

(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2005-66129

(P2005-66129A)

(43) 公開日 平成17年3月17日(2005.3.17)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 1/04
A61B 1/00

F I

A61B 1/04 362 J
A61B 1/04 370
A61B 1/00 A

テーマコード(参考)

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-301956(P2003-301956)
(22) 出願日 平成15年8月26日(2003.8.26)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(74) 代理人 100076233
弁理士 伊藤 進
(72) 発明者 小笠原 弘太郎
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 川村 昭人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者 望田 明彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

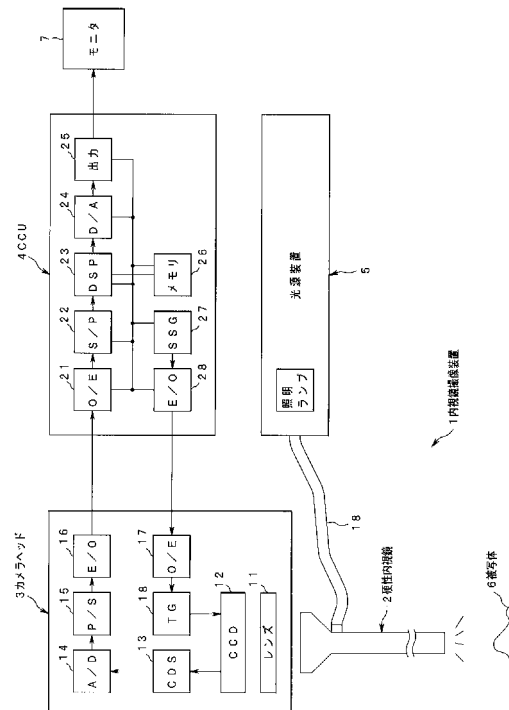
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 電氣的絶縁を確保しつつ、画質劣化の少ない高精細な内視鏡映像が得られると共に、放射ノイズが低減可能な内視鏡撮像装置を提供する。

【解決手段】 内視鏡2に設けたCCD12で撮像した撮像信号をデジタル時系列多重化信号に変換出力するA/D変換器14とP/S変換器15からなるデジタル変換部とを備えたカメラヘッド3と、CCD12を駆動制御する基準駆動信号を生成し、カメラヘッドからのデジタル時系列多重化信号から内視鏡映像信号を生成するS/P変換器21とDSP23からなる映像信号生成部とを備えたCCU4と、カメラヘッドとCCUの間で送受信される信号を光信号に変換して送受信するE/O変換器16, 28とO/E変換器17, 21を有する内視鏡撮像装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡に設けられ、観察部位を撮像する撮像素子を駆動制御する駆動制御部と、前記撮像素子において撮像生成された撮像信号を基に内視鏡撮像信号を生成する撮像信号生成部と、この撮像信号生成部において生成された内視鏡撮像信号をデジタル信号に変換出力するデジタル変換部とを備えた電子内視鏡手段と、

前記電子内視鏡手段の撮像素子を駆動制御する基準駆動信号を生成する基準駆動信号生成部と、前記電子内視鏡手段のデジタル変換部において生成されたデジタル信号を基に内視鏡映像信号を生成する映像信号生成部とを備えた内視鏡制御手段と、

前記電子内視鏡手段と前記内視鏡制御手段との間で送受信される前記デジタル内視鏡撮像信号と前記基準駆動信号それぞれを光信号に変換して送受信する光信号変換送受信手段と、

を具備することを特徴とした電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記電子内視鏡手段のデジタル変換部において変換生成され、前記光信号変換送受信手段により光信号に変換されて前記内視鏡制御手段に送信される内視鏡撮像信号のデジタル信号は、時系列多重化デジタル信号であることを特徴とした請求項 1 記載の内視鏡撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

本発明は、体腔内の観察部位の撮像信号を生成する撮像素子を有する電子内視鏡と、この電子内視鏡の駆動制御と撮像信号から所望の映像信号を生成する内視鏡制御装置とをアイソレーションデバイスを用いて絶縁分離した内視鏡撮像装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

一般に電子内視鏡は、観察部位に挿入される挿入部と、その挿入部の基端に設けられ、挿入部を操作する操作部とから構成されている。前記挿入部の先端には、観察部位を照明する照明光を投射する照明窓と、その照明された観察部位からの反射光を取り込む対物レンズが設けられた観察窓が設けられている。

30

【0003】

前記挿入部と操作部には、その照明光用のライトガイドが内装されている。そのライトガイドの一端は、前記挿入部先端の照明窓に配置され、他端は前記操作部から延出されたユニバーサルコードを介して、ライトガイドコネクタによって光源装置に接続されている。

【0004】

さらに、前記挿入部と操作部には、観察光用のイメージガイドが内装されている。そのイメージガイドの一端は、前記挿入部先端の観察窓に配置され、他端は前記操作部に設けた複数の接眼レンズからなる接眼部に配置されるようになっている。

【0005】

この接眼部には、撮像素子と、その撮像素子を駆動制御する撮像素子駆動回路と、撮像素子で撮像生成された撮像信号に対して所定の信号処理を行う撮像信号処理回路を内蔵したカメラヘッドが装着されるようになっている。

40

【0006】

または、電子内視鏡の別の構成として、前記挿入部の観察窓に設けた対物レンズの焦点位置に撮像素子と、その撮像素子を駆動制御する撮像素子駆動回路と、及び撮像素子からの撮像信号を検出出力する撮像信号処理回路とからなるカメラヘッドを内蔵配置させた電子内視鏡もある。

【0007】

このような構成の電子内視鏡装置は、特に医療分野においては、挿入部を体腔内に挿入

50

する為に、操作部の接眼部に装着したカメラヘッド、または挿入部先端に配置されたカメラヘッドを駆動制御する駆動電源と制御信号等が漏洩して、患者に危害を与えたり、他の医療機器に障害を与えたりしない為の対策が施されている。

【0008】

例えば、前記カメラヘッドと、このカメラヘッドの駆動基準信号の生成と、カメラヘッドで撮像生成された撮像信号に所定の信号処理を施して、標準的映像信号を生成を行うカメラコントロールユニットとの間を電氣的に絶縁分離する。この絶縁分離されたカメラヘッドとカメラコントロールユニットの間の各種信号の送受信は、アイソレーションデバイスを介して行うものがある。

【0009】

このアイソレーションデバイスとしては、例えば、フォトカプラ等の電気信号を光信号に変換送信する電気信号/光信号変換素子と、その光信号を受信して電気信号に変換出力する光信号/電気信号変換素子が用いられている。或いは、パルストランスを用いて、カメラヘッドとカメラコントロールユニットの信号送受信が行われている。

【0010】

また、アイソレーションデバイスにより絶縁された前記カメラヘッドとカメラコントロールユニットは、前記アイソレーションデバイス部分から外乱ノイズが侵入して、カメラヘッドにおいて生成された撮像信号にその外乱ノイズが混入して、生成される映像信号の画質を低下させたり、或いは、カメラコントロールユニットから発生したノイズが前記アイソレーションデバイスから外部に漏洩したり、または内視鏡がアンテナとなり外部にノイズを放射して、他の医療機器に障害を与える。このために、前記アイソレーションデバイスにノイズを除去する機能が付加されたものもある(例えば、特許文献1参照)。

【特許文献1】特開平7-194526号公報。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

前述したように、従来の電子内視鏡装置は、カメラヘッド等の患者と接する患者回路側と、カメラヘッドの駆動制御機能と映像信号生成機能を有するカメラコントロールユニット等の二次回路とを絶縁分離して、その患者回路と二次回路との間の信号の送受信をパルストランスやフォトカプラを用いて行うようになっている。

【0012】

一方、近年の電子内視鏡装置における撮像信号処理は、従来のアナログ方式に代わってデジタル方式が採用されている。これはアナログ撮像信号の欠点である外乱ノイズによる画質劣化を改善するものである。

【0013】

さらに、近年、撮像素子の高画素化が進んでおり、この高画素の撮像素子で撮像生成した撮像信号を基に高精細な映像信号を生成する為に、撮像素子の駆動回路や撮像信号処理回路の動作周波数は、100MHz以上に高速化してきている。

【0014】

しかしながら、前記特許文献1に示されている電子内視鏡は、デジタル信号の光伝送に

【0015】

また、従来のカメラヘッド等の患者回路とカメラコントロールユニット等の二次回路とを絶縁分離するアイソレーションデバイスは、その動作周波数に限界がある為、この高画素の撮像素子を駆動させる信号の伝送に用いることができない。

【0016】

更に、従来のようにカメラヘッドである患者回路の問題点として、電子内視鏡がアンテナとなって放出される放射ノイズを低減させることも必要となる。

【0017】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、電氣的絶縁を確保しつつ、画質劣

10

20

30

40

50

化の少ない高精細な内視鏡映像が得られると共に、放射ノイズが低減可能な内視鏡撮像装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明の内視鏡撮像装置は、内視鏡に設けられ、観察部位を撮像する撮像素子を駆動制御する駆動制御部と、前記撮像素子で撮像生成された撮像信号を基に内視鏡撮像信号を生成する撮像信号生成部と、この撮像信号生成部で生成された内視鏡撮像信号をデジタル信号に変換出力するデジタル変換部とを備えたカメラヘッドである電子内視鏡手段と、前記電子内視鏡手段の撮像素子を駆動制御する基準駆動信号を生成する基準駆動信号生成部と、前記電子内視鏡手段のデジタル変換部で生成されたデジタル信号を基に内視鏡映像信号を生成する映像信号生成部とを備えたカメラヘッドコントロールユニットである内視鏡制御手段と、前記電子内視鏡手段と前記内視鏡制御手段との間で送受信される前記デジタル内視鏡撮像信号と前記基準駆動信号それぞれを光信号に変換して送受信する光信号変換送受信手段と、を具備することを特徴としている。

10

【0019】

また、本発明の内視鏡撮像装置の前記電子内視鏡手段のデジタル変換部で変換生成され、前記光信号変換送受信手段で光信号に変換されて前記内視鏡制御手段に送信される内視鏡撮像信号のデジタル信号は、時系列多重化デジタル信号であることを特徴としている。

【0020】

本発明の内視鏡撮像装置により、電子内視鏡手段であるカメラヘッドの駆動制御信号と、カメラヘッドで撮像生成された撮像信号を、内視鏡制御手段であるカメラコントロールユニットとの間で高速のデジタル光信号伝送が可能となり、カメラヘッドとカメラコントロールユニットの間の光伝送における外乱ノイズの侵入や障害ノイズの放射を防止することができる。

20

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡撮像装置は、カメラヘッドを有する電子内視鏡と、このカメラヘッドを駆動制御すると共に、撮像信号から内視鏡映像を生成表示させるカメラコントロールユニットである内視鏡制御装置との間を絶縁分離して、カメラヘッドの電氣的絶縁を確保すると共に、カメラヘッドとカメラコントロールユニット間の信号送受信を、対ノイズ性能に優れ、高速光伝送により、高精細で高画質の撮像信号伝送が可能となる効果を有している。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について説明する。最初に図1と図2を用いて、本発明に係る内視鏡撮像装置の第一の実施形態を説明する。なお、図1は本発明に係る内視鏡撮像装置の第一の実施形態の全体構成を示すブロック図、図2は本発明に係る内視鏡撮像装置の第一の実施形態におけるデジタル撮像信号の変換動作を説明するためのタイムチャートである。

【0023】

本発明の第一の実施形態の内視鏡撮像装置1は、図1に示すように、体腔内の被写体6を観察可能な硬性内視鏡2、この硬性内視鏡2の接眼部に着脱自在に装着されるカメラヘッド3、このカメラヘッド3を駆動制御すると共に、撮像された撮像信号に所定の信号処理を施して、標準的映像信号を生成するカメラコントロールユニット(Camera Control Unit。以下、単にCCUと称する)4、及び前記硬性内視鏡2から被写体6を照明する照明光をライトガイド18を介して生成供給する光源装置5からなっている。

40

【0024】

前記硬性内視鏡2は、細径で体腔内に挿入される挿入部と、その挿入部の基端に設けられた操作部からなり、挿入部と操作部には、イメージガイドと、前記ライトガイド18に接続されたライトガイドが内蔵されている。

50

【0025】

前記イメージガイドの入射端は、前記挿入部の先端に設けられた被写体光を取り込む観察窓に配置された対物レンズの被写体光の出射側に配置され、前記イメージガイドの出射端は、前記操作部の接眼部に配置された接眼レンズの被写体光の入射側に配置されている。

【0026】

前記ライトガイド18の入射端は、前記光源装置5の照明ランプから放射された照明光を入射されるように光源装置5に接続されており、前記ライトガイド18の出射端は、前記挿入部の先端に設けられた照明窓に配置され、その照明窓から照明光を被写体6に投射する。

10

【0027】

前記カメラヘッド3は、前記硬性内視鏡2の接眼部に装着された際に、前記接眼部から被写体光を集光する対物レンズ11、このレンズ11の焦点位置に配置された撮像素子である電荷結合素子(Charge Coupled Device。以下、単にCCDと称する)12、このCCD12において光電変換生成された電荷を相関二重サンプリング法によって検出して撮像信号を生成する相関二重サンプリング回路(Correlated Double Sampling。以下、単にCDSと称する)13、このCDS13において生成した撮像信号をデジタル撮像信号に変換するアナログ/デジタル変換回路(Analogue Digital Converter。以下、単にA/D変換器と称する)14、このA/D変換器14において変換された並列デジタル撮像信号を時系列の多重化直列信号に変換するパラレル・シリアル変換器(Parallel Serial Converter。以下、単にP/S変換器と称する)15、このP/S変換器15において変換された多重化直列信号の電気信号を光信号に変換して、前記CCU4へ伝送する電気信号/光信号変換器(Electric Optic Converter。以下、単にE/O変換器と称する)16、前記CCU4からのCCD12を駆動制御する基準信号の光信号を受信して電気信号に変換する光信号/電気信号変換器(Optic Electric Converter。以下、単にO/E変換器と称する)17、及びこのO/E変換器17において電気信号に変換された基準信号の基で、前記CCD12を駆動させるタイミング信号を生成するタイミング信号発生回路(Timing Generator。以下、TGと称する)18からなっている。

20

【0028】

前記CCU4は、前記カメラヘッド3のE/O変換器16からの光信号を受信して電気信号に変換するO/E変換器21、このO/E変換器21において電気信号に変換された前記カメラヘッド3からの時系列の多重化直列信号を並列のデジタル撮像信号に変換復調するシリアル・パラレル変換器(Serial Parallel Converter。以下、単にS/P変換器と称する)22、このS/P変換器22において復調変換された並列デジタル撮像信号に対して、例えば、色分離、輪郭強調、ホワイトバランス、補正等の所定の信号処理を行いデジタル映像信号を生成するデジタル信号処理回路(Digital Signal Processer。以下、単にDSPと称する)23、このDSP23において生成されたデジタル映像信号をアナログ映像信号に変換するデジタル/アナログ変換器(以下、単にD/A変換器と称する)24、このD/A変換器25において変換されアナログ映像信号を標準的映像信号に変換してモニター7に出力する出力回路25、前記DSP23において信号処理されたデジタル映像信号を一次記憶するメモリ26、前記カメラヘッド3のCCD12を駆動制御する為の基準信号を生成する標準信号発生回路(Standart Signal Generator。以下、単にSSGと称する)27、及びこのSSG27において生成された基準信号を光信号に変換して、前記カメラヘッド3のO/E変換器17に送信するE/O変換器28からなっている。なお、前記SSG27は、前記O/E変換器21、S/P変換器22、DSP23、D/A変換器24、出力回路25、メモリ26、及びE/O変換器28の駆動を制御する基準信号も生成するようになっている。

30

40

【0029】

前記カメラヘッド3のE/O変換器16と前記CCU4のE/O変換器28には、電気信号をレーザ光に変換して、出力するレーザダイオードを用いる。また、前記カメラヘッ

50

ド3のO/E変換器17と前記CCU4のO/E変換器21には、受信した光信号を電気信号に変換して、出力するPINフォトダイオードを用いる。

【0030】

なお、前記カメラヘッド3のE/O変換器16及びO/E変換器17と、前記CCU4のO/E変換器21及びE/O変換器28との光信号の送受信接続は、例えば、前述した特許文献1の図4に示すような構成が用いられている。

【0031】

以上説明したように、前記硬性内視鏡2とカメラヘッド3で患者回路である電子内視鏡手段を形成し、前記CCU4は前記電子内視鏡手段を駆動制御する二次回路である内視鏡制御手段を構成している。

10

【0032】

前記電子内視鏡手段は、観察部位を撮像する撮像素子であるCCD12を駆動制御するTG18からなる駆動制御部と、CCD12において撮像生成された撮像信号を基に内視鏡撮像信号を生成するCDS13からなる撮像信号生成部と、このCDS13において生成された内視鏡撮像信号をデジタル信号に変換するA/D変換器14からなるデジタル変換部とを備えている。

【0033】

前記内視鏡制御手段は、CCD12を駆動制御する基準駆動信号を生成するSSG27からなる基準駆動信号生成部と、前記カメラヘッド3から送信されたデジタル信号を基に内視鏡映像信号を生成するDSP23とD/A変換器24及び出力回路25からなる映像信号生成部とを備えている。

20

【0034】

また、前記カメラヘッド3である電子内視鏡手段と、前記CCU4である内視鏡制御手段との間で送受信されるデジタル内視鏡撮像信号と、基準駆動信号をそれぞれ光信号に変換送受信するカメラヘッド3に設けられたP/S変換器、E/O変換器16、O/E変換器17と、CCU4に設けられO/E変換器21、S/P変換器22、E/O変換器28からなる光信号変換送受信手段とを備えている。

【0035】

次に、このような構成の内視鏡撮像装置1の作用について説明する。前記CCU4のSSG27は、図示していない水晶発振器を用い、この水晶発振器から発生した発振信号から前記カメラヘッド3のCCD12を駆動制御する為に必要なクロック信号、水平同期信号、垂直同期信号等の基準信号を生成し、その基準信号を前記E/O変換器28で光信号に変換して、前記カメラヘッド3のO/E変換器17へと送信する。このO/E変換器17において受信変換された基準信号は、前記TG回路18において前記CCD12を駆動制御して、光電変換生成された電荷を転送読み出しする転送パルスを生成してCCD12へ供給する。

30

【0036】

一方、前記硬性内視鏡2の挿入部が体腔内に挿入されて、光源装置5からの照明光により被写体6が照明され、その照明光により照明して得られた被写体像は、硬性内視鏡2により取り込み、この硬性内視鏡2の接眼部に装着されたカメラヘッド3の対物レンズ11を介して、CCD12に結像される。

40

【0037】

このCCD12では結像された被写体像が光電変換されて、前記TG回路18からの転送パルスによる駆動制御の下で、その光電変換された電荷を読み出し、CDS13に出力する。このCDS13では、読み出された電荷を基に相関二重サンプリング処理してアナログの撮像信号を生成する。

【0038】

このCDS13において生成されたアナログ撮像信号は、A/D変換器14においてデジタル撮像信号に変換されて、P/S変換器15へと出力される。このA/D変換器14により変換されてP/S変換器15へ出力されるデジタル撮像信号は、例えば、10ビット

50

ト、L V T T L (Low Voltage Transistor Transistor Logic) レベルのデジタル撮像信号である。

【0039】

このA/D回路14から出力されたデジタル撮像信号は、前記P/S変換器15において、図2に示すように、デジタル変換された入力信号IN[0]~IN[9]を10:1のレートで時系列に多重化してP/S信号を作成する。更に、この作成されたP/S信号は、データ受信の為に基準クロックと多重化し、L V P E C L (Low Voltage Positive Emitter Coupled Logic) レベルの差動信号の出力(OUT)に変換する。例えば、画素レートが74MHzのHDTVの高精細画像を伝送する際には、多重化された光信号の出力の周波数は約740Mbpsとなる。この差動信号を前記E/O変換器16において光信号に変換して、前記CCU4のO/E変換器21へと送信する。

10

【0040】

前記カメラヘッド3のE/O変換器16から送信された光信号は、CCU4のO/E変換器21により受信され、光信号から前記LVPECLレベルの差動信号に変換する。このO/E変換器21で変換された前記差動信号は、前記S/P変換器22において、前記カメラヘッド3のP/S変換器15の逆の作用により、LVTTLLレベルの並列10ビットのデジタル撮像信号に復調変換する。

【0041】

このS/P変換器22で復調変換されたデジタル撮像信号は、DSP23において、色分離、輪郭強調、ホワイトバランス、補正等の所定の信号処理を施して標準的デジタル映像信号を生成して、前記メモリ26に記憶される。

20

【0042】

このDSP23において生成され、メモリ26に記憶されたデジタル映像信号は、D/A変換回路24によりアナログ映像信号に変換され、さらに、出力回路25により標準映像信号に変換されてモニタ7に出力され、被写体6の観察像を表示させる。

【0043】

以上のように、本発明の第一の実施形態の内視鏡撮像装置1は、カメラヘッド3において撮像生成した撮像信号を信号処理の初段にて、時系列多重化デジタル撮像信号化し、そのデジタル撮像信号を光信号に変換送信する為、高精細な画像情報の高速送信が可能となり、外乱ノイズによる画質劣化も防止できる。さらに、患者回路であるカメラヘッド3をCCU4から電気的に絶縁できる為に、患者を感電危害から保護することができる。

30

【0044】

なお、この第一の実施形態の説明において、硬性内視鏡2、カメラヘッド3、及びCCU4が一体的に形成された硬性ビデオ内視鏡装置でも同様な効果が得られ、或いは、内視鏡の挿入部が軟性で、その軟性挿入部の先端に少なくともCCDを配置した軟性内視鏡にも適用できることは明らかである。

【0045】

次に、本発明に係る内視鏡撮像装置の第二の実施形態について、図3を用いて説明する。なお、図1と同一部分は、同一部号を付して詳細説明は省略する。

【0046】

この第二の実施形態の内視鏡撮像装置1'は、前記硬性内視鏡2の接眼部に装着されるカメラヘッド3'には、対物レンズ11、CCD12、CDS13、A/D変換器14、P/S変換器15、及びTG18からなっている。

40

【0047】

一方、CCU4'は、前述したCCU4の構成に加えて、前記カメラヘッド3のP/S変換器15において、変換生成された時系列多重化されたP/S信号を光信号に変換して送信するE/O変換器16'と、前記SSG27において生成され、前記E/O変換器28により変換して送信する前記CCD12を駆動する基準信号の光信号を受信するO/E変換器17'が設けられている。

【0048】

50

つまり、前記CCU4'は、図中の点線の左側に設けた、前記カメラヘッド3'のP/S変換器15の出力に接続されたE/O変換器16'と、TG回路18の入力に接続されているO/E変換器17'が設けられた患者回路と、前述したCCU4と同じ構成部分の二次回路とを有している。

【0049】

この患者回路は、大地に対してフローティングされており、二次回路は、大地に対して接地されている。この患者回路と二次回路との間の信号送受信は、デジタル撮像信号が前記E/O変換器16'とO/E変換器21との間で光信号で行われ、前記CCD12を駆動させる基準信号が前記E/O変換器28とO/E変換器17'との間で光信号で行われる。

10

【0050】

この第二の実施形態は、カメラヘッド3'とCCU4'の間の信号伝送を電気信号により行うことになるが、CCU4'内で患者回路と二次回路を電氣的に絶縁分離して、その患者回路と二次回路間の信号送受信を光信号により行うことで、前述した第一の実施形態と同様な効果が得られる。

【0051】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

【0052】

(付記1) 電子内視鏡を駆動する為の電気信号を光信号に変換して出力する駆動信号発生手段と、前記電子内視鏡より出力される光信号を電気信号に変換して撮像信号処理を行う信号処理手段とを備えた内視鏡制御装置と、

20

前記内視鏡制御装置に接続され、前記駆動信号発生手段から出力された光信号を電気信号に変換して固体撮像素子を駆動する駆動手段と、前記固体撮像素子の出力する撮像信号をデジタル信号に変換するデジタル変換手段と、前記デジタル信号を光信号に変換して出力する撮像信号出力手段とを備えた電子内視鏡と、

から構成されたことを特徴とする内視鏡撮像装置。

【0053】

(付記2) 内視鏡に設けられ、観察部位を撮像する撮像素子を駆動制御する駆動制御部と、前記撮像素子で撮像生成された撮像信号を基に内視鏡撮像信号を生成する撮像信号生成部と、この撮像信号生成部で生成された内視鏡撮像信号をデジタル信号に変換出力するデジタル変換部とを備えた電子内視鏡手段と、

30

前記電子内視鏡手段の撮像素子を駆動制御する基準駆動信号を生成する基準駆動信号生成部と、前記電子内視鏡手段のデジタル変換部で生成されたデジタル信号を基に内視鏡映像信号を生成する映像信号生成部とを備えた内視鏡制御手段と、

前記電子内視鏡手段と前記内視鏡制御手段との間で送受信される前記デジタル内視鏡撮像信号と前記基準駆動信号それぞれを光信号に変換して送受信する光信号変換送受信手段と、

を具備することを特徴とした電子内視鏡装置。

【0054】

40

(付記3) 前記電子内視鏡手段のデジタル変換部で変換生成され、前記光信号変換送受信手段で光信号に変換されて前記内視鏡制御手段に送信される内視鏡撮像信号のデジタル信号は、時系列多重化デジタル信号であることを特徴とした付記2記載の内視鏡撮像装置。

【図面の簡単な説明】

【0055】

【図1】本発明に係る内視鏡撮像装置の第一の実施形態の全体構成を示すブロック図。

【図2】本発明に係る内視鏡撮像装置の第一の実施形態におけるデジタル撮像信号の変換動作を説明するためのタイムチャート。

【図3】本発明に係る内視鏡撮像装置の第二の実施形態の全体構成を示すブロック図。

50

【符号の説明】

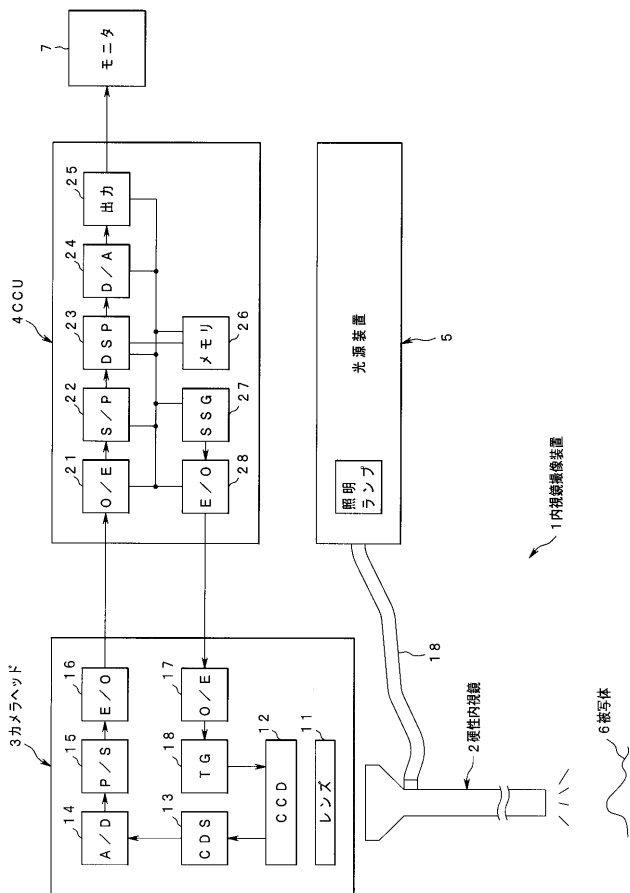
【0056】

- 1 内視鏡撮像装置
- 2 硬性内視鏡
- 3 カメラヘッド
- 4 カメラコントロールユニット (CCU)
- 5 光源装置
- 7 モニタ
- 11 対物レンズ
- 12 撮像素子 (CCD)
- 13 相関二重サンプリング回路 (CDS)
- 14 アナログ・デジタル変換器 (A/D変換器)
- 15 パラレル・シリアル変換器 (P/S変換器)
- 16, 28 電気・光信号変換器 (E/O変換器)
- 17, 21 光・電気信号変換器 (O/E変換器)
- 18 タイミング信号発生器 (TG)
- 22 シリアル・パラレル変換器 (S/P変換器)
- 23 デジタル信号処理器 (DSP)
- 24 デジタル・アナログ変換器 (D/A変換器)
- 25 出力回路
- 26 メモリ
- 27 標準信号発生器 (SSG)

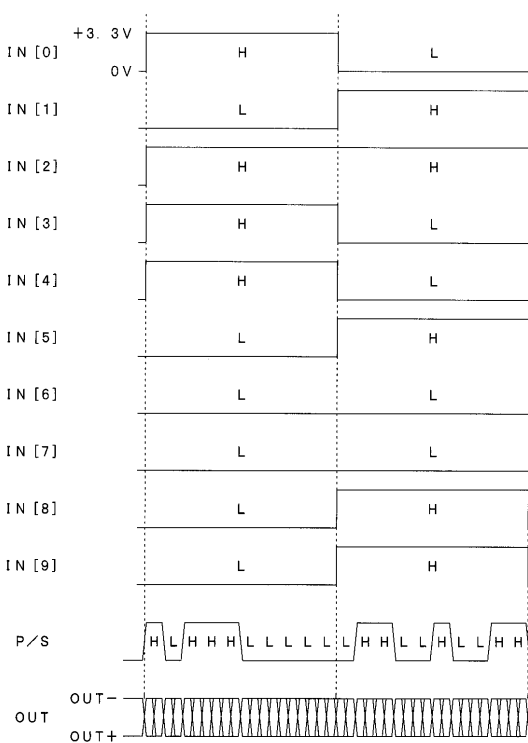
10

20

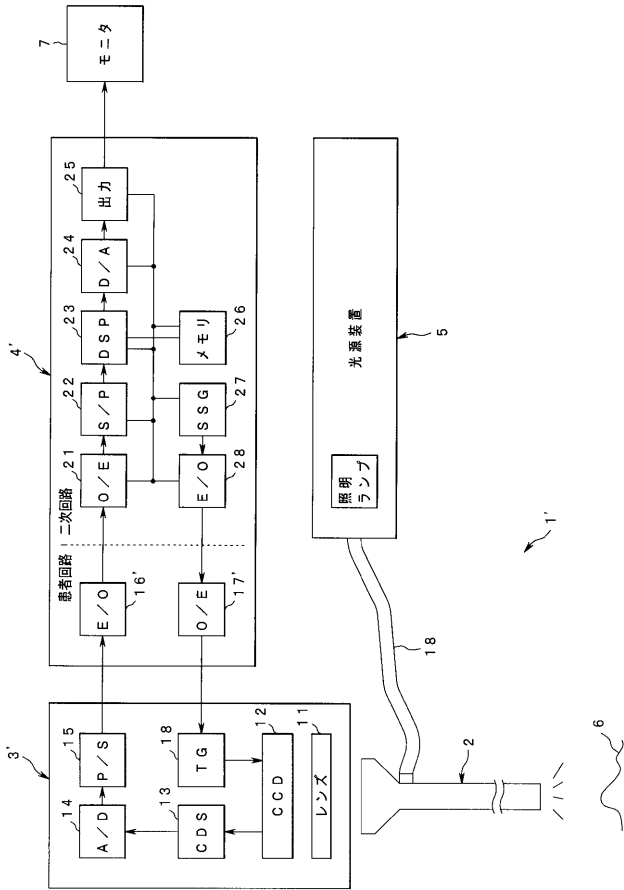
【図1】



【図2】



【図 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 増本 渉
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 綱川 誠
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 萩原 雅博
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 山口 貴夫
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 黒田 宏之
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- Fターム(参考) 4C061 AA24 BB02 CC07 DD01 FF45 GG11 JJ15 JJ19 NN03 SS11
SS13 UU05 UU09

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2005066129A	公开(公告)日	2005-03-17
申请号	JP2003301956	申请日	2003-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小笠原弘太郎 川村昭人 望田明彦 增本涉 網川誠 萩原雅博 山口貴夫 黒田宏之		
发明人	小笠原 弘太郎 川村 昭人 望田 明彦 增本 涉 網川 誠 萩原 雅博 山口 貴夫 黒田 宏之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.370 A61B1/00.A A61B1/00.R A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/04		
F-TERM分类号	4C061/AA24 4C061/BB02 4C061/CC07 4C061/DD01 4C061/FF45 4C061/GG11 4C061/JJ15 4C061/JJ19 4C061/NN03 4C061/SS11 4C061/SS13 4C061/UU05 4C061/UU09 4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/CC07 4C161/DD01 4C161/FF45 4C161/GG11 4C161/JJ15 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/SS11 4C161/SS13 4C161/UU05 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜成像装置，该内窥镜成像装置能够在不降低电噪声的同时确保电绝缘的同时获得高质量的内窥镜图像，而图像质量的劣化很少。提供了一种数字转换单元，其包括A / D转换器14和P / S转换器15，用于将内窥镜2中设置的CCD 12拾取的图像拾取信号转换并输出为数字时间序列复用信号。视频信号生成单元包括S / P转换器21和DSP 23，该DSP生成用于驱动和控制摄像头3和CCD 12的参考驱动信号，并根据来自摄像头的数字时间多路复用信号生成内窥镜视频信号。具有CCU 4的内窥镜成像，该CCU 4配备有E / O转换器16和28以及O / E转换器17和21，用于将在摄像头和CCU之间发送和接收的信号转换成光信号并发送和接收信号。设备。 [选型图]图1

