

(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2007-222689

(P2007-222689A)

(43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)

(51) Int.Cl.

A61B 18/00 (2006.01)

F I

A61B 17/36 330

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-157950 (P2007-157950)
 (22) 出願日 平成19年6月14日 (2007.6.14)
 (62) 分割の表示 特願2002-11905 (P2002-11905)
 の分割
 原出願日 平成14年1月21日 (2002.1.21)

(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
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 柴田 義清
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43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 JJ25 MM24

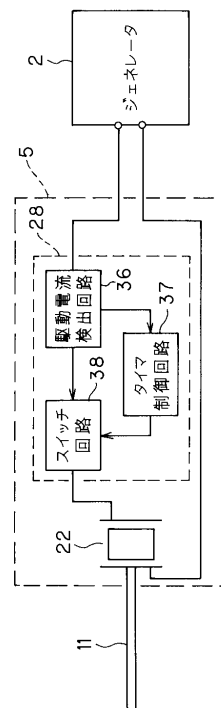
(54) 【発明の名称】 超音波処置具

(57) 【要約】

【課題】超音波振動子の超音波出力時間を、プローブを用いて行われる処置の内容に応じた適切な時間に設定できる超音波処置具を提供する。

【解決手段】ジェネレータ2には凝固切開用のハンドピースが接続可能であり、そのハンドピースのためにジェネレータ内蔵のタイマは比較的長い最大出力時間に設定され、穿刺プローブ11が取り付けられ、穿刺処置を行うハンドピース5が接続されると、その場合に超音波振動子22に供給される駆動電流を検知して、ハンドピース5内部に設けたタイマユニット28により、穿刺処置の場合に必要なとされる処置時間をカバーし、凝固切開処置の場合よりは短い最大出力時間に制限するようにして、処置目的に応じて超音波出力時間を適切に設定できるようにした。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ジェネレータからの駆動電流を超音波振動に変換する超音波振動子と、前記ジェネレータに対して電氣的に接続された際に、自身の判別を可能とする判別素子と、を内蔵するとともに、前記ジェネレータに対して着脱自在に接続可能である超音波処置具本体と、

前記超音波処置具本体に接続され、被検体に所定の処置を施す場合に用いられるプローブと、

前記ジェネレータが前記判別素子を検知することにより前記超音波処置具本体の種別を認識し、この認識した結果に基づいて前記ジェネレータが行う最大出力可能時間の設定の指示に基づき、前記超音波振動子に前記駆動電流が供給される時間を制限するタイマユニットと、

10

を有することを特徴とする超音波処置具。

【請求項 2】

前記ジェネレータと前記超音波処置具本体との間に介挿自在なアダプタを有し、

前記タイマユニットは、前記アダプタに内蔵されるとともに、前記ジェネレータが前記判別素子を検知することにより前記超音波処置具本体の種別を認識し、この認識した結果に基づいて前記ジェネレータが行う最大出力可能時間の設定の指示に基づき、前記超音波振動子に前記駆動電流が供給される時間を制限することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波処置具。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織に超音波振動を与え、治療のための処置を行う超音波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

特開平 5 - 4 9 6 4 8 号には、組織を乳化、吸引して腫瘍などを生体組織から除去する用途に用いられる従来例が、また、特開平 2 0 0 0 - 1 2 6 1 9 8 号には、超音波振動をするプローブと、クランプ部材で生体組織を挟み、凝固・切開するものが開示されている。

30

【0003】

これらの超音波処置具は、術者が意図する個々の処置（生体組織の凝固切開、乳化吸引）が完了する毎にフットスイッチ等の操作を止めることで超音波出力を停止する。

【0004】

また、処置の目的に応じて、乳化吸引用の振動子と専用の複数種類のプローブ、凝固切開専用の超音波振動子と専用の複数種類のプローブがあり、駆動電流を発生させるジェネレータはそれぞれの超音波振動子の種類に応じて、最大投入駆動電流値、駆動電流供給時間、超音波振動周波数のパラメータを個別に設定することができる。一方で、ジェネレータに対して超音波振動子は一種類しか組合わせられない超音波手術システムもある。

【特許文献 1】特開平 5 - 4 9 6 4 8 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一般的に、超音波処置具は、ハンドピースの発熱、ジェネレータの加熱、生体組織への無用な熱影響を防ぐために、術者の使用状態とは関係なく、超音波処置具が接続される駆動装置側（ジェネレータ側）の内蔵タイマにより、1 回あたりの最大超音波出力時間を制限することがある。

【0006】

最大出力時間はジェネレータに接続するハンドピースの種類別に設定することが多い。処置の目的のよっては、同じハンドピースを使用する場合でも、生体組織への無用な熱影

50

響をより軽減する目的で、当初の最大出力時間をさらに短くしたいニーズがある。

【 0 0 0 7 】

この場合、特にハンドピースが 1 種類しか使用できないシステムでは、ジェネレータ内蔵のタイマ設定値に関して、最大出力時間設定を変更することが必要になる。

【 0 0 0 8 】

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、超音波振動子の超音波出力時間を、プローブを用いて行われる処置の内容に応じた適切な時間に設定できる超音波処置具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 】

【 0 0 0 9 】

前記目的を達成するため本発明の一態様による超音波処置具は、ジェネレータからの駆動電流を超音波振動に変換する超音波振動子と、前記ジェネレータに対して電氣的に接続された際に、自身の判別を可能とする判別素子と、を内蔵するとともに、前記ジェネレータに対して着脱自在に接続可能である超音波処置具本体と、

前記超音波処置具本体に接続され、被検体に所定の処置を施す場合に用いられるプローブと、

前記ジェネレータが前記判別素子を検知することにより前記超音波処置具本体の種別を認識し、この認識した結果に基づいて前記ジェネレータが行う最大出力可能時間の設定の指示に基づき、前記超音波振動子に前記駆動電流が供給される時間を制限するタイマユニットと、

を有する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波処置具は、超音波振動子の超音波出力時間を、プローブを用いて行われる処置の内容に応じた適切な時間に設定できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 1 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 4 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態を備えた超音波手術システムの全体構成を示し、図 2 はタイマユニットを内蔵したハンドピースの内部構成を示し、図 3 は図 2 のハンドピースの電気系の構成を示し、図 4 はタイマユニットを内蔵したハンドピースで処置する場合の作用を示す。

【 0 0 1 2 】

図 1 に示す超音波手術システム 1 は、超音波振動子を駆動する駆動電流を発生するジェネレータ 2 と、このジェネレータ 2 に接続され、超音波出力の ON、OFF を行うフットスイッチ 3 と、ジェネレータ 2 に着脱自在に接続され、図示のように組み合わせて構成される超音波処置具を形成する第 1 及び第 2 のハンドピース 4、5 等からなる。

【 0 0 1 3 】

第 1 及び第 2 のハンドピース 4、5 の後端から延出された信号ケーブル 6 の後端にそれぞれ設けたコネクタ 7 はジェネレータ 2 に着脱自在に接続される。また、第 1 及び第 2 のハンドピース 4、5 の内部には超音波振動子が内蔵されており、ジェネレータ 2 から供給される駆動電流を超音波振動に変換する。

【 0 0 1 4 】

第 1 のハンドピース 4 の前端には、超音波による処置を行うシザースタイプ用プローブ 8 a と、それを覆うシザースタイプシース 9 a とを組み付け可能である。シザースタイプシース 9 a はシザースタイプ用プローブ 8 a を覆い、かつその後端にはその先端の可動片を回動させて、シザースタイプ用プローブ 8 a の先端に対して開閉操作を行うハンドル 10 が設けてある。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

この場合の超音波処置具では、ハンドル 10 で生体組織を挟むようにし、フットスイッチ 3 を ON することにより、高い凝固力で切開可能な超音波凝固切開具として使用できる。

さらにこの第 1 のハンドピース 4 には、プローブ単体でスムーズに凝固切開可能なフック状のフックタイププローブ 8 b と、このフックタイププローブ 8 b を覆うフックタイプシース 9 b とを接続可能である。

【 0 0 1 6 】

一方、第 2 のハンドピース 5 の前端には穿刺プローブ 11 が予め固定されており、この穿刺プローブ 11 には、例えば 5 の外套管 12 a と組み合わせて腹壁に各種処置具を体腔内に挿入する際のポート（挿入孔）を設けることができるようにしている。

また、より径の大きいポートが必要な場合には、ダイレータ 13 a を用いて穿刺孔を拡張して、例えば 11 の外套管 14 a によりより大きな 11 のポートを設けることができる。

【 0 0 1 7 】

同様にさらに大きなポートが必要な場合には、より径の大きいダイレータ 13 b を用いて穿刺孔を拡張して、例えば 13 の外套管 14 b によりより大きな 13 のポートを設けることができる。

【 0 0 1 8 】

ハンドピース 4 とハンドピース 5 の違いは、ハンドピース 4 がプローブ 8 a、8 b およびシース 9 a、9 b を組替えて目的別に使用できるの対して、ハンドピース 5 は専用プローブ 11 が予め固定してあり、腹壁穿刺用に特化した点で異なる。また、ハンドピース 5 は腹壁穿刺用に特化した点に対応して、以下に説明するように超音波出力時間を制限するためのタイマユニットを内蔵するようにしている。

【 0 0 1 9 】

図 2 はハンドピース 5 の内部構造を断面図で示す。

ハンドピース 5 のケース 21 内部には、ジェネレータ 2 からの駆動電流を超音波振動に変換する超音波振動子 22 が収納されている。具体的には円筒状のケース 21 の内部に超音波振動子 22 が配置され、パッキン 23 を介して固定リング 24 で螺合により固定されている。

【 0 0 2 0 】

超音波振動子 22 は、両面にそれぞれ電極板 25 が設けられ、電極板 25 に駆動電流が印加されることにより、縦方向の振動に変換する複数の円板状の圧電素子 26 を積層して締め付けるようにして形成され、各電極板 25 には、リード線 27 a および 27 b がハンダ付けされている。

【 0 0 2 1 】

本実施の形態ではケース 21 内における例えば超音波振動子 22 の背面側にはタイマユニット 28 が設けてあり、ジェネレータ 2 に接続される信号ケーブル 6 はタイマユニット 28 を介してリード線 27 a、27 b に接続されている。

【 0 0 2 2 】

つまり、超音波振動子 22 に駆動電流が供給される（駆動電流供給系の）途中に超音波振動子 22 に供給される駆動電流の最大供給時間（換言すると最大超音波出力時間）を設定（制限）するタイマユニット 28 が設けてある。

【 0 0 2 3 】

上記信号ケーブル 6 の端部はケース 21 からの抜け防止のために圧着部材 29 にてケース 21 の後端内部に圧着固定されており、また信号ケーブル 6 の根元断線防止のために屈曲防止ゴム 31 をケース 21 の後端に設けている。

また、このケース 21 の先端側には、穿刺時に外套管 12 a 等を組み付けるアタッチメント 32 が設けられている。

【 0 0 2 4 】

タイマユニット 28 を含むハンドピース 5 の電気系の構成を図 3 に示す。

図 3 に示すように、ハンドピース 5 に内蔵したタイマユニット 28 は、ジェネレータ 2 からの駆動電流を検出する駆動電流検出回路 36 と、この駆動電流検出回路 36 からの駆動電流の検出により内蔵のタイマの経過時間の制御動作を行うタイマ制御回路 37 と、このタイマ制御回路 37 により所定時間が経過すると駆動電流検出回路 36 を経て超音波振動子 22 側に供給される駆動電流に対してスイッチ OFF にする（遮断する）スイッチ回路 38 とからなる。

なお、タイマユニット 28 の各回路は、ジェネレータ 2 から信号ケーブル 6 を経て（超音波振動子 22 に供給される）駆動電流により、動作を行うようになっている。

【0025】

ジェネレータ 2 からの駆動電流はタイマユニット 28 を通して超音波振動子 22 に印加する構成にしている。従って、フットスイッチ 3 が ON にされると、ジェネレータ 2 の駆動電流がタイマユニット 28 の駆動電流検出回路 36 を経て超音波振動子 22 を駆動し、その超音波振動子 22 の振動を穿刺プローブ 11 で伝達してその先端で穿刺の処置を行えるようにしていると共に、その駆動電流を検知するとタイマ制御回路 37 内のタイマを起動して、経過時間を計測し、所定時間が経過すると、スイッチ回路 38 を開状態にして超音波振動子 22 に供給される駆動電流を遮断するようにしている。

【0026】

この場合、タイマにより設定されている時間は、穿刺の処置に必要とされる時間よりは長く、それ以上は必要とされない時間に設定されている。つまり、通常の穿刺の処置を行う場合、タイマによる出力時間の制限により、無用の熱影響等を排除できるようにして、使い勝手を向上している。

【0027】

次に本実施の形態の作用を説明する。

ジェネレータ 2 にハンドピース 4 を接続した場合には、シザースタイプ用プローブ 8a、シザースタイプシース 9a、或いはフックタイプ用プローブ 8b、フックタイプシース 9b を組み合わせることで、生体組織を凝固切開できる。

【0028】

その際、1 回あたりの超音波出力可能時間はジェネレータ 2 に内蔵されたタイマ（図示しない）により決まる。つまりフットスイッチ 3 を踏む操作を継続した状態でも、踏み直さない限り、ジェネレータ 2 に内蔵されたタイマにより超音波出力時間が制限される。

【0029】

一方、ハンドピース 5 を接続した場合は、フットスイッチ 3 を操作すると信号ケーブル 6 から、タイマユニット 28 へ駆動電流が流れる。タイマユニット 28 のタイマによる超音波出力可能な時間内の場合には、リード線 27a、27b から電極板 25 へ駆動電流が流れ、超音波振動子 22 により超音波振動が発生し、穿刺プローブ 11 へと伝達される。ジェネレータ 2 内蔵のタイマ（例えば 50 秒）による出力停止前に、タイマユニット 28 の超音波出力可能時間（例えば 20 秒）が経過すると停止制御が作用して超音波出力が停止する。つまりフットスイッチ 3 の踏む動作を継続した状態でも、超音波出力はタイマユニット 28 に設定された時間内で停止するようになる。

【0030】

次に本実施の形態におけるタイマユニット 28 を内蔵したハンドピース 5 を用いた超音波処置具がジェネレータ 2 に接続された場合におけるタイマユニット 28 によるタイマ動作を図 4 のフローチャートを参照して説明する。

ジェネレータ 2 にハンドピース 5 の信号ケーブル 6 のコネクタ 7 が接続され、ジェネレータ 2 の電源が ON にされると、タイマユニット 28 にも動作電源が供給されて動作状態になり、図 4 のステップ S1 に示すように駆動電流検出回路 36 は駆動電流を周期的に（例えば 50 ms ごとに）検出する動作を行う。

そして、駆動電流が検出されない場合は、ステップ S2 に示すようにタイマ制御回路 37 内のタイマをリセットし、ステップ S1 に戻る。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

一方、フットスイッチ 3 が ON されることにより駆動電流が検出された場合には、タイマがすでに作動しているかの判断を行う（ステップ S 3）。そして、その判断により、タイマが作動していない場合にはタイマを ON して（計時の）カウントを開始し（ステップ S 4）、ステップ S 1 に戻る。

【 0 0 3 2 】

一方、タイマが既に作動している場合にはステップ S 5 に示すようにカウントを継続し、ステップ S 6 に進む。

【 0 0 3 3 】

ステップ S 6 では、タイマがリミット（つまり、設定されている所定時間）になっているかの判断を行う。そして、リミットになっていない場合はステップ S 1 に戻り、継続してカウントを行うようになる。 10

【 0 0 3 4 】

一方、タイマがリミットになった場合（例えばタイマ作動後 20 秒後）には、ステップ S 7 に示すようにスイッチ回路 38 のスイッチを OFF し、かつタイマ制御回路 37 内のタイマも OFF する。そして、次のステップ S 8 で、例えば 1 秒経過したらスイッチを ON にして、ステップ S 1 に戻り、次の駆動電流の供給動作に備える。

【 0 0 3 5 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

超音波出力時間が比較的長い凝固切開を主に行うハンドピース 4 を使用する場合よりも、腹壁穿刺を主に使用するハンドピース 5 を使用時には、最大超音波出力時間を短く制限できるため、組織への無用な熱影響を未然に防止できる。 20

【 0 0 3 6 】

また、ジェネレータ 2 がハンドピース 1 種類分の最大出力時間のタイマモードしかない場合でも、タイマ内蔵のハンドピース 5 を使用することで別設定の最大出力時間を設定できる。

【 0 0 3 7 】

なお、図 4 のステップ S 8 において、駆動電流検出回路 28 による駆動電流の検出がなくなった後に、スイッチを ON にするようにしても良い。また、両者を選択できるようにしても良い。 30

【 0 0 3 8 】

また、タイマユニット 28 により、タイマリミットになり、スイッチ回路 38 のスイッチを OFF にし、次にスイッチを ON する場合には、ジェネレータ 2 にそのジェネレータ 2 内蔵のタイマをリセットする信号を出力するような構成にしても良い。

【 0 0 3 9 】

このようにすると、例えばジェネレータ 2 内蔵のタイマのリミット時間とタイマユニット 28 のタイマのリミット時間とが比較的近いような場合に有効である。

【 0 0 4 0 】

例えばジェネレータ 2 内蔵のタイマのリミット時間が 40 秒で、タイマユニット 28 のタイマのリミット時間が 30 秒の場合、タイマユニット 28 のタイマのリミット時間、つまり 30 秒処置を行った場合、タイマユニット 28 によりスイッチが OFF になり、次に（図 4 のステップ S 8 の場合には 1 秒後）スイッチが ON するのでフットスイッチ 3 が継続して ON されたままであると、ジェネレータ 2 内蔵のタイマのリミット時間が 40 秒のため、続けて ON されていると、最大 9 秒間だけ ON となるが、リセットできると、次の場合にも同様にタイマユニット 28 のタイマのリミット時間、つまり 30 秒に設定できる。つまり、使い勝手をより向上できる。 40

【 0 0 4 1 】

（第 1 の実施の形態の変形例）

図 5 は変形例におけるハンドピース 5 を示す。

第 1 の実施の形態では、タイマ制御回路 37 により、タイマの時間が予め半固定抵抗等 50

で所定時間に設定されていたが、本変形例ではタイマの時間を決定する可変抵抗の軸をケース 21 の外部に突出させて、ケース 21 の外表面に設けたタイマダイヤル 41 を前記可変抵抗の軸に取り付けて、図 5 に示すように、最大超音波出力時間を無段階に設定できるようにした。

【0042】

また、ケース 21 外表面には、最大出力時間になる直前に点灯する表示灯 42 も設けている。

【0043】

本変形例の作用効果としては、最大出力時間をジェネレータ 2 の最大超音波出力時間内で無段階に設定できるため、術者の意図、レベルに応じて調整して、無用な超音波出力を

10

防止できる。

また、最大出力時間になる直前で表示灯 42 が点灯し、術者に視覚的に超音波出力時間を知ることが出来るため、無用な超音波出力を防止できる。

【0044】

(第 2 の実施の形態)

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 6 から図 11 を参照して説明する。

なお、第 1 実施の形態と同じ構造の部分は説明を省略する。本実施の形態は第 1 の実施の形態のハンドピース 4、5 における一体的に設けていた信号ケーブル 6 を着脱可能な構成にしている。つまり、ハンドピースを超音波振動子を内蔵したハンドピース本体と、ハンドピース本体に着脱可能なケーブルユニット(着脱ケーブル)とにしている。

20

【0045】

図 6 に示す超音波手術システム 51 では、駆動電流を出力するジェネレータ 52 にはその出力の ON、OFF を行うフットスイッチ 53 が接続されている。また、このジェネレータ 52 のソケット部 54 には超音波処置具を構成する着脱ケーブル 55 の一端に設けたジェネレータプラグ 56 を着脱自在で接続することができる。

【0046】

この場合、ジェネレータ 52 のソケット部 54 の付近のフロントパネルにはジェネレータプラグ 56 を接続する場合の周方向の位置決め用の指標 54a (丸印) が設けてあり、ジェネレータ 52 にジェネレータプラグ 56 を接続する場合にはそのジェネレータプラグ 56 に設けた指標 56a (丸印) の位置を合わせて接続する(操作を行うことにより接続が可能となる)。

30

【0047】

この着脱ケーブル 54 の他端に設けたソケット 57 は、凝固切開等の際に用いるハンドピース本体 58、破碎乳化吸引する際に用いる吸引ハンドピース本体 59、そして、他の用途の図示しない他のハンドピース本体に着脱自在に接続できるようにしている。

【0048】

本実施の形態では、ハンドピース本体 58 の前端には、第 1 の実施の形態で説明した凝固切開系のプローブ 8a、8b、シース 9a、9b に加えて、(図 1 の穿刺プローブ 11 に相当する) 穿刺プローブ 60 をハンドピース本体 58 に対してねじ締結で着脱できる構成としている。

40

【0049】

さらに、後述のハンドピースアダプタ 61 をハンドピース本体 58 とソケット 57 との間に装着することで、穿刺プローブ 60 を装着した場合には、5 の外套管 12a、ダイレータ 13a、13b を介挿して外套管 14a、14b をそれぞれ組合わせて使用できる構成にしている。

【0050】

ハンドピース本体 59 は、生体組織を破碎乳化吸引するプローブを専用に使用できるタイプであり、内蔵した超音波振動子の中心に吸引用の孔が設けられている。このハンドピース本体 59 には処置の対象部位に応じて屈曲プローブ 62a 及び屈曲シース 63a、内視鏡下外科手術用のロングプローブ 62b 及びロングシース 63b、そして開腹手術用の

50

ショートプローブ 6 2 c 及びショートシース 6 3 c とを組合わせて使用できる。

【 0 0 5 1 】

また、ソケット 5 7、ハンドピース本体 5 8、5 9、ハンドピースアダプタ 6 1 にはそれぞれ三角印の指標 5 7 a、5 8 a、5 9 a、6 1 a が設けてある。

【 0 0 5 2 】

そして、ソケット 5 7 をハンドピース本体 5 8 およびハンドピース本体 5 9 に接続する際は、指標 5 7 a と指標 5 8 a 或いは 5 9 a を合せて接続する。指標 5 7 a と指標 5 6 a の指標形状が異なるため誤接続を未然に防げる。

【 0 0 5 3 】

図 7 は、ハンドピース本体 5 8、ハンドピースアダプタ 6 1、ソケット 5 7 の内部構造を示す。図 7 (A) はハンドピース本体 5 8 の例えば水平 (横) 方向での断面を示し、図 7 (B) はハンドピース本体 5 8 の垂直 (縦) 方向の断面と、ハンドピースアダプタ 6 1、ソケット 5 7 の垂直方向の断面を示す。 10

【 0 0 5 4 】

ハンドピース本体 5 8 は、略円筒形状のケース 6 6 の内部に駆動電流を超音波振動に変換する超音波振動子 2 2 が収納固定され、このケース 6 6 の手元側の端部にはケース 6 6 と一体的に形成されたプラグ 6 7 が設けられている。

【 0 0 5 5 】

このプラグ 6 7 には、(中央側の) プラグ突起 6 7 a を中心として環状の溝 (凹部) が形成されたおり、プラグ突起 6 7 a の側面には、超音波駆動電流を超音波振動子 2 2 に供給する 2 接点 6 8 a、6 8 b と、このハンドピース本体 5 8 の種類を検出するための 2 接点 6 8 c、6 8 d とがプラグ突起 6 7 a にインサート成型により設けられている。 20

【 0 0 5 6 】

図 8 は、ハンドピース本体 5 8 のプラグ 6 7 側の斜視図であり、接点 6 8 a、6 8 b、6 8 c、6 8 d がプラグ突起 6 7 a の側面に形成してあることが理解できる。

図 7 (B) に示すように接点 6 8 a、6 8 b はケース 6 6 内部でリード線 6 9 a、リード線 6 9 b により超音波振動子 2 2 に電氣的に接続されている。図 7 (A) に示すように接点 6 8 c、6 8 d はケース内部でハンドピース種別を検知させるための判別素子 7 0 に電氣的に接続されている。

【 0 0 5 7 】

また、図 7 (B)、図 9 に示すようにソケット 5 7 の内部には環状の壁状或いは筒状の内部ソケット 7 1 が形成され、その壁面にはスリット 7 1 a、スリット 7 1 b、スリット 7 1 c、スリット 7 1 d が形成され、それぞれの中に、接点 7 2 a、7 2 b、7 2 c、7 2 d が配置され、各接点 7 2 i (i = a ~ d) の根元はソケット 5 7 にインサート成型により、固定されている。 30

【 0 0 5 8 】

なお、接点 7 2 a ~ 7 2 d は片持ち梁の形状であり、内側に向かって山状に出っ張っている。2 つの接点 7 2 a、7 2 b は超音波駆動電流を供給し、他の 2 つの接点 7 2 c、7 2 d はハンドピース種別を検出するのに使用される。

各接点 7 2 a ~ 7 2 d はそれぞれリード線 7 3 a ~ 7 3 d が電氣的に接続されている (リード線 7 3 c、7 3 d は図示省略)。 40

【 0 0 5 9 】

図 9 はソケット 5 7 の開口部の斜視図を示している。ソケット 5 7 の内部には、内部ソケット 7 1 が形成され、接点 7 2 a ~ 7 2 d が配置されているのがわかる。また、ソケット 5 7 の外周面に突出するレバー 5 7 b、5 7 c はプラグ 6 7 からソケット 5 7 を外す時に押す着脱レバーである。

【 0 0 6 0 】

また、図 7 (B) に示すハンドピースアダプタ 6 1 は略円筒形状のアウトケース 7 5 の先端側に形成した開口する凹部 7 6 はハンドピース本体 5 8 を挿入可能な内径と奥行きになっている。

【0061】

この凹部76の深部の壁面(底面)付近にはソケット57の内部ソケット71と同形状の内部ソケット77が形成しており、その側面にはスリット77a~スリット77dが形成されている(スリット77c、スリット77dは図示しない)。

各スリット77a~77dには、片持ち梁形式でかつ内側に向かって山状に出っ張る接点78a~接点78dが配置され、その根元をインサート成型によりアウトケース75に固定している。

【0062】

このアウトケース75の手元側外表面には、プラグ67と同形状のプラグ79が形成され、このプラグ79にはプラグ突起79aを中心とする環状の溝が形成しており、プラグ突起79aの側面には、超音波駆動電流を接点78a、78bに供給するための接点80a、接点80bおよび、ハンドピースの種類を検出するための接点78c、78dへ検出電流を供給する接点80c、接点80dがプラグ突起79aにインサート成型により設けられている(接点78c、78d、接点80c、80dは図示しない)。

10

【0063】

接点78aおよび78bの根元側の固定端部と、接点80a、80bの根元側の端部とは、内部ソケット77とプラグ79との間に設けた密閉された空間内に収納したタイマユニット81に電氣的に接続されており、駆動電流が接点80a、80bに供給されるとタイマユニット81に内蔵されたタイマが作動するようになっている。

【0064】

本実施の形態では、ハンドピース本体58を凝固切開の処置の他に、穿刺の処置も行えるようにすると共に、穿刺の処置を行う場合には凝固切開の処置を行う場合に比較して、最大超音波出力時間を制限できることが有効であるため、ハンドピースアダプタ61を用いて、そのハンドピースアダプタ61に内蔵したタイマユニット81により穿刺の処置を行う場合にはその最大超音波出力時間を(ジェネレータ52に内蔵され、ハンドピース本体58の凝固切開の処置用に設定される最大超音波出力時間よりも短く)制限できるようにしたものである。

20

【0065】

次に本実施の形態の作用を説明する。

シザースタイプ用プローブ8a、シザースタイプシース9a、フックタイプ用プローブ8b、フックタイプシース9bのプローブおよびシースを用いて凝固切開に使用する場合には、それらをハンドピース本体58に接続し、ハンドピース本体58のプラグ67にソケット57を接続する。

30

【0066】

プラグ67にソケット57を接続する際は、図10(A)に示すようにハンドピース本体58およびソケット57の外表面の三角形の指標58aと57a同士的位置を合わせて組み合わせるとプラグ突起67a周囲の環状溝に内部ソケット71がはまり込む。

【0067】

接続と同時にジェネレータ52からのハンドピース種別検知電流が、着脱ケーブル55内の芯線から接点72c、72dに供給され、山状に出っ張る接触部より接点68c、68dを介して判別素子70へと至り、ハンドピースの種別をジェネレータ52が認識してハンドピース本体58に固有の最大出力可能時間を設定する。具体的には、凝固切開の処置用に最大出力可能時間が設定される(この時間は、穿刺の処置の場合に設定される時間よりも長い)。

40

ここでフットスイッチ53を操作すれば超音波出力ができる。

【0068】

一方、穿刺プローブ60、外套管12a、外套管14a、ダイレータ13a、外套管14b、ダイレータ13bを用いて腹壁に穿刺する場合にはハンドピースアダプタ61を使用する。

【0069】

50

そして、ハンドピースアダプタ 6 1 内へハンドピース本体 5 8 を挿入するとプラグ突起 6 7 a 周囲の環状溝に内部ソケット 7 7 がはまり込み、ハンドピースアダプタ 6 1 にハンドピース本体 5 8 が組み付く。

【 0 0 7 0 】

穿刺に必要なプローブ、外套管、ダイレータを組合わせ後、ハンドピースアダプタ 6 1 の手元側 4 3 にソケット 5 7 を組み付ける。すると、図 1 1 のようになる。この図 1 1 では外套管、プローブ、ダイレータは図示していない。

【 0 0 7 1 】

そして、ソケット 5 7 に接続された着脱ケーブル 5 5 のジェネレータプラグ 5 6 をジェネレータ 5 2 に接続すると同時にジェネレータ 5 2 からハンドピース種別検知電流が着脱ケーブル 5 5 内の芯線から接点 7 2 c , 7 2 d に供給され、山状に出っ張る接触部より接点 8 0 c 接点 7 8 c 接点 6 8 c、接点 8 0 d 接点 7 8 d 接点 6 8 d、判別素子 7 0 へと至り、ハンドピースの種別をジェネレータ 5 2 が認識してハンドピース本体 5 8 に固有の最大出力可能時間を設定する。

10

【 0 0 7 2 】

ここでフットスイッチ 5 3 を操作すると、駆動電流が着脱ケーブル 5 5 内の芯線から接点 7 2 a , 7 2 b へと供給され、さらに接点 8 0 a 接点 7 8 a 接点 6 8 a、接点 8 0 b 接点 7 8 b 接点 6 8 b と至り、最終的に超音波振動子 2 2 へと供給される。

【 0 0 7 3 】

途中の駆動電流経路にはタイマユニット 8 1 があるため、ジェネレータ 5 2 が認識したハンドピース本体 5 8 に固有の最大超音波出力時間で超音波出力を停止する前に、タイマユニット 8 1 のタイマで超音波出力を停止できる。つまりフットスイッチ 5 3 の操作を継続しても超音波出力はタイマユニット 8 1 で設定された時間内で停止する。

20

【 0 0 7 4 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

ジェネレータ 5 2 が、組織を破碎乳化吸引するハンドピース、凝固切開するハンドピースなど、複数種のハンドピースを認識して使用でき、ハンドピースからケーブルを着脱できる形態の場合でも、高価な腹壁穿刺専用ハンドピースを準備することなく、簡単に腹壁穿刺できると共に、その最大超音波出力時間を短く制限できるため、組織への無用な熱影響を未然に防止できる。

30

【 0 0 7 5 】

(第 2 の実施の形態の変形)

図 1 2 (A) 及び図 1 2 (B) は第 2 の実施の形態の変形例を示す。図 1 2 (A) は変形例の超音波手術システム 5 1 の模式的構成示し、図 1 2 (B) は最大超音波出力時間の条件を示す。

【 0 0 7 6 】

図 1 2 (A) に示すようにジェネレータ 5 2 は着脱ケーブル 5 5 によって、タイマユニット 9 1 を内蔵したハンドピースアダプタ 6 1 と接続され、このハンドピースアダプタ 6 1 には、超音波振動子 2 2 と判別素子 9 2 を内蔵したハンドピース本体 (以下では簡単化のため単にハンドピースと略記) A が接続可能である。

40

【 0 0 7 7 】

また、本変形例では図 1 2 (B) に示すように、他のハンドピース B、C も同様に対応するタイマユニット 9 1 を内蔵したハンドピースアダプタ 6 1 を介して着脱ケーブル 5 5 によりジェネレータ 5 2 に接続できるようにしている。

【 0 0 7 8 】

ジェネレータ 5 2 は駆動電流を発生する超音波駆動回路 9 3 と、判別素子 9 2 によりそのハンドピースの種類を判別するハンドピース種別検知回路 9 4 と、このハンドピース種別検知回路 9 4 の判別結果により、超音波駆動回路 9 3 の駆動を制御するタイマ内蔵の制御回路 9 5 とを有する。

【 0 0 7 9 】

50

図 1 2 (B) に示すようにハンドピース種類に関して A , B , C を考えた場合、判別素子 9 2 による判別抵抗等の値はそれぞれ a , b , c とする。この判別素子 9 2 それぞれの値に対応して、ジェネレータ 5 2 内蔵のタイマの設定時間は 、 、 (秒) の設定となる。

【 0 0 8 0 】

このような構成の場合、タイマユニット 9 1 を内蔵したハンドピースアダプタ 6 1 を組合わせた場合、実際の最大超音波出力時間は各タイマユニット 9 1 の設定時間となり、例えば各ハンドピース A , B , C の最大超音波出力時間は x , y , z (秒) となる。この構成により第 1 の実施の形態の効果に加えて、ハンドピース本体 5 8 以外のハンドピースでも最大超音波出力時間を設定できる。但し、タイマユニット 9 1 の設定時間 : x , y , z (秒) < ジェネレータ内蔵タイマ設定時間 : 、 、 (秒) という条件が必要である。

10

【 0 0 8 1 】

(第 3 の実施の形態)

次に本発明の第 3 の実施の形態を図 1 3 (A) と図 1 3 (B) を参照して説明する。図 1 3 (A) は超音波手術システム 5 1 の模式的構成を示し、図 1 3 (B) は最大超音波出力時間の条件を示す。

【 0 0 8 2 】

第 2 の実施の形態と同じ構造の説明は省略する。第 2 の実施の形態との変更点は、ハンドピースアダプタ 6 1 に関して、タイマユニット 8 1 或いは 9 1 をなくし、判別素子 9 7 を内蔵した。なお、ハンドピースアダプタ 6 1 ではハンドピース内蔵の判別素子用接点を省略した。

20

【 0 0 8 3 】

次に本実施の形態の作用を説明する。

ハンドピース種類に関しては図 1 3 (B) に示すように A , B , C を考えた場合、判別素子 9 2 はそれぞれ a , b , c となる。この判別素子それぞれに対応して、ジェネレータ内蔵のタイマは 、 、 (秒) の設定となる。

【 0 0 8 4 】

ハンドピースアダプタ 6 1 をハンドピース I (I = A ~ C) と着脱ケーブル 5 5 の間に組合わせると判別素子 9 7 をジェネレータ 5 2 内のハンドピース種別検知回路 9 4 が認識する。

30

タイマ内蔵の制御回路 9 5 では、判別素子 9 7 に対応した最大超音波出力時間でタイマを設定するように制御し、超音波駆動回路 9 3 より出力可能となる。

【 0 0 8 5 】

例えばハンドピース A に対して、ハンドピースアダプタ 6 1 の判別素子 9 7 として b を内蔵したものを組合わせた場合は、最大超音波出力時間は (秒) となる。

【 0 0 8 6 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

ハンドピース種類の判別素子を内蔵したハンドピースアダプタを使用することで、高価なハンドピースを別途用意しなくても、他用途のハンドピース設定で最大超音波出力時間が設定できるため、システムのコストを低減できる。

40

【 0 0 8 7 】

(第 4 の実施の形態)

次に図 1 4 を参照して本発明の第 4 の実施の形態を説明する。図 1 4 は第 4 の実施の形態の超音波手術システム 1 0 1 の模式的構成を示す。

本実施の形態は第 2 の実施の形態のハンドピース本体 5 8 と着脱ケーブル 5 5 に関して下記のような変更を行ったものである。

【 0 0 8 8 】

本実施の形態では、ハンドピース本体 5 8 はタイマ値を切替えるタイマ値切替スイッチ 1 0 2 を内蔵し、着脱ケーブル 5 5 にはこのタイマ値切替スイッチ 1 0 2 に接続されるタイマ切替ライン 1 0 3 を内蔵し、ジェネレータ 5 2 にはタイマ切り替えを行うタイ

50

マ切替回路１０４を搭載し、タイマ値切替スイッチ１０２によるタイマ値切替信号がタイマ切替ライン１０３を介してタイマ切替回路１０４に入力できるようにしている。そして、タイマ切替回路１０４は制御回路９５のタイマによる最大超音波出力時間を切替設定できるようにしている。

【００８９】

この構成によれば、容易に術者が手元側のタイマ値切替スイッチ１０２の切替操作により最大超音波出力時間を切替設定できるので、手術効率が向上するとともに術者の手術レベルに応じて最大超音波出力時間を設定することでストレスなく使用できる。

【００９０】

〔付記〕

１．ジェネレータに着脱自在に接続され、前記ジェネレータからの駆動電流を超音波振動に変換する超音波振動子を内蔵した超音波処置具において、

超音波出力時間を制限するタイマユニットを内蔵したことを特徴とする超音波処置具。

２．付記１において、タイマユニットは超音波振動子に至る手前の駆動電流供給系の一部に設け、駆動電流の入力で作動することを特徴とする。

３．付記２において、タイマユニットは、駆動電流検出回路、タイマ制御回路、スイッチ回路からなる。

【００９１】

４．付記３において、駆動電流の検出は、周期的に行い、駆動電流が供給されなくなった場合には、タイマを自動で停止する。

５．付記３において、ハンドピースに超音波出力時間を制限するタイマを無段階に設定する手段を設けた。

６．付記３において、ハンドピースに超音波出力時間を術者に認識させる表示手段を設けた。

【００９２】

７．ジェネレータからの駆動電流を超音波振動に変換する超音波振動子を内蔵したハンドピース本体に、ジェネレータからの駆動電流を伝達するケーブルユニットを着脱可能としたハンドピースにおいて、

ハンドピース本体にはケーブルユニットに対して着脱自在な第１のコネクタを有し、ケーブルユニットにはハンドピース本体に着脱自在な第２のコネクタ有し、さらに第１のコネクタと第２のコネクタの間に、第１のコネクタに対して着脱自在な第３のコネクタ及び第２のコネクタに対して着脱自在な第４のコネクタを備えたハンドピースアダプタを設けたことを特徴とするハンドピース。

【００９３】

８．付記７において、ハンドピースアダプタには駆動電流供給系に超音波出力時間を制限するタイマユニットを内蔵した。

９．付記７において、ハンドピースアダプタにはハンドピース種別を検出する判別素子を内蔵した。

１０．付記７において、ハンドピース本体にタイマ値設定切替手段を設けた。

【図面の簡単な説明】

【００９４】

【図１】本発明の第１の実施の形態を備えた超音波手術システムの全体構成図。

【図２】タイマユニットを内蔵したハンドピースの内部構成を示す断面図。

【図３】図２のハンドピースの電気系の構成を示すブロック図。

【図４】タイマユニットを内蔵したハンドピースで処置する場合の作用を示すフローチャート図。

【図５】変形例におけるタイマユニットを内蔵したハンドピースの構成を示す側面図。

【図６】本発明の第２の実施の形態を備えた超音波手術システムの全体構成図。

【図７】凝固切開及び穿刺に用いられるハンドピース等の構成を示す図。

10

20

30

40

50

【図 8】ハンドピースのプラグ部分を示す斜視図。

【図 9】ソケットの内部ソケット部分を示す斜視図。

【図 10】ハンドピースにソケットを装着した状態を示す図。

【図 11】ハンドピースアダプタにハンドピースを内蔵して、ソケットに装着した状態の主要部を断面で示す図。

【図 12】変形例の超音波手術システムの模式的構成及び最大超音波出力時間の条件等を示す図。

【図 13】本発明の第 3 の実施の形態を備えた超音波手術システムの模式的構成及び最大超音波出力時間の条件等を示す図。

【図 14】本発明の第 4 の実施の形態を備えた超音波手術システムの模式的構成を示すブロック図。 10

【符号の説明】

【0095】

1 ... 超音波手術システム

2 ... ジェネレータ

3 ... フットスイッチ

4、5 ... ハンドピース

7 ... コネクタ

8 a、8 b ... プローブ

9 a、9 b ... シース 20

11 ... 穿刺プローブ

12 a、14 a、14 b ... 外套管

13 a、13 b ... ダイレータ

21 ... ケース

22 ... 超音波振動子

26 ... 圧電素子

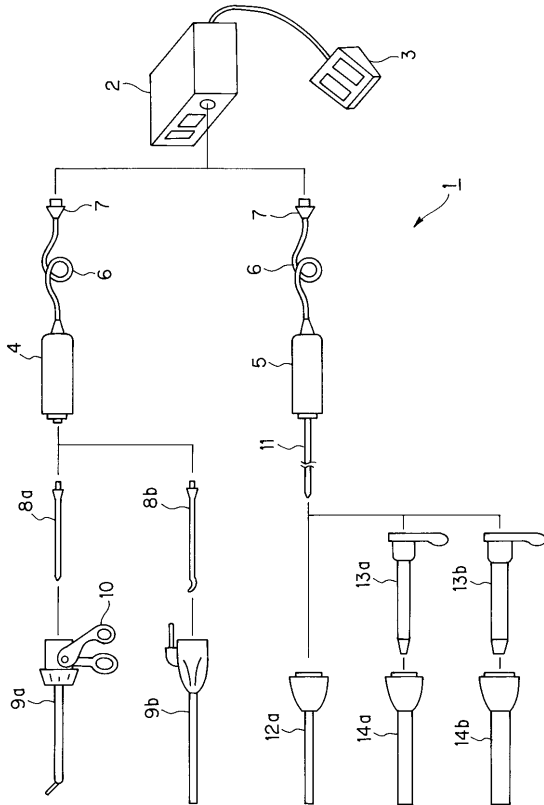
28 ... タイマユニット

36 ... 駆動電流検出回路

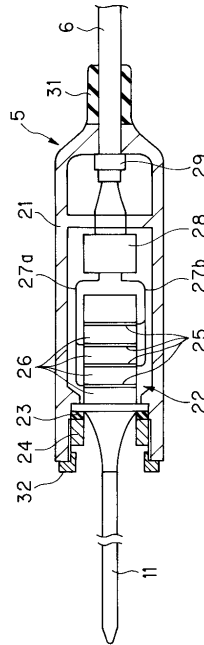
37 ... タイマ制御回路

38 ... スイッチ回路 30

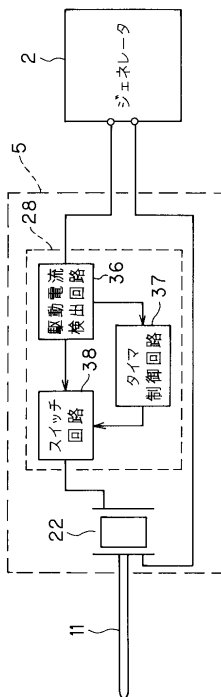
【図 1】



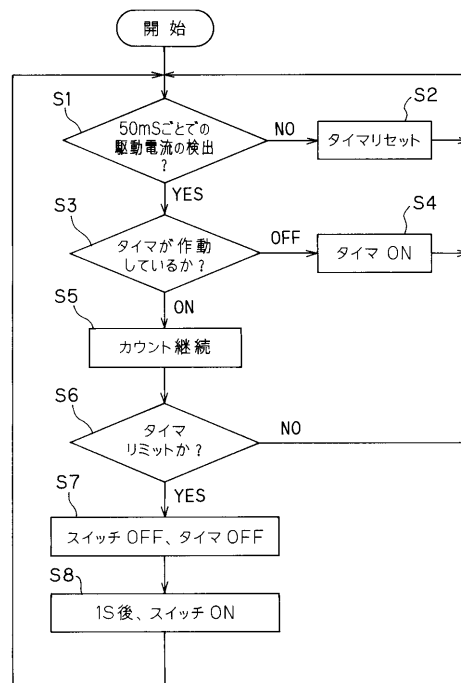
【図 2】



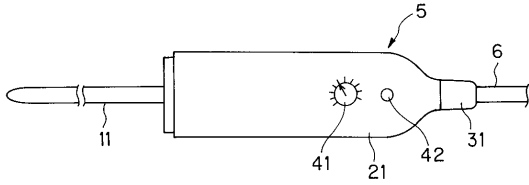
【図 3】



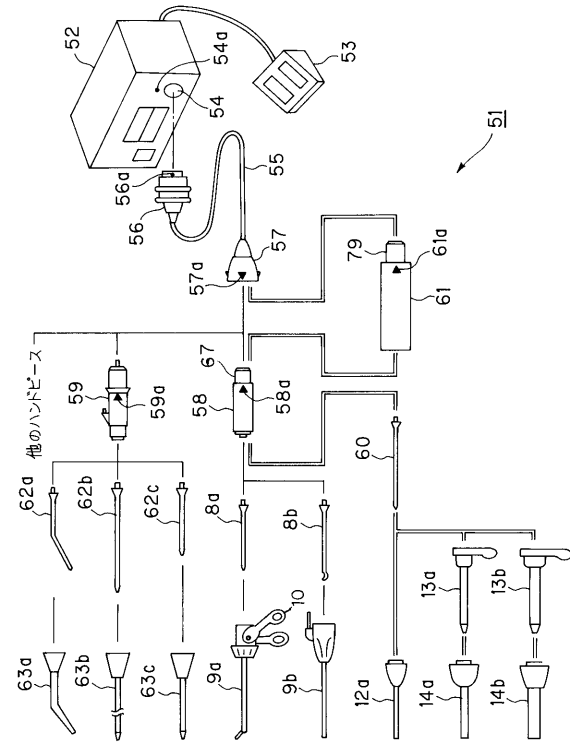
【図 4】



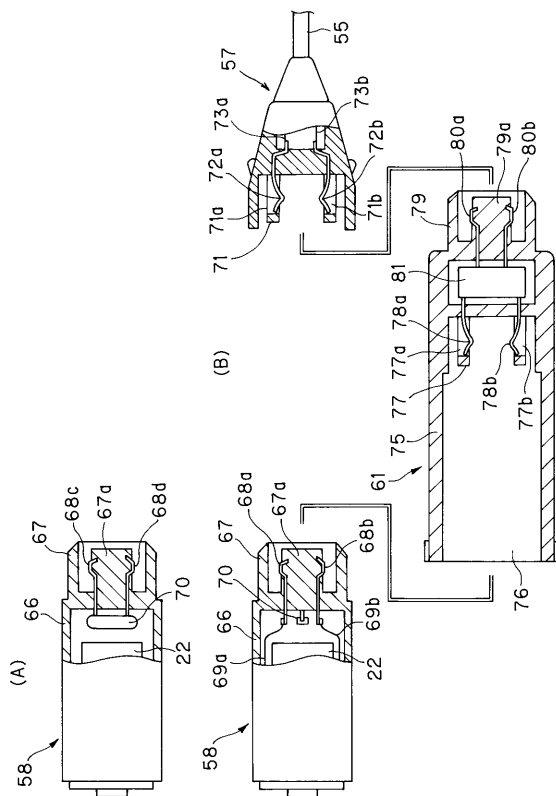
【 図 5 】



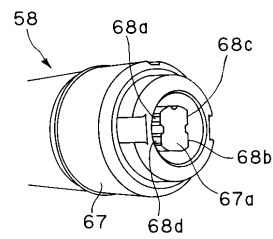
【 図 6 】



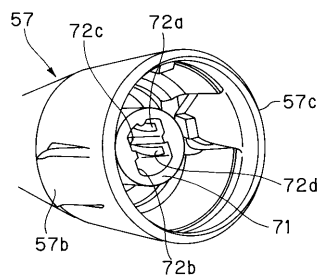
【圖 7】



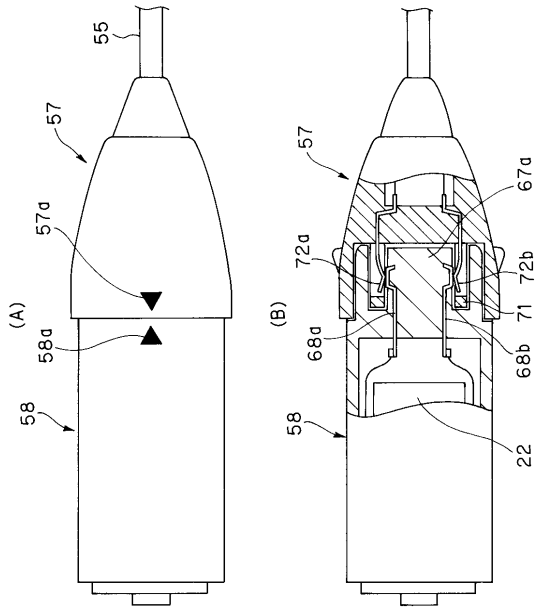
【 図 8 】



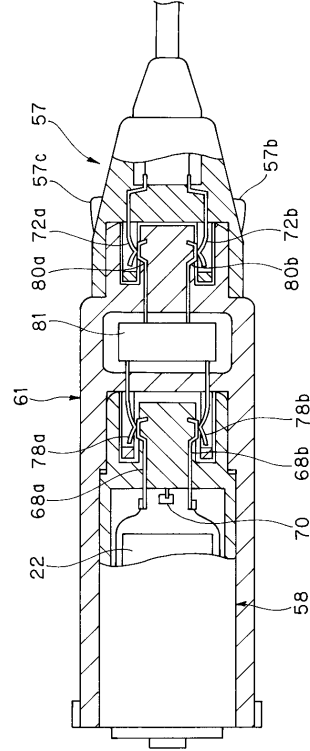
【圖 9】



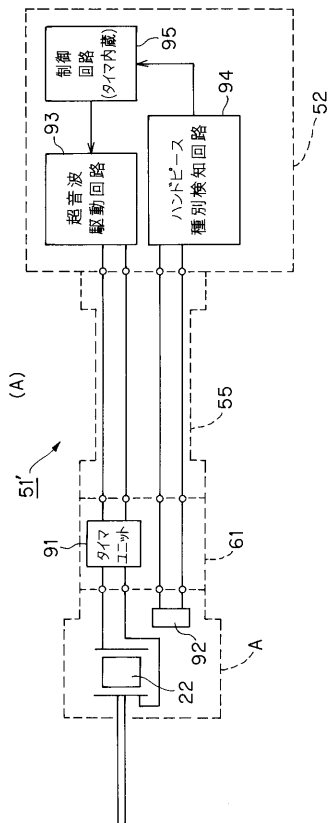
【図 10】



【図 11】



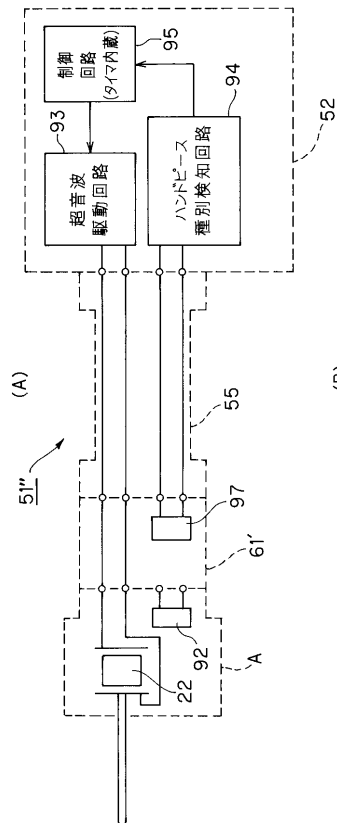
【図 12】



(B)

ハンドピース種類	判別素子 92	ハンドピースアダプタ内タイムユニットの設定時間(秒)	ジェネレータ内蔵タイムの設定時間(秒)	超音波出力時間(秒)
A	a	x	α	x
B	b	y	β	y
C	c	z	γ	z

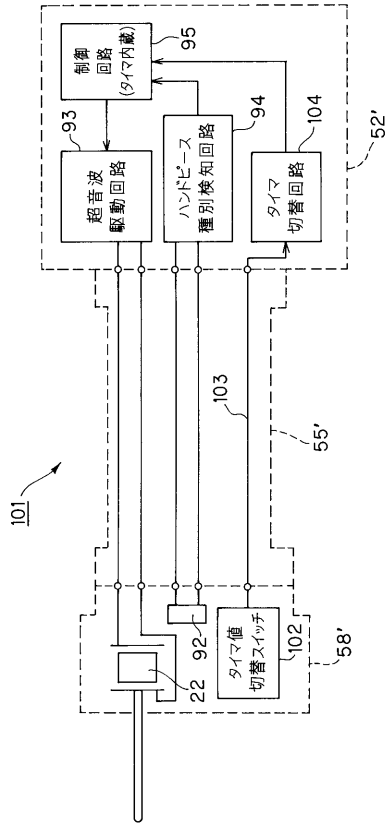
【図 13】



(B)

ハンドピース種類	判別素子 92	ハンドピースアダプタ内蔵の判別素子97(有無)	ジェネレータ内蔵タイムの設定時間(秒)	超音波出力時間(秒)
A	a	b	α	β
B	b	a	β	α
C	c	無し	γ	γ

【図 14】



专利名称(译)	超声波治疗仪		
公开(公告)号	JP2007222689A	公开(公告)日	2007-09-06
申请号	JP2007157950	申请日	2007-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	柴田義清		
发明人	柴田 義清		
IPC分类号	A61B18/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C060/JJ25 4C060/MM24 4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/KL05 4C160/MM32		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波治疗仪，可以根据使用探头进行的治疗内容设定超声波换能器的超声波输出时间。ŽSOLUTION：用于凝固切口的手柄可连接到发生器2，并且内置在手持件的发生器中的计时器设定为相对长的最大输出时间。当安装穿刺探针11并且连接用于进行穿刺处理的手持件5时，检测在这种情况下提供给超声换能器22的驱动电流，并且设置在手持件5内的计时器单元28覆盖所需的治疗时间。在穿刺处理的情况下，限制最大输出时间短于凝固切口处理的情况。因此，可以根据治疗目的适当地设定超声波输出时间。Ž

