

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2024年12月12日(12.12.2024)



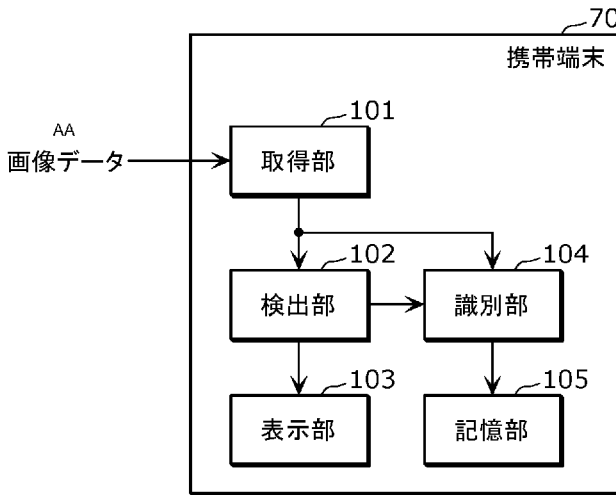
(10) 国際公開番号
WO 2024/253057 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/24 (2006.01) A61C 19/04 (2006.01) MANAGEMENT CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5710057
A61B 1/00 (2006.01) A61C 19/06 (2006.01) 大阪府門真市元町 2 2 番 6 号 Osaka (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2024/020178
- (22) 国際出願日: 2024年6月3日(03.06.2024)
- (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 2023-094470 2023年6月8日(08.06.2023) JP
- (71) 出願人: パナソニック IP マネジメント株式会社 (PANASONIC INTELLECTUAL PROPERTY
- (72) 発明者: 浜崎 岳史 (HAMASAKI, Takeshi). 大塚 泰雄 (OHTSUKA, Yoshio).
- (74) 代理人: 新居 広守, 外 (NII, Hiromori et al.); 〒5320011 大阪府大阪市淀川区西中島 5 丁目 3 番 10 号 イトーピア新大阪ビル 6 階 新居国際特許事務所内 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, JP, KE, KG,

(54) Title: DENTAL PLAQUE DETECTION DEVICE, DENTAL PLAQUE DETECTION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 歯垢検出装置、歯垢検出方法及びプログラム

【図5】



70 Portable terminal
101 Acquisition unit
102 Detection unit
103 Display unit
104 Identification unit
105 Storage unit
AA Image data

(57) Abstract: This dental plaque detection device is provided with: an acquisition unit (101) for acquiring a first image which is obtained by attenuating at least a part of a blue light region of reflected light and fluorescent light from teeth, dental plaques and dental calculi in the oral cavity irradiated with irradiation light having a predetermined wavelength capable of exciting a fluorescent substance contained in the dental plaques and the dental calculi; and a detection unit (102) for detecting the content, per unit area, of the fluorescent substance contained in the dental plaques and the dental calculi adhered onto the teeth from the first image. For example, it is possible for the detection unit (102) to generate an



KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU,
LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY,
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL,
PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK,
SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, 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))

HSV image from the first image and detect the content, per unit area, of the fluorescent substance contained in the dental plaques and the dental calculi adhered onto the teeth from a value of the brightness of the HSV image.

(57) 要約: 歯垢検出装置は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第1画像を取得する取得部(101)と、第1画像から歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する検出部(102)と、を備える。例えば、検出部(102)は、第1画像からHSV画像を生成し、HSV画像の明度の値から歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出してもよい。

明 細 書

発明の名称： 歯垢検出装置、歯垢検出方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本開示は、歯垢検出装置、歯垢検出方法及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 口腔内の歯牙を撮影した撮影に基づき歯垢を検出する装置が特許文献 1 に開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開 2 0 1 3 - 2 4 8 2 2 0 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] このような、歯垢検出装置では、歯垢の状態をより詳細に検出できることが望まれている。

[0005] そこで、本開示は、歯牙の状態を詳細に検出できる歯垢検出装置又は歯垢検出方法を提供する。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示の一態様に係る歯垢検出装置は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第 1 画像を取得する取得部と、前記第 1 画像から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する検出部と、を備える。

発明の効果

[0007] 本開示は、歯牙の状態を詳細に検出できる歯垢検出装置又は歯垢検出方法を提供できる。

図面の簡単な説明

[0008] [図1]図 1 は、実施の形態に係る口腔内カメラシステムにおける口腔内カメラの斜視図である。

[図2]図 2 は、実施の形態に係る口腔内カメラシステムにおける口腔内カメラに組み込まれた撮影光学系を概略的に示す断面図である。

[図3]図 3 は、実施の形態に係る口腔内カメラシステムの概略的構成図である。

[図4]図 4 は、実施の形態に係る口腔内カメラシステムにおける動作の流れを示す図である。

[図5]図 5 は、実施の形態に係る携帯端末の機能ブロック図である。

[図6]図 6 は、実施の形態に係る口腔内の歯牙の一例を示す図である。

[図7]図 7 は、実施の形態に係る積層モデルの例を示す図である。

[図8]図 8 は、実施の形態に係る深さ D における蛍光の照度を説明するための図である。

[図9]図 9 は、実施の形態に係る厚さ D 0 の歯垢から観測される蛍光の照度を説明するための図である。

[図10]図 1 0 は、実施の形態に係る蛍光物質の濃度分布検出処理のフローチャートである。

[図11]図 1 1 は、実施の形態に係る第 4 R G B 画像の例を示す図である。

[図12]図 1 2 は、実施の形態に係る第 4 R G B 画像の例を示す図である。

[図13]図 1 3 は、実施の形態に係る蛍光強度と、M I N と、k との関係を示す図である。

[図14]図 1 4 は、実施の形態に係る蛍光強度と、S（彩度）と、k との関係を示す図である。

[図15]図 1 5 は、実施の形態に係る蛍光強度と、L（輝度）と、k との関係を示す図である。

[図16]図 1 6 は、実施の形態に係る信号処理により青色光領域を減衰する場合の各画像における画素値の例を示す図である。

[図17]図 1 7 は、実施の形態に係る信号処理により青色光領域を減衰する場合の各画像における画素値の例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0009] 本開示の一態様に係る歯垢検出装置は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第 1 画像を取得する取得部と、前記第 1 画像から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する検出部と、を備える。これによれば、当該歯垢検出装置は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できるので、歯牙の状態を詳細に検出できる。さらに、当該歯垢検出装置は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第 1 画像を用いることで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。

[0010] 例えば、前記検出部は、前記第 1 画像から H S V 画像を生成し、前記 H S V 画像の明度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出してもよい。これによれば、当該歯垢検出装置は、H S V 画像の明度の値に基づき精度よく歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できる。

[0011] 例えば、前記第 1 画像は、第 1 R G B 画像であり、前記検出部は、前記第 1 R G B 画像に対して第 1 画像処理を含む画像処理を行うことで第 2 R G B 画像を生成し、前記第 1 画像処理は、処理対象の R G B 画像のうちの前記歯牙の領域を構成する複数の第 1 画素が有する複数の赤画素値の第 1 赤画素平均値と、前記複数の第 1 画素が有する複数の緑画素値の第 1 緑画素平均値と、前記複数の第 1 画素が有する複数の青画素値の第 1 青画素平均値とが等しくなるように、前記処理対象の R G B 画像の赤成分、緑成分、及び、青成分

のうちの少なくとも2つの色成分のゲインを調整する処理であり、前記検出部は、前記第2 RGB画像の色空間をHSV空間に変換することで前記HSV画像を生成してもよい。

[0012] これによれば、当該歯垢検出装置は、第1画像処理を行うことで、蛍光反応している歯牙が撮影されている第1 RGB画像のホワイトバランスを調整することができる。このため、当該歯垢検出装置は、歯牙において歯垢が付着している領域である歯垢領域を区別しやすい第2 RGB画像を生成することができる。よって、当該歯垢検出装置は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。

[0013] 例えば、前記検出部は、前記HSV画像が有する複数の第4画素のうち彩度が第1の所定範囲内、色相が第2の所定範囲内、及び、明度が第3の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第4画素が位置する特定画素領域を特定し、前記特定画素領域における前記明度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出してもよい。これによれば、当該歯垢検出装置は、歯牙の画像における歯垢領域を特定したうえで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出することで、当該含有量の検出精度を向上できる。

[0014] 例えば、前記検出部は、前記第1画像からHSL画像を生成し、前記HSL画像の輝度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出してもよい。これによれば、当該歯垢検出装置は、HSL画像の輝度の値に基づき精度よく歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できる。

[0015] 例えば、前記第1画像は、第1 RGB画像であり、前記検出部は、前記第1 RGB画像に対して第1画像処理を含む画像処理を行うことで第2 RGB画像を生成し、前記第1画像処理は、処理対象のRGB画像のうちの前記歯牙の領域を構成する複数の第1画素が有する複数の赤画素値の第1赤画素平

均値と、前記複数の第1画素が有する複数の緑画素値の第1緑画素平均値と、前記複数の第1画素が有する複数の青画素値の第1青画素平均値とが等しくなるように、前記処理対象のRGB画像の赤成分、緑成分、及び、青成分のうちの少なくとも2つの色成分のゲインを調整する処理であり、前記検出部は、前記第2RGB画像の色空間をHSL空間に変換することで前記HSL画像を生成してもよい。

[0016] これによれば、当該歯垢検出装置は、第1画像処理を行うことで、蛍光反応している歯牙が撮影されている第1RGB画像のホワイトバランスを調整することができる。このため、当該歯垢検出装置は、歯牙において歯垢が付着している領域である歯垢領域を区別しやすい第2RGB画像を生成することができる。よって、当該歯垢検出装置は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。

[0017] 例えば、前記検出部は、前記HSL画像が有する複数の第5画素のうち彩度が第4の所定範囲内、色相が第5の所定範囲内、及び、輝度が第6の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第5画素が位置する特定画素領域を特定し、前記特定画素領域における前記輝度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出してもよい。これによれば、当該歯垢検出装置は、歯牙の画像における歯垢領域を特定したうえで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出することで、当該含有量の検出精度を向上できる。

[0018] 例えば、前記蛍光物質はポルフィリンであってもよい。例えば、前記検出部は、前記蛍光物質の濃度を3以上の階調に割り付け、前記第1画像に基づく第2画像に、階調表示した前記蛍光物質の前記濃度分布を重ねた第3画像を生成してもよい。これによれば、例えば、生成された第3画像により、ユーザに歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を通知できる。

[0019] 例えば、前記歯垢検出装置は、さらに、撮影された歯牙の種類を識別する

識別部と、前記撮影された歯牙から検出した前記蛍光物質の濃度分布を、識別された前記歯牙の種類と対応付けて記憶する記憶部と、を備えてもよい。

これによれば、当該歯垢検出装置は、歯牙毎の歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を管理できる。

[0020] また、本開示の一態様に係る歯垢検出方法は、歯垢に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が口腔内に照射されている口腔内の歯牙及び歯垢を撮影することで得られた第1画像を取得し、前記第1画像における前記蛍光物質の蛍光反応の蛍光強度の値に基づき、前記蛍光物質の濃度分布を検出する。これによれば、当該歯垢検出方法は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できるので、歯牙の状態を詳細に検出できる。さらに、当該歯垢検出方法は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第1画像を用いることで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。

[0021] また、本開示の一態様に係るプログラムは、前記歯垢検出方法をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

[0022] なお、これらの包括的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラム及び記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

[0023] 以下、適宜図面を参照しながら、実施の形態を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になるのを避け、当業者の理解を容易にするためである。

[0024] なお、発明者らは、当業者が本開示を十分に理解するために添付図面及び以下の説明を提供するものであって、これらによって請求の範囲に記載の主

題を限定することを意図するものではない。

[0025] (実施の形態)

図1は、本実施の形態に係る口腔内カメラシステムにおける口腔内カメラの斜視図である。図1に示すように、口腔内カメラ10は、片手で取り扱うことが可能な歯ブラシ状の筐体を備え、その筐体は、歯列撮影時にユーザの口腔内に配置されるヘッド部10aと、ユーザが把持するハンドル部10bと、ヘッド部10aとハンドル部10bとを接続するネック部10cとを含んでいる。

[0026] 図2は、口腔内カメラ10に組み込まれた撮影光学系12を概略的に示す断面図である。図2に示すように、本実施の形態の場合、口腔内カメラ10の撮影光学系12は、ヘッド部10aとネック部10cとに組み込まれている。撮影光学系12は、その光軸LA上に配置された撮像素子14とレンズ16とを含んでいる。

[0027] 撮像素子14は、例えばC-MOS (Complementary Metal-Oxide-Semiconductor) センサまたはCCD (Charge Coupled Device) 素子などの撮影デバイスであって、レンズ16によって歯牙Dの像が結像される。その結像した像に対応する信号(画像データ)を、撮像素子14は外部に出力する。

[0028] レンズ16は、例えば集光レンズであって、入射した歯牙Dの像を撮像素子14に結像する。なお、レンズ16は、1つのレンズであってもよいし、複数のレンズから構成されるレンズ群であってもよい。

[0029] 本実施の形態の場合、撮影光学系12はさらに、歯牙Dの像をレンズ16に向かって反射するミラー18と、ミラー18とレンズ16との間に配置された青色光カットフィルタ(青色遮断要素)20と、レンズ16と撮像素子14との間に配置された絞り24とを含んでいる。

[0030] ミラー18は、撮影光学系12の入射口12aを通過した歯牙Dの像をレンズ16に向かって反射するように、撮影光学系12の光軸LA上に配置されている。

[0031] 青色光カットフィルタ20は、撮像素子14に入射する光に含まれる青色波長の光成分をカットするフィルタである。青色光の波長域を含む光を歯牙に照射し、歯垢を検出する場合、歯垢の励起蛍光を強くするため青色光の波長域を含む光を強くすると第1RGB画像の全体が青色を帯びる。この状態は、青画素値が赤画素値及び緑画素値に比べて支配的になるため、後述する画像処理（露出制御処理及びホワイトバランス調整処理）を行うことで歯垢領域を区別しやすくできる効果が小さくなる場合がある。この対処として、青色光カットフィルタ20が撮像素子14に入射する前の光から青色光の波長域を含む光をカットする。

[0032] 絞り24は、撮影光学系12の光軸LA上に貫通穴を備える板状部材であって、深い焦点深度を実現する。これにより、口腔内の奥行方向についてピントを合わせることができ、輪郭が明瞭な歯列画像を得ることができる。

[0033] また、口腔内カメラ10は、撮影時に撮影対象の歯牙Dに対して光を照射する照明デバイスとして、複数の第1～第4のLED26A～26Dを搭載している。第1～第4のLED26A～26Dは、例えば青色LED（Light Emitting Diode）である。また、図1に示すように、本実施の形態の場合、第1～第4のLED26A～26Dが、入射口12aを囲むように配置されている。なお、歯茎Gなどが第1～第4のLED26A～26Dに当接して照明光が不足しないように、第1～第4のLED26A～26Dと入射口12aとを覆う透光性のカバー28がヘッド部10aに設けられている。なお、第1～第4のLED26A～26Dの一部を白色LEDとしてもよい。第1～第4のLED26A～26Dの一部を白色LEDとすることで、第1RGB画像を明るくすることができ、青画素値の赤画素値及び緑画素値に対するバランスを改善することができる。

[0034] さらに、本実施の形態の場合、口腔内カメラ10は、図2に示すように、構図調節機構30と焦点調節機構32とを有する。

[0035] 構図調節機構30は、撮像素子14とレンズ16とを保持する筐体34と、筐体34を光軸LAの延在方向に移動させるアクチュエータ36とから構

成される。アクチュエータ 36 が筐体 34 の位置を調節することにより、画角が調節される、すなわち撮像素子 14 に結像する歯列の大きさが調節される。なお、構図調節機構 30 は、例えば 1 つの歯牙全体が撮影画像に写るように筐体 34 の位置を自動的に調節する。また、構図調節機構 30 は、ユーザの操作に基づいて、ユーザが所望する画角になるように筐体 34 の位置を調節する。

[0036] 焦点調節機構 32 は、構図調節機構 30 の筐体 34 内に保持され、レンズ 16 を保持するレンズホルダ 38 と、レンズホルダ 38 を光軸 L A の延在方向に移動させるアクチュエータ 40 とから構成される。アクチュエータ 40 が撮像素子 14 に対するレンズホルダ 38 の相対位置を調節することにより、焦点が調節される、すなわちピントが調節される。なお、焦点調節機構 32 は、例えば撮影画像の中央に位置する歯牙にピントが合うようにレンズホルダ 38 の位置を自動的に調節する。また、焦点調節機構 32 は、ユーザの操作に基づいて、レンズホルダ 38 の位置を調節する。

[0037] なお、ミラー 18 を除く撮影光学系 12 の構成要素は、口腔内カメラ 10 のハンドル部 10b に設けられてもよい。

[0038] 撮像素子 14 により出力される画像は、当該画像を構成する複数の画素のそれぞれが RGB のサブ画素を有する RGB 画像である。

[0039] また、口腔内カメラ 10 は、撮影時に撮影対象の歯牙に対して光を照射する照明デバイスとして、複数の第 1 ～第 4 の LED 26A ～26D を搭載している。第 1 ～第 4 の LED 26A ～26D は、例えば、405 nm をピークとする波長を有する青色光を照射する青色 LED である。なお、第 1 ～第 4 の LED 26A ～26D は、青色光の波長域を含む光を照射する光源であればよく、青色 LED に限るものではない。

[0040] 図 3 は、本実施の形態に係る口腔内カメラシステムの概略的構成図である。図 3 に示すように、本実施の形態に係る口腔内カメラシステムは、概略的には、口腔内カメラ 10 を用いて歯列を撮影し、その撮影画像に対して画像処理を実行するように構成されている。

- [0041] 図3に示すように、口腔内カメラシステムは、口腔内カメラ10と、携帯端末70と、クラウドサーバ80とを含んでいる。携帯端末70は、例えば、無線通信可能なスマートフォン又はタブレット端末等である。携帯端末70は、入力デバイス及び出力デバイスとして、例えば歯列画像を表示可能なタッチスクリーン72を備える。携帯端末70は、口腔内カメラシステムの利用者インタフェースとして機能する。
- [0042] クラウドサーバ80は、携帯端末70に対してインターネットなどを介して通信可能なサーバであって、携帯端末70に口腔内カメラ10を使用するためのアプリケーションを提供する。例えば、ユーザがアプリケーションをクラウドサーバ80からダウンロードして携帯端末70にインストールする。また、クラウドサーバ80は、口腔内カメラ10によって撮影された歯列画像を、携帯端末70を介して取得する。
- [0043] 口腔内カメラ10は、システムの制御を行う主要部分として中央制御部50と、複数のLED26A～26Dを制御するLED制御部54と、構図調節機構30のアクチュエータ36と焦点調節機構32のアクチュエータ40を制御するレンズドライバ56と、位置センサ90とを含んでいる。
- [0044] また、口腔内カメラ10は、携帯端末70と無線通信を行う無線通信モジュール58と、中央制御部50などに電力供給を行う電源制御部60とを有する。
- [0045] 口腔内カメラ10の中央制御部50は、例えば、口腔内カメラ10のハンドル部10bに搭載されている。例えば、また、中央制御部50は、後述する様々な処理を実行するCPU (Central Processing Unit) 又はMPU (Micro Processing Unit) などのコントローラ62と、コントローラ62に様々な処理を実行させるためのプログラムを記憶するRAM (Random Access Memory) 又はROM (Read Only Memory) などのメモリ64とを含んでいる。なお、メモリ64には、プログラム以外に、撮像素子14によって撮影された歯列画像（画像データ）及び種々の設定データなどが記憶

される。撮像素子 14 によって撮影された歯列画像は、第 1 RGB 画像の一例である。

[0046] コントローラ 62 は、撮像素子 14 から出力された歯列画像を、無線通信モジュール 58 を介して携帯端末 70 に送信する。携帯端末 70 は、その送信された歯列画像をタッチスクリーン 72 に表示し、それによりユーザに歯列画像を提示する。

[0047] LED 制御部 54 は、例えば、口腔内カメラ 10 のハンドル部 10b に搭載され、コントローラ 62 からの制御信号に基づいて、第 1 ～第 4 の LED 26A ～ 26D の点灯および消灯を実行する。LED 制御部 54 は、例えば回路で構成される。例えば、ユーザが携帯端末 70 のタッチスクリーン 72 に対して口腔内カメラ 10 を起動させる操作を実行すると、携帯端末 70 から対応する信号が無線通信モジュール 58 を介してコントローラ 62 に送信される。コントローラ 62 は、受信した信号に基づいて、第 1 ～第 4 の LED 26A ～ 26D を点灯させるように LED 制御部 54 に制御信号を送信する。

[0048] レンズドライバ 56 は、例えば、口腔内カメラ 10 のハンドル部 10b に搭載され、中央制御部 50 のコントローラ 62 からの制御信号に基づいて、構図調節機構 30 のアクチュエータ 36 と焦点調節機構 32 のアクチュエータ 40 を制御する。レンズドライバ 56 は、例えば回路で構成される。例えば、ユーザが携帯端末 70 のタッチスクリーン 72 に対して構図調節又はピント調節に関する操作を実行すると、携帯端末 70 から対応する信号が無線通信モジュール 58 を介して中央制御部 50 に送信される。中央制御部 50 のコントローラ 62 は、受信した信号に基づいて、構図調節又はピント調節を実行するようにレンズドライバ 56 に制御信号を送信する。また例えば、コントローラ 62 が撮像素子 14 からの歯列画像に基づいて構図調節又はピント調節に必要なアクチュエータ 36 又は 40 の制御量を演算し、その演算された制御量に対応する制御信号がレンズドライバ 56 に送信される。

[0049] 無線通信モジュール 58 は、例えば、口腔内カメラ 10 のハンドル部 10

bに搭載され、コントローラ62からの制御信号に基づいて、携帯端末70と無線通信を行う。無線通信モジュール58は、例えばW i F i（登録商標）やB l u e t o o t h（登録商標）などの既存の通信規格に準拠した無線通信を携帯端末70との間で実行する。無線通信モジュール58を介して、口腔内カメラ10から歯牙Dが写る歯列画像が携帯端末70に送信されたり、携帯端末70から口腔内カメラ10に操作信号が送信される。

[0050] 電源制御部60は、本実施の形態の場合、口腔内カメラ10のハンドル部10bに搭載され、中央制御部50、LED制御部54、レンズドライバ56、および無線通信モジュール58に、電池66の電力を分配する。電源制御部60は、例えば回路で構成される。なお、本実施の形態の場合、電池66は、充電可能な二次電池であって、口腔内カメラ10に搭載されたコイル68を介して、商用電源に接続された外部の充電器69によってワイヤレス充電される。

[0051] 位置センサ90は、口腔内カメラ10の姿勢及び位置を検出するためのセンサであり、例えば、多軸（ここではx, y, zの三軸）の加速度センサである。例えば、位置センサ90は、三軸の加速度センサと三軸のジャイロセンサとを有する六軸センサであってもよい。例えば、図1に示すように、z軸は光軸LAに一致する。y軸は、撮像面と平行であり、かつ口腔内カメラ10の長手方向に延びる。また、x軸は、撮像面と平行であり、y軸と直交する。位置センサ90の各軸の出力は、中央制御部50及び無線通信モジュール58を介して、携帯端末70に送信されてもよい。

[0052] 位置センサ90としては、piezo抵抗タイプ、静電容量タイプ、もしくは熱検知タイプのMEMS（Micro Electro Mechanical Systems）センサが用いられてもよい。また特に図示しないが、各軸のセンサの感度のバランス、感度の温度特性、又は温度ドリフトなどを補正するための補正回路を設けるとよい。また、動加速度成分又はノイズを除去するためのバンドパスフィルタ（ローパスフィルタ）を設けてもよい。また、加速度センサの出力波形を平滑化することによりノイズを低減して

もよい。

[0053] 次に、口腔内カメラシステムにおける動作について説明する。図4は、口腔内カメラシステムにおける動作の流れを示す図である。なお、図4に示す処理は、例えば、リアルタイムに行われる処理であり、1フレーム又は複数フレームの画像データが得られる毎に行われる。

[0054] ユーザが口腔内カメラ10を用いて、自身の口腔内の歯牙及び歯茎を撮影することで画像データが生成される(S101)。この画像データは、例えば、青色光の波長域を含む光を歯牙に照射することで蛍光反応している歯牙を撮影することで得られた画像データである。次に、口腔内カメラ10は、撮影された画像データを携帯端末70に送信する(S102)。なお、ここで、画像データは、動画であってもよいし、1又は複数の静止画であってもよい。また、画像データが動画又は複数の静止画である場合には、動画のフレーム毎、又は静止画毎に、センサデータが送信されてもよい。なお、画像データが動画である場合において複数フレーム毎にセンサデータが送信されてもよい。

[0055] また、画像データの送信は、リアルタイムで行われてもよいし、一連の撮影(例えば口腔内の全ての歯牙の撮影)が行われた後にまとめて送信されてもよい。

[0056] 携帯端末70は、受信した画像データに対して画像処理し(S103)、画像処理後の画像データを用いて蛍光物質の濃度分布を検出する(S104)。次に、携帯端末70は、検出した蛍光物質の濃度分布を口腔内の画像に重畳した画像を生成し(S105)、生成された画像を表示する(S106)。

[0057] このような、口腔内カメラシステムを用いることで、ユーザは、口腔内カメラ10でユーザ自身の口腔内の画像を撮影し、携帯端末70に表示された口腔内の状態を確認できる。さらに、表示される画像に蛍光物質の濃度分布が示されることで、ユーザは自身の歯牙の健康状態の確認などを容易に行うことができる。

[0058] また、携帯端末 70 は、例えば、撮影された複数の画像データから、口腔内の複数の歯牙の三次元モデルを生成してもよい。また、携帯端末 70 は、生成された三次元モデルに基づく画像を表示してもよい。

[0059] なお、ここでは、携帯端末 70 が歯牙の画像の処理を行う例を述べるが、この処理の一部又は全てを口腔内カメラ 10 が行ってもよい。携帯端末 70 は、歯垢検出装置の一例である。

[0060] 図 5 は、携帯端末 70 の機能ブロック図である。携帯端末 70 は、取得部 101 と、検出部 102 と、表示部 103 と、識別部 104 と、記憶部 105 とを備える。

[0061] 取得部 101 は、口腔内カメラ 10 から送信された画像データ（第 1 RGB 画像）を取得する。取得部 101 は、口腔内カメラ 10 から、画像データの他にセンサデータを取得してもよい。第 1 RGB 画像は、口腔内カメラ 10 が青色光の波長域を含む光を歯牙に照射することで蛍光反応している歯牙を撮影することで得られた画像である。ここで、青色光は、歯垢に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光の一例である。また、蛍光物質は、例えばポルフィリンである。

[0062] 検出部 102 は、第 1 RGB 画像に対して、露出制御処理（第 2 画像処理）を行うことで第 3 RGB 画像を生成し、第 3 RGB 画像に対してホワイトバランス調整処理（第 1 画像処理）を行うことで第 2 RGB 画像を生成してもよい。

[0063] （露出制御処理）

露出制御処理では、検出部 102 は、まず、第 1 RGB 画像を構成する複数の第 1 RGB 画素（第 3 画素）のうちで、RGB の値が下記の式 1 及び式 2 を満たす複数の画素を抽出する。

[0064]
$$\min(R, G, B) \leq Ths, \text{ and, } \max(R, G, B) < Thmax \quad (\text{式 1})$$

[0065]
$$Gmax - G \leq Thb \quad (\text{式 2})$$

[0066] $\min(R, G, B)$ は、第 1 RGB 画素が有する RGB それぞれの 3 つ

のサブピクセルの画素値（つまり、赤画素値、緑画素値、及び、青画素値）のうちの最小値を示す。

[0067] Ths は、第1 RGB 画像において照射している光による反射の影響を強く受けている領域（例えば、光沢領域）を除外するための閾値である。 Ths は、例えば、10 bit 表現において900である。

[0068] $max(R, G, B)$ は、第1 RGB 画素が有するRGBの3つのサブピクセルの画素値（つまり、赤画素値、緑画素値、及び、青画素値）のうちの最大値を示す。

[0069] $Thmax$ は、画素値が取り得る最大値を示す。 $Thmax$ は、例えば、10 bit 表現において1023で表される。 $Thmax$ は、第1 閾値の一例である。

[0070] $Gmax$ は、第1 RGB 画像中の複数の緑画素値の最大値である。つまり、第1 RGB 画像を構成する複数の第1 RGB 画素の緑画素のうち、最大の画素値を有する緑画素の画素値である。 Thb は、第1 RGB 画素中から第2画素の緑画素を抽出するための閾値である。 Thb の値を大きくすると画像が明るくなり過ぎるため、例えば、10 bit 表現において10以下の値に設定される。

[0071] 式1により、光沢領域が除外され、式2により、第1 RGB 画像中の歯牙の領域が抽出される。つまり、式1及び式2により抽出される複数の画素は、歯牙の領域を構成する複数の第2画素である。このように、複数の第2画素は、第1 RGB 画像を構成する複数の第1 RGB 画素（第3画素）のうち、最大の色成分の画素値 $max(R, G, B)$ が第1 閾値($Thmax$)より小さく、かつ、最小の色成分の画素値 $min(R, G, B)$ が第2 閾値(Ths)以下であることを満たす画素である。

[0072] 検出部102は、複数の第2画素の緑画素の平均値を算出し、算出した緑画素の平均値に応じて、RGBの3つのサブピクセルの画素値に乗ずるゲインを決定する。検出部102は、例えば、下記の式3を用いて、RGBの3つのサブピクセルの画素値に乗ずるゲインを決定する。ゲインは、目標画素

値を緑画素の平均値で除算することで得られる。検出部102は、第1RGB画像を構成する複数の第1RGB画素のそれぞれに決定したゲインを乗じること、第3RGB画像を生成する。より具体的には、検出部102は、複数の第1RGB画素のそれぞれについて、当該第1RGB画素が有する3つのサブピクセルの画素値に、決定したゲインを乗じること、第3RGB画像を生成する。言い換えると、第3RGB画像を構成する複数の第3RGB画素の画素値は、第1RGB画像を構成する複数の第1RGB画素の画素値に、決定したゲインを乗じて算出された画素値である。なお、検出部102は、ゲインを乗じること画素値が最大値（10bit表現の場合は1023）を超える場合、当該画素値を1023に置き換える。

[0073] 上記説明では、式2で第1RGB画素中から抽出した複数の第2画素の緑画素の平均値を算出し、算出した緑画素の平均値に応じて、RGBの3つのサブピクセルの画素値に乘ずるゲインを決定したが、これに限定されない。第1RGB画素中から抽出した複数の第2画素の赤画素の平均値を算出し、算出した赤画素の平均値に応じて、RGBの3つのサブピクセルの画素値に乘ずるゲインを決定してもよい。同様に、第1RGB画素中から抽出した複数の第2画素の青画素の平均値を算出し、算出した青画素の平均値に応じて、RGBの3つのサブピクセルの画素値に乘ずるゲインを決定してもよい。

[0074] 以上のように、露出制御処理は、処理対象のRGB画像（ここでは、第1RGB画像）に含まれる複数の第2画素（歯牙の領域に対応する画素）がそれぞれ有する複数の第2画素値から算出した複数の指標値の平均値が所定値になるように複数の第2画素値に対するゲインを決定し、決定したゲインを第1RGB画像が備える複数の第1RGB画素が有する複数の第1RGB画素値に適用することで、第3RGB画像を生成する処理である。なお、指標値は、1つの画素を構成するRGBの3つのサブピクセルの画素値から算出された値であってもよいし、3つのサブピクセルのいずれか1つの画素値であってもよい。ここで、複数の指標値の平均値は、第1RGB画像の赤成分、緑成分、及び、青成分のうちの最大画素値を有する色成分の平均値である

。また、最大平均値を有する色成分は、第1 RGB画像を構成する複数の第1画素が有する複数の赤画素値の第1赤画素平均値と、複数の第1画素が有する複数の緑画素値の第1緑画素平均値と、複数の第1画素が有する複数の青画素値の第1青画素平均値との3つの平均値のうちで最大の平均値を有する色成分である。なお、最大平均値を有する色成分は、第1赤画素平均値と、第1緑画素平均値と、第1青画素平均値とを算出して比較しなくてもよく、緑成分に固定で決定されていてもよい。

[0075] なお、検出部102は、ゲインの決定において、複数の第2画素の緑画素の平均値を算出し、算出した緑画素の平均値に応じてゲインを決定するとしたが、これに限らない。検出部102は、複数の第2画素の輝度値の平均値を複数の指標値の平均値として算出し、算出した輝度値の平均値に応じてゲインを決定してもよい。このように、指標値は、1つの画素を構成するRGBの3つのサブピクセルのいずれか1つの画素値であってもよいし、当該3つのサブピクセルの画素値から算出された値であってもよい。具体的には、検出部102は、複数の第2画素のそれぞれについて、当該第2画素が有する3つのサブピクセルのサブ画素値を用いて当該第2画素の輝度値を算出する。例えば、検出部102は、下記の式3を用いて輝度値を算出する。

[0076]
$$Y = 0.21 * R + 0.72 * G + 0.07 * B \quad (\text{式3})$$

[0077] 式3においてYは輝度値であり、Rは赤画素値であり、Gは緑画素値であり、Bは青画素値である。

[0078] このように、複数の輝度値は、複数の画素値のそれぞれについて、当該画素値に含まれる赤画素値、緑画素値、及び、青画素値に基づいて算出することで得られてもよい。

[0079] (ホワイトバランス調整処理)

ホワイトバランス調整処理では、検出部102は、処理対象の第3 RGB画像を構成する複数の第3 RGB画素の中で、RGBの値が式1及び下記の式4を満たす複数の画素を抽出する。

[0080]
$$Thl \leq Y \leq Thu \quad (\text{式4})$$

- [0081] 式4において T_{hl} は歯牙の領域の下限值を示す閾値であり、 T_{hu} は歯牙の領域の上限値を示す閾値である。
- [0082] 式4により、第3RGB画像中の歯牙の領域が抽出される。つまり、式1及び式4により抽出される複数の画素は、歯牙の領域を構成する複数の第2画素である。
- [0083] そして、検出部102は、式1及び式4を満たす歯牙の領域における複数の赤画素値の平均値である第1赤画素平均値 R_{ave} と、当該歯牙の領域における複数の緑画素値の平均値である第1緑画素平均値 G_{ave} と、当該歯牙の領域における複数の青画素値の平均値である第1青画素平均値 B_{ave} とを算出する。そして、検出部102は、第1赤画素平均値 R_{ave} と、第1緑画素平均値 G_{ave} と、第1青画素平均値 B_{ave} とが等しくなるように、処理対象のRGB画像の赤成分、緑成分、及び、青成分の少なくとも2つの色成分のゲインを調整する。
- [0084] 具体的には、検出部102は、複数の赤画素値のゲイン（赤画素用ゲイン）を、第1緑画素平均値 G_{ave} を第1赤画素平均値 R_{ave} で除すことで算出する。また、検出部102は、複数の青画素値のゲイン（青画素用ゲイン）を、第1緑画素平均値 G_{ave} を第1青画素平均値 B_{ave} で除すことで算出する。そして、検出部102は、第3RGB画像を構成する複数の第3RGB画素のそれぞれの赤画素に赤画素用ゲインを乗じ、かつ、複数の第3RGB画素のそれぞれの青画素に青画素用ゲインを乗じることによって、第2RGB画像を生成する。言い換えると、第2RGB画像を構成する複数の第2RGB画素の画素値は、第3RGB画像を構成する複数の第3RGB画素の赤画素値に赤画素用ゲインを乗じ、かつ、複数の第3RGB画素の青画素値に青画素用ゲインを乗じて算出された画素値である。なお、検出部102は、緑画素平均値を基準として、赤画素用ゲイン及び青画素用ゲインを算出し各ゲインを対応する色成分の画素値に乗算することでホワイトバランス調整を行うとしたがこれに限らずに、赤画素平均値を基準として、緑画素用ゲイン及び青画素用ゲインを算出してもよいし、青画素平均値を基準として、赤

画素用ゲイン及び緑画素用ゲインを算出してもよい。

[0085] なお、検出部102は、ゲインを乗じることで画素値が最大値（10bit表現の場合は1023）を超える場合、当該画素値を1023に置き換える。

[0086] また、検出部102は、以下のような第3画像処理を第2RGB画像に対して行うことで、第2RGB画像における歯牙の領域内の歯垢領域を強調してもよい。具体的には、検出部102は、第2RGB画像の色空間をHSV空間に変換することでHSV画像を生成する。そして、検出部102は、HSV画像が有する複数の第4画素のうち彩度が第1の所定範囲（例えば、8bit表現で30以上80以下）内、色相が第2の所定範囲（例えば、8bit表現で140以上170以下）内、及び、明度が第3の所定範囲（例えば、8bit表現で100以上180以下）内の少なくとも1つを満たす1以上の第4画素が位置する特定画素領域を歯垢領域として特定する。なお、第1の所定範囲、第2の所定範囲及び第3の所定範囲は、実際の歯垢領域と歯牙の領域とHSV画像とを比較することで特定されればよく、上記の数値範囲に限るものではない。

[0087] なお、彩度、色相、明度の値の範囲は、歯垢染色剤を投与し、歯垢染色剤による染色の度合と比較して決めることができる。

[0088] （蛍光物質の濃度分布検出処理）

検出部102は、HSV画像を用いて蛍光物質の濃度分布を検出する。具体的には、検出部102は、HSV画像の明度Vの値を用いて、蛍光物質の濃度分布を検出する。

[0089] 図6は、口腔内の歯牙の一例を示す図である。図6では、歯牙301と、歯肉302と、歯垢303とが図示されている。図7は、図6に示す領域304の構造を積層モデル化した例を示す図である。図7に示すように、歯垢303は、熟成歯垢（歯石）305と、若い歯垢306とが積層されている。

[0090] 青色光が各層を透過する過程で歯垢のポルフィリンが励起され赤色蛍光が

発生する。また蛍光強度は現在の菌叢を反映しているのではなく、蛍光物質（ポルフィリン）の蓄積を示すと考えられる。つまり、蛍光物質の蓄積が多いほど、赤色蛍光が濃くなる。すなわち、歯垢の成熟に伴いポルフィリンの蓄積レベルが高まる。よって、熟成歯垢 305 の蛍光強度は、若い歯垢 306 の蛍光強度より強い。

[0091] 検出部 102 は、歯垢領域の単位面積当たりの赤色蛍光の強度を比較することで、蛍光物質の蓄積レベル（濃度又は密度）を検出する。つまり、検出部 102 は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する。

[0092] 上述したように、HSV 画像から彩度 S が第 1 の所定範囲内、色相 H が第 2 の所定範囲内、及び、明度 V が第 3 の所定範囲内の少なくとも 1 つを満たす 1 以上の第 4 画素から歯垢領域が抽出される。

[0093] また、R、G、B の 3 つの値の内、最大のものを MAX、最小のものを MIN とすると、HSV 空間の円柱モデルにおいて、以下の式 5、式 6 及び式 7 が成り立つ。

[0094] [数 1]

$$H = \begin{cases} \text{undefined,} & \text{if } MIN = MAX \\ 60 \times \frac{G - R}{MAX - MIN} + 60, & \text{if } MIN = B \\ 60 \times \frac{B - G}{MAX - MIN} + 180, & \text{if } MIN = R \\ 60 \times \frac{R - B}{MAX - MIN} + 300, & \text{if } MIN = G \end{cases} \quad \dots \quad (\text{式 5})$$

$$V = MAX \quad \dots \quad (\text{式 6})$$

$$S = \frac{MAX - MIN}{MAX} \quad \dots \quad (\text{式 7})$$

[0095] ここで、第 2 RGB 画像はホワイトバランス調整処理後の画像なので、MAX = R、MIN = G 又は B である。すなわち、歯垢領域では、彩度 S 及び色相 H に依らず明度 V は R の値で決まる。

[0096] また、歯垢内の蛍光物質ポルフィリン蛍光波長は 600 nm ~ 740 nm

であり、ピーク蛍光波長が630nmであることが知られている。すなわち、歯垢領域に蓄積されたポルフィリン濃度を、歯垢領域のHSV画像の明度Vの値を検出することで評価できる。

[0097] また、図7に示す積層モデル化にバイオフィーム積層モデルを用いることができる。図8は、深さDにおける蛍光の照度を説明するための図である。

[0098] バイオフィームモデルでは、LED光及び歯垢の蛍光は歯垢の中を減衰しながら進む。LED光及び歯垢の蛍光の、歯垢の外（つまり大気中）での減衰は無視できる。歯垢の蛍光の輝度は歯垢に当たるLED光の照度に比例する。歯垢の蛍光はLED光が当たった面でLED光の到来方向（反射方向）に向かって発光する。深さ方向への検討として、簡便のため、LED光及び歯垢の蛍光は、一様な面光源であると仮定する（つまり、輝度＝照度）。

[0099] 具体的には、LED光が輝度 $E_{\lambda 1}$ で一様に照射されるとする。歯垢は密度が一様に分布し、歯垢によるLED光の減衰率 $\sigma_{\lambda 1}$ は深さDによらず一定とする。この場合、深さDにおけるLED光の照度 $E_{\lambda 1}(D)$ は、式8で表される。ここで、分光透過率 $T_{d\lambda 1}$ は式9で表されるので、式8及び式9から式10が得られる。

[0100] [数2]

$$E_{\lambda 1}(D) = T_{d\lambda 1} \cdot E_{\lambda 1} \quad \dots \quad (\text{式8})$$

$$T_{d\lambda 1} = E_{\lambda 1} \cdot \exp(-\sigma_{\lambda 1} \cdot D) \quad \dots \quad (\text{式9})$$

$$E_{\lambda 1}(D) = E_{\lambda 1} \cdot \exp(-\sigma_{\lambda 1} \cdot D) \quad \dots \quad (\text{式10})$$

[0101] また、深さDにおける歯垢の蛍光の輝度 $E_{\lambda 2}$ は、比例定数kを用いて式11で表される。

[0102] [数3]

$$E_{\lambda 2} = k \cdot E_{\lambda 1}(D) \quad \dots \quad (\text{式11})$$

[0103] また、歯垢が発する蛍光の輝度 $E_{\lambda 2}$ は深さDが同じであれば場所によらず等しいとする。歯垢は密度が一様に分布し、歯垢による蛍光の減衰率 $\sigma_{\lambda 2}$ は深さDによらず一定とする。この場合、深さDの歯垢から観測される蛍光の

照度 $E_{\lambda 2}(D)$ は、式 1 2 で表される。ここで、分光透過率 $T_{d\lambda 2}$ は式 1 3 で表されるので、式 1 2 及び式 1 3 から式 1 4 が得られる。さらに、式 1 0、式 1 1 及び式 1 4 から式 1 5 が得られる。

[0104] [数4]

$$E_{\lambda 2}(D) = T_{d\lambda 2} \cdot E_{\lambda 2} \quad \dots \quad (\text{式 1 2})$$

$$T_{d\lambda 2} = E_{\lambda 2} \cdot \exp(-\sigma_{\lambda 2} \cdot D) \quad \dots \quad (\text{式 1 3})$$

$$E_{\lambda 2}(D) = E_{\lambda 2} \cdot \exp(-\sigma_{\lambda 2} \cdot D) \quad \dots \quad (\text{式 1 4})$$

$$\begin{aligned} E_{\lambda 2}(D) &= k \cdot E_{\lambda 1} \cdot \exp(-\sigma_{\lambda 1} \cdot D - \sigma_{\lambda 2} \cdot D) \\ &= k \cdot E_{\lambda 1} \cdot \exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot D\} \quad \dots \quad (\text{式 1 5}) \end{aligned}$$

[0105] 図 9 は厚さ $D0$ の歯垢から観測される蛍光の照度 $E_{\lambda 2\_t}(D0)$ を説明するための図である。厚さ $D0$ の歯垢から観測される蛍光の照度 $E_{\lambda 2\_t}(D0)$ は、 $E_{\lambda 2}(D)$ の積分値として表現できる。具体的には、 $E_{\lambda 2\_t}(D0)$ は、式 1 6 で表される。

[0106] [数5]

$$\begin{aligned} E_{\lambda 2\_t}(D0) &= \int_0^{D0} E_{\lambda 2}(D) dD \\ &= \int_0^{D0} k \cdot E_{\lambda 1} \cdot \exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot D\} dD \\ &= \frac{k \cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2})} \left[\exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot D\} \right]_0^{D0} \\ &= \frac{k \cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2})} [\exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot D0\} - \exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot 0\}] \\ &= \frac{k \cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2})} [\exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot D0\} - 1] \\ &= \frac{k \cdot E_{\lambda 1}}{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2})} \left[1 - \frac{1}{\exp\{-(\sigma_{\lambda 1} + \sigma_{\lambda 2}) \cdot D0\}} \right] \quad \dots \quad (\text{式 1 6}) \end{aligned}$$

[0107] このように、厚さ $D0$ の歯垢層（バイオフィーム）からの赤色蛍光輝度は、歯垢層（バイオフィーム）に蓄積されたポルフィリンの蓄積レベルを反映

している。なお、上記説明では、歯垢層内のポルフィリン濃度は一定としたが、バイオフィルムモデルで下層が歯石でポルフィリン濃度が高く、上層が若い歯垢でポルフィリン濃度が低い場合の蛍光反応を説明できる。すなわち、図7に示すように、下層の熟成歯垢305（歯石）を、上層の若い歯垢306が被覆している場合、下層に熟成歯垢305がある部位の赤色蛍光は、下層に熟成歯垢305のない部位よりも赤色蛍光が強くなる。

[0108] また、式16より、厚さDにより蛍光が変化する（厚さDが大きいほど蛍光が強くなる）ことが分かる。つまり、蛍光の強さは、蛍光物質の濃度及び量（厚さ）に比例する蓄積レベルを示す。

[0109] 図10は、検出部102による蛍光物質の濃度分布検出処理のフローチャートである。例えば、検出部102はHSV画像に含まれる歯垢領域の各画素に対して、図10に示す処理を行うことで画素毎の蓄積レベルを検出する。なお、検出部102は、複数画素で構成される単位画素毎に図10に示す処理を行うことで単位画素毎の蓄積レベルを検出してもよい。この場合、例えば、単位画素に含まれる複数画素の明度の平均値が用いられてもよい。

[0110] まず、検出部102は、対象画素の明度が第1閾値未満であるかを判定する（S121）。対象画素の明度が第1閾値未満である場合（S121でYes）、検出部102は、対象画素の蓄積レベルを蓄積レベル0（例えば歯垢無し）と判定する（S122）。

[0111] 一方、対象画素の明度が第1閾値以上である場合（S121でNo）、対象画素の明度が第2閾値未満であるかを判定する（S123）。ここで第2閾値は第1閾値より大きい。対象画素の明度が第2閾値未満である場合（S123でYes）、つまり、対象画素の明度が第1閾値以上、かつ、第2閾値未満の範囲に含まれる場合、検出部102は、対象画素の蓄積レベルを蓄積レベル1（例えば若い歯垢）と判定する（S124）。

[0112] 一方、対象画素の明度が第2閾値以上である場合（S123でNo）、検出部102は、対象画素の蓄積レベルを蓄積レベル2（例えば熟成歯垢（歯石））と判定する（S125）。

- [0113] このように、検出部102は、画素毎に、蓄積レベルを判定することで、蓄積レベル（蛍光物質の濃度）の分布を検出する。ここで蓄積レベルの分布とは、 x y 平面の二次元位置（例えば画素）毎の蓄積レベルを示す情報である。
- [0114] 次に、検出部102は、3つの蓄積レベル0～2を、異なる階調に割り付け、例えば、第2RGB画像に、階調表示した蓄積レベルの分布を重ねた第4RGB画像を生成する。図11は、第4RGB画像の例を示す図である。例えば、図11に示すように、若い歯垢306の領域に第1階調（例えば0.5）のパターンが重畳され、熟成歯垢305の領域に第2階調（例えば1.0）のパターンが重畳される。
- [0115] なお、上記説明では、蓄積レベルが3段階の例を示したが、蓄積レベルは4段階以上であってもよい。また、蓄積レベルの分布を重ねる対象の第2画像は、第2RGB画像以外であってもよい。例えば、第2画像は、第1RGB画像であってもよいし、第1RGB画像又は第2RGB画像に画像処理を行うことで生成された画像であってもよい。
- [0116] 図12は、図11に示す歯牙の状態に対して口腔内ケアを行った後の歯牙の例を示す図である。図12に示すように、口腔内ケア（歯磨き等）を行うことで、若い歯垢306が除去されているが、熟成歯垢305は除去されない。
- [0117] よって、検出部102は、若い歯垢306の状態に基づき、口腔内ケアのスコア（磨き残しがないか）を判定してもよい。また、検出部102は、熟成歯垢305の状態に基づき、ユーザに歯科医での検診を推奨してもよい。
- [0118] 例えば、検出部102は、歯牙領域の面積のうちの若い歯垢306の領域の面積の割合を算出する。つまり、検出部102は、 $(\text{若い歯垢306の領域の面積}) / (\text{歯牙領域の面積}) \times 100 \{ \%$ を若い歯垢306の第1面積比として算出する。また、検出部102は、歯牙領域の面積のうちの熟成歯垢305の領域の面積の割合を算出する。つまり、検出部102は、 $(\text{熟成歯垢305の領域の面積}) / (\text{歯牙領域の面積}) \times 100 \{ \%$ を熟成歯

垢305の第2面積比として算出する。

[0119] 検出部102は、算出した第1面積比を用いて、口腔内ケアのスコアを判定してもよい。また、検出部102は、算出した第2面積比を用いて、ユーザに歯科医での検診を推奨してもよい。例えば、検出部102は、第2面積比が予め定められた閾値より大きい場合に、ユーザに歯科医での検診を推奨するメッセージを表示してもよい。

[0120] なお、上記の面積比の算出及び判定は、口腔内の全ての歯牙に対して一括で行われてもよい。つまり、面積比は、全ての歯牙の合計の歯牙領域の面積と、歯垢（若い歯垢306又は熟成歯垢305）の合計の面積との比であってもよい。または、上記の面積比の算出及び判定は、口腔内の複数の歯牙の各々に対して個別に行われてもよい。つまり、面積比は、1つの歯牙の歯牙領域の面積と、1つの歯牙の歯垢の面積との比であってもよい。または、上記の面積比の算出及び判定は、口腔内の複数の歯牙を区分した歯牙領域の各々に対して個別に行われてもよい。歯牙領域とは、例えば、上顎右奥、又は下顎左前等といった、各々が2以上の歯牙を含む領域である。

[0121] また、図5に示す識別部104は、画像データに基づき、画像データ内の複数の歯牙の種類を識別する。ここで、歯牙の種類とは、例えば、上顎右の中切歯、下顎左の側切歯等の口腔内の歯牙を一意に特定可能な情報である。

[0122] 例えば、識別部104は、クラウドサーバ80から、複数の歯牙の種類に対応する参照データを取得し、画像データと、取得した参照データとを用いて、特徴量の比較等により、画像データに含まれる複数の歯牙の各々の種類を識別する。

[0123] 識別部104は、検出部102で検出された蛍光物質の濃度分布（蓄積レベル）を、複数の歯牙の種類と対応付けて記憶部105に記憶する。つまり、記憶部105は、歯牙毎の蛍光物質の濃度分布（蓄積レベル）を記憶する。また、この歯牙毎の情報をを用いて、上述した歯牙毎の面積比及び判定処理が行われてもよい。

[0124] 表示部103は、携帯端末70が備える表示デバイスであり、画像データ

に蓄積レベルの分布が重畳された第4 RGB画像を表示する。また、表示部103は、上記の判定結果、及び判定結果に基づくメッセージ等を表示する。また、表示部103は、上記面積比等を表示してもよい。

[0125] 以下、上述した実施の形態の変形例について説明する。

[0126] (変形例1)

上記実施の形態では、検出部102は、第1 RGB画像に対して露出制御処理を行い、露出制御処理で生成された第3 RGB画像に対してホワイトバランス調整処理を行うとしたが、これに限らずに、露出制御処理を行わなくてもよい。例えば、輝度分布にバラツキが生じることを低減された第1 RGB画像が得られていれば、露出制御処理は行われなくてもよい。例えば、撮影条件が一定になるように照明制御を行うことで、得られる第1 RGB画像の輝度分布のバラツキを低減してもよい。

[0127] (変形例2)

上記実施の形態では、画像処理（露出制御処理及びホワイトバランス調整処理等）が行われた後の画像データを用いて、蓄積レベルの検出が行われているが、画像処理の一部又は全てが行わなくてもよい。例えば、第1 RGB画像からHSV画像が生成され、当該HSV画像を用いて蓄積レベルの検出が行われてもよい。

[0128] (変形例3)

上記実施の形態では、HSV画像の明度を用いて、蓄積レベルの検出が行われているが、蓄積レベルの判定方法は、これに限らない。例えば、HSV画像の彩度又は色相が用いられてもよいし、明度と、彩度及び色相の少なくとも一方との組み合わせが用いられてもよい。例えば、明度と、彩度及び色相の少なくとも一方とから演算された評価値と閾値とが比較されてもよい。

[0129] また、RGB画像を用いて、蓄積レベルの検出が行われてもよい。例えば、RGB画像のR値が用いられてもよいし、R値と、G値及びB値の少なくとも一方との組み合わせが用いられてもよい。例えば、R値と、G値及びB値の少なくとも一方とから演算された評価値と閾値とが比較されてもよい。

[0130] (変形例4)

上記実施の形態では、口腔内カメラ10は、携帯端末70に第1RGB画像を送信し、携帯端末70において第1RGB画像に対する処理が行われるとしたが、これに限らない。第1RGB画像は、クラウドサーバ80に送信され、クラウドサーバ80が上記処理を行い、処理結果の第2RGB画像または第4RGB画像を携帯端末70へ送信する構成であってもよい。この場合、第1RGB画像は、口腔内カメラ10から携帯端末70を経由せずにクラウドサーバ80へ送信されてもよいし、口腔内カメラ10から携帯端末70を経由してクラウドサーバ80へ送信されてもよい。

[0131] (変形例5)

上記実施の形態では、HSV画像を用いて、蓄積レベルの検出が行われているが、蓄積レベルの判定方法は、これに限らない。例えば、HSV画像の代わりにHSL画像が用いられてもよい。

[0132] 例えば、上述した第3画像処理において、検出部102は、第2RGB画像の色空間をHSL空間に変換することでHSL画像を生成する。そして、検出部102は、HSL画像が有する複数の第5画素のうち彩度が第4の所定範囲内、色相が第5の所定範囲内、及び、輝度が第6の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第5画素が位置する特定画素領域を歯垢領域として特定する。

[0133] また、上述した蛍光物質の濃度分布検出処理において、検出部102は、HSL画像を用いて蛍光物質の濃度分布を検出する。具体的には、検出部102は、HSL画像の輝度Lの値を用いて、蛍光物質の濃度分布を検出する。

[0134] ここで、HSL色空間（HLS色空間とも呼ばれる）は、H（色相）と、S（彩度）と、L（輝度）との3つの成分からなる色空間であり、RGB色空間の非線形変換により得られる。

[0135] R、G、Bの3つの値の内、最大のものをMAX、最小のものをMINとすると、HSL画像のH（色相）は、上述した式5を用いて算出される。ま

た、L（輝度）は、下記式17を用いて算出される。S（彩度）は、円柱モデルが用いられる場合には下記式18を用いて算出され、双円錐モデルが用いられる場合には下記式19を用いて算出される。

[0136] [数6]

$$L = \frac{MAX + MIN}{2} \quad \dots \quad (\text{式17})$$

$$S = \frac{MAX - MIN}{1 - |MAX + MIN - 1|} \quad \dots \quad (\text{式18})$$

$$S = MAX - MIN \quad \dots \quad (\text{式19})$$

[0137] このように、HSL空間では、MAX（max（R，G，B））とMIN（min（R，G，B））とからH、S、Lが算出されるが、歯垢の蛍光領域では、MIN=k×MAXとした場合、k=0～0.3程度となる。

[0138] 図13は、蛍光強度と、MINと、kとの関係を示す図である。図14は、蛍光強度と、S（彩度）と、kとの関係を示す図である。図15は、蛍光強度と、L（輝度）と、kとの関係を示す図である。なお、この例は、円柱モデルが用いられる場合の例である。

[0139] 図13～図15において実線で示すk=0～0.3の特性が歯垢の蛍光領域の特性に対応する。また、図14に示すように、k=0～0.3の場合にはS=0.5～1となる。また、図15に示すように、k=0～0.3の場合にはL=0～0.65となる。

[0140] したがって、歯垢検出においてSが0.5～1の範囲内に含まれる場合、Lは0～0.65でリニアに変化するので、Lの値がポルフィリンの量に比例する。よって、Lの値に基づいて蛍光物質の濃度分布（歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量）を検出できる。

[0141] （変形例6）

上記説明では、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第1RGB画像を生成する方法と

して、青色光カットフィルタ 20 が用いられる例を示したが、青色光カットフィルタ 20 を用いずに信号処理により青色光領域の少なくとも一部を減衰してもよい。

[0142] 図 16 は、信号処理により青色光領域を減衰する場合の各画像における画素値の例を示す図である。例えば、検出部 102 は、図 16 に示すように撮像素子 14 で得られた画像データである第 1 RGB 画像に対して青色カット処理を行うことで第 5 RGB 画像を生成する。例えば、検出部 102 は、第 1 RGB 画像の青画素値にゲイン = 0 を乗算することで第 5 RGB 画像を生成する。なお、検出部 102 は、ゲイン = 0 に限らず、1 より小さい予め定められたゲインを青画素値に乗算してもよい。または、検出部 102 は、青画素値を予め定められた値（例えば 0）に置き換えてもよいし、予め定められた値以下にクリップしてもよい。

[0143] 検出部 102 は、このように生成された第 5 RGB 画像に上述した露出制御処理を行うことで第 3 RGB 画像を生成する。例えば、検出部 102 は、 $\max(R, G, B)$ が所定レベルとなるように R、G、B に等しいゲインを乗算する。

[0144] 次に、検出部 102 は、第 3 RGB 画像に上述したホワイトバランス調整処理を行うことで第 2 RGB 画像を生成する。例えば、検出部 102 は、R、B が G と同レベルとなるように R、B に個別にゲインを乗算する。なお、青色カット処理を行う場合には、検出部 102 は、ホワイトバランス調整処理において B に対してはゲインを乗算しなくてもよい。また、この第 2 RGB 画像を用いて上述した蛍光物質の濃度分布検出処理が行われる。

[0145] このように信号処理により青色カット処理を行う場合であっても、青色光カットフィルタ 20 を用いる場合と同様に青色光領域の少なくとも一部を減衰した画像（第 5 RGB 画像）を生成できる。

[0146] なお、青色カット処理は、第 1 RGB 画像でなく、第 2 RGB 画像に対して行われてもよい。図 17 は、この場合の、信号処理により青色光領域を減衰する場合の各画像における画素値の例を示す図である。

- [0147] 図17に示す例では、検出部102は、ホワイトバランス調整処理後の第2RGB画像に、上記と同様の青色カット処理を行うことで、第6RGB画像を生成する。この第6RGB画像を用いて上述した蛍光物質の濃度分布検出処理が行われる。
- [0148] 図16に示す第2RGB画像と、図17に示す第6RGB画像とを比較すると、図16に示す第2RGB画像のほうが、光学フィルタを用いて青色カットを行った状態に近く、残留するR、Gのレベルも大きくなり、画像が明るくなる。
- [0149] なお、青色カット処理はデジタル処理であってもよいし、アナログ処理であってもよい。また、上記では、検出部102（携帯端末70）が青色カット処理を行う例を述べたが、口腔内カメラ10で行われてもよい。なお、RGBカメラに用いられる一般的なイメージセンサーでは、RGBカラーフィルタ配列に応じて、R、G、Bの各画素値の出力順は定められている。よって、青色カット処理において、Bの画素値を特定できる。
- [0150] 以上のように、本実施の形態に係る歯垢検出装置（例えば、携帯端末70）は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第1画像（例えば第1RGB画像）を取得する取得部101と、第1画像から（例えば第1画像における蛍光物質の蛍光反応の蛍光強度の値に基づき）歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量（例えば蛍光物質の濃度分布）を検出する検出部102と、を備える。これによれば、歯垢検出装置は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できるので、歯牙の状態を詳細に検出できる。さらに、当該歯垢検出装置は、歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第1画像を用いることで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。

- [0151] 例えば、検出部102は、第1画像からHSV画像を生成し、HSV画像の明度の値から歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する。これによれば、当該歯垢検出装置は、HSV画像の明度の値に基づき精度よく歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できる。
- [0152] 例えば、第1画像は、第1RGB画像であり、検出部102は、第1RGB画像に対して第1画像処理を含む画像処理を行うことで第2RGB画像を生成する。第1画像処理は、処理対象のRGB画像のうちの歯牙の領域を構成する複数の第1画素が有する複数の赤画素値の第1赤画素平均値と、複数の第1画素が有する複数の緑画素値の第1緑画素平均値と、複数の第1画素が有する複数の青画素値の第1青画素平均値とが等しくなるように、処理対象のRGB画像の赤成分、緑成分、及び、青成分のうちの少なくとも2つの色成分のゲインを調整する処理である。検出部102は、第2RGB画像の色空間をHSV空間に変換することでHSV画像を生成する。
- [0153] これによれば、歯垢検出装置は、第1画像処理を行うことで、蛍光反応している歯牙が撮影されている第1RGB画像のホワイトバランスを調整することができる。このため、当該歯垢検出装置は、歯牙において歯垢が付着している領域である歯垢領域を区別しやすい第2RGB画像を生成することができる。よって、当該歯垢検出装置は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。
- [0154] 例えば、検出部102は、HSV画像が有する複数の第4画素のうち彩度が第1の所定範囲内、色相が第2の所定範囲内、及び、明度が第3の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第4画素が位置する特定画素領域を特定し、HSV画像の特定画素領域における明度の値から歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する。これによれば、歯垢検出装置は、歯牙の画像における歯垢領域を特定したうえで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出することで、当該含有量の検出精度を向上できる。

[0155] 例えば、検出部102は、第1画像からHSL画像を生成し、HSL画像の輝度の値から歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する。これによれば、当該歯垢検出装置は、HSL画像の輝度の値に基づき精度よく歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出できる。

[0156] 例えば、第1画像は、第1RGB画像であり、検出部102は、第1RGB画像に対して第1画像処理を含む画像処理を行うことで第2RGB画像を生成する。第1画像処理は、処理対象のRGB画像のうちの歯牙の領域を構成する複数の第1画素が有する複数の赤画素値の第1赤画素平均値と、複数の第1画素が有する複数の緑画素値の第1緑画素平均値と、複数の第1画素が有する複数の青画素値の第1青画素平均値とが等しくなるように、処理対象のRGB画像の赤成分、緑成分、及び、青成分のうちの少なくとも2つの色成分のゲインを調整する処理である。検出部102は、第2RGB画像の色空間をHSL空間に変換することでHSL画像を生成する。

[0157] これによれば、歯垢検出装置は、第1画像処理を行うことで、蛍光反応している歯牙が撮影されている第1RGB画像のホワイトバランスを調整することができる。このため、当該歯垢検出装置は、歯牙において歯垢が付着している領域である歯垢領域を区別しやすい第2RGB画像を生成することができる。よって、当該歯垢検出装置は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量の検出精度を向上できる。

[0158] 例えば、検出部102は、HSL画像が有する複数の第5画素のうち彩度が第4の所定範囲内、色相が第5の所定範囲内、及び、輝度が第6の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第5画素が位置する特定画素領域を特定し、特定画素領域における輝度の値から歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する。これによれば、歯垢検出装置は、歯牙の画像における歯垢領域を特定したうえで歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出することで、当該含有量の検出精度を向上できる。

[0159] 例えば、蛍光物質はポルフィリンである。例えば、検出部102は、歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を3以上の階調に割り付け、第1画像に基づく第2画像（例えば第1RGB画像又は第2RGB画像）に、階調表示した歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を重ねた第3画像（例えば第4RGB画像）を生成する。これによれば、例えば、生成された第3画像により、ユーザに歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を通知できる。

[0160] 例えば、歯垢検出装置は、さらに、撮影された歯牙の種類を識別する識別部104と、撮影された歯牙から検出した歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を、識別された歯牙の種類と対応付けて記憶する記憶部105と、を備える。これによれば、歯垢検出装置は、歯牙毎の歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を管理できる。

[0161] 以上、本開示の実施の形態に係る口腔内カメラシステムについて説明したが、本開示は、この実施の形態に限定されるものではない。

[0162] 例えば、上記説明では、歯牙を撮影することを主目的とした口腔内カメラ10を用いる例を説明したが、口腔内カメラ10は、カメラを備える口腔内ケア機器であってもよい。例えば、口腔内カメラ10は、カメラを備える口腔内洗浄機等であってもよい。

[0163] また、上記実施の形態に係る口腔内カメラシステムに含まれる各処理部は典型的には集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように1チップ化されてもよい。

[0164] また、集積回路化はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後にプログラムすることが可能なFPGA（Field Programmable Gate Array）、又はLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

[0165] また、上記各実施の形態において、各構成要素は、専用のハードウェアで構成されるか、各構成要素に適したソフトウェアプログラムを実行することによって実現されてもよい。各構成要素は、CPUまたはプロセッサなどのプログラム実行部が、ハードディスクまたは半導体メモリなどの記録媒体に記録されたソフトウェアプログラムを読み出して実行することによって実現されてもよい。

[0166] また、本開示は、口腔内カメラシステムにより実行される画像表示方法等として実現されてもよい。また、本開示は、口腔内カメラシステムに含まれる口腔内カメラ、携帯端末、又はクラウドサーバとして実現されてもよい。

[0167] また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数の機能ブロックに分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

[0168] また、フローチャートにおける各ステップが実行される順序は、本開示を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時（並列）に実行されてもよい。

[0169] 以上、一つまたは複数の態様に係る口腔内カメラシステム等について、実施の形態に基づいて説明したが、本開示は、この実施の形態に限定されるものではない。本開示の趣旨を逸脱しない限り、当業者が思いつく各種変形を本実施の形態に施したものや、異なる実施の形態における構成要素を組み合わせて構築される形態も、一つまたは複数の態様の範囲内に含まれてもよい。

産業上の利用可能性

[0170] 本開示は、口腔内カメラシステムに適用できる。

符号の説明

[0171] 10 口腔内カメラ

- 1 0 a ヘッド部
- 1 0 b ハンドル部
- 1 0 c ネック部
- 1 2 撮影光学系
- 1 2 a 入射口
- 1 4 撮像素子
- 1 6 レンズ
- 1 8 ミラー
- 2 0 青色光カットフィルタ
- 2 4 絞り
- 2 6 A 第1のLED
- 2 6 B 第2のLED
- 2 6 C 第3のLED
- 2 6 D 第4のLED
- 2 8 カバー
- 3 0 構図調節機構
- 3 2 焦点調節機構
- 3 4 筐体
- 3 6、4 0 アクチュエータ
- 3 8 レンズホルダ
- 5 0 中央制御部
- 5 4 LED制御部
- 5 6 レンズドライバ
- 5 8 無線通信モジュール
- 6 0 電源制御部
- 6 2 コントローラ
- 6 4 メモリ
- 6 6 電池

- 68 コイル
- 69 充電器
- 70 携帯端末
- 72 タッチスクリーン
- 80 クラウドサーバ
- 90 位置センサ
- 101 取得部
- 102 検出部
- 103 表示部
- 104 識別部
- 105 記憶部
- 301 歯牙
- 302 歯肉
- 303 歯垢
- 304 領域
- 305 熟成歯垢
- 306 若い歯垢

請求の範囲

- [請求項1] 歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第1画像を取得する取得部と、
- 前記第1画像から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する検出部と、を備える
- 歯垢検出装置。
- [請求項2] 前記検出部は、前記第1画像からHSV画像を生成し、前記HSV画像の明度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出する
- 請求項1記載の歯垢検出装置。
- [請求項3] 前記第1画像は、第1RGB画像であり、
- 前記検出部は、前記第1RGB画像に対して第1画像処理を含む画像処理を行うことで第2RGB画像を生成し、
- 前記第1画像処理は、処理対象のRGB画像のうちの前記歯牙の領域を構成する複数の第1画素が有する複数の赤画素値の第1赤画素平均値と、前記複数の第1画素が有する複数の緑画素値の第1緑画素平均値と、前記複数の第1画素が有する複数の青画素値の第1青画素平均値とが等しくなるように、前記処理対象のRGB画像の赤成分、緑成分、及び、青成分のうちの少なくとも2つの色成分のゲインを調整する処理であり、
- 前記検出部は、前記第2RGB画像の色空間をHSV空間に変換することで前記HSV画像を生成する
- 請求項2記載の歯垢検出装置。
- [請求項4] 前記検出部は、
- 前記HSV画像が有する複数の第4画素のうち彩度が第1の所定

範囲内、色相が第2の所定範囲内、及び、明度が第3の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第4画素が位置する特定画素領域を特定し、

前記特定画素領域における前記明度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出する

請求項2又は3記載の歯垢検出装置。

[請求項5] 前記検出部は、前記第1画像からH S L画像を生成し、前記H S L画像の輝度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出する

請求項1記載の歯垢検出装置。

[請求項6] 前記第1画像は、第1 R G B画像であり、
前記検出部は、前記第1 R G B画像に対して第1画像処理を含む画像処理を行うことで第2 R G B画像を生成し、

前記第1画像処理は、処理対象のR G B画像のうちの前記歯牙の領域を構成する複数の第1画素が有する複数の赤画素値の第1赤画素平均値と、前記複数の第1画素が有する複数の緑画素値の第1緑画素平均値と、前記複数の第1画素が有する複数の青画素値の第1青画素平均値とが等しくなるように、前記処理対象のR G B画像の赤成分、緑成分、及び、青成分のうちの少なくとも2つの色成分のゲインを調整する処理であり、

前記検出部は、前記第2 R G B画像の色空間をH S L空間に変換することで前記H S L画像を生成する

請求項5記載の歯垢検出装置。

[請求項7] 前記検出部は、

前記H S L画像が有する複数の第5画素のうち彩度が第4の所定範囲内、色相が第5の所定範囲内、及び、輝度が第6の所定範囲内の少なくとも1つを満たす1以上の第5画素が位置する特定画素領域を

特定し、

前記特定画素領域における前記輝度の値から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を検出する

請求項 5 又は 6 記載の歯垢検出装置。

[請求項8] 前記蛍光物質はポルフィリンである

請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の歯垢検出装置。

[請求項9] 前記検出部は、

前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を 3 以上の階調に割り付け、

前記第 1 画像に基づく第 2 画像に、階調表示した前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる前記蛍光物質の前記単位面積当たりの含有量を重ねた第 3 画像を生成する

請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載の歯垢検出装置。

[請求項10] 前記歯垢検出装置は、さらに、

撮影された歯牙の種類を識別する識別部と、

前記撮影された歯牙から検出した歯牙に付着した歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を、識別された前記歯牙の種類と対応付けて記憶する記憶部と、を備える

請求項 1 ～ 9 のいずれか一項に記載の歯垢検出装置。

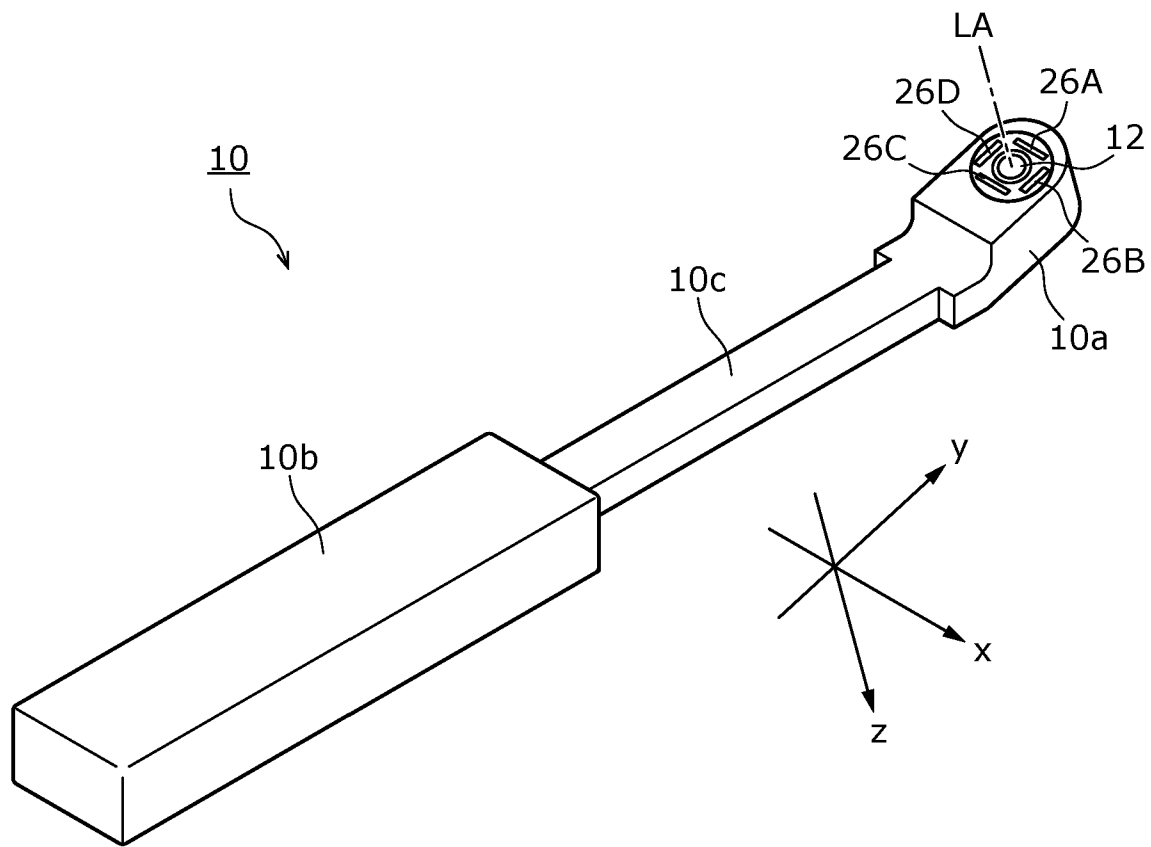
[請求項11] 歯垢及び歯石に含まれる蛍光物質を励起する所定波長の照射光が口腔内に照射されている口腔内の歯牙、歯垢及び歯石からの反射光及び蛍光から青色光領域の少なくとも一部を減衰した第 1 画像を取得し、

前記第 1 画像から前記歯牙に付着した前記歯垢及び前記歯石に含まれる蛍光物質の単位面積当たりの含有量を検出する、

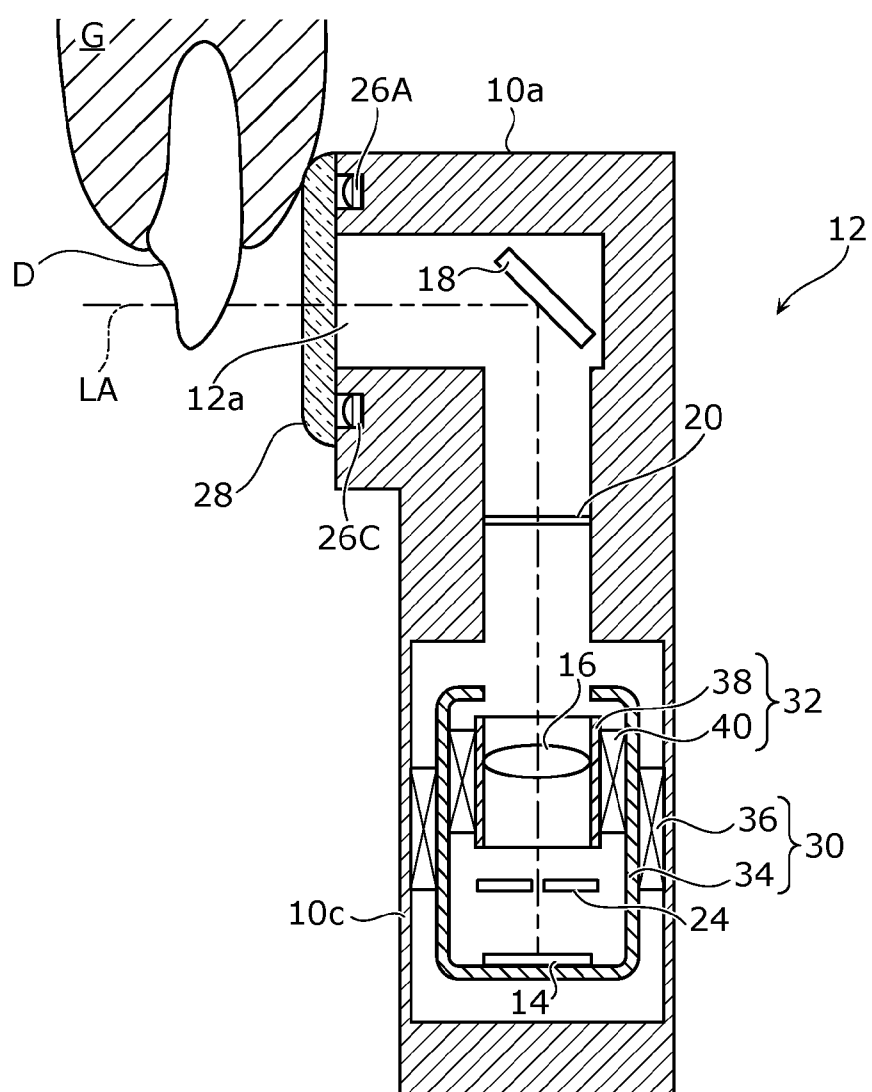
歯垢検出方法。

[請求項12] 請求項 1 1 記載の歯垢検出方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

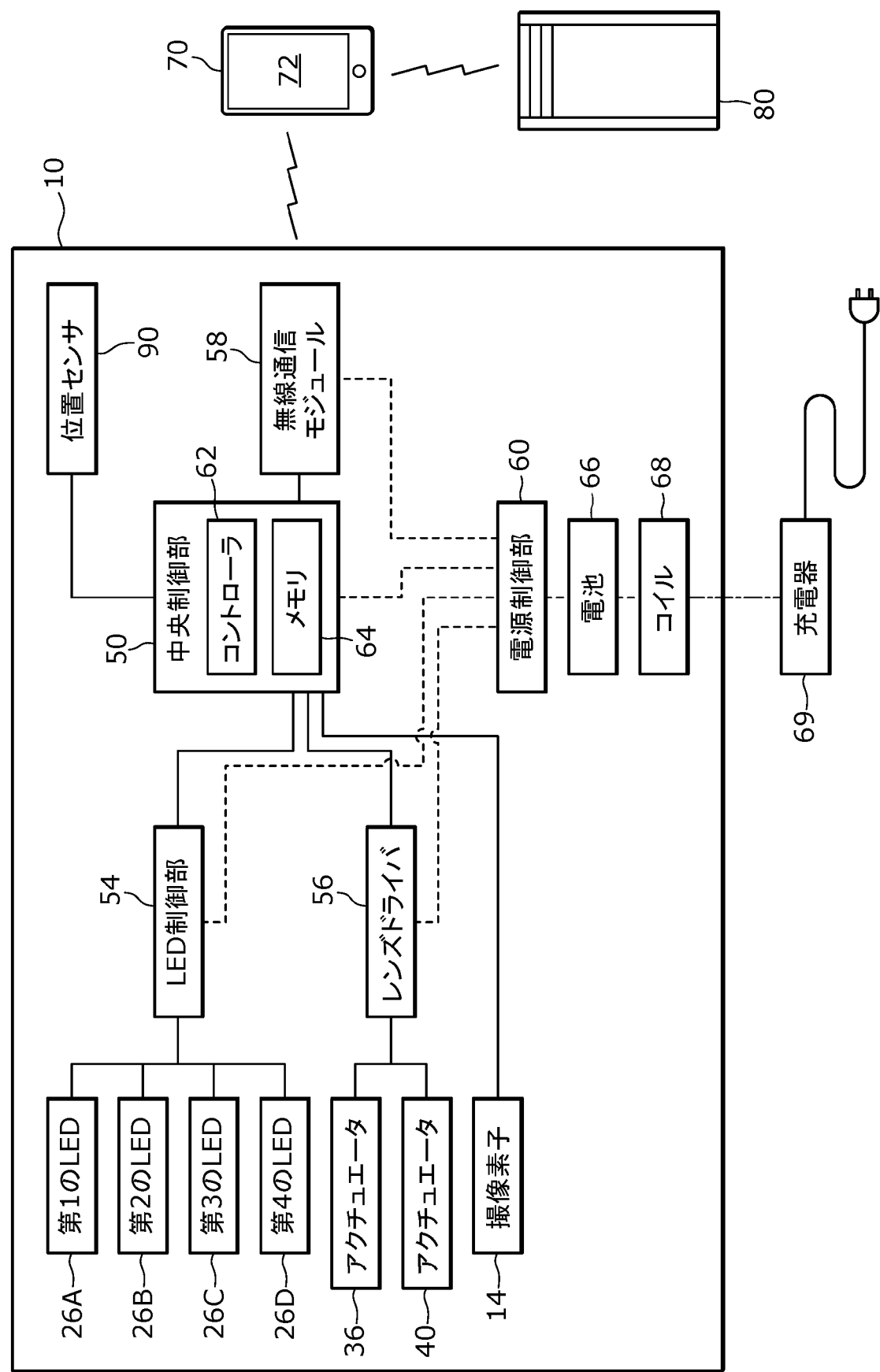
[図1]



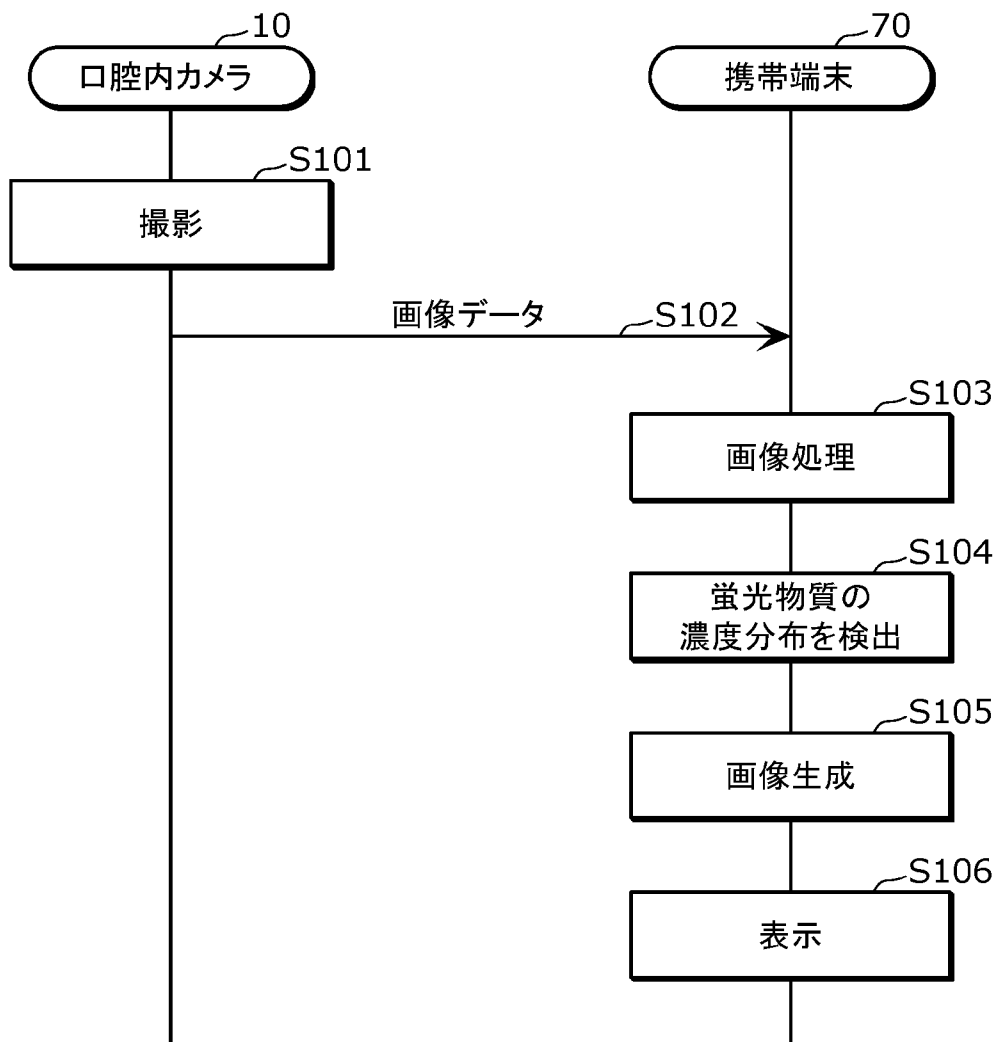
[図2]



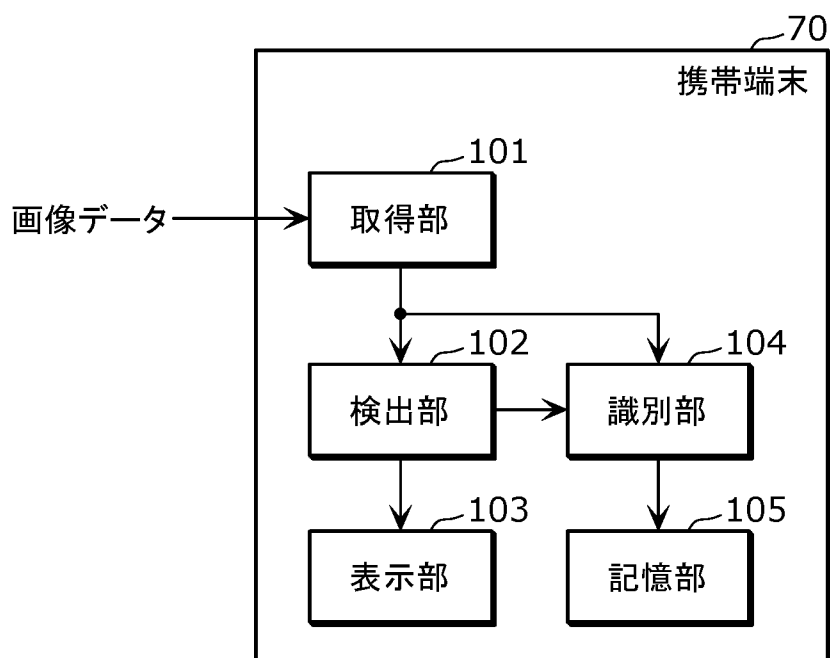
[図3]



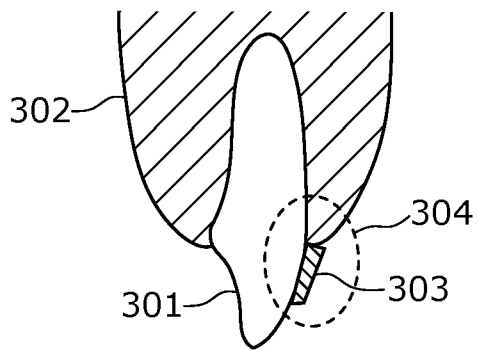
[図4]



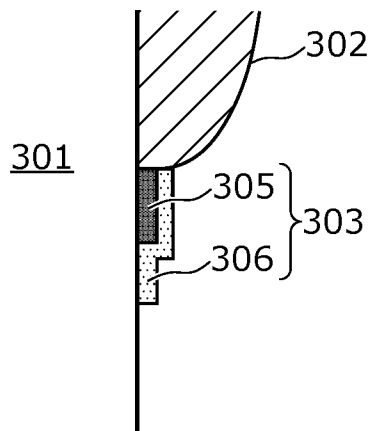
[図5]



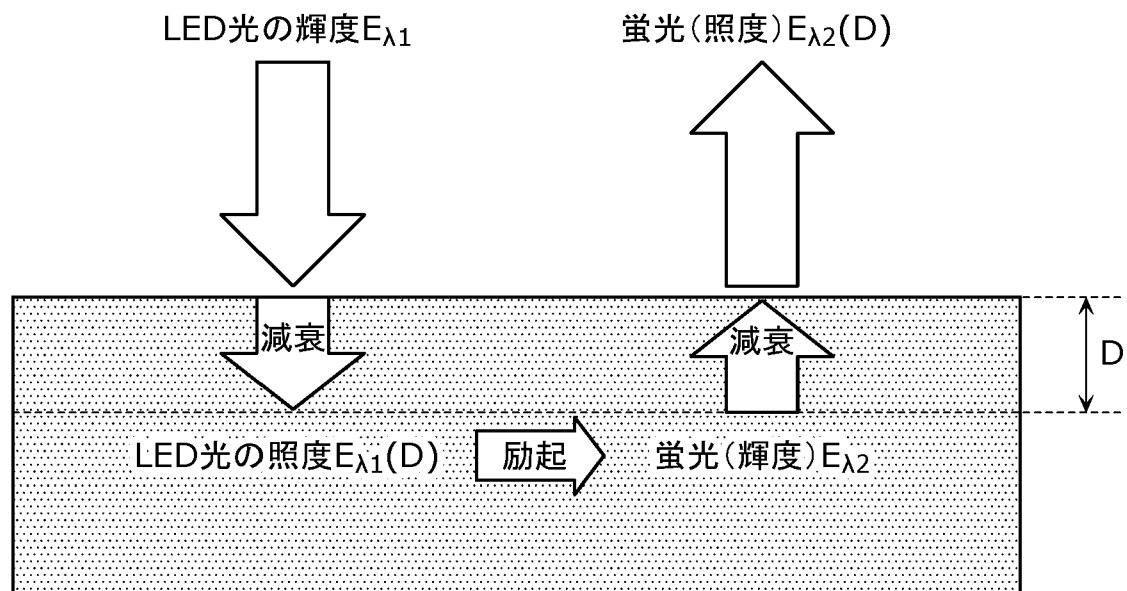
[図6]



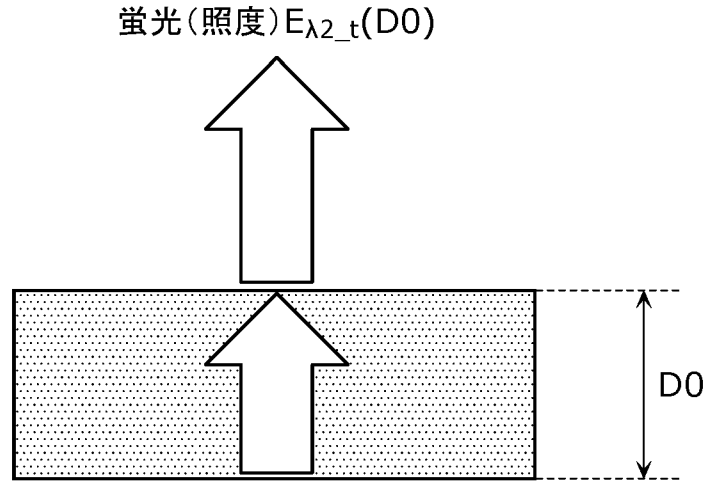
[図7]



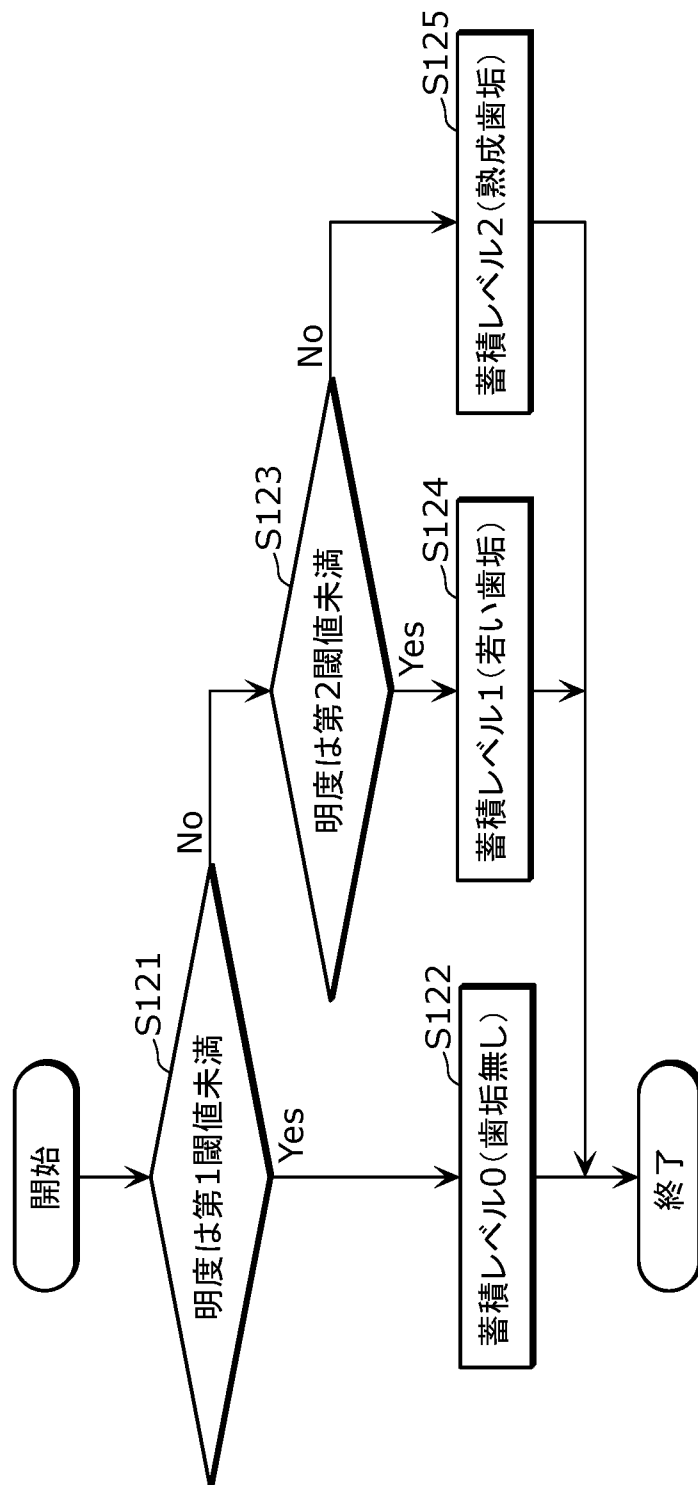
[図8]



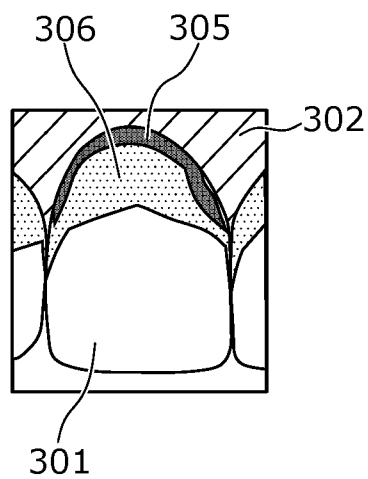
[図9]



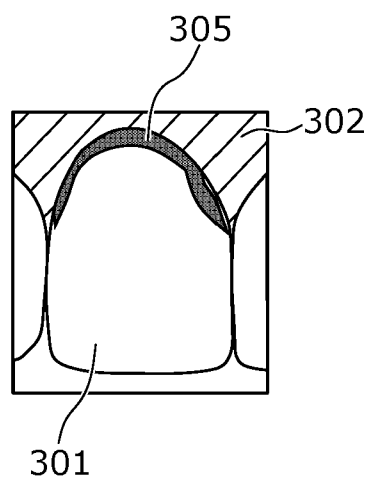
[図10]



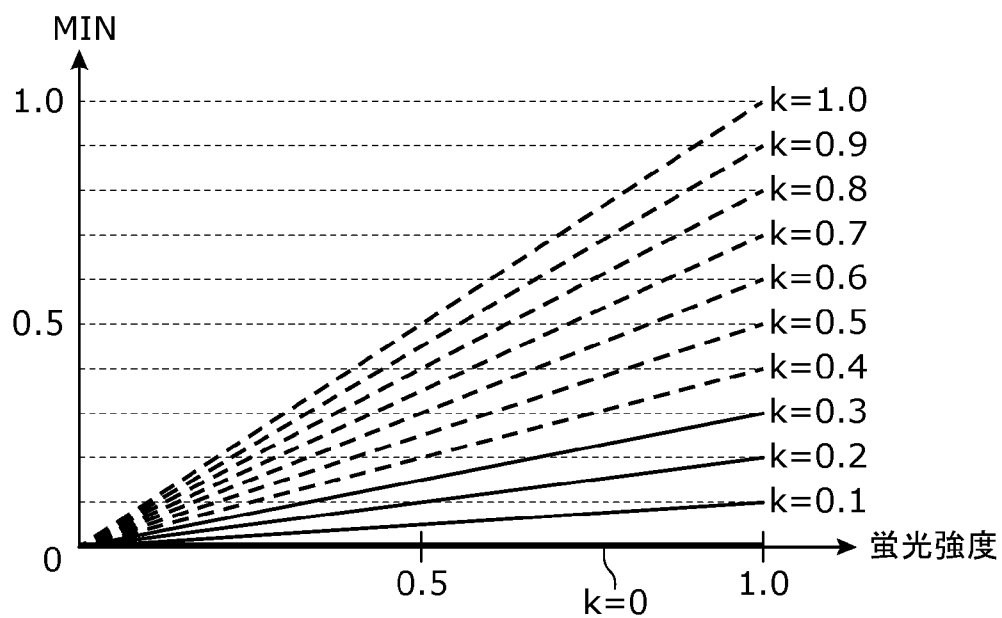
[図11]



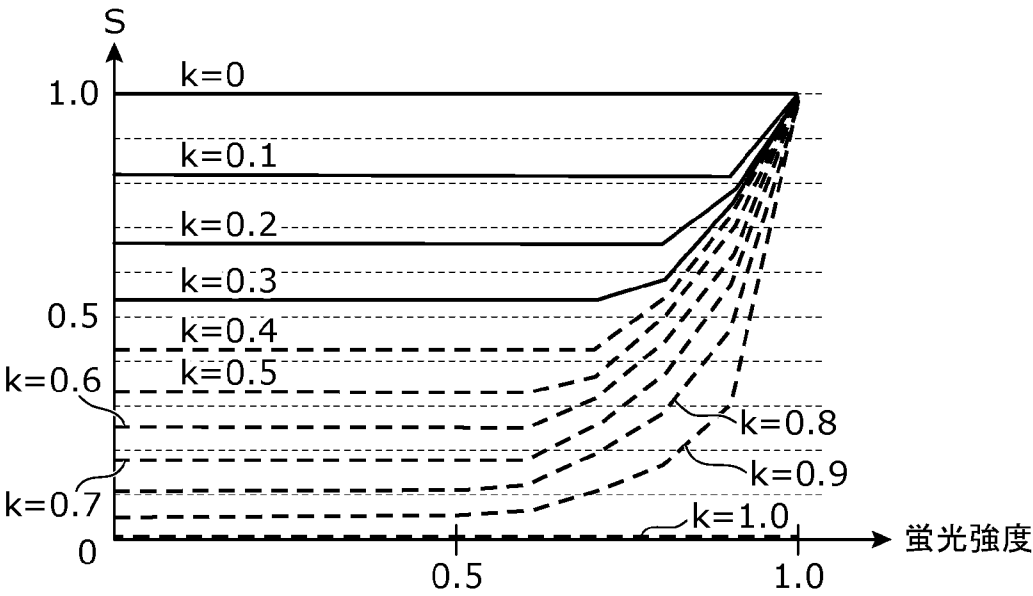
[図12]



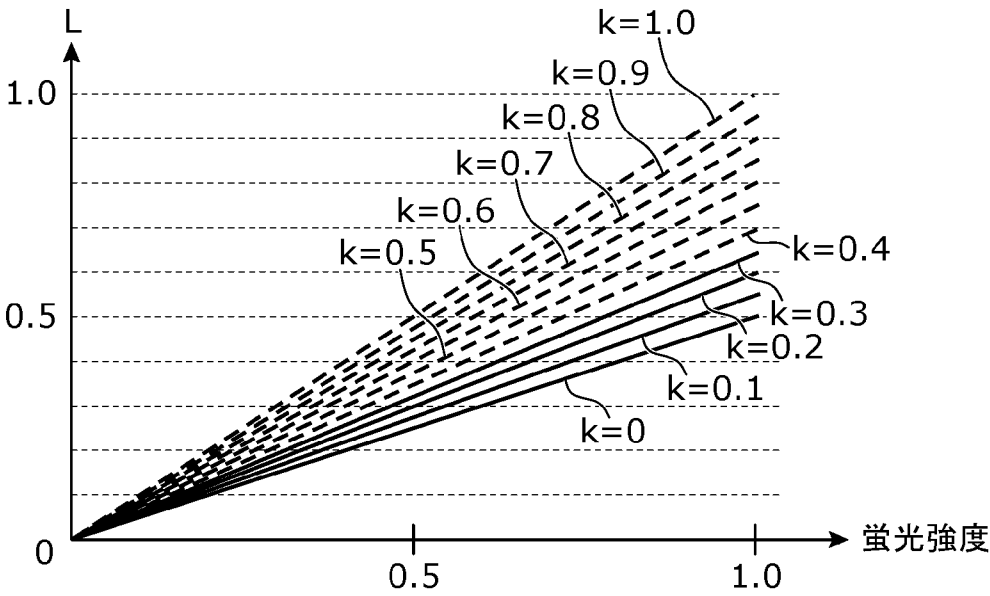
[図13]



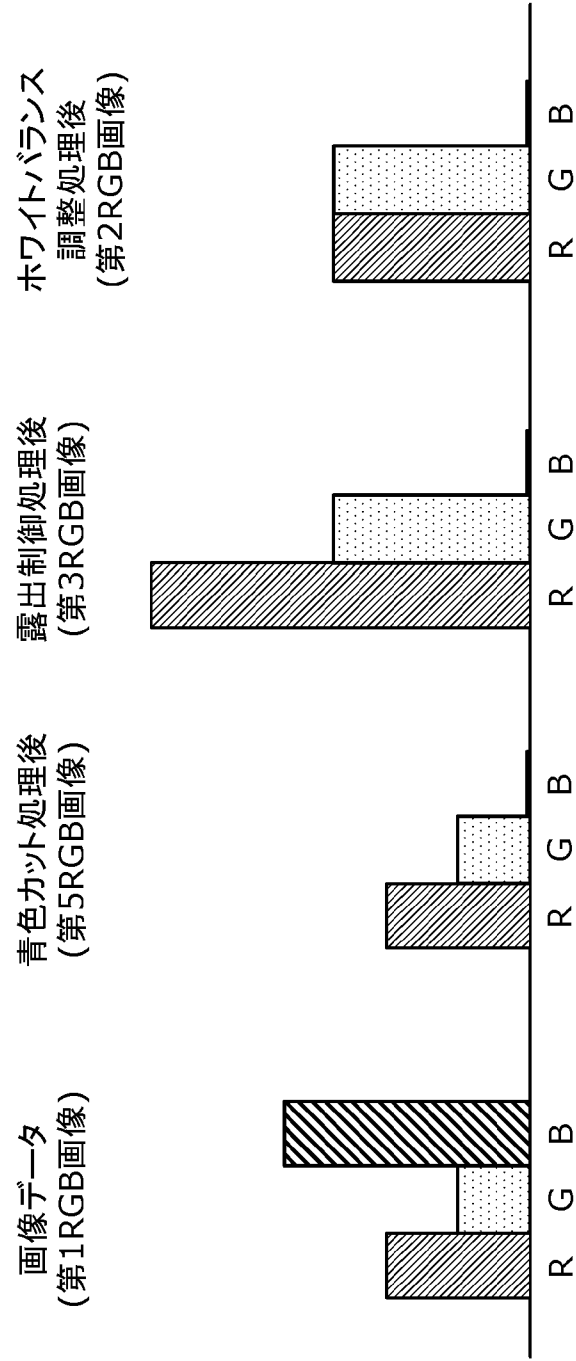
[図14]



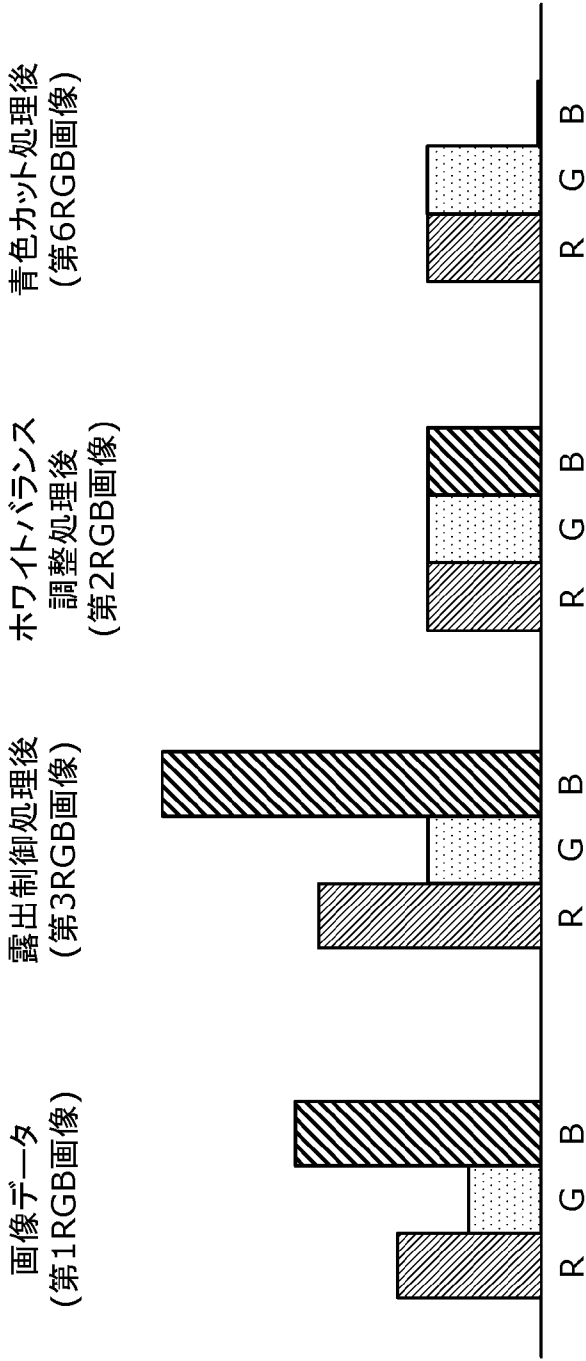
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/020178

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 1/24 (2006.01)i; A61B 1/00 (2006.01)i; A61C 19/04 (2006.01)i; A61C 19/06 (2006.01)i FI: A61B1/24; A61B1/00 511; A61C19/06 A; A61C19/04 Z 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) A61B1/24; A61B1/00; A61C19/04; A61C19/06 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 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024 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.
Y	JP 2014-133029 A (PANASONIC CORPORATION) 24 July 2014 (2014-07-24) paragraphs [0023]-[0106]	1-2, 4-5, 7-12
A	paragraphs [0023]-[0106]	3, 6
Y	JP 2014-4329 A (SONY CORPORATION) 16 January 2014 (2014-01-16) paragraph [0038]	1-2, 4-5, 7-12
Y	WO 2016/140199 A1 (CITIZEN WATCH CO., LTD.) 09 September 2016 (2016-09-09) paragraphs [0003], [0046]	1-2, 4-5, 7-12
☐ 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 “D” document cited by the applicant in the international application “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 25 June 2024		Date of mailing of the international search report 09 July 2024
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/JP2024/020178

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2014-133029	A	24 July 2014	(Family: none)	
JP	2014-4329	A	16 January 2014	US 2013/0323673 A1 paragraph [0125] CN 103445877 A	
WO	2016/140199	A1	09 September 2016	US 2018/0035896 A1 paragraphs [0003], [0071] EP 3267182 A1 CN 107430072 A	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

A61B 1/24(2006.01)i; A61B 1/00(2006.01)i; A61C 19/04(2006.01)i; A61C 19/06(2006.01)i
FI: A61B1/24; A61B1/00 511; A61C19/06 A; A61C19/04 Z

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））
A61B1/24; A61B1/00; A61C19/04; A61C19/06

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 1971-2024年
日本国実用新案登録公報 1996-2024年
日本国登録実用新案公報 1994-2024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
Y	JP 2014-133029 A（パナソニック株式会社）24.07.2014（2014-07-24） 段落[0023]-[0106]	1-2, 4--5, 7-12
A	段落[0023]-[0106]	3, 6
Y	JP 2014-4329 A（ソニー株式会社）16.01.2014（2014-01-16） 段落[0038]	1-2, 4-5, 7-12
Y	WO 2016/140199 A1（シチズン時計株式会社）09.09.2016（2016-09-09） 段落[0003], [0046]	1-2, 4-5, 7-12

☐ 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、一般的技术水準を示すもの

“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献

“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

25.06.2024

国際調査報告の発送日

09.07.2024

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）

渡戸 正義 2Q 9023

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

様式 PCT/ISA/210（第2ページ）（2022年7月）

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/JP2024/020178

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2014-133029	A	24.07.2014	(ファミリーなし)	
JP	2014-4329	A	16.01.2014	US 2013/0323673 A1	
				段落[0125]	
				CN 103445877 A	
WO	2016/140199	A1	09.09.2016	US 2018/0035896 A1	
				段落[0003], [0071]	
				EP 3267182 A1	
				CN 107430072 A	