(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年8月9日(09.08.2018)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2018/142949 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 1/00 (2006.01)　*A61B 1/06* (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)　*G02B 23/24* (2006.01)
A61B 1/045 (2006.01)

(21) 国際出願番号：　PCT/JP2018/001321

(22) 国際出願日：　2018年1月18日(18.01.2018)

(25) 国際出願の言語：　日本語

(26) 国際公開の言語：　日本語

(30) 優先権データ：
特願 2017-016436　2017年2月1日(01.02.2017)　JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社 (**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 増野　進吾 (**MASUNO, Shingo**); 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 栗岡 佑介(**KURIOKA, Yusuke**); 〒2588538 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エア株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 特許業務法人 小林国際特許事務所 (**KYORITSU INSTITUTE**); 〒1700004 東京都豊島区北大塚２丁目２５番１号 アミックス大塚ビル２階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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,

(54) **Title:** ENDOSCOPE SYSTEM AND METHOD FOR OPERATING SAME

(54) 発明の名称： 内視鏡システム及びその作動方法

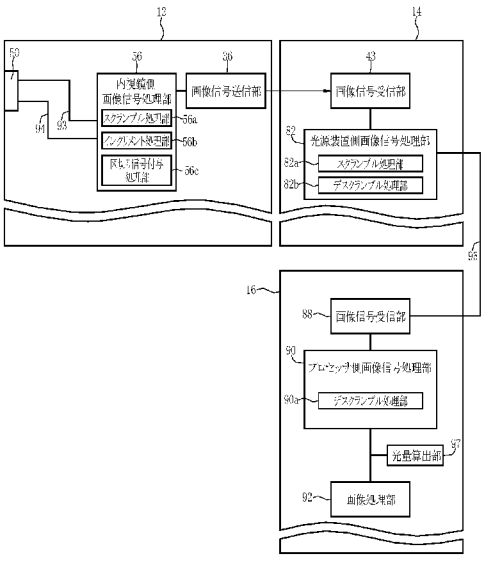


FIG. 5:
36 Image signal transmitting unit
56 Endoscope-side image signal processing unit
56a, 82a Scramble processing unit
56b Increment processing unit
56c Delimiter signal applying and processing unit
43, 88 Image signal receiving unit
82 Light source device-side image signal processing unit
82b, 90a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

(57) **Abstract:** Provided are: an endoscope system capable of preventing the occurrence of electromagnetic noise without affecting an image of an observation target; and a method for operating the same. This endoscope system (10) is provided with at least any one among a processor device (16) detachable from an endoscope (12) and a light source device (14) detachable from the endoscope (12). When the endoscope (12) is installed on the processor device (16) or the light source device (14), the processor device (16) or the light source device (14) executes a request sequence in which a request signal that requests initiation of the execution of a digital image signal encoding process is transmitted to the endoscope (12).

WO 2018/142949 A1

［続葉有］

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, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

(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。

明　細　書

発明の名称 ： 内視鏡システム及びその作動方法

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。

[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

[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

ックの逓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。

[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。

[0008] 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。

[0009] 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

[0010] 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。

[0011] 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。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 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

[0015] 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。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]内視鏡システムの外観図である。

[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。

[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10]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11]初期送信シーケンスを示す説明図である。

[図12]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13]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

[0017] 図１に示すように、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、光源装置１４と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８と、コンソール２０と、を有する。内視鏡１２は、被検体内に挿入する挿入部２１と、挿入部２１の基端部分に設けられた操作部２２と、ユニバーサルケーブル２３と、を有する。ユニバーサルケーブル２３は、光源装置１４が発する照明光を導光する導光部３１（図２参照）や、内視鏡１２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１２の各部に電力を供給する電力線等が一体になったケーブルである。ユニバーサルケーブル２３の先端には光源装置１４に接続するコネクタ２５が設けられている。また、内視鏡１２の導光部３１は、光ファイバをバンドルしたライトガイドである。

[0018] 光源装置１４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２５を光源装置１４に接続した場合、照明光はコネクタ２５の導光部３１に入射し、挿入部２１の先端から観察対象に照射される。

[0019] また、光源装置１４はプロセッサ装置１６と電気的に接続しており、内視鏡１２のコネクタ２５は光源装置１４を介してプロセッサ装置１６と接続する。光源装置１４とコネクタ２５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１４は、無線でコネクタ２５と送受信した制御信号等をプロセッサ装置１６に伝送する。さらに、光源装置１４はコネクタ２５に内視鏡１２を駆動するための電力を供給するが、この電力の供給も無線で行う。

[0020] プロセッサ装置１６は、光源装置１４が発する照明光の光量や発光タイミング、内視鏡１２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１６は、モニタ１８及びコンソール２０と電気的に接続する。モニタ１８は、プロセッサ装置１６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２０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。

[0021] 図２に示すように、コネクタ２５のコネクタ側接続部２５ａは、光源装置１４からの光を導光する導光部３１と、光源装置１４と無線通信を行う無線通信部３３と、光源装置１４から無線で電力の供給を受ける受電部３４とを備えている。無線通信部３３は、デジタル画像信号を光源装置１４に向けて無線で送信する画像信号送信部３６と、光源装置１４と間で、制御信号を無線で送受信する制御信号送受信部３７と、を有する。画像信号送信部３６及び制御信号送受信部３７が行う無線通信は光通信であり、例えば近赤外光（波長がおよそ０．７μｍから２．５μｍ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２５ａには、導光部３１の下方にポンプ接続部３８が設けられている。

[0022] 受電部３４は、例えばコイル（いわゆる２次コイル）でり、光源装置１４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３４は、光源装置１４から供給された電力を内視鏡１２の各部に供給する。

[0023] 図３に示すように、光源装置１４において、コネクタ２５のコネクタ側接続部２５ａと当接する光源装置側接続部１４ａが設けられている。この光源装置側接続部１４ａには、導光部３１が挿入される導光部挿入口３９と、コネクタ２５の無線通信部３３と無線で通信をする無線通信部４０と、コネクタ２５の受電部３４に電力を供給する給電部４２とが設けられている。無線通信部４０は、内視鏡１２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４３と、内視鏡１２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４４と、を有する。給電部４２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３４に電力を供給する。また、光源装置側接続部１４ａには、導光部挿入口３９の下方にポンプ接続部３８が挿入されるポンプ接続部挿入口４６が設けられている。

[0024] 図４に示すように、内視鏡１２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１４に出力するための画像信号用エリアＡ１と、光源装置１４との間で制御信号を通信するための制御信号用エリアＡ２とに分けられる。また、内視鏡１２は、画像信号用エリアＡ１及び制御信号用エリアＡ２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４８を備えている。この電源生成部４８は、光源装置１４からの電力を非接触で受電する受電部３４から、電力の供給を受ける。なお、内視鏡１２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ＬＧ（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ＣＨ（channel）とを備えている。

[0025] 内視鏡１２では、画像信号用エリアＡ１において、観察対象を撮像するための撮像部５０と、内視鏡１２と光源装置１４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５６と、デジタルの画像信号を光信号に変換し、光源装置１４に向けて送信する画像信号送信部３６と、を備えている。

[0026] なお、撮像部５０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５０としてＣＣＤを用いる場合には、撮像部５０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１２に設けられる。また、画像信号送信部３６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。

[0027] 内視鏡１２では、制御信号用エリアＡ２において、撮像部５０を動作させる信号を発生するTSG（Timing Signal Generator）６０と、TSG６０の駆動を制御するCPU（Central Processing Unit）６２と、内視鏡１２と光源装置１４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、CPU６２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６４と、内視鏡１２と光源装置１４との間で、制御信号を送受信する制御信号送受信部３７を備えている。ここで、CPU６２は、TSG６０の他に、内視鏡１２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６４は例えば、CPU（Central Processing Unit）の他、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）などで構成される。

[0028] なお、制御信号送受信部３７は、制御信号を光信号として光源装置１４に光送信する発光デバイスと、光源装置１４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３７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。

[0029] 光源装置１４は、内視鏡１２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１６に送るための画像信号用エリアＢ１と、内視鏡１２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Ｂ２とに分けられている。また、光源装置１４には、外部電源７０に接続されている。この外部電源７０は、画像信号用エリアＢ１及び制御信号用エリアＢ２などの各部に電力を供給するとともに、内視鏡１２に対して非接触で電力を給電する給電部４２に対しても、電力を供給している。

[0030] なお、光源装置１４には、上記の他、内視鏡１２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７２と、光源７２を制御する光源制御部７４とを備えている。光源７２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１４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４２、光源制御部７４などの各部を制御する制御部７８を備えている。

[0031] 光源装置１４では、画像信号用エリアＢ１において、光源装置１４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４３と、画像信号受信部４３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８２とが設けられている。光源装置側画像信号処理部８２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１６に送信される。なお、画像信号受信部４３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。

[0032] 光源装置１４では、制御信号用エリアＢ２において、内視鏡１２と光源装置１４との間で、制御信号を送受信する制御信号送受信部４４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８６とが設けられている。制御信号送受信部４４についても、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）などで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）などで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）などで構成される。

[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、２．１１２GHz）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ＦＰＧＡ（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。

[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。

[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。

[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。

[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。そこで、ラインブランク領域又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、ラインブランク領域において「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、ラインブランク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行目のラインブランク領域においては、「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逓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。

[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、ラインブランク領域又はフレームブランク領域と異なり、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。

[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。

[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。

[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うことが好ましい。

[0052] 次に、内視鏡１２を光源装置１４に装着してプロセッサ装置１６と通信可

能な状態になると、図１０に示すように、内視鏡１２側にスクランブル処理機能が有り、且つプロセッサ装置１６側にデスクランブル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１２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１６側にデスクランブル処理の機能が無い場合には、内視鏡１２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１２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１６側にデスクランブル機能が有るものの、内視鏡１２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１６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。

[0053] 以上のように、内視鏡１２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１６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１２を光源装置１４に装着したときには、以下のような処理が行われる。

[0054] まず、内視鏡１２が光源装置１４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９０ａ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１２を光源装置１４に装着して、内視鏡１２のスクランブル処理部５６ａとプロセッサ装置１６のデスクランブル処理部９０ａとの通信が可能となると、プロセッサ装置１６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１２に送信する要求シーケンスを行う。

[0055] 次に、要求信号を受信した内視鏡１２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１６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１１に示すように、内視鏡１２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５６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８２に送信される。光源装置側画像信号８２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９０に送信される。

[0056] 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５６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８２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８２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１２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８２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９０に送信される。

[0057] そして、プロセッサ装置側画像信号処理部９０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１２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。

[0058] 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８２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８２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９０に送信される。そして、プロセッサ装置側画像信号処理部９０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。

[0059] 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５６→光源装置側画像信号処理部８２→プロセッサ装置側画像信号処理部９０の順番で、内視鏡１２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。

[0060] 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１６に設けられた光量算出部９７（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５６ａ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９０ａ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５６ａ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９０ａは疑似乱数加算処理を実行する。

[0061] なお、上記実施形態においては、撮像部５０の種類や画素数が異なる複数の内視鏡１２を光源装置１４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１２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１２においても、撮像部５０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。

[0062] 例えば、図１２に示すように、撮像部５０がCMOSでX1の画素数を有する内視鏡１２と、撮像部５０がCCDでX2（X1と異なる）の画素数を有する内視鏡１２の両方を光源装置１４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。

[0063] 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９３、９４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１２又はプロセッサ装置１６側で分からなくなるためである。したがって、内視鏡１２又はプロセッサ装置１６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１２において信号ケーブル９３、９４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９３、９４中に混入する状況が考えられる。

[0064] 例えば、図１３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１３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９０ａ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Ｓｘは固定値とすることが好ましい。また、区切り信号Ｓｘは１画素分付与することが好ましい。また、区切り信号Ｓｘを付与する間隔ＬＡは、ラインブランク領域又はフレームブランク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、ラインブランク領域及びフレームブランク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、ラインブランク領域及びフレームブランク領域に対して、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。

[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。

[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。

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

３７　制御信号送受信部

３８　ポンプ接続部

３９　導光部挿入口

４０　無線通信部

４２　給電部

４３　画像信号受信部

４４　制御信号送受信部

４６　ポンプ接続部挿入口

４８　電源生成部

５０　撮像部

５６　内視鏡側画像信号処理部

５６ａ　スクランブル処理部（本発明の「エンコード処理部」に相当）

５６ｂ　インクリメント処理部

５６ｃ　区切り信号付与処理部

６０　ＴＳＧ

６２　ＣＰＵ

６４　内視鏡側制御信号処理部

７０　外部電源

７２　光源

７４　光源制御部

７８　制御部

８２　光源装置側画像信号処理部

８２ａ　スクランブル処理部（本発明の「エンコード処理部」に相当）

８２ｂ　デスクランブル処理部（本発明の「デコード処理部」に相当）

８６　光源装置側制御信号処理部

９０　プロセッサ側画像信号処理部

９０ａ　デスクランブル処理部（本発明の「デコード処理部」に相当）

９２　画像処理部

９３　信号ケーブル

９４　信号ケーブル

９５　信号ケーブル

９７　光量算出部

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。

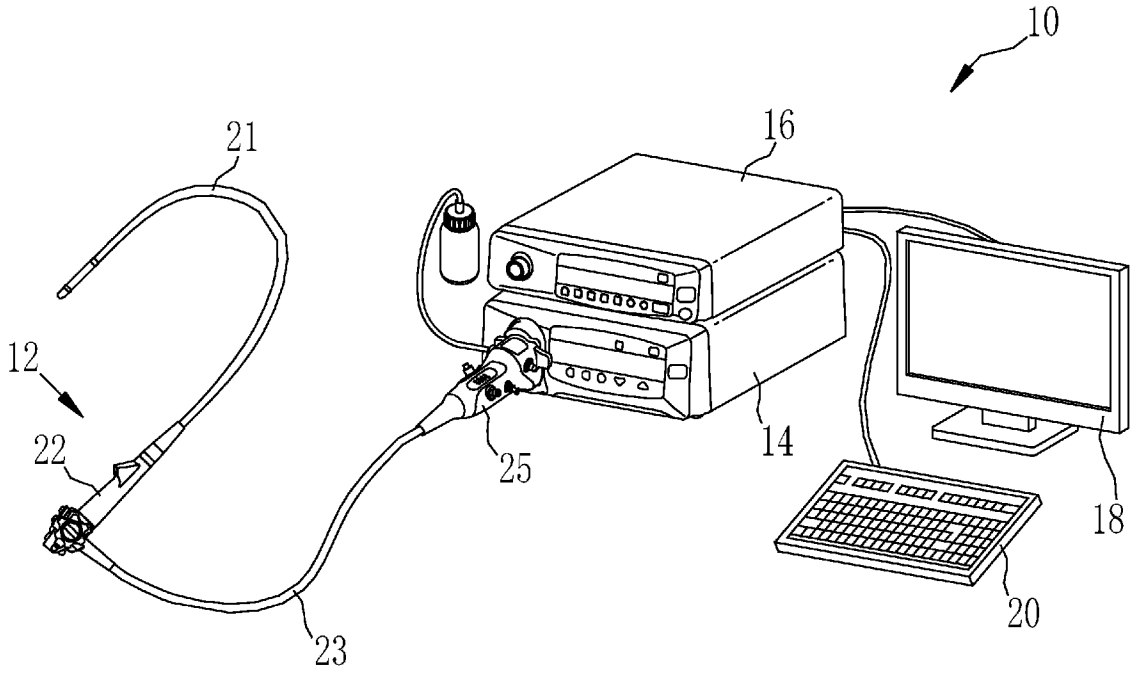
[請求項11] 前記エンコード処理は、前記デジタル画像信号から疑似乱数を減算する疑似乱数減算処理を含むスクランブル処理である請求項１ないし１０いずれか１項記載の内視鏡システム。

[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、

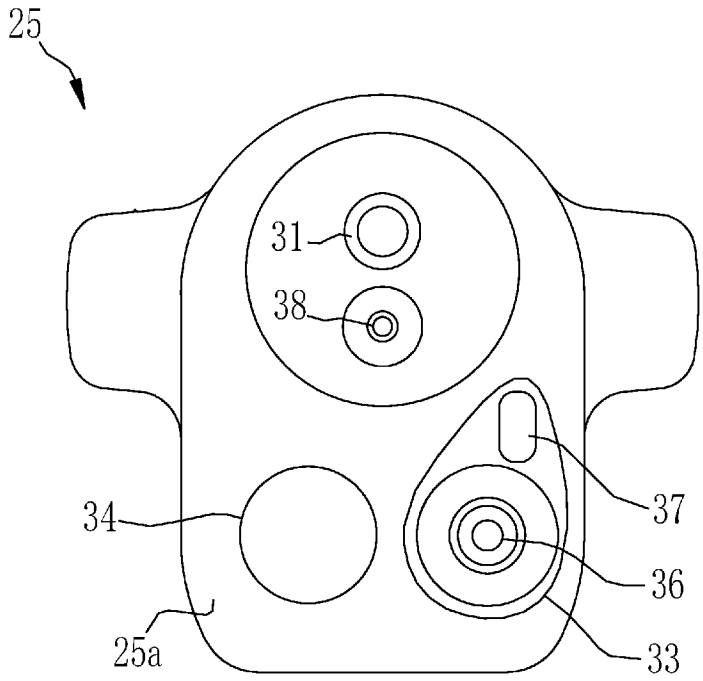
前記内視鏡が前記プロセッサ装置又は前記光源装置に装着された場合に、前記プロセッサ装置又は前記光源装置が、デジタル画像信号に対してエンコード処理の実行開始を要求する要求信号を前記内視鏡に

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。

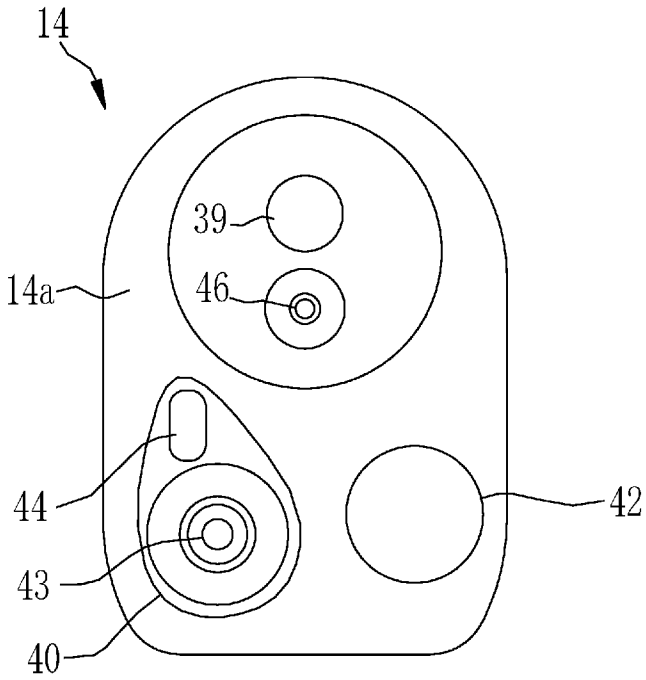
[図1]



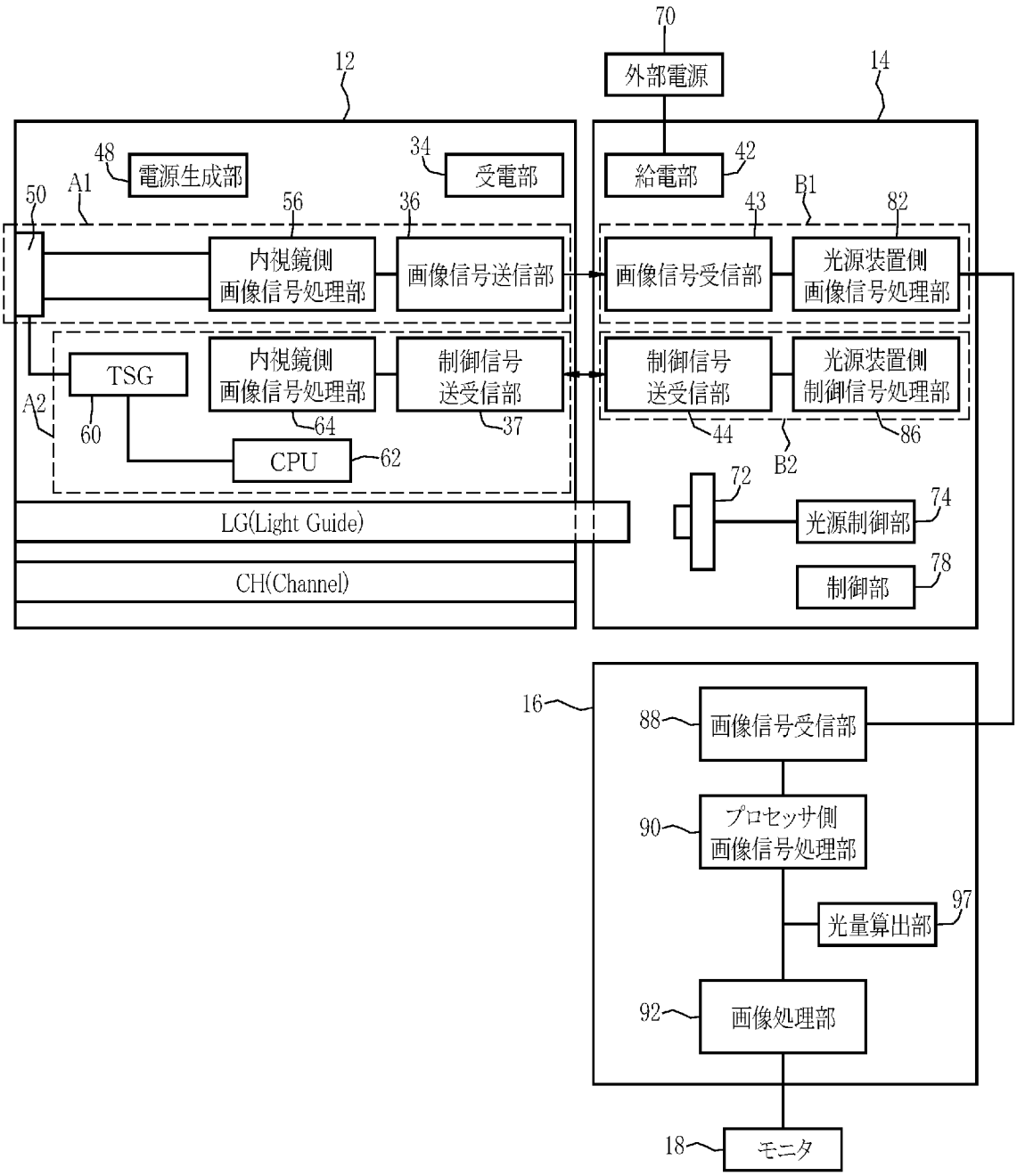
[図2]



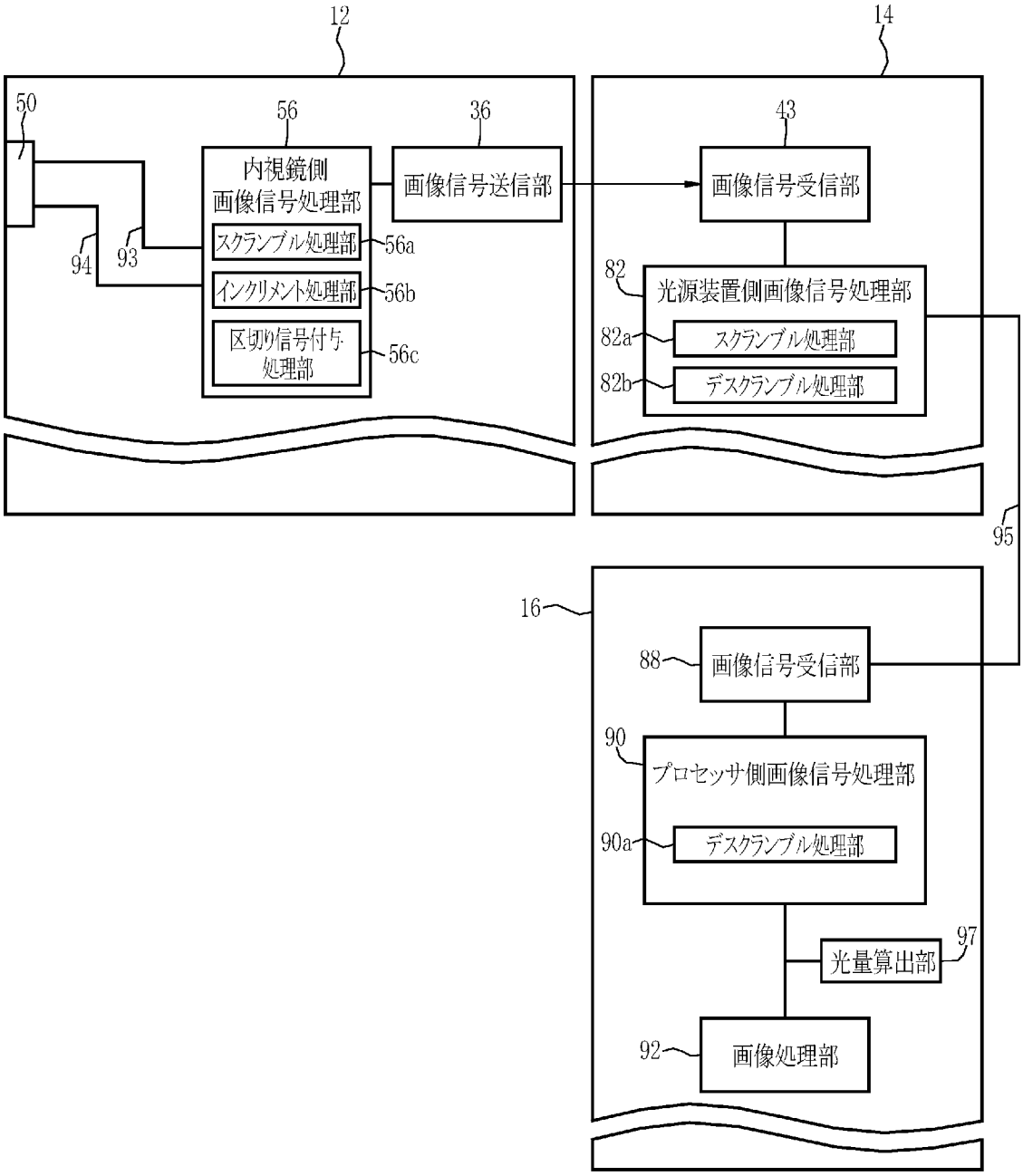
[図3]



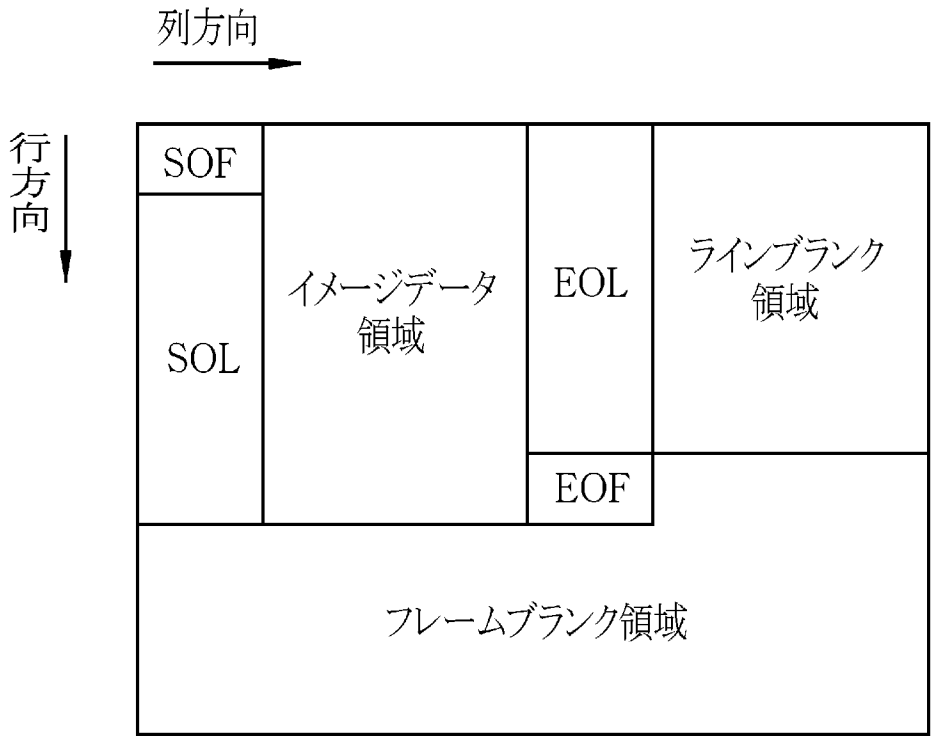
[図4]


70
外部電源
12
14
48
電源生成部
34
受電部
給電部
42
50
A1
56
36
43
B1
82
内視鏡側
画像信号処理部
画像信号送信部
画像信号受信部
光源装置側
画像信号処理部
TSG
内視鏡側
画像信号処理部
制御信号
送受信部
制御信号
送受信部
光源装置側
制御信号処理部
A2
60
64
37
44
B2
86
CPU
62
72
74
光源制御部
LG(Light Guide)
78
制御部
CH(Channel)
16
88
画像信号受信部
90
プロセッサ側
画像信号処理部
97
光量算出部
92
画像処理部
18
モニタ

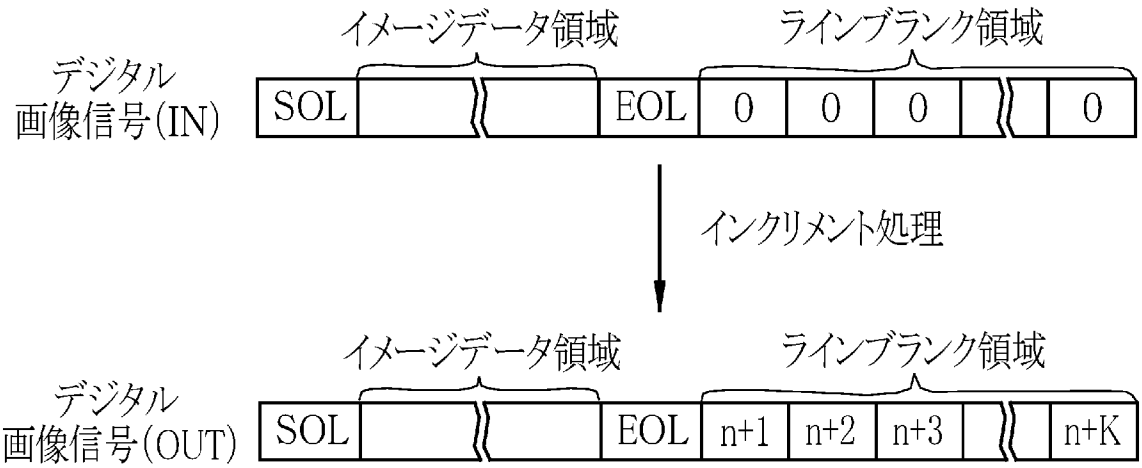
[図5]


12
14
50
56
36
43
内視鏡側
画像信号処理部
画像信号送信部
画像信号受信部
スクランブル処理部
56a
94
93
インクリメント処理部
56b
区切り信号付与
処理部
56c
82
光源装置側画像信号処理部
82a
スクランブル処理部
82b
デスクランブル処理部
95
16
88
画像信号受信部
90
プロセッサ側画像信号処理部
90a
デスクランブル処理部
97
光量算出部
92
画像処理部

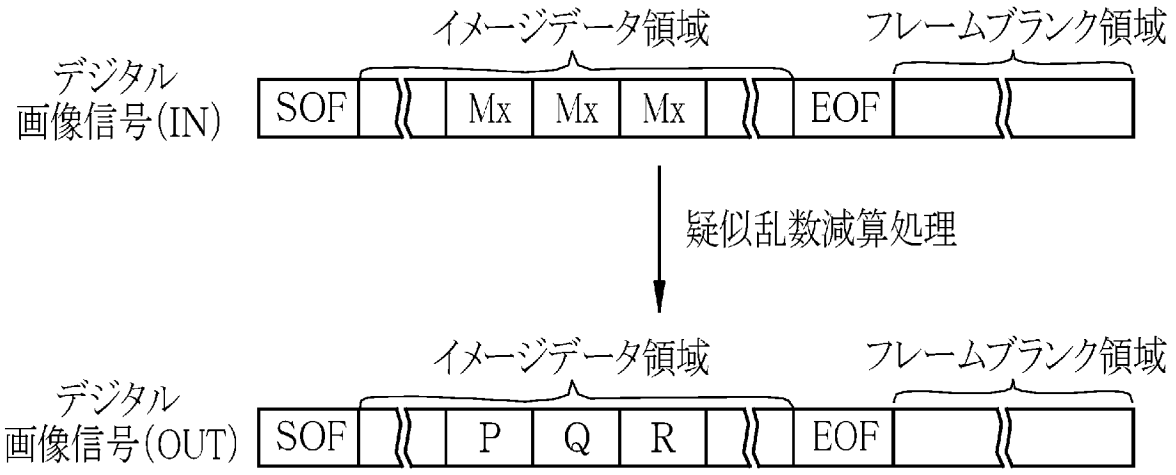
[図6]


列方向
行方向
SOF
SOL
イメージデータ領域
EOL
ラインブランク領域
EOF
フレームブランク領域

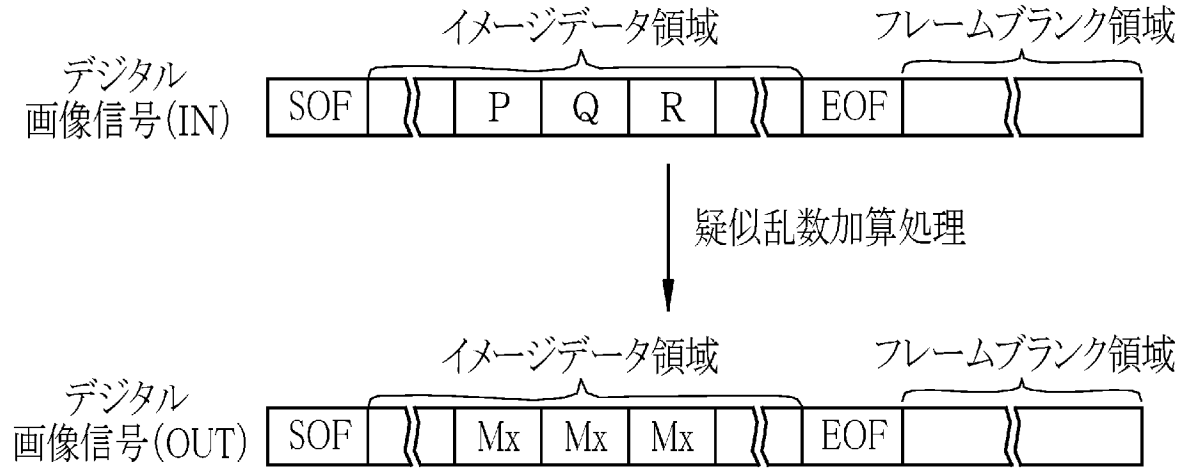
[図7]


イメージデータ領域
ラインブランク領域
デジタル画像信号(IN)
SOL
EOL
0
0
0
0
インクリメント処理
イメージデータ領域
ラインブランク領域
デジタル画像信号(OUT)
SOL
EOL
n+1
n+2
n+3
n+K

[図8]


イメージデータ領域
フレームブランク領域
デジタル
画像信号(IN)
SOF
Mx
Mx
Mx
EOF
疑似乱数減算処理
イメージデータ領域
フレームブランク領域
デジタル
画像信号(OUT)
SOF
P
Q
R
EOF

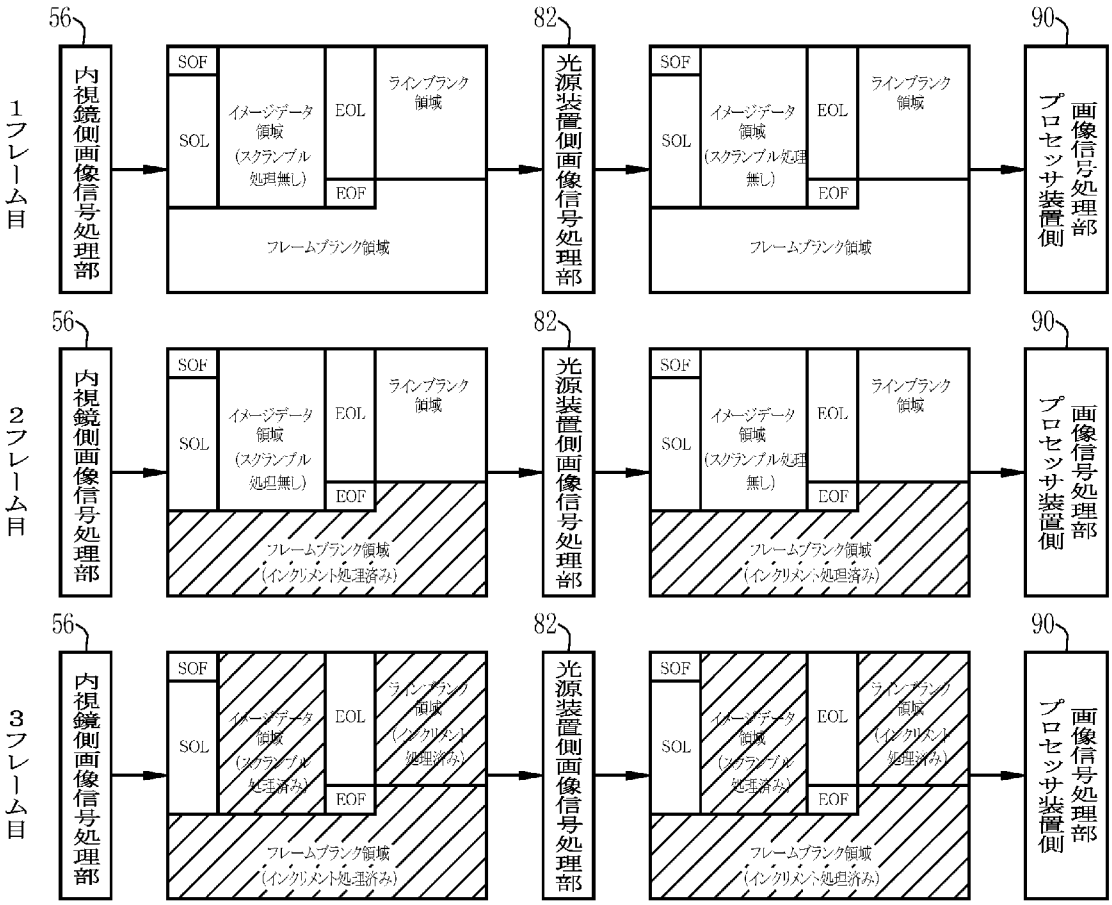
[図9]


イメージデータ領域
フレームブランク領域
デジタル
画像信号(IN)
SOF
P
Q
R
EOF
疑似乱数加算処理
イメージデータ領域
フレームブランク領域
デジタル
画像信号(OUT)
SOF
Mx
Mx
Mx
EOF

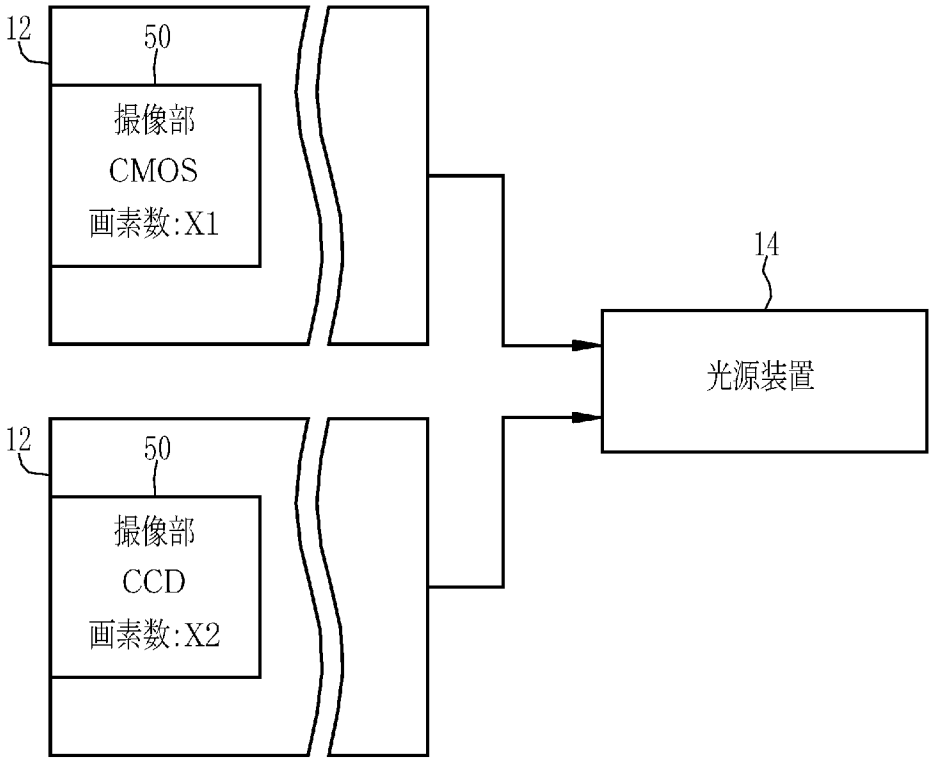
[図10]

		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」	スクランブル処理 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」

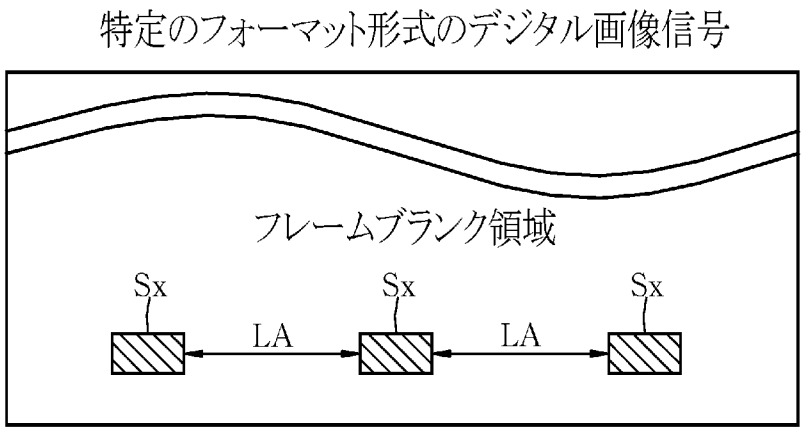
[図11]



[図12]


12
50
撮像部
CMOS
画素数:X1
14
光源装置
12
50
撮像部
CCD
画素数:X2

[図13]


特定のフォーマット形式のデジタル画像信号
フレームブランク領域
Sx
Sx
Sx
LA
LA

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 Y A	JP 2009-201540 A (FUJINON CORPORATION) 10 September 2009, claim 5, paragraphs [0008], [0033], [0035], [0038], fig. 1, 5 & US 2009/0213212 A1, cols. [0010], [0050], [0052], [0055], fig. 1, 5 & EP 2096865 A2	1-2, 12 6-11 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	Date of mailing of the international search report
02.02.2018	13.02.2018
Name 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／ＪＰ２０１８／００１３２１

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の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
０２．０２．２０１８	１３．０２．２０１８

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　３００９
田中　洋介
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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