

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010年7月29日(29.07.2010)

PCT

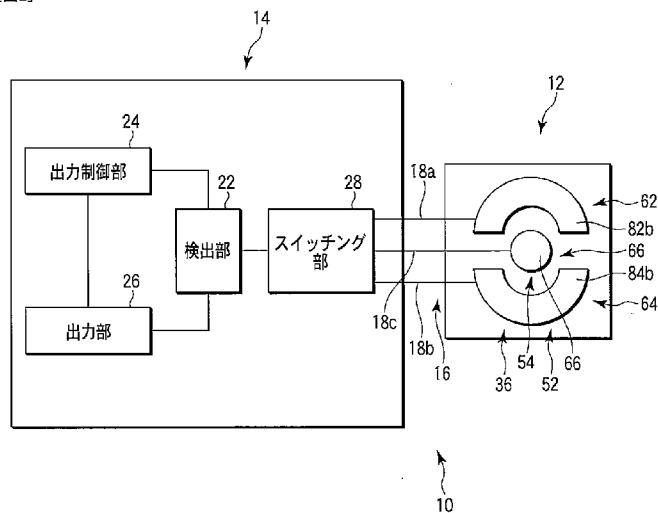
(10) 国際公開番号
WO 2010/084683 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/12 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/071275
 - (22) 国際出願日: 2009年12月22日(22.12.2009)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
12/356,767 2009年1月21日(21.01.2009) US
 - (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4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): 坂尾 智美 (SAKAO, Satomi) [JP/JP]. 飯田 浩司 (IIDA, Koji) [JP/JP]. 稲垣 原理 (INAGAKI, Genri) [JP/JP]. 高篠 智之 (TAKASHINO, Tomoyuki) [JP/JP].
 - (74) 代理人: 鈴江 武彦, 外(SUZUYE, Takehiko et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門1丁目12番9号 鈴榮特許総合事務所内 Tokyo (JP).
 - (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: TREATMENT DEVICE AND TREATMENT TOOL

(54) 発明の名称: 治療処置装置および治療用処置具

[図2]



- 24 OUTPUT CONTROL UNIT
- 22 DETECTING UNIT
- 28 SWITCHING UNIT
- 26 OUTPUT UNIT

(57) Abstract: A treatment tool (12) includes a first treatment unit (52), a second treatment unit (54), and an operation unit (32). The first treatment unit has holding members (62, 64) for holding an organism tissues to be joined, and energy radiating sections (82b, 84b) for joining the organism tissues to be joined and joins the organism tissues to be joined when energy is applied from an energy source. The second treatment unit is sandwiched between the organism tissues to be joined and denaturalizes the surfaces of the organism tissues to be joined in contact therewith. The operation unit is operated to relatively move the holding members. The energy radiating sections and the second treatment unit are capable of detecting either biological information relating to the organism tissues held by the holding members and/or biological information relating to the organism tissues among the holding members and the second treatment unit. The energy outputted to the energy radiating sections and the second treatment unit from the energy source is controlled according to the biological information relating to the organism tissues acquired by the energy radiating

sections and the second treatment unit.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/084683 A1



治療用処置具（１２）は、第１の処置部（５２）と第２の処置部（５４）と操作部（３２）とを有する。第１の処置部は、接合対象の生体組織を保持する保持部材（６２、６４）と、接合対象の生体組織を接合するエネルギー放出部（８２ｂ、８４ｂ）とを有し、エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合する。第２の処置部は接合対象の生体組織の間に挟まれ接合対象の生体組織が接する面を変性させる。操作部は保持部材が相対的に移動するように操作する。エネルギー放出部および第２の処置部は、保持部材で保持した生体組織の生体情報、および、保持部材と第２の処置部との間の生体組織の生体情報の少なくとも一方を検出可能であり、エネルギー放出部および第２の処置部で得られた生体組織の生体情報に基づいてエネルギー源からエネルギー放出部および第２の処置部に出力されるエネルギーが制御される。

明 細 書

発明の名称： 治療処置装置および治療用処置具

技術分野

[0001] この発明は、エネルギーを用いて複数の生体組織同士を接合することができる治療処置装置および治療用処置具に関する。

背景技術

[0002] 外科手術では、開腹手術でも腹腔鏡下手術でも、血管などの管腔組織の封止や、その他の生体組織の接合を行うことがある。例えば切離する血管を封止するには糸やクリップが使用される。消化管の切除端の封止や吻合には糸やステープルが使用される。これに加えて、近年では、エネルギーを用いた技術も使用されている。血管を封止するには高周波デバイスや超音波デバイスが定常的に使用されていることに加え、その他の、より厚みがある組織に使用されるデバイスも進歩しつつある。

[0003] エネルギーによる生体組織の封止・接合デバイスは、電極を有する把持鉗子で生体組織を融着する。このような手技では、接合する生体組織同士が接する部分（接合部）にエネルギーを投与し、十分に接合部の生体組織を変性・脱水させる必要がある。

[0004] しかし、例えばある程度厚みがある組織に対して封止・接合を行った際には、保持部材の電極から遠い生体組織の接合面まで十分エネルギーが投入されないという問題がある。この問題は、例えば高周波デバイスでは、保持部材の電極に接している生体組織の周辺のインピーダンスは生体組織の内部のインピーダンスより先に上がるため、生体組織の内部のインピーダンスが十分に上昇しないうちに処置が終了してしまうことに原因がある。一方、超音波デバイスでは、摩擦熱による熱伝導で処置がされるため、表面からの熱の波及が、生体組織の内部に伝わらないまま処置が終了する。このため、ある程度の厚みがある生体組織の内部に十分エネルギーが投入されないことがある。

[0005] これを解決するために、例えばUSP 6,500,176 B1にはバイポーラデバイス

が開示されている。このバイポーラデバイスは、接合する生体組織の中心に電極を挿入し、生体組織間の電極から把持鉗子に電気エネルギーを流す技術を開示している。このため、このバイポーラデバイスは、厚みがある生体組織やさまざまな組成を持った生体組織を溶着・封止することができる。

[0006] また、高周波電極を有する鉗子ではないが、接合する生体組織の接合面に直接エネルギーを投与する技術が特開2007-229270号公報に開示されている。特開2007-229270号公報は、生体組織の接合面に超音波プローブを配置し、その接合面で超音波プローブを超音波振動させることによって、生体組織を加熱して接合させる技術である。

[0007] しかしながら、USP 6,500,176 B1には、中心電極から狭持部電極への電力供給が、一定の定められた方法により行われるのみで、組織の状態に応じて出力する電極を切り替え（スイッチング）させ、電力供給を行うものではない。

[0008] また、特開2007-229270号公報では、狭持部で把持された組織の接合面に超音波プローブを位置させ、振動と温度を与えているが、組織の状態に合わせて出力を切り替えるなどの機構はないため、組織を十分に脱水・変性させることはできない。

先行技術文献

特許文献

- [0009] 特許文献1：USP 6,500,176 B1
特許文献2：特開2007-229270号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] この発明は、組織状態をモニタリングしながら電極の組み合わせを切り替えて効率的に組織接合面にエネルギーを集中させ、組織接合面をより容易に変性・脱水させることが可能な、治療処置装置および治療用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

- [0011] この発明に係る、体内の接合対象の生体組織を接合処置するための治療処置装置は、接合対象の生体組織にエネルギーを印加するためのエネルギー源と、前記エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するための第1の処置部と、接合対象の生体組織の間に挟まれ、接合対象の生体組織が接する面を変性させる第2の処置部と、検出部と、制御部とを備えている。前記第1の処置部は、接合対象の生体組織を保持するためそれぞれ保持面を有する少なくとも1対の保持部材と、前記保持部材の保持面に設けられ、前記エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するためのエネルギー放出部とを備えている。前記検出部は、前記1対の保持部材で保持した生体組織の生体情報、および、前記1対の保持部材と前記第2の処置部との間の生体組織の生体情報の少なくとも一方を検出する。前記制御部は、前記検出部で得られた生体組織の生体情報に基づいて、前記エネルギー放出部と前記第2の処置部との出力を制御する。
- [0012] この発明に係る、体内の接合対象の生体組織を接合処置するための治療用処置具は、エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するための第1の処置部と、接合対象の生体組織の間に挟まれ、接合対象の生体組織が接する面を変性させる第2の処置部と、操作部とを備えている。前記第1の処置部は、接合対象の生体組織を保持するためそれぞれ保持面を有する少なくとも1対の保持部材と、前記保持部材の保持面に設けられ、前記エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するためのエネルギー放出部とを備えている。前記操作部は、前記保持部材の少なくとも一方が他方に対して相対的に移動するように操作する機能を有する。前記エネルギー放出部および第2の処置部は、前記1対の保持部材で保持した生体組織の生体情報、および、前記1対の保持部材と前記第2の処置部との間の生体組織の生体情報の少なくとも一方を検出可能であり、前記エネルギー放出部および第2の処置部で得られた生体組織の生体情報に基づいて、前記エネルギー源から前記エネルギー放出部および前記第2の処置部に出力され

るエネルギーが制御される。

発明の効果

[0013] この発明によれば、組織状態をモニタリングしながら電極の組み合わせを切り替えて効率的に組織接合面にエネルギーを集中させ、組織接合面をより容易に変性・脱水させることが可能な、治療処置装置および治療用処置具を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1A]図1 Aは、第1の実施の形態に係る治療処置装置を示す概略的な斜視図である。

[図1B]図1 Bは、第1の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のハンドルおよびシャフトの部分断面図である。

[図2]図2は、第1の実施の形態に係る治療処置装置を示す概略図である。

[図3]図3は、治療処置装置を用いて高周波エネルギーを生体組織に連続的に通電して生体組織を処置したときの、時間と生体組織のインピーダンスとの関係を示す概略図である。

[図4A]図4 Aは、第1の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図4B]図4 Bは、第1の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図4C]図4 Cは、第1の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間からロッド状電極をシャフトの内側に引き込んだ状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図4D]図4 Dは、第1の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の

治療部の第 1 および第 2 の保持部材を閉じ、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態を示す、図 4 A 中の 4 D - 4 D 線に沿う概略的な横断面図である。

[図5A] 図 5 A は、第 1 の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第 1 の保持部材の本体の保持面を示す概略図である。

[図5B] 図 5 B は、第 1 の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第 1 の保持部材の本体を示す、図 5 A 中の 5 B - 5 B 線に沿う概略的な横断面図である。

[図6] 図 6 は、第 1 の実施の形態に係る治療処置装置を用いて生体組織を接合処置する際のフローチャートである。

[図7A] 図 7 A は、第 1 の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第 1 の保持部材の本体の保持面を示す概略図である。

[図7B] 図 7 B は、第 1 の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第 1 の保持部材の本体を示す、図 7 A 中の 7 B - 7 B 線に沿う概略的な横断面図である。

[図8A] 図 8 A は、第 1 の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第 1 および第 2 の保持部材を閉じ、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図8B] 図 8 B は、第 1 の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第 1 および第 2 の保持部材を開き、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図8C] 図 8 C は、第 1 の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第 1 および第 2 の保持部材を開き、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間からロッド状電極をシャフトの内側に引き込んだ状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図8D] 図 8 D は、第 1 の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー

処置具の治療部の第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態を示す、図8A中の8D-8D線に沿う概略的な横断面図である。

[図9] 図9は、第1の実施の形態の変形例に係る治療処置装置を示す概略的な斜視図である。

[図10] 図10は、第1の実施の形態の変形例に係る治療処置装置を示す概略的な斜視図である。

[図11] 図11は、第2の実施の形態に係る治療処置装置を示す概略的な斜視図である。

[図12A] 図12Aは、第2の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図12B] 図12Bは、第2の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図12C] 図12Cは、第2の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間からロッド状電極を切り離した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図12D] 図12Dは、第2の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態を示す、図12A中の12D-12D線に沿う概略的な横断面図である。

[図13] 図13は、第2の実施の形態に係る治療処置装置を用いて生体組織を接合処置する際のフローチャートである。

[図14A] 図14Aは、第2の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネル

ギ処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図14B] 図14Bは、第2の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図14C] 図14Cは、第2の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間からロッド状電極を切り離した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図14D] 図14Dは、第2の実施の形態の変形例に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にロッド状電極を配置した状態を示す、図14A中の14D-14D線に沿う概略的な横断面図である。

[図15] 図15は、第3の実施の形態に係る治療処置装置を示す概略的な斜視図である。

[図16] 図16は、第3の実施の形態に係る治療処置装置を示す概略図である。

[図17A] 図17Aは、第3の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にチューブ状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図17B] 図17Bは、第3の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間にチューブ状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図17C] 図17Cは、第3の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具

のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間からチューブ状電極をシャフトの内側に引き込んだ状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図17D] 図17Dは、第3の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にチューブ状電極を配置した状態を示す、図17A中の17D-17D線に沿う概略的な横断面図である。

[図18] 図18は、第3の実施の形態に係る治療処置装置を用いて生体組織を接合処置する際のフローチャートである。

[図19A] 図19Aは、第4の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第1の保持部材の本体の保持面を示す概略図である。

[図19B] 図19Bは、第4の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第1の保持部材の本体および基部を示す、図19A中の19B-19B線に沿う概略的な縦断面図である。

[図19C] 図19Cは、第4の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具の治療部の第1の保持部材の本体および基部を示す、図19A中の19C-19C線に沿う概略的な縦断面図である。

[図20A] 図20Aは、第5の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を閉じ、かつ、第1および第2の保持部材の間にチューブ状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図20B] 図20Bは、第5の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間にチューブ状電極を配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図20C] 図20Cは、第5の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第1および第2の保持部材を開き、かつ、第1および第2の保持部材の間からチューブ状電極を切り離した状態の治療部とを示す概略的

な縦断面図である。

[図21]図 2 1 は、第 5 の実施の形態に係る治療処置装置を用いて生体組織を接合処置する際のフローチャートである。

[図22]図 2 2 は、第 6 の実施の形態に係る治療処置装置を示す概略図である。

[図23]図 2 3 は、第 6 の実施の形態に係る治療処置装置を用いて生体組織を接合処置する際のフローチャートである。

[図24A]図 2 4 A は、第 7 の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第 1 および第 2 の保持部材を閉じ、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間に液体放出ノズルを配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図24B]図 2 4 B は、第 7 の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第 1 および第 2 の保持部材を開き、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間に液体放出ノズルを配置した状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

[図24C]図 2 4 C は、第 7 の実施の形態に係る治療処置装置のエネルギー処置具のシャフトと、第 1 および第 2 の保持部材を開き、かつ、第 1 および第 2 の保持部材の間から液体放出ノズルを切り離れた状態の治療部とを示す概略的な縦断面図である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための形態について説明する。

[0016] [第 1 の実施の形態]

第 1 の実施の形態について図 1 A から図 1 O を用いて説明する。

[0017] ここではエネルギー処置具として、例えば腹壁を通じて処置を行うための、リニアタイプのバイポーラ型エネルギー処置具 1 2 を例にして説明する。

[0018] 図 1 A および図 2 に示すように、治療処置装置 1 0 は、エネルギー処置具（治療用処置具） 1 2 と、エネルギー処置具 1 2 の後述する治療部 3 6 にエネル

ギを供給するエネルギー源 14 とを備えている。エネルギー処置具 12 は後述するハンドル 32 から延出されたケーブル 16 およびその端部に配設されたコネクタ 16a によりエネルギー源 14 と着脱可能に接続されている。

[0019] 図 2 に示すように、エネルギー源 14 は、検出部 22 と、出力制御部 24 と、出力部 26 と、スイッチング部 28 とを含む。検出部 22 はスイッチング部 28 を介してエネルギー処置具 12 に接続されている。検出部 22 には、出力制御部 24 および出力部 26 が接続され、これら出力制御部 24 および出力部 26 同士も接続されている。出力部 26 は、スイッチング部 28 を介してエネルギー処置具 12 に接続されている。このため、出力部 26 は、出力制御部 24 で出力が制御されながらエネルギー処置具 12 にエネルギーを供給することができる。

[0020] なお、出力部 26 は、高周波電流を流すことができるほか、発熱用のエネルギーや超音波処置のためのエネルギー等を供給することができる。

[0021] 検出部 22 は、エネルギー処置具 12 の後述する第 1 および第 2 の保持部材（1 対の保持部材）62, 64 で保持（把持）され、かつ、後述する電極 82b, 84b に接触した生体組織を通して得られる電気的な生体情報を検出する。ここでは、第 1 および第 2 の保持部材 62, 64 の間で保持した生体組織の間を流れる電流値および電圧値を検出し、検出した電流値および電圧値からインピーダンス Z の値を算出し、この算出したインピーダンス Z を生体情報とする。出力部 26 は、出力制御部 24 による制御に基づいて、高周波エネルギーを出力する。このため、出力制御部 24 は検出部 22 で検出した生体情報に基づいて、出力部 26 からエネルギー処置具 12 に出力する高周波エネルギーの出力を制御することができる。

[0022] なお、生体組織を保持した電極間に高周波エネルギーを通電すると、一般には、図 3 に示すように、インピーダンス Z は約 50 [Ω] から時間の経過とともに一旦低下し、その後再び上昇するような経路を辿る。

[0023] 図 1 に示すように、エネルギー処置具 12 は、ハンドル（操作部）32 と、このハンドル 32 に配設された細長いシャフト 34 と、このシャフト 34 の

先端に配設された治療部 3 6 とを備えている。

[0024] ハンドル 3 2 は、略 L 字状に形成されている。このハンドル 3 2 の一端には、シャフト 3 4 の基端が固定されている。一方、ハンドル 3 2 の他端側は、術者（エネルギー処置具 1 2 の使用者）に把持される把持部である。

[0025] ハンドル 3 2 には、その他端側（把持部）に並設されるように、治療部 3 6 の後述する第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 を開閉するための第 1 のノブ（前後送りレバー） 3 2 a が配設されている。第 1 のノブ 3 2 a をハンドル 3 2 の他端に対して近接および離隔させると、後述するシース 4 4 がその軸方向に沿って移動する。

[0026] ハンドル 3 2 には、その一端側に、第 2 の処置部 5 4 の後述するロッド状電極（第 3 電極） 6 6 をシャフト 3 4 の軸方向に沿って移動させるための第 2 のノブ（前後送りレバー） 3 2 b が配設されている。図 1 B に示すように、第 2 のノブ 3 2 b は、後述するロッド状電極 6 6 を先端に一体的に有する前後送りロッド 4 6 にハウジング 4 3 を介して接続されている。

[0027] 図 4 A から図 4 D に示すように、シャフト 3 4 は、筒体 4 2 と、この筒体 4 2 の外側に摺動可能に配設されたシース 4 4 とを備えている。筒体 4 2 は、その基端側でハンドル 3 2 に固定されている。シース 4 4 は、第 1 のノブ 3 2 a の操作により筒体 4 2 の軸方向に沿ってスライド可能である。筒体 4 2 の内側には、第 2 のノブ 3 2 b の操作によってその軸方向に沿って移動する前後送りロッド 4 6 が配設されている。

[0028] なお、前後送りロッド 4 6 の外周面および／もしくは筒体 4 2 の内周面は絶縁されていることが好ましい。例えば、前後送りロッド 4 6 の外周面には絶縁チューブ等が被覆されていることが好ましい。

[0029] この実施の形態では、前後送りロッド 4 6 は、筒体 4 2 の内側を通してロッド状電極 6 6 の基端に一体的に形成されている。このため、ハンドル 3 2 の第 2 のノブ 3 2 b を術者に対して遠位側に移動させると、図 4 A および図 4 B に示すように、前後送りロッド 4 6 を介してロッド状電極 6 6 が筒体 4 2 の先端から突出して第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の間に配置され

る。第2のノブ32bを術者側に移動させると、図4Cに示すように、前後送りロッド46を介して第1および第2の保持部材62, 64の間に配置されたロッド状電極66がその軸方向に沿って術者側に移動する。このため、ロッド状電極66の先端が筒体42の先端（処置側端部）に対して格納される。

[0030] 図1Aに示すように、治療部36は、第1の処置部52と、第2の処置部54とを備えている。第1の処置部52は互いに対して開閉可能な第1および第2の保持部材（1対の保持部材）62, 64を備えている。第2の処置部54は、第1および第2の保持部材62, 64の間に配設されたロッド状電極66を備えている。

[0031] なお、第2の保持部材64は、図5Aおよび図5Bに示す第1の保持部材62と同じ構造を有するので、主として第1の保持部材62の構造について代表して説明する。そして、第2の保持部材64の詳細な構造は図示しないが、以下、説明のために適宜に符号を付して説明する。

[0032] 図1Aに示すように、第1および第2の保持部材62, 64は、シャフト34の先端に配設されている。第1の保持部材62は、本体62aと、基部62bとを一体的に有する。第2の保持部材64は、本体64aと基部64bとを一体的に有する。なお、第1および第2の保持部材62, 64の本体62a, 64aのうち、ハンドル32に対して最も遠位側は先端部であり、基部62b, 64bのうち、ハンドル32に対して最も近位側は基端部であり、第1および第2の保持部材62, 64には、これら先端部および基端部により規定される長手方向軸を有する。この長手方向軸に沿って後述する溝92, 94が形成されている。

[0033] 図4Dに示すように、これら第1の保持部材62および第2の保持部材64の本体62a, 64aの外表面は滑らかな曲面状に形成されている。図示しないが、同様に、これら第1の保持部材62および第2の保持部材64の基部62b, 64bの外表面も滑らかな曲面状に形成されている。

[0034] 第1の保持部材62に対して第2の保持部材64が閉じた状態では、それ

それぞれの保持部材 6 2, 6 4 の本体 6 2 a, 6 4 a の横断面は、全体として略円形または略楕円形に形成されている。第 1 の保持部材 6 2 に対して第 2 の保持部材 6 4 が閉じた状態では、基部 6 2 b, 6 4 b の横断面は、全体として円筒状に形成されている。この状態では、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の本体 6 2 a, 6 4 a の基端部の径の方が、第 1 および第 2 の基部 6 2 b, 6 4 b の径よりも大きく形成されている。このため、第 1 および第 2 の本体 6 2 a, 6 4 a と基部 6 2 b, 6 4 b との間には、それぞれ段差 6 3 が形成されている。これら段差 6 3 には、第 1 のノブ 3 2 a の操作によってシャフト 3 4 のシース 4 4 の先端が当接または離隔する。

[0035] ここで、第 1 の保持部材 6 2 および第 2 の保持部材 6 4 は、第 2 の保持部材 6 4 が第 1 の保持部材 6 2 に対して閉じた状態で、その基部 6 2 b, 6 4 b の全体として略円形または略楕円形状の外周面が、筒体 4 2 の先端部の外周面に対して略面一または僅かに大径に形成されている。そのため、シャフト 3 4 のシース 4 4 を筒体 4 2 に対してスライドさせて、シース 4 4 の先端で第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の基部 6 2 b, 6 4 b を覆うことが可能である。

[0036] 第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の基部 6 2 b, 6 4 b は、ともにシャフト 3 4 の軸方向に対して直交する方向に筒体 4 2 の先端部に配置された支持ピン 7 2 a, 7 2 b によってシャフト 3 4 の筒体 4 2 の先端部に対して回転可能に支持されている。これら支持ピン 7 2 a, 7 2 b は筒体 4 2 の先端部に互いに対して平行に配設されている。第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 は、基部 6 2 b, 6 4 b が支持ピン 7 2 a, 7 2 b の軸回りに回転することにより、保持部材 6 2, 6 4 の本体 6 2 a, 6 2 b 同士を開閉可能である。第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の基部 6 2 b, 6 4 b は、本体 6 2 a, 6 2 b のそれぞれ生体組織と接する後述する保持面 8 2, 8 4 同士を接した位置に対して開くように、それぞれ例えば板バネなどの弾性部材 7 4 a, 7 4 b により付勢されている。実際には、図 4 A から図 4 C に示すように、筒体 4 2 の先端部に配設された支持ピン 7 2 a, 7 2 b の外周に弾性

部材 7 4 a, 7 4 b が配設されている。このため、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の基部 6 2 b, 6 4 b が開く方向にそれぞれ付勢されている。

[0037] このため、第 1 のノブ 3 2 a を操作してシース 4 4 の先端を術者から遠位側に移動（前進）させると、シース 4 4 の先端で基部 6 2 b, 6 4 b が閉じるように力が加えられる。そうすると、弾性部材 7 4 a, 7 4 b の付勢力に抗して第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 が閉じる。このとき、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の本体 6 2 a, 6 2 b の保持面 8 2, 8 4 に生体組織が接触していないときには、保持面 8 2, 8 4 同士が接触する。一方、第 1 のノブ 3 2 a を操作してシース 4 4 の先端を術者に対して近位側に移動（後退）させると、シース 4 4 の先端による基部 6 2 b, 6 4 b を閉じる力が失われ、すなわち、弾性部材 7 4 a, 7 4 b の付勢力によって第 1 の保持部材 6 2 および第 2 の保持部材 6 4 が開く。

[0038] 図 5 A に示すように、第 1 の保持部材 6 2 の本体 6 2 a のうち、第 2 の保持部材 6 4 の本体 6 4 a に近接する側には処置対象の生体組織を保持する第 1 の保持面 8 2 が形成されている。第 2 の保持部材 6 4 の本体 6 4 a のうち、第 1 の保持部材 6 2 の本体 6 2 a に近接する側には処置対象の生体組織を保持する第 2 の保持面 8 4 が形成されている。第 1 の保持面 8 2 は、生体組織を保持する際に接触する第 1 の接触面 8 2 a と、生体組織にエネルギーを放出するエネルギー放出部としての第 1 の電極 8 2 b とを有する。第 2 の保持面 8 4 は、生体組織を保持する際に接触する第 2 の接触面 8 4 a と、生体組織にエネルギーを放出するエネルギー放出部としての第 2 の電極 8 4 b とを有する。

[0039] 図 5 A に示すように、第 1 および第 2 の接触面 8 2 a, 8 4 a は、平坦に形成されている。なお、第 1 および第 2 の接触面 8 2 a, 8 4 a の先端は、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 を閉じた状態でも互いに離されている。第 1 の接触面 8 2 a には、図 5 B に示すように、平板状の第 1 の電極 8 2 b が配設されている。第 2 の接触面 8 4 a には、平板状の第 2 の電極 8 4 b が配設されている。これら第 1 および第 2 の電極 8 2 b, 8 4 b は、図 5 A

に示すように、第1および第2の接触面82a, 84aの先端以外のほぼ全面に配設されている。なお、第1の電極82bの端面(側面)と第1の保持部材62の本体62aの側面とは揃っている。第2の電極84bの端面(側面)と第2の保持部材64の本体64aの側面とは揃っている。

[0040] 第1の保持部材62の本体62aの保持面82の接触面82a(第1の電極82b)の中央には、ロッド状電極66が配置される第1の溝(凹み)92が形成されている。同様に、第2の保持部材64の本体64aの保持面84の接触面84a(第2の電極84b)の中央には、第1の保持部材62の第1の溝92と対向する位置に、第1の本体62aと同様に第2の溝94が形成されている。第1および第2の本体62a, 64aの溝92, 94の幅は、ロッド状電極66の幅より広く形成されている。また、第1および第2の本体62a, 64aの溝92, 94の深さは、ロッド状電極66の高さの半分より深く形成されている。したがって、第1の処置部52を閉じた状態、すなわち第1および第2の保持部材62, 64が閉じた状態では、ロッド状電極66は溝92, 94に接触せずに出し入れ可能に収納される。

[0041] なお、図5Bに示すように、生体組織を除去した面に十分に高周波エネルギーを印加するため、第1の保持部材62の溝92にも第1の電極(高周波電極)82bが配設され、第2の本体64aの溝94にも第2の電極(高周波電極)84bが配設されている。第1の保持部材62の溝92の第1の電極82bは、第1の保持部材62の第1の接触面82aの電極82bと不連続であるが同電位となるように形成されている。同様に、第2の保持部材64の溝94の第1の電極84bは、第2の保持部材64の第2の接触面84aの電極84bと不連続であるが同電位となるように形成されている。

[0042] これら溝92, 94に配設された電極82b, 84bの裏面側には、板バネ等の弾性部材92a, 94a(図4Aから図4C参照)が配設されている。弾性部材92a, 94aは第2のノブ32bの動作に連動して作用させることができる。図4Aおよび図4Bに示すように、ロッド状電極66が第1および第2の保持部材62, 64の本体62a, 64aの間にある状態のと

きには、溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b は本体 6 2 a, 6 4 a の内部に引き込まれた状態にある。図 4 C に示すように、ロッド状電極 6 6 が第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の本体 6 2 a, 6 4 a の間から除去されてシャフト 3 4 の内部に引き込まれた状態のときには、溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b は弾性部材 9 2 a, 9 4 a で押圧されて保持面 8 2, 8 4 と面一の状態にある。

[0043] このように、第 2 のノブ 3 2 b を術者に対して遠位に配置したときには、第 2 のノブ 3 2 b に連動して弾性部材 9 2 a, 9 4 a は溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b を本体 6 2 a, 6 4 a の内部に引き込むように作用する。一方、第 2 のノブ 3 2 b を術者に対して近位に配置したときには、第 2 のノブ 3 2 b に連動して弾性部材 9 2 a, 9 4 a は溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b を本体 6 2 a, 6 4 a の保持面 8 2, 8 4 と面一となるように作用する。すなわち、溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b は保持面 8 2, 8 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b と同じ表面にある状態となる。したがって、弾性部材 9 2 a, 9 4 a は、ロッド状電極 6 6 の前進動作に連動して溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b の付勢を解除し、後退動作に連動して溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b を付勢状態にする。このとき、生体組織も溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b によって押圧される。

[0044] 第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の間に配設された第 2 の処置部 5 4 のロッド状電極 6 6 は、第 3 の電極である。このロッド状電極 6 6 は、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の第 1 の電極 8 2 b や第 2 の電極 8 4 b の表面積を合算したものよりも、その表面積が小さく形成されている。このため、ロッド状電極 6 6 の表面に接する生体組織の電流密度は、第 1 の電極 8 2 b および第 2 の電極 8 4 b の表面に接する生体組織の電流密度よりも高くなる。したがって、ロッド状電極 6 6 の周囲の生体組織（深部となる部位の生体組織）を効率的に変性させることができる。

[0045] 図 4 D に示すように、ロッド状電極 6 6 の横断面は、例えば円形状に形成

されているが、その横断面を楕円形、多角形など、種々の形状とすることが許容される。第1および第2の保持部材62, 64により形成される保持面82, 84の溝92, 94の断面形状は、ロッド状電極66と同様の形状が好適であるが、円形や、楕円形、多角形など種々の形状とすることが許容される。

[0046] シャフト34の筒体42の内側には、その軸方向に沿ってハンドル32から延出されたケーブル16を介してエネルギー源14に接続される第1の通電ライン18aと、ケーブル16を介してエネルギー源14に接続される第2の通電ライン18bとが配置されている。第1の通電ライン18aの一端は第1の保持部材62の第1の電極82bに電氣的に接続されている。第1の通電ライン18aの他端はシャフト34の筒体42の内側を通してハンドル32の内部に延出されている。この第1の通電ライン18aは、ハンドル32から延出されたケーブル16の内部を通してコネクタ16aに電氣的に接続されている。第2の通電ライン18bの一端は第2の保持部材64の第2の電極84bに電氣的に接続されている。第2の通電ライン18bの他端はシャフト34の筒体42の内側を通してハンドル32の内部に延出されている。この第2の通電ライン18bは、ハンドル32から延出されたケーブル16の内部を通してコネクタ16aに電氣的に接続されている。

[0047] 筒体42の内部の前後送りロッド46の内部には第3の通電ライン18cが格納されている。又は、筒体42の内部の前後送りロッド46の基端には、第3の通電ライン18cの一端が接続されている。第3の通電ライン18cの他端はハンドル32の内部から、ハンドル32から延出されたケーブル16の内部を通してコネクタ16aに接続されている。

[0048] したがって、エネルギー源14から、コネクタ16a、第1から第3の通電ライン18a, 18b, 18cを通して、第1の電極82b、第2の電極84b、ロッド状電極66にそれぞれエネルギーを供給することができる。

[0049] なお、第1から第3の通電ライン18a, 18b, 18cは電氣的に分離されている。エネルギー源14のスイッチング部28は、第1および第2の通

電ライン 18 a, 18 b を同極（同電位）又は異極（異電位）とすることができ、第 1 および第 2 の通電ライン 18 a, 18 b と、第 3 の通電ライン 18 c とを異極（異電位）とすることができる。このため、第 1 の電極 8 2 b とロッド状電極 6 6 との間、第 2 の電極 8 4 b とロッド状電極 6 6 との間、第 1 および第 2 の電極 8 2 b, 8 4 b の間の生体組織への通電により、これら生体組織をそれぞれ変性させて脱水する処置を行うことができる。

[0050] また、第 1 の電極 8 2 b、第 2 の電極 8 4 b、ロッド状電極 6 6 はセンサ機能を果たすことができる。すなわち、第 1 の電極 8 2 b、第 2 の電極 8 4 b、ロッド状電極 6 6 から、第 1 から第 3 の通電ライン 18 a, 18 b, 18 c、コネクタ 1 6 a を通してエネルギー源 1 4 に生体組織の情報を伝達することができる。

[0051] 上述したように、第 2 の保持部材 6 4 の本体 6 2 a や第 2 の高周波電極 8 4 b も第 1 の保持部材 6 2 の本体 6 2 a や第 1 の高周波電極 8 2 b と対称的に形成されている。このため、第 1 の保持部材 6 2 に対して第 2 の保持部材 6 4 を閉じたときには、図 4 A に示すように、第 1 の保持部材 6 2 の本体 6 2 a の高周波電極 8 2 b および第 2 の保持部材 6 4 の本体 6 2 a の高周波電極 8 4 b は互いに当接される。そして、エネルギー源 1 4 からエネルギー（高周波電力）が供給されると、第 1 の高周波電極 8 2 b と第 2 の高周波電極 8 4 b とに接触した生体組織に高周波電力が供給されて加熱される。

[0052] このとき、第 1 および第 2 の高周波電極 8 2 b, 8 4 b はセンサの役割を果たして、生体組織を通して第 1 および第 2 の高周波電極 8 2 b, 8 4 b の間に流れる電流、電圧等を計測して、第 1 および第 2 の通電ライン 18 a, 18 b を通してエネルギー源 1 4 の検出部 2 2 にその信号を入力する。

[0053] 次に、この実施の形態に係る治療処置装置 1 0 の作用について説明する。

[0054] エネルギー源 1 4 に配設された図示されていない電源スイッチを押圧するなどしてオンにすると、エネルギー源 1 4 が作動可能状態（スタンバイ状態）となる。

[0055] 図 4 A に示すように、第 1 の保持部材 6 2 に対して第 2 の保持部材 6 4 を

閉じた状態で、例えば、腹壁を通じて腹腔内にエネルギー処置具 1 2 の治療部 3 6 およびシャフト 3 4 を挿入する。エネルギー処置具 1 2 の治療部 3 6 を接合対象（処置対象）の生体組織に対して対峙させる。このとき、ロッド状電極 6 6 の先端はシャフト 3 4 の筒体 4 2 の内側にあっても外側にあっても良い。

[0056] 第 1 の保持部材 6 2 および第 2 の保持部材 6 4 で接合対象の生体組織を保持（把持）するため、ハンドル 3 2 の第 1 のノブ 3 2 a を操作する。このとき、筒体 4 2 に対してシース 4 4 をシャフト 3 4 の術者側に移動させる。弾性部材 7 4 a, 7 4 b の付勢力によって、第 1 および第 2 の基部 6 4 a, 6 4 b の間を筒状に維持することができなくなり、第 1 の保持部材 6 2 および第 2 の保持部材 6 4 が互いに対して開く。ここでは、第 1 の保持部材 6 2 および第 2 の保持部材 6 4 がシャフト 3 4 の軸方向（中心軸）に対して同時に同角度だけ開く。

[0057] そして、第 2 のノブ 3 2 b を操作してロッド状電極 6 6 をシャフト 3 4 の筒体 4 2 の先端に対して延伸させる。このとき、2 つの処置対象の生体組織の片側（一方の生体組織）を第 1 の保持部材 6 2 の第 1 の高周波電極 8 2 b とロッド状電極 6 6 との間に配置し、さらにこの組織と接合させる他方の生体組織を第 2 の保持部材 6 4 の第 2 の高周波電極 8 4 b とロッド状電極 6 6 との間に配置する。すなわち、ロッド状電極 6 6 を 2 つの生体組織で保持するように接合対象の生体組織の間に配置し、かつ、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の間に生体組織を配置する。

[0058] この状態で、ハンドル 3 2 の第 1 のノブ 3 2 a を操作する。このとき、筒体 4 2 に対してシース 4 4 をシャフト 3 4 の先端部側に移動させる。弾性部材 7 4 a, 7 4 b の付勢力に抗してシース 4 4 によって、第 1 および第 2 の基部 6 2 b, 6 4 b の間を閉じて筒状にする。このため、第 1 の保持部材 6 2 の基部 6 2 b に一体的に形成された本体 6 2 a と、第 2 の保持部材 6 4 の基部 6 4 b に一体的に形成された本体 6 4 a とが閉じる。このようにして、接合対象の 2 つの生体組織を第 1 の保持部材 6 2 と第 2 の保持部材 6 4 との

間で保持（挟持）する。

- [0059] 血管や腸管などの管腔形状の臓器を接合する場合、血管や腸管などの管腔内にロッド状電極 66 を挿入する必要がある。通電しつつロッド状電極 66 を管腔内に挿入することもできる。また、ロッド状電極 66 はエネルギー印加しない状態で物理的な穿刺機能を有する。このため、第 1 および第 2 の保持部材 62, 64 を閉じた後、管腔内の接合面にロッド状電極 66 を配置することもできる。
- [0060] このとき、第 1 の保持部材 62 の第 1 の電極 82b と、第 2 の保持部材 64 の第 2 の電極 84b との両方に、接合対象の生体組織が接触している。第 1 の保持部材 62 の保持面（接触面、把持面）82 と第 2 の保持部材 64 の保持面（接触面、把持面）84 との両方にも、接合対象の生体組織の周辺組織が密着している。
- [0061] この状態で、エネルギー源 14 に接続されたフットスイッチやハンドスイッチを操作する。以下、治療処置装置 10 の作用について、図 6 に示すフローチャートに沿って詳細に説明する。
- [0062] エネルギー源 14 からケーブル 16 内に配設された第 1 から第 3 の通電ライン 18a, 18b, 18c を介して、第 1 および第 2 の電極 82b, 84b とロッド状電極 66 との間の生体組織に出力する（S1）。
- [0063] このとき、スイッチング部 28 により、ロッド状電極 66 と第 1 および第 2 電極 82b, 84b との間の生体組織に電流が流れるように回路が切り替えられて設定されている。このようにスイッチング部 28 により設定された回路を第 1 段階出力の回路とする。このとき、ロッド状電極 66 は、第 1 および第 2 電極 82b, 84b に対して異なる極をもつ。一方、第 1 および第 2 電極 82b, 84b は同極である。このような出力状態を第 1 段階出力と称する。この第 1 段階出力は、ロッド状電極 66 と、第 1 および第 2 電極 82b, 84b との間の生体組織に通電して処置するバイポーラ型の処置を行うための出力である。なお、第 1 段階出力では、インピーダンス Z の閾値（停止インピーダンス）について、脱水が完全に行われなないように、脱水が完

全に行われるインピーダンスである例えば1000[Ω]以上（図3参照）などの高いインピーダンスに対して低め（後述するように500[Ω]）に設定する。

[0064] 高周波エネルギーによる生体組織の処置（ここでは2つの生体組織同士の接合処置）を開始すると同時に、ロッド状電極66に接触した生体組織のインピーダンスZをロッド状電極66からエネルギー源14の内部で信号を受ける検出部22で検出する。図3に示すように、処置を始めたときのインピーダンスZ（初期値）は、電極82b, 84bの大きさ（接触面積）や形状によって変化するが、例えば50[Ω]程度である。そして、生体組織に高周波電力が加えられて生体組織が焼灼されるにつれてインピーダンスZの値は約50[Ω]から一旦低下した後、上昇していく。このようなインピーダンスZの値の上昇は、生体組織から水分が抜けて乾燥化（脱水）が進んでいることを示す。

[0065] すなわち、第1段階出力は、第1および第2の保持部材62, 64の第1および第2の電極82b, 84bとロッド状電極66との間で高周波電流を与える。このため、電極82b, 84bに接触した生体組織が発熱する。すなわち、電極82b, 84b間に把持した生体組織の内部にジュール熱を発生させて生体組織自体が加熱される。高周波エネルギーは、生体組織内に含まれるタンパク質を変性させる。同時に、生体組織自体が発熱して脱水される。この結果、タンパク質同士が結合することにより、生体組織の構成成分の結合がなされる。

[0066] このとき、第1および第2の電極82b, 84bと生体組織との接触面積は、ロッド状電極66の生体組織の接触面積より大きい。言い換えると、ロッド状電極66と生体組織との接触面積は、第1および第2の電極82b, 84bの生体組織の接触面積よりも小さい。このため、ロッド状電極66に接する生体組織に対する電流密度が、第1および第2の電極82b, 84bに接する生体組織に対する電流密度に対して高くなる。したがって、ロッド状電極66に接触した生体組織の表面の組織成分を、第1および第2の電極

82b, 84bに接する生体組織の表面に比べて大きく変性させる。したがって、生体組織同士の接合面の生体組織を特に変性させることができる。そうすると、ロッド状電極66に接触した生体組織から生体組織の深部に次第に生体組織の変性領域が広げられる。このため、生体組織同士の接合面における接合力が次第に増していく。

[0067] 次いで、算出されたインピーダンスZについて、例えば出力制御部24に閾値として設定した500[Ω]（これに限らず任意に設定可能である）を超えたか否かを判断する（S2）。このとき、接合対象の生体組織の水分を抜ききらず、生体組織が変性する余地を残すように低めのインピーダンスZを設定する。

[0068] 検出部22による検出によりインピーダンスZが閾値500[Ω]を超えたと判断した場合、出力制御部24は、出力部26からの高周波電力の出力を停止させる（S3）。

[0069] 出力制御部24が、出力部26からの高周波電力の出力を停止させたと同時に、スイッチング部28が出力制御部24とエネルギー処置具12と検出部22とを接続する通電ライン18a, 18b, 18cを切り替える（S4）。このとき、第1および第2の保持部材62, 64の第1電極82bと第2電極84bとの間の生体組織に通電されるように切り替える。第3の通電ライン18cに接続されたロッド状電極66にはエネルギーが供給されない。このようにスイッチング部28により設定された回路を第2段階出力の回路とする。このような出力状態を第2段階出力とする。この第2段階出力は、第1および第2電極82b, 84bの間の生体組織に通電して処置するバイポーラ型の処置を行うための出力である。

[0070] フットスイッチないしハンドスイッチを操作すると、第2段階出力が開始する（S5）。出力を開始したと同時に、第1段階出力と同様に生体組織のインピーダンスZを検出する。例えばインピーダンスが500[Ω]に達したか否かを判断する（S6）。インピーダンスZが500[Ω]に達したとき、出力を停止する（S7）。このときの出力でも、組織の水分を抜ききらないよ

う、上述したように閾値として例えば500[Ω]等、低めのインピーダンスZを設定する。

[0071] すなわち、第2段階出力で、第1の保持部材62の電極82bと第2の保持部材64の電極84bとの間の生体組織に通電する。このため、第1および第2の電極82b, 84bの間の生体組織同士の接合面を含む生体組織をムラなく変性させることができる。

[0072] 次に、再びスイッチング部28を第1段階出力の回路と同じ回路に切り替える(S8)。ロッド状電極66と第1および第2の電極82b, 84bとの間の生体組織に通電する(S9)。次に、インピーダンスが例えば1000[Ω]を停止条件(閾値)として出力を行い、接合組織面を完全に脱水する(S10)。このような出力状態を第3段階出力とする。この第3段階出力は、ロッド状電極66と、第1および第2電極82b, 84bとの間の生体組織に通電して処置するバイポーラ型の処置を行うための出力である。すなわち、検出部22で検出したインピーダンスZが1000[Ω]に達するか否か判断し、達したときには出力を停止させる(S11)。

[0073] すなわち、第3段階出力で、再びロッド状電極66と、第1および第2の電極82b, 84bとの間の生体組織に通電するので、電流密度が高いロッド状電極66の周辺の生体組織を完全に脱水させることができる。

[0074] 次に、スイッチング部28を第2段階出力の回路に切り替える(S12)。

[0075] スwitching部28を第2段階出力の回路に切り替える(S12)と同時に、その前又は後に、第1および第2の保持部材62, 64の間のロッド状電極66を後退させる(S13)。ハンドル32に設けられた第2のノブ32bを術者側に移動させると、エネルギー処置具12の第1および第2の保持部材62, 64の間に配置されたロッド状電極66がその軸方向に沿ってシャフト34の筒体42の内部を術者側に移動し、ロッド状電極66の先端がシャフト34の筒体42の治療部36側端部(先端)に対して格納される。

[0076] このように、第2のノブ32bを操作し、ロッド状電極66を術者に近接

する側に後退させると、溝92、94に配設された電極82b、84bが弾性部材92a、94aの付勢力により保持面82、84に向かって移動する。したがって、溝92、94に配設された電極82b、84bは生体組織に対して圧力を加える。そうすると、ロッド状電極66が配設されていた空間を閉じるように第1および第2の保持部材62、64の保持面82、84全体で生体組織に圧力を加えることができ、接合対象の生体組織同士の接合面を接合する状態（当接状態）にすることができる。

[0077] 上述したように、スイッチング部28が第2段階出力の回路に切り替えられているので、フットスイッチやハンドスイッチを操作し、第4段階出力を行う（S14）。この第4段階出力は、第1および第2電極82b、84bの間の生体組織に通電して処置するバイポーラ型の処置を行うための出力である。第4段階出力では、例えば1000[Ω]を停止条件（閾値）として出力を行う（S15）。第1および第2の保持部材62、64の電極82b、84bの間の生体組織に通電し、保持した生体組織を変性させ、脱水させる。また、出力部26からの出力と同時に検出部22によりインピーダンスZを検出し、インピーダンスZが1000[Ω]になったところで出力を停止させる（S16）。

[0078] 第4段階出力で、第1および第2の保持部材62、64の電極82b、84bの間の生体組織に通電することにより、ロッド状電極66が配設されていたことにより離れていた部分の生体組織の水分を完全に抜き、すなわち脱水しつつ両者を接合することができる。その後、処置を停止させることができる。

[0079] 以上のような処置を行うことにより、接合対象の生体組織が加熱され、生体組織を徐々に変性および脱水して一体化（接合、融合）させることができる。このように、スイッチング部28を用いて回路を切り替えて生体組織に高周波エネルギーの出力を行うことにより、厚みがある生体組織や組成が異なる生体組織の接合面に確実にエネルギーを投入することができる。したがって、接合対象の生体組織に対して、確実に生体組織の変性および脱水状態を得

ることが可能である。

- [0080] なお、各段階出力の開始や停止は、エネルギー源 1 4 に表示されることによって術者に認識されたり、音（例えばブザー等）等により術者に認識されるようにすることが好ましい。
- [0081] この高周波出力には例えば数秒程度の休止期間を設けることや、低出力や高出力を繰り返すことも有用である。
- [0082] 各段階出力の終了条件（停止条件）としては、インピーダンス Z が設定した閾値を超えたか否かの判断だけでなく、一定時間出力した後、自動的に終了するなどとしても良い。
- [0083] また、ここでは、ロッド状電極 6 6 への通電、ロッド状電極 6 6 の後退、保持部材 6 2, 6 4 間の生体組織へのエネルギーの出力を操作するのに手動で行ったが、これら一連の操作を自動で行うように設定しても良い。この場合、例えば術者がフットスイッチやハンドスイッチを押圧したまま維持することによって、一連の操作（ロッド状電極 6 6 への通電、ロッド状電極 6 6 の後退、保持部材 6 2, 6 4 間の生体組織へのエネルギーの出力の操作）が自動的に始められ、自動的に終了することが好ましい。また、フットスイッチやハンドスイッチの押圧を解除することによって一連の操作が行われているときにはその操作が強制的に終了するように設定されていることが好ましい。なお、ロッド状電極 6 6 は前後送りロッド 4 6 に接続された図示しないモータが設けられ、このモータが出力制御部 2 4 によって制御されることによって一連の作用に基づいて自動的に後退する。
- [0084] なお、上記動作では、ロッド状電極 6 6 と第 1 および第 2 の電極 8 2 b, 8 4 b との間の生体組織への出力やその生体組織から得られる生体情報の検出は、第 1 および第 2 の電極 8 2 b, 8 4 b を同極として、ロッド状電極 6 6 と、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の電極 8 2 b, 8 4 b との間で行っていた。その他、生体組織への出力や生体情報の検出はロッド状電極 6 6 と第 1 の保持部材 6 2 の電極 8 2 b との間の生体組織のみ、又は、ロッド状電極 6 6 と第 2 の保持部材 6 4 の電極 8 4 b との間の生体組織のみのよう

に、第1および第2の保持部材62, 64の電極82b, 84bの片方だけを用いて出力や生体情報の検出を行っても良い。例えば食道と小腸とを接合するなど、厚みの異なる生体組織同士を接合するときは、第1および第2の保持部材62, 64の電極82b, 84bのうち片側だけを用いて出力や生体情報の検出を行うことでも、精度が高い制御を行うことができる。もちろん、両方の電極82b, 84bを用いることも好適である。このときも、回路はスイッチング部28で切り替えられる。

- [0085] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下のことが言える。
- [0086] 生体組織の接合は、タンパク質の変性と脱水により達成される。すなわち、生体組織をエネルギーにより融合（接合）させるためには、生体組織のタンパク質を変性させることと、生体組織の水分を抜くこと（脱水すること）が重要である。タンパク質の変性と脱水は、生体組織を発熱させることにより達成される。生体には様々なタンパク質からなる組織が存在する。タンパク質の変性温度はそれぞれ異なるため、生体組織を確実に昇温させることがタンパク質の組成に左右されない生体組織同士の接合に必要である。
- [0087] 保持部材62, 64に保持された接合対象の生体組織の厚みが薄い場合、保持された生体組織に略均一にエネルギーを印加できる。しかし、保持部材62, 64に保持された接合対象の生体組織が厚い場合、保持された生体組織のうち、電極82b, 84bから最も離れた位置（深部）にある接合面では、生体組織に与えるエネルギー密度が低くなり、エネルギーが十分に印加されない場合がある。
- [0088] 本実施の形態では、接合する生体組織の接合面に直接ロッド状電極66を配置して第1および第2の保持部材62, 64の電極82b, 84bとの間の生体組織に通電できる。このため、ロッド状電極66を配置した接合面に高周波エネルギーを集中させる（エネルギー密度を高める）ことができる。したがって、生体組織の接合面に対して確実にかつより多くのエネルギーを印加でき、接合面の生体組織のタンパク質を他の場所と同等かそれ以上に変性させることができる。同様に、脱水も他の部位と同等かそれ以上に行うことができ

る。つまり、接合面の処置状態を確実にコントロールすることが可能である。したがって、1対の保持部材62, 64の保持面82, 84に設けられた電極82b, 84bから離れた部分（例えば生体組織の接合面）にある生体組織のタンパク質を十分に変性させることができる。同様に、保持部材62, 64の電極82b, 84bから遠い部分（深部）にある生体組織を十分に脱水することができる。つまり、深部のタンパク質の変性状態や脱水状態を、生体組織の厚みや組成に左右されず、一定にすることが可能である。この結果、従来技術より安定して生体組織同士の接合を達成することができ、従来技術より安全に処置を行うことができる。

[0089] 本実施の形態によれば、第1および第2の保持部材62, 64で保持した接合対象の生体組織の状態を電極82b, 84b, 66を用いてインピーダンスZをモニタリングしながら、処置のための電極82b, 84b, 66の組み合わせを切り替え、効率的に生体組織の接合面にエネルギーを集中させ、生体組織の接合面をより確実に変性・脱水させることができる。

[0090] なお、ここでは、生体組織同士を接合する例について説明したが、単に生体組織を保持して凝固させることも可能である。

[0091] また、ロッド状電極66を進退させる際に、行い難い場合は、ロッド状電極66をその軸回りに回転させるようにすることも好ましい。例えば第2のノブ32bと前後送りロッド46とを接続するハウジング43にモータ（図1B中の符号43に含まれる）を設けることによって、前後送りロッド46とともにロッド状電極66を回転させることができる。このようにロッド状電極66を回転可能とすると、ロッド状電極66の進退と組み合わせることにより、より容易に、ロッド状電極66を生体組織接合面から引き抜いたり、生体組織接合面に挿入したりすることができる。

[0092] 本実施の形態では、図1Aから図6を用いて治療処置装置10について説明したが、各部の構成はこれに限定されるものではなく、同様の機能を有する任意のものに置換することができる。図示しないが、保持部材62, 64の高周波電極82b, 84bの代わりに抵抗加熱による熱エネルギーを発する

例えば発熱素子を用いても同様の効果を得ることができる。また、ロッド状電極 6 6 の代わりに例えば発熱素子や超音波振動を用いても同様の効果を得ることができる。エネルギー源 1 4 の出力部 2 6 は、高周波エネルギー、熱エネルギー、超音波エネルギーのいずれも出力できることが好ましい。

[0093] 本実施の形態では、生体組織の状況（状態）をインピーダンス Z により検出、すなわちモニタリングしているが、生体情報としてはインピーダンス Z に限定されることはない。例えば、電力値や位相などの他の電気的情報を用いることも許容される。すなわち、生体情報としては、例えば、インピーダンス Z を算出するための電流、電圧および電力、これらから算出されるインピーダンス Z、並びに位相情報が挙げられる。

[0094] 保持部材 6 2, 6 4 の電極 8 2 b, 8 4 b は、図 7 A および図 7 B に示すように形成され、配置されていることも好ましい。この場合、各電極 8 2 b, 8 4 b は円形状に形成されている。また、溝 9 2 に配設された電極 8 2 b は、等間隔に配置されているのではなく、一部が軸方向に近接した状態に配設されていても良い。電極 8 2 b がこのように配置されていることにより、対向する保持部材 6 4 の電極 8 4 b に対して電流密度を高くした処置を行うことができる。

[0095] また、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の本体 6 2 a, 6 2 b の保持面 8 2, 8 4 で保持した生体組織の表面を十分に処置するためには、図 8 A から図 8 D（特に図 8 D）に示すように、電極 8 2 b, 8 4 b が本体 6 2 a, 6 4 a の長手方向に対して直交する方向に連続して形成されていることも好適である。このような電極 8 2 b, 8 4 b を用いることにより、電極 8 2 b, 8 4 b と生体組織との接触面積を広く取ることができ、弾性部材 9 2 a, 9 4 a（図 4 A から図 4 C 参照）を配置することなく生体組織を処置するのに十分な圧力をかけることができる。

[0096] また、この実施の形態では、図 1 A および図 1 B に示すように、前後送りロッド 4 6 およびロッド状電極 6 6 をシャフト 3 4 に対して動かすのに第 1 のノブ 3 2 a とは離れた第 2 のノブ 3 2 b を用いる場合について説明した。

その他、図9に示すように、第1のノブ32aと第2のノブ32bとが並設されていることも好ましい。図9に示す第2のノブ32bは、ハンドル32の他端側に近接させるとロッド状電極66の先端がシャフト34の先端に対して引き込んだ状態となり、他端側に対して離隔させるとロッド状電極66の先端がシャフト34の先端に対して突出し第1および第2の保持部材62、64の間に配設された状態となる。

[0097] また、この実施の形態では、腹壁を通して腹腔内（体内）の生体組織を処置するためのリニアタイプのエネルギー処置具12（図1A参照）を例にして説明したが、例えば図10に示す、腹壁を通して体外に処置対象の生体組織を取り出して処置を行うオープン用のリニアタイプのエネルギー処置具（治療用処置具）12aを用いることもできる。このエネルギー処置具12aは、ハンドル32と、治療部36とを備えている。すなわち、腹壁を通して処置するためのエネルギー処置具12とは異なり、シャフト34（図1A参照）が除去されている。一方、シャフト34と同様の作用を有する部材がハンドル32内に配設されている。このため、このエネルギー処置具12aは、上述した図1Aに示すエネルギー処置具12と同様に使用することができる。

[0098] 図1A、図2、図4A－図4Dに示すロッド状電極（第3の電極）66に加え、図示しないが、例えばロッド状電極（第3の電極）66に並設された第4の電極や第5の電極など、複数の電極を第1および第2の保持部材62、64の間に配置することも許容される。ここでいう第4の電極や第5の電極は、例えば、ロッド状電極66を真ん中に配置し、ロッド状電極66の両側を挟むように配設されている。

[0099] [第2の実施の形態]

次に、第2の実施の形態について図11から図14を用いて説明する。この実施の形態は第1の実施の形態の変形例であって、第1の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0100] 本実施の形態では、第1および第2の保持部材62、64との間に存在するロッド状電極66について、シャフト34の軸方向に沿って移動可能な機

構に加えて、ロッド状電極 66 を切り離し可能な機構が配置されている。

[0101] 図 1 1 に示すように、ハンドル 32 の第 2 のノブ 32 b には、ロッド状電極 66 を後述する前後送りチューブ 46 a の先端で切り離すための分離ノブ 32 c が配設されている。第 2 のノブ 32 b には後述する接続ロッド 46 b の基端が接続され、分離ノブ 32 c には前後送りチューブ 46 a の基端が接続されている。この分離ノブ 32 c は、通常は第 2 のノブ 32 b と一緒に移動する。ここでは、この分離ノブ 32 c は、第 2 のノブ 32 b に対して術者の遠位側に配設されている。

[0102] 図 1 2 A から図 1 2 C に示すように、シャフト 34 の筒体 42 の内側には、前後送りロッド 46 の代わりに、円筒状の前後送りチューブ 46 a と、接続ロッド 46 b とが配設されている。接続ロッド 46 b は円筒状の前後送りチューブ 46 a の内側に配設されている。そして、ロッド状電極 66 の基端には円筒状の凹部（クボミ） 66 a が形成され、その凹部 66 a は接続ロッド 46 b の先端に嵌合されている。また、ロッド状電極 66 の基端は円筒状の前後送りチューブ 46 a の先端に当接されている。

[0103] 接続ロッド 46 b は導電性を有する材料で形成されている。接続ロッド 46 b のハンドル 32 側の端部には、エネルギー源 14 の出力部 26 に接続された第 3 の通電ライン 18 c が接続されている。前後送りチューブ 46 a は例えば硬質のプラスチック材等、絶縁性を有する素材で形成されていることが好ましい。このため、ロッド状電極 66 から生体組織を通して第 1 および第 2 の保持部材 62, 64 の電極 82 b, 84 b との間で通電することができる。

[0104] ロッド状電極 66 の基端の凹部 66 a と、接続ロッド 46 b の先端との間の嵌合の程度は、第 1 の実施の形態で説明したように、ロッド状電極 66 を移動させたとき（生体組織にロッド状電極 66 が保持されている状態に対する押し込み動作／引き込み動作を含む）にも嵌合が解除されない程度である。

[0105] 一方、第 2 のノブ 32 b が術者に対して遠位側にあるときに分離ノブ 32

cを第2のノブ32bに対して分離して術者に対して遠位側に移動させると、接続ロッド46bはその位置に留まるのに対して、前後送りチューブ46aは術者に対して遠位側に移動する。このため、ロッド状電極66の基端が前後送りチューブ46aの先端に押し出されて、ロッド状電極66の基端の凹部66aと接続ロッド46bの先端との嵌合が解除される。すなわち、ロッド状電極66が前後送りチューブ46aおよび接続ロッド46bから分離する。

[0106] なお、接続ロッド46bをその位置に留めるのではなく、前後送りチューブ46aをその位置に留めて、接続ロッド46bを前後送りチューブ46aに対して相対的に術者側に移動させることによってもロッド状電極66が前後送りチューブ46aおよび接続ロッド46bから分離する。すなわち、ロッド状電極66を前後送りチューブ46aおよび接続ロッド46bから分離させるには、分離ノブ32cをその位置に留めて、第2のノブ32bを分離ノブ32cに対して相対的に術者側に移動させることによっても行われる。

[0107] なお、ロッド状電極66を分離した後、必要であれば、新たなロッド状電極66を接続ロッド46bに嵌合することによって、ロッド状電極66を有するエネルギー処置具12を使用することができる。

[0108] 第1の実施の形態と同様に、保持部材62, 64の内部には、図12Aから図12Cに示すように弾性部材92a, 94aが配置されている。弾性部材92a, 94aは、第2のノブ32bおよび分離ノブ32cを術者の近位に配置する動作（ロッド状電極66の後退動作）に連動して溝92, 94に配設された電極82b, 84bを付勢状態にし、第2のノブ32bおよび分離ノブ32cを術者の遠位に配置する動作（ロッド状電極66の前進動作）に連動して溝92, 94に配設された電極82b, 84bの付勢を解除する（図4Aから図4C参照）。

[0109] そして、図12Cに示すように、ロッド状電極66を切り離しても、第2のノブ32bおよび分離ノブ32cは術者の遠位にあるので、溝92, 94に配設された電極82b, 84bの付勢は解除されている。ここで、溝92

、94に配設された電極82b、84bを付勢状態にするには、第2のノブ32bおよび分離ノブ32cを術者の近位に配置すれば良い。

[0110] 以下、治療処置装置10の作用について、図13に示すフローチャートに沿って説明する。

[0111] ここでは、第1の実施の形態のフローチャート（図6参照）のロッド状電極66を後退させる工程（S13）が除去され、代わりにロッド状電極（プローブ）66を切り離す工程（S18）が挿入されている。ロッド状電極66を切り離す工程（S18）は、第4段階出力を停止してから行われる。

[0112] 第1の実施の形態で説明したように生体組織を保持し、第1段階出力の開始（S1）から第4段階出力の停止（S16）まで行う。その後、第1および第2の保持部材62、64の電極82b、84bとロッド状電極66との間の生体組織のインピーダンスZを検出する（S17）。

[0113] 仮に、検出したインピーダンスZの値が第4段階出力の停止時（S16）の値に対して下がっていた場合、第5段階出力として再び、第1および第2の保持部材62、64の電極82b、84bと、ロッド状電極66との間の生体組織に通電して処置を行う（S19）。第5段階出力では、インピーダンスが例えば1000[Ω]を停止条件（閾値）として出力を行う（S20）。このような出力状態を第5段階出力とする。すなわち、検出部22で検出したインピーダンスZが1000[Ω]に達するか否か判断し、達したときには出力を停止させる（S21）。この第5段階出力により、保持した生体組織の脱水をより完全に行うことができる。これは、第4段階出力の出力中や第4段階出力の停止後に生体組織に水分が戻る現象が起きる可能性があるためである。

[0114] このとき、第1および第2の保持部材62、64の電極82b、84b間の生体組織に第4段階出力又は第5段階出力により通電すると、ロッド状電極66に接した生体組織を含む生体組織同士の接合面が変性・脱水されている。

[0115] 第4段階出力又は第5段階出力を停止させた後、保持部材62、64の間

に配設されたロッド状電極 6 6 を切り離す。この結果、ロッド状電極 6 6 は切り離される。すなわち、生体組織同士の接合面にロッド状電極 6 6 が留置される。

[0116] このようにロッド状電極 6 6 を留置しても、ロッド状電極 6 6 に接した生体組織を含む生体組織同士の接合面が変性・脱水されているので、接合面を維持することができる。また、ロッド状電極 6 6 を生体組織の接合面から抜去することによる接合面の剥離も防止することができる。

[0117] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下のことが言える。

[0118] 第 4 段階出力の出力中や第 4 段階出力の停止後に生体組織に水分が戻る現象が起きる可能性があるので、本実施の形態では、第 4 段階出力を停止させた後、生体組織同士の接合面のインピーダンス Z を再度検出し、必要であれば生体組織同士の接合面に第 5 段階出力を行う。このため、生体組織の脱水をより完全に行うことができる。また、生体組織同士の接合面にロッド状電極 6 6 を留置することにより、ロッド状電極 6 6 の抜去を考慮しなくて良いので、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の保持面 8 2, 8 4 だけでなく、溝 9 2, 9 4 に配設された電極 8 2 b, 8 4 b で生体組織の接合面に圧力を加えることができる。このため、生体組織同士をより強く接合することができる。

[0119] なお、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 で保持した生体組織の表面を十分に処置するためには、図 1 4 A から図 1 4 D (特に図 1 4 D) に示すように、電極 8 2 b, 8 4 b が本体 6 2 a, 6 4 a の長手方向に対して直交する方向に連続して形成されていることも好適である。このような電極 8 2 b, 8 4 b を用いることにより、図 1 4 A から図 1 4 D に示す保持部材 6 2, 6 4 に弾性部材 9 2 a, 9 4 a (図 1 2 A から図 1 2 C 参照) を配置することなく生体組織を処置するのに十分な圧力をかけることができる。

[0120] [第 3 の実施の形態]

第 3 の実施の形態について図 1 5 から図 1 8 を用いて説明する。この実施の形態は第 1 の実施の形態の変形例であって、第 1 の実施の形態で説明した

部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0121] 図15および図16に示すように、治療処置装置10は、エネルギー処置具（ハンドピース、治療用処置具）12と、エネルギー処置具12に高周波エネルギーを送るエネルギー源14に加え、治療部36に生理食塩水等の流体を供給する流体供給部102を備えている。

[0122] 流体供給部102は、生理食塩水が入れられたバッグ112と、このバッグ112に後端が接続された送水チューブ（流体供給用チューブ）114と、送水チューブ114の内径を変化させてバッグ112内から供給される生理食塩水の供給量を制御する流量調節装置（流体制御部）116とを備えている。

[0123] バッグ112に貯留される流体（流動体）としては、生体組織に浸透性があり、かつ、例えばイオン化された導電性流体など、電気エネルギーを誘導することが可能なものが用いられることが好ましい。このような流体として、例えば、生理食塩水、高張食塩水、低張食塩水、電解質補液製剤などが用いられる。また、流体として粘性が高い、例えばヒアルロン酸等のような膠化体（流動体）の使用も許容される。膠化体を用いる場合、処置対象の生体組織に膠化体が塗布されると浸透するが、処置対象の生体組織の周囲の生体組織まで膠化体が流れ出すことが防止される。

[0124] 送水チューブ114はケーブル16と同様にエネルギー処置具12のハンドル32から延出されている。流量調節装置116は、ケーブル118およびその端部に配設されたコネクタ118aによりエネルギー源14と着脱可能に接続されている。この流量調節装置116は、バッグ112からの生理食塩水の供給を止める場合、例えば送水チューブ114に外側から圧力をかけて送水チューブ114の流路を閉塞し、バッグ112から生理食塩水を供給する場合、例えば送水チューブ114に対する外側からの圧力を除去して送水チューブ114の弾性変形により送水チューブ114の流路を開く。すなわち、流量調節装置116は送水チューブ114の流路の開閉を機械的に行うことができる。

[0125] この流量調節装置 116 には、送水チューブ 114 の流路の開閉を行うために図示しないフットスイッチやハンドスイッチが接続されている。例えば、フットスイッチやハンドスイッチの押圧を解除した状態を維持すると生理食塩水のエネルギー処置具 12 への供給は止められている。一方、フットスイッチやハンドスイッチの押圧を維持すると、制御された流量の生理食塩水が送水チューブ 114 を通してエネルギー処置具 12 に供給され、その後、送水チューブ 114 の流路が自動的に閉塞されて生理食塩水の供給が自動的に停止される。ここで、制御された流量とは、ある所定の流量であったり、所定の時間流体（生理食塩水）を流したり、第 2 段階出力等の出力に合わせて適宜に流体（生理食塩水）を供給するなど、設定により種々の制御を行うことができる。

[0126] なお、この実施の形態では、第 1 のノブ 32a に並設されて、例えば流量調整ノブ 32d が配設されている。この流量調整ノブ 32d は、流量調節装置 116 を強制的に開操作又は閉操作するように制御するのに用いられる。

[0127] 送水チューブ 114 の先端は、図 17A から図 17C に示す前後送りチューブ 46a の基端に接続されている。この前後送りチューブ 46a の後端はハンドル 32 の第 2 のノブ 32b に接続されている。このため、前後送りチューブ 46a は第 2 のノブ 32b の操作によってシャフト 34 の筒体 42 の内部を進退する。

[0128] 前後送りチューブ 46a の先端には流路 122a を有するチューブ状電極 122 の基端が嵌合されて接続されている。このチューブ状電極 122 の基端には、第 3 の通電ライン 18c の先端が接続されている。この第 3 の通電ライン 18c は前後送りチューブ 46a の内側を通してハンドル 32 側に延出され、ハンドル 32 内で前後送りチューブ 46a から外側に延出され、第 1 および第 2 の通電ライン 18a, 18b とともにケーブル 16 内に配設されている。

[0129] すなわち、この実施の形態に係るチューブ状電極 122 は、第 1 および第 2 の実施の形態で説明したロッド状電極（高周波電極）66 が筒状に形成さ

れたものである。このため、チューブ状電極 1 2 2 は、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の間に存在し得る生体組織に液体を放出する機能を備えている。

[0130] 図 1 5 に示すように、ハンドル 3 2 には、第 2 のノブ（液体放出部付電極進退ノブ） 3 2 b が配設されている。図 1 7 A から図 1 7 C に示すように、第 2 のノブ 3 2 b には前後送りロッド 4 6 の代わりに前後送りチューブ 4 6 a が配設されている。この前後送りチューブ 4 6 a の先端はシャフト 3 4 の筒体 4 2 の内部を通してチューブ状電極 1 2 2 の基端に接続されている。前後送りチューブ 4 6 a の内側には、第 3 の通電ライン 1 8 c が挿通されている。

[0131] 図 1 5 から図 1 7 D に示すように、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の間にはチューブ状電極 1 2 2 が配設されている。チューブ状電極 1 2 2 は、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の間に配設される（チューブ状電極 1 2 2 を突出させた）状態と、シャフト 3 4 の内部に配設される状態とに進退可能である。このチューブ状電極 1 2 2 を突出させたときの先端は第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の電極 8 2 b, 8 4 b のうち、最も先端の電極 8 2 b, 8 4 b を越えない位置に設定されている。また、チューブ状電極 1 2 2 の幅（外径）は第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の電極 8 2 b, 8 4 b より狭く形成されている。このため、第 1 および第 2 の保持部材 6 2, 6 4 の電極 8 2 b, 8 4 b によりエネルギー印加される生体組織の面に限定してエネルギーを印加することができる。

[0132] チューブ状電極 1 2 2 の断面形状（外形）は例えば円形に形成されているが、その横断面の外形を楕円形、多角形など、種々の形状とすることが許容される。保持面 8 2, 8 4 の溝 9 2, 9 4 の断面形状は、チューブ状電極 1 2 2 の外形と同形状であることが好適であるが、円形や、楕円形、多角形など種々の形状とすることが許容される。また、流体（生理食塩水）を放出するのはチューブ状電極 1 2 2 の先端だけでなく、チューブ状電極 1 2 2 の側面からも放出できる。すなわち、例えば、チューブ状電極 1 2 2 には径が 1

mm以下等の他数の液体放出部（小孔）122bが形成されている。このため、生体組織の接合面に略均一に流体を供給することができる。

[0133] 次に、この実施の形態に係る治療処置装置10の作用について図18を用いて説明する。

[0134] 第1の実施の形態で説明したのと同様に、第1段階出力から第4段階出力まで行う。このとき、第3段階出力の停止（S11）から第4段階出力の開始（S14）までの間の回路の切り替え（S12）と同時に、第1の実施の形態で説明したロッド状電極66を後退させる（S13）代わりに、チューブ状電極122を後退させる（S33）。

[0135] これに加えて、本実施の形態では、第1段階出力の停止（S3）と第2段階出力の開始（S5）との間に生理食塩水の注入を行う（S31）とともに、第2段階出力の停止（S7）と第3段階出力の開始（S9）との間に生理食塩水の注入を行う（S32）。なお、生理食塩水は、流体供給部102の流量調節装置116に接続された図示しないフットスイッチやハンドスイッチを操作することにより、送水チューブ114および前後送りチューブ46aを通してチューブ状電極122から放出される。すなわち、生理食塩水は、接合する生体組織の接合面に直接放出される。このような生理食塩水の放出により、電極82b、84b間の生体組織のインピーダンスZを下げる。インピーダンスZを下げることにより、接合対象の生体組織により多くのエネルギーを投与できる。すなわち、生体組織のタンパク質をより変性させ易くすることができる。

[0136] なお、ここでは、流体の放出量は例えば出力制御部24により予め設定されているものとする。

[0137] チューブ状電極122からの生理食塩水の放出は、チューブ状電極122の出力の前後に行うこともできるし、同時に行うこともできる。同様に、チューブ状電極122からの生理食塩水の放出は、保持部材62、64の電極82b、84b間の生体組織への通電の前に行うこともできるし、同時に行うこともできる。

- [0138] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下のことが言える。
- [0139] 第1の実施形態では、保持部材62、64で保持された生体組織の接合面には、ロッド状電極66のみが配置されている。その効果の一つは、保持部材62、64の電極82b、84bからの電流だけでなく、生体組織の接合面に直接電流を印加することで、接合面をより変性・脱水させることができるというものである。
- [0140] 本実施の形態では、第1および第2の電極82b、84bとの間の生体組織に通電可能であるとともに、保持された生体組織の接合面に流体を供給可能なチューブ状電極122を設けた。このような構造により、接合面の生体組織に対して通電することができるとともに、流体を注入することができる。接合面に流体を注入する機能により、第1段階出力の後、保持部材62、64間の生体組織のインピーダンスZを下げるができる。このため、接合対象の生体組織に対してエネルギーをより多く投入することが可能になる。その結果、より多くのエネルギーを接合面に投入することが可能になる。
- [0141] なお、この実施の形態では、インピーダンスZを下げるために導電性流体（生理食塩水）を供給する場合について説明したが、生体組織の処置に必要な薬液等を供給するようにしても良い。
- [0142] また、この実施の形態では、チューブ状電極122への通電と、流体の生体組織への放出と、チューブ状電極122の後退と、保持部材62、64間の生体組織への通電は手動で行う場合について説明したが、これら一連の操作を自動で行うよう設定することもできる。
- [0143] また、チューブ状電極122も、上述した第4および第5の電極のように複数配置することができる。
- [0144] [第4の実施の形態]
- 次に、第4の実施の形態について図19Aから図19Cを用いて説明する。この実施の形態は第1から第3の実施の形態の変形例であって、第1から第3の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

- [0145] 図19Aから図19Cに示すように、第1および第2の保持部材62、64は流体を放出可能な構造を有する。第1の保持部材62の本体62aには、生体組織との接触面が平面状に形成された電極132が配設されている。この電極132は略矩形状に形成され、この電極132の外周には生体組織から生じる蒸気の通路となる環状溝134が形成されている。一方、第1の保持部材62の本体62aの中心軸上には、第1から第3の実施の形態で説明したように、ロッド状電極66やチューブ状電極122が配設される溝92が形成されている。
- [0146] 第1の保持部材62の本体62aの内部には、管路136が配設されている。この管路136は、第1の保持部材62の本体62aの内部で略L字型に屈曲して、複数の開口部（貫通孔）136aが形成されている。複数の開口部136aは電極132の表面で開口されている。すなわち、管路136と電極132の外部とは連通されている。特に、電極132で開口された複数の開口部136aは、例えば第1の保持部材62の本体62aの中心軸に対して所定距離外れた位置に、所定の間隔に同じ径に形成されている。このため、管路136に生理食塩水などの流体を流すと、管路136の開口部136aからその流体が放出される。
- [0147] なお、開口部136aは、第1の保持部材62の本体62aの中心軸上に形成された溝92と略平行な位置に等間隔に配設されている。開口部136aの外周は、絶縁性を有する素材で覆われている。なお、管路136自体は絶縁性を有する素材で形成されていることも好適である。管路136は、例えば円筒や四角筒状であることが好適であるが、その横断面を楕円筒形、多角筒形など、種々の形状とすることが許容される。
- [0148] この管路136は、シャフト34の筒体42の内部又はシース44との間の外部を通してハンドル32まで連続して形成されている。管路136は、送水チューブ114に連通され、バッグ112から送水チューブ114を通して供給された生理食塩水をチューブ状電極122だけでなく、第1および第2の保持部材62、64の電極132、142の内側に配設された開口部

136aからも放出することができる。

[0149] この電極132は、例えば第2の保持部材64に対向する側に対して反対側の基端部で第1の通電ライン18aを介してハンドル32から延出されたケーブル16に配設されている。

[0150] なお、図示しないが、第2の保持部材64も第1の保持部材62と対称的に形成されている。ここでは、便宜的に、第2の保持部材64に設けられた電極に符号142を、環状溝に符号144を、管路に符号146を、開口部に符号146aを付して説明する。

[0151] 第1および第2の保持部材62、64の電極132、142を同電位（同極）としたとき、エネルギー源14からエネルギー（高周波電力）が供給されると、第1の保持部材62の電極132と第2の保持部材64の電極142とに接触した生体組織に高周波エネルギーが供給されて加熱される。このとき、電極132、142はセンサの役割を果たして、生体組織を通して電極132、142の間に流れる電流、電圧等を計測して、第1および第2の通電ライン18a、18bを通してエネルギー源14の検出部22にその信号を入力する。

[0152] なお、第1および第2の保持部材62、64の管路136、146は、シャフト34の筒体42の内部を通してハンドル32まで延出されている。これら管路136、146はハンドル32から第1および第2の通電ライン18a、18bと並設されたチューブ（図示せず）として延出され、送水チューブ114（図15参照）などに接続されている。このため、これら管路136、146を通して開口部136a、146aに導電性流体などの液体を注入することができる。

[0153] これら開口部136a、146aは、図19Aから図19C中ではそれぞれ円形状に形成されているが、円形に限定されることなく、楕円形や多角形など、種々の形状が許容される。また、第1の保持部材62における開口部136aの配置、および、第2の保持部材64における開口部146aの配置は、第1および第2の高周波電極132、142内の縦方向（長手方向）

に沿って所定の間隔において一列に限定されることなく、複数列および、ランダムに配設されることも許容される。

[0154] [第5の実施の形態]

次に、第5の実施の形態について図20Aから図21を用いて説明する。この実施の形態は第1から第4の実施の形態の変形例であって、第1から第4の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0155] 本実施の形態のエネルギー処置具12には、図20Aから図20Cに示すように、第3の実施の形態で説明したチューブ状電極122を進退させる機構に加えて、第2の実施の形態で説明したロッド状電極66を切り離し可能な機構が配設されている。すなわち、この実施の形態に係るエネルギー処置具12には、チューブ状電極122を切り離し可能な機構が配設されている。

[0156] 図20Aから図20Cに示すチューブ状電極122を切り離し可能な機構は、第2の実施の形態で説明したロッド状電極66を切り離し可能な機構と概略的に同じである。シャフト34の筒体42の内側には、前後送りチューブ46aと、接続チューブ46cとが配設されている。この実施の形態では、流体を流すため、接続ロッド46bの代わりに接続チューブ46cが配設されている。そして、前後送りチューブ46aおよび接続チューブ46cの先端には、第2の実施の形態のロッド状電極66の代わりに、チューブ状電極122が配置されている。

[0157] なお、接続チューブ46cの先端の内側には、第3の通電ライン18cの先端が固定され、ハンドル32側に延出されている。

[0158] 治療処置装置10の作用については、図21に示すフローチャートに示す。これは、第2の実施の形態で図13を用いて説明したフローに加えて、第3の実施の形態で図18を用いて説明したフローを組み合わせたものである。

[0159] [第6の実施の形態]

第6の実施の形態について図22および図23を用いて説明する。この実

施の形態は第3および第5の実施の形態の変形例であって、第3および第5の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0160] 図22に示すように、ここでは、チューブ状電極122の代わりに、流路152aを有する液体放出ノズル152が配置されている。このため、図22に示すように、このノズル152には、第3の通電ライン18c（図2および図16参照）が接続されていない。すなわち、ケーブル16から第3の通電ライン18cが除去されている。このため、生体組織同士を接合するために、第1および第2の保持部材62, 64に設けられた電極82b, 84bが用いられる。また、この実施の形態では、図22に示すように、スイッチング部28が設けられているが、この実施の形態では回路を切り替える必要はない。すなわち、スイッチング部28は設けられていなくても良い。

[0161] したがって、この実施の形態では、エネルギー処置具12の治療部36の第1の処置部52は、開閉可能な1対の保持部材62, 64を備え、第2の処置部54は、液体放出ノズル152を備えている。液体放出ノズル152が流体（生理食塩水）を放出できるのは液体放出ノズル152の先端だけでなく、液体放出ノズル152の側面からも放出できる。すなわち、例えば、液体放出ノズル152には径が1mm以下等の他数の液体放出用孔152bが形成されている。このため、生体組織の接合面に略均一に流体を供給することができる。

[0162] ハンドル32に設けられた第2のノブ32b（図15参照）は液体放出ノズル152の進退ノブとして機能する。第2のノブ32bは、ハンドル32の内部で例えば送水チューブ114の外壁に接続されている。第2のノブ32bを術者側に移動させると、送水チューブ114が術者側に移動する。そうすると、送水チューブ114の先端に接続された液体放出ノズル152が術者側に移動し、シャフト34の内部に格納される。

[0163] 次に、この実施の形態に係る治療処置装置10の作用について図23を用いて説明する。

- [0164] 生体組織を、第1および第2の保持部材62, 64の保持面82, 84の間で保持する。このとき、生体組織の接合面間に液体放出ノズル152を配置しておく。すなわち、液体放出ノズル152を生体組織で挟持する。
- [0165] この状態で、エネルギー源14に接続されたフットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源14から第1および第2の保持部材62, 64の第1電極82bと第2電極84bとの間の生体組織に通電される(S41)。このため、保持部材62, 64で保持された生体組織のタンパク質が変性し、同時に生体組織が脱水される。このとき、電極82b, 84bを通してエネルギー源14の検出部22でインピーダンスZが算出される。
- [0166] 算出されたインピーダンスZについて、例えば出力制御部24に閾値として設定した500[Ω]（これに限らず任意に設定可能である）を超えたか否かを判断する(S42)。このとき、接合対象の生体組織の水分を抜ききらず、生体組織が十分に変性するように低めのインピーダンスZを設定する。
- [0167] 検出部22による検出によりインピーダンスZが閾値500[Ω]を超えたと判断した場合、出力制御部24は、出力部26からの高周波電力の出力を停止させる(S43)。
- [0168] 次に、流体供給部102の流量調節装置116に接続されたフットスイッチやハンドスイッチを操作すると、生理食塩水が、送水チューブ114を通して液体放出ノズル152から放出される(S44)。ノズル152には多数の液体放出用孔152bが形成されているので、生理食塩水は、接合する生体組織の接合面に放出される。フットスイッチやハンドスイッチを操作する（押圧した状態を解除する）または、所定の流量の生理食塩水が放出されると、生理食塩水の放出が停止される。放出量は例えば流量調節装置116などで予め設定することも可能である。
- [0169] 次に、接合面に密着した状態に配設された液体放出ノズル152の先端をシャフト34の内部まで後退させる(S45)。このとき、第1および第2の保持部材62, 64の溝92, 94に配設された電極82b, 84bは第1および第2の保持部材62, 64の本体62a, 64aの内部に設けられ

た弾性部材 92 a, 94 b (図 20 A から図 20 C 参照) で生体組織の接合面同士が密着するように付勢される。

[0170] 次に、インピーダンスが例えば 1000 [Ω] を停止条件 (閾値) として、再びエネルギー源 14 に接続されたフットスイッチやハンドスイッチを操作する。エネルギー源 14 から第 1 および第 2 の保持部材 62, 64 の第 1 電極 82 b と第 2 電極 84 b との間の生体組織に通電される (S 46)。このため、保持部材 62, 64 で保持された生体組織のタンパク質が変性し、同時に生体組織が脱水される。このとき、電極 82 b, 84 b を通してエネルギー源 14 の検出部 22 でインピーダンス Z が算出される。

[0171] 次に、インピーダンスが例えば 1000 [Ω] を停止条件 (閾値) として出力を行い、接合組織面を完全に脱水する (S 47)。すなわち、検出部 22 で検出したインピーダンス Z が 1000 [Ω] に達するか否か判断し、達したときには出力を停止させる (S 48)。このため、液体放出ノズル 152 が配設されていた部位も高周波エネルギーの作用によって接合される。したがって、エネルギーを投与し易いように流体が注入された接合面に高周波エネルギーを作用させて、接合面を変性、脱水することができる。このため、生体組織同士を接合することができる。

[0172] ここでは、第 1 出力 (S 41 - S 43) と生理食塩水の注入 (S 44) と第 2 出力 (S 46 - S 48) を手動で行ったが、これら一連の操作を自動で行うよう設定することもできる。

[0173] 液体放出ノズル 152 からの生理食塩水の放出は、保持部材 62, 64 の電極 82 b, 84 b の出力の前に行うこともできるし、同時に行うこともできる。その場合、ノズル 152 を後退させるのは第 2 出力を停止させてから行う。

[0174] この実施の形態によれば、以下のことが言える。

[0175] 第 1 の実施の形態では、保持された生体組織の接合面には、ロッド状電極 66 を配置していた。その効果は、保持部材 62, 64 の電極 82 b, 84 b からの電流だけでなく、生体組織の接合面に直接電流を印加することで、

接合面をより変性・脱水させるというものである。

[0176] 本実施の形態では、保持された生体組織の接合面に、生理食塩水を注入することができる液体放出ノズル152を設けた。この構造により、第1および第2の保持部材62, 64で保持した接合対象の生体組織全体に対して通電した後、生理食塩水の注入により接合面のインピーダンスZを低下させることができる。このため、再び生体組織同士の接合面に通電することができる。この結果、より多くのエネルギーを接合面に投入することができ、生体組織同士を強く接合することができる。

[0177] [第7の実施の形態]

次に、第7の実施の形態について図24Aから図24Cを用いて説明する。この実施の形態は第6の実施の形態の変形例であって、第6の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0178] 本実施の形態では、図24Aから図24Cに示すように、第6の実施の形態で説明した液体放出ノズル152の進退機構に加えて、切り離し機構が配設されている。

[0179] 切り離し機構は、第2および第5の実施の形態で説明したのと同じであるため、説明を省略する。第2の実施の形態のロッド状電極66が、本実施の形態では、液体放出ノズル152に置き換えられている。

[0180] これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

符号の説明

[0181] 10…治療処置装置、12…エネルギー処置具、14…エネルギー源、16…ケーブル、18a…第1の通電ライン、18b…第2の通電ライン、18c…第3の通電ライン、22…検出部、24…出力制御部、26…出力部、28…スイッチング部、36…治療部、52…第1の処置部、54…第2の処置部、62…第1の保持部材、64…第2の保持部材、66…ロッド状電極

、 8 2…第 1 の保持面、 8 2 b…第 1 の電極、 8 4…第 2 の保持面、 8 4 b
…第 2 の電極

請求の範囲

- [請求項1] 体内の接合対象の生体組織を接合処置するための治療処置装置（10）であって、
- 接合対象の生体組織にエネルギーを印加するためのエネルギー源（14）と、
- 接合対象の生体組織を保持するためそれぞれ保持面を有する少なくとも1対の保持部材（62, 64）と、前記保持部材の保持面に設けられ、前記エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するためのエネルギー放出部（82b, 84b）とを有し前記エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するための第1の処置部（52）と、
- 接合対象の生体組織の間に挟まれ、接合対象の生体組織が接する面を変性させる第2の処置部（54）と、
- 前記保持部材の少なくとも一方が他方に対して相対的に移動するように操作する機能を有する操作部（32）と、
- 前記1対の保持部材で保持した生体組織の生体情報、および、前記1対の保持部材と前記第2の処置部との間の生体組織の生体情報の少なくとも一方を検出する検出部（22）と、
- 前記検出部で得られた生体組織の生体情報に基づいて、前記エネルギー放出部と前記第2の処置部との出力を制御する制御部（24）とを具備することを特徴とする治療処置装置。
- [請求項2] 前記エネルギー放出部（82b, 84b）は接合対象の生体組織にエネルギーを供給する電極を有することを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。
- [請求項3] 前記第2の処置部（54）は前記エネルギー源に接続され、接合対象の生体組織にエネルギーを供給する電極（66）を有することを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。
- [請求項4] 前記制御部（24）は、前記検出部（22）で検出される、接合対

象の生体組織を流れる電流、前記エネルギー放出部（82b, 84b）間又は前記エネルギー放出部と前記第2の処置部（66）との間の電圧、接合対象の生体組織のインピーダンス（Z）、位相差情報の少なくとも1つの生体情報に基づいて、前記エネルギー放出部と前記第2の処置部との間の出力を制御するようにしたことを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項5] 前記保持部材（62, 64）は先端部と基端部とを有し、これら先端部および基端部により前記保持部材の長手方向を規定し、

前記第2の処置部（54）は、前記保持部材の前記先端部と前記基端部との長手方向に対して移動可能であることを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項6] 前記保持部材（62, 64）の少なくとも一方は、前記第2の処置部（54）が前記保持部材の基端側に後退する際に前記エネルギー放出部（82b, 84b）で接合対象の生体組織に圧力を加える弾性部材（92a, 94a）を有することを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項7] 前記第2の処置部（54）は超音波を発振する超音波プローブを有することを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項8] 前記第2の処置部（54）は、中空の流路（122a; 152a）と、前記流路に連通し前記外表面に形成された少なくとも1つの開口部（122b; 152b）とを有することを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項9] 前記操作部（32）と前記第2の処置部（54）とを接続する接続部材（46a, 46b）をさらに具備し、

前記第2の処置部は前記接続部材に対して着脱可能であり、接合対象の生体組織の間に挟まれた状態に留置可能であることを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項10] 前記エネルギー放出部（82b, 84b）は、高周波エネルギー、抵抗

加熱による熱エネルギーの少なくとも1つにより接合対象の生体組織にエネルギーを加えるようにしたことを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項11] 前記第2の処置部（54）は、高周波エネルギー、超音波エネルギー、抵抗加熱による熱エネルギーの少なくとも1つにより接合対象の生体組織にエネルギーを加えるようにしたことを特徴とする請求項1に記載の治療処置装置（10）。

[請求項12] 体内の接合対象の生体組織を接合処置するための治療用処置具（12）であって、

接合対象の生体組織を保持するためそれぞれ保持面（82, 84）を有する少なくとも1対の保持部材（62, 64）と、前記保持部材の保持面に設けられ、前記エネルギー源からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するためのエネルギー放出部（82b, 84b）とを有しエネルギー源（14）からエネルギーを印加したときに接合対象の生体組織を接合するための第1の処置部（52）と、

接合対象の生体組織の間に挟まれ、接合対象の生体組織が接する面を変性させる第2の処置部（54）と、

前記保持部材の少なくとも一方が他方に対して相対的に移動するように操作する機能を有する操作部（32）と

を具備し、

前記エネルギー放出部および第2の処置部は、前記1対の保持部材で保持した生体組織の生体情報、および、前記1対の保持部材と前記第2の処置部との間の生体組織の生体情報の少なくとも一方を検出可能であり、前記エネルギー放出部および第2の処置部で得られた生体組織の生体情報に基づいて、前記エネルギー源から前記エネルギー放出部および前記第2の処置部に出力されるエネルギーが制御されることを特徴とする治療用処置具。

[請求項13] 前記エネルギー放出部（82b, 84b）は、高周波エネルギー、抵抗

加熱による熱エネルギーの少なくとも1つにより接合対象の生体組織にエネルギーを加えるようにしたことを特徴とする請求項12に記載の治療用処置具(12)。

[請求項14] 前記第2の処置部(54)は、高周波エネルギー、超音波エネルギー、抵抗加熱による熱エネルギーの少なくとも1つにより接合対象の生体組織にエネルギーを加えるようにしたことを特徴とする請求項12に記載の治療用処置具(12)。

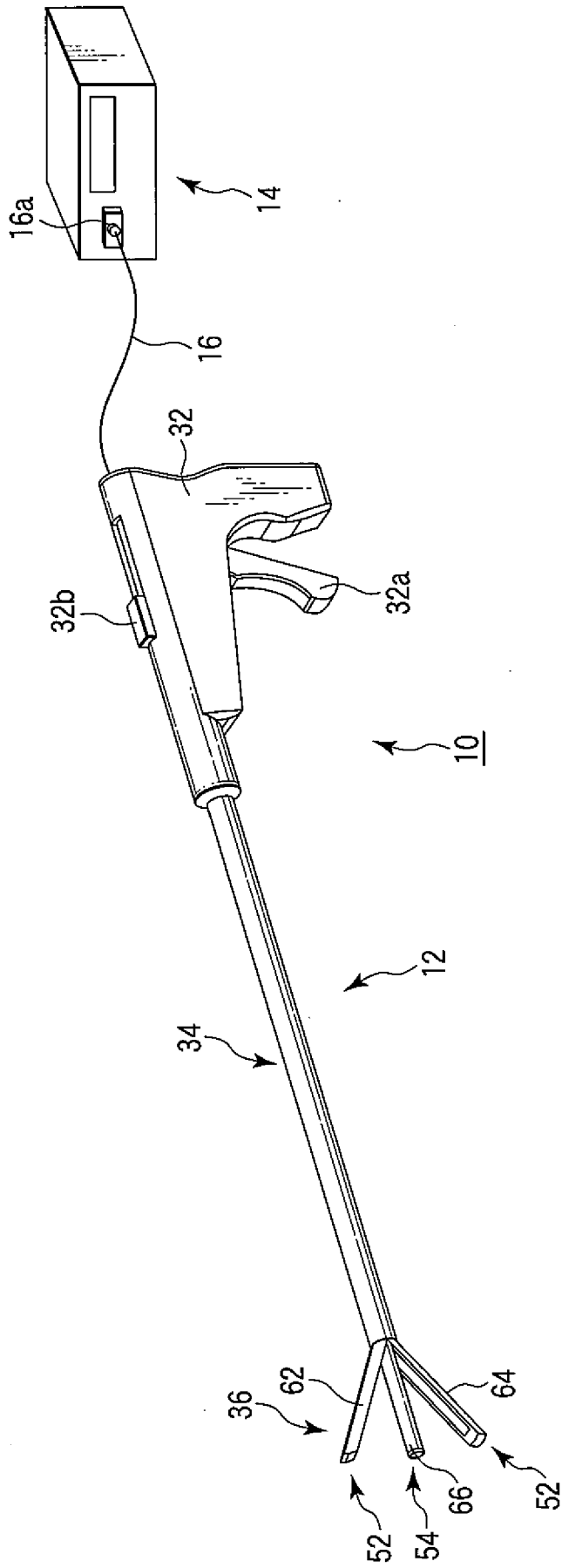
[請求項15] 前記保持部材(62, 64)は先端部と基端部とを有し、これら先端部および基端部により前記保持部材の長手方向を規定し、
前記第2の処置部(54)は、前記保持部材の前記先端部と前記基端部との長手方向に対して移動可能であることを特徴とする請求項12に記載の治療用処置具(12)。

[請求項16] 前記保持部材(62, 64)の少なくとも一方は、前記第2の処置部(54)が前記保持部材の基端側に後退する際に前記エネルギー放出部(82b, 84b)で接合対象の生体組織に圧力を加える弾性部材(92a, 94a)を有することを特徴とする請求項12に記載の治療用処置具(12)。

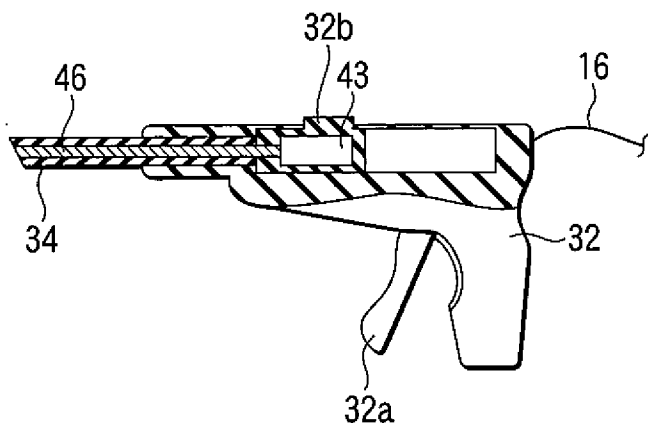
[請求項17] 前記第2の処置部(54)は、中空の流路(122a; 152a)と、前記流路に連通し前記外表面に形成された少なくとも1つの開口部(122b; 152b)とを有することを特徴とする請求項12に記載の治療用処置具(12)。

[請求項18] 前記操作部(32)と前記第2の処置部(54)とを接続する接続部材(46a, 46b)をさらに具備し、
前記第2の処置部(54)は前記接続部材に対して着脱可能であり、接合対象の生体組織の間に挟まれた状態に留置可能であることを特徴とする請求項12に記載の治療用処置具(12)。

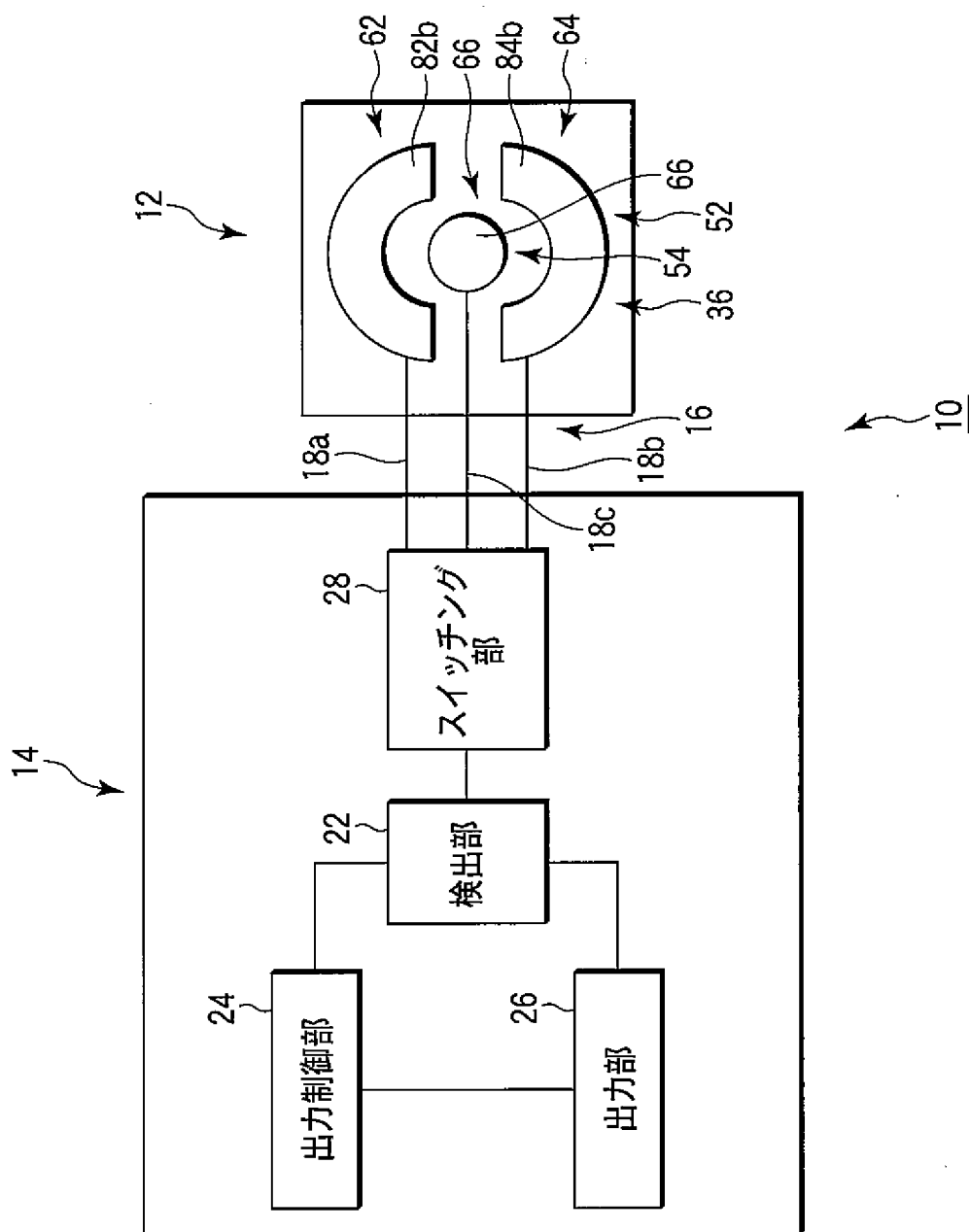
[ 1A]



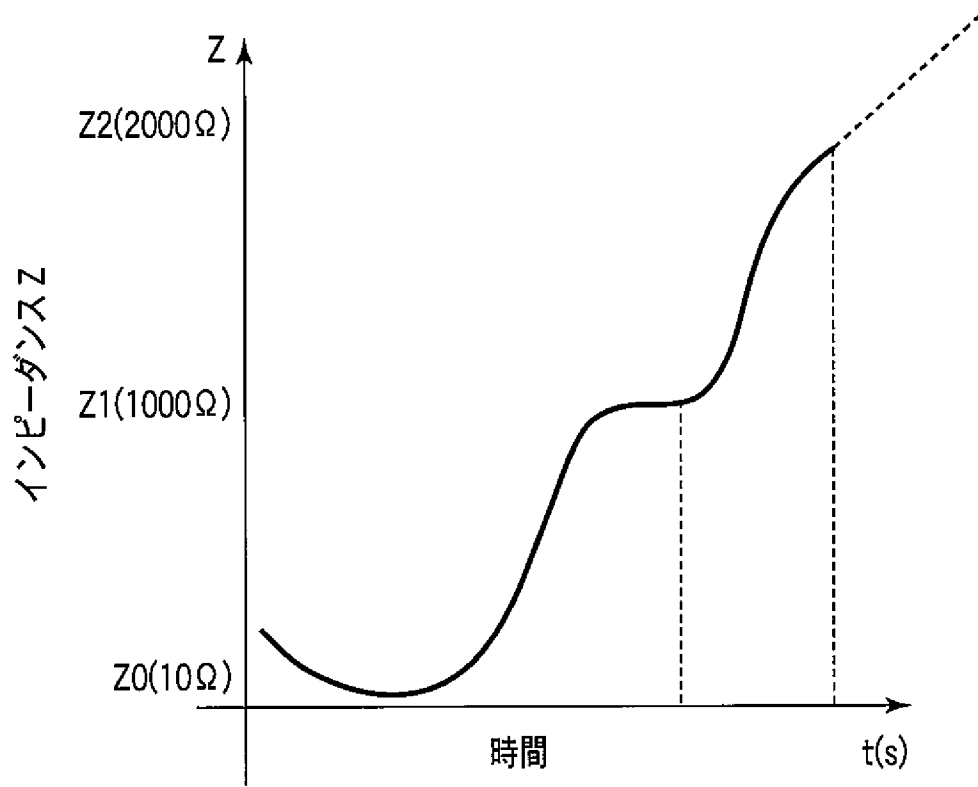
[図1B]



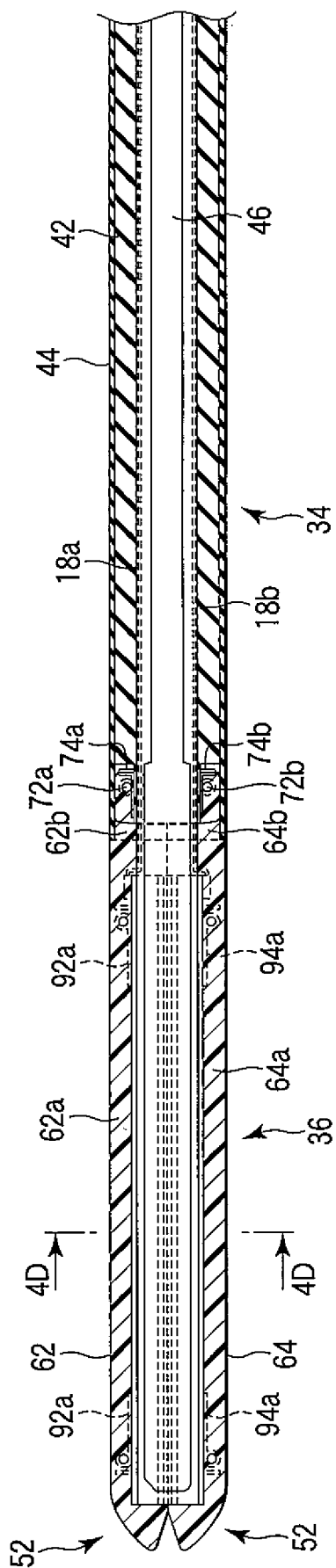
[図2]



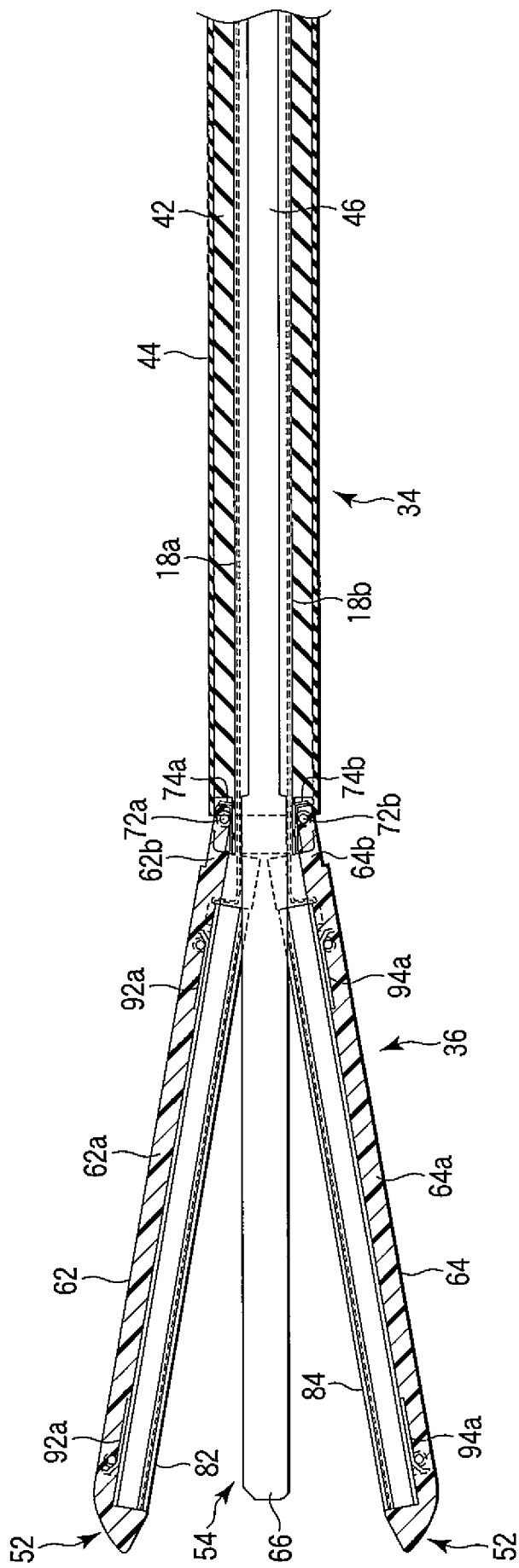
[図3]



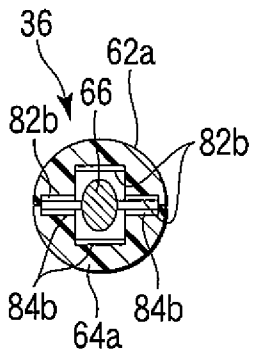
[図4A]



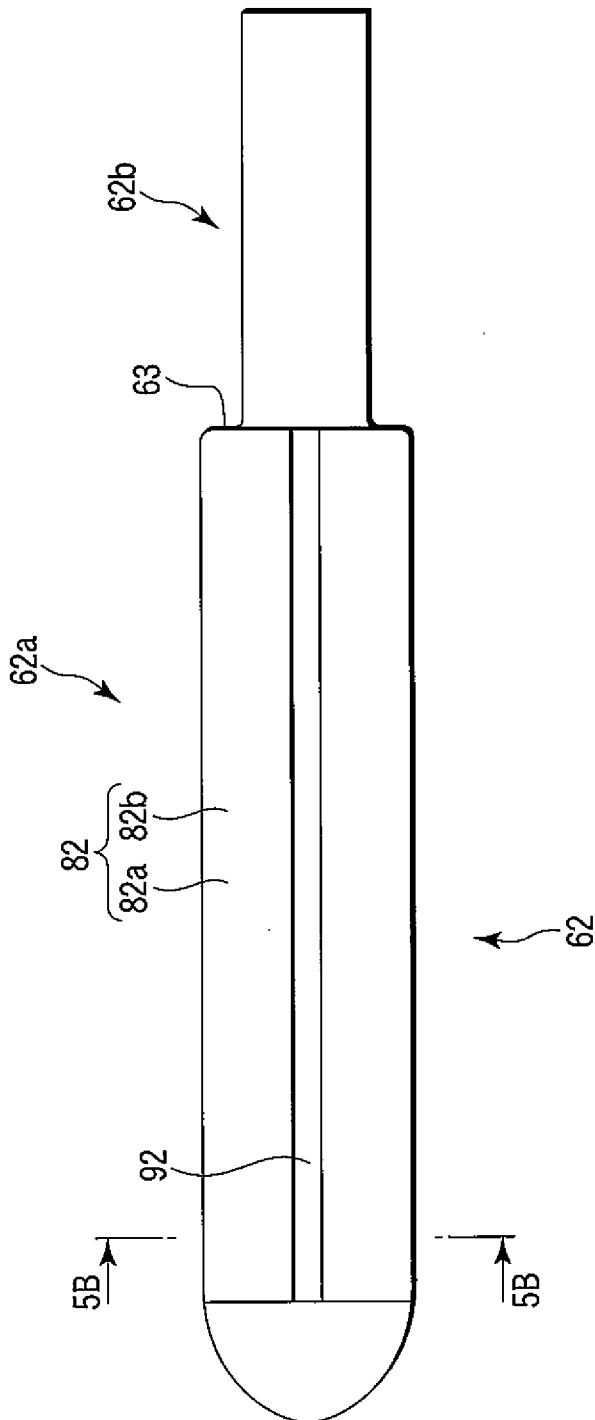
[図4B]



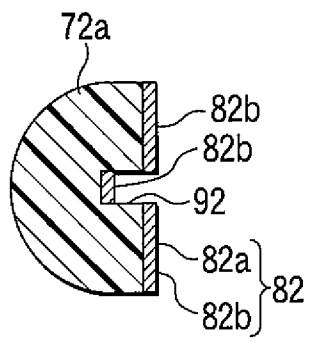
[図4D]



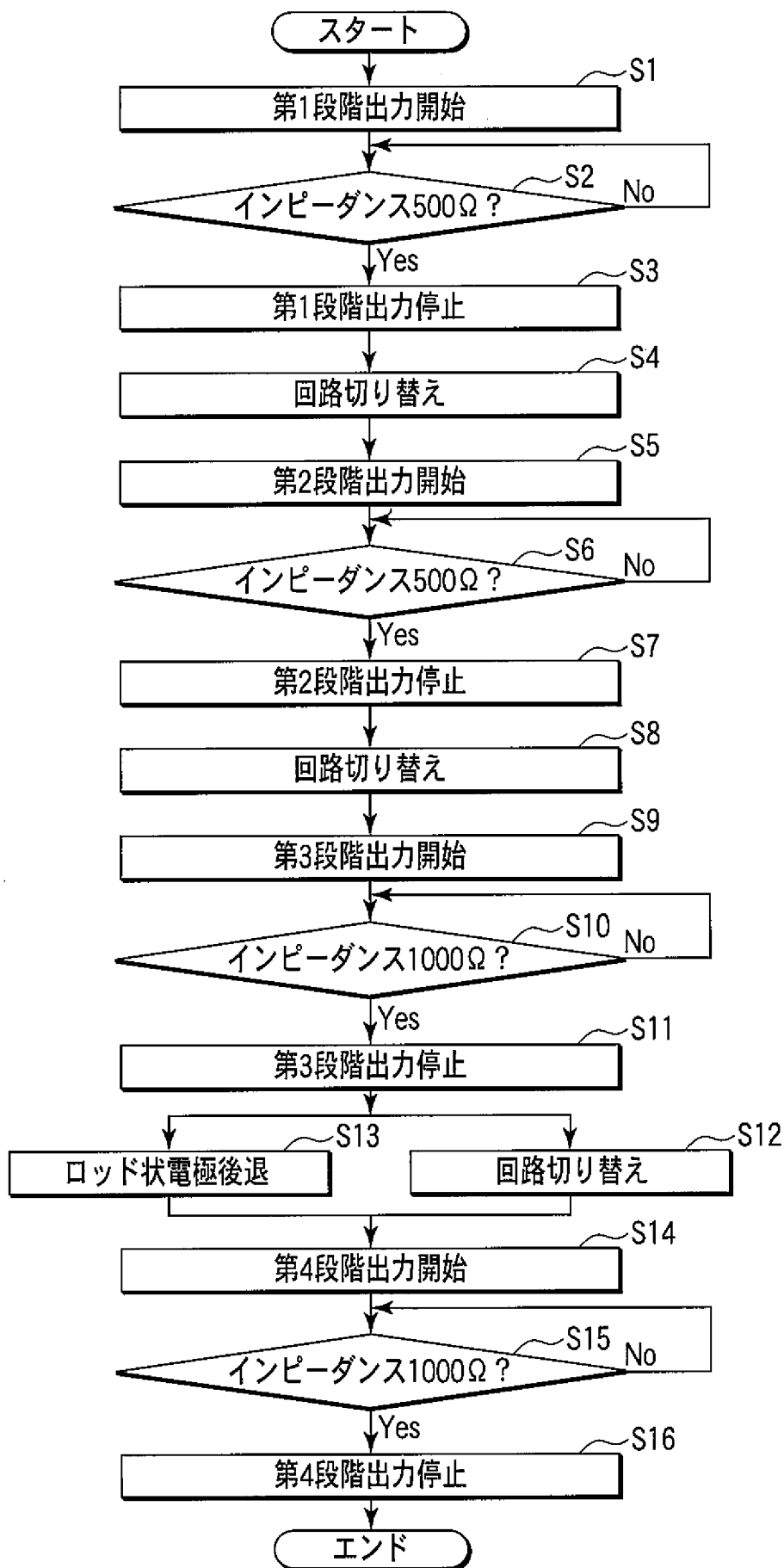
[図5A]



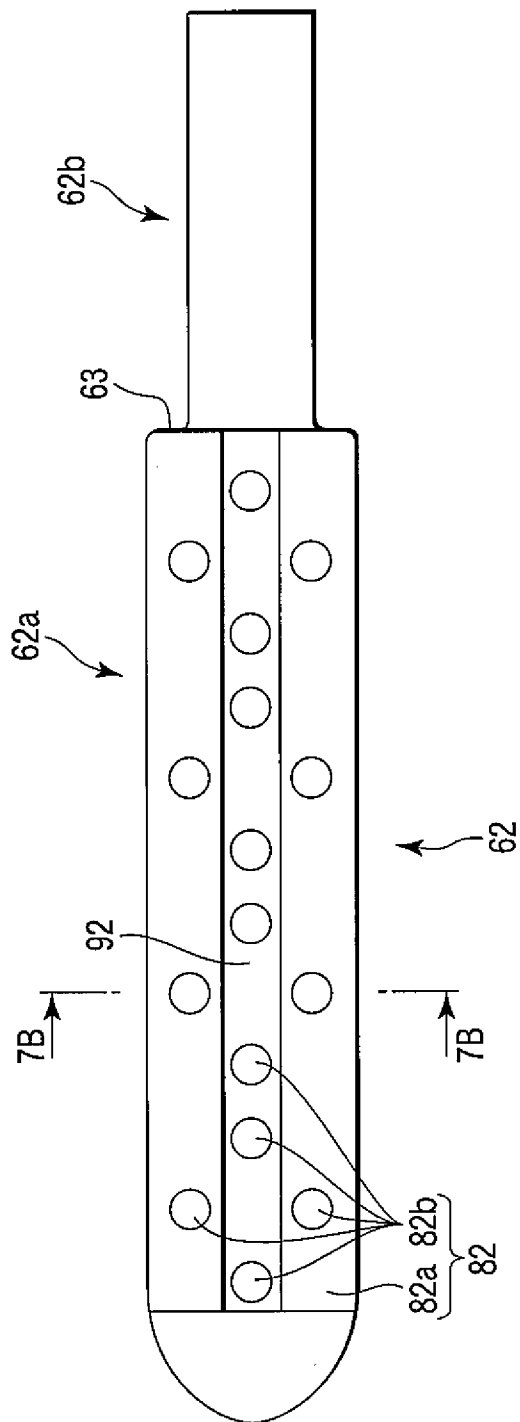
[図5B]



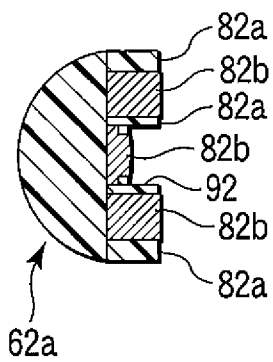
[図6]



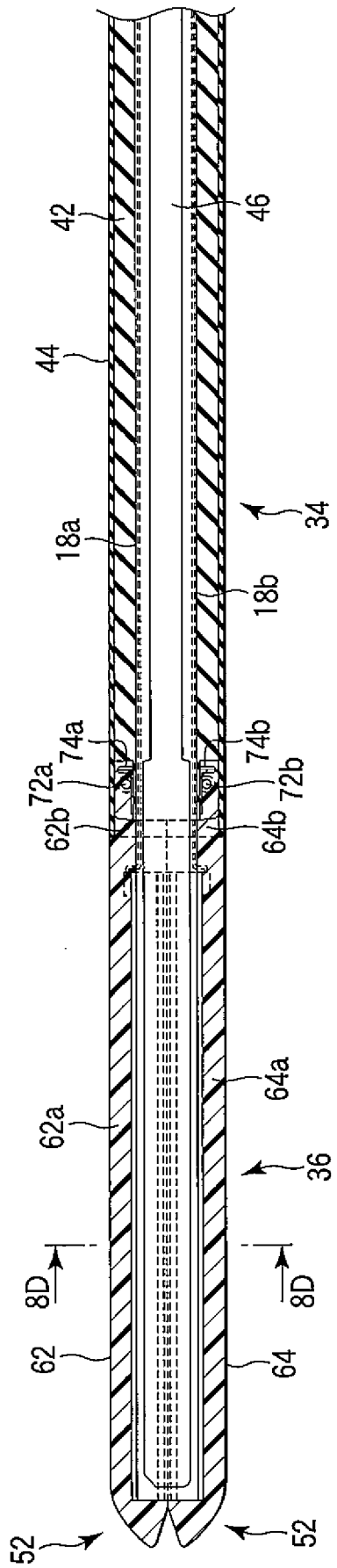
[7A]



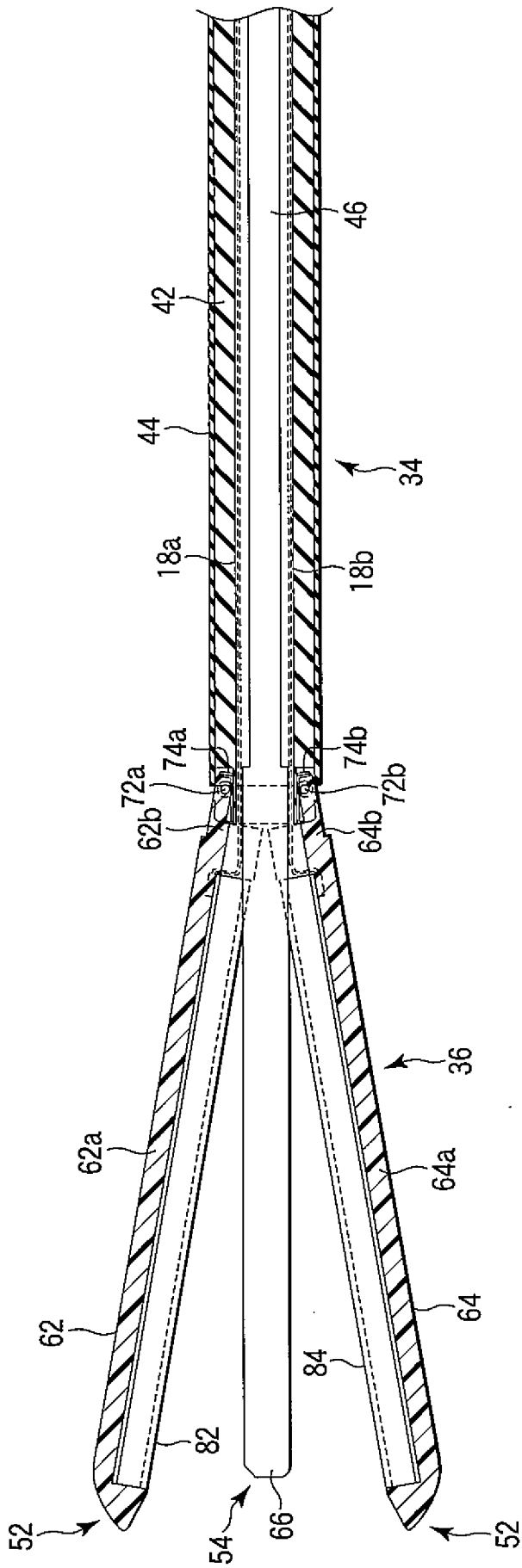
[7B]



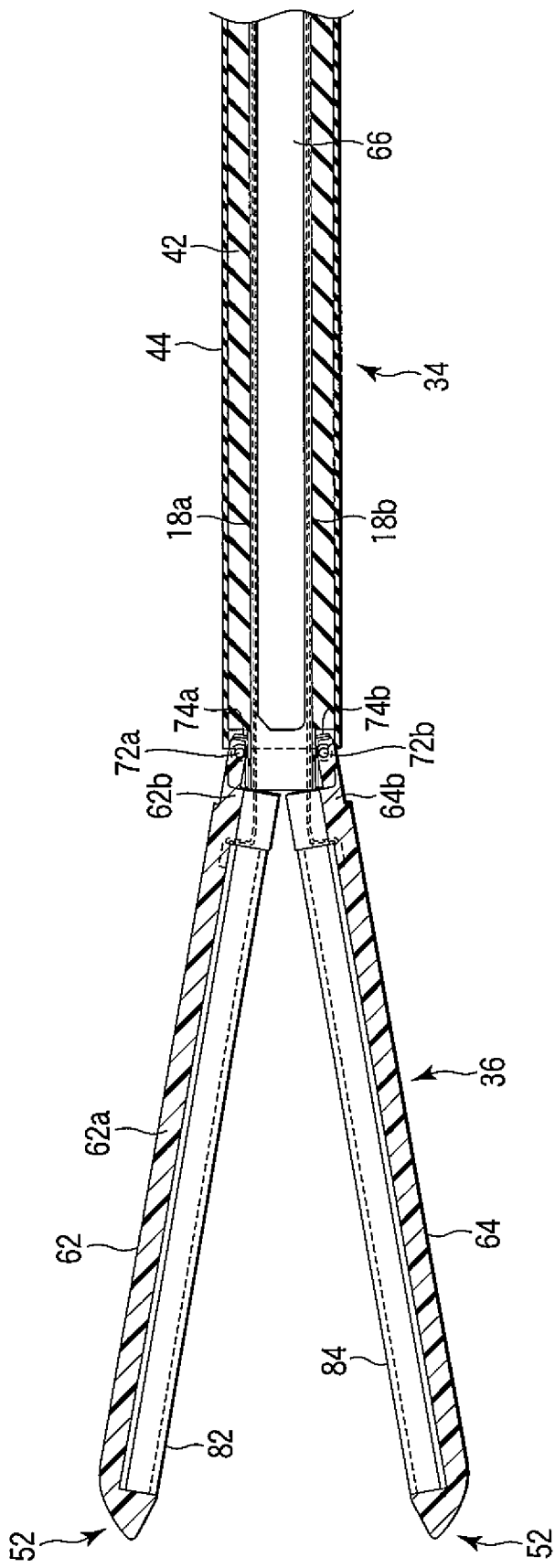
[8A]



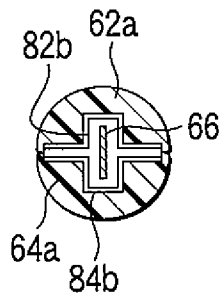
[8B]



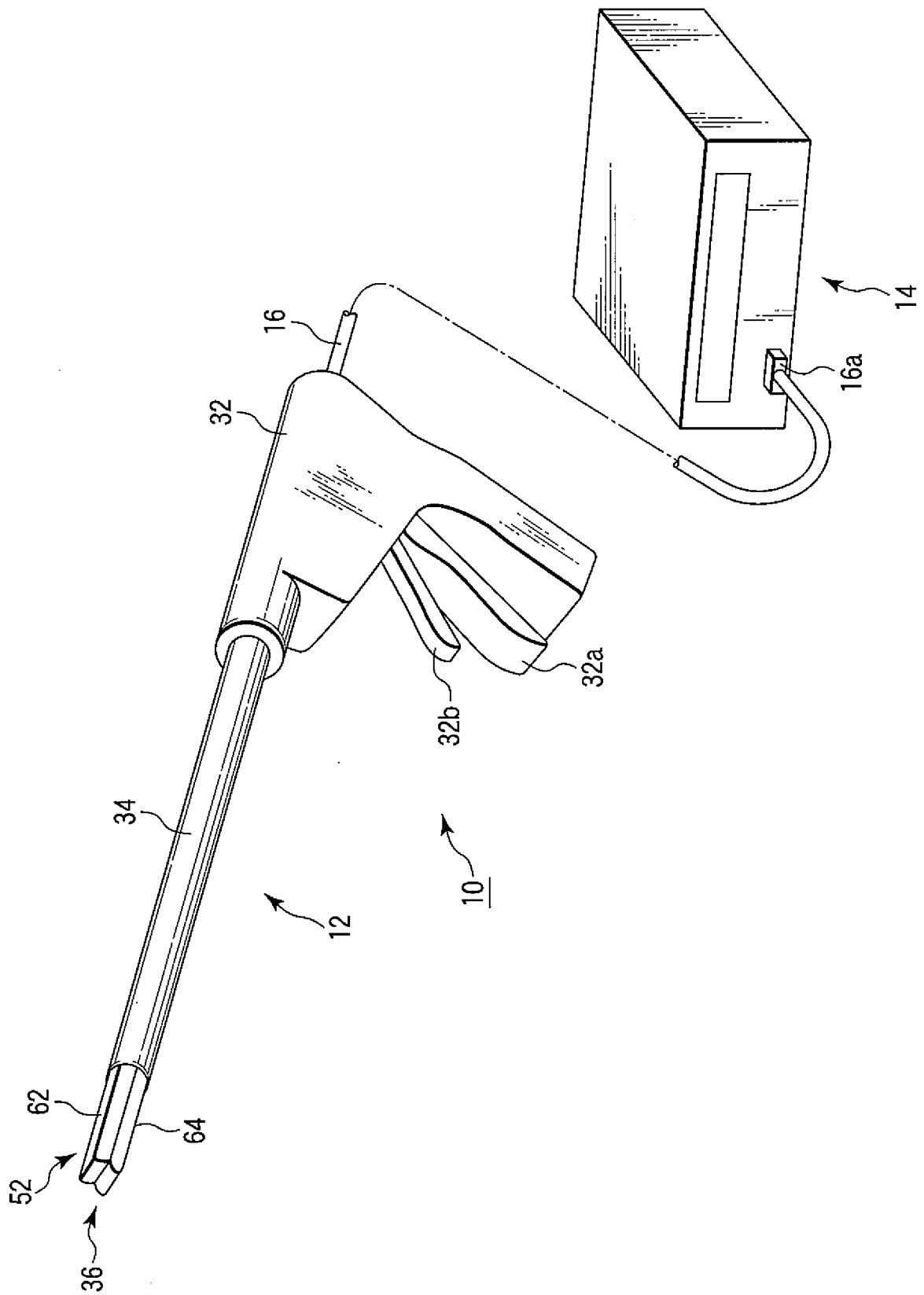
[8C]



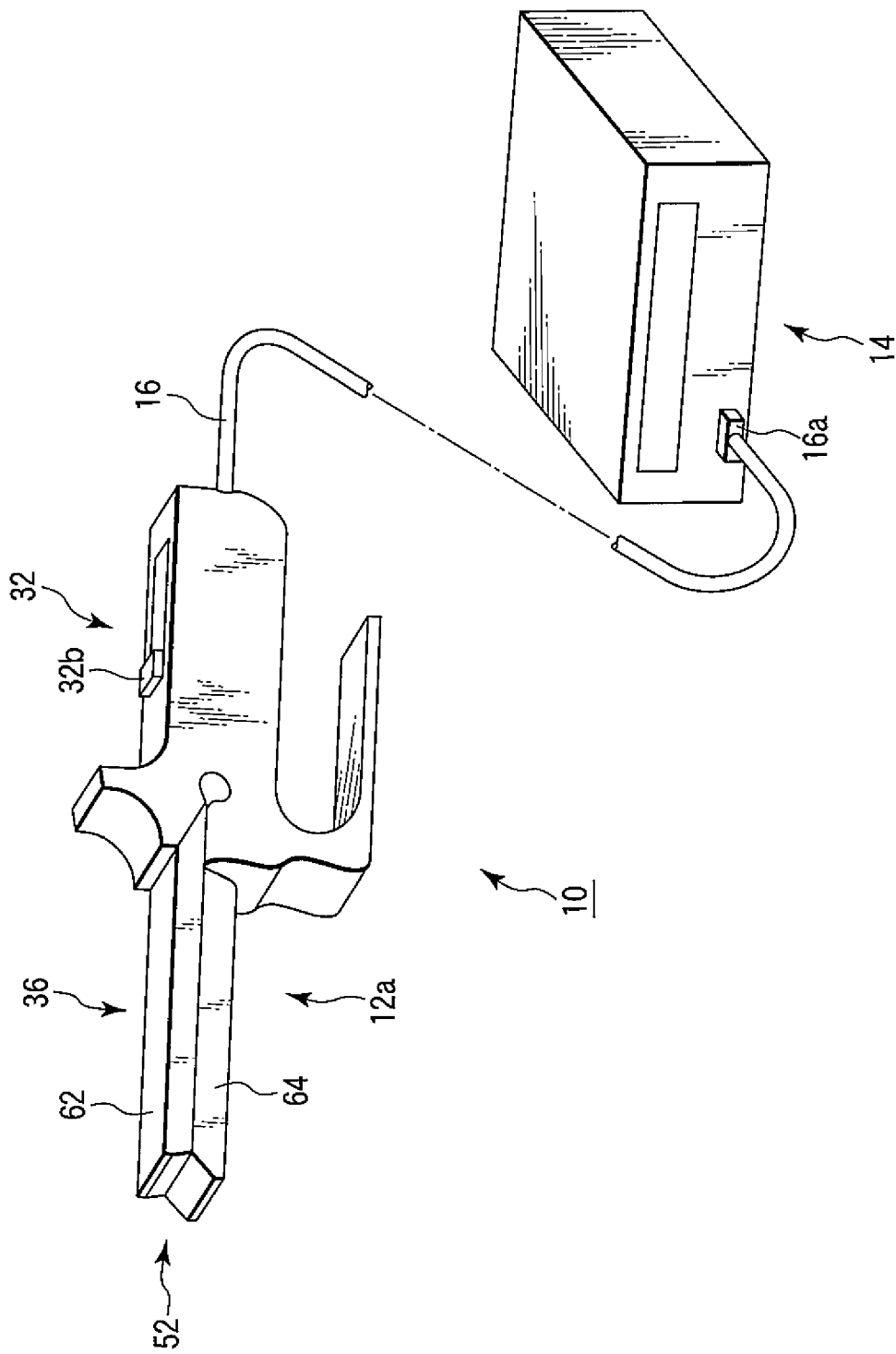
[図8D]



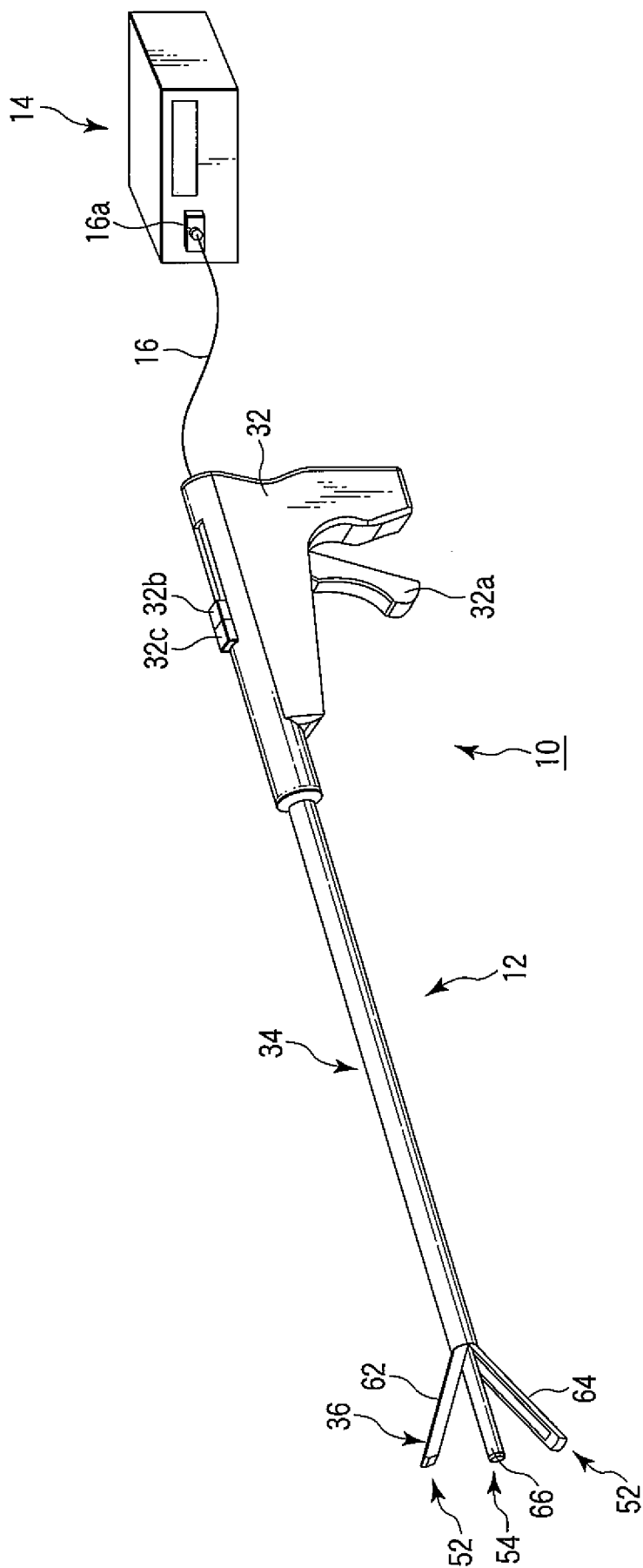
[ 9]



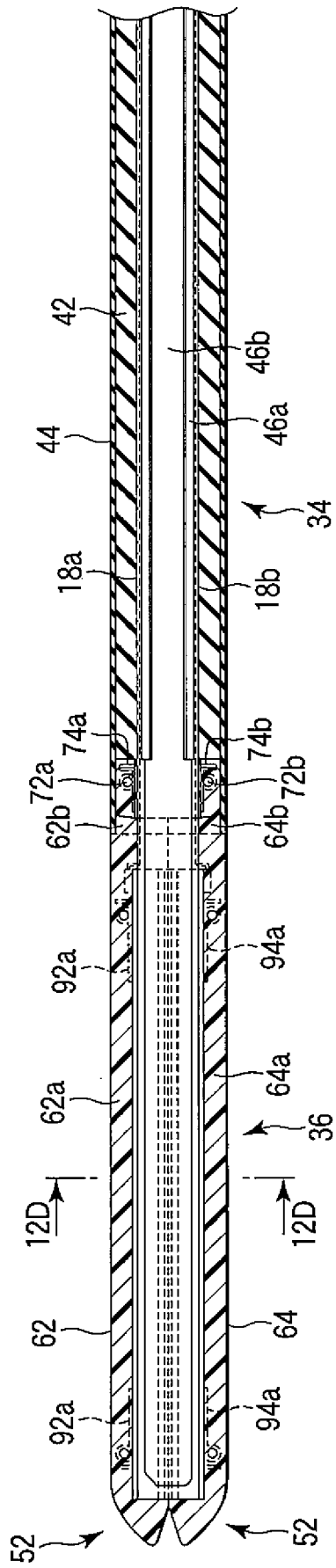
[] 10



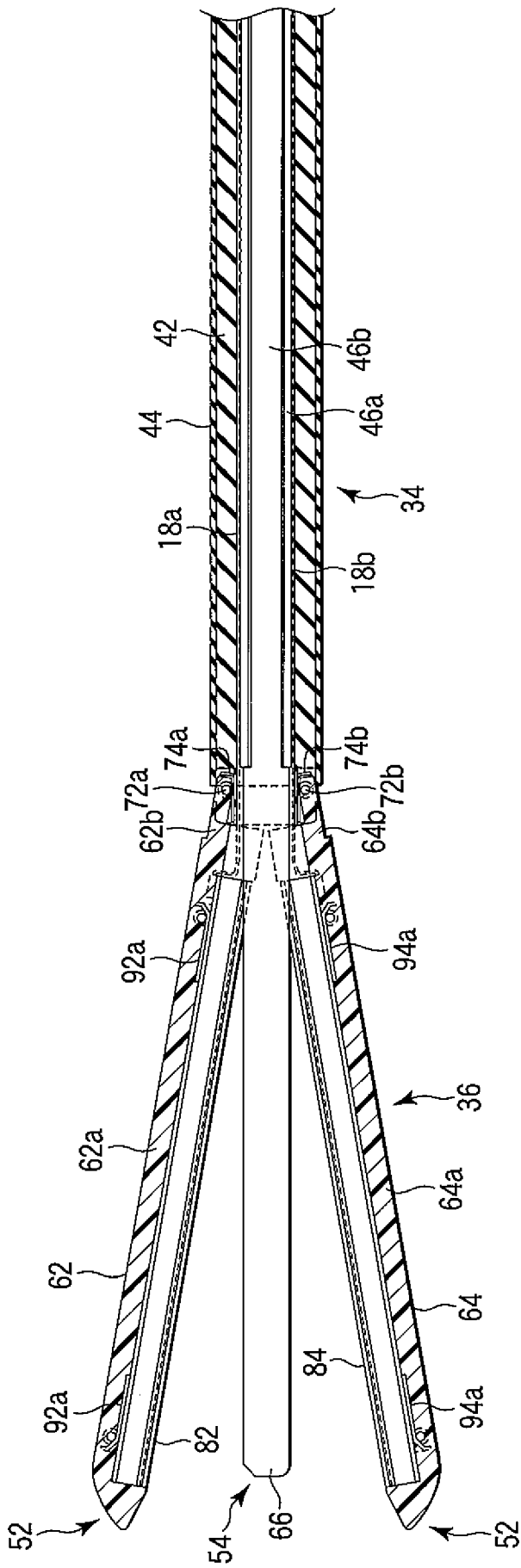
[図11]



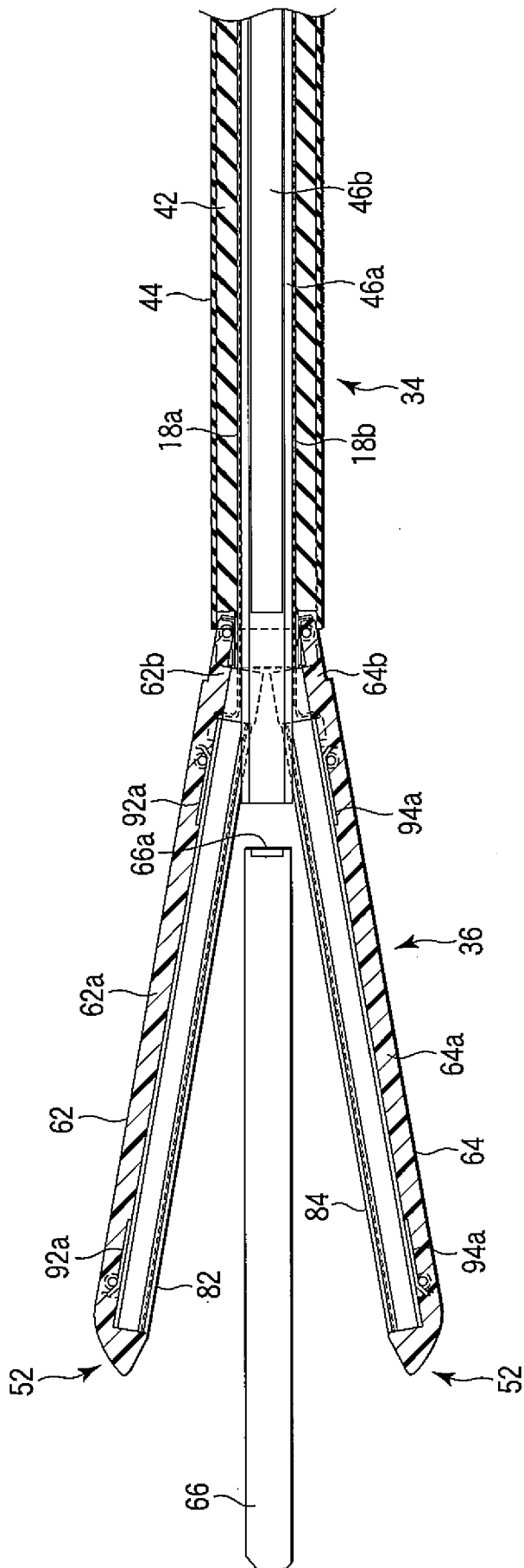
[12A]



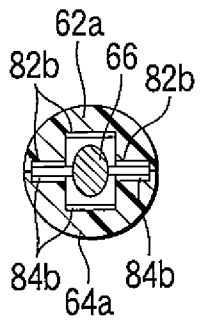
[12B]



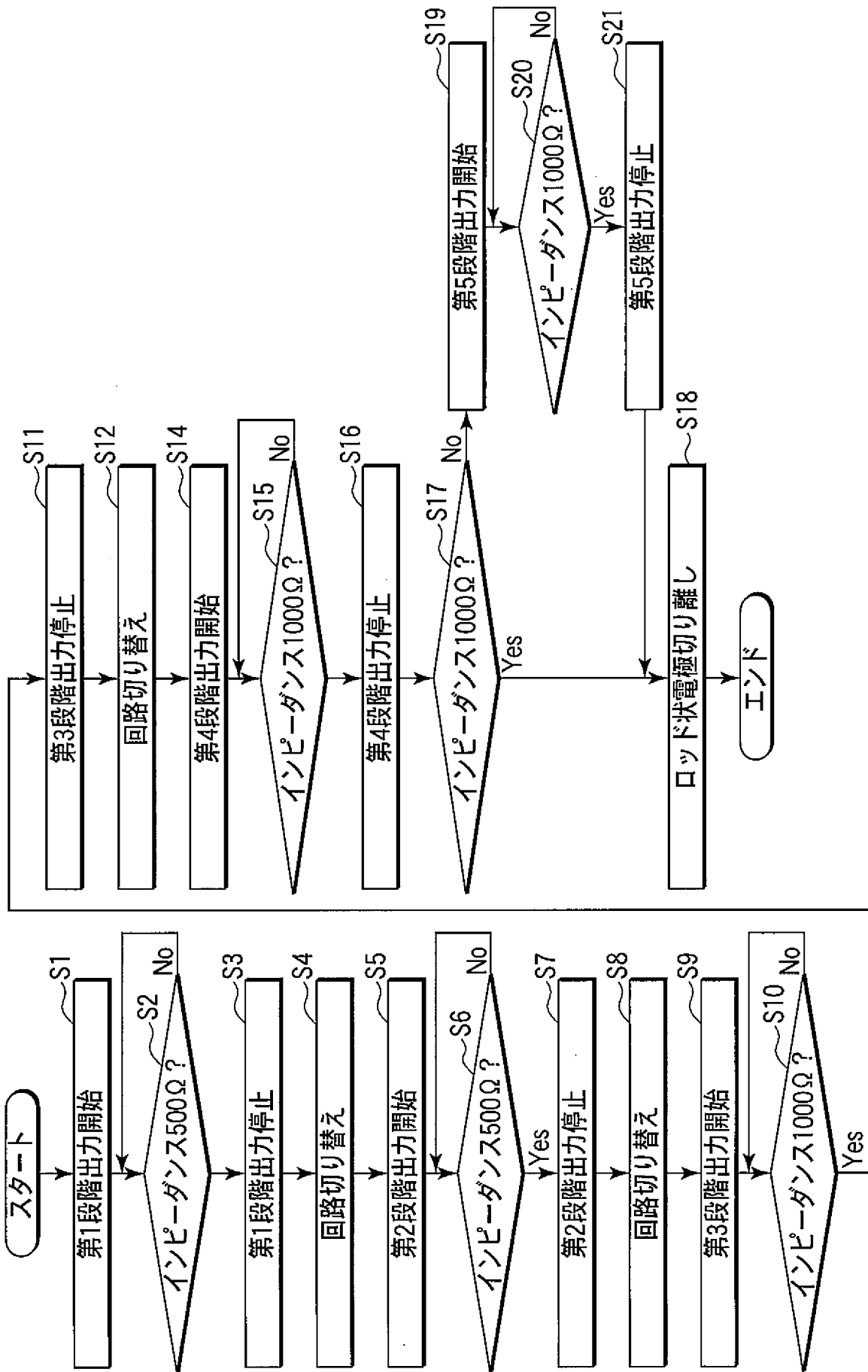
[12C]



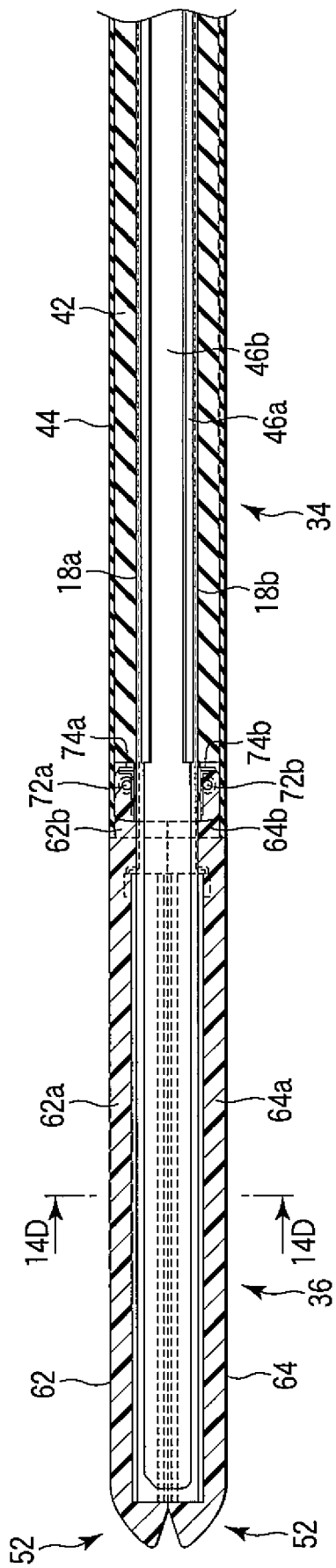
[図12D]



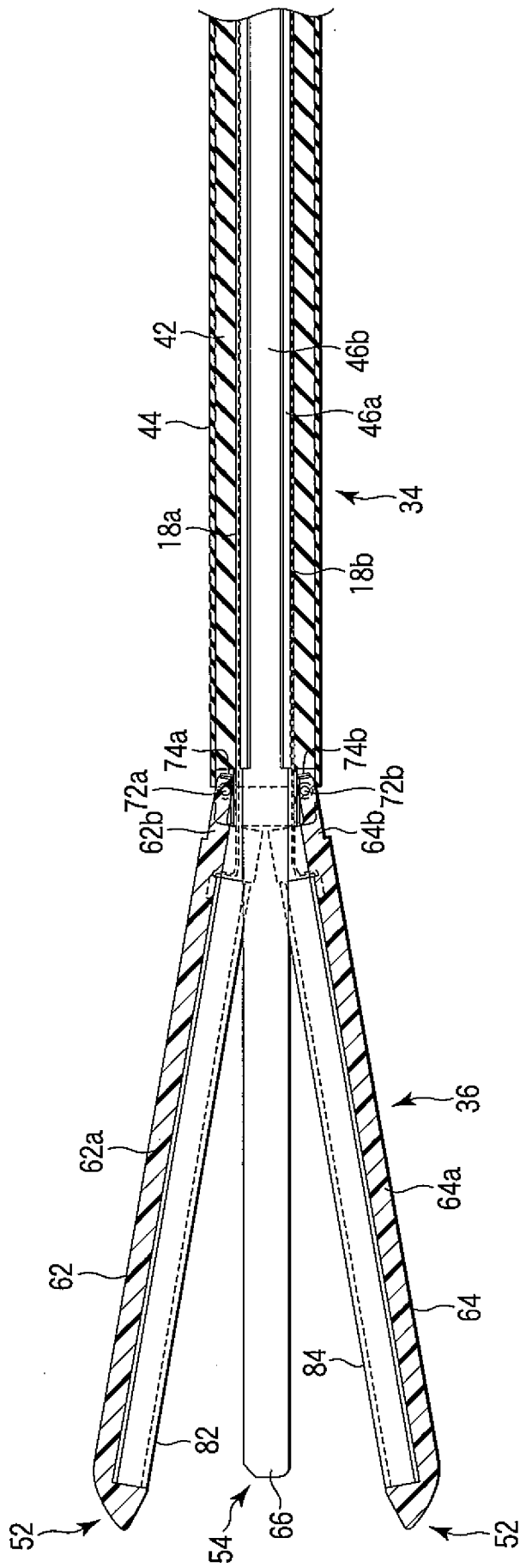
[図13]



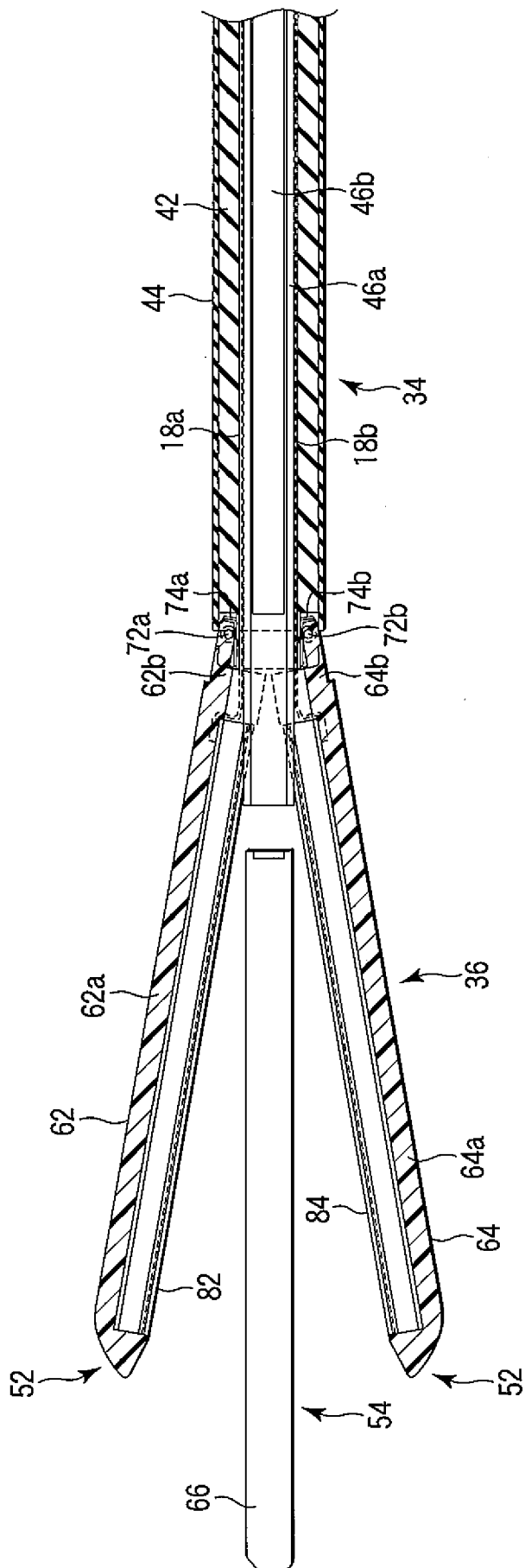
[14A]



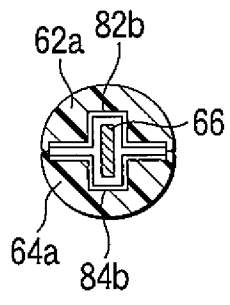
[図14B]



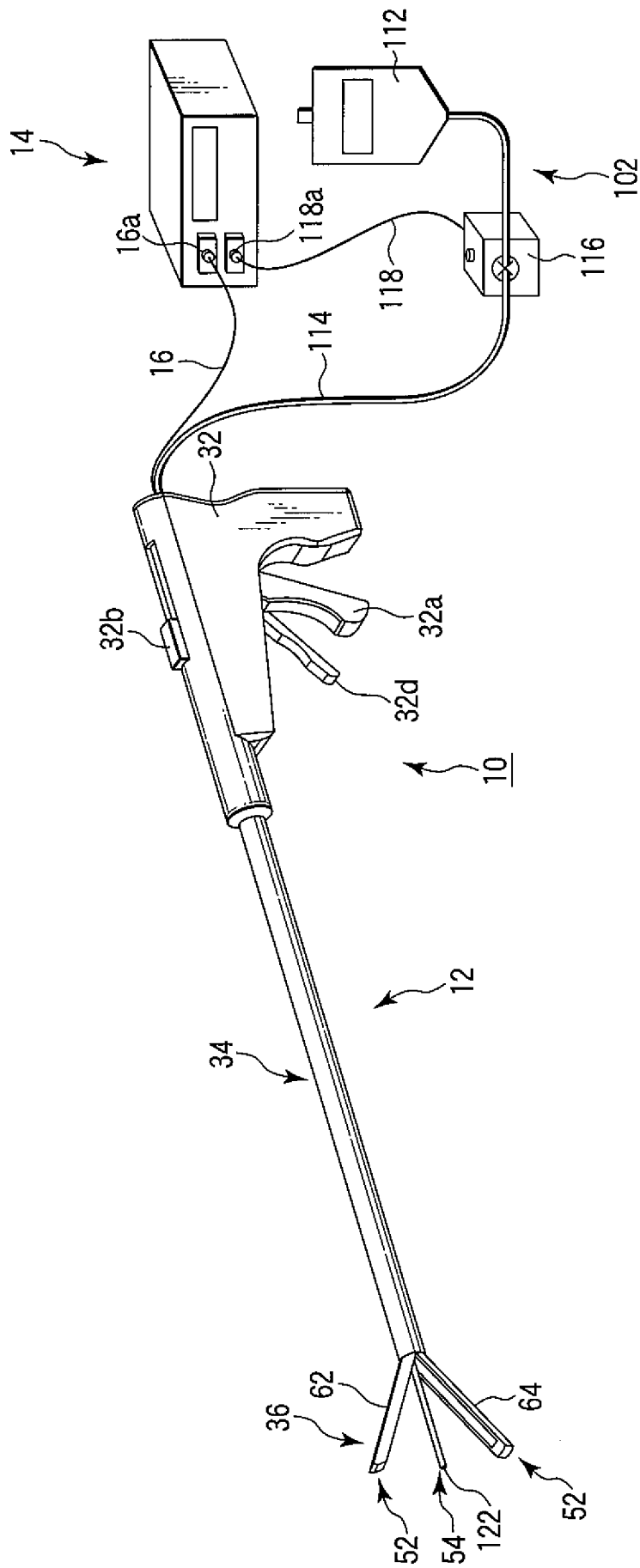
[図14C]



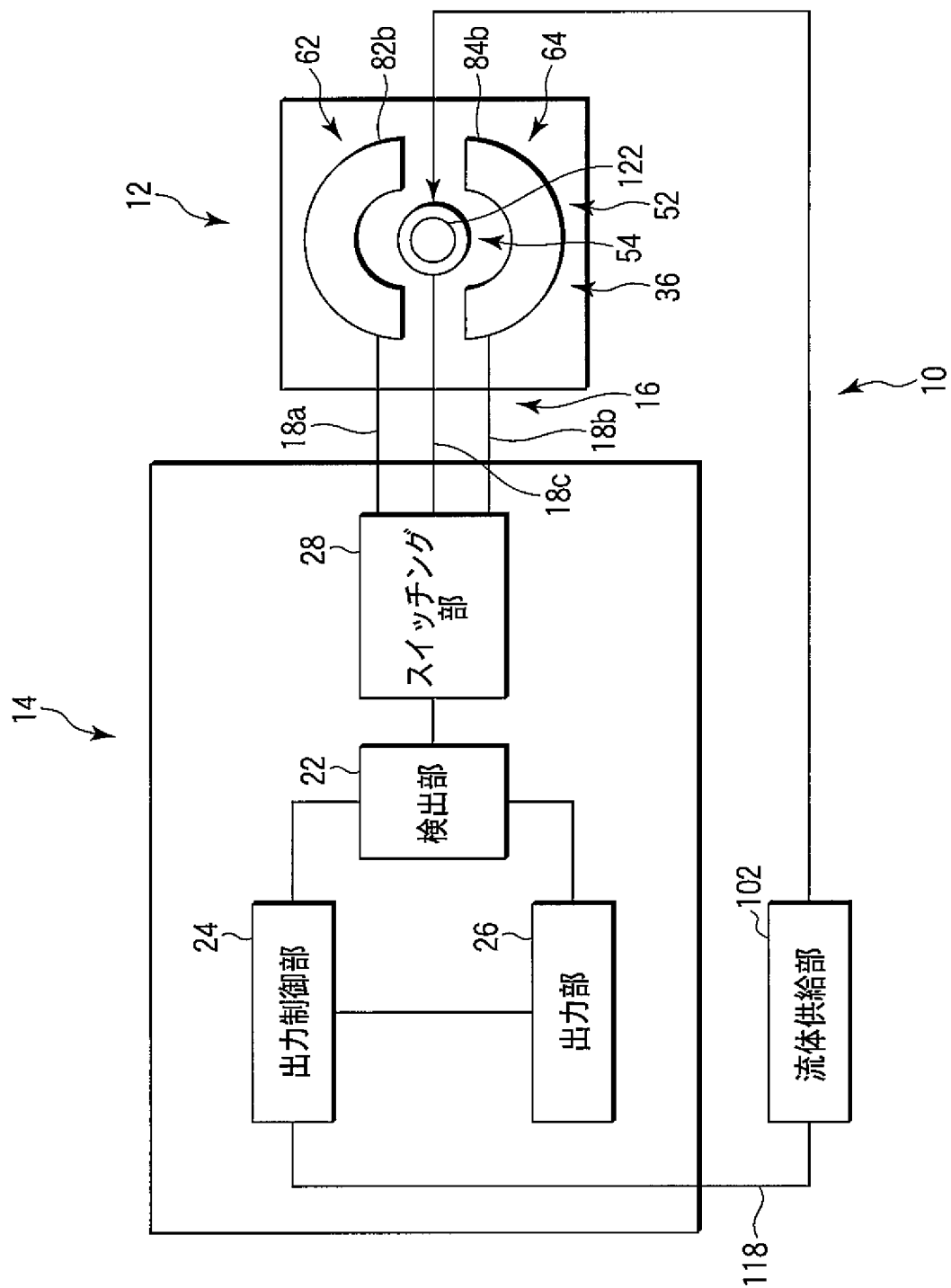
[図14D]



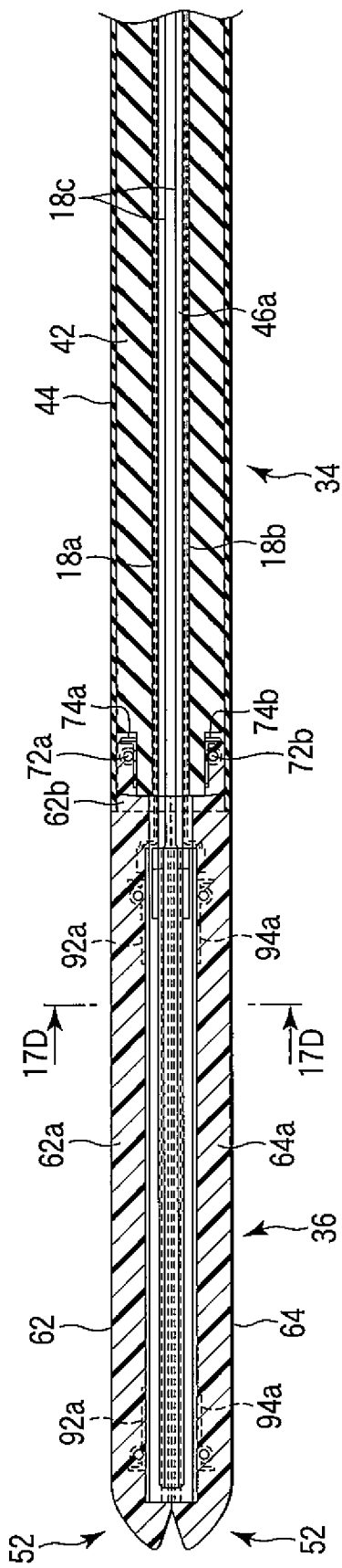
[15]



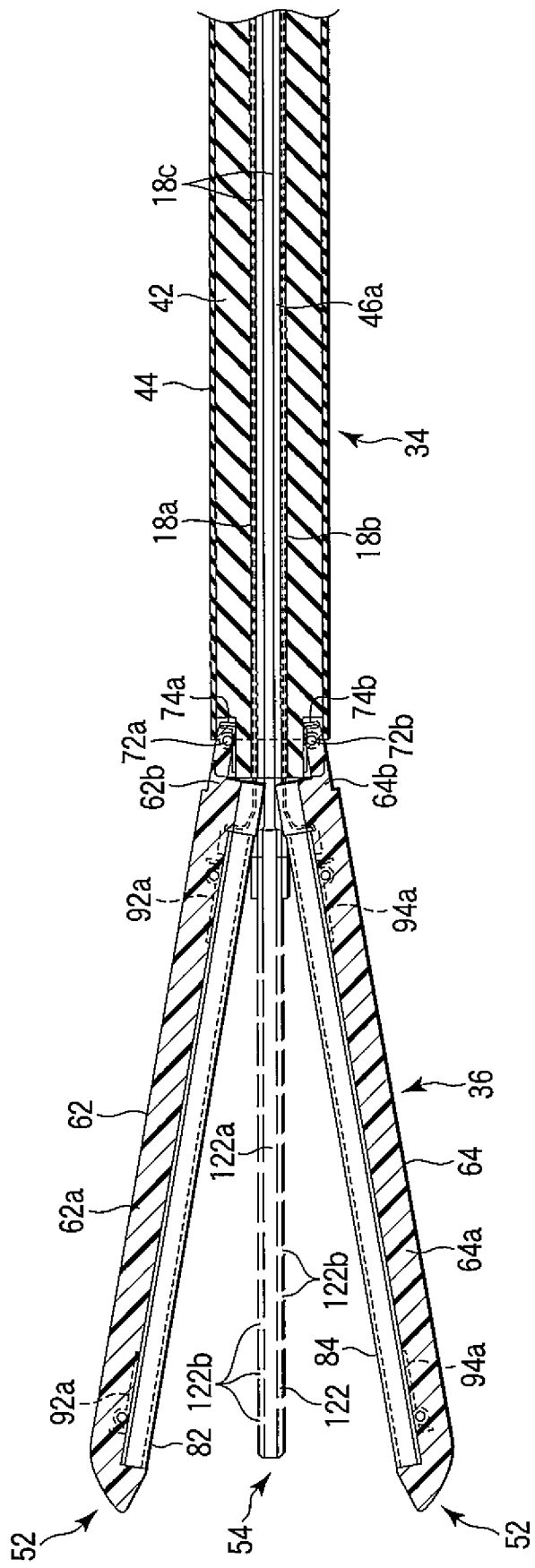
[図16]



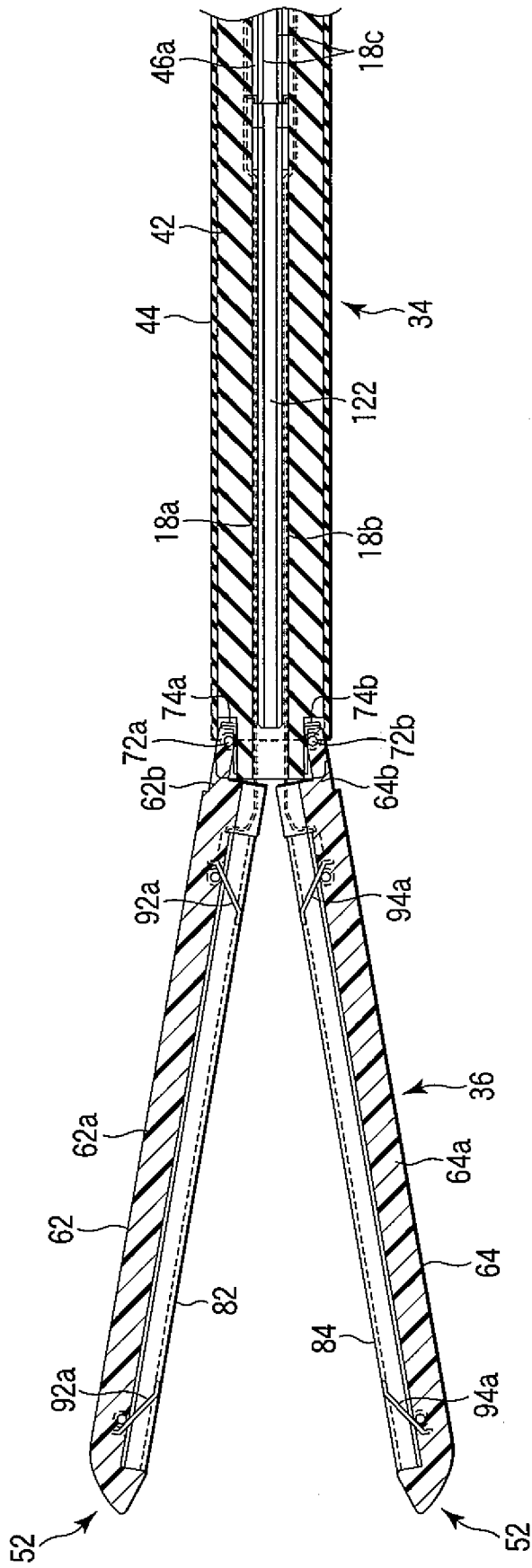
[17A]



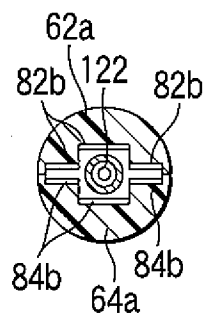
[17B]



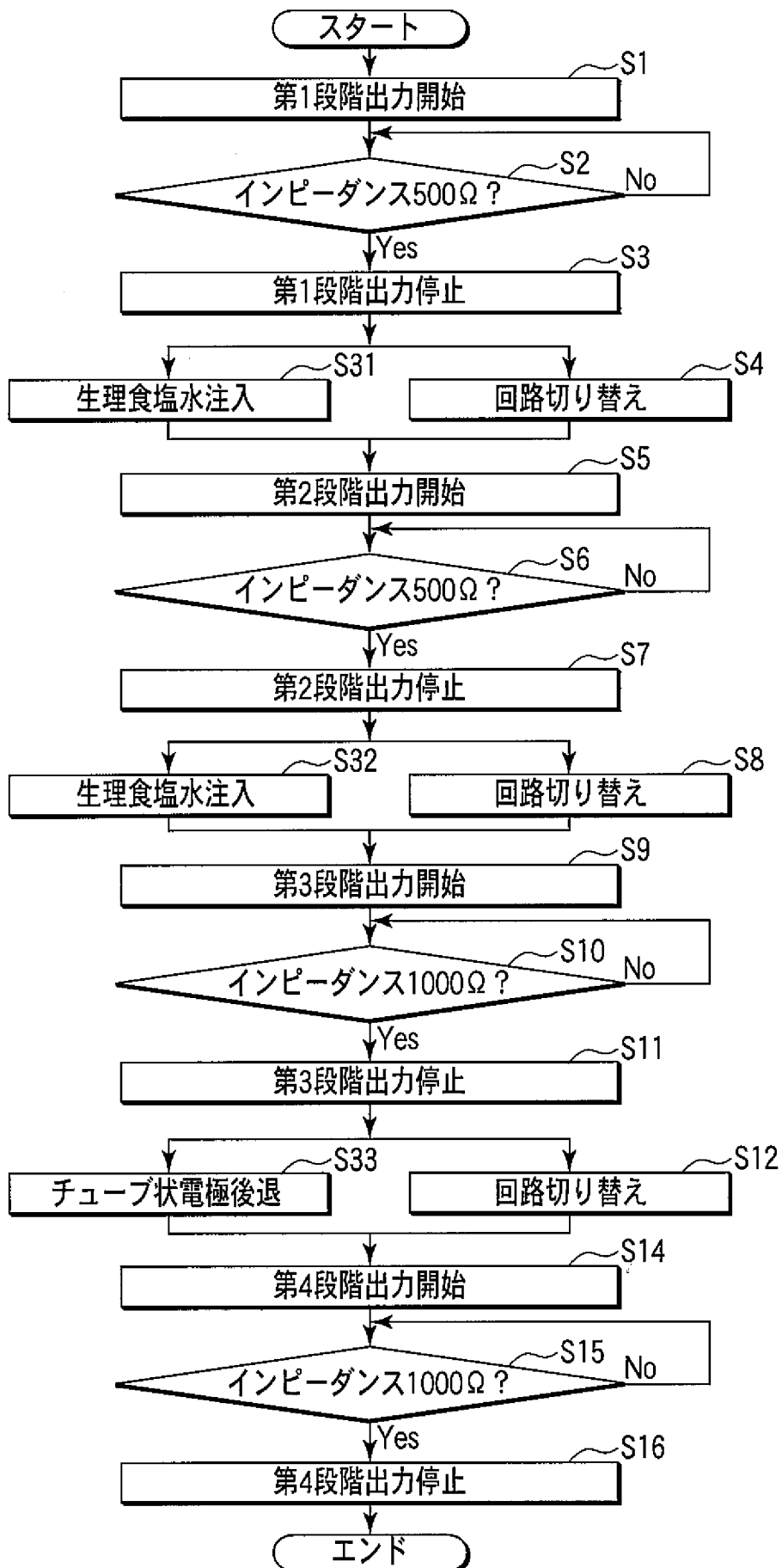
[17C]



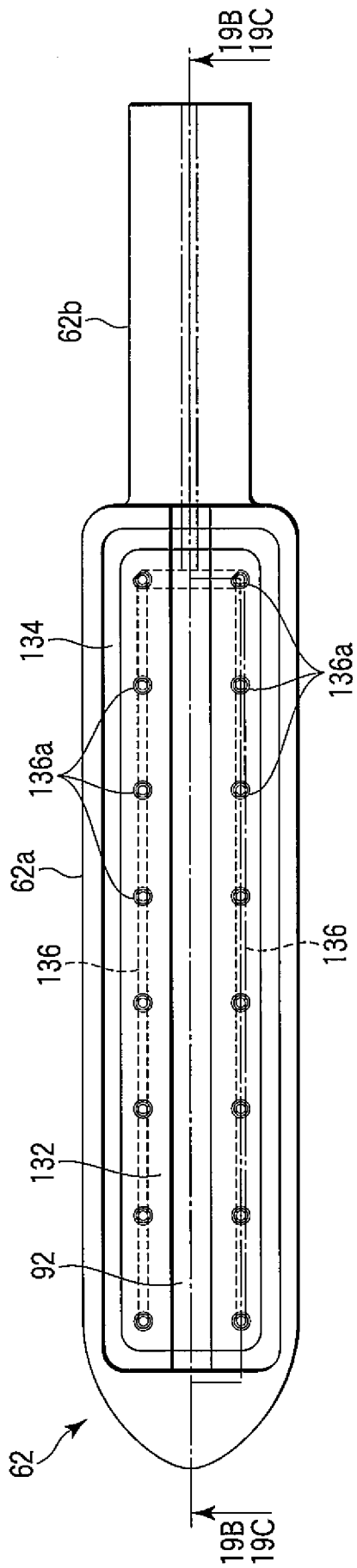
[図17D]



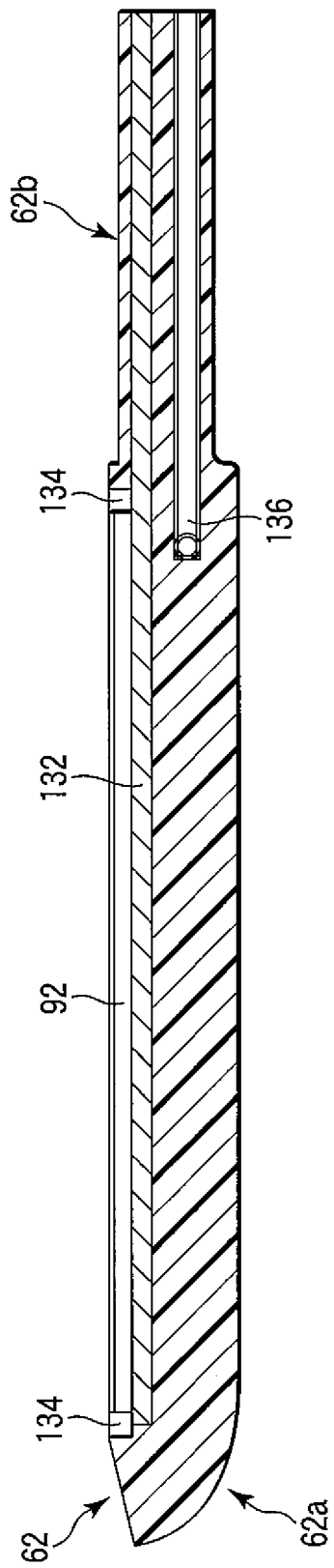
[図18]



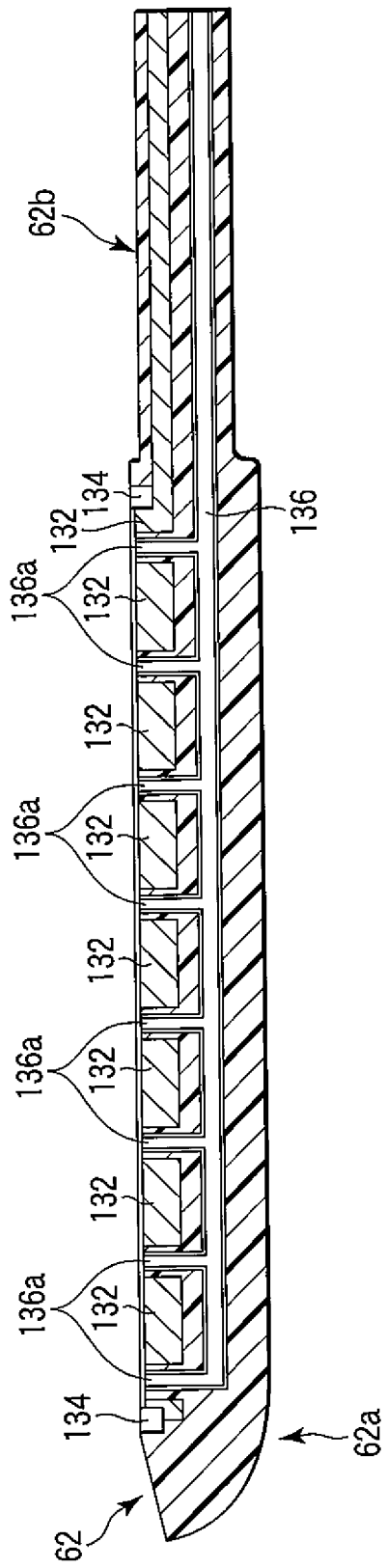
[19A]



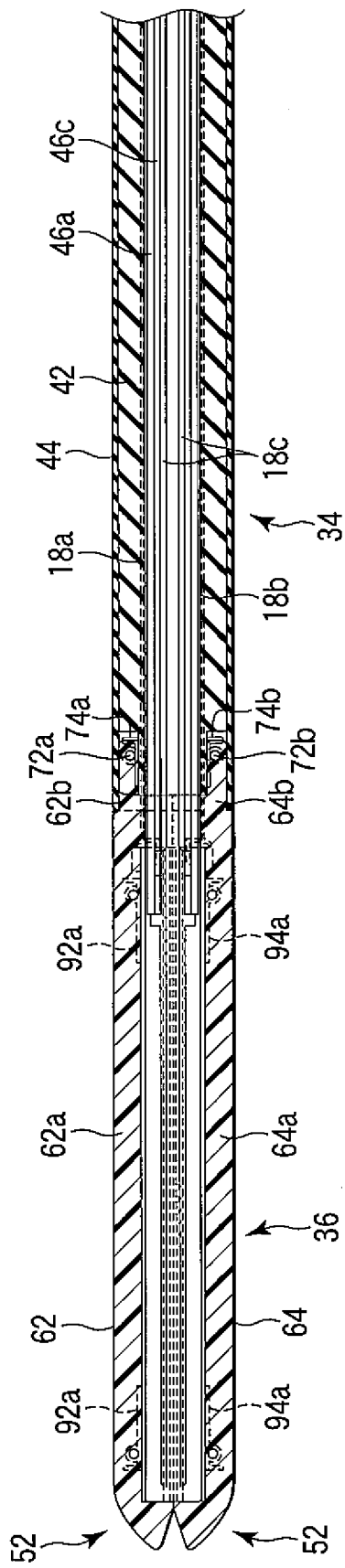
[19B]



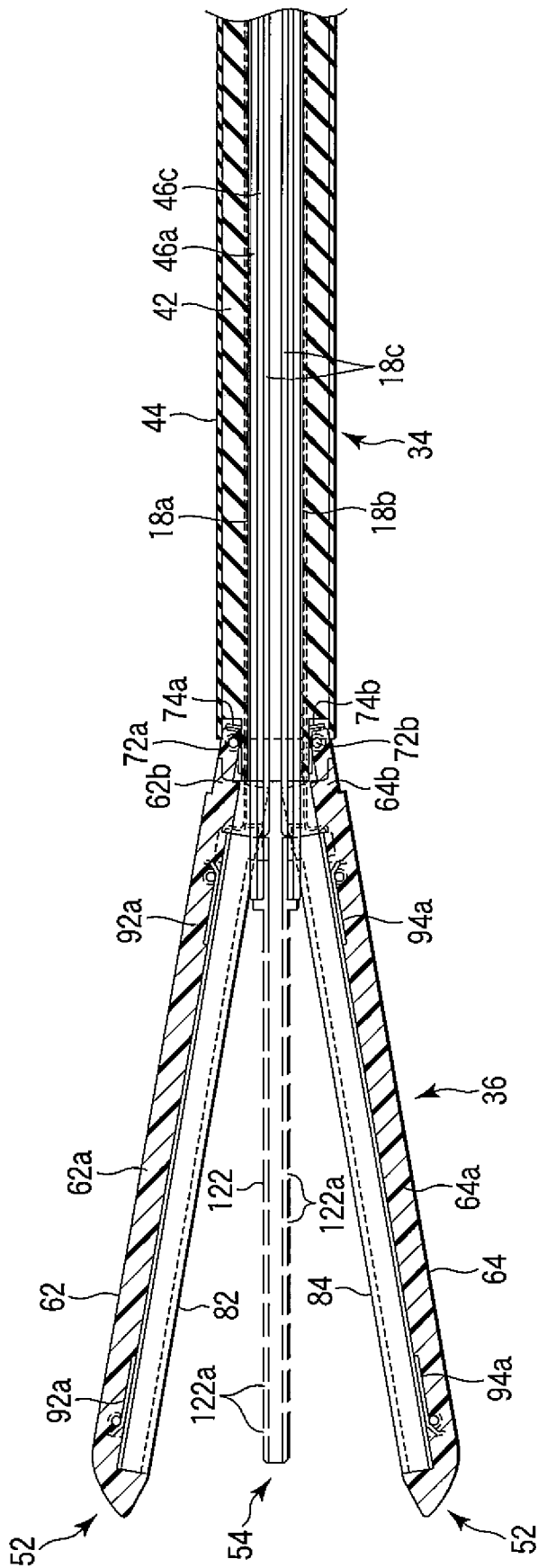
[19C]



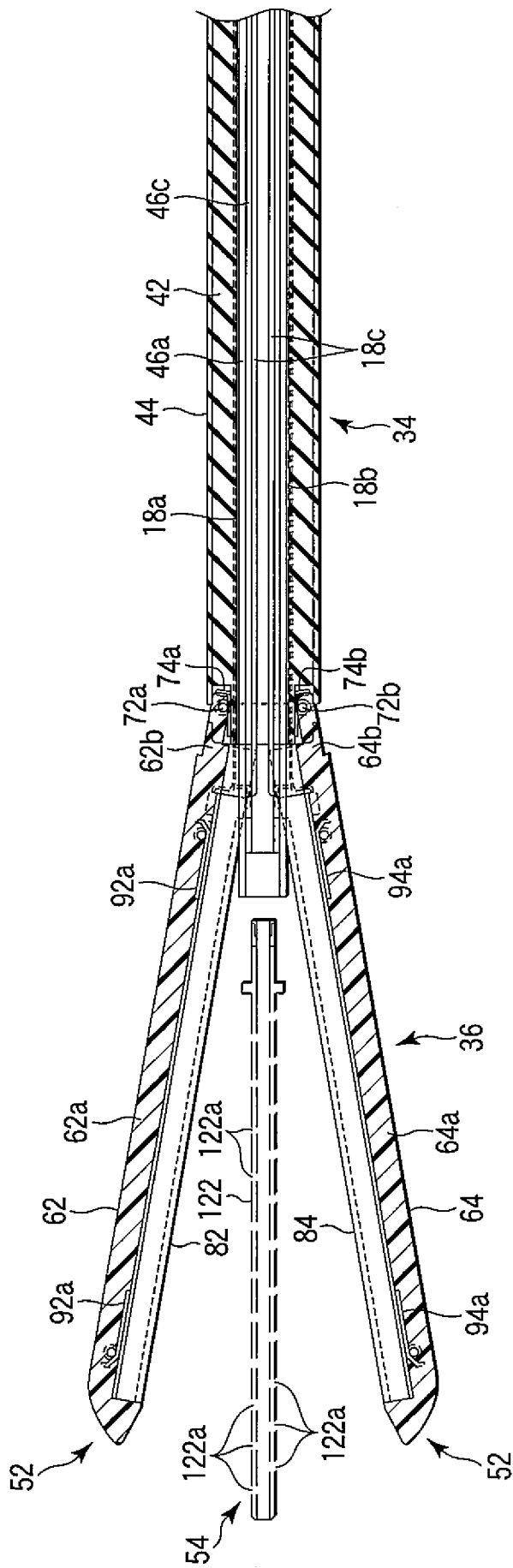
[20A]



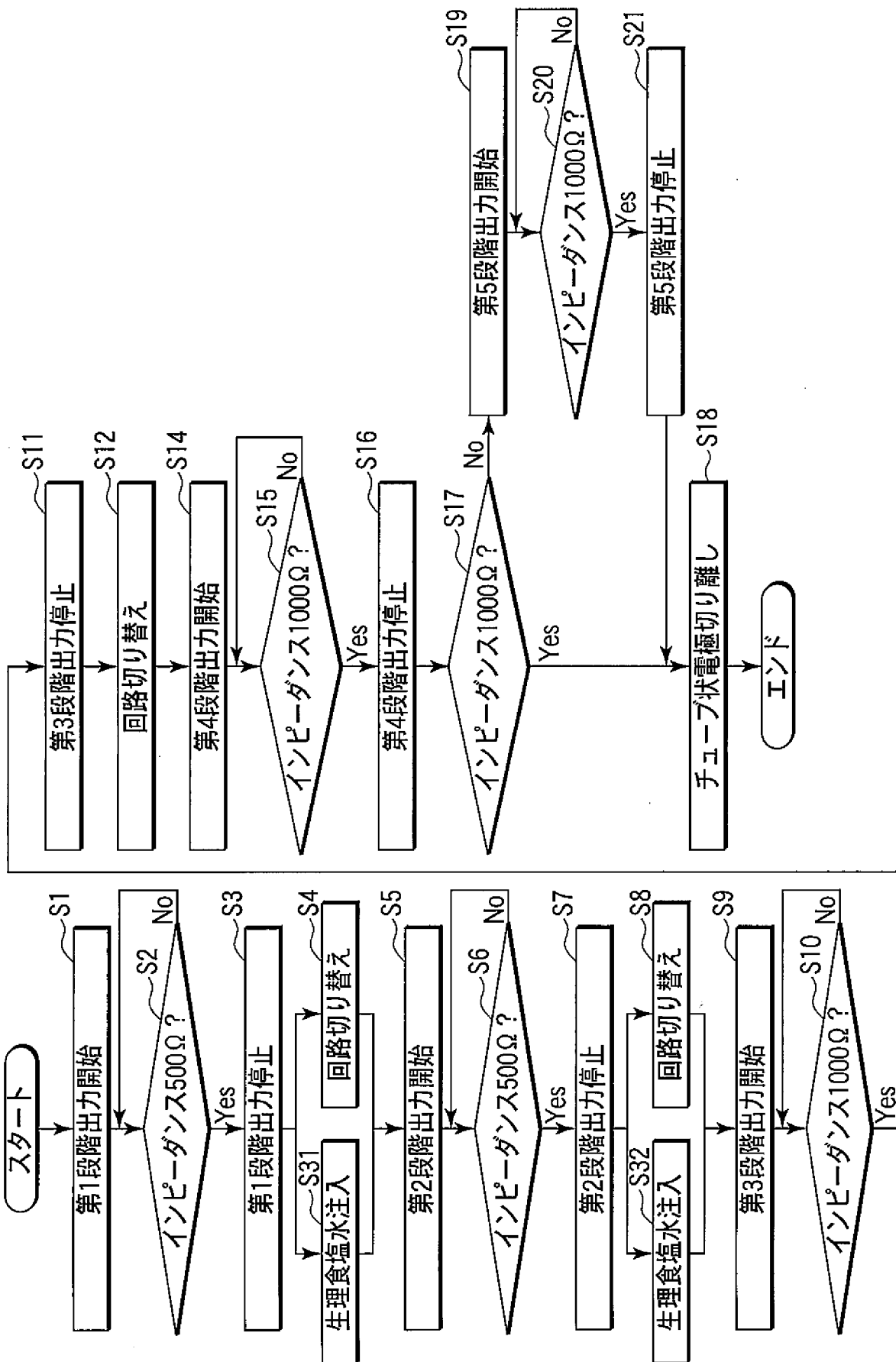
[20B]



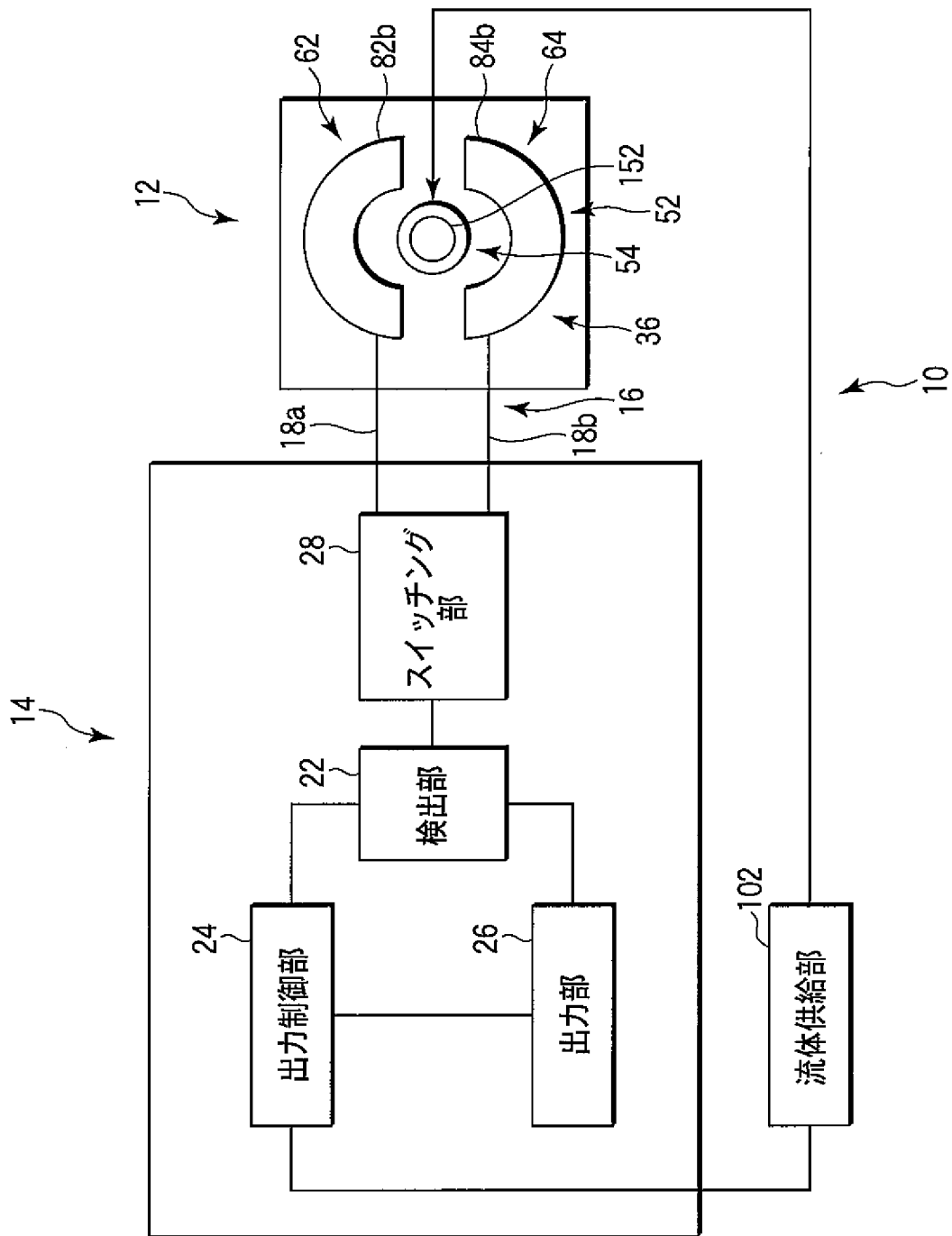
[20C]



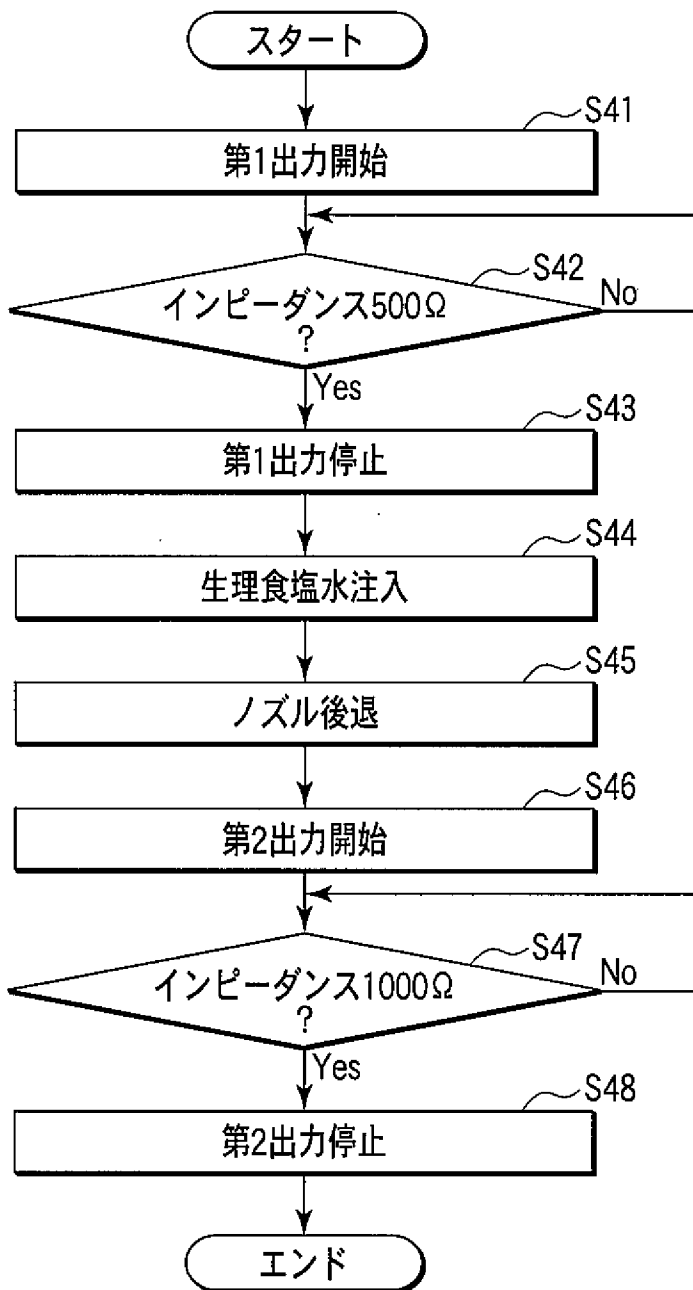
[図21]



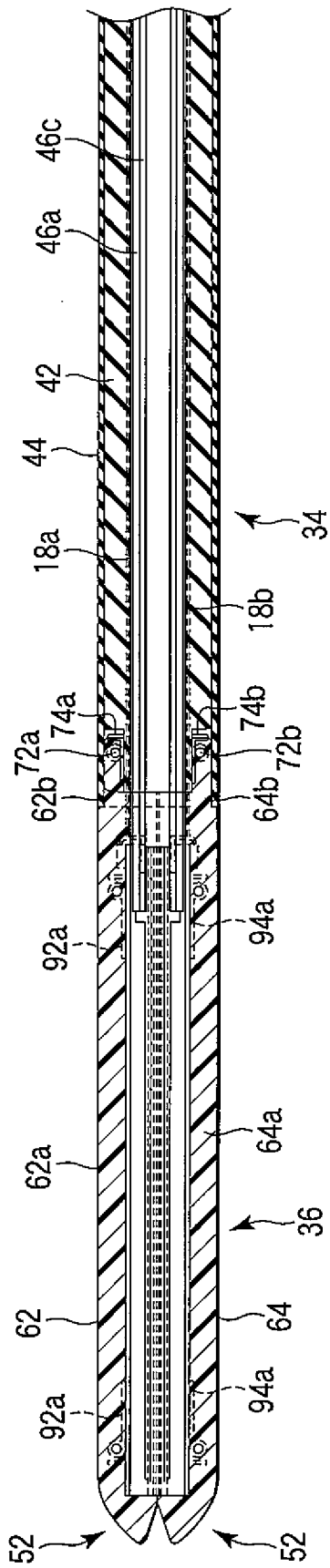
[図22]



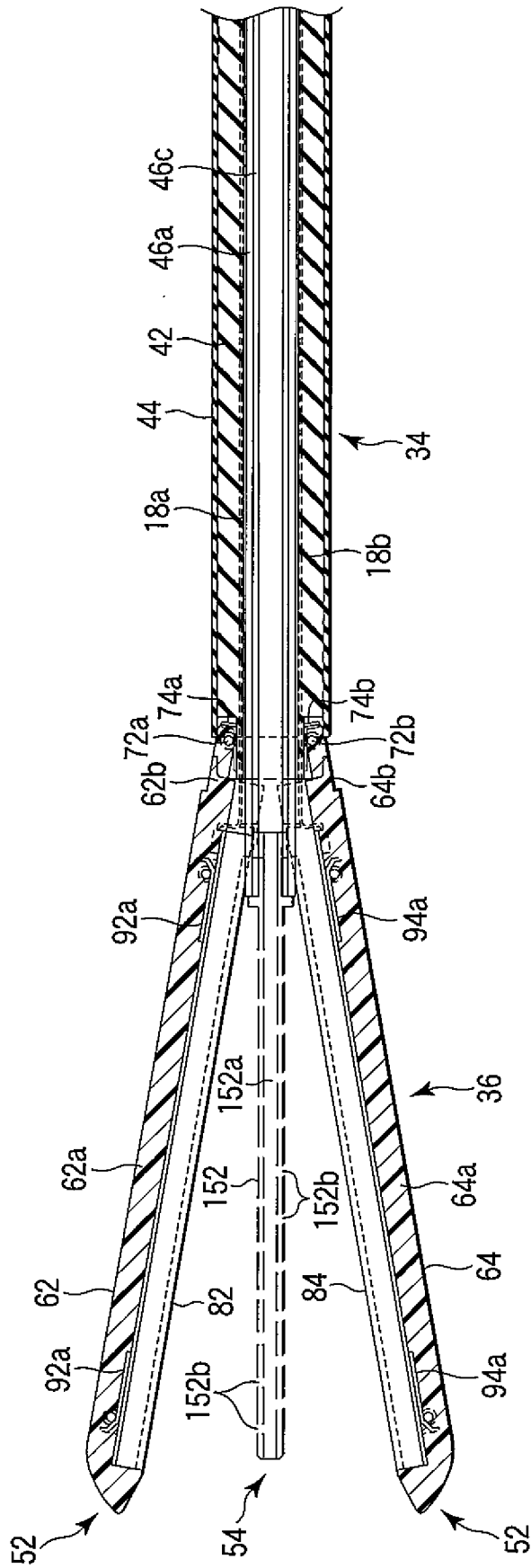
[図23]



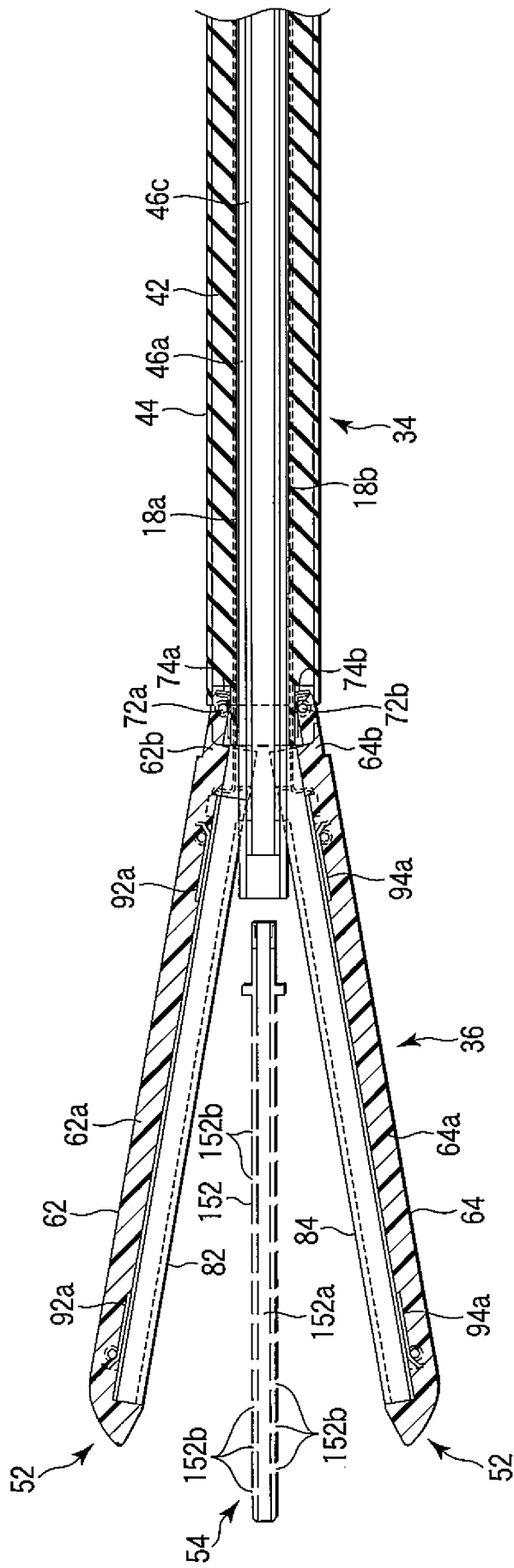
[24A]



[図24B]



[24C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/071275

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B18/12 (2006.01) i

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)

A61B18/12

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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 2008-212679 A (Olympus Medical Systems Corp.), 18 September 2008 (18.09.2008), entire text; all drawings & US 2008/0208108 A1 & EP 1964530 A1 & CN 101254132 A & CN 201213840 Y	1-18
A	JP 2005-534451 A (Advanced Medical Applications, Inc.), 17 November 2005 (17.11.2005), entire text; all drawings & US 2004/0030254 A1 & US 2008/0306501 A1 & EP 1526825 A & WO 2004/014284 A1 & CA 2463600 A	1-18

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 application or patent 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
09 March, 2010 (09.03.10)

Date of mailing of the international search report
23 March, 2010 (23.03.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/071275

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-55151 A (Olympus Medical Systems Corp.), 13 March 2008 (13.03.2008), entire text; all drawings & US 2008/0058803 A1 & EP 1894532 A1	1-18

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B18/12(2006.01)i

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. A61B18/12

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010年

国際調査で使用した電子データベース (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 請求項の番号
A	JP 2008-212679 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.09.18, 全文、全図 & US 2008/0208108 A1 & EP 1964530 A1 & CN 101254132 A & CN 201213840 Y	1-18
A	JP 2005-534451 A (アドバンスト メディカル アプリケーションズ インコーポレーテッド) 2005.11.17, 全文、全図 & US 2004/0030254 A1 & US 2008/0306501 A1 & EP 1526825 A & WO 2004/014284 A1 & CA 2463600 A	1-18
A	JP 2008-55151 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2008.03.13, 全文、全図 & US 2008/0058803 A1 & EP 1894532 A1	1-18

C欄の続きにも文献が列挙されている。

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、一般的な技術水準を示すもの
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、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

09.03.2010

国際調査報告の発送日

23.03.2010

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
 郵便番号100-8915
 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)

川端 修

31

8718

電話番号 03-3581-1101 内線 3346