

(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2005-185657

(P2005-185657A)

(43) 公開日 平成17年7月14日(2005.7.14)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/04	A 6 1 B 17/38 3 1 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 18/12	A 6 1 B 17/39 3 2 0	
A 6 1 B 18/16	A 6 1 B 17/39 3 3 0	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-432951 (P2003-432951)	(71) 出願人	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成15年12月26日 (2003.12.26)	(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	100084618 弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100100952 弁理士 風間 鉄也
		(72) 発明者	飯田 浩司 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

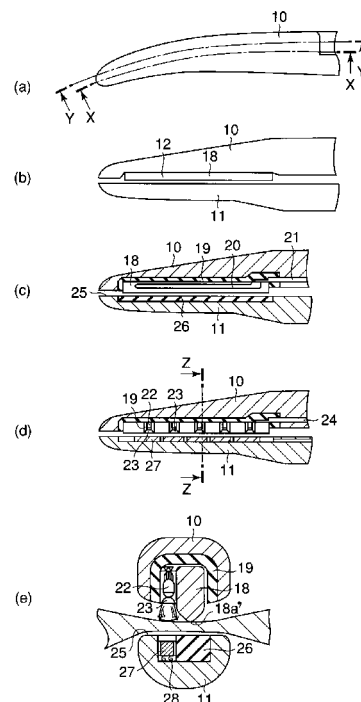
(54) 【発明の名称】 外科用処置具

(57) 【要約】

【課題】 応答性・精度がすぐれた凝固状態を判別する手段を有し、処置効率の高い外科用処置具を提供することにある。

【解決手段】 開閉する一対のジョー10、11と、前記ジョー10、11の少なくとも一方に設けられた発熱手段としての発熱ブレード18と、前記発熱ブレード18を制御する電源3とからなる外科用処置具において、前記ジョー10、11の少なくとも一方に組織の圧力を検知する圧力検知手段としての受光感知部27を設けたことを特徴とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

開閉する一対のジョーと、前記ジョーの少なくとも一方に設けられた発熱手段と、前記発熱手段を制御する電源とからなる外科用処置具において、

前記ジョーの少なくとも一方に組織の圧力を検知する圧力検知手段を設けたことを特徴とする外科用処置具。

【請求項 2】

前記圧力検知手段は、歪ゲージであることを特徴とする請求項1記載の外科用処置具。

【請求項 3】

前記圧力検知手段は、組織圧力情報を出し、この出力信号に基づいて前記電源を制御することを特徴とする請求項1記載の外科用処置具。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、開閉可能な一対のジョーの間で生体組織を把持して生体組織を加熱し、生体組織の凝固などの加熱処置を行う外科用処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

生体の体腔内の生体組織を把持して加熱し、生体組織を凝固処置する凝固切開システムが知られている（例えば、特許文献1参照。）。これは、挿入部の先端部に開閉自在な一対のジョーを有する外科用処置具である。このジョーの一方に発熱板が設けられ、他方のジョーに発熱板を受ける受け部材が設けられている。そして、発熱板の発熱温度を生体組織を凝固可能な温度に設定して凝固できるようになっている。 20

【0003】

また、前述した外科用処置具に電力を供給する処置具用電源が知られている（特許文献2参照。）。これは、凝固対象組織の大きさ、厚さなどによって凝固結果に差が生じるという問題を解消するために、温度検出手段を設け、温度検出手段によって検出された温度が予め設定された値に達するまでの供給電力量または出力時間を電力制御するようにしたものである。

【特許文献1】特許第3349139号公報 30

【特許文献2】特開2001-269352号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1では、組織の凝固状態を判別する手段は考慮されておらず、凝固状態に応じた最適な制御ができない点から、処置効率に改善に余地があった。

【0005】

特許文献2では、凝固結果を一定にするため、発熱手段の温度に基づいて制御を実施しているが、組織と発熱手段の間に温度差が発生するため、制御の精度に改善の余地があった。 40

【0006】

ここで、直接的に組織の温度を測定するには熱電対やサーミスタを用いるのが一般的であるが、組織は水分を含むため、熱電対などを耐久性を高めるために水密構造にする必要があり、その結果として測温の応答性、精度が低下するという問題があった。

【0007】

また、組織の電気抵抗の変化により組織の水分含有量を把握して、凝固状態を判別する方法もあるが、組織の電気抵抗の測定には高周波電源が必要となる。

【0008】

この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、応答性・精度がすぐれた凝固状態を判別する手段を有し、処置効率の高い外科用処置具を提供する 50

ことにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明は、前記目的を達成するために、一対の開閉するジョーと、前記ジョーの少なくとも一方に設けられた発熱手段と、前記発熱手段を制御する電源とからなる外科用処置具において、前記ジョーの少なくとも一方に組織の圧力を検知する圧力検知手段を設けたことを特徴とする。

【0010】

請求項2は、請求項1の前記圧力検知手段は、歪ゲージであることを特徴とする。

【0011】

請求項3は、請求項1の前記圧力検知手段は、組織圧力情報を出力し、この出力信号に基づいて前記電源を制御することを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、凝固状態判別の応答性・精度が優れ、高い処置効率を得ることができるといふ効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、この発明の各実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0014】

図1～図3は第1の実施形態を示し、図1は外科用処置具システムの全体の斜視図、図2(a)は外科用処置具の先端処置部の上面図、(b)は先端処置部の側面図、(c)は(a)のX-X線に沿う断面図、(d)は(a)のY-Y線に沿う断面図、(e)は(d)のZ-Z線に沿う断面図である。図3(a)は電源の回路図、(b)は制御の流れを示したフローチャート図である。

【0015】

図1に示すように、外科用処置具システム1は、外科用処置具2と電源3、両者を接続するケーブル4及び電源3の制御を行うフットスイッチ5とから構成されている。外科用処置具2は、金属材料からなる第1の柄本体6と第2の柄本体7とを枢支軸8によって回転自在に軸支することにより構成されている。そして、第1の柄本体6と第2の柄本体7の先端部に設けられた第1と第2のジョー10、11が互いに開閉するようになっている。

【0016】

第1の柄本体6の先端部に設けられた第1のジョー10は、図2(a)に示すように、先端部が細く、かつ湾曲しており、その下部には処置部12が設けられている。図1に示すように、第1の柄本体6の他端部には使用者が指で操作する指掛け部13及び第2の柄本体7との互いの位置を固定するラチェット手段14が設けられている。さらに、指掛け部13の一部にはケーブル4が接続されるコネクタ15が設けられている。

【0017】

また、第2の柄本体7の基端部には指掛け部16及びラチェット手段17が設けられている。ラチェット手段14、17は一般的な手術用鉗子にあるものと同様に互いに係合するようになっている。

【0018】

さらに、図2(b)、(c)に示すように、第1のジョー10には処置部12として発熱する発熱手段としての発熱ブレード18が断熱棒19によって設けられている。発熱ブレード18は薄膜抵抗あるいは厚膜抵抗からなる発熱パターン20を側面または上面にもつ発熱素子からなり、その素材は銅、モリブデン、タングステン、銅モリブデンなどの熱伝導性が良好な金属である。発熱パターン20には給電のための導線21が接続されている。なお、本実施形態では発熱パターン20は略U字型の1系統であるが、温度分布を良好にするため、電氣的に独立した2系統としてもよい。

10

20

30

40

50

【0019】

また、図2(e)に示すように、発熱ブレード18の断面形状は下端18a'が処置に適した鋭角の略三角形形状をしている。また、断熱枠19の断面形状は略逆U字型をなし、発熱ブレード18の上部を覆っている。この断熱枠19は発熱ブレード18と第1のジョー10との断熱の役目を果たしている。この断熱枠19の材質は熱伝導率の低いテフロン(登録商標)(テトラフルオロエチレン)などのフッ素樹脂や、ポリイミドなどの耐熱樹脂がよい。

【0020】

また、図2(d),(e)に示すように、第1のジョー10に設けられた断熱枠19の長手方向には発熱ブレード18に隣接して白色LEDからなる光源22および集光部23が複数設けられている。光源22の各々には給電のための導線24及び図示しないフレキシブル基板が接続されている。なお、光源22及び集光部23は透明なガラスや樹脂材料の内部に水密を保持した状態で一体成型されている。

10

【0021】

また、処置部12と対向する第2のジョー11の内側面25には柔軟部材26が設けられている。この柔軟部材26は第1のジョー10と第2のジョー11とが閉じたときに、発熱ブレード18と柔軟部材26が隙間無く密着することで処置効率を高めるものである。柔軟部材26の材質としては、柔軟性を有するとともに熱伝導率の低いゴム(シリコンゴム、フッ素ゴムなど)やテトラフルオロエチレンなどの樹脂がよい。

【0022】

また、柔軟部材26に隣接して光源22と対向する位置に組織量判別手段としての受光感知部27が複数設けられている。受光感知部27にはフォトダイオード(光起電力素子)、光導電素子など、受光量に応じて電気的な変化を生じる素子が透明なガラスや樹脂の中に、水密を保持した状態で一体成型されている。各々の受光感知部27には電源3と導線28、図示しないフレキシブル基板及びケーブル4によって電氣的に接続されている。

20

【0023】

図3(a)に示す電源3について説明すると、商用電源と接続される電源部29は出力部30を介してケーブル4に接続されている。出力部30はフットスイッチ5、ケーブル4の一部と接続される制御部31に接続されている。また、制御部31は外科用処置具2への出力を設定可能な設定手段32に接続されている。

30

【0024】

次に、第1の実施形態の作用を図3(b)に基づいて説明する。第1の柄本体6と第2の柄本体7を開閉操作して処置するための組織を発熱ブレード18と柔軟部材26の間で把持する。フットスイッチ5を操作する(ステップS1)と、まず光源22が点灯する(ステップS2)。その光を受光感知部27で感知して把持した組織の量を測定する(ステップS3)。すなわち、組織があると光源22の光を遮り、受光感知部27で光を感知できないため、電源3は組織の有無を判別でき、また複数の受光感知部27の感知状態を把握することにより、組織の量を情報として認知できる。この情報に基づき、制御部31は組織の量に応じた最適な制御や設定条件(素子への印加電圧や設定温度など)に設定を行う(ステップS4)。

40

【0025】

続けて、発熱パターン20に通電して発熱ブレード18を発熱させる。使用者が発熱開始の遅延を感じないように、以上の一連の動作は、なるべく早く実施されることが望ましい。

【0026】

次に発熱処置によって、組織が凝固・加熱変性されると、組織の厚みは薄くなる。これにより、組織の光透過量が上がり(組織に加えられる圧力によっては半透明になる)、受光感知部27で凝固状態を受光量の変化として認知できる(ステップS5)。受光量の変化(すなわち組織の凝固状態)に応じて、電源3の制御や設定を変更可能である(ステップS6)。例えば、凝固状態の変化が遅い場合(発熱時間との比較が必要)は設定温度を

50

上げたり、逆に速い場合は途中で設定温度を下げるなどである。また、所定の受光量を超えたときに、制御部 31 および出力部 30 が凝固が完了（ステップ S7）したと判断して、通電・発熱を止めてもよい（ステップ S8）。

【0027】

前記実施形態によれば、組織の凝固状態を直接的に判別するため、凝固状態判別の応答性・精度が優れ、判別の応答性・高精度と水密構造の両立が容易である。これにより、高い処置効率を得ることができる。

【0028】

なお、外科用処置具 2 としては、図 4 の変形例に示すように、内視鏡下手術に適した細長い挿入部 33 を有する外科用処置具 34 を構成してもよい。なお、処置部 12 の構成は第 1 の実施形態と同様であり、説明を省略する。

10

【0029】

図 5 及び図 6 は第 2 の実施形態を示す。図 5 (a) は組織凝固前の状態を示し、図 2 (a) の X-X 線に対応する断面図、図 5 (b) は組織凝固後の状態を示し、図 2 (a) の X-X 線に沿う断面図、図 6 は制御の流れを示したフローチャート図である。

【0030】

なお、本実施形態において、第 1 の実施形態と共通する構成部分については、以下、同一符号を付して、その説明を省略する。

【0031】

図 5 (a) に示すように、第 1 のジョー 10 に設けられた処置部 12 と対向する第 2 のジョー 11 の内側面 25 には柔軟部材 35 が設けられている。この柔軟部材 35 によって第 1 のジョー 10 と第 2 のジョー 11 とが閉じたとき、発熱ブレード 18 と柔軟部材 35 が隙間無く密着することで処置効率を高めることができる。柔軟部材 35 の材質としては、柔軟性を有するとともに、熱伝導率の低いゴム（シリコンゴム、フッ素ゴム）やテトラフルオロエチレンなどの樹脂がよい。

20

【0032】

さらに、柔軟部材 35 の組織 36 と接触する上端部には、組織の圧力を検知する圧力検知手段としての圧力センサ 37 が設けられている。この圧力センサ 37 によって一定力量で組織 36 を把持したときに、その把持組織 36 の体積変化による圧力変動を検知することができる。圧力センサ 37 としては小型化できる点から歪ゲージが適当である。圧力センサ 37 には図示しない導線、ケーブル 4 によって電源 3 に電氣的に接続されている。

30

【0033】

次に、第 2 の実施形態の作用を図 5 (a) , (b) 及び図 6 に基づいて説明する。図 5 (a) に示すように、第 1 の柄本体 6 と第 2 の柄本体 7 を操作して処置するための組織 36 を発熱ブレード 18 と圧力センサ 37 の間で把持する。このとき、ラチェット手段 14 , 17 を係合させて把持力を一定に保つことが望ましい。フットスイッチ 5 を操作すると（ステップ S1）、まず圧力センサ 37 が起動し（ステップ S2）、組織 36 を把持した部分の圧力値が検出される。この圧力値の情報に基づき、制御部 31 は、組織 36 の量を判別し（ステップ S3）、組織 36 の量に応じた最適な制御や設定条件（素子への印加電圧や設定温度など）に設定を行う（ステップ S4）。

40

【0034】

続けて、発熱パターン 20 に通電して発熱ブレード 18 を発熱させる。使用者が発熱開始の遅延を感じないように、以上の一連の動作はなるべく速く実施されることが望ましい。

【0035】

次に発熱処置によって、組織 36 が凝固・加熱変性されると（ステップ S5）、図 5 (b) に示すように組織 36 の厚みは薄くなる。これにより圧力センサ 37 が検知する圧力値は、組織凝固前より低くなる。圧力値の変化（すなわち組織 36 の凝固状態）に応じて電源 3 の制御や設定を変更可能である（ステップ S6）。

【0036】

50

例えば、凝固状態の変化が遅い場合（発熱時間との比較が必要）は設定温度を上げたり、逆に速い場合は途中で設定温度を下げるなどである。また、圧力値の低下が所定量を超えたときに、制御部 31 および出力部 30 の連携により凝固が完了したと判断して、通電・発熱を止めてもよい（ステップ S7）。

【0037】

本実施形態によれば、組織の凝固状態を直接的に判別するため、凝固状態判別の応答性・精度が優れている。これにより、高い処置効率を得ることができる。

【0038】

図7及び図8は第3の実施形態を示す。図7は組織凝固後の状態を示し、図2(a)のX-X線に対応する断面図、図8は制御の流れを示したフローチャート図である。

10

【0039】

なお、本実施形態において、第1の実施形態と共通する構成部分については、以下、同一符号を付して、その説明を省略する。

【0040】

図7に示すように、処置部12としての発熱する発熱ブレード18が断熱枠19によって第1のジョー10と接続されている。発熱ブレード18は薄膜抵抗あるいは厚膜抵抗からなる第1発熱パターン18aと第2発熱パターン18bの2系統を側面または上面にもつ発熱素子からなり、その素材は、銅、モリブデン、タンゲステン、銅モリブデンなどの熱伝導性が良好な金属である。第1発熱パターン18a、第2発熱パターン18bには、給電のための導線21a、21bがそれぞれ接続されている。

20

【0041】

また、処置部12と対向する第2のジョー11の内側面25には柔軟部材35が設けられている。この柔軟部材35は第1のジョー10と第2のジョー11とが閉じたとき、発熱ブレード18と柔軟部材35が隙間無く密着することで処置効率を高めることができる。柔軟部材35の材質としては、柔軟性を有するとともに、熱伝導率の低いゴム（シリコンゴム、フッ素ゴム）やテトラフルオロエチレンなどの樹脂がよい。

【0042】

さらに、柔軟部材35の組織36と接触する上端部には、圧力センサ37が設けられている。この圧力センサ37によって組織36の把持位置を検出することができる。圧力センサ37としては、小型化できる点から歪ゲージが適当である。圧力センサ37には図示しない導線、ケーブル4によって電源3に電氣的に接続されている。

30

【0043】

次に、第3の実施形態の作用を図7及び図8に基づいて説明する。図7に示すように、第1の柄本体6と第2の柄本体7を操作して処置するための組織36を発熱ブレード18と圧力センサ37の間で把持する。フットスイッチ5を操作すると（ステップS1）、まず圧力センサ37が起動（ステップS2）して組織36を把持した位置が検出される（ステップS3）。この組織36の把持位置情報に基づき、第2発熱パターン18bに電力を供給し、第1発熱パターン18aの電力供給を遮断する（ステップS4）。そして、第2発熱パターン18bによって組織36を加熱凝固が完了する（ステップS5）。このとき、制御部31および出力部30の連携により、組織36の把持位置によって例えば把持位置が第2発熱パターン18bの位置であるとしても第1発熱パターン18aに近い場合などには、第1発熱パターン18aにもある程度の電力供給を行う、などの制御をしてもよい。

40

【0044】

以上の制御によって、組織36を把持した位置に対して発熱ブレード18の適正な部分を発熱させる。使用者が発熱開始の遅延を感じないように、以上の一連の動作はなるべく速く実施されることが望ましい。

【0045】

本実施形態によれば、組織の把持位置を特定し発熱ブレードを適正に発熱させるので、高い処置効率を得ることができる。

50

【0046】

前述した各実施形態によれば、次の構成が得られる。

【0047】

(付記1) 開閉する一対のジョーと、前記ジョーの少なくとも一方に設けられた発熱手段と、前記発熱手段を制御する電源とからなる外科用処置具において、前記ジョーの少なくとも一方に組織の圧力を検知する圧力検知手段を設け、前記電源は、前記圧力検知手段からの組織圧力情報から組織の凝固状態を検知したとき、前記発熱手段の発熱を終了させることを特徴とする外科用処置具。

【0048】

(付記2) 付記1において、前記圧力検知手段は、組織把持位置を検知し、電源が組織把持部分の発熱手段へ電力供給を行うことを特徴とする外科用処置具。 10

【0049】

(付記3) 付記1において、前記圧力検知手段は、組織把持位置を検知し、電源が、組織を把持していない部分への電力供給を抑えることを特徴とする外科用処置具。

【0050】

(付記4) 開閉する一対のジョーと、前記ジョーの少なくとも一方に設けられた発熱手段と、前記発熱手段の発熱を制御する電源とからなる外科用処置具において、前記ジョーの少なくとも一方に光源手段を有し、前記ジョーの少なくとも他方に組織の大きさと凝固状態を知るために、組織の光透過率を測定可能な光感知手段を設けたことを特徴とする外科用処置具。 20

【0051】

(付記5) 付記4において、前記光感知手段は光感知素子であることを特徴とする外科用処置具。

【0052】

(付記6) 付記4において、組織の光透過率の変化に応じて前記電源が発熱の制御を行うことを特徴とする外科用処置具。

【0053】

(付記7) 付記4において、組織の光透過率の変化に応じて前記電源が発熱を終了させることを特徴とする外科用処置具。

【図面の簡単な説明】 30

【0054】

【図1】この発明の第1の実施形態を示し、外科用処置具システムの全体の斜視図。

【図2】同実施形態を示し、(a)は外科用処置具の先端処置部の上面図、(b)は先端処置部の側面図、(c)は(a)のX-X線に沿う断面図、(d)は(a)のY-Y線に沿う断面図、(e)は(d)のZ-Z線に沿う断面図。

【図3】同実施形態を示し、(a)は電源の回路図、(b)は制御の流れを示したフローチャート図。

【図4】同実施形態の変形例を示し、外科用処置具の側面図。

【図5】この発明の第2の実施形態を示し、(a)は組織凝固前の状態を示し、図2(a)のX-X線に対応する断面図、(b)は組織凝固後の状態を示し、図2(a)のX-X線に沿う断面図。 40

【図6】同実施形態の制御の流れを示したフローチャート図。

【図7】この発明の第3の実施形態の組織凝固後の状態を示し、図2(a)のX-X線に対応する断面図。

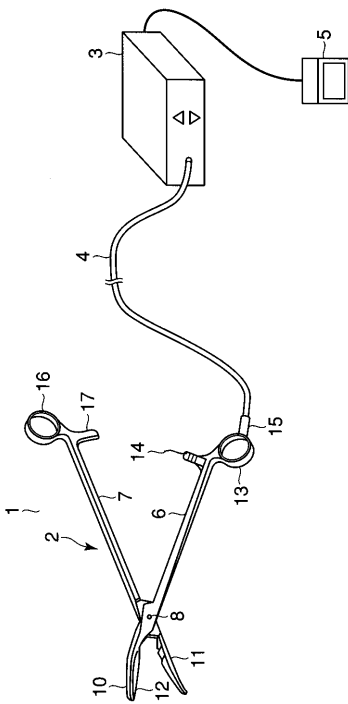
【図8】同実施形態の制御の流れを示したフローチャート図。

【符号の説明】

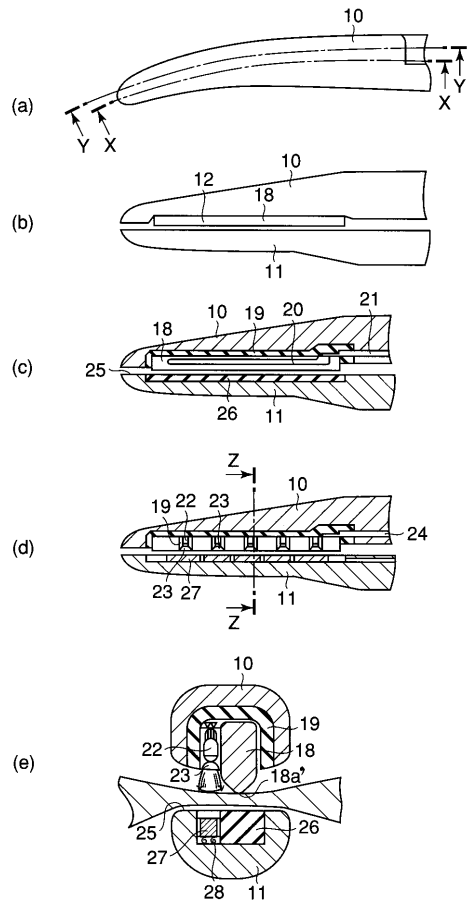
【0055】

2 ... 外科用処置具、3 ... 電源、10, 11 ... ジョー、12 ... 処置部、18 ... 発熱ブレード(発熱手段)、27 ... 受光感知部(圧力検知手段)

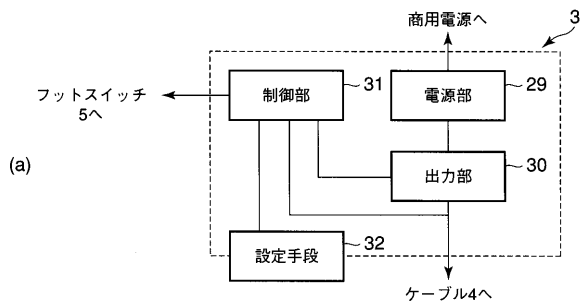
【 図 1 】



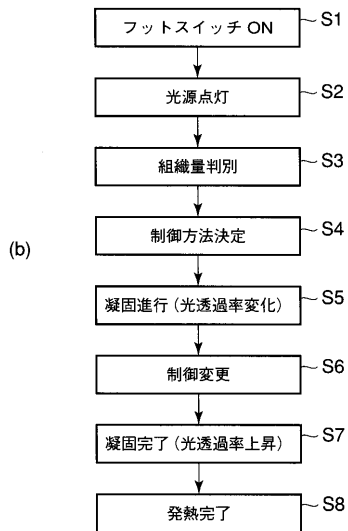
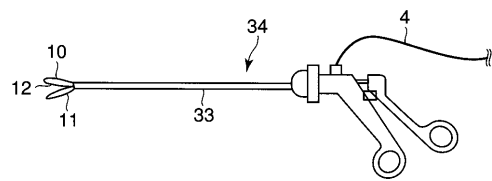
【 図 2 】



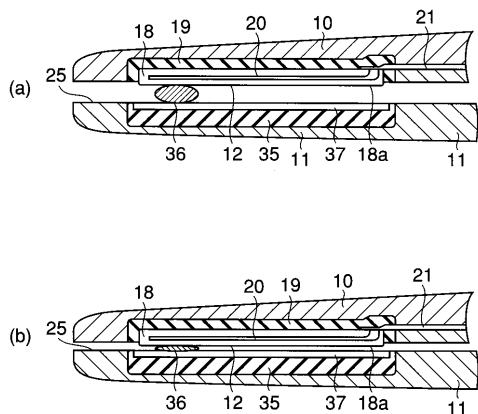
【 図 3 】



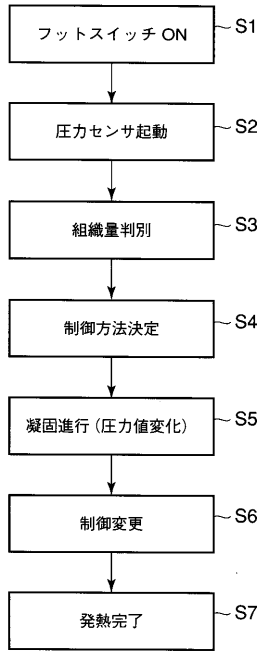
【 図 4 】



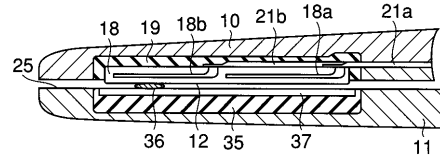
【 図 5 】



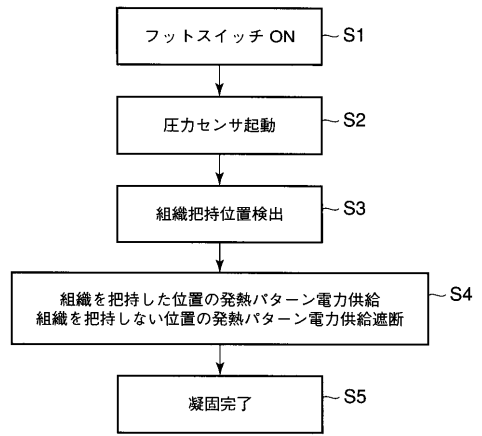
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 谷口 一徳

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C060 CC36 KK04 KK06 KK15 KK23 KK47

4C061 GG15 HH21 HH51 HH56 JJ17