(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4823062号
(P4823062)
(45)発行日　平成23年11月24日(2011.11.24)　(24)登録日　平成23年9月16日(2011.9.16)

(51)Int.Cl.　F I
*A61B 3/02 (2006.01)*　A61B 3/02 Z

請求項の数 45　(全 24 頁)

| | |
|---|---|
| (21)出願番号 | 特願2006-525285 (P2006-525285) |
| (86)(22)出願日 | 平成16年8月12日 (2004.8.12) |
| (65)公表番号 | 特表2007-533352 (P2007-533352A) |
| (43)公表日 | 平成19年11月22日 (2007.11.22) |
| (86)国際出願番号 | PCT/NL2004/000569 |
| (87)国際公開番号 | WO2005/023103 |
| (87)国際公開日 | 平成17年3月17日 (2005.3.17) |
| 審査請求日 | 平成19年6月28日 (2007.6.28) |
| (31)優先権主張番号 | 1024232 |
| (32)優先日 | 平成15年9月5日 (2003.9.5) |
| (33)優先権主張国 | オランダ(NL) |

(73)特許権者　506076569
コーニンクレイケ・ネーデルランツェ・アカデミー・ファン・ウェテンスハッペン
Koninklijke Nederlandse Akademie van Wetenschappen
オランダ、エヌエル－１０１１イェーヴェー・アムステルダム、クローフェニエルスブルフワル２９番
(74)代理人　100101454
弁理士　山田　卓二
(74)代理人　100081422
弁理士　田中　光雄
(74)代理人　100091524
弁理士　和田　充夫

最終頁に続く

(54)【発明の名称】網膜迷光を測定するための方法および装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
被験体の眼の網膜迷光を測定する方法であって、
検査領域から所定の角距離に位置している迷光源から、点滅迷光を被験体へと提示し、該点滅迷光の一部を、前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像させるステップ、
前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部の点滅に対する被験体の知覚が少なくとも部分的に弱まるように該点滅迷光の一部を補償する補償光であって、測定開始時において、または測定中において補償不足に補償するように補償光のパラメータが設定されている第１の補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するステップ、
前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部の点滅に対する被験体の知覚が少なくとも部分的に弱まるように該点滅迷光の一部を補償する補償光であって、測定開始時において、または測定中において補償過剰に補償するように補償光のパラメータが設定されている第２の補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するステップ、
補償不足の検査領域について被験体が知覚した結果としての網膜光フリッカ強度と、補償過剰の検査領域についての結果としての網膜フリッカ強度との間の被験体による比較の結果に対応する被験体の入力を、入力手段を介して受け取るステップ、
前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光の少なくとも１つの１つ以

上のパラメータの値を変化させるステップ、
異なるパラメータの値について前記ステップを繰り返すステップ、
前記受け取った被験体の入力ならびに前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光の対応するパラメータ値を使用し、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなる前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光のパラメータ値を割り出すステップ、および
前記割り出したパラメータ値から、前記迷光源によって引き起こされた網膜迷光を表わす迷光パラメータを計算するステップ、
を含んでいる方法。
【請求項２】
前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光のパラメータが、変調度または振幅である請求項１に記載の方法。
【請求項３】
前記第１の補償光を被験者へと提示するステップにおいて、前記第１の補償光が前記点滅迷光と同位相または逆位相にあるとともに、該第１の補償光に、前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部を補償不足に補償するため、ゼロの変調度を含む或る変調度が与えられており、
前記第２の補償光を被験者へと提示するステップにおいて、前記第２の補償光が、前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部を測定中において補償過剰に補償するため、或る変調度で点滅し、
前記繰り返しの結果を使用し、前記被験体の入力にもとづいて、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなるように、前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光の変調度が決定され、
前記決定された変調度から、網膜迷光を表わす迷光パラメータが決定される
請求項２に記載の方法。
【請求項４】
前記変化させられるパラメータが、前記迷光源からの光の変調度である請求項２または３に記載の方法。
【請求項５】
前記変化させられるパラメータが、前記補償不足および補償過剰の検査領域の少なくとも一方についての補償光の変調度である請求項２～４のいずれか一項に記載の方法。
【請求項６】
前記迷光源の周囲（１８、１９）からの周囲光が、前記迷光源の輝度と実質的に等しい輝度を有している請求項５に記載の方法。
【請求項７】
前記第１および第２の補償光が、時間的に連続して提示される請求項１～６のいずれか一項に記載の方法。
【請求項８】
前記第１および第２の補償光が、同時に提示される請求項１～７のいずれか一項に記載の方法。
【請求項９】
前記検査領域が、空間的に分けられた少なくとも第１および第２の検査フィールドを含んでおり、第１の補償光源が、前記第１の検査フィールドの位置に配置され、第２の補償光源が、前記第２の検査フィールドの位置に配置される請求項８に記載の方法。
【請求項１０】
前記被験体の入力を受け取った後に、
前記補償不足の検査フィールドおよび前記補償過剰の検査フィールドの補償光の変調度の合計を、前記補償不足の検査フィールドおよび前記補償過剰の検査フィールドの間の変調度の差を一定に保ちつつ変化させるステップ、および
前記提示するステップおよび前記受け取るステップを、前記変化させた変調度の合計を

使用して、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなる変調度が割り出されるまで繰り返すステップ
を含んでいる請求項９に記載の方法。
【請求項１１】
前記補償不足または補償過剰の検査フィールドのいずれかに、オフセットが加えられ、該オフセットが、特定の刺激についての補償不足および補償過剰の量に依存している請求項１～１０のいずれか一項に記載の方法。
【請求項１２】
前記補償不足の検査フィールドの平均輝度が、同時に提示される補償過剰の検査フィールドの平均輝度に相当するように設定される請求項１１に記載の方法。
【請求項１３】
被験体の点滅光についての検出しきい値を割り出すため、迷光源からの光を提示することなく、検査フィールドのうちの１つ以上に補償光を提示するステップを含んでいる請求項１～１２のいずれか一項に記載の方法。
【請求項１４】
前記被験体の点滅光についての検出しきい値を割り出すステップが、
前記検査フィールドに、変調度の差が変化する補償光を、迷光源からの光を提示することなく提示するステップ、および
被験体が検出できる最小の変調度の差の値を割り出すステップ、
を含んでいる請求項１３に記載の方法。
【請求項１５】
迷光源からの光を変化させる方法を使用して、迷光パラメータの第１の評価値を決定するステップ、および
検査フィールドのうちの少なくとも１つの変調度を変化させる方法を使用して、迷光パラメータの第２の評価値を決定するステップであって、提示される変調度が迷光パラメータの前記第１の評価値にもとづいているステップ、
を含んでいる請求項１～１４のいずれか一項に記載の方法。
【請求項１６】
前記迷光源が、点滅する光を最大強度で提示する請求項５および１４に記載の方法。
【請求項１７】
前記迷光源が、環状の形状を有している請求項１～１６のいずれか一項に記載の方法。
【請求項１８】
前記迷光源が、１つ以上の点光源を含んでいる請求項１～１７のいずれか一項に記載の方法。
【請求項１９】
前記検査領域が、円形の形状を有しており、好ましくは２つの等しい部分に分割されている請求項１～１８のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２０】
前記検査領域が、前記環の中央に位置しており、
迷光パラメータｓが、

$$s = Leq / (0.0044 \cdot {}^{10}\log(\theta 2 / \theta 1) \cdot c)$$

として定められ、ここで、Ｌｅｑは、検査フィールドにおいて必要とされる補償輝度であり、ｃは、θ１の内側角半径およびθ２の外側角半径を有する環状の迷光源の輝度である請求項１９に記載の方法。
【請求項２１】
検査領域を周囲から絶縁するため、検査領域を囲むリング状光源が設けられている請求項１～２０のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２２】
前記迷光源が、光で満たされた１つの外側領域（１８）および／または光で満たされた１つの内側領域（１９）によって、それらの領域におけるフリッカを抑えるべく囲まれて

いる請求項１～２１のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２３】
迷光の波長に依存する迷光パラメータを割り出すため、前記検査フィールドおよび／または前記迷光源が、異なる色で提示される請求項１～２２のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２４】
被験体の両方の眼の網膜迷光が、同時に割り出される請求項１～２３のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２５】
迷光および補償光の引き続く提示の間に、画像が前順応のために提示される請求項１～２４のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２６】
前記画像が、前記提示の際の平均輝度に相当する平均輝度を有している請求項２５に記載の方法。
【請求項２７】
前記検査領域に、ぼかされた縁が設けられている請求項１～２６のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２８】
検査の検査フィールドにおける可変のオフセットが設けられている請求項１～２７のいずれか一項に記載の方法。
【請求項２９】
前記検査フィールドの補償不足および補償過剰が、空間的に変調されている請求項１～２８のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３０】
前記空間的変調が、約２～４サイクル／度である請求項２９に記載の方法。
【請求項３１】
前記迷光源からの光が、眼の盲点に向けられている請求項１～３０のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３２】
前記迷光源および少なくとも１つの補償光源からの光の提示の継続時間が、可変である請求項１～３１のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３３】
被験者が自身による比較の結果を提示しなければならない時間である応答時間が、可変である請求項１～３２のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３４】
迷光源の角度（θ）が可変である請求項１～３３のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３５】
前記補償光源および／または前記迷光源の点滅の周波数が、可変である請求項１～３４のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３６】
前記検査フィールドが、不均一な検査領域を有している請求項１～３５のいずれか一項に記載の方法。
【請求項３７】
被験体の眼の視覚の明瞭さを測定するための装置であって、
検査領域から所定の角距離に位置している迷光源から、点滅迷光を被験体へと提示し、該点滅迷光の一部を、前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像させるための第１の表示手段、
前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部の点滅に対する被験体の知覚が少なくとも部分的に弱まるように該点滅迷光の一部を補償する補償光であって、測定開始時において、または測定中において補償不足に補償するように補償光のパラメータが設定されている第１の補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補

償光源から被験体へと提示するための第２の表示手段、
前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部の点滅に対する被験体の知覚が少なくとも部分的に弱まるように該点滅迷光の一部を補償する補償光であって、測定開始時において、または測定中において補償過剰に補償するように補償光のパラメータが設定されている第２の補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するための第３の表示手段、
前記補償不足の迷光について被験体が知覚した結果としての網膜フリッカ強度と、前記補償過剰の迷光についての結果としての網膜フリッカ強度との間の被験体による比較の結果に対応する被験体の入力を受け取るための入力手段、
前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光の少なくとも１つの１つ以上のパラメータの値を変化させるための第１の演算手段、
前記入力手段が受け取った被験体の入力ならびに前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光の対応するパラメータ値を使用し、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなる前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光のパラメータ値を割り出すための第２の演算手段、および
前記割り出したパラメータ値から、前記迷光源によって引き起こされる網膜迷光を表わす迷光パラメータを計算するための第３の演算手段、
を有している装置。
【請求項３８】
前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光のパラメータが、変調度または振幅である請求項３７に記載の装置。
【請求項３９】
前記第１の補償光が前記点滅迷光と同位相または逆位相にあるとともに、該第１の補償光に、前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部を補償不足に補償するため、ゼロの変調度を含む或る変調度が与えられており、
前記第２の補償光が、前記検査領域の位置に対応する網膜上の位置に結像される前記点滅迷光の一部を補償過剰に補償するため、或る変調度で点滅し、
前記第２の演算手段が、繰り返しの結果および前記被験体の入力を使用し、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなるように、前記点滅迷光、前記第１の補償光、および前記第２の補償光の変調度が決定すべく動作可能であり、
前記第３の演算手段が、前記決定された変調度から迷光パラメータを計算すべく動作可能である、請求項３８に記載の装置。
【請求項４０】
前記表示手段が、周囲の光から表示を遮蔽する囲いを有している請求項３７～３９のいずれか一項に記載の装置。
【請求項４１】
前記入力手段が、前記被験体による比較の結果を入力するための少なくとも２つの応答ボタンを有している請求項３７に記載の装置。
【請求項４２】
前記第１および第２の演算手段が、コンピュータによって構成されている請求項３７～４１のいずれか一項に記載の装置。
【請求項４３】
前記表示手段が、陰極線管（ＣＲＴ）デバイスまたは複数の発光ダイオード（ＬＥＤ）デバイスを含んでいる請求項３７～４２のいずれか一項に記載の装置。
【請求項４４】
前記表示手段が、デジタル光処理（ＤＬＰ）デバイスを含んでいる請求項３７～４３のいずれか一項に記載の装置。
【請求項４５】

前記表示手段、入力手段および演算手段が、請求項１～３６のいずれかに記載の方法の実行に適している請求項３７～４４のいずれか一項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、眼における網膜迷光を測定するための方法および装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

眼の視覚的明瞭さに関係する要因の１つは、眼の光学媒体、とくには水晶体における前方光散乱の量である。光の散乱が、網膜を覆う偽光のベール、いわゆる網膜迷光を生じさせる。これが、眼の同じ光学的屈折要素によって網膜へと投影される像のコントラストを低下させる。白内障が進展するとき、網膜迷光の増加が最初の病訴を生じさせる。網膜迷光は、夜間の運転時の眩惑の原因であり、運転を止める第１の理由である。網膜迷光の量を、水晶体抽出手術の基準として使用することができ、あるいは運転免許付与の基準として使用することができる。角膜その他の病変も、眼における光の散乱の量に関係しうる。したがって、網膜迷光のレベルを測定することによって眼における前方光散乱の総量を思いのままに正確に測定できる方法および装置を得ることが重要であり、そのような方法は、少なくとも臨床用ならびに運転免許付与に適している。

【０００３】

眼内の光の散乱は、網膜へと到着する光の一部が、通常の像の形成に寄与していない現象である。空間内の或る点から発した光線が、眼の屈折要素によって眼の焦点領域、すなわち網膜へと収束される。光線のいくらかは、眼の光学的不完全性ゆえに、他の領域へと拡散される。これは、とくには、白内障、角膜ジストロフィー、眼房内の浮遊粒子、など、病変の状態において生じる。これらの拡散された光線は、網膜全体にわたって分布するが、本来の焦点領域から離れるにつれて密度は減少する。この作用により、あらゆる視覚的環境における網膜光の分布は、２つの部分で構成され、すなわち拡散された光線によって生じるおおよそ均質に分布した背景に、合焦された光線にもとづく外界の像が重ねられる。結果として、対象の像においてコントラストが失われる。このコントラスト喪失の程度は、背景と像との間の輝度の比によって決まる。極端な状況は、視野内のどこかに強力な光が存在する中で、弱い明るさの物体を観察しなければならないという古典的な眩惑の状態によって代表される。眩惑の源と物体との間の角距離によっては、この状況によって視覚が完全に失われる可能性もある。典型的な状況は、夜間の対面交通による視覚の喪失である。

【０００４】

眼内の光の散乱の重要性は、以前から理解されており、個々の被験者についてその程度を評価するため、いくつかの技法が提案されている。一般に、これらの技法は、網膜迷光または光の散乱そのものを評価するのではなく、何らかの派生的作用を評価している。例えば、眩惑源の存在下においてランドルトのＣ環についてしきい値強度を検査するための装置が開発されている。さらには、交通の状況をある程度模擬する眩惑検査装置も開発されている。これら既知の間接的な技法に関する問題点の１つは、結果がきわめて信頼できないという点にある。既存の間接的な眩惑検査技法は、間接的な情報しかもたらさず、そこから散乱の量を、時には込み入った理論的仮定にもとづいて導き出さなければならない。

【０００５】

米国特許第５６７１０３９号が、視力を検査するための眩惑検査装置を開示している。この検査装置は、検査軸に向かって光を導くために凹所に複数の光源を取り付けて備える環状のリング、および光源からの光を患者の眼に向かって反射させる表面を備えている。医師が、光源を低いレベルで点灯させ、投影された検査用の記号または壁面のチャートを読み取ろうとするときの患者の視力の変化を観測する。さらに、これらの光源または追加の光源を短く発光させることによって、検査を行なうこともできる。患者へと提示された

記号を識別するために患者の眼が要する時間を割り出すことによって、眩惑検査の結果が得られる。この眩惑検査装置も、眼内の光の散乱の派生的影響を評価しているため、検査結果がきわめて信頼できないものとなっている。

【０００６】

「眼内迷光の臨床的評価（Ｃｌｉｎｉｃａｌ Ａｓｓｅｓｍｅｎｔ ｏｆ ｉｎｔｒａｏｃｕｌａｒ ｓｔｒａｙ ｌｉｇｈｔ）」という記事（Ａｐｐｌｉｅｄ Ｏｐｔｉｃｓ、Ｖｏｌ．３１、Ｎｏ．１９、１９９２年７月１日）において、本件出願の発明者は、検査する角距離のそれぞれについて網膜迷光の量を直接的に測定するためのいわゆる直接補償法を説明している。今日では、直接補償法は、この分野の専門家によって、眼内の光の散乱を測定するための標準的な方法であると考えられている。直接補償法は、以下のとおりに機能する。検査フィールドから或る角距離にある明るい光源が、点滅しつつ提示される。眼内での散乱ゆえ、この明るい迷光源からの光の一部が、検査フィールドの位置において網膜上に解像され、検査フィールドに弱い明滅（フリッカ）をもたらす。検査フィールドにおいて明滅するこの迷光の量は、眼の媒体の散乱の量に直接関係している。迷光の量を測定するため、可変の比較的弱い補償光が、検査フィールドに提示される。この補償光は、前記明るい迷光源と反対の位相で点滅する。この補償光の量を調節することによって（例えば、図５を参照されたいが、検査フィールドにおける補償光の変調度または振幅を変化させることによって）、検査フィールドにおける明滅を、知覚されないようにすることができる。このようにして、眩惑源からの散乱によって生じる変調が、直接補償される。網膜における物理的明滅の強度、すなわち、明滅の主観的知覚、の推移を補償光の強度の関数として示しているおおむねＶ字の曲線（図５を参照）の最小値が、直接補償の点である。

【特許文献１】米国特許第５，６７１，０３９号公報

【非特許文献１】Ａｐｐｌｉｅｄ Ｏｐｔｉｃｓ第３１巻、第１９号（１９９２年７月１日刊）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

直接補償法にもとづく迷光測定は、眼内迷光の臨床評価に適切であると考えられるが、非専門家の手による日常の臨床用途にあまり適しているとはいえない。検査フィールドにおける弱い明滅の知覚は、とくには迷光源の強い点滅の存在下では、不慣れな被験体にとって困難であると考えられる。被験者にとって正確な設定を行なうことが困難であるという事実は、これを日常目的で使用することを断念させることになる。通常は、視覚の検査は、被験者が何を見ているかにもとづいている。直接補償法は、その反対の場合である。すなわち、明滅の知覚が消滅するように調節を行なわなければならない。さらに、迷光源の連続的な点滅が、そのような調節を行なううえできわめて妨げになることは明らかである。通常の被験者の多くは、直接補償法に必要とされるそのような正確な調節を行なうことに慣れていない。測定の正確さが、検査の適切な説明および最良の調節方法に依存している。結果として、直接補償法は、日常の使用にはあまり適していない。

【０００８】

したがって、本発明の目的は、網膜迷光を測定するための方法および装置であって、既存の一般的な方法および装置、特に、直接補償法の方法および装置の欠点が除かれている方法および装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の第１の態様によれば、この目的が、被験体の眼の網膜迷光を測定する方法であって、

検査領域から所定の角距離に位置している迷光源から、点滅する迷光を被験体へと提示し、該点滅する迷光の一部を、前記検査領域の位置に対応する位置において網膜上に結像させるステップ、

前記検査領域の位置に対応する位置において網膜上に結像される前記点滅する迷光の一部を即座に、または最終的に補償不足に補償するようにパラメータが設定されている補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するステップ、
前記検査領域の位置に対応する位置において網膜上に結像される前記点滅する光の一部を即座に、または最終的に補償過剰に補償するようにパラメータが設定されている補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するステップ、
前記補償不足の検査領域について被験体が知覚した結果としての網膜光フリッカと、前記補償過剰の検査領域についての結果としての網膜フリッカ強度との間の比較の結果を表わしている入力信号を受け取るステップ、
前記迷光源の光および前記補償光源の光のうちの１つ以上を定めている前記パラメータのうちの１つ以上の値を変化させるステップ、
異なるパラメータの値について前記ステップを繰り返すステップ、
前記受け取った入力信号ならびに前記迷光源および前記補償光源についての対応するパラメータ値を使用し、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなるパラメータ値を割り出すステップ、および
前記割り出したパラメータ値から、前記迷光源によって引き起こされた網膜迷光を表わす迷光パラメータを計算するステップ、を含んでいる方法において達成される。

【００１０】

検査領域において引き起こされるフリッカを、検査領域においてフリッカが観察できなくなるまで補償する代わりに、検査領域のフリッカが、依然としてフリッカが知覚されるよう補償過剰および／または補償不足に補償される。検査領域が投影される網膜の斑が、検査領域そのものからの光を受け取るだけでなく、眼の内部で散乱された迷光源からの光も受け取ることを、強調しておくことが重要である。これら検査領域および迷光源の両方の点滅光が、網膜において合計される。網膜は、受け取った光が別々の光源から来たことを「知る」ことはない。２つの点滅光が、２つの光の間の強度の比に応じて、新しい点滅光へと一体化される。この新しいフリッカが、補償過剰または補償不足の他方の検査領域と迷光源とから由来する他方の検査フィールドのフリッカの量と比較される。比較の結果（より強い、より弱い、同じ）が、眼において引き起こされた網膜迷光についての良好な評価をもたらす。

【００１１】

好ましい実施の形態において、この方法は、前記入力信号を受け取った後に、前記入力信号を受け取った後に、前記迷光源からの光の変調度を変化させるステップ；および前記提示するステップおよび前記受け取るステップを、前記変化させた迷光源からの光の変調度を使用して、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなる迷光源の変調度が割り出されるまで繰り返すステップを含んでいる。好ましくは、迷光は、比較的低い輝度レベルから出発し、次第に明るくされる。迷光源によって発せられるさまざまな変調度の迷光について比較を繰り返すことによって、網膜迷光のより良好な評価を達成することができる。

【００１２】

他の好ましい実施の形態において、この方法は、前記入力信号を受け取った後に、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域の少なくとも１つについて補償光の変調度を変化させるステップ；および前記提示するステップおよび前記受け取るステップを、少なくとも１つの変化させた変調度を使用して、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなる少なくとも１つの変調度が割り出されるまで繰り返すステップを含んでいる。この実施の形態においては、迷光源の周囲からの周囲光が、好ましくは迷光源の輝度と実質的に等しい輝度を有している。好ましくは、輝度は、迷光源の平均輝度または最大輝度に事実上等しい。

【００１３】

いくつかの好ましい実施の形態においては、第１および第２の補償光が、好ましくは１つの検査領域に連続的に提示される。

【００１４】
しかしながら、他の好ましい実施の形態においては、第１および第２の補償光が、同時に提示される。これらの実施の形態においては、好ましくは検査領域が、空間的に分けられた少なくとも第１および第２の検査フィールドを含んでおり、第１の補償光源が第１の検査フィールドの位置に配置され、第２の補償光源が第２の検査フィールドの位置に配置される。
【００１５】
さらなる好ましい実施の形態においては、この方法が、前記入力信号を受け取った後に、前記補償不足の検査フィールドおよび前記補償過剰の検査フィールドの補償光の変調度の合計を、前記補償不足の検査フィールドおよび前記補償過剰の検査フィールドの間の変調度の差を一定に保ちつつ変化させるステップ；および前記提示するステップおよび前記受け取るステップを、前記変化させた変調度の合計を使用して、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなる変調度が割り出されるまで繰り返すステップを含んでいる。
【００１６】
さらなる好ましい実施の形態においては、補償不足または補償過剰の検査フィールドのいずれかに、オフセットが加えられ、該オフセットが、特定の刺激についての補償不足および補償過剰の量に依存している。これは、被験体に２つの検査フィールド間の相違を検出するための手がかりを、フリッカの量の差以外には与えないようにするためである。
【００１７】
さらなる好ましい実施の形態においては、補償不足の検査フィールドの平均輝度が、同時に提示される補償過剰の検査フィールドの平均輝度に相当するように設定される。
【００１８】
さらなる好ましい実施の形態においては、この方法が、被験体の点滅光についての検出しきい値を割り出すため、迷光源からの光を提示することなく、検査フィールドのうちの１つに補償光を提示するステップを含んでいる。またさらに好ましい実施の形態においては、この方法が、被験体の点滅光についての分別しきい値を割り出すため、迷光源からの光を提示することなく、両方の検査フィールドに補償光を提示するステップを含んでいる。
【００１９】
したがって、この方法は、好ましくは、
迷光源からの光を提示することなく、検査フィールドに変調度の差が変化する補償光を提示するステップ、および
被験者が検知できる最小の変調度の差の値を割り出すステップ、を含んでいる。
【００２０】
さらなる好ましい実施の形態においては、この方法は、
迷光源からの光を変化させる方法を使用して、迷光パラメータの第１の評価値を決定するステップ、および
検査フィールドのうちの少なくとも１つの変調度を変化させる方法を使用して、迷光パラメータの第２の評価値を決定するステップであって、提示される変調度が迷光パラメータの前記第１の評価値にもとづいているステップ、を含んでいる。
【００２１】
さらなる好ましい実施の形態においては、迷光源が、点滅する光を最大強度で提示する。
【００２２】
さらなる好ましい実施の形態においては、検査領域を周囲から絶縁するため、検査領域を囲む高強度のリング状光源が設けられている。
【００２３】
さらなる好ましい実施の形態においては、迷光の波長に依存する迷光パラメータを割り出すため、検査フィールドおよび／または迷光源が、異なる色で提示される。

【００２４】
多くの場合、この方法は、一度に１つの眼へと適用される（単眼用）。しかしながら、さらなる好ましい実施の形態においては、被験体の両方の眼の網膜迷光が同時に割り出される（複眼用）。
【００２５】
さらなる好ましい実施の形態においては、引き続く迷光および補償光の提示の間に、画像が提示される。好ましい実施の形態においては、画像が、前記提示の際の平均輝度に相当する平均輝度を有している。
【００２６】
さらなる好ましい実施の形態においては、検査領域に、ぼかされた縁が設けられている。これは、マッハ・バンドの影響を低減するために行なわれる。
【００２７】
さらなる好ましい実施の形態においては、検査の検査フィールドにおける可変のオフセットが設けられている。したがって、ブリュッケ・バートリー効果を考慮に入れることができる。これは、一定の信号について知覚される輝度と、同じ平均輝度を有するフリッカ信号について知覚される輝度とが、同じにはならないという効果である。
【００２８】
さらなる好ましい実施の形態においては、検査フィールドの補償不足および補償過剰が、好ましくは約２～４サイクル／度の空間変調で、空間的に変調されている。
【００２９】
さらなる好ましい実施の形態においては、迷光源からの光が、眼の盲点に向けられている。
【００３０】
第２の態様によれば、本発明の目的が、被験体の眼の視覚の明瞭さを測定するための装置であって、
検査領域から所定の角距離に位置している迷光源から、点滅する迷光を被験体へと提示し、該点滅する迷光の一部を、前記検査領域の位置に対応する位置において網膜上に結像させるための第１の表示手段、
前記検査領域の位置に対応する位置において網膜上に結像される前記点滅する迷光の一部を即座に、または最終的に補償不足に補償するようにパラメータが設定されている補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するための第２の表示手段、
前記検査領域の位置に対応する位置において網膜上に結像される前記点滅する光の一部を即座に、または最終的に補償過剰に補償するようにパラメータが設定されている補償光を、前記検査領域内の位置に配置された補償光源から被験体へと提示するための第３の表示手段、
前記補償不足の迷光について被験体が知覚した結果としての網膜フリッカ強度と、前記補償過剰の迷光についての結果としての網膜フリッカ強度との間の比較の結果を表わしている入力信号を受け取るための入力手段、
前記第１、第２および第３の表示手段からの光のうちの少なくとも１つを定めているパラメータのうちの１つ以上の値を変化させるための第１の演算手段、
前記迷光源、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域からの光のパラメータ値を、前記補償不足の検査領域および前記補償過剰の検査領域について知覚される網膜光強度が事実上等しくなるように割り出すための第２の演算手段、および
前記割り出したパラメータ値から、前記迷光源によって引き起こされる網膜迷光を表わす迷光パラメータを計算するための第３の演算手段、
を有している装置において達成される。
【００３１】
好ましい実施の形態においては、表示手段が、陰極線管（ＣＲＴ）デバイスまたはデジタル光処理（ＤＬＰ）デバイスを含んでいる。

【００３２】
本発明のさらなる利点、特徴および詳細が、本発明の好ましい実施の形態についての説明にもとづいて、明らかになるであろう。説明においては、図面を参照する。
【発明を実施するための最良の形態】
【００３３】
以下では、眼における前方光散乱を測定するための本発明の方法を、さまざまな好ましい実施の形態に関して説明するが、それらは、本発明の方法をそれら実施の形態に限定しようと意図するものではない。むしろ、添付の特許請求の範囲によって定められる方法の技術的思想および技術的範囲に含まれるすべての代案、変更、および均等物を包含することを意図するものである。
【００３４】
それらの生物学的成り立ちゆえ、眼内の光学媒体は、光学的な不完全さを含んでおり、光学的な意味で、眼の理想的ではない振る舞いにつながっている。眼の不完全さは、さまざまな異常を引き起こすが、その１つが迷光の発生である。４つの重要な迷光の発生源の概要が、図１に示されている。例えば、角膜および水晶体が、細胞膜、膠原線維、および完全でない結晶配列を有するたんぱく質などの屈折構造を含んでいる。また、角膜と水晶体の境界も、いくらか不規則である。これが、眼においてかなりの光の散乱をもたらす。さらに、眼の壁面（すなわち、虹彩および強膜－脈絡膜－ＲＰＥ）も、完全に光を漏らさないわけではない。眼底へと達する光の一部も反射される。眼における光の散乱の全体に対するこれらの作用の寄与は、なによりも、個人の年齢および色素（皮膚の色および眼の色）によって決まる。すでに述べたように、迷光の量は、視覚の質を判断するうえで重要である。
【００３５】
種々の迷光源に起因して散乱される光は、全網膜にわたって均一に分布するわけではない。網膜上の像が形成されるスポットの付近において、より高い密度が存在する。点状光源によって生じる網膜上の強度の分布は、点像分布関数（ＰＳＦ）と呼ばれる。ＰＳＦの形状は、迷光の量に直接に関係する。像が形成される中央において強度がより大きい場合、網膜の他の部分において受け取られる光が少ない。ＰＳＦの形状を割り出すため、感知される光の強度の分布を、測定しなければならない。
【００３６】
迷光は、いくらかの角距離θにあるそれぞれの迷光源（図３または図４）によって生じるベールと同じ視覚的効果（例えば、視覚感度についての同じ適応的効果）を有する背景輝度（単位は、ｃｄ／ｍ$^2$）として定義される等価輝度（$L_{eq}$）によって定めることができる。正規化の目的で、等価輝度は、迷光源から由来する瞳孔の平面における輝度$E_{gl}$（単位は、ｌｍ／ｍ$^2$）によって除算される。この正規化された値が、点像分布関数ＰＳＦ（θ）＝$L_{eq}$／$E_{gl}$である。ＰＳＦは、眩惑源と検査フィールドとの間の角度の関数である。１°を超える角度において、この関数は、１／θ$^2$にほぼ比例する（Ｓｔｉｌｅｓ－Ｈｏｌｌａｄａｙの近似）。点像分布関数のＳｔｉｌｅｓ－Ｈｏｌｌａｄａｙの近似からの角度挙動の逸脱をよりよく示すため、いわゆる迷光パラメータ（ｓ）が、ｓ（θ）＝θ$^2$$L_{eq}$／$E_{gl}$のように導入される。迷光パラメータのこの定義の利点の１つは、それが眼と迷光源（例えば、迷光測定装置の表示装置）との間の距離に、きわめて弱くにしか依存しない点にある。迷光パラメータの定義についてのさらに詳しい検討が、論文「とくに年齢との関係における眼内迷光の分析（Ａｎａｌｙｓｉｓｉ ｏｆ ｉｎｔｒａｏｃｕｌａｒ ｓｔｒａｙ ｌｉｇｈｔ, ｅｓｐｅｃｉａｌｌｙ ｉｎ ｒｅｌａｔｉｏｎ ｔｏ ａｇｅ）」というＴ．Ｊ．Ｔ．Ｐ．ｖａｎ ｄｅｎ Ｂｅｒｇ、Ｏｐｔｏｍｅｔｒｙ ａｎｄ ｖｉｓｉｏｎ ｓｃｉｅｎｃｅ、１９９５年、Ｖｏｌ．７２、Ｎｏ．２、５２～５９頁にあり、その内容は、ここでの言及によって本明細書に組み込まれたものとする。
【００３７】
迷光源によって眼内に生じる迷光について測定を提供するため、測定装置が提供され、

その第１の好ましい実施の形態が、図２に示されている。図２は、演算ユニット２、例えばハードディスクやメモリなどの記憶手段１７、検査被験者のための第１の入力ターミナル３およびオペレータのための第２の入力ターミナル４、ならびに被験体へと刺激を提示するためのディスプレイ５を備えるコンピュータ１を示している。ディスプレイには、ディスプレイ５を環境光から遮断する目的のための囲い６が設けられている。囲い６は、眼とディスプレイ５との間の距離を一定に保つため、ヘッドレスト７を有している。

【００３８】

図２に示した実施の形態においては、刺激が、ＣＲＴまたは同等のディスプレイ装置に提示される。刺激は、演算ユニットによって生成され、ディスプレイ５に提示される。さらに、オペレータにとって、第２のディスプレイ装置８が利用可能である。第１の入力ターミナルは、提示した刺激に対する応答を被験体から収集するため、２つの応答ボタン９、１０を有している。これらのボタンは、適切なインターフェイス（たとえば、ユニバーサル・シリアル・バス・インターフェイス）を介してパーソナル・コンピュータに接続されている。このようにして、応答を演算ユニットへと送ることができる。被験者から受け取った応答およびディスプレイ上に表示した刺激にもとづき、演算ユニットは、後で詳しく説明するように、迷光パラメータｓを割り出すことができる。

【００３９】

何よりもまず、測定装置１の較正が必要である。例えばＣＲＴなどのディスプレイ装置の輝度（すなわち、物体が送出する光の量の物理的測定）が、各ピクセルの色および明度を定めるべくコンピュータによって使用される輝度ＲＧＢコード（８ビットのＤＡＣにおいては、０と２５５との間の数）に対して線形ではないため、ディスプレイ装置の較正が必要である。

【００４０】

輝度コードに対する刺激表示の輝度の較正は、フォトダイオードを使用して行なわれる。この目的のために適したフォトダイオードは、Ｕｎｉｔｅｄ　Ｄｅｔｅｃｔｏｒ　Ｔｅｃｈｎｏｌｏｇｙ　Ｉｎｃ．、Ｓａｎｔａ　Ｍｏｎｉｃａ、Ｃａｌｉｆｏｒｎｉａ、ＵＳＡが製造するＵＤＴ　ＰＩＮ－１０ＡＰである。フォトダイオードは、例えば環境光などの外部の影響を可能な限り回避するため、ディスプレイ装置の直近またはディスプレイ装置上に配置される。ディスプレイ装置の輝度が、ディスプレイ装置の１フレームにわたってフォトダイオードからの電流を積分することによって測定される。この目的のために適した積分器は、Ｔｅｘａｓ　Ｉｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓ（Ｂｕｒｒ　Ｂｒｏｗｎ）が製造するＴＩ　ＩＶＣ１０２である。フレームにわたって累積された電荷が、各フレームの後に測定され、１６ビットのデジタル・コードへと変換される。対応するデジタル輝度コードが、ＵＳＢインターフェイスを介してパーソナル・コンピュータ１へと伝達される。この目的のため、パラレル・インターフェイスを使用してもよい。較正作業の際には、較正時の条件と眼を測定するときの条件とが同じであるように、検査の際に使用されるものと同じ刺激が表示される。このやり方で、内部散乱などディスプレイ装置の欠点が、いうまでもなく補償される。

【００４１】

２５６（コンピュータのグラフィック・カード上の８ビットのＤＡＣ（デジタル／アナログ変換器）で実現可能な最大数）を超える強度値を有する刺激を生み出すことができるよう、各ピクセルの輝度コードへと独立にノイズが加えられる。迷光のレベルが標準的である若い被験者の場合には、迷光がディスプレイの最大輝度の約１％に相当するため、２５６を超える強度値を生み出すことが重要である。

【００４２】

較正は、以下の検討にもとづく。好ましい実施の形態の１つにおいては、（例えば図３に示されているように）迷光源が環状である。ｓ＝１である眼については、この環からの光のうち中央の検査フィールドへと散乱される割合ｆを、

$$f = 2\pi\left(\frac{\pi}{180}\right)\int_{\theta_1}^{2\theta_2}\frac{1}{\theta}d\theta$$

のように計算でき、ここで、$\theta_1$は環の内径の半径であり、$\theta_2$は環の外径の半径である。好ましくは、外径と内径との比は２であり、結果として割合ｆは、

$$f = 2\frac{\pi^3}{180^2}\ln(2) \approx 0.0013$$

である。

【００４３】

計算を容易にするため、この式を、以下のように高い精度まで近似できる。輝度がｃ［ｃｄ／ｍ$^2$］であるθ$_1$°からθ$_2$°までの環が提示された場合、この環の中央において、網膜への迷光に起因する（等価）輝度Ｌ$_{eq}$は、

$$L_{eq} = 0.0044 \cdot s \cdot {}^{10}\log(\theta_2/\theta_1) \cdot c\ (cd/m^2)$$

に等しい。

【００４４】

したがって、補償不足と補償過剰との間の対称の点（従来の「直接補償」点）が、Ｌ$_{eq}$［ｃｄ／ｍ$^2$］に発見される場合、当該角距離（事実上、幾何平均$\sqrt{(\theta_2 \cdot \theta_1)}$に等しい）における当該被験者についての迷光パラメータｓは、

$$s = L_{eq}/0.0044 \cdot {}^{10}\log(\theta_2/\theta_1) \cdot c$$
$$= f/0.0044 \cdot {}^{10}\log(\theta_2/\theta_1)$$

であり、この式において、割合ｆ＝Ｌ$_{eq}$／ｃが現われる。この割合ｆ＝Ｌ$_{eq}$／ｃは、中央において必要とされる補償輝度と環の輝度との間の比である。したがって、中央における輝度および環における輝度が、較正される必要がある。中央における輝度のどの割合ｆが環における輝度から由来しているのかを明らかにすれば充分である。実際、この式によれば、割合ｆの各値を、迷光パラメータｓへと直接変換することができる。

【００４５】

図５、６Ａ、および６Ｂにおいては、横軸に沿って検査フィールドの補償輝度が変化しており、このルールに従ってｓとして表現されている。図５に示されているように、公知の直接補償法においては、被験者が、スイッチを操作し、知覚される網膜フリッカ強度が最小となるｓの値を決定することによって、ｓの値を調節する。本発明のフリッカ一致法（ｆｌｉｃｋｅｒ　ｍａｔｃｈｉｎｇ　ｍｅｔｈｏｄ）においては、後で説明するように、２つの半フィールドのｓの合計として、２ｓの値が割り出される。

【００４６】

上述の実施の形態においては、アナログ陰極線管（ＣＲＴ）ディスプレイ装置が使用される。他の好ましい実施の形態においては、ディスプレイ装置が、デジタル光処理（ＤＬＰ（商標））式のものであり、そこでは、デジタル画像を提供することができる。適切なＤＬＰ装置は、例えばＴｅｘａｓ　ＩｎｓｔｒｕｍｅｎｔｓのＤＭＤ　０．７　ＸＧＡ　ＤＤＲ型である。この種のディスプレイ装置においては、プロジェクション・ランプおよびデジタル・マイクロ・ミラー装置（ＤＭＤ）が使用されており、デジタル・マイクロ・ミラー装置（ＤＭＤ）は、それぞれが独立して前後に傾けることができるようヒンジ構造に取り付けられている数千の小型サイズのミラーのアレイで構成されている。ＤＬＰ式のディスプレイ装置は、デジタル入力信号を処理して、デジタル画像を直接生成すべくミラーを傾ける。ＤＬＰの利点の１つは、較正ステップが不要である点にある。さらに、ＤＬＰ装置は、コンピュータのモニタよりも小型であり、より高い輝度をもたらすことができる。

【００４７】

ひとたび測定装置１が較正されると、被験体の眼の迷光パラメータの測定を開始するこ

とができる。比較を行なうことができるよう、検査フィールドが、空間的に分けられた２つ以上のセクションに分割され（同時的比較）、さらに／または時間的に分けられた２つ以上のセクションに分割される（連続的比較）。簡単のため、検査フィールドの各セクションを、以下では検査フィールドと称する。検査フィールドが、不慣れな被験体であっても、もたらされるフリッカを比較的容易に知覚できるよう、比較的大きな変調度を与えて、補償不足に補償され、あるいは補償過剰に補償される。

【００４８】

以下では、比較される検査フィールドのセクションまたは検査フィールドが２つだけである単純な場合について、本発明を説明するが、多数の検査フィールドも、本発明に包含される。１つの検査フィールドが補償過剰であり、他方の検査フィールドが補償不足であり、これらの検査フィールドが、等しい真の網膜フリッカ振幅（散乱された光を含んでいる）を有している場合、眼の迷光が、$s=\theta^2(L_{uc}=L_{oc})/(2E_{gl})$によって与えられ、ここで、$L_{uc}$は、補償不足のフィールドへと与えられた（フリッカ）輝度であり、$L_{oc}$は、補償過剰のフィールドへと与えられた（フリッカ）輝度である（$L_{uc}<L_{oc}$）。これらの輝度は、眩惑源と反対の位相にあるとき正の符号を有し、眩惑源と同じ位相にあるとき負の符号を有する。

【００４９】

図３は、ディスプレイ装置上に表示された円形対称刺激構造の好ましい実施の形態を示している。刺激フィールドの配置が示されており、点滅する迷光源を模擬する外側リング１２を有している。リング１２の中央には、リング１４によって囲まれた検査円１３が配置されている。これは、検査円を表示領域の他の部分から分離し、周囲の領域からのフリッカの影響を抑えるために検査円を囲んでいる強い強度のリング状の光源である。内側において迷光源リング１２に当接している領域は、リング１２の内縁または内周１９と呼ばれ、リング１２の外側の領域は、外縁または外周１８と呼ばれる。周囲（領域１８および１９）の定常光が、これらの領域におけるフリッカの刺激を抑えるために加えられる。強度は、好ましくは迷光環の強度と同じオーダである。

【００５０】

検査円１３は、本実施の形態においては、左側の半円または左側の検査フィールド１５と、右側の半円または右側の検査フィールド１６とに分割されている。被験体に、補償不足の検査フィールドと補償過剰の検査フィールドとが同時に提示される。補償不足の検査フィールドは、左側検査フィールド１５または右側検査フィールド１６のどちらかであってよい。補償不足の検査フィールドが左側検査フィールド１５である場合には、右側検査フィールド１６が補償過剰とされ、一方、補償不足の検査フィールドが右側検査フィールド１６である場合には、左側検査フィールド１６が補償過剰とされる。

【００５１】

さらなる好ましい実施の形態によれば、補償不足および補償過剰の検査フィールドが、連続する刺激の提示において任意に入れ替えされ、すなわち、補償不足のフィールドおよび補償過剰のフィールドを、左側検査フィールド１５または右側検査フィールド１６にランダムに表示することができる。これは、左側または右側の検査フィールドについての検査対象者の好みが、無意識のうちに測定結果に影響する恐れをさらに軽減する。したがって、図面および明細書においては、検査フィールドが、左側検査フィールド１５および右側検査フィールド１６と称され、実際には、ランダムに右側または左側の検査フィールドであってよい第１の検査フィールド（ａ）および第２の検査フィールド（ｂ）を指している。

【００５２】

刺激は、好ましくは８～１０Ｈｚの周波数（人間が、この周波数のフリッカに比較的敏感であると考えられるため）、および典型的には０．５～５秒の間であり、好ましくは１秒である有限の持続時間で提示される。ランダムまたは擬似ランダムなアルゴリズムが、どちら側のフィールドが補償過剰の検査フィールドを提示し、どちら側のフィールドが補償不足の検査フィールドを提示するのかを決定する。刺激は、所定の補償過剰、典型的に

はｌｏｇ（ｓ）＝２．５の補償過剰から出発して提示される。後続の試行は、例えば最初は０．３ｌｏｇ（ｓ）単位の減少分であって後に０．１１ｌｏｇ単位の減少分など、所定の減少分だけ少ない補償過剰を有している。

【００５３】

刺激の提示の際または提示後に、被験者は、２つの検査フィールド１５、１６のどちらがより明滅しているか、あるいは明滅したかを、第１の入力ターミナル３のいずれかの応答ボタン９、１０を押すことによって、回答しなければならない。補償過剰のフィールドの選択は１として記録され、補償不足のフィールドの選択は０として記録される。これは、公知の二肢強制選択（２ＡＦＣ）に従った測定の状況である。

【００５４】

最尤アルゴリズムが、逆転を検出するため、すなわち被験者が眼のｓ値の２倍に位置する急速な変化に到達したという統計的有意性がいつ存在するのかを検出するために使用され、補償過剰の減少が停止させられる。この時点において、眼のｓ値の最初の評価が得られている。この値にもとづき、逆転点に近い刺激を提示することによって、測定が精緻化される。

【００５５】

この検査の第２の段階において提示される刺激の数、ならびに検査される間隔の幅は、検査に先立って選択することができる。第２の段階において、刺激が提示される順序は、恒常刺激法に従ってランダムに選択される。当然ながら、測定の精度は、第２の段階における試行の数とともに向上する。第２の段階における試行の提示の後、検査からのすべてのデータが、最尤の曲線当てはめ（ｆｉｔ）に使用される。この曲線当てはめによって、逆転点の最終的評価が与えられる。さらに、最尤の手順が、得られたｓ値の精度の評価を与える。この精度の評価が、被験者がこの視覚的課題を完全には理解していない場合に、検査をよりよく説明できるよう、フィードバックとしてオペレータに報告される。被験者の応答、日付／時刻、システムがオンであった時間、および較正データなど、すべての関連データが、コンピュータ１の記憶手段１７へと自動的に保存される。

【００５６】

一好ましい実施の形態においては、補償不足の検査フィールドが、補償ゼロに保たれる一方で、過剰補償の検査フィールドは、可変の過剰補償を有している。環状の迷光源が、達成可能な最大の変調度で点滅する。この測定状況が、図６ＡのＰ２に示されている。図６Ａは、フリッカ補償測定の際の眼の網膜フリッカを示している。マーカーは、過剰／不足補償のこのレベルについて、等しい網膜フリッカを示している。等しい網膜フリッカの点が、矢印で示されている。Ｖ字が最小値－この場合はゼロである－をとる対称の点が、測定対象の眼の迷光値ｓに対応する。

【００５７】

本実施の形態においては、すでに述べた理由により検査フィールド（ａ）ではなく、左側の検査フィールド１５が、補償がゼロであって補償不足であり、したがって網膜フリッカ強度$I_1$を有している。右側の検査フィールド１６、あるいは検査フィールド（ｂ）において、補償を変化させる。右側検査フィールド１６の網膜フリッカ強度が、補償されていない左側検査フィールド１５の網膜フリッカ強度$I_1$と等しくなる点が、図６Ａに明らかに見て取れるように、迷光パラメータｓの値の２倍を規定している。

【００５８】

上述の実施の形態では、検査フィールド（ｂ）が補償されない場合を検討したが、これは、実際には、補償不足の一形態に過ぎない。他の形態は、多かれ少なかれ補償不足である。２つの半フィールドが同じように見えるｓ軸に沿った点の解釈の一般的ルールは、それぞれの被験者についてのｓが、２つの半フィールドのｓの合計の半分に等しいというものである。これは、図６Ａから理解することができる。半フィールドｂが補償されない場合には、$s_b = 0$であり、等しくなる点において$s_a = 2s$である。

【００５９】

他の実施の形態においては、例えば半フィールド（ｂ）における同位相の変調の場合の

Ｐ１に示されているように、左側の検査フィールド１５をさらに補償不足にすることができ、あるいは半フィールド（ｂ）における０，５ｓ逆位相変調の場合のＰ３に示されているように、補償不足を少なくすることができる。結果として、網膜フリッカが等しいときの値は、図６Ａに示されているように、強度$Ｉ_{1}$よりも高くなり、あるいは低くなるであろう。迷光パラメータｓの値は、同様なやり方でＶ字曲線から、曲線の対称の点を割り出すことによって導出することができる。この点が、迷光パラメータｓの値を与える。

【００６０】

網膜フリッカの差の知覚は、いわゆる心理測定関数によって支配されている。心理測定関数は、提示された刺激に対する被験者の或る特定の応答（例えば、「検査フィールドの左半分が、右半分よりも強く明滅している」という応答）の確率を記述している。２つの（独立した）補償刺激の場合には、心理測定空間の広がりは、２次元である。しかしながら、一好ましい実施の形態においては、刺激のうちの一方が一定であり、刺激の組のそれぞれを、可変の変調度のみを考慮することによって、１つの刺激値として取り扱うことができる。

【００６１】

図６Ｂは、この心理測定関数の一例を示しており、フィールド（ｂ）に補償が存在しない場合について、「フィールドａがフィールドｂよりも強く点滅している」という応答の確率を含んでいる。より正確な用途またはより複雑な実施の形態においては、より複雑な心理測定関数が当てはまる。図６Ａおよび６Ｂから明らかに導き出せるように、心理測定関数が、この場合には、眼のｓの２倍に位置する逆転点の最終の評価を与える曲線当てはめをもたらす。

【００６２】

この心理測定曲線は、例えば視覚フィールド検査におけるイエス／ノーの課題に対応する曲線など、他の視覚検査から知られている心理測定曲線に対し、いくつかの類似点およびいくつかの特有な相違を有している。この曲線は、大きな過剰補償について高い値を有し、眼のｓの２倍の過剰補償において低い値への急激な変化を有している。この急激な変化が、眼における光の散乱の量を測定するために使用される。意図された過剰補償のフィールドが、実際には（大幅に）補償不足である場合には、曲線は再び高い値への変化を見せる。心理測定曲線のこの形状が、図６Ｂに明らかに示されている。

【００６３】

図７に、ｓ＝１４の被験者について、半フィールド（ｂ）に種々の量の補償を与えたときの実験による曲線の例が示されている。値ｓ＝１４が、原点（変調＝０）としてプロットされている。$ｓ_{b}$についての（固定の）値を、８、５および１とした。等しくなる（ａ＞ｂの可能性が５０％になる）ために必要な変調が、それぞれ約６（＋１４）、９（＋１４）および１３（＋１４）であり、２つの補償の合計がｓに等しいという上述のルールに対応していることが見てとれる。この図は、心理測定曲線が「直接補償」の点（ｓ＝１４であって網膜変調がゼロである原点）へと接近することを示している。同時に、心理測定曲線の傾きが、より急峻になる。両方の効果が、より高い測定精度の獲得を保証する。

【００６４】

他の好ましい実施の形態においては、上述の２位相測定技法の代わりに階段手順（ステアケース手順）を、どの刺激レベルを提示するかを決定するために使用することができる。好ましくは、この階段手順は、０．３ｌｏｇ（ｓ）単位の初期の段差サイズを有しており、逆転のたびにより小さい段差サイズをとる。次の刺激レベルを決定するアルゴリズムが、「加速化確率論的近似（Ａｃｃｅｌｅｒａｔｅｄ　Ｓｔｏｃｈａｓｔｉｃ　Ａｐｐｒｏｘｉｍａｔｉｏｎ）」として文献に記載されている（例えば、Ｂｅｒｎｈａｒｄ　Ｔｒｅｕｔｗｅｉｎによる論文「適応的心理学手順の概観（Ｍｉｎｉｒｅｖｉｅｗ　Ａｄａｐｔｉｖｅ　Ｐｓｙｃｈｏｌｏｇｉｃａｌ　Ｐｒｏｃｅｄｕｒｅｓ）」、Ｖｉｓｉｏｎ　Ｒｅｓ．、Ｖｏｌ．３５、Ｎｏ．１７、２５０３～２５２２頁、１９９５年を参照）。

【００６５】

さらなる好ましい実施の形態においては、被験者がフリッカの量における差以外には２

つの検査フィールドの間の差を検出するための手がかりを得ないように、補償不足または補償過剰の検査フィールドのいずれかにおいて、当該特定の刺激についての補償不足または補償過剰の量に依存するオフセットが加えられる。換言すると、２つの検査フィールドにおけるパラメータ、とくには検査フィールドの平均輝度が、可能な限り同じであるように保たれる。補償不足または補償過剰の検査フィールドのいずれかにおいて、当該特定の刺激についての補償不足または補償過剰の量に依存するオフセットを加えることによって、検査フィールドの平均輝度が検査の最中に変化するが、同時に提示される補償不足および補償過剰のフィールドについては、常に同じである。他の好ましい実施の形態においては、さらに検査の最中の平均輝度の変化も、適切な量のオフセットを加えることによって除かれる。

【００６６】

実際には、比較のための正確な方法、それらから網膜迷光の評価をもたらすやり方、ならびに補償過剰および／または補償不足の選択は、用途に応じてさまざまであってよい。しかしながら、いくつかの用途について、好ましい実施の形態を以下で説明する。

【００６７】

補償の実際の選択は、これらに限られるわけではないが、下記の、種々の公知の心理物理学的手順に従って行なうことができる。

調節法：この方法によれば、被験体が刺激の強度を制御する。被験者が、つまみを回転させ、あるいはボタンまたはキーを押すことによって、フリッカが等しくなる点を見つけなければならない。調節法の利点は、比較的高速である点にある。

恒常刺激法：この方法によれば、あらゆる試行において刺激の提示の順序がランダムであり、被験者は、刺激の強度に関与するすべを持たない。刺激が一定なのではなく、被験者が予想するものが、試行から試行へと変化することがない。この方法の結果が、心理測定関数であり、そこから迷光パラメータを導出することができる。

段差固定の階段法：（提示される刺激が先の回答に依存するが、段差のサイズは一定である）。

確率論的近似：（提示される刺激が先の回答に依存し、段差のサイズは刺激のたびに小さくなる）。

加速化確率論的近似：（確率論的近似と同じであるが、段差のサイズは、逆転においてのみ変化する）。

最尤手順：（刺激が、先のすべての回答に依存する）。

【００６８】

他の好ましい実施の形態（本発明による方法および装置の「暗い（ｄａｒｋ）」バージョンとしても知られる）においては、それぞれの検査フィールドにおける補償過剰および補償不足の量が一定のレベルに保たれる一方で、知覚されるフリッカの量が、点滅している迷光源の強度を変化させることによって変化させられる。迷光源の周囲（周縁と称される）が、迷光源のレベルと等しい輝度を有している。この実施の形態の好ましい一形態においては、検査が低い輝度レベル（迷光源および周縁）で開始し、次第に明るくされて、比較の課題を徐々に困難にする。これは、より明るい迷光源が低いレベルの対象物の検出をより困難にする実際の生活の状況に沿っていると考えられる。

【００６９】

他の好ましい実施の形態においては、先の実施の形態と同様、測定がフリッカ比較の課題で開始されるが、迷光源の点滅はなしである。このいわゆるフリッカ検出しきい値測定によれば、被験体のフリッカ検出能力（フリッカ感受性）を測定することが可能である。検査の第２の段階は、「暗いバージョン」の実施の形態の第２段階に類似している。この部分は、明るいバージョン（ｌｉｇｈｔ　ｖｅｒｓｉｏｎ）の実施の形態において説明したように、逆転点を発見するために使用される。検査の第３の段階は、明るいバージョンの実施の形態の第２の段階であり、迷光源を最大強度で点滅させつつ恒常刺激法による逆転点の周囲の刺激の提示が行なわれる。

【００７０】

他の好ましい実施の形態においては、検査フィールドおよび／または迷光源および／または周縁が、異なる色、とくには青色、緑色および赤色を有している。色は、任意の組み合わせでもたらすことができる（例えば、緑色の迷光源、緑色の検査フィールド、白色の周縁）。このやり方で、補償光および／または迷光のそれぞれの波長に依存した迷光パラメータを、割り出すことができる。波長に依存した迷光パラメータは、眼の機能について有用な情報を与えるであろう。

【００７１】

迷光へと寄与している眼のさまざまな部分は、異なるスペクトル依存性を有している。したがって、異なる色についての迷光の結果の比較が、迷光全体に対する眼のさまざまな部分の寄与について、それぞれの部分の相対的な重みについての情報をもたらす。これは、臨床診断のために適切であり、あるいは特定の状況においてどのような迷光による妨げが予想されるかをより正確に判断するために、適切であろう。例えば、低い太陽は赤みを帯びており、したがって低い太陽による妨げは、スペクトルの赤色端の迷光により依存する。もっとも単刀直入な測定のやり方は、完全な赤色、緑色、または青色の迷光測定装置を使用することであろう。これは、例えば同じコンピュータ・モニタ・ベースの器具であるが、赤色、緑色、または青色の燐光体のいずれかのみを単独で使用する器具によって、実現することができる。しかしながら、色の組み合わせが、それらの間の比を直接明らかにするため、興味深いものであろう。例えば、迷光環の赤色の燐光体が、同じ環内の緑色の燐光体と反対の位相に変調される場合、中央において知覚されるフリッカを消すために必要な２つの変調の間の相対的なバランスが、２つの色の間の迷光パラメータの比を直接与える。

【００７２】

上述の実施の形態においては、被験体が、選択を行なうように常に強制され、すなわち彼／彼女は、どの検査フィールドが最高の（あるいは、最低の）網膜フリッカ強度を有するとして知覚されるかを、選択しなければならない（強制選択法）。他の実施の形態においては、入力ターミナル３に、第３の応答ボタンが設けられる。この応答ボタンを押すことによって、被験者は、比較の結果を決定できないことを示すことができる（非選択の可能性）。

【００７３】

他の好ましい実施の形態においては、迷光源の角度シータを、例えば１０°から３°へと変化させることができる。とくに運転者の検査の目的においては、３°のシータが、もっとも適切であると考えられる。迷光へと寄与している眼のさまざまな部分は、異なる角度依存性を有している。したがって、異なる角度についての迷光の結果の比較が、迷光全体に対する眼のさまざまな部分の寄与について、それぞれの部分の相対的な重みについての情報をもたらす。これは、臨床診断のために適切であり、あるいは特定の状況においてどのような迷光による妨げが予想されるかをより正確に判断するために、適切であろう。例えば、接近してくる自動車は、典型的には３°に局在し、したがって接近してくる自動車による妨げは、３°における迷光により依存する。他の例としては、眼の壁面（図１の構成要素の虹彩／強膜）の透明性からの迷光の寄与の角度依存性は、他の構成要素と対照的に、等方的であることが知られている。したがって、角度依存性の測定結果を、そのような構成要素の相対的な寄与を評価するために使用することができる。もっとも単刀直入な測定のやり方は、興味ある角度に位置する迷光環を使用することであろう。コンピュータ・モニタをベースとする器具においては、環の角度を変化させて、種々の角度について別個に迷光パラメータを測定することが、簡単に可能である。しかしながら、角度の組み合わせが、それらの間の比を直接明らかにするために、興味深いかもしれない。例えば、３°に位置する環が、同じモニタ上で同時に、１０°に位置する環と反対の位相に変調される場合、中央において知覚されるフリッカを消すために必要な２つの変調の間の相対的なバランスが、２つの角度の間の迷光パラメータの比を直接与える。

【００７４】

上記では、人間が、この周波数のフリッカに対して最も敏感であるため、８Ｈｚのフリ

ッカ周波数について述べた。しかしながら、他の好ましい実施の形態においては、別のフリッカ周波数が使用される。用途に応じ、とくに人々の部分集合に関して、異なるフリッカ周波数が精度のために最も適している可能性がある。網膜の疾患および年齢とともに、フリッカの知覚が変化することが知られている。また、色、角度、環の幅、など他のパラメータを使用する場合、最良の性能のための周波数が変化する。

【００７５】

これまで述べてきた方形波のフリッカ信号に代え、フリッカ信号の形状も変化させることができる。例えば、正弦波または三角波形状が、これらの波形が異なる周波数を含んでいるため、たった今説明したとおり或る特定の用途においては有益であろう。

【００７６】

他の好ましい実施の形態においては、これまで述べてきた空間的な分離を使用する実施の形態と対照的に、刺激が時間的に分離される。この実施の形態においては、過剰補償の検査フィールドと補償不足の検査フィールドとが、２つの半円のスポットに同時に提示されるのではなく、同じ完全な円形の検査フィールド・スポットに交互に提示される。フリッカの感度は、検査フィールドのサイズに依存する。２つの半フィールドの場合には、１つの完全な円形フィールドに比べて感度が失われる。用途によっては、この効果が、同時比較の利益を補って余りある。

【００７７】

迷光源の形状を、迷光測定の特定の目的に応じて調節することができる。図８は、他の好ましい実施の形態を示しており、ここでは１つ以上の明るい点状の光源が、リング状の光源の代わりに使用されている。これは、夜間の運転時など、特定の妨げの状況によりよく対応するかもしれない。さらに、迷光環の形状を変更することができ、とくには幅を小さくすることができる。これは、より良好な角度分解能が必要とされる場合に興味深い。本実施の形態においては、環の外半径が内半径の２倍である。そのような用途の一例は、いわゆる水晶体ハロの測定である。この現象は、白内障の前段階と関連性があるが、視覚の少しの角度における迷光の急峻なピークを特徴とする。さらに、例えばＬＥＤなど、さまざまな種類の迷光源を使用することができ、かつ／または他の種類の補償光源を使用することができる。

【００７８】

さらなる好ましい実施の形態においては、迷光源からの光が、眼の盲点へと向けられる。この場合、迷光が知覚されず、あるいは少なくともあまり知覚されず、被験者にとって妨げにならず、したがって測定結果を乱すことがない。

【００７９】

検査フィールドのサイズそのものが、迷光パラメータの測定結果に影響を及ぼしうる。検査フィールドのサイズは、感度ならびに角度分解能に影響を及ぼす。サイズを大きくすると、感度が改善されるが、分解能は低下する。用途に応じて、これら２つの影響の間の最適なバランスを得ることができる。

【００８０】

これまで、二肢強制選択（２ＡＦＣ）測定について説明してきた。しかしながら、選択肢の数を、３つ、４つ、またはそれ以上へと増やしてもよい（３ＡＦＣ、４ＡＦＣなど）。一般に、選択肢の数が多くなると、選択のために期待されるスコアがより低くなるが、あまりに多くの検査フィールドに注意を向けることは困難であるため、被験体が困惑して刺激を見落とす可能性が大きくなる。

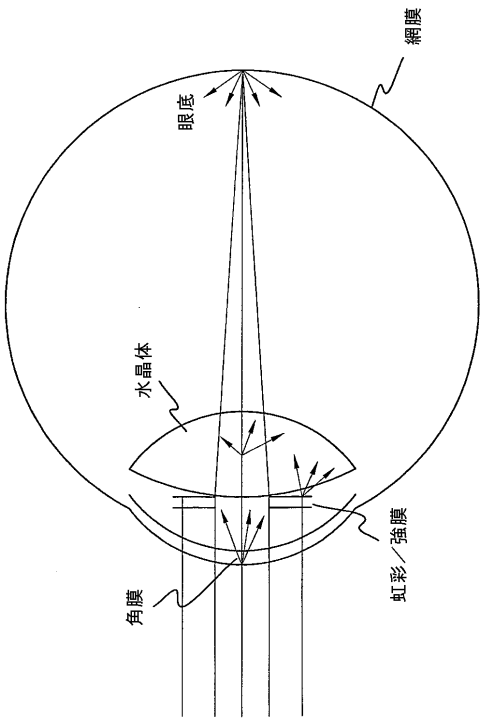
【００８１】

したがって、他の好ましい実施の形態においては、被験体へと３つ以上の選択肢を提示するため、空間的および時間的に分離された刺激に関して、３つ以上の検査フィールドがディスプレイ装置上に提示される。心理測定アプローチが、測定の速度および精度を決定する。測定の速度は、多数の同時比較によって向上させることができる。しかしながら、この課題は、被験体に多くを求めることになる。したがって、この実施の形態は、特定の被験体集団についてのみ使用されるであろう。

【００８２】
他の好ましい実施の形態においては、刺激の継続時間が、例えば好ましい継続時間である約１秒から、例えば１０秒またはそれ以上へと変化させられる。応答時間、すなわち被験体がその時間内に応答しなければならない時間も、同様に変化させられる。この変化を、被験体の能力を最適化するために利用することができる。何人かの被験体は、提示時間が長くされたときに彼らの能力が改善される可能性があり、他の者は、彼らの能力を失う可能性がある。提示時間および応答時間の個々の調節は、実際に測定した被験体の能力によって案内されて、動的に実現することができる。
【００８３】
測定の合間に提示される像は、検査の際に提示される輝度と同じ平均輝度を有することができる。あるいは、像が黒色であってよく、あるいは最大強度を有してもよい。これは、提示に対する前順応状態を決定する。これは、提示の際の最良の能力のために最適化することができる。
【００８４】
検査フィールドにおける迷光分布をより正確に模擬するために、非均一な補償フィールドを使用することができる。迷光は、角度に強く依存するため、検査フィールドにおける迷光の分布は、迷光源の形状に応じていくらかの非均一性を示す。
【００８５】
さらに本発明は、上述した好ましい実施の形態の組み合わせのすべてを想定している。例えば、明るいバージョンまたは暗いバージョンの実施の形態のいずれかと、さまざまな心理物理学的測定技法のすべての種類（例えば、調節法、恒常刺激法、固定の段差の階段、確率論的近似、加速化確率論的近似、および最尤手順）との組み合わせが、実現可能である。さらに本発明は、上記のすべてを、補償過剰および補償不足のさまざまなバリエーションとともに包含する。例えば、
例えば、補償不足の検査フィールドの補償がゼロである第１の実施の形態において説明したように、検査フィールドの一部が一定の補償不足であり、検査フィールドの一部における過剰補償が可変であり、
「明るいバージョン」の場合、または「暗いバージョン」の場合において迷光源が可変である場合に、補償不足の検査フィールドと補償過剰の検査フィールドとの間の差が一定であり、これら２つの合計が変化する。
【００８６】
本発明は、上述の好ましい実施の形態には限定されない。求める権利は、以下の特許請求の範囲によって規定され、その技術的範囲において、多数の変更を想定することが可能である。
【図面の簡単な説明】
【００８７】
【図１】人間の眼の概略の断面を示しており、４つの主な迷光源が示されている。
【図２】本発明の第１の実施の形態による迷光測定装置の概略図を示している。
【図３】ディスプレイ装置上に提示される刺激フィールドのレイアウトについて、好ましい実施の形態の正面図を示している。
【図４】図３に示すようなディスプレイ装置上に提示される刺激フィールドのレイアウトの好ましい実施の形態の幾何学的配置の斜視図を示している。
【図５】従来の直接補償法の場合について、検査フィールドのフリッカ強度の関数としての網膜フリッカ強度のグラフを示している。
【図６Ａ】本発明によるフリッカ一致法の場合について、検査フィールドのフリッカ強度の関数としての網膜フリッカ強度のグラフを示しており、レベルの異なる３つの過剰補償／補償不足が使用されている。
【図６Ｂ】図６Ａに示した種類の判断についての心理測定関数を示しており、図６Ａの補償不足状態Ｐ２、すなわち補償なしが使用されている。
【図７】半フィールド（半フィールドｂ）に種々の補償量（ｓ＝１、ｓ＝５およびｓ＝８

）を与えたときの実験曲線を示している。
【図８】ディスプレイ装置上に提示される刺激フィールドのレイアウトについて、さらなる好ましい実施の形態の幾何学的配置の正面図を示している。
【符号の説明】
【００８８】
１　パーソナル・コンピュータ、　２　演算ユニット、　３，４　入力ターミナル、　５，８　ディスプレイ、　６　囲い、　７　ヘッドレスト、　９，１０　応答ボタン、　１２　外側リング、　１３　検査円、　１４　内側リング、　１５，１６　検査フィールド、　１７　記憶手段、　１８　外周、　１９　内周

【図１】




【図２】

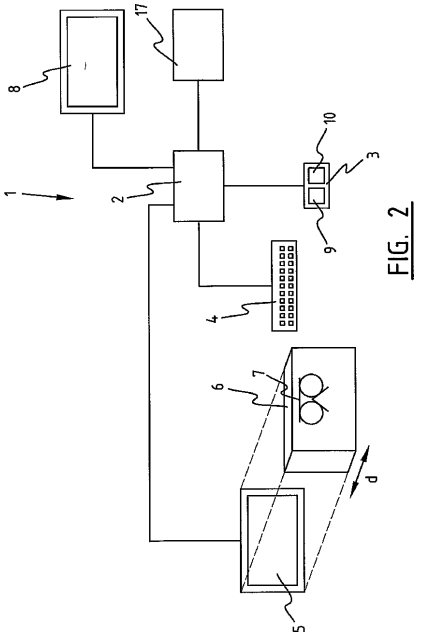



FIG. 2

【図３】

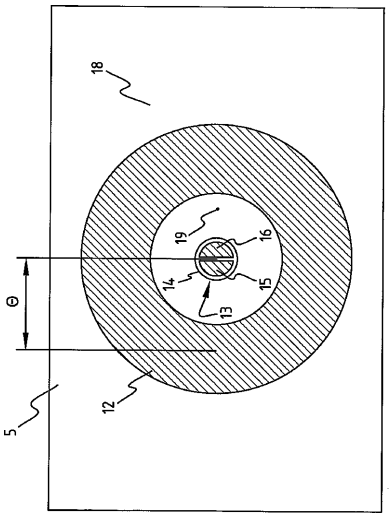
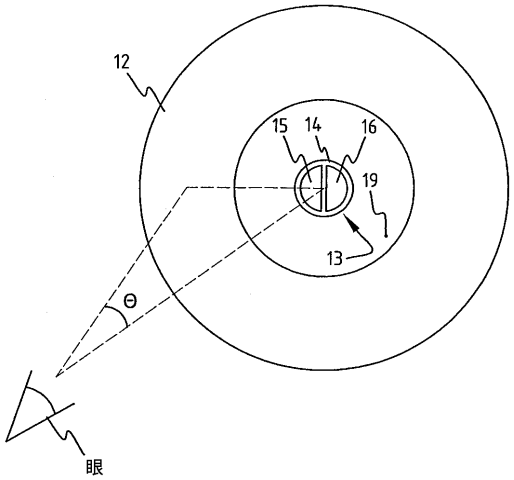
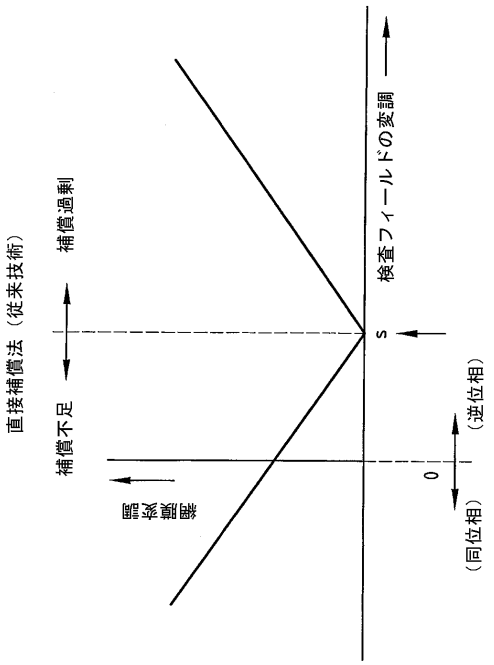



FIG. 3

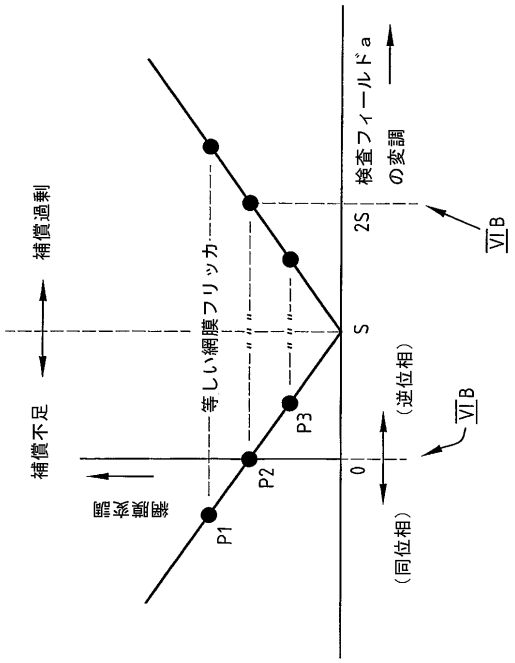
【図４】



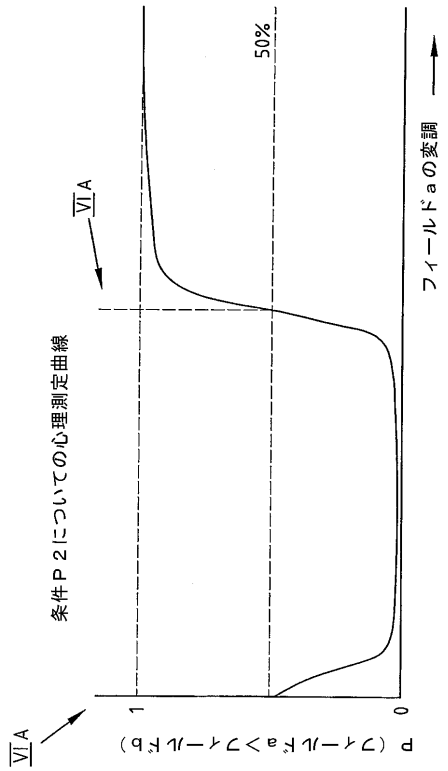

【図５】



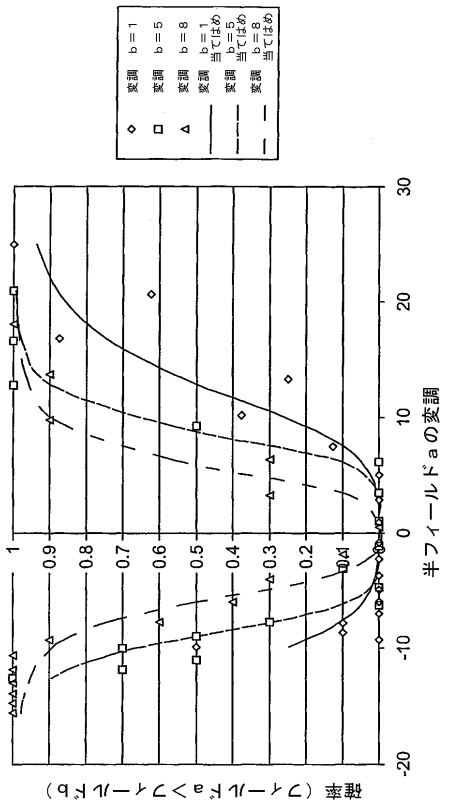

【図６Ａ】



【図６Ｂ】




【図７】




【図８】

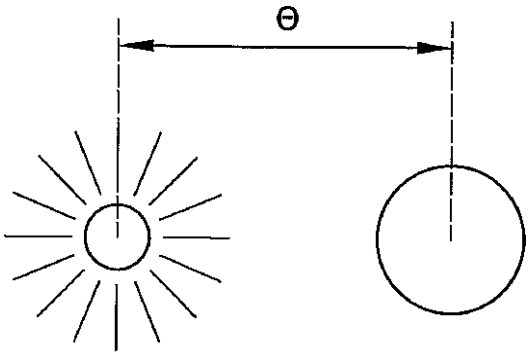



FIG. 8

フロントページの続き

(74)代理人 100132241
弁理士 岡部 博史
(74)代理人 100098280
弁理士 石野 正弘
(74)代理人 100113170
弁理士 稲葉 和久
(72)発明者 トーマス・ヨアネス・テオドルス・パスハリス・ファン・デン・ベルフ
オランダ、エヌエル－１３９１イックスイックス・アブコウデ、ハーグウィンデ８９番
(72)発明者 ヨリス・エドゥアルト・コッペンス
オランダ、エヌエル－１１０６デーエー・アムステルダム、フィアネンストラート１６４番

審査官 安田 明央

(56)参考文献 米国特許第０５６７１０３９（ＵＳ，Ａ）
米国特許第０５６３２２８２（ＵＳ，Ａ）
特開平０２－１１９８３７（ＪＰ，Ａ）
米国特許第０５２８４１４９（ＵＳ，Ａ）
米国特許出願公開第２００３／００３８９２１（ＵＳ，Ａ１）
特開平０８－２０６０６７（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－０５８２３７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 3/00-3/16