(12)特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2002 年4 月25 日 (25.04.2002)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 02/32299 A1

(51) 国際特許分類[7]: A61B 3/103

(21) 国際出願番号: PCT/JP01/09084

(22) 国際出願日: 2001 年10 月16 日 (16.10.2001)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願2000-318559
2000 年10 月18 日 (18.10.2000) JP
特願2000-350659
2000 年11 月17 日 (17.11.2000) JP
特願2000-351796
2000 年11 月17 日 (17.11.2000) JP
特願2001-119086 2001 年4 月18 日 (18.04.2001) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社トプコン (KABUSHIKI KAISHA TOPCON) [JP/JP]; 〒174-0052 東京都板橋区蓮沼町75番1号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 三橋俊文 (MIHASHI, Toshifumi) [JP/JP]. 広原陽子 (HIROHARA, Yoko) [JP/JP]; 〒174-0052 東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社 トプコン内 Tokyo (JP). 前田直之 (MAEDA, Naoyuki) [JP/JP]; 〒565-0871 大阪府吹田市山田丘2-2 大阪大学医学部眼科内 Osaka (JP).

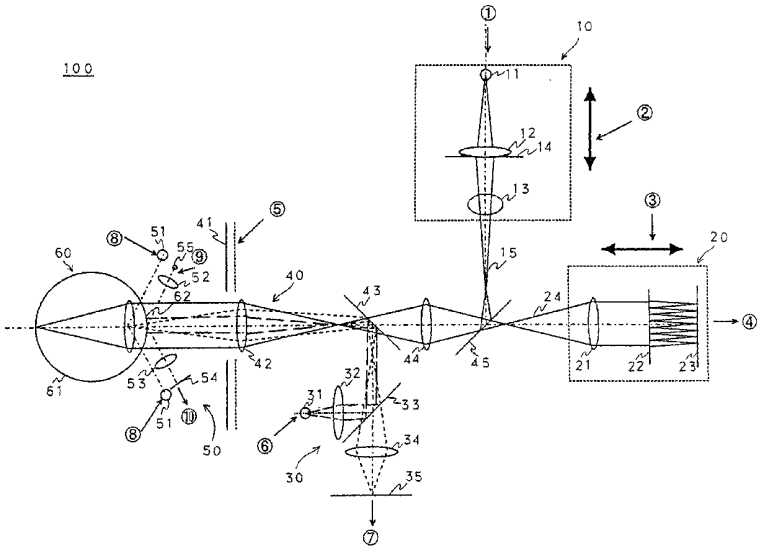
(74) 代理人: 橋爪 健(HASHIZUME, Takeshi); 〒104-0061 東京都中央区銀座3丁目13番17号 Tokyo (JP).

(81) 指定国 (国内): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT,

[続葉有]

(54) Title: OPTICAL CHARACTERISTICS MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 光学特性測定装置



(57) Abstract: Measurement data (measured results) obtained under a plurality of conditions and image data and/or numerical data corresponding to the measured results are displayed collectively or selectively. An optical characteristics measuring device (100) measures/displays, for example, the optical characteristics of an eye to be measured (60) as an object. A first lighting optical system (10) includes a first light source (11) for applying an optical flux of a specified pattern to the eye to be measured (60). A first light receiving optical system (20) includes a first light receiving unit (23) for receiving light reflected from the eye (60). A light transmitting/receiving optical system (30) mainly conducts an alignment adjustment, and includes a second light receiving unit (35) for receiving light reflected from the eye (60). A common optical system (40) is disposed on the optical axis of a light flux emitted from the first lighting optical system (10), and is commonly included in the first lighting

[続葉有]

WO 02/32299 A1

LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) 指定国 (広域): ARIPO 特許 (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

２文字コード及び他の略語については、定期発行される各*PCT*ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

optical system (10), the first light receiving optical system (20) and the light transmitting/receiving optical system (30). An adjustment-use optical system (50) mainly conducts an operating distance adjustment. An operation unit (210) performs an operation for graphically displaying the measurement results based on received optical signals indicating measurement data from the first light receiving unit (23) and the second light receiving unit (35). A display unit (230) graphically displays measurement data based on the received optical signals and measurement results determined by the operation unit (210).

(57) 要約:

複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的に表示する。

光学特性測定装置１００は、例えば、対象物である被測定眼６０の光学特性を測定・表示する装置である。第1照明光学系１０は、被測定眼６０に所定パターンの光束を照射する第1光源部１１を含む。第1受光光学系２０は、被測定眼６０からの反射光を受光する第1受光部２３を含む。送受光光学系３０は、アライメント調整を主に行うものであって、被測定眼６０からの反射光を受光する第２受光部３５を含む。共通光学系４０は、第1照明光学系１０から発せられる光束の光軸上に配され、第1照明光学系１０、第1受光光学系２０及び送受光光学系３０に共通に含まれる。調整用光学系５０は、作動距離調整を主に行う。演算部２１０は、第1受光部２３及び第２受光部３５からの測定データを示す受光信号に基づき、測定結果をグラフィック表示するための演算を行う。表示部２３０は、受光信号に基づいた測定データと演算部２１０で求められた測定結果とをグラフィック表示する。

明　細　書

光学特性測定装置

技術分野

本発明は、光学特性測定装置に係り、特に、複数の条件下での測定による各種データをグラフィック表示する光学特性測定装置に関する。

背景技術

近年、医学用に用いられる光学機器は、極めて多種多様な広がりを見せている。この光学機器は、特に、眼科では、眼の屈折力、調節等の眼機能、眼球内部の検査を行う光学特性測定装置として普及している。また、これらの各種検査の測定結果は、例えば、検査対象となる患者の被測定眼がどのような測定条件下に置かれていたかが重要となる。例えば、眼の瞳孔は、明るい所では小さく、暗い所では大きくなるため、測定条件として、照度も考慮する必要があり、さらに、被測定眼の測定範囲も重要である。

また、眼に含まれる網膜、角膜、それ以外の部位の形状は、患者によってそれぞれ特有なものである場合が多く、眼科医等が患者の被測定眼に対する診断等を迅速に行うためには、被測定眼の各部位に関する収差等の各種データを、まとめて、又は、所望のデータを選択して表示することが望ましい。これにより、眼科医等は、各種診断（所見）を患者に対してわかり易く説明することもできる。

また、この各種データは、眼の光学特性に相当し、例えば、数値データとイメージデータ（グラフィックデータ）とに区分すると共に、これらの数値データとグラフィックデータとに対して、光学機器の撮像手段（例えば、ＣＣＤ）によって撮影された各種画像を処理又は合成して視覚的に見易い状態にすることが必要である。さらに、各種データの測定結果、測定データ、測定結果に対応する数値データは、複数の条件下で表示が行われる必要がある。

発明の開示

しかしながら、従来の光学特性測定装置では、測定データ（測定結果）及び測定結果に対応する画像データや数値データ等、複数の条件下で求められた各種データを、まとめて表示し、又は、選択的にそれぞれ表示し、視覚的に見易くすることは困難である場合が想定される。

本発明は、以上の点に鑑み、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的に表示する光学特性測定装置を提供することを目的とする。

また、本発明は、被測定眼の全体、角膜、眼内等に対して、測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的にグラフィック表示等を用いて表示する光学特性測定装置を提供することを目的とする。

本発明の第１の解決手段によると、

被測定眼に所定パターンの光束を照射する光源部を含む照射光学系と、

被測定眼からの反射光を受光する受光部を含む受光光学系と、

上記受光部からの測定データを示す受光信号に基づき、測定結果をグラフィック表示となるように演算する演算部と、

上記受光信号に基づいた測定データと、上記演算部で求められた測定結果とを、グラフィック表示する表示部とを備えた光学特性測定装置を提供する。

本発明の第２の解決手段によると、

被測定眼に所定パターンの光束を照射する光源部を含む照射光学系と、

被測定眼からの反射光を受光する受光部を含む受光光学系と、

上記受光部からの測定データを示す受光信号に基づき、測定データとして屈折力又はパワーの形式で被測定眼の光学特性を演算する演算部と、

上記演算部により得られた測定データに応じて、光学屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示する表示部と

を備えた光学特性測定装置を提供する。

図面の簡単な説明

図１は、本発明に関する光学特性測定装置１００の概略光学系を示す図。

図２は、本発明に関する光学特性測定装置１００の電気的構成を示す電気系ブロック図。

図３は、本発明に関する光学特性測定装置１００のフローチャート。

図４は、ランドルト環の表示に関するフローチャート。

図５は、表示部２３０にグラフィック表示される第１の表示例を示す説明図。

図６は、第１の表示例に対する変形例を示す説明図（１）、（２）。

図７は、第1の表示例に対する変形例を示す説明図（３）。

図８は、表示部２３０にグラフィック表示される第２の表示例を示す説明図。

図９は、表示部２３０にグラフィック表示される第３の表示例を示す説明図。

図１０は、表示部２３０にグラフィック表示される第４の表示例を示す説明図。

図１１は、第４の表示例に対する変形例を示す説明図。

図１２は、角膜収差測定を示すフローチャート。

図１３は、表示部２３０にグラフィック表示される第５の表示例を示す説明図。

図１４は、表示部２３０にグラフィック表示される第６の表示例を示す説明図。

図１５は、第６の表示例に対する変形例を示す説明図。

図１６は、表示部２３０にグラフィック表示される第７の表示例を示す説明図。

図１７は、表示部２３０にグラフィック表示される第８の表示例を示す説明図。

図１８は、ゼルニケ係数Ｃｉｊによる各収差の表現形式６００を示す図。

図１９は、ゼルニケの多項式Ｚｉｊの極座標表示による収差への分類を示す図。

図２０は、ゼルニケの多項式ＺｉｊのＸＹ座標表示による収差への分類を示す図。

図２１は、形状、Ｐｏｗｅｒ算出についての説明図。

図２２は、表示部２３０にグラフィック表示される第９の表示例を示す説明図。

図２３は、表示部２３０にグラフィック表示される第１０の表示例を示す説明図。

図２４は、表示部２３０にグラフィック表示される第１１の表示例を示す説明図。

図２５は、表示部２３０にグラフィック表示される第１２の表示例を示す説明図。

図２６は、表示部２３０にグラフィック表示される第１３の表示例を示す説明図。

図２７は、表示部２３０にグラフィック表示される第１４の表示例を示す説明図。
図２８は、表示部２３０にグラフィック表示される第１５の表示例を示す説明図。

発明を実施するための最良の形態

以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳細に説明する。

図１は、本発明に関する光学特性測定装置１００の概略光学系を示す図である。

光学特性測定装置１００は、例えば、対象物である被測定眼６０の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系１０と、第1受光光学系２０と、送受光光学系３０と、共通光学系４０と、調整用光学系５０とを備える。なお、被測定眼６０については、図中、網膜６１、角膜６２が示されている。

第1照明光学系１０は、例えば、第１波長の光束を発するための第1光源部１１と、集光レンズ１２とを備え、第1光源部１１からの光束で被測定眼６０の網膜（眼底）６１上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部１１から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長（例えば、７８０ｎｍ）である。

また、第1光源部１１は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部１１は、例えば、スーパールミネッセンスダイオード（ＳＬＤ）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部１１は、ＳＬＤに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが大きいレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることで、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいＬＥＤであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することで、利用することができる。回転Ｄプリズムを装置内の人眼瞳共役位置に挿入することにより、眼底の照明微小領域を走査することにより、コヒーレンス眼底の反射特性によるハルトマン像への悪影響を取り除くことができる。

第1受光光学系２０は、例えば、コリメートレンズ２１と、被測定眼６０の網膜６１から反射して戻ってくる光束（第1光束）の一部を、少なくとも１７本のビー

ムに変換する変換部材であるハルトマン板２２と、このハルトマン板２２で変換された複数のビームを受光するための第1受光部２３とを備え、第1光束を第1受光部２３に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部２３は、リードアウトノイズの少ないＣＣＤが採用されているが、ＣＣＤとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の２０００＊２０００素子の冷却ＣＣＤ等、適宜のタイプのものを適用することができる。

送受光光学系３０は、例えば、後述するアライメント調整を主に行うものであって、第２波長の光束を発するための第２光源部３１と、集光レンズ３２、３４と、ビームスプリッター３３と、第２受光部３５とを備え、被測定眼６０の角膜６２から反射して戻ってくる光束（第２光束）を、第２受光部に導くためのものであって、主にアライメント調整を行う。また、第２光源部３１から発せられる光束の第２波長は、例えば、第１波長（ここでは、７８０ｎｍ）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、９４０ｎｍ）。

共通光学系４０は、第1照明光学系１０から発せられる光束の光軸上に配され、第1照明光学系１０、第1受光光学系２０及び送受光光学系３０に共通に含まれ得るものであり、例えば、プラチドリング４１と、アフォーカルレンズ４２と、ビームスプリッター４３、４５と、集光レンズ４４とを備える。プラチドリング４１は、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影する。また、ビームスプリッター４３は、第２光源部３１の波長を被測定眼６０に送光（反射）し、被測定眼６０の角膜６２から反射して戻ってくる第２光束を反射し、一方、第１光源部１１の波長を透過するようなミラー（例えば、ダイクロイックミラー）で形成される。ビームスプリッター４５は、第１光源部１１の波長を被測定眼６０に送光（反射）し、被測定眼６０の網膜６１から反射して戻ってくる第１光束を、透過するようなミラー（例えば、偏光ビームスプリッター）で形成される。このビームスプリッター４３、４５によって、第１及び２光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

調整用光学系５０は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第３光源部５１と、第４光源部５５と、集光レンズ５２、５３と、第３受光部５４を備え、主に作動距離調整を行うものである。

ここで、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、送受光光学系３０により実施される。

まず、第２光源部３１からの光束は、集光レンズ３２、ビームスプリッター３３、４３、アフォーカルレンズ４２を介して、対象物である被測定眼６０を略平行な光束で照明する。被測定眼６０の角膜６２で反射した反射光束は、あたかも角膜６２の曲率半径の１／２の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ４２、ビームスプリッター４３、３３及び集光レンズ３４を介して、第２受光部３５にスポット像として受光される。

ここで、この第２受光部３５上のスポット像が光軸上から外れている場合、光学特性測定装置１００本体を、上下左右に移動調整し、スポット像を光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼６０の角膜６２を第３光源部５１により照明し、この照明により得られた被測定眼６０の像が第２受光部３５上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系５０により実施される。

まず、作動距離調整は、例えば、第４光源部５５から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼６０に向けて照射すると共に、この被測定眼６０から反射された光を、集光レンズ５２、５３を介して第３受光部５４で受光することにより行われる。また、被測定眼６０が適正な作動距離にある場合、第３受光部５４の光軸上に、第４光源部５５からのスポット像が形成される。一方、被測定眼６０が適正な作動距離から前後に外れた場合、第４光源部５５からのスポット像は、第３受光部５４の光軸より上又は下に形成される。なお、第３受光部５４は、第４光源部５５、光軸、第３受光部５４を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された１次元ＣＣＤ、ポジションセンシングデバイス（ＰＳＤ）等を適用できる。

つぎに、第1照明光学系１０と第1受光光学系２０との位置関係を概略的に説明する。

第1受光光学系２０には、ビームスプリッター４５が挿入されており、このビー

ムスプリッター４５によって、第1照明光学系１０からの光は、被測定眼６０に送光されると共に、被測定眼６０からの反射光は、透過される。第1受光光学系２０に含まれる第１受光部２３は、変換部材であるハルトマン板２２を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

また、第１光源部１１と被測定眼６０の網膜６１とは、共役な関係を形成している。被測定眼６０の網膜６１と第１受光部２３とは、共役である。また、ハルトマン板２２と被測定眼６０の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、第1受光光学系２０は、被測定眼６０の前眼部である角膜６２、及び瞳孔と、ハルトマン板２２と略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ４２の前側焦点は、被測定眼６０の前眼部である角膜６２及び瞳孔と略一致している。

また、第1照明光学系１０と第1受光光学系２０は、第１光源部１１からの光束が、集光する点で反射されたとして、第１受光部２３での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第1照明光学系１０と第1受光光学系２０は、第１受光部２３での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第１光源部１１からの光束は、被測定眼の網膜６１上で集光する。

また、レンズ１２は、光源１１の拡散光を平行光に変換する。絞り１４は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート２１と光学的に共役の位置にある。絞り１４は、径がハルトマンプレート２１の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測（受光側だけに目の収差が影響する方法）が成り立つ様になっている。レンズ１３は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り１４と一致するように配置されている。

また、光線１５は、光線２４とビームスプリッター４５で共通光路になった後は、近軸的には、光線２４と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定のときは、それぞれの光線の径は違い、光線１５のビーム径は、光線２４に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線１５のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で１mm程度、光線２４のビーム径は、７mm程度になることもある（なお、図中、

光線１５のビームスプリッター４５から眼底６１までは省略している）。

つぎに、変換部材であるハルトマン板２２について説明する。

第1受光光学系２０に含まれるハルトマン板２２は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板２２には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部（被測定眼６０）について、被測定眼６０の球面成分、３次の非点収差、Ｚｅｒｎｉｋｅの３次と４次の高次収差までも測定するには、被測定眼６０を介した少なくとも１７本のビームで測定する必要がある。

また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレーズとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した８レベルの光路長差を施したもので、高い集光率（例えば、９８%）を達成している。

また、被測定眼６０の網膜６１からの反射光は、アフォーカルレンズ４２、コリメートレンズ２１を通過し、ハルトマン板２２を介して、その1次光として第１受光部２３上に集光する。また、ハルトマン板２２は、少なくとも１７の領域に区分された各領域ごとに、収束作用を行うマイクロレンズ部と、透過作用を行う開口部とを備えるようにしてもよい。したがって、ハルトマン板２２は、反射光束を少なくとも１７本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

図２は、本発明に関する光学特性測定装置１００の電気的構成を示す電気系ブロック図である。

光学特性測定装置１００に関する電気駆動系は、例えば、演算部２１０と、制御部２２０と、表示部２３０と、メモリ２４０と、第1駆動部２５０及び第２駆動部２６０とを備える。演算部２１０は、第１受光部２３から得られる受光信号④、第２受光部３５から得られる受光信号⑦、第３受光部５４から得られる受光信号(10)を入力すると共に、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、Ｓｔｒｅｈｌ比、白色光ＭＴＦ、ランドルト環パターン等（詳細は後述する。）を演算し、この演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部２２０と、表示部２３０（各種の表示例については、後述する。）と、メモリ２４０とにそれぞれ出力する。

制御部２２０は、演算部２１０からの制御信号に基づいて、第1光源部１１の点灯、消灯を制御したり、第1駆動部２５０及び第２駆動部２６０を制御するものであり、例えば、演算部２１０での演算結果に応じた信号に基づいて、第１光源部１１に対して信号①を出力し、プラチドリング４１に対して信号⑤を出力し、第２光源部３１に対して信号⑥を出力し、第３光源部５１に対して信号⑧を出力し、第４光源部５５に対して信号⑨を出力し、さらに、第1駆動部２５０及び第２駆動部２６０に対して信号を出力する。

第1駆動部２５０は、例えば、演算部に入力された第1受光部２３からの受光信号④に基づいて、第1照明光学系１０全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない

適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第1駆動部２５０は、第1照明光学系１０の移動、調節を行うことができる。

第２駆動部２６０は、例えば、演算部に入力された第1受光部２３からの受光信号④に基づいて、第1受光光学系２０全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第２駆動部２６０は、第1受光光学系２０の移動、調節を行うことができる。

図３は、本発明に関する光学特性測定装置１００の動作を示すフローチャートである。なお、説明の便宜上、ここでのフローチャートの説明は、概略的なものとし、具体的な説明は後述する。

まず、測定者により測定対象物である被測定眼６０の測定が開始され、第1受光部２３又は第２受光部３５からの像（例えば、ハルトマン像、前眼部像）を取得する（Ｓ１０１）。つぎに、眼の収差測定に関しては、ステップＳ１０１でのハルトマン像に関する数値データである、ハルトマン板２２と第1受光部２３との距離及び、座標等に基づいて、ゼルニケ係数を算出し、角膜収差測定に関しては、プラチドリング像のゆがみによる変位量等に基づいてゼルニケ係数を算出する（Ｓ１０３）。このゼルニケ係数に基づいて、被測定眼６０の波面または角膜収差を算出する（Ｓ１０５）。

つぎに、ステップＳ１０１～１０５から得られた各種データを、表示部２３０にどのように表示するか表示モード選択を行う（Ｓ１０７）。なお、この各種データは、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データとして、まとめて、又は、選択的に表示部２３０にグラフィック表示することができる（詳細は、後述）。また、ステップＳ１０７で選択された表示モードに応じて、各種画像及び／又はデータを表示部２３０に表示する（Ｓ１０９）。

また、ステップＳ１０９での表示例とは別の表示例を、表示部２３０に表示させる場合、ステップＳ１０７で選択した表示モード選択を変更するために、再度、表示モード選択を行う（Ｓ１１１）。一方、ステップＳ１０７で選択した表示モード選択を変更しない場合、測定を終了するか否かを判定する（Ｓ１１３）。ステップＳ１１３で測定を終了しない場合には、再度、像の取得を行う。一方、測定を終了する場合には、測定を終了する。

以下、上述の各ステップの処理について詳細に説明する。

（ステップＳ１０１について）

（表示部２３０に表示される被測定眼６０の像について）

この像は、例えば、ハルトマン板２２上に開けられた開口部を通過したことにより得られる、いわゆるハルトマン像であると共に、撮像手段であるＣＣＤを適用した第1受光部２３によって撮像された生画像である。また、例えば、患者の被測定眼６０に対して第１受光光学系２０の調整のずれ及び被測定眼の波面収差成分に応じて、ハルトマン板２２で変換された複数のビームの照射位置は変化する（後述する表示例に含まれるハルトマン像上に示した矢印に対応）。

（ステップＳ１０３、１０５について）

（眼の収差マップ、角膜収差マップ、俯瞰図と、数値データである眼の収差表示部、角膜収差表示部とを、表示部２３０に表示する際、必要とされるゼルニケ係数について）

ここで、一般に知られているゼルニケの多項式Z_{ij}（対象物で変化しない固定

値であって、ここでは、既知である）を用いてゼルニケ係数C_{ij}を算出する方法について説明する。

まず、ゼルニケ係数C_{ij}は、被測定眼の光学特性を把握するための重要なパラメータである。このパラメータは、例えば、ハルトマン板２２を介して第1受光部２３で得られた光束の傾き角に基づいて、被測定眼６０の光学特性を求める演算部２１０の動作原理となる。

光学特性測定装置１００は、被測定眼６０の波面収差（Ｗ（Ｘ，Ｙ）とする）を測定する。このため、変換部材であるハルトマン板２２の縦横の座標を（Ｘ，Ｙ）とし、さらに、第１受光部２３の縦横の座標を（ｘ，ｙ）とすると、一般に、以下の数式３で表される波面収差Ｗ（Ｘ，Ｙ）は、同じく、以下の数式１及び数式２の関係が成り立つ。すなわち、

$$\frac{\partial W(X,Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f} \qquad (1)$$

$$\frac{\partial W(X,Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f} \qquad (2)$$

ここで、ｆ：ハルトマン板２２と第1受光部２３との距離である。

$$W(X,Y)=\sum_{i=0}^{n}\sum_{j=0}^{i}c_{ij}Z_{ij}(X,Y)$$

（３）

また、数式３の両辺を、ハルトマン板２２上の座標（Ｘ，Ｙ）で偏微分することにより、ゼルニケ係数C_{ij}を得る。

ここで、ゼルニケの多項式Z_{ij}は、以下の数式４及び数式５で表され、具体的には、図１９、２０に示される。

$$Z_{nm}=R_n^{n-2m}(r)\left\{\begin{matrix}\sin\\ \cos\end{matrix}\right\}\left\{(n-2m)\theta\right\}$$

$n-2m>0$のとき sin

$n-2m\le 0$のとき cos

（４）

$$R_n^{n-2m}(r)=\sum_{S=0}^{m}(-1)^S\frac{(n-S)!}{S!(m-S)!(n-m-S)!}r^{n-2m}$$

（５）

ここでは絶対値で規格化されたＺｅｒｎｉｋｅ多項式を示したが、ＯＳＡ(Optical Society of America)で標準としているＲＭＳ(root mean square)で規格化された多項式も係数のスカラー倍の違いのみで、利用できる。

また、ゼルニケ係数C_{ij}は、以下の数式６の自乗誤差を最小にすることにより、具体的な値を得ることができる。

$$S(x)=\sum_{i=1}^{data\,number}\left[\left\{\frac{\partial W(X_i,Y_i)}{\partial X}-\frac{\Delta x_i}{f}\right\}^2+\left\{\frac{\partial W(X_i,Y_i)}{\partial Y}-\frac{\Delta y_i}{f}\right\}^2\right] \quad (6)$$

（ステップＳ１０７、１０９について）

ここで、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データを、まとめて、又は、選択的に、表示部２３０上に表示する場合の表示例について説明する。

まず、ステップＳ１０７による表示モード選択では、例えば、測定者が後述する第１～１３の表示例のうち所望の表示例を選択することができる。なお、測定者は、第１～１３の表示例に含まれる各要素を選択的に表示することもできる。

ここで、説明の便宜上、第１～１３の表示例に含まれる各要素についてそれぞれ説明する。

（表示部２３０に表示される眼の収差表示部に含まれる収差係数について）

被測定眼の収差成分を、例えば、収差係数（ここでは、単位：μｍ）として数値化する場合、ゼルニケ係数（ｎ＝１、２、３、４、５、６）であるとき、収差係数のＲＭＳ値（平均２乗誤差）をそれぞれＳ１、Ｓ２、Ｓ３、Ｓ４、Ｓ５、Ｓ６とすると、

$$S3=\frac{1}{2\sqrt{2}}\sqrt{C_{30}{}^2+C_{31}{}^2+C_{32}{}^2+C_{33}{}^2}$$

$$S4=\frac{1}{\sqrt{10}}\sqrt{C_{40}{}^2+C_{41}{}^2+2C_{42}{}^2+C_{43}{}^2+C_{44}{}^2}$$

$$S5=\frac{1}{2\sqrt{3}}\sqrt{C_{50}{}^2+C_{51}{}^2+C_{52}{}^2+C_{53}{}^2+C_{54}{}^2+C_{55}{}^2}$$

$$S6=\frac{1}{\sqrt{14}}\sqrt{C_{60}{}^2+C_{61}{}^2+C_{62}{}^2+2C_{63}{}^2+C_{64}{}^2+C_{65}{}^2+C_{66}{}^2}$$

$$S1=\frac{1}{2}\sqrt{C_{10}{}^2+C_{11}{}^2}$$

$$S2=\frac{1}{\sqrt{6}}\sqrt{C_{20}{}^2+2C_{21}{}^2+C_{22}}$$

$$S(3+5)=\sqrt{S3^2+S5^2}$$

$$S(4+6)=\sqrt{S4^2+S6^2}$$

$$S(3+4+5+6)=\sqrt{S3^2+S4^2+S5^2+S6^2}$$

（７）

となる。ここで、Ｓ１は、チルトを意味し、Ｓ３、Ｓ５、Ｓ（３＋５）は、コマ様収差となり、同じく、Ｓ２、Ｓ４、Ｓ６、Ｓ（４＋６）は、球面様収差となる。なお、通常、Ｓ２を除きＳ３以上の収差を高次収差と呼ぶ。

つぎに、この高次収差の分類について説明する。

高次収差は、例えば、ゼルニケ係数C_{ij}中のｓｉｎ（ｎθ）、ｃｏｓ（ｎθ）のｎの値により分類される（ゼルニケ係数C_{ij}は、上述の数式３及び数式４に示すように、正弦及び余弦関数を含んでいる）。具体的には、ｎ＝０（fold）であれば、球面収差となり、ｎ＝１（fold）であれば、コマ収差となり、同じく、ｎ＝２（fold）であれば、非点収差となり、さらに、ｎ＝３（fold）であれば、矢状収差とそれぞれ分類される。

また、対称収差（コマ様収差）は、４次収差＋６次収差を意味し、同じく、非対称収差（球面様収差）は、３次収差＋５次収差を意味する。なお、高次収差の次数は、必要に応じて決められるものであって、６次までに限らず、例えば、８次では３次＋５次＋７次がコマ様収差、４次＋６次＋８次が球面様収差をそれぞ

れ意味する。

つぎに、ゼルニケ係数C_{ij}を用いて、上述の各収差を表現する場合について説明する。

図１８は、ゼルニケ係数C_{ij}による各収差の表現形式６００を示す図である。

各収差の表現形式６００としては、例えば、各収差の名称、ゼルニケ収差係数、方向Ａｘ（例えば、Ｘ軸から反時計回り）、及び上述のＲＭＳにそれぞれ項目分けされる。また、各収差の表現形式６００は、図示のように、３次球面収差を示す項目６０１、５次球面収差を示す項目６０２、７次球面収差を示す項目６０３、３次コマ収差を示す項目６０４、矢状収差を示す項目６０５、５次コマ収差を示す項目６０６、３次非点収差を示す項目６０７、及び５次非点収差を示す項目６０８を含む。なお、これらの各収差は、主に、後述する第５～８表示例において、眼及び角膜の収差表示として、一括、又は、選択的に表示部２３０上に表示される。

つぎに、Power Map計算方法について説明する。

まず、求められた波面収差Ｗ（Ｘ，Ｙ）をパワー表示に変換する場合について説明する。なお、このパワー表示は、主に後述する第９～１３表示例において示される。

ここでは、対象とする波面の位置をＸ，Ｙで表示するものとし、光軸を含む断面において、その位置での波面の法線が光軸と交わる点と、その時に光軸上での波面の位置までの距離をL_Pとする。

このときのパワーＰを$1/L_P+1/L_{eye}$とする。ここで、L_{eye}は、眼の平均眼軸長（例えば０．０１７（ｍ））である。なお、この眼軸長は別の装置で測定された値を入力するよう構成してもよい。

また、波面の各位置(r, t)でのパワー分布をP(r, t)で表す。このパワー分布P(r, t)は、後述する眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power)に相当する。つぎに、上述の数式３での波面収差Ｗ（Ｘ，Ｙ）をパワー分布P(r, t)に置き換えて、上述と同様の処理を行い、パワー分布に相当するゼルニケ係数C_{ij}を求める。なお、ここでは、ゼルニケ多項式Z_{ij}は、図１９で示した極座標系のものを用いる。ここで、求めたゼルニケ係数を利用して、パワー分布に相当する球面収差、コマ収差、

非点収差などの各収差を求める。

また、パワー分布をゼルニケ多項式Z_{ij}近似した場合、収差の種類は、下記のように分類して表示される。具体的には、０次では、平均パワー、sin又はcosが無い項では、球面収差、sin(ｔ)又はcos(ｔ)では、コマ収差、sin(2ｔ)又はcos(2ｔ)では、非点収差、sin(3ｔ)又はcos(3ｔ)では、矢状収差とそれぞれ分類される。

つぎに、プラチドリングの角膜前面からの反射像から角膜前面のPower Mapを算出する。

ここで、各リングの中心位置を検出する場合は、基準となる中心位置を決定する。例えば、最も内側のプラチドリング像の中心位置を求め、各リングに対応させる。最も内側のプラチドリング像の中心位置は、例えば、リングを楕円であると仮定し、リング上の各点を楕円等の式に最小２乗法により関数近似し、その時の中心を算出する。また、各リング上の各点の位置を検出する場合は、求められた各リングの中心位置から各リング上の各点の位置までの距離rを算出する。

つぎに、形状、Power算出について説明する。

まず、面形状を距離rにおいてあるモデルカーブf(r)と仮定し、断面形状を算出する。なお、モデルカーブは、例えば、非球面などが用いられる。このとき求められたリングの中心位置を原点とすると、

$$f(r)=\frac{cr^2}{1+\sqrt{1-pc^2r^2}}+A_2r^2+A_4r^4+\cdots \qquad (8)$$

となる。ここで、ｐ：コーニック係数、ｃ：中心位置における曲率である。

また、この式の1次微分は、

$$\frac{df(r)}{dr} = \frac{cr}{\sqrt{1-pc^2r^2}} + 2A_2r + 4A_4r^3 + \cdots$$

（９）

となる。

図２１（a）は、形状、power算出についての説明図（１）である。

ここで、反射点における傾きは、例えば、df(r)/dr=tan(I/2)=tanθ となり、各点での曲率半径に依存しない値となる。また、1次微分の式にr、df(r)/dr を最小２乗法により関数近似し、各係数A2、A4、…を求める。こうしてf(x)を決めることにより、断面上の各点における曲率半径$R_i(r)$を求めることができる。すなわち、

$$R_i(r) = \frac{\left(1+\left\{f'(r)^2\right\}\right)^{\frac{3}{2}}}{\left|f''(r)\right|}$$

（１０）

となる。ここで、f’（r）=d(fr)/dr、f”（r）= $d^2f(r)/dr^2$ である。

また、数式１０より、Instantaneous Power P_iは、

$P_i(r)=n-1/R_i(r)$

となる。ここで、n：角膜屈折力である。

また、このとき断面上の各点と、各点の法線と角膜光軸との交点までの距離$R_a(r)$は、

$$R_a(r)=\sqrt{1+\frac{1}{f'(r)^2}}$$

（１１）

となる。また、数式１１より、Axial Power $P_a(r)$は、

$P_a(r) = n-1/R_a(r)$

により求められる。

図２１（ｂ）は、形状、power算出についての説明図（２）である。

ここで、断面上の各点に角膜光軸に平行な光線が入射してきたときスネルの法則によって、

$\sin\theta = n \sin\alpha \rightarrow \alpha = \sin^{-1}(1/n \sin\theta)$ $(\theta=l/2)$

となる。

また、断面上の各点と、光線と角膜光軸との交点の距離のx成分(光軸方向)Qは、

$Q = L/\tan U = \tan(\theta-\alpha)$

となる。これにより、中心位置から光線と角膜光軸との交点間の距離$R_r(r)$は、

$R_r(r) = f(r) + Q$

により求められる。この$R_r(r)$から、Refractive Power $P_r(r)$は、

$P_r(r)=n/R_r(r)$

となる。

このように、これら３種類のパワーでは、１断面におけるパワーが求められている。動径ｒの方位ｔ、全ての方位ｔでのそれぞれのパワーP(r,t)を求める。なお、ｔは、ＸＹ平面上での動径ｒ方位を意味する。また、上述の数式３における波面収差Ｗ（Ｘ，Ｙ）を、パワー分布P(r,t)に置き換えて、上述と同様の処理を行い、パワー分布に相当するゼルニケ係数を求める。

（表示部２３０に表示される白色光ＭＴＦについて）

つぎに、白色光ＭＴＦ（Modulation transfer function）の算出について説明する。

まず、ＭＴＦは、空間周波数の伝達特性を示す指標であって、光学系の性能を表現するために広く使われている。このＭＴＦは、例えば、１度当たり、０～１００本の正弦波状の濃淡格子に対しての伝達特性を求めることで見え方を予測することが可能である。

まず、単色ＭＴＦを波面収差Ｗ（ｘ，ｙ）から算出する。なお、Ｗ（ｘ，ｙ）は、入力値（測定値）であって、角膜収差に関しては、角膜形状から求めた角膜波面収差を用いることもできる。

瞳関数ｆ（ｘ，ｙ）は、波面収差から以下のように求まる。

ｆ（ｘ，ｙ）＝ｅ$^{ikW(x,y)}$

ここで、ｉ：虚数、ｋ：波数ベクトル（２π／λ）である。

また、この瞳関数ｆ（ｘ，ｙ）をフーリエ変換することにより、点像の振幅分布Ｕ（ｕ，ｖ）が求まる。

$$U(u,v)=\int_{-\infty}^{\infty}\int f(x,y)\exp\left[-\frac{i}{R}\frac{2\pi}{\lambda}(ux+vy)\right]dxdy \qquad (12)$$

ここで、λ：波長、Ｒ：瞳から像点（網膜）までの距離、（ｕ，ｖ）：網膜上の像点Ｏを原点とし、光軸に直行する面内での網膜の座標値、（ｘ，ｙ）：光学系の瞳面内の座標値である。

また、点像の振幅分布Ｕ（ｕ，ｖ）とその複素共役を掛けることにより、点像の強度分布（ＰＳＦ）Ｉ（ｕ，ｖ）が求まる。

Ｉ（ｕ，ｖ）＝Ｕ（ｕ，ｖ）Ｕ*（ｕ，ｖ）

さらに、点像の強度分布Ｉ（ｕ，ｖ）をフーリエ変換すると共に、いわゆる空間周波数変換である（Ｒ（ｒ，ｓ））規格化を行うことにより、ＯＴＦ（Optical Transfer Function）が求まる。

$$R(r,s)=\int_{-\infty}^{\infty}\int I(u,v)e^{-i2\pi(ru+sv)}dudv \qquad (13)$$

ここで、ｒ，ｓ：空間周波数領域の変数である。

ＯＴＦ（ｕ，ｖ）＝Ｒ（ｒ，ｓ）／｜Ｒ（０，０）｜

また、ＯＴＦの大きさがＭＴＦであるため、

ＭＴＦ（ｒ，ｓ）＝｜ＯＴＦ（ｕ，ｖ）｜

が成り立つ。

つぎに、上述のように求められた単色ＭＴＦに基づいて、白色光ＭＴＦを算出する。

白色光ＭＴＦを求めるには、まず、各波長でのＭＴＦに重み付けをし、足し合わせる。ここで、上述のＭＴＦは、波長ごとに値が異なるため、波長λでのＭＴＦをＭＴＦ$_\lambda$と表すと、

$$MTF(r,s)=\frac{\int\omega_\lambda MTF_\lambda(r,s)d\lambda}{\int\omega_\lambda d\lambda} \qquad (14)$$

ここでは、可視光に多く重み付けをし、計算を行う。

具体的には、色の３原色（ＲＧＢ）である赤、緑、青が、例えば、６５６．２７ｎｍ：１、５８７．５６ｎｍ：２、及び４８６．１３ｎｍ：１であるとすると、

ＭＴＦ（ｒ，ｓ）＝（１×ＭＴＦ$_{656\ 27}$＋２×ＭＴＦ$_{587\ 56}$＋１×ＭＴＦ$_{486\ 13}$）／（１＋２＋１）

となる。

また、白色光ＭＴＦは、一波長（８４０ｎｍ）のみで測定されるので、この測

定結果に基づいて他の波長について校正を行い、白色に補正することにより求めてもよい。具体的には、各波長でのＭＴＦは、眼の収差の場合、眼光学特性測定装置での測定波長が、例えば、８４０ｎｍであるとき、模型眼により各波長８４０ｎｍでの波面収差W_{840}（ｘ，ｙ）からのずれ量に相当する色収差W_{Δ}（ｘ，ｙ）を測定し、この色収差W_{Δ}（ｘ，ｙ）にW_{840}（ｘ，ｙ）を足し合わせ、この波面収差によりＭＴＦを算出することにより求められる。すなわち、

W_{λ}（ｘ，ｙ）＝W_{840}（ｘ，ｙ）＋W_{Δ}（ｘ，ｙ）

となる。

さらに、角膜波面収差の場合、測定された角膜形状は波長に依存しないが、形状を波面収差に変換するときに使用する角膜の屈折率が波長に依存すること、瞳関数の式に波長がパラメータのひとつであることから、ＭＴＦがこの場合も波長に依存することになる。

（表示部２３０に表示される眼の収差表示部及び角膜収差表示部に含まれるＳｔｒｅｈｌ比について）

Ｓｔｒｅｈｌ比（ここでは、Ｓ）は、上述のように求められた点像の強度分布であるＰＳＦの中心強度Ｉ（０，０）を、無収差光学系の場合に得られるＰＳＦの中心強度I_0（０，０）で割ることにより、求められる。すなわち、

Ｓ＝Ｉ（０，０）／I_0（０，０）

となる。

（表示部２３０に表示されるランドルト環、例えば、視力検査用のマークの表示、見え方について）

図４は、ランドルト環の表示に関するフローチャートである。

まず、測定者（例えば、眼科医等）は、患者の視力を検査するために適宜の視力に応じた大きさを有するランドルト環から、所定のものを選択する（Ｓ２０１）。この選択されたランドル環のパターンを示す輝度分布関数Ｌａｎｄ（ｘ，ｙ）を求めるか、また予め記憶しておき、これを読み出しても構わない（Ｓ２０３）。ここで、輝度分布関数Ｌａｎｄ（ｘ，ｙ）は、ハルトマン板２２と第1受光部２３

との間でのＸＹ座標のずれ（上述の撮影した生画像上に付与した矢印の長さをＸ方向、Ｙ方向にそれぞれベクトル分解した値）に基づいて求められる。

つぎに、この輝度分布関数Ｌａｎｄ（ｘ，ｙ）に対して２次元フーリエ変換を行うことにより、ＦＲ（ｕ，ｖ）を求める（Ｓ２０５）。このＦＲ（ｕ，ｖ）と、既に求めた上述のＯＴＦ（ｕ，ｖ）とをコンボリューションすることにより、眼の光学系通過後の周波数分布であるＯＲ（ｕ，ｖ）を求める（Ｓ２０７）。このＯＲ（ｕ，ｖ）に対して２次元逆フーリエ変換を行うことにより、Ｌａｎｄ　Ｉｍａｇｅ（Ｘ，Ｙ）を求める（Ｓ２０９）。

このステップＳ２０９で求められたＬａｎｄ　Ｉｍａｇｅ（Ｘ，Ｙ）は、表示部２３０の表示画面上にグラフィック表示される（Ｓ２１１）。なお、ここでは、瞳孔の大きさがφ３（明視野）、及びφ７（暗視野）両方での「視力０．７ランドルト環の見え方」として表示されている。

以下、上述の各要素を、まとめて、又は選択的に表示した第１～１３表示例について説明する。但し、表示部２３０に表示される同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

（第１の表示例）

図５は、表示部２３０にグラフィック表示される第１の表示例を示す説明図である。

表示部２３０には、例えば、撮影した生画像であるハルトマン像３００と、眼の収差マップ３１０と、眼の収差表示部３２０と、白色光ＭＴＦ表示３３０と、ランドル環の見え方表示３４０とが表示される。なお、この表示部２３０には、例えば、患者の名前（ここでは、東京　光子）、測定時刻（ここでは、２０００年３月２日　午前８時４分）、複数の測定条件（ここでは、測定の種類である波面測定、被測定眼６０の種類である無散瞳、測定波長である８４０ｎｍ、被測定眼６０の測定範囲であるφ９ｍｍ）等が表示される。

ハルトマン像３００は、例えば、患者の被測定眼６０の網膜６１からの反射光に基づいた画像であって、ここでは、患者のまぶた３０１も表示されている。また、ハルトマン像３００は、ハルトマン板２２を介して複数の略平行な光束が第1

受光部２３上に受光されたと仮定した場合の像点３０２と、被測定眼６０の網膜６１からの反射光が、ハルトマン板２２に開けられた透過部又は開口部を介して、概ね外側に広がった光束として第1受光部２３上に受光された場合での領域点３０３とを含む。また、このハルトマン像３００に表示されている実線３０４（始点を像点３０２、終点を領域点３０３の重心とする）を第1受光部２３の縦横の座標軸に沿って、ベクトル分解した場合に得られる値は、光束の変位を数値化したものであって、上述のゼルニケ係数を求める際に必要とされるΔｘ、Δｙに相当する。なお、像点３０２と領域点３０４との差である実線３０４が被検眼６０の波面収差に対応する。

眼の収差マップ３１０は、例えば、明視野での瞳孔（ここでは、φ３ｍｍ）を示す同心円３１１と、暗視野での瞳孔（ここでは、φ７ｍｍ）を示す同心円３１２と、光束のずれを考慮したゼルニケ係数から算出された波面収差を等高線で表示した複数の略楕円状の環３１３とを含む。なお、この眼の収差マップ３１０の外周縁には、例えば、１０°毎の目盛り（０～３６０）が表示され、視覚的にも見易いようになっている。また、眼の収差マップ３１０の近傍には、被測定眼６０の測定範囲に応じたスケール（例えば、１．０μｍ毎、－５．０～５．０の目盛り）３１４が表示される。

ここで、波面収差として、被測定眼の低次収差を含めた全ての収差、又は、高次（３次以上）の収差が必要に応じて表示される。この波面収差の表示は、必要に応じて、色彩や、濃度などを変えてグラフィック表示が行われる。また、全ての収差は、２次以上の収差を初期値として表示するが、１次以上の収差を全収差として表示するよう選択することもできる。

眼の収差表示部３２０には、明視野（ここでは、φ３ｍｍ）及び暗視野（ここでは、φ７ｍｍ）での各種の数値データが表示される。具体的には、上述したゼルニケ係数を用いて算出された被測定眼６０の収差成分（例えば、コマ様収差、球面様収差）であって、数値データである収差係数Ｓ３、Ｓ４、Ｓ５、Ｓ６、Ｓ３＋Ｓ５、Ｓ４＋Ｓ６、Ｓ３＋Ｓ４＋Ｓ５＋Ｓ６と、上述の見易さの指標として使用される、いわゆるＳｔｒｅｈｌ比の数値データと、１／眼の焦点距離である球面度数（ここでは、Ｓで表示され、単位Ｄ：いわゆるディオプター値）と、乱

視度数（ここでは、Ｃで表示され、単位Ｄ）と、乱視軸（ここでは、Ａで表示され、単位°）と、視力（ここでは、ＰＶＡ）とがそれぞれ表示される。ここで、球面度数と乱視度数はゼルニケ係数の２次項（Ｓ２）から求められる。なお、上述した眼の収差マップ３１０上に表示される複数の略楕円状の環３１３は、これらの収差係数を考慮している。

白色光ＭＴＦ表示３３０は、上述したように、正弦波格子などの見え方を示す指標であって、ここでは、横軸を空間周波数（cycle/deg）とし（例えば、1°当たり０～１００本の黒線を施した場合に相当する値）、縦軸を白黒パターンの見え方の程度（０～１）とするグラフとして表示される。具体的には、ここでは、明視野（ここでは、φ３ｍｍ）で視力０．９である場合でのグラフと、暗視野（ここでは、φ７ｍｍ）で視力０．７である場合でのグラフとが比較できるように、まとめて表示されている。なお、グラフ上での斜線は、正常範囲を示している。

ランドル環の見え方表示３４０は、上述したように、視力検査用のマークが患者の網膜６１上でどのように見えているのかを示している。ここでのランドル環の見え方表示３４０は、例えば、明視野（ここでは、φ３ｍｍ）で、この測定結果である場合、視力０．７に対応するランドル環は、ぼやけることなく細く良く見えており、暗視野（ここでは、φ７ｍｍ）で、この測定結果である場合、多少ぼやけるために太く見えていることを示している。

図６（ａ）は、第1の表示例に対する変形例を示す説明図（１）である。

ここでは、第1の表示例での表示部２３０に対して、撮影した生画像であるハルトマン像３００に、波面収差を測定するのに使用した像点の重心位置を、黒塗り三角形３５１として示したハルトマン像３５０を表示した例を示している。このハルトマン像３５０における図中、黒塗り三角形３５１は、ハルトマン板に設けられた格子点（小さな穴、開口又は透過部分）と測定された照射領域点の対応がとれているものであって、照射領域での重心位置に配置される。その重心位置は、照射強度と照射位置に基づき、いわゆるモーメント法などの手法によって求めることができることを示す。

また、ここでは、第1の表示例での表示部２３０に対して、眼の収差マップ３１０に加えて、対応がとれ、測定結果の得られたハルトマン板に設けられた格子点

をオーバーレイ表示した眼の収差マップ３６０を表示した例を示している。

図６（ｂ）は、第１の表示例に対する変形例を示す説明図（２）である。

ここでは、第１の表示例での表示部２３０に対して、撮影した生画像であるハルトマン像３００それ自体３５５を表示した例を示している。

図７は、第1の表示例に対する変形例を示す説明図（３）である。

ここでは、第1の表示例での表示部２３０に対して、眼の収差マップ３１０の代わりに、被測定眼６０の測定範囲での３次元形状を示す俯瞰マップ３７０を表示した例を示している。俯瞰マップ３７０は、例えば、測定範囲φ９mmに応じて、瞳の中心点を原点とした平面用スケール（ここでは、－４．５～４．５）と、立体用スケール（ここでは、－５．０～＋５．０μｍ）とを用いて３次元形状を表示している。なお、表示部２３０９では、上述のハルトマン像３００、３５０と、眼の収差マップ３１０、３６０と、俯瞰マップ３７０とを用いて、適宜の表示パターンを選択して作成することができる。

また、上述の表示例によれば、明所時（瞳径小、例えば、φ３mm）、及び暗所時（瞳径大、例えばφ７mm）での収差係数の表示を行うことで、両者を比較することができる。また、例えば、眼科医、検査技師等が、表示された収差係数の値が大きく、何らかの対策（例えば、通院、入院等による治療）が必要であると判断する貴重なデータとなり得る数値データについては、注意度合いに応じて、例えば、正常値から離れていくにつれて、青→水色→黄緑→黄色→赤等のように色が変化するように表示することもできる。

また、白色光ＭＴＦ表示３３０についても、明視野及び暗視野での両方の表示を行うことができる。また、測定によって得られた係数から矯正視力の表示を行ってもよい。さらに、この矯正視力に基づいてランドルト環の見え具合を推測したものを表示してもよい。また、収差の単位は、μｍ、ｎｍ、λ等のいずれかを選択できるようにしてもよい。また、両眼表示の選択を行えるようにしても良い。

（第２の表示例）

図８は、表示部２３０にグラフィック表示される第２の表示例を示す説明図である。

表示部２３０には、例えば、プラチド測定の表示３８０と、角膜収差マップ３９０と、角膜収差表示部４００と、白色光ＭＴＦ（φ３、φ７ｍｍ）の表示３３０と、ランドル環の見え方の表示３４０とが表示されている。なお、ここでの被測定眼６０の測定範囲は、例えば、φ１２ｍｍである。

プラチド測定の表示３８０は、上述したように、アライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯３８１からなるパターンの指標を投影するプラチドリング４１を用いて、第３光源５１からの光束を、被測定眼６０の角膜６２上に照射すると共に、この複数の同心輪帯３８１を伴った角膜６２からの反射光を、第２受光部３５上で受光した受光信号に基づく表示である。また、ハルトマン板２２を取り除くか調整することにより、受光部２３で測定することも可能である。測定されたプラチドリング４１の各座標における同心円からのずれをΔｘ，Δｙとして、前述と同様にゼルニケ係数を算出し、さらに波面を算出することにより角膜収差を求めることができる。

角膜収差マップ３９０は、明視野での瞳孔（ここでは、φ３ｍｍ）を示す同心円３１１と、暗視野での瞳孔（ここでは、φ７ｍｍ）を示す同心円３１２と、光束のずれを考慮したゼルニケ係数から算出された角膜収差を表示した等高線３９１とを含む。なお、この角膜収差マップ３９０の外周縁には、例えば、１０°毎の目盛り（０～３６０）が表示され、視覚的にも見易いようになっている。また、角膜収差マップ３９０の近傍には、被測定眼６０の測定範囲（ここでは、φ１２ｍｍ）に応じたスケール（例えば、１．０μｍ毎、－５．０～５．０の目盛り）３１４が表示される。

角膜収差表示部４００は、上述の眼の収差マップ３１０に対して、１／（眼の焦点距離（単位メートル））である球面度数Ｓ、乱視度数Ｃ、及び乱視軸Ａの代わりに、角膜のみを光学系としたときの度数である角膜収差（ここでは、Ｄで表示され、単位Ｄ）と、曲率半径ｍｍと、軸方向（ここでは、Ａで表示され、単位°）と、最大曲率半径となるところを示すＨと、最小曲率半径となるところを示すＶとが表示される。なお、眼の収差表示部２３０が眼全体（すなわち、網膜６１）に基づいて算出されたものであるのに対し、角膜収差表示部４００は角膜６２だけに基づいて算出されたものであるので、眼の収差表示部３２０、及び角膜収差

表示部４００に表示される具体的な数値データは、図示のように異なっている。

（第３の表示例）

図９は、表示部２３０にグラフィック表示される第３の表示例を示す説明図である。

ここでは、第２の表示例での表示部２３０に対して、プラチド測定の表示３８０の代わりに、角膜形状によるAxial Powerマップ４１０、Refractive Powerマップ４２０、Instantaneous Powerマップ４３０のうちいずれかを、まとめて、又は、選択的に表示させる。但し、ここでの測定範囲は、例えば、φ９ｍｍであって、上述の角膜収差マップ３９０の測定範囲もこれと同等にして表示する。

また、角膜形状によるPowerマップ４１０、４２０、４３０の近傍には、被測定眼６０の測定範囲（ここでは、φ９ｍｍ）に応じたスケール（例えば、０．５Ｄ毎、３５．５～５２．０（Ｄ）の目盛り）を表示してもよい（後述）。

（第４の表示例）

図１０は、表示部２３０にグラフィック表示される第４の表示例を示す説明図である。

この表示部２３０には、例えば、眼の収差マップ３１０と、角膜収差マップ３９０と、この眼及び角膜の収差マップ３１０、３９０に基づいて算出された眼内（内部）収差マップ４４０と、眼内（内部）収差表示部４５０とが表示されている。また、眼内（内部）収差マップ４４０は、例えば、眼内（内部）収差マップ４４０に表示される眼内収差係数に基づいて表示される。この眼内収差係数は、例えば、眼の収差マップ３１０を表示させるための眼全体の収差係数から、角膜収差マップ３９０を表示させるための角膜収差係数を引くことにより算出される数値データである。

この表示例によれば、眼内（内部）収差を表示することにより、眼の収差に与える角膜収差以外の影響を考慮することができる。

図１１は、第４の表示例に対する変形例を示す説明図である。

ここでは、第４の表示例での表示部２３０に対して、眼の収差マップ３１０、

角膜収差マップ３９０、眼内（内部）収差マップ４４０に加えて、対応がとれ測定結果の得られたハルトマン板に設けられた格子点を各収差のカラーマップにオーバーレイ表示した、眼の収差マップ４６０、角膜収差マップ４７０、眼内（内部）収差マップ４８０をそれぞれ表示した例を示している。

図１２は、角膜収差測定を示すフローチャートである。

ここでは、特に、角膜収差測定の場合におけるゼルニケ係数の算出（Ｓ１０３）及びゼルニケ係数から波面算出（Ｓ１０５）について詳細に説明する。

まず、第２受光部３５からの信号に基づき、角膜頂点を基準とし、プラチドリングの受光位置に応じて角膜形状の高さを示す角膜形状のマップ(Hight Map)のデータを算出する（Ｓ３０１）。ステップＳ３０１で求めた角膜形状になるべくフィットする参照球面の形状を算出する（Ｓ３０２）。これにより、ゼルニケ係数の算出精度の向上が図れる。測定範囲（例えば、φ３、φ７）に応じて必要な個所を求めれば足りる。

つぎに、角膜形状の成分から参照球面の成分を減算する（Ｓ３０３）。これにより、参照球面との相違のみの残差成分が求められる。ここで、参照球面の球面収差を算出する（Ｓ３０４）。ステップＳ３０３で求めた残差成分の波面収差を算出する（Ｓ３０５）。また、測定波面と参照球面の波面収差を合成したのちにゼルニケ係数を算出する第１測定モードと、ゼルニケ係数を測定波面と参照球面の波面収差のそれぞれの収差に対して求めて、ゼルニケ係数を合成する第２測定モードとの間で選択が行われる（Ｓ３０６）。ここで、第１測定モードの選択がされるとステップＳ３０７に進み、第２測定モードが選択されるとステップＳ３０９に進む。

第１測定モードでは、ステップＳ３０４で求められた参照球面の波面収差と、ステップＳ３０５で求められた残差成分の波面収差を加えた後、それらの波面収差を角膜波面収差として求める（Ｓ３０７）。さらに、ステップＳ３０７で求められた角膜波面収差のゼルニケ係数を算出する（Ｓ３０８）。なお、このゼルニケ係数は、角膜収差を示している。これが終了すると、図３のステップＳ１０７に進み、表示モードが選択されその後の処理に進む。

一方、ステップＳ３０６において、第２測定モードが選択されると、参照球面

の波面収差からゼルニケ係数を算出する（Ｓ３０９）。つぎに、ステップＳ３０５で求められた残差成分の波面収差からゼルニケ係数を算出する（Ｓ３１０）。ステップＳ３０９、Ｓ３１０で求められたゼルニケ係数を合成して、角膜収差を求める（Ｓ３１１）。これが終了すると、図３のステップＳ１０７に進み、表示モードが選択されその後の処理に進む。

（第５の表示例）

図１３は、表示部２３０にグラフィック表示される第５の表示例を示す説明図である。

表示部２３０は、例えば、眼の収差と角膜の収差とを一括表示したものであって、眼の収差表示としては、上述の第1の表示例で示した撮影した生画像であるハルトマン像３００（ここでは、Ｉｍａｇｅと表示し、詳細な画像は、省略する）と、少なくとも２次以上の収差を含む被検眼の全収差３１５と、３次以上の収差を含む高次収差３１６とを含み、さらに、角膜の収差表示としては、上述の第２の表示例で示したプラチド測定の表示であるプラチド像３８０（ここでは、Ｉｍａｇｅと表示し、詳細な画像は、省略する）と、上述の第３の表示例で示したAxial Power マップ４１０と、角膜高次収差マップ３９５とを含む。さらに、表示部２３０には、眼の収差と角膜の収差に対応した数値データを含む眼及び角膜の収差表示部４９０が表示される。

また、全収差３１５、及び高次収差３１６の表示形態は、第１の表示例で詳述した眼の収差マップ３１０と略同様であり、ここでは、その詳細な表示を省略する。また、角膜高次収差マップ３９５の表示形態は、第２の表示例で詳述した角膜収差マップ３９０と略同様であり、ここでは、その詳細な表示を省略する。

また、ここでの各マップの近傍に表示されているスケール３１４は、第１の表示例で詳述したスケールと同一である。なお、スケール３１４スケールの単位は、適宜変更可能であって、例えば、全収差３１５のスケール単位としては、－５．０～５．０μｍだけでなく、－１０．０～１０．０μｍ、又は、－１５．０～１５．０μｍに設定してもよい。このように、スケール単位を変更することで、球面度数が大きいときの変化をわかりやすく表示することもできる。

また、Axial Power マップ４１０の近傍には、ディオプター値（D）を示すスケール３１９が表示される。各マップの近傍に表示されているスケール３１９は、ここでは、第２の表示例で詳述したスケールと同一である。なお、スケール３１９のスケールの単位は、適宜変更可能であって、３５．５～５２．０（D）に限らない。

また、ここでは、角膜のPower mapとして、Axial Power マップ４１０を表示しているが、このAxial Power マップ４１０の代わりに、例えば、第３の表示例で示したRefractive Power４２０、Instantaneous Power４３０、及びゼルニケ係数から求めた後述する角膜の全収差の球面成分にあたる項の係数C_{21}を眼の全収差を表すゼルニケ係数のうち球面成分にあたる項の係数C_{21}に置き換えた２次以上もしくは１次以上（選択可）の全収差を、選択的に表示するようにしてもよい。また、各収差マップの表示領域は、暗所時の瞳径（例えばφ６）又は、散瞳の瞳径（例えばφ８）で算出された収差マップを表示するようにしてもよい。なお、角膜のPower mapの表示領域は、変更することができる。

また、眼及び角膜の収差表示部４９０は、例えば、眼の収差表示については、第１の表示例で示した眼の収差表示部３２０に対応し、同じく、角膜の収差表示については、第２の表示例で示した角膜表示部４００に対応している。但し、ここでは、後述する散瞳についての数値データも表示される。眼及び角膜の収差表示部４９０は、例えば、瞳の径に応じて、明所時、暗所時、散瞳として区分した数値データを表示する。なお、ここでは、適宜の数値データが表示されるため、具体的な数値は省略した。

ここで、明所時とは、いわゆる明所視(photopic vision)であって、比較的高いレベルの輝度数cd/m^{2}以上の明るさで観察している状態、生理学的には、錐体だけでものを見ている状態を意味する。暗所時とは、いわゆる暗所視（scotopic）であって、暗く低い輝度レベル輝度数（例えば、10^{-2}cd/m^2 ）で観察している状態、生理学的には、主に桿体だけでものを見ている状態を意味する。また、散瞳とは、いわゆるダイレイト(dilate)であって、一般の暗所視よりも瞳径が更に拡大した状態を意味しており、例えば、被験者が暗所時よりもさらに暗い所で長時間過ごした場合、被験者の瞳が自然に暗所時よりも拡大する状態を意味する。なお、明

所時、暗所時及び散瞳に対応する瞳径は、それぞれ変更することができる。また、散瞳の表示については、表示／非表示を選択することもできる。

また、全収差マップ３１５は、ここでは、少なくとも２次以上の収差としたが、１次収差（チルト）を含むことで、例えば、円錐角膜等、特殊な形状を表示することができる場合も想定されるので、１次収差以上を全収差として表示してもよい。

（第６の表示例）

図１４は、表示部２３０にグラフィック表示される第６の表示例を示す説明図である。

表示部２３０は、例えば、眼の収差と角膜の収差とを選択的に表示したものであって、ここでは、説明の便宜上、眼の収差と角膜の収差表示の２つのパターンを兼用して示している。眼の収差表示としては、上述の第1の表示例で示した撮影した生画像であるハルトマン像３００（ここでは、Ｉｍａｇｅ３８５と表示し、詳細な画像は、省略する）と、３次以上の収差を含む高次収差３１６と、高次収差３１６に含まれる各高次収差を非対称収差と対称収差とにそれぞれ分けて表示したコマ様収差マップ３１７、球面様収差マップ３１８と、球面成分に対応する波面収差Ｓのマップ５００と、非点収差（乱視成分）に対応する波面収差Ｃのマップ５１０とを含む。

また、角膜の収差としては、上述のハルトマン像３００の代わりに、第２の表示例で示したプラチド測定の表示であるプラチド像３８０（ここでは、Ｉｍａｇｅ３８５と表示し、詳細な画像は、省略する）を表示する以外は、眼の収差表示と略同一であるため説明を省略する。なお、眼及び角膜の収差表示部４９５には、第５の表示例で示した眼及び角膜の収差をまとめて表示する眼及び角膜の収差表示部４９０に対して、眼の収差、又は、角膜の収差が選択的に表示される。

ここで、球面成分に相当する波面収差Ｓのマップ５００は、例えば、第２駆動部２６０により第1受光光学系２０が移動された移動量に対応するディオプター値（S_{motor}）と、得られたハルトマン像３００から求めた球面成分に対応するゼルニケ係数をディオプター値に換算した値とに基づいて、算出される。す

なわち、

$S = S_{motor} - 2C_{21} / (rc)^2$

となる。ここで、S_{motor}：第１及び２駆動部２５０、２６０の移動量に対応するディオプター値、ｒｃ：解析してマップに表示する瞳径である。

一方、この波面収差Ｓのマップ５００を表示する場合には、第1受光光学系２０が移動された移動量に対応するディオプター値（S_{motor}）をゼルニケ係数に換算し、これにハルトマン像３００から求めた球面成分に対応するゼルニケ係数を加えることで算出する。

図１５は、第６の表示例に対する変形例を示す説明図である。

ここでは、第６の表示例での表示部２３０に対して、球面成分に対応する波面収差Ｓのマップ５００、及び非点収差（乱視成分）に対応する波面収差Ｃのマップ５１０の代わりに、第５の表示例で示した全収差マップ３１５と、全収差マップ３１５及び第６の表示例で示した高次収差マップ３１６から算出した点像強度分布（ＰＳＦ）５２０とを表示させると共に、高次収差マップ３１６、コマ様収差マップ３１７、及び球面様収差マップ３１８の表示位置を変更してそれぞれ表示した例を示している。

また、点像強度分布（ＰＳＦ）５２０の表示は、３次以上の高次収差の影響を受けた点像強度分布（ＰＳＦ）を表示するモードと、２次以上を含む全収差の点像強度分布（ＰＳＦ）を表示するモードとを選択することができる。なお、眼及び角膜の収差表示部４９５は、第６の表示例と同一であり、説明を省略する。

（第７の表示例）

図１６は、表示部２３０にグラフィック表示される第７の表示例を示す説明図である。

表示部２３０は、眼の収差と角膜の各収差を個別に表示するものであって、眼及び角膜の収差に関しては、その各収差を、例えば、球面成分、非点成分、コマ収差、矢状収差、残余収差としてそれぞれ表示させる。表示部２３０には、具体的には、第６の表示例で示した球面成分に対応する波面収差Ｓのマップ５００、非点収差（乱視成分）に対応する波面収差Ｃのマップ５１０、コマ収差マップ５

２５、矢状収差マップ５３０、３次球面収差マップ５４０、５次非点収差マップ５５０、５次球面収差マップ５６０、残余収差マップ５７０がそれぞれ表示される。なお、ここでの各波面収差の表示形態は、第１の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その詳細な表示は、省略する。

ここで、図１８に戻って説明すると、波面収差Ｃのマップ５１０は、３次非点収差の項目６０７に対応している。この波面収差マップ５１０の近傍に表示されている、ゼルニケ収差係数（Ｃ＝）、方向（Ａｘ＝）には、項目６０７に記述されているそれぞれの値が表示される。コマ収差マップ５２５は、３次コマ収差の項目６０４に対応している。このコマ収差マップ５２５の近傍に表示されている、収差係数の平均２乗誤差（ＲＭＳ＝）、方向（Ａｘ＝）には、項目６０４に記述されているそれぞれの値が表示される。

矢状収差マップ５３０は、矢状収差の項目６０５に対応している。この矢状収差マップ５３０の近傍に表示されている、収差係数の平均２乗誤差（ＲＭＳ＝）、方向（Ａｘ＝）には、項目６０５に記述されているそれぞれの値が表示される。３次球面収差マップ５４０は、３次球面収差の項目６０１に対応している。この３次球面収差マップ５４０の近傍に表示されている、収差係数の平均２乗誤差（ＲＭＳ＝）には、項目６０１に記述されている値が表示される。

５次非点収差マップ５５０は、５次非点収差の項目６０８に対応している。この５次非点収差マップ５５０の近傍に表示されている、収差係数の平均２乗誤差（ＲＭＳ＝）、方向（Ａｘ＝）には、項目６０８に記述されているそれぞれの値が表示される。５次球面収差マップ５６０は、５次球面収差の項目６０２に対応している。この５次球面収差マップ５６０の近傍に表示されている、収差係数の平均２乗誤差（ＲＭＳ＝）には、項目６０２に記述されている値が表示される。

残余収差マップ５７０は、高次収差として利用したゼルニケ多項式の各項以外の項（具体的には、Z_{40}、Z_{44}、Z_{50}、Z_{51}、Z_{52}、Z_{53}、Z_{54}、Z_{55}、Z_{60}、Z_{61}、Z_{62}、Z_{64}、Z_{65}、Z_{66}等）による収差の総和を意味する。

（第８の表示例）

図１７は、表示部２３０にグラフィック表示される第８の表示例を示す説明図である。

表示部２３０は、眼の収差と角膜の各収差を選択的に表示するものであって、例えば、表示部２３０の上段には、ハルトマン像３００、全収差マップ３１５、乱視＋高次収差マップ５８０、高次収差マップ３１６が表示され、下段には、球面収差（各次数を含む）５８５、コマ収差（各次数を含む）５９０、高次非点収差（但し、乱視成分を除く）５９５、矢状収差マップ５３０が表示される。

乱視＋高次収差マップ５８０は、例えば、第５の表示例で示した高次収差マップ３１６と、第６の表示例で示した乱視成分に対応する波面収差のマップ５１０とに基づいて表示される。球面収差５８５は、例えば、上述した次数の各球面収差に基づいて表示される。コマ収差５９０は、例えば、上述した次数の各コマ収差に基づいて表示される。高次非点収差５９５は、例えば、上述した次数の各高次非点収差に基づいて表示される（但し、乱数成分に対応する３次非点収差は除く）。

（第９の表示例）

図２２は、表示部２３０にグラフィック表示される第９の表示例を示す説明図である。

表示部２３０では、例えば、角膜のレフラクティブパワーマップ(Refractive Power Map)６１０と、眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power Map)６２０と、これらの表示に関する数値データ表示部６３０とを表示する。この数値データ表示部６３０の表示要素としては、例えば、明所時、暗所時についての平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残差収差、総計が含まれる。なお、角膜のレフラクティブパワー６１０と、眼の屈折力分布６２０の表示形態としては、第１の表示例で詳述した眼の収差マップと同じ形態であり、その詳細な表示例は省略する。なお、単位は、Ｄ（ディオプター）である。また、これらの表示は、必要に応じて、モノクロ、又は、カラーコードマップとすることもできる。

（第１０の表示例）

図２３は、表示部２３０にグラフィック表示される第１０の表示例を示す説明図である。

表示部２３０では、例えば、眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power Map)６１０と、眼の収差マップ（高次収差）６４０と、これらの表示に関する数値データ表示部６５０とを表示する。このこの数値データ表示部６５０の表示要素としては、例えば、明所時、暗所時についての平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残差収差、総計が含まれる。なお、眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power Map)６１０と、眼の収差マップ（高次収差）６４０との表示形態としては、第１の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その詳細な表示例は省略する。また、これらの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。

（第１１の表示例）

図２４は、表示部２３０にグラフィック表示される第１１の表示例を示す説明図である。

表示部２３０では、例えば、眼球内部の光学系屈折力分布(Ocular Internal Optics Refractive Power Map)６６０と、この表示に関する数値データ表示部６７０を表示する。この数値データ表示部６７０の表示要素としては、例えば、明所時、暗所時についての平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残差収差、総計を含む。なお、ここでの眼球内部の光学系屈折力分布６６０の表示形態としては、第１の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その表示例は省略する。また、眼球内部の光学系屈折力分布６６０は、例えば、第９の表示例で示した眼の屈折力分布６２０から角膜のレフラクティブパワーマップ６１０との差として求めることができる。なお、ここでの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。

（第１２の表示例）

図２５は、表示部２３０にグラフィック表示される第１２の表示例を示す説明図である。

表示部２３０では、例えば、眼球内部の光学系屈折力分布(Ocular Internal Optics Refractive Power Map)６６０と、眼球内部の収差分布(Ocular Internal Optics Aberration Map)６７５と、この表示に関する数値データ表示部６８０を表示する。この数値データ表示部６８０には、図中に示すように、各種の表示要素を含む。また、ここでの分布の表示形態としては、第１の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その表示例は省略する。

また、眼球内部の光学系屈折力分布６６０は、第１１の表示例で示した分布と同様である。また、眼球内部の収差分布(Ocular Internal Optics Aberration Map)は、第４の表示例で示した眼内収差４４０と同様である。なお、ここでの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。

（第１３の表示例）

図２６は、表示部２３０にグラフィック表示される第１３の表示例を示す説明図である。

表示部２３０では、例えば、角膜のアキシャルパワーマップ(Axial Power Map)６８５と、インスタンテーニアスパワーマップ(Instantaneous Power Map)６９０と、この表示に関する数値データ表示部６９５とを表示する。この数値データ表示部６９５の表示要素としては、明所時、暗所時、角膜全体として、例えば、平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残差収差、総計を含む。

また、ここでの角膜のアキシャルパワーマップ(Axial Power Map)６８５と、インスタンテーニアスパワーマップ(Instantaneous Power Map)６９０の表示形態は、第１の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その表示例は省略する。また、ここでの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。なお、上述の各数値データ表示部に表示される明所時、暗所時、角膜全体を解析するφの値は、適宜設定することができる。

このように、本実施の形態による光学特性測定装置１００では、例えば、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データを、必要に応じてまとめて、又は、選択的に、表示部２３０上にグラフィック表示することができる。なお、上述の各表示例で示したハルトマ

ン像や収差図には、すべて前眼部像、解析に用いることのできたスポット重心位置、このスポット重心位置に対応する参照格子点を、それぞれ重ね合わせて表示することもできる。

（第１４の表示例）

図２７は、表示部２３０にグラフィック表示される第１４の表示例を示す説明図である。

第１表示例として示した図５又は第２表示例として示した図８中のＭＴＦ表示などの代わりに、又はこれに追加して表示することができる表示態様を示す。

図２７左側には、被測定眼６０の光学特性を示すＰＳＦを等高線により平面上に示した図を配置し、右側には、ＭＴＦを等高線により平面的に示した図を配置している。それらの横には、いわゆるＳｔｒｅｈｌ比の数値データが表示されている。ここで示した平面上のＰＳＦの図は、Ｓｔｒｅｈｌ比で規格化して表示されている。

さらにその下側には、測定した光学特性により観察されると推定される異なる数種類の視力に対応したランドルト環の見え方が、視力値の数字とともに表示される。これら３種類の表示形態を同時に観察できるため、迅速かつ的確な判断が可能となる。

（第１５の表示例）

図２８は、表示部２３０にグラフィック表示される第１５の表示例を示す説明図である。

第１表示例として示した図５又は第２表示例として示した図８中のＭＴＦ表示などの代わりに、又はこれに追加して表示することができる表示態様を示す。

図２８左側には、被測定眼６０の光学特性を示すＰＳＦを等高線により平面上に示した図を下段にそのＰＳＦを立体的に表示した図を上段に配置している。ここで示した平面上のＰＳＦの図は、Ｓｔｒｅｈｌ比で規格化して表示されている。さらに、その右側には、被測定眼６０の光学特性を示すＭＴＦを二次元又は所定の軸方向の断面、又は、ｘ方向、ｙ方向及びその平均のいずれか又は複数（例

えば、３つ）の断面で示した図、を上段に、等高線により平面的に示した図を下段に配置している。

それらの横には、いわゆるＳｔｒｅｈｌ比の数値データが表示されている。一番右側には、測定した光学特性により観察されると推定される異なる数種類の視力に対応したランドルト環の見え方が視力値の数字とともに表示される。これら３種類の表示形態を同時に観察できるため、迅速かつ的確な判断が可能となる。

このように、本実施の形態による光学特性測定装置１００では、例えば、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データを、必要に応じてまとめて、又は、選択的に、表示部２３０上にグラフィック表示することができる。なお、上述の各表示例で示したハルトマン像や収差図には、すべて前眼部像、解析に用いることのできたスポット重心位置、このスポット重心位置に対応する参照格子点を、それぞれ重ね合わせて表示することもできる。

産業上の利用可能性

本発明によると、以上説明した通り、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的に表示することができる。

また、本発明によると、被測定眼の全体、角膜、眼内に対して、測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的にそれぞれ表示することができる。

請求の範囲

１．　被測定眼に所定パターンの光束を照射する光源部を含む照射光学系と、

被測定眼からの反射光を受光する受光部を含む受光光学系と、

上記受光部からの測定データを示す受光信号に基づき、測定結果をグラフィック表示となるように演算する演算部と、

上記受光信号に基づいた測定データと、上記演算部で求められた測定結果とを、グラフィック表示する表示部とを備えた光学特性測定装置。

２．　上記演算部は、上記受光信号に基づき、複数の条件下での測定結果をグラフィック表示となるように演算し、

上記表示部は、複数の測定条件下での受光信号に基づいた測定データと、該演算部で求められた測定結果とを、グラフィック表示するようにした請求項１に記載の光学特性測定装置。

３．　上記表示部は、測定者の操作に応じて、複数の測定条件下での受光信号に基づいた測定データ、及び、上記演算部で求められた測定結果のグラフィック表示を選択的に表示するようにした請求項１又は２に記載の光学特性測定装置。

４．　測定者が操作を行うためのマウス等のポインティングデバイスをさらに備え、

上記演算部は、複数の条件下での測定結果を示す数値データをさらに演算し、

上記表示部は、複数の条件下での該数値データを一覧としてさらに表示し、

上記測定者が、上記表示部の表示上で、いずれかの測定条件の数値データを選択した場合、選択された数値データに対応した測定データ、及び、該測定データに基づいた測定結果をグラフィック表示するようにした請求項１乃至３のいずれかに記載の光学特性測定装置。

５．　上記演算部は、複数の条件として明所時又は暗所時とし、被測定眼に含まれる測定領域を明所時又は暗所時における瞳孔の大きさに対応した領域として、測定結果をグラフィック表示となるように演算するようにした請求項１乃至４のいずれかに記載の光学特性測定装置。

６．　上記グラフィック表示は、収差を平面又は立体的に表した収差図、ＭＴＦを二次元又は所定の軸方向の断面、又は、ｘ方向・ｙ方向・その平均のうちいずれかひとつ又は複数の断面で示した図、ＰＳＦを平面又は立体として示した図及び数種類の視力に対応したランドルト環のいずれか一つであるようにした請求項１乃至５のいずれかに記載の光学特性測定装置。

７．　上記複数の測定条件は、少なくとも上記受光信号が被測定眼での測定範囲を変更することにより決定され、

上記表示部は、測定者の操作に応じて、複数の測定条件下における測定範囲に対応させて、受光信号に基づく測定データ及び演算部で求められた測定結果についてグラフィック表示を行うようにした請求項１乃至６のいずれかに記載の光学特性測定装置。

８．　上記照明光学系は、被測定眼の眼底に点光源を形成し、

上記受光光学系は、被測定眼からの反射光を複数の光束に分割するハルトマン板を含み、上記受光部からの受光信号は、ハルトマン像を示し、

上記測定結果をグラフィック表示したものは、被測定眼の光学特性であるようにした請求項１乃至７のいずれかに記載の光学特性測定装置。

９．　上記ハルトマン像に含まれる点の参照格子点を、収差図にオーバーレイ表示するようにした請求項８に記載の光学特性測定装置。

１０．　上記照明光学系は、被測定眼の角膜に対して異なる径のリング状光束を照射し、

上記受光光学系は、被測定眼の角膜からの反射光を受光し、

上記受光部からの受光信号は、プラチドリング像を示し、

上記測定結果をグラフィック表示したものは、被測定眼の角膜の形状であるようにした請求項１乃至９のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１１．　上記受光光学系は、被測定眼の前眼部の像を受光する第２受光部をさらに含み、

上記表示部は、前眼部の像に重畳して、上記測定結果をグラフィック表示するようにした請求項１乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１２．　上記表示部は、ハルトマン像の測定結果の基礎となる重心位置又はその変位を示すようにした請求項１乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１３．　上記表示部は、参照格子点とハルトマン像の重ね合わせを表示するようにした請求項１乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１４．　上記演算部は、被検眼の光学特性と角膜の光学特性に基づき、眼内収差を演算し、

上記表示部は、眼内収差を表示するようにした請求項１乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１５．　上記演算部は、角膜収差を演算し、

上記表示部は、角膜収差を表示するようにした請求項１乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１６．　上記演算部は、ゼルニケ係数を演算し、これに基づき被測定眼の全収差又は高次収差を演算し、

上記表示部は、演算部で求められた被測定眼の全収差又は高次収差を表示するようにした請求項１乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１７．　上記グラフィック表示は、撮影した生画像であるハルトマン像と、少なくとも２次以上の収差を含む被検眼の全収差と、３次以上の収差を含む高次収差とを表示するようにした請求項1乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１８．　上記グラフィック表示は、ハルトマン像と、３次以上の複数の収差を含む全高次収差と、全高次収差に含まれる各高次収差を対称収差と非対称収差とに分けて表示するようにした請求項1乃至１０、１７のいずれかに記載の光学特性測定装置。

１９．　上記グラフィック表示は、ハルトマン像と、３次以上の複数の収差を含む全高次収差と、全高次収差に含まれる各高次収差をそれぞれ個別に表示するようにした請求項1乃至１０、１７のいずれかに記載の光学特性測定装置。

２０．　上記グラフィック表示には、さらに高次収差、又は、少なくとも２次以上の全収差から算出した点像強度分布を表示するようにした請求項１７乃至１９のいずれかに記載の光学特性測定装置。

２１．　上記グラフィック表示は、プラチド像と、少なくとも２次以上の収差を含む被検眼の全収差と、３次以上の収差を含む高次収差とを表示するようにした請求項1乃至１０のいずれかに記載の光学特性測定装置。

２２．　被測定眼に所定パターンの光束を照射する光源部を含む照射光学系と、
被測定眼からの反射光を受光する受光部を含む受光光学系と、
上記受光部からの測定データを示す受光信号に基づき、測定データとして屈折力又はパワーの形式で被測定眼の光学特性を演算する演算部と、
上記演算部により得られた測定データに応じて、光学屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示する表示部と
を備えた光学特性測定装置。

２３．　上記照射光学系は、被測定眼の眼底に所定パターンとして略点光源を形成し、

上記受光光学系は、被測定眼からの反射光を複数の光束に分割するハルトマン板を含み、

上記受光部からの受光信号は、ハルトマン像に対応し、

上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示するようにした請求項１に記載の光学特性測定装置。

２４．　上記照明光学系は、被測定眼角膜に対して異なる径のリング状光束を照射し、

上記受光光学系は、被測定眼角膜からの反射光を受光し、

上記受光部からの受光信号は、プラチドリング像を示し、

上記表示部は、被測定眼の角膜の屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示するようにした請求項１又は２に記載の光学特性測定装置。

２５．　上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーマップと、被測定眼の角膜の屈折力分布又はパワーマップとを、同一画面でグラフィック表示するようにした請求項３に記載の光学特性測定装置。

２６．　上記表示部は、グラフィック表示された、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーマップと、被測定眼の角膜の屈折力分布又はパワーマップとを、同一画面で切換えて表示するようにした請求項３に記載の光学特性測定装置。

２７．　上記演算部は、さらに測定データとして収差形式で眼の光学特性を演算し、

上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーの数値形式と、収差係数形式とで表示するようにした請求項１乃至５のいずれかに記載の光学特性測定装置。

２８．　上記演算部は、さらに測定データとして収差形式で眼の光学特性を演算し、

上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布マップ又はパワーマップ形式と、収差マップ形式でグラフィック表示するようにした請求項１乃至６のいずれかに記載の光学特性測定装置。

２９．　上記複数の屈折力分布又はパワー形式は、角膜のパワー形式であって、角膜のアキシャルパワーマップ、インスタンテーニアスパワーマップ、レフラクティブパワーマップのいずれかであることを特徴とする請求項７に記載の光学特性測定装置。

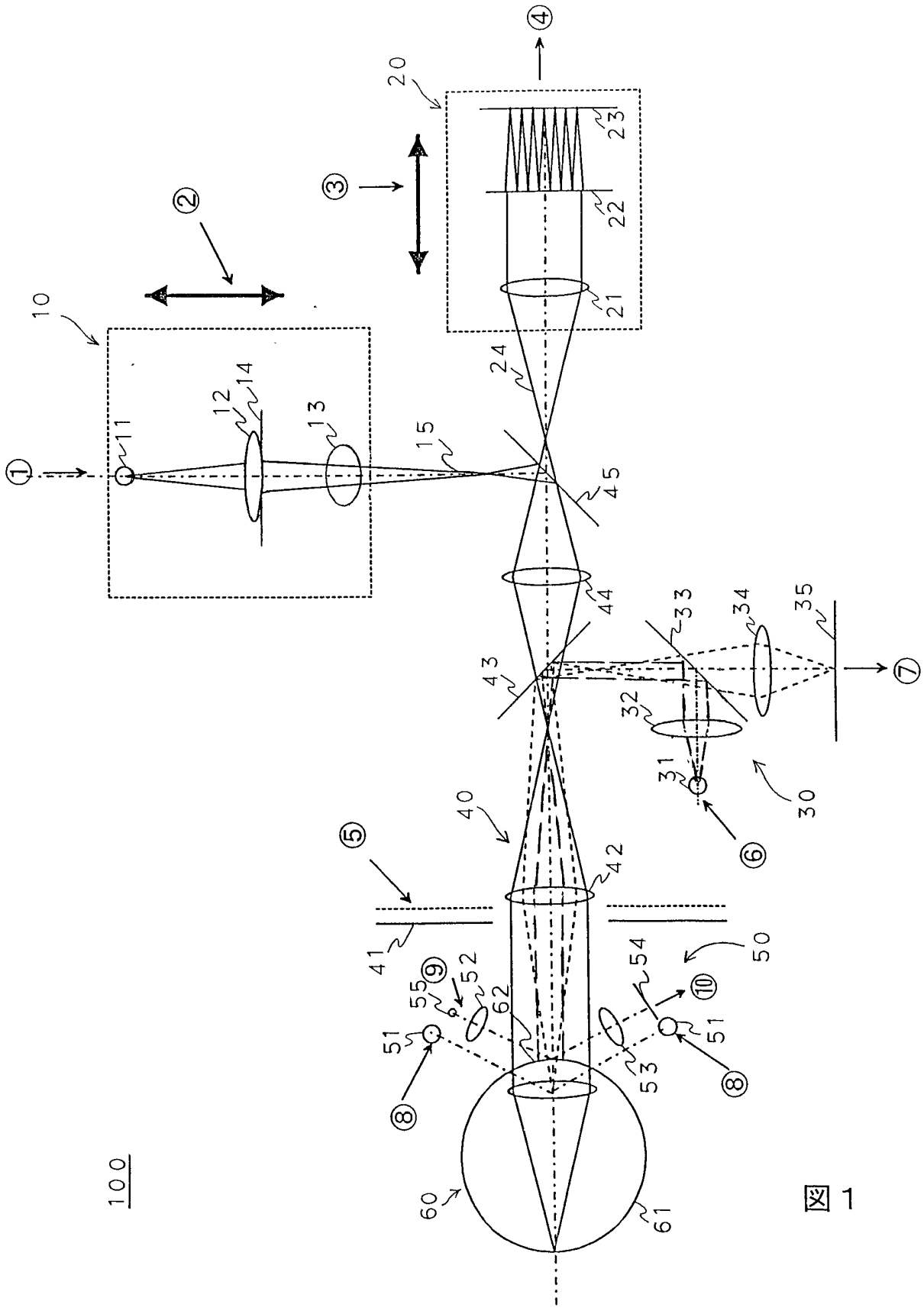

100
10
11
12
13
14
15
20
21
22
23
24
30
31
32
33
34
35
40
41
42
43
44
45
50
51
52
53
54
55
60
61
62
①
②
③
④
⑤
⑥
⑦
⑧
⑨
⑩

図1

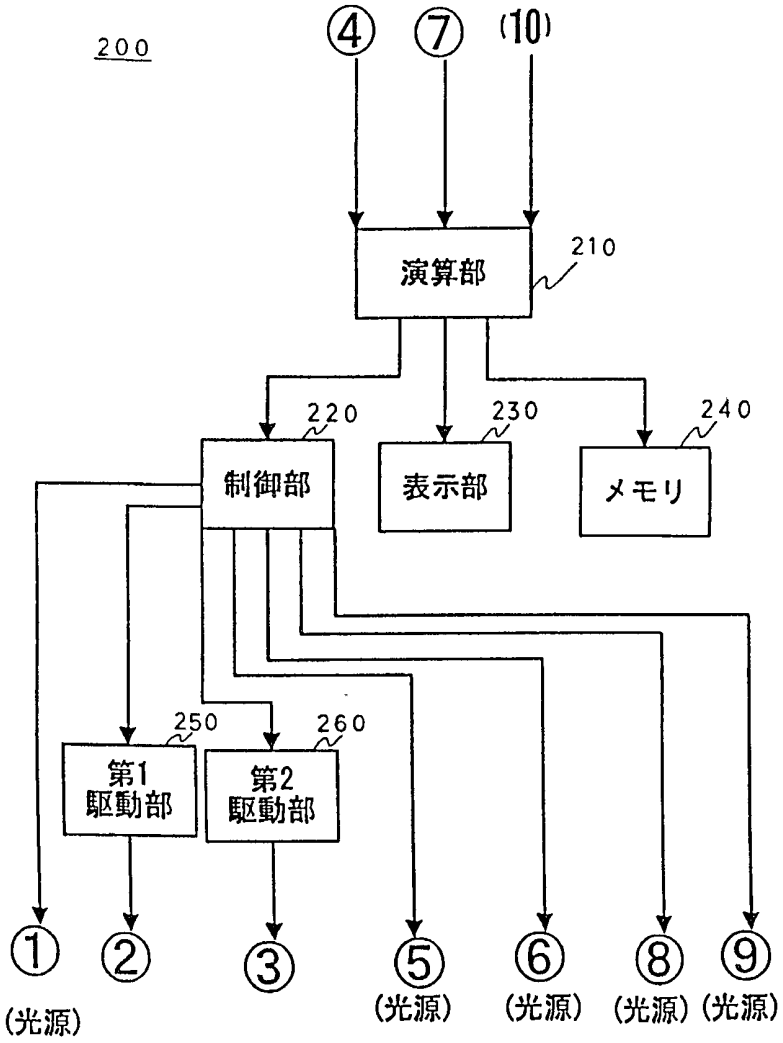

200
④
⑦
⑩
演算部
210
220
230
240
制御部
表示部
メモリ
250
260
第1
駆動部
第2
駆動部
①
②
③
⑤
⑥
⑧
⑨
(光源)
(光源)
(光源)
(光源)
(光源)

図2

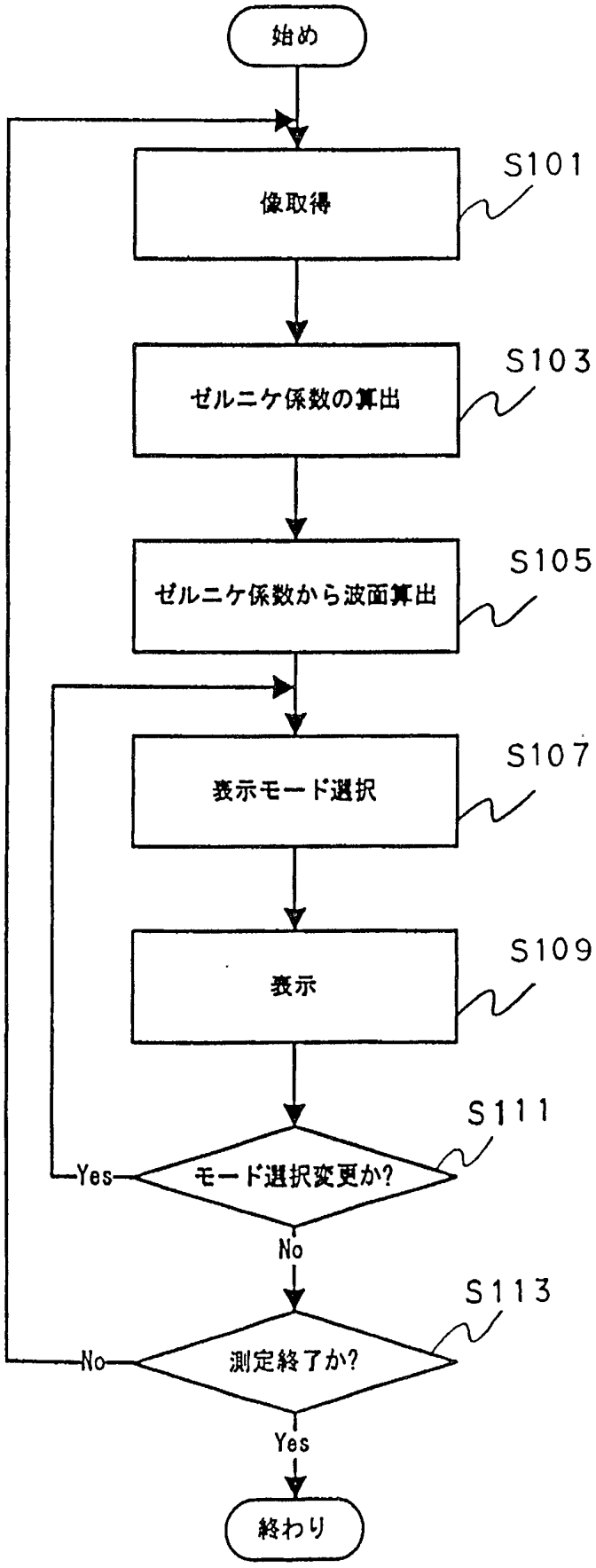

始め
S101
像取得
S103
ゼルニケ係数の算出
S105
ゼルニケ係数から波面算出
S107
表示モード選択
S109
表示
S111
Yes
モード選択変更か?
No
S113
No
測定終了か?
Yes
終わり

図３

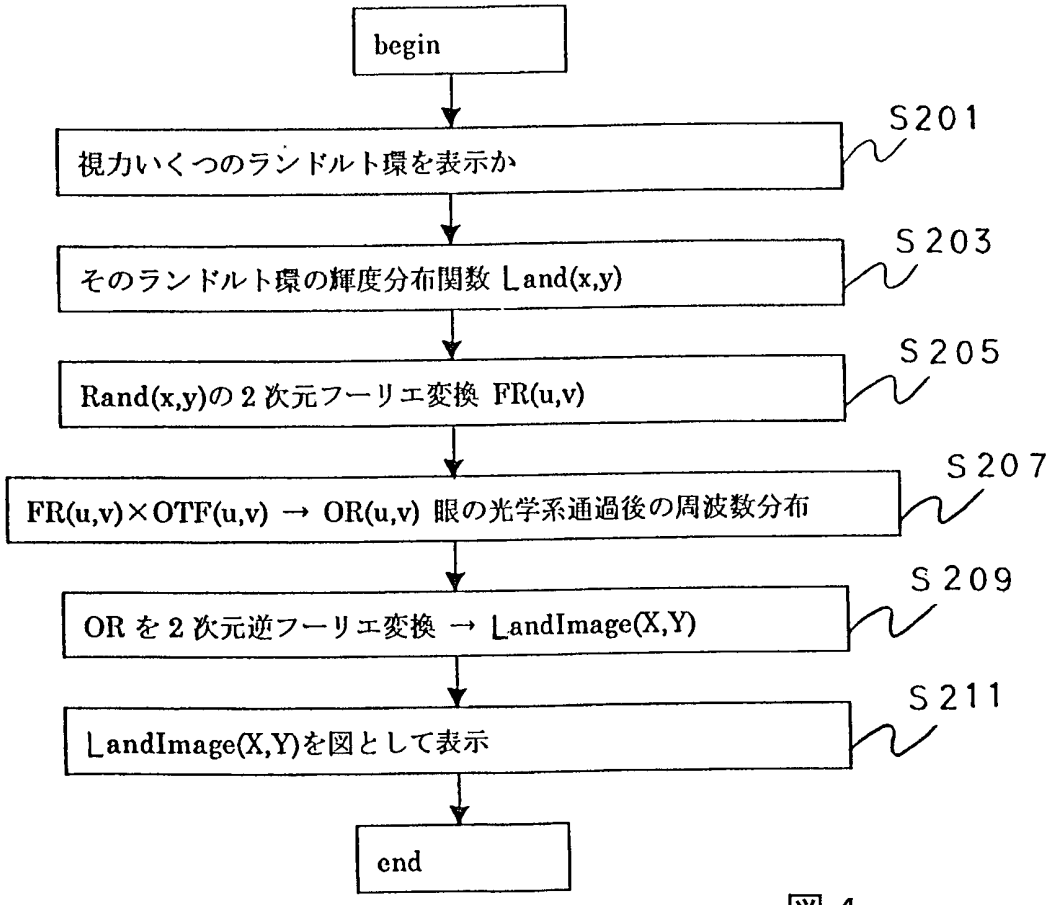
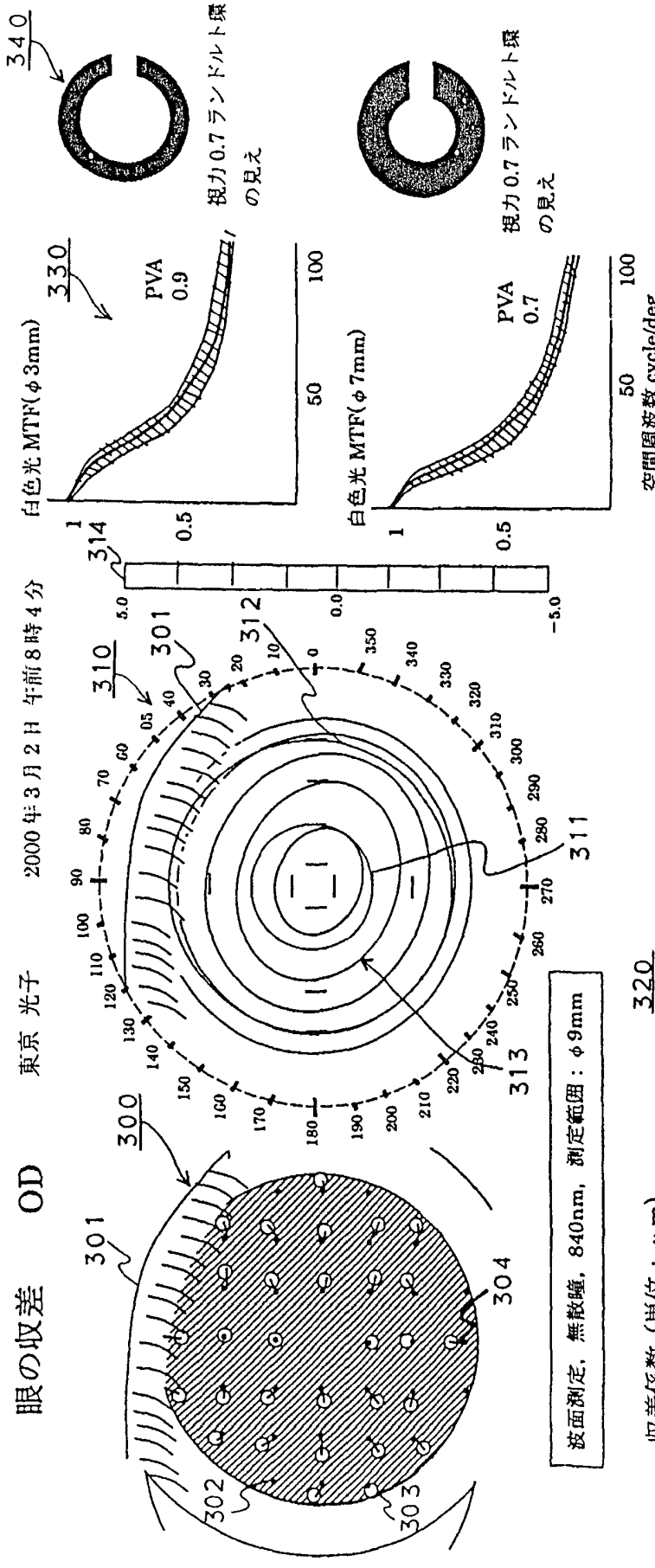

begin
視力いくつのランドルト環を表示か
S201
そのランドルト環の輝度分布関数 Land(x,y)
S203
Rand(x,y)の2次元フーリエ変換 FR(u,v)
S205
FR(u,v)×OTF(u,v) → OR(u,v) 眼の光学系通過後の周波数分布
S207
OR を2次元逆フーリエ変換 → LandImage(X,Y)
S209
LandImage(X,Y)を図として表示
S211
end

図4



収差係数（単位：μm）

	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6	Strehl ratio	S	C	A	PVA
明所時（φ3mm）	0.09	0.23	0.02	0.08	0.092	0.244	0.260	0.8	−5.25	−2.00	4	0.9
暗所時（φ7mm）	0.3	1.2	0.09	0.8	0.313	1.442	1.476	0.6	−5.75	−2.50	4	0.7

図 5

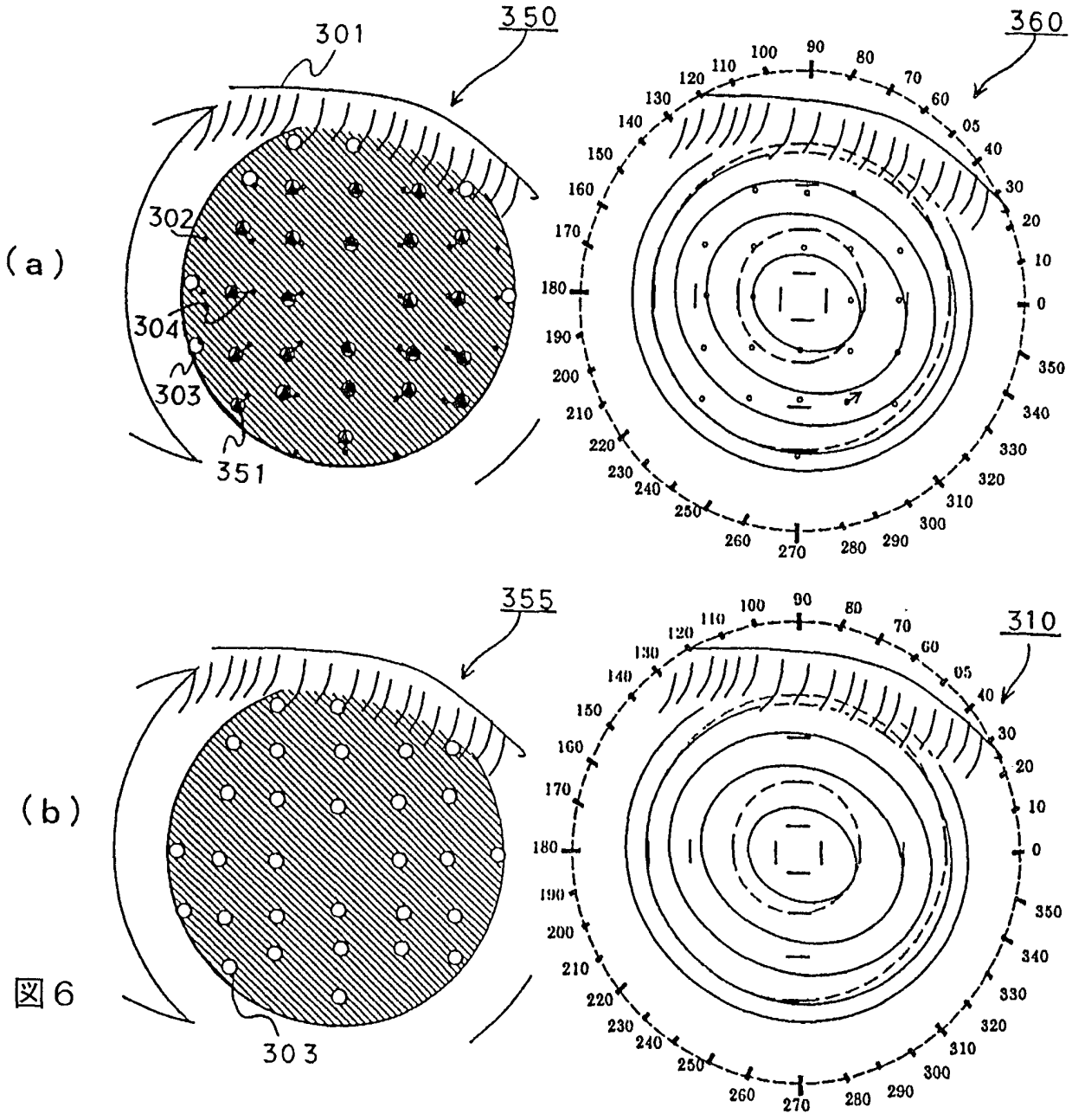

(a)
301
350
360
302
304
303
351
(b)
355
310
303
90
80
70
60
05
40
30
20
10
0
350
340
330
320
310
300
290
280
270
260
250
240
230
220
210
200
190
180
170
160
150
140
130
120
110
100

図6

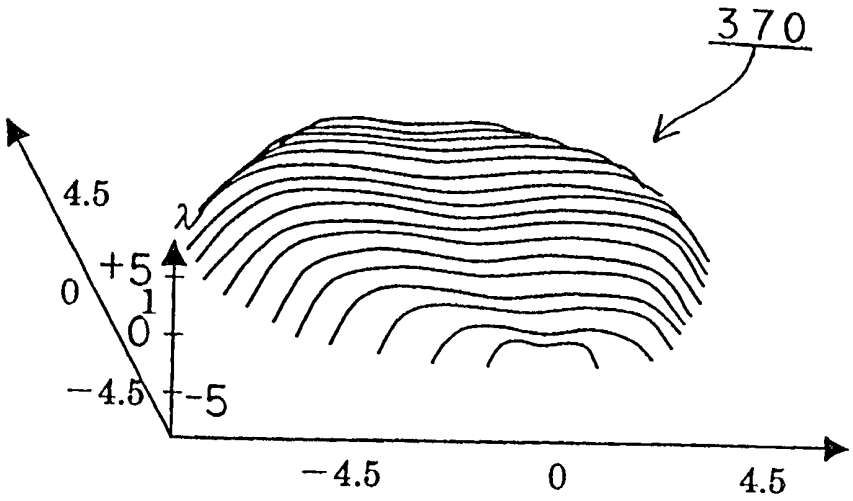
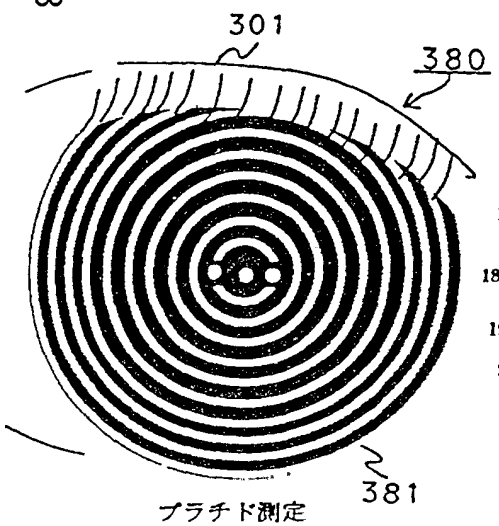


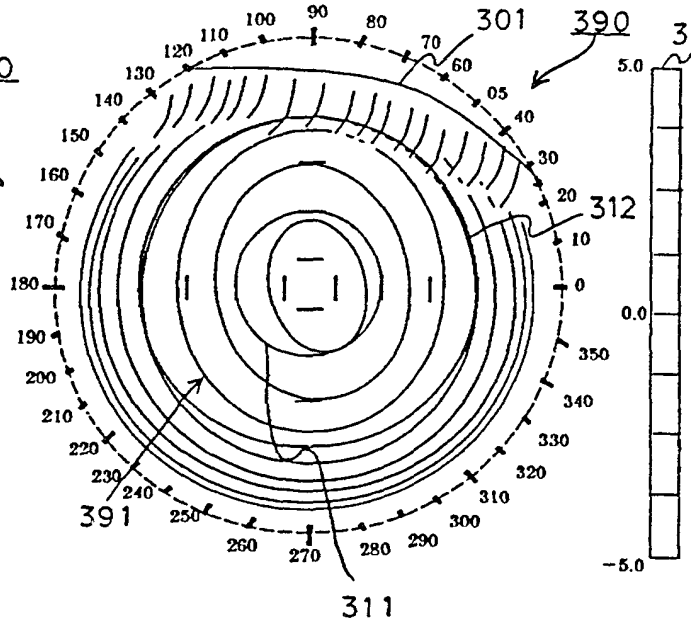
図7

図 8

角膜収差　OD　東京 光子　2000年3月2日 午前8時4分

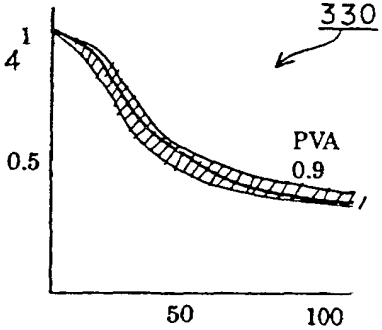


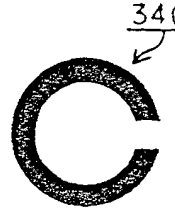
プラチド測定



840nm, 測定範囲：φ12mm

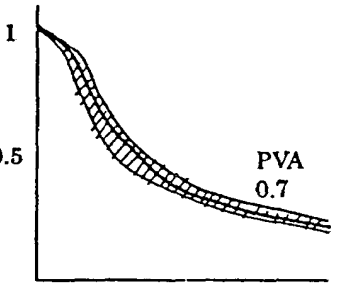
白色光 MTF(φ3mm)





視力0.7ランドルト環の見え

白色光 MTF(φ7mm)





視力0.7ランドルト環の見え

空間周波数 cycle/deg

収差係数（単位：μm）

400

	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6	Strehl ratio		D	mm	A	PVA
明所時（φ3mm）	0.07	0.24	0.01	0.09	0.071	0.256	0.266	0.7	H	43.75	7.74	148	0.9
									V	45.50	7.68	238	
暗所時（φ7mm）	0.5	1.4	0.07	0.9	0.505	1.664	1.739	0.4	H	43.25	7.86	151	0.7
									V	45.00	7.80	241	

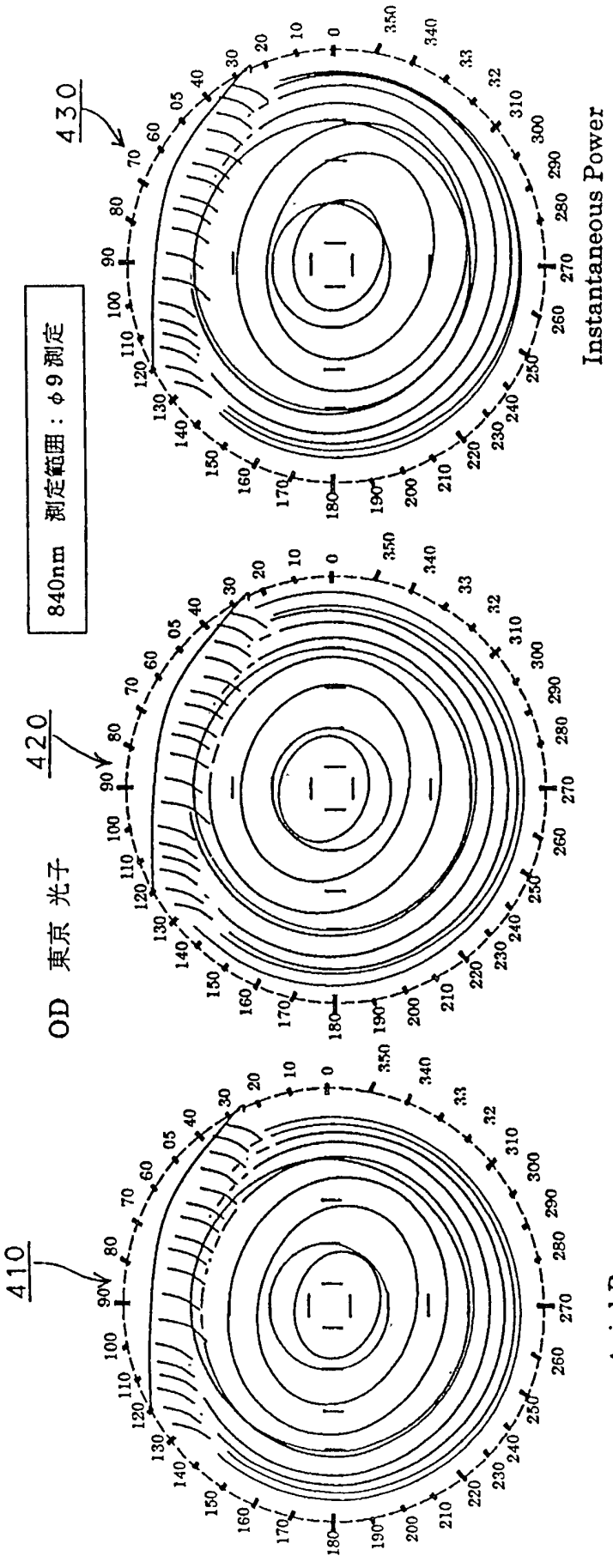
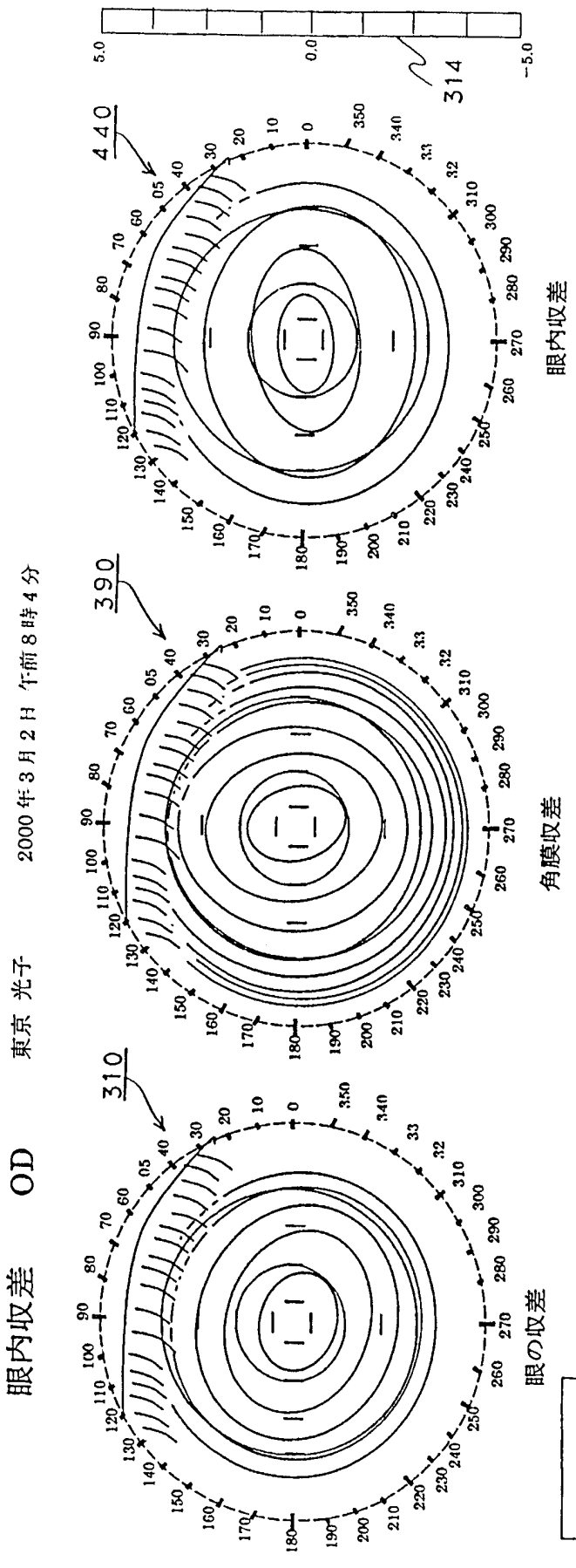

410
420
430
OD 東京 光子
840nm 測定範囲：φ9 測定
Axial Power
Refractive Power
Instantaneous Power

図9



収差係数（単位：μm）

	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6
明所時（φ3mm）	0.01	0.01	0.01	0.01	0.014	0.014	0.02
暗所時（φ7mm）	0.02	0.15	0.02	0.1	0.028	0.18	0.18

図 10

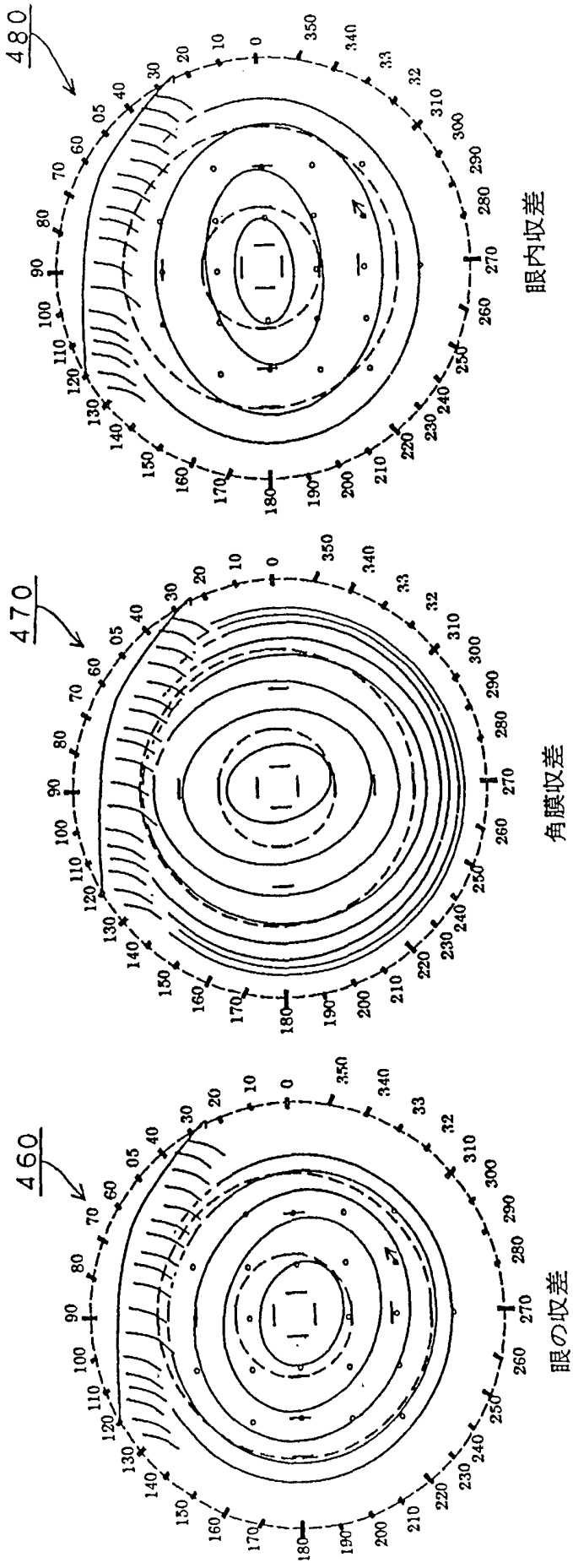


図11

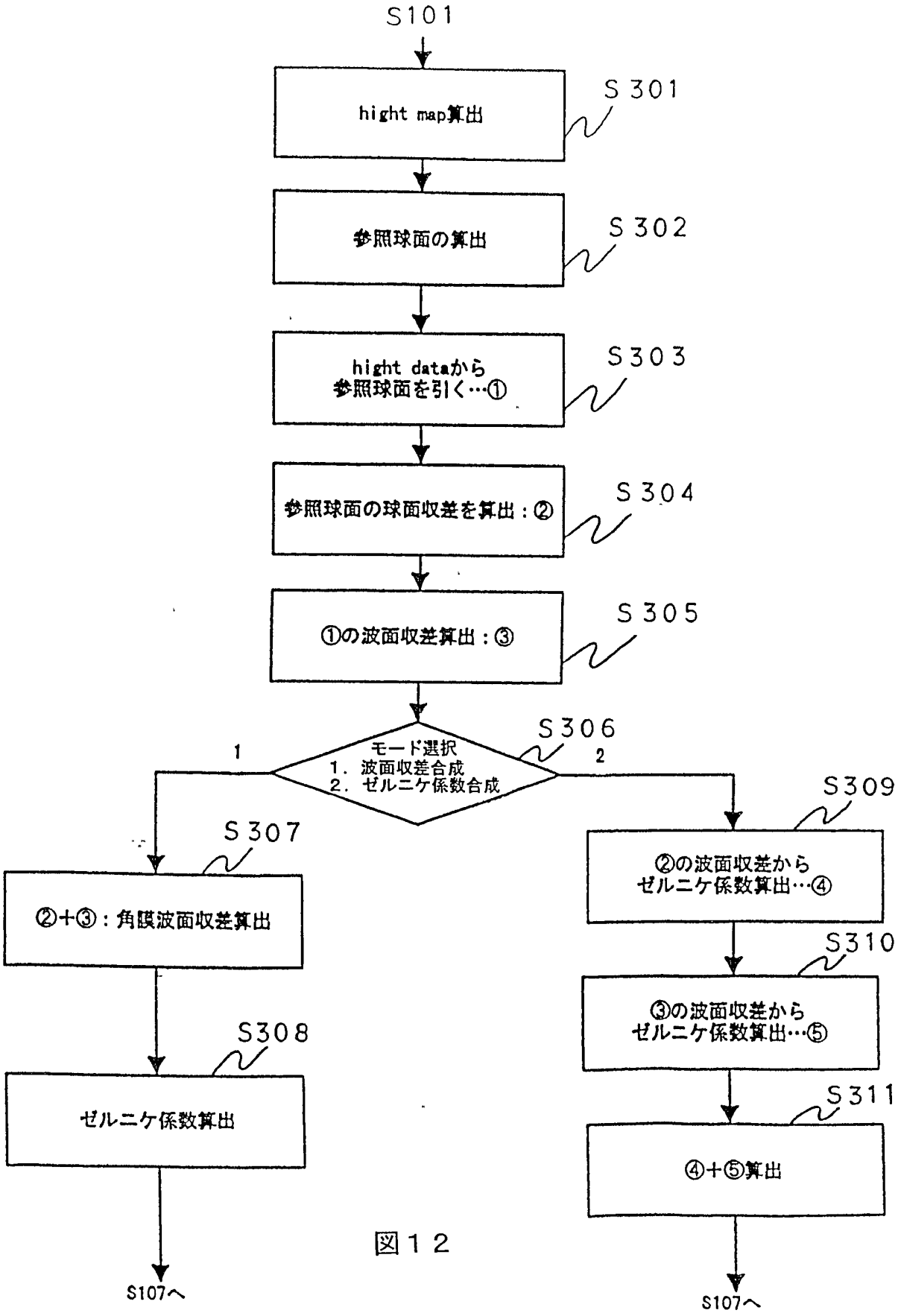
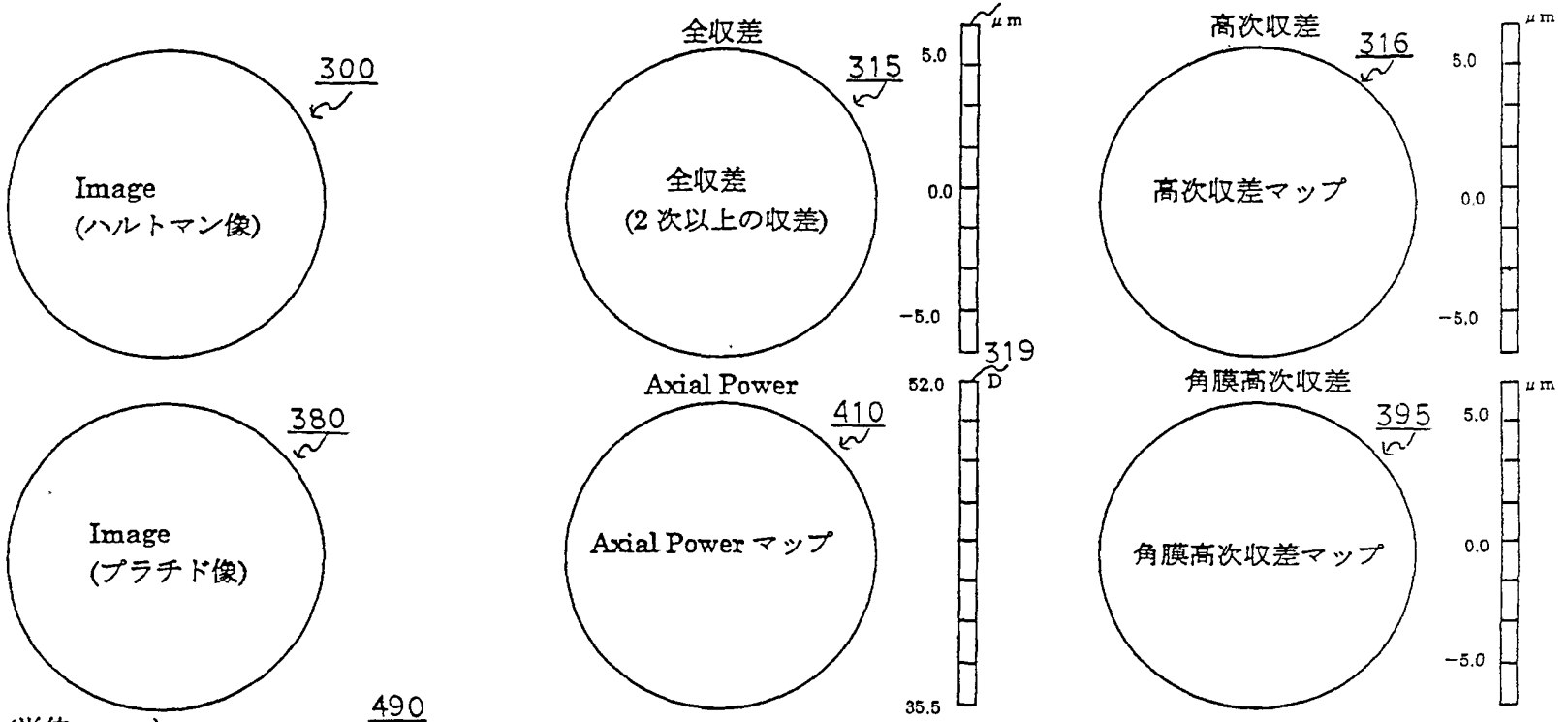

S101
hight map算出
S301
参照球面の算出
S302
hight dataから
参照球面を引く…①
S303
参照球面の球面収差を算出：②
S304
①の波面収差算出：③
S305
モード選択
1．波面収差合成
2．ゼルニケ係数合成
S306
1
2
S307
②+③：角膜波面収差算出
S308
ゼルニケ係数算出
S107へ
S309
②の波面収差から
ゼルニケ係数算出…④
S310
③の波面収差から
ゼルニケ係数算出…⑤
S311
④+⑤算出
S107へ

図１２

図13

収差　　OD　　東京 光子　　2000年3月2日 午前8時4分　314



収差係数 (単位：μm)　490

眼の収差	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6	Strehl ratio	S (D)	C (D)	A (°)	PVA
明所時 (φ4mm)												
暗所時 (φ6mm)												
散瞳 (φ8mm)												

角膜収差										D	mm	A(°)	PVA
明所時 (φ4mm)									H				
									V				
暗所時 (φ6mm)									H				
									V				
散瞳 (φ8mm)									H				
									V				

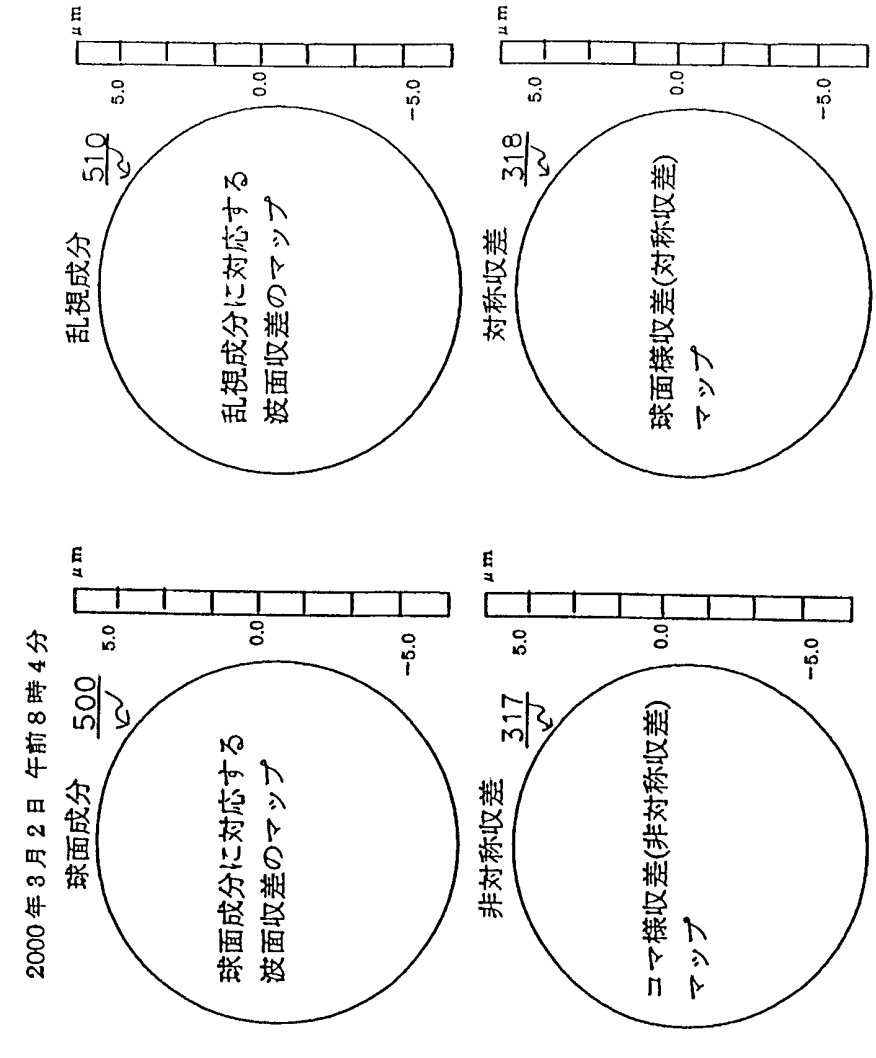


図１４

495 収差係数（単位：μm）

	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6	Strehl ratio	S (D)	C (D)	A (°)	PVA
明所時（φ4mm）												
暗所時（φ6mm）												
散瞳（φ8mm）												

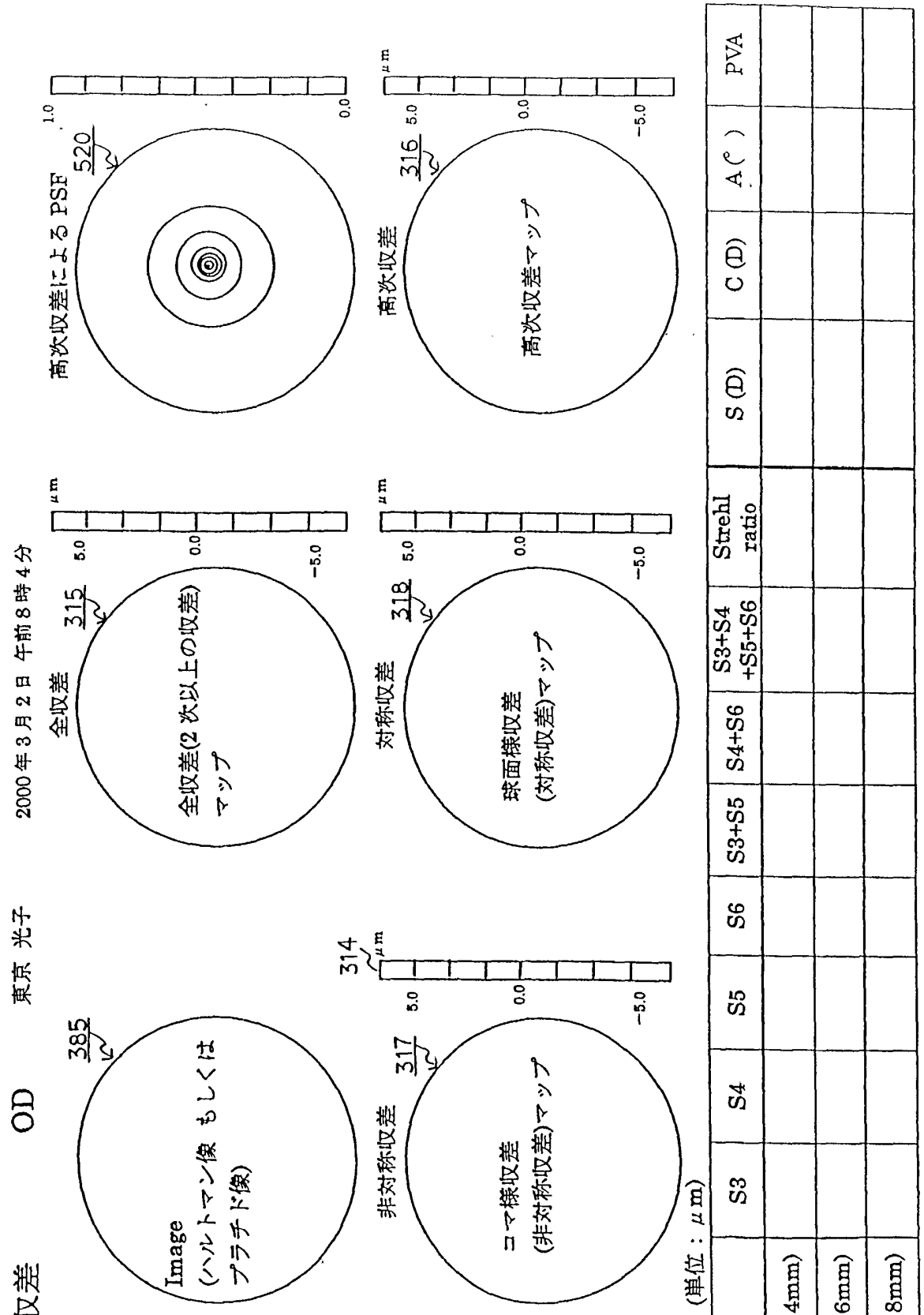


図15

495
収差係数（単位：μm）

	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6	Strehl ratio	S (D)	C (D)	A(°)	PVA
明所時（φ4mm）												
暗所時（φ6mm）												
散瞳（φ8mm）												

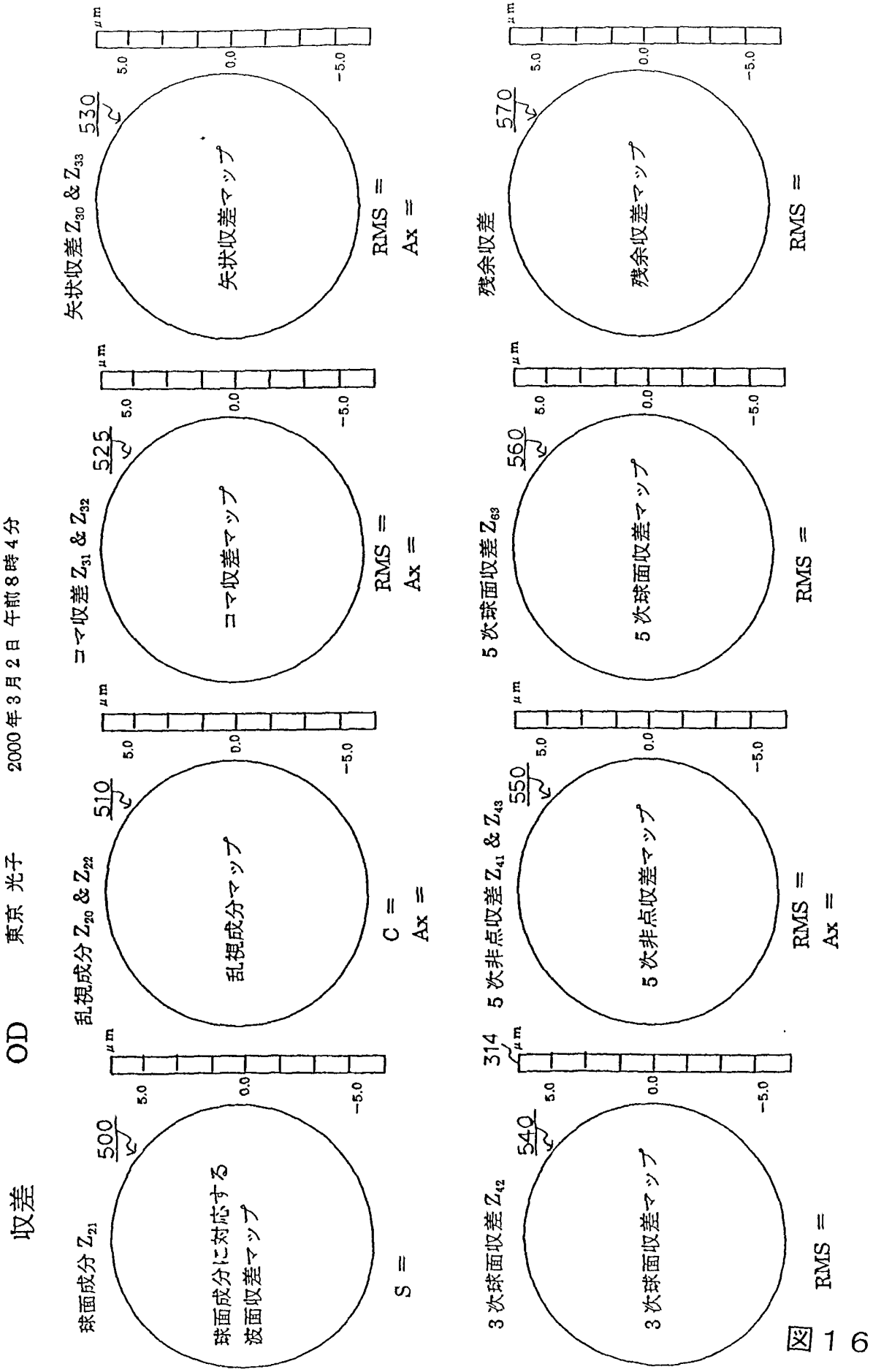

収差
OD
東京 光子
2000年3月2日 午前8時4分
球面成分 Z_{21}
500
球面成分に対応する
波面収差マップ
S =
乱視成分 Z_{20} & Z_{22}
510
乱視成分マップ
C =
Ax =
コマ収差 Z_{31} & Z_{32}
525
コマ収差マップ
RMS =
Ax =
矢状収差 Z_{30} & Z_{33}
530
矢状収差マップ
RMS =
Ax =
3次球面収差 Z_{42}
540
3次球面収差マップ
RMS =
5次非点収差 Z_{41} & Z_{43}
550
5次非点収差マップ
RMS =
Ax =
5次球面収差 Z_{63}
560
5次球面収差マップ
RMS =
残余収差
570
残余収差マップ
RMS =
314
μm
5.0
0.0
-5.0

図16

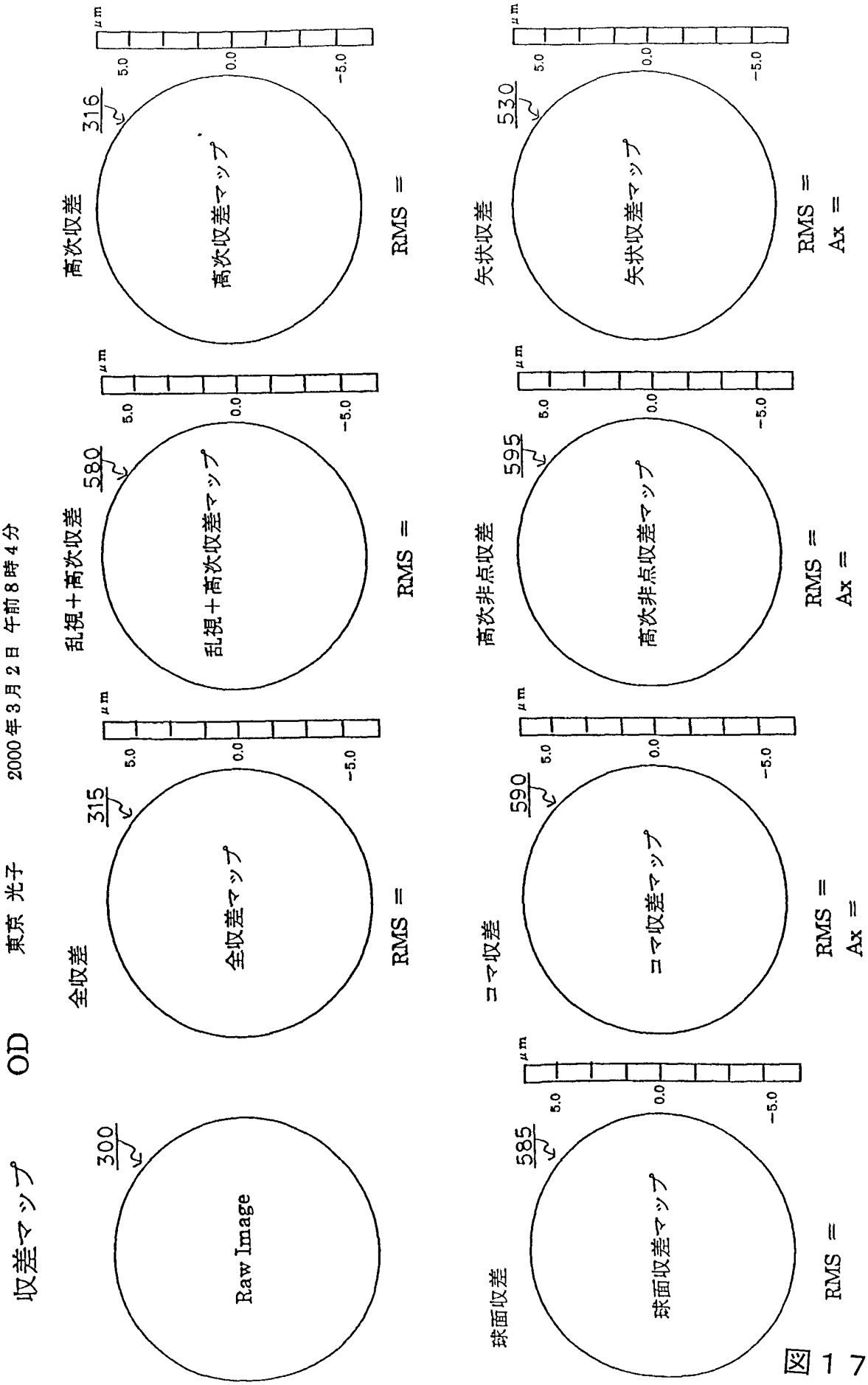

収差マップ
OD
東京 光子
2000年3月2日 午前8時4分
300
Raw Image
全収差
315
全収差マップ
RMS =
乱視＋高次収差
580
乱視＋高次収差マップ
RMS =
高次収差
316
高次収差マップ
RMS =
μm
5.0
0.0
-5.0
コマ収差
590
コマ収差マップ
RMS =
Ax =
高次非点収差
595
高次非点収差マップ
RMS =
Ax =
矢状収差
530
矢状収差マップ
RMS =
Ax =
球面収差
585
球面収差マップ
RMS =

図17

600

	名称	ゼルニケ収差係数	方向 Ax（x 軸から ccw）	RMS
601	3 次球面収差	C_{42}		$\frac{1}{\sqrt{5}}C_{42}$
602	5 次球面収差	C_{63}		$\frac{1}{\sqrt{7}}C_{63}$
603	7 次球面収差	C_{84}		$\frac{1}{3}C_{84}$
604	3 次コマ収差	$\sqrt{C_{31}^{2}+C_{32}^{2}}$	$\tan^{-1}(-\frac{C_{31}}{C_{32}})+90°$	$\frac{1}{2\sqrt{2}}\sqrt{C_{31}^{2}+C_{32}^{2}}$
605	矢状収差	$\sqrt{C_{30}^{2}+C_{33}^{2}}$	$\frac{1}{3}\tan^{-1}(-\frac{C_{30}}{C_{33}})+90°$	$\frac{1}{2\sqrt{2}}\sqrt{C_{30}^{2}+C_{33}^{2}}$
606	5 次コマ収差	$\sqrt{C_{52}^{2}+C_{53}^{2}}$	$\tan^{-1}(-\frac{C_{52}}{C_{53}})+90°$	$\frac{1}{2\sqrt{3}}\sqrt{C_{52}^{2}+C_{53}^{2}}$
607	3 次非点収差	$\sqrt{C_{20}^{2}+C_{22}^{2}}$	$\frac{1}{2}\tan^{-1}(-\frac{C_{20}}{C_{22}})+90°$	$\frac{1}{\sqrt{6}}\sqrt{C_{20}^{2}+C_{22}^{2}}$
608	5 次非点収差	$\sqrt{C_{41}^{2}+C_{43}^{2}}$	$\frac{1}{2}\tan^{-1}(-\frac{C_{41}}{C_{43}})+90°$	$\frac{1}{\sqrt{10}}\sqrt{C_{41}^{2}+C_{43}^{2}}$

図１８

i	j	
0	0	1
1	0	$r \sin(t)$
1	1	$\cos(t)\, r$
2	0	$r^2 \sin(2t)$
2	1	$2r^2 - 1$
2	2	$r^2 \cos(2t)$
3	0	$r^3 \sin(3t)$
3	1	$(3r^3 - 2r) \sin(t)$
3	2	$(3r^3 - 2r) \cos(t)$
3	3	$r^3 \cos(3t)$
4	0	$r^4 \sin(4t)$
4	1	$(4r^4 - 3r^2) \sin(2t)$
4	2	$6r^4 - 6r^2 + 1$
4	3	$(4r^4 - 3r^2) \cos(2t)$
4	4	$r^4 \cos(4t)$
5	0	$r^5 \sin(5t)$
5	1	$(5r^5 - 4r^3) \sin(3t)$
5	2	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \sin(t)$
5	3	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \cos(t)$
5	4	$(5r^5 - 4r^3) \cos(3t)$
5	5	$r^5 \cos(5t)$
6	0	$r^6 \sin(6t)$
6	1	$(6r^6 - 5r^4) \sin(4t)$
6	2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \sin(2t)$
6	3	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$
6	4	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \cos(2t)$
6	5	$(6r^6 - 5r^4) \cos(4t)$
6	6	$r^6 \cos(6t)$

図１９

i	j	
0	0	1
1	0	y
1	1	x
2	0	$2yx$
2	1	$2x^2+2y^2-1$
2	2	x^2-y^2
3	0	$3yx^2-y^3$
3	1	$3yx^2+3y^3-2y$
3	2	$3x^3+3xy^2-2x$
3	3	x^3-3xy^2
4	0	$4yx^3-4y^3x$
4	1	$8yx^3+8y^3x-6yx$
4	2	$6x^4+12x^2y^2+6y^4-6x^2-6y^2+1$
4	3	$4x^4-4y^4-3x^2+3y^2$
4	4	$x^4-6x^2y^2+y^4$
5	0	$5yx^4-10y^3x^2+y^5$
5	1	$15yx^4+10y^3x^2-5y^5-12yx^2+4y^3$
5	2	$10yx^4+20y^3x^2+10y^5-12yx^2-12y^3+3y$
5	3	$10x^5+20x^3y^2+10xy^4-12x^3-12xy^2+3x$
5	4	$5x^5-10x^3y^2-15xy^4-4x^3+12xy^2$
5	5	$x^5-10x^3y^2+5xy^4$
6	0	$6yx^5-20y^3x^3+6y^5x$
6	1	$24yx^5-24y^5x-20yx^3+20y^3x$
6	2	$30yx^5+60y^3x^3+30y^5x-40yx^3-40y^3x+12yx$
6	3	$20x^6+60x^4y^2+60x^2y^4+20y^6-30x^4-60x^2y^2-30y^4+12x^2+12y^2-1$
6	4	$15x^6+15x^4y^2-15x^2y^4-15y^6-20x^4+20y^4+6x^2-6y^2$
6	5	$6x^6-30x^4y^2-30x^2y^4+6y^6-5x^4+30x^2y^2-5y^4$
6	6	$x^6-15x^4y^2+15x^2y^4-y^6$

図２０

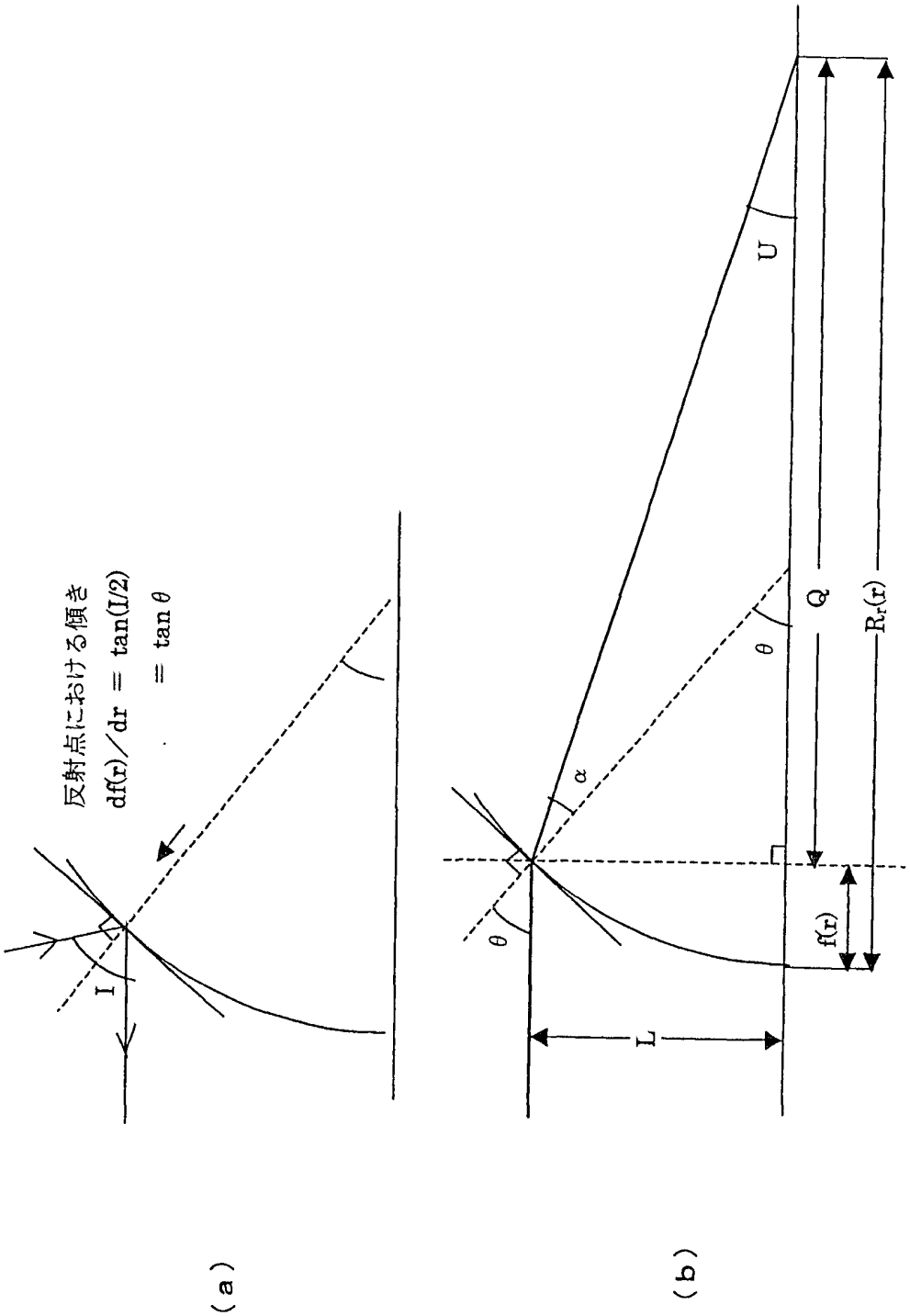
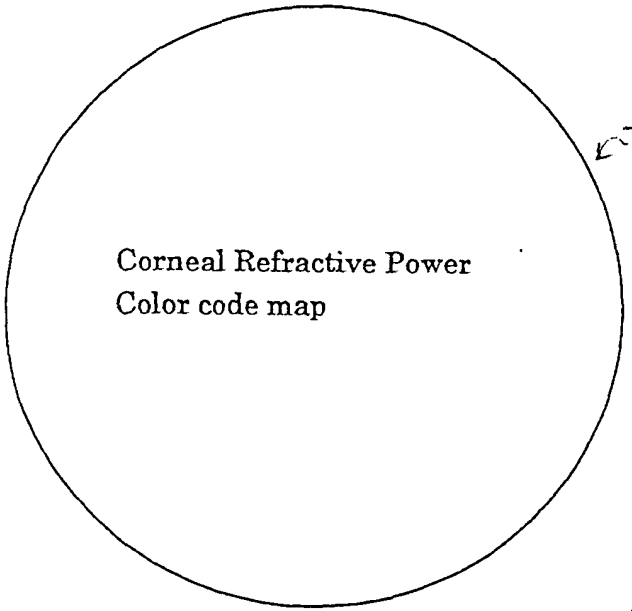


図２１

角膜+眼球 パワーマップ　　OD　　東京 光子　　2000年3月2日 午前8時4分



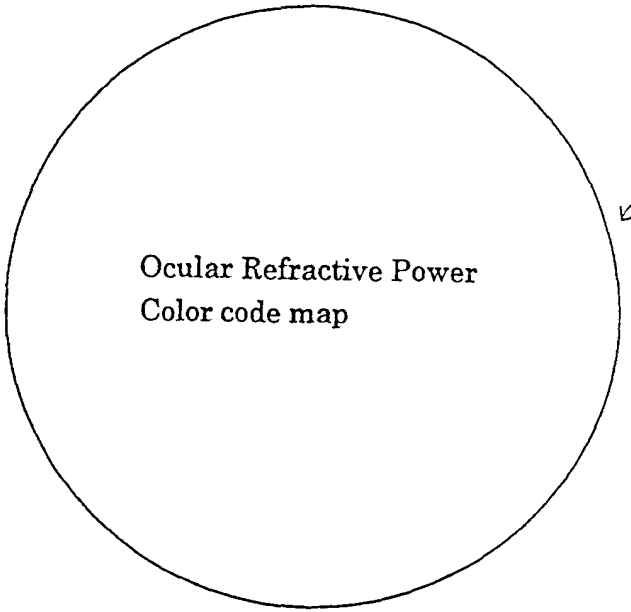
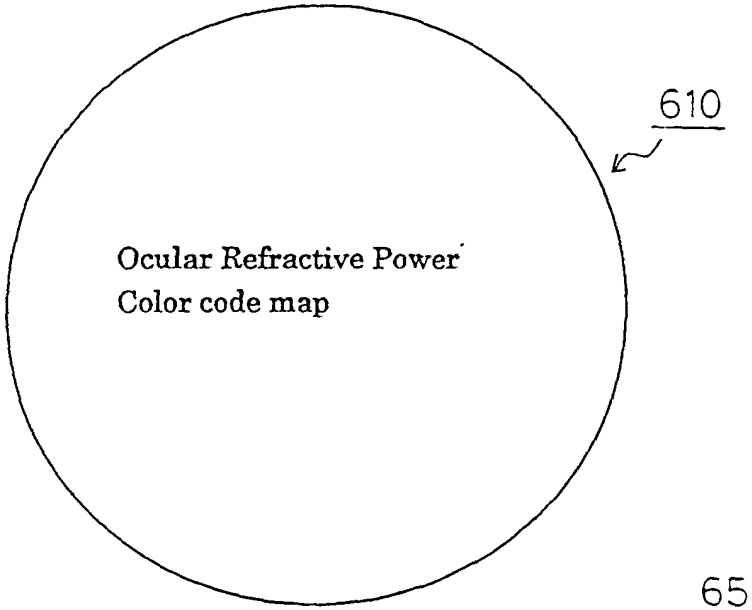


図22

630

Corneal refractive power analysis				Ocular refractive power analysis	
明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)			明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)
		Zernike 係数 (RMS in Diopter)	平均 power		
			球面収差		
			コマ収差		
			非点収差		
			矢状収差		
			残余収差		
			Total		

眼球光学系屈折パワーマップ＋収差マップ　OD　東京 光子　2000年3月2日 午前8時4分



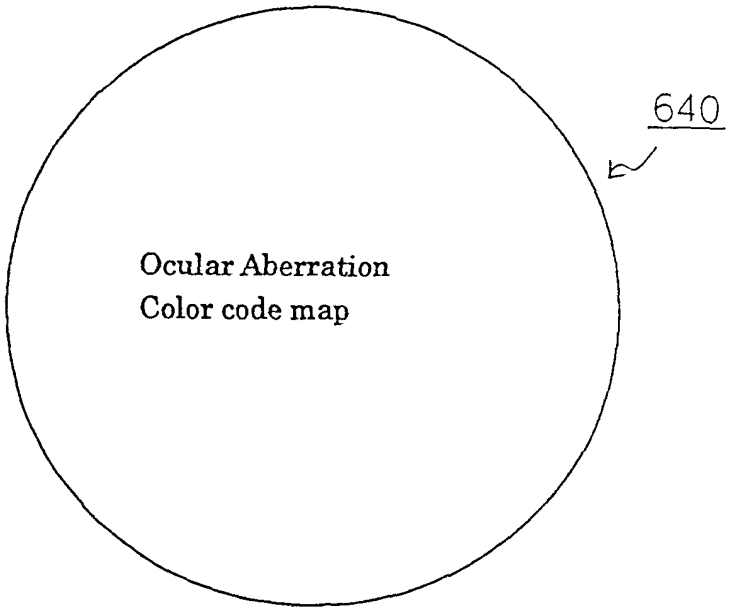


図23

650

		Ocular Refractive power analysis	
		明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)
Zernike 係数 (RMS in Diopter)	平均 power		
	球面収差		
	コマ収差		
	非点収差		
	矢状収差		
	残余収差		
	Total		

		Ocular Aberration analysis	
		明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)
Zernike 係数 (RMS in μm)	球面度		
	乱視度		
	軸角度		
	球面収差		
	コマ収差		
	非点収差		
	矢状収差		
	残余収差		
	Total		

眼球内部光学系屈折パワーマップ　OD　東京 光子　2000年3月2日 午前8時4分

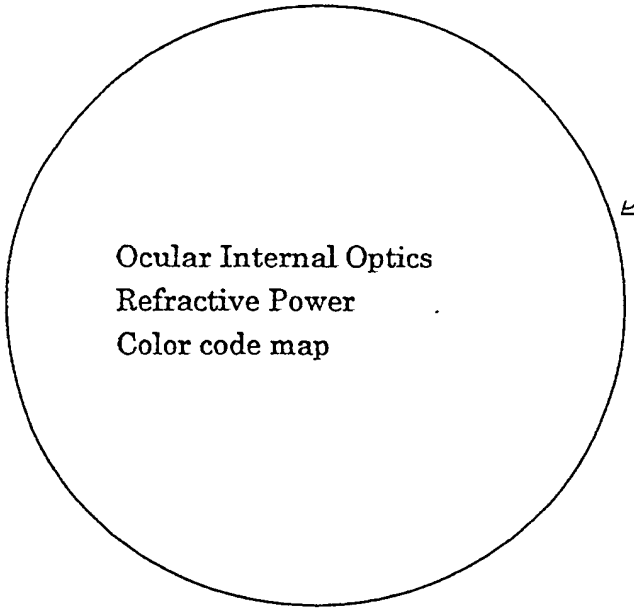
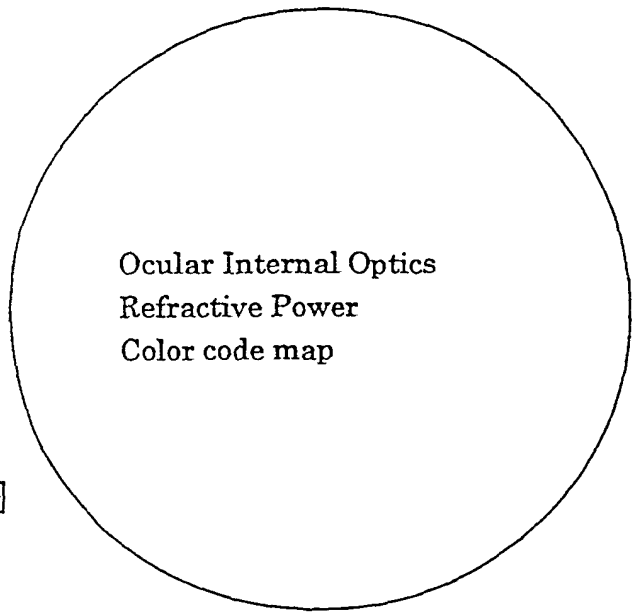


図24

670

		Ocular Internal Optics Refractive power analysis	
		明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)
Zernike 係数 (RMS in Diopter)	平均 power		
	球面収差		
	コマ収差		
	非点収差		
	矢状収差		
	残余収差		
	Total		

眼球内部光学系屈折パワーマップ＋収差マップ　OD　東京 光子　2000年3月2日 午前8時4分



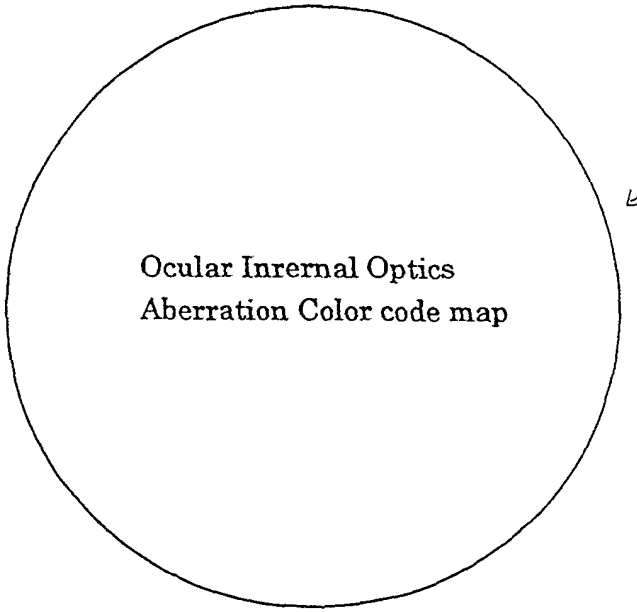
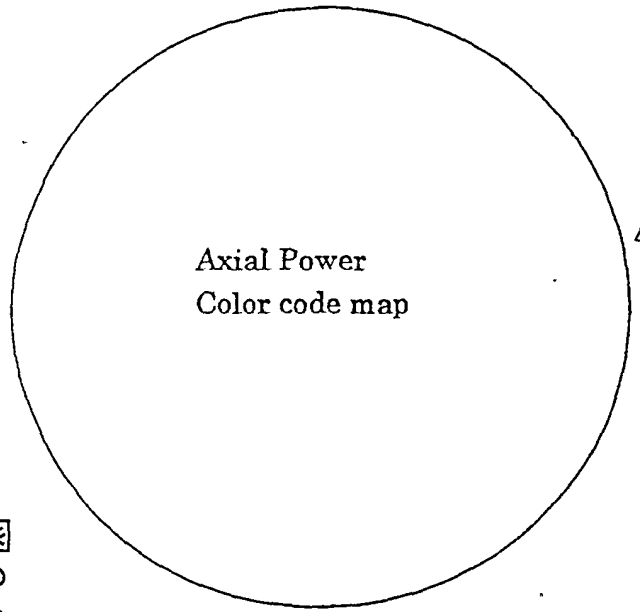


図25

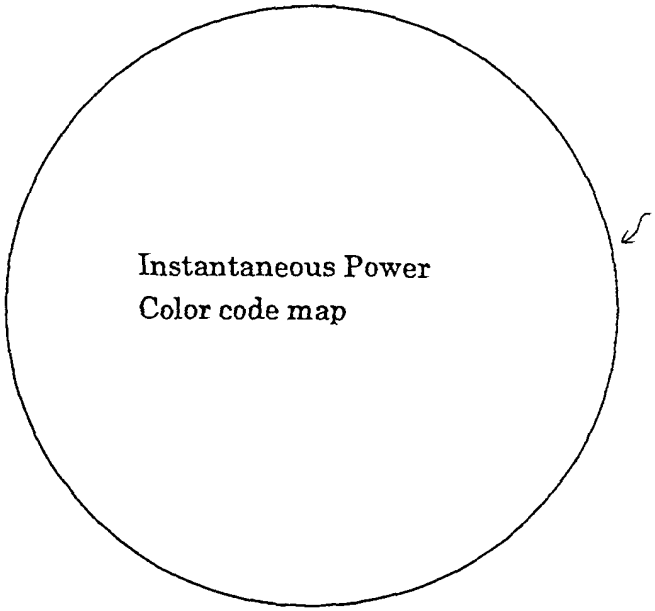
		Ocular Internal Optics Refractive power analysis	
		明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)
Zernike 係数 (RMS in Diopter)	平均 power		
	球面収差		
	コマ収差		
	非点収差		
	矢状収差		
	残余収差		
	Total		

		Ocular Internal Optics Aberration analysis	
		明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)
Zernike 係数 (RMS in μm)	球面度		
	乱視度		
	軸角度		
	球面収差		
	コマ収差		
	非点収差		
	矢状収差		
	残余収差		
	Total		

角膜形状 パワーマップ　　OD　　東京 光子　　2000年3月2日 午前8時4分



685



690

695

Axial power analysis					Instanteneous power analysis		
明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)	角膜全体 (φ10mm)			明所時 (φ3 mm)	暗所時 (φ7 mm)	角膜全体 (φ10mm)
			Zernike 係数 (RMS in Diopter)	平均 power			
				球面収差			
				コマ収差			
				非点収差			
				矢状収差			
				残余収差			
				Total			

図26

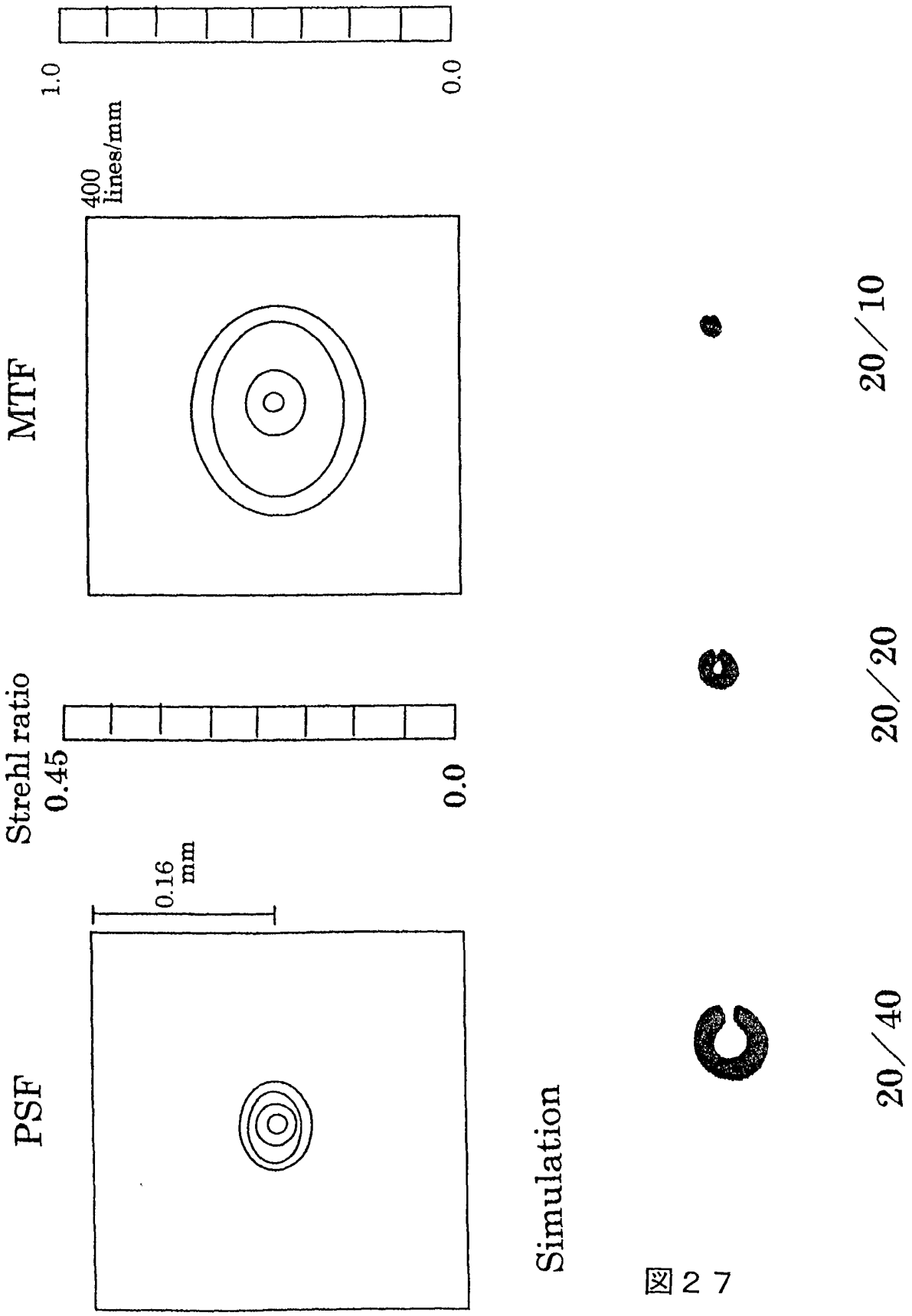

PSF
0.16 mm
Strehl ratio
0.45
0.0
MTF
400 lines/mm
1.0
0.0
Simulation
20／10
20／20
20／40

図２７

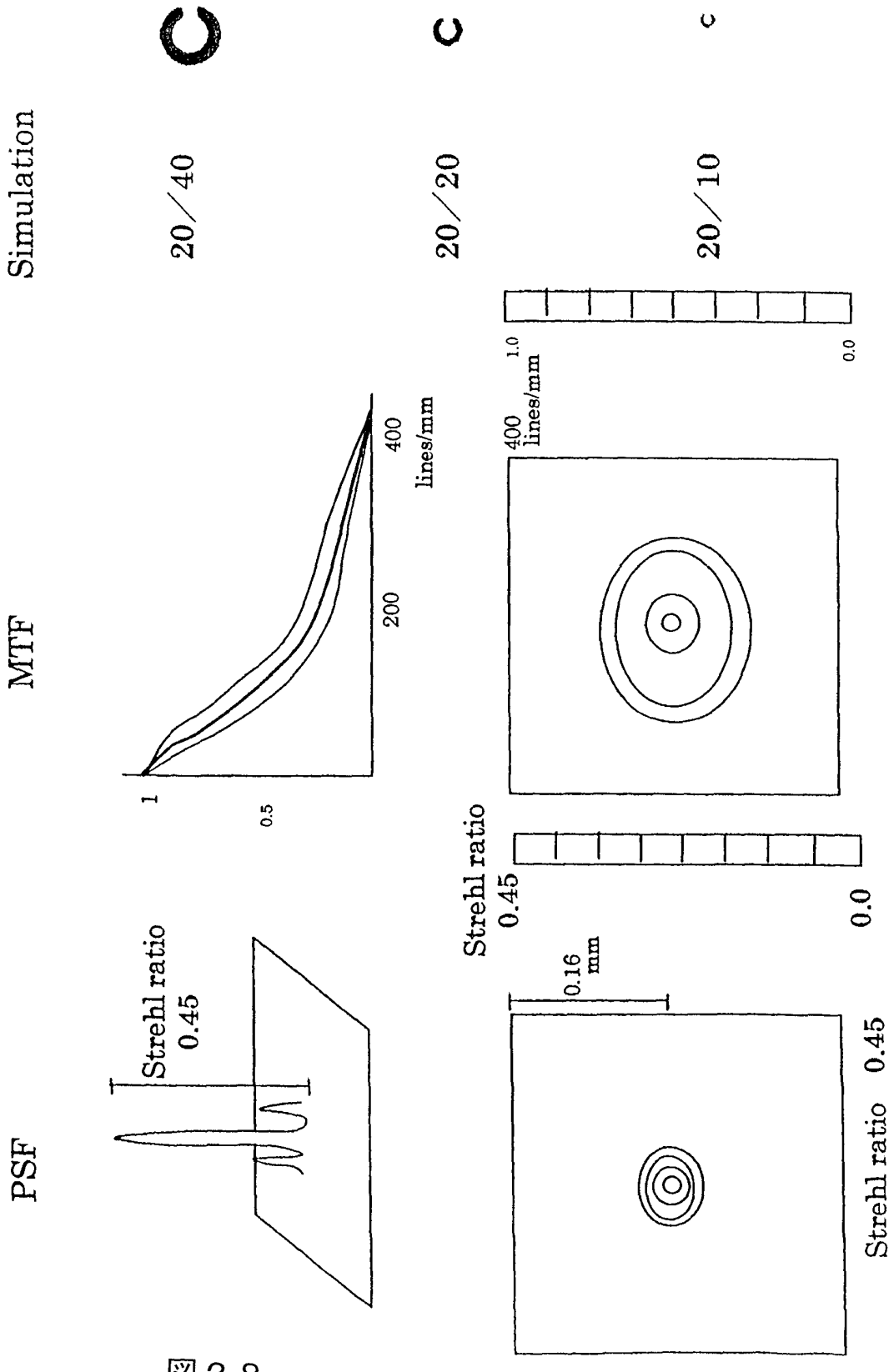

Simulation
20／40
20／20
20／10
MTF
1
0.5
200
400
lines/mm
1.0
0.0
400
lines/mm
PSF
Strehl ratio
0.45
Strehl ratio
0.45
0.0
0.16
mm
Strehl ratio 0.45

図２８

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP01/09084

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl[7] A61B3/103

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
Int.Cl[7] A61B3/10-3/125

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2001
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2001 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2001

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JICST

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	US 5841511 A (Eyesys Technologies, Inc.), 24 November, 1998 (24.11.98), Figs. 3, 10(A); column 4, line 1 to column 5, line 17; column 6, lines 19 to 37; column 7, lines 33 to 44; column 11, lines 52 to 57; column 14, line 62 to column 15, line 53 & JP 08-504108 A & CA 2137151 A & EP 643566 A & WO 93/24049 A1 & BR 9306484 A	1 2-21,24-29
X Y	US 6042233 A (Kabushiki Kaisha Topcon), 28 March, 2000 (28.03.00), Figs. 1(A), 3 to 5; Claim 1; column 3, lines 48 to 65; column 11, lines 29 to 34; column 12, lines 1 to 45 & JP 11-137522 A	22 2-21,24-29
Y	JP 2691268 B2 (Canon Inc.), 05 September, 1997 (05.09.97), Par. Nos. [0007] to [0008], [0020] to [0022], [0026] to [0028] (Family: none)	2-21,24-29

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier document but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
21 December, 2001 (21.12.01)	15 January, 2002 (15.01.02)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP01/09084

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 10-276988 A (NEC Medical Syst. K.K.), 20 October, 1998 (20.10.98), Claims 1, 2 (Family: none)	2-21,24-29
Y	JP 09-053917 A (Nissan Motor Co., Ltd.), 25 February, 1997 (25.02.97), Claim 1 (Family: none)	2-21,24-29
A	JP 08-215149 A (Hoya Corporation), 27 August, 1996 (27.08.96), Claim 3 (Family: none)	6-21

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP01/09084

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 1 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 2 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

Inventions disclosed in claims 1 and 22 lack novelty, and they do not have "special technical features" specified in Rule 13.2 under the PCT.

Therefore, since there is no "technical relationship" between these inventions and other inventions (inventions in claims 2-21, 24-29, and an invention in claim 23) "involving special technical features" specified in Rule 13.2 under the PCT, they do not fulfill the requirement of unity of invention.

In addition, there is also no "technical relationship" between an invention in claim 2 and an invention in claims 23, claims 1-29 disclose four groups of inventions consisting of an invention in claim 1, inventions in claims 2-21, 24-29, an invention in claim 22 and an invention in claim 23.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. ☒ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

*An invention disclosed in claim 1
*Inventions disclosed in claims 2-21 and 24-29

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ０１／０９０８４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Ｉｎｔ．Ｃｌ⁷ Ａ６１Ｂ３／１０３

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Ｉｎｔ．Ｃｌ⁷ Ａ６１Ｂ３／１０－３／１２５

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２００１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００１年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

ＪＩＣＳＴ

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
Ｘ Ｙ	ＵＳ　５８４１５１１　Ａ（Eyesys Technologies, Inc.） ２４．１１月．１９９８（２４．１１．９８） FIG. 3、10A、第４欄第１－第５欄第17行、第６欄第19－37行、第７欄第33－44行、第11欄第52－57行、第14欄第62行－第15欄第53行 ＆　ＪＰ　０８－５０４１０８　Ａ ＆　ＣＡ　２１３７１５１　Ａ ＆　ＥＰ　６４３５６６　Ａ ＆　ＷＯ　９３／２４０４９　Ａ１ ＆　ＢＲ　９３０６４８４　Ａ	1 2-21、24-29

☒ Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。　　☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 ２１．１２．０１	国際調査報告の発送日 15.01.02
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 郵便番号１００－８９１５ 東京都千代田区霞が関三丁目４番３号	特許庁審査官（権限のある職員） 小原　博生　印 ２Ｗ　８１０２ 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９０

様式ＰＣＴ／ＩＳＡ／２１０（第２ページ）（１９９８年７月）

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求の範囲の番号
X Y	ＵＳ　６０４２２３３　Ａ（Kabushiki Kaisha Topcon） ２８．３月．２０００（２８．０３．００） FIG.１Ａ，３－５，請求項１，第３欄第48－65行、第11欄第29－34行、第12欄第1－45行 ＆　ＪＰ　１１－１３７５２２　Ａ	22 2-21、24-29
Y	ＪＰ　２６９１２６８　Ｂ２（キャノン株式会社） ５．９月．１９９７（０５．０９．９７） 段落７－８，20－22，26－28（ファミリーなし）	2-21、24-29
Y	ＪＰ　１０－２７６９８８　Ａ（ｴﾇｲｰｼｰ・ﾒﾃﾞｨｶﾙｼｽﾃﾑ株式会社） ２０．１０月．１９９８（２０．１０．９８）請求項１，２ （ファミリーなし）	2-21、24-29
Y	ＪＰ　０９－０５３９１７　Ａ（日産自動車株式会社） ２５．２月．１９９７（２５．０２．９７）請求項１ （ファミリーなし）	2-21、24-29
A	ＪＰ　０８－２１５１４９　Ａ（ホーヤ株式会社） ２７．８月．１９９６（２７．０８．９６）請求項３ （ファミリーなし）	６－21

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ０１／０９０８４

第Ⅰ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第８条第３項（ＰＣＴ１７条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1．☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、

2．☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3．☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第３文の規定に従って記載されていない。

第Ⅱ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲１及び２２に記載された発明は、新規性を欠いており、これらの発明は、特許協力条約に基づく規則13.2で規定される「特別な技術的特徴」を有していない。
したがって、これらの発明は他の発明（請求の範囲2-21、24-29に記載された発明及び請求の範囲23に記載された発明）との間に、特許協力条約に基づく規則13.2で規定している「特別な技術的特徴を含む技術的な関係」がないので、発明の単一性の要件を満たしていない。
また、請求項２に記載された発明と請求項２３に記載された発明との間にも、「特別な技術的特徴を含む技術的な関係」がないので、請求の範囲１乃至２９には、請求の範囲１に記載された発明、請求の範囲２－２１、２４－２９に記載された発明、請求の範囲２２に記載された発明及び請求の範囲２３に記載された発明からなる４群の発明が記載されている。

1．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。

2．☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

3．☒ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
・請求の範囲１に記載された発明
・請求の範囲２－２１及び２４－２９に記載された発明

4．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
[ ] 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。