

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/018024

発行日 平成29年7月27日(2017.7.27)

(43) 国際公開日 平成29年2月2日(2017.2.2)

(51) Int.Cl.
A61B 18/12 (2006.01)F I
A 6 1 B 18/12テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

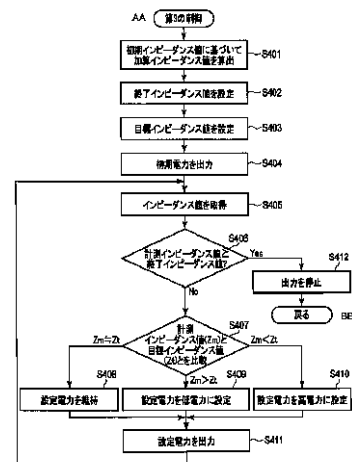
出願番号	特願2017-503962 (P2017-503962)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2016/064616		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成28年5月17日(2016.5.17)		東京都八王子市石川町2951番地
(31) 優先権主張番号	特願2015-150480 (P2015-150480)	(74) 代理人	100108855
(32) 優先日	平成27年7月30日(2015.7.30)		弁理士 蔵田 昌俊
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システム

(57) 【要約】

生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具(100)を動作させるための電源装置(200)の作動方法は、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させること(S302)と、切替インピーダンス値から終了インピーダンス値まで漸次増加する目標インピーダンス値を設定すること(S403)と、計測インピーダンス値と目標インピーダンス値とを定期的に比較して、計測インピーダンス値の方が高いとき、出力を第1の割合だけ低下させ(S409)、計測インピーダンス値の方が低いとき出力を第2の割合だけ上昇させる(S410)ことと、インピーダンス値が終了インピーダンス値に到達したら出力を停止させること(S412)を含む。



S401 Calculate additive impedance value on the basis of initial impedance value
 S402 Set termination impedance value
 S403 Set target impedance value
 S404 Output initial power
 S405 Acquire impedance value
 S406 Measured impedance value > termination impedance value?
 S407 Compare measured impedance value (Zm) and target impedance value (Zt)
 S408 Maintain set power
 S409 Set the set power to low power
 S410 Set the set power to high power
 S411 Output set power
 S412 Stop output
 AA Third control
 BB Return

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、

制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第 1 の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第 2 の割合だけ上昇させることと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

を含む電源装置の作動方法。

【請求項 2】

前記第 1 の割合と前記第 2 の割合とは等しい、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 3】

前記第 1 の割合と前記第 2 の割合とは異なる、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 4】

前記制御回路が、前記出力を開始してから所定の期間内の前記インピーダンスに係る値である初期インピーダンス値を取得することをさらに含み、

前記目標インピーダンス値の増加速度は、前記初期インピーダンス値に応じて変化する

請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 5】

前記目標インピーダンス値の増加速度は、出力設定値に応じて変化する、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 6】

前記目標インピーダンス値は、時間経過と共に線形に増加する、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 7】

生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、

制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス

10

20

30

40

50

値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第１の値だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第２の値だけ上昇させることと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

を含む電源装置の作動方法。

【請求項８】

生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、

10

制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記制御回路が、前記出力を開始してから第１の期間内に前記生体組織のインピーダンスに係る値である初期インピーダンス値を取得することと、

前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、時間に対する出力電圧の増加割合を決定することと、

前記制御回路が、前記第１の期間後の第２の期間において前記高周波電源回路の出力電圧を前記増加割合に従って増加させることと、

前記制御回路が、前記第２の期間以降において前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が最小値に係る切替インピーダンス値に到達した後に、前記第２の期間を終了させることと、

20

前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、加算インピーダンス値を決定することと、

前記制御回路が、前記切替インピーダンス値に前記加算インピーダンス値を加算した終了インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの第３の期間における漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記制御回路が、前記第３の期間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第１の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第２の割合だけ上昇させることと、

30

前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

を含む電源装置の作動方法。

【請求項９】

生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置であって、

40

電力を出力する高周波電源回路と、

前記出力を検出する出力検出回路と、

前記出力検出回路から前記出力に係る情報を取得し、前記高周波電源回路の動作を制御する制御回路と

を備え、

前記制御回路は、

高周波電源回路に電力を出力させることと、

前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、

前記インピーダンスに係る値が、最小値、又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止さ

50

せる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、

前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第１の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第２の割合だけ上昇させることと、

前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることと

10

を行う、

電源装置。

【請求項１０】

請求項９に記載の電源装置と、

前記高周波処置具と

を備える高周波処置システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

20

本発明は、高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

一般に、一对の把持部材で処置対象である生体組織を把持し、当該生体組織に高周波電力を供給することで処置を行う高周波処置システムが知られている。このようなシステムにおいて、把持部材で把持された生体組織は、高周波電流が流れることで加熱される。このような高周波処置システムは、例えば血管の封止に用いられる。高周波処置システムにおいて、処置の精度及び効率を向上させるため、出力電圧及び出力電流を適切に調整することが求められている。

30

【０００３】

例えば日本国特開平８－９８８４５号公報には、生体組織のインピーダンス値に注目して出力を制御することに係る技術が開示されている。すなわち、この技術では、処置の初期において計測されたインピーダンス値の最大値と最小値とが特定される。処置中に計測されるインピーダンス値は最小値を示した後に上昇する。この上昇する過程において、インピーダンス値が特定された最大値と最小値との間の所定の値となったときに出力は停止される。この最大値と最小値との間の値は、例えば最大値と最小値との平均値であることが好ましいとされる。

【０００４】

また、例えば日本国特開２０１２－１９６４５８号公報には、処置中のインピーダンス値の推移について目標値を設定し、この目標値と計測される実際のインピーダンス値とが一致するように出力が制御されることに係る技術が開示されている。

40

【０００５】

高周波処置システムにおいて、出力電圧及び出力電流の調整は、処置の精度及び効率に影響を与えるので、より適切に調整されることが求められている。また、最適な出力電圧及び出力電流は、処置対象に応じて異なることが知られている。したがって、出力電圧及び出力電流は、処置対象に応じて調整されることが求められている。

【発明の概要】

【０００６】

本発明は、処置対象に応じて最適化された出力が行われる高周波処置具を動作させるた

50

めの電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システムを提供することを目的とする。

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様によれば、電源装置の作動方法は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第 1 の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第 2 の割合だけ上昇させることと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを含む。

10

本発明の一態様によれば、電源装置の作動方法は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記制御回路が、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値について最小値又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第 1 の値だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を固定値である第 2 の値だけ上昇させることと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを含む。

20

30

本発明の一態様によれば、電源装置の作動方法は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法であって、制御回路が、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記制御回路が、前記出力を開始してから第 1 の期間内に前記生体組織のインピーダンスに係る値である初期インピーダンス値を取得することと、前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、時間に対する出力電圧の増加割合を決定することと、前記制御回路が、前記第 1 の期間後の第 2 の期間において前記高周波電源回路の出力電圧を前記増加割合に従って増加させることと、前記制御回路が、前記第 2 の期間以降において前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が最小値に係る切替インピーダンス値に到達した後に、前記第 2 の期間を終了させることと、前記制御回路が、前記初期インピーダンス値に基づいて、加算インピーダンス値を決定することと、前記制御回路が、前記切替インピーダンス値に前記加算インピーダンス値を加算した終了インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの第 3 の期間における漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記制御回路が、前記第 3 の期間において、前記イン

40

50

ピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第１の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に出力する前記電力を第２の割合だけ上昇させることと、前記制御回路が、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを含む。

【０００８】

本発明の一態様によれば、電源装置は、生体組織に対して高周波処置を行う高周波処置具を動作させるための電源装置であって、電力を出力する高周波電源回路と、前記出力を検出する出力検出回路と、前記出力検出回路から前記出力に係る情報を取得し、前記高周波電源回路の動作を制御する制御回路とを備え、前記制御回路は、高周波電源回路に電力を出力させることと、前記出力の最中に前記生体組織のインピーダンスに係る値を取得することと、前記インピーダンスに係る値が、最小値、又は前記最小値よりも所定の値だけ大きい値を切替インピーダンス値としたときに、前記切替インピーダンス値から前記出力を停止させる終了インピーダンス値まで所定期間内に漸次増加する目標インピーダンス値を設定することと、前記インピーダンスに係る値が前記切替インピーダンス値になってから前記終了インピーダンス値になるまでの間において、前記インピーダンスに係る値を計測インピーダンス値としたときに、前記計測インピーダンス値と前記目標インピーダンス値とを定期的に比較して、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも高いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第１の割合だけ低下させ、前記計測インピーダンス値が前記目標インピーダンス値よりも低いとき、前記高周波電源回路に、出力する前記電力を第２の割合だけ上昇させることと、前記インピーダンスに係る値が前記終了インピーダンス値に到達したら前記高周波電源回路に前記出力を停止させることとを行う。

【０００９】

本発明の一態様によれば、高周波処置システムは、前記電源装置と、前記高周波処置具とを備える。

【００１０】

本発明によれば、処置対象に応じて最適化された出力が行われる高周波処置具を動作させるための電源装置の作動方法、電源装置、及び高周波処置システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】図１は、一実施形態に係る高周波処置システムの外観の一例の概略を示す図である。

【図２】図２は、一実施形態に係る高周波処置システムの構成例の概略を示すブロック図である。

【図３】図３は、一実施形態に係る高周波処置システムの動作の一例を示すフローチャートである。

【図４】図４は、一実施形態に係る高周波処置システムにおける時間に対する電力、電圧、電流及びインピーダンスの変化の一例を示す図である。

【図５】図５は、一実施形態に係る高周波処置システムの第１の制御の一例を示すフローチャートである。

【図６】図６は、第２の制御において生体組織に対して電圧を印加した時間と、その処置によって封止された血管の Vessel Burst Pressure との関係の一例を示す図である。

【図７】図７は、一実施形態に係る高周波処置システムの第２の制御の一例を示すフローチャートである。

【図８】図８は、一実施形態に係る高周波処置システムにおいて用いられる初期抵抗値と加算抵抗値との関係を含むテーブルの一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、一実施形態に係る高周波処置システムにおいて用いられる初期抵抗値と継続時間と加算抵抗値との関係を含むテーブルの一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、一実施形態に係る高周波処置システムにおける時間と目標抵抗値との関係の一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、一実施形態に係る高周波処置システムにおける時間に対する出力電力及び抵抗値の関係の一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、一実施形態に係る高周波処置システムの第 3 の制御の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

10

本発明の一実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態に係る高周波処置システム 10 の概略図を図 1 に示す。この図に示すように、高周波処置システム 10 は、高周波処置具として機能する高周波処置具 100 と、処置具に電力を供給する電源装置 200 と、フットスイッチ 290 とを備える。

【0013】

高周波処置具 100 は、処置部 110 と、シャフト 160 と、操作部 170 とを有する。以降説明のため、処置部 110 側を先端側、操作部 170 側を基端側と称することにする。高周波処置システム 10 は、処置部 110 で処置対象である例えば血管といった生体組織を把持するように構成されている。高周波処置システム 10 は、把持した生体組織に高周波電圧を印加して、この生体組織を封止する。

20

【0014】

シャフト 160 の先端に設けられた処置部 110 には、一对の把持部材である第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とが設けられている。第 1 の把持部材 112 及び第 2 の把持部材 114 の生体組織に接触する部分は、それぞれ電極として機能する。すなわち、第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とは、バイポーラ電極として機能する。

【0015】

操作部 170 には、操作部本体 172 と、固定ハンドル 174 と、可動ハンドル 176 と、出力スイッチ 178 とが設けられている。固定ハンドル 174 は、操作部本体 172 に対して固定されており、可動ハンドル 176 は、操作部本体 172 に対して変位する。可動ハンドル 176 は、シャフト 160 内を挿通しているワイヤ又はロッドに接続されている。このワイヤ又はロッドは、第 2 の把持部材 114 に接続されている。可動ハンドル 176 の動作は、第 2 の把持部材 114 に伝達される。第 2 の把持部材 114 は、可動ハンドル 176 の動作に応じて、第 1 の把持部材 112 に対して変位する。その結果、第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とは、開いたり閉じたりする。

30

【0016】

出力スイッチ 178 は、例えば 2 つのボタンを含む。これらのボタンは、処置部 110 によって処置対象である生体組織に高周波電力を作用させる際に押圧されるボタンである。このボタンが押圧されたことを検知した電源装置 200 は、第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 との間に高周波電圧を印加する。その結果、処置部 110 で把持された生体組織は、封止される。高周波処置具 100 は、例えば、2 つあるボタンのうち何れが押圧されるかで、出力レベルが異なるように構成されている。フットスイッチ 290 にも、例えば 2 つのスイッチが設けられている。フットスイッチ 290 の 2 つのスイッチのそれぞれは、出力スイッチ 178 のそれぞれのボタンと同様の機能を有する。なお、高周波処置システム 10 には、出力スイッチ 178 とフットスイッチ 290 との両方が設けられていてもよいし、何れか一方が設けられていてもよい。以下、主に出力スイッチ 178 が操作されるものとして説明するがフットスイッチ 290 が操作されてもよい。

40

【0017】

操作部 170 の基端側には、ケーブル 180 の一端が接続されている。ケーブル 180 の他端は、電源装置 200 に接続されている。電源装置 200 は、高周波処置具 100 の

50

動作を制御し、高周波処置具 100 に電力を供給する。

【0018】

図 2 に、電源装置 200 の構成例の概略を表すブロック図を示す。電源装置 200 は、制御回路 210 と、高周波電源回路 220 と、出力検出回路 230 と、A/D 変換器 240 と、記憶媒体 250 と、入力器 262 と、表示器 264 と、スピーカ 266 とを有する。

【0019】

制御回路 210 は、例えば Central Processing Unit (CPU)、Application Specific Integrated Circuit (ASIC)、又は Field Programmable Gate Array (FPGA) 等の集積回路等を含む。制御回路 210 は、1つの集積回路等で構成されてもよいし、複数の集積回路等が組み合わされて構成されてもよい。制御回路 210 の動作は、例えば制御回路 210 内又は記憶媒体 250 に記録されたプログラムに従って行われる。制御回路 210 は、電源装置 200 の各部から情報を取得し、各部の動作を制御する。

【0020】

高周波電源回路 220 は、高周波処置具 100 に供給する高周波電力を出力する。高周波電源回路 220 は、可変直流電源 221 と、波形生成回路 222 と、出力回路 223 とを備える。可変直流電源 221 は、制御回路 210 の制御下で、直流の電力を出力する。可変直流電源 221 の出力は、出力回路 223 へと伝達される。波形生成回路 222 は、制御回路 210 の制御下で、交流波形を生成し、生成した交流波形を出力する。波形生成回路 222 の出力は、出力回路 223 へと伝達される。出力回路 223 は、可変直流電源 221 の出力と、波形生成回路 222 の出力とを重畳し、交流の電力を出力する。この交流電力は、出力検出回路 230 を介して、高周波処置具 100 の第 1 の把持部材 112 と第 2 の把持部材 114 とに供給される。

【0021】

出力検出回路 230 は、電流検出回路 231 と電圧検出回路 232 とを有する。電流検出回路 231 は、高周波電源回路 220 から高周波処置具 100 への回路の途中に挿入されており、高周波電源回路 220 から出力される電流値を表すアナログ信号を出力する。電圧検出回路 232 は、高周波電源回路 220 の出力電圧を表すアナログ信号を出力する。

【0022】

電流検出回路 231 の出力信号及び電圧検出回路 232 の出力信号は、A/D 変換器 240 へと入力される。A/D 変換器 240 は、入力されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、制御回路 210 へと伝達する。このようにして、制御回路 210 は、高周波電源回路 220 の出力電圧及び出力電流の情報を取得する。また、制御回路 210 は、これら出力電圧及び出力電流に基づいて、第 1 の把持部材 112、処置対象である生体組織、及び第 2 の把持部材 114 を含む回路のインピーダンスに係る値を算出する。すなわち、制御回路 210 は、生体組織のインピーダンスに係る値を取得する。

【0023】

記憶媒体 250 は、制御回路 210 で用いられるプログラム、制御回路 210 で行われる演算に用いられる各種のパラメータ、テーブル等を記憶している。

【0024】

入力器 262 は、例えば、ボタン、スライダ、ダイヤル、キーボード、又はタッチパネルといった入力機器を含む。制御回路 210 は、ユーザによる入力器 262 への入力を取得する。表示器 264 は、例えば、液晶ディスプレイ又は LED ランプといった表示機器を含む。表示器 264 は、制御回路 210 の制御下で、高周波処置システム 10 に係る情報を、ユーザに提示する。スピーカ 266 は、制御回路 210 の制御下で、例えば入力音、出力音、警告音等を発する。

【0025】

本実施形態に係る高周波処置システム 10 の動作について説明する。ユーザは、電源装

10

20

30

40

50

置 2 0 0 の入力器 2 6 2 を操作して、高周波処置具 1 0 0 についての希望する出力レベルを設定する。出力レベルは、例えば複数ある出力スイッチ 1 7 8 毎に設定される。

【 0 0 2 6 】

処置部 1 1 0 及びシャフト 1 6 0 は、例えば、腹壁を通して腹腔内に挿入される。ユーザは、可動ハンドル 1 7 6 を操作して処置部 1 1 0 を開閉させる。こうして、第 1 の把持部材 1 1 2 と第 2 の把持部材 1 1 4 とは、処置対象である生体組織を把持する。ユーザは、処置部 1 1 0 で生体組織を把持したら、出力スイッチ 1 7 8 を操作する。出力スイッチ 1 7 8 のボタンが押圧されたことを検出した電源装置 2 0 0 の制御回路 2 1 0 は、高周波電源回路 2 2 0 に駆動に係る指示を出力する。

【 0 0 2 7 】

高周波電源回路 2 2 0 は、制御回路 2 1 0 の制御下で、処置部 1 1 0 の第 1 の把持部材 1 1 2 及び第 2 の把持部材 1 1 4 に高周波電圧を印加し、処置対象である生体組織に高周波電流を流す。高周波電流が流れると、生体組織が電氣的な抵抗となるため、生体組織で熱が発生し、生体組織の温度が上昇する。その結果、生体組織のタンパク質は変成し、生体組織が封止される。以上によって生体組織の処置は完了する。

【 0 0 2 8 】

電源装置 2 0 0 の出力動作について詳述する。本実施形態に係る電源装置 2 0 0 の動作の概略を図 3 に示すフローチャートを参照して説明する。ステップ S 1 0 1 において、制御回路 2 1 0 は、出力スイッチ 1 7 8 がオンになったか否かを判定する。オンになっていないとき、処理はステップ S 1 0 1 に戻る。すなわち、制御回路 2 1 0 は、オンになるまで待機する。オンになったとき、処理はステップ S 1 0 2 に進む。ステップ S 1 0 2 において、制御回路 2 1 0 は、第 1 の制御を実行する。続いて、ステップ S 1 0 3 において、制御回路 2 1 0 は、第 2 の制御を実行する。続いて、ステップ S 1 0 4 において、制御回路 2 1 0 は、第 3 の制御を実行する。第 1 の制御、第 2 の制御、及び第 3 の制御については、後に詳述する。以上によって出力制御は終了する。このように、本実施形態では、3 段階の制御が行われる。

【 0 0 2 9 】

本実施形態に係る高周波処置システム 1 0 の出力及びその際算出される生体組織に係るインピーダンスの一例を図 4 を参照して説明する。図 4 は、横軸に出力開始時を 0 とした時間を示し、左縦軸は、出力電力、出力電圧及び出力電流を示し、右縦軸はインピーダンスを示す。図 4 において、実線は出力電圧の変化を示し、破線はインピーダンスの変化を示し、一点鎖線は出力電力の変化を示し、二点鎖線は出力電流の変化を示す。

【 0 0 3 0 】

上述のとおり、本実施形態に係る高周波処置システム 1 0 の出力の制御は、3 段階（3 つのフェーズ）に分かれている。したがって、生体組織に電力が供給される期間は、出力開始直後の短期間の第 1 の制御が行われる第 1 の期間と、その後の約 1 秒間の第 2 の制御が行われる第 2 の期間と、その後の約 2 秒間の第 3 の制御が行われる第 3 の期間とを含む。第 1 の制御による出力を第 1 の出力と称し、第 2 の制御による出力を第 2 の出力と称し、第 3 の制御による出力を第 3 の出力と称することにする。また、第 2 の制御による出力は第 3 の制御による出力よりも前に行われるので、第 2 の制御による期間を前期期間と称し、第 3 の制御による出力を後期期間と称することにする。

【 0 0 3 1 】

第 1 の制御においては、所定の期間、所定の電力値を有する高周波電力が生体組織に供給される。この第 1 の期間は、例えば 1 0 0 ミリ秒程度である。この第 1 の期間に、インピーダンスに係る値が取得される。処置対象である生体組織の大きさ、種類等、又は生体組織の状態に応じて、このときに取得されるインピーダンスに係る値は異なるものとなる。そこで、本実施形態では、第 1 の制御が行われている第 1 の期間に取得されるインピーダンスに係る値に基づいて、処置対象である生体組織の状態が把握され、後の制御で用いられる制御パラメータが決定される。すなわち、処置対象である生体組織の特性に応じた制御パラメータが設定される。また、第 1 の制御において、それほど大きくない所定の電

10

20

30

40

50

力が生体組織に供給されることによって、出力のオーバーシュートが抑制される。

【 0 0 3 2 】

第 2 の制御においては、線形に上昇する電圧が生体組織に印加される。この第 2 の制御が行われている第 2 の期間において、生体組織の温度が上昇する。第 2 の制御は、計測されるインピーダンスに係る値が最小値を示したことが検出されるまで行われる。計測されるインピーダンスに係る値が最小値となったら、制御は第 3 の制御に移行する。

【 0 0 3 3 】

第 2 の制御において水分が蒸発すると、その後温度上昇に伴ってインピーダンスに係る値が上昇していく。第 3 の制御においては、インピーダンスに係る値が線形に上昇するように出力制御が行われる。この第 3 の期間において、生体組織の温度は、ほぼ一定となるように維持される。

10

【 0 0 3 4 】

以下、第 1 乃至第 3 の制御について詳述する。

【 0 0 3 5 】

[第 1 の制御について]

第 1 の制御について、図 5 に示すフローチャートを参照して説明する。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 2 0 1 において、制御回路 2 1 0 は、高周波電源回路 2 2 0 に、所定の電力値を有する交流電力を第 1 の把持部材 1 1 2 と第 2 の把持部材 1 1 4 とで挟持された処置対象である生体組織に供給させる。この交流電力の供給によって生体組織に交流電流が流れる。

20

【 0 0 3 7 】

ステップ S 2 0 2 において、制御回路 2 1 0 は、処置対象である生体組織に係るインピーダンス値を取得する。例えば、制御回路 2 1 0 は、出力検出回路 2 3 0 の電流検出回路 2 3 1 で検出された電流と、電圧検出回路 2 3 2 で検出された電圧とを取得し、これらの値に基づいて、インピーダンス値を算出する。ここで、算出されるインピーダンス値は、インピーダンスに係る種々の値でよく、例えば複素数であるインピーダンスの絶対値であっても、実数成分である抵抗値であってもよい。また、逆数であるアドミタンスが用いられてもよい。

【 0 0 3 8 】

30

ステップ S 2 0 3 において、制御回路 2 1 0 は、所定時間が経過したか否かを判定する。ここで、所定時間は、例えば 1 0 0 ミリ秒である。所定時間が経過していないとき、処理はステップ S 2 0 1 に戻る。すなわち、所定電力の供給とインピーダンス値の取得とが繰り返される。所定時間が経過したとき、第 1 の制御は終了し、第 2 の制御へと移行する。

【 0 0 3 9 】

なお、第 1 の制御で取得されるインピーダンス値を初期インピーダンス値と称することにする。初期インピーダンス値は、最初に取得されたインピーダンス値でもよいし、第 1 の制御が行われる第 1 の期間のうち何れかの期間に取得されたインピーダンス値の平均値や中間値などであってもよい。

40

【 0 0 4 0 】

[第 2 の制御について]

第 2 の制御について詳述する。第 2 の制御は、血管等の安定した封止を行うために最適化された制御である。ここで、血管等の生体組織を加熱する際のインピーダンス値の変化に注目する。生体組織を加熱すると、生体組織内の電解質溶液の温度が上昇し、インピーダンスが低下する。このインピーダンスの低下に注目すると、以下のことが明らかになった。

【 0 0 4 1 】

図 6 に、第 2 の制御による電圧印加時間（加熱時間）と、Vessel Burst Pressure (VBP) の平均値との関係を示す。ここで、第 2 の制御による電圧印

50

加時間は、上述のとおり第2の制御の開始からインピーダンス値が最小値を取るまでの時間となる。また、第2の制御は、上述し図4に示したように、出力電圧が線形に上昇するように調整される制御である。また、VBPは、第2の制御及び第3の制御を経た封止処置後の血管に水圧をかけたときに封止部分が剥離する圧力を示す。すなわち、VBPが高い程、強固な封止が行われていることを意味する。一般に、少なくとも90%以上の処置後の血管で360mmHg以上のVBPが得られることが要求される。図6に示すように、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間が長くなるほど、VBPは上昇する傾向にある。また、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間が1秒以上になっても、VBPはそれほど上昇しなかった。

【0042】

10

図6に示す結果と、処置時間は短いことが望まれていることを考慮すると、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間は、1秒程度であることが好ましいと考えられる。また、VBPが360mmHgよりも十分に高い0.5秒から1.5秒程度の範囲内でもよいことが分かる。これらの結果を踏まえて、本実施形態では、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間が1秒程度となるように、第2の制御における出力電圧を調整することとした。

【0043】

本実施形態では、制御回路210は、第2の制御における生体組織に印加する出力電圧 $V(t)$ を下記式(1)となるように制御する。

$$V(t) = (V(Z) / GV) \times t \quad (1)$$

20

ここで、 t は、処置の開始からの時間、すなわち、第1の制御が開始してからの時間を示す。 t は、第2の制御が開始してからの時間であってもよい。 $V(Z)$ は、定数を示し、例えば出力電圧の最大値を示す。 GV は、勾配値を示す。このように、 $(V(Z) / GV)$ は、単位時間当たりの出力電圧の上昇値、すなわち、傾き(増加割合)を示す。

【0044】

GV は、第1の制御で取得された初期インピーダンス値に基づいて決定される。 GV は、例えば初期抵抗値 R_0 に基づいて、下記式(2)で決定される。

$$GV = a \cdot R_0 + b \quad (2)$$

ここで、 a 及び b は、それぞれ定数である。 a 及び b は、出力電圧 $V(t)$ を生体組織に印加したときに、1秒程度でインピーダンス値が最小値を示すように経験的に調整された値である。

30

【0045】

なお、上記式(2)は、1次関数に限らず高次の関数など他の式でもよい。ただし、初期抵抗値 R_0 が上記式(1)に与える影響が大きくなり過ぎないように、高次関数よりも1次関数であることが好ましい。また、上記式(1)も時間に関する1次関数となっている。1次関数であることで、安定性が高く、かつ適度な温度上昇が得られる。出力電圧が時間に関する1次関数であるので、生体組織に投入される電力は時間に関して2次関数的に増加する。なお、出力電圧 $V(t)$ はオフセットが与えられてもよい。すなわち、上記式(1)は、

$$V(t) = (V(Z) / GV) \times t + c \quad (3)$$

40

(ここで c は定数)のように変形されてもよい。

【0046】

上記式(1)及び(2)に従えば、例えば細い血管では、初期抵抗値 R_0 が比較的高いので、勾配を示す $(V(Z) / GV)$ が比較的小さくなる。すなわち、細い血管では、出力電圧は比較的ゆっくりと上昇し、したがって、投入電力は比較的ゆっくりと上昇する。一方、例えば太い血管では、初期抵抗値 R_0 が比較的低いので、勾配を示す $(V(Z) / GV)$ が比較的大きくなる。すなわち、太い血管では、出力電圧は比較的速く上昇し、したがって、投入電力は比較的速く上昇する。

【0047】

勾配 $(V(Z) / GV)$ は、上記式(1)及び(2)の関係と初期抵抗値 R_0 とに基づ

50

いてその都度算出されて用いられてもよいし、記憶媒体 250 に予め記憶された初期抵抗値 R_0 と勾配 $(V(Z)/GV)$ との関係を表すテーブルと初期抵抗値とに基づいて決定されてもよい。

【0048】

第2の制御における電源装置 200 の動作を、図7に示すフローチャートを参照して説明する。

【0049】

ステップ S301 において、制御回路 210 は、初期インピーダンス値に基づいて、時間と出力電圧 $V(t)$ との関係を算出する。出力電圧 $V(t)$ は、例えば上述の式(1)及び(2)を用いて決定される。

10

【0050】

ステップ S302 において、制御回路 210 は、高周波電源回路 220 に、時間に応じた電圧 $V(t)$ を出力させる。ステップ S303 において、制御回路 210 は、生体組織のインピーダンス値を取得する。

【0051】

ステップ S304 において、制御回路 210 は、ステップ S303 で取得されたインピーダンス値が切替インピーダンス値であるか否かを判定する。ここで、切替インピーダンス値とは、第2の制御を終了する条件となるインピーダンス値である。切替インピーダンス値は、例えばインピーダンス値の変化が計測されて、最小値となったときの値であり得る。最小値の検出を容易に行うため、インピーダンス値が最小値を示した後、所定の値だけ上昇した値を切替インピーダンス値としてもよい。すなわち、ステップ S304 において、インピーダンス値が減少し、最小値を示した後、所定の値だけインピーダンス値が上昇したとき、インピーダンス値が切替インピーダンス値になったと判定されてもよい。ステップ S304 において切替インピーダンス値でないと判定されたとき、処理はステップ S302 に戻る。一方、切替インピーダンス値であると判定されたとき、第2の制御は終了し、第3の制御へと移行する。

20

【0052】

以上のような制御によって、出力電圧及びインピーダンス値は図4に示すようになる。すなわち、第2の制御が行われる第2の期間において、出力電圧は、線形に上昇する。このとき、出力電力は2次関数的に上昇する。第2の期間において取得されるインピーダンス値は、時間経過とともにゆっくりと減少していく。図4に示す例では、インピーダンス値が最小値を示した後にわずかに上昇したところで、第2の制御が終了している。なお、ここでは出力電圧が制御される例を示したが、同様に出力電流又は出力電力が線形に上昇するように制御されてもよい。

30

【0053】

インピーダンス値が最小値を取るまでの時間を1秒程度と比較的ゆっくりにすることで、処置の時間を短くしつつ生体組織の温度を均一にすることができる。また、処置対象のサイズ等によらず、インピーダンス値が最小値を取るまでの時間を1秒程度と一定にすることで、処置ごとの結果のバラつきを抑制することができる。なお、同じエネルギーを投入した場合、細い血管ほど、短い時間でインピーダンス値が最小値を取る。インピーダンス値が最小値を取るまでの時間を1秒程度とすることで、図6に示すように、安定して高い封止力が得られる。

40

【0054】

[第3の制御について]

第3の制御について詳述する。第3の制御では、計測されるインピーダンス値が一定の割合で上昇するように出力が制御される。本実施形態では、まず、出力を停止するときのインピーダンス値である終了インピーダンス値が決定される。次に、第3の制御の開始時のインピーダンス値から終了インピーダンス値まで一定の速度で上昇する目標インピーダンス値が設定される。すなわち、目標インピーダンス値は、各時間におけるインピーダンス値の目標値として設定される。出力の制御は、一定期間ごとに目標インピーダンス値と

50

出力検出回路 230 を用いて取得された計測インピーダンス値との差異に基づいて、出力値が決定されるように行われる。このようにして、計測インピーダンス値が目標インピーダンス値に沿って終了インピーダンス値に達するまで、第 3 の制御は行われる。

【0055】

第 3 の制御における終了インピーダンス値の設定について

出力を停止するときの終了インピーダンス値の決定方法について説明する。ここでは、インピーダンス値として、抵抗値を用いる場合を説明する。抵抗値に限らず、その他のインピーダンス値を用いても同様である。出力を停止するときの抵抗値である終了抵抗値 R_{stop} は、例えば、下記式 (4) で求められる。

$$R_{stop} = R_{in} + R_{add} \quad (4)$$

10

ここで、 R_{in} は、第 3 の制御の開始時に取得される生体組織に係る抵抗値である。すなわち、 R_{in} は、上述の切替インピーダンス値に対応する抵抗値である。なお、 R_{in} は、第 2 の制御において計測された最小インピーダンスであってもよい。また、 R_{in} には、第 1 の制御で取得された初期インピーダンス値が用いられてもよい。

【0056】

また、 R_{add} は、生体組織の初期状態に基づいて決められる加算抵抗値である。加算抵抗値 R_{add} の決定方法の例をいくつか示す。

【0057】

(第 1 の例)

加算抵抗値 R_{add} は、初期抵抗値 R_0 の関数として算出される。初期抵抗値 R_0 は、第 1 の制御において、検出される抵抗値である。例えば、図 8 に示すような加算抵抗値 R_{add} と初期抵抗値 R_0 との関係を表すテーブルが記憶媒体 250 に記憶されており、このテーブルと第 1 の制御で計測された初期抵抗値 R_0 とに基づいて加算抵抗値 R_{add} が決定される。なお、図 8 において、 a, b, c, d は、それぞれ抵抗値を表し、 $a < b < c < d$ の関係を有する。すなわち、初期抵抗値 R_0 が高い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなる。言い換えると、処置対象が血管であるとき、細い血管ほど初期抵抗値 R_0 が高いので、加算抵抗値 R_{add} が低くなる。また、図 8 と同様の関係を示す関数に基づいて、加算抵抗値 R_{add} が算出されてもよい。

20

【0058】

(第 2 の例)

加算抵抗値 R_{add} は、初期抵抗値 R_0 と第 2 の制御の継続時間 D_t との関数として算出される。継続時間 D_t は、第 2 の制御が終了したときに取得される。例えば、初期抵抗値 R_0 が所定の閾値以上、かつ、継続時間 D_t が所定の閾値以下であるとき、加算抵抗値 R_{add} として第 1 の加算抵抗値 R_{add1} が選択され、初期抵抗値 R_0 が所定の閾値よりも低い、又は、継続時間 D_t が所定の閾値よりも長いとき、加算抵抗値 R_{add} として第 2 の加算抵抗値 R_{add2} が選択される。ここで、第 1 の加算抵抗値 R_{add1} は、第 2 の加算抵抗値 R_{add2} よりも低い。

30

【0059】

また、例えば、図 9 に示すような加算抵抗値 R_{add} と継続時間 D_t と初期抵抗値 R_0 との関係を表すテーブルが記憶媒体 250 に記憶されており、このテーブルと第 1 の制御で計測された初期抵抗値 R_0 と第 2 の制御の継続時間 D_t とに基づいて加算抵抗値 R_{add} が決定されてもよい。なお、図 9 において、 a, b, c, d は、それぞれ抵抗値を表し、 $a < b < c < d$ の関係を有する。すなわち、初期抵抗値 R_0 が高い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなり、継続時間 D_t が長い程、加算抵抗値 R_{add} は高くなる。また、図 9 と同様の関係を示す関数に基づいて、加算抵抗値 R_{add} が算出されてもよい。

40

【0060】

初期抵抗値 R_0 と第 2 の制御の継続時間 D_t とに基づいて加算抵抗値 R_{add} が決定されることで、初期抵抗値 R_0 のみに基づいて決定される場合よりも、適切な加算抵抗値 R_{add} が決定され得る。

【0061】

50

(第3の例)

加算抵抗値 R_{add} は、ユーザが設定した出力レベルに応じて選択されてもよい。例えば、出力レベルが高い程、加算抵抗値 R_{add} は高くなり、出力レベルが低い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなる。出力レベルは、第1の例又は第2の例の場合のように、初期抵抗値 R_0 又は第2の制御の継続時間 D_t との組み合わせとして用いられることが好ましい。初期抵抗値 R_0 又は第2の制御の継続時間 D_t と併せて出力レベルを用いて加算抵抗値 R_{add} が決定されることで、より適切な値が設定され得る。

【0062】

上記の第1乃至第3の例の何れの場合にも、例えば血管が細い程、加算抵抗値 R_{add} は低くなり、血管が太い程、加算抵抗値 R_{add} は高くなる。なお、終了抵抗値 R_{stop} は、初期抵抗値 R_0 よりも高い値となる。

10

【0063】

抵抗値に限らずにその他のインピーダンスに係る値が用いられるとき、上記と同様に、 R_{in} は、切替インピーダンス値に対応し、加算抵抗値 R_{add} は加算インピーダンス値に対応し、初期抵抗値 R_0 は、初期インピーダンス値に対応する。

【0064】

上述のように、例えば血管の太さなど、処置対象に応じて変化する初期インピーダンス値が用いられることによって、処置対象に応じた終了インピーダンス値が適切に設定される。このようにして決定された終了インピーダンス値を用いて出力制御が行われることで、適切な処置が行われ得る。

20

【0065】

第3の制御における目標インピーダンス値の設定について

目標インピーダンス値の設定方法について説明する。ここでは、上述の終了抵抗値と同様に、インピーダンス値として抵抗値が用いられる場合を説明する。すなわち、目標インピーダンス値として目標抵抗値が用いられる場合を説明する。抵抗値に限らず、その他のインピーダンスに係る値を用いても同様である。

【0066】

(第1の例)

第1の例では、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、予め決められている。この所定の時間で、切替抵抗値 R_{in} から算出された終了抵抗値 R_{stop} まで抵抗値が線形に上昇するように、時間毎の目標抵抗値が設定され得る。

30

【0067】

(第2の例)

第2の例では、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、ユーザによって設定された出力レベルに応じて決定される。出力レベルに応じて決定された時間で、算出された終了抵抗値 R_{stop} まで抵抗値が線形に上昇するように、目標抵抗値が設定され得る。すなわち、図10に示すように、時間に対して目標抵抗値の値を示したときの傾きが、出力レベルに応じて変化する。言い換えると、目標抵抗値の増加速度が出力レベルに応じて変化する。なお、図10において、 L_1 、 L_2 、 L_3 は、それぞれ出力レベルを示し、 $L_1 < L_2 < L_3$ の関係を有する。

40

【0068】

(第3の例)

第3の例では、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、第1の制御において得られた抵抗値(初期抵抗値)に応じて決定される。また、第3の制御によって高周波電力が出力される時間は、第2の制御において得られた抵抗値に応じて決定されてもよい。決定された時間で、算出された終了抵抗値 R_{stop} まで抵抗値が線形に上昇するように、目標抵抗値が設定され得る。すなわち、時間に対して目標抵抗値の値を示したときの傾きが、第1の制御又は第2の制御において得られた抵抗値に応じて変化する。言い換えると、目標抵抗値の増加速度が第1の制御又は第2の制御において得られた抵抗値に応じて変化する。例えば、第1の制御又は第2の制御で取得された抵抗値が低いとき、第3の

50

制御における出力時間は短くなり、傾きは大きくなる。一方、第 1 の制御又は第 2 の制御で取得された抵抗値が高いとき、第 3 の制御における出力時間は長くなり、傾きは小さくなる。

【 0 0 6 9 】

第 3 の制御における出力電力の決定方法について

出力の決定方法について説明する。ここでも、上述の場合と同様に、インピーダンス値として抵抗値が用いられる場合を説明する。抵抗値に限らず、その他のインピーダンスに係る値を用いても同様である。

【 0 0 7 0 】

図 1 1 を参照して説明する。図 1 1 の上段は、時間に対する目標抵抗値と計測抵抗値とを模式的に示す。ここで、目標抵抗値は破線で示され、計測抵抗値は実線で示されている。図 1 1 の下段は時間に対する出力電力を模式的に示す。本実施形態では、出力電力が数十ミリ秒毎のステップ時間毎に設定される。この出力電力の設定は、目標抵抗値と計測抵抗値とを比較することで行われる。すなわち、所定時間毎に目標抵抗値と計測抵抗値とが比較され、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、出力電力は下げられる。一方、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、出力電力は上げられる。また、計測抵抗値と目標抵抗値との差が所定の閾値未満の場合、出力電力は維持される。なお、第 3 の制御の開始時の出力電力は、第 2 の制御の終了時の出力電力でもよい。また、第 3 の制御の開始時の出力電力は、所定の値でもよいし、所定の方法によって決定されてもよい。

10

【 0 0 7 1 】

頻繁に出力電力の設定値が変更されると出力が発振するおそれがある。一方で、出力電力の設定が時々しか行われないと、制御の精度が悪くなったり、目標時間内に処置が完了しなくなったりする。このため、出力電力を再設定する間隔、すなわちステップ時間は、適切に調整されることが好ましい。出力電力の決定方法の例について説明する。

20

【 0 0 7 2 】

(第 1 の例)

第 1 の例では、出力電力の変化量は、その時点での出力電力に対する所定の割合である。例えば、この所定の割合を第 1 の割合としたときに、初期の出力電力が第 1 の電力であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は、第 1 の電力から第 1 の割合だけ低下させた第 2 の電力とする。出力が第 2 の電力であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は、第 2 の電力から第 1 の割合だけ上昇させた第 3 の電力とする。以下同様にする。例えば第 1 の割合を 1 0 % とするとき次のようになる。その時点の出力電力が 2 0 W であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は 1 8 W に調整される。出力電力は 1 8 W であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は、1 9 . 8 W に調整される。このように、出力電力の変化量をその時点の出力電力に対する所定の割合とすることで、出力電力が大きいときにも小さいときにも変化量が適切な値に調整される。ここに示した数値は一例であり、どのような値であってもよく、適切に設定される。

30

【 0 0 7 3 】

なお、出力電力を低下させるときの割合を第 1 の割合とし、上昇させるときの割合を第 2 の割合としたときに、第 1 の割合と第 2 の割合とは同一でもよいし、異なってもよい。第 2 の割合よりも第 1 の割合の方が大きいことが好ましい。例えば、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、出力を 1 0 % 低下させ、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、出力を 5 % 上昇させる等とする。また、計測抵抗値と目標抵抗値との差異が所定の範囲内のとき、出力電力を変化させなくてもよい。

40

【 0 0 7 4 】

(第 2 の例)

第 2 の例では、出力電力の変化量は、所定の値とする。この所定の値を第 1 の値としたとき、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は現在の出力電力よりも第 1 の値だけ低い値に調整される。計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力

50

は現在の出力電力よりも第 1 の値だけ高い値に調整される。例えば、変化量を 2 W とするとき次のようになる。その時点の出力電力が 20 W であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、次の出力電力は 18 W に調整される。出力電力は 18 W であり、計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、次の出力電力は、20 W に調整される。このように、出力電力の変化量を一定の値とすることで、ハードウェア構成が単純となり、また、出力電力の制御が容易となる。ここに示した数値は一例であり、どのような値であってもよく、適切に設定される。

【0075】

なお、出力を上昇させるときの変化量と低下させるときの変化量とは、等しくてもよいし、異なってもよい。上昇させるときの変化量よりも低下させるときの変化量の方が大きいことが好ましい。また、計測抵抗値と目標抵抗値との差異が所定の範囲内のとき、出力電力を変化させなくてもよい。

10

【0076】

(第 3 の例)

第 3 の例では、出力電力の変化量は、第 1 の制御で取得された初期抵抗値 R_0 と、第 2 の制御が行われる第 2 の期間の長さ、すなわち、第 2 の制御が開始してからインピーダンス値が最小値を示すまでの時間とに基づいて決定される。このため、例えば初期抵抗値 R_0 及び第 2 の期間の長さ、出力電力の変化量との関係が予め記憶媒体 250 に記憶されている。制御回路 210 は、この関係を参照して、出力電力を決定する。

20

【0077】

(第 4 の例)

第 4 の例では、出力電力の変化量は、ユーザによって設定された出力レベルに応じて決められた所定の値とする。出力レベルと出力電力の変化量との関係は、予め記憶媒体 250 に記憶されている。制御回路 210 は、この関係を参照して、出力電力を決定する。

【0078】

(第 5 の例)

第 5 の例では、出力電力は、計測抵抗値と目標抵抗値との関係で決められる。例えば、次のようになる。計測抵抗値が目標抵抗値よりも高いとき、出力電力が第 1 の電力値に設定される。計測抵抗値と目標抵抗値とが一致しているとき、出力電力が第 2 の電力値に設定される。計測抵抗値が目標抵抗値よりも低いとき、出力電力が第 3 の電力値に設定される。ここで、第 1 の電力値、第 2 の電力値、第 3 の電力値の順に値は大きくなる。例えば第 1 の電力値が 5 W であり、第 2 の電力値が 8 W であり、第 3 の電力値が 10 W である。ここに示した数値は一例であり、どのような値であってもよく、適切に設定される。

30

【0079】

以上のように制御される第 3 の制御について、図 12 に示すフローチャートを参照して説明する。

【0080】

ステップ S401 において、制御回路 210 は、初期インピーダンス値に基づいて、加算インピーダンス値を算出する。ステップ S402 において、制御回路 210 は、切替インピーダンス値と加算インピーダンス値との和に基づいて、終了インピーダンス値を設定する。終了インピーダンス値の設定方法は、例えば上述の第 1 乃至第 3 の例の何れの方法が用いられてもよい。

40

【0081】

ステップ S403 において、制御回路 210 は、終了インピーダンス値を用いて、目標インピーダンス値を設定する。目標インピーダンス値の設定方法は、例えば上述の第 1 乃至第 3 の例の何れの方法が用いられてもよい。ステップ S404 において、制御回路 210 は、高周波電源回路 220 に、所定の電力値を有する電力を初期電力として出力させる。初期電力は、例えば第 2 の制御の終了時の電力である。

【0082】

ステップ S405 において、制御回路 210 は、出力検出回路 230 で検出された値を

50

用いて、インピーダンス値を取得する。ステップ S 4 0 6 において、制御回路 2 1 0 は、計測インピーダンス値が終了インピーダンス値以上であるか否かを判定する。計測インピーダンス値が終了インピーダンス値以上でないとき、処理はステップ S 4 0 7 に進む。

【 0 0 8 3 】

ステップ S 4 0 7 において、制御回路 2 1 0 は、計測インピーダンス値 (Z_m) と目標インピーダンス値 (Z_t) とを比較する。計測インピーダンス値 (Z_m) と目標インピーダンス値 (Z_t) との差が所定の閾値以内 ($Z_m - Z_t$) であるとき、処理はステップ S 4 0 8 に進む。ステップ S 4 0 8 において、制御回路 2 1 0 は、出力電力の設定値 (設定電力) を維持する。その後、処理はステップ S 4 1 1 に進む。ステップ S 4 0 7 において、計測インピーダンス値 (Z_m) が目標インピーダンス値 (Z_t) よりも大きい ($Z_m > Z_t$) と判定されたとき、処理はステップ S 4 0 9 に進む。ステップ S 4 0 9 において、制御回路 2 1 0 は、設定電力を低電力に設定する。その後、処理はステップ S 4 1 1 に進む。ステップ S 4 0 7 において、計測インピーダンス値 (Z_m) が目標インピーダンス値 (Z_t) よりも小さい ($Z_m < Z_t$) と判定されたとき、処理はステップ S 4 1 0 に進む。ステップ S 4 1 0 において、制御回路 2 1 0 は、設定電力を高電力に設定する。その後、処理はステップ S 4 1 1 に進む。ステップ S 4 0 8 乃至ステップ S 4 1 0 の電力の設定の方法については、例えば上述の第 1 乃至第 5 の例の何れの方法が用いられてもよい。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 4 1 1 において、制御回路 2 1 0 は、ステップ S 4 0 8 乃至ステップ S 4 1 0 のうち何れかで設定された電力値の電力を、高周波電源回路 2 2 0 に出力させる。その後、処理はステップ S 4 0 5 に戻る。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 4 0 6 において、計測インピーダンス値が終了インピーダンス値以上であると判定されたとき、処理はステップ S 4 1 2 に進む。ステップ S 4 1 2 において、制御回路 2 1 0 は、高周波電源回路 2 2 0 に出力を停止させる。その後、第 3 の制御は終了する。以上によって、電源装置 2 0 0 による高周波処置具 1 0 0 への高周波電力の供給は終了する。

【 0 0 8 6 】

以上のような制御によれば、出力及び取得されるインピーダンス値は図 4 に示すようになる。すなわち、第 3 の制御においてインピーダンス値は、線形に上昇する。インピーダンス値が線形に上昇するように、出力電力 (出力電圧又は出力電流) は、調整される。

【 0 0 8 7 】

以上のような第 3 の制御によれば、インピーダンス値が線形に上昇することで、生体組織はほぼ一定の温度に維持される。このように、生体組織はほぼ一定の温度の下で処置が進む。このため、例えば血管の安定した封止が得られる。

【 0 0 8 8 】

また、生体組織の特性に応じた終了インピーダンス値が決定されることで、生体組織の特性に応じた処置の終了条件が決定される。すなわち、処置対象である生体組織の特性の違いに関わらず、十分な処置が行われた時点で、処置が終了することになる。

【 0 0 8 9 】

以上のように、本実施形態によれば、高周波処置システム 1 0 において、処置対象に応じて最適化された出力が行われる。

【 0 0 9 0 】

なお、上述の実施形態の説明では、主に血管の封止を例に挙げて説明したが、上述の技術は他の生体組織の処置にも適用され得る。また、上述の動作が血管封止用のモードとして用意され、他のモードと共に高周波処置システム 1 0 に備えられてもよい。高周波処置システム 1 0 は、ユーザがこれらのモードの中から処置に応じたモードを選択するように構成されてもよい。

【 0 0 9 1 】

また、本実施形態に係る高周波処置システム 1 0 は、高周波電力を出力するのみならず

10

20

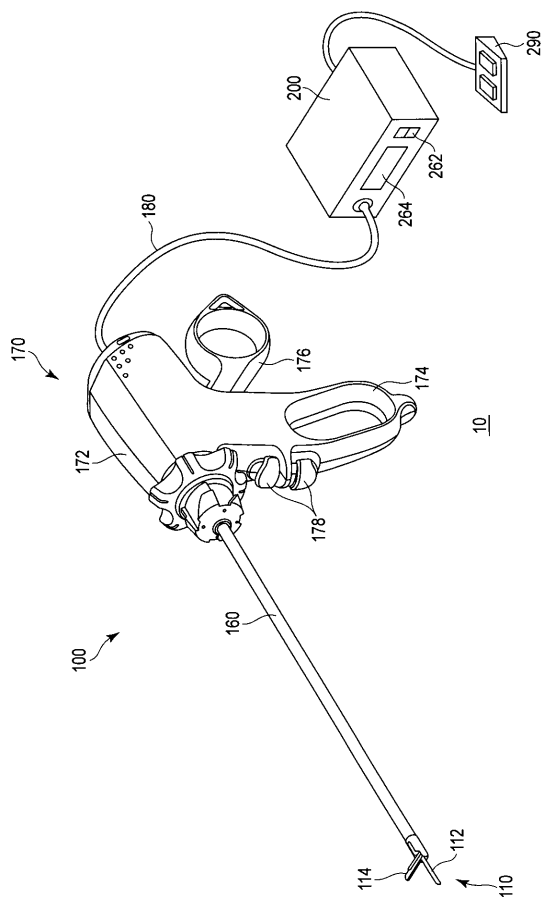
30

40

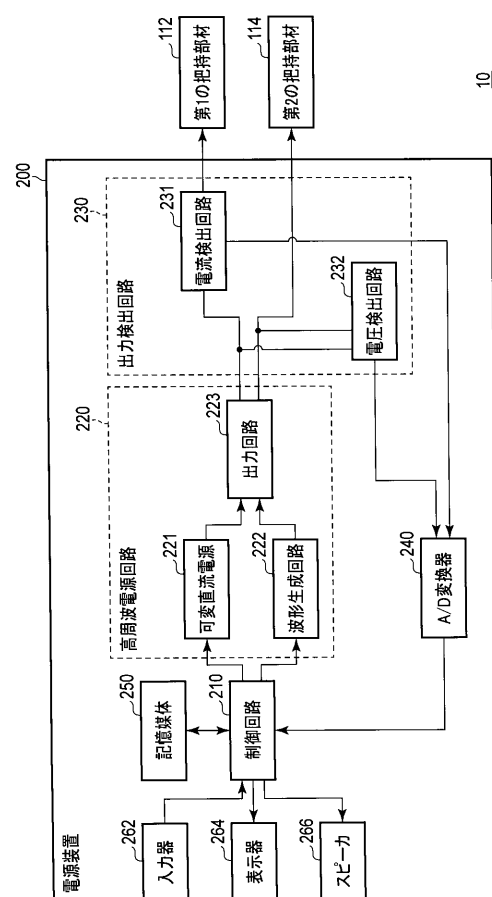
50

、例えば第１の把持部材１１２が超音波周波数で振動して、生体組織を超音波振動で処置する、超音波処置具としての機能も備えてもよい。超音波エネルギーをも用いる処置具においても、高周波電力の出力については、上述の実施形態と同様に機能し得る。

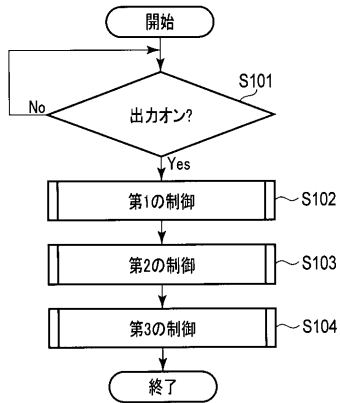
【図１】



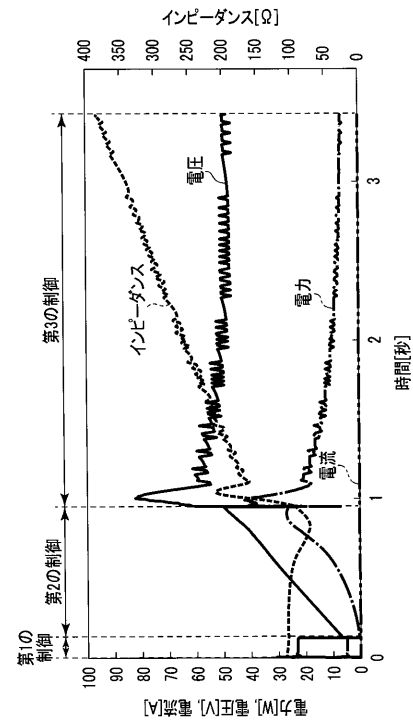
【図２】



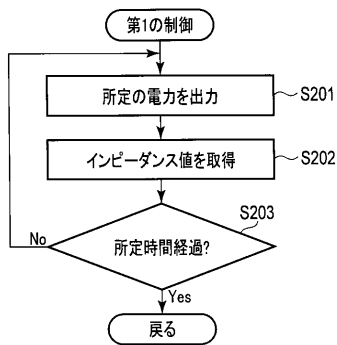
【 図 3 】



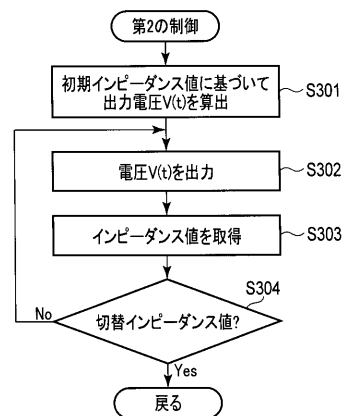
【 図 4 】



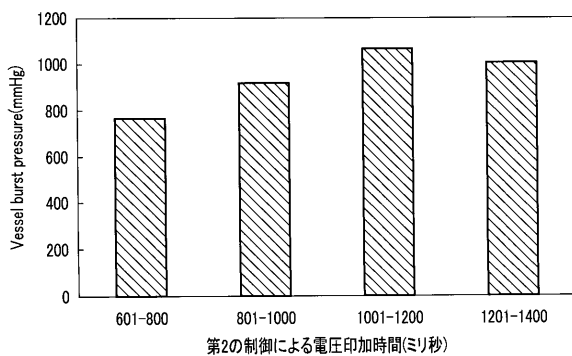
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 6 】



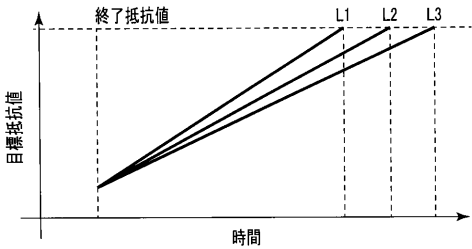
【 図 8 】

初期抵抗値R0	a	b	c	d
加算抵抗値Radd	400	350	300	250

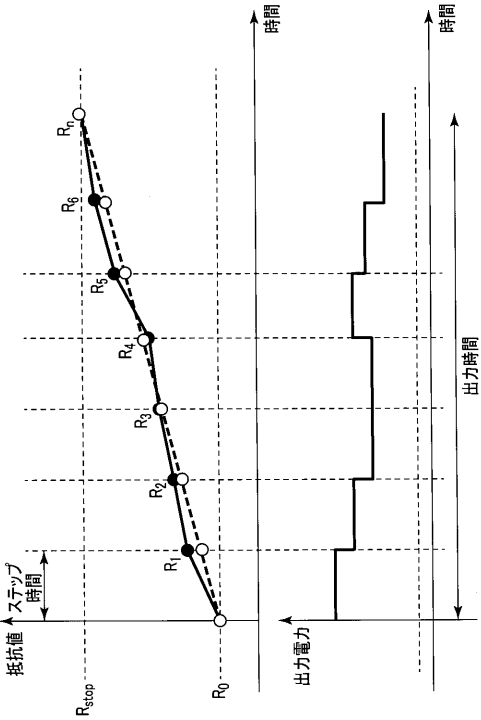
【 図 9 】

初期抵抗値 継続時間Dt	a	b	c	d
0-0.5秒	250	250	250	200
0.5-1.0秒	350	350	300	250
1.0秒以上	400	400	350	300

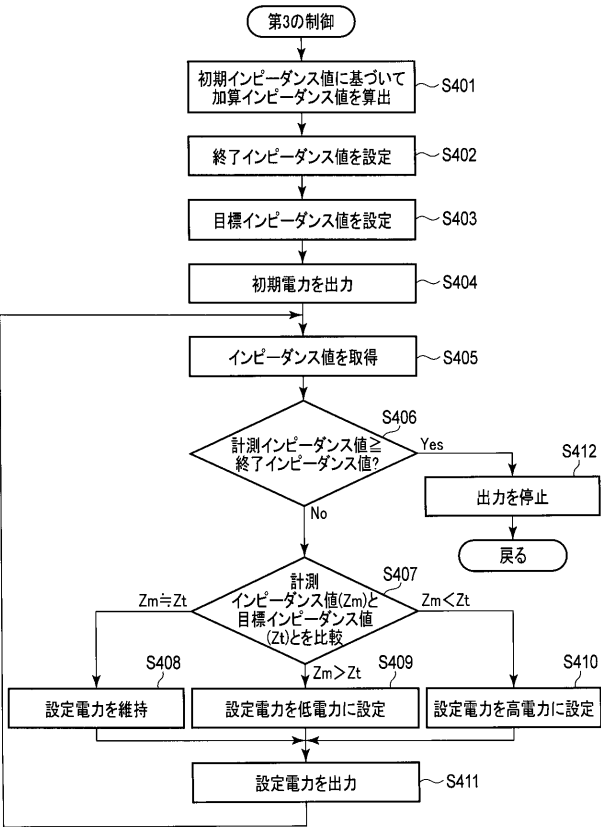
【 図 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/064616
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B18/12(2006.01)i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B18/12		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2011-125714 A (Tyco Healthcare Group LP), 30 June 2011 (30.06.2011), paragraphs [0024] to [0044]; fig. 1 to 4 & US 2011/0144635 A1 paragraphs [0030] to [0050] & EP 2335630 A1	1-7, 9-10 8
Y	JP 2005-517498 A (Live Tissue Connect, Inc.), 16 June 2005 (16.06.2005), paragraphs [0014] to [0016] & US 2003/0158551 A1 paragraphs [0020] to [0023] & WO 2003/070284 A2 & EP 1482850 A2	8
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ 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 application or patent 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 30 June 2016 (30.06.16)		Date of mailing of the international search report 12 July 2016 (12.07.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/064616

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-502660 A (Consortium Management Services Group, Inc.), 29 January 2002 (29.01.2002), paragraph [0083] & US 2002/0091385 A1 paragraph [0135] & WO 1999/040857 A1 & EP 1054637 A	8
A	JP 2007-319684 A (Sherwood Services AG.), 13 December 2007 (13.12.2007), & US 2007/0282320 A1 & EP 1862137 A1	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 4 6 1 6	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/12(2006, 01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B18/12			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2011-125714 A (タイコ ヘルスケア グループ リミテッド パートナershipp) 2011.06.30, 段落[0024]-[0044], 図 1-4 等 & US 2011/0144635 A1 段落[0030]-[0050] & EP 2335630 A1	1-7, 9-10 8	
Y	JP 2005-517498 A (ライブ ティッシュ コネクト インコーポレイテッド) 2005.06.16, 段落[0014]-[0016] & US 2003/0158551 A1 段落[0020]-[0023] & WO 2003/070284 A2 & EP 1482850 A2	8	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 30.06.2016		国際調査報告の発送日 12.07.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 沼田 規好 電話番号 03-3581-1101 内線 3386	3 I 3930

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 6 4 6 1 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2002-502660 A (コンソーシアム マネージメント サービスィズ グループ インコーポレイテッド) 2002.01.29, 段落[0083] & US 2002/0091385 A1 段落[0135] & WO 1999/040857 A1 & EP 1054637 A	8
A	JP 2007-319684 A (シャーウッド・サービシーズ・アクチェンゲゼルシャフト) 2007.12.13 & US 2007/0282320 A1 & EP 1862137 A1	1-10

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 レガスピ ダニロ

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

(72)発明者 林田 剛史

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C160 KK04 KK15 KK24 KK30 KK39 KK63 MM32

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。