

明 細 書

発明の名称：

大脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法及びその評価方法を用いた眼鏡レンズの設計方法

技術分野

[0001] 本発明は大脳視覚野等の誘発活動を利用した眼鏡レンズの評価方法及びその評価方法を用いた眼鏡レンズの設計方法に関するものである。

背景技術

[0002] ユーザーが眼鏡店で新たに眼鏡を新調する場合には、必ずしも完全矯正されたレンズ度数やオートレフなどによる屈折測定から導き出したレンズ度数がそのユーザーにとって最適とは限らず、最終的にはユーザーや検査者の主観を考慮してレンズ条件が選択されている。これは、累進屈折力レンズの加入度や、加入度以外の累進の設計特性、球面レンズや非球面レンズと言ったレンズの種類選択、サングラスのカラー色の選択などについても同様である。このように、実際に決定される眼鏡レンズの仕様は一義的に決まるものではない。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特開平10-97369号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 眼鏡レンズは基本的にこのようにユーザーの主観によって決定された仕様に対応して所定の設計データに基づいて作製されるものであり、元々ユーザーにとって好適なレンズ群の中から選択されるものであるから、従来からユーザーが選択したレンズの仕様が当該ユーザーに適したものであるかどうかを評価したいという要請があった。あるいはユーザーが候補として挙げられ

た眼鏡レンズのうち、どれが良いのか決めかねている際にその判断の指標がほしいという要請があった。あるいはレンズ開発時の試作品について、どの試作品が当該のユーザーに適しているかを客観的に判断するための指標がほしいという要請があった。

ところで、人の脳は外界刺激に応じて脳活動をしている。脳活動は、神経（ニューロン）の活動を伴うため、外部から間接的に脳波（電流）を電圧の変化として測定することができ、あるいは磁界（磁束密度）の変化として測定することが可能である。測定される脳波や磁界（磁束密度）の経時的な波形は一様ではなく外界刺激に応じて変化することが知られている。そして、このような脳活動の測定を利用したいくつかの技術が提案されている。例えば特許文献 1 は異なる視覚刺激を与える複数の点滅タイミングの異なる光源を用意し、光源毎に機能を割付け、その機能を実行する際に対応する光源を注視してその際の脳波を検出することで機能を実行するようにした技術である。本発明もこのような脳活動を測定する技術を利用したものである。

本発明の目的は、脳活動を測定することでユーザーに適用可能な眼鏡レンズについて客観的に評価することのできる眼鏡レンズの評価方法及びその評価方法を用いた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

[0005] 上記課題を解決するために請求項 1 の発明では、被験者に評価対象レンズを装用させ、大脳の視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象を前記評価対象レンズを通して目視させ、前記評価対象レンズによる視覚刺激対象の目視時の大脳視覚野の特定部位の誘発活動を測定し、前記大脳視覚野の誘発活動を評価す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、前記大脳視覚野の誘発活動から 1 次視覚野または 2 次視覚野の誘発活動を分離し、分離後の 1 次視覚野または 2 次視覚野の誘発活動を評価す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

視覚刺激対象は視覚下半域に配置され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、前記視覚刺激対象は線分の組み合わせによって構成されてい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 1 ～ 4 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記視覚刺激対象は構成する線分の総長さの等しい少なくとも 2 種類の視覚刺激対象によって構成され、前記少なくとも 2 種類の視覚刺激対象を交互に呈示することをその要旨とする。

また請求項 6 の発明では請求項 5 に記載の発明の構成に加え、前記視覚刺激対象は、被験者に視覚刺激対象を目視させる時に注意を向けさせるための注視点から離れた周辺部に呈示することをその要旨とする。

また請求項 7 の発明では請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記視覚刺激対象は、被験者に視覚刺激対象を目視させる時に注意を向けさせるための注視点から注視点を除いて視角 8 度以内に呈示しないことをその要旨とする。

また請求項 8 の発明では請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載の発明の構成に加え、前記大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価は、前記大脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象呈示時から誘発活動が出現するまでの時間が早い方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することをその要旨とする。

また請求項 9 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、前記大脳視覚野等の誘発活動の評価は、前記大脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象を呈示したことによる誘発活動の大きさが大きい方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することをその要旨とする。

[0006] また請求項 10 の発明では請求項 1 又は 2 に記載の発明に加え、前記視覚刺激とはコントラストであって、このコントラストによって誘発される前記大脳視覚野の誘発活動を評価することをその要旨とする。

また請求項 1 1 の発明では請求項 1 0 に記載の発明に加え、前記視覚刺激対象は有彩色の組み合わせによって構成されていることをその要旨とする。

また請求項 1 2 の発明では請求項 1 0 又は 1 1 に記載の発明に加え、前記視覚刺激対象は視覚下半域に配置されることをその要旨とする。

また請求項 1 3 の発明では請求項 1 0 ～ 1 2 のいずれかに記載の発明に加え、前記視覚刺激対象は線分の組み合わせによって構成されていることをその要旨とする。

また請求項 1 4 の発明では請求項 1 3 に記載の発明の構成に加え、前記視覚刺激対象は構成する線分の総長さの等しい少なくとも 2 種類の視覚刺激対象によって構成され、前記少なくとも 2 種類の視覚刺激対象を交互に呈示することをその要旨とする。

また請求項 1 5 の発明では請求項 1 0 ～ 1 4 のいずれかに記載の発明に加え、前記大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価は、前記大脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象呈示時から誘発活動が出現するまでの時間が早い方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することをその要旨とする。

また請求項 1 6 の発明では請求項 1 ～ 1 5 のいずれかに記載の発明に加え、前記誘発活動は視覚誘発磁界を測定し、その値に基づいて評価することをその要旨とする。

また請求項 1 7 の発明では請求項 1 ～ 1 5 のいずれかに記載の発明に加え、前記誘発活動は視覚誘発電位を測定し、その値に基づいて評価することをその要旨とする。

また請求項 1 8 の発明では請求項 1 ～ 1 7 のいずれかに記載の発明に加え、視覚誘発電位を用いる場合において、1 次視覚野を視覚刺激することにより誘発される P 1 0 0 成分の直後であって、P 1 0 0 成分とはピーク極値が逆となる N 1 3 0 成分の誘発電位を評価に用いることを特徴とする請求項 1 5 に記載の大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

また請求項 1 9 に記載の発明では請求項 1 ～ 1 8 のいずれかに記載の発明

に加え、前記評価対象の眼鏡レンズはレンズの周辺部の形状を少しずつ変化させた非球面レンズであることをその要旨とする。

また請求項 20 に記載の発明では請求項 1 ～ 18 のいずれかに記載の発明に加え、前記評価対象の眼鏡レンズはレンズ形状を少しずつ変化させた累進屈折力レンズであることをその要旨とする。

また請求項 21 に記載の発明では請求項 1 ～ 20 のいずれかに記載の発明に加え、前記評価対象の眼鏡レンズは、光の吸収または反射等により、レンズの分光透過率を変化させたレンズであることをその要旨とする。

また請求項 22 に記載の発明では眼鏡レンズの設計方法において請求項 1 ～ 20 のいずれかに記載の脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法を用いることをその要旨とする。

[0007] 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、視覚刺激対象をそのレンズを通して目視させ、その結果得られる脳視覚野の特定部位の誘発活動を測定し、評価対象レンズを評価する。

ある単一の評価対象のレンズについて測定した誘発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誘発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選択が客観的に可能な情報を得ることができるという点がポイントである。

また前記視覚刺激は脳視覚野の特定部位の活動を誘発するためのものであるとする。前記視覚刺激対象を評価のターゲットとする脳視覚野等の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象とすることで、脳視覚野等の特定部位の誘発活動を効率的に測定することが出来るためである。

このような構成とすることで、ユーザーに好適なレンズであるかどうかや、複数のレンズから好適なものを選択したり、レンズについて客観的に評価することができる。

[0008] 具体的には、誘発活動は視覚誘発磁界を測定し、その値に基づいて評価す

ることが可能である。また、誘発活動は視覚誘発電位を測定し、その値に基づいて評価することが可能である。脳の誘発活動は脳の特定部位に微弱な電流の変化を発生させるためこの微弱な電流の変化を磁界（磁束密度）又は電位（電圧）の変化として経時的に測定することで視覚刺激を与えた際の大脳視覚野の誘発活動の変化具合がわかることとなる。そして、大脳視覚野の特定部位の誘発活動の測定結果に基づいて評価対象レンズについてレンズを評価することができる。尚、脳活動には自発的に発せられる自発脳活動と刺激に伴って誘発される誘発脳活動があるが、本発明は脳の誘発活動を測定するものである。誘発活動を測定することで自発活動よりも刺激に対応した脳の特定部位の活動を解析することが可能になるため、微妙なレンズ条件の違いを計測できる。

また、大脳視覚野の誘発活動の評価は、大脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激呈示時から誘発活動が出現するまでの時間を評価指標とすることができる。更に、この場合に誘発活動が出現するまでの時間が早い方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することができる。一般に視覚刺激に対して脳が反応するため視覚刺激を受けてからその変化が生じるまでの時間（潜時）が早いレンズほどユーザーが刺激を認識しやすい状態であり、効率的に脳や網膜等で視覚情報が処理されていると考えられるため、これをもって当該ユーザーに適していると評価するものである。

また、大脳視覚野の誘発活動の評価は、大脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激を呈示したことによる誘発活動の大きさ（振幅）を評価指標とすることができる。更にこの場合に誘発活動の大きさが大きい方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することができる。これは視覚刺激に対して脳や網膜等が反応し、その変化が大きいほどユーザーが視覚情報を知覚しやすい状態であると考えられるため、これをもって当該ユーザーに適していると評価するものである。

このように潜時速度と誘発活動の大きさ（振幅）のいずれかの値あるいは両方の値によってレンズを評価し、より好適なレンズを選択することが可能

である。

ここに、電位変化は視覚誘発電位（VEP）を脳波計によって計測することが一般的である。また、磁界（磁束密度）変化は視覚誘発磁界（VEF）を脳磁計によって計測することが一般的である。

[0009] 視覚刺激を与えるために目視する対象は視覚下半域に配置されることが好ましい。視覚野は鳥距溝と呼ばれる脳の皺を挟んで上半分の脳領域には下半域に呈示した視覚情報が伝わり、下半分の脳領域には上半域に呈示した視覚情報が伝わる。例えば、視覚全域に視覚刺激対象を配置する場合には、鳥距溝の上半分の脳領域に流れる電流の向きと鳥距溝の下半分の脳領域に流れる電流の向きがほぼ逆方向になる。そのため、脳の正中線付近にある1次視覚野や2次視覚野と呼ばれる脳領域の誘発活動の計測においては、上半域の脳反応と下半域の脳反応が相殺されてしまい、計測結果が小さくなってしまう。また、一般的に視覚下半域に呈示した場合の誘発活動は、視覚上半域に呈示した場合の脳反応よりも大きく計測されやすいためである。

視覚刺激を与えるための対象は線分の組み合わせから構成することが好ましい。1次視覚野や2次視覚野などの低次の視覚野には輪郭や線で構成される線分を検出する細胞があるため、このような刺激を目視させることで特定の脳部位に脳活動を誘発できるためである。また、1次視覚野や2次視覚野などの低次の視覚野には高い空間周波数を認識する細胞がある。線分は最も高い空間周波数を持つ刺激対象物であるため、1次視覚野や2次視覚野などの低次の視覚野の活動を誘発できるためである。

視覚刺激対象は、被験者に視覚刺激対象を目視させる時に注意を向けさせるための注視点から離れた周辺部に呈示することが好ましい。これは、注視点付近に呈示される視覚刺激対象による誘発活動は、周辺部に呈示される視覚刺激対象による誘発活動よりも2～4倍以上大きく観測されることがあるためである。そのため、被験者に視覚刺激対象を目視させる時に注意を向けさせるための注視点から視角8度以内には注視点以外の視覚刺激対象を呈示しないことが好ましい。このようにすることで、レンズ中心の僅かな屈折状

態ではなく、レンズ周辺部のレンズ性能を評価することができる。

レンズ周辺部のレンズ性能を評価する意義は、特に累進屈折力レンズの設計ではレンズ周辺部に収差をどのように配置するかによりレンズ性能が決定され、また、非球面レンズの設計では、光学中心からレンズ周辺部に掛けてどのように収差を取り除くかが大切であるため、レンズ周辺部を評価する要望が高いためである。更に、視覚刺激対象を目視させる際に注意を向けさせるための注視点に被験者の注意を向けさせた状態で周辺に視覚刺激対象を呈示する場合には、視覚刺激対象が呈示されてから眼球運動が起きるよりも早く、1次視覚野や2次視覚野などの低次の視覚野での脳反応が起きているため、視覚的な注意の向いていない周辺視の評価をすることが可能となるためである。

視覚刺激を与えるための対象は有彩色の組み合わせで構成することが可能である。日常生活において見るもの（レンズを通して見られるもの）は色彩豊かな有彩色で構成されているため、視覚刺激対象を有彩色とすることで日常生活により近い視覚刺激について的大脑視覚野等の特定部位の誘発活動を評価できるためである。

また、視覚刺激を与えるための対象を隣り合う領域の輝度や色の差異によって得られるコントラストとする場合には、このコントラストによって誘発される前記大腦視覚野等の誘発活動を評価することが可能である。コントラストは隣り合う領域の輝度や色の差異で表されるため、塗りつぶしのない線分は空間周波数や線分としての視覚刺激対象としてだけでなく、コントラストとしても視覚刺激の対象となる場合がある。コントラストによって視覚を刺激する際に使用される前記視覚刺激対象を有彩色の組み合わせとする場合においては、コントラストを評価したい風景、画像または映像などから評価したいコントラストの色を選択することが好ましい。これにより、日常生活でレンズを通して見られる色彩についてのコントラストを評価できるためである。

[0010] 上記において、大腦視覚野の誘発活動から1次視覚野または2次視覚野の

誘発活動を分離し、分離後の１次視覚野または２次視覚野の誘発活動を評価することが好ましい。大脳視覚野の誘発活動から１次視覚野または２次視覚野の誘発活動を分離するとは、計測結果の解析で分離したり、計測方法を工夫することで分離されたデータを計測することである。例えば、計測結果の解析で分離するには、多信号源解析を用いて、脳内に複数の信号源を仮定して分析し、その結果より１次視覚野または２次視覚野の活動を解析する方法がある。また、計測方法の工夫で分離するには、脳磁計を用いた計測においては、１次視覚野や２次視覚野付近のセンサーペアの計測結果を選んで解析する方法、脳波計を用いた計測においては、１次視覚野や２次視覚野付近、例えば国際１０－２０電極法におけるＺ、Ｚ１、Ｚ２などに電極を配置する方法などがある。

脳の視覚刺激による情報は次のように伝達される。まず眼から入った光は網膜に到達し、電気刺激に変換され視神経を經由して後頭葉にある１次視覚野に到達する。１次視覚野に到達した視覚情報は腹側経路と背側経路に分かれ、腹側経路では、１次視覚野に到達した情報は２次視覚野、３次視覚野と脳内で順に処理されながらより高次の脳部位へと伝えられていく。背側経路では１次視覚野に到達した情報は６次視覚野で処理されながら頭頂に伝えられていく。

従来から、１次視覚野由来の脳反応としてＰ１００成分を誘導するパターンリバーサル刺激が眼科等で臨床的に使用されている。パターンリバーサル刺激は、大脳の視覚領のニューロンは網膜の均一な照射による刺激には鈍感で、輪郭やコントラストを有する図形による視覚刺激に対して高い感受性を持っているということを利用して開発された刺激で、視覚情報の処理段階の中で比較的早い成分を誘発することから、個人による潜時の差や屈折状態による差を受けにくいと言う特徴を持つ。具体的には反転する市松模様を看者に繰り返し注視させ、１次視覚野由来のＰ１００成分を誘導するものである。Ｐ１００成分とは視覚刺激を受けてからその刺激に応じた変化までが概ね１００ミリ秒後であることから、名づけられた示準的な反応である。

しかし、パターンリバーサル刺激による P 1 0 0 成分は α 波の出やすい人では判別しにくい場合があるし、人により出にくい場合もある。また、パターンリバーサル刺激では、網膜細胞全体を半分の面積ずつ均等に照射するため、計測時間の半分の時間は網膜細胞に視覚刺激対象の光が照射されていることになる。細胞の活動は短い時間間隔で繰り返し活動させると細胞が初期状態まで回復せずに残像が発生し、だんだん脳反応も弱くなってきてしまうため、パターンリバーサル刺激では強い反応を得ることが難しい場合がある。一方で、本発明の線分を組み合わせて視覚刺激対象を構成する場合には、線分のある箇所のみ網膜細胞に光が照射され、線分の本数や線分の太さ、輝度によって光の照射量を制御することが容易であるため、パターンリバーサル刺激では計測が難しいような微妙なレンズ条件でも誘発活動の差を解析することが可能になる。尚、この時視覚刺激対象を構成する全ての線分の長さの合計の等しい少なくとも 2 種類の視覚刺激対象を交互に呈示することが好ましい。これは、特定の網膜細胞に対する光の照射時間を更に減少させることが出来、残像を減らすことが出来るためである。

誘発活動の評価方法として、脳波計を用いる場合においては、所定の視覚刺激を与えることによって出現する電位変化は P 1 0 0 成分の直後であって、P 1 0 0 成分とはピーク極値が逆となる誘発活動を計測することが好ましい。これは具体的には例えば実施例における N 1 3 0 成分である。このような脳反応は P 1 0 0 成分とは異なり微妙なレンズの差を反映してよく測定結果が変動するため異なる評価対象レンズを装用した際のレンズの屈折状態の差をよく反映した脳反応を示すからである。

尚、これら成分の表記において数字が意味するものは視覚刺激を受けてからの脳反応までの時間（ミリ秒）を示すものであるが、この出現タイミングは視覚刺激対象の輝度やコントラストによっても変動するため標準的な条件において「そのあたりの時間帯で出現する」ことを示すに過ぎず、その標準的な条件から視覚刺激対象の条件に伴って出現タイミングが変動する場合には、変動前の出現タイミングをその成分を判別するための名称とするもので

ある。このような命名は、例えば、P 1 0 0 の他、認知判断に関連する P 3 0 0 などがある。

[0011] また、視覚刺激を与えるために目視する対象の輝度やコントラストを低くすることで視覚誘発活動でレンズの装用差を判別し易くできるため、測定目標に応じて調整することが好ましい。輝度の調整は刺激の線分の太さや濃さの調整、コントラストは測定環境の明るさの調整や刺激の線分と線分以外部位の輝度の差の調整などによって可能である。また、視覚刺激を与えるために目視する対象を有彩色で構成する場合には、コントラストは刺激の線分の色と線分以外の色の組み合わせなどによって調整することが可能である。

評価対象の眼鏡レンズは例えばレンズの周辺部の形状を少しずつ変化させた非球面レンズが挙げられる。中心から周縁にかけてレンズ度数を少しずつ変化させてもよい。非球面レンズは単焦点レンズに限られない。レンズ形状を少しずつ変化させた累進屈折力レンズでもよい。特に、視覚刺激対象を視覚下半域に配置する場合においては、累進屈折力レンズの面形状や光学的な変化はレンズ上部よりもレンズ下部で大きいため好適である。また、光の吸収または反射等によりレンズの分光透過率（分光分布）を変化させたレンズを選択することも可能である。分光透過率とは、光の各波長においてどれだけの割合の光がレンズを透過しているかというレンズを透過する光の波長分布を示すものであり、分光透過率を変化させることによりレンズを通して見た場合のコントラストやまぶしさを変化させることが出来る。

また、大脳視覚野等の誘発活動による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好ましい。眼鏡レンズの設計とは、累進屈折力レンズや非球面レンズのように眼鏡レンズのレンズ形状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、及び眼鏡レンズ上または内部の光の吸収や反射を制御するなどすることによりレンズの分光透過率（分光分布）を制御することによりレンズの設計情報を決定することなどである。例えば、大脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価を複数の評価対象レンズについて行い、評価対象レンズのレン

ズ設計情報と、その対応する大脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価値を得ることができる。その複数の対応するレンズ設計情報と評価値から、レンズ設計情報の変動による評価値の変動を解析することで最適なレンズ設計情報を算出することが出来る。また、予めレンズ設計情報と評価値の検量線を作成しておき、測定した評価値をその検量線に対応させることで測定した評価値からレンズ設計情報を算出することが好ましい。

発明の効果

[0012] 上記各請求項の発明では、大脳視覚野の特定部位の誘発活動を測定することでユーザーに好適な眼鏡レンズについて客観的に評価することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]実施例1において視覚に刺激を与える刺激対象の一例の正面図。図中の角度は視角を示す。

[図2]実施例1における脳の各測定位置と取得した磁束密度の変化を対応させて配置した計測結果の一例。

[図3]磁束密度変化について二乗和平方根（RSS）の値と時間との関係を示すグラフ。

[図4]図2の丸印の位置の波形（グラフ）の一例を拡大して示すグラフ。

[図5]実施例2において（a）は被験者10名の平均値についてのレンズ度数とM100成分の潜時との関係を示すグラフ、（b）は同じくレンズ度数とM100成分の振幅との関係を示すグラフ。

[図6]実施例3において被験者4について測定した視覚誘発電位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5について測定した視覚誘発電位と時間との関係を示すグラフ。

[図8]実施例3において被験者4について異なる評価対象レンズを装用させた場合のN130の潜時との関係を示すグラフ。

[図9]実施例4において視覚に刺激を与える刺激対象の一例の正面図。

[図10]実施例4において視覚に刺激を与える刺激対象の一例の正面図。

[図11]実施例5においてある単焦点レンズの度数分布（左図）と非点収差分布（右図）を示す分布図。

[図12]実施例5においてある単焦点レンズの度数分布（左図）と非点収差分布（右図）を示す分布図。

[図13]実施例6において被験者7における分離した誘発活動源の位置と活動源を流れる電流の方向を説明する説明図。

[図14]被験者7の分離した誘発活動源の信号強度の経時変化を示すグラフであって、(a)は1次視覚野(V1)の誘発活動のレンズ度数による変化、(b)は3次視覚野の誘発活動のレンズ度数による変化。

[図15]実施例7において使用されるカラーレンズの分光透過率（分光分布）のグラフ。

[図16]実施例7において視覚に刺激を与える刺激対象の一例の正面図。

[図17]実施例7において被験者12の脳視覚野等の活動から分離した1次視覚野の活動の信号強度の経時変化とレンズとの関係を示すグラフ。

[図18]実施例8においてゴルフ場の芝目を想定して、背景を草緑色とし、格子色を黄色とした緑－黄格子の刺激対象を用いることを説明する説明図。

[図19]実施例8においてある被験者14の1次視覚野の活動の磁束密度変化について二乗和平方根(RSS)の値の経時変化と分光透過率の異なるレンズ(A)～(H)との関係を示すグラフ。

[図20]実施例9で用いた視覚刺激対象。総線分量の等しい視覚刺激対象(a)と(b)の例。

[図21](a)～(c)は実施例9で比較した3種類の近中累進レンズの設計の非点収差図。実線はC-1.00を示す。

[図22]実施例9において、信号源解析で分離した被験者15の1次視覚野の設計A～C装用時の活動。

[図23](a)は実施例9における注視点付近も視覚情報を呈示する場合の視覚刺激対象、(b)は実施例9において注視点を長方形の上辺の中心として

視角 $9^{\circ} \times 4.5^{\circ}$ に視覚情報を呈示しない視覚刺激対象

発明を実施するための形態

[0014] 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. 誘発活動測定方法

視距離 2 m で例えば図 1（図 1 は実際は目視においては反転画像となる）に示す視覚下半域に呈示する低輝度（ 0.16 cd/m^2 ）の半視野格子の刺激対象を固視点（fixation point）を注視させながら刺激 250 ミリ秒（以下、ms）、刺激間隔 500 ms で繰り返し呈示する。すなわち、固視点が 250 ms 呈示された後、図 1 が 250 ms 呈示され、固視点が 250 ms 呈示されるという具合に刺激対象の点滅を行う。本実施例では、予備実験において S + 4 D であっても十分に視覚誘発磁界のピークが確認できるように刺激対象の輝度を調整する。この格子の視野角は $4.3^{\circ} \times 8.6^{\circ}$ である。

被験者には、現在掛けている眼鏡度数のレンズを常用度数とし、常用度数に加えて S + 0 D, S + 1 D, S + 2 D, S + 4 D の各度数の評価対象レンズをプラス側から装用させて視覚誘発磁界（VEF）を測定する。測定は、暗室の磁気シールドルーム内において非磁性レンズと非磁性フレームを用い、306 チャンネル脳磁計（Vector-view, ELEKTA Neuromag, Helsinki, Finland）を用いる。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脳の所定の測定位置におけるグラディオメーターの誘発磁界を取得して解析対象とする。

このような脳磁計による測定結果として例えば図 2 のような誘発磁界を得ることができる。図 2 はグラディオメーターが隣接配置された脳の各測定位置と取得した磁束密度の変化を対応させて配置した模式図である。図におい

ては頭部を平面視した状態で上側が顔側となる。ここで図2の中で後頭葉付近で最も強く誘発反応が得られているセンサーの波形を選択する(図2の丸印の位置)。この丸印の位置は1次視覚野付近となる。図4はある被験者に図2の丸印の位置の波形(グラフ)を拡大した一例である。M2112とM2113は丸印の位置の測定位置を示すコードである。この測定位置で目視する対象が半視野でかつ上視野側にある場合、同じく半視野でかつ下視野側にある場合、同じく全視野にある場合の変化の大きさを比較すると、明らかに下視野側に目視する対象が配置される場合が大きい。そのため、実施例1では図1のような半視野格子の刺激対象を注視させるようにしている。

ここでは丸印の位置の磁束密度変化について上下のグラフィオメーターペアそれぞれの値を二乗し、加算した値の平方根(二乗和平方根(RSS))を計算して評価用波形を得るようにする(図3)。以下、この評価用波形をRSS波形とする。

[0015] 2. 評価方法

実施例1では3人の被験者について上記の測定方法を実行した。このうちの1人(被験者1)のRSS波形のグラフが図3である。図3に示すように、算出された波形では常用度数(OD)において100ms付近に見られる誘発活動がM100成分である。この図3の事例(被験者1)では常用度数からプラスに度数がずれることにより、M100成分のピークの振幅が小さくなり、潜時が遅くなっているため常用度数(OD負荷)が好ましいことがわかる。M100成分の潜時について3人の被験者についての潜時の測定結果を表1に示した。

被験者1ではプラスの負荷度数が増えるに伴い、潜時が遅れているため、ODのレンズ状態は好ましいと分かる。被験者2では、1Dの方がODよりも潜時が早くなり、常用度数においてマイナスに強いレンズを装着している(すなわち過矯正になっている)ことが示唆される。被験者3では、100ミリ秒付近に出ることが期待されるM100成分が150ミリ秒と遅くなっている。このことは、被験者3の常用度数は、プラスに大きくずれて

いることを示唆する。

[0016] [表1]

	潜時 (ms)			
	0D	1D	2D	4D
被験者1	106.6	124.5	131.5	166.3
被験者2	107.6	103.6	109.6	129.5
被験者3	154.4	162.3	170.3	170.3

[0017] <実施例2>

実施例2は実施例1の測定方法を使用したバリエーションである。以下に評価方法についてのみ説明する。

実施例2では被験者10名についてRSS波形を算出し、レンズ度数毎のM100成分の潜時と振幅を算出した。図5(a)は潜時と常用度数に対して加えたレンズ度数との関係を示し、図5(b)は振幅と常用度数に対して加えたレンズ度数との関係を示すグラフである。被験者10名の平均とその平均誤差をエラーバーで示す。潜時が早いほど好適なレンズであり、振幅が大きいほど好適なレンズである。

このように、潜時と振幅によって客観的な装用状態を評価できることが分かる。また、1D負荷条件で常用度数に対して10ミリ秒程度の潜時の遅れが見られるため、例えば0.25Dよりも小さな度数差であっても客観的に装用状態を評価できることが分かる。更に、刺激対象の輝度やコントラストをより低くすることで、より小さな度数差を測定していくことも可能である。

[0018] <実施例3>

1. 誘発活動測定方法

暗室において、例えば図1に示すような格子の刺激対象を全視野・上視野・下視野にそれぞれ視距離1.5mで固視点を注視させながら、刺激250ミリ秒、刺激間間隔500ミリ秒で繰り返し呈示する。図1は下視野の刺激例である。基準電極を両耳に装着し、アース電極を額に装着し、脳波計によ

って国際 10-20 電極法の Oz の誘発電位を測定する。被験者には、現在掛けている眼鏡度数のレンズを常用度数とし、レンズ度数の異なる複数の評価対象レンズを装用させて視覚誘発電位 (VEP) を測定するものとする。

[0019] 2. 評価方法

図 6 は被験者 4 について上記測定方法によって得たある評価対象レンズについての測定値のグラフである。また、図 7 は被験者 5 について上記測定方法によって得たある評価対象レンズについての測定値のグラフである。

これら、図 6 及び図 7 のグラフにおいては、横軸が時間 (ms) であり縦軸が電位 (マイクロボルト) として表示されている。基準電位は刺激呈示から 100 ms 遡った電位の 100 ms 間の電位の平均とし、図において上方向をマイナス (陰性) 方向、下方向をプラス (陽性) 方向とする。

図 6 のグラフにおいて 130 ms 付近の陰性ピーク (●のマークが付してあるピーク) が N130 成分である。図 7 のグラフにおいても 130 ms 付近の陰性ピークが N130 成分である。また、図 7 のグラフでは第 1 次視覚野由来の P100 成分 (■のマークが付してあるピーク) が見られる。

[0020] 被験者 4 については N130 成分は、全視野や上視野に比べて下視野で強く鋭く出ている。被験者 4 では第 1 次視覚野由来の P100 成分がほとんど観察されていないが、N130 成分が明瞭に出現するため、P100 成分が出にくい場合においても安定して観察することができる。図 8 は被験者 4 について 2 D ごとのレンズ度数の異なる評価対象レンズを装用させた場合の N130 成分の潜時との関係を示すグラフである。この N130 は被験者 4 の常用度数 (0 D 条件) では 130 ミリ秒であったが、S+2 D 負荷では 152 ミリ秒、S+4 D 負荷では 175 ミリ秒、S-2 D 負荷では 129 ミリ秒、S-4 D 負荷では 135 ミリ秒であった。この事例では、常用度数よりも若干マイナスの度数の方が好ましいことが判断できる。このように判断した後、指標の輝度とコントラストを更に下げて、更に小さな度数誤差について比較していくことで、被験者 4 にとって適切なレンズ条件を導くことが可能である。

被験者 5 では P 100 成分と N 130 成分の両方が観察される。被験者 5 においては全視野刺激および上視野刺激において比較的大きな P 100 成分が観察されるが、この P 100 成分は被験者 4 のように同定しにくい被験者もいることから様々な被験者に対するレンズ評価の指標として使うのは最適ではない。一方で、下視野刺激を呈示した場合、P 100 成分よりも N 130 成分は大きなピークとなっているため被験者 5 のように P 100 成分が出やすい被験者においても N 130 成分の潜時と振幅が同定可能であり下半視野刺激呈示の N 130 成分を用いることで、P 100 成分が出やすい被験者であっても出にくい被験者であってもレンズ性能を評価できる。

[0021] <実施例 4>

1. 誘発活動測定方法

薄暗い室内において、例えば図 9 に示すような視覚下半域に呈示する低輝度の格子の刺激対象を視距離 0.5 m で固視点を注視させながら、刺激 2.5 0 ミリ秒、刺激間隔 5.0 0 ミリ秒で繰り返し呈示する（図 9 は実際は目視においては反転画像となる）。基準電極を両耳に装着し、アース電極を顔に装着し、脳波計によって国際 10-20 電極法の O2 の誘発電位を測定した被験者には、現在掛けている眼鏡度数のレンズを常用度数とし、常用度数のレンズの上からレンズ上部から下部に掛けて加入度を少しずつ変更した複数の評価対象レンズ（累進屈折力レンズ）を装着させて視覚誘発電位（VEP）を測定するものとする。

尚、特に周辺部のみ評価する場合においては、例えば、図 10 のような指標にすることが好ましい（図 10 は実際は目視においては反転画像となる）。このようにすることで注視点（Fixation Point）付近の視覚刺激対象による脳反応の影響を小さくすることが出来、更に、レンズの周辺部のみ（すなわち周辺視）の評価を行うことができる。

[0022] 2. 評価方法

実施例 4 は図 10 の視覚刺激対象を呈示したレンズ周辺部の評価事例となる。

被験者 6 の常用度数に対して、レンズ上部から下部に掛けて 0.5 D 変化させた（すなわち遠用度数が 0 D で加入度 0.5 D）条件 1 を負荷した場合、1.0 D 変化させた条件 2 を負荷した場合、2.0 D 変化させた条件 3 を負荷した場合を比較した場合、条件 1 では N 1 3 0 の潜時が 1 2 8 ミリ秒、条件 2 は N 1 3 0 の潜時が 1 3 0 ミリ秒、条件 3 は N 1 3 0 の潜時が 1 3 5 ミリ秒であった。

このことから、被験者 6 では 5 0 c m の近方距離において条件 1 のレンズ条件が好ましいことが分かる。

[0023] <実施例 5>

1. 誘発活動測定方法

実施例 5 は実施例 4 の測定方法を使用したバリエーションである。実施例 4 と同様の視覚刺激を与えながら被験者には、現在掛けている眼鏡度数のレンズを常用度数（例えば、この被験者の常用度数は S - 5.00 D とする）とし、レンズの中心から周辺に掛けてレンズの度数及び非点収差（乱視成分）が少しずつ異なる複数の評価対象レンズ（単焦点レンズ）を装用させて視覚誘発電位（VEP）を測定するものとする。

図 1 1 および図 1 2 は同一の中心度数（S - 5.00 D）を持つ単焦点レンズの設計例である。このように単焦点レンズではレンズの中心から周辺に掛けてレンズの度数、非点収差（乱視成分）が変化する。図 1 1 の設計例は、レンズ中心から周辺にかけて非点収差（乱視成分）は - 0.50 D 程度変化し、S + 0.30 D 程度、度数が変化している。一方、図 1 2 の設計は、非点収差の変化は - 0.20 D 程度であり設計 1 よりも非点収差の悪化が抑えられているが、度数の変化が 0.60 D 程度プラスにずれており、度数の誤差が大きくなっている。

2. 評価方法

このような度数と非点収差の誤差はレンズ設計上、どちらかを小さくすれば、どちらかが大きくなるというトレードオフの関係にある。また、個人の好みもあり、はっきり見えることが好き、クッキリ見えることが好き、すっ

きり見えることが好きなどのように、好ましいと感じるレンズ設計は個人によって異なる。そのため、光学シミュレーション計算のみからではどのような設計が最適であるか導き出すことは難しい。

上記測定方法でN130を得ることでその潜時や振幅を指標として用いることにより、単焦点レンズの設計の違いについても、ユーザーにとって好ましい設計を選定することが可能になる。例えば、実施例4における周辺視（レンズ周辺部）の評価と同じ測定方法によって、右眼がS-4.00 C-1.00 AX170、左眼がS-4.00 C-1.00 AX15の被験者6に対して、図11の度数誤差の少ない設計と図12の非点収差誤差の少ない設計とを比較する（このとき、被験者6の度数に合わせて非球面量は調整している。また、公知の非球面乱視補正技術によって、非球面を乱視に対応したものとしている）。その結果、Ozで測定されたN130は、図11の度数誤差の少ない設計では135ms、図12の非点収差誤差の少ない設計では140msであったことから被験者6にとっては図11の設計のように周辺部の度数誤差が少ないことが重要であることが分かる。このような知見をもとに大脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価値（本実施例5ではN130の潜時）を用いて眼鏡レンズの設計を行うことが出来る。また、図11と図12の設計の中間的なレンズ形状を持つ設計について被験者6においてN130を求めると134msであった。図11の設計が135ms、中間の設計が134ms、図12の設計が140msであったことから、最適な設計は図11の設計と中間の設計の間付近にあることが推察でき、それによりレンズ設計情報のパラメータを決定する。このような評価を繰り返すことによりN130の潜時を用いて眼鏡レンズの設計を行うことが出来る。

尚、潜時の遅れについては視覚刺激対象輝度を小さくする、または、コントラストを落とすことにより更に遅れを大きくしてレンズの性能差を測定することが可能であるのは、他の実施例と同様である。

[0024] <実施例6>

実施例 6 は実施例 1 の測定方法を使用したバリエーションである。実施例 1 でグラディオメーターによって取得した磁束密度の変化からダイポール推定を用いて大脳視覚野の誘発活動を 1 次視覚野の誘発活動とより高次の 2 次・3 次視覚野の脳活動に分離する。

図 1 3 は被験者 7 における誘発活動源を分離した結果の一例である。図 1 3 は脳を水平方向に切って上から見たときの平面図であり、マークは活動源の位置と活動源から電流が流れる向きを示している。正中線に近い上向きの活動は 1 次視覚野 (V 1) の活動を示し、内側に向いた左右の活動は 3 次視覚野 (V 3) の活動を示す。被験者 7 においては 2 次視覚野の活動が弱く観察されたため、2 次視覚野については同定されなかったが、1 次視覚野と 3 次視覚野の間の位置に 2 次視覚野の活動源を設定して 2 次視覚野の誘発活動を解析することができる。このようにダイポール推定にて 1 次視覚野と 3 次視覚野 (2 次視覚野が同定できる場合には 2 次視覚野も) を同定した後、それぞれの活動源の誘発活動を分析した。

図 1 4 (a) 及び (b) は被験者 7 の分離した磁束密度変化を発生させる活動源の変化であって (a) は 1 次視覚野 (V 1) の誘発活動であり、(b) は 3 次視覚野の誘発活動である。横軸は視覚刺激呈示からの時間、縦軸は磁束密度変化を発生させる活動源の信号源強度 (単位はナノアンペアメーター) を示している。

図 1 4 (a) を分析すると、常用度数 (OD) では約 100 ms に約 15 nA m のピークが観察される。これが実施例 1、2 で解析に用いた M100 成分を発生させる 1 次視覚野の誘発活動である。この 1 次視覚野の誘発活動は常用度数 (OD) に比べて度数がプラスにずれると潜時が約 100 ms から 150 ms に遅くなっていることが分かる。一方、3 次視覚野の誘発活動である図 1 4 (b) を分析すると、OD の場合は 150 ms で 4 D の場合は 200 ms と度数ずれとともに潜時が変化している。実施例 1、2 の M100 成分を分析する方法や実施例 3～5 の N130 成分を分析する方法は、様々な活動の集合体としての波形を分析しているがこの実施例 6 のようにそれぞれ

の脳活動に分離後分析することで、より小さなレンズの屈折差であっても評価できるようになる。

[0025] <実施例 7>

実施例 7 は「コントラスト」を視覚刺激とした実施例である。

特定の波長を光の吸収や反射によってカットするレンズ（カラーレンズなど）を装用することによりレンズを通して見た映像のコントラストが変化する。しかしながらコントラストの客観的な測定は難しく、基本的には分光透過率曲線を使って製品設計を行い、その主観評価をすることが主な製品の開発手法となっている。そこで、本実施例 7 では、大脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象を分光透過率（分光分布）をコントロールしたレンズを通して目視させ、前記評価対象レンズによる視覚刺激対象の目視時の大脳視覚野の誘発活動を測定し、大脳視覚野の誘発活動を評価することによって、コントラストの定量化を行う。

大脳の 1 次視覚野には、輝度を認識する細胞の他、エッジや線分を認識する細胞、高い空間周波数を認識する細胞が存在している。例えば図 1 6（この指標は線分が薄いグレー、背景が黒に近い濃いグレーで構成されている）のような指標を呈示した時に、大脳の 1 次視覚野の活動が高ければ（つまり、誘発活動が出現するまでの時間が早かったり、誘発活動が大きいこと）、図 1 6 の背景と線分の差を大脳 1 次視覚野で知覚されていることを意味し、その被験者にとってそのレンズを通して見える刺激対象が高いコントラストであることがわかる。

[0026] 1. 誘発活動測定方法及び評価方法

暗室の磁気シールドルーム内において、刺激 250 ms、刺激間隔 500 ms で図 1 6 に示すような視覚下半域に呈示する低輝度で低コントラストの格子の刺激対象を呈示しながら、図 1 5 に示した (I) ~ (IV) の分光波形を持つカラーレンズを装用させ、視覚誘発磁界 (VEF) を測定した。測定は、非磁性レンズと非磁性フレームを用い、306 チャンネル脳磁計を用いた。解析は、ダイポール推定を用いて 1 次視覚野の活動と 2 次、3 次視覚野

を分離した後、1次視覚野の活動を解析し、評価した。

ある被験者12では、1次視覚野の活動(M100)の潜時は、 $(I) < (IV) \div (III) < (II)$ であり、レンズ(I)でコントラストが上がる結果であった(図17)。振幅でもレンズ(I)で10%程度大きく、比較した4色の中ではカラー(I)でコントラストが向上すると判断できた。

一方で、ある被験者13のM100潜時は $(IV) < (I) \div (II) < (III)$ であった。被験者2にとってはレンズカラー(IV)でコントラストが向上すると判断できた。

尚、本実施例7は、脳磁図によるものであるが、このような実験結果をもとに、評価するための計測ターゲットとする脳反応を絞り込んでおくことで、計測ターゲット付近のみに電極をつけて脳波を用いて測定することも可能である。例えば、この場合においては、低コントラストの視覚刺激対象と実施例3の評価手法などによりコントラストを評価することができる。

[0027] <実施例8>

実施例8も「コントラスト」を視覚刺激とした実施例である。実施例7における図16の背景および刺激対象物(線分)を有彩色として、より日常生活に近いシーンのコントラストを評価するようにした。実施例7は無彩色におけるコントラストであったが、日常の世界は色彩豊かな有彩色で構成されている。そのため有彩色のコントラストを評価することが重要である。

実施例8では、図18のようにゴルフ場の芝目を想定して、背景を草緑色RGB(157, 172, 85)とし、格子色を黄色RGB(216, 203, 119)とした緑-黄格子の刺激対象を用いて、刺激時間250ms、刺激間隔500msで被験者14に呈示した。

被験者14はカラー(A)～(H)のレンズを装用して、視距離2mで306チャンネル脳磁計を用いて計測した。解析は実施例1と同様の方法を用いて、V1付近のグラディオメーターペアのRSS波形により、M100の潜時と振幅を求めた(図19)。

尚、本例においてもBESAなどでダイポール推定を行い、2次視覚野や

3次視覚野と1次視覚野の活動を分離することでさらに精度の良い解析ができるのは他の実施例と同様である。図19に示したRSS波形の結果、M100の活動は、レンズカラー(A)で潜時が早く、振幅が大きかった。一方で、レンズカラー(F)では、潜時が20msほど遅れるとともに、著しい振幅の低下が観察された。すなわち、草緑色と黄色の識別(コントラストが高いと識別しやすくなる)はレンズカラーAで好ましいと評価できる。すなわち、被験者14ではレンズカラーAを装用した場合に芝目のコントラストを高く感じるということが分かる。更に、別の被験者における測定結果では、レンズFにおいて、振幅の低下と潜時の遅れが観察される点は被験者14と同じであったが、この被験者ではレンズカラーGで最も潜時が早く、この被験者に最も適しているのはレンズカラーGと判断できた(測定結果のグラフは省略した)。

尚、本実施例8は芝目を想定したコントラストの評価例であったが、有彩色の組み合わせはこれに限定されない。例えば、落ち葉が夕日に映えている場面のコントラストを評価したいと想定した場合、落ち葉に夕日が映っている写真や映像などから特徴的な2色(例えば、茶色RGB(125, 76, 30)と橙RGB(196, 123, 45))を選んで茶色-橙で構成される視覚刺激対象を作成し、その視覚刺激対象を被験者に見せることで、落ち葉が夕日に映えている場面の落ち葉のコントラストを評価することが出来る。

[0028] <実施例9>

実施例9は、累進屈折力レンズの設計と評価の実施例である。ヒトの視覚情報は視力に関しては注意を向けている中心視の影響が大きいものの、そのときに周辺からぼんやりと入力されて来る周辺視による情報も大切である。例えば、正面をまっすぐ見たとき、中心のみが見えるわけではなく、周辺も見えている(ただし、文字などの判別能力は大きく低下する)。

実施例9では、視距離1mにおいて、図20(a)と図20(b)に示した視覚刺激対象を刺激250ms、刺激間隔600msで交互に呈示し、

視覚刺激対象中央に表示した注視点を注視させた。図20(a)と図20(b)の2つの刺激対象物は、全ての線分の長さが同じであるため、刺激対象物としての輝度が変わらず、また、連続呈示でないため、残像が発生しにくいという利点がある。図29(a)、(b)の視覚刺激対象の外周は、視角 29° (横) $\times$ 18° (縦)であり、固視点を長方形の上辺の中心として視角 $18^{\circ} \times 9^{\circ}$ を表示していないものである。

右眼S-4.00 ADD2.25 左眼S-3.50 C-1.00
AX180 ADD2.25である被験者15に、図21(a)～(c)に示したFP上で37%の加入度の入った累進屈折力レンズ(近中累進レンズ)の設計A、設計B、設計Cを装用させ、306チャンネル脳磁計で計測した(加算120回)。これら3種類の設計は、図21(a)～(c)に示すように非常に微妙なレンズ性能をトレードオフの関係で変えているものであり、コンピューターシミュレーションで最も良い設計を選定することは困難性が伴う。

306チャンネル脳磁計による測定結果をBESA(Brain Electric Source Analysis)を用いて、多信号源解析を行い、設計A～CについてV1の潜時を求めたところ、図22に示すように設計Aは155ms、設計Bは、149ms、設計Cは159msであり、設計Bが最も潜時が早く良好な結果であると判断できた。このように実施例9の方法で、累進屈折力レンズの設計を評価し、被験者に最も適した設計を選定し、レンズ設計を行っていくことができる。尚、23(a)のように、固視点付近の中心部付近も視覚刺激対象を呈示した場合、設計A～Cの潜時は20msほど早く計測されるものの、レンズ間の潜時差は観察されなかった。また、図23(b)のように固視点を長方形の上辺の中心として視角 $9^{\circ} \times 4.5^{\circ}$ を表示していない指標を呈示した場合には、図32を呈示した場合と近い測定結果となり、レンズ性能の差を計測することは出来なかった。このため、固視点を中心として8度程度を呈示しないことが重要となる。

[0029] 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。

・実施例 3～5 では国際 10－20 電極法における Oz の位置を測定した例を示したが、電極位置は対象とする活動源に合わせて設定することもでき、これに限定されない。例えば、3 次視覚野の誘発活動を測定する場合においては、国際 10－20 電極法の T5、T6 の位置が活動源に近いことから T5、T6 を電極位置とすることもできる。また、実施例 3～5 では後頭葉における単電極の測定例であったが、前頭葉や頭頂付近の電極、例えば国際 10－20 電極法の Fz や Cz など測定して、後頭葉の電極との差分波形を得ることでより目的とする誘発活動の波形を得ることができる。

・実施例 8 の有彩色の視覚刺激対象は 2 色の例で示したが、2 色以上を用いることも可能である。例えば、背景を色彩豊かな実際の写真などとしておき、そこに刺激としてある色の線分の組み合わせを呈示するなどすると、更に実際に近い状態のコントラストを評価できる。また、コントラスト評価の目的とする場面の色使いを模した複数の色で背景や刺激となる線分を構成するなどとしても良い。本実施例では説明を容易とするため 2 色で記載した。

・実施例 8 のような有彩色の視覚刺激対象を用いることで、例えば、色弱や色盲といった個人の特性なども本発明の評価手法を用いれば大脳視覚野の誘発活動として簡易に測定できる。その場合、色弱の程度が 1 次視覚野の誘発活動の大きさや潜時となって測定されることになる。そして、あるレンズの装用時を測定することで、色弱や色盲がそのレンズによってどのように改善するかを評価することが出来る。このように、本発明の有彩色の視覚刺激対象およびそれを用いた大脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法は、色盲や色弱の検査やそれを改善するための眼鏡レンズの評価などにも用いることが可能である。

[0030] ・本発明の誘発活動の実施例は、概ね 2 Hz（刺激間隔 500 ms）で視覚刺激を呈示した場合を記載したが、4 Hz 以上（刺激間隔 250 ms 以下）で高速に刺激を呈示し、その測定結果をフーリエ変換などで周波数解析を行うことで誘発活動の定常状態（定常状態視覚誘発電位（または定常状態視覚誘発磁界））を計測することができる。本発明における誘発活動の大き

さ（振幅）が小さくなると、一般に4 Hz以上で刺激呈示した場合の定常状態視覚誘発電位（または定常状態視覚誘発磁界）の振幅も小さくなるため、本発明は4 Hz以上の刺激呈示をして、定常状態視覚誘発電位（または定常状態視覚誘発磁界）を評価して眼鏡レンズを評価することもできる。

・ 大脳視覚野の特定部位における誘発活動の評価は、前記特定部位における誘発活動と相関のある反応（活動）について評価することで間接的に前記特定部位における誘発活動を評価することが出来る。例えば、外部刺激（光）は網膜視覚細胞に入力されてから1次視覚野に伝わった後、より高次の脳部位に伝達され、その後、頭頂付近で認知判断に関するP300を出現させる。そのため、1次視覚野の誘発活動の反応時間（潜時）が遅れるときにはその後のP300などの反応も遅れることになるため、例えば1次視覚野の反応を計測する代わりに相関する脳反応であるP300などを計測しても良い。このように間接的に大脳視覚野等の特定部位の活動を評価する場合であっても、本発明に含まれる。

・ 請求項21に示した光の吸収または反射等によりレンズの分光透過率を変化させたレンズには、例えば、レンズ表面の反射防止膜などによりレンズの分光透過率を変化させたレンズも含まれ、本発明を用いることで眼鏡レンズの反射防止膜の効果なども評価することが出来る。

・ 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、大脳の視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象を前記評価対象レンズを通して目視させ、前記評価対象レンズによる視覚刺激対象の目視時の大脳視覚野の特定部位の誘発活動を測定し、前記大脳視覚野の誘発活動を評価することを特徴とする大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項2] 前記大脳視覚野の誘発活動から1次視覚野または2次視覚野の誘発活動を分離し、分離後の1次視覚野または2次視覚野の誘発活動を評価することを特徴とした請求項1に記載の大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項3] 前記視覚刺激対象は視覚下半域に配置されることを特徴とする請求項1又は2に記載の大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項4] 前記視覚刺激対象は線分の組み合わせによって構成されていることを特徴とする請求項1～3のいずれかに記載の大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項5] 前記視覚刺激対象は構成する線分の総長さの等しい少なくとも2種類の視覚刺激対象によって構成され、前記少なくとも2種類の視覚刺激対象を交互に呈示することを特徴とする請求項4に記載の大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項6] 前記視覚刺激対象は、被験者に視覚刺激対象を目視させる時に注意を向けさせるための注視点から離れた周辺部に呈示することを特徴とする請求項1～5のいずれかに記載の大脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。
- [請求項7] 前記視覚刺激対象は、被験者に視覚刺激対象を目視させる時に注意を向けさせるための注視点から注視点を除いて視角8度以内に呈示しな

いことを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれかに記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項8] 前記脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価は、前記脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象呈示時から誘発活動が出現するまでの時間が早い方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することを特徴とする請求項 1 ～ 7 のいずれかに記載した脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項9] 前記脳視覚野等の誘発活動の評価は、前記脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象を呈示したことによる誘発活動の大きさが大きい方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれかに記載した脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項10] 前記視覚刺激とはコントラストであって、このコントラストによって誘発される前記脳視覚野の誘発活動の評価することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項11] 前記視覚刺激対象は有彩色の組み合わせによって構成されていることを特徴とする請求項 10 に記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項12] 前記視覚刺激対象は視覚下半域に配置されることを特徴とする請求項 10 又は 11 に記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項13] 前記視覚刺激対象は線分の組み合わせによって構成されていることを特徴とする請求項 10 ～ 12 のいずれかに記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項14] 前記視覚刺激対象は構成する線分の総長さの等しい少なくとも 2 種類の視覚刺激対象によって構成され、前記少なくとも 2 種類の視覚刺激

対象を交互に呈示することを特徴とする請求項 13 に記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項15] 前記脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価は、前記脳視覚野の特定部位の活動を誘発するための視覚刺激対象呈示時から誘発活動が出現するまでの時間が早い方が好ましい眼鏡レンズ条件であると評価することを特徴とする請求項 10～14 のいずれかに記載した脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項16] 前記誘発活動は視覚誘発磁界を測定し、その値に基づいて評価することを特徴とする請求項 1～15 のいずれかに記載した脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項17] 前記誘発活動は視覚誘発電位を測定し、その値に基づいて評価することを特徴とする請求項 1～15 のいずれかに記載した脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項18] 視覚誘発電位を用いる場合において、1次視覚野を視覚刺激することにより誘発される P100 成分の直後であって、P100 成分とはピーク極値が逆となる N130 成分の誘発電位を評価に用いることを特徴とする請求項 1～17 のいずれかに記載の脳視覚野の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項19] 前記評価対象の眼鏡レンズはレンズの周辺部の形状を少しずつ変化させた非球面レンズであることを特徴とする請求項 1～18 のいずれかに記載の脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項20] 前記評価対象の眼鏡レンズはレンズ形状を少しずつ変化させた累進屈折力レンズであることを特徴とする請求項 1～18 のいずれかに記載の脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項21] 前記評価対象の眼鏡レンズは、光の吸収または反射等により、レンズの分光透過率を変化させたレンズであることを特徴とする請求項 1～20 のいずれかに記載の脳視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法。

[請求項22] 請求項 1 ～ 2 0 のいずれかに記載の大腦視覚野等の誘発活動による眼鏡レンズの評価方法を用いることによる眼鏡レンズの設計方法。