

(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2008-200344

(P2008-200344A)

(43) 公開日 平成20年9月4日(2008.9.4)

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

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-41058 (P2007-41058)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成19年2月21日 (2007.2.21)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

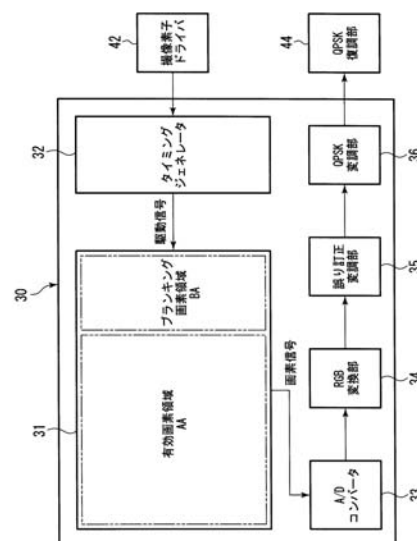
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡および内視鏡プロセッサ

(57) 【要約】

【課題】 デジタルデータに変換した電子内視鏡の画像信号を送るための信号線の数減らす。

【解決手段】 電子内視鏡は挿入管の先端に撮像ユニット30を有する。撮像ユニット30はCMOS撮像素子31、A/Dコンバータ33、誤り訂正変調部35、およびQPSK変調部36を有する。CMOS撮像素子31は画像信号を生成する。A/Dコンバータ33は画像信号を画像データに変換する。誤り訂正変調部35は画像データに応じた誤り訂正符号を画像データに付加する。QPSK変調部36は誤り訂正符号の付加された画像データを4相位相遷移変調する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入管が本体に接続された電子内視鏡であって、
前記挿入管の先端部に設けられ、被写体の光学像を受光して前記光学像に対応する画像信号をアナログ信号として生成する撮像素子と、
前記挿入管の先端部に設けられ、前記画像信号をデジタルデータである画像データに変換する A / D コンバータと、
前記挿入管の先端部に設けられ、前記画像データに対して 2^n 相 (n は 2 以上の整数) の位相遷移変調を行なう P S K 変調部とを備える
ことを特徴とする電子内視鏡。

10

【請求項 2】

前記本体に設けられ、前記 P S K 変調部により位相変位変調された前記画像データを復調する P S K 復調部を備え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】

前記挿入管の先端部に設けられ、前記画像データに誤り訂正符号を付加する誤り訂正変調部を備え、
前記 P S K 変調部は、前記訂正符号の付加された前記画像データに対して位相遷移変調を行なう
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。

20

【請求項 4】

前記訂正変調部は、ブロック符号方式にしたがって前記画像データに誤り訂正符号を付加す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】

前記本体に設けられ、前記訂正符号の付加された前記画像データの誤りを前記訂正符号に基づいて訂正する誤り訂正復調部を備えることを特徴とする請求項 3 または請求項 4 に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の電子内視鏡から前記画像データを受信する内視鏡プロセッサであって、前記 P S K 変調部により位相遷移変調された前記画像データを復調する P S K 復調部を備えることを特徴とする内視鏡プロセッサ。

30

【請求項 7】

請求項 3 または請求項 4 に記載の電子内視鏡から前記画像データを受信する内視鏡プロセッサであって、前記訂正符号の付加された前記画像データの誤りを前記訂正符号に基づいて訂正する誤り訂正復調部を備えることを特徴とする内視鏡プロセッサ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被写体像の撮影により生成した画像信号をデジタルデータとして挿入管先端から送信する電子内視鏡、および電子内視鏡に接続される内視鏡プロセッサに関する。

【背景技術】

40

【0002】

近年、電子内視鏡に C M O S 撮像素子を用いることが提案されている。C M O S 撮像素子は C M O S L S I 製造プロセスを用いて製造されるので、撮像素子とともにタイミングジェネレータ (T G) や A / D コンバータを同一基板に搭載して撮像ユニットを形成することが容易となる。

【0003】

この撮像ユニットを電子内視鏡の挿入管の先端部に設けられる。撮像素子の生成した画像信号は撮像ユニットにおいてデジタルデータに変換される。デジタルデータを挿入管の先端部から内視鏡本体を介して、内視鏡プロセッサまで伝送される。このように挿入管先端部でデジタルデータに変換することにより、ノイズによる画質の劣化を低減化すること

50

が可能になる。

【 0 0 0 4 】

しかし、デジタルデータを伝送するためには、アナログ信号の伝送に比べて信号線を増やす必要があることが問題であった。例えば、電子内視鏡の挿入管は細径化が求められているが、信号線の増加により細径化はますます困難となった。また、信号線の増加により製造工程が複雑化していた。

【 0 0 0 5 】

そこで、撮像ユニットで生成される R A W D A T A、すなわち R G B 信号を Y C r C b 信号に変換し、色差信号 C r C b を時分割して送信することにより信号線を減らすことが提案されている。

10

【 0 0 0 6 】

しかし、特許文献 1 の方法では、色差信号の情報量が減少しているので、R G B 信号に復調するときに画質が低下することが問題であった。また、更なる信号線の減少が求められていた。

【特許文献 1】特開平 5 - 3 1 6 5 1 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

したがって、本発明では挿入管の先端部においてデジタルデータに変換した画像信号を伝送する電子内視鏡の信号線の数減少させながら、画質の低下を防止することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の電子内視鏡は、挿入管が本体に接続された電子内視鏡であって、挿入管の先端部に設けられ被写体の光学像を受光して光学像に対応する画像信号をアナログ信号として生成する撮像素子と、挿入管の先端部に設けられ画像信号をデジタルデータである画像データに変換する A / D コンバータと、挿入管の先端部に設けられ画像データに対して 2^n 相 (n は 2 以上の整数) の位相遷移変調を行なう P S K 変調部とを備えることを特徴としている。

30

【 0 0 0 9 】

なお、本体に設けられ P S K 変調部により位相変位変調された画像データを復調する P S K 復調部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 0 】

また、挿入管の先端部に設けられ画像データに誤り訂正符号を付加する誤り訂正変調部を備え、P S K 変調部は訂正符号の付加された画像データに対して位相遷移変調を行なうことが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、訂正変調部はブロック符号方式にしたがって画像データに誤り訂正符号を付加することが好ましい。

40

【 0 0 1 2 】

また、本体に設けられ訂正符号の付加された画像データの誤りを訂正符号に基づいて訂正する誤り訂正復調部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

本発明の第 1 の内視鏡プロセッサは、挿入管が本体に接続された電子内視鏡であって、挿入管の先端部に設けられ被写体の光学像を受光して光学像に対応する画像信号をアナログ信号として生成する撮像素子と、挿入管の先端部に設けられ画像信号をデジタルデータである画像データに変換する A / D コンバータと、挿入管の先端部に設けられ画像データに対して 2^n 相 (n は 2 以上の整数) の位相遷移変調を行なう P S K 変調部とを備える電子内視鏡から画像データを受信する内視鏡プロセッサであって、P S K 変調部により位相遷移変調された画像データを復調する P S K 復調部を備えることを特徴としている。

50

【 0 0 1 4 】

本発明の第 2 の内視鏡プロセッサは、挿入管が本体に接続された電子内視鏡であって、挿入管の先端部に設けられ被写体の光学像を受光して光学像に対応する画像信号をアナログ信号として生成する撮像素子と、挿入管の先端部に設けられ画像信号をデジタルデータである画像データに変換する A / D コンバータと、挿入管の先端部に設けられ画像データに対して 2^n 相 (n は 2 以上の整数) の位相遷移変調を行なう P S K 変調部と、挿入管の先端部に設けられ画像データに誤り訂正符号を付加する誤り訂正変調部を備え P S K 変調部は訂正符号の付加された画像データに対して位相遷移変調を行なう電子内視鏡から画像データを受信する内視鏡プロセッサであって、訂正符号の付加された画像データの誤りを訂正符号に基づいて訂正する誤り訂正復調部を備えることを特徴としている。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、電子内視鏡において、画質の低下を防止しながら生成した画像信号をデジタルデータに変換させるときに信号線が増加することを防ぐことが可能になる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図 1 は、本発明の一実施形態を適用した電子内視鏡および内視鏡プロセッサを有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【 0 0 1 7 】

20

内視鏡システム 1 0 は、電子内視鏡 2 0 、内視鏡プロセッサ 4 0 、およびモニタ 1 1 によって構成される。電子内視鏡 2 0 は、コネクタ 2 1 を介して内視鏡プロセッサ 4 0 に接続される。モニタ 1 1 もコネクタ (図示せず) を介して内視鏡プロセッサ 4 0 に接続される。

【 0 0 1 8 】

電子内視鏡 2 0 の内部には、ライトガイド 2 4 がコネクタ 2 1 から本体 2 3 を通して挿入管 2 2 の先端まで延びるように設けられる。内視鏡プロセッサ 4 0 内部に設けられる光源ユニット 4 1 から供給される光がライトガイド 2 4 により挿入管 2 2 の先端まで伝達される。

【 0 0 1 9 】

30

ライトガイド 2 4 の出射端から出射する光が、配光レンズ 2 5 を介して挿入管 2 2 先端付近に照射される。照明光が照射された被写体が、挿入管 2 2 の先端に設けられる撮像ユニット 3 0 により撮像される。

【 0 0 2 0 】

撮像された画像は画像信号として内視鏡プロセッサ 4 0 に送信される。内視鏡プロセッサ 4 0 に送信された画像信号は所定の処理が行われた後、モニタ 1 1 に出力され、そこで被写体像が表示される。

【 0 0 2 1 】

次に、撮像ユニット 3 0 の構成について図 2 を用いて説明する。図 2 は、撮像ユニット 3 0 の回路構成を概略的に示すブロック図である。撮像ユニット 3 0 は、同一の基板上に C M O S 撮像素子 3 1 、タイミングジェネレータ (T G) 3 2 、 A / D コンバータ 3 3 、 R G B 変換部 3 4 、誤り訂正変調部 3 5 、および Q P S K 変調部 3 6 により、形成される。なお、撮像ユニット 3 0 は、C M O S L S I 製造プロセスを用いて製造される。

40

【 0 0 2 2 】

C M O S 撮像素子 3 1 と対物レンズ 2 6 (図 1 参照) とが光学的に接続される。照明光が照射された被写体の反射光が、対物レンズ 2 6 を介して C M O S 撮像素子 3 1 の受光面に結像する。C M O S 撮像素子 3 1 は、受光する被写体の光学像に応じた画像信号を生成する。

【 0 0 2 3 】

なお、T G 3 2 が C M O S 撮像素子 3 1 の各部位に所定のタイミングで所定の動作を実

50

行させることにより、画像信号が生成される。T G 3 2 による C M O S 撮像素子 3 1 の駆動は、内視鏡プロセッサ 4 0 に設けられる撮像素子ドライバ 4 2 によって制御される。

【 0 0 2 4 】

C M O S 撮像素子 3 1 の受光面には有効画素領域 A A とブランキング画素領域 B A とが設けられる。有効画素領域 A A およびブランキング画素領域 B A には、マトリックス状に複数の画素（図示せず）が配列される。

【 0 0 2 5 】

有効画素領域 A A に配置された各画素は、ベイヤー方式に応じて配置された R G B カラーフィルタ（図示せず）によって覆われる。また、ブランキング画素領域 B A に配置された各画素の受光面は遮光される。

10

【 0 0 2 6 】

各画素では、カラーフィルタを透過する光成分の受光量に応じた画素信号が生成される。すなわち、R カラーフィルタに覆われた画素からは R 画素信号が、G カラーフィルタに覆われた画素からは G 画素信号が、B カラーフィルタに覆われた画素からは B 画素信号が生成される。また、遮光された画素からはブランキング画素信号が生成される。1 フレームの画像信号は、複数の画素信号により構成される。画素信号は順番に C M O S 撮像素子 3 1 から出力される。

【 0 0 2 7 】

画素信号の生成および出力は行毎に行なわれる。図 3 に示すように、水平同期信号が H I G H である期間に、1 行目の有効画素領域 A A における 1 列目の画素から最終列（ α 列）の画素までの画素信号が順番に生成され、出力される。水平同期信号が L O W である期間に、同じ 1 行目のブランキング領域 B A の画素からブランキング画素信号が生成され、出力される。

20

【 0 0 2 8 】

1 行目の有効画素領域 A A およびブランキング画素領域 B A の画素から画素信号が出力された後の所定の期間経過後に、次の 2 行目に並ぶ画素からの画素信号が出力される。以後、3、・・・、最終行の画素からの画素信号が出力される。このようにして出力される有効画素領域 A A およびブランキング画素領域 B A に配列された画素の生成する画素信号により画像信号は形成される。

【 0 0 2 9 】

30

C M O S 撮像素子 3 1 が生成した画像信号は、A / D コンバータ 3 3 に送られる。アナログ信号である画像信号は、A / D コンバータ 3 3 により 8 b i t のデジタルデータである画像データに変換される。なお、前述のように画像信号は複数の画素信号により形成されており、個々の画素信号が、A / D コンバータ 3 3 により 8 b i t のデジタルデータである画素データに変換される（図 3 画素データ（A / D コンバータ出力）参照）。

【 0 0 3 0 】

画素データは、R G B 変換部 3 4 に送られる。R G B 変換部 3 4 では、画像データが R G B 画素データに分離される。なお、R 画素データ、G 画素データ、および B 画素データは、それぞれ R 画素信号、G 画素信号、および B 画素信号に相当する。

【 0 0 3 1 】

40

さらに、R G B 変換部 3 4 では色補間処理が行われ、各画素に対応する R 画素データ、G 画素データ、および B 画素データが補間される。

【 0 0 3 2 】

それぞれの画素データは、誤り訂正変調部 3 5 に送られる。誤り訂正変調部 3 5 において、第 1 ～ 第 8 の情報ブロックが形成される。なお、前述のように各画素に対応する R 画素データ、G 画素データ、および B 画素データがあり、R G B 別々に第 1 ～ 第 8 の情報ブロックが形成される。以後の説明において R G B の区別を記さないが、画像処理部 4 6（図 1 参照）におけるデータ処理までは、それぞれの色に対応するデータ処理が行われる。

【 0 0 3 3 】

第 1 の情報ブロックは、同じ行に並ぶ画素データの 1 b i t 目の符号を並べることによ

50

り形成される（図3 誤り訂正画素データ参照）。なお、符号の並ぶ順番は、有効画素領域 A A の 1 列目の画素からブランキング画素領域 B A の最終列の画素までの並ぶ順番と同じである。同様に、第 2 ～ 第 8 の情報ブロックは、同じ行に並ぶ画素データのそれぞれ 2 ～ 8 b i t 目の符号を並べることにより形成される。

【 0 0 3 4 】

さらに、誤り訂正変調部 3 5 では、第 1 ～ 第 8 の情報ブロックに応じた誤り訂正符号が作成される。作成された誤り訂正符号がそれぞれの情報ブロックに付加されることにより誤り訂正画素データが生成される。なお、誤り訂正符号は、B C H 符号やリードソロモン符号などのブロック符号である。

【 0 0 3 5 】

生成された誤り訂正画素データが Q P S K 変調部 3 6 に送られる。Q P S K 変調部 3 6 において、誤り訂正画素データが 4 相位相遷移変調（Q P S K）され、4 ビットの画素データである位相変調画素データに変調される。

【 0 0 3 6 】

例えば、1、2 b i t 目の誤り訂正画素データ、3、4 b i t 目の誤り訂正画素データ、5、6 b i t 目の誤り訂正画素データ、7、8 b i t 目の誤り訂正画素データの組合せで Q P S K が行なわれる（図3 位相変調画素データ参照）。1 フレームの画像データに相当する位相変調画素データが、前述の画像信号として内視鏡プロセッサ 4 0 に送られる。

【 0 0 3 7 】

次に、内視鏡プロセッサ 4 0 の内部構成について説明する。前述のように、内視鏡プロセッサ 4 0 には光源ユニット 4 1 および撮像素子ドライバ 4 2 が設けられる（図1 参照）。また、内視鏡プロセッサ 4 0 には、システムコントローラ 4 3、Q P S K 復調部 4 4、誤り訂正復調部 4 5、画像処理部 4 6 が設けられる。

【 0 0 3 8 】

システムコントローラ 4 3 により、内視鏡プロセッサ 4 0 全体の動作が制御される。例えば、撮像素子ドライバ 4 2 がシステムコントローラ 4 3 に制御されることにより、撮像ユニット 3 0 の駆動が行なわれる。

【 0 0 3 9 】

また、後述する Q P S K 復調部 4 4、誤り訂正復調部 4 5、および画像処理部 4 6 によって実行される復調処理、および信号処理もシステムコントローラ 4 3 により制御される。

【 0 0 4 0 】

撮像ユニット 3 0 から出力された位相変調画素データが、Q P S K 復調部 4 4 に送られる。Q P S K 復調部 4 4 において位相変調画素データが、8 ビットの誤り訂正画素データに復調される（図4 誤り訂正画素データ参照）。

【 0 0 4 1 】

誤り訂正画素データは、誤り訂正復調部 4 5 に送られる。誤り訂正復調部 4 5 では、誤り訂正画素データから誤り訂正符号に基づいて情報ブロックの訂正が行なわれる。したがって、画素データの訂正は b i t 列毎に行なわれる。訂正により訂正済画素データが生成される。

【 0 0 4 2 】

訂正済画素データの情報ブロック成分が、画像処理部 4 6 に送られる。画像処理部 4 6 において、画素データに対して所定のデータ処理が施される。さらに、所定のデータ処理の施された画素データがアナログ信号である画素信号に変換されてから、1 フレームの画像信号として、モニタ 1 1 に送られる。

【 0 0 4 3 】

以上のように、本実施形態の電子内視鏡 2 0 および内視鏡プロセッサ 4 0 によれば、挿入管 2 2 の先端部においてデジタルデータを生成する電子内視鏡において、デジタルデータを送るための信号線を減らすことが可能である。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

例えば、前述のように Y C r C b 信号に変換して時分割して信号を送る場合であって 8 b i t のデジタルデータを送る場合には、16 b i t の信号線が必要となる。一方、本実施形態の電子内視鏡 20 の場合には、P S K により送信のための b i t 数を半減できる。そのため、R G B 画素データをそれぞれ 8 b i t とし、合計 24 b i t の画素データを取り扱いながら、信号数を半減化して 12 b i t の信号線にすることが可能である。

【0045】

また、R G B 画素データのまま送信するので、Y C r C b 信号に変換して送る場合に比べて、画質の劣化を防ぐことが可能である。

【0046】

なお、本実施形態において、4 相位相遷移変調により送信する画素データの b i t 数を減らしているが、8 相位相遷移変調、16 相位相遷移変調などのように 2^n 相 (n は 2 以上の整数) の位相遷移変調を行なってもよい。

10

【0047】

また、本実施形態において、撮像ユニット 30 の R G B 変換部 34 により色補間を行なった後で、Q P S K 変調を行なう構成であるが、R G B 分離を行なうこと無く誤り訂正変調および Q P S K を行い、内視鏡プロセッサ 40 において色補間処理を行う構成であってもよい。

【0048】

また、本実施形態では誤り訂正を行なう構成であるが、誤り訂正変調を行なわなくてもよい。ただし、電子内視鏡の動画像データを送信する本実施形態では、データの高速通信が行なわれるので、データの遅延による誤りの発生の可能性があるため、誤り訂正機能があることが好ましい。

20

【0049】

また、本実施形態において、Q P S K 復調部 44 および誤り訂正復調部 45 は、内視鏡プロセッサ 40 内に設けられる構成であるが、電子内視鏡 20 の本体 23 に設けられてもよい。本体 23 に設ける構成であっても、細径化が強く求められる挿入管 22 に設ける信号線の本数を削減可能である。

【0050】

また、本実施形態において、誤り訂正符号は、B C H 符号やリードソロモン符号であるが、他のいかなる誤り訂正符号であってもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図 1】本発明の一実施形態を適用した電子内視鏡および内視鏡プロセッサを有する内視鏡システムの内部構成を概略的に示すブロック図である。

【図 2】撮像ユニットの回路構成を示すブロック図である。

【図 3】画素信号に対応する画素データのデータ構造を説明する第 1 の図である。

【図 4】画素信号に対応する画素データのデータ構造を説明する第 2 の図である。

【符号の説明】

【0052】

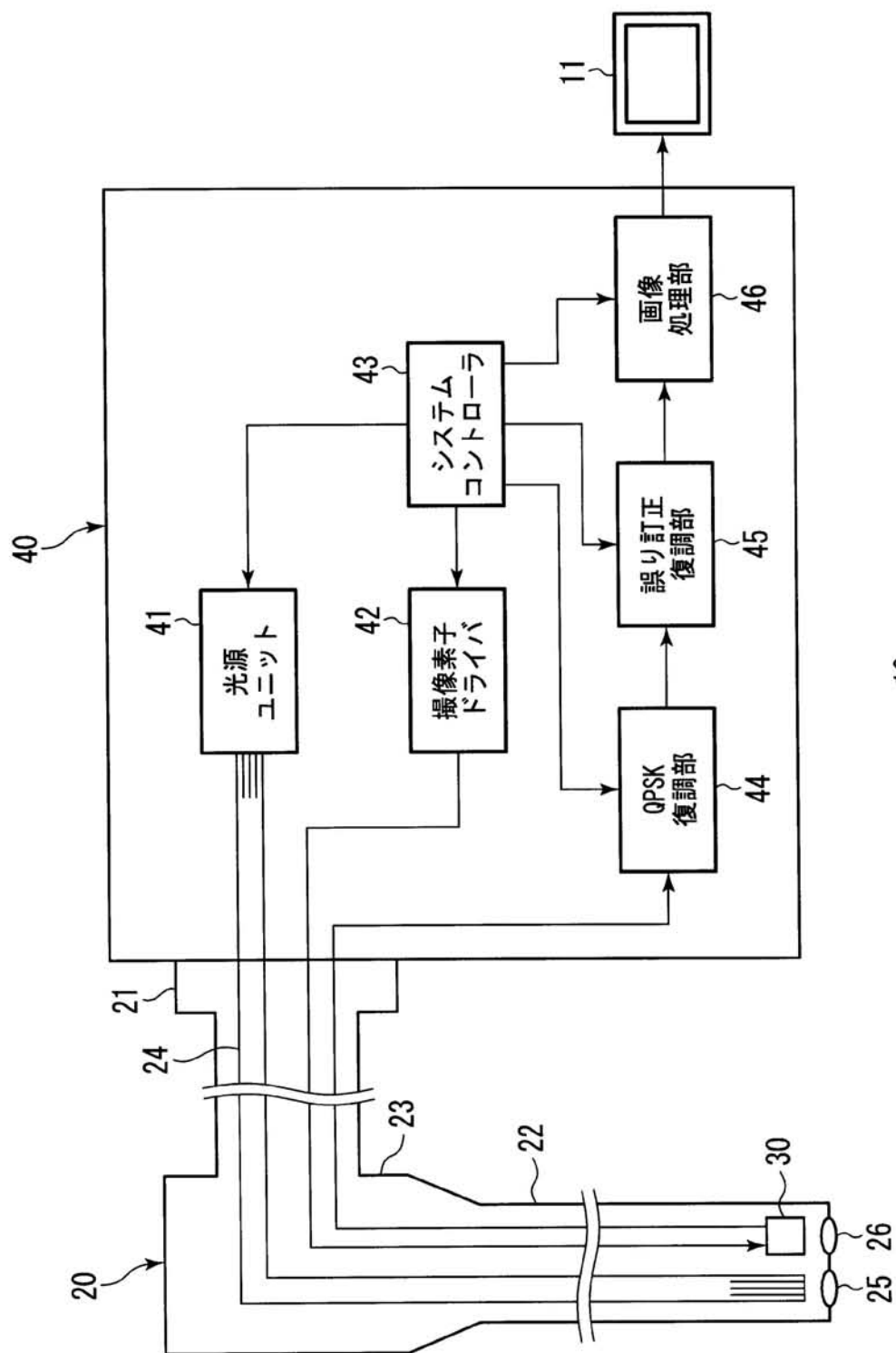
- 10 内視鏡システム
- 20 電子内視鏡
- 22 挿入管
- 23 本体
- 30 撮像ユニット
- 31 C M O S 撮像素子
- 33 A / D コンバータ
- 34 R G B 変換部
- 35 誤り訂正変調部
- 36 Q P S K 変調部
- 40 内視鏡プロセッサ

40

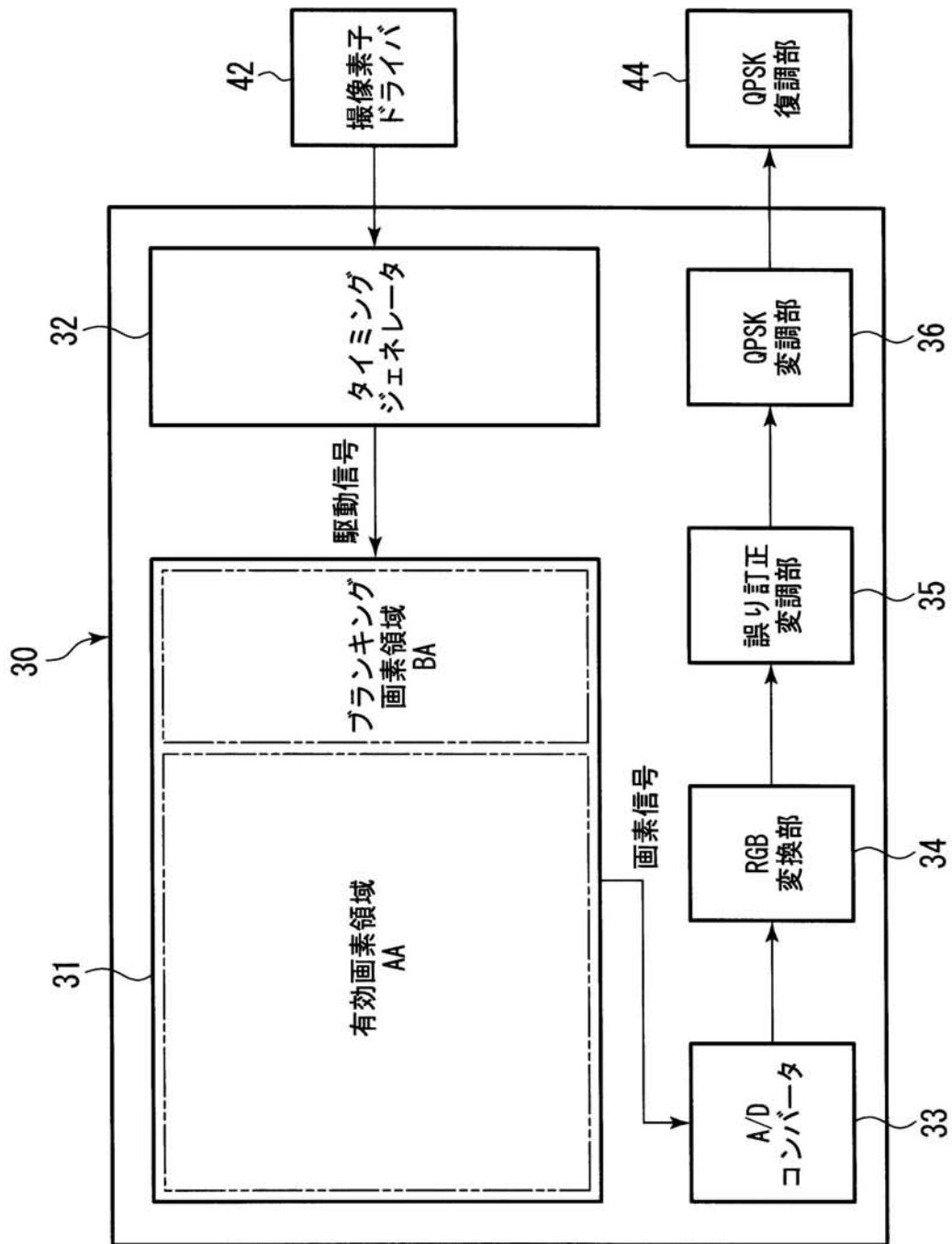
50

- 4 4 Q P S K 復調部
- 4 5 誤り訂正復調部

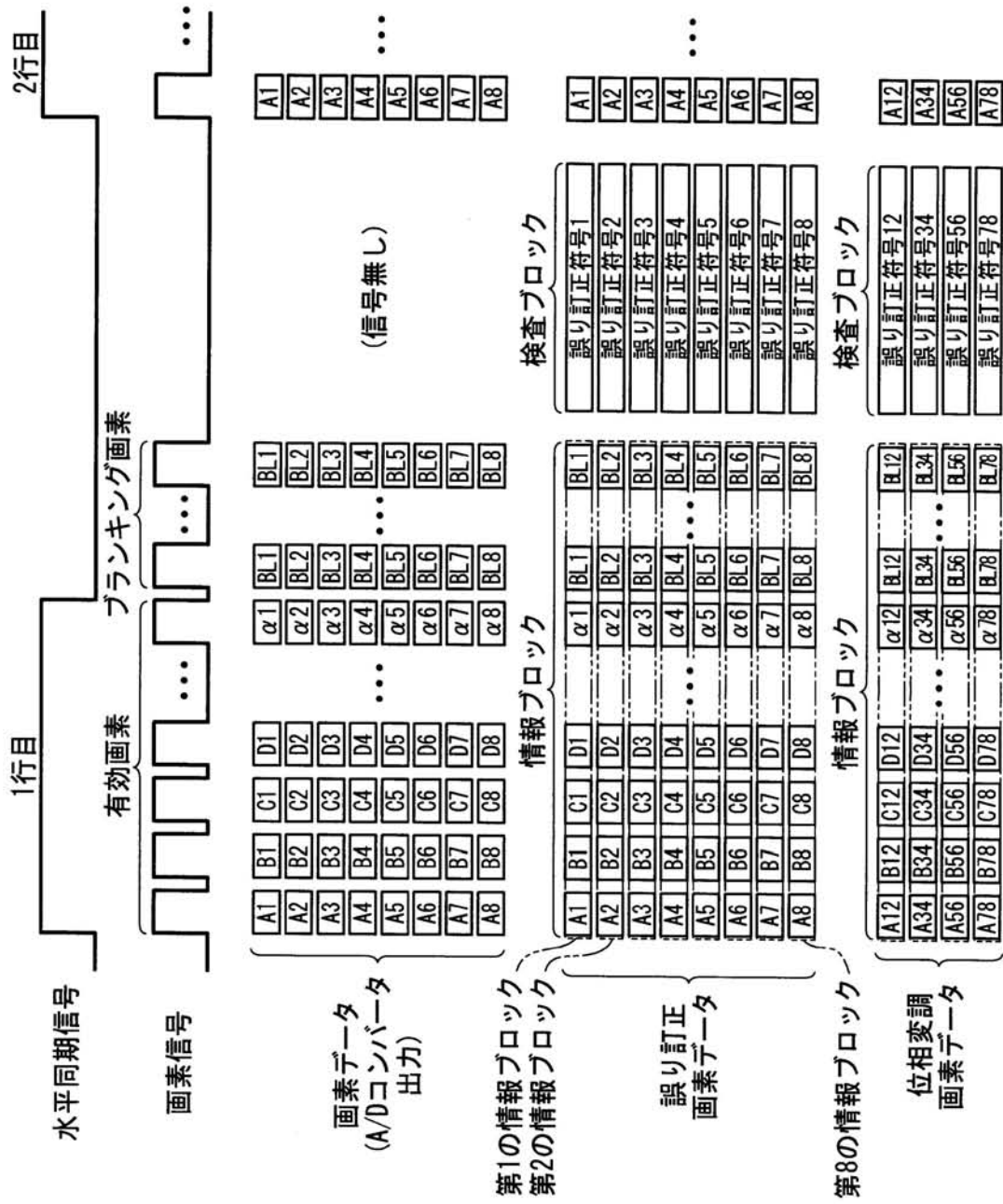
10



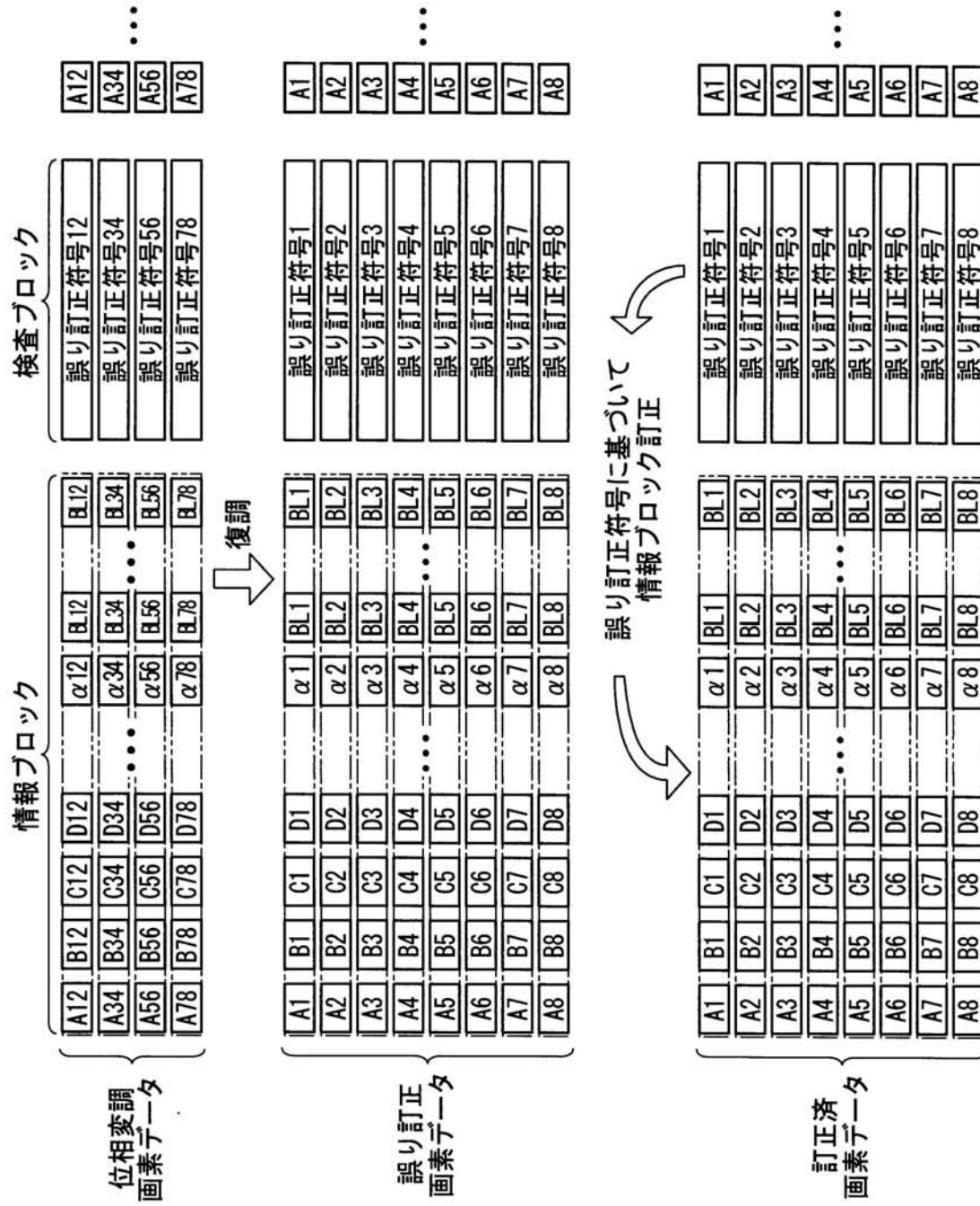
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 高山 真一

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

(72)発明者 吾妻 真知子

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 FA13 FA14 GA02 GA10 GA11

4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 JJ15 JJ19 LL02 NN01 NN03 SS13

UU03 UU09

5C054 AA05 CA04 CC07 DA08 EA03 EB05 EG09 FB03 HA12

专利名称(译)	电子内窥镜和内窥镜处理器		
公开(公告)号	JP2008200344A	公开(公告)日	2008-09-04
申请号	JP2007041058	申请日	2007-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高山真一 吾妻真知子		
发明人	高山 真一 吾妻 真知子		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.362.J G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.680 A61B1/045.610 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/JJ15 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/SS13 4C061/UU03 4C061/UU09 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CC07 5C054/DA08 5C054/EA03 5C054/EB05 5C054/EG09 5C054/FB03 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/JJ15 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/SS13 4C161/UU03 4C161/UU09		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：减少用于传输转换为数字数据的电子内窥镜的图像信号的信号线的数量。解决方案：电子内窥镜在插入管的尖端处具有成像单元30，并且成像单元30具有CMOS图像传感器31，A/D转换器33和误差校正调制部分35以及QPSK调制部分36。CMOS图像传感器31生成图像信号，A/D转换器33将图像信号转换为图像数据，并且纠错调制部分35将对应于图像数据的纠错码添加到图像数据。QPSK调制部分36在添加了纠错码的情况下完成图像数据的4相移调制。

