(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5178559号
(P5178559)

(45)発行日　平成25年4月10日(2013.4.10)　(24)登録日　平成25年1月18日(2013.1.18)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 18/12 (2006.01)　A61B 17/39 310
A61B 18/00 (2006.01)　A61B 17/39 320
A61B 17/36 330

請求項の数 9　(全 16 頁)

(21)出願番号　特願2009-22706(P2009-22706)
(22)出願日　平成21年2月3日(2009.2.3)
(65)公開番号　特開2009-247887(P2009-247887A)
(43)公開日　平成21年10月29日(2009.10.29)
審査請求日　平成22年3月5日(2010.3.5)
(31)優先権主張番号　12/098,830
(32)優先日　平成20年4月7日(2008.4.7)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　304050923
オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号
(74)代理人　100108855
弁理士　蔵田　昌俊
(74)代理人　100091351
弁理士　河野　哲
(74)代理人　100088683
弁理士　中村　誠
(74)代理人　100109830
弁理士　福原　淑弘
(74)代理人　100075672
弁理士　峰　隆司
(74)代理人　100095441
弁理士　白根　俊郎

最終頁に続く

(54)【発明の名称】外科手術装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
操作者に保持されるハンドピースと、前記ハンドピースが接続される装置本体と、を具備し、
前記ハンドピースは、
バイポーラ電極を備え、高周波電流により生体組織に処置を行う高周波処置、かつ、生体組織のインピーダンスを算出するための検出を行う高周波処置ユニットと、
超音波振動により生体組織に処置を行う超音波処置ユニットと、を有し、
前記装置本体は、
前記高周波処置ユニットを作動可能な高周波出力モジュールと、
前記超音波処置ユニットを作動可能な超音波出力モジュールと、
前記高周波処置ユニットによる検出結果に基づいて生体組織のインピーダンスを算出するセンサモジュールと、
前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスに応じて前記高周波出力モジュール及び前記超音波出力モジュールを自動制御して前記高周波処置ユニット及び前記超音波処置ユニットの出力を自動調整する制御モジュールと、を有し、
前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスの変化率がほぼ零となりインピーダンスが一定値となったことに基づいて生体組織の凝固が完了したと判断したインピーダンスの凝固完了値について、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後の前記高周波処置ユニットの出力

が前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達するまでの前記高周波処置ユニットの出力よりも小さくなるように、前記高周波処置ユニットの出力を自動調節し、且つ、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後の前記超音波処置ユニットの出力が前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達するまでの前記超音波処置ユニットの出力よりも大きくなるように、前記超音波処置ユニットの出力を自動調節する、

ことを特徴とする外科手術装置。

【請求項２】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達するまで、前記超音波処置ユニットの出力を停止する、

ことを特徴とする請求項１に記載の外科手術装置。

【請求項３】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後に、前記超音波処置ユニットの出力を最大とする、

ことを特徴とする請求項１に記載の外科手術装置。

【請求項４】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後に、前記高周波処置ユニットの出力を、前記高周波処置ユニットの凝固作用がほぼ零となる微小出力以下とする、

ことを特徴とする請求項１に記載の外科手術装置。

【請求項５】

前記制御モジュールは、生体組織の弾性が消失し始めたことを示す弾性消失開始値について、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記弾性消失開始値に達した後の前記超音波処置ユニットの出力が前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記弾性消失開始値に達するまでの前記超音波処置ユニットの出力よりも大きくなるように、前記超音波処置ユニットの出力を自動調節する、

ことを特徴とする請求項１に記載の外科手術装置。

【請求項６】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが弾性消失開始値に達するまで、前記超音波処置ユニットの出力を、前記超音波処置ユニットの切開作用がほぼ零となる微小出力以下とする、

ことを特徴とする請求項５に記載の外科手術装置。

【請求項７】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが生体組織が収縮を開始したことを示す収縮開始値に達した後に、前記超音波処置ユニットを出力させる、

ことを特徴とする請求項１に記載の外科手術装置。

【請求項８】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記収縮開始値に達した後に、前記超音波処置ユニットを、前記超音波処置ユニットの切開作用がほぼ零となる微小出力にさせる、

ことを特徴とする請求項７に記載の外科手術装置。

【請求項９】

前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが生体組織の切開が完了したことを示す切開完了値に達した後に、前記高周波処置ユニット及び前記超音波処置ユニットの出力を停止する、

ことを特徴とする請求項１に記載の外科手術装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波振動と高周波電流とを併用して生体組織に凝固切開処置を行う外科手術装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

特許文献１には、超音波振動と高周波電流とを併用して生体組織に処置を行う外科装置が開示されている。即ち、この外科装置では、操作者に保持されるハンドピースにおいて、振動システムにツールが連結されている。ハンドピースは、ケーブルを介して、超音波エネルギーを供給するための装置に接続されている。振動システムに超音波エネルギーを供給し、振動システムにおいて超音波振動を発生させ、ツールを超音波振動させて生体組織に当接させることで、生体組織を破砕することが可能である。一方、ハンドピースは、灼焼ケーブルを介して、高周波エネルギーを供給するための電気外科ユニットに接続されている。ツールを生体組織に当接させ、電気外科ユニットによってツールに高周波電圧を印加し、ツールと、体外に配置されている分散接地パッドとの間に高周波電流を通電することで、生体組織を凝固、切開することが可能である。

【０００３】

特許文献２にも、同様な手術用装置が開示されている。この手術用装置では、超音波振動の出力と高周波電流の出力とを同時に行うことが可能となっており、調節パネルの出力比調節つまみを手動により操作することで、超音波振動の出力と高周波電流の出力との比を調節することが可能となっている。

【０００４】

特許文献３には、高周波電流を用いて生体組織に処置を行う血管シールシステムが開示されている。この血管シールシステムでは、生体組織のインピーダンスを測定し、当該インピーダンスに基づいて高周波電流の出力を調節するようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特公平６－４２８９３号公報

【特許文献２】特開２００３－３３３６９号公報

【特許文献３】米国特許第６，３９８，７７９号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

特許文献１の外科装置、特許文献２の手術用装置では、処置対象となる生体組織の状態変化に応じて、超音波振動の出力や高周波電流の出力を自動調節することはできず、凝固切開処置において最適な処置効果を得ることが困難となっている。また、特許文献３の血管シールシステムでは、高周波電流のみによって生体組織に処置を行っており、凝固切開処置において最適な処置効果を得ることが困難となっている。

【０００７】

本発明は、上記課題に着目してなされたもので、その目的とするところは、凝固切開処置において最適な処置効果を得ることが可能な外科手術装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

本発明の第１実施態様では、操作者に保持されるハンドピースと、前記ハンドピースが接続される装置本体と、を具備し、前記ハンドピースは、バイポーラ電極を備え、高周波電流により生体組織に処置を行う高周波処置、かつ、生体組織のインピーダンスを算出するための検出を行う高周波処置ユニットと、超音波振動により生体組織に処置を行う超音波処置ユニットと、を有し、前記装置本体は、前記高周波処置ユニットを作動可能な高周波出力モジュールと、前記超音波処置ユニットを作動可能な超音波出力モジュールと、前記高周波処置ユニットによる検出結果に基づいて生体組織のインピーダンスを算出するセンサモジュールと、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスに応じて前

記高周波出力モジュール及び前記超音波出力モジュールを自動制御して前記高周波処置ユニット及び前記超音波処置ユニットの出力を自動調整する制御モジュールと、を有し、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスの変化率がほぼ零となりインピーダンスが一定値となったことに基づいて生体組織の凝固が完了したと判断したインピーダンスの凝固完了値について、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後の前記高周波処置ユニットの出力が前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達するまでの前記高周波処置ユニットの出力よりも小さくなるように、前記高周波処置ユニットの出力を自動調節し、且つ、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後の前記超音波処置ユニットの出力が前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達するまでの前記超音波処置ユニットの出力よりも大きくなるように、前記超音波処置ユニットの出力を自動調節する、ことを特徴とする。

【００１０】

本発明の第３実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達するまで、前記超音波処置ユニットの出力を停止する、ことを特徴とする。

【００１１】

本発明の第４実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後に、前記超音波処置ユニットの出力を最大とする、ことを特徴とする。

【００１３】

本発明の第６実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記凝固完了値に達した後に、前記高周波処置ユニットの出力を微小出力以下とする、ことを特徴とする。

【００１４】

本発明の第７実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、生体組織の弾性が消失し始めたことを示す弾性消失開始値について、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記弾性消失開始値に達した後の前記超音波処置ユニットの出力が前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記弾性消失開始値に達するまでの前記超音波処置ユニットの出力よりも大きくなるように、前記超音波処置ユニットの出力を自動調節する、ことを特徴とする。

【００１５】

本発明の第８実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが弾性消失開始値に達するまで、前記超音波処置ユニットの出力を微小出力以下とする、ことを特徴とする。

【００１６】

本発明の第９実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが生体組織が収縮を開始したことを示す収縮開始値に達した後に、前記超音波処置ユニットを出力させる、ことを特徴とする。

【００１７】

本発明の第１０実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが前記収縮開始値に達した後に、前記超音波処置ユニットを微小出力させる、ことを特徴とする。

【００１８】

本発明の第１１実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、前記センサモジュールによって算出されたインピーダンスが生体組織の切開が完了したことを示す切開完了値に達した後に、前記高周波処置ユニット及び前記超音波処置ユニットの出力を停止する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【００１９】
本発明の第１実施態様の外科手術装置では、処置される生体組織のインピーダンスに基づいて、高周波処置ユニット及び超音波処置ユニットの出力が自動的に調節されるため、凝固切開処置において最適な処置効果を得ることが可能となっている。また、生体組織の凝固が完了した後、高周波処置ユニットの出力が比較的小さな出力に調節されるため、生体組織に焦げ付きが生じることが防止される。さらに、生体組織の凝固が完了するまで、超音波処置ユニットの出力が比較的小さな出力に調節されるため、生体組織に生焼けが生じることが防止される。
【００２１】
本発明の第３実施態様の外科手術装置では、生体組織の凝固が完了するまで、超音波処置ユニットの出力が停止されるため、生体組織に生焼けが生じることが確実に防止される。
【００２２】
本発明の第４実施態様の外科手術装置では、生体組織の凝固が完了した後に、超音波処置ユニットの出力が最大とされるため、生体組織に生焼けを生じることなく、生体組織の切開を迅速に完了することが可能となっている。
【００２４】
本発明の第６実施態様の外科手術装置では、生体組織の凝固が完了した後、高周波処置ユニットの出力が微小出力以下とされるため、生体組織に焦げ付きが生じることが確実に防止される。
【００２５】
本発明の第７実施態様の外科手術装置では、生体組織の弾性が消失し始めるまでは、超音波処置ユニットの出力が比較的小さな出力に調節されるため、超音波処置ユニットの超音波振動によって生体組織が滑ってしまうことが防止される。
【００２６】
本発明の第８実施態様の外科手術装置では、生体組織の弾性が消失し始めるまでは、超音波処置ユニットの出力が微小出力以下とされるため、超音波処置ユニットの超音波振動によって生体組織が滑ってしまうことが確実に防止される。
【００２７】
本発明の第９実施態様の外科手術装置では、生体組織が収縮を開始した後に、超音波処置ユニットが出力されるようになっており、超音波処置ユニットの超音波振動によって、高周波処置ユニットに生体組織が貼り付くことが防止される。
【００２８】
本発明の第１０実施態様の外科手術装置では、生体組織が収縮を開始した後に、超音波処置ユニットが微小出力されるようになっており、超音波処置ユニットの微小超音波振動によって、生体組織に生焼けを生じることなく、高周波処置ユニットに生体組織が貼り付くことが防止される。
【００２９】
本発明の第１１実施態様の外科手術装置では、生体組織の切開が完了すると、超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの出力が停止されるため、超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの不要な出力が防止される。
【図面の簡単な説明】
【００３０】
【図１】本発明の第１実施形態の外科手術装置を示す模式図。
【図２】本発明の第１実施形態の外科手術装置を示すブロック図。
【図３】生体組織の状態変化とインピーダンスの変化との関係を示す図。
【図４】本発明の第１実施形態の外科手術装置における出力の自動調節方法のフローチャートを示す図。
【図５】本発明の第１実施形態の外科手術装置における出力のタイミングチャートを示す図。

【図６】本発明の第２実施形態の外科手術装置における出力の自動調節方法のフローチャートを示す図。
【図７】本発明の第２実施形態の外科手術装置における出力のタイミングチャートを示す図。
【図８】本発明の第３実施形態の外科手術装置における出力の自動調節方法のフローチャートを示す図。
【図９】本発明の第３実施形態の外科手術装置における出力のタイミングチャートを示す図。
【図１０】本発明の第４実施形態の外科手術装置における出力の自動調節方法のフローチャートを示す図。
【図１１】本発明の第４実施形態の外科手術装置における出力のタイミングチャートを示す図。
【発明を実施するための形態】
【００３１】
以下、本発明の各実施形態を図面を参照して説明する。
【００３２】
図１乃至図５は、本発明の第１実施形態を示す。
【００３３】
図１を参照して、本実施形態の外科手術装置について説明する。
【００３４】
外科手術装置は、操作者に保持されるハンドピース２１を有する。ハンドピース２１では、細長いシース２２の基端部に操作部２３が連結されている。
【００３５】
操作部２３には超音波振動子２４が内蔵されている。超音波振動子２４にはプローブ２６の基端部が連結されており、プローブ２６はシース２２に挿通されており、プローブ２６の先端部はシース２２の先端開口から突出している。超音波振動子２４によって発生された超音波振動がプローブ２６によって伝達され、プローブ２６の先端部が超音波振動される。シース２２の先端部には、プローブ２６の先端部に対して開閉されて、プローブ２６の先端部と共同して生体組織を把持するジョー２７が配設されている。ジョー２７の把持面には、テフロン（登録商標）製のパッド等が覆設されている。操作部２３には、ジョー２７を開閉するための一対のハンドル２８が配設されている。即ち、プローブ２６の先端部とジョー２７とによって、生体組織を把持する把持部２９が形成されている。把持部２９によって生体組織を把持した状態で、プローブ２６の先端部を超音波振動させることで、生体組織に処置を行うことが可能である。このように、超音波振動子２４、プローブ２６及びジョー２７によって、超音波振動により生体組織に処置を行う超音波処置ユニットが形成されている。超音波振動による処置は切開作用が高く、超音波処置ユニットの出力が大きくなるほど切開作用が増大する。
【００３６】
また、プローブ２６の先端部及びジョー２７は、夫々、バイポーラ電極として機能する。即ち、プローブ２６の先端部とジョー２７との間に高周波電圧を印加可能である。把持部２９によって生体組織を把持した状態で、プローブ２６の先端部とジョー２７との間に高周波電圧を印加し、把持された生体組織に高周波電流を通電することで、生体組織に処置を行うことが可能である。このように、把持部２９によって、高周波電流により生体組織に処置を行う高周波処置ユニットが形成されている。バイポーラ電極を用いた高周波電流による処置は凝固作用が高く、高周波処置ユニットの出力が大きくなるほど凝固能が増大する。
【００３７】
さらに、プローブ２６の先端部とジョー２７との間に印加される高周波電圧と、把持された生体組織に通電される高周波電流とによって、把持部２９によって把持されている生体組織のインピーダンスを算出することが可能である。即ち、高周波処置ユニットは、生

体組織のインピーダンスを算出するための検出を行うセンサユニットを兼ねている。

【００３８】

ハンドピース２１の操作部２３から、超音波振動子２４に接続されている超音波ハンドピースケーブル３１が延出されている。また、ハンドピース２１の操作部２３から、プローブ２６及びジョー２７に接続されている高周波ハンドピースケーブル３２が延出されている。超音波ハンドピースケーブル３１、高周波ハンドピースケーブル３２は装置本体３３に接続されている。

【００３９】

一方、外科手術装置は、出力操作を行うためのフットスイッチ３４を有する。フットスイッチ３４からフットスイッチケーブル３６が延出されており、フットスイッチケーブル３６の延出端部のフットスイッチコネクタ３７が装置本体３３に着脱自在に接続されている。

【００４０】

図２を参照して、本実施形態の外科手術装置における出力の自動制御系について説明する。

【００４１】

装置本体３３のフットスイッチ検知モジュール３８は、フットスイッチ３４のＯＮ／ＯＦＦを検知し、フットスイッチ検知信号を制御モジュール３９に送信する。フットスイッチ検知信号としては、フットスイッチ３４がＯＮであることを示すフットスイッチＯＮ信号、フットスイッチ３４がＯＦＦであることを示すフットスイッチＯＦＦ信号が用いられる。

【００４２】

制御モジュール３９は、フットスイッチ検知信号に基づき、超音波制御信号を超音波出力モジュール４１へと送信して、超音波出力モジュール４１を制御する。超音波出力モジュール４１は、超音波制御信号に基づいて、超音波振動子２４を作動させる。超音波制御信号としては、超音波振動子２４を最大出力で作動させる超音波最大出力信号、低出力で作動させる超音波低出力信号、微小出力で作動させる超音波微小出力信号、超音波振動子２４を停止する超音波停止信号が用いられる。ここで、超音波振動子２４を最大出力、低出力、あるいは、微小出力で作動させた場合には、切開作用は最大となり、比較的低くなり、あるいは、ほぼ零となる。このようにして、超音波処置ユニットは、最大出力、低出力、微小出力で作動され、停止される。

【００４３】

また、制御モジュール３９は、フットスイッチ検知信号に基づき、高周波制御信号を高周波出力モジュール４２へと送信して、高周波出力モジュール４２を制御する。高周波出力モジュール４２は、高周波制御信号に基づいて、高周波電流を把持部２９に供給する。高周波制御信号としては、把持部２９に通常出力の高周波電流を供給させる高周波通常出力信号、微小出力の高周波電流を供給させる高周波微小出力信号、高周波電流を停止させる高周波停止信号が用いられる。ここで、把持部２９に通常出力、あるいは、微小出力の高周波電流を供給した場合には、凝固作用は通常となり、あるいは、ほぼ零となる。このようにして、高周波処置ユニットは、通常出力、微小出力で作動され、停止される。

【００４４】

さらに、高周波出力モジュール４２から把持部２９へと印加される高周波電圧、供給される高周波電流はセンサモジュール４３によって測定される。センサモジュール４３は、測定した高周波電圧、高周波電流に基づいて、把持部２９によって把持されている生体組織のインピーダンスを算出し、インピーダンスデータを制御モジュール３９に送信する。

【００４５】

制御モジュール３９は、送信されたインピーダンスデータに基づいて、超音波出力モジュール４１、高周波出力モジュール４２を制御して、超音波処置ユニット、高周波処置ユニットの出力を調節する。

【００４６】

図３を参照し、生体組織の状態変化とインピーダンスの変化との関係について説明する。

【００４７】

高周波電流の通電開始時には、生体組織のインピーダンスは所定の初期値Ｚｓｔａｒｔを示す。生体組織への高周波電流の通電により、生体組織の体液に含まれる塩が解離していく。この領域を解離領域と称する。解離領域において、インピーダンスは徐々に減少していき、解離が完了した時点で増大に転ずる。解離の完了を示す最小のインピーダンスの値を最小値Ｚｍｉｎと称する。続いて、生体組織の体液等の水分の温度が上昇していく。この領域を昇温領域と称する。この領域では、インピーダンスは最小インピーダンスから徐々に増大していく。続いて、生体組織の水分が沸騰、蒸発して、生体組織が乾燥していく。この領域を乾燥領域と称する。生体組織の乾燥の開始により、インピーダンスの変化率が急激に増大する。生体組織の乾燥の開始を示し、変化率が急激に増大するインピーダンスの値を乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒと称する。ここで、生体組織の乾燥の開始により、生体組織の弾性が消失し始め、また、生体組織が収縮を開始する。即ち、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒは、生体組織の弾性が消失し始めたことを示す弾性消失開始値Ｚｗａｔｅｒであり、また、生体組織が収縮を開始したことを示す収縮開始値Ｚｗａｔｅｒでもある。続いて、生体組織の水分が消失し、生体組織が炭化し始める。この時点で生体組織の凝固が完了したと判断できる。生体組織の凝固の完了により、インピーダンスの変化率はほぼ零となり、インピーダンスは比較的高い一定値となる。生体組織の凝固の完了を示し、変化率がほぼ零となる比較的高い一定のインピーダンスの値を凝固完了値Ｚｃｏａｇと称する。続いて、生体組織の炭化が進行する。この領域を炭化領域と称する。炭化領域では、インピーダンスの値は凝固完了値Ｚｃｏａｇに保持される。この後、超音波処置ユニットのプローブ２６による生体組織の切開が完了し、高周波処置ユニットのジョー２７とプローブ２６とが互いに接触して短絡すると、インピーダンスは零となる。切開の完了を示し、零となるインピーダンス値を切開完了値Ｚｅｎｄと称する。

【００４８】

続いて、制御モジュール３９による最小値Ｚｍｉｎ、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒ、凝固完了値Ｚｃｏａｇ、切開完了値Ｚｅｎｄの検知方法について説明する。

【００４９】

最小値Ｚｍｉｎについては、インピーダンスが初期値Ｚｓｔａｒｔから減少していき、極小値となったところで、インピーダンスが最小値Ｚｍｉｎとなったと検知する。乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒについては、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒは初期値Ｚｓｔａｒｔよりも大きく、インピーダンスが最小値Ｚｍｉｎから増大していき、急激に増大し始め、その変化率が所定の閾値を越えたところで、インピーダンスが乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒとなったと検知する。また、初期値Ｚｓｔａｒｔ、最小値Ｚｍｉｎの内の少なくとも１つの値から乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒを決定するようにしてもよい。凝固完了値Ｚｃｏａｇについては、凝固完了値Ｚｃｏａｇは初期値Ｚｓｔａｒｔよりも大きく、インピーダンスが乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒから増大し、増大が緩やかになり、その変化率が所定の閾値以下となって、インピーダンスが一定値となったところで、インピーダンスが凝固完了値Ｚｃｏａｇとなったと検知する。また、初期値Ｚｓｔａｒｔ、最小値Ｚｍｉｎ、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒの内の少なくとも１つの値から凝固完了値Ｚｃｏａｇを決定するようにしてもよい。切開完了値Ｚｅｎｄについては、インピーダンスが０となったところで、インピーダンスが切開完了値Ｚｅｎｄとなったと検知する。

【００５０】

図４及び図５を参照して、制御モジュール３９による超音波処置ユニット、高周波処置ユニットの出力の自動調節方法について説明する。

【００５１】

本実施形態の自動調節方法は、生体組織の生焼け、焦げ付きを防止すると共に、迅速な切開を実現するものである。

【００５２】

処置開始（Ｓ１及びＳ３）

ハンドピース２１の把持部２９によって、処置対象となる生体組織を把持する。続いて、フットスイッチ３４をＯＮとする。この結果、フットスイッチ検知モジュール３８によってフットスイッチ３４がＯＮとされたことが検知され、フットスイッチ検知モジュール３８から制御モジュール３９へとフットスイッチＯＮ信号が送信される。

【００５３】

解離領域・昇温領域・乾燥領域（Ｓ４乃至Ｓ７）

フットスイッチＯＮ信号を送信された制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１に超音波停止信号を送信し、高周波出力モジュール４２に高周波通常出力信号を送信する。超音波停止信号を送信された超音波出力モジュール４１は超音波処置ユニットを停止したままにしておく。高周波通常出力信号を送信された高周波出力モジュール４２は高周波処置ユニットを通常出力により作動させ、把持部２９によって把持されている生体組織に通常出力の高周波電流が通電される。センサモジュール４３は、把持部２９によって把持されている生体組織のインピーダンスを算出して、インピーダンスデータを制御モジュール３９に送信する。インピーダンスは、初期値Ｚｓｔａｒｔから最小値Ｚｍｉｎまで徐々に減少し、最小値Ｚｍｉｎから増加に転じて徐々に増加して乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒに達し、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒから急激に増大した後に安定して、凝固完了値Ｚｃｏａｇをとる。制御モジュール３９は、最小値Ｚｍｉｎ、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒ、凝固完了値Ｚｃｏａｇを順次検知し、記憶する。この間、高周波電流の通電により生体組織が凝固され、インピーダンスが凝固完了値Ｚｃｏａｇに達した時点で生体組織の凝固はほぼ完了する。

【００５４】

炭化領域（Ｓ８及びＳ９）

インピーダンスが凝固完了値Ｚｃｏａｇに達した時点で、制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１へと超音波最大出力信号を送信し、高周波出力モジュール４２に高周波微小出力信号を送信する。超音波最大出力信号を送信された超音波出力モジュール４１は超音波処置ユニットを最大出力で作動させ、超音波振動するプローブによって生体組織が切開される。超音波処置ユニットは、切開作用が最大となる最大出力で作動されるため、生体組織の切開を迅速に行うことが可能である。また、切開の開始の時点で生体組織の凝固が完了しているため、最大出力で切開を行っても、生焼けが生じることがない。一方、高周波微小出力信号を送信された高周波出力モジュール４２は高周波処置ユニットを微小出力で作動させ、生体組織に微小高周波電流が通電される。高周波処置ユニットは、凝固の完了の後には微小出力で作動されるため、生体組織に過剰なエネルギーが付与されることがなく、生体組織の焦げ付きが防止される。なお、高周波処置ユニットを停止せず、微小出力で作動するのは、生体組織のインピーダンスの測定のためである。

【００５５】

処置終了（Ｓ１０及びＳ１１）

生体組織の切開終了後、フットスイッチ３４をＯＦＦにして、処置を終了する。

【００５６】

本実施形態の外科手術装置では、生体組織の凝固が完了するまでは、超音波処置ユニットの作動が停止されているため、生体組織に生焼けが生じることが防止されている。そして、生体組織の凝固が完了した後に、超音波処置ユニットを最大出力で作動させているため、生体組織の切開を迅速に行うことが可能となっている。さらに、生体組織の凝固が完了した後には、高周波処置ユニットを微小出力で作動させているため、生体組織に焦げ付きが生じることが防止されている。

【００５７】

図６及び図７は、本発明の第２実施形態を示す。

【００５８】

図６及び図７を参照して、制御モジュール３９による超音波処置ユニット、高周波処置ユニットの出力の自動調節方法について説明する。

【００５９】
本実施形態の自動調節方法は、超音波振動による把持部２９からの生体組織の滑りを防止するものである。なお、高周波処置ユニットの出力の自動調節方法については、第１実施形態と同様であるため、説明を省略する。
【００６０】
処置開始（Ｓ１及びＳ３）
第１実施形態と同様に、ハンドピース２１の把持部２９によって処置対象となる生体組織を把持し、フットスイッチ３４をＯＮとする。
【００６１】
解離領域・昇温領域（Ｓ４乃至Ｓ７）
フットスイッチＯＮ信号を送信された制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１に超音波微小出力信号を送信する。超音波微小出力信号を送信された超音波出力モジュール４１は、超音波処置ユニットを微小出力により作動させる。ここで、インピーダンスが乾燥開始値即ち弾性消失開始値Ｚｗａｔｅｒに達するまでは、生体組織が弾性を有するため、超音波処置ユニットを比較的大きな出力で作動すると、把持部２９に把持されている生体組織がプローブ２６の超音波振動により先端側へと滑ってしまうおそれがある。本実施形態では、インピーダンスが弾性消失開始値Ｚｗａｔｅｒに達するまでは、超音波処置ユニットを微小出力により作動させているため、生体組織の滑りが防止される。なお、インピーダンスが弾性消失開始値Ｚｗａｔｅｒに達するまで、超音波処置ユニットを停止するようにしてもよい。
【００６２】
乾燥領域（Ｓ８乃至Ｓ１０）
インピーダンスが弾性消失開始値Ｚｗａｔｅｒに達した時点で、制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１に超音波低出力信号を送信する。超音波低出力信号を送信された超音波出力モジュール４１は、超音波処置ユニットを低出力により作動させる。インピーダンスは、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒから急激に増大した後に安定して、凝固完了値Ｚｃｏａｇをとる。この間、生体組織の弾性は消失していき、超音波処置ユニットも低出力で作動されるため、把持部２９から生体組織が滑ることはほぼない。
【００６３】
炭化領域・処置終了（Ｓ１１乃至Ｓ１４）
第１実施形態と同様に、インピーダンスが凝固完了値Ｚｃｏａｇに達した時点で、超音波処置ユニットは最大出力で作動され、生体組織が切開される。生体組織の切開終了後、フットスイッチ３４をＯＦＦにして、処置を終了する。
【００６４】
本実施形態の外科手術装置では、生体組織の弾性が消失し始めるまでは、超音波処置ユニットを微小出力により作動させているため、把持部２９に把持されている生体組織がプローブ２６の超音波振動により先端側へと滑ってしまうことが防止される。このため、生体組織を把持し直す必要がなく、一度の操作で生体組織の凝固切開を行うことができるため、手術時間を短縮し、術者の負担を軽減することが可能となっており、また、生体組織に不必要な負担を与えることが防止されている。
【００６５】
図８及び図９は、本発明の第３実施形態を示す。
【００６６】
図８及び図９を参照して、制御モジュール３９による超音波処置ユニット、高周波処置ユニットの出力の自動調節方法について説明する。
【００６７】
本実施形態の自動調節方法は、生体組織の収縮による把持部２９への生体組織の貼り付きを防止するものである。なお、高周波処置ユニットの出力の自動調節方法については、第１実施形態と同様であるため、説明を省略する。
【００６８】

処置開始（Ｓ１乃至Ｓ３）
第１実施形態と同様に、ハンドピース２１の把持部２９によって処置対象となる生体組織を把持し、フットスイッチ３４をＯＮとする。
【００６９】
解離領域・昇温領域（Ｓ４乃至Ｓ７）
フットスイッチＯＮ信号を送信された制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１に超音波停止信号を送信する。超音波停止信号を送信された超音波出力モジュール４１は、超音波処置ユニットを停止させたままにしておく。
【００７０】
乾燥領域（Ｓ８乃至Ｓ１０）
インピーダンスが乾燥開始値即ち収縮開始値Ｚｗａｔｅｒに達した時点で、制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１に超音波微小出力信号を送信する。超音波微小出力信号を送信された超音波出力モジュール４１は、超音波処置ユニットを微小出力により作動させる。ここで、インピーダンスが収縮開始値Ｚｗａｔｅｒに達した後には、生体組織は把持部２９によって挟持され、押し潰されながら、乾燥、収縮していくことになり、超音波処置ユニットが停止されてプローブ２６の先端部が静止している場合には、生体組織が把持部２９に密着したまま把持部２９の外形に合わせて変形されて、生体組織が把持部２９に貼り付いてしまうおそれがある。本実施形態では、インピーダンスが収縮開始値Ｚｗａｔｅｒに達した後には、超音波処置ユニットを微小出力で作動させ、プローブ２６の先端部を微小振動させているため、生体組織と把持部２９との間にずれが生じ、生体組織と把持部２９との密着が妨げられるため、生体組織の貼り付きが防止される。なお、超音波処置ユニットは微小出力で作動されるため、切開作用はほぼ零となり、生体組織を凝固が完了する前に切開してしまうことがなく、生体組織の生焼けが防止されている。
【００７１】
炭化領域・処置終了（Ｓ１１乃至Ｓ１４）
第１実施形態と同様に、インピーダンスが凝固完了値Ｚｃｏａｇに達した時点で、超音波処置ユニットは最大出力で作動され、生体組織が切開される。生体組織の切開終了後、フットスイッチ３４をＯＦＦにして、処置を終了する。
【００７２】
本実施形態の外科手術装置では、生体組織が収縮を開始した後に、超音波処置ユニットを微小出力により作動させているため、生体組織に生焼けを生じさせることなく、把持部２９への生体組織の貼り付きを防止することができる。このため、把持部２９に貼り付いた生体組織を剥がす複雑な操作が必要なく、手術時間を短縮でき、術者の負担を軽減することが可能となっている。
【００７３】
図１０及び図１１は、本発明の第４実施形態を示す。
【００７４】
本実施形態の自動調節方法は、切開終了後における超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの不要な出力を防止するものである。
【００７５】
処置開始・解離領域・昇温領域・乾燥領域・炭化領域（Ｓ１乃至Ｓ４）
第１実施形態と同様に、ハンドピース２１の把持部２９によって処置対象となる生体組織を把持し、フットスイッチ３４をＯＮとして、生体組織に凝固切開を行う。インピーダンスは、初期値Ｚｓｔａｒｔから、最小値Ｚｍｉｎ、乾燥開始値Ｚｗａｔｅｒ、凝固完了値Ｚｃｏａｇまで変化する。インピーダンスが凝固完了値Ｚｃｏａｇに達した後、超音波処置ユニットが最大出力で作動されて生体組織が切開されると共に、高周波処置ユニットが微小出力で作動され、生体組織に微小高周波電流が通電されてインピーダンスの測定が継続される。
【００７６】
処置終了（Ｓ５乃至Ｓ７）

超音波処置ユニットのプローブ２６による生体組織の切開が完了し、高周波処置ユニットのジョー２７とプローブ２６とが互いに接触して短絡すると、インピーダンスは零即ち切開完了値Ｚｅｎｄとなる。インピーダンスが切開完了値Ｚｅｎｄとなった時点で、制御モジュール３９は、超音波出力モジュール４１及び高周波出力モジュール４２に夫々超音波停止信号及び高周波停止信号を出力する。超音波停止信号を入力された超音波出力モジュール４１は超音波処置ユニットの作動を停止し、高周波停止信号を入力された高周波出力モジュール４２は高周波処置ユニットの作動を停止する。この際、表音、表示等により、生体組織への処置が完了したこと及び超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットが作動不能であることを、術者に告知するようにしてもよい。

【００７７】

超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの出力復帰条件としては、フットスイッチ３４の再操作等の出力復帰操作を用いる。

【００７８】

本実施形態の外科手術装置では、生体組織の切開が完了すると、超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの作動が停止されるため、超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの不要な出力が防止される。このため、プローブ２６の超音波振動によって、プローブ２６とジョー２７とが摩擦により過剰に磨耗されたり、プローブ２６が過剰に発熱されたりすることが防止されている。また、切開の完了により超音波処置ユニット及び高周波処置ユニットの作動が自動的に停止されるため、外科手術装置の操作が簡便なものとなっている。

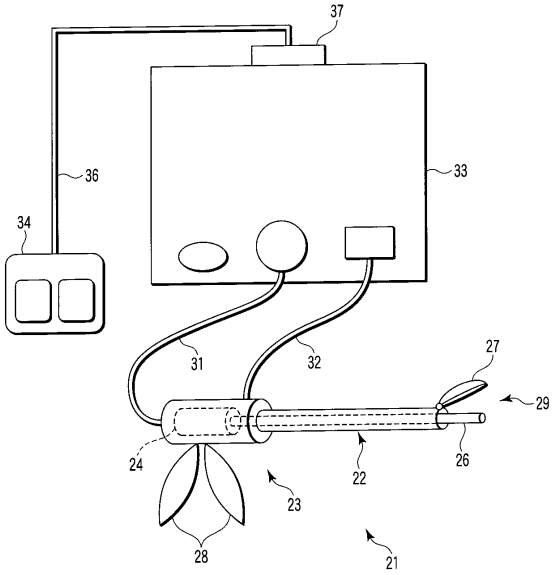
【符号の説明】

【００７９】

２１…ハンドピース、２４，２６，２７…超音波処置ユニット、２６，２７…高周波処置ユニット、２４…超音波振動子、２６…プローブ、２７…ジョー、３３…装置本体、３９…制御モジュール、４１…超音波出力モジュール、４２…高周波出力モジュール、４３…センサモジュール、Ｚｃｏａｇ…凝固完了値、Ｚｗａｔｅｒ…弾性消失開始値、収縮開始値、Ｚｅｎｄ…切開完了値。

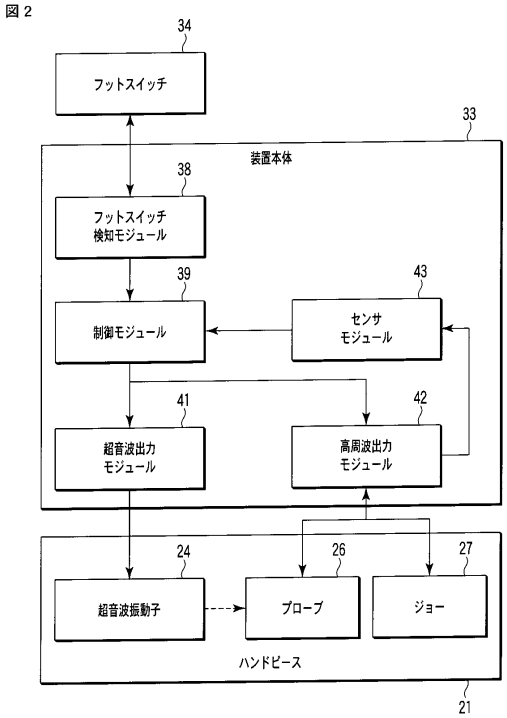
【図１】

図１



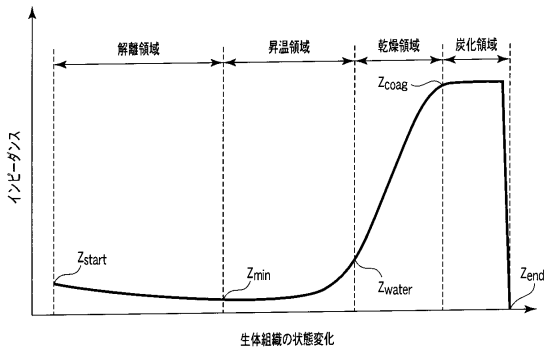
【図２】

図２



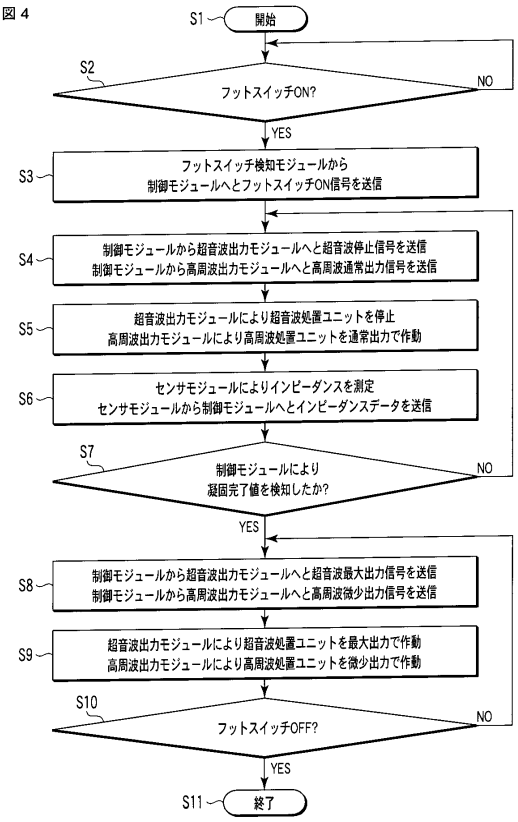
【図３】

図３



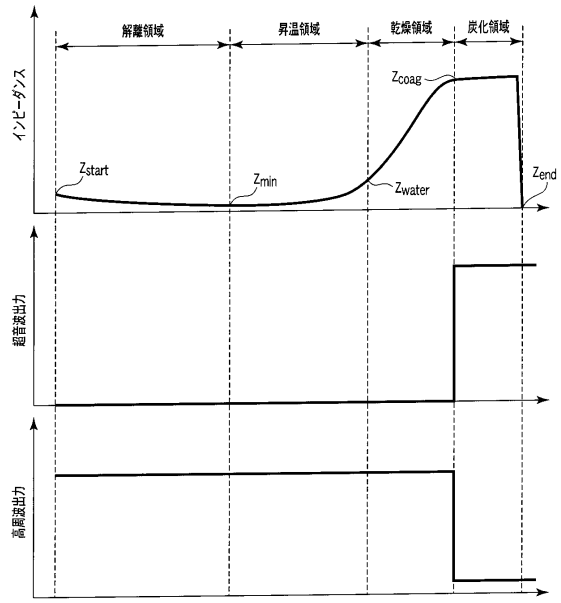
【図４】

図４



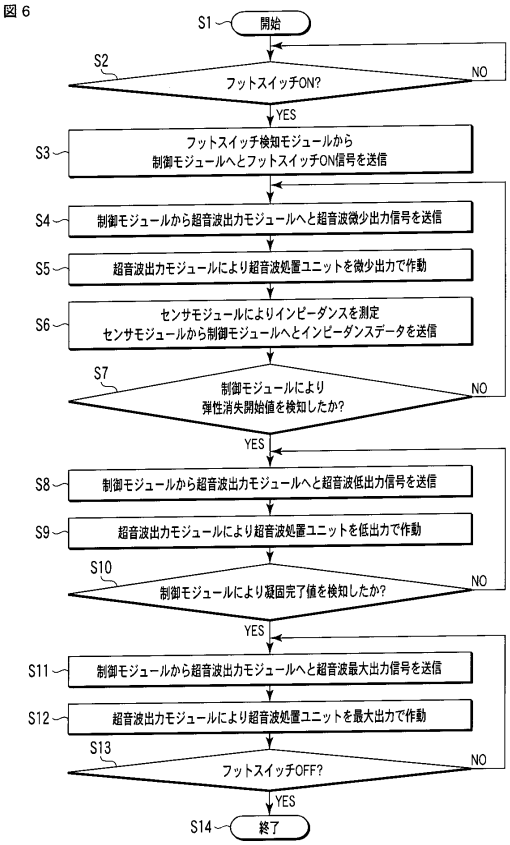
【図５】

図５



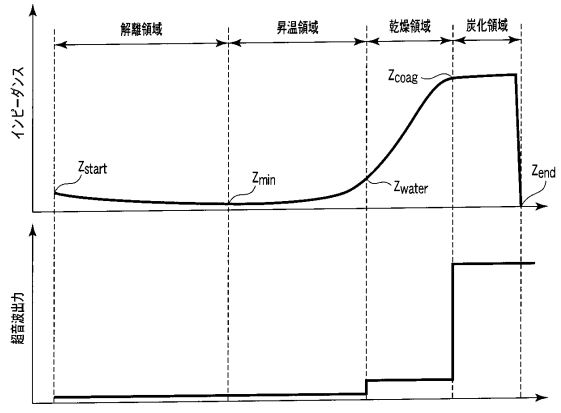
【図６】

図６



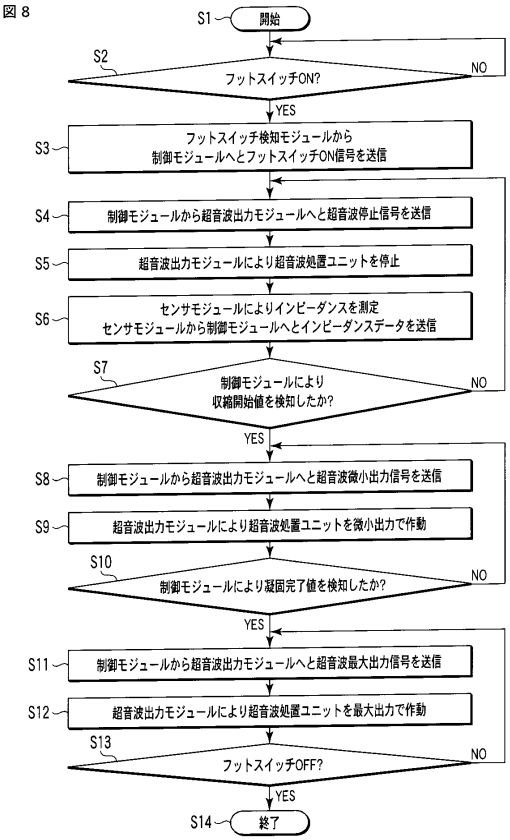
【図７】

図７



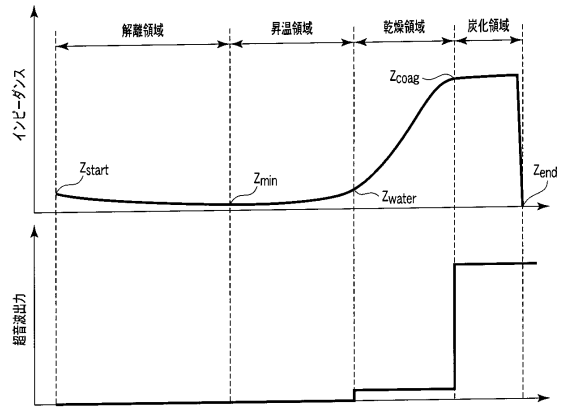
【図８】

図８



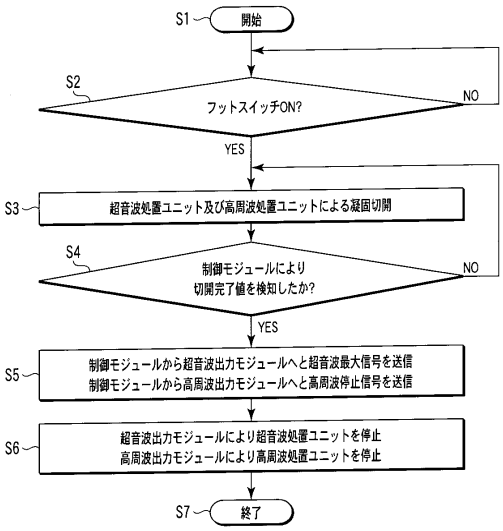
【図９】

図 9



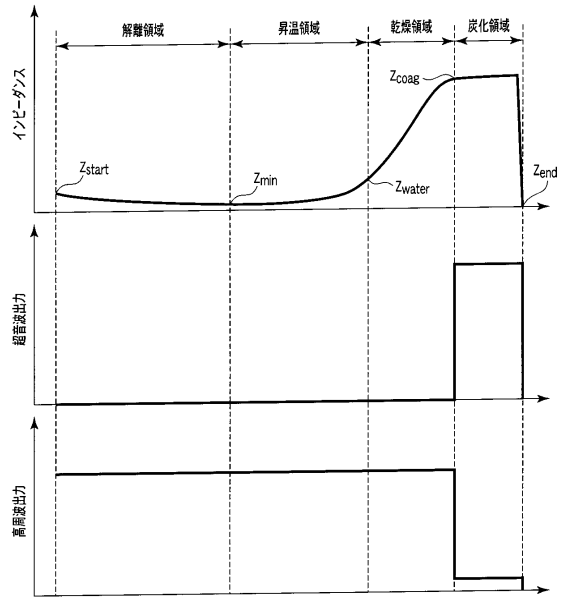
【図１０】

図 10



【図１１】

図 11



フロントページの続き

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
(72)発明者 本田 賢
東京都渋谷区幡ヶ谷２丁目４３番２号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 森林 宏和

(56)参考文献 特開２００８－０５５１５１（ＪＰ，Ａ）
特開２００７－１９５９７３（ＪＰ，Ａ）
特表２００４－５２０１２０（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－０１０２２３（ＪＰ，Ａ）
特表平０６－５０２５７３（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １３／００ － １８／２８

专利名称(译)	外科手术装置		
公开(公告)号	JP5178559B2	公开(公告)日	2013-04-10
申请号	JP2009022706	申请日	2009-02-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	本田賢		
发明人	本田 賢		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/1402 A61B2017/320095 A61B2018/00702 A61B2018/00875		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B17/36.330 A61B17/00.700 A61B17/32.510 A61B18/12		
F-TERM分类号	4C160/JJ25 4C160/JJ43 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK23 4C160/KK24 4C160/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
优先权	12/098830 2008-04-07 US		
其他公开文献	JP2009247887A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在凝固切口治疗中获得最佳治疗效果的外科手术装置。 在外科手术装置中，手持件21具有高频处理单元26,27，超声波处理单元24,26,27和传感器单元26,27。装置主体33包括：传感器模块43，用于基于传感器单元26,27的检测结果计算活组织的阻抗;以及传感器模块43，用于根据计算的阻抗计算高频输出模块42和超声波输出模块41的阻抗。控制模块，用于自动控制至少超声波输出模块41，以至少自动调节高频处理单元26,27和超声波处理单元24,26中的超声波处理单元24,26,27的输出，它有一个39，一个。 .The

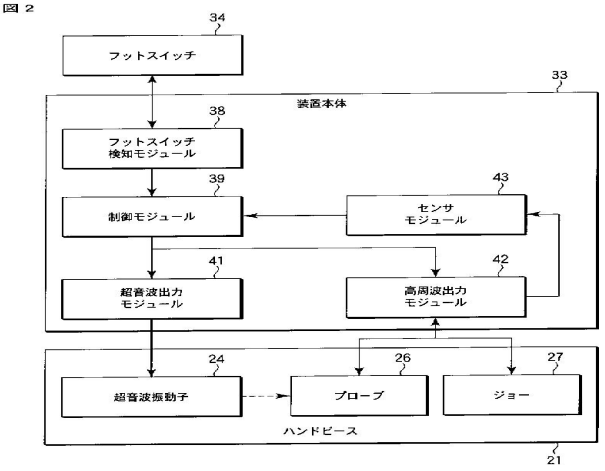



図２