

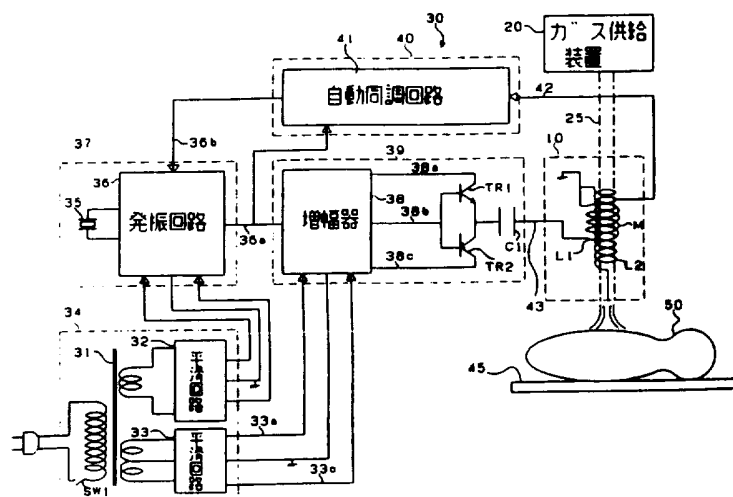


特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(51) 国際特許分類6 A61B 17/39	A1	(11) 国際公開番号 WO96/20653 (43) 国際公開日 1996年7月11日 (11.07.96)
(21) 国際出願番号 (22) 国際出願日 (30) 優先権データ 特願平6/339371 1994年12月30日 (30.12.94) JP (71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 株式会社 テクノバ (TECHNOVA INCORPORATED) [JP/JP] 〒100 東京都千代田区内幸町2丁目2番2号 Tokyo, (JP) (72) 発明者; および (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ) アブラメンコ スタニスラフ (AVRAMENKO, Stanislav) [RU/JP] ストゥピン イーゴリ (STOUPINE, Igor) [RU/JP] 〒100 東京都千代田区内幸町2丁目2番2号 株式会社 テクノバ内 Tokyo, (JP) (74) 代理人 弁理士 桑原英明 (KUWABARA, Hideaki) 〒105 東京都港区西新橋3丁目15番8号 西新橋中央ビル Tokyo, (JP)		(81) 指定国 CA, JP, KR, RU, US, 欧州特許 (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). 添付公開書類 国際調査報告書

(54) Title : MEDICAL COAGULATION APPARATUS**(54) 発明の名称 医療用凝固装置**

- 20 ... gas supply unit
 32, 33 ... smoothing circuits
 36 ... oscillating circuit
 38 ... amplifier
 41 ... automatic tuning circuit

**(57) Abstract**

A medical coagulation apparatus adapted to lower the level of an electric current flowing in a living body and capable of preventing the occurrence of burn ascribable to a high-frequency splitting in a counter pole plate. An electric current which causes resonance to occur at a secondary side (L2) of a monovibrator (M) is supplied from an amplifier (39) to a primary side (L1). Consequently, a high potential occurs at the secondary side (L2) to generate single-pole discharge in a needle type electrode (16) connected to the secondary side. The arc discharge at the needle type electrode (16) is guided by an argon gas ejected from a nozzle (14) of a handpiece (10) and applied to the tissue of the living body (50) to coagulate the tissue. In this medical coagulation apparatus, single-pole discharge is generated in the needle type electrode (16) connected to the secondary side of the transformer, so that the counter pole plate becomes unnecessary.

(57) 要約

生体内を流れる電流を軽減させると共に、対極板における高周波分流入による熱傷事故の生じない医療用凝固装置を提供する。

増幅器 39 からモノバイプレート M の二次 L2 側で共振が発生する電流を一次 L1 側に流す。これにより、二次 L2 側に高電位を発生させて該二次側に接続された針状電極 16 に単極放電を生ぜしめる。該針状電極 16 のアーク放電が、ハンドピース 10 のノズル 14 から噴出されるアルゴンガスに導かれて、生体 50 の組織に照射され該組織を凝固せしめる。この医療用凝固装置では、トランスの二次側に接続された針状電極 16 に単極放電を生ぜしめるため、対極板が不要となる。

情報としての用途のみ

PCT に基づいて公開される国際出願をパンフレット第一頁に PCT 加盟国を同定するために使用されるコード

AL	アルバニア	DE	ドイツ	LI	リヒテンシュタイン	PL	ポーランド
AM	アルメニア	DK	デンマーク	LC	セントルシア	PT	ポルトガル
AU	オーストラリア	EE	エストニア	LK	スリランカ	RO	ルーマニア
AZ	アゼルバイジャン	ES	スペイン	LR	リベリア	RU	ロシア連邦
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	FI	フィンランド	LS	レソト	SD	スーダン
BB	バルバドス	FR	フランス	LT	リトアニア	SE	スウェーデン
BE	ベルギー	GB	イギリス	LV	ラトヴィア	SG	シンガポール
BF	ブルキナ・ファソ	GE	グルジア	MC	モナコ	SI	スロベニア
BG	ブルガリア	GN	ギニア	MD	モルドヴァ共和国	SK	スロバキア
BJ	ベナン	GR	ギリシャ	MG	マダガスカル	SN	セネガル
BR	ブラジル	HU	ハンガリー	MA	マダガスカル旧ユーゴスラ	SZ	ス威士ランド
BY	ベラルーシ	IE	アイルランド	MK	マケドニア共和国	TD	チャド
CA	カナダ	IL	イスラエル	ML	マリ	TG	トーゴ
CC	中央アフリカ共和国	IT	イタリア	MN	モンゴル	TJ	タジキスタン
CG	コンゴ	JP	日本	MR	モーリタニア	TM	トルクメニスタン
CH	スイス	KE	ケニア	MW	モザンビーク	TR	トルコ
CI	コート・ジボアール	KG	キルギスタン	MX	メキシコ	UA	ウクライナ
CM	カメルーン	KP	朝鮮民主主義人民共和国	NE	ニジェール	UG	ウガンダ
CN	中国	KR	大韓民国	NL	オランダ	US	アメリカ合衆国
CU	キューバ	KZ	カザフスタン	NO	ノルウェー	UZ	ウズベキスタン
CZ	チェコ共和国			NZ	ニュージーランド	VN	ヴェトナム

- 1 -

明 細 書

医療用凝固装置

技術分野

本発明は、医療用凝固装置に関し、特に、放電を生体組織に照射させ凝固・止血せしめる外科手術用の凝固装置に関するものである。

背景技術

外科手術用の装置として電気メスが広く用いられている。電気メスは、先端の細長いメス先電極に数 100 kHz から数 MHz の高周波電流を数 100 W 流してナイフの代わりに切開及び組織の凝固を行う器具である。この電気メスは、組織を凝固止血させる際に、メス先電極を接触させた組織へ高周波電流を一点に集中して流すことにより、組織内に発生するジュール熱によって組織の蛋白質を凝固・乾燥させている。

この電気メスは、凝固・止血の処置を行う際にメス先電極を組織に接触させるため、凝固した組織がメス先電極に固着して剥離し易く、組織に損傷を与えることがあった。非接触での凝固・止血を可能成らしめた電気メスとして、スプレー凝固機能を持つ電気メスがあり、この電気メスでは、高電圧（通常の電気メスの 2 倍程度）を電極に印加することにより、空気中で電極を組織から数 mm 離れた状態にてアーク放電を照射し組織の凝固を行っている。しかしながら、高絶縁の空気中に放電させるため、アーク放電のコントロールが難しく、電流が必要以上に流れて過剰な凝固や組織の炭化が生じ易いという課題があった。この課題を解決するために、特開昭 62-240043 号にアルゴンビームコアギュレータが提案されている。この技術では、図 6 に示すように先ず生体 50 に対極板 80 を張り付け、該生体 50 を対極板 80 と同電

- 2 -

位に保つ。そして、ペンシル状装置 1 1 0 にガス供給装置 1 2 0 からアルゴンガスを供給すると共に、ペンシル状装置 1 1 0 に設けられた電極 1 1 6 へ制御装置 1 3 0 から高周波電流を供給する。これにより、電極 1 1 6 から、対極板 8 0 と同電位に保たれた生

5 体 5 0 に向けてアーク放電が成され、このアーク放電によりイオン化したアルゴンガスが噴射され、該アルゴンガス中にアーク放電として非接触式に高周波電流を組織に導き、組織の凝固・止血を行っている。この方式では、イオン化させたアルゴンガスが導電性を有するため、安定したアークビームを組織に放射でき、少

10 ないエネルギーで均一な凝固が可能である。

発明の開示

しかしながら、上述したアルゴンビームコアギュレータ、同様に電気メス、スプレー凝固式の電気メスは、共に図 6 に示すように電極 1 1 6 からの電流を人体を介して対極板 8 0 へ導く構成を

15 採用しているので、使用に際して患者に熱傷を度々起こさせ、術後体力的消耗の甚だしい患者に甚大な影響を及ぼしていた。このため、該熱傷に対する早急な対応が必要となっている。この熱傷には、主として対極板を張った部位に発生している。即ち、一般に用いられている対極板は、1 0 0 ～ 2 0 0 cm²の面積を持っているが、接触面積が小さくなったり、接触が不十分な場合には、対

20 極板の一部に電流が集中してその部分に熱傷が生じる。また、この対極板を外科手術の際に患者に装着するのは煩わしい作業であり、安静を要する患者に対極板をしっかりと取り付けるのは困難を究めた。また、熱傷にはコード部で起きるものがある。即ち、

25 メス先電極へコードを介して高電圧高周波数の電力を送っているため、メス先電極コードの被覆が破れて、中の線が露出して体と接触したり、或いは、メス先電極コードが体の下部に入った場合

- 3 -

に、誘電結合により高周波電流が流れて熱傷が生じさせることがあった。また、放電部と対極板との間にある生体の内部を電流が流れるため、生体に悪影響を及ぼす危険性がある。

本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、
5 その目的とするところは、生体内部を流れる電流を軽減させると共に、対極板における高周波分流による熱傷事故の生じない医療用凝固装置を提供することにある。

上記の目的を達成するため、請求項 1 の医療用凝固装置では、不活性ガスを供給する不活性ガス供給手段と、該不活性ガス供給
10 手段から供給された不活性ガスを導出する噴射ノズルを有し、把持可能な大きさに形成されたケーシングと、該ケーシング内に収容されるトランスであって、一次側に少ない数の巻線が巻回され、二次側に多くの数の巻線が巻回され、二次側の一端がフローティング又は一次側に接続され他端が前記ケーシングの噴射ノズル近
15 傍に置かれた放電部位に接続されたトランスと、前記トランスの一次側に接続され、トランスの二次側に接続された放電部位に単極放電を生じさせ、生体との間の静電誘導作用により生体面への電荷の蓄積を行って電気エネルギーを供給せしめる高電位を発生させる周波数の電流を一次側に流す電力供給手段と、から成ること
20 を特徴とする。

請求項 2 の医療用凝固装置では請求項 1 において、前記電力供給手段が、トランスの二次側で共振を生ぜしめる周波数の電流を一次側に流す。

上記の目的を達成するため、請求項 3 の医療用凝固装置では、
25 不活性ガスを供給する不活性ガス供給手段と、該不活性ガス供給手段から供給された不活性ガスを導出する噴射ノズルを有し、把持可能な大きさに形成されたケーシングと、該ケーシング内に収

- 4 -

容されるトランスであって、一次側に少ない数の巻線が巻回され、二次側に多くの数の巻線が巻回され、一次側の一端はフローティングされ、二次側の一端がフローティング又は一次側に接続され他端が前記ケーシングの噴射ノズル近傍に置かれた放電部位に接続されたトランスと、前記トランスの一次側の他端に接続され、調整された周波数の電流を該一次側に流す電力供給手段と、トランスの二次側に接続された放電部位に単極放電を生じさせ、生体との間の静電誘導作用により生体面への電荷の蓄積を行って電気エネルギーを供給せしめる高電位を発生させる周波数に、前記電力供給手段の周波数を調整する周波数調整手段と、から成ることを特徴とする。

請求項 4 の医療用凝固装置では請求項 3 において、前記周波数調整手段が、トランスの二次側で共振を生ぜしめる周波数に前記電力供給手段の周波数を調整する。

図面の簡単な説明

図 1 は本発明の第 1 の実施形態に係る医療用凝固装置の構成を示すブロック図である。

図 2 は第 1 の実施形態に係る医療用凝固装置のハンドピースの断面図である。

図 3 は第 1 の実施形態に係る医療用凝固装置のハンドピースの断面図である。

図 4 は本発明の第 2 の実施形態に係る医療用凝固装置の構成を示すブロック図である。

図 5 は第 2 の実施形態に係る医療用凝固装置のハンドピースの断面図である。

図 6 は従来技術の医療用凝固装置の構成を示すブロック図である。

図 7 は本発明の第 3 の実施形態に係る概念図である。

発明を実施するための最良の形態

以下、本発明を具体化した実施形態について図を参照して説明する。

- 5 図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る医療用凝固装置の構成を示している。この医療用凝固装置は、絶縁が施された手術第 4 5 に横たわる生体 5 0 に対して、ノズルからガス流を噴出しつつアーク放電を照射して、患部の凝固・止血を行うハンドピース 1 0 と、該ハンドピース 1 0 に電力を供給する電源装置 3 0 と、
10 該ハンドピース 1 0 に不活性ガスを供給するガス供給装置 2 0 とから構成されている。

- 電源装置 3 0 は、商用電源を昇圧するトランス 3 1、昇圧された電圧を平滑する第 1 平滑回路 3 2、及び、第 2 平滑回路 3 3 から成る電源部 3 4 と、水晶発振子 3 5 を有する発振回路 3 6 から
15 成る発振部 3 7 と、増幅器 3 8、第 1 トランジスタ T R 1、第 2 トランジスタ T R 2、及び、同調用のコンデンサ C 1 から成る増幅部 3 9 と、発振部 3 7 の発振周波数を後述するモノバイブレータ M の共振周波数へ同調させる自動同調回路 4 1 から成る同調部 4 0 とから構成される。この電源装置 3 0 の出力は、増幅部 3 9
20 からライン 4 3 を介してハンドピース 1 0 へこのガス供給装置 2 0 は、アルゴンを貯留したガスボンベ（図示せず）と、該ガスボンベからのアルゴンガスを一定の流量でハンドピース 1 0 側へ圧送するための流量調整器（図示せず）とから構成されている。
該ガス供給装置 2 0 からは、可撓性を有するガスパイプ 2 5 を介して
25 ハンドピース 1 0 へアルゴンガスが送られるようになっている。

ハンドピース 1 0 には、一次 L 1 側に 1 4 0 ターン巻線が巻回

- 6 -

され、二次L 2 側に 16000ターン巻線が巻回され1 0 0 以上の巻線比にされ、一次L 1、二次L 2 が共通に接続されると共に、一次L 1 及び二次L 2 が同心状に配置された空心トランス（以下モノバイブレータMと称する）が内蔵されている。該モノバイブレータMの二次L 2 側の出力端子は、後述する針状電極が接続されることにより開放され、高圧を発生して該針状電極に単極放電（ここで、単極放電とは、一对の電極間において発生する放電ではなく、孤立して置かれた一つの電極からの大気中への放電を言う）が生ぜしめるよう構成されている。

1 0 ここで、ハンドピース1 0 の機械的構成について図2を参照して説明する。ハンドピース1 0 は、手術を行う操作者が容易に取り扱えるように全長1 5 0 mmで把持可能な大きさに形成されており、モノバイブレータMを収容するための筒状の把持部1 2 と、該把持部1 2 の先端に取り付けられたノズル1 4 とから主として
1 5 構成されている。モノバイブレータMの一次巻線及び二次巻線は、同心状に中空ボビン1 7 に巻回されている。把持部1 2 の後端には、前述したガス供給装置2 0 からのガスパイプ2 5 を接続するための接続部1 3 が取り付けられている。該ガス供給装置2 0 から供給されたアルゴンガスは、接続部1 3 と連通されたガス管
2 0 1 5 を介してノズル1 4 の開口部1 4 aから噴出される。また、この開口部1 4 aには、アーク放電を発生する針状電極1 6 が配置され、この針状電極1 6 はモノバイブレータMの二次側と接続されている。他方、モノバイブレータMの一次側は、電源装置
3 0 からライン4 3 を介して電力の供給を受けるようになっている。
2 5 する。

次に、第1の実施形態の医療用凝固装置の動作について説明する。

- 7 -

まず、ガス供給装置 20 からアルゴンガスの供給を開始させる。そして、電源部 34 のスイッチ SW1 をオンにする。これにより、トランス 31 が通電されて、第 1 平滑回路 32 からの電圧が発振回路 36 に印加され、該発振回路 36 が水晶振動子 35 の固有振動数に従い発振を開始する。この固有振動数は、増幅部 39 のコンデンサ C1 とモノバイブレータ M の一次側 L1 に発振を生ぜしめる周波数 $(f_1 = 1 / \{ 2 \pi (L_1 \cdot C_1) \})$ に設定されている。

一方、第 2 平滑回路 33 から、ライン 33 a を介して +100 V の電位が、また、ライン 33 c を介して -100 V の電位が増幅器 38 に印加される。該増幅器 38 は、ライン 38 a を介して +100 V の電位を第 1 トランジスタ TR1 のコレクタに加え、また、ライン 38 c を介して -100 V の電位を第 2 トランジスタ TR2 のコレクタ側に印加させ、更に、信号ライン 38 b を介して第 1、第 2 トランジスタ TR1、TR2 のベースに、上記発振回路 36 からの信号を加える。これにより、第 1、第 2 トランジスタ TR1、TR2 が通電・停止を繰り返し、上述したようにモノバイブレータ M の一次側 L1 とコンデンサ C1 との共振する周波数の電流が、当該モノバイブレータ M の一次側 L1 に流される。

モノバイブレータ M の二次側の開放端（針状電極 16）で、電位が最高になるのは、二次 L2 側のインダクタンス分と二次側の浮遊容量 Cf との共振する周期の電流が、一次側 L1 に流されたときである。この浮遊容量 Cf は、負荷の状態により変化するため該共振周波数は変動することになる。この変動する周波数に同調させるため、自動同調回路 41 が、二次 L2 側の電位をライン 42 からの信号を基に監視しながら、ライン 36 a を介して走査

- 8 -

信号を発振回路 36 へ送出する。該発振回路 36 は、走査信号に基づき設定された範囲で発振周波数をスキャンし、この発振信号に基づき増幅器 38 がモノバイブレータ M の一次 L1 側に電流を流すことにより、二次 L2 側の電位を変動させる。二次 L2 側共振状態となり電位が最高になると、これを自動同調回路 41 が、二次 L2 側のライン 42 からの電位を基に検出し、発振回路 36 の周波数を固定する。このとき、二次 L2 に接続された針状電極 16 に単極放電を発生し得る電位へ達し、該針状電極 16 の先端部からアーク放電が開始される。

10 一方、ハンドピース 10 のノズル 14 からは、ガス供給装置 20 より供給されたアルゴンガスが噴出されている。このアルゴンガスは、針状電極 16 からのアーク放電により電離されてプラズマ状態となる。これにより、図 3 に示すようにされ、このアルゴンガス 18 に 5 ～ 10 mm のアーク放電 19 が導かれる。

15 この第 1 の実施形態によれば、単極放電によるアークによって組織の凝固を行うため、対極板が不要となり、対極板に起因する熱傷を無くすることができる。このため、従来から用いられてきた熱傷防止用のモニタ回路が不要となる。また、この針状電極 16 からアーク放電は単極放電であって、針状電極 16 側から組織への放電と、組織側から針状電極 16 への放電とを繰り返しているだけで、生体面への電荷の蓄積が主であり、生体内に流れる電流が少ないため、生体への影響が少なく非常に安全性が高い。従って、肝臓等の臓器のみならず、脳など電流の影響を受けやすい組織への手術にも上記第 1 実施例の医療用凝固装置は用いることができる。

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 4、図 5 を参照して説明する。この第 2 の実施形態の構成において、第 1 の実施形態

- 9 -

と同様な部材については、同一の参照符号を用いると共にその説明を省略する。

図 4 は、第 2 の実施形態に係る医療用凝固装置の構成を示している。この医療用凝固装置は、絶縁が施された手術台 4 5 に横た
5 わる生体 5 0 に対して、ノズルからガス噴流を噴出しつつアーク放電を照射して患部の凝固・止血を行うハンドピース 1 0 と、該ハンドピース 1 0 に電力を供給する電源装置 3 0 と、該ハンドピース 1 0 にヘリウムガスを供給するガス供給装置 2 0 とから構成されている。電源装置 3 0 からの電力と、ガス供給装置 2 0 から
1 0 のヘリウムガスとは、1 本のケーブル 7 2 を介してハンドピース 1 0 側へ送られるようになっている。該ケーブル 7 2 には、ヘリウムガスを圧送するためのガス管 7 0 と、自動同調回路 4 1 でモノバイブレータ M の二次側 L 2 の電位を検知するためのライン
4 2 と、増幅部 3 9 からの電力を伝送するためのライン 4 3 と、
1 5 後述するスイッチ S W 2 からの信号を送るための制御ライン 4 4 とが配置されている。制御ライン 4 4 は、電源部 3 4 のリレー R E 1 へ接続されると共に、ガス供給装置 2 0 側へ接続されている。

次に、第 2 の実施形態の医療用凝固装置のハンドピース 1 0 の
2 0 構成について図 5 を参照して説明する。このハンドピース 1 0 の略中央位置には、押鋸式のスイッチ S W 2 が配設されるとともに、内部の配線が全て上述した 1 本のケーブル 7 2 に接続されるようになっている。

この第 2 の実施形態においては、ハンドピース 1 0 の押鋸式の
2 5 スイッチ S W 2 を押圧することにより、電源部 3 4 のリレー R E 1 がオンとなり、該電源部 3 4 から発振部 3 7 及び増幅部 3 9 に電圧が印加され、電源装置 3 0 が動作開始する。これと同時に、

- 1 0 -

上記スイッチ S W 2 からの信号により、ガス供給装置 2 0 からの
ハンドピース 1 0 側へのヘリウムガスの圧送が開始される。電源
装置 3 0 からの電力の供給によりハンドピース 1 0 の針状電極
1 6 からのアーク放電が始まり、供給されたヘリウムガスがプラ
ズマ状態となり、このプラズマ化されたヘリウムガスがノズル
1 4 から噴射され、これにアーク放電が導かれる。また、スイッ
チ S W 2 を開放することにより、電源部 3 4 のリレー R E 1 がオ
フとなり、電極装置 3 0 が動作を停止すると共に、ガス供給装置
2 0 からのヘリウムガスの供給が停止され、ハンドピース 1 0 の
ノズル 1 4 からのアーク放電が遮断される。

この第 2 の実施形態においては、ハンドピース 1 0 を把持して
患部の止血を行っている手術者が、ハンドピース 1 0 に取り付け
られた押鋏式のスイッチ S W 2 を押圧することにより自在に医療
用凝固装置の動作開始・停止を行うことができる利点がある。

以上説明した実施形態では、不活性ガスとしてアルゴン及びヘ
リウムを用いる例について説明したが、本発明の医療用凝固装置
では、不活性ガスであれば窒素等を用いることが可能である。但
し、アークの放電により容易にプラズマ化してアークの導電路を
形成する気体が実際の使用においては好適である。また、上述し
た実施例では、自動同調回路 4 1 が、モノバイブレータ M の二次
L 2 側で共振を起こさせるように発振回路 3 6 の発振周波数を走
査し、二次側の電位を検出することにより二次側共振周波数に一
次側の周波数を固定したが、この自動同調回路 4 1 を設けること
なく、二次 L 2 側で共振を生ぜしめるであろう周波数に発振回路
3 6 を設定しておくことも可能である。また、上述した実施形態
では、モノバイブレータ M を高電位発生用のトランスとして用い
たが、この代わりにテスラーコイルを用いることも可能である。

- 1 1 -

次に本発明の第 3 の実施の形態について図 6 を参照して説明する。図中 60 はアンテナであり、70 は本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態で用いられる増幅器を含む高周波電力供給手段であり、80 は本発明の第 1 及び第 2 の実施の形態で用いられるガス供給手段、モノバイブレータ及びモノバイブレータの 2 次側端子に接続された針状電極からなるハンドピース部分を含む凝血装置部分である。

中央病院から発信される電波を受信し、高周波電流をモノバイブレータの 1 次側に供給することにより、電源の確保が困難な場所における緊急手術に際し、止血手段を確保することが可能となる。

ここで、上述した本発明の実施形態の構成に係る医療用凝固装置の止血作用に関する動物試験の実施例について説明する。

実施例 1

マウスの腹部を切開し、肝臓にメスを入れた状態で上記ハンドピース 10 からプラズマガス噴射を行って傷口の止血を試みた。プラズマガスによって誘導されたアーク放電は、肝臓組織内に入り、プラズマの保持する熱エネルギーによって組織の蛋白質を凝固・乾燥させ、肝臓表面を止血した。このプラズマ化したアルゴンガスは導電性があるため、安定したアークビームを組織に放射でき、少ないエネルギーで均一な凝固が行い得た。この際に、組織に噴射された不活性のアルゴンガスがプラズマ温度を適度に調節し、又、該組織を大気中の酸素からシールドするため、重篤な組織の酸化及び炭化が防げ、また、この噴射されたアルゴンガスが、肝臓組織からしみ出る血液を吹き飛ばし、更に、組織の凝固の際に発生する煙を押し流すため、止血を行っている部分が視認可能になり確実な止血作業が行えた。

- 1 2 -

実施例 2

エーテル麻酔下で130gのラットを使い、背中の筋肉に電気メス、レーザーメス、そして、プラズマメス、の3種類の切開を加え、これを標本に取った。

5 同時に照射部位の表面温度計測を行った。各装置による切開部位の温度計測を比較してみると、電気メスでは、切開部位に極めて高温が認められ、しかも、その温度の接続は非常に長かった。止血効果もあるものの、創面は広く、強い出血は止血出来なかった。

10 レーザーメスも切開部位は高温となるが、その温度は遙に電気メスより低く、しかも、出血を完全に止めるには至らなかった。

プラズマメスは、温度上昇は少なく、切開能力は殆ど無かったが、止血能力は非常に高かった。

この3種類は、明らかに異なるメカニズムで作用が行われていることが分った。殊に、プラズマメスは、プラズマ放電が起こっている部位の温度は上昇するが、それは直ちに、一緒に流されているプラズマ放電を援助するためのガスのヘリウムで冷却され、温度上昇が著しく低かった。

3種類の切開及び凝固の違いを比べると、いわゆる切るという能力においては、その精度でレーザーメスが最も優れている。但し、レーザーメスも、電気メスも、多量の気体が発生することが明らかになった。これに比べて、プラズマメスは気体の殆どが発生しなかった。

実施例 3

25 ウサギを開腹し、大型の肝臓を使い最初にレーザーメスで肝臓の切断を行い、レーザーメスで行った肝臓の切断によって激しい出血が起こったときに、それを、プラズマメスで止められるか、

- 1 3 -

の確認実験を行った。この結果では、レーザーメスだけでは完全に出血を止めることはできないが、プラズマメスを利用すれば完全に止血することが出来た。

- 次いで、通常メスによって切断が行われた肝臓断面の出血を、
- 5 プラズマメスで止血する実験を行い、この結果、表面に非常に均質な炭化層が出現することが確認された。これに対してレーザーメスを用いて、通常メスで切断した断面の出血を止める実験では、レーザーメスでも、プローブの先端ではなくクォーツの側部を使って面的に当てれば、止血が可能であることが確認された。
- どちらの方法も、創面が高温になることは、サーモグラフィーで
- 10 確認されたが、プラズマメスの方が遙に低温で、ガスの発生も少なかった。表面からの観察では、プラズマメスでの凝固平面は、極めて均一な炭化表面が得られることが確認されており、止血効果も大きいと思われる。

15 実施例 4

- 第四の実験は、家兎（体重 4.5 kg）をネンブタールで全身麻酔し、自己呼吸の下に腹部を切開し、肝臓を露出した。肝臓をレーザーメスとプラズマメスで切開し、各々の表面を観察した。ウサギの肝臓の断面の激しく出血する面を指で抑さえながら、プラズ
- 20 マメス、レーザーメスの双方で止血を行った結果、プラズマメスの方が遙かに止血効果が高いことが分った。表面は、薄く、一様に炭化され（この評価は後で組織の顕微鏡標本で確認されねばならないが）、明らかに止血効果はプラズマメスの方が高かった。

- さらに、ハサミで肝臓を切断し、その断面をプラズマメスで止
- 25 血を行ったが、十分な止血をすることができ、その表面は炭化層で覆われた。これに反して、レーザーメスでは十分な止血に至らなかった。

- 1 4 -

実施例 5

組織標本を用いて止血機序の相違を検討した。

メスの比較検討で最も標準的に使用される評価部位の背筋での
検討では、電気メスでは、熱変性層が極めて厚く、熱凝固層も厚
5 かった。表面に厚い炭化層が見られ、激しい熱傷の創面が出現し
た。これに対して、レーザーメスでは、熱変性層も熱凝固層も存
在するものの、その厚みは薄く、その表面に薄い炭化層が認めら
れた。メスによる切開の後の出血の止血に用いられたプラズマプ
ローブの標本では、僅かな熱変成層を認めるものの、熱凝固層は
10 認められず、さらに、極めて薄い炭化層が付着しているのみであ
った。

肝臓での比較検討では、レーザーメスによる切開と凝固の組織
断面では、熱変性層、熱凝固層、出血の凝固層共に極めて厚く、
表面に薄く炭化層が認められる。炭化層の下に出血が残存してい
15 る標本も存在する。レーザーメスで切開後プラズマメスで凝固し
た標本では、熱変性層と熱凝固層はレーザーメスの切開時に作ら
れたものとほぼ同等で、血液の凝固層は薄く表面に炭化層が認め
られる。

産業上の利用可能性

20 本願発明請求項 1～4 の構成に基づく医療用凝固装置は、従来
のスプレー凝固機能を有する電気メスやアルゴンビームコアギュ
レータがプラズマを導体として、人体に高周波電流を流し、その
ジュール熱によって血液を凝固し、止血を行う機構であるのに対
し、対電極を置かぬため、人体には高周波電流は流れず、その血
25 液凝固止血機構は、プラズマ流の有する局所的エネルギーに基づ
くので、従来技術で問題であった高周波電流によって生ずる、熱
傷、神経系への影響組織の損傷が生ぜず、安静を要する患者に対

- 1 5 -

しての手術を容易にし得るものである。

又、現場からの移動が好ましくない重症患者で緊急手術を要する場合に於いても、中央病院から発信される電波を現場に於いて受信することにより、現場での手術時の止血を可能にする。以上
5 のように、本発明の凝固装置は、生体に対する安全性に優れると同時に、特にストレス負荷が禁忌の患者の手術を可能にし、従来技術では、解決し得なかった医療産業上のニードを満すものである。

- 1 6 -

請 求 の 範 囲

1 不活性ガスを供給する不活性ガス供給手段と、

該不活性ガス供給手段から供給された不活性ガスを導出する噴射ノズルを有し、把持可能な大きさに形成されたケーシングと、

5 該ケーシング内に収容されるトランスであって、一次側に少ない数の巻線が巻回され、二次側に多くの数の巻線が巻回され、二次側の一端がフローティング又は一次側に接続され他端が前記ケーシングの噴射ノズル近傍に置かれた放電部位に接続されたトランスと、

10 前記トランスの一次側に接続され、トランスの二次側に接続された放電部位に単極放電を生じさせ、生体との間の静電誘導作用により生体面への電荷の蓄電を行って電気エネルギーを供給せしめる高電位を発生させる周波数の電流を一次側に流す電力供給手段と、から成ることを特徴とする医療用凝固装置。

15 2 前記電力供給手段が、トランスの二次側で共振を生ぜしめる周波数の電流を一次側に流すことを特徴とする請求項1の医療用凝固装置。

3 不活性ガスを供給する不活性ガス供給手段と、

20 該不活性ガス供給手段から供給された不活性ガスを導出する噴射ノズルを有し、把持可能な大きさに形成されたケーシングと、

該ケーシング内に収容されるトランスであって、一次側に少ない数の巻線が巻回され、二次側に多くの数の巻線が巻回され、一次側はフローティングされ、二次側の一端がフローティング又は一次側に接続され他端が前記ケーシングの噴射ノズル近傍に置かれた放電部位に接続されたトランスと、

25 前記トランスの一次側の他端に接続され、調整された周波数の電流を該一次側に流す電力供給手段と、

- 17 -

トランスの二次側に接続された放電部位に単極放電を生ぜしめる高電位を発生させる周波数に、前記電力供給手段の周波数を調整する周波数調整手段と、から成ることを特徴とする医療用凝固装置。

- 5 4 前記周波数調整手段が、トランスの二次側で共振を生ぜしめる周波数に前記電力供給手段の周波数を調整することを特徴とする請求項3の医療用凝固装置。

- 5 不活性ガスを供給する不活性ガス供給手段と、

- 10 該不活性ガス供給手段から供給された不活性ガスを導出する噴射ノズルと該噴射ノズルの近傍に置かれ、該不活性ガス供給手段を構成するガス供給管と軸を共有する針状電極を有し、把持可能な大きさに形成されたケーシングと、

- 15 該ケーシング内に収容されるトランスであって、一次側に少ない数の巻線が巻回され、二次側に多くの数の巻線が巻回され、二次側の一端がフローティング又は一次側に接続され他端が前記ケーシングの噴射ノズル近傍に置かれた放電部位に接続されたトランスと、

- 20 前記トランスの一次側に接続され、トランスの二次側に接続された放電部位で単極放電により、不活性ガス供給手段から供給される不活性ガスのプラズマを生成し、生体との間の静電誘導作用により生体面への電荷の蓄電を行って電気エネルギーを供給せしめる高電位を発生させる周波数の電流を一次側に流す電力供給手段と、から成ることを特徴とする医療用凝固装置。

- 25 6 前記電力供給手段が、トランスの二次側で共振を生ぜしめる周波数の電流を一次側に流すことを特徴とする請求項5の医療用凝固装置。

- 7 不活性ガスを供給する不活性ガス供給手段と、

- 18 -

該不活性ガス供給手段から供給された不活性ガスを導出する噴射ノズルと該噴射ノズルの近傍に置かれ、該不活性ガス供給手段を構成するガス供給管と軸を共有する針状電極を有し、把持可能な大きさに形成されたケーシングと、

- 5 該ケーシング内に収容されるトランスであって、一次側に少ない数の巻線が巻回され、二次側に多くの数の巻線が巻回され、一次側はフローティングされ、二次側の一端がフローティング又は一次側に接続され他端が前記ケーシングの噴射ノズル近傍に置かれた放電部位に接続されたトランスと、

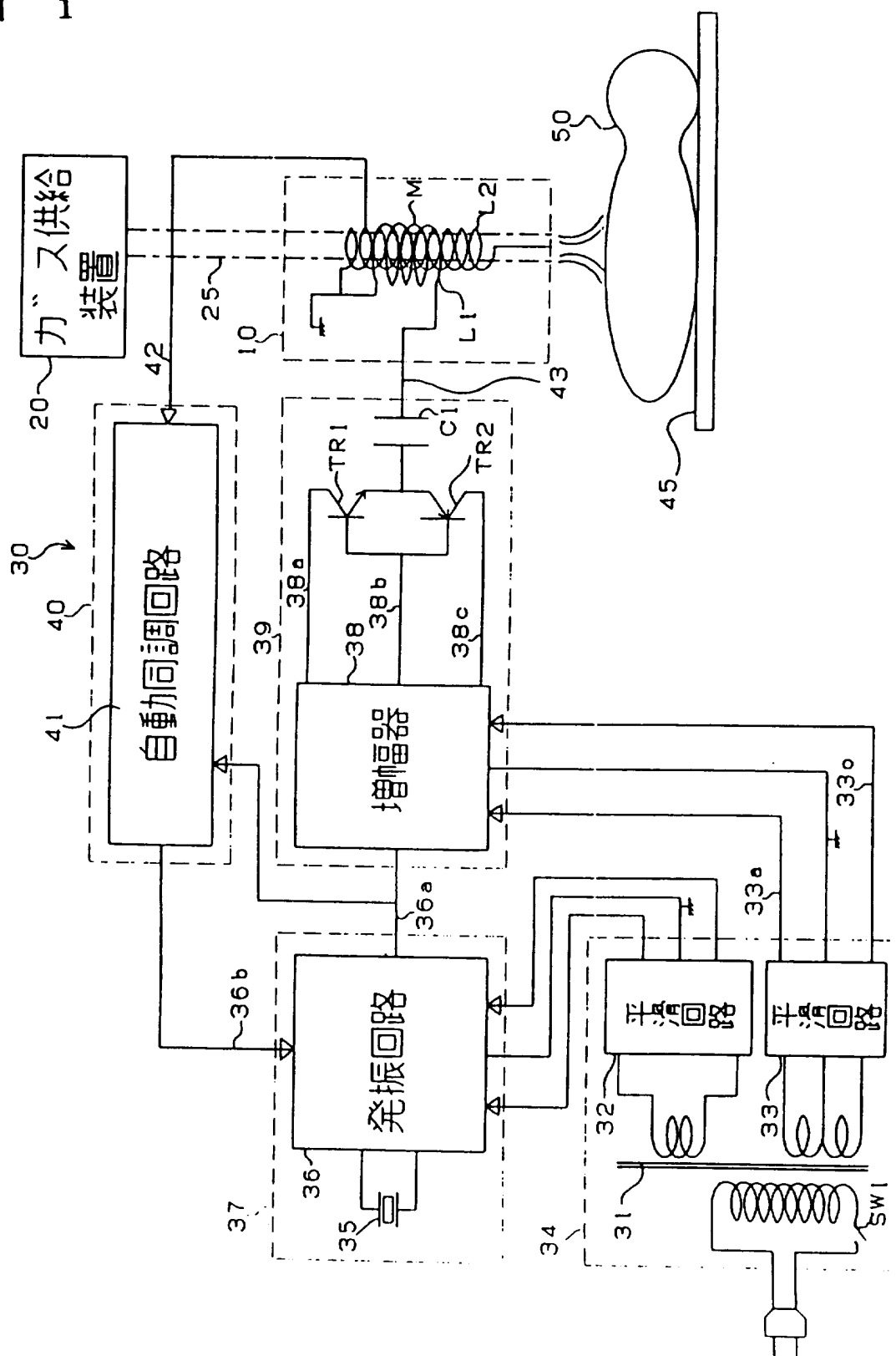
- 10 前記トランスの一次側の他端に接続され、調整された周波数の電流を該一次側に流す電力供給手段と、

トランスの二次側に接続された放電部位に単極放電を生ぜしめる高電位を発生させる周波数に、前記電力供給手段の周波数を調整する周波数調整手段と、から成ることを特徴とする医療用凝固

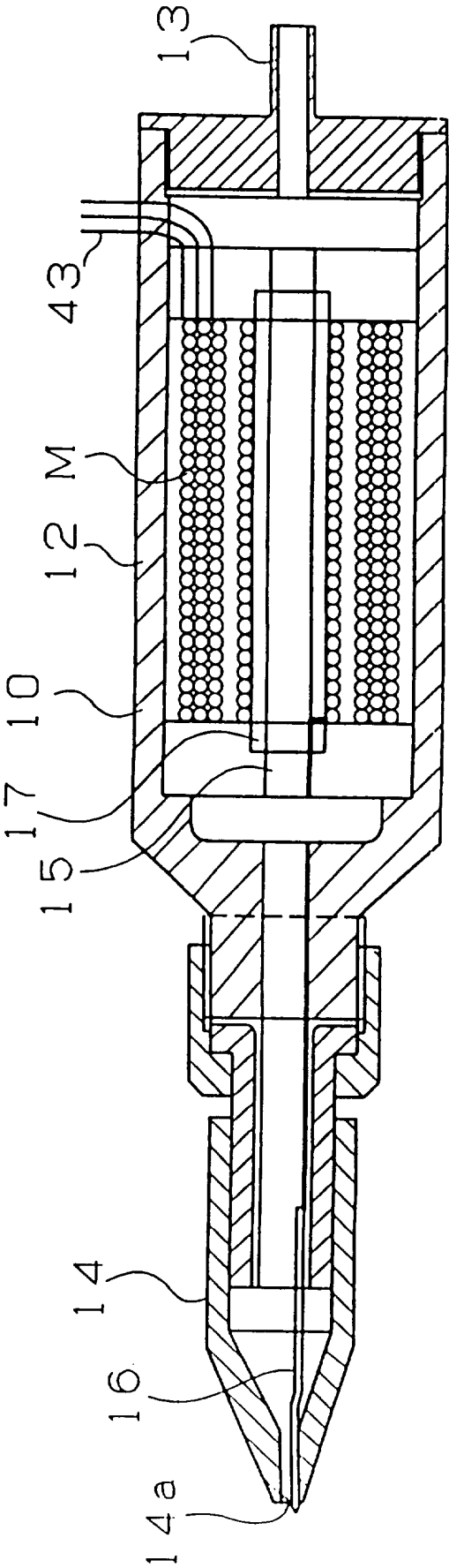
- 15 装置。

8 前記周波数調整手段が、トランスの二次側で共振を生ぜしめる周波数に前記電力供給手段の周波数を調整することを特徴とする請求項7の医療用凝固装置。

図 1



2



3

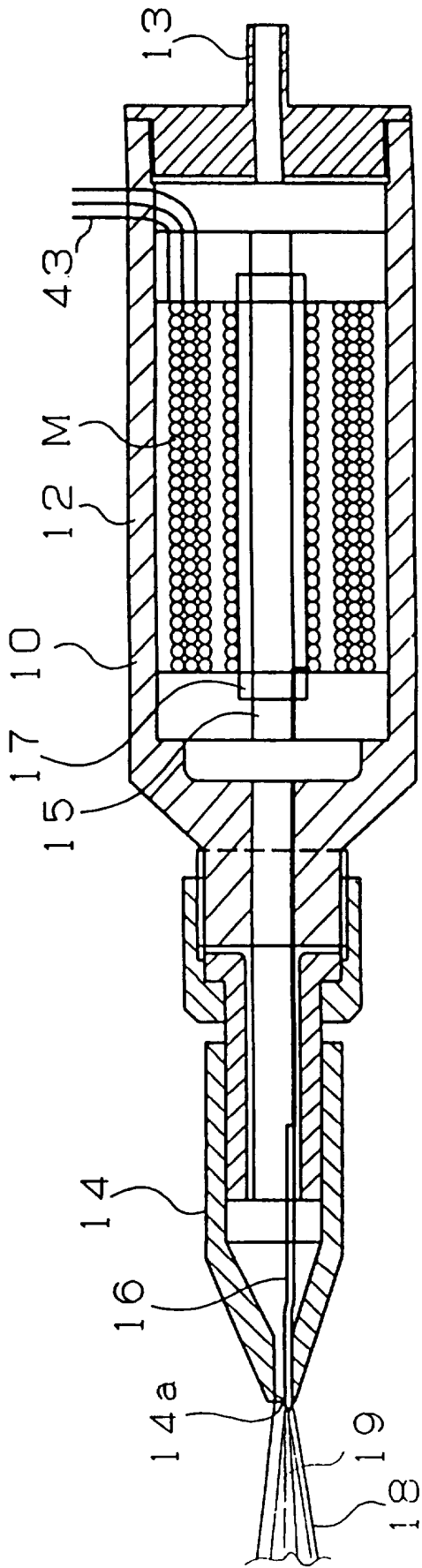
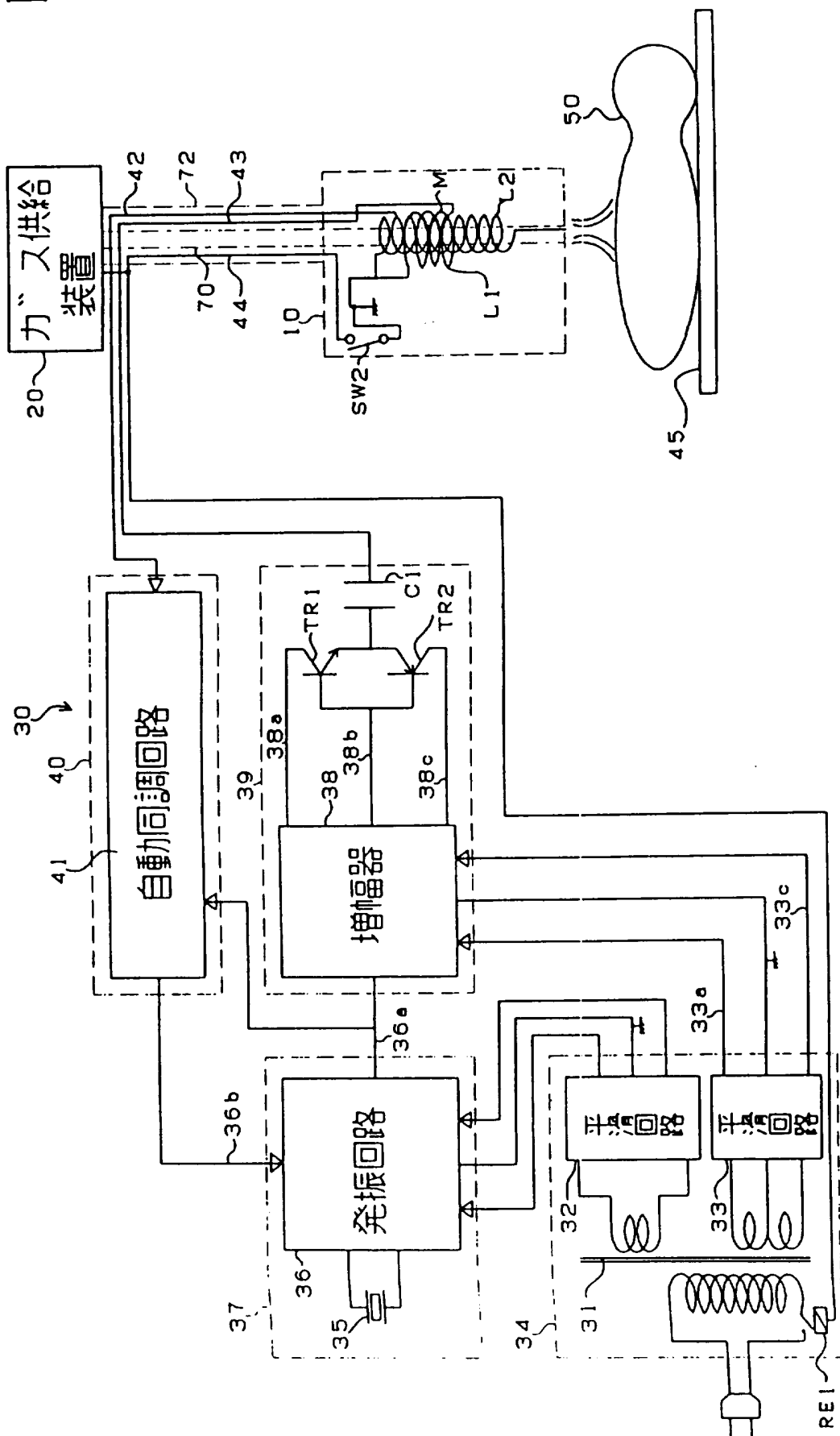


図 4



5

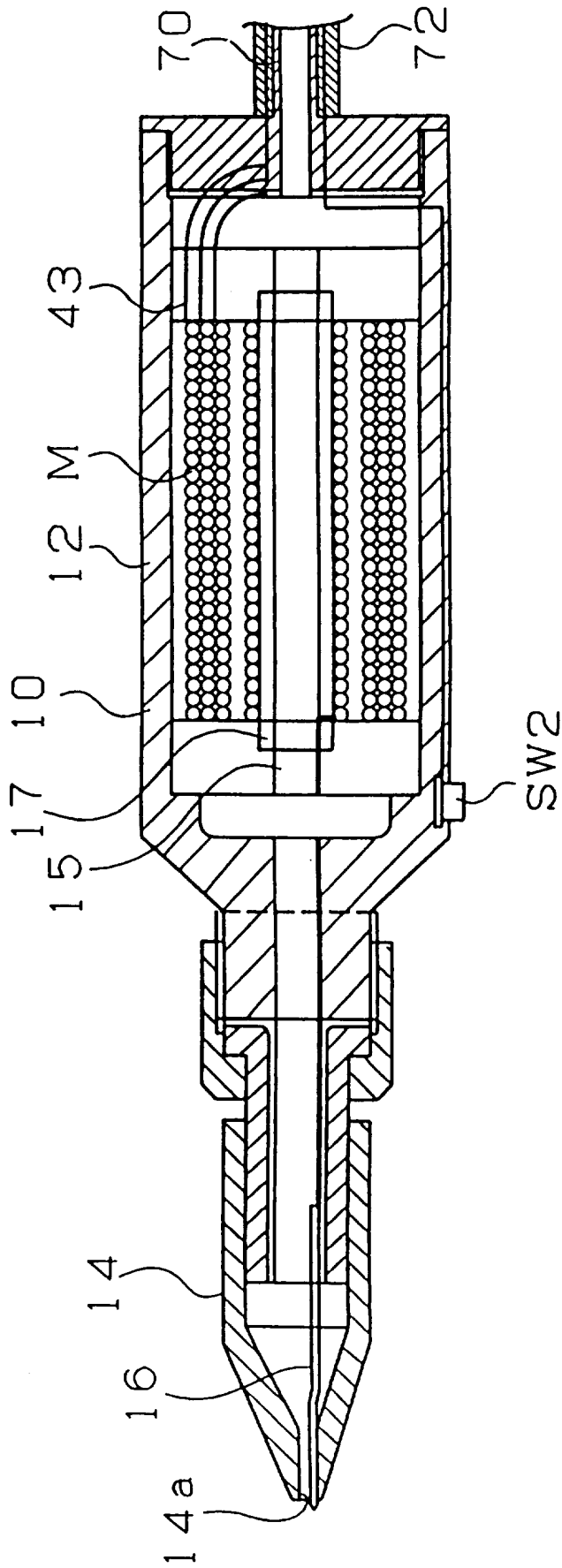
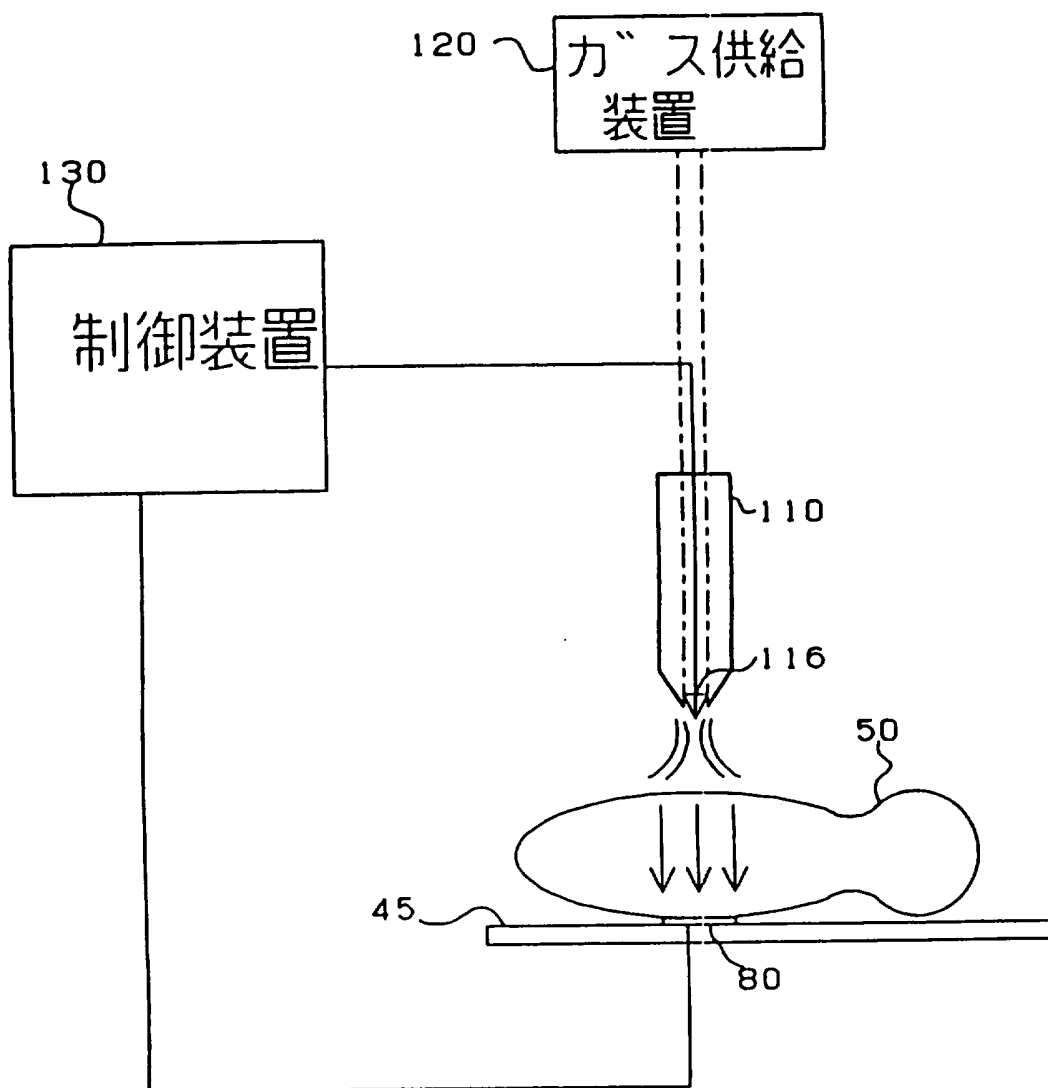
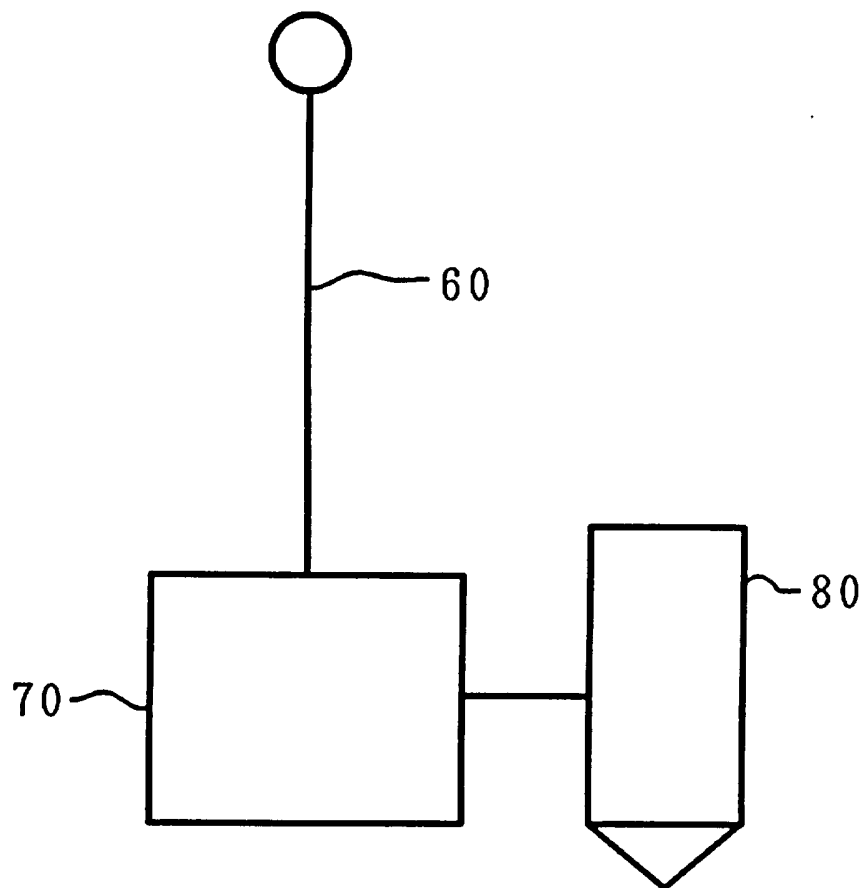


図 6



7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP95/02720

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl⁶ A61B17/39

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl⁶ A61B17/39

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1926 - 1995

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971 - 1995

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 63-215374, A (Université René Descartes), September 7, 1988 (07. 09. 88) & EP, 279745, A & US, 4839492, A	1 - 8
A	JP, 4-220248, A (Valleylab, Inc.), August 11, 1992 (11. 08. 92) & EP, 447121, A & US, 5088997, A	1 - 8
A	JP, 62-240043, A (Bacher Medical Systems Inc.), October 20, 1987 (20. 10. 87) & DE, 3710489, A & US, 4901719, A & GB, 2188845, A	1 - 8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

February 6, 1996 (06. 02. 96)

Date of mailing of the international search report

February 27, 1996 (27. 02. 96)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Facsimile No.

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁶ A61B17/39

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl.⁶ A61B17/39

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1926-1995年

日本国公開実用新案公報 1971-1995年

国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 63-215374, A (ユニベルシテ レヌ デスカルト), 7. 9月. 1988 (07. 09. 88) & EP, 279745, A & US, 4839492, A	1-8
A	JP, 4-220248, A (バリラブ INO), 11. 8月. 1992 (11. 08. 92) & EP, 447121, A & US, 5088997, A	1-8

☒ C欄の続きにも文献が列举されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日

若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献
(理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日
の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と
矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のため
に引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規
性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文
献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性
がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

06. 02. 96

国際調査報告の発送日

27.02.96

名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

郵便番号100

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

稲 積 義 登

電話番号 03-3581-1101 内線

4 C 7 5 0 7

3 4 5 3

C (続き). 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP, 62-240043, A (パーッチャー メディカル システ ムズ インコーポレイテッド), 20. 10月. 1987 (20. 10. 87) &DE, 3710489, A&US, 4901719, A &GB, 2188845, A	1-8