

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4607308号
(P4607308)

(45) 発行日 平成23年1月5日 (2011.1.5)

(24) 登録日 平成22年10月15日 (2010.10.15)

(51) Int.Cl.

F I

GO 1 N 21/17 (2006.01)

GO 1 N 21/17 6 2 5

A 6 1 B 5/145 (2006.01)

A 6 1 B 5/14 3 1 O

A 6 1 B 10/00 (2006.01)

A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 15 (全 13 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|-----------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2000-303901 (P2000-303901) | (73) 特許権者 | 390014960 |
| (22) 出願日 | 平成12年10月3日 (2000.10.3) | | シスメックス株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2002-107291 (P2002-107291A) | | 兵庫県神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号 |
| (43) 公開日 | 平成14年4月10日 (2002.4.10) | (74) 代理人 | 100065248 |
| 審査請求日 | 平成19年9月20日 (2007.9.20) | | 弁理士 野河 信太郎 |
| | | (72) 発明者 | 蓮井 康嗣 |
| | | | 神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号 |
| | | | シスメックス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 沼田 成弘 |
| | | | 神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号 |
| | | | シスメックス株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 米倉 香織 |
| | | | 神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号 |
| | | | シスメックス株式会社内 |
| | | | 最終頁に続く |

(54) 【発明の名称】 非侵襲生体計測装置とその方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管を含む生体組織の一部を照明するための光源と、照明された生体組織の光強度分布を検出するための検出部と、検出された光強度分布を解析する解析部を備えた非侵襲生体計測装置において、

解析部が、

- (1) 光強度分布を所定の関数によって変換し、
- (2) 変換された光強度分布の極小点または極大点を検出し、
- (3) 検出された極小点または極大点を中心として、変換された光強度分布上の左右の任意の2点を結んだ直線を基準線として吸収プロファイルを求め、
- (4) 吸収プロファイルの形状特徴を定量化し、
- (5) 前記左右の任意の2点の位置を変更させて(3)及び(4)を繰り返すことにより、定量化された形状特徴が所定の関係式に適合するときの吸収プロファイルを血管プロファイルとして決定し、
- (6) 決定された血管プロファイルの特徴に基づいて血管情報又は血液情報を算出することを特徴とする非侵襲生体計測装置。

【請求項2】

光源が少なくとも2種類の波長の光を照明する光源であり、

解析部は、各波長毎に得られる光強度分布に対して(1)～(5)を実行することにより、各波長毎に血管プロファイルを決定し、(6)において、各波長毎に決定された各血

管プロファイルの特徴に基づいて血管情報又は血液情報を算出することを特徴とする請求項 1 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 3】

前記変換関数が対数関数であることを特徴とする請求項 1 または 2 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 4】

解析部は、(6)において、血管プロファイルの特徴として少なくとも血管プロファイルの面積 A、ピーク高 h 及びピーク高に対する n % 高における幅 W を算出することを特徴とする請求項 1 または 2 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 5】

解析部は、(4)において、吸収プロファイルの形状特徴として、少なくとも吸収プロファイルを確認率密度関数と想定した時の標準偏差 を算出することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項の非侵襲生体計測装置。

【請求項 6】

解析部は、(5)において、吸収プロファイルを確認率密度関数と想定した時の標準偏差と吸収プロファイルのピーク高に対する n % 高における幅 W の定数倍とが一致するときの吸収プロファイルを血管プロファイルとして決定することを特徴とする請求項 5 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 7】

検出部が撮像素子、またはラインセンサー、またはフォトセンサを備えることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一項の非侵襲生体計測装置。

【請求項 8】

血管情報が、少なくとも血管径 または血管深さ t であり、血液情報が、少なくともヘモグロビン、ヘマトクリットまたは酸素飽和度であることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか一項の非侵襲生体計測装置。

【請求項 9】

解析部は、(6)において、血管プロファイルの特徴としての血管プロファイルの面積 A、ピーク高 h、及びピーク高に対する n % 高における幅 W から構成される関数に基づいて、血管情報としての血管径 を算出することを特徴とする請求項 8 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 10】

解析部は、(6)において、血管プロファイルの特徴としての血管プロファイルの面積 A、ピーク高 h、及びピーク高に対する n % 高における幅 W から構成される関数に基づいて、血液情報としてのヘモグロビンまたはヘマトクリットを算出することを特徴とする請求項 8 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 11】

解析部は、(6)において、各波長毎に決定された血管プロファイルの特徴に基づいて、血管情報としての血管深さ t、または血液情報としてのヘマトクリットまたは酸素飽和度を算出することを特徴とする請求項 2 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 12】

解析部は、(6)において、各波長毎に決定された血管プロファイルのピーク高 h、及びピーク高に対する n % 高における幅 W からなる関数に基づいて、血管深さ t を算出することを特徴とする請求項 11 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 13】

解析部は、(6)において、血管深さ t、吸収プロファイルの面積 A、ピーク高 h、及びピーク高に対する n % 高における幅 W からなる関数に基づいて、血管径 を算出することを特徴とする請求項 12 の非侵襲生体計測装置。

【請求項 14】

解析部は、(6)において、血管深さ t、吸収プロファイルの面積 A、ピーク高 h、及びピーク高に対する n % 高における幅 W からなる関数に基づいて、ヘモグロビンまたはヘ

10

20

30

40

50

マトクリットを算出することを特徴とする請求項 1 1 乃至 1 3 のいずれか一項の非侵襲生体計測装置。

【請求項 1 5】

血管を含む生体組織の一部を照明するための光源と、照明された生体組織の光強度分布を検出するための検出部と、を備えた非侵襲生体計測装置を用いる非侵襲生体計測方法であって、

- (1) 光強度分布を所定の関数によって変換し、
- (2) 変換された光強度分布の極小点または極大点を検出し、
- (3) 検出された極小点または極大点を基準線として、変換された光強度分布上の左右の任意の 2 点を結んだ直線をしきい値として吸収プロファイルを求め、
- (4) 吸収プロファイルの形状特徴を定量化し、
- (5) 前記左右の任意の 2 点の位置を変更させて (3) 及び (4) を繰り返すことにより、定量化された形状特徴が所定の関係式に適合するときの吸収プロファイルを血管プロファイルとして決定し、
- (6) 決定された血管プロファイルの特徴に基づいて血管情報又は血液情報を算出することを特徴とする非侵襲生体計測方法。

10

【発明の詳細な説明】

【 0 0 0 1 】

【発明の属する技術分野】

この発明は、非侵襲生体測定方法に関し、とくに、生体から採血することなく経皮的に血管又は血液の情報、つまり、血管径、血管深さ、ヘモグロビン濃度やヘマトクリットなどを測定する方法に関する。

20

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

末梢血液の検査は、臨床検査において最も重要で且つ頻繁に行われる検査のひとつである。特にヘモグロビン濃度は、貧血の診断を行う上で必須の検査項目である。これらの検査は現在採血によって行われているが、頻回の採血は患者の負担となるばかりか注射針の誤射による感染事故の発生が危惧される。

【 0 0 0 3 】

以上のようなことを背景として、この検査項目を非侵襲的（経皮的）に計測しようとする装置が考案されている。つまり、血管を含む生体組織を光源で照明して撮像し、撮像された画像について血管を横切って分布する画像濃度分布を画像の濃度プロファイルとして抽出し、抽出した濃度プロファイルから血管に対応する部分をベースラインで切り取り、切り取ったプロファイルに基づいて血液成分を検査するようにした装置が知られている（例えば、国際特許公開 W O 9 7 / 2 4 0 6 6 号公報参照）。

30

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、このような従来の装置では、濃度プロファイルから血管に対応する部分を切り取るベースラインを画一的に設定しているため、血管の太さや皮膚からの深さが変化すると計測結果にバラツキを生じ、従って、被検者や被検部位が変わると正しい検査結果を得ることが難しいという問題点があった。

40

この発明は、このような事情を考慮してなされたもので、画像濃度プロファイル（光強度分布）の形態に基づいて血管の太さや深さを考慮してベースラインを適正に設定することにより、被検者や被検部位が変化しても精度の高い計測結果を得ることが可能な非侵襲生体計測装置および方法を提供するものである。

【 0 0 0 5 】

【課題を解決するための手段】

この発明は血管を含む生体組織の一部を照明するための光源と、照明された血管と組織を撮像する撮像部と、撮像された画像を解析する解析部を備え、解析部が、(1) 撮像された画像について血管を横切って分布する画像輝度分布を対数変換し、変換した画像輝度分

50

布から血管の中心に対応して極小となる谷状の輝度プロファイルを抽出し、(2)得られた輝度プロファイルを高さHの頂上を有する山状の吸収プロファイルに変換し、(3)前記吸収プロファイルを分布関数とみなしてHを変化させながらその関数の標準偏差と、吸収プロファイルの高さaH ($0 < a < 1$)における幅Wを算出し、 $W = 2$ となるHを決定して、高さaHにおける水平線をベースラインとし、(4)ベースラインより上にある吸収プロファイルの特徴を定量化し、(5)その特徴に基づいて血管又は血液情報を算出する手段を備える非侵襲生体計測装置を提供するものである。

【0006】

【発明の実施の形態】

光を血管を有する組織に透過させ、その透過光像を撮像すると、血管部分は光を吸収するためその画像は暗くなり、他の部分は光を透過させるのでその画像は明るくなる。そこで、この発明は、血管を横切った輝度分布を検出することにより、血管情報や血液成分(例えばヘモグロビン)の濃度を定量しようとするものである。

【0007】

従って、この発明では、血管を含む生体組織の一部を照明するための光源と、照明された血管と組織を撮像する撮像部と、撮像された画像を解析する解析部を備え、解析部は、撮像された画像または輝度分布を解析する。

【0008】

この発明における生体とはヒトを含む哺乳動物であり、また、生体組織の一部とは生体から分離した組織ではなく、生体のありのままの一部であって、例えば指や耳朶などがあげられる。また、撮像部が生体組織の所望の部分の撮像できるように光源と撮像部とに対して生体の一部を相対的に固定する固定機構を備えることが好ましい。

【0009】

この発明において、撮像する画像は透過光画像でも反射光画像でもよい。

この発明の光源には、半導体レーザ(以下、LD)やLEDあるいはハロゲン光源など使用でき、直接生体の一部に照射してもよいし、ファイバーを介して照射してもよい。波長としては生体組織を透過し、水の吸収が大きい400~950nmの範囲にあることが好ましい。光源の波長(帯)は、透過光画像の場合には、例えば600~950nmが使用され、反射光画像の場合には、例えば400~950nmが使用される。

【0010】

また、光源が、少なくとも2波長以上の光を選択的に照射する発光素子からなることが好ましく、少なくとも1波長は、それぞれ酸化ヘモグロビンおよび還元ヘモグロビンの実質的な等吸収波長であることが望ましい。

撮像部は、レンズなどの光学系とCCDなどの撮像デバイスから構成できる。

【0011】

撮像部では、血管を横切る方向の画像輝度プロファイルが得られればよいので、撮像素子としては、CCDの他にラインセンサーやフォトダイオードアレイが使用できる。画像輝度プロファイルとしては血管に直交する方向のものが好ましい

また、フォトダイオード1個を、血管を横切る方向に駆動させて輝度プロファイルを得ることもできる。

【0012】

解析部は、抽出部と定量化部と演算部と出力部からなり、得られた画像濃度プロファイルから血液成分の量、例えばヘモグロビン濃度を演算して出力するが、これらは市販のパーソナルコンピュータを利用してもよい。

【0013】

解析部では、まず、撮像された画像について血管を横切って分布する画像輝度分布を求める。血管を横切って分布する画像輝度プロファイルは、光が血管部分で吸収されるため図6に示すように血管の中心で極小となる谷状の輝度プロファイルとなり、その輝度を自然対数で変換すると、吸光度が求まり、プロファイルが得られる。この輝度プロファイルは、測定対象や部位が変わると組織表面から血管までの深さ、血管径などによって谷の深さ

10

20

30

40

50

(ピーク)や谷間の広がりなどが変化するため、測定対象や部位が変化しても輝度プロファイルから血管又は血液情報を正しく抽出できる部分を特定する必要がある。

【0014】

そこで、解析部は、谷状の輝度プロファイルについて、図6に示すように谷底(極小値)Pからの深さがHまでの部分を切り出し、切り出した輝度プロファイルを吸収プロファイルに変換する。それによって図7に示すように高さHの頂上Qを有する山状の吸収プロファイルが得られる。

【0015】

そこで、この山状の吸収プロファイルを正規分布関数やローレンズ分布関数のような分布関数と見なし、切り出し高さHを種々に変化させながらその関数における標準偏差 a と、吸収プロファイル(図7)の高さ aH ($0 < a < 1$)における幅 W を算出する。

10

【0016】

図9は、図6の輝度プロファイルを切り取る谷底からの深さH、つまり、図7の吸収プロファイルの高さHを、最大値 H_m (図6)の0~100%の間で変化させたときの高さ $0.5H$ 、 $0.6H$ 、 $0.7H$ における幅 W の変化をそれぞれ曲線 $W50$ 、 $W60$ 、 $W70$ で表わし、 2σ の変化を曲線Gで表わしている。

【0017】

図9から、高さHを H_m の100%まで変化させると曲線 $W50$ 、 $W60$ 、 $W70$ は曲線Gとそれぞれ点A、B、Cで交わることが分かる。これは、輝度プロファイルを異なる深さHで切り出し(図6)、それから得られる高さHの吸収プロファイル(図7)を分布関数とみなすと、各高さについて 2σ に等しい幅 W が1つ存在することを示している。この原理を応用したのがこの発明の特徴である。

20

【0018】

そこで、この発明では、予め設定した a に対して $W = K$ (K は定数)となるHを決定し、高さHの吸収プロファイルにおいて高さ aH における水平線をベースラインとし、ベースラインより上にある吸収プロファイルを血管又は血液情報を正しく抽出できる部分(血管プロファイル)として特定する。そして、特定した部分に基づいて血管又は血液情報を算出するようにしている。

【0019】

この発明において、光源が、少なくとも2種類の波長の光によって血管を含む生体組織の一部を照明する光源である場合には、吸収プロファイルの特徴を定量化する工程において、少なくとも2種類の波長の光によってそれぞれ得られるベースラインより上にある吸収プロファイルの特徴を、吸収プロファイルの高さ h_1 、 h_2 、吸収プロファイルの幅 W_1 、 W_2 、吸収プロファイルとベースラインで囲まれた面積 A_1 、 A_2 として算出するようにしてもよい。

30

【0020】

血管又は血液情報を算出する場合には、血管の組織表面からの深さ t を h_1 、 h_2 、 W_1 、 W_2 に基づいて算出することができる。

また、血管径を h_1 、 A_1 、又は W_1 、 t に基づいて算出することができる。

【0021】

さらに、ヘモグロビン濃度を h_1 、 A_1 、 t に基づいて算出することができる。

40

a が、 $0.5 \leq a \leq 0.9$ の範囲の値に設定されることが好ましい。

【0022】

また、この発明は、血管を含む生体組織の一部を照明するための光源と、照明された生体組織の光強度分布を検出するための検出部と、検出された光強度分布を解析する解析部を備えた測定装置において、解析部が、

(1) 光強度分布を所定の関数によって変換し、

(2) 変換された光強度分布から、極小点または極大点を検出し、

(3) 検出された極小点または極大点を中心として、変換された光強度分布上の左右の任意の少なくとも2点を決定し、その2点を結んだ直線または曲線を基準線として、吸収

50

ロファイルを求め、

- (4) 吸収プロファイルの形状特徴を定量化し、
- (5) 吸収プロファイルの形状特徴を一定の関数の式に適合させ、
- (6) 極大点または極小点の入る少なくとも2点の位置をしきい値として、2点のしきい値位置を任意に移動させて、(3)~(5)を繰り返し、
- (7) 吸収プロファイルの形状特徴を一定の関数の式に適合するしきい値をベースラインと決定し、
- (8) 決定されたベースラインでの吸収プロファイルの特徴から血管または血液情報を算出する手段から構成されることを特徴とする非侵襲生体計測装置を提供するものである。

【0023】

この場合、光源が少なくとも2種類の波長の光を照明する光源であり、吸収プロファイルの形状特徴を、各波長毎に算出してもよい。

また、上記変換関数が対数関数であってもよい。

吸収プロファイルの形状から面積A、ピーク高hとピーク高に対するn%高における幅Wを算出し、吸収プロファイルの形状を定量化してもよい。

吸収プロファイルの形状特徴が、吸収プロファイルを確率密度関数と想定した時の標準偏差で算出されてもよい。

【0024】

吸収プロファイルを確率密度関数と想定した時の標準偏差と吸収プロファイルのピーク高に対するn%高における幅Wの定数倍とが一致してもよい。

しきい値位置の移動方法が、極小点または極大点を中心として、左右均等に变化させてもよい。

少なくとも検出部に撮像素子、またはラインセンサー、またはフォトセンサを血管を横切る方向に移動させる方法を用いてもよい。

少なくとも血管情報が血管幅であり、少なくとも血液情報がヘモグロビンまたはヘマトクリットまたは酸素飽和度であってもよい。

【0025】

血管幅が吸収プロファイルのパラメータ面積A、ピーク高h、ピーク高に対するn%高における幅Wから構成される関数であってもよい。

ヘモグロビンまたはヘマトクリットが吸収プロファイルのパラメータ面積A、ピーク高h、ピーク高に対するn%高におけるWから構成される関数であってもよい。

血管幅または血液情報を算出する手段が、少なくとも2波長の吸光度パラメータから深さt、またはヘマトクリット、酸素飽和度を推定してもよい。

上記深さの推定方法が各波長の吸収プロファイルのパラメータピーク高h、ピーク高に対するn%高における幅Wからなる関数であってもよい。

血管幅は推定された深さt、および吸収プロファイルのパラメータ面積A、ピーク高h、ピーク高に対するn%高における幅Wからなる関数であってもよい。

ヘモグロビンまたはヘマトクリットは推定された深さtを用いて、および吸収プロファイルのパラメータ面積A、ピーク高h、ピーク高に対するn%高における幅Wからなる関数であってもよい。

【0026】

また、別の観点からこの発明は、血管を含む生体組織の一部を照明するための光源と、照明された生体組織の光強度分布を検出するための検出部と、検出された光強度分布を解析する解析部を備えた測定装置において、解析部が、

- (1) 光強度分布を所定の関数によって変換し、
- (2) 変換された光強度分布から、極小点または極大点を検出し、
- (3) 検出された極小点または極大点を中心として、変換された光強度分布上の左右の任意の少なくとも2点を決定し、その2点を結んだ直線または曲線を基準線として、吸収プロファイルを求め、
- (4) 吸収プロファイルの形状特徴を定量化し、

10

20

30

40

50

(5) 吸収プロファイルの形状特徴を一定の関数の式に適合させ、
(6) 極大点または極小点の入る少なくとも2点の位置をしきい値として、2点のしきい値位置を任意に移動させて、(3) ~ (5) を繰り返し、
(7) 吸収プロファイルの形状特徴を一定の関数の式に適合するしきい値をベースラインと決定し、
(8) 決定されたベースラインでの吸収プロファイルの特徴から血管または血液情報を算出する手段から構成されることを特徴とする非侵襲生体計測方法を提供するものである。

【0027】

実施例

以下、実施例に基づいてこの発明を詳述する。これによってこの発明が限定されるものではない。

まず、この発明の実施例に用いる血液検査装置の構成を説明する。

図1は血液検査装置の構成を示すブロック図であり、血管を含む生体組織の一部を照明するための光源11と、照明された血管と組織の透過光像を撮像する撮像部12は、検出部1の内部に設けられる。

【0028】

解析部2は、撮像部12で撮像された画像について血管を直角に直線的に横切って分布する画像輝度分布を対数変換して輝度プロファイルを抽出する抽出部21と、抽出された輝度プロファイルを吸収プロファイルに変換し吸収プロファイルの特徴を定量化する定量化部22と、定量化された特徴に基づいて血管又は血液情報を算出する演算部23と、算出結果を出力する出力部(CRT)24を備える。なお、解析部2はパーソナルコンピュータによって構成される。

また、抽出部21の輝度プロファイルの抽出の時、必ずしも対数変換をしなくとも良い。その場合は定量化部22において、吸収プロファイルに対数変換しても良い。

【0029】

図2は図1に示す装置の斜視図であり、検出部1に内蔵される光源11および撮像部12は解析部2に信号ケーブル3によって接続されている。

図3は検出部1の断面図であり、検出部1は光源11と、レンズ14および撮像素子15を有する撮像部12とを備え、開口部13に指16が挿入されると、光源11が指16を照明し、その透過光による画像がレンズ14を介して撮像素子15で撮像されるようになっている。ここで、開口部13は、挿入される指16を軽く固定できるように指先に向かって内径が小さくなり、固定部材を構成している。なお、撮像素子15はCCDで構成される。また、図8は光源11の正面図であり、LED11aとLED11bを備える。

【0030】

この実施例では、LED11aとして、中心波長660nm、半値幅40nmのV S F 665 M 1 (OPTTRANS製)を使用し、LED11bとして、中心波長805nm、半値幅50nmのものを使用している。

【0031】

次に、このように構成された血液検査装置の解析部2の解析手順を図4に示すフローチャートを用いて説明する。

まず、LED11aによる波長(以下、第1波長という)の光で指を照明し、その透過像を撮像する(ステップS1)。それによって、図5のように、CCD15側の皮膚表面に局在する血管(静脈)像Vを得ることができる。

この場合、光源にコヒーレンシーの高いLDを使用しても、組織によって拡散されるためスペックルのない図5に示すような画像が得られる。

【0032】

次に、図5において、画像中血管像の最もコントラストがよい領域を検索し、決定した領域Rを解析領域として4角形で囲むように設定する(ステップS2)。

次に、領域R内で血管に垂直な方向の画像輝度分布を作製し、輝度の値を自然対数で変換して図6に示すような輝度プロファイルを求める(ステップS3, S4)。

10

20

30

40

50

【0033】

次に、ステップS5において、吸収プロファイルの作成とベースラインの決定を行うが、この処理を図11のフローチャートを用いて詳述する。

まず、ステップS51において、定数aを設定する。この実施例では $a = 0.7$ (70%)としている。

【0034】

次に、ステップS52において、Hを最小値（例えば図6の輝度プロファイルの最大深さ H_m の10%）に設定する。そして、図6の輝度プロファイルについて谷底Pからの深さHまでの部分を切り出し（ステップS53）、切り出した部分を図7に示すように吸収プロファイルに変換する（ステップS54）。

10

【0035】

次に、吸収プロファイルを分布関数（確率密度関数）と見なし、その標準偏差と、吸収プロファイル（図7）の高さaHつまり $0.7H$ における幅Wを算出する（ステップS55）。

【0036】

そして、2とWとが一致するか否か比較し（ステップS56）、一致しない場合には、Hを若干大きい値に再設定し（ステップS57）、処理ルーチンをステップS53へ戻す。

【0037】

ステップS53～S56をくり返すと、Hが増大するに従って2とWとはそれぞれ図10の曲線GとW70に示すように変化し、Hが H_m の75%つまり $H = 0.75H_m$ になると、点Cで両者が一致し、 $2 = W$ となる。この時の吸収プロファイルは図12に示すようになり、高さ $0.7H$ における水平線をベースラインBLと決定する（ステップS58）。

20

【0038】

次に図4のステップS6において、図12の吸収プロファイルのベースラインBLから上の部分を図13に示すように切り出し、これを血管プロファイルと決定する（ステップS6）。そして、図13の血管プロファイルの高さ h_1 、幅 W_2 、面積 A_1 を算出する（ステップS7）。

【0039】

次に、LED11bによる 805 nm の波長（以下、第2波長という）の光で再び同じ指を照明し、その透過像を撮像する（ステップS8）。以下、ステップS9～S14においてステップS2～S7と同様の処理を行い、第2波長に対応する血管プロファイルの高さ h_2 、幅 W_2 、面積 A_2 を算出する。

30

【0040】

そして、ステップS15において、組織表面から血管までの深さtを次式で算出する。

$$t = (h_2 / W_2^n) / (h_1 / W_1)^m \dots \dots (1)$$

ここで、m, nは定数

【0041】

次に、ステップS16において血管径と血管を流れる血液のヘモグロビン濃度Hgbをそれぞれ次式で算出する。

40

$$= A_1 / h_1 = W_1 \times f_1(t) \dots \dots (2)$$

$$Hgb = (h_1 / A_1) \times f_2(t) \times g(\dots) \dots \dots (3)$$

ここで、 \dots は定数、関数 f_1 , f_2 , g は実験的に決定される関数である。

このようにして、血管深さ、血管径およびヘモグロビン濃度が求められる。

【0042】

さらに、次の式を用いてヘマトクリットHct、酸素飽和度Osが求められる。

$$Hct = k \times h_1 / h_2 + L \dots (4)$$

または、

$$Hct = k \times A_1 / A_2 + L \dots (5)$$

$$Os = 100 \times h_1 / h_2 + b \dots (6)$$

50

または

$$O_s = 100 \times A_1 / A_2 + c \dots (7)$$

ここで、 k 、 L 、 b 、 c は定数である。

【0043】

図14は血管情報や血液情報を求める他の方法を示すフローチャートであり、図4に示すステップS4、S11の処理（対数輝度プロファイルの作成）をそれぞれステップS6、S13の処理の後で実行するようにしたものである。各ステップの処理内容は図4と同等であり、これによっても図4の方法と同様の算出結果を得ることができる。

【0044】

この実施例によれば、撮像画像から得られる吸収プロファイルを一種の分布関数とみなし、その標準偏差に基づいて、ベースラインを決定して吸収プロファイルの一部を血管の特性を表すプロファイルとして特定するようにしたので、特定したプロファイルから血管情報や血液情報を、測定対象や測定部位が変わっても精度よく測定することができる。

【0045】

【発明の効果】

この発明によれば、生体組織から得られる吸収プロファイルを所定の関数に適合させ、その関数に基づいてベースラインを決定するので、ベースラインによって特定される吸収プロファイルの特徴から血管情報や血液情報を、被検者や被検部位が変化しても精度よく計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施例に用いる血液検査装置の構成を示すブロック図である。

【図2】この発明の実施例に用いる血液検査装置の外形を示す斜視図である。

【図3】この発明の実施例に用いる血液検査装置の要部断面図である。

【図4】この発明の実施例の画像処理方法を示すフローチャートである。

【図5】この発明の実施例による撮像画像を示す説明図である。

【図6】この発明の実施例で得られる対数輝度プロファイルの一例を示す説明図である。

【図7】この発明の実施例で得られる吸収プロファイルの一例を示す説明図である。

【図8】この発明の実施例に用いる光源の正面図である。

【図9】この発明の吸収プロファイルの幅と標準偏差の関係を示すグラフである。

【図10】この発明の実施例の吸収プロファイルの幅と標準偏差との関係を示すグラフである。

【図11】図4の要部詳細を示すフローチャートである。

【図12】この発明の実施例で得られる吸収プロファイルの一例を示す説明図である。

【図13】この発明の実施例で得られる吸収プロファイルの一部を示す説明図である。

【図14】図4の変形例を示すフローチャートである。

【符号の説明】

- 1 検出部
- 2 解析部
 - 21 抽出部
 - 22 定量化部
 - 23 演算部
 - 24 出力部

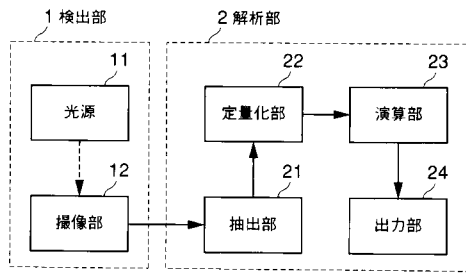
10

20

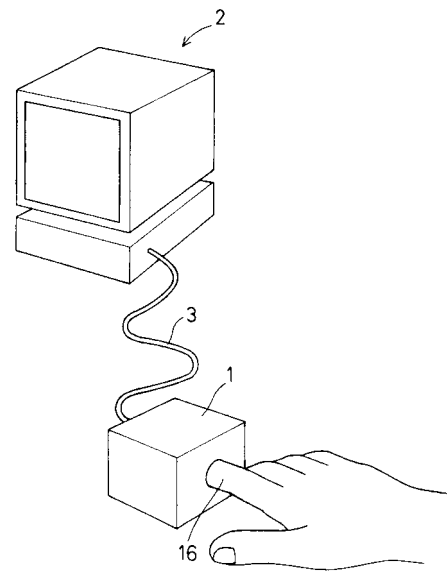
30

40

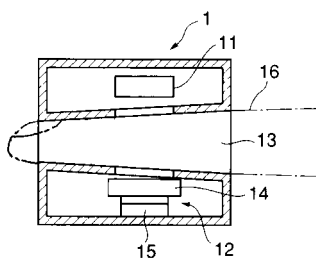
【図 1】



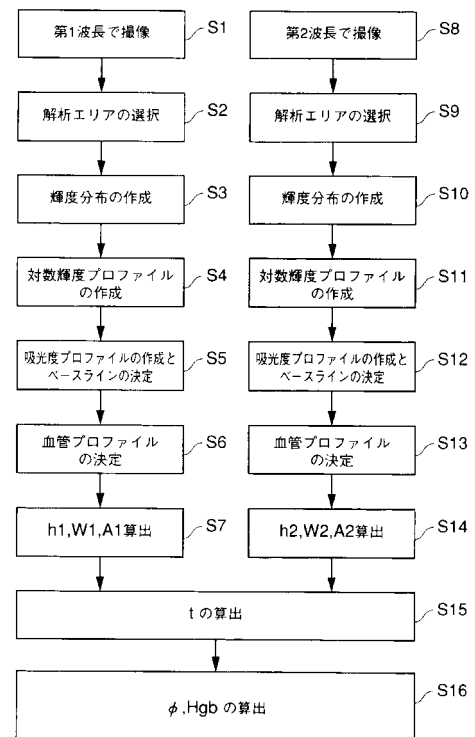
【図 2】



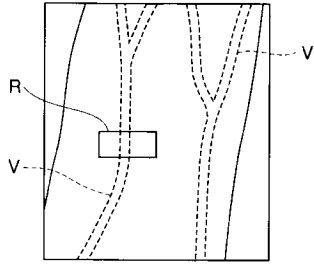
【図 3】



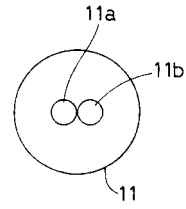
【図 4】



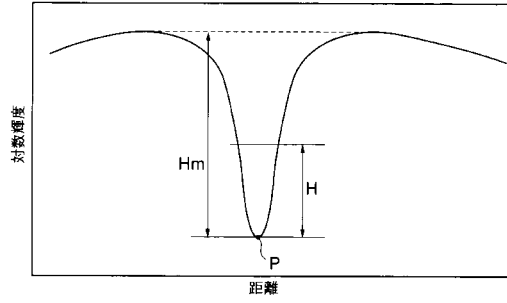
【図 5】



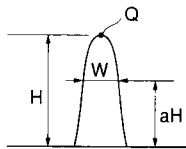
【図 8】



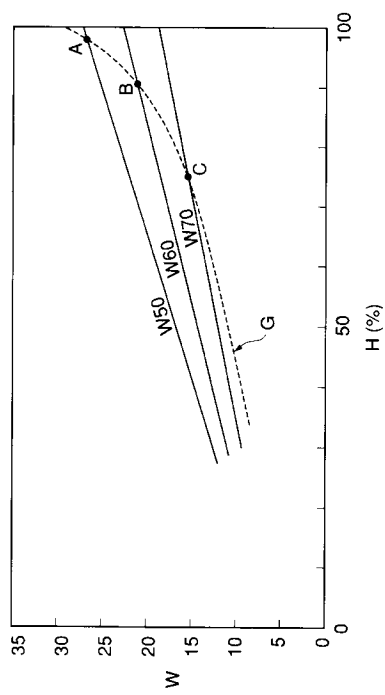
【図 6】



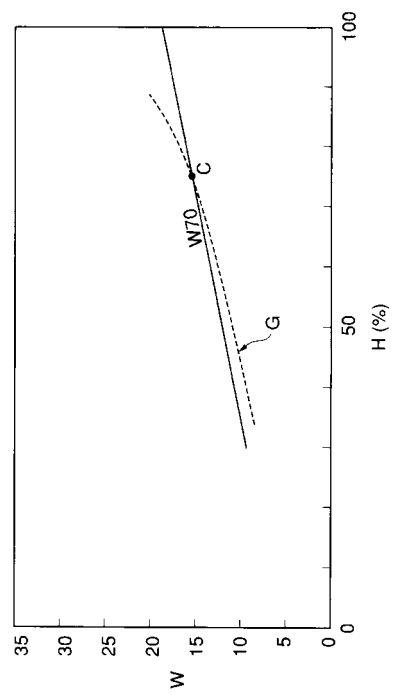
【図 7】



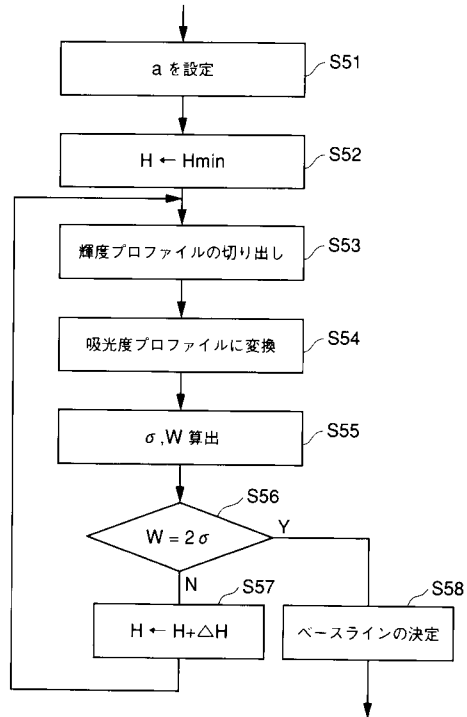
【図 9】



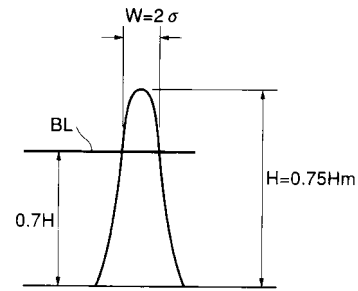
【図 10】



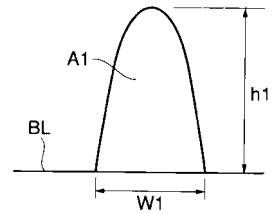
【図 1 1】



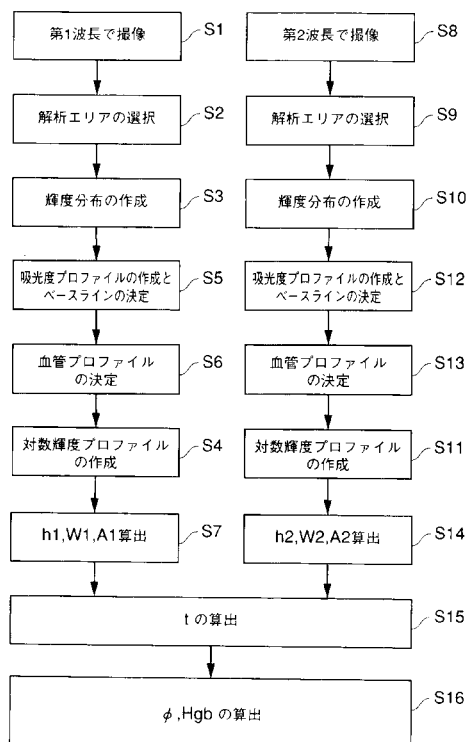
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (72)発明者 齊藤 太計雄
神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号 シスメックス株式会社内
- (72)発明者 小澤 利行
神戸市中央区脇浜海岸通1丁目5番1号 シスメックス株式会社内

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開平11-000323(JP,A)
特開2000-083932(JP,A)
特開平05-123296(JP,A)
特開平03-063029(JP,A)
国際公開第97/024066(WO,A1)
特開2000-083931(JP,A)
特開平07-031596(JP,A)
特開平10-276986(JP,A)
特開2001-145603(JP,A)
米国特許第06535757(US,B1)
米国特許第06337993(US,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N21/00-21/01,21/17-21/61
A61B9/00-10/00
A61B5/06-5/22
A61B 3/00-3/16