

た。それは同時に、本来ならば複雑な構造を持ち、屈折率が様ではない光学系を、模型眼のように簡略化しても、その特性を捕らえられるという事を示している。Greivenkamp らの方法は模型眼データを用いている為、個々の患者の視能力を推定する事はできない。本研究では対象とする人眼の角膜トポグラフィ等の実測値を用いる事で、各個人ごとの視能力を推定した。

波面センサーによって計測される光線方向と反対方向にレイトレーシングを実施する。まず波面センサーデータを角膜まで戻し、角膜のレイトレーシングを行なう。すると、角膜後面から水晶体方向に進む波面を得る事が出来る(図4)。その波面の方向を反対に見ると、網膜上の点光源からの光線が水晶体を通った、水晶体前面の波面と考える事が出来る。なお、波面センサーのデータの位置は、実際には眼球光学系の主面であるが、今回は角膜前面からと考えて計算している。これは、全体の光路に対して、主面と角膜前面間の距離は非常に小さいため、大きな影響は無いと考えられる。

次に、前述の方法で推定した水晶体前面の波面から水晶体の光学特性を計算する。水晶体の

光学

特性の尺度として、パワー分布が考えられる。

(4) 角膜のレイトレーシング

オーブスキャンで取得した角膜形状は、半径方向51個、円周方向1度ごとの360個の離散データであり、基準面からの角膜の高さを示している。レイトレーシングは、ある光学素子に光が交差する点と、交差した後の光線の傾きを計算するもので、光線の傾きの変化を計算するには、スネルの法則を用いる。従って、角膜のレイトレーシングには任意の点の角膜高さとな法線方向が必要なため、多項式でフィッティングを行なう。今回は、一般的な多項式近似法である重回帰分析で角膜形状をフィッティングした。重回帰分析によって任意の点における角膜高さとな法線方向が計算出来、データのノイズカットの効果も得られる。波面センサーで眼球の収差を計測する時に利用する赤外光の波長は840nmであり、重回帰分析ではそれ以下の誤差が求められる。したがって本研究では角膜の重回帰分析では次のようにx方向、y方向にそれぞれ4次の回帰式を与えた。

$$z(x, y) = (a_0 + a_1 x + a_2 x^2 + a_3 x^3 + a_4 x^4)(b_0 + b_1 y + b_2 y^2 + b_3 y^3 + b_4 y^4)$$

$z(y)$ は位置(x,y)の角膜高さを示す。図5(a)は点aからの光線が、点Qで角膜前面に入射する様子を示している。点aからの方向ベクトルは既知であるので、光線が角膜で屈折しなかった時の基準面との交点cは容易に計算出来る。また、a-cを対角線とした立方体の領域も求まる。つまり角膜のレイトレーシングが、領域の対角線上で角膜と交わる点Qを探す問題に簡略化される。次に、立方体内で点Qを探す手法を説明する。ここでは、簡単に説明するため平面で説明する。同様の方法を、そのまま立方体に用いる事が出来る。図5(b)では点abcdで囲まれた領域から点Qを探す様子を示す。点b-cの方向をx方向、点c-dの方向をy方向とする。点Qの求め方はまず対角線の中心点Pn(Xn)に注目し、領域をその点を通る線でd1, d2に分割する。次に角膜の存在する領域d2を選択する。選択した領域の中でまた中心点Pn+1(Xn+1)を選び、同様の処理を繰り返す。領域の大きさが閾値以下になったら、その領域の中心点Pn+m(Xn+m)を角膜前面の交点とする。mは計算回数を示す。また、角膜の存在する領域は次のように選択する。角膜は偏回帰係数を用いれば、任意の位置Xnの高さYn(Xn)を計算する事が出来る。また、中心点Pn(xn)の高さYnは、c-dの距離の

1/2 であるので、

$$Y_n > P_n$$

なら、領域 d2 を選択し、そうでないなら領域 d1 を選択する。

このように領域を選択する手法を用いる事によって、計算回数mをおさえる事が出来、計算時間の短縮につながる。また、3次元空間における出射光の傾きは、スネルの法則を利用した図6の式で計算する。図6に示した通り、Voutは出射光の方向ベクトル、Vinは入射光の方向ベクトルを示す。角膜上の点Qの法線方向Vnは、角膜形状を重回帰分析して偏微分する事で計算出来る。計算された点Qの位置と方向を点aとすれば、同様の手法で角膜後面の交点も計算できる。

(5) 眼球光学系の各光学素子の屈折率

追跡する光線は、空気中の一点から始まって角膜、前房、水晶体、硝子体を通過後網膜に入射する。また、波面センサーの光源は840nmの赤外を用いているため、それぞれの光学素子の赤外における屈折率が必要になる。レイトレーシングにもちいる光学素子の屈折率については、LeGrandによって表1のような報告がされている。

表1 眼球光学系の屈折率

波長(nm)	430.8	479.99	486.1	546.07	589.3	643.85	656.3	768.1
角膜	1.3857	1.3822	1.3818	1.3787	1.3771	1.3754	1.3751	1.3726
前房	1.3454	1.3423	1.3418	1.3389	1.3374	1.3358	1.3354	1.3331
水晶体	1.4307	1.4264	1.4259	1.422	1.42	1.4179	1.4175	1.4144
硝子体	1.334	1.3408	1.3404	1.3375	1.336	1.3344	1.3341	1.3317

LeGrandのデータでは赤外の屈折率が示されていない為、次のような分散式に当てはめて推定した。

$$n(\lambda) = a_0 + a_1\lambda^2 + a_2 - a_2\lambda^{-2}$$

(6) 水晶体パワー分布推定値の眼内レンズ挿入眼における検証

水晶体前面の波面を推定したデータをもとに、水晶体のパワー分布を算出する。図7のように、レイトレーシングによって水晶体を通る光線の方法を得る事が出来る。S2は水晶体前面の主面、S1は水晶体後面の主面を表している。また、点Pは光線と光軸の交点を示している。このとき、S2-網膜間の距離a、S1-P間の距離bから、その光線に関するパワーDを次式で計算出来る。

$$D = 1000(1/a - 1/b)$$

この計算を、水晶体の各点を通る光線に適用する事で、水晶体のパワー分布を推定出来る。点Pについては、光線の光軸が交わる事はほとんど無いので、光線が光軸に最も近づく点を採用した。

点Pの位置を最小自乗法で決定する方法を説明する。図8は、点Cから出射した光線が光軸に近づく様子を、x方向とy方向に分けて示している。図のように、x方向の光線と光軸の交点と、y方向の光線と光軸の交点の位置が異なっている為、光線と光軸の交点を求める事が出来ない。従って、光線と光軸の距離xとyの値が最も小さくなる点Pを、点Pに採用する。点CからPの距離をkとし、x方向の傾きdx、y方向の傾きdyとすると、x'とy'は次式で示される。

$$\begin{aligned} X' &= x + k dx \\ Y' &= y + k dy \end{aligned}$$

また、xとyが最小になる為には、 $E = (\sqrt{x^2 + y^2})^{1/2}$ で与えられる関数Eが最小になる必要がある。つまり、 $DE/dk = 0$ になるkを計算すれば、最適な点Pを求める事が出来る。以上の事から、点Pへの距離kは次式で与えられる。

$$k = (x dx + y dy) / (\sqrt{dx^2 + dy^2})$$

本法の有効性を示す為に、IOL挿入眼のデータを推定する。IOL挿入眼では、挿入した眼内レンズのパワーが既知である為、推定結果と比較する事が可能である。提案手法の検証実験のために、IOL挿入眼のデータを4名分析した。

<倫理面への配慮>

本研究で使用した検証機器は医療機器として認可され、安全性が確立されたものであり、すべて非侵襲的検査であり、検査は被検者にその目的を十分に説明した上で行われた。また、眼内レンズに関しては、医療治療材料として認可を受けているものである。

C. 研究結果

(1) IOL眼のパワー分布推定による検証

実験に用いたIOL眼データと、重回帰分析の誤差を表2に示す。眼軸長、前房深度、主面の単位はmmである。主面前面の位置は、水晶体前面からの距離であり、主面後面の位置は水晶体後面からの位置をしめす。表のパワー以外の単位はmmである。

表2 被験者のIOL挿入眼のパワーと重回帰分析の誤差

被験者	パワー(D)	眼軸長	前房深度	主面(前)	主面(裏)	誤差(前)	誤差(裏)
A	20	22.9	2.63	0.374	0.497	0.0002	0.0008
B	21.5	21.96	3.86	0.361	0.523	0.00002	0.001
C	20.5	22.69	4.94	0.372	0.521	0.0006	0.0006
D	22	22.39	3.76	0.374	0.497	0.0002	0.0009

重回帰分析の誤差は個々に差があるものの、おおむね 10^{-3} 以下の誤差でおさまっている。これはオープスキャンの精度以下であるので、十分な精度であると考えられる。図9-1~9-4に被験者の波面センサーデータを示した。また、図10に被験者の波面センサーデータから、特に眼球光学系主面における波面のデータを示す。図中の点はズレの無い点であり、図中の+がズレが生じた時の点を示す。

(2) IOL眼のパワー分布推定結果

図11、12に、波面センサーによる眼球光学系主面における波面と、レイトレーシング結果である水晶体前面の主面における波面を示した。図中の+印は、水晶体前面の主面における光線の位置を示している。また一辺のサイズは10mmである。ほとんどの波面収差が、角膜のレイトレーシングにより小さくなっている事が分かる。

図13~15に、パワー分布の推定結果を示す。角膜の横方向、縦方向に対するパワーをプロットした。横軸、縦軸の単位はmmであり、横5mm、縦5mmの位置が水晶体の中心を示す。

表3にIOL挿入眼のパワー分布推定結果を示した。また、図16に推定結果をプロットした。◆で実際のレンズのパワー、■で推定値の平均値をプロットした。また、■から上下に伸びた線は、推定値の標準偏差を示している。

表3 IOL 挿入眼のパワー分布推定結果

被験者	パワー	推定結果の平均値	推定結果の標準偏差
A	20D	18.5	0.6
B	21.5D	20.7	0.7
C	20.5D	20.6	0.5
D	22D	22.2	0.4

D. 考察

本研究では、角膜形状データと眼球光学系の波面データにレイトレーシングを施す事によって、水晶体の光学特性を推定する手法を提案した。波面センサーのデータは、眼球光学系主面からの波面を表している。そこで、角膜トポグラフィによって計測した角膜形状をもとにレイトレーシングをして、水晶体前面の波面を計算した。角膜のレイトレーシングの為に、角膜形状を重回帰分析する事で測定値のノイズカットを行い、同時に任意の位置における角膜の高さと法線方向の計算が可能となった。また、それらの値を用いた角膜のレイトレーシング法を提案した。

波面センサーで計測した波面データは、水晶体と角膜を透過した値である。また、その波面は網膜上の点光源から出射したものである。水晶体後面の主面から網膜への焦点距離 a は容易に計算出来る。従って、レイトレーシングによって角膜のみの焦点距離 b が計算する事で、両者の焦点距離から水晶体のパワーを推定した。実際には高次収差の影響で水晶体前面の波面は光軸と交わる事は無い。したがって、本研究では最小自乗法を用いて焦点距離 b を計算した。これにより、コマ収差などの高次収差の影響は無視している。水晶体前面の波面をゼルニケ多項式で解析する事で、それらの高次収差の影響も計算する事が出来ると考えられる。

被験者A,B に関しては真値と推定値にずれが見られるが、被験者C,D に関しては良好な結果を得た。ずれの理由として、手法の過程で生じる様々な誤差が考えられる。第一に測定器による誤差があり、例えばBoros 等により角膜トポグラフィには0.5D 程度の誤差があるという報告もされている。第二に、計算時の誤差が考えられる。パワー分布推定時に光軸と光線の交点 P を近似している為、光線の向きが変化しただけで点 P の値が大きく変化し、従って、波面センサーの誤差の影響を大きくしてしまう恐れがある。特に被験者B は重回帰分析の誤差が他に比べて大きい為、結果に影響したと考えられる。

本研究では、提案手法を水晶体のパワーが既知であるIOL 挿入眼に適用し、ある程度の精度を確認した。本手法は、計測と計算の段階で避けられない様々な誤差を含んでいる。計測や計算誤差、その上計算方法によって計測器の誤差の影響を大きくしてしまう事も考えられる。また、波面センサーと角膜トポグラフィの測定位置が同じとは言えないため、測定器同士のキャリブレーションも正確性が求められる。本法は多様な光学特性をもった眼に対応する普遍的なIOLの度数計算法として応用可能であるが、

それらの様々な誤差を段階ごとに明確に定量化する事で、解析結果の信頼性を明らかにする事が求められる。また、計測装置の誤差については、それぞれの分野における技術の向上を待つしか無いが、計算誤差についてはより誤差の少ない方法をさらに模索する必要がある。また、最終的には、IOL 度数推定に関しては、術後のIOLの正確な位置予測に集約されるものと考えられる。

E. 結論

人眼の生体計測結果にレイトレーシング法を用いることにより、眼内のレンズ前面の波面を得、その光学特性の評価を行なう手法を提案した。本研究では、特性評価として水晶体のパワー分布を求め、得られたパワー分布より、プリズム成分、非点収差量、焦点距離などの基本的評価が可能となった。光学特性が既知である眼内レンズ挿入眼を対象に検証実験を行った。IOL 眼のパワー分布推定に関する重回帰分析の誤差は個々に差があるものの、おおむね 10^{-3} 以下の測定機器の精度以下のオーダーであることが確認されたが、IOLの度数推定値は、高い精度で推定される場合と誤差を伴う場合とがあった。誤差の原因には、測定機器および計算時の誤差がありえるが、今後の臨床応用には、それらの点に留意し、信頼性を高める必要があるが、最終的なIOLパワーの算出の課題は、術後のIOLの位置予測に集約されるものと考えられた。

F. 健康危険情報

特になし。

G 研究発表

1. 論文発表

1) 横山 康弘、平松宏一、大沼一彦、小林克彦、根岸一乃、野田 徹:PSF アナライザーによるコンタクトレンズ装着の網膜像評価、あたらしい眼科 vol.20 No.2 2003(掲載予定)

2) K.Kobayashi, M. Shibutani, G.Takeuchi, K. Ohnuma, Y. miyake, T. Noda, K. Negishi, K. Ohono :Measurement of the single-pass MTF and simulation of the retinal image of the human eye developed Point Spread Function Analysis System., Proceeding of SPIE' s Biomedical Optics 2003 of Ophthalmic technologies

3) K.Kobayashi, M. Shibutani, G.Takeuchi, Y.Kubotera, K. Ohnuma, Y. miyake, T. Noda, K. Negishi, K. Ohono:Measuring the single-pass MTF and simulating using the incoherent polarized reflection component of the human eye., Journal of Biomedical

2. 学会発表

1) K.Kobayashi, M. Shibutani, G.Takeuchi, K. Ohnuma, Y.Miyake, T.Noda, K.Negishi, K. Ohno : Prediction of Defocusing Visual Acuity Using Square-Wave MTF in Human Eyes., Association for Research in Vision and Ophthalmology 2002 Annual Meeting., Program No.2009.

2) M.Shibutani, K.Kobayashi, G.Takeuchi, K. Ohnuma, Y.Miyake, T.Noda, K.Negishi, K. Ohno, : Prediction of Defocused Visual Acuity by Simulated Retinal Images of Landolt' s Rings in Human Eyes., Association for Research in Vision and Ophthalmology 2002 Annual Meeting., Program No.2010.

3) G. Takeuchi, K. Kobayashi, M. Shibutani, G. Takeuchi, K. Ohnuma, Y. Miyake, T. Noda, K. Negishi, K. Ohno, : Comparison of Single-Pass MTF Using a New Point Spread Function Analysis System with MTF Obtained by Raytracing of Lens Data in the Same Human Eye., Association for Research in Vision and Ophthalmology 2002 Annual Meeting., Program No.2026.

4) E.Kaneda, K.Negishi, K.Kobayashi, M.Shibutani, G.Takeuchi, K.Ohnuma, N.Hirayama, T.Noda, : Evaluation of Visual Function Using a New Point Spread Function Analysis System in Pseudophakic Eyes with Aftercataract., Association for Research in Vision and Ophthalmology 2002 Annual Meeting., Program No.2019

5) K.Negishi, K.Kobayashi, M.Shibutani, G.Takeuchi, K.Ohnuma, N.Hirayama, K.Ohono, T.Noda, : Comparison of the Visual Function in Eyes with a Monofocal with a Multifocal Contact Lens Using a New Point Spread Function Analysis System., Association for Research in Vision and Ophthalmology 2002 Annual Meeting., Program No.2012.

6) K.Ohno, K.Negishi, K.Kobayashi, M.Shibutani, G.Takeuchi, N. K. Ohnuma, N.Hirayama, T.Noda, : Evaluation of Visual Function Using a New Point Spread Function Analysis System in LASIK Patients., Association for Research in Vision and Ophthalmology 2002 Annual Meeting., Program No.2020.

7) 小林克彦, 渋谷雅博, 竹内楽, 大沼一彦, 根岸一乃, 大野建治, 野田徹: Point Spread Function 解析装置による完全矯正時及び凸

レンズ付加時の視力の推定, 第106回日本眼科学会, 2002

8) 根岸一乃, 小林克彦, 渋谷雅博, 竹内楽, 大沼一彦, 大野建治, 野田徹: Point Spread Function 解析装置による単焦点および多焦点コンタクトレンズ挿入眼の光学特性評価, 第106回日本眼科学会, 2002

9) 小林克彦, 渋谷雅博, 窪寺裕美, 大沼一彦, 三宅洋一, 根岸一乃, 大野建治, 野田徹: 凸レンズ付加によるデフォーカス時の PSF 解析装置による推定される視力と自覚視力との比較, 第38回日本眼科学会・第17回眼科 ME 学会合同学会, 2002

10) 竹内楽, 小林克彦, 渋谷雅博, 大沼一彦, 三宅洋一, 根岸一乃, 大野建治, 野田徹: PSF 解析装置によるシングルパス MTF と光線追跡シミュレーションによる MTF との比較, 第38回日本眼科学会・第17回眼科 ME 学会合同学会, 2002

11) 鈴木健太郎, 大沼一彦, 小林克彦, 三宅洋一, 根岸一乃, 大野建治, 野田徹: PSF 解析装置によるシングルパス MTF とコントラスト感度からの推定 MTF との比較, 第38回日本眼科学会・第17回眼科 ME 学会合同学会, 2002

12) 鈴木健太郎, 大沼一彦, 根岸一乃, 大野建治, 野田徹: 水晶体の位相分布推定方法 第38回日本眼科学会・第17回眼科 ME 学会合同学会, 2002

13) K.Negishi, K.Ohnuma, T. Ikeda, T.Noda: Assessment of visual Images through a decentered monofocal or refractive multifocal intraocular lens using a new image simulation system, XX congress of the ESCRS in Nice, p282 September 2002

14) K.Negishi, K.Ohnuma, T.Ikeda, T.Noda: Visual Simulation of Images Through a Decentered Refractive Multifocal IOL, AAO

15) 木川勉, 大沼一彦, 福間康文, 岡崎芳郎: 網膜撮影において、視神経線維層の厚みに比例した反射光量を得る撮影方法、(11月3日 東京農工大) 日本光学会年次学術講演会(Optics Japan 2002)

H. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む)

1. 特許取得
なし
2. 実用新案登録
なし
3. その他
なし

図1

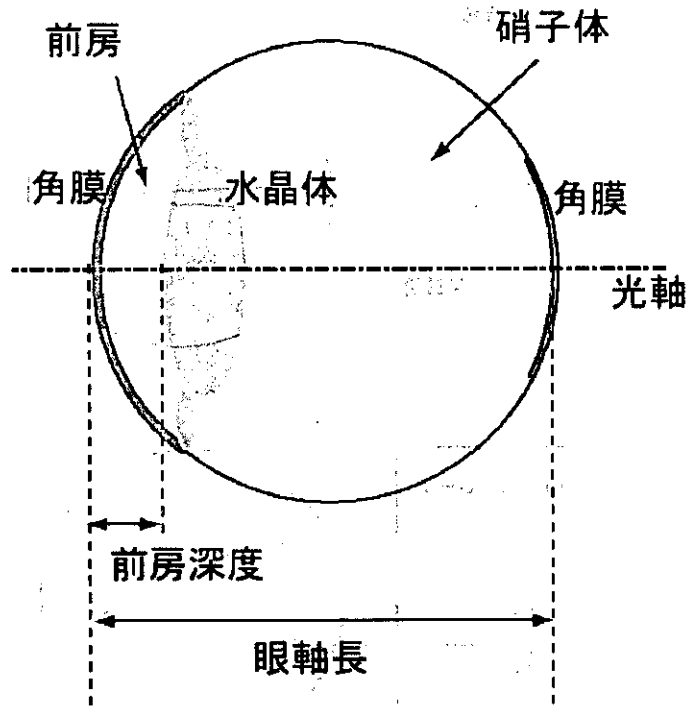


図2

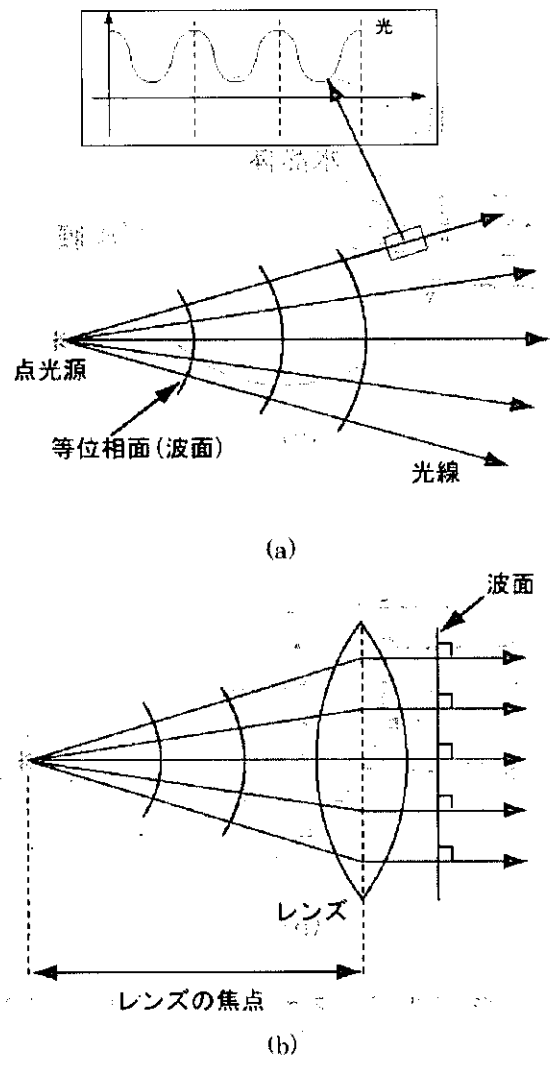


図3

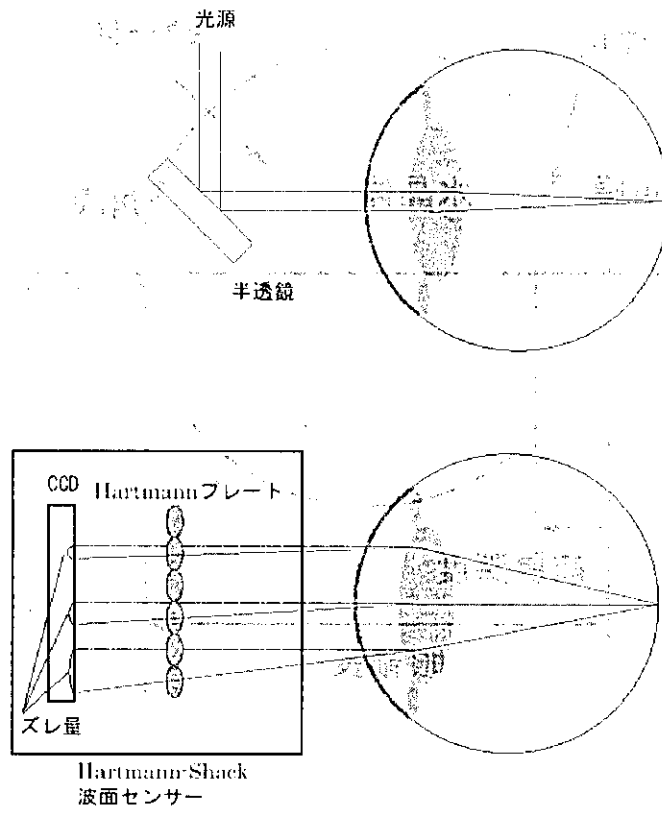


図4

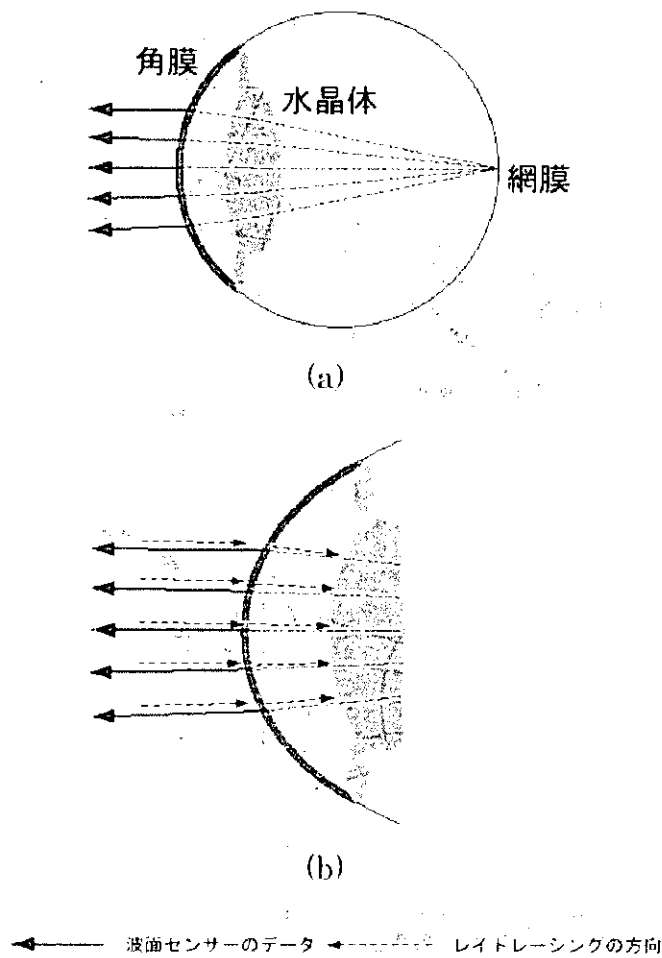
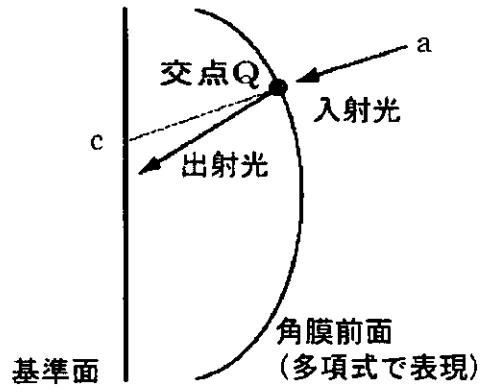
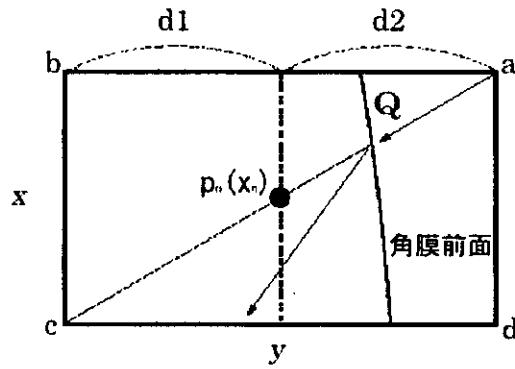


図5

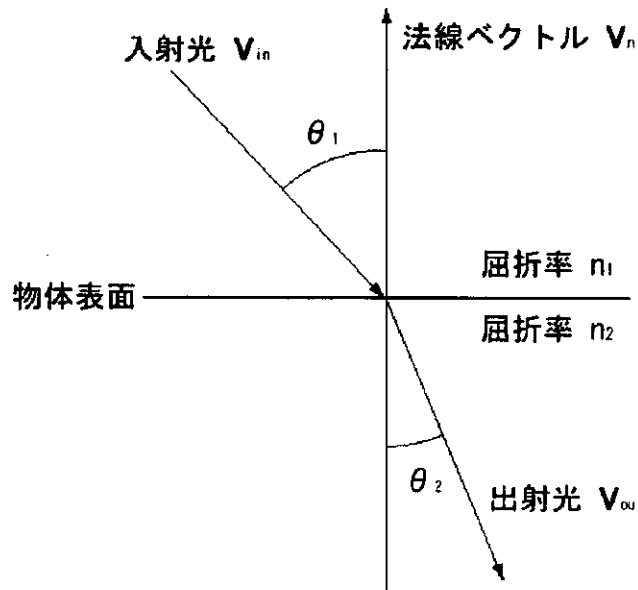


(a)



(b)

図6



$$\mathbf{V}_{ou} = \frac{n_1}{n_2} \left\{ -(\mathbf{V}_{in} \cdot \mathbf{V}_n) \mathbf{V}_n + \mathbf{V}_{in} - \left(\sqrt{\frac{n_2^2}{n_1^2} - 1 + (\mathbf{V}_{in} \cdot \mathbf{V}_n)^2} \right) \mathbf{V}_n \right\}$$

図7

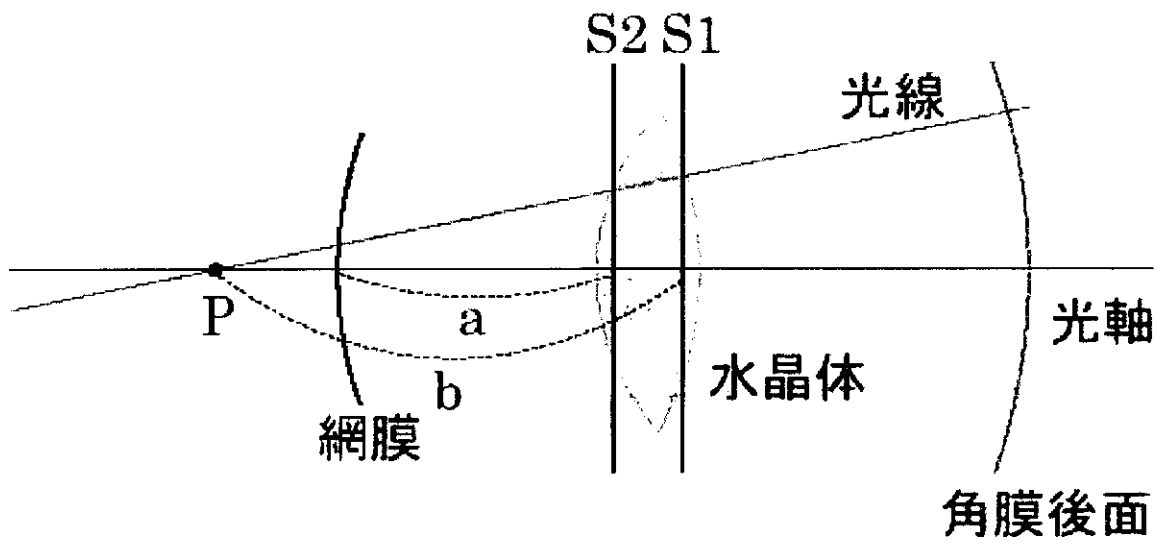


図8

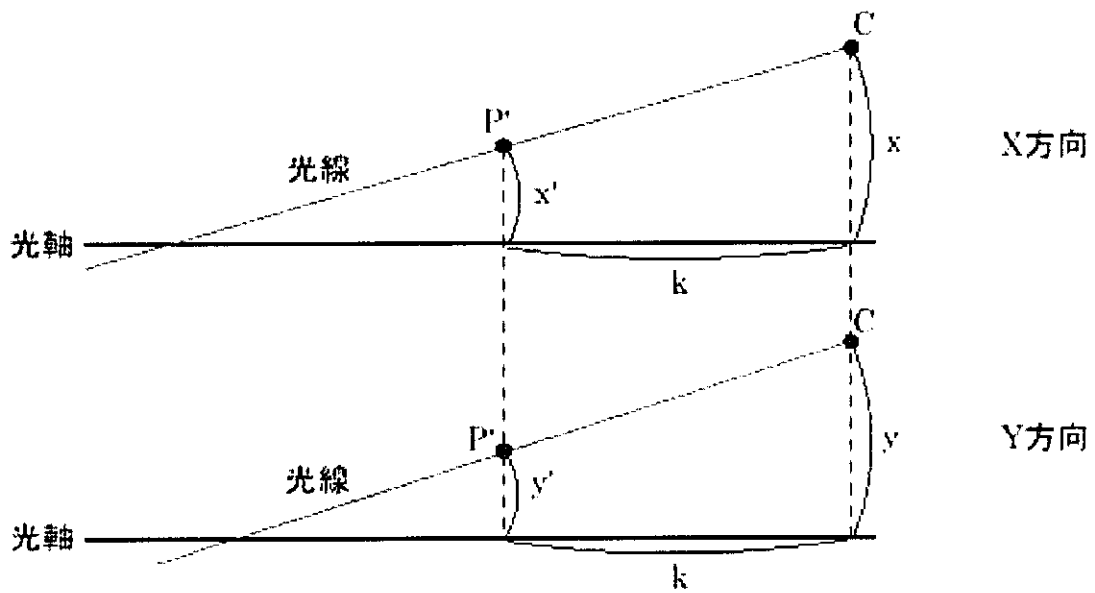


图9-1

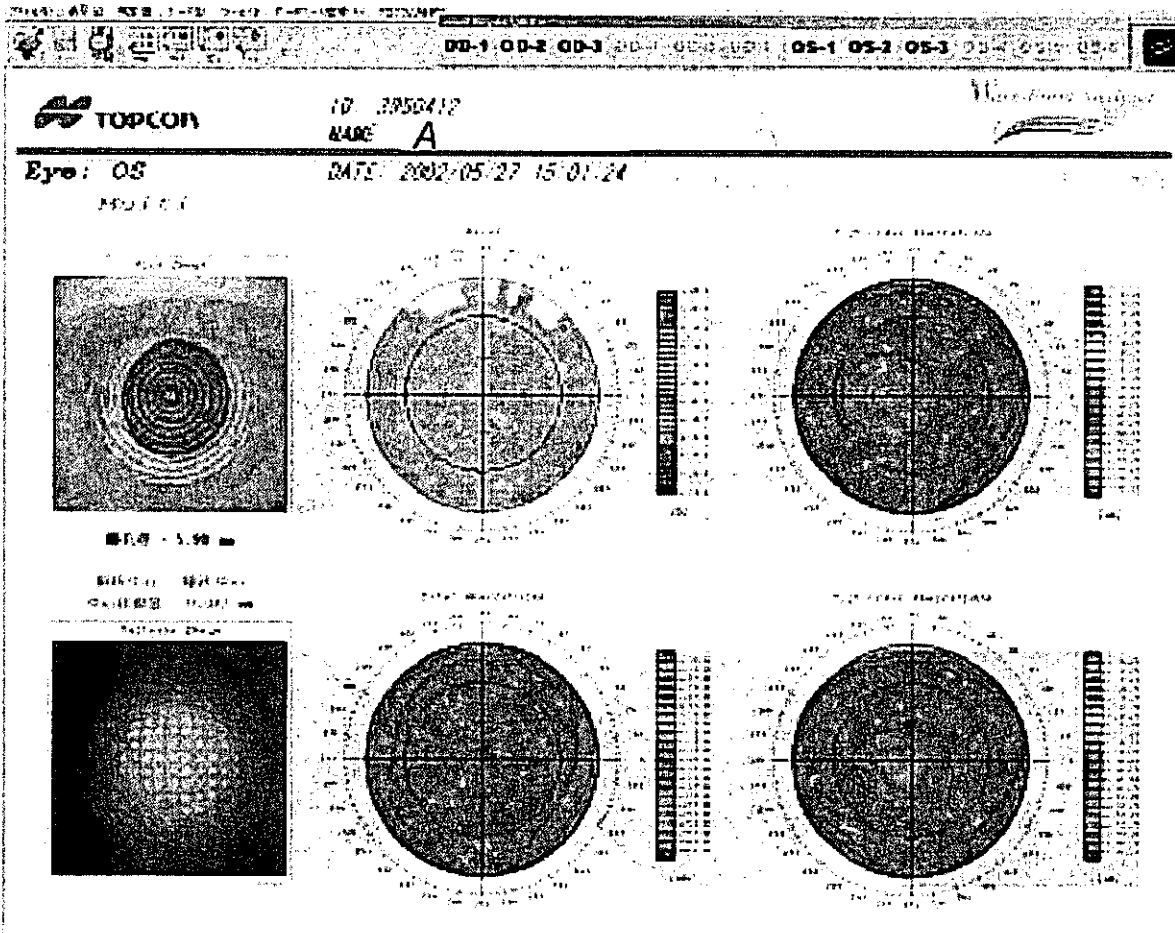


图9-2

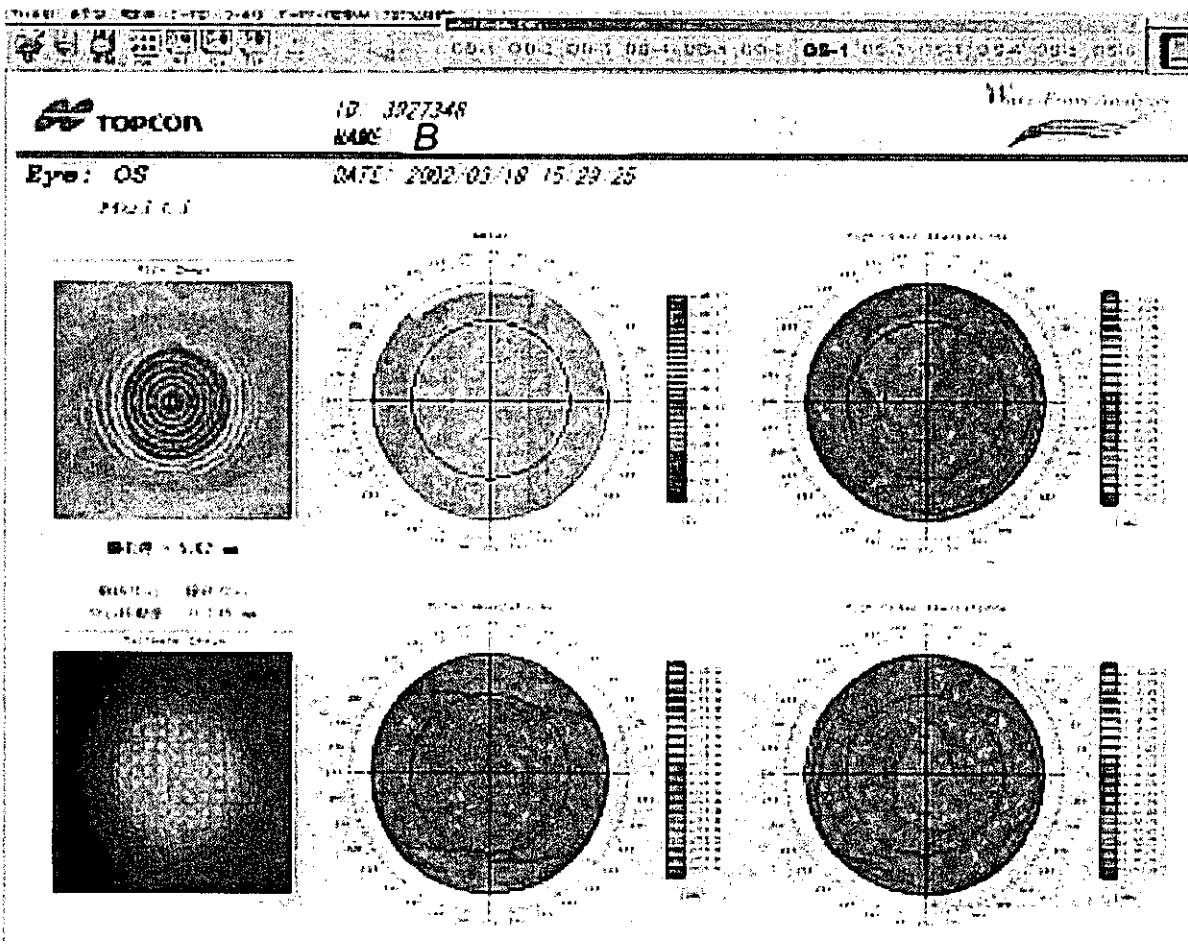


图 9-3

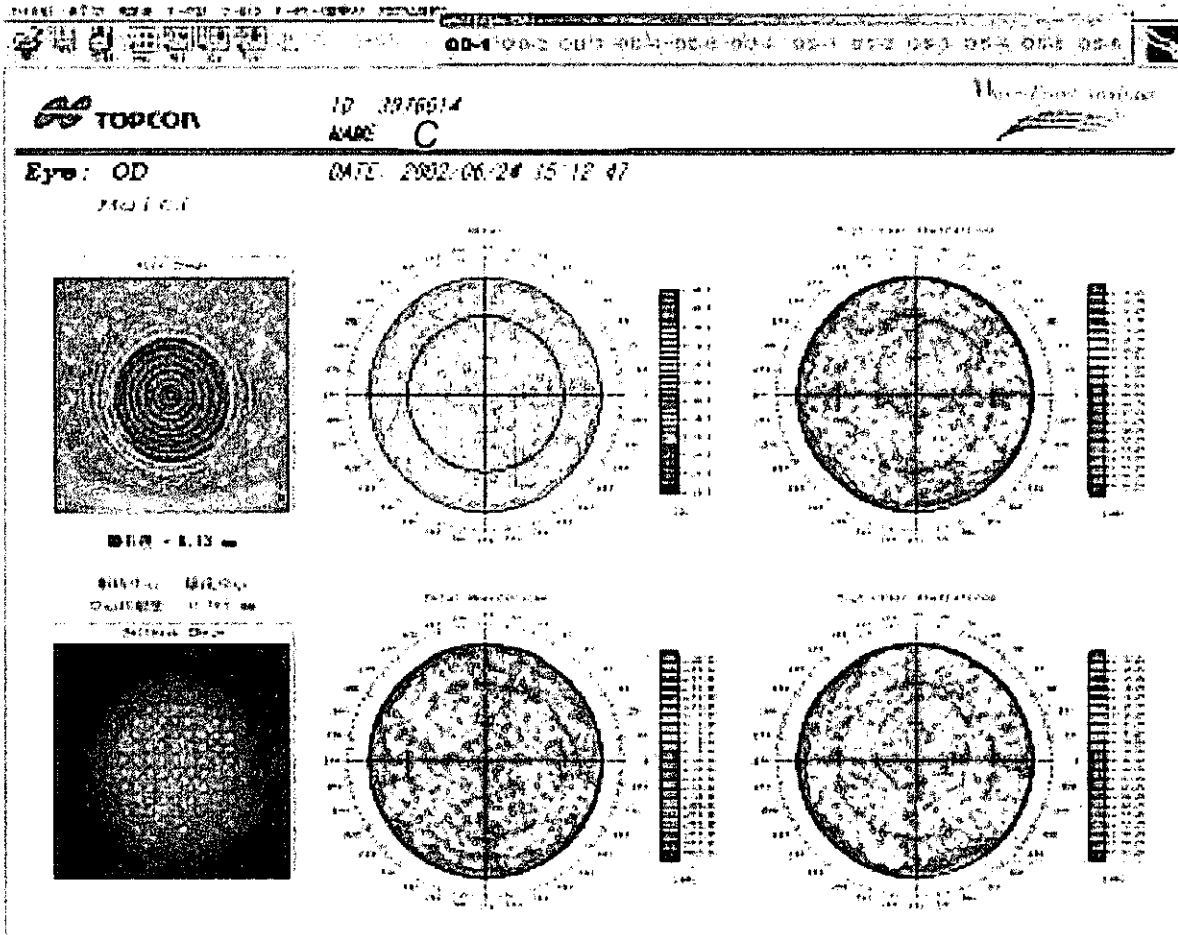


图 9-4

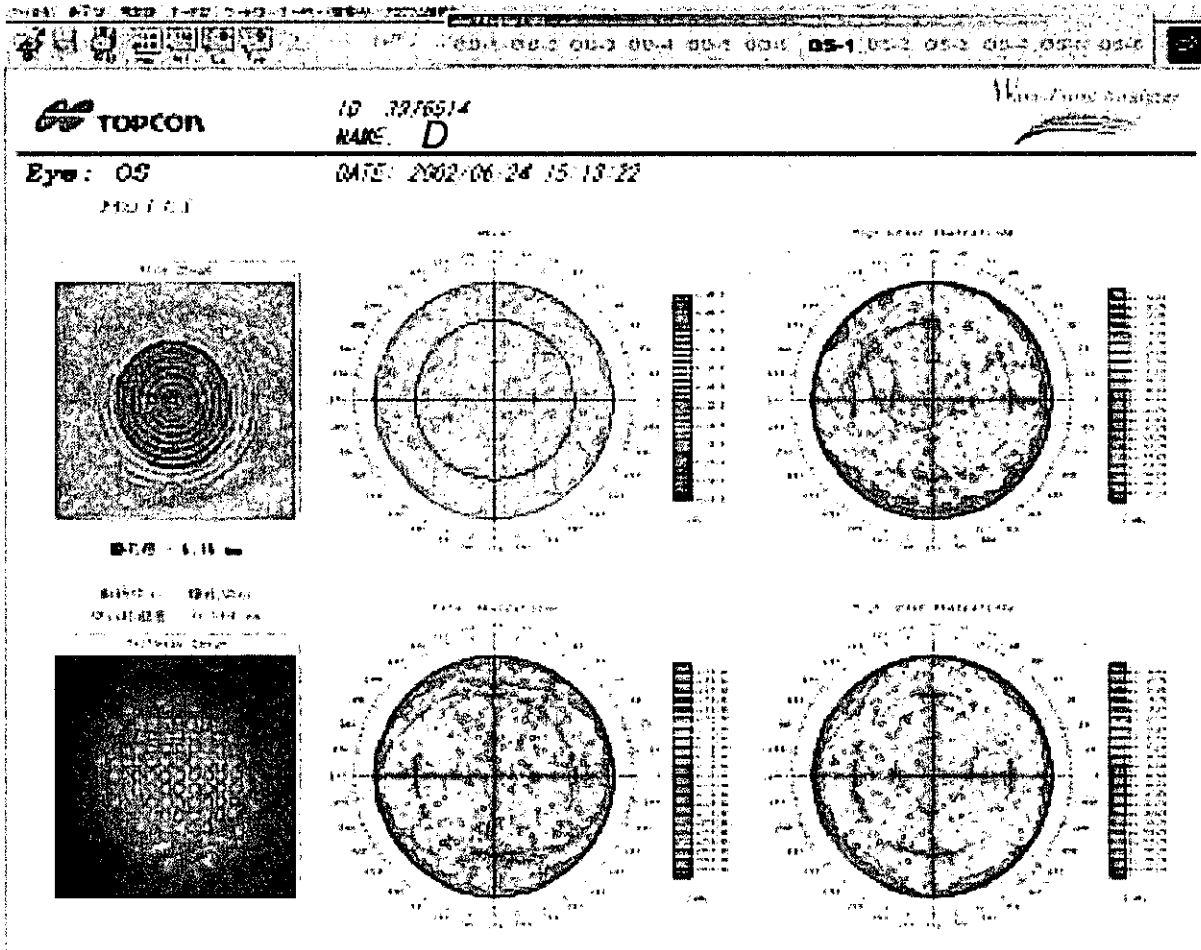


図10

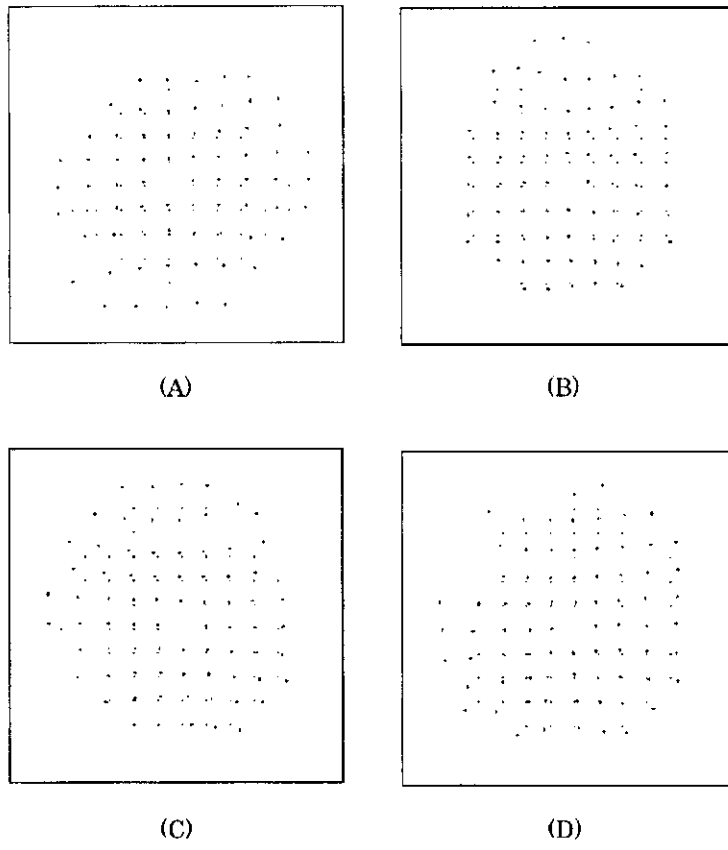


図11

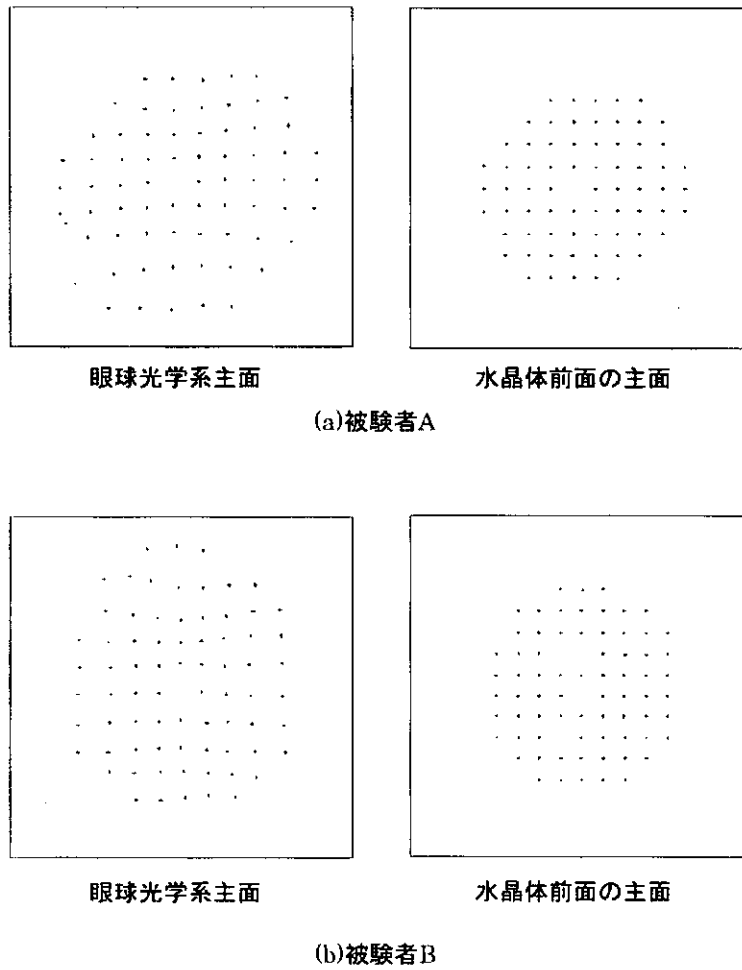
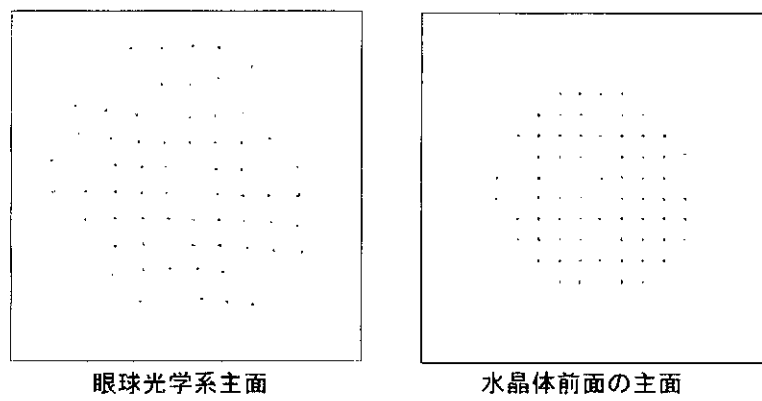
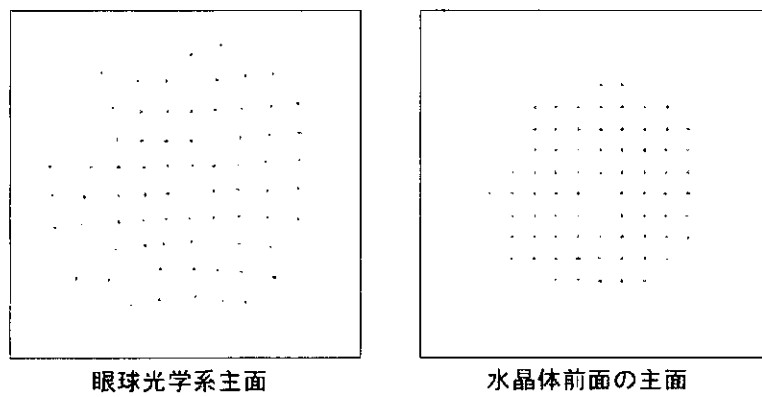


図12



(a)被験者C



(b)被験者D

図13

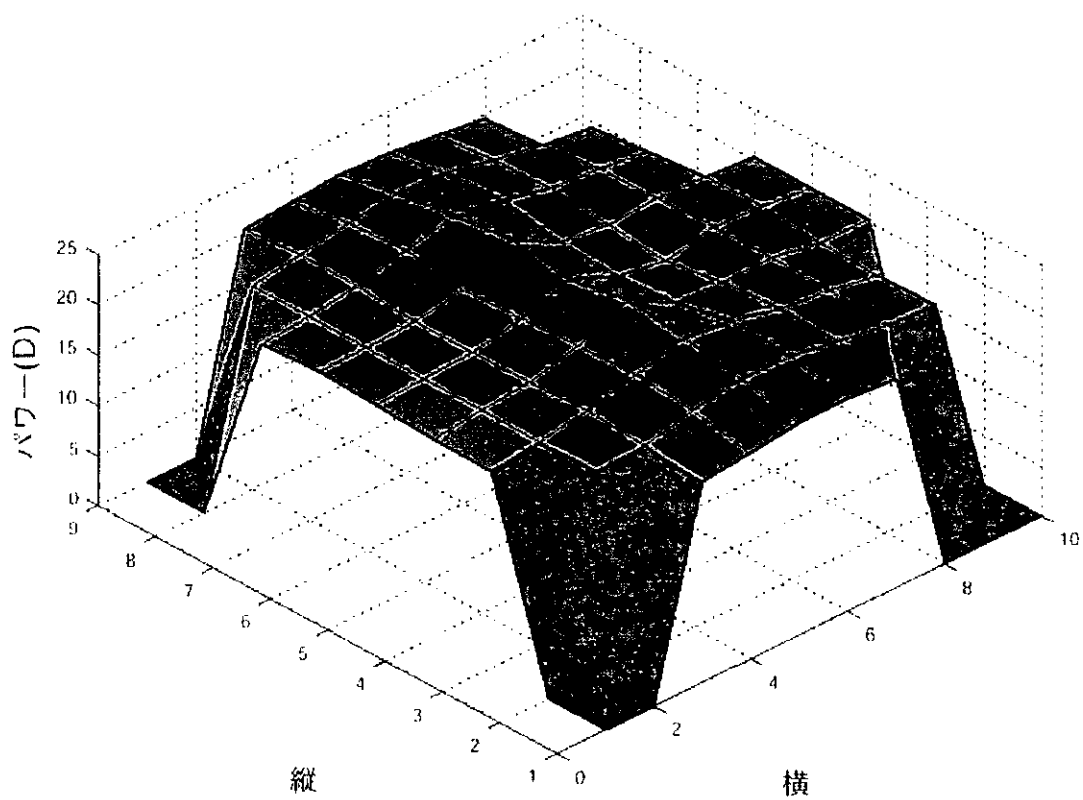


図14

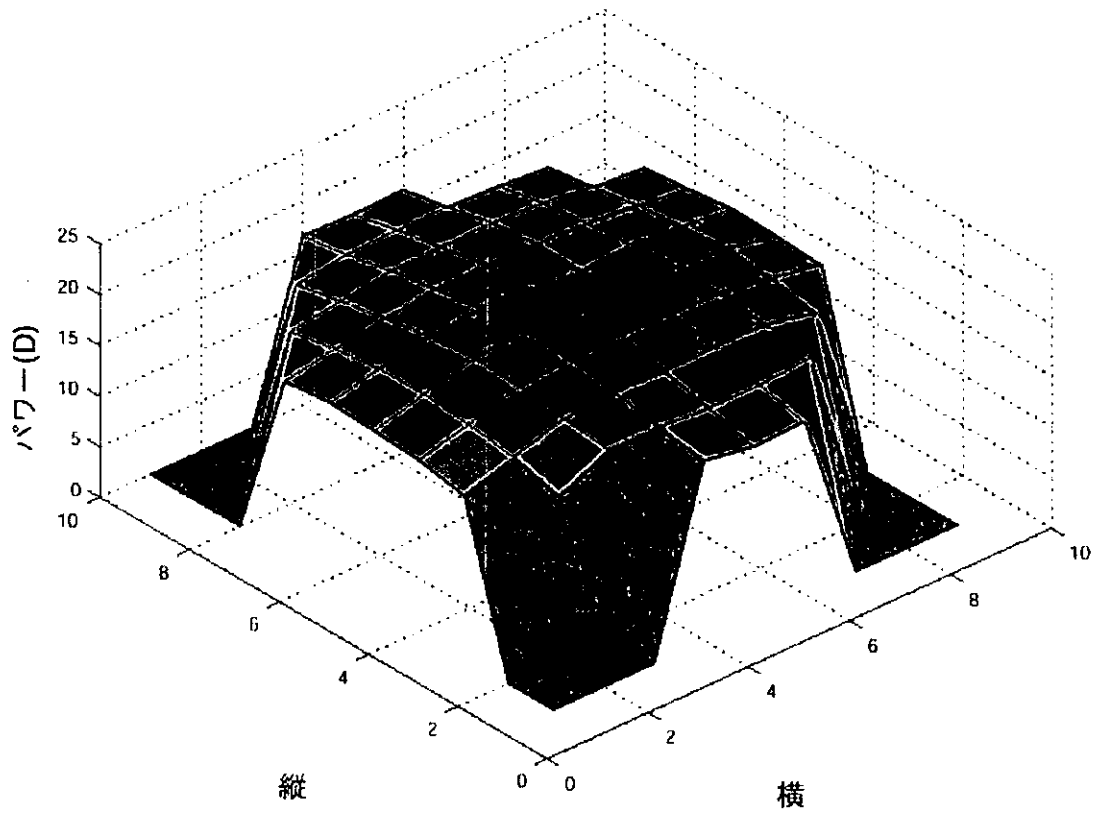


図15

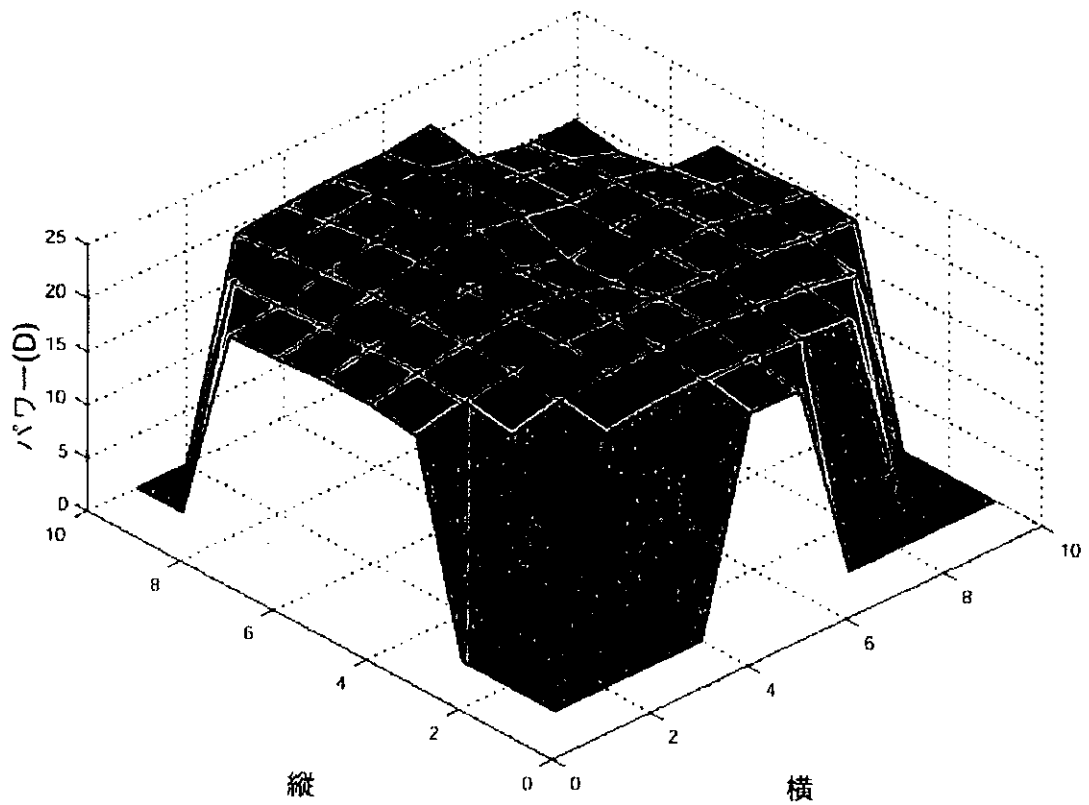
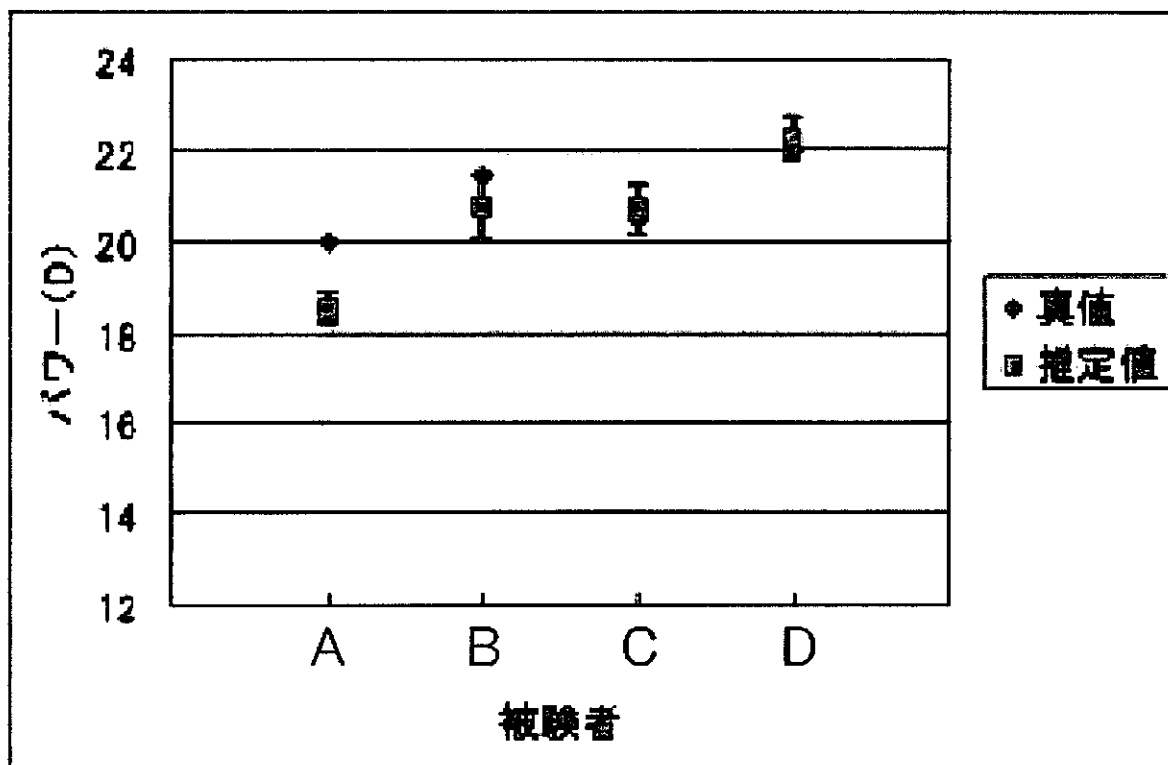


図16



厚生科学研究費補助金（感覚器障害研究事業）
分担研究報告書

顕微鏡による眼底観察像とその補正系に関する光学的解析
Variable Cross-Cylinder と Variable Direct Vision Prism による眼底観察像の補正効果

(H 1 2 - 感覚器 - 0 1 1)

分担研究者 平山典夫 HOYAヘルスケア(株)薬事業
日本眼内レンズ協会理事、日本眼光学学会理事

研究要旨：

眼科用顕微鏡を用いた眼底周辺部の観察像の光学的収差につき解析し、最良の眼底観察像を得るための光学的条件に関して検討を行った。LeGrand 模型眼に対して、プリズム型平凹型コンタクトレンズを前置して手術用顕微鏡を用いて観察される周辺部眼底像、Goldmann 3面鏡型コンタクトレンズを前置して細隙灯顕微鏡を用いて観察される周辺部眼底像に関して、それぞれにおける geometrical PSF と各波長光における geometrical MTF を光線追跡法により算出することにより、色収差および非点収差の発生状態を評価し、Variable Cross-Cylinder および Variable Direct Vision Prism を各顕微鏡内に組み込んで両収差を補正した場合の眼底像の質に対する改善効果を比較検討した。プリズム型平凹型コンタクトレンズを前置して観察される周辺部眼底像には顕著な非点収差、色収差を伴うが、補正不能な非対称性収差の発生は少なく、両収差の補正は眼底の視認性を著明に改善する可能性が示唆される。一方、Goldmann 3面鏡型により観察される周辺部眼底観察像には、非点収差に加えて非対称収差の発生を伴い、色収差の影響は少ないと考えられた。その補正は非対称収差のために限界があるものの、非点収差補正のみでも、観察される眼底像の質の改善効果は得られるものと考えられた。

A. 研究目的

近年、顕微鏡を用いた詳細な眼底観察法は診断、レーザー治療、硝子体手術など広い分野で眼科臨床に応用されている。一方、画像工学技術領域においては、肉眼よりも低照度で観察可能な高解像度の映像システムが既に開発され、手術および診断技術としての顕微鏡眼底観察系への応用が期待される。従って、眼底観察系に関しては、顕微鏡単独の光学性能のみならず、眼光学系、観察レンズ、手術顕微鏡および映像システムの統合的な開発基本となるべき眼内観察像の質に関する光学的分析はほとんど行われていない。特に眼底周辺部の観察条件の解析には種々の困難を伴うため、その解明が遅れてい

る。本研究では、硝子体手術の基本観察系となるプリズム型平凹型コンタクトレンズを前置して手術用顕微鏡を用いて観察される周辺部眼底像、レーザー治療の基本観察系となるGoldmann 3面鏡型コンタクトレンズを前置して細隙灯顕微鏡で観察される周辺部眼底観察像のそれぞれにおいて、その非点収差、色収差について解析を行い、最良の観察像を得るための補正光学系の設定条件とその効果を比較検討した。

B. 研究方法

プリズム型前置レンズを前置して手術用顕微鏡で観察される眼底像および、Goldmann 3面

鏡型コンタクトレンズを前置して細隙灯顕微鏡で観察される周辺部眼底像のそれぞれを想定した光線追跡プログラムによる解析を行った(図1、図2)。それぞれの条件における異なる3波長のスポットダイアグラムおよびMTFを光線追跡法により算出し、非点収差および色収差に関して評価を行った。

今回の検討では、観察眼は眼内レンズ挿入眼とし、眼球光学系の条件はLeGrand模型眼、眼内レンズは代表的形状の20D PMMA素材の両凸型眼内レンズ、手術用顕微鏡はTOPCON社OMS610(東京)、細隙灯顕微鏡はTOPCON社SL7S(東京)、前置するコンタクトレンズは、高屈折高Abbe数素材の30°プリズム型平凹コンタクトレンズ、反射鏡角度:67°を内蔵したPMMA素材のGoldmann3面鏡型コンタクトレンズの各光学的データを用いてシミュレーションを行った。解析波長は、C線656.27nm、e線546.07nm、F線486.13nmとし、顕微鏡の様々な観察倍率毎(4.3x、6.3x、10.6x、16.9x、21.2x)に観察されると考えられる眼底虚像の位置において、それぞれの波長光のスポットダイアグラムとMTFを光学計算プログラムCODEを用いて算出した。Variable Cross-Cylinder(VCC:図3)およびVariable Direct Vision Prism(VDVP:図4)は、実際に手術に用いる顕微鏡に搭載可能なシステムを想定し、その光学データを設定した。

* 涙液層の形成状態は観察条件毎に異なることが考えられるが、予備的な計算により、類液層の厚みなどの光学条件への影響は極めて少ないことが確認されている。

<倫理面への配慮>

各種光学条件は機器の設計上のデータを用い、必要な場合は、実測して値を求め、光学計算ソフト上で解析を行うものであり、倫理上の問題は無い。

C. 研究結果

プリズム型コンタクトレンズを用いた手術用顕微鏡による周辺部眼底観察像、そのVCCとVDVPによる非点収差、色収差補正後の眼底像に関するGeometrical Point Spread Function(PSF)解析結果を図5に示した(図の横軸はフォーカス位置:右が対物レンズ方向を示す)。同様に、e線のGeometrical Modulation Transfer Function(MTF)プロファイルによる解析結果を図6に示した。プリズム型コンタクトレンズにより観察される周辺部眼底観察系には、顕著な非点収差、色収差の発生を伴い、観察像の質の低下を招いていると考えられた。VCCによる非点収差の補正、VDVPによる色収差補正を光学系で行ったと仮定した場合の眼底観察像の光学的条件には著明な改善が認められた。

Goldmann3面鏡型により観察される周辺部眼底観察像およびVCCによる非点収差補正後の眼底像に関するGeometrical Point Spread Function(PSF)解析結果を図7に示した。同

様に、e線のGeometrical Modulation Transfer Function(MTF)プロファイルによる解析結果を図8、図9に示した。Goldmann3面鏡型により観察される周辺部眼底観察系には、非点収差、非対称収差を含む収差の発生を伴い、観察像の質の低下を招いていると考えられた。一方、色収差の発生は少なかった。非対称性収差のため補正効果には限界があるが、VCCによる非点収差のみの補正によっても、観察像の質の向上が認められた。

D. 考察

眼内レンズ挿入眼はその光学的条件の特殊性から、周辺部眼底の観察に困難を伴うとの問題があり、眼内レンズ挿入眼の管理という点から、その周辺部眼底の詳細な観察を可能とする方法論の確立は急務であるといえる。眼底周辺部の顕微鏡検査は、診断およびレーザー治療においては細隙灯顕微鏡、硝子体手術においては手術顕微鏡を用いて行われるが、眼底観察を行うには、適切な前置レンズを要する。具体的には、その主な観察系には、プリズムレンズ、凹レンズ内部に鏡を組み込んだ型のレンズ(Goldmann3面鏡、Tanoダブルミラーレンズ)、倒像広角型の高屈折前置レンズを用いる方法がある。今回は、細隙灯顕微鏡を用いた場合の最も眼底観察の基本形とされるGoldmann3面鏡型コンタクトレンズによる観察系、硝子体手術において最も汎用されているプリズム型コンタクトレンズによる観察系に関して、その光学的収差につき解析を行い、さらに実際の各顕微鏡に搭載可能なシステムとして、VCCおよびVDVPにより非点収差、色収差の補正を行ったと仮定した場合の眼底観察像の光学条件の改善効果について検証した。

プリズムレンズを用いて眼底を観察した場合には、非点収差および色収差が発生しその収差を補正することにより、眼底観察像は改善する可能性を既に報告したが、実際にVCCおよびVDVPの顕微鏡システムへの搭載により、観察像の質は著明に改善することが光学計算上においては期待される。

一方、Goldmann3面鏡による眼底観察像には、主に、非点収差および非対称収差、いわゆる“斜め収差”の発生を伴うが、本研究により示された結果から、非対称収差のために補正には限界があるものの、VCCによる非点収差の補正のみでも眼底の視認性は顕著に向上することが示唆された。これらの結果をふまえ、今後は、臨床応用可能なVCC+VDVPシステム開発を計画していきたい。

網膜硝子体疾患の診療の基本は詳細な眼底観察にあり、さまざまな眼底観察システムが開発されている。さらに近年、画像工学技術領域においては、肉眼よりも低照度で観察可能な高解像度の映像システムが既に実用段階として開発され、近未来的には、顕微鏡を用いた眼底観察は、レンズ光学系を介して肉眼的に行う系に加えて、光学素子を介して画像をディスプレイに表示して観察するシステムの実用化も視野にあ

る。前者では、光学的補正が、後者ではそれに加えてデジタル画像処理が最良の観察条件を得る手法の可能性として考えられる。いずれの場合を想定しても、今回の解析結果は、今後の眼底観察システムとその映像化における条件設定において必要な情報となると考えられる。

E. 結論

プリズム型平凹コンタクトレンズを前置して手術用顕微鏡で観察した場合、Goldmann 3面鏡を前置して細隙灯顕微鏡を用いて観察した場合の周辺部眼底観察推定像に関して、光線追跡プログラムによる Geometrical PSF および Geometrical MTF の解析結果から以下の結論を得た。

1. Goldmann 3面鏡を前置して観察した場合の細隙灯顕微鏡観察推定像には、非点収差、非対称収差を含む収差の発生を伴う。variable cross cylinder による非点収差補正によりその眼底観察像の質は向上するが、光学条件の補正には非対称収差のために限界がある。

2. プリズムレンズを用いた硝子体手術眼底観察像には、顕著な色収差及び非点収差の発生を伴うが、variable cross cylinder および variable direct vision prism を用いた両収差の補正により、観察される眼底像の質は著明に向上する。

F. 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表

1. 論文発表

2. 学会発表

1) 野田徹、大沼一彦、福岡康文、岡崎芳郎、響庭秀綱、平山典夫、大野建治、横山真介、根岸一乃：硝子体手術におけるプリズム型コンタクトレンズによる眼底周辺部の手術用顕微鏡観察像の評価。第106回日本眼科学会総会2002, 仙台

2) 根岸一乃、小林克彦、渋谷雅博、竹内楽、大沼一彦、平山典夫、大野建治、野田徹：Point Spread Function 解析装置による単焦点および多焦点コンタクトレンズ挿入眼の光学特性評価。第106回日本眼科学会総会2002, 仙台

3) 野田徹、大沼一彦、福岡康文、岡崎芳郎、響庭秀綱、平山典夫、大野建治、横山真介、根岸一乃：硝子体手術における手術用顕微鏡観察像の評価：プリズムレンズによる眼底観察像の光学的解析。第57回国立病院療養所総合医学会, 2002, 福岡

4) 春畑裕二、野田徹、大沼一彦、福岡康文、岡崎芳郎、響庭秀綱、平山典夫、大野建治、横山真介、根岸一乃：硝子体手術における眼底観察像の評価：各種コンタクトレンズによる後極部眼的観察像の色収差。第57回国立病院療養所総合医学会, 2002, 福岡

5) 18. 根岸一乃、小林克彦、渋谷雅博、竹内楽、大沼一彦、平山典夫、大野建治、野田徹

: Point Spread Function 解析装置による単焦点および多焦点コンタクトレンズ挿入眼の他覚的視機能評価。第57回国立病院療養所総合医学会, 2002, 福岡

6) Yokoyama S, Negishi K, Ohnuma K, Fukuma Y, Kitajima N, Okazaki Y, Aeba H, Hirayama N, Hayashi K, Noda T: Evaluation of the quality of peripheral fundus images observed in vitreous surgery through prism-type contact lenses using asurgical microscope. The Association for Research in Vision and Ophthalmology, Annual meeting, 2002, Fort Lauderdale, USA

7) 1. Negishi K, Kobayashi K, Shibutani M, Takeuchi G, Ohnuma K, Hirayama N, Ohno K, Noda T: Comparison of the visual function in eyes with a monofocal with a multifocal contact lens using a new point spread function analysis system. The Association for Research in Vision and Ophthalmology, Annual meeting, 2002, Fort Lauderdale, USA

8) Kaneda E, Negishi K, Kobayashi K, Shibutani M, Takeuchi G, Ohnuma K, Hirayama N, Noda T: Evaluation of visual function using a new point spread function analysis system in pseudophakic eyes with aftercataract. The Association for Research in Vision and Ophthalmology, Annual meeting, 2002, Fort Lauderdale, USA

9) Ohno K, Negishi K, Kobayashi K, Shibutani M, Takeuchi G, Ohnuma K, Hirayama N, Noda T: Evaluation of visual function using a new point spread function analysis system in LASIK patients. The Association for Research in Vision and Ophthalmology, Annual meeting, 2002, Fort Lauderdale, USA

10) Takeuchi G, Kobayashi K, Ohnuma K, Miyake Y, Negishi K, Hirayama N, Ohno K, Noda T: Comparison of Single-pass MTF using a new point spread function analysis system with MTF obtained by raytracing of lens data in the same human eye. The Association for Research in Vision and Ophthalmology, Annual meeting, 2002, Fort Lauderdale, USA

H. 知的財産権の出願・登録状況

(予定を含む)

1. 特許取得

なし

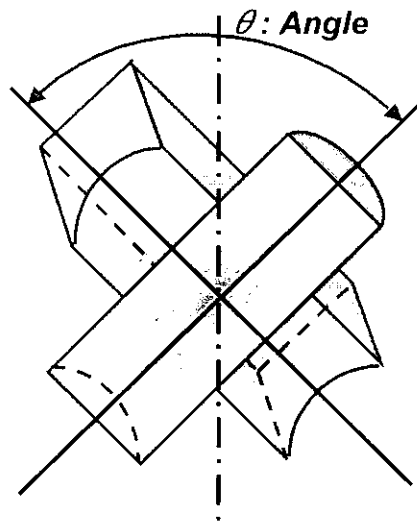
2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

図.3 可変クロスシリンダー
(VCC)



可変クロスシリンダーは、1組の凹および凸の円柱レンズからなり、2枚の円柱レンズの軸方向の組み合わせにより、任意の角度の軸方向において、様々な度数の非点収差を補正することができる。

図.4 可変色分散プリズム(VDVP)

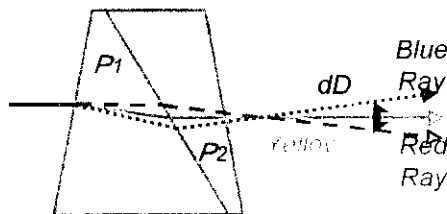


図.4-1 直視プリズム

直視プリズムは、同じ屈折率で異なる分散をもつ2種類の材質のプリズムが組み合わされている。

中心となる波長の光束は直進し、それ以外の波長の光束はその波長に応じて分散する。

