

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/010013

発行日 平成30年4月26日 (2018. 4. 26)

(43) 国際公開日 平成29年1月19日 (2017. 1. 19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 5	2 G 0 2 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	4 C 1 6 1
G 0 1 J 3/32 (2006.01)	G 0 1 N 21/27 B	
G 0 1 J 3/42 (2006.01)	G 0 1 N 21/27 E	

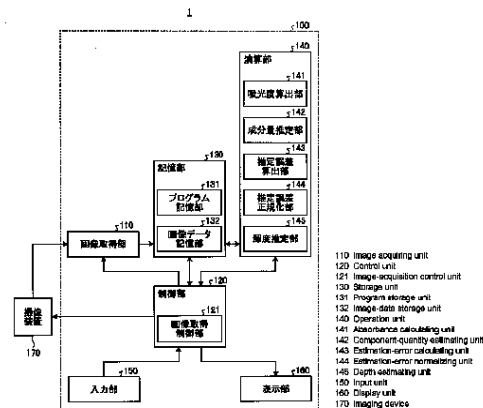
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 37 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2017-528268 (P2017-528268)	(71) 出願人 000000376
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/070459	オリンパス株式会社
(22) 国際出願日 平成27年7月16日 (2015. 7. 16)	東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国 AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (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), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US	(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明
	(72) 発明者 大塚 武 東京都八王子市石川町2951番地 オリンパス株式会社内
	Fターム(参考) 2G020 AA04 BA02 BA04 BA05 CA02 CB43 CC27 CC63 CD06 CD12 CD13 CD24 2G059 AA01 AA03 AA05 BB08 BB12 CC18 DD12 DD13 EE01 EE02 EE12 FF01 FF03 HH02 JJ03 JJ11 JJ17 KK04 KK07 MM01
	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、撮像システム、画像処理方法、及び画像処理プログラム

(57) 【要約】

被写体に2種以上の組織が存在する場合であっても、特定の組織が存在する深度を精度良く推定することができる画像処理装置等を提供する。被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき、被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理装置100は、画像を構成する複数の画素の各々の画素値から、上記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出部141と、特定の組織を含む2種以上の組織にそれぞれ含まれる2種以上の吸光成分の成分量を、吸光度算出部141が算出した上記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第1の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定部142と、成分量推定部142による推定誤差を算出する推定誤差算出部143と、特定の組織が被写体に存在する深度を、推定誤差のうち、第1の波長帯域よりも波長が短い第2の波長帯域における推定誤差に基づいて推定する深度推定部145とを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき、前記被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理装置において、

前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値に基づき、前記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出部と、

前記特定の組織を含む 2 種以上の組織にそれぞれ含まれる 2 種以上の吸光成分の成分量を、前記吸光度算出部が算出した前記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第 1 の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定部と、

前記成分量推定部による推定誤差を算出する推定誤差算出部と、

前記特定の組織が前記被写体に存在する深度を、前記推定誤差のうち、前記第 1 の波長帯域よりも波長が短い第 2 の波長帯域における前記推定誤差に基づいて推定する深度推定部と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 2】

前記推定誤差算出部が算出した前記推定誤差を、前記第 1 の波長帯域に含まれる波長における吸光度を用いて正規化する推定誤差正規化部をさらに備え、

前記成分量推定部は、前記吸光度算出部が算出した前記吸光度を用いて前記 2 種以上の吸光成分の成分量をそれぞれ推定し、

前記深度推定部は、前記推定誤差正規化部により正規化された推定誤差に基づいて、前記深度を推定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記吸光度算出部が算出した前記吸光度を、前記第 1 の波長帯域に含まれる波長における吸光度を用いて正規化することにより、正規化吸光度を算出する吸光度正規化部をさらに備え、

前記成分量推定部は、前記正規化吸光度を用いることにより、前記 2 種以上の吸光成分の成分量をそれぞれ正規化した 2 つ以上の正規化成分量を推定し、

前記推定誤差算出部は、前記正規化吸光度及び前記 2 つ以上の正規化成分量を用いて、正規化された推定誤差を算出し、

前記深度推定部は、前記正規化された推定誤差に基づいて、前記深度を推定する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記第 1 の波長帯域は、前記特定の組織に含まれる吸光成分の吸光特性の波長の変化に対する変動が少ない波長帯域である、ことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記特定の組織は血液である、ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記特定の組織に含まれる吸光成分は酸化ヘモグロビンであり、

前記第 1 の波長帯域は、460 ~ 580 nm であり、

前記第 2 の波長帯域は、400 ~ 440 nm である、

ことを特徴とする請求項 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記深度推定部は、

前記第 2 の波長帯域における前記正規化された推定誤差が閾値以下である場合、前記特定の組織は前記被写体の表面に存在すると推定し、

前記第 2 の波長帯域における前記正規化された推定誤差が閾値より大きい場合、前記特定の組織が前記被写体の前記表面よりも深部に存在すると推定する、

10

20

30

40

50

ことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記画像を表示する表示部と、

前記深度推定部による推定結果に応じて、前記画像における前記特定の組織の領域に対する表示形態を決定する制御部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記深度推定部による推定結果に応じて、前記 2 種以上の組織のうち、前記特定の組織以外の組織の深度を推定する第 2 の深度推定部をさらに備える、ことを特徴とする請求項 6 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 10】

前記第 2 の深度推定部は、

前記深度推定部が前記特定の組織は前記被写体の表面に存在すると推定した場合、前記特定の組織以外の組織は前記被写体の深部に存在すると推定し、

前記深度推定部が前記特定の組織は前記被写体の深部に存在すると推定した場合、前記特定の組織以外の組織は前記被写体の表面に存在すると推定する、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記画像を表示する表示部と、

前記第 2 の深度推定部による推定結果に応じて、前記画像における前記特定の組織以外の組織の領域に対する表示形態を設定する表示設定部と、

をさらに備えることを特徴とする請求項 10 に記載の画像処理装置。

20

【請求項 12】

前記特定の組織以外の組織は脂肪である、ことを特徴とする請求項 9 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記波長の数は、前記吸光成分の数以上である、ことを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値に基づいて分光スペクトルを推定する分光スペクトル推定部をさらに備え、

前記吸光度算出部は、前記分光スペクトル推定部が推定した前記分光スペクトルに基づいて、前記複数の波長における吸光度をそれぞれ算出する、

ことを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

30

【請求項 15】

請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置と、

前記被写体に照射する照明光を発生する照明部と、

前記照明部が発生した前記照明光を前記被写体に照射する照明光学系と、

前記被写体によって反射された光を結像する結像光学系と、

前記結像光学系により結像した前記光を電気信号に変換する撮像部と、

を備えることを特徴とする撮像システム。

40

【請求項 16】

前記照明光学系と、前記結像光学系と、前記撮像部とが設けられた内視鏡を備えることを特徴とする請求項 15 に記載の撮像システム。

【請求項 17】

前記照明光学系と、前記結像光学系と、前記撮像部とが設けられた顕微鏡装置を備えることを特徴とする請求項 15 に記載の撮像システム。

【請求項 18】

被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき、前記被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理方法において、

50

前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値から、前記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出ステップと、

前記特定の組織を含む２種以上の組織にそれぞれ含まれる２種以上の吸光成分の成分量を、前記吸光度算出ステップにおいて算出された前記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第１の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定ステップと、

前記成分量推定ステップにおける推定誤差を算出する推定誤差算出ステップと、

前記特定の組織が前記被写体に存在する深度を、前記推定誤差のうち、前記第１の波長帯域よりも波長が短い第２の波長帯域における前記推定誤差に基づいて推定する深度推定ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

【請求項１９】

被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき、前記被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理プログラムにおいて、

前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値から、前記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出ステップと、

前記特定の組織を含む２種以上の組織にそれぞれ含まれる２種以上の吸光成分の成分量を、前記吸光度算出ステップにおいて算出された前記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第１の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定ステップと、

前記成分量推定ステップにおける推定誤差を算出する推定誤差算出ステップと、

前記特定の組織が前記被写体に存在する深度を、前記推定誤差のうち、前記第１の波長帯域よりも波長が短い第２の波長帯域における前記推定誤差に基づいて推定する深度推定ステップと、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被写体からの反射光に基づいて該被写体の画像を生成して処理する画像処理装置、撮像システム、画像処理方法、及び画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

被写体に固有の物理的性質を表す物理量の一つに、分光透過率スペクトルがある。分光透過率は、各波長における入射光に対する透過光の割合を表す物理量である。被写体を撮像した画像におけるＲＧＢ値が照明光の変化やカメラ感度特性等に依存する情報であるのに対し、分光透過率は、外因的影響によって値が変化しない物体固有の情報である。このため、分光透過率は、被写体自体の色を再現するための情報として様々な分野で利用されている。

【０００３】

分光透過率スペクトルを取得する手段として、マルチバンド撮像が知られている。マルチバンド撮像は、例えば１６枚のバンドパスフィルタをフィルタホイールで回転させることにより照明光を透過させるフィルタを切り替えながら、面順次方式で被写体を撮像する。それにより、各画素位置において１６バンドの画素値を有するマルチバンド画像が得られる。

【０００４】

このようなマルチバンド画像から分光透過率を推定する手法として、例えば、主成分分析による推定法や、ウィナー（Wiener）推定による推定法等が挙げられる。ウィナー推定は、ノイズが重畳された観測信号から原信号を推定する線形フィルタ手法の一つとして知られており、観測対象の統計的性質と観測時におけるノイズの特性とを考慮して誤差の最小化を行う手法である。被写体を撮像するカメラからの信号には、何らかのノイズ

10

20

30

40

50

が含まれるため、ウィナー推定は原信号を推定する手法として極めて有用である。

【 0 0 0 5 】

マルチバンド画像内の任意の画素位置の点 x に関して、あるバンド b における画素値 $g(x, b)$ と、点 x に対応する被写体上の点における波長 λ の光の分光透過率 $t(x, \lambda)$ との間には、カメラの応答システムに基づく次式 (1) の関係が成り立つ。

【 数 1 】

$$g(x, b) = \int_{\lambda} f(b, \lambda) \cdot s(\lambda) \cdot e(\lambda) \cdot t(x, \lambda) d\lambda + n_s(b) \quad \cdots (1)$$

【 0 0 0 6 】

式 (1) において、関数 $f(b, \lambda)$ は b 番目のバンドパスフィルタの波長 λ の光の分光透過率、関数 $s(\lambda)$ は波長 λ のカメラの分光感度特性、関数 $e(\lambda)$ は波長 λ の照明の分光放射特性、関数 $n_s(b)$ はバンド b における観測ノイズをそれぞれ表す。ここで、バンドパスフィルタを識別する変数 b は、例えば 16 バンドの場合、 $1 \leq b \leq 16$ を満たす整数である。

【 0 0 0 7 】

実際の計算では、式 (1) の代わりに、波長 λ を離散化して得られる行列の関係式 (2) が用いられる。

$$G(x) = F S E T(x) + N \quad \cdots (2)$$

【 0 0 0 8 】

波長方向のサンプル点数を m 、バンド数を n とすると、式 (2) における行列 $G(x)$ は、点 x における画素値 $g(x, b)$ を成分とする n 行 1 列の行列であり、行列 $T(x)$ は、分光透過率 $t(x, \lambda)$ を成分とする m 行 1 列の行列であり、行列 F は、フィルタの分光透過率 $f(b, \lambda)$ を成分とする n 行 m 列の行列である。また、行列 S は、カメラの分光感度特性 $s(\lambda)$ を対角成分とする m 行 m 列の対角行列である。行列 E は、照明の分光放射特性 $e(\lambda)$ を対角成分とする m 行 m 列の対角行列である。行列 N は、観測ノイズ $n_s(b)$ を成分とする n 行 1 列の行列である。なお、式 (2) においては、行列を用いて複数のバンドに関する式を集約しているため、バンドパスフィルタを識別する変数 b は記述されていない。また、波長 λ に関する積分は、行列の積に置き換えられている。

【 0 0 0 9 】

ここで、表記を簡単にするため、次式 (3) によって定義される行列 H を導入する。この行列 H はシステム行列とも呼ばれる。

$$H = F S E \quad \cdots (3)$$

【 0 0 1 0 】

このシステム行列 H を用いると、式 (2) は次式 (4) に置き換えられる。

$$G(x) = H T(x) + N \quad \cdots (4)$$

【 0 0 1 1 】

マルチバンド画像に基づき、被写体の各点における分光透過率をウィナー推定により推定する場合、分光透過率の推定値である分光透過率データ $\hat{T}(x)$ は、行列の関係式 (5) によって与えられる。ここで、記号 $\hat{T}$ は、記号 T の上に推定値を表す記号「 $\hat{}$ (ハット)」が付いていることを示す。以下、同様である。

【 数 2 】

$$\hat{T}(x) = W G(x) \quad \cdots (5)$$

【 0 0 1 2 】

行列 W は、「ウィナー推定行列」又は「ウィナー推定に用いる推定オペレータ」と呼ばれ、次式 (6) によって与えられる。

【 数 3 】

$$W = R_{SS} H^T (H R_{SS} H^T + R_{NN})^{-1} \quad \cdots (6)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

式 (6) において、行列 R_{SS} は、被写体の分光透過率の自己相関行列を表す m 行 m 列の行列である。行列 R_{NN} は、撮像に使用するカメラのノイズの自己相関行列を表す n 行 n 列の行列である。なお、任意の行列 X に対し、行列 X^T は行列 X の転置行列を表し、行列 X^{-1} は行列 X の逆行列を表す。システム行列 H を構成する行列 F 、 S 、 E (式 (3) 参照)、即ち、フィルタの分光透過率、カメラの分光感度特性、及び照明の分光放射特性と、行列 R_{SS} と、行列 R_{NN} とは予め取得しておく。

【 0 0 1 4 】

ところで、厚みの薄い半透明な被写体を透過光により観察する場合には、光学現象は吸収が支配的であるため、ランベルト・ベール (L a m b e r t - B e e r) の法則に基づいて被写体の色素量を推定できることが知られている。以下、染色された薄切標本を被写体として透過顕微鏡により観察し、被写体上の各点における色素量を推定する方法を説明する。詳細には、分光透過率データ $T^{\wedge}(x)$ をもとに、各画素に対応する被写体上の点における色素量を推定する。具体的には、ヘマトキシリン・エオジン (H E) 染色された被写体を観察することとし、推定の対象とする色素を、ヘマトキシリン、細胞質を染色したエオジン、及び、赤血球を染色したエオジン又は染色されていない赤血球本来の色素の 3 種類とする。以下、これらの色素の名称をそれぞれ、色素 H、色素 E、色素 R と略記する。なお、厳密には、染色を施さない状態であっても赤血球はそれ自身特有の色を有しており、H E 染色後は、赤血球自身の色と染色過程において変化したエオジンの色が重畳して観察される。このため、正確には両者を併せたものを色素 R と呼称する。

【 0 0 1 5 】

一般に、光を透過させる物質を被写体とする場合、波長 λ 毎の入射光の強度 $I_0(\lambda)$ と出射光の強度 $I(\lambda)$ との間に、次式 (7) で表されるランベルト・ベールの法則が成り立つことが知られている。

【 数 4 】

$$\frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = e^{-k(\lambda) \cdot d_0} \quad \dots (7)$$

式 (7) において、記号 $k(\lambda)$ は波長 λ に依存して決まる物質固有の係数を表し、記号 d_0 は被写体の厚さを表す。

【 0 0 1 6 】

式 (7) の左辺は分光透過率 $t(\lambda)$ を意味しており、式 (7) は次式 (8) に置き換えられる。

【 数 5 】

$$t(\lambda) = e^{-k(\lambda) \cdot d_0} \quad \dots (8)$$

【 0 0 1 7 】

また、分光吸光度 $a(\lambda)$ は次式 (9) によって与えられる。

【 数 6 】

$$a(\lambda) = k(\lambda) \cdot d_0 \quad \dots (9)$$

【 0 0 1 8 】

式 (9) を用いると、式 (8) は次式 (10) に置き換えられる。

【 数 7 】

$$t(\lambda) = e^{-a(\lambda)} \quad \dots (10)$$

【 0 0 1 9 】

H E 染色された被写体が、色素 H、色素 E、色素 R の 3 種類の色素で染色されている場合、ランベルト・ベールの法則により、各波長 λ において次式 (11) が成り立つ。

【数 8】

$$\frac{I(\lambda)}{I_0(\lambda)} = e^{-(k_H(\lambda) \cdot d_H + k_E(\lambda) \cdot d_E + k_R(\lambda) \cdot d_R)} \quad \dots (11)$$

式(11)において、係数 $k_H(\lambda)$ 、 $k_E(\lambda)$ 、 $k_R(\lambda)$ はそれぞれ、色素 H、色素 E、色素 R に対応する係数である。これらの係数 $k_H(\lambda)$ 、 $k_E(\lambda)$ 、 $k_R(\lambda)$ は、被写体を染色している各色素の色素スペクトルに対応する。以下、これらの色素スペクトルを、基準色素スペクトルと称す。基準色素スペクトル $k_H(\lambda)$ 、 $k_E(\lambda)$ 、 $k_R(\lambda)$ の各々は、色素 H、色素 E、色素 R を用いて個別に染色した標本を予め用意し、その分光透過率を分光器で測定することにより、ランベルト・ベールの法則から容易に求めることができる。

10

【0020】

また、記号 d_H 、 d_E 、 d_R は、マルチバンド画像を構成する複数の画素の各々に対応する被写体上の点における色素 H、色素 E、色素 R の仮想的な厚さを表す値である。本来、色素は、被写体中に分散して存在するため、厚さという概念は正確ではないが、被写体が単一の色素で染色されていると仮定した場合と比較して、どの程度の量の色素が存在しているかを表す相対的な色素量の指標として「厚さ」を用いることができる。即ち、値 d_H 、 d_E 、 d_R はそれぞれ、色素 H、色素 E、色素 R の色素量を表しているといえる。

【0021】

画像上の点 x に対応する被写体上の点における分光透過率を $t(x, \lambda)$ とし、分光吸光度を $a(x, \lambda)$ とし、被写体が色素 H、色素 E、色素 R の 3 色素で染色されている場合、式(9)は次式(12)に置き換えられる。

20

【数 9】

$$a(x, \lambda) = k_H(\lambda) \cdot d_H + k_E(\lambda) \cdot d_E + k_R(\lambda) \cdot d_R \quad \dots (12)$$

【0022】

分光透過率 $T^\wedge(x)$ の波長 λ における推定分光透過率を $t^\wedge(x, \lambda)$ 、推定吸光度を $a^\wedge(x, \lambda)$ とすると、式(12)は次式(13)に置き換えられる。

【数 10】

$$\hat{a}(x, \lambda) = k_H(\lambda) \cdot d_H + k_E(\lambda) \cdot d_E + k_R(\lambda) \cdot d_R \quad \dots (13)$$

30

【0023】

式(13)において未知変数は色素量 d_H 、 d_E 、 d_R の 3 つであるから、少なくとも 3 つの異なる波長 λ について式(13)を作成して連立させれば、色素量 d_H 、 d_E 、 d_R を求めることができる。より精度を高めるために、4 つ以上の異なる波長 λ に対して式(13)を作成して連立させ、重回帰分析を行っても良い。例えば、3 つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 に関する 3 つの式(13)を連立させた場合、次式(14)のように行列表記することができる。

【数 11】

$$\begin{pmatrix} \hat{a}(x, \lambda_1) \\ \hat{a}(x, \lambda_2) \\ \hat{a}(x, \lambda_3) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_H(\lambda_1) & k_E(\lambda_1) & k_R(\lambda_1) \\ k_H(\lambda_2) & k_E(\lambda_2) & k_R(\lambda_2) \\ k_H(\lambda_3) & k_E(\lambda_3) & k_R(\lambda_3) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d_H \\ d_E \\ d_R \end{pmatrix} \quad \dots (14)$$

40

【0024】

この式(14)を次式(15)に置き換える。

【数 12】

$$\hat{A}(x) = K_0 D_0(x) \quad \dots (15)$$

【0025】

50

波長方向のサンプル点数を m とすると、式 (1 5) における行列 $A^{\wedge}(x)$ は、 $a^{\wedge}(x, \lambda)$ に対応する m 行 1 列の行列であり、行列 K_0 は、基準色素スペクトル $k(\lambda)$ に対応する m 行 3 列の行列であり、行列 $D_0(x)$ は、点 x における色素量 d_H 、 d_E 、 d_R に対応する 3 行 1 列の行列である。

【 0 0 2 6 】

この式 (1 5) に従い、最小二乗法を用いて色素量 d_H 、 d_E 、 d_R を算出する。最小二乗法とは単回帰式において誤差の二乗和を最小にするように行列 $D_0(x)$ を推定する方法である。最小二乗法による行列 $D_0(x)$ の推定値 $D_0^{\wedge}(x)$ は、次式 (1 6) によって与えられる。

【 数 1 3 】

$$\hat{D}_0(x) = (K_0^T K_0)^{-1} K_0^T \hat{A}(x) \quad \cdots (16)$$

10

【 0 0 2 7 】

式 (1 6) において、推定値 $D_0^{\wedge}(x)$ は、推定された各色素量を成分とする行列である。推定された色素量 $d^{\wedge}_H$ 、 $d^{\wedge}_E$ 、 $d^{\wedge}_R$ を式 (1 2) に代入することにより、復元した分光吸光度 $a^{\sim}(x, \lambda)$ は次式 (1 7) によって与えられる。ここで、記号 $a^{\sim}$ は、記号 a の上に復元した値を表す記号「 $\sim$ (チルダ)」が付いていることを示す。

【 数 1 4 】

$$\tilde{a}(x, \lambda) = k_H(\lambda) \cdot \hat{d}_H + k_E(\lambda) \cdot \hat{d}_E + k_R(\lambda) \cdot \hat{d}_R \quad \cdots (17)$$

20

【 0 0 2 8 】

従って、色素量推定における推定誤差 $e(\lambda)$ は推定分光吸光度 $a^{\wedge}(x, \lambda)$ と復元した分光吸光度 $a^{\sim}(x, \lambda)$ とから、次式 (1 8) によって与えられる。

【 数 1 5 】

$$e(\lambda) = \hat{a}(x, \lambda) - \tilde{a}(x, \lambda) \quad \cdots (18)$$

【 0 0 2 9 】

以下推定誤差 $e(\lambda)$ を残差スペクトルと称す。推定分光吸光度 $a^{\wedge}(x, \lambda)$ は、式 (1 7)、(1 8) を用いて次式 (1 9) のように表すことができる。

30

【 数 1 6 】

$$\hat{a}(x, \lambda) = k_H(\lambda) \cdot \hat{d}_H + k_E(\lambda) \cdot \hat{d}_E + k_R(\lambda) \cdot \hat{d}_R + e(\lambda) \quad \cdots (19)$$

【 0 0 3 0 】

ここで、ランベルト・ベールの法則は、屈折や散乱が無いと仮定した場合に半透明物体を透過する光の減衰を定式化したものであるが、実際の染色標本では屈折も散乱も起こり得る。そのため、染色標本による光の減衰をランベルト・ベールの法則のみでモデル化した場合、このモデル化に伴った誤差が生じる。しかしながら、生体標本内での屈折や散乱を含めたモデルの構築は極めて困難であり、実用上では実行不可能である。そこで、屈折や散乱の影響を含めたモデル化の誤差である残差スペクトルを加えることで、物理モデルによる不自然な色変動を引き起こさないようにすることができる。

40

【 0 0 3 1 】

ところで、被写体からの反射光を観察する場合、反射光は吸収以外にも散乱等の光学要因の影響を受けるため、そのままではランベルト・ベールの法則を適用することができない。しかし、この場合であっても、適切な制約条件を設けることでランベルト・ベールの法則に基づいて被写体における色素の成分量を推定することが可能である。

【 0 0 3 2 】

一例として、臓器の粘膜近傍に位置する脂肪の領域における色素の成分量を推定する場合を説明する。図 2 6 は、酸化ヘモグロビン、カロテン、及びバイアスの相対吸光度 (基準スペクトル) を示すグラフである。このうち図 2 6 の (b) は、図 2 6 の (a) と同じ

50

データを、縦軸のスケールを拡大し、且つ範囲を縮小して示したものである。また、バイアスは、画像における輝度ムラを表す値であり、波長に依存しない。

【0033】

これらの酸化ヘモグロビン、カロテン、及びバイアスの基準スペクトルに基づいて、脂肪が写った領域における吸収スペクトルから各色素の成分量を算出する。この際、吸収以外の光学要因が影響しないように、生体において支配的である血液に含まれる酸化ヘモグロビンの吸収特性が大きく変化せず、且つ、散乱の波長依存性が影響し難い460～580nmに波長帯域を制約し、この波長帯域における吸光度を用いて色素の成分量を推定する。

【0034】

図27は、推定した酸化ヘモグロビンの成分量から式(14)に倣って復元した吸光度(推定値)と、酸化ヘモグロビンの計測値とを示すグラフである。このうち図27の(b)は、図27の(a)と同じデータを、縦軸のスケールを拡大し、且つ範囲を縮小して示したものである。図27に示すように、制約した波長帯域460～580nmにおいては、計測値と推定値はほぼ一致している。このように、被写体の反射光を観察する場合であっても、色素の成分の吸収特性が大きく変化しない範囲に、波長帯域を狭く限定することで、精度の良い成分量の推定を行うことができる。

10

【0035】

一方、限定した波長帯域の外側、即ち、460nm以下及び580nm以上の波長帯域では、計測値と推定値との間で値が乖離しており、推定誤差が生じている。これは、被写体からの反射光に対し、吸収以外にも散乱等の光学要因があるために、吸収現象を表現するランベルト・ベールの法則では近似できないためと考えられる。このように、反射光を観察する場合に、ランベルト・ベールの法則が成り立たないことは一般に知られている。

20

【0036】

ところで、近年、生体を写した画像に基づき、生体における特定の組織の深度を測定する研究が進められている。例えば特許文献1には、波長帯域が例えば470～700nmの広帯域光に対応する広帯域画像データと、波長が例えば445nmに制限された狭帯域光に対応する狭帯域画像データとを取得し、広帯域画像データ及び狭帯域画像データ間で同じ位置の画素間の輝度比を算出し、予め実験等により得られた輝度比と血管深さとの相関関係に基づき、算出した輝度比に対応する血管深さを求め、この血管深さが表層か否かを判定する技術が開示されている。

30

【0037】

また、特許文献2には、特定部位における脂肪層と該脂肪層の周辺組織との光学特性の違いを利用して、周辺組織より相対的に多くの神経が内在する脂肪層の領域と周辺組織の領域とを区別可能な光学像を形成し、この光学像に基づいて、脂肪層及び周辺組織の分布又はこれらの境界を表示する技術が開示されている。これにより、手術を行う際に、摘出対象臓器の表面の位置を見易くして、対象臓器を取り囲んでいる神経の損傷を未然に防止することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0038】

【特許文献1】特開2011-098088号公報

【特許文献2】国際公開第2013/115323号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0039】

生体は、血液や脂肪に代表される様々な組織によって構成されている。そのため、観察されるスペクトルは、複数の組織にそれぞれ含まれる吸光成分による光学現象が反映されたものとなる。しかしながら、上記特許文献1のように輝度比に基づいて血管深さを算出する方法においては、血液による光学現象しか考慮されていない。即ち、血液以外の組織

50

に含まれる吸光成分が考慮されていないため、血管深さの推定精度が低下するおそれがある。

【 0 0 4 0 】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであり、被写体に２種以上の組織が存在する場合であっても、特定の組織が存在する深度を精度良く推定することができる画像処理装置、撮像システム、画像処理方法、及び画像処理プログラム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】

【 0 0 4 1 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る画像処理装置は、被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき、前記被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理装置において、前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値に基づき、前記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出部と、前記特定の組織を含む２種以上の組織にそれぞれ含まれる２種以上の吸光成分の成分量を、前記吸光度算出部が算出した前記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第１の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定部と、前記成分量推定部による推定誤差を算出する推定誤差算出部と、前記特定の組織が前記被写体に存在する深度を、前記推定誤差のうち、前記第１の波長帯域よりも波長が短い第２の波長帯域における前記推定誤差に基づいて推定する深度推定部と、を備えることを特徴とする。

10

【 0 0 4 2 】

上記画像処理装置は、前記推定誤差算出部が算出した前記推定誤差を、前記第１の波長帯域に含まれる波長における吸光度を用いて正規化する推定誤差正規化部をさらに備え、前記成分量推定部は、前記吸光度算出部が算出した前記吸光度を用いて前記２種以上の吸光成分の成分量をそれぞれ推定し、前記深度推定部は、前記推定誤差正規化部により正規化された推定誤差に基づいて、前記深度を推定する、ことを特徴とする。

20

【 0 0 4 3 】

上記画像処理装置は、前記吸光度算出部が算出した前記吸光度を、前記第１の波長帯域に含まれる波長における吸光度を用いて正規化することにより、正規化吸光度を算出する吸光度正規化部をさらに備え、前記成分量推定部は、前記正規化吸光度を用いることにより、前記２種以上の吸光成分の成分量をそれぞれ正規化した２つ以上の正規化成分量を推定し、前記推定誤差算出部は、前記正規化吸光度及び前記２つ以上の正規化成分量を用いて、正規化された推定誤差を算出し、前記深度推定部は、前記正規化された推定誤差に基づいて、前記深度を推定する、ことを特徴とする。

30

【 0 0 4 4 】

上記画像処理装置において、前記第１の波長帯域は、前記特定の組織に含まれる吸光成分の吸光特性の波長の変化に対する変動が少ない波長帯域である、ことを特徴とする。

【 0 0 4 5 】

上記画像処理装置において、前記特定の組織は血液である、ことを特徴とする。

【 0 0 4 6 】

上記画像処理装置において、前記特定の組織に含まれる吸光成分は酸化ヘモグロビンであり、前記第１の波長帯域は、４６０～５８０ｎｍであり、前記第２の波長帯域は、４００～４４０ｎｍである、ことを特徴とする。

40

【 0 0 4 7 】

上記画像処理装置において、前記深度推定部は、前記第２の波長帯域における前記正規化された推定誤差が閾値以下である場合、前記特定の組織は前記被写体の表面に存在すると推定し、前記第２の波長帯域における前記正規化された推定誤差が閾値より大きい場合、前記特定の組織が前記被写体の前記表面よりも深部に存在すると推定する、ことを特徴とする。

【 0 0 4 8 】

上記画像処理装置は、前記画像を表示する表示部と、前記深度推定部による推定結果に応じて、前記画像における前記特定の組織の領域に対する表示形態を決定する制御部と、

50

をさらに備えることを特徴とする。

【0049】

上記画像処理装置は、前記深度推定部による推定結果に応じて、前記2種以上の組織のうち、前記特定の組織以外の組織の深度を推定する第2の深度推定部をさらに備える、ことを特徴とする。

【0050】

上記画像処理装置において、前記第2の深度推定部は、前記深度推定部が前記特定の組織は前記被写体の表面に存在すると推定した場合、前記特定の組織以外の組織は前記被写体の深部に存在すると推定し、前記深度推定部が前記特定の組織は前記被写体の深部に存在すると推定した場合、前記特定の組織以外の組織は前記被写体の表面に存在すると推定する、ことを特徴とする。

10

【0051】

上記画像処理装置は、前記画像を表示する表示部と、前記第2の深度推定部による推定結果に応じて、前記画像における前記特定の組織以外の組織の領域に対する表示形態を設定する表示設定部と、をさらに備えることを特徴とする。

【0052】

上記画像処理装置において、前記特定の組織以外の組織は脂肪である、ことを特徴とする。

【0053】

上記画像処理装置において、前記波長の数は、前記吸光成分の数以上である、ことを特徴とする。

20

【0054】

上記画像処理装置は、前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値に基づいて分光スペクトルを推定するスペクトル推定部をさらに備え、前記吸光度算出部は、前記スペクトル推定部が推定した前記分光スペクトルに基づいて、前記複数の波長における吸光度を算出する、ことを特徴とする。

【0055】

本発明に係る撮像システムは、前記画像処理装置と、前記被写体に照射する照明光を発生する照明部と、前記照明部が発生した前記照明光を前記被写体に照射する照明光学系と、前記被写体によって反射された光を結像する結像光学系と、前記結像光学系により結像した前記光を電気信号に変換する撮像部と、を備えることを特徴とする。

30

【0056】

上記撮像システムは、前記照明光学系と、前記結像光学系と、前記撮像部とが設けられた内視鏡を備えることを特徴とする。

【0057】

上記撮像システムは、前記照明光学系と、前記結像光学系と、前記撮像部とが設けられた顕微鏡装置を備えることを特徴とする。

【0058】

本発明に係る画像処理方法は、被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき、前記被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理方法において、前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値から、前記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出ステップと、前記特定の組織を含む2種以上の組織にそれぞれ含まれる2種以上の吸光成分の分量を、前記吸光度算出ステップにおいて算出された前記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第1の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定ステップと、前記成分量推定ステップにおける推定誤差を算出する推定誤差算出ステップと、前記特定の組織が前記被写体に存在する深度を、前記推定誤差のうち、前記第1の波長帯域よりも波長が短い第2の波長帯域における前記推定誤差に基づいて推定する深度推定ステップと、を含むことを特徴とする。

40

【0059】

本発明に係る画像処理プログラムは、被写体を複数の波長の光で撮像した画像に基づき

50

、前記被写体に含まれる特定の組織の深度を推定する画像処理プログラムにおいて、前記画像を構成する複数の画素の各々の画素値から、前記複数の波長における吸光度を算出する吸光度算出ステップと、前記特定の組織を含む２種以上の組織にそれぞれ含まれる２種以上の吸光成分の成分量を、前記吸光度算出ステップにおいて算出された前記複数の波長における吸光度のうち、該複数の波長の一部である第１の波長帯域における吸光度を用いて推定する成分量推定ステップと、前記成分量推定ステップにおける推定誤差を算出する推定誤差算出ステップと、前記特定の組織が前記被写体に存在する深度を、前記推定誤差のうち、前記第１の波長帯域よりも波長が短い第２の波長帯域における前記推定誤差に基づいて推定する深度推定ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【００６０】

本発明によれば、特定の組織に含まれる吸光成分の吸光特性の波長の変化に対する変動が少ない第１の波長帯域における吸光度を用いて各吸光成分の成分量を推定すると共に推定誤差を算出し、第１の波長帯域よりも波長が短い第２の波長帯域における推定誤差を用いて深度を推定するので、被写体に２種以上の組織が存在する場合であっても、特定の組織に含まれる吸光成分以外の吸光成分による影響を抑制し、特定の組織が存在する深度を精度良く推定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【００６１】

【図１】図１は、生体から摘出した検体の画像をもとに計測した吸光スペクトルを示すグラフである。

【図２】図２は、生体の粘膜近傍の領域の断面を示す模式図である。

【図３】図３は、酸化ヘモグロビン及びカロテンの相対吸光度の基準スペクトルを示すグラフである。

【図４】図４は、本発明の実施の形態１に係る撮像システムの構成例を示すブロック図である。

【図５】図５は、図４に示す撮像装置の構成例を示す模式図である。

【図６】図６は、図４に示す画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図７】図７は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域における吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。

【図８】図８は、血液が深部に存在する領域における吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。

【図９】図９は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域における推定誤差を示すグラフである。

【図１０】図１０は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域における正規化推定誤差を示すグラフである。

【図１１】図１１は、血液層が粘膜の表面近傍に存在する領域の正規化推定誤差と、血液層が深部に存在する領域の正規化推定誤差とを比較して示す図である。

【図１２】図１２は、本発明の実施の形態２に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【図１３】図１３は、図１２に示す画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図１４】図１４は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域における吸光度（計測値）と正規化吸光度とを示すグラフである。

【図１５】図１５は、血液が深部に存在する領域における吸光度（計測値）と正規化吸光度とを示すグラフである。

【図１６】図１６は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域における正規化吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。

【図１７】図１７は、血液が深部に存在する領域における正規化吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。

【図１８】図１８は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領

10

20

30

40

50

域における正規化推定誤差を示すグラフである。

【図 1 9】図 1 9 は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域における正規化推定誤差を比較して示す図である。

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の実施の形態 3 に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2 1】図 2 1 は、脂肪の領域の表示例を示す模式図である。

【図 2 2】図 2 2 は、本発明の実施の形態 1 ~ 3 に適用可能な撮像装置における感度特性を説明するためのグラフである。

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の実施の形態 5 に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【図 2 4】図 2 4 は、本発明の実施の形態 6 に係る撮像システムの構成例を示す模式図である。

【図 2 5】図 2 5 は、本発明の実施の形態 7 に係る撮像システムの構成例を示す模式図である。

【図 2 6】図 2 6 は、脂肪の領域における酸化ヘモグロビン、カロテン、及びバイアスの基準スペクトルを示すグラフである。

【図 2 7】図 2 7 は、酸化ヘモグロビンの吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0062】

以下、本発明に係る画像処理装置、画像処理方法、画像処理プログラム、及び撮像システムの実施の形態について、図面を参照しながら詳細に説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。また、各図面の記載において、同一部分には同一の符号を附して示している。

【0063】

(実施の形態 1)

まず、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理方法の原理を、図 1 ~ 図 3 を参照しながら説明する。図 1 は、生体から摘出した検体の画像をもとに計測した吸光スペクトルを示すグラフである。このうち、表面血液（深部脂肪）のグラフは、粘膜の表面近傍に血液が存在し、深部に脂肪が存在する領域内の 5 点を計測し、各点から得られた吸光スペクトルを波長 540 nm における吸光度で正規化した上で平均を取ったものである。一方、深部血液（表面脂肪）のグラフは、粘膜の表面に脂肪が露出し、深部に血液が存在する領域内の 5 点を計測し、同様に処理したものである。

【0064】

図 1 に示すように、表面血液（深部脂肪）の領域と深部血液（表面脂肪）の領域とでは、400 ~ 440 nm の短波長帯域において吸光度に差が生じている。また、全体的に、表面血液（深部脂肪）の領域においては吸光度が相対的に高く、深部血液（表面脂肪）の領域においては吸光度が相対的に低い。

【0065】

一般的に、短波長の光は組織の表面において反射され易く、長波長の光は組織の深部に到達し易いので、短波長帯域の吸光度は表面組織、長波長帯域の吸光度は深部組織を反映していると考えられる。従って、図 1 に示す 400 ~ 440 nm の短波長帯域における吸光度の差は表面組織の違いに起因するものと考えられる。

【0066】

図 2 は、生体の粘膜近傍の領域の断面を示す模式図である。このうち、図 2 の (a) は、粘膜表面近傍に血液層 m1 が存在し、深部に脂肪層 m2 が存在する領域を示す。図 2 の (b) は、粘膜表面近傍に脂肪層 m2 が存在し、深部に血液層 m1 が存在する領域を示す。また、図 3 は、血液に含まれる吸光成分（色素）である酸化ヘモグロビン、及び、脂肪に含まれる吸光成分であるカロテンの相対吸光度の基準スペクトルを示すグラフである。このうち、図 3 の (b) は、図 3 の (a) と同じデータを、縦軸のスケールを拡大し、且

10

20

30

40

50

つ範囲を縮小して示したものである。また、図 3 に示すバイアスは、画像における輝度ムラを表す値であり、波長に依存しない。以下においては、バイアスも吸光成分の 1 つとみなして演算処理を行うこととする。

【 0 0 6 7 】

図 3 に示すように、酸化ヘモグロビンは、400 ~ 440 nm の短波長帯域において強い吸収特性を示す。従って、図 2 の (a) に示すように、表面近傍に血液層 m 1 が存在する場合、短波長の光の多くは表面近傍に存在する血液に吸収され、僅かに反射されるのみである。また、短波長の光の一部は深部に到達し、脂肪にはそれほど吸収されずに反射されて戻ってくると考えられる。そのため、図 1 に示すように、表面血液 (深部脂肪) の領域において反射された光では、短波長帯域の波長成分の吸収が強く観測される。

10

【 0 0 6 8 】

一方、図 3 に示すように、脂肪に含まれるカロテンは、400 ~ 440 nm の短波長帯域において、それほど強い吸収特性は示さない。そのため、図 2 の (b) に示すように、表面近傍に脂肪層 m 2 が存在する場合、短波長の光の多くは表面近傍においてそれほど吸収されずに反射されて戻ってくる。また、短波長の光の一部は深部に到達し、血液に強く吸収されて僅かに反射される。そのため、図 1 に示すように、深部血液 (表面脂肪) の領域において反射された光では、短波長帯域の波長成分の吸収が相対的に弱くなる。

【 0 0 6 9 】

一方、460 ~ 580 nm の中波長帯域においては、表面血液 (深部脂肪) の領域の吸光度及び深部血液 (表面脂肪) の領域の吸光度は共に、同様のスペクトル形状を示している。これらのスペクトル形状は、図 3 に示す酸化ヘモグロビンのスペクトル形状と近似している。ここで、中波長帯域の光の多くは組織の深部に到達し、反射されて戻ってくる。また、表面血液 (深部脂肪) の領域及び深部血液 (表面脂肪) の領域のいずれの領域にも血液は存在する。そのため、中波長帯域の光は、表面近傍又は深部にかかわらず、血液層 m 1 において吸収され、残りが戻ってくるので、両領域における吸光度は共に、酸化ヘモグロビンのスペクトル形状と近似するものと考えられる。

20

【 0 0 7 0 】

そこで、表面血液 (深部脂肪) 及び深部血液 (表面脂肪) の両領域間でスペクトル形状が互いに近似する中波長帯域の吸光度によってスペクトルを正規化し、両領域間でスペクトル形状が大きく異なる短波長帯域における吸光度の差を計測することで、観測対象の領域において、血液が表面近傍に存在するか深部に存在するか、或いは、脂肪が表面に露出しているか深部 (膜下) に存在するかを判別することができる。

30

【 0 0 7 1 】

ここで、生体においては血液が支配的であるので、血液の深度が浅いか深いかの判別に用いる吸光成分としては、酸化ヘモグロビンを用いるのが一般的である。しかし、生体には、脂肪のように血液以外の組織も存在するので、血液以外の組織に含まれる吸光成分、例えば脂肪に含まれるカロテンの影響を除外してから評価することが必要である。そのためには、ランベルト・ベールの法則に基づくモデルを用いて、酸化ヘモグロビン及びカロテンの各成分量を推定し、血液に含まれる酸化ヘモグロビン以外の成分量、即ち脂肪に含まれるカロテン量の影響を除外した上で、評価を行えば良い。

40

【 0 0 7 2 】

図 4 は、本発明の実施の形態 1 に係る撮像システムの構成例を示すブロック図である。図 4 に示すように、本実施の形態 1 に係る撮像システム 1 は、カメラ等の撮像装置 170 と、該撮像装置 170 と接続可能なパーソナルコンピュータ等のコンピュータからなる画像処理装置 100 とによって構成される。

【 0 0 7 3 】

画像処理装置 100 は、撮像装置 170 から画像データを取得する画像取得部 110 と、画像処理装置 100 及び撮像装置 170 を含むシステム全体の動作を制御する制御部 120 と、画像取得部 110 が取得した画像データ等を記憶する記憶部 130 と、記憶部 130 に記憶された画像データに基づき、所定の画像処理を実行する演算部 140 と、入力

50

部 1 5 0 と、表示部 1 6 0 とを備える。

【 0 0 7 4 】

図 5 は、図 4 に示す撮像装置 1 7 0 の構成例を示す模式図である。図 5 に示す撮像装置 1 7 0 は、受光した光を電気信号に変換することにより画像データを生成するモノクロカメラ 1 7 1 と、フィルタ部 1 7 2 と、結像レンズ 1 7 3 とを備える。フィルタ部 1 7 2 は、分光特性が異なる複数の光学フィルタ 1 7 4 を備え、ホイールを回転させることによりモノクロカメラ 1 7 1 への入射光の光路に配置される光学フィルタ 1 7 4 を切り替える。マルチバンド画像を撮像する際には、被写体からの反射光を結像レンズ 1 7 3 及びフィルタ部 1 7 2 を経てモノクロカメラ 1 7 1 の受光面に結像させる動作を、分光特性が異なる光学フィルタ 1 7 4 を光路に順次配置して繰り返す。なお、フィルタ部 1 7 2 は、モノクロカメラ 1 7 1 側ではなく、被写体を照射する照明装置側に設けても良い。

10

【 0 0 7 5 】

なお、各バンドで異なる波長の光を被写体に照射することで、マルチバンド画像を取得しても良い。また、マルチバンド画像のバンド数は、後述するように、被写体に含まれる吸光成分の種類の数以上であれば特に限定されない。例えば、バンド数を 3 つとして、R G B 画像を取得しても良い。

【 0 0 7 6 】

或いは、分光特性が異なる複数の光学フィルタ 1 7 4 の代わりに、分光特性を変えられる液晶チューナブルフィルタや音響光学チューナブルフィルタを用いても良い。また、分光特性の異なる複数の光を切り換えて被写体に照射することで、マルチバンド画像を取得しても良い。

20

【 0 0 7 7 】

再び図 4 を参照すると、画像取得部 1 1 0 は、当該画像処理装置 1 0 0 を含むシステムの態様に応じて適宜構成される。例えば図 5 に示す撮像装置 1 7 0 を画像処理装置 1 0 0 に接続する場合、画像取得部 1 1 0 は、撮像装置 1 7 0 から出力された画像データを取り込むインタフェースによって構成される。また、撮像装置 1 7 0 によって生成された画像データを保存しておくサーバを設置する場合、画像取得部 1 1 0 はサーバと接続される通信装置等により構成され、サーバとデータ通信を行って画像データを取得する。或いは、画像取得部 1 1 0 を、可搬型の記録媒体を着脱自在に装着し、該記録媒体に記録された画像データを読み出すリーダ装置によって構成しても良い。

30

【 0 0 7 8 】

制御部 1 2 0 は、C P U (Central Processing Unit) 等の汎用プロセッサや A S I C (Application Specific Integrated Circuit) 等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。制御部 1 2 0 が汎用プロセッサである場合、記憶部 1 3 0 が記憶する各種プログラムを読み込むことによって画像処理装置 1 0 0 を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、画像処理装置 1 0 0 全体の動作を統括して制御する。また、制御部 1 2 0 が専用プロセッサである場合、プロセッサが単独で種々の処理を実行しても良いし、記憶部 1 3 0 が記憶する各種データ等を用いることで、プロセッサと記憶部 1 3 0 が協働又は結合して種々の処理を実行しても良い。

40

【 0 0 7 9 】

制御部 1 2 0 は、画像取得部 1 1 0 や撮像装置 1 7 0 の動作を制御して画像を取得する画像取得制御部 1 2 1 を有し、入力部 1 5 0 から入力される入力信号、画像取得部 1 1 0 から入力される画像、及び記憶部 1 3 0 に格納されているプログラムやデータ等に基づいて画像取得部 1 1 0 及び撮像装置 1 7 0 の動作を制御する。

【 0 0 8 0 】

記憶部 1 3 0 は、更新記録可能なフラッシュメモリ等の R O M (Read Only Memory) や R A M (Random Access Memory) といった各種 I C メモリ、内蔵若しくはデータ通信端子で接続されたハードディスク若しくは C D - R O M 等の情報記憶装置及び該情報記憶装置に対する情報の書込読取装置等によって構成される。記憶部 1 3 0 は、画像処理プログラムを記憶するプログラム記憶部 1 3 1 と、当該画像処理プログラムの実行中に使用さ

50

れる画像データや各種パラメータ等を記憶する画像データ記憶部 132 とを備える。

【0081】

演算部 140 は、CPU 等の汎用プロセッサや ASIC 等の特定の機能を実行する各種演算回路等の専用プロセッサを用いて構成される。演算部 140 が汎用プロセッサである場合、プログラム記憶部 131 が記憶する画像処理プログラムを読み込むことにより、マルチバンド画像に基づいて特定の組織が存在する深度を推定する画像処理を実行する。また、演算部 140 が専用プロセッサである場合、プロセッサが単独で種々の処理を実行しても良いし、記憶部 130 が記憶する各種データ等を用いることで、プロセッサと記憶部 130 が協働又は結合して画像処理を実行しても良い。

【0082】

詳細には、演算部 140 は、画像取得部 110 が取得した画像に基づいて被写体における吸光度を算出する吸光度算出部 141 と、該吸光度をもとに、被写体に存在する 2 種以上の吸光成分の成分量をそれぞれ推定する成分量推定部 142 と、推定誤差を算出する推定誤差算出部 143 と、推定誤差を正規化する推定誤差正規化部 144 と、正規化された推定誤差に基づいて特定の組織の深度を推定する深度推定部 145 とを備える。

【0083】

入力部 150 は、例えば、キーボードやマウス、タッチパネル、各種スイッチ等の各種入力装置によって構成されて、操作入力に応じた入力信号を制御部 120 に出力する。

【0084】

表示部 160 は、LCD (Liquid Crystal Display) や EL (Electro Luminescence) ディスプレイ、CRT (Cathode Ray Tube) ディスプレイ等の表示装置によって実現されるものであり、制御部 120 から入力される表示信号をもとに各種画面を表示する。

【0085】

図 6 は、画像処理装置 100 の動作を示すフローチャートである。まず、ステップ S100 において、画像処理装置 100 は、画像取得制御部 121 の制御により撮像装置 170 を動作させることにより、被写体を複数の波長の光で撮像したマルチバンド画像を取得する。本実施の形態 1 においては、400 ~ 700 nm の間で 10 nm ずつ波長をシフトさせるマルチバンド撮像を行う。画像取得部 110 は、撮像装置 170 が生成したマルチバンド画像の画像データを取得し、画像データ記憶部 132 に記憶させる。演算部 140 は、画像データ記憶部 132 から画像データを読み出すことによりマルチバンド画像を取得する。

【0086】

続くステップ S101 において、吸光度算出部 141 は、マルチバンド画像を構成する複数の画素の各々の画素値を取得し、これらの画素値に基づいて複数の波長の各々における吸光度を算出する。具体的には、各波長 λ に対応するバンドの画素値の対数の値を、当該波長における吸光度 $a(\lambda)$ とする。

【0087】

続くステップ S102 において、成分量推定部 142 は、ステップ S101 において算出した吸光度のうち、中波長における吸光度を用いて、被写体における吸光成分の成分量を推定する。ここで中波長における吸光度を用いるのは、生体の主要組織である血液に含まれる吸光成分である酸化ヘモグロビンの吸光特性 (図 3 参照) が安定している波長帯域だからである。ここで、吸光特性が安定している波長帯域とは、波長の変化に対する吸光特性の変動が少ない波長帯域、即ち、隣り合う波長間での吸光特性の変動量が閾値以下である波長帯域のことである。酸化ヘモグロビンの場合、460 ~ 580 nm が相当する。

【0088】

酸化ヘモグロビンの成分量 d_1 と、脂肪における吸光成分であるカロテンの成分量 d_2 と、バイアス d_{bias} とを成分とする 3 行 1 列の行列を行列 D とすると、この行列 D は次式 (20) によって与えられる。バイアス d_{bias} は、画像における輝度ムラを表す値であり、波長に依存しない。

10

20

30

40

50

【数 1 7】

$$D = (K^T K)^{-1} K^T A \quad \cdots (20)$$

【0 0 8 9】

式(20)において、行列Aは、中波長帯域に含まれるm個の波長 λ における吸光度 $a(\lambda)$ を成分とするm行1列の行列である。また、行列Kは、酸化ヘモグロビンの基準スペクトル $k_1(\lambda)$ と、カロテンの基準スペクトル $k_2(\lambda)$ と、バイアスの基準スペクトル $k_{bias}(\lambda)$ とを成分とするm行3列の行列である。

【0 0 9 0】

続くステップS103において、推定誤差算出部143は、吸光度 $a(\lambda)$ 及び各吸光成分の成分量 d_1 、 d_2 及びバイアス d_{bias} を用いて、推定誤差を算出する。詳細には、まず、各吸光成分の成分量 d_1 、 d_2 及びバイアス d_{bias} を用いて、式(21)により、復元した吸光度 $\tilde{a}(\lambda)$ を算出し、さらに式(22)により、復元した吸光度 $\tilde{a}(\lambda)$ ともとの吸光度 $a(\lambda)$ とから推定誤差 $e(\lambda)$ を算出する。

【数 1 8】

$$\tilde{a}(\lambda) = k_1(\lambda) \cdot d_1 + k_2(\lambda) \cdot d_2 + k_{bias}(\lambda) \cdot d_{bias} \quad \cdots (21)$$

$$e(\lambda) = a(\lambda) - \tilde{a}(\lambda) \quad \cdots (22)$$

【0 0 9 1】

図7は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域における吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。図8は、血液が深部に存在する領域における吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。図7及び図8に示す吸光度の推定値は、ステップS102において推定された成分量を用いて、式(21)により復元した吸光度 $\tilde{a}(\lambda)$ である。なお、図7において、図7の(b)は、図7の(a)と同じデータを、縦軸のスケールを拡大し、且つ範囲を縮小して示したものである。図8についても同様である。

【0 0 9 2】

図9は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域における推定誤差 $e(\lambda)$ を示すグラフである。

【0 0 9 3】

続くステップS104において、推定誤差正規化部144は、ステップS101において算出した吸光度のうち、酸化ヘモグロビンの吸光特性が安定している中波長帯域(460~580nm)から選択された波長 λ_m における吸光度 $a(\lambda_m)$ を用いて推定誤差 $e(\lambda)$ を正規化する。正規化推定誤差 $e'(\lambda)$ は、次式(23)によって与えられる。

【数 1 9】

$$e'(\lambda) = \frac{e(\lambda)}{a(\lambda_m)} \quad \cdots (23)$$

【0 0 9 4】

或いは、選択された波長 λ_m における吸光度 $a(\lambda_m)$ の代わりに、中波長帯域に含まれる各波長における吸光度の平均値を用いても良い。

【0 0 9 5】

図10は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域について算出された推定誤差 $e(\lambda)$ を、540nmにおける吸光度によって正規化した正規化推定誤差 $e'(\lambda)$ を示すグラフである。

【0 0 9 6】

続くステップS105において、深度推定部145は、正規化推定誤差 $e'(\lambda)$ のうち、短波長における正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ を用いて、特定の組織として血液層の深

10

20

30

40

50

度を推定する。ここで、短波長とは、酸化ヘモグロビンの吸光特性（図 3 参照）が安定している中波長帯域よりも短波長側の波長であり、具体的には 400 ~ 440 nm の帯域から選択される。

【0097】

詳細には、深度推定部 145 はまず、血液層の深度を推定するための評価関数 E_e を、次式（24）により算出する。

【数 20】

$$E_e = T_e - e'(\lambda_s) \quad \dots (24)$$

式（24）において、波長 λ_s は、短波長帯域のうちのいずれかの波長である。いずれかの波長 λ_s における正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ の代わりに、短波長に含まれる各波長における正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ の平均値を用いても良い。また、記号 T_e は閾値であり、実験等に基づいて予め設定され、記憶部 130 に記憶されている。

【0098】

深度推定部 145 は、評価関数 E_e がゼロ又は正である場合、即ち、正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ が閾値 T_e 以下である場合、血液層 m1 が粘膜の表面近傍に存在すると判定する。一方、深度推定部 145 は、評価関数 E_e が負である場合、即ち、正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ が閾値 T_e よりも大きい場合、血液層 m1 が深部に存在すると判定する。

【0099】

図 11 は、血液層 m1 が粘膜の表面近傍に存在する領域の正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ と、血液層 m1 が深部に存在する領域の正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ とを比較して示す図である。図 11 においては、420 nm における正規化推定誤差 $e'(420 \text{ nm})$ の値を示している。図 11 に示すように、血液層 m1 が粘膜の表面近傍に存在する場合と、血液層 m1 が深部に存在する場合とでは、有意な差が生じており、後者の方が前者よりも値が大きくなっている。

【0100】

続くステップ S106 において、演算部 140 は推定結果を出力し、制御部 120 は、この推定結果を表示部 160 に表示させる。推定結果の表示形態は特に限定されない。例えば、血液層 m1 が粘膜の表面近傍に存在すると推定された領域（図 2 の（a）参照）と、血液層 m1 が深部に存在すると推定された領域（図 2 の（b）参照）とに対し、互いに異なる色の疑似カラーや異なるパターンの網掛けを施し、表示部 160 に表示させても良い。或いは、これらの領域に対して、互いに異なる色の輪郭線を重ねても良い。さらに、これらの領域のいずれか一方が他方よりも目立つように、疑似カラーや網掛けの輝度を高くしたり、点滅表示するなどして強調表示しても良い。

【0101】

以上説明したように、本実施の形態 1 によれば、被写体である生体に複数の組織が存在する場合であっても、生体において支配的な血液が存在する深度を精度良く推定することが可能となる。

【0102】

上記実施の形態 1 においては、血液及び脂肪の 2 つの組織にそれぞれ含まれる 2 種の吸光成分の成分量を推定することにより、血液の深度を推定したが、3 種以上の吸光成分を用いても良い。例えば、肌分析を行う場合には、皮膚表面近傍の組織に含まれるヘモグロビン、メラニン、及びビリルビンとの 3 種の吸光成分の成分量を推定すれば良い。ここで、ヘモグロビン及びメラニンは、皮膚の色を構成する主な色素であり、ビリルビンは黄疸の症状として現れる色素である。

【0103】

（実施の形態 2）

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。図 12 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。図 12 に示すように、本実施の形態 2 に係る画像処理装置 200 は、図 4 に示す演算部 140 の代わりに演算部 210 を備える

10

20

30

40

50

。演算部 210 以外の画像処理装置 200 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。また、当該画像処理装置 200 が画像を取得する撮像装置の構成についても、実施の形態 1 と同様である。

【0104】

演算部 210 は、マルチバンド画像を構成する複数の画素の各々の画素値から算出した吸光度を正規化し、正規化された吸光度に基づいて吸光成分の成分量を推定し、この成分量に基づいて特定の組織の深度を推定する。詳細には、演算部 210 は、画像取得部 110 が取得した画像に基づいて被写体における吸光度を算出する吸光度算出部 141 と、この吸光度を正規化する吸光度正規化部 211 と、正規化された吸光度に基づいて、被写体に存在する 2 種以上の吸光成分の成分量をそれぞれ推定する成分量推定部 212 と、推定誤差を算出する正規化推定誤差算出部 213 と、正規化推定誤差に基づいて特定の組織の深度を推定する深度推定部 145 とを備える。このうち、吸光度算出部 141 及び深度推定部 145 の動作は実施の形態 1 と同様である。

10

【0105】

次に、画像処理装置 200 の動作について説明する。図 13 は、画像処理装置 200 の動作を示すフローチャートである。なお、図 13 のステップ S100 及び S101 は、実施の形態 1 と同様である（図 6 参照）。

【0106】

ステップ S101 に続くステップ S201 において、吸光度正規化部 211 は、ステップ S101 において算出した吸光度のうちの中波長における吸光度を用いて、他の波長における吸光度を正規化する。本実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、460 ~ 580 nm の帯域を中波長とし、ステップ S201 においてはこの帯域から選択された波長における吸光度が用いられる。以下、正規化された吸光度のことを、単に正規化吸光度という。

20

【0107】

正規化吸光度 $a'(\lambda)$ は、各波長 λ における吸光度 $a(\lambda)$ と、選択された中波長 λ_m における吸光度 $a(\lambda_m)$ とを用いて、次式 (25) によって与えられる。

【数 21】

$$a'(\lambda) = \frac{a(\lambda)}{a(\lambda_m)} \quad \dots (25)$$

30

【0108】

或いは、選択された波長 λ_m における吸光度 $a(\lambda_m)$ の代わりに、中波長帯域に含まれる各波長における吸光度の平均値を用いて、上記正規化吸光度 $a'(\lambda)$ を算出しても良い。

【0109】

図 14 は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域における吸光度（計測値）と正規化吸光度とを示すグラフである。図 15 は、血液が深部に存在する領域における吸光度（計測値）と正規化吸光度とを示すグラフである。図 14 及び図 15 においてはいずれも、540 nm における吸光度によって、他の吸光度を正規化している。

40

【0110】

続くステップ S202 において、成分量推定部 212 は、ステップ S201 において算出された正規化吸光度のうちの中波長における正規化吸光度を用いて、被写体に存在する 2 種以上の吸光成分の正規化された成分量を推定する。中波長としては、ステップ S201 と同様、460 ~ 580 nm の帯域が用いられる。

【0111】

詳細には、酸化ヘモグロビンの正規化成分量 d_1' と、カロテンの正規化成分量 d_2' と、正規化バイアス d_{bias}' とを成分とする 3 行 1 列の行列 D' は、次式 (26) によって与えられる。正規化バイアス d_{bias}' は、画像における輝度ムラを表す値を正規化した値であり、波長に依存しない。

50

【数 2 2】

$$D' = (K^T K)^{-1} K^T A' \quad \cdots (26)$$

式(26)において、行列 A' は、中波長帯域に含まれる m 個の波長 λ における正規化吸光度 $a'(\lambda)$ を成分とする m 行1列の行列である。また、行列 K は、酸化ヘモグロビンの基準スペクトル $k_1(\lambda)$ と、カロテンの基準スペクトル $k_2(\lambda)$ と、バイアスの基準スペクトル $k_{bias}(\lambda)$ とを成分とする m 行3列の行列である。

【0 1 1 2】

続くステップS203において、正規化推定誤差算出部213は、正規化吸光度 $a'(\lambda)$ 並びに各吸光成分の正規化成分量 d_1' 、 d_2' 及び正規化バイアス d_{bias}' を用いて、正規化された推定誤差 $e'(\lambda)$ を算出する。以下、正規化された推定誤差を、単に正規化推定誤差という。詳細には、まず、正規化成分量 d_1' 、 d_2' 及び正規化バイアス d_{bias}' を用いて、式(27)により、復元した正規化吸光度 $\tilde{a}'(\lambda)$ を算出し、さらに式(28)により、復元した正規化吸光度 $\tilde{a}'(\lambda)$ ともとの正規化吸光度 $a'(\lambda)$ とから正規化推定誤差 $e'(\lambda)$ を算出する。

【数 2 3】

$$\tilde{a}'(\lambda) = k_1(\lambda) \cdot d_1' + k_2(\lambda) \cdot d_2' + k_{bias}(\lambda) \cdot d_{bias}' \quad \cdots (27)$$

$$e'(\lambda) = a'(\lambda) - \tilde{a}'(\lambda) \quad \cdots (28)$$

【0 1 1 3】

図16は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域における正規化吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。図17は、血液が深部に存在する領域における正規化吸光度の推定値及び計測値を示すグラフである。図16及び図17に示す正規化吸光度の推定値は、ステップS202において推定された正規化成分量を用いて、式(27)により復元したものである。なお、図16において、図16の(b)は、図16の(a)と同じデータを、縦軸のスケールを拡大し、且つ範囲を縮小して示したものである。図17についても同様である。

【0 1 1 4】

図18は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域における正規化推定誤差 $e'(\lambda)$ を示すグラフである。

【0 1 1 5】

続くステップS204において、深度推定部145は、正規化推定誤差 $e'(\lambda)$ のうち、短波長における正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ を用いて、特定の組織として血液層m1の深度を推定する。本実施の形態2においても、実施の形態1と同様に、400～440nmの帯域を短波長とし、この帯域から選択された波長における正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ が用いられる。

【0 1 1 6】

図19は、血液が粘膜の表面近傍に存在する領域及び血液が深部に存在する領域における正規化推定誤差 $e'(\lambda_s)$ を比較して示す図である。図19においては、420nmにおける正規化推定誤差 $e'(420nm)$ の値を示している。図19に示すように、血液層m1が粘膜の表面近傍に存在する場合と、血液層m1が深部に存在する場合とでは、有意な差が生じており、後者の方が前者よりも値が大きくなっている。

【0 1 1 7】

深度の推定は、実施の形態1と同様に(図6参照)、式(24)により評価関数 E_e を算出し、評価関数 E_e の正負判定により行う。即ち、評価関数 E_e が正である場合、血液層m1が粘膜の表面近傍に存在すると判定し、評価関数 E_e が負である場合、血液層m1が深部に存在すると判定する。続くステップS106は実施の形態1と同様である。

【0 1 1 8】

以上説明したように、本発明の実施の形態 2 によれば、正規化された吸光度をもとに、生体において支配的な血液に含まれる酸化ヘモグロビンの吸光度に基づいて、血液及び脂肪の深度を精度良く推定することができる。

【0119】

なお、上記実施の形態 2 においても、3 種以上の吸光成分の成分量を推定することにより、特定の組織の深度を推定することも可能である。

【0120】

(実施の形態 3)

次に、本発明の実施の形態 3 について説明する。図 20 は、本発明の実施の形態 3 に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。図 20 に示すように、本実施の形態 3 に係る画像処理装置 300 は、図 4 に示す演算部 140 の代わりに演算部 310 を備える。演算部 310 以外の画像処理装置 300 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。また、当該画像処理装置 300 が画像を取得する撮像装置の構成についても、実施の形態 1 と同様である。

10

【0121】

ここで、生体内において観察される脂肪には、粘膜表面に露出している脂肪（露出脂肪）と、粘膜に覆われて透けて見える脂肪（膜下脂肪）とがある。このうち、術式上では、膜下脂肪が重要である。露出脂肪は容易に目視できるからである。そのため、膜下脂肪を術者が容易に認識できるように表示を行う技術が望まれている。本実施の形態 3 は、この膜下脂肪の識別を容易にするために、生体における主要な組織である血液の深度に基づいて、脂肪の深度を推定するものである。

20

【0122】

演算部 310 は、図 4 に示す深度推定部 145 の代わりに、第 1 深度推定部 311 と、第 2 深度推定部 312 と、表示設定部 313 とを備える。吸光度算出部 141、成分量推定部 142、推定誤差算出部 143、及び推定誤差正規化部 144 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

【0123】

第 1 深度推定部 311 は、推定誤差正規化部 144 により算出された正規化推定誤差 e' (λ_s) に基づいて、生体における主要な組織である血液の深度を推定する。血液の深度の推定方法は、実施の形態 1 と同様である（図 6 のステップ S105 参照）。

30

【0124】

第 2 深度推定部 312 は、第 1 深度推定部 311 による推定結果に応じて、血液以外の組織、具体的には脂肪の深度を推定する。ここで、生体においては 2 種以上の組織が層構造をなしている。例えば、生体内の粘膜においては、図 2 の (a) に示すように、表面近傍に血液層 m1 が存在し、深部に脂肪層 m2 が存在する領域や、図 2 の (b) に示すように、表面近傍に脂肪層 m2 が存在し、深部に血液層 m1 が存在する領域がある。

【0125】

そこで、第 1 深度推定部 311 により血液層 m1 が表面近傍に存在すると推定された場合、第 2 深度推定部 312 は、脂肪層 m2 が深部に存在すると推定する。反対に、第 1 深度推定部 311 により血液層 m1 が深部に存在すると推定された場合、第 2 深度推定部 312 は、脂肪層 m2 が表面近傍に存在すると推定する。このように、生体における主要な組織である血液の深度が推定されれば、脂肪等のその他の組織の深度を推定することができる。

40

【0126】

表示設定部 313 は、表示部 160 に表示させる画像に対し、脂肪の領域における表示形態を、第 2 深度推定部 312 による深度の推定結果に応じて設定する。図 21 は、脂肪の領域の表示例を示す模式図である。図 21 に示すように、表示設定部 313 は、画像 M1 に対し、血液が粘膜の表面近傍に存在し、脂肪が深部に存在すると推定された領域 m1 と、血液が深部に存在し、脂肪が表面近傍に存在すると推定された領域 m12 とで、異なる表示形態を設定する。この場合、制御部 120 は、表示設定部 313 が設定した表示

50

形態に従って、表示部 160 に画像 M1 を表示させる。

【0127】

具体的には、脂肪が存在する領域に一律に疑似カラーや網掛けを施す場合、脂肪が深部に存在する領域 m11 と、脂肪が表面に露出している領域 m12 とで、着色する色やパターンを変更する。或いは、脂肪が深部に存在する領域 m11 と脂肪が表面に露出している領域 m12 とのいずれか一方のみに着色しても良い。さらには、一律に疑似カラーを施すのではなく、脂肪の成分量に応じて疑似カラーの色が変化するように、表示用の画像信号の信号値を調節しても良い。

【0128】

また、領域 m11、m12 に対して、互いに異なる色の輪郭線を重ねても良い。さらには、領域 m11、m12 のいずれかに対し、疑似カラーや輪郭線を点滅させるなどして、強調表示を行っても良い。

10

【0129】

このような領域 m11、m12 の表示形態は、被写体の観察目的に応じて適宜設定すれば良い。例えば、前立腺等の臓器摘出手術を行う場合には、多くの神経が内在する脂肪の位置を見易くしたいという要望がある。そこで、この場合には、脂肪層 m2 が深部に存在する領域 m11 をより強調して表示すると良い。

【0130】

以上説明したように、本実施の形態 3 によれば、生体における主要な組織である血液の深度を推定し、この主要な組織との関係から、脂肪等の他の組織の深度を推定するので、2 種以上の組織が積層している領域においても、主要な組織以外の組織の深度を推定することが可能となる。

20

【0131】

また、本実施の形態 3 によれば、血液と脂肪との位置関係に応じて、これらの領域を表示する表示形態を変更するので、画像の観察者は、注目する組織の深度をより明確に把握することが可能となる。

【0132】

なお、上記実施の形態 3 においては、実施の形態 1 と同様の方法により正規化推定誤差を算出し、この正規化推定誤差に基づいて血液の深度を推定したが、実施の形態 2 と同様の方法により正規化推定誤差を算出しても良い。

30

【0133】

(実施の形態 4)

次に、本発明の実施の形態 4 について説明する。上記実施の形態 1～3 においては、マルチスペクトル撮像を行うことを前提としているが、2 成分の成分量及びバイアスの 3 値を推定する場合には、任意の 3 波長の撮像を実行すれば良い。

【0134】

この場合、画像処理装置 100、200、300 が画像を取得する撮像装置 170 の構成として、狭帯域フィルタを備える RGB カメラを用いることができる。図 22 は、このような撮像装置における感度特性を説明するためのグラフである。図 22 の (a) は RGB カメラの感度特性を示し、図 22 の (b) は狭帯域フィルタの透過率を示し、図 22 の (c) は、撮像装置におけるトータルの感度特性を示している。

40

【0135】

狭帯域フィルタを介して RGB に被写体像を結像させた場合、撮像装置におけるトータルの感度特性は、カメラの感度特性 (図 22 の (a) 参照) と、狭帯域フィルタの感度特性 (図 22 の (b) 参照) との積によって与えられる (図 22 の (c) 参照)。

【0136】

(実施の形態 5)

次に、本発明の実施の形態 5 について説明する。上記実施の形態 1～3 においては、マルチスペクトル撮像を行うことを前提としているが、少ないバンド数から分光スペクトルを推定し、推定した分光スペクトルから吸光成分の成分量を推定することとしても良い。

50

図 2 3 は、本実施の形態 5 に係る画像処理装置の構成例を示すブロック図である。

【 0 1 3 7 】

図 2 3 に示すように、本実施の形態 5 に係る画像処理装置 4 0 0 は、図 4 に示す演算部 1 4 0 の代わりに演算部 4 1 0 を備える。演算部 4 1 0 以外の画像処理装置 4 0 0 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

【 0 1 3 8 】

演算部 4 1 0 は、図 4 に示す吸光度算出部 1 4 1 の代わりに、スペクトル推定部 4 1 1 及び吸光度算出部 4 1 2 を備える。

【 0 1 3 9 】

スペクトル推定部 4 1 1 は、画像データ記憶部 1 3 2 から読み出した画像データに基づく画像をもとに分光スペクトルを推定する。詳細には、次式 (2 9) に従って、画像を構成する複数の画素の各々を順次推定対象画素とし、推定対象画素である画像上の点 x における画素値の行列表現 $G(x)$ から、点 x に対応する被写体上の点における推定分光透過率 $T^{\wedge}(x)$ を算出する。推定分光透過率 $T^{\wedge}(x)$ は、各波長 λ における推定透過率 $t^{\wedge}(x, \lambda)$ を成分とする行列である。また、式 (2 9) において、行列 W は、ウィナー推定に用いる推定オペレータである。

【 数 2 4 】

$$\hat{T}(x) = WG(x) \quad \dots (29)$$

【 0 1 4 0 】

吸光度算出部 4 1 2 は、スペクトル推定部 4 1 1 が算出した推定分光透過率 $T^{\wedge}(x)$ から、各波長 λ における吸光度を算出する。詳細には、推定分光透過率 $T^{\wedge}(x)$ の成分である各推定透過率 $t^{\wedge}(x, \lambda)$ の対数を取ることで、当該波長 λ における吸光度 $a(\lambda)$ を算出する。

【 0 1 4 1 】

成分量推定部 1 4 2 ~ 深度推定部 1 4 5 の動作は、実施の形態 1 と同様である。

本実施の形態 5 によれば、波長方向にブロードな信号値に基づいて作成された画像に対しても、深度の推定を行うことができる。

【 0 1 4 2 】

(実施の形態 6)

次に、本発明の実施の形態 6 について説明する。図 2 4 は、本発明の実施の形態 6 に係る撮像システムの構成例を示す模式図である。図 2 4 に示すように、本実施の形態 6 に係る撮像システムとしての内視鏡システム 2 は、画像処理装置 1 0 0 と、生体の管腔内に先端部を挿入して撮像を行うことにより管腔内の画像を生成する内視鏡装置 5 0 0 とを備える。

【 0 1 4 3 】

画像処理装置 1 0 0 は、内視鏡装置 5 0 0 が生成した画像に所定の画像処理を施すと共に、内視鏡システム 2 全体の動作を統括的に制御する。なお、画像処理装置 1 0 0 の代わりに、実施の形態 2 ~ 5 において説明した画像処理装置を適用しても良い。

【 0 1 4 4 】

内視鏡装置 5 0 0 は、体腔内に挿入される挿入部 5 0 1 が剛性を有する硬性内視鏡であり、挿入部 5 0 1 と、該挿入部 5 0 1 の先端から被写体に照射する照明光を発生する照明部 5 0 2 とを備える。内視鏡装置 5 0 0 と画像処理装置 1 0 0 とは、電気信号の送受信を行う複数の信号線が束ねられた集合ケーブルによって接続されている。

【 0 1 4 5 】

挿入部 5 0 1 には、照明部 5 0 2 が発生した照明光を挿入部 5 0 1 の先端部に導光するライトガイド 5 0 3 と、ライトガイド 5 0 3 によって導光された照明光を被写体に照射する照明光学系 5 0 4 と、被写体によって反射された光を結像する結像光学系である対物レンズ 5 0 5 と、対物レンズ 5 0 5 によって結像した光を電気信号に変換する撮像部 5 0 6 とが設けられている。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 6 】

照明部 5 0 2 は、制御部 1 2 0 の制御の下で、可視光領域を複数の波長帯域に分離した波長帯域ごとの照明光を発生する。照明部 5 0 2 から発生した照明光は、ライトガイド 5 0 3 を経由して照明光学系 5 0 4 から出射し、被写体を照射する。

【 0 1 4 7 】

撮像部 5 0 6 は、制御部 1 2 0 の制御の下で、所定のフレームレートで撮像動作を行い、対物レンズ 5 0 5 によって結像した光を電気信号に変換することにより画像データを生成して、画像取得部 1 1 0 に出力する。

【 0 1 4 8 】

なお、照明部 5 0 2 の代わりに白色光を発生する光源を設けると共に、挿入部 5 0 1 の先端部に分光特性が互いに異なる複数の光学フィルタを設け、被写体に白色光を照射し、被写体によって反射された光を、光学フィルタを介して受光することにより、マルチバンド撮像を行っても良い。

【 0 1 4 9 】

上記実施の形態 6 においては、実施の形態 1 ~ 5 に係る画像処理装置が画像を取得する撮像装置として、生体用の内視鏡装置を適用する例を説明したが、工業用の内視鏡装置を適用しても良い。また、内視鏡装置としては、体腔内に挿入される挿入部が湾曲自在に構成された軟性内視鏡を適用しても良い。或いは、内視鏡装置として、生体内に導入されて該生体内を移動しつつ撮像を行うカプセル型内視鏡を適用しても良い。

【 0 1 5 0 】

(実施の形態 7)

次に、本発明の実施の形態 7 について説明する。図 2 5 は、本発明の実施の形態 7 に係る撮像システムの構成例を示す模式図である。図 2 5 に示すように、本実施の形態 7 に係る撮像システムとしての顕微鏡システム 3 は、画像処理装置 1 0 0 と、撮像装置 1 7 0 が設けられた顕微鏡装置 6 0 0 とを備える。

【 0 1 5 1 】

撮像装置 1 7 0 は、顕微鏡装置 6 0 0 により拡大された被写体像を撮像する。撮像装置 1 7 0 の構成は特に限定されず、一例として、図 5 に示すように、モノクロカメラ 1 7 1 と、フィルタ部 1 7 2 と、結像レンズ 1 7 3 とを備える構成が挙げられる。

【 0 1 5 2 】

画像処理装置 1 0 0 は、撮像装置 1 7 0 が生成した画像に所定の画像処理を施すと共に、顕微鏡システム 3 全体の動作を統括的に制御する。なお、画像処理装置 1 0 0 の代わりに、実施の形態 2 ~ 5 において説明した画像処理装置を適用しても良い。

【 0 1 5 3 】

顕微鏡装置 6 0 0 は、落射照明ユニット 6 0 1 及び透過照明ユニット 6 0 2 が設けられた略 C 字形のアーム 6 0 0 a と、該アーム 6 0 0 a に取り付けられ、観察対象である被写体 S P が載置される標本ステージ 6 0 3 と、鏡筒 6 0 5 の一端側に三眼鏡筒ユニット 6 0 7 を介して標本ステージ 6 0 3 と対向するように設けられた対物レンズ 6 0 4 と、標本ステージ 6 0 3 を移動させるステージ位置変更部 6 0 6 とを有する。

【 0 1 5 4 】

三眼鏡筒ユニット 6 0 7 は、対物レンズ 6 0 4 から入射した被写体 S P の観察光を、鏡筒 6 0 5 の他端側に設けられた撮像装置 1 7 0 と後述する接眼レンズユニット 6 0 8 とに分岐する。接眼レンズユニット 6 0 8 は、ユーザが被写体 S P を直接観察するためのものである。

【 0 1 5 5 】

落射照明ユニット 6 0 1 は、落射照明用光源 6 0 1 a 及び落射照明光学系 6 0 1 b を備え、被写体 S P に対して落射照明光を照射する。落射照明光学系 6 0 1 b は、落射照明用光源 6 0 1 a から出射した照明光を集光して観察光路 L の方向に導く種々の光学部材 (フィルタユニット、シャッタ、視野絞り、開口絞り等) を含む。

【 0 1 5 6 】

透過照明ユニット 6 0 2 は、透過照明用光源 6 0 2 a 及び透過照明光学系 6 0 2 b を備え、被写体 S P に対して透過照明光を照射する。透過照明光学系 6 0 2 b は、透過照明用光源 6 0 2 a から出射した照明光を集光して観察光路 L の方向に導く種々の光学部材（フィルタユニット、シャッタ、視野絞り、開口絞り等）を含む。

【 0 1 5 7 】

対物レンズ 6 0 4 は、倍率が互いに異なる複数の対物レンズ（例えば、対物レンズ 6 0 4、6 0 4'）を保持可能なレボルバ 6 0 9 に取り付けられている。このレボルバ 6 0 9 を回転させて、標本ステージ 6 0 3 と対向する対物レンズ 6 0 4、6 0 4' を変更することにより、撮像倍率を変化させることができる。

【 0 1 5 8 】

鏡筒 6 0 5 の内部には、複数のズームレンズと、これらのズームレンズの位置を変化させる駆動部とを含むズーム部が設けられている。ズーム部は、各ズームレンズの位置を調整することにより、撮像視野内の被写体像を拡大又は縮小させる。

【 0 1 5 9 】

ステージ位置変更部 6 0 6 は、例えばステッピングモータ等の駆動部 6 0 6 a を含み、標本ステージ 6 0 3 の位置を X Y 平面内で移動させることにより、撮像視野を変化させる。また、ステージ位置変更部 6 0 6 には、標本ステージ 6 0 3 を Z 軸に沿って移動させることにより、対物レンズ 6 0 4 の焦点を被写体 S P に合わせる。

【 0 1 6 0 】

このような顕微鏡装置 6 0 0 において生成された被写体 S P の拡大像を撮像装置 1 7 0 においてマルチバンド撮像することにより、被写体 S P のカラー画像が表示部 1 6 0 に表示される。

【 0 1 6 1 】

本発明は、以上説明した実施の形態 1 ~ 7 そのままに限定されるものではなく、実施の形態 1 ~ 7 に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成することができる。例えば、実施の形態 1 ~ 7 に開示されている全構成要素からいくつかの構成要素を除外して形成しても良い。或いは、異なる実施の形態に示した構成要素を適宜組み合わせることで形成しても良い。

【 符号の説明 】

【 0 1 6 2 】

- 1 撮像システム
- 2 内視鏡システム
- 3 顕微鏡システム
- 1 0 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0 画像処理装置
- 1 1 0 画像取得部
- 1 2 0 制御部
- 1 2 1 画像取得制御部
- 1 3 0 記憶部
- 1 3 1 プログラム記憶部
- 1 3 2 画像データ記憶部
- 1 4 0、2 1 0、3 1 0、4 1 0 演算部
- 1 4 1、4 1 2 吸光度算出部
- 1 4 2、2 1 2 成分量推定部
- 1 4 3 推定誤差算出部
- 1 4 4 推定誤差正規化部
- 1 4 5 深度推定部
- 1 5 0 入力部
- 1 6 0 表示部
- 1 7 0 撮像装置
- 1 7 1 モノクロカメラ

10

20

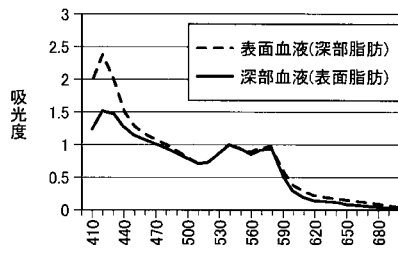
30

40

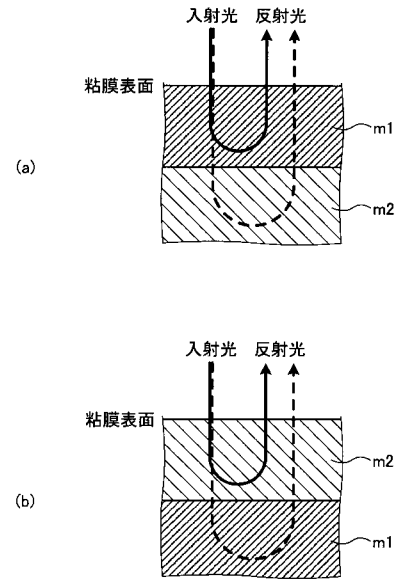
50

1 7 2	フィルタ部	
1 7 3	結像レンズ	
1 7 4	光学フィルタ	
2 1 1	吸光度正規化部	
2 1 3	正規化推定誤差算出部	
3 1 1	第 1 深度推定部	
3 1 2	第 2 深度推定部	
3 1 3	表示設定部	
4 1 1	スペクトル推定部	
5 0 0	内視鏡装置	10
5 0 1	挿入部	
5 0 2	照明部	
5 0 3	ライトガイド	
5 0 4	照明光学系	
5 0 5	対物レンズ	
5 0 6	撮像部	
6 0 0	顕微鏡装置	
6 0 0 a	アーム	
6 0 1	落射照明ユニット	
6 0 1 a	落射照明用光源	20
6 0 1 b	落射照明光学系	
6 0 2	透過照明ユニット	
6 0 2 a	透過照明用光源	
6 0 2 b	透過照明光学系	
6 0 3	標本ステージ	
6 0 4、6 0 4 '	対物レンズ	
6 0 5	鏡筒	
6 0 6	ステージ位置変更部	
6 0 6 a	駆動部	
6 0 7	三眼鏡筒ユニット	30
6 0 8	接眼レンズユニット	
6 0 9	レボルバ	

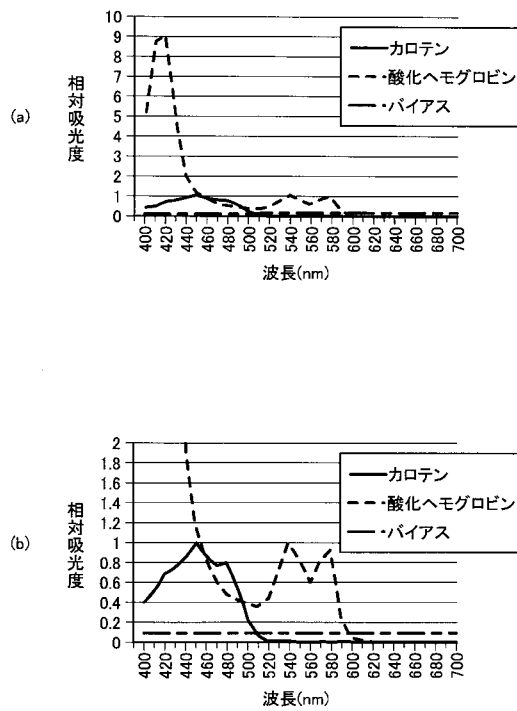
【図 1】



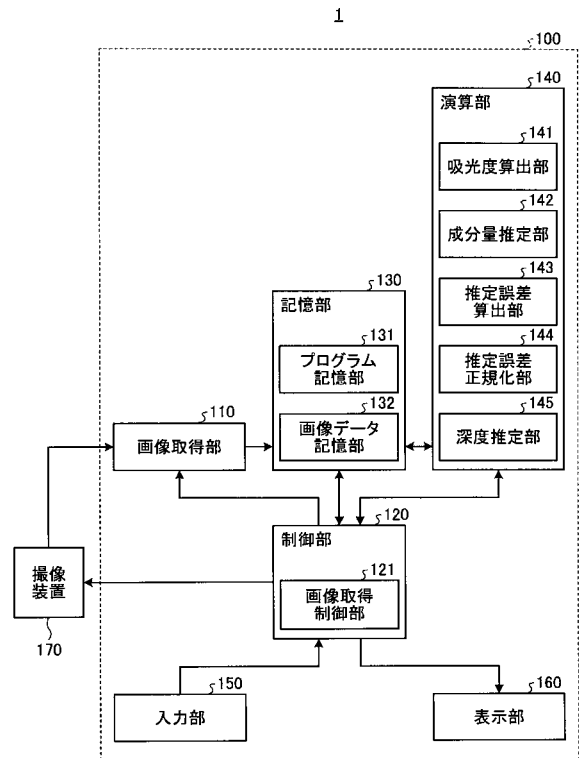
【図 2】



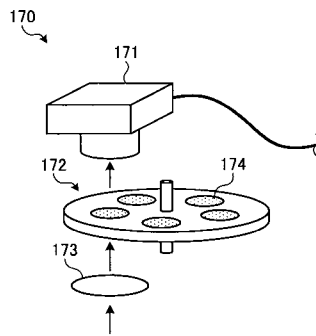
【図 3】



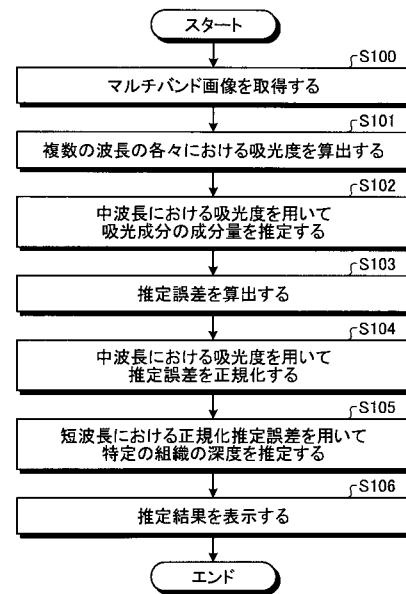
【図 4】



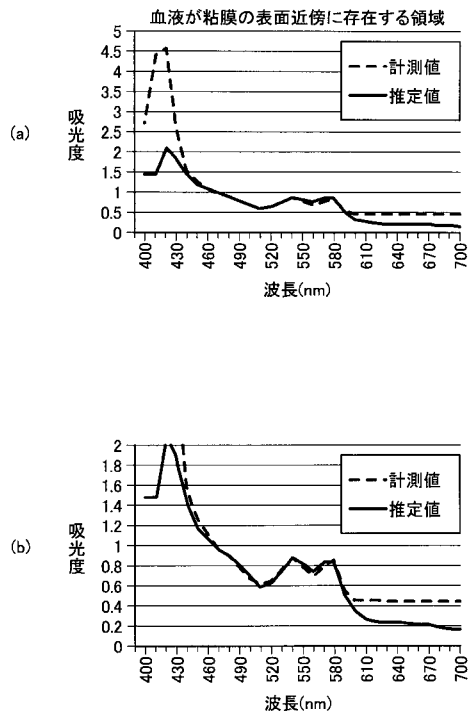
【図 5】



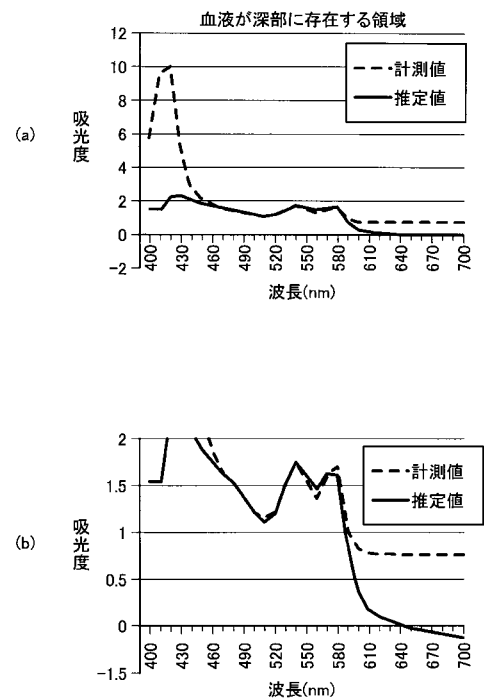
【図 6】



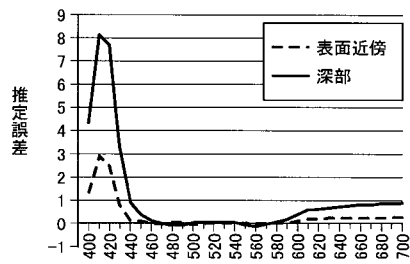
【図 7】



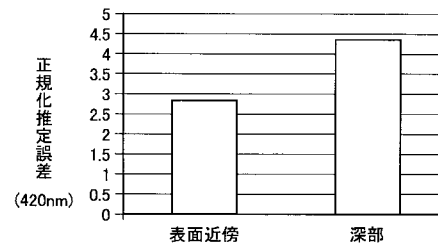
【図 8】



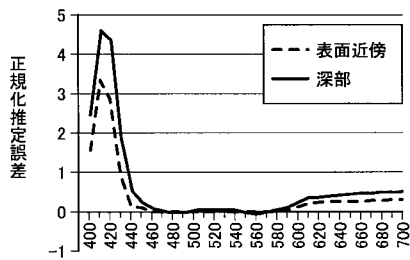
【図 9】



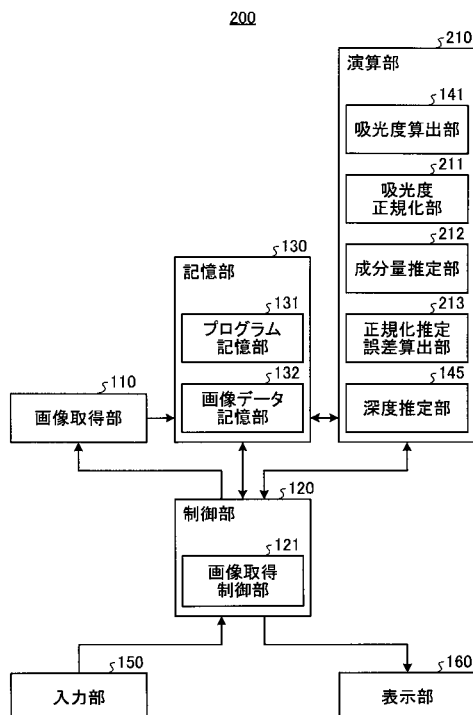
【図 1 1】



【図 1 0】



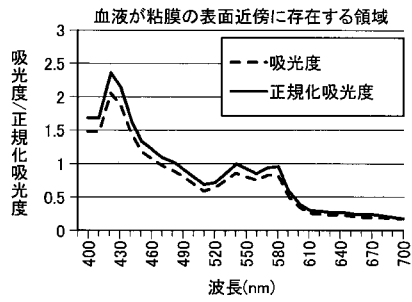
【図 1 2】



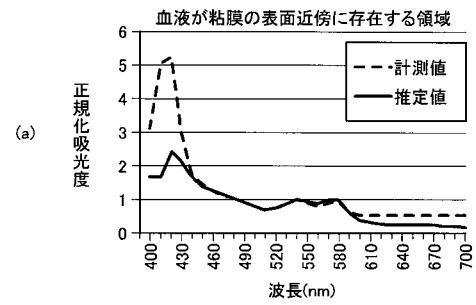
【図 1 3】



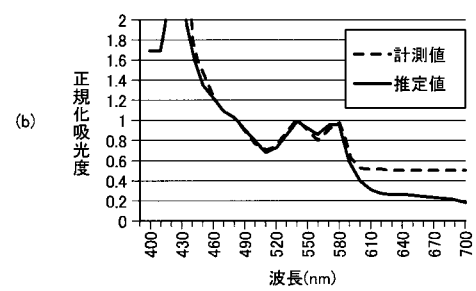
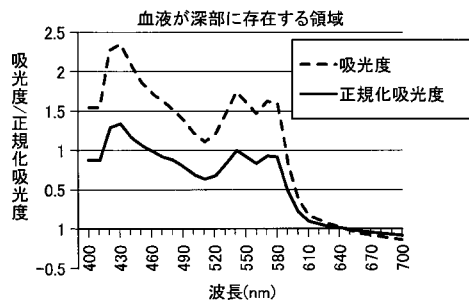
【図 14】



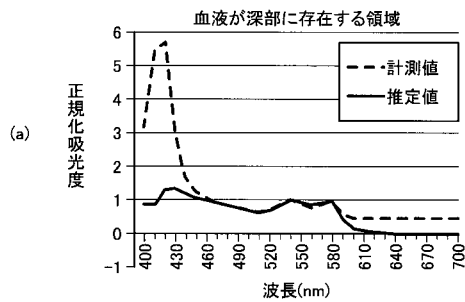
【図 16】



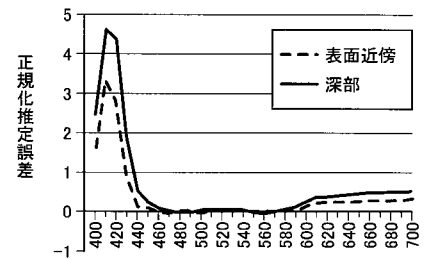
【図 15】



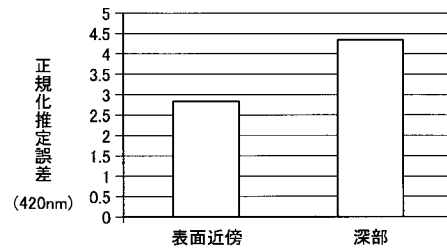
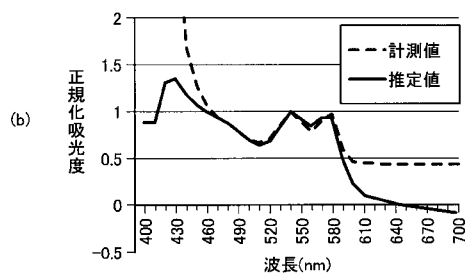
【図 17】



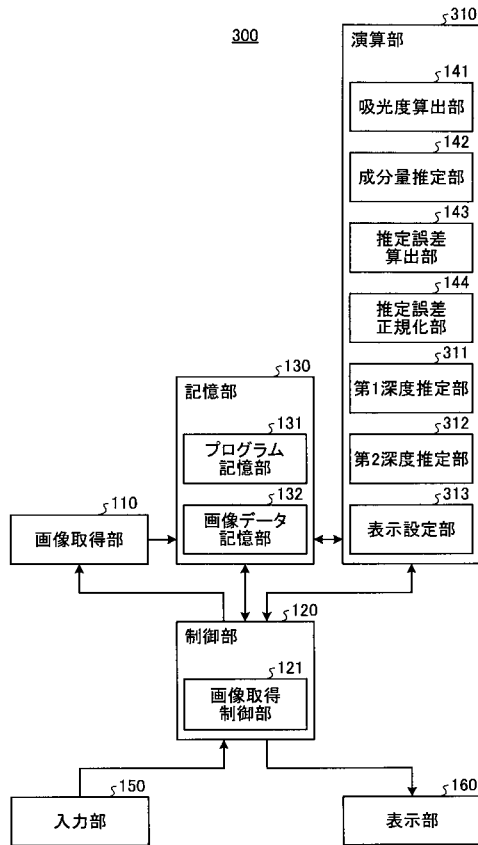
【図 18】



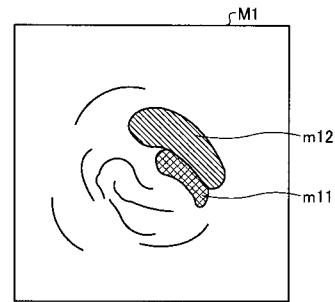
【図 19】



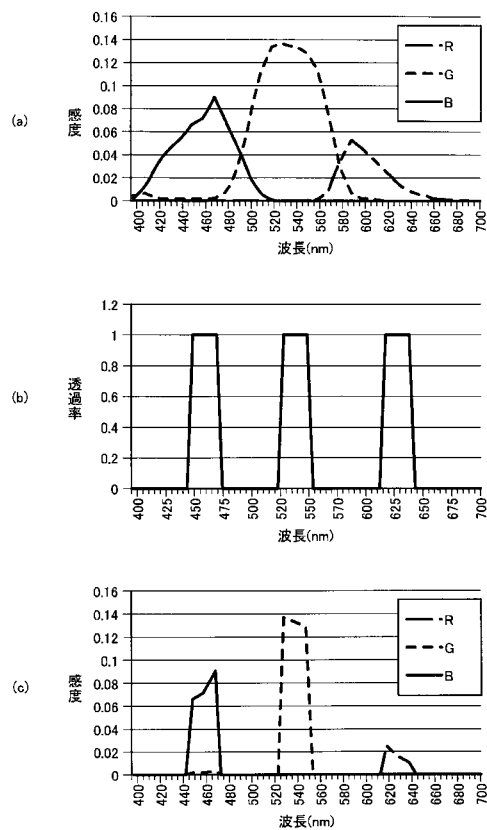
【図 20】



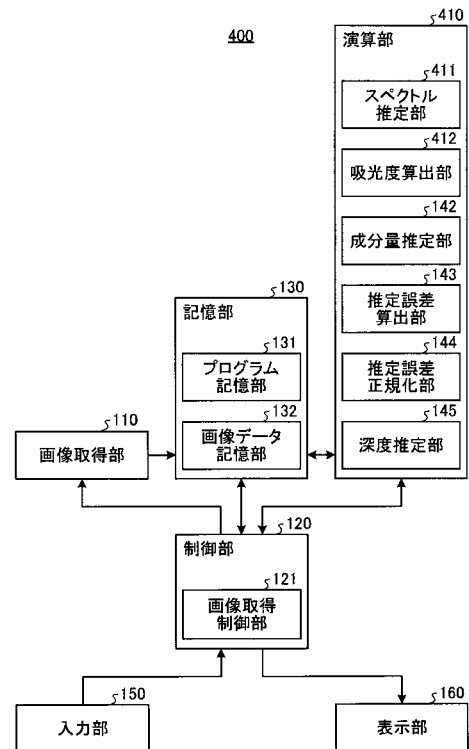
【図 21】



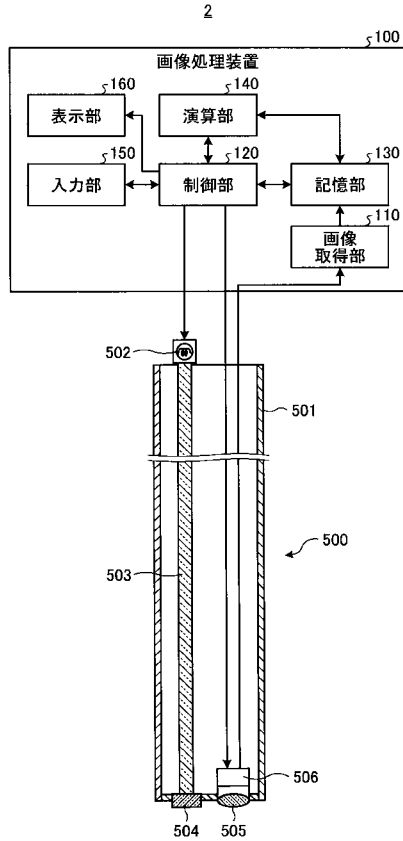
【図 22】



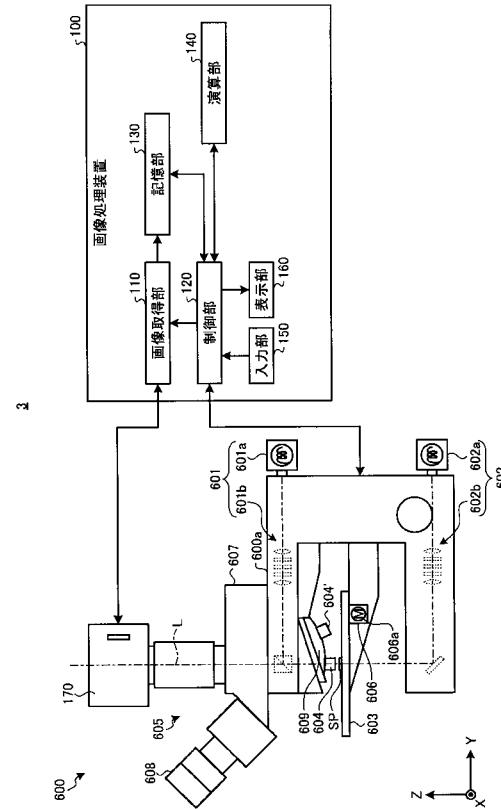
【図 23】



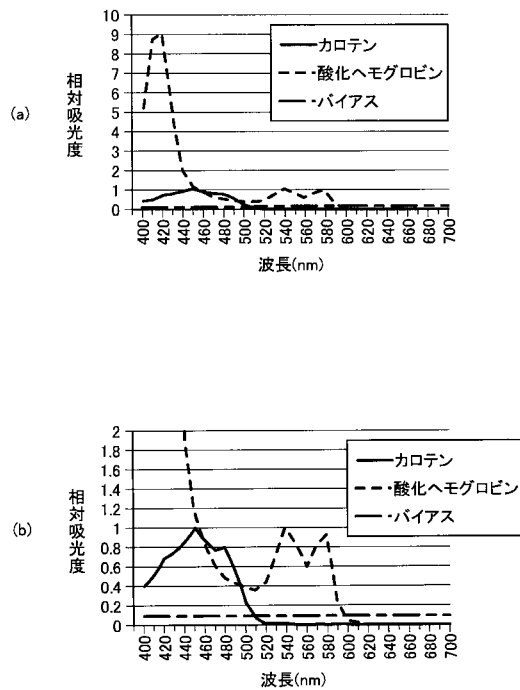
【図 2 4】



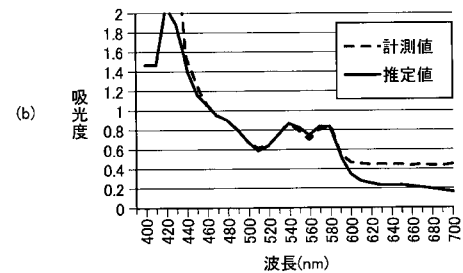
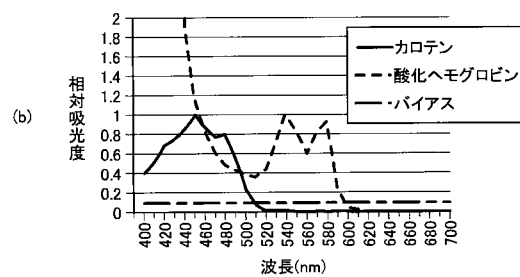
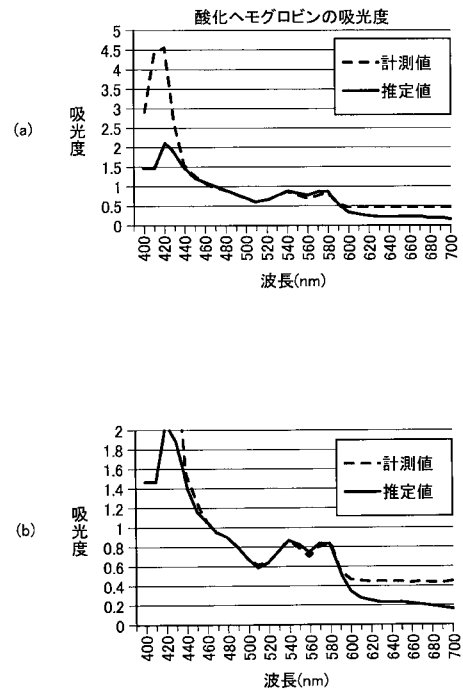
【図 2 5】



【図 2 6】



【図 2 7】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/070459

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, A61B1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 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.
A	JP 2010-51350 A (Fujifilm Corp.), 11 March 2010 (11.03.2010), paragraphs [0029] to [0055] & US 2010/0054576 A1 paragraphs [0053] to [0077]	1-19
A	JP 2011-87762 A (Olympus Medical Systems Corp.), 06 May 2011 (06.05.2011), paragraphs [0048] to [0054] (Family: none)	1-19
☒ 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 07 October 2015 (07.10.15)		Date of mailing of the international search report 20 October 2015 (20.10.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/070459

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-218135 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), entire text; all drawings & US 2011/0077462 A1 entire text; all drawings & EP 2305094 A1	1-19
A	JP 2013-240401 A (Hoya Corp.), 05 December 2013 (05.12.2013), entire text; all drawings & US 2015/0145978 A1 entire text; all drawings & WO 2013/172156 A1 & EP 2850993 A1 & CN 104486983 A	1-19

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 0 4 5 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00			
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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 2010-51350 A (富士フイルム株式会社) 2010.03.11, 段落 [0029] - [0055] & US 2010/0054576 A1, 段落 [0053] - [0077]	1-19	
A	JP 2011-87762 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.05.06, 段落 [0048] - [0054] (ファミリーなし)	1-19	
A	JP 2011-218135 A (富士フイルム株式会社) 2011.11.04, 全文、全図 & US 2011/0077462 A1, 全文、全図 & EP 2305094 A1	1-19	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 07.10.2015		国際調査報告の発送日 20.10.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 松谷 洋平 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3410

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 0 4 5 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-240401 A (HOYA株式会社) 2013. 12. 05, 全文、全図 & US 2015/0145978 A1, 全文、全図 & WO 2013/172156 A1 & EP 2850993 A1 & CN 104486983 A	1-19

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
	G 0 1 J	3/32
	G 0 1 J	3/42

F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD01 DD03 DD07 FF40 HH51 JJ17 LL02 NN01
PP12 QQ02 QQ09 RR04 RR12 RR14 RR18 RR26 SS21 WW02
WW07 WW08 WW15

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願 (日本語実用新案登録出願) の国際公開の効果は、特許法第 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像处理设备，成像系统，图像处理方法和图像处理程序		
公开(公告)号	JPWO2017010013A1	公开(公告)日	2018-04-26
申请号	JP2017528268	申请日	2015-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	大塚武		
发明人	大塚 武		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G01N21/27 G01J3/32 G01J3/42		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/045 A61B1/0669 A61B1/07 G06T7/0012 G06T7/50 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/045.615 A61B1/00.513 A61B1/045.610 G01N21/27.B G01N21/27.E G01J3/32 G01J3/42		
F-TERM分类号	2G020/AA04 2G020/BA02 2G020/BA04 2G020/BA05 2G020/CA02 2G020/CB43 2G020/CC27 2G020/CC63 2G020/CD06 2G020/CD12 2G020/CD13 2G020/CD24 2G059/AA01 2G059/AA03 2G059/AA05 2G059/BB08 2G059/BB12 2G059/CC18 2G059/DD12 2G059/DD13 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/EE12 2G059/FF01 2G059/FF03 2G059/HH02 2G059/JJ03 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/KK04 2G059/KK07 2G059/MM01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR12 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供即使在被检体内存在两种以上的组织的情况下也能够正确地估计特定组织存在的深度的图像处理装置等。从形成图像的多个像素中的每个像素的像素值计算出图像处理设备100，该图像处理设备100基于通过使用具有多个波长的光捕获对象的图像而获得的图像来估计对象中包括的特定组织的深度，并且包括多个波长。吸光度计算单元141计算吸光度，该吸光度计算单元141计算在多个波长处的吸光度，所述吸光度分别包含在包含特定组织的两个或更多个组织中的两个或更多个光吸收成分的成分量。其中，成分量估计单元142使用作为多个波长的一部分的第一波长带中的吸光度进行估计，估计误差计算单元143通过成分量估计单元142计算估计误差，并且深度估计单元145基于估计误差之中的，具有比第一波长带短的波长的第二波长带中的估计误差，来估计组织在被检体内存在的深度。

