

(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2008-61962

(P2008-61962A)

(43) 公開日 平成20年3月21日(2008.3.21)

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

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2006-245974 (P2006-245974)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年9月11日 (2006.9.11)		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4番2号
		(74) 代理人	100058479
			弁理士 鈴江 武彦
		(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	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】 エネルギー手術装置

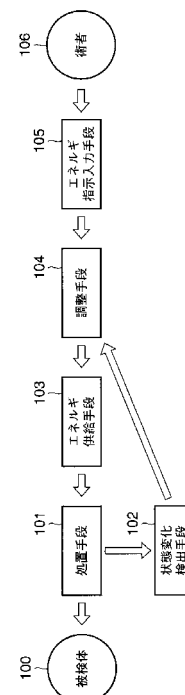
(57) 【要約】

【課題】必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止できる安全性の高いエネルギー手術装置を提供すること。

【解決手段】エネルギー手術装置であって、被検体を処置する処置手段101と、処置手段101にエネルギーを供給するエネルギー供給手段103と、処置手段101の状態変化を検出する状態変化検出手段102と、エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段105と、エネルギー指示入力手段105によるエネルギー供給指示の入力と、状態変化検出手段102での検出結果とに基づき、エネルギー供給手段103によるエネルギー供給を調整する調整手段104とを具備する。

【選択図】図1

図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を処置する処置手段と、

前記処置手段にエネルギーを供給するエネルギー供給手段と、

前記処置手段の状態変化を検出する状態変化検出手段と、

前記エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段と、

前記エネルギー指示入力手段によるエネルギー供給指示の入力と、前記状態変化検出手段での検出結果とに基づき、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給を調整する調整手段と

、

を具備することを特徴とするエネルギー手術装置。

10

【請求項 2】

前記調整手段は、前記状態変化量の閾値を入力する閾値入力手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載のエネルギー手術装置。

【請求項 3】

前記エネルギー手術装置は、内視鏡と共に使用されることを特徴とする請求項 1 または 2 記載のエネルギー手術装置。

【請求項 4】

被検体を処置する処置手段と、

前記処置手段にエネルギーを供給するエネルギー供給手段と、

前記処置手段が受ける力量の変化を検出する力量変化検出手段と、

前記エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段と、

前記エネルギー指示入力手段によるエネルギー供給指示の入力と、前記力量変化検出手段での検出結果とに基づき、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給を調整する調整手段と

、

を具備することを特徴とするエネルギー手術装置。

20

【請求項 5】

前記調整手段は、前記力量変化量の閾値を入力する閾値入力手段を備えることを特徴とする請求項 4 記載のエネルギー手術装置。

【請求項 6】

前記エネルギー手術装置は、内視鏡と共に使用されることを特徴とする請求項 4 または 5 記載のエネルギー手術装置。

30

【請求項 7】

被検体を処置する処置手段と、

前記処置手段にエネルギーを供給するエネルギー供給手段と、

前記処置手段の状態変化を検出する状態変化検出手段と、

前記エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段と、

前記処置手段を能動的に駆動する動力手段と、

前記動力手段の動作を指示する動力指示入力手段と、

前記動力指示入力手段による指示に応じて前記動力手段を制御する制御手段と、

前記エネルギー指示入力手段によるエネルギー供給指示の入力と、前記動力指示入力手段による動力指示と、前記状態変化検出手段での検出結果とに基づき、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給と前記動力手段による駆動の一方あるいは両方を調整する調整手段と

、

を具備することを特徴とするエネルギー手術装置。

40

【請求項 8】

前記状態変化検出手段は、前記処置手段が受ける力量の変化を検出することを特徴とする請求項 7 記載のエネルギー手術装置。

【請求項 9】

前記調整手段は、前記状態変化量の閾値を入力する閾値入力手段を備えることを特徴とする請求項 7 記載のエネルギー手術装置。

50

【請求項 10】

前記調整手段は、前記状態変化検出手段の状態変化量が前記閾値を超えないように前記動力手段の駆動を調整することを特徴とする請求項 9 記載のエネルギー手術装置。

【請求項 11】

前記調整手段は、前記状態変化検出手段の状態変化量が前記閾値を超えた場合に、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給を調整することを特徴とする請求項 9 記載のエネルギー手術装置。

【請求項 12】

前記エネルギー手術装置は、内視鏡と共に使用されることを特徴とする請求項 7 から 11 のいずれか 1 つに記載のエネルギー手術装置。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明はエネルギー手術装置に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

近年、治療処置を行う方法の一つとして、高周波（数百 kHz）でかつ高電圧（数百～数千 V）を利用した電気メス等のエネルギー手術装置が外科手術等に広範に使用されている。高周波エネルギーを用いた手術装置を開示した特許文献として例えば特開平 7 - 8503 号公報がある。

20

【0003】

また、治療処置を行う方法の一つとして、生体組織を吸着あるいは把持し、この吸着あるいは把持している部材に超音波振動を加えて生体組織を切除あるいは凝固するなどの処置を行う超音波処置装置が外科手術等に広範に使用されている。このような超音波処置装置を開示した特許文献として例えば特開平 10 - 5236 がある。

【特許文献 1】特開平 7 - 8503 号公報**【特許文献 2】特開平 10 - 5236 号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

30

しかしながら、上記した従来のエネルギー手術装置においては、処置手段が生体組織に対して過剰な力で働いている状態で、エネルギー供給手段が処置手段に対してエネルギーを供給すると、生体組織を過剰に切開してしまったり、生体組織を穿孔してしまったりする場合があった。そのため、エネルギー手術装置を扱う医師は電気手術装置の先端部に対して過剰な力が加わらないように細心の注意を払いながら処置を行う必要があった。

【0005】

本発明は、上記問題に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止可能な、より安全性の高いエネルギー手術装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

40

【0006】

上記の目的を達成するために、本発明の第 1 の態様は、エネルギー手術装置であって、被検体を処置する処置手段と、前記処置手段にエネルギーを供給するエネルギー供給手段と、前記処置手段の状態変化を検出する状態変化検出手段と、前記エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段と、前記エネルギー指示入力手段によるエネルギー供給指示の入力と、前記状態変化検出手段での検出結果とに基づき、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給を調整する調整手段と、を具備する。

【0007】

また、本発明の第 2 の態様は、第 1 の態様において、前記調整手段は、前記状態変化量の閾値を入力する閾値入力手段を備える。

50

【 0 0 0 8 】

また、本発明の第 3 の態様は、第 1 または第 2 の態様において、前記エネルギー手術装置は、内視鏡と共に使用される。

【 0 0 0 9 】

また、本発明の第 4 の態様は、エネルギー手術装置であって、被検体を処置する処置手段と、前記処置手段にエネルギーを供給するエネルギー供給手段と、前記処置手段が受ける力量の変化を検出する力量変化検出手段と、前記エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段と、前記エネルギー指示入力手段によるエネルギー供給指示の入力と、前記力量変化検出手段での検出結果とに基づき、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給を調整する調整手段と、を具備する。

10

【 0 0 1 0 】

また、本発明の第 5 の態様は、第 4 の態様において、前記調整手段は、前記力量変化量の閾値を入力する閾値入力手段を備える。

【 0 0 1 1 】

また、本発明の第 6 の態様は、第 4 または第 5 の態様において、前記エネルギー手術装置は、内視鏡と共に使用される。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の第 7 の態様は、エネルギー装置であって、被検体を処置する処置手段と、前記処置手段にエネルギーを供給するエネルギー供給手段と、前記処置手段の状態変化を検出する状態変化検出手段と、前記エネルギー供給の指示を入力するエネルギー指示入力手段と、前記処置手段を能動的に駆動する動力手段と、前記動力手段の動作を指示する動力指示入力手段と、前記動力指示入力手段による指示に応じて前記動力手段を制御する制御手段と、前記エネルギー指示入力手段によるエネルギー供給指示の入力と、前記動力指示入力手段による動力指示と、前記状態変化検出手段での検出結果とに基づき、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給と前記動力手段による駆動の一方あるいは両方を調整する調整手段と、を具備する。

20

【 0 0 1 3 】

また、本発明の第 8 の態様は、第 7 の態様において、前記状態変化検出手段は、前記処置手段が受ける力量の変化を検出する。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の第 9 の態様は、第 7 の態様において、前記調整手段は、前記状態変化量の閾値を入力する閾値入力手段を備える。

30

【 0 0 1 5 】

また、本発明の第 10 の態様は、第 9 の態様において、前記調整手段は、前記状態変化検出手段の状態変化量が前記閾値を超えないように前記動力手段の駆動を調整する。

【 0 0 1 6 】

また、本発明の第 11 の態様は、第 9 の態様において、前記調整手段は、前記状態変化検出手段の状態変化量が前記閾値を超えた場合に、前記エネルギー供給手段によるエネルギー供給を調整する。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の第 12 の態様は、第 7 から第 11 のいずれか 1 つの態様において、前記エネルギー手術装置は、内視鏡と共に使用される。

40

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、状態変化量検出手段の検出結果に基づき、エネルギー供給手段によるエネルギー供給または動力を調整する調整手段を具備したことで、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止して、手術中の安全性を向上することが可能となる。

【 0 0 1 9 】

例えば第 1 実施形態および第 3 実施形態によれば、歪ゲージで得た信号により、制御装

50

置が電極部へのエネルギー供給量を制御することで、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止できるので安全性が向上する。

【 0 0 2 0 】

また、第 2 実施形態および第 4 実施形態によれば、歪ゲージで得た信号により、制御装置が湾曲部の湾曲を制御することで、電極部にかかる負荷を軽減する。また、湾曲部の湾曲を制御しても電極部にかかる負荷が大きい場合には、制御装置により電極部の通電を制御する。これらのことにより、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止できるので安全性が向上し、手術症例数の比較的少ない初級レベルの医師にも安全に使える機器を提供できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

10

【 0 0 2 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。

【 0 0 2 2 】

(第 1 実施形態)

以下に、図 1 ~ 図 7 を用いて本発明の請求項 1 ~ 6 に関する第 1 実施形態を説明する。本実施形態のエネルギー手術装置は、処置手段としての電気メスの状態変化、例えば電気メスに加わる力を検出する状態変化検出手段と、この状態変化検出手段の検出結果に基づき、処置手段へのエネルギー供給量を調整する調整手段とを具備し、このような構成によって被検体に対する処置手段の処置量が調整される。

【 0 0 2 3 】

20

図 1 は、第 1 実施形態の概略を説明するための図である。図 1 において、エネルギー指示入力手段 1 0 5 は、処置手段 1 0 1 にエネルギーを供給するための指示を術者より受ける。エネルギー指示入力手段 1 0 5 は、この指示入力信号を調整手段 1 0 4 に伝える。

【 0 0 2 4 】

一方、状態変化検出手段 1 0 2 は、処置手段 1 0 1 の状態変化を検出する。検出された状態変化は調整手段 1 0 4 に伝えられる。調整手段 1 0 4 は、エネルギー指示入力手段 1 0 5 からの信号と、状態変化検出手段 1 0 2 からの信号を基に、エネルギー供給手段 1 0 3 への出力信号を決定して出力する。エネルギー供給手段 1 0 3 は、調整手段 1 0 4 からの信号をもとに、処置手段 1 0 1 にエネルギーを供給する。処置手段 1 0 1 はエネルギー供給手段 1 0 3 からのエネルギーを受けて、被検体 1 0 0 に処置を施す。

30

【 0 0 2 5 】

図 2 (A) は本発明の第 1 実施形態の構成を示す図である。電気手術装置 1 には、電源コード 2 と、電気手術装置 1 より出力される高周波信号に基づいて患者に処置を行う軟性鏡用電気メス 3 と、患者の足や背中等に付ける対極板 4 と、高周波出力指示を入力するフットスイッチ 5 がそれぞれコード 6 a ~ 6 d により接続されている。電気手術装置 1 は閾値表示手段 3 4 と閾値設定ボタン 3 5 a ~ 3 5 c からなる閾値入力手段 3 3 を具備する。

【 0 0 2 6 】

軟性鏡用電気メス 3 の先端部は電極部 7 を具備する。この電極部 7 の材料は S U S 3 0 4 により形成されており、通電するようになっている。また、軟性鏡用電気メス 3 には歪ゲージ 8 が貼り付けられており、軟性鏡用電気メス 3 の先端部にかかる力を検出することができる。

40

【 0 0 2 7 】

図 2 (B) は、軟性鏡用電気メス 3 の歪ゲージ 8 が貼り付けてある部分 A - A の断面図である。歪ゲージ 8 は軟性鏡用電気メス 3 に対して複数方向 (8 a ~ 8 d) に貼り付けられていて、軟性鏡用電気メス 3 に対して複数方向からかかる力を検出できるようになっている。また歪ゲージ 8 は図示しないケーブルを介して、電気手術装置 1 内部のセンサ信号処理装置 (後述) に接続されている。絶縁カバー 9 は絶縁体により形成されており、電極部 7 に電圧を印加したときに漏電するのを防止する。ハンドル 1 0 は電極部 7 と連動して動くようになっており、術者はこのハンドル 1 0 を動かすことにより、電極部 7 の出し入れを操作する。

50

【 0 0 2 8 】

上記軟性鏡用電気メス 3 は軟性内視鏡 1 9 と組み合わせて処置を行うために用いる。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、軟性鏡用電気メス 3 を軟性内視鏡 1 9 に挿入する際の全体図である。上記内視鏡 1 9 は軟性の挿入部 2 1 と手元操作部 2 2 を有し、手元操作部 2 2 には図示しない光源装置やビデオプロセッサ等に接続するユニバーサルコード 2 3 が連結されている。また、手元操作部 2 2 には処置具を挿入するためのチャンネル管路末端開口部 3 0 が形成されている。軟性内視鏡 1 9 の本体には観察光学系、照明光学系及びチャンネル管路等が内蔵されている。

【 0 0 3 0 】

上記挿入部 2 1 は内視鏡先端部 2 4 とこれに隣接した内視鏡湾曲部 2 5 とこの湾曲部 2 5 の手元側に接続された内視鏡可撓管 2 6 とによって構成されている。また、上記挿入部 2 1 の先端部には観察光学系の観察窓 2 7、照明光学系の照明窓 2 8 及びチャンネル管路先端開口部 2 9 が形成されている。チャンネル管路末端開口部 3 0 に軟性鏡用電気メス 3 を先端から挿入すると、軟性鏡用電気メス 3 の先端がチャンネル管路先端開口部 2 9 から出るようになっている。

【 0 0 3 1 】

図 4 は、電気手術装置 1 の内部構成を示す図である。AC / DC 変換装置 1 2 は電源コード 2 により供給された商用電源に基づいて DC 電圧を生成し、電気手術装置 1 内の構成機器に該 DC 電圧を供給する。出力トランス装置 1 3 は電極部 7 と対極板 4 に電圧を印加するようにになっている。対極板 4 を患者の背中や足等につけて、電極部 7 を患者の病変に付けることにより、通電するようになっている。対極板 4、電極部 7 付近はともに発熱するが、対極板 4 は面積が広いために温度上昇が小さい。一方、電極部 7 は面積が小さいため、電極部 7 付近は温度上昇が激しく生体組織を焼灼する。

【 0 0 3 2 】

各部の制御を行う制御装置 1 4 は、波形発生装置 1 5 と、センサ信号処理装置 1 7 と、計算装置 1 8 とを含んでいる。波形発生装置 1 5 は高周波処置を行うための波形発生を行う。パワーアンプ装置 1 6 は波形発生装置 1 5 で発生した波形をエネルギー増幅する。センサ信号処理装置 1 7 は歪ゲージ 8 のセンシング信号を処理して軟性鏡用電気メス 3 の先端部にかかる力を検出する。

【 0 0 3 3 】

以下に上記した第 1 実施形態の構成の作用を、図 5 のフローチャートを用いて説明する。ステップ S 1 - 1 で処理がスタートする。ステップ S 1 - 2 にて通電指示としてフットスイッチ（高周波スイッチ）5 からの信号が入るとステップ S 1 - 3 に進む。

【 0 0 3 4 】

歪ゲージ 8 は軟性鏡用電気メス 3 の先端部にかかる力を検出するが、そのセンシング情報は制御装置 1 4 に送られる。制御装置 1 4 には、センシング情報から軟性鏡用電気メス 3 の先端部にかかる力が過剰であるかそうでないかを識別するための閾値が予め設定されている。なお、このときの閾値は別途閾値入力装置 3 3 内の閾値設定ボタン 3 5 a ~ 3 5 c により任意の値に設定され、閾値表示装置 3 4 に表示されるようになっている。閾値を任意の値に設定可能にしたことにより、術者の好みの閾値を設定したり、また患部組織の状況に応じた閾値を設定したりすることが可能になっている。

【 0 0 3 5 】

制御装置 1 4 のセンサ信号処理装置 1 7 は歪ゲージ 8 のセンシング信号を処理してセンシング情報を得る。制御装置 1 4 はセンサ信号処理装置 1 7 で得られたセンシング情報が閾値を上回らないか否かを判断する（ステップ S 1 - 3）。上回らない場合はステップ S 1 - 4 に進む。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 1 - 4 にて、制御装置 1 4 は波形発生装置 1 5 で生成された波形をパワーアンプ装置 1 6 に出力する。パワーアンプ装置 1 6 は制御装置 1 4 より受け取った波形をエ

10

20

30

40

50

エネルギー増幅して出力トランス装置 13 に出力する。出力トランス装置 13 はパワーアンプ装置 16 より得た電圧に応じて、電極部 7 及び対極板 4 に高周波出力する。対極板 4 は患者の足等に付けられ、電極部 7 は病変部付近に付けられているため、患者（被検体 100）の体を通して通電する。通電が起こると、結果として病変部は焼灼される。通電した後にステップ S1 - 5 に進む。

【0037】

ステップ S1 - 5 にて、術者が電気手術装置 1 の電源を切らない場合、ステップ S1 - 2 に戻る。上記ステップ S1 - 2 ~ 1 - 5 を反復する（ループ制御）ことによって病変部付近を焼灼する。

【0038】

一方、ステップ S1 - 2 において、通電指示としてのフットスイッチ 5 からの信号が入らない場合にはステップ S1 - 5 に移行し、ここで NO ならばステップ S2 に戻る。上記ステップ S1 - 2, 1 - 5 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。

【0039】

一方、ステップ S1 - 3 にて、センサ信号処理装置 17 にて得られたセンシング情報が閾値を上回る場合にはステップ S1 - 2, S1 - 3, S1 - 5 を実行し、ステップ S1 - 5 で NO ならばステップ S2 に戻る。上記ステップ S1 - 2, S1 - 3, S1 - 5 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。この場合には術者がフットスイッチ 5 を押しても、通電は行われない。

【0040】

そして、ステップ S1 - 5 にて術者が電気手術装置 1 の電源を切った場合にはステップ S1 - 6 に進み、処理を終了する。

【0041】

以下に上記した第 1 実施形態を、内視鏡的粘膜下層剥離術（以下 ESD（endoscopic submucosal dissection））に適用したときの詳細を図 6 を用いて説明する。ESD とは、内視鏡を用いて胃や大腸内にある病変を一括切除する手技である。図 6 は胃内部の病変模式図であり、ESD を行うにあたり、予め病変部 36 を含む粘膜組織 20 と固有筋層 31 の間に生理食塩水 32 を局注しておく。軟性鏡用電気メス 3 は軟性内視鏡 19 のチャンネル管路末端開口部 30 から挿入して用いる。術者は軟性内視鏡 19 を操作し、電極部 7 を粘膜組織 20 に当てる。この状態で電極部 7 に高周波電圧を印加することで、病変部 36 周辺の粘膜組織 20 を焼灼し切開していく。

【0042】

ここで図中に示すように、電極部 7 から粘膜組織 20 に対して F の力がかかり、逆に粘膜組織 20 から電極部 7 に対して F' の反発力がかかる。力 F と反発力 F' には、 $F = F'$ の関係式が成り立つ。力 F が過剰に大きい状態で高周波電圧を印加すると、必要以上に粘膜組織 20 を切開したり固有筋層 31 を穿孔したりしてしまう可能性がある。

【0043】

そこで第 1 実施形態では、歪ゲージ 8 により検出される反発力 F' が閾値より高い場合には電極部 7 に高周波電圧を印加することを制御する。このことによって、電極部 7 に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に粘膜組織 20 を切開したり、固有筋層 31 を穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。

【0044】

なお、本実施形態では手技の 1 例として胃内における ESD を挙げたが、本実施形態で示した原理を用いることで、他の軟性内視鏡とエネルギー手術装置を利用したあらゆる手技において、電極部 7 に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。

【0045】

以下に第 1 実施形態のそれぞれの装置が図 1 中のどの手段に相当するのかを示しておく。フットスイッチ 5 はエネルギー指示入力手段 105 に相当する。制御装置 14 は調整手段

10

20

30

40

50

１０４に相当する。出力トランス装置１３はエネルギー供給手段１０３に相当する。軟性鏡用電気メス３は処置手段１０１に相当する。歪ゲージ８は状態変化検出手段１０２に相当する。

【００４６】

なお、ここでは電極部７の形状としてフックタイプを用いたが、形状は特に制限しない。曲がっていない形状や挟みこむ形状を用いても良い。

【００４７】

(第２実施形態)

以下に、主として図８～図１２を用いて本発明の請求項７～１２に関する第２実施形態を説明する。

【００４８】

図８は、第２実施形態の概略を説明するための図である。図８において、動力指示入力手段１２６は、処置手段１２２を動作させるための指示を術者１２８より受ける。また、エネルギー指示入力手段１２７は、処置手段１２２にエネルギーを供給するための指示を術者１２８より受ける。動力指示入力手段１２６は動力指示に関する信号を制御手段１２５－１に伝える。エネルギー指示入力手段１２７はエネルギー指示に関する指示を調整手段１２５－２に伝える。

【００４９】

また、状態変化検出手段１２３は、処置手段１２２の状態変化を調整手段１２５－２に伝える。制御手段１２５－１は、動力指示入力手段１２６からの信号と、状態変化検出手段１２３からの信号を基に動力手段１２１への出力を決定して、出力信号を出力する。また、調整手段１２５－２は、エネルギー指示入力手段１２７からの信号と、状態変化検出手段１２３からの信号とを基にエネルギー供給手段１２４への出力を決定して出力信号を出力する。なお、エネルギー供給手段１２４への出力と動力手段１２１への出力のいずれか一方であっても良い。

【００５０】

動力手段１２１は、制御手段１２５－１からの信号を基に処置手段１２２を動作させる。また、エネルギー供給手段１２４は、調整手段１２５－２からの信号を基に処置手段１２２にエネルギーを供給する。処置手段１２２はエネルギー供給手段１２４からのエネルギーを受けて被検体１２０に処置を施す。

【００５１】

図９は本発明の第２実施形態の構成を示す図である。電気手術装置１には、電源コード２と、電気手術装置１より出力される高周波信号に基づいて患者に処置を行う軟性鏡用電動湾曲電気メス４０と、患者の足や背中等に付ける対極板４と、高周波出力指示を入力するフットスイッチ５と、軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の湾曲指示を入力する湾曲指示入力装置４４がそれぞれコード６ａ～６ｆにより接続されている。

【００５２】

電気手術装置１は閾値表示手段３４と閾値設定ボタン３５ａ～３５ｃからなる閾値入力手段３３を具備する。軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の先端部は電極部７を具備する。この電極部７の材料はＳＵＳ３０４により形成されており、通電するようになっている。また、軟性鏡用電動湾曲電気メス４０には歪ゲージ８が貼り付けられ、軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の先端部にかかる力を検出するようになっている。

【００５３】

図２（Ｂ）は軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の歪ゲージ８が貼り付けてある部分Ａ－Ａの断面図である。歪ゲージ８は軟性鏡用電動湾曲電気メス４０に対して複数方向（８ａ～８ｄ）に貼り付けられていて、軟性鏡用電動湾曲電気メス４０に対して複数方向からかかる力を検出できるようになっている。また歪ゲージ８は図示しないケーブルを介して、電気手術装置１内部のセンサ信号処理装置（後述）に接続されている。絶縁カバー９は絶縁体により形成されており、電極部７に電圧を印加したときに漏電するのを防止する。

【００５４】

10

20

30

40

50

軟性鏡用電動湾曲電気メス４０は湾曲部４３を含み、湾曲するようになっている。この湾曲部４３はワイヤ４６を引くことで湾曲する。このワイヤ４６は電磁モータ４４が回転するとプーリ４５を介して引張される。この電磁モータ４４には図示しないエンコーダが内装されており、このエンコーダは回転数を検出可能になっていて、コード６eを介してモータ制御装置（後述）に回転数を伝達している。これらの電磁モータ４４とプーリ４５はモータボックス４８に内装されている。この湾曲部４３は湾曲指示入力装置４１にあるジョイスティック４２を操作することで湾曲指示が入力される。

【００５５】

上記軟性鏡用電動湾曲電気メス４０は軟性内視鏡１９と組み合わせて、処置を行うために用いられる。図１０は軟性鏡用電動湾曲電気メス４０を軟性内視鏡１９に挿入する際の全体図である。本実施形態の軟性内視鏡１９との基本構成は第１実施形態で述べた内容と同様である。

10

【００５６】

図１１は電気手術装置１の内部構成を示す図である。ＡＣ／ＤＣ変換装置１２は電源コード２により供給された商用電源よりＤＣ電圧を生成し、電気手術装置１内の構成機器にＤＣ電圧を供給する。出力トランス装置１３は電極部７と対極板４に電圧を印加するようになっている。対極板４を患者の背中や足等につけて、電極部７を患者の病変に付けることにより、通電するようになっている。対極板４、電極部７付近はともに発熱するが、対極板４は面積が広いため、温度上昇が小さい。一方、電極部７は面積が小さいため、電極部７付近は温度上昇が激しく、生体組織を焼灼する。

20

【００５７】

各部の制御を行う制御装置１４は波形発生装置１５と、センサ信号処理装置１７と、計算装置１８と、モータ制御装置４７とを含む。波形発生装置１５は高周波処置を行うための波形発生を行う。パワーアンプ装置１６は波形発生装置１５で発生した波形をエネルギー増幅し、またモータ制御装置４７で発生した制御信号をエネルギー増幅する。

【００５８】

センサ信号処理装置１７は歪ゲージ８の信号を処理して、軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の先端部にかかる力を検出する。モータ制御装置４７は電極モータ４４を制御するための信号を計算する。

【００５９】

以下に上記した第２実施形態の構成の作用を、図１２のフローチャートを用いて説明する。まず、ステップＳ２－２にて、湾曲指示が行われない場合に関して説明する。ステップＳ２－１で処理がスタートする。ステップＳ２－２にて、湾曲指示としてジョイスティック４２からの信号が入らないとステップＳ２－３に進む。ステップＳ２－３にて、通電指示としてフットスイッチ（高周波スイッチ）５からの信号が入るとステップＳ２－４に進む。

30

【００６０】

歪ゲージ８は軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の先端部にかかる力を検出するが、そのセンシング情報は制御装置１４に送られる。制御装置１４には、センシング情報から軟性鏡用電動湾曲電気メス４０の先端部にかかる力が過剰であるかそうでないかを識別するための閾値が予め設定されている。軟性鏡用電動湾曲電気メス４０に前記閾値以上の力がかかったとき、瞬時に粘膜を切除してしまう値に設定してある。なお、閾値は別途閾値入力装置３３内の閾値設定ボタン３５a～３５cにより任意の値に設定され、閾値表示装置３４に表示するようになっている。閾値を任意の値に設定可能にしたことにより、術者の好みの閾値を設定したり、また患部組織の状況に応じた閾値を設定したりすることが可能になっている。

40

【００６１】

制御装置１４のセンサ信号処理装置１７は歪ゲージ８のセンシング信号を処理してセンシング情報を得る。制御装置１４はセンサ信号処理装置１７で得られたセンシング情報が閾値を上回らないか否かを判断する（ステップＳ２－４）。上回らない場合はステップＳ

50

2 - 5 に進む。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 2 - 5 にて、制御装置 1 4 は波形発生装置 1 5 の波形をパワーアンプ装置 1 6 に出力する。パワーアンプ装置 1 6 は制御装置 1 4 より受け取った波形をエネルギー増幅して出力トランス装置 1 3 に出力する。出力トランス装置 1 3 はパワーアンプ装置 1 6 より得た電圧に応じて、電極部 7 と対極板 4 の間に電圧を印加する。対極板 4 は患者の足等につけて、電極部 7 は病変部 3 6 付近に付けられているため、患者の体を通して通電する。通電が起こると、結果として病変部は焼灼される。通電した後にステップ S 2 - 6 に進む。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 2 - 6 にて、術者が電気手術装置 1 の電源を切らない場合、ステップ S 2 - 2 に戻る。上記ステップ S 2 - 2 ~ 2 - 6 を反復する（ループ制御）ことにより病変部付近を焼灼する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 2 - 3 にて、術者が通電指示としてフットスイッチ 5 を押さない場合にはステップ S 2 - 6 に移行し、ここで NO ならばステップ S 2 - 2 に戻る。上記ステップ S 2 - 2 , 2 - 3 , 2 - 6 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 2 - 4 にて、センサ信号装置 1 7 にて得られたセンシング情報が閾値を上回る場合には、ステップ S 2 - 2 , 2 - 3 , 2 - 4 , 2 - 6 を実行し、ステップ S 2 - 6 で NO ならばステップ S 2 - 2 に戻る。上記ステップ S 2 - 2 , 2 - 3 , 2 - 4 , 2 - 6 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。この場合には術者がフットスイッチ 5 を押しても、通電は行われない。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 2 - 6 にて、術者が電気手術装置 1 の電源を切った場合、ステップ S 2 - 7 に進み、終了する。

【 0 0 6 7 】

次にステップ S 2 - 2 にて、湾曲指示が行われる場合について説明する。ステップ S 2 - 1 で処理がスタートする。ステップ S 2 - 2 にて、湾曲部 4 3 の湾曲指示としてジョイスティック 4 2 からの信号が入ると、ステップ S 2 - 8 に進む。ステップ S 2 - 8 にて、通電指示としてフットスイッチ 5 からの信号が入ると、ステップ S 2 - 9 に進む。ステップ S 2 - 9 にて、センサ信号処理装置 1 7 は歪ゲージ 8 の信号を処理して、軟性鏡用電動湾曲電気メス 4 0 の先端部にかかる力を検出し、ステップ S 2 - 1 0 に進む。ステップ S 2 - 1 0 にて、ステップ S 2 - 2 で得た湾曲指示情報とステップ S 2 - 9 で得たセンシング情報に基づいてセンシング情報が閾値を上回らないように湾曲部 4 3 の湾曲制御が行われ、ステップ S 2 - 1 1 に進む。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 2 - 1 1 にて、ステップ S 2 - 4 と同様の処理が行われ、センシング情報が閾値を下回るとき、ステップ S 2 - 1 2 に進む。ステップ S 2 - 1 2 にて、ステップ S 2 - 5 と同様の処理が行われ、電極部 7 に通電がなされ、病変部は焼灼される。そしてステップ S 2 - 6 で NO ならばステップ S 2 - 2 に戻る。上記ステップ S 2 - 2 , 2 - 8 ~ 2 - 1 2 , 2 - 6 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。

【 0 0 6 9 】

また、ステップ S 2 - 8 にて、通電指示としてフットスイッチ 5 からの信号が入らないと、ステップ S 2 - 1 3 に移行し、ステップ S 2 - 2 で得た湾曲指示通りに湾曲制御が行われる。その後にステップ S 2 - 6 に移行する。上記ステップ S 2 - 2 , 2 - 8 , 2 - 1 3 , 2 - 6 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

また、ステップ S 2 - 1 1 にて、センシング情報が閾値を上回るとき、ステップ S 2 - 6 に移行する。上記ステップ 2 - 2 , 2 - 8 , 2 - 9 , 2 - 1 0 , 2 - 1 1 , 2 - 6 を反復しながら（ループ制御）、術者が電源を切るか、フットスイッチ 5 を押すまで待機する。結果として、湾曲部 4 7 を湾曲制御してもセンサ測定値が閾値を下回らないため、電極部 7 の通電はなされない。

【 0 0 7 1 】

以下に上記した第 2 実施形態を、内視鏡的粘膜下層剥離術（以下 E S D（endoscopic submucosal dissection））に適用したときの詳細を図 6 を用いて説明する。第 1 実施形態と共通の部分は説明を省略し、ここでは第 1 実施形態と異なる点のみを説明する。第 2 実施形態では、歪ゲージ 8 により検出される反発力 F' が閾値より高い場合に、 F が小さくなるように湾曲部 4 3 の湾曲を制御する。湾曲を制御しても F が閾値よりも高い場合は、電極部 7 に印加する高周波電圧を制御する。このことによって、電極部 7 に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に粘膜組織 2 0 を切開したり、固有筋層 3 1 を穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。

10

【 0 0 7 2 】

なお、本実施形態では手技の一例として胃内における E S D を挙げたが、本実施形態で示した原理を用いることで、他の軟性内視鏡とエネルギー手術装置を利用したあらゆる手技において、電極部 7 に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。

20

【 0 0 7 3 】

以下に第 2 実施形態のそれぞれの装置が図 8 中のどの手段に相当するのかを示しておく。湾曲指示入力装置 4 1 は動力指示入力手段 1 2 6 に相当する。フットスイッチ 5 はエネルギー指示入力手段 1 2 7 に相当する。制御装置 1 4 は制御手段 1 2 5 - 1 及び調整手段 1 2 5 - 2 に相当する。出力トランス装置 1 3 はエネルギー供給手段 1 2 4 に相当する。軟性鏡用電動湾曲電気メス 4 0 は動力手段 1 2 1 および処置手段 1 2 2 に相当する。歪ゲージ 8 は状態変化検出手段 1 2 3 に相当する。

【 0 0 7 4 】

なお、第 2 実施形態では、湾曲部 4 3 を湾曲する方法としてワイヤ 4 6 と電磁モータ 4 4 を用いたが、湾曲機構を有するものであればいかなる手段でも問題ない。例えば、電磁モータ 4 4 の代用として空気圧アクチュエータを用いてもよく、またワイヤ 4 6 と電磁モータ 4 4 の代わりに人工筋肉を用いても良い。

30

【 0 0 7 5 】

また、電極部 7 を動作させるための方法として、滑らかに曲がる湾曲部 4 3 を用いたが、電極部 7 を動作させることが可能な方法ならばいかなる方法でも良い。例えば、屈曲機構や回転機構を用いても良い。

【 0 0 7 6 】

また、湾曲指示手段としてジョイスティック 4 1 を用いたが、本実施形態において、入力方法の形態は特に制限しない。例えばハプティックデバイスやタッチパネル式モニタや音声認識を用いても良い。

40

【 0 0 7 7 】

また、湾曲部 4 3 の湾曲と高周波信号を制御したがどちらか一方の制御でも良い。どちらか一方の制御を用いる場合には、術者によって制御対象を選択する入力インターフェイスを具備しても良い。

【 0 0 7 8 】

また、電極部 7 の形状としてフックタイプを用いたが、形状は特に制限しない。曲がっていない形状や挟みこむ形状を用いても良い。

【 0 0 7 9 】

（第 3 実施形態）

以下に、主として図 1 3 ~ 図 1 5 を用いて本発明の請求項 1、2、4、5 に関する第 3

50

実施形態を説明する。図 1 3 は本発明の第 3 実施形態の構成を示す図である。電気手術装置 1 の基本構成は図 1 の第 1 実施形態で示したものと同じであるが、ここでは軟性鏡用電気メス 3 の代わりに腹腔鏡手術に用いる電気メス 5 0 が接続される点異なる。

【 0 0 8 0 】

図 1 4 は電気手術装置 1 の内部構成を示す図である。内部構成に関しても図 4 の第 1 実施形態で示したものと同じである。第 3 実施形態の構成の作用は、図 5 で示したフローチャートと同様であるのでここでの詳細な説明は省略する。

【 0 0 8 1 】

以下に上記した第 3 実施形態を、内視鏡下外科手術に適用したときの詳細を図 1 5 を用いて説明する。図 1 5 は内視鏡下外科手術の際の人体腹部 5 3 の断面図である。内視鏡下外科手術において、上記電気メス 5 0 は硬性内視鏡 5 4 と組み合わせて、処置を行うために用いる。

【 0 0 8 2 】

以下は特に内視鏡下外科手術において、肝臓 5 2 を切除する場合を例としてあげる。予め、人体腹部 5 3 に複数の穴を開けておき、その穴に硬性内視鏡 5 4 や処置具を通すためのトラカール 5 5 を挿入しておく。硬性内視鏡 5 4 および電気メス 5 0 はこのトラカール 5 5 に挿入して用いる。そして手術する空間を確保するため、人体腹部 5 3 内を二酸化炭素等のガスで満たしておく。また、背中に対極板 4 を貼り付けておく。

【 0 0 8 3 】

術者は電気メス 5 0 を操作し、電極部 7 を肝臓 5 2 に当てる。この状態で電極部 7 と電極板 4 の間に高周波電圧を印加することで、肝臓 5 2 を焼灼し、切開していく。ここで図中に示すように、電極部 7 から肝臓 5 2 に対して F の力がかかり、逆に肝臓 5 2 から電極部 7 に対して F ' の反発力がかかる。ここで力 F と反発力 F ' には、 $F = F'$ の関係式が成り立つ。ここで力 F が過剰に大きい状態で高周波電圧を印加すると、必要以上に肝臓 5 2 を切開したり、穿孔したりしてしまう可能性がある。

【 0 0 8 4 】

上記した第 3 実施形態では、歪ゲージ 8 の検出する反発力 F ' が閾値より高い場合に、電極部 7 に高周波電圧を印加することを制御する。このことによって、電極部 7 に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に肝臓 5 2 を切開したり、穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。

【 0 0 8 5 】

なお、本実施形態では手術の一例として内視鏡下外科手術を挙げたが、本実施形態で示した原理を用いることで、他の手術装置を利用したあらゆる手術においても、電極部 7 に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。この際、特に内視鏡と共に利用する必要はなく、開腹下外科手術の際に本実施形態を用いても良い。

【 0 0 8 6 】

以下に本実施形態のそれぞれの装置が図 1 中のどの手段に相当するのかを示しておく。フットスイッチ 5 はエネルギー指示入力手段 1 0 5 に相当する。制御装置 1 4 は調整手段 1 0 4 に相当する。出力トランス装置 1 3 はエネルギー供給手段 1 0 3 に相当する。電気メス 5 0 は処置手段 1 0 1 に相当する。歪ゲージ 8 は状態変化検出手段 1 0 2 に相当する。

【 0 0 8 7 】

なお、本実施形態では、電極部 7 の形状として針状タイプを用いたが、形状は特に制限しない。曲がっていない形状や挟みこむ形状を用いても良い。

【 0 0 8 8 】

(第 4 実施形態)

以下に、主として図 1 6 ~ 図 1 8 を用いて本発明の請求項 7 ~ 1 1 に関する第 4 実施形態を説明する。

【 0 0 8 9 】

図 1 6 は本発明の第 4 実施形態の構成を示す図である。電気手術装置 1 の基本構成は図

10

20

30

40

50

9の第2実施形態で示したものと同一であるが、軟性鏡用電動湾曲電気メス40の代わりに腹腔鏡手術に用いる電動湾曲電気メス60が接続される点が異なる。また、湾曲部43の湾曲を指示するための手段として湾曲指示入力装置41の代わりにジョイスティック61及びレバー62を用いる。また、電磁モータ、プーリ、ワイヤは図示していないが、電動湾曲電気メス60に内装されているものとする。

【0090】

図17は電気手術装置1の内部構成を示す図である。内部構成に関しても図11の第2実施形態で示したものと同一である。第4実施形態の構成の作用は、図12で示したフローチャートと同様である。

【0091】

以下に上記した第4実施形態を、内視鏡下外科手術に適用した場合の詳細を図18を用いて説明する。図18は内視鏡下外科手術の際の人体腹部53の断面図である。内視鏡下外科手術において、上記電動湾曲電気メス60は硬性内視鏡54と組み合わせて、処置を行うために用いられる。

【0092】

以下は特に内視鏡下外科手術において、肝臓52を切除する場合を例としてあげる。

【0093】

予め、人体腹部53に複数の穴を開けておき、その穴に硬性内視鏡54や処置具を通すためのトラカール55を挿入しておく。硬性内視鏡54および電動湾曲電気メス60はこのトラカール55に挿入して用いる。そして手術する空間を確保するため、人体腹部53内を二酸化炭素等のガスで満たしておく。また、背中に対極板4を貼り付けておく。

【0094】

術者は電動湾曲電気メス60を操作し、湾曲部43の形状を変化させて、切除操作を最も行いやすいポジションを決めたのち、電極部7を肝臓52に当てる。この状態で電極部7と対極板4の間に高周波電圧を印加することで、肝臓52を焼灼し、切除していく。ここで図中に示すように、電極部7から肝臓52に対してFの力がかかり、逆に肝臓52から電極部7に対してF'の反発力がかかる。ここで力Fと反発力F'には、 $F = F'$ の関係式が成り立つ。ここでFが過剰に大きい状態で高周波電圧を印加すると、必要以上に肝臓52を切開したり、穿孔したりしてしまう可能性がある。

【0095】

上記した第4実施形態では、歪ゲージ8の検出する反発力F'が閾値より高い場合に、湾曲部43の湾曲をFが小さくなるように制御する。湾曲を制御してもFが閾値よりも高い場合は、電極部7に印加する高周波電圧を制御する。このことによって、電極部7に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に肝臓52を切開したり、穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。なお、本実施形態では手術の一例として内視鏡下外科手術を挙げたが、本実施形態で示した原理を用いることで、他のエネルギー手術装置を利用したあらゆる手術においても、電極部7に対して過剰な力が加わったときに、必要以上に生体組織を切開したり、生体組織を穿孔したりすることを防止し、安全性を高めることができる。この際、特に内視鏡と共に利用する必要はなく、開腹下外科手術の際に本実施形態を用いても良い。

【0096】

以下に本実施形態のそれぞれの装置が図8中のどの手段に相当するのかわかりやすく示しておく。ジョイスティック61およびレバー62は動力指示入力手段126に相当する。フットスイッチ5はエネルギー指示入力手段127に相当する。制御装置14は制御手段125-1および調整手段125-2に相当する。出力トランス装置13はエネルギー供給手段124に相当する。電動湾曲電気メス60は動力手段121および処置手段122に相当する。歪ゲージ8は状態変化検出手段123に相当する。

【0097】

なお、湾曲部43を湾曲する方法としてワイヤと電磁モータを用いたが、湾曲機構を有するものであればいかなる手段でも問題ない。例えば、電磁モータの代用として空気圧ア

10

20

30

40

50

クチュエータを用いてもよく、またワイヤと電磁モータの代わりに人工筋肉を用いても良い。

【 0 0 9 8 】

また本実施形態では、電極部 7 の位置を制御するための方法として、滑らかに曲がる湾曲部 4 3 を用いたが、電極部 7 の位置を変えることが可能な方法ならばいかなる方法でも良い。例えば、屈曲機構や回転機構を用いても良い。

【 0 0 9 9 】

また本実施形態では、湾曲指示手段として、ジョイスティック 6 1 およびレバー 6 2 を用いたが、本実施形態において、入力方法の形態は特に制限しない。例えばハプティックデバイスやタッチパネル式モニタや音声認識を用いても良い。

10

【 0 1 0 0 】

また本実施形態では、湾曲指示手段は電動湾曲電気メス 6 0 に内装されているが、電動湾曲電気メスと離れていても良い。

【 0 1 0 1 】

また本実施形態では、湾曲部 4 3 の湾曲と高周波信号を制御したが、どちらか一方の制御でも良い。どちらか一方の制御を用いる場合には、術者によって制御対象を選択する入力インターフェイスを具備しても良い。

【 0 1 0 2 】

また本実施形態では、電極部 7 の形状として針状タイプを用いたが、形状は特に制限しない。曲がっていない形状や挟みこむ形状を用いても良い。

20

【 0 1 0 3 】

なお、上記した第 1 から第 4 の各実施形態では、状態変化検出手段が測定する状態変化量として、電極部 7 にかかる力量を例としてあげたが、測定する状態変化量は力量に限定されない。例えば、電極部 7 にかかる歪量や、温度変化量、速度、加速度、位置情報を測定しても良い。

【 0 1 0 4 】

また、上記各実施形態では軟性鏡用電気メス 3 にかかる力のセンシング手段として歪ゲージ 8 を用いたが、センサの種類は、光ファイバセンサや圧電センサ、半導体歪ゲージ、静電容量センサ等の他の力量検出センサを代用しても良い。また、力量検出以外の温度センサや MEMS 圧力センサ、ジャイロセンサ、磁気センサを代用しても良い。

30

【 0 1 0 5 】

また、歪ゲージ 8 の貼り方は特に限定しない。図 7 (A)、(B) に示すように、3 枚や 2 枚の歪ゲージ 8 でも良い。このことによって電極部 7 に加わる力の方向や測定精度は損なわれるが、歪ゲージ 8 と該歪ゲージ 8 を接続するケーブルを減らして、装置の簡易化とコストの低減を実現することが可能となる。

【 0 1 0 6 】

また、電極部 7 にかかる力が測定可能ならば、歪ゲージ 8 を貼る位置に関して、他の貼り方でも良い。また、高周波出力エネルギーの指示入力手段としてフットスイッチ 5 を用いたが、例えばハンドスイッチや音声認識スイッチ等の他の指示入力手段を用いても良い。

【 0 1 0 7 】

40

また、電極部 7 の材料として SUS 304 を用いたが、導電性物体であれば他のもので代用することができる。

【 0 1 0 8 】

また、上記各実施形態において、センサ信号処理装置 1 7 にて得たセンシング情報が閾値を上回らないか否かを判断し、電極部 7 の高周波信号を ON / OFF 制御したが、センサ信号処理装置 1 7 にて得たセンシング情報に基づいて制御装置 1 4 が電極部 7 の高周波信号を増減させる制御を行っても良い。

【 0 1 0 9 】

さらに、上記各実施形態において軟性鏡用電気メスを用いたが、他のエネルギー処置具、例えば超音波処置具等にも適用することができる。

50

【 0 1 1 0 】

(第 5 実施形態)

以下に、本発明の第 5 実施形態を説明する。内視鏡的粘膜下剥離術における偶発症として切開処置具などによる穿孔が挙げられる。これは、切開処置具を固有筋層に強く押し付けることが原因であるが、内視鏡のチャンネルを経由した処置具を内視鏡のアングル操作では切開処置具の先端に設けられた切開部にかかる力量を術者が感じ取ることが困難である。また、切開処置具を粘膜に押し付けることによって病変の周辺をマーキングする場合においても、処置具が長大であるために切開部にかかる力量を感じ取ることが困難であった。

【 0 1 1 1 】

上記の課題を解決するために、第 5 実施形態は、以下の構成を備えることを特徴とする。

【 0 1 1 2 】

1 . 切開処置具の先端に設けられた切開部にかかる力量を検知する機能を有する。

【 0 1 1 3 】

2 . 1 . において、切開処置具は処置具の送り込みと振り分け動作をマニピュレータにて駆動する。

【 0 1 1 4 】

3 . 1 . または 2 . において、切開部にかかる力量が固有筋層を穿孔する力量に達する前に警告する機構を設ける。

【 0 1 1 5 】

4 . 3 . において、警告手段を内視鏡観察モニターに表示する。

【 0 1 1 6 】

5 . 2 . において、切開部にかかる力量が粘膜筋層を穿孔する直前の力量に達した場合に、動作を停止する機能を設ける。

【 0 1 1 7 】

6 . 2 . ~ 5 . において、処置具システムに使用される処置具は局注針である。

【 0 1 1 8 】

(第 6 実施形態)

以下に、本発明の第 6 実施形態を説明する。内視鏡的粘膜下剥離術における偶発症として切開処置具などによる出血が挙げられる。止血を防止しながら切開できることをコンセプトとして開発された高周波電源装置には、凝固とカットのモードを交互に切り替えるエンドカットモードなどが搭載されているが、切開処置具の移動が早い場合には血管を凝固する前に血管を切除するために出血する場合がある。さらに、出血した場合には止血作業を要するために、治療時間にも多大な影響を与えていた。

【 0 1 1 9 】

上記の課題を解決するために、第 5 実施形態は、以下の構成を備えることを特徴とする。

【 0 1 2 0 】

1 . 高周波電源装置と組み合わせて使用する切開処置具において、先端に設けられたナイフ部の駆動を電氣的に制御するとともに、高周波電源の出力設定の情報と連動してナイフ部の駆動速度を制御する機能を有する。

【 0 1 2 1 】

2 . 高周波電源装置と組み合わせて使用する切開処置具を挿通し、切開処置具を任意の方向に駆動可能な駆動機構を有する内視鏡において、処置具の駆動を電氣的に制御するとともに、高周波電源の出力設定の情報と連動してナイフ部の駆動速度を制御する。

【 0 1 2 2 】

3 . 1 . または 2 . において、高周波電源のモードはエンドカットモードである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 3 】

10

20

30

40

50

【図 1】図 1 は、第 1 実施形態の概略を説明するための図である。
 【図 2】図 2 は、本発明の第 1 実施形態の構成を示す図である。
 【図 3】図 3 は、軟性鏡用電気メス 3 の歪ゲージ 8 が貼り付けてある部分 A - A の断面図である。
 【図 4】図 4 は、電気手術装置 1 の内部構成を示す図である。
 【図 5】図 5 は、第 1 実施形態の構成の作用を説明するためのフローチャートである。
 【図 6】図 6 は、第 1 実施形態を E S D に適用したときの詳細を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、3 枚や 2 枚の歪ゲージ 8 を用いた例を示す図である。
 【図 8】図 8 は、第 2 実施形態の概略を説明するための図である。
 【図 9】図 9 は、本発明の第 2 実施形態の構成を示す図である。
 【図 10】図 10 は、軟性鏡用電動湾曲電気メス 40 を軟性内視鏡 19 に挿入する際の全体図である。
 【図 11】図 11 は、電気手術装置 1 の内部構成を示す図である。
 【図 12】図 12 は、第 2 実施形態の構成の作用を説明するためのフローチャートである。

【図 13】図 13 は、本発明の第 3 実施形態の構成を示す図である。
 【図 14】図 14 は、電気手術装置 1 の内部構成を示す図である。
 【図 15】図 15 は、内視鏡下外科手術の際の人体腹部 53 の断面図である。
 【図 16】図 16 は、本発明の第 4 実施形態の構成を示す図である。
 【図 17】図 17 は電気手術装置 1 の内部構成を示す図である。
 【図 18】図 18 は、第 4 実施形態を、内視鏡下外科手術に適用した場合の詳細を説明するための図である。

【符号の説明】

【0124】

1 ... 電気手術装置、
 2 ... 電源コード、
 3 ... 軟性鏡用電気メス、
 4 ... 対極板、
 5 ... フットスイッチ、
 6 a ~ 6 f ... コード、
 7 ... 電極部、
 8 ... 歪ゲージ、
 9 ... 絶縁カバー、
 10 ... ハンドル、
 12 ... A C / D C 変換装置、
 13 ... 出力トランス装置、
 14 ... 制御装置、
 15 ... 波形発生装置、
 16 ... パワーアンプ装置、
 17 ... センサ信号処理装置、
 18 ... C P U 装置、
 19 ... 軟性内視鏡、
 20 ... 粘膜組織、
 21 ... 挿入部、
 22 ... 手元操作部、
 23 ... ユニバーサルコード、
 24 ... 内視鏡先端部、
 25 ... 内視鏡湾曲部、
 26 ... 内視鏡可撓管、

10

20

30

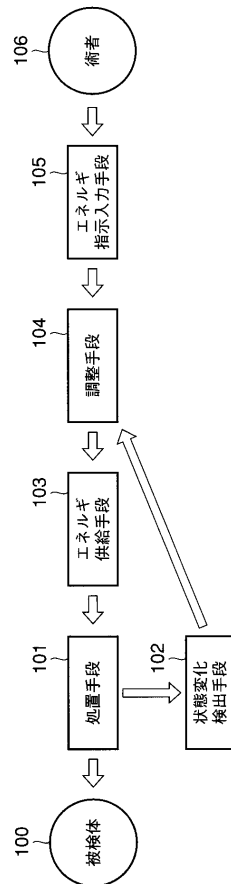
40

50

2 7 ... 観察窓、	
2 8 ... 照明窓、	
2 9 ... チャンネル管路先端開口部、	
3 0 ... チャンネル管路末端開口部、	
3 1 ... 固有筋層、	
3 2 ... 生理食塩水、	
3 3 ... 閾値入力装置、	
3 4 ... 閾値表示装置、	
3 5 a ~ 3 5 c ... 閾値設定ボタン、	
3 6 ... 病変部、	10
4 0 ... 軟性鏡用電動湾曲電気メス、	
4 1 ... 湾曲指示入力装置、	
4 2 ... ジョイスティック、	
4 3 ... 湾曲部、	
4 4 ... 電磁モータ、	
4 5 ... プーリ、	
4 6 ... ワイヤ、	
4 7 ... モータ制御装置、	
4 8 ... モータボックス、	
5 0 ... 電気メス、	20
5 1 ... 皮膚、	
5 2 ... 肝臓、	
5 3 ... 人体腹部、	
5 4 ... 硬性内視鏡、	
5 5 ... トラカール、	
6 0 ... 電動湾曲電気メス、	
6 1 ... ジョイスティック、	
6 2 ... レバー、	
1 0 0 ... 被検体、	
1 0 1 ... 処置手段、	30
1 0 2 ... 状態変化検出手段、	
1 0 3 ... エネルギー供給手段、	
1 0 4 ... 調整手段、	
1 0 5 ... エネルギー指示入力手段、	
1 0 6 ... 術者、	
1 2 0 ... 被検体、	
1 2 1 ... 動力手段、	
1 2 2 ... 処置手段、	
1 2 3 ... 状態変化検出手段、	
1 2 4 ... エネルギー供給手段、	40
1 2 5 - 1 ... 制御手段、	
1 2 5 - 2 ... 調整手段、	
1 2 6 ... 動力指示入力手段、	
1 2 7 ... エネルギー指示入力手段、	
1 2 8 ... 術者。	

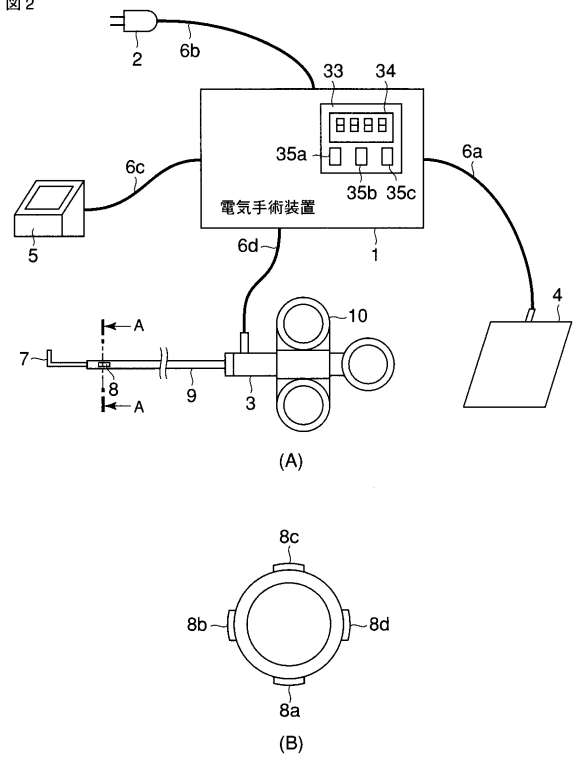
【図 1】

図 1



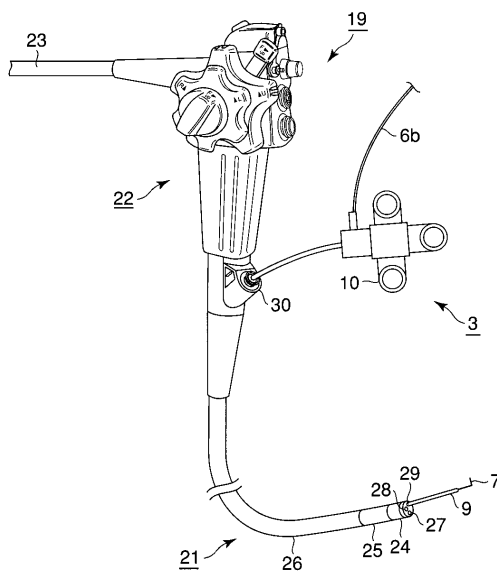
【図 2】

図 2



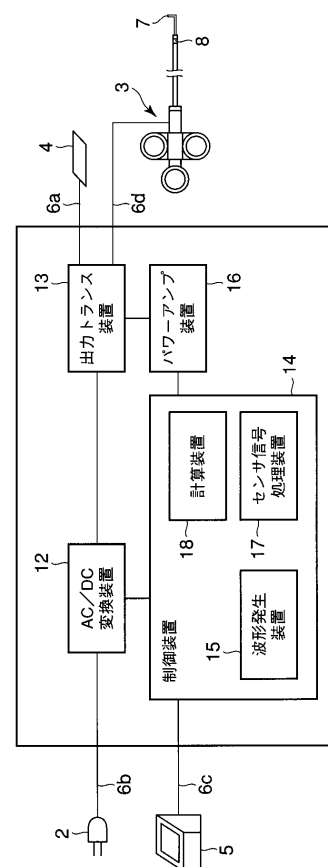
【図 3】

図 3



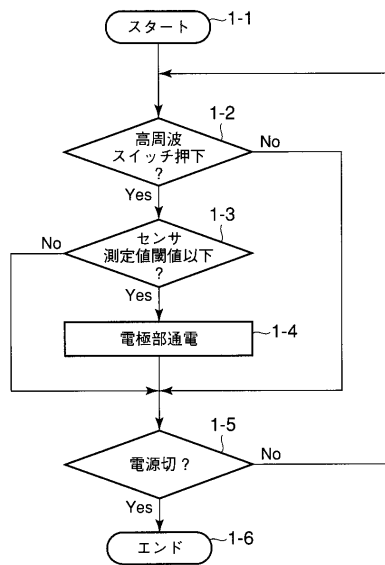
【図 4】

図 4



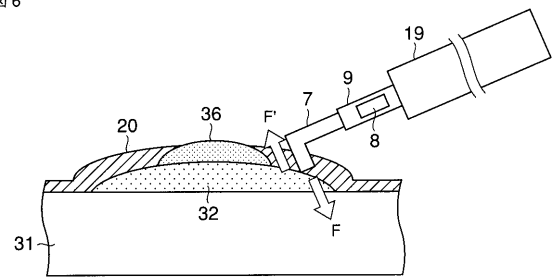
【図 5】

図 5



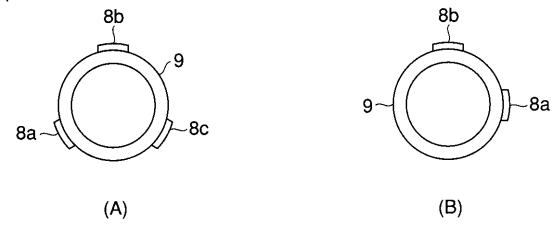
【図 6】

図 6



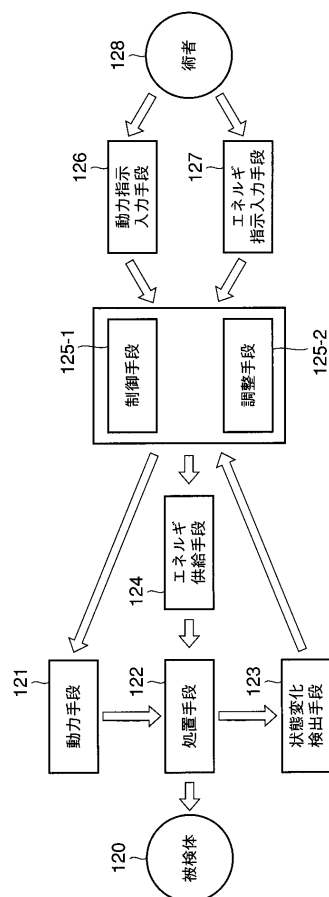
【図 7】

図 7



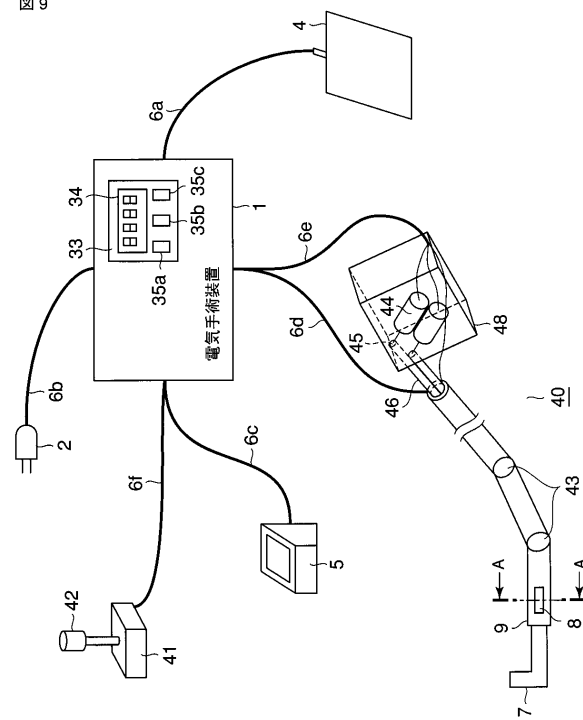
【図 8】

図 8



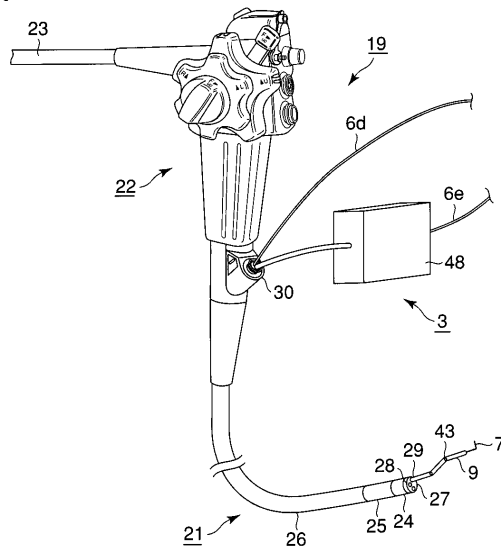
【図 9】

図 9



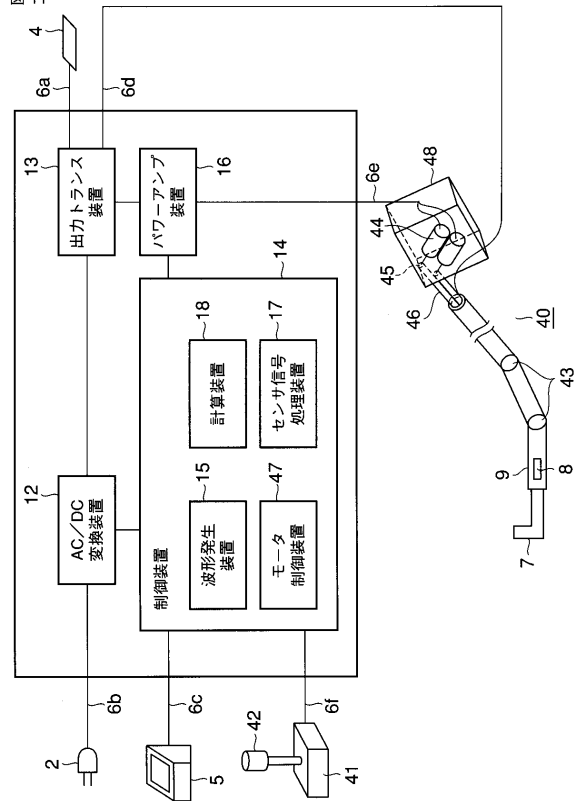
【図 10】

図 10



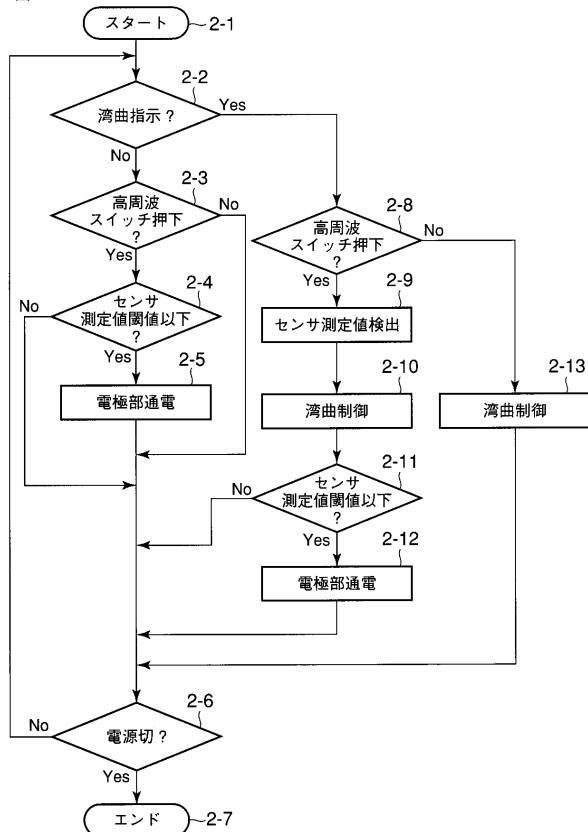
【図 11】

図 11



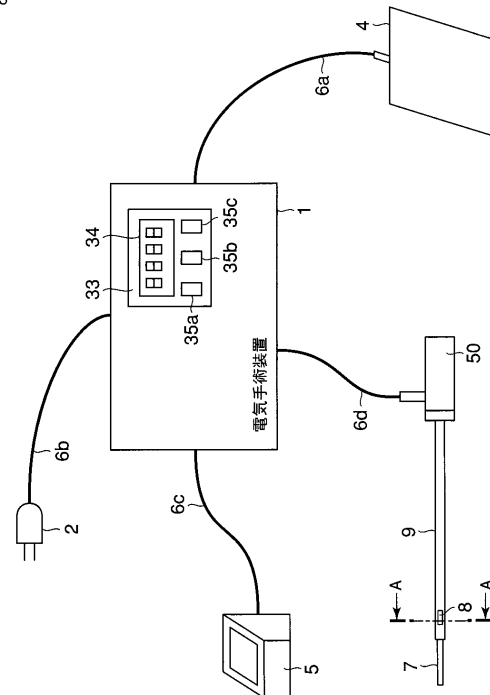
【図 12】

図 12



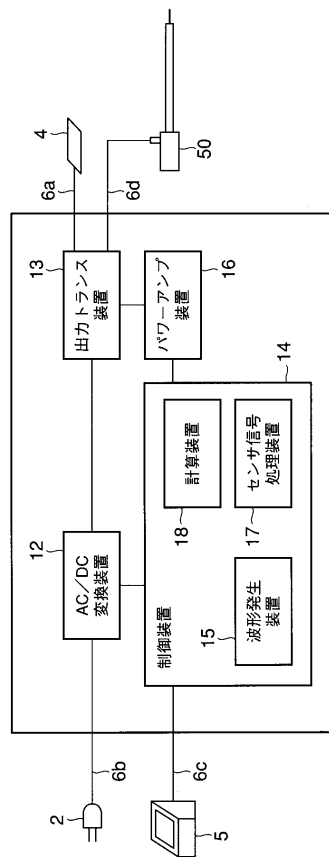
【図 13】

図 13



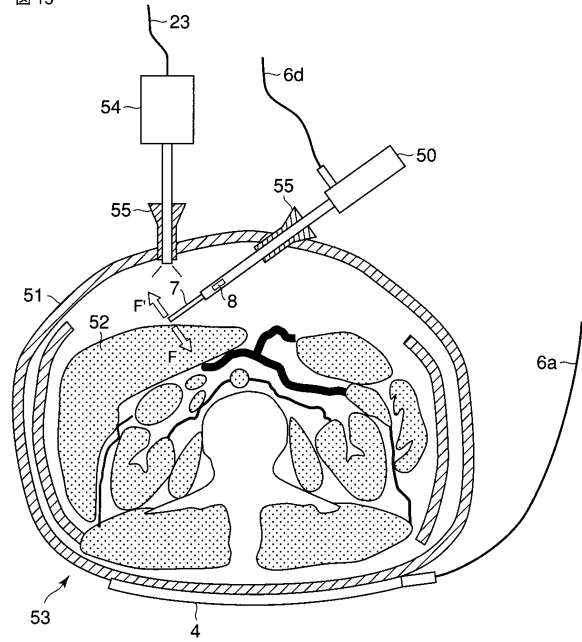
【図 14】

図 14



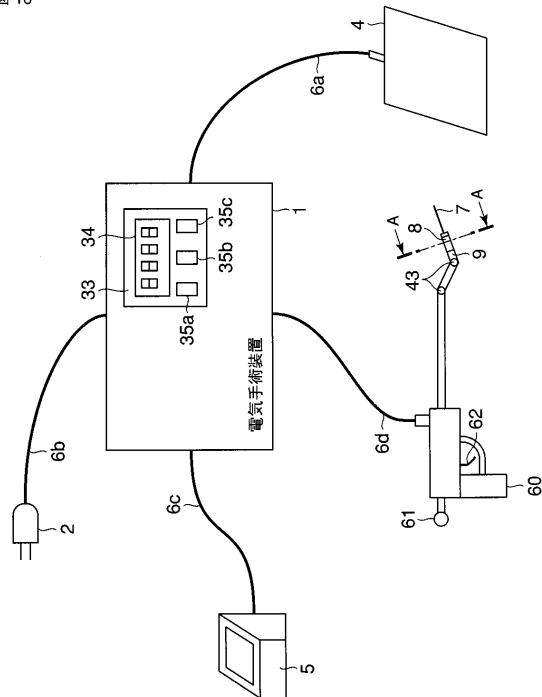
【図 15】

図 15



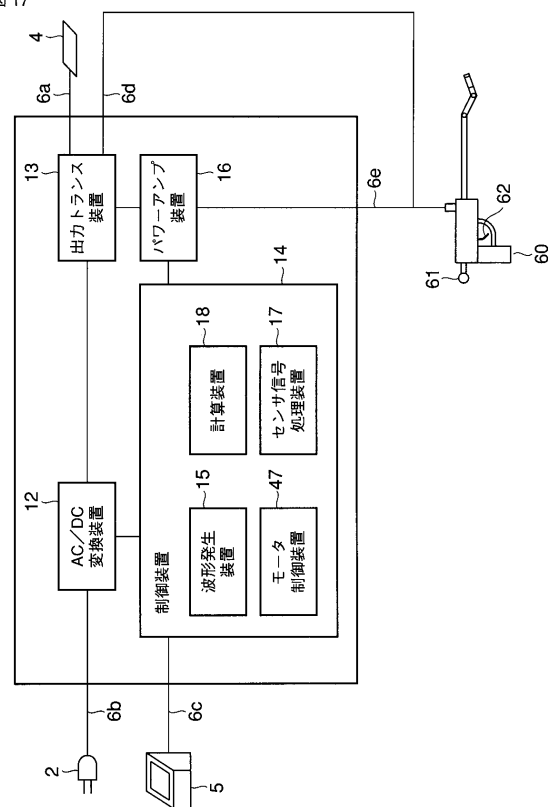
【図 16】

図 16



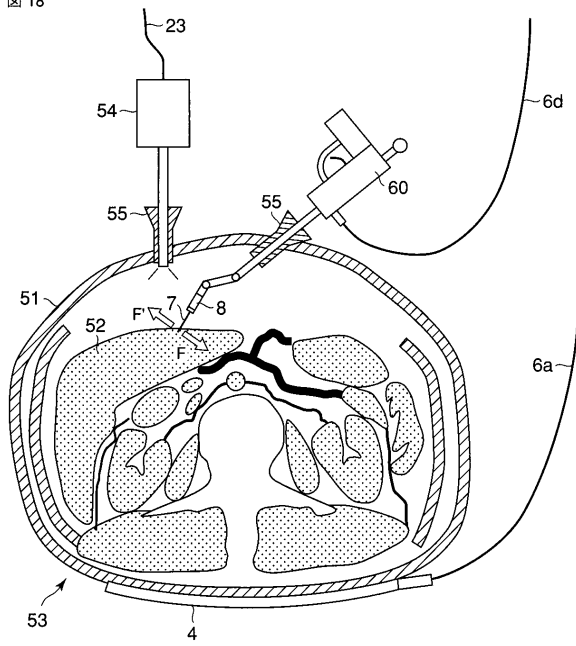
【図 17】

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 中本 孝治

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

(72)発明者 中村 俊夫

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

(72)発明者 ▲高▼橋 和彦

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

(72)発明者 吉江 方史

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 KK02 KK06 KK08 KK12 KK23 KK25 MM24

专利名称(译)	能量手术装置		
公开(公告)号	JP2008061962A	公开(公告)日	2008-03-21
申请号	JP2006245974	申请日	2006-09-11
[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	中本孝治 中村俊夫 高橋和彦 吉江方史		
发明人	中本 孝治 中村 俊夫 ▲高▼橋 和彦 吉江 方史		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00		
CPC分类号	A61B18/148 A61B18/1402 A61B18/1492 A61B34/30 A61B2018/00595 A61B2018/00642 A61B2018/00982 A61B2018/1412 A61B2090/064 A61B2090/065		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/36.330 A61B17/32 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/JJ17 4C060/KK02 4C060/KK06 4C060/KK08 4C060/KK12 4C060/KK23 4C060/KK25 4C060/MM24 4C160/JJ17 4C160/KK03 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK20 4C160/KK23 4C160/KK24 4C160/KK25 4C160/KK32 4C160/KK36 4C160/KK62 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/NN23		
代理人(译)	河野 哲 中村诚		
其他公开文献	JP5148092B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种高度安全的能量外科手术器械，能够防止不必要地切割生物组织或刺穿活组织。 解决方案：该能量外科手术设备具有用于治疗受试者的治疗装置101，用于向治疗装置101供应能量的能量供应装置103，用于检测治疗装置101的状态变化的状态变化检测装置102 用于输入能量供应指令的能量指令输入装置105，能量供应装置103的能量供应基于能量指令输入装置105输入的能量供应指令和状态变化检测装置102的检测结果进行调节。并且调节装置104用于调节物体的位置。 点域1

