

WO 2011/089717 A1

(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
2011年7月28日(28.07.2011)



(10) 国際公開番号

WO 2011/089717 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 18/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2010/050840

(22) 国際出願日:

2010年1月22日(22.01.2010)

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(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43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): 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, TH, 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).

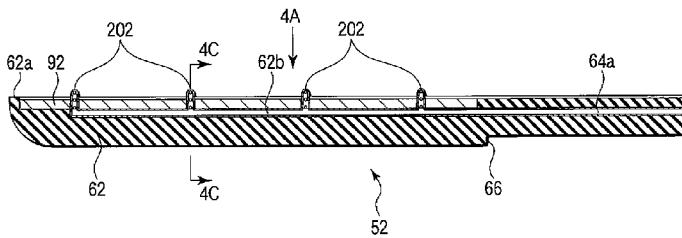
添付公開書類:

— 國際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: TREATMENT TOOL, TREATMENT DEVICE, AND TREATMENT METHOD

(54) 発明の名称: 治療用処置具、治療用処置装置および治療処置方法

[図4B]



(57) Abstract: Disclosed is a treatment tool (12) for joining living tissues, which comprises: at least a pair of holding members (52, 54) for holding living tissues; energy output parts (92, 94) which are provided on at least one of the holding members and connected to an energy source (14) for the purpose of supplying energy to the living tissues held by the pair of holding members and joining the living tissues together, thereby forming a joined part; and a joint coating part (202) for coating a portion from the vicinity of the joined part to the joined surfaces (C1, C2) of the living tissues with a substance, which prevents the permeation of water, during or after the joining of the living tissues by application of energy.

(57) 要約: 生体組織を接合処置するための治療用処置具(12)は、生体組織を保持するための少なくとも1対の保持部材(52, 54)と、前記保持部材の少なくとも一方に設けられているとともにエネルギー源(14)に接続され、前記1対の保持部材で保持した生体組織にエネルギーを供給して生体組織同士を接合して接合部を形成するエネルギー出力部(92, 94)と、生体組織にエネルギーを付加して接合する際または接合した後に、生体組織の接合部近傍から接合面(C1, C2)を、水分の浸透を防止する物質で覆うための接合被覆部(202)とを有する。

明細書

発明の名称：治療用処置具、治療用処置装置および治療処置方法 技術分野

[0001] 本発明は、生体組織を治療／処置するための治療用処置具、治療用処置装置および治療処置方法に関する。

背景技術

[0002] 一般的に、生体組織は（1）接合対象である生体組織同士を接触させること、（2）対象組織のタンパク質を変性させること、（3）対象組織間に存在する水分を除去すること、により接合可能であることが知られている。これはタンパク質を構成するアミノ酸の極性基の極性を利用した結合である、いわゆる水素結合を利用した接合である。このような記載が例えば米国特許第6626901号明細書にある。

[0003] なお、タンパク質を変性させると、タンパク質の特徴の一つである立体構造を変化させること、つまり、前記立体構造を形作るために一定の規則性を持って結合した極性基同士の結合を解離させることを意味している。極性基同士の結合を解離させて自由となった極性基を利用して隣接するタンパク質に存在する極性基との新たな結合を促すことが可能となり、タンパク質同士の結合、つまりは生体組織同士の接合を引き起こすことが可能となる。

[0004] この現象を引き起こすため、医療用処置具においては高周波、熱、超音波、レーザ光など様々なエネルギーを利用している。これらのエネルギーの利用により接合対象組織の温度上昇を図り、タンパク質の変性と、対象組織間に存在する水分（H₂O）の除去を同時にしている。これにより組織の接合が達成される。現在血管封止デバイスとして活用されているエネルギーデバイスも本現象を利用したものである。

[0005] ここで水分（H₂O）を除去することがもたらす効果について説明する。水分子H₂Oは強い極性を有することが一般的に知られている。この強い極性のため、極性を有する極性基と容易に結合することがわかっている。この結合

は水分子H₂O同士の分子間であっても成立し、これにより水分子H₂O特有の現象を引き起こす。例えばヘリウムの蒸発熱が0. 0845 kJ/molであるのに対し、水分子H₂Oの蒸発熱は40. 8 kJ/mol (9. 74666 kcal/mol)と高い値を示す。このような高い値は水分子H₂O間で水素結合が働いていることによることは周知の事実である。先ほど述べたように水分子H₂Oはこの強い極性のため極性基を有する分子へ容易に結合する。つまり、極性基を有しているタンパク質とも容易に結合する。このことが水分子H₂O存在下での組織の接合を難しいものにしている。

[0006] 現在の治療装置において、組織接合にエネルギーを要する理由はこの水分子H₂Oを除去することに他ならない。組織接合においては接合する組織間に存在する水分子H₂Oを除去することが安定的で強固な接合を達成するための条件であると言える。

[0007] 一方で、生体には多くの水分が存在していることは自明の事実である。各組織内に存在する水分もさることながら、各種の消化液、潤滑液、また処置時に付与する生理食塩水など組織外や、臓器外にも多くの水分が存在する。

[0008] これら組織の内側および外側に存在する水分は、接合を完了した生体組織同士の接合部の組織周辺にも存在することは疑う余地はない。接合部の周辺に存在する水分子H₂Oは上述したように強い極性を有しており、周囲に存在する極性基と容易に結合する。これは、一度他の極性基と結合を完了した極性基であっても例外ではない。既に完了している結合を乖離させ水分子H₂O自らがそこに結合する。このため、タンパク質同士の結合は乖離され、マクロ的に見ると生体組織同士の接合強度が経時的に低下する。

発明の開示

[0009] この発明は、生体組織同士の接合部に水分が浸入することを防止し、生体組織同士が密着した状態を長く維持すること、すなわち、接合部の強度を良好に維持できる治療用処置具、治療用処置装置および治療処置方法を提供することを目的とする。

[0010] この発明に係る、生体組織を接合処置するための治療用処置具は、生体組

織を保持するための少なくとも1対の保持部材と、前記保持部材の少なくとも一方に設けられるとともにエネルギー源に接続され、前記1対の保持部材で保持した生体組織にエネルギーを供給して生体組織同士を接合して接合部を形成するエネルギー出力部と、生体組織にエネルギーを附加して接合する際または接合した後に、生体組織の接合部近傍から接合面を、水分の浸透を防止する物質で覆うための接合被覆部とを有する。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は、第1の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略図である。

[図2]図2は、第1の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略的なブロック図である。

[図3A]図3Aは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の閉じた処置部およびシャフトを示す概略的な縦断面図である。

[図3B]図3Bは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の開いた処置部およびシャフトを示す概略的な縦断面図である。

[図4A]図4Aは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図4Bおよび図4Cの矢印4A方向から見た概略的な平面図である。

[図4B]図4Bは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図4A中および図4C中の4B-4B線に沿う概略的な縦断面図である。

[図4C]図4Cは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図4A中および図4B中の4C-4C線に沿う概略的な横断面図である。

[図4D]図4Dは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材の高周波電極に配設される突起を示す概略的な斜視図である。

[図5A]図5 Aは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第2の保持部材を示し、図5 Bおよび図5 Cの矢印5 A方向から見た概略的な平面図である。

[図5B]図5 Bは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第2の保持部材を示し、図5 A中および図5 C中の5 B—5 B線に沿う概略的な縦断面図である。

[図5C]図5 Cは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第2の保持部材を示し、図5 A中および図5 B中の5 C—5 C線に沿う概略的な横断面図である。

[図6A]図6 Aは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部で生体組織を保持した状態で、その保持した生体組織に高周波エネルギーを与えた場合に示す時間とインピーダンスとの関係を示す概略的なグラフである。

[図6B]図6 Bは、第1の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具を用いて処置を行った直後の生体組織の状態を示す概略的な斜視図である。

[図7]図7は、第1の実施の形態に係る治療用処置システムを用いて生体組織を接合し、接合した生体組織の外周をコーティングする際に、エネルギー源、フットスイッチおよび流体源によってなされる治療用処置システムの制御状態を示すフローチャートである。

[図8]図8は、第1の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部で生体組織を保持した状態で、その保持した生体組織に高周波エネルギーを与えた場合に示す時間と位相差との関係を示す概略的なグラフである。

[図9]図9は、第1の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムを示し、位相差の変化を高周波エネルギーの供給／供給停止の閾値として用いて処置を行う場合の概略的なブロック図である。

[図10A]図10 Aは、第1の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置シス

テムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材にヒータを配置した状態を示す概略的な縦断面図である。

[図10B]図10Bは、第1の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第2の保持部材にヒータを配置した状態を示す概略的な縦断面図である。

[図11A]図11Aは、第1の実施の形態の第3の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図11Bおよび図11Cの矢印11A方向から見た概略的な平面図である。

[図11B]図11Bは、第1の実施の形態の第3の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図11A中および図11C中の11B-11B線に沿う概略的な縦断面図である。

[図11C]図11Cは、第1の実施の形態の第3の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図11A中および図11B中の11C-11C線に沿う概略的な横断面図である。

[図12]図12は、第1の実施の形態の第4の変形例に係る治療用処置システムのモノポーラタイプのエネルギー処置具を用いて生体組織を処置する状態を示す概略的な模式図である。

[図13]図13は、第1の実施の形態の第5の変形例に係る治療用処置システムを示す概略図である。

[図14]図14は、第2の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略図である。

[図15]図15は、第2の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略的なブロック図である。

[図16A]図16Aは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の閉じた処置部およびシャフトを示す概略的な縦断面図である。

[図16B]図16Bは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の開いた処置部およびシャフトを示す概略的な縦断面図である。

[図17A]図17Aは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図17Bの矢印17A方向から見た概略的な平面図である。

[図17B]図17Bは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図17A中の17B—17B線に沿う概略的な横断面図である。

[図18A]図18Aは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具に配設されるカッタの刃部を含む先端部を示す概略的な斜視図である。

[図18B]図18Bは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具に配設されるカッタを示す概略的な横断面図である。

[図18C]図18Cは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部で生体組織を保持しながら接合処置し、カッタで切断した状態を示す概略的な横断面図である。

[図18D]図18Dは、第2の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具を用いて処置を行った直後の生体組織の状態を示す概略的な斜視図である。

[図19]図19は、第2の実施の形態に係る治療用処置システムを用いて生体組織を処置する際に、エネルギー源、フットスイッチおよび流体源によってなされる治療用処置システムの制御状態を示すフローチャートである。

[図20A]図20Aは、第2の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具に配設されるカッタの刃部を含む先端部を示す概略的な斜視図である。

[図20B]図20Bは、第2の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具に配設されるカッタを示す概略的な横断面図である。

[図21A]図21Aは、第2の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図21Bおよび図21Cの矢印21A方向から見た概略的な平面図である。

[図21B]図21Bは、第2の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図21A中および図21C中の21B-21B線に沿う概略的な縦断面図である。

[図21C]図21Cは、第2の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図21A中および図21B中の21C-21C線に沿う概略的な横断面図である。

[図22A]図22Aは、第2の実施の形態の第3の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図22Bの矢印22A方向から見た概略的な平面図である。

[図22B]図22Bは、第2の実施の形態の第3の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示し、図22A中の22B-22B線に沿う概略的な横断面図である。

[図23A]図23Aは、第3の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略図である。

[図23B]図23Bは、第3の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具のハンドルを示す概略的な部分縦断面図である。

[図24]図24は、第3の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略的なブロック図である。

[図25A]図25Aは、第3の実施の形態に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の閉じた処置部およびシャフトを示す概略的な縦断面図である。

[図25B]図25Bは、第3の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の開いた処置部およびシャフトを示す概略的な縦断面図である。

[図26A]図26Aは、第3の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1の保持部材を示す概略的な平面図である。

[図26B]図26Bは、第3の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部で生体組織を保持した状態を示す、図26Aに示す26B-26B線に沿う概略的な横断面図である。

[図27]図27は、第3の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具のハンドルの変形例を示す概略的な部分縦断面図である。

[図28A]図28Aは、第3の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1および第2の保持部材の本体にそれぞれ被覆部材を配設した状態を示す概略的な斜視図である。

[図28B]図28Bは、第3の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1および第2の保持部材の本体に配設する被覆部材を示す概略的な斜視図である。

[図29A]図29Aは、第3の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1および第2の保持部材の本体に配設するシート状の被覆部材を示す概略図である。

[図29B]図29Bは、第3の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1および第2の保持部材の本体に配設する多孔質状の被覆部材を示す概略的な斜視図である。

[図29C]図29Cは、第3の実施の形態の第2の変形例に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の第1および第2の保持部材の本体に配設するメッシュ状の被覆部材を示す概略的な斜視図である。

[図30]図30は、第4の実施の形態に係る治療用処置システムを示す概略図である。

[図31A]図31Aは、第4の実施の形態に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の処置部の、本体側保持部材と離脱側保持部材とを分離した状態を示す概略的な正面図である。

[図31B]図31Bは、第4の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の、本体側保持部材と離脱側保持部材とを分離した状態を示し、図31A中の31B-31B線に沿う概略的な縦断面図である。

[図32]図32は、第4の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の処置部の本体側保持部材を示し、図31B中の矢印32方向から見た

概略的な平面図である。

[図33A]図33Aは、第4の実施の形態に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の処置部の、本体側保持部材と離脱側保持部材とを閉じた状態を示す概略的な正面図である。

[図33B]図33Bは、第4の実施の形態に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の処置部の、本体側保持部材と離脱側保持部材とを開いた状態を示す概略的な縦断面図である。

[図33C]図33Cは、第4の実施の形態に係る治療用処置システムのエネルギー処置具の離脱側保持部材の高周波電極に配設される突起を示す概略的な斜視図である。

[図34]図34は、第4の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の処置部の、本体側保持部材と離脱側保持部材とを分離した状態を示す概略的な正面図である。

[図35]図35は、第4の実施の形態の第1の変形例に係る治療用処置システムのバイポーラタイプのエネルギー処置具の処置部の、本体側保持部材と離脱側保持部材とを開いた状態を示す概略的な縦断面図である。

発明を実施するための最良の形態

[0012] 以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための最良の形態について説明する。

[0013] [第1の実施の形態]

第1の実施の形態について図1から図11を用いて説明する。

ここでは、エネルギー処置具（治療用処置具）として、例えば腹壁を通して処置を行うための、リニアタイプの外科用処置具12を例にして説明する。

[0014] 図1および図2に示すように、治療用処置システム10は、エネルギー処置具12と、エネルギー源（制御部）14と、フットスイッチ（ハンドスイッチでも良い）16（図2参照）と、流体源18とを備えている。

図1に示すように、エネルギー処置具12は、ハンドル22と、シャフト24と、開閉可能な処置部（保持部）26とを備えている。ハンドル22は、

ケーブル28を介してエネルギー源14に接続されている。図2に示すように、エネルギー源14には、フットスイッチ16が接続されている。

[0015] フットスイッチ16は、図示しないペダルを備えている。フットスイッチ16のペダルを術者が操作（押圧／押圧解除）することにより、エネルギー源14から外科用処置具12へのエネルギー（この実施の形態では高周波エネルギー）の供給のON／OFF、さらには後述する流体（接合補助剤）を流すか否か、の一連の動作が切り換えられる。ペダルが押圧されているときには、高周波エネルギーを適宜に設定した状態（エネルギー出力量、エネルギー出力タイミングなどを制御した状態）に基づいて出力する。ペダルの押圧が解除されると、高周波エネルギーの出力を強制的に停止させる。また、ペダルが押圧されているときには、所定の流量の流体が流され、押圧が解除されると流体の流れが停止する。

[0016] 図1に示すように、ハンドル22は、術者が握り易い形状に形成され、例えば略L字状に形成されている。ハンドル22の一端には、シャフト24が配設されている。このシャフト24と同軸上のハンドル22の基礎からは、上述したケーブル28が延出されている。ケーブル28には、後述する高周波電極92、94の通電ライン28a、28bが挿通されている。

[0017] 一方、ハンドル22の他端側は、シャフト24の軸方向から外れる方向に延出され術者に把持される把持部である。ハンドル22は、その他端側に並設されるように、処置部開閉ノブ32を備えている。この処置部開閉ノブ32は、ハンドル22の略中央の部分でシャフト24の後述するシース44（図3Aおよび図3B参照）の基端に連結されている。この処置部開閉ノブ32をハンドル22の他端に対して近接および離隔させると、シース44がその軸方向に沿って移動する。

[0018] 図3Aおよび図3Bに示すように、シャフト24は、筒体42と、この筒体42の外側に摺動可能に配設されたシース44とを備えている。筒体42は、その基端部がハンドル22（図1参照）に固定されている。シース44は、筒体42の軸方向に沿ってスライド可能である。

- [0019] 筒体42の外側には、その軸方向に沿って凹部46が形成されている。この凹部46には、後述する高周波電極（エネルギー出力部）92に接続される電極用通電ライン28aが配設されている。筒体42の内部には、後述する高周波電極（エネルギー出力部）94に接続される電極用通電ライン28bが挿通されている。
- [0020] 図1に示すように、処置部26は、シャフト24の先端に配設されている。図3Aおよび図3Bに示すように、処置部26は、1対の保持部材52, 54、すなわち、第1の保持部材（第1のジョー）52および第2の保持部材（第2のジョー）54を備えている。
- [0021] 図3Aおよび図3Bに示す第1および第2の保持部材52, 54自体は、それぞれ全体的に絶縁性を有することが好適である。図4Aから図4Cに示すように、第1の保持部材52は、第1の保持部材本体（以下、主に本体という）62と、この本体62の基端部に設けられた基部64とを一体的に備えている。本体62は第2の保持部材54の後述する本体72と協働して図6Bに示す生体組織L1, L2を保持する部分であり、保持面（縁部）62aを有する。基部64はシャフト24の先端に連結される部分である。第1の保持部材52の本体62および基部64は同軸上に配設されている。そして、本体62と基部64との間には、段差66が形成されている。
- [0022] 図5Aから図5Cに示すように、第2の保持部材54は、第2の保持部材本体（以下、主に本体という）72と、この本体72の基端部に設けられた基部74とを一体的に備えている。本体72は第1の保持部材52の本体62と協働して生体組織L1, L2を保持する部分であり、保持面（縁部）72aを有する。基部74はシャフト24の先端に連結される部分である。第2の保持部材54の本体72および基部74は同軸上に配設されている。そして、本体72と基部74との間には、段差76が形成されている。
- [0023] なお、この実施の形態および後述する実施の形態では、第1の保持部材52の本体62と、第2の保持部材54の本体72とは同じ形状を有する。また、第1の保持部材52の基部64と、第2の保持部材54の基部74とは

、第2の保持部材54の基部74が後述するようにシャフト24の筒体42に枢支されるように形成されていることが第1の保持部材52の基部64とは異なるが、他の構造は同一であるから、適宜に説明を省略する。

[0024] 図4Cおよび図5Cに示すように、第1および第2の保持部材52、54の本体62、72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、第1および第2の保持部材52、54の基部64、74の外表面も滑らかな曲面状に形成されている。第1の保持部材52に対して第2の保持部材54が閉じた状態では、処置部26の横断面は、本体62、72および基部64、74の横断面共に略円形または略橢円状に形成されている。第1の保持部材52に対して第2の保持部材54が閉じた状態では、第1および第2の保持部材52、54の本体62、72の保持面（縁部）62a、72aは互いに対向して当接する。なお、この状態では、第1および第2の保持部材52、54の本体62、72の基端部の外径の方が、基部64、74の外径よりも大きく形成されている。そして、本体62、72と基部64、74との間には、それぞれ上述した段差66、76が形成されている。

[0025] 図3Aおよび図3Bに示すように、第1の保持部材52は、その基部64が、シャフト24の筒体42の先端部に固定されている。一方、第2の保持部材54は、その基部74が、シャフト24の軸方向に対して直交する方向に配設された支持ピン82によってシャフト24の筒体42の先端部に回動可能に支持されている。第2の保持部材54は、支持ピン82の軸回りに回動することにより第1の保持部材52に対して開閉可能である。この第2の保持部材54は、第1の保持部材52に対して開くように、例えば板バネなどの弾性部材84により付勢されている。

[0026] ここで、第1および第2の保持部材52、54は、第2の保持部材54を第1の保持部材52に対して閉じた状態で、それらの基部64、74を合わせた略円形または略橢円状の外周面が、筒体42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。このため、シース44を筒体42に対してスライドさせて、シース44の先端で第1の保持部材52および

第2の保持部材54の基部64, 74を覆うことが可能である。

[0027] この状態では、図3Aに示すように、弾性部材84の付勢力に抗して第1の保持部材52に対して第2の保持部材54が閉じる。一方、シース44の先端で第1および第2の保持部材52, 54の基部64, 74を覆った状態からシース44を筒体42の基礎側にスライドさせると、図3Bに示すように、弾性部材84の付勢力によって第1の保持部材52に対して第2の保持部材54が開く。

[0028] 図4Aから図4Cに示すように、第1の保持部材52の本体62には、平行であることが好ましい2列の凹溝状の流路（チャンネル）62bが形成されている。すなわち、本体62の流路62bは外側に開口されている。流路62bの先端は閉塞されている。

[0029] 基部64には、平行であることが好ましい2列の管路64aが形成されている。すなわち、基部64の管路64aは両端部以外、外側に対して閉口されている。本体62の流路62bと基部64の管路64aとは連続して形成されている。基部64の管路64aの基端には、シャフト24の内部に挿通された可撓性を有するホース18aの先端が接続されている。ホース18aの基端は、ハンドル22を通してエネルギー処置具12の外部に延出されて流体源18に接続されている。このため、流体源18に溜めた液体等の後述する流体をホース18aを通して第1の保持部材52の基部64の管路64a、本体62の流路62bに導くことができる。なお、ホース18aはエネルギー処置具12の外側では透明又は半透明の可撓性チューブが用いられることが好ましい。このような透明又は半透明のチューブが用いられることによって、液体が流れるのを視認することができる。

なお、ホース18aは流体源18から処置部26に液体を導く場合、第1の保持部材52の基部64に近接する位置で2つや4つに分岐されていることが好ましい。

また、流体源18から処置部26に導く液体の粘性によってはホース18aを通して第1の保持部材52に液体を供給する際に空気圧等を用いて供給

を補助するようにしても良い。

[0030] そして、第1および第2の保持部材52、54の本体62、72の保持面（縁部）62a、72aの内側には、出力部材やエネルギー放出部として、平板状の高周波電極（接合部材）92、94が配設されている。これら高周波電極92、94は、通電ライン28a、28bの先端と、コネクタ96a、96bを介して電気的に接続されている。そして、これら通電ライン28a、28bは、エネルギー源14の後述する高周波エネルギー出力部104に接続されている。このため、高周波電極92、94間に保持した生体組織L1、L2に通電して生体組織L1、L2にジュール熱を発生させることによって、生体組織L1、L2自体が加熱されて変性される。

[0031] 第1の保持部材52の保持面62aに配置された高周波電極92は、本体62の2列の溝状の流路62bに蓋をするものであり、流路62bをそれぞれ管路として形成する。第1の高周波電極92のうち、第1の保持部材52の本体62の凹部62b上には、第2の保持部材54に向かって複数の突起（接合維持補助部）202が形成されている。突起202は、生体組織L1、L2に図6Bに示す孔Pを形成するように、適宜の長さに形成されている。突起202は必ずしも生体組織L1、L2を貫通することを要するわけではなく、突起202の先端（第1の高周波電極92に対する遠位端部）が生体組織L1、L2の接触面C1、C2よりも第2の高周波電極94に近接する位置にあることが好適である。

図4Dに示すように、各突起202には、1つ又は複数の開口204が形成されている。なお、各突起202には開口204は複数形成されていることが好ましい。突起202は凹部62bに連通しており、凹部62bを通して接着剤等の流体（接合補助剤）を染み出すことができる。また、突起202は、例えば等間隔に配置されていたり、開口204の径を調整するなどして各突起202の開口204から同量の液体を染み出させるように配置されていることが好ましい。

[0032] 図5Aから図5Cに示すように、高周波電極94（および第2の保持部材

5 4 の本体 7 2) には、凹部（接合維持補助部）2 0 6 が形成されている。各凹部 2 0 6 は、第 1 の保持部材 5 2 に配設された高周波電極 9 2 から突出した突起 2 0 2 を受け入れるように形成されている。

[0033] 図 4 B、図 4 C、図 5 B および図 5 C に示すように、高周波電極 9 2、9 4 の表面は、第 1 および第 2 の保持部材 5 2、5 4 の本体 6 2、7 2 の縁部 6 2 a、7 2 a に対して低い位置にある。また、第 1 の高周波電極 9 2 の突起 2 0 2 の長さは、第 2 の保持部材 5 4 の凹部 2 0 6 に接触しない高さに形成されている。すなわち、第 1 の高周波電極 9 2 の突起 2 0 2 を第 2 の高周波電極 9 4 の凹部 2 0 6 に配設した状態でも、第 1 の高周波電極 9 2 と第 2 の高周波電極 9 4 とは接触しないように形成されている。

[0034] なお、これら高周波電極 9 2、9 4 は、生体組織 L 1、L 2 を高周波エネルギーにより処置するのに用いるのに加えて、生体組織 L 1、L 2 間のインピーダンス Z (図 6 A 参照) や位相 θ (図 8 参照) を測定するセンサとして用いることができる。高周波電極 9 2、9 4 は例えば通電ライン 2 8 a、2 8 b を通してエネルギー源 1 4 の後述する検出部 1 0 6 に信号を送受信できる。ここでは検出部 1 0 6 によって、インピーダンス Z を測定するものとして説明する。

[0035] 図 2 に示すように、エネルギー源 1 4 は、第 1 の制御部（エネルギー制御部）1 0 2 と、高周波エネルギー出力部（第 1 の高周波エネルギー出力部）1 0 4 と、検出部 1 0 6 と、表示部 1 0 8 と、スピーカ 1 1 0 とを備えている。第 1 の制御部 1 0 2 には、高周波エネルギー出力部 1 0 4 と、検出部 1 0 6 と、表示部 1 0 8 と、スピーカ 1 1 0 とが接続されており、第 1 の制御部 1 0 2 により、高周波エネルギー出力部 1 0 4、検出部 1 0 6、表示部 1 0 8 およびスピーカ 1 1 0 が制御される。

[0036] 高周波エネルギー出力部 1 0 4 は、エネルギーを発生し、通電ライン 2 8 a、2 8 b を介して高周波電極 9 2、9 4 にエネルギーを供給する。なお、高周波エネルギー出力部 1 0 4 は、後述する第 2 の変形例で説明するヒータ 2 2 2、2 3 2 (図 10 A および図 10 B 参照) にエネルギーを供給するエネルギー出力

部としても機能する。

[0037] 検出部 106 は生体組織 L1, L2 を保持した高周波電極 92, 94 によって得られる測定結果を通電ライン 28a, 28b を通して検出してインピーダンス Z を算出する。表示部 108 は、インピーダンス Z の閾値 Z1 の設定等、表示によって確認しながら各種の設定を行う部分である。スピーカ 110 は音源（図示せず）を有し、処置の終了を知らせたり、問題が起きたときなどに音を出す。処置の終了を知らせる音と問題が起きたことを知らせる音とは、音色が異なっている。また、スピーカ 110 は、処置の最中に、第 1 段階の処置が終了した音、第 2 段階の処置が終了した音のように処置を区切って音を出すことも可能である。

[0038] エネルギ源 14 の第 1 の制御部 102 には、フットスイッチ 16 が接続されているとともに、流体源 18 の後述する第 2 の制御部（流量制御部）132 が接続されている。このため、フットスイッチ 16 が操作されると、エネルギー源 14 が動作するとともに、流体源 18 が動作する。

フットスイッチ 16 が ON に切り換えられる（図示しないペダルが押圧される）とエネルギー処置具 12 による処置が行われ、OFF に切り換えられる（ペダルの押圧が解除される）と処置が停止する。表示部 108 は、高周波エネルギー出力部 104 の出力量（出力量自体、または、どのような処置を行うか（生体組織 L1, L2 同士を接合する目的の処置か、生体組織の開口を封止する目的の処置か等））やエネルギーの出力タイミングを第 1 の制御部 102 で制御する際の設定手段（コントローラ）として機能する。表示部 108 が設定したものを表示する表示機能を有することはもちろんである。

[0039] 検出部 106 は、高周波エネルギーを出力する第 1 および第 2 の高周波電極 92, 94 を通して、第 1 および第 2 の高周波電極 92, 94 間の生体組織 L1, L2 のインピーダンス Z を検出（算出）可能である。すなわち、検出部 106 と第 1 および第 2 の高周波電極 92, 94 は、第 1 および第 2 の高周波電極 92, 94 間の生体組織 L1, L2 のインピーダンス Z を計測するセンサ機能を有する。

[0040] 流体源 18 は、流体貯留部 122 と、流量調整部 124 とを備えている。流量調整部 124 は、第 2 の制御部（流量制御部）132 と、流量調整機構 134 とを備えている。

図 1 に示す流体貯留部 122 は、流体を溜める例えば透明なバッグ等により形成されている。この流体貯留部 122 には、ホース 18a の基端が着脱可能に接続されている。流量調整部 124 の第 2 の制御部 132 は、エネルギー源 14 の第 1 の制御部 102 に接続されている。このため、第 2 の制御部 132 はエネルギー源 14 と連動して動作する。流量調整機構 134 は、ホース 18a を通してエネルギー処置具 12 に流れる流体の流量を調整するようになされ、例えばピンチコック等により形成されている。すなわち、第 2 の制御部 132 は流量調整機構 134 を動作させて、流体貯留部 122 からホース 18a を介して第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 に供給する液体等の流体の流量を制御する。

[0041] 流体貯留部 122 には、例えば接着剤等、高周波エネルギーにより処置した生体組織 L_T の外表面 S_c に塗布したときに生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質（接合補助剤）を溜めることができる。生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質は生体組織に塗布すると生体組織に浸透する生体吸収性材料であることが好ましい。流体貯留部 122 に溜める物質は液体だけでなく、例えばゲル状の物質でも良い。すなわち、流体貯留部 122 に溜める物質はホース 18a を通して流すことができる流体であれば良い。生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質は、化合物を含有する。この化合物は、物理的作用、化学的作用、あるいは両作用によって生体組織 L_T を被覆又は接合する物質である。化合物は、タンパク質、糖質、重合体、硬化剤の少なくとも 1 つであることが好ましい。タンパク質は、フィブリン、アルブミン、コラーゲン、ゼラチンの少なくとも 1 つであることが好適である。糖質は、デンプン、ヒアルロン酸、キトサンの少なくとも 1 つであることが好適である。重合体は、ポリエチレングリコール、ポリグリコール酸、ポリ乳酸、ポリカプロラクタムであることが好適である。硬化剤は、アクリレート

誘導体、アルデヒド誘導体、スクシンイミド誘導体、イソシアネート誘導体であることが好適である。すなわち、生体組織に水分が浸透するのを防止する物質（接合補助剤）は、例えば、有機系接着剤、無機系接着剤、接着用生体材料、架橋剤、モノマー系・ポリマー系の樹脂材等が挙げられる。また、接着剤を用いる場合、2液混合型のものなど、種々のものを使用することができる。

さらに、流体貯留部122に溜める、例えば接着剤等の液体やゲル状の物質には、抗生剤や成長促進剤等を含有させても良い。

[0042] なお、表1には、以下に説明する生体組織L1, L2同士を接合する実験で用いた8種類の接合補助部材の主成分と対応する接合補助部材の種類を示す。接合補助部材の主成分や種類が表1に示すものに限定されるものでないことはもちろんである。

[表1]

表1 生体組織を接合する実験で使用した接合補助部材の主成分と種類

No.	主成分	種類
(1)	シアノアクリル酸エステルモノマー	シアノアクリレート系接着材
(2)	フィブリノゲン トロンビン	フィブリン系接着剤
(3)	グルタルアルデヒド(架橋剤) アルブミン(主剤)	アルデヒド系接着剤
(4)	ホルムアルデヒド(架橋剤) グルタルアルデヒド(架橋剤) ゼラチン(主剤)	
(5)	有機酸スクシンイミド(架橋剤) アルブミン(主剤)	スクシンイミド系接着剤
(6)	PEGスクシンイミド(架橋剤) アルブミン(主剤)	
(7)	ポリグリコール酸	生分解性重合体
(8)	ポリカプロラクタム	生分解性重合体

[0043] 流体貯留部122に液体の物質を溜めた場合、流体貯留部122に接続されたホース18aを通してエネルギー処置具12の第1および第2の保持部材

52, 54の基部64, 74の管路64a, 74a、および、本体62, 72の流路62b, 72bに液体の物質を導くことができる。流体貯留部122にゲル状の物質を溜めた場合、流体貯留部122に例えば空気圧等の圧力を加えることにより、流体貯留部122に接続されたホース18aを通してエネルギー処置具12の第1の保持部材52の基部64の管路64a、本体62の流路62bにゲル状の物質を導くことができる。

- [0044] 図6Aには、高周波エネルギー出力部104から高周波電極92, 94に所望のエネルギーを供給し、生体組織L1, L2を高周波処置したときの高周波電極92, 94間の生体組織L1, L2の、エネルギー供給時間tと生体組織L1, L2間のインピーダンスZとの関係を示す。また、図7には、高周波エネルギー出力部104による外科用処置具12の制御フローの一例を示す。
- [0045] 次に、この実施の形態に係る治療用処置システム10の作用について説明する。

流体源18の流体貯留部122に、高周波エネルギーによる処置により生体組織L1, L2同士を接合した後、2つの生体組織L1, L2を接合した生体組織L_Tの外周をコーティングするための流体を入れておく。ここでは、流体が生体組織L_T用の接着剤であるとして説明する。この接着剤は例えば空気等に触れると乾く、特に速乾性を有することが好適である。また、流体貯留部122に接続されたホース18aは流量調整機構134によって閉じられ、通常は接着剤が流体貯留部122からエネルギー処置具12に向かって流れないようになっている。

- [0046] 術者は、予めエネルギー源14の表示部108を操作して、治療用処置システム10の出力条件を設定しておく（ステップS11）。表示部108で高周波エネルギー出力部104からの出力（設定電力P set [W]）、検出部106によるインピーダンスZの閾値Z1 [Ω]、エネルギー最大供給時間t1 [sec] 等を確認する。高周波エネルギー出力部104からの出力、検出部106によるインピーダンスZの閾値Z1を異なる値に設定する場合はそのように設定し、表示部108で確認する。また、流体貯留部122からホ

ース 18 a を通してエネルギー処置具 12 に流す流量 V 1 を設定する。さらに、ホース 18 a を開放しておく最長時間 t -max を設定する。すなわち、ホース 18 a を開放してから流量 V 1 に到達しなくとも、時間 t -max の経過後、自動的にホース 18 a を閉じる。

[0047] 図 3 A に示すように、第 1 の保持部材 52 に対して第 2 の保持部材 54 を閉じた状態で、例えば、腹壁を通して腹腔内に外科用処置具 12 の処置部 26 およびシャフト 24 を挿入する。外科用処置具 12 の処置部 26 を処置対象（保持対象）の生体組織 L1, L2 に対して対峙させる。

[0048] 第 1 の保持部材 52 および第 2 の保持部材 54 で処置対象の生体組織 L1, L2 を保持するため、ハンドル 22 の処置部開閉ノブ 32 を操作する。この操作によって、筒体 42 に対してシース 44 をシャフト 24 の基端部側に移動させる。弾性部材 84 の付勢力によって、基部 64, 74 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 52 に対して第 2 の保持部材 54 が開く（図 3 B 参照）。

[0049] 接合対称（処置対象）の生体組織 L1, L2 を第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の高周波電極 92, 94 の間に配置する。この状態で、ハンドル 22 の処置部開閉ノブ 32 を操作する。このとき、筒体 42 に対してシース 44 をシャフト 24 の先端部側に移動させる。弾性部材 84 の付勢力に抗してシース 44 によって、基部 64, 74 間を閉じて筒状にする。このため、基部 64 に一体的に形成された第 1 の保持部材 52 の本体 62 と、基部 74 に一体的に形成された第 2 の保持部材 54 の本体 72 とが閉じる。すなわち、第 1 の保持部材 52 に対して第 2 の保持部材 54 が閉じる。このようにして、接合対象の生体組織 L1, L2 を第 1 の保持部材 52 と第 2 の保持部材 54 との間で保持する。

[0050] このとき、第 1 の保持部材 52 の高周波電極 92 に、処置対象の生体組織 L1 が接触し、第 2 の保持部材 54 の高周波電極 94 に、処置対象の生体組織 L2 が接触している。第 1 の保持部材 52 の本体 62 の保持面（縁部）62a と第 2 の保持部材 54 の本体 72 の保持面（縁部）72b との対向する

接触面の両方に、接合対象の生体組織L1, L2の周辺組織が密着している。なお、生体組織L1の接触面C1が生体組織L2の接触面C2に、互いにに対して圧力を加えるように接觸している。

[0051] また、このとき、第1の保持部材52に配設された高周波電極92には突起202が配設されているので、突起202は生体組織L1, L2を貫通して孔Pを形成するとともに、高周波電極94（および第2の保持部材54の本体72）に配設された凹部206に受け入れられる。

[0052] このように、第1の保持部材52および第2の保持部材54の間に生体組織L1, L2を保持した状態で、フットスイッチ16のペダルを操作する。フットスイッチ16から第1の制御部102に信号が入力され、エネルギー源14の第1の制御部102は、術者の操作によってスイッチ16のペダルが押圧されてONに切り換えられたかを判断する（S12）。

第1の制御部102がスイッチ16のペダルが押圧されてONに切り換えられたと判断したとき、第1の制御部102から高周波エネルギー出力部104に信号が入力される。高周波エネルギー出力部104はエネルギーを発生し、通電ライン28a, 28bを通して高周波電極92, 94間の生体組織L1, L2にエネルギーを供給する（S13）。このとき、高周波エネルギー出力部104は、第1の保持部材52の高周波電極92および第2の保持部材54の高周波電極94の間に、表示部108で予め設定した設定電力Pset [W]、例えば20 [W] ~ 80 [W] 程度の電力を供給する。

[0053] このため、高周波エネルギー出力部104は、第1の保持部材52の高周波電極92および第2の保持部材54の高周波電極94間の接合対象の生体組織L1, L2に高周波電流を通電する。すなわち、高周波電極92, 94間に保持された生体組織L1, L2に高周波エネルギーを与える。このため、高周波電極92, 94間に保持された生体組織L1, L2内にジュー熱を発生させて、生体組織L1, L2自体が加熱される。ジュー熱の作用により高周波電極92, 94間に保持された生体組織L1, L2内の細胞膜を破壊して細胞膜内物質を放出し、コラーゲンをはじめとする細胞外成分と均一化

する。高周波電極 92, 94 間の生体組織 L1, L2 には高周波電流が流されているので、このように均一化された組織 L1, L2 に更なるジュール熱を作用させ、例えば生体組織 L1, L2 の接触面 C1, C2 同士、組織の層間同士の接合が行われる。したがって、高周波電極 92, 94 間の生体組織 L1, L2 に高周波電流が通電されると、生体組織 L1, L2 自体が発熱して脱水しながら生体組織 L1, L2 の内部が変性（生体組織 L1, L2 が焼灼）され、接触面 C1, C2 同士が密着して接合部 C となる。このようにして、2つの生体組織 L1, L2 同士が接合されて、接合部 C を有する生体組織 LT が形成される。

[0054] このとき、第 1 の保持部材 52 に配設された高周波電極 92 に設けられた突起 202 は生体組織 L1, L2 を貫通した状態（孔 P に配設された状態）を維持する。また、突起 202 が生体組織 L1, L2 の内部に配設され、突起 202 と第 2 の高周波電極 94 との間の生体組織に通電されるので、生体組織 L1, L2 の高周波エネルギーを用いた処置を効率的に行うことができる。

[0055] なお、生体組織 L1, L2 が変性されるにつれて、生体組織 L1, L2 から流体（例えば液体（血液）および／または気体（水蒸気））が放出される。このとき、第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の本体 62, 72 の保持面 62a, 72a は、高周波電極 92, 94 よりも生体組織 L1, L2 に対する密着度が高い。このため、保持面 62a, 72a は生体組織 L1, L2 からの流体が第 1 の保持部材 52 および第 2 の保持部材 54 の外側に逃げるのを抑制する障壁部（ダム）として機能する。すなわち、接合処置対象の生体組織 L1, L2 以外の生体組織にサーマルスプレッドが生じるのを防止することができる。

[0056] このとき、第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の高周波電極 92, 94 はセンサ機能を有するので、通電ライン 28a, 28b を通して、保持した生体組織 L1, L2 間の情報（インピーダンス Z）を検出部 106 に伝達する。図 6A に示すように、処置を始めた（生体組織 L1, L2 間に高周波工

エネルギーを供給し始めた)ときのインピーダンス Z は、例えば50[Ω]～60[Ω]程度である。そして、生体組織 L_1 、 L_2 に高周波電流が流れ、生体組織 L_1 、 L_2 が焼灼されるにつれて、インピーダンス Z が Z_m+n (例えば10[Ω]程度)まで一旦低下した後、次第に上昇していく。

[0057] 第1の制御部102は高周波電極92、94間の生体組織 L_1 、 L_2 の情報を等時間間隔(例えば数ミリ秒)に算出するように検出部106を制御する。第1の制御部102は、検出部106からの信号に基づいて演算した高周波エネルギー出力時のインピーダンス Z が予め表示部108で設定(S11)した閾値 Z_1 (図6Aに示すように、ここでは約1000[Ω])以上となつたか判断する(S14)。なお、インピーダンス Z の閾値 Z_1 を適宜に設定できることはもちろんである。

[0058] 閾値 Z_1 は、例えば、初期値 Z_0 よりも大きく、インピーダンス Z の値の上昇率が鈍化する位置にある(図6A参照)ことが好ましい。インピーダンス Z が閾値 Z_1 に到達し、又は閾値 Z_1 よりも大きくなつたと判断した場合、第1の制御部102から高周波エネルギー出力部104に信号が伝達される。そして、高周波エネルギー出力部104から第1および第2の保持部材52、54の高周波電極92、94への出力を停止させる(S151)。

[0059] 一方、インピーダンス Z が閾値 Z_1 に到達していなければエネルギー出力を継続する。生体組織 L_1 、 L_2 間のインピーダンス Z が閾値 Z_1 よりも小さいと判断した場合、第1および第2の保持部材52、54の高周波電極92、94の間に保持した生体組織 L_1 、 L_2 に対して処置のための高周波エネルギーを与え続ける。そして、生体組織 L_1 、 L_2 間のインピーダンス Z が閾値 Z_1 に到達するか、又は、高周波エネルギー出力部104からエネルギーを供給し始めて所定の時間 t が経過した後、高周波エネルギー出力部104からのエネルギー出力を停止させる。このとき、生体組織 L_T は接合部Cで接合されている。

[0060] そして、フットスイッチ16のペダルを押圧したままである。また、生体組織 L_T も保持部材52、54で保持した状態を維持する。

- [0061] 第1の制御部102によって高周波エネルギー出力部104から高周波電極92, 94へのエネルギーの供給を停止する(S151)のと同時に、第1の制御部102から第2の制御部132に信号が伝達される。第2の制御部132は、流量調整機構134を動作させ、ホース18aを開放する(S152)。このため、流体貯留部122からホース18aを通してエネルギー処置具12に接着剤が供給される。
- [0062] 第1の保持部材52の基部64には管路64aが、本体62には凹部62bが設けられているので、突起202の開口204から接着剤が染み出す。このとき、突起202は接合した生体組織L_Tを貫通して孔Pに配設されているので、開口204から染み出した接着剤はその一部が生体組織L_T同士の接合部Cに塗布される。接着剤の一部は接合部Cの接合面から直接浸透して広がっていく。接着剤は接着作用に加えてコーティング作用を有する。接着剤は例えば空気に触れると時間の経過とともに次第に硬化していく。ここで接着剤は速乾性を有することが好ましく、硬化した際には防水性を有する。
- [0063] このため、接着剤が硬化することによって接合した生体組織L_Tの接合部Cに水分が浸入するのを防止するとともに、接合状態を維持することができる。
- [0064] なお、接着剤の種類によって性質が異なることはもちろんであるが、この実施の形態での接着剤を生体組織L₁, L₂の接合後に塗布するのは、生体組織用の接着剤が効果的な接着作用を発揮するのが、生体組織L₁, L₂ができるだけ乾燥した状態で塗布した場合であるためである。すなわち、水分を充分に除去しない状態で接着剤を塗布すると、エネルギー投与によっても生体組織L₁, L₂から水分が除去され難くなるが、接着剤を生体組織L₁, L₂の接合後に塗布することによって、このような状態を防止することができる。また、水分を充分に除去しない状態で接着剤を塗布すると、接着剤に水分が混ざり合うことがあるが、接着剤を生体組織L₁, L₂の接合後に塗布することによって、このような状態を防止することができる。
- [0065] 第2の制御部132は、流体貯留部122からホース18aを通して所定

の流量の接着剤を通過させた（S 16）とき、又は、所定時間ホース18aを開放した後、流量調整機構134を再び作動させてホース18aを閉じる（S 17）。

- [0066] ホース18aを開じてから所定の時間（例えば数秒）が経過した後、スピーカ110からブザー等の音を発して処置（生体組織同士の接合処置および接合した接触面C1, C2に水分の浸入を防止する処置）が終了したことを知らせる（S 18）。そして、医師等はスピーカ110からの音や表示部108による表示によって処置が終了したことを認識した後、フットスイッチ16のペダルから足を離してペダルの押圧を解除する。
- [0067] なお、処置はフットスイッチ16のペダルを押圧したままで図7に示す「スタート」から「エンド」まで行われるが、「スタート」から「エンド」に至るまでの間にペダルの押圧を解除すると、第1の制御部102は、そのペダルの押圧を解除した時点で強制的に処置を停止させる。すなわち、高周波エネルギーの供給を途中で停止させたり、接着剤の供給を途中で止めたりする場合、スピーカ110からブザー等の音が発せられる前にフットスイッチ16のペダルから足を離し、ペダルの押圧を解除する。ペダルの押圧を解除すると、第1の制御部102は高周波エネルギー出力部104からエネルギーが出力されているときには高周波エネルギー出力部104から電極92, 94への出力を停止させる。また、第2の制御部132はホース18aが開放されているときには流量調整機構134を動作させてホース18aを閉じて流体の供給を停止させる。
- [0068] 医師はスピーカ110からのブザー音を認識した上で処置部開閉ノブ32を操作し、生体組織L_Tを開放する。このとき、図6Bに示すように、生体組織同士の接触面C1, C2は接合され接合部Cが形成されている。また、生体組織L_Tには、生体吸収性を有する接着剤が、その外表面S_cから接合部Cに向かって浸透しながら硬化していくので、生体組織L_Tは接着剤によりコーティングされた状態となる。なお、接着剤が生体吸収性を有するので、図6Bに示す生体組織L₁, L₂の側面にも開口92a, 94aから染み出した

接着剤が塗布される場合がある。

[0069] なお、上述した流体貯留部 122 を使わず、直接、シリンジのような注入器で生体組織に接着剤を供給してもよい。また、接着剤の供給方法として流体調整部 124 はロータリーポンプ等を使って生体組織への接着剤の流量を制御してもよい。

[0070] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

生体組織 L₁, L₂ のインピーダンス Z を計測しつつ、生体組織 L₁, L₂ の接合処置を行うことによって、生体組織 L₁, L₂ 同士の接触面 C₁, C₂ の密着をより確実にすることができます。また、生体組織 L₁, L₂ 同士の接合処置を行った後、接合処置した生体組織 L_T の外周を接着剤等でコーティングすることによって、接合処置した生体組織 L_T の接合部 C に水分が浸入するのを防止することができる。このため、生体組織 L₁, L₂ の接触面 C₁, C₂ が密着した状態（生体組織 L_T が接合した状態）を長く維持することができる。

[0071] 高周波電極 92, 94 の間だけでなく、生体組織 L₁, L₂ を貫通するとともに電極とした作用する突起 202 と高周波電極 94 との間の生体組織 L₁, L₂ にジュール熱を発生させることができる。このため、生体組織 L₁, L₂ の厚さが厚い場合など、高周波エネルギーが生体組織 L₁, L₂ に浸透し難い場合であっても、生体組織 L₁, L₂ にエネルギーを浸透し易くすることができる。したがって、従来から高周波エネルギーによる処置を行うことができた厚さの生体組織だけでなく、さらに厚い生体組織であっても高周波エネルギーによる処置をより確実に行うことができる。

[0072] 高周波電極 92 に設けられた突起 202 の開口 204 によって、接合対象の生体組織 L₁, L₂ の接合部 C の接合面等、接合した生体組織 L_T の内部に直接接着剤等の流体を供給して浸透させることができる。このため、接合部 C の接合をより確実なものにすることができるとともに、接着剤のコーティング作用を接合面を含む接合部 C の近傍に及ぼすことができる。

[0073] なお、この実施の形態では、生体組織を第1および第2の保持部材52, 54で保持したときに第1の保持部材52の突起202により生体組織L1, L2に孔Pを形成する場合について説明した。その他、突起202は、第1および第2の保持部材52, 54で生体組織L1, L2を保持したときに必ずしも孔Pが形成される必要はない。すなわち、第1および第2の保持部材52, 54で生体組織L1, L2を保持したときに、第1の保持部材52の突起202で第2の保持部材54の凹部206に生体組織L2を押し付けるようにしても良い。この場合でも、第1および第2の高周波電極92, 94の間の生体組織L1, L2に高周波エネルギーを供給するにつれて生体組織L1, L2に孔Pが形成されていき、すなわち、突起202が孔Pに配設されていく。

[0074] また、第1の保持部材52の高周波電極92の突起202が絶縁性を有する硬質樹脂材等の別体で形成されていても良い。この場合、突起202が第2の保持部材54の高周波電極94に接触することが許容される。

[0075] なお、生体組織L1, L2同士の接合後、接合した生体組織L_Tの外周をコートィングする流体物質として2液混合型の接着剤を用いる場合、流体源18に2種類の液体を並設させれば良い。この場合、2つのホース18aが流体源18から並設された状態でエネルギー処置具12に延出され、ハンドル22およびシャフト24を通して処置部26の第1および第2の保持部材52, 54の本体62, 72の流路62b, 72bまでそれぞれ独立して液体が供給される。そして、高周波電極92, 94の開口92a, 94aから2種類の液体が染み出したときに混合されるようにすれば良い。このようにすると、ホース18aの内部や第1および第2の保持部材52, 54の内部で接着剤が硬化するのを防止できる。また、2液混合型の接着剤を用いる場合、1つのホース18aに2つの流路（図示せず）が形成されていることも好ましい。

[0076] なお、上述した実施の形態では検出部106で検出する生体情報としてインピーダンスZ（図6A参照）を用いる例について説明したが、生体情報と

して位相の変化量（位相差 $\Delta\theta$ ）（図8参照）を用いることも好ましい。以下、図8および図9を参照しながら第1の実施の形態の第1の変形例として位相差 $\Delta\theta$ を用いる場合について説明する。

- [0077] 図9に示すように、検出部106は、電圧検出部142と、電流検出部144と、位相検出部146を備えている。位相検出部146は第1の制御部102に接続されている。電圧検出部142および電流検出部144は、エネルギー処置具12（高周波電極92, 94）に接続されるとともに、位相検出部146に接続されている。これについては、第1の実施の形態に限らず、後述する実施の形態も同様である。
- [0078] 高周波エネルギー出力部104に高周波電圧を発生させた場合、高周波エネルギー出力部104の高周波電圧に基づく、所定の周波数及びピーク値を有する高周波電流が、電流検出部144を介して外科用処置具12に出力される。電圧検出部142は、高周波エネルギー出力部104を通した高周波電圧のピーク値を検出し、検出したピーク値を出力電圧値情報として位相検出部146に対して出力する。電流検出部144は、高周波エネルギー出力部104を通した高周波電圧に基づいて発生する、高周波電流のピーク値を検出し、検出したピーク値を出力電流値情報として位相検出部146に対して出力する。
- [0079] 位相検出部146は、電圧検出部142から出力される出力電圧値情報に基づいて高周波エネルギー出力部104を通して出力される高周波電圧の位相を検出した後、検出した位相を出力電圧位相情報として、出力電圧値情報と併せて第1の制御部102に対して出力する。また、位相検出部146は、電流検出部144から出力される出力電流値情報に基づいて高周波エネルギー出力部104を通した高周波電流の位相を検出した後、検出した位相を出力電流位相情報として、出力電流値情報に併せて第1の制御部102に対して出力する。
- [0080] 第1の制御部102は、位相検出部146から出力される出力電圧値情報と、出力電圧位相情報と、出力電流値情報と、出力電流位相情報とに基づい

て、高周波エネルギー出力部 104 を通して出力される高周波電圧及び高周波電流の位相差 $\Delta\theta$ を算出する。

- [0081] 第 1 の制御部 102 は、フットスイッチ 16 のペダルの操作に応じて出力される指示信号と、算出した位相差 $\Delta\theta$ とに基づいて、高周波エネルギー出力部 104 に対し、高周波電流及び高周波電圧の出力状態を ON 状態または OFF 状態として変更する制御を行う。
- [0082] 図 8 に示すように、高周波エネルギー出力部 104 を通して出力される高周波電流及び高周波電圧の位相差 $\Delta\theta$ は、生体組織 L_T に対する処置を行う初期の段階においては 0° または略 0° である。なお、表示部 108 で位相差 $\Delta\theta$ の値は 90° またはそれに近い値に設定しておく。
- [0083] フットスイッチ 16 のペダルが継続して押圧され、第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の高周波電極 92, 94 間に保持した生体組織 L₁, L₂ の処置が進むにつれて生体組織 L₁, L₂ から脱水されて生体組織 L₁, L₂ が焼灼されたり凝固されたりする。このように処置が進むにつれて、高周波エネルギー出力部 104 を通して出力される高周波電圧及び高周波電流の位相差 $\Delta\theta$ は、例えば適当な時間 t₁ を境として、0° または略 0° の状態から増加する。
- [0084] その後、さらにフットスイッチ 16 のペダルが継続して押圧されることにより、所望の部位における処置が進むと、例えば時間 t₁ 以降において、第 1 の制御部 102 により算出される位相差 $\Delta\theta$ の値は、図 8 に示す 90° 付近の一定の値をとる。
- [0085] なお、この変形例において、第 1 の制御部 102 は、位相差 $\Delta\theta$ が 90° 付近の一定の値になったことを検出した際に前述した制御を行うものに限らず、例えば、位相差 $\Delta\theta$ が 45° より大きく、かつ、90° 以下の所定の値で一定になったことを検出した際に前述した制御を行うものであっても良い。
- [0086] また、インピーダンス Z の変化および位相 θ の変化の両者を組み合わせて生体組織 L₁, L₂ に投入するエネルギーの切り換えを行っても良い。すなわち、

ち、インピーダンス Z の変化および位相 θ の変化のうち、閾値への到達が早い方や遅い方など、適宜に表示部108で設定して用いることも好ましい。

[0087] 次に、第1の実施の形態の第2の変形例について図10Aおよび図10Bを用いて説明する。上述した実施の形態では、高周波エネルギーを用いて処置を行う場合について説明したが、この実施の形態では、ヒータによる熱エネルギーを用いて処置を行う場合について説明する。

図10Aに示すように、第1の保持部材52の本体62には、突起202を有する平板状のヒータ（エネルギー出力部）222が配設されている。このヒータ222は、本体62の保持面62aに囲まれている。図10Bに示すように、第2の保持部材54の本体72には、凹部206を有する平板状のヒータ（エネルギー出力部）232が配設されている。このヒータ232は、本体72の保持面72aに囲まれている。

[0088] 表示部108では各種の設定、例えばヒータ222、232の最高温度、高周波エネルギー出力部104からヒータ222、232へのエネルギーの出力時間、生体組織の処置の終了温度（ここでは生体組織L1、L2の表面温度）の閾値T1等を設定する。この状態で、ヒータ222、232を用いた処置は、高周波電極92、94を用いた処置と同様に行われる。この場合、ヒータ222、232に接触する生体組織の温度を計測しながら処置を進める。

[0089] 次に、第1の実施の形態の第3の変形例について図11Aから図11Cを用いて説明する。上述した実施の形態では、高周波エネルギー、ヒータ222、232の発熱による熱エネルギー等を用いて処置を行う場合について説明したが、この実施の形態では、レーザ光による熱エネルギーを用いて処置を行う場合について説明する。

図11Aから図11Cに示すように、第1の保持部材52には、高周波電極92の代わりに伝熱板（エネルギー出力部）282が配設されている。この伝熱板282には、凹溝282aが形成されている。この伝熱板282の凹溝282aには、出力部材やエネルギー出力部としてのディヒューザ（diffuse

r) 284が配設されている。このディヒューザ284の内部には、ファイバ(エネルギー出力部)286が挿通されている。このため、ファイバ286にレーザ光を入射すると、ディヒューザ284から外側にレーザ光が拡散する。このレーザ光によるエネルギーは、伝熱板282に照射されることにより熱エネルギーに変換される。このため、伝熱板282を熱が伝わり、生体組織を処置することができる。

[0090] なお、第2の保持部材54は、突起202と凹部206との相違があるだけであるから、図示を省略する。

[0091] 次に、第1の実施の形態の第4の変形例について図12を用いて説明する。上述した実施の形態では、バイポーラタイプのエネルギー処置具12を用いる場合について説明したが、この変形例では、モノポーラタイプの処置具を用いる例である。

図12に示すように、処置される患者Pには、対極板150が装着される。この対極板150は、通電ライン150aを介してエネルギー源14に接続されている。さらに、第1の保持部材52に配設された高周波電極92と、第2の保持部材54に配設された高周波電極94とは、通電ライン28a, 28bが電気的に接続された同電位の状態にある。この場合、高周波電極92, 94に接触する生体組織L1, L2の面積は対極板150が生体に接触する面積よりもそれぞれ充分に小さいため、電流密度が高くなるが、対極板150における電流密度は低くなる。このため、第1および第2の保持部材52, 54に保持される生体組織L1, L2はジュール熱により加熱されるのに対して、対極板150に接触した生体組織の加熱は無視できる程度に小さい。したがって、第1および第2の保持部材52, 54で把持した部分のうち、同電位の高周波電極92, 94に接触した生体組織L1, L2のみ加熱されて変性される。

[0092] また、この実施の形態では高周波エネルギーを用いて生体組織L1, L2を処置する場合について説明したが、例えばマイクロ波等のエネルギーを用いても良い。この場合、高周波電極92, 94をマイクロ波電極として用いるこ

とができる。

[0093] 次に、第1の実施の形態の第5の変形例について図13を用いて説明する。上述した実施の形態では、腹壁を通して腹腔内（体内）の生体組織L1,L2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1参照）を例にして説明したが、この変形例では、例えば図13に示すように、腹壁を通して体外に処置対象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を用いる例である。

[0094] このエネルギー処置具12aは、ハンドル22と、処置部（保持部）26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（図1参照）とは異なり、シャフト24が除去されている。一方、シャフト24と同様の作用を有する部材がハンドル22内に配設されている。このため、図13に示すエネルギー処置具12aは、上述した図1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。

[0095] なお、流体貯留部122を使わず、直接、シリンジのような注入器で生体組織に接着剤を供給してもよい。また、接着剤の供給方法として流体調整部124はロータリーポンプ等を使って生体組織への接着剤の流量を制御してもよい。特に説明しないが、以下に説明する実施の形態においても、直接、シリンジのような注入器で生体組織に接着剤等を供給することが許容される。

[0096] [第2の実施の形態]

次に、第2の実施の形態について図14から図19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の実施の形態で用いた部材と同一の部材又は同一の作用を奏する部材には同一の符号を付し、その部材の説明を省略する。

[0097] 図14に示すように、エネルギー処置具12bのハンドル22は、処置部開閉ノブ32に並設された状態で、後述するカッタ（処置用補助具）180を移動させるためのカッタ駆動ノブ34を備えている。

[0098] 図15に示すように、エネルギー源14には、第1の実施の形態で説明した

検出部（ここでは第1の検出部という）106に加えて、第2の検出部107が第1の制御部102に接続されている。第2の検出部107は、図16Aおよび図16Bに示すカッタ180の後述する長溝184の係止部184a, 184b, 184cに配設されたセンサ185に接続されている。

[0099] 図17Aおよび図17Bに示すように、この実施の形態では、第1の保持部材52の本体62から凹部62b, 64a（図4Aから図4C参照）や突起202（図4Aから図4D参照）が除去されている。第2の保持部材54の本体72から凹部206（図5Aから図5C参照）が除去されている。

図16Aから図17Bに示すように、第1の保持部材52の本体62および基部64のうち、第2の保持部材54に近接する側には、真っ直ぐのカッタ案内溝172が形成されている。同様に、第2の保持部材54の本体72および基部74のうち、第1の保持部材52に近接する側には、真っ直ぐのカッタ案内溝174が形成されている。これらカッタ案内溝172, 174には後述する1つのカッタ180（図18Aおよび図18B参照）が出し入れ可能に配設される。

[0100] 図17Aに示すように、第1および第2の保持部材52, 54の本体62, 72に配設される高周波電極92, 94は、例えば略U字状に形成され、第1および第2の保持部材52, 54の本体62, 72の基端部に2つの端部を有する。すなわち、各高周波電極92, 94は連続的に形成されている。そして、高周波電極92, 94には、第1および第2の保持部材52, 54とともにカッタ180を案内するカッタ案内溝（便宜的に符号172, 174を付す）が形成されている。

[0101] なお、第1および第2の保持部材52, 54のカッタ案内溝172, 174は互いに対向した状態に形成され、シャフト24の軸方向に沿って形成されている。そして、第1および第2の保持部材52, 54の協働する2つのカッタ案内溝172, 174によって1つのカッタ180を案内することができる。

[0102] 第1の保持部材52のカッタ案内溝172は、第1の保持部材52の本体

6 2 および基部 6 4 の中心軸上に形成され、第 2 の保持部材 5 4 のカッタ案内溝 1 7 4 は、第 2 の保持部材 5 4 の本体 7 2 および基部 7 4 の中心軸上に形成されている。

[0103] シャフト 2 4 の筒体 4 2 の内部には、駆動ロッド 1 8 2 がその軸方向に沿って移動可能に配設されている。駆動ロッド 1 8 2 の基端には、カッタ駆動ノブ 3 4 が配設されている。駆動ロッド 1 8 2 の先端には、カッタ（処置用補助具）1 8 0 が配設されている。このため、カッタ駆動ノブ 3 4 を操作すると、駆動ロッド 1 8 2 を介してカッタ 1 8 0 がシャフト 2 4 の軸方向に沿って移動する。

[0104] 図 1 8 A に示すように、カッタ 1 8 0 は、その先端に刃 1 8 0 a が形成され、図 1 6 A および図 1 6 B に示すように、基端に駆動ロッド 1 8 2 の先端が固定されている。このカッタ 1 8 0 の先端と基端との間には、長溝 1 8 4 が形成されている。この長溝 1 8 4 には、シャフト 2 4 の軸方向に対して直交する方向に延びた移動規制ピン 4 2 a がシャフト 2 4 の筒体 4 2 に固定されている。このため、カッタ 1 8 0 の長溝 1 8 4 が移動規制ピン 4 2 a に沿って移動する。そうすると、カッタ 1 8 0 は真っ直ぐに移動する。このとき、カッタ 1 8 0 は、第 1 および第 2 の保持部材 5 2, 5 4 のカッタ案内溝（流路、流体放出溝）1 7 2, 1 7 4 に配設される。

[0105] なお、カッタ 1 8 0 の長溝 1 8 4 の一端、他端、および一端と他端との間、の例えば 3 箇所には、移動規制ピン 4 2 a を係止し、カッタ 1 8 0 の移動を制御するための係止部 1 8 4 a, 1 8 4 b, 1 8 4 c が形成されている。カッタ 1 8 0 の長溝 1 8 4 には、移動規制ピン 4 2 a の位置を認識可能であるとともに、移動規制ピン 4 2 a の移動方向を認識可能なセンサ 1 8 5 が配設されている。センサ 1 8 5 は、光を用いたセンサであったり、接触型センサであったりするなど、種々のものが用いられる。このため、長溝 1 8 4 の一端（先端）の係止部 1 8 4 a に移動規制ピン 4 2 a があるときはカッタ 1 8 0 の刃 1 8 0 a がシャフト 2 4 の内部に収納され、他端（後端）側の係止部 1 8 4 b に移動規制ピン 4 2 a があるときはカッタ 1 8 0 の刃 1 8 0 a が

シャフト24の先端を通してカッタ案内溝172、174に配設されていることを認識できる。したがって、第2の検出部107は、センサ185によって、シャフト24および処置部26に対するカッタ180の刃180aの位置を認識でき、カッタ180の刃180aで生体組織を切斷する位置にあるか否か、容易に判断することができる。

[0106] 図16Aおよび図16Bに示すエネルギー処置具12のシャフト24の筒体42およびシース44には、それぞれ後述する蒸気（気体）や液体（組織液）などの流体が放出される流体放出口186、188が形成されている。これら流体放出口186、188は、シャフト24の基端側に形成されている。

ここでは図示しないが、シース44の流体放出口188の外周面には、接続口金が設けかれていることも好適である。このとき、後述する排出流体は、カッタ案内溝172、174、シャフト24の筒体42の流体放出口186、シャフト24のシース44の流体放出口188、および、接続口金を通して排出される。この場合、接続口金内を吸引することによって生体組織L₁、L₂から放出される蒸気や液体などの流体を流体放出口186、188から容易に排出することができる。

なお、流体放出口186、188はシャフト24に設けられていることが好適であるが、ハンドル22に設けかれていることも好適である。

[0107] 図18Bに示すように、カッタ180の内部には、カッタ180の長手方向に沿って1つの管路216が形成されている。カッタ180の内部に形成された管路216は、長溝184を避けつつ、駆動ロッド182の内部を通してホース18aに接続されている。カッタ180の側面の幅方向の中央には、複数の開口（接合維持補助部）216aが形成されている。開口216aは管路216に連通されている。このため、生体組織L_Tを切斷するのと同時に接着剤が接合部Cの接合面の近傍に塗布される。したがって、接着剤（接合補助剤）が接合部Cの接合面に浸透して硬化する。なお、この場合、図18Dに示すように、切斷面Sに近いほど多くの接着剤が浸透し、切斷面S

から遠くなるほど接着剤の浸透量が少なくなる。

[0108] 次に、この実施の形態に係る治療用処置システム 10 の作用について図 1 9 を用いて説明する。

第 1 の実施の形態で説明したように、生体組織 L₁, L₂ を接合した後にその接合した生体組織 L_T をコーティングするための流体（接合補助剤）を流体源 18 の流体貯留部 122 に入れておく。流体貯留部 122 に接続されたホース 18a は流量調整機構 134 によって閉じられ、接着剤がエネルギー処置具 12 に向かって流れないようにになっている。

[0109] 術者は、予めエネルギー源 14 の表示部 108 を操作して、治療用処置システム 10 の出力条件を設定しておく（S201）。表示部 108 で高周波エネルギー出力部 104 からの出力（設定電力 P_{set} [W]）、検出部 106 によるインピーダンス Z の閾値 Z₁ [Ω]、エネルギー供給時間 t₁ [sec] 等を確認する。高周波エネルギー出力部 104 からの出力、検出部 106 によるインピーダンス Z の閾値 Z₁ を異なる値に設定する場合はそのように設定し、表示部 108 で確認する。また、流体貯留部 122 からホース 18a を通してエネルギー処置具 12 に流す流量 V₁ を設定する。

[0110] 図 16A に示すように、第 1 の保持部材 52 に対して第 2 の保持部材 54 を閉じた状態で、例えば、腹壁を通して腹腔内に外科用処置具 12 の処置部 26 およびシャフト 24 を挿入する。第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 で処置対象の生体組織 L₁, L₂ を保持するため、ハンドル 22 の処置部開閉ノブ 32 を操作し、接合対象の生体組織 L₁, L₂ を第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の間で保持する。

[0111] 第 1 の保持部材 52 および第 2 の保持部材 54 の間に生体組織 L₁, L₂ を保持した状態で、フットスイッチ 16 のペダルを操作する。フットスイッチ 16 から第 1 の制御部 102 に信号が入力され、エネルギー源 14 の第 1 の制御部 102 は、術者の操作によってスイッチ 16 のペダルが押圧されて ON に切り換えられたか否かを判断する（S202）。

[0112] 第 1 の制御部 102 がスイッチ 16 のペダルが押圧されて ON に切り換え

られたと判断したとき、第1の制御部102から高周波エネルギー出力部104に信号が入力される。高周波エネルギー出力部104は通電ライン28a, 28bを通して高周波電極92, 94間の生体組織L1, L2にエネルギーを供給する(S203)。そして、高周波電極92, 94間の生体組織L1, L2に高周波電流が通電される。このため、生体組織L1, L2自体が発熱して脱水されながら生体組織L1, L2の内部が変性(生体組織L1, L2が焼灼)され、生体組織L1, L2同士の接触面C1, C2が接合部Cとなる。

[0113] なお、生体組織L1, L2自体が発熱して脱水される処置の際に生体組織L1, L2から発生した血液や蒸気等の排出流体をカッタ案内溝172, 174に入れることができる。そして、カッタ案内溝172, 174に入れた排出流体をシャフト24の筒体42およびシース44に形成された流体放出口186, 188からエネルギー処置具12bの外部に導くことができる。このため、生体組織L1, L2の接合部Cの接合面に水分が残るのを極力防止でき、生体組織L1, L2の接合処置をより素早く行うことができる。したがって、生体組織L1, L2を接合し、接合部Cをコーティングする一連の処置を、より効率的に行うことができる。

[0114] そして、インピーダンスZが所定の閾値Z1に到達したか否か判断(S204)し、閾値Z1に到達したら高周波エネルギーの供給を止める(S205)。

[0115] そして、スピーカ110から、高周波エネルギーを用いた生体組織L1, L2の接合処置の終了を知らせるブザー音(1回目のブザー音)を発する(S206)。

[0116] 次に、医者は1回目のブザー音を確認した後、図14に示すカッタ駆動ノブ34を操作する。すなわち、図16Aおよび図16Bに示す状態からカッタ案内溝172, 174に沿ってカッタ180を前進させる。カッタ180が前進するにつれて、高周波電極92, 94により変性されて接合された部位が切断されていく。このとき、センサ185は例えば移動規制ピン42a

に対する係止部 184a, 184b, 184c の相対位置を検出し、第 2 の検出部 107 に伝達する。第 2 の検出部 107 は、シャフト 24 および処置部 26 に対するカッタ 180 の位置および移動方向を認識する (S207)。

- [0117] 第 2 の検出部 107 で検出したカッタ 180 の移動方向が、生体組織 L_T を切断する方向に移動していると認識されたとき、第 1 の制御部 102 は第 2 の制御部 132 に信号を受け渡し、流量調整機構 134 を動作させてホース 18a を開く (S208)。
- [0118] このため、接合した生体組織 L_T を切断している際に、カッタ 180 の開口 216a から接着剤を染み出させて、切断面 S に塗布する。すなわち、生体組織 L_T の切断を進めるにつれてカッタ 180 の開口 216a から染み出させた接着剤が塗布されていく。
- [0119] このとき、各生体組織 L₁, L₂ の厚さが同じであると仮定した場合、接合部 C の接合面からはずれた位置に接着剤を塗布する。塗布された接着剤は第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の向きによって適宜の方向に流れるので、カッタ 180 による切断面 S の全体に接着剤が塗布される。
- [0120] なお、生体組織 L_T のうち、高周波電極 92, 94 に接触した表面にも接着剤が流れ塗布される。このため、生体組織 L_T の外表面全体に接着剤が塗布される。
- [0121] 所定の流量の接着剤がホース 18a 内を流れた場合、ホース 18a を閉じる (S210)。ホース 18a を閉じたことを認識した場合、ブザー音を発する (S211)。そして、カッタ駆動ノブ 34 を操作しカッタ 180 に配設されたセンサ 185 によってカッタ 180 が元の位置に復帰するのを認識した場合 (S212)、スピーカ 110 から一連の処置が終了したことを知らせるブザー音を発する (S213)。
- [0122] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。処置の際に生体組織 L₁, L₂ から発生した血液等の流体をカッタ案内溝 172, 174 に入れることができる。そして、カッタ案内溝 172, 17

4に入れた流体をシャフト24の筒体42およびシース44に形成された流体放出口186、188からエネルギー処置具12bの外部に導くことができる。このため、生体組織L1、L2の接合部Cの接合面に水分が残るのを極力防止でき、生体組織L1、L2の接合処置をより素早く行うことができる。したがって、生体組織L1、L2を接合し、接合部Cをコーティングする一連の処置を、より効率的に行うことができる。

[0123] また、接合対象の生体組織LTの外周面を接着剤でコーティングするだけでなく、生体組織LTの切断面Sにも接着剤を塗布して接合面をコーティングすることができるので、生体組織LTの接合部Cへの水分の浸入を防止することができる。

[0124] なお、上述したように、カッタ180が移動しているときにホース18aを開放して接着剤を流しても良いが、筒体42の移動規制ピン42aがカッタ180の長溝184の一端側の係止部184aから中間部184cを通して他端側の係止部184bに到達した後にホース18aを開放しても良い。この場合、カッタ180の刃180aによる生体組織LTの切断は既に済んでいる（既に切断面Sが形成されている）。そして、筒体42の移動規制ピン42aがカッタ180の長溝184の他端側の係止部184bから中間部184cを通して一端側の係止部184aに到達するまでの間、接着剤を流す。そうすると、カッタ180の刃180aが第1および第2の保持部材52、54のカッタ案内溝172、174からシャフト24に引き込まれる際に生体組織LTの切断面S同士により空間が形成される。接着剤が開口192a、194aから染み出すと、切断面Sの間に接着剤が入り込む。なお、筒体42の移動規制ピン42aがカッタ180の長溝184の一端側の係止部184aと他端側の係止部184bとの間を移動しているのはセンサ185で検出可能であるから、接合対象の生体組織LTとカッタ180との位置関係は容易に把握できる。このため、流量調整機構134によってホース18aを閉じるタイミングも適宜に設定できる。

[0125] また、この実施の形態では、スピーカ110から発するのをブザー音とし

て説明したが、処置の内容を音声で知らせたり、処置の手順を音声で知らせる等でも良い。また、1回目のブザー音と2回目のブザー音は大きく異なっており、それぞれどのような処置を終了したのか、を容易に認識可能とすることが好ましい。

[0126] なお、この実施の形態では、カッタ180をカッタ駆動ノブ34を操作することによって手動で動作させる場合について説明したが、高周波エネルギーによる生体組織L₁、L₂同士の接合処置の終了後、カッタ駆動ノブ34を操作することなく自動的にカッタ180を動作させて生体組織L_Tを切断するようにすることも好ましい。すなわち、生体組織L₁、L₂同士を接合するための高周波エネルギーを用いた処置の開始から、接合した生体組織L_Tをコーティングするための処置の終了までの一連の処置を自動的に行うようにしても良い。

[0127] 次に、第2の実施の形態の第1の変形例について図20Aおよび図20Bを用いて説明する。

図20Aに示すカッタ180の内部には、カッタ180の長手方向に沿つて例えば図20B中の上下に管路212、214が形成されている。カッタ180の内部に形成された管路212、214は、駆動ロッド182の内部を通してホース18aに接続されている。図20Aおよび図20Bに示すように、カッタ180の側面には、カッタ180の長手方向に沿って適当な間隔をおいて複数の開口（接合維持補助部）212a、214aが形成されている。これら開口212a、214aは管路212、214に連通されている。このため、管路212、214を通して開口212a、214aから接着剤等、生体組織L_Tに水分が浸透するのを防止する物質（接合補助剤）を出すことができる。

[0128] このように、開口212aがカッタ180の長手方向および幅（厚さ）方向に直交する上下（高さ）方向の上側に、開口214aが下側に形成されているので、生体組織L₁、L₂の厚さが不均一であっても、接合部Cの接合面に容易に接着剤を浸透させることができる。そして、接合部Cの表面S_c

および切断面Sには接着剤が塗布されてコーティングすることができる。

[0129] 次に、第2の実施の形態の第2の変形例について図21Aから図21Cを用いて説明する。

図21Aから図21Cに示すように、第1および第2の保持部材52、54の本体62、72には流路（凹部）62b、72b（図4Aから図4C参照）の代わりに絶縁性を有する第1の流体導管162、164が配設されている。

[0130] 第1の流体導管162は、本体62の外周の縁部に沿って高周波電極92の表面に近接した位置に環状に配設されている。図21Cに示すように、第1の流体導管162の横断面は例えば略半円形状や矩形状などに形成されている。第1の流体導管162は、第1および第2の保持部材52、54で生体組織L1、L2を保持したときに生体組織L1の外表面に密着するよう、適度な弾性力を有することが好ましい。第1の流体導管162は第1の保持部材52の基部64の管路64aに接続されている。なお、第1の流体導管162の内側には高周波電極92が配設されている。

[0131] 第1の流体導管162には、適当な間隔をおいて複数の開口（接合維持補助部）162aが形成されている。これら開口162aは、図21Bおよび図21Cに示すように、高周波電極92の表面に向けられ、かつ、高周波電極92の中心軸に向けられている。このため、流体導管162の開口162aから排出される流体を高周波電極92の表面に沿って高周波電極92の中心軸に向かって流すことができる。

[0132] また、図21Aに示すように、流体導管162の開口162aが高周波電極92の表面に近接した位置にあることから、流体導管162は、その一部が高周波電極92の表面から突出している。このため、流体導管162は、高周波電極92を用いて生体組織L1、L2を処置した際に生体組織L1、L2から発生する蒸気等の流体が外部に漏れ出すのを防止する障壁部の役割を果たす。

[0133] なお、図示しないが、第2の保持部材54の本体72の縁部にも、第1の

保持部材 5 2 と対称的に、開口（接合維持補助部） 1 6 4 a を有する流体導管 1 6 4 が配設されている。このため、流体導管 1 6 4 は、高周波電極 9 4 を用いて生体組織 L 1, L 2 を処置した際に生体組織 L 1, L 2 から発生する蒸気等の流体が外部に漏れ出すのを防止する障壁部の役割を果たす。また、流体導管 1 6 4 は第 2 の保持部材 5 4 の基部 7 4 の管路 7 4 a に接続されている。

[0134] また、図示しないが、流体導管 1 6 2 はダブルルーメンとして形成され、一方（内側）が開口 1 6 2 a を有する管路であり、他方（外側）が冷媒として気体や液体を通じる管路となっていることが好ましい。この場合、他方の管路（外側の管路）に冷媒を循環させることによって、流体導管 1 6 2 に接触した部分の生体組織 L 1, L 2 を冷やすことができる。このため、第 1 および第 2 の保持部材 5 2, 5 4 の保持面 6 2 a, 7 2 a の外側に生体組織 L 1, L 2 を通して熱が伝熱されるのを防止し、処置対象の生体組織 L 1, L 2 の外側の生体組織 L 1, L 2 に熱の影響を及ぼすのをより確実に防止できる。

[0135] 図 2 1 B に示すように、カッタ案内溝 1 7 2, 1 7 4 の縁部には、絶縁性を有する第 2 の流体導管 1 9 2, 1 9 4 が配設されている。この第 2 の流体導管 1 9 2 は例えば第 1 の保持部材 5 2 の基部 6 4 の管路 6 4 a に接続されている。同様に、別の第 2 の流体導管 1 9 4 は例えば第 2 の保持部材 5 4 の基部 7 4 の管路 7 4 a に接続されている。

[0136] 第 2 の流体導管 1 9 2, 1 9 4 にはそれぞれ適当な間隔をおいて複数の開口（接合維持補助部） 1 9 2 a, 1 9 4 a が形成されている。流体導管 1 9 2, 1 9 4 の開口 1 9 2 a, 1 9 4 a の向きはカッタ 1 8 0 を挟んで対向する同じ第 2 の流体導管 1 9 2, 1 9 4 に向けられている。

[0137] なお、第 2 の流体導管 1 9 2, 1 9 4 はそれぞれ 1 対であっても良いし、それぞれ 1 つの流体導管 1 9 2, 1 9 4 が略 U 字状に曲げられていても良い。

[0138] また、この実施の形態では第 1 の保持部材 5 2 に流体導管 1 6 2, 1 9 2

が、第2の保持部材54に流体導管164, 194が設けられた構造について説明したが、これら流体導管162, 164, 192, 194は設けられていなくても良い。

[0139] また、この実施の形態では、カッタ180の側面に図18Aおよび図18Bに示す開口216aを形成した例について説明したが、図20Aおよび図20Bに示す開口212a, 214aが形成されていることも好ましい。この場合、互いに厚さが異なる生体組織L1, L2を接合する場合の接合面C1, C2に接着剤を浸透し易くすることができる。

[0140] 次に、第2の実施の形態の第3の変形例について図22Aおよび図22Bを用いて説明する。

図22Aに示す第1の保持部材52の本体62に配設された高周波電極92の裏面には、複数のヒータ（エネルギー出力部）242が配設されている。同様に、第2の保持部材54の本体72に配設された高周波電極94の裏面には、図示しないが、複数のヒータ（エネルギー出力部）252が配設されている。ここで、ヒータ242, 252は高周波エネルギー出力部104で制御可能である。すなわち、高周波エネルギー出力部104は、高周波電極92, 94にエネルギーを供給することができるとともに、ヒータ242, 252にエネルギーを供給することができる。なお、高周波電極92, 94、ヒータ242, 252の両者に選択的にエネルギーを供給できるようにしても良いし、同時にエネルギーを供給できるようにしても良い。

そして、高周波電極92, 94はそれぞれ良熱伝導性を有する素材で形成されているので、高周波エネルギー出力部104からヒータ242, 252にエネルギーを供給してヒータ242, 252を発熱させると、ヒータ242, 252から高周波電極92, 94に熱が伝熱する。高周波電極92, 94に伝熱された熱は、ヒータ242, 252から例えば同心状に広げられる。

[0141] なお、この実施の形態ではヒータ242, 252を高周波電極92, 94の裏面にヒータ242, 252が配設された場合について説明したが、高周波電極92, 94をそっくりヒータに入れ替えるても良い。

[0142] [第3の実施の形態]

次に、第3の実施の形態について図23Aから図26Bを用いて説明する。この実施の形態は第1および第2の実施の形態の変形例であって、第1および第2の実施の形態で説明した部材と同一の部材または同一の作用を奏する部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

[0143] 図25Aおよび図25Bに示すように、第1の保持部材52の基部64は、筒体42に対して回動可能に支持ピン83により枢支されている。この支持ピン83は第1の実施の形態で説明した支持ピン82と平行に配設されている。第1の保持部材52の基部64は、第2の保持部材54の基部74の弾性部材84と同様に、板バネなどの弾性部材85により付勢されている。なお、この実施の形態では、図23Aおよび図25Bに示すように、エネルギー処置具12cの処置部26は、第1の保持部材52および第2の保持部材54の両者がシャフト24の中心軸に対して対称に開くことが好ましい。

[0144] 図23A、図24、図25Aおよび図25Bに示すように、この実施の形態では、カッタ180（図16Aおよび図16B参照）の代わりに処置用補助具としてパイプ状部材（接合維持補助部）272が配設されている。パイプ状部材272の基端は、図25Aおよび図25Bに示すように、ホース18aに接続されている。

[0145] 図25Bに示すように、このパイプ状部材272の先端部側には、複数の側孔272aが形成されている。このパイプ状部材272は、ハンドル22に配設されたパイプ状部材移動用ノブ36の操作によりシャフト24の内部から処置部26の内部との間を進退可能であり、処置部26やシャフト24に対するパイプ状部材272の位置を検出可能である。

[0146] 図26Aおよび図26Bに示すように、第1の保持部材52の本体62には、パイプ状部材272を進退させるための空間を形成する凹部（パイプ状部材案内溝）62cが形成されている。この凹部62cの幅は、パイプ状部材272の外径よりもわずかに大きく形成されていることが好ましい。凹部62cにも高周波電極92bが配設されている。凹部62cに配設された高

周波電極 9 2 b と、本体 6 2 の保持面 6 2 a の内側に配設された高周波電極 9 2 とは同電位である。

[0147] なお、第 2 の保持部材 5 4 の本体 7 2 にも、図 26 B に示すように、凹部 7 2 c が形成され、凹部 7 2 c には高周波電極 9 4 と同電位の高周波電極 9 4 b が配設されている。

[0148] 次に、この実施の形態に係る治療用処置システム 1 0 の作用について説明する。

図 26 B に示すように、エネルギー処置具 1 2 c のパイプ状部材 2 7 2 を接合対象の生体組織 L 1, L 2 同士の間に配置する。そして、第 1 および第 2 の保持部材 5 2, 5 4 の本体 6 2, 7 2 で生体組織 L 1, L 2 を保持するとともに、生体組織 L 1, L 2 でパイプ状部材 2 7 2 を狭持する。

[0149] この状態で、流体貯留部 1 2 2 からホース 1 8 a を通してパイプ状部材 2 7 2 に、接着剤等、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質（接合補助剤）を導入する。このため、パイプ状部材 2 7 2 の側孔 2 7 2 a から生体組織 L 1, L 2 に生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質が塗布される。この状態で、パイプ状部材移動用ノブ 3 6 を操作して、第 1 および第 2 の保持部材 5 2, 5 4 の本体 6 2, 7 2 の間からパイプ状部材 2 7 2 を引き抜く。このため、生体組織 L 1, L 2 の接触面 C 1, C 2 同士が、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質を介して接触する。

[0150] そして、高周波エネルギー出力部 1 0 4 から高周波電極 9 2, 9 4 にエネルギーを供給する。このため、接合面の生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質が加熱されるとともに、接合面同士が接合される。

[0151] 高周波電極 9 2, 9 4 へのエネルギーが供給されるにしたがって、又は、エネルギーの供給が止められると、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質が硬化する。このとき、生体組織 L 1, L 2 同士の接合面に配設された生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質は、生体組織 L 1, L 2 同士の接触面 C 1, C 2 から高周波電極 9 2, 9 2 b, 9 4, 9 4 b に向かって浸透する。このため、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質は、生体

組織 L₁, L₂ 同士が接合状態（接着状態）を維持するように作用する。

[0152] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

生体組織 L₁, L₂ の間に直接、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質を塗布することができる。すなわち、生体組織 L₁, L₂ の接触面 C₁, C₂ 同士の間に確実に生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質を塗布することができる。したがって、高周波エネルギー等を用いて生体組織 L₁, L₂ 同士を接合したとき、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質が接触面 C₁, C₂ 間に配設されているので、生体組織 L₁, L₂ 同士の接合を解除する方向の力が働くたとしても、生体組織 L₁, L₂ 同士の接合面への水分の浸入を防止でき、接合状態を長く維持することができる。

[0153] 次に、第 3 の実施の形態の第 1 の変形例について図 27 を用いて説明する。

すなわち、この実施の形態では、カッタ 180 の代わりにパイプ状部材 272 を用いるものとして説明したが、パイプ状部材 272 の基端に超音波振動子 276（図 27 参照）が配設されていても良い。すなわち、パイプ状部材 272 は超音波エネルギーを生体組織 L₁, L₂ に対して出力するエネルギー出力部として機能する。この場合、パイプ状部材 272 を用いた超音波処置によって生体組織 L₁, L₂ の接触面 C₁, C₂ にコラーゲンを露出させるように前処理された後、生体組織 L_T に水分が浸透するのを防止する物質で生体組織 L₁, L₂ を接着することができる。

[0154] 次に、第 3 の実施の形態の第 2 の変形例について図 28 から図 29C を用いて説明する。ここではヒータ 222, 232（図 10A および図 10B 参照）を用いる例について説明するが、高周波電極を用いても良い。

この変形例では、生体組織 L₁, L₂ の外周面に、高周波電極を用いて処置をするのであればメッシュ状や多孔質状の、ヒータを用いて処置をするのであればさらにシート状の被覆部材（熱を加えると溶融して接着剤のように生体組織 L₁, L₂ に塗布、浸透し、硬化するもの）を用いて処置をしても良い。

[0155] この実施の形態に係る治療用処置システム 10 は、エネルギー処置具 12 と、エネルギー源 14 を備え、ここでは、治療用処置システム 10 から流体源 18 が除去されている場合について説明する。また、ここでは、電極 92, 94 ではなく、主としてヒータ 222, 232 (図 10A および図 10B 参照) を用いる場合について説明する。

図 28A に示すように、第 1 の保持部材 52 の本体 62 の外周には、横断面が予め C 字状に形成された被覆部材 (シート状部材) 224 (図 28B 参照) が配設されている。

図 29A から図 29C に示すように、被覆部材 224 のうちヒータ 222 に接触する部分は、それぞれ無孔シート状、メッシュ状、多孔質状など、種々のものが用いられる。被覆部材 224 は、第 1 の実施の形態で説明した接合補助剤の成分を含有し、適当な温度に加熱すると加熱された部分が溶融して接合補助剤の成分が生体組織の表面に広がったり浸透したりし、冷やされると生体組織の表面に広がったり浸透したりした状態で硬化する。硬化した際には、第 1 の実施の形態で説明したように、生体組織の外側から後述する接合面等に水分が浸透するのを防止する作用を奏する。

[0156] なお、この被覆部材 224 は加熱前 (例えば無孔シート状、メッシュ状、多孔質状などの状態) に少なくとも周方向 (第 1 の保持部材 52 の本体 62 の長手方向に直交する幅方向) に伸縮可能であることが好適である。そして、被覆部材 224 を第 1 の保持部材 52 の本体 62 に配設したときに、第 1 の保持部材 52 の本体 62 の保持面 62a、および、本体 62 のうち第 2 の保持部材 54 に対して離隔した外表面に密着させることができる。

被覆部材 (接合維持補助部) 224, 234 は、第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 の本体 62, 72 で生体組織 L1, L2 を保持したときに生体組織 L1, L2 とヒータ 222, 232 との間に配設されることとなるので、生体組織 L1, L2 によってヒータ 222, 232 に向かって押圧される。このため、第 1 および第 2 の保持部材 52, 54 で生体組織 L1, L2 を保持したとき、被覆部材 224, 234 はヒータ 222, 232 に接触する

。

- [0157] 第1の保持部材52に配設された被覆部材224の端部同士は、第1の保持部材52の本体62のうち、第2の保持部材54の本体72に対して離隔した位置で対向した状態にあっても良く、一部が重なり合った状態にあっても良い。第2の保持部材54にもヒータ232および被覆部材234が配設される。この場合、ヒータ232および被覆部材234は第1の保持部材52と同様に配設されることが好適である。
- [0158] 生体組織L_Tに水分が浸透するのを防止する物質は、例えば、エネルギーの供給の停止により冷やされることによって次第に硬化が進んでいく。そして、生体組織L_Tに水分が浸透するのを防止する物質は接合した生体組織L_Tをコートィングした状態に維持される。
- [0159] なお、被覆部材224、234のうち、ヒータ222、232に接触していない部分は第1および第2の保持部材52、54の本体62、72に配設された状態を維持することが好ましい。すなわち、第1の保持部材52に配設された被覆部材224は、本体62の保持面62aから第2の保持部材54に対して離隔した側が本体62の外周面に配設した状態を維持する。また、第2の保持部材54に配設された被覆部材234は、本体72の保持面72aから第1の保持部材52に対して離隔した側が本体72の外周面に配設した状態を維持する。
- [0160] なお、図29Bに示す多孔質状の被覆部材224、234や、図29Cに示すメッシュ状の被覆部材224、234を用いる場合、処置にヒータ222、232ではなく高周波電極92、94を用いることもできる。図29Bに示す多孔質状の被覆部材224、234を用いる場合、高周波電極92、94の一部が生体組織L₁、L₂に接触する。また、図29Cに示すメッシュ状の被覆部材224、234を用いる場合、高周波電極92、94の一部が生体組織L₁、L₂に接触する。したがって、これら多孔質状やメッシュ状の被覆部材224、234を用いる場合、高周波電極92、94又はヒータ222、232のいずれも使用することができる。

[0161] 一方、図29Aに示す無孔シート状の被覆部材224, 234を用いる場合、高周波電極92, 94が生体組織L1, L2に接触しないので、この場合はヒータ222, 232を用いることが好ましい。なお、無孔シート状の被覆部材224, 234の一部に高周波電極92に設けられた突起202で孔を設け、生体組織L1, L2に高周波電極92, 94を直接接触させることができれば以下に説明するように高周波エネルギーによる処置も可能である。

[0162] [第4の実施の形態]

次に、第4の実施の形態について図30から図33C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る。ここでは、エネルギー処置具として、例えば腹壁を通して、もしくは腹壁外で処置を行うための、サーキュラタイプのバイポーラ型エネルギー処置具（治療用処置具）12dを例にして説明する。

[0163] 図30に示すように、エネルギー処置具12dは、ハンドル322と、シャフト324と、開閉可能な処置部（保持部）326とを備えている。ハンドル322には、ケーブル28を介してエネルギー源14が接続されているとともに、ホース18aを介して流体源18が接続されている。

[0164] ハンドル322には、処置部開閉ノブ332と、カッタ駆動レバー334とが配設されている。処置部開閉ノブ332は、ハンドル322に対して回転可能である。この処置部開閉ノブ332をハンドル322に対して例えば右回りに回転させると、処置部326の後述する離脱側保持部材354が本体側保持部材352に対して離隔（図33B参照）し、左回りに回転させると、離脱側保持部材354が本体側保持部材352に対して近接する（図33A参照）。

[0165] シャフト324は、円筒状に形成されている。このシャフト324は、生体組織への挿入性を考慮して、適度に湾曲されている。もちろん、シャフト324が真っ直ぐに形成されていることも好適である。

[0166] シャフト324の先端には、処置部326が配設されている。図33Aお

および図33Bに示すように、処置部326は、シャフト324の先端に形成された本体側保持部材（第1の保持部材）352と、この本体側保持部材352に着脱可能な離脱側保持部材（第2の保持部材）354とを備えている。

[0167] 本体側保持部材352は、円筒体362と、フレーム364と、通電用パイプ366と、カッタ368と、カッタ用プッシュ370と、流体導管374とを備えている。これら円筒体362およびフレーム364は、絶縁性を有する。円筒体362は、シャフト324の先端に連結されている。フレーム364は、円筒体362に対して固定された状態で配設されている。

[0168] フレーム364は、その中心軸が開口されている。このフレーム364の開口された中心軸には、通電用パイプ366がフレーム364の中心軸に沿って所定の範囲内で移動可能に配設されている。この通電用パイプ366は、ハンドル322の処置部開閉ノブ332を回転させると、図33Aおよび図33Bに示すように、例えばボールネジ（図示せず）の作用により所定の範囲内を移動可能である。この通電用パイプ366には、後述する通電用シャフト382のコネクト部382aが係脱可能なように、径方向内方に突出する突起366aが形成されている。

[0169] 通電用パイプ366の内側には、離脱側保持部材354に液体を流すための流体導管374が配設されている。流体導管374は、通電用パイプ366と同様に、所定の範囲内を移動可能である。

[0170] 図31Bおよび図33Bに示すように、円筒体362とフレーム364との間には、空間が形成されている。円筒体362とフレーム364との間の空間には、円筒状のカッタ368が配設されている。このカッタ368の基端部は、シャフト324の内側に配設されたカッタ用プッシュ370の先端部に接続されている。カッタ368は、カッタ用プッシュ370の外周面に固定されている。図示しないが、このカッタ用プッシュ370の基端部はハンドル322のカッタ駆動レバー334に接続されている。このため、ハンドル322のカッタ駆動レバー334を操作すると、カッタ用プッシュ37

0を介してカッタ368が移動する。

- [0171] このカッタ用プッシュアーム370とフレーム364との間には、第1の流体通気路（流体通路）376が形成されている。そして、シャフト324またはハンドル322には、第1の流体通気路376を通した流体を外部に排出する流体放出口（図示せず）が形成されている。
- [0172] 図31Bおよび図32に示すように、円筒体362の先端には、出力部材やエネルギー放出部として円環状の第1の高周波電極378が配設されている。この第1の高周波電極378には、第1の通電ライン378aの先端が固定されている。第1の通電ライン378aは、本体側保持部材352、シャフト324、ハンドル322を介してケーブル28に接続されている。
- [0173] 図32に示すように、本体側保持部材352の先端の第1の高周波電極378には、凹部（接合維持補助部）379が形成されている。各凹部379は、離脱側保持部材354に配設された後述する第2の高周波電極390の突起391を接触しない状態で受け入れるように形成されている。
- [0174] この第1の高周波電極378の外側には、第1の高周波電極378よりも高い位置に円筒体362の縁部362aが形成されている。すなわち、本体側保持部材352の縁部362aは、第1の高周波電極378よりも離脱側保持部材354の後述するヘッド部384に近接している。
- [0175] また、離脱側保持部材354の第2の高周波電極390の突起391の長さは、本体側保持部材352の第1の高周波電極378の凹部379に接触しない高さに形成されている。言い換えると、第1の高周波電極378の凹部379の深さは、第2の高周波電極390の突起391の長さよりも深く（長く）形成されている。
- [0176] 異脱側保持部材354は、コネクト部382aを有する通電用シャフト382と、ヘッド部384と、流体導管386とを備えている。ヘッド部384は、略半球状に形成されている。通電用シャフト382のコネクト部382aは通電用シャフト382の一端に近接する側に形成されている。通電用シャフト382は、横断面が円形状で、一端が先細に形成され、他端はヘッ

ド部384に固定されている。通電用シャフト382のコネクト部382aは、通電用シャフト382の一端に近接する側に、通電用パイプ366の突起366aに係合可能な凹溝状に形成されている。通電用シャフト382のコネクト部382a以外の部分の外表面は、コーティング等により絶縁されている。

- [0177] 通電用シャフト382には、一端と他端とを貫通するように第1および第2の管路388a, 388bが形成されている。第1の管路388aは通電用シャフト382の中心軸を貫通するように形成されている。第1の管路388aは、離脱側保持部材354の通電用シャフト382のコネクト部382aが本体側保持部材352の通電用パイプ366の突起366aに嵌合したとき、本体側保持部材352の流体導管374に連通する。第2の管路388bは、通電用パイプ366と流体導管374との間の第2の流体通気路(流体通路)380に連通する。
- [0178] ヘッド部384には、ヘッド部384の縁部384aが形成されている。この縁部384aの内側には、出力部材やエネルギー放出部としての円環状の第2の高周波電極390が配設されている。この第2の高周波電極390には、第2の通電ライン390aの一端が固定されている。第2の通電ライン390aの他端は通電用シャフト382に電気的に接続されている。
- [0179] 図31Bおよび図33Bに示すように、第2の高周波電極390には、複数の突起391が例えば等間隔に配設されている。離脱側保持部材354を本体側保持部材352に対して近接させると、突起391は第1の高周波電極378の凹部379に対して接触しない状態で配設可能である。
- [0180] なお、突起391は、生体組織L1, L2に孔を形成するように、適宜の長さに形成されている。突起391は必ずしも生体組織L1, L2を貫通することを要するわけではなく、突起391の先端(高周波電極390に対する遠位端部)が生体組織L1, L2の接触面C1, C2よりも本体側保持部材352の高周波電極378に近接する位置にあることが好適である。

図33Cに示すように、各突起391には、1つ又は複数の開口391a

が形成されている。なお、各突起391には開口391aは複数形成されていることが好ましい。突起391は第1の管路388aおよび第2の流体導管374に連通しており、開口391aを通して接着剤等の流体（接合補助剤）を染み出すことができる。また、突起391は、例えば等間隔に配置されたり、開口391aの径を調整するなどして各突起391の開口391aから同量の液体を染み出させるように配置されていることが好ましい。

- [0181] ヘッド部384の縁部384aと第2の高周波電極390との間には、円環状の流体放出溝392が形成されている。この流体放出溝392は、通電用シャフト382の第2の管路388bに連通されている。なお、第2の高周波電極390の表面は、ヘッド部384の縁部384aに対して引き込まれた状態にある。すなわち、離脱側保持部材354の縁部384aの接触面は、第2の高周波電極390よりも本体側保持部材352に近接されている。このため、第2の高周波電極390と接触した生体組織L1, L2から放出される蒸気や液体は、流体放出溝392に入り込む。
- [0182] 第2の高周波電極390の内側には、本体側保持部材352に配設されたカッタ368を受けるカッタ受部394が円環状に形成されている。
- [0183] さらに、流体放出溝392は、ヘッド部384および通電用シャフト382の第2の管路388bに連通されている。第2の管路388bは、通電用パイプ366の第2の流体通気路（流体通路）380に連通している。シャフト324またはハンドル322には、第2の流体通気路380を通した流体を外部に排出する流体放出口（図示せず）が形成されている。
- [0184] さらに、流体放出溝392は、ヘッド部384および通電用シャフト382の第2の管路388bに連通されている。第2の管路388bは、通電用パイプ366の第2の流体通気路（流体通路）380に連通している。シャフト324またはハンドル322には、第2の流体通気路380を通した流体を外部に排出する流体放出口（図示せず）が形成されている。
- [0185] なお、通電用パイプ366は、シャフト324およびハンドル322を通してケーブル28に接続されている。このため、通電用パイプ366の突起

366aに離脱側保持部材354の通電用シャフト382のコネクト部382aが係合されると、第2の高周波電極390と通電用パイプ366とが電気的に接続される。

[0186] 図31Aおよび図31Bに示すように、離脱側保持部材354のヘッド部384の外周面には、流体導管386が配設されている。この流体導管386は、ヘッド部384の縁部384aの外側に配設されている。そして、図31Bおよび図33Bに示すように、流体導管386のうち、ヘッド部384の縁部384aの外側に配設された部分には開口（接合維持補助部）386aが形成され、ヘッド部384の内部には第2の高周波電極390を通して流体を吐出させる枝管路386bが形成されている。この流体導管386は、離脱側保持部材354のヘッド部384の外周面から通電用シャフト382の内部の第1の管路388aに連通している。流体導管386の枝管路386bは第1の管路388aに連通し、第1の管路388aから分岐している。通電用シャフト382の第1の管路388aは、本体側保持部材352の通電用パイプ366の内側に配設された第2の流体導管374に接続されている。

[0187] なお、通電用パイプ366は、シャフト324およびハンドル322を介してケーブル28に接続されている。このため、通電用パイプ366の突起366aに離脱側保持部材354の通電用シャフト382のコネクト部382aが係合されると、第2の高周波電極390と通電用パイプ366とが電気的に接続される。

[0188] 次に、この実施の形態に係る治療用処置システム10の作用について説明する。

図33Aに示すように、本体側保持部材352が離脱側保持部材354に対して閉じた状態で例えば腹壁を通して腹腔内にエネルギー処置具12cの処置部326およびシャフト324を挿入する。エネルギー処置具12cの本体側保持部材352および離脱側保持部材354間を処置したい生体組織に対して対峙させる。

- [0189] 本体側保持部材 352 および離脱側保持部材 354 で処置したい生体組織 L1, L2 を狭持するため、ハンドル 322 の処置部開閉ノブ 332 を操作する。このとき、ハンドル 322 に対して例えば右回りに回動させる。すると、図 33B に示すように、通電用パイプ 366 をシャフト 324 のフレーム 364 に対して先端部側に移動させる。このため、本体側保持部材 352 と離脱側保持部材 354 との間が開き、離脱側保持部材 354 を本体側保持部材 352 から離脱させることができる。
- [0190] そして、処置したい生体組織 L1, L2 を本体側保持部材 352 の第 1 の高周波電極 378 と離脱側保持部材 354 の第 2 の高周波電極 390 との間に配置する。離脱側保持部材 354 の通電用シャフト 382 を本体側保持部材 352 の通電用パイプ 366 に挿入する。この状態で、ハンドル 322 の処置部開閉ノブ 332 を例えば左回りに回動させる。このため、離脱側保持部材 354 が本体側保持部材 352 に対して閉じる。このようにして、処置対象の生体組織 L1, L2 を本体側保持部材 352 と離脱側保持部材 354 との間で保持する。
- [0191] この状態で、フットスイッチやハンドスイッチを操作し、エネルギー源 14 からケーブル 28 を介して第 1 の高周波電極 378 および第 2 の高周波電極 390 にそれぞれエネルギーを供給する。第 1 の高周波電極 378 は生体組織 L1, L2 を介して第 2 の高周波電極 390 との間に高周波電流を通電する。このため、第 1 の高周波電極 378 と第 2 の高周波電極 390 との間の生体組織 L1, L2 が加熱される。
- [0192] このとき、その生体組織 L1, L2 の加熱された部分から蒸気や液体などの流体が発生する。ここで、第 1 の高周波電極 378 が本体側保持部材 352 に固定された状態で、離脱側保持部材 354 側に露出する第 1 の高周波電極 378 の表面は、本体側保持部材 352 の縁部 362a に対して少し低い位置にある。同様に、第 2 の高周波電極 390 が離脱側保持部材 354 に固定された状態で、本体側保持部材 352 側に露出する第 2 の高周波電極 390 の表面は、離脱側保持部材 354 のヘッド部 384 の縁部 384a に対し

て少し低い位置にある。

[0193] このため、本体側保持部材352の縁部362aは、第1の高周波電極378に接触した生体組織L1から生じた流体を流体放出溝392、第2の管路388bを通して通電用パイプ366内の第2の流体通気路380に放出する。また、離脱側保持部材354の縁部384aは、第2の高周波電極390に接触した生体組織L2から生じた流体を円筒体362とフレーム364との間の第1の流体通気路376に放出する。したがって、本体側保持部材352の縁部362aおよび離脱側保持部材354の縁部384aは、生体組織L1、L2から生じた流体が本体側保持部材352および離脱側保持部材354の外部に漏れ出すことを防止する障壁部（ダム）の役割をそれぞれ果たす。

[0194] そうすると、本体側保持部材352と離脱側保持部材354とが閉じられた状態で、本体側保持部材352の縁部362aと離脱側保持部材354の縁部384aとが当接されていることにより、生体組織L1から発生した流体は第1の流体通気路376に、生体組織L2から発生した流体は第2の流体通気路380に流れ込む。このため、生体組織L1、L2から発生した流体は第1および第2の流体通気路376、380からハンドル322側に流されて、エネルギー処置具12dの外部に排出される。

[0195] 生体組織L1、L2を接合した後、流体貯留部122、ホース18a、流体導管374、第1の管路388a、枝管路386b、突起391の開口391aを通して接着剤を流す。そうすると、突起391の開口391aから接着剤が接合部Cの接合面に浸透して硬化する。すなわち、処置した生体組織L1、L2の接合面に接合補助剤を含有する接着剤が塗布され、生体組織L_Tの接合部Cが接着剤によりコーティングされる。

[0196] 以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

生体組織L1、L2のインピーダンスZを計測しつつ、生体組織L1、L2の接合処置を行うことによって、生体組織L1、L2同士の接触面C1、

C₂の密着をより確実にすることができる。また、生体組織L₁、L₂同士の接合処置を行った後、接着剤等を接合処置した生体組織L_Tの接合面に浸透させることによって、接合部Cをコーティングすることができる。このため、接合処置した生体組織L_Tの接合部Cに水分が浸入するのを防止することができる。したがって、生体組織L₁、L₂の接触面C₁、C₂が密着した状態（生体組織L_Tが接合した状態）を長く維持することができる。

[0197] なお、この実施の形態では、高周波電極378、390を用いる場合について説明したが、ヒータやレーザ光等の別のエネルギーを用いることも好ましい。

[0198] 次に、第4の実施の形態の第1の変形例について図34および図35を用いて説明する。この変形例は、第3の実施の形態の第2の変形例で説明した被覆部材224、234と同様な成分により形成された被覆部材396、398を用いるものである。

[0199] 図34および図35に示すように、本体側保持部材352および離脱側保持部材354には、第4の実施の形態で説明した流体導管386（図31Aから図33B参照）の代わりに、接合補助剤を含有する無孔、多孔質状、メッシュ状等の種々のシート状の被覆部材（接合維持補助部）396、398が配設されている。

[0200] 被覆部材396、398はそれぞれ略円環状に形成されている。すなわち、被覆部材396、398はその内側に開口396a、398aを有する。本体側保持部材352に配設される被覆部材396の開口396aは本体側保持部材352の通電用パイプ366を突出させる。離脱側保持部材354に配設される被覆部材398の開口398aは離脱側保持部材354の通電用シャフト382を突出させる。

[0201] この状態で処置を行うことにより、生体組織L₁、L₂の外周をコーティングでき、生体組織L₁、L₂の特に接合部Cに水分が浸透するのを防止することができる。

[0202] この実施の形態では、高周波電極378、390を用いる場合について説

明したが、ヒータやレーザ光等の別のエネルギーを用いることも好ましい。

[0203] 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。

産業上の利用可能性

[0204] 本発明によれば、生体組織の接合面に水分が浸入することを防止し、接合面同士が密着した状態を長く維持することができる治療用処置具および治療用処置装置を提供することができる。

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織を接合処置するための治療用処置具（12；12a；12b；12c；12d）であって、
生体組織を保持するための少なくとも1対の保持部材（52，54；352，354）と、
前記保持部材の少なくとも一方に設けられているとともにエネルギー源（14）に接続され、前記1対の保持部材で保持した生体組織にエネルギーを供給して生体組織同士を接合して接合部を形成するエネルギー出力部（92，94；222，232；282；242；92，92b，94，94b，272；378，390）と、
生体組織にエネルギーを附加して接合する際または接合した後に、生体組織の接合部近傍から接合面（C1，C2）を、水分の浸透を防止する物質で覆うための接合被覆部（202；206；212a，214a，216a；272a；391）と
を具備することを特徴とする治療用処置具（12；12a；12b；12c；12d）。
- [請求項2] 前記水分の浸透を防止する物質は、接合面（C1，C2）に浸透する物質を含むことを特徴とする請求項1に記載の治療用処置具（12；12a；12b；12c；12d）。
- [請求項3] 前記接合被覆部（202；391）は、生体組織を穿刺可能な少なくとも1つの突起（202；391）を有し、
前記突起には、少なくとも1つの開口部（204；391a）を有することを特徴とする請求項1もしくは請求項2に記載の治療用処置具（12b；12d）。
- [請求項4] 前記接合被覆部（212a，214a，216a；272a）は、
処置対象の生体組織（L1，L2）に対して前記水分の浸透を防止する物質を吐出させる治療用補助具（180；272）を備えていることを特徴とする請求項1ないし請求項3のいずれか1に記載の治療用

処置具（12b；12c）。

[請求項5] 前記治療用補助具（180）は、生体組織を切断するカッタ（180）を有することを特徴とする請求項4に記載の治療用処置具（12b）。

[請求項6] 請求項1から請求項5のいずれか1に記載の治療用処置具（12；12a；12b；12c；12d）と、

前記治療用処置具に接続され、生体組織にエネルギーを供給するエネルギー源（14）と

を具備することを特徴とする治療用処置装置（10）。

[請求項7] 前記処置対象の生体組織（L1，L2）に水分の浸透を防止する物質を溜め、前記放出部から前記物質を放出可能な流体源（18）をさらに具備することを特徴とする請求項6に記載の治療用処置装置（10）。

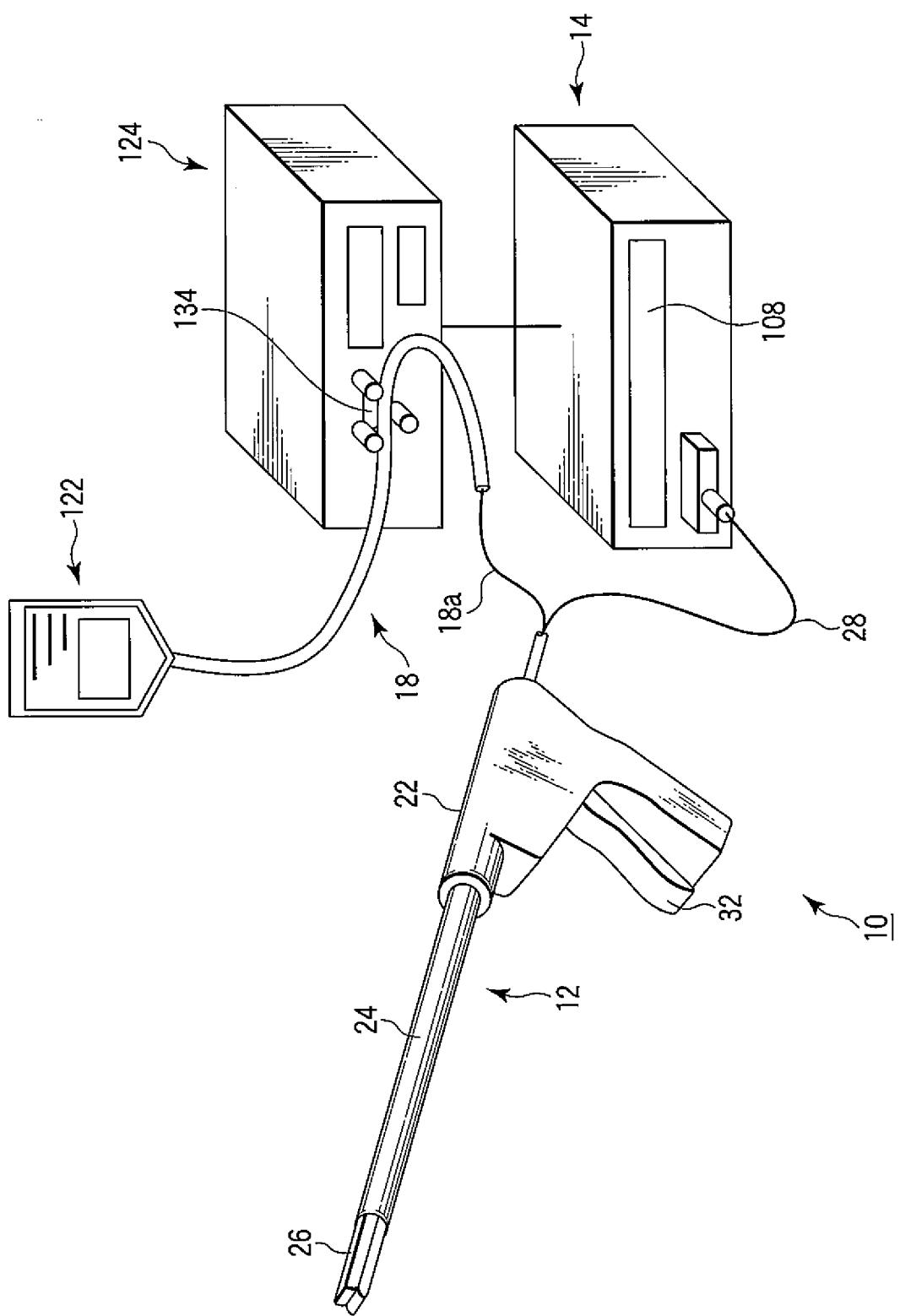
[請求項8] 前記エネルギー源（14）は、前記エネルギー出力部を通して、高周波、マイクロ波、ヒータ、レーザ光、超音波エネルギーの少なくとも1つを生体組織に与えてその生体組織を加熱するように出力可能であることを特徴とする請求項6もしくは請求項7に記載の治療用処置装置（10）。

[請求項9] 生体組織を治療する治療処置方法であって、
生体組織を保持すること、
前記生体組織を保持する面からエネルギーを供給して接合すること、
接合対象の生体組織にエネルギーを附加して接合した後に、生体組織に接合面近傍から接合面への水分の浸透を防止する物質で覆うこと、
を具備する。

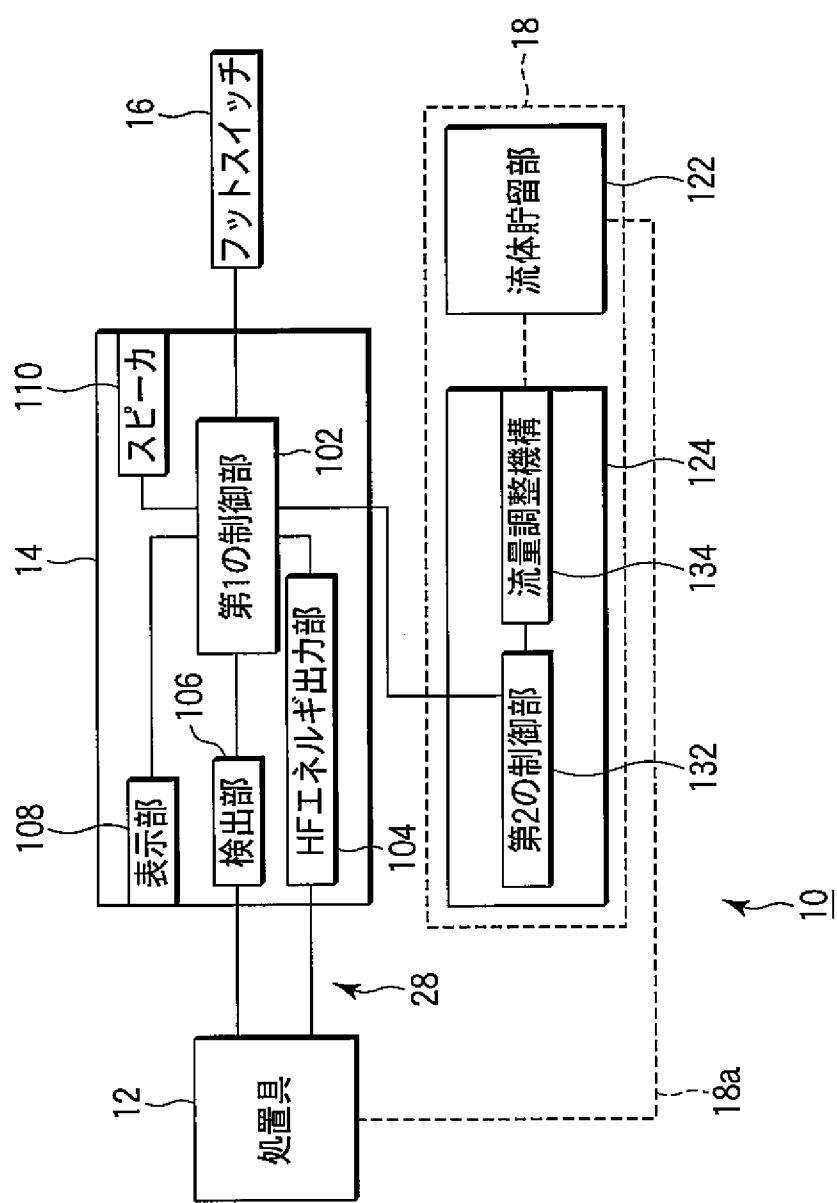
[請求項10] 生体組織を治療する治療処置方法であって、
生体組織を保持すること、
前記生体組織を保持する面からエネルギーを供給して接合対象の生体組織を接合すること、

接合対象の生体組織にエネルギーを付加して接合した後に、接合対象の生体組織を切断しながら生体組織の接合面近傍から接合面への水分の浸透を防止する物質で覆うこと
を具備する。

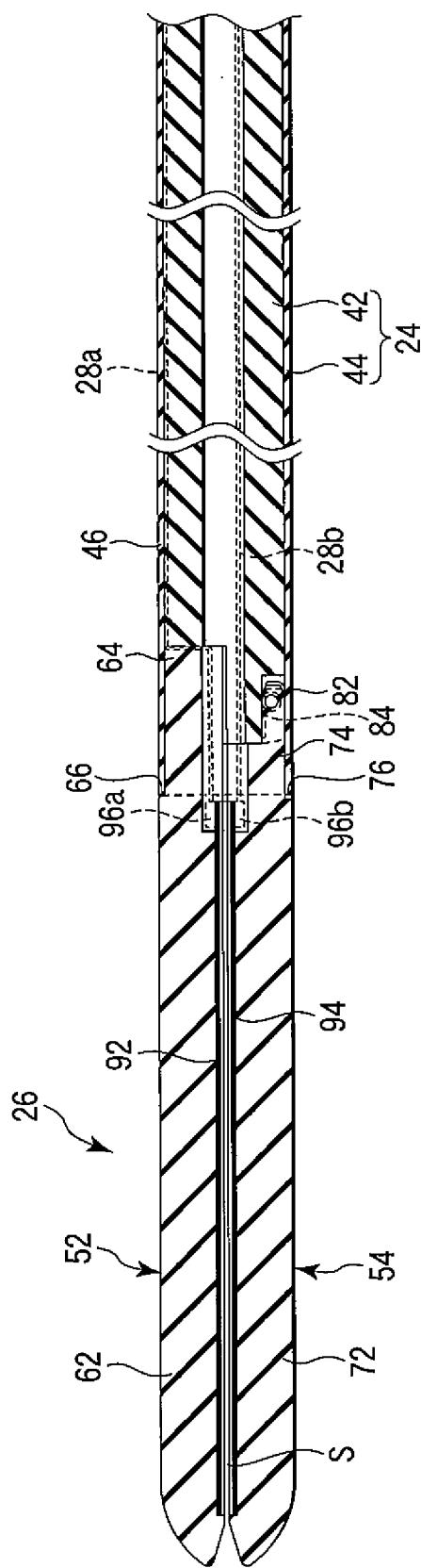
[図1]



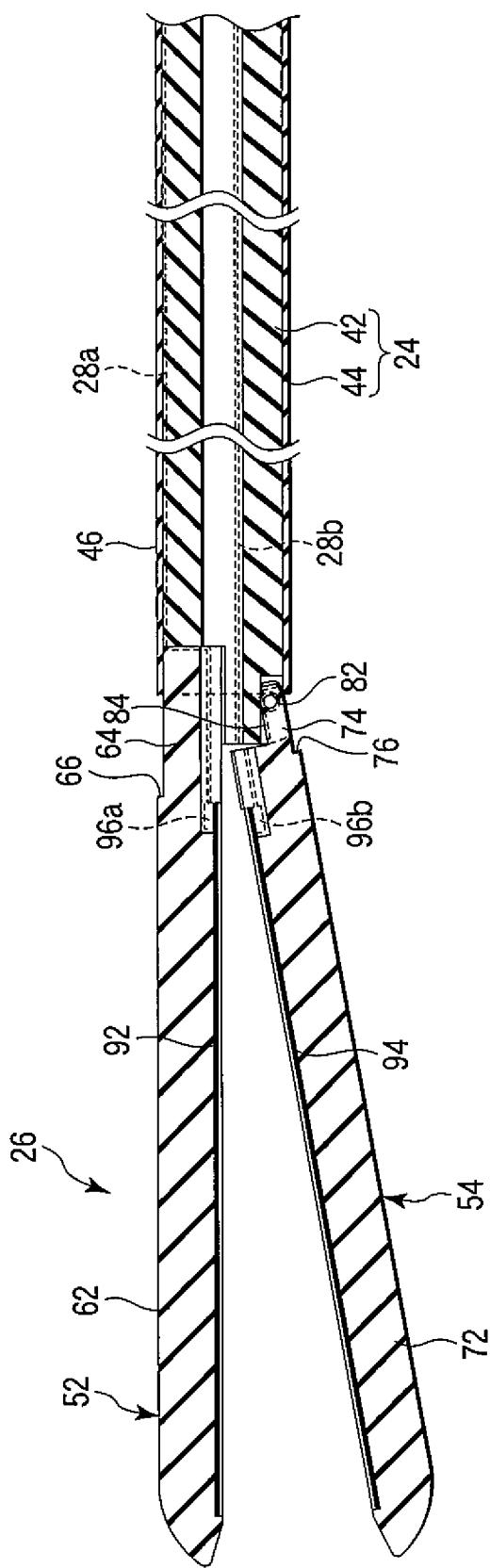
[図2]



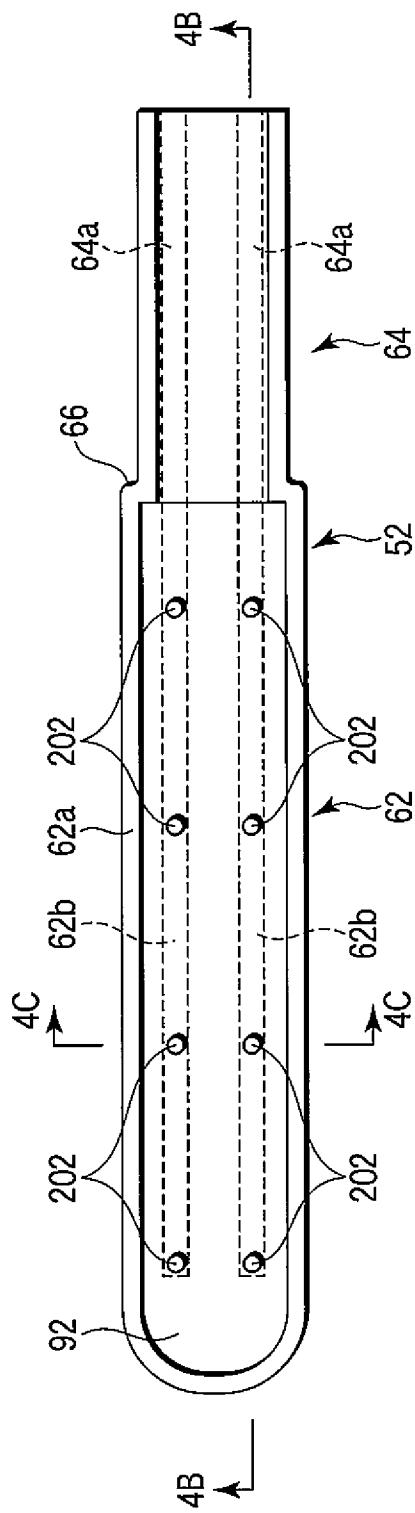
[図3A]



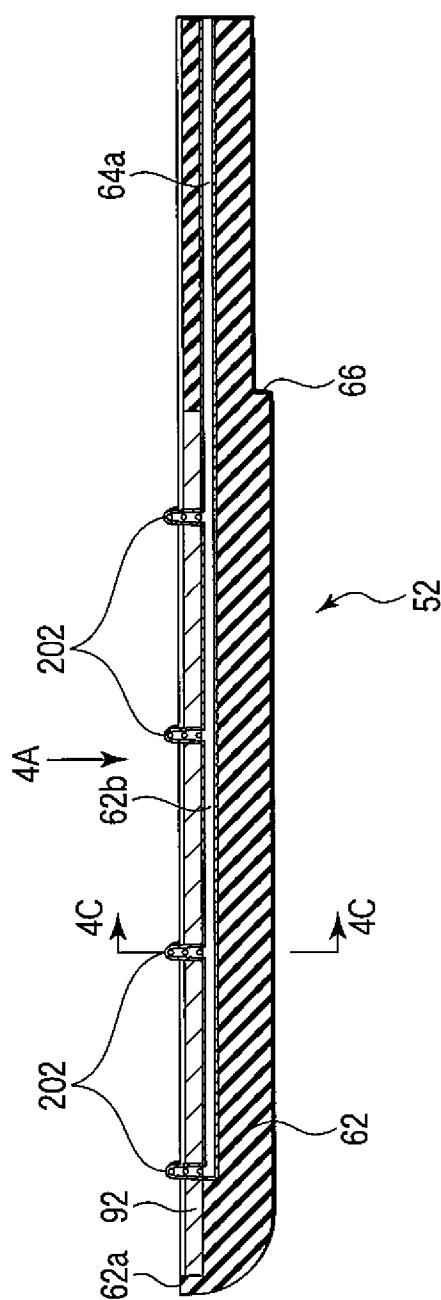
[図3B]



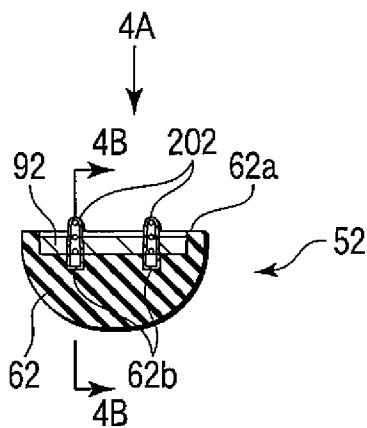
[図4A]



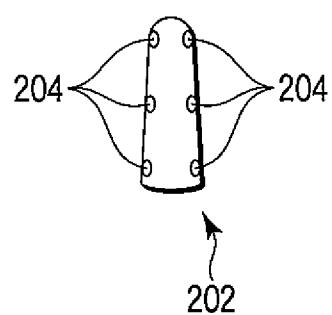
[図4B]



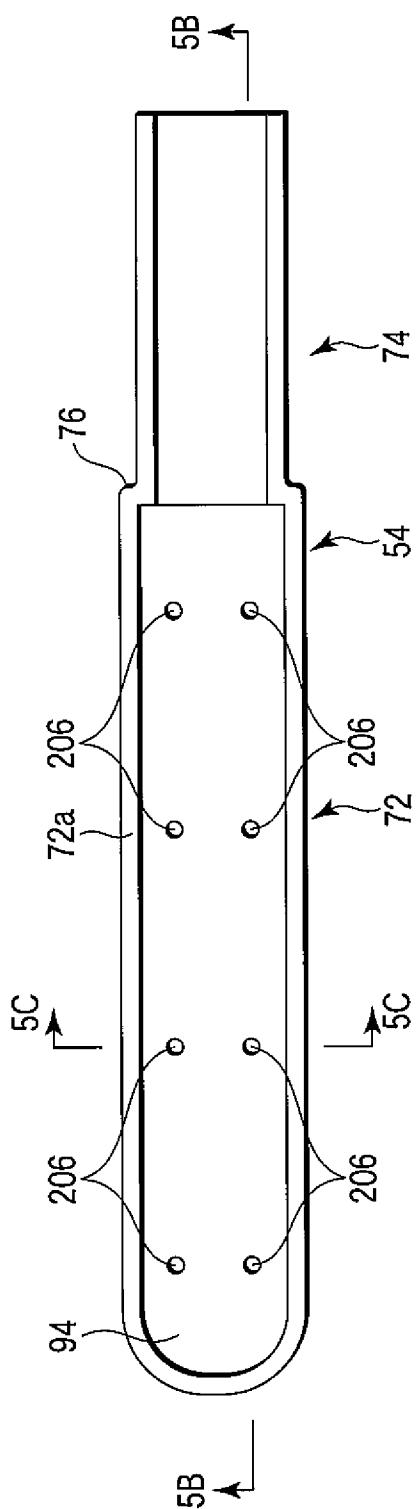
[図4C]



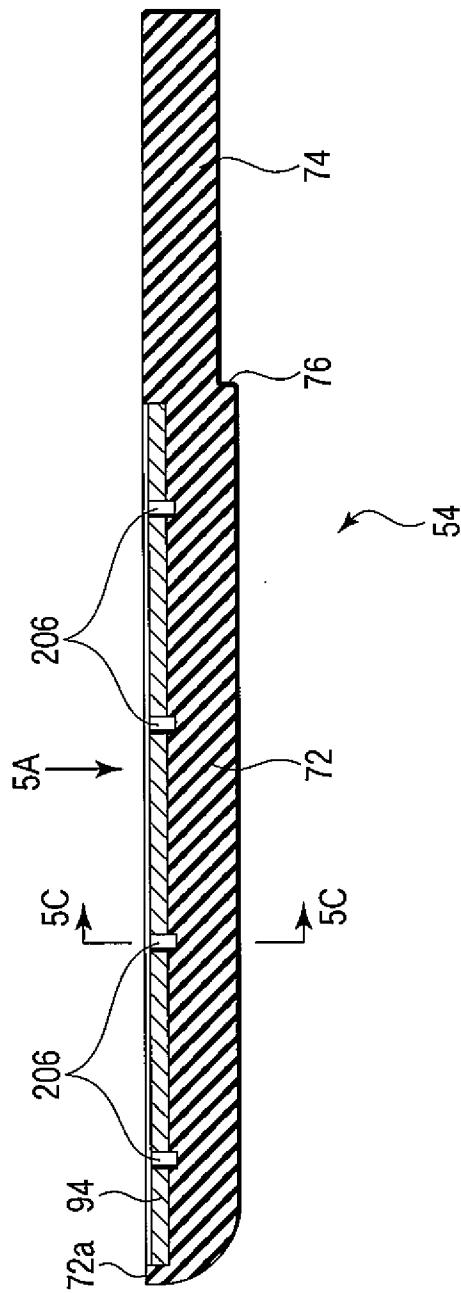
[図4D]



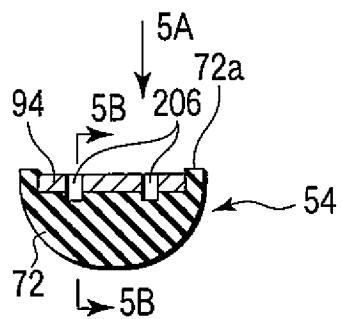
[図5A]



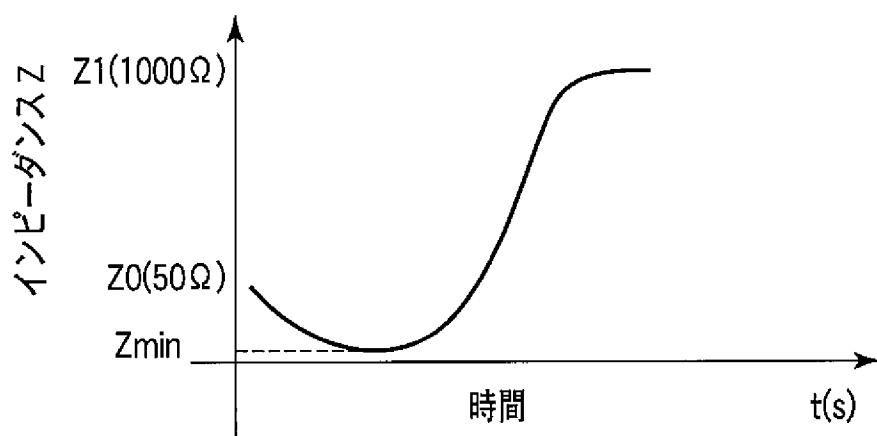
[図5B]



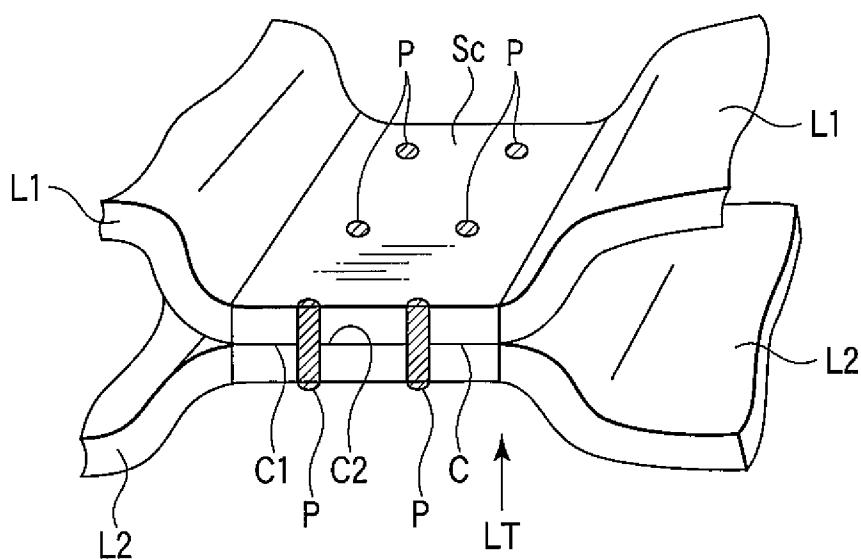
[図5C]



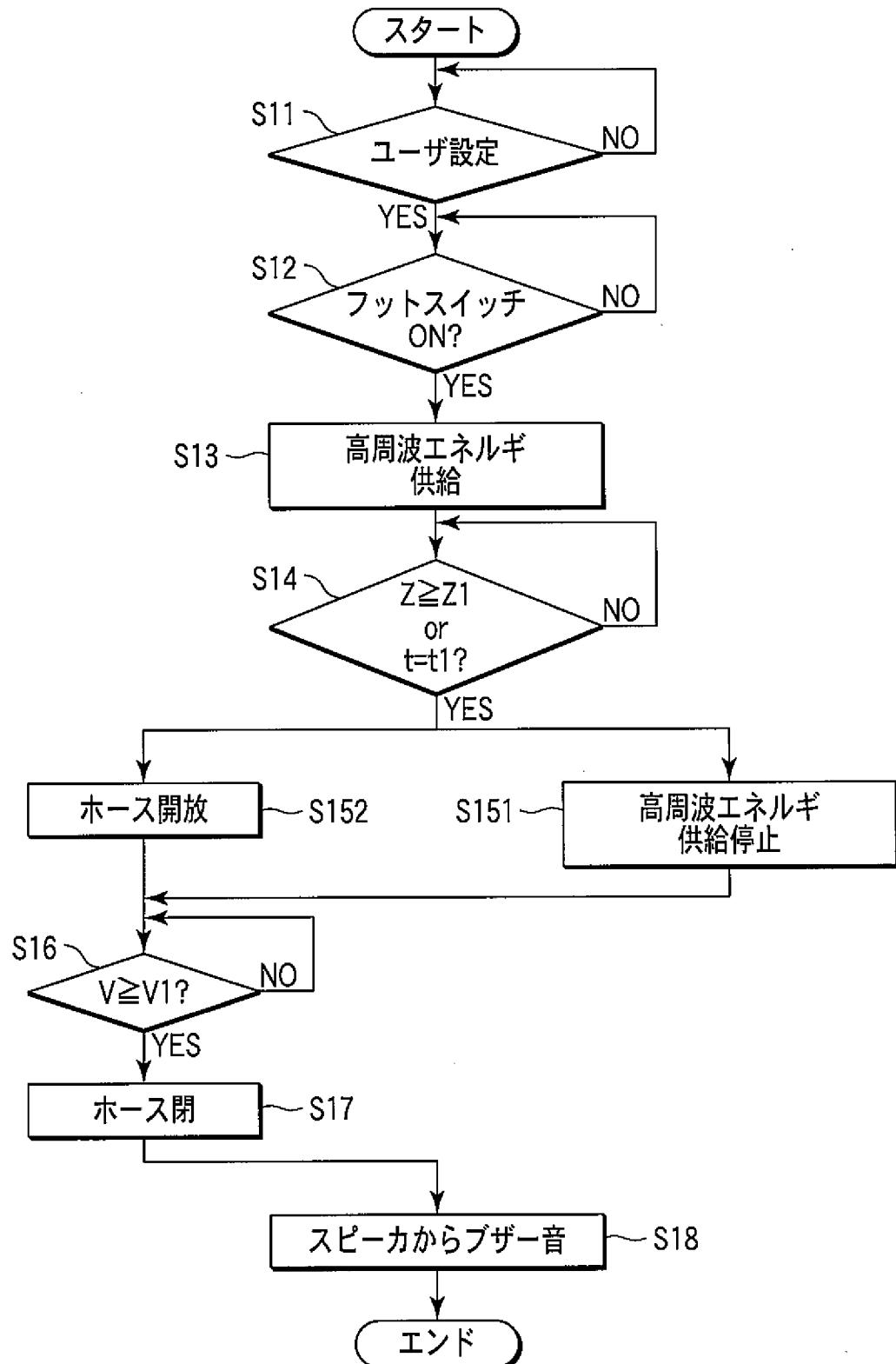
[図6A]



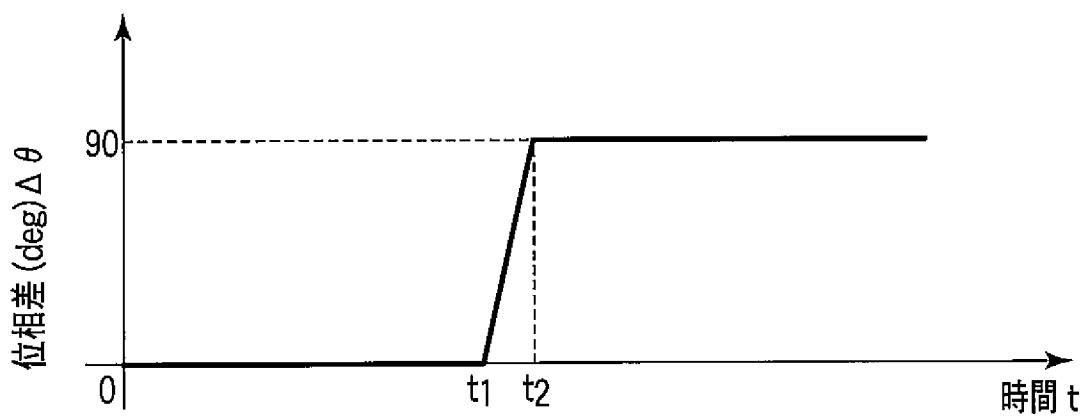
[図6B]



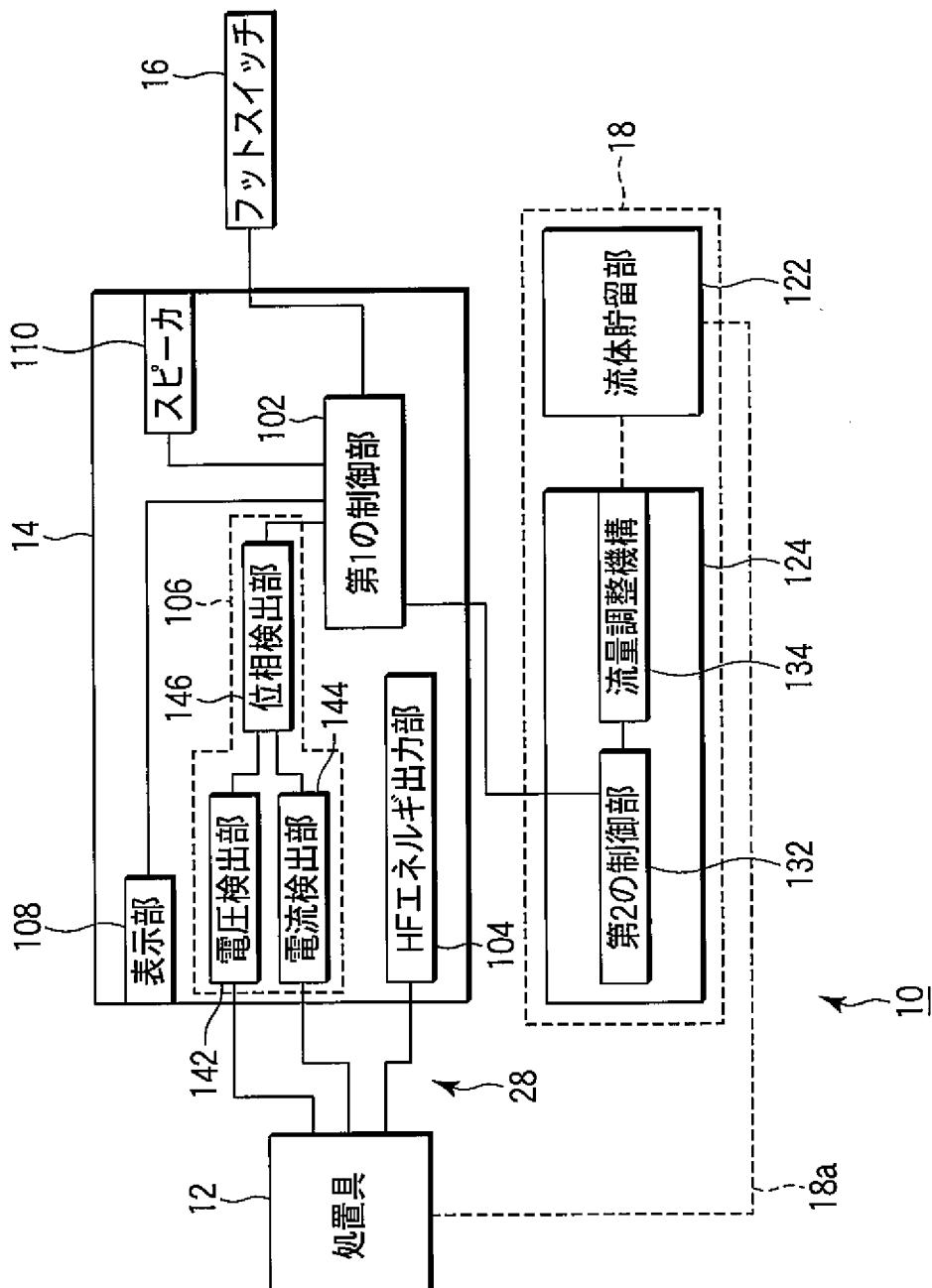
[図7]



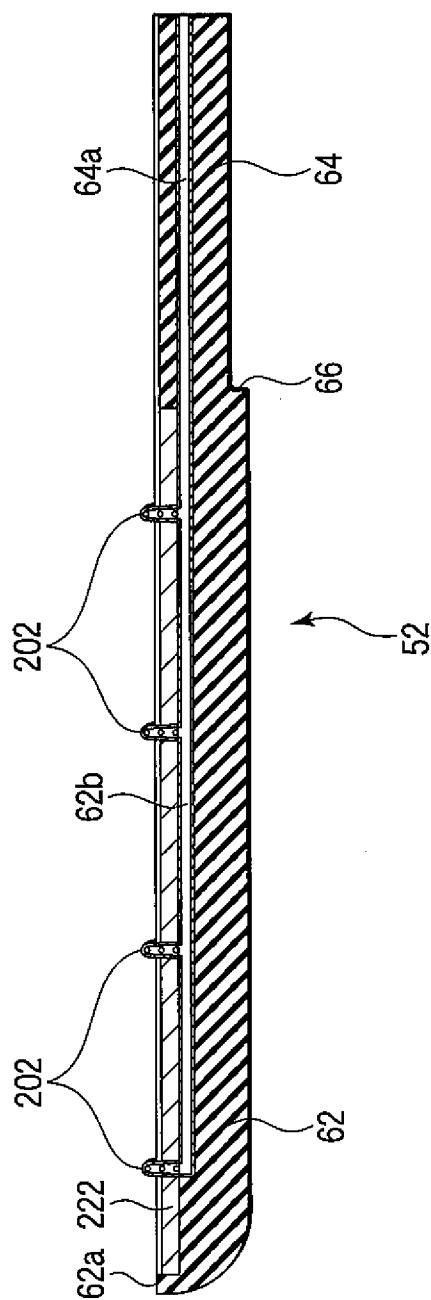
[図8]



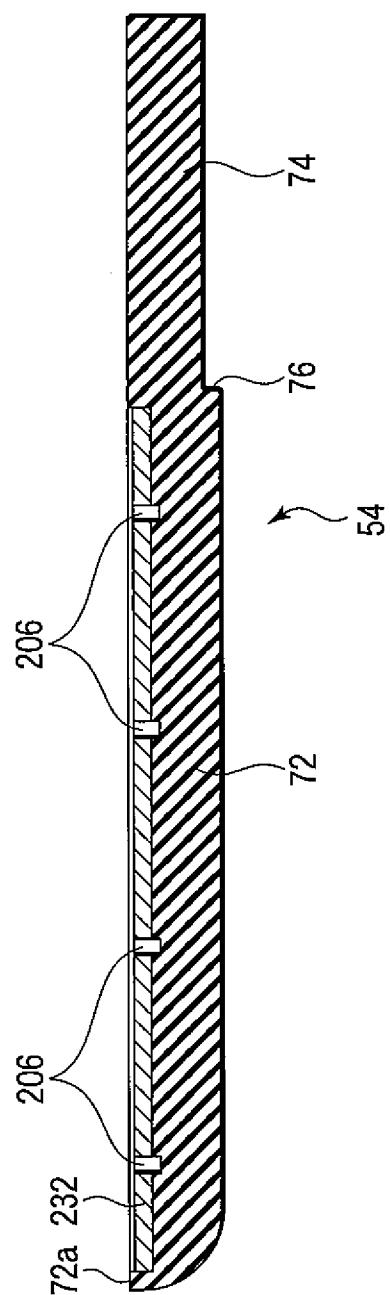
[図9]



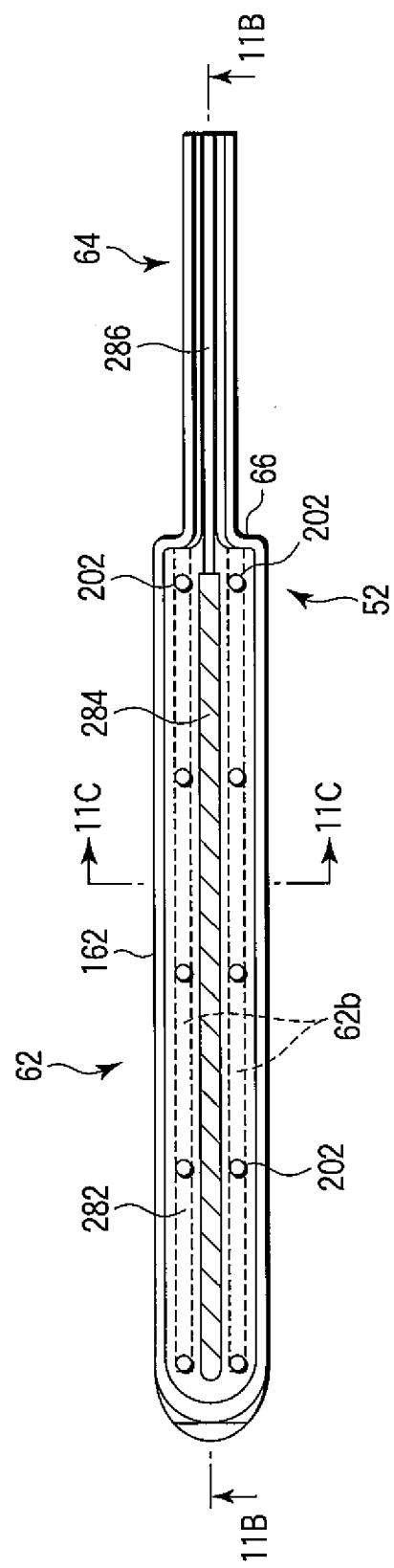
[図10A]



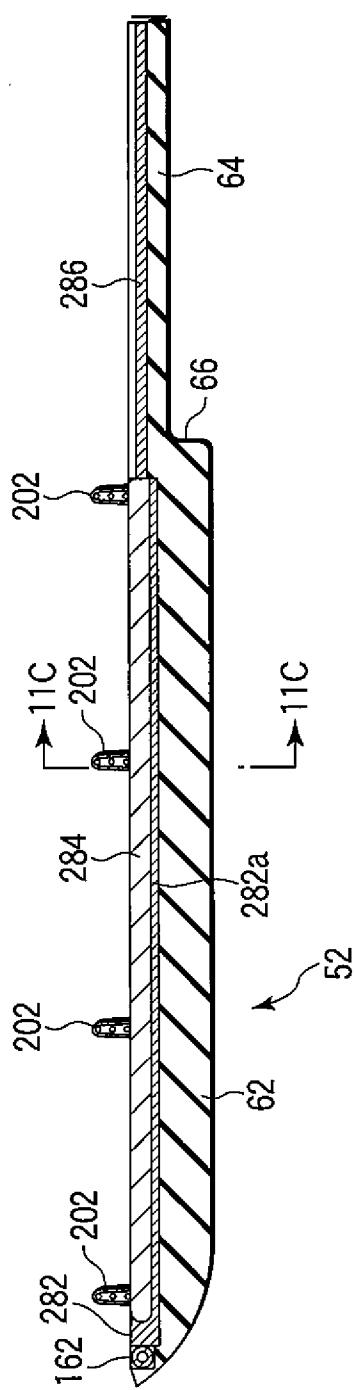
[図10B]



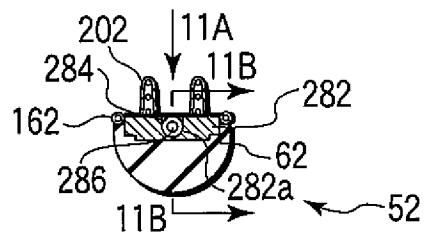
[図11A]



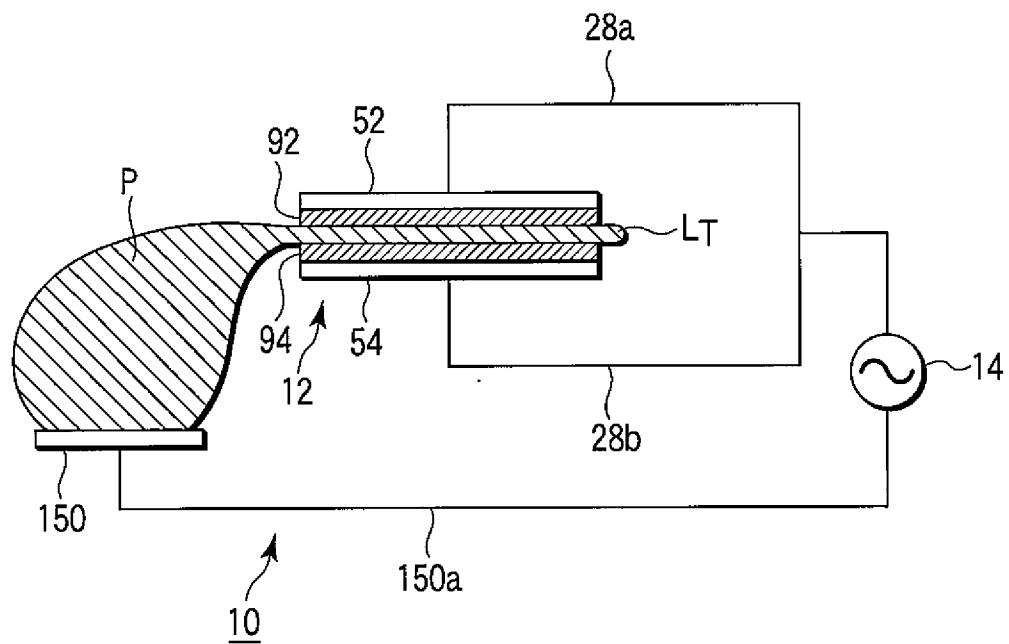
[図11B]



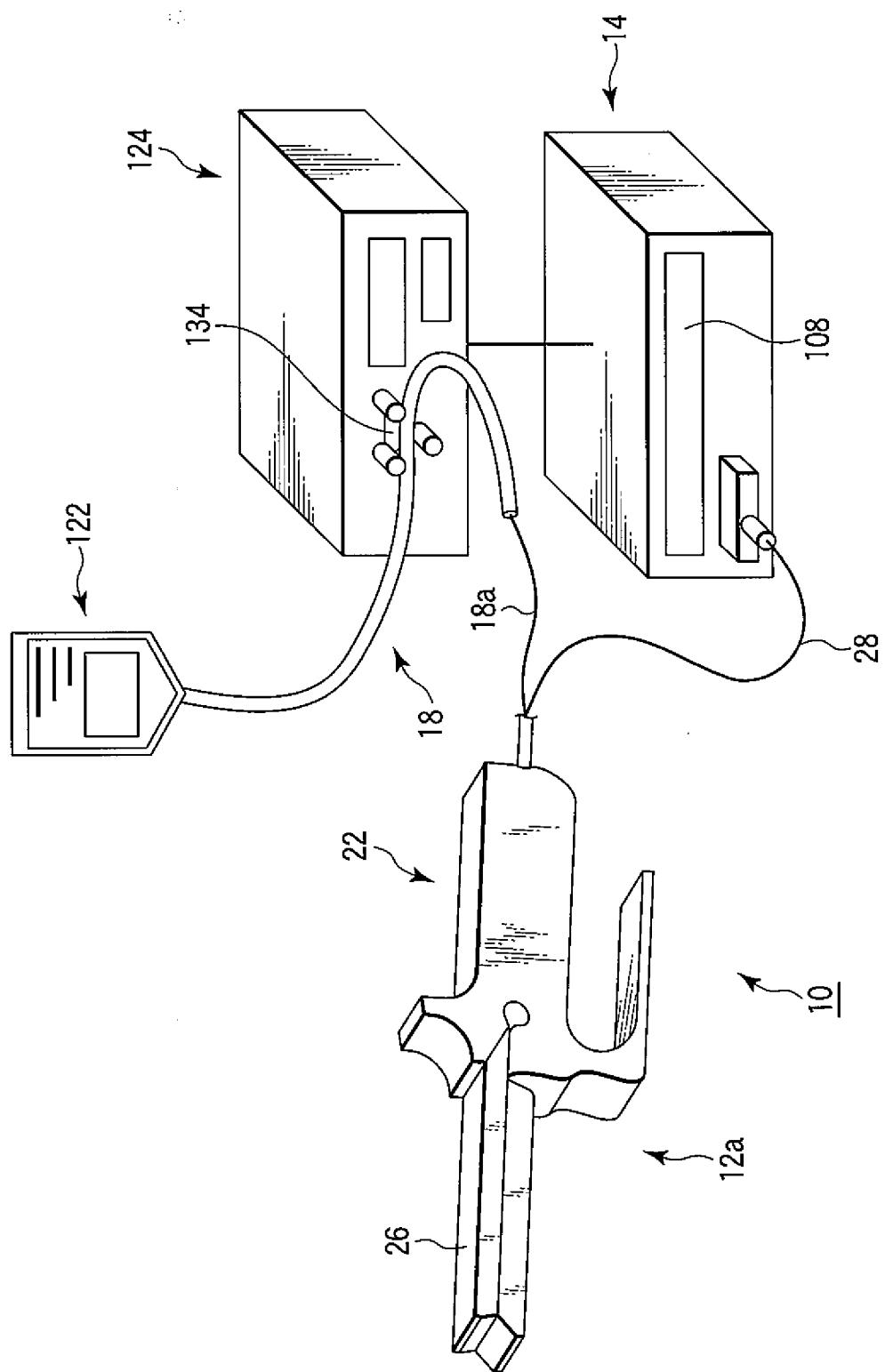
[図11C]



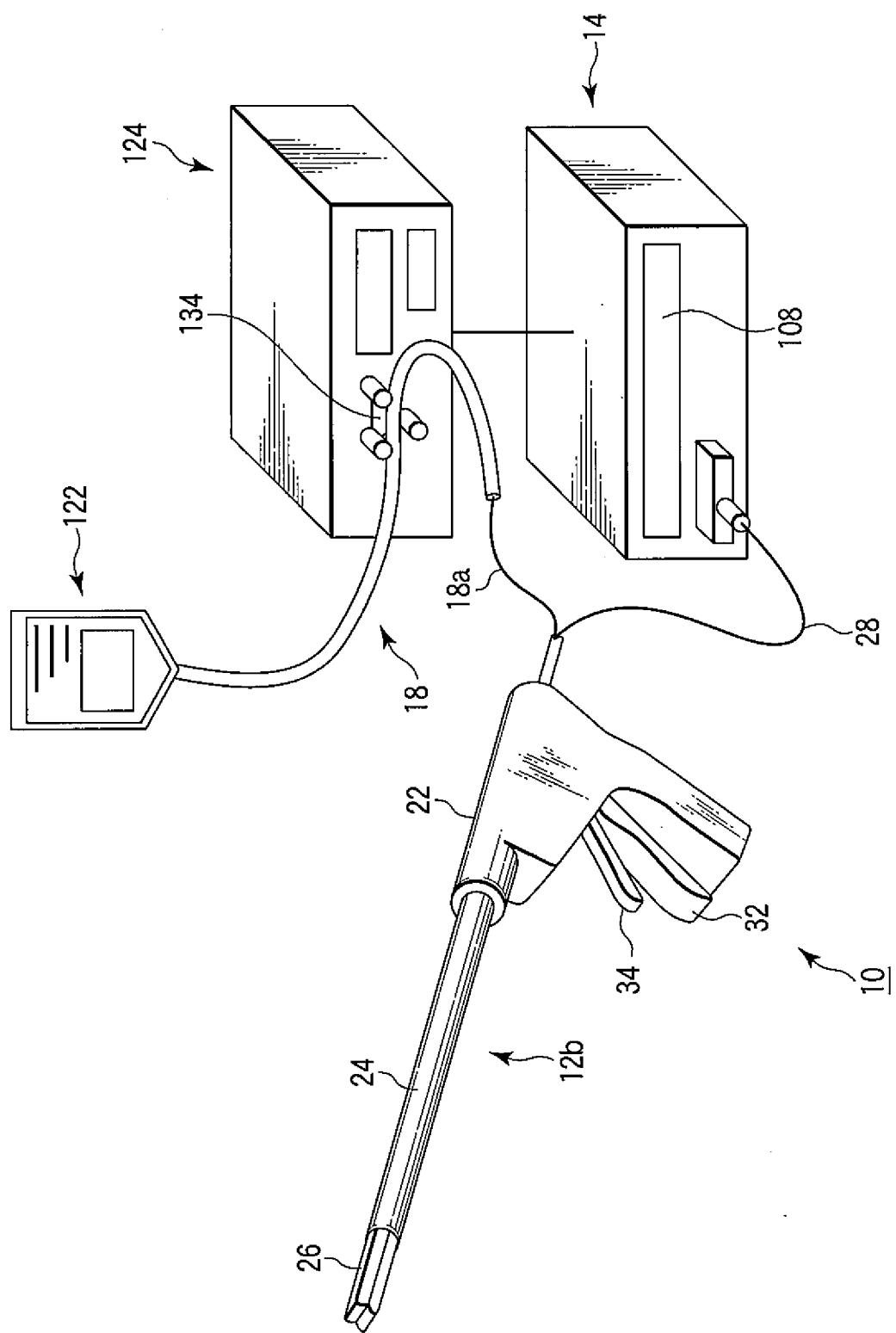
[図12]



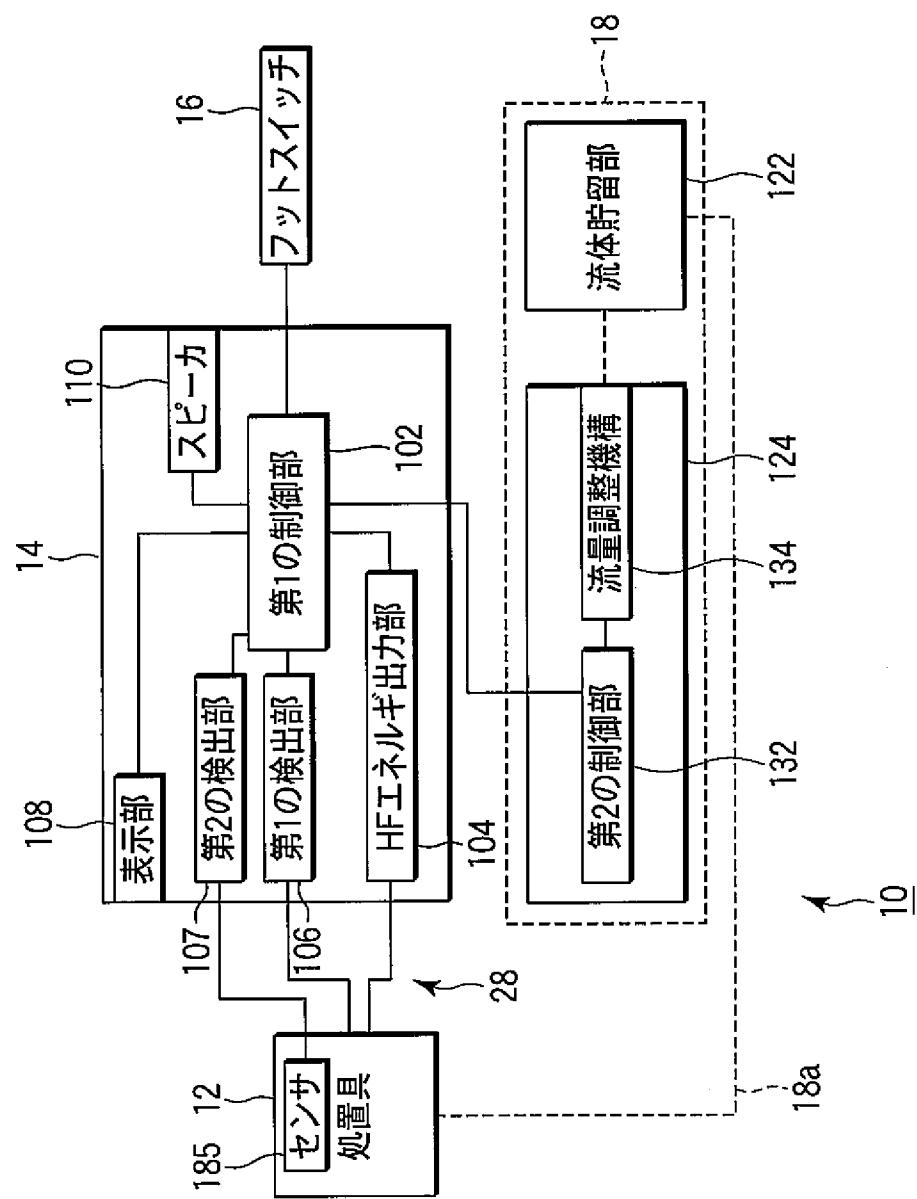
[図13]



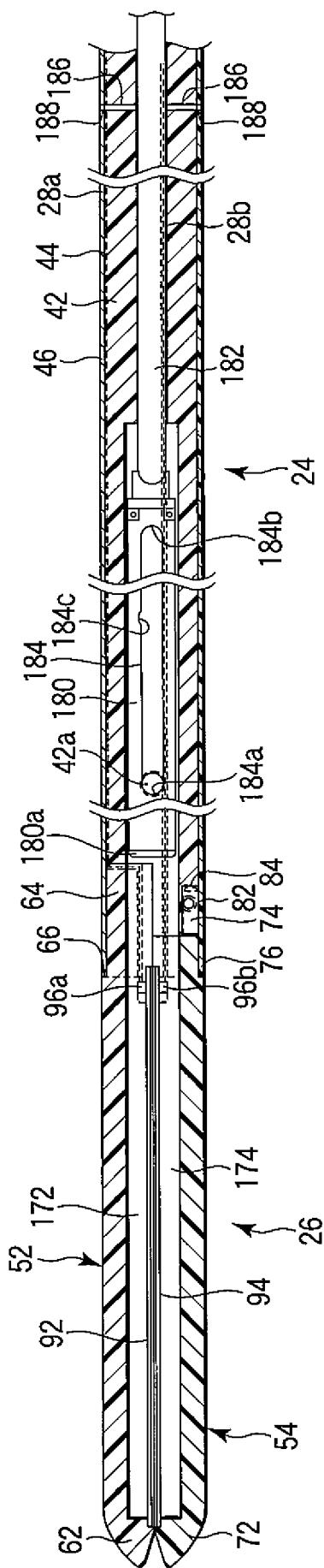
[図14]



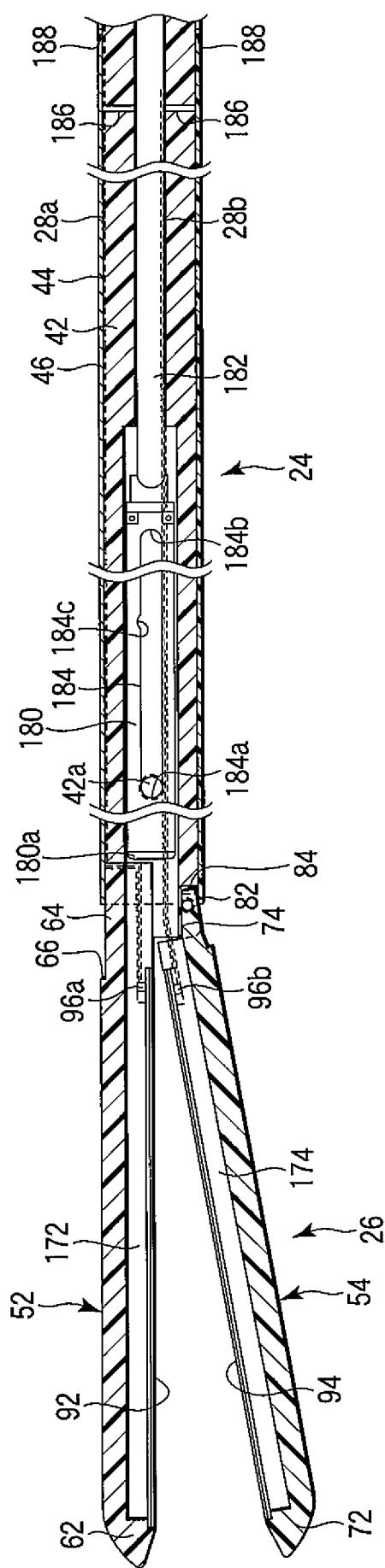
[図15]



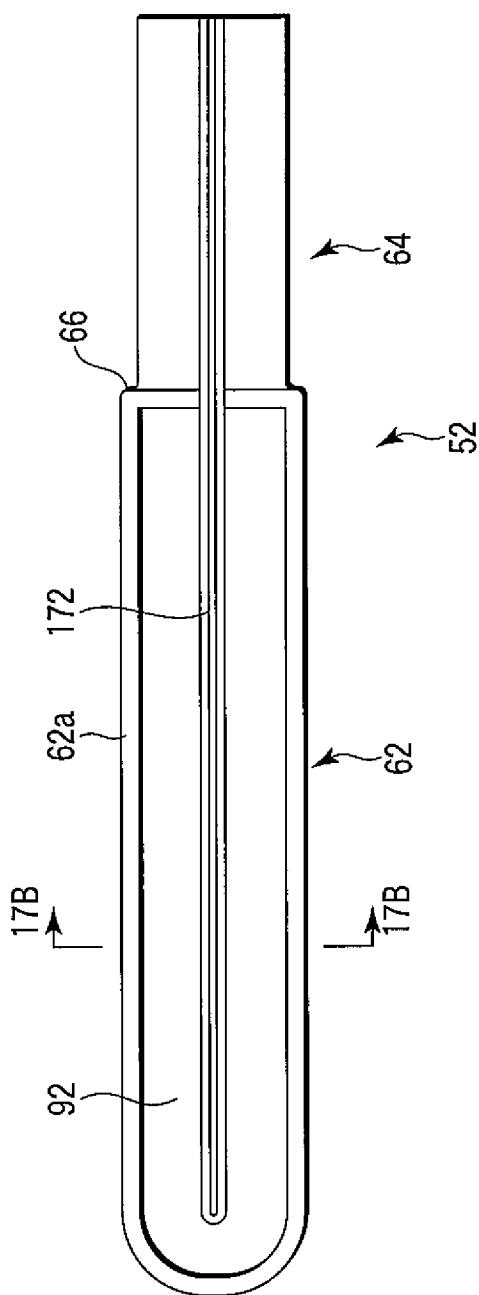
[図16A]



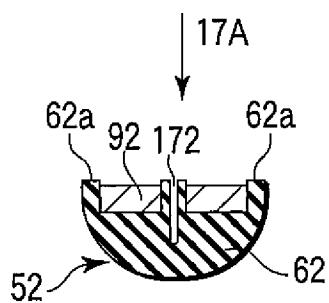
[図16B]



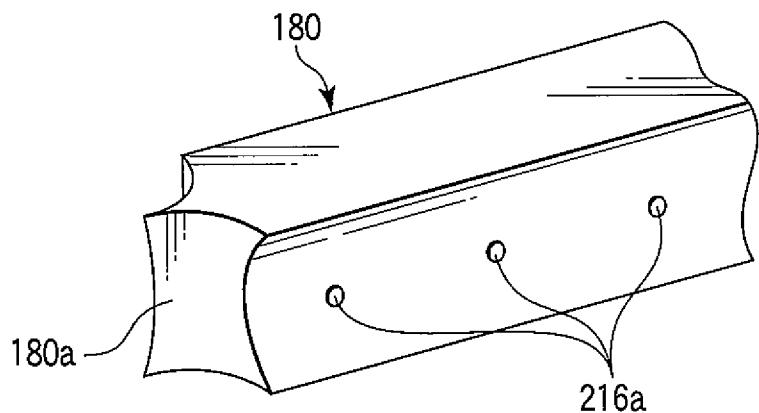
[図17A]



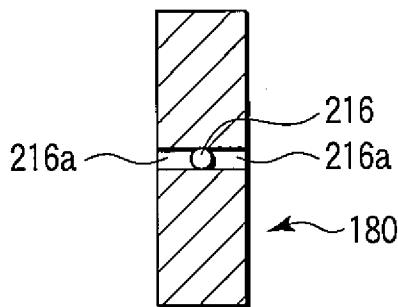
[図17B]



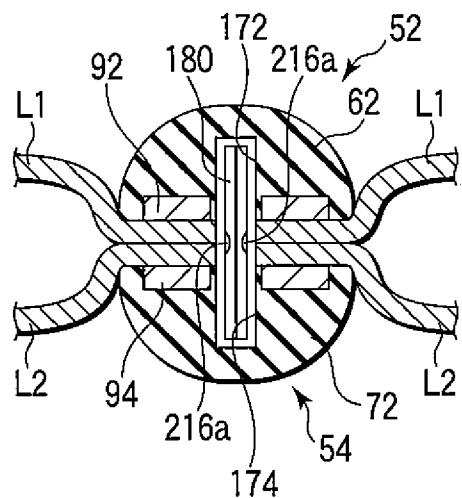
[図18A]



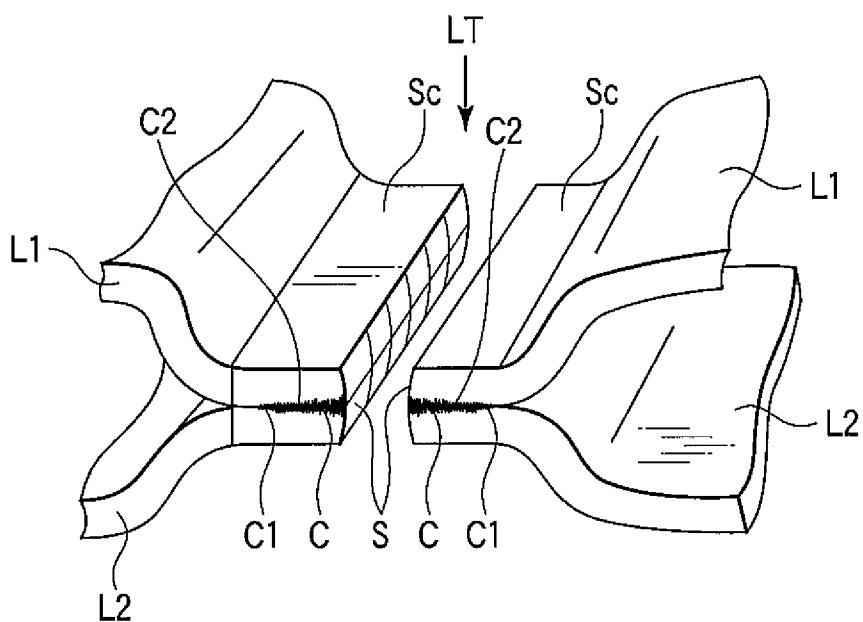
[図18B]



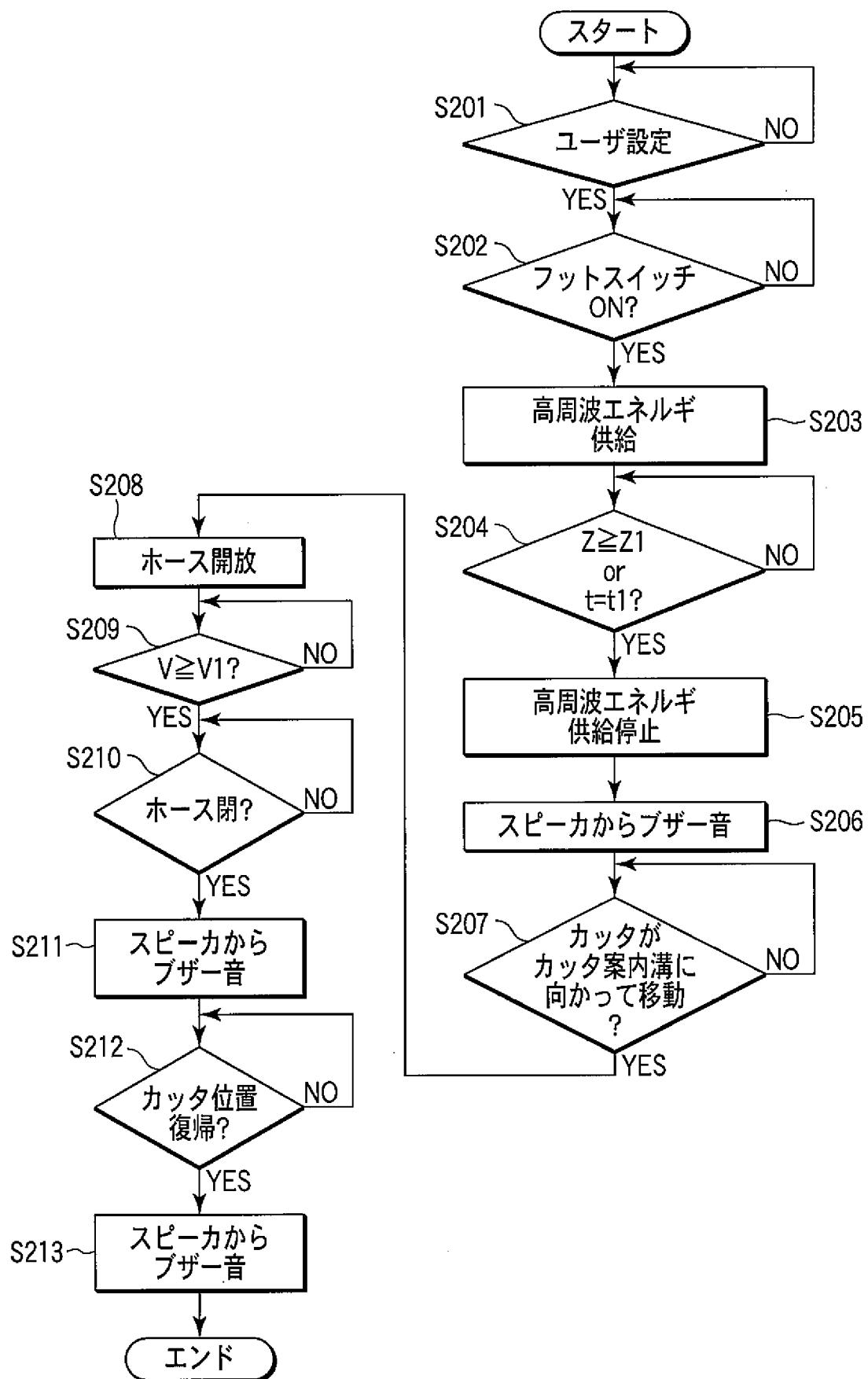
[図18C]



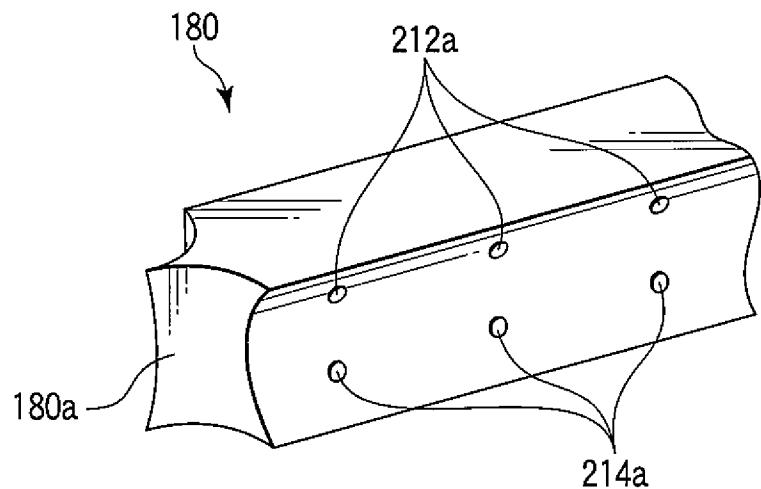
[図18D]



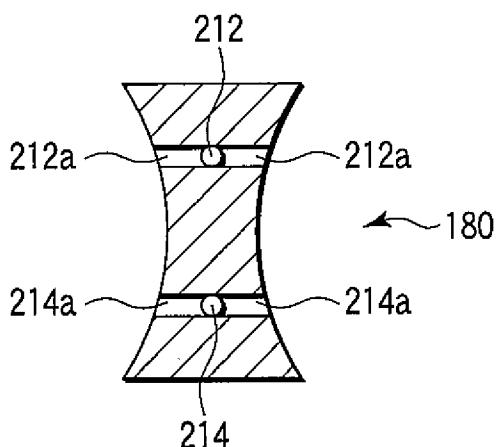
[図19]



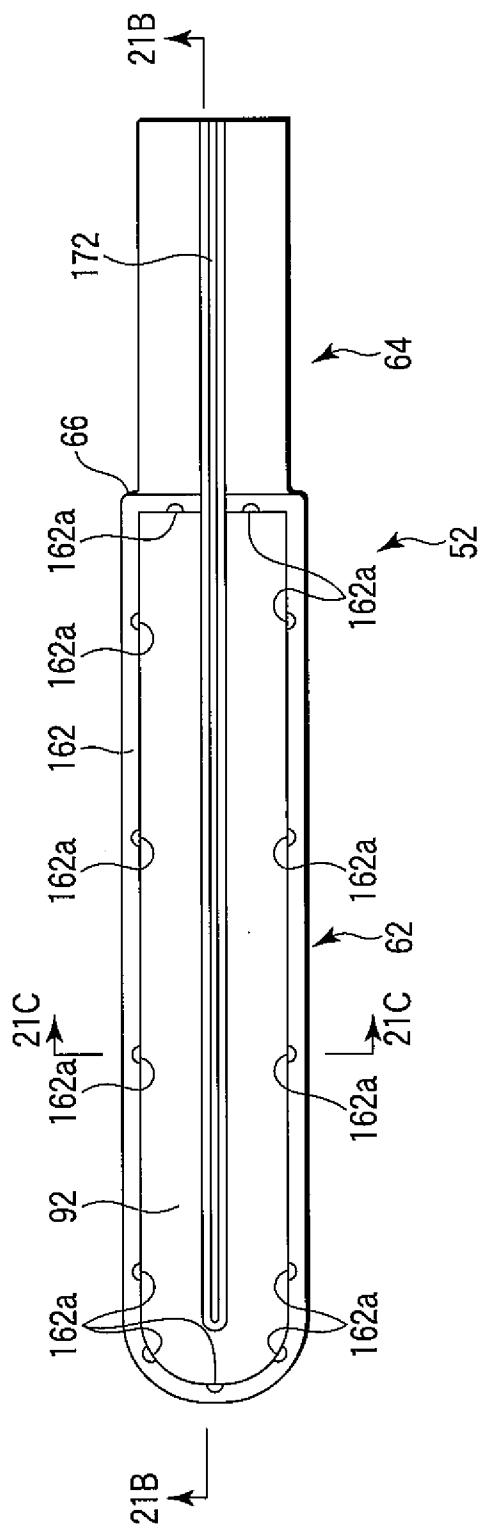
[図20A]



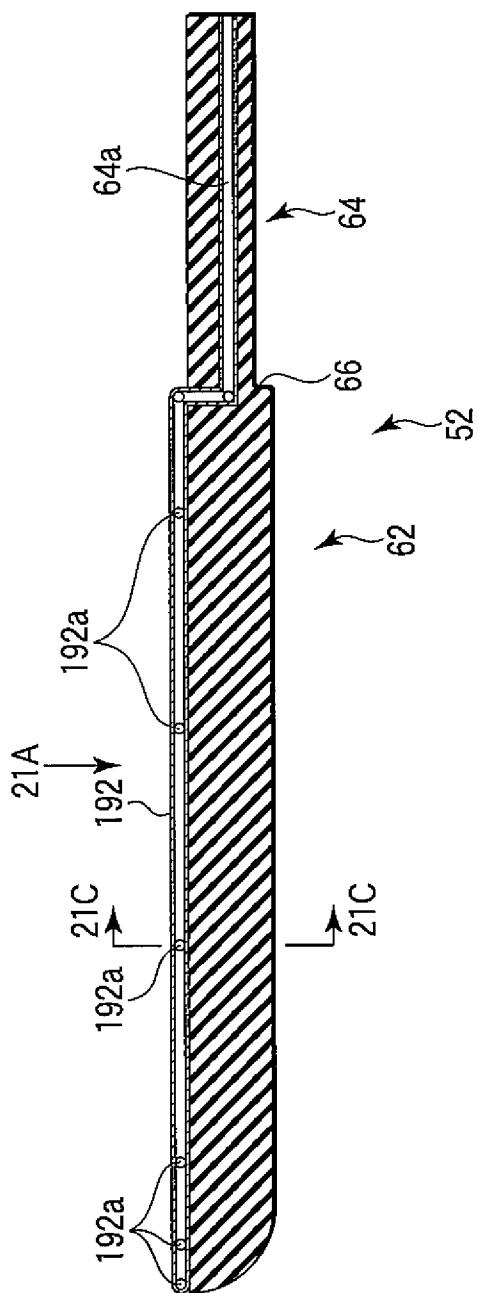
[図20B]



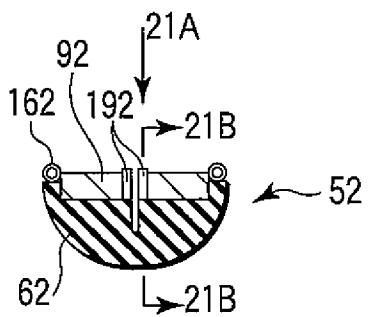
[図21A]



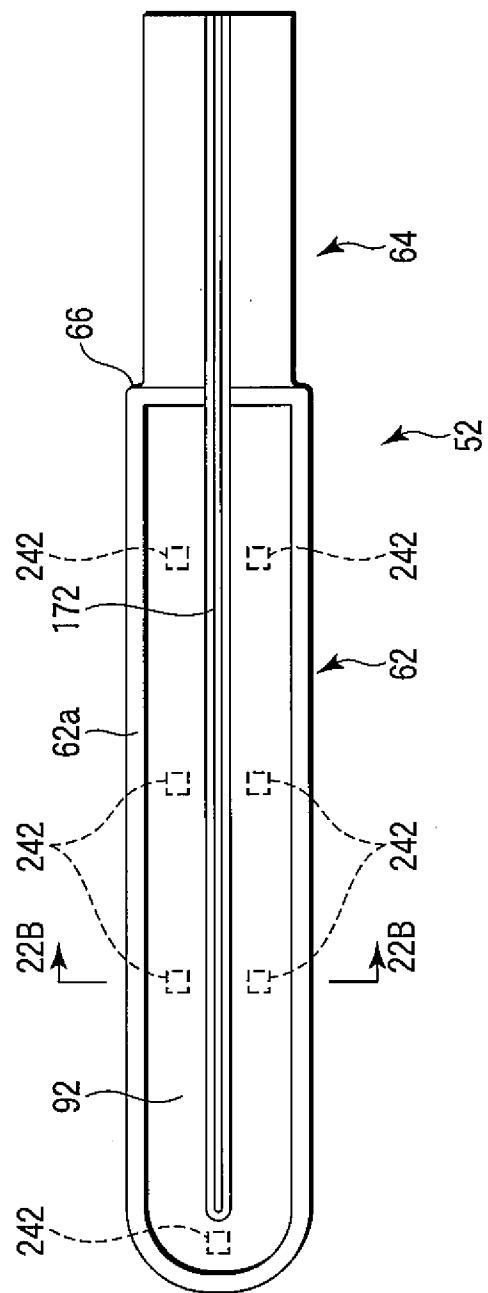
[図21B]



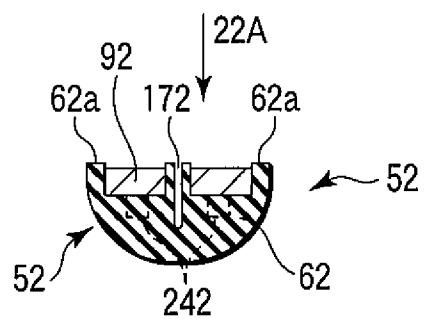
[図21C]



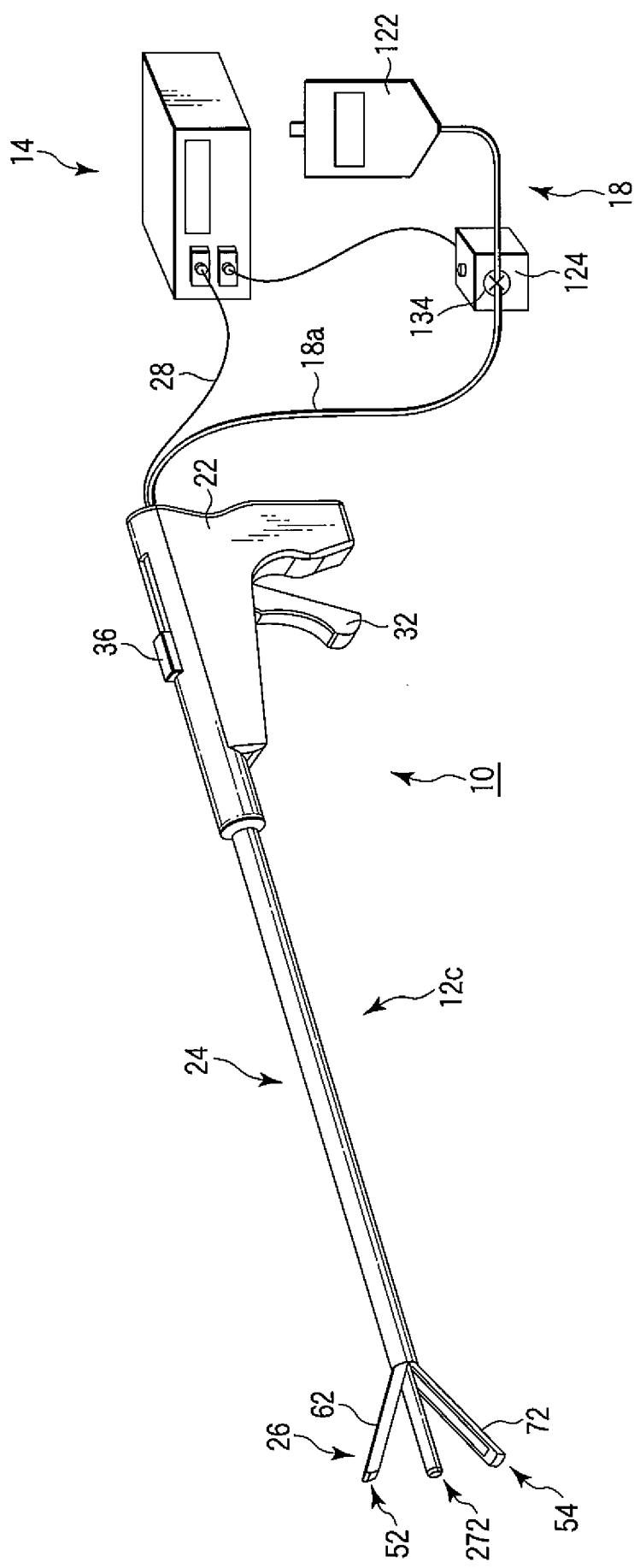
[図22A]



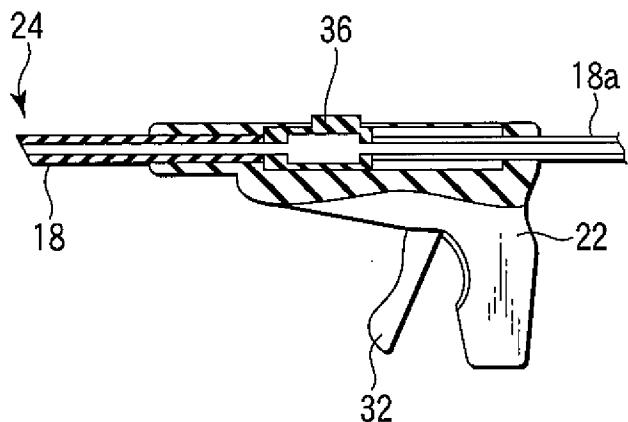
[図22B]



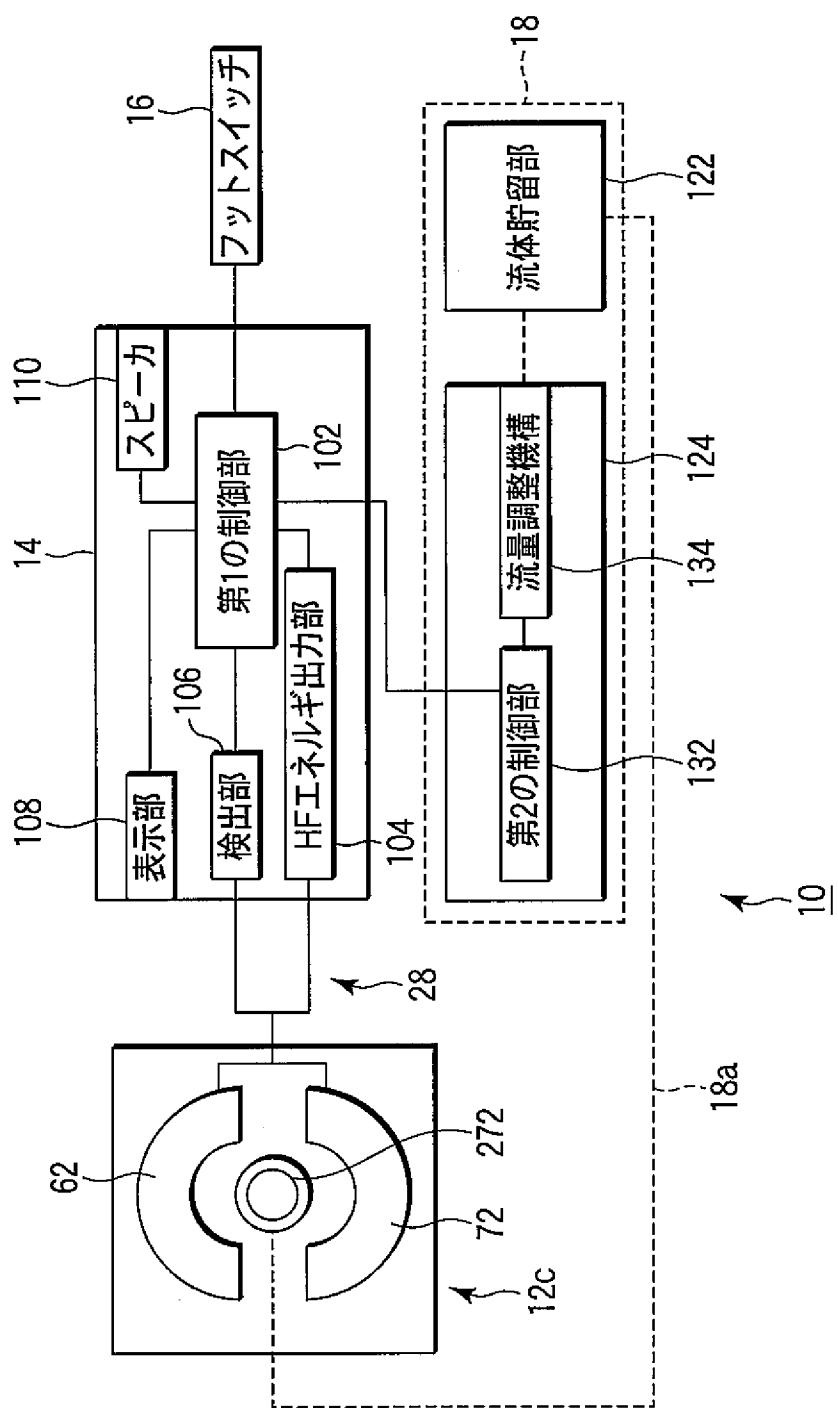
[図23A]



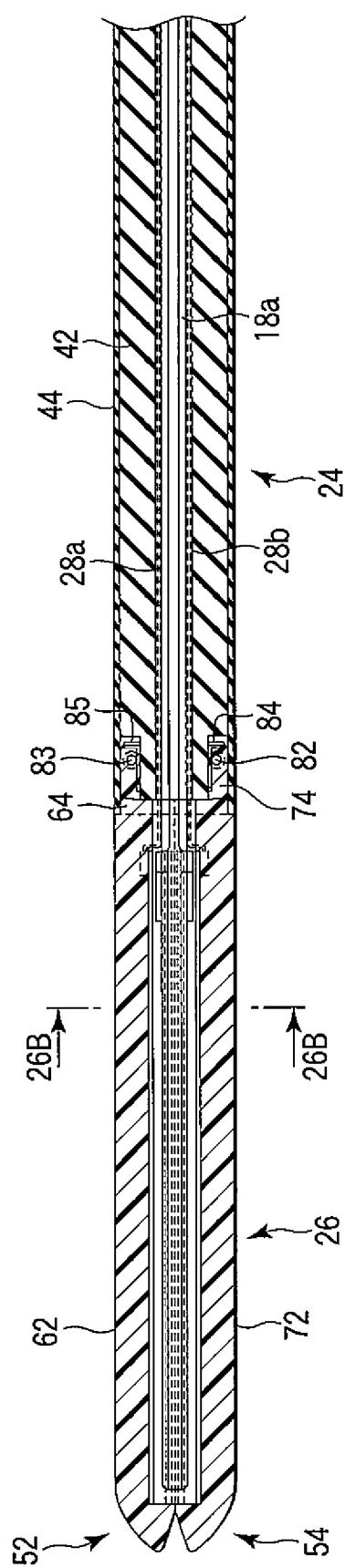
[図23B]



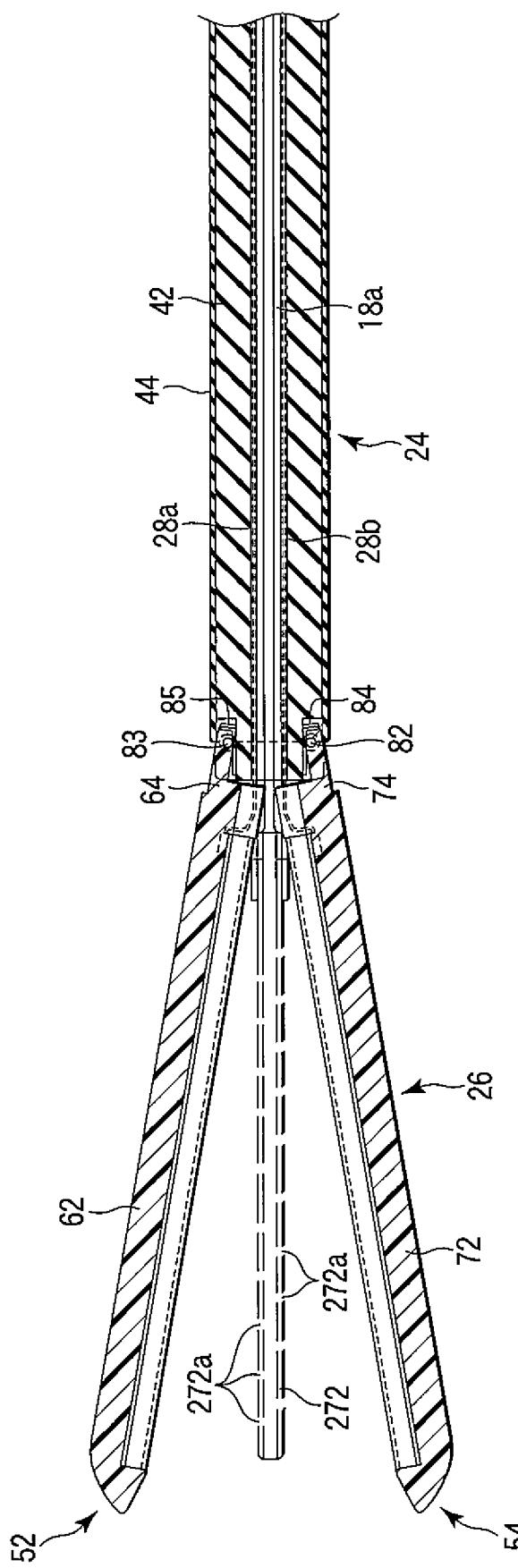
[図24]



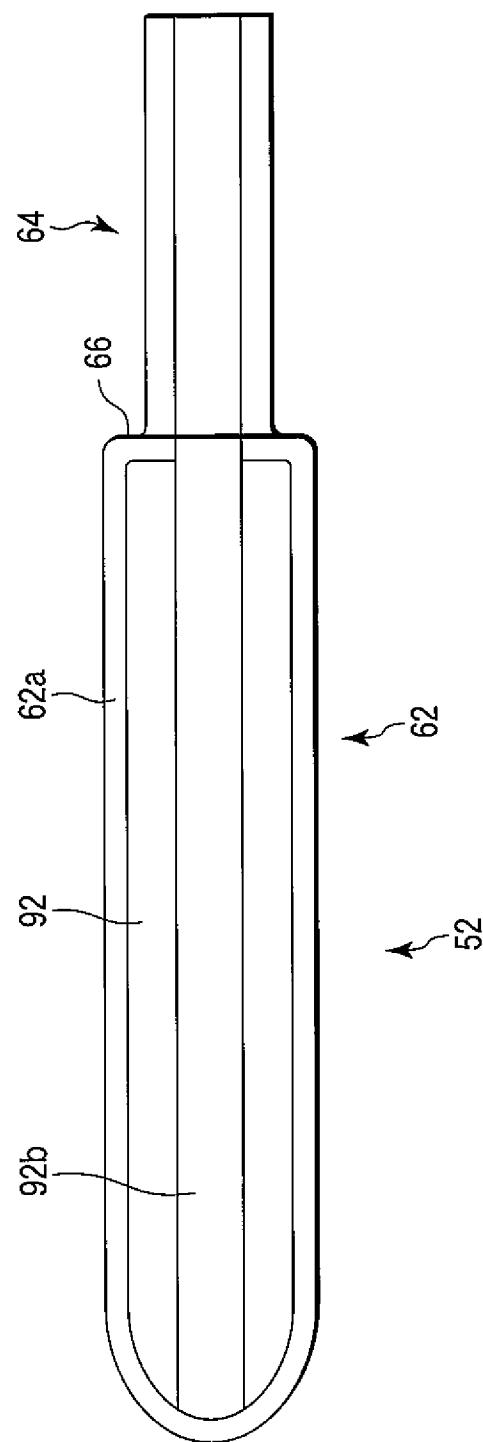
[図25A]



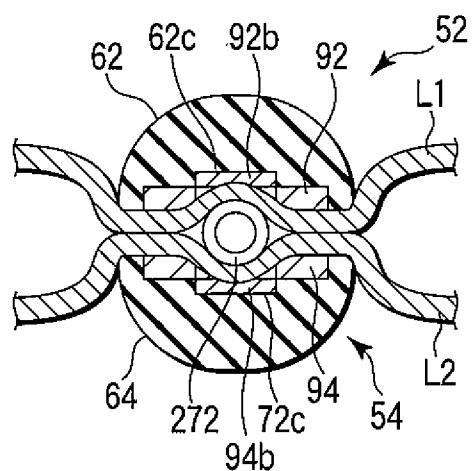
[図25B]



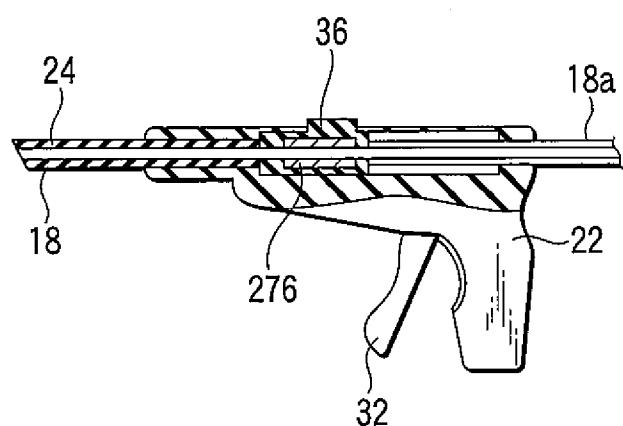
[図26A]



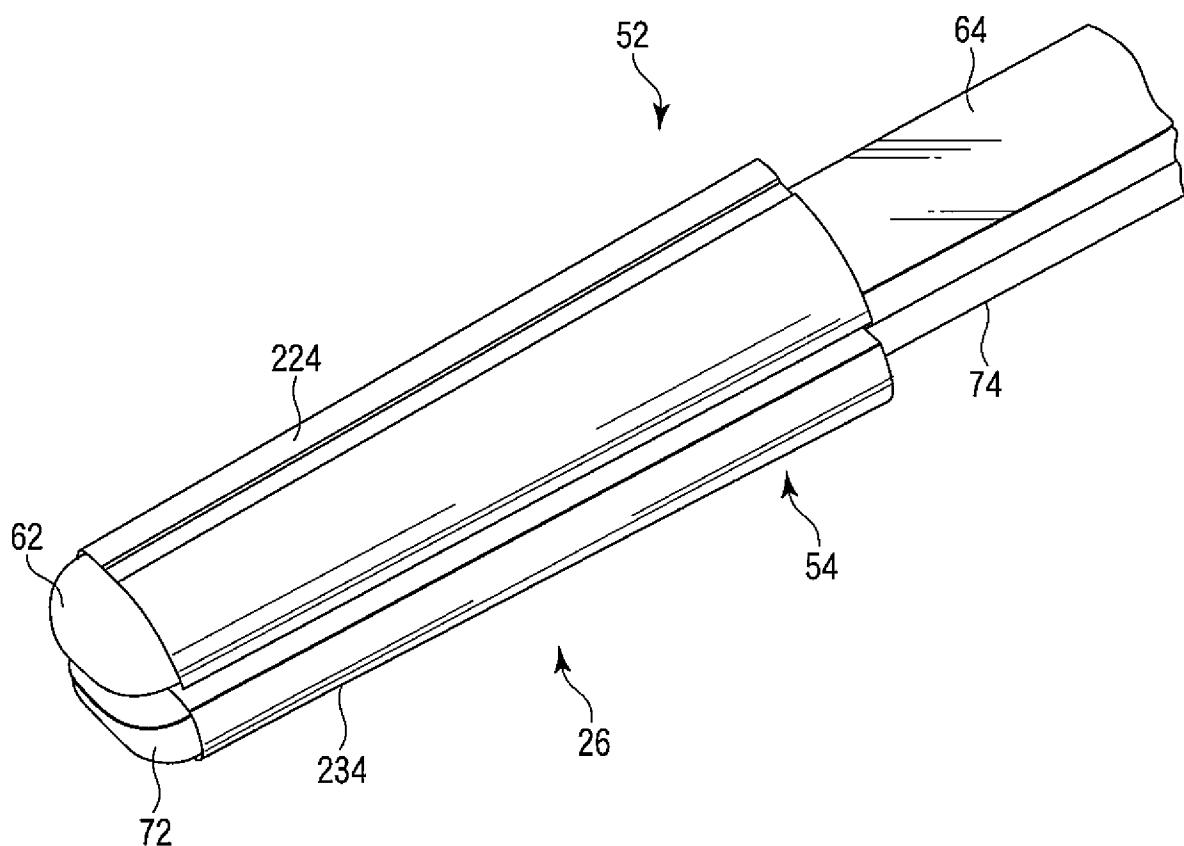
[図26B]



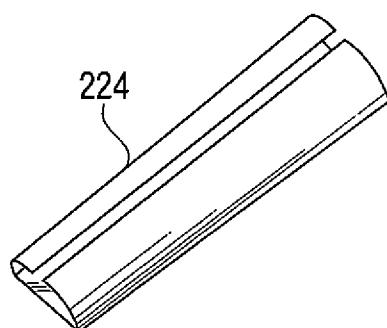
[図27]



[図28A]



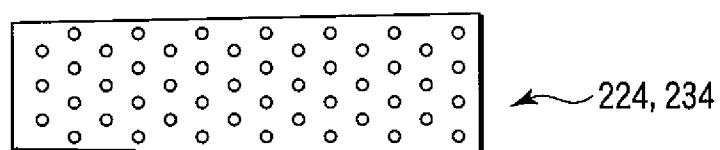
[図28B]



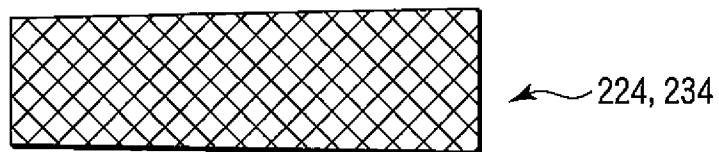
[図29A]



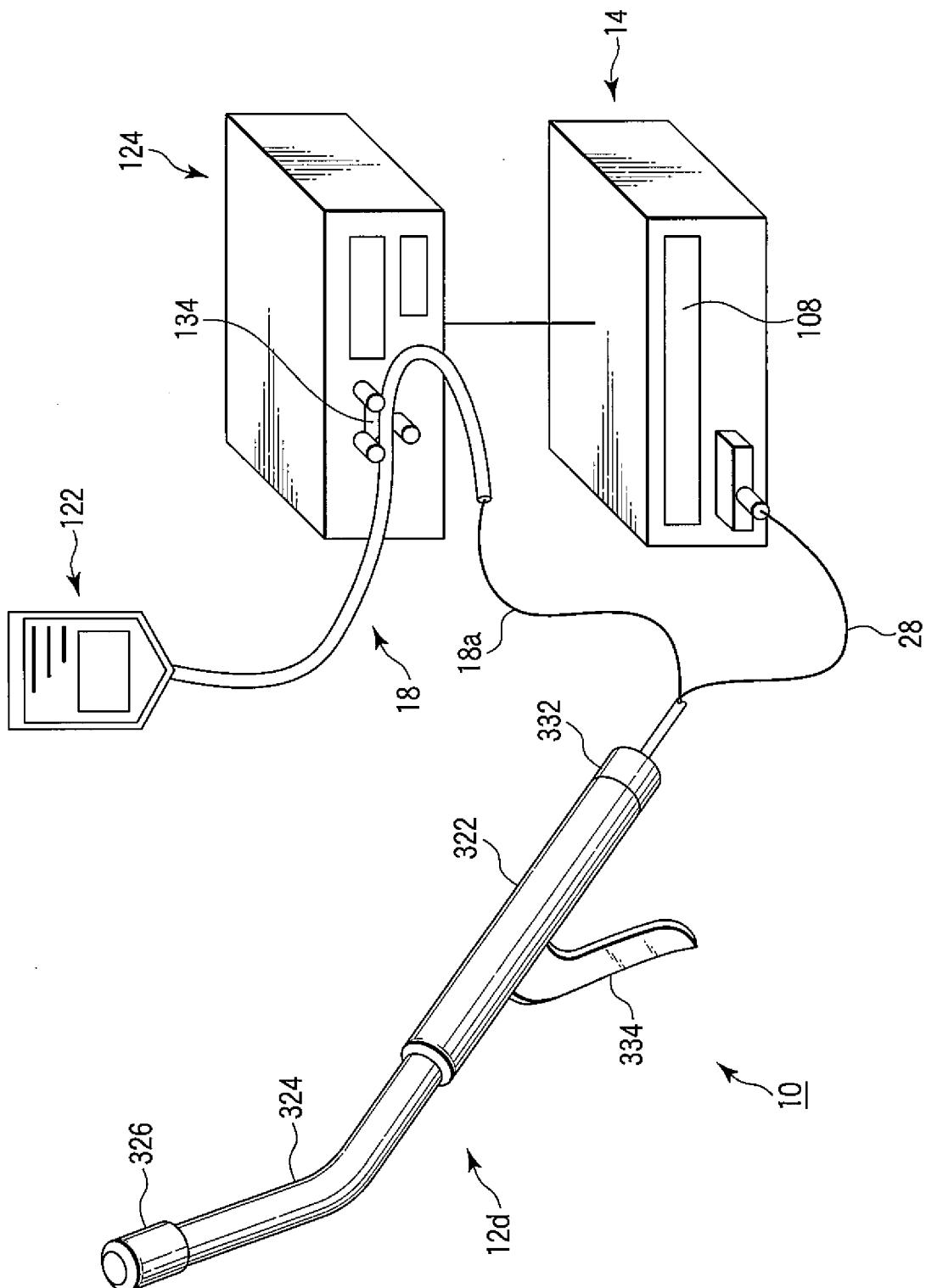
[図29B]



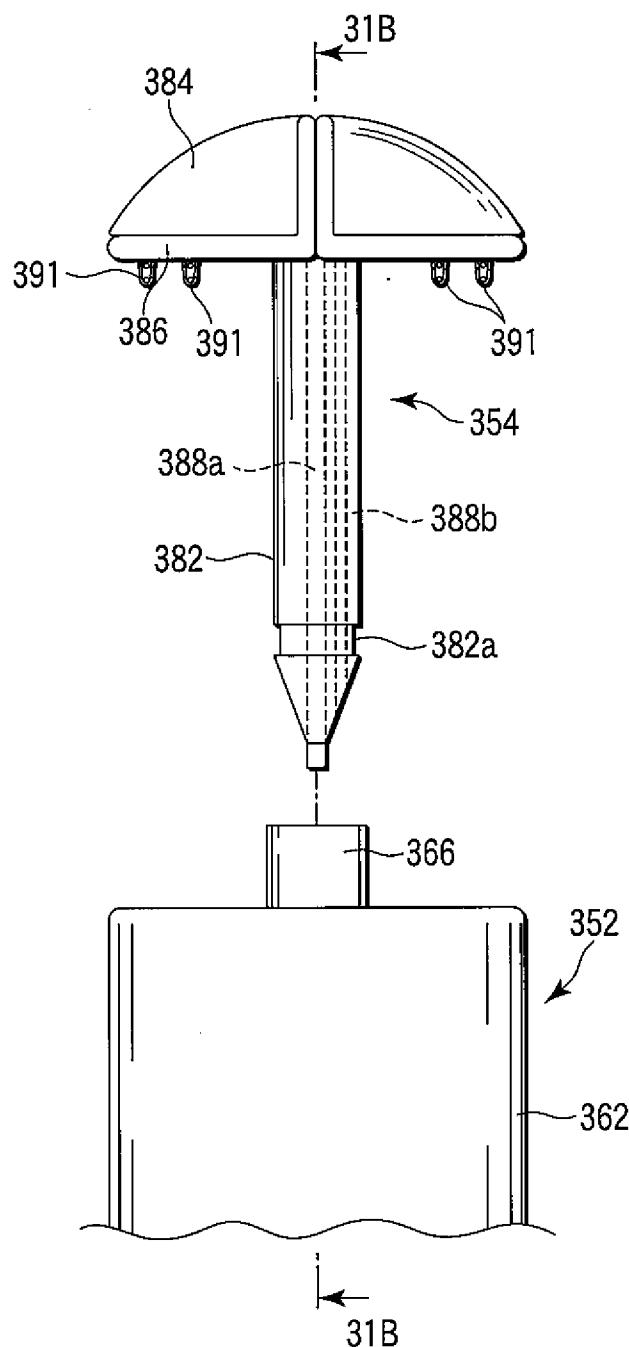
[図29C]



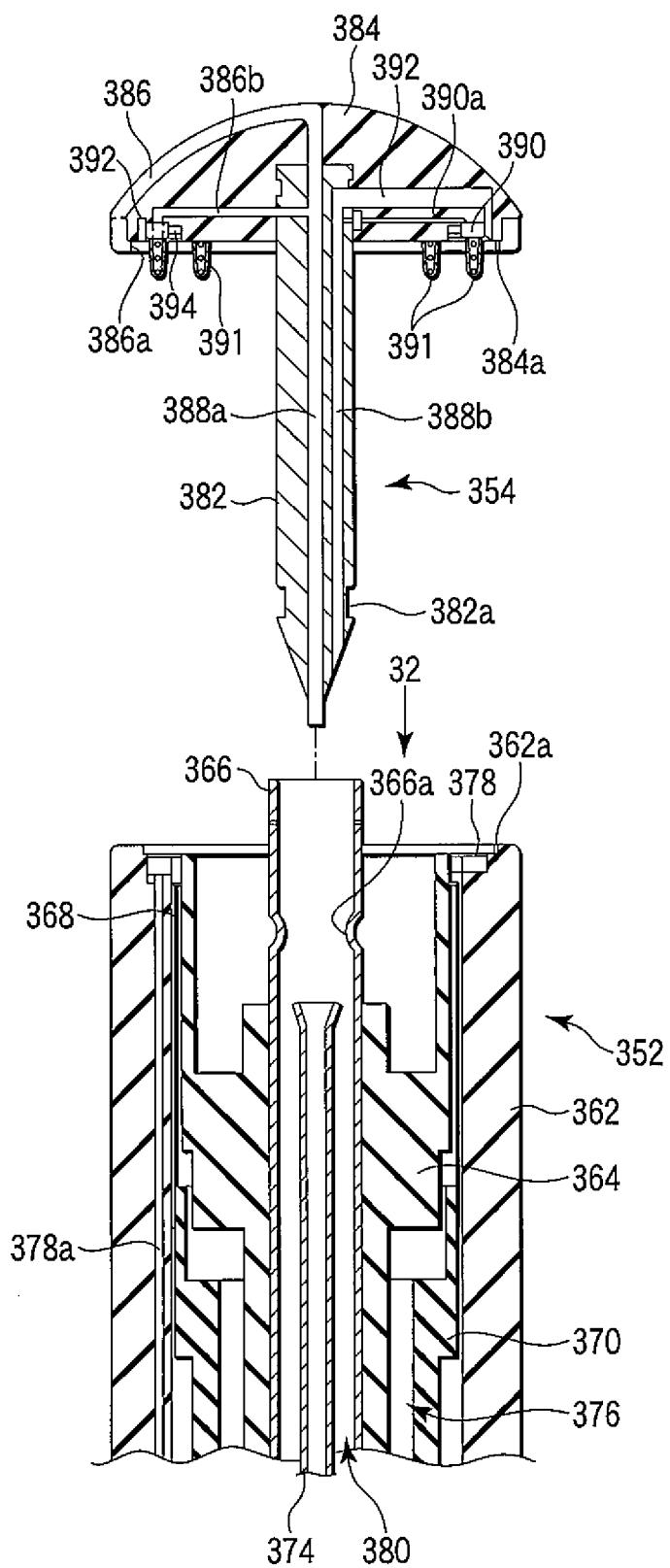
[図30]



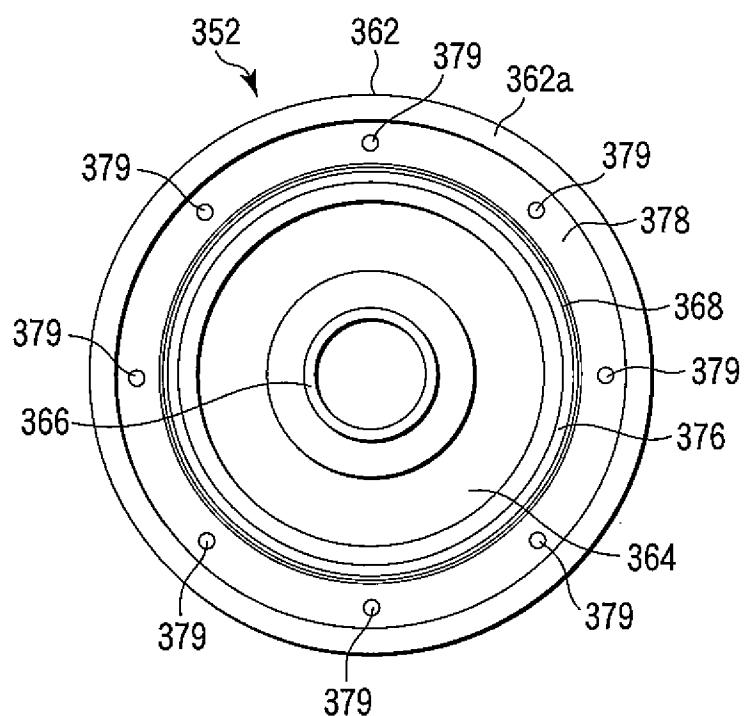
[図31A]



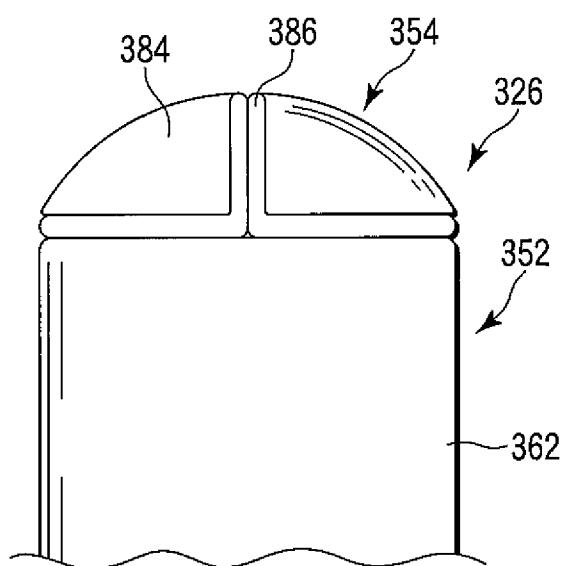
[図31B]



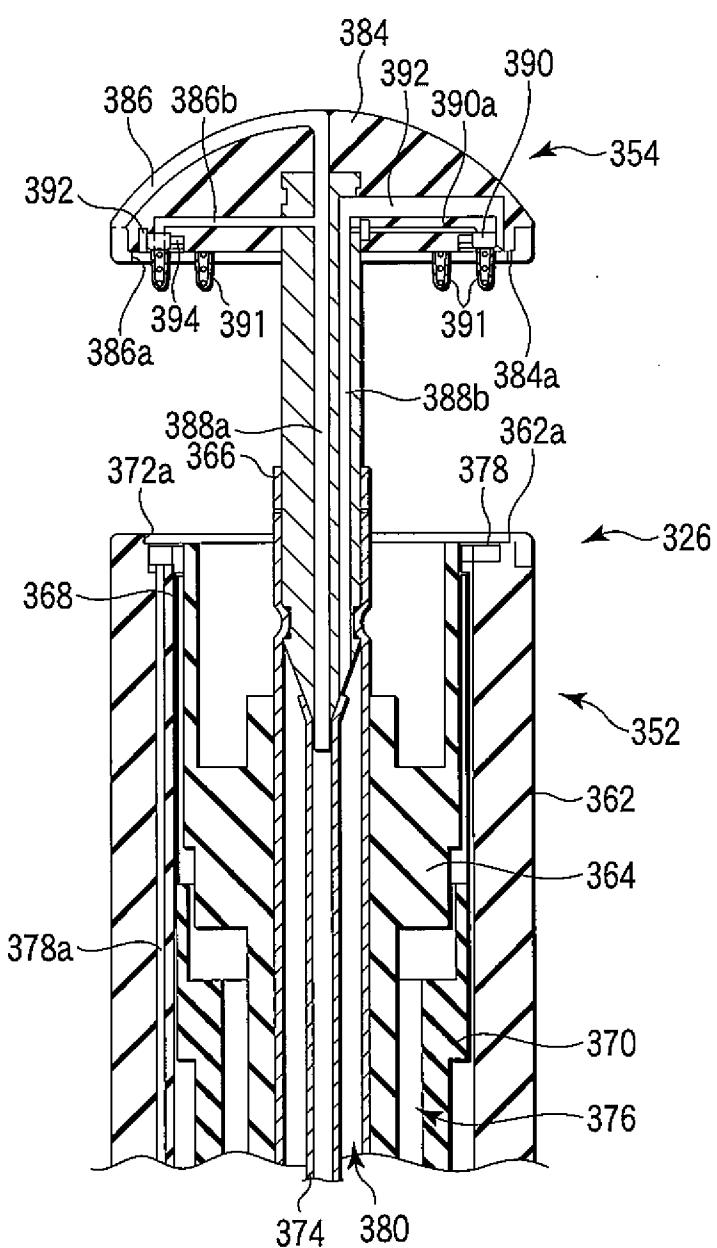
[図32]



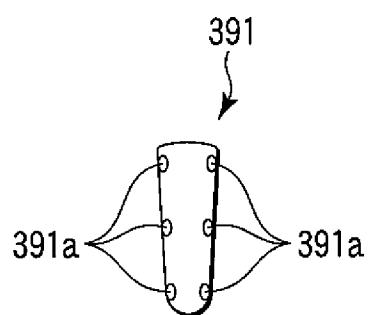
[図33A]



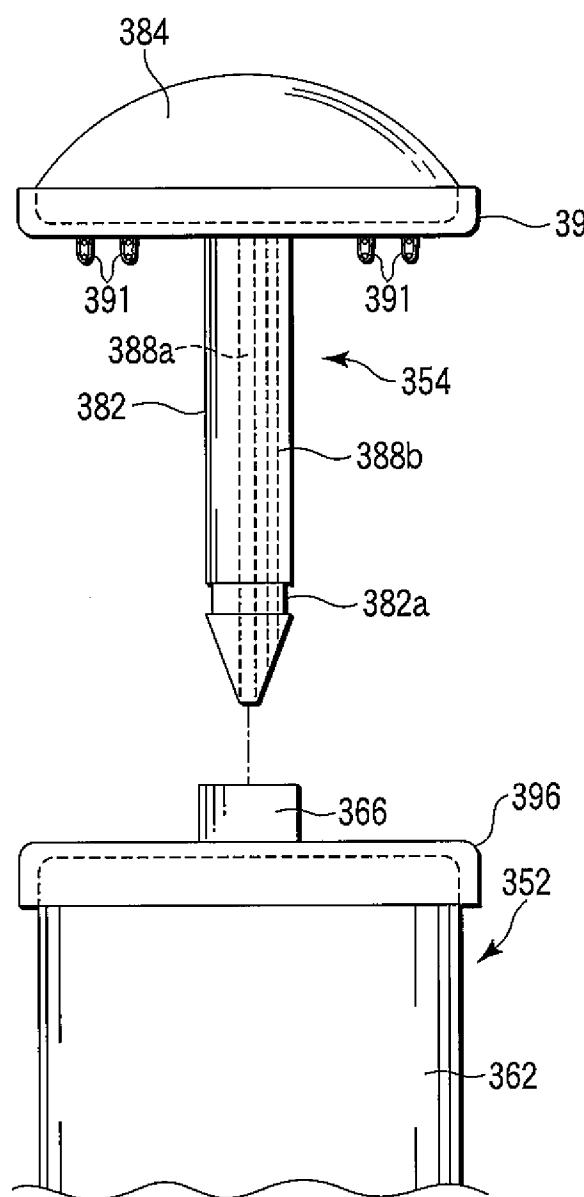
[図33B]



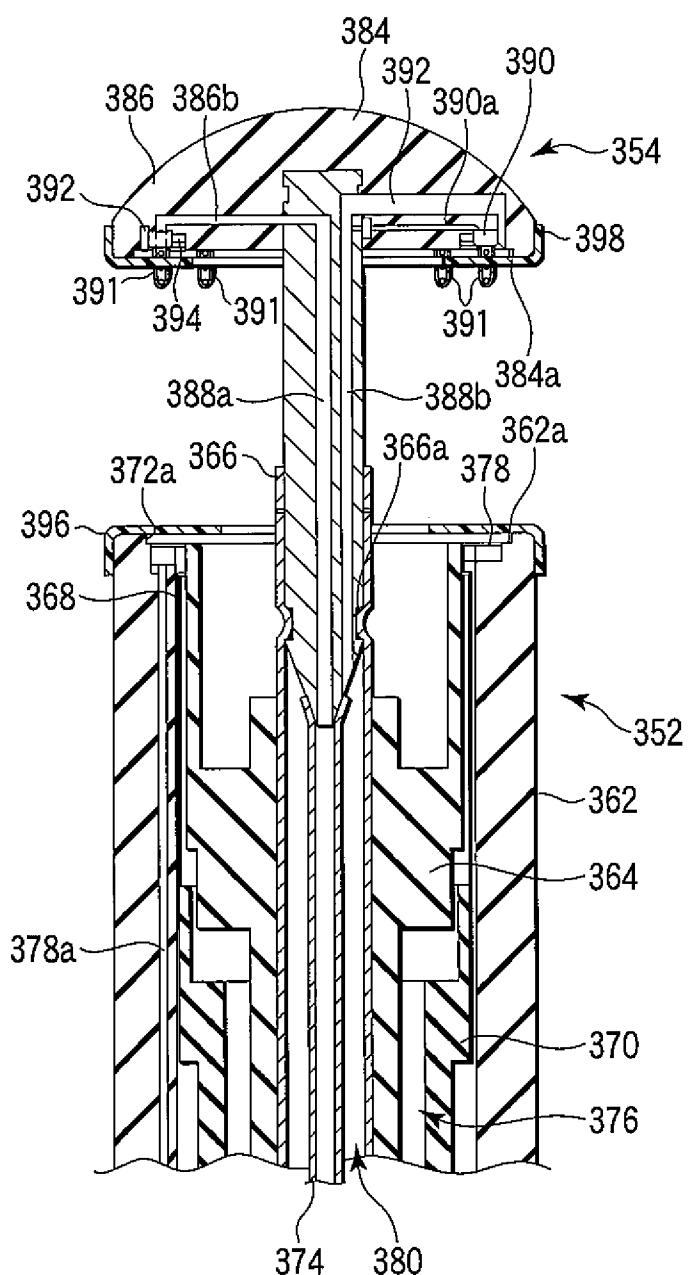
[図33C]



[図34]



[図35]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/050840

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B18/00 (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)
A61B18/00

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.
Y A	JP 2004-525718 A (Power Medical Interventions, Inc.), 26 August 2004 (26.08.2004), entire text; all drawings & US 2002/0165541 A1 & WO 2002/085218 A2	1, 2, 4, 6-8 3, 5
Y A	JP 5-337120 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 21 December 1993 (21.12.1993), paragraphs [0058] to [0061]; fig. 19 to 21 (Family: none)	1, 2, 4, 6-8 3, 5

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
08 February, 2010 (08.02.10)

Date of mailing of the international search report
16 February, 2010 (16.02.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Faxsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORTInternational application No.
PCT/JP2010/050840**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 9, 10
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claims 9 and 10 pertain to methods for treatment of the human body by surgery or therapy and thus relate to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out a search under the provision of PCT Rule 39.1(iv).
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B18/00 (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. A61B18/00

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
Y A	JP 2004-525718 A (パワー メディカル インターベンションズ, インコーポレイテッド) 2004.08.26, 全文, 全図 & US 2002/0165541 A1 & WO 2002/085218 A2	1, 2, 4, 6-8 3, 5
Y A	JP 5-337120 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.12.21, 段落 [0058]-[0061], 第19-21図 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 6-8 3, 5

□ 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 08.02.2010	国際調査報告の発送日 16.02.2010
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） 中島 成 電話番号 03-3581-1101 内線 3346 3 I 9243

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 9, 10 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項9, 10は、手術又は治療による人体の処置方法に関するものであって、PCT規則39.1(iv)の規定により、国際調査をすることを要しない対象に係るものである。
2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。