

(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
2023年11月16日(16.11.2023)



(10) 国際公開番号

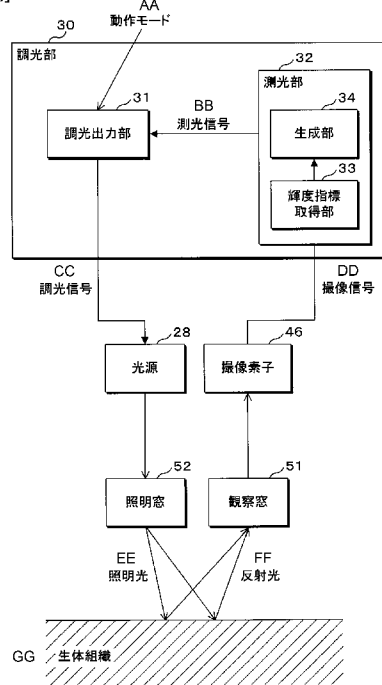
WO 2023/218897 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/015794
- (22) 国際出願日: 2023年4月20日(20.04.2023)
- (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 2022-077751 2022年5月10日(10.05.2022) JP
- (71) 出願人: H O Y A 株 式 会 社 (HOYA CORPORATION) [JP/JP]; 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 林 佳 宏 (HAYASHI, Yoshihiro); 〒1608347 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H O Y A 株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 河野 英仁, 外 (KOHNO, Hideto et al.); 〒5400035 大阪府大阪市中央区釣鐘町二丁目4番3号 河野特許事務所 Osaka (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, 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,

(54) Title: PROCESSOR FOR ENDOSCOPE AND CONTROL METHOD OF PROCESSOR FOR ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡用プロセッサおよび内視鏡用プロセッサの制御方法

[図3]



- 28 Light source
30 Dimming unit
31 Dimming output unit
32 Photometer
33 Luminance index acquisition unit
34 Generation unit
46 Imaging element
51 Observation window
52 Illumination window
AA Operation mode
BB Photometric signal
CC Dimming signal
DD Imaging signal
EE Illumination light
FF Reflected light
GG Biological tissue

(57) Abstract: Provided is a processor for an endoscope in which an automatic dimming function appropriately operates even if a tip end of the endoscope is in the vicinity of or in contact with biological tissue. The processor for an endoscope comprises an imaging signal acquisition unit that acquires an imaging signal from an imaging element (46), and a dimming unit (30) that controls a light source (28) that illuminates an observation field on the basis of the imaging signal. The dimming unit (30) has: a luminance index acquisition unit (33) that acquires, on the basis of the imaging signal, a first

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, 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))

index related to the luminance of a first color and a second index related to the luminance of a second color; a generation unit (34) that generates a photometric signal on the basis of the first index and the second index; and a dimming output unit (31) that outputs a dimming signal to the light source (28) on the basis of the photometric signal.

(57) 要約: 内視鏡の先端が生体組織に近接または接触している場合であっても、自動調光機能が適切に動作する内視鏡用プロセッサを提供すること。内視鏡用プロセッサは、撮像素子(46)から撮像信号を取得する撮像信号取得部と、前記撮像信号に基づいて観察視野を照明する光源(28)を制御する調光部(30)とを備え、前記調光部(30)は、前記撮像信号に基づいて、第1色の輝度に関する第1指標および第2色の輝度に関する第2指標を取得する輝度指標取得部(33)と、前記第1指標および前記第2指標に基づいて測光信号を生成する生成部(34)と、前記測光信号に基づいて、前記光源(28)に対して調光信号を出力する調光出力部(31)とを有する。

明 細 書

発明の名称：

内視鏡用プロセッサおよび内視鏡用プロセッサの制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、内視鏡用プロセッサおよび内視鏡用プロセッサの制御方法に関する。

背景技術

[0002] 内視鏡画像の明るさに基づいて照明光の明るさを自動的に調整する、自動調光機能を備える内視鏡用プロセッサが使用されている。内視鏡画像にハレーションが発生した場合に、調光モードを自動的に調整して、ハレーションを低減する内視鏡用プロセッサが提案されている（特許文献1）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：国際公開第2017／126531号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 自動調光機能により、医師が内視鏡を操作して視野を変更した場合であっても、内視鏡画像は診断に適した明るさに維持される。

[0005] しかしながら、内視鏡の先端が粘膜等の生体組織に近接または接触している場合、内視鏡の視野に十分な照明光が当たらない。したがって、内視鏡画像は暗くなる。このような状況では、照明光を明るくした場合でも、内視鏡画像を所定の明るさにすることはできない。したがって、自動調光機能が正常に動作しない。

[0006] 一つの側面では、内視鏡の先端が生体組織に近接または接触している場合であっても、自動調光機能が適切に動作する内視鏡用プロセッサの提供を目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 内視鏡用プロセッサは、撮像素子から撮像信号を取得する撮像信号取得部と、前記撮像信号に基づいて観察視野を照明する光源を制御する調光部とを備え、前記調光部は、前記撮像信号に基づいて、第1色の輝度に関する第1指標および第2色の輝度に関する第2指標を取得する輝度指標取得部と、前記第1指標および前記第2指標に基づいて測光信号を生成する生成部と、前記測光信号に基づいて、前記光源に対して調光信号を出力する調光出力部とを有する。

発明の効果

[0008] 一つの側面では、内視鏡の先端が生体組織に近接または接触している場合であっても、自動調光機能が適切に動作する内視鏡用プロセッサを提供できる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]内視鏡システムの構成を説明する説明図である。

[図2]先端部の端面の外観図である。

[図3]調光部の構成および機能を説明する説明図である。

[図4]先端部と生体組織との距離が撮像信号に及ぼす影響を説明する図である。

[図5]先端部と生体組織との距離が撮像信号に及ぼす影響を説明するグラフである。

[図6]係数Kを説明するグラフである。

[図7]調光部の動作の流れを説明するフローチャートである。

[図8A]実施の形態2の接触判定方法を説明する説明図である。

[図8B]実施の形態2の接触判定方法を説明する説明図である。

[図9]実施の形態2のプログラムの処理の流れを説明するフローチャートである。

[図10]接触判定のサブルーチンの処理の流れを説明するフローチャートである。

[図11]実施の形態3のプログラムの処理の流れを説明するフローチャートである。

[図12]実施の形態4のプログラムの処理の流れを説明するフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0010] [実施の形態1]

図1は、内視鏡システム10の構成を説明する説明図である。内視鏡システム10は、内視鏡用プロセッサ20、内視鏡40、表示装置16および入力装置17を備える。内視鏡用プロセッサ20は、制御部21、主記憶装置22、補助記憶装置23、通信部24、表示装置I/F(Interface)26、入力装置I/F27、光源28、調光部30、内視鏡用コネクタ29およびバスを備える。

[0011] 内視鏡40は、挿入部44、操作部43、ユニバーサルコード49およびスコープコネクタ48を備える。挿入部44は長尺であり、一端が折止部を介して操作部43に接続されている。挿入部44は、操作部43側から順に軟性部441、湾曲部442および先端部443を有する。湾曲部442は、操作部43に設けられた湾曲ノブの操作に応じて湾曲する。

[0012] ユニバーサルコード49は長尺であり、第一端が操作部43に、第二端がスコープコネクタ48にそれぞれ接続されている。ユニバーサルコード49は、軟性である。スコープコネクタ48は略直方体形状である。スコープコネクタ48は、信号伝達用コネクタと、照明光コネクタとを含む。内視鏡40には、図示を省略する送気送水ポンプが接続される。

[0013] 制御部21は、本実施の形態のプログラムを実行する演算制御装置である。制御部21には、一または複数のCPU(Central Processing Unit)またはマルチコアCPU等が使用される。制御部21は、バスを介して内視鏡用プロセッサ20を構成するハードウェア各部と接続されている。

[0014] 表示装置16は、たとえば液晶表示装置、または、有機EL(Electro Luminescence)表示装置である。入力装置17は、たとえばキーボード、タッチ

パネルまたはフットスイッチ等である。

[0015] 主記憶装置 22 は、S R A M (Static Random Access Memory)、D R A M (Dynamic Random Access Memory)、またはフラッシュメモリ等の記憶装置である。主記憶装置 22 には、制御部 21 が行なう処理の途中で必要な情報および制御部 21 で実行中のプログラムが一時的に保存される。

[0016] 補助記憶装置 23 は、S R A M、フラッシュメモリまたはハードディスク等の記憶装置である。補助記憶装置 23 には、制御部 21 に実行させるプログラム、およびプログラムの実行に必要な各種データが保存される。

[0017] 通信部 24 は、内視鏡用プロセッサ 20 とネットワークとの間のデータ通信を行なうインターフェイスである。表示装置 1 / F 26 は、内視鏡用プロセッサ 20 と表示装置 16 とを接続するインターフェイスである。入力装置 1 / F 27 は、内視鏡用プロセッサ 20 と入力装置 17 とを接続するインターフェイスである。

[0018] 光源 28 は、たとえば L E D (Light Emitting Diode) 等の高輝度光源である。光源 28 は、たとえばキセノンランプ等の広帯域光を発する光源と、光フィルタとの組み合わせであってもよい。光源 28 は、先端部 443 に内蔵された照明用 L E D であってもよい。

[0019] 光源 28 は、図示を省略するドライバを介してバスに接続されている。光源 28 の点灯、消灯、明るさの変更および色の変更は、制御部 21 により制御される。光源 28 から照射した照明光は、内視鏡用コネクタ 29 およびスコープコネクタ 48 を介して内視鏡 40 に供給される。照明光は、内視鏡 40 内部の照明用光ファイバーにより、先端部 443 に設けられた照明窓 52 (図 2 参照) に導光される。

[0020] 図 2 は、先端部 443 の端面の外観図である。先端部 443 の先端に、観察窓 51、2 個の照明窓 52、送気ノズル 53、送水ノズル 54 およびチャンネル出口 55 等が配置されている。

[0021] なお、図 2 は先端部 443 の端面の外観の一例であり、各部材の配置は図 2 に限定されない。たとえば、送気ノズル 53 および送水ノズル 54 の配置

は、逆であっても良い。照明窓５２は、１個または３個以上でも良い。内視鏡４０は、視野方向を挿入部４４の側方に向けた側視型、または斜視型等であってもよい。

[0022] 図３は、調光部３０の構成および機能を説明する説明図である。調光部３０は、調光出力部３１および測光部３２を備える。測光部３２は、輝度指標取得部３３および生成部３４を備える。

[0023] 照明窓５２から照射された照明光により、観察視野が照明される。たとえば観察視野内の生体組織で反射した反射光が、観察窓５１および図示を省略する観察光学系を介して、撮像素子４６に結像する。撮像素子４６により生成された撮像信号が、スコープコネクタ４８を介して内視鏡用プロセッサ２０に伝送される。スコープコネクタ４８が接続された内視鏡用コネクタ２９は、撮像素子４６から撮像信号を取得する撮像信号取得部の機能を果たす。

[0024] 以下の説明では、Ｒ（Red：赤）、Ｇ（Green：緑）、Ｂ（Blue：青）の三色のカラー信号を出力する、いわゆる原色系の撮像素子４６を使用する内視鏡システム１０を例にして説明する。青色は、第１色の例示である。緑色は、第１色よりも波長が長い第２色の例示である。なお、原色系の代わりに補色系の撮像素子４６が使用されてもよい。

[0025] 制御部２１は、撮像信号に基づいて画像処理を行ない、内視鏡検査に適した画質の内視鏡画像６１（図８Ａ参照）を表示装置１６に出力する。輝度指標取得部３３は、撮像信号に基づいて輝度指標を取得する。輝度指標は、撮像素子４６により撮影された画像の輝度に関する指標である。従来の調光部３０においては、画像のＢ成分の輝度に関する指標が使用される場合が多い。輝度指標の詳細については後述する。

[0026] 生成部３４は、輝度指標に基づいて測光信号を生成し、調光出力部３１に出力する。調光出力部３１は、測光信号と、内視鏡４０の機種と、ユーザが設定した動作モードとに基づいて調光信号を生成し、光源２８に出力する。動作モードは、たとえば通常光観察モードと、特殊光観察モードである。光源２８は、調光信号に基づく明るさおよび色の照明光を放射する。

- [0027] 以上のループにより、照明光の明るさ等をリアルタイムで自動的に調整する自動調光が行なわれる。調光部30は、たとえばASIC (Application Specific Integrated Circuit) 等のカスタムIC (Integrated Circuit)、またはFPGA (Field-Programmable Gate Array) 等のPLD (Programmable Logic Device) である。調光部30は、本実施の形態の自動調光用に設計された専用ICチップであってもよい。
- [0028] 調光部30を構成する調光出力部31、測光部32、輝度指標取得部33および生成部34は、それぞれIC内部に構成された論理回路である。ハードウェアにより高速に調光を行なうことにより、観察視野の変化に調光機能が速やかに追従する内視鏡システム10を提供できる。
- [0029] 調光部30は、光源制御用のドライバICと一体に構成されていてもよい。調光部30は、制御部21と一体のICチップに構成されていてもよい。制御部21およびバスの速度が十分に高速である場合には、調光部30の処理は制御部21によりソフトウェア的に実現されてもよい。
- [0030] 図4は、先端部443と生体組織との距離が撮像信号に及ぼす影響を説明する図である。図4は、先端部443と生体組織との距離の影響を模式的に示す。ハッチングした部分は、生体組織を示す。
- [0031] 「強い接触」は、先端部443が生体組織に押し付けられた状態である。照明窓52から放射された照明光は、生体組織の内部を伝搬して、観察窓51に到達する。「軽い接触」は、先端部443と生体組織とが軽く接触し、表面張力により両者の間に粘液または水等の液体の層が発生している状態である。照明窓52から放射された照明光は、液体層の内部および生体組織の表層部を伝搬して、観察窓51に到達する。
- [0032] 「軽い接触」および「強い接触」の状態では、照明光のエネルギーの大部分は生体組織に吸収されるため、観察窓51に到達する光は僅かである。照明光が明るい状態に設定された場合であっても、撮像素子46により撮影された画像は、暗いままである。
- [0033] 「近接」は、先端部443が観察光学系の合焦範囲よりも生体組織に近づ

いた状態である。「近接」の状態では、内視鏡画像 61 はいわゆる「ピンボケ」の状態になる。「中距離」は、内視鏡 40 により生体組織の状態を詳細に観察できる状態である。「遠距離」は、内視鏡 40 により生体組織の広い範囲を観察できる状態である。医師は、通常は「遠距離」または「中距離」の状態になるように内視鏡 40 を操作して、内視鏡検査を行なう。

[0034] 「近接」「中距離」および「遠距離」の状態では、照明窓 52 から放射された照明光は、生体組織の表面で反射して、観察窓 51 に到達する。照明光の明るさの変化が、撮像素子 46 により撮影された画像の明るさに直接的に反映される。

[0035] 図 5 は、先端部 443 と生体組織との距離が撮像信号に及ぼす影響を説明するグラフである。図 5 の横軸は、図 4 を使用して説明したそれぞれの状態である。縦軸は、撮像素子 46 により撮影された画像を構成する R、G、B それぞれの色の成分比である。一点鎖線は R 成分、破線は G 成分、実線は B 成分の比率をそれぞれ示す。

[0036] 「近接」、「中距離」および「遠距離」では、成分比はほぼ一定であり、多い方から B 成分、G 成分、R 成分の順である。R 成分の比率は、「軽い接触」および「強い接触」でも殆ど変化しない。「軽い接触」では、G 成分が B 成分よりも多くなっている。「強い接触」では、G 成分の比率がさらに上昇している。

[0037] 本実施の形態の内視鏡システム 10 が行なう自動調光の概要を説明する。G 成分よりも B 成分が大きい場合、生成部 34 は B 成分に関する輝度指標に基づいて測光信号を生成する。測光信号が、所定の基準よりも明るい画像が撮影されたことを示している場合、調光出力部 31 は光源 28 の出力を低下させる調光信号を出力する。測光信号が、所定の基準よりも暗い画像が撮影されたことを示している場合、調光出力部 31 は光源 28 の出力を上昇させる調光信号を出力する。

[0038] 先端部 443 は生体組織に接触しておらず、自動調光による照明光の明るさの変化が、撮像素子 46 により撮影された画像の明るさに直接的に反映さ

れる。したがって、観察視野の状態が変化した場合であっても、照明光の明るさが速やかに調整され、医師は内視鏡検査をスムーズに続けられる。

[0039] G成分がB成分よりも大きい場合、先端部443が生体組織に接触している。そのため、自動調光による照明光の明るさの変化が、撮像素子46により撮影された画像の明るさに十分に反映されない。このような状態で、B成分の輝度に基づいて自動調光が行なわれた場合、自動調光機能は適切な動作を行わず、光源28は最大出力で動作し続ける状態になる。

[0040] 光源28が最大出力での動作を長時間継続した場合、光源28の寿命が縮まってしまう。光源28の発熱により、内視鏡用プロセッサ20の内部が熱くなるため、制御部21および調光部30等の電子部品の誤動作および故障を引き起こしやすい。光源28の消費電力が不必要に増大する問題もある。照明窓52から放射される光が不必要に強いため、生体組織に悪影響を与えるおそれもある。

[0041] 以上に列挙したような問題の発生を防止するため、本実施の形態の生成部34は、G成分がB成分よりも大きい場合、輝度指標に対して大きな測光信号、すなわち撮像素子46により撮影された画像が、実際よりも明るい場合であるときと同様の測光信号を出力する。調光出力部31は、測光信号に基づいて動作する。そのため、光源28の出力が不必要に上昇せず、上述の種々の問題の発生を防止できる。

[0042] 輝度指標の具体例を説明する。輝度指標は、たとえば撮像素子46が撮影した画像全面におけるG、Bそれぞれの平均輝度である。輝度指標は、撮像素子46が撮影した画像のうちの所定の領域におけるG、Bそれぞれの平均輝度であってもよい。以下の説明では、輝度指標の算出に使用する所定の領域を、測光領域と記載する場合がある。

[0043] 測光領域は、たとえば画像の中央部である。測光領域は、画像の中心と縁との中間付近の領域であってもよい。制御部21は、医師による測光領域の指定を受け付けて、調光部30に指示してもよい。制御部21は、たとえばAI (Artificial Intelligence) により検出された病変部を測光領域に設定

して、調光部 30 に指示してもよい。

[0044] 平均輝度の代わりに、たとえば輝度のメジアン値または中央値等の統計値が、輝度指標に使用されてもよい。制御部 21 は、輝度指標の算出方法の指定を受け付けて調光部 30 に指示してもよい。

[0045] 輝度指標に基づいて測光信号を生成する生成部 34 の動作の具体例を説明する。生成部 34 は、たとえば (1) 式に基づいて算出した測光信号を出力する。

$$M = PB + K \times PG \quad \cdots \cdots (1)$$

M は、測光信号である。

PB は、B に関する輝度指標である。

PG は、G に関する輝度指標である。

K は、係数である。

[0046] (1) 式における PB は、第 1 色の輝度に関する第 1 指標の例示であり、PG は第 2 色の輝度に関する第 2 指標の例示である。

[0047] 図 6 は、係数 K を説明するグラフである。図 6 の横軸は、B に関する輝度指標 PB を、G に関する輝度指標 PG で除した値を示す。図 6 の縦軸は係数 K を示す。PB / PG が閾値 A1 未満である場合、係数 K は 1 である。PB / PG が閾値 A2 以上である場合、係数 K は 0 である。PB / PG が A1 以上 A2 未満の範囲で、係数 K は 1 から 0 までなだらかに変化する。

[0048] たとえば、閾値 A1 は 1.0 であり、閾値 A2 は 1.3 である。PB / PG が閾値 A1 未満である領域は、図 5 において B 成分が G 成分よりも小さい範囲であり、先端部 443 と生体組織とが接触している領域である。PB / PG が閾値 A2 以上である領域は、図 5 において B 成分が G 成分の 1.3 倍以上の領域であり、先端部 443 と生体組織とが接触していない領域である。

[0049] したがって、(1) 式に基づいて算出される測光信号は、先端部 443 と生体組織とが接触している場合には (PB + PG) であり、先端部 443 と生体組織とが接触していない場合には PB である。先端部 443 の一部分が

生体組織と接触している等、接触と非接触との中間の状態では、接触時と非接触時の中間の測光信号が算出される。

[0050] 以上により、先端部 443 と生体組織とが接触している場合の光源 28 の出力を低減する内視鏡システム 10 を提供できる。図 6 に示すように係数 K が 0 と 1 との間でなだらかに変化するため、先端部 443 の一部分が生体組織に接触している場合、および接触範囲が変動している場合等に、光源 28 の出力の急激な変動を回避できる。したがって、内視鏡画像の明るさの急激な変動を防止する内視鏡システム 10 を提供できる。

[0051] 生成部 34 は、たとえば (2) 式に基づいて算出した測光信号を出力してもよい。

$$M = PB + K \times (PG + PR) \quad \cdots \cdots (2)$$

PR は、 R に関する輝度指標である。

(2) 式を用いる場合、(1) 式を用いる場合に比べて先端部 443 と生体組織とが接触している場合に生成部 34 から出力される測光信号が大きくなる。したがって、先端部 443 と生体組織とが接触している場合の光源 28 の出力をさらに低減する内視鏡システム 10 を提供できる。

[0052] 生成部 34 は、たとえば (3) 式に基づいて算出した測光信号を出力してもよい。

$$M = (1 - K) PB + K \times PG \quad \cdots \cdots (3)$$

(3) 式によると、 $(1 - K)$ は測光信号 M に対する B 成分の寄与率を、 K は測光信号 M に対する G 成分の寄与率をそれぞれ示し、両者の使用率の合計は 100 パーセントである。

[0053] 生成部 34 は、たとえば (4) 式に基づいて算出した測光信号を出力してもよい。

[0054] [数 1]

$$M = \begin{cases} PB & (PG < PB) \\ PG & (PB \leq PG) \end{cases} \quad \cdots \cdots (4)$$

[0055] (4) 式によると、P BがP Gよりも大きい場合の測光信号Mは、B成分に関する輝度指標であり、P BがP G以下である場合の測光信号MはG成分に関する輝度指標である。(4) 式は、図5を使用して説明したグラフにおいて、Bに関する輝度指標P BがGに関する輝度指標P Gよりも大きい場合には輝度指標P Bを測光指標Mに使用し、輝度使用P Bが輝度指標P G以下である場合には、輝度指標P Gを測光指標Mに使用することを意味する。

[0056] すなわち(4) 式は、P BがP G以下である場合に、先端部4 4 3と生体組織とが接触していると判定し、P Gを測光信号Mに用いる動作を意味する。

[0057] 生成部3 4は、たとえば(5) 式に基づいて算出した測光信号を出力してもよい。

[0058] [数2]

$$M = \begin{cases} P B & (P G < P B) \\ P G + P R & (P B \leq P G) \end{cases} \dots\dots (5)$$

[0059] (5) 式は、P BがP G以下である場合に、先端部4 4 3と生体組織とが接触していると判定し、(P G + P R)を測光信号Mに用いる動作を意味する。

[0060] (1) 式から(5) 式で例示した測光信号の算出式はいずれも例示であり、これらに限定されるものではない。たとえば、生成部3 4は、(1) 式から(5) 式の左辺に、任意の定数を積算した値を測光信号に使用してもよい。生成部3 4は、たとえば内視鏡4 0の機種、または、使用中の動作モード等の条件に応じて、使用する算出式を切り替えてもよい。

[0061] (1) 式から(5) 式で例示した測光信号の算出式によると、P BがP G以下である場合には、P BがP Gを超える場合に比べて、P Gの寄与度が高い測光信号が算出される。

[0062] 図7は、調光部3 0の動作の流れを説明するフローチャートである。図7を使用して説明する処理と並行して、制御部2 1は撮像素子4 6から取得し

た撮像信号に基づいて画像処理を行なって生成した内視鏡画像を、表示装置 16 に表示する。たとえば、医師が通常光観察から特殊光観察へ動作モードを変更する操作を行なった場合、制御部 21 は動作モードの変更を調光部 30 に通知する。内視鏡画像の生成等の、制御部 21 が行なう処理は、公知であるため説明を省略する。

[0063] 調光部 30 は、撮像素子 46 から撮像信号を取得する（ステップ S501）。輝度指標取得部 33 は、撮像信号に基づいて B に関する輝度指標 P_B を算出する（ステップ S502）。輝度指標取得部 33 は、撮像信号に基づいて G に関する輝度指標 P_G を算出する（ステップ S503）。生成部 34 は、たとえば（1）式から（4）式に例示した算出式に基づいて測光信号 M を算出する（ステップ S504）。

[0064] 調光出力部 31 は、測光信号と、制御部 21 から指示された動作モードとに基づいて調光信号を出力する（ステップ S505）。たとえば、動作モードが通常光観察モードである場合、調光出力部 31 は測光信号に応じた輝度の白色光を放射させる調光信号を光源 28 に出力する。同様に、動作モードが特殊光観察モードである場合、調光出力部 31 は測光信号に応じた輝度の狭帯域光を放射させる調光信号を光源 28 に出力する。

[0065] 調光部 30 は、処理を終了するか否かを判定する（ステップ S506）。たとえば、医師が照明光の停止操作を行なった場合、調光部 30 は処理を終了すると判定する。処理を終了しないと判定した場合（ステップ S506 で NO）、調光部 30 はステップ S501 に戻る。処理を終了すると判定した場合（ステップ S506 で YES）、調光部 30 は処理を終了する。

[0066] 本実施の形態によると、内視鏡 40 の先端が生体組織に近接または接触している場合であっても、自動調光機能が適切に動作して、光源 28 の出力が大きくなり過ぎることを防止する内視鏡システム 10 を提供できる。

[0067] 図 3 を使用して説明した調光部 30 における調光出力部 31 および光源 28 の動作は、従来から使用されている自動調光機能と同様である。したがって、従来の調光部 30 に対して比較的わずかな設計変更で、自動調光機能の

動作を改善した内視鏡用プロセッサ 20 を実現できる。

[0068] [実施の形態 2]

本実施の形態は、撮像素子 46 の端部の画像に基づいて先端部 443 と生体組織との接触の有無を判定する内視鏡システム 10 に関する。実施の形態 1 と共通する部分については、説明を省略する。

[0069] 図 8 A および図 8 B は、実施の形態 2 の接触判定方法を説明する説明図である。図 8 A は、先端部 443 が生体組織に接触していない場合の内視鏡画像 61 を模式的に示す。四隅の黒い部分は、撮像光学系の鏡枠により、いわゆる画像ケラレが生じている部分を示す。

[0070] 図 8 B は、先端部 443 と生体組織とが接触している場合の内視鏡画像 61 を模式的に示す。粘液による光の屈折等による迷光が生じて、内視鏡画像 61 の右上および右下の隅部が明るくなっている。

[0071] 画像ケラレの生じ方は、撮像素子 46 と鏡枠との組付状態のばらつきの影響を受けやすい。制御部 21 は、画像ケラレが生じる可能性のある領域に対して電子的なマスク処理を施した内視鏡画像 61 を表示装置 16 に表示する。マスク処理により、内視鏡画像 61 の四隅の態様の個体差が防止されている。

[0072] 図 8 B に示すように隅部が明るい状態の内視鏡画像 61 が撮影された場合であっても、制御部 21 は、四隅を黒色にした状態の内視鏡画像 61 を表示装置 16 に表示する。したがって、四隅の明るさの変化に医師等のユーザが気付くことはない。

[0073] 本実施の形態の内視鏡システム 10 は、通常はマスク処理されている四隅のデータを用いて、先端部 443 と生体組織との接触の有無を判定する。

[0074] 図 9 は、実施の形態 2 のプログラムの処理の流れを説明するフローチャートである。制御部 21 は、撮像素子 46 から撮像信号を取得する（ステップ S601）。制御部 21 は、撮像信号に対して公知の信号処理を行ない、内視鏡画像 61 を生成する（ステップ S602）。制御部 21 は、四隅にマスク処理を行なった内視鏡画像 61 を、表示装置 16 に表示する（ステップ S

603)。

[0075] 制御部21は、接触判定のサブルーチンを起動する(ステップS604)。接触判定のサブルーチンは、先端部443と生体組織とが接触しているか否かを判定するサブルーチンである。接触判定のサブルーチンの処理の流れは後述する。

[0076] 制御部21は、接触判定のサブルーチンにより接触していると判定されたか否かを判定する(ステップS605)。接触していないと判定した場合(ステップS605でNO)、制御部21は調光部30に調光を指示する(ステップS606)。調光部30は、たとえば従来から行なわれているように撮像信号のB成分の輝度に基づいて光源28の明るさを調整する調光を行なう。調光部30は、実施の形態1と同様の動作を行なってもよい。

[0077] 接触していると判定した場合(ステップS605でYES)、または、ステップS606の終了後、制御部21は処理を終了するか否かを判定する(ステップS607)。たとえば、医師が照明光の停止操作を行なった場合、制御部21は処理を終了すると判定する。処理を終了しないと判定した場合(ステップS607でNO)、制御部21はステップS601に戻る。処理を終了すると判定した場合(ステップS607でYES)、制御部21は処理を終了する。

[0078] 図10は、接触判定のサブルーチンの処理の流れを説明するフローチャートである。接触判定のサブルーチンは、先端部443と生体組織とが接触しているか否かを判定するサブルーチンである。接触判定のサブルーチンにより、制御部21は本実施の形態の接触判定部の機能を実現する。

[0079] 制御部21は、マスク処理を行なう前の内視鏡画像61に基づいて、四隅それぞれの領域の輝度を算出する(ステップS611)。たとえば、制御部21は、内視鏡40を製造する際のばらつきに関わらず必ずケラレが発生する領域の画素の輝度の平均値を算出する。制御部21は、内視鏡検査を行なう前に実施されたホワイトバランス調整時の内視鏡画像61においてケラレが発生している領域の輝度を算出してもよい。輝度は、たとえばR、G、B

いずれか一色または二色の輝度であってもよい。平均値の代わりに、メジアン値または中央値等の任意の統計値が使用されてもよい。

[0080] 制御部 21 は、四隅それぞれの輝度が所定の閾値を超えるか否かを判定する（ステップ S 612）。いずれの隅部の輝度も所定の閾値を超えていると判定した場合（ステップ S 612 で YES）、制御部 21 は、接触状態の判定結果は「接触」として判定する（ステップ S 613）。所定の閾値を超えていない隅部があると判定した場合（ステップ S 612 で NO）、制御部 21 は、接触状態の判定結果は「非接触」として判定する（ステップ S 614）。ステップ S 613 またはステップ S 614 の終了後、制御部 21 は処理を終了する。

[0081] なお、ステップ S 612 において制御部 21 は、3 個以下の隅部の輝度が所定の閾値を超えるか否かを判定してもよい。先端部 443 の極一部分だけが生体組織に接触している場合であっても、検出する内視鏡システム 10 を実現できる。

[0082] 本実施の形態によると、先端部 443 と生体組織とが接触している場合には調光を行わないため、接触により内視鏡画像が暗くなっている状態での光源 28 の出力上昇を防止する内視鏡システム 10 を提供できる。

[0083] なお、調光部 30 が接触判定のサブルーチンで説明した接触判定を行ない、調光動作の実行可否を判定してもよい。

[0084] [実施の形態 3]

本実施の形態は、通常モードと、暗い場所の撮影に適した暗所モードとを切替可能な内視鏡システム 10 に関する。実施の形態 2 と共通する部分については、説明を省略する。

[0085] 図 11 は、実施の形態 3 のプログラムの処理の流れを説明するフローチャートである。ステップ S 605 までの処理は、図 9 を使用して説明した実施の形態 2 のプログラムの処理の流れと同一であるため、説明を省略する。

[0086] 接触していると判定した場合（ステップ S 605 で YES）、制御部 21 は内視鏡システム 10 を暗所モードに設定する（ステップ S 621）。暗所

モードは、暗い場所での観察に適した動作モードである。接触していないと判定した場合（ステップS 6 0 5でN O）、制御部2 1は内視鏡システム1 0を通常モードに設定する（ステップS 6 2 2）。通常モードは、通常の内視鏡検査に適した動作モードである。

[0087] 暗所モードと通常モードの相違について説明する。暗所モードは、たとえば撮像素子4 6のアナログゲインを通常モードに比べて高くしたモード、または、電子シャッターの速度を通常モードに比べて遅くしたモードである。暗所モードは、アナログゲインと電子シャッター速度の両方が通常モードから変更されたモードであってもよい。ステップS 6 2 1およびステップS 6 2 2により、制御部2 1は撮像素子4 6の設定を制御する素子制御部の機能を実現する。

[0088] 具体例を挙げて説明する。通常モードでのアナログゲインは1倍であり、暗所モードでのアナログゲインは通常モードに比べて大きい4倍である。通常モードでの電子シャッターの速度は、 $1/240$ 秒であり、暗所モードでの電子シャッターの速度は通常モードに比べて遅い $1/60$ 秒である。

[0089] ステップS 6 2 1またはステップS 6 2 2の終了後、制御部2 1は調光部3 0に調光を指示する（ステップS 6 2 3）。調光部3 0は、たとえば従来から行なわれているように撮像信号のB成分の輝度に基づいて光源2 8の明るさを調整する調光を行なう。なお、暗所モードに設定されている場合、調光部3 0は通常モードに比べて照明光を暗くするような調光信号を出力する。

[0090] 制御部2 1は処理を終了するか否かを判定する（ステップS 6 2 4）。たとえば、医師が照明光の停止操作を行なった場合、制御部2 1は処理を終了すると判定する。処理を終了しないと判定した場合（ステップS 6 2 4でN O）、制御部2 1はステップS 6 0 1に戻る。処理を終了すると判定した場合（ステップS 6 2 4でY E S）、制御部2 1は処理を終了する。

[0091] なお、フローチャートの記載を省略するが、通常モードと暗所モードとの間の切替が行なわれた場合、アナログゲインまたは電子シャッターは3秒程

度の時間をかけて徐々に切り替えられることが望ましい。内視鏡画像 61 が急激に変化することによるユーザの違和感を防止した内視鏡システム 10 を提供できる。

[0092] 本実施の形態によると、先端部 443 と生体組織とが接触している場合に、内視鏡システム 10 は暗所モードに設定される。暗所モードでは、調光部 30 は通常モードに比べて照明光を暗くするような調光信号を出力するため、接触により内視鏡画像 61 が暗くなっている状態での光源 28 の出力上昇を防止する内視鏡システム 10 を提供できる。

[0093] [変形例 3-1]

制御部 21 は、図 10 を使用して説明した接触判定のサブルーチンを起動する代わりに、実施の形態 1 の (5) 式で説明したように、PB が PG 以下である場合に、先端部 443 と生体組織とが接触していると判定してもよい。

[0094] [変形例 3-2]

制御部 21 は、実施の形態 1 で説明した PB / PG が 1 を下回った場合に、内視鏡システム 10 を徐々に暗所モードに切り替え、PB / PG が 2 を上回った場合に内視鏡システム 10 を徐々に通常モードに切り替えてもよい。先端部 443 と生体組織領域とが、接触するかしないか微妙な状態が継続している場合に、暗所モードと通常モードとの切り替えが頻繁に行なわれることを防止した内視鏡システム 10 を提供できる。

[0095] [実施の形態 4]

本実施の形態は、先端部 443 と生体組織とが接触している場合に、照明光の成分を変更する内視鏡システム 10 に関する。実施の形態 3 と共通する部分については、説明を省略する。

[0096] 図 12 は、実施の形態 4 のプログラムの処理の流れを説明するフローチャートである。ステップ S605 までの処理は、図 9 を使用して説明した実施の形態 2 のプログラムの処理の流れと同一であるため、説明を省略する。

[0097] 接触していると判定した場合（ステップ S605 で YES）、制御部 21

は調光部 30 に接触モードでの調光を指示する（ステップ S 6 3 1）。接触していないと判定した場合（ステップ S 6 0 5 で N O）、制御部 2 1 は通常モードでの調光を制御部 2 1 に指示する（ステップ S 6 3 2）。

[0098] ステップ S 6 3 1 またはステップ S 6 3 2 の終了後、制御部 2 1 は処理を終了するか否かを判定する（ステップ S 6 2 4）。終了しないと判定した場合（ステップ S 6 2 4 で N O）、制御部 2 1 はステップ S 6 0 1 に戻る。終了すると判定した場合（ステップ S 6 2 4 で Y E S）、制御部 2 1 は処理を終了する。

[0099] 接触モードでの調光と通常モードでの調光との相違について説明する。接触モードは、通常モードに比べて短波長の光の成分が少ない照明光を光源 2 8 に出力させるモードである。特殊光観察を行なう場合を例にして説明する。通常モード時の光源 2 8 は、紫色の光と、緑色の光とを、エネルギー比で 4 : 1 の割合で混合した光を放射する。接触モード時の光源 2 8 は、紫色の光と、緑色の光とを、エネルギー比で 2 : 1 の割合で混合した光を放射する。

[0100] 紫色の光と、緑色の光とを、エネルギー比で 4 : 1 の割合で混合した照明光は、第 1 成分比の照明光の例示である。紫色の光と、緑色の光とを、エネルギー比で 2 : 1 の割合で混合した照明光は、短波長成分である紫色の光割合を第 1 成分比に比べて低くした、第 2 成分比の照明光の例示である。

[0101] 生体組織に吸収されやすい紫色の光の比率を低くすることで、先端部 4 4 3 と生体組織が接触している場合であっても撮像素子 4 6 に入射する光量の減少幅を抑えることができる。したがって、先端部 4 4 3 と生体組織が接触している場合であっても、光源 2 8 の出力上昇を防止する内視鏡システム 1 0 を提供できる。

[0102] [変形例 4 - 1]

制御部 2 1 は、実施の形態 1 で説明した P B / P G が 1 を下回った場合に、内視鏡システム 1 0 を徐々に接触モードに切り替え、P B / P G が 2 を上回った場合に内視鏡システム 1 0 を徐々に通常モードに切り替えてもよい。

[0103] 各実施例で記載されている技術的特徴（構成要件）はお互いに組合せ可能であり、組み合わせることにより、新しい技術的特徴を形成することができる。

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって、制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した意味ではなく、請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0104]	1 0	内視鏡システム
	1 6	表示装置
	1 7	入力装置
	2 0	内視鏡用プロセッサ
	2 1	制御部
	2 2	主記憶装置
	2 3	補助記憶装置
	2 4	通信部
	2 6	表示装置 I / F
	2 7	入力装置 I / F
	2 8	光源
	2 9	内視鏡用コネクタ
	3 0	調光部
	3 1	調光出力部
	3 2	測光部
	3 3	輝度指標取得部
	3 4	生成部
	4 0	内視鏡
	4 3	操作部
	4 4	挿入部

- 4 4 1 軟性部
- 4 4 2 湾曲部
- 4 4 3 先端部
- 4 6 撮像素子
- 4 8 スコープコネクタ
- 4 9 ユニバーサルコード
- 5 1 観察窓
- 5 2 照明窓
- 5 3 送気ノズル
- 5 4 送水ノズル
- 5 5 チャンネル出口
- 6 1 内視鏡画像

請求の範囲

- [請求項1] 撮像素子から撮像信号を取得する撮像信号取得部と、
 前記撮像信号に基づいて観察視野を照明する光源を制御する調光部
 とを備え、
 前記調光部は、
 前記撮像信号に基づいて、第1色の輝度に関する第1指標および
 第2色の輝度に関する第2指標を取得する輝度指標取得部と、
 前記第1指標および前記第2指標に基づいて測光信号を生成する
 生成部と、
 前記測光信号に基づいて、前記光源に対して調光信号を出力する調
 光出力部とを有する
 内視鏡用プロセッサ。
- [請求項2] 前記生成部は、
 前記第1指標が前記第2指標に比べて小さい場合には、前記第1
 指標が前記第2指標に比べて大きい場合に比べて、前記第2指標の寄
 与度が高い前記測光信号を生成する
 請求項1に記載の内視鏡用プロセッサ。
- [請求項3] 前記生成部は、
 前記第1指標が前記第2指標に比べて大きい場合、前記第1指標
 を前記測光信号に使用し、
 前記第1指標が前記第2指標に比べて小さい場合、前記第1指標
 よりも大きい前記測光信号を生成する
 請求項1に記載の内視鏡用プロセッサ。
- [請求項4] 前記第1指標が前記第2指標に比べて小さい場合、内視鏡の先端が
 生体組織に接触していると判定する接触判定部を備える
 請求項1に記載の内視鏡用プロセッサ。
- [請求項5] 前記撮像素子の設定を制御する素子制御部を備え、
 前記接触判定部が接触していないと判定した場合、前記素子制御部

は、前記撮像素子を通常の撮影に使用する通常モードに設定し、

前記接触判定部が接触していると判定した場合、前記素子制御部は、前記撮像素子を通常モードよりも暗い場所の撮影に適した暗所モードに設定する

請求項 4 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項6] 前記撮像信号に基づいて、前記撮像素子の隅部の輝度が所定の輝度よりも明るい場合、内視鏡の先端が生体組織に接触していると判定する接触判定部を備える

請求項 1 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項7] 前記撮像素子の設定を制御する素子制御部を備え、
前記接触判定部が接触していないと判定した場合、前記素子制御部は、前記撮像素子を通常の撮影に使用する通常モードに設定し、
前記接触判定部が接触していると判定した場合、前記素子制御部は、前記撮像素子を通常モードよりも暗い場所の撮影に適した暗所モードに設定する

請求項 6 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項8] 前記暗所モードはアナログゲインが、前記通常モードに比べて高いモードである

請求項 7 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項9] 前記暗所モードは、電子シャッターのシャッター速度が前記通常モードに比べて遅いモードである

請求項 7 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項10] 前記接触判定部が接触していないと判定した場合、前記生成部は、前記第 1 指標を前記測光信号に使用し、

前記接触判定部が接触していると判定した場合、前記生成部は、前記第 1 指標よりも大きい前記測光信号を生成する

請求項 4 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項11] 前記接触判定部が接触していないと判定した場合、前記調光部は所

定の第 1 成分比の照明光を照射させる調光信号を出力し、

前記接触判定部が接触していると判定した場合、前記調光部は前記第 1 成分比に比べて短波長成分の割合を低くした第 2 成分比の照明光を照射させる調光信号を出力する

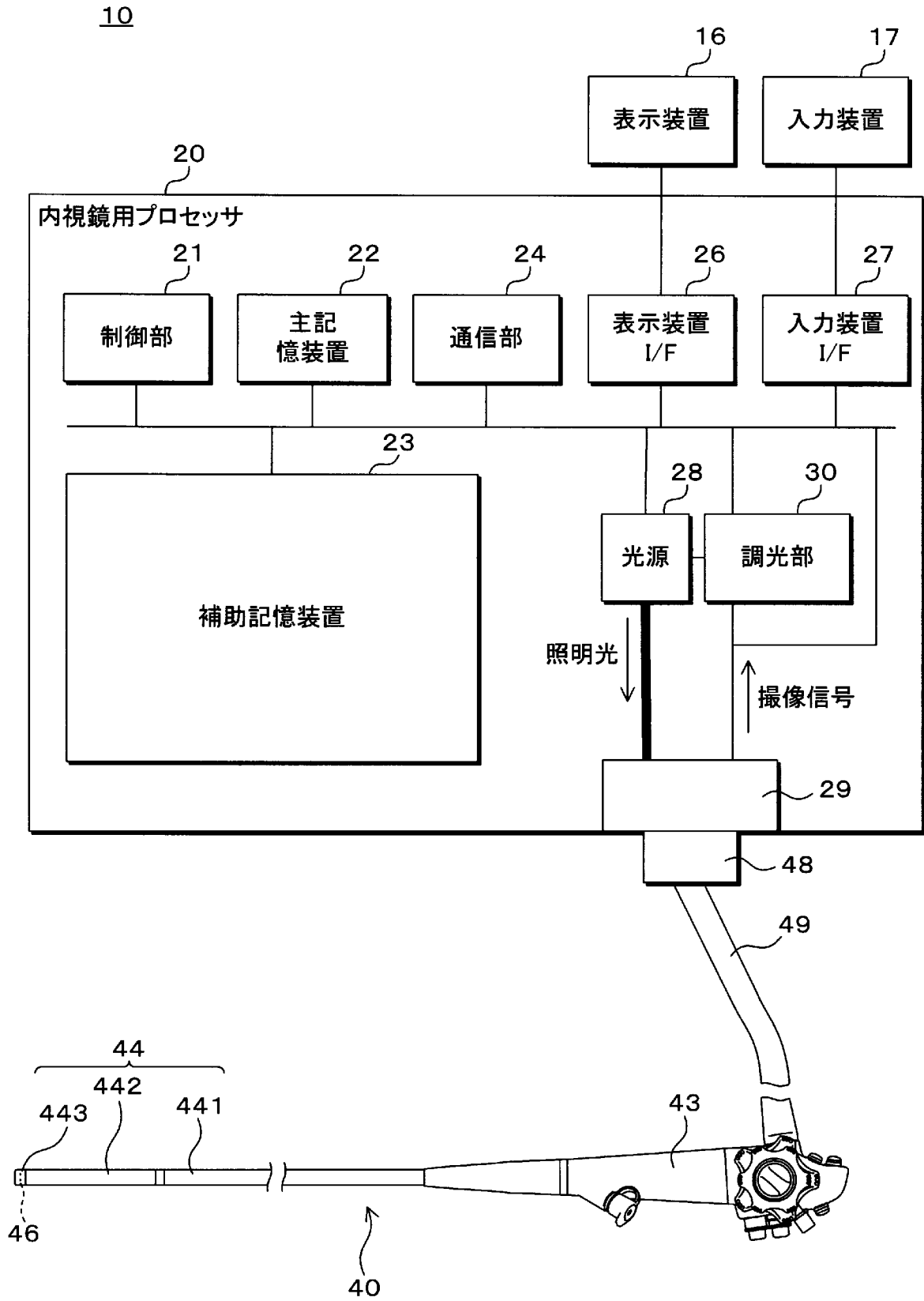
請求項 4 から請求項 10 のいずれか一つに記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項12] 前記第 1 色の波長は、前記第 2 色の波長よりも短い
請求項 1 に記載の内視鏡用プロセッサ。

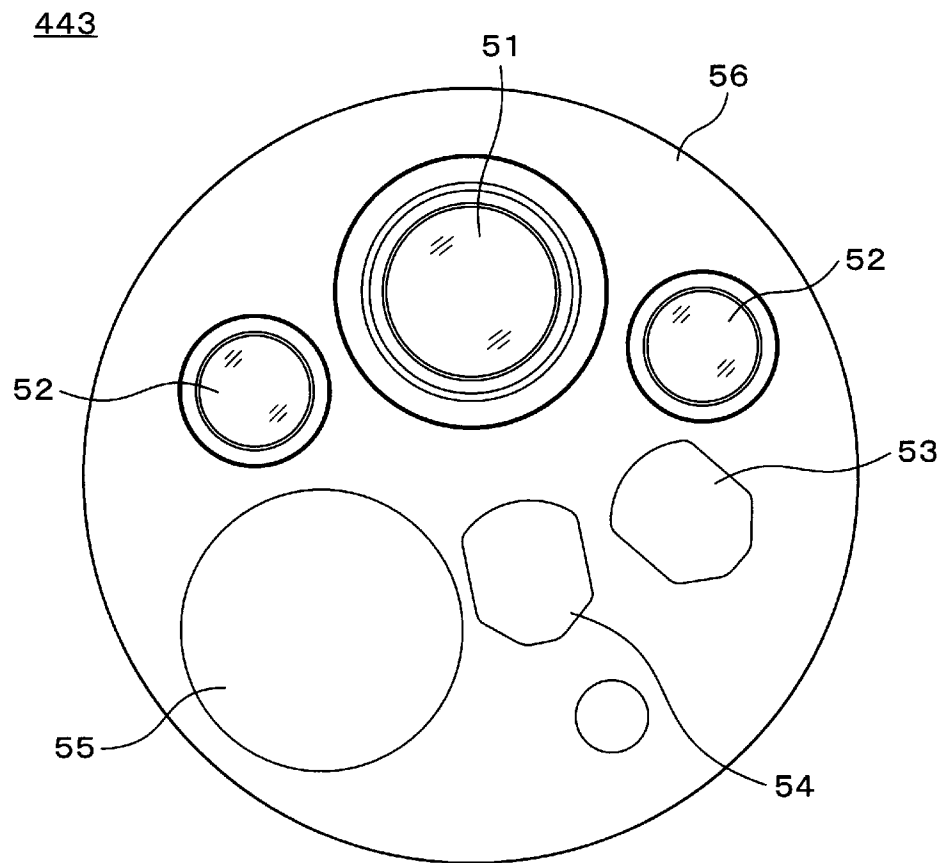
[請求項13] 前記第 1 色は青であり、
前記第 2 色は緑である
請求項 12 に記載の内視鏡用プロセッサ。

[請求項14] 撮像素子から撮像信号を取得し、
前記撮像信号に基づいて、第 1 色の輝度に関する第 1 指標および第 2 色の輝度に関する第 2 指標を取得し、
前記第 1 指標および前記第 2 指標に基づいて測光信号を生成し、
前記測光信号に基づいて、調光信号を出力し、
前記調光信号に基づいて観察視野を照明する光源を制御する
処理を内視鏡用プロセッサの制御部が実行する内視鏡用プロセッサの制御方法。

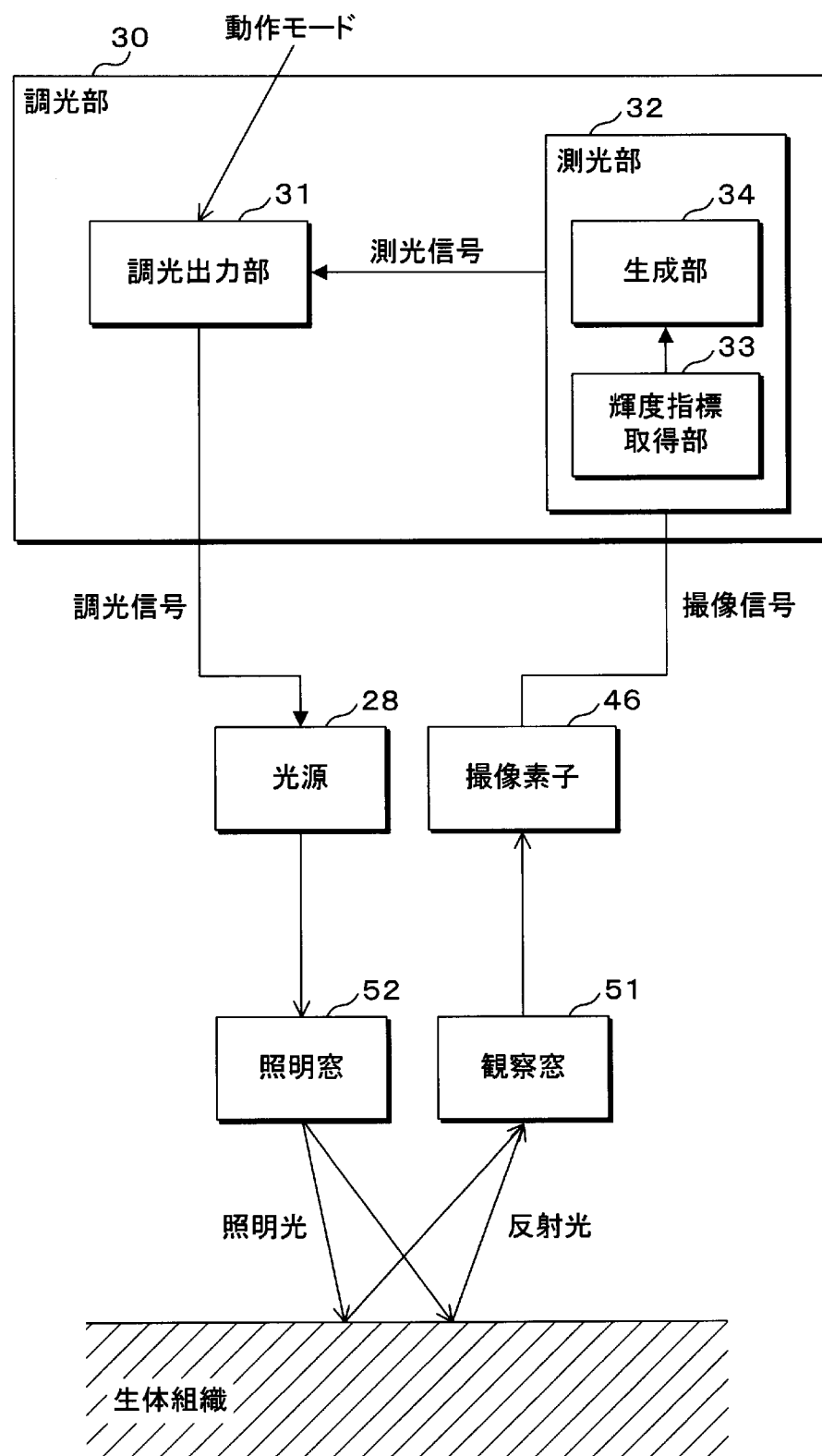
[図1]



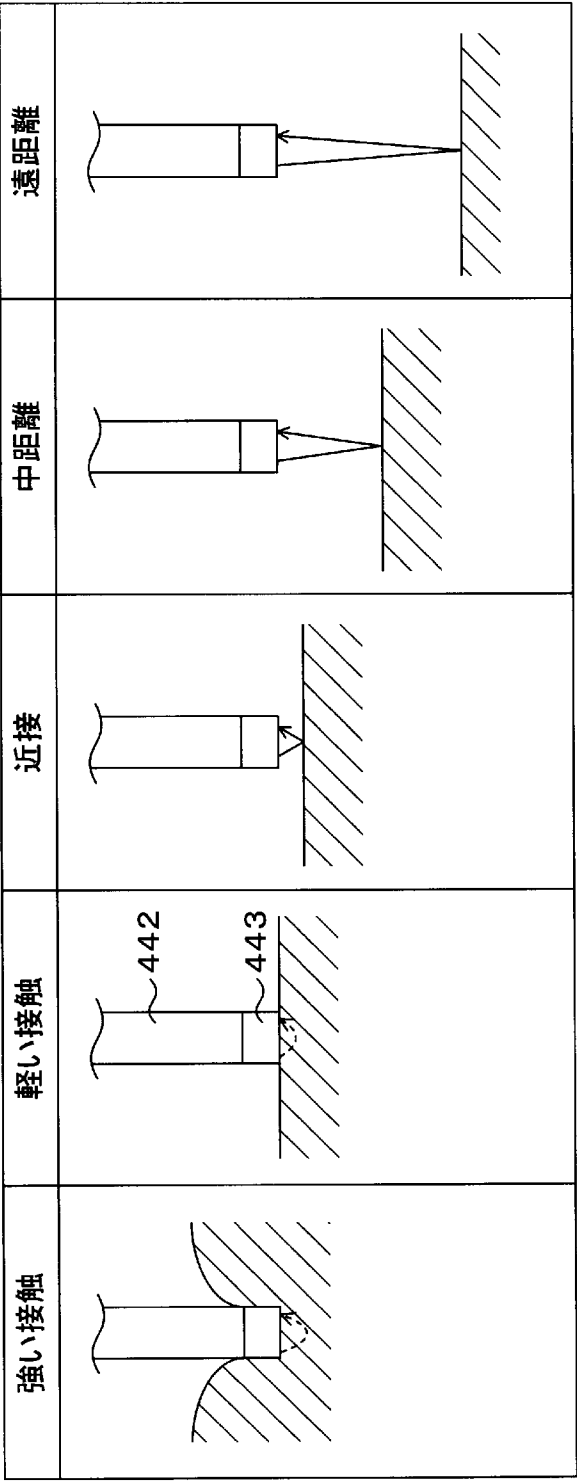
[図2]



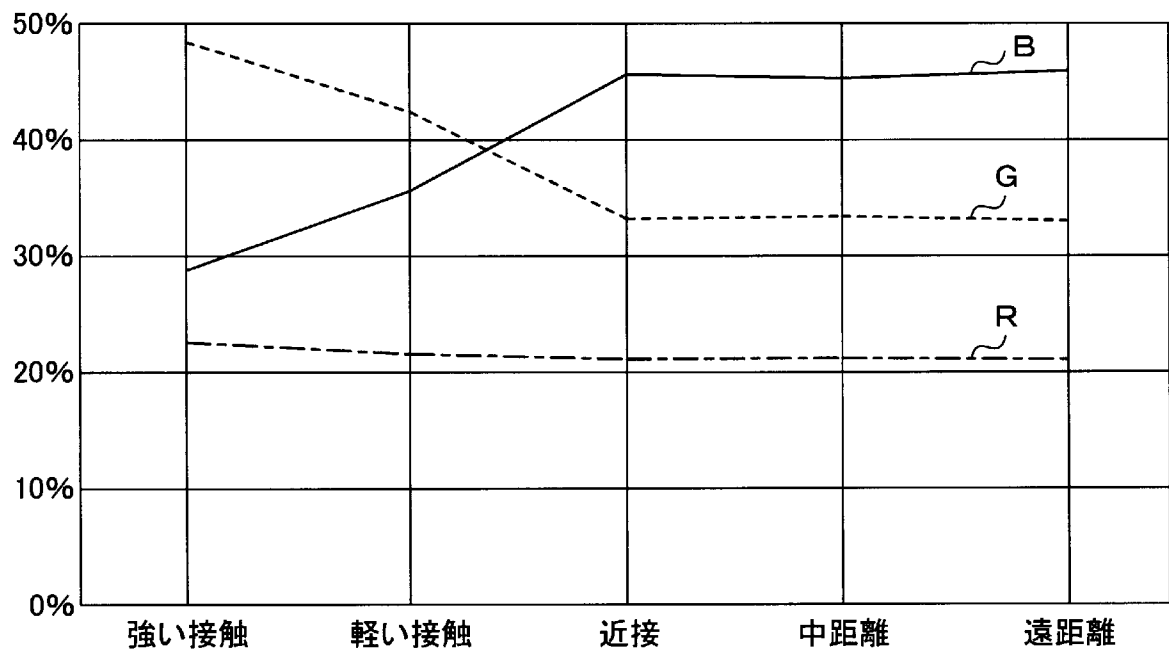
[図3]



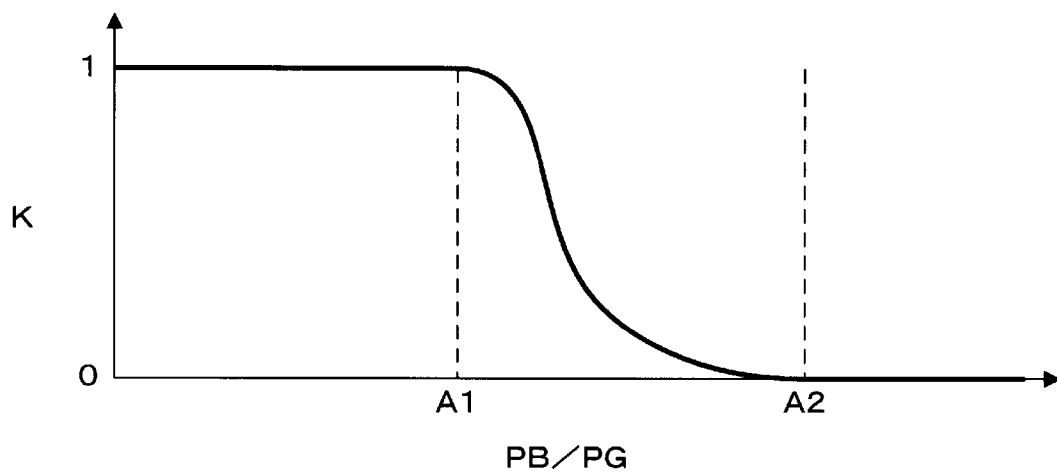
[図4]



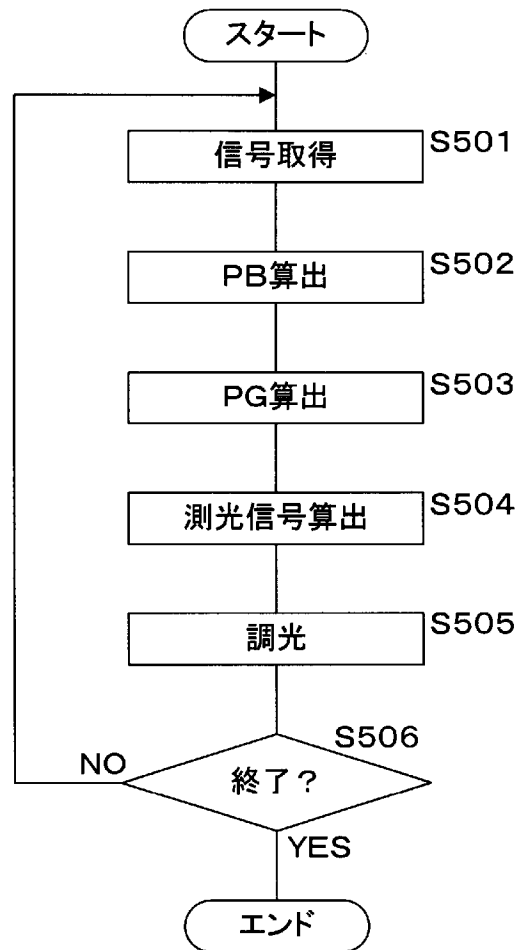
[図5]



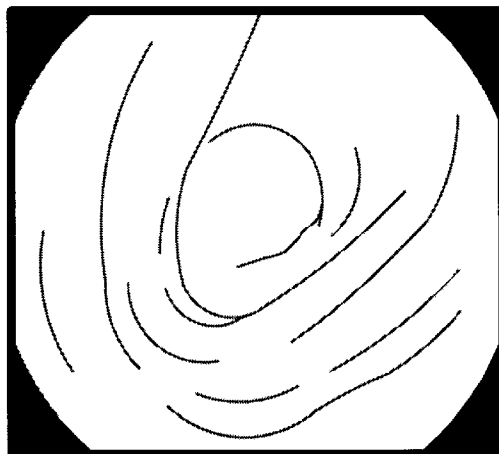
[図6]



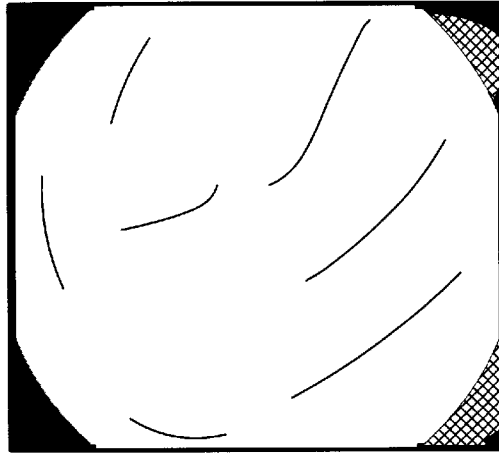
[図7]



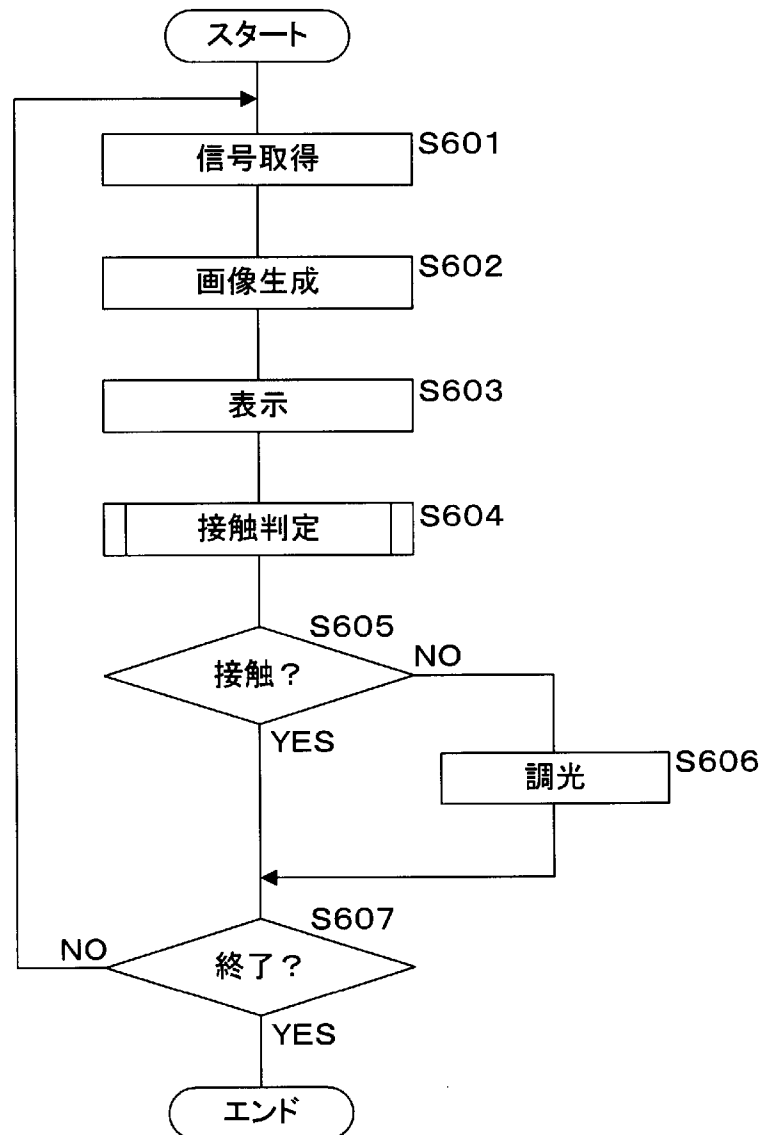
[図8A]



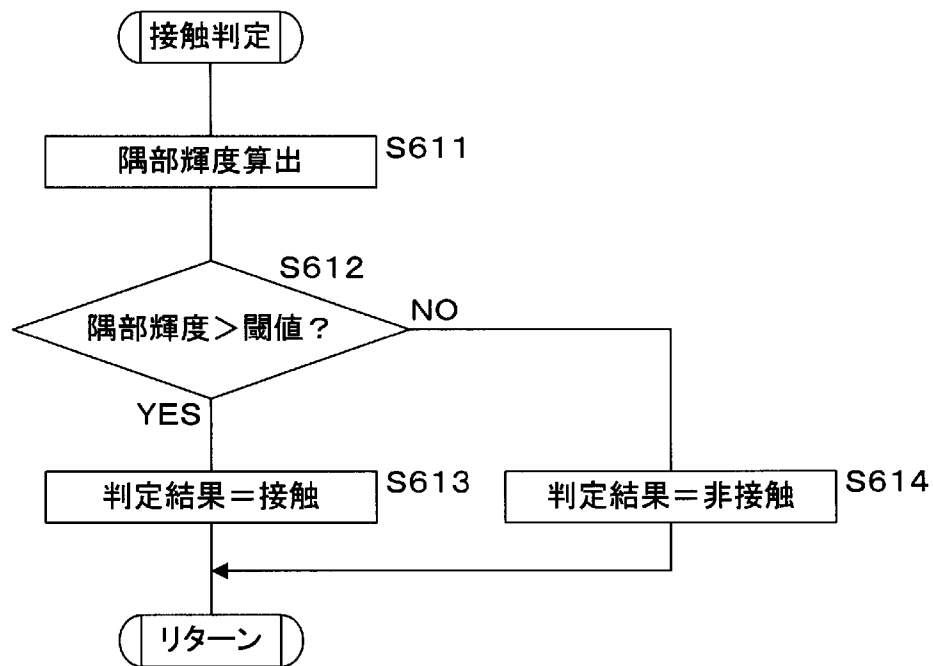
[図8B]

61

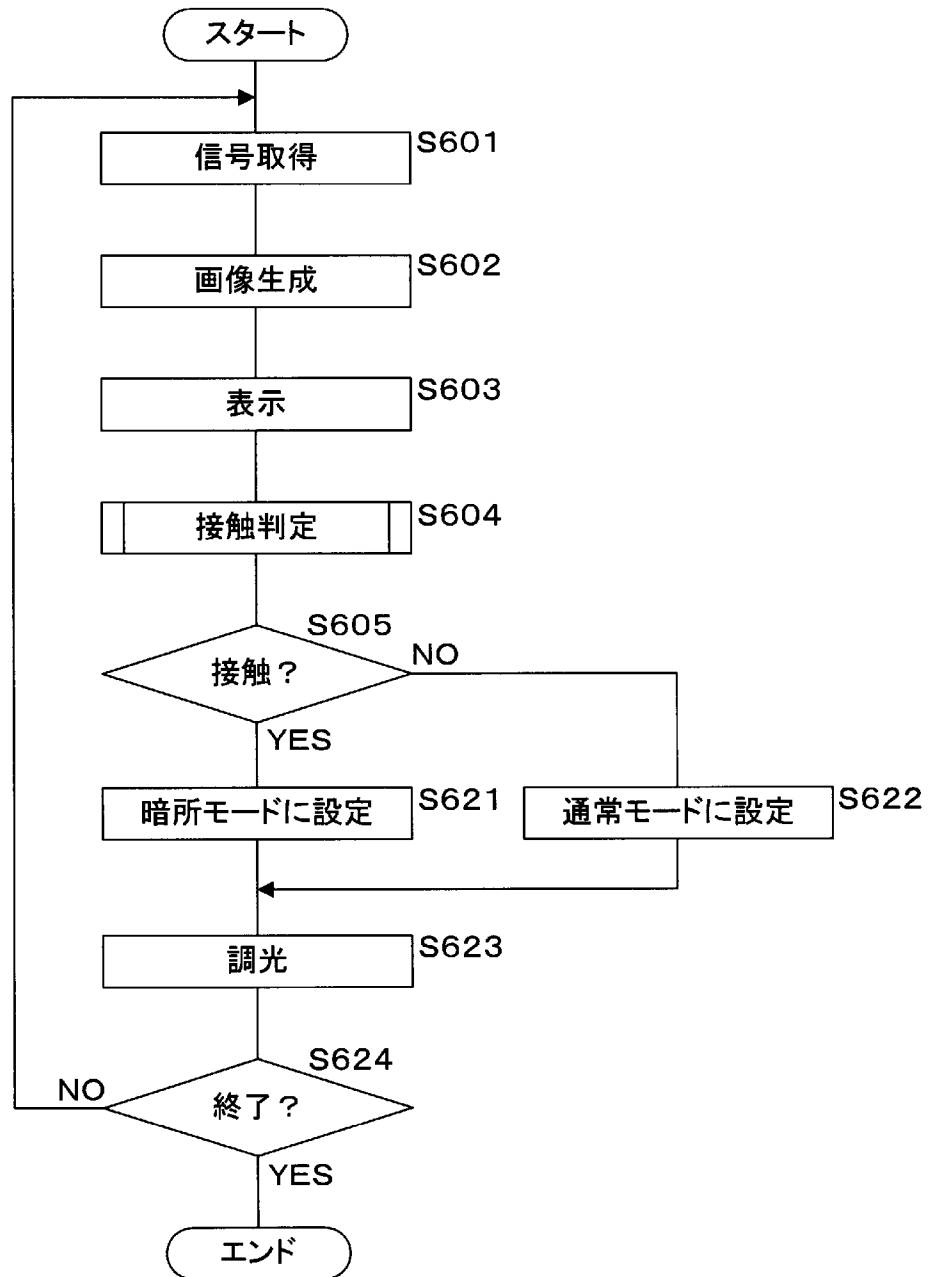
[図9]



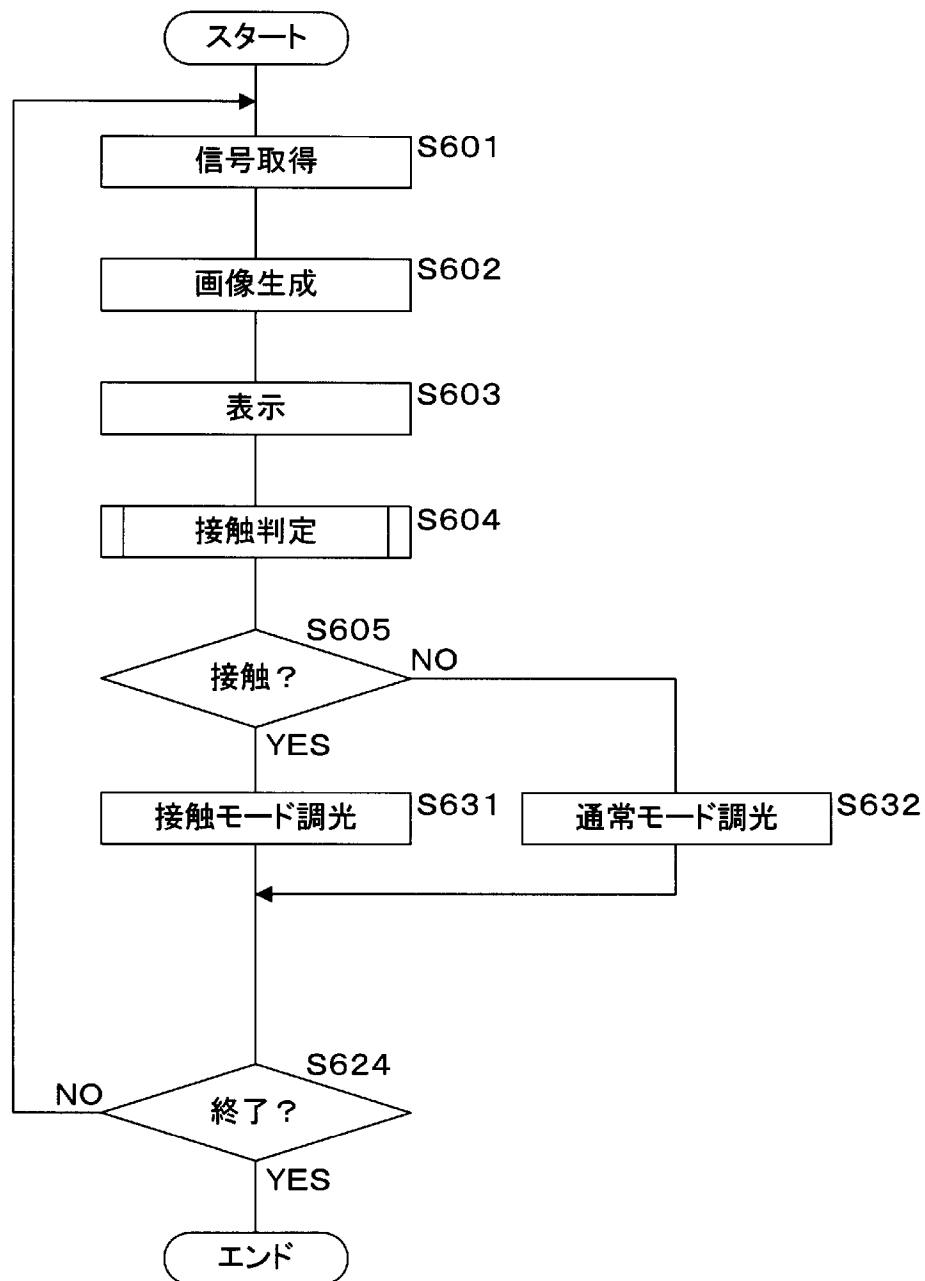
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/015794**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER****A61B 1/06**(2006.01)i

FI: A61B1/06 612

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/06

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023

Registered utility model specifications of Japan 1996-2023

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)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2017/073302 A1 (OLYMPUS CORPORATION) 04 May 2017 (2017-05-04) paragraphs [0047], [0048], fig. 1	1, 12, 14
A		2-11, 13

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

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

02 June 2023

Date of mailing of the international search report

13 June 2023

Name and mailing address of the ISA/JP

Japan Patent Office (ISA/JP)**3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915****Japan**

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2023/015794

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
WO	2017/073302	A1	04 May 2017	US	2018/0228352	A1	
				paragraphs [0055], [0056], fig. 1			

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/06(2006.01)i FI: A61B1/06 612		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61B1/06 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2023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 国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	WO 2017/073302 A1（オリンパス株式会社）04.05.2017（2017-05-04） [0047], [0048], 図1	1, 12, 14
A		2-11, 13
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☒ パテントファミリーに関する別紙を参照。		
* 引用文献のカテゴリー “A” 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの “E” 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの “L” 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 “T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と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 “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “&” 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日 02.06.2023	国際調査報告の発送日 13.06.2023	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 増渕 俊仁 2Q 4747 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

PCT/JP2023/015794

様式 PCT/ISA/210 (パテントファミリー用別紙) (2015年1月)