

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7299726号
(P7299726)

(45)発行日 令和5年6月28日(2023.6.28)

(24)登録日 令和5年6月20日(2023.6.20)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 M

A 6 1 B 5/00 1 0 1 A

請求項の数 14 (全13頁)

(21)出願番号	特願2019-53477(P2019-53477)	(73)特許権者	000001007 キャノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22)出願日	平成31年3月20日(2019.3.20)	(74)代理人	110003281 弁理士法人大塚国際特許事務所
(65)公開番号	特開2020-151245(P2020-151245 A)	(72)発明者	佐伯 友之 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キャノン株式会社内
(43)公開日	令和2年9月24日(2020.9.24)	審査官	門田 宏
審査請求日	令和4年3月7日(2022.3.7)		
前置審査			

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 肌の色の測定装置及びプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

色を測定する肌の測定領域に光を照射する光源と、
前記測定領域からの反射光、又は、前記測定領域を透過した透過光を受光する受光手段と、
前記受光手段の受光結果に基づき、判定情報及び前記測定領域の色に関する色情報を繰り返し取得する取得手段と、
前記判定情報の時間変化に基づき、前記繰り返し取得した前記色情報から前記肌の色を判定するために使用する第1色情報を選択する選択手段と、
を備え、
前記判定情報は、前記受光手段が第1タイミングで受光した第1受光結果と、前記第1タイミングより後の第2タイミングで受光した第2受光結果と、の差に基づく情報であることを特徴とする測定装置。

【請求項2】

前記選択手段は、前記判定情報の時間変化に基づき、前記測定装置が前記肌に接触したタイミングを判定し、前記判定したタイミングにおいて前記取得手段によって取得された前記第1色情報を選択することを特徴とする請求項1に記載の測定装置。

【請求項3】

前記選択手段は、前記判定情報が示す値の符号が所定期間以上、同じである第1期間を判定することで、前記測定装置が前記肌に接触したタイミングを判定することを特徴とす

る請求項 2 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記選択手段は、前記第 1 期間の開始タイミングを、前記測定装置が前記肌に接触したタイミングと判定することを特徴とする請求項 3 に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記判定情報は、前記色情報の一部の情報に基づくことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記色情報は、分光反射率であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 7】

前記色情報は、 $L^*a^*b^*$ 色空間の各色値であることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 8】

前記第 1 受光結果及び第 2 受光結果として、ヘモグロビンにより吸収される波長、又は、ヘモグロビンにより吸収される波長範囲の分光反射率を用いることを特徴とする請求項 6 に記載の測定装置。

【請求項 9】

前記第 1 受光結果及び第 2 受光結果として、ヘモグロビンにより吸収される波長範囲内の光の前記受光手段による受光量を用いることを特徴とする請求項 6 に記載の測定装置。

【請求項 10】

前記第 1 受光結果及び第 2 受光結果として、 $L^*a^*b^*$ 色空間の色度 a^* を用いることを特徴とする請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 11】

前記測定装置は、前記測定領域に接触させる透光部材をさらに有し、
前記光源からの光は、前記透光部材を透過して前記測定領域を照射することを特徴とする請求項 10 に記載の測定装置。

【請求項 12】

前記第 1 受光結果及び第 2 受光結果として、 $L^*a^*b^*$ 色空間の明度 L^* を用いることを特徴とする請求項 7 に記載の測定装置。

【請求項 13】

前記測定装置の筐体には、前記測定領域に対応する開口が設けられ、
前記測定装置は、前記筐体の前記開口の周囲の領域を、前記測定領域の周囲に接触させる様に構成されていることを特徴とする請求項 12 に記載の測定装置。

【請求項 14】

色を測定する肌の測定領域に光を照射する光源と、
前記測定領域からの反射光、又は、前記測定領域を透過した透過光を受光する受光手段と、

1 つ以上のプロセッサと、
を有する測定装置の前記 1 つ以上のプロセッサで実行されると、

前記測定装置に、
前記受光手段の受光結果に基づき、判定情報及び前記測定領域の色に関する色情報を繰り返し取得することと、

前記判定情報の時間変化に基づき、前記繰り返し取得した前記色情報から前記肌の色を判定するために使用する第 1 色情報を選択することと、
を実行させ、

前記判定情報は、前記受光手段が第 1 タイミングで受光した第 1 受光結果と、前記第 1 タイミングより後の第 2 タイミングで受光した第 2 受光結果と、の差に基づく情報であることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、肌の色の測定技術に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1は、測色計を用いて肌の色を測定する構成を開示している。特許文献1によると、小型軽量の測色計を用いることで過度に肌を圧迫することを防ぎ、これにより血流が滞って肌の色が測定により変化することを防いでいる。また、特許文献1は、必要に応じて測色計に押圧力センサを取り付ける構成も開示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【文献】特許第3815903号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、小型軽量の測色計を用いるだけでは、肌の圧迫による肌の色の变化を抑えて精度良く肌の色を測定することはできない。また、押圧力センサを取り付けると、測定装置の構成が複雑になり、測定装置のコストアップとなる。

【0005】

本発明は、肌の色を精度良く測定できる測定装置及びプログラムを提供するものである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様によると、測定装置は、色を測定する肌の測定領域に光を照射する光源と、前記測定領域からの反射光、又は、前記測定領域を透過した透過光を受光する受光手段と、前記受光手段の受光結果に基づき、判定情報及び前記測定領域の色に関する色情報を繰り返し取得する取得手段と、前記判定情報の時間変化に基づき、前記繰り返し取得した前記色情報から前記肌の色を判定するために使用する第1色情報を選択する選択手段と、を備え、前記判定情報は、前記受光手段が第1タイミングで受光した第1受光結果と、前記第1タイミングより後の第2タイミングで受光した第2受光結果と、の差に基づく情報であることを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明によると、肌の色を精度良く測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】一実施形態による測定システムの構成図。

【図2】測定装置の異なる態様と、測定装置のキャリブレーションを示す図。

【図3】肌の分光反射率の測定結果例を示す図。

【図4】一実施形態による肌の色の測定処理のフローチャート。

【図5】一実施形態による測定タイミングの判定処理の説明図。

【図6】一実施形態による測定タイミングの判定処理の説明図。

【図7】一実施形態による肌の色の測定処理のフローチャート。

【図8】表示画面例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、添付図面を参照して実施形態を詳しく説明する。尚、以下の実施形態は特許請求の範囲に係る発明を限定するものでない。実施形態には複数の特徴が記載されているが、これらの複数の特徴の全てが発明に必須のものとは限らず、また、複数の特徴は任意に組み合わせられてもよい。さらに、添付図面においては、同一若しくは同様の構成に同一の

10

20

30

40

50

参照番号を付し、重複した説明は省略する。

【0010】

<第一実施形態>

図1は、本実施形態による測定システムの構成図である。測定システムは、測定装置110と、測定装置110と有線又は無線により通信する操作端末130と、を備えている。測定装置110の制御部111は、CPUを有し、測定装置110の全体を制御する。記憶部112は、ROMやRAMであり、制御部111は、記憶部112に格納されている制御プログラムを実行して測定装置110を制御する。また、記憶部112には、制御部111がその制御において使用するデータや、一時的に記憶すべきデータも記憶される。通信部113は、操作端末130と有線又は無線により通信する。通知部114は、LEDやブザー等、ユーザに測定装置110の動作状態を通知するためのデバイスである。操作部115は、プッシュスイッチなど、測定装置110のユーザが操作可能なデバイスである。

10

【0011】

光源116は、白色LEDであり、DA変換部117が出力する電圧に応じた強度の光を射出する。分光部118は、プリズムや回折格子等であり、受光する光を波長に応じて分光し、波長分散光として出力する。受光素子119は、例えば、複数の画素を有するラインセンサであり、各画素は、分光部118が出力する波長分散光の所定の波長を含む光を受光し、受光量に応じた電圧を出力する。例えば、受光素子119の各画素は、10nmの波長幅の光を受光する様に測定装置110は構成されている。なお、分光部118及び受光素子119は分光測色計（分光センサ）を構成している。或いは、光源116、分光部118及び受光素子119は分光測色計を構成している。AD変換部120は、受光素子119が出力する各画素の受光量を示す電圧をデジタル値に変換する。測定装置110の上記各機能ブロックは、バス123で接続されており、相互に通信可能となっている。二次電池122は、測定装置110を駆動するための電源であり、例えばリチウムイオン電池を利用することができる。なお、測定装置110と操作端末130を有線で接続する場合、操作端末130が測定装置110の動作電力を供給する構成とすることもできる。この場合、二次電池122を省略することができる。

20

【0012】

操作端末130の制御部131は、CPUを有し、操作端末130の全体を制御する。記憶部132は、ROMやRAMであり、制御部131は、記憶部132に格納されている制御プログラムを実行して操作端末130を制御する。また、記憶部132には、制御部131がその制御において使用するデータや、一時的に記憶すべきデータも記憶される。通信部133は、測定装置110と有線又は無線により通信する。表示部134は、ディスプレイ等の表示装置であり、測定装置110の状態や、測定結果等を表示する。操作部135は、キーボード、マウス、タッチパネルディスプレイ等であり、ユーザは操作部135を介して操作端末130を操作する。操作端末130の各機能ブロックは、バス136で接続されており、相互に通信可能となっている。操作端末130は、専用の装置として構成することも、PC、タブレット、スマートフォン等の装置を利用して構成することもできる。

30

40

【0013】

図2(A)及び図2(B)は、測定装置110の異なる態様を示している。図2(A)の測定装置110の筐体には、透光部材であるアクリル板204が設けられる。筐体内の光源116が射出する照射光201は、アクリル板204を透過して、肌200の測定領域209を照射する。また、測定領域209からの反射光202は、アクリル板204を透過して、筐体内の分光部118に入射する。一方、図2(B)の測定装置110の筐体には、測定領域210に対応する開口部205が設けられる。筐体内の光源116が射出する照射光201は、開口部205を通過して、肌200の測定領域210を照射する。また、測定領域210からの反射光202は、開口部205を通過して、筐体内の分光部118に入射する。

50

【0014】

いずれの態様であっても、測定時、測定装置110を肌200に接触させる。アクリル板204を設けた測定装置110の場合、アクリル板204を肌200の測定領域209に接触させる。アクリル板204が肌200を圧迫すると、人体の血流が滞り、図2（A）の符号203に示す様に、血液は測定領域209から離れる様に移動する。そのため、測定領域209は白く変色する。一方、開口部205を設けた測定装置110の場合、開口部205の周囲の筐体部分を肌200の測定領域210の周囲に接触させる。開口部205の周囲の筐体部分が肌200を圧迫すると、図2（B）の符号206に示す様に、血液は、圧迫されていない測定領域210に向けて移動する。そのため、測定領域210は赤く変色する。この様に、いずれの態様であっても、測定時、肌200の測定領域の色は、測定装置110を接触させていない状態のときの色から変化する。図3は、肌200の分光反射率を測定した結果の一例を示している。図3の点線は、適切な押圧力で測定した分光反射率を示し、実線は、アクリル板204による押圧力が過大となり、肌が白く変色した状態で測定した分光反射率を示している。

10

【0015】

図4は、本実施形態の測定システムによる肌の色の測定処理のフローチャートである。なお、本実施形態において、測定装置110は、図2（A）に示すアクリル板204を設けたものとする。図4に示す処理は、測定システムの操作者が操作部115又は135を操作して、測定装置110に測定開始を指示することで開始される。測定開始後、例えば、通知部114による通知、或いは、表示部134による表示内容に従い、操作者又は被測定者は、被測定者の肌200の測定領域209に測定装置110のアクリル板204を接触させる。なお、以下の説明においては、測定システムの操作者と肌の色が測定される被測定者とを異なる人としているが、同じ人であっても良い。また、操作者及び被測定者を纏めてユーザと表現する。

20

【0016】

測定開始の指示を受けると、測定装置110の制御部111は、S100で、光源116を測定用の強度で発光させる。続いて、制御部111は、S101で、AD変換部120から、受光素子119が受光した各波長の光の受光量を取得する。制御部111は、S102で、各波長の光の受光量に基づき、各波長の分光反射率を求め、さらに、各波長の分光反射率から色情報、例えば、 $L^*a^*b^*$ 色空間の明度 L^* 、色度 a^* 、及び、色度 b^* の各色値を演算して求める。制御部111は、求めた色情報を記憶部112に記憶する。

30

【0017】

その後、制御部111は、S103で、後述する測定タイミングの判定処理を行う。続いて、制御部111は、S104で、測定タイミングを判定できたか否かを判定する。測定タイミングを判定できた場合、制御部111は、処理をS105に進める。一方、測定タイミングを判定できない場合、制御部111は、処理をS106に進める。S105において、制御部111は、記憶部112に記憶された色情報の内、判定した測定タイミングにおいて測定された色情報を選択する。そして、選択した色情報を記憶部112から読み出し、これを肌の色の測定結果を示す測定情報として操作端末130に出力する。その後、制御部111は、S108で、光源116の発光を停止させて、図4の処理を終了する。

40

【0018】

一方、S106において、制御部111は、エラー判定を行う。制御部111は、例えば、S100での発光開始から所定時間が経過しても測定タイミングの判定ができない場合、タイムアウトエラーが発生したと判定することができる。また、ステップS101で検出した各波長の光の受光量が正常範囲から外れていることが所定回数繰り返された場合にもエラーが発生したと判定することができる。制御部111は、S106でエラーが生じていると判定すると、S107に処理を進める。一方、S106でエラーが生じていないと判定すると、制御部111は、S101から処理を繰り返す。S107において、制

50

御部 111 は、判定したエラーの内容を示すエラー情報を操作端末 130 へ出力し、S108 で、光源 116 の発光を停止させて、図 4 の処理を終了する。

【0019】

図 5 (A) 及び図 5 (B) は、図 4 の S103 における測定タイミングの判定処理の説明図である。図 5 (A) は、S101 から S106 の繰り返し処理の各回の S102 で取得した色情報のうちの色度 a^* の値の時間変化を示している。なお、図 5 (A) 及び図 5 (B) の時刻 t_0 は、測定処理を開始した時刻 (S100) である。また、時刻 t_1 は、測定装置 110 を被測定者の肌 200 に接触させたタイミングである。測定装置 110 のアクリル板 204 を肌 200 に接触させたことで、時刻 t_1 ~ 時刻 t_2 の間、色度 a^* は大きく変動している。そして、時刻 t_2 から、色度 a^* は、指数関数的に減少している。時刻 t_2 以降の色度 a^* の変化は、図 2 (A) を用いて説明した様に、血液が測定領域 209 から離れる様に移動していることに起因している。

10

【0020】

図 5 (A) の時刻 t_2 より前の期間は、肌 200 を測定していない期間と、アクリル板 204 を肌 200 に接触させたことにより測定値が大きく変化している期間である。したがって、時刻 t_2 より前の S102 で取得した色情報は、肌 200 の色を適切に示すものではない。また、時刻 t_2 より後の期間は、血液の移動により肌 200 の色が白く変化している期間である。したがって、時刻 t_2 より後の S102 で取得した色情報は、肌 200 の色を適切に示すものではない。したがって、図 5 (A) の参照符号 501 で示す時刻 t_2 で取得された色情報が、肌 200 の色を最も良く示すものとなる。図 4 の S103 で行う測定タイミングの判定処理とは、判定情報として色度 a^* を使用し、判定情報である色度 a^* が指数関数的に減少し始める時刻 t_2 のタイミングを判定する処理である。以下、判定情報に基づき、どの様に測定タイミングを判定するかについて説明する。

20

【0021】

まず、制御部 111 は、例えば、時刻 t で取得した色度 $a^*(t)$ から、時刻 $(t-3)$ で取得した色度 $a^*(t-3)$ を減じた差分値 $diff(a^*)$ を求める。なお、時刻 $(t-3)$ とは、図 4 の S101 から S106 の繰り返しで 3 回前との意味である。つまり、ある回の S102 で求めた色度 a^* を $a^*(t)$ とすると、その 3 回前の S102 で求めた色度 a^* が、色度 $a^*(t-3)$ である。図 5 (B) は、 $diff(a^*)$ の時間変化を示している。図 5 (B) に示す様に、色度 a^* が指数関数的に減少している期間 503 において、 $diff(a^*)$ は、負の値をとり続ける。制御部 111 は、所定期間以上、負の値の $diff(a^*)$ が継続している時間区間を探索し、探索した時間区間の開始時刻を測定タイミングと判定する。そして、制御部 111 は、記憶部 112 に記憶した各回の S102 で取得した色情報のうち、判定した測定タイミングで取得した色情報を操作端末 130 に通知する。

30

【0022】

以上、判定情報及び色情報を繰り返し取得して記憶部 112 に記憶する。なお、本実施形態において、判定情報は、色度 a^* の色値であり、色情報は、明度 L^* 、色度 a^* 、及び、色度 b^* それぞれの色値である。この様に、本実施形態において、判定情報は、色情報の一部の情報である。そして、制御部 111 は、繰り返し取得した判定情報の時間変換から、事後的に、最も適切な測定タイミングを判定する。そして、判定した測定タイミングにおいて取得した色情報を、肌 200 の色の測定結果を示す測定情報とする。この構成により、測定装置 110 が肌 200 を圧迫することによる肌 200 の色の変化の影響を抑えた精度の良い測定結果をユーザに提示することができる。また、測定装置 110 の構成を複雑にし、かつ、コストを高くする押圧力センサを取り付ける必要もない。

40

【0023】

<第二実施形態>

続いて、第二実施形態について、第一実施形態との相違点を中心に説明する。本実施形態では、図 2 (B) に示す開口部 205 を設けた測定装置 110 を使用する。なお、測定処理のフローチャートは第一実施形態と同様である。図 6 (A) ~ 図 6 (C) は、本実施

50

形態による測定タイミングの判定処理の説明図である。なお、時刻 t_0 、 t_1 及び t_2 の意味は、第一実施形態と同様である。図6(C)は、色度 a^* の時間変化を示している。上述した様に、開口部205を設けた測定装置110では、血液が測定領域210へ移動するため、測定領域210は赤く変化する。このため、図6(C)に示す様に、色度 a^* は単調に増加する。したがって、色度 a^* の時間変化から測定タイミングを判定することはできない。つまり、色度 a^* を判定情報として利用することはできない。

【0024】

このため、本実施形態では、判定情報として明度 L^* を使用する。図6(A)は、明度 L^* の時間変化を示している。図6(A)に示す様に、測定装置110の筐体を肌200に接触させた影響により、明度 L^* は、時刻 t_1 から t_2 までの間、大きく変動している。そして、明度 L^* は、時刻 t_2 から指数関数的に減少している。したがって、測定タイミングは、明度 L^* が指数関数的に減少を開始する時刻 t_2 を判定することで判定される。

10

【0025】

このため、本実施形態でも、第一実施形態と同様に、制御部111は、 $d i f f(L^*)$ を求める。図6(B)は、 $d i f f(L^*)$ の時間変化を示している。図6(B)に示す様に、明度 L^* が指数関数的に減少している期間603において、 $d i f f(L^*)$ は、負の値をとり続ける。制御部111は、所定期間以上、負の値の $d i f f(L^*)$ が継続している時間区間を探索し、探索した時間区間の開始時刻を測定タイミングに決定する。

【0026】

以上、測定装置110の態様に応じて、測定装置110を肌200に接触させたことによる肌200の色の状態の態様は異なる。しかしながら、測定装置110の態様に応じた適切な判定情報を使用することで、適切な測定タイミングを判定することができる。

20

【0027】

<第三実施形態>

続いて、第三実施形態について、第一実施形態及び第二実施形態との相違点を中心に説明する。図2(C)は、測定装置110のキャリブレーションを行っている状態を示している。例えば、測定装置110のケース208に白色基準板207を設ける。なお、白色基準板207は、測定装置110をケースに収納した際に、光源116が射出する光により照射され、その反射光が分光部118に入射する様に設けられる。制御部111は、例えば、ユーザ操作により測定開始指示を受けると、まず、キャリブレーションを実行し、キャリブレーションの完了後、肌の色の測定を行う。なお、キャリブレーションは、光源116を発光させ、白色基準板207からの反射光量の受光結果に基づき、既知の手法により行われる。

30

【0028】

図7は、本実施形態における肌の色の測定処理のフローチャートである。なお、図4で説明したフローチャートと同様の処理ステップについては、同じステップ番号を付与して、その説明については省略する。制御部111は、S100で、光源116を発光させると、S200で、図2(C)に示す様に、キャリブレーションを行う。制御部111は、S201で、キャリブレーションが成功したか否かを判定する。例えば、測定装置110がケース208へ格納されておらず、受光素子119が反射光を受光しない場合、制御部111は、キャリブレーションが不成功であると判定することができる。また、受光素子119が反射光を受光したが、各波長の光の受光量が予め決められた範囲内でない場合、制御部111は、キャリブレーションが不成功であると判定することができる。制御部111は、キャリブレーションが不成功であると判定すると、S202でエラー処理を実行する。例えば、制御部111は、通知部114のLEDやブザー等を用いて、キャリブレーションのエラーが生じたことをユーザに通知することができる。また、制御部111は、操作端末130にキャリブレーションエラーが生じたことを通知することができる。エラー処理後、制御部111は、光源116の発光を停止させて、図7の処理を終了する。

40

【0029】

キャリブレーション成功と判定すると、制御部111は、S203で、キャリブレーション

50

ヨンの成功を通知する。例えば、制御部 111 は、通知部 114 の LED やブザー等を用いて、キャリブレーションの成功をユーザに通知すると共に、操作端末 130 へキャリブレーションの成功を通知することができる。続いて、制御部 111 は、S204 で、測定装置 110 の持ち上げを検知するまで待機する。持ち上げとは、測定装置 110 のユーザが測定装置 110 をケース 208 から持ち上げて取り出したことを意味する。制御部 111 は、受光素子 119 の各波長の光の受光量、或いは、受光量から求められる各波長の分光反射率それぞれが閾値より低くなったことを検知すると、測定装置 110 がケース 208 から持ち上げられたと判定することができる。また、測定装置 110 に不図示のジャイロを設けておき、このジャイロの出力結果によって測定装置 110 がケース 208 から持ち上げられたことを検知することができる。制御部 111 は、測定装置 110 の持ち上げを検知すると、S205 において、測定中であることを、操作端末 130 に通知する。その後、制御部 111 は、S206 において、図 4 の S101 ~ S107 を実行し、S108 において、光源 116 の発光を停止させて、図 7 の処理を終了する。

【0030】

図 8 は、操作端末 130 の表示部 134 に表示される画面例を示している。図 8 (A) は、測定装置 110 のユーザに、キャリブレーション中であることを通知するための画面例であり、図 7 の S200 において表示部 134 に表示される。図 8 (B) は、測定装置 110 のユーザに、キャリブレーションエラーが生じたことを通知するための画面例であり、S202 において表示部 134 に表示される。図 8 (C) は、測定装置 110 のユーザに、キャリブレーション成功を通知するための画面例であり、S203 において表示部 134 に表示される。

【0031】

図 8 (D) は、測定装置 110 のユーザに、測定中であることを通知するための画面例であり、図 7 の S205 と、図 4 の S101 ~ S104 及び S106 の繰り返しを行っている間、表示部 134 に表示される。図 8 (E) は、測定装置 110 のユーザに、測定中であることを通知するための他の画面例であり、測定領域についてもユーザに通知している。なお、複数の箇所を測定する場合、測定領域を順に表示する構成とすることができる。図 8 (F) は、測定装置 110 のユーザに、測定エラーを通知するための画面例であり、図 4 の S107 において表示部 134 に表示される。図 8 (G) は、測定装置 110 のユーザに、測定完了を通知するための画面例であり、S105 において表示部 134 に表示される。

【0032】

以上、測定装置 110 は、受光素子 119 の受光結果に基づき、測定に関する測定装置 110 の一連の状態のうちのいずれの状態であるかを検出する。そして、制御部 110 は、検出した状態を、直接、或いは、操作端末 130 を介してユーザに通知する。これにより、ユーザは、測定装置 110 を容易に取り扱うことができる。

【0033】

<その他の実施形態>

なお、第一実施形態や、第二実施形態では、判定情報として、色度 a^* や、明度 L^* を使用していた。しかしながら、血液の移動による色の変化を判定できる任意の情報を判定情報として使用することができる。例えば、波長 540 ~ 580 nm の光は、血液に含まれるヘモグロビンにより吸収される。したがって、波長 540 ~ 580 nm の各波長の分光反射率や受光量、或いは、波長 540 ~ 580 nm の波長範囲内の、所定の波長の分光反射率や受光量を判定情報とし、これらの値が所定パターンに従って変化し始める時間を測定タイミングとすることができる。

【0034】

また、第一実施形態及び第二実施形態では、時刻 t と時刻 $(t-3)$ との差分、つまり、図 4 の S101 から S106 の繰り返しにおいて、3 回前の測定結果との差分により測定タイミングを判定していた。しかしながら、差分を求める 2 つの測定結果の時間差については、他の値とすることができる。さらに、差分を求めるのではなく、判定情報の時間

変化そのものから測定タイミングを判定する構成とすることもできる。例えば、血液の移動による肌の色の变化に伴う、判定情報の変化パターンを示す変化情報を求めて記憶部 112 に保持させておく。そして、測定した判定情報の時系列データの各時間区間と、変化情報が示す変化パターンとを比較し、最も類似している時間区間の開始タイミングを測定タイミングに決定することもできる。

【0035】

また、上記実施形態において、色情報を、 $L^*a^*b^*$ 色空間の明度 L^* 、色度 a^* 、及び、色度 b^* の各色値としていたが他の色空間の色値であっても良い。さらに、各波長の分光反射率を色情報とすることもできる。なお、色情報と判定情報は、異なる情報であっても重複する情報であっても良い。例えば、第一実施形態及び第二実施形態において、判定情報は、明度 L^* 又は色度 a^* でり、色情報は、明度 L^* 、色度 a^* 、及び、色度 b^* であった。つまり、第一実施形態及び第二実施形態において、色情報と判定情報は重複する情報、より詳しくは、判定情報は、色情報の一部の情報であった。しかしながら、判定情報として明度 L^* 又は色度 a^* を使用し、色情報として、分光反射率を使用することができる。この場合、色情報と判定情報は、異なる情報である。さらに、判定情報として所定波長の分光反射率や受光量を使用し、色情報として、明度 L^* 、色度 a^* 、及び、色度 b^* を使用することができる。この場合も、色情報と判定情報は、異なる情報である。さらに、第一実施形態及び第二実施形態は、測定領域からの反射光を受光していたが、測定領域を透過した透過光を分光部 118 に入射させる構成とすることもできる。

【0036】

本発明は、上述の実施形態の 1 以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は記憶媒体を介してシステム又は装置に供給し、そのシステム又は装置のコンピュータにおける 1 つ以上のプロセッサがプログラムを読み出し実行する処理でも実現可能である。また、1 以上の機能を実現する回路（例えば、ASIC）によっても実現可能である。

【0037】

発明は上記実施形態に制限されるものではなく、発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、発明の範囲を公にするために請求項を添付する。

【符号の説明】

【0038】

116：光源、118：分光部、119：受光素子、111：制御部

10

20

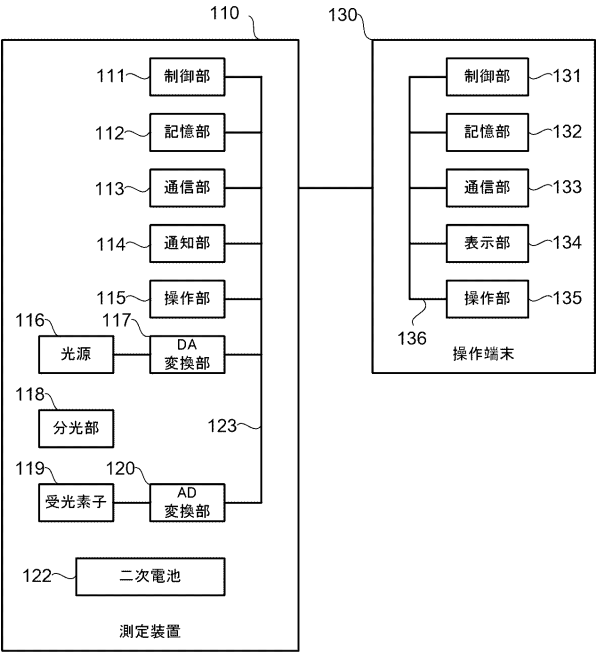
30

40

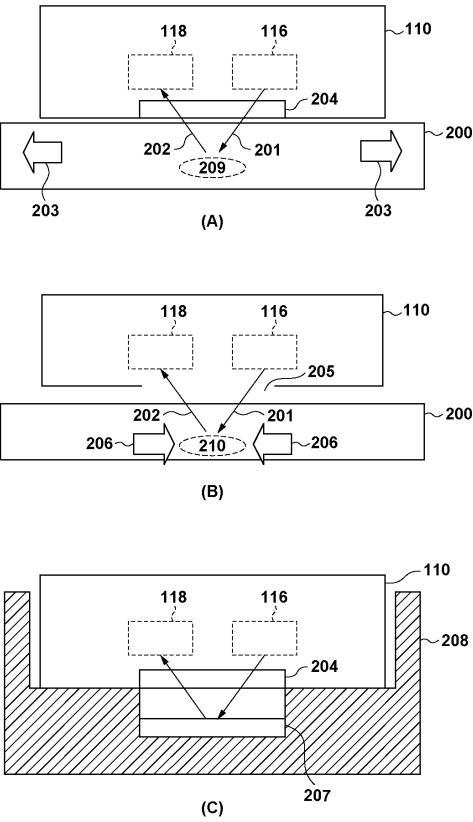
50

【図面】

【図 1】



【図 2】



10

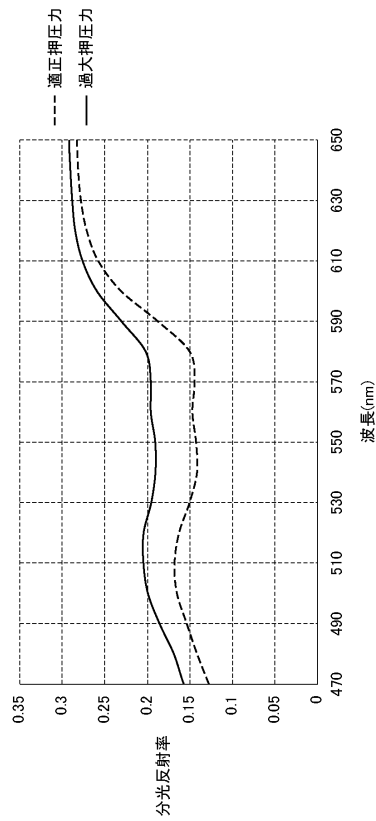
20

30

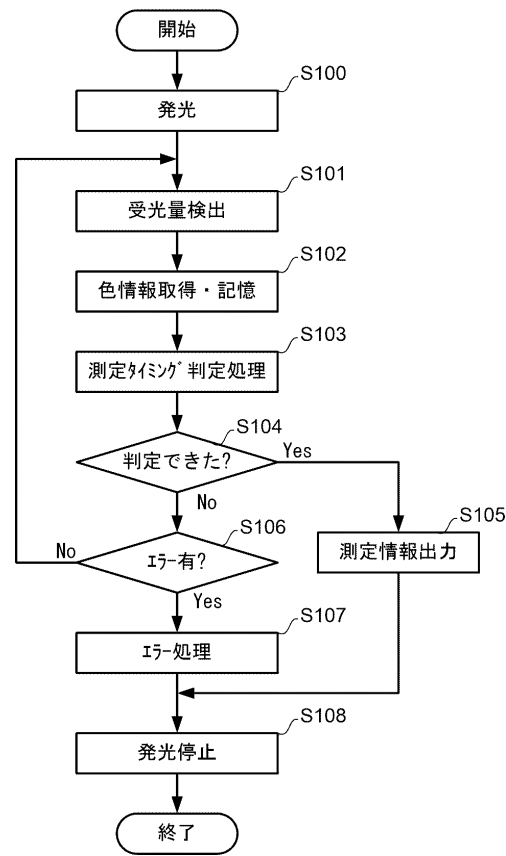
40

50

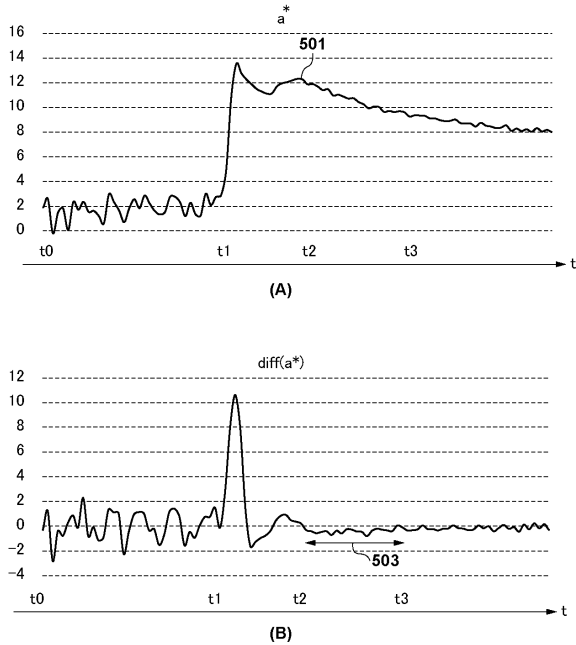
【図 3】



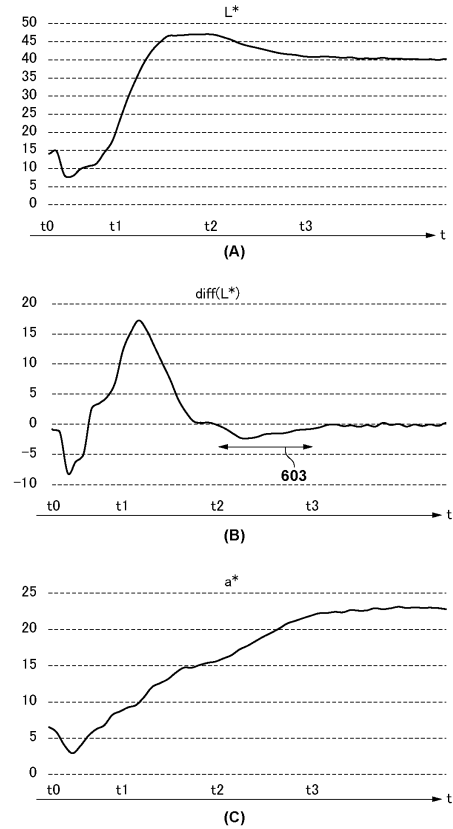
【図 4】



【図 5】



【図 6】



10

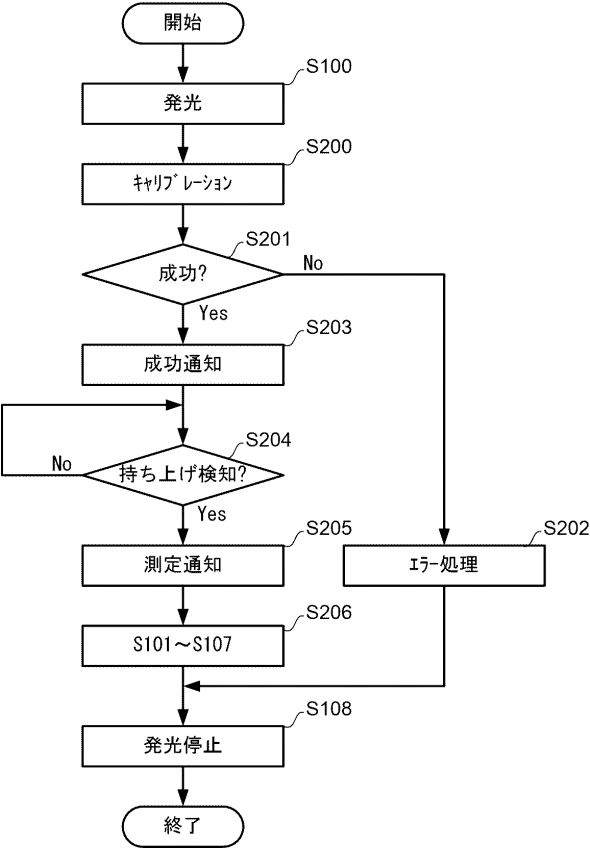
20

30

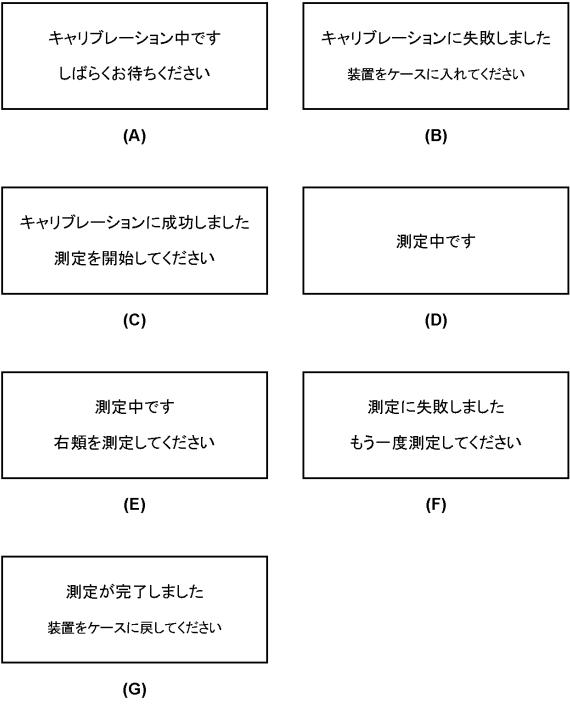
40

50

【図 7】



【図 8】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2008/114398 (WO, A1)
 特表2018-504946 (JP, A)
 特表2002-540869 (JP, A)
 特表平11-506200 (JP, A)
 特許第3815903 (JP, B2)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
 A61B 5/00
 A61B 10/00