

(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2009-247887

(P2009-247887A)

(43) 公開日 平成21年10月29日 (2009. 10. 29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0	
	A 6 1 B 17/36 3 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-22706 (P2009-22706)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成21年2月3日 (2009. 2. 3)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	12/098, 830		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(32) 優先日	平成20年4月7日 (2008. 4. 7)	(74) 代理人	100058479
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 鈴江 武彦
		(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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科手術装置

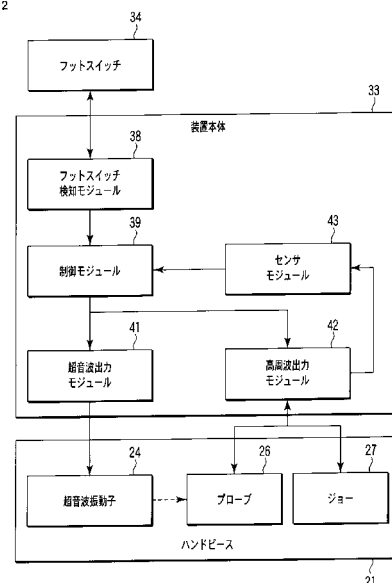
(57) 【要約】

【課題】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。

【解決手段】外科手術装置では、ハンドピース21は、高周波処置ユニット26、27と、超音波処置ユニット24、26、27と、センサユニット26、27と、を有する。装置本体33は、センサユニット26、27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43と、算出されたインピーダンスに応じて、高周波出力モジュール42と超音波出力モジュール41との内の少なくとも超音波出力モジュール41を自動制御して、高周波処置ユニット26、27と超音波処置ユニット24、26、27との内の少なくとも超音波処置ユニット24、26、27の出力を自動調節する制御モジュール39と、を有する。

【選択図】 図2

図2



【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、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、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、前記センサ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と前記超音波出力モジュールとの内の少なくとも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と前記超音波処置ユニットとの内の少なくとも前記超音波処置ユニットの出力を自動調節する制御モジュールと、を有する、

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、生体組織の凝固が完了したことを示す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するまで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した後の前記超音波処置ユニットの出力よりも小さくなるように、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 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 2 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 2 に記載の外科手術装置。

【請求項 5】

前記制御モジュールは、生体組織の凝固が完了したことを示す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、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するまで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した後の前記超音波処置ユニットの出力よりも小さくなるように、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 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弾

10

20

30

40

50

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 10】

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、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の外科手術装置。

【請求項 11】

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、生体組織を破碎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】

10

20

30

40

50

【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、外科手術装置は、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、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、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、前記センサ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と前記超音波出力モジュールとの内の少なくとも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と前記超音波処置ユニットとの内の少なくとも前記超音波処置ユニットの出力を自動調節する制御モジュールと、を有する、ことを特徴とする。

【0009】

本発明の第2実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、生体組織の凝固が完了したことを示す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するまで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した後の前記超音波処置ユニットの出力よりも小さくなるように、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。

【0012】

本発明の第5実施態様では、外科手術装置は、前記制御モジュールは、生体組織の凝固が完了したことを示す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するまで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した後の前記超音波処置ユニットの出力よりも小さくなるように、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。

10

【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。

20

【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、少なくとも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。

【0020】

本発明の第2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。

30

【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。

40

【0023】

本発明の第5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。

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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对のハンドル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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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 Z_{start} 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 Z_{min} 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 Z_{water} 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 Z_{water} 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 Z_{water} 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 Z_{water} 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 Z_{coag} 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 Z_{coag} に保持される。この後、超音波処置ユニットのプロ

10

20

30

40

50

ープ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（S 8 及び S 9）

インピーダンスが凝固完了値 $Z_{c o a g}$ に達した時点で、制御モジュール 3 9 は、超音波出力モジュール 4 1 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 4 2 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 4 1 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 4 2 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。

10

【0055】

処置終了（S 1 0 及び S 1 1）

生体組織の切開終了後、フットスイッチ 3 4 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。

20

【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 3 9 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 2 9 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。

30

【0060】

処置開始（S 1 及び S 3）

第 1 実施形態と同様に、ハンドピース 2 1 の把持部 2 9 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 3 4 を ON とする。

【0061】

解離領域・昇温領域（S 4 乃至 S 7）

フットスイッチ ON 信号を送信された制御モジュール 3 9 は、超音波出力モジュール 4 1 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 4 1 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 $Z_{w a t e r}$ 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 2 9 に把持されている生体組織がプローブ 2 6 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 $Z_{w a t e r}$ 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 $Z_{w a t e r}$ 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。

40

【0062】

乾燥領域（S 8 乃至 S 1 0）

50

インピーダンスが弾性消失開始値 Z_{water} 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 Z_{water} から急激に増大した後に安定して、凝固完了値 Z_{coag} 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 Z_{coag} 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 Z_{water} 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 Z_{water} に達した後は、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 Z_{water} に達した後は、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

40

50

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 $Z_{c o a g}$ 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 $Z_{s t a r t}$ から、最小値 $Z_{m i n}$ 、乾燥開始値 $Z_{w a t e r}$ 、凝固完了値 $Z_{c o a g}$ まで変化する。インピーダンスが凝固完了値 $Z_{c o a g}$ 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プ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とプロープ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 $Z_{e n d}$ となる。インピーダンスが切開完了値 $Z_{e n d}$ 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、プロープ26の超音波振動によって、プロープ26とジョー27とが摩擦により過剰に磨耗されたり、プロープ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】

10

20

30

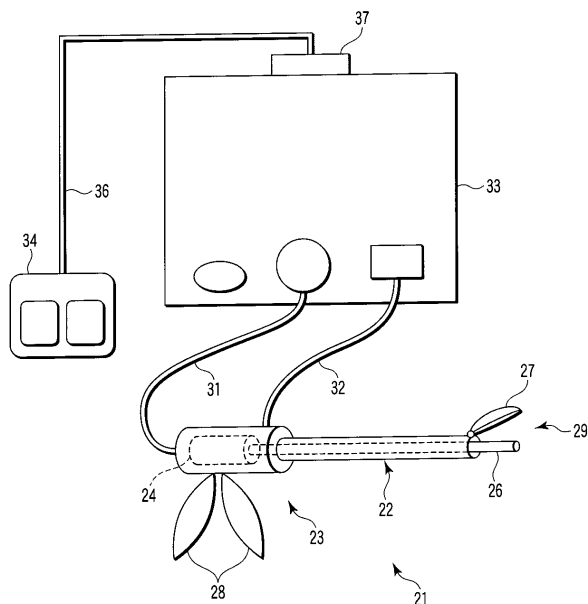
40

50

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。

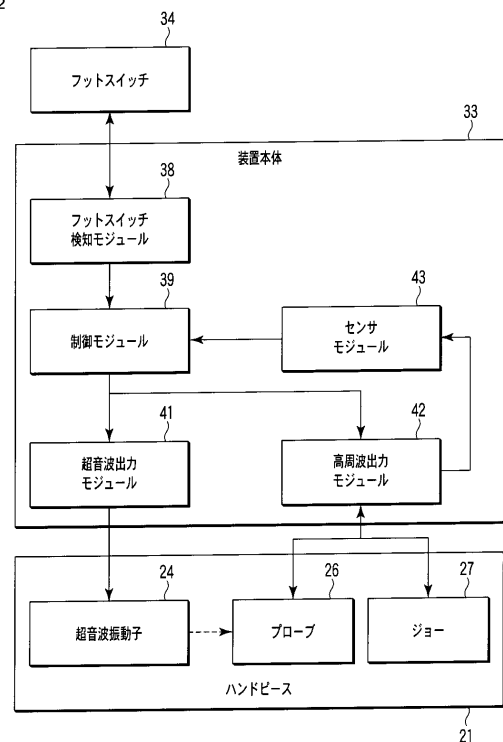
【図1】

図1



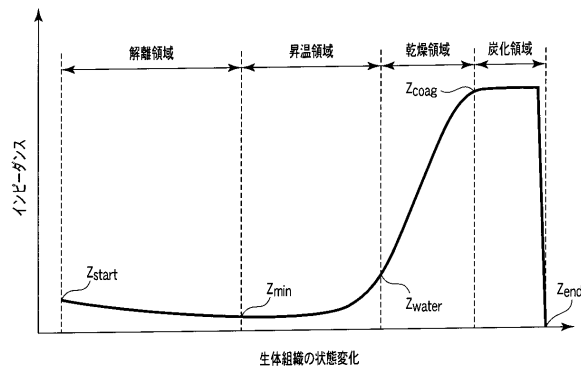
【図2】

図2



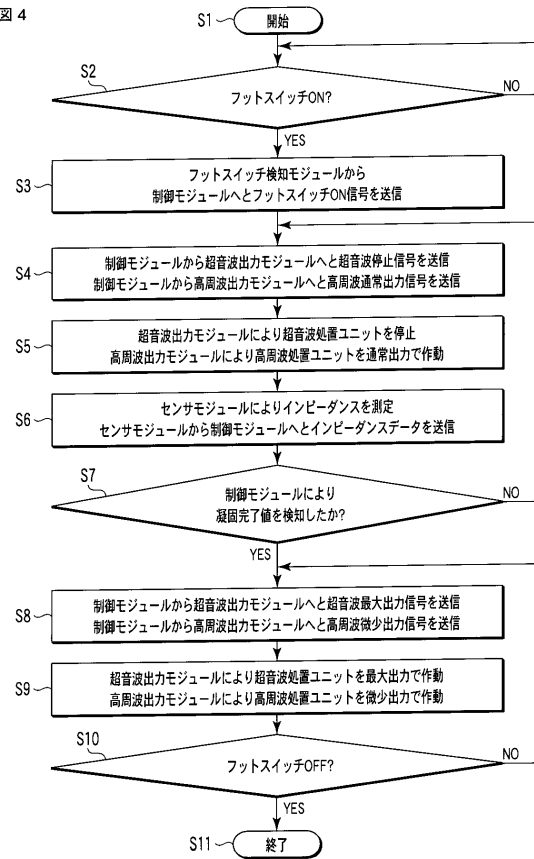
【図 3】

図 3



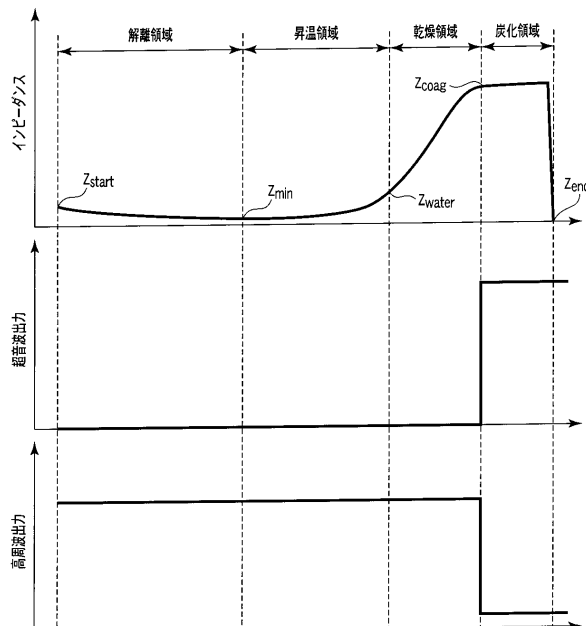
【図 4】

図 4



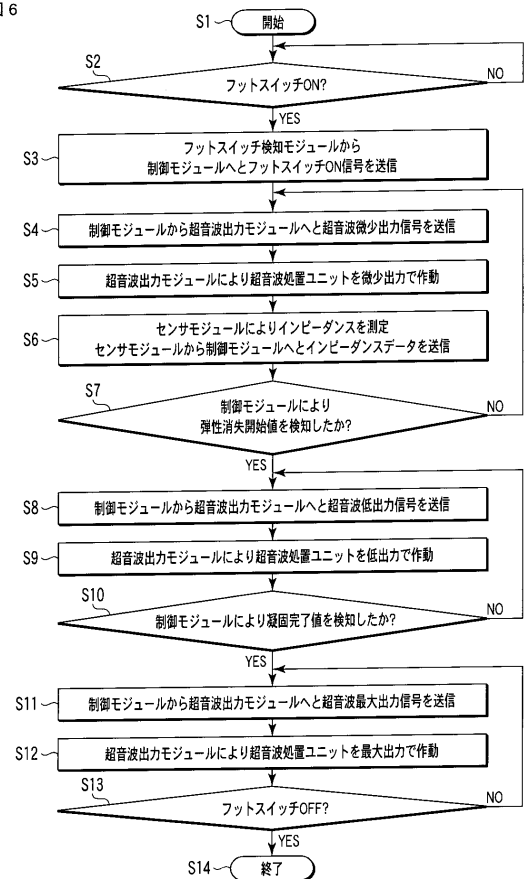
【図 5】

図 5



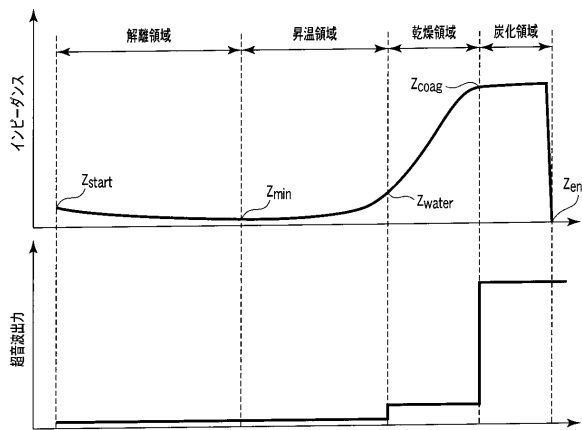
【図 6】

図 6



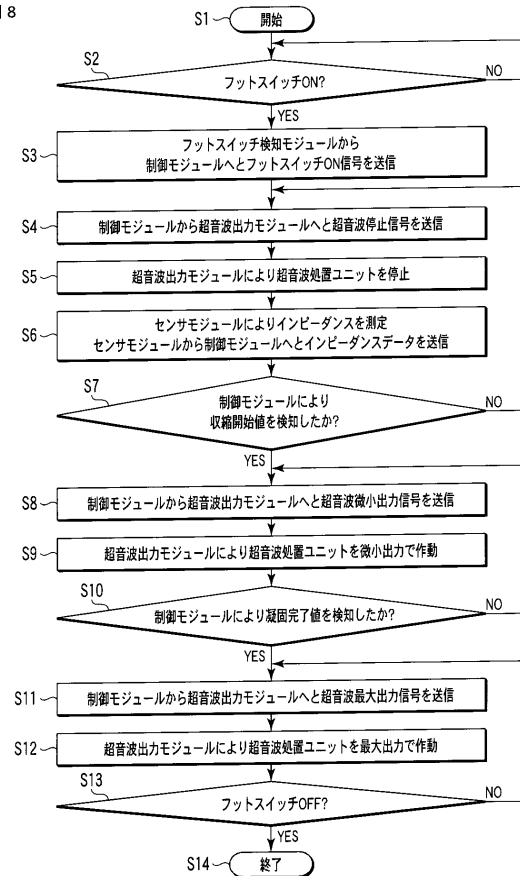
【図 7】

図 7



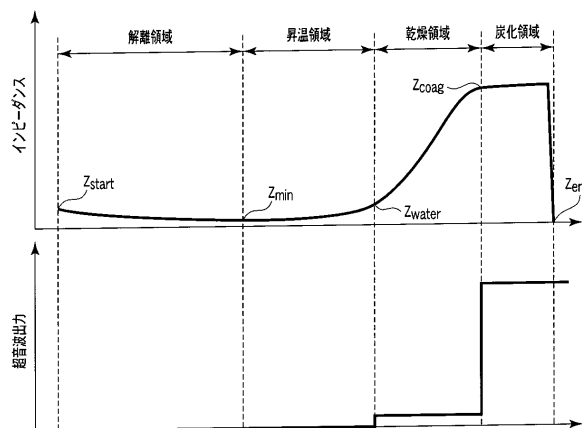
【図 8】

図 8



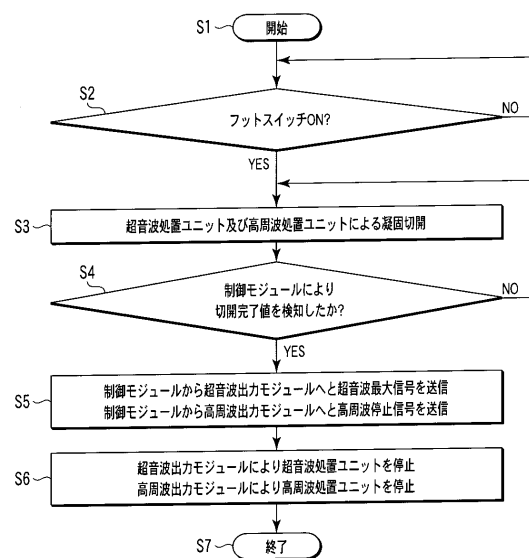
【図 9】

図 9



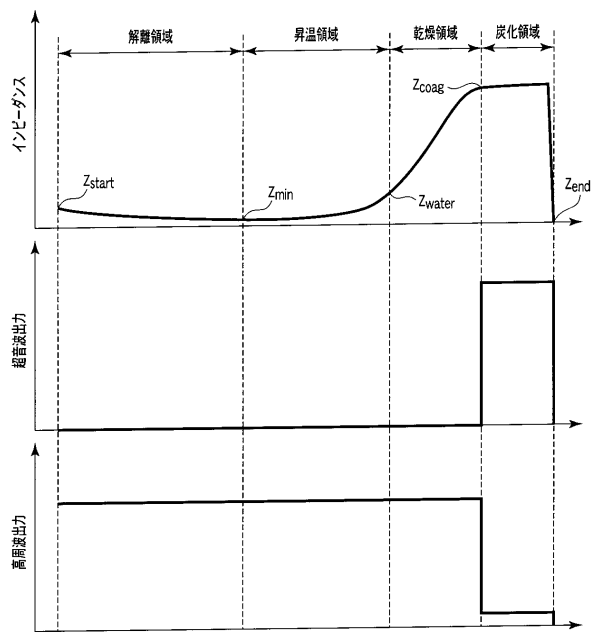
【図 10】

図 10



【図 11】

図 11



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (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 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C160 JJ25 JJ43 KK03 KK04 KK05 KK23 KK24 KK25

专利名称(译)	外科手术装置		
公开(公告)号	JP2009247887A	公开(公告)日	2009-10-29
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		
[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 中村誠 河野直樹 岡田隆 山下 元		
优先权	12/098830 2008-04-07 US		
其他公开文献	JP5178559B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在凝结/切口治疗中获得最佳治疗效果的外科手术设备。在外科手术设备中，机头21具有高频处理单元26、27，超声处理单元24、26、27和传感器单元26、27。装置主体33是传感器模块43，其基于传感器单元26和27的检测结果来计算活组织的阻抗，并且根据所计算的阻抗，高频输出模块42和超声输出模块41。控制模块至少自动控制超声波输出模块41，并且自动调整高频处理单元26、27和超声波处理单元24、26、27中的至少超声波处理单元24、26、27的输出。39和。[选择图]图2

