

## (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

2015年5月14日(14.05.2015)

(10) 国際公開番号

WO 2015/068863 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 1/00 (2006.01) A61B 18/12 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2014/084652

(22) 国際出願日:

2014年12月26日(26.12.2014)

(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:

特願 2013-232063 2013年11月8日(08.11.2013) JP

(71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 松井 亮(MATSUI Akira); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 伊藤 進(ITOH Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル 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, BN, 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, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

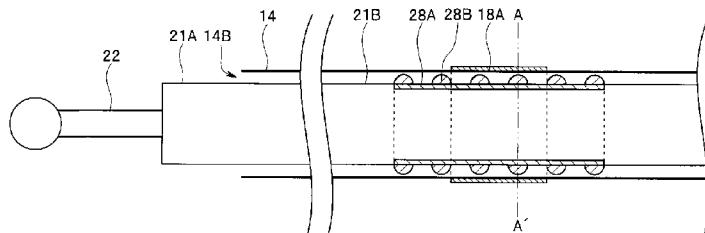
## 添付公開書類:

- 国際調査報告(条約第21条(3))
- 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補正を受理した際には再公開される。(規則48.2(h))
- 国際出願日が優先期間の満了の日から二箇月以内(規則26の2.3)

(54) Title: SURGICAL INSTRUMENT AND MEDICAL SYSTEM

(54) 発明の名称: 処置具及び医用システム

[図4]



(57) **Abstract:** This surgical instrument comprises: a cylindrical insertion part that is inserted inside a channel of an endoscope; a surgical part that is disposed at the tip of the insertion part and is used to perform surgery by means of high-frequency power supplied by a power source device; a power-receiving electrode that is disposed along the outer peripheral surface of the insertion part, and, when the insertion part is inserted in the channel to the point where the surgical part protrudes from an opening, forms a capacitor due to being capacitively coupled with a transmission electrode, which generates an AC electric field by means of the high-frequency power supplied by the power source device on the outer peripheral surface of the channel; and a position regulating part that regulates the radial position of the insertion part inside the channel in such a manner that the amount of eccentricity corresponding to the distance between the center axis of the channel in the longitudinal direction and the center axis of the insertion part in the longitudinal direction at the position where the power-receiving electrode is disposed is below a certain value.

(57) **要約:** 処置具は、内視鏡のチャンネル内へ挿入される円筒状の插入部と、插入部の先端部に配設され、電源装置から供給される高周波電力に応じた処置を行う処置部と、插入部の外周面に沿って配設され、処置部が開口から突出するまで插入部をチャンネルに挿入した際に、電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界をチャンネルの外周面において発生する送電電極と容量結合することによりキヤバシタを形成する受電電極と、チャンネルの長手方向の中心軸と、受電電極の配設位置における插入部の長手方向の中心軸との間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるようにチャンネル内における插入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を有する。

## 明 細 書

### 発明の名称：処置具及び医用システム

#### 技術分野

[0001] 本発明は、処置具及び医用システムに関し、特に、内視鏡のチャンネルに挿通して使用されるとともに無線で供給される電力を利用して処置等を行う処置具及び当該処置具を有する医用システムに関するものである。

#### 背景技術

[0002] 医療分野においては、生体組織に高周波電流を印加して処置を行うための器具及び装置等が従来用いられている。

[0003] 具体的には、例えば、米国特許第7 8 2 4 4 0 7号公報には、内視鏡のチャンネルに挿通した状態で体腔内に挿入されるとともに、生体組織に高周波電流を印加して処置を行うように構成された高周波切開鉗子が開示されている。

[0004] 一方、医療分野で用いられる種々の器具及び装置において、無線給電に対応した構成を有するものが近年提案されている。

[0005] 具体的には、例えば、米国特許第6 1 8 7 0 0 2号公報及び米国特許第6 2 0 6 8 7 5号公報には、トロッカーハンドルに設けられた送電電極から、当該トロッカーハンドルに挿入された容量型コードレス手術器具の受電電極に対し、容量結合を介して無線で電力の供給を行うための構成が開示されている。また、米国特許第6 1 8 7 0 0 2号公報及び米国特許第6 2 0 6 8 7 5号公報には、トロッカーハンドルの送電電極をトロッカーハンドルに挿入された容量型コードレス手術器具の受電電極に押し付ける付勢機構を有する構成が開示されている。

[0006] しかし、米国特許第7 8 2 4 4 0 7号公報に開示された構成によれば、処置等の動作に必要な電力を供給するためのケーブルが高周波切開鉗子に接続されていることに起因し、当該高周波切開鉗子の操作性が低下してしまう、という課題が生じている。

[0007] また、米国特許第6 1 8 7 0 0 2号公報及び米国特許第6 2 0 6 8 7 5号

公報に開示された構成によれば、送信電極をばね等の付勢機構により手術器具の受電電極に押し付けているため、手術器具の摺動性が低下し進退方向の移動や回転が困難になり操作性が低下してしまう、という課題が生じている。

[0008] 本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することが可能な処置具及び当該処置具を有する医用システムを提供することを目的としている。

## 発明の開示

### 課題を解決するための手段

[0009] 本発明の一態様の処置具は、円筒状のチャンネルを有する内視鏡の挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において、電源装置から供給される高周波電力に応じた処置を行うことができるように構成された処置部と、前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を前記チャンネルの外周面において発生する送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸との間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を有する。

[0010] 本発明の一態様の医用システムは、円筒状のチャンネルを有する内視鏡と、前記内視鏡に設けられた挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において処置を行うことができるように構成された処置部と、を有す

る処置具と、前記処置部による処置に用いられる高周波電力を供給する電源装置と、を有する医用システムであって、前記内視鏡は、前記チャンネルの外周面に沿って配設され、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極を具備し、前記処置具は、前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を具備する。

### 図面の簡単な説明

- [0011] [図1]第1の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図。
- [図2]第1の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図。
- [図3]第1の実施例に係る処置具の断面模式図。
- [図4]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図。
- [図5]A-A'線に沿って切断した断面の一例を示す断面図。
- [図6]A-A'線に沿って切断した断面の、図5とは異なる例を示す断面図。
- [図7]第1の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図。
- [図8]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4とは異なる例を示す図。
- [図9]B-B'線に沿って切断した断面を示す断面図。
- [図10]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4及び図8とは異なる例を示す図。
- [図11]C-C'線に沿って切断した断面を示す断面図。
- [図12]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8及び図10とは異なる例を示す図。
- [図13]D-D'線に沿って切断した断面を示す断面図。

[図14]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8、図10及び図12とは異なる例を示す図。

[図15]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8、図10、図12及び図14とは異なる例を示す図。

[図16]第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8、図10、図12、図14及び図15とは異なる例を示す図。

[図17]第1の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を橈円筒状に変形した場合の例を示す模式図。

[図18]E-E'線に沿って切断した断面を示す断面図。

[図19]第1の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を橈円筒状に変形した場合の、図17とは異なる例を示す模式図。

[図20]第2の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図。

[図21]第2の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図。

[図22]第2の実施例に係る処置具の断面模式図。

[図23]第2の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図。

[図24]F-F'線に沿って切断した断面の一例を示す断面図。

[図25]F-F'線に沿って切断した断面の、図24とは異なる例を示す断面図。

[図26]第2の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図。

### 発明を実施するための最良の形態

[0012] 以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しつつ説明を行う。

[0013] (第1の実施例)

図1から図19は、本発明の第1の実施例に係るものである。図1は、第1の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図である。図2は、第1の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図である。

[0014] 医用システム1は、例えば、図1に示すように、軟性内視鏡（以下、内視鏡と略記する）10と、内視鏡10に設けられた円筒状のチャンネル14に

挿通されるデバイスである処置具20と、電源装置30と、対極板40とを具備して構成されている。

- [0015] 内視鏡10は、円筒状の挿入部11と、挿入部11の基端部側に配設された操作部12と、操作部12から延設されたユニバーサルコード13と、を有して構成されている。
- [0016] 挿入部11は、図1及び図2に示すように、撮像部15が配設された先端部11Aと、先端部11Aの方向を変えるための湾曲部11Bと、樹脂等の可撓性部材により形成されるとともに細長形状を具備する軟性部11Cと、を有して構成されている。
- [0017] 操作部12は、術者により把持されるとともに、先端部11Aの方向操作、送気送水操作、及び、内視鏡画像撮影操作等を行うことが可能な非可撓性部として構成されている。これに対し、挿入部11は、被検体2である患者の口腔又は肛門から消化管の内部等に挿入される可撓性部として構成されている。
- [0018] プロセッサ32は、内視鏡10のユニバーサルコード13と着脱自在に接続することができるよう構成されている。また、プロセッサ32は、医用システム1の全体の制御を行うCPU等からなる制御部(不図示)を具備し、撮像部15が出力する撮像信号を処理することにより内視鏡画像を生成し、当該生成した内視鏡画像をモニタ33へ出力するよう構成されている。
- [0019] 電源装置30は、処置具20(後述の処置部22)の処置に用いられる高周波電力を供給することができるように構成されている。具体的には、電源装置30は、例えば、周波数が100kHz以上100MHz以下の高周波電力を出力することができるように構成されている。また、電源装置30は、プロセッサ32及びユニバーサルコード13等を経由して内視鏡10の送電部18(後述)へ高周波電力を供給することができるように構成されている。なお、本実施例の電源装置30は、例えば、ユニバーサルコード13から分岐した配線に接続することにより、プロセッサ32を経由せずに高周波電力を供給するようにしてもよい。

- [0020] フットスイッチ31は、術者の操作に応じ、電源装置30からの高周波電力の出力のオンオフを切り替えるための指示を電源装置30に対して行うことができるよう構成されている。
- [0021] 対極板40は、例えば、ステンレス等の金属導体により形成されており、被検体2の背中側に広い面積で接触するように貼り付けることが可能であるとともに、処置具20から被検体2の内部に存在する処置対象部位2Aの生体組織に対して印加される高周波電流を電源装置30へ帰還させるためのリターン回路における電極として機能するよう構成されている。
- [0022] チャンネル14は、図1及び図2に示すように、操作部12の挿入口14A側に分岐した管路と、送気吸引管14C側に分岐した管路と、が1つの管路に統合された状態で先端部11Aの開口14Bに連通している。
- [0023] 一方、内視鏡10は、図2に示すように、電源装置30から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電部18を有して構成されている。
- [0024] 送電部18は、チャンネル14の円筒状の外周面に沿って配設されているとともに、電源装置30から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極18Aと、送電電極18Aに直列接続されたインダクタ18Bと、を有して構成されている。
- [0025] 送電電極18Aは、例えば、15cm程度の長さを有する円筒状の導体により形成されており、挿入口14Aから開口14Bまでの区間の少なくとも一部に設けられている。また、送電電極18Aの表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）により被覆されている。
- [0026] なお、本実施例の送電部18は、電源装置30の出力インピーダンスと、電源装置30に接続される各部により構成される回路の入力インピーダンスをマッチングするためのインピーダンスマッチング回路を有して構成してもよい。
- [0027] また、本実施例の送電電極18は、例えば、可撓性チューブであるチャンネル14の外周面に蒸着法又はめっき法を施すことにより形成された、銅等の金属膜であってもよい。

[0028] 処置具20は、例えば、モノポーラ（単極）型の高周波電気メスとして構成されている。また、処置具20は、図1及び図3に示すように、処置部（メス電極）22が配設された先端部21Aと、先端部21Aの基礎側に配設された挿入部21Bと、挿入部21Bの基礎側に配設された操作部21Cと、を有して構成されている。図3は、第1の実施例に係る処置具の断面模式図である。

[0029] 挿入部21Bは、樹脂等の可撓性部材により形成されており、内視鏡10の挿入口14Aからチャンネル14内に挿入されるとともに、チャンネル14に挿通可能な円筒状を具備して形成されている。

[0030] 操作部21Cは、術者の操作に応じ、例えば、処置部22の突出量の変更等の操作を行うことができるように構成されている。

[0031] 一方、処置具20は、図3に示すように、挿入部21Bの円筒状の外周面上沿って配設された受電電極28Aと、挿入部21Bの外周面上の受電電極28Aの配設位置を含む位置に1つまたは複数設けられた突起部28Bと、を備えた受電部28を有して構成されている。

[0032] 受電電極28Aは、例えば、送電電極18Aの長さよりも大きな長さを有する円筒状の導体により形成されている。また、受電電極28Aは、処置具20の内部に設けられた導線（不図示）を介して処置部22に接続されている。また、受電電極28Aの表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）により被覆されている。

[0033] 挿入部21Bにおける受電電極28Aの配設位置は、例えば、図4に示すように、処置部22が開口14Bから突出するまで挿入部21Bをチャンネル14に挿入した際に、送電電極18Aと対向する位置になるように予め位置合わせされている。また、受電電極28Aは、例えば、処置部22による処置の最中に、処置具20がチャンネル14内において進退移動した場合であっても、送電電極18Aの長手方向の全ての範囲と対向するように、送電電極18Aに比べて数cm程度大きな長さを具備して形成されている。図4は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図で

ある。

- [0034] なお、本実施例によれば、送電電極 18 A 及び受電電極 28 A の 2 つの電極が対向する位置に配置された際に、当該 2 つの電極間の絶縁が保たれるような構成を有していればよい。換言すると、本実施例によれば、例えば、送電電極 18 A 及び受電電極 28 A の 2 つの電極のうちの少なくとも一方の電極の表面が、樹脂等の絶縁体により被覆されていればよい。
- [0035] 突起部 28 B は、挿入部 21 B の径方向外側に突出して設けられており、チャンネル 14 の長手方向の中心軸と、受電電極 28 A の配設位置における挿入部 21 B の長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量 D Q が一定値以下になるようにチャンネル 14 内における挿入部 21 B の径方向の位置を規制する位置規制部としての機能を具備して構成されている。
- [0036] 具体的には、突起部 28 B は、例えば、図 4 及び図 5 に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部 21 B の円周を 3 等分するような位置に 3 個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部 21 B の長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。または、突起部 28 B は、例えば、図 4 及び図 6 に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部 21 B の円周を 2 等分するような位置に 2 個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部 21 B の長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。図 5 は、A-A' 線に沿って切断した断面の一例を示す断面図である。図 6 は、A-A' 線に沿って切断した断面の、図 5 とは異なる例を示す断面図である。
- [0037] 一方、本実施例によれば、例えば、突起部 28 B がチャンネル 14 の内周面に点接触するような構成を具備することにより、処置具 20 (挿入部 21 B) のチャンネル 14 内における摺動性を確保することができる。
- [0038] 続いて、本実施例の作用について説明する。
- [0039] 術者は、内視鏡 10 の先端部 11 A を被検体 2 の内部に存在する処置対象部位 2A の近傍に配置した状態において、処置具 20 をチャンネル 14 に挿入することにより、処置部 22 を開口 14 B から突出させる。その後、術者

は、処置対象部位 2 A の生体組織に処置部 2 2 を接触させた状態において、フットスイッチ 3 1 を操作することにより、電源装置 3 0 からの高周波電力の出力をオンにするための指示を行う。そして、このような指示に応じ、電源装置 3 0 から送電部 1 8 に対して高周波電力が供給される。

[0040] ここで、図 4 に例示したような、処置部 2 2 が開口 1 4 B から突出するまで挿入部 2 1 B をチャンネル 1 4 に挿入した場合においては、送電電極 1 8 A 及び受電電極 2 8 A の 2 つの電極が対向配置されることに起因し、当該 2 つの電極の容量結合によるキャパシタ C 1 が形成されるとともに、送電電極 1 8 A において発生した交流電界による給電がキャパシタ C 1 を介して行われる。そのため、前述のキャパシタ C 1 の形成に伴い、送電部 1 8 から受電部 2 8 へ無線で高周波電力を供給することができる。

[0041] また、処置部 2 2 が開口 1 4 B から突出するまで挿入部 2 1 B をチャンネル 1 4 に挿入した場合においては、前述のキャパシタ C 1 と、送電電極 1 8 A に直列接続されたインダクタ 1 8 B と、による L C 共振回路が形成される。そのため、例えば、前述の L C 共振回路における共振周波数が 13.56 MHz 等の所定の周波数になるように送電部 1 8 及び受電部 2 8 の各部を構成するとともに、電源装置 3 0 から送電部 1 8 に供給される高周波電力の周波数を当該所定の周波数に一致させるまたは略一致させることにより、送電部 1 8 から受電部 2 8 への電力供給を効率的に行うことができる。

[0042] 送電部 1 8 から供給された高周波電力は、受電部 2 8 において受電された後、処置具 2 0 の内部に設けられた導線（不図示）を介して処置部 2 2 に供給される。また、高周波電流が処置部 2 2 から処置対象部位 2 A の生体組織に印加されるに伴い、処置部 2 2 と対極板 4 0 （を含むリターン回路）とが通電するとともに、通電に応じて発生したジュール熱により、処置対象部位 2 A の処置が行われる。

[0043] なお、処置対象部位 2 A の生体組織は、電気回路における抵抗として機能する。そのため、処置対象部位 2 A の生体組織の処置に係る各部を、図 7 に示すような等価回路として表すことができる。図 7 は、第 1 の実施例に係る

医用システムの要部の等価回路を示す図である。

- [0044] 一方、例えば、処置部22による処置の際に、術者が処置具20（挿入部21B）をチャンネル14内において進退移動または回転させたとしても、突起部28Bがチャンネル14の内周面に接触することに起因し、（偏心量DQが一定値以下になるように）チャンネル14内における挿入部21Bの径方向の位置が規制される。
- [0045] 以上に述べたように、本実施例によれば、送電電極18A及び受電電極28Aの容量結合を利用することにより、電力供給用のケーブルを処置具20に接続することなく、内視鏡10から処置具20への電力の供給を無線で行うことができる。
- [0046] また、本実施例によれば、処置部22による処置の際に、術者が処置具20（挿入部21B）をチャンネル14内において進退移動または回転させたとしても、偏心量DQが一定値以下になるようにチャンネル14内における挿入部21Bの径方向の位置が規制されるため、送電電極18A及び受電電極28Aの容量結合により形成されるキャパシタC1の静電容量の変動を極力抑制することができる。具体的には、例えば、チャンネル14の内径が2.8mmであり、挿入部21Bの外径が2.5mmであり、送電電極18A及び受電電極28Aの表面を被覆する絶縁体の材質がフッ素樹脂であり、かつ、当該フッ素樹脂の肉厚が0.05mmである場合において、偏心量DQが75μm以下となるように突起部28Bを形成することにより、キャパシタC1の静電容量の変動を最大で8%程度まで抑制することができる。また、例えば、チャンネル14の内径が2.8mmであり、挿入部21Bの外径が2.5mmであり、送電電極18A及び受電電極28Aの表面を被覆する絶縁体の材質がフッ素樹脂であり、かつ、当該フッ素樹脂の肉厚が0.05mmである場合において、偏心量DQが50μm以下となるように突起部28Bを形成することにより、キャパシタC1の静電容量の変動を最大で4%程度まで抑制することができる。すなわち、本実施例によれば、電源装置30から見た送電部19及び受電部29を含む回路のインピーダンスの変動を

抑制することができるため、インピーダンス変動に伴う処置具20への伝送電力の変動を抑制することができる。さらに、本実施例によれば、突起部28Bがチャンネル14の内周面に点接触するように構成されていることにより、処置具20（挿入部21B）のチャンネル14内における摺動性を確保することができ、その結果、処置具20（挿入部21B）をチャンネル14内に挿入して操作する際の操作性を低下させないようにすることができる。

- [0047] 従って、本実施例によれば、処置具を内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することができる。
- [0048] なお、本実施例によれば、送電電極18Aに直列接続されるインダクタ18Bが存在しない場合、すなわち、キャパシタC1を含むL C共振回路が形成されないような場合においても、前述したものと略同様の作用効果を発揮することができる。
- [0049] ところで、本実施例によれば、前述の位置規制部としての機能を満たすような構成を具備する限りにおいては、突起部28Bの形状、設置位置及び／または設置個数等を適宜変形してもよい。
- [0050] 具体的には、本実施例によれば、例えば、図8及び図9に示すように、挿入部21Bの外周面上の1箇所のみに突起部28Bを設けてもよい。図8は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4とは異なる例を示す図である。図9は、B-B'線に沿って切断した断面を示す断面図である。
- [0051] または、本実施例によれば、例えば、図10及び図11に示すように、挿入部21Bの外周面上に突起部28Bを設ける代わりに、チャンネル14の内周面上に突起部28Bを設けてもよい。図10は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4及び図8とは異なる例を示す図である。図11は、C-C'線に沿って切断した断面を示す断面図である。
- [0052] または、本実施例によれば、例えば、図12及び図13に示すように、挿入部21Bの円周を2等分するような2つの位置に合わせつつ、挿入部21

Bの長手方向に沿って交互に突起部28Bを設けてもよい。図12は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8及び図10とは異なる例を示す図である。図13は、D-D'線に沿って切断した断面を示す断面図である。

- [0053] または、本実施例によれば、例えば、図14に示すように、略半球形状を具備して形成された突起部28Bの代わりに、螺旋形状を具備して形成された突起部28Cを挿入部21Bの長手方向に沿って設けてもよい。図14は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8、図10及び図12とは異なる例を示す図である。
- [0054] または、本実施例によれば、例えば、図15に示すように、略半球形状を具備して形成された突起部28Bの代わりに、直線形状を具備して形成された突起部28Dを挿入部21Bの長手方向に沿って設けてもよい。図15は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8、図10、図12及び図14とは異なる例を示す図である。
- [0055] または、本実施例によれば、例えば、図16に示すように、略半球形状を具備して形成された突起部28Bの代わりに、波形形状を具備して形成された突起部28Eを挿入部21Bの長手方向に沿って設けてもよい。図16は、第1の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の、図4、図8、図10、図12、図14及び図15とは異なる例を示す図である。
- [0056] 一方、本実施例によれば、挿入部21Bの外周面に突起部28Bを設ける代わりに、例えば、図17及び図18に示すように、挿入部21Bにおける受電電極28Aの配設位置に相当する部分を円筒状から楕円筒状に変形するような加工を施すことにより位置規制部を構成してもよい。なお、このような加工を施す場合には、楕円筒の長軸方向が位置規制部としての機能を満たすようにすればよい。図17は、第1の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を楕円筒状に変形した場合の例を示す模式図である。図18は、E-E'線に沿って切断した断面を示す断面図である。
- [0057] また、挿入部21Bにおける受電電極28Aの配設位置に相当する部分の

一部かつ複数箇所に対して前述の加工を施すことにより、例えば、図19に示すように、当該複数箇所を楕円筒状に変形するようにしてもよい。図19は、第1の実施例に係る医用システムにおける処置具の挿入部の一部を楕円筒状に変形した場合の、図17とは異なる例を示す模式図である。

[0058] または、本実施例によれば、挿入部21Bの外周面に突起部28Bを設ける代わりに、例えば、チャンネル14における送電電極18Aの配設位置に相当する部分を円筒状から楕円筒状に変形するような加工を施すことにより位置規制部を構成してもよい。なお、このような加工を施す場合には、楕円筒の短軸方向が位置規制部としての機能を満たすようにすればよい。

[0059] (第2の実施例)

図20から図26は、本発明の第2の実施例に係るものである。

[0060] なお、本実施例においては、第1の実施例と同様の構成等を有する部分に関する詳細な説明を省略するとともに、第1の実施例と異なる構成等を有する部分に関して主に説明を行う。

[0061] 図20は、第2の実施例に係る医用システムの要部の構成を示す図である。図21は、第2の実施例に係る医用システムの内視鏡の断面模式図である。

[0062] 医用システム1Aは、例えば、図20に示すように、軟性内視鏡（以下、内視鏡と略記する）10Aと、内視鏡10Aのチャンネル14に挿通されるデバイスである処置具20Aと、電源装置30と、を具備して構成されている。

[0063] 内視鏡10Aは、図21に示すように、内視鏡10における送電部18の代わりに、電源装置30から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電部19を設けて構成されている。

[0064] 送電部19は、チャンネル14の外周面に沿って配設されているとともに、電源装置30から供給される高周波電力に応じた交流電界をそれぞれ発生する第1送電電極19A及び第2送電電極19Bと、第1送電電極19Aに直列接続されたインダクタ19Cと、を有して構成されている。

- [0065] 第1送電電極19A及び第2送電電極19Bは、例えば、円筒状の導体によりそれぞれ形成されており、挿入口14Aから開口14Bまでの区間に設けられている。また、第1送電電極19A及び第2送電電極19Bの表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）によりそれぞれ被覆されている。
- [0066] また、本実施例の第1送電電極19A及び第2送電電極19Bは、例えば、可撓性チューブであるチャンネル14の外周面に蒸着法又はめっき法を施すことにより形成された、銅等の金属膜であってもよい。
- [0067] 処置具20Aは、例えば、バイポーラ型の高周波電気メスとして構成されている。また、処置具20Aは、図20及び図22に示すように、鉗子である処置部23が配設された先端部21Dと、先端部21Dの基端側に配設された挿入部21Eと、挿入部21Eの基端側に配設された操作部21Fと、を有して構成されている。図22は、第2の実施例に係る処置具の断面模式図である。
- [0068] 挿入部21Eは、樹脂等の可撓性部材により形成されており、内視鏡10Aの挿入口14Aからチャンネル14内に挿入されるとともに、チャンネル14に挿通可能な円筒状を具備して形成されている。
- [0069] 操作部21Fは、術者の操作に応じ、例えば、処置部23の一対のブレード23A及び23Bの開閉等の操作を行うことができるよう構成されている。すなわち、処置具20Aは、一対のブレード23A及び23Bにより、処置対象部位の生体組織LTを挟持することができるように構成されている。
- [0070] 一方、処置具20Aは、図22に示すように、挿入部21Eの外周面上沿って配設された第1受電電極29A及び第2受電電極29Bと、挿入部21Eの外周面上の第1受電電極29A及び第2受電電極29Bの配設位置を含む位置に1つまたは複数設けられた突起部29Cと、を備えた受電部29を有して構成されている。
- [0071] 第1受電電極29A及び第2受電電極29Bは、例えば、第1送電電極19A及び第2送電電極19Bの長さよりも大きな長さを有する円筒状の導体

によりそれぞれ形成されている。また、第1受電電極29Aは、処置具20Aの内部に設けられた導線（不図示）を介してブレード23Aに接続されている。また、第2受電電極29Bは、処置具20Aの内部に設けられた導線（不図示）を介してブレード23Bに接続されている。また、第1受電電極29A及び第2受電電極29Bの表面は、樹脂等の絶縁体（不図示）によりそれぞれ被覆されている。

[0072] 挿入部21Eにおける第1受電電極29Aの配設位置は、例えば、図23に示すように、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した際に、第1送電電極19Aと対向する位置になるよう予め位置合わせされている。また、第1受電電極29Aは、例えば、処置部23による処置の最中に、処置具20Aがチャンネル14内において進退移動した場合であっても、第1送電電極19Aの長手方向の全ての範囲と対向するように、第1送電電極19Aに比べて数cm程度大きな長さを具備して形成されている。図23は、第2の実施例に係る処置具に設けられた突起部の構成の一例を示す図である。

[0073] なお、本実施例によれば、第1送電電極19A及び第1受電電極29Aの2つの電極が対向する位置に配置された際に、当該2つの電極間の絶縁が保たれるような構成を有していればよい。換言すると、本実施例によれば、例えば、第1送電電極19A及び第1受電電極29Aの2つの電極のうちの少なくとも一方の電極の表面が、樹脂等の絶縁体により被覆されればよい。

[0074] 挿入部21Eにおける第2受電電極29Bの配設位置は、例えば、図23に示すように、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した際に、第2送電電極19Bと対向する位置になるよう予め位置合わせされている。また、第2受電電極29Bは、例えば、処置部23による処置の最中に、処置具20Aがチャンネル14内において進退移動した場合であっても、第2送電電極19Bの長手方向の全ての範囲と対向するように、第2送電電極19Bに比べて数cm程度大きな長さを具備

して形成されている。

[0075] なお、本実施例によれば、第2送電電極19B及び第2受電電極29Bの2つの電極が対向する位置に配置された際に、当該2つの電極間の絶縁が保たれるような構成を有していればよい。換言すると、本実施例によれば、例えば、第2送電電極19B及び第2受電電極29Bの2つの電極のうちの少なくとも一方の電極の表面が、樹脂等の絶縁体により被覆されなければよい。

[0076] 突起部29Cは、挿入部21Eの径方向外側に突出して設けられており、チャンネル14の長手方向の中心軸と、第1受電電極29Aの配設位置における挿入部21Eの長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量DQ<sub>A</sub>、及び、チャンネル14の長手方向の中心軸と、第2受電電極29Bの配設位置における挿入部21Eの長手方向の中心軸と、の間の距離に相当する偏心量DQ<sub>B</sub>がそれぞれ一定値以下になるようにチャンネル14内における挿入部21Eの径方向の位置を規制する位置規制部としての機能を具備して構成されている。

[0077] 具体的には、突起部29Cは、例えば、図23及び図24に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部21Eの円周を3等分するような位置に3個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部21Eの長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。または、突起部29Cは、例えば、図23及び図25に示すように、略半球形状を具備して形成され、挿入部21Eの円周を2等分するような位置に2個一組で設けられているとともに、各組の間隔が挿入部21Eの長手方向に沿って略等間隔になるように設けられている。

[0078] なお、本実施例によれば、例えば、突起部28Eがチャンネル14の内周面に点接触するような構成を具備することにより、処置具20A（挿入部21E）のチャンネル14内における摺動性を確保することができる。

[0079] 続いて、本実施例の作用について説明する。

[0080] 術者は、内視鏡10Aの先端部11Aを被検体2の内部の処置対象部位の

近傍に配置した状態において、処置具20Aをチャンネル14に挿入することにより、処置部23を開口14Bから突出させる。その後、術者は、処置対象部位の生体組織LTをブレード23A及び23Bにより挟持した状態において、フットスイッチ31を操作することにより、電源装置30からの高周波電力の出力をオンにするための指示を行う。そして、このような指示に応じ、電源装置30から送電部19に対して高周波電力が供給される。

[0081] ここで、図23に例示したような、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した場合においては、第1送電電極19A及び第1受電電極29Aの2つの電極が対向配置されることに起因し、当該2つの電極の容量結合によるキャパシタC2が形成される。また、第2送電電極19B及び第2受電電極29Bの2つの電極が対向配置されることに起因し、当該2つの電極の容量結合によるキャパシタC3が形成される。そして、処置具20Aの受電部29は、キャパシタC2及びC3の形成に伴い、内視鏡10Aの送電部19と容量的に結合する。その結果、電源装置30から出力される高周波電力を、キャパシタC2及びC3を介して送電部19から受電部29へ無線で供給することができる。

[0082] また、処置部23が開口14Bから突出するまで挿入部21Eをチャンネル14に挿入した場合においては、前述のキャパシタC2及びC3と、第1送電電極19Aに直列接続されたインダクタ19Cと、によるLC共振回路が形成される。そのため、例えば、前述のLC共振回路における共振周波数が13.56MHz等の所定の周波数になるように送電部19及び受電部29の各部を構成するとともに、電源装置30から送電部19に供給される高周波電力の周波数を当該所定の周波数に一致させるまたは略一致させることにより、送電部19から受電部29への電力供給を効率的に行うことができる。

[0083] 送電部19から供給された高周波電力は、受電部29において受電された後、処置具20Aの内部に設けられた導線（不図示）を介して処置部23に供給される。また、高周波電流が処置部23から生体組織LTに印加される

に伴い、ブレード 23A とブレード 23B とが通電するとともに、通電に応じて発生したジュール熱により、生体組織 LT の処置が行われる。

[0084] なお、処置対象部位における生体組織 LT は、電気回路における抵抗として機能する。そのため、生体組織 LT の処置に係る各部を、図 26 に示すような等価回路として表すことができる。図 26 は、第 2 の実施例に係る医用システムの要部の等価回路を示す図である。

[0085] 一方、例えば、処置部 23 による処置の際に、術者が処置具 20A（挿入部 21E）をチャンネル 14 内において進退移動または回転させたとしても、突起部 29C がチャンネル 14 の内周面に接触することに起因し、（偏心量 DQA 及び DQB がそれぞれ一定値以下になるように）チャンネル 14 内における挿入部 21E の径方向の位置が規制される。

[0086] 以上に述べたように、本実施例によれば、第 1 送電電極 19A 及び第 1 受電電極 29A の容量結合、及び、第 2 送電電極 19B 及び第 2 受電電極 29B の容量結合を利用することにより、電力供給用のケーブルを処置具 20A に接続することなく、内視鏡 10A から処置具 20A への電力の供給を無線で行うことができる。

[0087] また、本実施例によれば、処置部 23 による処置の際に、術者が処置具 20A（挿入部 21E）をチャンネル 14 内において進退移動または回転させたとしても、偏心量 DQA 及び偏心量 DQB が一定値以下になるようにチャンネル 14 内における挿入部 21E の径方向の位置が規制されるため、第 1 送電電極 19A 及び第 1 受電電極 29A の容量結合により形成されるキャパシタ C2 と、第 2 送電電極 19B 及び第 2 受電電極 29B の容量結合により形成されるキャパシタ C3 との静電容量の変動を極力抑制することができる。すなわち、本実施例によれば、電源装置 30 から見た送電部 19 及び受電部 29 を含む回路のインピーダンスの変動を抑制することができるため、インピーダンス変動に伴う処置具 20A への伝送電力の変動を抑制することができる。さらに、本実施例によれば、突起部 29C がチャンネル 14 の内周面に点接触するように構成されていることにより、処置具 20A（挿入部

21E) のチャンネル 14 内における摺動性を確保することができ、その結果、処置具 20A (挿入部 21E) をチャンネル 14 内に挿入して操作する際の操作性を低下させないようにすることができる。

- [0088] 従って、本実施例によれば、処置具を内視鏡のチャンネルに挿通して使用する際の操作性の低下を抑制しつつ、無線給電における電力の供給状態を安定化することができる。
- [0089] なお、本実施例によれば、第 1 送電電極 19A に直列接続されるインダクタ 19C が存在しない場合、すなわち、キャパシタ C2 及び C3 を含む LC 共振回路が形成されないような場合においても、前述したものと略同様の作用効果を発揮することができる。
- [0090] 本発明は、上述した各実施例に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

## 請求の範囲

- [請求項1] 円筒状のチャンネルを有する内視鏡の挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、  
前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において、電源装置から供給される高周波電力に応じた処置を行うことができるように構成された処置部と、  
前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を前記チャンネルの外周面において発生する送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、  
前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸との間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、  
を有することを特徴とする処置具。
- [請求項2] 前記位置規制部は、前記挿入部の外周面上の前記受電電極の配設位置を含む位置において、前記挿入部の径方向外側に突出して設けられた1または複数の突起部として構成されていることを特徴とする請求項1に記載の処置具。
- [請求項3] 前記突起部は、略半球形状、螺旋形状、直線形状、または、波形形状のいずれかを具備して形成されていることを特徴とする請求項2に記載の処置具。
- [請求項4] 前記位置規制部は、前記挿入部における前記受電電極の配設位置に相当する部分のうちの少なくとも一部を橢円筒状に変形することにより構成されることを特徴とする請求項1に記載の処置具。
- [請求項5] 円筒状のチャンネルを有する内視鏡と、

前記内視鏡に設けられた挿入口から前記チャンネル内へ挿入される円筒状の挿入部と、前記挿入部の先端部に配設され、前記挿入部を前記チャンネルに挿通することにより前記先端部を前記挿入口とは異なる開口から突出させた状態において処置を行うことができるように構成された処置部と、を有する処置具と、

前記処置部による処置に用いられる高周波電力を供給する電源装置と、

を有する医用システムであって、

前記内視鏡は、前記チャンネルの外周面に沿って配設され、前記電源装置から供給される高周波電力に応じた交流電界を発生する送電電極を具備し、

前記処置具は、前記挿入部の外周面に沿って配設され、前記処置部が前記開口から突出するまで前記挿入部を前記チャンネルに挿入した際に、前記送電電極と容量結合することによりキャパシタを形成するように構成された受電電極と、前記チャンネルの長手方向の中心軸と、前記受電電極の配設位置における前記挿入部の長手方向の中心軸との間の距離に相当する偏心量が一定値以下になるように前記チャンネル内における前記挿入部の径方向の位置を規制する位置規制部と、を具備する

ことを特徴とする医用システム。

[請求項6] 前記位置規制部は、前記挿入部の外周面上の前記受電電極の配設位置を含む位置において、前記挿入部の径方向外側に突出して設けられた1または複数の突起部として構成されていることを特徴とする請求項5に記載の医用システム。

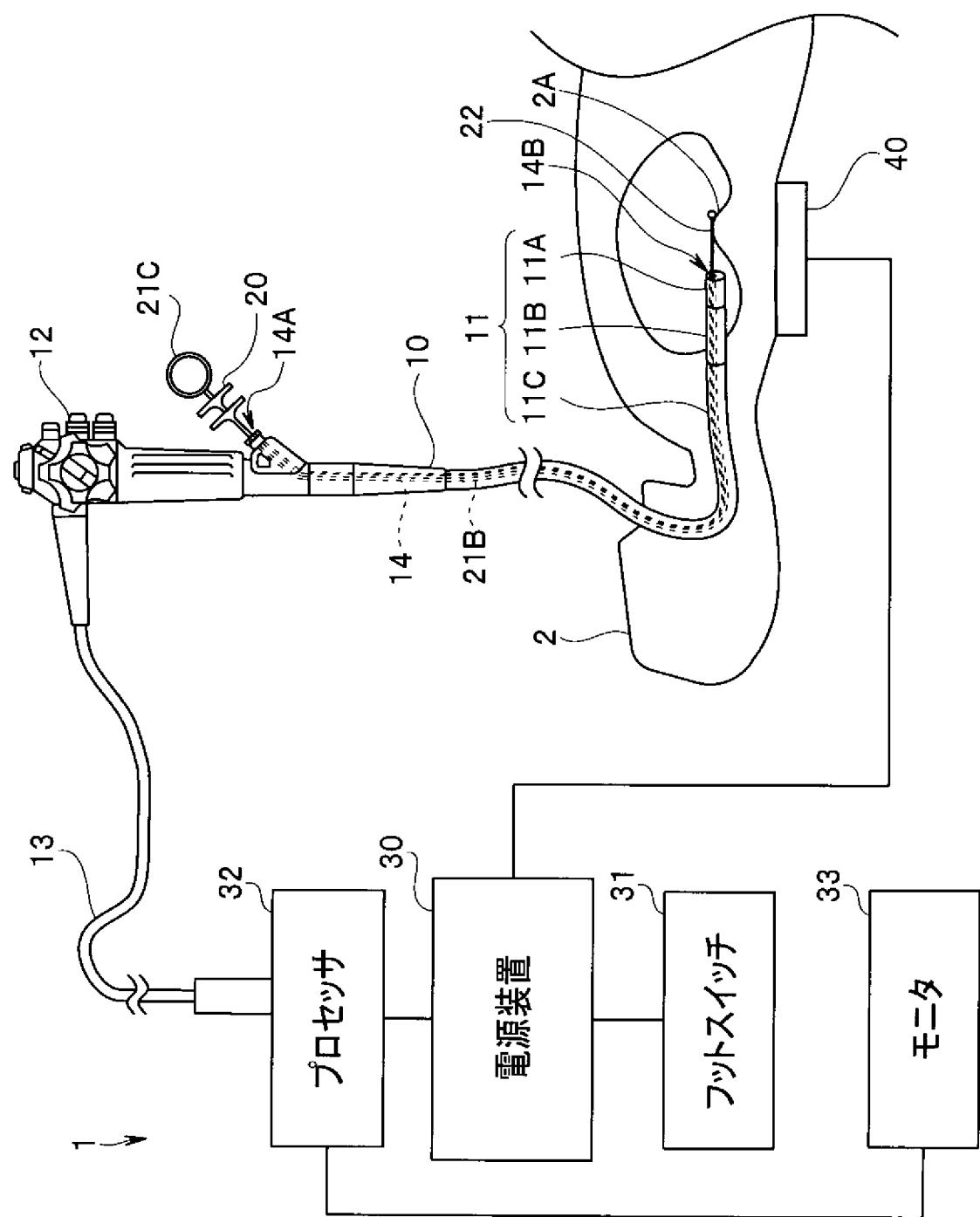
[請求項7] 前記突起部は、略半球形状、螺旋形状、直線形状、または、波形形状のいずれかを具備していることを特徴とする請求項6に記載の医用システム。

[請求項8] 前記位置規制部は、前記挿入部における前記受電電極の配設位置に

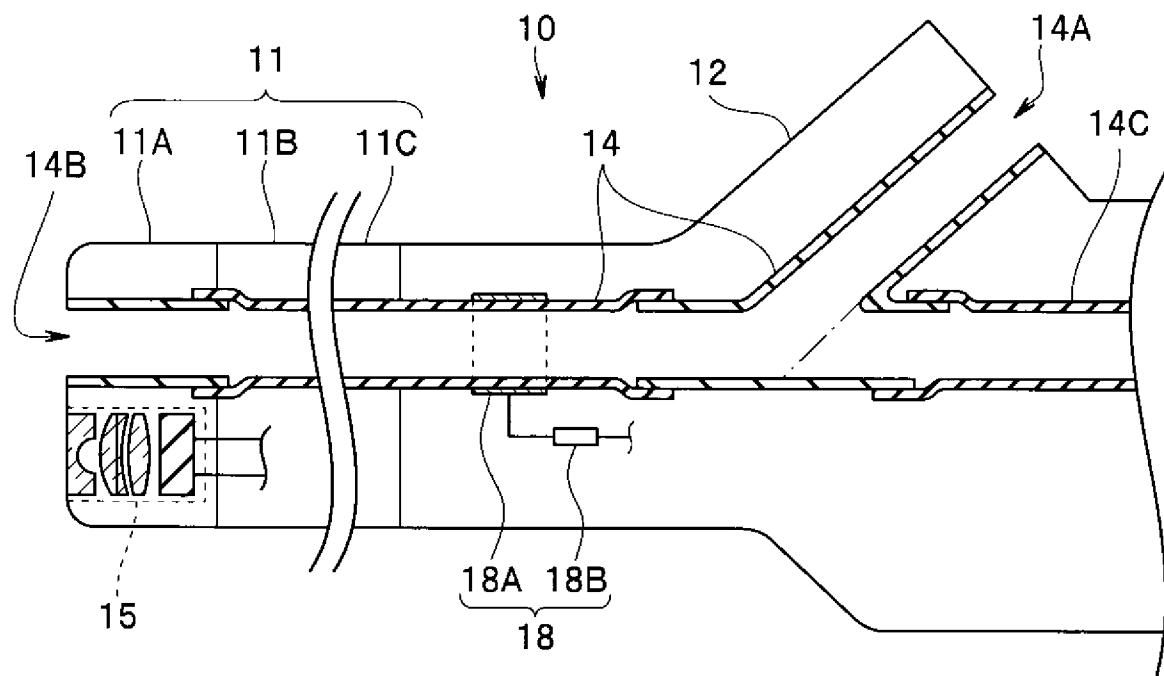
相当する部分のうちの少なくとも一部を橢円筒状に変形することにより構成されることを特徴とする請求項 5 に記載の医用システム。

[請求項9] 前記送電電極に直列接続されたインダクタをさらに有することを特徴とする請求項 5 に記載の医用システム。

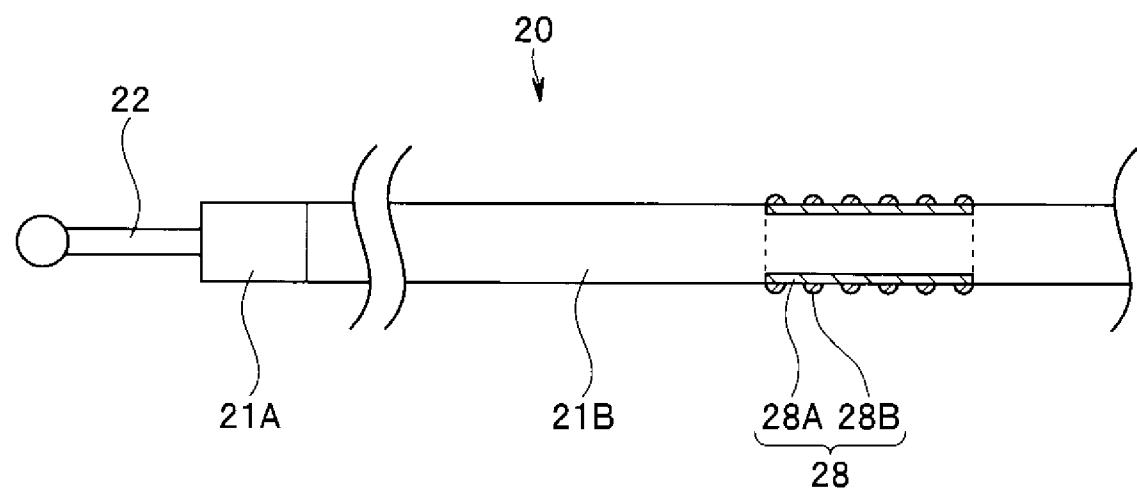
[図1]



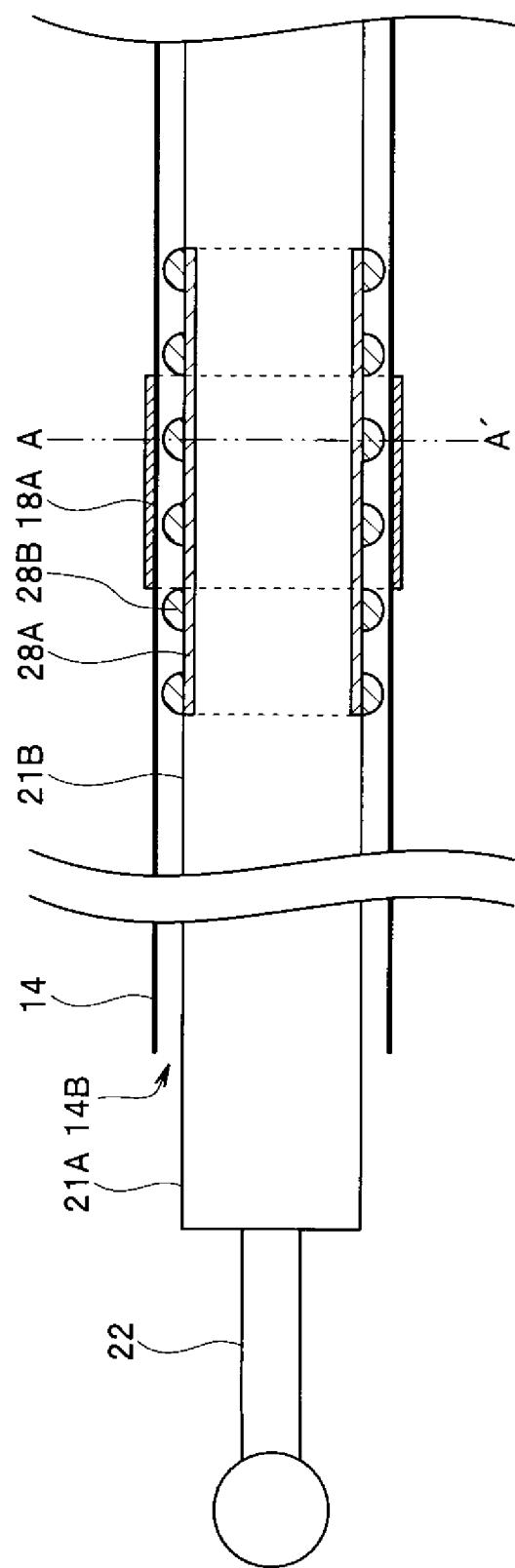
[図2]



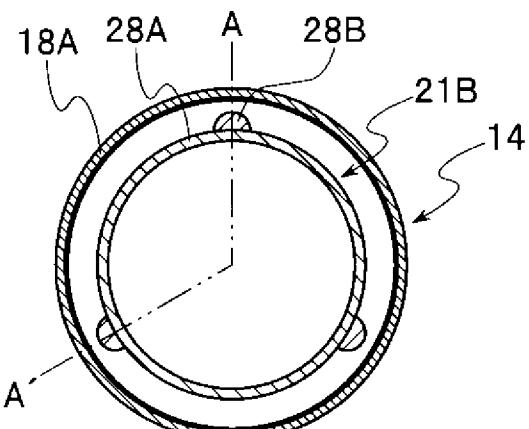
[図3]



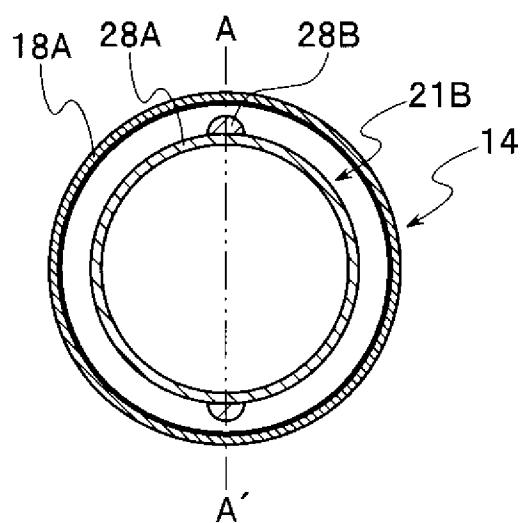
[図4]



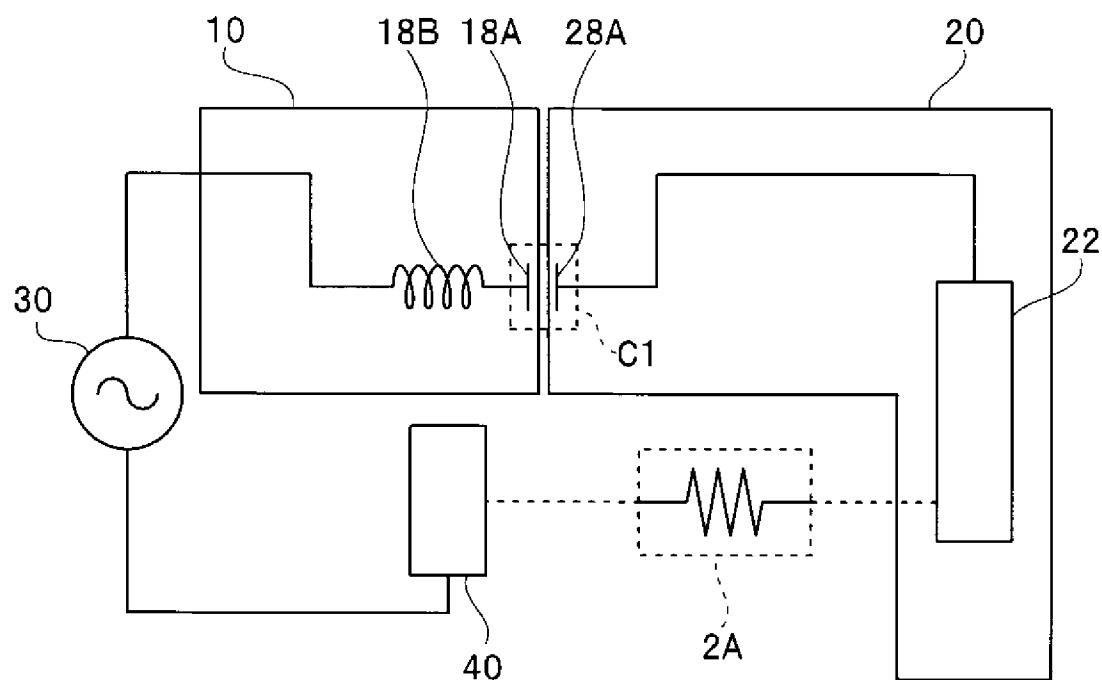
[図5]



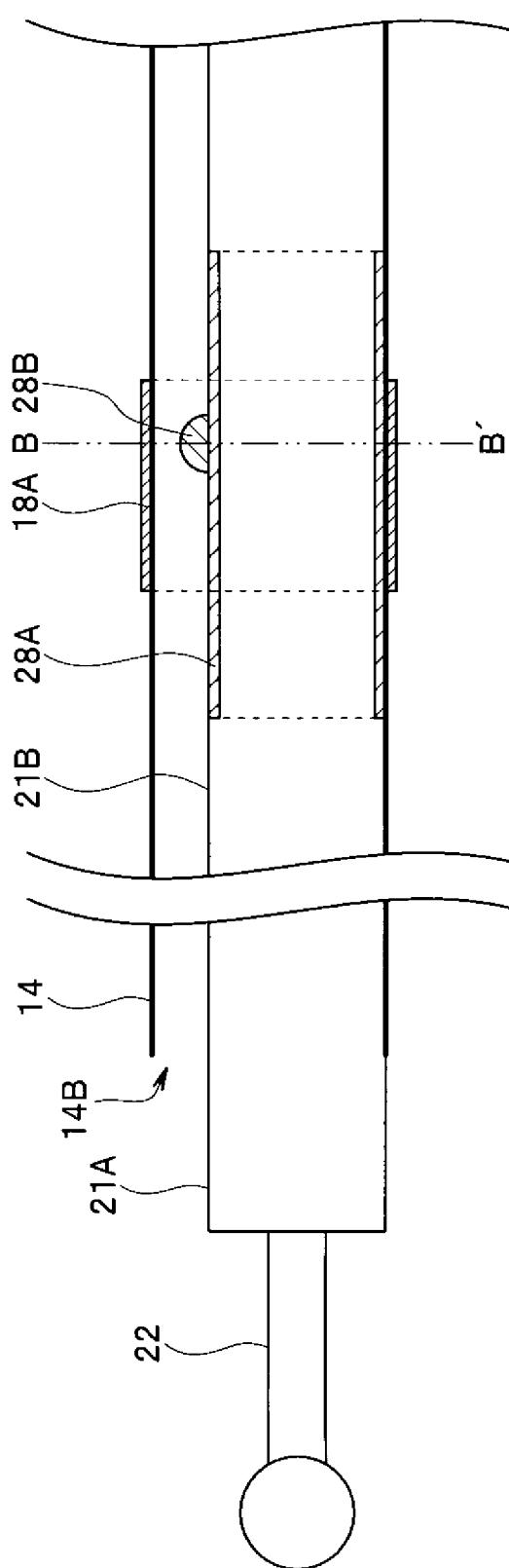
[図6]



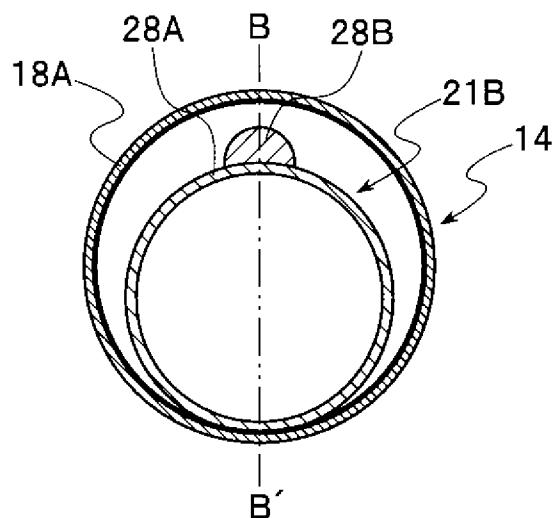
[図7]



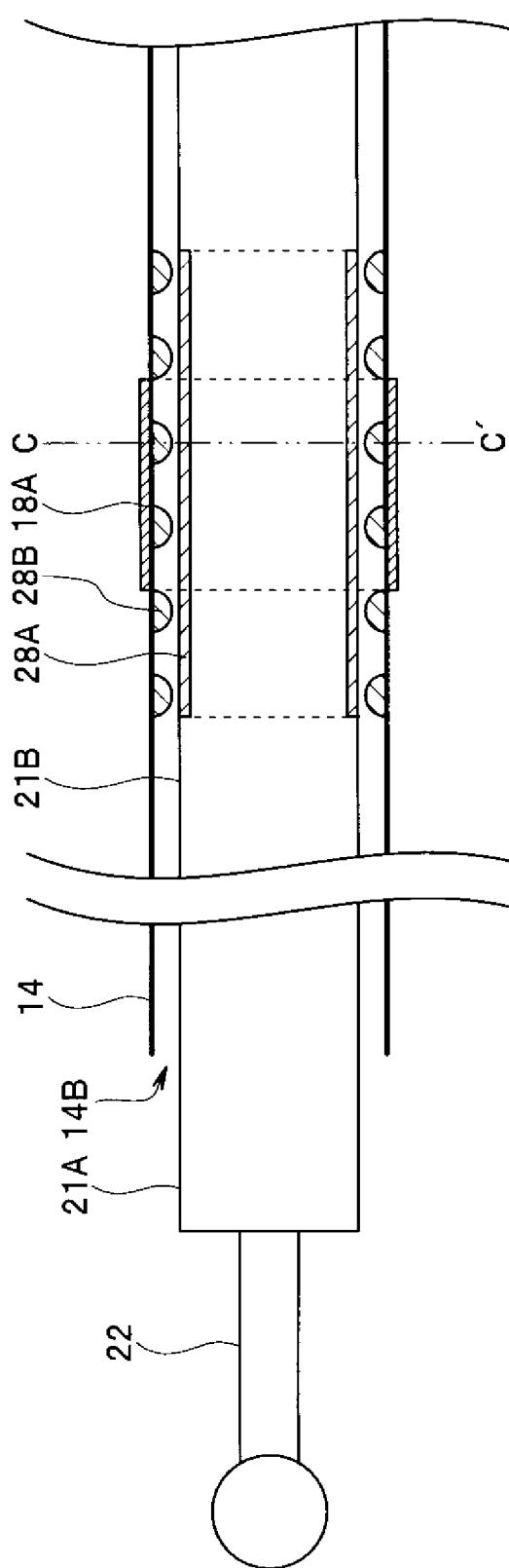
[図8]



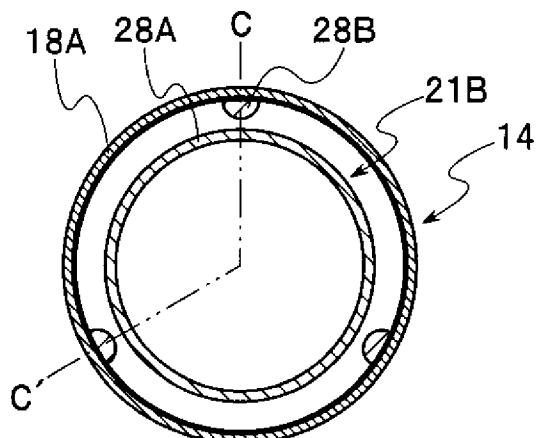
[図9]



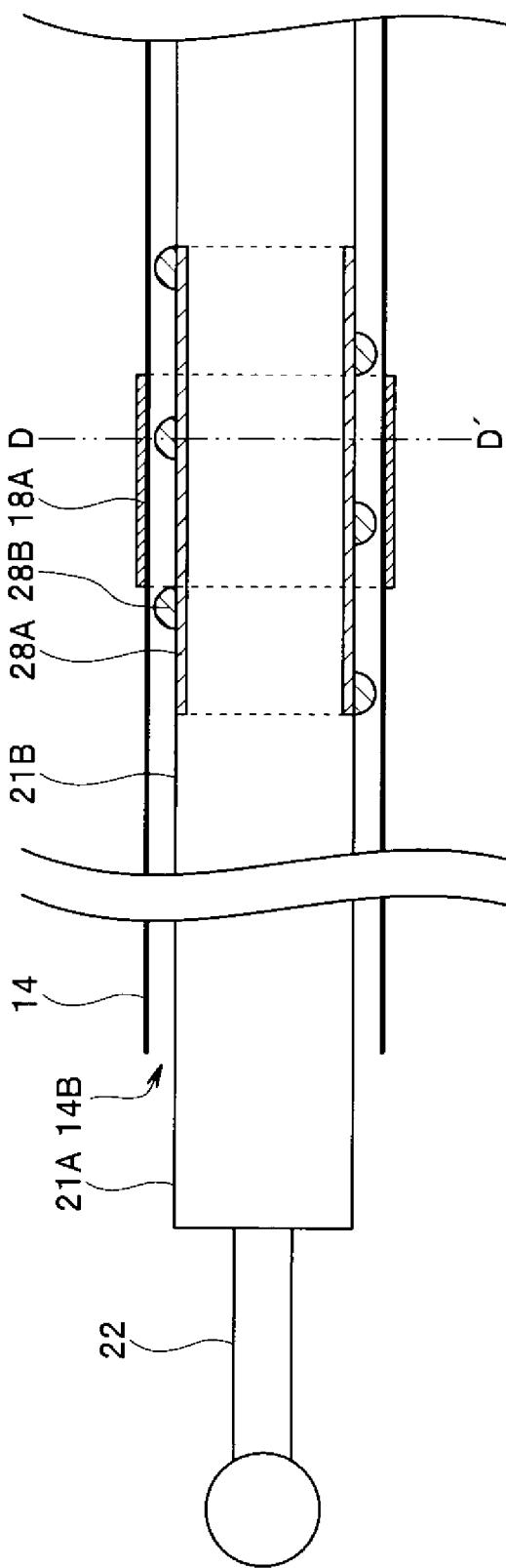
[図10]



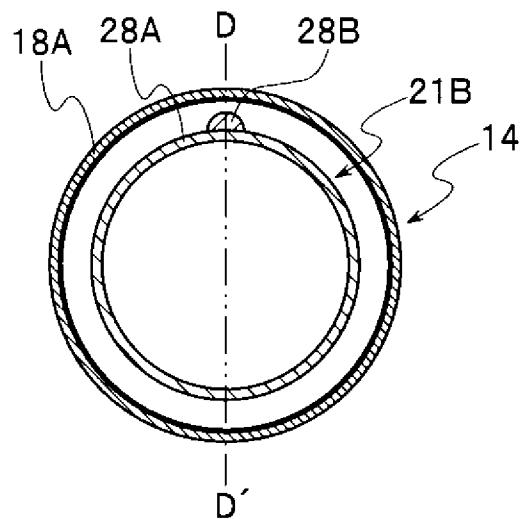
[図11]



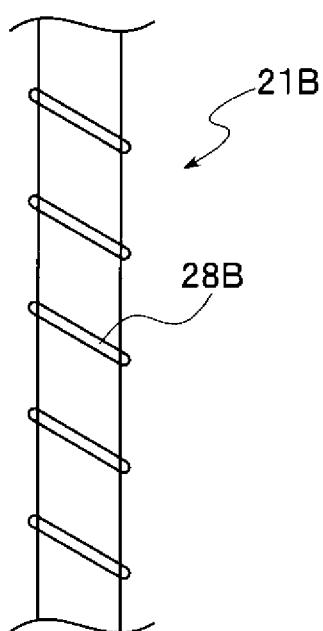
[図12]



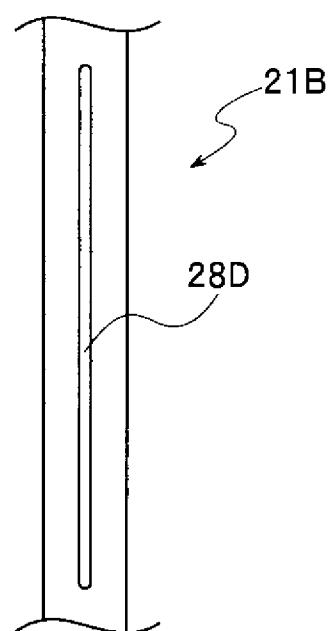
[図13]



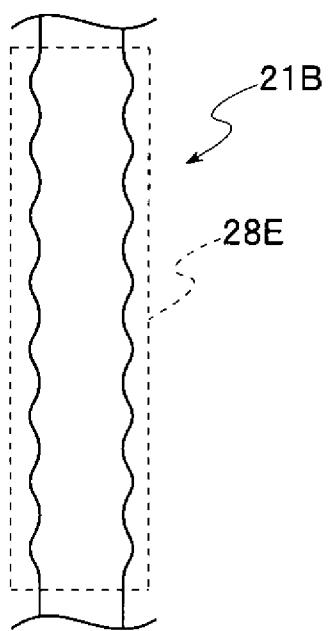
[図14]



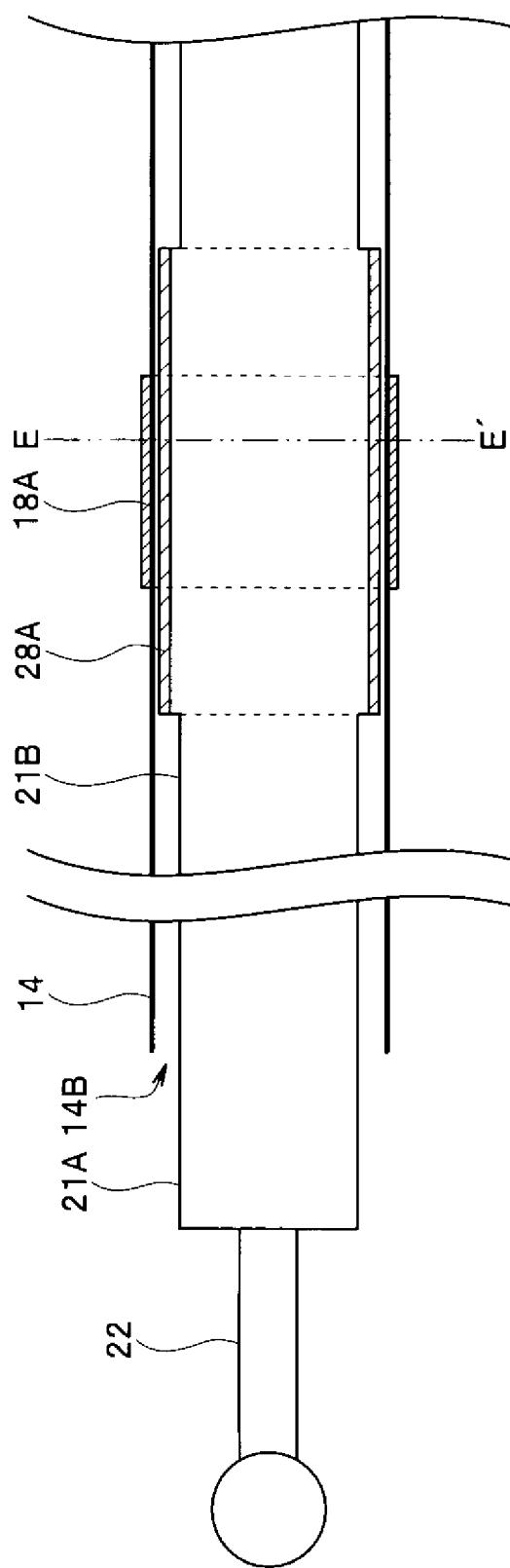
[図15]



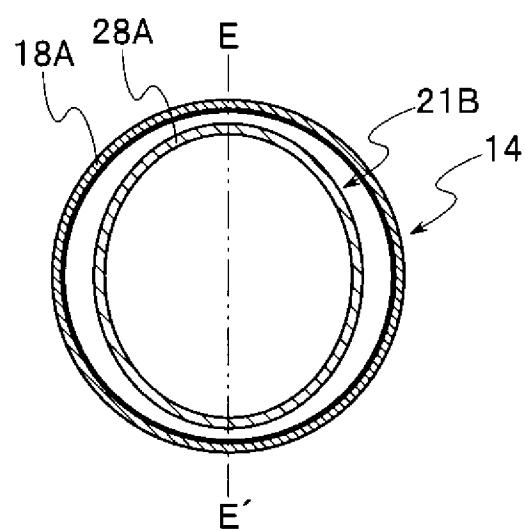
[図16]



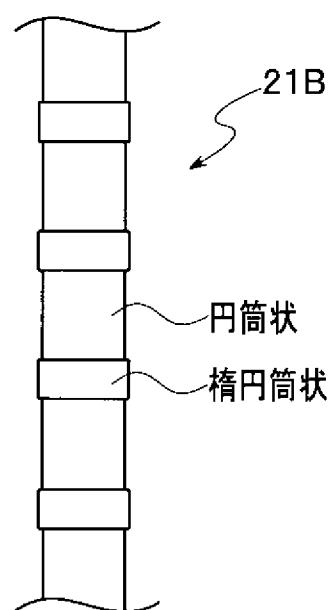
[図17]



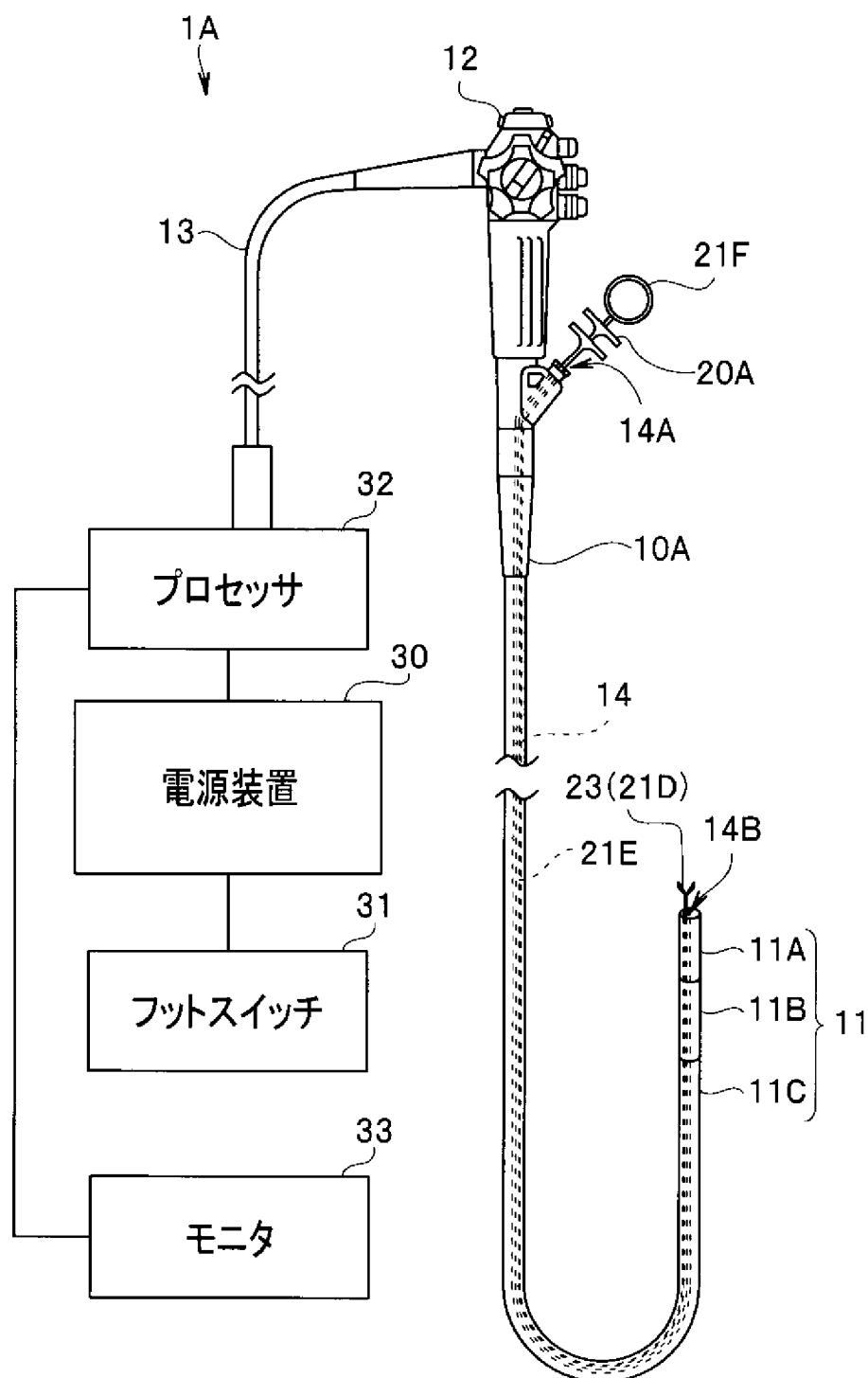
[図18]



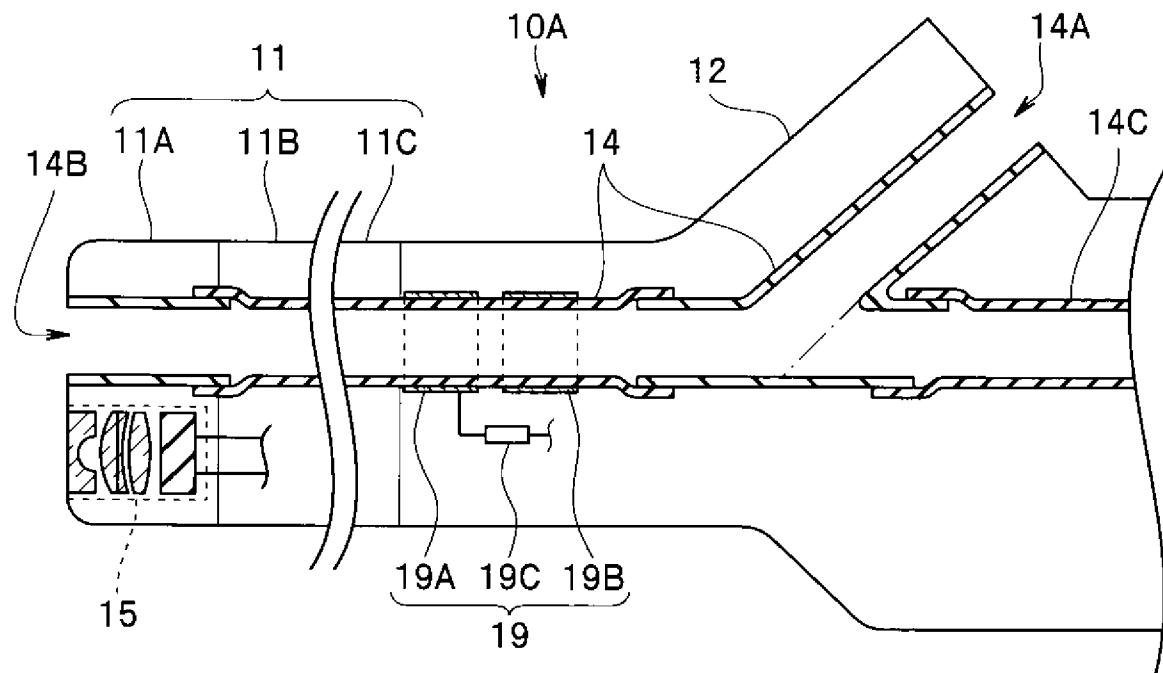
[図19]



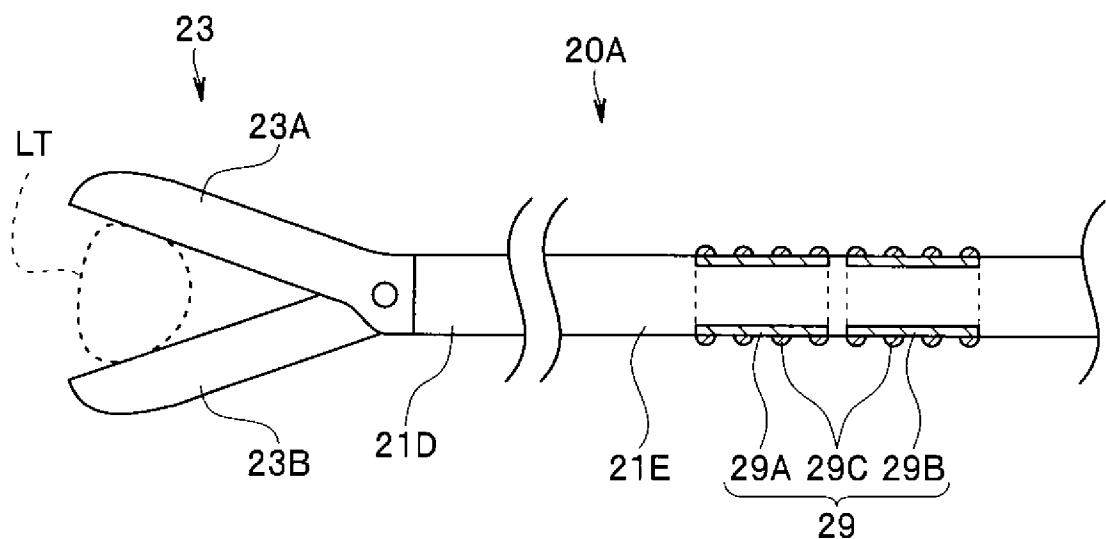
[図20]



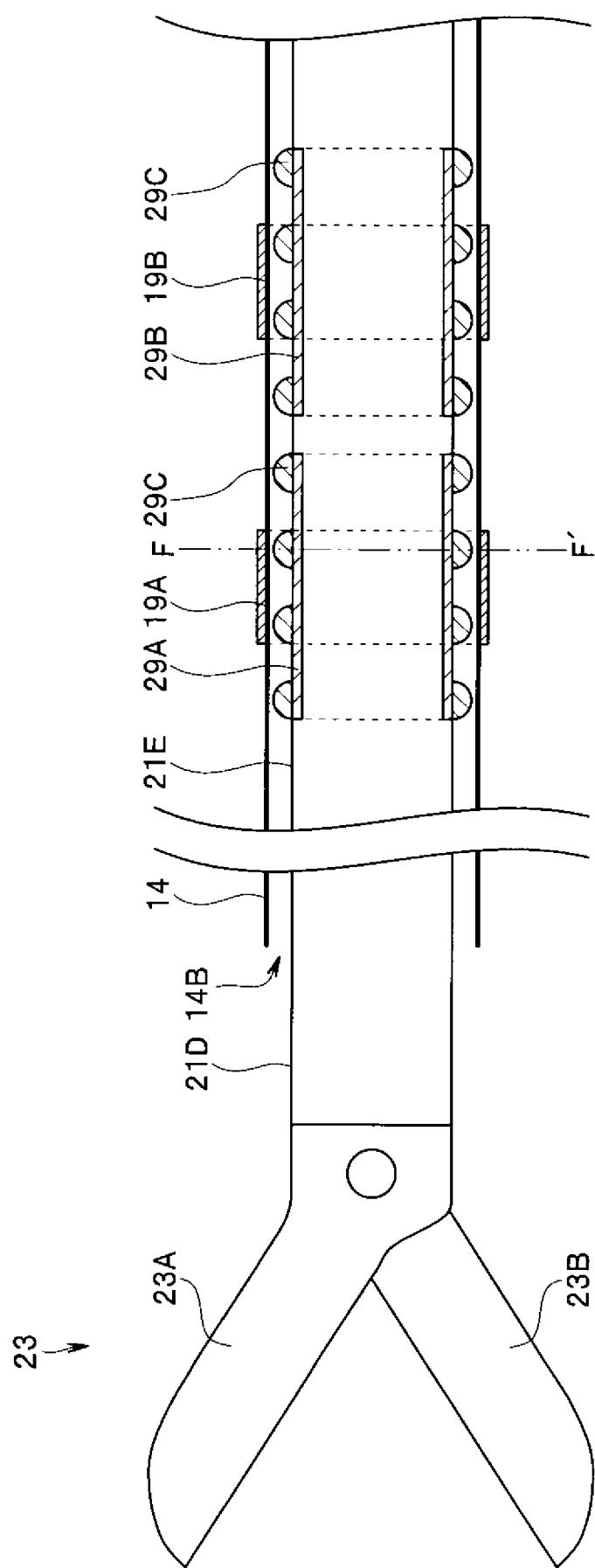
[図21]



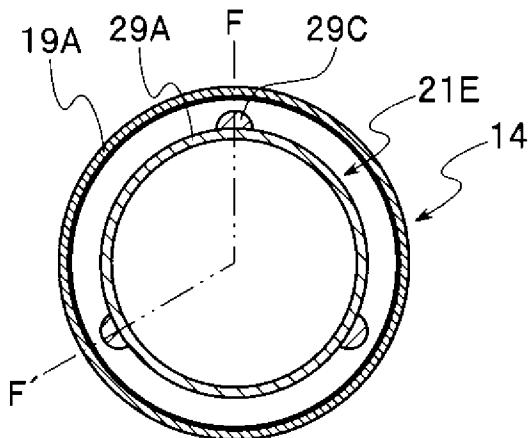
[図22]



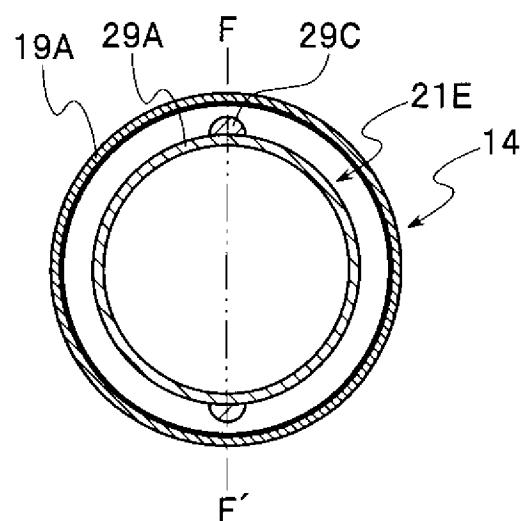
[図23]



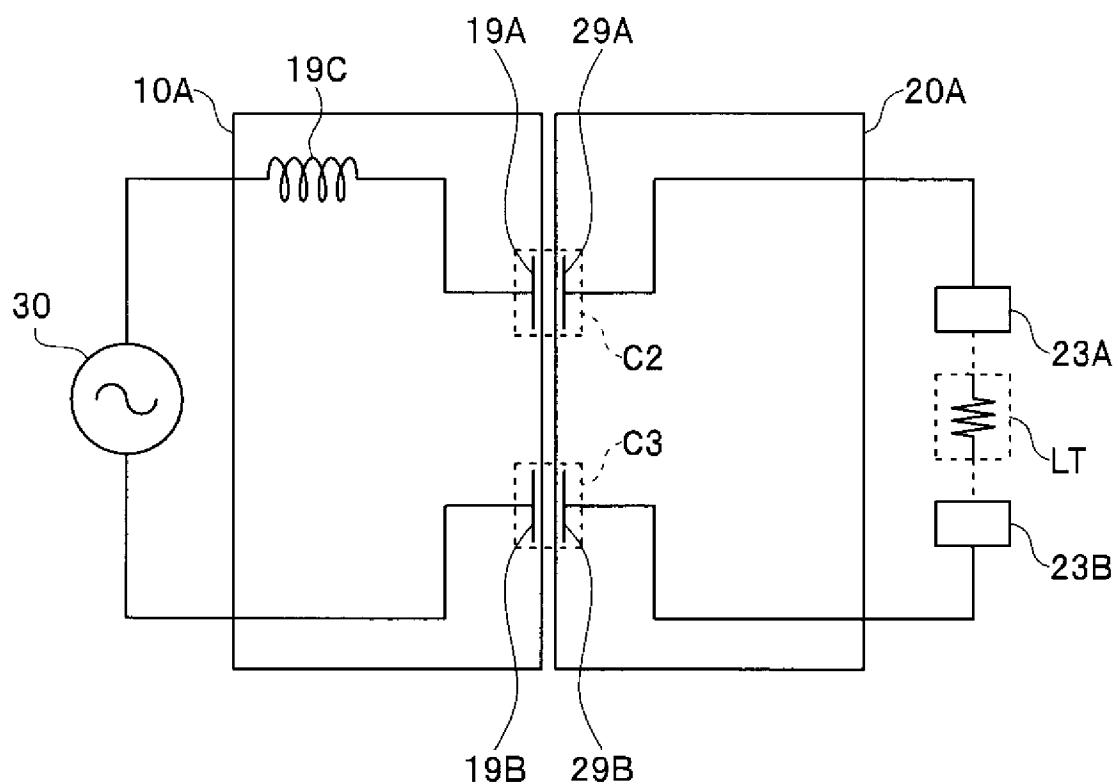
[図24]



[図25]



[図26]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/084652

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
A61B1/00(2006.01)i, 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)  
A61B1/00-1/32, A61B18/12-18/16

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 1996-2015  
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015

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 11-99158 A (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 13 April 1999 (13.04.1999), entire text; all drawings & US 6106519 A & US 6187002 B1 & US 6206875 B1 & EP 888747 A1 & DE 69828110 T2 & AU 7319098 A & ES 2234075 T3 & CA 2242080 A1	1-9
A	JP 11-128241 A (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 18 May 1999 (18.05.1999), entire text; all drawings & US 5951552 A & EP 888749 A1 & DE 69826368 T2 & AU 7318798 A & ES 2227779 T3 & CA 2242084 A1	1-9

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	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"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	"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 09 March 2015 (09.03.15)	Date of mailing of the international search report 24 March 2015 (24.03.15)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer  Telephone No.
--	---

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2014/084652

## 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 60-83633 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 11 May 1985 (11.05.1985), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
E, X	WO 2014/208106 A1 (Olympus Corp.), 31 December 2014 (31.12.2014), paragraphs [0028] to [0039], [0061] to [0064] (Family: none)	1-9
E, X	WO 2014/208107 A1 (Olympus Corp.), 31 December 2014 (31.12.2014), paragraphs [0025] to [0036], [0062] to [0065] (Family: none)	1-9

## A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, 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. A61B1/00-1/32, A61B18/12-18/16

## 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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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 11-99158 A (エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイ テッド) 1999.04.13, 全文, 全図 & US 6106519 A & US 6187002 B1 & US 6206875 B1 & EP 888747 A1 & DE 69828110 T2 & AU 7319098 A & ES 2234075 T3 & CA 2242080 A1	1-9

 C欄の続きにも文献が列举されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」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」国際出願目前で、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

「&amp;」同一パテントファミリー文献

## 国際調査を完了した日

09.03.2015

## 国際調査報告の発送日

24.03.2015

## 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）

原 俊文

2Q

4078

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 11-128241 A (エシコン・エンドーサージェリィ・インコー・ポレ イテッド) 1999.05.18, 全文, 全図 & US 5951552 A & EP 888749 A1 & DE 69826368 T2 & AU 7318798 A & ES 2227779 T3 & CA 2242084 A1	1-9
A	JP 60-83633 A (オリンパス光学工業株式会社) 1985.05.11, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-9
E, X	WO 2014/208106 A1 (オリンパス株式会社) 2014.12.31, 段落[0028]-[0039], [0061]-[0064] (ファミリーなし)	1-9
E, X	WO 2014/208107 A1 (オリンパス株式会社) 2014.12.31, 段落[0025]-[0036], [0062]-[0065] (ファミリーなし)	1-9