

(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
2017年12月28日(28.12.2017)



(10) 国際公開番号
WO 2017/221491 A1

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

(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/011939

(22) 国際出願日: 2017年3月24日(24.03.2017)

(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 2016-124423 2016年6月23日(23.06.2016) JP

(71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION) [JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 杉江 雄生 (SUGIE, Yuki); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 菊地 大介 (KIKUCHI,

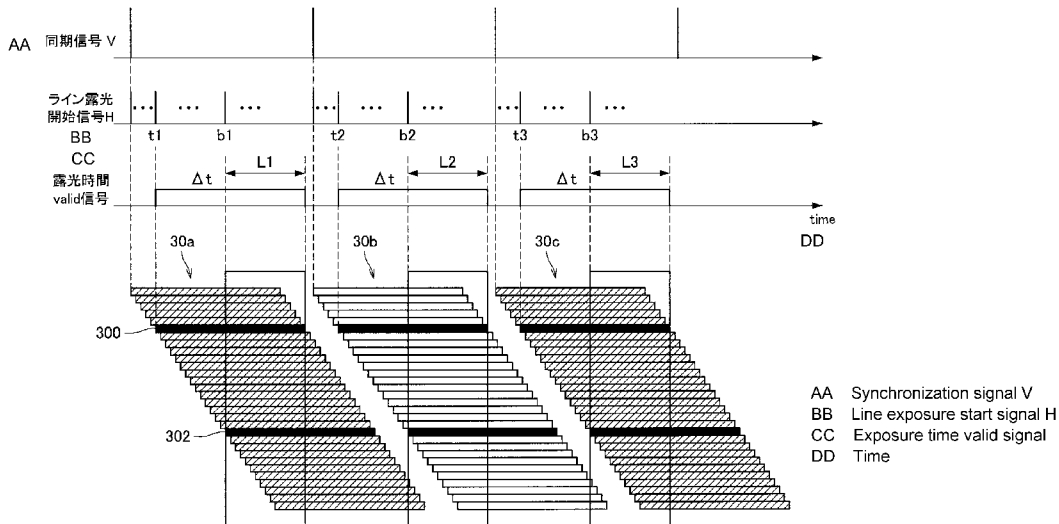
Daisuke); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 一木洋 (ICHIKI, Hiroshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 林 恒生 (HAYASHI, Tsuneo); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 秋田 正義 (AKITA, Masayoshi); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 植田 充紀 (UEDA, Mitsunori); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 古川 昭夫 (FURUKAWA, Akio); 〒1080075 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 亀谷 美明, 外 (KAMEYA, Yoshiaki et al.); 〒1600004 東京都新宿区四谷3-1-

(54) Title: CONTROL DEVICE, CONTROL SYSTEM, AND CONTROL METHOD

(54) 発明の名称: 制御装置、制御システム、および制御方法

[図6]



(57) Abstract: [Problem] To provide a control device, a control system, and a control method that can suitably determine an irradiation period in setting in which light emission occurs simultaneously with imaging. [Solution] A control device that comprises a light source control unit to determine that a period corresponding to the interval between when a first line exposure starts in an imaging element and when a second line exposure ends in the imaging element is an irradiation period in which light is emitted from a light source unit, wherein the second line is the line for which exposure in a frame starts earlier than the first line.



WO 2017/221491 A1

3 第一富澤ビル はづき国際特許事務所
所四谷オフィス 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, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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: 【課題】 撮像と同時に光を照射させる場面において、照射期間を適切に決定することが可能な、制御装置、制御システム、および制御方法を提案する。【解決手段】 撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部、を備え、前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御装置。

明 細 書

発明の名称： 制御装置、制御システム、および制御方法

技術分野

[0001] 本開示は、制御装置、制御システム、および制御方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、例えばCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) などの、ローリングシャッター機構を有する撮像素子が広く普及している。このような撮像素子における画素読み出しは、例えばラインごとに所定時間ずつ遅れて実行される。

[0003] また、下記特許文献1には、撮像と同時に光源部に光を照射させる技術が記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2014-124331号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献1には、照射期間の長さの決定方法が開示されていない。このため、特許文献1に記載の技術では、照射期間の長さが不適切に設定される恐れがある。

[0006] そこで、本開示では、撮像と同時に光を照射させる場面において、照射期間を適切に決定することが可能な、新規かつ改良された制御装置、制御システム、および制御方法を提案する。

課題を解決するための手段

[0007] 本開示によれば、撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部、を備え、前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1の

ラインよりも早いラインである、制御装置が提供される。

[0008] また、本開示によれば、光源部と、撮像部と、前記撮像部に含まれる撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、前記光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部と、を備え、前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御システムが提供される。

[0009] また、本開示によれば、撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に光を照射させる照射期間としてプロセッサが決定すること、を含み、前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御方法が提供される。

発明の効果

[0010] 以上説明したように本開示によれば、撮像と同時に光を照射させる場面において、照射期間を適切に決定することができる。なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

図面の簡単な説明

- [0011] [図1]本開示の実施形態による制御システムの構成例を示した説明図である。
[図2]同実施形態によるカメラヘッド105の構成例を示した機能ブロック図である。
[図3]公知の技術による課題を示した説明図である。
[図4]同実施形態によるCCU139の構成例を示した機能ブロック図である。
。
[図5A]同実施形態による最上位ラインおよび最下位ラインの決定例を示した説明図である。
[図5B]同実施形態による最上位ラインおよび最下位ラインの決定例を示した説明図である。

[図6]同実施形態による照射期間の決定例を示した説明図である。

[図7]同実施形態による、光の照射の制御例を示した説明図である。

[図8]光源の種類ごとの特徴を一覧化した図である。

[図9]同実施形態による動作例を示したフローチャートである。

[図10]同実施形態の応用例による顕微鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。

[図11]図10に示す顕微鏡手術システムを用いた手術の様子を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

[0013] また、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する複数の構成要素を、同一の符号の後に異なるアルファベットを付して区別する場合もある。例えば、実質的に同一の機能構成を有する複数の構成を、必要に応じて内視鏡101aおよび内視鏡101bのように区別する。ただし、実質的に同一の機能構成を有する複数の構成要素の各々を特に区別する必要がない場合、同一符号のみを付する。例えば、内視鏡101aおよび内視鏡101bを特に区別する必要が無い場合には、単に内視鏡101と称する。

[0014] また、以下に示す項目順序に従って当該「発明を実施するための形態」を説明する。

1. 制御システムの構成
2. 実施形態の詳細な説明
3. 応用例
4. 変形例

[0015] <<1. 制御システムの構成>>

本開示の実施形態による制御システムは、例えば内視鏡手術システム10

など、多様なシステムに適用され得る。以下では、当該制御システムが、内視鏡手術システム 10 に適用される例を中心として説明する。

[0016] 図 1 は、内視鏡手術システム 10 の概略的な構成の一例を示す図である。図 1 では、術者（医師） 167 が、内視鏡手術システム 10 を用いて、患者ベッド 169 上の患者 171 に手術を行っている様子が図示されている。図示するように、内視鏡手術システム 10 は、内視鏡 101 と、その他の術具 117 と、内視鏡 101 を支持する支持アーム装置 127 と、内視鏡下手術のための各種の装置が搭載されたカート 137 と、から構成される。

[0017] 内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ 125 a ~ 125 d と呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ 125 a ~ 125 d から、内視鏡 101 の鏡筒 103 や、その他の術具 117 が患者 171 の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具 117 として、気腹チューブ 119、エネルギー処置具 121 及び鉗子 123 が、患者 171 の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具 121 は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行う処置具である。ただし、図示する術具 117 はあくまで一例であり、術具 117 としては、例えば撮子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

[0018] 内視鏡 101 によって撮影された患者 171 の体腔内の術部の画像が、表示装置 141 に表示される。術者 167 は、表示装置 141 に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具 121 や鉗子 123 を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。なお、図示は省略しているが、気腹チューブ 119、エネルギー処置具 121 及び鉗子 123 は、手術中に、術者 167 又は助手等によって支持される。

[0019] < 1-1. 支持アーム装置 >

支持アーム装置 127 は、ベース部 129 から延伸するアーム部 131 を備える。図示する例では、アーム部 131 は、関節部 133 a、133 b、133 c、及びリンク 135 a、135 b から構成されており、アーム制御

装置 145 からの制御により駆動される。アーム部 131 によって内視鏡 101 が支持され、その位置及び姿勢が制御される。これにより、内視鏡 101 の安定的な位置の固定が実現され得る。

[0020] <1-2. 内視鏡>

内視鏡 101 は、先端から所定の長さの領域が患者 171 の体腔内に挿入される鏡筒 103 と、鏡筒 103 の基端に接続されるカメラヘッド 105 と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒 103 を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡 101 を図示しているが、内視鏡 101 は、軟性の鏡筒 103 を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

[0021] 鏡筒 103 の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡 101 には光源装置 143 が接続されており、当該光源装置 143 によって生成された光が、鏡筒 103 の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者 171 の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡 101 は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

[0022] カメラヘッド 105 の内部には光学系及び撮像素子が設けられており、観察対象からの反射光（観察光）は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子によって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。当該画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット（CCU: Camera Control Unit）139 に送信される。なお、カメラヘッド 105 には、その光学系を適宜駆動させることにより、倍率及び焦点距離を調整する機能が搭載される。

[0023] なお、例えば立体視（3D表示）等に対応するために、カメラヘッド 105 には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒 103 の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

[0024] <1-3. カートに搭載される各種の装置>

CCU 139は、本開示における制御装置の一例である。CCU 139は、CPU (Central Processing Unit) やGPU (Graphics Processing Unit) 等によって構成され、内視鏡101及び表示装置141の動作を統括的に制御する。具体的には、CCU 139は、カメラヘッド105から受け取った画像信号に対して、例えば現像処理（デモザイク処理）等の、当該画像信号に基づく画像を表示するための各種の画像処理を施す。CCU 139は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置141に提供する。また、CCU 139は、カメラヘッド105に対して制御信号を送信し、その駆動を制御する。当該制御信号には、倍率や焦点距離等、撮像条件に関する情報が含まれ得る。

[0025] 表示装置141は、CCU 139からの制御により、当該CCU 139によって画像処理が施された画像信号に基づく画像を表示する。内視鏡101が例えば4K（水平画素数3840×垂直画素数2160）又は8K（水平画素数7680×垂直画素数4320）等の高解像度の撮影に対応したものである場合、及び／又は3D表示に対応したものである場合には、表示装置141としては、それぞれに対応して、高解像度の表示が可能なもの、及び／又は3D表示可能なものが用いられ得る。4K又は8K等の高解像度の撮影に対応したものである場合、表示装置141として55インチ以上のサイズのものを用いることで一層の没入感が得られる。また、用途に応じて、解像度、サイズが異なる複数の表示装置141が設けられてもよい。

[0026] 光源装置143は、本開示における光源部の一例である。光源装置143は、例えばLED (light emitting diode) やレーザ光源などから構成され得る。この光源装置143は、術部を撮影する際の照射光を内視鏡101に供給する。

[0027] アーム制御装置145は、例えばCPU等のプロセッサによって構成され、所定のプログラムに従って動作することにより、所定の制御方式に従って支持アーム装置127のアーム部131の駆動を制御する。

[0028] 入力装置147は、内視鏡手術システム10に対する入力インタフェース

である。ユーザは、入力装置 147 を介して、内視鏡手術システム 10 に対して各種の情報の入力や指示入力を行うことができる。例えば、ユーザは、入力装置 147 を介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力装置 147 を介して、アーム部 131 を駆動させる旨の指示や、内視鏡 101 による撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示、エネルギー処置具 121 を駆動させる旨の指示等を入力する。

[0029] 入力装置 147 の種類は限定されず、入力装置 147 は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置 147 としては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ、フットスイッチ 157 及び／又はレバー等が適用され得る。入力装置 147 としてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置 141 の表示面上に設けられてもよい。

[0030] あるいは、入力装置 147 は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスや HMD (Head Mounted Display) 等の、ユーザによって装着されるデバイスであり、これらのデバイスによって検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。また、入力装置 147 は、ユーザの動きを検出可能なカメラを含み、当該カメラによって撮像された映像から検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。更に、入力装置 147 は、ユーザの声を收音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声によって各種の入力が行われる。このように、入力装置 147 が非接触で各種の情報を入力可能に構成されることにより、特に清潔域に属するユーザ（例えば術者 167）が、不潔域に属する機器を非接触で操作することが可能となる。また、ユーザは、所持している術具から手を離すことなく機器を操作することが可能となるため、ユーザの利便性が向上する。

[0031] 処置具制御装置 149 は、組織の焼灼、切開又は血管の封止等のためのエネルギー処置具 121 の駆動を制御する。気腹装置 151 は、内視鏡 101 による視野の確保及び術者の作業空間の確保の目的で、患者 171 の体腔を

膨らめるために、気腹チューブ119を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ153は、手術に関する各種の情報を記録可能な装置である。プリンタ155は、手術に関する各種の情報を、テキスト、画像又はグラフ等各種の形式で印刷可能な装置である。

[0032] 以下、内視鏡手術システム10において特に特徴的な構成について、更に詳細に説明する。

[0033] <1-4. 支持アーム装置>

支持アーム装置127は、基台であるベース部129と、ベース部129から延伸するアーム部131と、を備える。図示する例では、アーム部131は、複数の関節部133a、133b、133cと、関節部133bによって連結される複数のリンク135a、135bと、から構成されているが、図1では、簡単のため、アーム部131の構成を簡略化して図示している。実際には、アーム部131が所望の自由度を有するように、関節部133a~133c及びリンク135a、135bの形状、数及び配置、並びに関節部133a~133cの回転軸の方向等が適宜設定され得る。例えば、アーム部131は、好適に、6自由度以上の自由度を有するように構成され得る。これにより、アーム部131の可動範囲内において内視鏡101を自由に移動させることが可能になるため、所望の方向から内視鏡101の鏡筒103を患者171の体腔内に挿入することが可能になる。

[0034] 関節部133a~133cにはアクチュエータが設けられており、関節部133a~133cは当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸まわりに回転可能に構成されている。当該アクチュエータの駆動がアーム制御装置145によって制御されることにより、各関節部133a~133cの回転角度が制御され、アーム部131の駆動が制御される。これにより、内視鏡101の位置及び姿勢の制御が実現され得る。この際、アーム制御装置145は、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式によってアーム部131の駆動を制御することができる。

[0035] 例えば、術者167が、入力装置147（フットスイッチ157を含む）

を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じてアーム制御装置 145 によってアーム部 131 の駆動が適宜制御され、内視鏡 101 の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、アーム部 131 の先端の内視鏡 101 を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、アーム部 131 は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 131 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置 147 を介してユーザによって遠隔操作され得る。

[0036] また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置 145 は、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部 131 が移動するように、各関節部 133 a ~ 133 c のアクチュエータを駆動させる、いわゆるパワーアシスト制御を行ってもよい。これにより、ユーザが直接アーム部 131 に触れながらアーム部 131 を移動させる際に、比較的軽い力で当該アーム部 131 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で内視鏡 101 を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0037] ここで、一般的に、内視鏡下手術では、スコピストと呼ばれる医師によって内視鏡 101 が支持されていた。これに対して、支持アーム装置 127 を用いることにより、人手によらずに内視鏡 101 の位置をより確実に固定することが可能になるため、術部の画像を安定的に得ることができ、手術を円滑に行うことが可能になる。

[0038] なお、アーム制御装置 145 は必ずしもカート 137 に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置 145 は必ずしも 1 つの装置でなくてもよい。例えば、アーム制御装置 145 は、支持アーム装置 127 のアーム部 131 の各関節部 133 a ~ 133 c にそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置 145 が互いに協働することにより、アーム部 131 の駆動制御が実現されてもよい。

[0039] <1-5. 光源装置>

光源装置 143 は、内視鏡 101 に術部を撮影させる際の照射光を供給する。光源装置 143 は、例えば LED、レーザ光源又はこれらの組み合わせによって構成される白色光源から構成される。

[0040] また、光源装置 143 は、出力する光の強度を所定の時間ごとに変更するようにその駆動が制御されてもよい。その光の強度の変更のタイミングに同期してカメラヘッド 105 の撮像素子の駆動を制御して時分割で画像を取得し、その画像を合成することにより、いわゆる黒つぶれ及び白とびのない高ダイナミックレンジの画像を生成することができる。

[0041] また、光源装置 143 は、特殊光観察に対応した所定の波長帯域の光（可視光および赤外光）を供給可能に構成される。特殊光観察では、例えば、体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常の観察時における照射光（すなわち、白色光）に比べて狭帯域の光を照射することにより、粘膜表層の血管等の所定の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察（Narrow Band Imaging）が行われる。あるいは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る蛍光観察が行われてもよい。蛍光観察では、体組織に励起光を照射し当該体組織からの蛍光を観察するもの（自家蛍光観察）、又はインドシアニンググリーン（ICG）等の試薬を体組織に局注するとともに当該体組織にその試薬の蛍光波長に対応した励起光を照射し蛍光像を得るもの等が行われ得る。光源装置 143 は、このような特殊光観察に対応した狭帯域光及び／又は励起光を供給可能に構成され得る。

[0042] <1-6. カメラヘッド>

図 2 を参照して、内視鏡 101 のカメラヘッド 105 の機能についてより詳細に説明する。図 2 は、図 1 に示すカメラヘッド 105 の機能構成の一例を示すブロック図である。

[0043] 図 2 を参照すると、カメラヘッド 105 は、その機能として、レンズユニット 107 と、撮像部 109 と、駆動部 111 と、通信部 113 と、カメラヘッド制御部 115 と、を有する。なお、カメラヘッド 105 と CCU 13

9とは、伝送ケーブル（図示せず）によって双方向に通信可能に接続されている。

[0044] レンズユニット107は、鏡筒103との接続部に設けられる光学系である。鏡筒103の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド105まで導光され、当該レンズユニット107に入射する。レンズユニット107は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成される。レンズユニット107は、撮像部109の撮像素子の受光面上に観察光を集光するように、その光学特性が調整されている。また、ズームレンズ及びフォーカスレンズは、撮像画像の倍率及び焦点の調整のため、その光軸上の位置が移動可能に構成される。

[0045] 撮像部109は撮像素子によって構成され、レンズユニット107の後段に配置される。レンズユニット107を通過した観察光は、当該撮像素子の受光面に集光され、光電変換によって、観察像に対応した画像信号が生成される。撮像部109によって生成された画像信号は、通信部113に提供される。

[0046] 撮像部109を構成する撮像素子は、例えばCMOSなどの、ローリングシャッター機構を有するイメージセンサであり、Bayer配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。なお、当該撮像素子としては、例えば4K以上の高解像度の画像の撮影に対応可能なものが用いられてもよい。術部の画像が高解像度で得られることにより、術者167は、当該術部の様子をより詳細に把握することができ、手術をより円滑に進行することが可能となる。

[0047] また、撮像部109を構成する撮像素子は、3D表示に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成される。3D表示が行われることにより、術者167は術部における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、撮像部109が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、レンズユニット107も複数系統設けられる。

- [0048] また、撮像部109は、必ずしもカメラヘッド105に設けられなくてもよい。例えば、撮像部109は、鏡筒103の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。
- [0049] 駆動部111は、アクチュエータによって構成され、カメラヘッド制御部115からの制御により、レンズユニット107のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って所定の距離だけ移動させる。これにより、撮像部109による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。
- [0050] 通信部113は、CCU139との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部113は、撮像部109から得た画像信号をRAWデータとしてCCU139に送信する。この際、術部の撮像画像を低レイテンシで表示するために、当該画像信号は光通信によって送信されることが好ましい。手術の際には、術者167が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術部の動画画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信が行われる場合には、通信部113には、電気信号を光信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。画像信号は当該光電変換モジュールによって光信号に変換された後、伝送ケーブルを介してCCU139に送信される。
- [0051] また、通信部113は、CCU139から、カメラヘッド105の駆動を制御するための制御信号を受信する。当該制御信号には、例えば、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報、撮像時の露出値を指定する旨の情報、並びに／又は撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報等、撮像条件に関する情報が含まれる。通信部113は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部115に提供する。なお、CCU139からの制御信号も、光通信によって伝送されてもよい。この場合、通信部113には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられ、制御信号は当該光電変換モジュールによって電気信号に変換された後、カメラヘッド制御部115に提供される。

[0052] なお、上記のフレームレートや露出値、倍率、焦点等の撮像条件は、取得された画像信号に基づいてCCU139によって自動的に設定される。つまり、いわゆるAE (Auto Exposure) 機能、AF (Auto Focus) 機能及びAWB (Auto White Balance) 機能が内視鏡101に搭載される。

[0053] カメラヘッド制御部115は、通信部113を介して受信したCCU139からの制御信号に基づいて、カメラヘッド105の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部115は、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報及び／又は撮像時の露光を指定する旨の情報に基づいて、撮像部109の撮像素子の駆動を制御する。また、例えば、カメラヘッド制御部115は、撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報に基づいて、駆動部111を介してレンズユニット107のズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させる。カメラヘッド制御部115は、更に、鏡筒103やカメラヘッド105を識別するための情報を記憶する機能を備えてもよい。

[0054] なお、レンズユニット107や撮像部109等の構成を、気密性及び防水性が高い密閉構造内に配置することで、カメラヘッド105について、オートクレーブ滅菌処理に対する耐性を持たせることができる。

[0055] <1-7. 課題の整理>

以上、第1の実施形態による制御システムの構成について説明した。ところで、昨今、例えば、ICG血管造影や5-ALA PDD蛍光観察などの目的で、特殊光と白色光とを面順次照射しつつ撮影を行い、そして、撮影された特殊光撮影画像と白色光撮影画像とを重畳表示する技術が提案されている。この重畳表示によれば、血管や病変部位など注目領域の視認性を向上させるとともに、特殊光撮影のみでは見え難くなる、注目領域以外の領域の視認性を向上させることができる。その結果、手術手技を効率化させることができる。

[0056] しかしながら、公知の技術では、ローリングシャッター機構を有する撮像素子を用いて面順次撮影を行うと、特殊光と白色光との2色が混色するフレームが生じるという問題がある。図3は、この問題を示した説明図である。

図3では、公知の技術による、フレーム30ごとの、撮像素子の露光タイミングと、特殊光および白色光がそれぞれ照射される期間との時間関係を示している。図3に示したフレーム30bのように、公知の技術では、撮像素子内の一部のライン90において特殊光と白色光との2色が混色するフレームが生じてしまう。より具体的には、フレーム30bでは、一部のライン90において、露光期間92aでは特殊光が照射され、かつ、露光期間92bでは白色光が照射される。そして、通常、このような混色フレームは使用されず、廃棄されるので、提示フレームレートが低下してしまう。

[0057] そこで、上記事情を一着眼点にして、本実施形態によるCCU139を創作するに至った。本実施形態では、撮像部109の撮像素子に含まれる全てのラインのうち、最上位ラインから最下位ラインまでのラインのみが撮像範囲として扱われる。そして、CCU139は、当該撮像素子における最下位ラインの露光開始タイミングと、当該撮像素子における最上位ラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源装置143に光を照射させる照射期間として決定する。これにより、面順次撮影を行う場面において、混色フレームの発生を防止することができる。なお、最上位ラインは、本開示における第2のラインの一例であり、また、最下位ラインは、本開示における第1のラインの一例である。また、最上位ラインは、各フレームにおいて、露光の開始が最下位ラインよりも早いラインである。

[0058] <<2. 実施形態の詳細な説明>>

<2-1. 構成>

次に、本実施形態によるCCU139の構成について詳細に説明する。図4は、本実施形態によるCCU139の構成例を示した機能ブロック図である。図4に示すように、CCU139は、信号処理部200、同期制御部204、および、光源制御部206を有する。また、信号処理部200は、検波部202を有する。

[0059] {2-1-1. 検波部202}

(2-1-1-1. ラインの決定)

検波部202は、本開示におけるライン決定部の一例である。検波部202は、撮像部109の撮像素子における最上位ラインおよび最下位ラインを所定の基準に基づいて決定する。

[0060] 例えば、所定の基準は、ユーザが指定したズーム情報（ズーム倍率など）を含み得る。この場合、検波部202は、指定されたズーム情報に基づいて、最上位ラインおよび最下位ラインそれぞれのライン番号を決定する。例えば、ズーム倍率が拡大された場合には、検波部202は、最上位ラインと最下位ラインとの間隔がより狭くなるように、それぞれのライン番号を決定する。または、検波部202は、指定されたズーム情報に基づいて撮像素子における表示領域を特定し、そして、特定した表示領域に基づいて最上位ラインおよび最下位ラインを決定してもよい。

[0061] 図5Aは、撮像素子40において特定された表示領域32に基づく最上位ラインおよび最下位ラインの決定例を示した説明図である。図5Aに示したように、例えば、検波部202は、表示領域32の上端（または、上端よりも所定のラインだけ上方のライン）を最上位ライン300に決定し、かつ、表示領域32の下端（または、下端よりも所定のラインだけ下方のライン）を最下位ライン302に決定する。

[0062] または、所定の基準は、内視鏡101のスコープ情報を含み得る。ここで、スコープ情報は、例えば、鏡筒103のID、鏡筒103の径の大きさ、および／または、鏡筒103の形状の情報などを含み得る。例えば、鏡筒103の径が大きいほど、検波部202は、最上位ラインと最下位ラインとの間隔がより広くなるように、それぞれのライン番号を決定する。

[0063] または、所定の基準は、撮像部109により撮像される画像におけるマスク領域の情報を含み得る。ここで、マスク領域は、撮像部109により撮像される画像のうち有効領域の周りの領域（ケラレ範囲に相当する領域）である。例えば、撮像される画像が、患者171の体腔内の術部の画像である場合、マスク領域は、当該画像における左右上下の端など、生体内映像が映らない領域である。例えば、検波部202は、マスク領域と有効領域との境界

に基づいて、最上位ラインおよび最下位ラインを決定する。

[0064] 図5Bは、マスク領域情報に基づく最上位ラインおよび最下位ラインの決定例を示した説明図である。例えば、検波部202は、まず、マスク領域情報に基づいて、撮像素子40における有効領域34を特定する。そして、検波部202は、特定した有効領域34の上限を最上位ライン300に決定し、かつ、有効領域34の下限を最下位ライン302に決定する。

[0065] なお、マスク領域情報は、撮像部109により撮像される画像に対して所定の画像処理技術を適用することにより特定されてもよいし、または、内視鏡101のスコープ情報に基づいて特定されてもよい。後者の場合、例えば、検波部202は、内視鏡101のスコープIDに対応する鏡筒103の径を特定することにより、マスク領域情報を特定してもよいし、または、マスク領域情報は、当該スコープ情報に対応付けてテーブルに登録されており、かつ、検波部202は、このテーブルを用いてマスク領域情報を特定してもよい。

[0066] なお、検波部202は、上述した所定の基準のうちの一つのみに基づいて最上位ラインおよび最下位ラインを決定してもよいし、または、上述した所定の基準のうちいずれか二以上に基づいて最上位ラインおよび最下位ラインを決定してもよい。

[0067] (2-1-1-2. ラインの変更)

また、検波部202は、上述した所定の基準が示す値の変化に基づいて、最上位ラインおよび最下位ラインを変更することが可能である。例えば、ズーム倍率が変化すると判定される場合には、検波部202は、変化後のズーム倍率に基づいて、最上位ラインおよび最下位ラインを変更する。なお、検波部202は、フレームごとに、上述した所定の基準が示す値が変化したか否かを監視し得る。

[0068] (2-1-1-3. 検波処理)

また、検波部202は、AE、AF及びAWBを行うための、画像信号に対する検波処理を行うことが可能である。

[0069] { 2 - 1 - 2. 同期制御部 204 }

同期制御部 204 は、カメラヘッド 105 と光源装置 143 との間でタイミングを同期させるための制御を行う。例えば、同期制御部 204 は、同期信号をカメラヘッド 105 および光源制御部 206 へ提供する。この同期信号は、該当のフレームにおいて、撮像素子における先頭のラインの露光開始タイミングを指示する信号であり得る。

[0070] { 2 - 1 - 3. 光源制御部 206 }

(2 - 1 - 3 - 1. 照射期間の決定)

光源制御部 206 は、同期制御部 204 から提供される同期信号、検波部 202 により決定された最上位ライン、および、最下位ラインに基づいて、光源装置 143 に光を照射させる照射期間を決定する。より具体的には、光源制御部 206 は、最下位ラインの露光開始タイミングと、最上位ラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を照射期間として決定する。ここで、最上位ラインの露光終了タイミングは、最上位ラインの露光開始タイミングから最上位ラインの露光時間の長さが経過したタイミングである。

[0071] 図 6 は、照明期間 L の決定例を示した説明図である。なお、図 6 に示した同期信号 V は、上述したように、同期制御部 204 によりフレームごとに提供され得る。また、ライン露光開始信号 H は、各ラインの露光の開始を指示する信号である。図 6 に示したように、ライン露光開始信号 H は、ラインごとに、該当のフレームの同期信号 V から所定の時間ずつ遅れて順々に出力され得る。なお、図 6 に示した例では、フレーム 30a に関して、最上位ライン 300 の露光開始信号の出力タイミングを t1、および、最下位ライン 302 の露光開始信号の出力タイミングを b1 とそれぞれ記載している。また、露光時間 valid 信号は、各ラインの露光時間の長さ (= Δt) を規定する信号である。なお、例えばフレームレートが 60 Hz の場合には $\Delta t =$ 約 16.66 秒に定められるなど、露光時間 valid 信号は、撮像部 109 のフレームレートの設定情報に基づいて自動的に設定され得る。

[0072] 図 6 に示した例において、光源制御部 206 は、以下の数式 (1) のよう

に、最上位ラインの露光開始タイミング（＝ t_1 ）、最下位ラインの露光開始タイミング（＝ b_1 ）、および、露光時間の長さ（＝ Δt ）に基づいて照射期間 L_1 を算出する。

[0073] [数1]

$$L_1 = t_1 + \Delta t - b_1 \quad \dots \text{数式 (1)}$$

[0074] なお、最上位ラインおよび最下位ラインが変更されない限り、光源制御部206は、各フレームの照射期間の長さを、最初に算出した照射期間の長さと同じに定め得る。また、検波部202により最上位ラインまたは最下位ラインが変更された場合には、光源制御部206は、変更後の最上位ラインおよび変更後の最下位ラインに基づいて照射期間を再算出する。

[0075] (2-1-3-2. 制御例1)

また、光源制御部206は、フレームごとに、最下位ラインの露光開始タイミングから、決定した照射期間の長さだけ光源装置143に光を照射させる。また、光源制御部206は、照射期間以外の期間には光源装置143に光を照射させない。例えば、光源制御部206は、フレームごとに、最下位ラインの露光開始タイミングに光の照射を開始するように指示する照射開始信号を光源装置143へ送信し、かつ、最上位ラインの露光終了タイミングに光の照射を終了するように指示する照射終了信号を光源装置143へ送信する。この制御例によれば、撮像範囲（つまり、最上位ラインから最下位ラインまでの間のライン）内の各ラインにおいて同一の光量が照射されるようになるので、ラインごとの受光量が異なることを防止することができる。

[0076] 図7は、光源制御部206による光の照射の制御例を示した説明図である。図7に示したように、例えば、光源制御部206は、フレームごとに、白色光と特殊光とを交互に光源装置143に照射させる、つまり、面順次照射させる。また、図7に示したように、光源制御部206は、例えば図3に示したような公知の技術と比較して、一回の照射ごとの照射期間の長さを短くし、かつ、より強い強度で、白色光および特殊光を光源装置143に照射さ

せる。これにより、撮像範囲において、露光量を十分確保しつつ、白色光と特殊光とが混色することを防止できる。

[0077] なお、このような照射制御を実現するためには、光源装置143は、例えば数ミリ秒オーダーなどの高速で、照射光の種類を切り替え可能な種類の光源であることが必要となる。そこで、図8に示したように、光源装置143には、キセノン光源ではなく、例えばレーザ光源やLEDが用いられる必要がある。そして、光源装置143は、レーザ光源であることがより望ましい。この場合、図8に示したように、光源装置143は、照射期間が短くてもムラのない光を観察対象に対して照射することができる。

[0078] なお、図7に示した例では、フレーム30aにおいて、撮像範囲外の一部のライン94では、露光期間96aでは特殊光が照射され、かつ、露光期間96bでは白色光が照射される。しかしながら、ライン94は撮像範囲外であるので、ライン94で撮像されるデータは、(例えば信号処理部200による)後段の信号処理により廃棄される。従って、得られる画像の画質に影響しない。あるいは、カメラヘッド105は、撮像範囲で撮像されるデータだけを後段の信号処理に出力することも可能である。

[0079] (2-1-3-3. 制御例2)

変形例として、光源制御部206は、(面順次照射の代わりに)各フレームで、光源装置143に白色光のみを照射させることも可能である。この制御例によれば、以下の2点の効果が得られる。第1に、観察対象に対して白色光を連続して照射するので、ストロボ撮影と同様の効果が得られる。なお、医療においては熱傷のリスクが懸念されるので、照射時間を極力短くすることが望まれるが、本変形例によれば、ラインを限定して白色光を照射するので、照射時間を短くすることができ、熱傷のリスクを回避できる効果も得られる。第2に、(白色光を全く照射しない場合と比較して)動きボケの少ない、より鮮明な画像を撮影することができる。

[0080] {2-1-4. 信号処理部200}

信号処理部200は、検波部202により決定された最上位ラインおよび

最下位ラインに基づいて、カメラヘッド105から送信される画像信号に対して各種の画像処理を施す。例えば、信号処理部200は、まず、撮像素子における最上位ラインから最下位ラインまでの間を画像処理範囲として決定する。そして、信号処理部200は、カメラヘッド105から送信される画像信号のうち、決定した画像処理範囲に対応する画像信号のみを抽出し、そして、抽出した画像信号に対して各種の画像処理を行う。当該画像処理としては、例えば現像処理や高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手ブレ補正処理等）等、各種の公知の信号処理が含まれる。

[0081] また、信号処理部200は、特殊光撮像画像と白色光撮像画像とを重畳する処理を行うことが可能である。これにより、特殊光撮像画像と白色光撮像画像とを重畳した画像を表示装置141に表示させることが可能になる。

[0082] <2-2. 動作>

以上、本実施形態による構成について説明した。次に、本実施形態による動作について、図9を参照して説明する。図9は、本実施形態による動作例を示したフローチャートである。なお、図9に示した動作は、フレームごとに実行される。

[0083] 図9に示したように、まず、CCU139の検波部202は、所定の基準の値の変化に基づいて、撮像部109の撮像素子における最上位ラインまたは最下位ラインを変更すべきか否かを監視する（S101）。最上位ラインおよび最下位ラインを変更すべきではないと判定された場合には（S101：No）、CCU139は、後述するS109の処理を行う。

[0084] 一方、最上位ラインまたは最下位ラインを変更すべきと判定された場合、または、最上位ラインおよび最下位ラインが未設定である場合には（S101：Yes）、検波部202は、所定の基準（例えばズーム倍率やスコープ情報など）に基づいて、最上位ラインおよび最下位ラインを変更する（S103）。

[0085] 続いて、同期制御部204は、同期信号をカメラヘッド105および光源

制御部206へ提供する。そして、光源制御部206は、提供された同期信号に基づいて、S103で変更された最上位ラインの露光開始タイミングおよび最下位ラインの露光開始タイミングを特定する。そして、光源制御部206は、最上位ラインの露光開始タイミング、最下位ラインの露光開始タイミング、および、（各ラインの）露光時間の長さに基づいて、照射期間を決定し（S105）、そして、決定した期間に変更する（S107）。

[0086] 続いて、カメラヘッド105の撮像部109は、提供された同期信号に基づいて露光を開始する。また、光源制御部206は、提供された同期信号に基づいて、前のフレームとは異なる光（白色光もしくは特殊光）を光源装置143に照射させる。その後、カメラヘッド105は、撮像部109により得られた画像信号をCCU139へ送信する（S109）。

[0087] また、S103の後に、信号処理部200は、現在の画像処理範囲を、S103で変更された最上位ラインから最下位ラインまでの範囲に変更する（S111）。

[0088] S109およびS111の後、信号処理部200は、S109で受信された画像信号から、S111で設定された画像処理範囲に対応する画像信号を抽出し、そして、抽出した画像信号に対して各種の画像処理を行う（S113）。

[0089] <2-3. 効果>

以上説明したように、本実施形態によれば、CCU139は、撮像部109の撮像素子における最下位ラインの露光開始タイミングと、当該撮像素子における最上位ラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源装置143に光を照射させる照射期間として決定する。このため、ローリングシャッター機構を有する撮像素子を用いた撮像時に光を照射させる場面において、適切な照射期間を決定することができる。

[0090] また、CCU139は、フレームごとに、白色光と特殊光とを光源装置143に交互に照射させ、かつ、フレームごとの照射期間にのみ光源装置143に光を照射させる。これにより、混色フレームの発生を防止することがで

きるので、フレームレートの低下を防止することができる。

[0091] また、光源装置143は、レーザ光源によって構成され得る。このため、照射光の種類を高速に切り替えることができ、かつ、照射期間が短くてもムラのない光を観察対象に対して照射することができる。例えば、フレーム間で露光量がバラつくことを防止することができる。

[0092] <<3. 応用例>>

なお、本開示に係る技術は、様々な製品へ応用することができる。例えば、本開示に係る技術は、患者の微細部位を拡大観察しながら行う、いわゆるマイクロサージェリーに用いられる顕微鏡手術システムに適用されてもよい。

[0093] 図10は、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム5300の概略的な構成の一例を示す図である。図10を参照すると、顕微鏡手術システム5300は、顕微鏡装置5301と、制御装置5317と、表示装置5319と、から構成される。なお、以下の顕微鏡手術システム5300についての説明において、「ユーザ」とは、術者及び助手等、顕微鏡手術システム5300を使用する任意の医療スタッフのことを意味する。

[0094] 顕微鏡装置5301は、観察対象（患者の術部）を拡大観察するための顕微鏡部5303と、顕微鏡部5303を先端で支持するアーム部5309と、アーム部5309の基端を支持するベース部5315と、を有する。

[0095] 顕微鏡部5303は、略円筒形状の筒状部5305と、当該筒状部5305の内部に設けられる撮像部（図示せず）と、筒状部5305の外周の一部領域に設けられる操作部5307と、から構成される。顕微鏡部5303は、撮像部によって電子的に撮像画像を撮像する、電子撮像式の顕微鏡部（いわゆるビデオ式の顕微鏡部）である。

[0096] 筒状部5305の下端の開口面には、内部の撮像部を保護するカバーガラスが設けられる。観察対象からの光（以下、観察光ともいう）は、当該カバーガラスを通過して、筒状部5305の内部の撮像部に入射する。なお、筒状部5305の内部には例えばLED（Light Emitting Diode）等からな

る光源が設けられてもよく、撮像時には、当該カバーガラスを介して、当該光源から観察対象に対して光が照射されてもよい。

[0097] 撮像部は、観察光を集光する光学系と、当該光学系が集光した観察光を受光する撮像素子と、から構成される。当該光学系は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成され、その光学特性は、観察光を撮像素子の受光面上に結像するように調整されている。当該撮像素子は、観察光を受光して光電変換することにより、観察光に対応した信号、すなわち観察像に対応した画像信号を生成する。当該撮像素子としては、例えば Bayer 配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。当該撮像素子は、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサ又は CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサ等、各種の公知の撮像素子であってよい。撮像素子によって生成された画像信号は、RAWデータとして制御装置 5317 に送信される。ここで、この画像信号の送信は、好適に光通信によって行われてもよい。手術現場では、術者が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術部の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信で画像信号が送信されることにより、低レイテンシで撮像画像を表示することが可能となる。

[0098] なお、撮像部は、その光学系のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って移動させる駆動機構を有してもよい。当該駆動機構によってズームレンズ及びフォーカスレンズが適宜移動されることにより、撮像画像の拡大倍率及び撮像時の焦点距離が調整され得る。また、撮像部には、AE (Auto Exposure) 機能や AF (Auto Focus) 機能等、一般的に電子撮像式の顕微鏡部に備えられ得る各種の機能が搭載されてもよい。

[0099] また、撮像部は、1つの撮像素子を有するいわゆる単板式の撮像部として構成されてもよいし、複数の撮像素子を有するいわゆる多板式の撮像部として構成されてもよい。撮像部が多板式で構成される場合には、例えば各撮像素子によって RGB それぞれに対応する画像信号が生成され、それらが合成

されることによりカラー画像が得られてもよい。あるいは、当該撮像部は、立体視（3D表示）に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成されてもよい。3D表示が行われることにより、術者は術部における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、当該撮像部が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、光学系も複数系統が設けられ得る。

[0100] 操作部5307は、例えば十字レバー又はスイッチ等によって構成され、ユーザの操作入力を受け付ける入力手段である。例えば、ユーザは、操作部5307を介して、観察像の拡大倍率及び観察対象までの焦点距離を変更する旨の指示を入力することができる。当該指示に従って撮像部の駆動機構がズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させることにより、拡大倍率及び焦点距離が調整され得る。また、例えば、ユーザは、操作部5307を介して、アーム部5309の動作モード（後述するオールフリーモード及び固定モード）を切り替える旨の指示を入力することができる。なお、ユーザが顕微鏡部5303を移動させようとする場合には、当該ユーザは筒状部5305を握るように把持した状態で当該顕微鏡部5303を移動させる様態が想定される。従って、操作部5307は、ユーザが筒状部5305を移動させている間でも操作可能なように、ユーザが筒状部5305を握った状態で指によって容易に操作しやすい位置に設けられることが好ましい。

[0101] アーム部5309は、複数のリンク（第1リンク5313a～第6リンク5313f）が、複数の関節部（第1関節部5311a～第6関節部5311f）によって互いに回動可能に連結されることによって構成される。

[0102] 第1関節部5311aは、略円柱形状を有し、その先端（下端）で、顕微鏡部5303の筒状部5305の上端を、当該筒状部5305の中心軸と平行な回転軸（第1軸 O_1 ）まわりに回動可能に支持する。ここで、第1関節部5311aは、第1軸 O_1 が顕微鏡部5303の撮像部の光軸と一致するように構成され得る。これにより、第1軸 O_1 まわりに顕微鏡部5303を回動させることにより、撮像画像を回転させるように視野を変更することが可能に

なる。

- [0103] 第1リンク5313aは、先端で第1関節部5311aを固定的に支持する。具体的には、第1リンク5313aは略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第1軸 O_1 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第1関節部5311aの外周の上端部に当接するように、第1関節部5311aに接続される。第1リンク5313aの略L字形状の基端側の他辺の端部に第2関節部5311bが接続される。
- [0104] 第2関節部5311bは、略円柱形状を有し、その先端で、第1リンク5313aの基端を、第1軸 O_1 と直交する回転軸（第2軸 O_2 ）まわりに回転可能に支持する。第2関節部5311bの基端には、第2リンク5313bの先端が固定的に接続される。
- [0105] 第2リンク5313bは、略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第2軸 O_2 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第2関節部5311bの基端に固定的に接続される。第2リンク5313bの略L字形状の基端側の他辺には、第3関節部5311cが接続される。
- [0106] 第3関節部5311cは、略円柱形状を有し、その先端で、第2リンク5313bの基端を、第1軸 O_1 及び第2軸 O_2 と互いに直交する回転軸（第3軸 O_3 ）まわりに回転可能に支持する。第3関節部5311cの基端には、第3リンク5313cの先端が固定的に接続される。第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回転させることにより、水平面内での顕微鏡部5303の位置を変更するように、当該顕微鏡部5303を移動させることができる。つまり、第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりの回転を制御することにより、撮像画像の視野を平面内で移動させることが可能になる。
- [0107] 第3リンク5313cは、その先端側が略円柱形状を有するように構成されており、当該円柱形状の先端に、第3関節部5311cの基端が、両者が略同一の中心軸を有するように、固定的に接続される。第3リンク5313cの基端側は角柱形状を有し、その端部に第4関節部5311dが接続され

る。

- [0108] 第4関節部5311dは、略円柱形状を有し、その先端で、第3リンク5313cの基端を、第3軸 O_3 と直交する回転軸（第4軸 O_4 ）まわりに回転可能に支持する。第4関節部5311dの基端には、第4リンク5313dの先端が固定的に接続される。
- [0109] 第4リンク5313dは、略直線状に延伸する棒状の部材であり、第4軸 O_4 と直交するように延伸しつつ、その先端の端部が第4関節部5311dの略円柱形状の側面に当接するように、第4関節部5311dに固定的に接続される。第4リンク5313dの基端には、第5関節部5311eが接続される。
- [0110] 第5関節部5311eは、略円柱形状を有し、その先端側で、第4リンク5313dの基端を、第4軸 O_4 と平行な回転軸（第5軸 O_5 ）まわりに回転可能に支持する。第5関節部5311eの基端には、第5リンク5313eの先端が固定的に接続される。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 は、顕微鏡部5303を上下方向に移動させ得る回転軸である。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回転させることにより、顕微鏡部5303の高さ、すなわち顕微鏡部5303と観察対象との距離を調整することができる。
- [0111] 第5リンク5313eは、一辺が鉛直方向に延伸するとともに他辺が水平方向に延伸する略L字形状を有する第1の部材と、当該第1の部材の水平方向に延伸する部位から鉛直下向きに延伸する棒状の第2の部材と、が組み合わされて構成される。第5リンク5313eの第1の部材の鉛直方向に延伸する部位の上端近傍に、第5関節部5311eの基端が固定的に接続される。第5リンク5313eの第2の部材の基端（下端）には、第6関節部5311fが接続される。
- [0112] 第6関節部5311fは、略円柱形状を有し、その先端側で、第5リンク5313eの基端を、鉛直方向と平行な回転軸（第6軸 O_6 ）まわりに回転可能に支持する。第6関節部5311fの基端には、第6リンク5313fの

先端が固定的に接続される。

[0113] 第6リンク5313fは鉛直方向に延伸する棒状の部材であり、その基端はベース部5315の上面に固定的に接続される。

[0114] 第1関節部5311a～第6関節部5311fの回転可能範囲は、顕微鏡部5303が所望の動きを可能であるように適宜設定されている。これにより、以上説明した構成を有するアーム部5309においては、顕微鏡部5303の動きに関して、並進3自由度及び回転3自由度の計6自由度の動きが実現され得る。このように、顕微鏡部5303の動きに関して6自由度が実現されるようにアーム部5309を構成することにより、アーム部5309の可動範囲内において顕微鏡部5303の位置及び姿勢を自由に制御することが可能になる。従って、あらゆる角度から術部を観察することが可能となり、手術をより円滑に実行することができる。

[0115] なお、図示するアーム部5309の構成はあくまで一例であり、アーム部5309を構成するリンクの数及び形状（長さ）、並びに関節部の数、配置位置及び回転軸の方向等は、所望の自由度が実現され得るように適宜設計されてよい。例えば、上述したように、顕微鏡部5303を自由に動かすためには、アーム部5309は6自由度を有するように構成されることが好ましいが、アーム部5309はより大きな自由度（すなわち、冗長自由度）を有するように構成されてもよい。冗長自由度が存在する場合には、アーム部5309においては、顕微鏡部5303の位置及び姿勢が固定された状態で、アーム部5309の姿勢を変更することが可能となる。従って、例えば表示装置5319を見る術者の視界にアーム部5309が干渉しないように当該アーム部5309の姿勢を制御する等、術者にとってより利便性の高い制御が実現され得る。

[0116] ここで、第1関節部5311a～第6関節部5311fには、モータ等の駆動機構、及び各関節部における回転角度を検出するエンコーダ等が搭載されたアクチュエータが設けられ得る。そして、第1関節部5311a～第6関節部5311fに設けられる各アクチュエータの駆動が制御装置5317

によって適宜制御されることにより、アーム部5309の姿勢、すなわち顕微鏡部5303の位置及び姿勢が制御され得る。具体的には、制御装置5317は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、アーム部5309の現在の姿勢、並びに顕微鏡部5303の現在の位置及び姿勢を把握することができる。制御装置5317は、把握したこれらの情報を用いて、ユーザからの操作入力に応じた顕微鏡部5303の移動を実現するような各関節部に対する制御値（例えば、回転角度又は発生トルク等）を算出し、当該制御値に応じて各関節部の駆動機構を駆動させる。なお、この際、制御装置5317によるアーム部5309の制御方式は限定されず、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式が適用されてよい。

[0117] 例えば、術者が、図示しない入力装置を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じて制御装置5317によってアーム部5309の駆動が適宜制御され、顕微鏡部5303の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、顕微鏡部5303を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、当該入力装置としては、術者の利便性を考慮して、例えばフットスイッチ等、術者が手に術具を有していても操作可能なものが適用されることが好ましい。また、ウェアラブルデバイスや手術室内に設けられるカメラを用いたジェスチャ検出や視線検出に基づいて、非接触で操作入力が行われてもよい。これにより、清潔域に属するユーザであっても、不潔域に属する機器をより自由度高く操作することが可能になる。あるいは、アーム部5309は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部5309は、手術室から離れた場所に設置される入力装置を介してユーザによって遠隔操作され得る。

[0118] また、力制御が適用される場合には、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部5309が移動するように第1関節部5311a～第6関節部5311fのアクチュエータが駆動される、いわゆるパワ

ーアシスト制御が行われてもよい。これにより、ユーザが、顕微鏡部5303を把持して直接その位置を移動させようとする際に、比較的軽い力で顕微鏡部5303を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で顕微鏡部5303を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

[0119] また、アーム部5309は、ピボット動作をするようにその駆動が制御されてもよい。ここで、ピボット動作とは、顕微鏡部5303の光軸が空間上の所定の点（以下、ピボット点という）を常に向くように、顕微鏡部5303を移動させる動作である。ピボット動作によれば、同一の観察位置を様々な方向から観察することが可能となるため、より詳細な患部の観察が可能となる。なお、顕微鏡部5303が、その焦点距離を調整不可能に構成される場合には、顕微鏡部5303とピボット点との距離が固定された状態でピボット動作が行われることが好ましい。この場合には、顕微鏡部5303とピボット点との距離を、顕微鏡部5303の固定的な焦点距離に調整しておけばよい。これにより、顕微鏡部5303は、ピボット点を中心とする焦点距離に対応する半径を有する半球面（図10に概略的に図示する）上を移動することとなり、観察方向を変更しても鮮明な撮像画像が得られることとなる。一方、顕微鏡部5303が、その焦点距離を調整可能に構成される場合には、顕微鏡部5303とピボット点との距離が可変な状態でピボット動作が行われてもよい。この場合には、例えば、制御装置5317は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、顕微鏡部5303とピボット点との距離を算出し、その算出結果に基づいて顕微鏡部5303の焦点距離を自動で調整してもよい。あるいは、顕微鏡部5303にAF機能が設けられる場合であれば、ピボット動作によって顕微鏡部5303とピボット点との距離が変化すると共に、当該AF機能によって自動で焦点距離の調整が行われてもよい。

[0120] また、第1関節部5311a～第6関節部5311fには、その回転を拘束するブレーキが設けられてもよい。当該ブレーキの動作は、制御装置53

17によって制御され得る。例えば、顕微鏡部5303の位置及び姿勢を固定したい場合には、制御装置5317は各関節部のブレーキを作動させる。これにより、アクチュエータを駆動させなくてもアーム部5309の姿勢、すなわち顕微鏡部5303の位置及び姿勢が固定され得るため、消費電力を低減することができる。顕微鏡部5303の位置及び姿勢を移動したい場合には、制御装置5317は、各関節部のブレーキを解除し、所定の制御方式に従ってアクチュエータを駆動させればよい。

[0121] このようなブレーキの動作は、上述した操作部5307を介したユーザによる操作入力に応じて行われ得る。ユーザは、顕微鏡部5303の位置及び姿勢を移動したい場合には、操作部5307を操作し、各関節部のブレーキを解除させる。これにより、アーム部5309の動作モードが、各関節部における回転を自由に行えるモード（オールフリーモード）に移行する。また、ユーザは、顕微鏡部5303の位置及び姿勢を固定したい場合には、操作部5307を操作し、各関節部のブレーキを作動させる。これにより、アーム部5309の動作モードが、各関節部における回転が拘束されたモード（固定モード）に移行する。

[0122] 制御装置5317は、顕微鏡装置5301及び表示装置5319の動作を制御することにより、顕微鏡手術システム5300の動作を統括的に制御する。例えば、制御装置5317は、所定の制御方式に従って第1関節部5311a～第6関節部5311fのアクチュエータを動作させることにより、アーム部5309の駆動を制御する。また、例えば、制御装置5317は、第1関節部5311a～第6関節部5311fのブレーキの動作を制御することにより、アーム部5309の動作モードを変更する。また、例えば、制御装置5317は、顕微鏡装置5301の顕微鏡部5303の撮像部によって取得された画像信号に各種の信号処理を施すことにより、表示用の画像データを生成するとともに、当該画像データを表示装置5319に表示させる。当該信号処理では、例えば現像処理（デモザイク処理）、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手づ

レ補正処理等)及び/又は拡大処理(すなわち、電子ズーム処理)等、各種の公知の信号処理が行われてよい。

[0123] なお、制御装置5317と顕微鏡部5303との通信、及び制御装置5317と第1関節部5311a~第6関節部5311fとの通信は、有線通信であってもよいし無線通信であってもよい。有線通信の場合には、電気信号による通信が行われてもよいし、光通信が行われてもよい。この場合、有線通信に用いられる伝送用のケーブルは、その通信方式に応じて電気信号ケーブル、光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルとして構成され得る。一方、無線通信の場合には、手術室内に伝送ケーブルを敷設する必要がなくなるため、当該伝送ケーブルによって医療スタッフの手術室内の移動が妨げられる事態が解消され得る。

[0124] 制御装置5317は、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit) 等のプロセッサ、又はプロセッサとメモリ等の記憶素子が混載されたマイコン若しくは制御基板等であり得る。制御装置5317のプロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した各種の機能が実現され得る。なお、図示する例では、制御装置5317は、顕微鏡装置5301と別個の装置として設けられているが、制御装置5317は、顕微鏡装置5301のベース部5315の内部に設置され、顕微鏡装置5301と一体的に構成されてもよい。あるいは、制御装置5317は、複数の装置によって構成されてもよい。例えば、顕微鏡部5303や、アーム部5309の第1関節部5311a~第6関節部5311fにそれぞれマイコンや制御基板等が配設され、これらが互いに通信可能に接続されることにより、制御装置5317と同様の機能が実現されてもよい。

[0125] 表示装置5319は、手術室内に設けられ、制御装置5317からの制御により、当該制御装置5317によって生成された画像データに対応する画像を表示する。つまり、表示装置5319には、顕微鏡部5303によって撮影された術部の画像が表示される。なお、表示装置5319は、術部の画像に代えて、又は術部の画像とともに、例えば患者の身体情報や手術の術式

についての情報等、手術に関する各種の情報を表示してもよい。この場合、表示装置5319の表示は、ユーザによる操作によって適宜切り替えられてよい。あるいは、表示装置5319は複数設けられてもよく、複数の表示装置5319のそれぞれに、術部の画像や手術に関する各種の情報が、それぞれ表示されてもよい。なお、表示装置5319としては、液晶ディスプレイ装置又はEL (Electro Luminescence) ディ스플레이装置等、各種の公知の表示装置が適用されてよい。

[0126] 図11は、図10に示す顕微鏡手術システム5300を用いた手術の様子を示す図である。図11では、術者5321が、顕微鏡手術システム5300を用いて、患者ベッド5323上の患者5325に対して手術を行っている様子を概略的に示している。なお、図11では、簡単のため、顕微鏡手術システム5300の構成のうち制御装置5317の図示を省略するとともに、顕微鏡装置5301を簡略化して図示している。

[0127] 図11に示すように、手術時には、顕微鏡手術システム5300を用いて、顕微鏡装置5301によって撮影された術部の画像が、手術室の壁面に設置される表示装置5319に拡大表示される。表示装置5319は、術者5321と対向する位置に設置されており、術者5321は、表示装置5319に映し出された映像によって術部の様子を観察しながら、例えば患部の切除等、当該術部に対して各種の処置を行う。

[0128] 以上、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム5300の一例について説明した。なお、ここでは、一例として顕微鏡手術システム5300について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、顕微鏡装置5301は、その先端に顕微鏡部5303に代えて他の観察装置や他の術具を支持する、支持アーム装置としても機能し得る。当該他の観察装置としては、例えば内視鏡が適用され得る。また、当該他の術具としては、鉗子、撮子、気腹のための気腹チューブ、又は焼灼によって組織の切開や血管の封止を行うエネルギー処置具等が適用され得る。これらの観察装置や術具を支持アーム装置によって支持すること

により、医療スタッフが人手で支持する場合に比べて、より安定的に位置を固定することが可能となるとともに、医療スタッフの負担を軽減することが可能となる。本開示に係る技術は、このような顕微鏡部以外の構成を支持する支持アーム装置に適用されてもよい。

[0129] <<4. 変形例>>

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示はかかる例に限定されない。本開示の属する技術の分野における通常の知識を有する者であれば、請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

[0130] 例えば、本実施形態による構成は、図4に示した例に限定されない。一例として、光源制御部206は、CCU139の代わりに、光源装置143内に設けられてもよい。この場合、CCU139は、決定した最上位ラインおよび最下位ラインのライン番号を光源装置143へ提供することが可能である。そして、光源装置143（内の光源制御部206）は、提供された最上位ラインおよび最下位ラインのライン番号に基づいて、光の照射を制御することが可能である。

[0131] また、上述した実施形態の動作における各ステップは、必ずしも記載された順序に沿って処理されなくてもよい。例えば、各ステップは、適宜順序が変更されて処理されてもよい。また、各ステップは、時系列的に処理される代わりに、一部並列的に又は個別的に処理されてもよい。また、記載されたステップのうちの一部が省略されたり、または、別のステップがさらに追加されてもよい。

[0132] また、上述した各実施形態によれば、CPUやGPU等のプロセッサ、および、メモリ等の記憶素子などのハードウェアを、上述した本実施形態によるCCU139の各構成と同等の機能を発揮させるためのコンピュータプログラムも提供可能である。また、該コンピュータプログラムが記録された記

録媒体も提供される。

[0133] また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

[0134] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1)

撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部、
を備え、

前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御装置。

(2)

前記光源制御部は、前記第1のラインの露光開始タイミングと、前記第2のラインの露光終了タイミングとの間の期間を前記照射期間として決定する、前記(1)に記載の制御装置。

(3)

前記第2のラインの露光終了タイミングは、前記第2のラインの露光開始タイミングから前記第2のラインの露光時間が経過したタイミングである、前記(2)に記載の制御装置。

(4)

前記光源制御部は、フレームごとの前記照射期間の長さを同一の長さに決定する、前記(1)～(3)のいずれか一項に記載の制御装置。

(5)

前記制御装置は、所定の基準に基づいて、前記第1のラインおよび前記第2のラインを決定するライン決定部をさらに備える、前記(1)～(4)のいずれか一項に記載の制御装置。

(6)

前記ライン決定部は、前記所定の基準が示す値の変化に基づいて、前記第1のラインまたは前記第2のラインを変更し、

前記第1のラインまたは前記第2のラインが変更された場合には、前記光源制御部は、変更後の前記第1のラインおよび変更後の前記第2のラインに基づいて前記照射期間の長さを変更する、前記(5)に記載の制御装置。

(7)

前記所定の基準は、前記撮像素子を有する撮像部のズーム情報を含む、前記(5)または(6)に記載の制御装置。

(8)

前記所定の基準は、前記撮像素子を有する内視鏡のスコープ情報を含む、前記(5)～(7)のいずれか一項に記載の制御装置。

(9)

前記所定の基準は、前記撮像素子を有する撮像部により撮像される画像におけるマスク領域の情報を含む、前記(5)～(8)のいずれか一項に記載の制御装置。

(10)

前記マスク領域の情報は、前記撮像部を含む内視鏡のスコープ情報に基づいて特定される、前記(9)に記載の制御装置。

(11)

前記マスク領域の情報は、前記撮像部により撮像される画像に対する所定の画像処理により特定される、前記(9)に記載の制御装置。

(12)

前記光源制御部は、さらに、フレームごとの前記照射期間に前記光源部に光を照射させる、前記(1)～(11)のいずれか一項に記載の制御装置。

(13)

前記光源制御部は、前記照射期間以外の期間には前記光源部に光を照射させない、前記(12)に記載の制御装置。

(14)

前記光源制御部は、フレームごとに、第1の光と第2の光とを前記光源部に交互に照射させる、前記(13)に記載の制御装置。

(15)

前記第1の光は、白色光であり、

前記第2の光は、特殊光である、前記(14)に記載の制御装置。

(16)

前記光源制御部は、フレームごとに、同じ種類の光を前記光源部に照射させる、前記(13)に記載の制御装置。

(17)

前記光源部は、レーザ光源である、前記(1)～(16)のいずれか一項に記載の制御装置。

(18)

前記光源部は、半導体光源である、前記(1)～(17)のいずれか一項に記載の制御装置。

(19)

光源部と、

撮像部と、

前記撮像部に含まれる撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、前記光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部と、

を備え、

前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御システム。

(20)

撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に

光を照射させる照射期間としてプロセッサが決定すること、
を含み、

前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御方法。

符号の説明

- [0135] 10 内視鏡手術システム
- 101 内視鏡
- 105 カメラヘッド
- 107 レンズユニット
- 109 撮像部
- 111 駆動部
- 113 通信部
- 115 カメラヘッド制御部
- 139 CCU
- 143 光源装置
- 200 信号処理部
- 202 検波部
- 204 同期制御部
- 206 光源制御部

請求の範囲

- [請求項1] 撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部、を備え、
- 前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御装置。
- [請求項2] 前記光源制御部は、前記第1のラインの露光開始タイミングと、前記第2のラインの露光終了タイミングとの間の期間を前記照射期間として決定する、請求項1に記載の制御装置。
- [請求項3] 前記第2のラインの露光終了タイミングは、前記第2のラインの露光開始タイミングから前記第2のラインの露光時間が経過したタイミングである、請求項2に記載の制御装置。
- [請求項4] 前記光源制御部は、フレームごとの前記照射期間の長さを同一の長さに決定する、請求項1に記載の制御装置。
- [請求項5] 前記制御装置は、所定の基準に基づいて、前記第1のラインおよび前記第2のラインを決定するライン決定部をさらに備える、請求項1に記載の制御装置。
- [請求項6] 前記ライン決定部は、前記所定の基準が示す値の変化に基づいて、前記第1のラインまたは前記第2のラインを変更し、
- 前記第1のラインまたは前記第2のラインが変更された場合には、前記光源制御部は、変更後の前記第1のラインおよび変更後の前記第2のラインに基づいて前記照射期間の長さを変更する、請求項5に記載の制御装置。
- [請求項7] 前記所定の基準は、前記撮像素子を有する撮像部のズーム情報を含む、請求項5に記載の制御装置。
- [請求項8] 前記所定の基準は、前記撮像素子を有する内視鏡のスコープ情報を含む、請求項5に記載の制御装置。

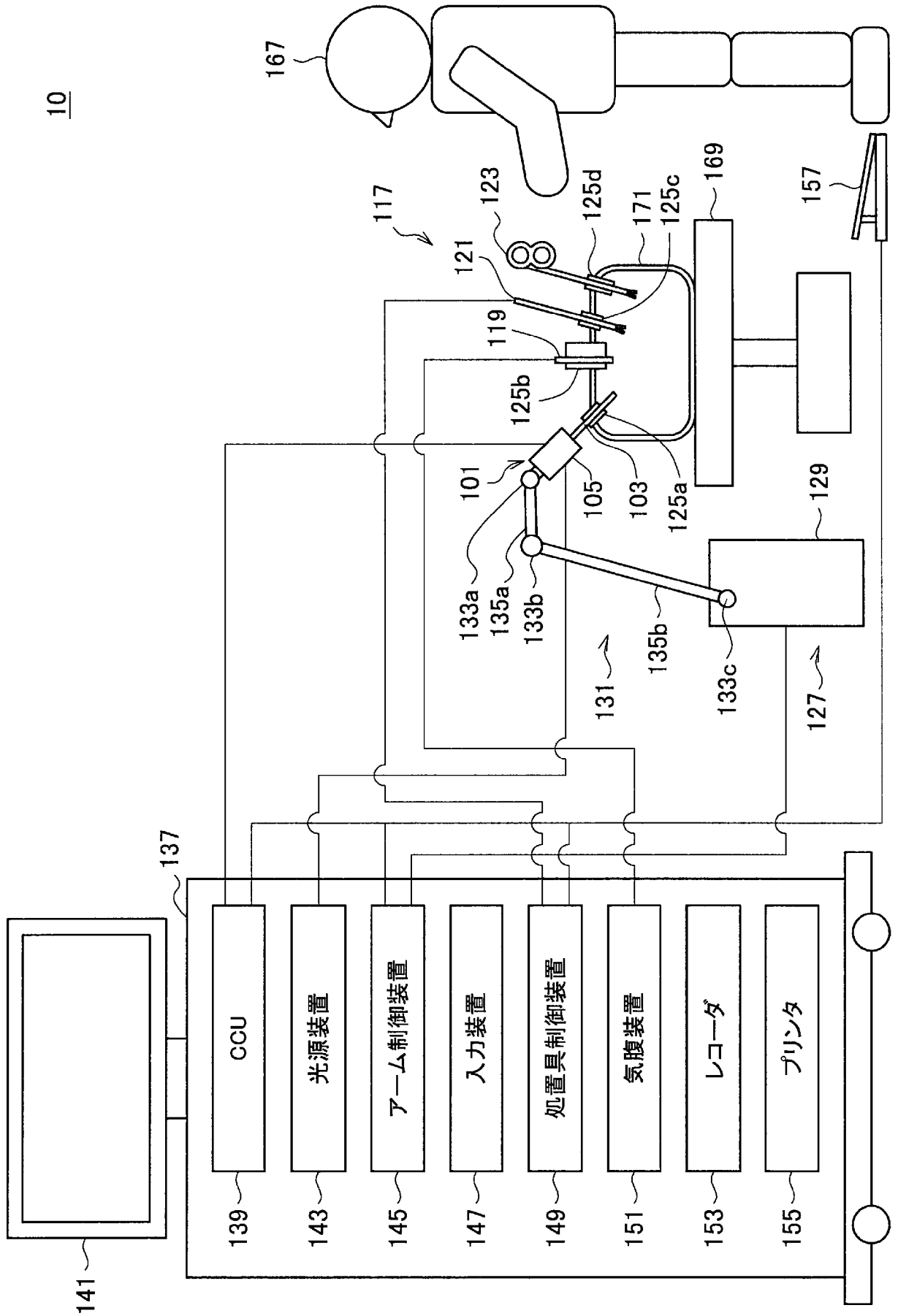
- [請求項9] 前記所定の基準は、前記撮像素子を有する撮像部により撮像される画像におけるマスク領域の情報を含む、請求項5に記載の制御装置。
- [請求項10] 前記マスク領域の情報は、前記撮像部を含む内視鏡のスコープ情報に基づいて特定される、請求項9に記載の制御装置。
- [請求項11] 前記マスク領域の情報は、前記撮像部により撮像される画像に対する所定の画像処理により特定される、請求項9に記載の制御装置。
- [請求項12] 前記光源制御部は、さらに、フレームごとの前記照射期間に前記光源部に光を照射させる、請求項1に記載の制御装置。
- [請求項13] 前記光源制御部は、前記照射期間以外の期間には前記光源部に光を照射させない、請求項12に記載の制御装置。
- [請求項14] 前記光源制御部は、フレームごとに、第1の光と第2の光とを前記光源部に交互に照射させる、請求項13に記載の制御装置。
- [請求項15] 前記第1の光は、白色光であり、
前記第2の光は、特殊光である、請求項14に記載の制御装置。
- [請求項16] 前記光源制御部は、フレームごとに、同じ種類の光を前記光源部に照射させる、請求項13に記載の制御装置。
- [請求項17] 前記光源部は、レーザ光源である、請求項1に記載の制御装置。
- [請求項18] 前記光源部は、半導体光源である、請求項1に記載の制御装置。
- [請求項19] 光源部と、
撮像部と、
前記撮像部に含まれる撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、前記光源部に光を照射させる照射期間として決定する光源制御部と、
を備え、
前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御システム。
- [請求項20] 撮像素子における第1のラインの露光開始タイミングと、前記撮像

素子における第2のラインの露光終了タイミングとの間に応じた期間を、光源部に光を照射させる照射期間としてプロセッサが決定すること、

を含み、

前記第2のラインは、一枚のフレームにおける露光の開始が前記第1のラインよりも早いラインである、制御方法。

[図1]



10

141

137

139

143

145

147

149

151

153

155

CCU

光源装置

アーム制御装置

入力装置

処置具制御装置

気腹装置

レコーダ

プリンタ

131

133c

127

101

103

105

109

117

121

123

125b

125d

171

125c

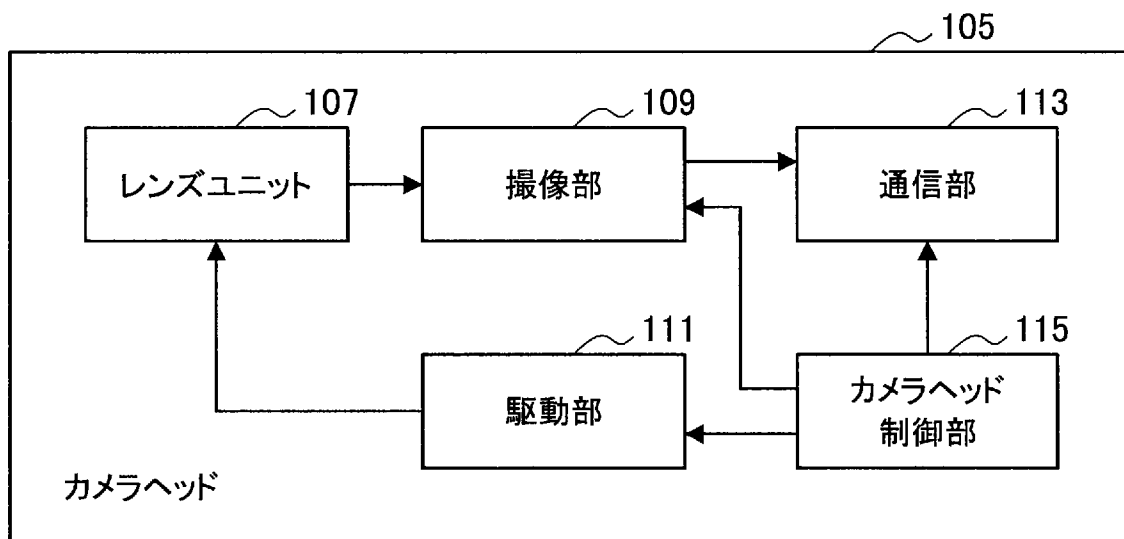
169

157

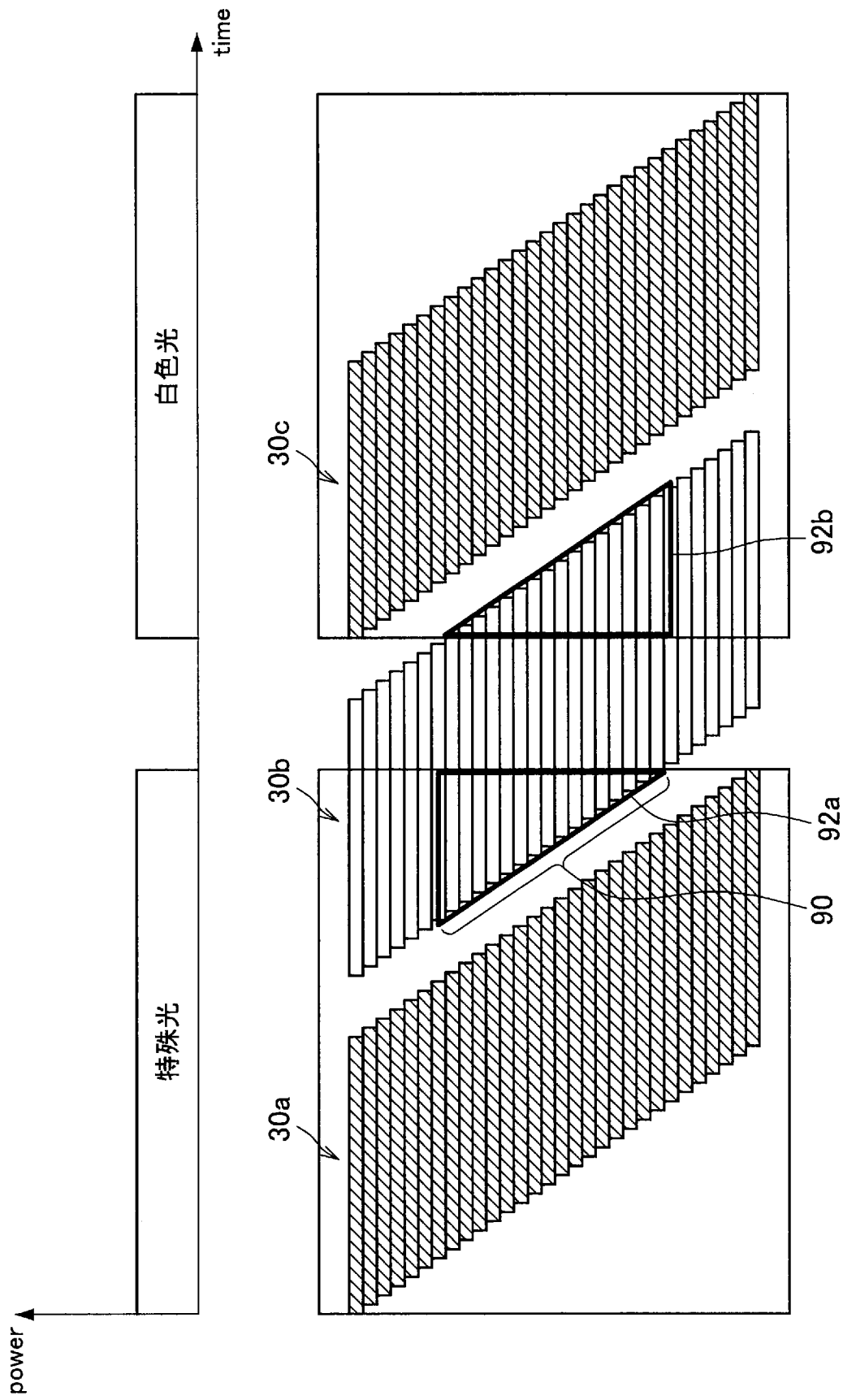
129

167

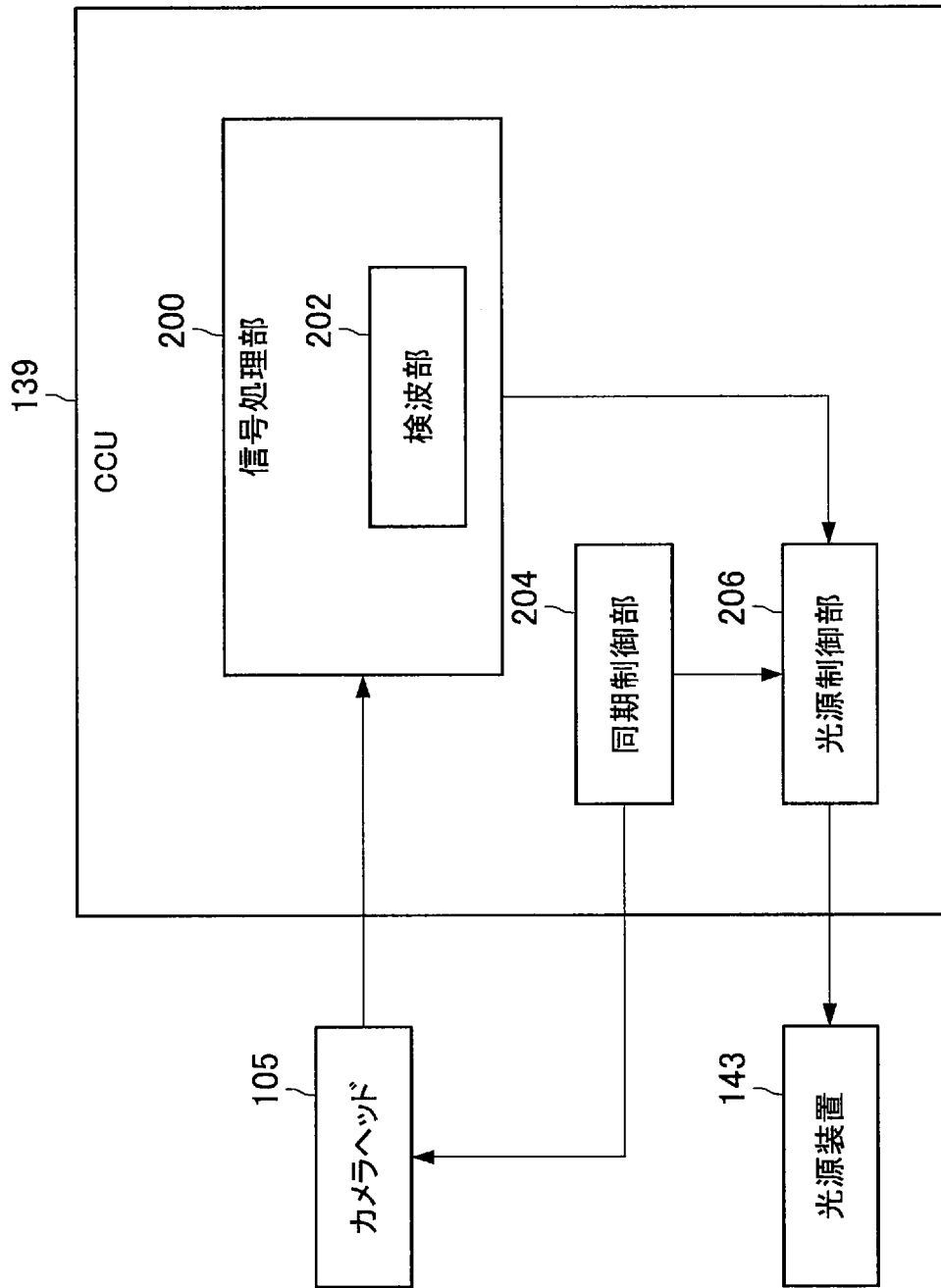
[図2]



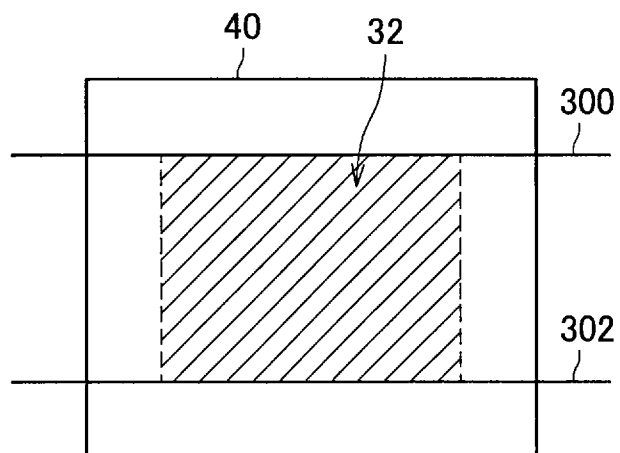
[図3]



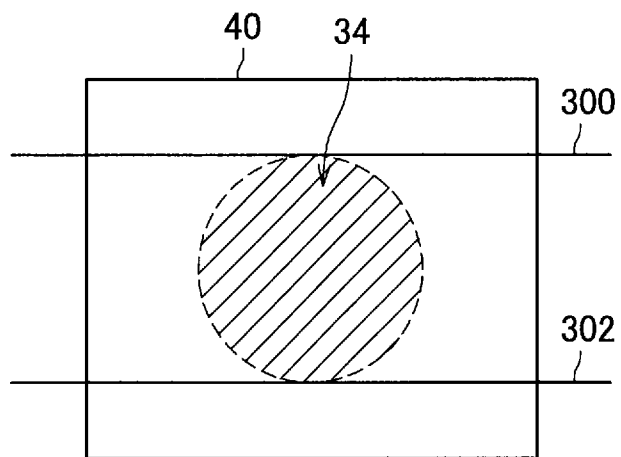
[図4]



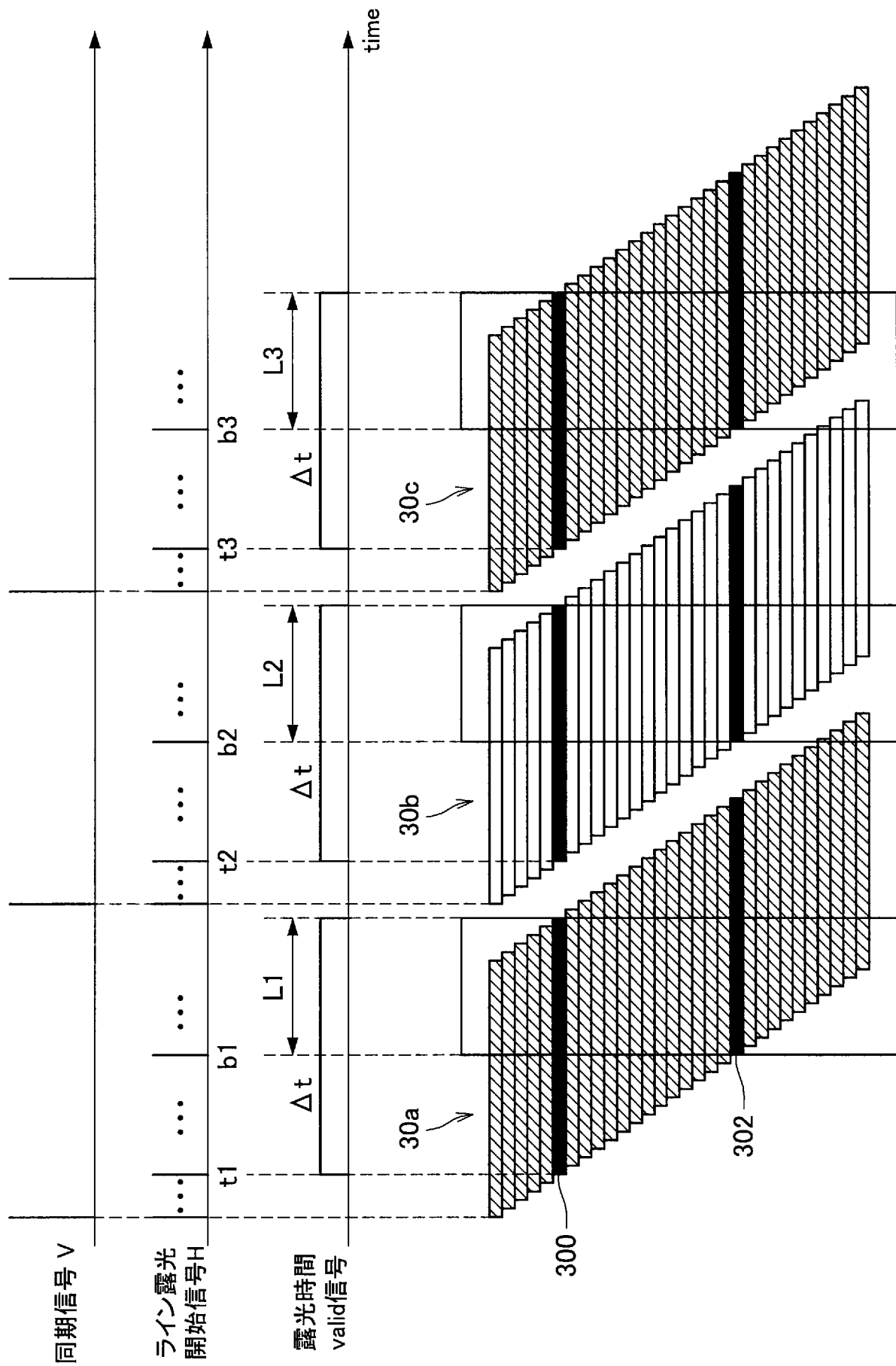
[図5A]



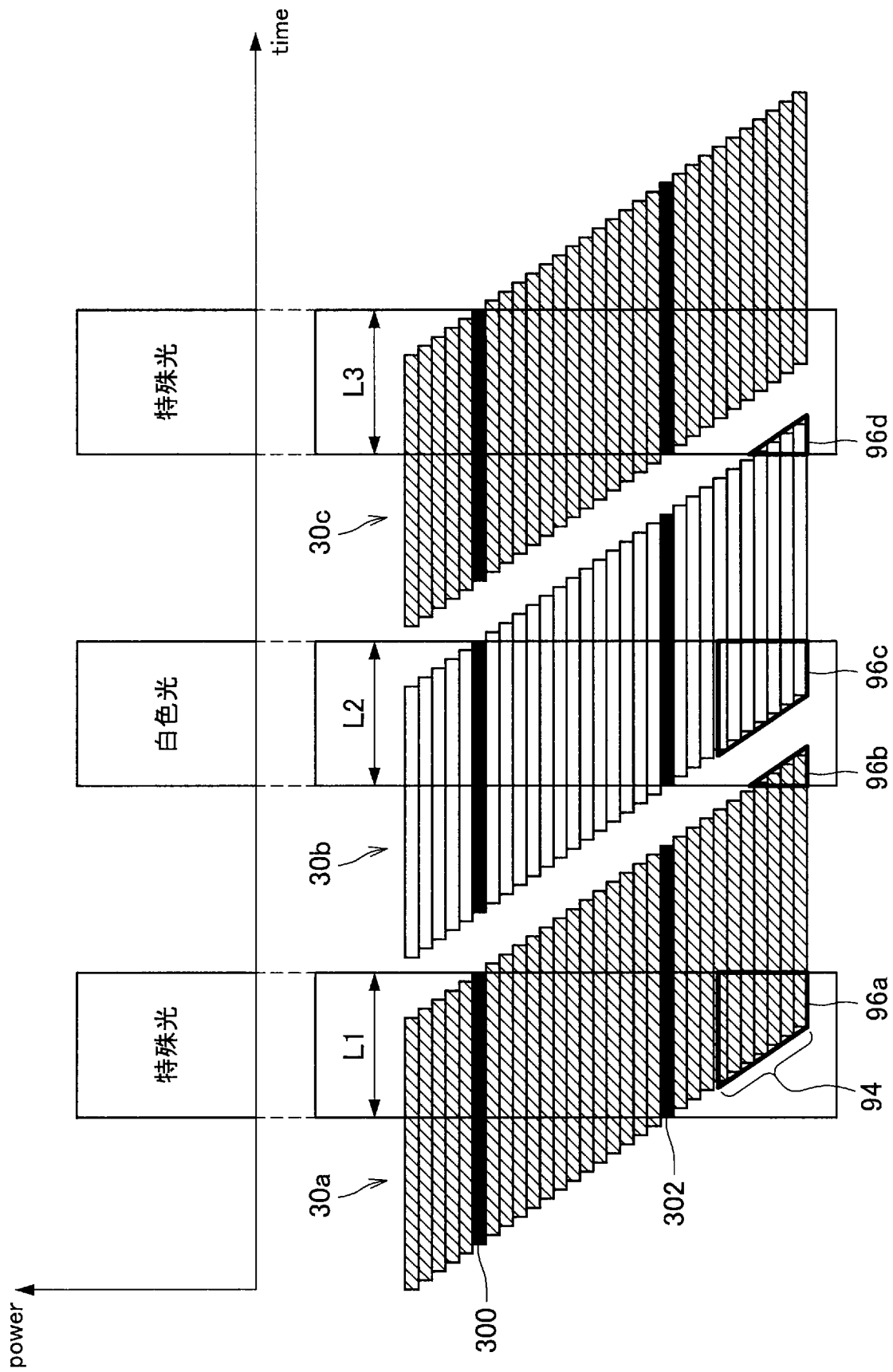
[図5B]



[図6]



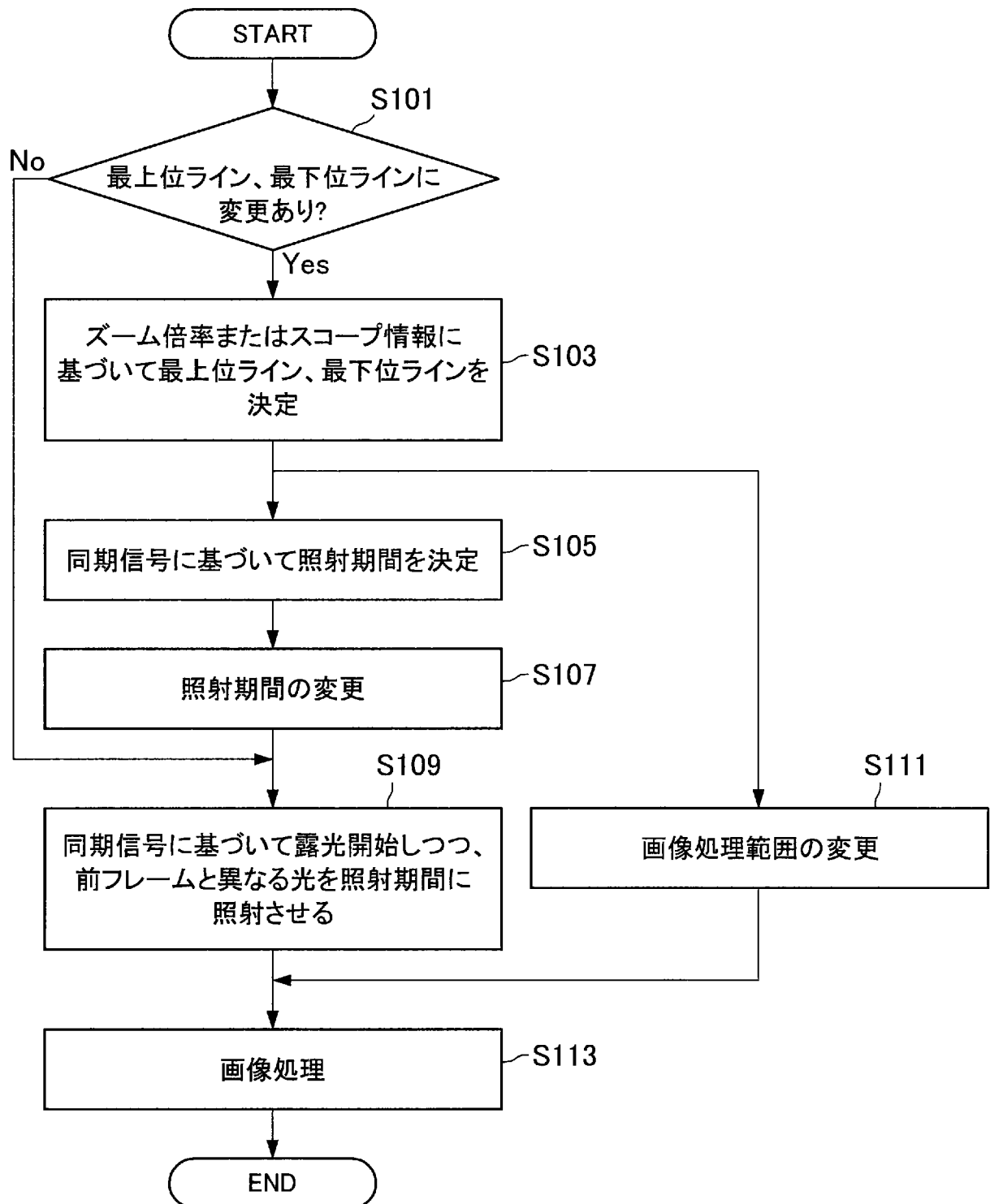
[図7]



[図8]

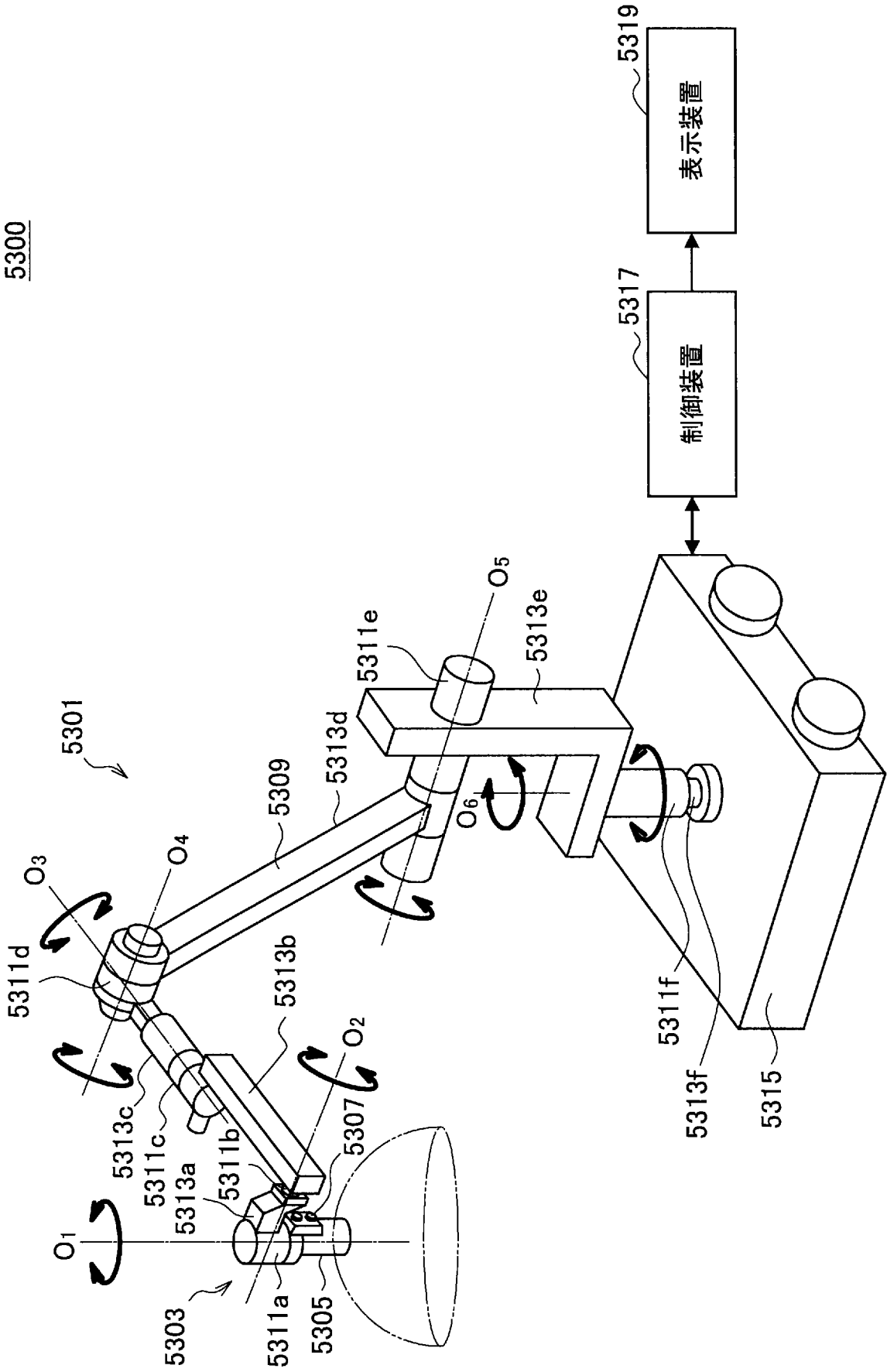
光源種類	高速スイッチング	ムラの発生頻度の低さ
レーザ	○	○
LED	○	×
Xenon	×	×

[図9]

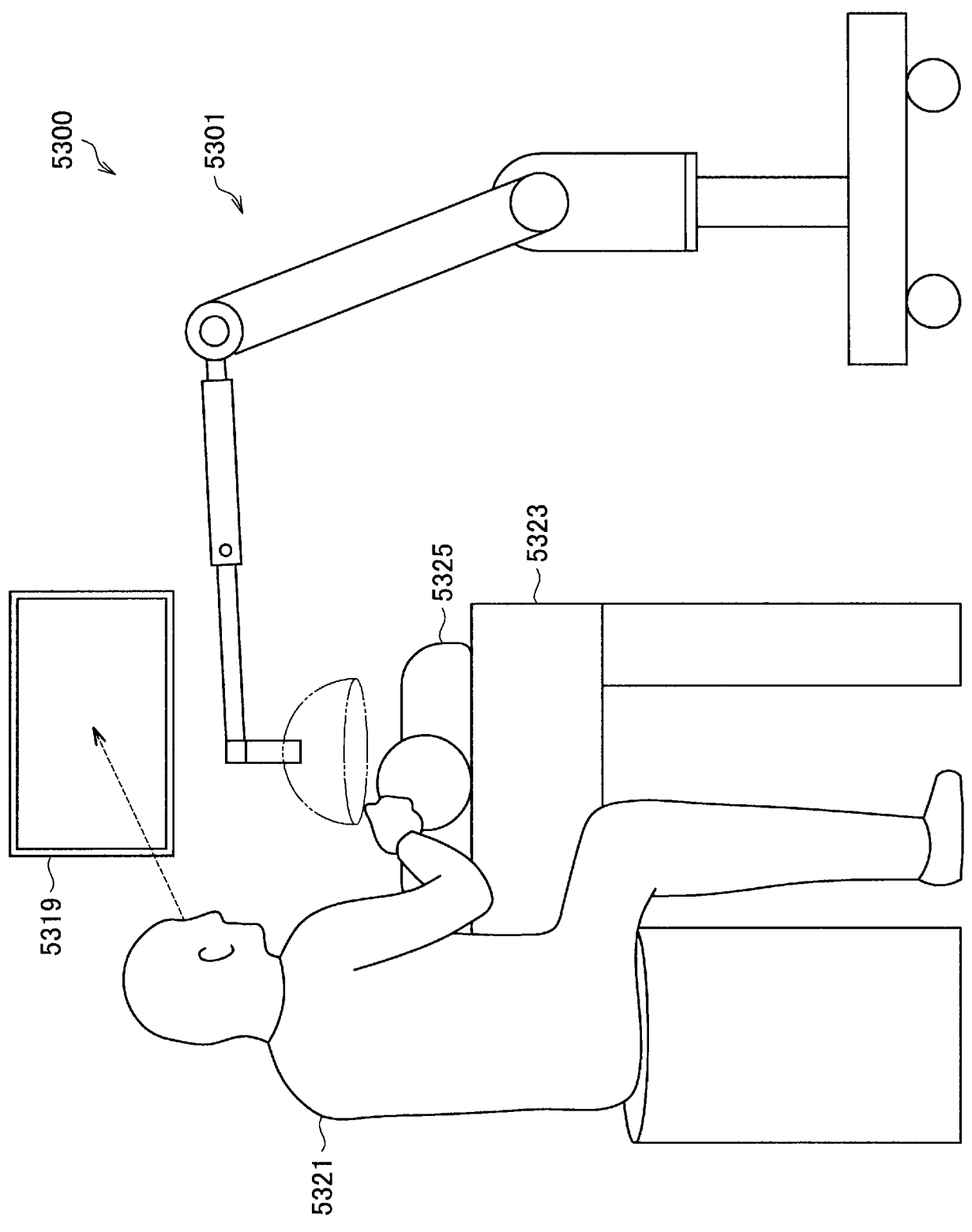


[図10]

5300



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/011939

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
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)
A61B1/045, A61B1/06, G02B23/24

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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	WO 2015/114906 A1 (Olympus Corp.), 06 August 2015 (06.08.2015), paragraphs [0023] to [0064], [0090]; fig. 3, 11 (Family: none)	1-13, 18-20
X	JP 2015-160013 A (Fujifilm Corp.), 07 September 2015 (07.09.2015), paragraphs [0078], [0086]; fig. 18 to 19 & US 2015/0238127 A1 paragraphs [0097], [0105]; fig. 18 to 19 & EP 2912992 A1	1-4, 12-20
A	JP 2015-70937 A (Fujifilm Corp.), 16 April 2015 (16.04.2015), paragraphs [0075] to [0100]; fig. 10 to 11 (Family: none)	1-20

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

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 01 May 2017 (01.05.17)	Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
---	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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. A61B1/045, A61B1/06, G02B23/24										
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>			日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2017年	日本国実用新案登録公報	1996-2017年	日本国登録実用新案公報	1994-2017年
日本国実用新案公報	1922-1996年									
日本国公開実用新案公報	1971-2017年									
日本国実用新案登録公報	1996-2017年									
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	WO 2015/114906 A1 (オリンパス株式会社) 2015.08.06, 【0023】～【0064】、【0090】、 図3、11 (ファミリーなし)	1-13, 18-20								
X	JP 2015-160013 A (富士フイルム株式会社) 2015.09.07, 【0078】、【0086】、図18～19 & US 2015/0238127 A1 [0097], [0105], FIG. 18-19 & EP 2912992 A1	1-4, 12-20								
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 01.05.2017	国際調査報告の発送日 13.06.2017									
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) 山口 裕之 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2913								

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2015-70937 A (富士フイルム株式会社) 2015.04.16, 【0075】～【0100】、図10～11 (ファミリーなし)	1-20