

(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2009-153664

(P2009-153664A)

(43) 公開日 平成21年7月16日(2009.7.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/145 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 1 0	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/35 (2006.01)	G 0 1 N 21/35	4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2007-334089 (P2007-334089)	(71) 出願人	000005821
(22) 出願日	平成19年12月26日(2007.12.26)		パナソニック株式会社
			大阪府門真市大字門真1006番地
		(74) 代理人	100101683
			弁理士 奥田 誠司
		(72) 発明者	塩井 正彦
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下
			電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	2G059 AA01 AA05 BB12 BB13 CC16
			EE02 EE06 EE12 FF01 GG01
			GG02 HH01 HH06 JJ02 JJ24
			KK04
			4C038 KK10 KL05 KL07 KX01

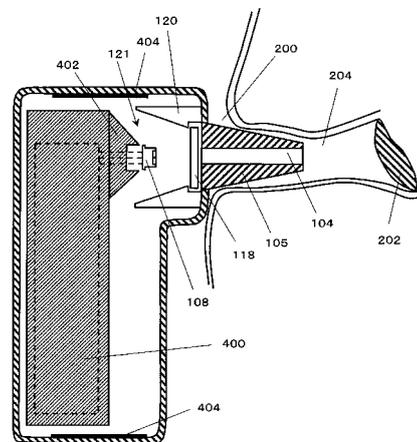
(54) 【発明の名称】 生体成分濃度測定装置

(57) 【要約】

【課題】外耳道からの放射光の影響を低減し、生体成分濃度を高精度に測定することが可能な生体成分濃度測定装置を提供する。

【解決手段】生体成分濃度の測定装置は、耳孔に挿入される、導光管が設けられた挿入部であって、耳孔に挿入されたときに、導光管は耳孔内に開口する第1開口部に入射した赤外光を伝搬して第2開口部から出力する、挿入部と、導光管の第2開口部から空隙を設けて配置され、第2開口部から出力された赤外光の一部を検出する検出器と、検出部によって検出された赤外光に基づいて生体成分の濃度を算出する演算部と、導光管の第2開口部から検出器までの間に空隙を覆うように設けられ、かつ、検出器の外径より大きい内径を持つ光路カバーと、検出器に入射しない赤外光を散乱させて減衰させる光散乱部とを備えている。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

耳孔に挿入される、導光管が設けられた挿入部であって、前記耳孔に挿入されたときに、前記導光管は前記耳孔内に開口する第 1 開口部に入射した赤外光を伝搬して第 2 開口部から出力する、挿入部と、

前記第 2 開口部から離間して配置され、前記第 2 開口部から出力された前記赤外光の一部を検出する検出器と、

前記検出器によって検出された赤外光に基づいて生体成分の濃度を算出する演算部と、前記第 2 開口部から前記検出器までの空間の少なくとも一部を覆うように設けられ、かつ、前記検出器の外径より大きい内径を持つ光路カバーと、

前記検出器に入射しない赤外光を散乱させて減衰させる光散乱部とを備えた、生体成分濃度の測定装置。

10

【請求項 2】

前記光散乱部は、前記検出器の外径、及び、前記光路カバーの内径の間の空間を通過した赤外光を散乱させる、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 3】

前記導光管は直線形状であり、

前記検出器は、前記導光管の延長線上に配置されている、請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記光路カバーの内面は、前記赤外光に対して所定の反射率以上の反射率を有する材料で形成されている、請求項 1 に記載の測定装置。

20

【請求項 5】

前記導光管は直線形状であり、

前記光路カバーの内面は非球面形状である、請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記非球面形状は放物面形状である、請求項 5 に記載の測定装置。

【請求項 7】

前記放物面の焦点が前記第 2 開口部の中心に位置するよう調整されている、請求項 6 に記載の測定装置。

【請求項 8】

前記演算部は、赤外光の検出値と生体成分の濃度値との対応を規定したデータを保持しており、前記検出器による赤外光の検出値に基づいて前記データを参照して前記濃度値を特定する、請求項 1 に記載の測定装置。

30

【請求項 9】

耳孔に挿入される、第 1 導光管が設けられた挿入部であって、前記耳孔に挿入されたときに、前記第 1 導光管は前記耳孔内に開口する第 1 開口部に入射した赤外光を伝搬して第 2 開口部から出力する、挿入部と、

前記第 2 開口部から離間して配置され、前記第 2 開口部から出力された前記赤外光の一部を検出する検出器と、

前記第 2 開口部及び前記検出器の間に設けられた第 2 導光管と、

40

前記検出器によって検出された赤外光に基づいて生体成分の濃度を算出する演算部と、前記第 2 開口部から前記検出器までの空間の少なくとも一部を覆うように設けられ、かつ、前記第 2 導光管の外径より大きい内径を持つ光路カバーと、

前記第 2 導光管に入射しない赤外光を散乱させて減衰させる光散乱部とを備えた、生体成分濃度の測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体からの赤外放射光を用いて生体情報を非侵襲的に測定する生体成分濃度測定装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

生体成分濃度を測定する装置として、生体、特に鼓膜からの赤外放射光を用いて血糖値を非侵襲的に測定するものが提案されている。例えば、特許文献1には、熱として鼓膜から自然に発せられる赤外線における人体組織に特徴的な放射スペクトル線を非侵襲的に測定することにより血糖値を決定する装置が開示されている。

【0003】

しかし、プランクの法則によれば、温度を有する物体からは、必ず熱による赤外放射が存在する。したがって、鼓膜だけでなく、外耳道も赤外光の放射源となる。従来 of 測定装置では、鼓膜から放射された赤外光と外耳道から放射された赤外光とが赤外線検出器に入射し、それらを併せて検出していた。

10

【0004】

しかしながら、外耳道から放射された赤外光は測定精度を悪化させる要因となっている。その理由は、鼓膜から放射された赤外光と比較して、外耳道から放射された赤外光に含有される血液の情報量は少なく、その他の不要な情報、すなわちノイズが比較的多く含有されているためである。これは、外耳道の皮膚は鼓膜に比較して厚く、血液の供給は比較的深い位置で行われていることに起因する。

【0005】

外耳道から放射された赤外光がノイズとして作用する例は、他にも存在する。鼓膜から放射される赤外光を用いて生体の体温を測定する耳式体温計を例に挙げると、外耳道の温度は鼓膜の温度よりも低いため、外耳道から放射された赤外光の影響により、耳式体温計が体温を実際よりも低く測定してしまうことがあった。

20

【0006】

そこで、外耳道から放射された赤外光の影響を軽減する技術が提案されている。例えば特許文献2に開示された耳孔体温計は、赤外光を伝搬させる導波管と、非接触型温度センサとを間隔Lbを空けて配置することにより、外耳道から放射された赤外光が非接触型温度センサに入射する量を低減させている。

【0007】

一方、赤外光がノイズとなる例は他にも存在する。例えば、生体(被測定物)から放射される赤外光を検出することにより、その体温を算出する放射体温計では、赤外線検出器の視野が大きいため、比較的広い範囲の赤外線が赤外線検出器に入射する。したがって、被測定物の広い範囲の温度の平均値が測定値として取り扱われるため、正確な体温が算出できない。

30

【0008】

そこで、赤外線検出器の視野を絞るため、例えば特許文献3では、赤外線透過孔を設け、内面を鏡面にすることによって赤外線の反射を高めた2次曲面体と、赤外線透過孔から入射した赤外線を検出する赤外線センサ部とを有する装置が開示されている。この装置では、赤外線センサ部を2次曲面体の焦点位置に設置している。

【特許文献1】特表2001-503999号公報

【特許文献2】特開平11-281484号公報

40

【特許文献3】特開平11-160156号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1に記載された装置では、外耳道からの赤外光の影響に関する考慮がされていないため、測定精度が高くないという問題がある。

【0010】

特許文献2に記載された装置では、非接触型温度センサを固定しているセンサフレームと、非接触型温度センサとが隙間なく接している。これにより、センサフレームが導光管として機能してしまい、外耳道から放射された赤外光はセンサフレームで反射を繰り返す

50

ことにより、非接触温度センサに入射してしまう。このような赤外光もまた、測定精度を悪化させる原因となる。また、キルヒホッフの法則によれば、センサフレームを赤外線吸収体で構成すると、センサフレームの吸収率が高いために、放射率が高くなり、センサフレーム自身の赤外光が非接触温度センサに入射してしまう。よって、同様に測定精度を悪化させる原因となる。

【0011】

また、特許文献3に記載された装置では、赤外線センサが焦点位置に設置されていることにより、自らが放射する赤外光が測定精度を悪化させていた。これは、赤外線センサは温度を持つために自ら赤外線を放射していること、及び、当該自己放射光は2次曲面体と赤外線センサが設けられた平面とで反射され、再び赤外線センサに入射することが原因である。

10

【0012】

本発明は、上述の従来の問題点に鑑みてなされたものであり、外耳道からの放射光の影響を低減し、生体成分濃度を高精度に測定することが可能な生体成分濃度測定装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明の生体成分濃度の測定装置は、耳孔に挿入される、導光管が設けられた挿入部であって、前記耳孔に挿入されたときに、前記導光管は前記耳孔内に開口する第1開口部に入射した赤外光を伝搬して第2開口部から出力する、挿入部と、前記第2開口部から離間して配置され、前記第2開口部から出力された前記赤外光の一部を検出する検出器と、前記検出器によって検出された赤外光に基づいて生体成分の濃度を算出する演算部と、前記第2開口部から前記検出器までの空間の少なくとも一部を覆うように設けられ、かつ、前記検出器の外径より大きい内径を持つ光路カバーと、前記検出器に入射しない赤外光を散乱させて減衰させる光散乱部とを備えている。

20

【0014】

好ましい実施形態において、前記光散乱部は、前記検出器の外径、及び、前記光路カバーの内径の間の空間を通過した赤外光を散乱させる。

【0015】

好ましい実施形態において、前記導光管は直線形状であり、前記検出器は、前記導光管の延長線上に配置されている。

30

【0016】

好ましい実施形態において、前記光路カバーの内面は、前記赤外光に対して所定の反射率以上の反射率を有する材料で形成されている。

【0017】

好ましい実施形態において、前記導光管は直線形状であり、前記光路カバーの内面は非球面形状である。

【0018】

好ましい実施形態において、前記非球面形状は放物面形状である。

【0019】

好ましい実施形態において、前記放物面の焦点が前記第2開口部の中心に位置するように調整されている。

40

【0020】

好ましい実施形態において、前記演算部は、赤外光の検出値と生体成分の濃度値との対応を規定したデータを保持しており、前記検出器による赤外光の検出値に基づいて前記データを参照して前記濃度値を特定する。

【0021】

本発明の生体成分濃度の測定装置は、耳孔に挿入される、第1導光管が設けられた挿入部であって、前記耳孔に挿入されたときに、前記第1導光管は前記耳孔内に開口する第1開口部に入射した赤外光を伝搬して第2開口部から出力する、挿入部と、前記第2開口部

50

から離間して配置され、前記第2開口部から出力された前記赤外光の一部を検出する検出器と、前記第2開口部及び前記検出器の間に設けられた第2導光管と、前記検出器によって検出された赤外光に基づいて生体成分の濃度を算出する演算部と、前記第2開口部から前記検出器までの空間の少なくとも一部を覆うように設けられ、かつ、前記第2導光管の外径より大きい内径を持つ光路カバーと、前記第2導光管に入射しない赤外光を散乱させて減衰させる光散乱部とを備えている。

【発明の効果】

【0022】

本発明の生体情報測定装置によれば、光路カバーの内径を検出器の外径よりも大きく構成し、光路カバーと検出器の間の空隙より、赤外光を逃がす。さらに、逃がした赤外光を光散乱部によって散乱させる。外耳道からの赤外光が検出器に入射する量を低減させることができ、測定におけるノイズが低減できるので、測定精度を向上させることができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

生体から放射される赤外光を測定することにより、例えば血糖値などの生体成分濃度の情報を得ることができる。以下では、まずその原理を説明し、その原理に基づいて動作する本発明による生体成分濃度測定装置の機能的な構成を説明する。その後、本発明による生体成分濃度測定装置の実施形態を説明する。

【0024】

生体からの熱放射により放射される赤外放射光の放射エネルギー W は以下の数式で表される。

20

【数1】

$$W = S \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \varepsilon(\lambda) \cdot W_0(T, \lambda) d\lambda \quad (W)$$

【数2】

$$W_0(\lambda, T) = 2hc^2 \lambda^{-5} \cdot [\exp(hc/\lambda kT) - 1]^{-1} (W/cm^2 \cdot \mu m)$$

30

W : 生体からの熱放射により放射される赤外放射光の放射エネルギー、
() : 波長 における生体の放射率、

W_0 (、 T) : 波長 、 温度 T における熱放射の黒体放射強度密度、

h : プランク定数 ($h = 6.625 \times 10^{-34}$ ($W \cdot S^2$))、

c : 光速 ($c = 2.998 \times 10^{10}$ (cm/s))、

λ_1 、 λ_2 : 生体からの熱放射により放射される赤外放射光の波長 (μm)、

T : 生体の温度 (K)、

S : 検出面積 (cm^2)

40

k : ボルツマン定数

【0025】

(数1)によれば、検出面積 S が一定の場合、生体からの熱放射により放射される赤外放射光の放射エネルギー W は波長 における生体の放射率 () に依存する。放射におけるキルヒホッフの法則から、同じ温度、波長における放射率と吸収率は等しい。

【数3】

$$\varepsilon(\lambda) = \alpha(\lambda)$$

50

() : 波長 における生体の吸収率

【 0 0 2 6 】

したがって、放射率を考える際には、吸収率を考えればよいことがわかる。エネルギー保存則から、吸収率、透過率及び反射率には、以下の関係が成り立つ。

【数 4】

$$\alpha(\lambda) + r(\lambda) + t(\lambda) = 1$$

r () : 波長 における生体の反射率

10

t () : 波長 における生体の透過率

【 0 0 2 7 】

したがって、放射率は、透過率及び反射率を用いて以下の数式で表される。

【数 5】

$$\varepsilon(\lambda) = \alpha(\lambda) = 1 - r(\lambda) - t(\lambda)$$

【 0 0 2 8 】

透過率は、入射光量と測定対象物体を透過してきたときの透過光量の比で表される。入射光量と測定対象物体を透過してきたときの透過光量は、ランベルト - ベールの法則で示される。

20

【数 6】

$$I_t(\lambda) = I_0(\lambda) \exp\left(-\frac{4\pi k(\lambda)}{\lambda} d\right)$$

I_t : 透過光量、

I_0 : 入射光量、

d : 生体の厚さ、

30

k () : 波長 における生体の消衰係数

生体の消衰係数は、生体による光の吸収を表す。

【 0 0 2 9 】

したがって、透過率は以下の数式で表される。

【数 7】

$$t(\lambda) = \exp\left(-\frac{4\pi k(\lambda)}{\lambda} d\right)$$

40

【 0 0 3 0 】

次に反射率について説明する。反射率は、全方向に対する平均反射率を算出する必要があるが、ここでは、簡単のため、垂直入射に対する反射率で考える。垂直入射に対する反射率は、空気の屈折率を 1 として、以下の数式で表される。

【数 8】

$$r(\lambda) = \frac{(n(\lambda) - 1)^2 + k^2(\lambda)}{(n(\lambda) + 1)^2 + k^2(\lambda)}$$

50

$n(\lambda)$: 波長 λ における生体の屈折率

【0031】

以上から、放射率は以下の数式で表される。

【数9】

$$\varepsilon(\lambda) = 1 - r(\lambda) - t(\lambda) = 1 - \frac{(n(\lambda) - 1)^2 + k(\lambda)^2}{(n(\lambda) + 1)^2 + k(\lambda)^2} - \exp\left(-\frac{4\pi k(\lambda)}{\lambda} d\right)$$

【0032】

10

生体中の成分の濃度が変化すると、生体の屈折率及び消衰係数が変化する。反射率は、通常、赤外領域において約0.03程度と小さく、かつ(数8)から理解されるように、屈折率及び消衰係数にはあまり依存しない。したがって、生体中の成分の濃度の変化によって屈折率及び消衰係数が変化しても、反射率の変化は小さい。

【0033】

一方、透過率は、(数7)に示されるように、消衰係数に大きく依存する。したがって、生体中の成分の濃度変化により生体の消衰係数、すなわち生体による光の吸収の度合いが変化すると、透過率が変化する。

【0034】

したがって、生体からの熱放射により放射される赤外放射光の放射エネルギーは、生体中の成分の濃度に依存することがわかる。生体からの熱放射により放射される赤外放射光の放射エネルギー強度から生体中の成分の濃度を求めることができる。

20

【0035】

(数7)によれば、透過率は生体の厚さに依存する。生体が薄いほど、生体の消衰係数の変化に対する透過率の変化の度合いが大きくなるため、生体中の成分の濃度変化を検出しやすくなる。

【0036】

鼓膜の厚さは約60~100 μm であり薄い。したがって、鼓膜から放射された赤外光は、生体中の成分の濃度を測定するために適している。

【0037】

30

(実施形態1)

次に図1を参照しながら、上述の原理に基づく本発明の生体成分濃度測定装置の機能的構成を説明する。

【0038】

図1は、本発明による生体成分濃度測定装置100の外観を示す斜視図である。

【0039】

生体成分濃度測定装置100(以下「測定装置100」と記述する。)は、本体102と、本体102の側面に設けられた挿入部105とを備えている。

【0040】

本体102には、生体成分の濃度の測定結果を表示するためのディスプレイ114、測定装置100の電源をON/OFFするための電源スイッチ101、及び測定を開始するための測定開始スイッチ103が設けられている。ディスプレイ114は液晶ディスプレイ、有機エレクトロルミネッセンス(EL)ディスプレイ等である。

40

【0041】

挿入部105は耳孔に挿入される部分であり、挿入部105の内部には導光管104が設けられている。耳孔に挿入されたときに、導光管104は耳孔内に開口する開口部に入射した赤外光を伝搬して、本体102内部の他方の開口部から出力する。導光管104は、赤外線を導くことのできるものであればよく、例えば、中空管や、赤外線を伝送する光ファイバ等を用いることができる。中空管を用いる場合、中空管の内表面に金の層を有することが好ましい。この金の層は、中空管の内面に金メッキを施したり、金を蒸着したり

50

することにより形成することができる。

【0042】

次に、生体成分濃度測定装置100の本体内部の構成について、図2～図6を参照しながら説明する。

【0043】

図2は、本実施形態による測定装置100の構成を示す図である。

【0044】

本体102は、チョッパー118、赤外線検出器108、光路カバー120、前置増幅器130、帯域フィルタ132、同期復調器134、ローパスフィルタ136、アナログ/デジタルコンバータ(以下、A/Dコンバータと略称する)138、マイクロコンピュータ110、メモリ112、ディスプレイ114、電源116、タイマー156、及びブザー158を備えている。

10

【0045】

測定装置100は、鼓膜202から放射され、導光管104によって導かれた赤外光を赤外線検出器108によって検出する。検出された赤外光に基づいて、マイクロコンピュータ110は生体成分の濃度を算出する。算出される生体成分の濃度としては、グルコース濃度(血糖値)、ヘモグロビン濃度、コレステロール濃度、中性脂肪濃度等が挙げられる。

【0046】

本明細書において、「鼓膜202から放射された赤外光」とは、鼓膜202自身の熱放射によって鼓膜202から放射された赤外光、及び、鼓膜202に照射された赤外光が鼓膜202において反射することにより、鼓膜202から放射された赤外光を含む。

20

【0047】

本実施形態による測定装置100は、後述の実施形態3の測定装置とは異なり、赤外光を放射する光源を備えていない。したがって、本実施形態による赤外線検出器108は、鼓膜202自身からの熱放射により放射された赤外光を検出する。

【0048】

留意すべきは、導光管104には鼓膜202から放射された赤外光のみならず、外耳道204などから放射された赤外光が入射し、導光管104はそれらを伝播することにある。

30

【0049】

本実施形態による測定装置100の主要な特徴のひとつは、導光管104を伝播される赤外光のうちから、実質的に鼓膜202から放射された赤外光を検出することを可能にするための光路カバー120及び光散乱部404(図6において後述)を設けたことにある。

【0050】

赤外線検出器108は本体102内に開口した導光管104の開口部から空隙を設けて配置されている。光路カバー120は、当該空隙を覆うように設けられ、かつ、赤外線検出器108の外径より大きい内径を持っている。外耳道204からの赤外光をこの空隙から逃がすことにより、赤外線検出器108はノイズとなる外耳道204からの赤外光を直接検出することを防止できる。

40

【0051】

さらに、空隙から逃れた赤外光が本体102の内部で反射し、結果として赤外線検出器108に入射することがある。そこで、光散乱部によって本体102の内部で反射する赤外光を散乱させ、赤外線検出器108に入射する反射赤外光の強度を大幅に低減することができる。

【0052】

以下、本体102に設けられた構成要素を説明する。

【0053】

電源116は、マイクロコンピュータ110にACまたはDC電力を供給する。電源1

50

16として電池を用いることが好ましい。

【0054】

チョッパー118は、鼓膜202から放射され、導光管104により本体102内に導かれた赤外光をチョッピングして、赤外光を高周波数の赤外線信号に変換する機能を有する。チョッパー118の動作は、マイクロコンピュータ110からの制御信号に基づき制御される。チョッパー118によりチョッピングされた赤外光の一部は赤外線検出器108に直接入射し、残りは赤外線検出器108と後述する光路カバー120との間の空間を通過して本体102内部を進む。

【0055】

赤外線検出器108は、チョッピングされた赤外光の一部を検出する。

10

【0056】

図3は、赤外線検出器108の構成を示す。赤外線検出器108は赤外光を検出する検出領域126を備えている。検出領域126は、第1の検出領域126(a)及び第2の検出領域126(b)を含んでいる。第1の光学フィルタ128(a)を通過した赤外光は第1の検出領域126(a)に入射し、第2の光学フィルタ128(b)を通過した赤外光は第2の検出領域126(b)に入射する。光学フィルタ128(a)及び128(b)は、赤外光をそれぞれ異なる波長に分光する。

【0057】

第1の検出領域126(a)及び第2の検出領域126(b)に到達した赤外光は、各検出領域によって、それぞれ入射した赤外光の強度に対応した電気信号に変換されて出力される。

20

【0058】

第1の光学フィルタ128(a)は、例えば、測定対象である生体成分によって吸収される波長を含む波長帯域(以下、測定用波長帯域と略称する)の赤外光を透過させるようなスペクトル特性を有する。一方、第2の光学フィルタ128(b)は、第1の光学フィルタ128(a)とは異なるスペクトル特性を有する。第2の光学フィルタ128(b)は、例えば、測定対象である生体成分による吸収がなく、かつ対象成分の測定を妨害するような他の生体成分による吸収のある波長を含む波長帯域(以下、参照用波長帯域と略称する)の赤外光を透過させるようなスペクトル特性を有する。ここで、このような他の生体成分としては、測定対象である生体成分以外で、生体中における成分量の多いものを選択すればよい。

30

【0059】

例えば、グルコースは、9.6マイクロメートル付近に吸収ピークを有する赤外吸収スペクトルを示す。そこで、測定対象である生体成分がグルコースの場合は、第1の光学フィルタ128(a)が、9.6マイクロメートルを含む波長帯域の赤外光を透過させるようなスペクトル特性を有することが好ましい。

【0060】

一方、生体中に多く含まれるタンパク質は8.5マイクロメートル付近の赤外光を吸収し、グルコースは8.5マイクロメートル付近の赤外光を吸収しない。そこで、第2の光学フィルタ128(b)が、8.5マイクロメートルを含む波長帯域の赤外光を透過させるようなスペクトル特性を有することが好ましい。

40

【0061】

光学フィルタの作製方法は、公知の技術を特に限定することなく利用できる。例えば、真空蒸着法、イオンスパッタ法を用いて光学フィルタを作製できる。光学フィルタは、SiまたはGeまたはZnSeを基板として、真空蒸着法を用いてZnS、MgF₂、PbTe、Ge、ZnSe等を基板上に積層することにより作製することができる。

【0062】

ここで、基板上に積層する各層の膜厚、積層する順序、積層回数等を調節して、積層された薄膜内における光の干渉を制御することにより、所望の波長特性を持つ光学フィルタを作製することができる。

50

【0063】

再び図2を参照する。赤外線検出器108から出力された電気信号は、前置増幅器130によって増幅される。増幅された電気信号は、帯域フィルタ132によって、チョッピング周波数を中心周波数とする周波数帯域以外の信号が取り除かれる。これにより、熱雑音等の統計的揺らぎに起因するノイズを最小化することができる。

【0064】

帯域フィルタ132によって濾過された電気信号は、同期復調器134によって、チョッパー118のチョッピング周波数と帯域フィルタ132によって濾過された電気信号を同期させ、積分することにより、DC信号に復調される。

【0065】

同期復調器134によって復調された電気信号は、ローパスフィルタ136によって高周波数帯域の信号が取り除かれる。これにより、さらにノイズを取り除くことができる。

【0066】

ローパスフィルタ136によって濾過された電気信号は、A/Dコンバータ138によってデジタル信号に変換された後、マイクロコンピュータ110に入力される。

【0067】

メモリ112には、第1の検出領域126(a)に到達した赤外光の強度に対応する電気信号と第2の検出領域126(b)に到達した赤外光の強度に対応する電気信号と生体成分の濃度との相関を示す相関データが格納されている。マイクロコンピュータ110は、メモリ112からこの相関データを読み出し、この相関データを参照して、メモリ112に蓄積されたデジタル信号から算出された単位時間当たりのデジタル信号を、生体成分の濃度に換算する。

【0068】

マイクロコンピュータ110において換算された生体成分の濃度は、ディスプレイ114に出力され、表示される。

【0069】

メモリ112に格納されている、第1の光学フィルタ128(a)を透過した赤外光の強度に対応する電気信号、及び、第2の光学フィルタ128(b)を透過した赤外光の強度に対応する電気信号と生体成分の濃度との相関を示す相関データは、例えば、以下の手順によって取得することができる。

【0070】

まず、既知の生体成分濃度(例えば、血糖値)を有する患者について、鼓膜202から熱放射により放射される赤外光を測定する。このとき、第1の光学フィルタ128(a)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、第2の光学フィルタ128(b)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号とを求める。この測定を、異なる生体成分濃度を有する複数の患者について行うことにより、第1の光学フィルタ128(a)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号及び第2の光学フィルタ128(b)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、それらに対応する生体成分濃度とからなるデータの組を得ることができる。

【0071】

次に、このようにして取得したデータの組を解析して相関データを求める。例えば、第1の光学フィルタ128(a)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、第2の光学フィルタ128(b)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、それらに対応する生体成分濃度とについて、PLS(Partial Least Squares Regression)法などの重回帰分析法やニューラルネットワーク法などを用いて多変量解析を行う。これにより、第1の光学フィルタ128(a)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号及び第2の光学フィルタ128(b)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、それらに対応する生体成分濃度との相関を示す関数を求めることができる。

10

20

30

40

50

【0072】

また、第1の光学フィルタ128(a)が測定用波長帯域の赤外光を透過させるようなスペクトル特性を有し、第2の光学フィルタ128(b)が参照用波長帯域の赤外光を透過させるようなスペクトル特性を有する場合、第1の光学フィルタ128(a)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、第1の光学フィルタ128(a)が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号との差を求め、その差とそれに対応する生体成分濃度との相関を示す相関データを求めてもよい。例えば、最小二乗法等の直線回帰分析を行うことにより求めることができる。

【0073】

次に、鼓膜202から放射された赤外光のみを実質的に検出するための構成を説明する。

10

【0074】

鼓膜202から放射された赤外光は、導光管104に対して略平行に、または十分小さい角度で導光管104に入射する。一方、外耳道204から放射された赤外光の大部分は、導光管104に対して比較的大きな入射角で導光管104に入射する。これは、外耳道204の位置が鼓膜202の位置よりも導光管104の近傍に存在するためである。

【0075】

導光管104内では、赤外光は反射しながら伝搬する。したがって、導光管104に入射した赤外光は、その入射角と同様の大きさの出射角で、本体102内に開口する導光管104の開口部(出射端面)から出射される。すなわち、鼓膜202から放射された赤外光は導光管104に対して略平行に出射され、外耳道204から放射された赤外光は、その入射角と同様の大きな出射角で出射される。

20

【0076】

本発明はこの相違を考慮した形状の光路カバー120を設けている。

【0077】

図4は、本実施形態による光路カバー120の拡大断面図である。光路カバー120は、本体102内に開口する導光管104(図2)の開口部と赤外線検出器108との間の空間を覆っている。図4には導光管104の開口部に設けられたチョッパー118を示している。

【0078】

光路カバー120の内面は、赤外光に対して高い反射率を持つように構成されている。光路カバー120の内面は、赤外光に対して90%以上の反射率を有する材料で形成されていることが好ましい。赤外光に対して95%以上の反射率を有する材料で形成されているさらにことが好ましい。赤外光に対して高い反射率を光路カバー120の内面に持たせるためには、例えば、光路カバー120をSUS304で加工し、研磨する。その後、ニッケルメッキを設け、さらにその上から金メッキを設けることにより実現する。

30

【0079】

光路カバー120の内径L2は赤外線検出器108の外径L1より大きく設定されている。このように構成することにより、光路カバー120と赤外線検出器108との間に外耳道204(図2)からの赤外光が通過できる空隙が生じる。この空隙から外耳道204からの赤外光を逃がすことにより、外耳道204から放射された赤外光が赤外線検出器108へ直接入射することを防ぐことができる。

40

【0080】

赤外線検出器108が光路カバー120の開口部121内(光路カバー120の断面における範囲P内)に位置するときには、赤外線検出器108の外径L1及び光路カバー120の内径L2は、図示されるように、導光管の軸150と垂直な平面151上で測定される。光路カバー120と赤外線検出器108との間の空隙(以下、単に「空隙」と称する。)は、赤外線検出器108の外径L1から光路カバー120の内径L2までの間の空間として定義される。

【0081】

50

図5は、光路カバー120の立体形状を示す斜視図である。

【0082】

光路カバー120は、内面が円すい形状の先端を切り落としたような形状に設定されている。光路カバー開口部の終端部の内径は、赤外線検出器108の外径よりも大きく構成されているが、形状の理解の便宜のため、赤外線検出器108は光路カバー120の開口部内から離れて記載している。

【0083】

図6は、測定装置100の筐体内部の物理的な構成を示す断面図である。

【0084】

筐体内部には、電気回路基板400と、光反射部402と、光散乱部404とが設けら

10

れている。

【0085】

電気回路基板400には、図2で示された赤外線検出器108、マイクロコンピュータ110、メモリ112、ディスプレイ114、前置増幅器130、帯域フィルタ132、同期復調器134、ローパスフィルタ136、A/Dコンバータ138、タイマー156、プザー158等が実装されている。

【0086】

赤外線検出器108が実装されている電気回路基板400の位置には、所定の傾斜角（たとえば45度）のテーパを持つ光反射部402が設けられている。光反射部402は、円すいの先端部を切り落としたような形状に設定されており、その側面には、赤外光の反

20

射率を向上するように鏡面が設けられている。

【0087】

また、外耳道204からの赤外光が光反射部402により反射される先の位置に、測定装置100の内面の一部に光散乱部404が構成されている。

【0088】

光散乱部404に到達した赤外光は、光散乱部404により散乱される。これにより、再び光反射部402に帰還し、光路カバー120で反射して赤外線検出器108に入射する外耳道204から放射された赤外光の量を低減することができる。

【0089】

光散乱部404は、公知の技術を特に限定することなく利用することができるが、例えば、表面がブラスト加工で加工され、粗い面を持つ金属板を筐体に貼り付ける、または、直接筐体内部をブラスト加工し、筐体内部を粗い面に加工することにより実現される。

30

【0090】

空隙より逃がれた赤外光の一部は、直接光反射部402により反射され、残りの空隙より逃がれた赤外光は、光路カバー120により反射され、光反射部402によって再び反射される。反射された赤外光は、筐体に設けられた光散乱部404に当たって散乱される。赤外光が散乱されて筐体内で反射することにより、空隙から逃がれた赤外光が赤外線検出器108に入射する量を大幅に低減できる。

【0091】

次に、本実施形態における生体成分濃度測定装置100の動作を説明する。

40

【0092】

まず、使用者が生体成分濃度測定装置100の電源スイッチ101を押すと、本体102内の電源がONとなり、生体成分濃度測定装置100は測定準備状態となる。

【0093】

次に、使用者が本体102を持って、導光管104を耳孔200内に挿入する。挿入部105は、導光管104の先端部分から本体102との接続部分に向かって径が太くなるような円錐形状である。導光管104の外径が耳孔200の内径と等しくなる位置以上は導光管104が挿入されない構造になっている。

【0094】

次に、導光管104の外径が耳孔200の内径と等しくなる位置で生体成分濃度測定装

50

置 100 を保持した状態で、使用者が生体成分濃度測定装置 100 の測定開始スイッチ 103 を押すと、測定が開始される。

【0095】

挿入部 105 内に設けられた導光管 104 を介して、鼓膜 202 から放射された赤外光が検出される。マイクロコンピュータ 110 は、タイマー 156 からの計時信号により、測定開始から一定時間経過したと判断すると、チョッパー 118 を制御して、赤外線検出器 108 に到達する赤外光を遮断する。これにより、自動的に測定が終了する。

【0096】

このとき、マイクロコンピュータ 110 はディスプレイ 114 やブザー 158 を制御して、測定が終了した旨のメッセージをディスプレイ 114 に表示したり、ブザー 158 を鳴らしたり、スピーカー（図示せず）から音声で出力したりすることにより、使用者に測定が終了したことを通知する。これにより使用者は測定が終了したことを確認することができるため、導光管 104 を耳孔 200 の外に取り出す。

10

【0097】

マイクロコンピュータ 110 は、前述の方法により、A/Dコンバータ 138 から出力された電気信号を、検出領域毎に識別し、それぞれの検出領域に対応する電気信号の平均値を算出する。

【0098】

次に、マイクロコンピュータ 110 は、メモリ 112 から、第 1 の光学フィルタ 128 (a) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号と生体成分の濃度との相関を示す相関データを読み出し、この相関データを参照して、第 1 の光学フィルタ 128 (a) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号を生体成分の濃度に換算する。求められた生体成分の濃度は、ディスプレイ 114 に表示される。

20

【0099】

本実施形態にかかる測定装置 100 によれば、光路カバー 120 の内径を赤外線検出器 108 の外径よりも大きく構成し、光路カバー 120 と赤外線検出器 108 の間の空隙より、赤外光を逃がす。さらに、逃がした赤外光を光散乱部 404 によって散乱させる。外耳道 202 からの赤外光が検出器に入射する量を低減させることができ、測定におけるノイズが低減できるので、測定精度を向上させることができる。

30

【0100】

（実施形態 2）

図 7 は、本実施形態による測定装置 100 の構成を示す図である。

【0101】

本実施形態による測定装置 100 と実施形態 1 の測定装置との相違点は、光路カバーの内面の形状が、非球面、具体的には放物面とされている点である。その他の構成については、実施の形態 1 と同様であるため説明を省略する。

【0102】

光路カバー 123 を放物面状に構成することにより、光路カバー 123 は、焦点 122 をもつ。焦点 122 は、導光管 104 の赤外線検出器 108 側の出射端の中心に設定されている。これにより、導光管 104 から出射される外耳道 202 からの赤外光の大部分は、光路カバー 123 によって反射されると平行光となる。放物面の焦点を出射した光が放物面で反射すると、平行光に変換されるためである。

40

【0103】

光は平行光になると、非常に取り扱いが容易になるため好ましい。平行光に変換された外耳道 204 から放射された赤外光は、赤外線検出器 108 と光路カバー 123 との間の空隙より逃がすことができる。

【0104】

次に、図 8 を参照しながら本実施形態に係る測定装置 100 の本体内部配置、および、

50

空隙より逃がされた外耳道 204 からの赤外光を説明する。

【0105】

図 8 は、本実施形態にかかる本体内部配置を表す断面図である。筐体内部には電気回路基板 400 が保持されている。電気回路基板 400 には、図 7 で示された赤外線検出器 108、マイクロコンピュータ 110、メモリ 112、ディスプレイ 114、前置増幅器 130、帯域フィルタ 132、同期復調器 134、ローパスフィルタ 136、A/D コンバータ 138、タイマー 156、ブザー 158 等が実装されている。

【0106】

赤外線検出器 108 が実装されている電気回路基板 400 の位置には、実施形態 1 と同様、45 度のテーパを持つ光反射部 402 が構成されている。導光管 104 から出射された外耳道 204 からの赤外光の大部分は、光路カバー 123 によって反射されて平行光となるため、実質的に垂直に光散乱部 404 に入射する。これにより、光散乱部 404 は赤外光を効率的に散乱することができる。よって、再び光反射部 402 に帰還し、光路カバー 123 で反射して赤外線検出器 108 に入射する外耳道 204 から放射された赤外光の量を大幅に低減できる。

10

【0107】

次に、図 9 を参照しながら本実施形態による測定装置 100 の変形例を説明する。

【0108】

図 9 は、本実施形態の変形例による測定装置 100 の内部の物理的な構成を示す断面図である。図 8 の測定装置と異なる点は、赤外線検出器 108 の検出領域 126 が 1 つである点、及び、光学フィルタホイールで赤外光を分光する点である。なお、図 8 及び図 9 においては、いずれも同じ光路カバー 123 を採用しているが、光学フィルタホイールを設けることによって、赤外光の進行方向の光路カバー 123 の長さを短くしてもよい。

20

【0109】

図 10 は、光学フィルタホイール 106 を示す斜視図である。光学フィルタホイール 106 は、第 1 の光学フィルタ 128 (a) 及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) を有しており、これらがリング 127 にはめ込まれて構成されている。第 1 及び第 2 の光学フィルタ 128 (a) 及び 128 (b) の各々は分光素子として機能する。

【0110】

図 10 に示す例では、いずれも円盤状である第 1 の光学フィルタ 128 (a)、第 2 の光学フィルタ 128 (b) がリング 127 にはめ込まれることによりプロペラ状の部材が構成されており、そのプロペラ状の部材の中央部にシャフト 125 が設けられている。このシャフト 125 を図 10 の矢印の方向に回転させることにより、チョッパー 118 によりチョッピングされた赤外光の通過する光学フィルタを、第 1 の光学フィルタ 128 (a) 及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) の間で切り替えることができる。

30

【0111】

シャフト 125 の回転は、マイクロコンピュータ 110 からの制御信号により制御される。シャフト 125 の回転は、チョッパー 118 の回転と同期させ、チョッパー 118 が閉じている間にシャフト 125 を 180 度回転させるように制御することが好ましい。これにより、次にチョッパー 118 が開いたときに、チョッパー 118 によりチョッピングされた赤外光の通過する光学フィルタを別の光学フィルタに切り替えることができる。

40

【0112】

光学フィルタホイール 106 を利用すると、図 9 に示されるように、赤外線検出器 108 を光路カバー 123 の開口部 121 内に配置することが困難になる。すなわち、光路カバー 123 は、本体 102 内に開口する導光管 104 の開口部と赤外線検出器 108 との間の空間の一部を覆うように設けられることになる。

【0113】

以下、図 11 を参照しながら、本実施形態における「検出器の外径より大きい内径を持つ光路カバー」の意味を説明する。

【0114】

50

図 1 1 は、本実施形態による光路カバー 1 2 3 の拡大断面図である。

【 0 1 1 5 】

赤外線検出器 1 0 8 が光路カバー 1 2 3 の開口部 1 2 1 (光路カバー 1 2 3 の断面における範囲 P) から外れた範囲に位置するときには、光路カバー 1 2 3 の内径 L 2 は、光路カバー 1 2 3 の開口端部の内径 L 2 としている。光路カバー 1 2 3 と赤外線検出器 1 0 8 との間には必ず空隙が存在するので、赤外線検出器 1 0 8 に直接入射しなかった赤外光 (外耳道 2 0 4 からの赤外光) は当該空隙から光路カバー 1 2 3 外に逃れてゆく。したがって、外耳道 2 0 4 から放射された赤外光が赤外線検出器 1 0 8 へ直接入射することを防ぐことができる。

【 0 1 1 6 】

(実施形態 3)

図 1 2 は、本実施形態にかかる測定装置 1 0 0 の構成を示す図である。

【 0 1 1 7 】

本実施形態による測定装置 1 0 0 と実施形態 2 の測定装置 (図 7) との相違点は、本実施形態による測定装置 1 0 0 では、本体 1 0 2 内部に、第 2 の導光管 1 0 7、第 1 のハーフミラー 1 4 2、第 2 のハーフミラー 1 4 4、撮像素子 3 2 0、レンズ 3 1 2 及び光源 3 1 0 を備えている点である。その他の構成については、実施形態 2 と同様であるため説明を省略する。

【 0 1 1 8 】

第 2 の導光管 1 0 7 は、導光管 1 0 4 からの出射光を光路カバー 1 2 3 の終端部より外側に導くために設けられている。第 2 の導光管 1 0 7 は、導光管 1 0 4 と同じ材質で作製してもよいし、他の材質であってもよい。

【 0 1 1 9 】

また、第 2 の導光管 1 0 7 の内径は、導光管 1 0 4 から出射した鼓膜 2 0 2 からの赤外光が広がることを考慮して、導光管 1 0 4 の内径よりも大きいことが好ましい。また、光路カバー 1 2 3 の内径は、第 2 の導光管 1 0 7 の外径よりも大きい。なお、本実施形態においても、「第 2 の導光管の外径より大きい内径を持つ光路カバー」の意味は、実施形態 1 の説明 (図 4) における検出器を第 2 の導光管に置き換えた内容と同じである。

【 0 1 2 0 】

第 1 のハーフミラー 1 4 2 は、可視光の一部と透過させ、残りを反射させる。第 2 のハーフミラー 1 4 4 は、鼓膜 2 0 2 から放射される赤外光を透過させ、可視光を反射させる。第 2 のハーフミラー 1 4 4 の材料としては、赤外線吸収せず、透過し、可視光を反射する材料が好ましい。第 2 のハーフミラー 1 4 4 の材質としては、例えば、ZnSe、CaF₂、Si、Ge 等を用いることができる。

【 0 1 2 1 】

撮像素子 3 2 0 は、耳孔の状態を撮像する。レンズ 3 1 2 は、撮像素子 3 2 0 上に結像させる。光源 3 1 0 は鼓膜 2 0 2 を照明するために利用される。

【 0 1 2 2 】

第 2 の導光管 1 0 7 を設けることにより、導光管 1 0 4 を出射した赤外光を光路カバー 1 2 3 の終端部から外側に導くことができる。これにより撮像光学系を設けることができる。撮像光学系を設けると、鼓膜 2 0 2 を観察し、挿入部 1 0 5 先端が鼓膜 2 0 2 の方を向いていることを確認しながら鼓膜 2 0 2 からの赤外光を測定でき、操作性が向上して好適である。

【 0 1 2 3 】

一方、鼓膜 2 0 2 から外耳道 2 0 4 を通って導光管 1 0 4 内に入射した可視光は、第 2 のハーフミラー 1 4 4 により反射され、一部は第 1 のハーフミラー 1 4 2 を透過する。第 1 のハーフミラー 1 4 2 を透過した可視光は、レンズ 3 1 2 により保持されている集光レンズ 3 1 2 により集光され、撮像素子 3 2 0 に到達する。

【 0 1 2 4 】

撮像素子 3 2 0 としては、例えば、CMOS や CCD 等の画像素子を用いる。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 5 】

また、レンズ枠（図示せず）を駆動することにより、鼓膜 2 0 2 の像の結像状態を最適化するために、レンズ枠にアクチュエータを備えていてよい。このようにすることで、耳孔への挿入状態が変化しても、最適な鼓膜 2 0 2 の像が得られるため好ましい。

【 0 1 2 6 】

導光管 1 0 4 から光路カバー 1 2 3 側に出射した赤外光のうち、第 2 の導光管 1 0 7 を通過しなかった赤外光は、赤外線検出器 1 0 8 に直接入射することなく本体 1 0 2 内部へと進む。その赤外光は本体 1 0 2 内部に設けられた光散乱部 4 0 4（たとえば図 8）によって散乱されるため、その後赤外線検出器 1 0 8 に入射する強度を大幅に低減できる。

【 0 1 2 7 】

よって、測定におけるノイズを低減でき、測定精度を向上させることができる。さらに、鼓膜 2 0 2 を撮像しながら測定することにより、鼓膜 2 0 2 の方向に挿入部 1 0 5 が向いていることを確認しながら測定できるため、測定精度を向上させることができる。

【 0 1 2 8 】

（実施形態 4）

図 1 3 は、本実施形態にかかる測定装置 1 0 0 の構成を示す図である。

【 0 1 2 9 】

本実施形態による測定装置 1 0 0 と実施形態 2 の測定装置（図 7）との相違点は、本実施形態による測定装置 1 0 0 では、本体 1 0 2 内部に、第 2 の導光管 1 0 7、赤外線を放射する赤外光源 7 0 0 及びハーフミラー 7 0 2 を備えている点である。その他の構成については、実施形態 2 と同様であるため説明を省略する。

【 0 1 3 0 】

第 2 の導光管 1 0 7 を設けることにより、導光管 1 0 4 を出射した赤外光を光路カバー 1 2 0 の終端部より外側に導くことができる。これにより、本実施形態のように、赤外光源 7 0 0、ハーフミラー 7 0 2 を設けることができる。

【 0 1 3 1 】

赤外光源 7 0 0 は、鼓膜 2 0 2 に赤外光を照射するための赤外光を出射する。赤外光源 7 0 0 から出射され、ハーフミラー 7 0 2 により反射された赤外光は、第 2 の導光管 1 0 7、導光管 1 0 4 を通って外耳道 2 0 4 内に導かれ、鼓膜 2 0 2 を照射する。

【 0 1 3 2 】

鼓膜 2 0 2 に到達した赤外光は、鼓膜 2 0 2、外耳道 2 0 4 で反射し、生体成分濃度測定装置 1 0 0 側に反射光として放射される。この赤外光は、再び導光管 1 0 4、第 2 の導光管 1 0 7、ハーフミラー 7 0 2 を透過し、赤外線検出器 1 0 8 で検出される。

【 0 1 3 3 】

外耳道 2 0 4 からの赤外光の大部分は、外耳道 2 0 4 が鼓膜 2 0 2 に比較して導光管 1 0 4 の近傍に存在することから、導光管 1 0 4 に対して、大きな入射角で導光管 1 0 4 に入射する。導光管 1 0 4 内では、赤外光は反射しながら伝搬する。したがって、導光管 1 0 4 に入射した赤外光は、その入射角と同様の大きさの出射角で、本体 1 0 2 内に開口する導光管 1 0 4 の開口部（出射端面）から出射される。

【 0 1 3 4 】

光路カバー 1 2 3 の内径を第 2 の導光管 1 0 7 の外径より大きく設定されている。本実施形態においては、「第 2 の導光管の外径より大きい内径を持つ光路カバー」の意味は、実施形態 1 の説明（図 4）における検出器を第 2 の導光管に置き換えた内容と同じである。光路カバーと第 2 の導光管の間に外耳道 2 0 4 からの赤外光が通過できる空隙が生じるので、この空隙から外耳道 2 0 4 からの赤外光を逃がすことができる。これにより、赤外線検出器 1 0 8 へ入射する外耳道 2 0 4 から放射された赤外光を低減することができる。

【 0 1 3 5 】

本実施形態による測定装置 1 0 0 が検出する鼓膜 2 0 2 からの反射光の強度は、（数 8）で示される反射率と鼓膜 2 0 2 へ照射された赤外光強度の積で表される。（数 8）で示したとおり、生体中の成分の濃度が変化すると、生体の屈折率及び消衰係数が変化する。

10

20

30

40

50

反射率は、通常、赤外領域において約 0.03 程度と小さく、かつ（数 8）によれば屈折率及び消衰係数にはあまり依存せず、生体中の成分の濃度の変化による反射率の変化は小さい。しかしながら、赤外光源 700 が放射する赤外線強度を強くすることで検出することができる。

【0136】

赤外光源 700 としては、公知のものを特に限定することなく適用することができる。例えば、シリコンカーバイド光源、セラミック光源、赤外 LED、量子カスケードレーザ等を用いることができる。

【0137】

ハーフミラー 702 は、赤外光を 2 光束に分割する機能を有する。ハーフミラー 702 の材質としては、例えば、ZnSe、CaF₂、Si、Ge 等を用いることができる。さらには、赤外線の透過率と反射率を制御する目的で、ハーフミラー 702 に、反射防止膜が形成されていることが好ましい。

10

【0138】

メモリ 112 には、図 3 に示す第 1 の光学フィルタ 128 (a) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号、及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号と生体成分の濃度との相関を示す複数の相関データが格納されている。

【0139】

メモリ 112 に格納されている、第 1 の光学フィルタ 128 (a) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号、及び、第 2 の光学フィルタ 128 (b) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号と生体成分の濃度との相関を示す相関データは、例えば、以下の手順によって取得することができる。

20

【0140】

まず、既知の生体成分濃度（例えば、血糖値）を有する患者について、赤外光源 700 から鼓膜 202 に照射された赤外光が鼓膜 202 において反射することにより鼓膜 202 から放射される赤外光を測定する。このとき、第 1 の光学フィルタ 128 (a) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、第 2 の光学フィルタ 128 (b) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号とを求める。この測定を、生体成分濃度が異なる複数の患者について行うことにより、第 1 の光学フィルタ 128 (a) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、それらに対応する生体成分濃度とからなるデータの組を得ることができる。

30

【0141】

このようにして取得したデータの組を、実施の形態 1 と同様に解析することにより、相関データを求める。具体的には、第 1 の光学フィルタ 128 (a) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、第 2 の光学フィルタ 128 (b) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、それらに対応する生体成分濃度とについて、PLS (Partial Least Squares Regression) 法などの重回帰分析法やニューラルネットワーク法などを用いて多変量解析を行う。これにより、グループごとに、第 1 の光学フィルタ 128 (a) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) が透過させる波長帯域における赤外光の強度に対応する電気信号と、それらに対応する生体成分濃度との相関を示す関数を求めることができる。

40

【0142】

赤外光源 700 から鼓膜 202 に照射された赤外光が鼓膜 202 において反射することにより、赤外線検出器 108 は鼓膜 202 から放射した赤外光を検出する。これにより、生体成分濃度を測定することが可能である。

【0143】

次に、本実施形態による生体成分濃度測定装置 100 の動作を説明する。

【0144】

50

まず、使用者が生体成分濃度測定装置 100 の電源スイッチ 101 を押すと、本体 102 内の電源が ON となり、生体成分濃度測定装置 100 は測定準備状態となる。

【0145】

次に、使用者が本体 102 を持って、導光管 104 を耳孔 200 内に挿入する。挿入部 105 は、導光管 104 の先端部分から本体 102 との接続部分に向かって径が太くなるような円錐形状である。導光管 104 の外径が耳孔 200 の内径と等しくなる位置以上は導光管 104 が挿入されない構造になっている。

【0146】

次に、導光管 104 の外径が耳孔 200 の内径と等しくなる位置で生体成分濃度測定装置 100 を保持した状態で、使用者が生体成分濃度測定装置 100 の測定開始スイッチ 103 を押すと、測定が開始される。

【0147】

まず、赤外光源 700 が作動していない状態で、鼓膜 202 からの熱放射により放射される赤外光が測定される。次に、マイクロコンピュータ 110 は、タイマー 156 からの計時信号により、測定開始から一定時間経過したと判断すると、赤外光源 700 を作動させる。これにより、鼓膜 202 からの熱放射により放射される赤外光に加えて、赤外光源 700 から鼓膜 202 に照射された赤外光が鼓膜 202 において反射することにより鼓膜 202 から放射された赤外光が測定される。

【0148】

マイクロコンピュータ 110 は、タイマー 156 からの計時信号により、測定開始から一定時間経過したと判断すると、赤外光源 700 を制御して赤外光を遮断する。これにより、自動的に測定が終了する。このとき、マイクロコンピュータ 110 はディスプレイ 114 やブザー 158 を制御して、測定が終了した旨のメッセージをディスプレイ 114 に表示したり、ブザー 158 を鳴らしたり、スピーカー（図示せず）から音声で出力したりすることにより、使用者に測定が終了したことを通知する。これにより使用者は測定が終了したことを確認することができるため、導光管 104 を耳孔 200 の外に取り出す。

【0149】

マイクロコンピュータ 110 は、前述の方法により、A/Dコンバータ 138 から出力された電気信号を、光学フィルタ毎に識別し、それぞれの光学フィルタに対応する電気信号の平均値を算出する。

【0150】

次に、マイクロコンピュータ 110 は、第 1 の光学フィルタ 128 (a) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号と生体成分の濃度との相関を示す相関データを読み出す。この相関データを参照して、赤外光源 700 が作動している状態において測定された第 1 の光学フィルタ 128 (a) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号及び第 2 の光学フィルタ 128 (b) を透過した赤外光の強度に対応する電気信号を生体成分の濃度に換算する。求められた生体成分の濃度は、ディスプレイ 114 に表示される。

【0151】

本実施の形態では、シリコンカーバイド光源、セラミック光源等のような、様々な波長を放射する赤外光源を利用した例について説明したが、例えば、赤外 LED、量子カスケードレーザ等の特定波長の光を放射できる赤外光源を利用する場合には、赤外光を分光する必要がない。したがって、本実施の形態に係る赤外線検出器 108 に保持されている第 1 の光学フィルタ 128 (a)、第 2 の光学フィルタ 128 (b) は不要となる。

【0152】

本実施形態にかかる測定装置 100 によれば、光路カバー 120 の内径を第 2 の導光管 107 の外径よりも大きくすることにより、外耳道 204 からの赤外光が赤外線検出器 108 に入射する量を低減することができる。よって、測定におけるノイズが低減できる結果、測定精度を向上させることができる。さらに、鼓膜 202 を撮像しながら測定することにより、鼓膜 202 の方向に挿入部 105 が向いていることを確認しながら測定できる

10

20

30

40

50

ため、測定精度を向上させることができる。

【0153】

上述の実施形態3及び4における第2の導光管107の外表面に、光散乱部404と同じ材質の光散乱部を設けてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0154】

本発明は、非侵襲的な生体成分濃度の測定、例えば、血液を採取することなくグルコース濃度を測定する際に有用である。

【図面の簡単な説明】

【0155】

10

【図1】生体成分濃度測定装置100の外観を示す斜視図である。

【図2】実施形態1による測定装置100の構成を示す図である。

【図3】赤外線検出器108の構成を示す。

【図4】実施形態1による光路カバー120の拡大断面図である。

【図5】光路カバー120の立体形状を示す斜視図である。

【図6】測定装置100内部の物理的な構成を示す断面図である。

【図7】実施形態2による測定装置100の構成を示す図である。

【図8】実施形態2にかかる本体内部配置を表す断面図である。

【図9】実施形態2の変形例による測定装置100の内部の物理的な構成を示す断面図である。

20

【図10】光学フィルタホイール106を示す斜視図である。

【図11】実施形態2による光路カバー123の拡大断面図である。

【図12】実施形態3にかかる測定装置100の構成を示す図である。

【図13】実施形態4にかかる測定装置100の構成を示す図である。

【符号の説明】

【0156】

100 生体成分濃度測定装置

104 導光管

105 挿入部

108 赤外線検出器

30

118 チョッパー

120、123 光路カバー

121 光路カバー開口部

122 光路カバー焦点

200 耳孔

202 鼓膜

204 外耳道

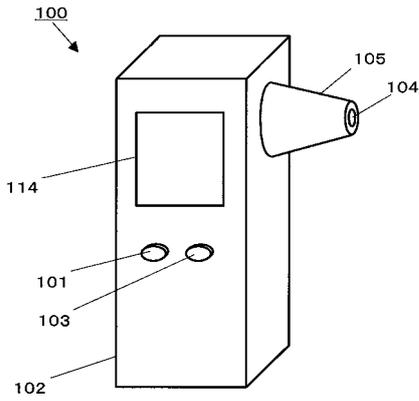
400 電気回路基板

402 光反射部

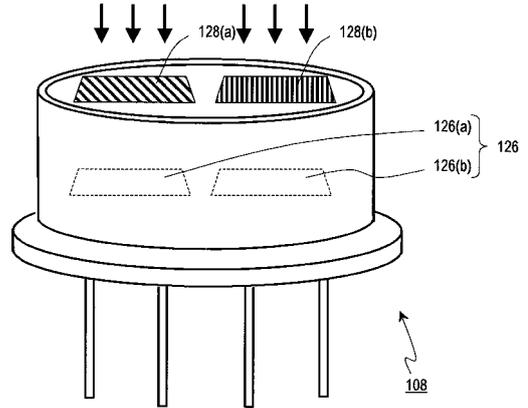
404 光散乱部

40

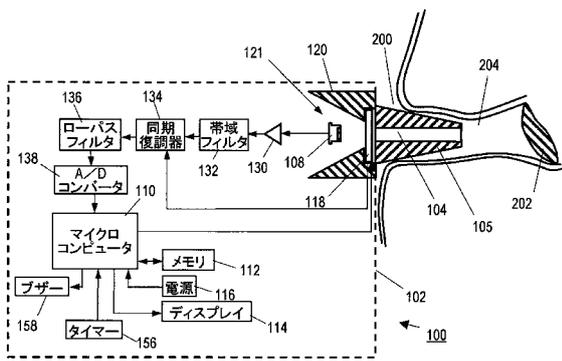
【 図 1 】



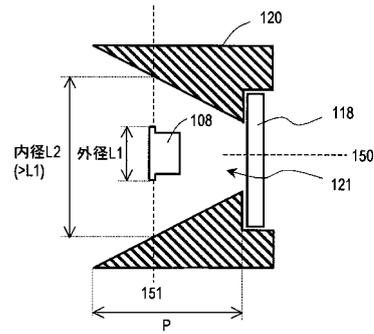
【 図 3 】



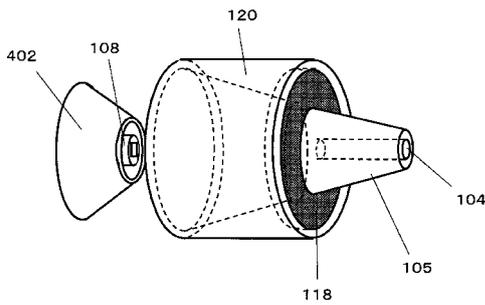
【 図 2 】



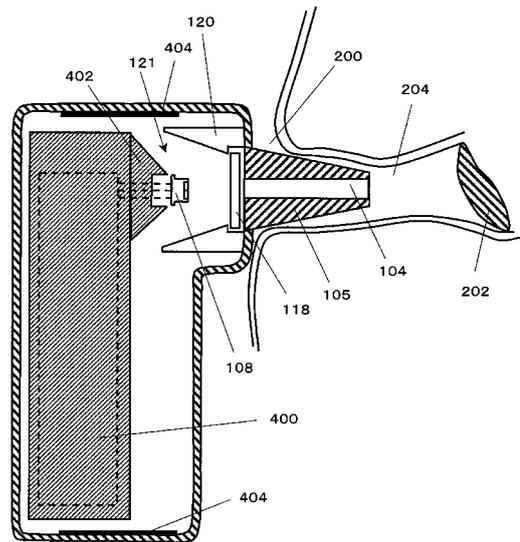
【 図 4 】



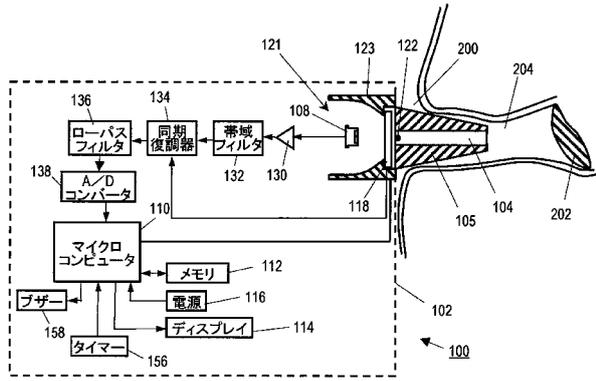
【 図 5 】



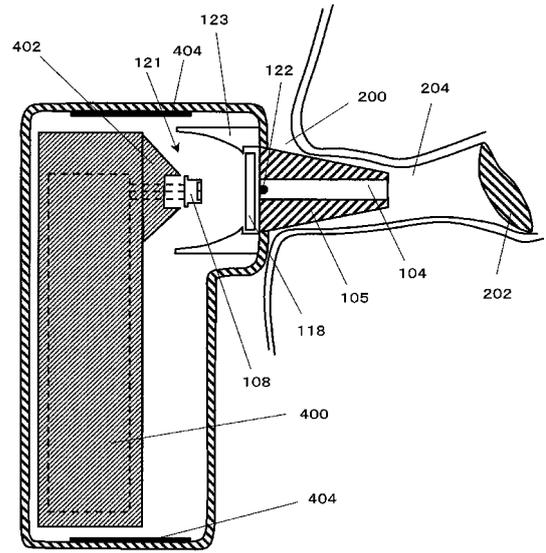
【 図 6 】



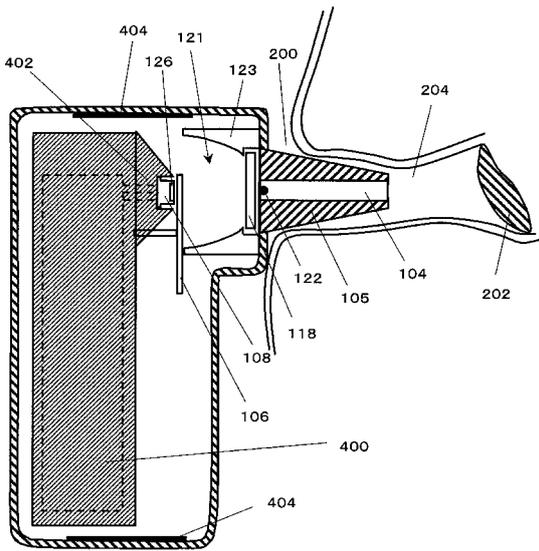
【 図 7 】



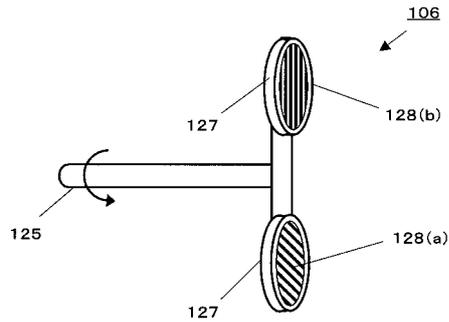
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】

