

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/142949

発行日 令和1年11月21日(2019.11.21)

(43) 国際公開日 平成30年8月9日(2018.8.9)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

出願番号	特願2018-566043 (P2018-566043)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2018/001321		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成30年1月18日 (2018.1.18)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2017-16436 (P2017-16436)	(74) 代理人	110001988
(32) 優先日	平成29年2月1日 (2017.2.1)		特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	(72) 発明者	増野 進吾
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	栗岡 佑介
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルムソフトウェア株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 DA51 GA02
			4C161 CC06 LL02 UU05 UU09

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【要約】

観察対象の画像に影響を与えることなく、電磁ノイズの発生を回避することができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する。

内視鏡システム(10)は、内視鏡(12)に対して着脱自在なプロセッサ装置(16)、又は内視鏡(12)に対して着脱自在な光源装置(14)の少なくともいずれかを備えている。内視鏡(12)がプロセッサ装置(16)又は光源装置(14)に装着されると、プロセッサ装置(16)又は光源装置(14)が、デジタル画像信号に対してエンコード処理の実行開始を要求する要求信号を内視鏡(12)に送信する要求シーケンスを行う。

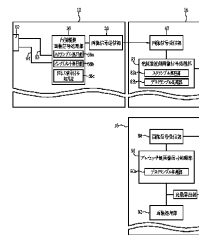


FIG. 5:
36 Image signal transmitting unit
56 Endoscope-side image signal processing unit
56a, 82a Scramble processing unit
56b Increment processing unit
56c Delimiter signal applying and processing unit
43, 88 Image signal receiving unit
82 Light source device-side image signal processing unit
82b, 90a Descramble processing unit
90 Processor-side image signal processing unit
92 Image processing unit
97 Light quantity calculating unit

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡に対して着脱自在なプロセッサ装置、又は前記内視鏡に対して着脱自在な光源装置の少なくともいずれかを備え、

前記内視鏡が前記プロセッサ装置又は前記光源装置に装着された場合に、デジタル画像信号に対してエンコード処理の実行開始を要求する要求信号を、前記プロセッサ装置又は前記光源装置から前記内視鏡に送信する要求シーケンスを行う内視鏡システム。

【請求項 2】

前記内視鏡が前記エンコード処理を行うエンコード処理部を備えている場合には、前記エンコード処理部が、前記要求信号の受信を契機に、前記エンコード処理の実行を開始し、デジタル画像信号を前記プロセッサ装置又は前記光源装置に送信する初期送信シーケンスを行う請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記初期送信シーケンスは、

前記デジタル画像信号のうち観察対象に関する画像情報を有するイメージデータ領域以外の特定領域に対して特定信号処理を行い、前記特定信号処理済みのデジタル画像信号を前記プロセッサ装置又は前記光源装置に送信する第 1 送信シーケンスと、

前記第 1 送信シーケンス後に、前記デジタル画像信号に前記エンコード処理を行い、前記エンコード処理済みのデジタル画像信号を前記プロセッサ装置又は前記光源装置に送信する第 2 送信シーケンスを含む請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記特定信号処理はインクリメント処理である請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記特定領域は、ラインブランク領域又はフレームブランク領域である請求項 3 または 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記デジタル画像信号に基づいて、観察対象における光量を算出する光量算出部を備え、

前記エンコード処理部は、前記光量に応じて、前記エンコード処理の実行又は停止を切り替える請求項 2 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記エンコード処理部は、前記光量が一定値を下回る場合は、前記エンコード処理を停止し、前記光量が前記一定値以上となる場合は、前記エンコード処理を実行する請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記エンコード処理済みのデジタル画像信号に対して、一定間隔毎に区切り信号を付与する区切り信号付与処理を行う区切り信号付与処理部を有する請求項 2 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記プロセッサ装置又は前記光源装置が、前記エンコード処理済みのデジタル画像信号に対してデコード処理を行うデコード処理部を備えている場合には、前記デコード処理部は、前記エンコード処理済みのデジタル画像信号の受信を契機に、前記デコード処理の実行を開始する請求項 2 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記内視鏡が前記エンコード処理を行うエンコード処理部を備えておらず、且つ前記プロセッサ装置又は前記光源装置が、前記エンコード処理済みのデジタル画像信号に対してデコード処理を行うデコード処理部を備えている場合には、前記デコード処理部は、前記デジタル画像信号の受信を契機に、前記デコード処理の実行を停止する請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記エンコード処理は、前記デジタル画像信号から疑似乱数を減算する疑似乱数減算処理を含むスクランブル処理である請求項 1 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

内視鏡に対して着脱自在なプロセッサ装置、又は前記内視鏡に対して着脱自在な光源装置の少なくともいずれかを備える内視鏡システムの作動方法において、

前記内視鏡が前記プロセッサ装置又は前記光源装置に装着された場合に、前記プロセッサ装置又は前記光源装置が、デジタル画像信号に対してエンコード処理の実行開始を要求する要求信号を前記内視鏡に送信する要求シーケンスを行うステップを有する内視鏡システムの作動方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、シリアル方式でデジタル画像信号を送信する内視鏡システム及びその作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、内視鏡、光源装置、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が一般的になっている。内視鏡は、被検体内に挿入する挿入部を有し、光源装置が発生する照明光が照射された観察対象（被検体内の粘膜等）を撮像する。プロセッサ装置は、観察対象を撮像して得るデジタル画像信号を用いて観察対象の画像を生成し、モニタに表示する。

20

【0003】

内視鏡で得られたデジタル画像信号は、信号ケーブルなどを介して、プロセッサ装置に送信される。デジタル画像信号の送信方式としては、複数のビットを組み合わせたビット群にして送信するパラレル方式と、1ビットずつ送信するシリアル方式が主として挙げられる。デジタル画像信号を高速で送信することを優先する場合には、シリアル方式が多く採用されている（例えば、特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

30

【0004】

【特許文献1】国際公開第2013/031514号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

デジタル画像信号の通信方式として、シリアル方式を採用することで、高速で通信を行うことができるものの、固定値が連続して送信されると、電磁ノイズ（機器が装置の外部に発する電磁放射ノイズ、いわゆるEMI（Electro-Magnetic Interference））が発生することがある。これは、データの送信態様として、固定値が連続するような規則性がある場合、シリアル通信のクロックの通倍の周波数にエネルギーが集中し、規格以上のエネルギーが電磁放出されてしまう。

40

【0006】

以上のように、シリアル通信時に固定値が連続する原因としては、観察対象においてハレーションが生じ、そのハレーションが生じた領域の画素が飽和することで、最高画素値が連続して発生することが考えられる。また、デジタル画像信号の中でも、観察対象に関する画像情報を有しないラインブランク領域やフレームブランク領域については、「0」などの固定値が連続することから、これも電磁ノイズを発する原因となっていた。

【0007】

そこで、デジタル画像信号において固定値が連続しないように、乱数処理などによってスクランブル処理を行うことが考えられる。スクランブル処理済みのデジタル画像信号を

50

送信することで、電磁ノイズの発生を回避することが可能となる。このスクランブル済みのデジタル画像信号については、観察対象の画像化を行うために、デスクランブル処理を行って復元される。

【 0 0 0 8 】

内視鏡を使用する実際の医療現場においては、新旧様々なタイプの内視鏡が用いられている。例えば、スクランブル処理の機能を備えた内視鏡と、スクランブル処理の機能を備えていない内視鏡とを混在して使用する状況も考えられる。仮に、スクランブル処理の機能を備えていない内視鏡を、デスクランブル処理の機能を備えたプロセッサ装置に装着して使用した場合、デジタル画像信号に対してスクランブル処理が行われていないにも関わらず、デスクランブル処理が行われることになる。この場合には、不要なデスクランブル処理が行われることにより、観察対象の画像に影響を与えることになる。そこで、観察対象の画像に影響を与えることなく、電磁ノイズの発生を回避することが求められていた。

10

【 0 0 0 9 】

本発明は、観察対象の画像に影響を与えることなく、電磁ノイズの発生を回避することができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡に対して着脱自在なプロセッサ装置、又は内視鏡に対して着脱自在な光源装置の少なくともいずれかを備え、内視鏡がプロセッサ装置又は光源装置に装着された場合に、デジタル画像信号に対してエンコード処理の実行開始を要求する要求信号を、プロセッサ装置又は光源装置から内視鏡に送信する要求シーケンスを行う。

20

【 0 0 1 1 】

内視鏡がエンコード処理を行うエンコード処理部を備えている場合には、エンコード処理部が、要求信号の受信を契機に、エンコード処理の実行を開始し、デジタル画像信号をプロセッサ装置又は光源装置に送信する初期送信シーケンスを行うことが好ましい。初期送信シーケンスは、デジタル画像信号のうち観察対象に関する画像情報を有するイメージデータ領域以外の特定領域に対して特定信号処理を行い、特定信号処理済みのデジタル画像信号をプロセッサ装置又は光源装置に送信する第1送信シーケンスと、第1送信シーケンス後に、デジタル画像信号にエンコード処理を行い、エンコード処理済みのデジタル画像信号をプロセッサ装置又は光源装置に送信する第2送信シーケンスを含むことが好ましい。特定信号処理はインクリメント処理であることが好ましい。特定領域は、ラインブランク領域又はフレームブランク領域であることが好ましい。

30

【 0 0 1 2 】

デジタル画像信号に基づいて、観察対象における光量を算出する光量算出部を備え、エンコード処理部は、光量に応じて、エンコード処理の実行又は停止を切り替えることが好ましい。エンコード処理部は、光量が一定値を下回る場合は、エンコード処理を停止し、光量が一定値以上となる場合は、エンコード処理を実行することが好ましい。エンコード処理済みのデジタル画像信号に対して、一定間隔毎に区切り信号を付与する区切り信号付与処理を行う区切り信号付与処理部を有することが好ましい。

40

【 0 0 1 3 】

プロセッサ装置又は光源装置が、エンコード処理済みのデジタル画像信号に対してデコード処理を行うデコード処理部を備えている場合には、デコード処理部は、エンコード処理済みのデジタル画像信号の受信を契機に、デコード処理の実行を開始することが好ましい。内視鏡がエンコード処理を行うエンコード処理部を備えておらず、且つプロセッサ装置又は光源装置が、エンコード処理済みのデジタル画像信号に対してデコード処理を行うデコード処理部を備えている場合には、デコード処理部は、デジタル画像信号の受信を契機に、デコード処理の実行を停止することが好ましい。エンコード処理は、デジタル画像信号から疑似乱数を減算する疑似乱数減算処理を含むスクランブル処理であることが好ましい。

50

【 0 0 1 4 】

内視鏡に対して着脱自在なプロセッサ装置、又は内視鏡に対して着脱自在な光源装置の少なくともいずれかを備える内視鏡システムの作動方法において、内視鏡がプロセッサ装置又は光源装置に装着された場合に、プロセッサ装置又は光源装置が、デジタル画像信号に対してエンコード処理の実行開始を要求する要求信号を内視鏡に送信する要求シーケンスを行うステップを有する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、観察対象の画像に影響を与えることなく、電磁ノイズの発生を回避することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外觀図である。

【 図 2 】 コネクタ側接続部を示す平面図である。

【 図 3 】 光源装置側接続部を示す平面図である。

【 図 4 】 内視鏡、光源装置、及びプロセッサ装置の機能を示すブロック図である。

【 図 5 】 スクランブル処理部を備える内視鏡、光源装置、及びデスクランブル処理部を備えるプロセッサ装置の機能を示すブロック図である。

【 図 6 】 特定のフォーマット形式のデジタル画像信号を示す説明図である。

【 図 7 】 インクリメント処理を示す説明図である。

20

【 図 8 】 疑似乱数減算処理を示す説明図である。

【 図 9 】 疑似乱数加算処理を示す説明図である。

【 図 1 0 】 内視鏡とプロセッサ装置との組み合わせによってスクランブル処理又はデスクランブル処理を実行又は停止することを示す表である。

【 図 1 1 】 初期送信シーケンスを示す説明図である。

【 図 1 2 】 撮像部の種類又は画素数が異なる内視鏡を使用する場合におけるスクランブル処理及びデスクランブル処理を示す説明図である。

【 図 1 3 】 区切り信号付与処理を示す説明図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

30

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 と、コンソール 2 0 と、を有する。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入する挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端部分に設けられた操作部 2 2 と、ユニバーサルケーブル 2 3 と、を有する。ユニバーサルケーブル 2 3 は、光源装置 1 4 が発する照明光を導光する導光部 3 1 (図 2 参照) や、内視鏡 1 2 の制御に使用する制御信号を伝送するための制御線、観察対象を撮像して得られた画像信号を送信する信号線、内視鏡 1 2 の各部に電力を供給する電力線等が一体化したケーブルである。ユニバーサルケーブル 2 3 の先端には光源装置 1 4 に接続するコネクタ 2 5 が設けられている。また、内視鏡 1 2 の導光部 3 1 は、光ファイバをバンドルしたライトガイドである。

【 0 0 1 8 】

40

光源装置 1 4 は、例えば、LED (Light Emitting Diode) や LD (Laser Diode) 等の半導体光源、キセノンランプ、ハロゲンランプによって照明光を発生する。コネクタ 2 5 を光源装置 1 4 に接続した場合、照明光はコネクタ 2 5 の導光部 3 1 に入射し、挿入部 2 1 の先端から観察対象に照射される。

【 0 0 1 9 】

また、光源装置 1 4 はプロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続しており、内視鏡 1 2 のコネクタ 2 5 は光源装置 1 4 を介してプロセッサ装置 1 6 と接続する。光源装置 1 4 とコネクタ 2 5 の制御信号や画像信号等の送受信は無線通信である。このため、光源装置 1 4 は、無線でコネクタ 2 5 と送受信した制御信号等をプロセッサ装置 1 6 に伝送する。さらに、光源装置 1 4 はコネクタ 2 5 に内視鏡 1 2 を駆動するための電力を供給するが、この電力

50

の供給も無線で行う。

【 0 0 2 0 】

プロセッサ装置 1 6 は、光源装置 1 4 が発する照明光の光量や発光タイミング、内視鏡 1 2 の各部を制御し、照明光が照射された観察対象を撮像して得る画像信号を用いて内視鏡画像を生成する。また、プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 2 0 と電氣的に接続する。モニタ 1 8 は、プロセッサ装置 1 6 が生成した内視鏡画像や、内視鏡画像に関する情報等を表示する。コンソール 2 0 は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインターフェースである。

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、コネクタ 2 5 のコネクタ側接続部 2 5 a は、光源装置 1 4 からの光を導光する導光部 3 1 と、光源装置 1 4 と無線通信を行う無線通信部 3 3 と、光源装置 1 4 から無線で電力の供給を受ける受電部 3 4 とを備えている。無線通信部 3 3 は、デジタル画像信号を光源装置 1 4 に向けて無線で送信する画像信号送信部 3 6 と、光源装置 1 4 と間で、制御信号を無線で送受信する制御信号送受信部 3 7 と、を有する。画像信号送信部 3 6 及び制御信号送受信部 3 7 が行う無線通信は光通信であり、例えば近赤外光（波長がおおよそ $0.7 \mu\text{m}$ から $2.5 \mu\text{m}$ 程度の光）を用いた近赤外通信であることが好ましい。また、コネクタ側接続部 2 5 a には、導光部 3 1 の下方にポンプ接続部 3 8 が設けられている。

10

【 0 0 2 2 】

受電部 3 4 は、例えばコイル（いわゆる 2 次コイル）で、光源装置 1 4 に設けられたコイル（いわゆる 1 次コイル）から電磁誘導方式や磁界共鳴方式等の非接触電極伝送方式で電力の供給を受ける。受電部 3 4 は、光源装置 1 4 から供給された電力を内視鏡 1 2 の各部に供給する。

20

【 0 0 2 3 】

図 3 に示すように、光源装置 1 4 において、コネクタ 2 5 のコネクタ側接続部 2 5 a と当接する光源装置側接続部 1 4 a が設けられている。この光源装置側接続部 1 4 a には、導光部 3 1 が挿入される導光部挿入口 3 9 と、コネクタ 2 5 の無線通信部 3 3 と無線で通信をする無線通信部 4 0 と、コネクタ 2 5 の受電部 3 4 に電力を供給する給電部 4 2 とが設けられている。無線通信部 4 0 は、内視鏡 1 2 からデジタル画像信号を無線で受信する画像信号受信部 4 3 と、内視鏡 1 2 との間で制御信号を無線で送受信する制御信号送受信部 4 4 と、を有する。給電部 4 2 は、例えばコイル（いわゆる 1 次コイル）であり、電磁誘導方式や磁界共鳴方式等の非接触電力伝送方式で受電部 3 4 に電力を供給する。また、光源装置側接続部 1 4 a には、導光部挿入口 3 9 の下方にポンプ接続部 3 8 が挿入されるポンプ接続部挿入口 4 6 が設けられている。

30

【 0 0 2 4 】

図 4 に示すように、内視鏡 1 2 は、観察対象を撮像して画像信号を取得し、取得した画像信号を光源装置 1 4 に出力するための画像信号用エリア A 1 と、光源装置 1 4 との間で制御信号を通信するための制御信号用エリア A 2 とに分けられる。また、内視鏡 1 2 は、画像信号用エリア A 1 及び制御信号用エリア A 2 などの各部が必要とする各種の駆動電源を生成し、生成した電源を供給する電源生成部 4 8 を備えている。この電源生成部 4 8 は、光源装置 1 4 からの電力を非接触で受電する受電部 3 4 から、電力の供給を受ける。なお、内視鏡 1 2 には、上記の他に、観察対象を照明するための照明光を導光するライトガイド L G（Light Guide）と、高周波治療具などの各種処置具を挿通するための鉗子チャンネル C H（channel）とを備えている。

40

【 0 0 2 5 】

内視鏡 1 2 では、画像信号用エリア A 1 において、観察対象を撮像するための撮像部 5 0 と、内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 との間で非接触型の光送信を行うなどその他の目的のために、デジタル画像信号に対して各種信号処理を施す内視鏡側画像信号処理部 5 6 と、デジタルの画像信号を光信号に変換し、光源装置 1 4 に向けて送信する画像信号送信部 3 6 と、を備えている。

50

【 0 0 2 6 】

なお、撮像部 5 0 としては、例えば、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサ、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサなどの固体撮像素子が挙げられる。撮像部 5 0 として CCD を用いる場合には、撮像部 5 0 から出力されたアナログの画像信号をデジタルの画像信号に変換する A/D (Analog / Digital) 変換器が内視鏡 1 2 に設けられる。また、画像信号送信部 3 6 は光通信のための光を照射できる発光デバイスであることが好ましく、例えば、ガスレーザー、固体レーザー、半導体レーザーなどのレーザー発光素子の他、発光ダイオード等などが挙げられる。

【 0 0 2 7 】

内視鏡 1 2 では、制御信号用エリア A 2 において、撮像部 5 0 を動作させる信号を発生する TSG (Timing Signal Generator) 6 0 と、TSG 6 0 の駆動を制御する CPU (Central Processing Unit) 6 2 と、内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 との間で非接触型の光送受信を行うなどその他の目的のために、CPU 6 2 の制御等に用いられる制御信号に対して各種信号処理を施す内視鏡側制御信号処理部 6 4 と、内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 との間で、制御信号を送受信する制御信号送受信部 3 7 を備えている。ここで、CPU 6 2 は、TSG 6 0 の他に、内視鏡 1 2 に設けられた各種回路の駆動の制御を行ってもよい。なお、内視鏡側制御信号処理部 6 4 は例えば、CPU (Central Processing Unit) の他、FPGA (Field Programmable Gate Array) などで構成される。

【 0 0 2 8 】

なお、制御信号送受信部 3 7 は、制御信号を光信号として光源装置 1 4 に光送信する発光デバイスと、光源装置 1 4 からの制御信号を光信号として受信する受信デバイスとを備えている。制御信号送受信部 3 7 として、例えば、制御信号を赤外線で光送信する赤外線発光素子と、光信号化された制御信号を受信する受光素子 (フォトダイオード、フォトトランジスタ等) を用いて、IrDA (Infrared Data Association) による光接触の光データ通信を行ってもよい。

【 0 0 2 9 】

光源装置 1 4 は、内視鏡 1 2 から送信されたデジタル画像信号を受信し、プロセッサ装置 1 6 に送るための画像信号用エリア B 1 と、内視鏡 1 2 との間で各種制御信号を通信するための制御信号用エリア B 2 とに分けられている。また、光源装置 1 4 には、外部電源 7 0 に接続されている。この外部電源 7 0 は、画像信号用エリア B 1 及び制御信号用エリア B 2 などの各部に電力を供給するとともに、内視鏡 1 2 に対して非接触で電力を給電する給電部 4 2 に対しても、電力を供給している。

【 0 0 3 0 】

なお、光源装置 1 4 には、上記の他、内視鏡 1 2 のライトガイド LG に供給するための照明光を発する光源 7 2 と、光源 7 2 を制御する光源制御部 7 4 とを備えている。光源 7 2 としては、例えば、キセノンランプの他に、レーザダイオード、発光ダイオードなどの半導体デバイスが挙げられる。また、光源装置 1 4 には、画像信号用エリア及び制御信号用エリアなどの各部、給電部 4 2、光源制御部 7 4 などの各部を制御する制御部 7 8 を備えている。

【 0 0 3 1 】

光源装置 1 4 では、画像信号用エリア B 1 において、光源装置 1 4 からの光信号を受信し、受信した光信号をデジタルの画像信号に変換する画像信号受信部 4 3 と、画像信号受信部 4 3 で受信したデジタル画像信号に対して各種信号処理を施す光源装置側画像信号処理部 8 2 とが設けられている。光源装置側画像信号処理部 8 2 で各種信号処理が施されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置 1 6 に送信される。なお、画像信号受信部 4 3 は、フォトダイオードやフォトトランジスタなどの受信デバイスで構成される。

【 0 0 3 2 】

光源装置 1 4 では、制御信号用エリア B 2 において、内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 との間で、制御信号を送受信する制御信号送受信部 4 4 と、制御信号に対して各種信号処理を施す光源装置側制御信号処理部 8 6 とが設けられている。制御信号送受信部 4 4 についても

10

20

30

40

50

、制御信号送受信部 37 と同様、制御信号を光信号として内視鏡 12 に光送信する発光デバイスと、内視鏡からの制御信号を光信号として受信する受信デバイスとを備えている。発光デバイス及び受信デバイスの具体例については、制御信号送受信部 37 と同じである。なお、光源装置側制御信号処理部 86 は、例えば CPU (Central Processing Unit) の他、FPGA (Field Programmable Gate Array) など構成されることが好ましい。

【0033】

プロセッサ装置 16 は、光源装置 14 からのデジタル画像信号を受信する画像信号受信部 88 と、画像信号受信部 88 で受信したデジタル画像信号に対して各種信号処理を施すプロセッサ側画像信号処理部 90 と、プロセッサ側画像信号処理部 90 を経たデジタル画像信号に対して各種画像処理を施して、表示用の画像データを生成する画像処理部 92 を備えている。プロセッサ装置 16 にはモニタ 18 が接続されており、モニタ 18 は、画像処理部 92 で生成された表示用の画像データに基づいて、観察対象などの画像を表示する。なお、プロセッサ装置 16 は光源装置 14 との通信が可能である。プロセッサ装置 16 で得られた各種データは、光源装置 14 に送られ、この各種データは、光源装置 14 内の制御部 78 において、光源装置 14 内の各部の制御のために用いられる。なお、プロセッサ側画像信号処理部 90 は、例えば FPGA (Field Programmable Gate Array) など構成されることが好ましい。

【0034】

図 5 に示すように、撮像部 50 と内視鏡側画像信号処理部 56 との間においては、2本の信号ケーブル 93、94 で接続されており、撮像部 50 からのデジタル画像信号は、高速シリアル通信 (例えば、528MHz) で、内視鏡側画像信号処理部 56 に送信される。内視鏡側画像信号処理部 56 は、例えば FPGA (Field Programmable Gate Array) など構成される。

【0035】

内視鏡側画像信号処理部 56 では、デジタル画像信号において同じデータが連続することによって発生する電磁ノイズ (EMI (Electro-Magnetic Interference)) を回避するために、受信したデジタル画像信号に対して、同じデータが連続しないようにする処理を行う処理部として、スクランブル処理を行うスクランブル処理部 56a とインクリメント処理を行うインクリメント処理部 56b を備えている。スクランブル処理及びインクリメント処理の詳細については、後述する。内視鏡側画像信号処理部 56 を経たスクランブル処理又はインクリメント処理済みのデジタル画像信号は、画像信号送信部 36 に送信される。

【0036】

また、画像信号送信部 36 と画像信号受信部 43 との間は、1チャンネルの光通信によって、非接触で接続されており、画像信号送信部 36 からのスクランブル処理又はインクリメント処理済みのデジタル画像信号は、高速シリアル通信で、画像信号受信部 43 に送信される。画像信号受信部 43 で受信したスクランブル処理又はインクリメント処理済みのデジタル画像信号は、光源装置側画像信号処理部 82 に送信される。光源装置側画像信号処理部 82 においては、受信したデジタル画像信号に対して、スクランブル処理を行うスクランブル処理部 82a と、デスクランブル処理を行うデスクランブル処理部 82b を備えている。

【0037】

本実施形態では、スクランブル処理部 82a とデスクランブル処理部 82b においてスクランブル処理及びデスクランブル処理を行わないが、内視鏡 12 のスクランブル処理部 56a に加えて又は代えて、光源装置 14 内のスクランブル処理部 82a でスクランブル処理を行ってもよく、また、プロセッサ装置 16 のデスクランブル処理部 90a に加えて又は代えて、光源装置 14 内のデスクランブル処理部 82b でデスクランブル処理を行うようにしてもよい。

【0038】

また、光源装置側画像信号処理部 82 とプロセッサ側画像信号処理部 90 との間は、1

10

20

30

40

50

又は複数の信号ケーブル 95 で接続されており、光源装置側画像信号処理部 82 からのデジタル画像信号は、高速シリアル通信（例えば、2.112 GHz）で、プロセッサ側画像信号処理部 90 に送信される。なお、光源側画像信号処理部は、例えば FPG A（Field Programmable Gate Array）で構成することが好ましい。

【0039】

プロセッサ側画像信号処理部 90 は、受信したスクランブル処理済みのデジタル画像信号に対してデスクランブル処理を行うデスクランブル処理部 90a を備えている。このデスクランブル処理の詳細については後述する。デスクランブル処理済みのデジタル画像信号は、画像処理部 92 に送信され、画像処理部 92 では、デスクランブル処理済みのデジタル画像信号に基づいて、各種画像処理を行う。

10

【0040】

スクランブル処理、インクリメント処理、及びデスクランブル処理の詳細について、説明する。本実施形態では、撮像部 50 から出力されるデジタル画像信号は、図 6 に示す特定のフォーマット形式が採用されている。この特定のフォーマット形式では、1 フレームのデジタル画像信号において、イメージデータ領域と、ラインブランク領域と、フレームブランク領域の主に 3 つの領域を有している。

【0041】

イメージデータ領域においては、行方向と列方向に対して特定の画素数分だけ、観察対象の画像に関するデジタル情報を有している。このイメージデータ領域の前後には、イメージデータ領域の開始位置であることを示す SOF（Start Of Frame）と、イメージデータ領域のうち n 行目（ n は 1 以上 M 以下の自然数）の終了位置であることを示す EOL（End Of Line）と、 $(n + 1)$ 行目の開始位置であることを示す SOL（Start Of Line）と、イメージデータ領域のうち最終行の M 行目の終了位置であることを示す EOF（End Of Frame）とが設けられている。

20

【0042】

ラインブランク領域は、 n 行目の EOL と次の $(n + 1)$ 行目の SOL との間において、観察対象の画像に関するデジタル情報を有しない任意の値を出力するための領域である。フレームブランク領域は、EOF と 1 フレームのデジタル画像信号の最終行の N 行目との間において、観察対象の画像に関するデジタル情報を有しない任意の値を出力するための領域である。

30

【0043】

したがって、1 フレームのデジタル画像信号は、以下のように、撮像部 50 から出力される。まず、SOF が出力され、その後にイメージデータ領域の 1 行目のデータが出力される。1 行目の EOF が出力されると、2 行目の SOL が出力されるまでの間、ラインブランク領域のデータが出力される。2 行目の SOL が出力された後は、イメージデータ領域の 2 行目のデータが出力される。以降、 M 行目まで同様にして、イメージデータ領域及びラインブランク領域のデータが出力される。EOF が出力された後は、最終行の N 行目まで、フレームブランク領域のデータが出力される。

【0044】

なお、特定のフォーマット形式では、イメージデータ領域の画素数の大小によらず、1 フレーム分の画素数は一定に定められている。そのため、イメージデータ領域の画素数が大きくなればなる程、ラインブランク領域又はフレームブランク領域の画素数は小さくなる。反対に、イメージデータ領域の画素数が小さくなればなる程、ラインブランク領域又はフレームブランク領域の画素数は大きくなる。即ち、ラインブランク領域又はフレームブランク領域は、イメージデータ領域の画素数に応じて、1 フレーム分の画素数を調整するための領域である。

40

【0045】

ラインブランク領域又はフレームブランク領域は、観察対象の画像に関するデジタル情報を有しない領域であることから、通常、同じデータ（例えば、「0」）が連続する領域である。このように同じビットが連続することで、電磁ノイズ（EMI）が発生し易くなる

50

。そこで、ラインblank領域又はフレームblank領域に対してインクリメント処理を行うことによって、同じビットが連続しないようにする。

【0046】

例えば、図7に示すように、ラインblank領域において「0」が連続するデジタル画像信号(IN)がインクリメント処理部56bに入力された場合には、ラインblank領域に対してインクリメント処理を行うことによって、デジタル画像信号(OUT)を出力する。例えば、行毎(ライン毎)に異なるインクリメント処理を行う場合には、デジタル画像信号(OUT)のn行目のラインblank領域においては、「n+1」、「n+2」・・・、「n+K(3以上の自然数)」のように、同じビットが連続しない領域となる。これにより、シリアル通信のクロックの通倍の周波数への集中を防ぐことができるため、電磁ノイズ(EMI)の発生を回避することができる。

10

【0047】

なお、上記のインクリメント処理では、行毎(ライン毎)に異なるインクリメント処理を行っているが、全ての行に対して同じインクリメント処理を行ってもよい。ここで、行毎(ライン毎)に異なるインクリメント処理を行う場合には、ラインナンバーに関する情報を有するラインナンバー領域を設けることが好ましい。

【0048】

イメージデータ領域は、ラインblank領域又はフレームblank領域と異なり、観察対象の画像に関するデジタル情報を有する領域であるため、ハレーションなどが生じない限り、同じデータが連続することはない。ただし、ハレーションなどが生じて、画素が飽和した場合には、その飽和した画素を有する部分について同じデータ(最高画素値を表すデータMx)が連続することになる。このように同じデータMxが連続することにより、電磁ノイズ(EMI)が発生し易くなる。そこで、電磁ノイズを回避するために、スクランブル処理部56aは、イメージデータ領域に対してスクランブル処理を行う。そして、デスクランブル処理部90aにおいて、スクランブル処理済みのイメージデータ領域に対して、デスクランブル処理を行うことによって、観察対象の画像を復元する。

20

【0049】

本実施形態では、イメージデータ領域に対するスクランブル処理として、疑似乱数をイメージデータ領域に減算する疑似乱数減算処理を行う。図8に示すように、イメージデータ領域において同じデータMxが連続している画素領域が存在するデジタル画像信号(IN)をスクランブル処理部56aに入力した場合、疑似乱数減算処理を行うことによって、疑似乱数減算処理済みのデジタル画像信号(OUT)を出力する。この疑似乱数減算処理済みのデジタル画像信号(OUT)では、デジタル画像信号(IN)で同じデータMxが連続していた領域が、「P」、「Q」、「R」のように、同じデータが連続しなくなる領域となる。これにより、電磁ノイズ(EMI)の発生を回避することができる。

30

【0050】

そして、スクランブル処理として、疑似乱数減算処理を行った場合には、デスクランブル処理として、疑似乱数をイメージデータ領域に加算する疑似乱数加算処理を行う。図9に示すように、疑似乱数減算処理によって「P」、「Q」、「R」のように、同じデータが連続しない領域となったデジタル画像信号(IN)をデスクランブル処理部90aに入力した場合、疑似乱数加算処理を行うことによって、疑似乱数加算済みのデジタル画像信号(OUT)を出力する。この疑似乱数加算済みのデジタル画像信号では、デジタル画像信号(IN)で同じデータが連続していなかった領域が、「Mx」、「Mx」、「Mx」のように、同じデータが連続する領域に復元される。これにより、観察対象の画像が復元される。

40

【0051】

なお、疑似乱数減算処理又は疑似乱数加算処理においては、まず、SOLを検出したときに、M系列の乱数を発生させる。そして、発生させた16ビットの乱数のうち、下位8ビットを、信号ケーブル93(図5参照)で送信するデジタル画像信号のイメージデータ領域に割り当て、上位8ビットを、信号ケーブル94(図5参照)で送信するデジタル画像信号のイメージデータ領域に割り当てて、疑似乱数減算処理又は疑似乱数加算処理を行

50

うことが好ましい。

【 0 0 5 2 】

次に、内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に装着してプロセッサ装置 1 6 と通信可能な状態になると、図 1 0 に示すように、内視鏡 1 2 側にスクランブル処理機能が有り、且つプロセッサ装置 1 6 側にデスクランブル処理機能が有る場合にのみ、スクランブル処理及びデスクランブル処理が実行するになっている。これに対して、内視鏡 1 2 側にスクランブル処理機能が有る場合であっても、プロセッサ装置 1 6 側にデスクランブル処理の機能が無い場合には、内視鏡 1 2 のスクランブル処理機能を停止するようにする。このような場合には、内視鏡 1 2 側でスクランブル処理を行ってしまうと、観察対象の画像に影響を与えることになるからである。また、プロセッサ装置 1 6 側にデスクランブル処理機能が有るものの、内視鏡 1 2 側にスクランブル機能が無い場合には、デスクランブル処理を実行しないようにする。このような場合にも、プロセッサ装置 1 6 側でデスクランブル処理を行ってしまうと、観察対象の画像に影響を与えることになるからである。

10

【 0 0 5 3 】

以上のように、内視鏡 1 2 がスクランブル処理機能を備えており、且つプロセッサ装置 1 6 がデスクランブル処理機能を備えている場合にのみスクランブル処理及びデスクランブル処理を実行するようにするために、内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に装着したときには、以下のような処理が行われる。

【 0 0 5 4 】

まず、内視鏡 1 2 が光源装置 1 4 から取り外されている状態においては、デスクランブル処理部 9 0 a では、デスクランブル処理を停止した状態となっている。そして、内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に装着して、内視鏡 1 2 のスクランブル処理部 5 6 a とプロセッサ装置 1 6 のデスクランブル処理部 9 0 a との通信が可能となると、プロセッサ装置 1 6 が、スクランブル処理の実行開始を要求する要求信号を内視鏡 1 2 に送信する要求シーケンスを行う。

20

【 0 0 5 5 】

次に、要求信号を受信した内視鏡 1 2 では、観察対象の撮像により得られたデジタル画像信号をプロセッサ装置 1 6 に送信する初期送信シーケンスを行う。この初期送信シーケンスでは、図 1 1 に示すように、内視鏡 1 2 の装着後に得られた 1 フレーム目のデジタル画像信号について、内視鏡側画像信号処理部 5 6 でスクランブル処理及びインクリメント処理することなく、光源装置側画像信号処理部 8 2 に送信される。光源装置側画像信号 8 2 で受信したデジタル画像信号は、そのまま、プロセッサ装置側画像信号処理部 9 0 に送信される。

30

【 0 0 5 6 】

次の 2 フレーム目のデジタル画像信号については、内視鏡側画像信号処理部 5 6 において、フレームブランク領域のみインクリメント処理を行うとともに、このフレームブランク領域のみインクリメント処理されたデジタル画像信号を、光源装置側画像信号処理部 8 2 に送信する（第 1 送信シーケンス）。光源装置側画像信号処理部 8 2 では、フレームブランク領域のみインクリメント処理されたデジタル画像信号を受信すると、装着された内視鏡 1 2 が電磁ノイズ回避のスクランブル処理機能を有していることを認識する。光源装置側画像信号処理部 8 2 で受信したデジタル画像信号は、そのままプロセッサ装置側画像信号処理部 9 0 に送信される。

40

【 0 0 5 7 】

そして、プロセッサ装置側画像信号処理部 9 0 では、フレームブランク領域にインクリメント処理が施された 2 フレーム目のデジタル画像信号を受信することで、装着された内視鏡 1 2 が電磁ノイズ回避のスクランブル処理機能を有していることを認識する。これにより、デスクランブル処理の実行を開始する。

【 0 0 5 8 】

次の 3 フレーム目の画像信号については、フレームブランク領域に対してインクリメント処理を行うだけでなく、イメージデータ領域、ラインブランク領域に対してスクランブ

50

ル処理を行うとともに、このスクランブル処理及びインクリメント処理が施されたデジタル画像信号を光源装置側画像信号処理部 8 2 に送信する（第 2 送信シーケンス）。光源装置側画像信号処理部 8 2 で受信したデジタル画像信号は、そのままプロセッサ装置側画像信号処理部 9 0 に送信される。そして、プロセッサ装置側画像信号処理部 9 0 は、受信したデジタル画像信号に対してデスクランブル処理を施す。

【 0 0 5 9 】

以上のように、2 フレームかけて、内視鏡側画像信号処理部 5 6 → 光源装置側画像信号処理部 8 2 → プロセッサ装置側画像信号処理部 9 0 の順番で、内視鏡 1 2 が電磁ノイズ回避のスクランブル処理機能を備えていることの認識を行うことにより、確実に、電磁ノイズ回避への対策モードに切り替えることができる。

10

【 0 0 6 0 】

なお、上記実施形態では、デジタル画像信号のうちイメージデータ領域に対して、疑似乱数減算処理及び疑似乱数加算処理を常時行っているが、ハレーションなど高輝度状態が発生した時のみ、疑似乱数減算処理及び疑似乱数加算処理を行うようにしてもよい。この場合、プロセッサ装置 1 6 に設けられた光量算出部 9 7（図 4 参照）が、デジタル画像信号に基づいて、光量を算出する。そして、光量が一定値を下回る場合には、スクランブル処理部 5 6 a は疑似乱数減算処理を停止し、また、デスクランブル処理部 9 0 a は疑似乱数加算処理を停止する。一方、光量が一定値以上となった場合には、スクランブル処理部 5 6 a は疑似乱数減算処理を実行するとともに、デスクランブル処理部 9 0 a は疑似乱数加算処理を実行する。

20

【 0 0 6 1 】

なお、上記実施形態においては、撮像部 5 0 の種類や画素数が異なる複数の内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に装着できるようにしてもよい。この場合には、いずれの内視鏡 1 2 を装着した場合であっても、スクランブル処理及びデスクランブル処理を確実に行うことができるように、いずれの内視鏡 1 2 においても、撮像部 5 0 から特定のフォーマット形式でデジタル画像信号を出力するようにすることが好ましい。

【 0 0 6 2 】

例えば、図 1 2 に示すように、撮像部 5 0 が CMOS で X1 の画素数を有する内視鏡 1 2 と、撮像部 5 0 が CCD で X2（X1 と異なる）の画素数を有する内視鏡 1 2 の両方を光源装置 1 4 に装着可能な場合、画素数が X1、X2 で異なるが、特定のフォーマット形式を採用することで、SOF、EOF でイメージデータ領域が特定されるため、イメージデータ領域にスクランブル処理及びデスクランブル処理を確実に行うことができる。

30

【 0 0 6 3 】

なお、上記実施形態においては、デジタル画像信号を送信する信号ケーブル 9 3、9 4 に対して、電気ノイズが混入し、デジタル画像信号が壊れた場合が想定される。本実施形態では、デジタル画像信号に対してスクランブル処理を行っているため、このようなスクランブル処理済みのデジタル画像信号が電気ノイズ等で壊れると、デジタル画像信号のうちいずれの地点のデータを送信又は受信したかが、内視鏡 1 2 又はプロセッサ装置 1 6 側で分からなくなるためである。したがって、内視鏡 1 2 又はプロセッサ装置 1 6 がどの地点のデータまで送信又は受信したかが分かるように、デジタル画像信号にはマーカを加えておくことが好ましい。なお、電気ノイズが混入する状況としては、内視鏡 1 2 において信号ケーブル 9 3、9 4 に併設された鉗子チャンネル CH に高周波処置具を挿通した場合に、その高周波処置具から発せられる電気ノイズが信号ケーブル 9 3、9 4 中に混入する状況が考えられる。

40

【 0 0 6 4 】

例えば、図 1 3 に示すように、スクランブル処理又はインクリメント処理済みのデジタル画像信号に対して、一定の間隔 LA で区切り信号 Sx を付与する区切り信号付与処理を行う（図 1 3 では、図が複雑になることを避けるため、区切り信号 Sx の一部のみ記載している）。そして、区切り信号 Sx が付与されたデジタル画像信号は、デスクランブル処理部 9 0 a において区切り信号を読み出す。これにより、デジタル画像信号のうちどの地

50

点のデータまで受信したかが分かるようになる。なお、区切り信号 S_x は固定値とすることが好ましい。また、区切り信号 S_x は 1 画素分付与することが好ましい。また、区切り信号 S_x を付与する間隔 L_A は、ラインblank領域又はフレームblank領域に対して行うインクリメント処理の周期とすることが好ましい。なお、区切り信号付与処理を行う区切り信号付与処理部 56c (図5参照) は、内視鏡 12 の内視鏡側画像信号処理部 56 に設けることが好ましい。

【0065】

なお、上記実施形態においては、イメージデータ領域に疑似乱数減算処理又は疑似乱数加算処理を行い、ラインblank領域及びフレームblank領域にインクリメント処理を行っているが、その他の方法でスクランブル処理及びデスクランブル処理を行ってもよい。例えば、ラインblank領域及びフレームblank領域に対して、インクリメント処理に変えて、疑似乱数減算処理又は疑似乱数加算処理を行うようにしてもよい。また、デジタル画像信号に対してスクランブル処理及びデスクランブル処理を行っているが、これに加えて、制御信号に対してもスクランブル処理及びデスクランブル処理を行うようにしてもよい。

10

【0066】

なお、上記実施形態では、内視鏡 12 を、プロセッサ装置 16 と接続された光源装置 14 に装着することで、スクランブル処理部 56a とデスクランブル処理部 90a とを通信可能な状態にしているが、内視鏡 12 を直接プロセッサ装置 16 に装着して、スクランブル処理部 56a とデスクランブル処理部 90a とを通信可能な状態にしてもよい。

20

【0067】

なお、上記実施形態では、画像信号に対するビット変換として、例えば、画像信号の各画素に対応するデータに 8 ビット / 10 ビット変換を行うことが好ましい。

【0068】

なお、上記実施形態では、内視鏡 12 で得られたデジタル画像信号に対してスクランブル処理を行っているが、スクランブル処理に限らず、後で復元可能な信号処理などのエンコード処理を行ってもよい。この場合には、スクランブル処理部 56a に代えて、エンコード処理部 (図示しない) がエンコード処理を行うことになる。また、上記実施形態では、内視鏡 12 からのスクランブル処理済みのデジタル画像信号に対して、デスクランブル処理を行っているが、デスクランブル処理に限らず、エンコード処理された信号を復元する信号処理などのデコード処理を行ってもよい。この場合には、デスクランブル処理部 90a などに代えて、デコード処理部 (図示しない) がデコード処理を行うことになる。

30

【符号の説明】

【0069】

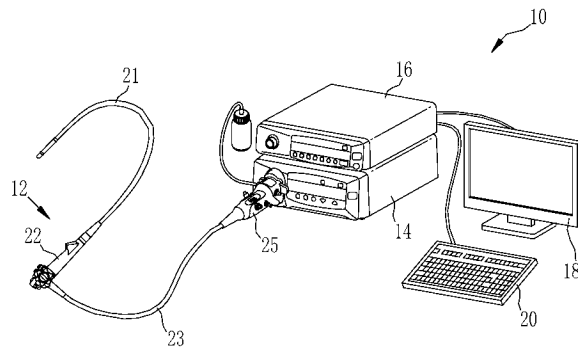
- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 14 光源装置
- 14a 光源装置側接続部
- 16 プロセッサ装置
- 18 モニタ
- 20 コンソール
- 21 挿入部
- 22 操作部
- 23 ユニバーサルケーブル
- 25 コネクタ
- 25a コネクタ側接続部
- 31 導光部
- 33 無線通信部
- 34 受電部
- 36 画像信号送信部

40

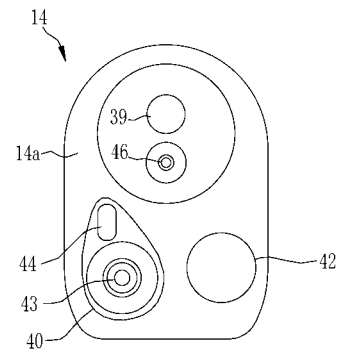
50

3 7	制御信号送受信部	
3 8	ポンプ接続部	
3 9	導光部挿入口	
4 0	無線通信部	
4 2	給電部	
4 3	画像信号受信部	
4 4	制御信号送受信部	
4 6	ポンプ接続部挿入口	
4 8	電源生成部	
5 0	撮像部	10
5 6	内視鏡側画像信号処理部	
5 6 a	スクランブル処理部（本発明の「エンコード処理部」に相当）	
5 6 b	インクリメント処理部	
5 6 c	区切り信号付与処理部	
6 0	T S G	
6 2	C P U	
6 4	内視鏡側制御信号処理部	
7 0	外部電源	
7 2	光源	
7 4	光源制御部	20
7 8	制御部	
8 2	光源装置側画像信号処理部	
8 2 a	スクランブル処理部（本発明の「エンコード処理部」に相当）	
8 2 b	デスクランブル処理部（本発明の「デコード処理部」に相当）	
8 6	光源装置側制御信号処理部	
9 0	プロセッサ側画像信号処理部	
9 0 a	デスクランブル処理部（本発明の「デコード処理部」に相当）	
9 2	画像処理部	
9 3	信号ケーブル	
9 4	信号ケーブル	30
9 5	信号ケーブル	
9 7	光量算出部	

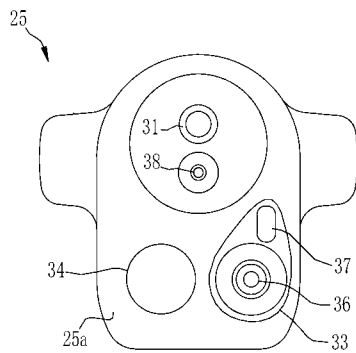
【図 1】



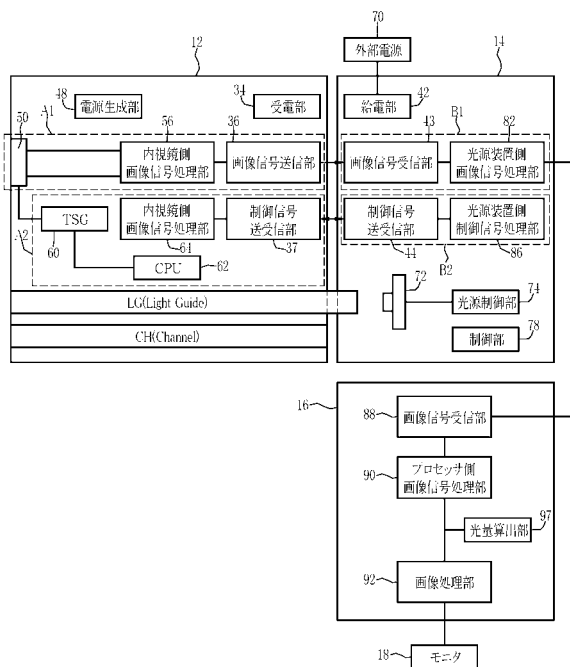
【図 3】



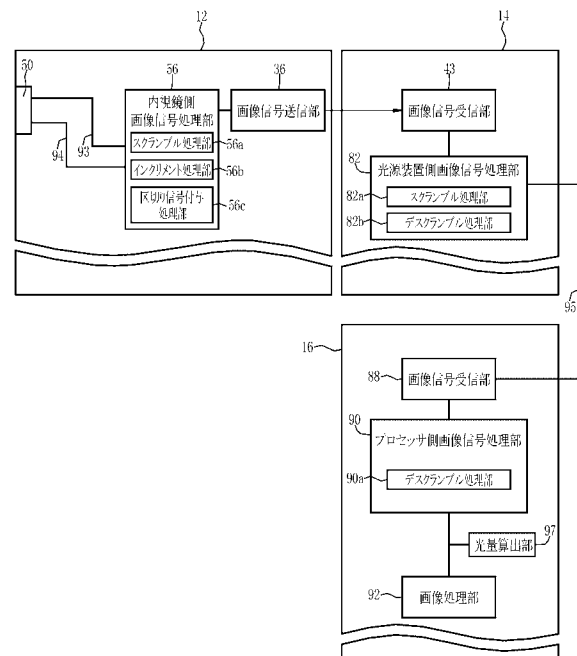
【図 2】



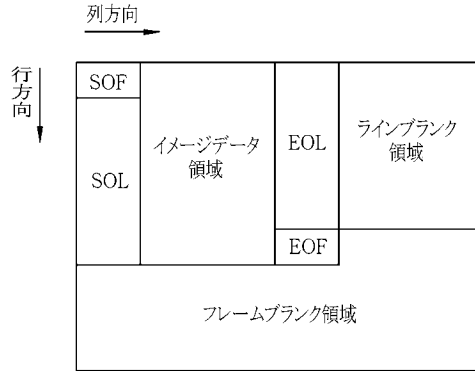
【図 4】



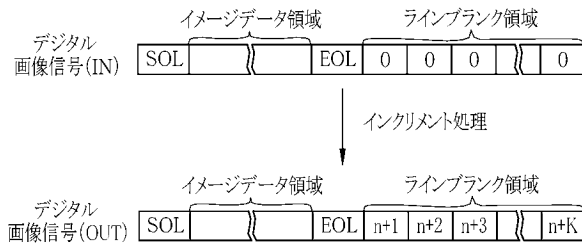
【図 5】



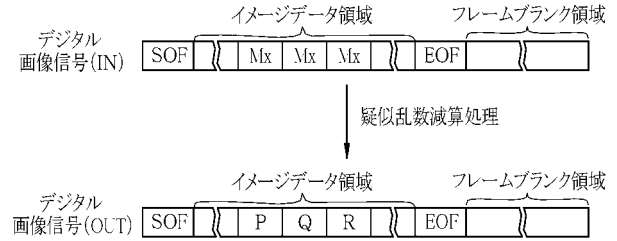
【図 6】



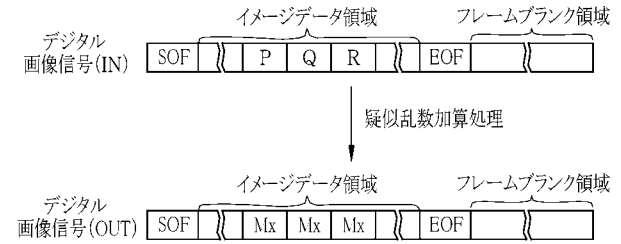
【図 7】



【図 8】



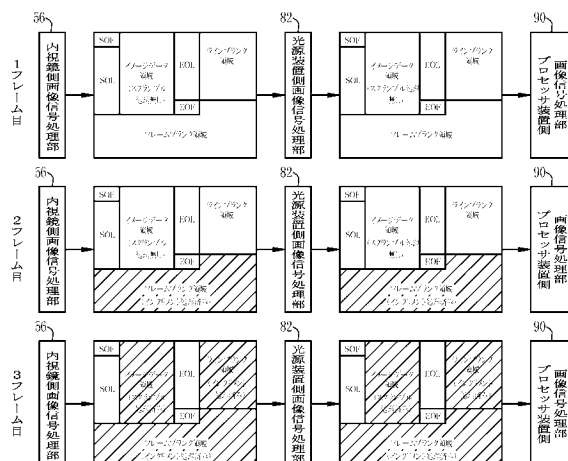
【図 9】



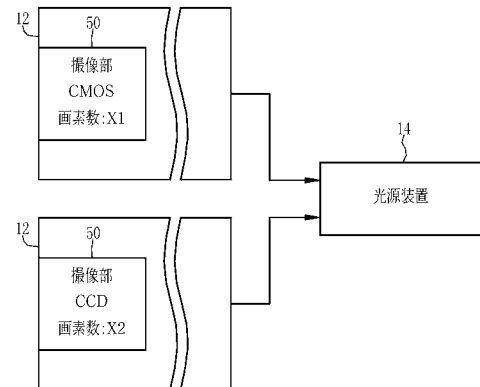
【図 10】

		内視鏡	
		スクランブル処理「無し」	スクランブル処理「有り」
プロセッサ装置	デスクランブル処理「有り」	デスクランブル処理「停止」	デスクランブル処理「実行」
	デスクランブル処理「無し」		スクランブル処理「停止」

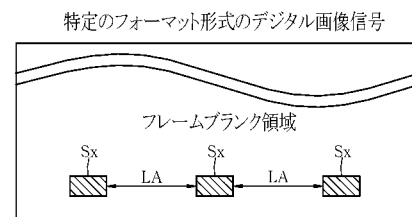
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/001321

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i,
A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B1/00-1/32

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2009-201540 A (FUJINON CORPORATION) 10 September	1-2, 12
Y	2009, claim 5, paragraphs [0008], [0033], [0035],	6-11
A	[0038], fig. 1, 5 & US 2009/0213212 A1, cols. [0010], [0050], [0052], [0055], fig. 1, 5 & EP 2096865 A2	3-5
Y	WO 2013/031514 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORPORATION) 07 March 2013, claim 1, paragraphs [0048], [0050] & US 2013/0235173 A1, claim 1, cols. [0047], [0049] & EP 2654285 A1 & CN 103339924 A	6-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
02.02.2018Date of mailing of the international search report
13.02.2018Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/001321

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-150666 A (OLYMPUS OPTICAL CO.) 08 August 2013, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2006-149668 A (OLYMPUS OPTICAL CO.) 15 June 2006, entire text, all drawings & US 2007/0299301 A1, whole document & WO 2006/057443 A1 & EP 1824374 A1 & CN 101056576 A	1-12
A	JP 2015-47459 A (HOYA CORPORATION) 16 March 2015, entire text, all drawings (Family: none)	1-12
A	US 2009/0062612 A1 (HOYA CORPORATION) 05 March 2009, whole document & JP 2009-72577 A & DE 102008039877 A	1-12

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 1 3 2 1	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/045(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y A	JP 2009-201540 A (フジノン株式会社) 2009.09.10, 請求項5、段落 [0008], [0033], [0035], [0038]、図1, 5 & US 2009/0213212 A1, cols. [0010], [0050], [0052], [0055], Figs.1,5 & EP 2096865 A2	1-2, 12 6-11 3-5	
Y	WO 2013/031514 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.03.07, 請求項1、段落 [0048], [0050] & US 2013/0235173 A1, claim 1, cols. [0047], [0049] & EP 2654285 A1 & CN 103339924 A	6-11	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 02.02.2018		国際調査報告の発送日 13.02.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 田中 洋介 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	
		2Q	3009

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 0 1 3 2 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-150666 A (オリンパス株式会社) 2013.08.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2006-149668 A (オリンパス株式会社) 2006.06.15, 全文、全図 & US 2007/0299301 A1, Whole Document & WO 2006/057443 A1 & EP 1824374 A1 & CN 101056576 A	1-12
A	JP 2015-47459 A (HOYA株式会社) 2015.03.16, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-12
A	US 2009/0062612 A1 (HOYA CORPORATION) 2009.03.05, Whole Document & JP 2009-72577 A & DE 102008039877 A	1-12

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	JPWO2018142949A1	公开(公告)日	2019-11-21
申请号	JP2018566043	申请日	2018-01-18
[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	增野進吾		
发明人	增野 進吾 栗岡 佑介		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00011 A61B1/00121 A61B1/0669 G16H30/20 G02B23/24 H04N2005/2255 A61B1/00006 A61B1/00027 A61B1/00165 A61B1/053 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B17/00234 A61B90/361		
FI分类号	A61B1/00.680 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/DA51 2H040/GA02 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/UU05 4C161/UU09		
优先权	2017016436 2017-02-01 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(EN) 提供了一种内窥镜系统及其操作方法，该内窥镜系统能够避免电磁噪声的产生而不会影响观察目标的图像。内窥镜系统 (10) 包括可从内窥镜 (12) 拆卸的处理器设备 (16) 和可从内窥镜 (12) 拆卸的光源设备 (14) 中的至少一个。我有 当内窥镜 (12) 安装在处理器装置 (16) 或光源装置 (14) 上时，处理器装置 (16) 或光源装置 (14) 请求开始执行数字图像信号的编码处理。执行用于向内窥镜 (12) 发送请求信号的请求序列。

