

(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2006-263009
(P2006-263009A)

(43) 公開日 平成18年10月5日(2006.10.5)

(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 O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C O 6 1
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2005-82698 (P2005-82698)	(71) 出願人	000005430
(22) 出願日	平成17年3月22日 (2005.3.22)		フジノン株式会社
			埼玉県さいたま市北区植竹町 1 丁目 3 2 4 番地
		(74) 代理人	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(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 DA11 FA10 FA13 FA14 GA02 GA11
			4C061 BB01 CC06 DD03 JJ19 NN03
			UU06 UU08 UU09

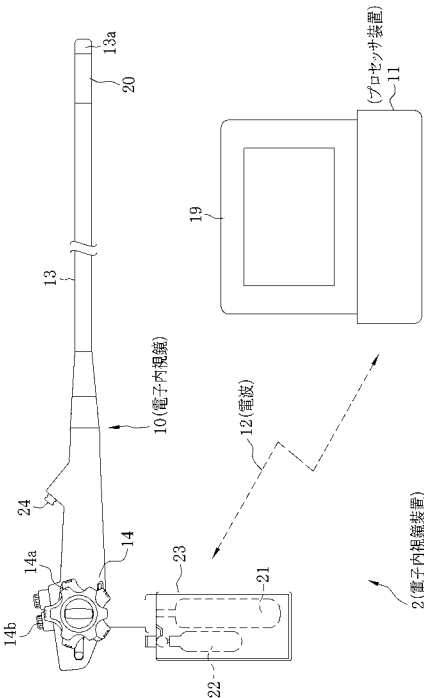
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 より効率的、且つ高い信頼性で電波による信号の送受信を行うことができる電子内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 電子内視鏡装置 2 は、体腔内の被観察体を撮影する C C D 1 6、C C D 1 6 により取得される撮像信号をデジタルの画像信号に変換する A F E 3 3、画像信号にデジタル直交変調を施して R F 信号に変調する変調部 3 4、および R F 信号を電波として送信する送信部 3 5 を有する電子内視鏡 1 0 と、電波を受信する受信部 6 3、電波で表される R F 信号にデジタル直交検波を施して元の画像信号に復調する復調部 6 4、復調された画像信号に各種信号処理を施して内視鏡画像を生成する同期分離部 6 5、ビデオ信号処理部 6 6、画像処理部 6 7、および内視鏡画像を表示するモニタ 1 9 を有するプロセッサ装置 1 1 とからなる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子、
撮像素子により取得される撮像信号をデジタルの画像信号に変換する信号変換部、
画像信号にデジタル直交変調を施して R F 信号に変調する変調部、
および R F 信号を電波として送信する送信部を有する電子内視鏡と、
電波を受信する受信部、
電波で表される R F 信号にデジタル直交検波を施して元の画像信号に復調する復調部、
復調された画像信号に各種信号処理を施して内視鏡画像を生成する信号処理部、
および内視鏡画像を表示する画像表示部を有するプロセッサ装置とからなることを特徴とする電子内視鏡装置。 10

【請求項 2】

前記変調部および復調部は、多値位相変調方式を用いて前記直交変調および前記直交検波を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡とプロセッサ装置とからなり、これらの間で電波によって信号のやり取りを行う電子内視鏡装置に関する。 20

【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。電子内視鏡の体腔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おり、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、モニタで体腔内の画像（内視鏡画像）を観察することができる。

【0003】

普通、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るが、信号を変調する変調部、および信号を電波で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て、電波によって信号のやり取りを行えるようにし、信号ケーブルを取り除いて電子内視鏡の操作性を向上させた、いわゆるワイヤレス電子内視鏡装置も考案されている（特許文献1および2参照）。 30

【0004】

ワイヤレス電子内視鏡装置は、上述の如く、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装置では、患者回路と二次回路との間で約4kV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装置では、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。 40

【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】

【0005】

ところで、最近の電子内視鏡には、より高精細な内視鏡画像を得ることを目的として、高画素のCCDが搭載されている。このため、上記のようなワイヤレス電子内視鏡装置の分野では、高画素のCCDから出力される信号を、如何に効率よく、且つ信頼性高くプロセッサ装置に送信することができるか否かが重要な課題となっている。また、医療機器の無線伝送で使用可能な周波数帯域に制約があるため（1.2GHzまたは2.4GHz） 50

、この周波数帯域に対応した方式で信号の送受信を行う必要がある。

【0006】

しかしながら、特許文献1および2に記載の技術は、信号の変調・復調にアナログ変調方式を用いているので、単位時間に扱える信号のデータ量が少なく、高画素のCCDに適したものであるとは言い難い。また、ノイズの影響を受けやすいためにC/N比(Carrier to Noise Ratio; 搬送波電力対雑音電力比)が低く、信頼性に欠けるという問題もあった。

【0007】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、より効率的、且つ高い信頼性で電波による信号の送受信を行うことができる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

10

【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、体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子、撮像素子により取得される撮像信号をデジタルの画像信号に変換する信号変換部、画像信号にデジタル直交変調を施してRF信号に変調する変調部、およびRF信号を電波として送信する送信部を有する電子内視鏡と、電波を受信する受信部、電波で表されるRF信号にデジタル直交検波を施して元の画像信号に復調する復調部、復調された画像信号に各種信号処理を施して内視鏡画像を生成する信号処理部、および内視鏡画像を表示する画像表示部を有するプロセッサ装置とからなることを特徴とする。

【0009】

20

なお、前記変調部および復調部は、多値位相変調方式を用いて前記直交変調および前記直交検波を行うことが好ましい。

【発明の効果】

【0010】

本発明の電子内視鏡装置によれば、体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子、撮像素子により取得される撮像信号をデジタルの画像信号に変換する信号変換部、画像信号にデジタル直交変調を施してRF信号に変調する変調部、およびRF信号を電波として送信する送信部を有する電子内視鏡と、電波を受信する受信部、電波で表されるRF信号にデジタル直交検波を施して元の画像信号に復調する復調部、復調された画像信号に各種信号処理を施して内視鏡画像を生成する信号処理部、および内視鏡画像を表示する画像表示部を有するプロセッサ装置とからなるので、より効率的、且つ高い信頼性で電波による信号の送受信を行うことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

図1において、本発明を適用した電子内視鏡装置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。この電子内視鏡装置2は、電子内視鏡10とプロセッサ装置11との信号の遣り取りを電波12にて行う、いわゆるワイヤレス電子内視鏡装置である。

【0012】

電子内視鏡10は、体腔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、体腔内の被観察体像の像光を取り込むための対物レンズ15と、体腔内の被観察体像を撮影する撮像素子としてのCCD16(例えば、画素サイズ; 1280×960、フレームレート; 30フレーム/秒)、および照射レンズ17と体腔内照明用のLED光源(LED)18(ともに図2参照)が内蔵されている。CCD16により取得された体腔内の画像は、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。

40

【0013】

先端部13aの後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部20が設けられている。この湾曲部20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し、先端部1

50

3 a が体腔内の所望の方向に向けられるようになっている。

【0014】

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 14 b 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 13 a 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 表面に付着した汚物などの除去や、体腔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。

【0015】

図 2 において、CPU 30 は、電子内視鏡 10 の全体の動作を統括的に制御する。CPU 30 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 ROM 31 が接続されている。CPU 30 は、この ROM 31 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。

【0016】

LED 18 には、駆動部 32 が接続されている。駆動部 32 は、CPU 30 の制御の下に、LED 18 をオン / オフ駆動させる。LED 18 から発せられた光は、照射レンズ 17 を介して体腔内の被観察体に照射される。なお、先端部 13 a ではなく操作部 14 の内部に LED 18 を配し、ライトガイドで先端部 13 a に導光する構成としてもよい。

【0017】

CCD 16 は、対物レンズ 15 から入射した体腔内の被観察体像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。AFE 33 は、CCD 16 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（10 bit、図 3 参照）に変換する。

【0018】

変調部 34 は、詳しくは後述するように、AFE 33 から出力されたデジタルの画像信号にデジタル直交変調を施す。送信部 35 は、アンテナ 36 を介して、変調部 34 でデジタル直交変調が施された画像信号（以下、RF 信号という）を電波 12 としてプロセッサ装置 11 に送信する。

【0019】

コネクタ 37 には、バッテリー 38 が接続されている。バッテリー 38 の電力は、CPU 30 により制御される電力供給部 39 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 38 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 37 はその内部に配されている。

【0020】

図 3 において、変調部 34 は、パラレル / シリアル変換回路（P / S）40、256 QAM（Quadrature Amplitude Modulation；直交振幅変調）変調回路（256 QAM MOD）41、シリアル / パラレル変換回路（S / P）42、逆フーリエ変換回路（IFFT）43、デジタル直交変調回路 44、D / A 変換器 45、アップコンバータミキサ 46、およびバンドパスフィルタ（BPF）47 などからなる。

【0021】

P / S 40 は、AFE 32 から入力される 10 bit のデジタル画像信号を、パラレルデータからシリアルデータに変換する。256 QAM MOD 41 は、256 QAM 変調方式に則って、P / S 40 でシリアル変換された画像信号を、同相成分 I と直交成分 Q とにシンボルマッピングする。

【0022】

S / P 42 は、256 QAM MOD 41 でマッピングされた一つのシンボルを N 個の

パラレルデータに変換する。IFFT43は、S/P42でパラレル変換されたデータに逆フーリエ変換を施し、N個のサブキャリアの和に変換する。これにより、256QAM MOD41でマッピングされたシンボルをそれぞれベースとするIQベースバンドOFDM (Orthogonal Frequency Division Multiplexing; 直交周波数分割多重) 信号 (以下、単にベースバンド信号という) が生成される。

【0023】

デジタル直交変調回路44は、多値PSK (Phase Shift Keying; 位相変調) 方式、例えば2値PSK (BPSK) 方式、4値PSK (QPSK) 方式を用いて、IFFT43から出力されたベースバンド信号にデジタル直交変調を施し、PLL (Phase Locked Loop; 位相同期ループ) 回路48を介して発振器49から入力される周波数制御信号に基づいて、中間周波数IF (Intermediate Frequency) をもつIF信号を出力する。 10

【0024】

D/A45は、デジタル直交変調回路44から出力されたIF信号にD/A変換を施す。アップコンバータミキサ46は、D/A45でD/A変換されたIF信号と、PLL回路48を介して発振器49から入力される周波数制御信号とから、RF信号を生成する。BPF47は、アップコンバータミキサ46で生成されたRF信号に帯域制限をかけて不要部分を除去し、所望の周波数帯域 (1.2GHzまたは2.4GHz) を有するRF信号を出力する。

【0025】

送信部35は、電力増幅器(PA)50と、RFスイッチ(RF-SW)51とからなる。PA50は、BPF47から出力されたRF信号をプロセッサ装置11で受信可能な電力レベルにまで増幅する。RF-SW51は、電子内視鏡装置2で採用されているTDMA (Time Division Multiple Access; 時分割多重接続) 方式のチャネルバーストタイミングに合わせてオン/オフ駆動する。PA50で電力増幅されたRF信号は、このRF-SW51を経由して、サーキュレータ (図示せず) でアンテナ36に給電され、アンテナ36から電波12として送信される。 20

【0026】

図4において、CPU60は、プロセッサ装置11の全体の動作を統括的に制御する。CPU60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ROM61が接続されている。CPU60は、このROM61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。 30

【0027】

アンテナ62は、電子内視鏡10からの電波12を受信する。アンテナ62で受信された電波12は、サーキュレータ (図示せず) で受信部63に供給される。受信部63は、電波12、すなわちRF信号を増幅する。復調部64は、詳しくは後述するように、RF信号にデジタル直交検波を施して、RF信号を電子内視鏡10で変調される前の画像信号に復調する。

【0028】

同期分離部65は、CPU60の制御の下に、復調部64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。ビデオ信号処理部66は、画像信号からデジタルのビデオ信号を生成する。画像処理部67は、ビデオ信号処理部66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68は、画像処理部67で各種画像処理が施され、モニタ19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。 40

【0029】

図5において、受信部63は、RFスイッチ(RF-SW)70と低雑音増幅器(LNA)71とからなる。RF-SW70は、前述のRF-SW51と同様に、電子内視鏡装置2で採用されているTDMA方式のチャネルバーストタイミングに合わせてオン/オフ駆動する。LNA71は、RF-SW70を経由して入力されるRF信号を増幅する。 50

【 0 0 3 0 】

復調部 6 4 は、ダウンコンバータミキサ 7 2、バンドパスフィルタ (B P F) 7 3、A / D 変換器 (A / D) 7 4、デジタル直交検波回路 7 5、フーリエ変換回路 (F F T) 7 6、パラレル / シリアル変換回路 (P / S) 7 7、2 5 6 Q A M 復調回路 (2 5 6 Q A M D E M O D) 7 8、およびシリアル / パラレル変換回路 (S / P) 7 9 などからなる。

【 0 0 3 1 】

ダウンコンバータミキサ 7 2 は、L N A 7 1 で増幅された R F 信号と、P L L 回路 8 0 を介して発振器 8 1 から入力される周波数制御信号とから、I F 信号を生成する。B P F 7 3 は、ダウンコンバータミキサ 7 2 で生成された I F 信号に帯域制限をかけて不要部分を除去する。A / D 7 4 は、B P F 7 3 で帯域制限がかけられた I F 信号に A / D 変換を 10

【 0 0 3 2 】

デジタル直交検波回路 7 5 は、デジタル直交変調回路 4 4 と同様に、例えば B P S K 方式、Q P S K 方式などを用いて、A / D 7 4 で A / D 変換された I F 信号にデジタル直交検波を施し、P L L 回路 8 0 を介して発振器 8 1 から入力される周波数制御信号に基づいて、ベースバンド信号を出力する。

【 0 0 3 3 】

F F T 7 6 は、デジタル直交検波回路 7 5 から出力されたベースバンド信号にフーリエ変換を施し、ベースバンド信号の元であるパラレルデータを出力する。P / S 7 7 は、F F T 7 6 から出力されたパラレルデータをシリアルデータに変換し、同相成分 I と直交成分 Q とにシンボルマッピングされたデータを出力する。2 5 6 Q A M D E M O D 7 8 は、2 5 6 Q A M 変調方式に則って、P / S 7 7 でシリアル変換されたデータを復調する。S / P 7 9 は、2 5 6 Q A M D E M O D 7 8 で復調されたデータをパラレルデータに変換する。これにより、電子内視鏡 1 0 で変調される前の画像信号が復調される。 20

【 0 0 3 4 】

上記のように構成された電子内視鏡装置 2 で体腔内を観察する際には、挿入部 1 3 を体腔内に挿入して、L E D 光源 1 8 をオンして体腔内を照明しながら、C C D 1 6 による内視鏡画像をモニタ 1 9 で観察する。

【 0 0 3 5 】

このとき、対物レンズ 1 5 から入射した体腔内の被観察体像の像光は、C C D 1 6 の撮像面に結像され、C C D 1 6 から撮像信号が出力される。C C D 1 6 から出力された撮像信号は、A F E 3 3 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。 30

【 0 0 3 6 】

A F E 3 3 から出力されたデジタルの画像信号は、変調部 3 4 でデジタル直交変調が施される。変調部 3 4 では、P / S 4 0 によって、A F E 3 2 から入力されるデジタル画像信号がパラレルデータからシリアルデータに変換される。次いで、2 5 6 Q A M M O D 4 1 により、P / S 4 0 でシリアル変換された画像信号が、同相成分 I と直交成分 Q とにシンボルマッピングされる。

【 0 0 3 7 】

S / P 4 2 では、2 5 6 Q A M M O D 4 1 でマッピングされた一つのシンボルが N 個のパラレルデータに変換される。S / P 4 2 でパラレル変換されたデータは、I F F T 4 3 で逆フーリエ変換が施され、N 個のサブキャリアの和に変換されて、これによりベースバンド信号が生成される。 40

【 0 0 3 8 】

デジタル直交変調回路 4 4 では、多値 P S K 方式にて、I F F T 4 3 から出力されたベースバンド信号にデジタル直交変調が施され、P L L 回路 4 8 を介して発振器 4 9 から入力される周波数制御信号に基づいて、I F 信号が出力される。

【 0 0 3 9 】

デジタル直交変調回路 4 4 から出力された I F 信号は、D / A 4 5 で D / A 変換を施さ 50

れ、アップコンバータミキサ46に入力される。アップコンバータミキサ46では、D/A45でD/A変換されたIF信号と、PLL回路48を介して発振器49から入力される周波数制御信号とから、RF信号が生成される。

【0040】

アップコンバータミキサ46で生成されたRF信号は、BPF47で帯域制限がかけられ、所望の周波数帯域を有するRF信号となる。RF信号は、送信部35のPA50で増幅され、RF-SW51を経由して、サーキュレータでアンテナ36に給電され、アンテナ36から電波12として送信される。

【0041】

一方、プロセッサ装置11では、電子内視鏡10のアンテナ36から送信された電波12がアンテナ62で受信されると、この電波12がサーキュレータで受信部63に供給される。受信部63では、RF-SW70を経由して入力されるRF信号が、LNA71で増幅される。

【0042】

LNA71で増幅されたRF信号は、復調部64のダウンコンバータミキサ72に入力される。ダウンコンバータミキサ72では、LNA71で増幅されたRF信号と、PLL回路80を介して発振器81から入力される周波数制御信号とから、IF信号が生成される。ダウンコンバータミキサ72で生成されたIF信号は、BPF73で帯域制限がかけられ、A/D74でA/D変換が施される。

【0043】

デジタル直交検波回路75では、多値PSK方式にて、A/D74でA/D変換されたIF信号にデジタル直交検波が施され、PLL回路80を介して発振器81から入力される周波数制御信号に基づいて、ベースバンド信号が出力される。

【0044】

デジタル直交検波回路75から出力されたベースバンド信号は、FFT76でフーリエ変換が施され、ベースバンド信号の元であるパラレルデータとなる。次いで、このパラレルデータがP/S77でシリアルデータに変換され、同相成分Iと直交成分Qとにシンボルマッピングされたデータとなる。そして、256QAM DEMOD78により、256QAM変調方式に則って復調され、最後に、256QAM DEMOD78で復調されたデータがS/P79でパラレルデータに変換されることで、電子内視鏡10で変調される前の画像信号が復調される。

【0045】

復調部64で復調された画像信号は、CPU60の制御の下に、同期分離部65で同期分離が施され、ビデオ信号処理部66でデジタルのビデオ信号として出力される。ビデオ信号処理部66で出力されたビデオ信号は、画像処理部67で各種画像処理が施され、バッファ68に一旦格納されて、モニタ19に内視鏡画像として表示される。以上のようにして、電子内視鏡10とプロセッサ装置11との間で、電波12により信号が送受信される。

【0046】

以上詳細に説明したように、電子内視鏡装置2は、体腔内の被観察体像を撮影するCCD16、CCD16により取得される撮像信号をデジタルの画像信号に変換するAFE33、画像信号にデジタル直交変調を施してRF信号に変調する変調部34、およびRF信号を電波として送信する送信部35を有する電子内視鏡10と、電波を受信する受信部63、電波で表されるRF信号にデジタル直交検波を施して元の画像信号に復調する復調部64、復調された画像信号に各種信号処理を施して内視鏡画像を生成する同期分離部65、ビデオ信号処理部66、画像処理部67、および内視鏡画像を表示するモニタ19を有するプロセッサ装置11とからなるので、より効率的、且つ高い信頼性で電波による信号の送受信を行うことができる。

【0047】

なお、上記実施形態で挙げた変調部34、送信部35、受信部63、および復調部64

10

20

30

40

50

の構成は一例であり、本発明を特に限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】電子内視鏡装置の構成を示す概略図である。

【図2】電子内視鏡の内部構成を示すブロック図である。

【図3】変調部および送信部の内部構成を示すブロック図である。

【図4】プロセッサ装置の内部構成を示すブロック図である。

【図5】受信部および復調部の内部構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0049】

10

2 電子内視鏡装置

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

12 電波

16 C C D

19 モニタ

30 C P U

33 A F E

34 変調部

35 送信部

20

41 256QAM変調回路(256QAMMOD)

44 デジタル直交変調回路

60 C P U

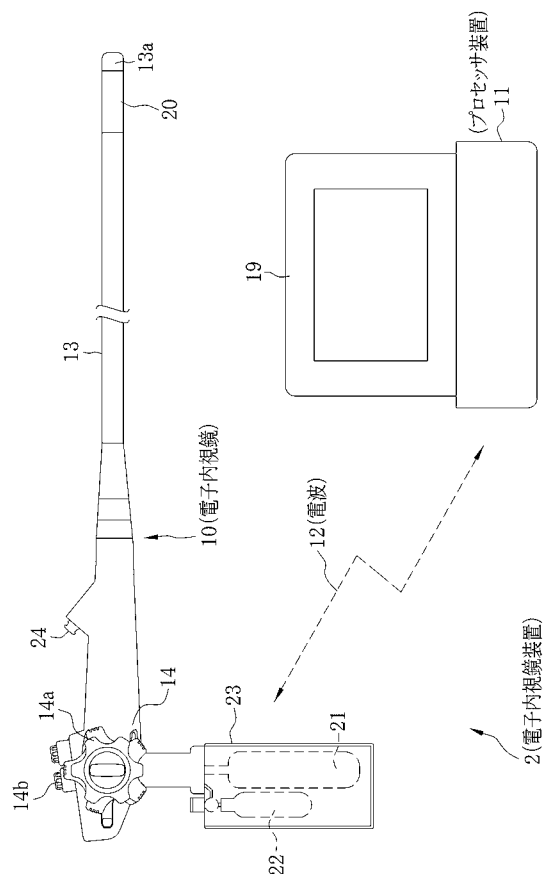
63 受信部

64 復調部

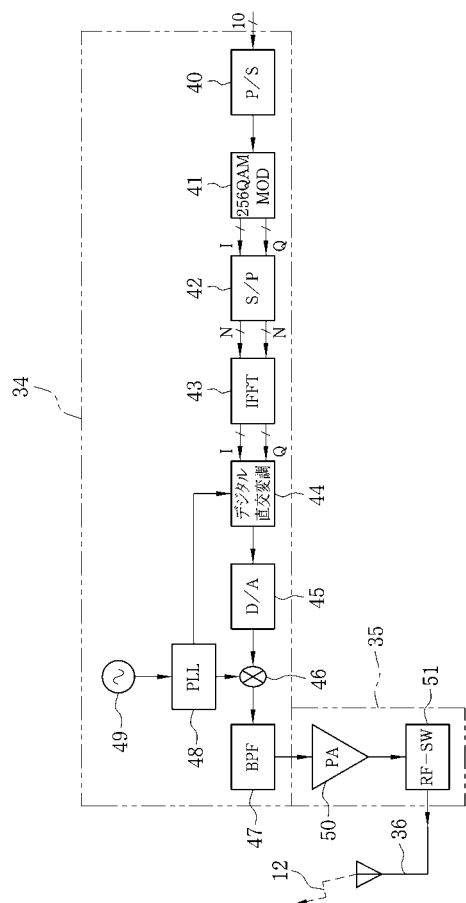
75 デジタル直交検波回路

78 256QAM復調回路(256QAMDEMOD)

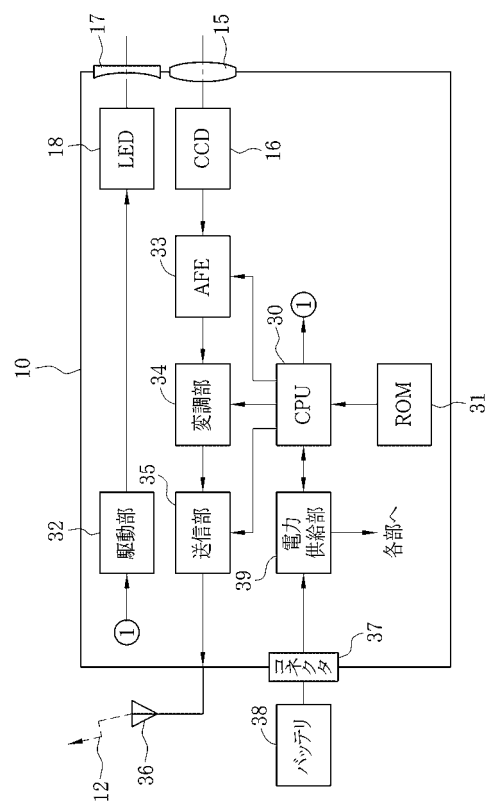
【 図 1 】



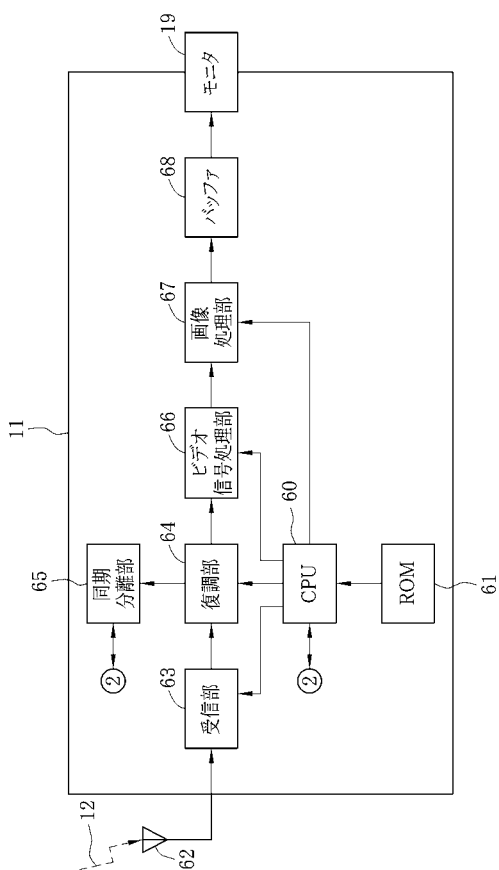
【 図 3 】



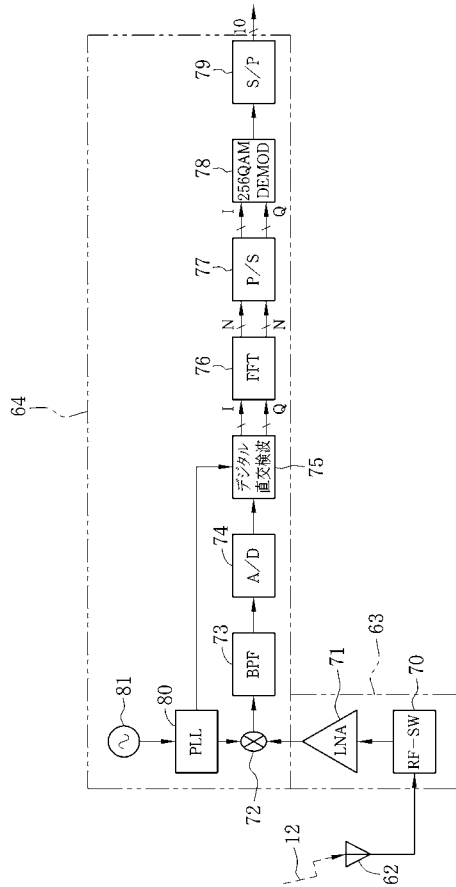
【圖 2】



【 图 4 】



【図 5】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006263009A	公开(公告)日	2006-10-05
申请号	JP2005082698	申请日	2005-03-22
[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	阿部一則		
发明人	阿部 一則		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/DA11 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/UU09 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/UU09		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电子内窥镜装置，该电子内窥镜装置能够更有效且高可靠性地通过无线电波发送和接收信号。电子内窥镜装置（2）包括：CCD（16），用于捕获要在体腔中观察的身体的图像；AFE（33），用于将由CCD16获取的图像拾取信号转换为数字图像信号；以及对该图像信号的数字正交调制。电子内窥镜10具有用于调制RF信号的调制器34和用于将RF信号作为无线电波发送的发送器35，用于接收无线电波的接收器63以及对由无线电波表示的RF信号的数字正交检测。解调单元64，视频信号处理单元66，图像处理单元67和内窥镜用于对原始图像信号进行解调，以通过对解调后的图像信号进行各种信号处理来生成内窥镜图像。处理器设备11具有用于显示镜像的监视器19。[选型图]图1

