

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6120963号
(P6120963)

(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)

(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 A

G 0 2 B 23/24 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 14 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2015-523871 (P2015-523871)
 (86) (22) 出願日 平成26年1月17日 (2014. 1. 17)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/050804
 (87) 国際公開番号 W02014/208106
 (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2013-136760 (P2013-136760)
 (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、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、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、第1送電電極及び第2送電電極を含み、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される交流電界を発生する送電部を有し、

前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、可撓性を有し、前記第1送電電極と容量結合する第1受電電極と、可撓性を有し、前記第2送電電極と容量結合する第2受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力され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、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第1送電電極と容量結合する位置に前記第1受電電極が配設されており、前記第2送電電極と容量結合する位置に前記第2受電電極が配設されてい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】

前記第1送電電極及び前記第2送電電極が、前記チャンネルの円筒状の外面に沿って敷

設された導体からなり、

前記第 1 受電電極及び前記第 2 受電電極が、前記デバイスの円筒状の外面に沿って敷設された導体からな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 4】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と前記第 1 受電電極とが同心円状に対向配置され、前記第 2 送電電極と前記第 2 受電電極とが同心円状に対向配置され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 5】

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、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、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、互いに容量結合する第 1 送電電極及び第 2 送電電極を含み、前記電源から入力され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、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、

前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する可撓性を有する第 1 受電電極及び可撓性を有する第 2 受電電極を含み、前記電源から入力され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、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

前記デバイスの前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 送電電極と、容量結合する位置に、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 受電電極が配設されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記受電電極は、前記デバイス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 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記デバイスの前記処置部が、動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 送電電極と、互いに容量結合した前記第 1 及び第 2 受電電極とが同心円状に対向配置されることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記デバイスが、被処置部に電力を通电する一对のブレードを含む前記処置部を有する処置具であることを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

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 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を処置に用いる電力に変換する電力変換部を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を蓄え、蓄えた電力を前記処置部に出力する蓄電部を有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記デバイスが、前記蓄電部の蓄電状態を告知する告知部を有することを特徴とする請

10

20

30

40

50

求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記受電部が受電する電力よりも、前記蓄電部が出力する電力が大きいことを特徴とする請求項 1 2 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。

【背景技術】

10

【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】

また、米国特許第 6 9 4 9 0 6 8 号明細書には、複数の磁気発生素子を有するプローブをチャンネルに挿通し、軟性内視鏡の挿入部の形状を検出して表示する内視鏡形状検出装置が開示されている。

【0004】

高周波切開鉗子及び内視鏡形状検出装置のプローブ等のデバイスには、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。

20

【0005】

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】

【0006】

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。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

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、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、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、第 1 送電電極及び第 2 送電電極を含み、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される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、可撓性を有し、前記第 1 送電電極と容量結合する第 1 受電電極と、可撓性を有し、前記第 2 送電電極と容量結合する第 2 受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力され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、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力される。

40

【0009】

更に、別の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、可撓性の前記チャンネルを挿通するデバイスと、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、互いに容量結合する第 1 送電電極及び第 2 送電電極を含

50

み、前記電源から入力され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、前記高周波電力により前記チャンネルに印加される交流電界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、電力により処置を行う処置部と、互いに容量結合する可撓性を有する第1受電電極及び可撓性を有する第2受電電極を含み、前記電源から入力され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、前記交流電界を受電する受電部と、を有し、前記受電部が受電した電力が、前記処置部に出力される。

【発明の効果】

【0010】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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。

【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断面模式図である。

【図5B】第1実施形態の内視鏡システムの断面模式図である。

【図6A】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6B】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。

20

【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9A】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9B】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9C】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9D】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9E】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9F】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9G】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図9H】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

30

【図9I】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の模式図である。

【図10】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2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2の電極の断面模式図である。

【図12】第1実施形態の内視鏡システムの変形例2の電極の断面模式図である。

【図13】第1実施形態の変形例3の内視鏡システムの等価回路図である。

【図14A】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14B】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14C】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14D】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14E】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。

40

【図15】第1実施形態の変形例4の内視鏡システムの内視鏡の断面模式図である。

【図16】第1実施形態の変形例5の内視鏡システムの送電部の断面模式図である。

【図17】第1実施形態の変形例6の内視鏡システムの受電部の等価回路図である。

【図18】第2実施形態の内視鏡システムの受電部の等価回路図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

<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とを具備する。

50

【 0 0 1 3 】

内視鏡 1 0 は、挿入部 1 1 と、挿入部 1 1 の基端部側に配設された操作部 1 2 と、操作部 1 2 から延設されたユニバーサルコード 1 3 と、を有する。挿入部 1 1 は、撮像部 1 5 (図 2 参照) が配設された先端部 1 1 A と、先端部 1 1 A の方向を変えるための湾曲部 1 1 B と、可撓性の細長い軟性部 1 1 C とを含む。操作部 1 2 は術者が把持し、先端部 1 1 A 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 1 1 は、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。

【 0 0 1 4 】

内視鏡 1 0 のユニバーサルコード 1 3 と接続されたプロセッサ 3 2 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 1 5 が出力する撮像信号を処理し、モニタ 3 3 に内視鏡画像を表示する。プロセッサ 3 2 と接続された電源 3 0 は、処置具 2 0 に高周波電力を供給する。例えば、フットスイッチ SW 3 1 は電源 3 0 の出力を ON / OFF 制御する。なお、ユニバーサルコード 1 3 から分岐した配線が電源 3 0 と直接接続されていてもよい。

10

【 0 0 1 5 】

内視鏡 1 0 は、操作部 1 2 の挿入口 1 4 A から先端部 1 1 A の開口 1 4 B まで、挿入部 1 1 を挿通する樹脂チューブからなる可撓性のチャンネル 1 4 を有する。

【 0 0 1 6 】

処置具 2 0 は、処置部 2 2 が配設された先端部 2 1 A と、細長い可撓性の挿入部 2 1 B と、挿入部 2 1 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 2 1 C と、を有する。処置具 2 0 は、挿入口 1 4 A から挿入されチャンネル 1 4 を挿通して開口 1 4 B から、先端部 2 1 A が突出する。

20

【 0 0 1 7 】

先端部 2 1 A は、処置部 2 2 である、高周波電流が通電される一対のブレード (電極) 2 2 A、2 2 B (図 3 参照) を有する。操作部 2 1 C の操作に応じて鉗子の一対のブレード 2 2 A、2 2 B (図 3 参照) に挟持された被処置部である生体組織 (患部) L T は、高周波電流によるジュール熱で切除 / 止血される。

【 0 0 1 8 】

電源 3 0 は、例えば、周波数が 1 0 0 k H z 以上 1 0 0 M H z 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 1 3 . 5 6 M H z である。高周波電力の振幅は特に制限はないが波形は正弦波が好ましい。

30

【 0 0 1 9 】

内視鏡システム 1 では、処置具 2 0 と電源 3 0 とは有線接続されていない。しかし、処置具 2 0 はチャンネル 1 4 に挿入されると、内視鏡 1 0 を介して電源 3 0 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。

【 0 0 2 0 】

すなわち、図 2 及び図 4 に示すように、内視鏡 1 0 は、第 1 送電電極 1 8 A 及び第 2 送電電極 1 8 B を含み、電源 3 0 が出力する高周波電力を交流電界に変換する送電部 1 9 を有する。内視鏡 1 0 の第 1 送電電極 1 8 A 及び第 2 送電電極 1 8 B 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導体からなる。第 1 送電電極 1 8 A の長さ第 2 送電電極 1 8 B の径及び長さが略同じ (例えば $\pm 20\%$) で、両者の間には絶縁のためのギャップ (空隙) がある。なお、チャンネル 1 4 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 1 4 X と接続されている。

40

【 0 0 2 1 】

送電部 1 9 は、操作部 1 2 及び挿入部 1 1 の少なくともいずれかの内部であれば、チャンネル 1 4 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 1 4 の一部とみなす。

50

【 0 0 2 2 】

また、電極としての機能上は、第 1 送電電極 1 8 A 及び第 2 送電電極 1 8 B の導体が中空部の内面に露出しているてもよいが、チャンネル 1 4 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。

【 0 0 2 3 】

一方、図 3 及び図 4 に示すように、処置具 2 0 は、第 1 受電電極 2 8 A 及び第 2 受電電極 2 8 B を含み、交流電界を受電する受電部 2 9 を有する。処置具 2 0 の第 1 受電電極 2 8 A 及び第 2 受電電極 2 8 B は、挿入部 2 1 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。第 1 受電電極 2 8 A の長さ第 2 受電電極 2 8 B とは、径及び長さが略同じで、両者の間には絶縁のためのギャップ（空隙）がある。

10

【 0 0 2 4 】

以下、第 1 送電電極 1 8 A 及び第 2 送電電極 1 8 B のそれぞれを送電電極 1 8 といい、第 1 受電電極 2 8 A 及び第 2 受電電極 2 8 B のそれぞれを受電電極 2 8 という。

【 0 0 2 5 】

なお、受電電極 2 8 が配設されている挿入部 2 1 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 1 4 内に挿通可能であれば、他の領域よりも外径 ϕ (2 0) が大きくてもよい。

【 0 0 2 6 】

ここで、図 5 A に示すように、処置具 2 0 が挿入口 1 4 A からチャンネル 1 4 に挿入されても、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。

20

【 0 0 2 7 】

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、言い換えれば、処置部 2 2 が動作する状態まで処置具 2 0 がチャンネル 1 4 に挿入された状態では、受電電極 2 8 A、2 8 B は、それぞれ送電電極 1 8 A、1 8 B 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 8 】

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 A、1 8 B 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 A、2 8 B は、共に円筒状である。

30

【 0 0 2 9 】

このため、図 6 A に示すように、第 1 送電電極 1 8 A の内部に第 1 受電電極 2 8 A が挿入された状態では、同心円状に対向配置された第 1 送電電極 1 8 A と第 1 受電電極 2 8 A とは、第 1 キャパシタ C 1 を形成する。一方、図 6 B に示すように、同心円状に対向配置された第 2 送電電極 1 8 B と第 2 受電電極 2 8 B とは、同様に第 2 キャパシタ C 2 を形成する。

【 0 0 3 0 】

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 と容量的に結合する。

40

【 0 0 3 1 】

この結果、図 7 に示すように、内視鏡システム 1 では、内視鏡 1 0 の電源 3 0 が出力する高周波電力は、キャパシタ C 1、C 2 を介して、処置具 2 0 の処置部 2 2 に出力される。なお、電源 3 0 と第 2 送電電極 1 8 B とを接続している配線は、接地接続されているてもよい。

【 0 0 3 2 】

容量的に結合した受電部 2 9 に送電部 1 9 からの電力が伝達され、処置具 2 0 に電力が供給される。

【 0 0 3 3 】

50

ここで、容量結合による無線伝送の効率は、送電電極 18 と受電電極 28 との容量結合の大きさ、すなわち送電電極 18 と受電電極 28 とにより構成されるキャパシタ C1、C2 の容量 CA、CB に比例する。なお、キャパシタ C1 の容量 CA とキャパシタ C2 の容量 CB とは略同じである。

【0034】

キャパシタの容量 C は、電極間の誘電率 ϵ 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。

【0035】

すなわち、 $C = \epsilon A / g$

図 6A 及び図 6B に示したように、チャンネル 14 の内径 $\phi(14)$ は、処置具 20 の挿入部 21B が、挿通可能なように、挿入部 21B の外径 $\phi(20)$ よりも大きい。例えば $\phi(14) = 2.8 \text{ mm}$ であり、 $\phi(20) = 2.6 \text{ mm}$ である。チャンネル 14 の肉厚を 0 とみなすと、キャパシタ C1、C2 の電極間距離 g は、互いに同軸で偏心がない場合、 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。

【0036】

このため、送電電極 18 及び受電電極 28 の長さは、 1 cm 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 18 及び受電電極 28 の最大長はチャンネル 14 の長さ D で決定される。例えば、可撓性の内視鏡 10 のチャンネル長 D は、 100 cm 以上 230 cm 以下程度である。第 1 送電電極 18A と第 2 送電電極 18B との間には所定長 α のギャップ（空隙）がある。このため、第 1 送電電極 18A 及び第 2 送電電極 18B の最大長は、おおよそ $(D - \alpha) / 2$ となる。受電電極 28 の最大長も、おおよそ $(D - \alpha) / 2$ である。

【0037】

なお、送電電極 18 及び受電電極 28 の長さは、 5 cm 以上 100 cm 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。

【0038】

なお、送電電極 18 と受電電極 28 との間に、フッ素樹脂などの誘電率 ϵ の高い絶縁材料を配設し容量 C を大きくしてもよい。

【0039】

また、送電電極 18 と受電電極 28 との中心位置を偏心させる、又は、送電電極 18 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。

【0040】

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 18 の全長にわたって受電電極 28 が挿入された状態である。このため、受電電極 28 の長さは送電電極 18 の長さより長いことが好ましく、更に、処置具 20 の開口 14B からの突出量 d を考慮すると、2 つの受電電極 28 の長さの合計は、（2 つの送電電極 18 の長さの合計 + ギャップ α + 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 cm 以上 10 cm 以下である。

【0041】

なお、送電電極 18 等の最短長は、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 C1 の容量 CA とキャパシタ C2 の容量 CB との合成容量と、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。

【0042】

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。

【0043】

10

20

30

40

50

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、第 1 送電電極 1 8 A が操作部 1 2 のチャンネル 1 4 に配設されていて、第 2 送電電極 1 8 B 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。

【 0 0 4 4 】

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 の長さと略同じ長さの電極であってもよい。

【 0 0 4 5 】

送電電極 1 8 と受電電極 2 8 とは、処置部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。

10

【 0 0 4 6 】

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 の大きなキャパシタ $C 1$ 、 $C 2$ を構成できる。

【 0 0 4 7 】

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低い。

20

【 0 0 4 8 】

送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 は長さ 5 c m 以上とすることが容易であるが、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 9 】

更に、キャパシタ $C 1$ 、 $C 2$ は、同心円状の対向電極からなるため、チャンネル 1 4 の中で処置具 2 0 が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 5 0 】

30

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。

【 0 0 5 1 】

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 5 2 】

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。

40

【 0 0 5 3 】

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 の重心が開口 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。ここで、重心とは、送電又は受電に関わる電極全長の長手方向の中央位置を意味する。電極が長手方向に複数に分割されている場合、その全てを含んだ全長の中央位置である。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。

50

【 0 0 5 4 】

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 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

10

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 (2 2 A、2 2 B) 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 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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) がいないため、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いため、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。

20

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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。

30

【 0 0 6 1 】

更に、図 7 に示すように、内視鏡システム 1 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 を有していてもよい。送受電回路は、インダクタンス成分が加わることにより所定の共振周波数 F 1 の直列共振回路を構成している。

【 0 0 6 2 】

そして、キャパシタ C 1 の容量 C A 及びキャパシタ C 2 の容量 C B 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。

40

【 0 0 6 3 】

(式 1)

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

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。

【 0 0 6 4 】

50

なお、インダクタンス素子 17 に替えて、処置具 20 の受電部 29 がインダクタンス素子を含んでいてもよいし、送電部 19 及び受電部 29 が、それぞれインダクタンス素子を含んでいてもよい。

【0065】

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。

【0066】

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 20 に出力する電力の ON/OFF 制御には、スイッチを用いる。図 1 では、スイッチをフットスイッチ 31 として例示したが、電源 30、内視鏡 10 の操作部 12、又は、処置具 20 の操作部 21C にスイッチが配設されていてもよい。

【0067】

電源 30 と接続されたスイッチ又は電源 30 に配設されたスイッチは、電源 30 の出力を ON/OFF 制御する。操作部 12 又は操作部 21C に配設されたスイッチは、送電部 19 又は受電部 29 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。

【0068】

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。

【0069】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 では、電源 30 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 30 とは別体で配設されているか、又は、内視鏡 10 の操作部 12、又は、処置具 20 に配設されている。

【0070】

< 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 1A ~ 1F 等について説明する。内視鏡システム 1A ~ 1F 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、類似しているので、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。

【0071】

内視鏡システム 1A ~ 1F 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。

【0072】

< 変形例 1 > 共振制御

図 8 に示すように、内視鏡システム 1A では、インダクタンス素子 17A がインダクタンス可変素子である。そして、制御部 32A が、共振回路の共振周波数 F_1 が、電源 30 が出力する高周波電力の周波数 F_0 と一致するように、インダクタンス素子 17A 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。

【0073】

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、共振回路の

10

20

30

40

50

共振周波数 F_1 が変化する。しかし、内視鏡システム 1 A では、高周波電力の周波数 F_0 と一致するように共振周波数 F_1 が調整される。

【0074】

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。

【0075】

なお、送受電回路の共振周波数 F_1 の変化に応じて、制御部 32 A が電源 30 を制御して、高周波電力の周波数 F_0 、又は高周波電力の出力値を変化させてもよい。

【0076】

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

10

【0077】

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 $50\ \Omega$ 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。

【0078】

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て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 21 C に配設されていてもよい。

20

【0079】

<変形例 2> 電極構造

送受電部の電極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。

【0080】

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 9 A ~ 図 12 に、送電電極 18 及び受電電極 28 の変形例の電極を示す。

30

【0081】

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。

【0082】

図 9 A の電極 8 A 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 9 B の電極 8 B 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 8 B は可撓性を有する。図 9 C の電極 8 C 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 9 D の電極 8 D 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 9 E の電極 8 E は、複数のスリットにより分割されているが、電氣的には接続されている。電極 8 E 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。

40

【0083】

図 9 F の電極 8 F は、スパイラル状である。なお、電極 8 F 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 9 G の電極 8 G は、スパイラル状で折り返し部を有する。図 9 H の電極 8 H は、長手方向の端部に折り返し部を有する。

【0084】

ここで、処置具 20 の挿入部 21 B には可撓性と機械的強度とを担保するために密巻き

50

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 10 F 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。

【0085】

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。

10

【0086】

また、図 9 I に示す電極 8 I は、電極 8 B と構造は類似しているが、隣り合う円筒状金属部材が、それぞれ送電電極 18 A、又は送電電極 18 B として用いられる。すなわち、隣り合う円筒状金属部材は接続されていない。電極 8 I では、可撓性のチャンネル 14 が、大きく変形し、送電電極 18 A と受電電極 28 A との一つ一つの電極間距離 g_A 、送電電極 18 B と受電電極 28 B との一つ一つの電極間距離 g_B 、が変化しても、キャパシタ C1 の容量 C_A とキャパシタ C1 の容量 C_B とが大きく異なる状態にはならない。すなわち、キャパシタ C1 の容量 C_A の変化と、キャパシタ C1 の容量 C_B の変化と、が平均化される。このため、チャンネル 14 が、大きく変形しても送受電効率が大きく変化しにくい。

20

【0087】

また、図 10 及び図 11 等 に示すように、長手方向の同じ位置に 2 組のキャパシタ C1、C2 が形成されるように送電電極 18 及び受電電極 28 が配置されていてもよい。送電電極 18 と受電電極 28 とを長手方向に配設する場合に比べて、それぞれの電極長を $1/2$ にしたり、電極長の最大長を 2 倍にしたりできるため、設計の自由度が高い。

【0088】

図 12 に示す内視鏡システム 1 B では、送電電極 18 が、送電電極 18 N1 ~ 18 N10 に 10 分割されている。送電電極 18 N1 ~ 18 N10 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。

30

【0089】

内視鏡システム 1 B では、受電電極 28 と最も強く容量結合している送電電極 18 N1 ~ 18 N10 が選択されてキャパシタ C1、C2 が形成される。なお、電極の分割数は、3 以上 10 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。

【0090】

内視鏡システム 1 B では、電極が分割されていても処置具 20 の長手方向を軸中心とする回転に対する電力伝送効率の変化を抑制できる。

【0091】

<変形例 3> 共鳴構造

図 13 に示すように、内視鏡システム 1 C では、送電電極 18 A、18 B が近傍界として交流電界を発生するキャパシタ C3 を構成している。そして、受電電極 28 A、28 B が、キャパシタ C4 を構成しており、前記キャパシタ C4 はキャパシタ C3 が発生した交流電界と容量結合する。

40

【0092】

例えば、図 14 A に示すように送電電極 18 A 及び送電電極 18 B（受電電極 28 A と送電電極 18 B）が、ダイポールアンテナ状に配置されている。

【0093】

更に、内視鏡システム 1 C では、送電部 19 C と受電部 29 C とは、それぞれがインダクタンス素子 17 C、27 C を含み、独立した共振回路を構成している。そして、送電部 19 C の共振周波数 F_{1C} と、受電部の共振周波数 F_{2C} と、高周波電力の周波数 F_0 と

50

は同じである。

【 0 0 9 4 】

なお、送電電極 1 8 及び受電電極 2 8 は図 1 4 B ~ 図 1 4 E に示すような形態でもよい。図 1 4 B ~ 図 1 4 E は、図 1 4 A に示したダイポールアンテナ状の電極を折り返した構造、又は、巻回した構造である。図 1 4 E は長手方向に対にした 2 つの電極を二重螺旋状に巻回している構造を示している。二重螺旋状に巻回された電極は、逆方向に折り返したり巻回したりするよりも大きな容量が得られるため、伝送効率が高く、更に、長手方向に広範囲で電界が分布するために、処置具 2 0 の位置自由度が高く、操作性に優れている。

【 0 0 9 5 】

< 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 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。更に漏洩電磁界を防止するためには、図 1 5 に示すように、電磁界を遮蔽する遮蔽部材 1 8 S を配設した内視鏡 1 0 D を有する内視鏡システム 1 D が好ましい。遮蔽部材 1 8 S は、送電電極 1 8 の外周の少なくとも一部を覆うように配設されていればよいが、外周を完全に覆うように配設することが好ましい。

【 0 0 9 6 】

遮蔽部材 1 8 S 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、ハイドロボロ半導体、又は、導電性樹脂等を用いる。なお、遮蔽部材として、パーマロイ等の軟磁性材料などを用いることで遮蔽だけでなく、磁力線の経路を制御する磁気ヨークとしての効果を得ることもできる。ここで、遮蔽部材 1 8 S は、グラウンドに接続（接地接続）していても良い。

【 0 0 9 7 】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 D では、チャンネル 1 4 が送電部 1 9 を覆う遮蔽部材 1 8 S で覆われている。

【 0 0 9 8 】

< 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 2 9 が受電した電力により動作する負荷部を有する各種のバイ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、高周波凝固処置具、プラズマ用交流発生処置具、発熱処置具、冷却処置具、振動処置具、又は放射処置具などを処置具 2 0 として用いることができる。

【 0 0 9 9 】

更に、デバイスは、高周波電力を生体組織 L T に印加して処置を行う処置具に限られるものではなく、各種の電気駆動式の処置具であってもよい。例えば、超音波振動を利用して生体組織を切開したり凝固したりする超音波処置具、超音波振動を利用して生体組織を粉碎して吸引する超音波吸引処置具、ドリル等の回転力を利用して生体組織を粉碎する切除処置具や、鉗子先端を電動で動かす機能のあるアクチュエータ付き処置具等にも用いることができる。

【 0 1 0 0 】

また、チャンネル 1 4 に挿通されるが、開口 1 4 B から先端部 2 1 A が突出しないプローブ等のデバイスであっても、処置具 2 0 と同様に無線伝送された電力を負荷部に出力できる。すなわち、本発明においてデバイスとは、チャンネル 1 4 に挿通されるが、開口 1 4 B から先端部 2 1 A が突出しないプローブ等も含む。

【 0 1 0 1 】

例えば、内視鏡の挿入形状を検出する内視鏡形状検出装置の複数の磁気発生素子を有するプローブも、本発明のデバイスである。無線伝送により受電された電力は負荷部である磁気発生素子に出力される。

【 0 1 0 2 】

また、図 1 6 に示すように、内視鏡システム 1 E の、先端部に L E D 素子 2 2 E が配設

10

20

30

40

50

された補助照明プローブ 20 E も、開口 14 B から先端部 21 A が突出しない状態で使用される。受電した電力は負荷部である LED 素子 22 E に出力される。なお、内視鏡システム 1 E では、電極合計長 L_{elec} 、すなわち送電電極 18 と受電電極 28 との重畳部分の長さの合計と、電極構造によっては存在するギャップ α の合計との和は、50 cm 以上 100 cm 以下であり、チャンネル 14 の長さ D と略同じであるように描いた。

【0103】

なお、図 16 に示すように、開口 14 B から先端部 21 A が突出しない補助照明プローブ 20 E でも、動作位置までチャンネル 14 に挿入された状態、言い換えれば、電力供給が必要な挿入状態において、送電部 19 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 29 が配設される。

10

【0104】

補助照明プローブ 20 E を用いると、例えば特殊光観察機能を搭載していない内視鏡であっても、必要に応じて、補助照明プローブ 20 E が発生する、患部に適した波長の特殊光を照射して、より効果的な観察ができる。

【0105】

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。

【0106】

例えば、必要電力が 1 W の処置具の受電効率は、必要電力が 100 W 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。

20

【0107】

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。

【0108】

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。

30

【0109】

<変形例 6> 電力変換

内視鏡システム 1 等では受電部 29 が受電した高周波交流電力を、そのまま処置部 22 の処置に用いていた。すなわち、処置に用いる電力は、電源 30 が出力する高周波電力と同じ、例えば、13.56 MHz の正弦波交流電力であった。

【0110】

これに対して図 17 に示すように、変形例 6 の内視鏡システム 1 F の処置具 20 F は、受電部 29 が受電した高周波電力を変換して処置部 22 に出力する電力変換部 25 を有する。電力変換部 25 は、受電部 29 が受電した電力を、処置部 22 の処置に適した仕様の電力に変換する。更に、図には示していないが、受電部 29 が受電した高周波電力を直接、処置部 22 に出力するか、電力変換部 25 に出力するかを切り替えるスイッチである出力切替部を有しても良い。

40

【0111】

電力変換部 25 は、例えば正弦波の高周波交流電力を、昇圧したり、直流電力、パルス波形電力、減衰波形電力、又は矩形波電力等に振幅変調したり、周波数変調したりする。

【0112】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 F の処置具 20 F は、受電部 29 が受電した電力の波形等を、処置部が印加する電力の波形等に変換する電力変換部 25 を有する。更に、処置具 20 F は、受電部 29 が受電した電力をそのまま、又は電力変換部 25 が変換した電力、のいずれかを、処置部 22 に印加するための出力切替部を有する

50

受電部 2 9 が受電した電力を、処置に適した電力に変換して処置部 2 2 に出力する内視鏡システム 1 F は、より適切な処置ができる。

【 0 1 1 3 】

< 第 2 実施形態 >

次に第 2 実施形態の内視鏡システム 1 G について説明する。内視鏡システム 1 G は、すでに説明した内視鏡システム 1 ~ 1 F と類似しているので、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。

【 0 1 1 4 】

図 1 8 に示すように、内視鏡システム 1 G の処置具 2 0 G は、受電した交流電力を直流電力に変換する電力変換部 2 5 G と、電力変換部 2 5 G が出力する電力を蓄える蓄電部 4 0 と、蓄電部 4 0 の蓄電状態を告知する告知部 4 1 と、蓄電部 4 0 が蓄えて出力する直流電力を処置部 2 2 の仕様に応じた電力に変換する駆動部 4 2 と、を具備する。

10

【 0 1 1 5 】

蓄電部 4 0 としては、リチウムイオン二次電池等のバッテリーに限られるものではない。例えば、電気二重層コンデンサは、蓄電可能容量は二次電池よりも小さいが、急速充放電が可能で、充放電による劣化が少ないこと、から蓄電部 4 0 として特に好ましく用いることができる。また、蓄電部 4 0 が、二次電池と電気二重層コンデンサとから構成されていてもよい。

【 0 1 1 6 】

告知部 4 1 は、例えば L E D からなる表示部であり、蓄電部 4 0 の蓄電量（充電残量）を表示する。例えば、表示部は、蓄電量が十分で長時間の処置可能なときには、緑色に発光し、蓄電量がやや少ないときは黄色に発光し、蓄電量が少なく処置不可能なときには赤色に発光する。また、告知部 4 1 は処置により放電された蓄電部 4 0 が、受電された電力を蓄電することで処置可能な蓄電量になったときに、音、光、又は振動等により術者に告知してもよい。

20

【 0 1 1 7 】

内視鏡システム 1 G は、内視鏡システム 1 等が有する効果を有し、更に、受電部 2 9 が電力を受電できない状態でも処置を行える。なお、1 次電池を具備する内視鏡システムでも上記効果を得ることはできるが、電池交換の必要のない蓄電部 4 0 を有することが、より好ましい。

30

【 0 1 1 8 】

更に、処置部 2 2 が電力を用いる時間は短時間でかつ間欠的である。このため、処置具 2 0 G は、受電部 2 9 が小電力しか受電できなくても、処置と処置との間に、蓄電部 4 0 を充電できる。

【 0 1 1 9 】

また、受電した電力を直接、処置に用いる処置具では処置に必要な電力量が大きいときには、送電部 1 9 が発生する電界強度を強くする必要がある。しかし、送電部 1 9 が発生できる電界強度、すなわち、処置部 2 2 に供給できる電力には限界がある。

【 0 1 2 0 】

処置具 2 0 G は、蓄電部 4 0 が蓄えた電力を処置に用いるため、処置部 2 2 が必要な電力が、受電部 2 9 が受電する電力を超えていても問題はなく、かつ、強い電界発生が不要であるにも係わらず、大電力処置が可能である。すなわち、瞬間的に大電力が必要なときにも、送電部 1 9 が強い電界を発生する必要がない。このため、漏洩電界が周囲の機器等に悪影響を及ぼすおそれがない。

40

【 0 1 2 1 】

すなわち、内視鏡システム 1 G は、電源 3 0 が出力する高周波電力が小さくてすむため、送電部 1 9 からの電界漏洩が少なく、発熱等の問題も発生しにくい。

【 0 1 2 2 】

もちろん、内視鏡システム 1 G においても、処置に必要な電力が小さいときには、受電部 2 9 が受電した電力を、そのまま処置に用いても良い。

50

【 0 1 2 3 】

ここで、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は、それぞれの内視鏡システムの効果を併せ持つ。

【 0 1 2 4 】

例えば、一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、高周波電力を出力する電源と、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、電力を被処置部に通電する一対のブレードを含む処置部が突出する処置具と、を具備し、

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流により交流電界を発生する、前記チャンネルの外周面に沿って敷設された、第 1 送電電極及び第 2 送電電極、を含む送電部を有し、

10

前記処置具が、電力により処置を行う処置部と、前記処置部が動作位置まで前記チャンネルに挿入された状態において、前記第 1 送電電極と同心円状に対向配置され第 1 キャパシタを構成する第 1 受電電極と、前記第 2 送電電極と同心円状に対向配置され、前記第 1 キャパシタと同じ長さで第 2 キャパシタを構成する第 2 受電電極と、を含み、前記送電部とともに前記電源から入力される前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の共振回路を構成する、前記交流電界を受電する受電部と、前記受電部が受電する電力を蓄え、前記受電部が受電する前記電力よりも大きい電力を前記処置部に出力する蓄電部と、前記蓄電部の蓄電状態を告知する告知部と、を有する。

20

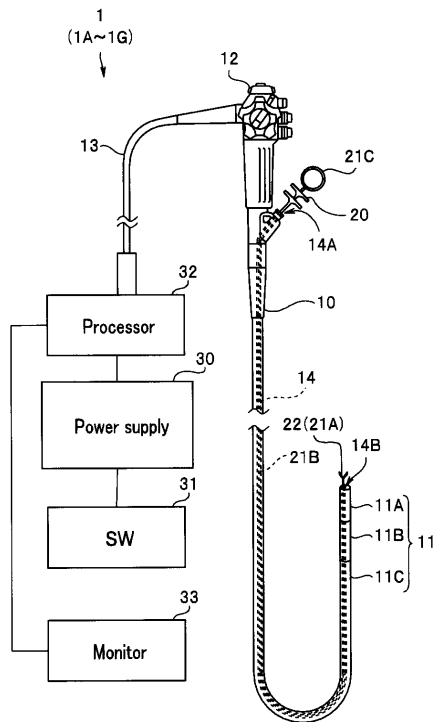
【 0 1 2 5 】

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。

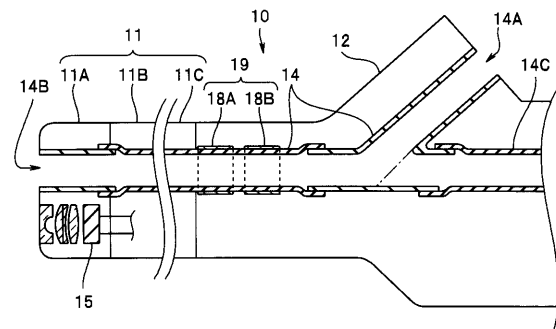
【 0 1 2 6 】

本出願は、2013年6月28日に日本国に出願された特願2013-136760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。

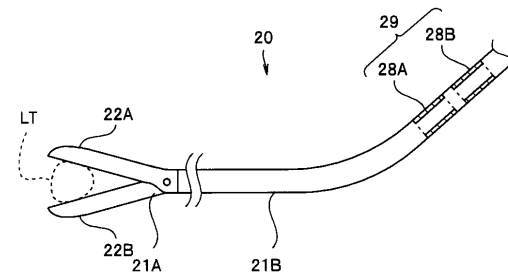
【図 1】



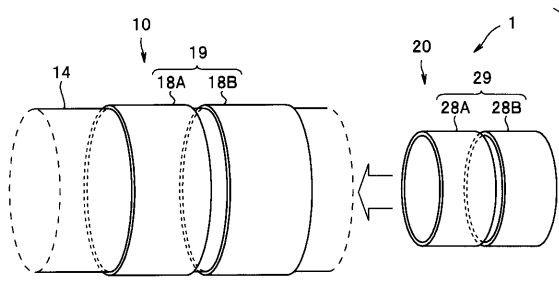
【図 2】



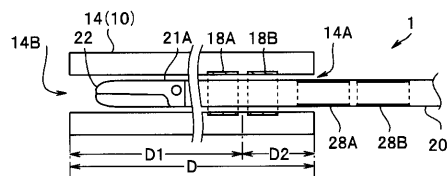
【図 3】



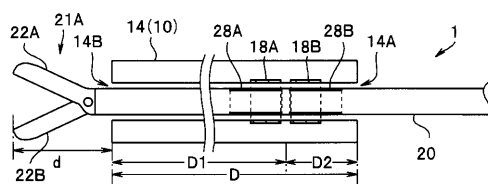
【図 4】



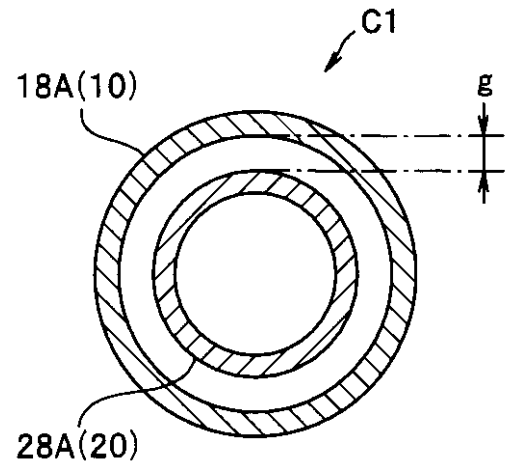
【図 5 A】



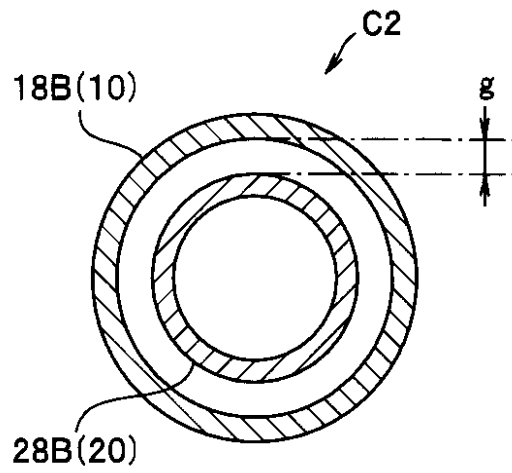
【図 5 B】



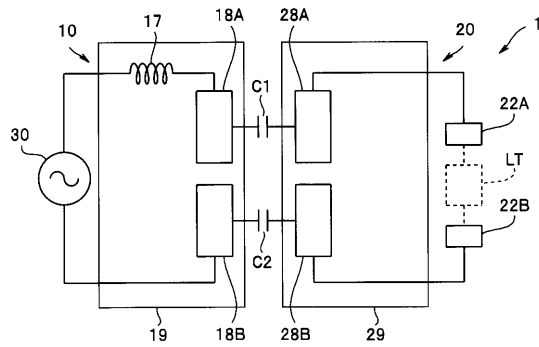
【図 6 A】



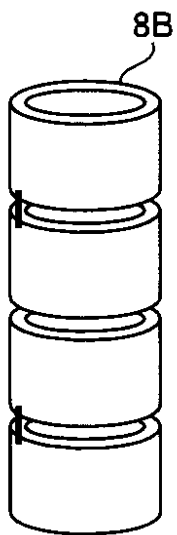
【図 6 B】



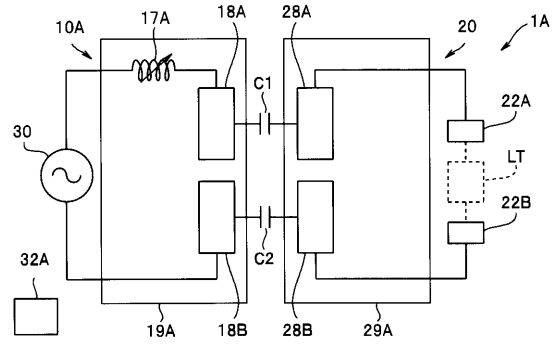
【図 7】



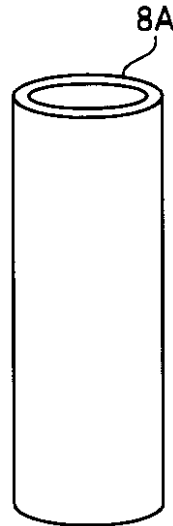
【図 9 B】



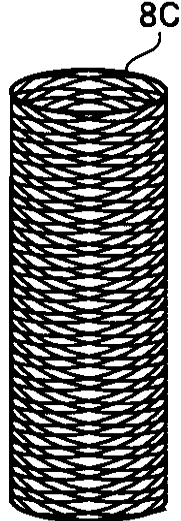
【図 8】



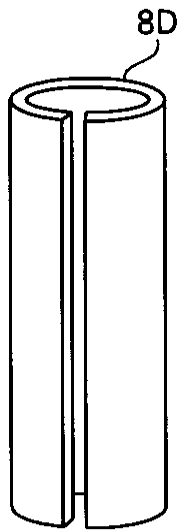
【図 9 A】



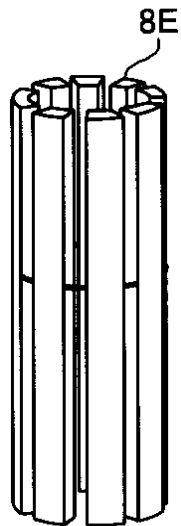
【図 9 C】



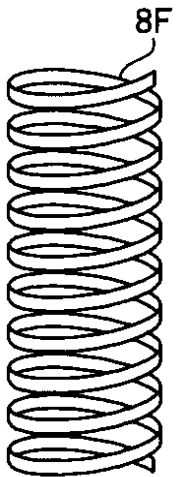
【図 9 D】



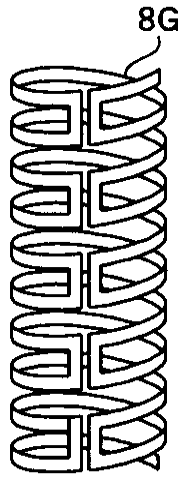
【図 9 E】



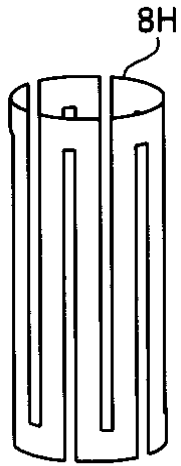
【図 9 F】



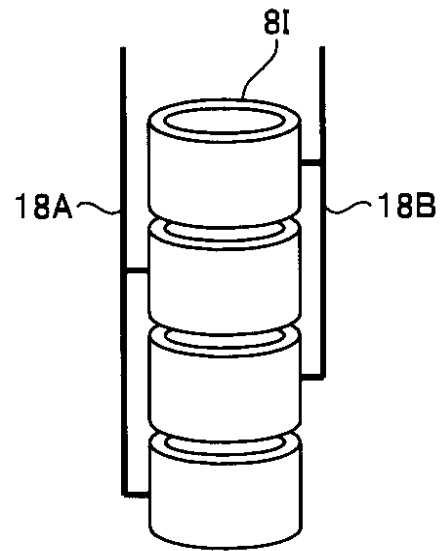
【図 9 G】



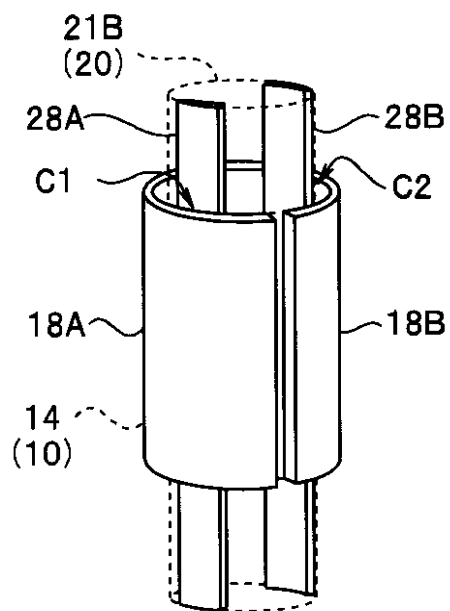
【図 9 H】



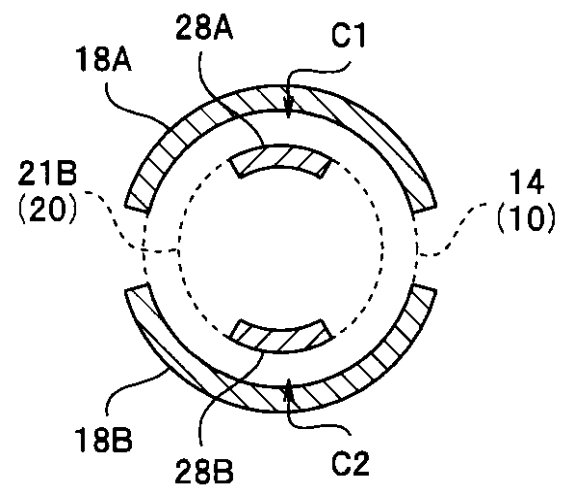
【図 9 I】



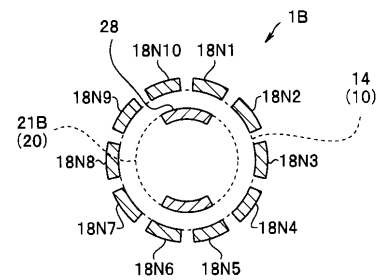
【図 10】



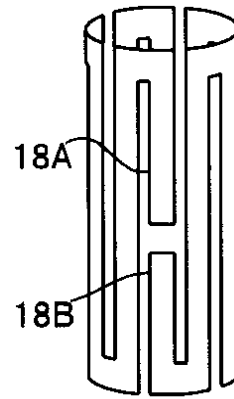
【図 11】



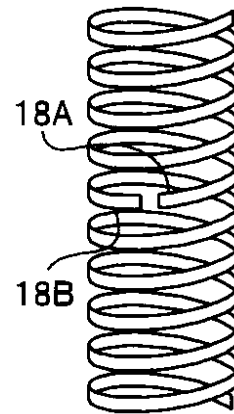
【図 12】



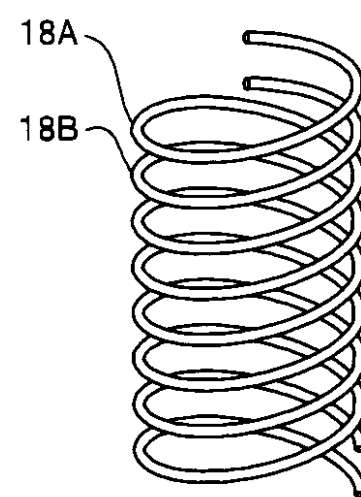
【 図 1 4 B 】



【 図 1 4 C 】



【 図 1 4 E 】



28

29

25G

40

41

42

20G(1G)

22A

22B

LT

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 山口 裕之

(56)参考文献 特開2005-224426(JP,A)

特開平11-099158(JP,A)

特開2013-121201(JP,A)

特開2013-123319(JP,A)

特開2012-055697(JP,A)

原川健一 他,「電界結合技術によるワイヤレス電極伝送技術の可能性」,竹中技術研究報告,
2010年,No.66

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6120963B2	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	JP2015523871	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 G02B23/24		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B1/00029 A61B1/00124 A61B1/018 A61B18/1206 A61B18/1445 A61B2017/0034 A61B2018/00178 A61B2018/00601 A61B2018/00982 A61B2018/1286 A61B2018/147 A61B2560/0214 G02B23/2476 H02J50/05		
FI分类号	A61B1/00.334.A A61B1/00.334.D G02B23/24.A		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	山口博之		
优先权	2013136760 2013-06-28 JP		
其他公开文献	JPWO2014208106A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统1包括：内窥镜10，其具有穿过插入部分11的柔性通道14;治疗工具20从内窥镜10的操作部分12的插入开口14A插入并穿过通道14;用于输出高频电力的电源30，其中内窥镜10具有电力传输单元19，电力传输单元19包括第一传输电极18A和第二传输电极18B，以产生以高频施加到通道14的交变电场处理工具20具有电力接收单元29，电力接收单元29包括电容耦合到第一发送电极18A的第一接收电极28A和电容耦合到第二发送电极18B的第二接收电极28B，以接收交变电场，从而与电力传输单元19一起形成谐振电路，谐振电路的谐振频率与高频电源的频率相同。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6120963号 (P6120963)	
(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)		(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)			
(51) Int. Cl.		F I			
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		3 3 4 A	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		3 3 4 D	
		G 0 2 B 23/24		A	
請求項の数 14 (全 23 頁)					
(21) 出願番号 特願2015-523871 (P2015-523871)		(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2 9 5 1 番地			
(86) (22) 出願日 平成26年1月17日 (2014. 1. 17)		(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進			
(86) 国際出願番号 PCT/JP2014/050804		(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖			
(87) 国際公開番号 W02014/208106		(74) 代理人 100135932 弁理士 藤浦 治			
(87) 国際公開日 平成26年12月31日 (2014. 12. 31)		(72) 発明者 鶴田 尚英 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパス株式会社内			
(87) 審査請求日 平成27年5月25日 (2015. 5. 25)		(72) 発明者 杉山 勇太 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4 3番2号 オ リンパス株式会社内			
(31) 優先権主張番号 特願2013-136760 (P2013-136760)					
(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)					
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム					