

(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2017-153519

(P2017-153519A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C 0 3 8
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 E	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 M	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 3 1 6

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2016-36794 (P2016-36794)
(22) 出願日 平成28年2月29日 (2016.2.29)

(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(74) 代理人 100116665
弁理士 渡辺 和昭
(74) 代理人 100164633
弁理士 西田 圭介
(74) 代理人 100179475
弁理士 仲井 智至
(72) 発明者 櫻井 和▲徳▼
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコ
ーエプソン株式会社内
Fターム(参考) 4C038 KK01 KL05 KL07 KX01
4C117 XA01 XB01 XD06 XE37 XE43
XJ01 XJ17 XK05

最終頁に続く

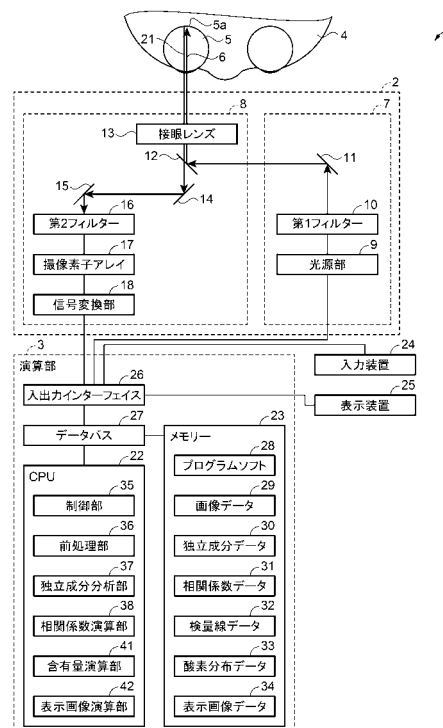
(54) 【発明の名称】 血液成分測定装置および血液成分測定方法

(57) 【要約】

【課題】眼底の血管における酸素の分布を測定できる血液成分測定装置を提供する。

【解決手段】血液成分測定装置1は血管網における複数個所の光スペクトルを検出するスペクトル検出部2と、光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する演算部3と、を備える。血液中に含まれる酸素の分布は、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布である。血液中に含まれる酸素の分布を表示する表示装置25を備え、表示装置25は酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布を表示する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管網における複数個所の光スペクトルを検出するスペクトル検出部と、
前記光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する演算部と、を備えることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血液成分測定装置であって、
前記血液中に含まれる酸素の分布は、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布であることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の血液成分測定装置であって、
血液中に含まれる酸素の分布を表示する表示部を備え、
前記表示部は酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布を表示することを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の血液成分測定装置であって、
前記スペクトル検出部は眼底の光スペクトルを検出し、
前記演算部が演算する対象の光の波長は 450 nm 以上 650 nm 以下であることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の血液成分測定装置であって、
前記スペクトル検出部は眼底の光スペクトルを検出し、
前記演算部が演算する対象の光の波長は 600 nm 以上 800 nm 以下であることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載の血液成分測定装置であって、
前記スペクトル検出部は分光カメラを有し、前記分光カメラは複数の波長の画像を撮影することを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の血液成分測定装置であって、
前記分光カメラは眼底を撮影する光学系を有することを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の血液成分測定装置であって、
前記演算部は酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの光スペクトルの真値と独立成分分析から算出された独立成分スペクトルとの相互相関係数を演算し、相互相関係数の大きさから酸素化ヘモグロビンの独立成分スペクトルおよび還元ヘモグロビンの独立成分スペクトルを判別することを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 9】

請求項 6 または 7 に記載の血液成分測定装置であって、
前記分光カメラは可変波長フィルターを備えることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の血液成分測定装置であって、
前記可変波長フィルターはファブリ・ペロー型であることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 11】

請求項 1 ～ 7 のいずれか一項に記載の血液成分測定装置であって、
前記スペクトル検出部は前記血管網に光を照射する光源ユニットを備え、
前記光源ユニットは可変波長フィルターを備えることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の血液成分測定装置であって、

10

20

30

40

50

前記光源ユニットの前記可変波長フィルターはファブリ・ペロー型であることを特徴とする血液成分測定装置。

【請求項 13】

スペクトル検出部が血管網における複数個所の光スペクトルを検出し、演算部が前記光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算し、表示部が血液中に含まれる酸素の分布を表示することを特徴とする血液成分測定方法。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の血液成分測定方法であって、前記酸素の分布は検出した前記光スペクトル及び混合係数を用いて演算し、前記混合係数は独立成分分析を行って演算することを特徴とする血液成分測定方法。

10

【請求項 15】

請求項 14 に記載の血液成分測定方法であって、前記混合係数は過去に算出した前記混合係数を再度利用することを特徴とする血液成分測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血液成分測定装置および血液成分測定方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

20

血管狭窄や血管閉塞により虚血状態になると、生体の細胞に酸素や栄養分が供給されなくなり様々な弊害が起こる。眼底の血管においても同様であり、眼底における血管でも酸素不足や栄養不足になると網膜や脈絡膜、視神経に損傷を及ぼす。

【0003】

眼底の血管を検査する装置が特許文献 1 に開示されている。それによると、被検体に蛍光剤を静注する。これにより、眼底の血管に蛍光剤が達して蛍光を発する。初期段階においては、蛍光剤は眼底の端部の血管に達する。この眼底から発せられた蛍光を撮像装置で撮影し、血管の光量を検出する。検出された光量の値が、予め設定された光量の値以上の場合は、キセノンランプを発光させ、眼底血管を撮影していた。

【先行技術文献】

30

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2006 - 25925 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 では眼底の血管画像を撮影できる。しかし、血管中の血液に含まれる酸素を観察することはできない。血液中の酸素が少ないときは、細胞に供給される酸素量が少なくなる。このとき、眼底では網膜や脈絡膜、神経等の細胞が損傷する。眼底の血液における酸素量の分布を知る事は疾患の有無や予兆を捉える上で極めて重要である。そこで、眼底の血管における酸素の分布を測定できる血液成分測定装置が望まれていた。

40

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、上述の課題を解決するためになされたものであり、以下の形態または適用例として実現することが可能である。

【0007】

[適用例 1]

本適用例にかかる血液成分測定装置であって、血管網における複数個所の光スペクトルを検出するスペクトル検出部と、前記光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する演算部と、を備えることを特徴とする。

50

【 0 0 0 8 】

本適用例によれば、スペクトル検出部が血管網における複数個所の光スペクトルを検出する。そして、演算部が光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する。血管網は動脈と静脈との間に位置し、動脈に近い場所では血液中に含まれる酸素が多く、静脈に近い場所では血液中に含まれる酸素が少ない分布となる。血管網または動脈に問題があるときや血中酸素量が少ないとき、血管網において血液中に含まれる酸素が少ない領域が広がる。本適用例では演算部が光スペクトルのデータを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算している。光スペクトルは血液中の酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの量にともなって変動する。従って、演算部が演算した結果を用いて、血管網において血液中に含まれる酸素の状況を検出することができる。

10

【 0 0 0 9 】

[適用例 2]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記血液中に含まれる酸素の分布は、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布であることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本適用例によれば、血液中に含まれる酸素の分布は、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布である。酸素の分布に酸素化ヘモグロビンの分布を用いるとき、血管網に酸素が行き渡る分布を検出することができる。酸素の分布に還元ヘモグロビンの分布を用いるとき、血管網に酸素が不足している場所の分布を検出することができる。酸素の分布に酸素飽和度の分布を用いるとき、血管網で酸素が飽和している程度の分布を検出することができる。観測者が3つの分布から血液中に含まれる酸素の分布を観測し易い分布を選択して用いることができる。

20

【 0 0 1 1 】

[適用例 3]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、血液中に含まれる酸素の分布を表示する表示部を備え、前記表示部は酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布を表示することを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

本適用例によれば、血液成分測定装置は血液中に含まれる酸素の分布を表示する表示部を備えている。そして、表示部は酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布を表示する。従って、観測者は表示部を確認して容易に血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

30

【 0 0 1 3 】

[適用例 4]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記スペクトル検出部は眼底の光スペクトルを検出し、前記演算部が演算する対象の光の波長は450nm以上650nm以下であることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

本適用例によれば、スペクトル検出部は眼底の光スペクトルを検出し、演算部が演算する対象の光の波長は450nm以上650nm以下である。波長が450nm以上650nm以下の光は眼底表面における血管網の状態を反映する。従って、眼底表面における血管網における血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

40

【 0 0 1 5 】

[適用例 5]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記スペクトル検出部は眼底の光スペクトルを検出し、前記演算部が演算する対象の光の波長は600nm以上800nm以下であることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本適用例によれば、スペクトル検出部は眼底の光スペクトルを検出し、演算部が演算す

50

る対象の光の波長は600nm以上800nm以下である。波長が600nm以上800nm以下の光は眼底表面より組織内部側の血管網の状態を反映する。従って、眼底表面より組織内部側の血管網における血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【0017】

[適用例6]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記スペクトル検出部は分光カメラを有し、前記分光カメラは複数の波長の画像を撮影することを特徴とする。

【0018】

本適用例によれば、スペクトル検出部は分光カメラを有している。そして、分光カメラは複数の波長の画像を撮影する。従って、スペクトル検出部は血管網における複数個所の光スペクトルを検出することができる。

10

【0019】

[適用例7]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記分光カメラは眼底を撮影する光学系を有することを特徴とする。

【0020】

本適用例によれば、分光カメラは眼底を撮影する光学系を有する。従って、分光カメラは眼底の明瞭な映像を撮影することができる。

【0021】

[適用例8]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記演算部は酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの光スペクトルの真値と独立成分分析から算出された独立成分スペクトルとの相互相関係数を演算し、相互相関係数の大きさから酸素化ヘモグロビンの独立成分スペクトルおよび還元ヘモグロビンの独立成分スペクトルを判別することを特徴とする。

20

【0022】

本適用例によれば、演算部は酸素化ヘモグロビンの独立成分スペクトルおよび還元ヘモグロビンの独立成分スペクトルを確実に判別することができる。

【0023】

[適用例9]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記分光カメラは可変波長フィルターを備えることを特徴とする。

30

【0024】

本適用例によれば、分光カメラは可変波長フィルターを備えている。従って、可変波長フィルターにより分光カメラは特定の波長の画像を検出することができる。

【0025】

[適用例10]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記可変波長フィルターはファブリ・ペロー型であることを特徴とする。

【0026】

本適用例によれば、分光カメラはファブリ・ペロー型の可変波長フィルターを備えている。従って、可変波長フィルターにより分光カメラは特定の波長の画像を検出することができる。

40

【0027】

[適用例11]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記スペクトル検出部は前記血管網に光を照射する光源ユニットを備え、前記光源ユニットは可変波長フィルターを備えることを特徴とする。

【0028】

本適用例によれば、光源ユニットは可変波長フィルターを備えている。従って、可変波長フィルターによりスペクトル検出部は特定の波長の画像を検出することができる。

50

【 0 0 2 9 】

[適用例 1 2]

上記適用例にかかる血液成分測定装置において、前記光源ユニットの前記可変波長フィルターはファブリ・ペロー型であることを特徴とする。

【 0 0 3 0 】

本適用例によれば、光源ユニットはファブリ・ペロー型の可変波長フィルターを備えている。従って、可変波長フィルターによりスペクトル検出部は特定の波長の画像を検出することができる。

【 0 0 3 1 】

[適用例 1 3]

本適用例にかかる血液成分測定方法であって、スペクトル検出部が血管網における複数個所の光スペクトルを検出し、演算部が前記光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算し、表示部が血液中に含まれる酸素の分布を表示することを特徴とする。

【 0 0 3 2 】

本適用例によれば、スペクトル検出部が血管網における複数個所の光スペクトルを検出する。次に、演算部が光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する。続いて、表示部が血液中に含まれる酸素の分布を表示する。従って、演算部が演算した結果を用いて、血管網において血液中に含まれる酸素の状況を容易に観察することができる。

【 0 0 3 3 】

[適用例 1 4]

上記適用例にかかる血液成分測定方法において、前記酸素の分布は検出した前記光スペクトル及び混合係数を用いて演算し、前記混合係数は独立成分分析を行って演算することを特徴とする。

【 0 0 3 4 】

本適用例によれば、酸素の分布は検出した光スペクトル及び混合係数を用いて演算する。そして、混合係数は独立成分分析を行って演算している。従って、混合係数を精度良く演算して酸素の分布を精度良く測定することができる。

【 0 0 3 5 】

[適用例 1 5]

上記適用例にかかる血液成分測定方法において、前記混合係数は過去に算出した前記混合係数を再度利用することを特徴とする。

【 0 0 3 6 】

本適用例によれば、酸素の分布は検出した光スペクトル及び混合係数を用いて演算する。そして、混合係数は過去に用いた混合係数を再度利用する。従って、混合係数を演算する時間を省略して効率良く測定することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 7 】

【 図 1 】 血液成分測定装置の構成を示すブロック図。

【 図 2 】 血液成分測定方法のフローチャート。

【 図 3 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 4 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 5 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 6 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 7 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 8 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 9 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 1 0 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 1 1 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 1 2 】 血液成分測定方法を説明するための図。

【 図 1 3 】 血液成分測定方法を説明するための図。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0038】

以下、実施形態について図面に従って説明する。尚、各図面における各部材は、各図面上で認識可能な程度の大きさとするため、各部材毎に縮尺を異ならせて図示している。

【0039】

(実施形態)

本実施形態では、血液成分測定装置と、この血液成分測定装置を用いて血液の酸素濃度分布を分析する、血液成分測定方法との特徴的な例について、図に従って説明する。実施形態にかかわる血液成分測定装置について図1に従って説明する。図1は、血液成分測定装置の構成を示すブロック図である。図1に示すように、血液成分測定装置1はスペクトル検出部2及び演算部3を備えている。

10

【0040】

スペクトル検出部2は被検者4の眼球5に照明光6を当てて眼底5aの画像を撮影する部位である。スペクトル検出部2は波長の異なる反射光における画像を撮影して、画像データを演算部3に出力する。演算部3は画像データを用いて血液の酸素濃度分布を分析する。スペクトル検出部2は光源ユニット7及び分光カメラ8を備えている。光源ユニット7は照明光6を射出する。分光カメラ8は反射光を入光して画像データを出力する。

【0041】

光源ユニット7は光源部9、可変波長フィルターとしての第1フィルター10及び第1ミラー11を備えている。光源部9が射出する照明光6は、測定波長帯域で分光特性に急峻なスペクトルピークが無い事が望ましく、ハロゲンランプや白熱灯、LED(Light Emitting Diode)等を用いる事ができる。光源部9にはコリメーターレンズを入れて照明光6を平行光にしても良い。光源部9が射出する照明光6は第1フィルター10を通過する。第1フィルター10は波長選択フィルターである。第1フィルター10は測定に必要な波長の照明光6だけを通過させる。更に、限定した領域のみに光を照射するためにレンズやアパーチャを用いても良い。

20

【0042】

第1フィルター10を通過した照明光6は第1ミラー11にて反射される。分光カメラ8には第2ミラー12及び光学系としての接眼レンズ13が設置されている。第1ミラー11にて反射した照明光6は第2ミラー12にて反射し接眼レンズ13を通過して眼底5aを照射する。第1ミラー11及び第2ミラー12により照明光6の光路が設定されている。そして、接眼レンズ13は眼底5aの所定の範囲に照明光6が照射されるように光の広がり进行调整する。

30

【0043】

分光カメラ8には第2ミラー12及び接眼レンズ13の他にも第3ミラー14、第4ミラー15、可変波長フィルターとしての第2フィルター16、撮像素子アレイ17及び信号変換部18が設置されている。照明光6は眼底5aの生体組織中を散乱しながら進行し一部の光は反射方向に射出される透過反射光となる。この透過反射光を反射光21と称す。眼底5aにて反射した反射光21は接眼レンズ13を通過し第3ミラー14にて反射する。さらに、反射光21は第4ミラー15にて反射して第2フィルター16を通過する。さらに、反射光21は撮像素子アレイ17に入力する。

40

【0044】

反射光21は接眼レンズ13により集光され撮像素子アレイ17上にて結像する。分光カメラ8は接眼レンズ13により眼底5aの明瞭な映像を撮影することができる。第2フィルター16は第1フィルター10と同様のフィルターであり測定に必要な波長の反射光21だけを通過させる。従って、第1フィルター10及び第2フィルター16により分光カメラ8は特定の波長の画像を検出することができる。

【0045】

第1フィルター10及び第2フィルター16は通過する光の波長を選択する波長選択フィルターである。第1フィルター10及び第2フィルター16には任意の透過波長を選択

50

できる可変波長フィルターであるファブリペローチューナブルフィルター（FPTF）や液晶チューナブルフィルター（LCFT）、光音響チューナブルフィルター（AOTF）を用いても良い。更に、波長固定の波長選択フィルターと任意の透過波長を選択できる波長選択フィルターを組合せても良い。

【0046】

撮像素子アレイ17はフォトダイオードや焦電素子等の撮像素子がマトリックス状に配置されたものである。撮像素子アレイ17には受光する反射光21をアナログ電気信号に変換するCCD（Charge Coupled Devices）イメージセンサーやCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサー等を用いることができる。撮像素子アレイ17における撮像素子の素子数は特に限定されないが本実施形態では、例えば、縦200画素、横200画素の4万画素になっている。

10

【0047】

撮像素子アレイ17は変換したアナログ電気信号を信号変換部18に出力する。信号変換部18は信号変換手段を備え、アナログ電気信号をデジタル信号に変換する。そして、信号変換部18はデジタル信号を演算部3に出力する。

【0048】

眼底5aには血管網が存在し、分光カメラ8は眼底5aを撮影する。接眼レンズ13は眼底5aを撮影する光学系になっている。分光カメラ8は血管網のある場所及び血管網のない場所から反射する反射光21を受光する。そして、第1フィルター10及び第2フィルター16が通過する光の波長を変えて撮影することにより分光カメラ8は所定の波長の画像を撮影する。分光カメラ8は複数の撮像素子を備えており、各撮像素子は複数個所から反射した反射光21を入力する。従って、スペクトル検出部2は複数個所の光スペクトルを検出して出力する。

20

【0049】

演算部3はプロセッサとして各種の演算処理を行うCPU22（中央演算処理装置）と、各種情報を記憶するメモリ23とを備えている。光源ユニット7、分光カメラ8、入力装置24、表示部としての表示装置25は入出力インターフェイス26及びデータバス27を介してCPU22に接続されている。

【0050】

入力装置24はキーボードや回転つまみ等から構成されている。観測者は入力装置24を操作して血液成分測定装置1の作業開始指示や各種の指示入力を行う。表示装置25はLCD（Liquid Crystal Display）やOLED（Organic light-emitting diode）等の表示装置である。表示装置25には作業の状況や測定結果等が表示される。

30

【0051】

メモリ23は、RAM、ROM等といった半導体メモリーや、ハードディスク、DVD-ROMといった外部記憶装置を含む概念である。機能的には、血液成分測定装置1の動作の制御手順が記述されたプログラムソフト28を記憶する記憶領域や、分光カメラ8が撮影した画像のデータである画像データ29を記憶するための記憶領域が設定される。他にも、各画素におけるスペクトルから独立成分を分析した結果のデータである独立成分データ30を記憶するための記憶領域が設定される。さらに、独立成分データから酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンのスペクトルと独立成分データのスペクトルとの相関を演算した相関係数のデータである相関係数データ31を記憶するための記憶領域が設定される。

40

【0052】

さらに、測定データのスペクトルと独立成分データのスペクトルとを内積した結果である内積値と酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの含有量との関係を示す検量線のデータである検量線データ32を記憶するための記憶領域が設定される。さらに、酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの含有量の分布を示すデータである酸素分布データ33

50

を記憶するための記憶領域が設定される。さらに、表示装置 25 に表示する画像を演算した演算結果のデータである表示画像データ 34 を記憶するための記憶領域が設定される。他にも、CPU 22 のためのワークエリアやテンポラリーファイル等として機能する記憶領域やその他各種の記憶領域が設定される。

【0053】

CPU 22 は、メモリー 23 内に記憶されたプログラムソフト 28 に従って、分光カメラ 8 が出力する光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算するものである。具体的な機能実現部として CPU 22 は制御部 35 を有する。制御部 35 は測定手順に従ってスペクトルデータを検出する制御光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する制御を行う。

10

【0054】

他にも、CPU 22 は前処理部 36 を有する。前処理部 36 はスペクトル検出部 2 が出力した光スペクトルデータを正規化する処理及び白色化をする処理を行う。他にも、CPU 22 は独立成分分析部 37 を有する。独立成分分析部 37 は前処理をしたスペクトルのデータから独立成分を算出する。

【0055】

他にも、CPU 22 は相関係数演算部 38 を有する。相関係数演算部 38 は算出された独立成分のスペクトルと酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンのスペクトルとの相互相関を演算する。そして、独立成分のスペクトルのうち酸素化ヘモグロビンに対応するスペクトル及び還元ヘモグロビンに対応するスペクトルを選択する。このスペクトルは波長に対する混合係数の分布を示す。

20

【0056】

さらに、CPU 22 は含有量演算部 41 を有する。含有量演算部 41 は酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの含有量を演算する。このとき、含有量演算部 41 は検出した光スペクトル及び波長に対する混合係数の分布を用いて酸素の分布を演算する。他にも、CPU 22 は表示画像演算部 42 を有する。表示画像演算部 42 は酸素化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの含有量の分布を示す画像を演算する。

【0057】

尚、本実施形態では、上記の各機能が CPU 22 を用いてプログラムソフトで実現することとしたが、上記の各機能が CPU 22 を用いない単独の電子回路によって実現できる場合には、そのような電子回路を用いることも可能である。

30

【0058】

次に上述した血液成分測定装置 1 が眼底 5a の血液成分測定する方法について図に従って説明する。図 2 は、血液成分測定方法のフローチャートである。図 2 において、ステップ S1 は撮像工程である。この工程は、スペクトル検出部 2 が血管網における複数個所の光スペクトルを検出する工程である。次にステップ S2 に移行する。ステップ S2 は分析判断工程である。この工程は、独立成分分析を行うか否かを判断する工程である。混合係数のデータがないときには独立成分分析を行って混合係数を演算する。混合係数は過去に用いた混合係数を再度利用するときには独立成分分析を行わない。独立成分分析を行うときには次にステップ S3 に移行する。独立成分分析を行わないときには次にステップ S4 に移行する。

40

【0059】

ステップ S3 は独立成分分析工程である。この工程では、まず、スペクトルデータに前処理を施す。次に、独立成分分析の演算を行う。独立成分分析により混合係数を演算する。次にステップ S4 に移行する。ステップ S4 は酸素分布演算工程である。この工程は、演算部 3 が光スペクトル及び混合係数を用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する工程である。血液中に含まれる酸素の分布は、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン及び酸素飽和度の分布である。次にステップ S5 に移行する。ステップ S5 は表示工程である。この工程は、表示装置 25 が血液中に含まれる酸素の分布を表示する工程である。以上の工程により血液成分測定する工程を終了する。

50

【 0 0 6 0 】

次に、図 1、図 3 ~ 図 1 3 を用いて、図 2 に示したステップと対応させて、血液成分測定方法を詳細に説明する。図 3 ~ 図 1 3 は血液成分測定方法を説明するための図である。

【 0 0 6 1 】

図 1、図 3 ~ 図 4 はステップ S 1 の撮像工程に対応する図である。ステップ S 1 では図 1 に示す制御部 3 5 がスペクトル検出部 2 を制御する。そして、スペクトル検出部 2 が眼底 5 a を撮影する。まず、光源部 9 が照明光 6 を射出する。そして、制御部 3 5 は第 1 フィルター 1 0 及び第 2 フィルター 1 6 が通過させる波長を設定する。本実施形態では、例えば、制御部 3 5 は波長を 4 5 0 n m ~ 8 0 0 n m まで 5 n m 間隔で変更する。これにより、第 1 フィルター 1 0 及び第 2 フィルター 1 6 は所定の波長のみ通過する光フィルターになる。

10

【 0 0 6 2 】

第 1 フィルター 1 0 を通過した照明光 6 は第 1 ミラー 1 1 及び第 2 ミラー 1 2 を反射し接眼レンズ 1 3 にて集光され眼底 5 a を照射する。照明光 6 は眼底 5 a を進行して乱反射する。そして、一部の照明光 6 は眼底 5 a にて吸光される。一部の照明光 6 は接眼レンズ 1 3 に向かって進行して反射光 2 1 となる。

【 0 0 6 3 】

反射光 2 1 は接眼レンズ 1 3 及び第 2 ミラー 1 2 を通過して第 3 ミラー 1 4 及び第 4 ミラー 1 5 にて反射する。そして、反射光 2 1 は第 2 フィルター 1 6 を通過する。第 2 フィルター 1 6 により外乱光の一部が除去される。反射光 2 1 の主成分は眼底 5 a にて反射した光になっている。次に、反射光 2 1 は撮像素子アレイ 1 7 に入力する。

20

【 0 0 6 4 】

撮像素子アレイ 1 7 の各画像素子は反射光 2 1 の光量に対応した電圧を出力する。そして、信号変換部 1 8 が電圧値をデジタルデータに変換して演算部 3 に出力する。信号変換部 1 8 が出力するデータは眼底 5 a にて反射した分光反射率のデータである。次に、制御部 3 5 は第 1 フィルター 1 0 及び第 2 フィルター 1 6 が通過する光の波長を変更する。そして、撮像素子アレイ 1 7 及び信号変換部 1 8 が反射光 2 1 の光量に対応した分光反射率のデータを演算部 3 に出力する。分光カメラ 8 は波長が 4 5 0 n m ~ 8 0 0 n m までの各波長における画像データを撮影する。画像データには画素毎に各波長に対する分光反射率のスペクトルデータが構成されている。各波長に対する分光反射率のスペクトルデータが光スペクトルに相当する。

30

【 0 0 6 5 】

制御部 3 5 は分光反射率のスペクトルを吸光度のスペクトルに変換する。分光反射率のスペクトルにおける反射率と吸光度のスペクトルにおける吸光度とには (式 1) の関係が成り立つ。

【 0 0 6 6 】

$$[\text{吸光度}] = - \log_{10} [\text{反射率}] \quad (\text{式 1})$$

【 0 0 6 7 】

図 3 は分光カメラ 8 が撮影した画像の例である。図 3 に示すように、撮影画像 4 3 には枝状に延びた血管像 4 4 が表示されている。そして、血管像 4 4 の間の部分は血管網像 4 5 になっている。

40

【 0 0 6 8 】

図 4 は撮影画像 4 3 における所定の場所における吸光度スペクトルの例を示す。図 4 において、横軸は波長を示し右側が左側より長い波長になっている。縦軸は吸光度を示し、上側が下側より高い吸光度になっている。そして、スペクトル分布線 4 6 は各波長における吸光度を示している。

【 0 0 6 9 】

ステップ S 2 の分析判断工程では、独立成分分析を行うか否かの判断を行う。過去にステップ S 3 の独立成分分析工程を行っているとき混合係数のデータがあるので、そのデータを再利用して用いることができる。そして、ステップ S 3 を省略することができるので

50

、混合係数を演算する時間を省略して効率良く測定することができる。測定条件の変動等の理由により新たにステップ S 3 を行っても良い。

【 0 0 7 0 】

図 5 ~ 図 8 はステップ S 3 の独立成分分析工程に対応する図である。ステップ S 3 において、前処理部 3 6 が前処理として吸光度スペクトルに標準正規変量変換を施す。標準正規変量変換は、まず、吸光度スペクトルのデータの平均値及び標準偏差を演算する。次に、吸光度スペクトルのデータから平均値を減算する。次に、標準偏差にて除算する。この演算により吸光度スペクトルのデータは平均値が 0 で標準偏差が 1 である正規化されたデータになる。

【 0 0 7 1 】

次に、前処理部 3 6 が正規化されたデータに前処理として零空間射影法を施しても良い。零空間射影法は正規化されたデータに含まれるベースライン変動を除く処理である。その結果、図 5 に示す正規化スペクトル分布線 4 7 が得られる。他にも、前処理として白色化処理を行っても良い。

【 0 0 7 2 】

次に、独立成分分析部 3 7 が独立成分分析を行う。吸光度のスペクトルについてはランベルト・ベールの法則により吸光度の線形結合が成立する。従って、吸光度のスペクトルに独立成分分析を行うことができる。独立成分分析の演算は公知であり、詳細な説明を省略する。概要としては、ステップ S 1 で測定した各測定場所の正規化スペクトル分布線 4 7 のデータを用いて分離行列を演算する。分離行列の演算には *Infomax*、*Fast ICA* (*Independent component analysis*)、*JADE* 等のいずれかのアルゴリズムを用いることができる。次に、分離行列と、各スペクトルデータとに基づいて、独立成分行列を算出する。各スペクトルデータと独立成分行列とに基づいて推定混合行列を演算する。

【 0 0 7 3 】

次に、相関係数演算部 3 8 が相関係数の演算を行う。推定混合行列の各列を吸光係数のスペクトルとする。そして、各吸光係数のスペクトルと酸素化ヘモグロビンの吸光係数のスペクトルとの相互相関係数の演算を行う。そして、相互相関係数が最も高い列に対応する吸光係数のスペクトルを酸素化ヘモグロビンの混合係数スペクトルとする。混合係数のスペクトルは各波長における混合係数の分布を示す。

【 0 0 7 4 】

同様に、各吸光係数のスペクトルと還元ヘモグロビンの吸光係数のスペクトルとの相互相関係数の演算を行う。そして、相互相関係数が最も高い列に対応する吸光係数のスペクトルを還元ヘモグロビンの混合係数スペクトルとする。図 6 に示す第 1 スペクトル線 4 8 が酸素化ヘモグロビンの吸光係数のスペクトルの例である。そして、第 2 スペクトル線 4 9 が還元ヘモグロビンの吸光係数のスペクトルの例である。

【 0 0 7 5 】

第 1 スペクトル線 4 8 が酸素化ヘモグロビンの真値に相当し、第 2 スペクトル線 4 9 が還元ヘモグロビンの真値に相当する。そして、独立成分分析部 3 7 が算出した各吸光係数のスペクトルが独立成分スペクトルに相当する。相関係数演算部 3 8 が相関係数の演算を行う。そして、第 1 スペクトル線 4 8 と相互相関係数の高い吸光係数のスペクトルを酸素化ヘモグロビンの混合係数スペクトルとする。同様に、第 2 スペクトル線 4 9 と相互相関係数の高い吸光係数のスペクトルを還元ヘモグロビンの混合係数スペクトルとする。尚、混合係数スペクトルは独立成分スペクトルとも称す。つまり、相関係数演算部 3 8 は相互相関係数の大きさから酸素化ヘモグロビンの独立成分スペクトルおよび還元ヘモグロビンの独立成分スペクトルを判別する。この手順により、相関係数演算部 3 8 は酸素化ヘモグロビンの独立成分スペクトルおよび還元ヘモグロビンの独立成分スペクトルを確実に判別することができる。

【 0 0 7 6 】

図 7 に示す第 1 成分スペクトル線 5 0 が酸素化ヘモグロビンの混合係数スペクトルの例

10

20

30

40

50

である。そして、第 2 成分スペクトル線 5 1 が還元ヘモグロビンの混合係数スペクトルの例である。第 1 成分スペクトル線 5 0 及び第 2 成分スペクトル線 5 1 はマウスを用いたときの例であり波長は 4 5 0 n m 以上 6 5 0 n m 以下のスペクトルを示している。光の波長が 4 5 0 n m 以上 6 5 0 n m 以下のとき、眼底表面における血管網における血液に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【 0 0 7 7 】

図 8 に示す第 1 成分スペクトル線 5 2 が酸素化ヘモグロビンの混合係数スペクトルの例である。そして、第 2 成分スペクトル線 5 3 が還元ヘモグロビンの混合係数スペクトルの例である。第 1 成分スペクトル線 5 2 及び第 2 成分スペクトル線 5 3 はマウスを用いたときの例であり反射光 2 1 の波長が 6 0 0 n m 以上 8 0 0 n m 以下のスペクトルを示している。反射光 2 1 の波長が 6 0 0 n m 以上 8 0 0 n m 以下のとき、眼底表面より組織内部側の血管網における血液に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【 0 0 7 8 】

図 9 及び図 1 0 はステップ S 4 の酸素分布演算工程に対応する図である。ステップ S 4 において、含有量演算部 4 1 は測定した反射光 2 1 の波長が 4 5 0 n m 以上 6 5 0 n m 以下のときの撮影した各画素における酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、酸素飽和度を演算する。まず、酸素化ヘモグロビンの量を演算する。図 9 に示すように、正規化スペクトル分布線 4 7 と第 1 成分スペクトル線 5 0 との内積を演算する。この内積は線形代数学における内積である。詳しくは、正規化スペクトル分布線 4 7 及び第 1 成分スペクトル線 5 0 の同じ波長における値を掛け算し、掛け算した結果を積算したものである。この演算結果を酸素化ヘモグロビンの内積値とする。内積値は混合係数に対する内積値である。

【 0 0 7 9 】

図 1 0 に示すように内積値と酸素化ヘモグロビン含有量とは検量線 5 4 に示す線形の関係がある。検量線 5 4 を用いて酸素化ヘモグロビン含有量を演算する。酸素化ヘモグロビン含有量は測定した成分の中で酸素化ヘモグロビンが占める割合を示す。同様に、正規化スペクトル分布線 4 7 と第 2 成分スペクトル線 5 1 との内積を演算する。この演算結果を還元ヘモグロビンの内積値とする。さらに、還元ヘモグロビンの検量線を用いて還元ヘモグロビン含有量を演算する。還元ヘモグロビン含有量は測定した成分の中で還元ヘモグロビンが占める割合を示す。さらに、酸素化ヘモグロビンの内積値と還元ヘモグロビンの内積値の比を計算し、酸素飽和度とする。酸素飽和度は酸素分圧とも称す。

【 0 0 8 0 】

さらに、含有量演算部 4 1 は測定した反射光 2 1 の波長が 6 0 0 n m 以上 8 0 0 n m 以下のときの第 1 成分スペクトル線 5 2 及び第 2 成分スペクトル線 5 3 を用いて同様に酸素化ヘモグロビン含有量、還元ヘモグロビン含有量及び酸素飽和度を演算する。

【 0 0 8 1 】

図 1 1 ~ 図 1 3 はステップ S 5 の表示工程に対応する図である。図 1 1 に酸素化ヘモグロビン分布図 5 5 を示す。表示画像演算部 4 2 は表示する酸素化ヘモグロビン分布図 5 5 の映像を演算して表示装置 2 5 に出力する。酸素化ヘモグロビン分布図 5 5 は血液に含まれる酸素の分布を表示する。詳しくは、酸素化ヘモグロビン分布図 5 5 は撮影画像 4 3 に重ねて酸素化ヘモグロビンの分布を表示する。酸素化ヘモグロビンの分布は各画素における酸素化ヘモグロビン含有量を色で表示したものである。酸素化ヘモグロビン含有量に対応する色が設定されている。酸素化ヘモグロビン含有量が高い場所から低い場所を 4 段階に分けている。そして、酸素化ヘモグロビン含有量が高い方から低い方に向けて各場所の色が黄色、赤色、紫色、青色の順に設定されている。表示装置 2 5 はカラー表示が可能であり場所毎に色を変えて表示している。

【 0 0 8 2 】

図中では各場所の色毎にハッチングを変えて表示されている。図中の領域は酸素化ヘモグロビン含有量が高い方から低い方の順に第 1 領域 5 5 a、第 2 領域 5 5 b、第 3 領域 5 5 c、第 4 領域 5 5 d になっている。そして、表示装置 2 5 では第 1 領域 5 5 a が黄色、第 2 領域 5 5 b が赤色、第 3 領域 5 5 c が紫色、第 4 領域 5 5 d が青色に表示されている

。観測者は酸素化ヘモグロビン分布図 5 5 を見るとき酸素化ヘモグロビンの分布を容易に理解できる。

【 0 0 8 3 】

図 1 2 に還元ヘモグロビン分布図 5 6 を示す。表示画像演算部 4 2 は表示する還元ヘモグロビン分布図 5 6 の映像を演算して表示装置 2 5 に出力する。還元ヘモグロビン分布図 5 6 は血液中に含まれる酸素の分布を表示する。詳しくは、還元ヘモグロビン分布図 5 6 は撮影画像 4 3 に重ねて還元ヘモグロビンの分布を表示する。還元ヘモグロビンの分布は各画素における還元ヘモグロビン含有量を色で表示したものである。還元ヘモグロビン含有量に対応する色が設定されている。還元ヘモグロビン含有量が高い場所から低い場所を 4 段階に分けている。そして、還元ヘモグロビン含有量が高い方から低い方に向けて各場所の色が黄色、赤色、紫色、青色の順に設定されている。表示装置 2 5 はカラー表示が可能であり場所毎に色を変えて表示している。

10

【 0 0 8 4 】

図中では各場所の色毎にハッチングを変えて表示されている。図中の領域は還元ヘモグロビン含有量が高い方から低い方の順に第 1 領域 5 6 a、第 2 領域 5 6 b、第 3 領域 5 6 c、第 4 領域 5 6 d になっている。そして、表示装置 2 5 では第 1 領域 5 6 a が黄色、第 2 領域 5 6 b が赤色、第 3 領域 5 6 c が紫色、第 4 領域 5 6 d が青色に表示されている。観測者は還元ヘモグロビン分布図 5 6 を見るとき還元ヘモグロビンの分布を容易に理解できる。

【 0 0 8 5 】

20

図 1 3 に酸素飽和度分布図 5 7 を示す。表示画像演算部 4 2 は表示する酸素飽和度分布図 5 7 の映像を演算して表示装置 2 5 に出力する。酸素飽和度分布図 5 7 は血液中に含まれる酸素化ヘモグロビンとの比の分布を表示する。詳しくは、酸素飽和度分布図 5 7 は撮影画像 4 3 に重ねて酸素飽和度の分布を表示する。酸素飽和度の分布は各画素における酸素飽和度を色で表示したものである。酸素飽和度に対応する色を設定する。酸素飽和度が高い場所から低い場所を 4 段階に分けている。そして、酸素飽和度が高い方から低い方に向けて各場所の色が黄色、赤色、紫色、青色の順に設定されている。表示装置 2 5 はカラー表示が可能であり場所毎に色を変えて表示している。

【 0 0 8 6 】

図中では各場所の色毎にハッチングを変えて表示されている。図中の領域は酸素飽和度が高い方から低い方の順に第 1 領域 5 7 a、第 2 領域 5 7 b、第 3 領域 5 7 c、第 4 領域 5 7 d になっている。そして、表示装置 2 5 では第 1 領域 5 7 a が黄色、第 2 領域 5 7 b が赤色、第 3 領域 5 7 c が紫色、第 4 領域 5 7 d が青色に表示されている。観測者は酸素飽和度分布図 5 7 を見るとき酸素飽和度の分布を容易に理解できる。

30

【 0 0 8 7 】

観測者は、酸素化ヘモグロビン分布図 5 5、還元ヘモグロビン分布図 5 6 及び酸素飽和度分布図 5 7 を表示装置 2 5 の一画面に表示して参照する。他にも、酸素化ヘモグロビン分布図 5 5、還元ヘモグロビン分布図 5 6 及び酸素飽和度分布図 5 7 の 1 つの画面を選択して参照しても良い。眼底 5 a に潜む異常な部位を発見し易い画面を用いることができる。

40

【 0 0 8 8 】

反射光 2 1 の波長が 4 5 0 n m 以上 6 5 0 n m 以下のスペクトルを用いて測定した酸素化ヘモグロビン分布図 5 5、還元ヘモグロビン分布図 5 6 及び酸素飽和度分布図 5 7 を表示装置 2 5 が表示する。この波長のとき反射光 2 1 は眼底表面の血管網で反射した成分の比率が高い。観測者はこの分布図を見て、眼底表面の血管網における血液に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【 0 0 8 9 】

さらに、反射光 2 1 の波長が 6 0 0 n m 以上 8 0 0 n m 以下のスペクトルを用いて測定した酸素化ヘモグロビン分布図 5 5、還元ヘモグロビン分布図 5 6 及び酸素飽和度分布図 5 7 を表示装置 2 5 が表示する。この波長のとき反射光 2 1 は眼底表面より組織内部側の

50

血管網で反射した成分の比率が高い。観測者はこの分布図を見て、眼底表面より組織内部側の血管網における血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【0090】

上述したように、本実施形態によれば、以下の効果を有する。

(1) 本実施形態によれば、スペクトル検出部2が血管網における複数個所の光スペクトルを検出する。そして、演算部3が光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する。血管網は動脈と静脈との間に位置し、動脈に近い場所では血液中に含まれる酸素が多く、静脈に近い場所では血液中に含まれる酸素が少ない分布となる。血管網または動脈に問題があるときや血中酸素量が少ないとき、血管網において血液中に含まれる酸素が少ない領域が広がる。本実施形態では演算部3が血液中に含まれる酸素の分布を演算している。従って、演算部3が演算した結果を用いて、血管網において血液中に含まれる酸素の状況を検出することができる。

10

【0091】

(2) 本実施形態によれば、演算部3が演算する血液中に含まれる酸素の分布は、酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布である。酸素の分布に酸素化ヘモグロビンの分布を用いるとき、血管網に酸素が行き渡る分布を検出することができる。酸素の分布に還元ヘモグロビンの分布を用いるとき、血管網に酸素が不足している場所の分布を検出することができる。酸素の分布に酸素飽和度の分布を用いるとき、血管網で酸素が飽和している程度の分布を検出することができる。観測者が3つの分布から血液中に含まれる酸素の分布を観測し易い分布を選択して用いることができる。

20

【0092】

(3) 本実施形態によれば、血液成分測定装置1は血液中に含まれる酸素の分布を表示する表示装置25を備えている。そして、表示装置25は酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンまたは酸素飽和度の分布を表示する。従って、観測者は表示装置25を確認して容易に血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【0093】

(4) 本実施形態によれば、スペクトル検出部2は眼底5aの光スペクトルを検出し、演算部3が演算する対象の光の波長は450nm以上650nm以下である。従って、眼底表面における血管網における血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【0094】

30

(5) 本実施形態によれば、スペクトル検出部2は眼底5aの光スペクトルを検出し、演算部3が演算する対象の光の波長は600nm以上800nm以下である。従って、眼底表面より組織内部側の血管網における血液中に含まれる酸素の分布を観測することができる。

【0095】

(6) 本実施形態によれば、スペクトル検出部2は分光カメラ8を有している。そして、分光カメラ8は所定の波長の画像を撮影する。従って、スペクトル検出部2は血管網における複数個所の光スペクトルを検出することができる。

【0096】

(7) 本実施形態によれば、分光カメラ8は眼底5aを撮影する接眼レンズ13を有する。従って、分光カメラ8は眼底5aの明瞭な映像を撮影することができる。

40

【0097】

(8) 本実施形態によれば、スペクトル検出部2が血管網における複数個所の光スペクトルを検出する。次に、演算部3が光スペクトルを用いて血液中に含まれる酸素の分布を演算する。続いて、表示装置25が血液中に含まれる酸素の分布を表示する。従って、演算部3が演算した結果を用いて、血管網において血液中に含まれる酸素の状況を容易に観察することができる。

【0098】

(9) 本実施形態によれば、酸素の分布は検出した光スペクトル及び混合係数を用いて演算する。そして、ステップS2の分析判断工程では混合係数は過去に用いた混合係数を

50

再度利用するか否かを判断する。過去に用いた混合係数を再度利用するときには、混合係数を演算する時間を省略して効率良く測定することができる。

【0099】

(10) 本実施形態によれば、酸素の分布は検出した光スペクトル及び混合係数を用いて演算する。そして、混合係数は独立成分分析を行って演算している。従って、混合係数を精度良く演算して精度良く測定することができる。

【0100】

尚、本実施形態は上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の技術的思想内で当分野において通常の知識を有する者により種々の変更や改良を加えることも可能である。変形例を以下に述べる。

10

(変形例1)

前記実施形態では、第2フィルター16と撮像素子アレイ17とが別の構成になっていた。撮像素子アレイ17の各画素に第2フィルター16が設置された構成にしても良い。この形態の分光カメラ8においても各波長における画像を撮影することができる。

【0101】

(変形例2)

前記実施形態では、吸光スペクトルを用いて演算した。吸光スペクトルに代えて反射率スペクトルを用いて演算してもよい。この場合にも同様に、血液成分測定装置1は酸素化ヘモグロビン分布図55、還元ヘモグロビン分布図56及び酸素飽和度分布図57を演算して表示装置25に表示することができる。

20

【0102】

(変形例3)

前記実施形態では、血液成分測定装置1が眼底5aにおける酸素分布を測定した。他にも、血液成分測定装置1が皮膚疾患の患者の皮膚を撮影してもよい。皮膚の炎症、皮膚がんを観察することができる。他にも、血液成分測定装置1に内視鏡を接続して胃腸を撮影してもよい。消化器系の炎症、がんを観察することができる。他にも、血液成分測定装置1が食品の表面を撮影してもよい。食品表面の糖質、脂質、蛋白等の成分を分析することができる。他にも、血液成分測定装置1がインクジェットプリンター用のインクを撮影してもよい。インクの成分を分析することができる。

30

【0103】

(変形例4)

前記実施形態では、ステップS3の独立成分分析工程にてスペクトルデータに前処理を施した。スペクトル検出部2における変動が小さいときには前処理を省いても良い。演算にかかる時間を短縮することができる。さらに、検量線54を用いて内積値から酸素化ヘモグロビン含有量に変換する演算を削除しても良い。そして、酸素化ヘモグロビン分布図55、還元ヘモグロビン分布図56及び酸素飽和度分布図57は内積値を用いて表示しても良い。演算にかかる時間を短縮することができる。

【0104】

(変形例5)

前記実施形態では、吸光度のスペクトルを用いて酸素含有量の演算を行った。分光反射率のスペクトルを用いて分析を行っても良い。反射率を吸光度に変換する演算にかかる時間を削減することができる。

40

【0105】

(変形例6)

前記実施形態では、演算部3が演算する対象の光の波長は450nm以上650nm以下と600nm以上800nm以下であった。光の波長は450nm以上650nm以下に代えて、200nm以上650nm以下にしても良い。この場合にも眼底表面における血管網における血液に含まれる酸素の分布を観測することができる。さらに、光の波長は600nm以上1000nm以下でもよい。この場合にも眼底表面より組織内部側の血管網における血液に含まれる酸素の分布を観測することができる。撮影する分光カメラ

50

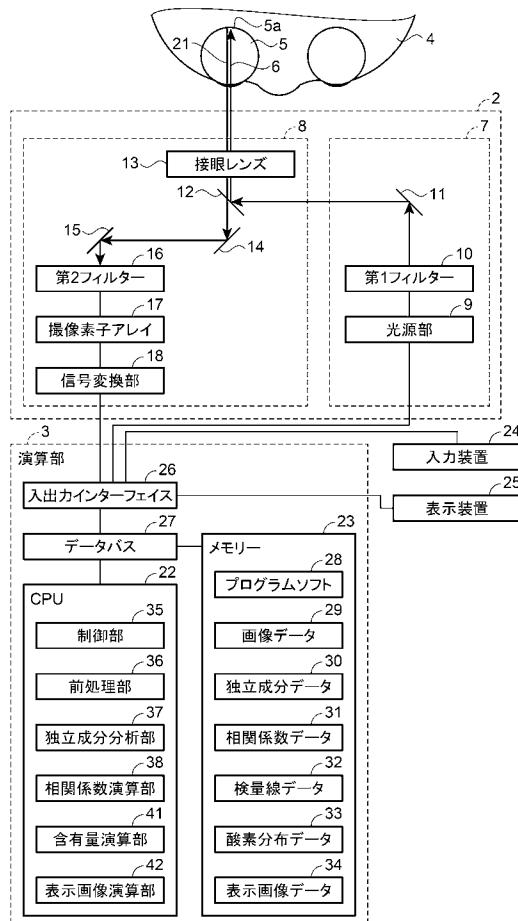
8 の性能に合わせても良い。

【符号の説明】

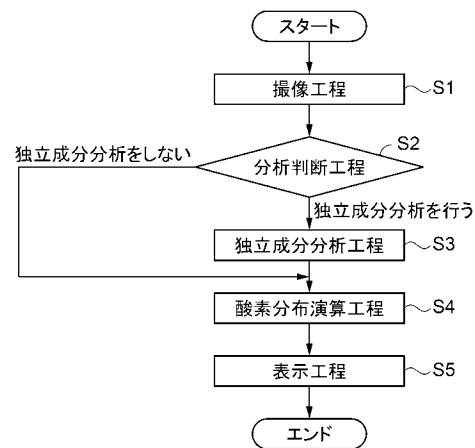
【0106】

2 ... スペクトル検出部、3 ... 演算部、5a ... 眼底、7 ... 光源ユニット、8 ... 分光カメラ、10 ... 可変波長フィルタとしての第1フィルタ、13 ... 光学系としての接眼レンズ、16 ... 可変波長フィルタとしての第2フィルタ、25 ... 表示部としての表示装置。

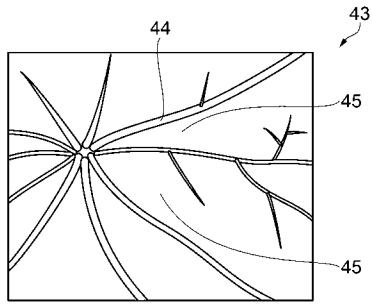
【図1】



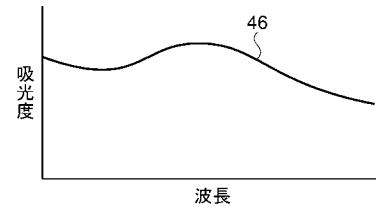
【図2】



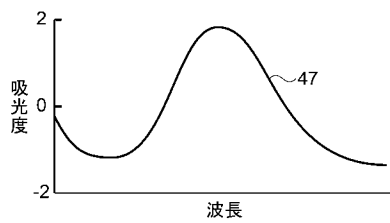
【図 3】



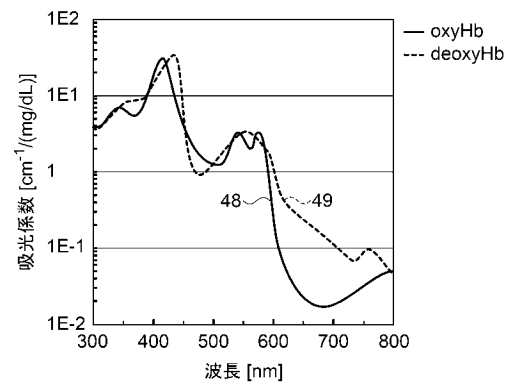
【図 4】



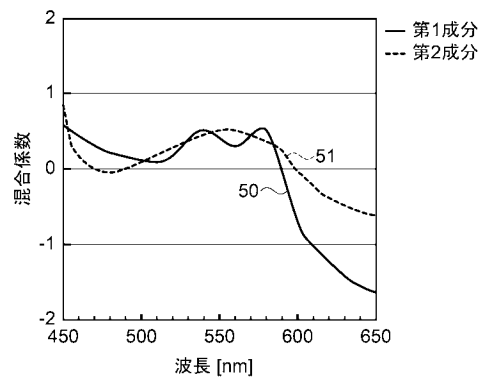
【図 5】



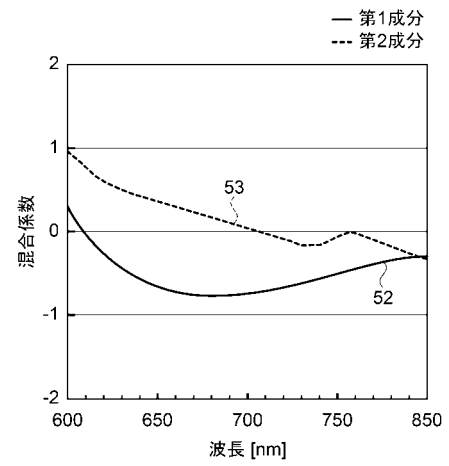
【図 6】



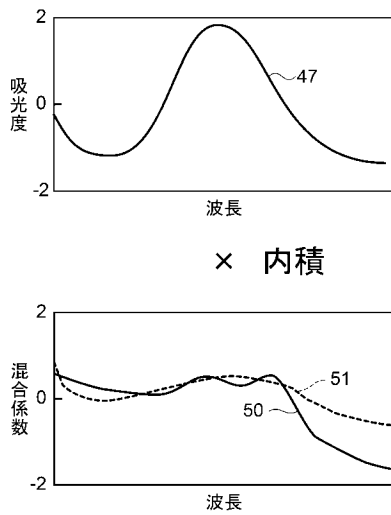
【図 7】



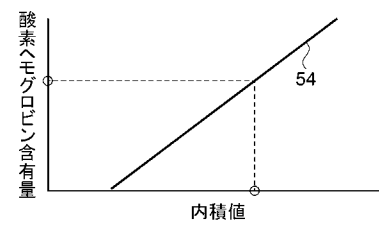
【図 8】



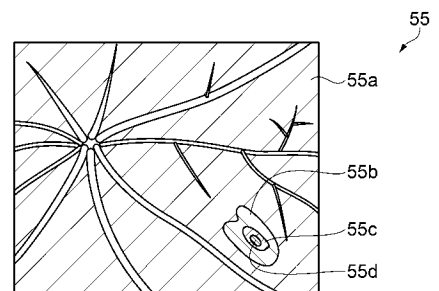
【図 9】



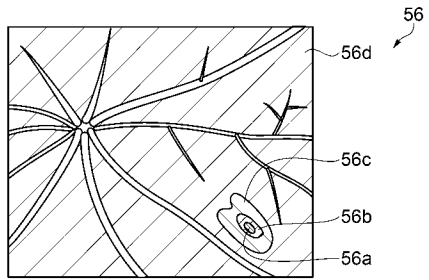
【図 10】



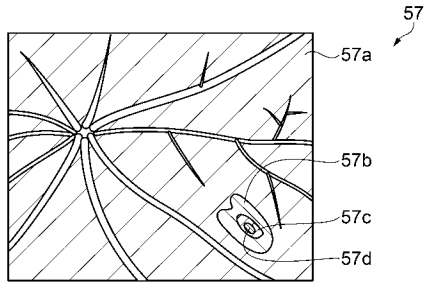
【図 11】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA01 HH51

4C316 AA10 AB06 AB16 FB12 FB21 FY05 FZ01 FZ02

专利名称(译)	血液成分测量装置和血液成分测量方法		
公开(公告)号	JP2017153519A	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2016036794	申请日	2016-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	櫻井和徳		
发明人	櫻井 和▲徳▼		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B3/12 A61B5/00 A61B1/00		
FI分类号	A61B5/14.322 A61B3/12.E A61B5/00.M A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B3/12.300 A61B5/1455 A61B5/1455.ZDM		
F-TERM分类号	4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KX01 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XD06 4C117/XE37 4C117/XE43 4C117/XJ01 4C117/XJ17 4C117/XK05 4C161/AA01 4C161/HH51 4C316/AA10 4C316/AB06 4C316/AB16 4C316/FB12 4C316/FB21 4C316/FY05 4C316/FZ01 4C316/FZ02		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够测量眼底血管中的氧气分布的血液成分测量装置。解决方案：血液成分测量装置1包括用于检测血管网络中的多个光谱的光谱检测部分2和用于通过使用光谱计算血液中包含的氧气的分布的计算部分3。血液中含有的氧分布是氧合血红蛋白的分布，血红蛋白的降低或氧饱和度。显示装置25用于显示血液中含有的氧的分布，显示装置25显示氧合血红蛋白，降低的血红蛋白或氧饱和度的分布。

