

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-252689

(P2007-252689A)

(43) 公開日 平成19年10月4日(2007.10.4)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C O 6 1
	A 6 1 B 1/04 3 7 O	
	G O 2 B 23/24 A	
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-82065 (P2006-82065)
 (22) 出願日 平成18年3月24日 (2006.3.24)

(71) 出願人 000005430
 フジノン株式会社
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (74) 代理人 100095234
 弁理士 飯嶋 茂
 (74) 代理人 100117536
 弁理士 小林 英了
 (72) 発明者 河野 慎一
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地 フジノン株式会社内

最終頁に続く

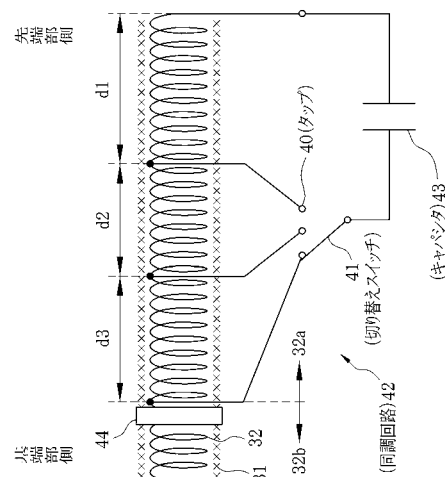
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 安価な構成で電波の混信を防ぐことができる電子内視鏡を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡の挿入部の軟性部を形成する可撓管32には、先端部側の端から長さd1~d3のところに、タップ40が接続されている。可撓管32の長さd1~d3の部分32aには、タップ40および切り替えスイッチ41を介して、送信部の同調回路42を構成するキャパシタ43が並列接続されている。切り替えスイッチ41は、操作部の手元スイッチの操作に連動して、キャパシタ43に接続するタップ40を選択的に切り替える。可撓管32の長さd1~d3の部分32aが、同調回路42のインダクタとして機能する。切り替えスイッチ41でタップ40を選択的に切り替えることで、電波の送信周波数が変更される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の被観察部位の画像を取得し、前記画像を表す信号を電波でプロセッサ装置に送信する電子内視鏡において、

前記被検体内に挿入される挿入部の軟性部を形成する、螺旋状に巻き回された金属製の可撓管を備え、

前記可撓管の少なくとも一部分を、前記電波を特定の周波数で送信するための同調回路のインダクタとして用いることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記インダクタとして用いる前記可撓管の部分に複数のタップを接続し、

前記複数のタップへの接続を選択的に切り替えることで、前記周波数を変更する第 1 切り替え手段を設けることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記インダクタに並列接続される前記同調回路のキャパシタを、容量可変コンデンサとし、

前記容量可変コンデンサの容量を選択的に切り替えることで、前記周波数を変更する第 2 切り替え手段を設けることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記インダクタとして用いる前記可撓管の部分、前記同調回路に繋がる配線を除く前記軟性部を構成する他の部材と電気的に絶縁することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

螺旋の向きが反対の二つの可撓管が外側と内側に重ねて配されており、

一方の可撓管を前記インダクタとして用い、他方の可撓管と電気的に絶縁することを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の被観察部位の画像を表す信号を電波でプロセッサ装置に送信する電子内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、電子内視鏡を利用した医療診断が盛んに行われている。電子内視鏡の被検体内に挿入される挿入部先端には、CCDなどの撮像素子が内蔵されている。この CCD により取得した撮像信号に対して、プロセッサ装置で信号処理を施すことで、被検体内の画像（以下、内視鏡画像という場合がある。）が生成される。術者は、この内視鏡画像をモニターで観察しながら、電子内視鏡を操作して、診断を行う。

【0003】

従来、電子内視鏡とプロセッサ装置とは、信号ケーブルにより接続されていたが、最近、信号ケーブルを取り除きたいわゆるワイヤレス電子内視鏡システムも考案されている（特許文献 1 および 2 参照）。このシステムでは、信号を電波に変調する変調部、および電波を送信する送信部を電子内視鏡に、電波を受信する受信部、および電波を元の信号に復調する復調部をプロセッサ装置にそれぞれ設け、電波によって信号の遣り取りを行えるようにしている。

【0004】

ワイヤレス電子内視鏡システムは、電子内視鏡の使用時に、信号ケーブルによる操作の制約がなくなり、操作性が向上する。そのうえ、信号ケーブルを用いた従来の電子内視鏡システムでは、電子内視鏡側の患者回路とプロセッサ装置側の二次回路との間で約 4 kV の絶縁耐圧を維持することが必須となるが、ワイヤレス電子内視鏡システムでは、電子内視鏡とプロセッサ装置との間に信号ケーブルによる電気的接続が存在しないため、上記の

10

20

30

40

50

ように高い絶縁耐圧を維持する構成が不要となる。

【0005】

【特許文献1】特開昭60-48011号公報

【特許文献2】特開2001-46334号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ワイヤレス電子内視鏡では、電波を特定の周波数で送信するために同調回路が必要であるが、特許文献1および2では、同調回路については具体的に記載されておらず、電波の混信に関する対策がなされていない。

10

【0007】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、安価な構成で電波の混信を防ぐことができる電子内視鏡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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体の被観察部位の画像を取得し、前記画像を表す信号を電波でプロセッサ装置に送信する電子内視鏡において、前記被検体内に挿入される挿入部の軟性部を形成する、螺旋状に巻き回された金属製の可撓管を備え、前記可撓管の少なくとも一部分を、前記電波を特定の周波数で送信するための同調回路のインダクタとして用いることを特徴とする。

20

【0009】

前記インダクタとして用いる前記可撓管の部分に複数のタップを接続し、前記複数のタップへの接続を選択的に切り替えることで、前記周波数を変更する第1切り替え手段を設けることが好ましい。あるいは、前記インダクタに並列接続される前記同調回路のキャパシタを、容量可変コンデンサとし、前記容量可変コンデンサの容量を選択的に切り替えることで、前記周波数を変更する第2切り替え手段を設けることが好ましい。

【0010】

前記インダクタとして用いる前記可撓管の部分、前記同調回路に繋がる配線を除く前記軟性部を構成する他の部材と電気的に絶縁することが好ましい。

【0011】

螺旋の向きが反対の二つの可撓管が外側と内側に重ねて配されており、一方の可撓管を前記インダクタとして用い、他方の可撓管と電気的に絶縁することが好ましい。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明の電子内視鏡によれば、被検体内に挿入される挿入部の軟性部を形成する、螺旋状に巻き回された金属製の可撓管の少なくとも一部分を、電波を特定の周波数で送信するための同調回路のインダクタとして用いるので、安価な構成で電波の混信を防ぐことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

図1において、電子内視鏡システム2は、電子内視鏡10、およびプロセッサ装置11から構成される。電子内視鏡10とプロセッサ装置11とは、信号の遣り取りを電波12（例えば、送受信周波数帯域300~400MHz）にて行う。

40

【0014】

電子内視鏡10は、被検体内に挿入される挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14とを備えている。挿入部13の先端に連設された先端部13aには、被検体内の被観察部位像の像光を取り込むための対物レンズ15と像光を撮像するCCD16、および照射レンズ17と被検体内照明用のLED18（ともに図4参照）が内蔵されている。CCD16により取得された被検体内の画像は、プロセッサ装置11に接続されたモニタ19に内視鏡画像として表示される。

50

【0015】

先端部13aの後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部13bが設けられている。湾曲部13bは、操作部14に設けられたアングルノブ14aが操作されて、挿入部13内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部13aが被検体内の所望の方向に向けられる。

【0016】

湾曲部13bの後方には、可撓性を有する軟性部13cが設けられている。軟性部13cは、先端部13aが被観察部位に到達可能なように、且つ術者が操作部14を把持して操作する際に支障を来さない程度に患者との距離を保つために、数mの長さを有する。

【0017】

操作部14の下方には、水が貯留される貯水タンク21と、エアーが貯留されるエアーポンベ22とが内蔵されたカートリッジ23が着脱自在に取り付けられている。これら貯水タンク21、エアーポンベ22に貯留された水、エアーは、操作部14の送水/送気ボタン14bの操作に連動して、電子内視鏡10内部に配設された送水パイプ、送気パイプを通して、先端部13aに形成された洗浄ノズル(図示せず)から対物レンズ15に向けて噴射される。これにより、対物レンズ15の表面に付着した汚物などの除去や、被検体内への送気を行うことが可能となっている。ここで、カートリッジ23は、電子内視鏡10を使用する際に操作者の手の付け根が当接する位置に取り付けられており、電子内視鏡10の操作性を安定化させる役割も果たしている。なお、符号24は、処置具が挿通される鉗子口である。

【0018】

図2に示すように、軟性部13cは、外皮層30と、筒状網体31と、可撓管32、33とから構成される。外皮層30は、軟性樹脂を成形してなり、被検体内を軟性部13cが摺動する際に好適なように、表面が滑らかに形成されている。筒状網体31は、アラミド繊維などの絶縁体からなる線材を所定の持ち数および打ち数で編組してなり、外皮層30に接着剤などで接着されている。

【0019】

可撓管32、33は、外側と内側に重ねて配されている。可撓管32、33は、所定の幅を有する帯状の弾性金属を、所定のピッチで螺旋状に巻き回してなり、螺旋の向きが互いに反対となっている。特に、可撓管33は、例えば、アルマイト処理されたアルミニウム、または熱処理された特殊ステンレス(製品名KCF、中野八ガネ株式会社製、インターネットURL <http://www.nakano-steel.co.jp/kcf.html> 参照)からなる。可撓管33の表面には、アルマイト処理、または熱処理によって酸化皮膜34が形成されている。可撓管33は、この酸化皮膜34により、可撓管32と電氣的に絶縁されている。

【0020】

図3において、可撓管32には、先端部13a側の端から長さd1~d3のところに、タップ40が接続されている。可撓管32の長さd1~d3の部分32aには、このタップ40および切り替えスイッチ41を介して、送信部57(図4参照)の同調回路42を構成するキャパシタ43が並列接続されている。切り替えスイッチ41は、操作部14の手元スイッチ14cの操作に連動して、キャパシタ43に接続するタップ40を選択的に切り替える。これにより、可撓管32の長さd1~d3の部分32aが、同調回路42のインダクタとして機能し、また、切り替えスイッチ41でタップ40を選択的に切り替えることで、電波12の送信周波数が変更される。なお、d1~d3の値は、電波12の送信周波数とキャパシタ43の容量によって決定され、例えば、300MHz、350MHz、400MHzのように、変更される送信周波数にある程度幅をもたせるような値とされている。

【0021】

可撓管32には、先端部13a側の端から長さd3のところに、絶縁リング44が配されている。可撓管32は、この絶縁リング44により、長さd3の部分32aと他の部分32bとが電氣的に絶縁され、且つ機械的に連結されている。

10

20

30

40

50

【0022】

図4において、CPU50は、電子内視鏡10全体の動作を統括的に制御する。CPU50には、電子内視鏡10の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶されたROM51が接続されている。CPU50は、このROM51から必要なプログラムやデータを読み出し、電子内視鏡10の動作制御を行う。

【0023】

また、CPU50には、タイミングジェネレータ(TG)52が接続されている。TG52は、CCD16、後述するAFE54、パラレル/シリアル変換部(P/S)55に接続されており、これら各部にタイミング信号(クロックパルス)を送信する。CCD16、AFE54、およびP/S55は、TG52から送信されるタイミング信号に基づいて動作する。

10

【0024】

LED18には、駆動部53が接続されている。駆動部53は、CPU50の制御の下に、LED18をオン/オフ駆動させる。LED18から発せられた光は、照射レンズ17を介して被検体内の被観察部位に照射される。なお、先端部13aではなく操作部14の内部にLED18を配し、ライトガイドで先端部13aに導光する構成としてもよい。

【0025】

CCD16は、対物レンズ15から入射した被観察部位の像光を撮像面に結像させ、各画素からこれに応じた撮像信号を出力する。AFE54は、CCD16から入力された撮像信号に対して、相関二重サンプリング、増幅、およびA/D変換を施して、撮像信号をデジタルの画像信号に変換する。

20

【0026】

P/S55は、AFE54から入力されるデジタルの画像信号を、パラレルデータからシリアルデータに変換する。また、P/S55は、TG52からのタイミング信号による画像信号の垂直、水平同期信号をシリアル変換する。

【0027】

変調部56は、P/S55から出力されたシリアルデータに、例えば、4値PSK(QPSK)方式を用いてデジタル直交変調を施し、電波12を表すRF信号に変調する。送信部57は、変調部56で変調されたRF信号に応じた高周波電流を、アンテナ58に給電する。これにより、アンテナ58から電波12がプロセッサ装置11に送信される。

30

【0028】

コネクタ59には、バッテリー60が接続されている。バッテリー60の電力は、CPU50により制御される電力供給部61から、電子内視鏡10の各部に供給される。なお、図1には示していないが、操作部14の後部には、バッテリー60を収納するバッテリー収納室が設けられており、コネクタ59はその内部に配されている。

【0029】

図5において、CPU70は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU70には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶されたROM71が接続されている。CPU70は、このROM71から必要なプログラムやデータを読み出し、プロセッサ装置11の動作制御を行う。

40

【0030】

アンテナ72は、アンテナ58からの電波12を受信する。受信部73は、アンテナ72で受信された電波12をRF信号に復調し、これを増幅する。また、受信部73には、同調回路42と同様の同調回路(図示せず)が設けられており、電波12の受信周波数が同調回路42で設定された送信周波数に同調されている。

【0031】

復調部74は、RF信号にデジタル直交検波を施して、RF信号を変調部56で変調される前の画像信号に復調する。同期分離部75は、CPU70の制御の下に、復調部74で復調された画像信号から、振幅分離によって同期信号を分離し、続いて周波数分離により水平同期信号と垂直同期信号とを分離する。

50

【 0 0 3 2 】

画像信号処理部 7 6 は、画像信号からデジタルのビデオ信号を生成する。ビデオ信号処理部 7 7 は、画像信号処理部 7 6 で生成されたビデオ信号に対して、マスク生成やキャラクタ情報付加などの各種画像処理を施す。バッファ 7 8 は、ビデオ信号処理部 7 7 で各種画像処理が施され、モニタ 1 9 に内視鏡画像として表示されるビデオ信号を一旦格納する。

【 0 0 3 3 】

上記のように構成された電子内視鏡システム 2 で被検体内を観察する際には、挿入部 1 3 を被検体内に挿入し、LED 1 8 をオンして被検体内を照明しながら、CCD 1 6 による内視鏡画像をモニタ 1 9 で観察する。

10

【 0 0 3 4 】

このとき、対物レンズ 1 5 から入射した被観察部位の像光は、CCD 1 6 の撮像面に結像され、これにより CCD 1 6 から撮像信号が出力される。CCD 1 6 から出力された撮像信号は、AFE 5 4 で相関二重サンプリング、増幅、および A / D 変換が施され、デジタルの画像信号に変換される。

【 0 0 3 5 】

AFE 5 4 から出力されたデジタルの画像信号は、P / S 5 5 によりシリアルデータに変換される。P / S 5 5 から出力されたシリアルデータは、変調部 5 6 でデジタル直交変調が施され、RF 信号となる。RF 信号は、送信部 5 7 にて、可撓管 3 2 の一部分 3 2 a をインダクタとして用いた同調回路 4 2 で同調され、切り替えスイッチ 4 1 により選択された送信周波数で、アンテナ 5 8 から電波 1 2 として送信される。

20

【 0 0 3 6 】

一方、プロセッサ装置 1 1 では、アンテナ 5 8 から送信された電波 1 2 がアンテナ 7 2 で受信されると、受信部 7 3 で電波 1 2 が RF 信号に復調され、増幅される。復調部 7 4 では、受信部 7 3 で増幅された RF 信号にデジタル直交検波が施され、RF 信号が変調部 5 6 で変調される前の画像信号に復調される。

【 0 0 3 7 】

復調部 7 4 で復調された画像信号は、CPU 7 0 の制御の下に、同期分離部 7 5 で同期分離が施される。そして、画像信号処理部 7 6 でデジタルのビデオ信号として出力される。画像信号処理部 7 6 で出力されたビデオ信号は、ビデオ信号処理部 7 7 で各種画像処理が施され、バッファ 7 8 に一旦格納されて、モニタ 1 9 に内視鏡画像として表示される。

30

【 0 0 3 8 】

以上説明したように、軟性部 1 3 c に埋設された可撓管 3 2 の一部分 3 2 a を同調回路 4 2 のインダクタとして用いたので、電波 1 2 の同調を確実にとることができる。また、可撓管 3 2 は電子内視鏡 1 0 に既存の部品で、インダクタを別に設ける必要がないので、部品コストを削減することができる。

【 0 0 3 9 】

可撓管 3 2 の一部分 3 2 a にタップ 4 0 を接続し、切り替えスイッチ 4 1 により選択的に切り替えるようにしたので、複数台の電子内視鏡 1 0 を診察室などの限られた空間内で使用する場合に、電子内視鏡 1 0 毎に電波 1 2 の専有チャンネルを割り当てることができ、装置同士の混信を防ぐことができる。

40

【 0 0 4 0 】

上記実施形態では、可撓管 3 2 の一部分 3 2 a にタップ 4 0 を接続し、切り替えスイッチ 4 1 により選択的に切り替えることで、電波 1 2 の送信周波数を変更する μ 同調式の例を挙げて説明したが、本発明はこれに限定されず、図 6 に示す同調回路 8 0 のように、可撓管 3 2 の一部分 3 2 a にタップ 4 0 を設けずに、容量可変コンデンサ 8 1 をキャパシタとして用い、この容量を操作部 1 4 に設けたツマミなどで切り替えることで、電波 1 2 の送信周波数を変更する C 同調式を採用してもよい。

【 0 0 4 1 】

なお、可撓管 3 3 としては、表面に酸化皮膜 3 4 が形成された金属ではなく、表面に絶

50

縁性の樹脂をコーティングした金属を用いてもよい。要するに、インダクタとして用いる可撓管 3 2 の部分 3 2 a が、同調回路 4 2 に繋がる配線を除いて、筒状網体 3 1 や可撓管 3 3 などの軟性部 1 3 c を構成する他の部材と電氣的に絶縁されていればよく、インダクタとして用いる可撓管 3 2 の部分 3 2 a の表面に酸化皮膜 3 4 を形成したり、絶縁性の樹脂をコーティングしたりしてもよい。

【 0 0 4 2 】

また、上記実施形態では、二重構造の可撓管 3 2、3 3 を例に挙げて説明したが、可撓管が一重の場合についても、本発明を適用することが可能である。さらに、インダクタとして用いる可撓管 3 2 の部分 3 2 a にあたる軟性部 1 3 c の部分を、他の部分と着脱可能にユニット化し、電波 1 2 の送受信周波数に応じて、ユニット化した部分を付け替えるように構成してもよい。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 4 3 】

【 図 1 】 電子内視鏡システムの構成を示す概略図である。

【 図 2 】 軟性部の構造を示す概略図である。

【 図 3 】 可撓管を同調回路のインダクタとして用いた様子を模式的に示す説明図である。

【 図 4 】 電子内視鏡の構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 プロセッサ装置の構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 別の実施形態を示す説明図である。

【 符号の説明 】

20

【 0 0 4 4 】

2 電子内視鏡システム

1 0 電子内視鏡

1 1 プロセッサ装置

1 2 電波

1 3 挿入部

1 3 c 軟性部

1 9 モニタ

3 2、3 3 可撓管

4 2、8 0 同調回路

4 3 キャパシタ

5 0 C P U

5 6 変調部

5 7 送信部

7 0 C P U

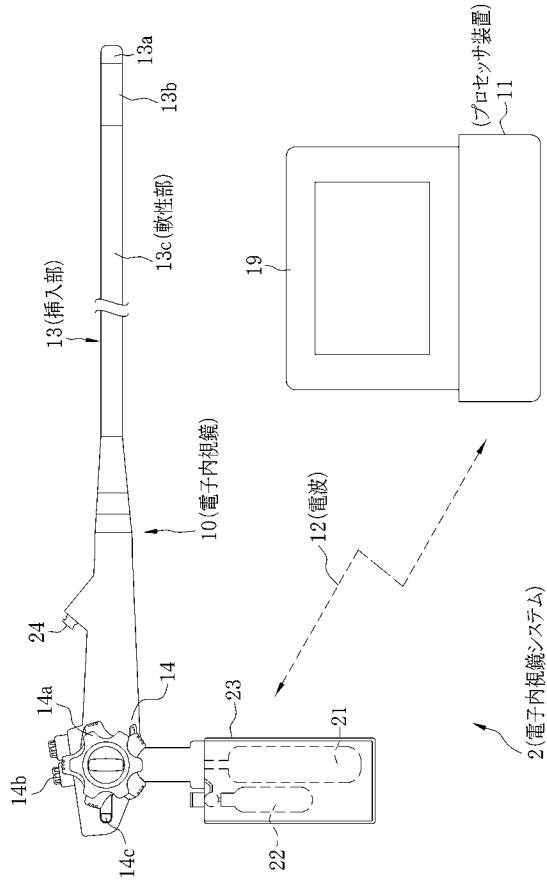
7 3 受信部

7 4 復調部

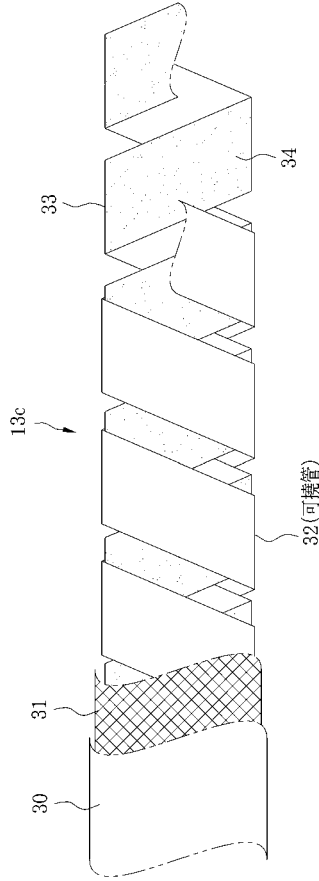
8 1 容量可変コンデンサ

30

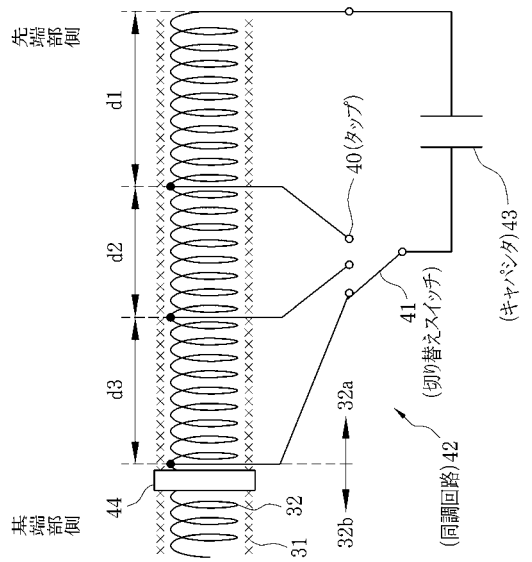
【 図 1 】



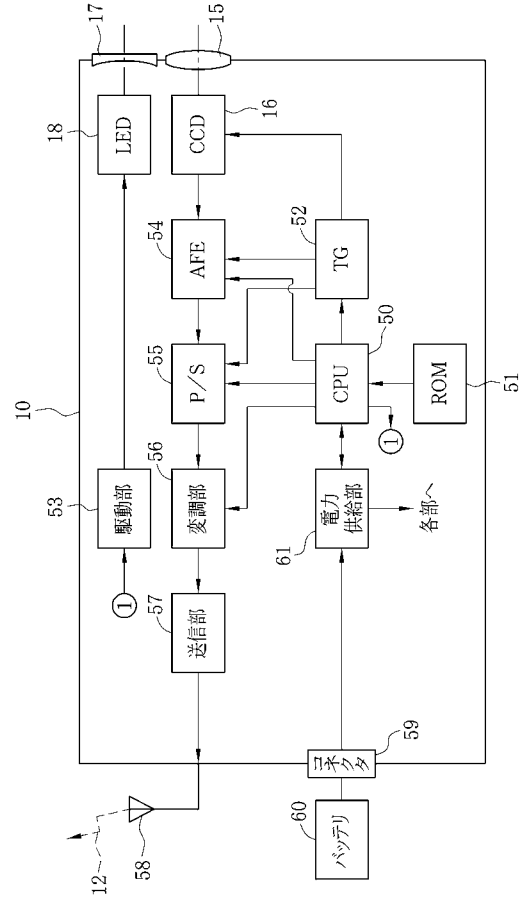
【 図 2 】



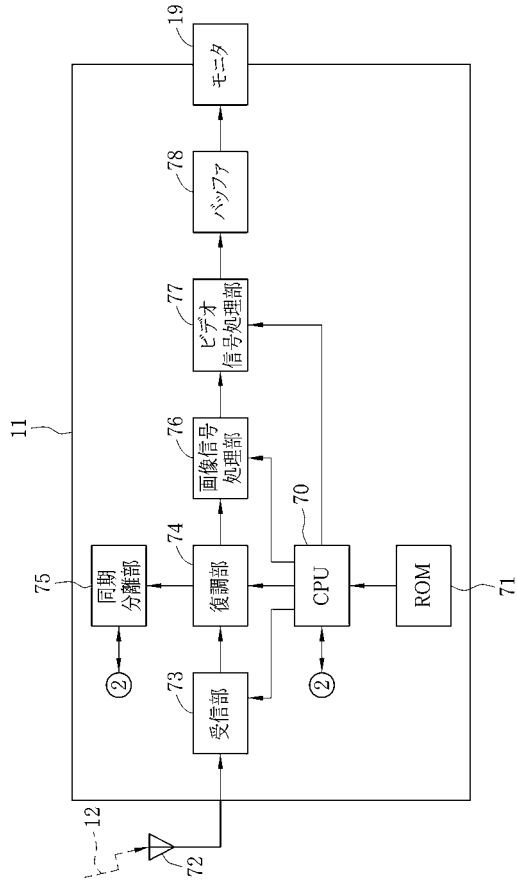
【 図 3 】



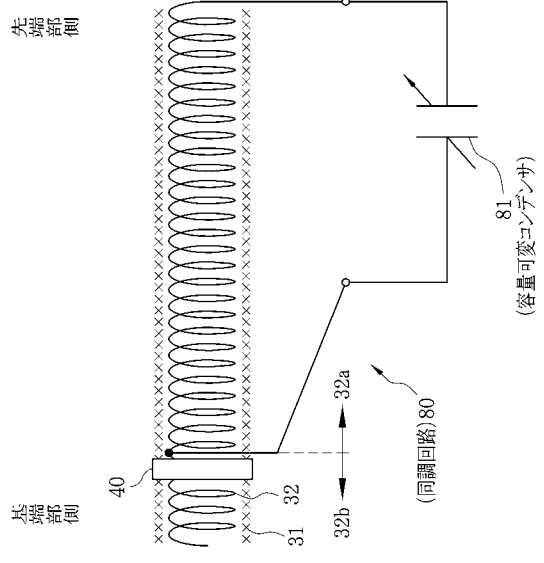
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(72)発明者 阿部 一則

埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目3番地 フジノン株式会社内

Fターム(参考) 2H040 DA15 DA17 DA18 GA02 GA10

4C061 CC06 DD03 FF24 JJ19 LL02 UU06

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2007252689A	公开(公告)日	2007-10-04
申请号	JP2006082065	申请日	2006-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士公司		
[标]发明人	河野慎一 阿部一則		
发明人	河野 慎一 阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 A61B1/04.370 G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/00.682 A61B1/005.511 A61B1/04 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA18 2H040/GA02 2H040/GA10 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF24 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/UU06 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF24 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/UU06		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP4887063B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够以廉价的结构防止电波干扰的电子内窥镜。
 解决方案：抽头40连接到软管32，软管32形成电子内窥镜插入部分的柔性部分，距离远端侧的一端的长度为d1至d3。形成发送单元的调谐电路42的电容器43经由分接头40和转换开关41与长度为d1至d3的挠性管32的部分32a并联连接。转换开关41结合操作单元的手动开关的操作来选择性地切换连接到电容器43的抽头40。挠性管32的长度为d1至d3的部分32a用作调谐电路42的电感器。通过用转换开关41有选择地切换抽头40，无线电波的发射频率被改变。[选择图]图3

