

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4530467号
(P4530467)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01)
 A 6 1 B 17/39 3 2 0
 A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2000-86992 (P2000-86992)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社
(22) 出願日	平成12年3月27日 (2000. 3. 27)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(65) 公開番号	特開2001-269353 (P2001-269353A)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(43) 公開日	平成13年10月2日 (2001. 10. 2)	(72) 発明者	大山 雅英 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
審査請求日	平成19年3月26日 (2007. 3. 26)	(72) 発明者	肘井 一也 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	八田 信二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

処置用エネルギーを手術具に供給する処置用エネルギー発生手段と、
 前記処置用エネルギー発生手段の出力を可変する可変手段と、
 前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の電流を検出する電流検出手段と、

前記電流検出手段における検出結果に基づき、前記可変手段の出力を制御する出力制御手段と、

を備え、

前記出力制御手段は、前記手術具に対して前記処置用エネルギー発生手段からの処置用エネルギー供給が開始される際、出力電力が所定の設定出力値になるよう前記可変手段を制御し、当該処置用エネルギー供給開始の後、前記電流検出手段による検出結果により組織側に供給される電流が一旦最大値となったと検知した後、当該最大電流値に対して所定の1未満の係数を乗じた値以下になった際に前記出力電力を増大するよう前記可変手段を制御し、さらに当該出力電力を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において、当該出力電力を低減するよう前記可変手段を制御することを特徴とする電気手術装置。

【請求項2】

前記出力制御手段は、組織側に供給される電流が一旦最大値となったと検知した後、当該最大電流値に対して所定の1未満の係数を乗じた値以下になった際に前記出力電力を増

大するよう制御する際、前記設定出力値に所定の係数を乗じた値まで当該出力電力が増大するよう前記可変手段を制御する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の電気手術装置。

【請求項 3】

前記出力制御手段は、前記出力電力を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において当該出力電力を低減するよう制御する際、前記設定出力値に所定の係数を乗じた値まで当該出力電力を低減するよう前記可変手段を制御する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電気手術装置。

【請求項 4】

処置用エネルギーを手術具に供給する処置用エネルギー発生手段と、前記処置用エネルギー発生手段の出力波形を可変する出力波形可変手段と、前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の前記処置用エネルギー発生手段における出力電圧を検出する出力電圧検出手段と、

前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の組織のインピーダンスを検出するインピーダンス検出手段と、

前記出力電圧検出手段または前記インピーダンス検出手段における検出結果に基づき、前記出力波形可変手段を制御する出力制御手段と、

を備え、

前記出力制御手段は、前記手術具に対して前記処置用エネルギー発生手段からの処置用エネルギー供給が開始される際、出力電力が所定の設定出力値になるよう前記出力波形可変手段を制御し、当該処置用エネルギー供給開始の後、前記電圧検出手段の検出結果に基づいて出力電圧のピーク電圧値が一定値となるように当該ピーク電圧値を実効値で除した波高率を順次低下するよう前記出力波形可変手段を制御し、かつ、前記インピーダンス検出手段による検出結果により組織のインピーダンスが、一旦最小値となったと検知した後、当該最小インピーダンス値に対して所定の 1 以上の係数を乗じた値以上になった際に前記ピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御し、さらに当該ピーク電圧値を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において、当該出力電力を低減するよう前記出力波形可変手段を制御する

ことを特徴とする電気手術装置。

【請求項 5】

前記出力制御手段は、組織のインピーダンスが、一旦最小値となったと検知した後、当該最小インピーダンス値に対して所定の 1 以上の係数を乗じた値以上になった際にピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御する際、前記一定値となるよる制御された前記ピーク電圧値に所定の係数を乗じた値になるよう前記出力波形可変手段を制御する

ことを特徴とする請求項 4 に記載の電気手術装置。

【請求項 6】

前記出力制御手段は、前記ピーク電圧値を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において当該出力電力を低減するよう制御する際、前記設定出力値に所定の係数を乗じた値まで当該出力電力を低減するよう前記出力波形可変手段を制御する

ことを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の電気手術装置。

【請求項 7】

前記出力制御手段は、組織のインピーダンスが、一旦最小値となったと検知した後、当該最小インピーダンス値に対して所定の 1 以上の係数を乗じた値以上になった際にピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御する際、出力電力は一定に保持した状態において、前記ピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御する

ことを特徴とする請求項 4 - 6 の何れか一項に記載の電気手術装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

【 発明の属する技術分野 】

本発明は、電気手術装置、更に詳しくは高周波電流の出力制御部分に特徴のある電気手術装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【 従来技術 】

一般に、電気メス等の電気手術装置は、外科手術あるいは内科手術で生体組織の切開や凝固、止血等の処置を行う際に用いられる。

このような電気手術装置には、高周波焼灼電源と、この高周波焼灼電源に接続される処置具が設けられており、処置具を患者に接触させて高周波焼灼電源から高周波電流を供給することで上記処置を行う。

10

【 0 0 0 3 】

上述した電気手術装置は従来より種々提案されており、例えば特開平 8 - 9 8 8 4 5 号公報では、凝固する組織の炭化を防止し、組織の電極への付着を防止するため、凝固の終了を組織インピーダンスより判定し、高周波出力を停止する技術が示されている。

また、特開平 1 0 - 2 2 5 4 6 2 号公報の電気手術装置では、特開平 8 - 9 8 8 4 5 号公報と同様の目的を達成するため高周波出力を低下させる技術が示されている。

【 0 0 0 4 】

【 発明が解決しようとする課題 】

上記特開平 8 - 9 8 8 4 5 号公報、及び特開平 1 0 - 2 2 5 4 6 2 号公報の電気手術装置では、組織と電極の接触面積が小さい場合、インピーダンス、電流値等の測定結果が不安定になり、凝固が終了していないにも関わらず、凝固終了の判定を行ってしまう事があった。

20

このような場合、術者が複数回出力を行わなければならない、組織が十分乾燥していないため電極へ付着するという問題があった。

【 0 0 0 5 】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、電極へ組織が付着することを防止して処置ができる電気手術装置を提供することを目的としている。

【 0 0 0 6 】

【 課題を解決するための手段 】

本発明の第 1 の電気手術装置は、処置用エネルギーを手術具に供給する処置用エネルギー発生手段と、前記処置用エネルギー発生手段の出力を可変する可変手段と、前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の電流を検出する電流検出手段と、前記電流検出手段における検出結果に基づき、前記可変手段の出力を制御する出力制御手段と、を備え、

30

前記出力制御手段は、前記手術具に対して前記処置用エネルギー発生手段からの処置用エネルギー供給が開始される際、出力電力が所定の設定出力値になるよう前記可変手段を制御し、当該処置用エネルギー供給開始の後、前記電流検出手段による検出結果により組織側に供給される電流が一旦最大値となったと検知した後、当該最大電流値に対して所定の 1 未満の係数を乗じた値以下になった際に前記出力電力を増大するよう前記可変手段を制御し、さらに当該出力電力を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において、当該出力電力を低減するよう前記可変手段を制御することを特徴とする。

40

本発明の第 2 の電気手術装置は、第 1 の電気手術装置において、前記出力制御手段は、組織側に供給される電流が一旦最大値となったと検知した後、当該最大電流値に対して所定の 1 未満の係数を乗じた値以下になった際に前記出力電力を増大するよう制御する際、前記設定出力値に所定の係数を乗じた値まで当該出力電力が増大するよう前記可変手段を制御することを特徴とする。

本発明の第 3 の電気手術装置は、第 1 または第 2 の電気手術装置において、前記出力制

50

御手段は、前記出力電力を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において当該出力電力を低減するよう制御する際、前記設定出力値に所定の係数を乗じた値まで当該出力電力を低減するよう前記可変手段を制御することを特徴とする。

本発明の第4の電気手術装置は、処置用エネルギーを手術具に供給する処置用エネルギー発生手段と、前記処置用エネルギー発生手段の出力波形を可変する出力波形可変手段と、前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の前記処置用エネルギー発生手段における出力電圧を検出する出力電圧検出手段と、前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の組織のインピーダンスを検出するインピーダンス検出手段と、前記出力電圧検出手段または前記インピーダンス検出手段における検出結果に基づき、前記出力波形可変手段を制御する出力制御手段と、を備え、

前記出力制御手段は、前記手術具に対して前記処置用エネルギー発生手段からの処置用エネルギー供給が開始される際、出力電力が所定の設定出力値になるよう前記出力波形可変手段を制御し、当該処置用エネルギー供給開始の後、前記電圧検出手段の検出結果に基づいて出力電圧のピーク電圧値が一定値となるように当該ピーク電圧値を実効値で除した波高率を順次低下するよう前記出力波形可変手段を制御し、かつ、前記インピーダンス検出手段による検出結果により組織のインピーダンスが、一旦最小値となったと検知した後、当該最小インピーダンス値に対して所定の1以上の係数を乗じた値以上になった際に前記ピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御し、さらに当該ピーク電圧値を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において、当該出力電力を低減するよう前記出力波形可変手段を制御することを特徴とする。

本発明の第5の電気手術装置は、第4の電気手術装置において、前記出力制御手段は、組織のインピーダンスが、一旦最小値となったと検知した後、当該最小インピーダンス値に対して所定の1以上の係数を乗じた値以上になった際にピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御する際、前記一定値となるより制御された前記ピーク電圧値に所定の係数を乗じた値になるよう前記出力波形可変手段を制御することを特徴とする。

本発明の第6の電気手術装置は、第4または第5の電気手術装置において、前記出力制御手段は、前記ピーク電圧値を増大させた後における当該組織側に供給されるエネルギー値が所定の値に到達した時点において当該出力電力を低減するよう制御する際、前記設定出力値に所定の係数を乗じた値まで当該出力電力を低減するよう前記出力波形可変手段を制御することを特徴とする。

本発明の第7の電気手術装置は、第4 - 第6の電気手術装置において、前記出力制御手段は、組織のインピーダンスが、一旦最小値となったと検知した後、当該最小インピーダンス値に対して所定の1以上の係数を乗じた値以上になった際にピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御する際、出力電力は一定に保持した状態において、前記ピーク電圧値を増大するよう前記出力波形可変手段を制御することを特徴とする。

【0007】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図5は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の高周波焼灼装置の構成を示す構成図、図2は高周波焼灼電源装置の構成を示すブロック図、図3は図2の制御回路の制御作用を示すフローチャート図、図4は図3の制御作用に従って処置した場合の電力変化の様子等を示す説明図、図5は検知用電流の最大値 I_{max} と供給エネルギー J の閾値 $F(max)$ の関係を示す。

【0008】

図1に示すように、本発明の電気手術装置としての第1の実施の形態の高周波焼灼装置1は、高周波焼灼電力を供給する高周波焼灼電源装置2を備え、この高周波焼灼電源装置2は先端に電極3を設けた接続ケーブル4とコネクタ部5で接続され、電極3を介してベッド6に載置される患者7に治療のための高周波焼灼電力を供給して治療処置(手術処置)

を行えるようにしている。

また、高周波焼灼電源装置 2 には、高周波焼灼電力の ON / OFF の制御操作を行う例えばフットスイッチ 8 が接続されている。なお、電極 3 としては、単極、多極いずれの電極を用いても良い。

【 0 0 0 9 】

図 2 に示すように、高周波焼灼電源装置 2 は、図示しない商用電源と接続され、処置用直流電源を発生する処理用直流電源回路 1 0 と、この処理用直流電源回路 1 0 からの処理用直流電源により駆動し、高周波で発振して処理用高周波電力（高周波電流）を発生する処理用高周波発生回路 1 1 と、この処理用高周波発生回路 1 1 に対して出力される高周波電流の波形を制御する波形生成回路 1 2 と、処置用高周波発生回路 1 1 からの高周波電流を電極 3 に出力する出力トランス 1 3 と、出力トランス 1 3 より出力される出力電流を検出する電流センサ 1 4 a , 1 4 b と、電流センサ 1 4 a , 1 4 b により検出された電流値から処置用高周波成分を除去するフィルタ 1 5 と、このフィルタ 1 5 を通した電流値を A / D 変換する A / D コンバータ 1 6 と、A / D コンバータ 1 6 からのデジタル化された電流データに基づいて処置用直流電源回路 1 0 及び波形生成回路 1 2 を制御する制御回路 1 7 とを備えている。

10

【 0 0 1 0 】

また、この高周波焼灼電源装置 2 は、検知用電源を発生する検知用直流電源回路 1 8 と、この検知用直流電源回路 1 8 からの検知用直流電源により駆動し、高周波で発振して検知用高周波電力（高周波電流）を発生し、出力トランスに出力する検知用高周波発生回路 1 9 とを有して構成されている。

20

【 0 0 1 1 】

そして、電流センサ 1 4 a , 1 4 b を通したコネクタ部 5 に接続ケーブル 4 を接続し、電極 3 で患者 7 の患部等の生体組織 2 0 に対して高周波焼灼処置を行えるようにしている。なお、2つの電流センサ 1 4 a , 1 4 b は例えば電流センサ 1 4 a が一方の電極 3 から患者 7 の生体組織 2 0 側に流れる電流を検出し、他方の電流センサ 1 4 b が他方の電極 3 から出力トランス 1 3 側に回収される電流を検出する。

【 0 0 1 2 】

上記検知用高周波発生回路 1 9 は処置用高周波発生回路 1 1 で発生される処置用高周波の周波数と少なくともフィルタ 1 5 で分離抽出が可能な程度以上異なる周波数に設定され、またその出力は処置用高周波の出力に比較してかなり小さい値に設定されている。

30

【 0 0 1 3 】

そして、生体組織 2 0 に対して処置用高周波に重畳して検知用高周波が生体組織 2 0 に接触する電極 3 を通して通電され、その際に検知用高周波の電流 I を電流センサ 1 4 a , 1 4 b で検知し、その検知した電流 I を制御回路 1 7 に送る。

制御回路 1 7 はこの検知用高周波の電流 I を時間的にモニタし、その最大電流値 I_{max} の値を検出し、さらにその最大電流値 I_{max} の例えば 7 0 % 以下になったか否かにより、凝固終了に相当する状態か否かを判断し、この条件に該当した場合には一時的に処置出力としての電力を増加させて処置を行うことにより、凝固処置を確実に完了させて、組織を乾燥状態に設定して電極 3 への付着を防止するようにしてから電力を低減するような制御を行うようにしている。

40

【 0 0 1 4 】

次に本実施の形態の作用を図 3 を参照して説明する。

図 1 に示すようにセットし、フットスイッチ 8 が踏まれて処置を開始する指示が行われると、制御回路 1 7 は図 3 に示すフローチャートに従って制御動作を開始する。フットスイッチ 8 が踏まれると、制御回路 1 7 はステップ S 1 で最大電流値 I_{max} に 0 を設定する。

次のステップ S 2 で、電力が設定出力値になるように制御回路 1 7 は処置用直流電源回路 1 0、波形生成回路 1 2 を制御し、設定出力値で出力されるようにする。この場合、処置用高周波に重畳して検知用高周波も生体組織 2 0 側に供給されることになる。

50

【 0 0 1 5 】

そして、次のステップ S 3 で、検知用電流（検知用電流値） I の測定を行い、次のステップ S 4 で、測定された検知用電流が最大電流値 I_{max} より大きいか否かを判断し、これに該当する場合には、ステップ S 5 に示すようにその検知用電流 I の値を最大電流値 I_{max} に設定し、逆に測定された検知用電流が最大電流値 I_{max} 以下の場合にはステップ S 6 の測定された検知用電流 I が例えば最大電流値 $I_{max} \times 70\%$ の凝固終了に相当する処置状態の基準値以下になったかの判断を行う。また、ステップ S 5 の処理の後にはステップ S 6 に移る。

【 0 0 1 6 】

ステップ S 6 の判断で、測定された検知用電流 I が最大電流値 $I_{max} \times 70\%$ 以上の場合には、ステップ S 3 に戻り、（設定出力の状態のまま）検知用電流 I の測定を繰り返す。一方、測定された検知用電流 I が最大電流値 $I_{max} \times 70\%$ 以下になった場合には、次のステップ S 7 で、処置出力の増大、具体的には電力を設定出力 $\times 150\%$ に増大させた後、次のステップ S 8 で、検知用電流（検知用電流値） I の測定を行い、次のステップ S 9 で、測定された検知用電流が最大電流値 I_{max} より大きいか否かを判断する。

【 0 0 1 7 】

そして、この条件に該当する場合には、ステップ S 10 に示すようにその検知用電流 I の値を最大電流値 I_{max} に設定し、逆に測定された検知用電流が最大電流値 I_{max} 以下の場合にはステップ S 11 でこの電流 I により、電流増加後の供給エネルギー J を計算する。なお、ステップ S 10 の処理の後にステップ S 11 に移る。

【 0 0 1 8 】

ステップ S 11 で供給エネルギー J を計算した後、次のステップ S 12 で供給エネルギーの閾値 $F(I_{max})$ より大きいか否かの判断を行い、この条件に達しない場合にはステップ S 8 の電流 I の測定を繰り返し、そしてステップ S 12 で供給エネルギーの閾値 $F(I_{max})$ より大きくなった場合にはステップ S 13 に移り、電力を設定出力 $\times 50\%$ に低減する。

【 0 0 1 9 】

図 4 は図 3 の制御動作に従って、患者 7 に処置を行った場合における検知電流、出力トランス 13 からの出力電力とその場合のピーク電圧の変化の 1 例を示す。

【 0 0 2 0 】

上述のように高周波焼灼電源装置 2 は、設定出力で電極 3 から処置用高周波電流を生体組織 20 側に通電し、その際検知用電流の測定を繰り返し、検知用電流がその最大値 I_{max} の 70% を下回った時点で、電力を設定出力の 150% 迄上昇させる。

【 0 0 2 1 】

これに応じて、検知用電流 I 及び電力が図 4 に示すように変化し、またピーク電圧も図 4 に示すように変化する。

そして、供給エネルギー J が一定エネルギー値（より具体的には供給エネルギーの閾値 $F(I_{max})$ ）に達した時点で、電力が設定出力 $\times 50\%$ に低減される。

【 0 0 2 2 】

ここで、検知用電流の最大値 I_{max} と供給エネルギー J の閾値 $F(I_{max})$ の関係を図 5 に示す。

【 0 0 2 3 】

最大値 I_{max} が大きい場合は電極 3 の患者 7 への接触面積が大きい為、供給エネルギー J の閾値 $F(I_{max})$ を大きくしている。また、最大値 I_{max} になった時点から S 7 での電力を変化させる（例えば低減する）ようにしても良く、このようにすると凝固状態の変化速度を変えることが出来、術者による確認が容易になる。

【 0 0 2 4 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

この様に本実施の形態では、生体組織が凝固終了に相当する基準値の処置状態で、電力を一時的に増大させて処置を行った後に、電力を低減させるようにしているので、凝固終了

10

20

30

40

50

の判定が早すぎるような場合でも、確実に凝固を行い、組織を乾燥させることができるので、電極に組織が付着するような事態が発生することを有効に防止できる。

【0025】

また、検知用と処置用で異なる周波数を用いることにより、検知用周波数を組織の凝固状態を調べるのに最適な周波数に設定可能で、凝固状態の認識をより正確に行える。

【0026】

また、検知用高周波電流、処置用高周波電流の両者からの情報を基に、その周波数の違いによる差異を判断材料として利用すると、更に精度の良い凝固状態の認識が可能となる。

【0027】

なお、測定の精度を落としても構わない場合は、構成を簡単にするため処置用高周波発生回路12を検知用高周波発生回路19と共用する事が出来る。つまり、図2において、検知用電源回路18と検知用高周波発生回路19とを省くようにしても良い。この場合にはフィルタ15も不要となる。

図3におけるステップS13で出力を停止しても良い。

【0028】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態を図6ないし図8を参照して説明する。図6は本発明の第2の実施の形態における高周波焼灼電源装置21を示す。この高周波焼灼電源装置21は図2に示す高周波焼灼電源装置2において、例えば出力トランス13と電流センサ14aとの間に電圧センサ22を配置し、この電圧センサ22で検出した電圧を電流センサ14aで検出した電流と共に、A/Dコンバータ16に入力するようにしている。そして、電圧値を電流値で割ってインピーダンスZを検出できるようにしている。

【0029】

なお、本実施の形態では一方の電流センサ14aを使用するが、他方の電流センサ14bは使用しない。

また、本実施の形態では処置用高周波と検知用高周波とを交互に出力するため、フィルタ15を使用していない(一方の高周波が出力される場合には、他方は出力が停止(或いは休止)されている)。

【0030】

また、本実施の形態では処置用高周波電力を生体組織20に供給する場合、ピーク電圧を一定になるようにクレストファクタ(波高率)を(処置の進行状態に応じて)順次下げるように制御回路127は波形生成回路12を介して制御するようにしている。また、凝固処置の終了を基準値で判断した場合には、実際の処置機能の出力増大、具体的にはピーク電圧を上げることによる処置出力の増大させて処置するようにしている。その他の構成は第1の実施の形態と同様の構成である。

【0031】

次に本実施の形態の作用を図7を参照して説明する。

図6に示すようにセットし、フットスイッチ8が踏まれると、制御回路17は図7に示すフローチャートに従って制御動作を開始する。フットスイッチ8が踏まれると、制御回路17はステップS21で最小インピーダンス値 Z_{min} に0を設定する。

【0032】

次のステップS22で、出力電力が設定された値になるように処置用直流電源回路10、波形生成回路12を制御する。

さらにステップS23で、ピーク電圧が一定値 V_{p1} になるように制御回路17により、処置用電源回路10と波形生成回路12とが制御される。

【0033】

これにより、波形のクレストファクタが凝固状態の進行と共に減少し、凝固初期の段階ではクレストファクタの高い波形により強力な凝固が行われ、凝固状態が進行すると、クレストファクタの低い波形により炭化が防止される(図8参照)。

【0034】

10

20

30

40

50

そして、次のステップ S 2 4 で時間計測が行われ、かつ次のステップ S 2 5 で所定時間経過したかの判断が行われ、所定時間経過していない場合にはステップ S 2 2 に戻り、ステップ S 2 2 ~ S 2 4 の処理を繰り返す。

【 0 0 3 5 】

そして、所定時間経過した場合には、ステップ S 2 6 で、制御回路 1 7 の制御により、処置用高周波発生回路 1 1 による処理用高周波電流の生成が停止し、処理用高周波電力の出力が停止する。

ステップ S 2 7 で、検知用高周波発生回路 1 9 で検知用高周波電流が生成され、この検知用高周波電流が出力される。

【 0 0 3 6 】

そして、次のステップ S 2 9 で、検知用高周波出力に対する電流センサ 1 4 a、電圧センサ 2 2 とで電流及び電圧が測定され、患者 7 のインピーダンス Z が測定される。そして、次のステップ S 2 9 で、測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 Z_{min} より小さいか否かの判断を行う。

【 0 0 3 7 】

そして、測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 Z_{min} より小さい場合には、次のステップ S 3 0 で測定されたインピーダンス Z を最小インピーダンス値 Z_{min} とし、逆に測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 Z_{min} 以上の場合には、ステップ S 3 1 で測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 $Z_{min} \times 1.3$ 0 % より大きいかなどの判断を行う。なお、ステップ S 3 0 の処理の後にもステップ 3 1 20
に移る。

【 0 0 3 8 】

ステップ 3 1 の判断において、測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 $Z_{min} \times 1.3$ 0 % 以下の場合には、ステップ S 2 2 に戻り、ステップ S 2 2 ~ S 3 0 の処理を繰り返す（なお、ステップ S 3 1 からステップ S 2 2 に戻る際に検知用高周波は出力を一時停止し、処置用高周波が出力される）。

【 0 0 3 9 】

そして、測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 $Z_{min} \times 1.3$ 0 % より大きくなった場合に次のステップ S 3 2 に移り、波形のピーク電圧が $V_{p1} \times 2$ になるように波形調整の制御を行う。

【 0 0 4 0 】

次のステップ S 3 3 で測定されたインピーダンス Z が最小インピーダンス値 $Z_{min} \times 1.3$ 0 % より大きい場合での投入されたエネルギー量 J を計算する。そして、投入されたエネルギー量 J が最小インピーダンス値 Z_{min} より計算される所定の閾値 $G (Z_{min})$ より大きいか否かの判断を行い、この条件に達しない場合にはステップ S 3 2 に戻り、ステップ S 3 2、S 3 3 の処理を繰り返し、そしてステップ S 3 4 で投入されたエネルギーが閾値 J が $G (Z_{min})$ より大きくなった場合にはステップ S 3 5 に移り、電力を設定出力 $\times 50$ % に低減し、さらに次のステップ S 3 6 で出力波形を正弦波とする。このようにして凝固処置を行う。

【 0 0 4 1 】

図 8 は図 7 に従って処置した場合における組織抵抗（インピーダンス） Z 、電力、波形、ピーク電圧の時間的な変化の様子を示す。

本実施の形態においては、凝固終了の基準値に達した時までは、ピーク電圧を一定に保つように保持するが、その間ではクレストファクタを大きい値から小さい値へと凝固処置の進行状態に応じて変化させるようにしている。

【 0 0 4 2 】

そして、凝固終了の基準値に達した時には、第 1 の実施の形態では電力を増大させていたのに対し、本実施の形態では電力は一定のままで（必ずしも一定に限定されるものでない）、凝固処置の機能が低い波形に変更し、かつ例えばそのピーク電圧を（増大前の）一定値の 2 倍となるように増大させて処置を行い、所定エネルギーに達した時点で電力を低減さ 50

10

20

30

40

せるようにしている。

本実施の形態は以下の効果を有する。

【 0 0 4 3 】

本実施の形態によれば、凝固状態が所望の程度まで進んだ場合に、出力電力が前記高周波電流の電力とピーク電圧が増加する様に変更される。このため、凝固が終了していても係わらず、凝固終了の判定を行ってしまっても、十分な凝固程度が得られ、組織が十分乾燥していないため電極へ付着する事も起こらない。

【 0 0 4 4 】

この様に本実施の形態では、処置機能が大きくなるような波形でピーク電圧を上げているので、低い電力で第 1 の実施の形態と同様の効果が得られる。

10

また、クレストファクタが凝固状態の進行と共に減少するので、凝固力の向上と炭化防止を両立できる。

更に、処置用の出力と測定用の出力を交互に行うことにより、フィルタを用いず高精度の測定を行う事ができる。

【 0 0 4 5 】

なお、第 1 の実施の形態で説明したのと同様に、測定の精度を落としても構わない場合は、凝固状態の認識を処置用高周波電流から生体組織のインピーダンスを求めて判断しても良い。

なお、上述した実施の形態等を部分的等で組み合わせる構成される実施の形態等も本発明に属する。

20

【 0 0 4 6 】

[付記]

0 . 処置用エネルギーを手術具に供給する処置用エネルギー発生手段と、
前記処置用エネルギー発生手段の出力を可変する可変手段と、
前記処置用エネルギーが手術具の電極を介して組織側に供給される際の物理量を検出する検出手段と、
前記検出手段における所定の変化量に基づき、前記可変手段の処置出力を所定量増加させる出力制御手段と、
を備えたことを特徴とする電気手術装置。

30

【 0 0 4 7 】

1 . 高周波電流を発生する発生手段と、
生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段と、
前記高周波電流の出力を変更する変更手段と、
前記凝固状態判断手段からの情報により、前記高周波電流の出力を変化させるように前記変更手段を制御する制御回路と、
を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、
前記凝固状態判断手段からの凝固状態を示す情報が所望の条件を満たした場合に、前記制御回路が前記変更手段を制御することによって、前記発生手段からの出力が、前記高周波電流の電力またはピーク電圧が増加する様に変更されることを特徴とする電気手術装置。

40

【 0 0 4 8 】

2 . 変更手段が出力の電力を変更する付記 1 の電気手術装置。
3 . 変更手段が出力の波形を変更する付記 1 の電気手術装置。
4 . 変更手段が出力の電力と波形を変更する付記 1 の電気手術装置。

【 0 0 4 9 】

5 . 高周波電流を発生する発生手段と、
前記高周波電流とは別の生体組織の凝固状態を判断するための検知用高周波電流を使用する凝固状態判断手段と、
前記高周波電流の出力を変更する変更手段と、
前記凝固状態判断手段からの情報により、前記高周波電流の出力を変化させるように前記変更手段を制御する制御回路と、

50

を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、
前記凝固状態判断手段からの凝固状態を示す情報が所望の条件を満たした場合に、出力電力を低減または停止させることを特徴とする電気手術装置。

6．凝固状態判断手段が、処置用の高周波とは別の検知用電流を用いることを特徴とした付記1～4の電気手術装置。

【0050】

7．凝固状態判断手段が、処置用の高周波とは別の検知用電流の電流値に基づいて判断を行うことを特徴とした付記5、6の電気手術装置。

8．凝固状態判断手段が、処置用の高周波とは別の検知用電流から組織のインピーダンスを求め、その値に基づいて判断を行うことを特徴とした付記5、6の電気手術装置。

10

9．凝固状態判断手段が、処置用の高周波出力からの情報と、検知用電流からの情報に基づいて凝固状態の判断を行う事を特徴とした付記5～8の電気手術装置。

【0051】

10．高周波電流を発生する発生手段と、

前記高周波電流とは別の、生体組織の凝固状態を判断するための検知用高周波電流を使用する凝固状態判断手段と、

前記高周波電流の出力を変更する変更手段と、

前記凝固状態判断手段からの情報により、前記高周波電流の出力を変化させるように前記変更手段を制御する制御回路と、

を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、

20

前記凝固状態判断手段からの凝固状態を示す情報が所望の条件を満たした場合に、一定の電気エネルギー（電力量）を生体組織に供給し、その後出力を低減または停止させることを特徴とする電気手術装置。

【0052】

11．電気エネルギーが、生体組織の凝固状態が所望の状態になるまでの経過を基に変化することを特徴とする付記10の電気手術装置。

12．一定の電気エネルギーを与える際に、生体組織の凝固状態が所望の状態になるまでの経過を基に供給電力が変化することを特徴とする付記10、11の電気手術装置。

13．付記10～12の特徴を備える付記1～9の電気手術装置。

【0053】

30

14．処置用高周波電流からの情報を基に、凝固状態の判断を行う付記1～4、付記10～13の電気手術装置。

15．処置用高周波電流からの情報が、電流値であることを特徴とする付記9、付記14の電気手術装置。

16．処置用高周波電流からの情報が、生体組織のインピーダンスであることを特徴とする付記9、付記14の電気手術装置。

【0054】

17．高周波電流を発生する発生手段と、

生体組織の凝固状態を判断する凝固状態判断手段と、

前記高周波電流の波形を変更する変更手段と、

40

を有し、手術具に前記高周波電流を供給する電気手術装置において、

前記凝固状態判断手段からの情報により、前記高周波電流の波形を変化させるように前記変更手段を制御する制御回路を持つことを特徴とする電気手術装置。

18．凝固が進むにつれ、波形のクレストファクター（ピーク値÷実効値）が減少する付記17の電気手術装置。

19．付記17、付記18の特徴を備える付記1、付記3～16の電気手術装置。

【0055】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、凝固処置を確実にを行い、組織を乾燥状態にさせると共に電極への付着を防止するようにしてから電力を低減させることができるという効果

50

を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の高周波焼灼装置の構成を示す構成図。

【図 2】高周波焼灼電源装置の構成を示すブロック図。

【図 3】図 2 の制御回路の制御作用を示すフローチャート図。

【図 4】図 3 の制御作用に従って処置した場合の電力変化の様子等を示す説明図。

【図 5】検知用電流の最大値 I_{max} と供給エネルギーの閾値 $F(max)$ の関係を示す特性図。

【図 6】本発明の第 2 の実施の形態における高周波焼灼電源装置の構成を示すブロック図。

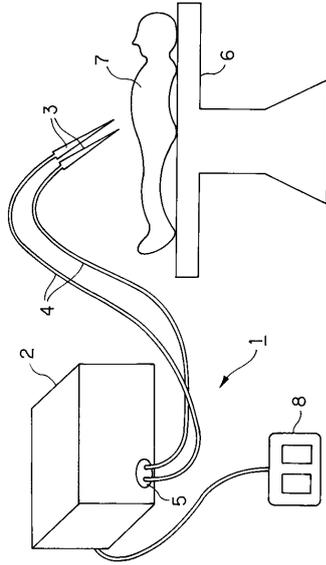
【図 7】制御回路の制御作用を示すフローチャート図。

【図 8】電力、波形等の時間的な変化の様子を示す図。

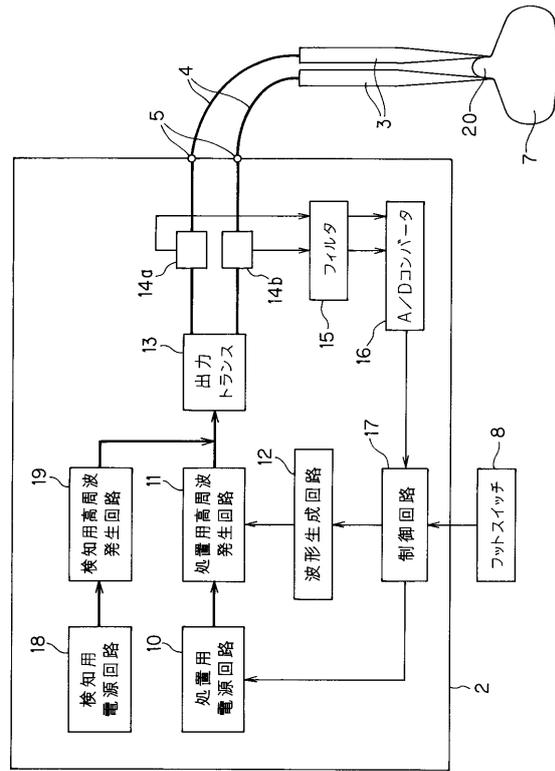
【符号の説明】

- | | |
|-----------------------|----|
| 1 ... 高周波焼灼装置 | |
| 2 ... 高周波焼灼電源装置 | |
| 3 ... 電極 | |
| 4 ... 接続ケーブル | |
| 5 ... コネクタ部 | |
| 6 ... ベッド | |
| 7 ... 患者 | 20 |
| 8 ... フットスイッチ | |
| 10 ... 処置用電源回路 | |
| 11 ... 処置用高周波発生回路 | |
| 12 ... 波形生成回路 | |
| 13 ... 出力トランス | |
| 14 a , 14 b ... 電流センサ | |
| 15 ... フィルタ | |
| 16 ... A / D 変換回路 | |
| 17 ... 制御回路 | |
| 18 ... 検知用電源回路 | 30 |
| 19 ... 検知用高周波発生回路 | |
| 20 ... 生体組織 | |

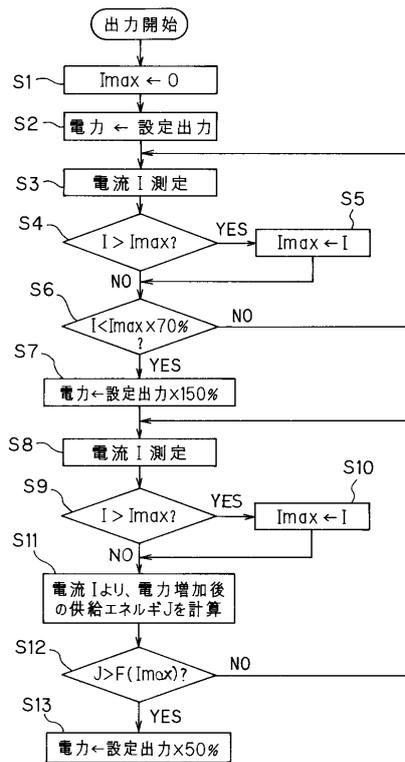
【図1】



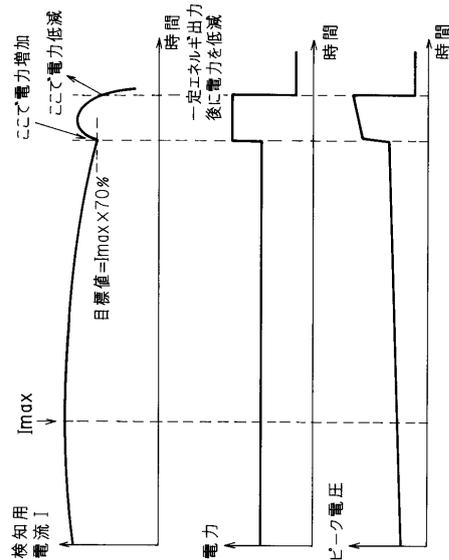
【図2】



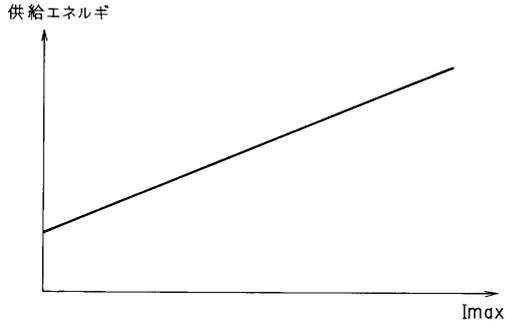
【図3】



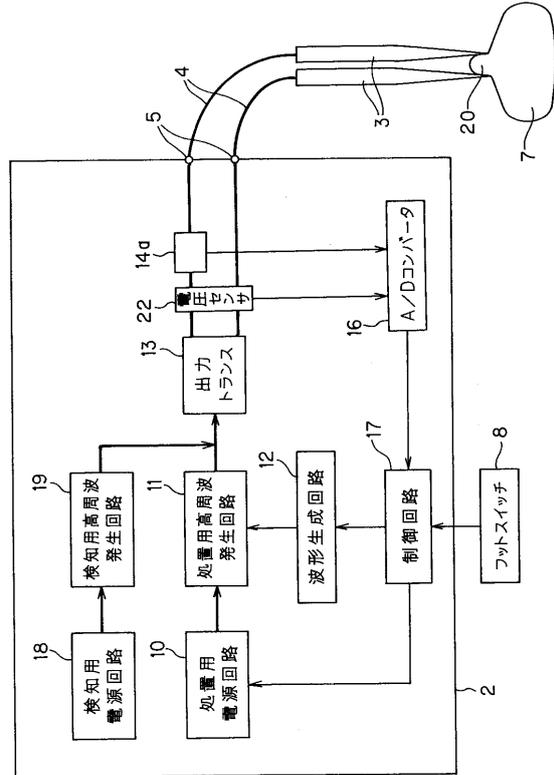
【図4】



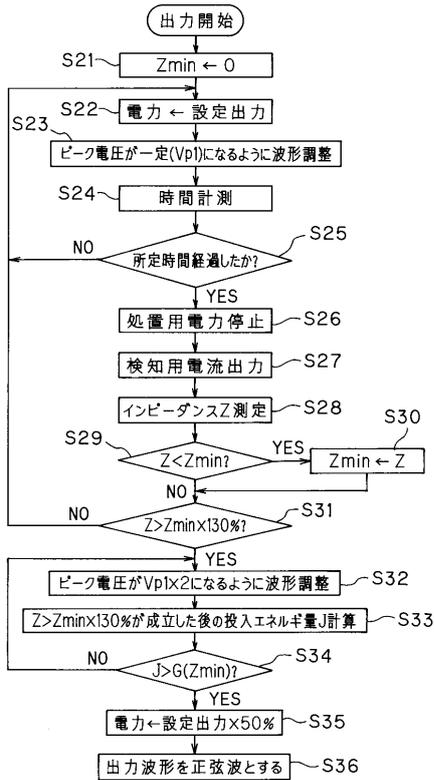
【図5】



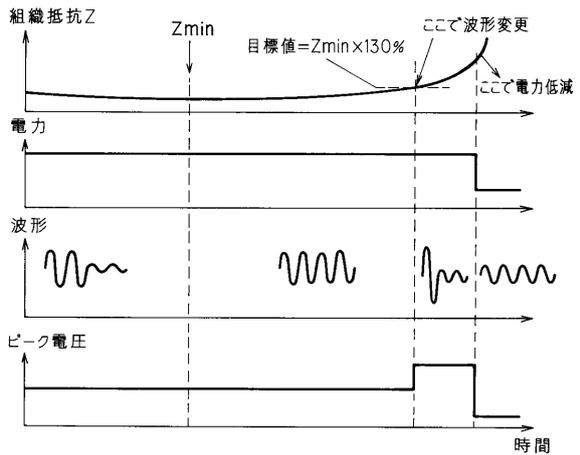
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 原野 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 内山 隆史

(56)参考文献 特開平10-146344(JP,A)

特開平10-286261(JP,A)

特開平05-337131(JP,A)

特開平08-196543(JP,A)

特開平03-85157(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B18/00-18/28