

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4544942号
(P4544942)

(45) 発行日 平成22年9月15日 (2010.9.15)

(24) 登録日 平成22年7月9日 (2010.7.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/00 3 0 0 A
G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2004-244982 (P2004-244982)
 (22) 出願日 平成16年8月25日 (2004.8.25)
 (65) 公開番号 特開2006-61255 (P2006-61255A)
 (43) 公開日 平成18年3月9日 (2006.3.9)
 審査請求日 平成19年8月3日 (2007.8.3)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100106909
 弁理士 棚井 澄雄
 (74) 代理人 100064908
 弁理士 志賀 正武
 (74) 代理人 100101465
 弁理士 青山 正和
 (74) 代理人 100094400
 弁理士 鈴木 三義
 (74) 代理人 100086379
 弁理士 高柴 忠夫

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】

可撓性を有する内視鏡の挿入部の先端に着脱自在に設けられた光学アダプタを備える内視鏡システムにおいて、

前記内視鏡は、

交流電源の高周波成分に高周波信号を多重化する第1の加算器と、

所定の周波数帯域の信号を送る第1のバンドパスフィルタと、

前記第1の加算器および前記第1のバンドパスフィルタに接続された第1の誘電性素子と、

を有し、

前記光学アダプタは、

観察部位を照明する発光素子と、

自身の観察面に結像した前記観察部位の観察像を出力する撮像素子と、

前記発光素子に所定の動作電圧を供給するとともに、前記撮像素子に電力を供給する整流回路と、

前記整流回路および前記撮像素子と接続され、信号を所定の周波数帯域に分割する第2のバンドパスフィルタと、

前記整流回路に接続されるとともに、前記撮像素子の出力信号を高周波信号に変調して交流電源の高周波成分に多重化する第2の加算器と、

前記第2のバンドパスフィルタおよび前記第2の加算器と接続され、前記第1の誘電

10

20

性素子から交流電源を供給可能とされた第 2 の誘電性素子と、
を有する

ことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記光学アダプタは、

前記撮像素子と前記第 2 のバンドパスフィルタとの間に接続され信号を復調する復調器
と、

前記撮像素子と前記第 2 の加算器との間に接続され信号を高周波信号に変調する変調器
と、

を有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。

10

【請求項 3】

前記光学アダプタが直視用であ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】

前記光学アダプタが側視用であることを特徴とする請求項 1 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、光学アダプタを有する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

20

近年、内視鏡システムは、必要に応じて処置具を用い、体腔内臓器を観察しながら治療処置を行う医療用内視鏡として、また、ボイラー・タービン・エンジン・化学プラント等の、内部の傷・腐食等の観察・検査を行う工業用内視鏡として幅広く用いられている。このような内視鏡システムでは、内視鏡先端部に複数の光学アダプタを取り付けて観察を行うことがある。また、光学アダプタに発光素子や温度検出手段等の電力消費部を内蔵したものが提案されている。

【0003】

このような光学アダプタを備えた内視鏡は、光学アダプタの内部に照明部として複数の LED が対物レンズの周辺に配置されているものや、撮像素子として CCD が設けられている（例えば、特許文献 1 参照。）。この内視鏡は、内視鏡本体に LED 及び CCD へ電源を供給する構造を備え、光学アダプタ基端面の接点と、内視鏡挿入部先端の接点とが接触することにより、光学アダプタに内蔵された LED 等の電力消費部を駆動する。

30

【0004】

また、光学アダプタ内部に照明部として複数の LED が対物レンズの円周上に配置された内視鏡先端部が提案されている（例えば、特許文献 2 参照。）。この場合、内視鏡本体に LED へ電源を供給する回路を備え、光学アダプタからの接点ピンが内視鏡挿入部先端の接点受けに接触することにより、光学アダプタに内蔵された電力消費部を駆動するようになっている。

【0005】

さらに、光学アダプタの内部に照明部として照明用 LED と、撮像素子としての C - M O S イメージセンサとを設けている電子内視鏡も提案されている（例えば、特許文献 3 参照。）。この電子内視鏡は、操作部内に LED 及び C - M O S イメージセンサに電源を供給する回路を備えており、光学アダプタと内視鏡挿入部先端とが、それぞれの構成に合うように設置された接続部に接触することによって、光学アダプタに内蔵された電力消費部を駆動するようになっている。

40

【特許文献 1】特開平 10 - 216085 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 89130 号公報

【特許文献 3】特開 2001 - 61777 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 6 】

上記従来の技術には以下のような課題が残されている。

従来の光学アダプタに内蔵された電力消費部を駆動させる方法として、電氣的接続端子を用いた接触式給電方式では、光学アダプタ及び内視鏡挿入部先端それぞれの接点部分が剥き出しであるため、静電印加によるLED等の電力消費部の破損が起きたり、接点端子部分の錆びによる導通不良が生じたりするおそれがある。また、接点端子を嵌め合わせる時に、所定位置からずれてしまい、接点端子が変形して光学アダプタが接続できなくなってしまうおそれもある。さらに、光学アダプタ及び内視鏡挿入部先端それぞれの構造が複雑化してしまい、取り扱い性の悪さや高コストといった問題もある。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、光学アダプタ及び内視鏡に設けられたそれぞれの接点が剥き出しの状態とならずに、光学アダプタの接続を簡略化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】

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するために、本発明は、以下の手段を提供する。

本発明の内視鏡システムは、可撓性を有する内視鏡の挿入部の先端に着脱自在に設けられた光学アダプタを備える内視鏡システムにおいて、前記内視鏡は、交流電源の高周波成分に高周波信号を多重化する第1の加算器と、所定の周波数帯域の信号を送る第1のバンドパスフィルタと、前記第1の加算器および前記第1のバンドパスフィルタに接続された第1の誘電性素子と、を有し、前記光学アダプタは、観察部位を照明する発光素子と、自身の観察面に結像した前記観察部位の観察像を出力する撮像素子と、前記発光素子に所定の動作電圧を供給するとともに、前記撮像素子に電力を供給する整流回路と、前記整流回路および前記撮像素子と接続され、信号を所定の周波数帯域に分割する第2のバンドパスフィルタと、前記整流回路に接続されるとともに、前記撮像素子の出力信号を高周波信号に変調して交流電源の高周波成分に多重化する第2の加算器と、前記第2のバンドパスフィルタおよび前記第2の加算器と接続され、前記第1の誘電性素子から交流電源を供給可能とされた第2の誘電性素子と、を有する。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る内視鏡システムにおいては、電力消費部に非接触で給電するため、従来のように電氣的接続端子が剥き出しの状態になることがないので、接続端子の錆び等による導通不良の発生を抑えることができる。このように、非接触状態であれば、接触状態に依存することがないため、安定した状態で給電することが可能となる。また、挿入部先端に光学アダプタを装着するだけで良いため、従来のように挿入部先端と光学アダプタとに設けられた電氣的接続部分同士の嵌め合わせを行わなくて良い。したがって、光学アダプタの接続を簡略化することが可能になる。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の内視鏡システムは、前記光学アダプタは、前記撮像素子と前記第2のバンドパスフィルタとの間に接続され信号を復調する復調器と、前記撮像素子と前記第2の加算器との間に接続され信号を高周波信号に変調する変調器と、を有することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の内視鏡システムは、前記光学アダプタが直視用であることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の内視鏡システムは、前記光学アダプタが側視用であることを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明においては以下の効果を奏する。

本発明に係る内視鏡システムによれば、電力消費部に非接触で給電するため、従来のように電氣的接続端子が剥き出しの状態になることがないので、接続端子の錆び等による導通不良の発生、さらには接点端子の破損や変形を抑えることができる。このように、非接触状態であれば、接触状態に依存することがないため、安定した状態で給電することが可能となる。また、挿入部先端に光学アダプタを装着するだけで良いため、従来のように挿入部先端と光学アダプタとに設けられた電氣的接続部分同士の嵌め合わせを行わなくて良い。したがって、光学アダプタの接続を簡略化することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

次に、本発明の第1実施形態について、図1を参照して説明する。

10

本実施形態に係る内視鏡システム1は、図1に示すように、可撓性を有する細長の挿入部2とこの挿入部2の先端に着脱自在に設けられた光学アダプタ3とを備える内視鏡10と、この光学アダプタ3及び表示装置5の作動を制御する電源部4とを備えている。

【0020】

挿入部2は、先端に、観察部位の観察像を撮像する固体撮像素子としてのイメージセンサ21と、光学アダプタ3に対向する位置に配された第1の磁性体・コイル(第1の誘電性素子)22とを備えている。

【0021】

光学アダプタ3は、観察部位を照明するLED(電力消費部:発光素子)31と、LED31に所定の動作電圧を供給する整流回路32と、整流回路32に接続された第2の磁性体・コイル(第1の誘電性素子)33と、LED31によって照らされた観察部位の観察像をイメージセンサ21の観察面に結像させるためのレンズ群34とを備えている。また、第2の磁性体・コイル33は、挿入部2の先端に装着された際、第1の磁性体・コイル22の対向する位置に配されている。さらに、第2の磁性体・コイル33は、第1の磁性体・コイル22の磁気結合によって誘起起電力を発生するようになっている。そして、この誘起起電力は、整流回路32によって直流電力に変換され、変換された直流電力がLED31に供給されるようになっている。

20

また、第1の磁性体・コイル22及び第2の磁性体・コイル33は、LED31に非接触により給電を行う非接触給電手段Yとして機能している。

【0022】

30

電源部4は、ACアダプター6に接続された電源供給回路41と、電源供給回路41により供給された電圧に応じて第1の磁性体・コイル22に交流電圧を印加する交流電源回路42と、イメージセンサ21を駆動させるとともに、イメージセンサ21からの信号を処理する信号処理部43とを備えている。このイメージセンサ21に結像した観察像は、光電変換され、光電変換された観察像は映像信号として、信号処理部43により信号処理され、信号線L1を経て表示装置5に表示されるようになっている。

【0023】

次に、このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム1の作用について、以下に説明する。

細長の挿入部2の先端に光学アダプタ3を装着する。その後、交流電源回路42から第1の磁性体・コイル22に交流電源が供給される。このとき、第1の磁性体・コイル22と光学アダプタ3に内蔵されている第2の磁性体・コイル33との間に、交流磁場が発生する。この交流磁場により、挿入部2の先端と光学アダプタ3との間で電磁結合され、光学アダプタ3に交流電源が発生する。発生した交流電源は、整流回路32によって直流電源になり、LED31に供給されLED31が駆動する。そして、LED31により観察部位を照明し、観察した観察像がレンズ群34を介してイメージセンサ21に結像される。この観察像は、イメージセンサ21により電気信号に変換され、信号線L1を介して表示装置5に伝送されて内視鏡画像が映し出される。

40

【0024】

本実施形態に係る内視鏡システム1によれば、第1の磁性体・コイル22と第2の磁性

50

体・コイル 3 3 とを備えているため、光学アダプタ 3 を挿入部 2 の先端に装着するだけで LED 3 1 に電力が供給されるので、LED 3 1 を駆動させることが可能になる。したがって、非接触により光学アダプタ 3 内に電力を供給することができるため、従来のように、挿入部 2 及び光学アダプタ 3 に電氣的接続端子を設けなくて済むことになる。すなわち、電氣的接点端子が剥き出しの状態になるということがないため、接続部分の破壊や変形等のおそれなくなり、良好に光学アダプタに 3 内に電力を供給することができる。

【 0 0 2 5 】

次に、本発明に係る第 2 実施形態について、図 2 を参照して説明する。なお、以下に説明する各実施形態において、上述した第 1 実施形態に係る内視鏡システム 1 と構成を共通とする箇所には同一符号を付けて、説明を省略することにする。

本実施形態に係る内視鏡システム 5 0 において、第 1 実施形態と異なる点は、挿入部 5 1 , 光学アダプタ 6 0 及び電源部 7 0 の構成である。

【 0 0 2 6 】

光学アダプタ 6 0 は、図 2 に示すように、観察部位を照明する LED (電力消費部 : 発光素子) 6 1 と、LED 6 1 に所定の動作電圧を供給する整流回路 6 2 と、整流回路 6 2 にバンドパスフィルタ (以下、BPF と称す) 6 3 及び加算器 6 4 を介して接続された第 2 の磁性体・コイル (第 2 の誘電性素子) 6 5 と、LED 6 1 によって照らされた観察部位の観察像をイメージセンサ (電力消費部 : 撮像素子) 6 6 の観察面に結像させるためのレンズ群 6 7 とを備えている。また、イメージセンサ 6 6 を駆動させるための信号は、BPF 6 3 により所定の周波数帯域に分割されて、復調器 6 9 に送られ、復調器 6 9 を介してイメージセンサ 6 6 へと伝送されるようになっている。さらに、イメージセンサ 6 6 からの出力信号は、変調器 6 8 を介して加算器 6 4 へと伝送されるようになっている。

【 0 0 2 7 】

また、イメージセンサ 6 6 は、BPF 6 3 により所定の周波数帯域に分割された信号が整流回路 6 2 に入力され、整流回路 6 2 により電力が供給されるようになっている。このイメージセンサ 6 6 に結像した観察像は、光電変換され、光電変換された観察像は映像信号として、変調器 6 8 , 加算器 6 4 , 第 2 の磁性体・コイル 6 5 及び挿入部 5 1 の先端に設けられた第 1 の磁性体・コイル (第 1 の誘電性素子) 5 2 を介して電源部 7 0 に伝送されるようになっている。

また、第 1 の磁性体・コイル 5 2 及び第 2 の磁性体・コイル 6 5 は、LED 6 1 及びイメージセンサ 6 6 に非接触により給電を行う非接触給電手段 Z として機能している。

【 0 0 2 8 】

電源部 7 0 は、AC アダプター 6 に接続された電源供給回路 7 1 と、電源供給回路 7 1 により供給された電圧に応じて第 1 の磁性体・コイル 5 2 に交流電圧を印加する交流電源回路 7 2 と、加算器 7 3 及び BPF 7 4 を介して接続されたシステム制御部 7 5 と、システム制御部 7 5 からの信号を処理する信号処理部 7 6 と、入力された駆動信号を高周波信号に変調する変調器 7 7 と、入力された信号を元の出力信号に復調する復調器 7 8 とを備えている。加算器 7 3 は、交流電源回路 7 2 及び変調器 7 7 からの信号を加算した後、第 1 の磁性体・コイル 5 2 に信号を送るようになっている。また、BPF 7 4 は所定の周波数帯域の信号を復調器 7 8 に送るようになっている。

また、光学アダプタ 6 0 により送られてきた観察像は、BPF 7 4 , システム制御部 7 5 及び信号処理部 7 6 を介し、信号線 L 1 を経て表示装置 5 に表示されるようになっている。

【 0 0 2 9 】

次に、このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム 5 0 の作用について、以下に説明する。

細長の挿入部 2 の先端に光学アダプタ 3 を装着する。その後、交流電源回路 7 2 から加算器 7 3 及び BPF 7 4 を介して第 1 の磁性体・コイル 5 2 に交流電源が供給される。そして、第 1 実施形態と同様に、第 2 の磁性体・コイル 6 5 と第 1 の磁性体・コイル 5 2 との間に、交流磁場が発生し、挿入部 2 の先端と光学アダプタ 3 との間で電磁結合され、光

10

20

30

40

50

学アダプタ 3 に交流電源が発生し、整流回路 3 2 によって L E D 3 1 に直流電源が供給され、L E D 6 1 が駆動する。

【 0 0 3 0 】

次に、イメージセンサ 6 6 の駆動方法について説明する。

信号処理部 7 6 は、システム制御部 7 5 からの駆動指令を受けると、駆動信号を変調器 7 7 に送る。そして、変調器 7 7 が、駆動信号を高周波信号に変調し、さらに、この高周波信号が、加算器 7 3 により交流電源回路 7 2 からの交流電源の高周波成分に多重化される。多重化された変調高周波は上述した電磁結合により、光学アダプタ 3 へ伝送されて B P F 6 3 において高周波線分のみが取り出される。そして、復調器 6 9 により元の駆動信号に復調し、イメージセンサ 6 6 へ伝送され、イメージセンサ 6 6 が駆動する。

10

【 0 0 3 1 】

そして、L E D 6 1 により観察部位を照明し、観察した観察像がレンズ群 6 7 を介してイメージセンサ 6 6 に結像される。この観察像は、イメージセンサ 6 6 から出力信号として変調器 6 8 に伝送され、変調器 6 8 によって高周波信号に変調される。変調された高周波信号は、加算器 6 4 によって、交流電源の高周波成分に多重化される。多重化された変調高周波は上述した電磁結合により、挿入部 5 1 を通って B P F 7 4 にて高周波部分のみが取り出され、復調器 7 8 により元の出力信号に復調される。復調された信号は、信号処理部 7 6 へ伝送され、信号処理が行われる。そして、信号線 L 1 を介して表示装置 5 に伝送されて内視鏡画像が映し出される。

【 0 0 3 2 】

20

本実施形態に係る内視鏡システム 5 0 によれば、第 1 の磁性体・コイル 5 2 と第 2 の磁性体・コイル 6 5 とを備えているため、光学アダプタ 6 0 を挿入部 5 1 の先端に装着するだけで L E D 6 1 及びイメージセンサ 6 6 に電圧が供給されるので、L E D 6 1 及びイメージセンサ 6 6 を駆動させることが可能になる。したがって、非接触により光学アダプタ 6 0 内に電力を供給することができるため、従来のように、挿入部 5 1 及び光学アダプタ 6 0 に電氣的接続端子を設けなくて済むことになる。

【 0 0 3 3 】

なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、非接触給電手段が、光学アダプタに設けられた電力受信機と、内視鏡に設けられた電力送信機とを備え、電力送信機から電力受信機に発せられる電磁波により L E D 3 1 , 6 1 及びイメージセンサ 6 6 に給電を行っても良い。この構成では、内視鏡 1 0 に設けられた電力送信機と内視鏡 1 0 の挿入部 2 の先端に取り付けられた光学アダプタ 3 , 6 0 に設けられた電力受信機とが所定の範囲内の距離を有している場合でも、電力送信機から電力受信機に電磁波を発することにより、L E D 3 1 , 6 1 及びイメージセンサ 6 6 に給電を行うことができる。また、光学アダプタ 3 に L E D 3 1 , 6 1 を 1 個配置させたが、必要に応じて複数の L E D 3 1 , 6 1 及びイメージセンサ 6 6 を配置させても良い。

30

また、光学アダプタ 3 , 6 0 は、複数のアダプタ群を備えていても良い。この構成では、光学アダプタ 3 , 6 0 を直視用や側視用など様々なタイプを用意することにより、用途に応じた様々な観察が可能になる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。

【図 2】本発明の第 2 実施形態に係る内視鏡システムを示すブロック図である。

【符号の説明】

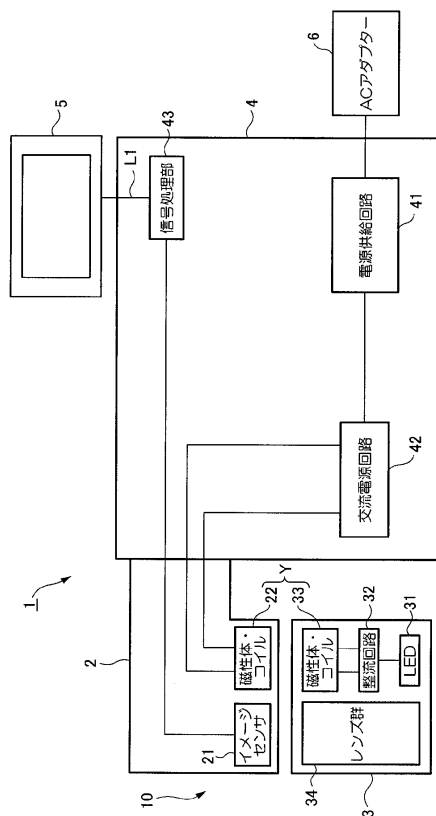
【 0 0 3 5 】

- Y , Z 非接触給電手段
- 1 , 5 0 内視鏡システム
- 2 , 5 1 挿入部
- 3 , 6 0 光学アダプタ

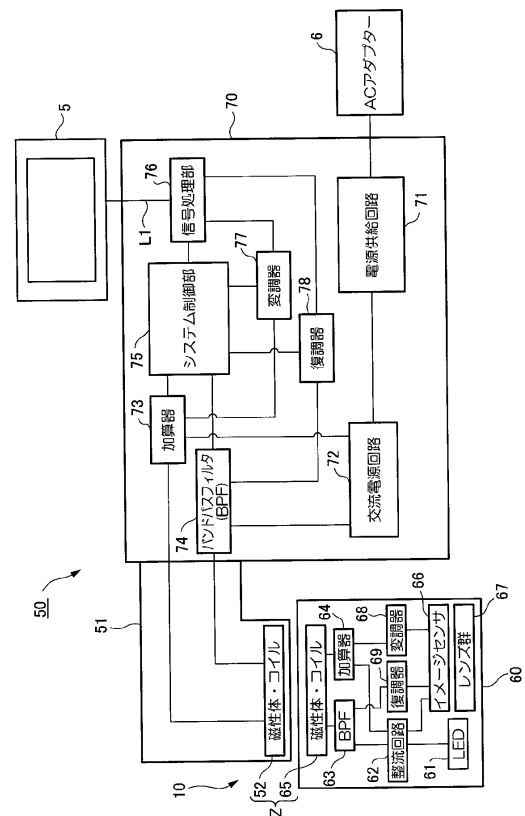
50

- | | |
|-----|------------------------------|
| 1 0 | 内視鏡 |
| 2 2 | 第1の磁性体・コイル（非接触給電手段：第1の誘電性素子） |
| 3 1 | , 6 1 L E D（電力消費部：発光素子） |
| 3 3 | 第2の磁性体・コイル（非接触給電手段：第2の誘電性素子） |
| 5 2 | 第1の磁性体・コイル（非接触給電手段：第1の誘電性素子） |
| 6 5 | 第2の磁性体・コイル（非接触給電手段：第2の誘電性素子） |
| 6 6 | イメージセンサ（電力消費部：撮像素子） |

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 成瀬 真人

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

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平10 - 216085 (J P , A)

特開2001 - 61777 (J P , A)

特開2002 - 263058 (J P , A)

特開2004 - 141419 (J P , A)

特開2004 - 159833 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0

G 0 2 B 2 3 / 2 4

【 図 2 】

[illegible]