

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6109308号
(P6109308)

(45) 発行日 平成29年4月5日(2017.4.5)

(24) 登録日 平成29年3月17日(2017.3.17)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 J
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 D
 A 6 1 B 1/04 3 6 2 J

請求項の数 7 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-523872 (P2015-523872)
 (86) (22) 出願日 平成26年1月17日(2014.1.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/050805
 (87) 国際公開番号 W02014/208107
 (87) 国際公開日 平成26年12月31日(2014.12.31)
 審査請求日 平成27年5月25日(2015.5.25)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-136761 (P2013-136761)
 (32) 優先日 平成25年6月28日(2013.6.28)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 鶴田 尚英
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内
 (72) 発明者 杉山 勇太
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
 リンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、

前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通して前記先端部の開口から、被処置体の被処置部と接触する処置部が突出する処置具と、

前記被処置体と接触する対極板と、

前記処置部と前記対極板とを介して前記被処置部に通電される、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、

前記軟性内視鏡が、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加する交流電界を発生する送電電極を含む送電部を有し、

前記処置具が、前記送電電極と容量結合する可撓性の受電電極を含み、受電した電力を前記処置部に出力する受電部を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記処置部が前記開口から突出する位置まで、前記処置具が前記チャンネルに挿入された状態において、前記送電電極と前記受電電極とが容量結合することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記処置部が前記開口から突出する位置まで、前記処置具が前記チャンネルに挿入された状態において、前記送電電極と前記受電電極とが同心円状の対向電極を構成することを

10

20

特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記送電部及び前記受電部が、前記電源が出力する前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記共振回路が、インダクタンス可変素子を含み、前記共振回路の共振周波数が、前記高周波電力の周波数になるように前記インダクタンス可変素子のインダクタンスを調整する制御部を具備することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 6】

前記対極板の前記被処置体との接触面が絶縁体により覆われていることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記受電電極は、前記処置具の形状保持用のスパイラルコイルの一部からなることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、軟性内視鏡のチャンネルを挿通するデバイスに無線給電する内視鏡システムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

米国特許第 7 8 2 4 4 0 7 号明細書には、軟性内視鏡のチャンネルを挿通して体内に挿入されるデバイスとして、生体組織に高周波電流を印加して処置する高周波切開鉗子が開示されている。

【0003】

高周波切開鉗子等のデバイスには、動作に必要な電力を供給するためにケーブルが接続されている。しかし、このケーブルは術者の操作に支障をきたし操作性を低下させるおそれがあった。

30

【0004】

なお、米国特許第 6 1 8 7 0 0 2 号明細書及び米国特許第 6 2 0 6 8 7 5 号明細書には、トロツカーの送電電極から、トロツカーに挿入された容量型コードレス手術器具の受電電極に、容量結合を介して電力を無線給電することが開示されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の実施形態は、軟性内視鏡のチャンネルに挿入される、操作性のよいデバイスを具備する内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

40

【0007】

実施形態の内視鏡システムは、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通して前記先端部の開口から、被処置体の被処置部と接触する処置部が突出する処置具と、前記被処置体と接触する対極板と、前記処置部と前記対極板とを介して前記被処置部に通電される、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、

前記軟性内視鏡が、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加する交流電界を発生する送電電極を含む送電部を有し、前記処置具が、前記送電電極と容量結合する可撓性の受電電極を含み、受電した電力を前記処置部に出力する受電部を有

50

する。

【発明の効果】

【0008】

本発明の実施形態によれば、軟性内視鏡のチャンネルに挿入される、操作性のよいデバイスを具備する内視鏡システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの構成図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの内視鏡の断面模式図である。

【図3】第1実施形態の内視鏡システムの処置具の断面模式図である。

10

【図4】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の模式図である。

【図5A】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の断面図である。

【図5B】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の断面図である。

【図6】第1実施形態の内視鏡システムの送電電極及び受電電極の断面図である。

【図7】第1実施形態の内視鏡システムの等価回路図である。

【図8】第1実施形態の変形例1の内視鏡システムの等価回路図である。

【図9】第1実施形態の変形例2の内視鏡システムの等価回路図である。

【図10A】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図10B】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図10C】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

20

【図10D】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図10E】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図10F】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図10G】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図10H】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図11】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の模式図である。

【図12】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の断面図である。

【図13】第1実施形態の内視鏡システムの変形例3の電極の断面図である。

【図14】第1実施形態の変形例4の内視鏡システムの送受電部の断面図である。

【図15】第1実施形態の変形例6の内視鏡システムの等価回路図である。

30

【図16】第1実施形態の変形例7の内視鏡システムの等価回路図である。

【図17】第1実施形態の変形例8の内視鏡システムの等価回路図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

<第1実施形態>

図1に示すように本実施形態の内視鏡システム1は、軟性内視鏡(以下、「内視鏡」という)10と、内視鏡10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30と、対極板40とを具備する。

【0011】

内視鏡10は、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、を有する。挿入部11は、撮像部15(図2参照)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、可撓性の細長い軟性部11Cとを含む。操作部12は術者が把持し、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非可撓性部である。これに対して、挿入部11は、被処置体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である。

40

【0012】

内視鏡10のユニバーサルコード13と接続されたプロセッサ32は、内視鏡システム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し、モニタ33に内視鏡画像を表示する。プロセッサ32と接続された

50

電源 30 は、処置具 20 に高周波電力を供給する。例えば、フットスイッチ SW 31 は電源 30 の出力を ON / OFF 制御する。なお、ユニバーサルコード 13 から分岐した配線が電源 30 と直接接続されていてもよい。

【 0013 】

例えば、ステンレス等の金属導体からなる対極板 40 は、人体電極である。対極板 40 は、処置を受ける被処置体（患者）2 の、例えば背中側に広い面積で接触するように貼り付けられ、いわゆる、リターン回路を構成する。

【 0014 】

内視鏡 10 は、操作部 12 の挿入口 14 A から先端部 11 A の開口 14 B まで、挿入部 11 を挿通する樹脂チューブからなる可撓性のチャンネル 14 を有する。

10

【 0015 】

図 3 に示すように、処置具 20 は、モノポーラ（単極）型の高周波電気メスであり、処置部（メス電極）22 が配設された先端部 21 A と、細長い可撓性の挿入部 21 B と、挿入部 21 B の基端部側に配設された、術者が体外で操作する操作部 21 C と、を有する。処置具 20 は、挿入口 14 A から挿入されチャンネル 14 を挿通して開口 14 B から、先端部 21 A が突出する。

【 0016 】

電源 30 は、例えば、周波数が 100 kHz 以上 100 MHz 以下の高周波電力を出力する。高周波電力の周波数は法令等で使用が認められている周波数から選択されることが好ましく、例えば 13.56 MHz である。高周波電力の振幅は特に制限はないが、波形は汎用電源が使用できるため、正弦波が好ましい。

20

【 0017 】

内視鏡システム 1 では、処置具 20 と電源 30 とは有線接続されていない。しかし、処置具 20 はチャンネル 14 に挿入されると、内視鏡 10 を介して電源 30 から処置に必要な電力を無線電力伝送により受電する。なお、無線電力伝送は、無線による電力供給と同じ意味である。

【 0018 】

すなわち、図 2 及び図 4 に示すように、内視鏡 10 は、送電電極 18 を含み、電源 30 が出力する高周波電力を交流電界に変換する送電部 19 を有する。内視鏡 10 の送電電極 18 は、チャンネル 14 の外周を覆うように敷設されている円筒状の導体からなる。なお、チャンネル 14 は、可撓性のチューブ及び分岐管を含み、分岐管の一方は送気吸引管 14 C と接続されている。

30

【 0019 】

送電部 19 は、操作部 12 及び挿入部 11 の少なくともいずれかの内部であれば、チャンネル 14 の一部を置きかえる中空部を有する構成であってもよい。すなわち、本明細書においては、前記構成の中空部を形成する構成要素も、チャンネル 14 の一部とみなす。

【 0020 】

また、電極としての機能上は、送電電極 18 の導体が中空部の内面に露出していてもよいが、チャンネル 14 は送気吸引等にも用いられるため、中空部の内面は絶縁体で封止されていることが好ましい。

40

【 0021 】

一方、図 3 及び図 4 に示すように、処置具 20 は、受電電極 28 を含み、交流電界を受電する受電部 29 を有する。処置具 20 の受電電極 28 は、挿入部 21 B の外周面に沿って敷設されている円筒状の導体からなる。

【 0022 】

なお、受電電極 28 が配設されている挿入部 21 B の一部の領域は、最外周面に導体が露出しないように配設されており、かつ、チャンネル 14 内に挿通可能であれば、他の領域よりも外径（20）が大きくてもよい。

【 0023 】

ここで、図 5 A に示すように、処置具 20 が挿入口 14 A からチャンネル 14 に挿入さ

50

れても、開口 1 4 B から処置部 2 2 が突出するまでは、処置具 2 0 の受電電極 2 8 は、内視鏡 1 0 の送電電極 1 8 が発生する交流電界を効率良くは受電できない。

【 0 0 2 4 】

これに対して、図 5 B に示すように、開口 1 4 B から処置部 2 2 が突出した状態では、受電電極 2 8 は送電電極 1 8 の内部に挿入された状態となる。このため、内視鏡システム 1 では開口 1 4 B から処置部 2 2 が突出した状態において、受電電極 2 8 は送電電極 1 8 と強く容量結合し、送電電極 1 8 が発生する交流電界を効率良く受電できる。

【 0 0 2 5 】

円筒状のチャンネルの外面に沿って敷設された送電電極 1 8 及び、円筒状の処置具の外面に沿って敷設された受電電極 2 8 は、共に円筒状である。

10

【 0 0 2 6 】

このため、図 6 に示すように、送電電極 1 8 の内部に受電電極 2 8 が挿入された状態では、同心円状に対向配置された送電電極 1 8 と受電電極 2 8 とは、キャパシタ C 1 を形成する。

【 0 0 2 7 】

内視鏡システム 1 では、処置具 2 0 は、内視鏡 1 0 と導体による物理的接触（接続）がない。しかし、処置具 2 0 の受電部 2 9 は、内視鏡 1 0 の送電部 1 9 と容量結合する。

【 0 0 2 8 】

図 7 は、内視鏡システム 1 の回路図である。電源 3 0 が出力する高周波電力は、内視鏡 1 0 の送電部 1 9 と処置具 2 0 の受電部 2 9 とが構成するキャパシタ C 1 を介して、処置部 2 2 に出力される。処置部 2 2 が被処置部 2 A である生体組織（患部）と接触すると、処置部 2 2 と対極板 4 0 との間に高周波電力が通電される。

20

【 0 0 2 9 】

なお、電源 3 0 と対極板 4 0 とを接続している配線は、接地電位であってもよい。

【 0 0 3 0 】

被処置体 2 から対極板 4 0 に流れるリターン回路の電力は大面積の経路を流れる。すなわち、被処置体 2 の抵抗 R 2 は小さい。これに対して、被処置部 2 A では、電力は局所的に印加されるため、被処置部 2 A の抵抗 R 2 A は大きく、高密度となる。このため、印加された電力は、被処置体 2 には殆ど影響を及ぼさないのに対して、処置部 2 2 と接触した被処置部 2 A にはジュール熱が発生し、被処置部 2 A は処置（切除 / 止血）される。

30

【 0 0 3 1 】

ここで、容量結合による無線伝送の効率は、送電電極 1 8 と受電電極 2 8 との容量結合の大きさ、すなわち、送電電極 1 8 と受電電極 2 8 とにより構成されるキャパシタ C 1 の容量 C A に比例する。

【 0 0 3 2 】

キャパシタの容量 C は、電極間の誘電率 と対向電極面積 A とに比例し、電極間距離 g に反比例する。

【 0 0 3 3 】

すなわち、 $C = A / g$

図 6 に示したように、チャンネル 1 4 の内径（1 4）は、処置具 2 0 の挿入部 2 1 B が、挿通可能なように、挿入部 2 1 B の外径（2 0）よりも大きい。例えば（1 4）= 2 . 8 mm であり、（2 0）= 2 . 6 mm である。チャンネル 1 4 の肉厚を 0 とみなすと、キャパシタ C 1 の電極間距離 g は、互いに同軸で偏心が無い場合、0 . 1 mm と非常に短い。また、対向電極面積 A は、短い方の電極の長さ L に比例する。

40

【 0 0 3 4 】

このため、送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 の長さは、1 c m 以上が好ましい。前記範囲以上であれば電力の送受電が可能である。一方、送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 の最大長はチャンネル 1 4 の長さ D で決定される。例えば、可撓性の内視鏡 1 0 のチャンネル長 D は、1 0 0 c m 以上 2 3 0 c m 以下程度の例えば 2 0 0 c m である。このため送電電極 1 8 の最大長は、おおよそ D であり、受電電極 2 8 の最大長もおおよそ D である。なお、送

50

電電極 1 8 及び受電電極 2 8 の長さは、5 c m 以上 2 0 0 c m 以下が、送受電効率及び自己インダクタンスの観点から特に好ましい。

【 0 0 3 5 】

なお、送電電極 1 8 と受電電極 2 8 との間に、フッ素樹脂などの誘電率 の高い絶縁材料を配設し容量 C を大きくしてもよい。

【 0 0 3 6 】

また、送電電極 1 8 と受電電極 2 8 との中心位置を偏心させる、又は、送電電極 1 8 が敷設されているチャンネルを中央側又は片側に押圧変形して電極間距離 g を局部的に小さくする機構により、容量 C を大きくしてもよい。

【 0 0 3 7 】

なお、偏心していない状態で、最も容量が大きくなるのは、送電電極 1 8 の全長にわたって受電電極 2 8 が挿入された状態である。このため、受電電極 2 8 の長さは送電電極 1 8 の長さより長いことが好ましく、更に、処置具 2 0 の開口 1 4 B からの突出量 d を考慮すると、受電電極 2 8 の長さは、(送電電極 1 8 の長さ + 突出量 d) であることが特に好ましい。なお、突出量 d は処置具により異なるが、例えば、1 c m 以上 1 0 c m 以下である。

【 0 0 3 8 】

なお、これら電極の最短長は、回路の寄生容量と、送受電に関わる容量、すなわち、キャパシタ C 1 の容量 C A と、が略同じになる長さである。送受電に関わる容量よりも回路の寄生容量が大きいと、給電電力の多くが処置部に到達しない。

【 0 0 3 9 】

また、送電部から受電部へ入力された電力を、処置部がより多く消費すると、伝送効率がより高くなる。このため、回路の各種抵抗成分に比べて、処置部の負荷、すなわち抵抗が大きいことが好ましい。

【 0 0 4 0 】

すなわち、図 2 では、送電電極 1 8 が、操作部 1 2 のチャンネル 1 4 に配設されている例を示しているが、軟性部 1 1 C のチャンネル 1 4 に配設されていてもよいし、操作部 1 2 及び軟性部 1 1 C のチャンネル 1 4 に配設されていてもよい。また、図 3 に示した受電電極 2 8 は長さが短い、例えば挿入部 2 1 B の長さと同様長さの電極であってもよい。

【 0 0 4 1 】

送電電極 1 8 と受電電極 2 8 とは、処置部 2 2 の動作時に強く容量結合する位置に配設されていればよい。なお、可撓性の軟性部 1 1 C の内部に配置される、送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 は可撓性を有している必要がある。

【 0 0 4 2 】

内視鏡システム 1 では、チャンネル 1 4 を活用することで、電極間距離 g が短く、対向電極面積 A が広く、容量 C A の大きなキャパシタ C 1 を構成できる。

【 0 0 4 3 】

内視鏡 1 0 のチャンネル 1 4 の長さ D は 1 0 0 c m 以上と非常に長い、その大部分は可撓性の軟性部 1 1 C の内部に配置されている。可撓性の長い挿入部 1 1 (チャンネル 1 4) を有する軟性内視鏡 1 0 を具備する内視鏡システム 1 は、送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 の長さを、挿入部 1 1 の長さに応じて長くできるため、無線電力伝送の効率が高い。

【 0 0 4 4 】

更に、キャパシタ C 1 は、同心円状の対向電極からなるため、処置具 2 0 がチャンネル 1 4 の中で長手方向を軸に回転しても、送電電極 1 8 と受電電極 2 8 とは安定に容量結合する。このため、術者は処置具 2 0 の回転を気にすることなく、挿入操作を行える。

【 0 0 4 5 】

すでに説明したように、送電電極 1 8 はチャンネル 1 4 の外周を覆うように敷設されている円筒状の金属からなる。例えば、可撓性チューブであるチャンネル 1 4 の外周面に、蒸着法又はめっき法により、銅等の金属膜を成膜することで、送電電極 1 8 を作製できる

10

20

30

40

50

。

【 0 0 4 6 】

受電電極 2 8 も、送電電極 1 8 と同様に処置具 2 0 の挿入部 2 1 B の外周面に金属膜を成膜することで、送電電極 1 8 を作製できる。なお、送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 の表面は絶縁性及び信頼性を担保するために絶縁膜で覆われていることが好ましい。

【 0 0 4 7 】

金属膜からなる送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 は、曲面への敷設が容易で、かつ、可撓性を有する。

【 0 0 4 8 】

ここで、チャンネル長 D の異なる複数の内視鏡であっても、同じ処置具 2 0 が使用できることが好ましい。このためには、送電電極 1 8 の配設位置は、開口 1 4 B を基準に設定されていることが好ましい。すなわち、内視鏡の送電電極 1 8 が開口 1 4 B から所定の距離 D 1 の位置に配設されていればよい。この場合には、チャンネル長 D の長い内視鏡は、挿入口 1 4 A から送電電極 1 8 までの距離 D 2 が、チャンネル長 D の短い内視鏡よりも長くなる。

10

【 0 0 4 9 】

それぞれの送電電極 1 8 が開口 1 4 B から所定の距離 D 1 の位置に配設されている複数の内視鏡と、処置具 2 0 と、を具備する内視鏡システムでは、複数の内視鏡が処置具 2 0 に対して効率的に無線給電できる。

【 0 0 5 0 】

なお、1つの内視鏡と、それぞれが動作位置までチャンネル 1 4 に挿入された状態において、送電部 1 9 が発生した交流電界を最も効率良く受けられる位置に受電部 2 9 が配設されている複数の処置具とを具備する内視鏡システムが同様の効果を有することはいうまでもない。

20

【 0 0 5 1 】

図 7 の等価回路図に示すように、内視鏡システム 1 では、電源 3 0 及び送電部 1 9 を含む内視鏡側回路と、受電部 2 9 及び処置部 2 2 を含み、電力を消費する負荷部である生体組織 L T に電流を印加する処置具側回路とは、導体を介しての物理的接触がない。

【 0 0 5 2 】

しかし、受電部 2 9 は、送電部 1 9 近傍の空間に発生した非放射の交流電界と容量結合

30

【 0 0 5 3 】

する。容量結合した受電部 2 9 を介して処置具 2 0 の処置部 2 2 に電力が供給される。

内視鏡システム 1 の処置具 2 0 は、電源 3 0 と接続された配線（ケーブル）がないため、取り扱いが容易で操作性がよい。更に、送電部 1 9 が内視鏡 1 0 の内部に配設されているため、発生する電磁界は内視鏡 1 0 の外部に漏洩しにくい。また、周囲の機器等に対する漏洩電磁界の影響が小さい。また、被処置体である生体と送受電部との距離が担保されているため、発熱の影響が小さい。

【 0 0 5 4 】

また、円筒形の受電電極 2 8 は円筒形の送電電極 1 8 と同軸であり、同サイズの対向電極の中で対向電極面積が最も大きいため、キャパシタの容量 C が大きい。更に、受電電極 2 8 及び送電電極 1 8 は、軟性内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の全長にわたって配設できるため、更に容量を大きくすることが容易である。

40

【 0 0 5 5 】

また、内視鏡 1 0 の内部に送電部 1 9 を配設することにより、送電部 1 9 と受電部 2 9 の相対位置関係が規定されるため、送電部 1 9 及び受電部 2 9 の間の強い容量結合状態、即ち電力伝送効率の高い状態を安定に維持できるため省エネルギー性にも優れている。

【 0 0 5 6 】

ここで、すでに説明したように、内視鏡システム 1 では、処置具 2 0 に出力する電力の ON / OFF 制御には、スイッチ 3 1 を用いる。図 1 では、スイッチ 3 1 をフットスイッチとして例示したが、電源 3 0、内視鏡 1 0 の操作部 1 2、又は、処置具 2 0 の操作部 2

50

1 C にスイッチが配設されていてもよい。

【 0 0 5 7 】

電源 3 0 と接続されたスイッチ又は電源 3 0 に配設されたスイッチは、電源 3 0 の出力を ON / OFF 制御する。操作部 1 2 又は操作部 2 1 C に配設されたスイッチは、送電部 1 9 又は受電部 2 9 の内部回路で電力を ON / OFF 制御する。なお、送受電回路における ON / OFF 制御に替えて、送受電回路の Q 値を増減し送受電効率を大きく変えることで ON / OFF 制御と同じ効果を得ることもできる。但し、電力量が大きい場合には Q 値減少制御は発熱等の問題が発生するおそれがある。

【 0 0 5 8 】

なお、スイッチは、ボタンスイッチ、タッチジェスチャー対応操作部、又は、音声認識による操作部等であっても良い。

10

【 0 0 5 9 】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 では、電源 3 0 からの出力を開始又は停止するための送電開始停止手段であるスイッチが、電源 3 0 とは別体で配設されているか、又は、内視鏡 1 0 の操作部 1 2、又は、処置具 2 0 に配設されている。

【 0 0 6 0 】

< 第 1 実施形態の変形例 >

次に第 1 実施形態の変形例 1 ~ 6 の内視鏡システム 1 A ~ 1 G 等について説明する。内視鏡システム 1 A ~ 1 G 等は、すでに説明した内視鏡システム 1 と同じ構成を具備し、類似しているため、同じ機能の構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

20

【 0 0 6 1 】

内視鏡システム 1 A ~ 1 G 等は、いずれも、内視鏡システム 1 の効果を有し、更に、それぞれが内視鏡システム 1 よりも優れた効果を有する。

【 0 0 6 2 】

< 変形例 1 > 共振回路

図 8 に示すように、内視鏡システム 1 A は、内視鏡 1 0 の送電部 1 9、処置具 2 0 の受電部 2 9 を含む送受電回路にインダクタンス素子 1 7 を有する。送受電回路は、インダクタンス成分が加わることで所定の共振周波数 F 1 の直列共振回路を構成している。

【 0 0 6 3 】

そして、キャパシタ C 1 の容量 C A を含む回路容量 C total と、インダクタンス素子 1 7 を含む回路インダクタンス L total と、電源 3 0 が出力する高周波電力の周波数 F 0 は以下の (式 1) の関係になっている。

30

【 0 0 6 4 】

(式 1)

$$\sqrt{L_{total} \cdot C_{total}} = 1/2\pi F_1 = 1/2\pi F_0$$

すなわち、電源 3 0 が出力する高周波電力の周波数 F 0 が、送受電回路の共振周波数 F 1 と、一致している。このため、電源 3 0 が出力する高周波電力は効率良く、処置部 2 2 に出力される。

40

【 0 0 6 5 】

なお、インダクタンス素子 1 7 に替えて、処置具 2 0 の受電部 2 9 がインダクタンス素子を含んでいてもよいし、送電部 1 9 及び受電部 2 9 が、それぞれインダクタンス素子を含んでいてもよい。また、インダクタンス素子は送受電回路が全体として共振周波数 F 1 の共振回路となっていればプロセッサ 3 2 に配設されていてもよい。

【 0 0 6 6 】

ここで、共振回路のインダクタンス素子の端子間電圧とキャパシタの端子間電圧とは同電圧になり、インダクタンス素子のインダクタンスはキャパシタのキャパシタンスと特定の周波数でリアクタンスを相殺するように設定される。ここではより本質的なキャパシタの端子間電圧のみを議論すると、端子間電圧は容量に反比例する。よって、キャパシタの

50

容量は大きい方が端子間電圧が小さく、絶縁破壊のリスクを低減できる。しかし、容量が大きすぎると、インダクタンス素子17がなくとも共振回路の自己インダクタンスで自己共振することがあり、制御性が悪くなる。インダクタンス素子を配設し制御性を良くするためには容量は小さい必要がある。このため、絶縁破壊のリスクと制御性とのトレードオフを考慮し容量は設定される。なお、詳説しないが、インダクタンス素子の端子間電圧は、インダクタンスに比例するため、キャパシタンス素子とは逆の振る舞いをする。

【0067】

<変形例2> 共振制御

図9に示すように、内視鏡システム1Bは、インダクタンス可変素子17Bを有する。そして、制御部32Aが、共振回路の共振周波数F1と、電源30が出力する高周波電力の周波数F0とが一致するように、インダクタンス可変素子17Bのインダクタンスを調整する。制御部32Aは、例えば、プロセッサ32、電源30又は内視鏡10に配設されている。

10

【0068】

送電電極18と受電電極28との位置関係、又は処置状態等が変化すると、キャパシタC1の容量が変化するため、共振回路の共振周波数F1が変化する。しかし、内視鏡システム1Bでは、高周波電力の周波数F0と一致するように共振周波数F1が調整される。

【0069】

このため、電源30から共振回路への電力入力が高効率である。

【0070】

なお、送受電回路の共振周波数F1の変化に応じて、制御部32Aが電源30を制御して、高周波電力の周波数F0、又は高周波電力の出力値を変化させてもよい。

20

【0071】

なお、以上の説明では、インダクタンス素子17、17Bを、送電部19の一部として説明したが、例えば、インダクタンス素子17、17B、制御部32Aはプロセッサ32の一部でもよい。また、インダクタンス素子17等が処置具20の操作部21Cに配設されていてもよい。すなわち、内視鏡システム1A、1Bはいずれかの構成要素が、インダクタンス素子17、17B、制御部32Aを含んでいけばよい。

【0072】

なお、電源30として、出力インピーダンスがゼロでない例えば50Ω電源を用いた場合には、送電部より処置部側のインピーダンスと電源の出力インピーダンスとを一致させることで反射を抑えるようにインピーダンスマッチング回路を送電部の前に配設し、電源30から共振回路への電力入力の効率を高くしてもよい。

30

【0073】

キャパシタンス素子、インダクタンス素子等を、2素子以上組み合わせる構成されるインピーダンスマッチング回路は、プロセッサ32の一部でもよいし、処置具20の操作部21Cに配設されていてもよい。

【0074】

<変形例3> 電極構造

送電電極18及び受電電極28の構造及び配置によって発生する交流電界の分布及び容量結合状態等は大きく異なる。しかし、送電部19で発生した交流電界と受電部29とが容量結合を生じる構成であれば、無線で電力伝送できる。

40

【0075】

すなわち、内視鏡システム1では、送電部19の送電電極18及び受電部29の受電電極28として円筒状金属膜を例に説明したが、交流電界の発生/受電のための電極は、円筒状金属膜に限られるものではない。図10A~図13に、送電電極18及び受電電極28の変形例の電極を示す。

【0076】

なお、受電部29の受電電極28の構成は送電部19の送電電極18の構成と同じでもよいし、異なってもよい。

50

図10Aの電極8Aは、銅箔等を円筒状とした金属部材、又は銅管等からなる。図10Bの電極8Bは複数の円筒状金属部材を連結し電氣的に接続している。それぞれの円筒状金属部材の可撓性が低くとも、電極8Bは可撓性を有する。図10Cの電極8Cは、メッシュ状の金属部材からなるため、可撓性を有する。図10Dの電極8Dは、長手方向にスリットが形成されているため、渦電流による損失低下が小さい。図10Eの電極8Eは、複数の細長い部材に分割されているため可撓性を有する。

【0077】

図10Fの電極8Fは、スパイラル状である。なお、電極8Fでは隣り合う素線同士は非接触であるが、隣り合う素線同士が互いに接触し導通している、いわゆる密巻きコイルであることが、自己インダクタンス低減のため好ましい。図10Gの電極8Gは、スパイラル状で折り返し部を有する。図10Hの電極8Hは、長手方向の端部に折り返し部を有する。

【0078】

ここで、処置具20の挿入部21Bには可撓性と機械的強度とを担保するために、隣り合う素線が略接触状態の、いわゆる密巻きのスパイラルコイルが配設されている場合がある。受電電極28を、電極10Fと同じ構造の、処置具20の形状保持用のスパイラルコイルの一部を用いて構成することで、処置具20の小型化及び低コスト化が図られる。

【0079】

すなわち、形状保持用のスパイラルコイルに通電用の導線を接続することで、受電電極28として用いることができる。なお、形状保持用のスパイラルコイルが、比較的電気抵抗の高いステンレス等からなる場合には、電気抵抗を低減するために、表面に低抵抗金属、例えば、銅又は銀等をめっき法等により形成することが好ましい。又は、ステンレスコイルの少なくとも一部を、受電電極28として用いるために、低抵抗金属からなるコイルに、置換してもよい。

【0080】

また、図11及び図12等に示すように、周方向に2つに分割されている送電電極18A、18B、受電電極28A、28Bであってもよい。

【0081】

図13に示す内視鏡システム1Cでは、送電電極18が、送電電極18N1～18N10に10分割されている。送電電極18N1～18N10は、それぞれのスイッチング素子(不図示)を介して電源30と接続されている。処置具20は、チャンネル14の内部で回転自在である。

【0082】

内視鏡システム1Cでは、受電電極28と最も強く容量結合している送電電極18N1～18N10が選択されてキャパシタC1が形成される。

【0083】

内視鏡システム1Cは、渦電流発生による電力伝送効率の低下が抑制されている。

【0084】

なお、電極の分割数は、3以上20以下が好ましい。前記範囲内であれば所定の効果が得られる。また、送電電極18に替えて受電電極28を分割してもよいし、送電電極18及び受電電極28を分割してもよい。

【0085】

<変形例4> 遮蔽部材

すでに説明したように内視鏡システム1では、送電部19が内視鏡10の内部に配設されているため、発生する電磁界は内視鏡10の外部に漏洩しにくい。更に漏洩電磁界を防止するためには、図14に示すように、電磁界を遮蔽する遮蔽部材18Sを配設した内視鏡10Dを有する内視鏡システム1Dが好ましい。遮蔽部材18Sは、送電電極18の外周の少なくとも一部を覆うように配設されていけばよいが、外周を完全に覆うように配設することが好ましい。

【0086】

10

20

30

40

50

遮蔽部材 18S としては、導電性材料、例えば金、銀、銅、アルミ、若しくはステンレスなどの金属、ハイドープ半導体、又は、導電性樹脂等を用いる。遮蔽部材 18S は、グラウンドに接続（接地接続）していても良い。

【0087】

以上の説明のように、内視鏡システム 1D では送電部 19 は遮蔽部材 18S で覆われている。

【0088】

<変形例 5> 処置具

内視鏡システム 1 のデバイスとしては、受電部 29 が受電した電力により動作する負荷部を有する各種のモノポーラ処置具を用いることができる。すなわち例えば、高周波切開鉗子、高周波止血鉗子、ホットバイオプシー鉗子、又は高周波凝固処置具などを処置具 20 として用いることができる。

【0089】

なお、必要な電力が異なる複数の処置具を具備する内視鏡システムでは、それぞれの処置具の負荷に応じて電源 30 の出力を適切に調整する必要があり、操作が煩雑である。このため、内視鏡システムは、負荷に応じた受電効率の処置具を有することが好ましい。

【0090】

例えば、必要電力が 1W の処置具の受電効率は、必要電力が 100W の処置具の受電効率の $1/100$ となるように、例えば対向電極面積が小さく設定されている。又は、必要電力が小さい処置具において、受電部の共振周波数を交流電界の周波数と、意図的にずらして設定することで、受電効率を低下させてもよい。

【0091】

言い換えれば、複数の処置具を具備する内視鏡システムでは、処置に必要な電力が小さい処置具では、送電部 19 と受電部 29 との間の電力伝送効率を低下させている。

【0092】

それぞれが負荷に応じて設定された受電効率の受電部を有する複数の処置具を具備する内視鏡システムは、処置具 20 に応じて電源 30 の出力を調整する必要がないため操作性が高い。

【0093】

<変形例 6> 電力変換

図 15 に示すように変形例 6 の内視鏡システム 1E の電源ユニット 30E は、電源 30 が出力する高周波電力を、異なる波形の電力に変換する波形変換回路 34 を有する。また、電源ユニット 30E は、出力する電力を、電源 30 が出力する正弦波の電力又は波形変換回路 34 が変換した電力のいずれかに切り替えるスイッチ 35 を有する。

【0094】

波形変換回路 34 は、電源 30 が出力する、振幅が時間的に変化しない周波数一定の交流波形の高周波電力を、振幅変調又は周波数変調等して、パルス波形、減衰波形、又は矩形波形等の電力を出力する。

【0095】

なお、電源 30 が、出力インピーダンスの小さい、いわゆるゼロオーム（0）電源の場合には、波形変換回路 34 は、振幅変調及び周波数変調が可能である。これに対して、電源 30 が、出力インピーダンスが 50 の、いわゆる 50 電源の場合には、特定の周波数帯で入力インピーダンスが下がる。このため、波形変換回路 34 は、振幅変調だけが可能である。

【0096】

電源 30 が出力する電力を、処置により適した電力に変換して処置部 22 に出力する内視鏡システム 1E は、より適切な処置ができる。

【0097】

<変形例 7>

図 16 に示すように、変形例 7 の内視鏡システム 1F では、対極板 40F は、導体であ

10

20

30

40

50

る対極板 40 の被処置体 2 との接触面が絶縁体 41 により覆われている。

【0098】

絶縁体 41 としては、フッ素樹脂、エポキシ樹脂、ウレタン樹脂等からなり、厚さは 0.1 mm 以上 5 mm 以下が好ましい。前記範囲以上であれば絶縁性が担保でき、前記範囲以下であれば、形成されるキャパシタ C2 の容量 C B が大きく、送電効率が劣化しにくい。

【0099】

すなわち、図 16 の等価回路図に示すように、内視鏡システム 1 F では、絶縁体 41 は容量 C B のキャパシタ C2 として機能する。キャパシタ C2 は大面積であって、その容量 C B もキャパシタ C1 の容量 C A に比べて大きくすることができる。よって、絶縁体 41 と被処置体 2 の接触状態が不安定でも、キャパシタ C1 とキャパシタ C2 との合成容量が

10

【0100】

表面が金属等からなる対極板 40 は、接触したときに被処置体 2 に不快感を与えることがある。また、接触状態が不安定となると接触抵抗が増加し、意図しない経路で電流が集中するおそれがある。

【0101】

これに対して、表面が樹脂等からなる絶縁体 41 は、金属と比べて被処置体 2 に不快感を与えない。また、接触状態が不安定でも、キャパシタ C1 とキャパシタ C2 との合成容量が大きくは変化しない安定したリターン回路となるため、意図しない経路で流れる電流が生じにくい。

20

【0102】

<変形例 18>

図 16 に示す上述した実施形態及び変形例等を組み合わせた内視鏡システム 1 G は、それぞれの内視鏡システムの効果を併せ持つ。

【0103】

内視鏡システム 1 G は、撮像部が配設された先端部を含む可撓性の挿入部と、前記挿入部の基端部側に配設された操作部と、前記挿入部を挿通する可撓性のチャンネルと、を有する軟性内視鏡と、前記操作部の挿入口から挿入され前記チャンネルを挿通して前記先端部の開口から、被処置体の被処置部と接触する処置部が突出する処置具と、前記被処置体との接触面が絶縁体により覆われている対極板と、前記処置部と前記対極板とを介して前記被処置部に通電される、高周波電力を出力する電源と、を具備する内視鏡システムであって、

30

前記内視鏡が、前記電源から入力される前記高周波電力により前記チャンネルに印加する交流電界を発生する、前記チャンネルの円筒状の外周面に沿って敷設された送電電極を含む送電部を有し、前記処置具が、前記処置部が前記開口から突出する位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記送電電極と同心円状に対向する位置に配設され、前記送電電極と容量結合する、円筒状の外面に沿って敷設された受電電極を含み、前記送電部とともに、前記電源が出力する前記高周波電力の周波数と共振周波数が同じ共振回路を構成する、前記送電部が発生する前記交流電界を受電する受電部と、を有する。

40

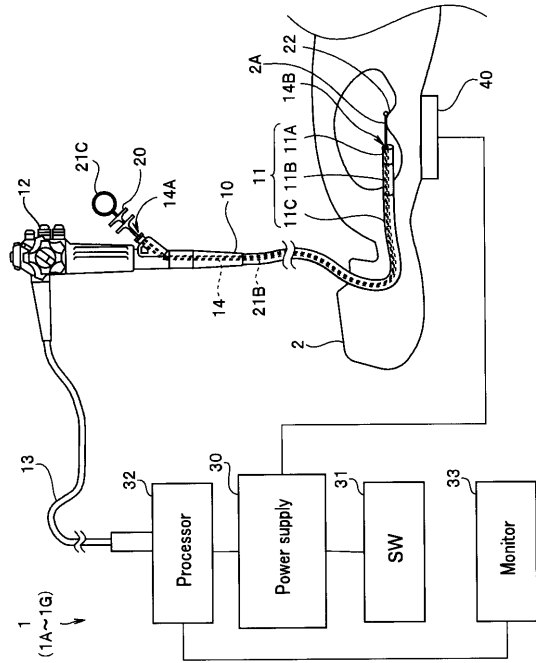
【0104】

本発明は上述した実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変、組み合わせ等ができる。

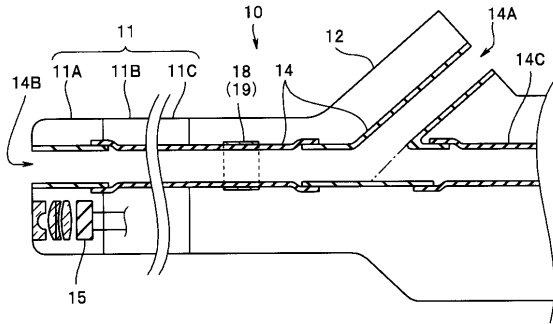
【0105】

本出願は、2013年6月28日に日本国に出願された特願2013-136761号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

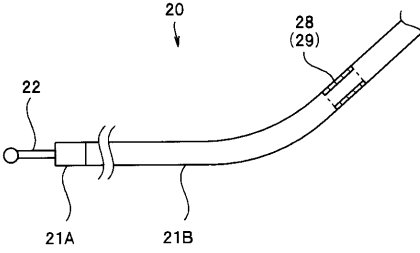
【 図 1 】



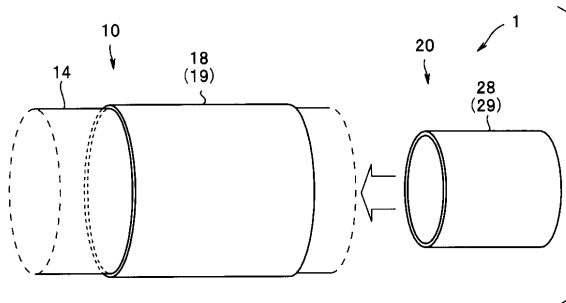
【 図 2 】



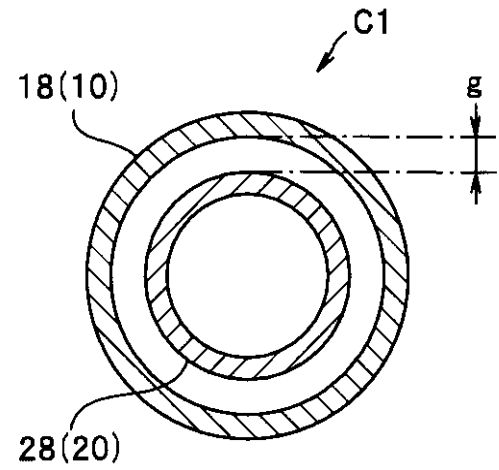
【 図 3 】



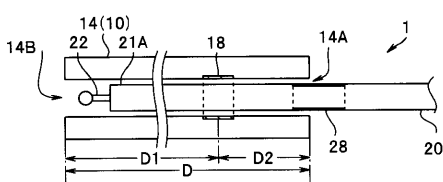
【 図 4 】



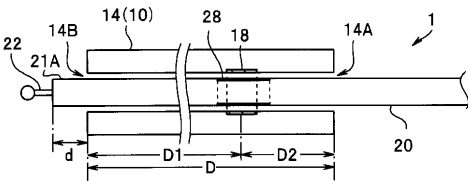
【 図 6 】



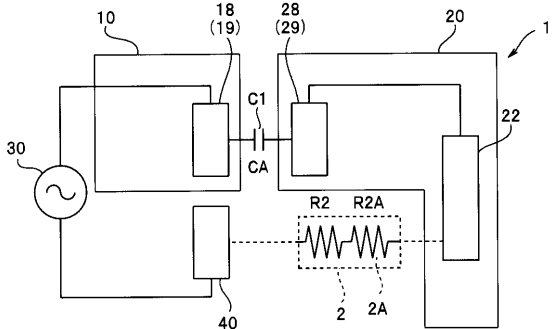
【 図 5 A 】



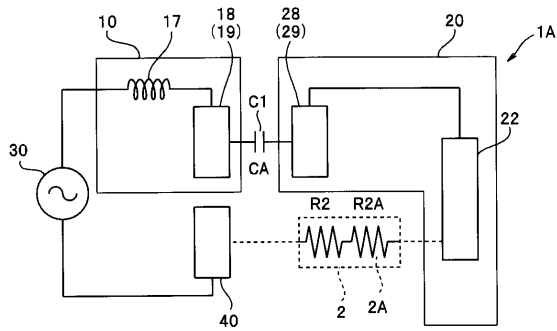
【 図 5 B 】



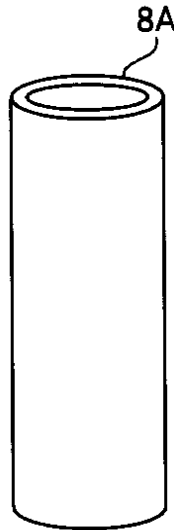
【 図 7 】



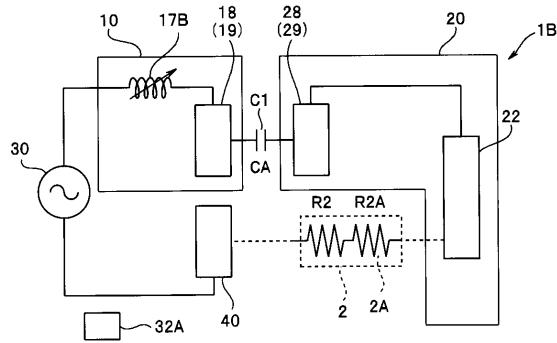
【図 8】



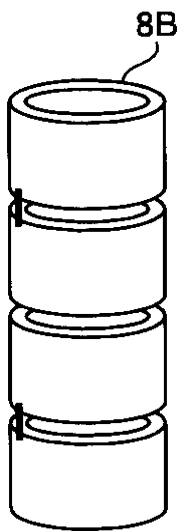
【図 10 A】



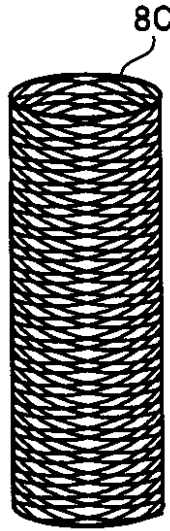
【図 9】



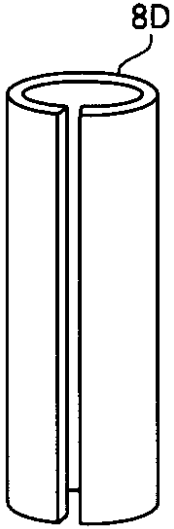
【図 10 B】



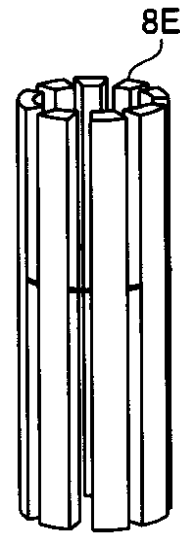
【図 10 C】



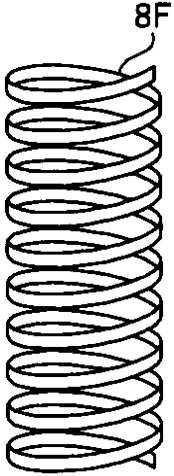
【 10 D】



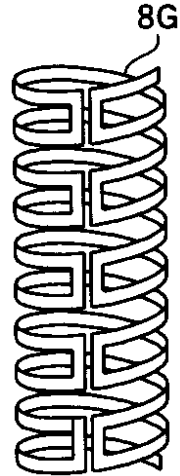
【 10 E】



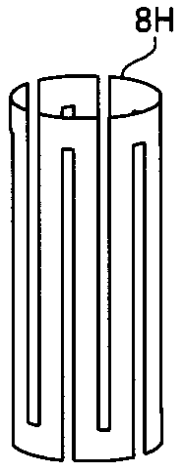
【 10 F】



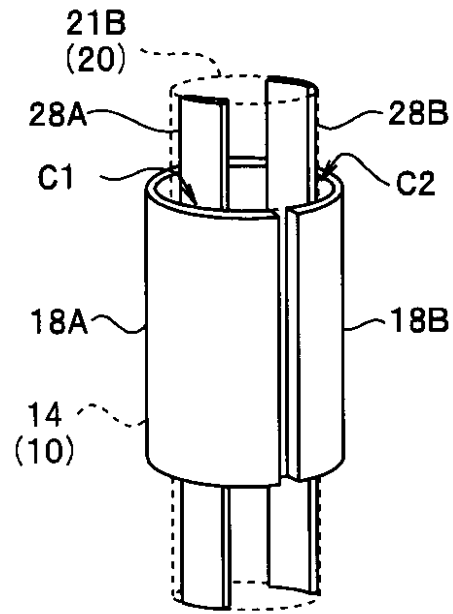
【 10 G】



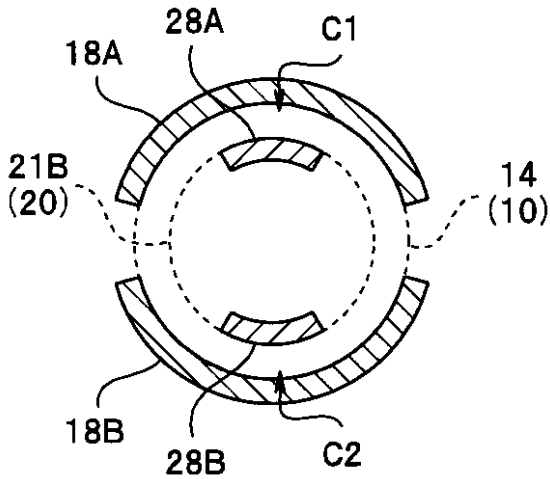
【図10H】



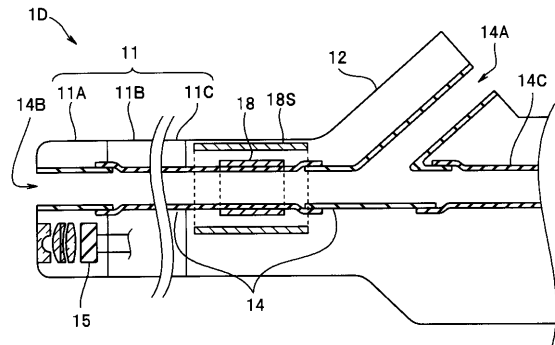
【図11】



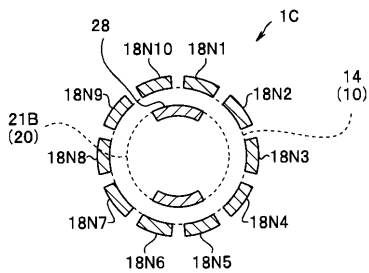
【図12】



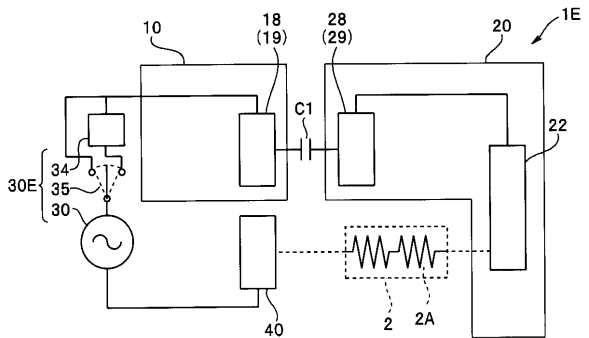
【図14】



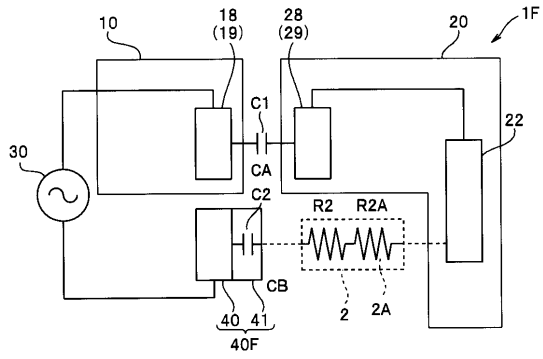
【図13】



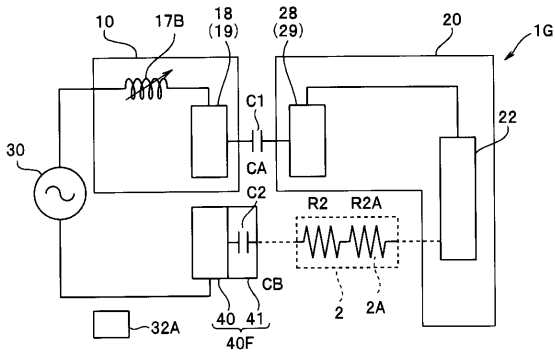
【図15】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(72)発明者 松井 亮

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

審査官 北島 拓馬

(56)参考文献 特開2009-100873(JP,A)

特開平11-099158(JP,A)

特開2010-252446(JP,A)

特開平03-280946(JP,A)

特開平08-052153(JP,A)

特開2000-116657(JP,A)

特開昭60-083633(JP,A)

実開平03-054605(JP,U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6109308B2	公开(公告)日	2017-04-05
申请号	JP2015523872	申请日	2014-01-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鶴田尚英 杉山勇太 松井亮		
发明人	鶴田 尚英 杉山 勇太 松井 亮		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/00029 A61B1/00087 A61B1/00124 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B18/16 A61B2017/00296 A61B2017/0034 A61B2018/00178 A61B2018/00982 A61B2018/1286 A61B2018 /1412 A61B2560/0214 H02J50/05		
FI分类号	A61B1/00.300.J A61B1/00.334.D A61B1/04.362.J		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2013136761 2013-06-28 JP		
其他公开文献	JPWO2014208107A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括具有柔性插入部分11的柔性内窥镜10，操作部分12和插入穿过插入部分11的柔性通道14，通过通道14插入的柔性内窥镜10处理部20从远端部的开口14B突出的处理器具20，对电极板40和用于输出高频电力的电源30，内窥镜10由从电源30输入的高频电力控制。包括用于产生要施加到通道的AC电场的电力发送电极18和由电力接收部分29接收的电力的电力接收部分19被输出到处理部分22，电力接收部分29包括电力接收电极28，处理器具20与电力发送电极18电容耦合。是的。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号
(45) 発行日 平成29年4月5日 (2017.4.5)		特許第6109308号 (P6109308)
(51) Int. Cl.	F I	請求項の数 7 (全 18 頁)
A 6 1 B 1 / 0 0 (2006.01)	A 6 1 B 1 / 0 0 3 0 0 J	
A 6 1 B 1 / 0 4 (2006.01)	A 6 1 B 1 / 0 0 3 3 4 D	
	A 6 1 B 1 / 0 4 3 6 2 J	
(21) 出願番号 特願2015-523872 (P2015-523872)	(73) 特許権者 000000376	
(86) (22) 出願日 平成26年1月17日 (2014.1.17)	オリンパス株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2014/050805	東京都八王子市石川町2-9-51番地	
(87) 国際公開番号 W02014/208107	(74) 代理人 100076233	
(87) 国際公開日 平成26年12月31日 (2014.12.31)	弁理士 伊藤 進	
審査請求日 平成27年5月26日 (2015.5.25)	(74) 代理人 100101661	
(31) 優先権主張番号 特願2013-136761 (P2013-136761)	弁理士 長谷川 靖	
(32) 優先日 平成25年6月28日 (2013.6.28)	(74) 代理人 100135932	
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	弁理士 篠浦 治	
	(72) 発明者 鶴田 尚英	
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ	
	リンパス株式会社内	
	(72) 発明者 杉山 勇太	
	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ	
	リンパス株式会社内	

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

最終頁に続く