

【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、
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介して前記先端部の開口から、前記高周波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、
を具備する内視鏡システムであって、

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交流磁界を発生する、前記チャンネルの外周に巻回された、電磁界を遮蔽する遮蔽部材で覆われた第 1 のソレノイドコイルを含み、前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の第 1 の共振回路を構成する送電部を有し、

10

前記処置具が、

前記開口から前記処置部が突出した状態において、前記第 1 のソレノイドコイルを貫通する第 2 のソレノイドコイルを含み、前記第 1 の共振回路と同じ共振周波数の第 2 の共振回路を構成する受電部と、を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

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、

20

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磁界を発生する送電部を有し、

前記デバイスが、前記送電部が発生する前記交流磁界を介して電力を受電する受電部を有し、前記受電部が受電した電力が負荷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 3】

前記送電部及び前記受電部が、それぞれ、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していることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記送電部が、前記チャンネルの外周に巻回された、前記交流磁界を発生する第 1 のコイルを含み、

前記受電部が、前記デバイスの長手方向に巻回された前記交流磁界を受電する第 2 のコイルを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記デバイス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、前記送電部の長手方向の全長を貫通する位置に前記受電部が配設されていることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

40

前記デバイスが、前記高周波電力を前記被処置部に通電する一対のブレードを含む処置部を先端部に有する処置具であることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

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 2 又は請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記デバイスが、前記受電部が受電する電力を蓄え、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 2 又は請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

50

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求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

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 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 2 のソレノイドコイルが、前記デバイスの可撓性の挿入部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 2 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【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】

【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、内視鏡の軟性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。

20

【0004】

高周波切開鉗子及び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。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。

【0005】

なお、米国特許第 6 3 7 1 9 6 7 号明細書には、トロツカーの送電コイルから、トロツカーに挿入された手術用処置具の受電コイルに電力を無線給電することが開示されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】米国特許第 7 8 2 4 4 0 7 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 6 9 4 9 0 6 8 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 6 3 7 1 9 6 7 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

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。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一態様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介して前記先端部の開口から、前記高周波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、を具備する内視鏡システムであって、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交流磁界を発生する、前記チャンネルの外周に巻回された、電磁界を遮蔽する遮蔽部材で覆われた第 1 のソレ

50

ノイドコイルを含み、前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の第 1 の共振回路を構成する送電部を有し、前記処置具が、前記開口から前記処置部が突出した状態において、前記第 1 のソレノイドコイルを貫通する第 2 のソレノイドコイルを含み、前記第 1 の共振回路と同じ共振周波数の第 2 の共振回路を構成する受電部と、を有する。

【 0 0 0 9 】

また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磁界を発生する送電部を有し、前記デバイスが、前記送電部が発生する前記交流磁界を介して電力を受電する受電部を有し、前記受電部が受電した電力が負荷部に出力される。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

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 】

【 0 0 1 1 】

【 図 1 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの構成図である。

20

【 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コイル及び受電コイルの模式図である。

【 図 5 A 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの断面模式図である。

【 図 5 B 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの断面模式図である。

【 図 6 】 第 1 実施形態の内視鏡システムの等価回路図である。

【 図 7 】 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 8 】 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 9 A 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

30

【 図 9 B 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

【 図 9 C 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

【 図 9 D 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

【 図 9 E 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

【 図 9 F 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

40

【 図 9 G 】 第 1 実施形態の変形例 3 の内視鏡システムのインダクタンス素子の模式図である。

【 図 1 0 】 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模式図である。

【 図 1 1 】 第 1 実施形態の変形例 5 の内視鏡システムの等価回路図である。

【 図 1 2 】 第 1 実施形態の変形例 6 の内視鏡システムの内視鏡の断面模式図である。

【 図 1 3 】 第 1 実施形態の変形例 7 の内視鏡システムの断面模式図である。

【 図 1 4 】 第 1 実施形態の変形例 8 の内視鏡システムの構成図である。

【 図 1 5 】 第 2 実施形態の内視鏡システムの構成図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 2 】

50

< 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。

【0013】

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。

10

【0014】

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。

20

【0015】

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

【0016】

処置具 20 は、処置部 22 が配設された先端部 21A と、細長い可撓性の挿入部 21B と、挿入部 21B の基端部側に配設された、術者が体外で操作する操作部 21C と、を有する。処置具 20 は、挿入口 14A から挿入されチャンネル 14 を挿通して開口 14B から、先端部 21A が突出する。

【0017】

先端部 21A は処置部 22 である、高周波電流が通電される一対のブレード（電極）22A、22B（図 3 参照）を有する。操作部 21C の操作に応じて鉗子の一対のブレード 22A、22B（図 3 参照）に挟持された被処置部である生体組織（患部）LT は、高周波電流によるジュール熱で切除/止血される。

30

【0018】

電源 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。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 13.56MHz 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。

【0019】

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。

40

【0020】

すなわち、図 2 及び図 4 に示すように、内視鏡 10 は電源 30 が出力する高周波電力を交流磁界に変換する磁界発生用の第 1 のインダクタンス素子を含む送電部 19 を有する。内視鏡 10 の第 1 のインダクタンス素子は、チャンネル 14 の外周に巻回された第 1 のソレノイドコイル（以下「第 1 コイル」、「送電コイル」ともいう）18 である。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 14C と接続されている。

【0021】

50

送電部 19 は、操作部 12 又は挿入部 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。

【0022】

また、インダクタンス素子としての機能上は、第 1 コイル 18 の導体が中空部の内面に露出しているもよいが、チャンネル 14 は送気吸引等にも用いられるため、中空部の内面は摩擦の小さな絶縁体で封止されていることが好ましい。

【0023】

一方、図 3 及び図 4 に示すように、処置具 20 は、磁界受電用の第 2 のインダクタンス素子を含む受電部 29 を有する。処置具 20 の第 2 のインダクタンス素子は、挿入部 21 B の長手方向に巻回された第 2 のソレノイドコイル（以下「第 2 コイル」、「受電コイル」ともいう）28 である。

【0024】

図 2 ~ 図 4 に示したソレノイドコイルは、いわゆる 1 層巻であるが 2 層巻等の多層巻でもよい。また、コイルの導線が絶縁体で被覆された被覆導線の場合には、隣接導線が接するように、より密に巻回されていてもよい。巻回数（ターン数）の多いソレノイドコイルは、インダクタンス L が高いため、より強い交流磁界を発生したり、より大きな誘導電流を受電したりできる。

【0025】

チャンネル 14 の内径 $\phi(14)$ は、処置具 20 の挿入部 21 B が、挿通可能なように、挿入部 21 B の外径 $\phi(20)$ よりも大きい。例えば $\phi(14) = 2.8 \text{ mm}$ であり、 $\phi(20) = 2.5 \text{ mm}$ である。

【0026】

なお、第 2 コイル 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 $\phi(20)$ が大きくてもよい。また、挿入部 21 B はチャンネル 14 内を挿通容易とするため、外面が摩擦の小さな絶縁体、例えば、フッ素樹脂で覆われていることがより好ましい。

【0027】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 は、内視鏡 10 と、処置部 22 で処置を行う処置具 20 と、処置部 22 に電力を供給する電源 30 と、を具備し、内視鏡 10 は、可撓性の挿入部 11 と挿入部の基端側に配設された操作部 12 とを含み、操作部 12 に設けられた処置具挿入口 14 A と、それを基点に挿入部先端まで貫通するチャンネル 14 と、チャンネル 14 の内部に印加される交流磁界を発生する送電コイル 18 を含む送電部 19 と、を有し、処置具 20 は、処置具挿入口 14 A よりチャンネル 14 に出し入れ自在に挿通される形状であって、送電コイル 18 で発生した交流磁界と誘導的に結合でき、外装又は内部の一部を置きかえるように設けられている受電コイル 28 を含む受電部 29 を有し、処置具 20 がチャンネル 14 に挿入されると、送電コイル 18 と受電コイル 28 とが、互いに誘導的に結合する。

【0028】

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 に挿入されても、開口 14 B から処置具先端部 21 A が突出するまでは、処置具 20 の第 2 コイル 28 は、内視鏡 10 の第 1 コイル 18 が発生する交流磁界を効率良くは受電できない。これは、交流磁界は、電波のように伝搬されない非放射界であるためである。すなわち、例えば周波数 13.56 MHz では交流磁界の波長は約 22 m であるのに対して構造物はそれに比べて十分に小さいため、交流磁界は電波のように遠方まで伝搬されない。

【0029】

これに対して、図 5 B に示すように、内視鏡システム 1 では、開口 14 B から処置具先端部 21 A が突出した状態、すなわち、処置具 20 が動作位置までチャンネル 14 に挿入された状態では、第 2 コイル 28 は第 1 コイル 18 の内部に挿入された状態となり、第 1

10

20

30

40

50

コイル 1 8 の中心軸と第 2 コイル 2 8 の中心軸とは略一致し、同軸になる。このため、チャンネル 1 4 の内部で処置具 2 0 の位置がチャンネル 1 4 の中心から偏心しても、送受電効率（伝送効率）は大きくは変化しない。第 1 コイル 1 8 と第 2 コイル 2 8 とは、安定的に誘導的に結合する。このため、第 2 コイル 2 8 は、電磁誘導効果により、第 1 コイル 1 8 が発生する交流磁界を最も効率良く受けられる。

【 0 0 3 0 】

ここで、第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 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、第 1 コイル 1 8 の最大長はチャンネル 1 4 の長さ D で決定され、第 2 コイル 2 8 の最大長は挿入部 2 1 B の長さで決定される。例えば、可撓性の内視鏡 1 0 のチャンネル長 D 及び挿入部 2 1 B の長さは、1 0 0 c m 以上 2 3 0 c m 以下程度であり、第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 2 8 の最大長は、チャンネル長 D と同じである。なお、第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 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。

10

【 0 0 3 1 】

なお、図 2 に示した第 1 コイル 1 8 は操作部 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、第 1 コイル 1 8 は軟性部 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 に示した第 2 コイル 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コイルであってもよい。

【 0 0 3 2 】

20

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。このため、第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 2 8 は長さ 5 0 c m 以上とすることも容易であるが、可撓性の軟性部 1 1 C の内部に配置される第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 2 8 は可撓性を有している必要がある。

【 0 0 3 3 】

可撓性の長い挿入部 1 1 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、第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 2 8 の長さを、挿入部 1 1 の長さに応じて、例えば 5 0 c m 以上と長くできるため、無線電力伝送の効率が高い。なお、第 1 コイル 1 8 及び第 2 コイル 2 8 の長さの上限は、例えば 2 0 0 c m である。

【 0 0 3 4 】

30

ここで、コイルの長さが長くなると抵抗 R も高くなる。このため、コイルの長さは、特に、インダクタンス L / 抵抗 R に比例する Q 値に依存する伝送効率を考慮すると、1 層巻では、2 0 0 c m 以下、2 層巻では、1 5 0 c m 以下であることが特に好ましい。

【 0 0 3 5 】

なお、最も送受電効率が高くなるのは、第 1 コイル 1 8 の全長にわたって同軸の第 2 コイル 2 8 が挿入された状態、言い換えれば、第 2 コイル 2 8 が第 1 コイル 1 8 を貫通した状態である。このため、第 2 コイル 2 8 の長さは第 1 コイル 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、第 2 コイル 2 8 の長さは、（第 1 コイル 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。

40

【 0 0 3 6 】

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、第 1 コイル 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、内視鏡の第 1 コイル 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、挿入孔 1 4 A から第 1 コイル 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。

【 0 0 3 7 】

それぞれの第 1 コイル 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

50

0 に対して効率良く無線給電できる。

【0038】

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14に挿入された状態において、送電部18が発生した交流磁界を最も効率良く受電する位置に受電部28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。

【0039】

図6の等価回路図に示すように、内視鏡システム1では、電源30及び送電部19を含む内視鏡側回路と、受電部29及び処置部22(22A、22B)を含み、電力を消費する負荷部である生体組織LT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。

10

【0040】

しかし、受電部29は、送電部19近傍の空間に発生した非放射の交流磁界Mと誘導的に結合する。誘導的に結合した受電部29には誘導起電力が生じ、それにより生じた誘導電流によって処置具20の処置部22に電力が供給される。なお、電源30とソレノイドコイル18とを接続している配線は、接地接続されていてもよい。

【0041】

内視鏡システム1の処置具20は、電源30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Mは内視鏡10の外部に漏洩しにくいため、周囲の機器等に対する漏洩電磁界の影響が小さい。

20

【0042】

また、チャンネル14に挿入された処置具20のソレノイドコイル28は、内視鏡10のソレノイドコイル18と同軸であるため、結合係数が高い。更に、ソレノイドコイル28及びソレノイドコイル18の長さは、軟性内視鏡10の挿入部11の長さと同様まで長くできるため、更に相互インダクタンスを大きくすることが容易である。

【0043】

なお、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。ソレノイドコイル28を、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。

30

【0044】

すなわち、形状保持用のスパイラルコイルに通電用の2本の導線を接続することで、導線間をソレノイドコイル28として用いることができる。もちろん、隣り合う素線が短絡しないように、ソレノイドコイル28として用いる部分の素線には絶縁材料が被覆される。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、ソレノイドコイル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。

40

【0045】

また、内視鏡10内部に送電部19を配設することにより、送電部19と受電部29の相対位置関係が規定されるため、送電部19及び受電部29の間の強い結合状態、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。

【0046】

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31を用いる。図1では、スイッチ31をフットスイッチとして例示したが、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。

【0047】

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

50

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。

【0048】

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。

【0049】

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。

10

【0050】

< 第 1 実施形態の変形例 >

次に第 1 実施形態の変形例 1 ~ 7 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。

【0051】

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。

20

【0052】

< 変形例 1 > 共振回路

図 7 に示す内視鏡システム 1A は、内視鏡 10A の送電部 19A 及び処置具 20A の受電部 29A は、キャパシタンス素子 17、27 を有する。送電部 19A 及び受電部 29A は、それぞれの回路に容量成分が加わることにより、それぞれが所定の共振周波数の共振回路を構成している。なお、回路の寄生容量だけでも共振回路形成は不可能ではないが、共振周波数を所定値に設定するためにはキャパシタンス素子 17、27 は必要である。また、図 7 では、キャパシタンス素子 17、27 は電源 30 の出力に対して直列接続されているが、並列接続されていてもよい。

30

【0053】

ここで、電源 30 及び送電部 19A を含む内視鏡側回路と、受電部 29A 及び処置部 22 (22A、22B) を含み、電力を消費する負荷部である生体組織 LT に電流を印加する処置具側回路とはグラウンドを共有しない別回路である。

【0054】

そして、送電部 19A のキャパシタンス素子 17 のキャパシタンス C1 と第 1 コイル 18 のインダクタンス L1、受電部 29A のキャパシタンス素子 27 のキャパシタンス C2 と第 2 コイル 28 のインダクタンス L2、及び電源 30 が出力する高周波電力の周波数 F0 は以下の (式 1) の関係になっている。

【0055】

(式 1)

40

$$\sqrt{L1C1} = \sqrt{L2C2} = 1/2\pi F0$$

【0056】

言い換えれば、電源 30 が出力する高周波電力の周波数 F0 と、送電部 19A の共振周波数 F1 とは、略一致している。このため、送電部 19A は効率的に交流磁界 M を発生できる。更に送電部 19A の共振周波数 F1 は、受電部 29A の共振周波数 F2 と、略一致している。このため、送電部 19A と受電部 29A とは、磁界共鳴状態となるため、受電部 29A は交流磁界 M を効率的に受電できる。

【0057】

50

以上の説明のように、内視鏡システム 1 A では、送電コイル 1 8 を含む送電部 1 9 A と受電コイル 2 8 を含む受電部 2 9 A とは、それぞれ共振回路を構成しており、高周波電力の周波数 F_0 と送電部 1 9 A の共振周波数と受電部 2 9 A の共振周波数とが同じである。なお、周波数が同じとは、 $\pm 5\%$ の範囲内であることを意味する。なお、配線構造等により不可避に生じる寄生容量及び自己インダクタンスも、前共振回路の成分に含めて設計される。なお、以上の説明では、キャパシタンス素子 1 7 は内視鏡 1 0 A の構成要素であるが、送電部 1 9 A 全体として共振周波数 F_1 の共振回路となっていればよい。例えば、プロセッサ 3 2 に配設されていてもよい。

【0058】

このため内視鏡システム 1 A は、内視鏡システム 1 よりも、送受電効率が高い。

10

【0059】

< 変形例 2 > インピーダンスマッチング

図 8 に示す内視鏡システム 1 B は、送電部 1 9 及び受電部 2 9 が、それぞれインピーダンスマッチング部 1 9 B、2 9 B を有する。

【0060】

送電部 1 9 側のインピーダンスマッチング部 1 9 B は、電源 3 0 の出力に対して直列接続されたインダクタンス素子 1 6 B と、並列接続されたキャパシタンス素子 1 7 B と、を有する。インピーダンスマッチング部 1 9 B は、電源 3 0 のインピーダンスと、インピーダンスマッチング部 1 9 B よりも処置部 2 2 側のインピーダンスとを一致させている。インピーダンスが一致しているため、電源 3 0 から処置部 2 2 側への電力入力効率が高い。

20

【0061】

一方、受電部 2 9 側のインピーダンスマッチング部 2 9 B は、処置部 2 2 に対して直列接続されたインダクタンス素子 2 6 B と、並列接続されたキャパシタンス素子 2 7 B と、を有する。インピーダンスマッチング部 2 9 B は、インピーダンスマッチング部 2 9 B よりも電源 3 0 側のインピーダンスと、処置部 2 2 のインピーダンスとを一致させている。インピーダンスが一致しているため、インピーダンスマッチング部 2 9 B より電源 3 0 側から処置部 2 2 への電力入力効率が高い。

【0062】

送電部 1 9 のインピーダンスマッチング部 1 9 B は、電源 3 0 の出力に対して直列接続されたキャパシタンス素子 1 7 B と、並列接続されたインダクタンス素子 1 6 B と、を有していてもよい。受電部 2 9 のインピーダンスマッチング部 2 9 B は、処置部 2 2 に対して直列接続されたキャパシタンス素子 2 7 B と、並列接続されたインダクタンス素子 2 6 B と、を有していてもよい。

30

【0063】

上記では、インピーダンスマッチング部として、インダクタンス素子及びキャパシタンス素子を用いて説明したが、他に抵抗等のレジスタンス素子、伝送線路等を組み合わせても可能であるが、レジスタンス素子は損失が増すため、使用しないことが好ましい。

【0064】

なお、以上の説明では、インピーダンスマッチング部 1 9 B、2 9 B を、送電部 1 9 及び受電部 2 9 の一部として説明したが、例えば、インピーダンスマッチング部 1 9 B はプロセッサ 3 2 の一部でもよい。また、インピーダンスマッチング部 2 9 B が処置具 2 0 B の操作部 2 1 C に配設されていてもよい。すなわち、内視鏡 1 0 B がインピーダンスマッチング部 1 9 B を含み、処置具 2 0 B がインピーダンスマッチング部 2 9 B を含んでいればよい。

40

【0065】

内視鏡システム 1 B は、内視鏡システム 1、1 A よりも、電源 3 0 から送電部 1 9 への電力の入力効率が高い。

【0066】

変形例 1 及び変形例 2 の共振回路及びインピーダンスマッチング回路は、いずれも内視

50

鏡システム 1 の送受電効率の改善のための構成要素であり、必須の構成要素ではない。このため、内視鏡 10 又は処置具 20 の一方だけが、共振回路及びインピーダンスマッチング回路の少なくともいずれかを有していてもよいし、両方が共振回路及びインピーダンスマッチング回路を有していてもよい。

【0067】

また、送電部 19 又は受電部 29 は、送受電効率が最も高くなるように、キャパシタンス素子 17 B、27 B 又はインダクタンス素子 16 B、26 B のリアクタンスを自動的に変化させることが好ましい。このため、図 8 に示すように、キャパシタンス素子 17 B、27 B はキャパシタンス可変素子であることが好ましく、インダクタンス素子 16 B、26 B はインダクタンス可変素子であることが好ましい。なお、キャパシタンス可変素子 17 B、27 B 及びインダクタンス素子 16 B、26 B は、それぞれ制御部 19 X、29 X により制御される。制御部 19 X は、例えば、プロセッサ 32、電源 30 又は内視鏡 10 B に配設されており、制御部 29 X は、処置具 20 B に配設されている。

10

【0068】

< 変形例 3 > インダクタンス素子構造

内視鏡システム 1 では、送電部 19 の磁界発生用のインダクタンス素子及び受電部 29 の受電用のインダクタンス素子として、ソレノイドコイル 18、28 を例に説明したが、交流磁界 M の発生又は受電のためのインダクタンス素子は、ソレノイドコイルに限られるものではない。

【0069】

例えば、図 9 A から図 9 G に示したインダクタンス素子を用いることができる。なお、図において、直線状の導線の延設方向が、チャンネル 14 又は処置具 20 の長手方向である。

20

【0070】

図 9 A に示したスパイラルコイル 18 A (28 A)、図 9 B に示したチャンネル 14 の長手方向に配設されるスパイラルコイル 18 B (28 B)、図 9 C に示した 1 ターンループコイル 18 C (28 C)、図 9 D に示した両端部が開放状態のソレノイドコイル 18 D (28 D)、図 9 E に示した両端部が開放状態のスパイラルコイル 18 E (28 E)、図 9 F に示した中空の筒状導体 18 F (28 F) を用いることができる。また、単純な線路 (不図示) であってもインダクタンス素子として用いることができる。

30

【0071】

インダクタンス素子の構造によって発生する交流磁界の分布及び磁界結合状態等は大きく異なる。しかし、いずれの場合も、送電部 19 で発生した交流磁界 M により受電部 29 で誘導起電力が生じるため、無線で電力伝送できる。

【0072】

なお、インダクタンス素子は、1 つである必要はなく、図 9 G に示したように、複数のインダクタンス素子からなっても良い。また、複数のインダクタンス素子は、チャンネル長手方向に配設されている場合だけでなく、チャンネル周方向に配設されていても良い。

【0073】

受電部 29 の処置具 20 によってインダクタンス素子の発生する磁界 M の指向性が、複数パターンあるような場合であっても、送電部 19 が複数のインダクタンス素子を配設する構成とし、当該処置具 20 に適切なインダクタンス素子を駆動することにより処置具 20 に無線で電力を供給できる。

40

【0074】

以上の説明のように、送電部 19 のインダクタンス素子及び受電部 29 のインダクタンス素子は、近接したときに、少しでも誘導結合する場合には、結合係数が小さかったとしても、送電部 19 又は受電部 29 を含む共振回路の Q 値を高くすることによって電力の無線伝送が可能である。なお、受電部 29 のインダクタンス素子の構成は送電部 19 のインダクタンス素子の構成と同じでもよいし、異なってもよい。

50

【 0 0 7 5 】

< 変形例 4 > 中継構造

図 1 0 及び図 1 1 に示すように、内視鏡システム 1 C の処置具 2 0 C は、受電部 2 9 C が、中継コイル群を有する。すなわち、受電部 2 9 C は、処置部 2 2 と接続された受電コイル 2 8 C A に加えて、それぞれが他のコイルと電氣的に接続されていない複数の中継コイル部 2 8 C B、2 8 C C からなる中継コイル群を有する。なお、中継コイル部の数は、1 個でもよいし、3 個以上でもよい。

【 0 0 7 6 】

中継コイル部 2 8 C B、2 8 C C は、インダクタンス素子（コイル）と直列接続されたキャパシタンス素子とからなる。キャパシタンス素子はインダクタンス素子のインピーダンス成分を打ち消すだけの容量を有する。

10

【 0 0 7 7 】

電源 3 0 が出力した交流電力により、送電部 1 9 の送電コイル 1 8 が交流磁界 M を発生する。交流磁界 M は、送電コイル 1 8 と強く結合している中継コイル部 2 8 C C に誘導起電力を発生させる。すると、負荷が接続されていない受電部である中継コイル部 2 8 C C は、送電部として機能し交流磁界 M を発生する。このため、隣接する中継コイル部 2 8 C B に誘導起電力が発生する。同様に中継コイル部 2 8 C B を介して受電コイル 2 8 C A に誘導起電力が発生し、処置部 2 2 に電力が供給される。

【 0 0 7 8 】

例えば、すでに説明したように、チャンネル長 D の異なる複数の内視鏡と、1 個の受電コイル 2 8 を有する処置具 2 0 と、を具備する内視鏡システムでは、それぞれの内視鏡の送電コイル 1 8 を開口 1 4 B から所定の距離 D 1 の位置に配設する必要があった。

20

【 0 0 7 9 】

これに対して、処置具 2 0 C は、受電コイル 2 8 C A 及び中継コイル部 2 8 C B、2 8 C C のうち、少なくともいずれかが、送電コイル 1 8 の内部に挿入され強く結合していれば効率的な無線給電ができる。

【 0 0 8 0 】

また、受電コイル 2 8 C A の可撓性が低い場合に、非可撓性部である先端部 1 1 A 内のチャンネル 1 4 に受電コイル 2 8 C A を配設しておき、可撓性の高い中継コイルを軟性部 1 1 C 内に配設しておくことで、挿入部 1 1 の柔軟性を確保できる。また、このように中継コイルを軟性部 1 1 C 内に配設することで、長い受電コイル 2 8 C A を用いる場合よりも、挿入部 1 1 の柔軟性を確保できる。なお、可撓性が低い中継コイルであっても、長さが短ければ、挿入部 1 1 の柔軟性を確保できる。

30

【 0 0 8 1 】

なお、図 1 0 等では、受電コイル 2 8 C A 及び中継コイル部 2 8 C B、2 8 C C の中心線が 1 本の直線上に配設されているように図示しているが、もちろん、これらのコイルの中心線は同軸であれば曲線上に配設されていてもよい。

【 0 0 8 2 】

以上の説明のように、内視鏡システム 1 C では、処置具 2 0 の受電部 2 9 は、交流磁界 M を中継する中継部（中継コイル部）が長手方向に連設されており、中継部と受電部 2 9 の受電コイル 2 8 C A とは有線接続されていない。なお、送電部 1 9 の送電コイル 1 8 も中継コイル群を介して交流磁界 M を中継していてもよい。

40

【 0 0 8 3 】

なお、中継コイル部に替えて、それぞれが導線で接続されている複数のコイルを有するコイル群により、送電コイル、受電コイルが構成されていても内視鏡システム 1 C と同様の効果を有することは言うまでも無い。

【 0 0 8 4 】

< 変形例 5 > 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 M は内視鏡 1 0 の外部に漏洩しにくい。更に漏洩電磁界を

50

防止するためには、図 12 に示すように、電磁界 M を遮蔽する遮蔽部材 18 S を配設した内視鏡 10 D を有する内視鏡システム 1 D が好ましい。遮蔽部材 18 S は、第 1 コイル 18 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。

【0085】

遮蔽部材 18 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、ハイドロブ半導体、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や、それによりコイル同士の結合係数を大きくする効果を得ることもできる。ここで、遮蔽部材 18 S は、グラウンドに接続（接地接続）していても良い。

10

【0086】

また、遮蔽部材 18 S として、導体材料と磁性材料とを積層して用いることも好ましく、この場合には、導体材料を磁性材料の外側に配設することで、磁性材料の磁気ヨーク効果により磁界 M の広がり小さくなるため、導体材料の内部に進入する磁界 M が減少し渦損が小さく、伝送効率の低下を防止できる。

【0087】

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 14 が送電部 19 を覆う遮蔽部材 18 S で覆われている。そして、遮蔽部材 18 は、導体又は磁性体の少なくともいづれかである。又は、遮蔽部材 18 S が、導体及び磁性体からなる場合には、導体が磁性体よりも外周に配設されていることが好ましい。

20

【0088】

なお、処置具 20 の第 2 コイル 29 の内部に軟磁性材料からなる磁気コアを挿入してもよい。

【0089】

< 変形例 6 > 処置具

内視鏡システム 1 の内視鏡 10 のチャンネル 14 に挿通されるデバイスとしては、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、ホットバイオブシー鉗子、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 20 として用いることができる。

30

【0090】

更に、前記デバイスは、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。

【0091】

また、チャンネル 14 に挿通されるが、開口 14 B から先端部 21 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 20 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 14 に挿通されるが、開口 14 B から先端部 21 A が突出しないプローブ等も含む。

40

【0092】

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。

【0093】

また、図 13 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 22 E が配設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

50

される。受電した電力は負荷部であるLED素子22Eに出力される。

【0094】

なお、図13に示すように、開口14Bから先端部21Aが突出しない補助照明プローブ20E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が発生した交流磁界Mを最も効率良く受電する位置に受電部29が配設される。

【0095】

補助照明プローブ20E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20E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。

10

【0096】

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る、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。

【0097】

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、例えば第2のコイル28の巻数が少なく設定されている。

【0098】

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。

20

【0099】

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。

【0100】

<変形例7>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、13.56MHzの正弦波交流電力であった。

【0101】

30

これに対して内視鏡システム1Fの処置具20Fは、図14に示すように、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。

【0102】

電力変換部25は、例えば正弦波の高周波交流電力を、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。

【0103】

40

以上の説明のように、内視鏡システム1Fの処置具20F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20F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20に印加するための出力切替部を有する

【0104】

受電部29が受電した電力を、処置に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1Fは、より適切な処置ができる。

【0105】

<第2実施形態>

次に第2実施形態の内視鏡システム1Gについて説明する。内視鏡システム1Gは、す

50

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 0 6 】

図 1 5 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。

【 0 1 0 7 】

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。

10

【 0 1 0 8 】

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 0 9 】

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うことができる。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。

【 0 1 1 0 】

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 1 】

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 が発生する磁界強度を強くする必要がある。しかし、送電部 1 9 が発生できる磁界強度、すなわち、処置部 2 2 に直接供給できる電力には限界がある。

30

【 0 1 1 2 】

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、強い磁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 が強い磁界 M を発生する必要がない。このため、漏洩電磁界が周囲の機器等に悪影響を及ぼすおそれがない。

【 0 1 1 3 】

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 からの電磁界漏洩が少なく、発熱等の問題も発生しにくい。

40

【 0 1 1 4 】

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。

【 0 1 1 5 】

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 1 6 】

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

50

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介して前記先端部の開口から、前記高周波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、を具備する内視鏡システムであって、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交流磁界を発生する、前記チャンネルの外周に巻回された、電磁界を遮蔽する遮蔽部材で覆われた、第1のソレノイドコイルを含み、前記高周波電力の周波数と同じ共振周波数の第1の共振回路を構成する送電部を有し、前記処置具が、前記開口から前記処置部が突出した状態において、前記第1のソレノイドコイルを貫通する第2のソレノイドコイルを含み、前記第1の共振回路と同じ共振周波数の第2の共振回路を構成する受電部と、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。

10

【0117】

本発明は、上述した実施形態及び変形例等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、組み合わせ、及び応用が可能である。

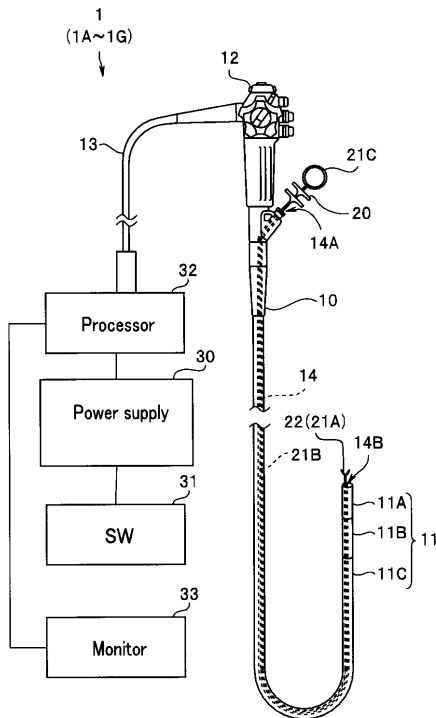
【符号の説明】

【0118】

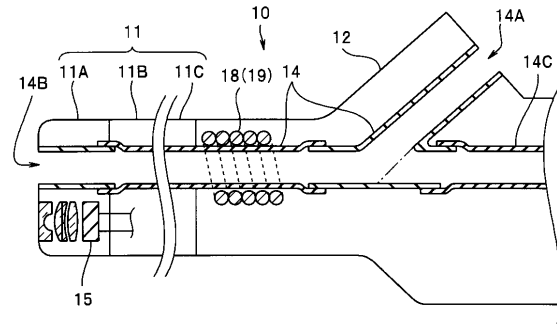
1～1G・・・内視鏡システム、10・・・内視鏡、11・・・挿入部、12・・・操作部、13・・・ユニバーサルコード、14・・・チャンネル、15・・・撮像部、16・・・インダクタンス素子、17・・・キャパシタンス素子、18・・・ソレノイドコイル、19・・・送電部、20・・・処置具、22・・・処置部、25・・・電力変換部、26・・・インダクタンス素子、27・・・キャパシタンス素子、28・・・ソレノイドコイル、29・・・受電部、30・・・電源、31・・・スイッチ、32・・・プロセッサ、33・・・モニタ、40・・・蓄電部、41・・・告知部、42・・・駆動部

20

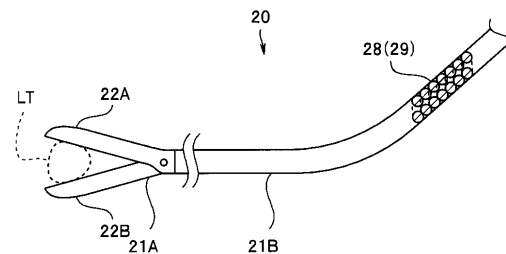
【図1】



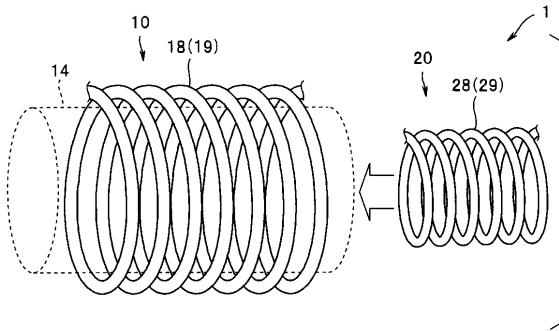
【図2】



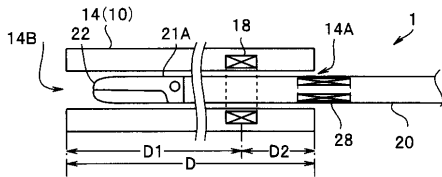
【図3】



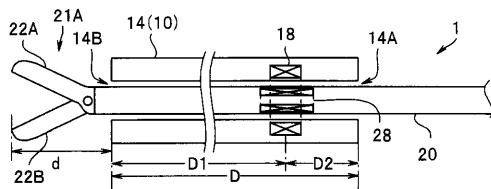
【図 4】



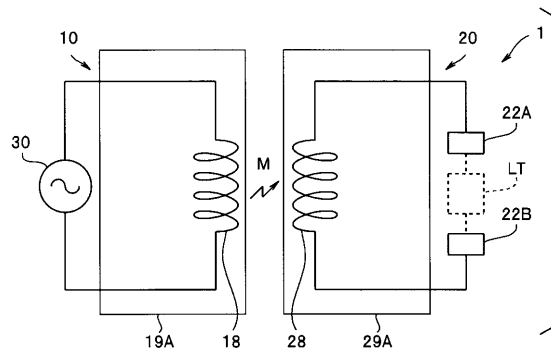
【図 5 A】



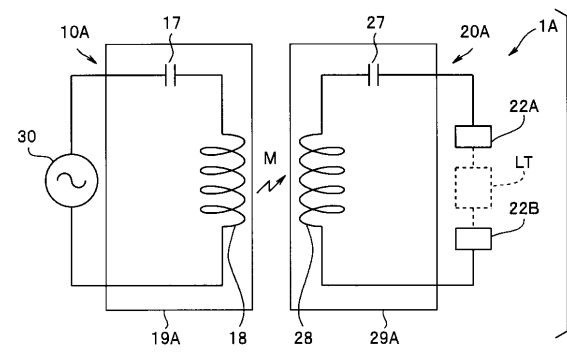
【図 5 B】



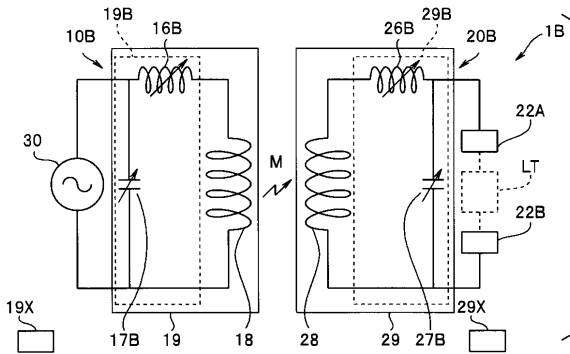
【図 6】



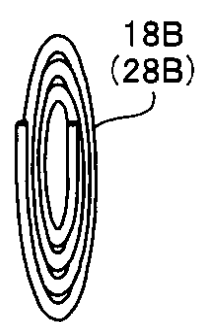
【図 7】



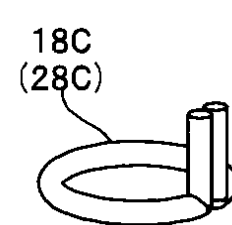
【図 8】



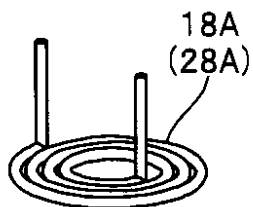
【図 9 B】



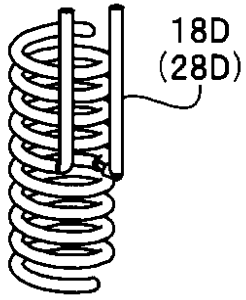
【図 9 C】



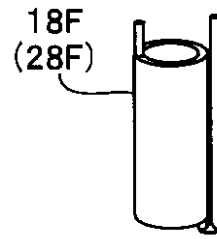
【図 9 A】



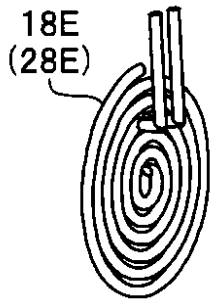
【図 9 D】



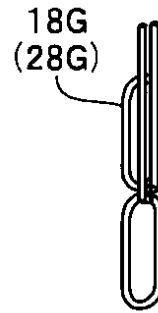
【図 9 F】



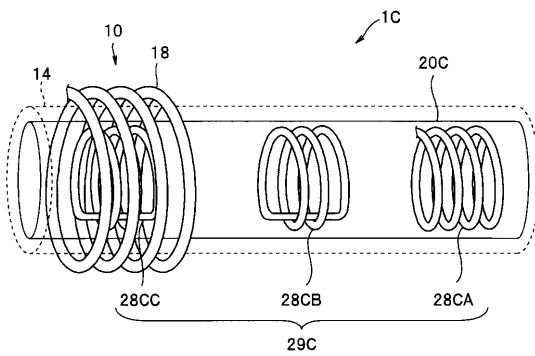
【図 9 E】



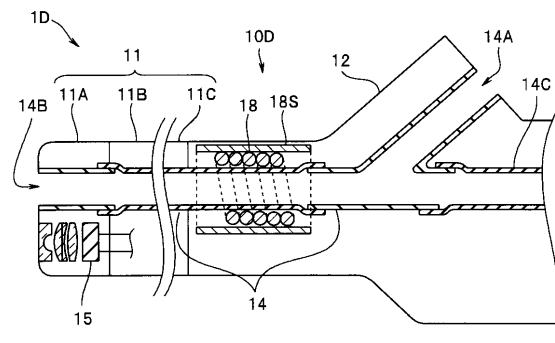
【図 9 G】



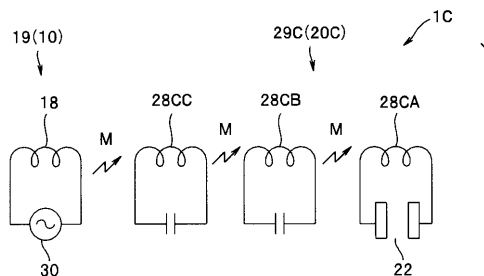
【図 1 0】



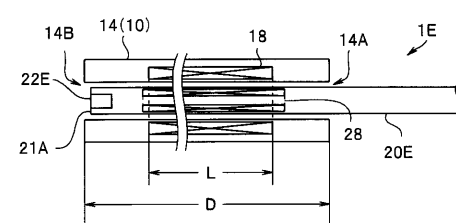
【図 1 2】



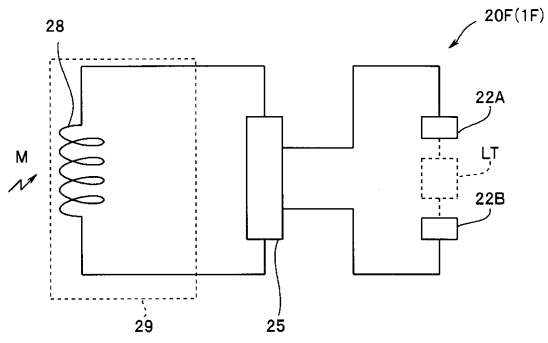
【図 1 1】



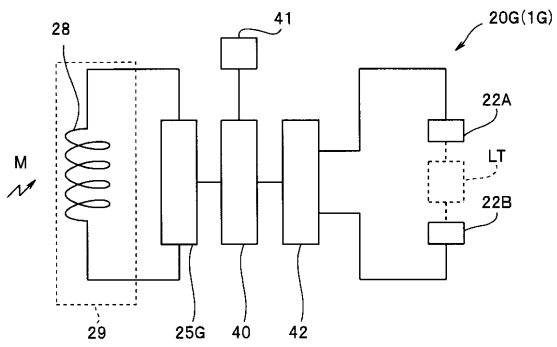
【図 1 3】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
	G 0 2 B 23/26	C

(72) 発明者 松井 亮
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
F ターム (参考) 2H040 BA23 DA12 DA17 DA56
4C161 FF43 GG15

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2015008910A	公开(公告)日	2015-01-19
申请号	JP2013136762	申请日	2013-06-28
[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		
[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 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00029 A61B1/00071 A61B1/005 A61B1/018 A61B18/1442 A61B18/1492 A61B2018/00982 H02J50/10 A61B18/12 A61B2017/0034 A61B2018/00077 A61B2018/00178 A61B2560/0214		
FI分类号	A61B1/00.300.R A61B1/00.300.J A61B1/00.334.D G02B23/24.B G02B23/24.A G02B23/26.C A61B1/00.622 A61B1/00.683 A61B1/018.513 A61B1/018.515 A61B1/05 A61B18/12		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA12 2H040/DA17 2H040/DA56 4C161/FF43 4C161/GG15 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK22 4C160/KK39 4C160/KL03 4C160/MM03 4C160/MM43		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6095507B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统1G，该内窥镜系统1G具有可操作性并且具有通过通道14插入体内的治疗工具20。内窥镜系统1G包括柔性内窥镜10，治疗工具20和电源30。柔性内窥镜10具有动力传输单元19，该动力传输单元19包括缠绕在柔性通道14上的第一线圈18，柔性通道14将来自电源30的电功率转换成AC磁场，并且治疗工具20具有开口14B。并且，受电部29具有第二线圈28，该第二线圈28配置在突出处理部22时最有效地受电的位置。[选型图]图1

