

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-161230

(P2011-161230A)

(43) 公開日 平成23年8月25日(2011.8.25)

(51) Int.Cl.

A 61 B 18/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/39 31 O
A 61 B 17/39 32 O

テーマコード(参考)

4 C 1 6 O

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-23376 (P2011-23376)
 (22) 出願日 平成23年2月4日 (2011.2.4)
 (31) 優先権主張番号 12/700,856
 (32) 優先日 平成22年2月5日 (2010.2.5)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 510011673
 タイコ ヘルスケア グループ リミテッド パートナーシップ
 アメリカ合衆国 コロラド 80301,
 ボルダー, ロングボーン ドライブ
 5920, アイビー リーガル, メールストップ エー-36, エナジー-ペイ
 イスド デバイシーズ, コビディエン
 気付
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塙 竹志
 (72) 発明者 ジェイムズ イー. クラポール
 アメリカ合衆国 コロラド 80020,
 ブルームフィールド, マーブル スト
 リート 825

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】脈管密封用方形波

(57) 【要約】

【課題】波形を出力するように構成された電圧源と、方形波の形のエネルギーを出力するように構成された比較器とを含む電気外科装置での使用に適した方形波発生器の提供。

【解決手段】電気外科装置での使用に適した方形波発生器であって、該方形波発生器は、波形を出力するように構成された電圧源と、該電圧源に動作的に結合され、かつ方形波の形のエネルギーを出力するように構成された比較器と、該比較器から出力された該エネルギーの動作パラメータを感知し、かつ該動作パラメータに対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも1つのセンサと、該少なくとも1つのセンサの信号を受け取り、それに応答して該電圧源を制御するように適合された制御器とを含む、方形波発生器。

【選択図】図3

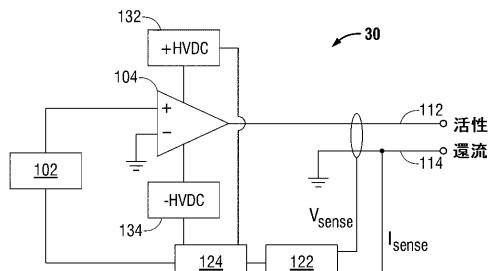


図3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電気外科装置での使用に適した方形波発生器であって、該方形波発生器は、
波形を出力するように構成された電圧源と、
該電圧源に動作的に結合され、かつ方形波の形のエネルギーを出力するように構成された
比較器と、
該比較器から出力された該エネルギーの動作パラメータを感知し、かつ該動作パラメータ
に対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも1つのセンサと、
該少なくとも1つのセンサの信号を受け取り、それに応答して該電圧源を制御するよう
に適合された制御器と
を含む、方形波発生器。

【請求項 2】

前記比較器に結合された正の高電圧直流源と、
前記比較器に結合された負の高電圧直流源と
をさらに含み、
前記制御器が、前記少なくとも1つのセンサの信号に応答して該正の高電圧直流源およ
び該負の高電圧直流源の出力を制御することによって、前記方形波発生器の出力を制御する
る、

請求項1に記載の方形波発生器。

【請求項 3】

前記動作パラメータがピーク電圧である、請求項1に記載の方形波発生器。

【請求項 4】

前記動作パラメータが電流である、請求項1に記載の方形波発生器。

【請求項 5】

電気外科装置での使用に適した方形波発生器であって、該方形波発生器は、
波形を出力するように構成された波形合成器と、
該波形合成器に動作的に結合され、かつ方形波の形のエネルギーを出力するように構成さ
れた増幅器と、
該増幅器から出力された該エネルギーの動作パラメータを感知し、かつ該動作パラメータ
に対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも1つのセンサと、
該少なくとも1つのセンサの信号を受け取り、それに応答して電圧源を制御するよう
に適合された制御器と
を含む、方形波発生器。

【請求項 6】

前記増幅器に結合された正の高電圧直流源と、
前記増幅器に結合された負の高電圧直流源と
をさらに含み、
前記制御器が、前記少なくとも1つのセンサの信号に応答して該正の高電圧直流源およ
び該負の高電圧直流源の出力を制御することによって、前記方形波発生器の出力を制御する
る、

請求項5に記載の方形波発生器。

【請求項 7】

前記動作パラメータがピーク電圧である、請求項5に記載の方形波発生器。

【請求項 8】

前記動作パラメータが電流である、請求項5に記載の方形波発生器。

【請求項 9】

前記増幅器は、プッシュプル構成に配置された少なくとも2つのゲイン素子を含む、請
求項5に記載の方形波発生器。

【請求項 10】

前記少なくとも2つのゲイン素子は、バイポーラトランジスタ、電界効果トランジスタ

10

20

30

40

50

および横方向拡散金属酸化物半導体からなる群から選択される、請求項 9 に記載の方形波発生器。

【請求項 1 1】

前記波形合成器と前記増幅器との間に結合されたゲイン段をさらに含む、請求項 5 に記載の方形波発生器。

【請求項 1 2】

前記ゲイン段は、トランスフォーマをさらに含む、請求項 1 1 に記載の方形波発生器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

(技術分野)

本開示は、エネルギーを生体組織に提供するシステムに関し、より詳細には、方形波を利用して生体組織にエネルギーを送達する装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

(関連技術の背景)

エネルギー - ベースの組織治療は周知の技術である。様々なタイプのエネルギー（例えば、電気的、超音波、マイクロ波、低温、熱的、レーザ等のエネルギー）が、組織に加えられ所望の結果を達成する。電気外科は、無線高周波数の電流を外科部位に印加し、組織を切断、切除、凝固あるいは密封する。単極性電気外科において、ソースあるいは活性電極は無線周波エネルギーを電気外科発生器から組織に送達し、還流電極は、電流を発生器に戻す。単極性電気外科において、ソース電極は、一般に外科医によって保持される外科用器具の一部分であり、治療されるべき組織に適用される。患者の還流電極は、活性電極から遠隔に配置され、電流を発生器に戻す。

【0 0 0 3】

切除は、最も一般的な単極性処置であり、特に癌治療の分野に有用であり、1つ以上のRF切除針電極（通常、細長い円筒状の幾何形状を有する）が生体に挿入され、障害のある器官の腫瘍領域に配置される。そのような針電極の典型的な形状は、絶縁された鞘を組み込み、その鞘から露出された（絶縁されていない）先端が延びる。RFエネルギーが還流電極と挿入された切除電極との間に提供される場合、RF電流が針電極から体を通して流れれる。一般には、電流密度は針電極の先端付近では非常に高く、周囲の組織を加熱し破壊する傾向がある。

【0 0 0 4】

双極性電気外科においては、ハンドヘルド器具の電極のうちの1つが、活性電極として機能し、他方の電極が還流電極として機能する。還流電極は、活性電極に近接して配置され、電流が2つの電極の間に形成される（例えば、電気外科鉗子）。この態様においては、印加された電流は電極にすぐ隣接して位置する生体組織に限定される。電極が互いに十分に離れている場合、電気回路は開であり、従って離れた電極のいずれかと生体組織との予期しない接触は、電流の流れを起こさない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 5】

一般には、正弦波形が使用され、電気外科および脈管密封応用に効果のあるエネルギーを所望の組織に送達する。正弦波形を生成することは、低高調波の線形駆動あるいは共振スイッチング増幅器トポロジーの使用が要求される。しかしながら、線形駆動エレクトロニクスは、抵抗器、キャパシタおよびインダクタのような線形部品を使用するが、そのような線形部品によって生じる電力損失が原因で、効率的でない傾向にある。共振増幅器トポロジーについて、出力波形を成形するために、そのようなトポロジーは大きな共振部品を必要とする。

【0 0 0 6】

10

20

30

40

50

さらに、優れた組織密封性能を達成するために、エネルギーが加えられている組織のインピーダンスを監視することが重要である。このインピーダンスは、無線（RF）周波エネルギー出力の平方二乗平均（RMS）電圧および電流を測定することによって計算され組織インピーダンスを計算する。しかしながら、正弦波形により、正確に RMS 電圧および／または電流を計算するために、複雑な感知ハードウェアおよび／または信号処理が必要とされる。さらに、正弦波形は、波形の RMS 電圧の 1.414 倍のピーク電圧を有する。ある組織治療には、より高いピーク電圧が悪影響をおよぼす可能性がある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本開示は、本開示の実施形態において、電気外科装置での使用に適した方形波発生器を提供する。方形波発生器は、波形を出力するように構成された電圧源と、この電圧源に動作的に結合され、方形波の形のエネルギーを出力するように構成された比較器とを含む。この発生器は、また、比較器から出力されるエネルギーの動作パラメータを感知し、それに対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも 1 つのセンサと、この少なくとも 1 つのセンサ信号を受け取り、それに応答して電圧源を制御するように適合された制御器とを含む。

【0008】

方形波発生器はまた、比較器に結合された正の高電圧直流電源と、比較器に結合された負の高電圧直流電源とを含み得る。制御器は、少なくとも 1 つのセンサ信号に応答して、正の高電圧直流電源と負の高電圧直流電源の出力を制御し、方形波発生器の出力を制御し得る。

【0009】

回路により感知される動作パラメータはピーク電圧または電流であり得る。

【0010】

本開示の別の実施形態において、電気外科装置での使用に適した方形波発生器が提供される。この方形波発生器は、波形を出力するように構成された波形合成器と、波形合成器に動作的に結合され方形波の形のエネルギーを出力するように構成された増幅器とを含む。発生器は、また、増幅器から出力されるエネルギーの動作パラメータを感知し、それに対応するセンサ信号を提供するように構成された少なくとも 1 つのセンサと、少なくとも 1 つのセンサ信号を受け取り、それに応答して電圧源を制御するように適合された制御器とを含み得る。

【0011】

方形波発生器は、また、比較器に結合された正の高電圧直流電源と、比較器に結合された負の高電圧直流電源とを含み得る。制御器は、少なくとも 1 つのセンサ信号に応答して、正の高電圧直流電源と負の高電圧直流電源の出力を制御し、方形波発生器の出力を制御し得る。

【0012】

回路により感知される動作パラメータはピーク電圧または電流であり得る。

【0013】

増幅器は、プッシュプル構成に配置された少なくとも 2 つのゲイン素子を含み得る。この少なくとも 2 つのゲイン素子は、バイポーラトランジスタ、電界効果トランジスタおよび横方向拡散金属酸化物半導体からなる群から選択される。

【0014】

方形波発生器は、また、波形合成器と増幅器との間に結合されたゲイン段を含み得る。ゲイン段は、トランスフォーマを含んでもよい。

【0015】

本発明は、さら以下に以下の手段を提供する。

(項目 1)

電気外科装置での使用に適した方形波発生器であって、該方形波発生器は、波形を出力するように構成された電圧源と、

10

20

30

40

50

該電圧源に動作的に結合され、かつ方形波の形のエネルギーを出力するように構成された比較器と、

該比較器から出力された該エネルギーの動作パラメータを感知し、かつ該動作パラメータに対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも1つのセンサと、

該少なくとも1つのセンサの信号を受け取り、それに応答して該電圧源を制御するよう適合された制御器と

を含む、方形波発生器。

(項目2)

上記比較器に結合された正の高電圧直流源と、

上記比較器に結合された負の高電圧直流源と

をさらに含み、

上記制御器が、上記少なくとも1つのセンサの信号に応答して該正の高電圧直流源および該負の高電圧直流源の出力を制御することによって、上記方形波発生器の出力を制御する、

項目1に記載の方形波発生器。

(項目3)

上記動作パラメータがピーク電圧である、項目1～2のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目4)

上記動作パラメータが電流である、項目1～3のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目5)

電気外科装置での使用に適した方形波発生器であって、該方形波発生器は、

波形を出力するように構成された波形合成器と、

該波形合成器に動作的に結合され、かつ方形波の形のエネルギーを出力するように構成された増幅器と、

該増幅器から出力された該エネルギーの動作パラメータを感知し、かつ該動作パラメータに対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも1つのセンサと、

該少なくとも1つのセンサの信号を受け取り、それに応答して電圧源を制御するよう適合された制御器と

を含む、方形波発生器。

(項目6)

上記増幅器に結合された正の高電圧直流源と、

上記増幅器に結合された負の高電圧直流源と

をさらに含み、

上記制御器が、上記少なくとも1つのセンサの信号に応答して該正の高電圧直流源および該負の高電圧直流源の出力を制御することによって、上記方形波発生器の出力を制御する、

項目1～5のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目7)

上記動作パラメータがピーク電圧である、項目1～6のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目8)

上記動作パラメータが電流である、項目1～7のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目9)

上記増幅器は、プッシュプル構成に配置された少なくとも2つのゲイン素子を含む、項目1～8のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目10)

上記少なくとも2つのゲイン素子は、バイポーラトランジスタ、電界効果トランジスタおよび横方向拡散金属酸化物半導体からなる群から選択される、項目1～9のいずれか一項に記載の方形波発生器。

10

20

30

40

50

(項目 1 1)

上記波形合成器と上記增幅器との間に結合されたゲイン段をさらに含む、項目 1 ~ 1 0 のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(項目 1 2)

上記ゲイン段は、トランスフォーマをさらに含む、項目 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の方形波発生器。

(摘要)

電気外科装置での使用に適した方形波発生器が提供される。この方形波発生器は、波形を出力するように構成された電圧源と、該電圧源に動作的に結合され、かつ方形波の形のエネルギーを出力するように構成された比較器とを含む。方形波発生器は、また、比較器から出力されたエネルギーの動作パラメータ感知し、動作パラメータに対応するセンサの信号を提供するように構成された少なくとも 1 つのセンサと、この少なくとも 1 つのセンサの信号を受け取り、それに応答して電圧源を制御するように適合された制御器とを含む。

10

【図面の簡単な説明】

【0 0 1 6】

本開示の、上記のおよび他の局面、特徴および利点は、添付の図面と合わせて、以下の詳細な記述に照らしてより明らかになる。

【図 1 A】図 1 A は、様々なタイプの器具で使用するための、本開示に従った電気外科システムの模式ブロック図である。

20

【図 1 B】図 1 B は、様々なタイプの器具で使用するための、本開示に従った電気外科システムの模式ブロック図である。

【図 2】図 2 は、本開示の実施形態に従った発生器の模式ブロック図である。

【図 3】図 3 は、本開示の別の実施形態に従った発生器の模式ブロック図である。

【図 4】図 4 は、本開示の別の実施形態に従った発生器の模式ブロック図である。

【図 5】図 5 は、本開示の別の実施形態に従った発生器の模式ブロック図である。

【図 6】図 6 は、本開示の別の実施形態に従った発生器の模式ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0 0 1 7】

本開示の特別な実施形態が添付の図面を参照して以下に記述される。しかしながら、開示される実施形態は、開示の例示にすぎなく、様々な形で具現化されることに注意すべきである。周知の機能あるいは構成は、本開示を必要以上の詳細で覆い隠すのを避けるため、詳細には記述されない。従って、本明細書に開示された特定の構造的あるいは機能的詳細は、限定と解釈されるべきではなく、単に特許請求範囲の根拠であり、また、事実上任意の適宜開示された構造において、当業者が本開示を様々に採用することを教示する代表的な根拠である。同様な参考番号は、図面の記述を通して、同様なあるいは同一の要素を参照し得る。

30

【0 0 1 8】

本開示に従った発生器は、切除、脈管密封処置を含む单極性あるいは双極性電気外科処置を行なえる。発生器は、様々な電気外科器具（例えば、单極の活性電極、還流電極、双極の電気外科鉗子、フットスイッチ等）とインターフェイスする複数の出力を含み得る。さらに、発生器は、様々な電気外科モード（例えば、切断、融合、分裂等）および処置（例えば、单極性、双極性、脈管密封）に特に適切な、無線周波数電力を発生するように構成された電気回路網を含み得る。

40

【0 0 1 9】

図 1 A は、本開示の 1 つの実施形態に従った单極性電気外科システム 1 の模式図である。システム 1 は、患者 P の組織を治療する 1 つ以上の電極を有する電気外科器具 2 を含む。器具 2 は、1 つ以上の活性電極（例えば、電気外科切断プローブ、切除電極等）を含む单極型の器具である。電気外科 R F エネルギーは、発生器 2 0 によって供給線 4 を介して器具 2 に供給される。供給線 4 は、発生器 2 0 の活性端子（図 2）に接続され、器具 2 が組織を凝固、切除および / または、そうでなければ処置することを可能にする。このエネル

50

ギは、還流電極 6 を通って還流線 8 を介して発生器 20 の還流端子（図 2）において発生器 20 に戻される。活性端子および還流端子は、器具 2 のプラグ（明示されていない）および還流電極 6 とインターフェイスするように構成されたコネクタであり、プラグおよび還流電極 6 は、供給線 4 および還流線 8 の末端にそれぞれ配置されている。

【 0 0 2 0 】

システム 1 は、複数の還流電極 6 を含み得、これらの還流電極 6 は、患者 P との全接触面積を最大にすることによって、組織損傷の可能性を最小にするように配置されている。加えて、発生器 20 および還流電極 6 は、いわゆる「組織から患者」への接触を監視して十分な接触がそれらの間に存在してさらに組織損傷の可能性を最小にするように構成され得る。1 つの実施形態において、活性電極 6 は液体環境において動作するように使用され得、組織は電解液に浸される。

10

【 0 0 2 1 】

発生器 20 は発生器 20 を制御する適切な入力制御（例えば、ボタン、起動装置、スイッチ、タッチスクリーン等）を含む。さらに、発生器 20 は、使用者に種々の出力情報（例えば、強度設定、治療完了指示器等）を提供する 1 つ以上の表示画面を含み得る。この制御は使用者が、許容最大アークエネルギーのレベルに加えて、RF エネルギーのパワー、波形を調節することを可能にする。許容最大アークエネルギーは、所望の組織効果および特定のタスク（融合、組織密封、強度設定等）に適した所望の波形を達成する他のパラメータに依存して変化する。器具 2 は、また、発生器 20 のいくつかの入力制御には冗長であり得る複数の入力制御を含み得る。入力制御を器具 2 に配置することは、外科処置の間に発生器 20 との相互作用を必要としないで、より容易かつより速い RF エネルギーのパラメータの修正を可能にする。

20

【 0 0 2 2 】

図 1B は、本開示に従った双極性電気外科システム 3 の模式図である。システム 3 は、患者 P の組織を治療する 1 つ以上の電極を有する双極電気外科鉗子 10 を含む。電気外科鉗子 10 は、活性電極 14 および還流電極 16 をそれぞれに配置されている対向する顎部材を含む。活性電極 14 および還流電極 16 は、ケーブル 18 を通って発生器 20 に接続されており、ケーブル 18 は、活性端子 112 および還流端子 114 にそれぞれ結合された供給線 4 および還流線 8 を含む。電気外科鉗子 10 は、ケーブル 18 の末端に配置されたプラグを介して、活性端子および還流端子（例えば、ピン）への接続を有するコネクタ 21 において、発生器 20 に結合され、プラグは、供給線 4 および還流線 8 からの接触を含む。

30

【 0 0 2 3 】

図 2 は、本開示の 1 つの実施形態に従った単極性電気外科システムでの使用のための、図 1 に示された発生器 20 の模式ブロック図である。図 2 に示されるように、発生器 20 は、方形波発生器 100、活性端子 112、還流端子 114、センサ 122 および制御器 124 を含む。方形波発生器 100 は、活性端子 112 に動作的に結合され、方形波の形の電気外科エネルギーを電気外科器具に提供する。特に、活性端子 112 は、高 RF エネルギーの連続のあるいはパルスの方形波形のいずれかを発生する。活性端子 112 は、様々なデューティサイクル、ピーク電圧、波高因子、および他の適切なパラメータを有する、複数の波形を発生するように構成されている。ある種の波形は、特定の電気外科モードに適している。例えば、活性端子 112 は、100 % デューティサイクルの正弦波形を切断モードで発生し、これは、組織を切除、融合および切開することに最も適しており、また、凝固モードにおいて 1 ~ 25 % のデューティサイクルの波形を発生し、これは、組織を焼灼して出血を止める用途に最良である。

40

【 0 0 2 4 】

発生器 20 は、閉ループおよび / または開ループ制御方式を実装し得、この閉ループおよび / または開ループ制御方式は、種々の組織およびエネルギー特性（例えば、組織インピーダンス、組織温度、出力電流および / または出力電圧等）を測定する複数のセンサを有し、制御器 124 へのフィードバックを提供するセンサ回路 122 を含む。電流センサが

50

、活性電流経路あるいは還流電流経路のいずれかまたはその両方に配置され得、また、電圧は活性電極（複数の活性電極）において感知できる。制御器 124 は、次いで、適切な信号を方形波発生器 100 に伝送し、方形波発生器 100 は、次いで、それぞれ、選択されたモードに従って変化する最大許容エネルギーを用いて、AC または DC 電力供給を調節する。制御器 124 は、また、入力信号を発生器 20 または器具 2 の入力制御から受け取る。制御器 124 は、入力信号を利用して発生器 20 による電力出力を調節する、および / または発生器 20 の他の制御機能を行なう。

【0025】

電気外科エネルギーが組織に加えられる場合、組織のインピーダンスは変化する。センサ回路 122 は、電気外科エネルギーが組織に加えられている間、活性端子 112 に供給される電流（I）および電圧（V）を実時間で測定して電気外科処理を特徴付ける。これは、測定された電気的特性が動的入力制御変数として使用され、フィードバック制御を達成することを可能にする。電流値および電圧値は、また、電力（P = V * I）およびインピーダンス（Z = V / I）のような他の電気的パラメータを導出するために使用され得る。センサ回路 122 は、また、電流および電圧波形の特性を測定して、その形状を決定する。

10

【0026】

制御器 124 は、メモリに動作可能に結合されたマイクロプロセッサを含み、このメモリは揮発性メモリ（例えば、RAM）および / または不揮発性メモリ（例えば、フラッシュ媒体、ディスク媒体等）であってもよい。制御器 124 は、方形波発生器 100 に動作可能に結合された出力ポートを含み、制御器 124 が、閉ループおよび / または開ループ制御方式のいずれかに従って発生器 20 の出力を制御することを可能にする。当業者は、マイクロプロセッサが本明細書で議論される計算の実行に適合した任意のロジックプロセッサあるいはアナログプロセッサ（例えば、制御回路）によって代用され得ることを、容易に理解するするであろう。

20

【0027】

発生器 20 の出力が方形波であるので、RMS 電圧および電流は方形波のピーク値に等しい。そのように、発生器 20 は、通常は正弦波形の RMS 電圧および / または電流を正確に計算するために必要とされる、複雑な感知ハードウェアおよび / または信号処理を必要としない。従って、発生器 20 は、普通の電気外科発生器よりも少ない部品しか有しない。さらに、発生器 20 の出力が方形波であるため、発生器 20 は、方形波を成形するための大きな共振部品を必要としない。

30

【0028】

さらに、方形波発生器はより効率的であり、増幅器およびセンサ部の両方において、通常の電気外科発生器よりも小さく作られ得る。よって、上記の実施形態に従った発生器は、電池、電池パックあるいは他の携帯型電源によって動力が与えられる性能の、携帯型ハンドヘルド外科装置に組み込まれ得る。

30

【0029】

図 3 は、本開示の別の実施形態に従った電気外科システムに使用する発生器 30 の模式図である。図 3 に見られるように、発生器 30 は、比較器 104 に伝送される出力電圧を発生する電圧源 102 を有する。出力電圧は正弦波、のこぎり波、あるいは方形波の形でもよい。出力電圧は、比較器 104 の負入力において基準信号と比較される。図 3 は基準電圧が接地電位であるように示しているが、任意の別の電圧が基準電圧として使用され得る。

40

【0030】

比較器 104 には正の高圧直流電源（+ HVDC）132 および負の高圧直流電源（- HVDC）134 が供給される。そのように、電圧源 102 からの出力電圧が正である場合、比較器 104 の出力は、+ HVDC であり、電圧源 102 からの出力電圧が負である場合、比較器 104 の出力は、- HVDC である。比較器の出力は活性端子 112 に結合され、方形波の形のエネルギーを電気外科器具に提供する。

【0031】

50

発生器 30 は、閉ループおよび / または開ループ制御方式を実装し得、この閉ループおよび / または開ループ制御方式は、種々の組織およびエネルギー特性（例えば、組織インピーダンス、組織温度、出力電流および / または出力電圧等）を測定する複数のセンサを有し、制御器 124 へのフィードバックを提供する複数のセンサ回路 122 を含む。電流センサが、活性電流経路あるいは還流電流経路のいずれかまたはその両方に配置され得、また、電圧は活性電極（複数の活性電極）において感知できる。制御器 124 は、次いで、適切な信号を電圧源 102、+ H V D C 電源 132 および / または - H V D C 電源 134 に伝送し、これらの電源は、次いで、それぞれ、選択されたモードに従って変化する最大許容エネルギーを用いて、A C または D C 電源供給を調節する。制御器 124 は、また、発生器 20 あるいは器具 2 の入力制御からの入力信号を受け取る。制御器 124 は、入力信号を利用して発生器 20 による電力出力を調節する、および / または発生器 20 の他の制御機能を行なう。

10

【0032】

図 4 は、本開示の別の実施形態に従った発生器 40 の模式図である。図 4 に見られるように、発生器 40 は、様々なデューティサイクル、ピーク電圧、波高因子および、電気外科装置に対して選択されたモードに基づいた他の適切なパラメータを有する波形を発生する波形合成器 302 を含む。波形合成器 302 は、パルス幅変調（P W M）信号を発生する P W M 制御器を含み得る。

20

【0033】

波形合成器 302 の出力は、電圧ゲイン段 303 に供給される。電圧ゲイン段 303 は、入力電圧を增幅し、增幅された電圧を出力として A / B 級増幅器 308 に提供する。電圧ゲイン段 303 は、トランスフォーマを含んでもよく、波形合成器 302 と患者との間の患者絶縁を提供する。電圧ゲイン段 303 は、また、バイアス回路を含み得、バイアス回路は制御器 124 によって制御され得、A / B 級増幅器 308 のバイアス電圧を提供する。303 と 308 によって形成された組み合わせ電力増幅器は、閉ループあるいは閉ループで動作され得る。

20

【0034】

増幅器 308 は、プッシュプル構成の 2 つのトランジスタを含み得、そして、電圧ゲイン段 303 の一部であり得るか、あるいは、個別部品であり得る。増幅器 308 の 2 つのトランジスタは、バイポーラトランジスタ、電界効果トランジスタあるいは横拡散金属酸化物半導体であり得る。正の電圧が Q1 のベースに加えられる場合、+ H V D C 源 132 からの高い正電圧が活性端子 112 に供給される。負の電圧が Q2 のベースに加えられる場合、- H V D C 源 134 からの高い負電圧が活性端子 112 に供給される。

30

【0035】

発生器 40 は、また、センサ回路 122 を含み得、このセンサ回路 122 は、活性端子 112 によって供給される電流（I）および電圧（V）を実時間で測定し、所定のサンプリング期間に対する電気外科処理を特徴付ける。センサ回路 122 は、フィードバック信号を制御器 124 に提供する。制御器 124 は、フィードバック信号を解析し、フィードバック信号に基づいて、波形合成器 302、+ H V D C 源 132 および - H V D C 源 134 の出力を制御する。

40

【0036】

図 5 は、本開示の別の実施形態に従った発生器 50 の模式図である。図 5 に見られるように、発生器 50 は、プッシュプル構成のスイッチング増幅器 504 を含み、このスイッチング増幅器 504 は、様々なデューティサイクル、ピーク電圧、波高因子および、電気外科装置に対して選択されたモードに基づいた他の適切なパラメータを有する波形を発生する。スイッチング増幅器 504 は、プッシュプル構成の 2 つのトランジスタを含み得る。スイッチング増幅器 504 のこの 2 つのトランジスタは、バイポーラトランジスタ、電界効果トランジスタあるいは横拡散金属酸化物半導体であり得る。スイッチング増幅器 504 の出力は、トランスフォーマ 502 に供給される。トランスフォーマ 502 は入力電圧を受け取り、出力電圧を活性端子 112 に提供する。

50

【0037】

発生器 50 は、また、センサ回路 122 を含み、このセンサ回路 122 は、活性端子 112 によって供給される電流 (I) および電圧 (V) を実時間で測定し、所定のサンプリング期間に対する電気外科処理を特徴付ける。センサ回路 122 は、フィードバック信号を制御器 124 に提供する。制御器 124 は、フィードバック信号を解析し、フィードバック信号に基づいて、スイッチング増幅器 504 の出力を制御する。

【0038】

図 6 は、本開示の別の実施形態に従った発生器 60 の模式図である。図 6 に見られるように、発生器 60 は、フルブリッジ構成のスイッチング増幅器 604 を含み、このスイッチング増幅器 604 は、様々なデューティサイクル、ピーク電圧、波高因子および、電気外科装置に対して選択されたモードに基づいた他の適切なパラメータを有する波形を発生する。スイッチング増幅器 604 は、4 つのトランジスタを含み得、これらの 4 つのトランジスタは、バイポーラトランジスタ、電界効果トランジスタあるいは横拡散金属酸化物半導体であり得る。スイッチング増幅器 604 の出力は、トランسفォーマ 602 に供給される。トランسفォーマ 602 は、入力電圧を受け取り、出力電圧を活性端子 112 に提供する。

10

【0039】

発生器 60 は、また、センサ回路 122 を含み、このセンサ回路 122 は、活性端子 112 によって供給される電流 (I) および電圧 (V) を実時間で測定し、所定のサンプリング期間に対する電気外科処理を特徴付ける。センサ回路 122 は、フィードバック信号を制御器 124 に提供する。制御器 124 は、フィードバック信号を解析し、フィードバック信号に基づいて、スイッチング増幅器 604 の出力を制御する。

20

【0040】

図 2 ~ 6 に対して上に記述された発生器は、発生器を制御するために、適切な入力制御（例えば、ボタン、起動装置、スイッチ、タッチスクリーン等）を含む。加えて、発生器は、使用者に種々の出力情報（例えば、強度設定、治療完了指示器等）を提供する 1 つ以上の表示画面を含み得る。この制御は使用者が、許容最大アークエネルギーのレベルに加えて、RF エネルギーのパワー、波形を調節することを可能にする。許容最大アークエネルギーは、所望の組織効果および特定のタスク（融合、組織密封、強度設定等）に適した所望の波形を達成する他のパラメータに依存して変化する。器具 2 は、また、発生器のいくつかの入力制御には冗長であり得る複数の入力制御を含み得る。入力制御を器具 2 に配置することは、外科処置の間に発生器との相互作用を必要としないで、より容易でより速い RF エネルギーのパラメータの修正を可能にする。

30

【0041】

発生器は、複数のコネクタを含み得、種々のタイプの電気外科器具（例えば、器具 2、電気外科鉗子 10 等）を適応させる。さらに、電気外科発生器は、スイッチング機構（例えば、リレー）を含み、コネクタ間で RF エネルギーの供給を切り替えることによって、例えば、器具 2 が発生器に接続されている場合、単極性プラグのみが RF エネルギーを受け取るように、単極性あるいは双極性モードによって動作し得る。

40

【0042】

組織治療に方形波を使用することは、正弦波を使用することに対して多くの利点を有する。方形波発生器は、波形を成形するための追加の共振部品を必要としない。よって、方形波出力トポロジーを用いる発生器は、正弦波を出力する発生器よりも小さい実装面積および少ない部品点数を有する。さらに、正弦波を用いる場合は、複雑な感知ハードウェアおよび / または信号処理が、RMS 電圧および / または電流を計算するために必要とされ得る。例えば、正弦波の RMS 電圧を計算するために、電圧波形の複数の標本が測定され、次いで、複雑なデジタル信号処理アルゴリズムに加えられて RMS 電圧値を取得しなければならない。一方、方形波出力では、ピーク電圧値が方形波における RMS 電圧に等しいので、单一の標本が使用され RMS 電圧値が取得され得る。方形波出力に関する単純化された感知方法は、アルゴリズムの複雑性を減少し、それによって、必要とされるプロ

50

セッサ能力およびハードウェアコストを減少する。

【0043】

電気外科方法を用いるある種の組織治療における別の考察は、器具の顎の間のアーク放電である。アーク放電は、高いピーク電圧によって起こされ得、電気外科性能に悪影響を与える傾向がある。正弦波形は、同じ RMS 値の方形波に比較してより高いピーク電圧を有する。例えば、100V の RMS 値を有する波形を考えよう。方波出力に対しては、ピーク電圧は RMS 電圧に等しいであろうし、従って、ピーク値は 100V であろう。しかしながら、純粋な正弦波形に対しては、ピーク電圧は、RMS 値の 1.414 倍に等しく、従って、ピーク電圧は 141.1V になるであろう。この相違は、正弦波形の波高因子に伴って増大する。よって、方波出力の低いピーク電圧は、アーク放電の危険性を減少し、電気外科装置の性能を改善する。

10

【0044】

本開示のいくつかの実施形態が図面に示され、および / または本明細書の議論において示されて来たが、本開示をそれらに限定する意図はなく、本開示は技術が許す限り幅広い範囲であり、かつ、明細書が同様に読まれることを意図されている。従って、上の記述は限定であると解釈されるべきではなく、単に特定の実施形態の例示であると解釈されるべきである。特許請求の範囲は、ハードウェア、ソフトウェアあるいはそれらの組み合わせにおける実施形態を包含し得る。当業者は添付の特許請求の範囲および精神の範囲内で別

20

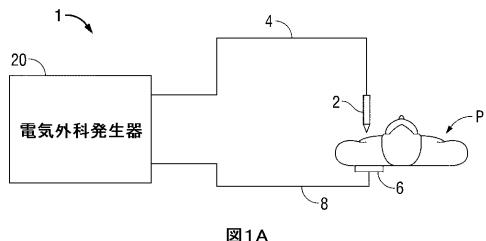
【符号の説明】

【0045】

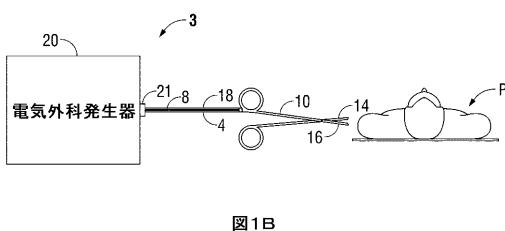
- 30 発生器
- 102 電圧源
- 104 比較器
- 112 活性端子
- 114 還流端子
- 122 センサ回路
- 124 制御器
- 132 正の高圧直流電源 (+ H V D C)
- 134 負の高圧直流電源 (- H V D C)

30

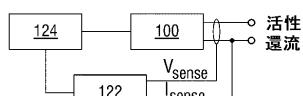
【図1A】



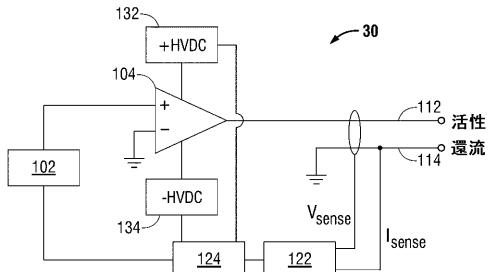
【図1B】



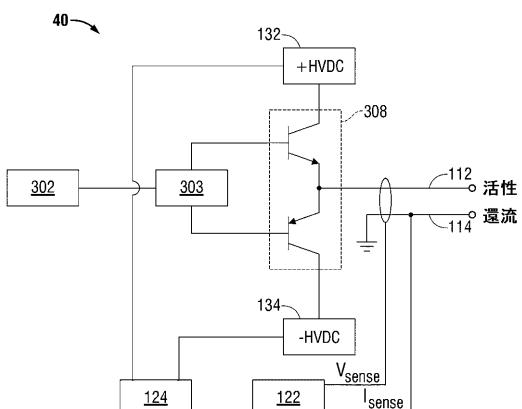
【図2】



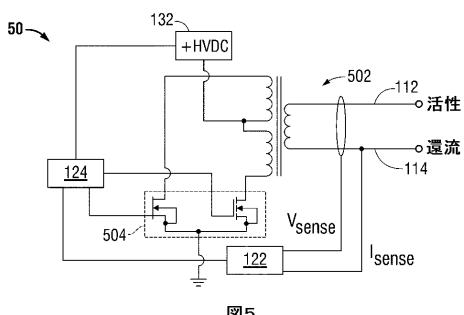
【図3】



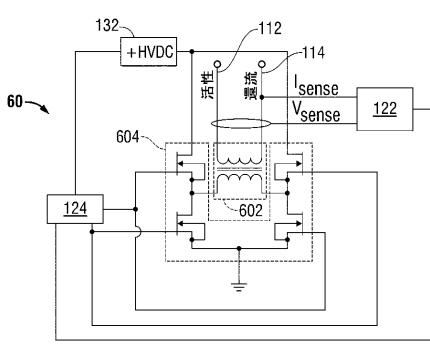
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK19 KK20 KK23 KK32 KK36 KK39