

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5205580号
(P5205580)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年3月1日(2013.3.1)

(51) Int.Cl.		F I	
GO2C 7/06	(2006.01)	GO2C	7/06
GO6F 17/50	(2006.01)	GO6F	17/50 612G
		GO6F	17/50 680A

請求項の数 14 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2010-530842 (P2010-530842)	(73) 特許権者	000219738 東海光学株式会社 愛知県岡崎市恵田町下田5番地26号
(86) (22) 出願日	平成21年9月23日 (2009.9.23)	(74) 代理人	100099047 弁理士 柴田 淳一
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/066463	(72) 発明者	鈴木 雅也 愛知県岡崎市恵田町下田5番地26 東海 光学 株式会社 内
(87) 国際公開番号	W02010/035726	(72) 発明者	長江 泉希 愛知県岡崎市恵田町下田5番地26 東海 光学 株式会社 内
(87) 国際公開日	平成22年4月1日 (2010.4.1)	(72) 発明者	倉俣 考志 愛知県岡崎市恵田町下田5番地26 東海 光学 株式会社 内
審査請求日	平成23年8月31日 (2011.8.31)		
(31) 優先権主張番号	特願2008-243655 (P2008-243655)		
(32) 優先日	平成20年9月24日 (2008.9.24)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 眼鏡レンズの設計方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

異なったレンズ面設計の評価対象レンズを複数用意しておき、各評価対象レンズを被験者に装着させて各評価対象レンズ毎に被験者の所定の生体情報を測定し、当該生体情報における所定の指標に関して各評価対象レンズ毎に評価値を算出する評価値算出工程と、

前記評価値算出工程において算出した各評価対象レンズ毎の評価値と各評価対象レンズのレンズ面形状との相関関係を指標特性として算出し、その指標特性に基づいて当該指標における好適な眼鏡レンズのレンズ面形状を決定するレンズ面形状決定工程とからなることを特徴とする眼鏡レンズの設計方法。

【請求項2】

前記複数の評価対象レンズの1つは前記レンズ面形状決定工程で決定されたレンズ面形状であることを特徴とする請求項1に記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項3】

前記所定の指標は複数用意され、指標毎に得られる評価値には固有の重みを割り当てることを特徴とする請求項1又は2に記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項4】

前記レンズ面形状決定工程において指標特性を算出する際には前記評価値算出工程で算出された各評価対象レンズ毎の評価値を正規化した値を使用することを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項5】

前記評価値算出工程で複数の前記評価対象レンズに対して突出した評価値が得られる異質な装用感の基準レンズについて評価値を算出し、同基準レンズの評価値を前記レンズ面形状決定工程での基準値とすることを特徴とする請求項 4 に記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項 6】

設計出発レンズを設定し、前記評価値算出工程にて各評価対象レンズと設計出発レンズとの形状の差分を差分ベクトルとして算出し、この差分ベクトルと前記評価値算出工程において所定の指標に関して算出された評価値に基づいて前記設計出発レンズよりも評価値が大きくなる差分ベクトルを求め、その差分ベクトルに対応する変化量を前記設計出発レンズに合成することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の眼鏡レンズの設計方法。

10

【請求項 7】

前記設計出発レンズよりも評価値が大きくなる差分ベクトルは当該指標における評価値が極大値となる最適差分ベクトルであることを特徴とする請求項 6 に記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項 8】

差分ベクトルに対応する変化量を前記設計出発レンズに合成した前記設計出発レンズを新たな設計出発レンズとすることを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項 9】

前記被験者は眼鏡レンズ購買希望者であり、前記生体情報の測定は眼鏡レンズ小売店又は眼科にて実施されることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の眼鏡レンズの設計方法。

20

【請求項 10】

眼鏡レンズ小売店または眼科にて測定された生体情報は、通信を介してレンズ加工場所へ送信され、レンズ加工場所にて前記レンズ面形状決定工程を実行することを特徴とする請求項 9 に記載の眼鏡レンズの製造方法。

【請求項 11】

眼鏡レンズ小売店または眼科にて測定された生体情報に対し前記評価値算出工程を実行し、得られた評価値を通信を介してレンズ加工場所へ送信し、レンズ加工場所にて前記レンズ面形状決定工程を実行することを特徴とする請求項 9 に記載の眼鏡レンズの製造方法。

30

【請求項 12】

前記所定の生体情報とは脳波であることを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項 13】

前記所定の生体情報とは脳血液中の酸素化ヘモグロビン量、脱酸素化ヘモグロビン量及びヘモグロビン量総量から選択される少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載の眼鏡レンズの設計方法。

【請求項 14】

前記眼鏡レンズとは累進屈折力レンズであることを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれかに記載の眼鏡レンズの設計方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は眼鏡レンズの設計方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

眼鏡レンズの設計は通常シミュレーション工程とその評価工程により行われている。シミュレーション工程ではコンピュータシミュレーションによって眼球モデルとレンズ形状をコンピュータにて構築し、レンズを通った光束を評価し、その評価結果を目標値に近づけるようにレンズ形状を最適化していく。シミュレーション工程で設計された設計値に基

50

づいて実際に評価対象レンズを作製し、評価工程において光学的測定や形状確認、モニター装用評価を行う。そして、評価工程での結果を再びシミュレーション工程の目標値にフィードバックすることで設計の改良を進めていく。光学的測定とは作製した評価対象レンズがシミュレーションにおける光学特性と同じがどうかを評価するものであり、形状確認は同じく作製した評価対象レンズがコンピュータで設計したデータに対応したレンズ面形状通りであるかどうかを実際に3次元形状トレーサー等でトレースして評価するものであり、モニター装用評価は実際に被験者がその作製した評価対象レンズを掛けた感想を評価とするものである。眼鏡レンズの設計方法と評価について開示された先行技術としてその一例を特許文献1及び2として挙げる。

ここに眼鏡レンズの設計においてはコンピュータシミュレーションによってある程度装用感が向上するであろうレンズを予測して設計することはできる。しかし、装用感の善し悪しはやはり実際に装用してみても初めて分かるものであるため評価工程においてモニター装用評価の重要性の占める割合は大きい。特に累進屈折力レンズではコンピュータシミュレーションによる想定された設計に対して実際の装用感として予想以上に大きな差が感じられるケースが多いのでモニター装用評価は重要である。

【特許文献1】特開2006-72192号公報

【特許文献2】特表2006-506667号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ところが、眼鏡レンズの装用感に及ぼす因子は全て解明されているわけではなく、装用感には個人差や主観もあるため具体的にモニター結果から算出することは難しかった。つまり、モニター結果は非常に曖昧であるため、結局モニター結果をどのようにレンズ設計に反映させるかはレンズ設計者の経験に依存することが多かった。そのため、客観的にモニターの装用感を評価して設計に反映する方法が求められていた。

本発明は、このような従来の技術に存在する問題点に着目してなされたものである。その目的は、実際に評価対象レンズを装用した際の被験者の装用感を客観的に評価してレンズ設計に反映することのできる眼鏡レンズの設計方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0004】

上記課題を解決するために請求項1の発明では、異なったレンズ面設計の評価対象レンズを複数用意しておき、各評価対象レンズを被験者に装用させて各評価対象レンズ毎に被験者の所定の生体情報を測定し、当該生体情報における所定の指標に関して各評価対象レンズ毎に評価値を算出する評価値算出工程と、前記評価値算出工程において算出した各評価対象レンズ毎の評価値と各評価対象レンズのレンズ面形状との相関関係を指標特性として算出し、その指標特性に基づいて当該指標における好適な眼鏡レンズのレンズ面形状を決定するレンズ面形状決定工程とからなることをその要旨とする。

また請求項2の発明では請求項1に記載の発明の構成に加え、前記複数の評価対象レンズの1つは前記レンズ面形状決定工程で決定されたレンズ面形状であることをその要旨とする。

また請求項3の発明では請求項1又は2に記載の発明の構成に加え、前記所定の指標は複数用意され、指標毎に得られる評価値には固有の重みを割り当てることをその要旨とする。

また請求項4の発明では請求項1～3のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記レンズ面形状決定工程において指標特性を算出する際には前記評価値算出工程で算出された各評価対象レンズ毎の評価値を正規化した値を使用することをその要旨とする。

また請求項5の発明では請求項4に記載の発明の構成に加え、前記評価値算出工程で複数の前記評価対象レンズに対して突出した評価値が得られる異質な装用感の基準レンズについて評価値を算出し、同基準レンズの評価値を前記レンズ面形状決定工程での基準値とすることをその要旨とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

また請求項 6 の発明では請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の発明の構成に加え、設計出発レンズを設定し、前記評価値算出工程にて各評価対象レンズと設計出発レンズとの形状の差分を差分ベクトルとして算出し、この差分ベクトルと前記評価値算出工程において所定の指標に関して算出された評価値に基づいて前記設計出発レンズよりも評価値が大きくなる差分ベクトルを求め、その差分ベクトルに対応する変化量を前記設計出発レンズに合成するようにしたことをその要旨とする。

また請求項 7 の発明では請求項 6 に記載の発明の構成に加え、前記設計出発レンズよりも評価値が大きくなる差分ベクトルは当該指標における評価値が極大値となる最適差分ベクトルであることをその要旨とする。

10

また請求項 8 の発明では請求項 6 又は 7 に記載の発明の構成に加え、差分ベクトルに対応する変化量を前記設計出発レンズに合成した前記設計出発レンズを新たな設計出発レンズとすることをその要旨とする。

【 0 0 0 6 】

また請求項 9 の発明では請求項 1 ~ 8 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記被験者は眼鏡レンズ購買希望者であり、前記生体情報の測定は眼鏡レンズ小売店又は眼科にて実施されることをその要旨とする。

また請求項 10 の発明では請求項 9 に記載の発明の構成に加え、眼鏡レンズ小売店または眼科にて測定された生体情報は、通信を介してレンズ加工場所へ送信され、レンズ加工場所にて前記レンズ面形状決定工程を実行することをその要旨とする。

20

また請求項 11 の発明では請求項 9 に記載の発明の構成に加え、眼鏡レンズ小売店または眼科にて測定された生体情報に対し前記評価値算出工程を実行し、得られた評価値を通信を介してレンズ加工場所へ送信し、レンズ加工場所にて前記レンズ面形状決定工程を実行することをその要旨とする。

また請求項 12 の発明では請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記所定の生体情報とは脳波であることをその要旨とする。

また請求項 13 の発明では請求項 1 ~ 11 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記所定の生体情報とは脳血液中の酸素化ヘモグロビン量、脱酸素化ヘモグロビン量及びヘモグロビン量総量から選択される少なくとも 1 つであることをその要旨とする。

また請求項 14 の発明では請求項 1 ~ 13 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記眼鏡レンズとは累進屈折力レンズであることをその要旨とする。

30

【 0 0 0 7 】

上記のような構成においては、まず評価値算出工程で被験者に異なったレンズ面設計の複数の評価対象レンズを装用させて各評価対象レンズ毎に被験者の所定の生体情報を測定する。レンズ毎に複数回数測定することが望ましく、複数回数測定する場合にはその測定順序を同じにしないことが測定誤差がキャンセルできて望ましい。また、一人だけでなく複数の被験者の測定結果を得るようにしてもよい。評価対象レンズの数は特に限定されるものではないが、あまり多くとも時間がかかりすぎてしまうため 2 ~ 5 種類くらいが妥当である。

評価対象レンズのレンズ面形状としては無作為に抽出した複数の設計であっても良いし、設計出発となるレンズ面形状に対して差分変形量を付加した複数の設計であっても良い。前者の無作為に抽出とは、特に方向性を設けずにランダムに評価レンズを選定することであり広く眼鏡レンズの性能を探索できる。また後者の差分変形量を付加する場合には、付加した形状が設計の方向性を規定するため設計工程へのフィードバックをより明確化できる。望ましくは、前者の無作為抽出と後者の差分変形量の形状付加を併用すると設計精度が高まるが、前者のみ、後者のみでも構わない。

40

また、評価対象の設計レンズに加えて、評価対象レンズに対して突出した評価値が得られる異質な装用感の基準レンズを 1 種類評価に加えることが望ましい。これによって得られた脳波測定結果が測定誤差であるか、レンズ性能であるかを判別できるためである。

生体情報としては例えば被験者の脳波、脳血液中の酸素化ヘモグロビン量、脱酸素化へ

50

モグロビン量、ヘモグロビン量総量、筋電位、眼球運動、瞬目、体温、心拍数、血圧、発汗作用、唾液中の成分等により感性和相関性があるとされている生体情報が想定される。まずこれら生体情報の変化を測定装置によって測定し所定の数値（測定値）を得るものとする。生体情報の測定値はそのままではどういう意味の測定値が分からない。つまりレンズの善し悪しの評価ができるような数値として表現されていないため、測定値の方向付けが必要である。本発明ではそれを「指標」とした。ここで「指標」とは例えば「ストレスを受けている状態」、「リラックスしている状態」、「喜んでいる状態」、「不快に感じている状態」、「はっきり見えている状態」、「ぼけて見えている状態」のようなレンズを見た場合にどのような感性的状態にあるかとを判断する基準ということである。このような生体情報における所定の指標に関して各評価対象レンズ毎に評価値を算出することとなる。

10

評価値を得るためには前もって各指標毎に指標の状態における生体情報データを採取して、その採取した生体情報データを標準化して基準となるパターンを設定する必要がある。ここで、標準化とは、指標の状態の変動量と測定された生体情報の変動量とを対応させることを言い、標準化に当たっては、被験者毎に測定された生体情報量を同一の尺度で比較するための正規化を施したデータを標準化に用いることが好ましい。正規化とは、異なる被験者であったり同一の被験者であっても体調が異なるなどする場合であっても、測定された生体情報量を同一の基準で比較するためのものであり、例えば、測定された生体情報データの平均値と分散値を予め定めた値とするように測定された生体情報データを変換することである。例えば、実際にストレスを与えた環境や逆にストレスのない環境での多くのデータを採取して「ストレスを受けている状態」を標準化して基準となるパターンを得ることによってある任意の測定値について「ストレスを受けている状態」の定量的な評価値を得ることができる。

20

【0008】

次に、レンズ面形状決定工程において評価値算出工程で算出された各評価対象レンズ毎の評価値と各評価対象レンズのレンズ面形状との相関関係を指標特性として算出する。そして、その指標特性に基づいて当該指標における好適な眼鏡レンズのレンズ面形状を決定する。例えば、評価対象レンズのレンズ面形状と評価値の関係をグラフ化することによって所定の散布図が得られる。散布状態から所定の傾向が得られるためこれを分析して所定の指標における好適な眼鏡レンズのレンズ面形状を決定することができるわけである。あるいは、単純に複数の評価対象レンズから最も算出された値のよい評価対象レンズのレンズ面形状を選択することも可能である。

30

ここに、指標が複数ある場合には複数の指標の評価値を採用することができ、その場合には指標毎に得られる評価値に固有の重みを割り当てることが可能である。「重み」は設計者の設計目標、つまりどのような設計にしたいかを反映することを目標にしている。重みの設定方法は、設計者が設計目標に応じて決定してもよく、得られた測定結果から計算によって自動的に決定するようにしても構わない。

指標特性の算出手法として、ベクトルを使用することが好ましい。多数のレンズ上の基準点（計測点）に与えられた差分を多次元のベクトルと考えることで計算が容易となる。より具体的には、各評価対象レンズと設計出発レンズとの形状の差分を差分ベクトルとして算出し、この差分ベクトルと評価値算出工程において所定の指標に関して算出された評価値に基づいて前記設計出発レンズよりも評価値が大きくなる差分ベクトルを求め、その差分ベクトルに対応する変化量を前記設計出発レンズに合成するようなことが考えられる。この場合に極大値が得られるのであればそれを最適差分ベクトルとして使用することが好ましい。

40

このようにして決定されたレンズ面形状を評価値算出工程にフィードバックする。つまり、差分ベクトルに対応する変化量を前記設計出発レンズに合成した後に、その合成後の設計出発レンズを新たな設計出発レンズとし、再度同じ様な工程を実行することでより好適なレンズ面形状を得ることが可能となる。

【0009】

50

被験者はレンズ開発段階におけるモニター装用者である場合、若しくは、自らの生体情報をレンズ設計に反映して設計製造された眼鏡レンズの購買を希望している眼鏡レンズ購買希望者である場合とが想定される。

被験者が眼鏡レンズ購買希望者である場合には、生体情報の測定は眼鏡レンズ小売店または眼科にて実施されることが好ましい。

また、眼鏡レンズ小売店または眼科にて測定された生体情報は、通信を介してレンズ加工場所に送信され、レンズ加工場所にて前記レンズ面形状決定工程を行うことが好ましい。ここに「通信」とは端末コンピュータを使った通信ネットワーク（VAN（付加価値通信網）、インターネット、WAN（Wide Area Network）等）でのデータ送信や、測定結果を記載したシートをファクシミリで送信するような場合も広く含む概念である。「レンズ加工場所」とは例えばレンズ加工工房やレンズメーカーを言う。

10

また、眼鏡レンズ小売店または眼科にて測定された生体情報に対し前記評価値算出工程を実行し、得られた評価値を通信を介してレンズ加工場所に送信し、レンズ加工場所にて前記レンズ面決定工程を実行することが好ましい。

このように眼鏡レンズ購買希望者の生体情報またはその評価値のデータを通信を介してレンズ加工場所に送信し前記レンズ面決定工程によりレンズ面形状を決定し、そのレンズ面形状のレンズを作製することで、該眼鏡レンズ購買希望者に適した眼鏡レンズを製造し、該眼鏡レンズ購買希望者に対して提供することが可能になる。

【発明の効果】

【0010】

20

上記各請求項の発明では、被験者が評価対象レンズを装用した際の善し悪しを客観的に評価できるため、その評価結果を反映したより好適なレンズ面形状のレンズの設計が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施例1における加工工程の流れを説明するフローチャート。

【図2】評価対象レンズBの収差分布図。

【図3】評価対象レンズCの収差分布図。

【図4】評価対象レンズDの収差分布図。

【図5】レンズ面の設計手法を説明する説明図。

30

【図6】本実施例1に使用する脳波測定装置の電氣的構成を説明するブロック図。

【図7】脳波測定装置の脳波検出頭部電極の配置を説明する説明図。

【図8】(a)は「遠方視におけるストレス度」の各レンズの評価値を示すグラフ、(b)は「遠方視における喜び度」の各レンズの評価値を示すグラフ。

【図9】評価対象レンズBを原点として各評価対象レンズまでの形状変化を横軸とし、トータルの評価値を縦軸として評価対象レンズB～Dの3点をプロットし、3点を結ぶ2次方程式を図示したグラフ。

【図10】評価対象レンズBに評価値に基づいた差分変化量を加えて設計した新たなレンズEの収差分布図。

【図11】脳波測定装置を使用した評価手法の流れを説明するフローチャート。

40

【図12】本発明の実施例において評価値算出工程とレンズ面形状決定工程が分離されており、インターネットやFAXでデータの授受が行われることを説明するフローチャート。

【図13】本実施例2に使用する近赤外分光装置の電氣的構成を説明するブロック図。

【図14】近赤外分光装置を使用した評価手法の流れを説明するフローチャート。

【図15】被験者にプローブの取り付けられたカフを装着した状態を説明する説明図。

【図16】本実施例2に使用するプローブの模式図。

【図17】「近方視におけるストレス度」の各レンズの評価値を示すグラフ。

【図18】本実施例2における(a)は評価対象レンズKの酸素化ヘモグロビン量から評価対象レンズJの酸素化ヘモグロビン量を減算した結果を示すグラフ、(b)は評価対象

50

レンズLの酸素化ヘモグロビン量から評価対象レンズJの酸素化ヘモグロビン量を減算した結果を示すグラフ。

【図19】他の実施例における評価対象レンズBを原点として各評価対象レンズまでの形状変化を横軸とし、トータルの評価値を縦軸として評価対象レンズB～Dの3点をプロットし、3点を結ぶ2次方程式を図示したグラフ。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、本発明の具体的な実施例について図面に基づいて説明する。

(実施例1)

本実施例1では図1に示すように大きく評価値算出工程とレンズ面形状決定工程から構成され、レンズ面形状決定工程で得られた新たな設計のレンズを再度評価値算出工程の評価対象レンズに使用するというフィードバックの繰り返しで最適な累進屈折力レンズを設計していくものである。

1. 評価対象レンズについて

本実施例1では基準レンズAと評価対象レンズB～Dの4種類を用いる。これらレンズは被験者ごとに同一のレンズ度数とされている。評価対象レンズBは設計出発点となった設計である。評価対象レンズC～Dは評価対象レンズBに形状変化1を加えた評価対象レンズCと、評価対象レンズBに形状変化2を加えた評価対象レンズDである。評価対象レンズB～Dの収差分布を図2～4に示す。基準レンズAはこれら評価対象レンズB～Dとは大きく光学性能の異なった設計であり、通常の主観評価にて評価対象レンズB～Dよりも明らかに異なった装用感となるものである。つまり、モニターが装用してみても一見して装用感の差異が明瞭で評価対象レンズB～Dと比較して評価値が大きく異なって得られるレンズである。

ここに、評価対象レンズBに対して所定の形状変化を与えることで評価対象レンズC、Dのレンズ形状とすることの意義について説明する。

図5に示すように、評価対象レンズB上の2次元的位置が明確な複数の基準点 $a_1 \sim a_n$ を想定する。レンズ面全体の形状データとしてはこれら基準点 $a_1 \sim a_n$ の間を補間計算して求めることができる。

レンズCに与える形状変化1とは、例えば、レンズBを設計出発点とした時、レンズの各基準点($a_1, a_2, a_3, \dots, a_n$)に加える差分変形量($Cs_1, Cs_2, Cs_3, \dots, Cs_n$)と考えることができる。この差分変形量としては例えばレンズ各点における差分カーブ値とするが、差分サグ値でも良くあるいは差分プリズム値でも良い。

この時、差分変形量を規定するベクトルとして、レンズBに加える形状変化1を Cv ($Cs_1, Cs_2, Cs_3, \dots, Cs_n$)、形状変化2は Dv ($Ds_1, Ds_2, Ds_3, \dots, Ds_n$)とおくことができる。つまり、ある方向を持ったベクトル Cv はレンズCの差分変形量($Cs_1, Cs_2, Cs_3, \dots, Cs_n$)の要素より構成され、レンズBとレンズCの形状がどの程度異なったものであるかについてはベクトル Cv の方向と大きさより表すことができる。レンズDも同様である。

本実施例1では(ベクトル Cv) = 1.8 × (ベクトル Dv)の関係、すなわち、レンズCはレンズBからレンズDに加えた形状変化2(ベクトル Dv)の1.8倍の形状変化を加えた状態に設定した例とする。

【0013】

2. 脳波測定装置について

本実施例1では評価値算出のソースとして脳波を利用した。本実施例1に使用する脳波測定装置は、図6に示すような電氣的構成である。脳波検出頭部電極11は、例えば医療用に用いられている周知の装置であり、本実施例では図7に示した国際10-20電極位置に従った10電極とグラウンド電極G、および基準電極を備えている。脳波検出頭部電極11は被験者の頭部に装着して脳波を検出する。増幅器12は、頭部電極11で検出された脳波を増幅し内蔵されたフィルター回路によってノイズを低減するためのものである。この測定された脳波は、解析コンピュータ13に出力される。解析コンピュータ13は

10

20

30

40

50

C P U (中央処理装置) 1 4 や記憶装置 1 5 及びその周辺装置によって構成されている。C P U 1 4 は各種プログラムや既に入力済みの基準パターンデータに基づいて測定された脳波データを比較演算し、どのような感性状態にあるか所定の指標に関してそれぞれ評価値を算出する。記憶装置 1 5 にはC P U 1 4 の動作を制御するためのプログラム、複数のプログラムに共通して適用できる機能を管理するO A 処理プログラム(例えば、日本語入力機能や印刷機能等)等の基本プログラムが格納されている。更に、基準パターンデータを取り込むプログラム、測定値を取り込むプログラム、取り込んだ測定値と基準パターンデータとを比較するプログラム等が格納されている。C P U 1 4 には入力装置 1 6 (マウス、キーボード等)、及びモニター 1 7 が接続されている。

【 0 0 1 4 】

10

3 . 脳波の測定 ~ 評価値の算出

図 1 1 に基づいて脳波測定装置を使用した評価手法について説明する。

まず初めに、被験者に脳波検出頭部電極 1 1 を装着する。そして、被験者に基準レンズ A を装着させ、データの記録を開始する。測定は、閉眼安静時測定 (3 0 ~ 6 0 秒程度) と評価タスク測定 (3 0 秒 ~ 2 分程度) を連続的に行い、続いて、評価対象レンズ B を被験者に装着させ閉眼安静測定、評価タスク測定 . . . という具合に全ての評価対象レンズが終了するまでフロー図のループを繰り返す。

閉眼安静測定とは、目を瞑った状態での脳波測定のことであり、測定のバックグラウンドとして利用する。評価タスク測定とは、被験者にタスクを課した場合の測定であり、タスクとしては、例えば、累進レンズの遠用側方部の性能を評価したい場合、「遠用側方部の決まったポイントに視線を動かし、遠方に定めたターゲット(例えば、風景、ランドルト環など)の指標を見る」などである。また、近用部の使い勝手を評価したい場合、「近方に定めたターゲット(例えば、慣れ親しんだ新聞や雑誌など)を決まった順番で眺める」などと言うタスクを課す。更に、眼鏡レンズの歪みや揺れについて評価したい場合には、歪みや揺れを感じやすい状況のタスクを課す。このように、評価タスク測定では、評価対象レンズの各部位を特定の状況で使うタスクを被験者に課し、そのタスク状態での脳波を測定することで、評価対象レンズの装用感を被験者の脳がどのように感じているかを脳波として記録することができる。

20

尚、評価対象レンズの装着順としては、基準レンズ A を最初に掛けるようにしても良いし、レンズ A ~ D までをランダムな順番にしても良い。更に、複数回測定したり、複数の被験者にて測定する場合には、それぞれの測定において評価順がランダムになると測定順の影響をキャンセルできるため好ましい。

30

【 0 0 1 5 】

次に、脳波測定装置の C P U 1 4 が実行する所定の指標に関する評価値の算出工程について説明する。

C P U 1 4 は予め予備実験等により設定し図 6 の記録装置に記録しておいた所定の指標における脳波の基準パターンが、脳波測定結果にどの程度含まれるかを分析して指標に関する評価値として定量化するものである。

ここに、所定の指標における脳波の基準パターンとは、特定の感性の状態における脳波を複数の被験者で繰り返し測定し標準化した基準パターンであり、本実施例 1 では「ストレスを受けている状態」と「喜んでいる状態」を指標とした 2 種類の基準パターンデータが用意されているものとする。C P U 1 4 は基準パターンデータと測定された脳波データとを比較し、これら指標に関して基準パターンデータとの差に基づいて評価値を算出する。本実施例 1 では基準レンズ A 及び評価対象レンズ B ~ D のそれぞれについて、3 7 名の被験者の個別の評価値を算出した後、それぞれの評価値について平均が 0、分散が 1 になるように正規化し、その平均値をとった。その結果を図 8 (a) 及び (b) に示す。このデータは、分散分析において有意水準 5 % で有意差が確認されたものであり、図 8 (a) ではストレス度が低い程良好なレンズであり、図 8 (b) では喜び度が高い程良好なレンズであることを示す。

40

【 0 0 1 6 】

50

4. 評価値に基づく新たなレンズ面形状の設計

図8(a)及び(b)から評価対象レンズB～Dについて設計出発点(評価対象レンズB)に比べて評価対象レンズDでは評価値が向上し、評価対象レンズCは評価値が低下することが分かる。このことは、上記1. 評価対象レンズについて、の項に示した設計出発点(評価対象レンズB)に対して形状変化2(ベクトルDv)を与えると評価値が向上し、形状変化1(ベクトルCv)を与えると評価値が低下することを示す。そこで、以下のようにすることで評価値を定量化する。これにより、設計出発点(評価対象レンズB)に対して評価値を向上させる形状変化(ベクトル)を求めることができ、レンズ面形状の設計にフィードバックすることができる。

(1) 評価対象レンズB～Dの評価値についてそれぞれ基準レンズAとの差分をとる。数値が小さい方が好ましい評価の場合にはプラス・マイナスを反転させる。

つまり、図8(a)の「遠方視におけるストレス度」では反転を行い、
評価対象レンズB：1.58、評価対象レンズC：1.39、評価対象レンズD：1.82

図8(b)の「遠方視における喜び度」では、
評価対象レンズB：1.18、評価対象レンズC：0.77、評価対象レンズD：1.38

となる。尚、ここでの数値は標準化されたものであるので特に単位があるわけではない。

(2) 2つの指標に重みを割り当てる。本実施例1では「遠方視におけるストレス度」の重み=0.8、「遠方視における喜び度」の重み=0.2とする。この重みは任意に変更可能である。

従って、指標にそれぞれ重みを与えた2つの指標のトータルの評価値は、

評価対象レンズB： $1.58 \times 0.8 + 1.18 \times 0.2 = 1.500$

評価対象レンズC： $1.39 \times 0.8 + 0.77 \times 0.2 = 1.266$

評価対象レンズD： $1.82 \times 0.8 + 1.38 \times 0.2 = 1.736$

(3) 上記1. 評価対象レンズについて、の項で説明した形状変化1と形状変化2は(ベクトルCv) = 1.8 × (ベクトルDv)の関係にあるため、レンズBを原点として、レンズBとレンズDの距離を1.0とすると、レンズBとレンズCの距離は1.8とすることができる。ここで、距離とはあるレンズ設計とあるレンズ設計がどの程度異なっているかを示すものであり、ベクトルの方向と大きさで定義される。本実施例1では、ベクトルCvとベクトルDvの方向は同一であるため、距離はベクトルの大きさである。

図9に示すように、この数値を相対的な値として横軸にとり、上記トータルの評価値を縦軸にとり、評価対象レンズB～Dの3点をプロットし、3点を結ぶ2次方程式で極大値をとるレンズBからの距離を求める。その結果、極大値はレンズBとレンズDの間にあり、レンズBからの距離0.76と求めることができる。

(4) 設計Bに対して $0.76 \times$ (ベクトルDv)の差分変化量を加えることでレンズ面全体に及ぶ補間計算をして新しい設計E(図10)を得る。

このように新しい設計Eを得たら、Eに対して形状変化3を与えた設計F、形状変化4を与えた設計Gを設計し、これら3つと基準レンズAを再び脳波測定の評価工程にかけ、分析をしていくことを繰り返すことにより、効率的に生体情報の測定から得られる客観的な感性を設計に反映していくことができる。

【0017】

本実施例1は、レンズ開発段階における複数のモニター装用者(評価者)が被験者である場合の例であり、このような設計工程を繰り返すことにより効率的に生体情報の測定から得られる客観的な感性をレンズ面の設計に反映できる。

一方、被験者を眼鏡レンズ購買希望者とする場合は、本実施例1の各工程に加えて、生体情報の採取を例えば眼鏡レンズ小売店や眼科にて実施し、その生体情報若しくは評価値算出工程で得られた評価値をインターネット等の通信手段を介してレンズメーカー等に送付し、その評価値をもとにレンズメーカー等にてレンズ面決定工程を実施する。このようにすることで、被験者である眼鏡レンズ購買希望者の生体情報の測定から得られる客観的

10

20

30

40

50

な感性を設計に反映することができる。

【 0 0 1 8 】

上記実施例 1 の構成では次のような効果が奏される。

(1) 評価対象レンズ B ~ D について脳波を 2 つの指標に関して評価値を算出し、それら評価値から評価対象レンズ B ~ D についてのより好適な設計をベクトルに変換してフィードバックするようにしたため、従来できなかったモニターの評価を客観的に反映させることができるようになる。

(2) 突出した評価値となる異質な装用感の基準レンズ A を評価対象レンズ B ~ D の比較対象に用いたため、測定誤差が少ないことを確認しながら評価を進める事ができる。

(3) より重要度の高い指標と判断したものに (ここでは「遠方視におけるストレス度」) 重みを多く設定するようにしたため、設計者の設計方針を反映させることができ、モニター評価を反映しながらも設計者の設計思想を取り入れて累進屈折力レンズに求められる理想に近いレンズの設計をすることが可能となっている。

【 0 0 1 9 】

(実施例 2)

実施例 2 では実施例 1 が評価値算出のソースとして脳波を利用したのに対して脳血液中の酸素化ヘモグロビン量の測定値を利用したものである。更に実施例 1 はレンズ開発段階におけるモニター装用者 (評価者) を被験者としていたが、実施例 2 では、眼鏡小売店に来店する眼鏡購買希望者を被験者とし、来店した眼鏡購買希望者の生体情報を測定した感性をレンズ設計に反映した眼鏡レンズを提供する場合の実施形態の例である。

1 . 評価対象レンズについて

本実施例では評価対象レンズ J ~ L の 3 種類を用いる。これらレンズは遠用部度数が S - 0 . 0 0 D であり被験者の加入度数に対応した加入度を持つ累進屈折力レンズのテストレンズである。テストレンズとは眼鏡購買希望者が眼鏡小売店などででき上がりの眼鏡の状態を疑似体験するためのもので、トライアルフレームに S 度数レンズ、C 度数レンズ、プリズムレンズなどと重ね合わせて使用される。実施例 2 では実施例 1 と異なり基準レンズは使用しない。評価対象レンズについての詳しい説明は上記実施例 1 と重複するので省略する。これらレンズのうち、評価対象レンズ J は設計出発点とする設計である。評価対象レンズ K ~ L は評価対象レンズ J に形状変化 5 を加えた評価対象レンズ K と、評価対象レンズ J に形状変化 6 を加えた評価対象レンズ L である。上記実施例 1 と同様評価対象レンズ J の基準点に加える差分変形量をベクトル化し、レンズ J に加える形状変化 5 を $K_v (Ks_1, Ks_2, Ks_3 \dots, Ks_n)$ 、形状変化 6 を $L_v (Ls_1, Ls_2, Ls_3 \dots, Ls_n)$ とおく。

【 0 0 2 0 】

2 . 血液中の酸素化ヘモグロビンの測定をする近赤外分光装置

本実施例 2 では近赤外分光装置により、脳内の活性化部位における血液中の酸素化ヘモグロビン量を測定するものである。脳の特定期部位が活性化することでその部位への血流量が増加しヘモグロビン量総量が増加する。また、脳の特定期部位が活性化すると活性化部位において酸素化ヘモグロビンの量が増加し、脱酸素化ヘモグロビンの量が減少する。そのため、その生理現象を利用して被験者の脳内の活性化部位における血液中の酸素化ヘモグロビン量を測定することでレンズの評価をするものである。

本実施例 2 における近赤外分光装置は図 1 3 のような電氣的構成である。

図 1 6 に示すように、プローブ 2 1 は投光部となる LED 光源 2 2 と受光部となるフォトセンサ 2 3 を備えている。生体内部に向かって LED 光源 2 2 から近赤外光を照射し、生体内部を透過し散乱して減衰した光をフォトセンサ 2 3 で検出する。本実施例 2 では図 1 5 に示すように横方向に 4 つ、縦方向に 2 つのプローブ 2 1 が取り付けられたカフ 2 4 を使用して人の前頭前野をカバーするように装着して測定するものとする。前頭前野は脳において記憶や感情や行動の制御に関わる精神活動を司る部分である。そのため、レンズを通した見え方の違いが酸素化ヘモグロビンの量の増減という形で脳内でもっともアクティブに反映される場所となる。

プローブ 21 で測定された近赤外光は、解析コンピュータ 25 に出力される。解析コンピュータ 25 は CPU (中央処理装置) 26 や記憶装置 27 及びその周辺装置によって構成されている。更に、解析コンピュータ 25 は入力装置 28、モニター 29 等を備えている。これらの説明は実施例 1 の解析コンピュータ 13 に準じるため、詳しい説明は省略する。

【0021】

3. 血液中の酸素化ヘモグロビンの測定～評価値の算出

次に図 14 に基づいて近赤外分光装置を使用した評価手法について説明する。

まず、図 15 に示すように被験者にプローブ 21 の取り付けられたカフ 24 を脳内に向けて LED 光源 22 から近赤外光が照射されるように装着する。

次に評価対象レンズの 1 種類をトライアルフレームに被験者の S 度数、C 度数、プリズム度数などと一緒にセットし、そのトライアルフレームを被験者が装用する。

測定は、開眼安静時測定 (30 秒) と評価タスク測定 (30 秒) を連続的に行い、評価対象レンズ J について測定が終了すると続いて、評価対象レンズ K を被験者に装着させ開眼安静測定、評価タスク測定・・・と言う具合に全ての評価対象レンズが終了するまでフロー図のループを繰り返す。本実施例 2 では、累進屈折力レンズの近用部の装用感を評価するため評価タスクは被験者の手元に評価用の指標を置いて眺めさせる。尚、開眼安静測定時間と評価タスク測定時間は被験者の負担を軽減し正確な測定結果を得るためにできるだけ短く設定されることが好ましい。

評価対象レンズの装着順としては、レンズ J ~ L までをランダムな順番にしても良い。更に、複数回測定したり、複数の被験者にて測定する場合には、それぞれの測定において評価順がランダムになるようにすると測定順の影響をキャンセルできるため好ましい。

測定においては各評価対象レンズ J ~ L について、開眼安静状態を定常状態 (すなわち、零点) としたとき、各レンズ装用時の評価タスク測定における酸素化ヘモグロビン量、脱酸素化ヘモグロビン量、全体のヘモグロビン量を測定し、レンズ K とレンズ J の差分スペクトル、および、レンズ L とレンズ J の差分スペクトルを求め、最もレンズの性能差を反映していたプローブについて酸素化ヘモグロビン量の差分スペクトルの差を図 18 (a) および (b) に示した。

本実施例 2 では評価対象レンズ J ~ L のそれぞれについて、30 秒後の酸素化ヘモグロビン変化量の値を実施例 1 と同様にそれぞれの評価値について平均が 0、分散が 1 になるように正規化し図 17 に示した。図 17 では値が小さいほど評価タスク実施時に脳のプローブを装着した部位に対して負担が少ないことを示し、すなわち、値が小さいほど評価タスク実施時にストレス度が小さいレンズであることを示す。

【0022】

4. 評価値に基づく新たなレンズ面形状の設計

図 12 に示したように、実施例 2 では評価値算出工程は眼鏡レンズ小売店等にて実施され、図 17 で算出された評価値はインターネットや FAX などの通信手段を介してレンズメーカーに送信され、レンズメーカーにてレンズ面形状決定工程が実地される。

図 17 から評価対象レンズ J ~ L について相互に比較してみると、このストレス度という指標においては評価対象レンズ J に対して評価レンズ L では評価値がやや劣り、評価レンズ K は評価値が大幅に劣ることが分かる。このことから最適な設計は評価対象レンズ J 付近であり、実施例 1 と同様の手法により上記の差分ベクトル K_v と L_v に対して図 17 のデータを対応させることにより最適差分ベクトルを得ることができ、その最適差分ベクトルを評価レンズ J に加えることにより被験者の感性を反映した設計とすることができる。さらに、その設計のレンズをレンズメーカーにて製作し眼鏡小売店に提供することで被験者となった眼鏡レンズ購買希望者の感性を反映した眼鏡レンズを提供できる。

【0023】

上記実施例 2 の構成では次のような効果が奏される。

(1) 評価対象レンズ J ~ L について酸素化ヘモグロビンを近用部を目視した場合のストレス度を指標として評価値を算出し、それら評価値から評価対象レンズ J ~ L についての

より好適な設計をベクトルに変換してフィードバックするようにしたため、従来できなかったモニターの評価を客観的に反映させることができるようになる。

(2) 被験者が眼鏡レンズ購買希望者である場合に、この眼鏡レンズ購買希望者のレンズ装用時の感性をレンズ設計に反映した眼鏡レンズを設計製造し、提供することができるようになる。

【0024】

尚、この発明は、次のように変更して具体化することも可能である。

・上記各実施例においては評価対象レンズB～D、J～Lからより好適な評価値となる新しいレンズを設計することをもって当該指標での好適なレンズ面形状を決定することとしていたが、評価値に基づいて既存の評価対象レンズから最適な評価対象レンズを選択し、それをもって好適なレンズ面形状の決定すること考えてもよい。例えば、上記実施例2において評価対象レンズJ～Lを検討する。

図18(a)は、レンズKの測定値からレンズJの測定値を引いたグラフを示している。また、図18(b)は、レンズLの測定値からレンズJの測定値を引いたグラフを示している。これらグラフを比較するといずれも評価タスク測定時においてグラフの縦軸が正であり、特に図18(a)の評価タスク測定時における値が急激に大きくなっている。このことから3つの評価対象レンズJ～Lで近用装用感を比較した場合ではレンズJが最も好ましく、次いでレンズLが僅差でレンズKが最もよくないことがわかる。このような評価手法でこれら評価対象レンズJ～LではレンズJをもって好適なレンズ面形状であるとして、レンズJを最適な眼鏡レンズとして採用したり出発レンズとすることが可能である。

【0025】

・上記実施例1では評価対象レンズを3点プロットして特性を2次方程式で表した。3点であれば極大値を有する2次式(あるいは複次方程式)を作成しやすいが、3点以上で極大値を有する複次方程式を得る場合には近似的な点を利用することも可能である。また、極大値を求める近似曲線は2次式(あるいは複次方程式)に限定されない。

・上記実施例1では極大値を有する2次式が得られたが、例えば図19のようにプロットした点が単調増加している場合などは、その最も大きな評価の得られた設計(図19では設計C)を選択するように設計にフィードバックさせる新たな点は自由にアレンジできる。

・本実施例1では評価の軸として脳波解析より得られた2つの指標を用いたが、例えば、SD法を用いて従来の主観モニターアンケートを点数化し、その点数についても設計にフィードバックする1要素と考えることも可能である。

・本実施例1では、生体情報として脳波又は脳血液中の酸素化ヘモグロビン量を用いたが、例えば、脳波と瞬目など複数の生体情報について測定し、それに重み付けをして上記実施例1と同様にデータ処理することにより設計にフィードバックする要素とすることも含む。

・上記実施例1では、分析手法を分かりやすく記載するため、差分変化量とした形状変化1(ベクトルC_v)、および形状変化2(ベクトルD_v)は同一方向のベクトルとしたが、それぞれのレンズ間のベクトルについては同一方向でなくても構わない。同一方向のベクトルでない場合は、図10において横軸をベクトルで考えることになる。

・上記実施例1では、4種類の評価対象レンズを連続測定にて一度に測定したが、基準レンズAと評価レンズB、基準レンズAと評価レンズC、基準レンズAと評価レンズDのように基準レンズAと一対で測定し、基準レンズAとの測定値の差分を評価レンズB～Dのレンズ性能として分析するような測定方法であってもよい。

・基準レンズとしては、装用感が異なることが確認されていることが重要であるから、例えば、評価レンズが累進屈折力レンズである場合に、基準レンズとして単焦点レンズを選択したり、レンズ度数が0であるレンズを選択するなどしても良い。

・上記各実施例における評価対象レンズ(及び実施例1では基準レンズ)は同一の度数であったが、異なる度数のレンズを評価対象レンズとすることも可能である。例えば実施

例 2 において異なる加入度の設計を評価対象とすることも含む。

・上記では差分変形量を規定するためにベクトル理論を使用した。実際の計算では行列式に変換して行うことも可能である。

・実施例 2 においては酸素化ヘモグロビン量を生体情報として用いたが、同時に測定される脱酸素化ヘモグロビン量または全体のヘモグロビン量（総量）を用いることも可能である。脱酸素化ヘモグロビン量は酸素化ヘモグロビン量が増加することで相対的に減少するため、近赤外分光装置によって測定した値として脱酸素化ヘモグロビン量の代わりに脱酸素化ヘモグロビン量を使用することも可能となる。また、脳血液中のヘモグロビン量総量自体が上記のような評価タスク測定の際の環境で増減するため、そのヘモグロビン量総量を近赤外分光装置によって測定し、条件によって異なるヘモグロビン量総量に基づいて評価値を算出して使用することも可能である。

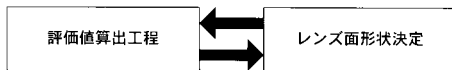
10

・実施例 2 においては酸素化ヘモグロビン量を生体情報として用いたが、酸素化ヘモグロビン量と同時に測定される脱酸素化ヘモグロビン量または全体のヘモグロビン量（総量）の 2 つ以上を生体情報として採用し、例えば、酸素化ヘモグロビン量に対する脱酸素化ヘモグロビン量の割合や、ヘモグロビン量総量に対する脱酸素化ヘモグロビン量の割合の変化などに基づいて評価値を算出して使用することも可能である。

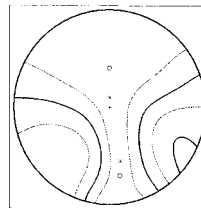
・実施例 2 において評価値はその他、タスク内における積分値や最大値と使用する等、所定のパラメータを使用することが可能である。

・その他、本発明の趣旨を逸脱しない態様で実施することは自由である。

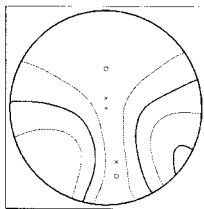
【 図 1 】



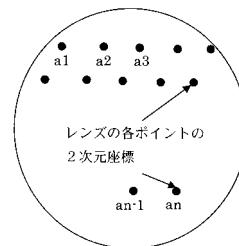
【 図 4 】



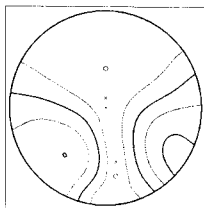
【 図 2 】



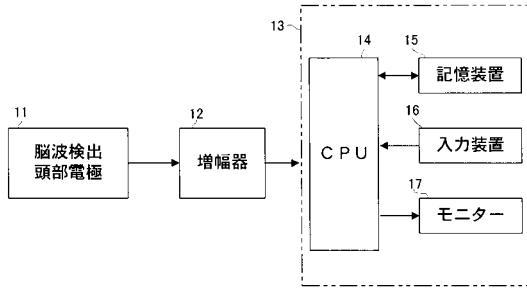
【 図 5 】



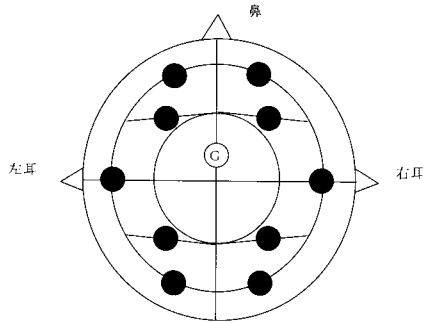
【 図 3 】



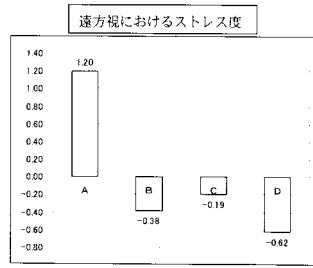
【図6】



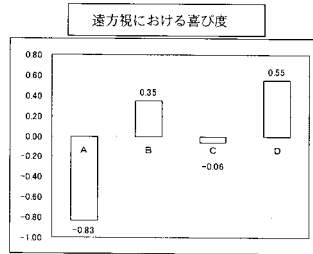
【図7】



【図8】

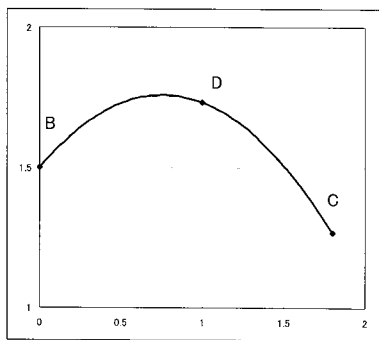


(a)

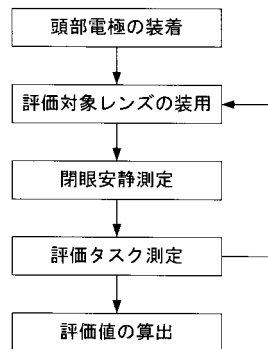


(b)

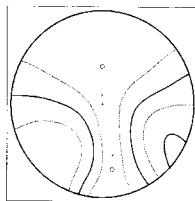
【図9】



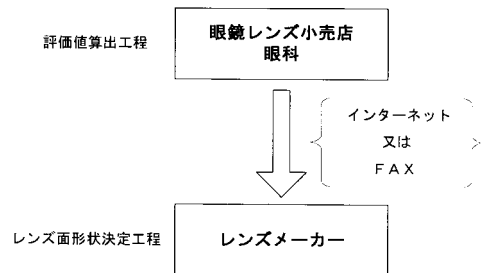
【図11】



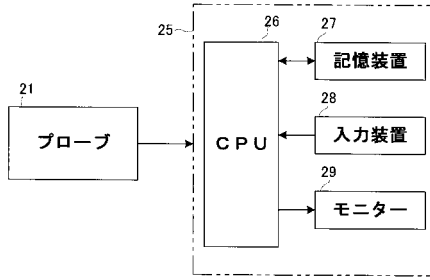
【図10】



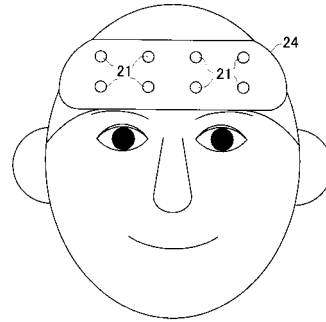
【図12】



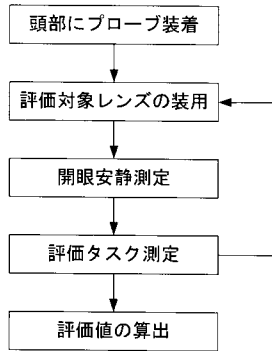
【図13】



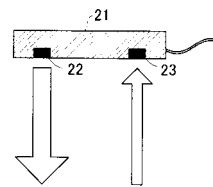
【図15】



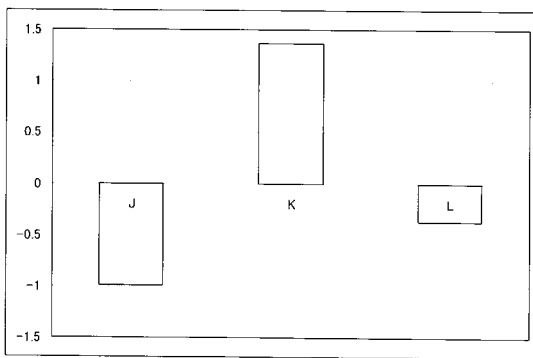
【図14】



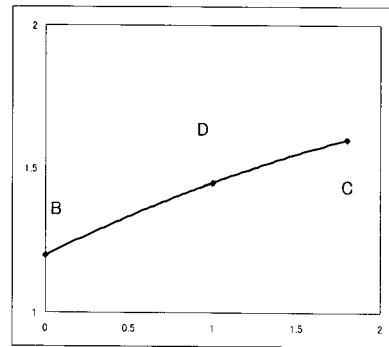
【図16】



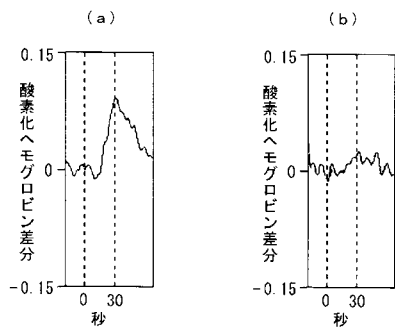
【図17】



【図19】



【図18】



フロントページの続き

審査官 藤岡 善行

(56)参考文献 国際公開第2000/48035(WO, A1)
特開2005-202292(JP, A)
特開2008-250441(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G02C 7/02
G02C 7/06