

(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2007-252528
(P2007-252528A)

(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 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 A	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2006-79533 (P2006-79533)	(71) 出願人 000005430
(22) 出願日 平成18年3月22日 (2006.3.22)	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

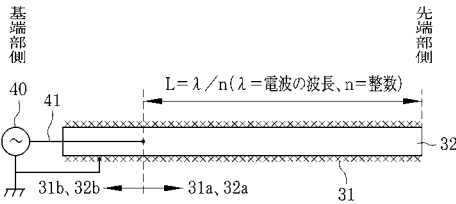
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 良好な操作性を確保することができるワイヤレス電子内視鏡を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡10の挿入部13の軟性部13aを形成する可撓管32には、先端部13a側の端から電波12の波長λのn分の1（nは整数）の長さLのところに、送信部57の給電器40からの給電線41が接続されている。可撓管32の長さLの部分32aにあたる筒状網体31の部分31aは、アラミド繊維などの絶縁体からなる。可撓管32のその他の部分32bにあたる筒状網体31の部分31bは、金属などの導体からなり、この導体の部分31bおよび給電器40は、アースに接続されている。可撓管32の長さLの部分32aが、先端給電型のヘリカルホイップアンテナ32aとして機能する。

【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、前記電波を送信するためのアンテナとして用いることを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分を伸展したときの長さを、前記電波の波長の整数分の 1 とすることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。 10

【請求項 3】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分の端を給電点とし、ヘリカルホイップアンテナとすることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分の中央を給電点とし、ヘリカルダイポールアンテナとすることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記可撓管には筒状網体が被着されており、

少なくとも前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分にあたる前記筒状網体の部分を、前記可撓管と電氣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。 20

【請求項 6】

少なくとも前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分にあたる前記筒状網体の部分は、絶縁性の樹脂繊維からなることを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡。

【請求項 7】

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、

外側の可撓管を前記アンテナとして用い、内側の可撓管と電氣的に絶縁することを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 8】

前記内側の可撓管は、表面に酸化皮膜が形成された金属であることを特徴とする請求項 7 に記載の電子内視鏡。 30

【請求項 9】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分を、他の部分と電氣的に絶縁することを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 10】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分と他の部分とを、絶縁リングで連結することを特徴とする請求項 9 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。 40

【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で観察しながら、電子内視鏡を操作して、診断を行う。 50

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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 k V 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氣的接続が存在しないため、上記のように高い絶縁耐圧を維持する構成が不要となる。

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開昭 6 0 - 4 8 0 1 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 4 6 3 3 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

ワイヤレス電子内視鏡では、電波を送信するためのアンテナが必要であるが、このアンテナの取り付け場所や形状によっては、電子内視鏡を操作する際の邪魔になるおそれがある。しかしながら、特許文献 1 および 2 では、アンテナの取り付け場所や形状などが具体的に記載されておらず、上記の操作性に関する問題が考慮されていない。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、良好な操作性を確保する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】

【 0 0 0 8 】

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、前記電波を送信するためのアンテナとして用いることを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分を伸展したときの長さを、前記電波の波長の整数分の 1 とすることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分の端を給電点とし、ヘリカルホイップアンテナとすることが好ましい。あるいは、前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分の中央を給電点とし、ヘリカルダイポールアンテナとすることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

前記可撓管には筒状網体が被着されており、少なくとも前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分にあたる前記筒状網体の部分を、前記可撓管と電氣的に絶縁することが好ましい。この場合、少なくとも前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分にあたる前記筒状網体の部分は、絶縁性の樹脂繊維からなることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

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、外側の可撓管を前記アンテナとして用い、内側の可撓管と電氣的に絶縁することが好ましい。この場合、前記内側の可撓管は、表面に酸化皮膜が形成された金属であることが好ましい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分を、他の部分と電氣的に絶縁することが好ましい。この場合、前記アンテナとして用いる前記可撓管の部分と他の部分とを、絶縁リングで連結することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

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を、電波を送信するためのアンテナとして用いるので、良好な操作性を確保することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

10

【 0 0 1 5 】

図 1 において、電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 1 0、およびプロセッサ装置 1 1 から構成される。電子内視鏡 1 0 とプロセッサ装置 1 1 とは、信号の遣り取りを電波 1 2 (例えば、送受信周波数帯域 3 0 0 M H z (= 波長 1 m)) にて行う。

【 0 0 1 6 】

電子内視鏡 1 0 は、被検体内に挿入される挿入部 1 3 と、挿入部 1 3 の基端部分に連設された操作部 1 4 とを備えている。挿入部 1 3 の先端に連設された先端部 1 3 a 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 1 5 と像光を撮像する C C D 1 6、および照射レンズ 1 7 と被検体内照明用の L E D 1 8 (ともに図 4 参照) が内蔵されている。C C D 1 6 により取得された被検体内の画像は、プロセッサ装置 1 1 に接続されたモニタ 1 9 に内視鏡画像として表示される。

20

【 0 0 1 7 】

先端部 1 3 a の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 1 3 b が設けられている。湾曲部 1 3 b は、操作部 1 4 に設けられたアングルノブ 1 4 a が操作されて、挿入部 1 3 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 1 3 a が被検体内の所望の方向に向けられる。

【 0 0 1 8 】

湾曲部 1 3 b の後方には、可撓性を有する軟性部 1 3 c が設けられている。軟性部 1 3 c は、先端部 1 3 a が被観察部位に到達可能なように、且つ術者が操作部 1 4 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。

30

【 0 0 1 9 】

操作部 1 4 の下方には、水が貯留される貯水タンク 2 1 と、エアーが貯留されるエアーポンベ 2 2 とが内蔵されたカートリッジ 2 3 が着脱自在に取り付けられている。これら貯水タンク 2 1、エアーポンベ 2 2 に貯留された水、エアーは、操作部 1 4 の送水 / 送気ボタン 1 4 b の操作に連動して、電子内視鏡 1 0 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 1 3 a に形成された洗浄ノズル (図示せず) から対物レンズ 1 5 に向けて噴射される。これにより、対物レンズ 1 5 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 2 3 は、電子内視鏡 1 0 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 1 0 の操作性を安定化させる役割も果たしている。なお、符号 2 4 は、処置具が挿通される鉗子口である。

40

【 0 0 2 0 】

図 2 に示すように、軟性部 1 3 c は、外皮層 3 0 と、筒状網体 3 1 と、可撓管 3 2、3 3 とから構成される。外皮層 3 0 は、軟性樹脂を成形してなり、被検体内を軟性部 1 3 c 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 3 1 は、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 3 0 に接着剤などで接着されている。

【 0 0 2 1 】

可撓管 3 2、3 3 は、外側と内側に重ねて配されている。可撓管 3 2、3 3 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 3 3 は、例えば、アルマイト処理されたアルミニウ

50

ム、または熱処理された特殊ステンレス（製品名 K C F、中野ハガネ株式会社製、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 3 3 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 3 4 が形成されている。可撓管 3 3 は、この酸化皮膜 3 4 により、可撓管 3 2 と電氣的に絶縁されている。

【0022】

可撓管 3 2 を伸展したときの状態を模式的に示す図 3 において、可撓管 3 2 には、先端部 1 3 a 側の端から電波 1 2 の波長 λ の n 分の 1（ n は整数、例えば、 $n = 2$ 、 4 ）の長さ L のところに、送信部 5 7（図 4 参照）の給電器 4 0 からの給電線 4 1 が接続されている。また、可撓管 3 2 の長さ L の部分 3 2 a にあたる筒状網体 3 1 の部分 3 1 a は、アラミド繊維などの絶縁体からなる。さらに、可撓管 3 2 のその他の部分 3 2 b にあたる筒状網体 3 1 の部分 3 1 b は、金属などの導体からなり、この導体の部分 3 1 b および給電器 4 0 は、アースに接続されている。これにより、可撓管 3 2 の長さ L の部分 3 2 a が、先端給電型のヘリカルホイップアンテナ（以下、単にアンテナという。）として機能する。なお、 L の値は、電波 1 2 の送受信周波数が 3 0 0 M H z であった場合は波長 λ が 1 m であるので、5 0 c m（ $n = 2$ ）、または 2 5 c m（ $n = 4$ ）となる。

10

【0023】

図 4 において、C P U 5 0 は、電子内視鏡 1 0 全体の動作を統括的に制御する。C P U 5 0 には、電子内視鏡 1 0 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 R O M 5 1 が接続されている。C P U 5 0 は、この R O M 5 1 から必要なプログラムやデータを読み出し、電子内視鏡 1 0 の動作制御を行う。

20

【0024】

また、C P U 5 0 には、タイミングジェネレータ（T G）5 2 が接続されている。T G 5 2 は、C C D 1 6、後述する A F E 5 4、パラレル/シリアル変換部（P / S）5 5 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。C C D 1 6、A F E 5 4、および P / S 5 5 は、T G 5 2 から送信されるタイミング信号に基づいて動作する。

【0025】

L E D 1 8 には、駆動部 5 3 が接続されている。駆動部 5 3 は、C P U 5 0 の制御の下に、L E D 1 8 をオン/オフ駆動させる。L E D 1 8 から発せられた光は、照射レンズ 1 7 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 1 3 a ではなく操作部 1 4 の内部に L E D 1 8 を配し、ライトガイドで先端部 1 3 a に導光する構成としてもよい。

30

【0026】

C C D 1 6 は、対物レンズ 1 5 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。A F E 5 4 は、C C D 1 6 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。

【0027】

P / S 5 5 は、A F E 5 4 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 / S 5 5 は、T G 5 2 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。

40

【0028】

変調部 5 6 は、P / S 5 5 から出力されたシリアルデータに、例えば、4 値 P S K（Q P S K）方式を用いてデジタル直交変調を施し、電波 1 2 を表す R F 信号に変調する。送信部 5 7 は、変調部 5 6 で変調された R F 信号に応じた高周波電流を、給電器 4 0 でアンテナ 3 2 a に給電する。これにより、アンテナ 3 2 a から電波 1 2 がプロセッサ装置 1 1 に送信される。

【0029】

コネクタ 5 8 には、バッテリー 5 9 が接続されている。バッテリー 5 9 の電力は、C P U 5 0 により制御される電力供給部 6 0 から、電子内視鏡 1 0 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 1 4 の後部には、バッテリー 5 9 を収納するバッテリー収納室

50

が設けられており、コネクタ 5 8 はその内部に配されている。

【 0 0 3 0 】

図 5 において、CPU 7 0 は、プロセッサ装置 1 1 全体の動作を統括的に制御する。CPU 7 0 には、プロセッサ装置 1 1 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 ROM 7 1 が接続されている。CPU 7 0 は、この ROM 7 1 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 1 1 の動作制御を行う。

【 0 0 3 1 】

アンテナ 7 2 は、アンテナ 3 2 a からの電波 1 2 を受信する。受信部 7 3 は、アンテナ 7 2 で受信された電波 1 2 を RF 信号に復調し、これを増幅する。復調部 7 4 は、RF 信号にデジタル直交検波を施して、RF 信号を変調部 5 6 で変調される前の画像信号に復調する。同期分離部 7 5 は、CPU 7 0 の制御の下に、復調部 7 4 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。

10

【 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。

20

【 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 の給電器 4 0 でアンテナ 3 2 a に給電されて、アンテナ 3 2 a から電波 1 2 として送信される。

30

【 0 0 3 6 】

一方、プロセッサ装置 1 1 では、アンテナ 3 2 a 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。

40

【 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 をアンテナとして用いたので、電子内視鏡 1 0 を操作する際にアンテナが邪魔になることがない。また、可撓管 3 2 は電子内視鏡 1 0 に既存の部品で、アンテナ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 】

上記実施形態では、筒状網体 3 1 の部分 3 1 a を絶縁性の樹脂繊維で形成し、可撓管 3

50

2の部分32aと電氣的に絶縁させているが、部分31aを部分31bと同様の導体で一体形成し、部分31aに絶縁性の樹脂をコーティングしてもよい。また、可撓管33についても同様に、表面に酸化皮膜34が形成された金属ではなく、表面に絶縁性の樹脂をコーティングした金属を用いてもよい。

【0040】

上記実施形態では、先端給電型のヘリカルホイップアンテナ32aを例示して説明したが、本発明はこれに限定されず、例えば、図6に示す可撓管80のようなアンテナとしてもよい。

【0041】

可撓管80は、先端部13a側の端から長さLのところに、給電器40からの給電線41が接続されている。また、先端部13a側の端から長さ2Lのところに、絶縁リング81が配されている。可撓管80は、この絶縁リング81により、長さ2Lの部分80aと他の部分80bとが電氣的に絶縁され、且つ機械的に連結されている。さらに、長さ2Lの部分80aにあたる筒状網体82の部分82aは、上記実施形態の筒状網体31の部分31aと同様に、アラミド繊維などの絶縁体からなる。これにより、長さ2Lの部分80aが、中央給電型のヘリカルダイポールアンテナとして機能する。なお、この場合、可撓管80のその他の部分80bにあたる筒状網体82の部分82bは、絶縁体でも導体でもよい。

【0042】

なお、外皮層30に金属を埋設し、これをアンテナとして用いてもよい。また、外皮層30と筒状網体31との間に、絶縁体で被覆するなどして金属を配置し、これをアンテナとして用いてもよい。さらに、外皮層30の表面に指標や型番を印刷する際に、導電性塗料も併せて印刷し、これをアンテナとして用いてもよい。但し、外皮層30に金属を埋設する場合と、外皮層30と筒状網体31との間に金属を配置する場合は、軟性部13aの可撓性を阻害せず、且つ曲げによる疲労に強い金属が選定される。また、外皮層30の表面に導電性塗料を印刷する場合は、外皮層30の表面に対する接着性が良好な導電性塗料が選定される。

【0043】

なお、上記実施形態では、二重構造の可撓管32、33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。また、可撓管32の部分32aにあたる軟性部13cの部分を、他の部分と着脱可能にユニット化し、電波12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。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【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】可撓管をアンテナ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】

【0045】

2 電子内視鏡システム

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

12 電波

13 挿入部

13c 軟性部

19 モニタ

31、82 筒状網体

10

20

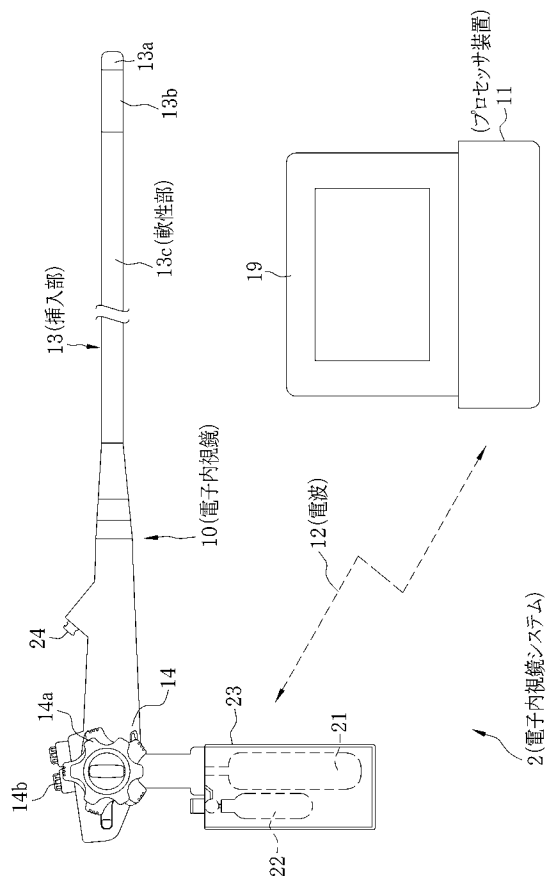
30

40

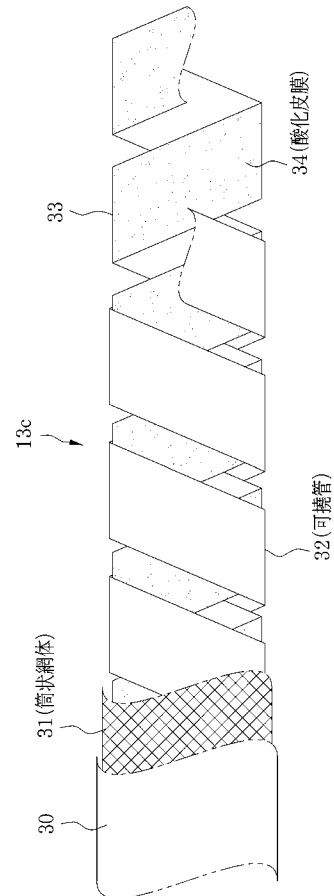
50

- 32、33、80 可撓管
 34 酸化皮膜
 50 CPU
 56 変調部
 57 送信部
 70 CPU
 73 受信部
 74 復調部
 81 絶縁リング

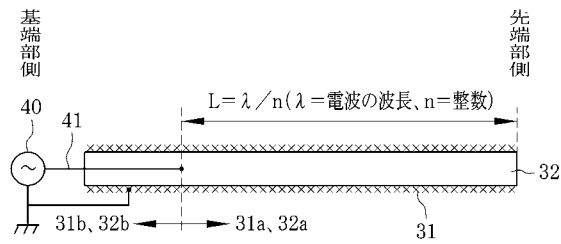
【図1】



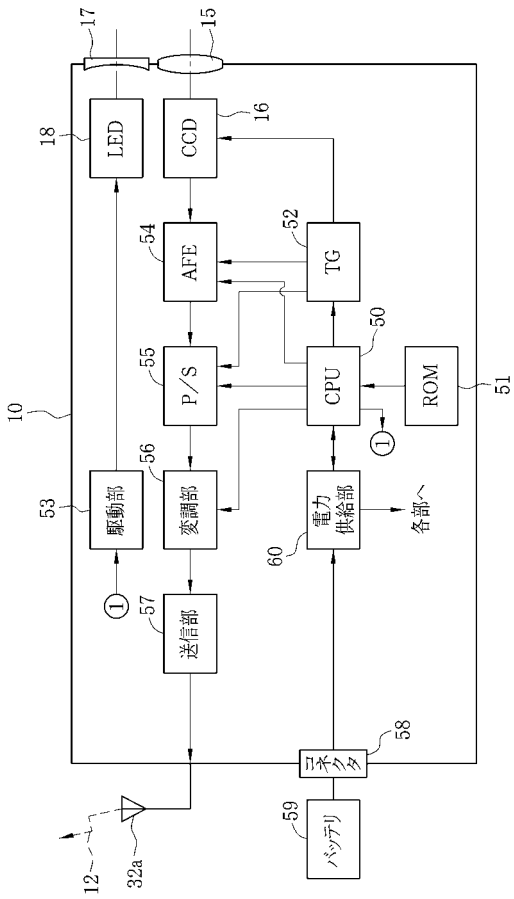
【図2】



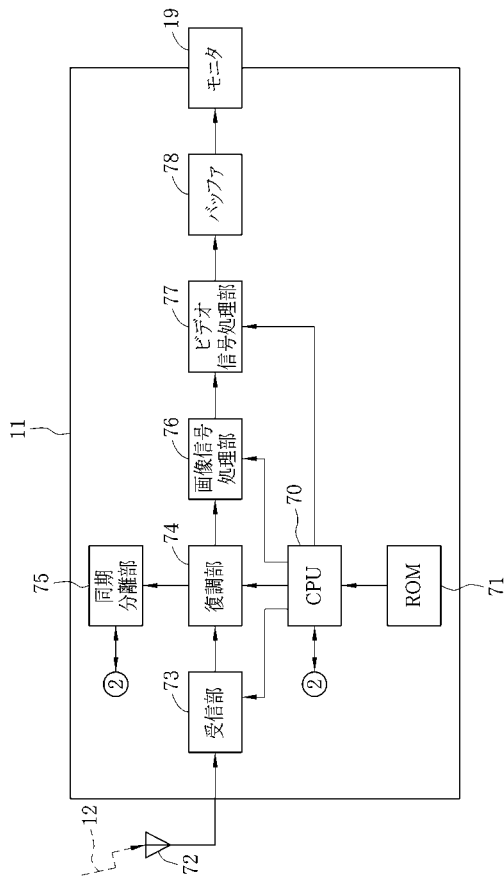
【 図 3 】



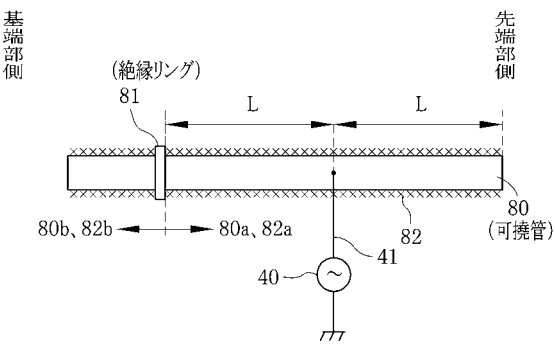
【 図 4 】



【 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 2 4 番地 フジノン株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA02 DA15 DA16 DA22 DA51 DA53 FA10 FA13 FA14 GA02
GA06 GA11
4C061 CC06 FF25 FF45 JJ06 JJ12 LL02 NN01 NN03 QQ06 UU06
5C054 CC07 DA07 HA12

专利名称(译)	电子内视镜		
公开(公告)号	JP2007252528A	公开(公告)日	2007-10-04
申请号	JP2006079533	申请日	2006-03-22
[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	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.682 A61B1/00.684 A61B1/005.511 A61B1/008.510 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/DA15 2H040/DA16 2H040/DA22 2H040/DA51 2H040/DA53 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF25 4C061/FF45 4C061/JJ06 4C061/JJ12 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ06 4C061/UU06 5C054/CC07 5C054/DA07 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/FF25 4C161/FF45 4C161/JJ06 4C161/JJ12 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ06 4C161/UU06		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP4861727B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够确保良好可操作性的无线电子内窥镜。 解决方案：形成电子内窥镜10的插入部分13的柔性部分13a的柔性管32从远端部分13a侧的端部设置有无线电波12的第n (n是整数) 个波长 λ 。来自传动单元57的馈电线40的馈线41连接到长度L的部分。管状网状构件31的与柔性管32的长度L的部分32a对应的部分31a由诸如芳族聚酰胺纤维的绝缘体制成。圆柱形网孔构件31的与柔性管32的另一部分32b对应的部分31b由诸如金属的导体制成，并且该导体的部分31b和馈电线40连接到地。具有柔性管32的长度L的部分32a用作尖端馈送型螺旋鞭状天线32a。点域

