

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6910143号
(P6910143)

(45) 発行日 令和3年7月28日 (2021.7.28)

(24) 登録日 令和3年7月8日 (2021.7.8)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 18/12

請求項の数 10 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2016-532634 (P2016-532634)	(73) 特許権者	510320416
(86) (22) 出願日	平成26年11月14日 (2014.11.14)		オリンパス・ウィンター・アンド・イベ・
(65) 公表番号	特表2016-537125 (P2016-537125A)		ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクテ
(43) 公表日	平成28年12月1日 (2016.12.1)		ル・ハフツング
(86) 国際出願番号	PCT/EP2014/074683		ドイツ連邦共和国, 22045 ハンブル
(87) 国際公開番号	W02015/074972		ク, キューンシュトラッセ 61
(87) 国際公開日	平成27年5月28日 (2015.5.28)	(74) 代理人	100114890
審査請求日	平成29年5月22日 (2017.5.22)		弁理士 アインゼル・フェリックス＝ライ
審判番号	不服2018-14137 (P2018-14137/J1)		ンハルト
審判請求日	平成30年10月25日 (2018.10.25)	(74) 代理人	100116403
(31) 優先権主張番号	102013223561.5		弁理士 前川 純一
(32) 優先日	平成25年11月19日 (2013.11.19)	(74) 代理人	100135633
(33) 優先権主張国・地域又は機関	ドイツ (DE)		弁理士 二宮 浩康
		(74) 代理人	100162880
			弁理士 上島 類

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高周波外科用装置及びその種の高周波外科用装置の運転方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織の切開及び／又は凝固のための高周波外科用装置（１）において、
 運転時に、高周波交流電流を形成するために構成されている高周波発生器（２０）と、
 前記高周波外科用装置（１）の出力を、ユーザによって選択された電力値に調整するた
 めに配置及び構成されている電力調整装置（６０）と、

火花電圧を目標火花値に制限するために配置及び構成されている火花調節装置（７０）
 と、

を備えており、

前記火花調節装置（７０）は更に、前記目標火花値を、ユーザによって選択された前記
 電力値に依存して求めるために構成されていることを特徴とする、
 高周波外科用装置（１）。

【請求項 2】

前記目標火花値が少なくとも特定の値範囲において電力値の増大と共に上昇するように
 前記目標火花値を求めるために、前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、
 請求項 1 に記載の高周波外科用装置（１）。

【請求項 3】

前記目標火花値が少なくとも特定の値範囲において電力値に比例して上昇するように各
 目標火花値を求めるために、前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、
 請求項 1 又は 2 に記載の高周波外科用装置（１）。

10

20

【請求項 4】

前記目標火花値が所定の最小火花値（１００）を下回らないように、及び／又は、所定の最大火花値を上回らないように前記目標火花値を求めるために、前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、

請求項 2 又は 3 に記載の高周波外科用装置（１）。

【請求項 5】

前記目標火花値が 5 V の所定の最小火花値（１００）を下回らないように前記目標火花値を求めるために、前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、

請求項 2 又は 3 に記載の高周波外科用装置（１）。

【請求項 6】

10

前記高周波外科用装置（１）は、２つ、３つ又はそれ以上の数の運転モード（Ｃ１，Ｃ２，Ｃ３）を有しており、

各運転モード（Ｃ１，Ｃ２，Ｃ３）に依存して前記目標火花値を求めるために前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、

請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の高周波外科用装置（１）。

【請求項 7】

前記運転モードのうちの少なくとも１つの運転モードは、１つ、２つ、３つ又はそれ以上の数の、生体組織に各々異なる効果をもたらす効果モードを有しており、

各効果モードに依存して前記目標火花値を求めるために前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、

20

請求項 6 に記載の高周波外科用装置（１）。

【請求項 8】

前記電力値が所定の最小電力値を下回らないように、及び／又は、所定の最大電力値を上回らないように前記電力値を調整するために電力調整装置（６０）が配置及び構成されている、

請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の高周波外科用装置（１）。

【請求項 9】

１つの最小電力値に１つの特定の目標火花値が対応付けられているように前記目標火花値を求めるために前記火花調節装置（７０）は配置及び構成されている、

請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の高周波外科用装置（１）。

30

【請求項 10】

生体組織の切開及び／又は凝固のために、高周波交流電流が高周波発生器（２０）によって形成される、請求項 1 乃至 9 のいずれかに記載の高周波外科用装置（１）の作動方法において、

電力調整装置（６０）が、前記高周波外科用装置（１）の出力を、ユーザによって選択された電力値に調整し、

火花調節装置（７０）が、火花電圧の目標火花値を、ユーザによって選択された前記電力値に依存して求め、更に、前記火花電圧を前記火花調節装置（７０）が前記目標火花値に制限する、

ことを特徴とする、高周波外科用装置の作動方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、運転時に高周波交流電流を形成するために構成されている高周波発生器を用いる生体組織の切開及び／又は凝固のための、高周波外科用装置に関する。

【０００２】

更に本発明は、生体組織の切開及び／又は凝固のために、高周波発生器を用いて高周波交流電流が形成される、高周波外科用装置の運転方法に関する。

【０００３】

高周波外科手術という概念は、実質的に、（有利には約 0.2 MHz 又は 0.3 MHz

50

から3MHzまで、一部では5MHzまでの)高周波交流電流を使用した、生体組織の切開及び／又は凝固(閉塞)であると解される。このために有利には、高周波外科用装置及びそれに接続されている電気外科用器械を備えている高周波外科用システムが使用される。

【0004】

凝固の際に、高周波交流電流は特に組織の止血又は切除のために使用される。その際、電気外科用器械の電極によって包囲される組織は、組織及び血管が変性及び収縮して、それによって最終的に出血が止まるまで加熱される。切除の際にも、所定の組織領域がそのようにして変性される。そのように処置された組織領域は瘢痕を形成するが、この瘢痕は、手術によって除去する必要なく、人体における自然な経過によって分解される。

10

【0005】

切開過程の際に、生体組織における切開効果は、組織と、電気外科用器械のアクティブ電極、いわゆる切開電極と、の間のアーク形成を基礎とする。その際、機械的な圧力を殆ど要することなく、導電性の組織を切断することができる。

【0006】

モノポーラ技術では、電気外科用器械のアクティブ凝固電極又はアクティブ切開電極及び大面積に形成されたニュートラル電極が使用される。高周波電流は、アクティブ電極から処置すべき組織を介してニュートラル電極へと流れる。適用箇所における電流の熱作用にとって重要であることは、大面積のニュートラル電極に対してアクティブ電極が小面積であることである。これによって、手術箇所における組織の高い電流密度、従って強い加熱が達成され、またそれと同時にニュートラル電極における組織の不所望な損傷が回避される。

20

【0007】

バイポーラ用途では、電気外科用器械に統合されているか、又は、異なる電気外科用装置に形成されている、2つの電極が使用される。高周波電流は、一方の電極から、処置すべき組織を介して、電気外科用器械の他方の電極へと流れる。

【0008】

冒頭で述べたような高周波外科用装置は、従来技術から公知であり、また、電気外科用器械に高周波電流を供給するために使用される。高周波外科用装置は、外科手術において、種々の手法及び処置に使用される。種々の適用分野に関して、また例えば組織毎に明確に異なる組織インピーダンスに基づき、高周波外科用装置は異なる出力で運転されることが考えられる。それと同時に、多くの高周波外科用装置では、いわゆる火花調節によって、火花強度が制限され、一定に維持される。患者及びユーザにとっては、確実且つ効果的な処置を実施し、特に再現可能な切開効果及び／又は凝固効果を達成することが目的となる。従って、高周波外科用装置に対する要求は、切開速度又は電極面積のような外部条件に大きく依存することなく、再現可能な切開特性及び／又は凝固特性を保証することである。しかしながら、電気外科用システムを使用する際には実際のところ、電極が組織に固着するか、又は、切開品質及び／又は凝固品質は不十分であることが起こり得る。これによって、処置が不所望に中断される、及び／又は、処置時間が長くなる可能性がある。

30

【0009】

従って、本発明の課題は、既存の高周波外科用装置及びそれに対応する運転方法を改善する、高周波外科用装置及びその種の高周波外科用装置の運転方法を提供することである。特に、本発明の課題は、処置の中断回数及び／又は中断期間を低減することができ、それと共に有利には処置時間を短縮することができる、高周波外科用装置及び相応の運転方法を提供することである。

40

【0010】

この課題は、本発明によれば、運転時に高周波交流電流を形成するために構成されている高周波発生器を用いる生体組織の切開及び／又は凝固のための、高周波外科用装置によって解決される。高周波外科用装置は、更に、電力調整装置を有しており、この電力調整装置は、高周波外科用装置の出力を、ユーザによって選択された電力値に調整又は制限す

50

るために配置及び構成されている。更に、火花調節装置が設けられており、この火花調節装置は、火花電圧を目標火花値に調整又は制限するために配置及び構成されており、火花調節装置は更に、その目標火花値をユーザによって選択された電力値に依存して求めるために構成されている。

【0011】

生体組織の切開及び／又は凝固のための高周波外科用装置は、高周波交流電流を形成する高周波発生器を有している。電力調整装置を介して、高周波外科用装置の出力をユーザによって選択することができる。このために、電力調整装置は有利にはユーザインタフェースと接続されており、このユーザインタフェースを介して、例えば、コントローラのためのインタフェースを介して、ユーザは所望の出力値を選択及び設定することができる。電力調整装置は、ユーザによって選択された電力値を調整できるように、高周波発生器と有利には信号技術的に接続されている。

10

【0012】

火花調節装置は、更に、火花電圧の目標火花値への制限を介して火花強度を調節することによって、高周波外科用装置の火花調節を行う。

【0013】

従来技術において公知である、電力調整に依存せずに火花強度を一定に維持する火花調節部を備えている高周波外科用装置では、特に、火花が存在するにもかかわらず、火花強度が低い場合には、特に比較的大きな電極、例えば舌圧子状の電極が組織に固着されるか、又は切開電極における切開品質が劣化する可能性がある。しかしながら、それらのケースにおいて頻繁に生じる、電力調整を介して電力を高めようとするユーザの反応は、多くの場合、上記の欠点に対して好適な影響を及ぼすものではない。何故ならば、火花調節は、高周波発生器を事前に調整された一定の火花強度に更に制限するからである。また、例示的に挙げた上記の欠点に依存せずに、特定の適用ケースでは、火花調節式の高周波外科用装置において火花強度を変更できることも有意であると考えられる。

20

【0014】

ここで本発明は、火花調節装置において、火花電圧を制限する目標火花値がユーザによって選択された電力値に依存して求められる、高周波外科用装置を設けるという認識を基礎としている。このために、調節装置（又は、例えばその調節装置と接続されている計算ユニット及び／又はメモリユニット）には、ユーザによって選択された種々の電力値に関するどの目標火花値が、火花調節装置による火花電圧の制限のために使用されるべきかを格納することができる。例えば、ユーザによって選択された電力値に依存する目標火花値を表す特性曲線の形態で目標火花値を格納することができる。

30

【0015】

火花電圧を制限するために用いられる目標火花値を、ユーザによって選択された、従ってユーザによって影響を及ぼすことができる又は変更することができる電力調整と結合させることによって、一方では、火花調節を維持すること、従って火花強度を調整することが達成され、他方では、ユーザは電力値を変更することによって火花強度にも間接的に影響を及ぼせるようになることが達成される。出力の電力値への調整と、火花電圧を目標火花値に制限する火花調節とは、有利には相互に独立したままであり、単に、火花調節装置が目標火花値を電力値に依存して求めることによって結合される。

40

【0016】

高周波外科用装置の有利な構成は、目標火花値が少なくとも特定の値範囲において電力値の増大と共に上昇するように目標火花値を求めるために、火花調節装置が配置及び構成されている。この際、ユーザによって選択された比較的高い電力値には、やはり比較的高い目標火花値が対応付けられており、またユーザによって選択された相応に比較的低い電力値には、やはり比較的低い目標火花値が対応付けられているか、又は、相応に比較的低い目標火花値が火花調節装置によって求められる。このようにして、電力値の上昇と共に火花強度も高まるという直観的なユーザの期待を、火花調節装置において表すことができるので、ユーザにとっては非常に簡単な操作が達成される。

50

【0017】

上昇する目標火花値と増大する電力値のこの結合は、有利には、少なくとも特定の値範囲において行われている。しかしながら、この結合を高周波外科用装置の出力範囲全体にわたって成すこともできる。択一的に、高周波外科用装置の出力の全体の幅の種々の値範囲において、目標火花値と電力値の種々の結合を行うこともできる。例えば、特定の値範囲においては、有利には、高周波外科用装置の出力の幅の下限においては、電力値が上昇しても目標火花値は一定に維持され、比較的高い出力の値範囲において初めて、電力値の増大と共に目標火花値は上昇するように設定することもできる。

【0018】

高周波外科用装置の別の構成においては、有利には、目標火花値が少なくとも特定の値範囲において電力値に比例して上昇するように各目標火花値を求めるために、火花調節装置が配置及び構成されている。

10

【0019】

目標火花値と電力値との比例的な結合は、電力値と共に火花強度が一様に上昇することが期待されるという利点を有している。ここでもまた、その種の結合は、高周波外科用装置の考えられる出力の幅全体にわたり実現されるか、又は、この幅全体における1つ又は複数の特定の値範囲において実現される。

【0020】

更に、目標火花値が所定の最小火花値を下回らないように、及び／又は、所定の最大火花値を上回らないように目標火花値を求めるために、火花調節装置を配置及び構成することができる。

20

【0021】

火花値を最大値に制限することは、安全性の理由から好適であると考えられる。目標火花値を最小値に制限することは、例えば最小火花値以下の値への火花値の調整は困難であるか又は信頼性が低い場合には好適であると考えられる。このことは、特に、5 Vを下回る目標火花値の場合であるので、最小火花値は例えば5 Vが好適である。

【0022】

高周波外科用装置は、2つ、3つ又はそれ以上の数の運転モードを有することができる。その種の運転モードは、種々のパラメータの調整において異なっていて良く、また有利には、例えば種々の切開速度をサポートするパラメータ調整を提供するために使用することができる。その種の運転モードにおいては、更に、1つ、2つ、3つ又はそれ以上の数の効果モードを設定することができるか、又はユーザによって選択することができる。

30

【0023】

目標火花値を各運転モードに依存して及び／又は各効果モードに依存して求めるために火花調節装置が配置及び構成されている場合には好適である。特に、目標火花値に関する種々の特性曲線を、種々の運転モード又は効果モードに依存して設定することができる。

【0024】

更に、電力値が所定の最小電力値を下回らないように、及び／又は、所定の最大電力値を上回らないように電力値を制限するために、電力調整装置が配置及び構成されている高周波外科用装置は好適である。最小電力値から最大電力値までの範囲に出力を制限することは、特に、出力を適用範囲に必要とされる出力に制限するために、またそれと同時に患者にとってもユーザにとっても安全な範囲に制限するために利用することができる。

40

【0025】

火花調節装置によって目標火花値を求めることは、有利には、1つの最小電力値に1つの特定の目標火花値が対応付けられているように行うことができる。この場合には、最小電力値に対応付けられている目標火花値によって、有利には、電力値の上昇に伴う、目標火花値の例えば比例的な上昇を行うことができる。

【0026】

本発明の別の態様によれば、冒頭で述べた課題は、高周波外科用装置の運転方法によって、特に、生体組織の切開及び／又は凝固のために、高周波交流電流が高周波発生器によ

50

って形成される、上述の高周波外科用装置の運転方法によって解決され、この運転方法では、電力調整装置によって、高周波外科用装置の出力がユーザによって選択された電力値に調整され、また火花調節装置によって、火花電圧の目標火花値が、ユーザによって選択された電力値に依存して求められ、更に、火花電圧が火花調節装置によって目標火花値に制限される。

【0027】

本発明による方法は、特に、高周波外科用装置を上述のように運転させるために使用される。この方法及び考えられるその発展形態の利点、実施の形態のヴァリエーション及び実施の形態の詳細は、装置に関する相応の特徴についての上記の説明を参照されたい。

【0028】

本発明の有利な実施の形態を、添付の図面に基づき例示的に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本発明による高周波外科用装置の例示的な実施の形態の概略図を示す。

【図2】図1に示した高周波外科用装置のための目標火花値の例示的な特性曲線を示す。

【0030】

図1には、高周波発生器20を備えている、生体組織の切開及び／又は凝固のための高周波外科用装置1が示されている。高周波発生器20は、電源部10と接続されており、また、運転時に高周波交流電流を形成し、その高周波交流電流を、端子ソケット30を介して電気外科用器械40に出力するように構成されている。電気外科用器械40自体は接続ケーブル31を介して端子ソケット30に接続されている。高周波外科用装置1の出力は、電力調整装置60を介して調整される。ユーザインタフェース50を介して、ユーザは所望の電力値並びに運転モード及び／又は効果モードを選択することができ、選択された電力値並びにモードはユーザインタフェース50から電力調整装置60及び／又は火花調節ユニット70へと伝送される。この選択された電力値若しくは運転モード及び／又は効果モードに依存して、火花調節ユニット70は高周波外科用装置1の火花強度を調節又は制限する。電力調整装置60及び火花調節ユニット70は相互に接続されており、且つ、それぞれが高周波発生器20及びユーザインタフェース50と接続されている。

【0031】

高周波外科用装置1においては、有利には火花調節ユニット70においては、ユーザによって選択された電力値に依存して目標火花値がどのように求められるかが格納されている。このために、図2に示されているような特性曲線の形態の種々の対応付けを使用することができる。図2において縦軸には、火花電圧が単位ボルトでプロットされており、横軸には高周波外科用装置の選択された電力値が単位ワットでプロットされている。3つの特性曲線C1、C2及びC3は、高周波外科用装置1の3つの異なる運転モード、ここでは切開モードに関する目標火花値を表している。特性曲線C2及びC3は、5Wの最小電力値から120Wの最大電力値までの値範囲において比例的に上昇している。特性曲線C1は、出力の25Wから120Wまでの値範囲においてのみ、電力値との比例的な結合を示している。5Wから25Wまでの値範囲において、特性曲線C1は比例していない区間100を有しており、この区間100内では、目標火花値は5Vで一定している。これに関する背景としては、特に、5Vを下回る範囲では火花電圧の正確な調整が困難になり得るということが挙げられる。

【0032】

従って、特定の電力値に関する目標火花値の特定の結合を例えば特性曲線の形態で格納することによって、ユーザは、火花調節の利点を放棄する必要なく、電力値の変更によって、火花強度の変更も同時に行うことができる。

【符号の説明】

【0033】

1 高周波外科用装置

10 電源部

10

20

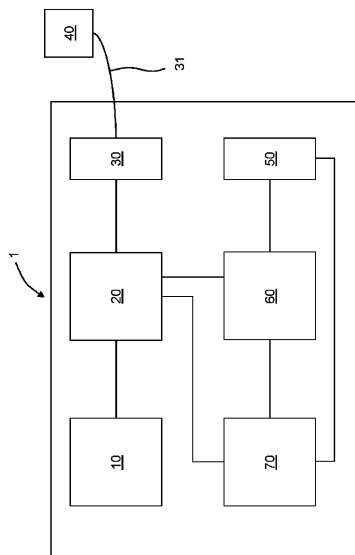
30

40

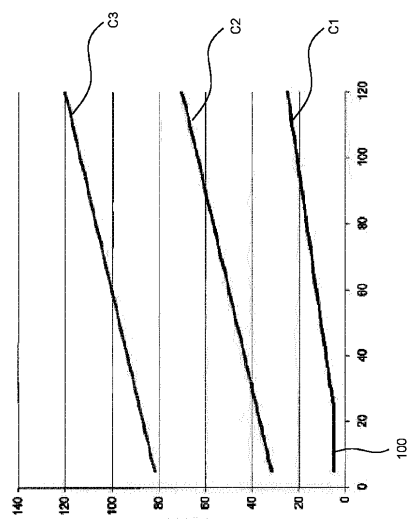
50

- 20 高周波発生器
- 30 端子ソケット
- 31 接続ケーブル
- 40 電気外科用器械
- 50 ユーザインタフェース
- 60 電力調整装置
- 70 火花調節装置
- 100 比例しない火花値範囲
- C1, C2, C3 動作モード

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 トーマス シュタイン

ドイツ連邦共和国 テルトウ ヴァルター＝コロ＝シュトラッセ 20

合議体

審判長 内藤 真徳

審判官 倉橋 紀夫

審判官 井上 哲男

(56)参考文献 特開昭53-096292号公報(JP, A)

特開平7-124101号公報(JP, A)

特開2003-235866号公報(JP, A)

特開2002-78718号公報(JP, A)

欧州特許出願公開第1053719(EP, A1)

米国特許第4271837(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12