

(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  
2024年2月15日(15.02.2024)



(10) 国際公開番号

WO 2024/034253 A1

(51) 国際特許分類:  
A61B 1/045 (2006.01) A61B 5/1459 (2006.01)  
A61B 1/00 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2023/021964

(22) 国際出願日: 2023年6月13日(13.06.2023)

(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 2022-129056 2022年8月12日(12.08.2022) JP

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

(72) 発明者: 岡本 高宏 (OKAMOTO, Takahiro); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 弁理士法人 小林国際特許事務所 (KYORITSU INSTITUTE); 〒1700004 東京都

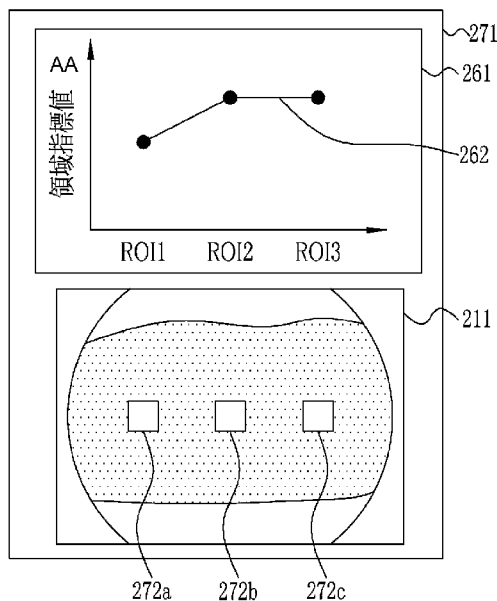
豊島区北大塚2丁目25番1号 アミックス大塚ビル2階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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,

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

(54) 発明の名称: 内視鏡システム及びその作動方法



AA Region index value

(57) Abstract: Provided are an endoscope system that makes it possible for a user to visually confirm spatial change in an index value indicating the state of a living body, and a method for operating the endoscope system. The endoscope system (10) comprises an endoscope (12) whereby an image signal is generated and a processor. The processor sets a plurality of regions of interest (212a), regions of interest (212b), and regions of interest (212c) in an endoscope image, stores the positions of the regions of interest as region position information, uses an imaging signal in a region of interest as a basis to calculate, for each region of interest, region index values which are a living body index value and a statistical value regarding the living body index value, generates an index value display table (261) in which the plurality of region index values are collected, and performs control for displaying a display image (271) in which the endoscope image, the index value display table, and a plurality of pieces of region position information are displayed.

WO 2024/034253 A1

IT, LT, LU, LV, MC, ME, 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：生体の状態を示す指標値の空間的変化をユーザーに視認させることができる内視鏡システム及びその作動方法を提供する。内視鏡システム（10）は、画像信号を生成する内視鏡（12）及びプロセッサを備える。プロセッサは、内視鏡画像に複数の関心領域（212a）、関心領域（212b）、関心領域（212c）を設定し、関心領域の位置を領域位置情報として記憶し、関心領域における画像信号に基づいて生体指標値及び生体指標値の統計値である領域指標値を関心領域ごとに算出し、複数の領域指標値をまとめた指標値表示表（261）を生成し、内視鏡画像、指標値表示表及び複数の領域位置情報を表示する表示用画像（271）を表示する制御を行う。

## 明 細 書

発明の名称：内視鏡システム及びその作動方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、生体の状態を示す指標値を表示する制御を行う内視鏡システム及びその作動方法に関する。

### 背景技術

[0002] 外科的治療を支援するアプローチとして、硬性鏡を用いて撮影される内視鏡画像に基づき、生体の状態を示す指標値を算出し、表示する方法がある。例えば、特許文献1には、光の波長に関する分光情報を少なくとも2種以上含む被検体画像を一定時間毎に取得する画像取得手段と、被検体の関心領域の動きに追従するロックオンエリアを、被検体画像上の関心領域に設定するロックオン設定手段と、被検体画像のうちロックオンエリア部分の画像に基づいて、ロックオンエリアにおける酸素飽和度の時間的変化を監視するために用いられるモニタリング画像を生成するモニタリング画像生成手段と、モニタリング画像を表示する表示手段とを備える医療装置システムが開示されている。上記構成により、腹腔鏡の先端部における動きなどによって被検体の撮像エリアが変化したとしても、被検体における酸素飽和度の時間的変化を確実にモニタリングすることができる。特許文献1では、生体の状態を示す指標値として、酸素飽和度を算出している。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0003] 特許文献1：特開2012-235926号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0004] 内視鏡画像に基づく生体の状態を示す指標値を用いて外科的治療の支援を行う場合、生体の状態を示す指標値のモニタリングを、内視鏡画像に含まれる1つの局所領域について行うのみでは、体の状態を示す指標値の空間的変

化を知りたい場面、特に、広範囲にわたる病変の切除範囲を決定したい場面においては、不十分な場合がある。そこで、生体の状態を示す指標値の空間的变化を視認することができる技術が求められている。

[0005] 本発明は、生体の状態を示す指標値の空間的变化をユーザーに視認させることができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

### 課題を解決するための手段

[0006] 本発明の内視鏡システムは、内視鏡と、プロセッサを備える。内視鏡は、被写体を撮影することにより、画像信号を生成する。プロセッサは、画像信号を取得し、画像信号に基づいて内視鏡画像を生成し、内視鏡画像のうち、互いに異なる位置に複数の関心領域を設定し、内視鏡画像における複数の関心領域の位置を、領域位置情報としてそれぞれ記憶し、関心領域における画像信号に基づき、被写体の状態を示す生体指標値を算出し、それぞれの関心領域における生体指標値に基づき、生体指標値の統計値である領域指標値を関心領域ごとに算出し、複数の領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成し、内視鏡画像、指標値表示表及び複数の領域位置情報を表示する表示用画像を生成し、表示用画像を表示する制御を行う。

[0007] 生体指標値は、酸素飽和度及び／又はヘモグロビン指数であることが好ましい。

[0008] 指標値表示表は、複数の前記領域指標値をグラフ形式で表示することが好ましい。

[0009] プロセッサは、領域位置情報と、領域指標値とを対応付けることにより、領域指標値を特定領域指標値として記憶し、特定領域指標値を保持して指標値表示表に表示することが好ましい。

[0010] プロセッサは、関心領域における最新の画像信号に基づいて生体指標値を算出し、最新の生体指標値に基づいて領域指標値を関心領域ごとに算出し、指標値表示表に表示される領域指標値を更新することが好ましい。

[0011] プロセッサは、領域位置情報と、関心領域とを対応付けることにより、関

心領域の内視鏡画像における位置をロックオンエリアとして記憶し、ロックオンエリアにおける画像信号に基づき、生体指標値を算出することが好ましい。

[0012] プロセッサは、ロックオンエリアにおける画像信号に基づいて算出された領域指標値を、ロックオンエリアと対応付けることにより、特定ロックオンエリア指標値として記憶し、表示用画像に、特定ロックオンエリア指標値を表示する制御を行うことが好ましい。

[0013] ロックオンエリアの位置が、内視鏡画像に含まれない位置である視野外位置である場合、プロセッサは、ロックオンエリアの位置が視野外位置となる直前に記憶された特定ロックオンエリア指標値を、視野外ロックオンエリア指標値とし、かつ、視野外ロックオンエリア指標値を表示する指標値表示表を生成することが好ましい。

[0014] プロセッサは、内視鏡画像において少なくとも1つ以上のロックオンエリアを、追加関心領域として設定し、追加関心領域における画像信号に基づき、生体指標値を算出し、追加関心領域における生体指標値の統計値である追加領域指標値を、領域指標値として算出し、追加領域指標値及び視野外ロックオンエリア指標値をまとめて表示する拡張指標値表示表を生成し、表示用画像に、拡張指標値表示表を表示する制御を行うことが好ましい。

[0015] プロセッサは、複数の領域位置情報を内視鏡画像に重畳して表示する制御を行い、内視鏡画像に重畳表示される領域位置情報と、拡張指標値表示表に表示され、かつ、領域位置情報と対応する、視野外ロックオンエリア指標値以外の領域指標値と、を結ぶ指標値リンクラインを表示用画像に表示する制御を行うことが好ましい。

[0016] プロセッサは、表示用画像に表示される、拡張指標値表示表の表示サイズを変更する制御を行うことが好ましい。

[0017] プロセッサは、複数の領域位置情報を内視鏡画像に重畳して表示する制御を行い、内視鏡画像に重畳表示される領域位置情報と、指標値表示表に表示され、かつ、領域位置情報と対応する領域指標値と、を結ぶ指標値リンクラ

インを表示用画像に表示する制御を行うことが好ましい。

[0018] プロセッサは、内視鏡画像において少なくとも1つ以上のロックオンエリアを、追加関心領域として設定し、追加関心領域における画像信号に基づき、生体指標値を算出し、追加関心領域における生体指標値の統計値である追加領域指標値を、領域指標値として算出し、追加領域指標値を表示する指標値表示表を生成し、表示用画像に、追加領域指標値を表示する指標値表示表を表示する制御を行うことが好ましい。

[0019] 関心領域設定用スイッチを備え、プロセッサは、関心領域設定用スイッチの押下に従って、複数の前記関心領域を設定し、再度の関心領域設定用スイッチの押下に従って、設定された関心領域における領域指標値を算出することが好ましい。

[0020] 本発明の内視鏡システムの作動方法は、内視鏡が被写体を撮影することにより、生成される画像信号を取得するステップと、画像信号に基づいて内視鏡画像を生成するステップと、内視鏡画像のうち、互いに異なる位置に複数の関心領域を設定するステップと、内視鏡画像における複数の関心領域の位置を、領域位置情報としてそれぞれ記憶するステップと、関心領域における画像信号に基づき、被写体の状態を示す生体指標値を算出するステップと、それぞれの関心領域における生体指標値に基づき、生体指標値の統計値である領域指標値を関心領域ごとに算出するステップと、複数の領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成するステップと、内視鏡画像、指標値表示表及び複数の領域位置情報を表示する表示用画像を生成するステップと、表示用画像を表示する制御を行うステップと、を有する。

### 発明の効果

[0021] 本発明によれば、生体の状態を示す指標値の空間的变化をユーザーに視認させることができる。

### 図面の簡単な説明

[0022] [図1]内視鏡システムの概略図である。

[図2]第1実施形態の内視鏡システムの概略図である。

- [図3]内視鏡を腹腔鏡とする場合の内視鏡システムの概略図である。
- [図4]第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。
- [図5]光源部の機能を示すブロック図である。
- [図6]通常モードのディスプレイ表示の例を示す説明図である。
- [図7]酸素飽和度モードのディスプレイ表示の例を示す説明図である。
- [図8]補正モードへの切り替えを促す場合の報知用画像の例を示す画像図である。
- [図9]補正モードのディスプレイ表示の例を示す説明図である。
- [図10]白色光のスペクトルを示すグラフである。
- [図11]第1照明光のスペクトルを示すグラフである。
- [図12]第2照明光のスペクトルを示すグラフである。
- [図13]第3照明光のスペクトルを示すグラフである。
- [図14]通常モード用発光パターンの例を示す説明図である。
- [図15]酸素飽和度モード用発光パターンの例を示す説明図である。
- [図16]補正モード用発光パターンの例を示す説明図である。
- [図17]第1実施形態の撮像センサのカラーフィルタの透過帯域を示すグラフである。
- [図18]第1実施形態の通常モードにおいて発光される照明光及び取得される画像信号を示す表である。
- [図19]第1実施形態の酸素飽和度モードにおいて発光される照明光及び取得される画像信号を示す表である。
- [図20]第1実施形態の補正モードにおいて発光される照明光及び取得される画像信号を示す表である。
- [図21]特定色素が生体組織中に含まれない場合のヘモグロビン反射スペクトルを示すグラフである。
- [図22] (A) は、黄色色素が存在する場合の還元ヘモグロビンの反射スペクトルを示すグラフである。(B) は、黄色色素の吸光スペクトルを示すグラフである。

[図23] B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性及び明るさ依存性を示す表である。

[図24] 酸素飽和度算出用テーブルを示すグラフである。

[図25] X成分の値（信号比  $\ln(R 2 / G 2)$ ）及びY成分の値（信号比  $\ln(B 1 / G 2)$ ）の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性及び明るさ依存性を示す表である。

[図26] B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、明るさ依存性及び黄色色素依存性を示す表である。

[図27] 黄色色素の存在によって見かけ上の酸素飽和度が高く算出されることを示すグラフである。

[図28] B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号、B 3 画像信号、G 3 画像信号、B 2 画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、明るさ依存性及び黄色色素依存性を示す表である。

[図29] (A) は、3次元座標系の補正酸素飽和度算出用テーブルを示すグラフである。(B) は、(A) を2次元座標系とした補正酸素飽和度算出用テーブルを示すグラフである。

[図30] X成分の値（信号比  $\ln(R 2 / G 2)$ ）、Y成分の値（信号比  $\ln(B 1 / G 2)$ ）及びZ成分の値（信号比  $\ln(B 3 / G 3)$ ）の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、明るさ依存性及び黄色色素依存性を示す表である。

[図31] 拡張プロセッサ装置の機能を示すブロック図である。

[図32] 酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

[図33] (A) は、2次元座標系の補正酸素飽和度算出用テーブルを示すグラフである。(B) は、領域A R 2の酸素飽和度算出用テーブルの例を示すグラフである。

[図34] 補正酸素飽和度の算出方法を示す説明図である。

[図35] 補正用画像の例を示す画像図である。

[図36] 第1信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図37]第2信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図38]第3信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図39]信頼度によって補正用画像の彩度を変更する場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図40]信頼度によって特定領域を枠で囲う場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図41]補正処理が適切に行えることを示す場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図42]警告表示を行う場合の補正用画像の例を示す画像図である。

[図43] (A) は、酸素飽和度画像の例を示す画像図である。(B) は、具体例(1)における関心領域画像の例を示す画像図である。

[図44]具体例(1)における関心領域画像を表示する場合のディスプレイ表示の例を示す説明図である。

[図45]組み合わせ指数算出用テーブルを示すグラフである。

[図46]生体指標値選択用画面の例を示す画像図である。

[図47]グラフ形式の指標値表示表の例を示す説明図である。

[図48]表形式の指標値表示表の例を示す説明図である。

[図49]具体例(1)における表示用画像の例を示す画像図である。

[図50]具体例(1)における表示用画像を表示する場合のディスプレイ表示の例を示す説明図である。

[図51]具体例(2)における表示用画像を表示する場合のディスプレイ表示の例を示す説明図である。

[図52]具体例(3)における関心領域画像を表示する場合のディスプレイ表示の例を示す説明図である。

[図53]具体例(3)における表示用画像を表示する場合のディスプレイ表示の例を示す説明図である。

[図54]複数種類の生体指標値に関する領域指標値を算出する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図55]第1実施形態の表示用画像を表示する場合の流れを説明するフローチャートである。

[図56]表示用関心領域を表示する場合の関心領域画像の例を示す画像図である。

[図57]表示用領域位置情報を表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図58]領域指標値記憶部を設ける場合の拡張プロセッサ装置の機能を示すブロック図である。

[図59]領域指標値を更新する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図60]酸素飽和度モード用発光パターンで照明光を発光する場合の、時系列順に算出される領域指標値の例を示す説明図である。

[図61] (A) は、関心領域画像の例を示す画像図である。(B) は、(A) の関心領域が内視鏡の動きに追従する場合の関心領域画像の例を示す画像図である。

[図62] (A) は、表示用関心領域を表示する場合の関心領域画像の例を示す画像図である。(B) は、(A) の関心領域が内視鏡の動きに追従する場合であって、表示用関心領域を表示する場合の関心領域画像の例を示す画像図である。

[図63] (A) は、視野外ロックオンエリア指標値を表示する前時点の表示用画像の例を示す画像図である。(B) は、(A) の後時点の、視野外ロックオンエリア指標値を表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図64]視野外ロックオンエリア指標値を表示する場合であって、追加関心領域を設定する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図65]指標値リンクライン生成部の機能を示すブロック図である。

[図66]視野外ロックオンエリア指標値と、指標値リンクラインとを表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図67]視野外ロックオンエリア指標値を表示する場合であって、指標値表示表の表示サイズを変更する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図68]視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない場合において、指標値リンクラインを表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図69]視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない場合において、内視鏡を動かした後の表示用画像の例を示す画像図である。

[図70]視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない場合において、内視鏡を動かし、さらに指標値表示表の表示サイズを変更する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図71]視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない場合において、指標値リンクラインと、表示用領域位置情報とを表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図72]視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない場合において、内視鏡を動かした後の指標値リンクラインと、表示用領域位置情報とを表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図73]視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない場合において、内視鏡を動かし、さらに指標値表示表の表示サイズを変更する場合に、表示用領域位置情報を表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図74]視野外ロックオンエリア指標値を表示しない場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図75]視野外ロックオンエリア指標値を表示しない場合に、追加関心領域を設定した場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図76]視野外ロックオンエリア指標値を表示しない場合に、追加領域指標値を表示する表示用画像の例を示す画像図である。

[図77]視野外ロックオンエリア指標値を表示しない場合であって、表示用領域位置情報を表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図78]視野外ロックオンエリア指標値を表示しない場合に、追加関心領域を設定した場合であって、表示用領域位置情報を表示する場合の表示用画像の

例を示す画像図である。

[図79]視野外ロックオンエリア指標値を表示しない場合に、追加領域指標値を表示する際に表示用領域位置情報を表示する場合の表示用画像の例を示す画像図である。

[図80]第2実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図81]回転フィルタの平面図である。

[図82]算出値補正処理に用いる差分値 $\Delta Z$ を示す説明図である。

[図83]第3実施形態の内視鏡システムの概略図である。

[図84]第1青色光、第2青色光、緑色光及び赤色光を含む混合光のスペクトルを示すグラフである。

[図85]第3実施形態のカメラヘッドの機能を示す説明図である。

[図86]撮像センサ511に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図87]撮像センサ512に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図88]撮像センサ513に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図89]撮像センサ514に入射する光のスペクトルを示すグラフである。

[図90]波長帯域 $R_k$ を表示した、黄色色素が存在する場合の還元ヘモグロビンの反射スペクトルを示すグラフである。

[図91]G2画像信号、G3画像信号、R2画像信号及び $R_k$ 画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、明るさ依存性及び黄色色素依存性を示す表である。

[図92]第4実施形態のカメラヘッドの機能を示す説明図である。

[図93] (A)は、第4照明光のスペクトルを示すグラフである。(B)は、第4実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。(C)は、撮像センサ611の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図94] (A)は、第4照明光のスペクトルを示すグラフである。(B)は、第4実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。(C)は、撮像センサ612の感度

と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図95]第4実施形態の酸素飽和度モードの発光パターンを示す説明図である。

[図96]第4実施形態の補正モードの発光パターンを示す説明図である。

[図97] (A) は、第3照明光のスペクトルを示すグラフである。(B) は、第4実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。(C) は、撮像センサ611の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図98] (A) は、第3照明光のスペクトルを示すグラフである。(B) は、第4実施形態のダイクロイックミラーに入射した光の反射率及び透過率と、光の波長との関係を示すグラフである。(C) は、撮像センサ612の感度と、光の波長との関係を示すグラフである。

[図99]第4実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

[図100] (A) は、補正用領域について示す画像図である。(B) は、(A) に示す補正用領域を拡大した図である。

[図101]第4実施形態の信頼度算出部、補正判定部及び拡張表示制御部の機能を示すブロック図である。

[図102]横軸をG2画像信号の画素値とした第1信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図103]縦軸を信号比 $I_n$  (B1/G2)とした第3信頼度算出用テーブルを示すグラフである。

[図104]第4実施形態の補正モードにおける発光パターンと、生成される内視鏡画像と、画像セットとの関係を示す説明図である。

[図105]白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像の間で対応する補正用領域を示す説明図である。

[図106]相関係数の算出方法を示す説明図である。

[図107]第4実施形態における警告表示を行う場合のディスプレイ表示の例を示す画像図である。

## 発明を実施するための形態

### [0023] [第1実施形態]

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12、光源装置13、プロセッサ装置14、第1ユーザーインターフェース15、拡張プロセッサ装置16及び第2ユーザーインターフェース17を備える。内視鏡12は、光源装置13と光学的又は電氣的に接続され、かつ、プロセッサ装置23と電氣的に接続される。第1ユーザーインターフェース15は、プロセッサ装置23と電氣的に接続される。拡張プロセッサ装置16は、光源装置13、プロセッサ装置14及び第2ユーザーインターフェース17と電氣的に接続される。これらのそれぞれの接続は、有線に限られず、無線であってもよい。また、ネットワークを介したものでもよい。

[0024] 第1実施形態において、内視鏡システム10は、内視鏡12を、外科的治療を行うために被検者の体腔内に挿入し、漿膜側から体腔内の臓器を撮影する硬性内視鏡、特に腹腔鏡とする用途に好適である。なお、内視鏡12は、被検者の鼻、口又は肛門から挿入される軟性内視鏡であってもよい。また、本明細書では、被検者とは、内視鏡12を挿入される対象のことを意味する。被写体とは、内視鏡12の画角に含まれ、内視鏡画像に写る観察対象のことを意味する。

[0025] 内視鏡12を腹腔鏡とする場合、内視鏡12は、図2に示すように、被検者の腹腔内に挿入する挿入部12aと、挿入部12aの基端部分に設けられる操作部12bとを備える。挿入部12aの先端付近の部分（これ以降、先端部と呼ぶ。）には、光学系及び撮像センサが内蔵される。光学系には、被写体に照明光を照射するための後述する照明光学系、及び、被写体の像を撮像するための後述する撮像光学系が含まれる。撮像センサは、撮像光学系を透過して入射した観察対象からの反射光を、結像面に結像することにより、画像信号を生成する。生成された画像信号は、プロセッサ装置14に出力される。

[0026] 操作部12bには、モード切替え用スイッチ12c及び関心領域設定用ス

スイッチ12dが設けられている。モード切替え用スイッチ12cは、後述する観察モードの切り替え操作に用いられる。関心領域設定用スイッチ12dは、後述する関心領域設定指示の入力、及び関心領域内の生体指標値の算出の指示入力に用いられる。なお、詳しくは後述するが、関心領域設定用スイッチ12dを操作することにより、モード切替え用スイッチ12cを用いずにモード切替えが行われるようにしてもよい。

[0027] 腹腔鏡を用いる外科的治療では、図3に示すように、手術台Otで仰臥位（あおむけ）になった被検者Pの腹腔AC内に、トラカールTrを介して内視鏡12を挿入する。被検者Pの腹腔AC内は、観察野及び術野を確保するために、気腹装置によって二酸化炭素ガスが送り込まれ、膨らんだ状態になっている。また、内視鏡12を挿入するトラカールTrとは異なるトラカールTrを介し、観察野及び術野を広げるための把持鉗子、病変部を有する臓器の一部を切除するための電気メス等の処置具Toが挿入される。

[0028] 光源装置13は、照明光を発生する。プロセッサ装置14は、内視鏡システム10のシステム制御を行い、さらに、内視鏡12から送信された画像信号に対する画像処理を行うことにより、内視鏡画像を生成する。本明細書において、「内視鏡画像」には、白色光画像、白色光相当画像、酸素飽和度画像、関心領域画像、表示用画像、補正用画像、報知用画像、第3照明光画像、第1青色光画像が含まれる。

[0029] 第1ユーザーインターフェース15及び第2ユーザーインターフェース17は、ユーザーからの入力操作を受け付け、プロセッサ装置14又は拡張プロセッサ装置16に対して入力信号を送信する、キーボード、マウス、マイク、フットスイッチ、タッチパッド、タブレット、タッチペン等の入力装置である。また、第1ユーザーインターフェース15及び第2ユーザーインターフェース17は、プロセッサ装置14又は拡張プロセッサ装置16からの出力信号を受け、内視鏡画像、音声等の出力を行う、ディスプレイ、ヘッドマウントディスプレイ、スピーカー等の出力装置である。これ以降、特に分けて記載のない場合、第1ユーザーインターフェース15及び第2ユーザー

インターフェース 17 をまとめて示す用語として、第 1 ユーザーインターフェース 15 又は第 2 ユーザーインターフェース 17 を示す用語として、ユーザーインターフェースと称する。

[0030] 内視鏡 12 のモード切替え用スイッチ 12c 及び関心領域設定用スイッチ 12d は、内視鏡 12 ではなく、ユーザーインターフェースに設けられてもよい。

[0031] 内視鏡システム 10 は、通常モード、酸素飽和度モード、補正モードの 3 つのモードを有する。これら 3 つのモードは、ユーザーによるモード切替え用スイッチ 12c の操作、又は関心領域設定用スイッチ 12d を操作によって切り替えられる。

[0032] 通常モードでは、照明光に白色光を用いて被写体を撮像することによって生成される、自然な色合いの白色光画像をユーザーインターフェースであるディスプレイに表示する。酸素飽和度モードでは、被写体の酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を、ディスプレイに表示する。また、酸素飽和度モードにおいては、白色光画像よりも短波長成分が少ない白色光相当画像が、ディスプレイに表示される。補正モードでは、後述する特定色素の影響を考慮した、酸素飽和度の算出に関する補正処理を行う。

[0033] 図 4 に示すように、光源装置 13 は、光源部 20、及び光源部 20 を制御する光源制御部 21 を有する。光源部 20 は、例えば、複数色の LED (Light Emitting Diode) 等の半導体光源、レーザー光源、レーザダイオードと蛍光体との組み合わせ、キセノンランプ、ハロゲン光源等で構成される。光源部 20 は、例えば、複数の光源を有し、これらをそれぞれ点灯または消灯し、点灯する場合には、各光源の発光量が光源制御部 21 によって制御されることにより、観察対象を照明する照明光を発する。

[0034] 第 1 実施形態では、光源部 20 は、例えば、図 5 に示すように、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、BS-LED (Blue Short-wavelength Light Emitting Diode) 20b、BL-LED (Blue Long-wavelength

th Light Emitting Diode) 20c、G-LED (Green Light Emitting Diode) 20d、及びR-LED (Red Light Emitting Diode) 20eの5色のLEDを有する。なお、各色LEDの組み合わせはこれに限られない。

[0035] V-LED 20aは、中心波長が $410\text{nm} \pm 10\text{nm}$ の紫色光Vを発する。BS-LED 20bは、中心波長が $450\text{nm} \pm 10\text{nm}$ の第2青色光BSを発する。BL-LED 20cは、中心波長が $470\text{nm} \pm 10\text{nm}$ の第1青色光BLを発する。G-LED 20dは、緑色帯域の緑色光Gを発する。緑色光Gの中心波長は $540\text{nm}$ であることが好ましい。R-LED 20eは、赤色帯域の赤色光Rを発する。赤色光Rの中心波長は $620\text{nm}$ であることが好ましい。なお、各LED 20a~20eにおける中心波長とピーク波長は、同じであってもよく、異なっても良い。

[0036] 光源制御部21は、各LED 20a~20eに対して独立に制御信号を入力することによって、各LED 20a~20eの点灯、消灯、点灯時の発光量等を独立に制御する。光源制御部21による点灯又は消灯制御は、各モードによって異なり、詳細は後述する。

[0037] 光源部20から発せられた照明光は、ミラーやレンズなどで構成される光路結合部(図示しない)を介して、ライトガイド41に入射される。ライトガイド41は、内視鏡12及びユニバーサルコード(内視鏡12、光源装置13及びプロセッサ装置14を接続するコード)に内蔵されていてもよい。ライトガイド41は、光路結合部からの光を、内視鏡12の先端部まで伝搬する。

[0038] 内視鏡12の先端部には、照明光学系42と撮像光学系43が設けられている。照明光学系42は照明レンズ42aを有し、ライトガイド41によって伝搬された照明光は、照明レンズ42aを介して被写体に照射される。なお、内視鏡12が軟性内視鏡であり、光源部20が内視鏡12の先端部に内蔵される場合は、ライトガイド41を介さずに、照明光学系42の照明レンズ42aを透過して照明光が出射される。

[0039] 撮像光学系43は、対物レンズ43a及び撮像センサ44を有する。照明

光が照射された被写体からの反射光は、対物レンズ43aを介して撮像センサ44に入射する。これにより、撮像センサ44に被写体の像が結像される。

[0040] 撮像センサ44は、被写体からの反射光を撮像するカラー撮像センサ又はモノクロ撮像センサである。撮像センサ44がカラー撮像センサである場合、撮像センサ44の各画素には、B（青色）カラーフィルタを有するB画素（青色画素）、G（緑色）カラーフィルタを有するG画素（緑色画素）、R（赤色）カラーフィルタを有するR画素（赤色画素）のいずれかが設けられている。Bカラーフィルタ、Gカラーフィルタ、及びRカラーフィルタが透過する光の波長帯域と透過率については、後述する。なお、第1実施形態において、撮像センサ44は、B画素とG画素とR画素の画素数の比率が、1：2：1であるベイヤー配列のカラー撮像センサであることが好ましい。

[0041] また、撮像センサ44として、CCD（Charge Coupled Device）撮像センサ、CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサ等を適用することができる。また、青色画素、緑色画素及び赤色画素を備えるカラー撮像センサの代わりに、C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（グリーン）の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力される。この場合、補色－原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、青色画素、緑色画素及び赤色画素を備えるカラー撮像センサと同様の、後述するようなRGB各色の画像信号を得ることができる。各モードにおける照明光の点灯及び消灯制御、並びに各モードにおける撮像センサ44が出力する画像信号の詳細については後述する。

[0042] 撮像センサ44は、撮像制御部45によって駆動制御される。撮像制御部45による撮像センサ44の、各モードにおける制御は後述する。CDS／AGC回路46（Correlated Double Sampling／Automatic Gain Control）は、撮像センサ44から得られるアナログの画像信号に相関二重サンプリング

グ（CDS）や自動利得制御（AGC）を行う。CDS／AGC回路46を経た画像信号は、A／Dコンバータ47（Analog／Digital）により、デジタルの画像信号に変換される。A／D変換後の画像信号は、プロセッサ装置14に入力される。

[0043] プロセッサ装置14は、中央制御部50、画像信号取得部60、内視鏡画像生成部70、表示制御部80及び画像通信部90を有する。プロセッサ装置14には、各種処理に関するプログラムがプログラム用メモリ（図示しない）に組み込まれている。プロセッサによって構成される中央制御部50が、プログラム用メモリ内のプログラムを実行することによって、画像取得部60、内視鏡画像生成部70、表示制御部80及び画像通信部90の機能が実現する。

[0044] 画像信号取得部60は、内視鏡12からのA／D変換された画像信号を取得し、内視鏡画像生成部70及び／又は画像通信部90に送信される。

[0045] 内視鏡画像生成部70は、画像信号に基づいて内視鏡画像を生成する。具体的には、各色の画像信号に対し、デモザイク処理、3×3のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT（Look Up Table）処理等の色変換処理、及び／又は色彩強調処理、空間周波数強調処理等の構造強調処理である画像処理を施すことにより、内視鏡画像を生成する。なお、デモザイク処理は、各画素の欠落した色の信号を生成する処理である。デモザイク処理により、全画素がRGB各色の信号を有するようになる。デモザイク処理は、後述する拡張プロセッサ装置16においても行われる。

[0046] 内視鏡画像生成部70は、モードに応じた画像処理を行うことにより、内視鏡画像を生成する。通常モードの場合、内視鏡画像生成部70は、通常モード用の画像処理を行うことにより、白色光画像を生成する。酸素飽和度モードの場合、内視鏡画像生成部70は、白色光相当画像を生成する。

[0047] また、酸素飽和度モードの場合、画像信号取得部60は、画像通信部90を介し、画像信号を拡張プロセッサ装置16に送信する。補正モードの場合も、酸素飽和度モードの場合と同様に、内視鏡画像生成部70において白色

光相当画像が生成され、また、各色の画像信号は、画像通信部 90 を介し、拡張プロセッサ装置 16 に送信される。

[0048] 表示制御部 80 及び拡張プロセッサ装置 16 の拡張表示制御部 200 は、ユーザーインターフェースへの出力に関する制御を行う。表示制御部 80 は、内視鏡画像生成部 70 が生成する内視鏡画像を、ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示するための表示制御を行う。また、表示制御部 80 は、拡張プロセッサ装置 16 が生成する内視鏡画像を、ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示するための表示制御を行うようにしてもよい。

[0049] 拡張プロセッサ装置 16 は、プロセッサ装置 14 から画像信号を受信し、各種の画像処理を行う。拡張プロセッサ装置 16 は、酸素飽和度モードにおいて、酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。拡張プロセッサ装置 16 の、後述する拡張表示制御部 200 は、拡張プロセッサ装置 16 が生成する内視鏡画像を、ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示するための表示制御を行う。また、拡張プロセッサ装置 16 は、補正モードにおいて、酸素飽和度の算出に関する補正処理を行う。拡張プロセッサ装置 16 が行う、酸素飽和度モード及び補正モードにおける画像信号に対する処理の詳細については、後述する。なお、酸素飽和度モード及び補正モードにおいて、拡張プロセッサ装置 16 は、プロセッサ装置 14 から受信した画像信号に対するデモザイク処理を行った上で、後述する信頼度の算出、補正処理、酸素飽和度を含む生体指標値の算出、酸素飽和度画像の生成、表示用画像の生成等を行う。

[0050] 通常モードの場合、プロセッサ装置 14 の表示制御部 80 は、図 6 に示すように、白色光画像 81 を第 1 ユーザーインターフェース 15 であるディスプレイに表示する。一方、第 2 ユーザーインターフェース 17 であるディスプレイには何も表示しない。図 6 に示す例では、第 2 ユーザーインターフェース 17 であるディスプレイに何も表示されていないことを、斜線で示している。

- [0051] 酸素飽和度モードの場合、プロセッサ装置14の表示制御部80は、図7に示すように、白色光相当画像201を、第1ユーザーインターフェース15であるディスプレイに表示する。また、拡張プロセッサ装置16の拡張表示制御部200は、酸素飽和度画像202を、第2ユーザーインターフェース17であるディスプレイに表示する。なお、拡張プロセッサ装置16の拡張表示制御部200は、後述する表示用画像又は関心領域画像を、第2ユーザーインターフェース17であるディスプレイに表示する。拡張表示制御部200による表示制御については後に詳述する。
- [0052] また、酸素飽和度モードに切り替えた場合、プロセッサ装置14の表示制御部80は、ユーザーインターフェースであるディスプレイに、図8に示すような、「補正処理を実施して下さい」とのメッセージMS0を表示する報知用画像82を表示し、補正モードへの切り替えをユーザーに促すようにしてもよい。酸素飽和度モードでは、補正モードにおける補正処理が行われた後に、ディスプレイに酸素飽和度画像を表示することが好ましい。なお、補正処理を行わない場合にも、後述する拡張表示制御部200が、酸素飽和度画像を表示する制御を行うようにしてもよい。
- [0053] 補正モードの場合、プロセッサ装置14の表示制御部80は、図9に示すように、白色光相当画像を、第1ユーザーインターフェース15であるディスプレイに表示する。また、第2ユーザーインターフェース17であるディスプレイには、図9に示すように、何も表示しない（斜線で示す）か、又は報知用画像82、後述する表示用画像、後述する補正酸素飽和度を後述するベース画像に反映させた酸素飽和度画像、補正用画像、若しくは警告表示用画像を表示する。第2ユーザーインターフェース17に対する画像の表示制御は、拡張プロセッサ装置16の拡張表示制御部200によって制御される。
- [0054] 補正モードを経ずに酸素飽和度モードに切り替えられた場合は、酸素飽和度画像を表示せず、メッセージMS0を表示する報知用画像82をディスプレイに表示することで、補正モードへの切替えユーザーに促す。補正モード

において補正処理が完了された場合は、自動的又はユーザーによるモード切替えの操作により、酸素飽和度モードに切り替わる。また、補正モードにおいて補正処理が完了された場合、「補正処理が完了しました」のメッセージを表示する報知用画像82を表示することにより、補正モードから酸素飽和度モードへの切替えをユーザーに促すようにしてもよい。

[0055] 以下、各モードにおける点灯又は消灯制御について説明を行う。まず、各モードにおいて発光される照明光について説明する。第1実施形態の通常モードにおいては、白色光が、光源部20から発光される。白色光は、V-LED20a、BS-LED20b、G-LED20d及びR-LED20eを同時に点灯することによって発光される、図10に示すような波長帯域をそれぞれ有する、紫色光V、第2青色光BS、緑色光G、赤色光Rを含む、広帯域の照明光である。

[0056] また、第1実施形態の酸素飽和度モードにおいては、算出用照明光（以下、第1照明光と呼ぶ。）及び白色相当光（以下、第2照明光と呼ぶ。）が、光源部20から発光される。第1照明光は、BL-LED20c、G-LED20d及びR-LED20eを同時に点灯することによって発光される、図11に示すような波長帯域をそれぞれ有する、第1青色光BL、緑色光G及び赤色光Rを含む、白色光とは波長帯域が互いに異なる広帯域の照明光である。

[0057] 第2照明光は、BS-LED20b、G-LED20d及びR-LED20eを同時に点灯することによって発光される、図12に示すような波長帯域をそれぞれ有する、第2青色光BS、緑色光G、赤色光Rを含む照明光である。

[0058] また、第1実施形態の補正モードにおいては、第1照明光、第2照明光、及び補正用照明光（以下、第3照明光と呼ぶ。）が、光源部20から発光される。第3照明光は、G-LED20dを点灯することによって発光される、図13に示すような波長帯域を有する、緑色光Gからなる照明光である。本明細書において、「照明光」の文言は、白色光、第1照明光、第2照明光

、第3照明光、混合光、第4照明光、紫色光V、第1青色光BL、第2青色光BS、緑色光G若しくは赤色光Rのいずれか1つ、若しくはこれらの光をまとめて意味する用語、又は光源装置13から出射される光を意味する用語として用いる。なお、図10、図11、図12及び図13では、簡単のため、各照明光の光強度を一定の値としているが、各照明光の光強度は、一定に限られない。なお、第3照明光は、図13に示すような単色の光に限られず、複数色の光を用いた照明光であってもよい。

[0059] 以下、各モードにおける発光パターンについて説明を行う。第1実施形態の通常モードにおいては、通常モード用発光パターンに従い、各光源の点灯又は消灯制御が行われる。通常モード用発光パターンは、図14に示すような、1回の白色光照明期間Pcに、白色光Lcを発光するパターンを繰り返す発光パターンである。照明期間とは、照明光を点灯する一定時間のことを意味する。また、1フレームにつき、1回の照明期間が設けられる。フレームとは、照明光の発光のタイミングから、撮像センサ44による画像信号の読み出し完了までの間の期間を少なくとも含む期間の単位のことをいう。

[0060] また、第1実施形態の酸素飽和度モードにおいては、酸素飽和度モード用発光パターンに従い、各光源の点灯又は消灯制御が行われる。酸素飽和度モード用発光パターンは、図15に示すような、1回の第1照明期間P1に第1照明光L1を発光し、1回の第2照明期間P2に第2照明光L2を発光する発光パターンを繰り返す発光パターンである。

[0061] また、第1実施形態の補正モードにおいては、補正モード用発光パターンに従い、各光源の点灯又は消灯制御が行われる。補正モード用発光パターンは、図16に示すような、1回の第1照明期間P1に第1照明光L1を発光し、1回の第2照明期間P2に第2照明光L2を発光し、1回の第3照明期間P3に第3照明光L3を発光し、1回の第2照明期間P2に第2照明光L2を発光する発光パターンを繰り返す発光パターンである。すなわち、補正モード用発光パターンは、第1照明光L1、第2照明光L2、第3照明光L3、第2照明光L2、……、の順番に、照明光を発光する発光パターンであ

る。

[0062] 以下、各モードにおいて、撮像センサ44から出力される画像信号について説明する。まず、撮像センサ44が有する、Bカラーフィルタ、Gカラーフィルタ及びRカラーフィルタが透過する光の波長帯域と透過率について説明する。

[0063] 図17に示すように、撮像センサ44のB画素に設けられるBカラーフィルタBFは、主として青色帯域の光、具体的には、波長帯域が380~560nm（青色透過帯域）の光を透過させる。透過率が最大となるピーク波長は460~470nm付近に存在する。撮像センサ44のG画素に設けられるGカラーフィルタGFは、主として緑色帯域の光、具体的には、波長帯域が450~630nm（緑色透過帯域）の光を透過させる。撮像センサ44のR画素に設けられるRカラーフィルタRFは、主として赤色帯域の光、具体的には580~760nm（赤色透過帯域）の光を透過させる。

[0064] 以下、各モードにおいて出力される画像信号について説明する。第1実施形態の通常モードにおいて、撮像制御部45は、白色光で照明された被写体からの反射光を、1フレームごとに撮影するように、撮像センサ44を制御する。このような制御により、第1実施形態の通常モードでは、図18に示すように、紫色光V、第2青色光BS、緑色光G及び赤色光Rを含む白色光が出射される白色光照明期間Pcを含むフレームごとに、撮像センサ44のB画素からBc画像信号が、G画素からGc画像信号が、R画素からRc画像信号が、それぞれ出力される。

[0065] 第1実施形態の酸素飽和度モードにおいて、撮像制御部45は、第1照明光又は第2照明光で照明された被写体からの反射光を、1フレームごとに撮影するように、撮像センサ44を制御する。このような制御により、第1実施形態の酸素飽和度モードでは、図19に示すように、第1青色光BL、緑色光G及び赤色光Rを含む第1照明光が出射される第1照明期間P1を含むフレームごとに、撮像センサ44のB画素からB1画像信号が、G画素からG1画像信号が、R画素からR1画像信号が、それぞれ出力される。また、

第2青色光B S、緑色光G、及び赤色光Rを含む第2照明光が出射される第2照明期間P 2を含むフレームごとに、撮像センサ4 4のB画素からB 2画像信号が、G画素からG 2画像信号が、R画素からR 2画像信号が、それぞれ出力される。

[0066] 第1実施形態の補正モードにおいて、撮像制御部4 5は、第1照明光、第2照明光又は第3照明光で照明された被写体からの反射光を、1フレームごとに撮影するように、撮像センサ4 4を制御する。このような制御により、第1実施形態の補正モードでは、図20に示すように、第1青色光B L、緑色光G及び赤色光Rを含む第1照明光が出射される第1照明期間P 1を含むフレームごとに、撮像センサ4 4のB画素からB 1画像信号が、G画素からG 1画像信号が、R画素からR 1画像信号が、それぞれ出力される。また、第2青色光B S、緑色光G、及び赤色光Rを含む第2照明光が出射される第2照明期間P 2を含むフレームごとに、撮像センサ4 4のB画素からB 2画像信号が、G画素からG 2画像信号が、R画素からR 2画像信号が、それぞれ出力される。さらに、緑色光Gを含む第3照明光が出射される第3照明期間P 3を含むフレームごとに、撮像センサ4 4のB画素からB 3画像信号が、G画素からG 3画像信号が、R画素からR 3画像信号がそれぞれ出力される。図18、図19及び図20では、1回の照明期間に発光される照明光と、1回の照明期間を含むフレームに出力される画像信号との関係について表している。

[0067] 以下、各モードにおいて出力されるそれぞれの画像信号の特性、酸素飽和度算出用テーブル及び補正処理について説明する。酸素飽和度モードでは、酸素飽和度を算出するために、酸素飽和度モードにおいて出力される画像信号のうち、B 1画像信号、G 2画像信号及びR 2画像信号が用いられる。

[0068] 補正モードでは、酸素飽和度の算出精度に影響を与える特定色素の存在を考慮し、酸素飽和度算出用テーブルを補正するために、補正モードにおいて出力される画像信号のうち、B 1画像信号、G 2画像信号及びR 2画像信号、加えて、B 3画像信号及びG 3画像信号が用いられる。

- [0069] 酸素飽和度モード及び補正モードにおいて、観察対象である生体組織に向けて出射される第1照明光が有する波長帯域と、第1照明光を用いて生体組織を照明することによって得られる反射光のうち、生体組織中の還元ヘモグロビン(Hb)及び酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)からの反射光の光強度との関係を示すヘモグロビン反射スペクトルは、血液濃度によって変化する。血液濃度とは、生体組織に含まれるヘモグロビン濃度(血色素量)のことを意味する。なお、還元ヘモグロビン(Hb)とは、酸素(O<sub>2</sub>)と結合していないヘモグロビンである。また、酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)とは、酸素(O<sub>2</sub>)と結合しているヘモグロビンである。
- [0070] 特定色素が生体組織中に含まれない場合のヘモグロビン反射スペクトル100は、図21に示すような曲線でそれぞれ表される。図21に示す曲線のうち、実線で示す曲線101a、101bは、血液濃度が高い場合のヘモグロビンの反射スペクトルを表している。曲線101aは、血液濃度が高い場合の還元ヘモグロビン(Hb)の反射スペクトルを表し、曲線101bは、血液濃度が高い場合の酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の反射スペクトルを表している。
- [0071] 図21に示す曲線のうち、破線で示す曲線102a、102bは、血液濃度が低い場合のヘモグロビンの反射スペクトルを表している。曲線102aは、血液濃度が低い場合の還元ヘモグロビン(Hb)の反射スペクトルを表し、曲線102bは、血液濃度が低い場合の酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の反射スペクトルを表している。
- [0072] B1画像信号は、中心波長が470nm±10nmの第1青色光BLを含む第1照明光で被写体を照明することによって反射される反射光のうち、BカラーフィルタBFを透過した光を撮像センサ44が撮影することにより、B画素から出力される画像信号である。このため、第1青色光BLの波長帯域(図11参照)と、撮像センサ44のBカラーフィルタBFの透過帯域(図17参照)との関係から、B1画像信号は、図21に示す、波長帯域B1の情報を含む。なお、波長帯域B1は、図21の曲線101a、101b(

血液濃度が高い場合)又は曲線102a、102b(血液濃度が低い場合)で示す、還元ヘモグロビン(Hb)と、酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)との反射スペクトルの差が大きい波長帯域(460nm~480nm)である。

- [0073] G2画像信号は、緑色光Gを含む第2照明光で被写体を照明することによって反射される反射光のうち、GカラーフィルタGFを透過した光を撮像センサ44が撮影することにより、G画素から出力される画像信号である。このため、緑色光Gの波長帯域(図12参照)と、撮像センサ44のGカラーフィルタGFの透過帯域(図17参照)との関係から、G2画像信号は、図21に示す、波長帯域G2の情報を含む。
- [0074] R2画像信号は、赤色光Rを含む第2照明光で被写体を照明することによって反射される反射光のうち、RカラーフィルタRFを透過した光を撮像センサ44が撮影することにより、R画素から出力される画像信号である。このため、赤色光Rの波長帯域(図12参照)と、撮像センサ44のRカラーフィルタRFの透過帯域(図17参照)との関係から、R2画像信号は、図21に示す、波長帯域R2の情報を含む。
- [0075] 観察対象には、還元ヘモグロビン(Hb)又は酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)以外の色素であって、酸素飽和度の算出に影響を与える色素である特定色素が含まれることがある。特定色素は、例えば、黄色色素である。特定色素が生体組織中に含まれる場合には、特定色素の吸光スペクトルがさらに考慮されるため、特定色素が生体組織中に含まれない場合(図21参照)とは、ヘモグロビンの反射スペクトルが一部異なる。特定色素が生体組織中に含まれる場合のヘモグロビン反射スペクトル103の例を、図22(A)に示す。
- [0076] 図22(A)には、図21に示される曲線のうち、血液濃度が高い場合の還元ヘモグロビン(Hb)の反射スペクトル(曲線101a)と、血液濃度が高い場合の酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の反射スペクトルとが示されている。また、図21に示される波長帯域B1、波長帯域G2、波長帯域R2が示されている。

- [0077] ここで、図22(B)に示す黄色色素の吸光スペクトル104を参照すると、図22(A)に示す、還元ヘモグロビン(Hb)と、酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)との反射スペクトルの差が大きい帯域である波長帯域B1において、黄色色素の吸光スペクトルが大きくなっている。このため、中心波長が470nm±10nmの第1青色光BLを含む第1照明光で観察対象を照明した場合、第1照明光(特に、第1青色光BL)の一部が、黄色色素に吸収されてしまう。
- [0078] したがって、観察対象である生体組織中に黄色色素が存在する場合は、図22(A)の曲線101cで示すように、還元ヘモグロビン(Hb)の反射スペクトルが、特定色素が存在しない場合の還元ヘモグロビン(Hb)の反射スペクトル(曲線101a)よりも、特に波長帯域B1の帯域において低くなる。結果として、黄色色素が存在する場合は、B1画像信号の信号値が低下する。なお、図22(B)に示す波長帯域B3、波長帯域G3は、黄色色素によるヘモグロビン反射スペクトルへの影響が、波長帯域B1よりも小さい帯域である。波長帯域B3、波長帯域G3については後に詳説する。
- [0079] 酸素飽和度モード及び補正モードにおいて、撮像センサ44から出力される画像信号であるB1画像信号、G2画像信号及びR2画像信号には、図23に示すように、酸素飽和度、血液濃度、明るさに対する依存性をいずれも有する。酸素飽和度に対する依存性(酸素飽和度依存性)とは、酸素飽和度の高低に応じた信号値(又は後述する信号比)の変化の程度のことであり、図23では、酸素飽和度依存性を「大」「中」「小」で定性的に表現している。
- [0080] また、血液濃度に対する依存性(血液濃度依存性)とは、血液濃度の高低に応じた信号値(又は後述する信号比)の変化の程度のことであり、図23では、血液濃度依存性を「大」「中」「小」で定性的に表現している。また、明るさに対する依存性(明るさ依存性)とは、明るさの高低に応じて信号値(又は後述する信号比)が変化するかどうかを意味しており、図23では、明るさ依存性が有る場合は「有」、明るさ依存性が無い場合は「無」と表

している。

[0081] 図23に示すように、B1画像信号(図23では、「B1」で示す)の酸素飽和度依存性は「大」、血液濃度依存性は「中」、明るさ依存性は「有」である。同様に、G2画像信号(図23では、「G2」で示す)の酸素飽和度依存性は「小」、血液濃度依存性は「大」、明るさ依存性は「有」である。R2画像信号(図23では、「R2」で示す)の酸素飽和度依存性は「中」、血液濃度依存性は「小」、明るさ依存性は「有」である。

[0082] 上記したように、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号のいずれも明るさ依存性を有する。このため、酸素飽和度を算出するための酸素飽和度算出用テーブル110は、G2画像信号を規格化信号として用い、B1画像信号をG2画像信号で規格化した信号比 $\ln(B1/G2)$ と、R2画像信号をG2画像信号で規格化した信号比 $\ln(R2/G2)$ との関係により、作成される。なお、信号比 $\ln(B1/G2)$ の「 $\ln$ 」は自然対数である(信号比 $\ln(R2/G2)$ も同様である。)

[0083] なお、酸素飽和度算出用テーブル110は、試験的に取得された画像信号の信号比と、酸素飽和度との相関関係を用いることにより、予め作成され、拡張プロセッサ装置17に記憶されている。酸素飽和度算出用テーブル110の生成のための画像信号は、ある酸素飽和度を有する生体を模したファントムを、複数段階の酸素飽和度に応じて複数個用意し、それぞれのファントムを撮影することによって得られる。また、シミュレーションにより、画像信号の信号比と、酸素飽和度との相関関係を予め得るようにしてもよい。

[0084] 信号比 $\ln(B1/G2)$ 及び信号比 $\ln(R2/G2)$ と、酸素飽和度との相関関係を、信号比 $\ln(R2/G2)$ をX軸、信号比 $\ln(B1/G2)$ をY軸の2次元座標系で表した場合、図24に示すような酸素飽和度算出用テーブル110上の等高線ELとして表される。等高線ELは、X成分の値(信号比 $\ln(R2/G2)$ )と、Y成分の値(信号比 $\ln(B1/G2)$ )との関係において、酸素飽和度が同じになる点 $(X1, Y1) = (\ln(R2/G2), \ln(B1/G2))$ を繋ぐことによって描かれる線で

ある。等高線E L Hは、酸素飽和度が「100%」であることを示す等高線である。等高線E L Lは、酸素飽和度が「0%」であることを示す等高線である。図24に示す酸素飽和度算出用テーブル110上において、等高線は、等高線E L Hから等高線E L Lに向けて、酸素飽和度が徐々に小さくなるように、等高線が分布している（図24では酸素飽和度が「80%」、「60%」、「40%」、「20%」の等高線が描かれている）。

[0085] X成分の値（信号比  $\ln(R2/G2)$ ）及びY成分の値（信号比  $\ln(B1/G2)$ ）は、図25に示すように、酸素飽和度依存性、血液濃度依存性をそれぞれ有する。なお、明るさ依存性に関しては、図25に示すように、X成分の値、Y成分の値はそれぞれG2画像信号で規格化されているため、明るさ依存性が「無」とされる。X成分の値については、酸素飽和度依存性は「中」、血液濃度依存性は「大」である。一方、Y成分の値については、酸素飽和度依存性は「大」であり、血液濃度依存性は「中」である。

[0086] ここで、B1画像信号、G2画像信号及びR2画像信号は、図26に示すように、酸素飽和度依存性、血液濃度依存性及び明るさ依存性に加えて、黄色色素に対する依存性（黄色色素依存性）を有する。黄色色素依存性とは、黄色色素濃度の高低に応じた信号値（又は信号比）の変化の程度のことであり、図26では、黄色色素依存性を「大」「中」「小」で定性的に表現している。

[0087] 図26には、図23に示されるB1画像信号、G2画像信号及びR2画像信号の酸素飽和度依存性、血液濃度依存性及び明るさ依存性に加えて、B1画像信号、G2画像信号及びR2画像信号の黄色色素依存性について示している。図26に示すように、B1画像信号（図26では、「B1」で示す）の黄色色素依存性は「大」である。これは、図22(A)に示したように、黄色色素が存在する場合には、波長帯域B1の帯域における還元ヘモグロビン(Hb)の反射スペクトルが小さくなることにより、B1画像信号の信号値が低下するためである。また、G2画像信号（図26では、「G2」で示す）の黄色色素依存性は「小～中」である。R2画像信号（図26では、「

R 2」で示す)の黄色色素依存性は「小」である。

[0088] また、黄色色素の存在によってB 1画像信号の信号値が低下すると、図24に示すような酸素飽和度算出用テーブル110を用いて酸素飽和度を算出する場合において、Y成分の値(信号比 $I_n(B1/G2)$ )も低下する。このため、図27に示すように、酸素飽和度算出用テーブル110においては、黄色色素の存在によって、黄色色素が存在しない場合の酸素飽和度 $S_{tO_2A}$ よりも、黄色色素が存在する場合の酸素飽和度 $S_{tO_2B}$ が、見かけ上、酸素飽和度が高くなるように算出されてしまう。

[0089] 上記の理由により、黄色色素が存在する場合には、黄色色素の濃度に応じて、より適切な酸素飽和度を算出するための補正処理を行うことが好ましい。そこで、補正モードでは、第3照明光を被写体に照明することで得られる反射光を撮影することにより、B 3画像信号及びG 3画像信号をさらに取得する。

[0090] B 3画像信号は、第3照明光で被写体を照明することによって得られる反射光のうち、BカラーフィルタBFを透過した光を撮像センサ44が撮影することにより、B画素から出力される画像信号である。このため、緑色光Gの波長帯域(図13参照)と、撮像センサ44のBカラーフィルタBFの透過帯域(図17参照)との関係から、B 3画像信号は、図22(B)に示す、波長帯域B 3の情報を含む。

[0091] G 3画像信号は、緑色光Gからなる第3照明光で被写体を照明することによって得られる反射光のうち、GカラーフィルタGFを透過した光を撮像センサ44が撮影することにより、G画素から出力される画像信号である。このため、緑色光Gの波長帯域(図13参照)と、撮像センサ44のGカラーフィルタGFの透過帯域(図17参照)との関係から、G 3画像信号は、図22(B)に示す、波長帯域G 3の情報を含む。

[0092] B 3画像信号及びG 3画像信号は、図28に示すように、B 1画像信号、G 2画像信号及びR 2画像信号と同様に、酸素飽和度依存性、血液濃度依存性及び明るさ依存性に加えて、黄色色素依存性を有する。図28に示すよう

に、B3画像信号（図28では、「B3」で示す）の酸素飽和度依存性は「小」、血液濃度依存性は「大」、黄色色素依存性は「中」、明るさ依存性は「有」である。また、G3画像信号（図28では、「G3」で示す）については、G2画像信号と同じく、酸素飽和度依存性は「小」、血液濃度依存性は「大」、黄色色素依存性は「小～中」、明るさ依存性は「有」である。

[0093] なお、図28に示すように、B2画像信号も、黄色色素依存性が「大」であるため、補正処理に際して、B3画像信号の代わりに、B2画像信号を用いてもよい。また、図28に示すように、B2画像信号の酸素飽和度依存性は「小」、血液濃度依存性は「大」、明るさ依存性は「有」である。

[0094] 特定色素の濃度を考慮した酸素飽和度の算出には、図29に示すような、補正酸素飽和度算出用テーブル120を用いる。補正酸素飽和度算出用テーブル120は、信号比 $\ln(B1/G2)$ 、信号比 $\ln(R2/G2)$ 及び信号比 $\ln(B3/G3)$ と、特定色素の濃度に応じた酸素飽和度との相関関係を表すテーブルである。信号比 $\ln(B3/G3)$ は、B3画像信号をG3画像信号で規格化した信号比である。なお、補正酸素飽和度算出用テーブル120は、酸素飽和度算出用テーブル110と同様に、予め作成され、拡張プロセッサ装置17に記憶されている。

[0095] 補正酸素飽和度算出用テーブル120には、図29(A)に示すように、信号比 $\ln(R2/G2)$ をX軸、信号比 $\ln(B1/G2)$ をY軸、信号比 $\ln(B3/G3)$ をZ軸とする3次元座標系に、酸素飽和度を表す曲面CV0～CV4が、黄色色素の濃度（以下、第1色素値と呼ぶ。）に応じて、Z軸方向に分布される。曲面CV0は、第1色素値が「0」である場合（黄色色素が存在しないか、存在するもののごく微量であるために酸素飽和度の算出への影響がない場合）の酸素飽和度を表している。曲面CV1～CV4は、それぞれ第1色素値が「1」～「4」の場合の酸素飽和度を表している。第1色素値は、大きくなるほど、黄色色素の濃度が大きいことを表している。なお、曲面CV0～CV4に示すように、第1色素値が大きくなるほど、Z軸の値が低くなる方向に変化する。

[0096] 図29(A)に示すように、信号比 $\ln(R2/G2)$ をX軸、信号比 $\ln(B1/G2)$ をY軸、信号比 $\ln(B3/G3)$ をZ軸とする3次元座標系において表現される、第1色素値に応じた酸素飽和度(曲面 $CV0\sim CV4$ )を、信号比 $\ln(R2/G2)$ をX軸、信号比 $\ln(B1/G2)$ をY軸とする2次元座標系122で表現した場合には、図29(B)に示すように、酸素飽和度を表す領域 $AR0\sim AR4$ が、それぞれ第1色素値に応じて異なる位置に分布する。領域 $AR0\sim AR4$ は、それぞれ第1色素値が「0」～「4」の場合の酸素飽和度の分布を表している。これら領域 $AR0\sim AR4$ ごとに酸素飽和度を表す等高線 $EL$ (図24参照)を定めることによって、黄色色素の濃度に対応した酸素飽和度を求めることができる。なお、領域 $AR0\sim AR4$ に示すように、第1色素値が大きくなるほど、X軸の値が高くなり、Y軸の値が低くなる。

[0097] なお、図30に示すように、X成分の値(信号比 $\ln(R2/G2)$ )、Y成分の値(信号比 $\ln(B1/G2)$ )及びZ成分の値(信号比 $\ln(B3/G3)$ )は、酸素飽和度依存性、血液濃度依存性、黄色色素依存性をそれぞれ有する。X成分の値の黄色色素依存性は「小～中」であり、Y成分の値の黄色色素依存性は「大」であり、Z成分の値の黄色色素依存性は「中」である。また、Z軸の値については、酸素飽和度依存性が「小～中」であり、血液濃度依存性が「小～中」である。また、X成分の値及びY成分の値については、G2画像信号で規格化されていることから、また、Z成分の値については、G3画像信号で規格化されていることから、明るさ依存性は「無」である。

[0098] すなわち、第1実施形態の補正モードにおける「補正処理」とは、酸素飽和度モードにおいて取得される画像信号に加えて、黄色色素依存性を有し、酸素飽和度依存性及び血液濃度依存性が異なる画像信号をさらに取得し、3次元座標系で表される補正酸素飽和度算出用テーブル120を参照し、特定色素濃度に応じた酸素飽和度算出用テーブルを選択する処理のことである。補正処理を完了後に、再び酸素飽和度モードに切り替えることで、観察中の

組織の特定色素濃度に応じた酸素飽和度算出用テーブルを用いて、より正確な酸素飽和度を算出することができる。

[0099] 図31に示すように、拡張プロセッサ装置16は、酸素飽和度画像生成部130、補正酸素飽和度算出部140、テーブル補正部141、拡張中央制御部150、信頼度算出部160、補正判定部170、拡張表示制御部200、関心領域設定部210、領域位置情報記憶部240、領域指標値算出部250、指標値表示表生成部260、表示用画像生成部270を備えている。拡張プロセッサ装置16には、各種処理に関するプログラムがプログラム用メモリ（図示しない）に組み込まれている。プロセッサによって構成される拡張中央制御部150がプログラム用メモリ内のプログラムを実行することによって、酸素飽和度画像生成部130、補正酸素飽和度算出部140、テーブル補正部141、信頼度算出部160、補正判定部170、拡張表示制御部200、関心領域設定部210、領域位置情報記憶部240、領域指標値算出部250、指標値表示表生成部260及び表示用画像生成部270の機能が実現する。

[0100] 酸素飽和度画像生成部130は、ベース画像生成部131、演算値算出部132、酸素飽和度算出部133及び色調調整部134を有する。ベース画像生成部131は、プロセッサ装置14の画像通信部90から送信される画像信号に基づき、ベース画像を生成する。ベース画像は、観察対象の形状など形態情報を把握することができる画像であることが好ましい。例えば、ベース画像は、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号を用いて生成される白色光相当画像である。なお、ベース画像は、狭帯域光で被写体を照明することによって得られる、血管、腺管構造等を強調表示された狭帯域光画像であってもよい。

[0101] 演算値算出部132は、画像通信部90から送信される画像信号に基づき、演算処理によって演算値を算出する。具体的には、演算値算出部132は、酸素飽和度の算出に用いる演算値として、B1画像信号とG2画像信号との信号比 $B1/G2$ 、及びR2画像信号とG2画像信号との信号比 $R2/G$

2を算出する。また、補正モードにおいては、B3画像信号とG3画像信号との信号比 $B3/G3$ を算出する。なお、信号比 $B1/G2$ 、信号比 $R2/G2$ 及び信号比 $B3/G3$ については、さらにそれぞれ対数化( $\ln$ )することが好ましい。また、演算値としては、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号、B3画像信号又はG3画像信号を用いて変換及び算出される色差信号 $C_r$ 、 $C_b$ 、彩度 $S$ 、色相 $H$ 等を用いてもよい。

[0102] 酸素飽和度算出部133は、演算値を用い、酸素飽和度算出用テーブル110を参照することにより(図24参照)、酸素飽和度を算出する。酸素飽和度算出部133は、酸素飽和度算出用テーブル110を参照し、信号比 $B1/G2$ 、 $R2/G2$ に対応する酸素飽和度を画素ごとに算出する。例えば、図32に示すように、特定の画素の信号比が $\ln(B1^*/G2^*)$ 、 $\ln(R2^*/G2^*)$ である場合には、信号比が $\ln(B1^*/G2^*)$ 、 $\ln(R2^*/G2^*)$ に対応する酸素飽和度は「40%」である。この場合、酸素飽和度算出部133は、特定の画素の酸素飽和度を「40%」と算出する。なお、酸素飽和度は、被写体である観察対象の状態を示す値である、後述する生体指標値のひとつである。

[0103] 色調調整部134は、酸素飽和度算出部133で算出した酸素飽和度を用い、色調調整処理を行うことにより、酸素飽和度画像を生成する。色調調整処理としては、例えば、酸素飽和度に応じた色を割り当てた疑似カラー処理によって、酸素飽和度画像を生成する。疑似カラー処理を行う場合には、ベース画像は不要となる。

[0104] 色調調整処理の他の具体例として、酸素飽和度画像生成用閾値を予め設定し、ベース画像において、酸素飽和度が酸素飽和度画像生成用閾値以上である画素については、色調を維持し、酸素飽和度が酸素飽和度画像生成用閾値未満の画素については、酸素飽和度に応じて色調を変更する処理を行うことにより、酸素飽和度画像を生成する。このような色調調整処理を行う場合は、酸素飽和度が比較的高い(酸素飽和度画像生成用閾値以上である)領域の色調が維持される一方、酸素飽和度が比較的低い(酸素飽和度画像生成用閾

値未満である)領域の色調を変化させているため、例えば、酸素飽和度が高い部位の形態情報を観察可能な状況下で、酸素飽和度が低い部位を把握することが可能となる。

[0105] 外科手術後では、通常であれば、切開及び縫合を行った箇所において組織の癒合が起こり、治癒に至る。一方で、何らかの原因により、縫合箇所における組織の癒合が不完全となった場合は、縫合箇所の一部又は全体が再び解離してしまう縫合不全が生じ得る。縫合不全は、酸素飽和度が低い又は鬱血している領域において生じることが知られている。このため、酸素飽和度画像を表示することにより、ユーザーが術後に縫合不全を起こしにくい切除箇所又は吻合箇所を判断することを、サポートすることができる。また、後述する指標値表示表と、酸素飽和度画像とを並べて表示することにより、色調による酸素飽和度の表現に加えて、酸素飽和度の実数値をユーザーに示し、ユーザーがより正確に、かつ、簡便に、切開又は吻合に適した領域を判別できるようサポートすることができる。

[0106] 補正酸素飽和度算出部140は、演算値を用い、補正酸素飽和度算出用テーブル120を参照することにより(図29(A)参照)、補正処理を行う。なお、演算値のうち、信号比B3/G3の算出及び対数化を、補正酸素飽和度算出部140が行うようにしてもよい。

[0107] テーブル補正部141は、補正モード時に行う補正処理として、酸素飽和度算出用テーブルを、補正酸素飽和度算出用テーブル120を参照することにより選択された酸素飽和度算出用テーブルとするテーブル補正処理を行う。テーブル補正処理としては、例えば、第1色素値が「2」の場合において、図33(A)に示す、第1色素値に応じて定められる領域AR0~AR4(補正酸素飽和度算出用テーブル120の曲面CV0~CV4)のうち、図33(B)に示すような等高線ELが描かれる、第1色素値が「2」に対応する領域AR2である酸素飽和度算出用テーブルを選択する。テーブル補正部141は、酸素飽和度算出部133において参照される酸素飽和度算出用テーブル110を、領域AR2である酸素飽和度算出用テーブルとするよう

に、酸素飽和度算出用テーブル110を補正する。

[0108] なお、補正処理は、内視鏡画像の画素ごとに行ってもよく、後述する特定領域の画素ごとに行ってもよい。また、後述する特定領域において、画素ごとに算出される信号値の平均値である平均信号値に基づき、X成分の値（信号比  $\ln(R2/G2)$ ）、Y成分の値（信号比  $\ln(B1/G2)$ ）及びZ成分の値（信号比  $\ln(B3/G3)$ ）を算出することにより、補正処理を行ってもよい。

[0109] また、補正モードにおいては、補正酸素飽和度算出用テーブル120を用いる補正処理に代えて、信号比  $\ln(R2/G2)$  をX軸、信号比  $\ln(B1/G2)$  をY軸、信号比  $\ln(B3/G3)$  をZ軸とする3次元座標系において、X成分の値（信号比  $\ln(R2/G2)$ ）、Y成分の値（信号比  $\ln(B1/G2)$ ）及びZ成分の値（信号比  $\ln(B3/G3)$ ）と、酸素飽和度のとの相関関係を予め記憶した補正酸素飽和度算出用テーブルを用いることにより、特定色素の影響が考慮された補正酸素飽和度を求めるようにしてもよい。なお、このような補正酸素飽和度算出用テーブルには、3次元座標系で、同じ酸素飽和度であることを示す等高線又は空間が3次元的に分布している。

[0110] 具体的には、例えば、図34に示すような3次元座標系121において、B1画像信号、G2画像信号、R2画像信号、B3画像信号、及びG3画像信号に基づいて算出される特定の画素の信号比が、信号比  $\ln(R2*/G2*)$ 、 $\ln(B1*/G2*)$ 、 $\ln(B3*/G3*)$  である場合には、信号比  $\ln(R2*/G2*)$ 、 $\ln(B1*/G2*)$ 、 $\ln(B3*/G3*)$  と対応する点123における補正酸素飽和度を、酸素飽和度として算出する。

[0111] また、補正モードにおける補正処理を行うために、補正モードにおいて得られる画像信号のうち、一部の画像信号を用いるようにしてもよい。一部の画像信号とは、後述する補正用画像のうち、特定領域における画像信号のことである。この場合、特定領域は、酸素飽和度の算出精度に影響を与える外乱の影響が少ない領域とすることが好ましい。特定領域における外乱の影響

の程度を判定するためには、特定領域における画像信号の信頼度を算出する。

[0112] さらに、信頼度の算出を行う前処理として、特定領域に含まれる画素が、有効画素であるかどうかの判定を行う。有効画素であるかどうかの判定は、拡張プロセッサ装置 16 の拡張中央制御部 150 が、各画素の各チャンネル（Bチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネル）について、それぞれ下限値と上限値のチャンネル閾値を設けることで行い、すべてのチャンネルの画素値が各色のチャンネル下限値以上、かつ、チャンネル上限値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定し、信頼度の算出対象の画素とする。

[0113] 外乱とは、内視鏡 12 が撮影する内視鏡画像に写る観察対象のうち、特定色素以外の、酸素飽和度の算出精度を低下させる原因になり得る、ハレーション、暗部、出血、脂肪、粘膜表面の付着物等である。ハレーション及び暗部は、内視鏡画像の明るさに関係する。ハレーションとは、撮像センサ 44 に強い光が入射することにより、画像が白飛びしている領域のことである。暗部は、ヒダ、結腸曲等の生体内の構造物、処置具等の影があるため、又は管腔奥であるために照明光が届きにくく、画像が暗くなっている領域のことである。

[0114] 出血は、漿膜外（腹腔内）又は消化管内腔への外出血、及び粘膜内での内出血を含む。脂肪は、大網、小網、腸間膜等の漿膜外（腹腔内）において観察される脂肪、及び消化管内腔の粘膜表面において観察される脂肪を含む。粘膜表面の付着物には、粘液、血液、滲出液等の生体由来の付着物、染色液、送水装置から送水された水等の生体外由来の付着物、生体由来及びの生体外由来の付着物が混合した残液又は残渣である付着物が含まれる。

[0115] 補正モードにおいて、特定領域における画像信号を用いて補正処理を行う場合、補正モードに切り替わったタイミングにおいて、まず、図 35 に示すような、補正用画像 161 をディスプレイに表示する。補正用画像 161 の表示は、拡張表示制御部 200 によって制御される。補正用画像 161 には

、特定領域162が、ユーザーが視認できる態様で表示されている。

[0116] なお、特定領域162の形状は、図35に示すような、円型に限られない。また、特定領域162の位置は、図35に示すような、画像の中心部に限られない。例えば、レンズの曲率のため歪みの影響が大きくなる補正用画像161の周縁部と、管腔奥に相当するため暗部となる補正用画像161の中心部とを除いたドーナツ状の領域を特定領域としてもよい。なお、補正用画像は、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号を用いて生成されるカラーの画像（例えば、白色光相当画像）であることが好ましい。補正用画像は、その他の画像信号を用いて生成される画像であってもよい。

[0117] 図35に示すような、補正用画像161がディスプレイに表示されている場合において、信頼度算出指示が入力されると、拡張プロセッサ装置16の信頼度算出部160が、特定領域162における画像信号に基づき、特定領域162に含まれる画素ごとに信頼度を算出する。なお、信頼度算出指示の入力は、ユーザーインターフェースを介した入力指示に従って行われてもよく、補正用画像161の表示を行う制御と同じタイミングで、自動的に行われるものであってもよい。

[0118] 以下、信頼度の算出について説明する。信頼度には、（1）内視鏡画像の明るさについての信頼度、（2）内視鏡画像に含まれる出血の程度による信頼度、（3）内視鏡画像に含まれる脂肪の程度による信頼度等がある。

[0119] 明るさについての信頼度の算出について説明する。この場合、信頼度算出部160は、G1画像信号を用い、図36に示すような、第1信頼度算出用テーブル163を参照することによって信頼度を算出する。第1信頼度算出用テーブル163は、G1画像信号の信号値と、信頼度との関係を示す、予め生成されたテーブルである。G1画像信号の信号値とは、例えば、G1画像信号を用いて変換処理を行うことによって得られる輝度値である。この場合、信頼度は0から1までの値として算出される。第1信頼度算出用テーブル163では、図36に示すように、G1画像信号の信号値が一定範囲 $R \times$ 外の信頼度は、G1画像信号の輝度値が一定範囲 $R \times$ 内の信頼度よりも低く

なっている。G1画像信号の信号値が一定範囲R×外である場合とは、具体的には、画素にハレーションが含まれることにより、高輝度値である場合、特定領域に暗部が含まれることにより、極小輝度値である場合等である。なお、明るさについての信頼度の算出には、G1画像信号の代わりにG2画像信号を用いてもよい（後述する図102参照）。

[0120] 出血の程度による信頼度の算出について説明する。この場合、信頼度算出部160は、信号比 $\ln(R2/G2)$ 及び信号比 $\ln(B2/G2)$ を用い、図37に示すような、第2信頼度算出用テーブル164を参照することによって信頼度を算出する。第2信頼度算出用テーブル164には、X軸を $\ln(R2/G2)$ 、Y軸を信号比 $\ln(B2/G2)$ とする2次元座標系に、定義線DFXがプロットされている。この場合、X成分の値を信号値 $\ln(R2/G2)$ 、Y成分の値を信号比 $\ln(B2/G2)$ として算出した座標 $(X2, Y2) = (\ln(R2/G2), \ln(B2/G2))$ が、第2信頼度算出用テーブル164において右下に位置するほど、信頼度が低くなるように算出される。また、座標 $(X2, Y2)$ が、定義線DFXより左上の領域に位置する場合は、出血の程度による信頼度を、高信頼度である固定値とする。なお、信号比 $\ln(R2/G2)$ は、R2画像信号をG2画像信号で規格化し、対数化した値である。また、信号比 $\ln(B2/G2)$ は、B2画像信号をG2画像信号で規格化し、対数化した値である。

[0121] 脂肪の程度による信頼度の算出について説明する。この場合、信頼度算出部160は、信号値 $\ln(R1/G1)$ 及び信号比 $\ln(B1/G1)$ を用い、図38に示すような、第3信頼度算出用テーブル165を参照することによって信頼度を算出する。第3信頼度算出用テーブル165には、X軸を $\ln(R1/G1)$ 、Y軸を信号比 $\ln(B1/G1)$ とする2次元座標系に、定義線DFYがプロットされている。この場合、X成分の値を信号値 $\ln(R1/G1)$ 、Y成分の値を信号比 $\ln(B1/G1)$ として算出した座標 $(X3, Y3) = (\ln(R1/G1), \ln(B1/G1))$ が第3信頼度算出用テーブル165において左下に位置するほど、信頼度が低くな

るように算出される。また、座標 (X3, Y3) が、定義線DFYより右上の領域に位置する場合は、脂肪の程度による信頼度を、高信頼度である固定値とする。なお、信号比  $\ln(R1/G1)$  は、R1画像信号をG1画像信号で規格化し、対数化した値である。また、信号比  $\ln(B1/G1)$  は、B1画像信号をG1画像信号で規格化し、対数化した値である。また、G1画像信号の代わりにG2画像信号を、また、R1画像信号の代わりにR2画像信号を用いることにより、X成分の値を信号値  $\ln(R2/G2)$ 、Y成分の値を信号比  $\ln(B1/G2)$  として算出した座標  $(X3, Y3) = (\ln(R2/G2), \ln(B1/G2))$  の、信頼度算出用テーブルにおける位置によって脂肪の程度による信頼度を算出してもよい（後述する図103参照）。

[0122] 信頼度算出部160は、明るさについての信頼度（第1信頼度）、出血の程度による信頼度（第2信頼度）、脂肪の程度による信頼度（第3信頼度）のうち、少なくとも1つ以上の信頼度を算出する。算出された信頼度は、特定領域に信頼度が低い領域が入らないようにするための報知、又は補正処理に用いる画像信号の信号値に対する重み付け処理に用いる。

[0123] 特定領域に信頼度が低い領域が入らないようにするための報知を行う場合、算出された信頼度は、補正判定部170に送信される。補正判定部170は、予め設定された信頼度判定用閾値を用いることにより、特定領域において画素ごとに算出された信頼度に対する判定を行い、各画素が、高信頼度画素であるか、低信頼度画素であるかの判定結果を出力する。

[0124] 補正判定部170は、例えば、信頼度が信頼度判定用閾値以上である画素を高信頼度画素とし、信頼度が信頼度判定用閾値未満である画素を低信頼度画素とする。補正判定部170は、各画素の信頼度に対する判定を行った判定結果を、拡張表示制御部200に送信する。拡張表示制御部200は、判定結果に応じて、ディスプレイに表示されている補正用画像161の表示様を変更する制御を行う。

[0125] 拡張表示制御部200は、例えば、図39に示すように、特定領域162

のうち、低信頼度領域 171 a の彩度を高信頼度領域 171 b の彩度よりも高くする。低信頼度領域とは、低信頼度画素を有する画素の集合である。また、高信頼度領域とは、高信頼度画素有する画素の集合である。図 39 に示すような、低信頼度領域 171 a と高信頼度領域 171 b との表示態様を異ならせた補正用画像 161 を表示することで、ユーザーに対し、特定領域に外乱を比較的多く含む低信頼度領域が含まれることを報知することができる。なお、低信頼度領域 171 a と高信頼度領域 171 b との表示態様を異ならせる方法は、領域ごとの彩度の変更に限られない。例えば、輝度、色調等を異ならせるようにしてもよい。

[0126] なお、第 1 信頼度、第 2 信頼度及び第 3 信頼度のうち、複数の信頼度を算出する場合、信頼度に対する判定に用いる信頼度は、第 1 信頼度、第 2 信頼度又は第 3 信頼度のうち、最小の信頼度を用いるようにしてもよい。また、信頼度ごとに信頼度判定用閾値を設定してもよい。例えば、第 1 信頼度に対する第 1 信頼度判定用閾値、第 2 信頼度に対する第 2 信頼度判定用閾値及び第 3 信頼度に対する第 3 信頼度判定用閾値を予め設定し、いずれかの信頼度が信頼度判定用閾値未満の場合に、その信頼度が算出された画素を低信頼度画素と判定するようにしてもよい。

[0127] また、補正判定部 170 は、画素ごとに算出された信頼度に対し、さらに高信頼度画素の数に対する判定を行うようにしてもよい。この場合、拡張表示制御部 200 は、特定領域における高信頼度画素が、高信頼度画素数判定用閾値以上である場合と、高信頼度画素数判定用閾値未満である場合とで、特定領域の表示態様を変更する。例えば、特定領域における高信頼度画素が、高信頼度画素数判定用閾値以上である場合は、図 40 に示すように、特定領域を第 1 判定結果色の枠 172 で囲むことによって強調表示した補正用画像 161 を表示する。特定領域を第 1 判定結果色の枠で囲う強調表示を行うことで、外乱の影響が少ない状態で補正処理を行えることをユーザーに報知することができる。

[0128] また、特定領域における高信頼度画素が、高信頼度画素数判定用閾値未満

である場合は、特定領域を第1判定結果色とは異なる、第2判定結果色の枠で囲むことによって強調表示した補正用画像161を表示するようにしてもよい。特定領域を第2判定結果色の枠で囲う強調表示を行うことで、外乱の影響が少ない画素が一定値よりも少ないことをユーザーに報知することができる。

[0129] なお、補正判定部170が、低信頼度画素の数に対する判定を行うことにより、拡張表示制御部200が、特定領域における低信頼度画素が低信頼度画素数判定用閾値以上である場合と、低信頼度画素数判定用閾値未満である場合とで、特定領域の表示態様を変更するようにしてもよい。このように、信頼度画素数判定用閾値（高信頼度画素数判定用閾値又は低信頼度画素数判定用閾値）を用い、信頼度の高い又は低い画素の数により、補正用画像の表示態様を変更することで、特定領域において外乱が含まれている程度を報知し、補正処理を適切に行うための内視鏡の操作をユーザーに促すことができる。

[0130] また、補正判定部170が、信頼度判定用閾値及び／又は信頼度画素数判定用閾値を用いて特定領域における画素ごとの信頼度を判定し、特定領域における外乱の影響が少ないと判定した場合は、補正処理が適切に行えることを示すメッセージを、補正用画像161に表示するようにしてもよい。例えば、図41に示すように、「補正処理は適正に行われます」のようなメッセージMS1を補正用画像161に重畳表示する。

[0131] さらに、補正判定部170が、信頼度判定用閾値及び／又は信頼度画素数判定用閾値を用いて特定領域における画素ごとの信頼度を判定し、特定領域に低信頼度領域が含まれる場合、又は低信頼度画素が信頼度画素数判定用閾値以上含まれる場合に、警告表示を行うようにしてもよい。例えば、図42に示すように、「補正処理のため内視鏡を操作してください」のようなメッセージMS2を補正用画像161に重畳表示する。また、明るさについての信頼度が特に影響が大きいと判定された場合に、図42に示すように、「暗部を避けて下さい」のようなメッセージMS3を補正用画像161に重畳表

示してもよい。

- [0132] 上記のように、補正用画像 161 における表示態様を変更することで、ユーザーに対し、特定領域に外乱を比較的多く含む低信頼度領域が含まれることを報知し、又は補正処理が適切に行えること報知することができる。なお、ディスプレイに表示する画像の他に、音声による報知を行うようにしてもよい。
- [0133] このような報知を行うことにより、ユーザーが、補正用画像 161 を観察しながら、外乱の影響が少ない領域が特定領域 162 内に入るように、内視鏡 12 を操作することを促すことができる。すなわち、ユーザーに対して、特定領域の内部に、低信頼度領域がなるべく入らないように、かつ、高信頼度領域がなるべく入るように内視鏡 12 を操作するよう促すことができる。
- [0134] また、補正処理が適切に行えること報知し、補正処理の実施を指示する操作をユーザー操作により入力された場合、補正モードにおける補正処理が行われる。なお、信頼度判定用閾値及び／又は信頼度画素数判定用閾値を用いて特定領域における画素ごとの信頼度を判定し、特定領域 162 の外乱の影響が少ないと判定された場合、ユーザーによる入力操作なしに、自動的に補正処理を実行するようにしてもよい。
- [0135] また、補正用画像 161 をディスプレイに表示することなく、拡張プロセッサ装置 16 の内部処理として特定領域における信頼度を算出し、画素ごとの信頼度に対する判定を行った上で、特定領域における画像信号を用いて補正処理を行うようにしてもよい。
- [0136] 補正モードにおいて補正処理が完了した場合、ユーザーに対し、酸素飽和度モードに切り替えることを促す表示制御を行う。また、このような表示を行うことなく、自動的に酸素飽和度モードに切り替えるようにしてもよい。
- [0137] なお、補正処理を行う場合に、特定領域において画素ごとに算出された信頼度を用いて、B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号、B3 画像信号及び／又はG3 画像信号の信号値に対する重み付け処理を行うことで、補正処理に信頼度を反映させるようにしてもよい。また、補正処理において、特

定領域におけるB2画像信号、G2画像信号、R2画像信号、B3画像信号及び／又はG3画像信号の信号値の、それぞれの平均値（平均信号値）を用いてX成分の値（信号比 $\ln(R2/G2)$ ）、Y成分の値（信号比 $\ln(B1/G2)$ ）及びZ成分の値（信号比 $\ln(B3/G3)$ ）を算出する場合、平均信号値に重み付け処理を行った荷重平均値を用い、X成分の値、Y成分の値及びZ成分の値を算出するようにしてもよい。

[0138] 以下、関心領域内の生体指標値を表示用画像として表示する制御について説明する。拡張プロセッサ装置16は、関心領域設定部210、領域位置情報記憶部240、領域指標値算出部250、指標値表示表生成部260、表示用画像生成部270及び拡張表示制御部200を有する。また、後述する領域指標値記憶部280及び／又は指標値リンクライン生成部290を備えるようにしてもよい。

[0139] 関心領域設定部210は、第1ユーザーインターフェース又は第2ユーザーインターフェースに表示される内視鏡画像において、関心領域を設定する。関心領域とは、内視鏡画像のうち、領域指標値を算出する対象となる領域である。領域指標値とは、関心領域における画像信号に基づいて算出される生体指標値の統計値である。生体指標値とは、被写体である観察対象の状態を示す値であり、具体的には、酸素飽和度、ヘモグロビン指数、組み合わせ指数である。生体指標値及び領域指標値については後述する。

[0140] 以下、関心領域の設定方法について、関心領域を設定する対象となる内視鏡画像の具体例を挙げながら説明する。具体例(1)は、関心領域を設定する内視鏡画像が、酸素飽和度画像である場合である。具体例(2)は、関心領域を設定する内視鏡画像が、白色光相当画像である場合である。具体例(3)は、関心領域を設定する内視鏡画像が、白色光画像である場合である。

[0141] 具体例(1)について、図を用いながら説明する。例えば、酸素飽和度モードにおいて、ディスプレイには、図43(A)に示すような酸素飽和度画像202が表示されている。この場合において、ユーザーが関心領域設定用スイッチ12dを操作すると、関心領域設定指示がプロセッサ装置13の中

央制御部50を介して拡張プロセッサ装置16に入力される。関心領域設定指示を受けた関心領域設定部210は、例えば、図43(B)に示すように、内視鏡画像(酸素飽和度画像202)上において、関心領域212a、212b、212cを設定する。関心領域は、内視鏡画像上の互いに異なる位置に、複数個、設定される。なお、図43に示す酸素飽和度画像202の例には、被写体Obとして、腹腔鏡である内視鏡12を用いて漿膜側から観察される大腸を示している。これ以降の図においては、図が煩雑になることを避けるため、被写体Obの符号の表示は省略する。また、図中において、関心領域又は後述する領域位置情報は、簡単のため、一直線上に並ぶように描画しているが、設定される関心領域は、一直線上に並ばないことが好ましい。

[0142] 図43(B)に示すような、関心領域212a、212b、212cが設定された内視鏡画像(以下、関心領域画像211と呼ぶ。)は、関心領域設定指示が拡張プロセッサ装置16に入力された場合に、拡張表示制御部200の表示制御によって、図44に示すように、第2ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示される。図44では、酸素飽和度画像に関心領域を設定した関心領域画像211が、第2ユーザーインターフェース17であるディスプレイに、白色光相当画像201が、第1ユーザーインターフェース15であるディスプレイに表示されている。

[0143] 関心領域設定部210は、内視鏡画像上の予め設定された位置に関心領域を表示する。内視鏡画像上における、関心領域の数と位置は、予め設定されていることが好ましい。例えば、図43(B)及び図44に示す関心領域画像の例では、「3つ」の関心領域を設定することが予め設定されている。また、3つの関心領域212a、212b、212cの「設定位置」が、予め設定されている。なお、関心領域の数は、2以上の自然数である値として、任意に設定できる。また、関心領域の位置は、任意に設定できる。関心領域が互いに異なる位置に複数設定される理由は、空間的に離れた位置にある関心領域における領域指標値を算出するためである。すなわち、空間的に離れ

た位置とは、生体組織の異なる位置を意味し、生体組織上の互いに異なる位置において関心領域を設定することにより、指標値の空間的变化、すなわち、生体組織の異なる位置に設定した関心領域における指標値及びこれらの指標値の変化を把握することができる。

[0144] 内視鏡画像上に関心領域が設定されると、関心領域の位置が、複数の領域位置情報として、それぞれ領域位置情報記憶部240に記憶される。すなわち、関心領域画像における複数の関心領域の位置が、領域位置情報となる。関心領域の位置とは、内視鏡画像における関心領域の座標情報のことである。なお、領域位置情報記憶部240は、拡張プロセッサ装置16にあってもよく、拡張プロセッサ装置16の外部にあるストレージであってもよい。

[0145] なお、関心領域設定用スイッチ12dの操作は、内視鏡12又はユーザーインターフェースであるフットスイッチ等に備えられる関心領域設定用スイッチ12dの押下操作であってもよく、ディスプレイに表示されるGUI (Graphical User Interface) としての関心領域設定用スイッチのクリック、タップ等の選択操作であってもよい。

[0146] 図43(B)及び図44に示すような、関心領域212a、212b、212cが表示される関心領域画像211がディスプレイに表示されている場合において、ユーザーが関心領域設定用スイッチ12dを再度操作すると、関心領域212a、212b、212c内の画像信号に基づき、生体指標値が算出される。算出された関心領域における生体指標値は、領域指標値算出部250に送信される。

[0147] なお、図43(B)及び図44に示すような関心領域画像211においては、関心領域におけるB1画像信号、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号等に基づいて、酸素飽和度をほぼリアルタイムに算出してもよく、生体指標値として、ヘモグロビン指数又は組み合わせ指数を算出するようにしてもよい。

[0148] 例えば、血液濃度依存性を有するB1画像信号、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号等に基づいて、被写体の血液濃度を示すヘモグロビン

指数を算出してもよい。また、酸素飽和度とヘモグロビン指数を組み合わせた生体指標値である、組み合わせ指数を算出してもよい。

[0149] 組み合わせ指数は、図45に示すような、組み合わせ指数算出用テーブル350を用いて算出する。組み合わせ指数算出用テーブル350では、酸素飽和度とヘモグロビン指数とにそれぞれ閾値が設けられているため、酸素飽和度及びヘモグロビン指数の高低に応じて、「1」「2」「3」又は「4」の値である組み合わせ指数を決定することができる。

[0150] 図45に示す組み合わせ指数算出用テーブル350では、酸素飽和度（縦軸）が酸素飽和度用閾値 $T_h1$ 以上、かつ、ヘモグロビン指数（横軸）がヘモグロビン指数用閾値 $T_h2$ 以上である場合、組み合わせ指数は「1」となる。また、組み合わせ指数が「2」となる場合は、酸素飽和度が酸素飽和度用閾値 $T_h1$ 未満、かつ、ヘモグロビン指数用閾値がヘモグロビン指数用閾値 $T_h2$ 以上である場合である。組み合わせ指数が「3」となる場合は、酸素飽和度が酸素飽和度用閾値 $T_h1$ 未満、かつ、ヘモグロビン指数用閾値がヘモグロビン指数用閾値 $T_h2$ 未満である場合である。組み合わせ指数が「4」となる場合は、酸素飽和度が酸素飽和度用閾値 $T_h1$ 以上、かつ、ヘモグロビン指数用閾値がヘモグロビン指数用閾値 $T_h2$ 未満である場合である。

[0151] 組み合わせ指数が「1」「2」又は「3」である画素又は領域は、酸素飽和度が低い又は鬱血している、縫合不全を起こすリスクを有する。一方、組み合わせ指数が「4」である画素又は領域は、酸素飽和度が高く、かつ、ヘモグロビン指数が低い鬱血していない、縫合不全を起こすリスクが低い領域である。

[0152] いずれの生体指標値を算出するかは、ユーザー設定により変更できることが好ましい。例えば、図46に示すような、生体指標値選択用画面351をディスプレイに表示し、GUIであるラジオボタン352を操作することにより、算出する生体指標値を選択してもよい。図46に示す例では、算出する生体指標値として、酸素飽和度及びヘモグロビン指数が選択されている。

- [0153] なお、酸素飽和度を生体指標値として算出する場合、酸素飽和度は、酸素飽和度算出部133において算出される。また、ヘモグロビン指数又は組み合わせ指数を算出する場合、拡張プロセッサ装置16に生体指標値算出部（図示しない）を設け、生体指標値算出部においてこれらの生体指標値を算出するようにしてもよい。
- [0154] 領域指標値算出部250は、関心領域における生体指標値に基づき、関心領域内の生体指標値の統計値として、領域指標値を算出する。統計値は、平均値、中央値、最頻値、最大値、最小値等である。領域指標値は、関心領域ごとに算出される。図43（B）に示す例においては、関心領域212a、関心領域212b及び関心領域212cのそれぞれについて、領域指標値が算出される。算出された領域指標値は、指標値表示表生成部260に送信される。また、後述する領域指標値記憶部280に送信してもよい。
- [0155] 指標値表示表生成部260は、表示用画像に表示するための、複数の領域指標値をまとめた指標値表示表を生成する。例えば、指標値表示表生成部260は、図47に示すような、複数の領域指標値をグラフ形式で表した指標値表示表261を生成する。図47に示す指標値表示表261の例では、縦軸を領域指標値、横軸を関心領域の別とした指標値表示表261の例を示している。図47に示す指標値表示表261では、関心領域212aを「RO1」、関心領域212bを「RO2」、関心領域212cを「RO3」と示し、それぞれの領域指標値251a、251b、251cを示す折れ線スパークライン262が表示されている（図43（B）参照）。なお、「RO1」とは、Region Of Interestの略称であり、「関心領域」を意味する。
- [0156] また、領域指標値をグラフ形式で表した指標値表示表を生成する場合、縦棒グラフによってスパークラインを表示するようにしてもよい。図47に示す指標値表示表261の例では、関心領域212a（RO1）の領域指標値251aが「60」、関心領域212b（RO2）の領域指標値251bが「90」、関心領域212c（RO3）の領域指標値251cが「9

0」と算出されている。算出した領域指標値 251 a、251 b、251 c を、スパークライン 262 とともに表示してもよい。なお、図 47 に示す具体例では、生体指標値を酸素飽和度として算出されている例を想定している。

[0157] なお、指標値表示表生成部 260 は、図 48 に示すような、複数の領域指標値を表形式で表した指標値表示表 263 を生成してもよい。図 48 では、関心領域 212 a の領域指標値が「60」、関心領域 212 b の領域指標値が「90」、関心領域 212 c の領域指標値が「90」と算出された場合の、領域指標値を表形式で表した指標値表示表 263 を示している。

[0158] 指標値表示表生成部 260 において、グラフ形式又は表形式のいずれの指標値表示表を生成するか、また、グラフ形式の場合に、折れ線スパークライン又は縦棒スパークラインのいずれのスパークラインを生成するかは、予め設定されていてもよく、ユーザーによって設定できるようにしてもよい。ユーザーによってこれらの設定を行う場合、指標値表示表用設定画面（図示しない）をディスプレイに表示し、GUI を操作することで設定が行われるようにしてもよい。指標値表示表生成部 260 において生成された指標値表示表は、表示用画像生成部 270 に送信される。

[0159] 表示用画像生成部 270 は、指標値表示表、内視鏡画像及び領域位置情報を表示するための表示用画像を生成する。例えば、図 47 に示すような指標値表示表を表示する表示用画像を生成する場合、表示用画像生成部 270 は、図 49 に示すような表示用画像 271 を生成する。図 49 に示す表示用画像 271 の例では、内視鏡画像（酸素飽和度画像 201 に関心領域を設定した関心領域画像 211、図 43（B）参照）及び指標値表示表 261 が表示されている。また、表示用画像 271 には、領域指標値の算出対象となった関心領域の位置の情報である領域位置情報 272 a、272 b、272 c が、内視鏡画像上に重畳表示されている。

[0160] 表示用画像生成部 270 は、領域位置情報記憶部 240 に記憶された、内視鏡画像における関心領域の位置である領域位置情報を読み出すことにより

、表示用画像に表示する内視鏡画像に、領域指標値の算出対象となった関心領域の位置を、領域位置情報として重畳表示する。図49に示す表示用画像271の例では、領域位置情報272aは、関心領域212aに相当し、領域位置情報272bは、関心領域212bに相当し、領域位置情報272cは、関心領域212cに相当する（図43（B）及び図44参照）。

[0161] 生成された表示用画像は、拡張表示制御部200に送信される。拡張表示制御部200は、ディスプレイに表示用画像を表示するための信号処理を行うことにより、表示用画像を第2ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示する。酸素飽和度画像211に関心領域を設定した場合、例えば、図50に示すように、第1ユーザーインターフェース15であるディスプレイには白色光相当画像201を表示し、第2ユーザーインターフェース17であるディスプレイには表示用画像271を表示する。

[0162] 上記のように、酸素飽和度画像において複数箇所の関心領域に関する領域指標値を表示する指標値表示表を表示することにより、ユーザーに対し、ユーザーが観察中の酸素飽和度画像における生体指標値の空間的变化を報知することができる。また、具体例（1）のように、酸素飽和度モードにおいて、白色光相当画像と表示用画像を並べて表示することにより、白色光に近い画像と、酸素飽和度画像上の複数箇所の領域指標値とを、ユーザーが簡単に見比べられるように表示することができる。結果として、生体指標値に基づく適切な切開箇所の候補となる部分、また、生体指標値に基づく切開には不適切な部分のユーザーによる判断をサポートすることができる。

[0163] 以下、具体例（2）について説明する。具体例（2）は、酸素飽和度画像に関心領域を設定する具体例（1）とは異なり、酸素飽和度モードにおいて、白色光相当画像上に複数個の関心領域を設定する。また、最終的に表示用画像を表示する際に、表示用画像生成部270が生成した表示用画像を、プロセッサ装置15の表示制御部80に送信し、表示用画像を第1ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示する。

[0164] 具体例（2）では、図51に示すように、第1ユーザーインターフェース

15であるディスプレイには表示用画像273が表示され、第2ユーザーインターフェース17であるディスプレイには酸素飽和度画像202が表示される。図51に示す表示用画像273の例では、白色光相当画像213に、設定された関心領域の位置を示す領域位置情報274a、274b、274cが重畳表示されている。また、白色光相当画像213に設定された関心領域における領域指標値をまとめて表示する指標値表示表264が、表示されている。

[0165] 具体例(2)における、具体的な流れについて説明する。まず、酸素飽和度モードにおいて、ユーザーが関心領域設定用スイッチ12dを操作することにより、関心領域設定指示が拡張プロセッサ装置16に入力された場合、白色光相当画像上に、複数個の関心領域を設定する。

[0166] 具体例(2)において、関心領域が白色光相当画像上に設定された後、表示用画像を生成するまでの流れは、具体例(1)と同様であるため、詳しい説明は省略する。以下、簡単に説明する。白色光相当画像上に設定された複数の関心領域の位置は、領域位置情報としてそれぞれ領域位置情報記憶部240に記憶される。白色光相当画像上に関心領域が表示された関心領域画像がディスプレイに表示されている場合において、再度、関心領域設定用スイッチ12dが操作されると、関心領域における画像信号に基づき、生体指標値が算出される。次いで、領域指標値算出部250は、関心領域における生体指標値に基づき、領域指標値を算出する。次いで、指標値表示表生成部260は、算出された関心領域ごとの領域指標値を用いて、複数の領域指標値をまとめた指標値表示表263を生成する。最終的に、領域位置情報274a、274b、274cを重畳表示した白色光相当画像213、及び指標値表示表263を表示するための表示用画像が、表示用画像生成部270によって生成される。

[0167] 上記の具体例(2)のように、酸素飽和度モードにおいて、表示用画像と酸素飽和度画像とを並べて表示することにより、白色光相当画像上の複数箇所の領域指標値と、酸素飽和度画像とを、ユーザーが簡単に見比べられるよ

うに表示することができる。

[0168] 以下、具体例（３）について説明する。具体例（３）は、具体例（１）及び具体例（２）とは異なり、通常モードにおいて、白色光画像に複数の関心領域を設定する。また、関心領域設定用スイッチ１２ｄではなく、モード切替え用スイッチ１２ｃによるモード切替えの操作により、関心領域設定指示が入力される。

[0169] 具体例（３）における、具体的な流れについて説明する。まず、通常モードにおいて、ユーザーが、モード切替え用スイッチ１２ｃを操作することにより、白色光画像に複数の関心領域が設定される。この場合、モード切替え用スイッチ１２ｃの操作をトリガーとして、関心領域設定指示が拡張プロセッサ装置１６に入力され、関心領域設定部２１０がプロセッサ装置の表示制御部２００に、内視鏡画像を白色光画像とする関心領域画像を、第１ユーザーインターフェースであるディスプレイに表示させる指示信号を送信する。

[0170] この場合、図５２に示すように、内視鏡画像を白色光画像とする関心領域画像２１４を、第１ユーザーインターフェース１５であるディスプレイに表示し、第２ユーザーインターフェース１７であるディスプレイには、何も表示しない（何も表示しないことを斜線で示す）。なお、図５２に示す例では、第２ユーザーインターフェース１７であるディスプレイには、何も表示しないが、白色光相当画像２０１又は酸素飽和度画像２０２を表示するようにしてもよい。また、この場合、モード切替えとほぼ同時に、白色光画像上に関心領域を設定する。

[0171] 具体例（３）において、関心領域が白色光画像上に設定された後、表示用画像を生成するまでの流れは、具体例（１）と同様であるため、詳しい説明は省略する。以下、簡単に説明する。白色光画像上に設定された複数の関心領域の位置は、領域位置情報としてそれぞれ領域位置情報記憶部２４０に記憶される。白色光画像上に関心領域が表示された関心領域画像２１１がディスプレイに表示されている場合において、関心領域設定用スイッチ１２ｄが操作されると、関心領域における画像信号に基づき、生体指標値が算出され

る。次いで、領域指標値算出部 250 は、関心領域における生体指標値に基づき、領域指標値を算出する。次いで、指標値表示表生成部 260 は、算出された関心領域ごとの領域指標値を用いて、複数の領域指標値をまとめた指標値表示表を生成する。最終的に、領域位置情報を重畳表示した白色光画像、及び指標値表示表を表示するための表示用画像が、表示用画像生成部 270 によって生成される。

[0172] 具体例 (3) では、図 53 に示すように、第 1 ユーザーインターフェース 15 であるディスプレイには表示用画像 275 が表示され、第 2 ユーザーインターフェース 17 であるディスプレイには何も表示されていない。図 53 に示す表示用画像 275 の例では、内視鏡画像を白色光画像とする関心領域画像 214 に、設定された関心領域の位置を示す領域位置情報 276 a、276 b、276 c が重畳表示されている。また、関心領域画像 214 に設定された関心領域における領域指標値をまとめて表示する指標値表示表 265 が、表示されている。なお、図 53 に示す例では、第 2 ユーザーインターフェース 17 であるディスプレイには、何も表示しないが、白色光相当画像 201 又は酸素飽和度画像 202 を表示するようにしてもよい。

[0173] 上記の具体例 (1)、(2) 及び (3) に示すように、関心領域が表示される画像、すなわち、関心領域画像の背景となる内視鏡画像は、酸素飽和度画像 (具体例 (1)) でもよく、白色光相当画像でもよく (具体例 (2))、白色光画像でもよい (具体例 (3))。また、第 1 照明光、第 2 照明光及び第 3 照明光以外の特殊光を被写体に照射することにより得られる反射光を用いて撮影された特殊光画像であってもよい。

[0174] 白色光画像又は特殊光画像に関心領域を設定し、指標値表示表が表示された表示用画像を生成する場合、領域位置情報を表示する内視鏡画像 (すなわち、関心領域画像の背景となる白色光画像又は特殊光画像) は、リアルタイムに取得される画像信号に基づいて生成される画像であってもよく、モード切替えの直前に取得された画像信号に基づいて生成された静止画であってもよい。

- [0175] 関心領域画像の背景となる白色光画像又は特殊光画像を、リアルタイムに取得される画像信号に基づいて生成される画像とする場合、酸素飽和度モードにおいて、発光される照明光として、第1照明光及び第2照明光に加えて、白色光又は特殊光を追加する。これに伴い、酸素飽和度モードにおける発光パターン（図15参照）に、白色光又は特殊光を発光する照明期間を設けるように、発光パターンを変更する。
- [0176] また、具体例（1）、（2）及び（3）では、関心領域画像がディスプレイに表示されている状態において、ユーザーが関心領域設定用スイッチ12dを操作することにより、生体指標値及び領域指標値を算出する例について記載したが、関心領域設定指示が入力された場合、関心領域画像をディスプレイに表示することなく、表示用画像を表示するようにしてもよい。例えば、酸素飽和度モードにおいて、図7に示すように、白色光相当画像201及び酸素飽和度画像202を表示している場合において、関心領域設定用スイッチ12dを操作することにより、（図44に示すような表示態様を経ることなく、）図50又は図51に示すような表示態様で、表示用画像を表示するようにしてもよい。
- [0177] また、複数の関心領域について、複数種類の生体指標値を算出する場合、複数種類の生体指標値に関する領域指標値を算出し、指標値表示表を生成するようにしてもよい。例えば、生体指標値として酸素飽和度及びヘモグロビン指数を算出する場合、図54に示すように、生体指標値を酸素飽和度（ $S_tO_2$ ）とする折れ線スパークライン262（実線で示す）と、生体指標値をヘモグロビン指数（HbI：Hemoglobin Index）とする折れ線スパークライン266（破線で示す）とを表示する指標値表示表を生成してもよい。
- [0178] 上記のように、複数箇所の関心領域に関する領域指標値を表示する指標値表示表を表示することにより、ユーザーに対し、観察中の内視鏡画像における生体指標値の実数値の空間的変化を報知することができる。このような実数値をまとめて表示する指標値表示表は、生体指標値の変化を色調によってのみ表示する場合と比較して、より信頼性の高い情報を、見比べやすい態様

でユーザーに示すことができるものである。

[0179] がん等に対する手術において、大腸等の臓器を部分的に切除する際、血流が悪い部分を生体組織に残したまま臓器を縫合してしまうと、縫合部分の治癒が不十分なものとなり、縫合不全が起きる可能性が高くなる。上記構成のように、生体指標値が高い部分と低い部分とを、簡単、かつ、正確に判別することができる指標値表示表を表示することは、縫合不全を防ぐことに役立つ。

[0180] 第1実施形態における、内視鏡画像及び指標値表示表が表示された表示用画像の表示制御を行う一連の流れについて、図55に示すフローチャートを用いて説明する。まず、内視鏡12が、被写体からの反射光を撮影することにより、画像信号を生成する(ST101)。次に、プロセッサ装置14の画像信号取得部60が、内視鏡12で生成された画像信号を取得する(ST102)。次に、プロセッサ装置14の内視鏡画像生成部70及び/又は拡張プロセッサ装置16の酸素飽和度画像生成部130が、画像信号に基づき、内視鏡画像を生成する(ST103)。次に、関心領域設定部210が、内視鏡画像に複数の関心領域を設定する(ST104)。次に、内視鏡画像における複数の関心領域の位置を、複数の領域位置情報としてそれぞれ領域位置情報記憶部240に記憶する(ST105)。

[0181] 次に、それぞれの関心領域における画像信号に基づき、生体指標値を算出する(ST106)。次に、領域指標値算出部250が、それぞれの関心領域における生体指標値に基づき、領域指標値を関心領域ごとに算出する(ST107)。次に、指標値表示表生成部260が、複数の領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成する(ST108)。次に、表示用画像生成部270が、複数の領域位置情報が重畳表示された内視鏡画像と、指標値表示表とを表示する、表示用画像を生成する(ST109)。最終的に、拡張表示制御部200が、表示用画像を表示する制御を行う(ST110)。この結果、ユーザーインターフェースであるディスプレイに、表示用画像が表示される。

- [0182] なお、ディスプレイに表示される関心領域画像において、複数の関心領域を、まとめて1つの表示用関心領域として表示するようにしてもよい。例えば、図43(B)に示すような、複数の関心領域212a、212b、212cが表示される関心領域画像211の代わりに、図56に示すような、表示用関心領域212dを表示してもよい。図56に示す表示用関心領域212dには、複数の関心領域212a、212b、212cが含まれているが、実際に表示はされないことを破線で示している。
- [0183] 図56に示すような関心領域画像211を表示する場合においても、複数の関心領域212a、212b、212cにおける領域指標値がそれぞれ算出される。表示用画像としては、例えば、図57に示すように、内視鏡画像211には、実際には表示されない、破線で示す領域位置情報272a、272b、272cを含むように、表示用領域位置情報272dが表示される。複数の関心領域をまとめて表示することで、表示用画像に含まれる見かけ上の情報量を減らし、表示用画像の視認性を向上させることができる。なお、図57に示す表示用画像271の例では、折れ線スパークライン262の符号と引き出し線を省略している。これ以降の図においても、折れ線スパークライン262の符号と引き出し線は、図を見やすくするために省略している。
- [0184] 拡張プロセッサ装置16において、図58に示すように、領域指標値記憶部280をさらに設けてもよい。領域指標値記憶部280には、領域位置情報と、領域位置情報が示す関心領域において算出された領域指標値とを対応付けることにより、領域位置情報と、領域指標値とが対応付けされた特定領域指標値を記憶し、表示用画像の指標値表示表には、特定領域指標値を保持して表示することが好ましい。
- [0185] 特定領域指標値を指標値表示表に保持して表示する場合、領域指標値は、生体指標値が算出された後、1回のみ算出する。領域指標値算出部250は、それぞれの関心領域における生体指標値に基づき、領域指標値を関心領域ごとに算出するが(図55のST106、ST107参照)、この際に算出

された領域指標値を、領域位置情報と対応付けて特定領域指標値とし、領域指標値記憶部280に記憶する。なお、領域指標値記憶部280は、拡張プロセッサ装置16に備えられてもよく、拡張プロセッサ装置16の外部にあるストレージであってもよい。

[0186] 指標値表示表生成部260は、それぞれの関心領域において算出された特定領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成し、表示用画像生成部270は、特定領域指標値が表示される指標値表示表を表示する表示用画像を生成する。この場合、拡張表示制御部200によってユーザーインターフェースに表示される表示用画像の特定領域指標値は、固定の値として保持して表示される。

[0187] 固定の値として複数の特定領域指標値を表示することにより、被検者のバイタルが安定し、生体指標値の変化が少ない場合に、ユーザーは、指標値表示表を注視して複数の領域指標値を見比べることができる。

[0188] また、表示用画像の指標値表示表に表示する領域指標値は、更新されるようにしてもよい。領域指標値算出部250は、それぞれの関心領域における生体指標値に基づき、領域指標値を関心領域ごとに算出する（図55のST106、ST107参照）。指標値表示表生成部260は、それぞれの関心領域において算出された特定領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成する（図55のST108参照）。指標値表示表生成部260は、領域指標値が算出される度に、新しく算出された最新の領域指標値を反映させた指標値表示表を生成することにより、指標値表示表に表示される複数の領域指標値をそれぞれ更新する。

[0189] 図59には、指標値表示表261に表示される領域指標値を更新する場合の、表示用画像271の具体例を示している。指標値表示表生成部260は、領域指標値が新しく算出されると、時系列的に前時点において生成された折れ線スパークライン267（図59では一点鎖線で示す）を、時系列的に後時点において生成された折れ線スパークライン268（図59では実線で示す）に更新する。

- [0190] 領域指標値の更新について詳しく説明する。具体例として、領域位置情報 272a で示される関心領域において、領域指標値を時系列的に算出する場合について説明する。例えば、酸素飽和度モード用発光パターンで照明光を発光する場合、図60に示すように、第1照明光L1及び第2照明光L2が1回ずつ発光される照明期間を含むフレームセット（図60では「1Set」）ごとに、第1時点領域指標値252a、第2時点領域指標値252b、第3時点領域指標値252cが、それぞれ時系列的に算出される。指標値表示表生成部260は、領域位置情報272aで示される関心領域において、第1時点領域指標値252a、第2時点領域指標値252b、第3時点領域指標値252cと、新しい領域指標値が算出されるごとに、指標値表示表を更新するように生成する。
- [0191] 指標値表示表を更新して表示することにより、ユーザーに対し、ほぼリアルタイムに更新される領域指標値を示すことができる。ユーザーは、処置中、処置の直後等、血流の変化が大きいシーンにおいて、ほぼリアルタイムに複数箇所における生体指標値の実数値を確認することができる。
- [0192] 図60では、1フレームセットごとに領域指標値を算出するが、領域指標値を算出するフレームセットは、任意に設定することができる。例えば、あるフレームセットでは領域指標値を算出し、次のフレームセットでは領域指標値を算出せず、次のフレームセットでは領域指標値を算出する、というように、1フレームセットおきに領域指標値を算出するよう設定することができる。また、表示用画像に表示する領域指標値を保持するか、又は更新するかは、ユーザー操作によって設定できることが好ましい。
- [0193] 関心領域設定部210は、内視鏡画像上の、予め設定された互いに異なる複数の位置に関心領域を設定するが、一度設定された関心領域をロックオンエリアとして記憶し、内視鏡12の動きに追従してロックオンエリアを表示してもよい。さらに、領域指標値を更新する場合は、ロックオンエリアとして記憶された関心領域において、新しい領域指標値を算出するようにしてもよい。

- [0194] ロックオンエリアを記憶する場合、一度設定された関心領域と、その関心領域の領域位置情報とを対応付けすることにより、ロックオンエリアの位置を示すロックオンエリア位置情報として記憶する。ロックオンエリア位置情報は、内視鏡画像上におけるロックオンエリアの座標情報である。一度設定された関心領域と、その関心領域の領域位置情報との対応付けは、例えば、関心領域設定部210に領域位置対応付け部（図示しない）を設け、領域位置対応付け部が行うようにしてもよい。
- [0195] 現在の観察位置から内視鏡12を動かす場合、内視鏡12の観察倍率を変更する場合等の、内視鏡12の画角に入る範囲が変更されるシーンにおいて、関心領域設定部210が最初に設定した関心領域を含む位置から、撮影される範囲が大きくなりすぎてしまうことがある。例えば、図61(A)に示すような関心領域画像211において、領域指標値は、関心領域212a、212b、212cにおいて取得される画像信号に基づいて算出される。ここで、内視鏡12を動かし、さらに、観察倍率を高倍率とすることにより、ディスプレイに表示される内視鏡画像が、図61(A)に示すような関心領域画像211から、図61(B)に示すような関心領域画像215に変更されたとする。
- [0196] この場合、図61(A)に示す関心領域212a、212b、212cの領域位置情報を、ロックオンエリア位置情報として記憶する。図61(B)に示すような関心領域画像215では、関心領域が、図61(B)に示す領域212a、212b、212c（一点鎖線で示す）から、ロックオンエリア220a、220b、220c（実線で示す）に追従して移動する。この場合、領域指標値算出部250は、ロックオンエリア220a、220b、220cにおける生体指標値に基づき、領域指標値を算出する。
- [0197] なお、図61(A)に示す関心領域212aは、図61(B)に示すロックオンエリア220aに移動し、図61(A)に示す関心領域212bは、図61(B)に示すロックオンエリア220bに移動し、図61(A)に示す関心領域212cは、図61(B)に示すロックオンエリア220cに移

動することを示している。複数の関心領域 212 a、212 b、212 c は、複数のロックオンエリア 220 a、220 b、220 c の位置であるロックオンエリア位置情報として、領域位置情報記憶部 240 にそれぞれ記憶される。

[0198] 図 61 (A) に示す関心領域 212 a、212 b、212 c から、図 61 (B) に示すロックオンエリア 220 a、220 b、220 c への移動量は、内視鏡 12 の移動量、回転量、観察倍率の変化率等に基づいて算出される。なお、ロックオンエリア位置情報を記憶しない場合は、図 61 (B) においても、領域 212 a、212 b、212 c における生体指標値に基づき、領域指標値が算出される。このため、内視鏡 12 を大きく移動させようとする場合は、一度設定された関心領域を、ロックオンエリアとして記憶することにより、内視鏡 12 の移動に追従して領域指標値を算出することができる。

[0199] なお、表示用画像においては、表示用画像に表示される内視鏡画像が、内視鏡 12 の操作に伴い、図 61 (A) に示す関心領域画像 211 から、図 61 (B) に示すようなロックオンエリア 220 a、220 b、220 c が表示される関心領域画像 215 に変更される。また、表示用画像に表示される内視鏡画像に、図 62 (A) に示すような、複数の関心領域 212 a、212 b、212 c を含む表示用関心領域 212 d を表示する場合は、内視鏡 12 の操作に伴い、図 62 (B) に示すような、複数のロックオンエリア 220 a、220 b、220 c を含む表示用ロックオンエリア 220 d を表示する。

[0200] 検査中、手術中等のリアルタイムに内視鏡画像を観察する場合において、現在観察中の位置から内視鏡 12 を動かして、他の位置において観察対象を観察したい場合がある。例えば、ユーザーが、観察対象において切開に適した位置を探す場合である。また、内視鏡画像の観察倍率を変更する場合、ディスプレイに表示される内視鏡画像は、遠景画像から近景画像に、又は近景画像から遠景画像に切り替わる。なお、遠景画像は、広い範囲の観察に適し

た低倍率観察されている内視鏡画像である。また、近景画像は、細かい構造の観察に適した高倍率観察されている内視鏡画像である。このように、内視鏡 1 2 を動かす場合、内視鏡 1 2 の観察倍率を変更する場合は、最初に設定した関心領域の位置と、実際に領域指標値を算出したい位置がずれてしまうことがある。このため、最初に設定した関心領域をロックオンエリアとすることにより、内視鏡 1 2 が動いた場合でも、最初に設定した関心領域における領域指標値を算出することができる。

[0201] なお、一度設定された関心領域をロックオンエリアとして記憶する場合、ロックオンエリア記憶指示が、ロックオンエリア設定用スイッチ（図示しない）を操作することにより入力され、ロックオンエリア位置情報を記憶することが好ましい。

[0202] ロックオンエリアにおける画像信号に基づいて算出された領域指標値（ロックオンエリア指標値）は、ロックオンエリア位置情報と対応付けられることにより、ロックオンエリア位置情報と、ロックオンエリア指標値とが対応付けられた特定ロックオンエリア指標値として記憶されることが好ましい。特定ロックオンエリア指標値は、領域指標値記憶部 280 に記憶される。また、特定ロックオンエリア指標値は、複数のロックオンエリアにつき、それぞれ記憶される。

[0203] 特定ロックオンエリア指標値は、1 回のみ記憶されてもよく、ロックオンエリア指標値が算出されるごとに、毎回更新されてもよい。また、ロックオンエリアにおける領域指標値が算出されるごとに時系列を示す時系列データと対応付け、それぞれの特定ロックオンエリア指標値が、いつ算出されたかを判別可能な情報として記憶されてもよい。

[0204] 特定ロックオンエリア指標値を記憶することにより、表示用画像の指標値表示表に表示するロックオンエリア指標値（この場合、特定ロックオンエリア指標値）を、1 回算出されたロックオンエリア指標値を保持して表示することができる。また、ロックオンエリア指標値が算出されるごとに、表示用画像の指標値表示表に表示するロックオンエリア指標値（この場合、特定ロ

ックオンエリア指標値)を更新することができる。

[0205] 検査中、手術中等のリアルタイムに内視鏡画像を観察する場合において、内視鏡12の移動、観察倍率の変更等の操作により、観察中の内視鏡画像にロックオンエリアが含まれなくなる場合がある。このように、ロックオンエリアの位置が、観察中の内視鏡画像に含まれない位置である視野外位置となる場合に、視野外位置となったロックオンエリアにおけるロックオンエリア指標値を、表示用画像の指標値表示表に継続して表示し続けることが好ましい。

[0206] この場合、指標値表示表生成部260は、ロックオンエリアの位置が前記視野外位置となる直前に記憶された特定ロックオンエリア指標値を、視野外ロックオンエリア指標値とし、視野外ロックオンエリア指標値を表示する指標値表示表を生成する。

[0207] 視野外ロックオンエリア指標値を表示する指標値表示表の具体例について、図63を用いて説明する。図63(A)は、内視鏡12を移動する前の表示用画像271を示している。図63(A)には、領域位置情報272a、272b、272cとして表示されている3つのロックオンエリアにおいて算出された領域指標値を表示する指標値表示表261が表示されている。図63(B)は、内視鏡12を移動した後の表示用画像271を示している。

[0208] 図63(B)では、内視鏡12の移動により、領域位置情報272aとして表示されていたロックオンエリアの位置は、視野外位置になっている。このため、図63(B)には、領域位置情報272b、272cとして表示されている2つのロックオンエリアが表示されている。この場合、領域位置情報272aとして表示されていたロックオンエリアの領域指標値は、視野外ロックオンエリア指標値として記憶されている。また、この場合、指標値表示表生成部260は、視野外ロックオンエリア指標値281を表示する指標値表示表261を生成する。拡張表示制御部200は、表示用画像生成部270によって生成された、視野外ロックオンエリア指標値281を表示する指標値表示表261を表示する表示用画像を表示する制御を行うことにより

、図63(B)に示すような表示用画像を表示する。

[0209] 視野外ロックオンエリア指標値を表示する場合、図63(B)に示すように、指標値表示表261に視野外ロックオンエリア指標値が表示されていることをユーザーに分かりやすくするため、視野外ロックオンエリア指標値が表示されている指標値表示表261の一部分を、表示用画像上に表示されている内視鏡画像211よりもずらして表示することが好ましい。なお、後述するように、指標値表示表261の表示サイズを変更する場合は、この限りではない。

[0210] 上記のように、視野外ロックオンエリア指標値を表示用画像に表示することにより、視野外位置となった関心領域をユーザーに提示することができる。観察中の内視鏡画像の外の領域指標値を表示することにより、ユーザーに対し、被写体の広い範囲における情報を提示することができる。結果として、ユーザーは、観察中の内視鏡画像の外の情報を参照しながら、切開に適した領域を探することができる。

[0211] 図63(B)に示すような、視野外ロックオンエリア指標値が表示用画像に表示されている場合において、内視鏡画像上に、関心領域をさらに追加できることが好ましい。以下、関心領域をさらに追加する例について図64を用いて説明する。

[0212] 図63(B)に示すような、視野外ロックオンエリア指標値が表示用画像に表示されている場合において、ユーザー操作によって関心領域設定指示が入力されることにより、関心領域設定部210は、図64に示すような、追加関心領域277を設定する。図64に示す表示用画像の例における追加関心領域277は、正確には、表示用画像に重畳表示される追加関心領域277の領域位置情報である。なお、追加関心領域277は、ロックオンエリアとすることが好ましい。

[0213] 関心領域設定指示が入力されることにより、追加関心領域277が設定されると、設定領域位置情報記憶部240には、追加関心領域277の領域位置情報が記憶される。領域指標値算出部250は、追加関心領域277にお

ける画像信号に基づいて算出された生体指標値の統計値として、追加領域指標値を算出する。追加領域指標値とは、追加関心領域 277 における画像信号に基づいて算出された生体指標値の統計値である領域指標値のことである。

[0214] 指標値表示表生成部 260 は、視野外ロックオンエリア指標値 281、領域位置情報 272 b、272 c として表示されている 2 つのロックオンエリアのそれぞれの領域指標値 282 a、282 b、及び追加領域指標値 283 をまとめて表示する指標値表示表である拡張指標値表示表 269 を生成する。拡張表示制御部 200 は、表示用画像生成部 270 によって生成された、拡張指標値表示表 269 を表示する表示用画像を表示する制御を行うことにより、図 64 に示すような表示用画像 271 を表示する。なお、拡張指標値表示表とは、追加領域指標値を表示する指標値表示表のことであり、「指標値表示表」の一態様である。拡張指標値表示表には、一度算出された追加領域指標値を保持して表示してもよく、追加領域指標値が算出される度に更新して表示してもよい。

[0215] なお、図 64 に示す例では、1 つの追加関心領域 277 が新たに設定されているが、複数の追加関心領域を設定し、追加関心領域ごとに領域指標値を算出し、複数の領域指標値を指標値表示表に追加表示するようにしてもよい。

[0216] 上記のように、追加関心領域を設定し、追加領域指標値を表示することにより、ユーザーに対し、被写体の広い範囲における情報を提示することができる。さらに、追加関心領域を設定するよりも、時系列的に前に算出された視野外ロックオンエリア指標値に加えて、追加領域指標値を表示することにより、ユーザーに対し、被写体のより広い範囲における情報を提示することができる。

[0217] 図 64 に示すような表示用画像 271 を表示する場合において、表示用画像に表示されている領域位置情報と、これらの領域位置情報と対応する領域指標値と、を結ぶ指標値リンクラインを表示することが好ましい。この場合

、図65に示すように、表示用画像生成部270に、指標値リンクライン生成部290を設ける。以下、指標値リンクラインを表示する例について、図66を用いて説明する。

[0218] 図66に示す表示用画像の例では、図64に例示する表示用画像271において、指標値リンクライン291a、291b、291cが表示されている。指標値リンクライン291aは、領域指標値282aと、領域位置情報272bとを結ぶように表示されている。指標値リンクライン生成部290は、領域指標値記憶部280に記憶されている、領域指標値282a（ロックオンエリア指標値）と、領域位置情報272b（ロックオンエリア位置情報）との対応付けを読み出すことにより、これらを結ぶ指標値指標値リンクライン291aを生成し、拡張表示制御部200が表示制御を行うように制御する。

[0219] 指標値リンクライン291bは、領域指標値282bと、領域位置情報272cとを結ぶ指標値リンクラインである。指標値リンクライン291cは、追加領域指標値283と、領域位置情報として表示されている追加関心領域277とを結ぶ指標値リンクラインである。指標値リンクライン291b及び指標値リンクライン291cは、指標値リンクライン291aと同様に、領域指標値記憶部280に記憶されている対応付けに基づき、指標値リンクライン生成部290によって生成される。

[0220] 上記のように、指標値表示表に表示される領域指標値と、内視鏡画像に重畳表示される領域位置情報とを結ぶ指標値リンクラインを表示することで、領域指標値と領域位置情報との対応関係を、ユーザーが簡単に理解できる態様で表示することができる。特に、指標値表示表に表示される領域指標値が多い場合において、切開に適した領域の判別を助ける情報の視認性を向上することができる。

[0221] また、図66に示す表示用画像の例のように、視野外ロックオンエリア指標値である領域指標値281には、指標値リンクラインを表示しない。領域指標値281と対応するロックオンエリアの位置が視野外位置であることを

、ユーザーが簡単に理解できるようにするためである。

[0222] 拡張表示制御部200は、表示用画像に表示される、指標値表示表の表示サイズを変更するようにしてもよい。「表示サイズの変更」には、指標値表示表の縦横比を維持して、拡大又は縮小する変更と、指標値表示表の縦横比を維持せずに拡大又は縮小する変更とが含まれる。指標値表示表の縦横比を維持せずに拡大又は縮小する変更には、指標値表示表に表示される、隣接する領域指標値の距離を大きくする、又は小さくする変更が含まれる。

[0223] 隣接する領域指標値の距離を小さくして表示する、指標値表示表の表示サイズの変更の具体例を、図67を用いて説明する。図67には、図66に示す表示用画像271において表示されている拡大指標値表示表269を、隣接する領域指標値の距離を小さくすることで縮小した拡大指標値表示表269aを示している。上記のように、指標値表示表の表示サイズを変更することにより、指標値表示表の視認性を向上させることができる。また、ディスプレイのインチサイズが小さい場合、表示用画像に他の情報を表示したい場合等の、指標値表示表の表示範囲を小さくすることができる。また、ディスプレイ上で指標値表示表を大きく表示したい場合に好適である。なお、表示用画像における指標値表示表の表示サイズを変更する制御は、ユーザーによる操作入力を介して行われてもよく、自動的に行われてもよい。

[0224] 図66には、視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示される表示用画像において、指標値リンクラインを表示する例を示したが、指標値リンクラインは、視野外ロックオンエリア指標値及び追加関心領域が表示されていない表示用画像において、表示してもよい。以下、具体例について説明する。

[0225] 例えば、図49に例示する表示用画像271において、指標値リンクラインを表示する場合、ディスプレイには、図68に示すような表示用画像271を表示する。図68に示す表示用画像の例では、図49に例示する表示用画像271において、指標値リンクライン292a、292b、292cが表示されている。

- [0226] 指標値リンクライン292aは、領域指標値284と、領域位置情報272aとを結ぶ指標値リンクラインである。指標値リンクライン292bは、領域指標値282bと、領域位置情報272bとを結ぶ指標値リンクラインである。指標値リンクライン292cは、領域指標値282bと、領域位置情報272cとを結ぶ指標値リンクラインである。
- [0227] 指標値リンクライン292a、指標値リンクライン292b及び指標値リンクライン292cは、領域指標値記憶部280に記憶されている対応付けに基づき、指標値リンクライン生成部290によって生成される。図68に示す表示用画像の例の場合、領域指標値284及び領域位置情報272a、領域指標値282b及び領域位置情報272b並びに領域指標値282b及び領域位置情報272cが、それぞれ対応付けされて領域指標値記憶部280に記憶されている。なお、領域位置情報272a、領域位置情報272b及び領域位置情報272cはロックオンエリア位置情報であり、領域指標値284、領域指標値282b及び領域指標値282bはロックオンエリア指標値である。
- [0228] 図68に示すような表示用画像271において、内視鏡12を動かすことにより、領域位置情報272a（ロックオンエリア位置情報）が視野外位置とした場合、図69に示すような、視野外ロックオンエリア指標値281を表示する拡張指標値表示表269を表示する表示用画像271が表示される。この場合、領域位置情報272aが視野外位置となるため、図68において表示されていた指標値リンクライン292aは、図69に示す表示用画像271には表示されない。
- [0229] また、図69に示すような表示用画像271において、隣接する領域指標値の距離を小さくすることで拡大指標値表示表269aを縮小する、指標値表示表の表示サイズの変更を行う場合、図70に示すような、拡大指標値表示表269aが縮小された拡大指標値表示表269bを、表示用画像271に表示する。
- [0230] また、図68、図69、図70に例示するような表示用画像271におい

て、図 7 1、図 7 2、図 7 3 にそれぞれ示すような、破線で示す領域位置情報 2 7 2 a、2 7 2 b、2 7 2 c のいずれか 1 つ以上を含む、実線で示す表示用領域位置情報 2 7 2 d を表示するようにしてもよい。なお、図 7 2、図 7 3 にそれぞれ示すように、内視鏡 1 2 の動きに追従し、ロックオンエリア位置情報 2 7 2 a が視野外位置となった場合には、表示用領域位置情報 2 7 2 d の表示態様を変更することが好ましい。

[0231] また、追加関心領域は、視野外ロックオンエリア指標値が表示されていない表示用画像においても、追加設定されてもよい。また、表示用画像の指標値表示表には、視野外ロックオンエリア指標値を表示せず、表示用画像に表示されている領域位置情報と対応付けされて記憶されている領域指標値のみを表示するようにしてもよい。以下、具体例について説明する。

[0232] 例えば、図 4 9 に例示する表示用画像 2 7 1 において、内視鏡 1 2 を動かすことにより、領域位置情報 2 7 2 a、2 7 2 b（ロックオンエリア位置情報）を視野外位置とし、図 7 4 に示すように、領域位置情報 2 7 2 c（ロックオンエリア位置情報）のみが表示用画像に表示されている場合、領域位置情報 2 7 2 c と対応付けられた領域指標値 2 8 2 b のみを、表示用画像 2 7 1 の指標値表示表 2 6 1 に表示してもよい。

[0233] 図 7 4 に示すような表示用画像 2 7 1 が表示されている場合において、ユーザー操作によって関心領域設定指示が入力されることにより、関心領域設定部 2 1 0 は、図 7 5 に示すような、追加関心領域 2 7 8 a、2 7 8 b を設定する。図 7 5 に示す例では、追加関心領域を 2 つ設定するように予め設定されている。なお、設定される追加関心領域の数は、任意に設定されてよく、1 つであっても、3 つ以上であってもよい。また、図 7 5 に示す表示用画像の例における追加関心領域 2 7 8 a、2 7 8 b は、正確には、表示用画像に重畳表示される追加関心領域 2 7 8 a、2 7 8 b の領域位置情報である。

[0234] 追加関心領域 2 7 8 a、2 7 8 b が設定されると、領域位置情報記憶部 2 4 0 には、追加関心領域 2 7 8 a、2 7 8 b の領域位置情報が記憶される。領域指標値算出部 2 5 0 は、追加関心領域 2 7 8 a、2 7 8 b における画像

信号に基づいて算出された生体指標値の統計値として、追加領域指標値 285 a、285 b を算出する（図 76 参照）。追加領域指標値 285 a は、追加関心領域 278 a における画像信号に基づいて算出された領域指標値である。追加領域指標値 285 b は、追加関心領域 278 b における画像信号に基づいて算出された領域指標値である。

[0235] 指標値表示表生成部 260 は、領域位置情報 272 c、追加関心領域 278 a 及び追加関心領域 278 b として表示されている 2 つのロックオンエリアのそれぞれの領域指標値 282 b、追加領域指標値 285 a、285 b をまとめて表示する指標値表示表である拡張指標値表示表 269 を生成する。拡張表示制御部 200 は、表示用画像生成部 270 によって生成された、拡張指標値表示表 269 を表示する表示用画像を表示する制御を行うことにより、図 76 に示すような表示用画像 271 を表示する。なお、図 76 に示すような表示用画像 271 においても、指標値リンクラインを表示するようにしてもよい。

[0236] また、図 76 では、領域指標値 282 b と、追加領域指標値、285 a、285 b とをまとめて表示する拡張指標値表示表 269 を表示する例を示したが、領域指標値 282 b を表示する指標値表示表と、追加領域指標値 285 a、285 b を表示する指標値表示表とを、異なる複数の指標値表示表として、分けて表示するようにしてもよい。

[0237] また、図 74、図 75、図 76 に例示するような表示用画像 271 において、図 77、図 78、図 79 にそれぞれ示すような、破線で示す領域位置情報 272 c、278 a、278 b のいずれか 1 つ以上を含む、実線で示す表示用領域位置情報 278 c を表示するようにしてもよい。なお、図 78、図 79 に示すように、追加関心領域が設定された場合には、表示用領域位置情報 278 c の表示態様を変更することが好ましい。

[0238] 上記のように、追加領域指標値を表示することにより、ユーザーに対し、被写体の広い範囲における情報を提示することができる。このように、複数の関心領域における領域指標値を表示し、また、関心領域を追加できるよう

にすることで、生体組織における生体指標値の空間的な情報を表示することにより、ユーザーが切開に適した領域を判別できるようサポートすることができる。

[0239] [第2実施形態]

第2実施形態においては、光源部20を、第1実施形態に示す各色LED20a~20eの代わりに、白色LED、キセノンランプ、ハロゲン光源等の広帯域光を発光する広帯域光源400とし、広帯域光源400と、回転フィルタ410とを組み合わせることによって光源装置13から出射される光を、被写体を照明する照明光とする。以下、内視鏡システム10において、第1実施形態と相違する部分を説明し、共通する部分については、説明を省略する。

[0240] 第2実施形態では、図80に示すように、内視鏡システム10の光源装置13には、広帯域光源400、回転フィルタ410、フィルタ切替え部420が設けられる。フィルタ切替え部420は、光源制御部21によって制御される。それ以外の構成については、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。なお、第2実施形態においては、撮像センサ44を、モノクロの撮像センサとすることが好ましい。

[0241] 広帯域光源400は、青色から赤色に及ぶ波長帯域を有する広帯域光を発する。広帯域光は、例えば、白色光である。回転フィルタ410は、図81に示すように、内側に設けられた内側フィルタ411と、外側に設けられた外側フィルタ412とを備える。フィルタ切替え部420は、回転フィルタ410を径方向に移動させるものである。フィルタ切替え部420は、通常モードの場合には、回転フィルタ410の内側フィルタ411を白色光の光路に挿入する。また、フィルタ切替え部420は、酸素飽和度モード又は補正モードの場合には、回転フィルタ410の外側フィルタ412を白色光の光路に挿入する。

[0242] 図81に示すように、内側フィルタ411には、周方向に沿って、白色光のうち紫色光V及び第2青色光BSが有する波長帯域を透過させるB1フィ

ルタ411a、白色光のうち緑色光Gが有する波長帯域を透過させるGフィルタ411b、及び白色光のうち赤色光Rが有する波長帯域を透過させるRフィルタ411cが設けられている。したがって、通常モードの場合、紫色光V及び第2青色光BSの波長帯域を有する照明光、緑色光Gの波長帯域を有する照明光、赤色光Rの波長帯域を有する照明光が、回転フィルタ410の回転に合わせて光源装置13から出射される。

[0243] また、図81に示すように、外側フィルタ412には、周方向に沿って、白色光のうち波長帯域B1を有する第1青色光BLを透過させるB1フィルタ412a、白色光のうち第2青色光BSが有する波長帯域の光を透過させるB2フィルタ412b、白色光のうち波長帯域G2を有する緑色光Gを透過させるGフィルタ412c、白色光のうち波長帯域R2を有する赤色光Rを透過させるRフィルタ412d、及び白色光のうち波長帯域B3の光である青緑光BGを透過させるB3フィルタ412eが設けられている（図21、図22参照）。したがって、酸素飽和度モード又は補正モードの場合、第1青色光BL、第2青色光BS、緑色光G、赤色光R、青緑光BGの波長帯域を有する照明光が、回転フィルタ410の回転に合わせて光源装置13から出射される。

[0244] 内視鏡システム10では、通常モードの場合、紫色光V及び第2青色光BSの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Bc画像信号が出力される。また、緑色光Gの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Gc画像信号が出力される。また、赤色光Rの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、Rc画像信号が出力される。次いで、Bc画像信号、Gc画像信号、Rc画像信号に基づき、第1実施形態と同様の方法により、白色光画像が生成される。

[0245] 一方、酸素飽和度モード又は補正モードの場合、第1青色光BLの波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮

像センサで撮影することにより、B 1 画像信号が出力される。また、第 2 青色光 B S の波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、B 2 画像信号が出力される。また、緑色光 G の波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、G 2 画像信号が出力される。また、赤色光 R の波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、R 2 画像信号が出力される。また、青緑光 B G の波長帯域を有する照明光を被写体に照明することで得られる反射光を、モノクロ撮像センサで撮影することにより、B 3 画像信号が出力される。次いで、プロセッサ装置 1 4 から送信された B 1 画像信号、B 2 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号、B 3 画像信号に基づき、第 1 実施形態と同様の方法により、拡張プロセッサ装置 1 6 において酸素飽和度画像が生成され、また、補正処理が行われる。ただし、第 2 実施形態では、信号比  $\ln(B 3 / G 3)$  に代えて、B 3 画像信号を G 2 画像信号で規格化した信号比  $\ln(B 3 / G 2)$  が用いられる。

[0246] 補正モードにおける酸素飽和度の算出に関する補正処理としては、補正酸素飽和度算出用テーブル 1 2 0 を参照することにより、特定色素濃度に応じた酸素飽和度算出用テーブルを選択し、酸素飽和度算出用テーブルを選択された酸素飽和度算出用テーブルとするテーブル補正処理を行ってもよく図 2 4 に示すような酸素飽和度算出用テーブル 1 1 0 を参照することによって算出された酸素飽和度に対し、特定演算値から得られる補正值を加算又は減算する算出値補正処理を行ってもよい。

[0247] 算出値補正処理を行う場合、図 8 2 に示す 2 次元座標系 4 3 0 を参照することにより、酸素飽和度の補正に用いる補正值を算出する。2 次元座標系 4 3 0 の縦軸は、B 1 画像信号、G 2 画像信号、R 2 画像信号、及び B 3 画像信号に基づいて得られる特定演算値であり、横軸は  $\ln(R 2 / G 2)$  である。特定演算値は、下記式 A) により定められる。

$$\text{式 A) } B 1 / G 2 \times \cos \phi - B 3 / G 2 \times \sin \phi$$

[0248] 2次元座標系430では、予め定められた基準ベースライン情報の分布を示す基準線431aと、実際の観察対象の撮影によって得られた実測ベースライン情報の分布を示す実測線431bとが示されている。基準線431aと実測線431bとの差分値 $\Delta Z$ が、補正值として算出される。なお、基準ベースライン情報は、特定色素が無い状態で得られ、かつ、酸素飽和度に依存しない情報として定められている。具体的には、上記式A)が、酸素飽和度に変化しても一定になるように、 $\phi$ を調整した値を、基準ベースライン情報としている。

[0249] また、酸素飽和度を算出するために、図34に示す3次元座標121を参照してもよい。なお、第2実施形態においては、図34に示す3次元座標121のZ軸を、信号比 $\ln(B3/G2)$ とし、また、Z成分の値として、信号比 $\ln(B3/G2)$ を用いる。

[0250] [第3実施形態]

第3実施形態においては、内視鏡12を、図83に示すような、挿入部12aの基端部分にカメラヘッド500を備える硬性内視鏡とする。カメラヘッド500には、撮像光学系43が備えられる。第1実施形態及び第2実施形態においては、内視鏡12の先端部に、対物レンズ43a及び撮像センサ44を有する撮像光学系43が設けられているが、第3実施形態では、撮像光学系43のうち撮像センサが、先端部ではなくカメラヘッド500に備えられる。カメラヘッド500では、内視鏡12の先端部から導光された反射光が撮影される。カメラヘッド500において撮影された画像信号は、プロセッサ装置14に送信される。なお、図83では、モード切替え用スイッチ12c及び関心領域設定用スイッチ12dは省略している。以下、内視鏡システム10において、第1実施形態及び第2実施形態と相違する部分を説明し、共通する部分については、説明を省略する。

[0251] 光源装置13は、通常モードの場合、紫色光V、第2青色光BS、緑色光G及び赤色光Rを含む白色光を出射する。また、光源装置13は、酸素飽和度モード及び補正モードの場合、図84に示すような、第1青色光BL、第

2青色光B S、緑色光G及び赤色光Rを含む混合光である照明光を出射する。

- [0252] カメラヘッド500は、図85に示すように、ダイクロイックミラー501、502、503と、モノクロ撮像センサである撮像センサ511、512、513、514とを備える。ダイクロイックミラー501は、被写体からの反射光のうち、紫色光V及び第2青色光B Sが有する波長帯域の光を反射し、かつ、第1青色光B L、緑色光G及び赤色光Rが有する波長帯域の光を透過する。ダイクロイックミラー501が反射し、撮像センサ511に入射する光は、図86に示すように、紫色光V又は第2青色光B Sの波長帯域を有する。撮像センサ511は、通常モードではB c画像信号を出力し、酸素飽和度又は補正モードではB 2画像信号を出力する。
- [0253] ダイクロイックミラー502は、ダイクロイックミラー501を透過した光のうち、第1青色光B Lが有する波長帯域の光を反射し、かつ、緑色光G及び赤色光Rが有する波長帯域の光を透過させる。ダイクロイックミラー502が反射し、撮像センサ512に入射する光は、図87に示すように、第1青色光B Lの波長帯域を有する。撮像センサ512は、通常モードでは画像信号の出力を停止し、酸素飽和度モード又は補正モードではB 1画像信号を出力する。
- [0254] ダイクロイックミラー503は、ダイクロイックミラー502を透過した光のうち、緑色光Gが有する波長帯域の光を反射し、かつ、赤色光Rが有する波長帯域の光を透過させる。ダイクロイックミラー503が反射し、撮像センサ513に入射する光は、図88に示すように、緑色光Gの波長帯域を有する。撮像センサ513は、通常モードではG c画像信号を出力し、酸素飽和度又は補正モードではG 2画像信号を出力する。
- [0255] ダイクロイックミラー503で透過し、かつ、撮像センサ514に入射する光は、図89に示すように、赤色光Rの波長帯域を有する。撮像センサ514は、通常モードではR c画像信号を出力し、酸素飽和度モード又は補正モードではR 2画像信号を出力する。

[0256] すなわち、第3実施形態においては、通常モードでは、B<sub>c</sub>画像信号、G<sub>c</sub>画像信号及びR<sub>c</sub>画像信号が、酸素飽和度モード又は補正モードでは、B<sub>1</sub>画像信号、B<sub>2</sub>画像信号、G<sub>2</sub>画像信号及びR<sub>2</sub>画像信号が、カメラヘッドから出力される。カメラヘッドから出力されたB<sub>c</sub>画像信号、G<sub>c</sub>画像信号及びR<sub>c</sub>画像信号は、プロセッサ装置14の画像信号取得部60に取得され、白色光画像を生成するために、内視鏡画像生成部70に送信される。カメラヘッドから出力されたB<sub>1</sub>画像信号、B<sub>2</sub>画像信号、G<sub>2</sub>画像信号及びR<sub>2</sub>画像信号は、プロセッサ装置14の画像信号取得部60に取得される。このうち、B<sub>2</sub>画像信号、G<sub>2</sub>画像信号及びR<sub>2</sub>画像信号は、白色光相当画像を生成するために、内視鏡画像生成部70に送信される。また、B<sub>1</sub>画像信号、B<sub>2</sub>画像信号、G<sub>2</sub>画像信号及びR<sub>2</sub>画像信号は、酸素飽和度画像を生成するために、画像通信部90を介して拡張プロセッサ装置16に送信される。

[0257] なお、第1及び第2実施形態においては、酸素飽和度の算出に、波長帯域B<sub>1</sub>の情報を含むB<sub>1</sub>画像信号を用いているが、B<sub>1</sub>画像信号に代えて、その他の画像信号を用いてもよい。例えば、図90（図22（A）参照）に示すように、還元ヘモグロビン（Hb）と、酸化ヘモグロビン（HbO<sub>2</sub>）との反射スペクトルの差が大きい波長帯域R<sub>k</sub>の情報を含むR<sub>k</sub>画像信号を用いてもよい。波長帯域R<sub>x</sub>は、図90に示すように、680nm±10nmの範囲の波長帯域である。図91に示すように、R<sub>k</sub>画像信号（図91では、「R<sub>k</sub>」で示す）は、の酸素飽和度依存性は「中～小」、血液濃度依存性は「小」、黄色色素依存性は「小」、明るさ依存性は「有」である。R<sub>k</sub>画像信号を出力する場合、波長帯域R<sub>k</sub>を検出することができる撮像センサと、ダイクロイックミラー503を透過した赤色光Rが有する波長帯域の光を反射し、かつ、波長帯域R<sub>k</sub>を有する光を透過させるダイクロイックミラーとが、カメラヘッド500に備えられる。

[0258] [第4実施形態]

第4実施形態においては、第3実施形態と同じく、内視鏡12を、挿入部

12aの基端部分にカメラヘッドを備える硬性内視鏡とする。以下、第1実施形態、第2実施形態、第3実施形態とは異なる部分について説明し、共通する部分については省略する。第4実施形態においては、第3実施形態のカメラヘッド500に代えて、図92に示すような、カメラヘッド600を備える。

[0259] カメラヘッド600は、図92に示すように、ダイクロイックミラー601と、撮像センサ611、612とを備える。ダイクロイックミラー601は、被写体からの反射光のうち、紫色光V、第2青色光BS、緑色光G及び赤色光Rが有する波長帯域の光を反射し、かつ、第1青色光BLが有する波長帯域の光を透過する。

[0260] ダイクロイックミラー601が反射した光を受光する撮像センサ611は、B画素にBカラーフィルタBFが、G画素にGカラーフィルタGFが、R画素にRカラーフィルタRFが、それぞれ設けられるカラー撮像センサである。また、ダイクロイックミラー601が透過した光を受光する撮像センサ612は、モノクロ撮像センサである。

[0261] 通常モードの場合、光源装置13から白色光が出射され（図10参照）、ダイクロイックミラー601が反射した被写体からの反射光を、カラー撮像センサである撮像センサ611が受光することにより、Bc画像信号、Gc画像信号及びRc画像信号が、それぞれ撮像センサ611から出力される。通常モードでは、モノクロ撮像センサである撮像センサ612は、画像信号の出力を停止する。

[0262] 酸素飽和度モードの場合、光源装置13からは、図93(A)に示すような、第2青色光BS、第1青色光BL、緑色光G及び赤色光Rを含む観察用照明光（以下、第4照明光と呼ぶ。）が出射される。ダイクロイックミラー601は、第4照明光で照明された被写体からの反射光を、反射及び透過することによって分光する。図93(B)は、ダイクロイックミラー601に入射した光の反射率（破線601a）及び透過率（実線601b）と、光の波長との関係を示している。

[0263] 第4照明光で照明された被写体からの反射光のうち、ダイクロイックミラー601に反射される光は、カラー撮像センサである撮像センサ611に受光される。撮像センサ611のB画素B、G画素G、R画素Rの感度と、光の波長とは、図93(C)に示すような関係を有する。このため、撮像センサ611のB画素Bは、第2青色光BSが有する波長帯域B2の光を感知することにより、B2画像信号を出力する。また、撮像センサ611のG画素Gは、緑色光Gが有する波長帯域G2の光を感知することにより、G2画像信号を出力する。さらに、撮像センサ611のR画素Rは、赤色光Rが有する波長帯域R2の光を感知することにより、R2画像信号を出力する。

[0264] 一方、第4照明光で照明された被写体からの反射光のうち、ダイクロイックミラー601に透過される光は、モノクロ撮像センサである撮像センサ612に受光される。撮像センサ612の感度と、光の波長とは、図94(C)に示すような関係を有する。このため、撮像センサ612は、ダイクロイックミラー601が透過する、第1青色光BLが有する波長帯域BLの光を感知することにより、B1画像信号を出力する。なお、図94(A)は、図93(A)と同じく、第4照明光に含まれる光の波長帯域を示している。また、図94(B)は、図93(B)と同じく、ダイクロイックミラー601に入射した光の反射率(破線601a)及び透過率(実線601b)と、光の波長との関係を示している。

[0265] 第4実施形態の酸素飽和度モードでは、図95に示すように、1フレームFにつき1回ずつ、第4照明光L4が発光される発光パターンを繰り返す。したがって、第4実施形態の酸素飽和度モードでは、1フレームにつき、カラー撮像センサである撮像センサ611からB2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号が出力され、かつ、モノクロ撮像センサである撮像センサ612からB1画像信号が出力される。酸素飽和度モードにおいて撮像センサ611又は撮像センサ612から出力されたB1画像信号、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号は、プロセッサ装置14に送信される。酸素飽和度モードにおける酸素飽和度を含む生体指標値の算出方法は、第1実施

形態と同様である。

- [0266] 第4実施形態の補正モードでは、図96に示すように、第4照明光L4が発光されている場合に、ユーザー操作によって発光切替え指示が入力されると、2フレームF分の無発光状態NLを経て、第3照明光L3を2フレームF分発光し、さらに複数フレーム分の無発光状態NLを経て、2フレームF分の第4照明光L4を発光する発光パターンの態様をとる。無発光状態NLのフレームは、第4照明光L4と第3照明光とを切替えるための期間であり、いずれの照明光も発光されない。発光切替え指示は、内視鏡12又はユーザーインターフェースに設けられる照明光切替え用スイッチ（図示しない）の操作によって入力されてもよく、モード切替えスイッチ12cのトグル操作によって入力されてもよい。
- [0267] 補正モードにおいて、第4照明光L4が発光されるフレームでは、酸素飽和度モードと同じく、撮像センサ611からB2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号が出力され、かつ、撮像センサ612からB1画像信号が出力される。
- [0268] 補正モードにおいて、第3照明光L3が発光されるフレームでは、光源装置13から、図97(A)に示すような、緑色光Gを含む第3照明光（補正用照明光）が出射される。また、ダイクロイックミラー601が反射した被写体からの反射光（図97(B)参照）をカラー撮像センサである撮像センサ611が受光する。結果として、図97(C)に示すように、撮像センサ611のB画素Bは、緑色光Gが有する波長帯域B3の光を感知することにより、B3画像信号を出力する。加えて、図98(C)に示すように、撮像センサ611のG画素Gは、緑色光Gが有する波長帯域G3の光を感知することにより、G3画像信号を出力する。また、撮像センサ611のR画素Rは、緑色光Gが有する波長帯域の光を感知することにより、R3画像信号を出力する（図示しない）。
- [0269] なお、図98(A)は、図97(A)と同じく、第3照明光に含まれる光の波長帯域を示している。また、図97(B)及び図98(B)は、図93

(B)と同じく、ダイクロミックミラー601に入射した光の反射率(破線601a)及び透過率(実線601b)と、光の波長との関係を示している。また、図97(C)及び図98(C)には、図93(C)と同じく、撮像センサ611のB画素B、G画素G、R画素Rの感度と、光の波長との関係を示している。

[0270] 酸素飽和度モードにおいて撮像センサ611又は撮像センサ612から出力されたB1画像信号、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号は、プロセッサ装置14に送信され、画像信号取得部60に取得される。第4実施形態では、第1、第2実施形態と異なり、画像信号取得部60が、通常モードで取得されるBc画像信号、Gc画像信号及びRc画像信号、酸素飽和度モード及び補正モードで取得されるB2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号、並びに補正モードで取得されるB3画像信号、G3画像信号及びR3画像信号に対するデモザイク処理を行う。以下、第4実施形態における信頼度の算出について説明する。

[0271] 第1実施形態では、補正用画像161を表示し、補正用画像161に含まれる特定領域162について、特定領域162に含まれる画素ごとに信頼度を算出する。第4実施形態では、第1実施形態と異なり、第4照明光L4が発光されるフレームにおいて得られる画像(白色光相当画像及び第1青色光画像)と、第3照明光L3が発光されるフレームとにおいて得られる画像(第3照明光画像)とを用い、補正用領域ごとに信頼度を算出する。補正用領域は、第1実施形態における特定領域に相当する。また、「補正用領域」の用語は、後述するように、「複数に分割された小領域の集合」又は「小領域そのもの(第N補正用領域、Nは1以上の自然数)」を指す用語として用いる。

[0272] 白色光相当画像は、第4照明光L4が発光されるフレームにおいて出力される、B2画像信号、G2画像信号及びR2画像信号を用いて生成される内視鏡画像である。第1青色光画像は、第4照明光L4が発光されるフレームにおいて出力されるB1画像信号を用いて生成される内視鏡画像である。第

3 照明光画像は、第 3 照明光 L 3 が発光されるフレームにおいて出力される、B 3 画像信号、G 3 画像信号及び R 3 画像信号を用いて生成される内視鏡画像である。なお、第 4 実施形態においては、白色光相当画像及び第 3 照明光画像は、画像信号取得部 6 0 において、デモザイク処理が行われることによって生成される、全画素が画素値を有する内視鏡画像である。第 1 青色光画像は、モノクロ画像センサから出力されるため、画像信号取得部 6 0 が B 1 画像信号を取得する時点において、全画素が画素値を有している。

[0273] 白色光相当画像及び第 3 照明光画像は、図 9 9 に示す、プロセッサ装置 1 4 の特徴量算出部 6 2 0 に送信される。特徴量算出部 6 2 0 は、プロセッサ装置 1 4 において、中央制御部 5 0 とは異なるプロセッサによって構成されることが好ましい。例えば、特徴量算出部 6 2 0 は、FPGA (Field Programmable Gate Array) によって構成されることが好ましい。

[0274] 特徴量算出部 6 2 0 は、白色光相当画像、第 1 青色光画像及び第 3 照明光画像のうち、図 1 0 0 に示す、複数の補正用領域について、それぞれ領域特徴量を算出する。領域特徴量については後述する。補正用領域 6 2 2 は、図 1 0 0 に示すように、白色光相当画像 6 2 1 において、複数個の領域に分割された小領域である。図 1 0 0 に示す例では、補正用領域 6 2 2 は、白色光相当画像 6 2 1 の横の長さ  $a$  を、 $a_1$ 、 $a_2$  及び  $a_3$  に、縦の長さ  $b$  を、 $b_1$ 、 $b_2$  及び  $b_3$  に、それぞれ 3 等分し、 $a_2$  の列と  $b_2$  の行とが交差する領域を、さらに 1 6 等分に分けた領域である (図 1 0 0 (A) 参照)。補正用領域 6 2 2 とする領域の位置、補正用領域 6 2 2 とする領域を分ける数はこれに限らない。例えば、補正用領域 6 2 2 を 9 等分としてもよく、2 5 等分としてもよい。

[0275] 図 1 0 0 (B) は、図 1 0 0 (A) に示す補正用領域 6 2 2 を、拡大した図である。図 1 0 0 (B) に示すように、補正用領域 6 2 2 は、第 1 補正用領域 6 2 2 a から第 1 6 補正用領域 6 2 2 p までの 1 6 個に分けた領域である。図 1 0 0 (B) では、補正用領域 6 2 2 が第 1 補正用領域 6 2 2 a から第 1 6 補正用領域 6 2 2 p までの 1 6 個に分けられていることを、1 から 1

6までの数字を付して示している。

- [0276] 特徴量算出部620は、第N補正用領域（図100に示す例の場合は、第1補正用領域から第16補正用領域まで）のそれぞれの補正用領域について、各補正用領域を構成する画素が、有効画素であるかどうかの判定を行う。有効画素であるかどうかの判定は、各画素の各チャンネル（Bチャンネル、Gチャンネル、Rチャンネル）について、それぞれ下限値と上限値のチャンネル閾値を設けることで行う。
- [0277] Bチャンネルについては、Bチャンネル下限閾値及びBチャンネル上限閾値が設けられる。Gチャンネルについては、Gチャンネル下限閾値及びGチャンネル上限閾値が設けられる。Rチャンネルについては、Rチャンネル下限閾値及びRチャンネル上限閾値が設けられる。
- [0278] 特徴量算出部620は、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像について、各補正用領域の各画素について、すべての色のチャンネルの画素値が、各色のチャンネル下限閾値以上チャンネル上限閾値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定する。
- [0279] 白色光相当画像及び第3照明光画像については、白色光相当画像及び第3照明光画像を構成する各画素の、Bチャンネルの画素値がBチャンネル下限閾値以上Bチャンネル上限閾値未満の範囲内、かつ、Gチャンネルの画素値がGチャンネル下限閾値以上Gチャンネル上限閾値未満の範囲内、かつ、Rチャンネルの画素値がRチャンネル下限閾値以上Rチャンネル上限閾値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定する。
- [0280] 第1青色光画像については、各画素の画素値が、モノクロ画像用チャンネル下限値以上モノクロ画像用チャンネル上限値未満の範囲内である場合に、その画素を有効画素と判定する。
- [0281] 次いで、特徴量算出部620は、白色光相当画像、第3照明光画像及び第1青色光画像における、各補正用領域について、領域特徴量を算出する。領域特徴量は、有効画素数、有効画素の画素値の総和、有効画素の画素値の2乗総和、有効画素の画素値の分散等である。

- [0282] すなわち、特徴量算出部620は、白色光相当画像の各チャンネルの各補正用領域について領域特徴量をそれぞれ算出する。また、第3照明光画像の各チャンネルの各補正用領域について領域特徴量をそれぞれ算出する。また、第1青色光画像の各補正用領域についてそれぞれ領域特徴量を算出する。特徴量算出部620が算出したそれぞれの内視鏡画像の、各チャンネルの各補正用領域の領域特徴量は、拡張プロセッサ装置16の信頼度算出部160に送信される。
- [0283] 第4実施形態において、信頼度算出部160は、補正用領域における外乱の影響の程度を判定するための信頼度を算出する。また、信頼度算出部160は、内視鏡12の動きの程度を判定するための第2色素値を算出する。内視鏡12の動きの程度とは、第4実施形態の補正モードにおける照明光の切替え中（つまり、無発光状態NL）において、内視鏡12が動かされたかどうかを判定するための程度である。無発光状態NLにおいて内視鏡12が動くと、内視鏡画像に写る観察対象も動くため、補正処理が適切に行われない場合がある。このため、補正用領域における内視鏡12の動きの程度を算出することにより、後述のように、内視鏡12の動きの程度によって内視鏡12の動きに関する判定を行い、内視鏡12の動きの程度が大きい場合は、内視鏡12を動かさないよう、ユーザーに報知を行うことができる。第2色素値の算出については後述する。
- [0284] また、第4実施形態において、拡張プロセッサ装置16の補正判定部170は、信頼度を用いて外乱の影響の程度を判定し、及び／又は第2色素値を用いて内視鏡12の動きの程度を判定する。
- [0285] 以下、第4実施形態において、外乱の影響の程度を判定する方法と、内視鏡12の動きの程度を判定する方法とについて説明する。第4実施形態において、図101に示すように、信頼度算出部160は、領域信頼度算出部630及び第2色素値算出部650を有する。また、補正判定部170は、領域信頼度判定部640及び第2色素値判定部660を有する。
- [0286] 信頼度算出部160の領域信頼度算出部630は、各フレームにおいて出

力された画像信号から生成される白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像の、各チャンネルの各補正用領域の領域特徴量を用いて、領域信頼度を算出する。領域信頼度には、補正用領域内の画素値の平均値、補正用領域内の画素値の標準偏差、補正用領域内の有効画素率、補正用領域内の明るさについての信頼度、補正用領域内に含まれる出血の程度による信頼度、補正用領域内に含まれる脂肪の程度による信頼度等がある。なお、領域信頼度は、第1実施形態における「信頼度」の一態様である。

[0287] 補正用領域内の画素値の平均値は、補正用領域内の画素数と、補正用領域内の有効画素の画素値を用いて算出する。補正用領域内の画素値の標準偏差は、補正用領域内の画素数と、有効画素の画素値の分散を用いて算出する。補正用領域内の有効画素率は、補正用領域内の画素数と、有効画素数とを用いて算出する。補正用領域内の明るさについての信頼度は、補正用領域内のG2画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像のGチャンネルの、補正用領域内の画素値を変換することによって得られる信号値）を、図102に示すような、第1信頼度算出用テーブル163（図36参照）の横軸を、G2画像信号の信号値とした第1信頼度算出用テーブル763に適用して算出する。なお、G2画像信号の信号値は、G2画像信号を用いて変換処理を行うことによって得られる輝度値の平均値とすることが好ましい。

[0288] 補正用領域内に含まれる出血の程度による信頼度は、白色光相当画像の各補正用領域内における、B2画像信号の平均値、G2画像信号の平均値及びR2画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像の各色チャンネルの、各補正用領域内の画素値の平均）を用いて、領域平均信号比 $\ln(R2/G2)$ 及び領域平均信号比 $\ln(B2/G2)$ を算出し、これらの信号比を、第2信頼度算出用テーブル164に適用して算出する（図37参照）。

[0289] 補正用領域内に含まれる脂肪の程度による信頼度は、白色光相当画像の、各補正用領域内における、G2画像信号の平均値及びR2画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像のGチャンネル及びRチャンネルの、各補正用領域内の画素値の平均）と、第1青色光画像の各補正用領域内における、B

1 画像信号の平均値とを用いて、領域平均信号比  $\ln(R2/G2)$  及び領域平均信号比  $\ln(B1/G2)$  を算出し、これらの信号比を、図103に示すような、第3信頼度算出用テーブル165（図38参照）の縦軸を、信号比  $\ln(B1/G2)$  とした第3信頼度算出用テーブル765に適用して算出する。領域信頼度算出部630が算出した領域信頼度は、補正判定部170の領域信頼度判定部640に送信される（図101参照）。

[0290] 以下、第4実施形態において、外乱の影響の程度を判定し、報知を行う方法について説明する。領域信頼度判定部640は、予め設定されている領域信頼度判定用閾値を用いて、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像における各補正用領域について、高信頼度補正用領域であるか、又は低信頼度補正用領域であるかの判定結果を出力する。

[0291] 領域信頼度判定用閾値は、領域信頼度の種類に応じて設定してもよい。例えば、「補正用領域内の画素値の平均値」に対して第1領域信頼度判定用閾値を設定し、「補正用領域内の画素値の平均値」が第1領域信頼度判定用閾値以上である場合は、その補正用領域を「高信頼度補正用領域」とであると判定する。一方、「補正用領域内の画素値の平均値」が第1領域信頼度判定用閾値未満である場合は、その補正用領域を「低信頼度補正用領域」とであると判定する。

[0292] 同様に、「補正用領域内の画素値の標準偏差」に対して第2領域信頼度判定用閾値を、「補正用領域内の有効画素率」に対して第3領域信頼度判定用閾値を、「補正用領域内の明るさについての信頼度」に対して第4領域信頼度判定用閾値を、「補正用領域内に含まれる脂肪の程度による信頼度」に対して第5領域信頼度判定用閾値を、それぞれ設定し、判定結果を出力する。

[0293] 領域信頼度判定部640は、各補正用領域についての、高信頼度補正用領域であるか、低信頼度補正用領域であるかの判定結果を用いて、さらに、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像における信頼度の判定を行う。この場合、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像におけるすべての補正用領域のうち、「低信頼度補正用領域」と判定された補正

用領域の数に応じて、画像判定結果を出力する。画像判定結果は、例えば、第1画像判定結果出力用閾値を予め設定することにより、出力される。

[0294] 例えば、第1画像判定結果出力用閾値を「10個」とする場合であって、白色光相当画像の補正用領域を16個とする場合、白色光相当画像の低信頼度補正用領域が10個以上であれば、補正用領域全体として信頼度が高い、すなわち、外乱の影響が少なく、補正処理を適切に行えるとする画像判定結果を出力する。一方、白色光相当画像の低信頼度補正用領域が10個未満であれば、補正用領域全体として信頼度が低い、すなわち、何らかの外乱の影響があり、補正処理を適切に行えないとする画像判定結果を出力する。

[0295] なお、領域信頼度の算出及び画像判定結果の出力は、すべての白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像に対して行ってもよく、一部の白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像に対して行ってもよい。計算処理を早く行うためである。

[0296] 領域信頼度判定部640が出力する画像判定結果は、拡張表示制御部200に送信される。拡張表示制御部200は、画像判定結果に応じて、ディスプレイにおける表示態様を変更することが好ましい。例えば、「補正用領域全体として信頼度が高い」画像判定結果が出力された場合、拡張表示制御部200は、補正処理が適切に行えることを示すメッセージをディスプレイに表示する（図41参照）。一方、「補正用領域全体として信頼度が低い」画像判定結果が出力された場合、「補正処理のため内視鏡を操作してください」のようなメッセージを、警告表示としてディスプレイに表示する（図42参照）。なお、このようなメッセージは、ディスプレイに表示される白色光相当画像に重畳表示されてもよい。

[0297] また、領域信頼度判定部640は、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像における各補正用領域を用いて、画像判定用平均信頼度を算出してもよい。画像判定用平均信頼度は、例えば、白色光相当画像のすべての補正用領域の信頼度の総和を、補正用領域の数で除算することで算出する。この場合、領域信頼度判定部640は、画像判定用平均信頼度に対して第

2 画像判定結果出力用閾値を予め設定し、画像判定用平均信頼度が第2 画像判定結果出力用閾値以上であれば、「補正用領域全体として信頼度が高い」と画像判定結果を出力する。一方、画像判定用平均信頼度が第2 画像判定結果出力用閾値未満であれば、「補正用領域全体として信頼度が低い」と画像判定結果を出力する。この場合においても、拡張表示制御部200は、画像判定結果に応じて、ディスプレイにおける表示態様を変更することが好ましい。

[0298] 以下、第4実施形態において、内視鏡12の動きの程度を判定し、報知を行う方法について説明する。この場合、領域信頼度判定部640が出力する、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像における各補正用領域についての、高信頼度補正用領域であるか、低信頼度補正用領域であるかの判定結果を、第2色素値算出部650に送信する（図101参照）。

[0299] 第2色素値算出部650は、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像における各補正用領域のうち、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、第2色素値の算出から除外する、除外処理を行うことが好ましい。

[0300] また、第2色素値算出部650は、除外処理を行う画像を、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像の一部とすることが好ましい。具体的には、例えば、図104に示すように、第4実施形態の補正モードにおける発光パターンにおいて（図96参照）、第4照明光L4又は第3照明光L3が発光される各フレーム651a、651b、651c、651d、651e、651fのうち、フレーム651bにおいて出力される画像信号に基づいて生成される白色光相当画像652a及び第1青色光画像652b、フレーム651cにおいて出力される画像信号に基づいて生成される第3照明光画像652c、フレーム651dにおいて出力される画像信号に基づいて生成される第3照明光画像653c、並びにフレーム651eにおいて出力される画像信号に基づいて生成される白色光相当画像653a及び第1青色光画像653bである。

[0301] このうち、白色光相当画像652a、第1青色光画像652b及び第3照明光画像652cを第1画像セット652dと呼ぶ。また、白色光相当画像653a、第1青色光画像653b及び第3照明光画像653cを、第2画像セット653dと呼ぶ。第2色素値算出部650は、第1画像セット652dに含まれる画像及び第2画像セット653dに含まれる画像に対し、除外処理を行うことが好ましい。以降、除外処理の対象とされない、「高信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、有効領域と呼ぶ。一方、除外処理の対象となる、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、除外領域と呼ぶ。

[0302] 第2色素値算出部650は、第1画像セット652dに含まれる各有効領域の位置と、各除外領域の位置とは、白色光相当画像652a、第1青色光画像652b及び第3照明光画像652cの間で対応するように除外処理を行う。

[0303] 具体的には、例えば、図105に示すように、白色光相当画像652aの除外領域を補正用領域654d、654hとし、全体の補正用領域654のうち、補正用領域654d、654h以外の補正用領域を有効領域とする。同様に、第1青色光画像652bの除外領域を補正用領域655d、655hとし、全体の補正用領域655のうち、補正用領域655d、655h以外の補正用領域を有効領域とする。また、第3照明光画像652cの除外領域を補正用領域656d、656hとし、全体の補正用領域656のうち、補正用領域656d、656h以外の補正用領域を有効領域とする。このような除外処理を行うことで、第1画像セット652dに含まれる画像間で、有効領域の位置を対応させることができる。

[0304] 除外処理の方法について説明する。第2色素値算出部650は、予め設定された除外処理用閾値を用い、各画像セットに対する除外処理を行う。除外処理用閾値は、各補正用領域の領域信頼度を「1」から「5」までの5段階で評価して算出できるように、複数の値として設定される。なお、除外処理用閾値は、領域信頼度の種類に応じて設定することが好ましい。

- [0305] 第2色素値算出部650は、まず、画像セットに含まれる白色光相当画像、第1青色光画像、第3照明光画像の各補正用領域について、5段階の領域判定用信頼度を算出する。次に、画像セットに含まれる白色光相当画像、第1青色光画像、第3照明光画像の、対応する各補正用領域のうち、最小の領域判定用信頼度を有する補正用領域を選択する。
- [0306] 次に、最小の領域判定用信頼度を有する補正用領域に、「高信頼度補正用領域」又は「低信頼度補正用領域」と判定するための領域信頼度判定用閾値を適用し、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域を、除外領域とする。この場合、「低信頼度補正用領域」と判定された補正用領域と対応する、白色光相当画像、第1青色光画像及び第3照明光画像のすべての補正用領域を、除外領域とする。
- [0307] 第2色素値算出部650は、第1画像セット652d及び第2画像セット653dから、それぞれ第2色素値を算出する。以下、第2色素値の算出について、具体的に説明する。第1画像セット652dの第2色素値を算出する場合、白色光相当画像652a、第1青色光画像652b及び第3照明光画像652cにおいて、互いに対応する位置にある各有効領域における信号値に基づき、X成分の値として領域平均信号比 $\ln(R2/G2)$ 、Y成分の値として領域平均信号比 $\ln(B1/G2)$ 、Z成分の値として領域平均信号比 $\ln(B3/G3)$ を、有効領域ごとに算出する。
- [0308] 領域平均信号比 $\ln(R2/G2)$ は、白色光相当画像652aの、各有効領域内のR2画像信号の平均値と、各有効領域内のG2画像信号の平均値（すなわち、白色光相当画像のRチャンネルの各有効領域内の画素値の平均と、Gチャンネルの各有効領域内の画素値の平均）とを用いて算出される。
- [0309] 領域平均信号比 $\ln(B1/G2)$ は、第1青色光画像652bの各有効領域内のB1画像信号の平均値（すなわち、第1青色光画像の各有効領域内の画素値の平均）と、白色光相当画像652aの各有効領域内のG2画像信号の平均値とを用いて算出される。
- [0310] 領域平均信号比 $\ln(B3/G3)$ は、第3照明光画像652cの、各有効領域内のB3画像信号の平均値と、各有効領域内のG3画像信号の平均値とを用いて算出される。

効領域内のB3画像信号の平均値と、各有効領域内のG3画像信号の平均値（すなわち、第3照明光画像のBチャンネルの各有効領域内の画素値の平均と、Gチャンネルの各有効領域内の画素値の平均）とを用いて算出される。

[0311] 第2色素値算出部650は、第1画像セット652dの対応する各有効領域について算出した、領域平均信号比 $\ln(R2/G2)$ 、領域平均信号比 $\ln(B1/G2)$ 及び領域平均信号比 $\ln(B3/G3)$ を、補正酸素飽和度算出用テーブル120を参照することによって算出する（図29(A)参照）。補正酸素飽和度算出用テーブル120には、信号比 $\ln(R2/G2)$ をX軸、信号比 $\ln(B1/G2)$ をY軸、信号比 $\ln(B3/G3)$ をZ軸とする3次元座標系に、黄色色素の濃度に応じて曲面CV0~CV4が分布する。

[0312] 第2色素値算出部650は、3次元座標系である補正酸素飽和度算出用テーブル120を参照し、曲面CV0~CV4のうち、座標 $(X4, Y4, Z4) = (\text{領域平均信号比 } \ln(R2/G2), \text{領域平均信号比 } \ln(B1/G2), \text{領域平均信号比 } \ln(B3/G3))$ が、重なる、又は距離が最も近くなる曲面によって、第2色素値を算出する。曲面CV0~CV4は、それぞれ第2色素値が「0」~「4」であることを示している。例えば、座標 $(X4, Y4, Z4)$ が、曲面CV2と重なる場合は、第2色素値を「2」と算出する。第2色素値算出部650は、第2色素値を第1画像セット652dの有効領域ごとに算出する。同様にして、第2画像セット653dの第2色素値も、有効領域ごとに算出する。

[0313] 第1画像セット652dの有効領域ごとに算出された第2色素値と、第2画像セット653dの有効領域ごとに算出された第2色素値とは、補正判定部170の第2色素値判定部660に送信される。また、第1画像セット652dの有効領域ごとに算出されたX成分の値、Y成分の値及びZ成分の値と、第2画像セット653dの有効領域ごとに算出されたX成分の値、Y成分の値及びZ成分の値とを第2色素値判定部660に送信することが好ましい。

- [0314] 第2色素値判定部660は、図106において説明するように、第1画像セット652dの有効領域ごとに算出された第2色素値661と、第2画像セット653dの有効領域ごとに算出された第2色素値662との相関係数663を求める。図106では、説明のため、有効領域ごとに算出された第2色素値661、662を、縦軸を第2色素値、横軸を有効領域に割り当てられた補正用領域の番号（すなわち、第N補正用領域の「N」の番号）を示している。
- [0315] 第2色素値判定部660は、相関係数が、予め設定されている動き判定用閾値より小さい場合、「内視鏡の動きの程度が大きい」と判定される。一方、相関係数が、動き判定用閾値より大きい場合、「内視鏡の動きの程度が小さい」と判定する。この場合、第2色素値判定部660は、「内視鏡の動きの程度が大きい」又は「内視鏡の動きの程度が小さい」の判定結果を、動き判定結果として出力し、拡張表示制御部200に送信する。
- [0316] 拡張表示制御部200は、動き判定結果に応じて、ディスプレイにおける表示態様を変更することが好ましい。例えば、「内視鏡の動きの程度が小さい」動き判定結果が出力された場合、拡張表示制御部200は、補正処理が適切に行えることを示すメッセージをディスプレイに表示する（図41参照）。一方、「内視鏡の動きの程度が大きい」動き判定結果が出力された場合、図107に示すような、「補正処理のため内視鏡を静止させてください」のようなメッセージMS4を、警告表示としてディスプレイに表示する。なお、このようなメッセージは、白色光相当画像201に重畳表示してもよい。
- [0317] 手動入力によって発光切替え指示を入力し、照明光を切り替える場合は、切替え中に内視鏡12の動きが大きくなる場合がある。このような場合は、特定色素の濃度の影響に応じた補正処理を適切に行うことができない可能性がある。そこで、内視鏡12の動きの程度を判定し、動きの程度が大きい場合にはユーザーに報知を行うことで、ユーザーが内視鏡12を動かさないように促すことができる。結果として、内視鏡12の動きの程度を小さくした

場合は、補正処理を適切に行うことができる。

[0318] 上記のように、外乱の影響の程度を判定した画像判定結果及び／又は内視鏡12の動きの程度を判定した動き判定結果を報知することで、補正処理を適切に行うための操作を、ユーザーに促すことができる。補正処理において、第1色素値に応じたテーブル補正処理を行うために、第1画像セット及び第2画像セットを用いて算出された、補正用領域ごとの第2色素値に基づき、ロバスト推定法によって第1色素値を求め、第1色素値に対応する領域AR0~4である酸素飽和度算出用テーブルを選択することが好ましい。また、「内視鏡の動きの程度が小さい」動き判定結果が出力された場合であって、「補正用領域全体として信頼度が高い」の画像判定結果が出力された場合に、「高信頼度補正用領域」と判定された補正用領域における領域平均信号比を用い、第1色素値を求めることにより、補正処理を行ってもよい。

[0319] 上記実施形態において、画像取得部60、内視鏡画像生成部70、表示制御部80、画像通信部90、酸素飽和度画像生成部130、補正酸素飽和度算出部140、テーブル補正部141、拡張中央制御部150、信頼度算出部160、補正判定部170、拡張表示制御部200、関心領域設定部210、領域指標値算出部250、指標値表示表生成部260、表示用画像生成部270及び指標値リンクライン生成部290といった各種の処理を実行する処理部 (processing unit)のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサ (processor)である。各種のプロセッサには、ソフトウェア (プログラム) を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサであるCPU (Central Processing Unit)、FPGAなどの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス (Programmable Logic Device: PLD)、各種の処理を実行するために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路などが含まれる。

[0320] 1つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ (例えば、複数のFPGAや、CPUとFPGAの組み合わせ) で構成されてもよい。また、

複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、クライアントやサーバなどのコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ (System On Chip: SoC) などに代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのIC (Integrated Circuit) チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。

[0321] さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた形態の電気回路 (circuitry) である。また、記憶部のハードウェア的な構造はHDD (hard disc drive) やSSD (solid state drive) 等の記憶装置である。

### 符号の説明

- [0322] 10 内視鏡システム
  - 12 内視鏡
    - 12a 挿入部
    - 12b 操作部
    - 12c モード切替え用スイッチ
    - 12d 関心領域設定用スイッチ
  - 13 光源装置
  - 14 プロセッサ装置
  - 15 第1ユーザーインターフェース
  - 16 拡張プロセッサ装置
  - 17 第2ユーザーインターフェース
- 20 光源部
  - 20a V-LED
  - 20b BS-LED

- 20c BL-LED
- 20d G-LED
- 20e R-LED
- 21 光源制御部
- 41 ライトガイド
- 42 照明光学系
- 42a 照明レンズ
- 43 撮像光学系
- 43a 対物レンズ
- 44、511、512、513、514、611、612 撮像センサ
- 45 撮像制御部
- 46 CDS/AGC回路
- 47 A/Dコンバータ
- 50 中央制御部
- 60 画像信号取得部
- 70 内視鏡画像生成部
- 80 表示制御部
- 81 白色光画像
- 82 報知用画像
- 90 画像通信部
- 100、103 ヘモグロビン反射スペクトル
- 101a、101b、101c、102a、102b 曲線
- 104 黄色色素の吸光スペクトル
- 110 酸素飽和度算出用テーブル
- 120 補正酸素飽和度算出用テーブル
- 121 3次元座標系
- 122、430 2次元座標系
- 130 酸素飽和度画像生成部

- 1 3 1 ベース画像生成部
- 1 3 2 演算値算出部
- 1 3 3 酸素飽和度算出部
- 1 3 4 色調調整部
- 1 4 0 補正酸素飽和度算出部
- 1 4 1 テーブル補正部
- 1 5 0 拡張中央制御部
- 1 6 0 信頼度算出部
- 1 6 1 補正用画像
- 1 6 2 特定領域
- 1 6 3、7 6 3 第1信頼度算出用テーブル
- 1 6 4 第2信頼度算出用テーブル
- 1 6 5、7 6 5 第3信頼度算出用テーブル
- 1 7 0 補正判定部
- 1 7 1 a 低信頼度領域
- 1 7 1 b 高信頼度領域
- 1 7 2 枠
- 2 0 0 拡張表示制御部
- 2 0 1、2 1 3、6 2 1、6 5 2 a、6 5 3 a 白色光相当画像
- 2 0 2 酸素飽和度画像
- 2 1 0 関心領域設定部
- 2 1 1、2 1 4、2 1 5 関心領域画像
- 2 1 2 a、2 1 2 b、2 1 2 c 関心領域
- 2 1 2 d 表示用関心領域
- 2 2 0 a、2 2 0 b、2 2 0 c ロックオンエリア
- 2 2 0 d 表示用ロックオンエリア
- 2 4 0 領域位置情報記憶部
- 2 5 0 領域指標値算出部

- 251 a、251 b、251 c、282 a、282 b 領域指標値
- 252 a 第1時点領域指標値
- 252 b 第2時点領域指標値
- 252 c 第3時点領域指標値
- 260 指標値表示表生成部
- 261、263、264、265 指標値表示表
- 262、266、267、268 折れ線スパークライン
- 269、269 a、269 b 拡張指標値表示表
- 270 表示用画像生成部
- 271、273、275 表示用画像
- 272 a、272 b、272 c、274 a、274 b、274 c、276 a、276 b、276 c 領域位置情報
- 272 d、278 c 表示用領域位置情報
- 277、278 a、278 b 追加関心領域
- 280 領域指標値記憶部
- 281 視野外ロックオンエリア指標値
- 283、285 a、285 b 追加領域指標値
- 290 指標値リンクライン生成部
- 291 a、291 b、291 c、292 a、292 b、292 c 指標値リンクライン
- 350 組み合わせ指数算出用テーブル
- 351 生体指標値選択用画面
- 352 ラジオボタン
- 400 広帯域光源
- 410 回転フィルタ
- 411 内側フィルタ
- 411 a、412 a B1フィルタ
- 411 b、412 c Gフィルタ

4 1 1 c、4 1 2 d Rフィルタ  
4 1 2 外側フィルタ  
4 1 2 b B2フィルタ  
4 1 2 e B3フィルタ  
4 2 0 フィルタ切替え部  
4 3 1 a 基準線  
4 3 1 b 実測線  
5 0 0、6 0 0 カメラヘッド  
5 0 1、5 0 2、5 0 3、6 0 1 ダイクロイックミラー  
6 2 0 特徴量算出部  
6 2 2、6 5 4、6 5 4 d、6 5 4 h、6 5 5、6 5 5 d、6 5 5 h、6 5  
6、6 5 6 d、6 5 6 h 補正用領域  
6 2 2 a 第1補正用領域  
6 2 2 p 第16補正用領域  
6 3 0 領域信頼度算出部  
6 4 0 領域信頼度判定部  
6 5 0 第2色素値算出部  
6 5 1 a、6 5 1 b、6 5 1 c、6 5 1 d、6 5 1 e、6 5 1 f フレーム  
6 5 2 b、6 5 3 b 第1青色光画像  
6 5 2 c、6 5 3 c 第3照明光画像  
6 5 2 d 第1画像セット  
6 5 3 d 第2画像セット  
6 6 0 第2色素値判定部  
6 6 1、6 6 2 第2色素値  
6 6 3 相関係数  
O t 手術台  
P 被検者  
A C 腹腔

|                     |          |
|---------------------|----------|
| Tr                  | トラカール    |
| To                  | 処置具      |
| V                   | 紫色光      |
| BS                  | 第2青色光    |
| BL                  | 第1青色光    |
| DFX、DFY             | 定義線      |
| G                   | 緑色光      |
| R                   | 赤色光      |
| Lc                  | 白色光      |
| L1                  | 第1照明光    |
| L2                  | 第2照明光    |
| L3                  | 第3照明光    |
| Pc                  | 白色光照明期間  |
| P1                  | 第1照明期間   |
| P2                  | 第2照明期間   |
| P3                  | 第3照明期間   |
| BF                  | Bカラーフィルタ |
| GF                  | Gカラーフィルタ |
| RF                  | Rカラーフィルタ |
| EL、ELH、ELL、         | 等高線      |
| MS0、MS1、MS2、MS3、MS4 | メッセージ    |
| CV0、CV1、CV2、CV3、CV4 | 曲面       |
| AR0、AR1、AR2、AR3、AR4 | 領域       |

## 請求の範囲

- [請求項1] 被写体を撮影することにより、画像信号を生成する内視鏡と、  
プロセッサを備え、  
前記プロセッサは、  
前記画像信号を取得し、  
前記画像信号に基づいて内視鏡画像を生成し、  
前記内視鏡画像のうち、互いに異なる位置に複数の関心領域を設定し、  
前記内視鏡画像における複数の前記関心領域の位置を、領域位置情報としてそれぞれ記憶し、  
前記関心領域における前記画像信号に基づき、前記被写体の状態を示す生体指標値を算出し、  
それぞれの前記関心領域における前記生体指標値に基づき、前記生体指標値の統計値である領域指標値を前記関心領域ごとに算出し、  
複数の前記領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成し、  
前記内視鏡画像、前記指標値表示表及び複数の前記領域位置情報を表示する表示用画像を生成し、  
前記表示用画像を表示する制御を行う内視鏡システム。
- [請求項2] 前記生体指標値は、酸素飽和度及び／又はヘモグロビン指数である請求項1に記載の内視鏡システム。
- [請求項3] 前記指標値表示表は、複数の前記領域指標値をグラフ形式で表示する請求項2に記載の内視鏡システム。
- [請求項4] 前記プロセッサは、  
前記領域位置情報と、前記領域指標値とを対応付けることにより、前記領域指標値を特定領域指標値として記憶し、  
前記特定領域指標値を保持して前記指標値表示表に表示する請求項3に記載の内視鏡システム。
- [請求項5] 前記プロセッサは、

前記関心領域における最新の前記画像信号に基づいて前記生体指標値を算出し、

最新の前記生体指標値に基づいて前記領域指標値を前記関心領域ごとに算出し、

前記指標値表示表に表示される前記領域指標値を更新する請求項3に記載の内視鏡システム。

[請求項6]

前記プロセッサは、

前記領域位置情報と、前記関心領域とを対応付けることにより、前記関心領域の前記内視鏡画像における位置をロックオンエリアとして記憶し、

前記ロックオンエリアにおける前記画像信号に基づき、前記生体指標値を算出する請求項4又は5に記載の内視鏡システム。

[請求項7]

前記プロセッサは、

前記ロックオンエリアにおける前記画像信号に基づいて算出された前記領域指標値を、前記ロックオンエリアと対応付けることにより、特定ロックオンエリア指標値として記憶し、

前記表示用画像に、前記特定ロックオンエリア指標値を表示する制御を行う請求項6に記載の内視鏡システム。

[請求項8]

前記ロックオンエリアの位置が、前記内視鏡画像に含まれない位置である視野外位置である場合、

前記プロセッサは、

前記ロックオンエリアの位置が前記視野外位置となる直前に記憶された前記特定ロックオンエリア指標値を、視野外ロックオンエリア指標値とし、かつ、前記視野外ロックオンエリア指標値を表示する前記指標値表示表を生成する請求項7に記載の内視鏡システム。

[請求項9]

前記プロセッサは、

前記内視鏡画像において少なくとも1つ以上の前記ロックオンエリアを、追加関心領域として設定し、

前記追加関心領域における前記画像信号に基づき、前記生体指標値を算出し、

前記追加関心領域における前記生体指標値の統計値である追加領域指標値を、前記領域指標値として算出し、

前記追加領域指標値及び前記視野外ロックオンエリア指標値をまとめて表示する拡張指標値表示表を生成し、

前記表示用画像に、前記拡張指標値表示表を表示する制御を行う請求項 8 に記載の内視鏡システム。

[請求項10]

前記プロセッサは、

複数の前記領域位置情報を前記内視鏡画像に重畳して表示する制御を行い、

前記内視鏡画像に重畳表示される前記領域位置情報と、前記拡張指標値表示表に表示され、かつ、前記領域位置情報と対応する、前記視野外ロックオンエリア指標値以外の前記領域指標値と、を結ぶ指標値リンクラインを前記表示用画像に表示する制御を行う請求項 9 に記載の内視鏡システム。

[請求項11]

前記プロセッサは、

前記表示用画像に表示される、前記拡張指標値表示表の表示サイズを変更する制御を行う請求項 10 に記載の内視鏡システム。

[請求項12]

前記プロセッサは、

複数の前記領域位置情報を前記内視鏡画像に重畳して表示する制御を行い、

前記内視鏡画像に重畳表示される前記領域位置情報と、前記指標値表示表に表示され、かつ、前記領域位置情報と対応する前記領域指標値と、を結ぶ指標値リンクラインを前記表示用画像に表示する制御を行う請求項 7 に記載の内視鏡システム。

[請求項13]

前記プロセッサは、

前記内視鏡画像において少なくとも 1 つ以上の前記ロックオンエリ

アを、追加関心領域として設定し、

前記追加関心領域における前記画像信号に基づき、前記生体指標値を算出し、

前記追加関心領域における前記生体指標値の統計値である追加領域指標値を、前記領域指標値として算出し、

前記追加領域指標値を表示する前記指標値表示表を生成し、

前記表示用画像に、前記追加領域指標値を表示する前記指標値表示表を表示する制御を行う請求項7に記載の内視鏡システム。

[請求項14]

関心領域設定用スイッチを備え、

前記プロセッサは、

前記関心領域設定用スイッチの押下に従って、複数の前記関心領域を設定し、

再度の前記関心領域設定用スイッチの押下に従って、設定された前記関心領域における前記領域指標値を算出する請求項1に記載の内視鏡システム。

[請求項15]

内視鏡が被写体を撮影することにより、生成される画像信号を取得するステップと、

前記画像信号に基づいて内視鏡画像を生成するステップと、

前記内視鏡画像のうち、互いに異なる位置に複数の関心領域を設定するステップと、

前記内視鏡画像における複数の前記関心領域の位置を、領域位置情報としてそれぞれ記憶するステップと、

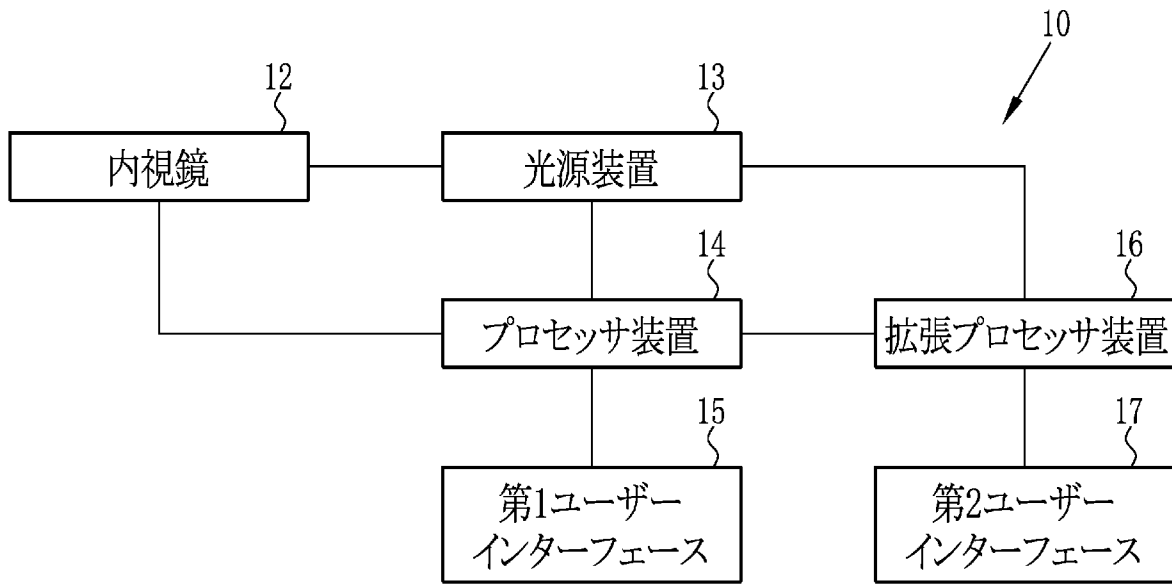
前記関心領域における前記画像信号に基づき、前記被写体の状態を示す生体指標値を算出するステップと、

それぞれの前記関心領域における前記生体指標値に基づき、前記生体指標値の統計値である領域指標値を前記関心領域ごとに算出するステップと、

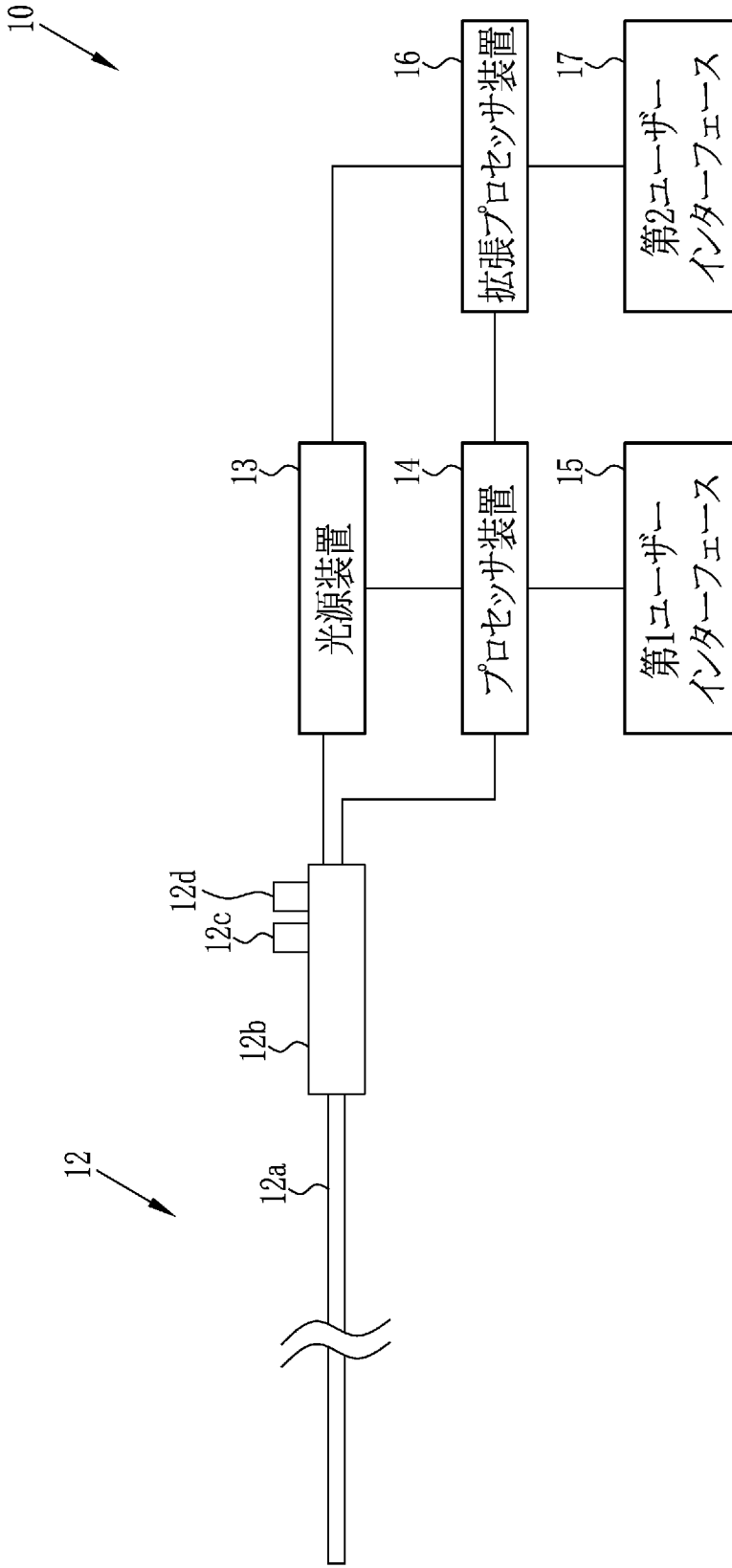
複数の前記領域指標値をまとめて表示する指標値表示表を生成する

ステップと、  
前記内視鏡画像、前記指標値表示表及び複数の前記領域位置情報を表示する表示用画像を生成するステップと、  
前記表示用画像を表示する制御を行うステップと、を有する内視鏡システムの作動方法。

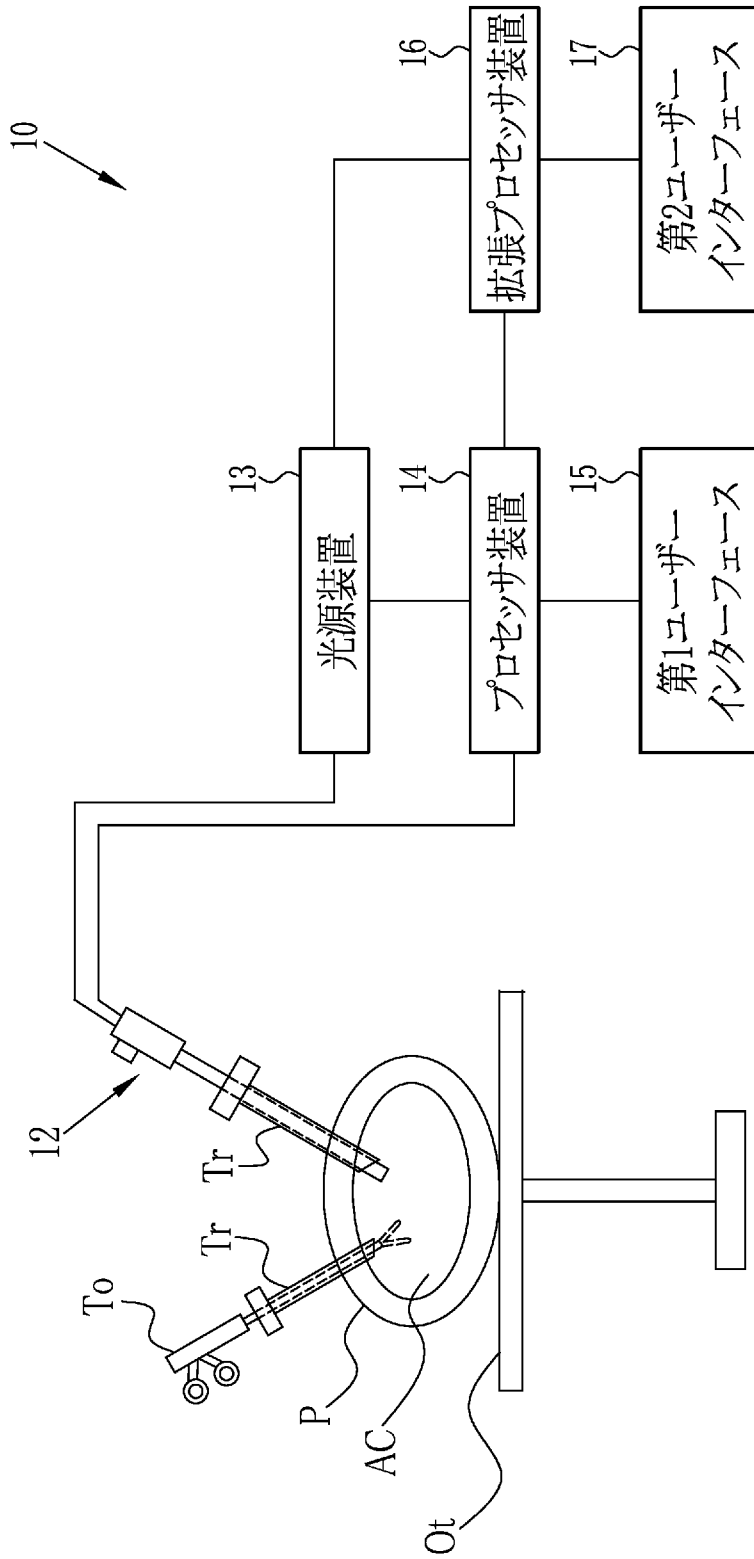
[図1]



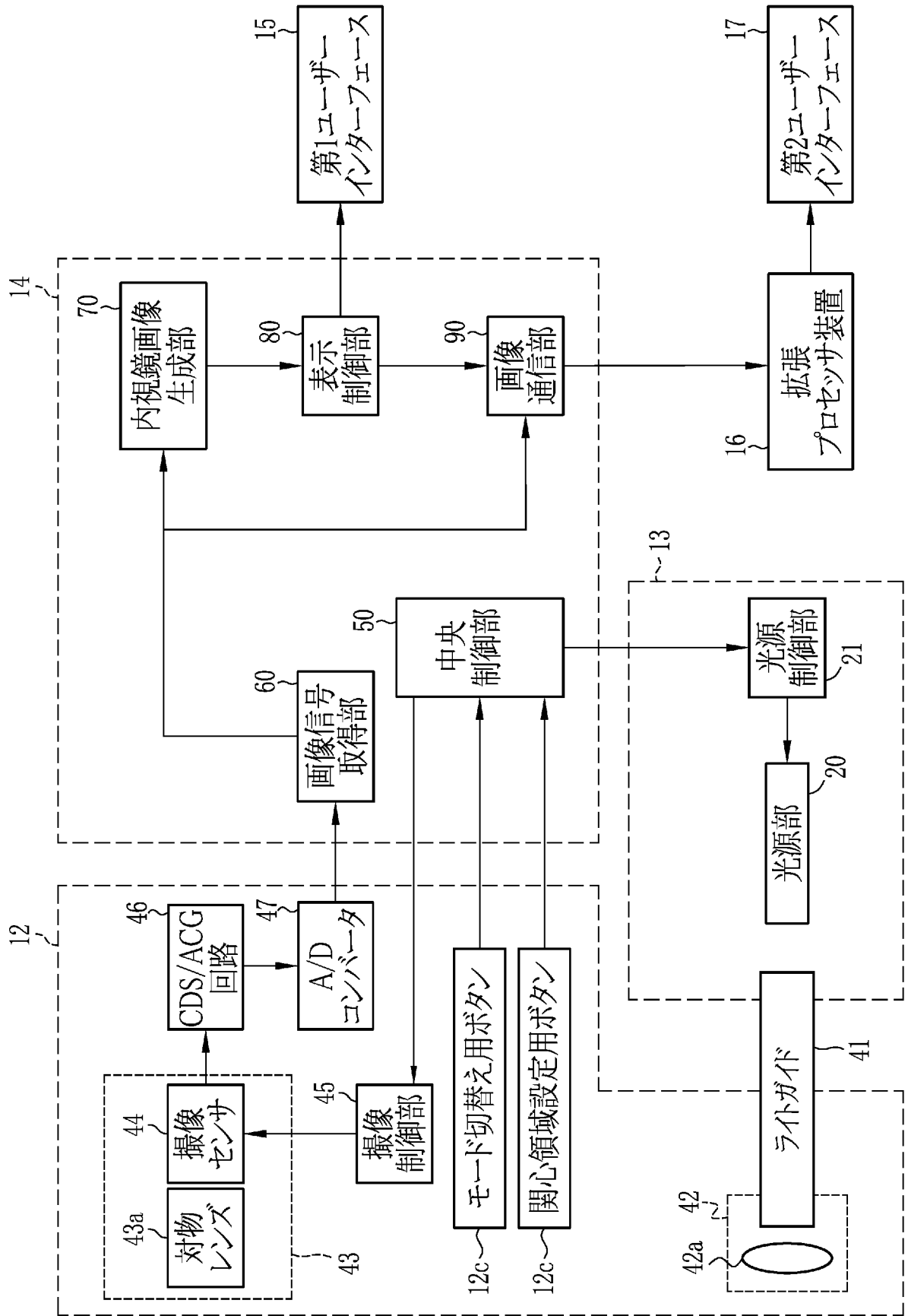
[図2]



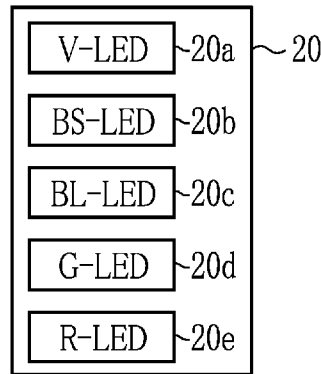
[図3]



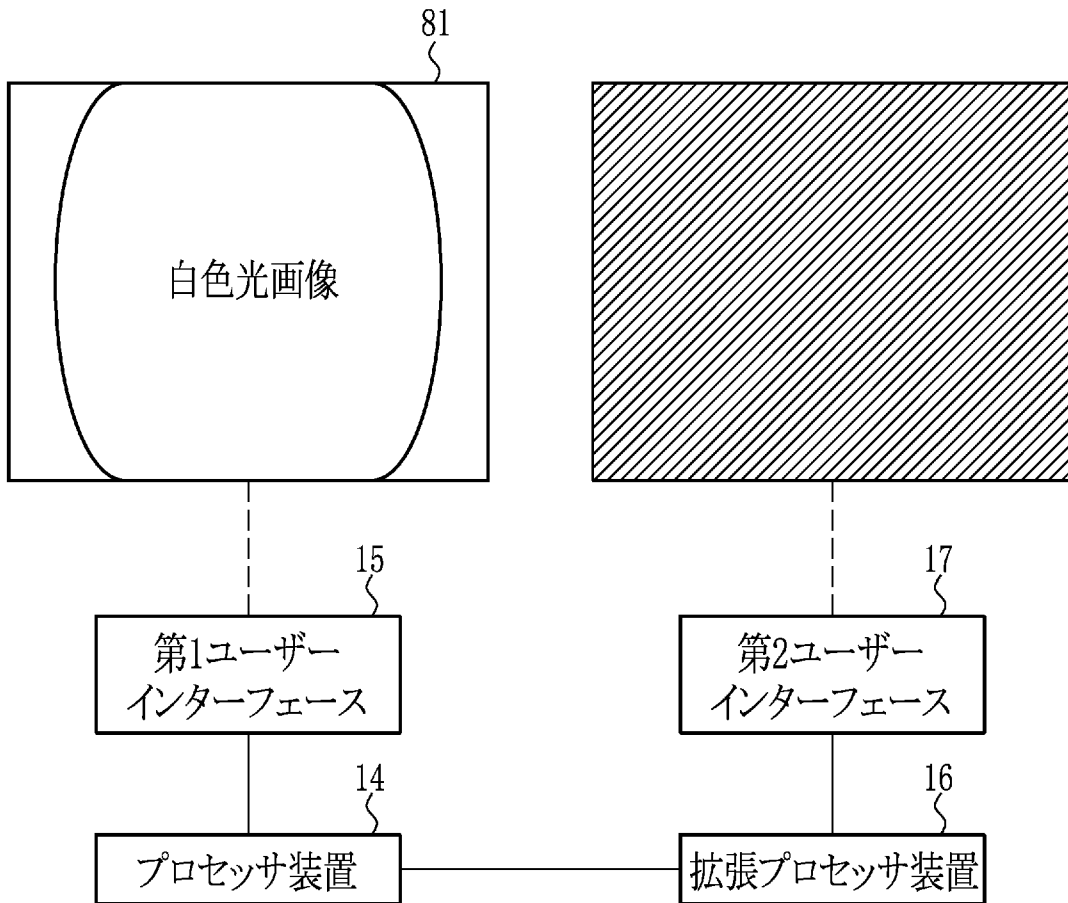
[図4]



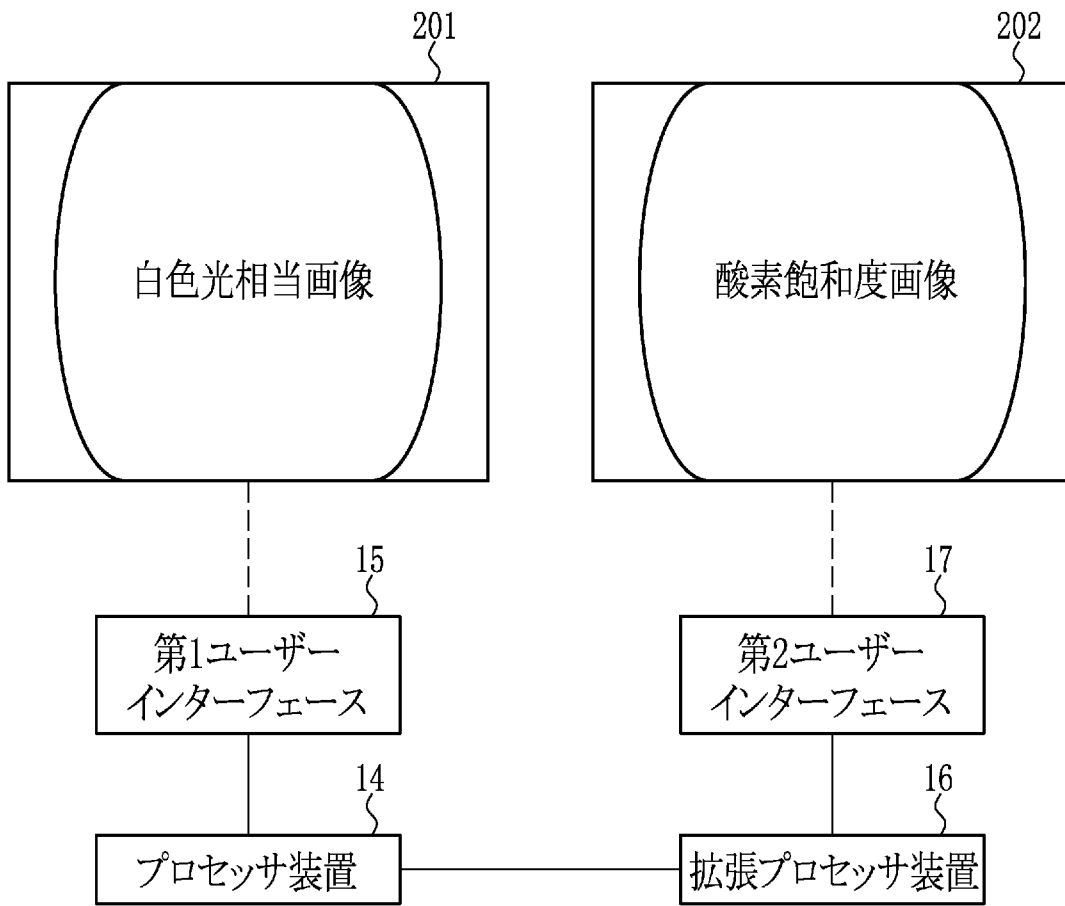
[図5]



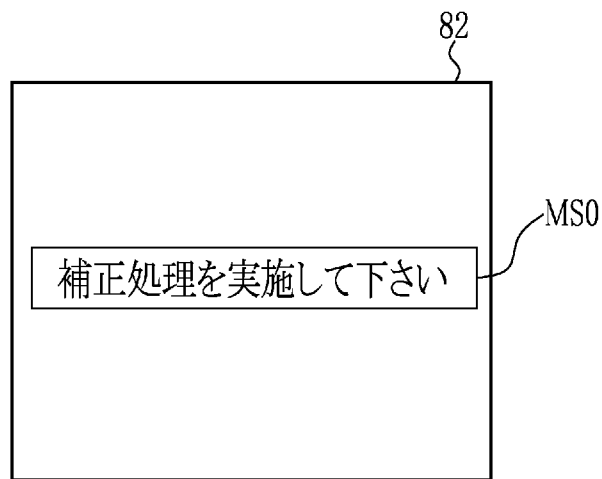
[図6]



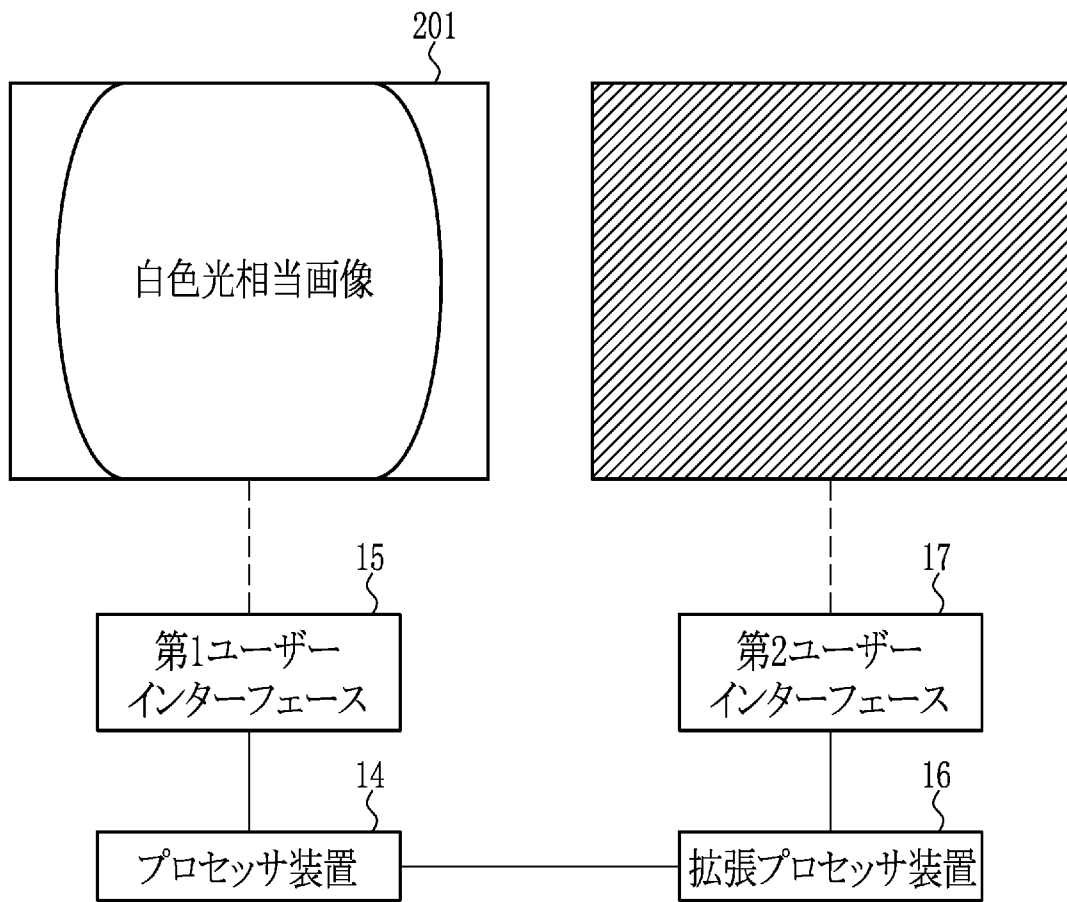
[図7]



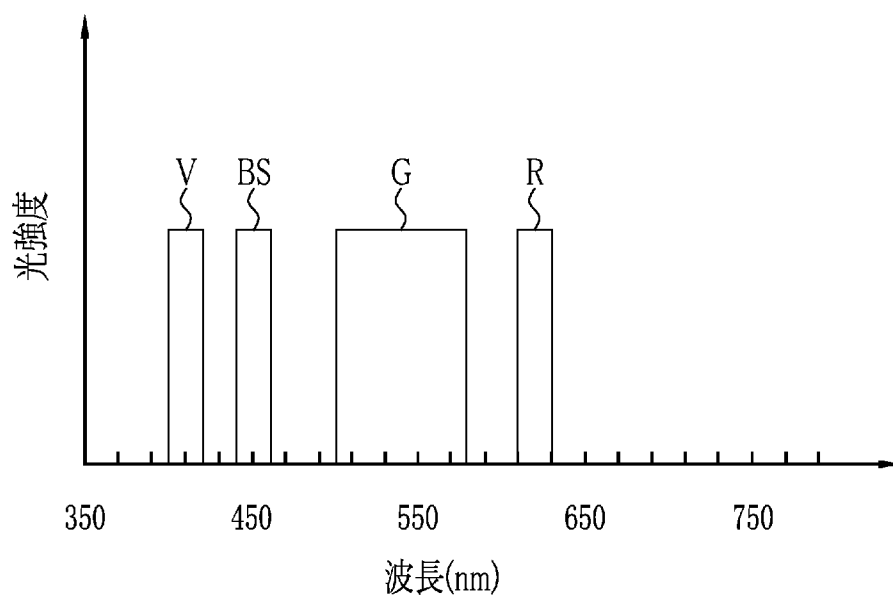
[図8]



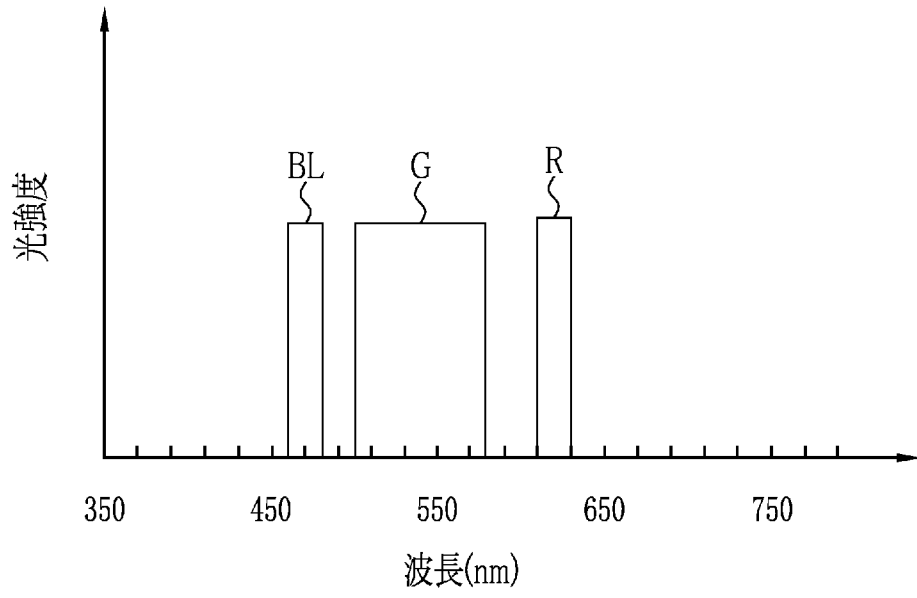
[図9]



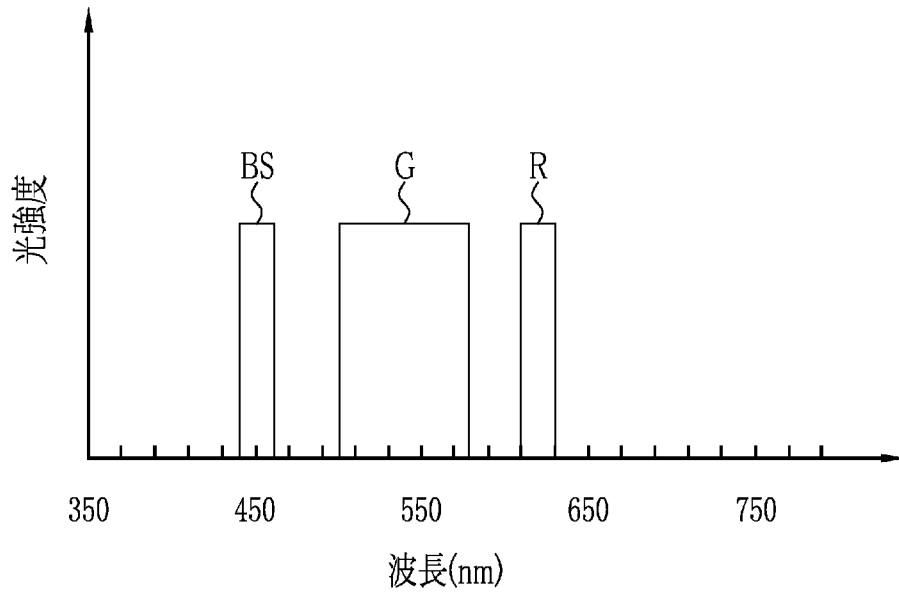
[図10]



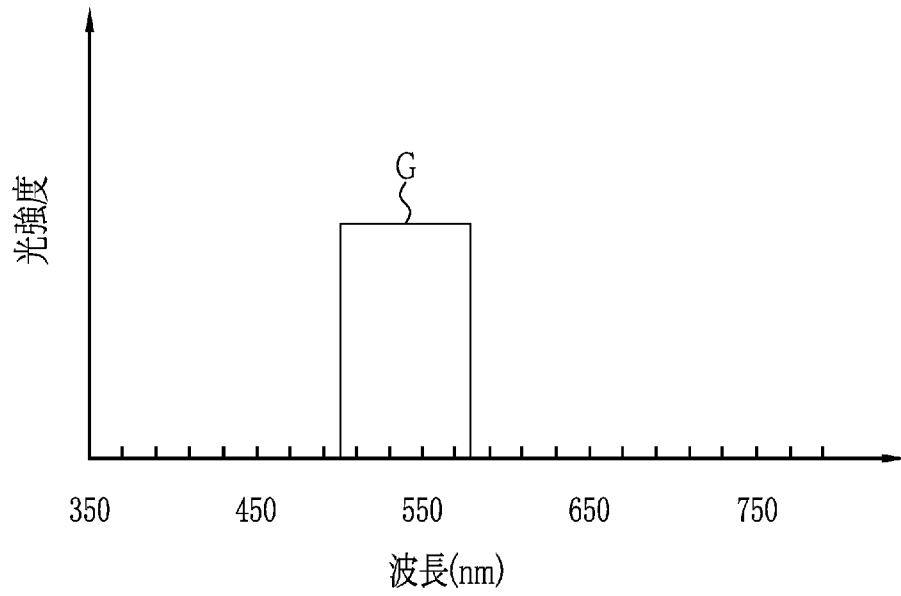
[図11]



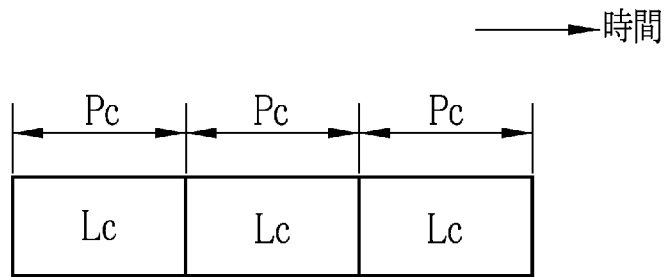
[図12]



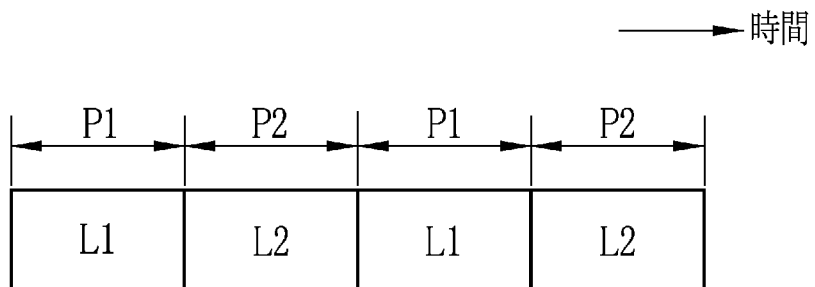
[図13]



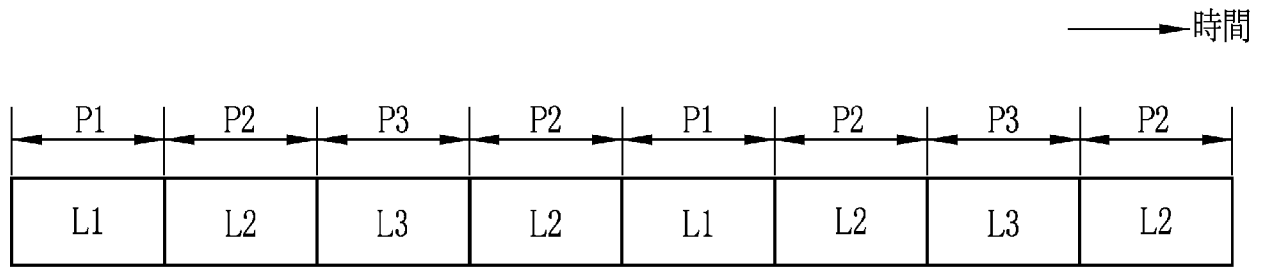
[図14]



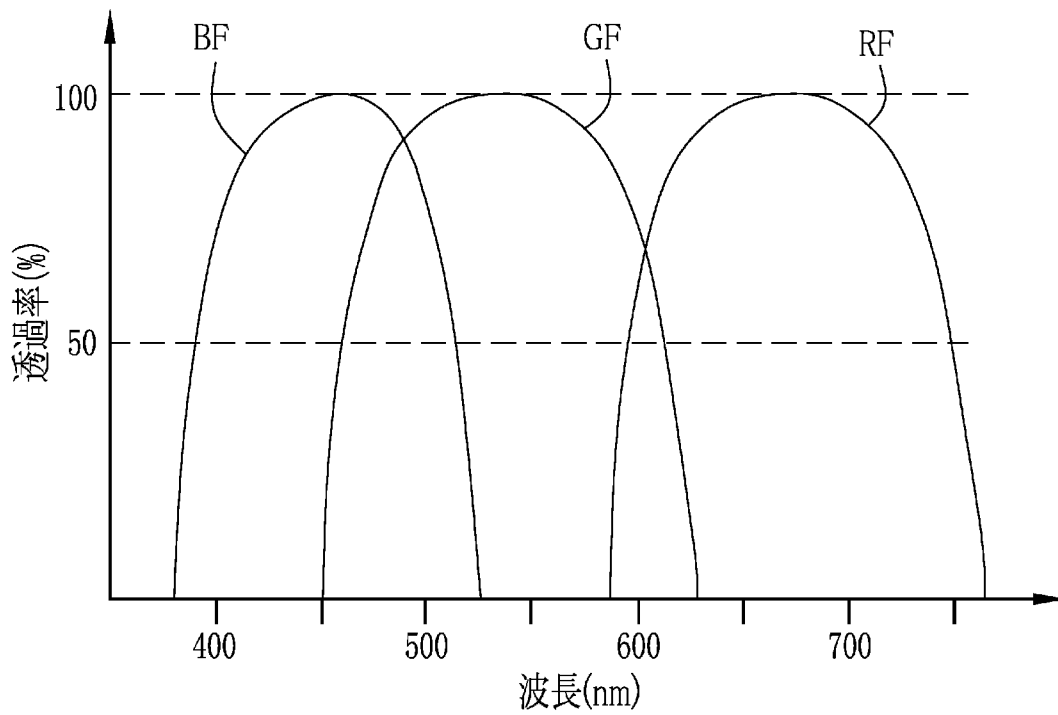
[図15]



[図16]



[図17]



[図18]

|     |                            |              |
|-----|----------------------------|--------------|
| 照明光 |                            | 画像信号         |
| 白色光 | 紫色光<br>第2青色光<br>緑色光<br>赤色光 | (Bc, Gc, Rc) |

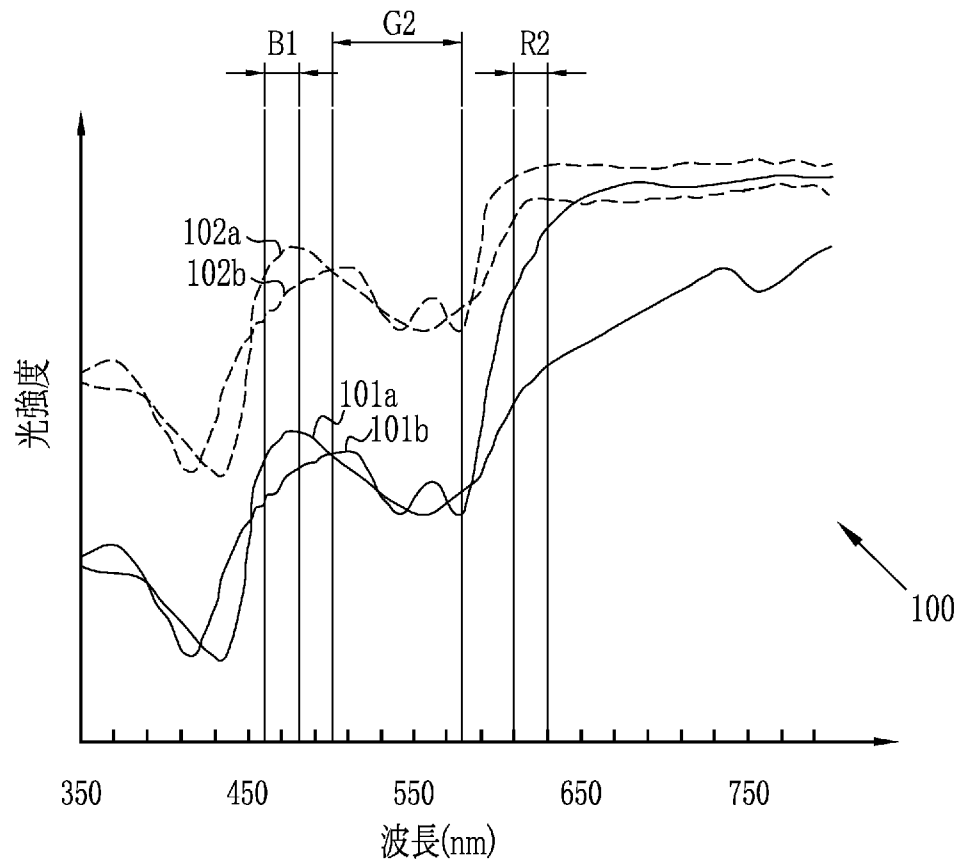
[図19]

| 照明光               |                     | 画像信号       |
|-------------------|---------------------|------------|
| 第1照明光<br>(算出用照明光) | 第1青色光<br>緑色光<br>赤色光 | (B1,G1,R1) |
| 第2照明光<br>(白色相当光)  | 第2青色光<br>緑色光<br>赤色光 | (B2,G2,R2) |

[図20]

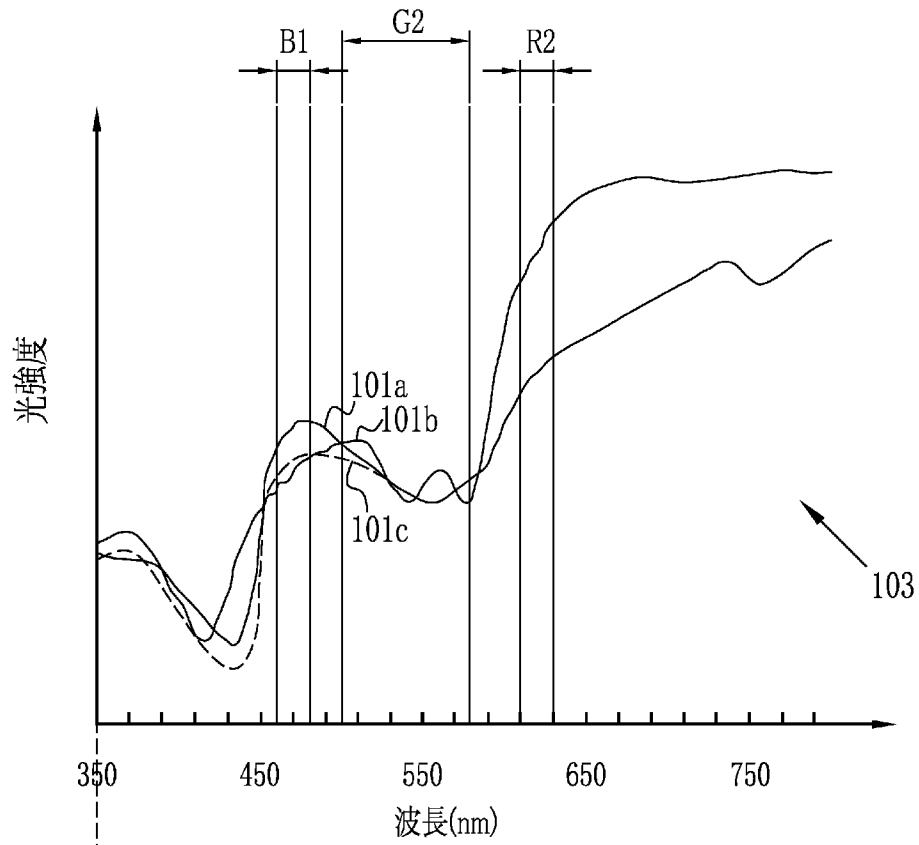
| 照明                |                     | 画像信号       |
|-------------------|---------------------|------------|
| 第1照明光<br>(算出用照明光) | 第1青色光<br>緑色光<br>赤色光 | (B1,G1,R1) |
| 第2照明光<br>(白色相当光)  | 第2青色光<br>緑色光<br>赤色光 | (B2,G2,R2) |
| 第3照明光<br>(補正用照明光) | 緑色光                 | (B3,G3,R3) |

[図21]

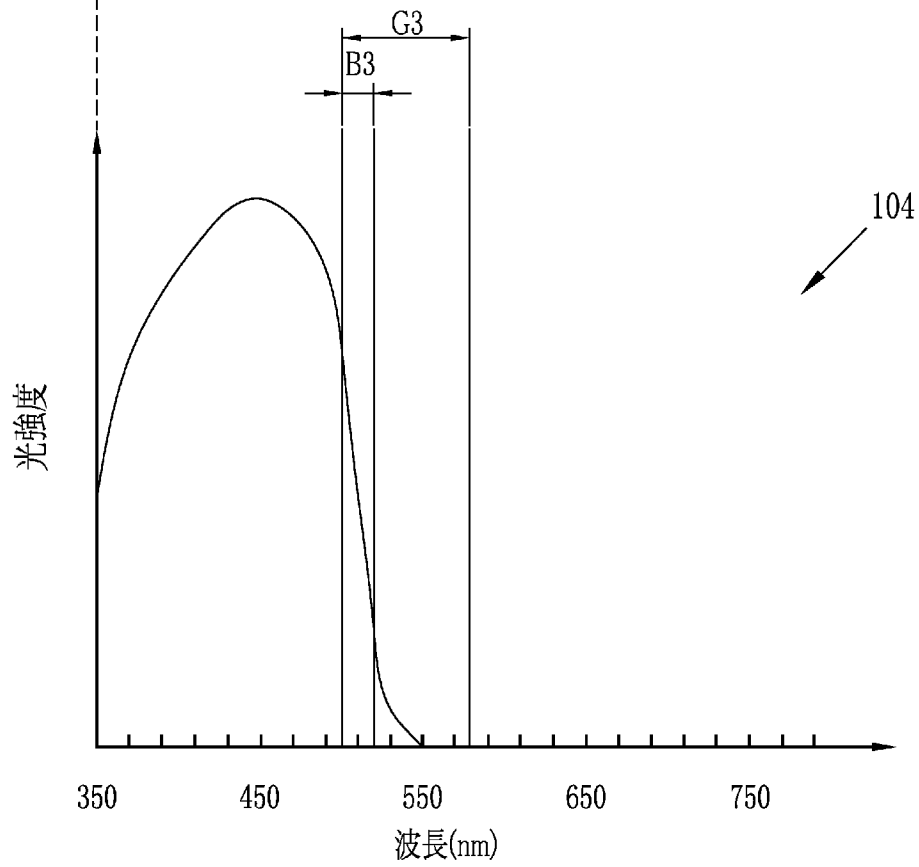


[図22]

(A)



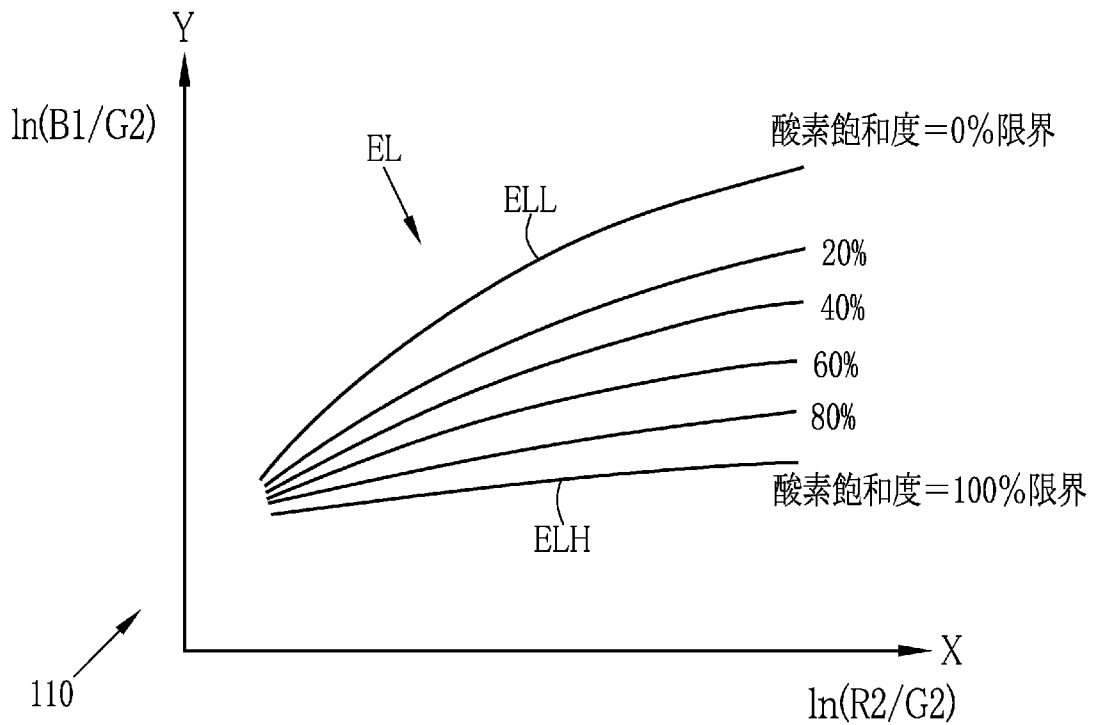
(B)



[図23]

|          |    |    |    |
|----------|----|----|----|
|          | B1 | G2 | R2 |
| 酸素飽和度依存性 | 大  | 小  | 中  |
| 血液濃度依存性  | 中  | 大  | 小  |
| 明るさ依存性   | 有  | 有  | 有  |

[図24]



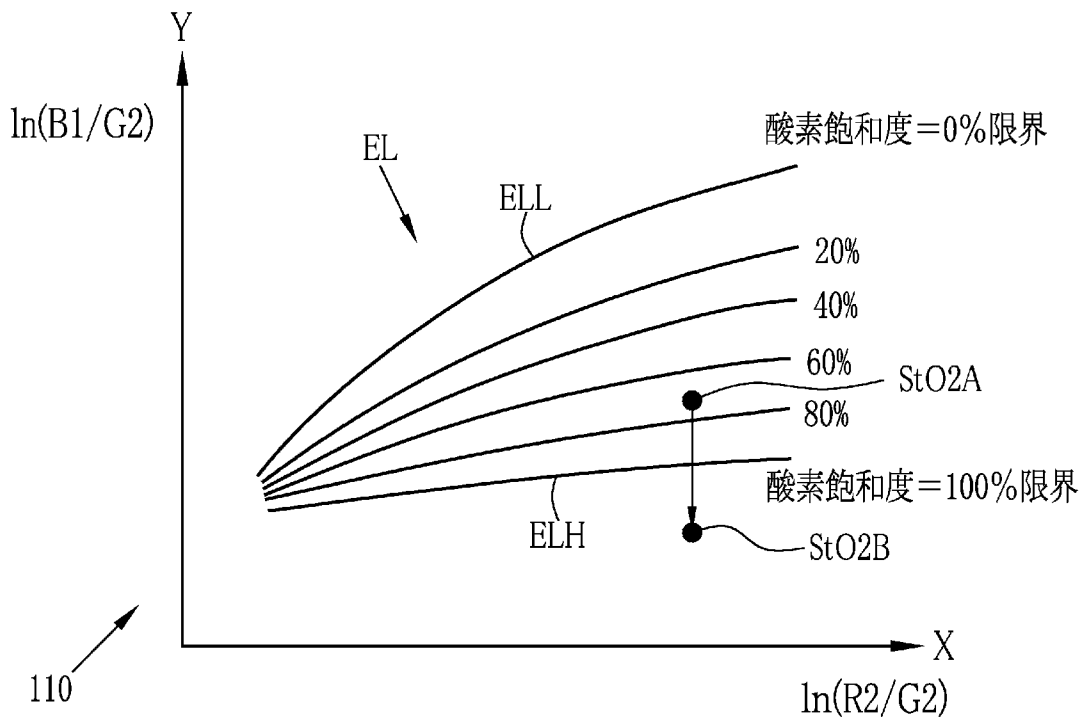
[図25]

|          |   |   |
|----------|---|---|
|          | X | Y |
| 酸素飽和度依存性 | 中 | 大 |
| 血液濃度依存性  | 大 | 中 |
| 明るさ依存性   | 無 | 無 |

[図26]

|          |    |     |    |
|----------|----|-----|----|
|          | B1 | G2  | R2 |
| 酸素飽和度依存性 | 大  | 小   | 中  |
| 血液濃度依存性  | 中  | 大   | 小  |
| 黄色色素依存性  | 大  | 小~中 | 小  |
| 明るさ依存性   | 有  | 有   | 有  |

[図27]

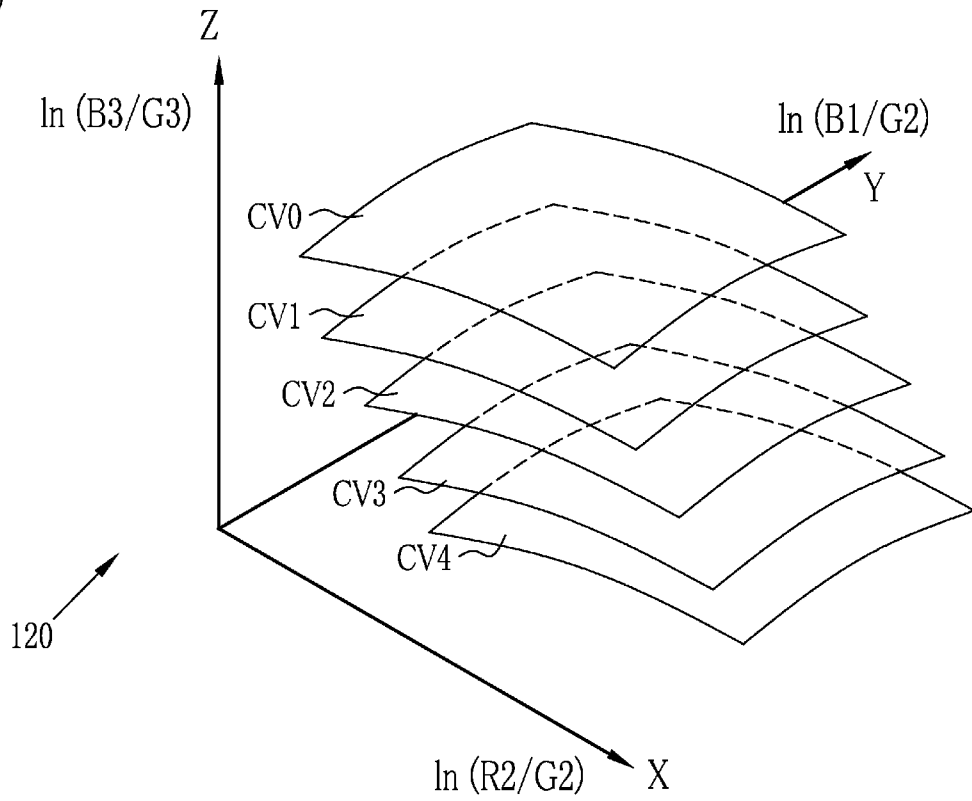


[図28]

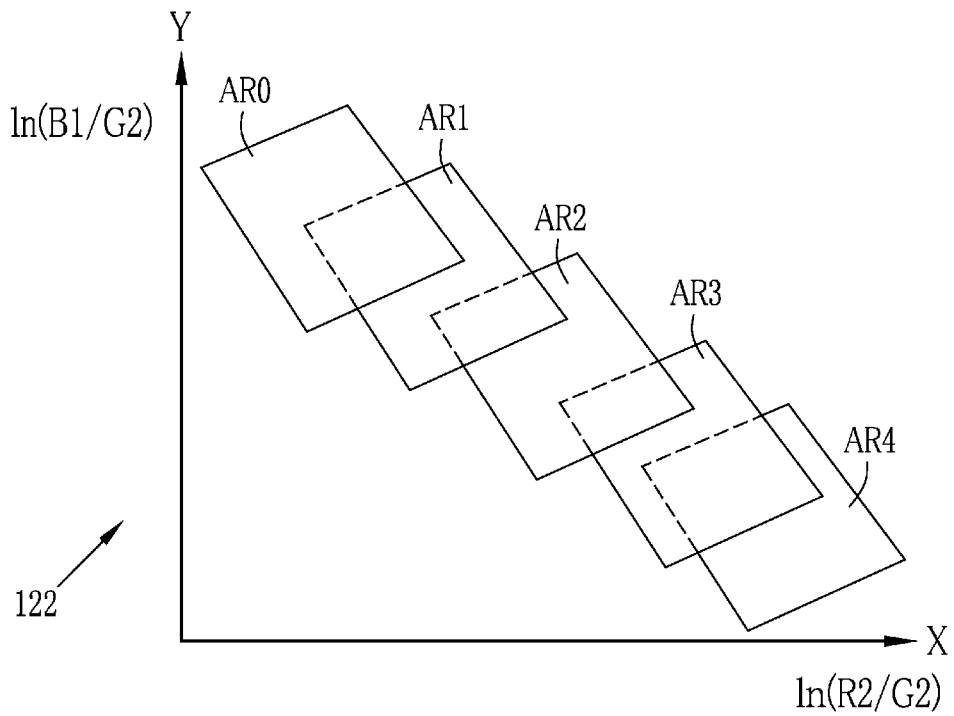
|          |    |    |       |    |    |
|----------|----|----|-------|----|----|
|          | B1 | B3 | G2、G3 | R2 | B2 |
| 酸素飽和度依存性 | 大  | 小  | 小     | 中  | 小  |
| 血液濃度依存性  | 中  | 大  | 大     | 小  | 大  |
| 黄色色素依存性  | 大  | 中  | 小~中   | 小  | 大  |
| 明るさ依存性   | 有  | 有  | 有     | 有  | 有  |

[図29]

(A)



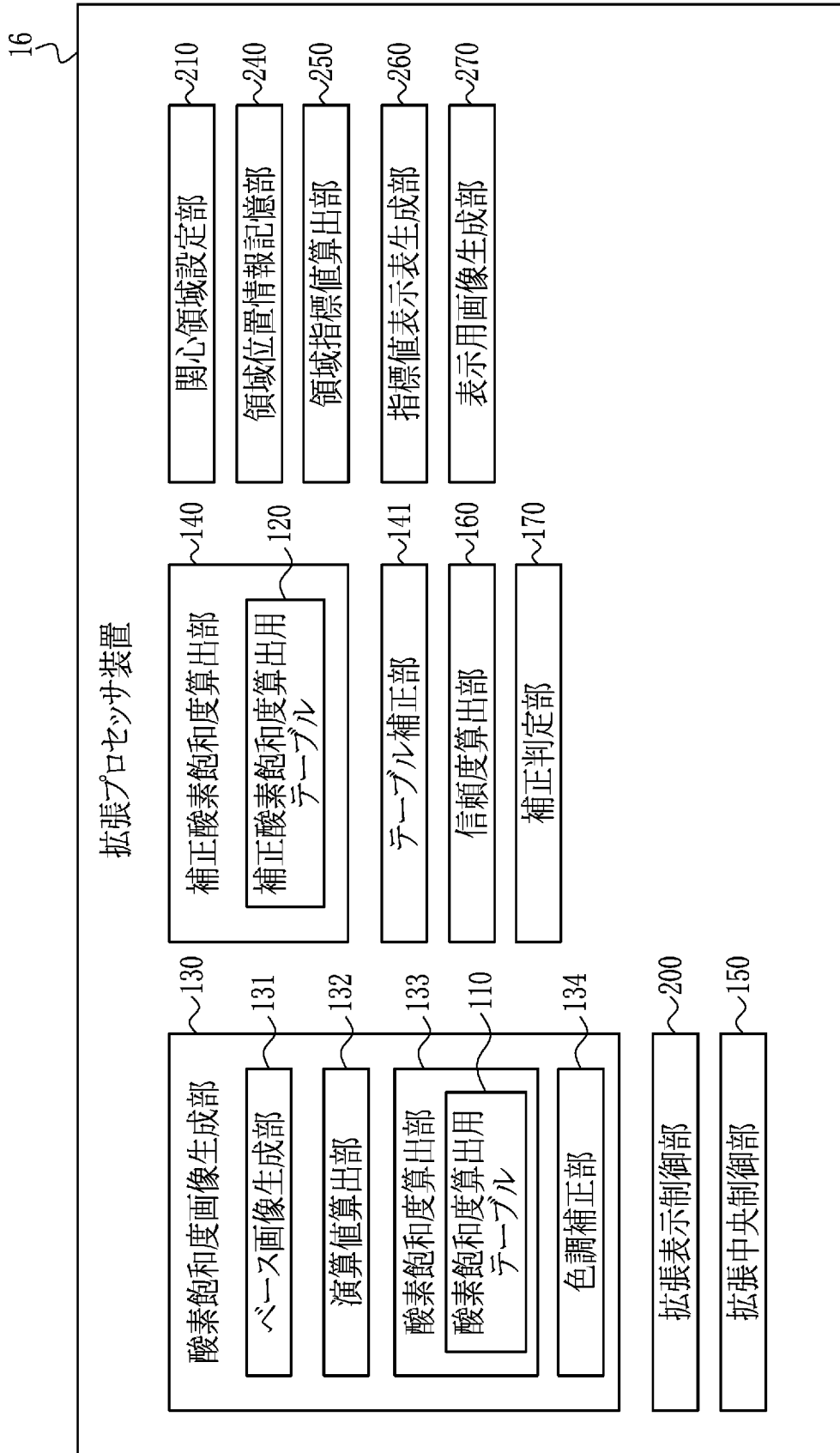
(B)



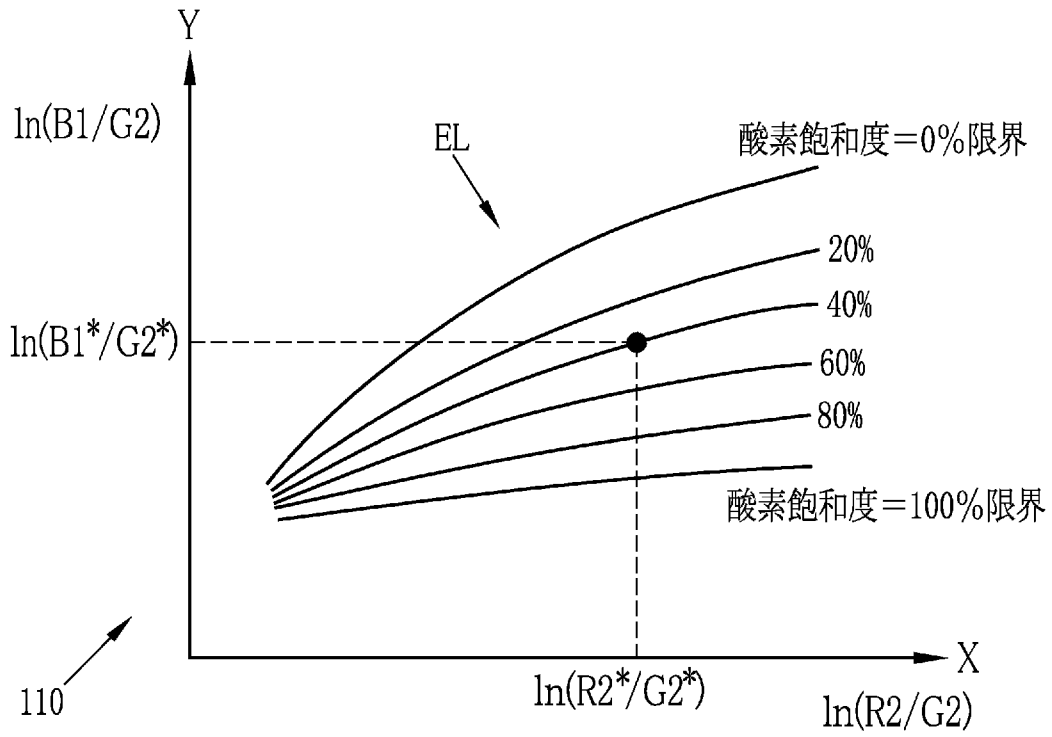
[図30]

|          | X   | Y | Z   |
|----------|-----|---|-----|
| 酸素飽和度依存性 | 中   | 大 | 小～中 |
| 血液濃度依存性  | 大   | 中 | 小～中 |
| 黄色色素依存性  | 小～中 | 大 | 中   |
| 明るさ依存性   | 無   | 無 | 無   |

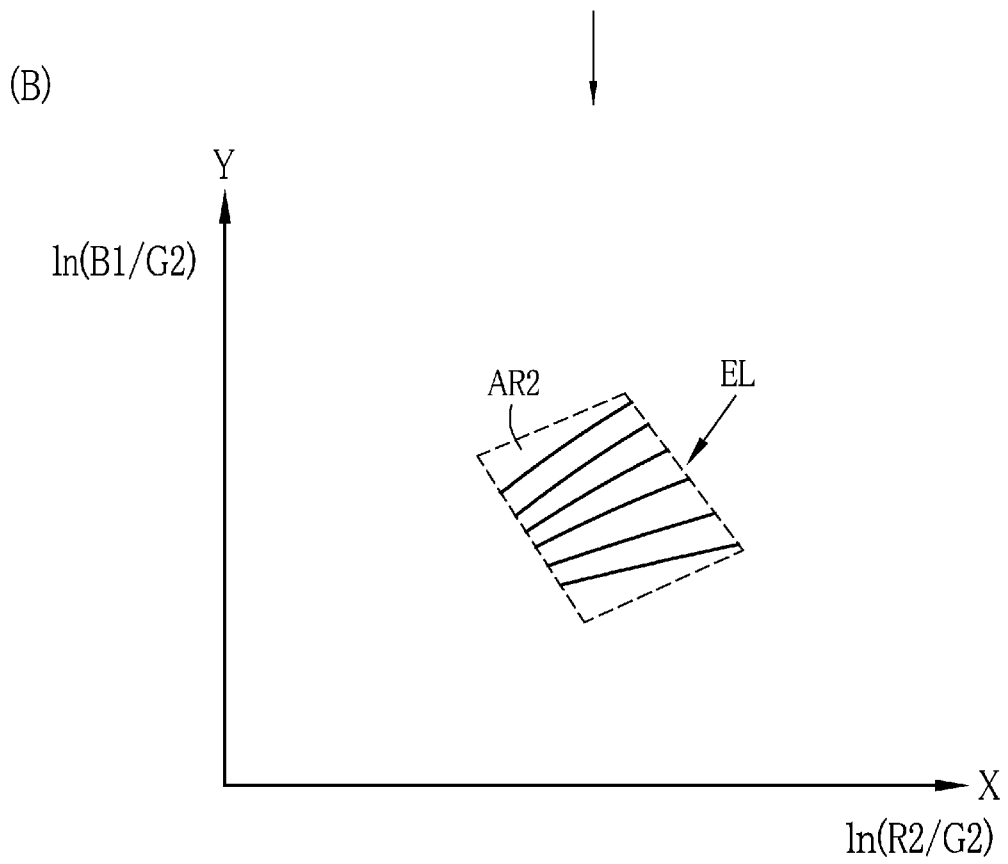
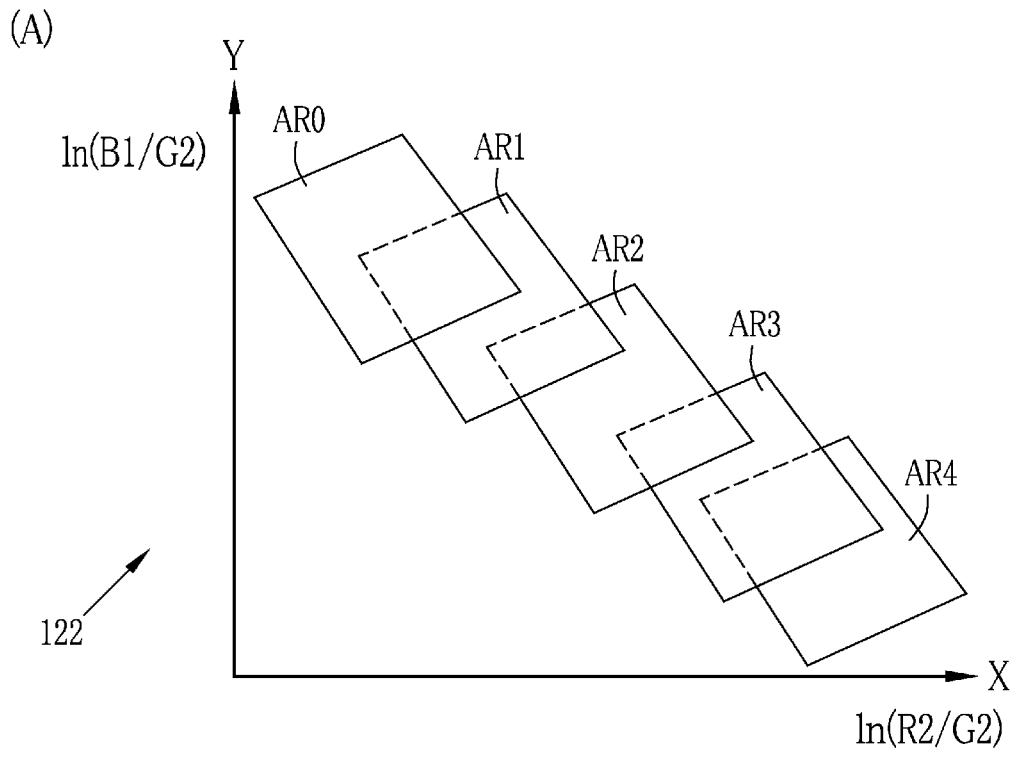
[図31]



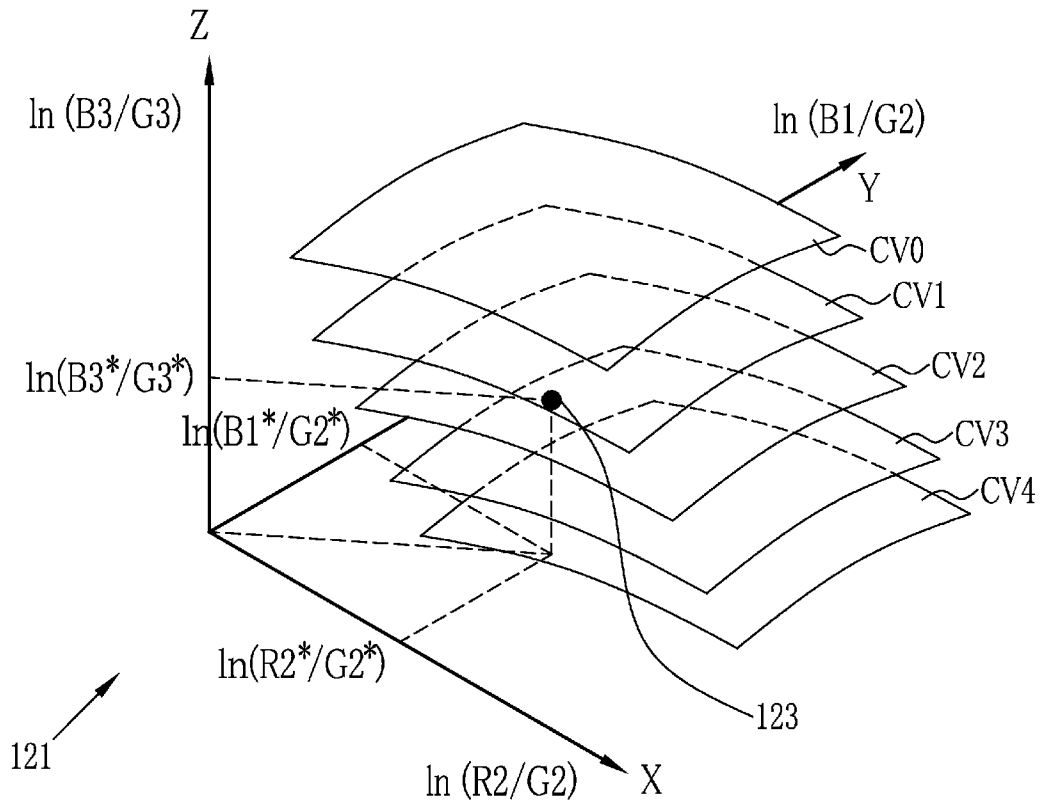
[図32]



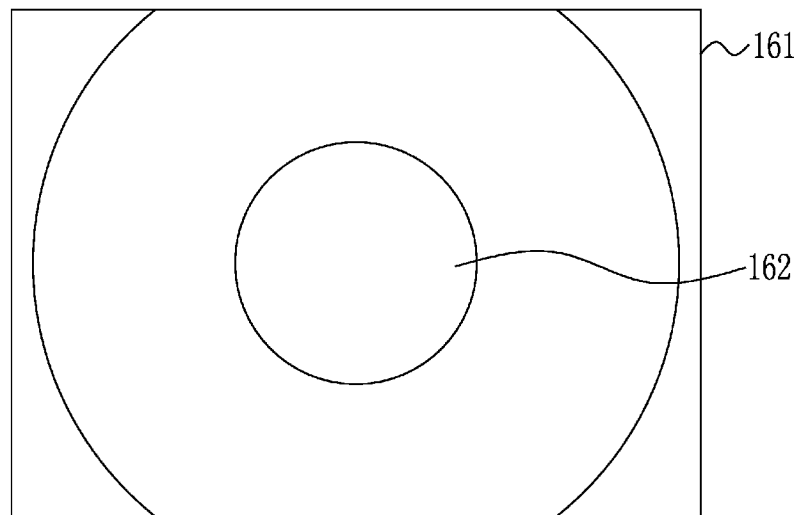
[図33]



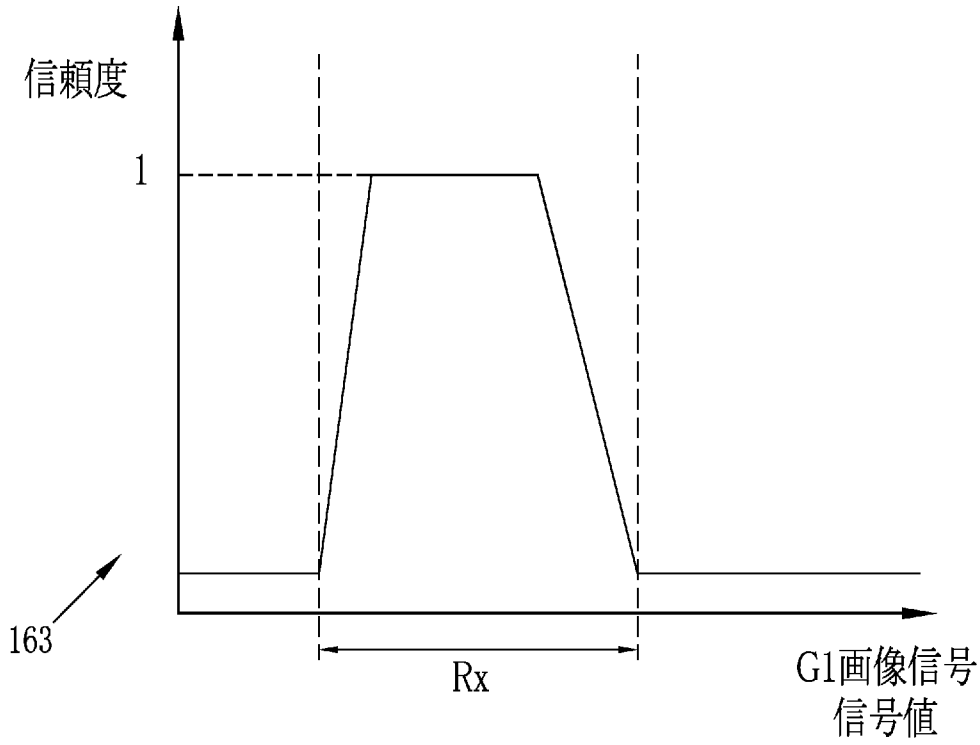
[図34]



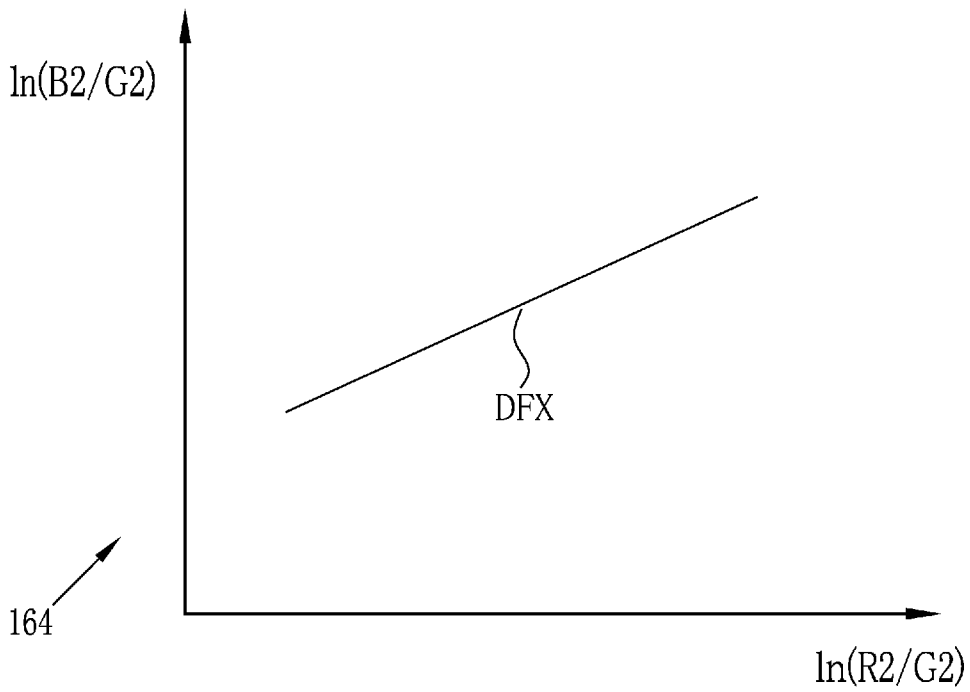
[図35]



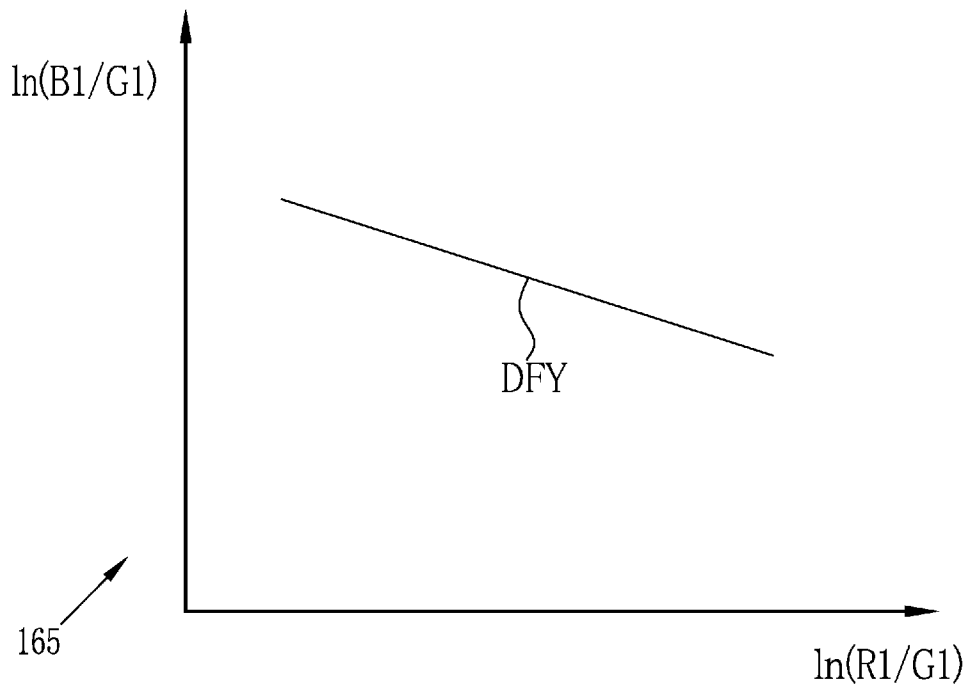
[図36]



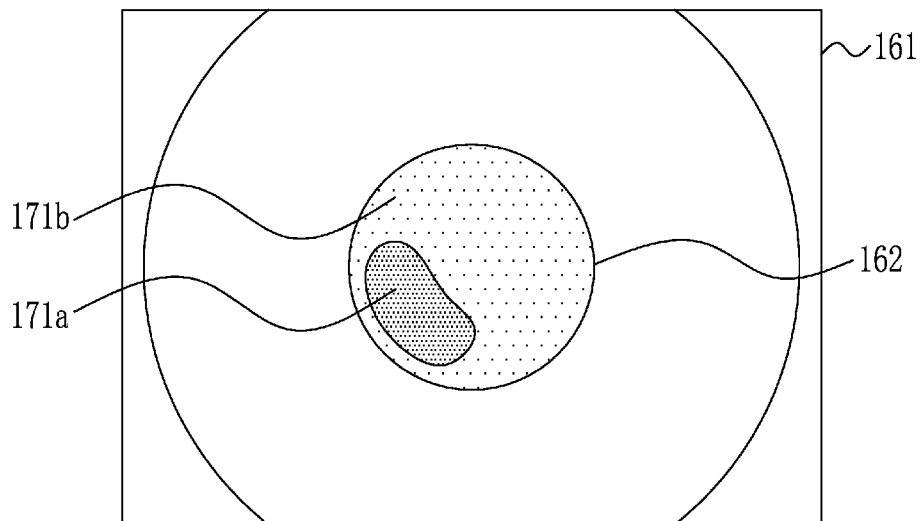
[図37]



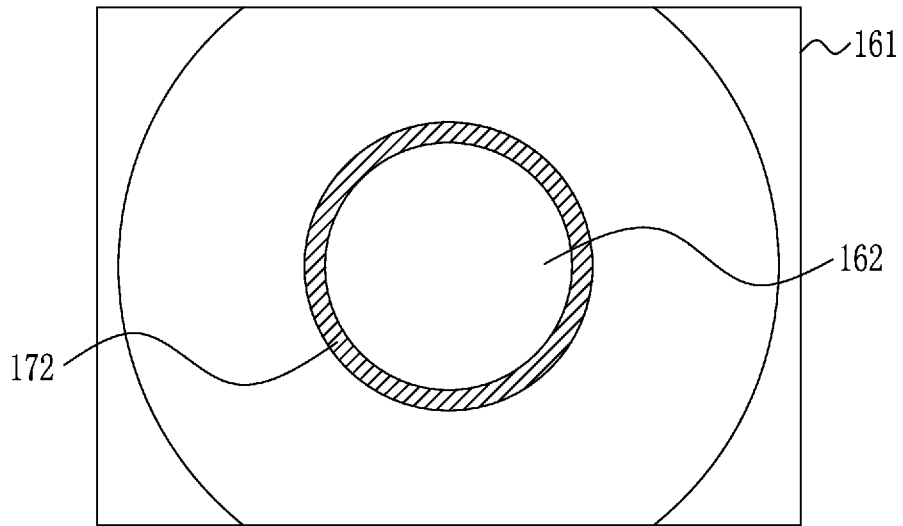
[図38]



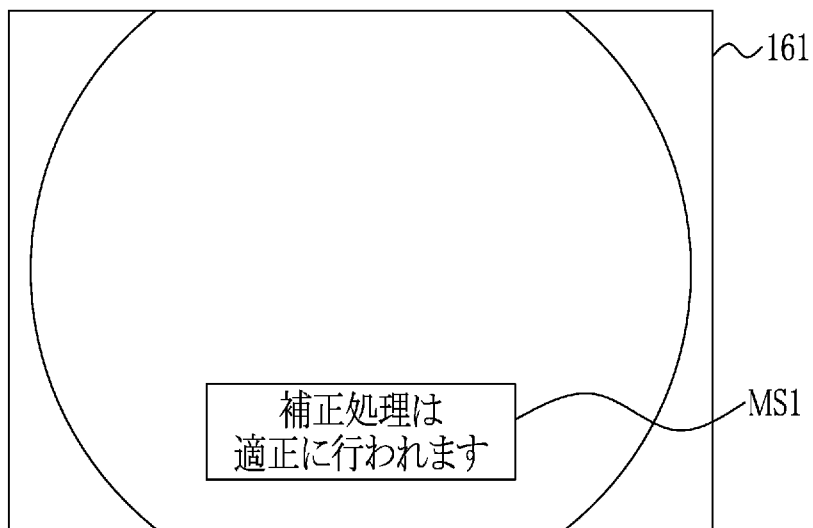
[図39]



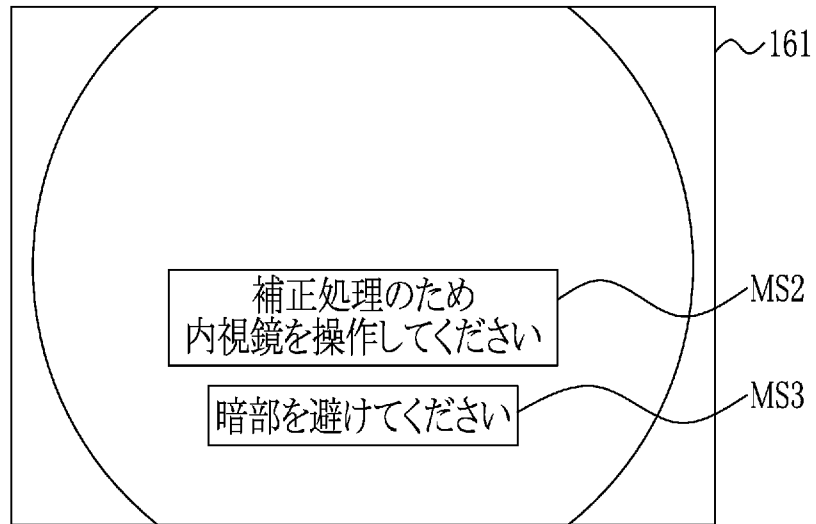
[図40]



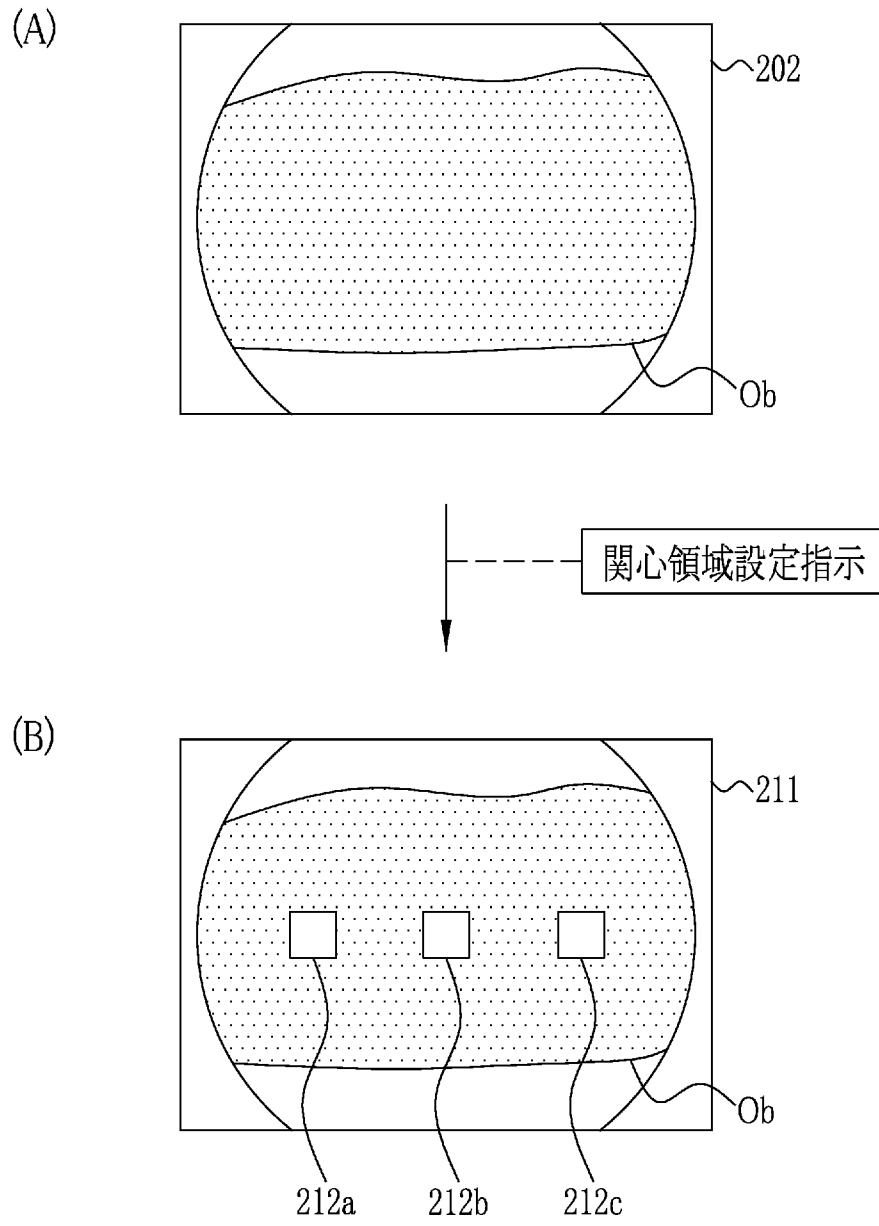
[図41]



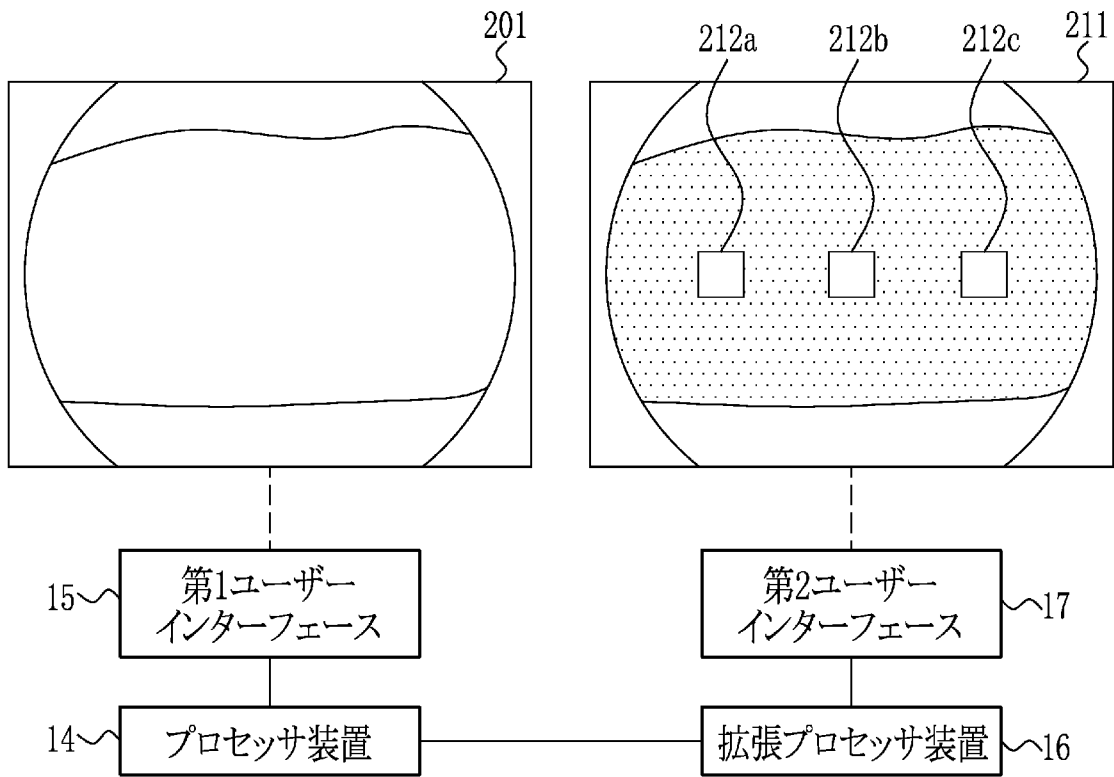
[図42]



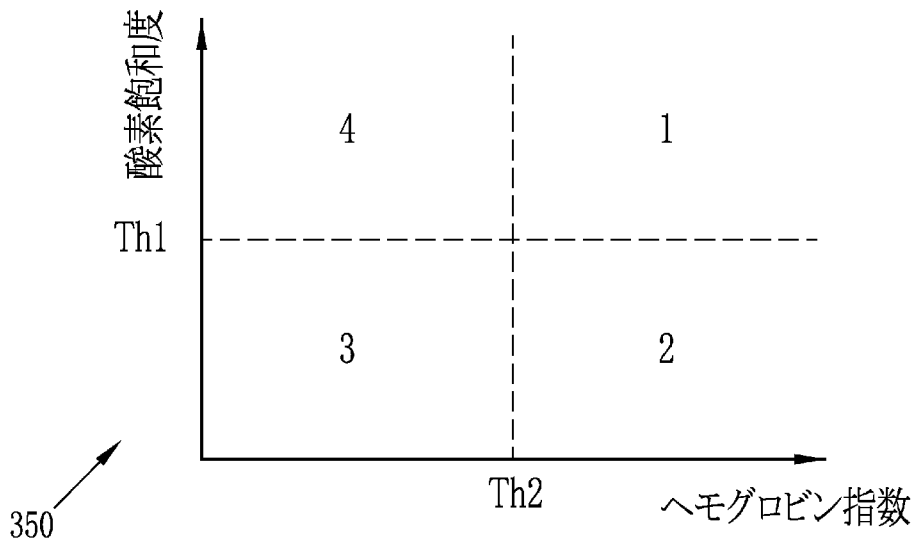
[図43]



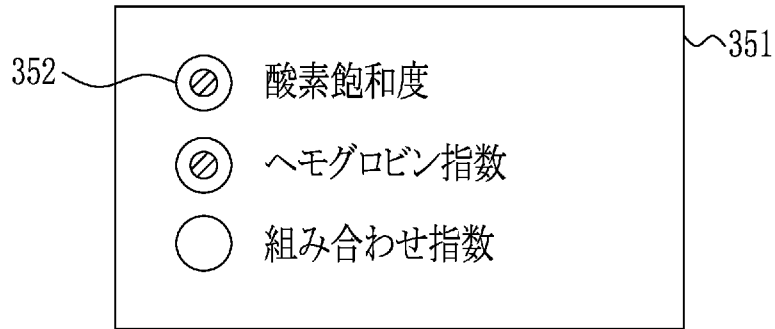
[図44]



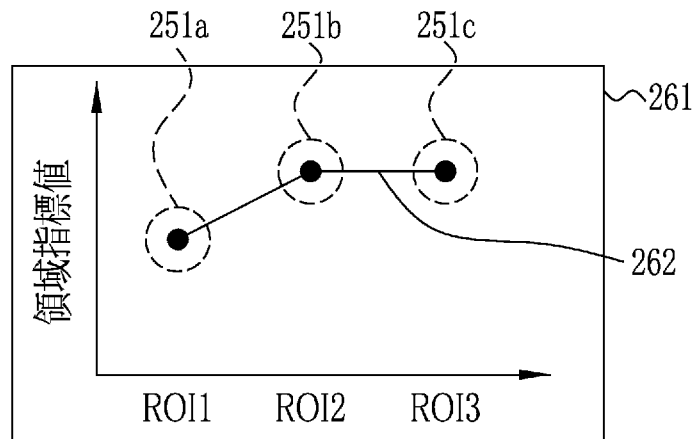
[図45]



[図46]



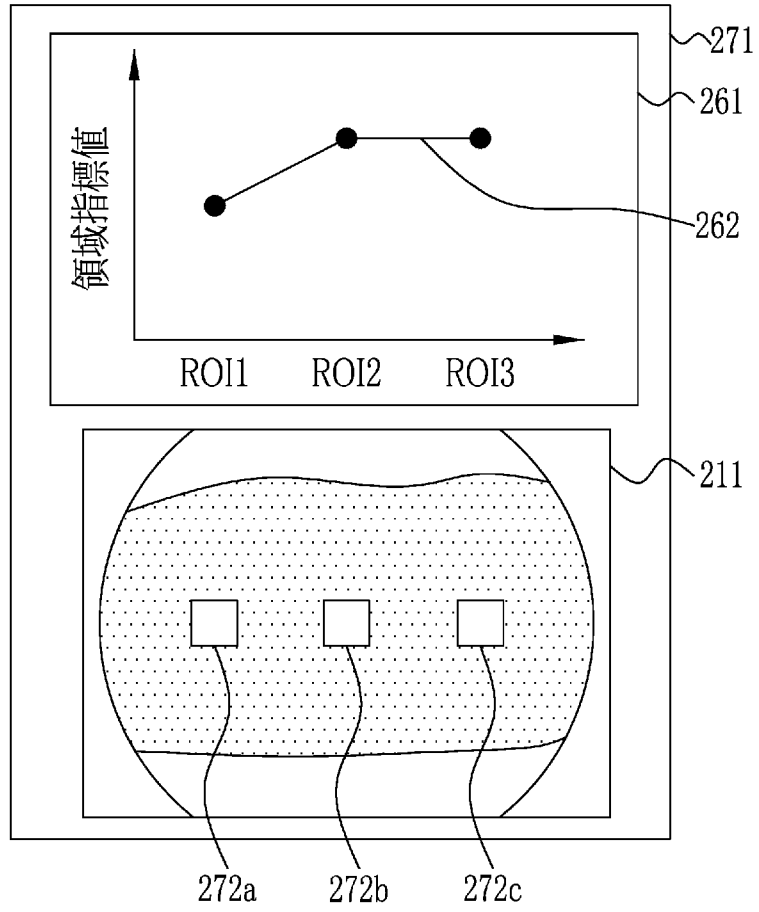
[図47]



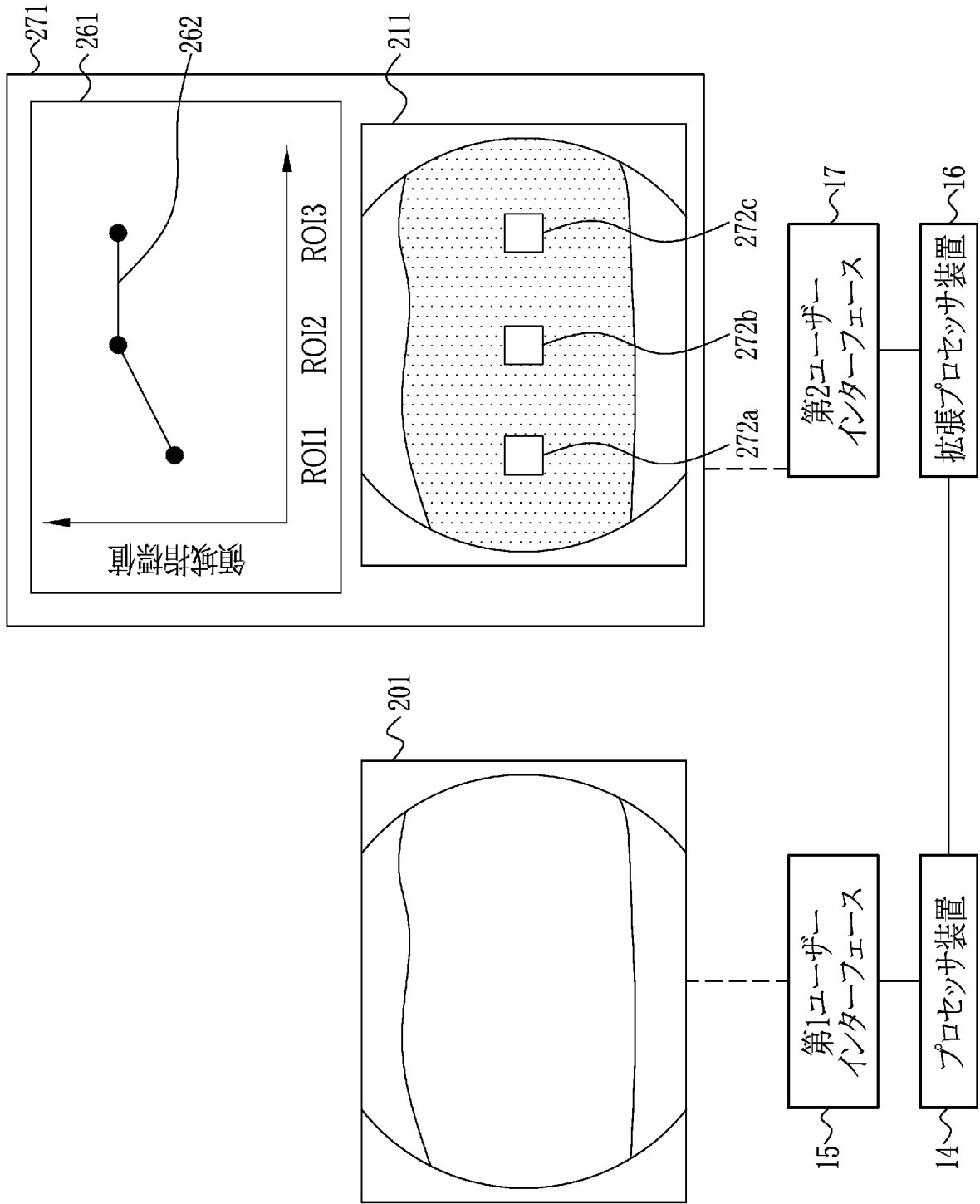
[図48]

|       |      |      |      |     |
|-------|------|------|------|-----|
|       | ROI1 | ROI2 | ROI3 | 263 |
| 領域指標値 | 60   | 90   | 90   |     |

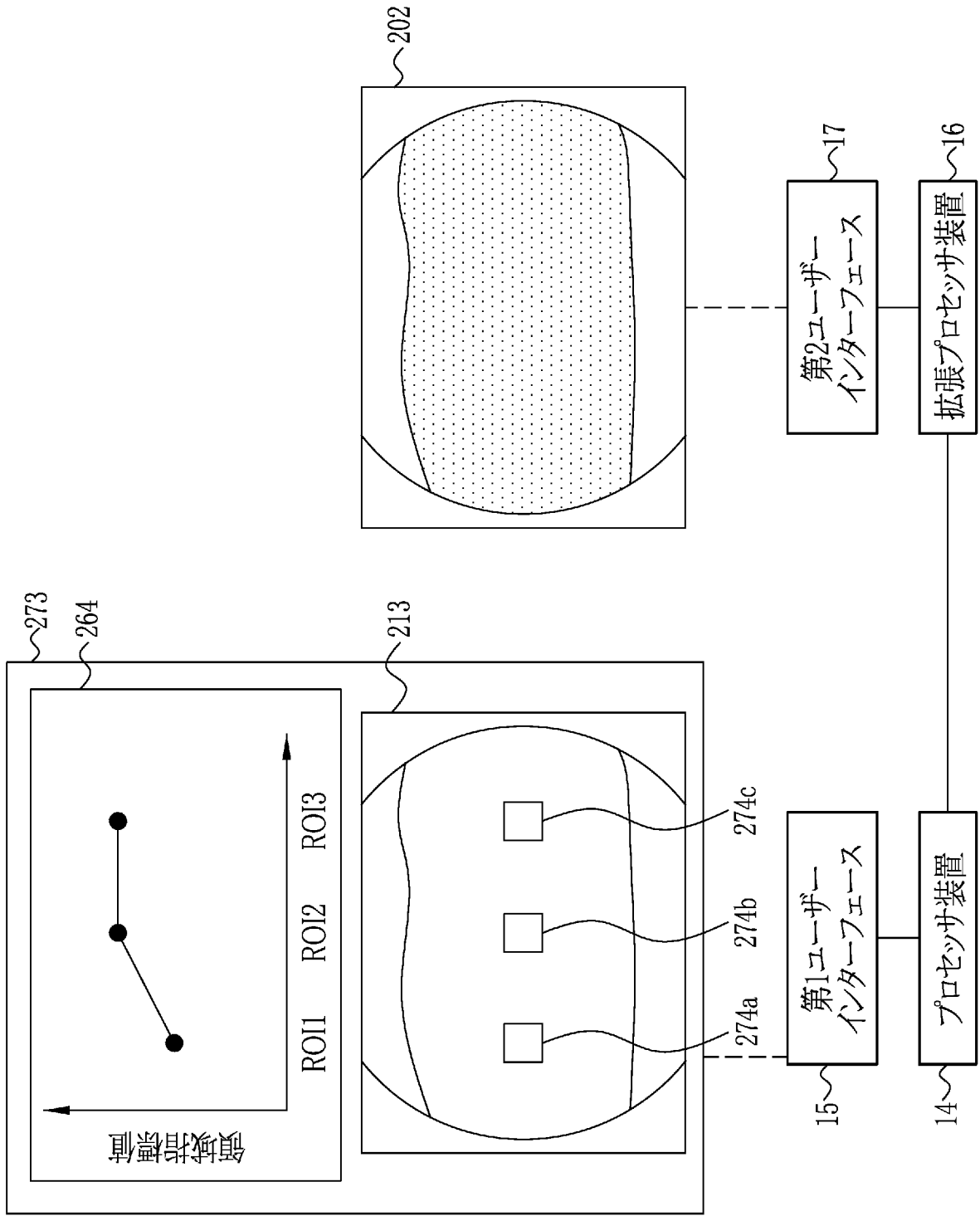
[図49]



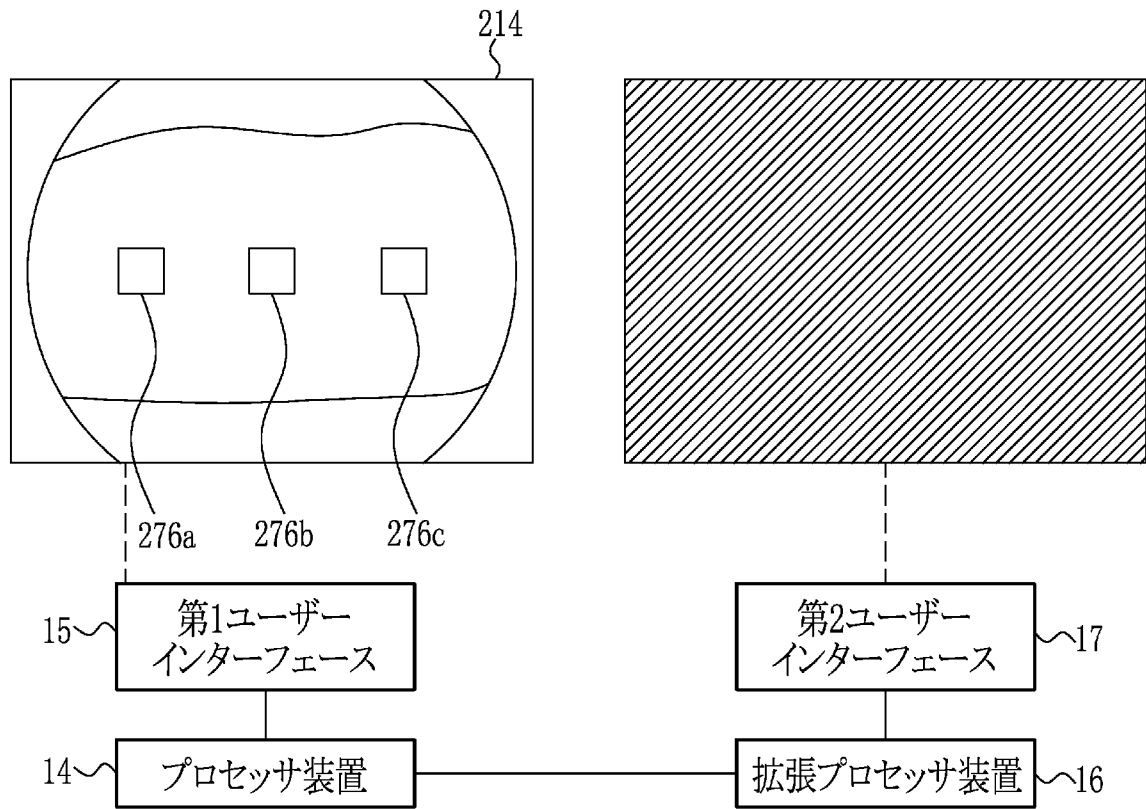
[図50]



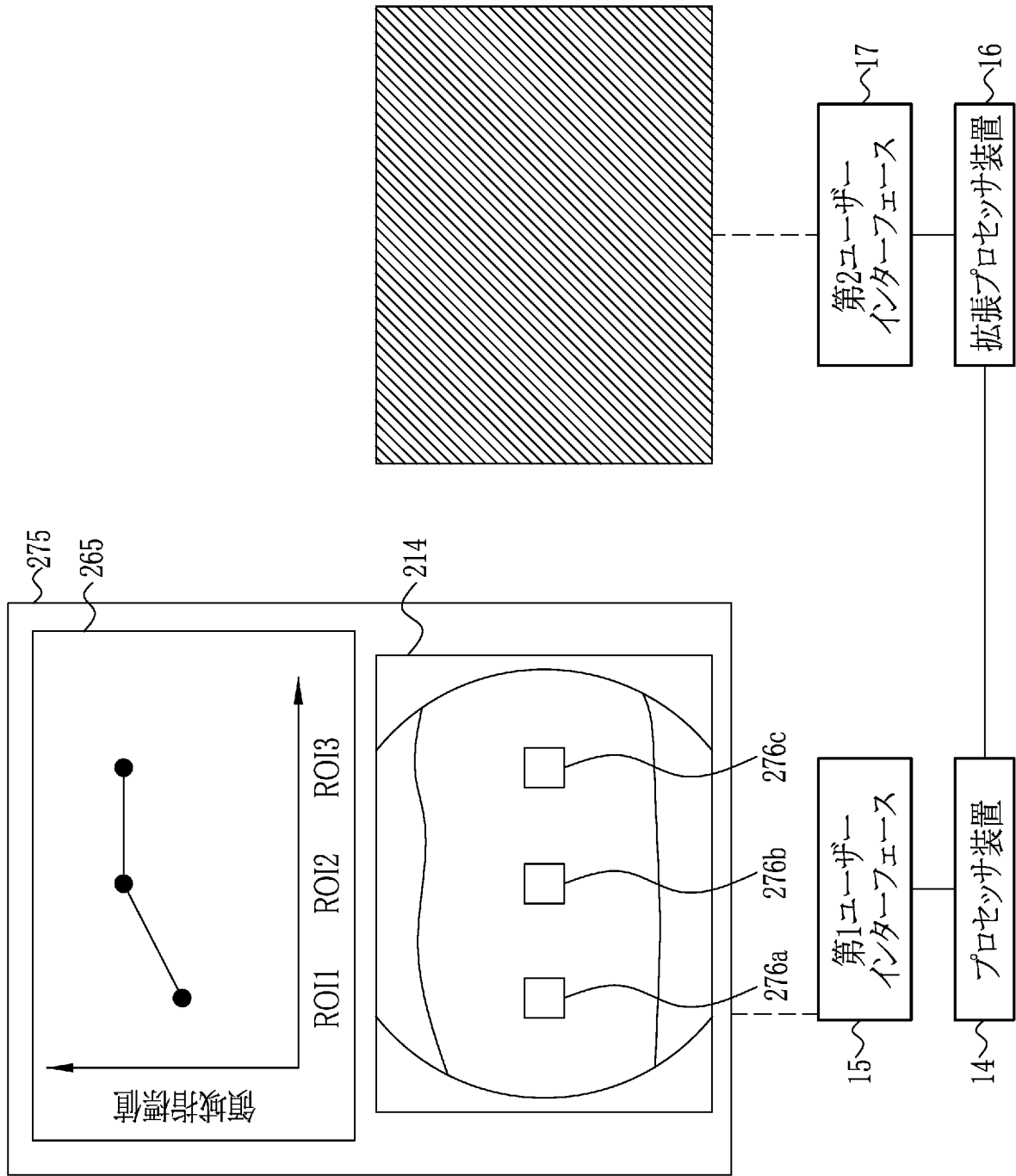
[図51]



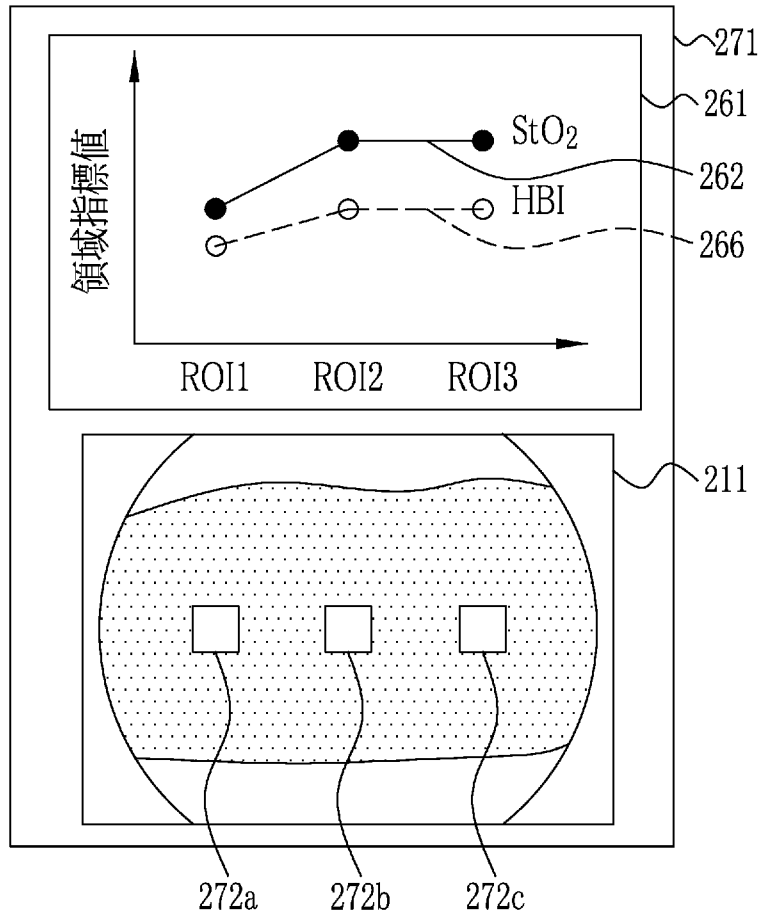
[図52]



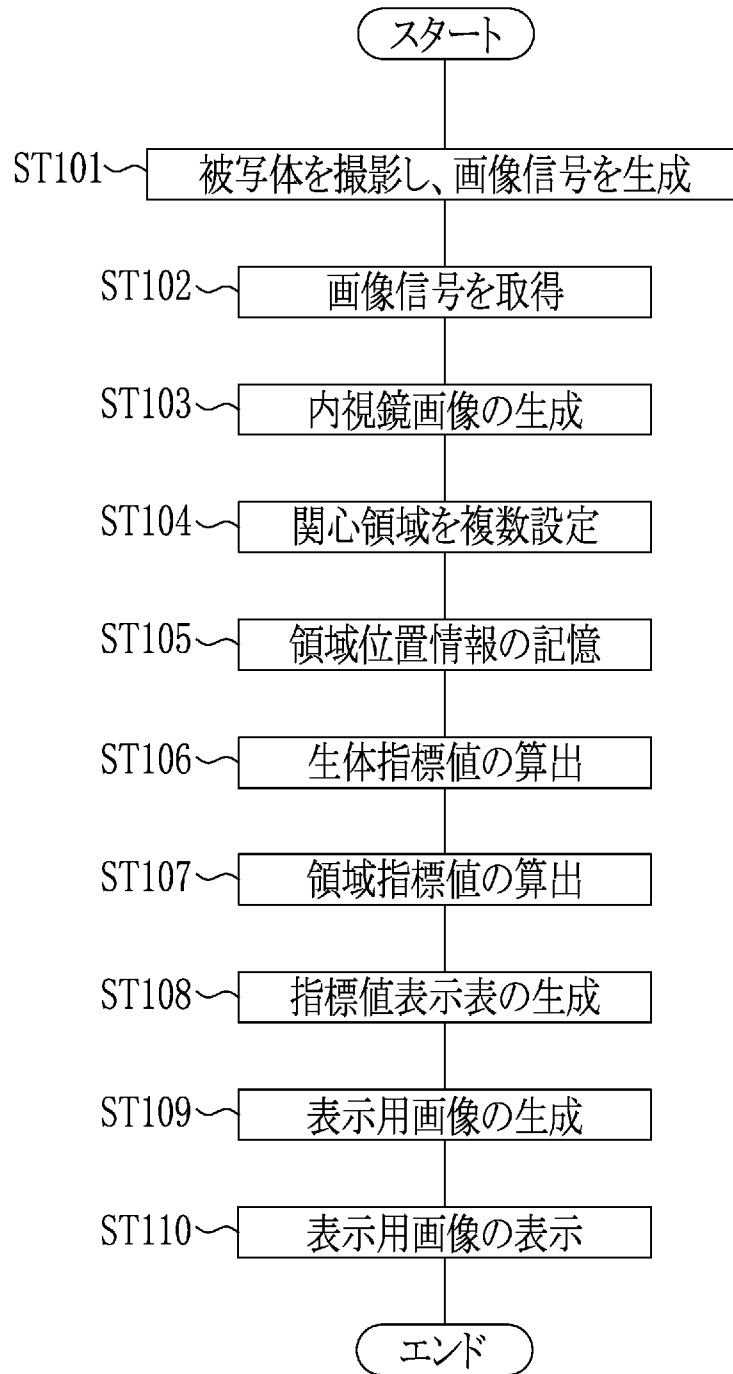
[図53]



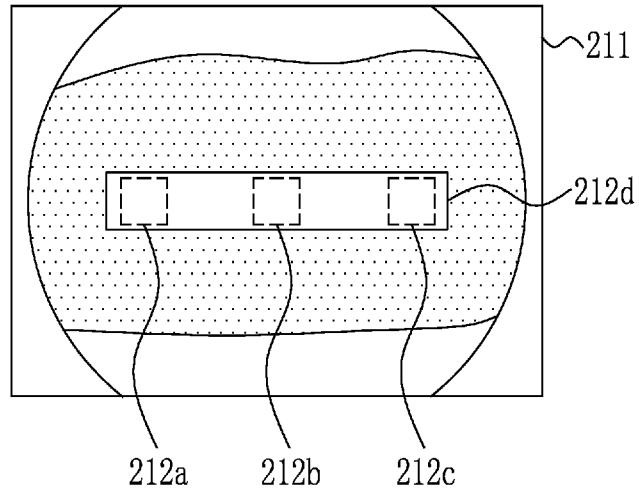
[図54]



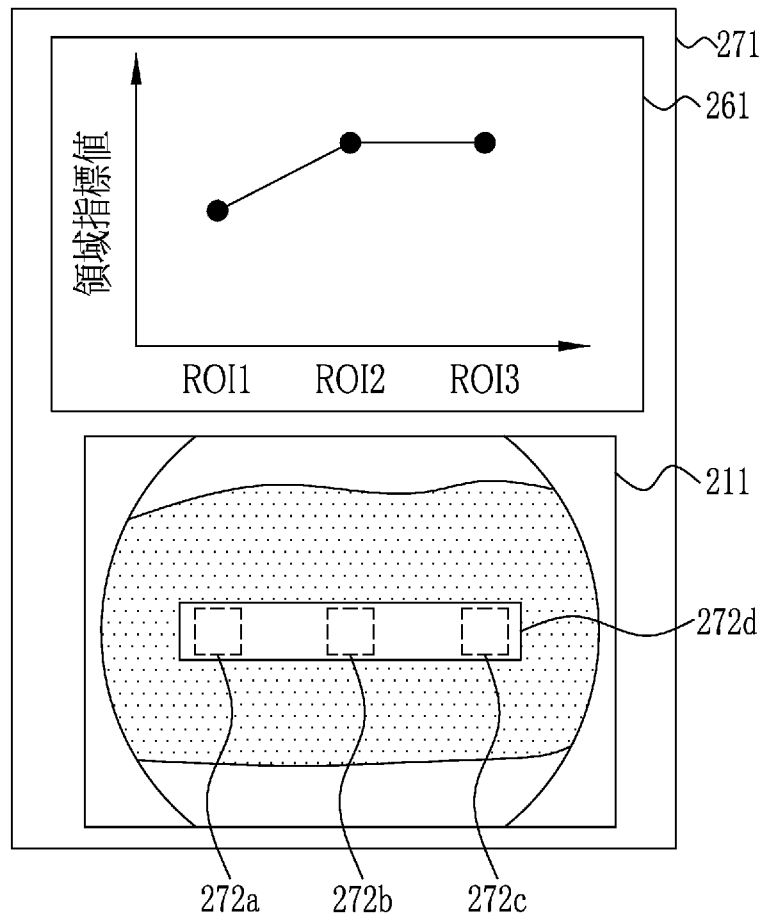
[図55]



[圖56]

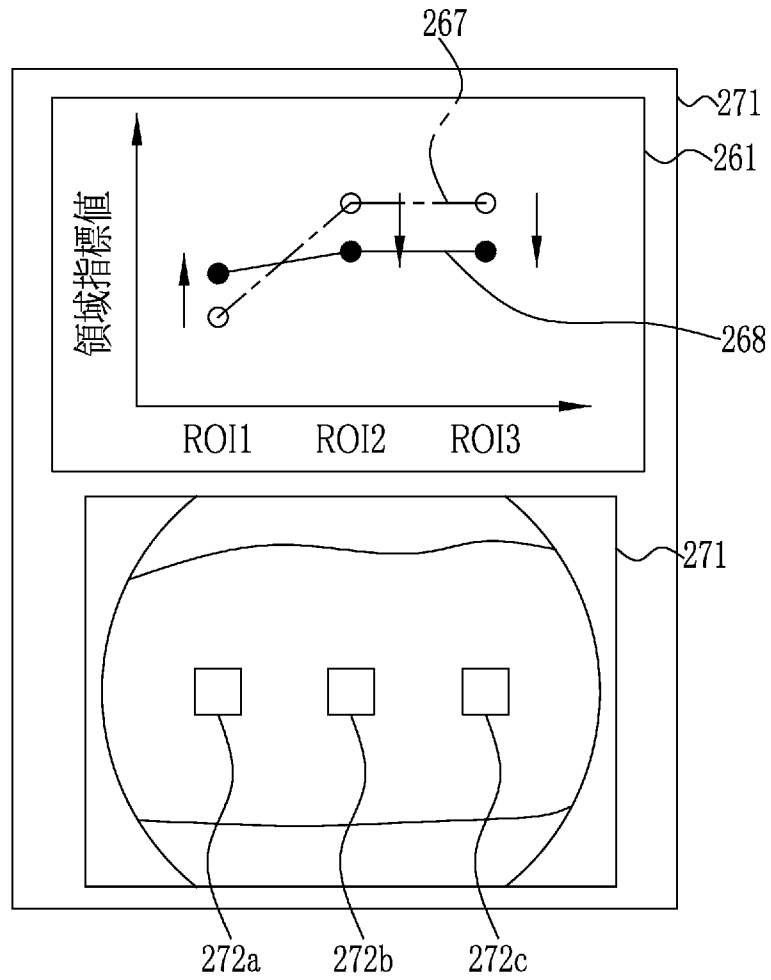


[圖57]

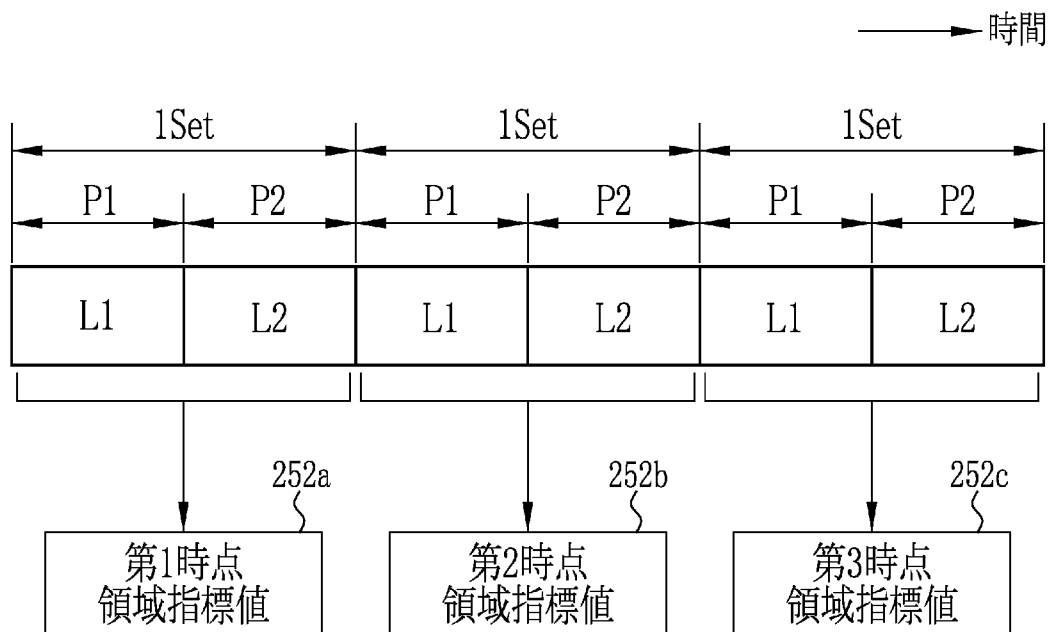




[図59]

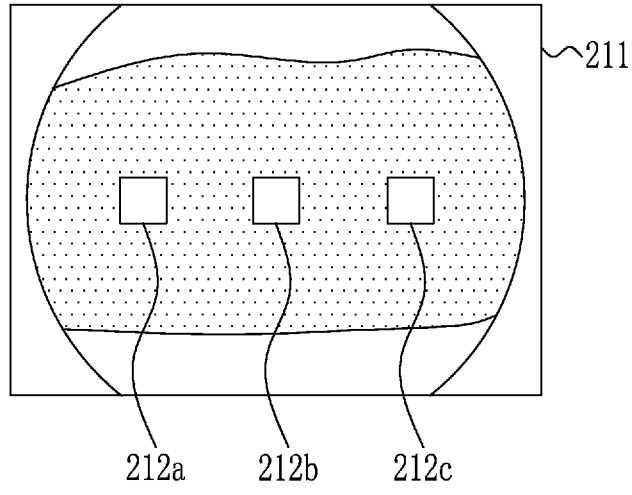


[図60]

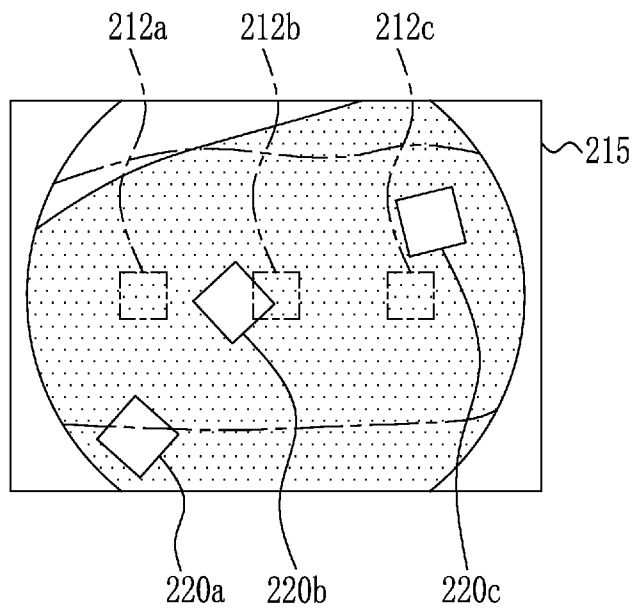


[図61]

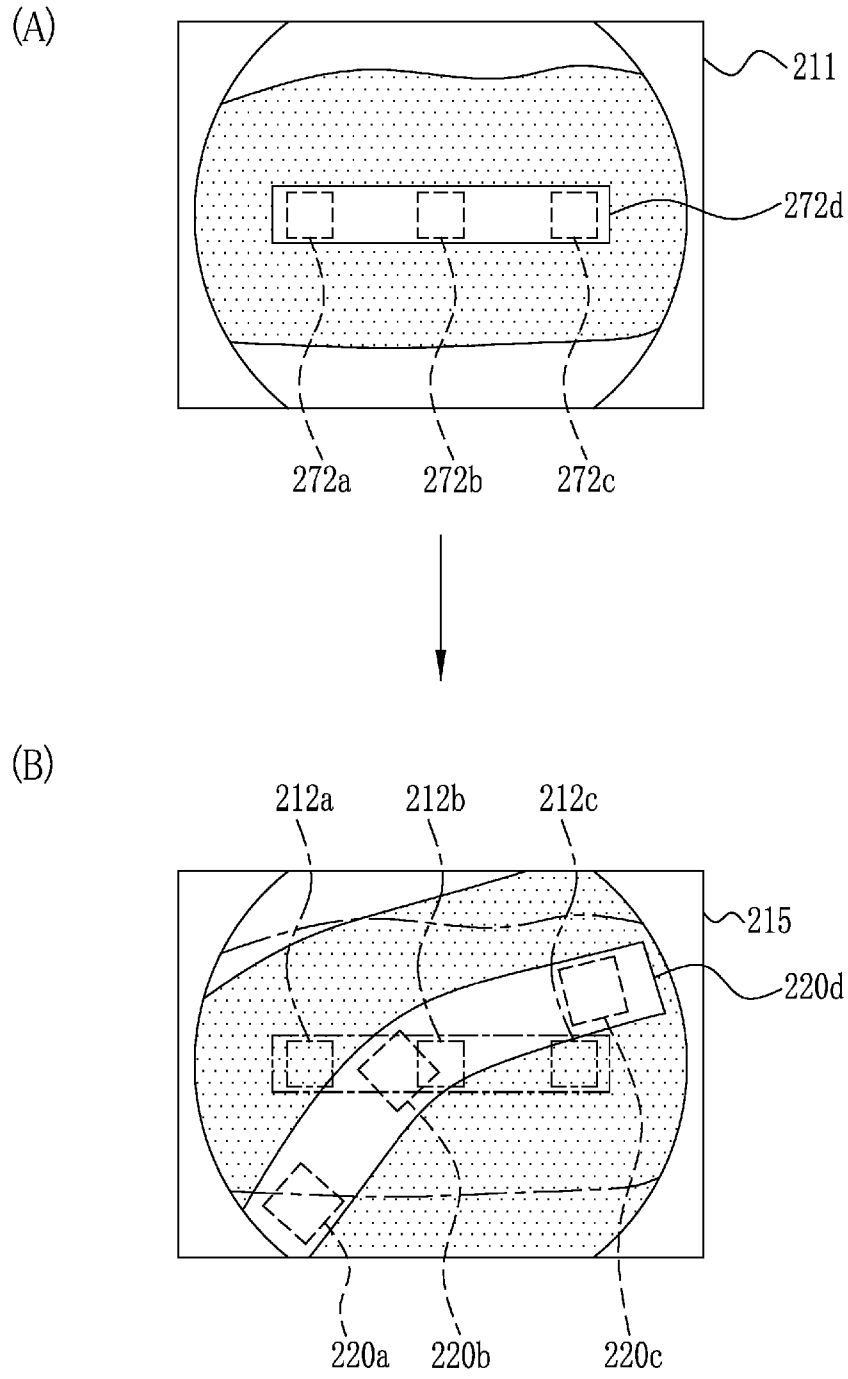
(A)



(B)

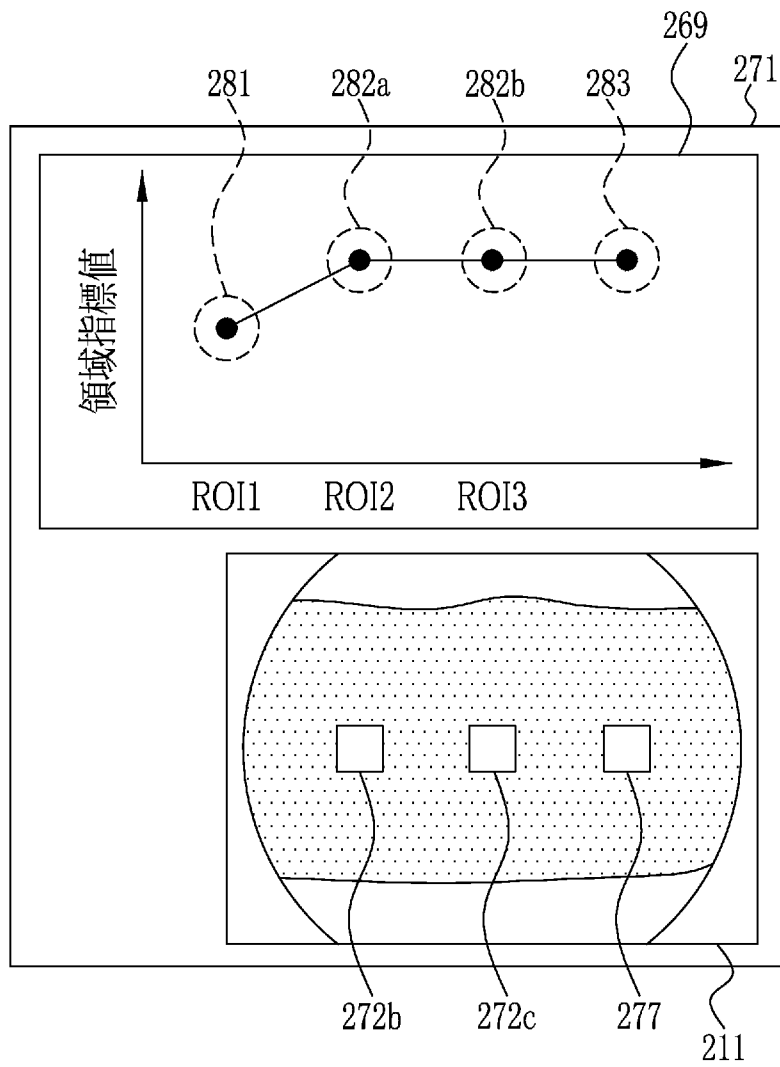


[図62]

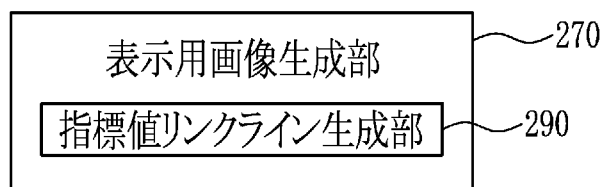




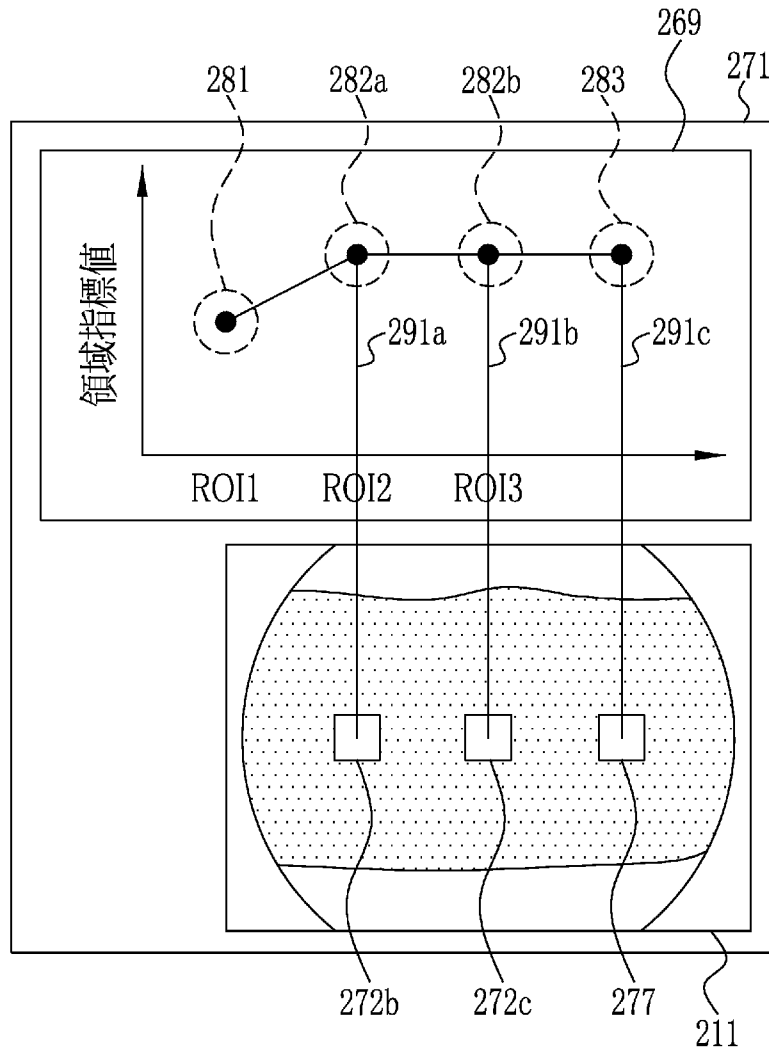
[図64]



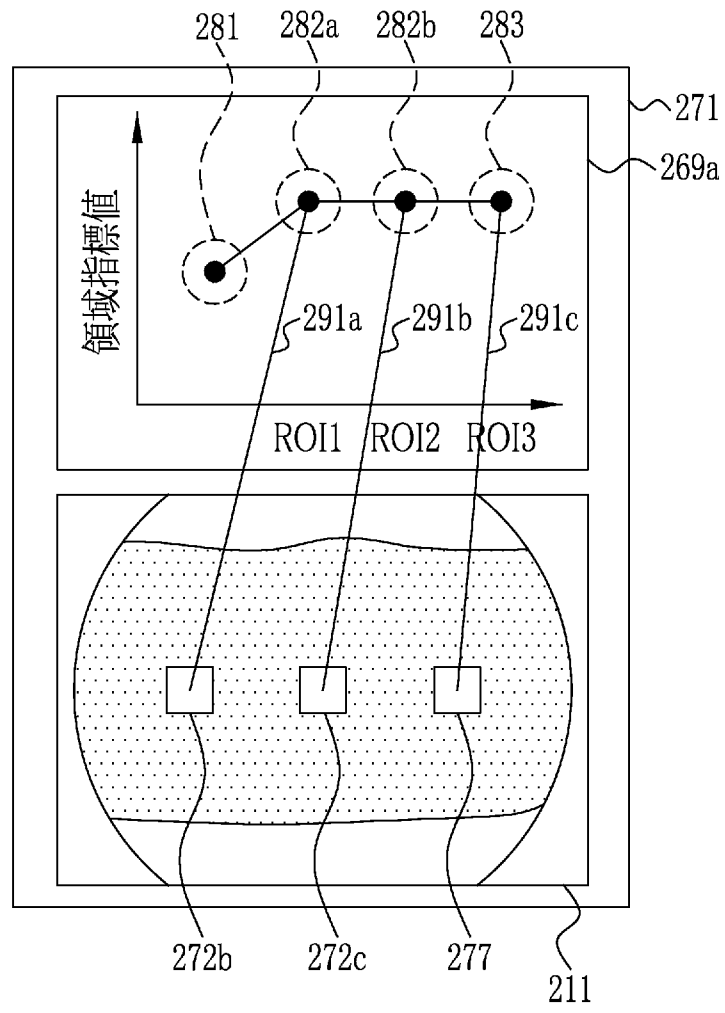
[図65]



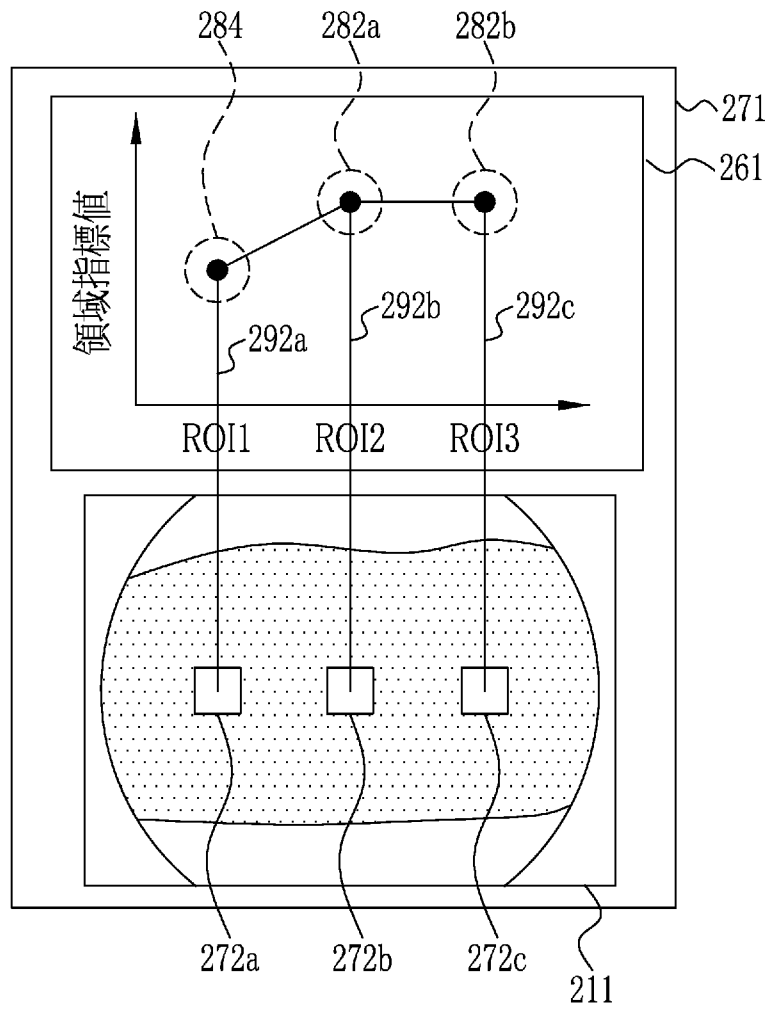
[図66]



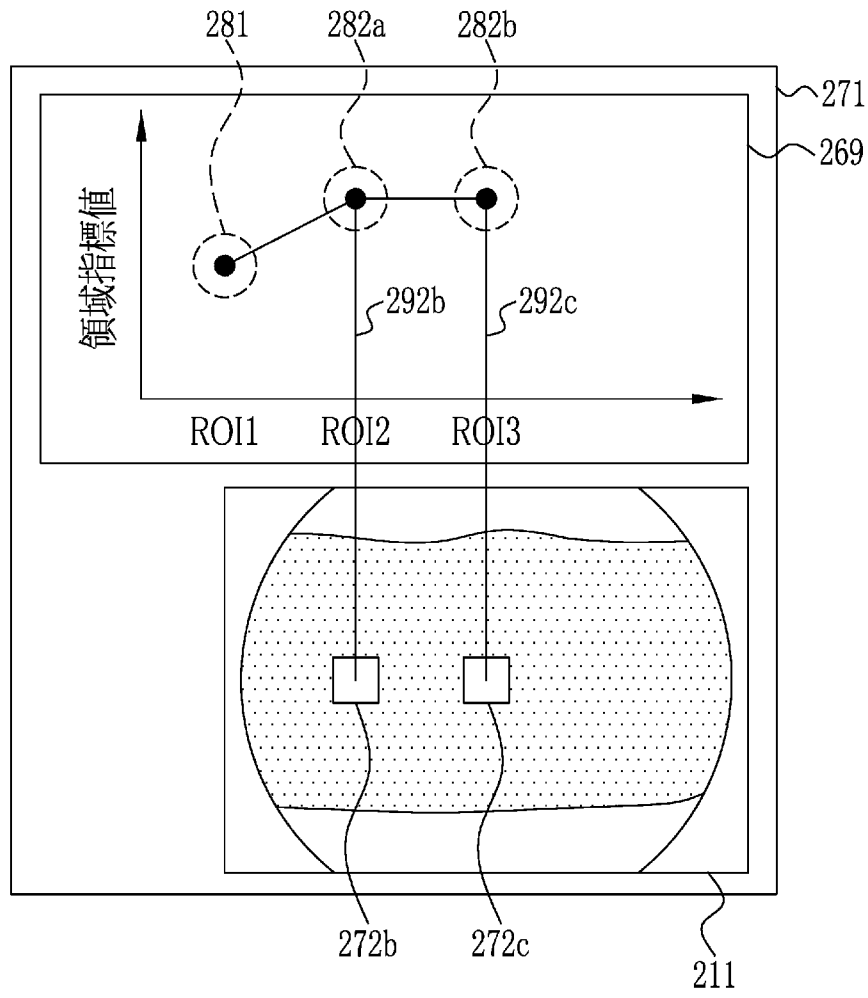
[図67]



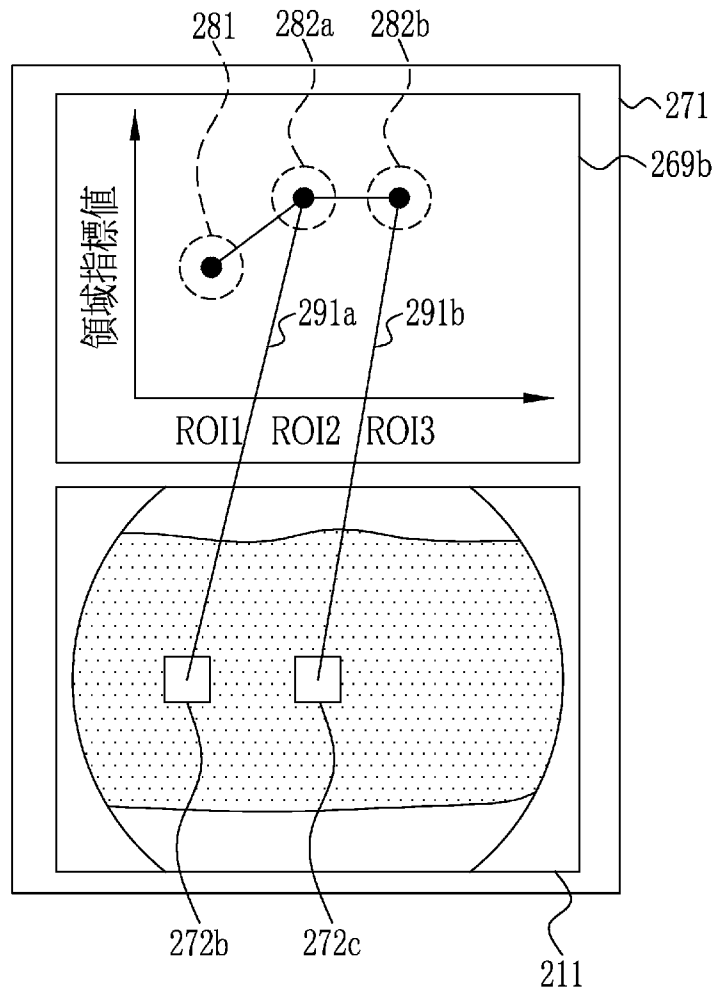
[図68]



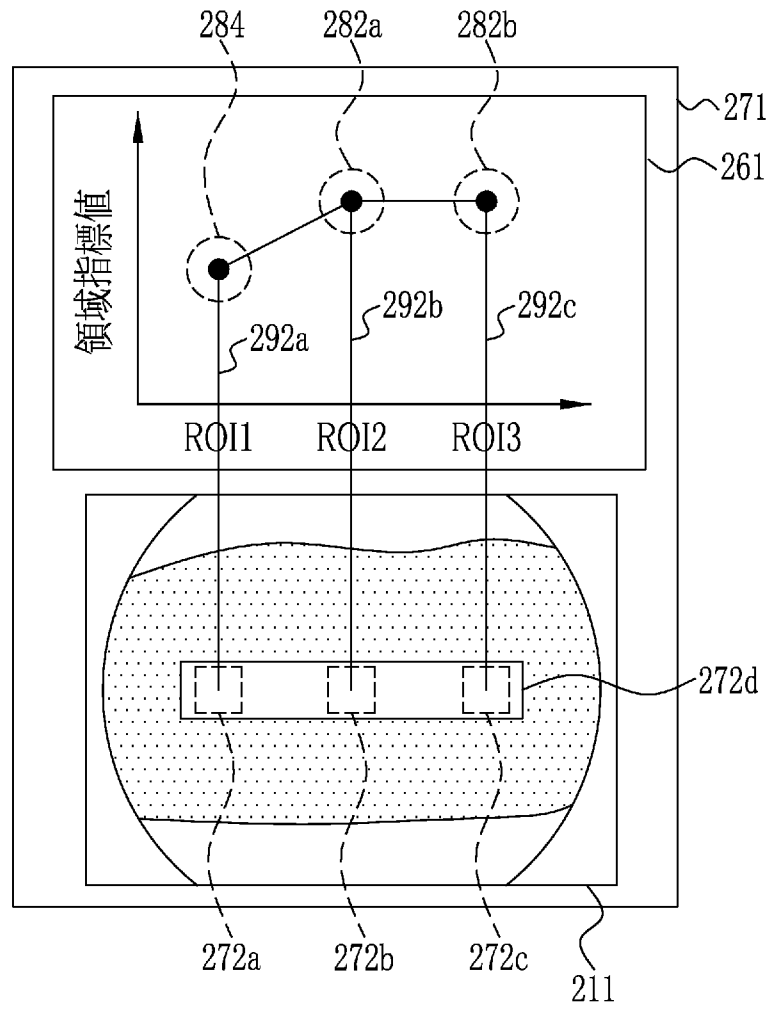
[図69]



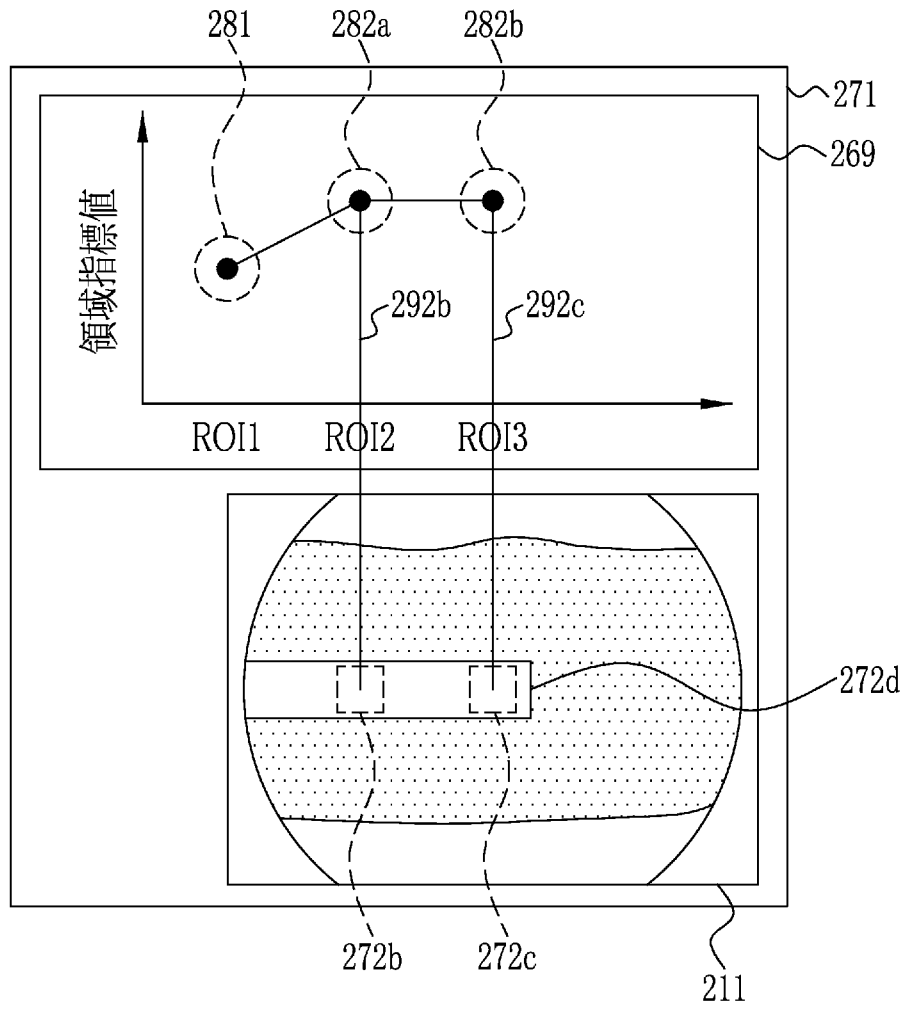
[図70]



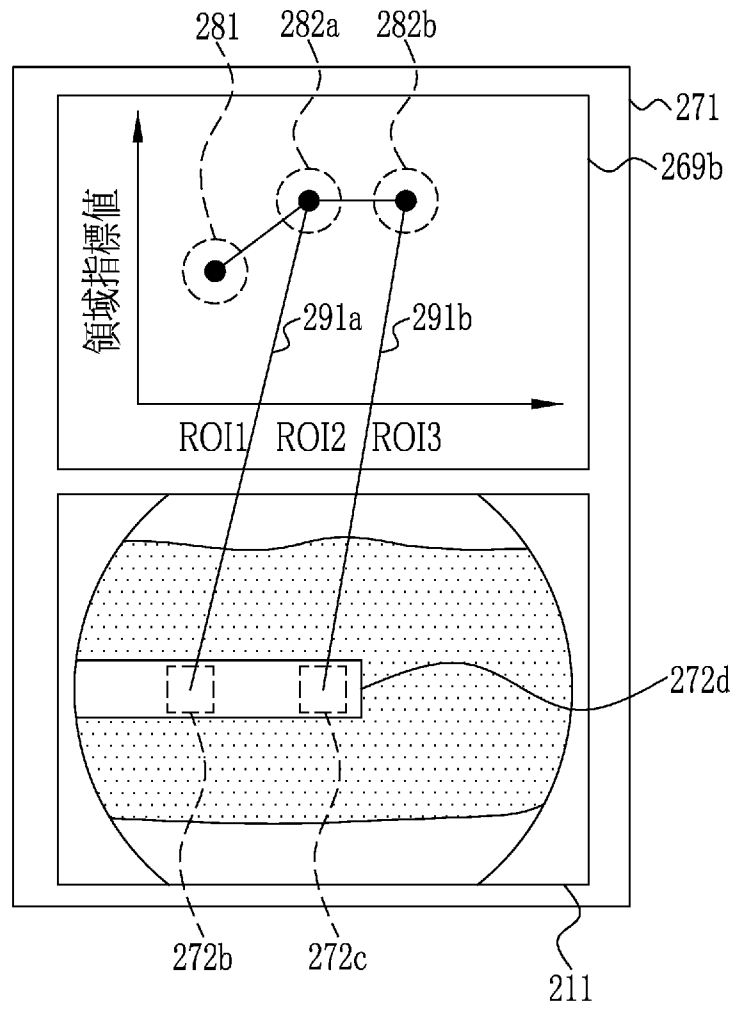
[図71]



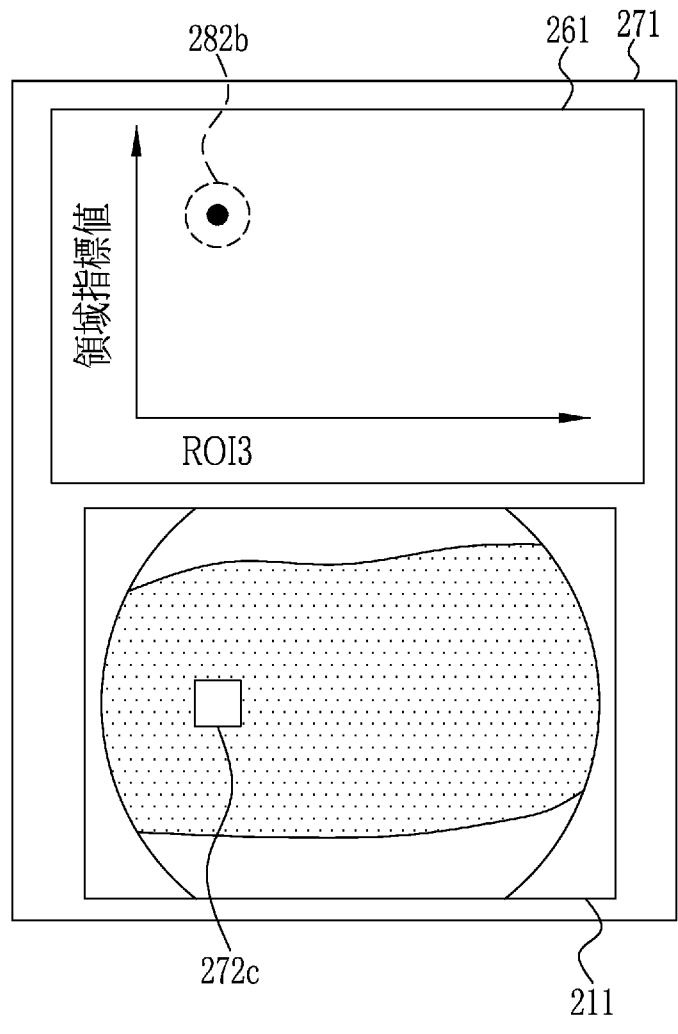
[図72]



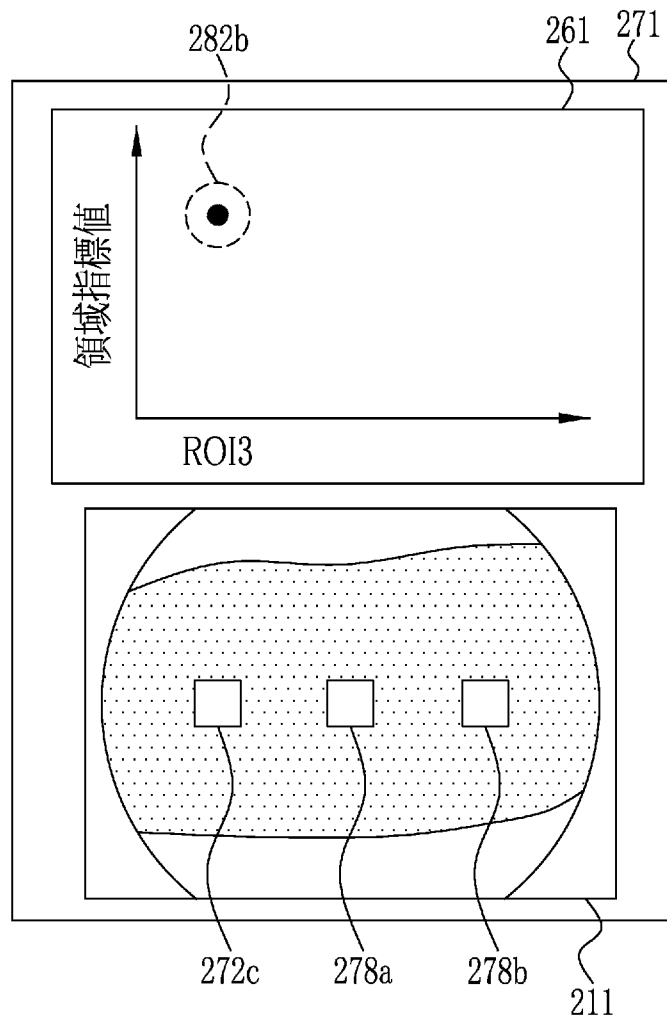
[図73]



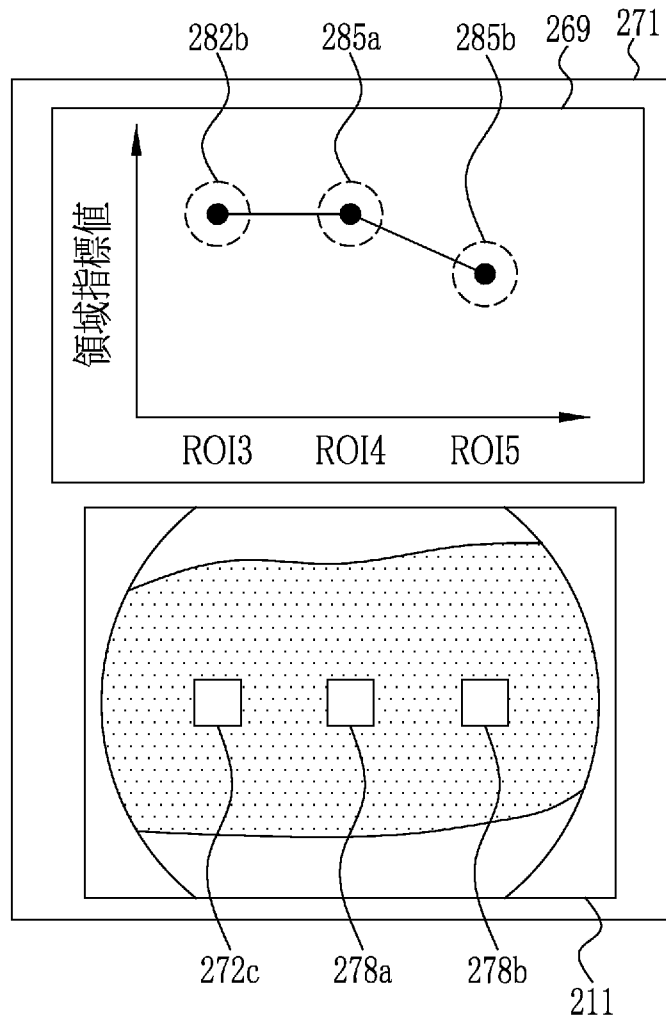
[図74]



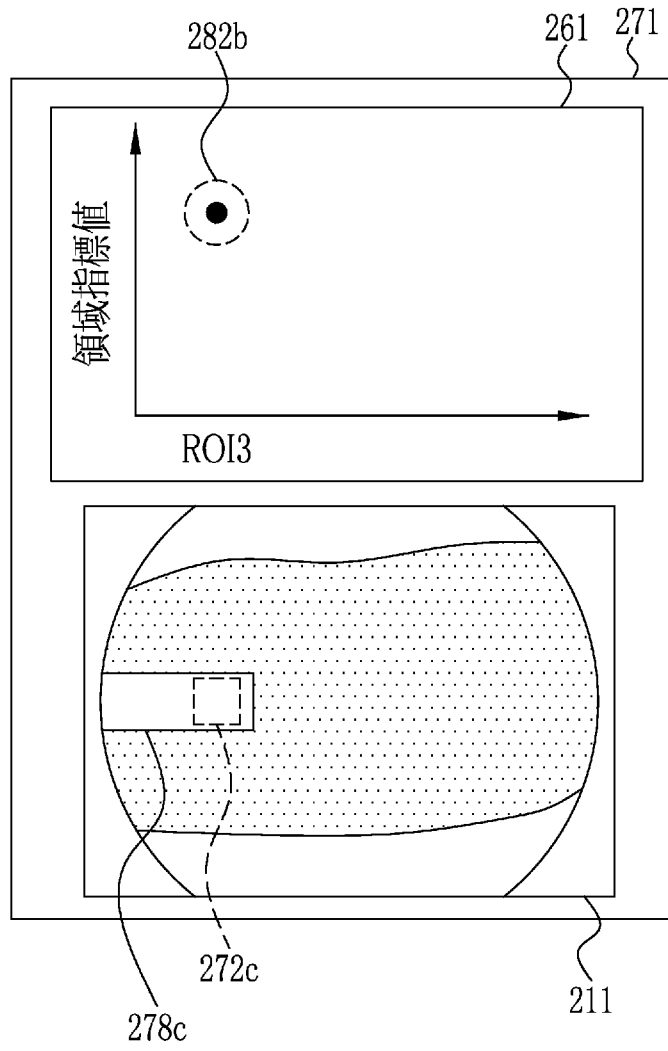
[図75]



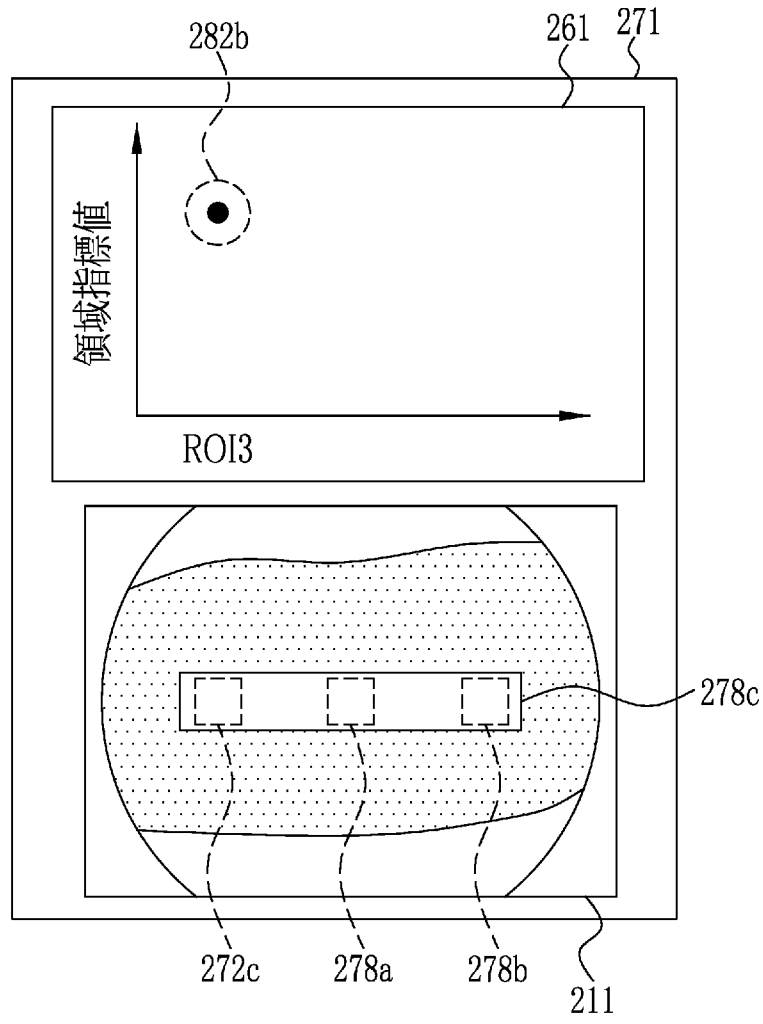
[図76]



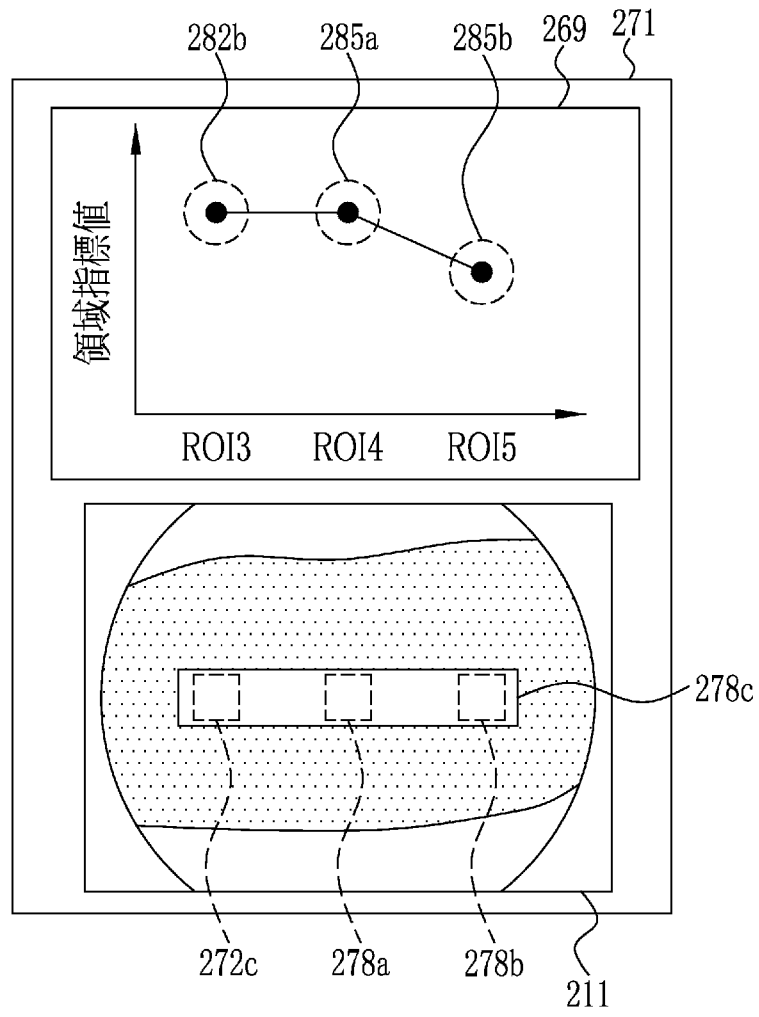
[図77]



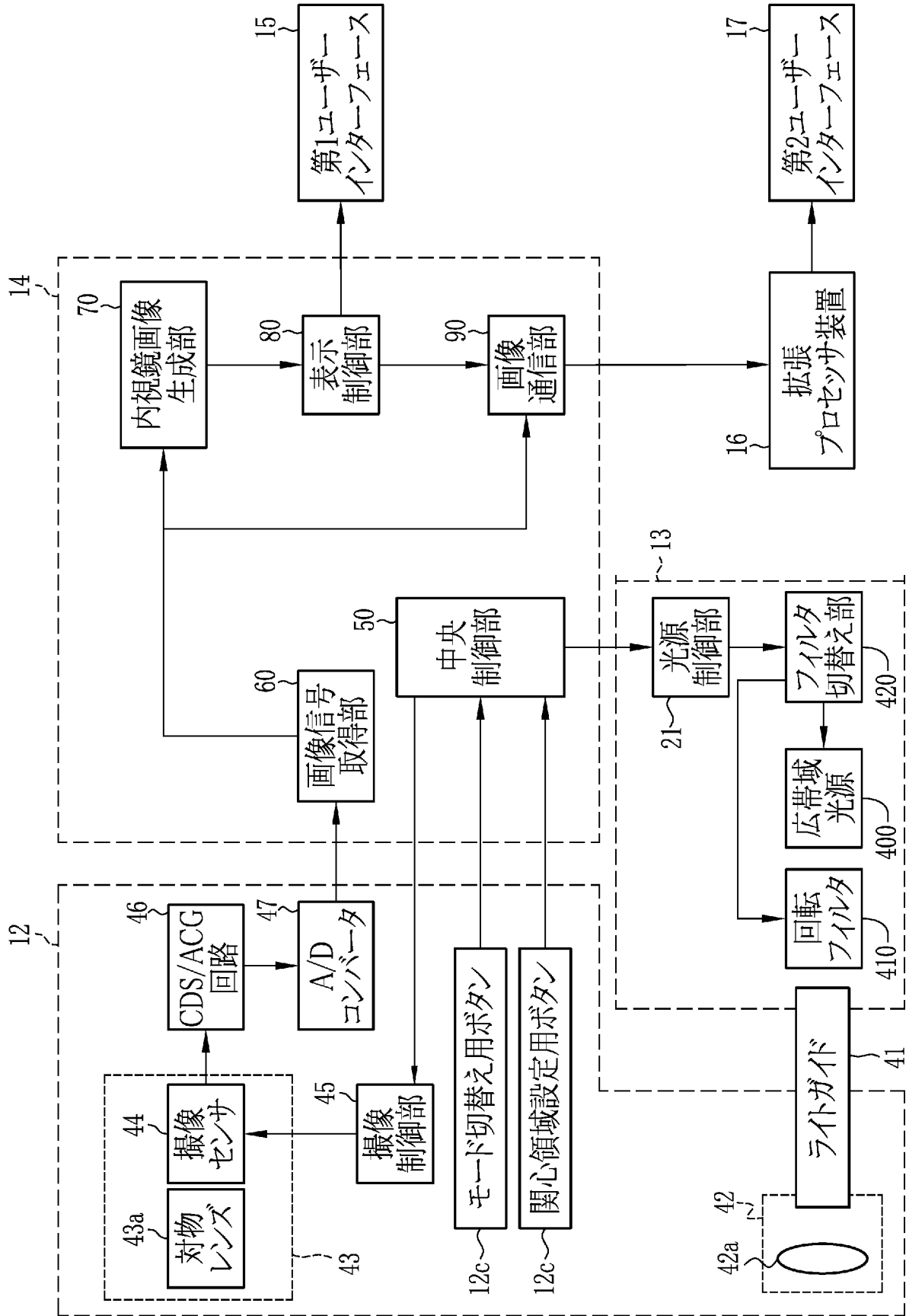
[図78]



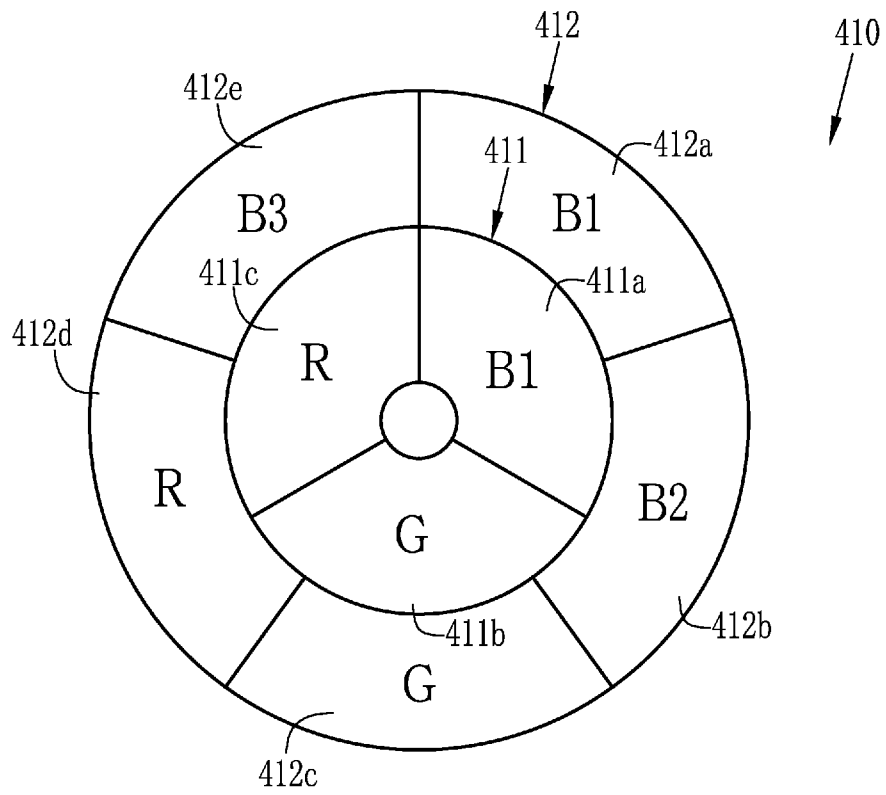
[図79]



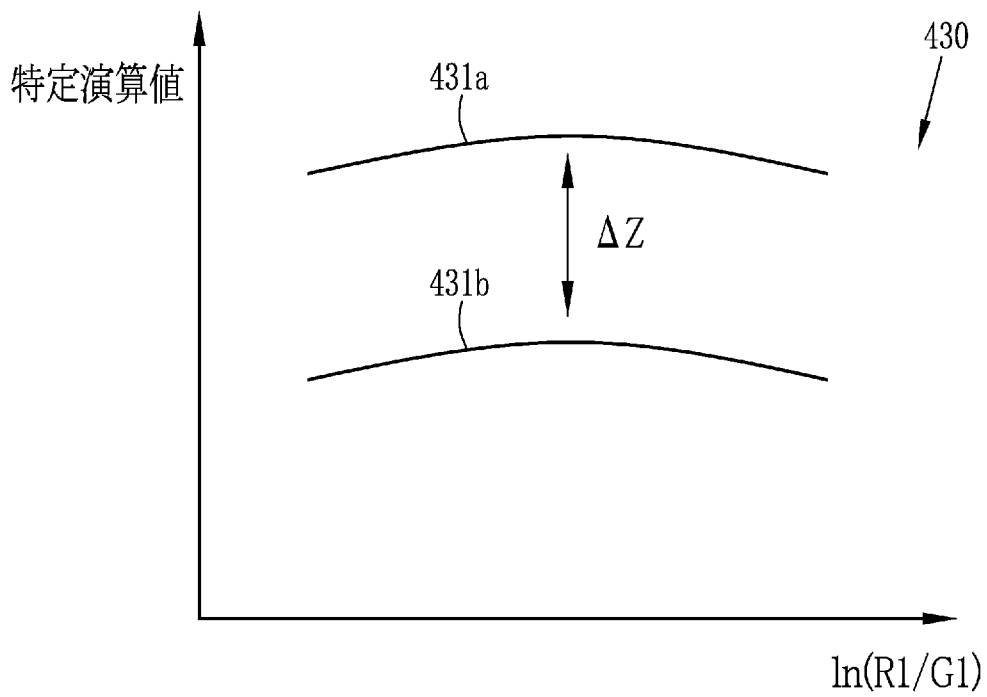
[図80]



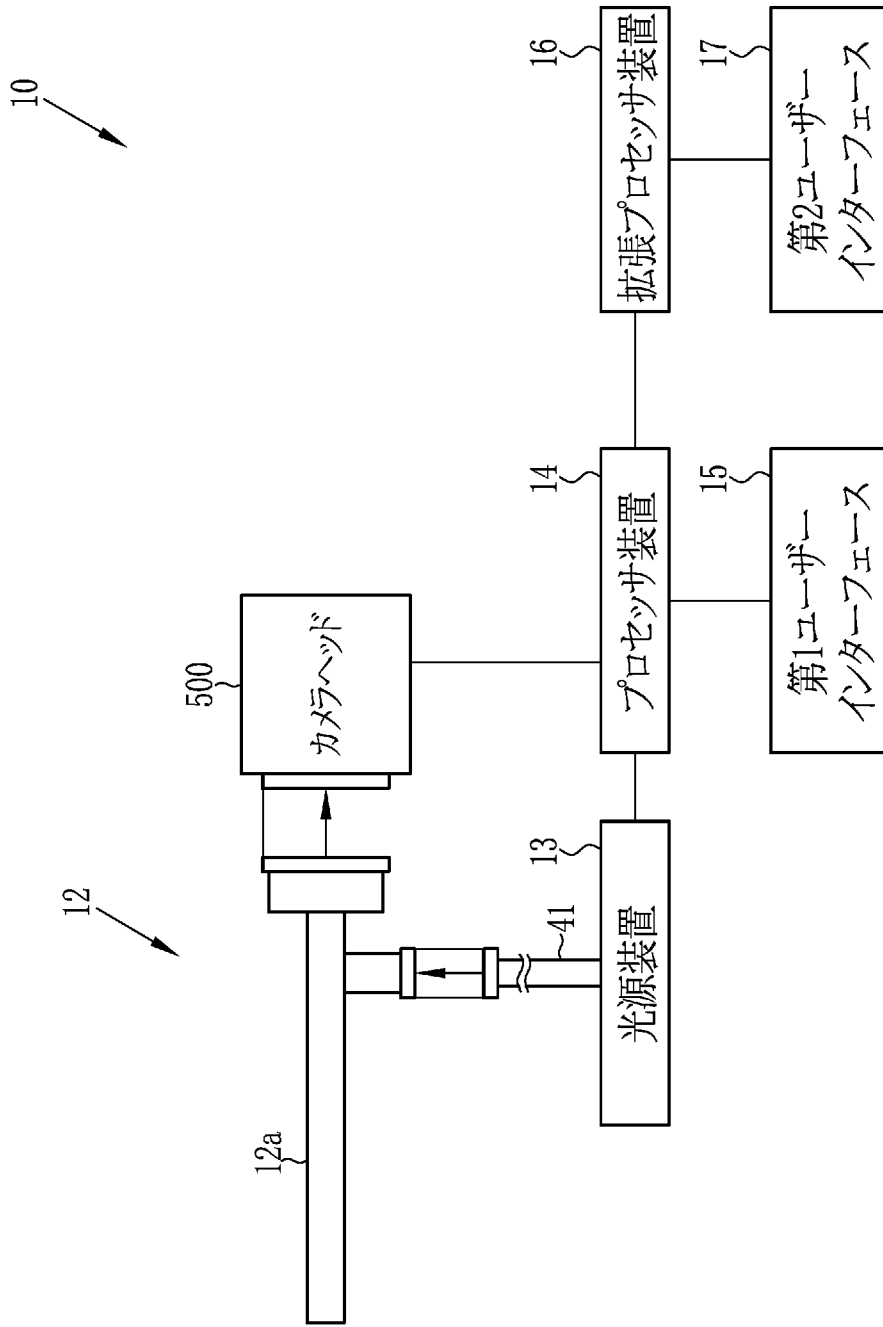
[図81]



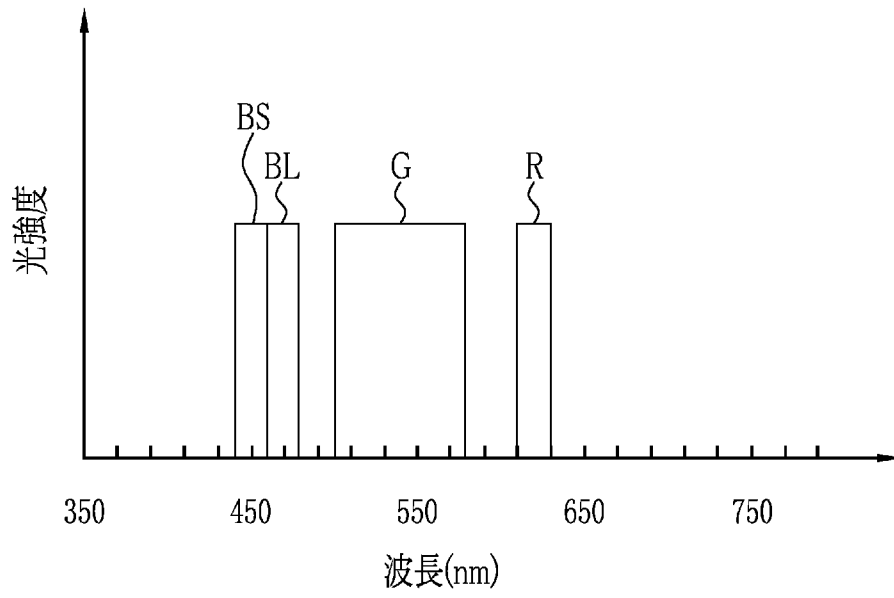
[図82]



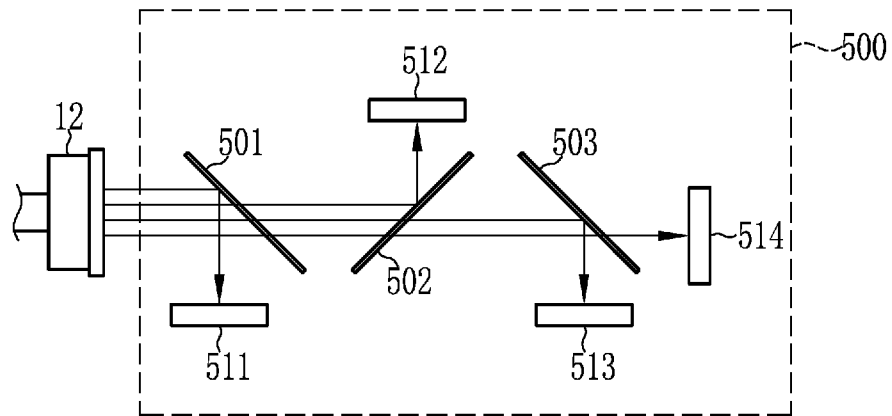
[図83]



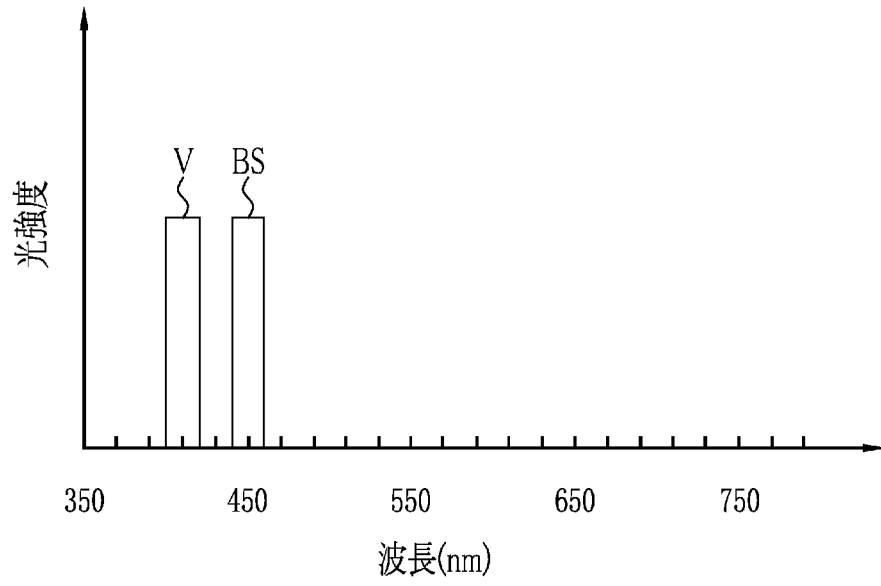
[図84]



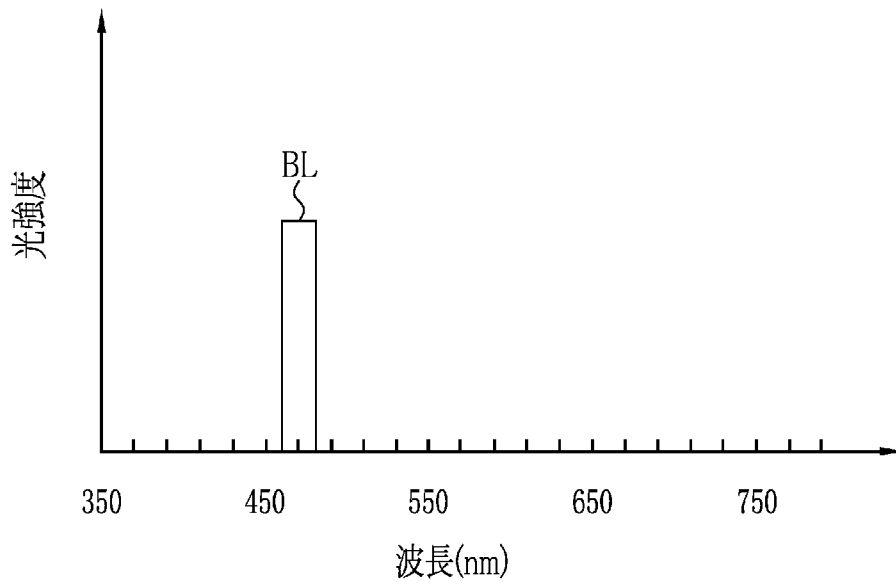
[図85]



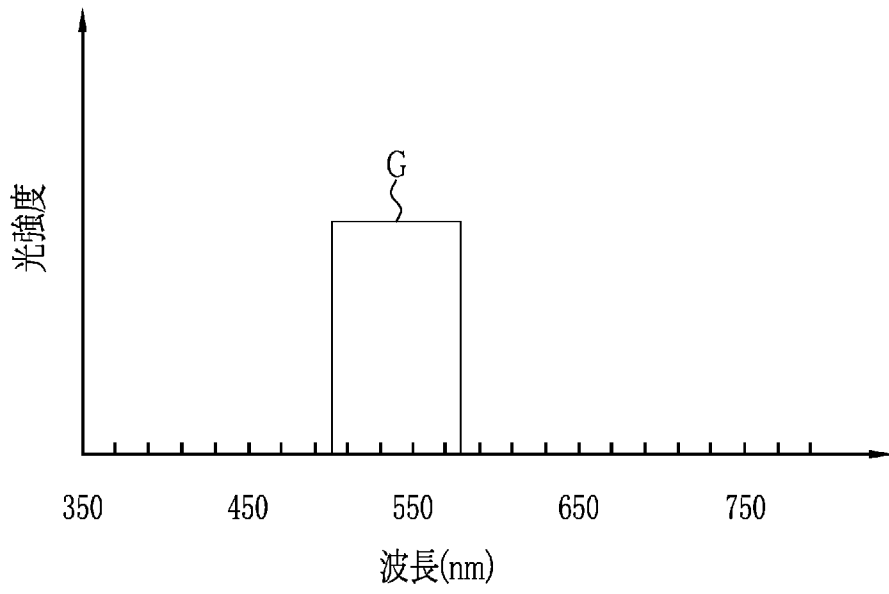
[図86]



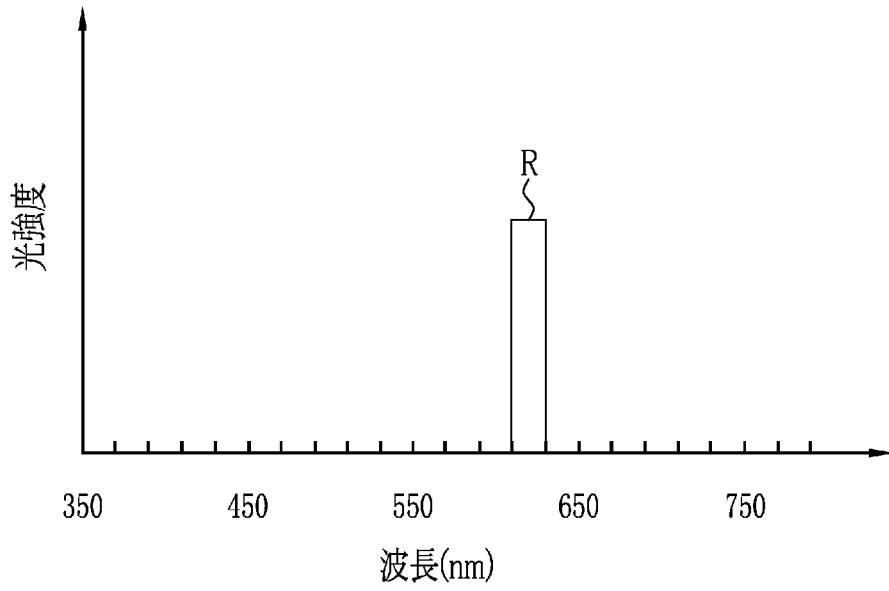
[図87]



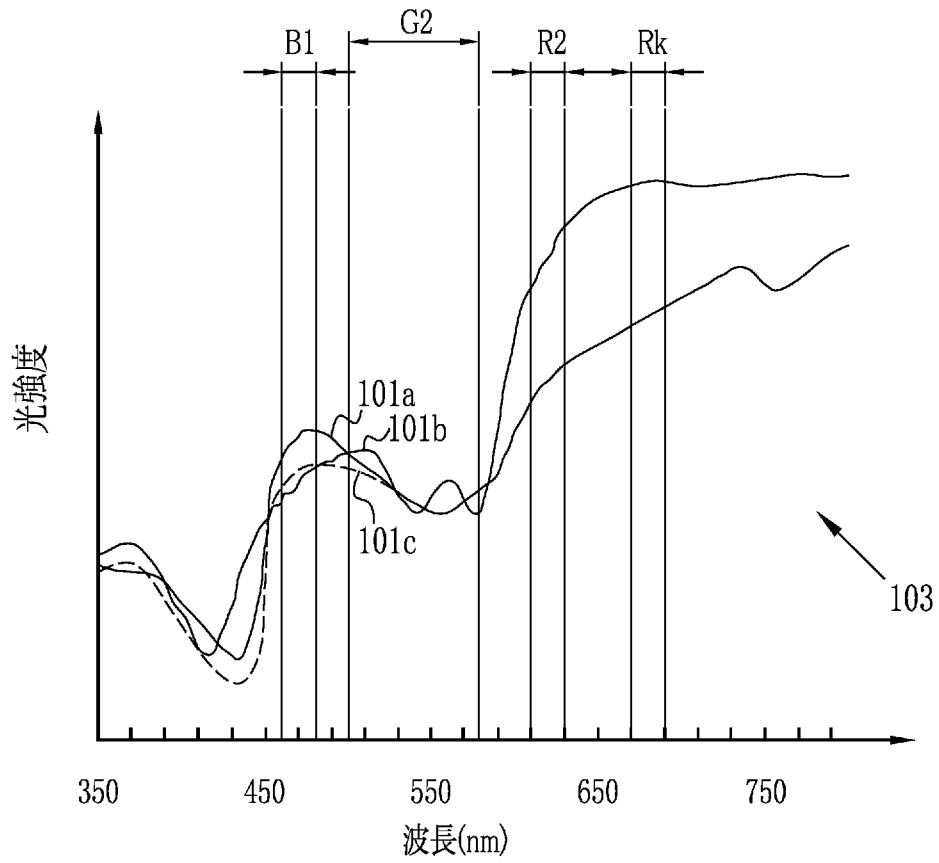
[図88]



[図89]



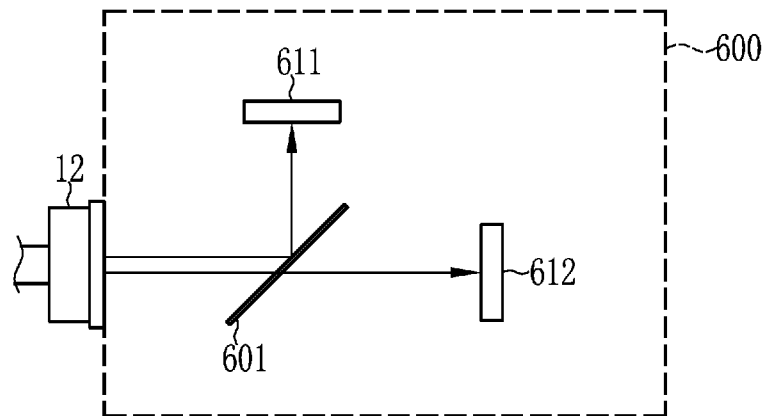
[図90]



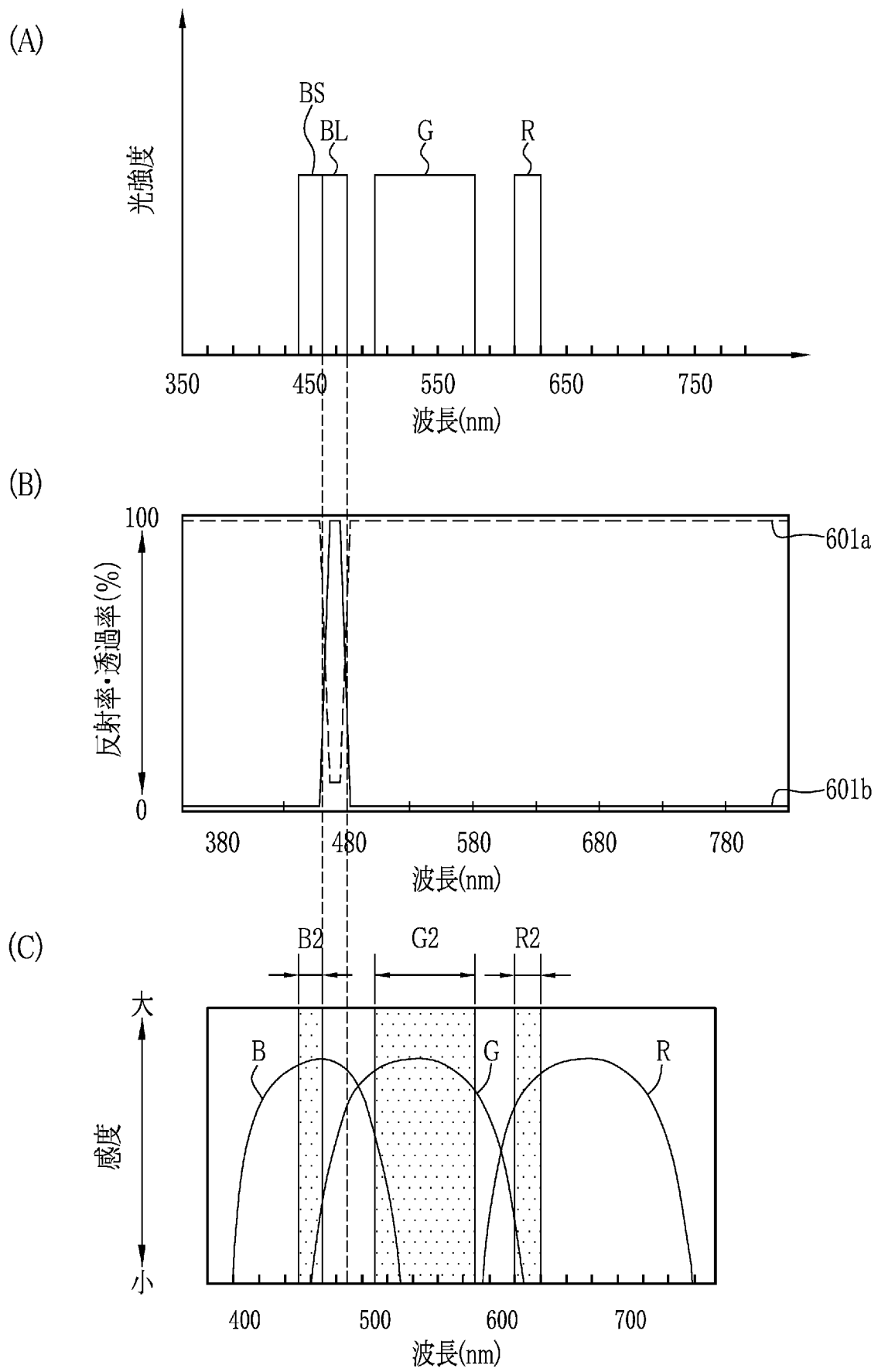
[図91]

|          | G2、G3 | R2 | Rk  |
|----------|-------|----|-----|
| 酸素飽和度依存性 | 小     | 中  | 中～小 |
| 血液濃度依存性  | 大     | 小  | 小   |
| 黄色色素依存性  | 小     | 小  | 小   |
| 明るさ依存性   | 有     | 有  | 有   |

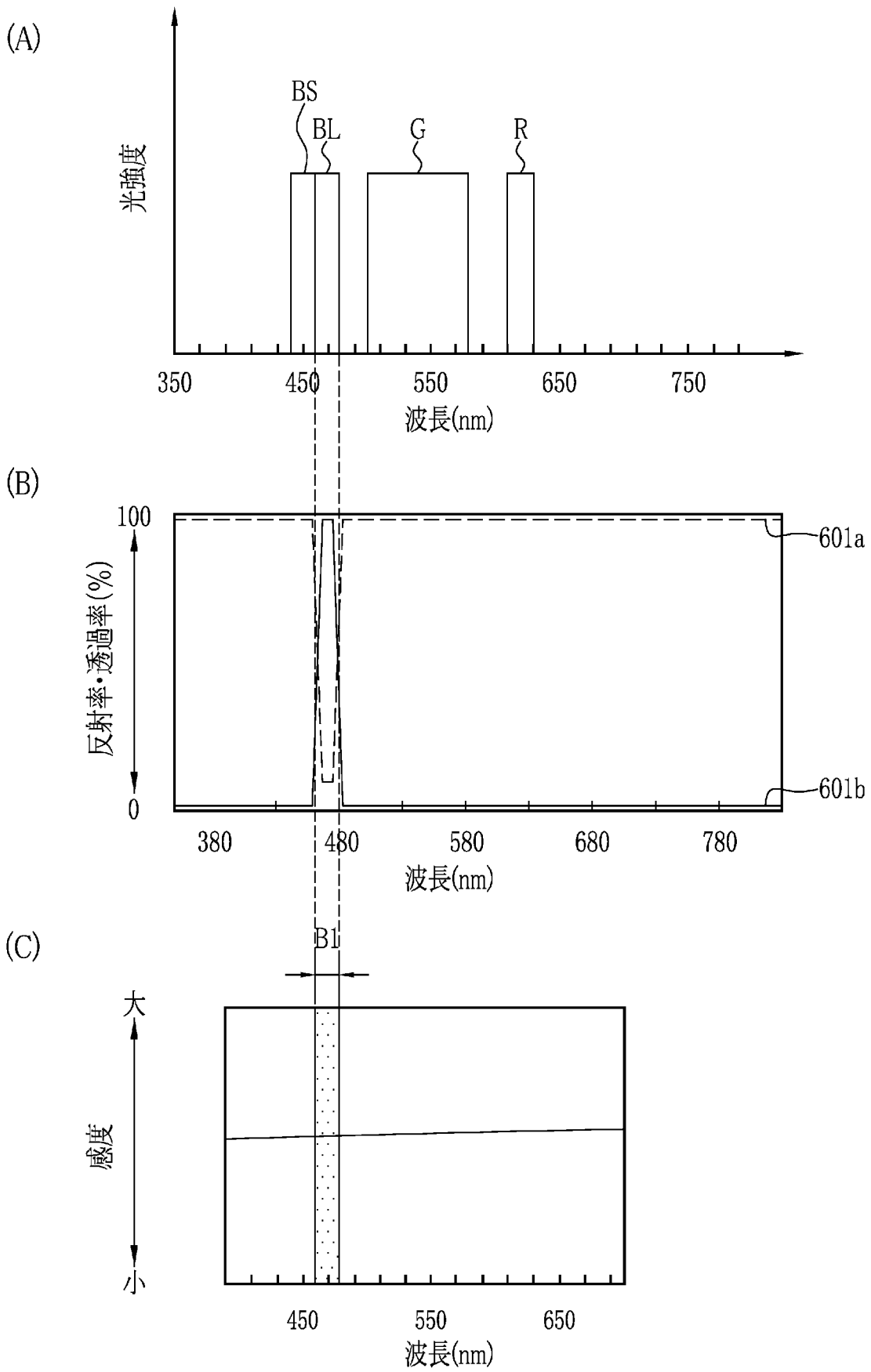
[図92]



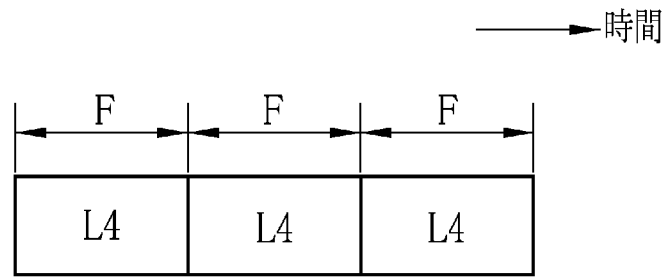
[図93]



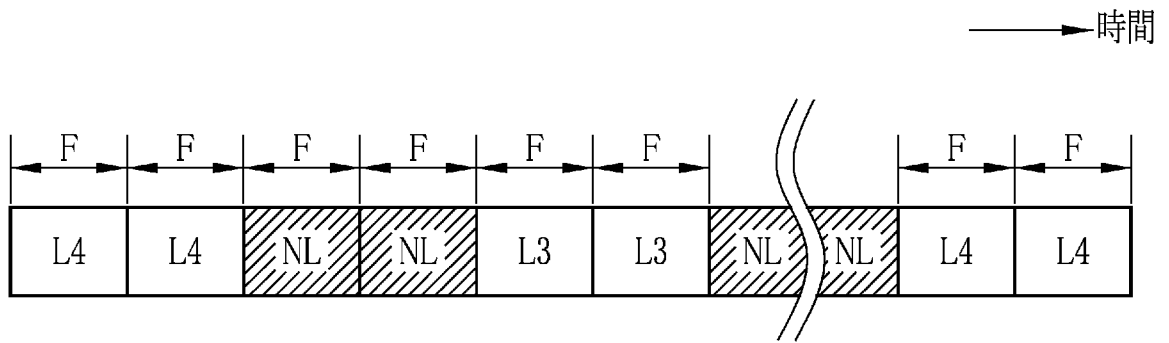
[図94]



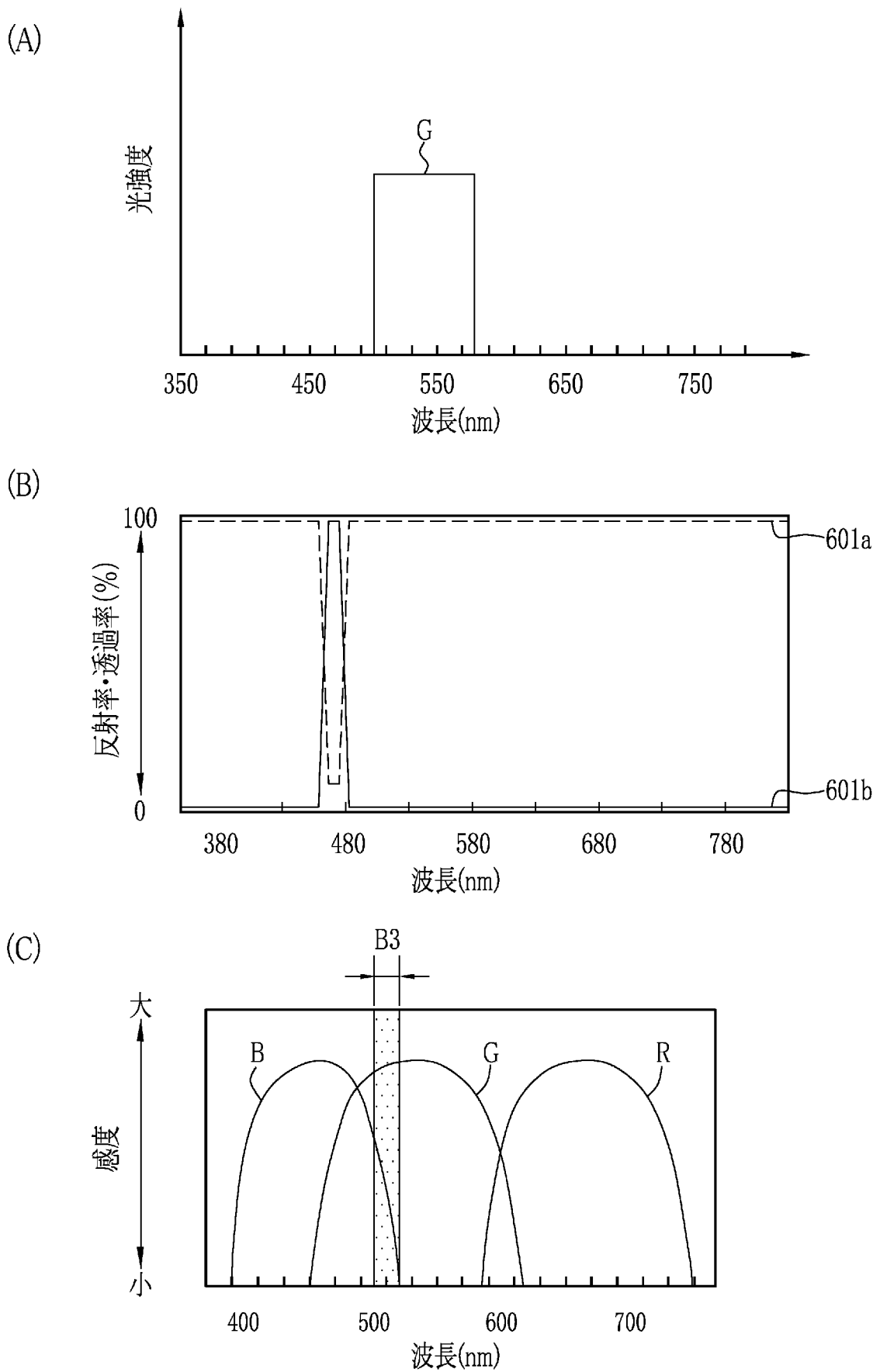
[図95]



[図96]

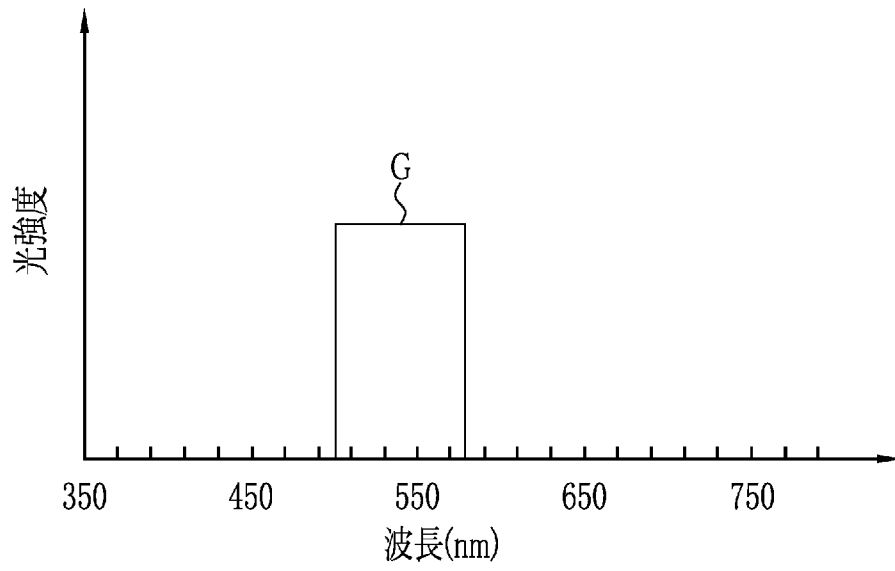


[図97]

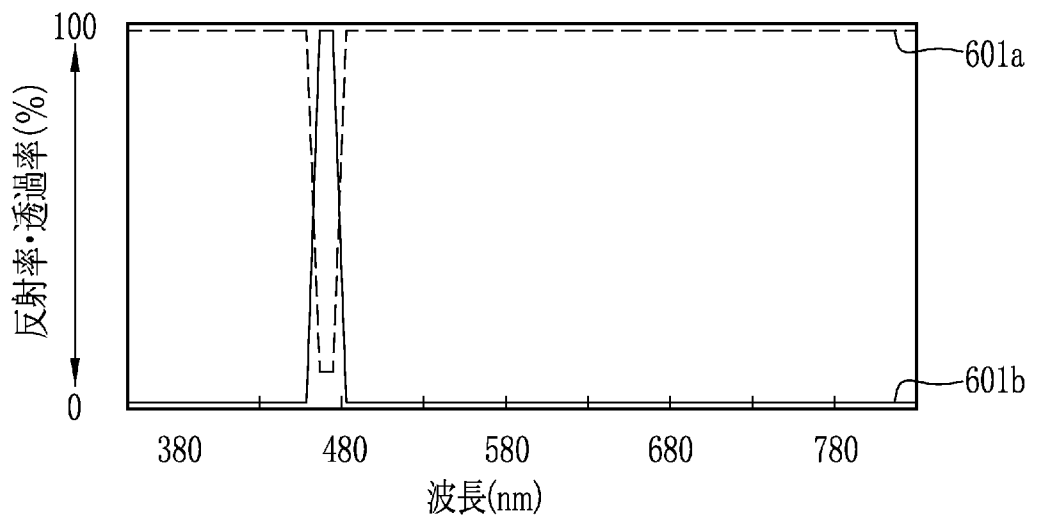


[図98]

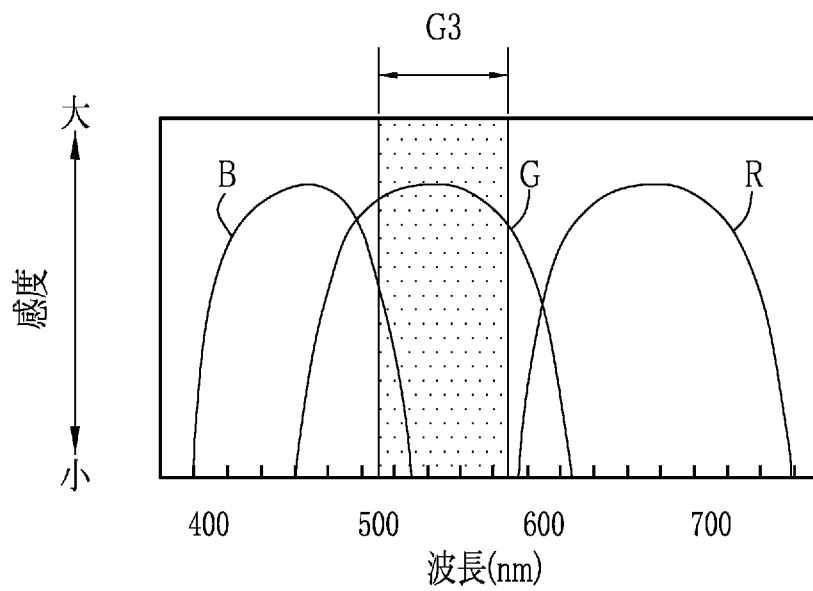
(A)



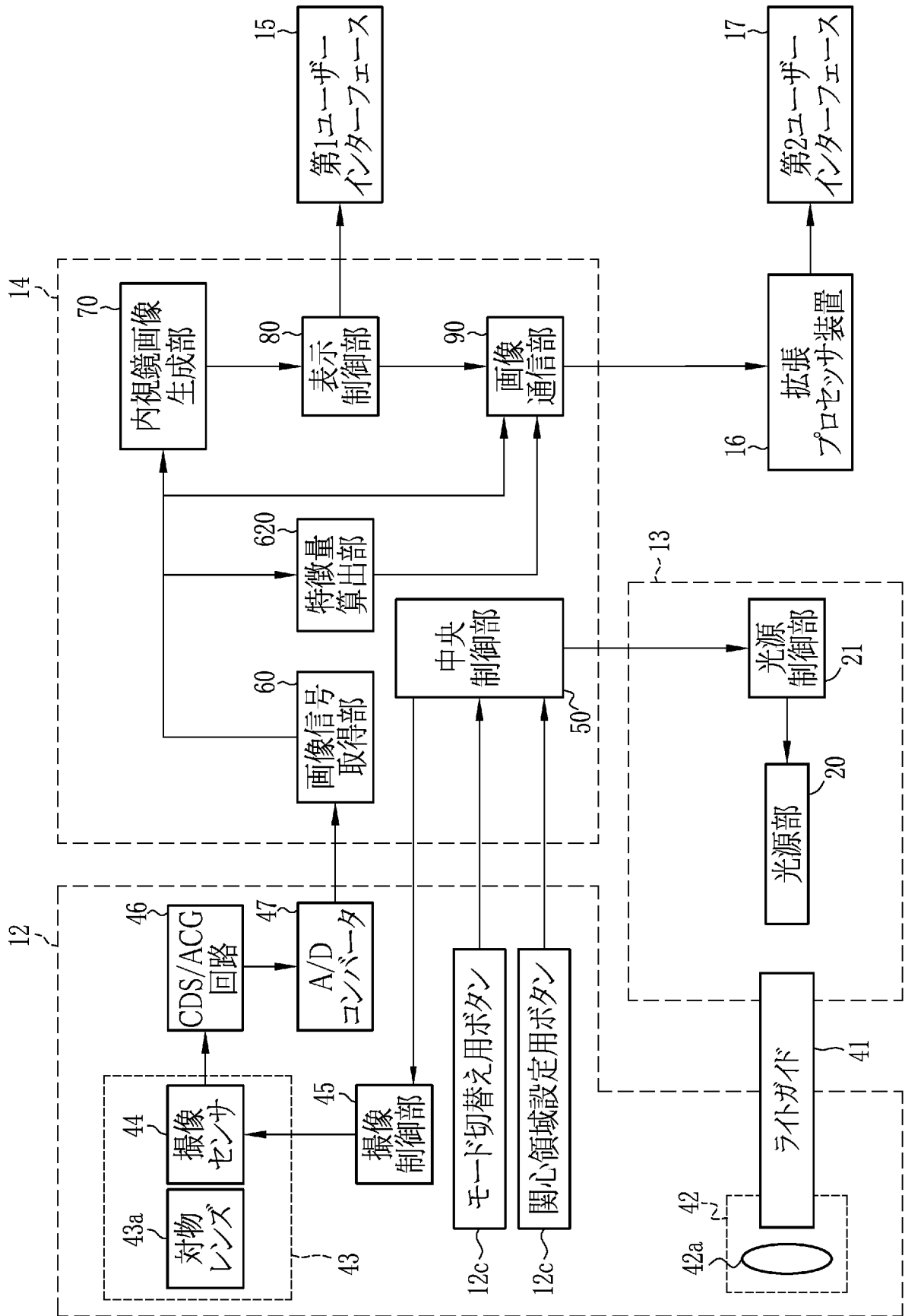
(B)



(C)

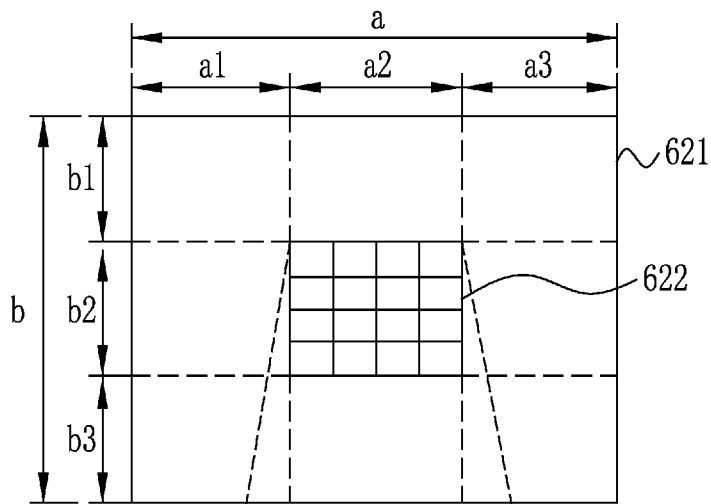


[図99]

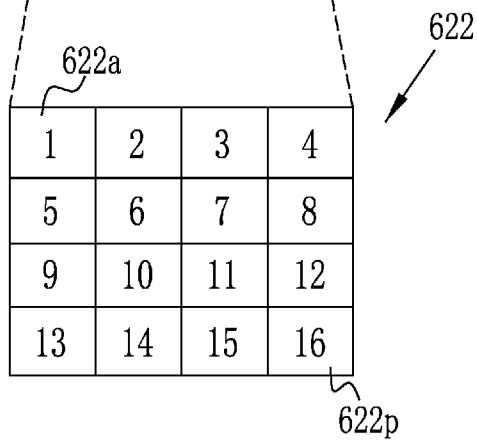


[図100]

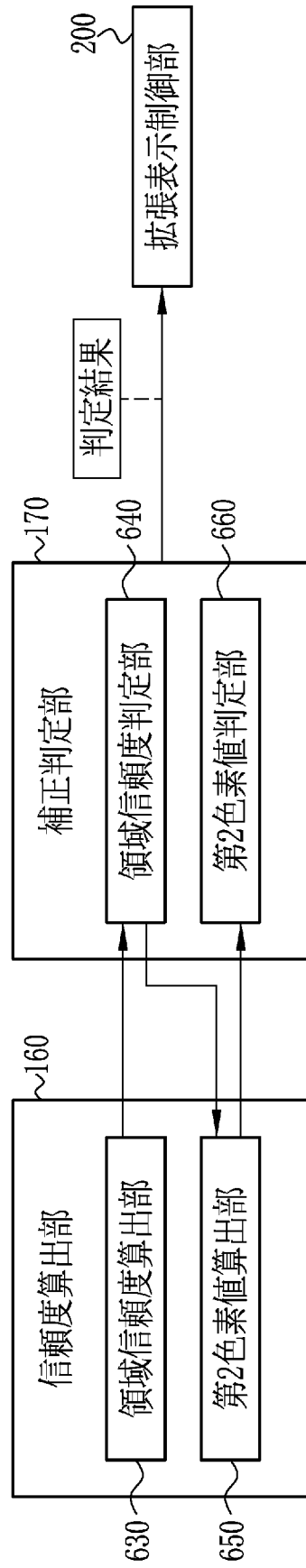
(A)



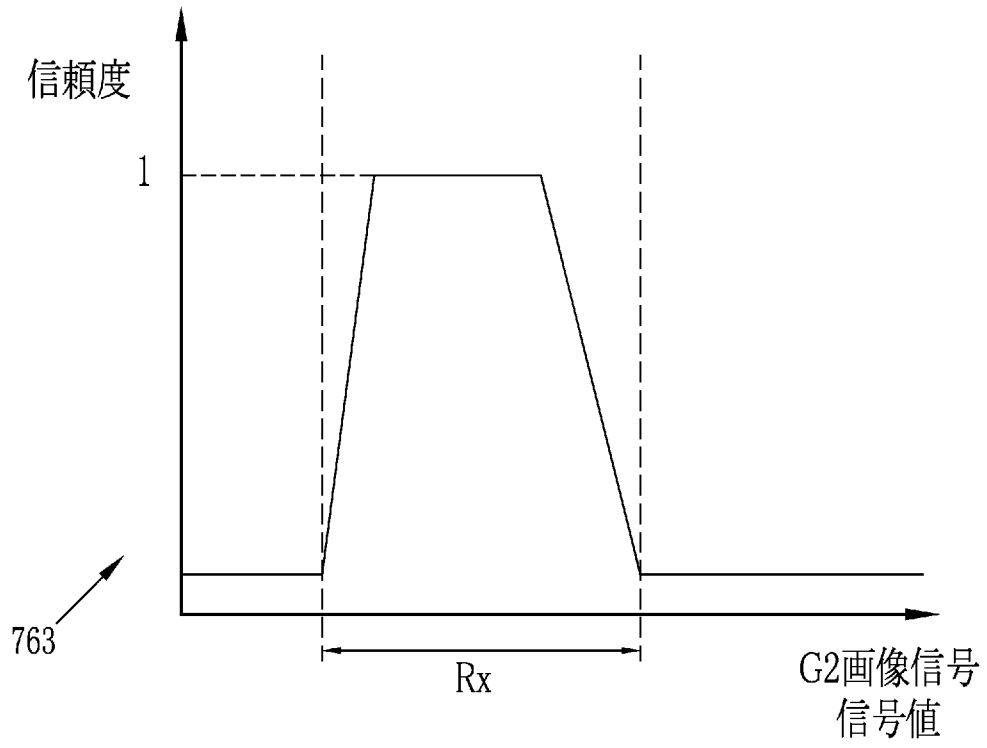
(B)



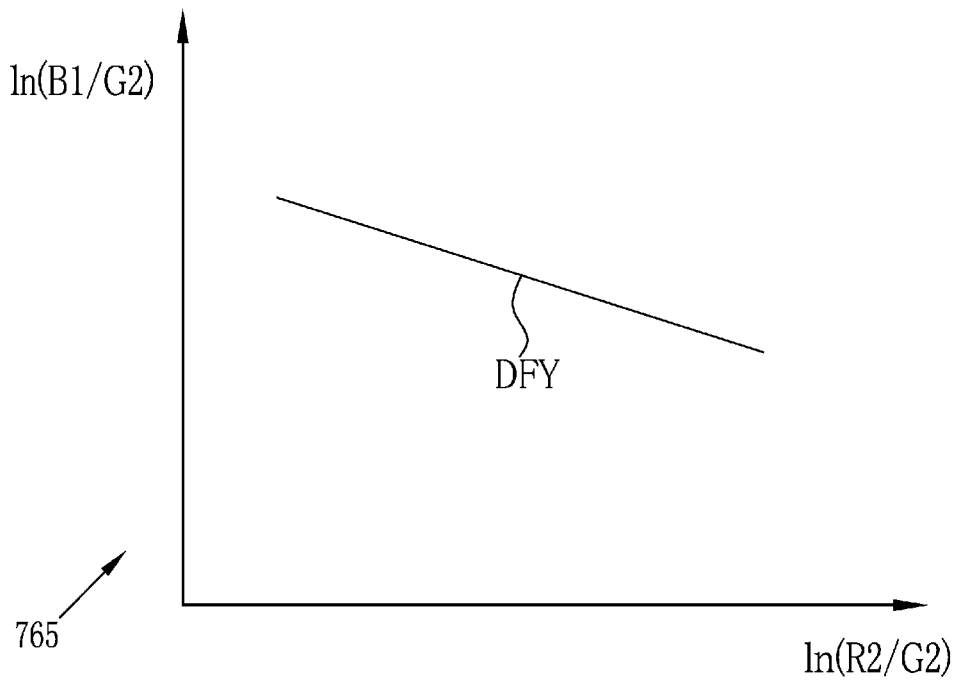
[図101]



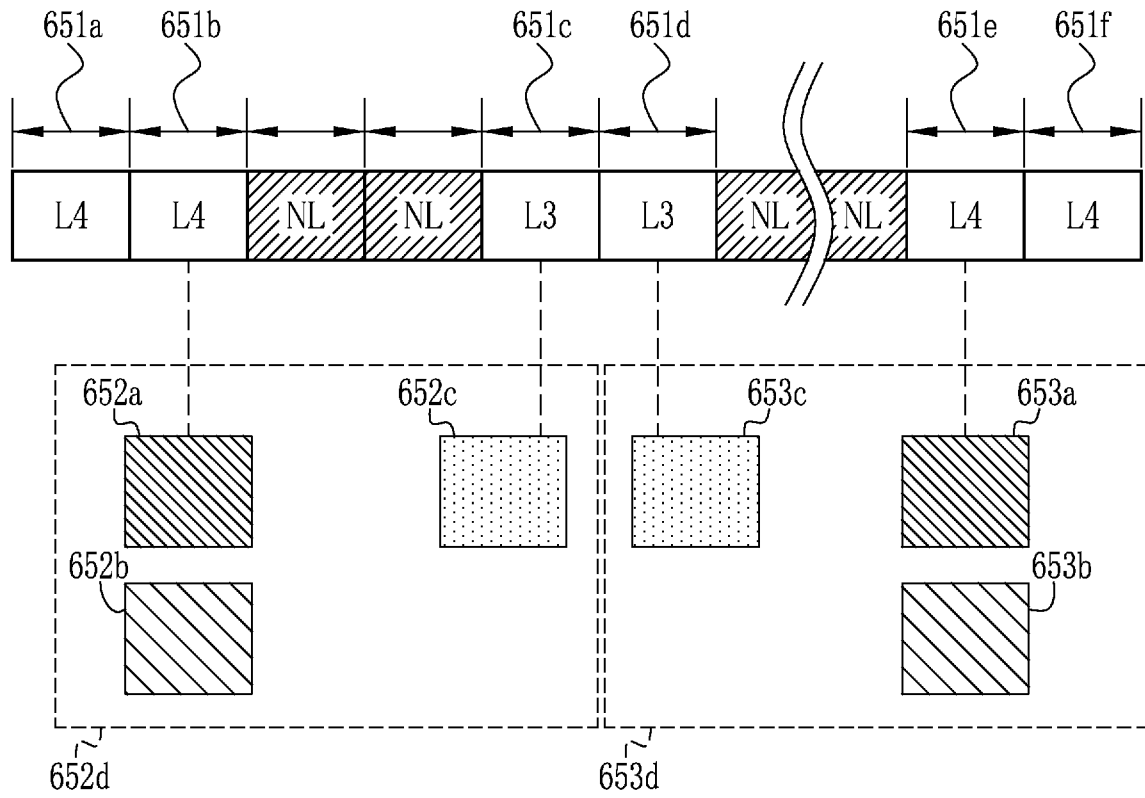
[図102]



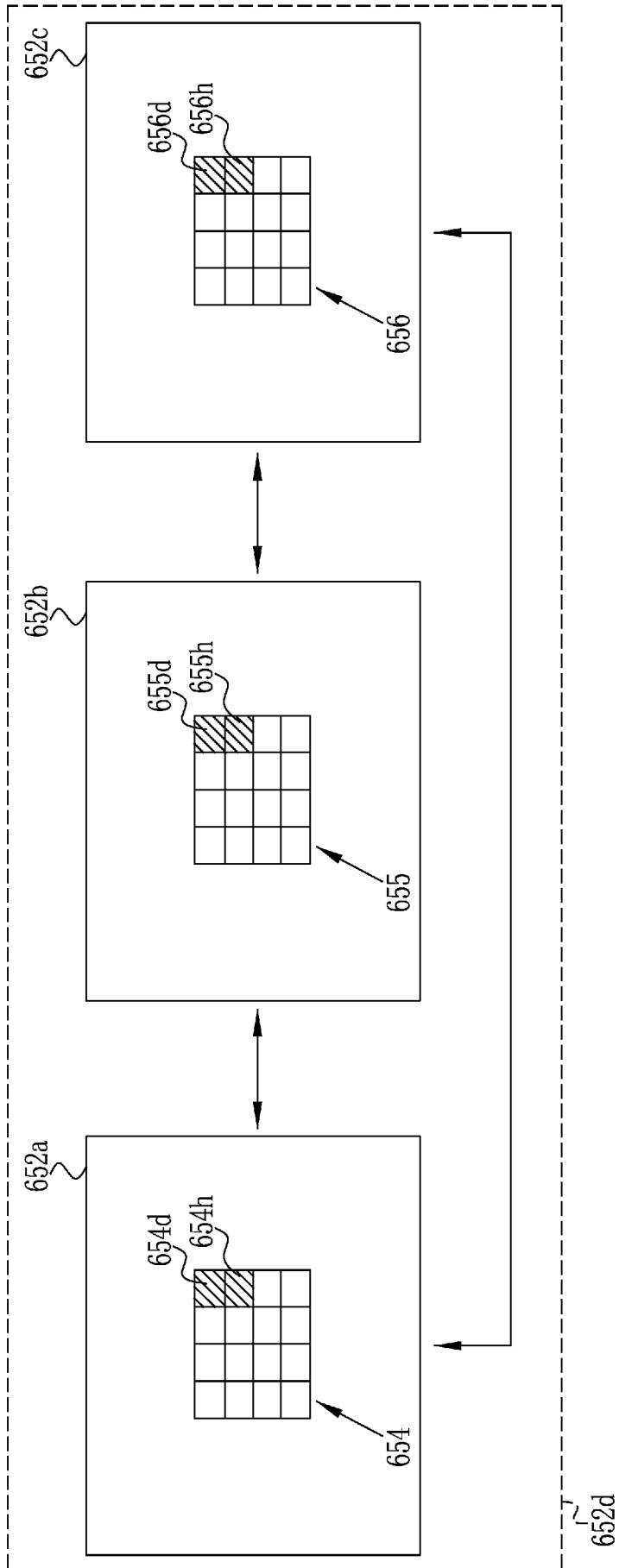
[図103]



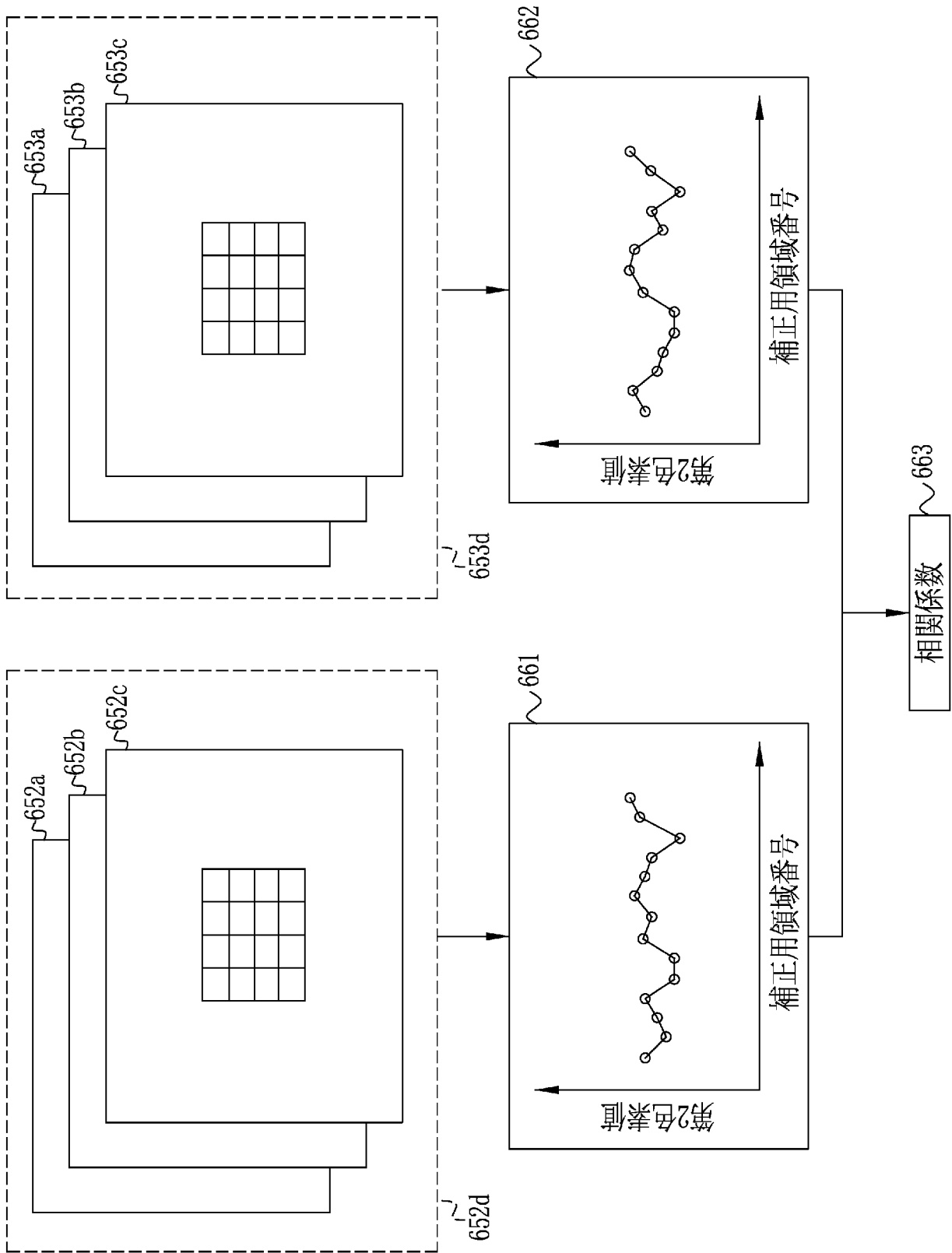
[図104]



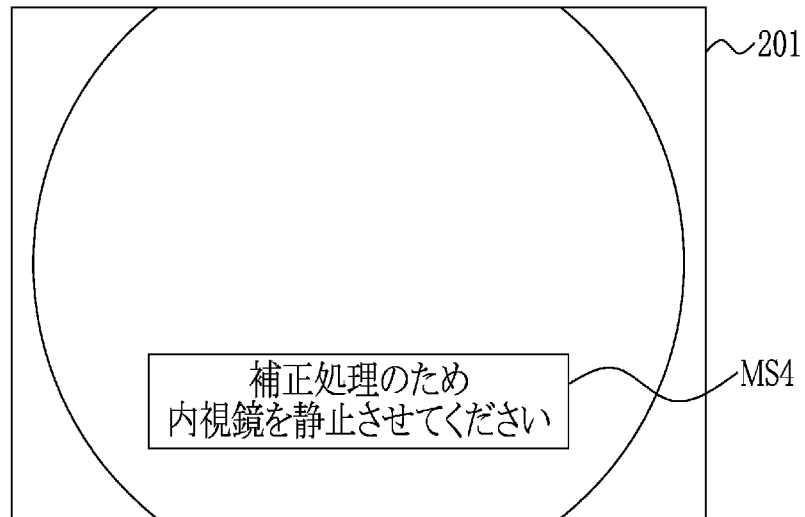
[図105]



[図106]



[図107]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/021964

| <b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>  |  |   |
|---|--|---|
| <p><i>A61B 1/045</i>(2006.01)i; <i>A61B 1/00</i>(2006.01)i; <i>A61B 5/1459</i>(2006.01)i; <i>G02B 23/24</i>(2006.01)i<br/> FI: A61B1/045 618; A61B1/00 550; A61B1/045 617; A61B1/045 622; A61B5/1459; G02B23/24; G02B23/24 B</p> <p>According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC</p>   |  |   |
| <b>B. FIELDS SEARCHED</b>   |  |   |
| Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)<br>A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26   |  |   |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched<br>Published examined utility model applications of Japan 1922-1996<br>Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023<br>Registered utility model specifications of Japan 1996-2023<br>Published registered utility model applications of Japan 1994-2023   |  |   |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  |  |   |
| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>   |  |   |
| Category*   | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                       | Relevant to claim No.   |
| Y<br>A  | WO 2019/065111 A1 (FUJIFILM CORP.) 04 April 2019 (2019-04-04)<br>paragraphs [0001]-[0103], fig. 1-18     | 1-3, 14-15<br>4-13  |
| Y<br>A  | WO 2017/061256 A1 (FUJIFILM CORP.) 13 April 2017 (2017-04-13)<br>paragraph [0079], fig. 6, 13            | 1-3, 14-15<br>4-13  |
| A   | WO 2017/154292 A1 (FUJIFILM CORP.) 14 September 2017 (2017-09-14)<br>paragraphs [0001]-[0121], fig. 1-20 | 1-15  |
| A   | WO 2019/012911 A1 (FUJIFILM CORP.) 17 January 2019 (2019-01-17)<br>paragraphs [0001]-[0106], fig. 1-20   | 1-15  |
| A   | WO 2012/165505 A1 (OLYMPUS CORP.) 06 December 2012 (2012-12-06)<br>paragraphs [0001]-[0091], fig. 1-9    | 1-15  |
| A   | JP 2012-235926 A (FUJIFILM CORP.) 06 December 2012 (2012-12-06)<br>paragraphs [0001]-[0075], fig. 1-20   | 1-15  |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.   |  |   |
| <p>* Special categories of cited documents:</p> <p>“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>“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)</p> <p>“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&amp;” document member of the same patent family</p> |  |   |
| Date of the actual completion of the international search<br><b>10 August 2023</b>  |  | Date of mailing of the international search report<br><b>22 August 2023</b> |
| Name and mailing address of the ISA/JP<br><b>Japan Patent Office (ISA/JP)<br/>3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915<br/>Japan</b>  |  | Authorized officer<br><br>Telephone No.                                     |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

**PCT/JP2023/021964**

| <b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> |  |                       |
|---|--|-----------------------|
| Category*                                     | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages                       | Relevant to claim No. |
| A   | WO 2019/172231 A1 (FUJIFILM CORP.) 12 September 2019 (2019-09-12)<br>paragraphs [0001]-[0115], fig. 1-41 | 1-15                  |
| A   | WO 2014/073331 A1 (FUJIFILM CORP.) 15 May 2014 (2014-05-15)<br>paragraphs [0001]-[0125], fig. 1-42       | 1-15                  |

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/JP2023/021964**

| Patent document<br>cited in search report | Publication date<br>(day/month/year) | Patent family member(s)  | Publication date<br>(day/month/year) |
|---|--------------------------------------|--|--------------------------------------|
| WO 2019/065111 A1                         | 04 April 2019                        | (Family: none)   |                                      |
| WO 2017/061256 A1                         | 13 April 2017                        | US 2018/0206738 A1<br>paragraph [0095], fig. 6, 13<br>EP 3360459 A1<br>JP 2017-70504 A                             |                                      |
| WO 2017/154292 A1                         | 14 September 2017                    | US 2018/0368658 A1<br>paragraphs [0001]-[0205], fig.<br>1-20<br>EP 3427636 A1<br>JP 2017-158627 A                  |                                      |
| WO 2019/012911 A1                         | 17 January 2019                      | US 2020/0118274 A1<br>paragraphs [0001]-[0181], fig.<br>1-20<br>EP 3653106 A1<br>CN 110831487 A                    |                                      |
| WO 2012/165505 A1                         | 06 December 2012                     | US 2014/0085686 A1<br>paragraphs [0001]-[0133], fig.<br>1-9<br>EP 2716202 A1<br>CN 103547207 A<br>JP 2012-249804 A |                                      |
| JP 2012-235926 A                          | 06 December 2012                     | US 2012/0289801 A1<br>paragraphs [0001]-[0111], fig.<br>1-20<br>EP 2522273 A1                                      |                                      |
| WO 2019/172231 A1                         | 12 September 2019                    | US 2020/0402235 A1<br>paragraphs [0001]-[0264], fig.<br>1-41   |                                      |
| WO 2014/073331 A1                         | 15 May 2014                          | JP 2014-94087 A<br>paragraphs [0001]-[0125], fig.<br>1-42  |                                      |

| <p>A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））</p> <p>A61B 1/045(2006.01)i; A61B 1/00(2006.01)i; A61B 5/1459(2006.01)i; G02B 23/24(2006.01)i<br/>                 FI: A61B1/045 618; A61B1/00 550; A61B1/045 617; A61B1/045 622; A61B5/1459; G02B23/24; G02B23/24 B</p>   |  |                    |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
|---|--|--------------------|-----------------|-----------------------------------|----------------|--------------|--|--------------------|-------------|--|--------------------|---|--|------|---|--|------|---|--|------|---|---|------|
| <p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））</p> <p>A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26</p> <p>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</p> <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 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2023年</td> </tr> </table> <p>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）</p>  |  |                    | 日本国実用新案公報       | 1922 - 1996年                      | 日本国公開実用新案公報    | 1971 - 2023年 | 日本国実用新案登録公報  | 1996 - 2023年       | 日本国登録実用新案公報 | 1994 - 2023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 - 2023年   |                    |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| 日本国実用新案登録公報   | 1996 - 2023年   |                    |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| 日本国登録実用新案公報   | 1994 - 2023年   |                    |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| <p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の<br/>カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する<br/>請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y<br/>A</td> <td>WO 2019/065111 A1 (富士フイルム株式会社) 04.04.2019 (2019-04-04)<br/>[0001]-[0103], 図1-18</td> <td>1-3, 14-15<br/>4-13</td> </tr> <tr> <td>Y<br/>A</td> <td>WO 2017/061256 A1 (富士フイルム株式会社) 13.04.2017 (2017-04-13)<br/>[0079], 図6, 13</td> <td>1-3, 14-15<br/>4-13</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2017/154292 A1 (富士フイルム株式会社) 14.09.2017 (2017-09-14)<br/>[0001]-[0121], 図1-20</td> <td>1-15</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2019/012911 A1 (富士フイルム株式会社) 17.01.2019 (2019-01-17)<br/>[0001]-[0106], 図1-20</td> <td>1-15</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 2012/165505 A1 (オリンパス株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06)<br/>[0001]-[0091], 図1-9</td> <td>1-15</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>JP 2012-235926 A (富士フイルム株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06)<br/>[0001]-[0075], 図1-20</td> <td>1-15</td> </tr> </tbody> </table> <p><input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。</p> <p>* 引用文献のカテゴリー<br/>                 “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの<br/>                 “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<br/>                 “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）<br/>                 “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献<br/>                 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献<br/>                 “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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの<br/>                 “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<br/>                 “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<br/>                 “&amp;” 同一パテントファミリー文献</p> |  |                    | 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 | Y<br>A       | WO 2019/065111 A1 (富士フイルム株式会社) 04.04.2019 (2019-04-04)<br>[0001]-[0103], 図1-18 | 1-3, 14-15<br>4-13 | Y<br>A      | WO 2017/061256 A1 (富士フイルム株式会社) 13.04.2017 (2017-04-13)<br>[0079], 図6, 13 | 1-3, 14-15<br>4-13 | A | WO 2017/154292 A1 (富士フイルム株式会社) 14.09.2017 (2017-09-14)<br>[0001]-[0121], 図1-20 | 1-15 | A | WO 2019/012911 A1 (富士フイルム株式会社) 17.01.2019 (2019-01-17)<br>[0001]-[0106], 図1-20 | 1-15 | A | WO 2012/165505 A1 (オリンパス株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06)<br>[0001]-[0091], 図1-9 | 1-15 | A | JP 2012-235926 A (富士フイルム株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06)<br>[0001]-[0075], 図1-20 | 1-15 |
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号     |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| Y<br>A  | WO 2019/065111 A1 (富士フイルム株式会社) 04.04.2019 (2019-04-04)<br>[0001]-[0103], 図1-18 | 1-3, 14-15<br>4-13 |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| Y<br>A  | WO 2017/061256 A1 (富士フイルム株式会社) 13.04.2017 (2017-04-13)<br>[0079], 図6, 13       | 1-3, 14-15<br>4-13 |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| A   | WO 2017/154292 A1 (富士フイルム株式会社) 14.09.2017 (2017-09-14)<br>[0001]-[0121], 図1-20 | 1-15               |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| A   | WO 2019/012911 A1 (富士フイルム株式会社) 17.01.2019 (2019-01-17)<br>[0001]-[0106], 図1-20 | 1-15               |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| A   | WO 2012/165505 A1 (オリンパス株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06)<br>[0001]-[0091], 図1-9   | 1-15               |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| A   | JP 2012-235926 A (富士フイルム株式会社) 06.12.2012 (2012-12-06)<br>[0001]-[0075], 図1-20  | 1-15               |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| <p>国際調査を完了した日</p> <p>10.08.2023</p>   | <p>国際調査報告の発送日</p> <p>22.08.2023</p>  |                    |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |
| <p>名称及びあて先</p> <p>日本国特許庁(ISA/JP)<br/>〒100-8915<br/>日本国<br/>東京都千代田区霞が関三丁目4番3号</p>  | <p>権限のある職員（特許庁審査官）</p> <p>北島 拓馬 2Q 4845</p> <p>電話番号 03-3581-1101 内線 3292</p>   |                    |                 |                                   |                |              |  |                    |             |  |                    |   |  |      |   |  |      |   |  |      |   |   |      |

| C. 関連すると認められる文献 |  |                |
|-----------------|--|----------------|
| 引用文献の<br>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<br>請求項の番号 |
| A               | WO 2019/172231 A1 (富士フイルム株式会社) 12.09.2019 (2019 - 09 - 12)<br>[0001]-[0115], 図1-41 | 1-15           |
| A               | WO 2014/073331 A1 (富士フイルム株式会社) 15.05.2014 (2014 - 05 - 15)<br>[0001]-[0125], 図1-42 | 1-15           |

国際調査報告  
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2023/021964

| 引用文献              | 公表日        | パテントファミリー文献  | 公表日 |
|-------------------|------------|--|-----|
| WO 2019/065111 A1 | 04.04.2019 | (ファミリーなし)  |     |
| WO 2017/061256 A1 | 13.04.2017 | US 2018/0206738 A1<br>[0095], 図6, 13<br>EP 3360459 A1<br>JP 2017-70504 A                         |     |
| WO 2017/154292 A1 | 14.09.2017 | US 2018/0368658 A1<br>[0001]-[0205], 図1-20<br>EP 3427636 A1<br>JP 2017-158627 A                  |     |
| WO 2019/012911 A1 | 17.01.2019 | US 2020/0118274 A1<br>[0001]-[0181], 図1-20<br>EP 3653106 A1<br>CN 110831487 A                    |     |
| WO 2012/165505 A1 | 06.12.2012 | US 2014/0085686 A1<br>[0001]-[0133], 図1-9<br>EP 2716202 A1<br>CN 103547207 A<br>JP 2012-249804 A |     |
| JP 2012-235926 A  | 06.12.2012 | US 2012/0289801 A1<br>[0001]-[0111], 図1-20<br>EP 2522273 A1                                      |     |
| WO 2019/172231 A1 | 12.09.2019 | US 2020/0402235 A1<br>[0001]-[0264], 図1-41   |     |
| WO 2014/073331 A1 | 15.05.2014 | JP 2014-94087 A<br>[0001]-[0125], 図1-42  |     |