

(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2011-509107

(P2011-509107A)

(43) 公表日 平成23年3月24日(2011.3.24)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 18/12 (2006.01)** A 6 1 B 17/39 3 1 0 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2010-541069 (P2010-541069)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成21年1月5日 (2009.1.5)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成22年8月5日 (2010.8.5)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/EP2009/050043</p> <p>(87) 国際公開番号 W02009/083617</p> <p>(87) 国際公開日 平成21年7月9日 (2009.7.9)</p> <p>(31) 優先権主張番号 102008003475.4</p> <p>(32) 優先日 平成20年1月3日 (2008.1.3)</p> <p>(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)</p>	<p>(71) 出願人 501184917                  セロン アクチエンゲゼルシャフト メディカル インスツルメンツ                  Celon AG medical instruments                  ドイツ連邦共和国 テルトー ラインシュトラーセ 8                  Rheinstrasse 8, D-14513 Teltow, Germany</p> <p>(74) 代理人 100061815                  弁理士 矢野 敏雄</p> <p>(74) 代理人 100099483                  弁理士 久野 琢也</p>
--	--

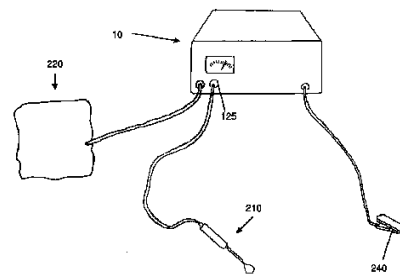
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子手術による切除のための高周波発生器

(57) 【要約】

本発明は、電子手術機器に接続される高周波発生器に関する。この高周波発生器は、電子手術機器のための電気出力端子と、少なくとも間接的に当該出力端子に接続されている電流源または電圧源と、アーク検出器と、前記出力端子によって供給される電力をコントロールするパワーコントロール部を含む。当該パワーコントロール部は次のように構成されている、すなわち、始めに、初期切除支持フェーズの間に高出力パワーが供給され、これに続いて、初期切除支持フェーズの間にアークが点弧された場合には、切除フェーズの予め定められた時間期間の間に、前記高いパワーに比べて低減されたパワーが供給され、次に、長い休止インターバルの予め定められた時間期間の間には、パワーが供給されない、またはアークが生じない低いパワーが供給される。または、初期切除支持フェーズの間にアークが点弧されなかった場合には、短い休止インターバルの予め定められた時間期間の間、パワーは供給されない、または低いパワーが供給される。

Fig. 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

電子手術機器（210）に接続される高周波発生器（10）であって、当該高周波発生器（10）は、

- ・電子手術機器のための電気出力端子（125）と、
- ・少なくとも間接的に当該出力端子に接続されている電流源または電圧源（110）と、
- ・動作時に、前記電子手術機器でアークが点弧された場合にアークをあらわすアーク信号（410）を供給するアーク検出器（310）と、
- ・前記出力端子（125）によって供給された電力をコントロールするパワーコントロール部（300）とを含む形式のものにおいて、当該パワーコントロール部（300）は次のように構成されている、すなわち、
- ・始めに、初期切除支持フェーズ（420）の間に高出力パワー（P1）が供給、これに続いて、

10

- ・前記アーク信号（410）が当該初期切除支持フェーズ（420）の間に出力された場合には、切除フェーズ（440）の予め定められた時間期間（T3）の間、前記高いパワー（P1）に比べて低減されたパワー（P2）が、アークを維持するために供給され、次に、長い休止インターバル（450）の予め定められた時間期間の間、パワーが供給されない、またはアークが生じない低いパワー（P3）が供給される、

20

- ・または、前記初期切除支持フェーズ（420）の予め定められた最大持続時間（T1）に達するまでアーク信号（410）が出力されない場合には、短い休止インターバル（430）の予め定められた時間期間（T2）の間、パワーは供給されない、またはアークが生じない低いパワーが供給される、
- ことを特徴とする高周波発生器（10）。

## 【請求項 2】

前記パワーコントロール部（300）は次のように構成されている、すなわち、前記長い休止インターバルの持続時間が500～1000msの間であり、前記短い休止インターバルの時間持続が100～400msの間であるように構成されている、請求項1記載の高周波発生器（10）。

## 【請求項 3】

前記パワーコントロール部（300）は、切除フェーズの持続時間が10～20ms、有利には15msであるように構成されている、請求項1または2記載の高周波発生器（10）。

30

## 【請求項 4】

前記パワーコントロール部（300）は次のように構成されている、すなわち、前記アーク検出器（310）がアークの点弧を検出すると、初期切除支持のためのフェーズがいかなる場合でも終了し、切除フェーズに移行するように構成されている、請求項1から3までのいずれか1項記載の高周波発生器（10）。

## 【請求項 5】

前記アーク検出器（310）は、アークの点弧をdc電圧の検出によって検出するように構成されている、請求項4記載の高周波発生器（10）。

40

## 【請求項 6】

前記アーク検出器（310）は、アークの点弧を、比較的高い高調波の特徴的な構造から検出する、請求項1から5までのいずれか1項記載の高周波発生器（10）。

## 【請求項 7】

前記パワーコントロール部（300）は、初期切除支持のためのフェーズの最大持続時間が50msよりも短くなるように構成されている、請求項1から6までのいずれか1項記載の高周波発生器（10）。

## 【請求項 8】

初期切除支持のためのフェーズの最大持続時間および/または切除フェーズの持続時間および/または長い休止インターバルの持続時間および/または短い休止インターバルの

50

持続時間が調節可能である、請求項 1 から 7 までのいずれか 1 項記載の高周波発生器 ( 1 0 )。

【請求項 9】

初期切除支持のためのフェーズの供給されるパワーおよび / または切除フェーズの供給されるパワーおよび / または長い休止インターバルの供給されるパワーおよび / または短い休止インターバルの供給されるパワーが調節可能である、請求項 1 から 8 までのいずれか 1 項記載の高周波発生器 ( 1 0 )。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、アークを用いて生体組織を切除するための電子手術機器が接続される高周波発生器に関する。

【0002】

この種の高周波発生器は通常、電気的出力端子と入力端子を有しており、電気的出力端子に電子手術機器が接続され、入力端子によって、高周波発生器が電流源または電圧源に接続される。このケースでは、パワーコントロール部が、出力端子によって供給される電力をコントロールするために用いられる。

【0003】

この種の装置は基本的に既に、例えば DE 1 9 5 0 0 2 1 9 号、DE 4 1 3 5 1 8 5 号、DE 4 1 2 6 6 0 9 号、DE 3 6 2 2 3 3 7 号、DE 3 4 2 0 3 4 0 号、DE 2 9 4 6 7 2 8 号、DE 3 5 3 0 3 3 5 号または DE 3 2 2 8 1 3 6 号から既知である。

【0004】

電子手術による切除、殊に、内視鏡介入の場合またはポリープ切除において、使用されている各電子手術切除電極が、組織内に過度に深く入り込んでしまうという恐れがある。なぜなら、操作者が十分に鋭い感覚で電子手術機器をガイドすることができないからである。

【0005】

このような危険を低減し、できるだけコントロールされた電子手術切除誘導を可能にするために、高周波発生器は、電子手術切除に必要な電力供給時に、周期的に行われる電力供給を有している。この周期的な電力供給は次のような切除インターバルを伴う。すなわち、時間に関して比較的短く、相対的に高いレベルの電力を必要とする切除インターバルである。さらに、比較的長い凝固インターバルまたは休止インターバルを伴う。ここでは電力は供給されない、または低いレベルの電力が供給される。

【0006】

電子手術切除機器用に構成された高周波発生器は一般的に、初期切除アシスタンスまたは支持を有している。すなわち、アークを形成するために、始めに非常に高いレベルのパワーが供給され、切除電極に接している生体組織を迅速に乾燥させる。これによってアークを形成するのに必要な高い生体組織インピーダンスに迅速に達し、アークを燃料するのに必要な電圧に達する。その後、このパワーが低減され、アークが維持される。実際には、印加された a c 電圧によってアークは永久的には維持されず、遅くとも、a c 電圧の各零通過時に崩壊する。しかし、以降でも使用される「アークを維持する」という用語に関して、得られた組織乾燥は次のことを意味している。すなわち、インピーダンス ( それとともに電圧も ) が高いままであり、アーク電圧の各期間において、ピーク電圧が、アークの点弧に必要な値に達している、ということの意味している。

【0007】

しかし高い周波数電流の印加の始めでは、過度に低いインピーダンスによって、アークの点弧が直ちには発生しない。従って、初期段階の切除支持が適切である。このような切除支持は殊に次のような場合に適切である。すなわち、ポリープ切除スネアループ等の広い領域の切除電極が使用される場合に適切である。これによって、広い領域を迅速に乾燥させることができ、迅速な初期切除特性が保証される。

10

20

30

40

50

## 【0008】

殊に、内視鏡的粘膜切除術（EMR）またはポリープ切除の場合には、スネアループ切除電極の領域が大きいので、しばしば、初期切除支持のための高い電力レベルを有するパルス1つだけでは、アークの点弧に必要な高いインピーダンスに達することができない。なぜなら、組織内に導入される熱エネルギーは、インピーダンスを高めるのには十分でなく、また切除電極の領域における電圧も、アークが点弧されるほどには十分ではない。

## 【0009】

この理由から、既知の高周波発生器において、固定されたパルスシーケンスに従って電力供給が周期的に行われる：

始めに、非常に高いパワーを伴う初期切除パルスが供給され、次に、アークが点弧されると、低減されたパワーのパルスが形成され、アークを維持し、最終的に休止インターバルになる。

10

## 【0010】

この休止インターバルの長さは、この場合には次のように選択されている。すなわち、上述した手術機器が、よりコントロールされてガイドされるように選択されている。これはまさに、例えば広い領域の電極によって、アークを点弧するのに多数の初期切除支持パルスが必要になり、このために必要な待ち時間が操作者によって、有害なものとして認識される場合である。本発明の課題は、より良い初期切除特性を提供する、本明細書の冒頭部分に記載された様式の高周波発生器を提供することである。

## 【0011】

本発明では、この課題は、アーク検出器とパワーコントロール部を有する本明細書の冒頭部分に記載された種類の高周波発生器によって解決される。ここでこのパワーコントロール部は、次のように構成されている。すなわち、始めに初期切除支持のためのフェーズの間に、高い出力パワーが初期切除支持のために供給されるように構成されている。この次に、

20

- ・アークの点弧が、初期切除支持フェーズの間に生じた場合には、切除フェーズの予め定められた時間期間の間に、前記高いパワーに比べて低減されたパワーが供給され、次に、長い休止インターバルの予め定められた時間期間の間に、パワーが供給されない、またはアークが生じない低いパワーが供給される、

- ・または、初期切除支持フェーズの予め定められた最大持続時間に達するまでにアークの点弧が生じない場合には、短い休止インターバルの予め定められた時間期間の間、パワーが供給されない、または低いパワーが供給される。

30

## 【0012】

本発明は次のような事実に基づいている。すなわち、アークがまだ点弧されていない状況の場合には、長い休止インターバルまたは凝固インターバルが必要とされず、従って、治療進行の間の待ち時間が不必要になる、という事実に基づいている。

## 【0013】

従来技術と比べて、本発明の高周波発生器によって得られる重要な利点は、アークの最初の点弧までに経過する時間が、従来技術の高周波発生器と比較して短くなる、ということである。

40

## 【0014】

より詳細には、従来技術の高周波発生器は、始めに、初期切除支持フェーズの一定のシーケンスを提供する。その後、切除フェーズが提供され、最終的に、休止インターバルまたは凝固インターバルが提供される。ここではアークの存在は、休止インターバルまたは凝固インターバルの長さに影響を与えない。

## 【0015】

本発明の高周波発生器の場合には、初期切除支持フェーズの間に供給されるパワーおよび切除フェーズの間に供給されるパワーおよび凝固インターバルまたは休止インターバルの間に供給されるパワーは有利には、それぞれ近似的に、従来技術から既知のパワーに相応する。個々のフェーズの適切な周波数も、従来技術から既知である。

50

## 【 0 0 1 6 】

有利には、初期切除支持フェーズにおける最大パワーは約 5 0 0 ワットであり、切除フェーズの間にはこれは有利には約 2 5 0 ワットである。各々の有利な周波数は、有利には 3 0 0 k H z ~ 2 M H z の間である。

## 【 0 0 1 7 】

有利には、初期切除支持フェーズの予め定められた最大持続時間は約 5 0 m s である。有利には、切除フェーズのための予め定められた時間期間は約 1 5 m s である。

## 【 0 0 1 8 】

切除フェーズに続く、長い凝固インターバルまたは休止インターバルのための典型的な時間期間は約 5 0 0 ~ 1 0 0 0 m s であり、初期切除支持フェーズに直接的に続く短い凝固インターバルまたは休止インターバルのための適切な時間期間（アークが点弧されなかったので切除フェーズが無い）は、約 1 0 0 ~ 4 0 0 m s である。

10

## 【 0 0 1 9 】

開示されたこの高周波発生器を除いて、本発明は、生体組織の電子手術切除方法にも関する。ここでこの方法は最初に、

初期切除支持フェーズの間（ここでは高いパワーの印加が、主に、予め定められた最大持続時間の時間期間の間に行われる）に高いパワーを伴う高周波電流を印加し、次に、

- ・アークの点弧が、高いパワーでの高周波電流印加の間に生じる場合には、切除フェーズの予め定められた時間期間の間に、この高いパワーに比べて低減されたパワーで高周波電流を印加し、次に、長い休止インターバルまたは凝固インターバルの時間期間の間に、低いパワーを印加する、またはパワーを印加しない、または

20

- ・アークの点弧が、高いパワーでの高周波電流印加の間に生じなかった場合には、短い休止インターバルまたは凝固インターバルの予め定められた時間期間の間に、低いパワーの高周波電流を印加するまたはパワーを印加しない。

## 【 0 0 2 0 】

本発明の方法は、本発明の高周波発生器を使用した患者の電子手術治療に相当し、本発明の高周波発生器の種々の形態の手術的使用は、この方法の種々の形態をあらわす。

## 【 0 0 2 1 】

次に本発明の実施形態を、以下でより詳細に、図 1 ~ 4 に関連して説明する：

## 【 図面の簡単な説明 】

30

## 【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 電気機器が接続されている高周波発生器を示す図

【 図 2 】 高周波発生器の原理を示す回路図

【 図 3 】 高周波発生器の出力側で出力されるパルスシーケンスのパルスダイヤグラムの例

【 図 4 】 さらなるパルスダイヤグラムの例

## 【 実施例 】

## 【 0 0 2 3 】

図 1 は、高周波発生器 1 0 を示しており、この高周波発生器の入力側には、公共の幹線システムに接続するためのパワーケーブルが設けられている。高周波発生器 1 0 には、足踏スイッチ 2 4 0 が接続されており、この足踏スイッチは、高周波発生器 1 0 をオン、オフするのに用いられる。高周波発生器 1 0 の出力側の 2 つの出力極 1 2 5 は、電力線の形状で、電子手術機器の電極 2 1 0 および中性電極 2 2 0 に接続されている。電子手術機器はこの場合には、切除電極 2 1 0 を有しており、この切除電極は、例として図 1 に示されているこの実施例では、スネアループ切除機器の形状である。

40

## 【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明の高周波発生器の有利な実施形態の原理を図であらわす回路図を示している。これは従来技術に対して改善された初期切除性能を有している。図示された実施形態は、特に、内視鏡的粘膜切除術（EMR）およびポリープ切除の領域の手術的介入にも適している。

## 【 0 0 2 5 】

50

この高周波発生器 10 はクロック制御可能な給電ユニット 110 を含んでいる。この給電ユニットの入力側は、公共の a c 給電線に接続されており、出力側には、高周波発生器モジュール 120 の入力側が接続されている。給電ユニット 110 は、a c 電圧を d c 電圧に変換する。これは、少なくとも 1 つのクロックによってクロックコントロールされ、異なるパルス長さのパルスおよび異なるパルス振幅のパルスを有するパルスシーケンスが、給電ユニット 110 の出力側で得られる。換言すれば、給電ユニット 110 の給電はクロックコントロールされ、一連の異なるパワーレベルが、相応する時間インターバルの各長さの間、出力される。高周波発生器モジュール 120 は、d c 電圧を、0.3 ~ 2 MHz の間 a c 電圧に変換する。高周波発生器モジュール 120 の出力側は、2 つの反誘導式 (antifaradisation) のキャパシタ 121、122 および高周波発生器 10 の二極電気出力端子 125 によって、電子手術機器の電極 210 および中性電極 220 に接続されている。2 つの反誘導式キャパシタは、患者への危険な直流電流の伝送を阻止する。これは、電極 210 と組織 230 との間のアークの点弧に基づいて生じる。

10

**【0026】**

電子手術機器は一般的に切除電極 210 およびハンドルを含んでいる。切除電極 210 の近傍で、組織の電子手術切除を可能にするために、アークが電極 210 と生体組織との間に形成されなければならない。これは高い電力の直流電流によって行われる。これは、少なくとも 1 つのクロックによってクロック制御され、給電ユニット 110 の出力側で、高周波発生器モジュール 120 の入力側へ出力される。その結果、高周波発生器モジュール 120 は、同じ時間周期の間、高周波電流を出力する。これはいわゆる、高い電力の高周波交番電流である。電子手術機器の切除電極 210 および中性電極 220 は、二極式電気出力端子 125 によって、高周波発生器モジュール 120 の出力側に接続されている。切除電極 210 に接している組織 230 の加熱、ひいては、この組織の迅速な乾燥は、電極 210 および 220 へ出力される高周波電流によって行われる。結果として、アークの点弧に必要な、電極 210 の近傍における生体組織のインピーダンスおよび電圧が得られる。このアークのみによって、操作者は、切除電極 210 に接している組織 230 を所望のように切除することができる。

20

**【0027】**

先行して行われたアーク点弧の後に電子手術切除に必要なアークを維持するのに、比較的低いレベルの電力で十分である。

30

**【0028】**

高い点弧パワーレベルから、アークを維持するための低いパワーレベルへの切り換えは例えば、パワーコントロール部 300 によって行われる。このパワーコントロール部は高周波発生器 10 内に配置され、アーク検出器 310、切換えスイッチ 320、第 1 のクロック 330 および第 2 のクロック 340 を含んでいる。

**【0029】**

アーク検出器 310 はここでアークセンサ 312、基準信号源 314 および比較器 316 を有している。アーク検出器 310 の入力側としての、アークセンサ 312 の入力側には、反誘導式キャパシタ 121 および 122 の出力側の下流で、高周波発生器モジュール 120 の極が接続されており、アークの存在を検出する。この場合には、アークセンサ 312 の出力側は、比較器 316 の入力側に接続されている。基準信号源 314 の出力側も、比較器 316 の入力側に接続されている。アーク検出器 310 の出力側としての比較器 316 の出力側は、切換えスイッチ 320 の入力側に接続されており、この切換えスイッチの 2 つの出力側は 2 つのクロック 330 および 340 に接続されている。切換えスイッチ 320 は、アーク検出器 310 の出力信号に応じて、クロック 330 または 340 をアクティブにする。

40

**【0030】**

クロック 330 および 340 の出力側は、同時に、パワーコントロール部 300 の出力側である。クロック 330 によって、給電ユニットは、直流電流をハイパワーレベルで出力し (初期切除支持のために)、その間の短い休止インターバルの間に低いパワーレベル

50

で直流電流を出力する。休止インターバルにおいてパワーが出力されなくてもよい。

【0031】

クロック340によって、給電ユニットは、直流電流を高いパワーレベルで出力し（初期切除支持のために）、その直後に、アークの点弧後に、直流電流を低いパワーレベルでアークの維持のために出力し、最終に直流電流を低いパワーレベルで、長い休止インターバルのために出力する。この場合には、択一的に、この休止インターバルの間にパワーが出力されなくてもよい。

【0032】

アークを検出するために、アークセンサ310は例えば、電極210と220にわたるdc電圧を検出する。測定されるdc電圧として、切除位置での整流された電流の関数がある。これによって、高い周波数電流による切除時に、アーク検出器310はアークの存在を検出することができる。形成されたdc電圧をベースにしたアーク検出は、DE2801833号から既知である。

【0033】

しかしアーク検出器310が、発生器10の出力のスペクトルパワー分布を解析するように構成されてもよく、この場合には、2つの異なった周波数領域が相互に比較される。アークの形成が、「比較的高い高調波（higher harmonics）」の解析によって検出されてもよい。「比較的高い高調波」の使用は、このコンテキストにおいて、より詳細に、DE4126607A1号に記載されている。

【0034】

これに対して択一的に、アーク検出器310を、アークセンサ312としてホトオプティカル部材を用いてアークの存在を検出するように構成してもよい。このような検出器は、DE2504280号で提案されている。

【0035】

アーク検出が、インピーダンスの突発的な変化の検出によって行われてもよい。一般的に、アーク検出器310を、アークの存在を検出するように所望のように構成することができる。

【0036】

あらゆる事象で、センサ312は、測定値に比例した信号を、比較器316の入力側へ出力する。比較器316は、この出力信号を、これも比較器316の入力側に基準信号源314によって出力された基準信号と比較する。2つの値を比較することによって、電子手術機器でアークが点弧されたか否かが確認される。

【0037】

有利には、ここで挙げられたアーク検出器310の個々のコンポーネントが、プログラマブルコントローラにおいて実現されてもよい。

【0038】

アークが存在する場合には、アーク検出器310は、これをあらゆる信号を出力する。これは、より詳細に、図4に関連して示されている。

【0039】

電子手術機器の電極210でアークが発生していない場合には、アーク検出器310は、切換えスイッチ320を、初期切除支持のために第1のクロック330に切換え、これによって、不必要に長い休止インターバルまたは凝固（coagulation）インターバルを阻止し、アークが点弧するまでの時間が低減される。

【0040】

しかし、電子手術機器でアークが生じた場合には、アーク検出器310は、切換えスイッチ320を第2のクロック340に切換え、ここでは必要とされる長い休止インターバルまたは凝固インターバルを実行する。この場合にはパワーコントロール部340のクロック330および340は、次のように給電ユニット110のdc電圧出力をクロックコントロールする。すなわち、上述したパルスシーケンスが、給電ユニット110の出力側で出力されるようにクロックコントロールする。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 1 】

パワーコントロール部 3 0 0 が、全体的にまたは部分的に、マイクロコントローラにおいて実現されてもよい。このマイクロコントロール内には、コンポーネント 3 1 0、3 2 0、3 3 0 および 3 4 0 がプログラミングされている。

## 【 0 0 4 2 】

電子手術機器の電極 2 1 0 へ高周波発生器 1 0 によって搬送されたパワーは、図 3 に詳細に、パルスダイアグラムで示されている。

## 【 0 0 4 3 】

図 3 に示されたタイムシーケンスは、医者が足踏スイッチ 2 4 0 を押して起動させるとすぐに始まる。足踏スイッチ 2 4 0 は、印加が終わるまで押されたままである。

10

## 【 0 0 4 4 】

パルスダイアグラムに示されており、高いパワーレベルを伴う時間インターバル T 1 は、初期切除支持のために用いられる。組織 2 3 0 のインピーダンスが依然として十分でない場合には、組織 2 3 0 がまだ十分に乾いていないということであり、時間インターバル T 1 には、低いパワーレベル P 3 を伴う短い凝固インターバルまたは休止インターバルとしての時間インターバル T 2 が続く。時間インターバル T 1 および T 2 は、アークが点弧されるまで、複数回繰り返される。

## 【 0 0 4 5 】

時間インターバル T 1 の間または時間インターバル T 1 の後にアークの点弧が検出された場合、時間インターバル T 3 がすぐに続く。時間インターバル T 3 は切除インターバルであり、先行して、時間インターバル T 1 において点弧されたアークを維持するために用いられ、時間インターバル T 1 よりも低いパワーレベルを有する。なぜなら、低いパワーレベルは、アークを維持するのに十分だからである。この時間インターバル T 3 には時間インターバル T 4 が続き、これは、顕著に低いパワーレベル P 3 を伴う、長い凝固インターバルまたは休止インターバルである。時間インターバル T 1、T 3 および T 4 は切除手術が組織 2 3 0 内で続く限り、繰り返される。すなわち、医者が足踏スイッチ 2 4 0 を起動させている限り、繰り返される。

20

## 【 0 0 4 6 】

図 4 は、本発明の高周波発生器 1 0 に対するさらなるパルスダイアグラムを示している。これは、例えば足踏みスイッチ 2 4 0 を起動させることによって医者が開始したポー

30

## 【 0 0 4 7 】

図 3 に示されているような印加の開始時に、高いパワー P 1 が初期切除支持フェーズ 4 2 0 において供給される。最大持続時間 T 1 が、初期切除支持フェーズ 4 2 0 に対して予め定められている。図 3 に示されているように、例えばはじめの 2 つの初期切除支持フェーズ 4 2 0 の間にアークが点弧されないので、図示のプロシージャにおいて高いパワー P 1 が、最大持続時間 T 1 の終わりまで生じている。印加の始めではアーク検出器 3 1 0 は信号を供給しない、または少なくともアークの存在をあらゆる信号を供給しない。図 4 におけるパルスダイアグラムでは、これは値 0 によってあらわされる。さらに、切り換えスイッチ 3 2 0 は、印加の開始時にクロック 3 3 0 を起動させる。

40

## 【 0 0 4 8 】

初期切除支持フェーズ 4 2 0 には、図 3 に示されているように、最大持続時間 T 1 が経過した後、予め定められた短い休止時間 T 2 の間、短い休止インターバル 4 3 0 が続く。短い休止インターバル 4 3 0 の間に、高周波発生器は、低いレベルのパワー P 3 を供給する。この低いパワー P 3 が、実質的に 0 に等しいくらい低くてもよい。短い休止インターバル 4 3 0 の終了後には、初期切除支持フェーズ 4 2 0 が再び生じる。これは、図 3 に関連して既に記述された通りである。初期切除支持フェーズ 4 2 0 および短い休止インターバル 4 3 0 は、アークが点弧されない限り交番し、従ってアーク検出器 3 1 0 は、ア

50



クが存在をあらわす信号を出力しない。

【 0 0 4 9 】

図 4 における例による印加において、アークは第 3 の初期切除支持フェーズ 4 2 0 の間に点弧する。アーク検出器 3 1 0 は、アークの存在をあらわすアーク信号 4 1 0 を出力する。図 4 では、これは例として信号値 1 によってあらわされている。

【 0 0 5 0 】

アーク信号 4 1 0 が生じると、初期切除支持フェーズ 4 2 0 が迅速に終了し、その後、低減されたパワー P 2 で切除フェーズ 4 2 0 が続く。これは、アークを維持するのに適している。図 4 において示されているように、この低減されたパワー P 2 は低いパワー P 3 よりも高く、高いパワー P 1 よりも低い。初期切除支持フェーズ 4 2 0 は、時間 T - 1 の後にアーク信号 4 1 0 が生じるとすぐに終了する。これは最大持続時間 T 1 よりも短い。切除フェーズ 4 2 0 は、予め定められた持続時間 T 3 である。

10

【 0 0 5 1 】

切除フェーズ 4 4 0 の終了後には、長い休止時間 T 4 を伴う長い休止インターバル 4 5 0 が続く。なぜなら、アーク信号 4 1 0 の発生によって、切換えスイッチ 3 2 0 がクロック 3 3 0 からクロック 3 4 0 へ切換えられたからである。切除フェーズ 4 4 0 の終了とともに、アークが消え、従ってアーク信号 4 1 0 は存在しない。それにもかかわらず、クロック 3 4 0 は、切換えスイッチ 3 2 0 によってアクティブにされたままである。長い休止時間 T 4 の終わりには再び、初期切除支持フェーズ 4 2 0 が再び続く。この間に、アークが再び点弧される。アークが点弧する、初期切除支持フェーズ 4 2 0 における時間は変化し得る。従って、初期切除支持フェーズ 4 2 0 の持続時間 T - 1 も変化し得る。

20

【 図 1 】

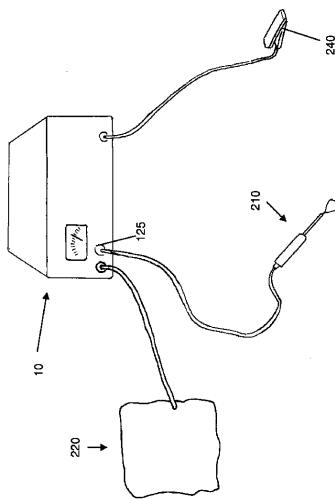


Fig. 1

【 図 2 】

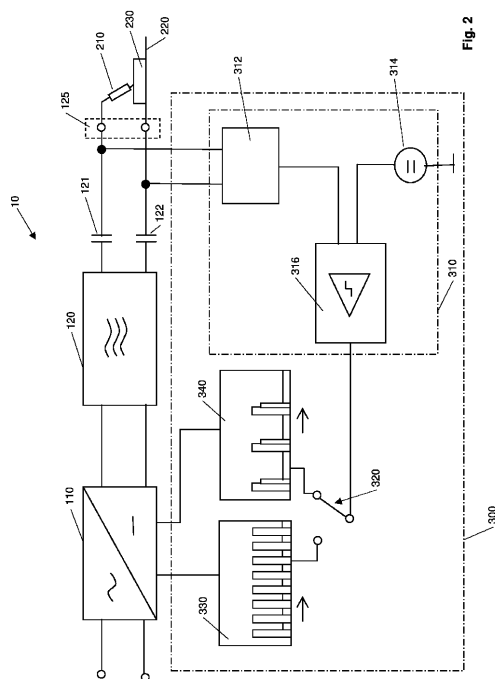
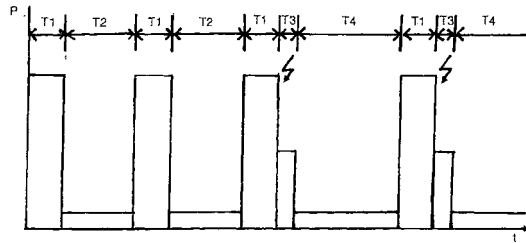


Fig. 2

【図 3】



T1: 初期切除支持  
 T2: 短い凝固インターバルまたは休止インターバル  
 T3: 点滅されたアークを伴う切除フェーズ  
 T4: 長い凝固インターバルまたは休止インターバル

## 【手続補正書】

【提出日】平成22年9月7日(2010.9.7)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、アークを用いて生体組織を切除するための電子手術機器が接続される高周波発生器に関する。

【0002】

この種の高周波発生器は通常、電気的出力端子と入力端子を有しており、電気的出力端子に電子手術機器が接続され、入力端子によって、高周波発生器が電流源または電圧源に接続される。このケースでは、パワーコントロール部が、出力端子によって供給される電力をコントロールするために用いられる。

【0003】

この種の装置は基本的に既に、例えばDE 19500219号、DE 4135185号、DE 4126609号、DE 3622337号、DE 3420340号、DE 2946728号、DE 3530335号またはDE 3228136号から既知である。

【0004】

電子手術による切除、殊に、内視鏡介入の場合またはポリープ切除において、使用されている各電子手術切除電極が、組織内に過度に深く入り込んでしまうという恐れがある。なぜなら、操作者が十分に鋭い感覚で電子手術機器をガイドすることができないからであ

る。

【 0 0 0 5 】

このような危険を低減し、できるだけコントロールされた電子手術切除誘導を可能にするために、高周波発生器は、電子手術切除に必要な電力供給時に、周期的に行われる電力供給を有している。この周期的な電力供給は次のような切除インターバルを伴う。すなわち、時間に関して比較的短く、相対的に高いレベルの電力を必要とする切除インターバルである。さらに、比較的長い凝固インターバルまたは休止インターバルを伴う。ここでは電力は供給されない、または低いレベルの電力が供給される。

【 0 0 0 6 】

電子手術切除機器用に構成された高周波発生器は一般的に、初期切除アシスタンスまたは支持を有している。すなわち、アークを形成するために、始めに非常に高いレベルのパワーが供給され、切除電極に接している生体組織を迅速に乾燥させる。これによってアークを形成するのに必要な高い生体組織インピーダンスに迅速に達し、アークを燃料するのに必要な電圧に達する。その後、このパワーが低減され、アークが維持される。実際には、印加された a c 電圧によってアークは永久的には維持されず、遅くとも、a c 電圧の各零通過時に崩壊する。しかし、以降でも使用される「アークを維持する」という用語に関して、得られた組織乾燥は次のことを意味している。すなわち、インピーダンス（それとともに電圧も）が高いままであり、アーク電圧の各期間において、ピーク電圧が、アークの点弧に必要な値に達している、ということの意味している。

【 0 0 0 7 】

しかし高い周波数電流の印加の始めでは、過度に低いインピーダンスによって、アークの点弧が直ちには発生しない。従って、初期段階の切除支持が適切である。このような切除支持は殊に次のような場合に適切である。すなわち、ポリープ切除スネアループ等の広い領域の切除電極が使用される場合に適切である。これによって、広い領域を迅速に乾燥させることができ、迅速な初期切除特性が保証される。

【 0 0 0 8 】

殊に、内視鏡的粘膜切除術（EMR）またはポリープ切除の場合には、スネアループ切除電極の領域が大きいので、しばしば、初期切除支持のための高い電力レベルを有するパルス1つだけでは、アークの点弧に必要な高いインピーダンスに達することができない。なぜなら、組織内に導入される熱エネルギーは、インピーダンスを高めるのには十分でなく、また切除電極の領域における電圧も、アークが点弧されるほどには十分ではない。

【 0 0 0 9 】

この理由から、既知の高周波発生器において、固定されたパルスシーケンスに従って電力供給が周期的に行われる：

始めに、非常に高いパワーを伴う初期切除パルスが供給され、次に、アークが点弧されると、低減されたパワーのパルスが形成され、アークを維持し、最終的に休止インターバルになる。

【 0 0 1 0 】

この休止インターバルの長さは、この場合には次のように選択されている。すなわち、上述した手術機器が、よりコントロールされてガイドされるように選択されている。これはまさに、例えば広い領域の電極によって、アークを点弧するのに多数の初期切除支持パルスが必要になり、このために必要な待ち時間が操作者によって、有害なものとして認識される場合である。本発明の課題は、より良い初期切除特性を提供する、本明細書の冒頭部分に記載された様式の高周波発生器を提供することである。

【 0 0 1 1 】

本発明では、この課題は、アーク検出器とパワーコントロール部を有する本明細書の冒頭部分に記載された種類の高周波発生器によって解決される。ここでこのパワーコントロール部は、次のように構成されている。すなわち、始めに初期切除支持のためのフェーズの間に、高い出力パワーが初期切除支持のために供給されるように構成されている。この次に、

・アークの点弧が、初期切除支持フェーズの間に生じた場合には、切除フェーズの予め定められた時間期間の間に、前記高いパワーに比べて低減されたパワーが供給され、次に、長い休止インターバルの予め定められた時間期間の間に、パワーが供給されない、またはアークが生じない低いパワーが供給される、

・または、初期切除支持フェーズの予め定められた最大持続時間に達するまでにアークの点弧が生じない場合には、短い休止インターバルの予め定められた時間期間の間に、パワーが供給されない、または低いパワーが供給される。

【0012】

本発明は次のような事実に基づいている。すなわち、アークがまだ点弧されていない状況の場合には、長い休止インターバルまたは凝固インターバルが必要とされず、従って、治療進行の間の待ち時間が不必要になる、という事実に基づいている。

【0013】

従来技術と比べて、本発明の高周波発生器によって得られる重要な利点は、アークの最初の点弧までに経過する時間が、従来技術の高周波発生器と比較して短くなる、ということである。

【0014】

より詳細には、従来技術の高周波発生器は、始めに、初期切除支持フェーズの一定のシーケンスを提供する。その後、切除フェーズが提供され、最終的に、休止インターバルまたは凝固インターバルが提供される。ここではアークの存在は、休止インターバルまたは凝固インターバルの長さに影響を与えない。

【0015】

本発明の高周波発生器の場合には、初期切除支持フェーズの間に供給されるパワーおよび切除フェーズの間に供給されるパワーおよび凝固インターバルまたは休止インターバルの間に供給されるパワーは有利には、それぞれ近似的に、従来技術から既知のパワーに相応する。個々のフェーズの適切な周波数も、従来技術から既知である。

【0016】

有利には、初期切除支持フェーズにおける最大パワーは約500ワットであり、切除フェーズの間にはこれは有利には約250ワットである。各々の有利な周波数は、有利には300kHz~2MHzの間である。

【0017】

有利には、初期切除支持フェーズの予め定められた最大持続時間は約50msである。有利には、切除フェーズのための予め定められた時間期間は約15msである。

【0018】

切除フェーズに続く、長い凝固インターバルまたは休止インターバルのための典型的な時間期間は約500~1000msであり、初期切除支持フェーズに直接的に続く短い凝固インターバルまたは休止インターバルのための適切な時間期間（アークが点弧されなかったので切除フェーズが無い）は、約100~400msである。

【0019】

開示されたこの高周波発生器を除いて、本発明は、生体組織の電子手術切除方法にも関する。ここでこの方法は最初に、

初期切除支持フェーズの間（ここでは高いパワーの印加が、主に、予め定められた最大持続時間の時間期間の間に行われる）に高いパワーを伴う高周波電流を印加し、次に、

・アークの点弧が、高いパワーでの高周波電流印加の間に生じる場合には、切除フェーズの予め定められた時間期間の間に、この高いパワーに比べて低減されたパワーで高周波電流を印加し、次に、長い休止インターバルまたは凝固インターバルの時間期間の間に、低いパワーを印加する、またはパワーを印加しない、または

・アークの点弧が、高いパワーでの高周波電流印加の間に生じなかった場合には、短い休止インターバルまたは凝固インターバルの予め定められた時間期間の間に、低いパワーの高周波電流を印加するまたはパワーを印加しない。

【0020】

本発明の方法は、本発明の高周波発生器を使用した患者の電子手術治療に相当し、本発明の高周波発生器の種々の形態の手術的使用は、この方法の種々の形態をあらわす。

【 0 0 2 1 】

次に本発明の実施形態を、以下でより詳細に、図 1 ~ 3 に関連して説明する：

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

【 図 1 】 電気機器が接続されている高周波発生器を示す図

【 図 2 】 高周波発生器の原理を示す回路図

【 図 3 】 高周波発生器の出力側で出力されるパルスシーケンスのパルスダイアグラムの例

【 実施例 】

【 0 0 2 3 】

図 1 は、高周波発生器 10 を示しており、この高周波発生器の入力側には、公共の幹線システムに接続するためのパワーケーブルが設けられている。高周波発生器 10 には、足踏スイッチ 240 が接続されており、この足踏スイッチは、高周波発生器 10 をオン、オフするのに用いられる。高周波発生器 10 の出力側の 2 つの出力極 125 は、電力線の形状で、電子手術機器の電極 210 および中性電極 220 に接続されている。電子手術機器はこの場合には、切除電極 210 を有しており、この切除電極は、例として図 1 に示されているこの実施例では、スネアループ切除機器の形状である。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、本発明の高周波発生器の有利な実施形態の原理を図であらわす回路図を示している。これは従来技術に対して改善された初期切除性能を有している。図示された実施形態は、特に、内視鏡的粘膜切除術 (EMR) およびポリープ切除の領域の手術的介入にも適している。

【 0 0 2 5 】

この高周波発生器 10 はクロック制御可能な給電ユニット 110 を含んでいる。この給電ユニットの入力側は、公共の ac 給電線に接続されており、出力側には、高周波発生器モジュール 120 の入力側が接続されている。給電ユニット 110 は、ac 電圧を dc 電圧に変換する。これは、少なくとも 1 つのクロックによってクロックコントロールされ、異なるパルス長さのパルスおよび異なるパルス振幅のパルスを有するパルスシーケンスが、給電ユニット 110 の出力側で得られる。換言すれば、給電ユニット 110 の給電はクロックコントロールされ、一連の異なるパワーレベルが、相応する時間インターバルの各長さの間、出力される。高周波発生器モジュール 120 は、dc 電圧を、0.3 ~ 2 MHz の間 ac 電圧に変換する。高周波発生器モジュール 120 の出力側は、2 つの反誘導式 (antifaradisation) のキャパシタ 121、122 および高周波発生器 10 の二極電気出力端子 125 によって、電子手術機器の電極 210 および中性電極 220 に接続されている。2 つの反誘導式キャパシタは、患者への危険な直流電流の伝送を阻止する。これは、電極 210 と組織 230 との間のアークの点弧に基づいて生じる。

【 0 0 2 6 】

電子手術機器は一般的に切除電極 210 およびハンドルを含んでいる。切除電極 210 の近傍で、組織の電子手術切除を可能にするために、アークが電極 210 と生体組織との間に形成されなければならない。これは高い電力の直流電流によって行われる。これは、少なくとも 1 つのクロックによってクロック制御され、給電ユニット 110 の出力側で、高周波発生器モジュール 120 の入力側へ出力される。その結果、高周波発生器モジュール 120 は、同じ時間周期の間、高周波電流を出力する。これはいわゆる、高い電力の高周波交番電流である。電子手術機器の切除電極 210 および中性電極 220 は、二極式電気出力端子 125 によって、高周波発生器モジュール 120 の出力側に接続されている。切除電極 210 に接している組織 230 の加熱、ひいては、この組織の迅速な乾燥は、電極 210 および 220 へ出力される高周波電流によって行われる。結果として、アークの点弧に必要な、電極 210 の近傍における生体組織のインピーダンスおよび電圧が得られる。このアークのみによって、操作者は、切除電極 210 に接している組織 230 を所望

のように切除することができる。

【0027】

先行して行われたアーク点弧の後に電子手術切除に必要なアークを維持するのに、比較的低いレベルの電力で十分である。

【0028】

高い点弧パワーレベルから、アークを維持するための低いパワーレベルへの切り換えは例えば、パワーコントロール部300によって行われる。このパワーコントロール部は高周波発生器10内に配置され、アーク検出器310、切換えスイッチ320、第1のクロック330および第2のクロック340を含んでいる。

【0029】

アーク検出器310はここでアークセンサ312、基準信号源314および比較器316を有している。アーク検出器310の入力側としての、アークセンサ312の入力側には、反誘導式キャパシタ121および122の出力側の下流で、高周波発生器モジュール120の極が接続されており、アークの存在を検出する。この場合には、アークセンサ312の出力側は、比較器316の入力側に接続されている。基準信号源314の出力側も、比較器316の入力側に接続されている。アーク検出器310の出力側としての比較器316の出力側は、切換えスイッチ320の入力側に接続されており、この切換えスイッチの2つの出力側は2つのクロック330および340に接続されている。切換えスイッチ320は、アーク検出器310の出力信号に応じて、クロック330または340をアクティブにする。

【0030】

クロック330および340の出力側は、同時に、パワーコントロール部300の出力側である。クロック330によって、給電ユニットは、直流電流をハイパワーレベルで出力し（初期切除支持のために）、その間の短い休止インターバルの間に低いパワーレベルで直流電流を出力する。休止インターバルにおいてパワーが出力されなくてもよい。

【0031】

クロック340によって、給電ユニットは、直流電流を高いパワーレベルで出力し（初期切除支持のために）、その直後に、アークの点弧後に、直流電流を低いパワーレベルでアークの維持のために出力し、最終に直流電流を低いパワーレベルで、長い休止インターバルのために出力する。この場合には、択一的に、この休止インターバルの間にパワーが出力されなくてもよい。

【0032】

アークを検出するために、アークセンサ310は例えば、電極210と220にわたるdc電圧を検出する。測定されるdc電圧として、切除位置での整流された電流の関数がある。これによって、高い周波数電流による切除時に、アーク検出器310はアークの存在を検出することができる。形成されたdc電圧をベースにしたアーク検出は、DE2801833号から既知である。

【0033】

しかしアーク検出器310が、発生器10の出力のスペクトルパワー分布を解析するように構成されてもよく、この場合には、2つの異なる周波数領域が相互に比較される。アークの形成が、「比較的高い高調波（higher harmonics）」の解析によって検出されてもよい。「比較的高い高調波」の使用は、このコンテキストにおいて、より詳細に、DE4126607A1号に記載されている。

【0034】

これに対して択一的に、アーク検出器310を、アークセンサ312としてホットオペイカル部材を用いてアークの存在を検出するように構成してもよい。このような検出器は、DE2504280号で提案されている。

【0035】

アーク検出が、インピーダンスの突発的な変化の検出によって行われてもよい。一般的に、アーク検出器310を、アークの存在を検出するように所望のように構成することが

できる。

【0036】

あらゆる事象で、センサ312は、測定値に比例した信号を、比較器316の入力側へ出力する。比較器316は、この出力信号を、これも比較器316の入力側に基準信号源314によって出力された基準信号と比較する。2つの値を比較することによって、電子手術機器でアークが点弧されたか否かが確認される。

【0037】

有利には、ここで挙げられたアーク検出器310の個々のコンポーネントが、プログラマブルコントローラにおいて実現されてもよい。

【0038】

アークが存在する場合には、アーク検出器310は、これをあらかず信号を出力する。

【0039】

電子手術機器の電極210でアークが発生していない場合には、アーク検出器310は、切換えスイッチ320を、初期切除支持のために第1のクロック330に切換え、これによって、不必要に長い休止インターバルまたは凝固 (coagulation) インターバルを阻止し、アークが点弧するまでの時間が低減される。

【0040】

しかし、電子手術機器でアークが生じた場合には、アーク検出器310は、切換えスイッチ320を第2のクロック340に切換え、ここでは必要とされる長い休止インターバルまたは凝固インターバルを実行する。この場合にはパワーコントロール部340のクロック330および340は、次のように給電ユニット110のdc電圧出力をクロックコントロールする。すなわち、上述したパルスシーケンスが、給電ユニット110の出力側で出力されるようにクロックコントロールする。

【0041】

パワーコントロール部300が、全体的にまたは部分的に、マイクロコントローラにおいて実現されてもよい。このマイクロコントロール内には、コンポーネント310、320、330および340がプログラミングされている。

【0042】

電子手術機器の電極210へ高周波発生器10によって搬送されたパワーは、図3に詳細に、パルスダイヤグラムで示されている。

【0043】

図3に示されたタイムシーケンスは、医者が足踏スイッチ240を押して起動させるとすぐに始まる。足踏スイッチ240は、印加が終わるまで押されたままである。

【0044】

パルスダイヤグラムに示されており、高いパワーレベルを伴う時間インターバルT1は、初期切除支持のために用いられる。組織230のインピーダンスが依然として十分でない場合には、組織230がまだ十分に乾いていないということであり、時間インターバルT1には、低いパワーレベルP3を伴う短い凝固インターバルまたは休止インターバルとしての時間インターバルT2が続く。時間インターバルT1およびT2は、アークが点弧されるまで、複数回繰り返される。

【0045】

時間インターバルT1の間または時間インターバルT1の後にアークの点弧が検出された場合、時間インターバルT3がすぐに続く。時間インターバルT3は切除インターバルであり、先行して、時間インターバルT1において点弧されたアークを維持するために用いられ、時間インターバルT1よりも低いパワーレベルを有する。なぜなら、低いパワーレベルは、アークを維持するのに十分だからである。この時間インターバルT3には時間インターバルT4が続く、これは、顕著に低いパワーレベルP3を伴う、長い凝固インターバルまたは休止インターバルである。時間インターバルT1、T3およびT4は切除手術が組織230内で続く限り、繰り返される。すなわち、医者が足踏スイッチ240を起動させている限り、繰り返される。

## 【 0 0 4 6 】

本発明の高周波発生器 1 0 に対するさらなるパルスダイヤグラムでは、図 3 に示されているような印加の開始時に、高いパワー P 1 が初期切除支持フェーズにおいて供給される。最大持続時間 T 1 が、初期切除支持フェーズに対して予め定められている。図 3 に示されているように、例えばはじめの 2 つの初期切除支持フェーズの間にアークが点弧されないの、図示のプロシージャにおいて高いパワー P 1 が、最大持続時間 T 1 の終わりまで生じている。印加の始めではアーク検出器 3 1 0 は信号を供給しない、または少なくともアークの存在をあらわす信号を供給しない。さらに、切り換えスイッチ 3 2 0 は、印加の開始時にクロック 3 3 0 を起動させる。

## 【 0 0 4 7 】

初期切除支持フェーズには、図 3 に示されているように、最大持続時間 T 1 が経過した後、予め定められた短い休止時間 T 2 の間、短い休止インターバルが続く。短い休止インターバルの間に、高周波発生器は、低いレベルのパワー P 3 を供給する。この低いパワー P 3 が、実質的に 0 に等しいくらい低くてもよい。短い休止インターバルの終了後には、初期切除支持フェーズが再び生じる。これは、図 3 に関連して既に記述された通りである。初期切除支持フェーズおよび短い休止インターバルは、アークが点弧されない限り交替し、従ってアーク検出器 3 1 0 は、アークの存在をあらわす信号を出力しない。

## 【 0 0 4 8 】

最後に、アークは第 3 の初期切除支持フェーズの間に点弧する。アーク検出器 3 1 0 は、アークの存在をあらわすアーク信号を出力する。

## 【 0 0 4 9 】

アーク信号が生じると、初期切除支持フェーズが迅速に終了し、その後、低減されたパワー P 2 で切除フェーズが続く。これは、アークを維持するのに適している。この低減されたパワー P 2 は低いパワー P 3 よりも高く、高いパワー P 1 よりも低い。初期切除支持フェーズは、時間 T - 1 の後にアーク信号が生じるとすぐに終了する。これは最大持続時間 T 1 よりも短い。切除フェーズは、予め定められた持続時間 T 3 である。

## 【 0 0 5 0 】

切除フェーズの終了後には、長い休止時間 T 4 を伴う長い休止インターバルが続く。なぜなら、アーク信号の発生によって、切り換えスイッチ 3 2 0 がクロック 3 3 0 からクロック 3 4 0 へ切り換えられたからである。切除フェーズの終了とともに、アークが消え、従ってアーク信号は存在しない。それにもかかわらず、クロック 3 4 0 は、切り換えスイッチ 3 2 0 によってアクティブにされたままである。長い休止時間 T 4 の終わりには再び、初期切除支持フェーズが再び続く。この間に、アークが再び点弧される。アークが点弧する、初期切除支持フェーズにおける時間は変化し得る。従って、初期切除支持フェーズの持続時間 T - 1 も変化し得る。



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/EP2009/050043
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B18/12  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> 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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 039 732 A (ICHIKAWA YOSHITO [JP] ET AL) 21 March 2000 (2000-03-21) the whole document	1-9
A	EP 1 849 425 A (COVIDIEN AG [CH]) 31 October 2007 (2007-10-31) the whole document	1-9
A	DE 36 08 833 A1 (FLACHENECKER GERHARD [DE]; LINDENMEIER HEINZ [DE]) 24 September 1987 (1987-09-24) the whole document	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
30 April 2009		11/05/2009
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Edward, Vinod

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2009/050043

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 6039732	A	21-03-2000	NONE
EP 1849425	A	31-10-2007	AU 2007201795 A1 08-11-2007 CA 2585622 A1 24-10-2007 JP 2007289707 A 08-11-2007 US 2007250052 A1 25-10-2007
DE 3608833	A1	24-09-1987	NONE

## 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, MK, 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, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100110593

弁理士 杉本 博司

(74)代理人 100112793

弁理士 高橋 佳大

(74)代理人 100128679

弁理士 星 公弘

(74)代理人 100135633

弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100114890

弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト

(72)発明者 アンドレ ロッガン

ドイツ連邦共和国 ベルリン フレミングシュトラッセ 14 アー

(72)発明者 ティモ シュトラウス

ドイツ連邦共和国 ベルリン ダマシュケシュトラッセ 32

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK23 MM32