

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体画像を撮像する固体撮像素子と、該固体撮像素子の撮像画像データをアナログ信号処理しデジタル信号に変換する処理回路と、前記固体撮像素子の駆動電圧を生成する電源回路と、前記処理回路及び前記電源回路の駆動で必要となる制御信号と前記デジタル信号に変換された後の撮像画像データとを外部制御部との間でダイレクトコンバージョン方式により無線で授受する無線送受信部とを設けた撮像部をスコープの先端部に取り付け、外部から該スコープ内に電源線を通し該電源線を前記撮像部に接続する構成としたことを特徴とする電子内視鏡。

【請求項 2】

前記制御信号が、3線シリアル信号であ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】

前記固体撮像素子が 1 チップで構成され、前記処理回路、前記電源回路、前記無線送受信部が別チップで構成されることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記処理回路及び前記無線送受信部が 1 チップで構成され、前記電源回路が別の 1 チップで構成されることを特徴とする請求項 3 に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記外部制御部が、該電子内視鏡の手元部の内視鏡本体部内に設けられることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

被写体画像を撮像する固体撮像素子と、該固体撮像素子の撮像画像データをアナログ信号処理しデジタル信号に変換する処理回路と、前記固体撮像素子の駆動電圧を生成する電源回路と、前記処理回路及び前記電源回路の駆動で必要となる制御信号と前記デジタル信号に変換された後の撮像画像データとを外部制御部との間でダイレクトコンバージョン方式により無線で授受する第 1 の無線送受信部と、前記外部制御部を構成し受信した前記デジタル信号でなる撮像画像データを信号処理すると共に前記制御信号を発信するデジタルシグナルプロセッサ及び前記第 1 の無線送受信部との間でダイレクトコンバージョン方式により前記撮像画像データ及び前記制御信号を無線で授受する第 2 の無線送受信部とを備えることを特徴とする撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、固体撮像素子を内蔵する電子内視鏡及びその撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡では、被検体の負担を軽減するために、内視鏡の細径化を図る努力が続けられている。例えば下記特許文献 1 に記載の従来技術では、図 7 に示す様に、内視鏡 1 の先端部に取り付けられた CCD チップ 2 と内視鏡本体部 3 との間の電気配線数を少なくして細径化を図るために、CCD チップ 2 で撮像した画像信号を無線発信させ、これを内視鏡本体部 3 に設けた受信回路 4 で受信し、モニタ画面 5 に表示させる構成にしている。

【0003】

図 8 は、図 1 に示す CCD チップ 2 の詳細図である。CCD チップ 2 は、被写体画像を撮像する画像エリア 21 と、駆動信号発生部 22 と、電源部 23 と、撮像画像信号の信号処理部 24 と、無線送信回路 25 とが 1 チップ上に集積化され、図 7 に示す照明用光源 6 から発せられ光ファイバ 7 を通して被写体を照明する照明光の一部が分岐されて電源部 23 の太陽電池を照明し、この太陽電池が CCD チップ 2 の電力源となっている。

【0004】

10

20

30

40

50

【特許文献１】特開平１１－３２９８２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

デジタルカメラに用いられる固体撮像素子は、一般ユーザの被写体画像に対する高解像度化の要求を満たすために、数百万画素以上を搭載するのが普通になっている。しかし、電子内視鏡の先端部分に内蔵する固体撮像素子は、内視鏡の細径化を図るために小面積の固体撮像素子を使用せざるを得ず、高々数１０万画素を搭載するに過ぎない。

【０００６】

このため、電子内視鏡に用いる固体撮像素子として、近年進歩の著しいデジタルカメラ用の固体撮像素子をそのまま利用することができず、現在の技術より数世代前の技術に属する固体撮像素子を用いているのが現状である。

10

【０００７】

また、数世代前の固体撮像素子を用いて無線で撮像画像信号を授受する電子回路部分をＩＣ化する場合でも、電子内視鏡という独特の応用分野による制約があるため、現在のデジタルカメラ用固体撮像素子で開発された技術をそのまま適用できず、新たな電子回路の開発が必要となり、低コスト化を図るのが困難であるという問題がある。

【０００８】

本発明の目的は、細径化を図るのに好適で、しかも低コストの電子内視鏡を実現できる撮像装置とこの撮像装置を用いた電子内視鏡を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の電子内視鏡は、被写体画像を撮像する固体撮像素子と、該固体撮像素子の撮像画像データをアナログ信号処理しデジタル信号に変換する処理回路と、前記固体撮像素子の駆動電圧を生成する電源回路と、前記処理回路及び前記電源回路の駆動で必要となる制御信号と前記デジタル信号に変換された後の撮像画像データとを外部制御部との間でダイレクトコンバージョン方式により無線で授受する無線送受信部とを設けた撮像部をスコープの先端部に取り付け、外部から該スコープ内に電源線を通し該電源線を前記撮像部に接続する構成としたことを特徴とする

30

本発明の電子内視鏡の前記制御信号が、３線シリアル信号であることを特徴とする。

【００１０】

本発明の電子内視鏡は、前記固体撮像素子が１チップで構成され、前記処理回路、前記電源回路、前記無線送受信部が別チップで構成されることを特徴とする。

【００１１】

本発明の電子内視鏡は、前記処理回路及び前記無線送受信部が１チップで構成され、前記電源回路が１チップで構成されることを特徴とする。

【００１２】

本発明の電子内視鏡は、前記外部制御部が、該電子内視鏡の手元部の内視鏡本体部内に設けられることを特徴とする。

40

【００１３】

本発明の撮像装置は、被写体画像を撮像する固体撮像素子と、該固体撮像素子の撮像画像データをアナログ信号処理しデジタル信号に変換する処理回路と、前記固体撮像素子の駆動電圧を生成する電源回路と、前記処理回路及び前記電源回路の駆動で必要となる制御信号と前記デジタル信号に変換された後の撮像画像データとを外部制御部との間でダイレクトコンバージョン方式により無線で授受する第１の無線送受信部と、前記外部制御部を構成し受信した前記デジタル信号でなる撮像画像データを信号処理すると共に前記制御信号を発信するデジタルシグナルプロセッサ及び前記第１の無線送受信部との間でダイレクトコンバージョン方式により前記撮像画像データ及び前記制御信号を無線で授受する第２の無線送受信部とを備えることを特徴とする。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、ダイレクトコンバージョン方式で撮像画像データ及び制御信号を授受する構成のため小型化，集積化を図ることができ、デジタルカメラ用の撮像装置として開発され修正されてきた信頼性の高い撮像装置をそのまま流用できるため、低コスト高信頼を得ることが可能となる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の一実施形態について、図面を参照して説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本発明の一実施形態に係る電子内視鏡の全体構成図である。この電子内視鏡 10 の細く長い可撓性スコープ部 11 には、電源線 12 や照明光を通す光ファイバ 12、図示しない治療用器具などが収納され、その先端部に撮像部 30 が取り付けられている。

【 0 0 1 7 】

電子内視鏡 10 の本体部 14 には、電源線 12 を通して撮像部 30 に電力を供給する電源 15 と、後述する制御部 16 と、光ファイバ 12 に照明光を照射する照明用光源 17 とが設けられており、モニタ画面 18 は制御部 16 からの信号を受けて撮像部 30 が撮像した画像を表示する。

【 0 0 1 8 】

図 2 は、撮像部 30 の構成図である。本実施形態の撮像部 30 は、被写体画像を撮像する固体撮像素子（本実施形態では CCD 型イメージセンサ）31 と、アナログフロントエンド（AFE）回路 32 と、CCD 31 の垂直電荷転送路（VCCD）を駆動するパルス信号発生用の V ドライバ 35 と、固体撮像素子 31 の駆動電圧を生成する電源回路 33 と、無線送受信部 34 とを備える。

【 0 0 1 9 】

AFE 回路 32 と、電源回路 33 と、無線送受信部 34 とが、図 1 に示す本体部 14 の電源 15 と電源線（VDD，GND）12 で接続される。

【 0 0 2 0 】

CCD 型固体撮像素子 31 は、例えば垂直電荷転送路（VCCD）と水平電荷転送路（HCCD）とを備えるインターライン型 CCD である。

【 0 0 2 1 】

AFE 回路 32 は、相関二重サンプリング（CDS）回路 41 と、プログラマブルゲイン増幅器（PGA）42 と、アナログデジタル変換器（ADC）43 と、タイミングジェネレータ（TG）44 と、固体撮像素子 31 の水平電荷転送路に転送パルスを供給する H ドライバ 45 とを備える。

【 0 0 2 2 】

電源回路 33 は、電源 15 の供給電圧 VDD から、例えば 4.4 V の電圧を生成して H ドライバ 45 に供給し、5 V，1.5 V，-8 V の電圧を生成して固体撮像素子 31 及び V ドライバ 35 に供給する。

【 0 0 2 3 】

この撮像部 30 を、IC 技術を用いて製造する場合、全てを 1 チップ化することも可能である。しかし、全てを 1 チップ化するとチップ面積が大きくなってしまい、電子内視鏡の細径化を困難にしてしまう。そこで、本実施形態では、固体撮像素子 31 を 1 チップ化し、AFE 回路 32 及び無線送受信部 34 を 1 チップ化し、V ドライバ 35 及び電源回路 33 を 1 チップ化し、全部で 3 チップ構成とする。AFE 回路 32，無線送受信部 34，V ドライバ 35，電源回路 33 を 1 チップ化し、全部で 2 チップ構成としても良い。

【 0 0 2 4 】

固体撮像素子 31 を 1 チップで構成することで、細径化を図った電子内視鏡でも固体撮像素子 31 の大面積化を実現でき、近年の微細加工技術を適用することで 100 万画素以上の多画素化を図るのも容易となる。

【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

図 2 に示す撮像部 30 の回路構成は、デジタルカメラで用いられる既存の固体撮像素子用に開発され使用されている撮像部を流用した構成とし、低コスト化を図っている。この既存の撮像部の構成を比較のために図 3 に示し、同一構成部材には同一符号を付す。

【0026】

図 3 に示す既存の撮像部では、アナログデジタル変換器 43 から出力される例えば 12 ビットの撮像画像信号がデジタル信号処理部 (DSP) 50 に入力されて信号処理され、R (赤) G (緑) B (青) 信号が DSP 50 から出力される。

【0027】

A F E 回路 32 や電源回路 33 は、3 線シリアル・インタフェースを備えており、夫々 DSP 50 と接続されている。このため、固体撮像素子 31 や V ドライバ 35 は、DSP 50 から直接制御されることはない。

10

【0028】

3 線シリアル・インタフェースは 3 つの信号から構成され、通常、それぞれ LOAD 信号、クロック (CLK) 信号、DATA 信号と呼ばれる。LOAD 信号は制御対象回路毎に必要な信号であり、制御対象のみ活性化する信号である。図示の例では、A F E 回路 32 をアクティブにする LOAD 1 信号と、電源回路 33 をアクティブにする LOAD 2 信号とが設けられている。

【0029】

クロック信号は同期信号であり、DATA 信号は実際のデータが記載された信号である。データとは、例えば何個目のクロックを受信したとき或る制御パルスを立ち上げ、次に何個目のクロックを受信したときこの制御パルスを立ち下げるといったデータである。

20

【0030】

クロック信号と DATA 信号は、制御対象回路間で共有可能である。従って、撮像信号が 12 ビットである場合に、撮像信号用に 12 本の配線が必要となり、他に、LOAD 1 信号用、LOAD 2 信号用、クロック信号用、DATA 信号用に夫々 1 本必要となる。更に、電源線として、VDD 線と GND 線の 2 本が必要なため、計 18 本の配線が必要となる。

【0031】

そこで、本実施形態の電子内視鏡 10 では、18 本の信号線のうち電源線 2 本以外の 16 本を削減するため、撮像信号と、3 線シリアル信号 (LOAD 信号、クロック信号、DATA 信号) を無線で送受信する構成とし、電子内視鏡 10 の先端部に設ける撮像部 30 と図 3 の DSP 50 との間に無線送受信部を設けている。

30

【0032】

即ち、撮像部 30 に図 3 の無線送受信部 34 を設け、図 4 に示す送受信部 51 を本体部 14 の制御部 16 に設け、DSP 50 は既存のデジタルカメラや携帯電話機搭載カメラの撮像部と同様に 3 線シリアル信号を出力し、撮像部 30 は既存の撮像部と同様に 3 線シリアル信号で駆動制御される構成となっている。

【0033】

無線送受信部 34、51 は、本実施形態では、ダイレクトコンバージョン方式を採用し、外付けフィルタ等が必要となるヘテロダイン方式は採用しない。ダイレクトコンバージョン方式は、全ての部品を半導体チップ上に集積化して製造でき、細径化を図る電子内視鏡用として好適である。

40

【0034】

図 5 は、制御部 16 に設ける無線送受信部 51 の詳細構成図である。この無線送受信部 51 は、DSP 50 から出力される 3 線シリアル信号 (LOAD、CLK、DATA) をパラレル・シリアル変換部 61 にてシリアル信号に変換し、FSK (Frequency Shift Keying) 変調器 62 に出力する。

【0035】

FSK 変調器 62 は、パラレル・シリアル変換部 61 で変換されたシリアル信号を I 相と Q 相のデジタル送信信号に変換し、I 相の送信信号をデジタルアナログ変換部 63 に出

50

カシ、Q相の送信信号をデジタルアナログ変換部64に出力する。

【0036】

各デジタルアナログ変換部63, 64で変換されたアナログの送信信号は、夫々ローパスフィルタ65, 66で高調波成分が除去された後、ミキサ回路67, 68にて、局部発振器69の局部発振周波数により周波数変換される。

【0037】

周波数変換されたI相及びQ相のアナログ送信信号は合成された後、パワーアンプ70で電力増幅され、サーキュレータ71を介してアンテナ72から出力され、撮像部30により受信される。

【0038】

尚、ミキサ回路67に供給される局部発振信号は、移相器73により90°だけ位相シフトされている。

【0039】

無線送受信部51のアンテナ72は、撮像部30から送信されてくる12ビットの撮像画像データを受信する。この画像データは、サーキュレータ71を介してローノイズアンプ(LNA)75に供給され、該アンプ75で増幅された後、2分配される。

【0040】

分配された一方はミキサ回路76に、他方はミキサ回路77に供給され、ここで、局部発振器78の発振周波数にて周波数変換される。その後、夫々、ローパスフィルタ79, 80により不要波が除去されてI相, Q相のベースバンド信号が再生され、アナログデジタル変換部81, 82によりデジタル信号に変換される。

【0041】

アナログデジタル変換部81, 82にて変換されたI相, Q相のデジタル信号がFSK復調器83に入力され、ここで、復調される。そして、シリアル・パラレル変換器84により12ビットの平行の画像データが再生され、DSP50に出力される。この画像データを受けたDSP50は、画像処理を行い、RGB信号としてモニタ装置18に出力する。

【0042】

尚、ミキサ76に供給される局部発振信号は、移相器85により90°だけ位相シフトされている。

【0043】

図6は、撮像部30に設ける無線送受信部34の詳細構成図である。この無線送受信部34の構成は、図5に示す無線送受信部51の構成と同じ回路を用いている。

【0044】

本実施形態の無線送受信部34では、制御部16から送信された制御信号(LOAD, CLK, DATA)をアンテナ91にて受信し、受信した信号をサーキュレータ92を介してローノイズアンプ(LNA)93に取り込み、ここで増幅した後、2分配する。

【0045】

2分配された一方の信号はミキサ回路94に、他方はミキサ回路95に入力される。各ミキサ回路94, 95は、夫々入力信号を、局部発振器96の発振周波数により周波数変換して出力し、この後、ローパスフィルタ97, 98が夫々不要波成分を除去することで、I相およびQ相のベースバンド信号が再生される。

【0046】

I相およびQ相のベースバンド信号は、夫々、アナログデジタル変換部99, 100によりデジタル信号に変換された後、FSK変調器101に入力される。FSK変調器101は、デジタルのI相, Q相のベースバンド信号を復調し、次に、シリアル・パラレル変換器102により、3線シリアル信号の夫々(LOAD, CLK, DATA)を、AFE回路32と電源回路33とに出力する。

【0047】

尚、ミキサ回路94へ供給される局部発振信号は、移相器103により90°だけ位相

10

20

30

40

50

シフトされている。

【 0 0 4 8 】

A F E 回路 3 2 は、3 線シリアル信号 (L O A D , C L K , D A T A) に応じたタイミングで垂直電荷転送路の転送パルスや水平電荷転送路の転送パルスを生成し、C C D 3 1 を駆動する。そして、C C D 3 1 から 1 2 ビットの撮像画像データを取り込むと、C D S 回路 4 1 にて相関二重サンプリング処理し、アンプ 4 2 で増幅し、A D 変換部 4 3 でデジタル信号に変換し、無線送受信部 3 4 に出力する。

【 0 0 4 9 】

C D S 回路 4 1 , アンプ 4 2 , A D 変換部 4 3 の駆動タイミングパルスも、3 線シリアル信号に基づきタイミングジェネレータ 4 4 が生成する。また、電源回路 3 3 では、3 線シリアル信号に基づき、電源起動、電源遮断などが制御される。

10

【 0 0 5 0 】

A F E 回路 3 2 から出力される 1 2 ビットのデジタル撮像画像データが無線送受信部 3 4 に入力すると、先ず、この 1 2 ビットのパラレル信号でなる画像データは、パラレル・シリアル変換器 1 0 4 にてシリアル信号に変換され、F S K 変調器 1 0 5 に入力する。

【 0 0 5 1 】

F S K 変調器 1 0 5 は、入力されたシリアル信号でなる画像データから I 相および Q 相のベースバンド信号を生成し、I 相のベースバンド信号をデジタルアナログ変換部 1 0 6 に出力し、Q 相のベースバンド信号をデジタルアナログ変換部 1 0 7 に出力する。

【 0 0 5 2 】

20

各デジタルアナログ変換部 1 0 6 , 1 0 7 で変換されたアナログ信号は、ローパスフィルタ 1 0 8 , 1 0 9 で高調波成分が除去され、ミキサ回路 1 1 0 , 1 1 1 で局部発振器 1 1 2 の発振周波数により周波数変換される。

【 0 0 5 3 】

ミキサ回路 1 1 0 , 1 1 1 の出力は合成された後、パワーアンプ 1 1 3 により電力増幅され、サーキュレータ 9 2 を介してアンテナ 9 1 から送信される。この送信された画像データの信号が、図 4 , 図 5 に示す制御部 1 6 側のアンテナ 7 2 により受信される。

【 0 0 5 4 】

尚、ミキサ回路 1 1 0 へ供給される局部発振信号は、移相器 1 1 4 により 9 0 ° だけ位相シフトされている。

30

【 0 0 5 5 】

以上述べた様に、無線送受信部 3 4 , 5 1 で採用する送受信方式は、ダイレクトコンバージョン方式であり、ローパスフィルタ 6 5 , 6 6 , 7 9 , 8 0 , 9 7 , 9 8 , 1 0 8 , 1 0 9 が必要となるが、これらローパスフィルタは、ベースバンド帯域で用いられるため、パッシブ素子でなく I C 技術で実現可能である。従って、無線送受信部 3 4 , 5 1 の小型化、高集積化に有利である。

【 0 0 5 6 】

制御部 1 6 側の局部発振器 7 8 が発振する周波数は、撮像部 3 0 側の局部発振器 1 1 2 の発振周波数と同じである必要があり、また、制御部 1 6 側の局部発振器 6 9 が発振する周波数は、撮像部 3 0 側の局部発振器 9 6 の発振周波数と同じである必要がある。しかし、4 つの局部発振器 6 9 , 7 8 , 9 6 , 1 1 2 が同一周波数を発振する必要はない。

40

【 0 0 5 7 】

4 つの発振周波数を等しくした場合には、送信や受信を時分割することも可能である。局部発振器 6 9 , 9 6 の発振周波数と局部発振器 7 8 , 1 1 2 の発振周波数とを異ならせ周波数分割することも可能である。尚、本実施形態は、無線送受信部 3 4 , 5 1 の動作を、時分割や周波数分割に限定されるものではない。

【 0 0 5 8 】

尚、上述した実施形態では、変調方式を F S K 変調としているが、これに限るものではない。また、サーキュレータ 7 1 , 9 2 は必ず必要なものではない。送信と受信を周波数分割する場合には、分波器 (Duplexer) にて代用可能である。

50

【 0 0 5 9 】

また、ＣＣＤ型固体撮像素子を例に説明したが、ＣＭＯＳ等のＭＯＳ型固体撮像素子を用いた撮像部にも上述した実施形態を適用可能である。更に、撮像部との間で無線により情報を授受する本体部を内視鏡の手元部に設けた例で説明しているが、無線授受する無線送受信部 5 1 を内視鏡とは異なる箇所に設置する構成とすることも可能である。

【 0 0 6 0 】

以上述べた様に、本実施形態に係る電子内視鏡では、デジタルカメラ用として開発され使用された結果さまざまな修正が既に施され信頼性が向上した撮像装置をそのまま適用可能となるため、電子内視鏡の低コスト化と高信頼性の両方を同時に得ることが可能となる。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 1 】

本発明に係る電子内視鏡で用いる撮像装置は、ダイレクトコンバージョン方式を採用するため小型化，ＩＣ化が可能となり、細径化を更に進める電子内視鏡に適用すると有用である。また、デジタルカメラ用に開発された撮像装置をそのまま適用可能な構成としたため、新たな回路の開発が不要となり、電子内視鏡の低コスト化を図るのにも有用である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 2 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る電子内視鏡の構成図である。

【図 2】図 1 に示す撮像部の詳細構成図である。

20

【図 3】デジタルカメラで用いられる撮像部の構成図である。

【図 4】図 1 に示す制御部の構成図である。

【図 5】図 4 に示す無線送受信部の詳細図である。

【図 6】図 2 に示す無線送受信部の詳細図である。

【図 7】従来の電子内視鏡の構成図である。

【図 8】図 7 に示すＣＣＤチップの詳細図である。

【符号の説明】

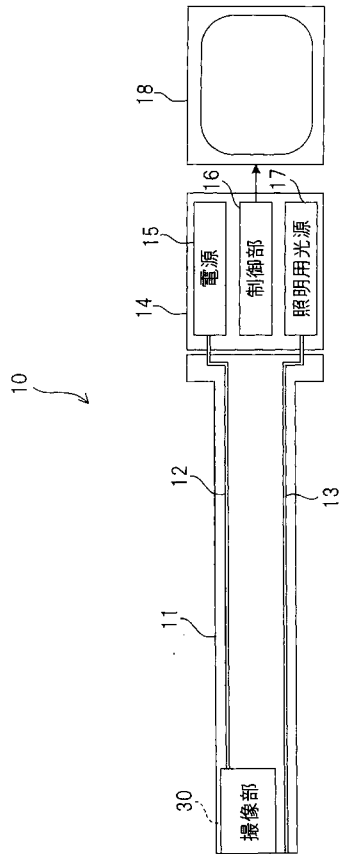
【 0 0 6 3 】

- 1 0 電子内視鏡
- 1 1 スコープ部
- 1 2 電源線
- 1 4 内視鏡本体部
- 1 5 電源
- 1 6 制御部
- 1 8 モニタ装置
- 3 0 撮像部
- 3 1 固体撮像素子
- 3 2 A F E (アナログフロントエンド) 回路
- 3 3 電源回路
- 3 4 , 5 1 無線送受信部
- 5 0 D S P (デジタルシグナルプロセッサ)

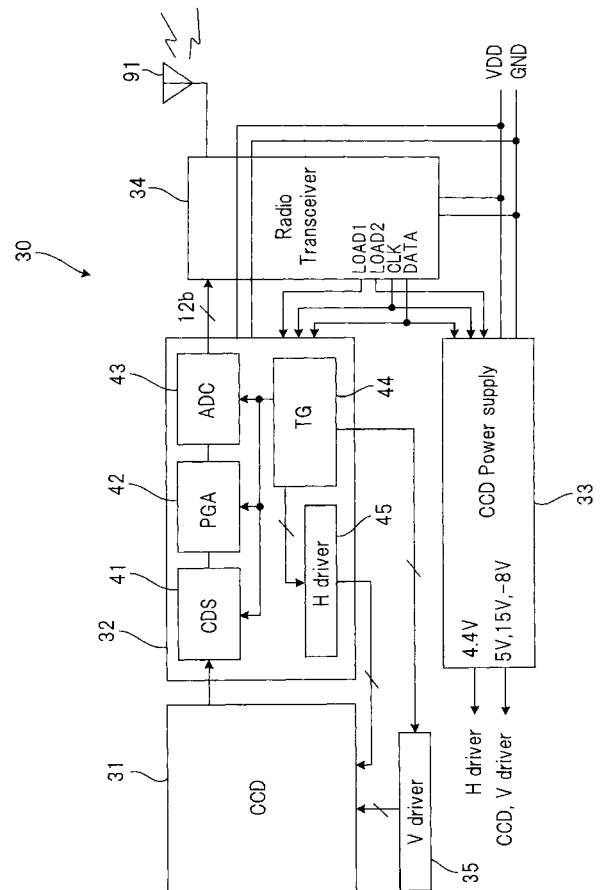
30

40

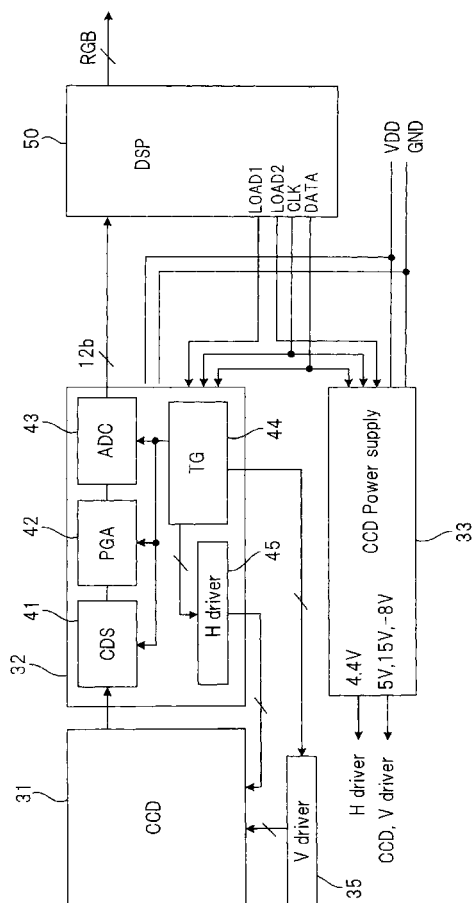
【 図 1 】



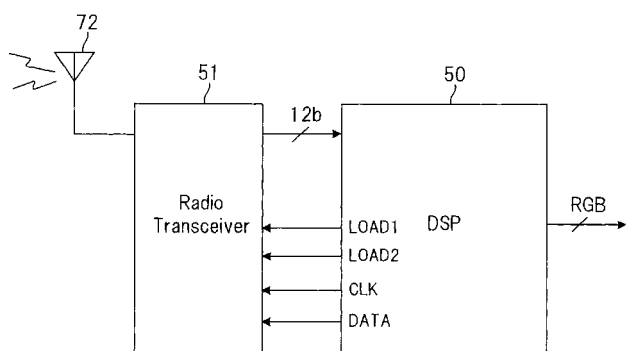
【 図 2 】



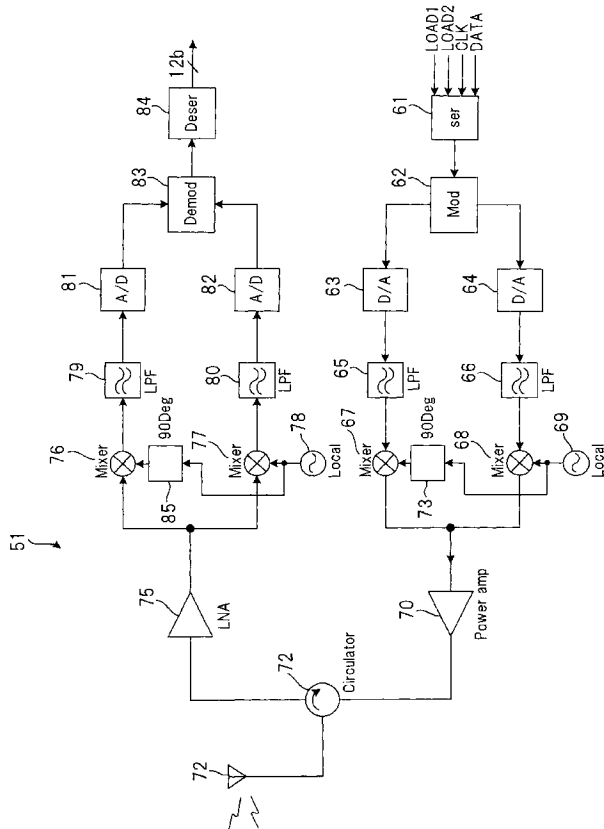
【 図 3 】



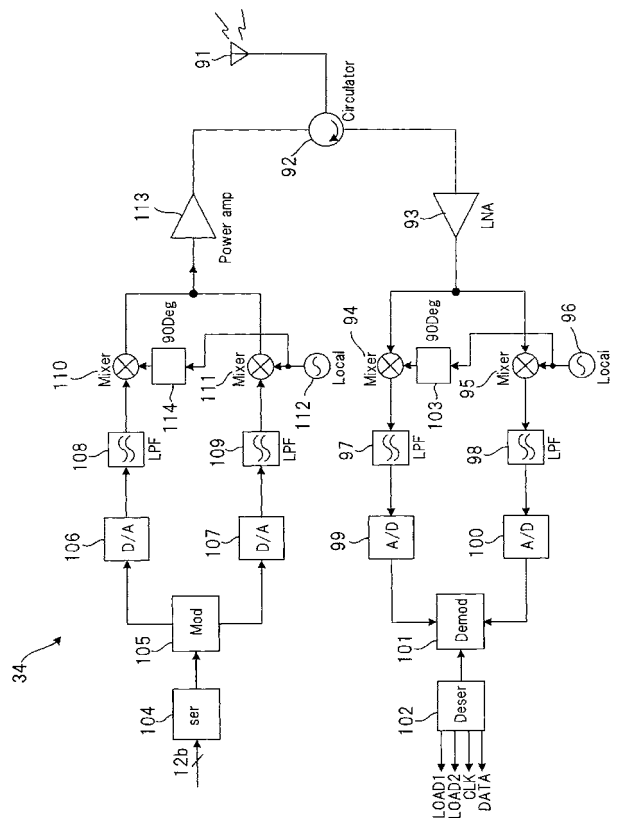
【 図 4 】



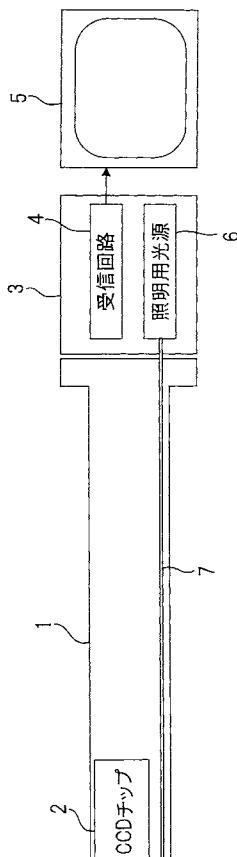
【図 5】



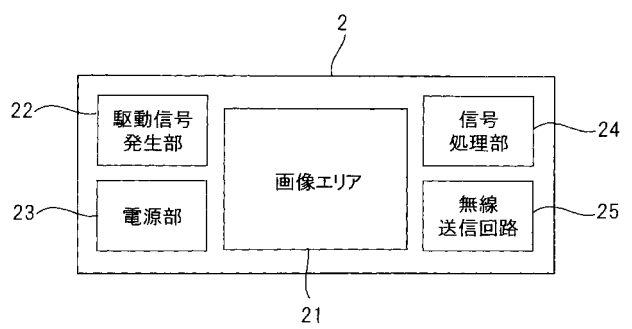
【図 6】



【図 7】



【図 8】



专利名称(译)	电子内窥镜及其成像装置		
公开(公告)号	JP2009017915A	公开(公告)日	2009-01-29
申请号	JP2007180724	申请日	2007-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	高田寿雄		
发明人	高田 寿雄		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C A61B1/00.682 A61B1/05 H04N5/225 H04N5/225.500 H04N5/232.300		
F-TERM分类号	2H040/FA01 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/NN01 4C061/UU06 5C122/DA26 5C122/EA37 5C122/EA55 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/GC07 5C122/GC22 5C122/GC52 5C122/GF04 5C122/HA38 4C161/CC06 4C161/NN01 4C161/UU06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减小电子内窥镜的直径并降低成本并提高可靠性。 解决方案：提供用于捕获对象图像的固态图像传感器31，用于将固态图像传感器31的捕获图像数据模拟信号处理为数字信号的处理电路32，以及用于处理电路32和固态图像传感器31的驱动电压。 产生电源的电路33，驱动处理电路32和电源电路33所需的控制信号 (LOAD, CLK, DATA) 以及在转换为数字信号之后的拍摄图像数据在外部控制单元之间传送。 具有通过直接转换方法无线地发送和接收的无线发送/接收单元34的成像单元30附接到内窥镜的远端，并且电源线VDD和GND通过电源线VDD和GND在外部连接到成像单元30。。 [选择图]图2

