

(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  
2013年5月16日(16.05.2013)

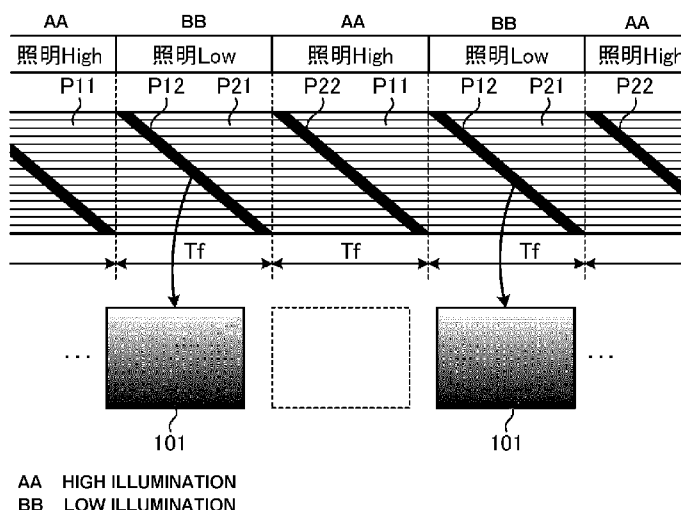


(10) 国際公開番号  
WO 2013/069644 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/06 (2006.01) H04N 5/238 (2006.01)  
A61B 1/04 (2006.01)
  - (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/078746
  - (22) 国際出願日: 2012年11月6日(06.11.2012)
  - (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 2011-244035 2011年11月7日(07.11.2011) JP
  - (71) 出願人: オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
  - (72) 発明者: 大野 渉(ONO, Wataru); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP).
  - (74) 代理人: 酒井 宏明(SAKAI, Hiroaki); 〒1006020 東京都千代田区霞が関三丁目2番5号 霞が関ビルディング 酒井国際特許事務所 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:  
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 撮像装置



(57) Abstract: This imaging device is provided with the following: a light-source unit that can emit first and second illuminating light beams that illuminate a subject, said first and second illuminating light beams having different illumination intensities; a sensor unit, wherein a plurality of pixels that each generate an electrical signal by receiving light and performing photoelectric conversion are arranged on a secondary surface, that reads out pixel information consisting of the electrical signals generated by desired pixels set from among the plurality of pixels; an imaging control unit that controls the reading of the pixel information on the part of the sensor unit; and a light-source control unit that controls the light-source unit so as to emit either the first or the second illuminating light beam for each frame, i.e. period over which the sensor unit reads out one image's worth of pixel information.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2013/069644 A1



---

撮像装置は、被写体を照明する照明光として互いに照明強度が異なる第1および第2の照明光を出射可能な光源部と、各々が光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を生成する複数の画素が二次面上に配置され、複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画素情報として読み出すセンサ部と、センサ部における画素情報の読み出しを制御する撮像制御部と、センサ部が1画面分の画素情報を読み出す期間である1フレーム期間ごとに、第1および第2の照明光のいずれか一方を出射するように光源部を制御する光源制御部と、を備える。

## 明 細 書

**発明の名称 : 撮像装置**

### 技術分野

[0001] 本発明は、撮像用の複数の画素のうち読み出し対象として任意に指定された画素から光電変換後の電気信号を画素情報として出力可能である撮像素子を備えた撮像装置に関する。

### 背景技術

[0002] 従来、医療分野においては、患者等の被検体の臓器を観察する際に内視鏡システムが用いられている。内視鏡システムは、可撓性を有する細長形状をなし、被検体の体腔内に挿入される挿入部と、挿入部の先端に設けられて体内画像を撮像する撮像部と、撮像部が撮像した体内画像を表示可能な表示部とを有する。内視鏡システムを用いて体内画像を取得する際には、被検体の体腔内に挿入部を挿入した後、この挿入部の先端から体腔内の生体組織に白色光を照射し、撮像部が体内画像を撮像する。医師等のユーザは、表示部が表示する体内画像に基づいて被検体の臓器の観察を行う。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0003] 特許文献1：特開2009-192358号公報

#### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] 上述した内視鏡システムの場合、照明光による観察部位の照度は、挿入部の先端からの距離によって変化する。例えば、挿入部の先端からの距離が大きいほど照度が暗くなる。このため、臓器の表面に対して斜め方向から観察を行う場合には、遠点にあたる画面上部と近点にあたる画面下部とでは明るさが大きく異なり、画面上部の遠点が暗くなってしまうという問題があった。

[0005] このような問題を解決するために、照明光の強度を上げてダイナミックレ

ンジの拡大を図ることも考えられる。しかしながら、照明光の強度を上げると、強度を上げる前から明るかった箇所が白つぶれを起こしてしまう場合があり、結果的にダイナミックレンジを拡大することができなかった。

[0006] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、画像のダイナミックレンジを拡大して適切な明るさの画像を取得することができる撮像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

[0007] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る撮像装置は、被写体を照明する照明光として互いに照明強度が異なる第1および第2の照明光を出射可能な光源部と、各々が光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を生成する複数の画素が二次面上に配置され、前記複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画素情報として読み出すセンサ部と、前記センサ部における前記画素情報の読み出しを制御する撮像制御部と、前記センサ部が1画面分の前記画素情報を読み出す期間である1フレーム期間ごとに、前記第1および第2の照明光のいずれか一方を出射するように前記光源部を制御する光源制御部と、を備えたことを特徴とする。

[0008] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記光源制御部は、前記光源部に前記第1および第2の照明光を交互に出射させ、前記撮像制御部は、前記第1および第2の照明光のいずれか一方が出射している期間のみ前記センサ部に前記画素情報の読み出しを行わせることを特徴とする。

[0009] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記第1および第2の照明光の調光を行う調光部をさらに備え、前記光源制御部は、前記光源部に前記第1および第2の照明光を前記1フレーム期間を周期として交互に出射させ、前記撮像制御部は、前記第1の照明光を調光する第1調光領域と前記第2の照明光を調光する第2調光領域とを1フレーム中の異なる領域として設定し、前記調光部は、前記第1および第2調光領域における調光を個別に行うことを特徴とする。

[0010] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記センサ部が時間的に前後して読み出した2画面分の前記画素情報を画素ごとに合成することによって合成画像を生成する画像合成部をさらに備え、前記光源制御部は、前記光源部に前記第1および第2の照明光を前記1フレーム期間を周期として交互に出射させることを特徴とする。

[0011] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記撮像制御部は、前記センサ部に対し、前記複数の画素を構成する互いに平行な複数の一次元のラインをラインごとに露光させるとともに、該露光が終了した前記ラインにおける前記画素情報の読み出しを順次行わせることを特徴とする。

[0012] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記一次元のラインは前記フレームの水平ラインであり、前記撮像制御部は、前記センサ部に対し、前記フレームの上部から下部へ、または下部から上部へ向けて前記水平ラインの露光および読み出しを順次行わせることを特徴とする。

[0013] また、本発明に係る撮像装置は、上記発明において、前記一次元のラインは前記フレームの水平ラインであり、前記撮像制御部は、前記センサ部に対し、前記フレームの中央部から上下両端部へ向けて前記水平ラインの露光および読み出しを順次行わせることを特徴とする。

### 発明の効果

[0014] 本発明によれば、被写体を照明する照明光として互いに照明強度が異なる第1および第2の照明光を出射可能な光源部と、各々が光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を生成する複数の画素が二次面上に配置され、複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画素情報として読み出すセンサ部と、センサ部における画素情報の読み出しを制御する撮像制御部と、センサ部が1画面分の画素情報を読み出す期間である1フレーム期間ごとに、第1および第2の照明光のいずれか一方を出射するように光源部を制御する光源制御部と、を備えているため、照明光を適切な状態に調整することができる。したがって、画像のダイナミックレンジを拡大して適切な明るさの画像を取得することが可能となる。

## 図面の簡単な説明

[0015] [図1]図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る撮像装置を備えた内視鏡システムの概略構成を示す図である。

[図2]図 2 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムが備える内視鏡の先端部の内部構成の概略を説明する断面図である。

[図3]図 3 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

[図4]図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムが実行可能な画像取得方法の概要と該画像取得方法によって取得した画像の明るさの傾向を模式的に示す図である。

[図5]図 5 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムに特徴的な画像取得方法の概要と該画像取得方法によって取得した画像の明るさの傾向を模式的に示す図である。

[図6]図 6 は、図 5 に示すパターンの画像読み出しが有効な場合の例を示す図である。

[図7]図 7 は、本発明の実施の形態 1 に係る内視鏡システムが、図 6 に示す状況下で取得した画像の表示例を示す図である。

[図8]図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムに特徴的な画像取得方法の概要を示す図である。

[図9]図 9 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

[図10]図 10 は、本発明の実施の形態 3 に係る内視鏡システムに特徴的な画像取得方法の概要を示す図である。

[図11]図 11 は、本発明の実施の形態 4 に係る内視鏡システムに特徴的な画像取得方法の概要と該画像取得方法によって取得した画像の明るさの傾向を模式的に示す図である。

[図12]図 12 は、本発明の実施の形態 4 に係る転送期間における読み出し順序の詳細を模式的に示す図である。

## 発明を実施するための形態

[0016] 以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。なお、以下の説明で参照する図面は模式的なものであって、同じ物体を異なる図面で示す場合には、寸法や縮尺等が異なる場合もある。

[0017] （実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１に係る撮像装置を備えた内視鏡システムの概略構成を示す図である。同図に示す内視鏡システム１は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡２と、内視鏡２が取得した体内画像に処理を施す機能を有するとともに内視鏡システム１全体の動作を統括的に制御する機能を有する制御装置４と、内視鏡２の先端から出射する照明光を発生する光源部である光源装置６と、制御装置４が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置８と、を備える。本実施の形態１に係る撮像装置は、内視鏡２および制御装置４によって構成される。

[0018] 内視鏡２は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部２１と、挿入部２１の基端側に接続され、操作信号の入力を受け付ける操作部２２と、操作部２２から挿入部２１が延びる方向とは異なる方向に延び、制御装置４および光源装置６と接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード２３と、ユニバーサルコード２３の先端部に設けられ、内視鏡２と制御装置４および光源装置６との接続をそれぞれ確立するコネクタ部２４と、を備える。

[0019] 挿入部２１は、後述する撮像素子を内蔵した先端部２５と、複数の湾曲駒によって構成され湾曲自在な湾曲部２６と、湾曲部２６の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部２７とを備える。

[0020] 図２は、先端部２５の内部構成の概略を説明する断面図である。図２に示すように、先端部２５は、グラスファイバ等を用いて構成されて光源装置６が発生した光の導光路をなすライトガイド２５１と、ライトガイド２５１の先端に設けられる照明レンズ２５２と、集光用の光学系２５３と、光学系２

53の結像位置に設けられ、光学系253が集光した光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す撮像素子254と、内視鏡2用の処置具を通す処置具チャンネル255と、を有する。

[0021] 光学系253は、2つのレンズ253a、253bからなる。なお、光学系253を構成するレンズの種類や数は、図2に示されるものに限られるわけではない。

[0022] 図3は、内視鏡システム1の要部の機能構成を示すブロック図である。図3を参照して撮像素子254の構成を説明する。撮像素子254は、光学系253からの光を光電変換して電気信号を出力するセンサ部254aと、センサ部254aが出力した電気信号に対してノイズ除去やA/D変換を行うアナログフロントエンド(AFE)部254bと、アナログフロントエンド部254bが出力したデジタル信号をパラレル/シリアル変換するP/S変換部254cと、センサ部254aの駆動タイミングパルス、ならびにアナログフロントエンド部254bおよびP/S変換部254cにおける各種信号処理用のパルスを発生するタイミングジェネレータ254dと、撮像素子254の動作を制御する撮像制御部254eと、を有する。撮像素子254は、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)イメージセンサである。

[0023] センサ部254aは、基板254Sを介してIC回路群254Gと接続される。IC回路群254Gは、アナログフロントエンド部254b、P/S変換部254c、タイミングジェネレータ254d、および撮像制御部254eの機能を有する複数のIC回路を有する。

[0024] センサ部254aは、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオードおよびフォトダイオードが蓄積した電荷を増幅する増幅器をそれぞれ有する複数の画素が2次元マトリックス状に配設された受光部254fと、受光部254fの複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画素情報として読み出す読み出し部254gとを有する。受光部254fには、画素ごとにRGB個別のカラーフィルタが設けられており



、カラー画像の取得を可能にしている。

- [0025] アナログフロントエンド部 254 b は、信号に含まれるノイズ成分を低減するノイズ低減部 254 h と、ノイズが低減された信号を A/D 変換する A/D 変換部 254 i とを有する。ノイズ低減部 254 h は、例えば相関二重サンプリング (Correlated Double Sampling) 法を用いてノイズの低減を行う。なお、ノイズ低減部 254 h と A/D 変換部 254 i との間に、自動的に信号のゲインを調整して常に一定の出力レベルを維持する AGC (Auto Gain Control) 回路を設けてもよい。
- [0026] 撮像制御部 254 e は、制御装置 4 から受信した設定データにしたがって、先端部 25 の各種動作を制御する。撮像制御部 254 e は、CPU (Central Processing Unit) を用いて構成される。
- [0027] 基板 254 S に設けられる電極 254 E には、制御装置 4 との間で電気信号の送受信を行う複数の信号線が束ねられた集合ケーブル 256 が接続している。複数の信号線には、撮像素子 254 が出力した画像信号を制御装置 4 へ伝送する信号線や、制御装置 4 が出力する制御信号を撮像素子 254 へ伝送する信号線などが含まれる。
- [0028] 操作部 22 は、湾曲部 26 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 28 と、体腔内に生検鉗子、レーザープローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部 29 と、制御装置 4、光源装置 6 に加えて、送気手段、送水手段、送ガス手段などの周辺機器の操作を行うための複数のスイッチ 30 とを有する。処置具挿入部 29 から挿入される処置具は、先端部 25 の処置具チャンネル 255 を経由して開口部 255 a から表出する。
- [0029] ユニバーサルコード 23 は、ライトガイド 251 と、集合ケーブル 256 とを少なくとも内蔵している。
- [0030] コネクタ部 24 は、制御装置 4 に接続される電気接点部 241 と、光源装置 6 に着脱自在に接続されるライトガイドコネクタ 242 と、先端部 25 のノズルに空気を送るための送気口金 243 とを有する。
- [0031] 次に、制御装置 4 の構成を説明する。制御装置 4 は、S/P 変換部 41、

画像処理部42、明るさ検出部43、調光部44、読出アドレス設定部45、駆動信号生成部46、入力部47、記憶部48、制御部49および基準クロック生成部50を有する。

[0032] S/P変換部41は、先端部25から受信した画像信号（デジタル信号）をシリアル/パラレル変換する。

[0033] 画像処理部42は、S/P変換部41から出力されたパラレル形態の画像信号をもとに、表示装置8が表示する体内画像を生成する。画像処理部42は、同時化部421、ホワイトバランス（WB）調整部422、ゲイン調整部423、 $\gamma$ 補正部424、D/A変換部425、フォーマット変更部426、サンプル用メモリ427および静止画像用メモリ428を備える。

[0034] 同時化部421は、画素情報として入力された画像信号を、画素ごとに設けられた3つのメモリ（図示せず）に入力し、読み出し部254gが読み出した受光部254fの画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら3つのメモリの画像信号をRGB画像信号として同時化する。同時化部421は、同時化したRGB画像信号をホワイトバランス調整部422へ順次出力するとともに、一部のRGB画像信号を、明るさ検出などの画像解析用としてサンプル用メモリ427へ出力する。

ホワイトバランス調整部422は、RGB画像信号のホワイトバランスを調整する。

ゲイン調整部423は、RGB画像信号のゲイン調整を行う。ゲイン調整部423は、ゲイン調整を行ったRGB画像信号を $\gamma$ 補正部424へ出力するとともに、一部のRGB信号を、静止画像表示用、拡大画像表示用または強調画像表示用として静止画像用メモリ428へ出力する。

$\gamma$ 補正部424は、表示装置8に対応させてRGB画像信号を階調補正（ $\gamma$ 補正）する。

D/A変換部425は、 $\gamma$ 補正部424が出力した階調補正後のRGB画像信号をアナログ信号に変換する。

フォーマット変更部426は、アナログ信号に変換された画像信号を動画用のファイルフォーマットに変更して表示装置8に出力する。このファイルフォーマットとして、AVI形式、MPEG形式などを適用することができる。

[0035] 明るさ検出部43は、サンプル用メモリ427が保持するRGB画像信号から、各画素に対応する明るさレベルを検出し、検出した明るさレベルを内部に設けられたメモリに記録するとともに制御部49へ出力する。また、明るさ検出部43は、検出した明るさレベルをもとにゲイン調整値および光照射量を算出し、ゲイン調整値をゲイン調整部423へ出力する一方、光照射量を調光部44へ出力する。

[0036] 調光部44は、制御部49の制御のもと、明るさ検出部43が算出した光照射量をもとに光源装置6が発生する光の種別、光量、発光タイミング等を設定し、この設定した条件を含む光源同期信号を光源装置6へ送信する。

[0037] 読出アドレス設定部45は、センサ部254aの受光部における読み出し対象の画素および読み出し順序を設定する機能を有する。すなわち、読出アドレス設定部45は、アナログフロントエンド部254bが読出すセンサ部254aの画素のアドレスを設定する機能を有する。また、読出アドレス設定部45は、設定した読み出し対象の画素のアドレス情報を同時化部421へ出力する。

[0038] 駆動信号生成部46は、撮像素子254を駆動するための駆動用のタイミング信号を生成し、集合ケーブル256に含まれる所定の信号線を介してタイミングジェネレータ254dへ送信する。なお、このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレス情報を含む。

[0039] 入力部47は、内視鏡システム1の動作を指示する動作指示信号等の各種信号の入力を受け付ける。

[0040] 記憶部48は、フラッシュメモリやDRAM (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現される。記憶部48は、内視鏡システム1を動作させるための各種プログラム、および内視鏡システム1の動作

に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する。

[0041] 制御部49は、CPU (Central Processing Unit) 等を用いて構成され、先端部25および光源装置6を含む各構成部の駆動制御、および各構成部に対する情報の入出力制御などを行う。制御部49は、撮像制御のための設定データを、集合ケーブル256に含まれる所定の信号線を介して撮像制御部254eへ送信する。ここで、設定データは、撮像素子254の撮像速度（フレームレート）、およびセンサ部254aの任意の画素からの画素情報の読み出し速度を指示する指示情報、ならびにアナログフロントエンド部254bが読み出した画素情報の伝送制御情報などを含む。

[0042] 基準クロック生成部50は、内視鏡システム1の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、内視鏡システム1の各構成部に対して生成した基準クロック信号を供給する。

[0043] 次に、光源装置6の構成を説明する。光源装置6は、白色光源61と、特殊光光源62と、光源制御部63と、LEDドライバ64とを有する。

[0044] 白色光源61は、LEDなどによって構成される白色照明光を発生する。

特殊光光源62は、白色照射光とは波長帯域が異なる光であって狭帯域バンドパスフィルタによって狭帯域化したR、G、Bいずれかの成分の光を特殊光として発生する。特殊光光源62が発生する特殊光としては、血液中のヘモグロビンに吸収されやすくなるように狭帯域化された青色光および緑色光の2種の帯域のNBI (Narrow Band Imaging) 照明光がある。

光源制御部63は、調光部44から送信された光源同期信号にしたがって白色光源61または特殊光光源62に供給する電流量を制御する。

LEDドライバ64は、白色光源61あるいは特殊光光源62に対して光源制御部63の制御のもとで電流を供給することにより、白色光源61または特殊光光源62に光を発生させる。

[0045] 白色光源61または特殊光光源62が発生した光は、ライトガイド251を經由して先端部25の先端から外部へ照射される。

[0046] 表示装置8は、制御装置4が生成した体内画像を制御装置4から受信して

表示する機能を有する。表示装置 8 は、液晶、有機 E L 等の表示ディスプレイを有する。

[0047] 図 4 は、以上の構成を有する内視鏡システム 1 が実行可能な画像取得方法の概要と該画像取得方法によって取得した画像の明るさの傾向を模式的に示す図である。撮像素子 2 5 4 は、フォーカルプレーン方式の電子シャッタが採用されるため、複数のフレームを連続的に撮像する場合、蓄積された電荷の読み出しを 1 つの水平ラインごとに順次行う。このため、最初に読み出す水平ラインと、最後に読み出す水平ラインとでは時間差が生じる。本実施の形態 1 では、この時間差が 1 フレーム  $T_f$  分に略等しいものとする。

[0048] 図 4 に示す場合、画面上部の水平ラインからスタートして順次下方の水平ラインへと画素の読み出しを行う。本実施の形態 1 において、光源装置 6 は、同種類の照明光（例えば白色光）の照明強度を強（High）と弱（Low）との間で 1 フレーム期間  $T_f$  を周期として切り替える。この場合、センサ部 2 5 4 a における 1 フレーム分の露光期間は、照明強度の切り替えのタイミングをまたぐような期間となる。

[0049] 例えば、図 4 に示す露光期間 P 1 1 は、画面上方の水平ラインでは、照明強度が強である期間が支配的であるが、画面下方の水平ラインでは、照明強度が弱である期間が支配的である。したがって、センサ部 2 5 4 a が露光期間 P 1 1 に露光することによって蓄積された電荷の転送期間 P 1 2 に読み出し部 2 5 4 g が読み出した画素情報に基づく画像は、図 4 の画像 1 0 1 に示すように、画面上方が明るく、画面下方へ行くにしたがって徐々に暗くなっていく傾向にある。

[0050] 一方、図 4 に示す露光期間 P 2 1 は、画面上方の水平ラインでは、照明強度が弱である期間が支配的であるが、画面下方の水平ラインでは、照明強度が強である期間が支配的である。したがって、センサ部 2 5 4 a が露光期間 P 2 1 に露光することによって蓄積された電荷の転送期間 P 2 2 に読み出し部 2 5 4 g が読み出した画素情報に基づく画像は、図 4 の画像 1 0 2 に示すように、画面上方が暗く、画面下方へ行くにしたがって徐々に明るくなって

いく傾向にある。

[0051] なお、ここで説明している画面の明暗は、照明光の照度差のみによる画面の明るさの傾向を述べたものであり、被写体を撮像した場合の被写体像の明暗とは無関係である。すなわち、実際の被写体を撮像した場合の明るさの傾向が、画像101、102に示す明暗の傾向と全く同じであるとは限らない。

[0052] このように、画像1フレームごとに照明強度の強弱を切り替える場合、画像における照明の影響がフレームごとに異なる。そこで、撮像制御部254eは、明るさの傾向が互いに異なる2種類の画像のうち一方の画像のみを読み出し部254gに読み出させて1フレームおきに画像を取得するようにしている。

[0053] 図5は、内視鏡システム1に特徴的な画像取得方法の概要と該画像取得方法によって取得した画像の明るさの傾向を模式的に示す図である。読み出し部254gは、撮像制御部254eの制御のもとで、例えば画面の明るさの傾向が同じである画像101のみを読み出し、画面の明るさの傾向が画像101と異なる画像102の読み出しを行わない。

[0054] 本実施の形態1では、図5に示すように、センサ部254aは、照明強度の切り替えパターンが互いに同じである露光期間の画像を順次取得するため、画像のコントラストのパターンが常に一定である画像を取得することができる。

[0055] 図6は、図5に示すパターンの画像読み出しが有効な場合の例を示す図である。図6において、先端部25は被写体301に対して斜め上方から撮像している。この場合に時間的に均一な照明光によって撮像される画像501は、先端部25に近いほど明るく、遠いほど暗くなる。

[0056] このような画像501の明るさをより均一にした画像を撮像する場合には、図5に示す画像101のように、画面上部が明るく、画面下部が暗くなるような露光期間P11にセンサ部254aが露光した画像を取得するようにすればよい。図7は、図6に示す状況下で内視鏡システム1が、露光期間P

11にセンサ部254aが露光して取得した画像の表示例を示す図である。図7に示す画像502は、画面の明るさがほぼ一様である画像を模式的に示している。

[0057] 本実施の形態1においては、画像フレームの1周期おきに画像取得を行うことにより、照明の近景と遠景との照度差を補正している。したがって、内視鏡2を用いて被写体の表面を斜めから見るような場合であってもダイナミックレンジを拡大することができる。具体的には、例えば図6に示す状況下では、画面上部の遠景を高感度に設定することで、近点から遠点まで、理想的な明るさを有し、ダイナミックレンジが広い画像を得ることができる。

[0058] なお、図4に示す場合と逆の読み出し期間の画像102のみを取得するようにしてもよい。このような画像取得方法は、例えば撮像視野の手前が明るく、奥が暗い画像を撮像するような場合に好適である。

[0059] また、本実施の形態1においては、光源装置6が発生する照明のフレーム毎の強弱の比率を変化させることにより、画面の近景と遠景との感度バランスを調整することも可能である。

[0060] 以上説明した本発明の実施の形態1によれば、フォーカルプレーンシャッター式のシャッター動作をする撮像素子を使用し、1フレームごとに明るさを変えた照明を行うことにより、画面上部と画面下部で露光時間が異なる画像を取得することができる。これにより、画面の上部と下部で感度を傾斜させることができ、ダイナミックレンジが広く、理想的な明るさを有する画像を得ることが可能となる。

[0061] なお、本実施の形態1において、読み出し部254gは表示対象とするフレームのみを1周期おきに読み出していたが、読み出し部254gが全フレームを読み出して、この中から表示対象とするフレームを制御装置4が選択するようにしてもよい。また、読み出し部254gが全フレームを読み出した後、撮像制御部254eが表示対象として制御装置4へ送信するフレームを抽出するようにしてもよい。

[0062] また、本実施の形態1において、読み出し部254gは、画面の下部から

上部へ向けて水平ラインごとに読み出しを行ってもよい。

[0063] (実施の形態 2)

図 8 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムに特徴的な画像取得方法の概要を示す図である。なお、本実施の形態 2 に係る内視鏡システムの構成は、上述した内視鏡システム 1 の構成と同じである。

[0064] 本実施の形態 2 において、光源装置 6 は、発生する照明光の強度として、異なる 2 つの強度を一定の周期  $T_f$  で交互に発生させている。以下、光源装置 6 が 2 つの異なる強度で照明する期間を、それぞれ第 1 照明期間、第 2 照明期間という。

[0065] 以下の説明において、第 1 照明期間（例えば  $L_{11}$ 。以下、この段落において括弧内が相互に対応付けられる）から第 2 照明期間（ $L_{21}$ ）に切り替わる時点をまたぐ露光期間（ $P_{31}$ ）にセンサ部 254a が露光し、続く転送期間（ $P_{32}$ ）にセンサ部 254a が露光に応じた量の電荷を転送することによって得られる画像 701 の上半分の領域を第 1 調光領域 702 とし、その画像 701 の下半分の領域を第 2 調光領域 703 とする。調光部 44 は、第 1 調光領域 702 を第 1 照明期間の調光対象領域として調光を行う一方、第 2 調光領域 703 を第 2 照明期間の調光対象領域として調光を行う。

[0066] 調光部 44 による調光結果は、光源制御部 63 に送信される。調光部 44 の調光結果を受信した光源制御部 63 は、その調光結果を、次の第 1 および第 2 照明期間に発生する照明強度に反映する。

[0067] 図 8 に示す画像取得方法をより具体的に説明する。図 8 において、調光部 44 は、第 1 照明期間  $L_{11}$  に対応する露光期間  $P_{31}$  の露光量に基づいて第 1 調光領域 702 の調光を行う（調光 11）。光源制御部 63 は、その調光結果を、次の第 1 照明期間  $L_{12}$  における照明強度に反映させる（破線 A1 を参照）。

一方、調光部 44 は、第 2 照明期間  $L_{21}$  に対応する露光期間  $P_{31}$  の露光量に基づいて第 2 調光領域 703 の調光を行う（調光 21）。光源制御部 63 は、その調光結果を次の第 2 照明期間  $L_{22}$  における照明強度に反映さ



せる（破線B 1を参照）。

[0068] この後、調光部4 4は、第1照明期間L 1 1の後に続く第2照明期間L 2 1に対応した露光期間P 4 1の露光量（転送期間P 4 2にセンサ部2 5 4が転送する電荷量に対応）を用いることなく、第2照明期間L 2 1の後に続く第1照明期間L 1 2に対応する露光期間P 3 3の露光量（転送期間P 3 4にセンサ部2 5 4が転送する電荷量に対応）に基づいて、第1調光領域7 0 2の調光を行う（調光1 2）。光源制御部6 3は、その調光結果を、次の第1照明期間L 1 3における照明強度に反映させる（破線A 2を参照）。

一方、調光部4 4は、第2照明期間L 2 2に対応する露光期間P 3 3の露光量に基づいて第2調光領域7 0 3の調光を行う（調光2 2）。光源制御部6 3は、その調光結果を次の第2照明期間L 2 3における照明強度に反映させる（破線B 2を参照）。

[0069] 以後、調光部4 4は、上記同様に、第1照明期間の調光を第1調光領域7 0 2で行う一方、第2照明期間の調光を第2調光領域7 0 3で行う。

[0070] 以上説明した本発明の実施の形態2によれば、上述した実施の形態1と同様、ダイナミックレンジが広く、理想的な明るさを有する画像を得ることができる。

[0071] また、本実施の形態2によれば、照明期間ごとに異なる調光領域を設定して独立に調光することにより、よりキメ細かな明るさの設定を行うことが可能となる。

[0072] なお、本実施の形態2において、第1照明期間と第2照明期間を同じ明るさとすれば、通常の照明方式と同等となることはいうまでもない。

[0073] また、本実施の形態2において、表示装置8では、読み込んだ各フレームの画像をそのまま表示する以外に、照明期間が異なる領域ごとにそれぞれ重み付けしたものを合成して表示するようにしてもよい。

[0074] （実施の形態3）

本発明の実施の形態3は、実施の形態2と同様に2つの異なる照明期間を周期的に交互に変更し、隣接する2つのフレームを合成した画像を生成する

ことを特徴とする。

[0075] 図9は、本発明の実施の形態3に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。同図に示す内視鏡システム11は、実施の形態1で説明した内視鏡システム1と、制御装置が有する画像処理部の構成が異なる。

[0076] 内視鏡システム11の制御装置12が有する画像処理部121は、同時化部421、ホワイトバランス調整部422、ゲイン調整部423、 $\gamma$ 補正部424、D/A変換部425、フォーマット変更部426、サンプル用メモリ427に加えて、フレームメモリ122および画像合成部123を有する。

[0077] フレームメモリ122は、ゲイン調整部423がゲイン調整を行った画像を一時的に記憶する。

画像合成部123は、ゲイン調整部423がゲイン調整を行った最新の画像とその1つ前のフレームの画像とを画素ごとに加算することによって合成画像を生成する。

[0078] 図10は、内視鏡システム11に特徴的な画像取得方法の概要を示す図である。光源装置6は、実施の形態2と同様に、異なる2つの強度を一定の周期 $T_f$ で交互に発生させている。以下、光源装置6が2つの異なる強度で照明する期間を、それぞれ第1照明期間、第2照明期間という。

[0079] 図10において、画像合成部123は、第1照明期間 $L_{31}$ から第2照明期間 $L_{41}$ に切り替わる時点をまたぐ露光期間 $P_{51}$ にセンサ部254aが露光し、続く転送期間 $P_{52}$ にセンサ部254aが露光に応じた電荷を転送することによって得られる画像801と、第2照明期間 $L_{41}$ から第1照明期間 $L_{32}$ に切り替わる時点をまたぐ露光期間 $P_{61}$ にセンサ部254aが露光し、続く転送期間 $P_{62}$ にセンサ部254aが露光に応じた電荷を転送することによって得られる画像802とを用いて合成画像901を生成する。この合成画像901は、画像801と画像802で対応する画素の画素値を加算することによって生成される。なお、画像合成部123は、2つの画

像 801、802のうち先に取得した画像 801 をフレームメモリ 122 から読み出す。

[0080] 続いて、画像合成部 123 は、フレームメモリ 122 に格納された画像 802 と、第 1 照明期間 L32 から第 2 照明期間 L42 に切り替わる時点をまたぐ露光期間 P53 にセンサ部 254 a が露光し、続く転送期間 P54 にセンサ部 254 a が転送することによって得られる画像 803 とを上記同様に合成することによって合成画像 902 を生成する。

[0081] その後、画像合成部 123 は、フレームメモリ 122 に格納された画像 803 と、第 2 照明期間 L42 から第 1 照明期間 L33 に切り替わる時点をまたぐ露光期間 P63 にセンサ部 254 a が露光し、続く転送期間 P64 にセンサ部 254 a が転送することによって得られる画像 804 とを上記同様に合成することによって合成画像 903 を生成する。

[0082] 続いて、画像合成部 123 は、フレームメモリ 122 に格納された画像 804 と、第 1 照明期間 L33 から第 2 照明期間 L43 に切り替わる時点をまたぐ露光期間 P55 にセンサ部 254 a が露光し、続く転送期間 P56 にセンサ部 254 a が転送することによって得られる画像 805 とを上記同様に合成することによって合成画像 904 を生成する。

[0083] 以後、画像合成部 123 は、以上説明した処理と同様の処理を繰り返すことによって合成画像を順次生成する。

[0084] 以上説明した本発明の実施の形態 3 によれば、画像合成部が、隣接する 2 つのフレームの画像を合成した合成画像を生成することにより、明るさが異なる 2 つの照明を合成することにより、画像全域に対してダイナミックレンジを拡大することができる。

[0085] なお、本実施の形態 3 において、調光部 44 は、合成したフレームにおける明るさに基づいて調光を行ってもよいし、実施の形態 2 と同様の方法で調光を行ってもよい。

[0086] (実施の形態 4)

図 11 は、本発明の実施の形態 4 に係る内視鏡システムに特徴的な画像取

得方法の概要と該画像取得方法によって取得した画像の明るさの傾向を模式的に示す図である。本実施の形態4に係る内視鏡システムの構成は、上述した内視鏡システム1の構成と同じである。

[0087] 本実施の形態4は、転送期間における画像の読み出し順序が上述した実施の形態1、2と異なっている。すなわち、本実施の形態4において、撮像素子254は、画面の中心に位置する水平ラインから読み出しを開始した後、画面上下方向の両端へ向けて交互に読み出し対象の水平ラインを変化させていく。

[0088] 図12は、転送期間における読み出し順序の詳細を模式的に示す図である。図12に示す転送期間P72では、読み出し対象の水平ラインが、第n水平ライン→第(n+1)水平ライン→第(n-1)水平ライン→第(n+2)水平ライン→第(n-2)水平ライン→・・・の順に上下に交互に変化している。ここで、自然数nは、センサ部254aが備える水平ライン数の略半分の値を有する。

[0089] なお、本実施の形態4において、光源装置6は、実施の形態1と同様、発生する照明光を一定の強度で強(High)と弱(Low)との間で切り替えている。このため、照明強度が弱から強へ切り替わる露光期間P71で露光し、転送期間P72で読み出された画像1001は、画面の上方と下方が相対的に明るく、画面の上下方向中央部へ向けて徐々に暗くなっている画像である。一方、照明強度が強から弱へ切り替わる露光期間P81で露光し、転送期間P82で読み出された画像1002は、画面の上下方向中央部が相対的に明るく、画面の上端部と下端部へ向けて徐々に暗くなっている画像となる。

[0090] 本実施の形態4では、画像1001および1002のいずれか一方のみを読み出して表示画像を生成する。例えば、画面上下方向の中央部が明るい撮像視野の場合には、読み出し部254gが画像1001のみを読み出すようにすればよい。また、画面上下方向の中央部が暗い撮像視野の場合には、読み出し部254gが画像1002のみを適用すればよい。これにより、上述

した実施の形態1と同様に、均一な明るさを有する画像を生成することが可能となる。

[0091] 以上説明した本発明の実施の形態4によれば、上述した実施の形態1と同様、ダイナミックレンジが広く、理想的な明るさを有する画像を得ることができる。

[0092] また、本実施の形態4によれば、画像の読み出しを、画像の中央のフレームより上下方向両端部へ向けて交互に行うことにより、画像の上下方向に感度傾斜をつけた画像を取得することができる。

[0093] ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は、上記実施の形態1～4によってのみ限定されるべきものではない。例えば、本発明において、センサ部の読み出し部が画素上方を読み出す際の読み出し順序は、上述したものに限られるわけではない。

[0094] また、本発明を、鏡視下手術などで使用される腹腔鏡に適用することも可能である。鏡視下手術では、臓器内部を様々な方向から観察するため、上述した実施の形態と同様に画面内の遠点と近点との明るさが大きく異なってしまう場合がある。したがって、本発明を適用することによって撮像視野の明るさを適宜調整することが可能となる。

[0095] このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、特許請求の範囲に記載した技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

## 符号の説明

- [0096] 1、 1 1 内視鏡システム  
2 内視鏡  
4、 1 2 制御装置  
6 光源装置  
8 表示装置  
2 1 挿入部  
2 2 操作部

- 2 5 先端部
- 2 6 湾曲部
- 2 7 可撓管部
- 3 0 スイッチ
- 4 1 S / P 変換部
- 4 2、1 2 1 画像処理部
- 4 3 明るさ検出部
- 4 4 調光部
- 4 5 読出アドレス設定部
- 4 6 駆動信号生成部
- 4 7 入力部
- 4 8 記憶部
- 4 9 制御部
- 5 0 基準クロック生成部
- 6 1 白色光源
- 6 2 特殊光光源
- 6 3 光源制御部
- 6 4 LEDドライバ
- 1 2 2 フレームメモリ
- 1 2 3 画像合成部
- 2 4 2 ライトガイドコネクタ
- 2 5 1 ライトガイド
- 2 5 2 照明レンズ
- 2 5 3 光学系
- 2 5 4 撮像素子
- 2 5 4 a センサ部
- 2 5 4 b アナログフロントエンド部
- 2 5 4 c P / S 変換部

2 5 4 e 撮像制御部

2 5 4 f 受光部

2 5 4 g 読み出し部

2 5 6 集合ケーブル

3 0 1 被写体

7 0 2 第1調光領域

7 0 3 第2調光領域

P 1 1、P 2 1、P 3 1、P 4 1、P 5 1、P 6 1 露光期間

P 1 2、P 2 2、P 3 2、P 4 2、P 5 2、P 6 2 転送期間

## 請求の範囲

- [請求項1] 被写体を照明する照明光として互いに照明強度が異なる第1および第2の照明光を出射可能な光源部と、  
各々が光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を生成する複数の画素が二次面上に配置され、前記複数の画素のうち読み出し対象として任意に設定された画素が生成した電気信号を画素情報として読み出すセンサ部と、  
前記センサ部における前記画素情報の読み出しを制御する撮像制御部と、  
前記センサ部が1画面分の前記画素情報を読み出す期間である1フレーム期間ごとに、前記第1および第2の照明光のいずれか一方を出射するように前記光源部を制御する光源制御部と、  
を備えたことを特徴とする撮像装置。
- [請求項2] 前記光源制御部は、  
前記光源部に前記第1および第2の照明光を交互に出射させ、  
前記撮像制御部は、  
前記第1および第2の照明光のいずれか一方が出射している期間のみ前記センサ部に前記画素情報の読み出しを行わせることを特徴とする請求項1に記載の撮像装置。
- [請求項3] 前記第1および第2の照明光の調光を行う調光部をさらに備え、  
前記光源制御部は、  
前記光源部に前記第1および第2の照明光を前記1フレーム期間を周期として交互に出射させ、  
前記撮像制御部は、  
前記第1の照明光を調光する第1調光領域と前記第2の照明光を調光する第2調光領域とを1フレーム中の異なる領域として設定し、  
前記調光部は、  
前記第1および第2調光領域における調光を個別に行うことを特徴



とする請求項 1 に記載の撮像装置。

[請求項4] 前記センサ部が時間的に前後して読み出した 2 画面分の前記画素情報を画素ごとに合成することによって合成画像を生成する画像合成部をさらに備え、

前記光源制御部は、

前記光源部に前記第 1 および第 2 の照明光を前記 1 フレーム期間を周期として交互に出射させることを特徴とする請求項 1 に記載の撮像装置。

[請求項5] 前記撮像制御部は、

前記センサ部に対し、前記複数の画素を構成する互いに平行な複数の一次元のラインをラインごとに露光させるとともに、該露光が終了した前記ラインにおける前記画素情報の読み出しを順次行わせることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載の撮像装置。

[請求項6] 前記一次元のラインは前記フレームの水平ラインであり、

前記撮像制御部は、

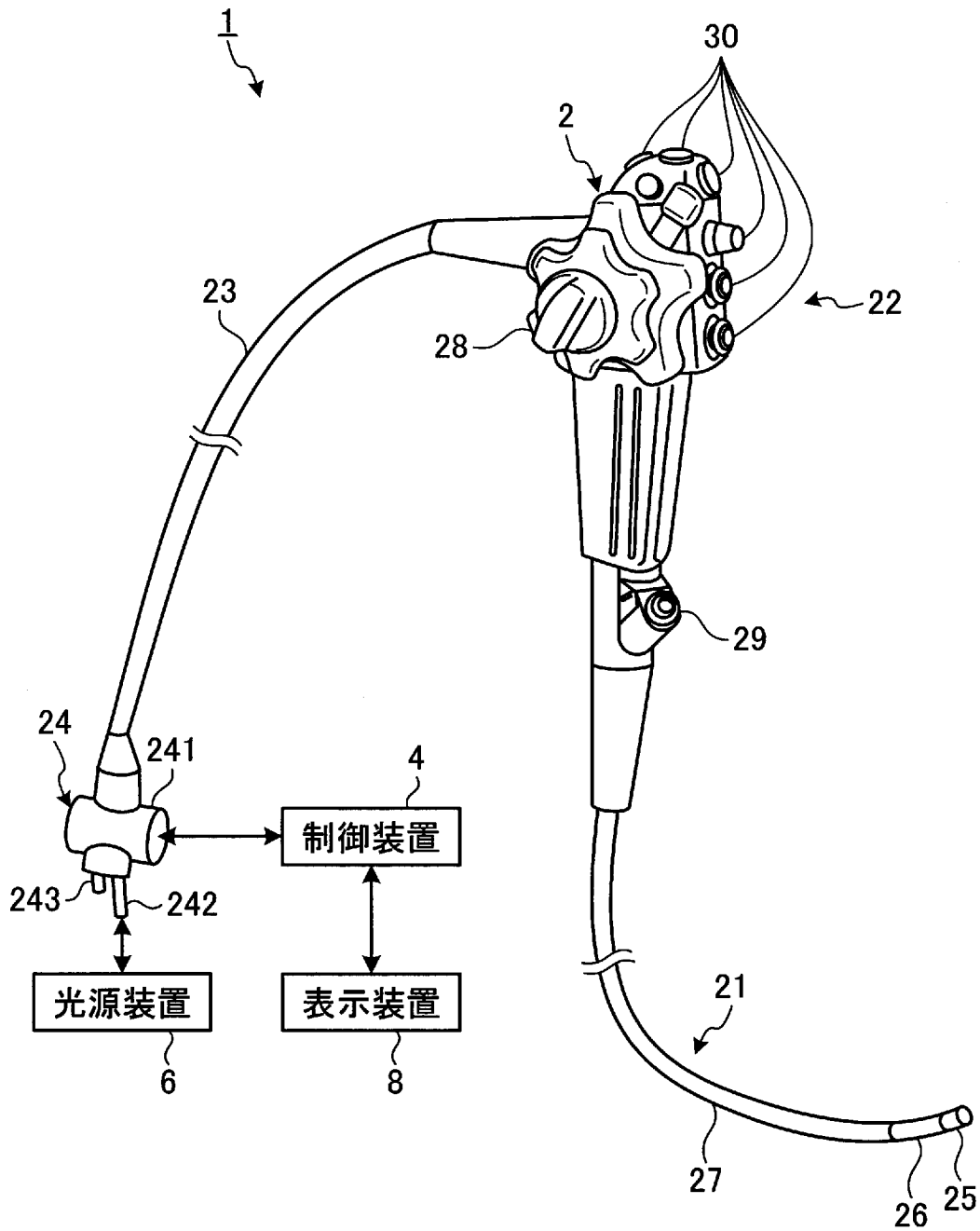
前記センサ部に対し、前記フレームの上部から下部、または下部から上部へ向けて前記水平ラインの露光および読み出しを順次行わせることを特徴とする請求項 5 に記載の撮像装置。

[請求項7] 前記一次元のラインは前記フレームの水平ラインであり、

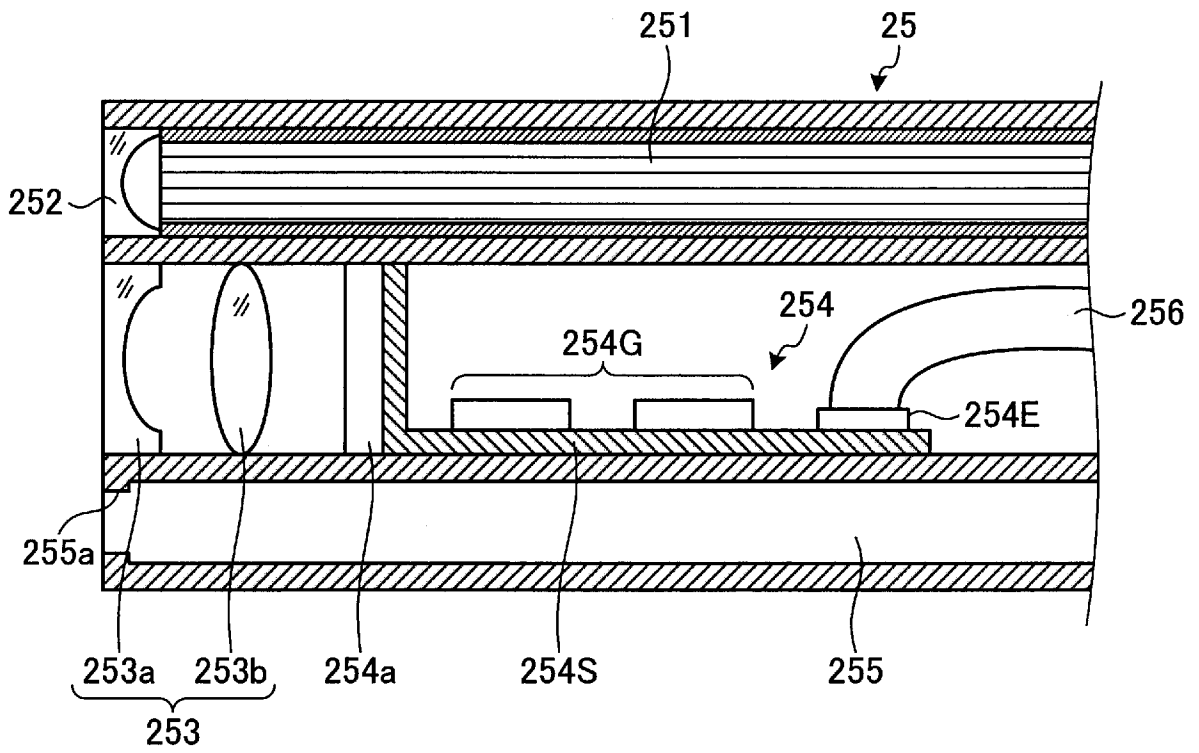
前記撮像制御部は、

前記センサ部に対し、前記フレームの中央部から上下両端部へ向けて前記水平ラインの露光および読み出しを順次行わせることを特徴とする請求項 5 に記載の撮像装置。

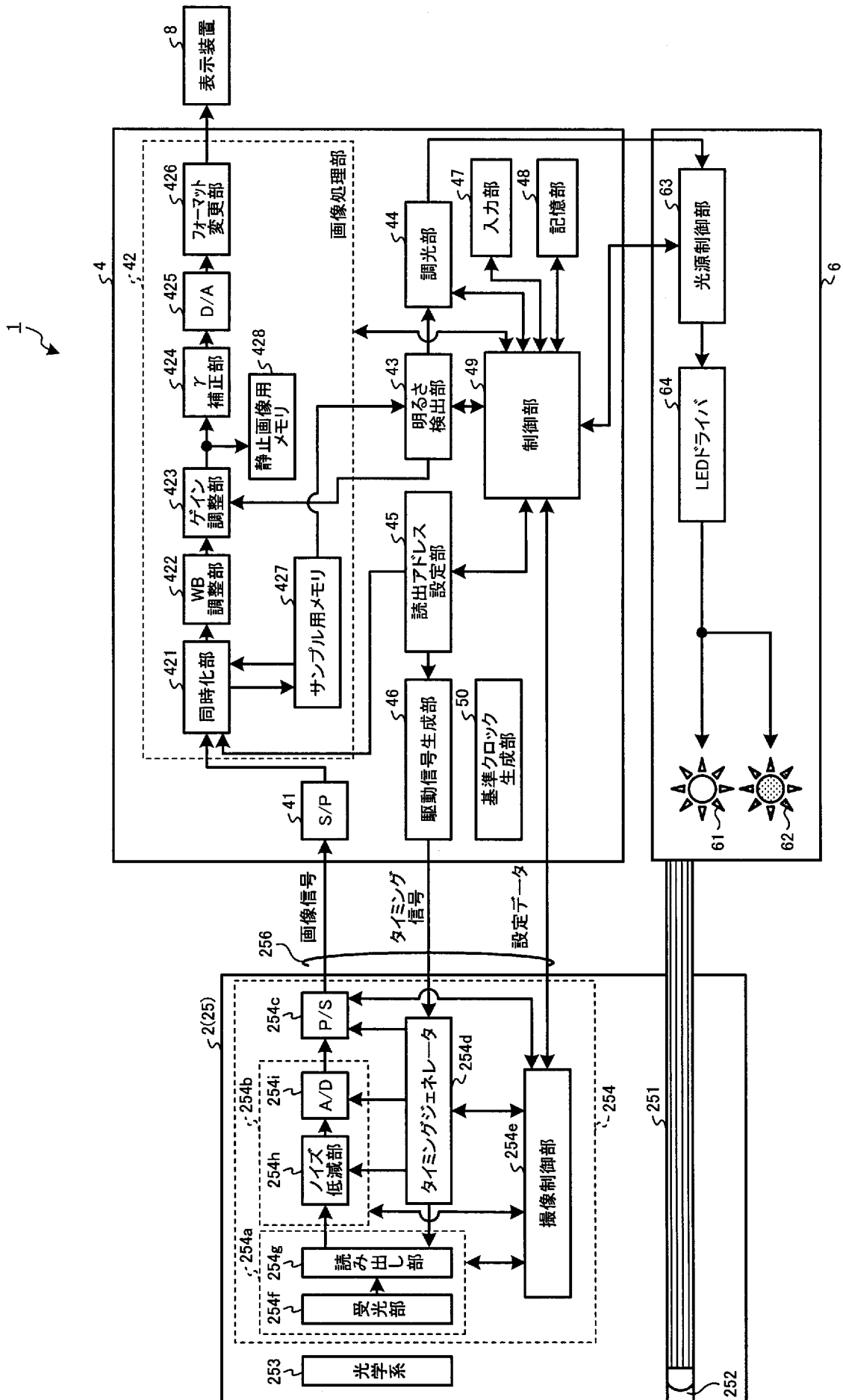
[図1]



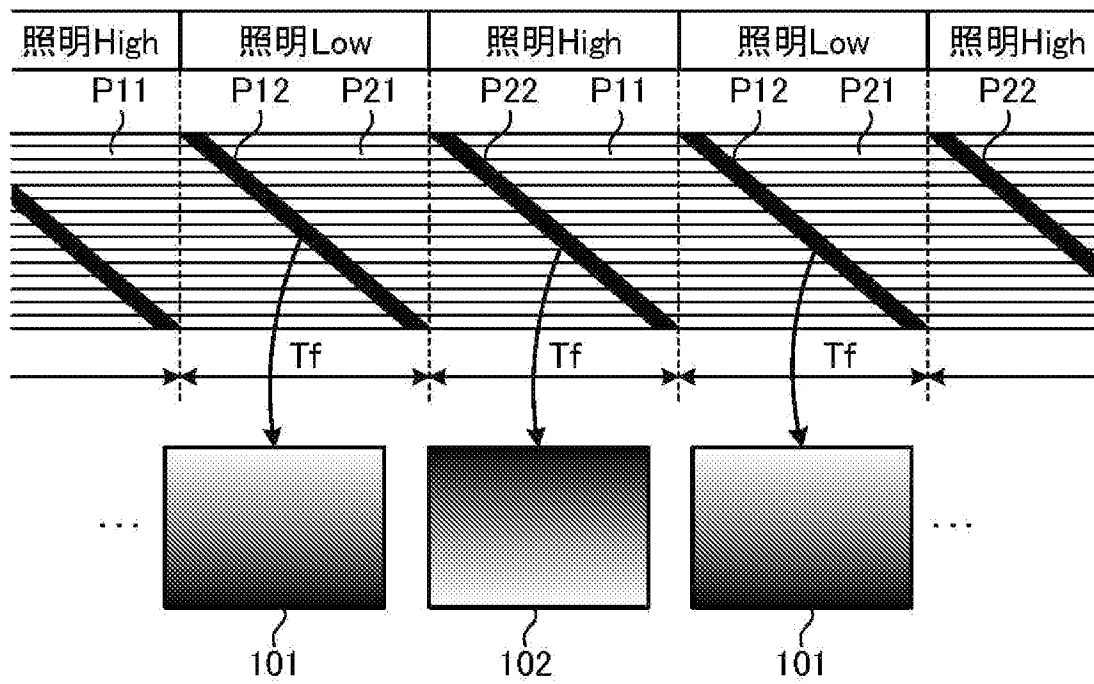
[図2]



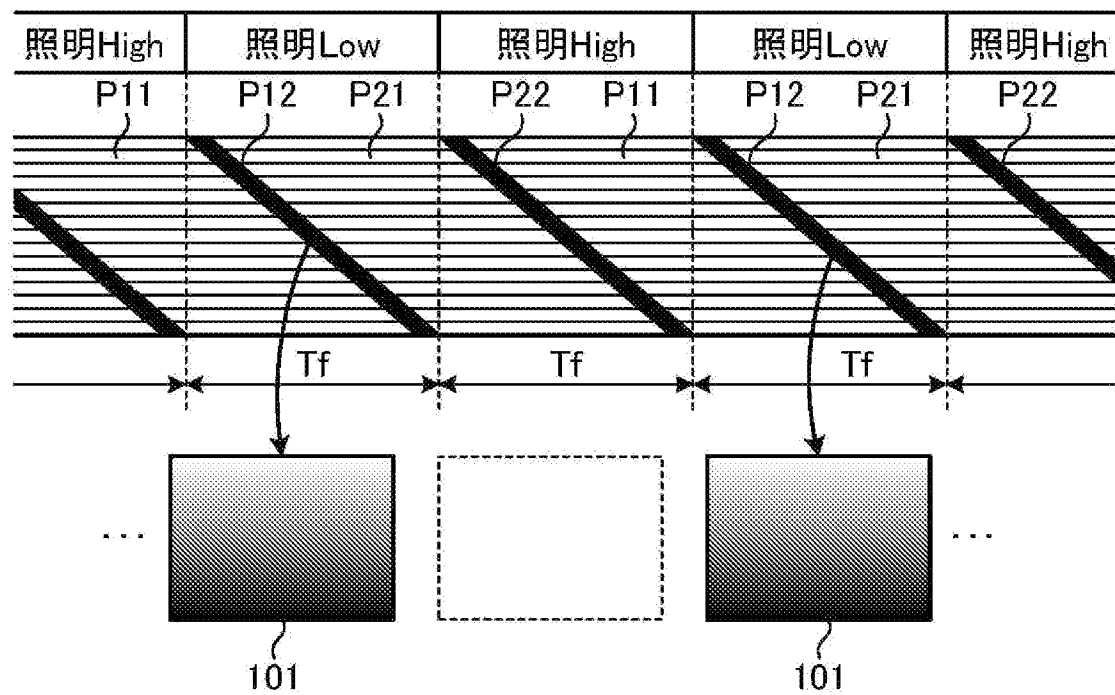
[図3]



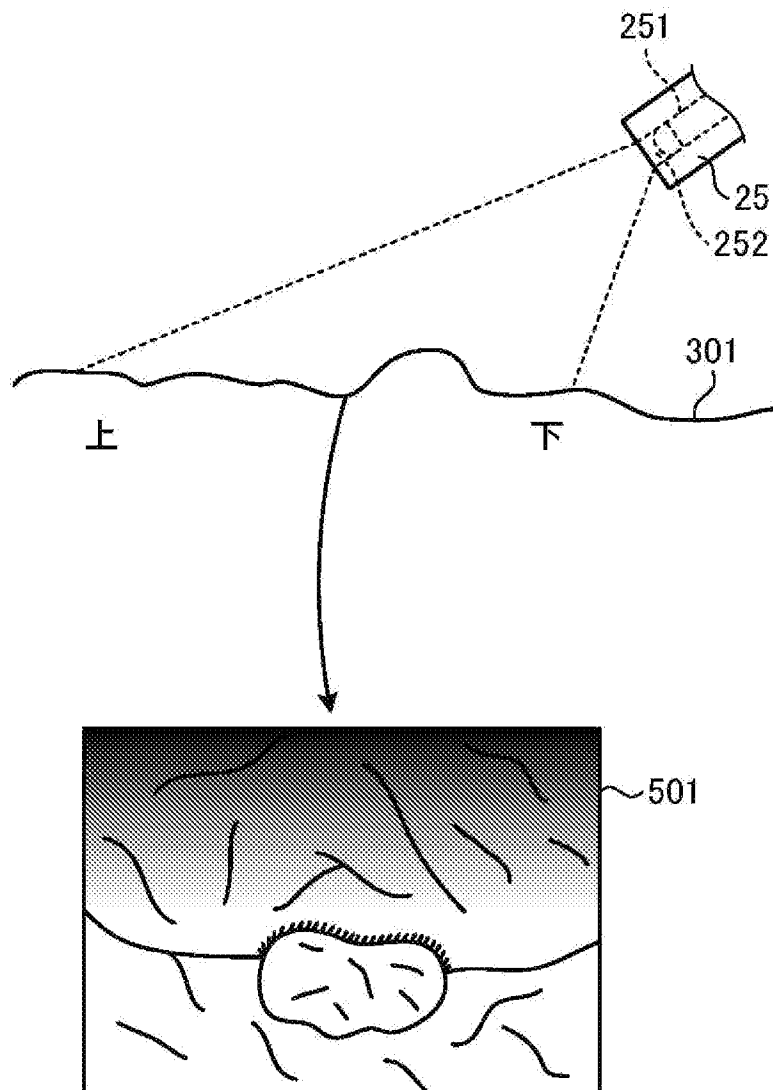
[圖4]



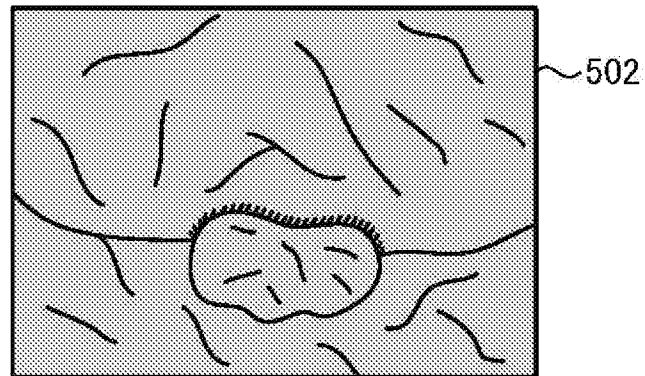
[圖5]



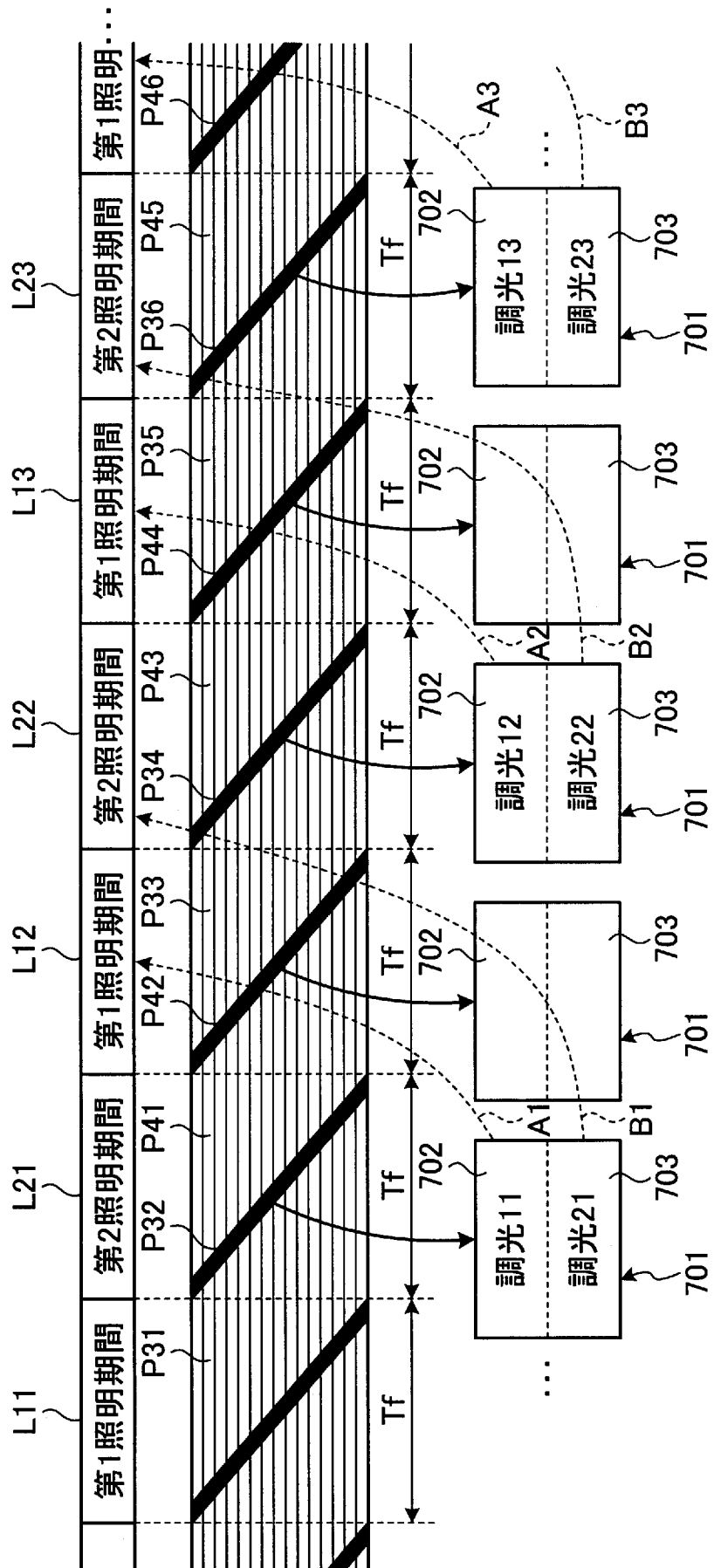
[図6]



[図7]

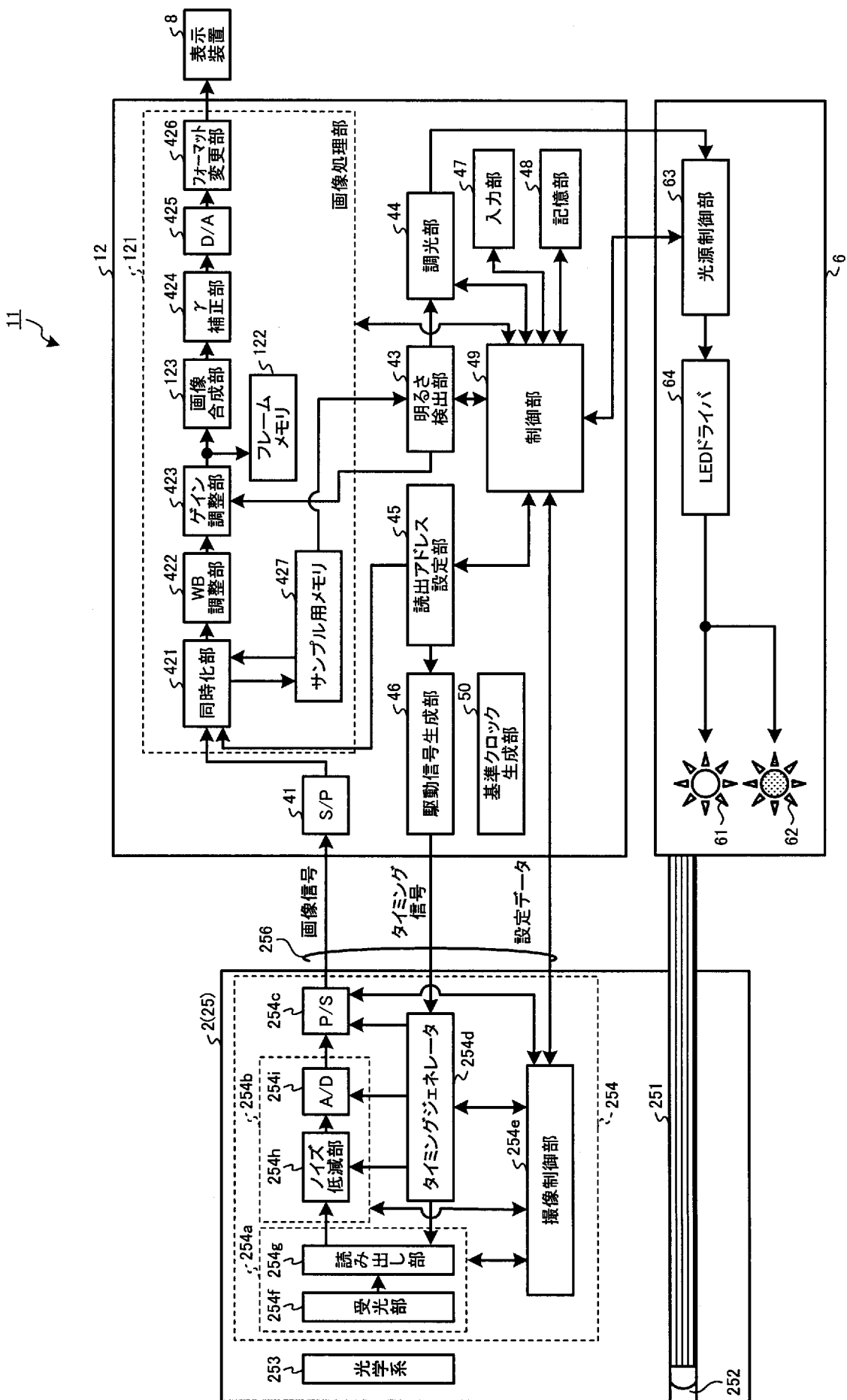


[図8]

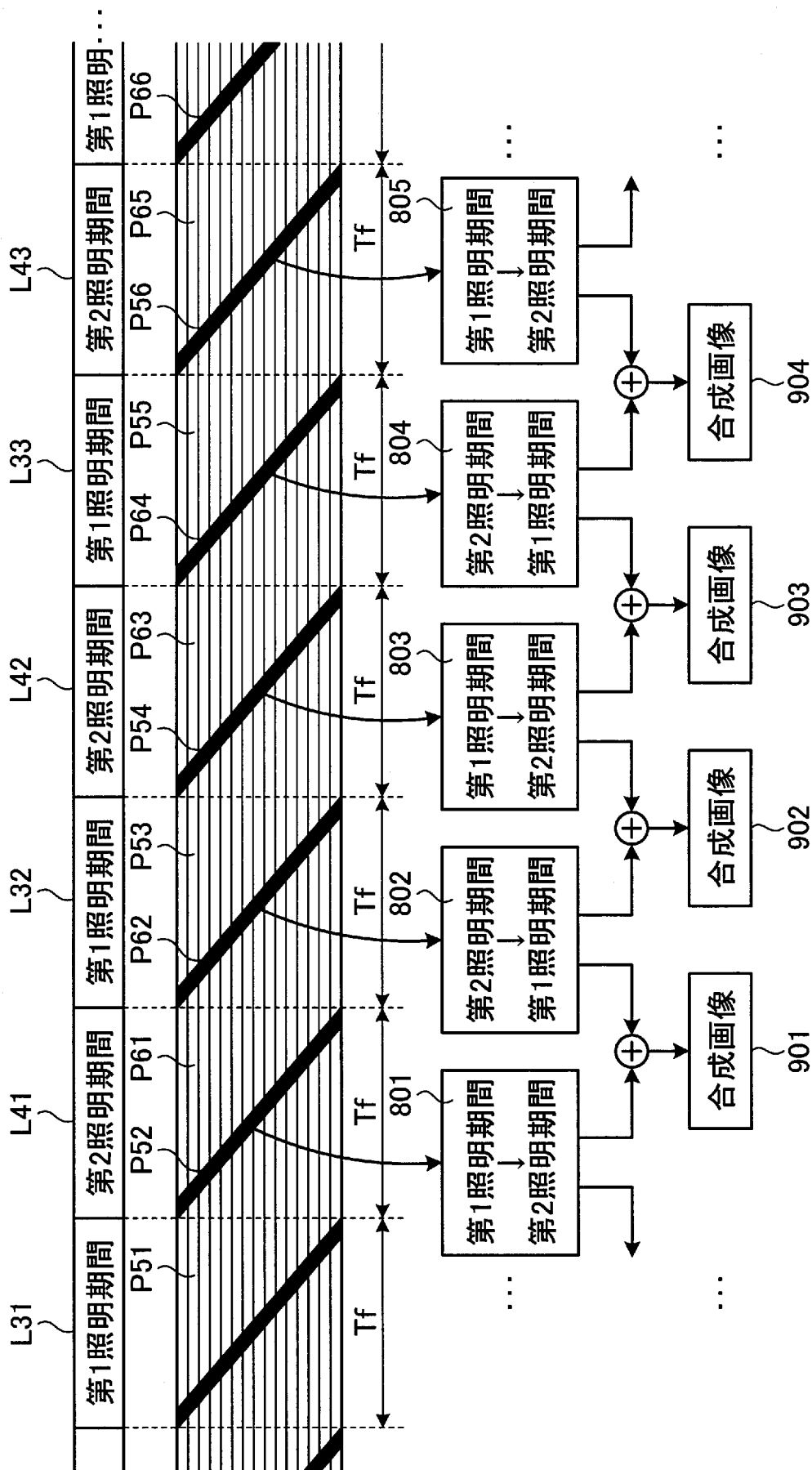




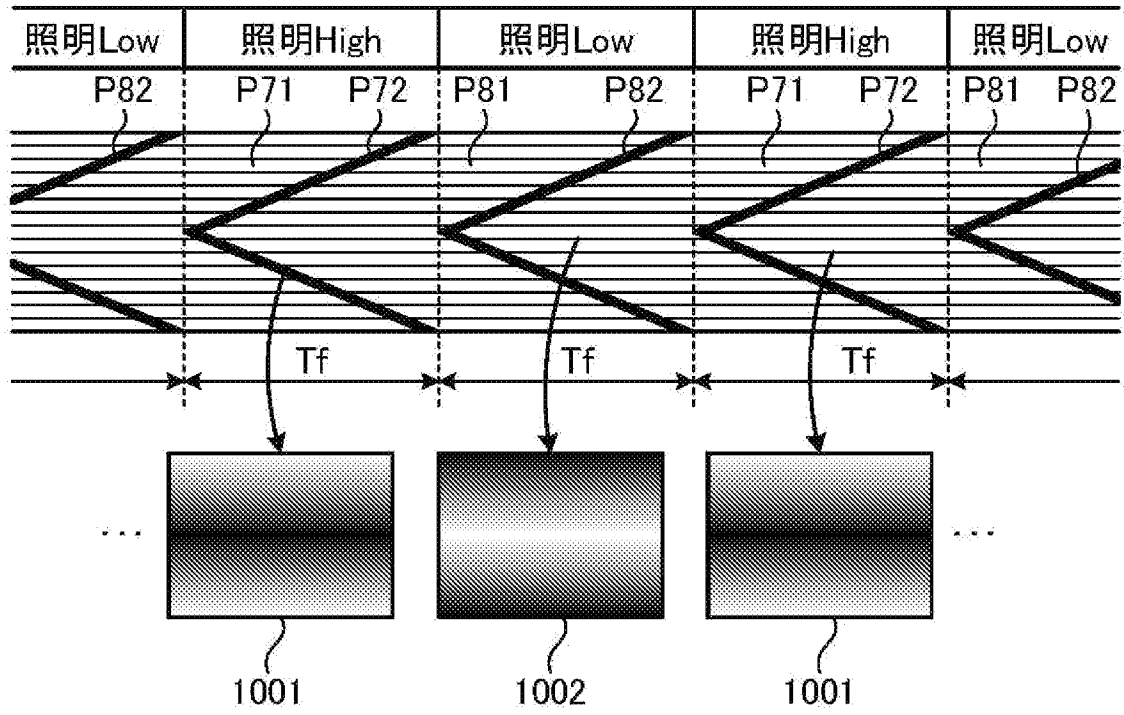
[図9]



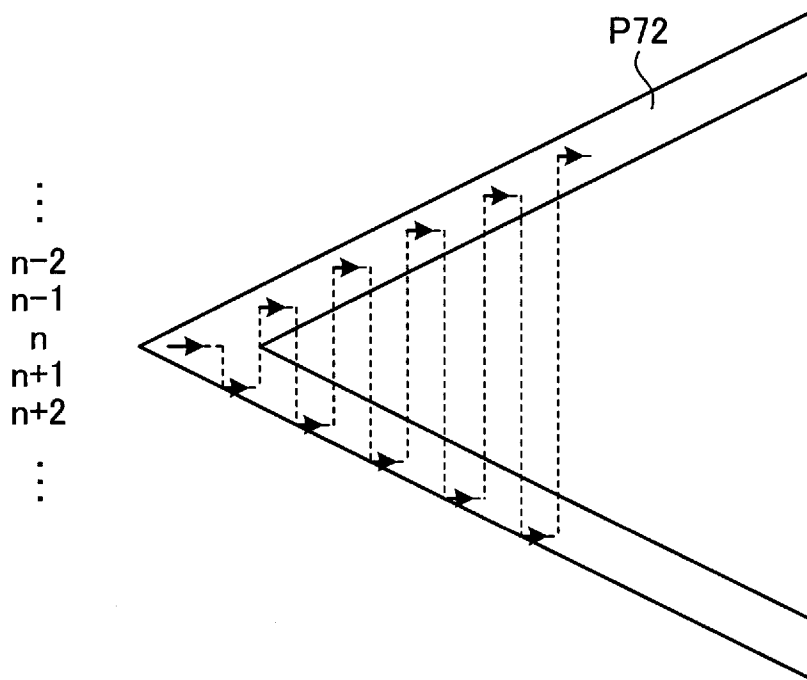
[図10]



[圖11]



[圖12]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2012/078746

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

A61B1/06(2006.01) i, A61B1/04(2006.01) i, H04N5/238(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)

A61B1/06, A61B1/04, H04N5/238

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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	JP 2004-321605 A (Olympus Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraphs [0038] to [0043] & US 2004/0215059 A1 & WO 2004/096030 A1	1-4, 7 5, 6
Y	JP 2006-191236 A (Sony Corp.), 20 July 2006 (20.07.2006), paragraphs [0004] to [0005]; fig. 9 & US 2006/0157760 A1 & EP 1677514 A2 & DE 602006018678 D & KR 10-2006-0080127 A & CN 1801901 A & AT 491302 T & ES 2357617 T	5, 6

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  
06 February, 2013 (06.02.13)

Date of mailing of the international search report  
19 February, 2013 (19.02.13)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2012/078746

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 11-155808 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 15 June 1999 (15.06.1999), paragraphs [0104] to [0115] & US 6677992 B1                      & EP 912047 A2 & DE 69822958 T	1-7

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int.Cl. A61B1/06(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, H04N5/238(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. A61B1/06, A61B1/04, H04N5/238

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 1971-2013年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2013年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2013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	JP 2004-321605 A (オリンパス株式会社) 2004. 11. 18, 【0038】 ～【0043】 & US 2004/0215059 A1 & WO 2004/096030 A1	1-4, 7 5, 6
Y	JP 2006-191236 A (ソニー株式会社) 2006. 07. 20, 【0004】～ 【0005】、図9 & US 2006/0157760 A1 & EP 1677514 A2 & DE 602006018678 D & KR 10-2006-0080127 A & CN 1801901 A & AT 491302 T & ES 2357617 T	5, 6

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 06.02.2013	国際調査報告の発送日 19.02.2013
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) 伊藤 昭治 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 11-155808 A (オリンパス光学工業株式会社) 1999. 06. 15, 【0104】～【0115】 & US 6677992 B1 & EP 912047 A2 & DE 69822958 T	1 - 7