

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成24年7月19日(2012.7.19)

【公表番号】特表2012-506744(P2012-506744A)

【公表日】平成24年3月22日(2012.3.22)

【年通号数】公開・登録公報2012-012

【出願番号】特願2011-533603(P2011-533603)

【国際特許分類】

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 17/39

【手続補正書】

【提出日】平成24年5月25日(2012.5.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気外科デバイスであって、

器具(20)と接触剤層(13)を有する中性電極(10)とを介して、生体組織(3)内へ導かれ得る高周波電流( $I_{HF}$ )を発生するための高周波発生器(31)と、

前記中性電極(10)における温度又は温度変化( $T$ )の少なくとも何れか一方を決定するための温度測定デバイス(37)と、を備え、

前記温度測定デバイス(37)は、前記接触剤層(13)のインピーダンス( $R(T)$ )を検出するように構成される、前記温度又は温度変化( $T$ )の少なくとも何れか一方を決定するためのインピーダンス測定デバイスを備え、

前記インピーダンス測定デバイスは、第1の電極セクション(11)及び第2の電極セクション(11')へ測定電流( $I_{mess}$ )を提供するように構成される測定電流発生器を備え、

高周波電流( $I_{HF}$ )に関連する値を経時的に合計し、且つ前記値を、前記温度又は温度変化( $T$ )の少なくとも何れか一方を決定するためにインピーダンス変化( $R$ )との関係式に入れるように構成される電流積分デバイスを含むことを特徴とする電気外科デバイス。

【請求項 2】

前記測定電流発生器は、交流電圧を伴って測定電流( $I_{mess}$ )を供給するように構成されることを特徴とする、請求項 1 に記載の電気外科デバイス。

【請求項 3】

前記電極セクション(11、11')は前記接触剤層(13)上において、相互に電氣的に絶縁されて配置されることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の電気外科デバイス。

【請求項 4】

前記高周波発生器(31)は、300kHz以上の周波数の交流電圧を伴う高周波電流( $I_{HF}$ )を供給するように構成されることを特徴とする、請求項 1～3 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 5】

前記接触剤層(13)は、温度依存性を示す電氣的インピーダンスを有することを特徴

とする、請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 6】

前記接触剤層 ( 1 3 ) はヒドロゲルを含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 5 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 7】

前記温度測定デバイス ( 3 7 ) は、熱平衡推定を行うために定められた所定期間に渡ってインピーダンス変化 (  $R$  ) を積分するように構成されるインピーダンス積分デバイスを備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 6 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 8】

前記所定期間は前記高周波発生器 ( 3 1 ) の複数の活性化及び不活性化段階を含むことを特徴とする、請求項 7 に記載の電気外科デバイス。

【請求項 9】

前記中性電極 ( 1 0 ) の少なくとも 1 つの電極面積のパラメータ、又は温度係数 ( ) のパラメータの少なくとも何れか一方を決定するための認識デバイスを含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 8 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 10】

前記認識デバイスは、複数のパラメータ及び複数の中性電極タイプを有するデータベースを備え、前記認識デバイスは、ある具体的な中性電極タイプの接続を検出し、且つ前記パラメータを適宜前記データベースから読み出すように構成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 9 の何れか 1 項、具体的には請求項 9 に記載の電気外科デバイス。

【請求項 11】

予め定められたインピーダンス変化を超えた時点で、前記高周波電流 (  $I_{HF}$  ) を中断又は制限するように構成される中断デバイスを含むことを特徴とする、請求項 1 ~ 10 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 12】

前記接触剤層 ( 1 3 ) は、そのインピーダンスが温度上昇に伴って低下するような材料特性を有することを特徴とする、請求項 1 ~ 11 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 13】

前記温度又は温度変化の少なくとも何れか一方を決定するために、前記温度測定デバイス ( 3 7 ) は前記高周波電流 (  $I_{HF}$  ) の有効値を考慮することを特徴とする、請求項 1 ~ 12 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 14】

前記電流積分デバイスは、前記高周波電流 (  $I_{HF}$  ) の有効値を経時的に合計するように構成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 13 の何れか 1 項に記載の電気外科デバイス。

【請求項 15】

接触剤層 ( 1 3 ) を有する中性電極 ( 1 0 ) における温度又は温度変化 (  $T$  ) の少なくとも何れか一方を決定するための方法であって、

a ) 前記接触剤層 ( 1 3 ) の少なくとも 1 つのインピーダンス値を決定するステップと、

b ) 前記中性電極 ( 1 0 ) における温度又は温度変化 (  $T$  ) の少なくとも何れか一方を、少なくとも前記インピーダンス値、印加される高周波電流 (  $I_{HF}$  ) の活性化段階の持続時間、及び前記高周波電流 (  $I_{HF}$  ) の有効値を基礎として計算するステップと、を含む方法。

【請求項 16】

ステップ a ) は、複数のインピーダンス値を決定するために、複数の活性化及び不活性化段階の間に複数回実行されることを特徴とする、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

ステップ b ) において、少なくとも前記活性化又は不活性化段階の何れか一方の持続時

間が考慮されることを特徴とする、請求項 15 又は 16 に記載の方法。

【請求項 18】

ステップ b) は複数のインピーダンス値の経時 ( t ) 的な積分を含むことを特徴とする、請求項 15 ~ 17 の何れか 1 項に記載の方法。

【請求項 19】

少なくとも前記活性化又は不活性化段階の何れか一方の間のインピーダンス変化 ( R ) の検出を含むことを特徴とする、請求項 15 ~ 18 の何れか 1 項に記載の方法。

【請求項 20】

ステップ b) は、インピーダンス変化 ( R ) と、活性化時間 ( t ) 又は不活性化時間 ( t ) との間の少なくとも 1 つの比の計算を含むことを特徴とする、請求項 15 ~ 19 の何れか 1 項に記載の方法。

【請求項 21】

前記温度変化 ( T ) の計算は、下記の式、

$$T = ( R(T) - R(T_0) ) / ( \alpha * R(T_0) )$$

を用いる線形推定を包含し、ここで、

α は固有の温度係数であり、

T<sub>0</sub> は開始温度であり、

R ( T<sub>0</sub> ) は開始温度 T<sub>0</sub> におけるインピーダンスであり、

R ( T ) は測定されたインピーダンスであることを特徴とする、請求項 15 ~ 20 の何れか 1 項に記載の方法。

【請求項 22】

接続される中性電極 ( 10 ) の具体的なタイプを検出することと、

前記中性電極のタイプに依存して、予め決められる温度係数 ( α ) を選択することとを特徴とする、請求項 15 ~ 21 の何れか 1 項に記載の方法。

【請求項 23】

測定されたインピーダンス変化が予め定められた限界値を超えていれば、警告信号を発する、且つ / 又は高周波電流 ( I<sub>H F</sub> ) をオフに切換する又は弱めることを特徴とする、請求項 15 ~ 22 の何れか 1 項に記載の方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は、請求項 1 の前提部分に記載されている電気外科デバイスと、請求項 15 に記載されている中性電極における温度及び / 又は温度変化を決定するための方法に関する。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0032

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0032】

上述の問題点は、請求項 15 に記載されている方法によっても解決される。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0054

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0054】

恐らくは一般的なヒドロゲル 13 を用いる場合の現実を最も良くモデリングする第 3 の

モデルでは、ヒドロゲル 1 3 の抵抗は組織 3 の抵抗より大きいことが想定されている。特にヒドロゲル 1 3 の層厚が小さいことに起因して、これは現実にはしばしば発生する可能性がある。実験は、電流の流れの 30 % がヒドロゲル層内部で発生し、電流の流れの 70 % が組織内で発生することを明らかにしている。ヒドロゲル 1 3 内では、電流の流れの僅か 10 % しか生じないという状況も考えられる。従って、インピーダンス  $R(T)$  は、図 3 に示されているように、ゲル抵抗値  $R_{Gel1}$ 、 $R_{Gel2}$  及び組織抵抗  $R_{Gewebe}$  で構成される。高周波電流  $I_{HF}$  印加時の組織温度はヒドロゲル 1 3 の温度に比べてかなりゆっくりとしか変化しない（ - 血液の循環は発生される熱エネルギーを急速に奪うことに繋がる - ）ことから、このモデルの場合もやはり、 $R_{Gewebe}$  の一定値又はほぼ一定値が想定され得る。組織 3 の温度が組織内のインピーダンス変化  $R$  に与える影響は、ほんの僅かでしかない。よって、本発明によれば、 $R$  の検出が可能である。