

(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2006-181021
(P2006-181021A)

(43) 公開日 平成18年7月13日(2006.7.13)

(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 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 A	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2004-376333 (P2004-376333)	(71) 出願人	597105153 株式会社メディア・テクノロジー 神奈川県横浜市港北区新横浜 2-2-15
(22) 出願日	平成16年12月27日 (2004.12.27)	(74) 代理人	100083574 弁理士 池内 義明
		(72) 発明者	長野 雅彦 神奈川県横浜市港北区新横浜 2-2-15 株式会社メディア・テクノロジー内
		Fターム(参考)	2H040 BA15 DA12 GA02 GA11 4C061 BB06 CC06 LL02 NN01 NN03 RR01 RR05 RR26 UU05

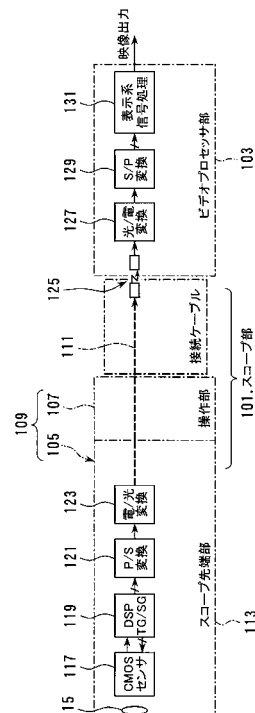
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 多様な種類および長さのスコープ部に対して共通の構成で、信号特性のばらつきが少なく、高性能かつ均一な品質の電子内視鏡装置を実現する。

【解決手段】 細長い管状の挿入部105と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部107とを有するスコープ本体部109、および該スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部103を含む電子内視鏡装置において、前記挿入部105の先端部分113に少なくとも固体撮像素子117と、該固体撮像素子に被写体像を結像する光学系115と、前記固体撮像素子の出力信号を処理するデジタル信号プロセッサ119を配置し、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブル111によって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

細長い管状の挿入部と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部とを含む電子内視鏡装置であって、

前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に少なくとも固体撮像素子と、該固体撮像素子に被写体像を結像する光学系と、前記固体撮像素子の出力信号を処理するデジタル信号プロセッサを配置し、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段を前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像素子を駆動するための同期信号およびタイミング信号を生成する同期信号・タイミング信号発生器をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

20

【請求項 5】

前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けたことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記信号処理部に設けたことを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

細長い管状の挿入部と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部とを含む立体電子内視鏡装置であって、

30

前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に少なくとも一对の左目用および右目用固体撮像素子と、該左目用および右目用固体撮像素子にそれぞれ左目用および右目用の被写体像を結像する光学系と、前記一对の固体撮像素子の出力信号を処理する単一のまたは一对のデジタル信号プロセッサを配置し、前記デジタル信号プロセッサからの左目用および右目用映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することを特徴とする立体電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置したことを特徴とする請求項 7 に記載の立体電子内視鏡装置。

40

【請求項 9】

前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段を前記スコープ本体部のスコープ操作部に配置したことを特徴とする請求項 7 に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 10】

前記撮像素子を駆動するための同期信号およびタイミング信号を生成する同期信号・タイミング信号発生器をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置したことを特徴とする請求項 7 に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項 11】

50

前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けたことを特徴とする請求項10に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項12】

前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記信号処理部に設けたことを特徴とする請求項10に記載の電子内視鏡装置。

【請求項13】

前記左目用および右目用映像出力信号は光信号としてそれぞれ1本の光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することを特徴とする請求項7に記載の立体電子内視鏡装置。

10

【請求項14】

前記左目用および右目用映像出力信号はフレーム順次信号に変換して1本の光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することを特徴とする請求項7に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項15】

細長い管状の挿入部と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部とを含む立体電子内視鏡装置であって、

前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に、左右共通の固体撮像素子と、該固体撮像素子の複数の領域に左目用および右目用の被写体像を結像する光学系と、前記固体撮像素子の出力信号を処理するデジタル信号プロセッサとを配置し、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送するとともに、前記信号処理部において前記光信号を電気信号に変換するとともに、該電気信号から前記固体撮像素子の前記左目用および右目用の被写体像が結像された領域に対応する信号を抽出して左目用映像信号および右目用映像信号を得ることを特徴とする立体電子内視鏡装置。

20

【請求項16】

前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置したことを特徴とする請求項15に記載の立体電子内視鏡装置。

30

【請求項17】

前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段を前記スコープ本体部のスコープ操作部に配置したことを特徴とする請求項15に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項18】

前記撮像素子を駆動するための同期信号およびタイミング信号を生成する同期信号・タイミング信号発生器をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置したことを特徴とする請求項15に記載の立体電子内視鏡装置。

【請求項19】

前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けたことを特徴とする請求項18に記載の立体電子内視鏡装置。

40

【請求項20】

前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記信号処理部に設けたことを特徴とする請求項18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、電子内視鏡装置に関し、特に多様な種類および長さのスコープ部分を有する電子内視鏡装置に適用した場合にも信号特性のばらつき、劣化などを的確に防止すること

50

ができると共に、スコープ部分と信号処理部とを接続するケーブルの本数を低減して優れた操作性を提供する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を有し、その先端部に対物光学系および固体撮像素子を含んだ撮像手段を配置したものであり、近年医療分野などにおいて広く用いられてきている。電子内視鏡装置は、細長い管状の挿入部を体腔内に挿入して使用されることが多いので、挿入部はできるだけ細くすることが要求されている。そのため、従来は、挿入部の先端に前記対物光学系および固体撮像素子を組み込み、固体撮像素子の信号処理回路や駆動回路は挿入部を備えたスコープ部分の外に配置し、ケーブルを用いて固体撮像素子と信号処理回路や駆動回路とを連結するのが一般的である。

10

【0003】

図12は、一般的な電子内視鏡装置の外観を概略的に示す。同図の電子内視鏡装置は、スコープ本体部1207、ビデオプロセッサ部または信号処理部1213、およびこれらのスコープ本体部1207とビデオプロセッサ部1213とを接続するケーブル1209を備えている。

【0004】

スコープ本体部1207は、細長い管状の挿入部1203と、該挿入部1203の後端に設けられスコープ本体部1207を保持しかつ操作するためのより太い形状の操作部（または把持部）1205を備えている。挿入部1203は体腔内に挿入されるため極力細く構成されることが望まれる。

20

【0005】

図12に示される電子内視鏡装置は、いわゆる硬性鏡と称されるもので、手術用などに使用される。このため、挿入部1203は長さが例えば30センチメートル程度の硬性管で構成されている。

【0006】

また、挿入部1203の先端部のスコープ先端部1201には図示しない対物光学系および固体撮像素子が配置されている。

【0007】

また、スコープ本体部1207とビデオプロセッサ部1213はケーブル1209で接続される。ケーブル1209は、例えば、コネクタ1211によってビデオプロセッサ部1213と着脱可能に接続することができる。

30

【0008】

図13は、電子内視鏡装置の他の構成例を示す。同図の電子内視鏡装置は、いわゆる軟性鏡と称されるもので、胃、大腸などに挿入して検査などを行なうために使用される。図13の電子内視鏡装置は、図12のものと比較して、挿入部1303が柔軟に曲げることのできる軟性管で構成され、かつ長さも例えば1メートルと長くなっている。その他の部分は図12の電子内視鏡装置と同じであり、図12の装置の対応部分の参照数字の上位二桁の数字“12”を“13”に置き換えて示している。

【0009】

図14は、従来の電子内視鏡装置の回路構成を概略的に示す。同図の構成では、スコープ本体部の挿入部先端、すなわちスコープ先端部、1401に、対物光学系1403、CCDのような固体撮像素子1405、および固体撮像素子1405の近傍に配置され該固体撮像素子1405からの映像信号出力を受けてビデオプロセッサ部1403に伝送するためのバッファアンプ1407を備えている。

40

【0010】

ビデオプロセッサ部1403は、信号処理部とも称され、スコープ先端部1401から同軸ケーブルやシールド線を含むケーブルを介して送られてきた映像信号を受けるデジタル信号プロセッサおよびタイミング/同期信号発生器(DSP/TG/SG)1411を備えている。ビデオプロセッサ部1403はまた、DSP/TG/SG1411の出力信

50

号を受けて、フリーズ（静止画）、マルチ画面表示その他の映像表示に多様性を与えるための表示系信号処理部 1 4 1 3 を備えている。

【 0 0 1 1 】

このようなビデオプロセッサ部 1 4 0 3 は、スコープ本体部とは別個に設けられ、スコープ本体部のスコープ先端部 1 4 0 1 に配置された固体撮像素子 1 4 0 5 の出力信号を伝送するための信号ケーブル、および各種の固体撮像素子駆動信号を DSP / TG / SG 1 4 1 1 からスコープ先端部 1 4 0 1 に伝送するための信号ケーブルなどを束ねて構成した接続ケーブル 1 4 0 9 によってスコープ本体部と接続されている。

【 0 0 1 2 】

図 1 4 に示される電子内視鏡装置においては、スコープ本体部の挿入部（スコープ先端部のみ図示している）を体腔内に挿入して所望の被写体の撮像を行なう。この場合、ビデオプロセッサ部 1 4 0 3 の DSP / TG / SG 1 4 1 1 に含まれる固体撮像素子駆動回路から各種駆動信号が接続ケーブル 1 4 0 9 を介して固体撮像素子 1 4 0 5 に供給される。固体撮像素子 1 4 0 5 から出力された映像出力信号はバッファアンプ 1 4 0 7 および接続ケーブル 1 4 0 9 を介してビデオプロセッサ部 1 4 0 3 に伝送される。ビデオプロセッサ部 1 4 0 3 においては、この映像信号を DSP / TG / SG 1 4 1 1 に入力し、固体撮像素子 1 4 0 5 から受信した映像信号に相関二重サンプリングその他の必要な画像処理を行なった後、表示系信号処理部 1 4 1 3 に入力する。表示系信号処理部 1 4 1 3 は、必要に応じてフリーズ（静止画）、マルチ画面表示その他のための処理を行ない映像出力信号として図示しない表示部に供給し、撮像画像の表示などを行なう。

10

20

【 0 0 1 3 】

なお、図 1 4 に示される電子内視鏡装置では、スコープ先端部 1 4 0 1 に撮像光学系 1 4 0 3、固体撮像素子 1 4 0 5 およびバッファアンプ 1 4 0 7 のみを設け、このようなスコープ本体部とケーブル 1 4 0 9 によって接続されたビデオプロセッサ部 1 4 0 3 に DSP / TG / SG 1 4 1 1 および表示系信号処理部 1 4 1 3 を設けている。ただし、他の従来例の電子内視鏡装置として、ビデオプロセッサ部 1 4 0 3 の構成要素の一部をビデオプロセッサ部 1 4 0 3 と信号ケーブルとを接続するコネクタ部分に回路収納部を設けて配置したものもある。

【 0 0 1 4 】

次に、図 1 5 は、他の従来例として立体電子内視鏡装置の概略の構成を示す。同図の立体電子内視鏡装置は、スコープ先端部 1 5 0 1 を備えたスコープ本体部とビデオプロセッサ部 1 5 0 3 を備え、これらの間は各種信号を伝送する信号ケーブル 1 5 1 5 によって接続されている。スコープ先端部 1 5 0 1 には、1 対の撮像光学系 1 5 0 3、1 5 0 5、1 対の固体撮像素子 1 5 0 7、1 5 0 9 およびこれら固体撮像素子の出力をビデオプロセッサ部 1 5 0 3 に伝送するためのバッファアンプ 1 5 1 1、1 5 1 3 が配置されている。

30

【 0 0 1 5 】

また、ビデオプロセッサ部 1 5 0 3 には、スコープ先端部 1 5 0 1 に設けられた 1 対の固体撮像素子 1 5 0 7 および 1 5 0 9 の出力信号を処理するための 1 対の信号処理回路が設けられている。すなわち、固体撮像素子 1 5 0 7 に対応して、DSP / TG / SG 1 5 1 7 および表示系信号処理部 1 5 2 1 が設けられている。また、他の固体撮像素子 1 5 0 9 に対応して、DSP / TG / SG 1 5 1 9 および表示系信号処理部 1 5 2 3 が設けられている。

40

【 0 0 1 6 】

図 1 5 の立体電子内視鏡装置においては、各固体撮像素子 1 5 0 7、1 5 0 9 によって撮像された被写体の映像信号がそれぞれビデオプロセッサ部 1 5 0 3 において前記図 1 4 の回路と同様に信号処理され、立体画像表示用の左右の映像出力信号が得られる。なお、2 つの DSP / TG / SG 1 5 1 7、1 5 1 9 は互いに同期して動作するよう構成される。例えば、一方の DSP / TG / SG のクロック信号を他方の DSP / TG / SG に送り外部同期モードで動作させることができる。

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 4 - 1 6 5 7 1 3 号公報

50

【特許文献2】特許第3423347号公報

【特許文献3】特開2004-202040号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

上述のように、従来の電子内視鏡装置においては、スコープ本体部の挿入部の先端、すなわちスコープ先端部、に固体撮像素子とバッファアンプが配置され、その他の信号処理回路はビデオプロセッサ部側に設けられている。そして、スコープ先端部とビデオプロセッサ部とは細く長いケーブルを多数含む接続ケーブルを介して接続されていた。

【0018】

このため、ケーブル数が多いことによる接続ケーブルの太さやしなやかさなどへの悪影響だけでなく、細く長いケーブルによる伝送のため、信号劣化や外部へのまたは外部からの妨害電磁波による悪影響も生じ易いという欠点があった。特に、CCD駆動信号の内の水平転送クロック(H1, H2)、リセットゲート信号(RG)は高い周波数成分を有しているため波形劣化が生じ易くまた外部への不要輻射を避けることが困難であった。

【0019】

近年、電子機器の不要輻射に対する規制が厳しくなっており、その対策として各信号の高周波成分を抑えたりするが、それによってさらに信号の波形劣化が生じたりする場合があった。さらに、このような構成の場合、多数の信号線でスコープ本体部とビデオプロセッサ部とを接続するため、ピン数の多い高価なコネクタを使用する必要があった。

【0020】

また、患者に挿入する挿入部を含むスコープ本体部とビデオプロセッサ部との接続は電気信号をケーブルで接続するので、安全のためスコープ本体部とビデオプロセッサ部間はアイソレーション回路を設けて電氣的に絶縁する必要があり、この点からも装置構成が複雑化し信頼性の低下およびコストの上昇を招いていた。

【0021】

さらに、電子内視鏡装置としては、図12および図13に例示したように、例えばスコープ本体部のみに関しても、種々の長さおよび種類のものがある。このため、スコープ先端部の固体撮像素子によって得られた映像信号をビデオプロセッサ部に伝送する際に、内視鏡の種類によって信号特性にばらつきを生じ、信号劣化の程度にもばらつきが生じるといふ不都合があった。このため、内視鏡の種類に応じて、例えばスコープ本体部の長さに応じて、回路特性を調整するなどによって信号劣化を防止する必要があった。例えば、内視鏡の種類に応じて、スコープ先端部のバッファアンプとして異なる性能のものを使用することにより周波数特性などを調整する必要があった。このため、内視鏡の種類に応じて回路素子を変更し、あるいは特性を調整するなどの必要があり、共通の回路素子を種々の内視鏡にそのまま用いることは不可能であった。

【0022】

本発明の目的は、このような従来の電子内視鏡装置における問題点に鑑み、スコープ先端部に固体撮像素子、デジタル信号プロセッサ(DSP)、などをも配置すると共に、映像信号をスコープ本体部からビデオプロセッサ部へ光信号として光ケーブルで伝送するという構想に基づき、スコープ本体部の長さや種類、接続ケーブルの長さなどによって信号特性のばらつきが生じることを防止し、共通の回路素子その他の構成要素を種々の内視鏡に適用できるようにし、もって均一な品質の電子内視鏡装置を低コストで提供可能にすることにある。

【0023】

本発明の他の目的は、スコープ本体部とビデオプロセッサ部を接続するケーブルの本数を少なくし、ケーブル部分の太さを細くしてしなやかさを改善し、かつ電子内視鏡装置の操作性および使い勝手を向上させることにある。

【0024】

本発明のさらに他の目的は、簡単な装置構成で電子内視鏡装置における各信号の信号劣

10

20

30

40

50

化を防止しかつ信号対雑音比を改善して、撮像画像の品質を向上させることにある。

【0025】

本発明のさらに他の目的は、電子内視鏡装置から発生する不要輻射によるノイズを軽減させ、他の装置に与える悪影響を除去することにある。

【課題を解決するための手段】

【0026】

本発明の一態様では、細長い管状の挿入部と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部とを含む電子内視鏡装置が提供され、該電子内視鏡装置は、前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に少なくとも固体撮像素子と、該固体撮像素子に被写体像を結像する光学系と、前記固体撮像素子の出力信号を処理するデジタル信号プロセッサを配置し、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することを特徴とする。

10

【0027】

この場合、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置すると好都合である。

【0028】

あるいは、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段を前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けることもできる。

【0029】

また、前記撮像素子を駆動するための同期信号およびタイミング信号を生成する同期信号・タイミング信号発生器をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置すると好都合である。

20

【0030】

さらに、前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けることもできる。

【0031】

あるいは、前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記信号処理部に設けてもよい。

【0032】

本発明の別の態様では、細長い管状の挿入部と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部とを含む立体電子内視鏡装置が提供され、該立体電子内視鏡装置は、前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に少なくとも一対の左目用および右目用固体撮像素子と、該左目用および右目用固体撮像素子にそれぞれ左目用および右目用の被写体像を結像する光学系と、前記一対の固体撮像素子の出力信号を処理する単一のまたは一対のデジタル信号プロセッサを配置し、前記デジタル信号プロセッサからの左目用および右目用映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することを特徴とする。

30

【0033】

この場合、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置すると好都合である。

40

【0034】

あるいは、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段を前記スコープ本体部のスコープ操作部に配置することもできる。

【0035】

また、前記撮像素子を駆動するための同期信号およびタイミング信号を生成する同期信号・タイミング信号発生器をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置すると好都合である。

【0036】

50

また、前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けることもできる。

【0037】

あるいは、前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記信号処理部に設けてもよい。

【0038】

また、前記左目用および右目用映像出力信号は光信号としてそれぞれ1本の光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送することができる。

【0039】

あるいは、前記左目用および右目用映像出力信号はフレーム順次信号に変換して1本の光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送してもよい。 10

【0040】

本発明のさらに別の態様では、細長い管状の挿入部と該挿入部の後端近傍に設けられたスコープ操作部とを有するスコープ本体部、および前記スコープ本体部と信号ケーブルによって接続された信号処理部とを含む立体電子内視鏡装置が提供され、該立体電子内視鏡装置は、前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に、左右共通の固体撮像素子と、該固体撮像素子の複数の領域に左目用および右目用の被写体像を結像する光学系と、前記固体撮像素子の出力信号を処理するデジタル信号プロセッサとを配置し、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換して光信号ケーブルによって前記スコープ本体部から前記信号処理部に伝送するとともに、前記信号処理部において前記光信号を電気信号に変換するとともに、該電気信号から前記固体撮像素子の前記左目用および右目用の被写体像が結像された領域に対応する信号を抽出して左目用映像信号および右目用映像信号を得ることを特徴とする。 20

【0041】

この場合、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置すると好都合である。

【0042】

あるいは、前記デジタル信号プロセッサからの映像出力信号を光信号に変換する手段を前記スコープ本体部のスコープ操作部に配置してもよい。

【0043】

また、前記撮像素子を駆動するための同期信号およびタイミング信号を生成する同期信号・タイミング信号発生器をも前記スコープ本体部の挿入部の先端部分に配置すると好都合である。 30

【0044】

さらに、前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記スコープ本体部のスコープ操作部に設けることもできる。

【0045】

あるいは、前記デジタル信号プロセッサの設定値を制御するための制御用マイコンを前記信号処理部に設けてもよい。

【発明の効果】

【0046】

本発明によれば、電子内視鏡装置において、スコープ先端部に撮像素子とDSPなどを例えば1チップ化して一緒に配置するか、またはスコープ先端部に撮像素子と近接してDSPなどを配置したから、撮像素子とDSPなどの間を接続するケーブルが不要になり、あるいは回路基板を介して短距離で接続することができる。このため、スコープ内を細く長い信号線によって接続し種々の信号を伝送する必要がなくなる。このため、細く長い信号線による波形劣化は発生しなくなる。また、映像出力信号を光信号に変換してビデオプロセッサ部に伝送するため、外部への妨害電波が発生しなくなる。さらに、スコープ本体部とビデオプロセッサ部を接続するケーブルの本数を少なくし、ケーブル部分の太さを細くしてしなやかさを改善することができ、電子内視鏡装置の操作性を向上させることが 40 50

できる。

【0047】

また、撮像素子から出力された信号の処理はスコープ先端部で行なわれると共に、スコープ本体部からビデオプロセッサ部への信号はデジタル光信号で伝送される。このため、スコープ本体部の長さや種類、接続ケーブルの長さなどによって信号特性のばらつきが生じることがなくなり、共通の回路素子、ケーブルその他の構成要素を種々の内視鏡に使用することができるようになる。このため、種々の電子内視鏡装置を、均一な品質でかつ低コストで提供できるようになる。

【0048】

また、スコープ本体部からビデオプロセッサ部へ伝送される信号は光信号でかつデジタル信号として伝送されるため、画質劣化が生じることなく、また回路構成を著しく簡素化でき電気回路系の大幅なコスト低減が可能になる。

10

【0049】

さらに、接続線の数大幅に低減できると共に、映像信号は光伝送であるので電気的接点がなく、あるいは少なくなり、コネクタの信頼性が高められる。また、このため滅菌処理として一般化しつつあるオートクレーブ対応が容易となる。

【0050】

さらに、撮像素子として例えばCMOSセンサを用いることで回路の消費電力を大幅に削減することができ、撮像素子や他のデバイスの電源供給を照明用光源からの光を利用した太陽電池で駆動する場合も、小型の太陽電池を使用して駆動を行なうことが可能になる。

20

【0051】

また、ビデオプロセッサ部における表示系の信号処理として、例えば静止画を得るためのフリーズ機能、マルチ画面表示、各種データの表示などがあるが、スコープ本体部から電気的に絶縁されて映像信号がデジタル光信号で送られてくるため、ビデオプロセッサ部でA/D変換の必要がなくなり、デジタル信号として各種信号処理が可能になる。このため、画質劣化も発生しないだけでなく、回路規模の簡素化、さらなる低コスト化が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0052】

以下、図面を参照して本発明の好ましい実施形態につき説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略的な回路構成を示す。同図に示された電子内視鏡装置は、挿入部105と操作部（または把持部）107とを備えたスコープ本体部109、および該スコープ本体部109とケーブル111で接続されたビデオプロセッサ部103を備えている。

30

【0053】

スコープ本体部109は、細長い管状の挿入部105内のスコープ先端部113に配置された、対物光学系115、CMOSセンサのような固体撮像素子117を含む撮像手段を備えている。また、固体撮像素子117に近接してまたは一体化してデジタル信号プロセッサ/タイミング発生器/同期信号発生器(DSP/TG/SG)119が配置されている。さらに、スコープ先端部113には並列/直列(P/S)変換回路121およびP/S変換回路121の出力電気信号を光信号に変換する電/光変換器123が配置されている。

40

【0054】

なお、図1においては、図が煩雑になるのを避けるために、本発明の説明に必要な要素のみを示しており、ライトガイドなどの被写体の照明を行なう要素その他は省略してある。また、固体撮像素子117などへの電源線などについても図示を省略している。但し、固体撮像素子117などへの電源をライトガイド(図示せず)からの光を受ける太陽電池を用いて供給することもできる(特開2004-202040号公報参照)。

【0055】

50

スコープ先端部 113 に配置された電/光変換器 123 の出力は光ファイバケーブル 111 および光コネクタ 125 を介してビデオプロセッサ部 103 に接続されている。

【0056】

ビデオプロセッサ部 103 は、スコープ先端部 113 から光ケーブル 111 などを通して送られてきた光信号を電気信号に変換する光/電変換器 127 と、光/電変換器 127 の出力信号を並列信号に変換する直列/並列変換回路 (S/P) 129、および表示系信号処理回路 131などを備えている。表示系信号処理回路 131は、マイクロプロセッサ、ハードウェア回路、その他によって実現できる。

【0057】

図 1 に示される電子内視鏡装置においては、スコープ先端部 113 の DSP/TG/SG 119 によって各種同期信号およびタイミング信号が生成され、固体撮像素子 117 に供給される。 10

【0058】

これによって、固体撮像素子 117 は対物光学系 115 を介して受光された被写体の画像光を電気信号に変換し対応する映像信号を出力する。この映像信号は、DSP/TG/SG 119 に供給され、種々の映像処理、例えば相関二重サンプリング、自動利得制御、ホワイトバランス制御、その他必要な信号処理が行なわれた後並列デジタル信号として出力される。

【0059】

そして、この並列デジタル信号は P/S 変換回路 121 において、直列信号に変換され、電/光変換器 123 において光信号に変換される。この光信号は、光ケーブル 111 および光コネクタ 125 を介してビデオプロセッサ部 103 に供給される。 20

【0060】

ビデオプロセッサ部 103 においては、スコープ先端部 113 から光ケーブル 111 を介して送られてきた光信号が、光/電変換器 127 において電気信号に変換され、さらに S/P 変換回路 129 によって並列デジタル信号に変換され表示系信号処理回路 131 に供給される。表示系信号処理回路 131 は、例えば静止画を得るためのフリーズ機能、マルチ画面表示、各種データの表示などを行なうため、入力された並列デジタル信号に必要な処理を行ない映像出力として図示しない表示装置などに供給し、撮像画像などの表示、記録などができるようにする。 30

【0061】

図 1 の電子内視鏡装置においては、スコープ先端部 113 の DSP/TG/SG 119 からの映像出力信号は、例えば輝度信号 Y、色差信号 C_R 、 C_B であり、各々例えば 8 ビットの並列デジタル信号とされる。

【0062】

そして、8 ビットの並列デジタル信号のままでは接続ケーブルの本数が多くなるため、これを P/S 変換回路 121 で直列デジタル信号に変換する。直列デジタル信号に変換された映像信号は電/光変換器 123 で光信号に変換され、光ケーブル 111 によってビデオプロセッサ部 103 へ伝送される。

【0063】

ビデオプロセッサ部 103 においては、この光信号を電気信号に変換し、かつ並列信号に変換した後、表示系信号処理回路 131 によって、フリーズ (静止画)、マルチ画面表示、OSD (オン・スクリーン・ディスプレイ) などに必要な処理をした後、映像出力として出力される。 40

【0064】

このような構成において、スコープ本体部 109 からビデオプロセッサ部 103 へは光ケーブル 111 を用いて映像信号が伝送されるため、患者側と表示側 (二次側) は電氣的に絶縁されており特別なアイソレーション回路は不要となる。

【0065】

なお、図 1 の構成では、前述の輝度信号 Y および色差信号 C_R 、 C_B を多重化して 1 本 50

の光ケーブルで伝送するようになっている。しかしながら、本発明はこのような構成に限られず、例えば輝度信号 Y および色差信号 C_R 、 C_B を各々1本ずつの計2本の光ケーブルで伝送することも可能である。

【0066】

また、図1の例では、スコープ先端部113に配置された各構成要素、固体撮像素子117、DSP/TG/SG119、P/S変換回路121および電/光変換器123がそれぞれ4つのブロックで示されている。したがって、これらの各ブロックを各々1つのICチップで構成し、計4チップで構成することもできるが、これらの構成要素の幾つかまたは全部を一緒にして1チップ構成とすることもできる。この例については以下に具体的に説明する。

10

【0067】

図2は、図1に示される電子内視鏡装置など、本発明に関わる電子内視鏡装置に使用されるスコープ先端部のチップデバイスの構成例を示す。同図(a)は正面図、(b)は側面図、そして(c)は背面図である。

【0068】

図2のチップデバイスは、CMOSセンサ23と、DSPおよびP/S変換器24と、電/光変換器26とをそれぞれ1チップで構成した3チップ構成の例を示している。すなわち、CMOSセンサ23を第1の基板21に取り付け、この第1の基板21の反対側にP/S変換器を内蔵したDSPチップ24を取り付ける。

【0069】

さらに、後方に、第2の基板22を配置し、該第2の基板22上に電/光変換器26を取り付け、第2の基板22と第1の基板との間は例えば配線25で接続する。

20

【0070】

電/光変換器のチップ26の発光素子27の発光部に対向して光ケーブル28を配置し、電/光変換器26からの光信号が光ケーブル28を介して伝送されるように構成する。なお、これらのデバイスに必要な電源などは、例えば、第2の基板22に設けた半田付け端子(電源用端子)30または小型のコネクタを介して供給することができる。

【0071】

なお、スコープ先端部に配置された固体撮像素子(センサ)、DSPおよびP/S変換器24などの周囲は外部への妨害電波の発生を防止するため、全体をシールドすると好都合である(図示せず)。

30

【0072】

図3は、別のチップ構成の例を示す。図3の構成では、CMOSセンサと、DSPと、P/S変換器を1つのチップ32で構成して基板31上に取り付けている。また、電/光変換器を別のチップ33で構成し基板31の裏側に取り付けている。したがって、図3の構成では2チップの構成となっている。なお、電/光変換器チップ33の発光素子部分34に対向して、光ケーブルを配置することができる。

【0073】

図4は、本発明の別の実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略的な回路構成を示す。同図に示された電子内視鏡装置は、図1の電子内視鏡装置においてスコープ先端部に配置した電/光変換器をスコープ操作部に配置したものである。したがって、図4において、スコープ先端部413には、対物光学系415、固体撮像素子417、DSP/TG/SG419およびP/S変換回路421が配置され、スコープ操作部407には電/光変換器423が配置されている。その他の部分は図1の装置の構成と同じであり、対応する構成要素は参照数字の3桁目の数字を、図1のものにおける“1”に代えて、“4”として表示している。

40

【0074】

図4の電子内視鏡装置においても、スコープ本体部409の操作部423から映像出力信号を光ケーブル411を介してビデオプロセッサ部403に伝送している。また、スコープ先端部413に固体撮像素子417、DSP/TG/SG419およびP/S変換器

50

421を配置している。したがって、図4の電子内視鏡装置においても、図1のものと同様の前述のような優れた効果が得られる。なお、電/光変換器423を操作部407に設けた場合でも、スコープ先端部413から操作部407への信号伝送は比較的短い距離をデジタル信号として伝送されており、しかもケーブルの本数が少ないため、信号劣化や不要輻射などが大きくなるという不都合はない。

【0075】

図5は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての、立体電子内視鏡装置の構成例を示す。同図に示された立体電子内視鏡装置は、挿入部505および操作部（または把持部）507を備えたスコープ本体部509と、ビデオプロセッサ部503と、スコープ本体部509およびビデオプロセッサ部503を接続する光ケーブル513、515などによって構成される。なお、光ケーブル513、515はビデオプロセッサ部503とそれぞれ光コネクタ539、541によって着脱可能になっており、スコープ本体部509と接続ケーブルを含む部分をスコープ部501と称することができる。

10

【0076】

スコープ本体部509の挿入部505の先端部、すなわちスコープ先端部517、には各々前記図1の電子内視鏡装置と同様の構成要素が、左および右チャンネル用として、一対分設けられており、左右2系統の構成要素を備えている。

【0077】

すなわち、左チャンネル用として、固体撮像素子523、DSP/TG/SG527、P/S変換回路531および電/光変換器535が設けられ、右チャンネル用として固体撮像素子525、DSP/TG/SG529、P/S変換回路533および電/光変換器537が設けられている。左右の電/光変換器535、537の出力光信号はそれぞれ光ケーブル513、515を介して操作部を通り、接続ケーブル部分を介してビデオプロセッサ部503に入力される。

20

【0078】

なお、左右のカメラ間の同期を取るため、2つのDSP/TG/SG527、529の間でクロック信号を共通にして同期動作が行なわれるように構成されている。なお、左右のカメラに対し1つの共通のDSP/TG/SGを設ける構成も可能である。

【0079】

ビデオプロセッサ部503においては、一対の光コネクタ539、541を介して光信号を受ける光/電変換器543、545、およびそれぞれの光/電変換器の出力を並列信号に変換するS/P変換器547、549が設けられている。また、これらS/P変換器547、549の出力を受けて立体映像信号を生成し、かつ表示系信号処理を行なうための3Dコンバータおよび表示系信号処理部551が設けられている。ビデオプロセッサ部503においては、各光/電変換器543、545およびS/P変換回路547、549は、それぞれ図1の装置における光/電変換器127およびS/P変換回路129と同様の動作を行ない、左および右チャンネル用の並列映像信号を生成して3Dコンバータおよび表示系信号処理部551に入力する。3Dコンバータおよび表示系信号処理部551は、図1の装置における表示系信号処理部131と同様の処理の他に、入力された左右の映像信号に基づき被写体の立体画像を表示するための立体映像信号を生成し出力する。3Dコンバータの動作に関しては後に説明する。

30

40

【0080】

図6は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略的な回路構成を示す。同図の立体電子内視鏡装置は、スコープ先端部613に、左チャンネルおよび右チャンネルに対応して、一対の撮像光学系615、617、固体撮像素子619、621、そしてDSP/TG/SG623、625を配置している。

【0081】

そして、スコープ本体部609を構成する挿入部605および操作部607の内、操作部607に3Dコンバータ627および電/光変換器629を配置している。スコープ本体部609とビデオプロセッサ部603は映像信号の伝送用として1本の光ケーブル61

50

1で接続されている。

【0082】

ビデオプロセッサ部603は、光ケーブル611および光コネクタ631を介してスコープ操作部607から送られてきた光信号を電気信号に変換する光/電変換器633と、表示系信号処理部635を備えている。なお、図6の回路において、P/S変換器およびS/P変換器などの図示は省略している。

【0083】

図6の立体電子内視鏡装置においては、スコープ先端部613において一对の固体撮像素子619, 621の出力をそれぞれDSP/TG/SG623, 625によって必要な処理を行なって得られた左右一对の映像信号がスコープ操作部607における3Dコンバータ627に入力される。3Dコンバータ627は、これら一对の映像信号を処理して立体映像信号を生成する。該立体(3D)映像信号は、電/光変換器629によって光信号に変換され、1系統の光ケーブル611によってビデオプロセッサ部603に伝送される。ビデオプロセッサ部603においては、この光信号を光/電変換器633によって電気信号に変換した後、表示系信号処理部635において必要な表示系信号処理を行なった後3D映像出力として図示しない表示装置その他に供給する。

【0084】

なお、3Dコンバータ627をスコープ先端部613に配置することも可能である。また、電/光変換器629もスコープ先端部613に配置してもよい。

【0085】

図7は、図6および図5の装置において使用可能な3Dコンバータの動作を説明するためのタイミング図である。同図に示されるように、左(L)チャンネル用映像信号は、連続したフレーム $L_1, L_2, L_3, L_4, \dots$ からなる。また、右目用(R)映像信号は、連続したフレーム $R_1, R_2, R_3, R_4, \dots$ からなる。これらの左右の映像信号は、図5および図6の立体電子内視鏡装置における、左および右チャンネル用の固体撮像素子およびDSP/TG/SGによって生成される。なお、インターレース操作が行なわれる場合は、フィールド単位とし、各フィールドが連続した信号となる。

【0086】

そして、3Dコンバータは、これらの同時に入力される左目用映像信号および右目用映像信号を図示しない内蔵のフレームメモリに記憶し、左目用映像信号および右目用映像信号を交互に読み出すことで、フレーム順次信号に変換し、3D映像信号とする。このような3D映像信号は例えば、本願出願人の出願(特開2004-165713号)に示されるような画像表示装置で表示して立体視を行なうことができる。

【0087】

なお、図7においては、3D映像信号のフレーム周波数が左目用および右目用の映像信号の周波数の2倍の周波数のように図示されているが、必ずしも2倍の周波数には限られない。例えば、応答速度の遅い液晶パネルを使用した3次元表示装置の場合、2倍のフレーム周波数では左右のクロストークのための確な立体視はできない。このような場合には、3D映像信号のフレーム周波数は例えば90~100Hz程度にするのが好ましい。この場合、連続する映像信号のフレーム中で、一部のフレームを削除して周波数の調整を行なうことができ、このような方法によっても実用上問題はない。

【0088】

図8は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の構成例を示す。同図の立体電子内視鏡装置では、左チャンネルおよび右チャンネルの映像が個別に撮像処理されて出力される構成となっている。したがって、図5の装置における3Dコンバータおよび表示系信号処理部551は、各チャンネル用の個別の表示系信号処理部851, 853に置き換えられている。

【0089】

また、図5の立体電子内視鏡装置では、スコープ先端部に電/光変換器535, 537を配置していたのに対し、図8の立体電子内視鏡装置ではスコープ操作部807に電/光

10

20

30

40

50

変換器 835, 837 を配置している。もちろん、これらをスコープ先端部に配置することも可能である。その他の部分は図 5 の装置と同じでよく、同じ構成要素は下 2 桁が同じ参照数字で示されている。

【0090】

図 8 の立体電子内視鏡装置においては、スコープ先端部 817 に配置された一对の撮像素子 823, 825、DSP/TG/SG 827, 829 および P/S 変換回路 831, 833 によって左右チャンネルの直列映像信号が生成される。この一对の直列映像信号は操作部 807 において、それぞれ電/光変換器 835, 837 により光信号に変換され、2本の光ケーブル 813, 815 によってビデオプロセッサ部 803 に伝送される。ビデオプロセッサ部 803 においては、左右各チャンネル毎にそれぞれ表示系信号処理部 851, 853 により別個に表示系信号処理が行なわれ、左目用および右目用の映像出力が出力される。

10

【0091】

なお、図 8 の装置では、各 DSP/TG/SG 827, 829 からの映像信号出力は、直列デジタル信号として各々 1 本の光ケーブル 813, 815 でビデオプロセッサ部 803 に伝送している。すなわち、各光ケーブル 813 および 815 は左および右チャンネル用の映像信号、従って輝度信号および色差信号を含む信号を伝送している。これに対し、左右の映像信号の輝度信号を 1 本の光ケーブルで伝送し、左右の映像信号の色差信号を別の 1 本の光ケーブルで伝送し、計 2 本の光ケーブルで別の対応で映像信号を伝送することもできる。

20

【0092】

図 9 は、本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示す。同図 (a) はこの実施形態に係わる立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図であり、同図 (b) はこの立体電子内視鏡装置に使用される固体撮像素子、例えば CMOS センサ、の構成例を示す説明図である。

【0093】

図 9 の立体電子内視鏡装置では、スコープ先端部 913 に、1 個の撮像素子 919 と、DSP/TG/SG 921 と、P/S 変換回路 923 と、電/光変換器 925 が配置されている。また、撮像光学系として、左目用および右目用の撮像レンズ 915, 917、および必要に応じてこれらの撮像レンズ 915, 917 によって結像される画像を撮像素子 919 の所定領域に結像するための光学系が使用される。この光学系は、例えばプリズム、ハーフミラー、その他を使用して構成することもできる。例えば特許第 3423347 号公報参照。

30

【0094】

また、スコープ先端部 913 に配置された電/光変換器 925 からの光信号は光ケーブル 911 および光コネクタ 927 を介してビデオプロセッサ部 903 に伝送される。ビデオプロセッサ部 903 は、光/電変換器 929、S/P 変換回路 931 および 3D コンバータおよび表示系信号処理部 933 を具備する。

【0095】

図 9 の構成においては、撮像光学系 915, 917 によって、左目用および右目用の画像が、共通の撮像素子 919 の例えば左半分と右半分の領域にそれぞれ結像される。そして、固体撮像素子 919 からビデオプロセッサ部 903 の S/P 変換回路 931 までは、例えば図 1 に示した単一チャンネルの通常の電子内視鏡装置のものと同じでよい。

40

【0096】

そして、3D コンバータおよび表示系信号処理部 933 において、内蔵されるメモリにスコープ先端部から送られてきた映像信号のデータが順次記憶される。そして、このメモリの読み出しエリアを左および右チャンネル毎に指定して読み出すことにより、左右の映像信号データを分離する。そして、分離された映像データに基づき、前述の 3D コンバータおよび表示系信号処理部と同様の処理を行なって 3D 映像出力信号が得られる。

【0097】

50

この実施形態によれば、スコープ先端部 913 に配置した 1 個の撮像素子および DSP / TG / SG を含むカメラシステムによって左右の画像のデータを含む信号を共通の光ケーブル 911 でビデオプロセッサ部 903 に伝送する。そして、ビデオプロセッサ部 903 において 3D コンバータおよび表示系信号処理部 933 によって 3D 映像出力信号が生成される。したがって、装置構成が極めて簡略化されると共に、固体撮像素子 919、DSP / TG / SG 921 などをスコープ先端部 913 に配置したため、信号特性の劣化、ばらつきがなく、また外部への不要輻射もなくすることが可能になる。したがって、簡単な構成で、高性能かつ均一な安定した性能の立体電子内視鏡装置が構成できる。特に、スコープ本体部 909 の種類や形状、長さなどが変動しても、特性にばらつきはなく、また種々の電子内視鏡装置に共通の部品を使用することができる。

10

【0098】

図 10 は、デジタル信号プロセッサに対し、カメラの各種特性、機能その他の設定、例えば自動ゲイン制御、自動電子シャッター制御、自動ホワイトバランス制御などの設定、を行なうための構成を示す。このような設定は、デジタル信号プロセッサ (DSP) のレジスタなどに各種設定値を記憶させることにより制御できるが、これらの設定値をスコープの外部から制御できるようにする必要がある。

【0099】

例えば、このような DSP の制御、すなわち各種パラメータなどの設定、はカメラの製造時点で設定する場合と、電子内視鏡装置の操作者がリモートコントロールによって設定する場合がある。

20

【0100】

このような DSP の制御を行なうためには、LSI の制御に広く採用されている I²C バス (Inter - IC bus) を使用することができ、図 10 はこのような I²C バスを使用した場合の例を示す。

【0101】

図 10 (a) は、スコープ本体部 1001 の先端に、本発明に従って配置された DSP / TG / SG 1003 とビデオプロセッサ部 1005 に設けられた制御用マイコン 1007 とを I²C バスで接続した構成を示す。

【0102】

このような構成においては、外部からスコープ先端部の DSP、すなわち DSP / TG / SG 1003、を制御するので、外部側、この場合はビデオプロセッサ部側をマスタ、DSP 側をスレイブとして動作させる。このため、外部 (制御用マイコン) から DSP へクロック信号およびデータを供給することによってそのような動作を行なわせることができるが、DSP 内の設定状態などを外部で知ることができるようにするため、データは双方向通信とするのが好都合である。これによって、ビデオプロセッサ部 1005 側において何らかの入力手段、例えばスイッチ、ボタン、などによって制御マイコン 1007 に設定情報を入力し、スコープ先端部の DSP / TG / SG 1003 の設定値を制御できる。

30

【0103】

なお、図 10 (b) は、立体電子内視鏡装置の場合における構成を示す。この場合も、ビデオプロセッサ部 1005 に設けられた制御用マイコン 1007 a とスコープ本体部 1001 のスコープ先端に設けられた DSP / TG / SG 1003 a, 1003 b を制御する。2 つの DSP / TG / SG 1003 a, 1003 b は制御用マイコン 1007 a から共通のデータによって同じ設定値になるよう設定してもよく、あるいは各々別個にデータを送り独立の設定とすることも可能である。

40

【0104】

図 11 (a) は、制御用マイコン 1109 をスコープ本体部 1101 の操作部 1107 に設けた例を示す。したがって、制御用マイコン 1109 とスコープ先端の DSP / TG / SG 1105 とはスコープ本体部内で I²C バスによって図 10 の場合と同様に接続される。そして、スコープ操作部 1107 に設けた図示しないリモートコントロール用スイッチ、ボタン、その他によってスコープ先端部の DSP / TG / SG 1105 における D

50

SPの設定値を制御することができる。この場合は、電子内視鏡装置の操作中に各設定値を制御することも容易にできる。また、制御用マイコンはビデオプロセッサ部とスコープ部とを接続するコネクタ部に設けることもできる。

【0105】

なお、図11(b)は、立体電子内視鏡装置において、制御用マイコン1109aを操作部1107aに設けた例を示す。

【0106】

なお、図10および図11の例において、I²Cバスによるスコープ側とビデオプロセッサ側との接続は、光信号に変換して行なうことも可能である。ただし、通常の信号線で電氣的に接続しても伝送する信号の周波数が低いので、電波妨害等の問題は生じない。ただし、この場合はアイソレーション回路を設ける必要がある。

10

【産業上の利用可能性】

【0107】

本発明は、人間、動物などの体腔内に挿入して医療検査などを行なう電子内視鏡装置のような医療機器の分野、機械装置や構造物その他の狭い空間内に挿入して内部状態の観察などを行なう観察用機器の分野、その他に適用可能であり、特に高い操作性、信頼性および安全性を備え高品質の画像の撮像を行なう必要がある場合に好適に適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0108】

【図1】本発明の一実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

20

【図2】本発明に係わる電子内視鏡装置のスコープ先端部に配置されるチップデバイスの構成例を示す正面図(a)、側面図(b)および背面図(c)である。

【図3】本発明に係わる電子内視鏡装置に使用されるチップデバイスの他の構成例を示す正面図(a)、側面図(b)および背面図(c)である。

【図4】本発明の別の実施形態に係わる電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図5】本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図6】本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

30

【図7】本発明に係わる立体電子内視鏡装置に使用される3Dコンバータの動作を説明するためのタイミング図である。

【図8】本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図9】本発明のさらに別の実施形態に係わる電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図(a)、およびこの立体電子内視鏡装置に使用される固体撮像素子の撮像エリアを示す説明図(b)である。

【図10】本発明に係わる電子内視鏡装置のデジタル信号プロセッサに制御パラメータを設定するための制御用マイコンを含む回路構成を示すブロック図(a)、および立体電子内視鏡装置の場合の制御用マイコンを含む回路構成を示すブロック図(b)である。

40

【図11】デジタル信号プロセッサの制御用パラメータを設定するための制御用マイコンを操作部に含む構成を示すブロック図(a)、および立体電子内視鏡装置の場合の操作部に制御用マイコンを含む構成を示すブロック図(b)である。

【図12】電子内視鏡装置の外観的構成を示す説明図である。

【図13】電子内視鏡装置の他の外観的構成を示す説明図である。

【図14】従来の電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図15】従来の別の電子内視鏡装置としての立体電子内視鏡装置の概略の構成を示すブロック図である。

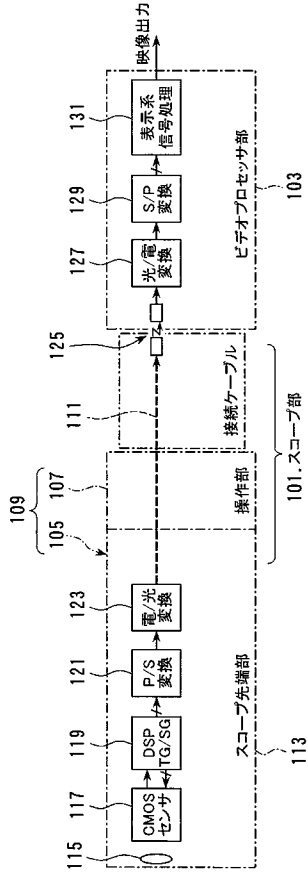
【符号の説明】

50

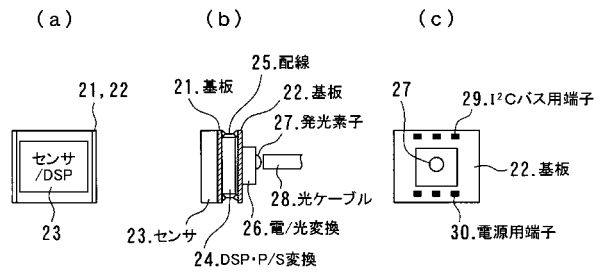
【 0 1 0 9 】

1 0 1	スコープ部	
1 0 3	ビデオプロセッサ部	
1 0 5	挿入部	
1 0 7	操作部	
1 0 9	スコープ本体部	
1 1 1	光ケーブル	
1 1 3	スコープ先端部	
1 1 5	撮像光学系	
1 1 7	固体撮像素子	10
1 1 9	D S P / T G / S G	
1 2 1	P / S 変換回路	
1 2 3	電 / 光変換器	
1 2 5	光コネクタ	
1 2 7	光 / 電変換器	
1 2 9	S / P 変換回路	
1 3 1	表示系信号処理部	
2 1 , 2 2 , 3 1	基板	
2 3	センサ部	
2 4	D S P および P / S 変換器	20
2 5	配線	
2 6 , 3 3	電 / 光変換器	
2 7 , 3 4	発光素子	
2 8	光ケーブル	
2 9	I ² C バス用端子	
3 0 , 3 5	電源用端子	
3 2	センサおよび D S P および P / S 変換器	
5 5 1	3 D コンバータおよび表示系信号処理部	
6 2 7	3 D コンバータ	
6 3 5	表示系信号処理部	30
1 0 0 7 , 1 0 0 7 a , 1 1 0 9 , 1 1 0 9 a	制御用マイコン	

【 図 1 】



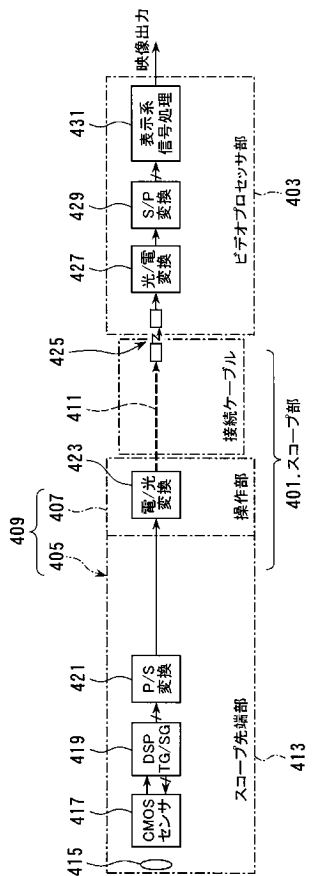
【 図 2 】



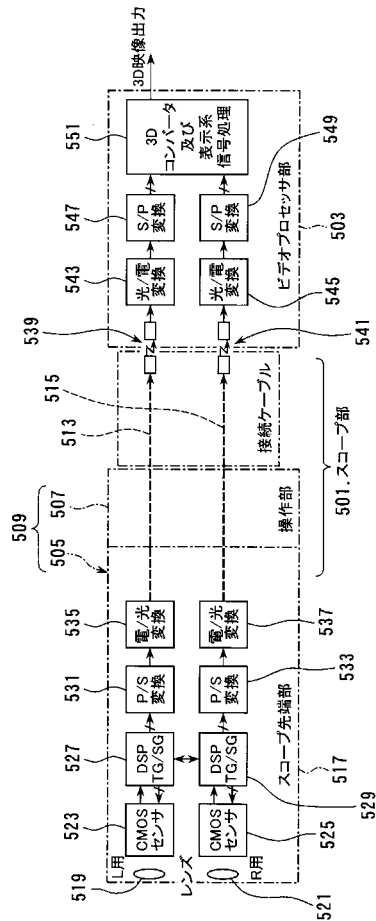
【 図 3 】



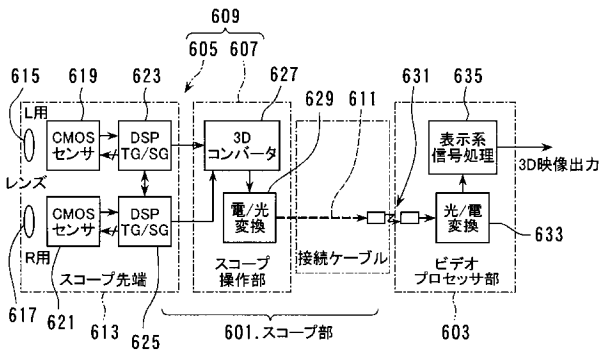
【 図 4 】



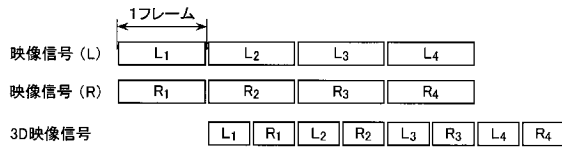
【 図 5 】



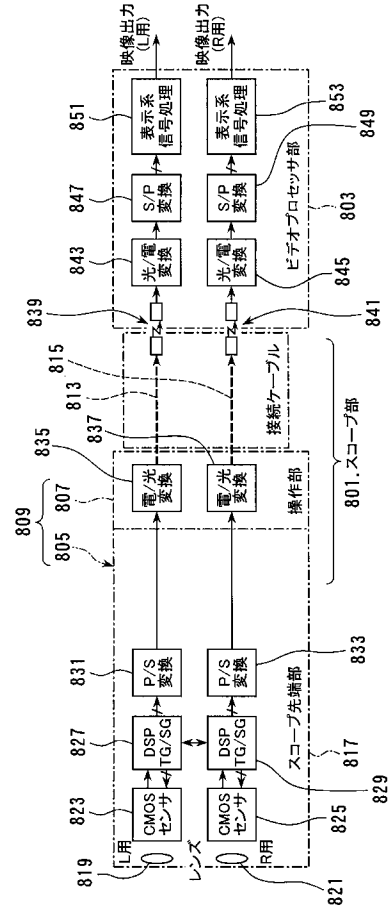
【図 6】



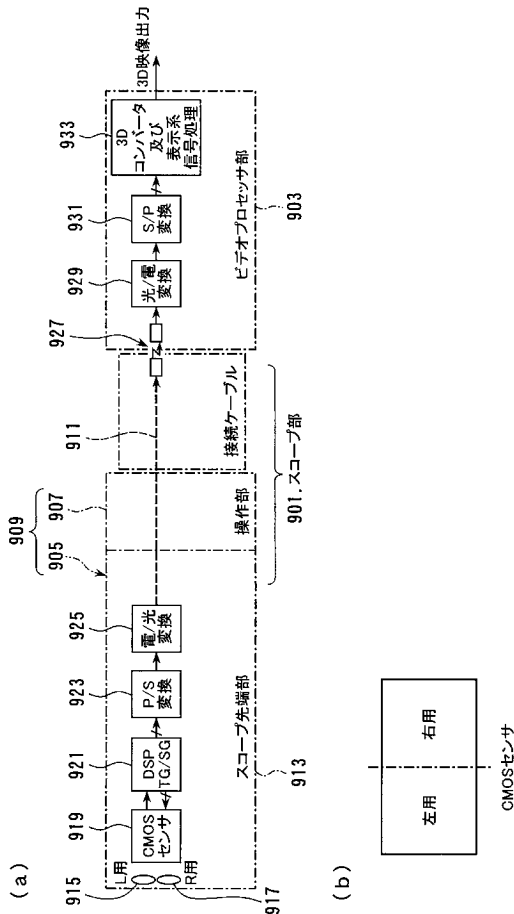
【図 7】



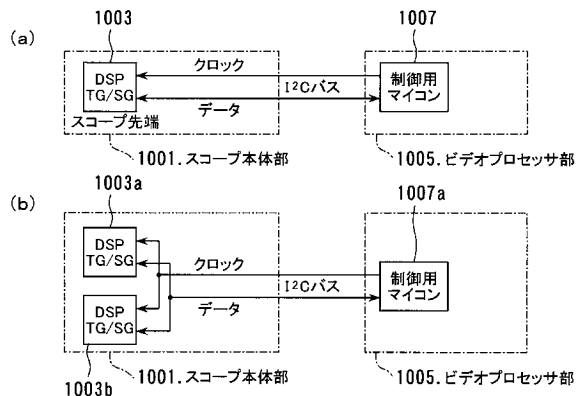
【図 8】



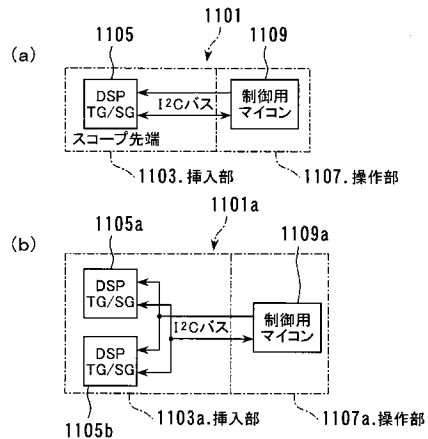
【図 9】



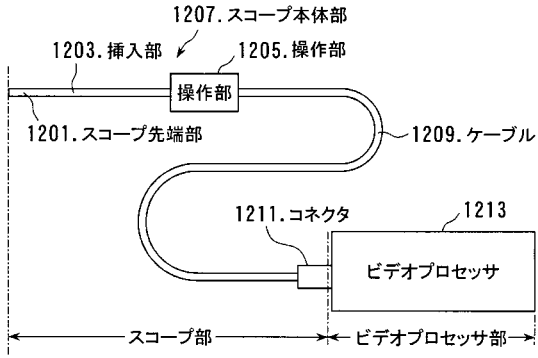
【図 10】



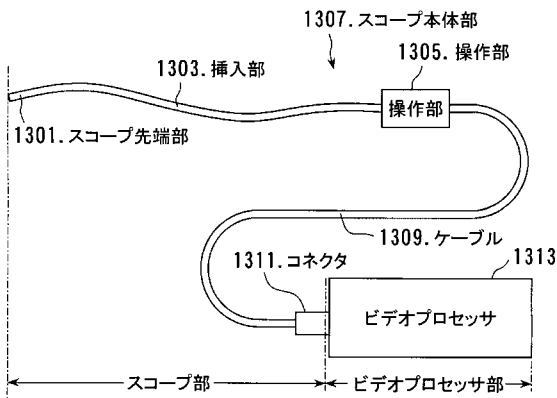
【図 11】



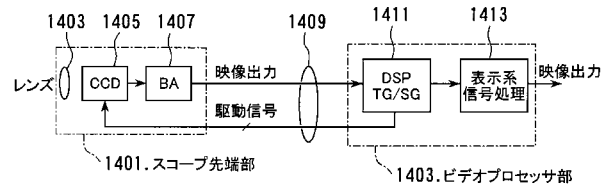
【 図 1 2 】



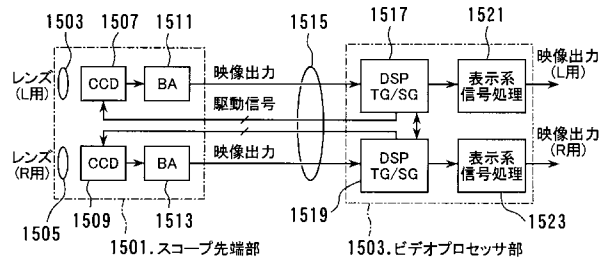
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2006181021A	公开(公告)日	2006-07-13
申请号	JP2004376333	申请日	2004-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	媒体技术		
申请(专利权)人(译)	有限公司媒体技术		
[标]发明人	長野雅彦		
发明人	長野 雅彦		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00013 A61B1/00029 A61B1/00193 A61B1/045 A61B1/05 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.J G02B23/24.A G02B23/24.B A61B1/00.522 A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/04.510 A61B1/045.611 A61B1/05 H04N13/00.590 H04N13/02.170 H04N13/02.390 H04N13/194 H04N13/218 H04N13/239		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB06 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/RR01 4C061/RR05 4C061/RR26 4C061/UU05 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/RR01 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/UU05 5C061/AB04 5C061/AB06 5C061/AB10		
代理人(译)	池内义明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实现一种电子内窥镜设备，该电子内窥镜设备具有用于各种类型和长度的示波器部件的通用配置，信号特性的变化小，并且具有高性能和均匀质量。解决方案：内窥镜主体109具有细长的管状插入部分105和在插入部分的后端附近提供的内窥镜操作部分107，以及通过信号电缆连接到内窥镜主体的信号处理部分103。在一种电子内窥镜设备中，该电子内窥镜设备至少包括在插入部分105的尖端部分113处的固态图像传感器117，在该固态图像传感器上形成被摄体图像的光学系统115以及该固态图像传感器的输出信号。布置数字信号处理器119，以将来自数字信号处理器的视频输出信号转换为光信号，并通过光信号电缆111将光学信号从示波器主体部分传输到信号处理部分。[选型图]图1

