87) 国際公開日	平成23年8月4日 (2011.8.4)		
審査請求日	平成26年1月8日 (2014.1.8)		
(31) 優先権主張番号	61/282, 382		
(32) 優先日	平成22年2月1日 (2010.2.1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科用器具およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

それらの間の絶縁部材によってそれぞれ互いに間隔を空けて配置された少なくとも第1の電極、第2の電極および第3の電極を含む電気外科用器具であって、

前記第1の電極が、アクティブ電極を構成するように適合された特性を有し、前記第2の電極が、第1のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、前記第3の電極が、第2のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、

前記器具が、使用時に前記第1の電極と前記第2の電極との間で電流経路が確立されるように、前記第1の電極を前記第2の電極を含む回路内に配置させる第1の組の接続部と、使用時に前記第1の電極と前記第3の電極との間で電流経路が確立されるように、前記第1の電極を前記第3の電極を含む回路内に配置させる第2の組の接続部とを有し、

前記第1の電極、前記第2の電極および前記第3の電極は、前記第1の電極および前記第2の電極の使用中には、前記第3の電極が前記第1の電極と前記第2の電極との間の前記電流経路中に存在せず、前記第1の電極および前記第3の電極の使用中には、前記第2の電極が前記第1の電極と前記第3の電極との間の前記電流経路中に存在しないように、前記第1の電極と前記第2の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、前記第3の電極のいずれの部分もその直線上に存在せず、また、前記第1の電極と前記第3の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、前記第2の電極のいずれの部分もその直線上に存在しないように互いに固定された関係で配置されている電気外科用器具。

【請求項 2】

10

20

前記第 1 の電極と前記第 3 の電極との間の間隔が、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間の間隔よりも大きい請求項 1 に記載の電気外科用器具。

【請求項 3】

前記第 1 の電極の面積が、前記第 3 の電極の面積未満である請求項 1 または請求項 2 に記載の電気外科用器具。

【請求項 4】

前記第 1 の電極の面積が前記第 2 の電極の面積未満である請求項 3 に記載の電気外科用器具。

【請求項 5】

前記第 1 の電極および前記第 2 の電極の面積が、前記第 3 の電極の面積未満である請求項 4 に記載の電気外科用器具。

10

【請求項 6】

前記第 3 の電極が、前記電気外科用器具の長手方向軸に沿って、前記第 1 の電極および前記第 2 の電極に対して軸方向に後退している請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の電気外科用器具。

【請求項 7】

前記第 2 の電極が、前記器具の先端の周囲を包むカウルを備える請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の電気外科用器具。

【請求項 8】

電気外科用器具とおよび電気外科用ジェネレータとを含む電気外科用システムであって

20

前記電気外科用器具が、それらの間の絶縁部材によってそれぞれ互いに間隔を空けて配置された少なくとも第 1 の電極、第 2 の電極および第 3 の電極を含み、前記第 1 の電極が、アクティブ電極を構成するように適合された特性を有し、前記第 2 の電極が、第 1 のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、前記第 3 の電極が、第 2 のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、

前記電気外科用ジェネレータが、高周波エネルギーの供給源と、前記電気外科用器具の前記第 1 の電極、前記第 2 の電極および前記第 3 の電極にそれぞれ接続された第 1 の出力接続部、第 2 の出力接続部および第 3 の出力接続部とを含み、

前記システムは、切換え手段と制御装置とをさらに含み、該制御装置が、前記高周波エネルギーを、前記第 1 の出力接続部および前記第 2 の出力接続部に、したがって、前記第 1 の電極が前記アクティブ電極となり前記第 2 の電極が前記リターン電極となるように前記第 1 の電極および前記第 2 の電極に、または、前記第 1 の出力接続部および前記第 3 の出力接続部に、したがって、前記第 1 の電極が前記アクティブ電極となり前記第 3 の電極が前記リターン電極となるように前記第 1 の電極および前記第 3 の電極に、選択的に送るように、前記切換え手段を制御可能であり、

30

前記第 1 の電極、前記第 2 の電極および前記第 3 の電極は、前記第 1 の電極および前記第 2 の電極の使用中には、前記第 3 の電極が前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間の電流経路中に存在せず、前記第 1 の電極および前記第 3 の電極の使用中には、前記第 2 の電極が前記第 1 の電極と前記第 3 の電極との間の電流経路中に存在しないように、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、前記第 3 の電極のいずれの部分もその直線上に存在せず、また、前記第 1 の電極と前記第 3 の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、前記第 2 の電極のいずれの部分もその直線上に存在しないように互いに固定された関係で配置されている電気外科用システム。

40

【請求項 9】

前記電気外科用ジェネレータが、凝固用の R F 波形および切開用の R F 波形を生成可能な高周波エネルギーの供給源を含み、

前記システムが、切換え手段と、切換え回路とをさらに含み、

該切換え回路が、切開用の R F 波形が選択されたとき、前記第 1 の出力接続部と前記第 2 の出力接続部との間に、したがって、前記第 1 の電極と前記第 2 の電極との間に前記切

50

開用の R F 波形を送り、凝固用の R F 波形が選択されたとき、前記第 1 の出力接続部と前記第 3 の出力接続部との間に、したがって、前記第 1 の電極と前記第 3 の電極との間に前記凝固用の R F 波形を送る請求項 8 に記載の電気外科用システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ジェネレータと、該ジェネレータから高周波（R F）電力を受け取るための電気外科用電極を含む電気外科用器具とを備える電気外科用システムに関する。かかるシステムは、一般的には外科的治療で、最も一般には、「鍵穴」手術または低侵襲手術において組織を切開および/または凝固させるために使用されるが、「観血的」手術でも使用される。

10

【背景技術】

【0002】

有用な切開器具のための基準は、有用な凝固器具に必要な基準とは異なる。米国特許第 6004319 号明細書は、切開または凝固モードのいずれか一方で有効に動作することができるように設計された一对の電極を用いてこの問題に対処しようと試みている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】米国特許第 6004319 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 6984231 号明細書

【特許文献 3】欧州特許出願公開第 0754437 号明細書

【特許文献 4】米国特許出願公開第 2009/0048592 号明細書

【特許文献 5】米国特許第 6966907 号明細書

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明は、上記の問題に対する別の解決手段を提供し、一態様によれば、電気外科用器具と電気外科用ジェネレータとを含み、電気外科用器具は、それらの間の絶縁部材によって互いに間隔を空けて配置された少なくとも第 1、第 2 および第 3 の電極を含み、第 1 の電極が、アクティブ電極を構成するように適合された特性を有し、第 2 の電極が、第 1 のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、第 3 の電極が、第 2 のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、電気外科用ジェネレータが、凝固用の R F 波形または切開用の R F 波形を生成可能な高周波エネルギーの供給源と、電気外科用器具の第 1、第 2 および第 3 の電極にそれぞれ接続された第 1、第 2 および第 3 の出力接続部とを含み、ジェネレータは、切換え手段と制御装置とをさらに含み、制御装置は、切開用の R F 波形が選択されたとき、切換え手段が、第 1 の出力接続部と第 2 の出力接続部との間に、したがって、第 1 の電極と第 2 の電極との間に切開用の R F 波形を送り、凝固用の R F 波形が選択されたとき、切換え手段が、第 1 の出力接続部と第 3 の出力接続部との間に、したがって、第 1 の電極と第 3 の電極との間に凝固用の R F 波形を送るようになっている電気外科用システムを構成している。

30

40

【0005】

ジェネレータは、切開および凝固の両方において同じ電極をアクティブ電極として使用するが、R F 切開が必要なときは第 1 のリターン電極を使用し、R F 凝固が必要なときは第 2 のリターン電極を使用するように切り換える。第 1 および第 2 のリターン電極は、その意図された目的に特に適するように設計することができ、したがって、切開および凝固の両方で、同じリターン電極を使用する必要はない。

【0006】

この構成は、米国特許第 6984231 号明細書に記載された構成とは異なっており、

50

本構成では、切開および凝固で共に同じアクティブ電極を使用する。米国特許第6984231号明細書で開示されたシステムの実施形態においては、切開動作でアクティブ電極として使用される電極は、凝固動作では全く使用されない。

【0007】

第1の電極と第3の電極との間の間隔は、第1の電極と第2の電極との間の間隔よりも大きいことが好ましい。さらに、第1の電極がアクティブ電極を構成するように適合させる特性は、電極面積であることが好ましく、それは、第2および第3の電極がリターン電極を構成するように適合させる特性と同様である。第1の電極の面積は、第3の電極の面積未満であることが好ましい。第1の電極の面積も、第2の電極の面積未満であると好都合である。一構成において、第1および第2の電極の両方の面積は、第3の電極の面積未満である。

10

【0008】

いずれの電極がアクティブ電極を構成し、いずれの電極がリターン電極を構成するかは電極の面積によって決定されるので、器具は、切開動作中に使用されるアクティブ電極とリターン電極との間の距離が、比較的狭い面積にわたって比較的高い電界強度を作り出すために、比較的小さくなるように設計される。これによって、切開電極は、特に、器具が濡れた場所で使用される場合、または、導電性の液に浸漬されて使用される「水中電気外科 (underwater electrosurgery)」で使用される場合に、有効に「活性化 (firing-up)」されるようになる。一方、器具は、アクティブ電極と、凝固動作中に使用されるリターン電極との間の距離が、組織の比較的広い面積にわたって凝固を促進するために、比較的大きく設計される。実際に使用されている公知の切開器具は電極が比較的小さな間隔を空けて配置されているが、このことは、これらの公知の器具が凝固モードで使用されるときに生成される凝固がいずれも非常に狭い面積に制限され、したがって、それらは非常に貧弱な凝固器であることを意味している。本明細書で述べる電気外科用システムの利点は、切開用として電極の狭い間隔を使用するが、凝固用には電極の広い間隔を使用することである。したがって、各動作に対して、異なるリターン電極を使用することによって、同じ器具から有効な切開および凝固の両方を行うことができる。

20

【0009】

好ましい構成において、第3の電極は、電気外科用器具の長手方向軸に沿って、第1および第2の電極に対して軸方向に後退される。典型的には、器具に沿って軸方向に間隔を空けて配置された全部で3つの電極が備えられるように、第2の電極も、電気外科用器具の長手方向軸に沿って第1の電極に対して軸方向に後退している。一部の構成においては、3を超える電極が備えられてもよく、さらなる各電極は、切開効果または凝固効果を異ならせるために電極間の間隔の程度が順次異なるように設けられる。

30

【0010】

好ましい一構成において、凝固用のRF波形が選択されたとき、切換え手段は、第1の出力接続部と第2および第3の出力接続部の両方との間に、したがって、第1の電極と第2および第3の電極の両方との間に凝固用のRF波形を送る。このようにして、両方のリターン電極が凝固プロセスで使用されることによって、第1の電極と第2の電極との間で比較的正確な凝固が、また、第1の電極と第3の電極との間で比較的広い凝固が、同時に得られる。

40

【0011】

好ましくは、ジェネレータは、切換え手段が、第1の出力接続部と第2の出力接続部との間に、したがって、第1の電極と第2の電極との間に切開用のRF波形を送り、さらに第1の出力接続部と第3の出力接続部との間に、したがって、第1の電極と第3の電極との間に凝固用のRF波形を送る、混合モードを備えていてもよい。こうすることによって、組織が同時に切開および凝固される、切開および凝固の複合効果が得られる。一構成において、ジェネレータは、第1の出力接続部と第3の出力接続部との間に、したがって、第1の電極と第3の電極との間に凝固用のRF波形を送ると同時に、第1の出力接続部

50

と第2の出力接続部との間に、したがって、第1の電極と第2の電極との間に切開用のRF波形を送る。これは、RF切開波形がRF凝固波形と干渉するのを回避するために、複数の高周波供給源を使用するか、あるいは異なる周波数でRF信号を使用することが必要になり得る。これに代えて、ジェネレータは、第1の出力接続部と第2の出力接続部との間への切開用のRF波形の送信と、第1の出力接続部と第3の出力接続部との間への凝固用のRF波形の送信とを迅速に交互に行う。切開波形と凝固波形とを十分に迅速に切り替えることによって、切開波形と凝固波形とが互いに干渉することなく、同時に組織への効果が得られる。

【0012】

本発明の別の態様によれば、電気外科用器具と電気外科用ジェネレータとを含む電気外科用システムが提供され、電気外科用器具は、それらの間の絶縁部材によって互いに間隔を空けて配置された少なくとも第1、第2および第3の電極を含み、電気外科用ジェネレータが、凝固用のRF波形または切開用のRF波形を生成することのできる高周波エネルギーの供給源と、電気外科用器具の第1、第2および第3の電極にそれぞれ接続された第1、第2および第3の出力接続部とを含み、システムは、切換え手段と制御装置とをさらに含み、制御装置は、切開用のRF波形が選択されたとき、切換え手段が、第1の出力接続部と第2の出力接続部との間に、したがって、第1の電極と第2の電極との間に切開用のRF波形を送り、凝固用のRF波形が選択されたとき、切換え手段が、第1の出力接続部と第3の出力接続部との間に、したがって、第1の電極と第3の電極との間に凝固用のRF波形を送るようになっており、第1の電極が、アクティブ電極を構成するように適合された特性を有し、第3の電極が、リターン電極を構成するように適合された特性を有し、第2の電極が、状況に応じて、アクティブ電極またはリターン電極を構成するように適合された特性を有する。

【0013】

このようにして、第2の電極は、アクティブ電極として動作するときと、リターン電極として動作するときがある。好ましい構成において、第2の電極は、第1の出力接続部と第2の出力接続部との間に切開用のRF波形が供給されたとき、リターン電極を構成するように適合される。他の状況において、第2の電極は、第1の出力接続部と第3の出力接続部との間に凝固用のRF波形が供給されたとき、さらなるアクティブ電極を構成するように適合される。好ましくは、切換え手段は、凝固用のRF出力が第1の出力接続部と第3の出力接続部との間に供給されたとき、第1および第2の出力接続部を共通に接続する。この構成において、凝固は、第1の電極と第3の電極との間で、さらに第2の電極と第3の電極との間で発生することができる。

【0014】

本発明のさらなる態様によれば、それらの間の絶縁部材によって互いに間隔を空けて配置された少なくとも第1、第2および第3の電極を含む電気外科用器具が提供され、第1の電極が、アクティブ電極を構成するように適合された特性を有し、第2の電極が、第1のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、第3の電極が、第2のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、器具が、使用時に第1の電極と第2の電極との間で電流経路が確立されるように、第1の電極を第2の電極を含む回路内に配置させる第1の組の接続部と、使用時に第1の電極と第3の電極との間で電流経路が確立されるように、第1の電極を第3の電極を含む回路内に配置させる第2の組の接続部とを有し、第1、第2および第3の電極は、第1および第2の電極が使用されているとき、第3の電極が第1の電極と第2の電極との間の電流経路中に存在せず、第1および第3の電極が使用されているとき、第2の電極が第1の電極と第3の電極との間の電流経路中に存在しないように、第1の電極と第2の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、第3の電極のいずれの部分もその直線上に存在せず、また、第1の電極と第3の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、第2の電極のいずれの部分もその直線上に存在しないように配置される。

【0015】

リターン電極として動作可能な2つの電極を備えることによって、これら2つの電極のうちいずれか一方を、いずれの時点においても処置電流回路から除外することができる。しかし、使用されないリターン電極は、それが回路中にある2つの電極間の経路中に存在する場合、特に、器具が濡れた場所で使用される場合、または、導電性の液に浸漬されて使用される「水中電気外科」環境で使用される場合には、電流の流れに対してなお影響を有することが分かってきた。さらに、電流の流れに対するこの影響は、使用されないリターン電極を介して電流の進路を変化させ、器具の効率的な動作に悪影響を及ぼす可能性がある。使用されない電極が、使用中の2つの電極間の電流経路中に存在しないように、2つのリターン電極を互いにずれた位置に配置することによって、この悪影響を回避することができる。

10

【0016】

本発明のさらに別の態様によれば、電気外科用器具と電気外科用ジェネレータとを含む電気外科用システムであって、電気外科用器具は、それらの間の絶縁部材によって互いに間隔を空けて配置された少なくとも第1、第2および第3の電極を含み、第1の電極が、アクティブ電極を構成するように適合された特性を有し、第2の電極が、第1のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、第3の電極が、第2のリターン電極を構成するように適合された特性を有し、電気外科用ジェネレータが、高周波エネルギーの供給源と、電気外科用器具の第1、第2および第3の電極にそれぞれ接続された第1、第2および第3の出力接続部とを含み、システムは、切換え手段と制御装置とをさらに含み、制御装置は、第1および第2の出力接続部に、したがって第1および第2の電極に、または、第1および第3の出力接続部に、したがって第1および第3の電極に、選択的に高周波エネルギーを送るように、切換え手段を制御することができ、第1、第2および第3の電極は、第1および第2の電極が使用されているときには第3の電極が第1の電極と第2の電極との間の電流経路中に存在せず、第1および第3の電極が使用されているときには第2の電極が第1の電極と第3の電極との間の電流経路中に存在しないように、第1の電極と第2の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、第3の電極のいずれの部分もその直線上に存在せず、第1の電極と第3の電極との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、第2の電極のいずれの部分もその直線上に存在しないように配置されている電気外科用システムが提供される。

20

【0017】

本発明を、例示のために過ぎないが、添付の図面を参照してさらに述べるものとする。

30

【図面の簡単な説明】**【0018】**

【図1】本発明に係る電気外科用システムの概略図である。

【図2】図1のシステムで使用される電気外科用器具の遠位部分の概略的な側面図である。

【図3】図1のシステムで使用される電気外科用ジェネレータの概略的なブロック図である。

【図4A】異なる動作段階で示されている図3の電気外科用ジェネレータの出力段の概略的なブロック図である。

40

【図4B】異なる動作段階で示されている図3の電気外科用ジェネレータの出力段の概略的なブロック図である。

【図5】図1のシステムで使用される電気外科用器具の代替的な実施形態の遠位部分の概略的な側面図である。

【図6】図1のシステムで使用される電気外科用器具の他の代替的な実施形態の遠位部分を部分的に破断させた概略的な側面図である。

【図7】図1のシステムで使用される電気外科用器具のさらに他の実施形態の遠位部分の概略的な平面図である。

【図8】本発明に係る電気外科用器具のさらなる実施形態の斜視図である。

【図9】本発明に係る電気外科用器具のさらなる実施形態の断面側面図である。

50

【図10】本発明に係るさらに他の電気外科用器具の上面斜視図である。

【図11】本発明に係るさらに他の電気外科用器具の底面斜視図である。

【図12】本発明に係るさらに他の電気外科用器具の平面図である。

【図13】本発明に係るさらに他の電気外科用器具の、図12のA-A線に沿った断面側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

図1を参照すると、ジェネレータ10は、接続コード14を介して器具12に高周波(RF)出力を送る出力ソケット10Sを有する。ジェネレータの作動は、コード14を接続することによって器具12から、または図示のように、フットスイッチ接続コード18によってジェネレータの背部に接続されたフットスイッチ・ユニット16によって行うことができる。例示の実施形態では、フットスイッチ・ユニット16は、ジェネレータの凝固モードと切開モードとをそれぞれ選択するために、2つのフットスイッチ16Aおよび16Bを有する。ジェネレータの前面パネルは、ディスプレイ24に示される凝固および切開電力レベルをそれぞれ設定するための押しボタン20および22を有する。押しボタン26は、凝固波形および切開波形のいずれかを選択するための手段として設けられている。

10

【0020】

図2は、器具12の実施形態をさらに詳細に示している。器具12は、絶縁シャフト2および先端部3を有する。器具の最先端には、絶縁部材5によって第1のリターン電極6から分離されたアクティブ電極4が存在し、絶縁部材は、リターン電極を、アクティブ電極4に対して軸方向に後退させるように働く。第2のリターン電極7は、該第2のリターン電極が、第1のリターン電極に対して軸方向に後退するように、絶縁部材8によって第1のリターン電極から分離されて設けられている。このようにして、アクティブ電極4と第1のリターン電極6との間の距離は、アクティブ電極4と第2のリターン電極7との間の距離よりもはるかに小さい。

20

【0021】

アクティブ電極4の露出された表面積は、第1のリターン電極6または第2のリターン電極7の表面積よりも小さい。これは、電気外科手術の切開プロセスまたは凝固プロセス中に、電極4がアクティブ電極として確実に動作し、かつ電極6および7がリターン電極として確実に動作することを支援する。電極4、6および7は、後述するように、接続コード14によって電気外科用ジェネレータ10に接続されて、別々の出力接続部に接続される。

30

【0022】

図3を参照すると、ジェネレータは、切換え回路62を介して器具12に結合するための一对の出力線60Cを有する電力発振器60の形態の高周波(RF)出力段を備える。切換え回路62は、後述するように、器具を電極に接続するための第1、第2および第3の出力接続部62A、62Bおよび62Cを有している。電力は、切換えモード電源66によって発振器60に供給される。

40

【0023】

好ましい実施形態において、RF発振器60は、約400kHzで動作するが、300kHzから上方にHF域までの任意の周波数で実施可能である。切換えモード電源は、通常、25から50kHzの範囲の周波数で動作する。出力線60Cを横断して、切換えモード電源66に結合された第1の出力68Aと、「オン」時間制御回路70に結合された第2の出力68Bとを有する電圧閾値検出器68とが接続されている。操作者の制御機構およびディスプレイ(図1で示されている)に結合されたマイクロプロセッサ制御装置72は、供給電圧を変更することによってジェネレータの出力電力を調整するための電源66の制御入力66Aに接続され、かつピークRF出力電圧限界を設定するための電圧閾値検出器68の閾値設定入力68Cに接続される。

【0024】

50

動作時において、マイクロプロセッサ制御装置 7 2 は、ハンドピースまたはフットスイッチ（図 1 を参照。）に設けることのできる起動スイッチ配列を外科医が操作することによって電気外科用電力が要求されたときに、切換えモード電源 6 6 に電力が印加されるようにする。ジェネレータの前面パネル（図 1 を参照。）の制御設定に従って、入力 6 8 C を介して、一定の出力電圧閾値が供給電圧とは独立して設定される。通常、乾燥または凝固のために、閾値は、150 ボルトと 200 ボルトとの間の乾燥閾値に設定される。切開または蒸散出力が必要なときには、閾値は、250 または 300 ボルトから 600 ボルトまで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。電圧値がピーク値であるということは、乾燥または凝固させるためには、少なくとも、電圧が所の値にクランプされる前に最大電力を与えるように低波高率の出力 RF 波形を有することが好ましいことを意味する。通常、1.5 以下の波高因子が得られる。

10

【0025】

ジェネレータが最初に作動されたとき、RF 発振器 6 0（「オン」時間制御回路 7 0 に接続される）の制御入力 6 0 I の状態は「オン」であり、したがって、発振器 6 0 の発振素子を形成する電力切換え装置は、各 RF 発振サイクル中の最大導電期間（conduction period）にオンであるように切り換えられる。組織に供給される電力は、一部が、切換えモード電源 6 6 から RF 発振器 6 0 に加えられる供給電圧に依存し、また一部が、組織のインピーダンスに依存する。乾燥出力に対する電圧閾値は、電圧閾値に達したときに、トリガ信号を「オン」時間制御回路 7 0 および切換えモード電源 6 6 送信されるように設定される。「オン」時間制御回路 7 0 は、RF 発振器 - 切換え装置の「オン」時間を実質的に即時に低下させる効果を有する。同時に、切換えモード電源は、発振器 6 0 に供給される電圧が低下し始めるように無効化される。このようなジェネレータの動作は、欧州特許出願公開第 0 7 5 4 4 3 7 号明細書に詳細に記載されており、その開示を参照によって本明細書に組み込む。

20

【0026】

ジェネレータ 1 0 からの出力接続部 6 2 A、6 2 B および 6 2 C は、リード 1 4 を介してそれぞれ 3 つの電極 4、6 および 7（図 2）に電氣的に接続される。器具 1 2 を切開モードで動作させたいとき、フットスイッチ 1 6 A が押下され、これによって、切換え回路 6 2 をその「切開」位置に設定する制御装置 7 2 へ信号が送信される。これは図 4 A で示されており、同図において、発振器 6 0 からの信号は、第 1 の出力接続部 6 2 A および第 2 の出力接続部 6 2 B との間で接続される。これは、RF 電力信号が、切開電極 4 と第 1 のリターン電極 6 との間に印加されることを意味する。第 3 のまたは出力接続部 6 2 C（したがって、第 2 のリターン電極 7）には通電されない。

30

【0027】

制御装置 7 2 は、切換え回路を図 4 A の位置に設定すると同時に、線 6 8 C を介して電圧閾値検出器 6 8 にも信号を送り、ピーク出力電圧限界を比較的高い「切開」レベルに設定する。この切開信号の制御は、前に参照した欧州特許出願公開第 0 7 5 4 4 3 7 号明細書さらに詳細に述べられている。切開モードにおいて、ジェネレータからの出力は、結果として低電流レベルとなる比較的高電圧であり、アクティブ電極 4 および 6 と第 1 のリターン電極との間の距離が比較的小さいことによって、器具の先端が導電性の液に浸漬されている場合であっても、確実に電極アセンブリを作動させて組織を切開することができる。

40

【0028】

もう 1 つの方法として、器具 1 2 を凝固モードで動作させたいとき、フットスイッチ 1 6 B が押下され、これによって、図 4 B で示されるように、制御装置 7 2 が切換え回路 6 2 をその「凝固」状態に設定するようになる。この設定において、発振器からの電力信号は、第 1 の出力接続部 6 2 A および第 3 の出力接続部 6 2 C との間で接続される。これは、RF 電力信号が、アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間に印加されることを意味する。同時に、欧州特許出願公開第 0 7 5 4 4 3 7 号明細書にもさらに具体的に述べられているように、制御装置は、信号を電圧閾値検出器 6 8 に送り、ピーク出力電圧限界

50

を比較的低い「凝固」レベルに設定する。「凝固」モードにおいて、ジェネレータからの出力は、対応する比較的高電流を含む比較的低電圧であり、アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間の距離が比較的大きいことによって、有効範囲の凝固を確実に生成することができる。

【 0 0 2 9 】

別のスイッチ配列（図示せず）において、器具 1 2 が、凝固モードで動作されるとき、切換え回路は、発振器からの電力信号を、第 1 の出力接続部 6 2 A と、第 2 の出力接続部 6 2 B および第 3 の出力接続部 6 2 C の両方との間で接続する。このようにして、リターン電極 6、7 の両方が凝固プロセスにおいて使用されて、アクティブ電極 4 と第 1 のリターン電極 6 との間で比較的正確に凝固させることができ、かつアクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間で比較的広範囲を凝固させることができる。

10

【 0 0 3 0 】

図 5 は、アクティブ電極 4 および第 1 のリターン電極 6 の両方が器具の先端に配置されているもう 1 つの器具 1 2 を示している。単一の絶縁部材 5 が、これら 2 つの電極 4、6 を、互いから、さらにアクティブ電極 4 および第 1 のリターン電極 6 から軸方向に後退された第 2 のリターン電極 7 から分離するために設けられている。器具の動作は、前に述べたものと同様であり、ジェネレータ 1 0 からの切開信号は、第 1 および第 2 の出力接続部 6 2 A、6 2 B に、したがって、アクティブ電極 4 および第 1 のリターン電極 6 に供給される。このようにして、電気外科手術の切開は、器具の先端に存在する 2 つの電極 4、6 の間で行われる。この状態において、第 1 のリターン電極 6 は、切開動作のためのリターン電極として機能する。

20

【 0 0 3 1 】

凝固が必要なとき、ジェネレータからの凝固出力は、第 1 および第 3 の出力接続部 6 2 A、6 2 C に、したがって、アクティブ電極 4 および第 2 のリターン電極 7 に供給される。この構成においては任意で、第 1 および第 2 の出力接続部 6 2 A、6 2 B を、凝固段階の間も一緒に接続することもでき、したがって、凝固は、アクティブ電極 4 および第 1 のリターン電極 6 の両方または片方である一方と、第 2 のリターン電極 7 である他方との間で行われる。この状態において、第 1 のリターン電極 6 は、凝固動作に対してもう 1 つのアクティブ電極として動作している。

【 0 0 3 2 】

図 6 は、別の実施形態を示しており、この実施形態において、図で示すように、アクティブ電極 4 は器具 1 2 の先端に存在し、第 1 のリターン電極 6 がアクティブ電極 4 を囲んでいる。この場合、第 1 のリターン電極 6 は、器具の先端部 3 の前方を向いている表面部分上に露出した環状の表面を有する。絶縁部材 5 は、アクティブ電極 4 を第 1 のリターン電極 6 から分離しており、また他の絶縁部材 8 が、これらの 2 つの電極 4、6 を軸方向に後退した第 2 のリターン電極 7 から分離している。この装置の動作は、前述したように、電気外科手術の切開が、比較的短い距離を挟むアクティブ電極 4 と第 1 のリターン電極 6 との間の比較的短い距離にわたって行われ、電気外科手術の凝固が、アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 の間の十分に大きな距離にわたって行われる。

30

【 0 0 3 3 】

図 7 は、図 2 および 5 で示した先の実施形態からの特徴の組合せを用いた 4 電極の器具を示す。アクティブ電極 4 および第 1 のリターン電極 6 は、絶縁部材 5 によって互いに分離され、かつ第 1 の 2 つの電極 4、6 から軸方向に後退した第 2 のリターン電極 7 から分離されて、器具 1 2 の先端上に共に存在している。しかし、さらなる絶縁部材 1 1 によって第 2 のリターン電極 7 から軸方向に後退した第 3 のリターン電極 9 がさらに設けられている。ジェネレータは、切換え手段 6 2（図 3 を参照のこと）によって選択されて、第 3 のリターン電極 9 に接続できるさらなる出力接続部を有する。このようにして、器具は、「切開」、「局所的な凝固」および「広範囲の凝固」の 3 つの異なる設定を有する。切開モードにおいては、切開用の R F 波形がアクティブ電極 4 と第 1 のリターン電極 6 との間に送られる。局所的な凝固モードにおいては、凝固用の R F 波形がアクティブ電極と第

40

50

2のリターン電極7との間に送られる。広範囲の凝固モードにおいては、凝固用のRF波形がアクティブ電極と第3のリターン電極9との間に送られる。それぞれの場合において、広範囲の凝固が、局所的な凝固よりも組織の十分に広い領域にわたって行われるように、アクティブ電極と各リターン電極との間の距離が増加される。

【0034】

図8および9は、米国特許出願公開第2009/0048592号明細書で開示されたものに基づく器具の別の実施形態を示しており、その内容全体を、参照によって本明細書に組み込む。この器具において、アクティブ電極4は、セラミック絶縁体36内に位置する。アクティブ電極4は、セラミック絶縁体36に設けられたチャンバ33内に収容される。この組織処置電極4は、タングステンまたはタングステンと白金との合金から形成される。組織処置電極4は、吸引開口4aが形成され、また、そのコーナのそれぞれに各突起部4bを備えており、該突起部は、アクティブ電極のコーナのそれぞれに電界を集中させるために設けられている。突起部4bは、アクティブ電極4の平坦な表面30と処置すべき組織との間にわずかな離間部を生成する働きもする。こうすることによって、導電性の液が、平坦な表面上を循環することを可能にし、かつ電極または組織が過熱するのを回避する。

10

【0035】

図9に示されるように、アクティブ電極4は、平坦な表面30および突起部4bを含む上側部分35と、成形されたキール(keel)部分32を含む下側部分31とを備える。器具を組み立てるために、アクティブ電極4は、セラミック絶縁体36内に存在するチャンバ33中へと下げられている。次いで、吸引管37が前方に押されて、アクティブ電極のキール部分32の上に位置し、それを定位置に固定する。吸引管37の前方への移動によってチャンバ33中でアクティブ電極4が前方に押され、それによってアクティブ電極が定位置に固定される。

20

【0036】

蒸気泡が生成される問題を低減するために、かつ組織処置電極4の周辺領域から粒状の物質(組織の破片など)の除去を支援するために、器具は、アクティブ電極中の開口4aを通して器具のシャフトを介し、蒸気泡を除去することのできる吸引ポンプ(図示せず)を備える。吸引管37は、ステンレス鋼または金めっきした銅などの導電性材料から製作され、吸引開口4aを吸引ポンプに接続する。管37は、また、アクティブ電極4をジェネレータ10に電氣的に接続するための手段を構成する。

30

【0037】

リターン電極7は、シャフト40の先端部分によって構成され、ポリテトラフルオロエチレン、ポリオレフィン、ポリエステルまたはエチレン-テトラフルオロエチレンからなるスリーブ41が、リターン電極7に隣接するシャフト40の基端部分を囲む。吸引管37は、その先端に長手方向の細長い溝42を備えて形成される。図で示すように、吸引管37の先端は、アクティブ電極4の下のセラミック絶縁体36によって画定されるチャンバ33の中へと延びる。溝42は、アクティブ電極4における開口4aと連続しており、開口4aは、約45度の角度で組織処置電極を通して傾斜している。電極4には、貫通していない凹部43が設けられている。この凹部43は、単に、電気外科用器具の自動組み立てを可能にするために設けられており、電極4の全体を貫通していないので吸引開口を提供するものではない。

40

【0038】

セラミック絶縁体36は、金属のカウル(cowl)44で囲まれている。該カウル44は、第1のリターン電極6を形成し、また、外側リード45を介してジェネレータ10に接続されて、図4Aおよび4Bを参照して上記で述べた切換え回路62に接続される。器具が、組織を切開するために使用されているとき、切換え回路は、RF電力信号をアクティブ電極4とカウル44(すなわち、第1のリターン電極6)との間に供給する。しかし、器具が、組織を凝固するために使用されているとき、切換え回路は、RF電力信号をアクティブ電極4と第2のリターン電極7との間に供給する。アクティブ電極4と第1の

50

電極 6 との間の距離は、アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間の距離未満であり、したがって、器具が組織を切開するために使用されているときは、電極は比較的小さな距離を空けて離され、器具が組織を凝固させるために使用されているときは、電極は比較的大きな距離を空けて離される。

【 0 0 3 9 】

アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、第 1 のリターン電極 6 (またはカウル 4 4) のいずれの部分もその線上に存在しないことが理解されよう。これは、器具 1 2 が組織を凝固させるために使用されているとき、第 1 のリターン電極 6 (またはカウル 4 4) が、アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間の電流経路中に存在しないことを意味する。この例において、電流は、カウル 4 4 に供給されることなく、または、カウル 4 4 によって影響されることなく、アクティブ電極 4 と第 2 のリターン電極 7 との間の組織または導電性の液を流れて流れる。同様に、アクティブ電極 4 とカウル 4 4 との間の最短距離を表す直線が引かれた場合、第 2 のリターン電極 7 のいずれの部分もその線上に存在しない。これは、器具が組織を切開するために使用されているとき、第 2 の電極 7 が、アクティブ電極 4 とカウル 4 4 との間の電流経路中に存在しないことを意味する。この例において、電流は、第 2 のリターン電極 7 に供給されることなく、または、第 2 のリターン電極によって影響されることなく、アクティブ電極 4 とリターン電極もしくはカウル 4 4 との間の組織または導電性の液を流れて流れる。

10

【 0 0 4 0 】

図 1 0、1 1、1 2 および 1 3 で示す別の実施形態において、アクティブ電極 4 は、平坦な表面 3 0 に対して 1 8 0 ° 傾いた、すなわち、表面 3 0 に対して反対方向を向いたさらなる露出された組織処置表面 4 6 を有する。図 1 0 および 1 1 の器具において、導電性の吸引管 3 7 は、組織処置表面 3 0 に関連するアクティブ電極本体部分 3 1 と、さらに組織処置表面 4 6 に関連する反対側の本体部分 4 7 とに電気的に接触している。このようにして、アクティブ電極の組織処置表面 3 0、4 6 は共に、RF 電力信号が器具に供給されたとき、同時に作動する。前述同様に、カウル 4 4 は、器具が組織を切開するために使用されているとき、組織処置表面 3 0 および 4 6 に対してリターン電極として動作する。シャフトの先端部分 7 は、組織処置表面 3 0 および 4 6 が組織を凝固させるために使用されているとき、リターン電極として動作する。表面 4 6 は、表面 3 0 と比較して小さな表面積を有しており、したがって、器具は、表面 4 6 を用いて組織を切開し、表面 3 0 を用いて組織を凝固させるために使用するように設計される。このようにして、器具のユーザは、組織を切開したいか、または組織を凝固したいかに応じて、器具を 1 8 0 ° 回転させて、表面 3 0 または 4 6 をそれぞれ処置すべき組織に接触させることができる。

20

30

【 0 0 4 1 】

図 8 および 9 を参照して上記で述べた実施形態と同様に、図 1 0 から 1 1 の器具によれば、リターン電極 4 4、7 が互いにずれた位置に配置されている電極配置が提供されることが理解されよう。組織処置表面 3 0 と第 2 のリターン電極 7 との間の最短距離を表す直線が引かれる場合、第 1 のリターン電極、すなわち、カウル 4 4 のいずれの部分もその直線上に存在しない。同様に、組織処置表面 4 6 と第 2 のリターン電極 7 との間の最短距離を表す直線が引かれる場合、カウル 4 4 のいずれの部分もその直線上に存在しない。このようにして、カウル 4 4 は、器具が組織を凝固させるために使用されている場合、処置表面 3 0、4 6 と第 2 のリターン電極 7 との間の電流経路と干渉しない。同様にして、表面 3 0 とカウル 4 4 との間の最短距離を表す直線が引かれる場合、第 2 のリターン電極 7 のいずれの部分もその直線上に存在しない。同様に、表面 4 6 とカウル 4 4 との間の最短距離を表す直線が引かれる場合、第 2 のリターン電極 7 のいずれの部分もその直線上に存在しない。このようにして、第 2 のリターン電極 7 は、器具が組織を切開するために使用されている場合、組織処置表面 3 0、4 6 とカウル 4 4 との間の電流経路と干渉しない。

40

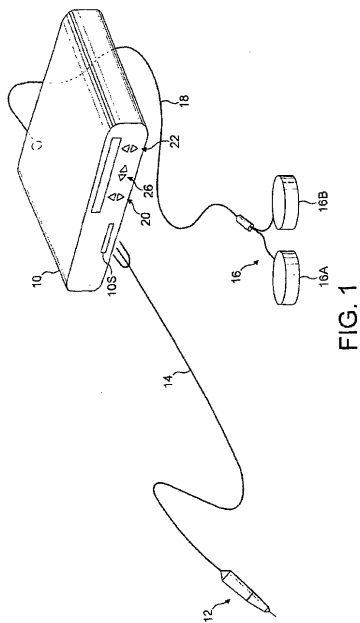
【 0 0 4 2 】

本発明の範囲から逸脱することなく、電極とジェネレータ切換えのさらなる組合せが可

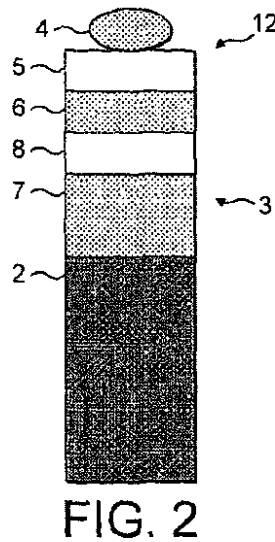
50

能であることが理解されよう。器具は、防湿 (d r y - f i e l d) 器具として、直接組織に接触させて使用することができるが、あるいはウェットフィールド (w e t - f i e l d) 器具として導電性の液に浸漬させて使用することができる。切換え回路 6 2 は、切開モードと凝固モードとの間を単に切り換えるために使用でき、あるいは、参照によってその内容が組み込まれる米国特許第 6 9 6 6 9 0 7 号明細書においてさらに詳細に述べられているように、2つの状態間を迅速に切り替える切開・凝固混合モードを提供するために使用することができる。当業者であれば、各手技の要件、または外科医の好みに応じて、これらの様々な変形形態をどのようにして使用できるかを理解されよう。

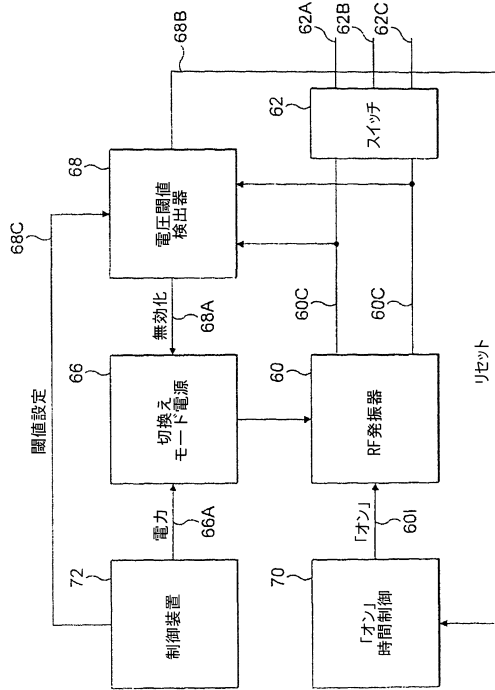
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 A 】

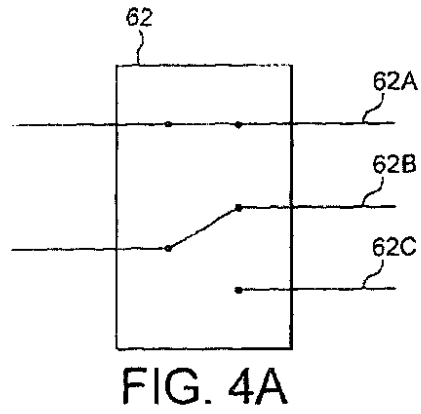


FIG. 4A

【 図 4 B 】

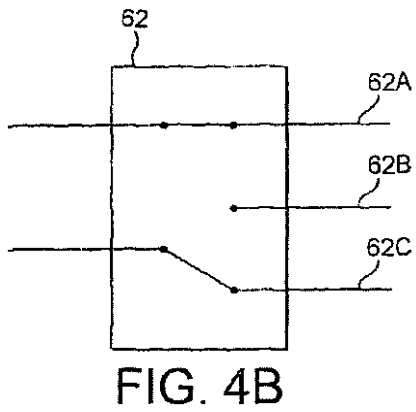


FIG. 4B

【 図 5 】

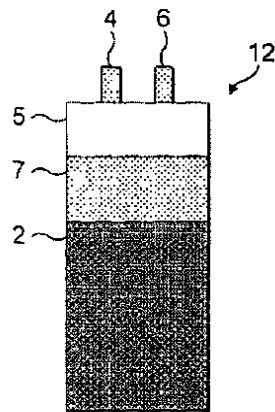


FIG. 5

【 図 6 】

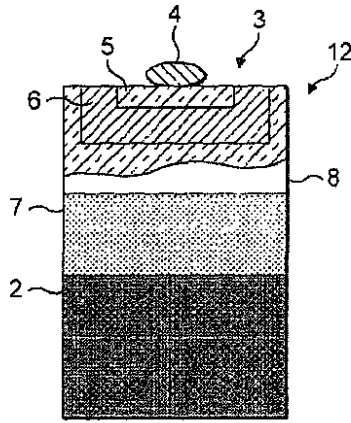


FIG. 6

【 図 7 】

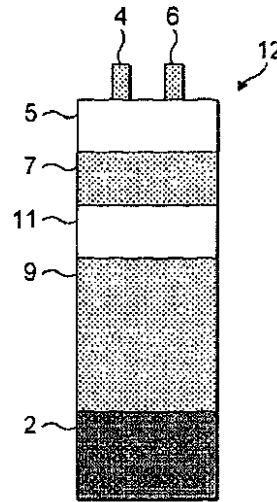


FIG. 7

【 図 8 】

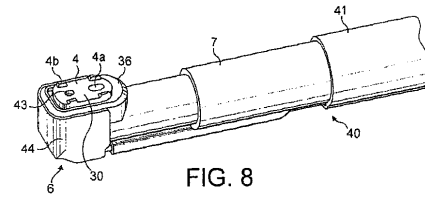


FIG. 8

【 図 9 】

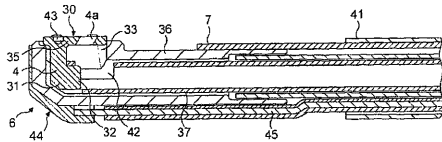


FIG. 9

【 図 1 1 】

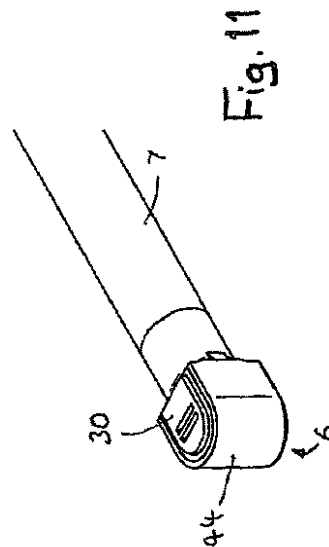


Fig. 11

【 図 1 0 】

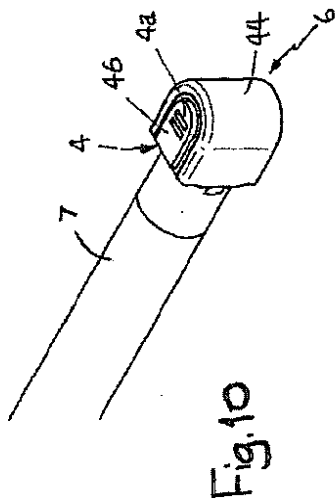
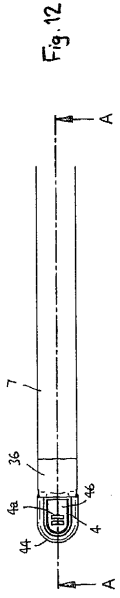
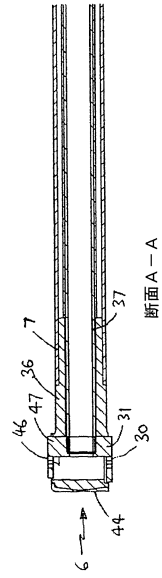


Fig. 10

【 1 2 】



【 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 デヴィッド ウィン モリス
イギリス CF41 7NP ロンダ ゲリ ファーム ロード オーク ハウス

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特表2002-541904(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12