

(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2006-288831

(P2006-288831A)

(43) 公開日 平成18年10月26日(2006.10.26)

(51) Int.C1.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	320 B 4 C038
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	370 4 C061
A61B 5/07 (2006.01)	A 61 B 5/07	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2005-115026 (P2005-115026)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成17年4月12日 (2005.4.12)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	森 健 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		F ターム (参考)	4C038 CC03 CC09 4C061 CC06 DD10 JJ19 LL02 NN01 NN03 NN07 QQ06 QQ07 QQ09 RR03 RR26 SS30 UU06 VV03 YY02 YY12 YY20

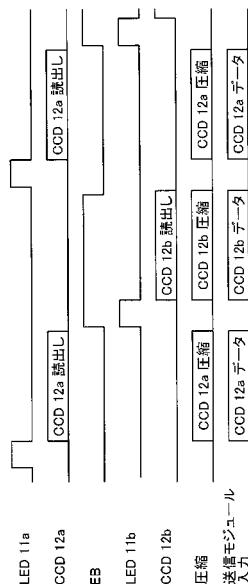
(54) 【発明の名称】被検体内導入装置

(57) 【要約】

【課題】視野範囲が拡大される複眼型の利点を最大限に発揮できる被検体内導入装置を提供する。

【解決手段】複眼型構成において、各CCD12a, 12bを順次交互に駆動するとともに、LED11a, 11bの点灯タイミングとCCD12a, 12bの読み出しタイミングとが異なるように制御することで、体腔内の異なる部位をそれぞれのCCD12a, 12bによって撮像する上で、他方のLED11b又は11aによる照明光が迷光となって一方のCCD12a又は12b子の撮像画像に影響を及ぼしたりLED11a, 11b点灯時のスイッチングノイズが撮像画像に重畳されたりすることなく、それぞれの撮像画像の品質を向上させて被検体内診察を良好に行うことができる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内の異なる部位を撮像する複数の撮像素子と、
前記各撮像素子と対で設けられ体腔内の撮像部位を照明する複数の照明部と、
前記各撮像素子を順次交互に駆動するとともに、これらの照明部の点灯タイミングと撮像素子の読み出しタイミングとが異なるように制御する制御手段と、
前記各撮像素子により撮像された撮像データを送信出力する送信手段と、
を備えたことを特徴とする被検体内導入装置。

【請求項 2】

前記制御手段は、一方の前記撮像素子の読み出し動作終了後に他方の撮像素子と対をなす前記照明部を所定時間点灯させるように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体内導入装置。 10

【請求項 3】

前記撮像素子は、CMOSセンサからなり、
前記制御手段は、一方のCMOSセンサの全ライン分の読み出し動作終了後に他方のCMOSセンサと対をなす前記照明部を所定時間点灯させるとともに、該一方のCMOSセンサの露光時間を点灯後から開始することを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内導入装置。
。

【請求項 4】

前記撮像素子は、CMOSセンサからなり、
前記制御手段は、一方のCMOSセンサの全ライン分の読み出し動作終了後に他方のCMOSセンサと対をなす前記照明部を所定時間点灯させるとともに、該一方のCMOSセンサと対をなす前記照明部の次回の点灯直前に前記一方のCMOSセンサの全画素同時リセットを行うように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の被検体内導入装置。 20

【請求項 5】

前記制御手段は、対をなす一方の前記撮像素子及び前記照明部を制御する第 1 の制御手段と、該第 1 の制御手段に従動して対をなす他方の前記撮像素子及び前記照明部を制御する第 2 の制御手段とからなることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。 30

【請求項 6】

複数の前記照明部を駆動する共通の照明部駆動回路を備え、
該照明部駆動回路は、前記制御手段からの選択信号に基づき点灯させる前記照明部を切換えるスイッチング手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 7】

前記制御手段は、前記各撮像素子が読み出し動作をしない無信号時には出力抵抗がハイインピーダンスであることを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【請求項 8】

前記各撮像素子の撮像データの信号処理に必要な各素子固有の信号処理用パラメータや当該被検体内導入装置の処理に必要な共用パラメータを前記制御手段により読み出し可能に格納した共通のパラメータメモリを備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。 40

【請求項 9】

前記各撮像素子から順次交互に出力される撮像データに対して圧縮処理を施す共通の圧縮回路を前記送信手段の前段に備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一つに記載の被検体内導入装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、複眼型のカプセル型内視鏡等の被検体内導入装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡の分野において、飲み込み型のカプセル型内視鏡が開発されている。このカプセル型内視鏡は、撮像機能と無線機能とを備え、体腔内の観察のために患者の口から飲み込まれた後、人体から自然排出されるまでの間、例えば食道、胃、小腸などの臓器の内部をその蠕動運動に従って移動し、順次撮像する機能を有する（例えば、特許文献1参照）。

【0003】

体腔内を移動する間、カプセル型内視鏡によって体内で撮像された画像データは、順次無線通信により体外に送信され、体外の受信機内に設けられたメモリに蓄積される。医師もしくは看護士においては、メモリに蓄積された画像データをもとにディスプレイに表示させた画像に基づいて診断を行うことができる。

【0004】

【特許文献1】特開2003-19111号公報

【特許文献2】米国特許出願公開第2004/199061号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、この種のカプセル型内視鏡に関しては、その進行方向前方の体腔内画像のみを撮像する単眼型のカプセル型内視鏡が一般的であったが、近年では、視野範囲の拡大等を目的として進行方向前後の画像を撮像する複眼型のカプセル型内視鏡も提案されている（例えば、特許文献2参照）。この複眼型のカプセル型内視鏡は、体腔内部を照明するLED等の照明部と体腔内の画像を撮像するCCD等の撮像素子との対をそれぞれ有する複数の撮像ブロックをカプセル型筐体内の前後に配設し、体腔内におけるカプセル型筐体の進行方向前後の画像を撮像する構造とされている。

【0006】

しかしながら、特許文献2等に示される複眼型のカプセル型内視鏡は、単に、複数の撮像素子によって前後両方向の画像を撮像することが記述されているのみであり、これらの撮像素子を駆動するタイミング制御等に関しては言及されておらず、複眼型としての利点を必ずしも有効活用できるものとはなっていない。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、視野範囲が拡大される複眼型の利点を最大限に発揮させることができる被検体内導入装置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】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、請求項1に係る被検体内導入装置は、体腔内の異なる部位を撮像する複数の撮像素子と、前記各撮像素子と対で設けられ体腔内の撮像部位を照明する複数の照明部と、前記各撮像素子を順次交互に駆動するとともに、これらの照明部の点灯タイミングと撮像素子の読み出しタイミングとが異なるように制御する制御手段と、前記各撮像素子により撮像された撮像データを送信出力する送信手段と、を備えたことを特徴とする。

【0009】

請求項2に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記制御手段は、一方の前記撮像素子の読み出し動作終了後に他方の撮像素子と対をなす前記照明部を所定時間点灯せるように制御することを特徴とする。

【0010】

請求項3に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記撮像素子は、CMOSセンサからなり、前記制御手段は、一方のCMOSセンサの全ライン分の読み出し動作終了後に他方のCMOSセンサと対をなす前記照明部を所定時間点灯せるとともに、該一方の

10

20

30

40

50

C M O S センサの露光時間を点灯後から開始することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

請求項 4 に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記撮像素子は、C M O S センサからなり、前記制御手段は、一方のC M O S センサの全ライン分の読出し動作終了後に他方のC M O S センサと対をなす前記照明部を所定時間点灯させるとともに、該一方のC M O S センサと対をなす前記照明部の次回の点灯直前に前記一方のC M O S センサの全画素同時リセットを行うように制御することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

請求項 5 に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記制御手段は、対をなす一方の前記撮像素子及び前記照明部を制御する第 1 の制御手段と、該第 1 の制御手段に従動して対をなす他方の前記撮像素子及び前記照明部を制御する第 2 の制御手段とからなることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

請求項 6 に係る被検体内導入装置は、上記発明において、複数の前記照明部を駆動する共通の照明部駆動回路を備え、該照明部駆動回路は、前記制御手段からの選択信号に基づき点灯させる前記照明部を切換えるスイッチング手段を備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

請求項 7 に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記制御手段は、前記各撮像素子が読出し動作をしない無信号時には出力抵抗がハイインピーダンスであることを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

請求項 8 に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記各撮像素子の撮像データの信号処理に必要な各素子固有の信号処理用パラメータや当該被検体内導入装置の処理に必要な共用パラメータを前記制御手段により読出し可能に格納した共通のパラメータメモリを備えたことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

請求項 9 に係る被検体内導入装置は、上記発明において、前記各撮像素子から順次交互に出力される撮像データに対して圧縮処理を施す共通の圧縮回路を前記送信手段の前段に備えたことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 7 】

本発明に係る被検体内導入装置によれば、複眼型構成において、各撮像素子を順次交互に駆動するとともに、これらの照明部の点灯タイミングと撮像素子の読出しタイミングとが異なるように制御するので、体腔内の異なる部位をそれぞれの撮像素子によって撮像する上で、他方の照明部による照明光が迷光となって一方の撮像素子の撮像画像に影響を及ぼしたり照明部点灯時のスイッチングノイズが撮像画像に重畳されたりすることがなく、それぞれの撮像画像の品質を向上させて被検体内診察を良好に行うことができるという効果を奏する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 8 】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る被検体内導入装置の好適な実施の形態である無線型の被検体内情報取得システムについて説明する。なお、本実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。

【 0 0 1 9 】

(実施の形態 1)

本発明の実施の形態 1 について説明する。図 1 は、無線型の被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。この被検体内情報取得システムは、被検体内導入装置の一例として複眼型のカプセル型内視鏡を用いている。図 1 に示すように、無線型の被検体内情報取得システムは、被検体 1 の体内に導入され、体腔内画像を撮像して受信装置 2 に

10

20

30

40

50

対して映像信号などのデータ送信を無線によって行うカプセル型内視鏡3と、カプセル型内視鏡3から無線送信された体腔内画像データを受信する受信装置2と、受信装置2が受信した映像信号に基づいて体腔内画像を表示する表示装置4と、受信装置2と表示装置4との間のデータ受け渡しを行うための携帯型記録媒体5とを備える。

【0020】

また、受信装置2は、被検体1の体外表面に貼付される複数の受信用アンテナA1～Anを有した無線ユニット2aと、複数の受信用アンテナA1～Anを介して受信された無線信号の処理等を行う受信本体ユニット2bとを備え、これらユニットはコネクタ等を介して着脱可能に接続される。なお、受信用アンテナA1～Anのそれぞれは、例えば、被検体1が着用可能なジャケットに備え付けられ、被検体1は、このジャケットを着用することによって受信用アンテナA1～Anを装着するようにしてもよい。また、この場合、受信用アンテナA1～Anは、ジャケットに対して着脱可能なものであってもよい。

10

【0021】

表示装置4は、カプセル型内視鏡3によって撮像された体腔内画像を表示するためのものであり、携帯型記録媒体5によって得られるデータをもとに画像表示を行うワークステーション等の構成を有する。具体的には、表示装置4は、CRTディスプレイ、液晶ディスプレイ等によって直接画像を表示する構成としてもよいし、プリンタ等のように、他の媒体に画像を出力する構成としてもよい。

【0022】

携帯型記録媒体5は、コンパクトフラッシュ（登録商標）メモリ等が用いられ、受信本体ユニット2b及び表示装置4に対して着脱可能であって、両者に対する挿着時に情報の出力又は記録が可能な機能を有する。具体的には、携帯型記録媒体5は、カプセル型内視鏡3が被検体1の体腔内を移動している間は受信本体ユニット2bに挿着され、カプセル型内視鏡3から送信されるデータが携帯型記録媒体5に記録される。そして、カプセル型内視鏡3が被検体1から排出された後、つまり、被検体1の内部の撮像が終わった後には、受信本体ユニット2bから取り出されて表示装置4に挿着され、表示装置4によって記録されたデータが読み出される。受信本体ユニット2bと表示装置4との間のデータの受け渡しを携帯型記録媒体5によって行うことで、被検体1が体腔内の撮像中に自由に行動することが可能となり、また、表示装置4との間のデータの受け渡し期間の短縮にも寄与している。なお、受信本体ユニット2bと表示装置4との間のデータの受け渡しは、受信本体ユニット2bに内蔵型の他の記録装置を用い、表示装置4と有線又は無線接続するように構成してもよい。

20

30

【0023】

ここで、図2を参照して、カプセル型内視鏡3について説明する。図2は、カプセル型内視鏡3の内部構成を示す断面図である。カプセル型内視鏡3は、被検体1の体腔内部を照明する照明部としての例えばLED11a, 11bと、体腔内の画像を撮像する撮像素子としての例えばCCD12a, 12bを有する撮像部13a, 13bと、をそれぞれ対として有する2組の撮像ブロック14a, 14bを、これらに電力を供給する電源部15とともに、カプセル型筐体16内に配設することにより構成されている。

40

【0024】

カプセル型筐体16は、撮像ブロック14a, 14bをそれぞれ覆い透明で半球ドーム状の先端カバー筐体16a, 16bと、これらの先端カバー筐体16a, 16bと凹凸係合部17a, 17bを介して水密状態に設けられ内部に電源部15を介在させて撮像ブロック14a, 14bが配設される円筒状の胴部筐体16cとからなり、被検体1の口から飲み込み可能な大きさに形成されている。胴部筐体16cは、可視光が不透過な有色材質により形成されている。

【0025】

撮像部13a, 13bは、それぞれ撮像基板18a, 18b上に設けられてLED11a, 11bからの照明光によって照明された範囲を撮像するCCD12a, 12bと、これらのCCD12a, 12bに被写体像を結像する固定レンズ19a, 19b及び可動レ

50

ンズ 20a, 20b からなる結像レンズ 21a, 21b とよりなる。ここで、固定レンズ 19a, 19b は固定枠 22a, 22b に固定され、可動レンズ 20a, 20b は可動枠 23a, 23b に固定され、ピント調整部 24a, 24b を構成している。

【0026】

また、LED 11a, 11b は、照明基板 25a, 25b 上に搭載され、結像レンズ 21a, 21b の光軸中心に対してその上下左右の近傍 4箇所に配設されている。さらに、各撮像ブロック 14a, 14b において、撮像基板 18a, 18b の背面側には、ブロック毎に各部を処理又は制御するための信号処理・制御部 26a, 26b が搭載され、さらに、一方の撮像ブロック 14a の信号処理・制御部 26a には外部と無線通信を行うためのアンテナ等からなる無線部 27 が実装された無線基板 28 が配設されている。また、撮像基板 18a, 18b と照明基板 25a, 25b とは適宜ケーブルにより電気的に接続されている。

【0027】

撮像ブロック 14a, 14b 間に位置する電源部 15 は、例えば胴部筐体 16c の内径にほぼ一致する直径のボタン型の電池 29 により構成されている。この電池 29 は、酸化銀電池、充電式電池、発電式電池等を用い得る。ここで、各撮像ブロック 14a, 14b とこの電池 29 との間の中心部には、撮像ブロック 14a, 14b をそれぞれ対向する先端カバー筐体 16a, 16b 側、つまり、外側に付勢するねじりコイルばね形状のばね部材 30a, 30b が介在されている。なお、無線基板 28 上の無線部 27 と信号処理・制御部 26b とは電池 29 外部を通したケーブル等により適宜電気的に接続され、この電池 29 も、信号処理・制御部 26a, 26b 等とケーブル等により適宜電気的に接続されている。なお、無線部 27 は撮像ブロック 14a, 14b で共用とせず、撮像ブロック 14a, 14b 毎に個別に設けてよい。

【0028】

ここで、先端カバー筐体 16a, 16b の内部外周付近には、照明基板 25a, 25b の外周側一部を突き当て当接させることにより撮像ブロック 14a, 14b のカプセル型内視鏡 3 における軸方向の位置決めを行う基準となる位置決め部 31a, 31b が一体に形成されている。また、これらの位置決め部 31a, 31b と照明基板 25a, 25b との間には、例えば相互に係脱する凹凸形状の組み合わせからなり、軸心周り方向の位置決めをする回転止め位置決め部（図示せず）が形成されている。

【0029】

つぎに、図 3 を参照して、カプセル型内視鏡 3 の内部回路構成について説明する。図 3 は、カプセル型内視鏡 3 の内部回路構成を示す概略ブロック図である。まず、信号処理・制御部 26a は、対をなす LED 11a と CCD 12a とを制御するための第 1 の制御手段であり、それぞれ LED 11a と CCD 12a に対応する LED 駆動回路 41a, CCD 駆動回路 42a を有する。また、信号処理・制御部 26a は、CCD 12a から出力される出力信号に対して相關二重サンプリング処理、増幅処理、A/D 変換処理、多重化処理等の所定の画像処理を施す画像処理部 43a を有する。さらに、信号処理・制御部 26a は、各種タイミング信号や同期信号を生成するタイミングジェネレータ（TG）及びシンクジェネレータ（SG）44a を有する制御部 45a を備え、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ 44a により生成されたタイミング信号や同期信号に基づいて、駆動回路 41a, 42a や画像処理部 43a の動作やその動作タイミングなどを制御する。

【0030】

また、信号処理・制御部 26b は、対をなす LED 11b と CCD 12b とを制御するための第 2 の制御手段であり、それぞれ LED 11b と CCD 12b に対応する LED 駆動回路 41b, CCD 駆動回路 42b を有する。また、信号処理・制御部 26b は、CCD 12b から出力される出力信号に対して相關二重サンプリング処理、増幅処理、A/D 変換処理、多重化処理等の所定の画像処理を施す画像処理部 43b を有する。さらに、信号処理・制御部 26b は、各種タイミング信号や同期信号を生成するタイミングジェネレータ

10

20

30

40

50

ータ (T G) 及びシンクジェネレータ (S G) 4 4 b を有する制御部 4 5 b を備え、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ 4 4 b により生成されたタイミング信号や同期信号に基づいて、駆動回路 4 1 b , 4 2 b や画像処理部 4 3 b の動作やその動作タイミングなどを制御する。

【 0 0 3 1 】

ここで、制御部 4 5 a , 4 5 b は、制御部 4 5 a 側がマスターで制御部 4 5 b 側がスレーブとなる主従関係にあり、制御部 4 5 b は制御部 4 5 a 側からのイネーブル信号 E B に従いこのイネーブル信号 E B が H レベルの間だけ動作するように制御部 4 5 a に従動して制御動作を実行する。

【 0 0 3 2 】

また、無線部 2 7 は、画像処理部 4 3 a , 4 3 b を経た撮像データの出力経路上に設けられた送信手段としての R F 変調信号を出力する送信モジュール 4 6 と送信アンテナ 4 7 とにより構成されている。送信モジュール 4 6 の前段には、画像処理部 4 3 a , 4 3 b から後述のように順次交互に出力される撮像データに対して画像圧縮処理を施す共通な圧縮回路 4 8 が設けられている。この圧縮回路 4 8 は、例えば、動画に対する 1 画素単位での画像圧縮処理である M P E G 等の圧縮処理を行う。この圧縮回路 4 8 は、制御部 4 5 a 側からのイネーブル信号 E B が H レベルであるか L レベルであるかによって、圧縮処理対象となる撮像データが C C D 1 2 a によるものか C C D 1 2 b によるものかを判別する。

【 0 0 3 3 】

さらに、カプセル型内視鏡 3 は、信号処理・制御部 2 6 a , 2 6 b に対して共通なパラメータメモリ 4 9 を備えている。このパラメータメモリ 4 9 は、各 C C D 1 2 a , 1 2 b の撮像データの信号処理に必要な各素子固有の信号処理用パラメータや当該カプセル型内視鏡 3 の処理に必要な共用パラメータをこれらの信号処理・制御部 2 6 a , 2 6 b により読み出し可能に格納したものであり、適宜タイミングでパラメータが画像処理部 4 3 a 又は 4 3 b に対して読み出されて撮像データ等との多重化処理に供され、無線部 2 7 を介して受信装置 2 側に送信可能とされている。

【 0 0 3 4 】

図 4 は、制御部 4 5 a , 4 5 b により制御される点灯・読み出し等のタイミング制御例を示す概略タイムチャートである。制御部 4 5 a , 4 5 b は、 C C D 1 2 a , 1 2 b を順次交互に駆動するとともに、 L E D 1 1 a , 1 1 b の点灯タイミングと C C D 1 2 a , 1 2 b の読み出しタイミングとが異なるようにタイミング制御する。より具体的には、例えば一方の C C D 1 2 a の読み出し動作終了後に他方の C C D 1 2 b と対をなす L E D 1 1 b を所定時間点灯させ、その後、 C C D 1 2 b の読み出し動作終了後に C C D 1 2 a と対をなす L E D 1 1 a を所定時間点灯させ、以後、このような動作制御を繰り返す。

【 0 0 3 5 】

図 4 に則して説明する。まず、制御部 4 5 a はタイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ 4 4 a から出力されるパルス状のタイミング信号に従い L E D 駆動回路 4 1 a を介して L E D 1 1 a を所定時間点灯させ、その照明部位を C C D 1 2 a により撮像させる (L E D 1 1 a 点灯)。そして、 L E D 1 1 a が消灯したタイミングで、制御部 4 5 a は C C D 駆動回路 4 2 a を介して C C D 1 2 a から画像処理部 4 3 a に対してフレーム単位の撮像信号の読み出し動作を実行させる (C C D 1 2 a 読出し)。この読み出し動作が終了したら、制御部 4 5 a は制御部 4 5 b 側に対してイネーブル信号 E B を出力し (H レベル) 、制御部 4 5 b 側による制御に切換える。

【 0 0 3 6 】

制御部 4 5 b は、タイミングジェネレータ及びシンクジェネレータ 4 4 b から出力されるパルス状のタイミング信号に従い L E D 駆動回路 4 1 b を介して L E D 1 1 b を所定時間点灯させ、その照明部位を C C D 1 2 b により撮像させる (L E D 1 1 b 点灯)。そして、 L E D 1 1 b が消灯したタイミングで、制御部 4 5 b は C C D 駆動回路 4 2 b を介して C C D 1 2 b から画像処理部 4 3 b に対してフレーム単位の撮像信号の読み出し動作を実行させる (C C D 1 2 b 読出し)。この読み出し動作が終了するタイミングで、制御部 4 5

10

20

30

40

50

a はイネーブル信号 E B を L レベルに切換え、制御部 4 5 a 側による制御に切換える。以後、これらの動作制御を交互に繰り返す。

【 0 0 3 7 】

このような動作において、圧縮回路 4 8 では、CCD12a, 12b から順次交互に出力される撮像データに対して画像圧縮処理を実行する (CCD12a 圧縮、CCD12b 圧縮、CCD12a 圧縮、...)。また、送信モジュール 4 6 に対しては、CCD12a, 12b から順次交互に出力されるフレーム単位の撮像データが圧縮回路 4 8 を経て順次入力され (CCD12a データ、CCD12b データ、CCD12a データ、...)、RF データとしての送信出力に供される。

【 0 0 3 8 】

複眼型のカプセル型内視鏡 3 の場合、例えば胴部筐体 1 6 c が可視光に対して不透過な材質により形成され、また、中央の電池 2 9 が遮光部材として機能し得るが、CCD12a の撮像・読出し時に LED11b が点灯するとその照明光がいずれかの隙間経路等を経て迷光となってこの CCD12a の撮像画像に影響を及ぼす可能性がある。CCD12b に対する LED11a の関係も同様である。また、LED11a, 11b の点灯タイミングと CCD12a, 12b の読出しタイミングとが一致すると、LED11a, 11b のオン・オフ時のスイッチングノイズが CCD12b, 12a の撮像画像に重畠され、その画質を損なう可能性がある。

【 0 0 3 9 】

ここで、本実施の形態 1 は、上述のように、各 CCD12a, 12b を順次交互に駆動するとともに、LED11a, 11b の点灯タイミングと CCD12a, 12b の読出しタイミングとが異なるように制御することで、点灯タイミングと読出しタイミングとがタイミング的に重ならないので、体腔内の異なる部位をそれぞれの CCD12a, 12b によって撮像する上で、他方の LED11b 又は 11a による照明光が迷光となって一方の CCD12a 又は 12b の撮像画像に影響を及ぼすことや、LED11a, 11b 点灯時のスイッチングノイズが撮像画像に重畠されたりすることがなく、それぞれの撮像画像の品質を向上させて被検体内診察を良好に行うことができる。

【 0 0 4 0 】

また、2つの制御部 4 5 a, 4 5 b について、イネーブル信号 E B を利用することで、制御部 4 5 a 側がマスタで制御部 4 5 b 側がスレーブとなる主従関係の下に制御動作を交互かつ適正に行わせることができる。さらに、信号処理・制御部 2 6 a, 2 6 b は、各 CCD12a, 12b が読出し動作をしない無信号時のタイミングでは出力抵抗を高抵抗 (ハイインピーダンス) にすることにより、他出力に影響がないので、送信モジュール 4 6 を支障なく共通化することができる。

【 0 0 4 1 】

また、複眼型のカプセル型内視鏡を構成する上で、撮像素子や照明部は複数個個別設けることが必須であるが、本実施の形態では、上述の送信モジュール 4 6 の他に、圧縮回路 4 8 やパラメータメモリ 4 9 のように、2 系統で流用できる所は流用して極力共通化を図っているので、複眼型のカプセル型内視鏡 3 の構成の小型・シンプル化を実現することができる。

【 0 0 4 2 】

ここで、図 5 - 1、図 5 - 2 を参照して、パラメータメモリ 4 9 について説明する。図 5 - 1 は、パラメータメモリ 4 9 の構成の一例を示し、CCD12a に固有の信号処理用パラメータを格納する CCD12a 用パラメータ領域 4 9 a と、CCD12b に固有の信号処理用パラメータを格納する CCD12b 用パラメータ領域 4 9 b と、共用パラメータを格納するシステム用パラメータ領域 4 9 c とを有する。

【 0 0 4 3 】

CCD12a 用パラメータ領域 4 9 a には、固有の信号処理用パラメータとして、例えば、CCD12a の撮像データに対してホワイトバランス (WB) 処理を行うためのホワイトバランス係数のデータが格納される。このデータは、各カプセル型内視鏡 3 の製造工

10

20

30

40

50

程における試験によりあらかじめ C C D 1 2 a に独自のホワイトバランス係数として求められたデータである。具体的には、基準となる白チャートを C C D 1 2 a により撮像し、グリーン (G) を基準として、R (レッド) 、B (ブルー) の出力が規定値となるように算出された補正係数 (ホワイトバランス係数) であり、“ W B 係数データ R 1 ” “ W B 係数データ B 1 ” として格納される。

【 0 0 4 4 】

C C D 1 2 b 用パラメータ領域 4 9 b には、固有の信号処理用パラメータとして、例えば、C C D 1 2 b の撮像データに対してホワイトバランス (W B) 処理を行うためのホワイトバランス係数のデータが格納される。このデータも、各カプセル型内視鏡 3 の製造工程における試験によりあらかじめ C C D 1 2 b に独自のホワイトバランス係数として求められたデータである。具体的には、基準となる白チャートを C C D 1 2 b により撮像し、グリーン (G) を基準として、R (レッド) 、B (ブルー) の出力が規定値となるように算出された補正係数 (ホワイトバランス係数) であり、“ W B 係数データ R 2 ” “ W B 係数データ B 2 ” として格納される。そのホワイトバランス処理は、カプセル型内視鏡 3 の内部で行われてもよいし、受信本体ユニット 2 b にて行ってもよい。

【 0 0 4 5 】

なお、固有の信号処理用パラメータとしては、このようなホワイトバランス係数のデータに限らず、例えば、各 C C D 1 2 a , 1 2 b の画素欠陥のアドレスを示すデータとし、該画素欠陥のアドレスの周囲のアドレスに対応する画素データに基づいて、該アドレスに存在する画素欠陥の補正に供するようにしてもよい。さらには、撮像素子として、例えば C M O S センサを用いた場合の各 C M O S センサに固有の値である光電変換特性のオフセット値を固有の信号処理用パラメータとしてそれぞれの領域 4 9 a , 4 9 b にあらかじめ格納しておくようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

システム用パラメータ領域 4 9 c には、C C D 1 2 a , 1 2 b に固有ではないが、各カプセル型内視鏡 3 に固有なパラメータとして、例えば、C C D 1 2 a , 1 2 b なるセンサ毎の転送枚数 (フレーム転送枚数) のデータや当該カプセルを特定するためのカプセル番号などのデータが格納される。

【 0 0 4 7 】

図 5 - 2 は、パラメータメモリ 4 9 の構成の別例を示し、C C D 1 2 a に固有の信号処理用パラメータを格納する C C D 1 2 a 用パラメータ領域 4 9 a と、C C D 1 2 b に固有の信号処理用パラメータを格納する C C D 1 2 b 用パラメータ領域 4 9 b とに二分し、これらの領域 4 9 a , 4 9 b 中にさらにシステム用パラメータ領域 4 9 d , 4 9 e をそれぞれ設けておき、一方を有効、他方を無効とするようにしたものである。図示例では、制御部 4 5 a 側をマスタとして制御を行うようにしているので、C C D 1 2 a 用パラメータ領域 4 9 a 中のシステム用パラメータ領域 4 9 d 側が有効とされている。回路系によって制御部 4 5 b 側をマスタにしたい等の状況が生じた場合には、C C D 1 2 b 用パラメータ領域 4 9 b 中のシステム用パラメータ領域 4 9 e 側が有効となり、C C D 1 2 a 用パラメータ領域 4 9 a 中のシステム用パラメータ領域 4 9 d 側が無効となるように切換えればよく、メモリに汎用性を持たせることができる。

【 0 0 4 8 】

(実施の形態 2)

本発明の実施の形態 2 について説明する。図 6 は、本実施の形態 2 のカプセル型内視鏡 3 の内部回路構成を示す概略ブロック図である。本実施の形態 2 は、L E D 1 1 a , 1 1 b に対する L E D 駆動回路 4 1 a , 4 1 b を L E D 駆動回路 4 1 として共通化し、これに応じて信号処理・制御部 2 6 a , 2 6 b も信号処理・制御部 2 6 として共通化した点で、実施の形態 1 と異なる。

【 0 0 4 9 】

信号処理・制御部 2 6 は、制御部 4 5 a , 4 5 b に相当する制御部 4 5 、画像処理部 4 3 a , 4 3 b に相当する画像処理部 4 3 及び C C D 駆動回路 4 2 a , 4 2 b を有する他、

10

20

30

40

50

LED 駆動回路 41 による LED11a, 11b それぞれの点灯時間を規制するための LED 発光量レジスタ 50a, 50b を備える。制御部 45 は、CCD12a から送られてくるデータに合わせて LED11a の発光量を算出し、その値に応じた LED12a 発光パルスのパルス幅を LED 発光量レジスタ 50a に格納し、同様に、CCD12b から送られてくるデータに合わせて LED11b の発光量を算出し、その値に応じた LED12b 発光パルスのパルス幅を LED 発光量レジスタ 50b に格納する。これらの発光量の算出は、ピーク値によるものでも平均値によるものでもよい。これらの LED 発光量レジスタ 50a, 50b による発光パルスを LED 駆動回路 42 に対して 1 本の駆動パルスとして共通化させる OR ゲート 51 が設けられている。LED 駆動回路 41 は駆動パルスのパルス幅に応じた所定時間だけ LED11a 又は 11b を点灯させる。また、制御部 45 は、LED 駆動回路 41 に対して、LED11a を点灯させるか LED11b を点灯させるかを切替えるための選択信号 SEL も出力する。

10

20

30

40

50

【0050】

図 7 は、LED 駆動回路 41 の、より具体的な構成例を示す概略ブロック図である。LED 駆動回路 41 は、並列的な LED11a, 11b に対して共通に設けられて OR ゲート 51 を介した駆動パルスに基づきこれらの LED11a, 11b に対して駆動電流を流すための駆動部 52 と駆動抵抗 53 とを備え、LED11a, 11b・駆動抵抗 53 間の駆動電圧値が常に一定となるように駆動部 52 をフィードバック制御するフィードバック系が構成されている。また、LED 駆動回路 41 は、LED11a, 11b・駆動抵抗 53 間に、制御部 45 からの選択信号 SEL に応じて LED11a と LED11b とのうちの一方のみを選択的に点灯させるように切替え制御するスイッチング手段としてのスイッチング回路 54 を備えている。

【0051】

本実施の形態 2 の場合の動作制御は、実施の形態 1 の場合と同様であるが、LED 駆動回路 45 が LED11a, 11b に対して共通に設けられ、2 系統がより一層共通化されているので、複眼型のカプセル型内視鏡 3 の構成の小型・シンプル化を実現することができる。

【0052】

(実施の形態 3)

本発明の実施の形態 3 について説明する。本実施の形態 3 は、例えば実施の形態 1 に示した構成において、CCD12a, 12b に代えて、撮像素子としての第 1, 第 2 の CMOS センサを用いた場合の動作制御に関する。

【0053】

まず、図 8 を参照して、前述の LED 点灯タイミング例に対して一般的な CMOS センサ駆動制御例を適用した場合について説明する。まず、LED11a を所定時間点灯させた後、第 1 の CMOS センサ中の第 1 ラインの読み出し動作及びそのリセットを行い、次いで、第 2 ラインの読み出し動作及びそのリセットを行い、…、さらに、最終ラインの読み出し動作及びそのリセットを行う。次のタイミングで、今度は、LED11b を所定時間点灯させた後、第 2 の CMOS センサ中の第 1 ラインの読み出し動作及びそのリセットを行い、次いで、第 2 ラインの読み出し動作及びそのリセットを行い、…、さらに、最終ラインの読み出し動作及びそのリセットを行う。以後、同様の動作制御を繰り返す。

【0054】

すなわち、CMOS センサの場合、一般的には、各ラインの読み出し動作後にそのリセットを行うため、例えば、第 1 の CMOS センサの露光時間中に LED11b の点灯が発生してしまい、その時得られた迷光による画像が第 1 の CMOS センサに蓄積されてしまう。第 2 の CMOS センサと LED11a の点灯との関係も同様である。つまり、第 1, 第 2 の CMOS センサの露光時間に重なりを生じている。

【0055】

図 9 は、本実施の形態 3 の場合の LED 点灯タイミング例に対する第 1, 第 2 の CMOS センサ駆動制御例を示すタイムチャートである。本実施の形態 3 は、例えば、第 1 の C

MOSセンサの全ライン分の読み出し動作終了後に第2のCMOSセンサと対をなすLED11bを所定時間点灯させるとともに、第1のCMOSセンサと対をなすLED11aの次回の点灯直前に第1のCMOSセンサの全画素同時リセットを行うように制御部45aにより制御する。第2のCMOSセンサ側についても同様である。

【0056】

図9に則して説明する。まず、LED11aを所定時間点灯させた後、第1のCMOSセンサ中の第1ラインの読み出し動作を行い、次いで、第2ラインの読み出し動作を行い、...、さらに、最終ラインの読み出し動作を行う。次のタイミングで、今度は、第2のCMOSセンサの全画素同時リセットを行った後、LED11bを所定時間点灯させ、第2のCMOSセンサ中の第1ラインの読み出し動作を行い、次いで、第2ラインの読み出し動作を行い、...、最終ラインの読み出し動作を行う。そして、次回のLED11aの所定時間の点灯開始直前に第1のCMOSセンサの全画素同時リセットを行った後、LED11aを所定時間点灯させ、以後、同様の動作制御を繰り返す。

10

【0057】

すなわち、本実施の形態3においては、第1、第2のCMOSセンサについて各ライン毎のリセットを行わず、センサ毎に全画素同時リセットを行うものとし、この全画素同時リセットを対応するLED11a、11bの点灯直前のタイミングで実行させることで、例えば、第1のCMOSセンサにおいてはLED11bの点灯に基づき受光した不要な電荷を全て掃き出し、全画素同時リセット後に本来のLED11aの点灯に伴う撮像光を受光させるものである。第2のCMOSセンサ側についても同様である。これにより、第1、第2のCMOSセンサは露光時間が重なり合うことがなく、第1、第2のCMOSセンサからは本来の照明光による撮像画像のみを得ることができる。

20

【0058】

(実施の形態4)

本発明の実施の形態4について説明する。本実施の形態4は、例えば実施の形態3と同様に、CCD12a、12bに代えて、撮像素子としての第1、第2のCMOSセンサを用いた場合の動作制御に関する。

20

【0059】

図10は、本実施の形態4の場合のLED点灯タイミング例に対する第1、第2のCMOSセンサ駆動制御例を示すタイムチャートである。本実施の形態4は、例えば、第1のCMOSセンサの全ライン分の読み出し動作終了後に第2のCMOSセンサと対をなすLED11bを所定時間点灯させるとともに、第2のCMOSセンサと対をなすLED11bの次回の消灯後から第1のCMOSセンサの第1ラインのリセットを行うように制御部45aにより制御する。第2のCMOSセンサ側についても同様である。

30

【0060】

図10に則して説明する。まず、LED11aを所定時間点灯させた後、第1のCMOSセンサ中の第1ラインの読み出し動作を行い、第2のCMOSセンサ中の第1ラインのリセットを行う。次いで、第1のCMOSセンサ中の第2ラインの読み出し動作を行い、第2のCMOSセンサ中の第2ラインのリセットを行い、...、さらに、第1のCMOSセンサ中の最終ラインの読み出し動作を行い、第2のCMOSセンサ中の最終ラインのリセットを行う。次のタイミングで、LED11bを所定時間点灯させ、第2のCMOSセンサ中の第1ラインの読み出し動作を行い、第1のCMOSセンサ中の第1ラインのリセットを行う。次いで、第2のCMOSセンサ中の第2ラインの読み出し動作を行い、第1のCMOSセンサ中の第2ラインのリセットを行い、...、第2のCMOSセンサ中の最終ラインの読み出し動作を行い、第1のCMOSセンサ中の最終ラインのリセットを行う。そして、LED11aを所定時間点灯させ、以後、同様の動作制御を繰り返す。

40

【0061】

すなわち、本実施の形態4においては、第1、第2のCMOSセンサのライン単位のリセットを他方のセンサの同ラインの読み出し期間中又は読み出し期間後に行うことで、例えば、第1のCMOSセンサにおいてはLED11bの点灯に基づき受光した不要な電荷を掃

50

き出し、本来の L E D 1 1 a の点灯に伴う撮像光を受光させるものである。第 2 の C M O S センサ側についても同様である。これにより、第 1 , 第 2 の C M O S センサは露光時間が重なり合うことがなく、第 1 , 第 2 の C M O S センサからは本来の照明光による撮像画像のみを得ることができる。また、各ラインの露光時間が一定になることで暗電流の蓄積が各ラインで均一化され、後段のクランプ処理がしやすくなるメリットがある。

【 0 0 6 2 】

本発明は、上述した実施の形態に限らず、本発明の趣旨を逸脱しない範囲であれば、種々の変形が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 3 】

【図 1】本発明の実施の形態 1 の無線型の被検体内情報取得システムの全体構成を示す模式図である。

【図 2】カプセル型内視鏡の内部構成を示す断面図である。

【図 3】カプセル型内視鏡の内部回路構成を示す概略ブロック図である。

【図 4】点灯・読み出し等のタイミング制御例を示す概略タイムチャートである。

【図 5 - 1】パラメータメモリの構成の一例を示す図である。

【図 5 - 2】パラメータメモリの構成の他例を示す図である。

【図 6】本発明の実施の形態 2 のカプセル型内視鏡の内部回路構成を示す概略ブロック図である。

【図 7】L E D 駆動回路のより具体的な構成例を示す概略ブロック図である。

【図 8】L E D 点灯タイミング例に対して一般的な C M O S センサ駆動制御例を適用した場合の例を示すタイムチャートである。

【図 9】本発明の実施の形態 3 の L E D 点灯タイミング例に対する第 1 , 第 2 の C M O S センサ駆動制御例を示すタイムチャートである。

【図 10】本発明の実施の形態 4 の L E D 点灯タイミング例に対する第 1 , 第 2 の C M O S センサ駆動制御例を示すタイムチャートである。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

1 1 a , 1 1 b L E D

1 2 a , 1 2 b C C D

4 2 L E D 駆動回路

4 5 a , 4 5 b 制御部

4 6 送信モジュール

4 8 圧縮回路

4 9 パラメータメモリ

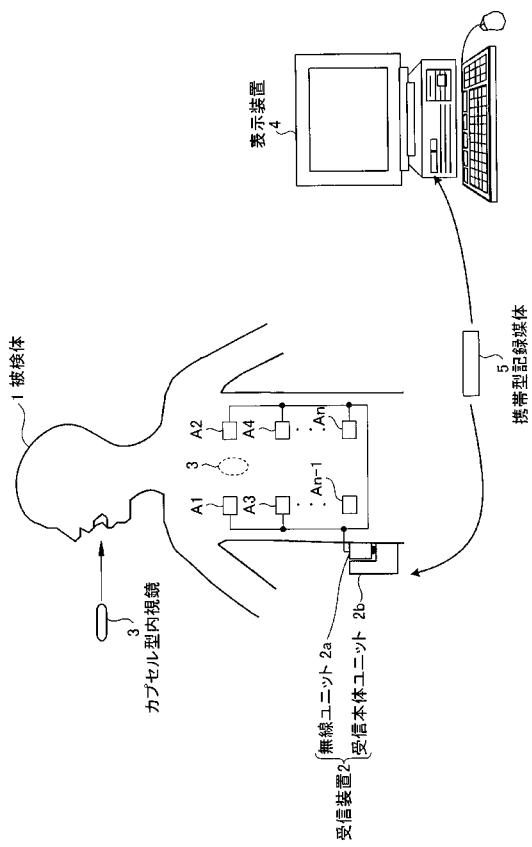
5 4 スイッチング回路

10

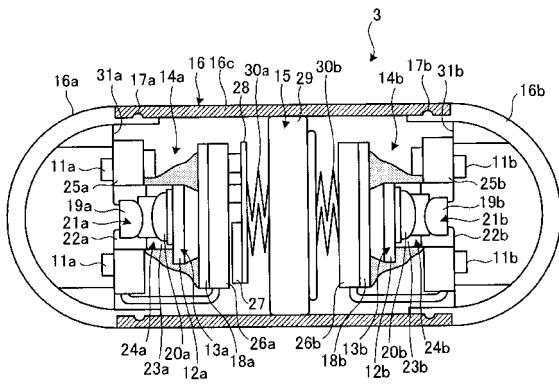
20

30

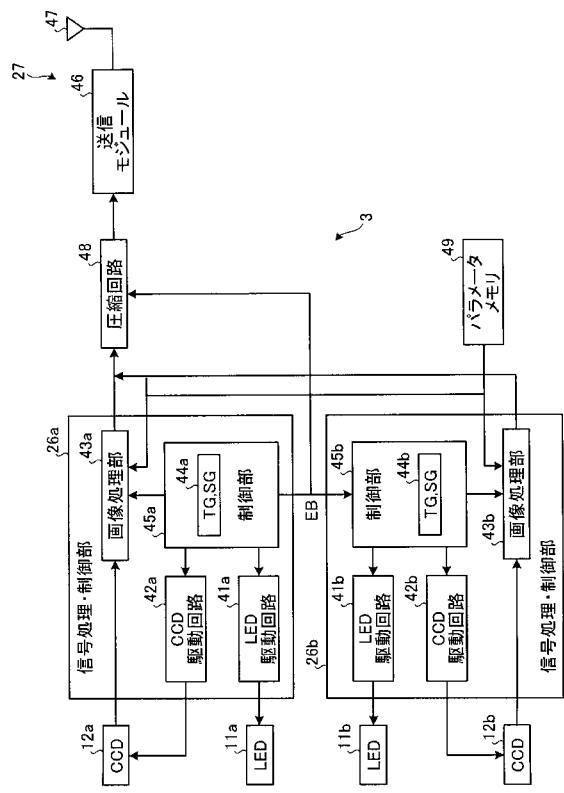
【 図 1 】



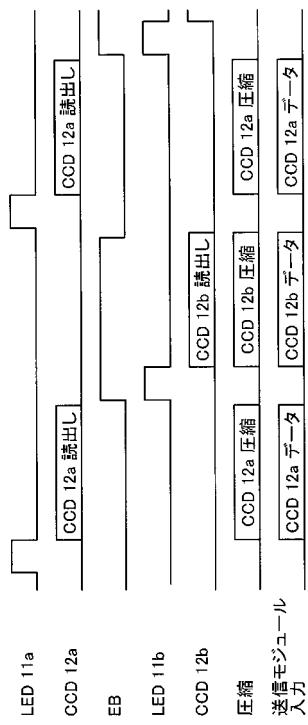
【 図 2 】



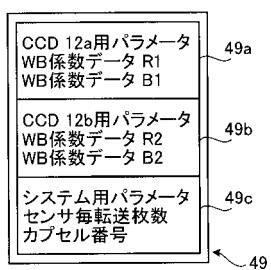
【図3】



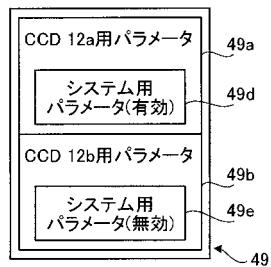
【 四 4 】



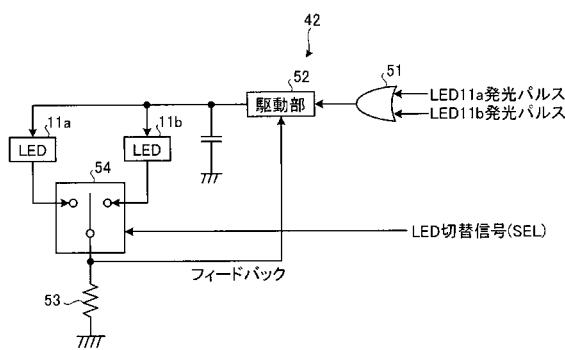
【 図 5 - 1 】



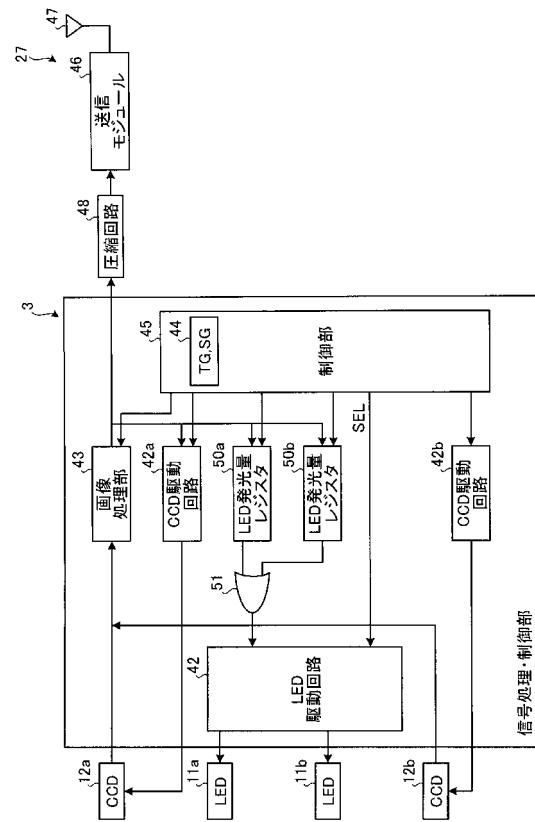
【 図 5 - 2 】



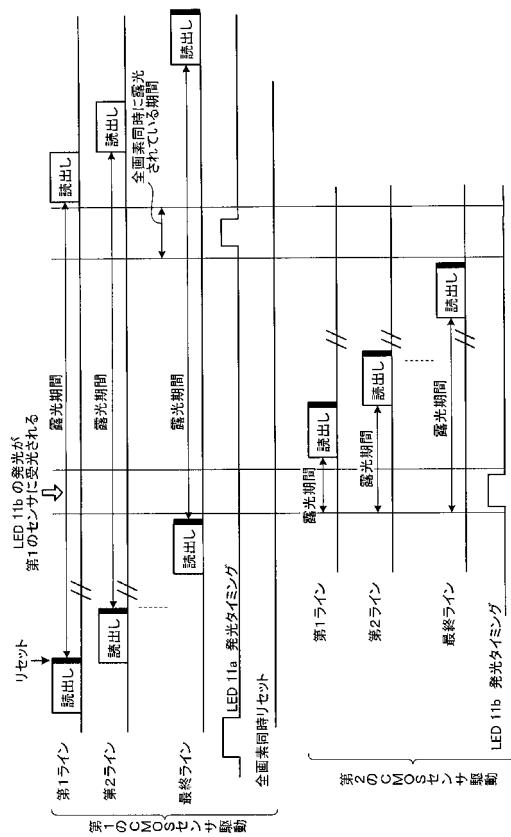
【 図 7 】



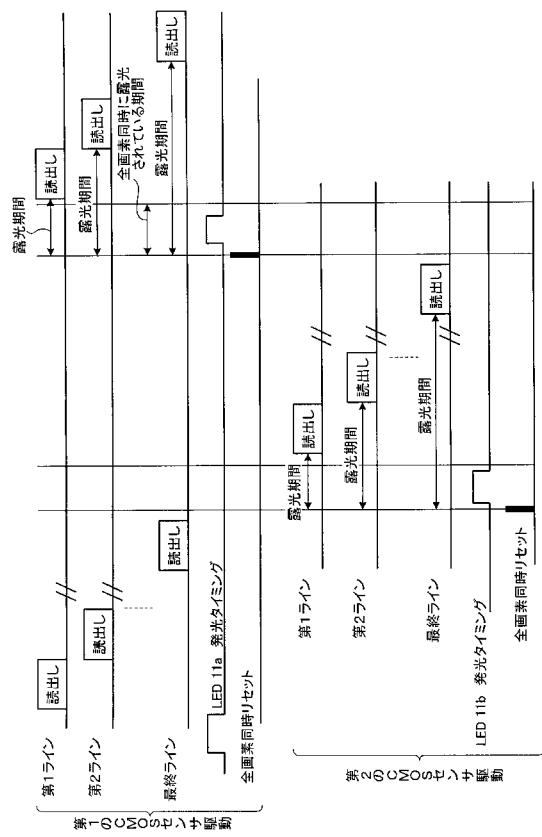
〔 図 6 〕



〔 図 8 〕



【図9】



【図10】

