

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-226599

(P2015-226599A)

(43) 公開日 平成27年12月17日(2015.12.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 0 1 A	4 C 1 1 7
<b>A 6 1 B 1/04 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/00 M	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-112893 (P2014-112893)	(71) 出願人	000001270 コニカミノルタ株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(22) 出願日	平成26年5月30日 (2014.5.30)	(74) 代理人	100085501 弁理士 佐野 静夫
		(74) 代理人	100128842 弁理士 井上 温
		(74) 代理人	100128967 弁理士 井上 靖
		(72) 発明者	松田 伸也 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		Fターム(参考)	4C117 XD04 XD08 XE43 XJ01 XJ38 XK09 4C161 AA04 AA08 BB02 BB10 LL02 RR04 SS21

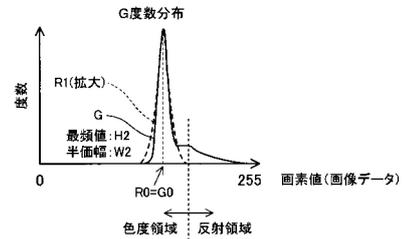
(54) 【発明の名称】 生体色度計測装置

(57) 【要約】

【課題】 撮影画像に含まれる光沢成分（反射成分）を除く色彩成分の値（色度値）を、小型、低コストの構成で容易に得る。

【解決手段】 器官画像撮影装置は、撮像部と、演算部とを備えている。撮像部は、生体に含まれる撮影対象を撮影して画像を取得する。演算部は、撮像部で取得される画像のデータの度数分布を用いて、画像に含まれる反射成分を除いた色度値を算出する。

【選択図】 図1 2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生体に含まれる撮影対象を撮影して画像を取得する撮像部と、  
前記撮像部で取得される前記画像のデータの度数分布を用いて、前記画像に含まれる反射成分を除いた色度値を算出する演算部とを備えていることを特徴とする生体色度計測装置。

**【請求項 2】**

前記撮像部は、異なる色のそれぞれについて前記画像を取得し、  
前記演算部は、前記画像の度数分布の幅が最も狭い色については、その色の度数分布から前記色度値を算出するとともに、前記度数分布を基準の度数分布とする一方、他の色については、前記基準の度数分布の相似形を他の色の度数分布にフィッティングすることにより、前記他の色の度数分布を、前記相似形が重なる領域よりも高輝度側に位置する反射領域と、残りの色度領域とに切り分け、前記色度領域の分布から前記色度値を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の生体色度計測装置。

10

**【請求項 3】**

前記演算部は、前記基準の度数分布の形状を、前記他の色の度数分布との最頻値の比率に応じて拡大または縮小し、拡大または縮小後の前記基準の度数分布の形状を、その最頻値の半価幅の中心が前記他の色の度数分布の最頻値の半価幅の中心と一致するようにフィッティングすることを特徴とする請求項 2 に記載の生体色度計測装置。

20

**【請求項 4】**

前記演算部は、前記基準の度数分布の形状を、前記他の色の度数分布との最頻値の比率に応じて拡大または縮小し、拡大または縮小後の前記基準の度数分布の形状を、その最頻値の半価幅の中心が前記他の色の度数分布の最頻値の半価幅の中心よりも低輝度側または高輝度側にずれるようにフィッティングすることを特徴とする請求項 2 に記載の生体色度計測装置。

**【請求項 5】**

前記基準の度数分布は、赤色の度数分布であることを特徴とする請求項 2 から 4 のいずれかに記載の生体色度計測装置。

**【請求項 6】**

前記演算部は、前記度数分布の反射成分を除いた領域での最頻値をとる画像データを、前記色度値として算出することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の生体色度計測装置。

30

**【請求項 7】**

前記演算部は、前記度数分布の反射成分を除いた領域での最頻値の半価幅の中心の画像データを、前記色度値として算出することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の生体色度計測装置。

**【請求項 8】**

前記演算部は、前記度数分布の反射成分を除いた領域における度数の中間値の画像データを、前記色度値として算出することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の生体色度計測装置。

40

**【請求項 9】**

前記演算部にて算出された前記色度値に基づいて、生体の健康度の診断に用いる特徴量を抽出する特徴量抽出部をさらに備えていることを特徴とする請求項 1 から 8 の何れかに記載の生体色度計測装置。

**【請求項 10】**

前記特徴量は、舌の色、苔の色、苔の形の少なくともいずれかであることを特徴とする請求項 9 に記載の生体色度計測装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

50

本発明は、生体に含まれる撮影対象を撮影して色度値を算出する生体色度計測装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

東洋医学においては、人間の顔や舌の状態を観察することにより、健康状態や病状を診断する診断手法（望診、舌診）が知られている。例えば舌診では、舌や苔の状態を元に体調や健康度を診断しており、その診断項目に、舌の色、舌の厚さ、舌の表面の亀裂などが含まれている。

【0003】

健康な状態では、舌の色は淡い紅色であるが、呼吸器や循環器に問題があると、舌の色が青色になり、発熱や脱水があると、舌の色が赤色になる。また、水分の代謝が悪いと、いわゆるむくんだ状態となり、舌が膨らみ分厚くなる。反対に、血流の不足や水分不足になると、舌が痩せて薄くなる。さらに、栄養不足や血流の不良、ストレスなどによる免疫の低下が生じると、舌細胞の再生力が低下し、舌の表面に亀裂が入る。

【0004】

現在、これらの診断は専門の医師が実施しているが、経験や勘に頼っているため、個人差があり、客観性に乏しい。

【0005】

これらを解決するため、デジタルカメラを用いて被写体を撮影し、撮影画像からその特徴を数値化して記録、診断するシステムが提案されている。例えば特許文献1では、舌をカメラで撮影して、舌尖、舌中、舌辺、舌根のような関心領域を抽出し、関心領域の舌質（舌の色）および舌あか（苔の色）を把握して簡便に個人の健康状態を診断できるようにしている。

【0006】

特許文献2では、舌の撮影画像の各画素における赤色（R）の画像データと緑色（G）の画像データとの比を演算し、この比と閾値とを比較することにより、舌の色および苔の色を判断するようにしている。また、舌の重心を原点とする極座標を設定し、角度ごとの半径（舌の重心と輪郭線上の点との距離）の分散を算出し、この分散の値に基づいて舌の外形形状（円形度）を判断するようにしている。具体的には、分散の値が小さい場合には、舌が肥大して（平面視で）円形に近いと判断し、分散の値が大きい場合には舌が瘦薄して（平面視で）三角形に近いと判断している。さらに、舌の下地（乳頭以外の部分）の画素の上下左右方向の連結数をカウントし、一方向（例えば上下方向）の連結数が所定値以上であり、他方向（例えば左右方向）の連結数が所定値以下となる部分を、舌の亀裂と判断している。

【0007】

ところで、体内の水分量が過剰になると、舌の表面が湿り気を帯び、光沢が強くなる。舌の表面に光沢があると、照明光が反射して舌の撮影画像にいわゆる白とびが発生する。このため、撮影画像のデータに基づいて色度値を正確に検出することができなくなる。

【0008】

そこで、例えば特許文献3では、積分球に形成された複数の開口部のいずれかに、拡散用光源装置、光沢用光源装置、カメラをそれぞれ配置し、拡散用光源装置および光沢用光源装置の点灯を制御して、舌表面をカメラで撮影するようにしている。拡散用光源から射出される光を積分球にて拡散させることで、舌表面の光沢成分を十分に除去し、舌表面の光沢を含まない色彩のみの画像を得て、舌表面の色彩成分を安定して計測するようにしている。このように、積分球を用いて舌表面の光沢成分を除去し、舌表面の色彩成分を計測する構成は、特許文献4でも開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特許第3854966号公報（請求項1、段落〔0004〕、〔0009〕

10

20

30

40

50

〕、〔 0 0 2 2 〕 ~ 〔 0 0 2 4 〕 等参照)

【特許文献2】特開2005-137756号公報(請求項3、段落〔0059〕~〔0063〕、〔0071〕~〔0074〕、〔0079〕~〔0081〕、図4~図6、図8等参照)

【特許文献3】特開2011-239926号公報(請求項1、段落〔0016〕、〔0017〕、〔0028〕、図1等参照)

【特許文献4】特開2010-259487号公報(請求項1、段落〔0019〕、〔0031〕、図1等参照)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

ところが、特許文献3および4では、光沢成分を除去するにあたって、積分球という大型で特殊な器具が必要であるため、装置全体のサイズが大きくなり、コストも高くなるという問題が生ずる。

【0011】

本発明は、上記の問題点を解決するためになされたもので、その目的は、撮影画像に含まれる光沢成分(反射成分)を除く色彩成分の値(色度値)を、小型、低コストの構成で容易に得ることができる生体色度計測装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の一側面に係る生体色度計測装置は、生体に含まれる撮影対象を撮影して画像を取得する撮像部と、前記撮像部で取得される前記画像のデータの度数分布を用いて、前記画像に含まれる反射成分を除いた色度値を算出する演算部とを備えている。

【0013】

演算部は、撮像部で取得される画像のデータの度数分布を用いて、画像の反射成分を除いた色度値を算出する。このため、画像から反射成分を除くにあたって、従来のように大型で特殊な積分球を用いる必要がなくなり、小型、低コストの構成で反射成分を除く色度値を容易に得ることができる。

【0014】

前記撮像部は、異なる色のそれぞれについて前記画像を取得し、前記演算部は、前記画像の度数分布の幅が最も狭い色については、その色の度数分布から前記色度値を算出するとともに、前記度数分布を基準の度数分布とする一方、他の色については、前記基準の度数分布の相似形を他の色の度数分布にフィッティングすることにより、前記他の色の度数分布を、前記相似形が重なる領域よりも高輝度側に位置する反射領域と、残りの色度領域とに切り分け、前記色度領域の分布から前記色度値を算出してもよい。

【0015】

度数分布の幅が最も狭い色(例えばR)については、その度数分布に反射成分がほとんど含まれていないと考えることができる。したがって、演算部は、その度数分布(基準の度数分布)から色度値を算出することで、反射成分を含まない色度値を得ることができる。一方、他の色(例えばBやG)については、度数分布の幅が例えばRに比べて広く、度数分布に反射成分が含まれていると考えられるため、演算部は、上記度数分布を、反射成分を含む領域(反射領域)と、それ以外の領域(色度領域)とに切り分ける。すなわち、演算部は、基準の度数分布の相似形を他の色の度数分布にフィッティングすることにより、他の色の度数分布を、上記の相似形が重なる領域よりも高輝度側の反射領域と、残りの色度領域とに切り分ける。そして、演算部は、色度領域の分布から色度値を算出することにより、他の色についても、反射成分を除いた色度値を得ることができる。

【0016】

前記演算部は、前記基準の度数分布の形状を、前記他の色の度数分布との最頻値の比率に応じて拡大または縮小し、拡大または縮小後の前記基準の度数分布の形状を、その最頻値の半価幅の中心が前記他の色の度数分布の最頻値の半価幅の中心と一致するようにフィ

10

20

30

40

50

ッティングしてもよい。

【0017】

最頻値の比率に応じて拡大または縮小した基準の度数分布の相似形を、他の色の度数分布にフィッティングする際に、最頻値の半価幅の中心同士を合わせることにより、精度の高いフィッティングを行うことができる。

【0018】

前記演算部は、前記基準の度数分布の形状を、前記他の色の度数分布との最頻値の比率に応じて拡大または縮小し、拡大または縮小後の前記基準の度数分布の形状を、その最頻値の半価幅の中心が前記他の色の度数分布の最頻値の半価幅の中心よりも低輝度側または高輝度側にずれるようにフィッティングしてもよい。

10

【0019】

このように、最頻値の比率に応じて拡大または縮小した基準の度数分布の相似形を、他の色の度数分布にフィッティングする際に、最頻値の半価幅の中心同士をずらすことにより、他の色の度数分布の形状に応じてフィッティングの仕方を変えることができる。これにより、他の色の度数分布の形状に応じて反射領域および色度領域を切り分けて、色度値を算出することが可能となる。

【0020】

前記基準の度数分布は、赤色の度数分布であることが望ましい。生体に含まれる撮像対象を撮影して得られるRの画像の度数分布は、正規分布に近い形状となり、反射成分をほとんど含まない。したがって、Rの度数分布からRの色度値を容易に得ることができる。また、Rの度数分布におけるデータのバラツキは、他の色（例えばBやG）の度数分布におけるデータのバラツキと、反射成分を除いてほぼ同じと考えられる。したがって、Rの度数分布を基準とし、これの相似形を他の色（例えばBやG）の度数分布にフィッティングすることにより、Rの度数分布のデータのバラツキを他の色の度数分布にも反映させて、他の色の度数分布を反射領域と色度領域とに良好に切り分けることができる。

20

【0021】

前記演算部は、前記度数分布の反射成分を除いた領域での最頻値をとる画像データを、前記色度値として算出してもよい。また、前記演算部は、前記度数分布の反射成分を除いた領域での最頻値の半価幅の中心の画像データを、前記色度値として算出してもよい。さらに、前記演算部は、前記度数分布の反射成分を除いた領域における度数の中間値の画像データを、前記色度値として算出してもよい。

30

【0022】

演算部が、度数分布の反射成分を除いた領域での、最頻値をとる画像データ、最頻値の半価幅の中心の画像データ、度数の中間値の画像データのいずれかを色度値として算出することで、画像に含まれる反射成分を除いた色度値を確実に得ることができる。

【0023】

上記の生体色度計測装置は、前記演算部にて算出された前記色度値に基づいて、生体の健康度の診断に用いる特徴量を抽出する特徴量抽出部をさらに備えていてもよい。

【0024】

特徴量抽出部は、算出された色度値に基づいて、健康度の診断に用いる特徴量を抽出するので、検出した特徴量に基づく健康度の診断が可能となる。なお、健康度の診断は、上記の特徴量が得られる当該生体色度計測装置（例えば特徴量抽出部）にて行われてもよいし、上記の特徴量を外部の装置に送信して外部にて行われてもよい。

40

【0025】

前記特徴量は、舌の色、苔の色、苔の形の少なくともいずれかであってもよい。この場合、舌の色、苔の色、苔の形に基づく健康度の診断が可能となる。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、従来のように大型で特殊な積分球を用いることなく、小型、低コストの構成で、反射成分を除く色度値を容易に得ることができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の実施の一形態に係る器官画像撮影装置の外観を示す斜視図である。

【図2】上記器官画像撮影装置の概略の構成を示すブロック図である。

【図3】撮影対象に対する照明部と撮像部との位置関係を示す説明図である。

【図4】舌の撮影画像およびエッジ抽出フィルタの一例と、上記フィルタを用いて抽出された舌の輪郭線を示す説明図である。

【図5】上記輪郭線に基づいて設定される、色度値を抽出する各領域を示す説明図である。

【図6】光沢が少ない舌の撮影画像と、その撮影画像の中央領域におけるRGBの度数分布とを示す説明図である。 10

【図7】光沢が多い舌の撮影画像と、その撮影画像の下部領域におけるRGBの度数分布とを示す説明図である。

【図8】光沢が多い舌の撮影画像と、その撮影画像の中央領域におけるRGBの度数分布とを示す説明図である。

【図9】舌および苔の分光分布を示すグラフである。

【図10】BおよびGの度数分布の各領域を模式的に示す説明図である。

【図11】Rの度数分布の一例を示すグラフである。

【図12】上記Rの度数分布の形状を拡大または縮小して、Gの度数分布に当てはめる一例を示す説明図である。 20

【図13】上記Rの度数分布の形状を拡大または縮小して、Bの度数分布に当てはめる一例を示す説明図である。

【図14】Gの度数分布の反射領域を除く色度領域から、Gの色度値を算出する手法の一例を示す説明図である。

【図15】Gの度数分布の反射領域を除く色度領域から、Gの色度値を算出する手法の他の例を示す説明図である。

【図16】Gの度数分布の反射領域を除く色度領域から、Gの色度値を算出する手法のさらに他の例を示す説明図である。

【図17】上記Rの度数分布の形状を拡大または縮小して、Gの度数分布に当てはめる他の例を示す説明図である。 30

【図18】上記Rの度数分布の形状を拡大または縮小して、Gの度数分布に当てはめるさらに他の例を示す説明図である。

【図19】上記器官画像撮影装置における動作の流れを示すフローチャートである。

【図20】大腸の内壁を内視鏡で観察した画像を模式的に示す説明図である。

## 【発明を実施するための形態】

【0028】

本発明の実施の一形態について、図面に基づいて説明すれば、以下の通りである。なお、本明細書において、数値範囲をA～Bと表記した場合、その数値範囲に下限Aおよび上限Bの値は含まれるものとする。

【0029】

## 〔器官画像撮影装置の全体構成〕

図1は、本実施形態の器官画像撮影装置1の外観を示す斜視図であり、図2は、器官画像撮影装置1の概略の構成を示すブロック図である。器官画像撮影装置1は、生体に含まれる撮影対象を撮影して、撮影対象の診断に必要な情報を抽出するものである。特に、本実施形態では、器官画像撮影装置1は、上記の撮影対象を撮影して、診断に必要な特徴量（例えば舌の色、苔の色、苔の形）を取得するための色度値を算出する生体色度計測装置を構成している。上記の撮影対象には、生体の器官（例えば舌）、体内組織（例えば胃や大腸などの消化器系の臓器の内壁）、眼のまぶた、などが含まれる。以下では、例として、撮影対象が生体の舌である場合を示す。

【0030】

10

20

30

40

50

器官画像撮影装置 1 は、照明部 2、撮像部 3、表示部 4、操作部 5、通信部 6 および音声出力部 7 を備えている。照明部 2 は筐体 2 1 に設けられており、照明部 2 以外の構成（例えば撮像部 3、表示部 4、操作部 5、通信部 6、音声出力部 7）は、筐体 2 2 に設けられている。筐体 2 1 と筐体 2 2 とは相対的に回転可能に連結されているが、必ずしも回転は必要ではなく、一方が他方に完全に固定されていてもよい。なお、上記の照明部 2 等は、単一の筐体に設けられていてもよい。

#### 【0031】

照明部 2 は、撮影対象である生体の器官（ここでは舌）を照明するものであり、撮影対象を上方より照明する照明器で構成されている。照明部 2 の光源としては、色再現性を向上させるために、例えばキセノンランプなどの昼光色を発光するものを用いている。光源の明るさは、撮像部 3 の感度や撮影対象までの距離により異なるが、一例としては、撮影対象の照度が  $1000 \sim 10000 \text{ lx}$  となるような明るさを考えることができる。照明部 2 は、上記の光源の他に、点灯回路や調光回路を有しており、照明制御部 1 1 からの指令によって点灯 / 消灯および調光が制御される。

10

#### 【0032】

撮像部 3 は、照明部 2 による照明下で、健康度を判定する対象者の器官（ここでは舌）を撮影して画像を取得するものであり、撮像レンズとエリアセンサ（撮像素子）とを有している。撮像レンズの絞り（レンズの明るさ）、シャッター速度、焦点距離は、撮影対象の全ての範囲に焦点が合うように設定されている。一例としては、F ナンバー：16、シャッター速度： $1/120$  秒、焦点距離：20 mm である。

20

#### 【0033】

エリアセンサは、例えば CCD（Charge Coupled Device）や CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）のような撮像素子で構成されており、撮影対象の色および形状を十分に検出できるように、感度や解像度などが設定されている。一例としては、感度：60 db、解像度：1000 万画素である。

#### 【0034】

撮像部 3 による撮影は、撮像制御部 1 2 によって制御されている。また、撮像部 3 は、撮像レンズやエリアセンサの他にも、不図示のフォーカス機構、絞り機構、駆動回路および A/D 変換回路などを有しており、撮像制御部 1 2 からの指令により、フォーカスや絞りの制御、A/D 変換などが制御される。撮像部 3 では、撮影画像のデータとして、赤（R）、緑（G）、青（B）のそれぞれについて、例えば 8 ビットで  $0 \sim 255$  のデータが取得される。すなわち、撮像部 3 では、異なる色（RGB）のそれぞれについて、撮影対象を撮影した画像が取得され、これによって、各色の画像データが取得される。

30

#### 【0035】

図 3 は、撮影対象（舌や顔）に対する照明部 2 と撮像部 3 との位置関係を示す説明図である。同図に示すように、撮像部 3 は、撮影対象に正対して配置されている。照明部 2 は、撮影対象を通る撮像部 3 の撮影光軸 X に対して、例えば  $0^\circ \sim 45^\circ$  の角度 A で撮影対象を照明するように配置されている。なお、撮影光軸 X とは、撮像部 3 が有する撮像レンズの光軸を指す。

#### 【0036】

照明時の角度 A が大きいと、表面の凹凸の計測精度が向上するが、上唇の影により、舌を撮影できる範囲が小さくなる。逆に、角度 A が小さいと、撮影範囲は拡大されるが、計測精度が低下したり、照明光の正反射による色とびが大きくなる。以上のことを考慮すると、照明時の角度 A の好ましい範囲は、 $15^\circ \sim 30^\circ$  である。

40

#### 【0037】

表示部 4 は、不図示の液晶パネル、バックライト、点灯回路および制御回路を有しており、撮像部 3 での撮影によって取得される画像や、後述する演算部 1 5 や特徴量抽出部 1 6 にて算出されて出力された情報を表示する。また、表示部 4 は、通信部 6 を介して外部から取得した情報（例えば外部の医療機関に情報を送信して診断された結果）を表示することもできる。表示部 4 における各種の情報の表示は、表示制御部 1 3 によって制御され

50

ている。

【0038】

操作部5は、撮像部3による撮影を指示するための入力部であり、OKボタン（撮影実行ボタン）5aおよびCANCELボタン5bで構成されている。本実施形態では、表示部4および操作部5を、共通のタッチパネル表示装置41で構成し、タッチパネル表示装置41における表示部4の表示領域と操作部5の表示領域とを別々にしている。タッチパネル表示装置41における操作部5の表示は、操作制御部14によって制御される。なお、操作部5は、タッチパネル表示装置41以外の入力部で構成されてもよい（タッチパネル表示装置41の表示領域外の位置に操作部5を設けてもよい）。

【0039】

通信部6は、撮像部3にて取得された画像のデータや、演算部15および特徴量抽出部16で算出された情報を、通信回線を介して外部に送信したり、外部からの情報を受信するためのインターフェースである。通信部6における情報の送受信は、通信制御部18によって制御されている。

【0040】

音声出力部7は、各種の情報を音声で出力するものであり、例えばスピーカーで構成される。音声で出力される情報には、演算部15や特徴量抽出部16で算出された情報や、外部の装置で診断されて、器官画像撮影装置1に送信された情報（診断結果）が含まれる。音声出力部7における音声出力は、音声出力制御部19によって制御される。

【0041】

また、器官画像撮影装置1は、さらに、照明制御部11、撮像制御部12、表示制御部13、操作制御部14、演算部15、特徴量抽出部16、記憶部17、通信制御部18、音声出力制御部19およびこれらの各部を制御する全体制御部20を備えている。照明制御部11、撮像制御部12、表示制御部13、操作制御部14、通信制御部18および音声出力制御部19は、上述したように、照明部2、撮像部3、表示部4、操作部5、通信部6および音声出力部7をそれぞれ制御する。全体制御部20は、例えばCPU（Central Processing Unit）で構成されている。なお、照明制御部11、撮像制御部12、表示制御部13、操作制御部14、通信制御部18および音声出力制御部19と、全体制御部20とは、一体的に（例えば1つのCPUで）構成されてもよい。

【0042】

演算部15は、撮像部3にて取得された画像から器官の輪郭線を抽出する処理を行う。本実施形態では、演算部15は、撮影画像の輝度エッジ（画像の中で急激に明るさが変化している部分）に基づいて、器官としての舌の輪郭線を抽出する。

【0043】

輝度エッジの抽出は、例えば図4に示すようなエッジ抽出フィルタを用いて行うことができる。エッジ抽出フィルタは、1次微分をするときに（隣接画素間で画像データの差分をとるときに）、注目画素の近傍の画素に重みを付けるフィルタである。このようなエッジ抽出フィルタを用い、例えば、撮影画像の各画素のGの画像データについて、注目画素と近傍画素とで画像データの差分を取り、その差分値が所定の閾値を超える画素を抽出することで、輝度エッジとなる画素を抽出できる。舌の周囲には、その影に起因する輝度差が存在するため、上記のように輝度エッジとなる画素を抽出することにより、舌の輪郭線を抽出することができる。なお、ここでは、輝度への影響が最も大きいGの画像データを演算に用いているが、RやBの画像データを用いてもよい。

【0044】

また、演算部15は、撮像部3で取得される画像のデータの度数分布を用いて、撮影画像に含まれる反射成分を除いた色度値（例えばRGBの画像データの値（画素値））を算出する色度値算出部としても機能する。なお、演算部15による色度値の算出の詳細については後述する。

【0045】

記憶部17は、撮像部3にて取得した画像のデータ、演算部15で取得したデータ、特

10

20

30

40

50

微量抽出部 16 で算出されたデータ、外部から受信した情報などを記憶したり、上述した各種の制御部を動作させるためのプログラムを記憶するメモリである。

【0046】

特徴量抽出部 16 は、演算部 15 にて算出された、反射成分を除く色度値に基づいて、生体の健康度の診断に用いる特徴量を抽出する。上記の特徴量には、舌の色、苔の色、苔の形（厚さ）などがある。これらの特徴量は、例えば以下のようにして抽出（検出）することができる。

【0047】

図 5 は、舌の撮影画像を示している。以下では、舌の撮影画像において、舌の左右方向の中央で上下方向に帯状に形成される領域を上下方向に並ぶ 3 つの領域に分けたときに、それぞれの領域を、上部領域 A 1、中央領域 A 2、下部領域 A 3 と称することとする。なお、これらの領域は、演算部 15 で検出される舌の輪郭線で囲まれる領域の左右方向の幅 W、上下方向の長さ H をもとに、図 5 に示すサイズで規定されるが、図示したサイズは一例であり、これに限定されるわけではない。

10

【0048】

舌の色は、血液の色を反映するため、RGB の画像データのうちで、主に R 成分または B 成分が増減する。このため、舌の下部領域 A 3 における R の比率 ( $R / (R + G + B)$ ) または B の比率 ( $B / (R + G + B)$ ) を求めることにより、舌の色を定量化して抽出することができる。上記の RGB のデータとしては、下部領域 A 3 を構成する複数の画素間での R の画像データの平均値、G の画像データの平均値、B の画像データの平均値を用いることができる。

20

【0049】

なお、舌の色の抽出の際に、舌の下部領域 A 3 の画像データを使用しているのは、以下の理由による。すなわち、漢方医学で用いられている舌診では、舌の色は、一般に、苔の無い舌の左右端部が、舌の中心下部で診断されているが、舌の左右端部は、表面の凹凸により照明光の当たり方が変化して濃淡が発生しやすく、画像データが本来の舌の色を示す値から変動しやすいためである。

【0050】

苔の色は、角化組織の分量により、白から茶色を呈するため、RGB の画像データのうちで、主に G 成分または (G + R) 成分が増減する。このため、舌の上部領域 A 1 における G の比率 ( $G / (R + G + B)$ ) または (G + R) の比率 ( $(G + R) / (R + G + B)$ ) を求めることにより、苔の色を定量化して抽出することができる。上記の RGB のデータとしては、上部領域 A 1 を構成する複数の画素間での R の画像データの平均値、G の画像データの平均値、B の画像データの平均値を用いることができる。

30

【0051】

なお、苔の色の抽出の際に、舌の上部領域 A 1 の画像データを使用しているのは、苔は、舌粘膜の乳頭組織が角化したものであり、舌の上部から中央にかけて存在し、特に上部に多いためである。

【0052】

苔は、厚くなると舌の赤色から苔の白色に変化するため、RGB の画像データのうちで、主に R 成分または G 成分が増減する。このため、舌の中央領域 A 2 における R の比率 ( $R / (R + G + B)$ ) または G の比率 ( $G / (R + G + B)$ ) を求めることにより、苔の厚さを定量化して抽出することができる。上記の RGB のデータとしては、中央領域 A 2 を構成する複数の画素間での R の画像データの平均値、G の画像データの平均値、B の画像データの平均値を用いることができる。

40

【0053】

なお、苔の厚さの抽出の際に、舌の中央領域 A 2 の画像データを使用しているのは、苔は上述のように舌の上部に存在し、中央領域 A 2 の色が上部領域 A 1 の色に近いが否かで、苔の厚さを判断できるためである。舌の上部領域 A 1 と中央領域 A 2 との色の差（例えば色度差）と、中央領域 A 2 と下部領域 A 3 との色の差（例えば色度差）との比率を求め

50

ることにより、苔の厚さを定量化することもできる。

【0054】

〔色度値の算出について〕

次に、上記した演算部15による色度値の算出方法について説明する。

【0055】

（舌に光沢が少ない場合）

図6は、光沢が少ない舌の撮影画像と、その撮影画像の中央領域A2におけるRGBの度数分布（画素値（画像データ）と度数との関係）とを示している。図6で示した撮影画像では、舌の側部を除いて、舌の表面に光沢による白とびをした領域はなく、中央領域A2におけるRGBの度数分布の形状は、各色とも、比較的幅の狭い正規分布に近い形状となっている。したがって、演算部15は、度数分布の幅が小さいか否かを、画像データの最大値と最小値との差と閾値との比較によって判断し、度数分布の幅が小さい場合には、光沢が少ないとして、RGBのそれぞれについて画像データの平均値を求め、これを色度値とする。これにより、特徴量抽出部16は、RGBの色度値（画像データ）から上述のように所定の比率を求めて、特徴量（例えば苔の厚さ）を定量化し、抽出することができる。

10

【0056】

なお、図6では、舌の中央領域A2における度数分布を示したが、撮影画像に光沢による白とびがなければ、上部領域A1および下部領域A3においても、RGBともに、図6と同様に正規分布に近い度数分布が得られる。したがって、演算部15は、上部領域A1および下部領域A3において得られるRGBの度数分布から、RGBのそれぞれについて画像データの平均値を求めて、これを色度値とすることで、特徴量抽出部16は、RGBの色度値から所定の比率を求めて、特徴量（例えば舌の色、苔の色）を定量化し、抽出することができる。

20

【0057】

（舌に光沢が多い場合）

図7は、光沢が多い舌の撮影画像と、その撮影画像の下部領域A3におけるRGBの度数分布とを示している。また、図8は、光沢が多い舌の撮影画像と、その撮影画像の中央領域A2におけるRGBの度数分布とを示している。図7および図8の撮影画像では、舌全体が湿り気を帯びているため、舌の表面に光沢による白とびが発生している。特に、舌の下部で照明光が反射する部分に白とびが多い。以下、舌の撮影画像において、白とびが発生している領域を、領域Lとする。また、苔が発生している領域を、領域Mとする。なお、領域Mは中央領域A2に含まれているが（図8参照）、下部領域A3には含まれていない（図7参照）。

30

【0058】

図7および図8において、Rの度数分布は、幅の狭い正規分布に近い形状をしているが、BおよびGの度数分布は、正規分布の中央よりも高輝度側が、さらに高輝度側に伸びた形状となっている。これは、BおよびGは、Rに比べて、舌表面の光沢による正反射の影響を受けやすく、正反射による高輝度のデータ（反射成分）が生じるためである。したがって、BおよびGの度数分布において、本来の舌の色は低輝度側に現れるが、正反射した高輝度部のデータにより、BおよびGの色度値（例えば平均値）は、本来の舌の色を示す値よりも大きく計測される。なお、高輝度部のデータは、正反射の多少に応じて変化し、また、舌表面の湿り気具合、舌の出し方や角度により、正反射の度合いは変化する。このように、舌表面に光沢があると、本来の舌の色（色度値）を正確に計測することができないため、RGBの色度値に基づく特徴量の抽出および診断を正確に行うことができなくなる。

40

【0059】

また、図9は、舌および苔の分光分布を示している。舌および苔のいずれについても、R（波長600～700nm）の反射率は高く、舌と苔とで反射率の差はほとんどない。これに対して、舌および苔のいずれについても、B（波長400～500nm）およびG

50

(波長500~600nm)の反射率は低く、舌と苔とで反射率に差が生じている。つまり、BおよびGの反射率は、舌よりも苔のほうが高い。このため、苔は舌よりも白く観察され、図10に示すように、BおよびGの度数分布では、舌色を示す分布よりも高輝度側に苔色を示す分布が現れる。なお、BおよびGの度数分布において、苔色を示す分布よりもさらに高輝度側には、上述した正反射に起因するさらに高輝度の分布(反射成分)が現れる。図8で示したBおよびGの度数分布は、図10で示した分布と類似の形状を有していることがわかる。また、図7のBおよびGの度数分布は、下部領域A3の度数分布であり、この下部領域A3には苔の領域Mが含まれていないため、図10で示した分布のうち、苔色を示す分布を除いた部分と類似の形状を有する。

#### 【0060】

以上の点に鑑み、本実施形態では、演算部15は、以下のようにしてRGBの色度値を求める。

#### 【0061】

まず、図11に示すように、演算部15は、度数分布の幅(画像データの最大値と最小値との差)の最も狭い、舌表面での正反射の影響のないRの度数分布(実線参照)を基準の度数分布とし、このRの度数分布の最大高さ(最頻値)H1と半価幅W1とを求め、これを正規分布に当てはめてRの度数分布の形状R1(破線参照)を求める。この度数分布R1は、撮影対象の色分布、照明光の色分布、撮像部3の感度の分布によって決まるが、撮影対象、照明部2および撮像部3が共通しているので、RGBの色ごとの画像データのバラツキ度合いは同じと考えてもよい。つまり、BおよびGの画像データのバラツキは、Rの画像データのバラツキと同じと考えることができる。

#### 【0062】

そこで、演算部15は、図12および図13に示すように、Rの度数分布の形状R1を拡大または縮小して形状R1の相似形を作成し、この相似形をBおよびGの度数分布にそれぞれ当てはめるフィッティングを行い、BおよびGの色度値を求める。以下、例として、Gの色度値を求める手法を具体的に説明するが、Bの色度値を求める場合も同様である。

#### 【0063】

演算部15は、図12に示すGの度数分布の最大高さ(最頻値)H2を求め、Rの度数分布の最頻値H1との比率( $H2/H1$ )を求める。そして、演算部15は、上記の比率を、Rの度数分布の半価幅W1に掛け合わせて、Gの度数分布の最頻値H2の半価幅W2を求め、求めた半価幅W2の中心(半価幅W2の左端と右端との中間値)G0と、拡大または縮小したRの度数分布の形状R1の半価幅W1の中心(半価幅W1の左端と右端との中間値)R0とが一致するように、形状R1をGの度数分布に当てはめる。そして、演算部15は、Gの度数分布を、当てはめた形状R1の分布よりも高輝度側の反射領域と、反射領域以外の色度領域とに切り分ける。すなわち、この色度領域が、Gの度数分布から反射領域を除いた領域に相当する。Gの度数分布に苔を示す分布が元々存在しない場合は、この色度領域は舌色のみを示す分布となる。

#### 【0064】

演算部15は、上記のようにして切り分けた色度領域から、Gの色度値を算出する。このとき、演算部15は、図14に示すように、色度領域の最頻値をとる画素値を、Gの色度値として算出してもよいし、図15に示すように、色度領域の最頻値の半価幅の中心の画素値を、Gの色度値として算出してもよいし、図16に示すように、色度領域における度数の中間値(例えば色度領域の度数(画素)が100個ある場合は低輝度側から50個目の度数の画素値)を、Gの色度値としてもよい。

#### 【0065】

一方、度数分布の幅が最も狭いRについては、Rの度数分布の全体の領域において、最頻値をとる画素値、最頻値の半価幅の中心の画素値、度数の中間の画素値のいずれかを、Rの色度値とすることができる。

#### 【0066】

10

20

30

40

50

以上では、Rの度数分布の形状R1をGの度数分布に当てはめるフィッティングを行う際に、Gの度数分布の半価幅W2の中心G0と、拡大または縮小したRの度数分布の半価幅W1の中心R0とが一致するようにフィッティングを行っているが、Gの度数分布に、舌色を示す分布と苔色を示す分布とが存在する場合、Gの度数分布の半価幅W2の中心G0と、拡大または縮小したRの度数分布の半価幅W1の中心R0とがずれるようにフィッティングを行ってもよい。

#### 【0067】

例えば図17に示すように、半価幅W1の中心R0が半価幅W2の中心G0よりも低輝度側にずれるようにフィッティングを行ってもよい。この場合は、苔色よりも舌色に重点をおいた色度値の算出が可能となり、舌色の検出精度が向上する。つまり、この場合、舌色の寄与が大きくなって、色度値が低輝度側に移動する。逆に、図18に示すように、半価幅W1の中心R0が半価幅W2の中心G0よりも高輝度側にずれるようにフィッティングを行うと、舌色よりも苔色に重点をおいた色度値の算出が可能となり、苔色の検出精度が向上する。つまり、この場合、苔色の寄与が大きくなって、色度値が高輝度側に移動する。

#### 【0068】

〔制御フロー〕

図19は、本実施形態の器官画像撮影装置1における動作の流れを示すフローチャートである。器官画像撮影装置1は、操作部5または不図示の入力部により、撮影指示を受け付けると、照明制御部11は照明部2を点灯させて(S1)、照度等の撮影条件の設定を行う(S2)。撮影条件の設定が終了すると、撮像制御部12は撮像部3を制御して撮影対象である舌を撮影する(S3)。これにより、舌の撮影画像が得られる。

#### 【0069】

撮影が終了すると、演算部15は、舌の撮影画像から舌の輪郭線を抽出し(S4)、抽出し輪郭線から、舌の上下端および左右端を検出し、特徴量(舌の色、苔の色、苔の厚さ)を検出するための領域(上部領域A1、中央領域A2、下部領域A3)を設定する(S5)。

#### 【0070】

次に、演算部15は、S5にて設定した少なくともいずれかの領域について、RGBの度数分布を作成し(S6)、上述の手法によって、度数分布から反射成分を除去し、残りの領域(色度領域)の分布からRGBの色度値を算出する(S7)。その後、特徴量抽出部16は、演算部15にて算出されたRGBの色度値を用いて所定の比率を演算して特徴量(舌の色、苔の色、苔の厚さ)を抽出し(S8)、特徴量を例えば3段階に数値化する(S9)。特徴量を数値化した値は、特徴量抽出部16から出力されて表示部4にて表示され、また、記憶部17に記憶されるが、必要に応じて音声出力部7から音声で出力されたり、図示しない出力装置にて記録されたり、通信部6を介して外部に転送される(S10)。また、器官画像撮影装置1では、特徴量を数値化した値に基づいて、対象者の健康度を判断してもよいし、外部装置で判断された結果を器官画像撮影装置1にて表示するようにしてもよい。

#### 【0071】

以上のように、本実施形態では、演算部15が、撮像部3で取得される画像のデータの度数分布を用いて、画像に含まれる反射成分を除いた色度値を算出するので、画像から反射成分を除くにあたって、従来のように大型で特殊な積分球を用いる必要がなくなり、小型、低コストの構成でありながら、反射成分を除く色度値を容易に得ることができる。

#### 【0072】

また、演算部15は、撮影画像の度数分布の幅が最も狭いRについては、Rの度数分布(基準の度数分布)から色度値を算出する。Rは正反射による影響をほとんど受けないため、Rの度数分布から色度値を算出することで、反射成分を除く色度値を得ることができる。一方、演算部15は、Rの度数分布の相似形をBやGの度数分布にフィッティングすることにより、BやGの度数分布を反射領域と色度領域とに切り分け、上記色度領域の分

10

20

30

40

50

布から B や G の色度値を算出する。G や B については、度数分布の反射成分を除いた領域（色度領域）から色度値を算出するため、B や G の色度値を正確に得ることができる。

【0073】

さらに、演算部 15 は、基準となる R の度数分布の形状を、B や G の度数分布との最頻値の比率に応じて拡大または縮小し、拡大または縮小後の R の度数分布の形状を、その最頻値の半価幅の中心が B や G の度数分布の最頻値の半価幅の中心と一致するようにフィッティングするので、精度の高いフィッティングを行うことができる。また、R の度数分布における画像データのバラツキを、B や G の度数分布に適切に反映させて、B や G の度数分布を、反射成分を含む反射領域と残りの色度領域とに良好に切り分けることができる。

【0074】

一方、演算部 15 は、上述したように、R の度数分布の半価幅の中心が、B や G の度数分布の半価幅の中心よりも高輝度側または低輝度側にずれるようにフィッティングを行ってもよい。この場合、B や G の度数分布の形状に応じてフィッティングの仕方を変えることができる。これにより、B や G の度数分布の形状に応じて反射領域および色度領域を切り分けて、色度値を算出することが可能となる。

【0075】

また、演算部 15 は、度数分布の反射成分を除いた色度領域での最頻値をとる画像データ、上記色度領域での最頻値の半価幅の中心の画像データ、または上記色度領域における度数の中間値の画像データを色度値として算出するので、画像に含まれる反射成分を除いた色度値を確実に得ることができる。特に、最頻値の半価幅の中心の画像データ、または上記色度領域における度数の中間値の画像データを色度値とする場合は、最頻値をとる画像データを色度値とする場合に比べて、度数分布の小さなノイズに対して強く（ノイズの影響を受けにくく）、色度値を安定して得ることができる（ノイズによって変動しにくい色度値を得ることができる）。

【0076】

特徴量抽出部 16 は、演算部 15 にて算出された色度値に基づいて、健康度の診断に用いる特徴量を抽出するので、上記色度値に基づく特徴量の抽出を容易にかつ正確に行うことができる。その結果、特徴量に基づく健康度の診断を正確に行うことが可能となる。

【0077】

また、撮影対象が舌である場合、舌の湿り気が多い症例、照明光が反射しやすい角度で撮影対象に当たるときでも、色度値に基づく特徴量を正確に抽出することができるため、特徴量に基づく診断の精度が向上する。さらに、本実施形態の器官画像撮影装置 1 は、上述したように小型、低コストの構成であるため、在宅看護やオフィスでの健康管理に用いる装置として好適となる。

【0078】

上記の特徴量は、舌の色、苔の色、苔の形の少なくともいずれかであるので、これらの特徴量に基づく健康度の診断が可能となり、東洋医学の診断手法に即した診断が可能となる。

【0079】

〔その他〕

以上では、撮影対象が人間の舌である場合について説明したが、生体（生きているもの）であれば人間でなくてもよく、人間以外の動物であってもよい。例えば、ペットや家畜などの動物の舌であっても、本実施形態の手法を適用して診断項目を正確に検出することが可能である。この場合、意思の伝達ができない動物の体調不良を速やかに、かつ的確に判断することができる。

【0080】

本実施形態では、生体の撮影対象が舌である場合を例として説明したが、例えば、まぶたなど、水分代謝の良否によりむくみが現れ、照明光の当たり方によって正反射が生じるような部位を撮影対象とすることもできる。この場合でも、撮影画像から得られる RGB の画像データの度数分布から、反射成分を除いた色度値を算出して特徴量を抽出すること

10

20

30

40

50

も可能である。

【0081】

また、図20は、人間の体内組織である大腸の内壁31を内視鏡で観察した画像を模式的に示している。消化器官内は消化液が存在するため、内壁31の表面が濡れている。内視鏡は先端が細く、光源とレンズ(撮像部)とが近接配置されているため、撮影対象に対して光源と撮像部とのなす角度が小さくなっている。その結果、消化器官内では正反射が出やすい。図20では、大腸の内壁31に、潰瘍による突起32が現れているが、突起32の部分では正反射が出やすい。このような場合でも、本実施形態で説明した、撮影画像のRGBの度数分布から色度値を求める手法を適用することにより、反射成分を除く色度値を正確に求めることができ、診察の精度を向上させることができる。

10

【産業上の利用可能性】

【0082】

本発明は、生体に含まれる撮影対象を撮影して色度値を算出する装置に利用可能である。

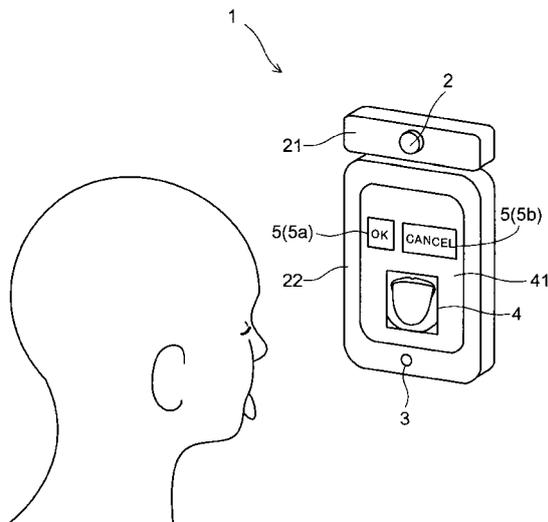
【符号の説明】

【0083】

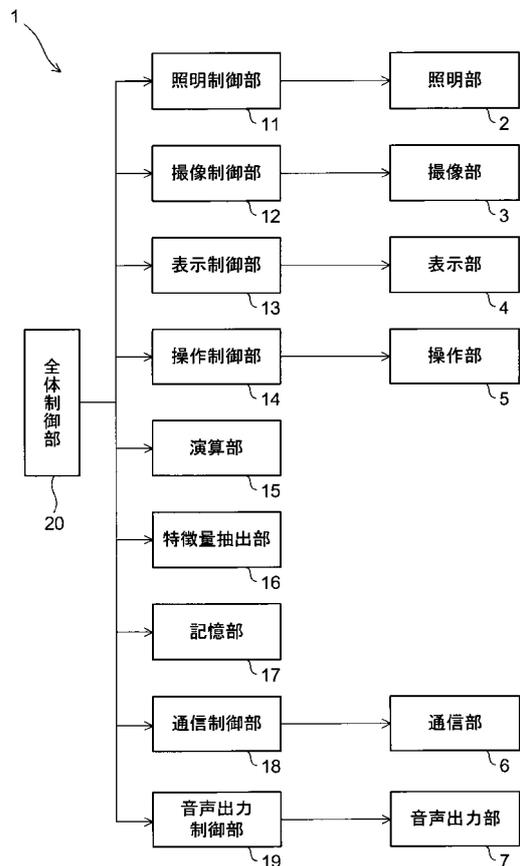
- 1 器官画像撮影装置(生体色度計測装置)
- 3 撮像部
- 15 演算部
- 16 特徴量抽出部

20

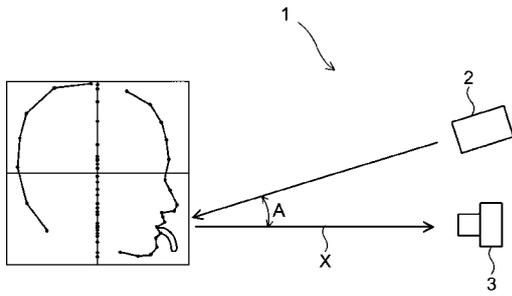
【図1】



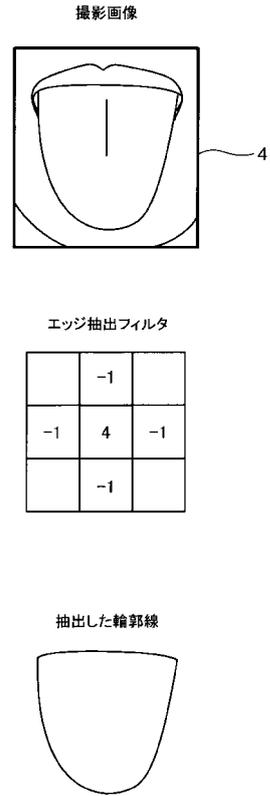
【図2】



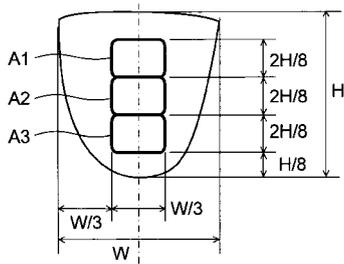
【 図 3 】



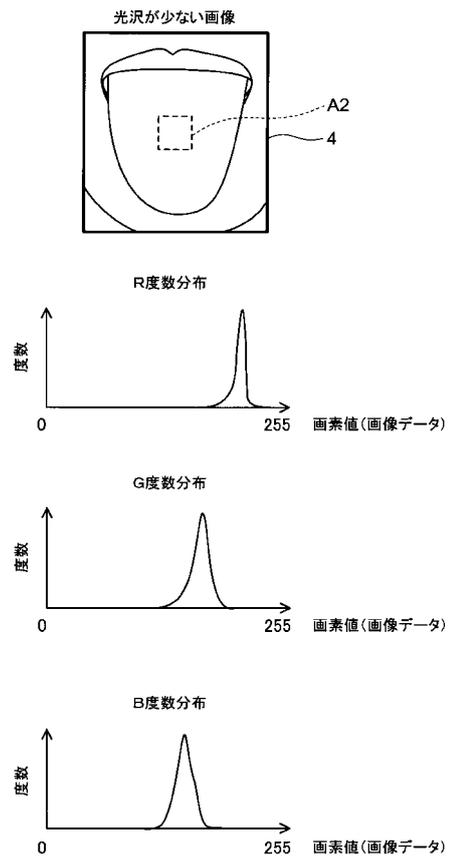
【 図 4 】



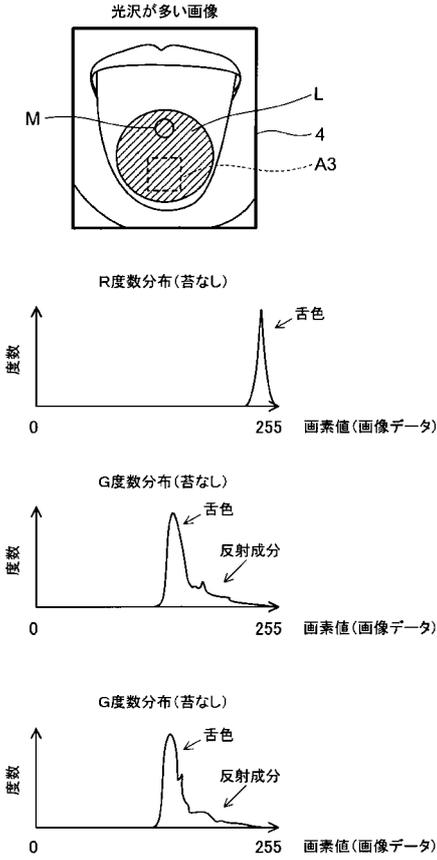
【 図 5 】



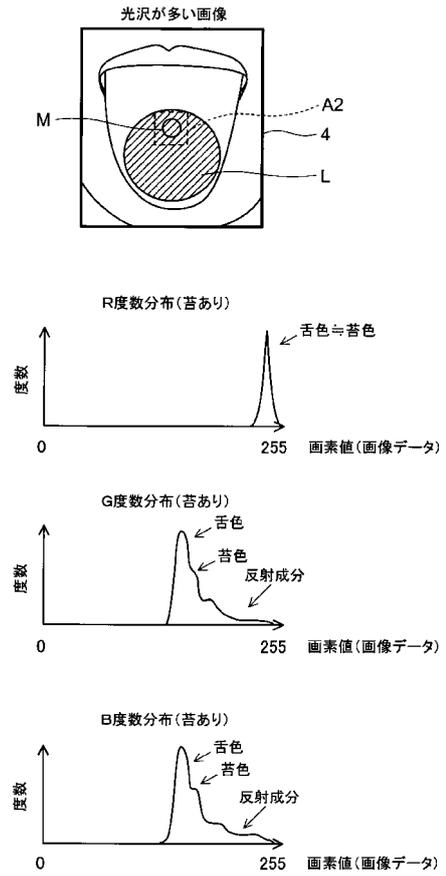
【 図 6 】



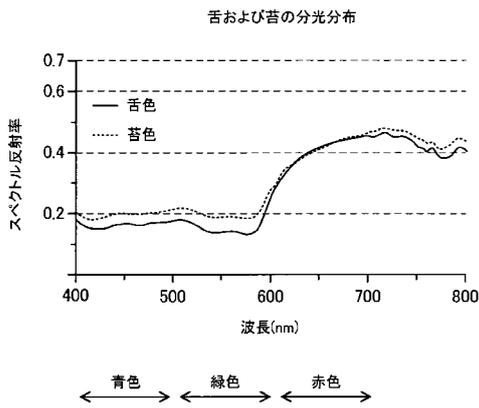
【 図 7 】



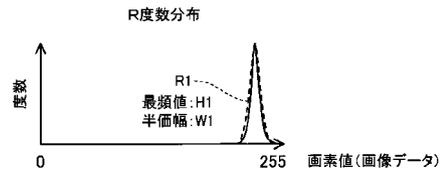
【 図 8 】



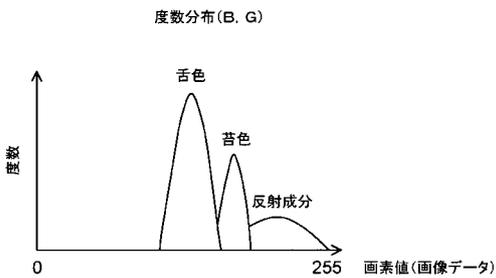
【 図 9 】



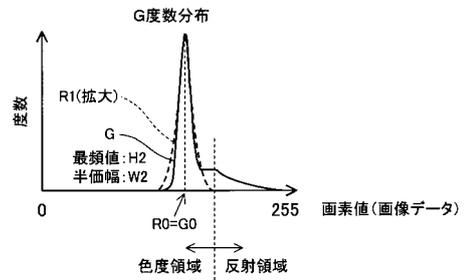
【 図 1 1 】



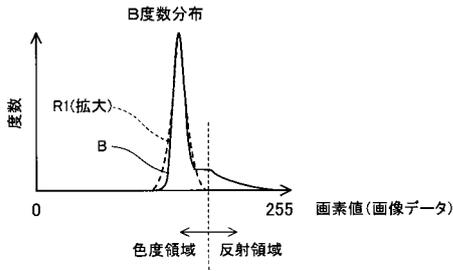
【 図 1 0 】



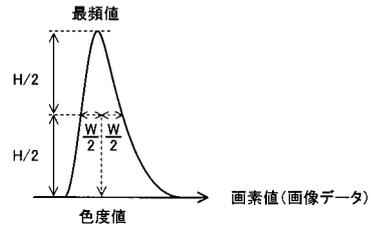
【 図 1 2 】



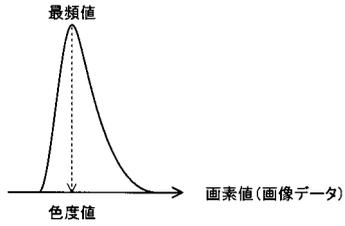
【図 13】



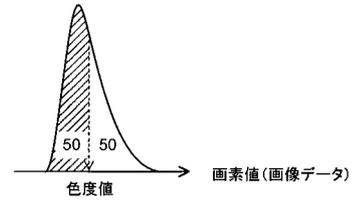
【図 15】



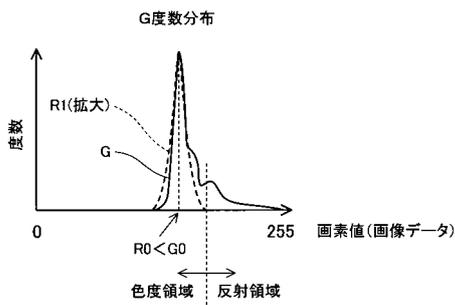
【図 14】



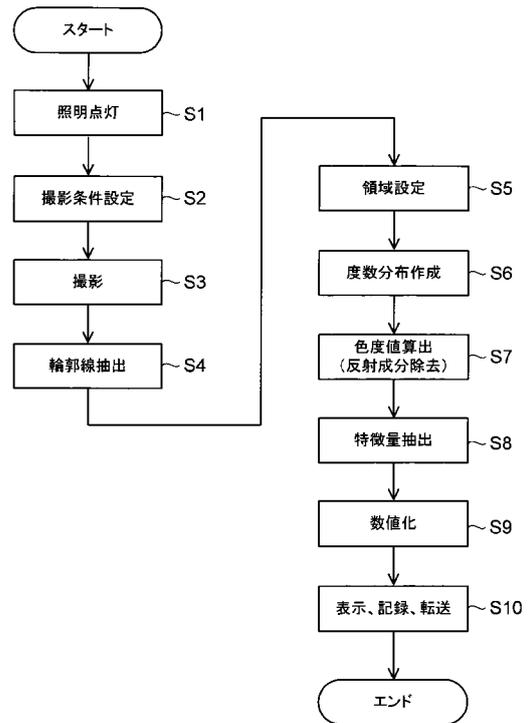
【図 16】



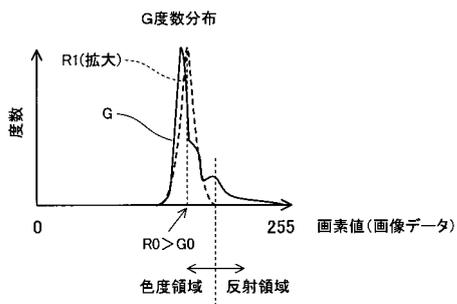
【図 17】



【図 19】



【図 18】



【 図 20 】

