

(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2008-55151

(P2008-55151A)

(43) 公開日 平成20年3月13日 (2008.3.13)

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

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-202802 (P2007-202802)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成19年8月3日 (2007.8.3)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	11/468,399	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(32) 優先日	平成18年8月30日 (2006.8.30)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

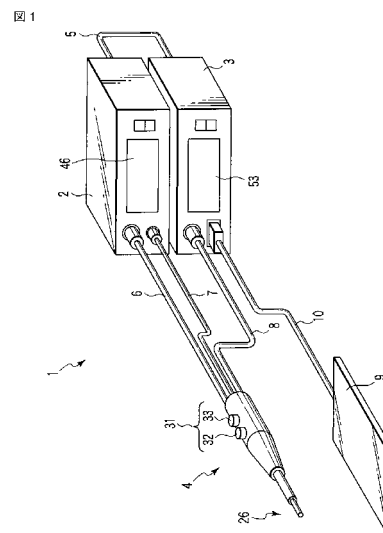
(54) 【発明の名称】 手術用処置装置及び、手術用処置装置の駆動方法

(57) 【要約】

【課題】従来の手術用装置を使用する際には、処置対象となる生体組織の種類（筋肉、脂肪組織、実質臓器等）や状態（体液が多い状態、又は非常に乾燥した状態等）に応じて、操作者は、予め定めた最適な高周波出力及び超音波出力になるように複雑な操作により設定した後、処置を実施している。

【解決手段】高周波電流が供給されるプローブと、プローブに高周波電流を供給する高周波駆動回路及びプローブに固着し超音波振動を与える超音波振動子を備えるハンドピースと、前記超音波振動子を駆動する超音波振動子駆動回路とで構成され、前記超音波振動子駆動回路は、高周波駆動回路にて検出したインピーダンス値に基づき、超音波振動子に供給する電流値を調整し、超音波振動子の振幅を制御する手術用処置装置である。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端側に生体組織を処置する処置部が設けられ、指示により高周波電流が供給されるプローブと、前記プローブに固着され、該プローブを超音波振動させる超音波振動子とを備えるハンドピースと、

前記プローブに高周波電流を供給する高周波駆動回路と、

前記超音波振動子を駆動する超音波振動子駆動回路と、

を具備し、

前記超音波振動子駆動回路は、前記高周波駆動回路にて検出される高周波出力時のインピーダンス値の大きさに合わせて、前記処置部における超音波振動の振幅を制御することを特徴とする手術用処置装置。

10

【請求項 2】

前記高周波駆動回路は、インピーダンス値の増大に伴って、高周波出力が低減する出力特性を有し、

前記超音波振動子駆動回路は、インピーダンス値の増大に伴って処置部に与える超音波振動の振幅を大きくさせることを特徴とする請求項 1 に記載の手術用処置装置。

【請求項 3】

前記処置部に与えられる前記超音波振動の振幅が最大の時に、前記処置部の振動速度は、 $7.4 \text{ m/s} \sim 22.1 \text{ m/s}$ の範囲内であることを特徴とする請求項 2 に記載の手術用処置装置。

20

【請求項 4】

前記高周波駆動回路と前記超音波振動子駆動回路は、各々独立して出力制御を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の手術用処置装置。

【請求項 5】

前記ハンドピースは、少なくとも第 1 のスイッチ及び第 2 のスイッチを備え、

前記第 1 のスイッチは、第 1 の出力モードで前記処置部を駆動する指示を行い、

前記第 2 のスイッチは、第 2 の出力モードで前記処置部を駆動する指示を行い、

前記第 1 のスイッチと第 2 のスイッチが独立して操作され、前記生体組織を処置する前記プローブの処置部に、高周波電流及び超音波振動の両方又はいずれか一方が供給されることを特徴とする請求項 1 に記載の手術用処置装置。

30

【請求項 6】

さらに、前記超音波振動子駆動回路及び前記高周波駆動回路の駆動を指示するフットスイッチを具備することを特徴とする請求項 5 に記載の手術用処置装置。

【請求項 7】

生体組織を処置するプローブの処置部に、高周波電流及び超音波振動の両方又はいずれか一方が供給され、

前記プローブに高周波電流を供給する高周波駆動回路が検出した前記生体組織と前記処置部との間における高周波出力時のインピーダンス値の大きさに合わせて、前記処置部に与える前記超音波振動の振幅を制御することを特徴とする手術用処置装置の駆動方法。

【請求項 8】

40

前記プローブに前記高周波出力が供給されるモードが、

止血成分をほとんど含まない凝固処置が不要な切開出力である第 1 高周波出力モードと、

止血成分を含み凝固処置が必要な切開出力である第 2 高周波出力モードと、

剥離成分の弱い凝固出力である第 3 高周波出力モードと、

剥離成分の強い凝固出力モードである第 4 高周波出力モードと、

生体組織の広い範囲を一樣に放電止血するために使用する凝固出力である第 5 高周波出力モードと、

前記高周波出力が前記プローブに供給されない第 6 の高周波出力モードと、

のうちの 1 つの高周波出力モードが選択され、

前記プローブに前記超音波振動が供給されるモードが、

50

前記超音波振動の振幅が設定値を維持する第１の超音波出力モードと、
前記超音波振動の振幅が前記高周波出力時のインピーダンス値に連動して変化する第２の超音波出力モードと、
前記超音波振動が前記プローブに出力されない第３の高周波出力モードと、
のうちの１つの超音波出力モードが選択され、
前記高周波出力モードと前記超音波出力モードの組み合わせにより、前記手術用処置装置が駆動されることを特徴とする請求項７に記載の手術用処置装置の駆動方法。

【請求項９】

前記高周波出力時のインピーダンス値の増大に伴って、前記処置部に与える超音波振動の振幅を大きくさせることを特徴とする請求項７に記載の手術用処置装置の駆動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、高周波電流を用いて生体組織に対して、切開及び凝固する処置を行う手術用処置装置及び、手術用処置装置の駆動方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

一般に手術の際、手術用メスの他に、生体組織に対して止血（凝固）と同時に切開ができる、高周波電流を利用した電気メス等の処置装置が用いられている。この処置装置として例えば、特許文献１において、高周波電流を利用して生体組織の処置を行う電極部により構成されるメス先電極と、メス先電極に高周波電流を供給する高周波電流供給部と、メス先電極に超音波振動を供給する超音波振動供給部と、を有する手術用装置が開示されている。

20

【０００３】

この手術用装置は、メス先電極により生じる生体組織の焦げ付きを防止するために、メス先電極に対して高周波電流を供給している間、メス先電極が超音波振動するように構成されている。この手術用装置を使用する際には、処置対象となる生体組織の種類（筋肉、脂肪組織、実質臓器等）や状態（体液が多い状態、又は非常に乾燥した状態等）に応じて、操作者は、予め定めた最適な高周波出力及び超音波出力になるように繁雑な操作により設定した後、処置を実施している。

30

【特許文献１】特開２００２－３０６５０７号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

この手術用装置は、メス先電極により生じる生体組織の焦げ付きを防止するために、メス先電極に対して高周波電流を供給している間、メス先電極が超音波振動するように構成されている。この手術用装置を使用する際には、処置対象となる生体組織の種類（筋肉、脂肪組織、実質臓器等）や状態（体液が多い状態、又は非常に乾燥した状態等）に応じて、操作者は、予め定めた最適な高周波出力及び超音波出力になるように繁雑な操作により設定した後、処置を実施している。

40

【０００５】

そこで本発明は、操作が簡便であり、生体組織の種類や状態に応じて最適な処置を実施することができる手術用処置装置及び、手術用処置装置の駆動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

上記目的を達成するために、先端側に生体組織を処置する処置部が設けられ、指示により高周波電流が供給されるプローブと、前記プローブに固着され、該プローブを超音波振動させる超音波振動子とを備えるハンドピースと、前記プローブに高周波電流を供給する高周波駆動回路と、前記超音波振動子を駆動する超音波振動子駆動回路と、により構成さ

50

れ、前記超音波振動子駆動回路は、前記高周波駆動回路にて検出される高周波出力時のインピーダンス値の大きさに合わせて、前記処置部における超音波振動の振幅を制御する手術用処置装置を提供する。

【 0 0 0 7 】

さらに、生体組織を処置するプローブの処置部に、高周波電流及び超音波振動の両方又はいずれか一方が供給され、前記プローブに高周波電流を供給する高周波駆動回路が検出した前記生体組織と前記処置部との間における高周波出力時のインピーダンス値の大きさに合わせて、前記処置部に与える前記超音波振動の振幅を制御する手術用処置装置の駆動方法を提供する。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、操作が簡便であり、生体組織の種類や状態に応じて最適な処置を実施することができる手術用処置装置及び、手術用処置装置の駆動方法を提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

【 0 0 1 0 】

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る手術用処置装置の外観構成を示す図である。

【 0 0 1 1 】

20

この手術用処置装置 1 は、主として、超音波駆動装置 2 と、高周波駆動装置 3 と、ハンドピース 4 と、により構成される。超音波駆動装置 2 と高周波駆動装置 3 は、通信ケーブル 5 により接続されている。ハンドピース 4 は、出力用接続ケーブル 6、及び SW 用接続ケーブル 7 により超音波駆動装置 2 にコネクタ接続され、さらに出力用接続ケーブル 8 により高周波駆動装置 3 にコネクタ接続されている。また高周波駆動装置 3 には、対極板 9 が接続ケーブル 10 によりコネクタ接続されている。超音波駆動装置 2 には、操作表示パネル 46 が設けられ、高周波駆動装置 3 には、操作表示パネル 53 が設けられている。

【 0 0 1 2 】

次に、ハンドピース 4 について説明する。

【 0 0 1 3 】

30

図 2 はハンドピース 4 の断面図を示している。ハンドピース 4 は、外装として、先端側（プローブ 25 側）にシース本体 27 が設けられ、後端側に略円筒状のケース 11 が設けられ、ケース 11 とシース本体 27 は嵌合（to fit into）されている。ケース 11 とシース本体 27 は、それぞれ絶縁性を有する樹脂材料により形成される。但し、絶縁性を有していれば、樹脂材料に限定されるものではない。

【 0 0 1 4 】

出力用接続ケーブル 6 及び出力用接続ケーブル 8 は、ケース 11 の後端側に固定され、後端に一体的に設けられた保護用の弾性部材 24 を貫通して、前述した超音波駆動装置 2 及び高周波駆動装置 3 にコネクタ接続される。

【 0 0 1 5 】

40

このケース 11 内には、超音波振動を発生する超音波振動子（例えば、ボルト締めランジュバン型振動子）12 が固定されている。この超音波振動子 12 には、超音波駆動装置 2 から供給された電力を超音波振動に変換するためのリング形状の複数の圧電素子 13 が設けられている。本実施形態では、一例として 6 個の圧電素子 13 を直線的に配置する構成を示しているが、個数は設計仕様により適宜変更すればよい。

【 0 0 1 6 】

圧電素子 13 の列先端側には、圧電素子 13 で発生した超音波振動を増幅するためのホーン 14 が設けられている。このホーン 14 は、チタン、ジュラルミン又はステンレス等の金属材料により形成される。

【 0 0 1 7 】

50

一方、ホーン 14 の後端側にはボルト 15 が形成されている。このボルト 15 は、パイプ状の絶縁部材 16 を介して圧電素子 13 のリング内に挿通されている。圧電素子 17 は、圧電素子 13 の列後端側に設けられた金属製のナット 17 とボルト 15 を締め付け固定される。

【 0 0 1 8 】

尚、列先端の圧電素子 13 とホーン 14 の間には、リング状の絶縁部材 18 が介在される。同様に、列後端の圧電素子 13 とナット 17 の間には、リング状の絶縁部材 19 が介在される。圧電素子 13 は、これらの絶縁部材 18 , 19 及び 16 により、ホーン 14 とナット 17 に対して電氣的に絶縁されている。これらの圧電素子 13 は、金属製のブリッジ 20、21 を介して、出力用接続ケーブル 6 内の導線 22 に接続される。導線 22 を通じて超音波駆動用の電力が各圧電素子 13 に供給される。また、ナット 17 には、出力用接続ケーブル 8 内の導線 23 が接続され、導線 23 を通じて、高周波電流がナット 17 及びホーン 14 に供給される。

10

【 0 0 1 9 】

また、ホーン 14 の先端側には、ホーン 14 で増幅した超音波振動を伝達するためのプローブ 25 がねじにより締結 (conclusion) されている。プローブ 25 は、ホーン 14 と同様に、チタンやジュラルミン、ステンレス等の金属材料により形成される。プローブ 25 の先端側には、生体組織を処置するための処置部 26 が設けられている。

【 0 0 2 0 】

図 2 では、一例として、略平板形状であるヘラ型処置部 26 を示している。このヘラ型処置部 26 は、平板形状以外に、図 3 に示すようなフック型処置部や、図 4 に示すようなボール型処置部としても良い。

20

【 0 0 2 1 】

また、シース本体 27 の先端側には、金属パイプ 28 と、金属パイプ 28 を覆う絶縁チューブ 29 が取り付けられている。金属パイプ 28 の先端側には、プローブ 25 と金属パイプ 28 との接触を防止しつつ、ガタツキを無くす支持部材 30 が設けられている。これらの絶縁部材 29 と支持部材 30 は、電気絶縁性が良好な P T F E 等の樹脂材料により形成される。

【 0 0 2 2 】

さらに、シース本体 27 には、ハンドスイッチ 31 として機能する第 1 スイッチ 32 と第 2 スイッチ 33 が設けられている。これらの第 1 スイッチ 32 と第 2 スイッチ 33 は、電気回路基板 34 に実装され、シース本体 27 内に収容されている。電気回路基板 34 の接続端子 (パッド) には、S W 用接続ケーブル 7 内の導線 35 が半田付けなどにより接続されている。S W 用接続ケーブル 7 は、シース本体 27 の後端側から外部に延出して、超音波駆動装置 2 にコネクタ接続されている。これにより、第 1 スイッチ 32 と第 2 スイッチ 33 の電気信号 (開放、短絡) が S W 用接続ケーブル 7 によって超音波駆動装置 2 に伝えられる。

30

【 0 0 2 3 】

図 5 は、超音波駆動装置 2 と高周波駆動装置 3 の構成を示すブロック図である。

【 0 0 2 4 】

40

超音波駆動装置 2 内には、超音波振動子駆動回路 37 が収容されている。この例では、共振追尾方式として P L L 制御方式、及び振幅制御方式として電流制御方式が採用されている。

【 0 0 2 5 】

超音波振動子駆動回路 37 は、位相追尾回路 (P L L) 38 と、乗算器である電圧制御アンプ (V C A) 39 と、超音波振動子 12 にパワーを与えるための電流を生成する電力増幅器 (A M P) 40 と、電圧電流検出部 (D E T) 41 と、出力トランス 42 とが順次直列に接続された出力回路と、を備えている。

【 0 0 2 6 】

出力トランス 42 の出力ポートには、コネクタ接続された出力用接続ケーブル 6 を介し

50

て、ハンドピース 4 が接続されている。尚、出力トランス 4 2 により、超音波振動子駆動回路 3 7 とハンドピース 4 との間は、直流成分が流れないように分離されている。また、位相追尾回路 (P L L) 3 8 は、超音波振動子 1 2 の共振周波数を追尾して共振点駆動するための回路である。

【 0 0 2 7 】

位相追尾回路 (P L L) 3 8 には、電圧電流検出部 (D E T) 4 1 が接続されている。さらに、電圧電流検出部 (D E T) 4 1 には、 P L L を掛けるための電圧と電流の位相信号を検出し、あるいは超音波振動子 1 2 に流れる電流の大きさを検出する回路が含まれている。さらに、超音波振動子駆動回路 3 7 には、差動増幅器 4 3 と、 D / A コンバータ 4 4 と、 C P U 4 5 とが設けられている。この構成では、 C P U 4 5 に、 D / A コンバータ 4 4 と、操作表示パネル 4 6 とが接続されている。

10

【 0 0 2 8 】

また C P U 4 5 は、 S W 用接続ケーブル 7 を介して、第 1、第 2 スイッチ 3 2、3 3 に接続される。また、差動増幅器 4 3 の一方の入力端には電圧電流検出部 (D E T) 4 1 が、他方の入力端には D / A コンバータ 4 4 がそれぞれ接続されている。ここで、 D / A コンバータ 4 4 では、 C P U 4 5 で指示した超音波出力条件に対応した電流の大きさを指示する信号を出力する。

【 0 0 2 9 】

さらに、差動増幅器 4 3 の出力端は、電圧制御アンプ (V C A) 3 9 に接続されている。差動増幅器 4 3 では、 D / A コンバータ 4 4 から出力された信号と電圧電流検出部 (D E T) 4 1 から検出された電流の大きさとを比較して、これらの差が無くなるように動作して差動増幅器 4 3 からの増幅出力が電圧制御アンプ (V C A) 3 9 に供給される。これにより、超音波振動子 1 2 に加える電圧の大きさが制御され、超音波振動子 1 2 に流れる電流が C P U 4 5 で指示した出力条件と同じになるように制御している。

20

【 0 0 3 0 】

高周波駆動装置 3 内には、高周波駆動回路 4 8 が収容されている。高周波駆動回路 4 8 は、高周波出力用及び制御用の電力を供給する可変電圧源 (S W 電源) 4 9 と、電力増幅器 (A M P) 5 0 と、センサ 5 1 とが順次直列に接続され、出力回路として構成されている。センサ 5 1 は、コネクタ接続された出力用接続ケーブル 8 を介してハンドピース 4 に接続され、さらに接続ケーブル 1 0 を介して対極板 9 に接続される。

30

【 0 0 3 1 】

さらに、高周波駆動回路 4 8 には、出力制御部 5 2 が設けられている。この出力制御部 5 2 には、センサ 5 1 と、可変電圧源 (S W 電源) 4 9 と、電力増幅器 (A M P) 5 0 と、操作表示パネル 5 3 と、が接続され、センサ出力信号 (モニタ信号) の処理及び各構成部位の制御を行っている。

【 0 0 3 2 】

可変電圧源 (S W 電源) 4 9 は、高周波出力用、及び制御用の電力を発生させる。電力増幅器 (A M P) 5 0 は、高周波電力の増幅、及び出力波形の整形を行う。センサ 5 1 は、高周波出力 (電圧値、電流値) の変化をモニタし、モニタ信号を出力制御部 5 2 に送る。出力制御部 5 2 では、センサ 5 1 からのモニタ信号を基に、可変電圧源 (S W 電源) 4 9 と電力増幅器 (A M P) 5 0 に制御信号を送る。これにより、高周波出力の制御が行われる。尚、超音波振動子駆動回路 3 7 の C P U 4 5 と高周波駆動回路 4 8 の出力制御部 5 2 とは、双方向に信号を伝達可能な通信ケーブル 5 により接続されている。 C P U 4 5 からは、ハンドスイッチ 3 1 の O N、O F F 信号が出力制御部 5 2 に送られる。

40

【 0 0 3 3 】

この出力制御部 5 2 は、センサ 5 1 のモニタ信号 (電圧値、電流値) に基づき、随時又は、予め定めた任意の時間間隔で演算される高周波出力時のインピーダンス値 (ハンドピース 4 と対極板 9 間のインピーダンス値) の大きさを示す信号が算出された都度、 C P U 4 5 に送られる。

【 0 0 3 4 】

50

さらに、超音波駆動装置 2 の操作表示パネル 4 6 と、高周波駆動装置 3 の操作表示パネル 5 3 とは、CPU 4 5、通信ケーブル 5、及び出力制御部 5 2 を介して接続されている。操作表示パネル 4 6 と操作表示パネル 5 3 に表示される設定項目や情報内容は、同じ情報が表示されるように考慮されている。勿論、必要な情報のみを共有して、それ以外は異なる表示を行ってもよい。

【0035】

図 6 には、一例として、手術用処置装置 1 の出力モード一覧を示す。

高周波駆動装置 3 では、従来のモノポーラ型電気メス装置と同様に、「Cut-Pure」（止血成分をほとんど含まない（又は凝固処置が不要な）切開出力）、「Cut-Blend」（ある程度の止血成分を含む切開出力）、「Coag-Soft」（剥離成分の弱い凝固出力）、「Coag-Hard」（剥離成分の強い凝固出力）、「Coag-Spray」（組織の広い範囲を一様に放電止血するために使用する凝固出力）、の各々の出力モードでの高周波出力が可能となっている。超音波駆動装置 2 では、「On」（超音波振動の振幅が設定値を維持する超音波出力）、「Auto」（超音波振動の振幅が高周波出力時のインピーダンス値に連動して変化する超音波出力）、の各々の出力モードでの超音波出力が可能となっている。これらの高周波出力と超音波出力の組み合わせに対して、それぞれに番号が付与されている。後述する操作表示パネルにおける設定の際に、選択された出力モードが番号により表示される。

【0036】

手術用処置装置 1 では、高周波出力の各出力モードと、超音波出力の各出力モードとを組み合わせ出力することができる。さらに、高周波出力の「Off」（出力を行わない）に対して、超音波出力の「On」（超音波振動の振幅が設定値を維持する超音波出力）、又は超音波出力の「Max」（超音波振動の振幅が最大値を維持する超音波出力）のいずれかを組合せて出力させることもできる。即ち、超音波出力のみが行われる。

【0037】

また、高周波出力の各出力モード（例えば、「Cut-Pure」や「Coag-Hard」）と、超音波出力の「Off」（出力を行わない）とを組み合わせ出力させることもできる。即ち、高周波出力のみが行われる。

【0038】

次に図 7 及び図 8 には、高周波出力の出力特性（負荷特性）の例を示す。

【0039】

図 7 は、高周波出力時のインピーダンス（ハンドピース 4 と対極板 9 間のインピーダンス）を横軸に、最大出力設定時の高周波出力を縦軸にプロットした特性を示している。図中、特性線 a は、「Coag-Soft」の出力特性、特性線 b は、「Coag-Hard」の出力特性を示している。

【0040】

「Coag-Soft」、及び「Coag-Hard」は、共に、従来のモノポーラ型電気メス装置と同様に、インピーダンスが高くなると、高周波出力が低減する出力特性を有している。尚、「Coag-Soft」に比べ、「Coag-Hard」は、インピーダンスの増加に伴う高周波出力の低減が緩やかな特長を有している。この出力特性の違いが、剥離成分の強弱として作用することになる。また、図 8 に示す特性線 c（太線）は、「Coag-Hard」で出力設定を 50 W にしたときの出力特性を示している。この特性線 c で示すように、インピーダンスが約 2.5 k Ω までは高周波出力 50 W が維持され、2.5 k Ω 以降は高周波出力が徐々に減少し、5 k Ω では、約 25 W に半減している。

【0041】

次に、図 9 ~ 図 11 には、超音波出力の出力特性が異なる例を示している。これらの図 9 ~ 図 11 は、何れも、高周波出力時のインピーダンス（ハンドピース 4 と対極板 9 間のインピーダンス）を横軸に、超音波出力を縦軸にそれぞれプロットした特性を示している。尚、超音波出力の大きさ（volume）は、「100%」が最大出力（超音波振動の振幅が最大）であることを示している。尚、ハンドピース 4 の処置部 2 6 における振動速度 V は、「100%」設定で、約 7.4 m/s ~ 22.1 m/s の範囲にすることが好ましい。

振動速度 V は、以下の式で表される。

【 0 0 4 2 】

$$V = \cdot x \cdot f_r$$

ここで、 x は超音波振動の振幅 (peak to peak 値)、 f_r は超音波振動の共振周波数である。すなわち、「100%」設定では、 f_r が 23.5 kHz のとき x は約 100 μm ~ 300 μm の範囲が好適し、 f_r が 47 kHz のとき x は 50 μm ~ 150 μm の範囲が好適する。

【 0 0 4 3 】

図 9 に示す特性線 d は、超音波出力モード「On」で出力設定を 70% にしたときの出力特性を示し、特性線 e は、超音波出力モード「Max」の出力特性を示している。何れも、インピーダンス値に関わらず、一定の超音波出力 (超音波振動の振幅) が維持されている。

10

【 0 0 4 4 】

図 10 に示す特性線 f は、超音波出力モード「Auto」の出力特性の一例を示している。ここでは、インピーダンスが高くなると、超音波出力が段階的に増加する出力特性が現れている。インピーダンスが 2 k までは超音波出力 30%、2 k から 4 k までは超音波出力 70%、4 k 以降は超音波出力 100% が維持されている。

【 0 0 4 5 】

図 11 に示す特性線 g は、超音波出力モード「Auto」の出力特性の別の例を示している。ここでは、インピーダンスが高くなると、超音波出力が滑らかに増加する出力特性が現れている。インピーダンスが約 1 k までは超音波出力 30% が維持され、約 1 k から約 4 k までは超音波出力が滑らかに増加し、約 4 k 以降は超音波出力 100% が維持されるようになっている。

20

【 0 0 4 6 】

図 12 A は、超音波駆動装置 2 の操作表示パネル 46 における表示の一例を示し、図 12 B は、高周波駆動装置 3 の操作表示パネル 53 における表示の一例を示している。

【 0 0 4 7 】

操作表示パネル 46 には、第 1 出力モード表示部 55 と第 1 出力モード設定部 56 が表示されている。

【 0 0 4 8 】

また、操作表示パネル 46 には、第 2 出力モード表示部 57 と第 2 出力モード設定部 58 が表示されている。さらに、操作表示パネル 46 には超音波出力設定表示部 59 と超音波出力設定部 60 が表示されている。操作表示パネル 53 には、第 1 出力モード表示部 61 と第 1 出力設定表示部 62 と第 1 出力設定部 63 が表示されている。また、操作表示パネル 53 には、第 2 出力モード表示部 64 と第 2 出力設定表示部 65 と第 2 出力設定部 66 が表示されている。

30

【 0 0 4 9 】

このような表示構成において、操作者は、先ず、操作表示パネル 46 の第 1 出力モード設定部 56 で第 1 出力モードを選択し、操作表示パネル 46 の第 2 出力モード設定部 58 で第 2 出力モードを選択する。これらの選択により、第 1 出力モード表示部 55 には選択された第 1 出力モードの内容が表示され、第 2 出力モード表示部 57 には選択された第 2 出力モードの内容が表示される。

40

【 0 0 5 0 】

図 12 A では、第 1 出力モードとして図 6 で説明した「No1」が選択され、第 2 出力モードとして、図 6 で説明した「No12」が選択されたことを示している。次に、操作表示パネル 46 の超音波出力設定部 60 で超音波出力の「On」における超音波出力の設定値 (振幅の設定値) を設定する。図 12 A では、超音波出力「70%」 (振幅の設定値が最大振幅の 70%) が設定されたことを示している。

【 0 0 5 1 】

ここで、操作表示パネル 46 による設定を示す信号が、通信ケーブル 5 を介して、C P

50

U 4 5 から出力制御部 5 2 に送られる。そして、操作表示パネル 5 3 の第 1 出力モード表示部 6 1 には、第 1 出力モード設定部 5 6 により選択された第 1 出力モードの高周波出力モード（第 1 の高周波出力モード）の内容が表示され、操作表示パネル 5 3 の第 2 出力モード表示部 6 4 には、第 2 出力モード設定部 5 8 により選択された第 2 出力モードの高周波出力モード（第 2 の高周波出力モード）が表示される。

【 0 0 5 2 】

そして、図 1 2 B に示すように、操作表示パネル 5 3 の第 1 出力設定部 6 3 により設定した第 1 の高周波出力モードの出力設定値（ここでは、「40W」）が第 1 出力設定表示部 6 2 に表示され、操作表示パネル 5 3 の第 2 出力設定部 6 6 により設定した第 2 の高周波出力モードの出力設定値（ここでは、「50W」）が第 2 出力設定表示部 6 5 に表示される。尚、本実施形態では、第 1 出力モードは、ハンドピース 4 の第 1 スイッチ 3 2 に対応し、第 2 出力モードは、第 2 出力スイッチ 3 3 に対応している。

【 0 0 5 3 】

この対応を示すキャラクタ 6 7 , 6 8 が、第 1 出力モード表示部 5 5 、第 1 出力モード表示部 6 1 、及び第 2 出力モード表示部 5 7 、第 2 出力モード表示部 6 4 の近傍に表示される。

【 0 0 5 4 】

図 1 3 A は操作表示パネル 4 6 の別の表示例を示し、図 1 3 B は操作表示パネル 5 3 の別の表示例を示している。図 1 3 A では、第 1 出力モードとして、図 6 で示した「No8」が選択され、第 2 出力モードとして、図 6 で示した「No17」が選択されたことを示している。ここで、第 2 出力モードは、高周波出力が「Off」であるため、操作表示パネル 5 3 の第 2 出力モード表示部 6 4 と第 2 出力設定表示部 6 5 は、自動的に表示が無効状態（「」の表示）となる。また、第 1 出力モードは、超音波出力が「Off」、第 2 出力モードは超音波出力が「Max」であるため、操作表示パネル 4 6 の超音波出力設定表示部 5 9 は、自動的に表示が「100%」となる。

【 0 0 5 5 】

次に、本実施形態の手術用処置装置 1 による生体組織の処置について説明する。

まず、対極板 9 を手術対象となる生体組織に密着させる。

【 0 0 5 6 】

次に、手術用処置装置 1 の出力条件（第 1 出力条件、第 2 出力条件）を設定する。この出力条件の設定は、超音波駆動装置 2 の操作表示パネル 4 6 と、高周波駆動装置 3 の操作表示パネル 5 3 とを操作して行われる。

【 0 0 5 7 】

この設定に伴い、設定された第 1 出力条件と第 2 出力条件は、操作表示パネル 4 6 及び操作表示パネル 5 3 に表示される。図 1 2 A , 1 2 B , 1 3 A , 1 3 B を参照。設定する際に、第 1 出力条件は、第 1 出力モード表示部 5 5 、第 1 出力モード表示部 6 1 、及び第 1 出力設定表示部 6 2 に表示される。第 2 出力条件は、第 2 出力モード表示部 5 7 、第 2 出力モード表示部 6 4 、及び第 2 出力設定表示部 6 5 に表示される。

【 0 0 5 8 】

次に、ハンドピース 4 の処置部 2 6 を生体組織の処置対象部位に接触させる。そして、ハンドスイッチ 3 1 の第 1 スイッチ 3 2 を ON 操作することにより、第 1 出力条件にてハンドピース 4 が駆動される。又は、ハンドスイッチ 3 1 の第 2 スイッチ 3 3 を ON 操作することにより、第 2 出力条件にてハンドピース 4 が駆動される。これにより、ハンドピース 4 の処置部 2 6 と接触した生体組織が、超音波出力、及び / 又は高周波出力により処置される。

【 0 0 5 9 】

以下に、各出力条件での作用について説明する。

【 0 0 6 0 】

まず、高周波出力の「Off」に対して、超音波出力の「On」、又は超音波出力の「Max」のいずれかを組合せた出力条件（図 6 の No16、又は No17）について説明する。ここでは、

10

20

30

40

50

超音波出力のみが行われる。ハンドスイッチ 31 を ON 操作すると、超音波振動子駆動回路 37 によりハンドピース 4 の超音波振動子 12 が駆動される。

【0061】

これにより、プローブ 25 が超音波振動を開始し、プローブ 25 の処置部 26 と接触した生体組織は、超音波振動による摩擦熱によって凝固、切開される。尚、超音波出力「On」では、操作表示パネル 46 の超音波出力設定部 60 で設定した設定値（例えば、70%）で超音波出力が行われ、超音波出力「Max」では、超音波出力 100% で出力される。ここでは、超音波出力「On」、及び「Max」の設定では、共に一定の超音波出力（超音波振動の振幅）が維持される。本実施形態では、振幅制御方式として電流制御方式を採用しているため、超音波振動子 12 は、定電流制御により駆動される。すなわち、従来の超音波凝固切開装置と同様の処置が行われる。

10

【0062】

次に、高周波出力の各出力モードと、超音波出力「Off」とを組合せた出力条件（図 6 における No2, No5, No8, No11 又は No14）について説明する。ここでは、超音波は出力されず、高周波のみが出力される。

【0063】

ハンドスイッチ 31 を ON 操作すると、超音波振動子駆動回路 37 の CPU 45 から高周波駆動回路 48 の出力制御部 52 に ON 信号が送られる。そして、高周波駆動回路 48 が駆動され、ハンドピース 4 の処置部 26 と対極板 9 間に高周波電流が流れる。これにより、処置部 26 と接触した生体組織は、高周波電流によるジュール熱によって凝固されつつ、切開される。すなわち、従来のモノポーラ型電気メス装置と同様な処置が行われる。

20

【0064】

次に、高周波出力の各出力モードと、超音波出力の「On」とを組合せた出力条件（図 6 の No1, No4, No7, No10 又は No13）について説明する。ここでは、高周波出力と超音波出力が同時に行われる。

【0065】

ハンドスイッチ 31 を ON 操作すると、超音波振動子駆動回路 37 によりハンドピース 4 の超音波振動子 12 が駆動され、プローブ 25 が超音波振動する。また、ハンドスイッチ 31 の ON 信号が高周波駆動回路 48 の出力制御部 52 に送られ、ハンドピース 4 の処置部 26 と対極板 9 間に高周波電流が流れる。

30

【0066】

これにより、処置部 26 と接触した生体組織は、超音波出力と高周波出力の双方により処置される。ここで、超音波振動子 12 は、定電流制御により駆動され、操作表示パネル 46 の超音波出力設定部 60 で設定した設定値（例えば、70%）での超音波出力が維持される。

【0067】

尚、高周波出力は、図 7 及び図 8 に示す出力特性となる。すなわち、生体組織の電氣的インピーダンスが比較的低いときは、設定した高周波出力が維持されるが、インピーダンスが比較的高くなると、高周波出力は低減する。

40

【0068】

従って、生体組織の電氣的インピーダンスが低い状態（例えば、生体組織に多量の血液等が付着した状態）のときには、超音波出力の設定値を予め低め（例えば、30%）に設定することにより、高周波出力で十分な凝固、切開が行われると同時に、超音波出力によるプローブ先端からのキャビテーションの影響（例えば、血液等の飛散）を最小限に抑えることができる。

【0069】

一方、生体組織の電氣的インピーダンスが高い状態（例えば、生体組織が非常に乾燥した状態）のときには、超音波出力の設定値を予め高め（例えば、100%）に設定することにより、高周波出力が低減しても超音波出力の作用により、十分な凝固、切開を行うことができる。尚、超音波出力が低め又は、高めの何れ状態の場合においても、プローブ 2

50

5の処置部26が超音波振動することにより、処置部26への生体組織の付着や焦げ付きが防止されるため、常に良好な凝固、切開を維持することができる。

【0070】

次に、高周波出力の各出力モードと、超音波出力の「Auto」とを組合せた出力条件（図6におけるNo3, No6, No9, No12又はNo15）について説明する。ここでは、高周波出力と超音波出力が同時に行われ、超音波出力の大きさ（volume）は高周波出力時のインピーダンスの大きさに連動して変化する。

【0071】

ハンススイッチ31をON操作すると、超音波振動子駆動回路37によりハンドピース4の超音波振動子12が駆動され、プローブ25が超音波振動する。また、ハンススイッチ31のON信号は、高周波駆動回路48の出力制御部52に送られ、ハンドピース4の処置部26と対極板9間に高周波電流が流れる。これにより、処置部26と接触した生体組織は、超音波出力と高周波出力の双方により処置される。

【0072】

このとき、高周波駆動回路48の出力制御部52から、超音波振動子駆動回路37のCPU45に、高周波出力時のインピーダンスの大きさを示す信号が送られる。この信号を基に、CPU45は、図10や図11に示すような超音波出力条件をD/Aコンバータ44に指示し、D/Aコンバータ44ではCPU45で指示した超音波出力条件に対応した電流の大きさを指示する信号を生成する。

【0073】

これにより、超音波出力（超音波振動の振幅）の大きさは、高周波出力時のインピーダンスの大きさに連動して変化する。尚、このときの高周波出力の出力特性は、図7、8に示すようになる。すなわち、生体組織の電氣的インピーダンスが比較的低いときは、設定した高周波出力が維持されるが、インピーダンスが比較的高くなると、高周波出力は低減する。ここで、一例として、図6に示すNo12で示す出力条件（高周波出力「Coag-Hard」と超音波出力「Auto」の組合せ）であれば、図14に示すような出力特性となる。

【0074】

図14は、高周波出力「Coag-Hard」の設定値を50Wに設定したときの例である。

【0075】

図14に示す様に、生体組織の電氣的インピーダンスが約2kΩ以下と低い状態（例えば、生体組織に多量の血液等が付着した状態）のときには、高周波出力は50Wとなり、超音波出力は30%となる。よって、高周波出力で十分な凝固、切開が行われると同時に、超音波出力によるプローブ先端からのキャビテーションの影響（例えば、血液等の飛散）を最小限に抑えることができる。

【0076】

また、生体組織の電氣的インピーダンスが約4kΩ以上と高い状態（例えば、生体組織が非常に乾燥した状態）のときには、高周波出力は約30W以下となり、超音波出力は100%となる。これにより、高周波出力が低減しても超音波出力の作用により、十分な凝固、切開を行うことができる。

【0077】

一方、生体組織の電氣的インピーダンスが約2kΩ～4kΩと中程度の状態（生体組織が通常の状態）のときには、高周波出力は約50W～30Wとなり、超音波出力は70%となる。これにより、高周波出力と超音波出力の作用により、十分な凝固、切開を行うことができる。尚、電氣的インピーダンスが何れの状態であっても、プローブ25の処置部26が超音波振動することにより、処置部26への生体組織の付着や焦げ付きが防止されるため、常に良好な凝固、切開を維持することができる。

【0078】

また、処置する生体組織の電氣的インピーダンス（すなわち、処置する生体組織の種類や状態）に応じて、高周波出力、及び超音波出力の大きさが自動的に変化する。よって、処置する生体組織の種類や状態に応じて、高周波出力、及び超音波出力を設定する必要が

10

20

30

40

50

無くなり、操作が簡便となる。

【 0 0 7 9 】

尚、手術用処置装置 1 の第 1 出力条件、及び第 2 出力条件は図 6 に示す出力条件の中から任意に設定することができる。よって、様々な手術や術者の好みに応じた処置が可能となるため、汎用性が高くなる。

【 0 0 8 0 】

以上説明したように、このような動作により、高周波出力の各出力モードと、超音波出力の「Auto」とを組合せた出力条件では以下の効果が得られる。

【 0 0 8 1 】

処置する生体組織の電気的インピーダンス（即ち、処置する生体組織の種類や状態）に対応するように、高周波出力、及び超音波出力の大きさが自動的に設定される。よって、操作者が処置する生体組織の種類や状態に応じて、高周波出力、及び超音波出力を設定する操作が無くなり簡便となる。

10

【 0 0 8 2 】

また、手術用処置装置 1 の出力条件は、前述した出力条件以外にも様々な出力条件（高周波出力のみが行われる、超音波出力のみが行われる等）の中から任意に設定することができる。よって、様々な手術や術者の好みに応じた処置が可能となるため、汎用性が高くなる。

【 0 0 8 3 】

次に、第 2 の実施形態について説明する。

20

図 1 5 は、第 2 の実施形態に係る手術用処置装置の外観構成を示している。ここでは、前述した第 1 の実施形態と異なる部分のみ説明する。

【 0 0 8 4 】

この手術用処置装置 7 1 は、主として、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 と、ハンドピース 7 3 と、フットスイッチ 7 4 と、により構成される。ハンドピース 7 3 は、出力用 / S W 用接続ケーブル 7 5 により、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 に接続されている。この超音波 / 高周波駆動装置 7 2 は、第 1 の実施形態における超音波駆動装置 2 と、高周波駆動装置 3 とを一体的に構成した構成部位である。フットスイッチ 7 4 は、S W 用接続ケーブル 7 6 により、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 に接続されている。また、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 には、対極板 9 が接続ケーブル 1 0 により接続されている。ハンドピース 7 3 には、ハンドスイッチ 7 7 としての第 1 スイッチ 7 8 と、第 2 スイッチ 7 9 とが設けられている。尚、本実施形態では、2 つのハンドスイッチを挙げて説明しているが、2 つに限定されるものではなく、それぞれに機能が割り当てられている複数のスイッチを設けてもよい。

30

【 0 0 8 5 】

超音波 / 高周波駆動装置 7 2 内には、第 1 の実施形態における図 5 に示した、超音波振動子駆動回路 3 7 と、高周波駆動回路 4 8 が収容されている。

【 0 0 8 6 】

また、第 1 の実施形態と同様に、超音波振動子駆動回路 3 7 の C P U 4 5 と、高周波駆動回路 4 8 の出力制御部 5 2 とが接続され、双方向に信号を伝達することができる。また、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 には、第 1 の実施形態と同様に、操作表示パネル 8 1 が設けられている。

40

【 0 0 8 7 】

出力用 / S W 用接続ケーブル 7 5 は、第 1 の実施形態で示した、出力用接続ケーブル 6 と、S W 用接続ケーブル 7 と、出力用接続ケーブル 8 とが一体となったものである。フットスイッチ 7 4 には、ペダルスイッチ 8 2 が設けられている。尚、S W 用接続ケーブル 7 6 は、超音波振動子駆動路 3 7 の C P U 4 5 に接続されている。

【 0 0 8 8 】

このように構成された手術用処置装置 7 1 による生体組織の処置について説明する。

【 0 0 8 9 】

50

先ず、対極板 9 を生体組織に密着させる。

【0090】

次に、手術用処置装置 7 1 の出力条件を設定する。この出力条件の設定は、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 の操作表示パネル 8 1 を操作して行われる。このとき、設定された出力条件は、操作表示パネル 8 1 に表示される。

【0091】

次に、ハンドピース 7 3 の処置部 2 6 を生体組織の処置対象部位に接触させる。その接触させた後、ハンドスイッチ 7 7 の第 1 スイッチ 7 8、第 2 スイッチ 7 9、又は第 3 スイッチ 8 0 のいずれかを ON 操作することにより、ハンドピース 7 3 が駆動される。又は、フットスイッチ 7 4 のペダルスイッチ 8 2 を ON 操作することにより、ハンドピース 7 3 が駆動される。

10

【0092】

これにより、ハンドピース 7 3 の処置部 2 6 と接触した生体組織が、超音波出力及び / 又は高周波出力により処置される。ここで、ハンドスイッチ 7 7 の第 1、第 2、第 3 スイッチ 7 8、7 9、8 0、及びフットスイッチ 7 4 のペダルスイッチ 8 2 に対応する出力条件は、超音波 / 高周波駆動装置 7 2 の操作表示パネル 8 1 にて任意に設定できるようになっている。尚、第 1 の実施形態と同様に、図 6 に示す出力条件が設定可能であり、各出力条件での作用は、第 1 の実施形態と同じである。

【0093】

このように超音波 / 高周波駆動装置 7 2 は、第 1 の実施形態で示した超音波駆動装置 2 と、高周波駆動装置 3 とが一体となった構成であり、出力用 / SW 用接続ケーブル 7 5 は、第 1 の実施形態で示した、出力用接続ケーブル 6 と、SW 用接続ケーブル 7 と、出力用接続ケーブル 8 とが一体となっている。

20

【0094】

従って、手術用処置装置 7 1 のセッティングが簡便になり、短時間で準備することができる。また、処置中のハンドピース 7 3 の取り回し性が向上し、さらに、ハンドスイッチ 7 7、及びフットスイッチ 7 4 の両方のうち、任意に選択して使用できるため、汎用性が高くなる。

【0095】

次に、第 3 の実施形態に係る手術用処置装置について説明する。

30

【0096】

図 1 6 A、図 1 6 B には、第 3 の実施形態に係る手術用処置装置におけるフック型のハンドピースの構成例を示す。図 1 7 には、図 1 6 B に示す処置部 8 4 における A - A 断面構成を示す。図 1 8 は、第 3 の実施形態に係る処置部の断面構成を示す図である。ここでは、第 1 の実施形態と異なる部分のみ説明する。

【0097】

本実施形態のハンドピースは、バイポーラ型電気メスとして機能するフック型の処置部 8 4 である。プローブ 8 5 は、第 1 電極部材 8 6、第 2 電極部材 8 7、及び絶縁部材 8 8 により構成され、超音波振動を伝達する。第 1 電極部材 8 6 及び第 2 電極部材 8 7 は、チタン、ジュラルミン又は、ステンレス等の金属材料により形成される。絶縁部材 8 8 は、アルミナやジルコニア等の電気絶縁性セラミック材料、又は P T F E や P E E K 等の電気絶縁性樹脂材料により形成される。

40

【0098】

図 1 6 A、及び図 1 7 に示すように、第 1 電極部材 8 6 と第 2 電極部材 8 7 は、絶縁部材 8 8 によって電氣的に絶縁された状態となっている。そして、第 1 電極部材 8 6 には、第 1 の実施形態で示した出力用接続ケーブル 8 が接続され、第 2 電極部材 8 7 には、第 1 の実施形態で示した接続ケーブル 1 0 が接続されている。本実施形態では、前述した第 1 の実施形態における対極板 9 は不要である。

【0099】

図 1 8 は、第 3 の実施形態の変形例として、針型のハンドピースの構成例を示す。

50

【 0 1 0 0 】

この変形例のプローブ 9 1 は先端部 9 2 が細長い円柱形状を成し、超音波振動を伝達する。このプローブ 9 1 は、チタンやジュラルミン、ステンレス等の金属材料により形成される。プローブ 9 1 が挿通されるシース 9 3 は、金属パイプ 9 4 と、金属パイプ 9 4 を覆う絶縁チューブ 9 5 と、金属パイプ 9 4 の内周に嵌め込まれた絶縁部材 9 6 とにより構成される。金属パイプ 9 4 は、ステンレス等の金属材料により形成され、絶縁チューブ 9 5 と絶縁部材 9 6 は、P T F E や P E E K 等の電気絶縁性樹脂材料により形成される。

【 0 1 0 1 】

また、金属パイプ 9 4 の先端部 9 7 は、絶縁チューブ 9 5 と絶縁部材 9 6 に対して先端側に突出している。

【 0 1 0 2 】

本実施形態において、プローブ 9 1 の先端部 9 2 と、金属パイプ 9 4 の先端部 9 7 により、処置部 9 0 を構成する。また、プローブ 9 1 には、前述した第 1 の実施形態における出力用接続ケーブル 8 が接続され、同じく、金属パイプ 9 4 には接続ケーブル 1 0 が接続される。本実施形態では、第 1 の実施形態における対極板 9 は不要である。

【 0 1 0 3 】

このように構成された手術用処置装置による生体組織の処置について説明する。

【 0 1 0 4 】

まず、ハンドピースの処置部 8 4 (又は処置部 9 0) を生体組織の処置対象部位に接触させる。そして、第 1 の実施形態で説明したように、ハンドスイッチ 3 1 を O N 操作することにより、ハンドピースが駆動される。これにより、プローブ 8 5 (又は、プローブ 9 1) が超音波振動する。また、プローブ 8 5 におけるフック型ハンドピースでは、第 1 電極部材 8 6 と第 2 電極部材 8 7 間に高周波電流が流れる。同様に、プローブ 9 1 における針型ハンドピースでは、先端部 9 2 と金属パイプ 9 4 の先端部 9 7 間に高周波電流が流れる。

【 0 1 0 5 】

これにより、処置部 8 4 (又は処置部 9 0) と接触した生体組織が、超音波出力、及び / 又は高周波出力により処置される。

【 0 1 0 6 】

本実施形態は、前述した第 1 の実施形態と同様に、各種高周波出力と、各種超音波出力とを組合せた出力が可能であり、各出力条件での作用は、前述したモノポーラ型電気メスとして機能する第 1 の実施形態と同等の作用効果を得ることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 7 】

【 図 1 】 図 1 は、第 1 の実施形態に係る手術用処置装置の外観構成を示す図である。

【 図 2 】 図 2 は、ハンドピースの断面構成を示す図である。

【 図 3 】 図 3 は、フック型の処置部を示す図である。

【 図 4 】 図 4 は、ボール型の処置部を示す図である。

【 図 5 】 図 5 は、超音波駆動装置と高周波駆動装置の構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 図 6 は、手術用処置装置の出力モードの一覧を示す図である。

【 図 7 】 図 7 は、高周波出力時のインピーダンスと最大出力設定時の高周波出力による出力特性を示す図である。

【 図 8 】 図 8 は、高周波出力時のインピーダンスと 5 0 W 出力設定時の高周波出力による出力特性を示す図である。

【 図 9 】 図 9 は、高周波出力時のインピーダンスと超音波出力の大きさよる第 1 の出力特性を示す図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、高周波出力時のインピーダンスと超音波出力の大きさよる第 2 の出力特性を示す図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、高周波出力時のインピーダンスと超音波出力の大きさよる第 3 の出力特性を示す図である。

10

20

30

40

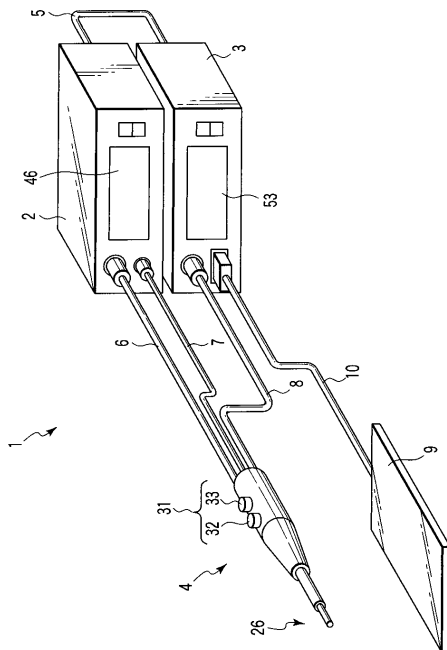
50

- 【図 1 2 A】図 1 2 A は、操作表示パネルにおける設定内容を示す図である。
- 【図 1 2 B】図 1 2 B は操作表示パネルにおける設定内容を示す図である。
- 【図 1 3 A】図 1 3 A は、操作表示パネルにおける設定内容を示す図である。
- 【図 1 3 B】図 1 3 B は操作表示パネルにおける設定内容を示す図である。
- 【図 1 4】図 1 4 は、電氣的インピーダンスに対する高周波出力及び超音波出力の出力特性を示す図である。
- 【図 1 5】図 1 5 は、第 2 の実施形態に係る手術用処置装置の外観構成を示す図である。
- 【図 1 6 A】図 1 6 A は、第 3 の実施形態に係る手術用処置装置における処置部の正面図である。
- 【図 1 6 B】図 1 6 B は、第 3 の実施形態に係る手術用処置装置における処置部の平面図である。
- 【図 1 7】図 1 7 は、図 1 6 B の処置部における A - A 断面構成を示す図である。
- 【図 1 8】図 1 8 は、第 3 の実施形態に係る処置部の断面構成を示す図である。
- 【符号の説明】
- 【 0 1 0 8 】
- 1 ... 手術用処置装置、 2 ... 超音波駆動装置、 3 ... 高周波駆動装置、 4 ... ハンドピース、
 5 ... 通信ケーブル、 6 , 8 ... 出力用接続ケーブル、 7 ... W 用接続ケーブル、 9 ... 対極板、
 1 0 ... 接続ケーブル、 4 6 ... 操作表示パネル、 5 3 ... 操作表示パネル。

10

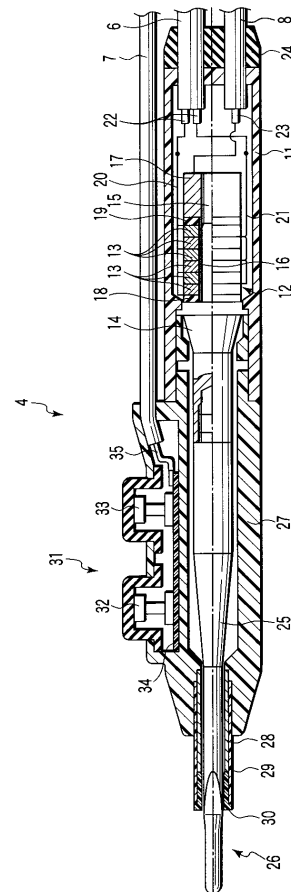
【図 1】

図 1

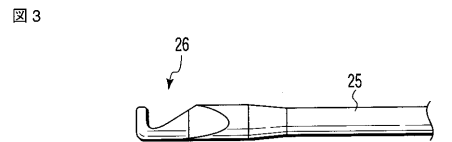


【図 2】

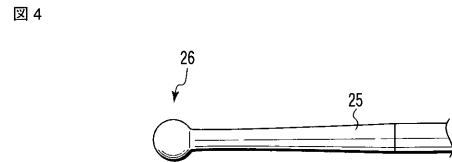
図 2



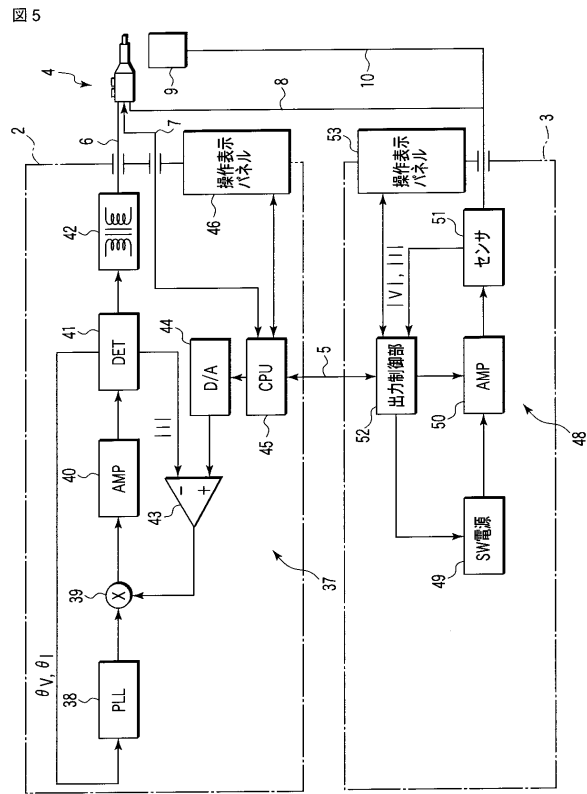
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



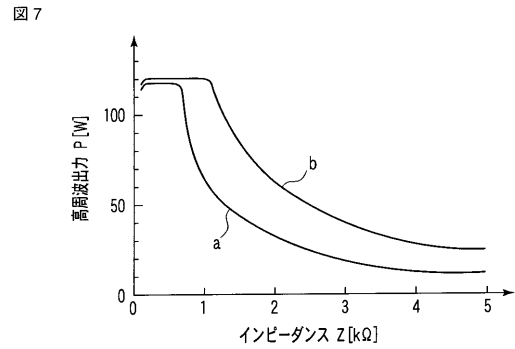
【 図 6 】

図 6

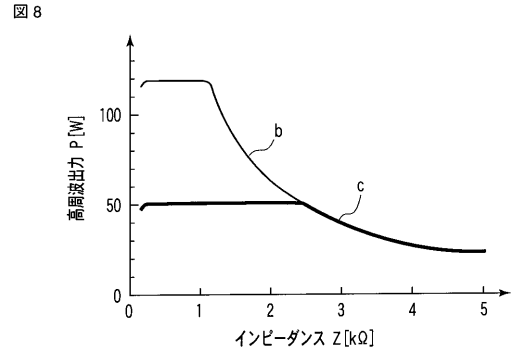
出力モード一覧

高周波出力			超音波出力	No
モノポーラ	Cut	Pure	On	1
			Off	2
			Auto	3
		Blend	On	4
			Off	5
			Auto	6
	Coag	Soft	On	7
			Off	8
			Auto	9
		Hard	On	10
			Off	11
			Auto	12
		Spray	On	13
			Off	14
			Auto	15
Off			On	16
			Max	17

【 図 7 】

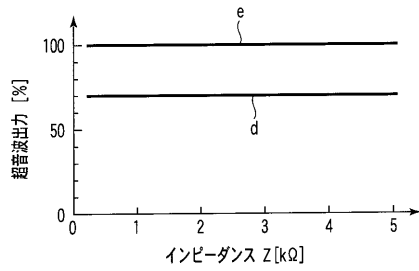


【 図 8 】



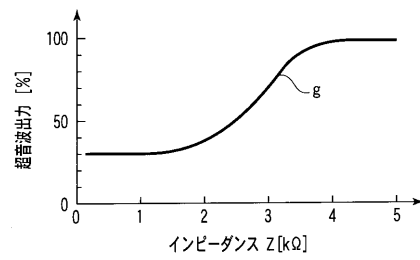
【図 9】

図 9



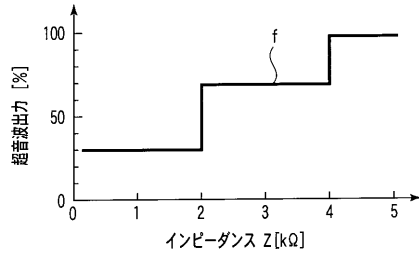
【図 11】

図 11



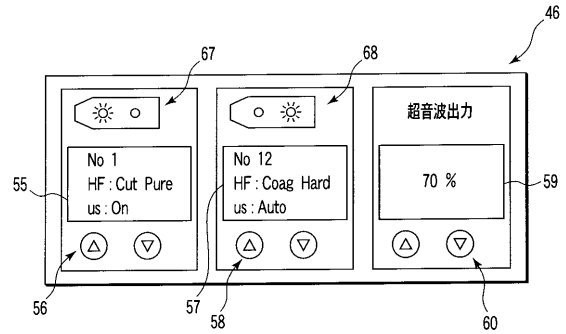
【図 10】

図 10



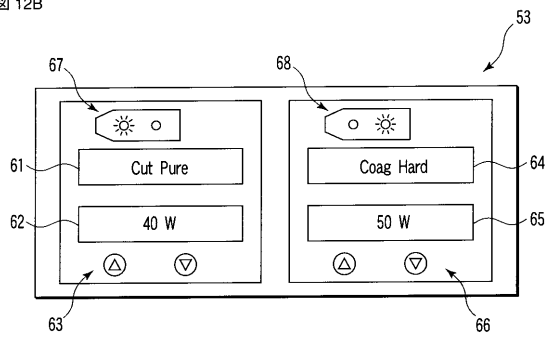
【図 12 A】

図 12A



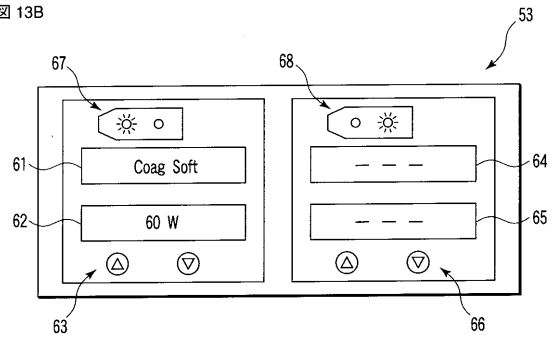
【図 12 B】

図 12B



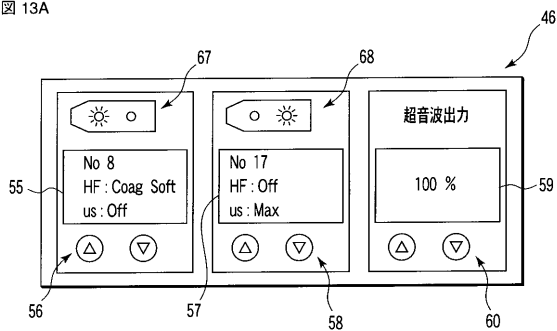
【図 13 B】

図 13B



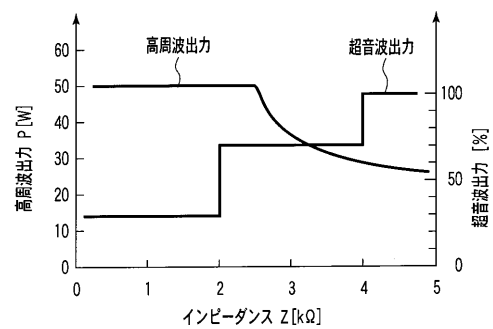
【図 13 A】

図 13A



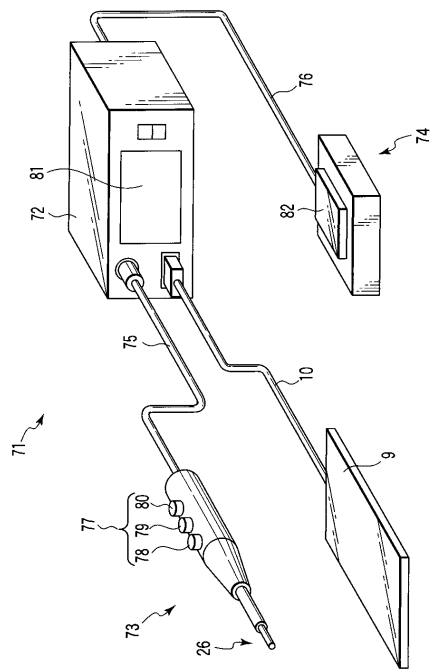
【図 14】

図 14



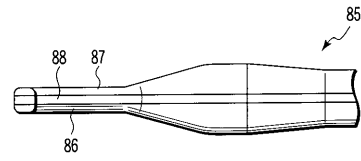
【図 15】

図 15



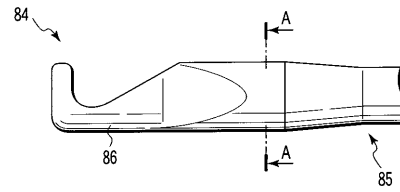
【図 16 A】

図 16A



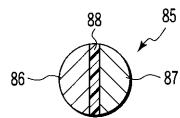
【図 16 B】

図 16B



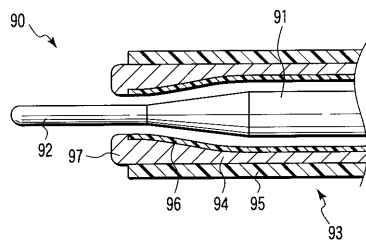
【図 17】

図 17



【図 18】

図 18



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 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 木村 健一

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) 4C060 JJ17 JJ25 JJ27 KK03 KK04 KK22 KK23 KK26 KK28

专利名称(译)	手术治疗装置和驱动方法		
公开(公告)号	JP2008055151A	公开(公告)日	2008-03-13
申请号	JP2007202802	申请日	2007-08-03
[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	木村健一		
发明人	木村 健一		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/12		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B18/1206 A61B18/1402 A61B2017/0003 A61B2017/320078 A61B2017/320082 A61B2018/00702 A61B2018/00875 A61B2018/00958		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/39.320 A61B17/39.310 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/JJ17 4C060/JJ25 4C060/JJ27 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK22 4C060/KK23 4C060/KK26 4C060/KK28 4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/JJ32 4C160/JJ43 4C160/JJ45 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK12 4C160/KK23 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK38 4C160/KK52 4C160/KK63 4C160/KL01 4C160/KL03 4C160/MM32		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
优先权	11/468399 2006-08-30 US		
其他公开文献	JP4398493B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：解决使用传统仪器时，操作员在通过复杂操作进行处理后执行治疗的问题，以根据类型（肌肉，脂肪组织，实体器官或类型）成为预定的最佳高频输出和超声波输出。等等）和处理对象的生物组织的状态（具有大量体液，非常干燥状态等的状态）。
SOLUTION：该手术器械包括：手持件，包括提供高频电流的探头，用于向探头提供高频电流的高频驱动电路，以及刚性固定在探头上的超声波换能器，以提供超声波振动；以及用于驱动超声换能器的超声换能器驱动电路。超声换能器驱动电路调节提供给超声换能器的电流，并根据在高频驱动电路处检测到的阻抗值控制超声换能器的振荡幅度。Ž

