

明 細 書

発明の名称：

眼鏡レンズの評価方法、その評価方法を用いた眼鏡レンズの設計方法及び
レンズを通して物体を目視する際の被験者の見え方の特性の算出方法

技術分野

[0001] 本発明は脳の定常状態の誘発活動を利用した眼鏡レンズの評価方法、その評価方法を用いた眼鏡レンズの設計方法及びレンズを通して物体を目視する際の被験者の見え方の特性の算出方法に関するものである。

背景技術

[0002] 眼鏡レンズの設計開発における試作設計の性能評価やユーザーによるレンズ購入検討時の製品比較などで、実際にあるレンズ設計を通した見え方がどの程度よく見えているのかを客観的に評価する手法が望まれている。また更なる要望として、人間は2つの眼で物体を見るため、両眼で見る際の見え方を客観的に評価したいという要望がある。また、ユーザーのレンズ購入時に当該ユーザーの視覚特性や視線の使い方などを客観的な数値として算出することでユーザーに適したレンズを提供したいという要望がある。前もってユーザーの視覚特性や視線の使い方が分かればそのユーザーに好適な眼鏡を選びやすいからである。

既存のユーザーの見え方の確認方法として、例えば、ランドルト環やEマーク、ひらがな等を用いた視力検査によってユーザーがあるレンズを通してどの程度見えているかをユーザーの主観により確認することはできる。また、オートレフなどを用いることによりユーザーの眼の屈折力を客観的に測定することができる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2012-152568号広報

特許文献2：特開2013-11877号広報

特許文献3：特開平 1 1 - 1 2 5 7 9 9 号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0004] ところが、上記の既存の視力確認方法は、短時間の測定における測定時の一瞬の最高視力の確認になる場合が多く、例えばランドルト環を用いた視力確認は一瞬でも当該のランドルト環が判別できれば当該の視力が出ているとみなされることがある。オートレフによる眼の屈折力の客観的な測定でも同様で、眼の表面の涙液の状態により測定時の一瞬だけ視力が変化して測定されることがある。

また、視力は読書や運転、パソコン作業等による眼を継続的な使用や、眼の表面の乾き、調節に関わる筋肉の疲れ等により低下することが知られ、見え方は瞬き等により変化する。そのため、ある測定時の一瞬における見え方ではなく、ある程度長い時間の見え方がどの程度よく見えるのかを評価したり、見え方が時間経過に伴いどのように変化するのかを評価することが重要である。

これらの問題に対する解決手段の一例として、まず特許文献 1 を挙げる。

特許文献 1 では、指標マーク（ランドルト環等）を表示し、被験者の応答を入力装置により受け付け、応答の正誤を判断して、大きさの異なる指標マークを提示することを繰り返すことにより実用視力を測定することを提案している。この提案手法は、視力の経時変化を測定することが可能であること、及びその測定視力値の経時変化を積分することにより、瞬間における見え方ではなく、見え方の経時変化やある時間単位における平均的な見え方を求めることができる点に意義がある。しかしながら、特許文献 1 の評価の方法は、ランドルト環等の指標が判別できたかどうかの主観的な判断に依存するため、本当に当該の被験者の見え方がどのようなになっているかを客観的に評価することは困難である。

眼鏡レンズを通した見え方の客観的な評価方法として、発明者らの先の発明である特許文献 2 を挙げる。特許文献 2 では、被験者が評価対象レンズを

通して視覚刺激対象を目視している時の大脳視覚野等の誘発活動を脳波計や脳磁計により計測し、視覚刺激を受けてからその活動に変化が生じるまでの時間（潜時）や活動の大きさ（振幅）に基づいて眼鏡レンズを評価するというものである。この特許文献2による眼鏡レンズの評価手法は、自発脳活動ではなく誘発脳活動を用いることで非常に微妙なレンズの見え具合を客観的に評価できると言うところに意義がある。しかし、誘発脳活動として視覚刺激を提示してからの脳波や脳磁界を加算平均する視覚誘発電位や視覚誘発磁界を用いているため、被験者が刺激画像の提示に合わせて瞬きを制御する必要があること（すなわち被験者に熟練が必要であること）、通常50回以上の加算平均が必要であり計測時間が長くなること、通常、上視野に比べて下視野の反応が大きく出るため、レンズ上部の評価に工夫が必要であるという問題があった。

また、特許文献3に示されたように、累進屈折力レンズの収差分布を両眼で見たときを考慮して両眼で使いやすいレンズとしたいという要望がある。しかし、これまでに光学設計の手法で両眼の見え方をシミュレートするという提案はいくつかあるものの、実際に両眼で累進レンズを通して見た時の見え方を客観的に評価できていないという問題があった。

本発明はこのような従来技術の問題に着目してなされたものである。その目的は、被験者が評価対象の眼鏡レンズを通して見た時の比較的長い時間の平均した見え方、見え方の経時変化、両眼で見た時の見え方を客観的に評価することのできる評価方法を提供すること、その評価手法を用いた設計手法を提供すること及びレンズを通して物体を目視する際の被験者の見え方の特性の算出方法を提供することにある。

課題を解決するための手段

- [0005] 上記課題を解決するために第1の手段では、被験者に評価対象レンズを装用させ、前記評価対象レンズを通して周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を目視させることで被験者に脳活動を誘発させ、その脳活動を電氣的信号の波形として取得し、この波形を解析して前記周期性のある脳

活動の周期の逆数となる周波数における振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を算出し、得られた振幅又はパワー値の大小、又は得られた位相の遅速により前記評価対象レンズを評価することをその要旨とする。

また第2の手段では第1の手段の構成に加え、前記被験者に前記評価対象レンズを通して前記視覚刺激対象を目視させる際に前記被験者に注視させるポイント（以下、注視ポイントとする）を提示するようにしたことをその要旨とする。

また第3の手段では第2の手段に加え、前記注視ポイントを移動可能に表示させ、被験者に視線を移動させるようにして注視ポイントを目視させるようにしたことをその要旨とする。

また第4の手段では第2又は第3の手段に加え、前記視覚刺激対象が移動するようにしたことをその要旨とする。

また第5の手段では第1～4のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象を両眼で目視させるようにしたことをその要旨とする。

また第6の手段では第5の手段に加え、前記視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を片眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、又は位相のいずれか1つ以上と比較して評価するようにしたことをその要旨とする。

また第7の手段では第5の手段に加え、前記視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を左右の眼で異なる条件のレンズを通して目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、又は位相のいずれか1つ以上と比較して評価するようにしたことをその要旨とする。

[0006] また第8の手段では第5～7のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上により両眼の見え方のバランスを評価するようにしたことをその要旨とする。

また第9の手段では第1～8のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象を利目で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を非利目で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上と比較して評価するようにしたことをその要旨とする。

また第10の手段では第1～9のいずれかの手段に加え、前記波形の解析ではトータルの計測時間よりも小さい解析に使用する時間単位（以下、この時間単位を解析窓とする）を設定し、この解析窓単位で解析をするようにしたことをその要旨とする。

また第11の手段では第1～10のいずれかの手段に加え、前記評価対象レンズはレンズ特性の異なるものを複数用意するようにしたことをその要旨とする。

また第12の手段では第1～11のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象は、1又は複数の線分で構成され、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価するようにしたことをその要旨とする。

また第13の手段では第1～11のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象は、1又は複数の円で構成され、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価することなく乱視成分の大きさを評価するようにしたことをその要旨とする。

また第14の手段では第12の手段に加え、前記視覚刺激対象は、1又は複数のある方向に対する方向性を知覚できる線分で構成された第1の図形と、1又は複数のある方向に対する方向性を知覚できる線分で構成され前記第1の図形の方向性とは異なる方向への方向性を知覚できる線分で構成された第2の図形とを交互に見せることで乱視の軸方向によって異なる見え方を評価するようにしたことをその要旨とする。

また第15の手段では第13の手段に加え、前記視覚刺激対象は、1又は複数の円で構成され方向性を知覚できない第1の図形と、1又は複数の円で構成され前記第1の図形と配置の異なる方向性を知覚できない第2の図形と

を交互に見せることで乱視の軸方向に乱視の軸方向によって異なる見え方を評価することなく乱視成分の大きさを評価するようにしたことをその要旨とする。

[0007] また第 16 の手段では第 1 ～ 15 のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象を被験者の第 2 眼位又は第 3 眼位に提示させるようにしたことをその要旨とする。

また第 17 の手段では第 1 ～ 16 のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象を表示させない時間を設けることなく連続的に前記視覚刺激対象を表示させるようにしたことをその要旨とする。

また第 18 の手段では第 1 ～ 16 のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象を表示させない時間を設けることで非連続的に前記視覚刺激対象を表示させるようにしたことをその要旨とする。

また第 19 の手段では第 1 ～ 18 のいずれかの手段に加え、前記視覚刺激対象は 2 種以上の複数の視覚刺激対象より構成され、複数の前記視覚刺激対象の輝度が等しいことをその要旨とする。

また第 20 の手段では第 1 ～ 19 のいずれかの手段に加え、前記周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数は 4 ～ 60 Hz であることをその要旨とする。

また第 21 の手段では第 20 の手段に加え、前記周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数は 4 ～ 7 Hz 又は 14 ～ 19 Hz であることをその要旨とする。

また第 22 の手段では第 1 ～ 21 のいずれかの手段に加え、前記評価対象レンズは累進屈折力レンズであることをその要旨とする。

また第 23 の手段では第 1 ～ 22 のいずれかの手段に加え、前記脳活動とは定常状態の視覚誘発磁界であることをその要旨とする。

また第 24 の手段では第 1 ～ 22 のいずれかの手段に加え、前記脳活動とは定常状態の視覚誘発電位であることをその要旨とする。

また第 25 の手段では手段 1 ～ 25 のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価

方法により算出した評価結果により眼鏡レンズを設計することをその要旨とする。

また第26の手段では第25の手段に加え、2種類以上の評価対象レンズについてそれぞれ解析した結果、最も評価のよかった前記評価対象レンズと他の前記評価対象レンズとのそれぞれの光学性能値の差分を取得する第1の工程と、前記第1の工程で得られた前記差分の一部を最も評価のよかった前記評価対象レンズの光学性能値の補正值として与え、修正された光学性能値を設計目標値として新たなレンズ形状を算出し基準評価対象レンズとする第2の工程と、下記(A)又は(B)において最も評価のよい前記評価対象レンズとそれ以外の他の前記評価対象レンズとのそれぞれの光学性能値の差分を取得する第3の工程と、

(A) 前記基準評価対象レンズと、最も評価のよかった前記評価対象レンズ、

(B) 前記基準評価対象レンズと、最も評価のよかった前記評価対象レンズと、新たに追加された1又は複数の前記評価対象レンズ

前記第3の工程で得られた前記差分の一部を最も評価のよかった前記評価対象レンズの光学性能値の補正值として与え、修正された光学性能値を設計目標値として新たなレンズ形状を算出し前記基準評価対象レンズとする第4の工程と、を備え、第3及び第4の工程を繰り返して差分を小さくしていくことで被験者に好適な眼鏡レンズを設計することをその要旨とする。

また第27の手段では、被験者に所定のレンズを装用させ、前記レンズを通して、周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を目視させることで被験者に脳活動を誘発させ、その脳活動を電気的信号の波形として取得し、この波形を解析して前記周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数における振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を算出し、得られた振幅又はパワー値の大小、又は位相の遅速により前記被験者のレンズを通して物体を目視する際の見え方の特性を算出することをその要旨とする。

また第28の手段では第27の手段に加え、請求項27で計測した被験者

の見え方の特性よりレンズを設計することをその要旨とする。

[0008] 上記のような構成においては、まず被験者に評価対象レンズを装用させ、評価対象レンズを通して周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象目視させることで被験者に脳活動を誘発させ、被験者が周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を目視している時の脳活動を電氣的信号の波形として取得する。この電氣的信号の波形は多くの波長域の情報を含んでいるが、解析することで周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数における振幅、パワー値又は位相のいずれか1つ以上を算出する。つまり、例えば周期性のある脳活動を周期が250ms（ミリ秒）で行っているとする、単位あたり（ここでは1秒）のこの変化の周波数は $1 / 0.25 = 4 \text{ Hz}$ となるため、この場合には解析の結果として4Hzの周波数について振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を算出する。必要とするのは4Hzであるが、他の周波数における振幅、パワー値、位相を併せて算出するようにしてもよい。このようにして算出された振幅又はパワー値の大小、又は位相の遅速に基づいてレンズを評価する。このとき、算出された振幅又はパワー値の強度が大きいほど好ましいレンズ条件になる。これは、周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を視覚刺激として被験者に目視させたとき、好ましい条件のレンズでは刺激として与えた周期性が効率よく大脳視覚野まで情報として伝わるためである。また、算出された位相が比較対象レンズと比べて速いほど好ましいレンズ条件になる。これは、周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を視覚刺激として被験者に目視させたとき、好ましい条件のレンズでは刺激として与えた周期性が速く大脳視覚野まで情報として伝わるためである。尚、以下の実施例においては例えば振幅の大小でレンズを評価したものを他の手段、つまりパワー値の大小や位相の遅速で評価することも自由である。また、振幅、パワー値、位相は単独で評価に用いるだけでなく、振幅と位相、または、パワー値と位相などのように2つ以上の評価結果を組み合わせることで、測定ノイズの影響を減らすことができるため好ましい。

ここに「パワー値」とはある周波数の成分のエネルギーの大きさのことで、次元は振幅の二乗となる。パワー値は概ね振幅の二乗となる数値を扱う場合が多いが、単位時間当たりや規格化した周波数当りに換算するなどして処理しても良い。

位相の遅速は、例えば2つ以上の位相間の差（ずれ）として認識したり、すでにデータとして得られている過去の位相の平均値などとの差（ずれ）として認識することが可能である。

また、振幅又はパワー値の大小、又は位相の遅速による評価値は、単一の測定であっても複数の脳部位を同時に記録して比較することで算出可能である。そのため複数の脳部位を同時に計測することが好ましい。例えば、一般的に1次視覚野と3次視覚野では3次視覚野の方が複雑な視覚情報に対して大きな脳活動を示すため、複雑な画像を視覚刺激対象として目視させた際には1次視覚野と3次視覚野の振幅又はパワー値の比較により評価値を得ることが好ましい。また例えば、1次視覚野と6次視覚野では、一般的に1次視覚野の方が6次視覚野よりも早く視覚情報が伝わるため、1次視覚野と6次視覚野の位相の比較により評価値を得ることが好ましい。尚、評価に用いる脳部位の組み合わせについては一例でありこれに限定されることはない。

ここで、周期性のある脳活動を誘発するためには被験者の脳活動を誘発する視覚刺激対象を1秒間に4回以上の周波数（すなわち周期250ミリ秒以下）で目視させることが好ましい。ある視覚刺激を提示したとき、大脳視覚野におけるニューロンの活動は概ね300ミリ秒以内で完了するため、1秒間に4回以上の視覚刺激を提示すると前の視覚刺激のニューロン活動が完了する前に次の視覚刺激のニューロン活動が誘発されることから、単一の視覚刺激によるニューロン活動ではなく、周期性のある脳活動を誘発することができるためである。

ここで被験者に目視させる視覚刺激対象の変化の周波数（周期）は、解析対象としたい周期性のある脳活動の周波数（周期）から設定されることが好ましい。これによって目的とする大脳視覚野の脳部位のニューロン活動の周期

を惹起させることができる。また、被験者に目視させる視覚刺激対象の変化の周波数（周期）は目的とするニューロン活動の周期と同期させるだけでなく、ニューロン活動の周期と倍数関係にある周波数でもよい。その場合でも同様の効果が奏される。

例えば周期性のある脳活動として 20 Hz （すなわち周期 50 ミリ秒 ）の脳活動を誘発してその脳活動を解析対象としたい場合には、大脳視覚野に 50 ミリ秒 の周期でニューロン活動が起きるように、目的とする大脳視覚野の脳部位のニューロン活動がほぼ同じになる視覚刺激対象を 50 ミリ秒 の周期で被験者に目視させるわけである。

ここに本発明における「解析」とは電氣的信号の波形を周波数ごとに分解し、変化の周期の逆数となる周波数成分の波形を得ることをいう。解析手法としては例えば離散フーリエ解析を含むフーリエ解析、ウェーブレット解析、ヒルベルト変換等を使用して得られた波形を周波数ごとに分解し、振幅、パワー値、位相を算出することができる。

[0009] 「変化する視覚刺激対象」とは一般に図形の形状変化や色・輝度・コントラストの変化を単独あるいは複合的に含む画像であるが、ここでは図形等の形状をなさない単なる光点も含む概念である。同じ画像であっても「見せる」「見せない」を繰り返すことでこのような変化を創出することができる。また、「見せる」「見せない」の代わりに見せたままで明るさや色、形を交互に変えるということでも実現できる。画像の例としては、例えば、格子模様や市松模様のような単純な図形からなる線分や塗りつぶした四角の組み合わせや複数の円（塗りつぶしていてもそうでなくともよい）が考えられる。また、格子、線、円等の単純な画像ではなく、風景や人物等の写っている写真のような複雑な画像を用いることも可能である。例えば遠方にある風景を見える場合には目をリラックスした状態にできるし、人物の顔を見せる場合には、紡錘状回等に特徴のある脳反応が計測できることが知られているため視覚刺激対象として有用である。

視覚刺激対象の変化をより具体的なレンズの乱視成分の評価に適用するこ

とが可能である。レンズの乱視成分とは、レンズの処方度数における乱視（C度数）だけでなく、例えば、球面レンズのレンズ周辺部で発生する非点収差のことであり、累進屈折力レンズの側方で発生する非点収差のことである。この乱視成分、すなわち非点収差は、屈折力の最も強い強主経線と最も弱い弱主経線の網膜上への結像状態の差から発生するものであるが、強主経線と弱主経線の度数の差が乱視量、強主経線と弱主経線の度数の差の半分が非点収差である。また、乱視成分や非点収差には方向性があり、その方向性を示すのが乱視の軸、および非点収差の軸になる。

例えば、視覚刺激対象（画像）を1又は複数のある方向に対する方向性を知覚できる線分で構成することで、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価できる。これは、方向性を知覚できる線分を視覚刺激対象として用いることで、乱視の軸の向きによって見やすい方向の線分、すなわち、網膜上にきれいな像として結像する線分と、乱視の軸の向きによって見にくい方向の線分、すなわち、網膜上にボケた像として結像する線分が得られることとなるため、その見え方の違いによって大脳初期視覚野のニューロン活動の強度が変化することを利用するものである。

また、例えば、視覚刺激対象（画像）を1又は複数の円で構成することで、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価することなく乱視成分の大きさを評価することができる。線分の場合には方向性があるため乱視の軸の向きにより網膜への結像状態が変化するが、円の場合には方向性がないため、乱視量が同じであって軸の向きが異なる場合には、網膜への結像状態を回転させるとリスティング則等の若干の影響はあるもののほぼ同じ結像状態となることになるため、大脳初期視覚野のニューロン活動の強度は乱視の軸方向には依存せず乱視の量およびその他の収差（度数誤差など）の影響によるところとなる。そのため、視覚刺激対象を1又は複数の円で構成することで、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価することなく乱視成分の大きさを評価することができる。

また、このような評価においては、第1の図形と視覚刺激対象全体の輝度

が等しい第1の図形とは異なる第2の図形を交互に表示することで評価することが輝度の影響を脳反応から取り除けるため好ましい。

[0010] 脳活動を電氣的信号の波形として取得するとは具体的には、脳活動による微弱な電流の変化を脳波計を用いて脳波を電位（電圧）の変化として経時的に記録すること、または、脳磁計を用いて脳磁界を磁界（磁束密度）の変化として経時的に記録することである。

ここで、周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象は、正確な時間タイミングで出力でき、周期性のある脳活動の周期は被験者の脳に感じられる程度でなければならない。あまりに短い周期であると変化していることが被験者の脳に伝わらずここで目的としている周期性のある脳の誘発活動を得ることができなくなってしまう。そのため周波数は4～60Hzであることがよく、より好ましくは4～7Hz又は14～19Hzであることがよい。8～13Hzは自発脳活動における反応の出現する領域（いわゆる α 波の領域）であり、この自発脳活動と誘発した周期性のある脳活動の区別がつきにくくなり、20Hz、30Hzは誘発した周期性のある脳活動以外の脳活動が計測される場合があるため、それを避けるために4～7Hzあるいは14～19Hzとするものである。尚、4～7Hzと14～19Hzでは、自発脳波がより発生していない周波数領域である14～19Hzを用いることが好ましい。また30～60Hzの周波数で視覚刺激対象を提示する場合には、視覚刺激対象の画像の切り替わり（ちらつき）が気にならず、若しくは知覚させずに、脳反応のみで知覚できるため視覚刺激対象による疲労を少なくしたり視線のずれを少なくしたい場合に好ましい。

[0011] 評価対象レンズはある単一の評価対象のレンズについて測定した周期性のある脳活動を評価してもよく、レンズ特性の異なる評価対象レンズを複数用意しておき、これらのレンズについて測定した周期性のある脳活動を評価してもよい。評価は必ずしも最良の結果のものを選択するというわけではない。ここではあくまで、評価することでレンズの見え方の客観的な情報を得ることができるという点がポイントである。

また、被験者に評価対象レンズを通して視覚刺激対象を目視させる際には注視ポイントを提示させることがよい。周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象は被験者の視野内において中心視野（視野角4度以下）ではなく視野角8度以上の周辺視野まで含めることが好ましく、その場合、比較的大きな領域を占めることとなるため、被験者が視覚刺激対象の中でどこを見ているかを統一するため注視ポイントがあることがよい。また、注視ポイントを設けないと視覚刺激対象の切り替えと同時に無意識に視線が動いてしまい、狙った脳反応が計測しにくくなり、視線が動くことが計測時のノイズにつながる。尚、特にノイズを低減して測定するためには、注視ポイントを周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象の前面に表示することが好ましく、被験者には背景の周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象ではなく注視ポイントを目視するように指示を与えることが好ましい。ただし、被験者が小さな子供である場合や視線が定まりにくいなどでは、注視ポイントを表示しない方がノイズが少なく測定できることもあるため、被験者によって注視ポイントの表示については適宜調整を施すことが大切である。

また、視覚刺激対象を移動可能に表示させ、被験者に視線を移動させるようにして移動する視覚刺激対象を目視させるような提示方法がよい。視線を動かした際の評価対象レンズを通した見え方を客観的に評価するためである。この際に視覚刺激対象とともに前面に表示した注視ポイントを一緒に移動させることが好ましい。注視ポイントとともに背景となる周期性のある脳活動を誘発する視覚刺激対象を動かし、それを視線で追わせることにより、網膜での結像状態は視線の方向によらずレンズを通した見え方が同じであればほぼ同じになることになる。そのため、背景となる視覚刺激対象と一緒に移動させることにより、レンズ上で視線が通過した位置の見え具合を評価できることとなる。また、視覚刺激対象は両眼で目視させることが実際の目視と同様の条件となるためよい。図15のように、両眼で目視して側方を見た場合には左右眼でレンズ上を視線が通る座標が異なることとなるため、左右眼

で見え方が異なってくることになるため両眼での見え方を客観的に測定することが大切である。また、視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を片眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上と比較して評価することで両眼での目視と片眼での目視の見え方の違い、あるいは利目（ききめ）とそうでない場合の見え方の違いを評価するためによい。この時、利目、非利目それぞれに別の条件のレンズを交互に装用させて比較することにより利目の場合とそうでない場合の見え方の違いを評価することができるためよい。また、視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上により両眼の見え方のバランスを評価するようにすることができる。片眼ずつで見た場合に良好な見え具合であっても、両眼で見たときに見えにくくなることがあるが、本発明を用いることでそのような場合に両眼での見え具合のバランスを整えるための評価を行うことができる。すなわち両眼で本当に良く見えている状態であるかの評価を行うことができる。

ここで「利目」とは、「利き手」と同じように人間に備わっていることが知られている特性で、両目で見るときに無意識のうちに良く使われる方の目である。利目は数メートルほど離れた地点を指さしてどちらの目で見ているかを判別するなどにより判定できる。多くの場合、利目は左右眼のうち優位に処理される優位眼と同じであるが、時として利目と優位眼が異なる場合がある。そのような場合には、利目、非利目の代わりに優位眼、非優位眼にそれぞれ別のレンズを交互に装用させて比較するなどすることが好ましい。

また、視覚刺激対象は被験者の第2眼位又は第3眼位に提示されることがよい。第1眼位とは被験者が正面を見た状態であり、第2眼位とは上下、左右のいずれかの軸上を見た場合であり、第3眼位とは斜め方向を見た場合である。レンズにおいては正面がよく見えるのは当たり前であって、累進屈折力レンズのように加入度を設けているようなレンズではむしろこのような領域をしっかりと目視させることが重要になってくるためである。また、単焦

点レンズではレンズ中心（第1眼位）ではなくレンズ周辺部の見え具合が大切になるため、それを客観的に評価するためである。

また、視覚刺激対象を目視させる際には視覚刺激対象を表示させない時間を設けることなく連続的に視覚刺激対象を表示させるようにすることがよい。刺激を表示し続けることにより、刺激の表示、非表示による脳反応を計測結果から取り除いて安定した測定結果を得るためである。その際、特に輝度を同じ視覚刺激対象を表示することにより輝度変化による脳反応も計測結果から取り除き、見え方に関する脳反応のみを計測することができる。

また、視覚刺激対象を表示させない時間を設けることで非連続的に視覚刺激対象を表示させるようにすることがよい。視覚刺激対象を表示させる場合とさせない場合で視覚刺激対象に輝度変化が加わることになるため、より大きな脳反応が計測できるようになるためである。

また、波形の解析ではトータルの計測時間よりも小さい解析に使用する解析窓を設定し、この解析窓単位で解析をするようにすることがよい。解析窓を広く設定すれば、ある程度長い時間の平均化した見え方を客観的に数値化することができる。一方で、解析窓を狭く設定して、測定結果に対して複数の窓で解析を行えば、見え方の経時変化を脳反応から客観的に測定することができる。この際、解析窓を連続的に移動させて解析することで、見え方の経時変化がより詳細に評価できるようになる。

- [0012] また、上記のような構成においては、被験者に所定のレンズを装用させて周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象目視させることで被験者に脳活動を誘発させ、被験者が周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を目視している時の脳活動を電氣的信号の波形として取得し、解析することで周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数における振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を算出する。そして、このようにして算出された振幅又はパワー値の大小、又は位相の遅速に基づいて被験者のレンズを通して物体を目視する際の見え方の特性を算出する。つまり、本発明の本質は被験者にレンズを通して視覚刺激対象目視させ、周期性のある脳活動

を誘発させることである。その結果として1つはそのレンズ自体を評価することであり、それによって被験者にとってよりよいレンズを選択するものであり、もう1つは被験者自体のレンズを通した物体の見え方の特性を分析し個々の被験者の見え方の傾向に応じて被験者にとってよりよいレンズを選択するものである。

また、上記眼鏡レンズの評価方法を用いて眼鏡レンズの設計を行うことがよい。眼鏡レンズの設計とは、設計対象レンズが累進屈折力レンズや非球面レンズの場合には眼鏡レンズのレンズ形状等を制御することによりレンズ各点における屈折力などを制御してレンズの設計情報を決定することである。また、設計対象レンズがカラーレンズである場合にはレンズを透過する各波長の透過率などを制御してレンズの設計情報を決定することである。このカラーレンズは、染色レンズに限定されるものではなく、レンズ表面での反射特性を変化させても良いし、紫外域や近赤外域の波長の吸収性能を変化させたり、レンズの材料の性質、例えば色分散に関わるアッペ数を変化させるなどでも良い。共通するところは、レンズを透過する光束について、屈折力、網膜上の結像状態、分光透過率、アッペ数などの光学性能値を算出できる設計対象についてレンズ設計するということであるため、これらに限定されることはない。

例えば、2種類以上の評価対象レンズについてそれぞれ上記眼鏡レンズの評価方法を用いて見え方の客観的な評価値を算出した結果、最も評価のよかった前記評価対象レンズと他の前記評価対象レンズとのそれぞれの光学性能値の差分を取得し、その差分の一部を最も評価のよかった前記評価対象レンズの光学性能値に加えた新たな設計目標値として新たな基準評価対象レンズを設計する。そして、新たな基準評価対象レンズと前記最も評価のよかった評価対象レンズを含むレンズ複数の評価対象レンズについて、上記の眼鏡レンズの評価方法を用いて見え方の客観的な評価を行っていくことを繰り返すことにより設計を絞り込むことができる。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、被験者が評価対象の眼鏡レンズを通して見た時の比較的

長い時間の平均した見え方や見え方の経時変化、両眼で見たと時の見え方や見え方のバランスを客観的に評価することができ、その評価に基づいて好適なレンズを設計することができる。また、被験者のレンズを通して見え方の特性を数値として算出した場合には、その情報に基づいて被験者に好適なレンズを設計することができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]実施例1における注視ポイントと視覚刺激対象の一例の正面図。

[図2]解析前の脳活動の電気的信号の波形を記録した様子を説明する説明図。

[図3]実施例1における脳の各測定位置（グラディオメーター）と取得した磁束密度の変化の加算平均波形を対応させて配置した計測結果の一例を示す図。丸で囲まれているのがM1922およびM1923のグラディオメーター

ヘア。

[図4]（a）は負荷度数S+0Dの場合のグラディオメーターヘアのパワー値の二乗和平方根（RSS）の値と周波数との関係を示すグラフ、（b）は同じく負荷度数S+2Dの場合のグラディオメーターヘアのパワー値の二乗和平方根（RSS）の値と周波数との関係を示すグラフ、（c）はS+0Dの場合のグラディオメーターヘアの振幅の二乗和平方根（RSS）の値と周波数との関係を示すグラフ。

[図5]実施例1における負荷度数と15Hzの脳活動振幅（fT/cm）を頭の後ろ側に投影した頭皮上分布図。

[図6]実施例2において被験者が累進屈折カレンス1と累進屈折カレンス2をそれぞれ装用した時について測定したパワー値と時間との関係を示すグラフ

[図7]実施例3において被験者について測定した両目でのパワー値の二乗和平方根（RSS）の値を100%とした際の利目と非利目の割合を示すグラフ

[図8]実施例4において被験者について測定した利目と非利目にそれぞれ度数

負荷を与えた場合の両目でのパワー値の二乗和平方根（RSS）と度数負荷の関係を示すグラフ。

[図9]実施例5において注視ポイントが表示されていない複数の線分で構成される視覚刺激対象の一例の正面図。

[図10]実施例5において（a）は被験者に非点収差の多い球面レンズを装用させた場合の加算平均波形のグラフ、（b）は被験者に非点収差の少ない非球面レンズを装用させた場合の加算平均波形のグラフ。

[図11]実施例6において注視ポイントと複数の方向性のない図形（円）で構成された視覚刺激対象の一例の正面図。

[図12]実施例8において視線の移動行跡を累進屈折力レンズと重ね累進屈折力レンズの裏面側からの非点収差図上で説明する説明。

[図13]（a）～（c）は実施例8において累進屈折力レンズでの視線の移動行跡に対応した注視ポイントと視覚刺激対象の移動の様子を説明する説明図。

[図14]実施例9において（a）は負荷度数として $S + 0D$ で表示間隔を空けない場合のパワー値の二乗和平方根（RSS）の値と周波数との関係を示すグラフ、（b）は同じく $S + 0D$ で表示間隔を空けた場合の同じグラフ、（c）は負荷度数として $S + 4D$ で表示間隔を空けない場合の同じグラフ、（d）は同じく $S + 4D$ で表示間隔を空けた場合の同じグラフ。

[図15]第2眼位又は第3眼位で注視ポイントおよび視覚刺激対象を両眼で目視した場合のレンズ上の透過位置を説明する説明図。

[図16]実施例10において、第1眼位または第3眼位で視覚刺激対象を両眼で目視した際の後頭葉視覚野で最大となったグラディオメーターチャンネルの加算波形。

[図17]実施例11において被験者Eの利目、非利目に（a）ボケを負荷した場合、（b）歪みを負荷した場合の見え方を脳反応で比較した図。

[図18]実施例11において被験者Fの利目、非利目に（a）ボケを負荷した場合、（b）歪みを負荷した場合の見え方を脳反応で比較した図。

[図19]従来設計の非点収差図（a）右目用、（b）左目用。

[図20]ユーザーEに合わせて設計した本発明の非点収差図（a）右目用、（b）左目用。

[図21]被験者Gにおける格子色を変化させた場合の脳反応の変化を示す図。

[図22]実施例13におけるそれぞれの格子色による加算波形の図。

発明を実施するための形態

[0015] 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>

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離2mで、正面に注視ポイントを表示し、図1（a）及び（b）に示す格子状の画像を交互に66.67ms（ミリ秒）の周期で表示間隔を空けることなく表示させる。図1（a）と図1（b）は異なる図形であるが構成される格子図形の形状がごく近く画像全体の輝度や色も同じであるため大脳の低次視覚野に同じ刺激を与える視覚刺激対象の画像である。この視覚刺激対象は（a）と（b）の輝度が同じであるため画像が切り替わるときに大脳の低次視覚野におけるニューロン活動を誘発する視覚刺激である。そして、その周期が66.67msであることから、15Hzの定常状態の周期性のある脳活動を誘発するものである。この周期で表示間隔を空けることなく交互に画像を切り替えながら1つのレンズ条件につき90秒間表示させる。画像の大きさは視角8.6度×8.6度である。注視ポイントは実際には赤色で表示される。被験者Aには普段から掛けている常用度数の眼鏡を装用させ、常用度数（S+0D）に対してS+4D、S+2D、S+1D、S+0.5Dを負荷した度数をそれぞれ装用させ、注視ポイントを注視するように指示を行い、そのときの脳活動を306チャンネル脳磁計（Vector-view, ELECTA Neuromag）を用いて記録する。306チャンネル脳磁計はヘルメット形状の本体の内部に散布状に配設された磁界センサーとしての102チャンネルのマグネトメーターと102ペア（204チャンネル）のグラディオメーターを備えている。306チャンネル脳磁計で

は被験者がその本体を頭部に被せることで被験者の脳活動による磁界変化を計測できる。脳活動の記録の様子は例えば図2のようになる。

[0016] 2. 脳活動の解析

図2のように記録された脳活動の波形から、解析に使用する解析窓を設定する。実施例1では、測定した90秒のうち、10秒後から74秒後の64秒間を解析窓とする例である。306チャンネルの脳磁計センサーのうち102チャンネルのマグネトメータを解析対象外とし、204チャンネル(102ペア)のグラディオメータの記録結果から、それぞれのチャンネルについて先の64秒の解析窓に含まれる波形について、高速フーリエ変換(FFT)を行い、周波数とパワー値の関係に変換した。

3. 結果

実施例1における画像提示時を0秒として-100ミリ秒～+300ミリ秒までを加算平均した結果を図3に示した。図3丸印の位置の1次視覚野付近(M1922とM1923)で大きな脳活動が観察され、周期的な脳活動が観察されていることがわかる。M1922とM1923は丸印の位置の測定位置を示すグラディオメータの名称コードである。加算平均波形は本実施例の計測と解析においては必ずしも必須ではないが、周期性のある脳活動が誘発されているかを確認することができる。

一例として被験者Aの常用度数にS+0D(負荷なし)とS+2Dの2種類のレンズを負荷した場合について、視覚野付近で最も大きな脳活動を示したM1922とM1923のグラディオメータペアのパワー値の二乗和平方根(RSS)と周波数の関係のグラフを図4に示した。この結果は、解析に用いた解析窓64秒の平均的な見え方を評価したものになる。図4(a)に示したように負荷度数S+0Dの場合には、15Hzに大きな強度の脳活動が観察され、図4(b)に示したように、負荷度数S+2Dの場合にはその活動が著しく小さくなり、パワー値の大きさが7%になっている。つまり、この被験者A+2Dの時にパワー値の大きさが7%になっていることがわかる。ま

た、被験者Aの見え方の特性として負荷がない状態（ $S + 0D$ ）に比べて $S + 2D$ を負荷すると、すなわち網膜上の結像状態が $S + 2D$ だけボケさせると、脳反応が93%低下することが分かる。ここで、例えば、別の被験者Bで常用度数に対して負荷がない時に比べ $S + 2D$ を負荷すると脳反応が50%低下したとすると、被験者Aは球面度数誤差（ $S + 2D$ 負荷）による像のぼけの影響を受けやすく、被験者Bは球面度数誤差（ $S + 2D$ 負荷）による像のぼけの影響を受けにくい特性であることが理解できる。また、このとき8～13Hzには α 波が発生しているため今回のように周波数解析を用いた脳反応を評価する場合には、 α 波と重ならない4～7Hzを用いるか、14Hz～60Hzを用いることが好ましいことが理解できる。また、特に14～19Hzは図4（a）のように大きな反応を計測できるため良い。また、図4（c）には負荷度数 $S + 0D$ の場合の振幅と周波数の関係を示したが、パワー値ではなく振幅を用いる場合であっても、このように15Hzの活動が観察される。ここで、8～13Hzを中心とした背景脳波による脳活動と振幅、パワー値との関係は、振幅を用いるよりもパワー値を用いた方がその差が大きくなり目的とする周期性のある脳活動を計測しやすくなることが分かる。

図5には被験者Aの負荷度数による15Hz活動の頭皮上振幅の分布図を示した。このように、負荷度数が少なくなるとともに脳反応が増加する。また、負荷度数0.5Dであっても脳活動の振幅が急激に低下することから、本発明の方法は度数誤差に対して非常に感度が高い特徴がある。

[0017] <実施例2>

実施例2は、解析窓を8秒とし、解析窓を重複させながら連続的に移動させて、2つの累進屈折力レンズの見え方の経時変化を比較する例である。

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離80cmで正面から20度下方の第2眼位の位置に注視ポイントを提示し、被験者Bに累進屈折力レンズA及び累進屈折力レンズBを装用させて注視ポイントを注視するよう指示を与え、図1と同様に66.67msの

周期（15 Hzの周波数）で表示間隔を空けることなく相互に画像を切り替えながら60秒間、周期性のある脳活動を誘発する視覚刺激対象を表示させた。このときの脳活動を脳磁計で計測した。

2. 脳活動の解析

記録された脳活動の波形の解析に当たり、解析窓を8秒に設定する。まず測定データの8秒後を中心に±4秒を選択、すなわち、刺激呈示を始めてから4秒後から12秒後のデータを選択し、実施例1と同様に高速フーリエ変換を各グラディオメーターの計測波形に対して行い、各グラディオメーターのパワー値が最大となるチャンネルを選択し、その時のパワー値を記録する。次に解析窓を4秒間移動させる。すなわち、12秒後を中心に±4秒を選択し、そのデータについて高速フーリエ変換を実施し、先の解析で最大値となったチャンネルのパワー値を記録する。その次に16秒後を中心に±4秒間を選択し、と言う具合に解析窓を移動させて8秒から48秒まで（解析に用いたデータは4秒から52秒まで）のパワー値の変化を取得する。つまりデータは4秒ずつ重複することとなる。

[0018] 3. 結果

そのようにして取得した累進屈折力レンズ1及び累進屈折力レンズ2のパワー値の計測時間に伴う15 Hzの周波数での変化を図6に示した。各点は±4秒間の平均値である。図6の実線（累進屈折力レンズ1）は、測定開始時には $1200 \text{ f T}^2 / \text{cm}^2$ と大きな脳活動が観測されたが、測定時間の経過とともに徐々にパワー値が低下し $200 \text{ f T}^2 / \text{cm}^2$ 以下になった。一方で、破線で示した累進屈折力2は、測定開始時は $600 \text{ f T}^2 / \text{cm}^2$ であり、累進屈折力レンズ1よりも脳反応の強度が小さかったが、測定時間の経過とともにパワー値の低下はほとんど起きず、48秒後でも同程度のパワー値を維持した。このことより、累進屈折力レンズ1では、はじめはよく見えるが徐々に見え方が低下すること、一方で、累進屈折力レンズ2では、はじめの見え具合は累進屈折力レンズ1よりもやや劣るが1分程度の集中した状態では累進屈折力レンズ1よりも良好な見え具合が維持され、累進屈折力レン

ズ1よりも累進屈折力レンズ2の方が長時間良い見え方が続くレンズであると判断できる。ここで、本実施例2では4秒ごとに解析窓を重複させた例であったが、1秒ごとなどもっと解析窓を重複させる場合にも同じ解析方法で可能である。

[0019] <実施例3>

実施例3は、本発明で誘発された周期性のある脳反応が両目で見たときの見え具合によって変化することを示し、両目でよく見えているかを脳反応を用いて客観的に評価するためのものである。

1. 実験条件と脳活動の記録

実施例1に示した図1と同様に66.67msの周期(15Hzの周波数)の周期性のある脳活動を誘発する視覚刺激対象を被験者の正面に提示し、被験者10名に普段掛けている常用度数の眼鏡を装用させ、両目で見たとき、非利目を遮蔽し利目のみで見たとき、利目を遮蔽し非利目のみで見たときについて脳磁計で脳反応を計測した。刺激時間は64秒とした。

<解析>

解析窓を32秒とし、記録した64秒の前半と後半についてそれぞれ高速フーリエ変換を行い、それぞれの被験者について15Hzの周波数でのパワー値のRSSが最大となる視覚野付近のグラディオメーターペアを選び、そのRSSのパワー値を記録し、前半と後半のパワー値の平均を求めた。

<結果>

各被験者について、両目で見たときを100%となるように利目、非利目のパワー値を変換し、全被験者の平均値を求めた。その結果が、図7である。このように両目で見た場合には、片目で見た場合の約2倍の強度で脳反応が観察される。このように、本発明を用いることで、両眼で見た場合にどの程度よく見えているかを客観的に測定することができる。

[0020] <実施例4>

実施例4は、両目の見え具合のバランスを測定する方法についてである。

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離を 1.5 m に設定し、第 1 眼位となる正面に 5 秒間注視ポイントを提示した後、注視ポイントを右に 18 度、下に 18 度の第 3 眼位の位置に移動させ、注視ポイントの背後に実施例 1 に示した図 1 と同様の周期性のある脳活動を誘発する視覚刺激対象を 66.67 ms の周期（15 Hz の周波数）で 40 秒間提示した。引き続いて正面（第 1 眼位）に注視ポイントを 5 秒間提示した後、左に 18 度、下に 18 度の位置に移動させ、同様に視覚刺激対象を提示し脳磁計で計測した。被験者に対しては注視ポイントを視線のみで注視し続けるように指示を行った。被験者 C には、利目、非利目のいずれかに被験者の常用度数に加えて S + 4 D、S + 2 D、S + 1 D、S + 0 D、S - 1 D、S - 2 D、S - 4 D の負荷度数を与え、残ったもう片眼には被験者の常用度数を装用させた。

2. 解析

解析窓を 32 秒とし、測定した 40 秒間のうち、刺激提示後 4 秒後から 36 秒後のデータについて高速フーリエ変換を行い、2 つの測定位置（右下および左下）における 15 Hz の周波数でのパワー値の RSS の平均値をレンズの評価結果とした。

3. 結果

被験者 C の結果を図 8 に示した。実線は利目のみに度数を負荷した場合であり、破線は非利目のみに度数を負荷した場合である。図 8 のように同じ負荷度数であっても利目に負荷した場合と非利目に負荷した場合で脳反応（パワー値の大きさ）が変化することから、被験者 C では利き目の見え方と非利目の見え方が異なっており、そのことが脳反応で定量化できている。このように本発明の計測手法では、左右眼で見え方の異なるような微妙な場合においても脳反応により客観的に見え方のバランスを評価することができる。図 15 のように左右眼の見え方は累進レンズの側方を両眼で見る際などで異なってくる為、そのような場合のレンズ評価及びレンズ設計に本発明の手法が有効であると言える。また、被験者 C では、利目の重要度が非利目よりも高く、非利目の見え方が悪くなっても脳反応（パワー値）の低下は比較的少な

いが、利目の見え方が悪くなると脳反応が急激に低下し両目で見たときの見え方が悪化する見え方の特性であることが分かる。また、非利目の度数を少しマイナス側にした方が好ましい度数になることが分かる。このように本発明を用いると被験者の両眼での見え具合のバランスが適切になっているかを客観的な測定により評価することができる。

[0021] <実施例 5>

実施例 5 は乱視の軸方向によって異なる見え方を客観的に評価するための方法である。併せて、注視ポイントを測定時に表示しない例を示す。

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離を 80 cm に設定し、第 1 眼位となる正面に 5 秒間注視ポイントを提示した後、注視ポイントを右に 25 度の位置（第 2 眼位）に移動させ、注視ポイントを消した後、周期性のある脳活動を誘発する視覚刺激対象として図 9 に示した 2 つの画像を 1 つの画像の表示時間を 66.67 ms とした周期（15 Hz の周波数）で交互に 40 秒間表示した。すなわち、注視ポイントの位置を被験者に指示するが、測定時には注視ポイントを表示せずに刺激画像のみを表示する。被験者には、常用度数である右目 S - 5.00 D、左目 S - 4.00 D C - 1.00 D AX 180 の球面レンズ 1 を装用させた場合と、同度数の非球面レンズ 2 を装用させた場合について、直前まで注視点のあった場所を注視するように指示し、その時の脳活動を脳磁計で計測した。このように注視ポイントを測定時に表示しないのは注視が困難な場合、例えば子供や視線が定まらず注視行為が困難な人を想定している。またここで、球面レンズ 1 と非球面レンズ 2 は中心の度数は同じであるが、レンズ周辺のレンズ設計が異なっているものである。レンズカーブはどちらのレンズも 0.5 カーブであり、球面レンズでは周辺部で比較的大きな非点収差が発生するが、非球面レンズではその非点収差が抑えられている。すなわち、球面度数では乱視成分が発生し、非球面レンズでは乱視成分の発生が抑えられている条件である。このとき、視覚刺激対象を提示した第 2 眼位の位置では、発生した乱視成分の軸度は 90 度であり強主経線は水平方向、弱主経線

は垂直方向になっている。

2. 解析

解析窓を32秒とし、測定した40秒間のうち、刺激提示後4秒後から36秒後のデータについて高速フーリエ変換を行い、非球面レンズ装用時に15Hzの周波数でのパワー値が視覚野付近で最大となるグラディオメーターを選択し、そのパワー値を解析した。

[0022] 3. 結果

本実施例の脳反応の成り立ちを説明するため、まず、計測途中の視覚野における最大チャンネル（M2122チャンネル）の加算平均の波形（図10（a）及び（b））を説明する。この図10は、図9（a）の刺激画像を表示した時の時間を0秒として-100ミリ秒から300ミリ秒までを加算平均した結果である。ここで、図10（a）のXは、図9の2つの方向性のある線分画像ではっきり見えた方の画像を見ているときで反応が大きく出ている。Yは、その画像に比べて見え方が劣る画像を見ているときであり、反応が小さく出ている。すなわち、乱視成分（非点収差）の軸方向と図10（a）、図10（b）の線分の方向性との関係により見え方が変わっていることが脳反応に反映されている。一方で、図10（b）では、若干の違いはあるものの、XとYが同程度の反応として出ており、2つの画像の見え方が同じ程度によく見えていることが分かる。すなわち、乱視成分が少ないことが分かり、非球面レンズ2の方が好ましい見え具合であることが分かる。

ここで、周波数解析を用いる本発明の解析を、図10のように加算平均する前の測定データに対して行う。そうすると、球面レンズ1（図10（a））の場合には15Hzの反応はほとんど観察されず、代わりに7.5Hzの反応が観察されるようになる。非球面レンズ2（図10（b））の場合には、15Hzの反応が大きく観察され、7.5Hzの反応はほとんど観察されなくなる。このように、乱視成分による見え方評価において、よく見えているときだけでなく、よく見えていない場合にも脳反応として計測できることが本実施例5の特徴である。

[0023] <実施例 6>

実施例 6 は、乱視成分の軸の方向によって異なる見え方を評価することなく、乱視量の絶対値（C 度数の絶対値）及び球面度数誤差を反映した評価を行うためのものである。つまり、乱視軸方向の指標にはならずとも乱視成分および球面度数誤差によりどの程度像がボケるかを評価するための実施例である。この評価は、特に累進屈折力レンズの側方部や非球面レンズのレンズ周辺部の見え方を評価するために重要である。また、乱視成分および球面度数誤差によるユーザーの見え方の特性を評価するために重要である。

図 1 や図 9 のような線分の組み合わせを用いた場合には、乱視の軸方向によりよく見える方向の線分と、よく見えない方向の線分が出現し、乱視の軸方向による見え方の影響を受ける。そのため、被験者の目の乱視成分とレンズ上を視線が通過するときにおける乱視成分の差である残余乱視の軸方向の影響を受け易く、評価対象レンズの性能ではなく被験者の残余乱視の軸方向の影響が計測されることがある。実施例 6 では、この問題を解決するために、図 11 (a)、(b) に示したように第 3 眼位に注視ポイント（図中の四角）を表示しその背後に円で構成され、画像全体の輝度が等しい 2 つの画像を 66、67 ms とした周期（15 Hz の周波数）で提示し、被験者に注視ポイントを注視させたときの脳活動を計測した。

計測時間は 20 秒を 2 回（注視ポイントを右下と左下に表示）とし、解析窓は 16 秒とした。評価レンズは累進屈折力レンズ 1、累進屈折力レンズ 2、累進屈折力レンズ 3 であり、高速フーリエ変換の後、視覚野における最大チャンネルペアの 15 Hz パワー値の RSS を算出し、2 回（右下と左下）の評価値を平均した。その結果、被験者 D では、累進屈折力レンズ 1 で、 $210 \text{ f T}^2 / \text{cm}^2$ 、累進屈折力レンズ 2 で、 $150 \text{ f T}^2 / \text{cm}^2$ 、累進屈折力レンズ 3 で、 $360 \text{ f T}^2 / \text{cm}^2$ 、となり、累進屈折力レンズ 3 の収差分分布が良好であると判定できた。

[0024] <実施例 7>

実施例 7 は、本発明の評価方法によりレンズ設計を行う設計方法について

その一例を挙げる。ここでは、設計・評価しているレンズを裏面に累進面がある内面累進屈折力レンズとする。

実施例 6 において、累進屈折力レンズ 3 が累進屈折力レンズ 1 及び 2 よりも良好な結果であるという結果を得た。そのときに脳反応に影響を与えているのは、図 11 の注視ポイントを見ているときの視線がレンズ上を通過する場合である。そこで、注視ポイントを見るとき視線がレンズ裏面座標を通過する座標を取得し、その座標を中心とした一定範囲（例えば $8\text{ mm} \times 8\text{ mm}$ で 1 mm ステップの格子状データ）の光学性能値（平均度数、非点収差等）を累進屈折力レンズ 1～3 について取得する。そのようにして得られた累進屈折力レンズ 1～3 の光学性能値データ（ 1 mm ステップ格子状データ）について、最も評価の良かった累進屈折力レンズ 3 と累進屈折力レンズ 1 の光学性能値の差分、及び、累進屈折力レンズ 3 と累進屈折力レンズ 2 の光学性能値の差分を求め、得られた 2 つの差分データからデータの傾向を解析し、共通する差分データを算出する。その共通する差分データの半分を累進屈折力レンズ 3 に加え、その加えた結果を設計目標値にして新たな累進屈折力レンズ 4 を設計する。そして、累進屈折力レンズ 3、累進屈折力レンズ 4、及び比較のための累進屈折力レンズ 5（これは新しい設計でなくとも良い）について、再度、脳磁計で見え方を客観的に評価していくことを繰り返すことで本発明の評価結果を用いて設計を改善していくことができる。この評価を繰り返すことで設計を収束させることができる。

[0025] <実施例 8>

実施例 8 は注視点及び注視点の背後の画像を動かして評価するものである。日常生活において眼鏡レンズを使用するときには視線を動かすため、視線を動かした時の見えやすさを客観的に評価する必要性がある。図 12 において視線の移動行跡をレンズと重ねて表現した。この図に示したように、正面やや下を見たところから鼻側に視線を移動させた後（図 12 の I）、視線を反転させて耳側に移動（図 12 の II）、最後に耳側から正面やや下に視線を戻す（図 12 の III）場合について例に挙げる。

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離 2 m において、正面からやや下に注視点を提示し、図 13 の (a) を表示し、10 秒間かけて向かって右側 (図 13 (b)) まで徐々に注視点を移動させる。そのとき背後の画像も一緒に動かし、注視点と画像の位置関係を同じにしておく。続いて、図 13 (b) から図 13 (c) まで 20 秒間かけて滑らかに注視点を移動させ、最後に図 13 (c) から図 13 (a) まで 10 秒間かけて注視点及び画像を移動させる。尚、図 13 (a) ~ (c) では説明上交互に表示させる 2 つの格子図形を実線と破線で 1 図上に交錯するように表示させている。図 13 (a) ~ (c) の実践と破線の図形は 66 . 67 ミリ秒の周期 (15 Hz の周波数) で交互に切り替えて表示される。

このようにすると、図 12 の I→II→III のように左目のレンズ上を視線が通過することになり、よく見える領域 (正面) から徐々に見え方がボケはじめ鼻側に到達 (I の視線移動)、次いで、ボケる状態からよく見える状態になりまたボケる状態になり耳側に到達する (II の視線移動)。最後にボケる状態 (鼻側) からよく見える状態 (正面) になる (III の視線移動)。このように、累進屈折力レンズを装用させて注視点を移動させ、その注視点を被験者に注視させるようにすると、レンズ上を通過する視線の位置を制御することができる。

被験者には累進屈折力レンズ 1 及び累進屈折力レンズ 2 を装用させ、図 13 に示した画像の移動を連続的にやり (計 40 秒間)、その時の脳活動を脳磁計で記録した。

2. 解析

解析はこれまでの実施例と同じ方法である。平均した見え方を評価したい場合には解析窓を 32 秒とし、見え方の経時変化を評価したい場合には解析窓を 8 秒として 4 秒ごとに窓を移動させる。そして、解析窓を設定した後、高速フーリエ変換を行い、視覚野において最大パワー値となるチャンネルを選択、そのチャンネルを含むグラディオメーターペアの 15 Hz のパワー値の RSS を記録する。

3. 結果

このようにすると、図12のI→II→IIIの視線において、よく見える（正面）→ボケる（鼻側）→よく見える（正面）→ボケる（耳側）→（よく見える）と見え方が変化することになるが、測定結果を周波数解析したパワー値を比較することにより累進屈折力レンズ1及び累進屈折力レンズ2の視線の移動に伴う見え方を比較評価することができる。

ここで、実施例8の図12の説明では説明を簡便にするため、左目の視線が左用レンズ上を通過する位置について説明したが、実際には図15に示したように、移動する注視ポイントを両眼で目視させることが重要である。両眼で目視させることで、レンズ上を通る視線の座標が左右の眼で異なるようになるが、本実施例では左右眼の見え方のバランスも含めた見え方の評価となっている。尚、左右眼の見え方のバランスとパワー値のRSSとの関係については、実施例3および4に記載した通りである。

[0026] <実施例9>

実施例1～8が、画像の表示間隔を空けない場合であったが、実施例9では画像の表示間隔を空ける場合について示す。脳反応の強度は被験者の個人差によって得られにくい場合があるが、その場合には、まず表示間隔を空けていない周期的な脳活動を誘発する視覚刺激対象を見せた後、目的とする脳反応が弱い場合には表示間隔を空けた視覚刺激対象を用いて計測するなどすることでほとんどの被験者の脳反応を取得することが可能になる。

1. 実験条件

図1(a)及び図1(b)の画像を166.66msで交互に表示させる事例である。視距離2mにおいて、表示間隔を空けない場合には166.66ms間隔で2つの画像を交互に表示させる。表示間隔を空ける場合には、図1(a)を83.33ミリ秒表示したのち、83.33ミリ秒空白画像とし（この時は背景の画像は表示させず注視点のみ表示される）、次いで図1(b)を83.33ミリ秒表示したのち空白画像とする。そのためこの周期での繰り返しによる周波数は6Hzとなる。

被験者 E に常用度数の眼鏡に負荷度数として $S + 0 D$ を与えた場合と $S + 4 D$ を与えた場合について脳磁計で計測する。計測は 40 秒間行った。

2. 解析

解析窓を 32 秒とし、高速フーリエ変換を行い、視覚野で最大パワー値となるチャンネルを選択し、そのチャンネルを含むグラディオメーターペアのパワー値の R S S を計算し、そのパワー値を記録した。

3. 結果

$S + 0 D$ 負荷においては、表示間隔を空けない場合よりも表示間隔を空けた場合で 6 Hz の大きな脳反応が観察された（図 14 (a) および (b)）。一方で、 $S + 4 D$ 負荷条件では、表示間隔を空けない場合には背景の脳活動に目的とする脳活動が埋もれてしまったが、表示間隔を空けた場合には $S + 4 D$ 負荷条件であっても 6 Hz の活動を得ることができた（図 14 (c) および (d)）。このように、脳反応の強度が得られにくい場合などでは刺激画像の表示間隔を周期的に空けることで、輝度の変化の刺激も周期的に発生させることができるため有効である。

[0027] <実施例 10>

実施例 10 は、位相を用いてレンズを通した見え方を評価する方法の一例を挙げる。

1. 実験条件

被験者 D に図 12 に示した非点収差図の累進屈折力レンズを装用させ、注視点を見続けるように指示をする。視距離 2 m で正面（第 1 眼位）に注視ポイントを表示し、図 1 (a) 及び (b) に示す格子状の画像を交互に 66.67 ms（ミリ秒）の周期で表示間隔を空けることなく 40 秒間表示する。続いて斜め右下（第 3 眼位）に注視ポイントを表示し、図 1 (a) 及び (b) の格子状の画像をその背後に 40 秒間表示する。そのときの脳反応を 306 チャンネル脳磁計を用いて計測する。

2. 解析

解析窓を 32 秒とし、高速フーリエ変換を行い、第 1 眼位に画像を表示し

た場合と第3眼位に画像を表示した場合について位相を算出する。位相は、高速フーリエ変換等の手法により振幅やパワー値と同時に計算で得ることができる。

3. 結果

レンズの正面（第1眼位）を見る場合の位相は50度、レンズの斜め下方向（第3眼位）を見る場合の位相は212度となり、第1眼位に比べて第3眼位の視線で162度の位相の遅れが確認された。累進屈折力レンズの場合、第1眼位はきれいに見えるが、第3眼位は非点収差や像面湾曲、両眼で見た場合の左右の像の差などにより像がボケるため、この位相の遅れは、この評価した累進屈折力レンズの第1眼位の見え方に比べて第3眼位の見え方の見えにくさを示している。そのため、この位相の遅速を用いることにより、例えば累進屈折力レンズ1と累進屈折力レンズ2のどちらが被験者Dにとって好ましいかを評価したり、評価結果よりレンズ設計を行うことができる。また、第1眼位と第3眼位の比較をすることにより、その被験者の見え方の特性を評価できる。例えば、累進屈折力レンズ1装用時に被験者Dでは第1眼位に比べて第3眼位で162度の位相が遅れ、被験者Eでは第1眼位に比べて第3眼位で100度の位相が遅れたとする。このとき、被験者Dの方が累進屈折力レンズの第3眼位での位相の遅れ量が大きいと累進屈折力レンズの斜め下方向に存在する収差の影響を受けやすいという見え方の特性であることが評価できる。

[0028] ここで、位相の説明のために、視覚野の最大反応を示すグラディオメーター（M2112）の加算波形を図16に示した。これは、画像提示時を0msとして600回の加算を行い、図3のように計測された全頭の波形から後頭葉視覚野で最も大きな反応が得られたチャンネルの波形を選択したものである。図16に示したように、この脳反応は第1眼位で見た場合でも、第3眼位で見た場合でもともに66.67msの周期を持つ15Hzの定常状態の脳反応になっている。そして、第1眼位で見た場合に比べて第3眼位で見た場合には30ms脳反応が遅れており、周期が66.67msであるため

162ms位相が遅れていることが分かる。

ここで図16の振幅に着目すると、第1眼位で見た場合には第3眼位で見
た場合よりも3倍の振幅になっており、第1眼位の方が見やすいことが分か
るため、振幅と位相を合わせてレンズ性能を評価することができると分か
かる。このように振幅と位相、またはパワー値と位相を組み合わせて評価を
行うことで、測定ノイズや測定誤差の影響を少なくすることが期待できる
ため同一測定について複数の評価値を用いることが好ましい。図16の加算
波形は40秒間(600回)を加算したものであり、ある程度多くの回数を
加算する必要があるため計測値を得るためには数秒から数十秒の測定結果が
必要となる。一方で、位相の遅れに着目する場合には、解析窓単位で位相を
求めることができるため、解析窓を512ミリ秒などのように設定すること
で非常に短時間での見え具合をリアルタイムで評価することが可能となる。

[0029] <実施例11>

実施例11は、特定の評価用のレンズを装着させた時の脳反応を計測する
ことにより被験者(ユーザー)の眼鏡レンズを装着する際のユーザー特性を
評価する事例である。この事例では、実験室にある脳磁計により計測してい
るが、この脳磁計で計測している視覚野の脳反応は、後頭葉に電極を配置す
ることでも脳波計でも計測できる。そのため眼鏡店などで脳波計を用いて同様
の計測を行うことが可能である。

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離100cmにおいて、正面に注視点を提示し、図1(a)及び(b)
()の格子図形を66.67msの周期で交互に表示する。被験者には利目、
非利目それぞれに、

条件A：両目負荷なし

条件B：利目に負荷、非利目は負荷なし

条件C：非利目に負荷、利目は負荷なし

条件D：両目に負荷

の条件で、ボケ、または、歪みをレンズにより負荷し、注視点を注視させる

。レンズによりボケを負荷するには、球面度数などを負荷レンズとして用いるなどする。またレンズにより歪みを負荷するには $S + 0.00 \text{ ADD } 2.00$ などの累進レンズや乱視度数を負荷レンズとして用いるなどする。視覚刺激対象の表示時間は20秒間とし、条件を変更して繰り返し脳反応を計測する。

2. 解析

解析窓を16秒とし、実施例3と同様の方法で15Hzの脳活動のパワー値を条件A～条件Dそれぞれで求めた。

[0030] 3. 結果

ここでは被験者E（右目が利目）および被験者F（左目が利目）についての結果を図17および図18に示す。

まず被験者Eの場合、図17（a）に示したように、片目にボケが負荷される（すなわち片眼がボケる）と脳反応の強度が約半分になり両目にボケが負荷されると脳反応の強度はおよそ $1/6$ になる。この時、利目に負荷した場合と非利目に負荷した場合には差がない。一方で図17（b）に示したように、歪みを負荷した場合には、利目に負荷した場合、脳反応の強度が半分近くに低下するが、非利目に負荷した場合には、低下量が利目に負荷した場合の半分であり、両目に負荷した場合には、利目に負荷したときとほぼ同じ強度になる。これらのことから、被験者Eは次の特性を持つことが分かる。

- ・ボケについては利目と非利目で大きな差がないが、歪みについては、利目と非利目で脳反応に差がある。
- ・利目である右目に歪みを負荷した場合に大きく脳反応が低下する。
- ・非利目である左目に歪みを負荷しても脳反応は低下しにくい。
- ・両目がボケると急激に脳反応が低下するが、両目が歪む場合には利目が歪む時と脳反応が同程度になる。

次に、被験者Fについて同様の測定を行った結果を図18に示す。

図18（b）のように被験者Fの場合には歪みを負荷してもほとんど脳反応の強度が変化しないが、図18（a）のようにボケを負荷した場合には脳

反応が低下し、特に利目に負荷した場合に低下する。このことより被験者Fの場合、

- ・歪よりもボケを感じやすい。
- ・利目がボケると脳反応が大きく低下する。

という特徴があることが分かる。

このように本発明を用いることでユーザーの利目、非利目が、ボケや歪みに対してどのような見え方の特性を持つかを計測することができる。

[0031] <実施例 1 2>

実施例 1 2 は、ユーザーの見え方の特性を計測して、その見え方の特性の情報をもとにレンズを設計する例である。ここでは、ユーザーのボケに対する見え方の特性を計測してレンズ設計する場合について記載するが、レンズ設計手法はこれに限定されるものではない。

1. ユーザー特性の計測

眼鏡店などで実施例 1 と同じ図 1 (a)、(b) に示した視覚刺激対象をユーザーに目視させ、脳反応を脳波計を用いて計測する。この時、ユーザーには、遠方が好ましく見えるように調整した度数に $S + 1 D$ を負荷した度数 ($S + 1 D$ 負荷条件) を装用させて、視覚刺激対象を 20 秒間目視させた後、遠方が好ましく見えるように調整した度数 ($S + 0 D$ 負荷条件) を装用させて視覚刺激対象を 20 秒間目視させる。脳波計の電極は国際 10-20 電極法における O1、O2 に配置し、基準電極を右耳に設置、グラウンド電極を頭頂に設置する。視覚刺激対象までの視距離は 5 m とし、視角は 4 度とする。計測された脳波は、計測機器に附属しているアプリケーションで解析し、 $S + 1 D$ 負荷条件と $S + 0 D$ 負荷条件についてパワー値を得る。そして、ユーザーの見え方のボケ特性をボケ特性 = ($S + 1 D$ 負荷条件のパワー値) / ($S + 0 D$ 負荷条件のパワー値) として算出する。このボケ特性は、大きな数値であれば $S + 1 D$ を負荷した場合であっても脳反応の低下が少なく、ボケによる見え方の低下が少ない見え方の特性のユーザーであることが分かり、小さな数値であれば、僅かなボケであっても見え方の低下が起こりやすい

見え方の特性のユーザーであることが分かるものである。ここで、ユーザーEのボケ指標が0.4と求めることができたとする。

[0032] 2. レンズ設計

得られた見え方の特性（ボケ特性）は、眼鏡店から眼鏡レンズメーカーにレンズを注文する時に、電話やインターネット等を介して眼鏡レンズメーカーに伝えられる。そして眼鏡レンズメーカーのホストコンピュータで、予め求めておいた大人数のボケ特性の平均値との比較を行い、当該のユーザーの見え方の特性が標準的な見え方と比べてどのような尺度を作成する。例えば、予め算出してある大人数のボケ特性の平均が0.2であり、

ユーザーEのボケ特性が0.4である場合、ユーザーEは比較的ボケても見え方の低下が起こりにくいということが分かる。そこで、図19に示した従来レンズ設計に対して、図20のように、分散型の設計として歪みを減少させたレンズを設計・製造する。通常、分散型の設計は歪みが少ないというメリットがあるもののレンズ側方でのボケが気になりやすいが、ユーザーEの場合には多くのユーザーよりもボケが気になりにくいという見え方の特性であるため、図19のような設計よりも図20のような分散型の設計の方が好まれることになる。

[0033] <実施例13>

実施例13は、ユーザーの色に対する見え方の特性を計測する一例である。この実施例は脳磁計を用いて実験室にて計測した例であるが、眼鏡店などで脳波計を用いて同様の視覚刺激対象を用いることによりユーザーの色に対する見え方の特性を計測し、その計測結果をカラー色に反映したカラーレンズ等を提供することができる。

1. 実験条件と脳活動の記録

視距離100cmで正面に灰色の注視ポイントを提示し、図1(a)および(b)に示した格子状の画像を66.67msで交互に提示する。このとき、格子の色を白、赤、青、緑、黄色のいずれかとし、被験者には視力補正した無色レンズを装着させ、視覚刺激対象である格子の色の順番をランダム

な順番で10秒ずつ繰り返し表示した時の脳活動を脳磁計で計測する。この時、順番の影響を排除する為、2回以上表示することが好ましい。

2. 解析

白、赤、青、緑、黄色のそれぞれの格子を表示した時について、計測した10秒のうち8秒間の解析窓を設定し、高速フーリエ変換を行い、パワー値を算出し、視覚野で最も大きな反応が計測されたグラディオメーターペアのパワー値の二乗和平方根(RSS)を求める。そして、それぞれの色についてグラディオメーターペアのパワー値の平均値を求める。

[0034] 3. 結果

被験者Gについての計測結果を図21に示したが、格子の色が変わることにより、脳反応が白≧黄色>緑>赤>青の順番で低下している。このとき、白と青の比率(青/白)を求めると0.03であることが分かる。ここで被験者Eの見え方の特性を評価するため、予め30人の被験者の平均値の白と青の比率(青/白)を算出しておき被験者Eの白と青の比率(青/白)=0.03と比較する。その結果、全体の平均に比べて、被験者Eでは白と青の比率(青/白)が低かったとする。この場合、被験者Eは青を見たときの脳反応が平均よりも小さい傾向があり、青色が見にくいという見え方の特性であることが分かる。このことから被験者Gはカラーレンズなどにより青の透過率、すなわち500nm以下の短波長の透過率をそれほど減少させないレンズを装用することが好ましいと分かるため、各波長におけるレンズの透過率を設定してカラーレンズを設計することができる。

次に、図22に視覚野で最も大きな反応が計測されたグラディオメーターで記録された加算波形を示した。位相に着目すると、白≧黄色>緑>赤>青となっており、位相を評価に用いる場合であってもパワー値と同じ結果が得られることが分かる。このようにパワー値と位相の情報は、色に関する見え方を評価する際にも適用することができる。

[0035] 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。

・上記実施例では、周期性のある脳波を誘発する視覚刺激対象として、2枚

の画像を交互に表示する例を示したが、画像の種類は2枚以上であってもよい。例えば画像全体の輝度と線分の量（総線分長さ）が等しい画像を10枚用意しておき、10枚をランダムな順番で提示するようにした場合、1枚1枚の提示時間の間隔が視覚刺激対象が誘発する周期性のある脳反応の周期となる。

- ・実施例9では画像の表示時間と非表示時間を同じとしたが、同じでなくとも構わない。例えば、実施例9は刺激間隔は166.66ミリ秒の例であるが、表示時間100ミリ秒、非表示時間66.66ミリ秒などとしても周期性のある脳反応を誘発することができる。

- ・周期性のある脳反応を誘発する視覚刺激対象を表示する時、その周期性を変化させるなどしても良い。例えば、はじめは長い周期で視覚刺激対象を提示しておき、徐々に早くするなどすることで、その被験者が認識できる周波数を客観的に測定することができる。

- ・注視ポイントは具体的に表示する事は必須ではなく、注視する視線方向を被験者に指示することを意味する。例えば移動する視覚刺激対象の中心を目視するように被験者に指示したり、視角2度以下の視覚刺激対象を目視するように被験者に指示する等も本発明の注視ポイントに含まれる。

- ・上記実施例の解析窓の長さは一例であり、実施に当たってはこれに限定されない。

- ・上記実施例では、視覚刺激対象の提示に画像を用いているが、例えばLED光による点滅や色変化など、画像以外の視覚刺激対象を用いて刺激を与えることも本発明に含まれる。

- ・実施例11に示したユーザー特性の計測方法は1例であり、これに限定されることはない。

- ・実施例12に示したボケ特性は1例であり、これに限定されることはない。

- ・実施例12に示した設計例は収差改善の1例でありこれに限定されることはない。

- ・実施例 1 3 に示した色に対する見え方の特性の評価方法は一例であり、これに限定されることはない。
- ・実施例 1 3 に示したカラーレンズの設計方法は一例であり、これに限定されることはない。
- ・ある実施例においては例えば振幅の大小でレンズを評価したものを他の手段、つまりパワー値の大小や位相間のずれで評価することも自由である。
- ・利目、非利目に異なる見え方の負荷を与える際には、実施例 4 または実施例 1 1 のように左右別々のレンズ負荷を行っても良いが、例えば、被験者に偏光レンズや液晶レンズを装用させ、視覚刺激対象を表示するディスプレイを例えば立体ディスプレイにする等により、レンズ交換を伴わずに左右別々の視覚刺激対象を被験者に見せるようにするなどのアレンジも本発明に含まれる。
- ・実施例 1 又は実施例 1 2 のように被験者にボケを負荷するなどする場合には、被験者に装用させるレンズによりボケ負荷を行っても良いが、例えば、被験者に視覚刺激対象までの距離が良く見えるレンズ度数を装用させ、ピントをボカした視覚刺激対象を見せるなどしてもよい。すなわち、被験者のボケによる見え方の特性を計測するなどする場合には、視覚刺激対象までの距離が良く見えるレンズ度数を装用させて、視覚刺激対象のボケの程度を変更した数種類の視覚刺激対象を被験者に注視させるようにするなどのアレンジも本発明に含まれる。

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。

請求の範囲

- [請求項1] 被験者に評価対象レンズを装用させ、前記評価対象レンズを通して周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を目視させることで被験者に脳活動を誘発させ、その脳活動を電氣的信号の波形として取得し、この波形を解析して前記周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数における振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を算出し、得られた振幅又はパワー値の大小、又は得られた位相の遅速により前記評価対象レンズを評価することを特徴とする眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項2] 前記被験者に前記評価対象レンズを通して前記視覚刺激対象を目視させる際に前記被験者に注視させるポイント（以下、注視ポイントとする）を提示するようにしたことを特徴とする請求項1に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項3] 前記注視ポイントを移動可能に表示させ、被験者に視線を移動させるようにして注視ポイントを目視させるようにしたことを特徴とする請求項1～2に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項4] 前記視覚刺激対象が移動するようにしたことを特徴とする請求項1～3に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項5] 前記視覚刺激対象を両眼で目視させるようにしたことを特徴とする請求項1～4のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項6] 前記視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を片眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、又は位相のいずれか1つ以上と比較して評価するようにしたことを特徴とする請求項5に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項7] 前記視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を左右の眼で異なる条件のレンズを通して目視させた結果得られた解析後の振幅、

パワー値、又は位相のいずれか1つ以上と比較して評価するようにしたことを特徴とする請求項5に記載の眼鏡レンズの評価方法。

【請求項8】 前記視覚刺激対象を両眼で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上により両眼の見え方のバランスを評価するようにしたことを特徴とする請求項5～7のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価方法。

【請求項9】 前記視覚刺激対象を利目で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を、前記視覚刺激対象を非利目で目視させた結果得られた解析後の振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上と比較して評価するようにした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評価方法。

【請求項10】 前記波形の解析ではトータルの計測時間よりも小さい解析に使用する時間単位（以下、この時間単位を解析窓とする）を設定し、この解析窓単位で解析をするようにしたことを特徴とする請求項1～9のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価方法。

【請求項11】 前記評価対象レンズはレンズ特性の異なるものを複数用意するようにしたことを特徴とする請求項1～10のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価方法。

【請求項12】 前記視覚刺激対象は、1又は複数の線分で構成され、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価するようにした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評価方法。

【請求項13】 前記視覚刺激対象は、1又は複数の円で構成され、乱視の軸方向によって異なる見え方を評価することなく乱視成分の大きさを評価するようにした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評価方法。

【請求項14】 前記視覚刺激対象は、1又は複数のある方向に対する方向性を知覚できる線分で構成された第1の図形と、1又は複数のある方向に対する方向性を知覚できる線分で構成され前記第1の図形の方法とは異なる

- 方向への方向性を知覚できる線分で構成された第2の図形とを交互に見せることで乱視の軸方向によって異なる見え方を評価するようにしたことを特徴とする請求項12に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項15] 前記視覚刺激対象は、1又は複数の円で構成され方向性を知覚できない第1の図形と、1又は複数の円で構成され前記第1の図形と配置の異なる方向性を知覚できない第2の図形とを交互に見せることで乱視の軸方向に乱視の軸方向によって異なる見え方を評価することなく乱視成分の大きさを評価するようにしたことを特徴とする請求項13のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項16] 前記視覚刺激対象を被験者の第2眼位又は第3眼位に提示させるようにしたことを特徴とする請求項1～15に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項17] 前記視覚刺激対象を表示させない時間を設けることなく連続的に前記視覚刺激対象を表示させるようにしたことを特徴とする請求項1～16に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項18] 前記視覚刺激対象を表示させない時間を設けることで非連続的に前記視覚刺激対象を表示させるようにしたことを特徴とする請求項1～17に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項19] 前記視覚刺激対象は2種以上の複数の視覚刺激対象より構成され、複数の前記視覚刺激対象の輝度が等しいことを特徴とする請求項1～18に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項20] 前記周期性のある脳活動の周期の逆数は4～60Hzであることを特徴とする請求項1～19に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項21] 前記周期性のある脳活動の周期の逆数は4～7Hz又は14～19Hzであることを特徴とする請求項20に記載の眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項22] 前記評価対象レンズは累進屈折力レンズであることを特徴とする請求項21に記載の眼鏡レンズの評価方法。

項 1 ～ 2 1 に記載の眼鏡レンズの評価方法。

[請求項23] 前記脳活動とは定常状態の視覚誘発磁界であることを特徴とする請求項 1 ～ 2 2 に記載の眼鏡レンズの評価方法。

[請求項24] 前記脳活動とは定常状態の視覚誘発電位であることを特徴とする請求項 1 ～ 2 2 に記載の眼鏡レンズの評価方法。

[請求項25] 請求項 1 ～ 2 4 のいずれかに記載の眼鏡レンズの評価方法により算出した評価結果により眼鏡レンズを設計することを特徴とする眼鏡レンズの設計方法。

[請求項26] 2 種類以上の評価対象レンズについてそれぞれ解析した結果、最も評価のよかった前記評価対象レンズと他の前記評価対象レンズとのそれぞれの光学性能値の差分を取得する第 1 の工程と、

前記第 1 の工程で得られた前記差分の一部を最も評価のよかった前記評価対象レンズの光学性能値の補正值として与え、修正された光学性能値を設計目標値として新たなレンズ形状を算出し基準評価対象レンズとする第 2 の工程と、

下記 (A) 又は (B) において最も評価のよい前記評価対象レンズとそれ以外の他の前記評価対象レンズとのそれぞれの光学性能値の差分を取得する第 3 の工程と、

(A) 前記基準評価対象レンズと、最も評価のよかった前記評価対象レンズ、

(B) 前記基準評価対象レンズと、最も評価のよかった前記評価対象レンズと、新たに追加された 1 又は複数の前記評価対象レンズ

前記第 3 の工程で得られた前記差分の一部を最も評価のよかった前記評価対象レンズの光学性能値の補正值として与え、修正された光学性能値を設計目標値として新たなレンズ形状を算出し前記基準評価対象レンズとする第 4 の工程と、を備え、

第 3 及び第 4 の工程を繰り返して差分を小さくしていくことで被験者に好適な眼鏡レンズを設計することを特徴とする請求項 2 5 に記載

の眼鏡レンズの設計方法。

- [請求項27] 被験者に所定のレンズを装用させ、前記レンズを通して、周期性のある脳活動を誘発する変化する視覚刺激対象を目視させることで被験者に脳活動を誘発させ、その脳活動を電氣的信号の波形として取得し、この波形を解析して前記周期性のある脳活動の周期の逆数となる周波数における振幅、パワー値、位相のいずれか1つ以上を算出し、得られた振幅又はパワー値の大小、又は位相の遅速により前記被験者のレンズを通して物体を目視する際の見え方の特性を算出することを特徴とするレンズを通して物体を目視する際の被験者の見え方の特性の算出方法。
- [請求項28] 請求項27で計測した被験者の見え方の特性よりレンズを設計する設計方法。