

(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9月7日(07.09.2023)

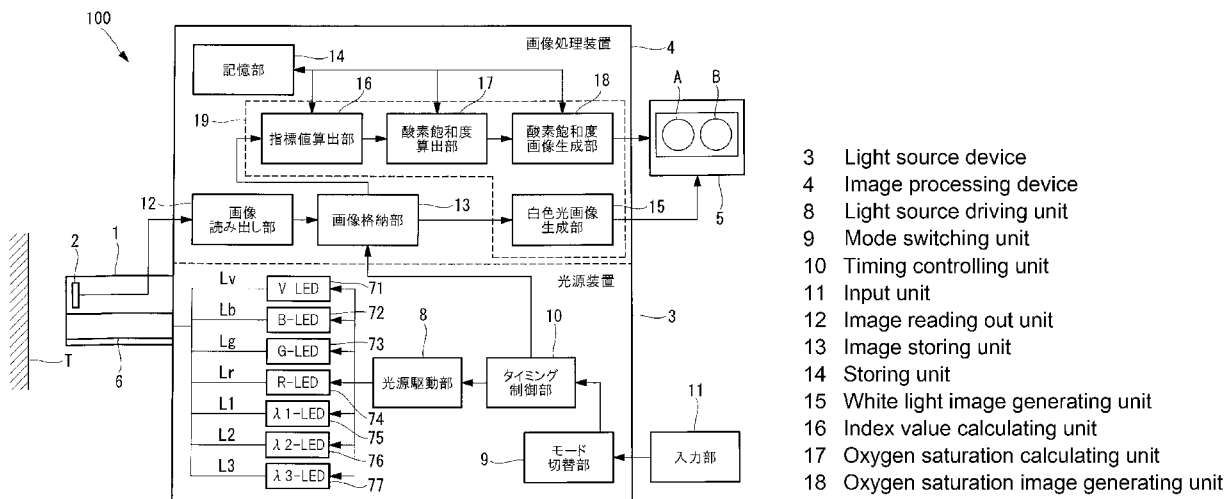


(10) 国際公開番号  
**WO 2023/166694 A1**

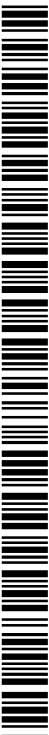
- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/045 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/009331
- (22) 国際出願日: 2022年3月4日(04.03.2022)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 森下 弘 靖 (MORISHITA, Koki); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP). 高橋 裕美 (TAKAHASHI, Hiromi); 〒1928507 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208139 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー39階 オリーブ国際特許事務所 Kanagawa (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, LIVING BODY OBSERVATION SYSTEM, AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 画像処理装置、生体観察システムおよび画像処理方法



(57) Abstract: An image processing device (4) comprises a processor (19) with hardware. The processor (19) : acquires a first image, a second image, and a third image of a living body tissue (T) illuminated by first light, second light, and third light, respectively; calculates an index value correlating with the blood volume in the living body tissue (T) on the basis of signal values of the first image and the second image; and calculates the oxygen saturation of the living body tissue (T) on the basis of the index value and a signal value of the third image. Each of the first light and the second light has a wavelength at which the absorption coefficient of oxygenated hemoglobin and the absorption coefficient of deoxygenated hemoglobin are equal to each other. The third light has a wavelength at which the absorption coefficient of oxygenated hemoglobin and the absorption coefficient of deoxygenated hemoglobin are different from each other.



WO 2023/166694 A1

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, 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, 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 : 画像処理装置 (4) は、ハードウェアを有するプロセッサ (19) を備える。プロセッサ (19) は、第1光、第2光および第3光によってそれぞれ照明された生体組織 (T) の第1画像、第2画像および第3画像を取得し、第1画像および第2画像の信号値に基づいて、生体組織 T の血液量と相関する指標値を算出し、指標値および第3画像の信号値に基づいて、生体組織 (T) の酸素飽和度を算出する。第1光および第2光の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波長を有し、第3光は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に異なる波長を有する。

## 明 細 書

発明の名称：

画像処理装置、生体観察システムおよび画像処理方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、画像処理装置、生体観察システムおよび画像処理方法に関するものである。

### 背景技術

[0002] 従来、酸素化ヘモグロビン（HbO<sub>2</sub>）と脱酸素化ヘモグロビン（Hb）との間の吸収係数の違いを利用して生体組織の酸素飽和度を測定する技術が知られている（例えば、特許文献1参照。）。特許文献1に記載の内視鏡システムは、HbO<sub>2</sub>の吸収係数とHbの吸収係数との間の差が大きい470nm±10nmの第1測定光を生体組織に照射し、生体組織において反射された第1測定光を撮像し、取得された画像の信号値から酸素飽和度を算出する。酸素飽和度は、全ヘモグロビンの中の酸素化ヘモグロビン割合である。

[0003] 反射された第1測定光の強度は、酸素飽和度に加えて生体組織の血液量にも依存する。これを解決するため、特許文献1では、血液量に影響される590nm～700nmの赤色の波長帯域の第2測定光を用いて生体組織の血液量を測定し、測定された血液量を用いて正確な酸素飽和度を算出している。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：特許第5766773号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、590nm～700nmの赤色の波長帯域の光は、血液量のみならず、酸素飽和度にも応じて変化する。したがって、第2測定光のみを用いて正確な血液量を測定することは困難である。そのため、この波長域

のみを用いて算出された血液量の不正確さは、酸素飽和度の算出にも影響を与える。

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、血液量が酸素飽和度の算出に与える影響を補正し、正確な酸素飽和度を算出することができる画像処理装置、生体観察システムおよび画像処理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] 本発明の一態様は、ハードウェアを有するプロセッサを備え、該プロセッサは、生体組織の第1画像、第2画像および第3画像を取得し、前記第1画像が、第1波長の第1光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第2画像が、前記第1波長とは異なる第2波長の第2光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第1波長および前記第2波長の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波長であり、前記第3画像が、前記酸素化ヘモグロビンの吸収係数と前記脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に異なる波長である第3波長の第3光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第1画像の第1信号値および前記第2画像の第2信号値に基づいて、前記生体組織の血液量と相関する指標値を算出し、前記指標値および前記第3画像の第3信号値に基づいて、前記生体組織の酸素飽和度を算出する、画像処理装置である。

[0007] 本発明の他の態様は、第1波長の第1光、第1波長とは異なる第2波長の第2光および第3波長の第3光を出力する光源部と、生体組織の第1画像、第2画像および第3画像を撮像し、前記第1画像が、前記第1光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第2画像が、前記第2光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第1波長および前記第2波長の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波長であり、前記第3画像が、前記酸素化ヘモグロビンの吸収係数と前記脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に異なる波長であ

る前記第3光によって照明された前記生体組織の画像である、撮像部と、ハードウェアを有し、前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像を処理するプロセッサとを備え、該プロセッサが、前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像を取得し、前記第1画像の第1信号値および前記第2画像の第2信号値に基づいて、前記生体組織の血液量と相関する指標値を算出し、前記指標値および前記第3画像の第3信号値に基づいて、前記生体組織の酸素飽和度を算出する、生体観察システムである。

[0008] 本発明の他の態様は、生体組織の第1画像、第2画像および第3画像を取得し、前記第1画像が、第1波長の第1光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第2画像が、前記第1波長とは異なる第2波長の第2光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第1波長および前記第2波長の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波長であり、前記第3画像が、前記酸素化ヘモグロビンの吸収係数と前記脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に異なる波長である第3波長の第3光によって照明された前記生体組織の画像であり、前記第1画像の第1信号値および前記第2画像の第2信号値に基づいて、前記生体組織の血液量と相関する指標値を算出し、前記指標値および前記第3画像の第3信号値に基づいて、前記生体組織の酸素飽和度を算出する、画像処理方法である。

### 発明の効果

[0009] 本発明によれば、血液量が酸素飽和度の算出に与える影響を補正し、正確な酸素飽和度を算出することができるという効果を奏する。

### 図面の簡単な説明

[0010] [図1]本発明の一実施形態に係る生体観察システムの全体構成図である。

[図2]図1の生体観察システムの光源装置が出力する光のスペクトルを示す図である。

[図3]波長と、酸素化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)および脱酸素化ヘモグロビン(Hb)の吸収係数との関係を示すグラフである。

[図4]異なる血液量および異なる酸素飽和度における、波長と生体組織の反射率との関係を示すグラフである。

[図5]第1比と相対血液量との関係を示すグラフである。

[図6]異なる相対血液量における第2比と酸素飽和度との関係を示すグラフである。

[図7]本発明の一実施形態に係る画像処理方法のフローチャートである。

[図8]図1の生体観察システムの変形例の全体構成図である。

[図9]図8の生体観察システムの光源装置が出力する光のスペクトルを示す図である。

### 発明を実施するための形態

[0011] 以下に、本発明の一実施形態に係る画像処理装置、生体観察システムおよび画像処理方法について図面を参照して説明する。

図1に示されるように、本実施形態に係る生体観察システム100は、生体内に挿入される長尺の挿入部1を有し、生体組織Tの白色光画像Aおよび酸素飽和度画像Bを生成する内視鏡システムである。

生体観察システム100は、生体組織Tを撮像する撮像部2と、挿入部1の基端にそれぞれ接続された光源装置（光源部）3および画像処理装置（プロセッサ）4と、画像処理装置4に接続され白色光画像Aおよび酸素飽和度画像Bを表示するディスプレイ5と、を備える。

[0012] 撮像部2は、CCDイメージセンサまたはCMOSイメージセンサのような撮像素子を有し、挿入部1の先端部に設けられている。撮像部2は、生体組織Tにおいて反射された光を受光し、生体組織Tの画像を撮像する。撮像部2は、挿入部1の基端側に設けられ、挿入部1の先端から撮像部2までレンズ系またはイメージファイバによって伝送された像を撮像してもよい。

[0013] 光源装置3は、白色光画像A用の紫色光（V光） $L_v$ 、青色光（B光） $L_b$ 、緑色光（G光） $L_g$ および赤色光（R光） $L_r$ を出力する。また、光源装置3は、酸素飽和度画像B用の第1光 $L_1$ 、第2光 $L_2$ および第3光 $L_3$ を出力する。光源装置3から出力された光 $L_v$ 、 $L_b$ 、 $L_g$ 、 $L_r$ 、 $L_1$ 、

L 2, L 3は、挿入部 1 に設けられたライトガイド 6 によって挿入部 1 の先端まで導光され、挿入部 1 の先端から生体組織 T へ照射される。

[0014] 具体的には、光源装置 3 は、V 光 L v、B 光 L b、G 光 L g、R 光 L r、第 1 光 L 1、第 2 光 L 2 および第 3 光 L 3 をそれぞれ出力する 7 つの LED 7 1, 7 2, 7 3, 7 4, 7 5, 7 6, 7 7 と、LED 7 1, 7 2, 7 3, 7 4, 7 5, 7 6, 7 7 を駆動する光源駆動部 8 と、画像モードを切り替えるモード切替部 9 と、画像モードに基づいて光源駆動部 8 を制御するタイミング制御部 1 0 と、を備える。

光源駆動部 8、モード切替部 9 およびタイミング制御部 1 0 は、例えば、光源装置 3 に設けられたプロセッサによって実現される。

[0015] 図 2 は、LED 7 1, 7 2, 7 3, 7 4, 7 5, 7 6, 7 7 が出力する光 L v, L b, L g, L r, L 1, L 2, L 3 のスペクトルを示している。

第 1 光 L 1 は 5 8 4 n m の中心波長を有し、第 2 光 L 2 は 7 9 6 n m の中心波長を有し、第 3 光 L 3 は 7 6 0 n m の中心波長を有する。各光 L 1, L 2, L 3 は、単一波長の光であってもよく、例えば中心波長 ± 5 n m の範囲内の波長幅を有する光であってもよい。

[0016] モード切替部 9 は、ユーザの入力に基づき、白色光画像 A を生成する白色光画像モードと、酸素飽和度画像 B を生成する酸素飽和度画像モードと、の間で画像モードを切り替える。例えば、モード切替部 9 は、マウス、キーボードおよびタッチパネル等の入力デバイスを有する入力部 1 1 と接続されている。ユーザは、入力部 1 1 を使用して、任意のタイミングで白色光画像モードと酸素飽和度画像モードとを切り替えることができる。

[0017] 白色光画像モードのとき、タイミング制御部 1 0 は、光源駆動部 8 を制御することによって、3 つの LED 7 5, 7 6, 7 7 を消灯させ、かつ、撮像部 2 の撮像と同期して 4 つの LED 7 1, 7 2, 7 3, 7 4 を順番に点灯させる。これにより、撮像部 2 の撮像のタイミングと同期して V 光 L v、B 光 L b、G 光 L g および R 光 L r が順番に生体組織 T に照射され、V 画像、B 画像、G 画像および R 画像が順番に撮像部 2 によって撮像される。V 画像、

B画像、G画像およびR画像は、V光L<sub>v</sub>、B光L<sub>b</sub>、G光L<sub>g</sub>およびR光L<sub>r</sub>によってそれぞれ照明された生体組織Tの画像である。

白色光画像モードにおいて、タイミング制御部10は、4つのLED71、72、73、74を同時に点灯させてもよい。この場合、V光L<sub>v</sub>、B光L<sub>b</sub>、G光L<sub>g</sub>およびR光L<sub>r</sub>によって照明された生体組織Tの画像がカラーの撮像素子を使用して撮像される。

[0018] 酸素飽和度画像モードのとき、タイミング制御部10は、光源駆動部8を制御することによって、4つのLED71、72、73、74を消灯させ、かつ、撮像部2の撮像と同期して3つのLED75、76、77を順番に点灯させる。これにより、撮像部2の撮像のタイミングと同期して第1光L<sub>1</sub>、第2光L<sub>2</sub>および第3光L<sub>3</sub>が順番に生体組織Tに照射され、第1画像、第2画像および第3画像が順番に撮像部2によって取得される。

[0019] 第1画像、第2画像および第3画像は、第1光L<sub>1</sub>、第2光L<sub>2</sub>および第3光L<sub>3</sub>によってそれぞれ照明された生体組織Tの画像である。第1画像の各画素は、生体組織Tの各位置において反射された第1光L<sub>1</sub>の反射強度に相当する第1信号値P<sub>1</sub>を有する。第2画像の各画素は、生体組織Tの各位置において反射された第2光L<sub>2</sub>の反射強度に相当する第2信号値P<sub>2</sub>を有する。第3画像の各画素は、生体組織Tの各位置において反射された第3光L<sub>3</sub>の反射強度に相当する第3信号値P<sub>3</sub>を有する。

[0020] 画像処理装置4は、撮像部2から画像を読み出す画像読み出し部12と、読み出された画像を一時的に格納する画像格納部13と、画像A、Bの生成に必要なプログラムおよびデータを記憶する記憶部（メモリ）14と、白色光画像Aを生成する白色光画像生成部15と、生体組織Tの血液量と関連する指標値Vを算出する指標値算出部16と、生体組織Tの酸素飽和度Sを算出する酸素飽和度算出部17と、酸素飽和度画像（第4画像）Bを生成する酸素飽和度画像生成部18と、を備える。

[0021] 画像読み出し部12は、画像を撮像部2から逐次読み出し、画像格納部13に格納する。



画像格納部 13 は、タイミング制御部 10 からの信号に基づき、画像を白色光画像生成部 15 または指標値算出部 16 へ転送する。すなわち、白色光画像モードのとき、画像格納部 13 は、V 画像、B 画像、G 画像および R 画像を白色光画像生成部 15 へ転送する。酸素飽和度画像モードのとき、画像格納部 13 は、第 1 画像、第 2 画像および第 3 画像を指標値算出部 16 へ転送する。

[0022] 記憶部 14 は、RAM のような作業メモリと、ROM または HDD のような不揮発性の記録媒体とを含み、記録媒体には、画像処理プログラムが記憶されている。

画像処理装置 4 は、中央演算処理装置のようなハードウェアを有するプロセッサ 19 を備え、各部 15, 16, 17, 18 の後述の機能は、プロセッサ 19 が画像処理プログラムに従って処理を実行することによって実現される。画像処理装置 4 の一部の機能は、専用の回路によって実現されてもよい。

[0023] 白色光画像生成部 15 は、V 画像、B 画像、G 画像および R 画像を合成することによって、白色光画像 A を生成する。

指標値算出部 16 は、第 1 画像および第 2 画像から同一位置の画素の信号値  $P_1$ ,  $P_2$  を選択し、第 1 信号値  $P_1$  と第 2 信号値  $P_2$  との第 1 比  $P_1 / P_2$  を算出する。指標値算出部 16 は、第 1 画像および第 2 画像の全ての位置の画素について第 1 比  $P_1 / P_2$  を算出する。

[0024] 次に、指標値算出部 16 は、各比  $P_1 / P_2$  から指標値  $V$  を算出する。各指標値  $V$  は、後述するように、生体組織  $T$  の各位置における相対血液量である。記憶部 14 には、複数の参照値と、複数の参照値の各々に対応付けられた複数の相対血液量と、を含む参照データ（第 1 データ）が記憶されている。指標値算出部 16 は、各比  $P_1 / P_2$  を参照データ内の複数の参照値と比較し、比  $P_1 / P_2$  と等しいまたは最も近い参照値と対応付けられている相対血液量を、各画素の各位置の相対血液量  $V$  として算出する。

[0025] ここで、第 1 光  $L_1$  および第 2 光  $L_2$  の特性について説明する。

図3は、酸素化ヘモグロビン（HbO<sub>2</sub>）および脱酸素化ヘモグロビン（Hb）の各々の吸収係数と波長との関係を示している。

[0026] 584 nmおよび796 nmの各々は、HbO<sub>2</sub>の吸収係数とHbの吸収係数とが相互に等しい波長である。したがって、生体組織Tにおいて反射された第1光L<sub>1</sub>および第2光L<sub>2</sub>の各々の反射強度は、生体組織Tの酸素飽和度に依存せず、生体組織Tの血液量に依存する。さらに、各光L<sub>1</sub>、L<sub>2</sub>の反射強度は、挿入部1の先端から生体組織Tまでの撮影距離に応じて変化する。第1信号値P<sub>1</sub>を第2信号値P<sub>2</sub>で除算することによって、撮影距離に対する依存性が除去され血液量のみ依存する比P<sub>1</sub>/P<sub>2</sub>が得られる。比P<sub>1</sub>/P<sub>2</sub>は、生体組織Tにおける血液の相対量である相対血液量と相関する。相対血液量は、光の吸収および散乱に基づく、生体組織Tに占める血液の絶対血液量の割合であり、言い換えると、生体組織Tによって吸収および散乱される光の量に対する、血液によって吸収および散乱される光の量の割合である。

[0027] 図4は、血液量および酸素飽和度の変化に対する光の反射率の変化をシミュレーションした結果を示している。このシミュレーションにおいて、血液量を5段階で変化させ、酸素飽和度を各血液量において6段階で変化させた。図4には、代表して3つの血液量におけるシミュレーション結果が示されている。

[0028] 図5は、図4のシミュレーション結果から得られた、比（I<sub>584</sub>/I<sub>796</sub>）と相対血液量との関係を示している。比（I<sub>584</sub>/I<sub>796</sub>）は、584 nmにおける反射率I<sub>584</sub>と、796 nmにおける反射率I<sub>796</sub>との比である。図5から分かるように、相対血液量と比（I<sub>584</sub>/I<sub>796</sub>）との間には略線形の相関関係が存在し、比（I<sub>584</sub>/I<sub>796</sub>）から相対血液量が一意に決まる。例えば、比（I<sub>584</sub>/I<sub>796</sub>）と相対血液量との間の関係は、下記の1次または2次の第1近似式によって表される。下式において、Xは比（I<sub>584</sub>/I<sub>796</sub>）であり、Yは相対血液量である。

$$Y = 0.0037X - 0.0083$$

$$Y = (5E-05) X^2 + 0.0022X - 0.0011$$

[0029] 信号値 P1, P2 は、反射率  $I_{584}$ ,  $I_{796}$  にそれぞれ相当するので、比  $P1/P2$  から相対血液量 V を算出することができる。上記の計算は、HbO<sub>2</sub> の吸収係数と Hb の吸収係数とが相互に等しい任意の 2 つ波長において、成立する。

指標値算出部 16 は、参照データに代えて上記の 1 次または 2 次の第 1 近似式を用いて、比  $P1/P2$  から相対血液量 V を算出してもよい。すなわち、第 1 近似式の X に比  $P1/P2$  を代入することによって、相対血液量 V が算出される。この場合、第 1 近似式が記憶部 14 に予め記憶されていてもよい。

一般に、反射強度は、生体組織 T 内の血液量の増加に伴って減少し、生体組織 T による散乱の増加に伴って増加する。相対血液量は、生体組織 T における血液量および生体組織 T による散乱を考慮した量である。

[0030] 酸素飽和度算出部 17 は、第 3 画像および第 2 画像から同一位置の画素の信号値 P3, P2 を選択し、第 3 信号値 P3 と第 2 信号値 P2 との第 2 比  $P3/P2$  を算出する。酸素飽和度算出部 17 は、第 3 画像および第 2 画像の全ての位置の画素について第 2 比  $P3/P2$  を算出する。

次に、酸素飽和度算出部 17 は、各画像の各位置の画素の信号値の比  $P3/P2$  および相対血液量 V から、各位置の酸素飽和度の絶対値 S を算出する。

[0031] ここで、第 3 光 L3 の特性について説明する。

760 nm は、HbO<sub>2</sub> の吸収係数と Hb の吸収係数とが相互に異なる波長である。したがって、生体組織 T において反射された第 3 光 L3 の反射強度は、生体組織 T の酸素飽和度および血液量に依存する。さらに、第 1 光 L1 および第 2 光 L2 と同様、第 3 光 L3 の反射強度は、撮影距離に応じて変化する。第 3 信号値 P3 を第 2 信号値 P2 で除算することによって、撮影距離および血液量に対する依存性が除去され酸素飽和度のみに依存する比 P3

／P 2 が得られる。

[0032] 図6は、図4のシミュレーション結果から得られた、5つの相対血液量0.006、0.012、0.024、0.048、0.096における、比 $(I_{760}/I_{796})$ と酸素飽和度との関係を示している。比 $(I_{760}/I_{796})$ は、760nmにおける反射率 $I_{760}$ と、796nmにおける反射率 $I_{796}$ との比である。図6から分かるように、比 $(I_{760}/I_{796})$ に対して酸素飽和度は単調に増加し、相対血液量毎に増加の傾きが異なる。信号値P 3、P 2は、反射率 $I_{760}$ 、 $I_{796}$ にそれぞれ相当するので、比 $P 3/P 2$ および相対血液量Vから酸素飽和度の絶対値Sが一意的に決まる。

[0033] 酸素飽和度算出部17は、ルックアップテーブル（第2データ）を用いる第1の方法または第2近似式を用いる第2の方法によって、酸素飽和度の絶対値Sを算出する。

第1の方法において、酸素飽和度算出部17は、予め準備され記憶部14に記憶されたルックアップテーブル（LUT）に基づいて酸素飽和度の絶対値Sを算出する。

LUTは、複数の比 $P 3/P 2$ と、複数の比 $P 3/P 2$ とそれぞれ対応付けられた複数の酸素飽和度とを含む。記憶部14には、各相対血液量用のLUTが記憶されている。酸素飽和度算出部17は、算出された画素の各位置の相対血液量V用のLUTを選択し、選択されたLUTにおいて、算出された比 $P 3/P 2$ と対応付けられている酸素飽和度の値を、各位置の酸素飽和度の絶対値Sとして算出する。

[0034] LUTに格納される相対血液量Vおよび比 $P 3/P 2$ のデータの数是有限である。したがって、相対血液量Vおよび比 $P 3/P 2$ の組み合わせと完全に一致するデータがLUTに存在しない場合、酸素飽和度画像は、相対血液量Vおよび比 $P 3/P 2$ に最も近い値のデータを使用してもよい。例えば、相対血液量Vが0.03であり、比 $P 3/P 2$ が0.95である場合、0.024の相対血液量Vと0.95の比 $P 3/P 2$ との組み合わせに対応する酸

酸素飽和度 0.4 を選択してもよい。

[0035] 第2の方法において、酸素飽和度算出部17は、予め準備され記憶部14に記憶された第2近似式を用いて、酸素飽和度の絶対値を算出する。

例えば、各相対血液量において、酸素飽和度  $S$  と比  $P_3 / P_2$  との関係は、次のような1次または2次の第2近似式で表される。下式において、 $X$  は比  $P_3 / P_2$  であり、 $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$  および  $e$  は、相対血液量に応じて設定される定数である。

$$\text{酸素飽和度 } S = a * X + b$$

$$\text{酸素飽和度 } S = c * X^2 + d * X + e$$

[0036] 記憶部14には、各相対血液量における酸素飽和度  $S$  と比  $P_3 / P_2$  との関係を示す第2近似式が記憶されている。酸素飽和度算出部17は、算出された相対血液量  $V$  における第2近似式を記憶部14から取得し、取得された第2近似式に比  $P_3 / P_2$  を代入することによって酸素飽和度の絶対値  $S$  を算出する。

各定数  $a$ 、 $b$ 、 $c$ 、 $d$ 、 $e$  と相対血液量との間には所定の相関関係が存在する。したがって、酸素飽和度算出部17は、所定の相関関係に基づいて相対血液量  $V$  から定数  $a$ 、 $b$  または定数  $c$ 、 $d$ 、 $e$  を算出することによって相対血液量  $V$  における第2近似式を決定し、決定された第2近似式を用いて酸素飽和度の絶対値  $S$  を算出してもよい。

[0037] なお、酸素飽和度  $S$  の算出には、第1画像および第2画像のいずれが使用されてもよい。すなわち、第2比が、第3信号値  $P_3$  と第1信号値  $P_1$  との比  $P_3 / P_1$  であってもよい。

2つの光が生体組織  $T$  から受ける散乱等の影響には、2つの光の波長間の差に起因する差が生じる。このような影響の差に起因する酸素飽和度  $S$  の誤差を抑制するために、酸素飽和度  $S$  の算出には、第1波長および第2波長のうち、第3波長とより近い波長の光を用いた画像が使用されることが好ましい。

[0038] 酸素飽和度画像生成部18は、酸素飽和度の絶対値  $S$  に応じた信号値を各

位置の画素に割り当てることによって、生体組織 T の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像 B を生成する。例えば、酸素飽和度 0% から 100% まで連続的に色相が変化するように、各酸素飽和度の絶対値に対応する色相が予め設定されている。これにより、生体組織 T の各位置における酸素飽和度の絶対値 S が色によって表現されたヒートマップが酸素飽和度画像 B として生成される。

[0039] 次に、生体観察システム 100 の作用について説明する。

生体観察システム 100 は、モード切替部 9 によって選択されている画像モードに応じて、白色光画像 A または酸素飽和度画像 B を生成する。

白色光画像モードにおいて、タイミング制御部 10 が光源駆動部 8 を制御することによって、V 光、B 光、G 光および R 光が順番に生体組織 T に照射され、生体組織 T の V 画像、B 画像、G 画像および R 画像が撮像部 2 によって順番に撮像される。

[0040] V 画像、B 画像、G 画像および R 画像は、画像読み出し部 12 によって撮像部 2 から画像処理装置 4 に順次読み出され、画像格納部 13 に一時的に格納され、続いて、白色光画像生成部 15 によって処理される。白色光画像生成部 15 は、V 画像、B 画像、G 画像および R 画像を合成することによって白色光画像を生成する。白色光画像は、画像処理装置 4 からディスプレイ 5 に送信され、ディスプレイ 5 に表示される。

[0041] 酸素飽和度画像モードにおいて、タイミング制御部 10 が光源駆動部 8 を制御することによって、第 1 光 L1、第 2 光 L2、および第 3 光 L3 が順番に生体組織 T に照射され、生体組織 T の第 1 画像、第 2 画像および第 3 画像が撮像部 2 によって順番に撮像される。

第 1 画像、第 2 画像および第 3 画像は、画像読み出し部 12 によって撮像部 2 から画像処理装置 4 に順次読み出され、画像格納部 13 に一時的に格納され、続いて、第 1 画像、第 2 画像および第 3 画像から酸素飽和度画像 B が生成される。

[0042] 図 7 は、酸素飽和度画像モードにおいて、画像処理装置 4 によって実行さ

れる画像処理方法を示している。

画像処理方法は、第1画像、第2画像および第3画像を取得するステップS1と、第1画像および第2画像から生体組織Tの血液量と相関する指標値Vを算出するステップS2と、指標値Vおよび第3画像から生体組織Tの酸素飽和度Sを算出するステップS3と、生体組織Tの酸素飽和度Sを表す酸素飽和度画像Bを生成するステップS4と、を含む。

[0043] ステップS1において、プロセッサ19は、撮像部2によって撮像された第1画像、第2画像および第3画像を、画像格納部13および画像読み出し部12を経由して取得する。

次に、ステップS2において、指標値算出部16によって、第1画像および第2画像から画素の各位置の信号値の比 $P1/P2$ が算出され、続いて、比 $P1/P2$ から、参照データまたは第1近似式を用いて画素の各位置の相対血液量Vが指標値として算出される。

次に、ステップS3において、酸素飽和度算出部17によって、第2画像および第3画像から画素の各位置の信号値の比 $P3/P2$ が算出され、続いて、ステップS2において算出された相対血液量V用のLUTまたは第2近似式を用いて、比 $P3/P2$ から画素の各位置の酸素飽和度の絶対値Sが算出される。

[0044] 次に、ステップS4において、酸素飽和度画像生成部18によって、酸素飽和度の絶対値Sに対応する信号値が各位置の画素に割り当てられた酸素飽和度画像Bが生成される。

酸素飽和度画像Bは、画像処理装置4からディスプレイ5に送信され、ディスプレイ5に表示される。ユーザは、酸素飽和度画像B内の各位置の信号値（例えば、色相）に基づいて、生体組織Tの各位置における酸素飽和度の絶対値を直感的に確認することができる。

[0045] ここで、臨床において、生体組織Tの状態を正確に把握するために、酸素飽和度の絶対値を測定することが望まれる。例えば、癌は、周辺部に比べて酸素飽和度が低いことが知られている。したがって、消化器の内視鏡検査に

において、酸素飽和度の可視化により、癌の領域を可視化することが可能になると期待される。また、外科手術において、酸素飽和度の可視化により、鉗子等で封止された血管が支配する組織の領域を可視化することが可能になると期待される。

しかし、生体組織 T において反射された光の反射強度は血液量および撮影距離にも依存するので、光の反射強度の情報から酸素飽和度を直接算出することは難しい。

[0046] 本実施形態によれば、酸素飽和度の影響を受けない波長 584 nm, 796 nm の光 L1, L2 を使用して第 1 画像および第 2 画像が撮像され、酸素飽和度の影響を受ける波長 760 nm の光 L3 を使用して第 3 画像が取得される。

第 1 画像の第 1 信号値 P1 および第 2 画像の第 2 信号値 P2 は、酸素飽和度に依存せず、血液量に依存する。したがって、生体組織 T 内の血液量と相関する指標値 V を信号値 P1, P2 から得ることができる。

特に、第 1 信号値 P1 を第 2 信号値 P2 で除算することによって、撮影距離に対する依存性が除去され血液量と正確に相関する第 1 比  $P1/P2$  が得られる。このような第 1 比  $P1/P2$  から、生体組織 T の正確な相対血液量を指標値 V として算出することができる。

[0047] また、第 3 画像の第 3 信号値 P3 は、酸素飽和度および血液量の両方に依存する。したがって、血液量の正確な指標値 V を用いて、血液量が酸素飽和度の算出に与える影響を補正し、第 3 信号値 P3 から正確な酸素飽和度 S を算出することができる。

特に、第 3 信号値 P3 を第 2 信号値 P2 で除算することによって、血液量および撮影距離の両方に対する依存性が除去され酸素飽和度と正確に相関する第 2 比  $P3/P2$  が得られる。このような第 2 比  $P3/P2$  および指標値 V から、より正確な酸素飽和度の絶対値 S を算出することができる。

[0048] また、内視鏡用の一般的な光源装置に 3 つの光源 75, 76, 77 を追加するだけで、酸素飽和度 S の算出に必要な第 1 画像、第 2 画像および第 3 画



像を取得することができる。したがって、本実施形態の画像処理装置4および画像処理方法は、内視鏡システムに好適に適用することができる。

[0049] 本実施形態において、第1光L1の第1波長が584nmであり、第2光L2の第2波長が796nmであることとしたが、第1波長および第2波長の組み合わせは、これに限定されるものではなく、HbO<sub>2</sub>の吸収係数とHbの吸収係数とが相互に等しい任意の2つの波長の組み合わせであってもよい。

例えば、第1波長および第2波長は、460nm付近、500nm付近、525nm付近、545nm付近、575nm付近、584nm付近および820nm付近の中から選択されてもよい。

[0050] 第1波長および第2波長は、500nm以上であることが好ましい。

生体組織Tの表面は、β-カロテンを含む脂肪組織によって覆われていることがある。β-カロテンは、500nmよりも短い波長域では吸収を示すが、500nm以上の波長域ではほとんど吸収を示さない。したがって、500nm以上の第1波長および第2波長を使用することによって、脂肪組織の有無および脂肪組織の厚さに依存しない信号値P<sub>1</sub>、P<sub>2</sub>を得ることができ、より正確な相対血液量Vおよび酸素飽和度Sを算出することができる。

[0051] 本実施形態において、第3波長が760nmであることとしたが、第3波長はこれに限定されるものではなく、HbO<sub>2</sub>の吸収係数とHbの吸収係数とが相互に異なる他の任意の波長であってもよい。

第3波長は、HbO<sub>2</sub>の吸収係数とHbの吸収係数との差が大きい波長であることが好ましい。また、第3波長は、第1波長および第2波長と同様に、脂肪の影響を受け難い500nm以上であることが好ましい。

例えば、第3波長は、630nm付近であってもよい。これにより、第3光L3用の光源として、R光Lr用のLED71を使用することができ、光源装置3に搭載される光源の数を減らすことができる。

[0052] 上記実施形態において、光源装置3が、第1光L1、第2光L2および第3光L3の専用の光源75、76、77を備えることとしたが、これに代え

て、内視鏡に標準装備される光源を使用してもよい。

この構成によれば、光源装置3に搭載される光源の数を減らすことができる。

[0053] 例えば、図8および図9に示されるように、G-LED73から出力されるG光L<sub>g</sub>を第1光L<sub>1</sub>に使用し、R-LED74から出力されるR光L<sub>r</sub>を第3光L<sub>3</sub>に使用してもよい。

この場合、各光源73、74とライトガイド6との間の光路に各光L<sub>1</sub>、L<sub>3</sub>の波長幅を規定するバンドパスフィルタ21、22が取り外し可能に配置される。

[0054] 第1フィルタ21は、584nmの中心波長を有し、G光L<sub>g</sub>から第1光L<sub>1</sub>を生成する。第2フィルタ22は、630nmの中心波長を有し、R光L<sub>r</sub>から第3光L<sub>3</sub>を生成する。タイミング制御部10は、白色光画像モードのとき、フィルタ駆動部23を制御することによってフィルタ21、22を光路から取り外し、酸素飽和度画像モードのとき、フィルタ駆動部23を制御することによってフィルタ21、22を光路上に配置する。

[0055] 図9に示されるように、第1光L<sub>1</sub>の波長幅（矩形の破線によって囲まれる範囲）は、第1光L<sub>1</sub>のHbO<sub>2</sub>による吸収量とHbによる吸収量とが相互に等しくなるように（すなわち、第1光L<sub>1</sub>の波長幅において、HbO<sub>2</sub>の吸収係数の積分値とHbの吸収係数の積分値とが相互に等しくなるように）、第2フィルタ22によって制限される。波長幅は、撮像部2の赤の色フィルタの分光透過特性をさらに考慮して設定されてもよい。

[0056] 光源装置3が、インドシアニンググリーン（ICG）の励起用の近赤外光源78を備える場合、近赤外光源78から出力される近赤外光L<sub>i</sub>を第2光L<sub>2</sub>として用いてもよい。

ICGは、血流の評価のために血管内に注入される蛍光物質である。撮像部2の前方には、近赤外光L<sub>i</sub>をカットするカットフィルタ24が取り外し可能に配置される。カットフィルタ24は、ICGの蛍光画像を生成する蛍光画像モードにおいて撮像部2の前方に配置され、酸素飽和度画像モードに

において取り外される。

[0057] この構成によれば、ICGの蛍光および酸素飽和度Sの両方を用いて生体組織Tの血流の状態を評価することができる。例えば、生体組織Tの血流の状態をICGの蛍光画像から判断することが難しい場合、蛍光画像モードから酸素飽和度画像モードに切り替えることによって、酸素飽和度Sに基づいて血流の状態を判断することができる。

[0058] 上記実施形態において、酸素飽和度画像Bの全ての画素に酸素飽和度Sに対応する信号値を割り当てることとしたが、これに代えて、酸素飽和度画像B内の一部の領域にのみ信号値を割り当てることによって、一部の領域のみが表示された酸素飽和度画像Bを生成してもよい。

例えば、観察対象が特定の臓器または組織である場合、信号値P1, P2, P3の少なくとも1つに基づいて、または、白色光画像の色に基づいて観察対象を抽出し、抽出された領域内の位置についてのみ、指標値Vおよび酸素飽和度Sを算出し信号値を割り当ててもよい。

[0059] 上記実施形態において、光源装置3が、光源としてLED71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78を備えることとしたが、これに代えて、他の種類の光源を備えていてもよい。例えば、光源は、LD（レーザダイオード）のようなレーザ光源であってもよく、バンドパスフィルタと組み合わせて使用されるキセノンランプのようなランプ光源であってもよい。

[0060] 上記実施形態において、生体観察システム100は、ユーザの入力に基づいて白色光画像モードと酸素飽和度画像とを切り替えることとしたが、これに代えて、所定のタイミングで白色光画像モードと酸素飽和度画像とを自動的に切り替えてもよい。例えば、生体観察システム100は、白色光画像モードと酸素飽和度画像モードとを交互に切り替えることによって、白色光画像と酸素飽和度画像とを交互に生成してもよい。

[0061] 上記実施形態において、生体観察システム100が内視鏡システムであることとしたが、生体観察システムは、生体組織の光学画像を取得する任意の種類システムであってもよい。例えば、生体観察システムは、生体内を観

察する光学顕微鏡を備える顕微鏡システムであってもよい。

## 符号の説明

- [0062] 2 撮像部
- 3 光源装置 (光源部)
- 4 画像処理装置 (プロセッサ)
- 14 記憶部 (メモリ)
- 19 プロセッサ
- 100 生体観察システム
- A 白色光画像
- B 酸素飽和度画像 (第4画像)
- L1 第1光
- L2 第2光
- L3 第3光
- T 生体組織

## 請求の範囲

- [請求項1]           ハードウェアを有するプロセッサを備え、  
                      該プロセッサは、  
                      生体組織の第1画像、第2画像および第3画像を取得し、  
                      前記第1画像が、第1波長の第1光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
                      前記第2画像が、前記第1波長とは異なる第2波長の第2光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
                      前記第1波長および前記第2波長の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波長であり、  
                      前記第3画像が、前記酸素化ヘモグロビンの吸収係数と前記脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に異なる波長である第3波長の第3光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
                      前記第1画像の第1信号値および前記第2画像の第2信号値に基づいて、前記生体組織の血液量と相関する指標値を算出し、  
                      前記指標値および前記第3画像の第3信号値に基づいて、前記生体組織の酸素飽和度を算出する、画像処理装置。
- [請求項2]           前記プロセッサが、  
                      前記第1信号値と前記第2信号値との第1比を算出し、  
                      算出された前記第1比から前記指標値として前記生体組織における相対血液量を算出する、請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3]           メモリをさらに備え、該メモリに、複数の参照値と、該複数の参照値とそれぞれ対応付けられた複数の相対血液量とを含む第1データが記憶され、  
                      前記プロセッサが、前記第1データを用いて前記第1比から前記相対血液量を算出する、請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項4]           前記プロセッサが、前記第1比と前記相対血液量との間の関係を示

す第1近似式を用いて、算出された前記第1比から前記相対血液量を算出する、請求項2に記載の画像処理装置。

[請求項5]           メモリをさらに備え、該メモリに、複数の第2比と、該複数の第2比とそれぞれ対応付けられた複数の酸素飽和度とを含む、第2データが記憶され、

前記第2比は、前記第3信号値と、前記第1信号値および前記第2信号値の一方との比であり、

前記プロセッサが、

前記第2比を算出し、

前記第2データを用いて、算出された前記第2比から前記酸素飽和度を算出する、請求項2に記載の画像処理装置。

[請求項6]           前記プロセッサが、

前記第3信号値と、前記第1信号値および前記第2信号値の一方との第2比を算出し、

算出された前記相対血液量における前記第2比と前記酸素飽和度との間の関係を示す第2近似式を用いて、算出された前記第2比から前記酸素飽和度を算出する、請求項2に記載の画像処理装置。

[請求項7]           前記プロセッサが、前記生体組織の前記酸素飽和度を表す第4画像を生成する、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項8]           前記第1波長および前記第2波長が、500nm以上である、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項9]           前記第3波長が、500nm以上である、請求項1に記載の画像処理装置。

[請求項10]           前記第1波長が、584nmであり、

前記第2波長が、796nmである、請求項8に記載の画像処理装置。

[請求項11]           前記第3波長が、760nmである、請求項9に記載の画像処理装置。

[請求項12] 第1波長の第1光、第1波長とは異なる第2波長の第2光および第3波長の第3光を出力する光源部と、  
生体組織の第1画像、第2画像および第3画像を撮像し、  
前記第1画像が、前記第1光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
前記第2画像が、前記第2光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
前記第1波長および前記第2波長の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波長であり、  
前記第3画像が、前記酸素化ヘモグロビンの吸収係数と前記脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に異なる波長である前記第3光によって照明された前記生体組織の画像である、撮像部と、  
ハードウェアを有し、前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像を処理するプロセッサと、を備え、  
該プロセッサが、  
前記第1画像、前記第2画像および前記第3画像を取得し、  
前記第1画像の第1信号値および前記第2画像の第2信号値に基づいて、前記生体組織の血液量と相関する指標値を算出し、  
前記指標値および前記第3画像の第3信号値に基づいて、前記生体組織の酸素飽和度を算出する、生体観察システム。

[請求項13] 生体組織の第1画像、第2画像および第3画像を取得し、  
前記第1画像が、第1波長の第1光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
前記第2画像が、前記第1波長とは異なる第2波長の第2光によって照明された前記生体組織の画像であり、  
前記第1波長および前記第2波長の各々は、酸素化ヘモグロビンの吸収係数と脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数とが相互に等しい波

長であり、

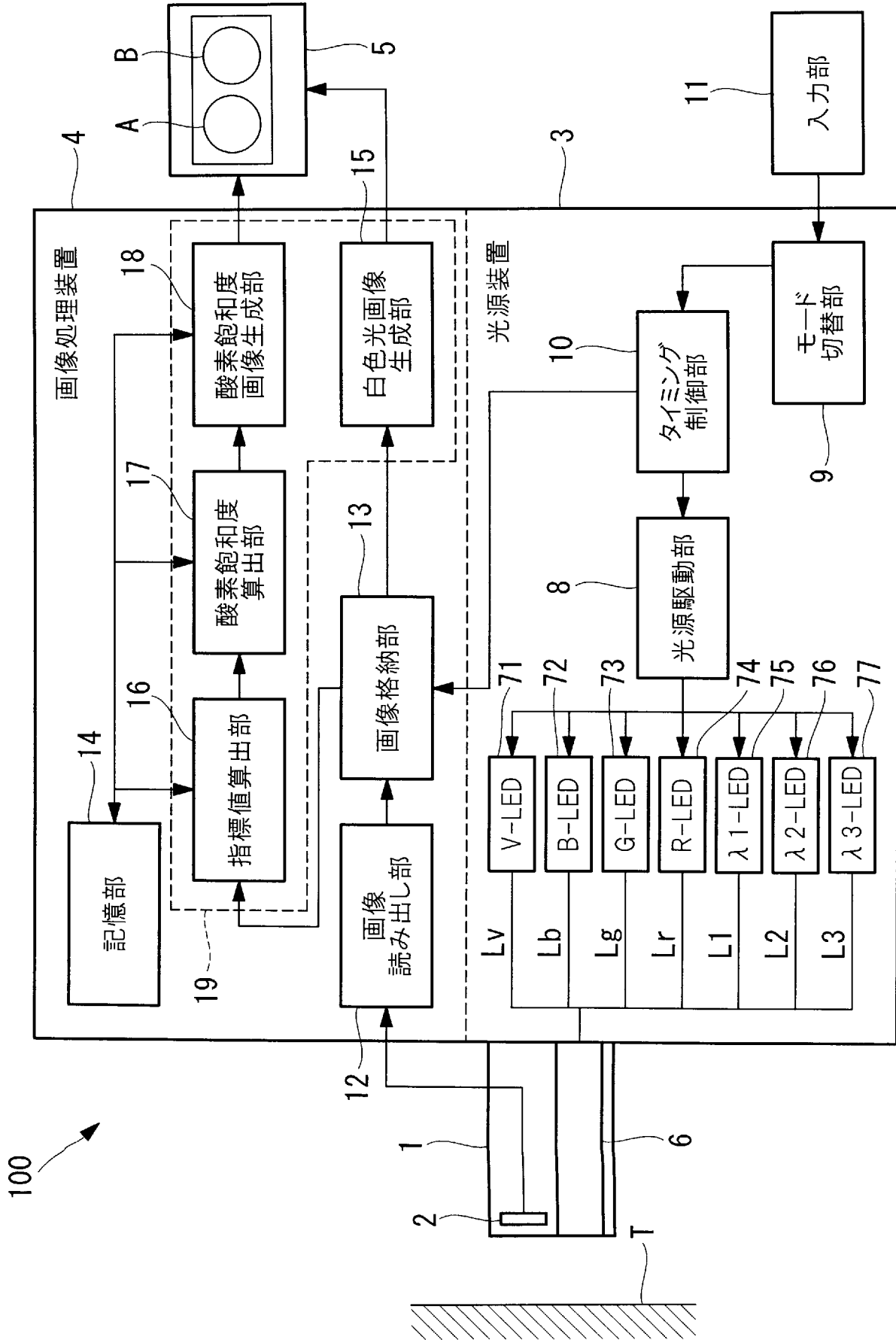
前記第3画像が、前記酸素化ヘモグロビンの吸収係数と前記脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数が相互に異なる波長である第3波長の第3光によって照明された前記生体組織の画像であり、

前記第1画像の第1信号値および前記第2画像の第2信号値に基づいて、前記生体組織の血液量と相関する指標値を算出し、

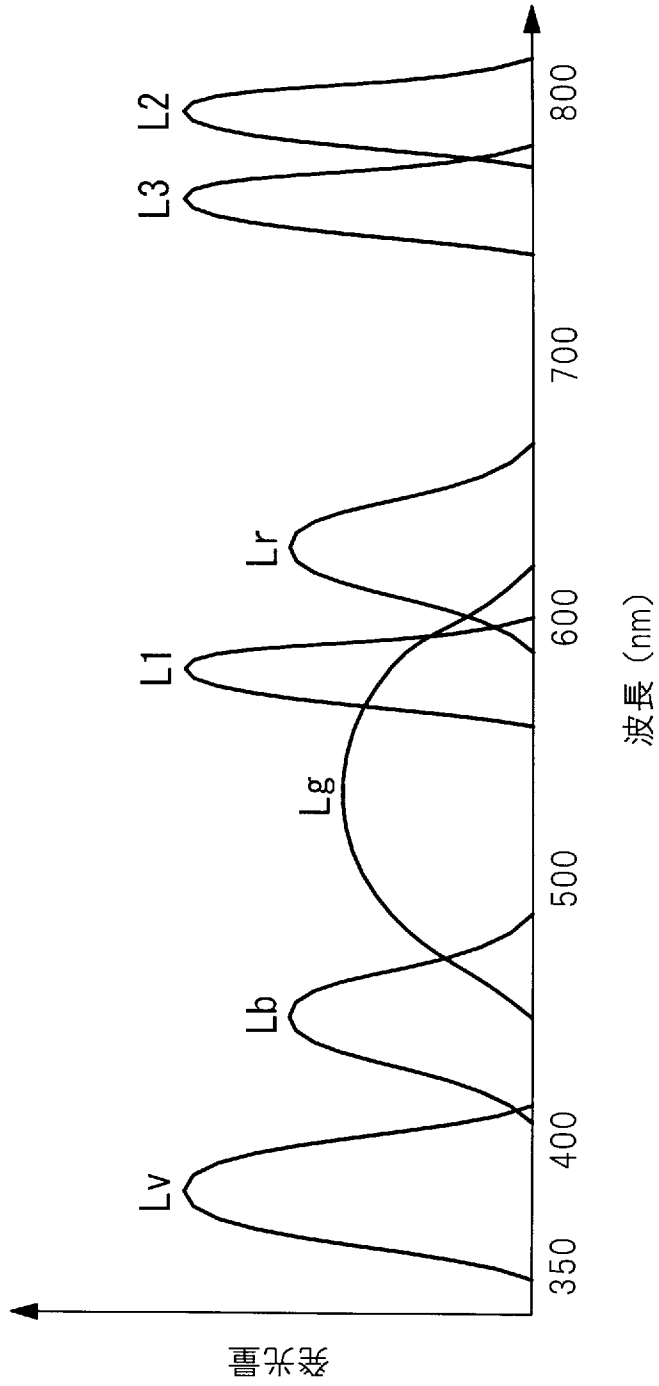
前記指標値および前記第3画像の第3信号値に基づいて、前記生体組織の酸素飽和度を算出する、画像処理方法。



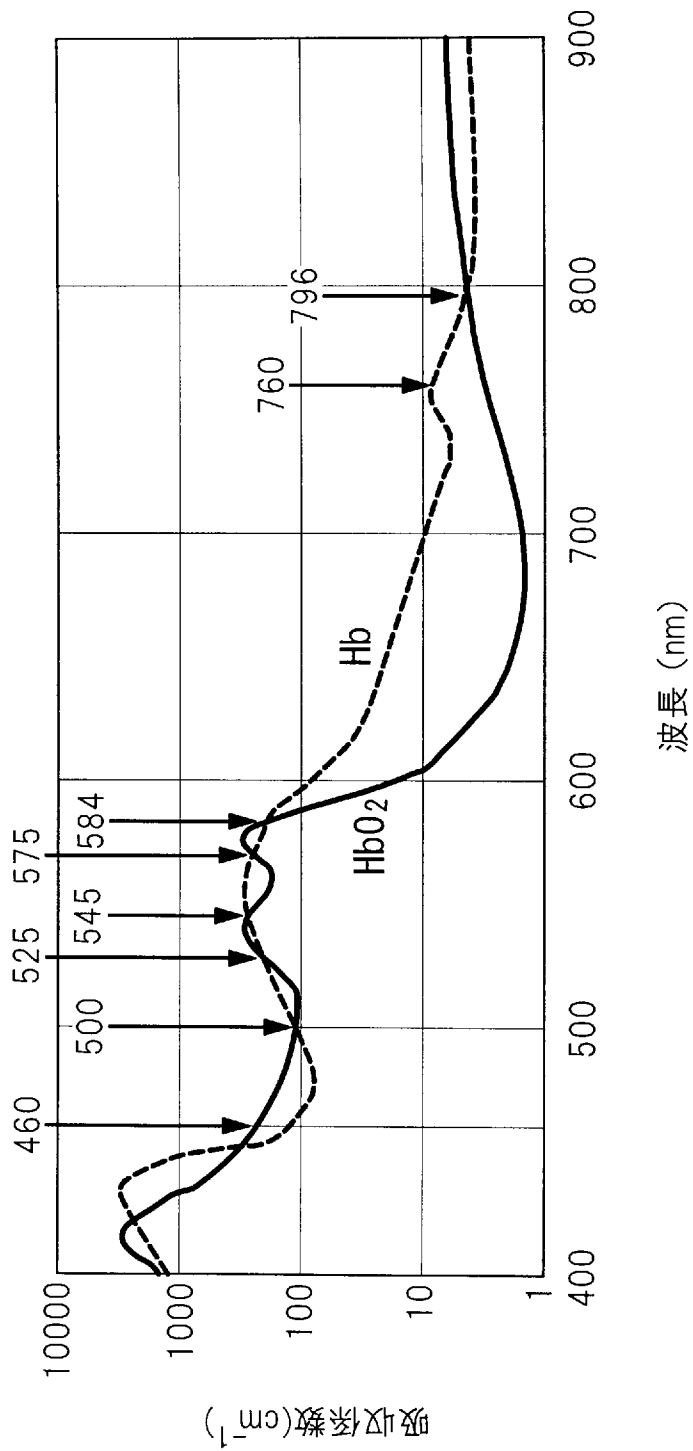
[図1]



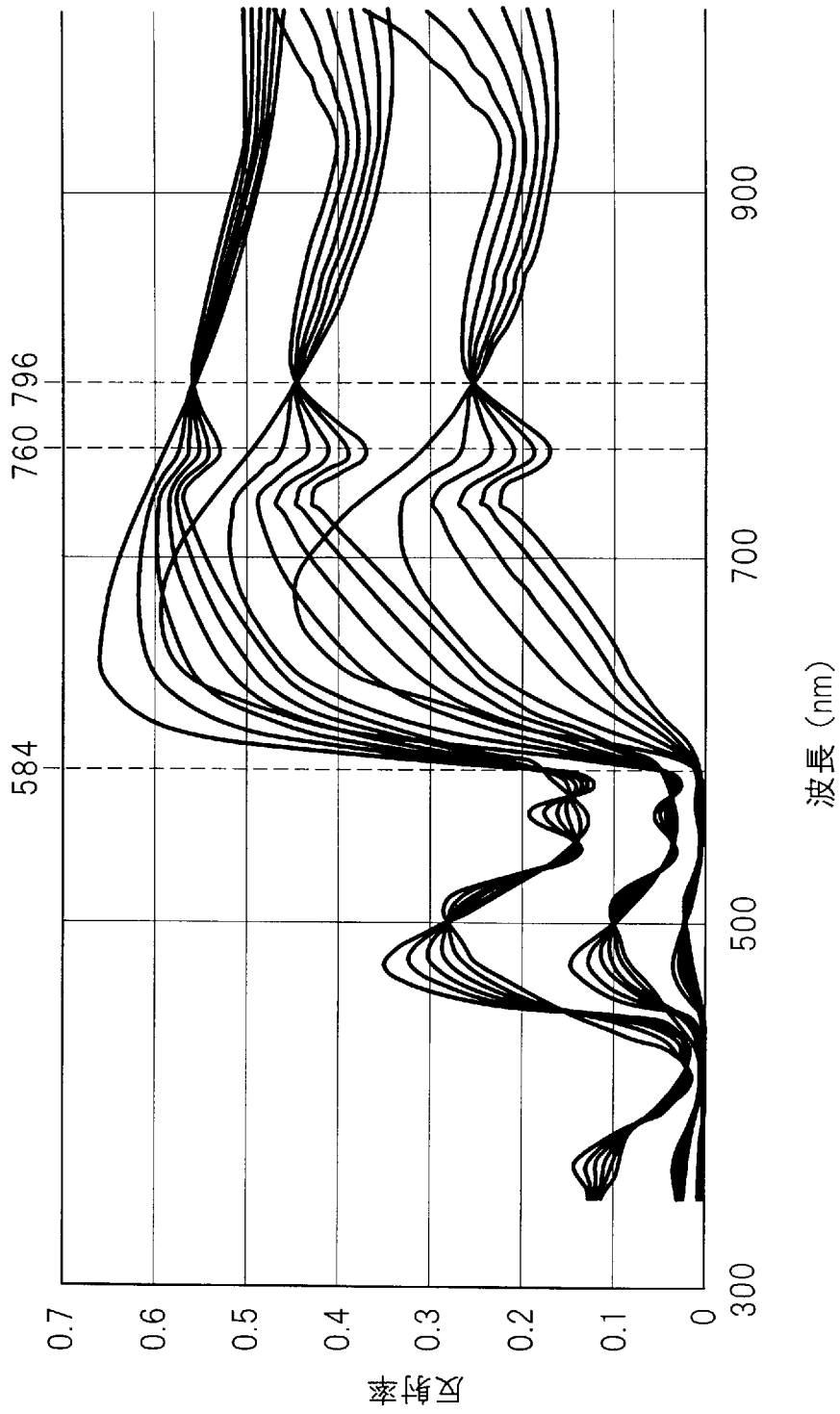
[図2]



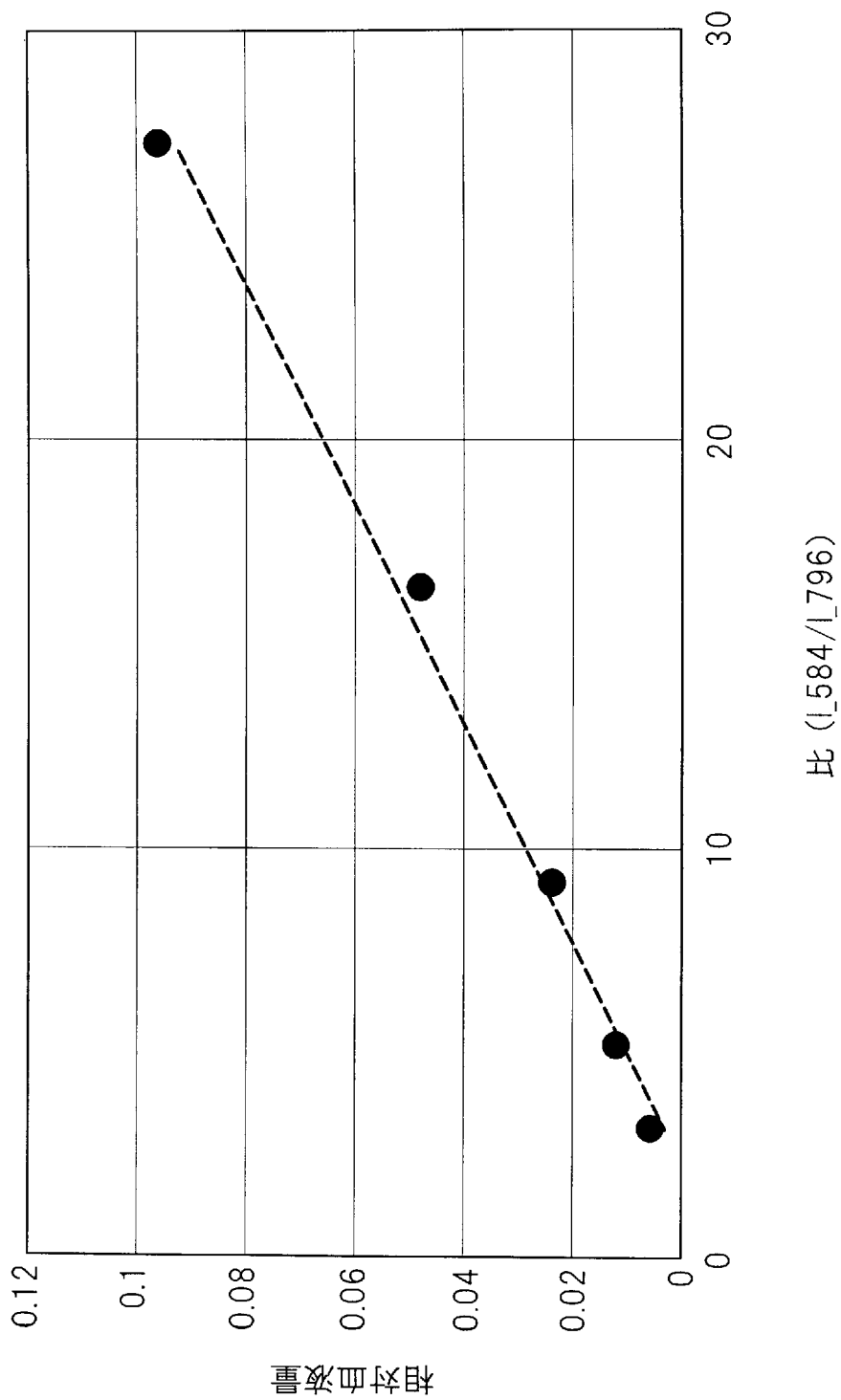
[図3]



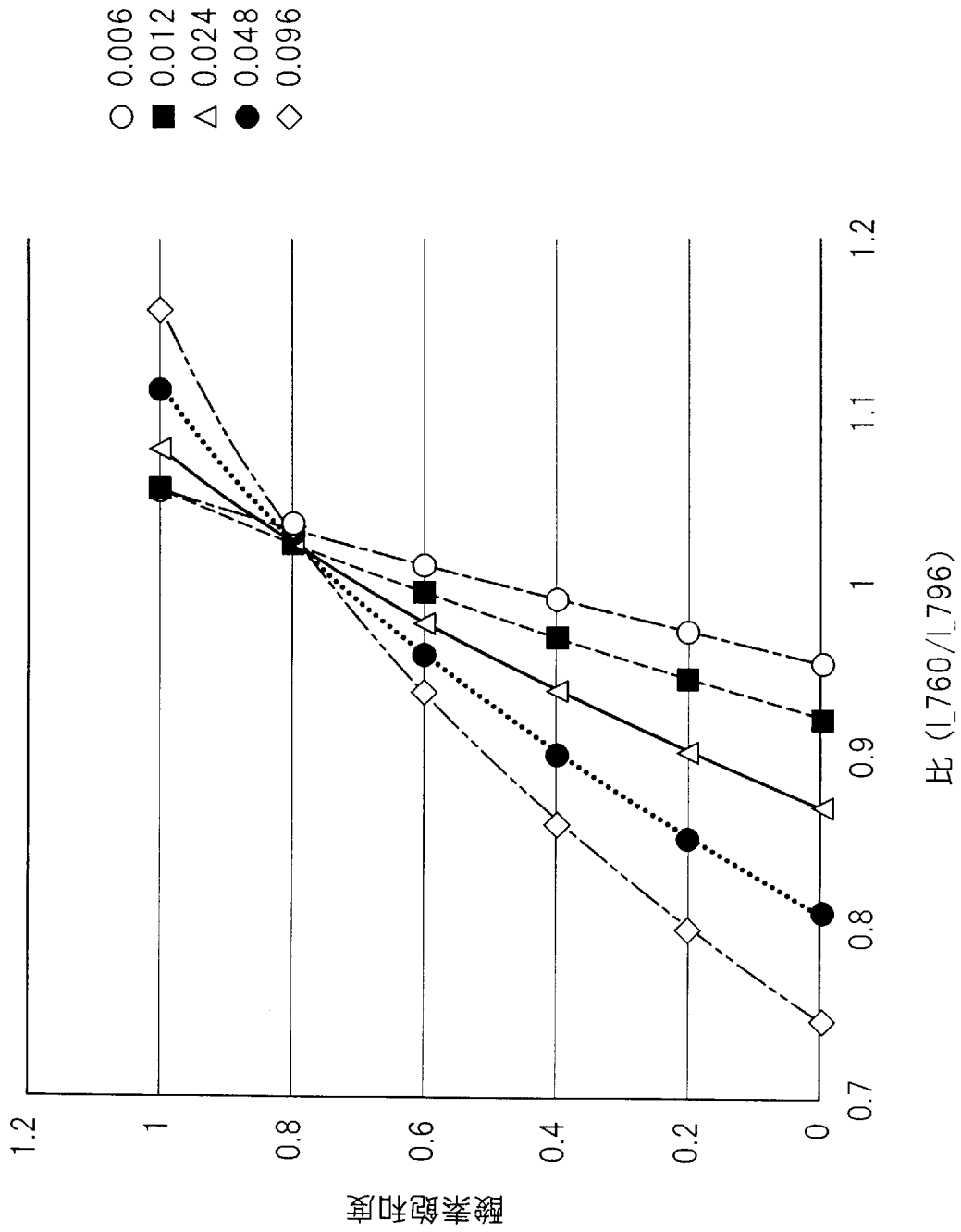
[図4]



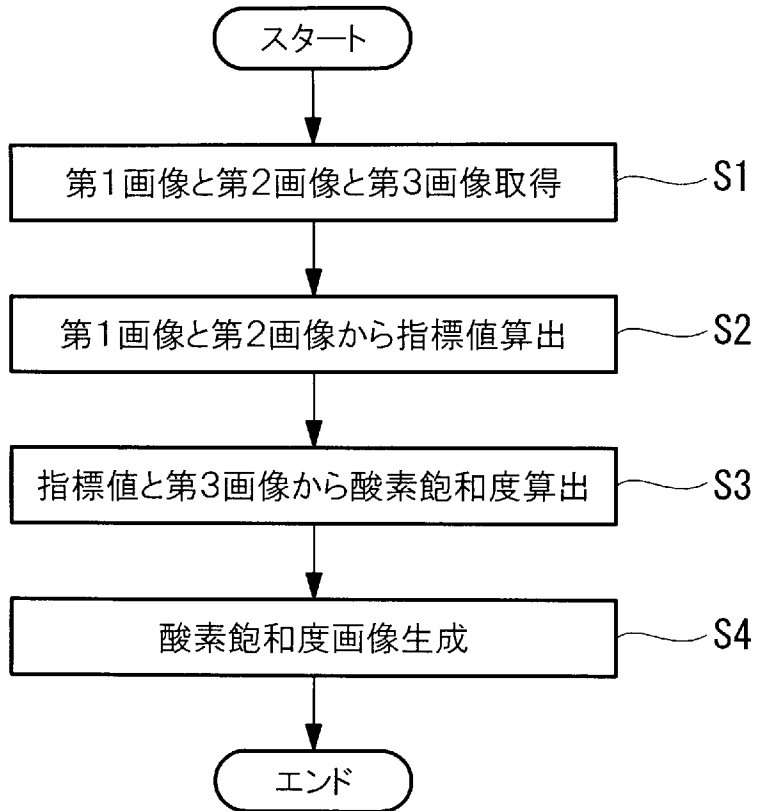
[図5]



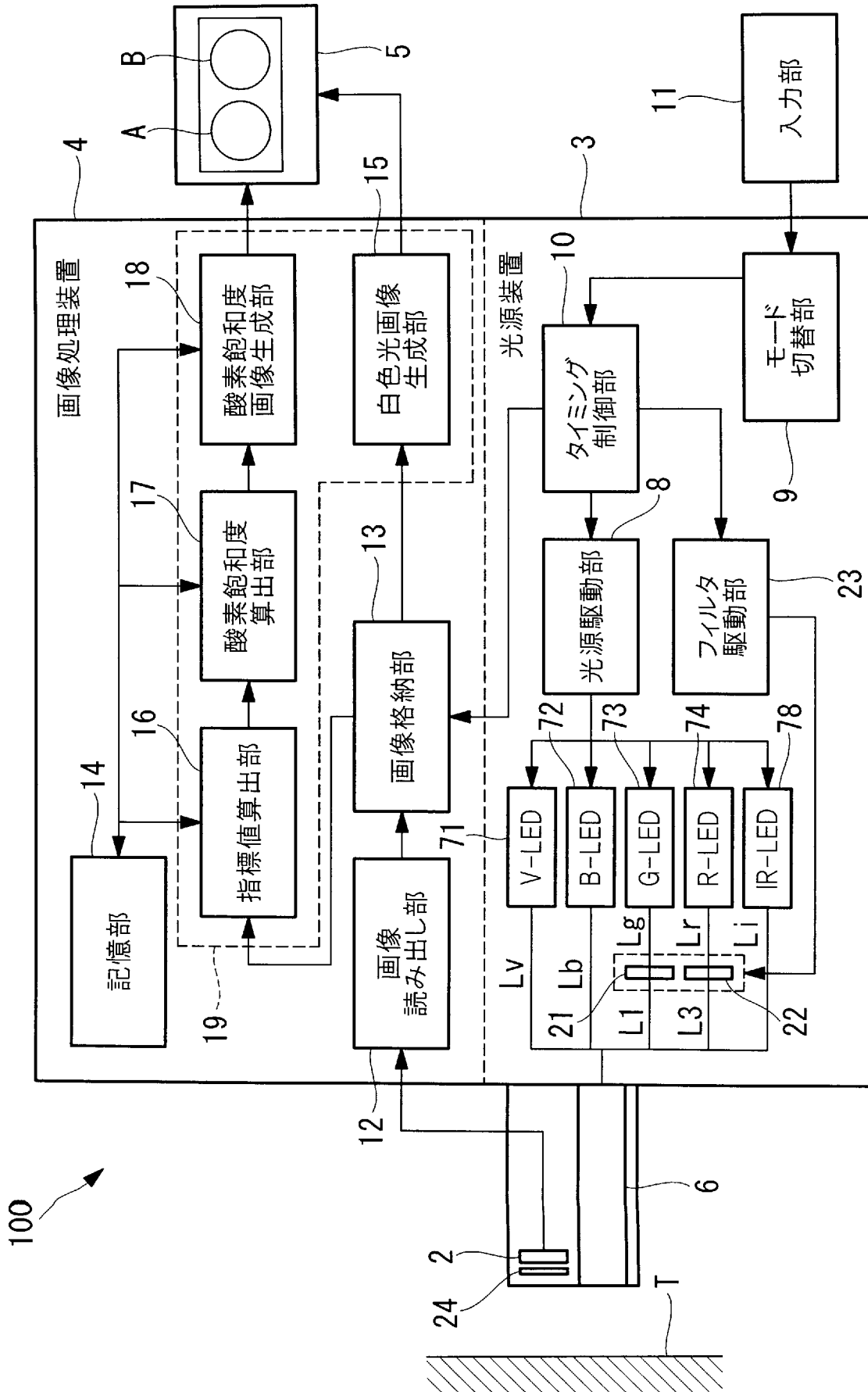
[図6]



[図7]

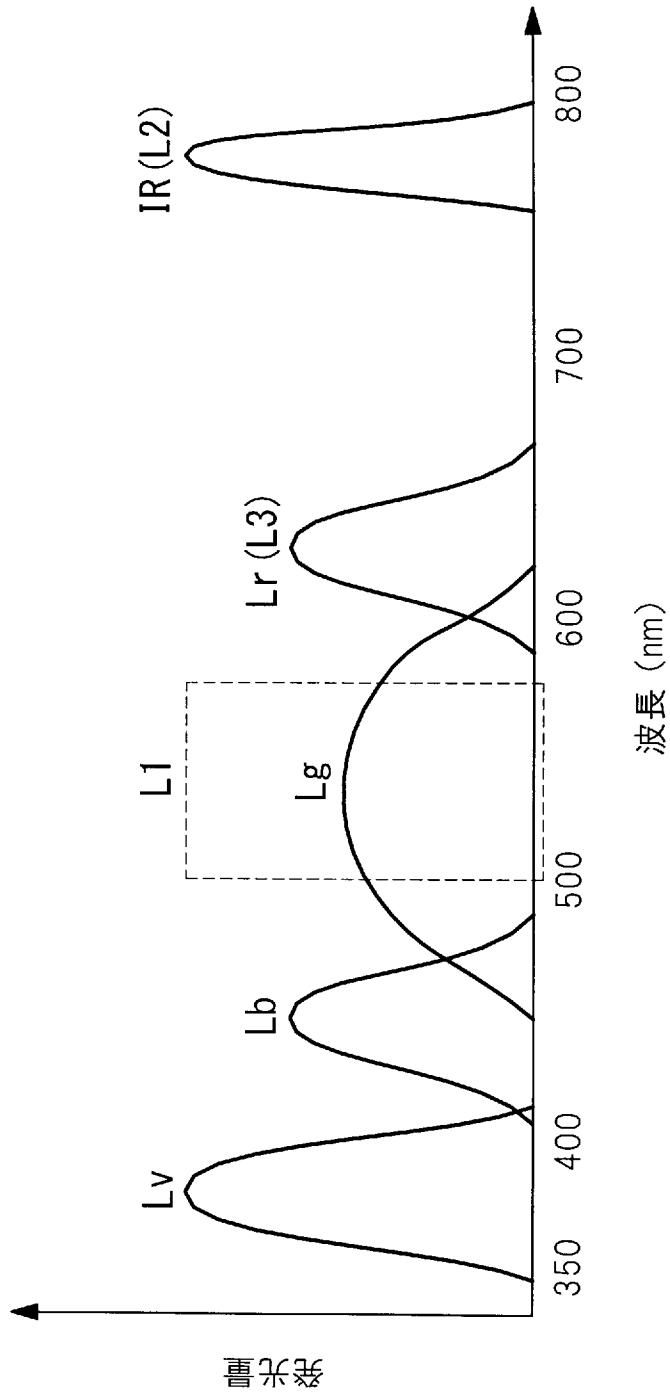


[図8]





[図9]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/009331

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 1/045(2006.01)j FI: A61B1/045 617		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/32, A61B5/06-5/22, G02B19/00-21/00, G02B21/06-21/36, G02B23/24-23/26		
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 1971-2022 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022		
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.
A	JP 2012-217554 A (CANON INC.) 12 November 2012 (2012-11-12) paragraphs [0001]-[0083], fig. 1-11	1-13
A	WO 2015/115320 A1 (OLYMPUS CORP.) 06 August 2015 (2015-08-06) paragraphs [0001]-[0040], fig. 1-13	1-13
A	JP 2016-535654 A (CARESTREAM HEALTH, INC.) 17 November 2016 (2016-11-17) paragraphs [0001]-[0087], fig. 1-10	1-13
A	JP 2012-125501 A (FUJIFILM CORP.) 05 July 2012 (2012-07-05) paragraphs [0001]-[0091], fig. 1-15	1-13
A	JP 2020-182738 A (FUJIFILM CORP.) 12 November 2020 (2020-11-12) paragraphs [0001]-[0113], fig. 1-26	1-13
A	JP 2013-063097 A (FUJIFILM CORP.) 11 April 2013 (2013-04-11) paragraphs [0001]-[0107], fig. 1-28	1-13
A	JP 2013-013560 A (FUJIFILM CORP.) 24 January 2013 (2013-01-24) paragraphs [0001]-[0112], fig. 1-27	1-13
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 <b>10 May 2022</b>		Date of mailing of the international search report <b>24 May 2022</b>
Name and mailing address of the ISA/JP <b>Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan</b>		Authorized officer  Telephone No.

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

International application No.

**PCT/JP2022/009331**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2012-217554	A	12 November 2012	US 2014/0018645 A1 paragraphs [0001]-[0133], fig. 1-11	
				WO 2012/137855 A1	
WO	2015/115320	A1	06 August 2015	US 2016/0331218 A1 paragraphs [0001]-[0061], fig. 1-13	
				EP 3100670 A1	
				CN 105939651 A	
JP	2016-535654	A	17 November 2016	US 2016/0270716 A1 paragraphs [0001]-[0098], fig. 1-10	
				WO 2015/069704 A1	
JP	2012-125501	A	05 July 2012	US 2012/0154567 A1 paragraphs [0001]-[0211], fig. 1-15	
				EP 2465432 A1	
JP	2020-182738	A	12 November 2020	US 2020/0352488 A1 paragraphs [0001]-[0223], fig. 1-26	
JP	2013-063097	A	11 April 2013	CN 103070658 A paragraphs [0001]-[0138], fig. 1-28	
JP	2013-013560	A	24 January 2013	CN 102860809 A paragraphs [0001]-[0145], fig. 1-27	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 1/045(2006.01)i FI: A61B1/045 617		
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）） A61B1/00-1/32, A61B5/06-5/22, G02B19/00-21/00, G02B21/06-21/36, G02B23/24-23/26 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 1971-2022年 日本国実用新案登録公報 1996-2022年 日本国登録実用新案公報 1994-2022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
A	JP 2012-217554 A (キヤノン株式会社) 12.11.2012 (2012-11-12) [0001]-[0083], 図1-11	1-13
A	WO 2015/115320 A1 (オリンパス株式会社) 06.08.2015 (2015-08-06) [0001]-[0040], 図1-13	1-13
A	JP 2016-535654 A (ケアストリーム ヘルス インク) 17.11.2016 (2016-11-17) [0001]-[0087], 図1-10	1-13
A	JP 2012-125501 A (富士フイルム株式会社) 05.07.2012 (2012-07-05) [0001]-[0091], 図1-15	1-13
A	JP 2020-182738 A (富士フイルム株式会社) 12.11.2020 (2020-11-12) [0001]-[0113], 図1-26	1-13
A	JP 2013-063097 A (富士フイルム株式会社) 11.04.2013 (2013-04-11) [0001]-[0107], 図1-28	1-13
A	JP 2013-013560 A (富士フイルム株式会社) 24.01.2013 (2013-01-24) [0001]-[0112], 図1-27	1-13
<input 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。		
* 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 10.05.2022	国際調査報告の発送日 24.05.2022	
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） 北島 拓馬 2Q 4845 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

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/JP2022/009331

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2012-217554 A	12.11.2012	US 2014/0018645 A1 [0001]-[0133], 図1-11 WO 2012/137855 A1	
WO 2015/115320 A1	06.08.2015	US 2016/0331218 A1 [0001]-[0061], 図1-13 EP 3100670 A1 CN 105939651 A	
JP 2016-535654 A	17.11.2016	US 2016/0270716 A1 [0001]-[0098], 図1-10 WO 2015/069704 A1	
JP 2012-125501 A	05.07.2012	US 2012/0154567 A1 [0001]-[0211], 図1-15 EP 2465432 A1	
JP 2020-182738 A	12.11.2020	US 2020/0352488 A1 [0001]-[0223], 図1-26	
JP 2013-063097 A	11.04.2013	CN 103070658 A [0001]-[0138], 図1-28	
JP 2013-013560 A	24.01.2013	CN 102860809 A [0001]-[0145], 図1-27	