

視覚系研究者のためのツールとしての光学

三橋 俊文

(株) トプコン 研究開発センター
〒174-8580 板橋区蓮沼町 75-1

1. はじめに

心理物理を中心とした視覚研究者、光学の専門家ではない研究者のための“ツールとしての光学”を紹介したい。視覚の研究者に“ツールとなる光学”とはどんな内容だろう。一般的に、心理物理の研究者が“光学”を意識することはあまり無いような気がする。せいぜい、めがねがあっているかぐらいか？めがねをかけている被検眼や、裸眼の被検眼がディスプレイにピントが合わせられるか、視覚系の研究者はどれくらい注意を払っているであろうか？例えば輝度コントラストの絶対値を知りたいければ、眼のピントばかりでなく収差を含めた光学特性が関与すると考えられる。この例からも、“視覚系の研究”と“光学”の間には関係があると言えるので、光学についての解説は、心理物理研究者に役に立つ情報を提供できるであろう。逆に、めがねを作るときの自覚検眼は心理物理と深く関係しているので、心理物理的な方法が眼の光学系の評価のツールになるが、この逆の方向には今回は触れない。

単純な心理物理の実験をするときに使うツールは、コンピューターとディスプレイであろう。刺激を提示して、被検者はそれに応答する。ここで介在する光学系は眼そのもの、である。ということは、眼の光学特性を知るためのシミュレーションはツールになるかもしれない。思い当たるのは眼のモデルとシミュレーションの具体的な方法の紹介である。ただし、眼のモデルは人の眼を代表したモデルであって、個々の被検者の眼がそのモデルと完全に一致しているわ

けではない。個々の眼の光学系を調べるためには、眼の屈折や前眼部の生理的なデータを測定する必要がある。生理的なデータとは、眼軸長や前房水の深さ、水晶体の厚さの測定を意味している。

また、眼底の情報も視覚の研究と関連して有用であろう。眼球の奥にある網膜は、受光と初期段階の情報処理を行っている。網膜を含む眼底部位のマクロな観察は臨床的には病態を知るために重要であるので、光学機器の開発も進んでいる。網膜は、神経や血管を皮膚や骨を介さずに観察可能な部位で、網膜観察により神経系の活性度や血液の循環を調べられる可能性がある。しかし、角膜と水晶体で発生する収差、瞳孔の大きさによる回折による解像力における制限、またこれらの中間透光体の吸収など、自由に神経や血管の観察ができるわけではない。このうち、収差の影響を除去し、高い解像力で網膜を観察する手段として、補償光学を使った眼底カメラが研究開発されている。これにより錐体の観察が可能になり、LMS錐体の空間分布など視覚特性に関係ある観察が可能になった。

本稿では、シミュレーション、眼のモデル、屈折と収差の測定、眼底の観察について順に説明していきたい。

2. シミュレーション

光学系の設計・組立、あるいは眼の光学系の評価を行うためには、光学的なシミュレーションが必要である。ここでは、スネルの法則、光線追跡、収差の表記などの幾何光学の基礎となる事項を紹介する。また、光学設計プログラム

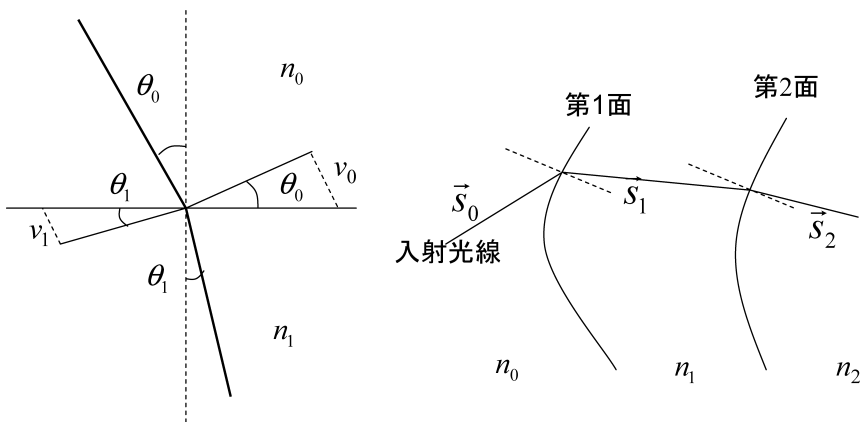


図 1. 左図はスネルの法則の説明. この図では $n_0 < n_1$ を仮定している. v_0, v_1
 右図は簡単な光線追跡の例. 入射光線の方向ベクトルを s_0 とし、第一面との交点を求め、その点での屈折面の法線とスネルの法則から s_1 が求まる. 第 2 面でも同様の計算を行えば、光線がどの方向に射出するのかがわかる.

を使ったシミュレーションの結果も合わせて紹介する.

2.1 光線追跡

幾何光学, 古典的な光学, レンズ設計でのシミュレーションは光線追跡が基本となる. 光線追跡では, 本来光がもっている波動的な性質を無視して, 光を光線として近似して扱う方法である. 光線追跡で使われる基本的な法則はスネルの屈折の法則である. スネルの法則 (図 1) は良く知られているように,

$$n_0 \sin(\theta_0) = n_1 \sin(\theta_1)$$

である. この法則は, 媒質中での光の速度が, 真空中のそれよりも遅くなることから説明がつく. 屈折率は, 真空中と媒質中の光の速度の比で, ガラスや水などの媒質中では 1.5 程度である. つまり, これらの媒質中での光速は真空中の $2/3$ に遅くなっている. 光が進むとき, 光を波動として考えると波頭のような概念があって, これを波面 (= 等位相面) と呼ぶ. この波面は光線と垂直の関係がある. 光が斜めに空気からガラスあるいは水に入射するとき, ちょうど境界面を通過中の波面を考えると, 先にガラスに入った部分の進む速さがまだ空気中に残されている部分の進む速さよりも屈折率の比で遅くなっている. そのとき, 出射する波面の角度は,

入射角の正弦と出射角の正弦の比が屈折率になるように傾かなければならず, これがまさにスネルの屈折の法則である.

通常の光学系では屈折率は境界面で区切られている. たとえば, 空気中に置かれたひとつのガラスレンズを考えれば, 光は空気が満たされた空間から, レンズの片方の面を通してガラスに入り, もう一方の面から空気で満たされた空間に出る. 最初の課題は, 物体あるいは光源のある空気中の光線の位置と方向を決めることである. 通常, 位置は物点 (発光点) によって決まり, 方向はレンズの開口にその光線が入るように決める. つぎにレンズの最初の面との交点を求める. 交点が求まったら, スネルの法則によりレンズ内での光線の方向を決める. 計算としては先ほどの単なる繰り返しになるが, このレンズ内の光線の位置と方向からレンズのもうひとつの面との交点を求め, スネルの法則から空気に出たときの光線の方向を求める. これが単一のレンズのための光線追跡である (図 2). レンズの枚数が増えて境界面の数が増えても, この計算を繰り返せばよいことは, 自明であろう.

2.2 近軸光線追跡

上記の光線追跡の手法そのものは簡単である

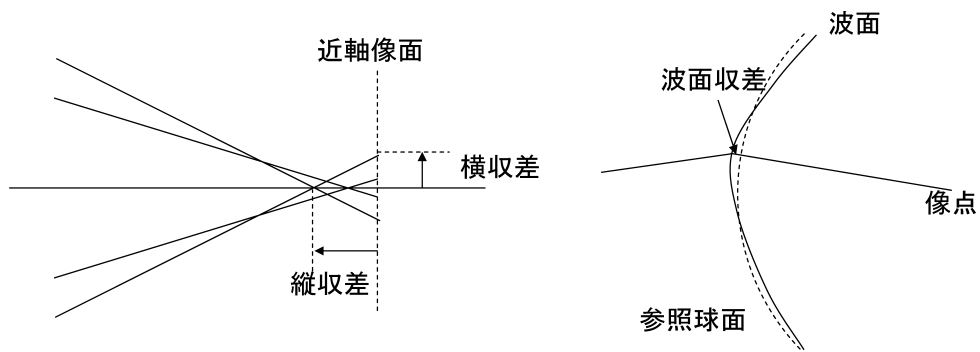


図2. いろいろな収差表現. 左図は光線収差とも呼ばれる収差の表し方で、縦収差はある基準（この場合は近軸追跡で求めた像点）からの光軸方向の距離、横収差は像面内での基準点（普通は主光線）からの距離である。これらの量を、最終面あるいは射出瞳を光線が横切る高さ（光軸からの距離）をパラメータにして表現する。

右図は波面収差の概念図である。点線は、像点を中心に描いた円で参照球面（本来は3次元空間なので球面）と呼ばれる。参照球面から像点までの距離が等しいので、物点からこの参照球面までの距離（本当は光路長。光路長は距離×屈折率）が等しければ、物点から像点までの距離が等しいことになる。このようになっていると光学系の収差はない。右図の場合には、実線が波面で、参照球面からのずれ量が波面収差である。

が、複数の面を持つ光学系の設計・評価では、それなりの難しさがある。まずは、計算量の問題である。最近では、電子計算機の発達により、光線追跡は軽い計算になり、非線形の最適化を使った強引とも思える設計方法がとられているが、電子計算機のなかった時代、あるいは8bit、16bitのパソコンしか日常的には利用できなかったころは、いろいろな手法を利用して計算量の軽減を図る必要があった。もうひとつの問題は、設計の初期段階に行うレンズの大まかな配置などを検討するための計算は手計算でできることが必要で、光線追跡では不便であるということである。そこで、近軸光線追跡という簡便な計算方法が使われている。光学に関しては専門でない光学系ユーザーでも、近軸光線追跡とそこから導き出される公式を知っていれば、実験などでの光学系を使用するには十分であろう。

近軸光線追跡はその名が表すように、光線が光軸に非常に近いところを通るときには、スネルの法則の正弦関数を1次近似で近似できることに対応する。このとき、スネルの法則は、

$$n_0 \theta_0 = n_1 \theta_1$$

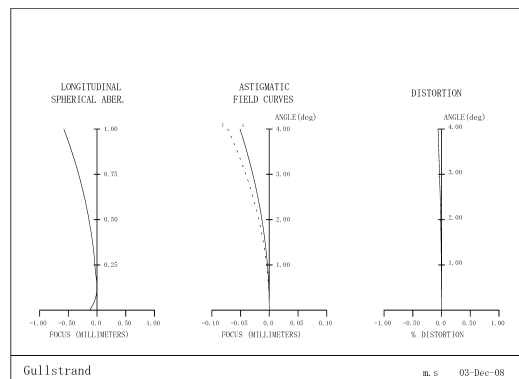
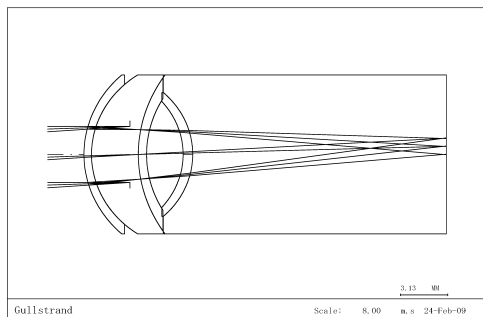
と簡単になる。この近似により、近軸量と呼ば

れる焦点距離・主平面・接点などの算出や、物点から像点を求める計算などが簡単にできる。イメージサイズの決まっているカメラレンズの画角は焦点距離から決まることから、カメラレンズの主な特性は焦点距離で決まることは一般に知られている。

近軸光線追跡は線形演算になるので、複数の面を扱うときに特に便利である。光線は、通る一点の座標と方向ベクトルで決めることができるので、線形関係の表現として2次の行列が使える。たとえば焦点距離から、光学系の面形状を決める計算が簡単にできる。また、三次収差、あるいはザイデル収差係数は一次の量から計算することができ、光学面に対して線形の足し算が成り立つ収差に関する量として、光学設計では大変重要な量である。ただし、近軸光線および三次収差では、収差を厳密に評価することはできない。光学系の精密な評価には光線追跡が必要である。

2.3 縦収差、横収差、スポットダイアグラム、波面収差

ザイデル収差は、光学系の収差の分類の基礎になるなど、光学設計法に与えた影響は大きい。



縦収差

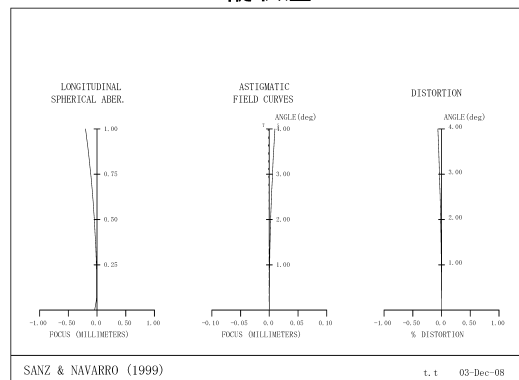
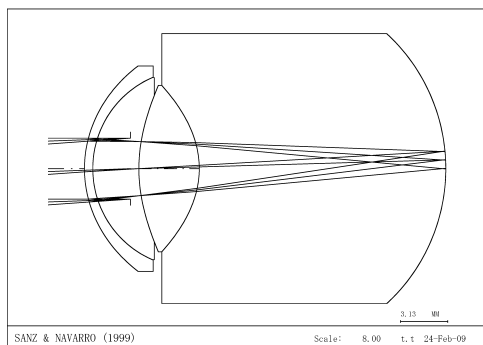


図3. 上がグルストランドの模型眼，下が Sanz & Navarro の模型眼である．左側が光路図，右側が縦収差のグラフである．縦収差のグラフは，左から球面収差，非点収差，ディストーションの順に並んでいる．軸上の収差量について，Sanz & Navarro のモデルアイは標準的な人眼に近づいている．グルストランドのモデルアイは収差量が Sanz & Navarro と比較してかなり大きく，収差の評価には向いていない．Sanz & Navarro のモデルアイは人眼に近い収差量にするために，光学面が非球面になっている．

しかし，サイデル収差は光線追跡における屈折の計算を3次で打ち切って計算されていると考えられるため，光線の屈折角が大きいときには誤差も大きくなってしまふ．たとえば，レンズ径が物体距離や像距離と比較して大きい場合，または，画角が大きい場合には誤差が大きい．よって設計の主な作業では，光線追跡を行って収差を計算し，その収差が小さくなるようにレンズの形状やレンズの間隔を最適化することになる．

光線追跡の結果に関する収差表示には，縦収差表示，横収差表示，スポットダイヤグラムがある．収差の表示では縦は光軸方向，横は光軸と垂直の方向を意味する．

縦収差は，光線と光軸の交点から原点までの

符号付の距離である．光線と光軸が交わる場合のみ使える表示なので，回転対称光学系で物点が光学系の回転対称軸上にある場合に使用する収差表示方法である．表される収差は，球面収差と軸上色収差である．収差は，出射瞳の座標をパラメーターに表示されることが多く，この場合も例外ではない．通常，グラフの横軸に瞳座標，縦軸に球面収差と色収差の合計がプロットされる．グラフの原点は，像面（具体的には近軸的な像面や収差が最良になる像面）がとられる．回転対称な収差であるので，横軸は瞳の任意の方向でよく，瞳中心からの距離のみが意味がある．

横収差は，像面と光線の交点の位置座標である．横収差の表示は物点が軸外にある場合の収

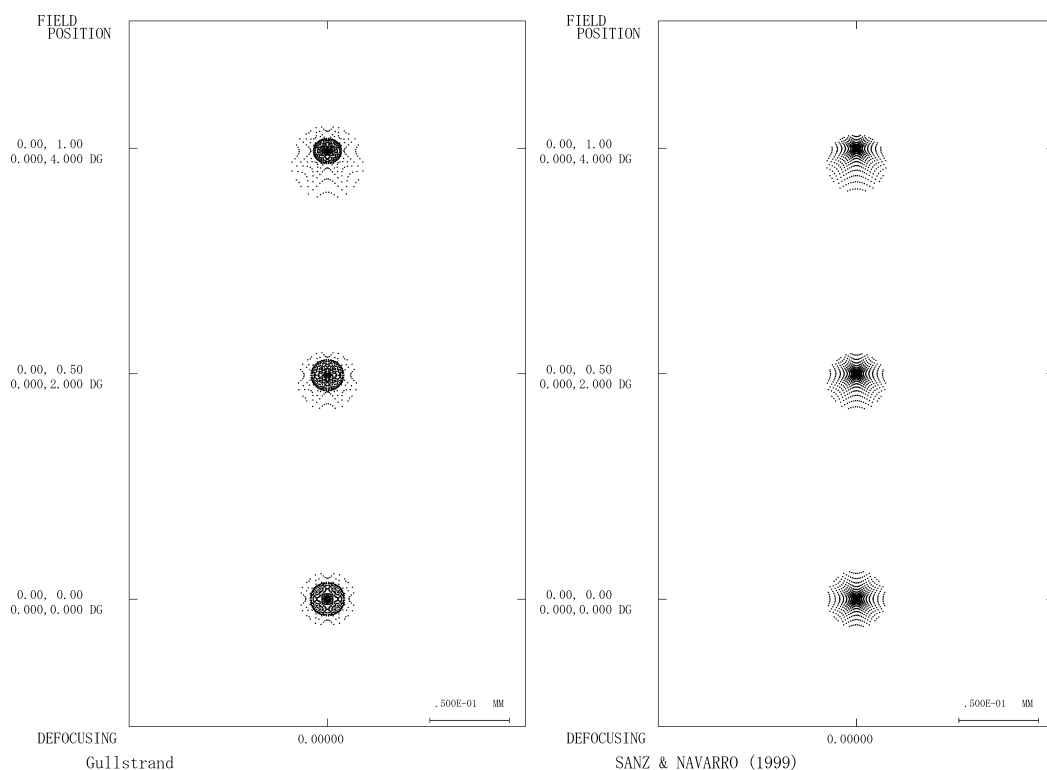


図4. スポットダイアグラムの出力例. 左側がグルストランド, 右側は Sanz & Navarro のモデル. 左のグルストランドは収差が実際の眼よりも大きく, 収差のシミュレーションには向いていない. 右側の Sanz & Navarro では, 最近の研究成果を取り入れて, 正常人の収差に近くなっている. スポットダイアグラムは直感的な表示だが, この例からもわかるように, 収差の良し悪しが実はあまりよくわからない.

差も表示できる. 光学系が回転対称で, 物点が軸外にあるときは, 光線を含めた系は, 光軸と物点を含めた平面に対して対称になる. 横収差は, この平面に平行 (メリジオナル) と垂直 (サジタル) なベクトルの成分として表示される. 図3, 4, 6に, 縦収差, 横収差の出力例を示した.

横収差が光線の像面におけるずれを瞳座標のグラフで表したのに対して, スポットダイアグラムはずれ量を像面の2次元グラフにそのままプロットした表示である. 横収差よりも直感的な表現ではあるが, 点の重なりがあいまいであったり, 絶対的な収差量がわかりにくかったりする.

波面収差は, これまで縦収差や横収差などどだいぶ異なる概念のように見えるかもしれない. 横収差は, ある物点を出た光線が瞳の異なる位

置を通ると, 像面の異なる位置で交わることを直接的に表した量であった. 波面収差は, 瞳上での光路長 (光の位相) という量の表示である. ある点からある点への光路長は, 物理的な距離に屈折率を乗じた量である. これは, その間を光が通過するのに必要な時間に比例する. これは屈折率の定義から考えれば自明であろう. さて, ある瞬間に物点から出射し, 瞳の異なる位置を通過して像面に向かって進んでいく光線群は, ある時間が経過した後, どの光線を通して進む光も “等光路長のところにいる” ことになる. ここで, 無収差というのは光線が像の1点に集まることであるが, 物点から像点までの光路長が等しいことも無収差であるための必要十分条件になる. これは, 等光路長の面 (= 波面) が光線と垂直であることから説明可能である (いわゆるアイコナール概念). この等光路長の

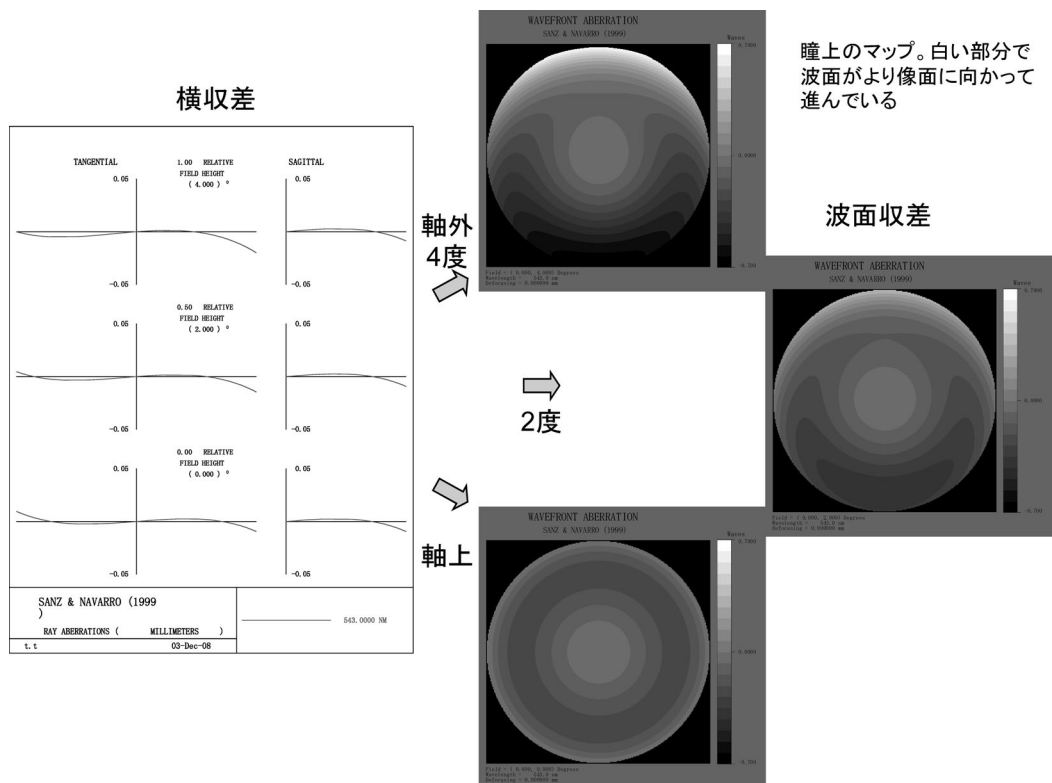


図 5. Sanz & Navarro のモデルアイの横収差と波面収差（上から軸外 4 度，2 度，軸上）。このモデルアイは回転対称光学系（光学系すべての光学面が光軸に対して回転対称なので，物点が光軸上にある例（一番下）では，収差も回転対称になる。ここで発生している収差は球面収差である。物点が光軸から縦方向に 2 度，4 度移動したときには，縦のコマ収差が出ている。横収差，波面収差のどちらの表示でも，非対称性が出ていることがわかる。

考え方を使って収差を表すことも可能である。実際の計算では，像点を中心にした参照球面を定義して，物点からその参照球面までの光路長から主光線の光路長を引いた量が波面収差である。

この波面収差の概念を使った光学を波面光学と呼ぶことがある。波面光学により，波動的性質を無視した光線的な考え方である幾何収差（縦収差，横収差などを含む）と，波動光学を結びつけることができる。波面は物点からの光路長が等しい面であるから，光の本質である電磁波の振動の位相もそろっている（つまり等位相面）。縦収差や横収差では，幾何光学的な近似に過ぎなかった収差量が，波面収差として扱うことにより電磁気的な位相とリンクできた。

像側の電磁気的な情報，といっても偏光の情報はこれだけでは得られないが，少なくともスカラー的には得られたので，これを境界条件として波動方程式を近似的に解くことが光学設計では行われており，次節の像評価における強力なツールである。

2.4 像評価

像評価には，基本的に前節で説明した収差表示をそのまま使うことができる。収差の表示に加えて，点像強度分布，光学的応答関数 (OTF, MTF) が標準的なツールといえる。点像強度分布の計算には，単純に光線追跡を使う場合と，光線追跡から波面収差をもとめて回折積分を使う場合がある。前者は幾何光学的収差量が大きく，回折を考慮しなくてもほぼ正確な評価が可

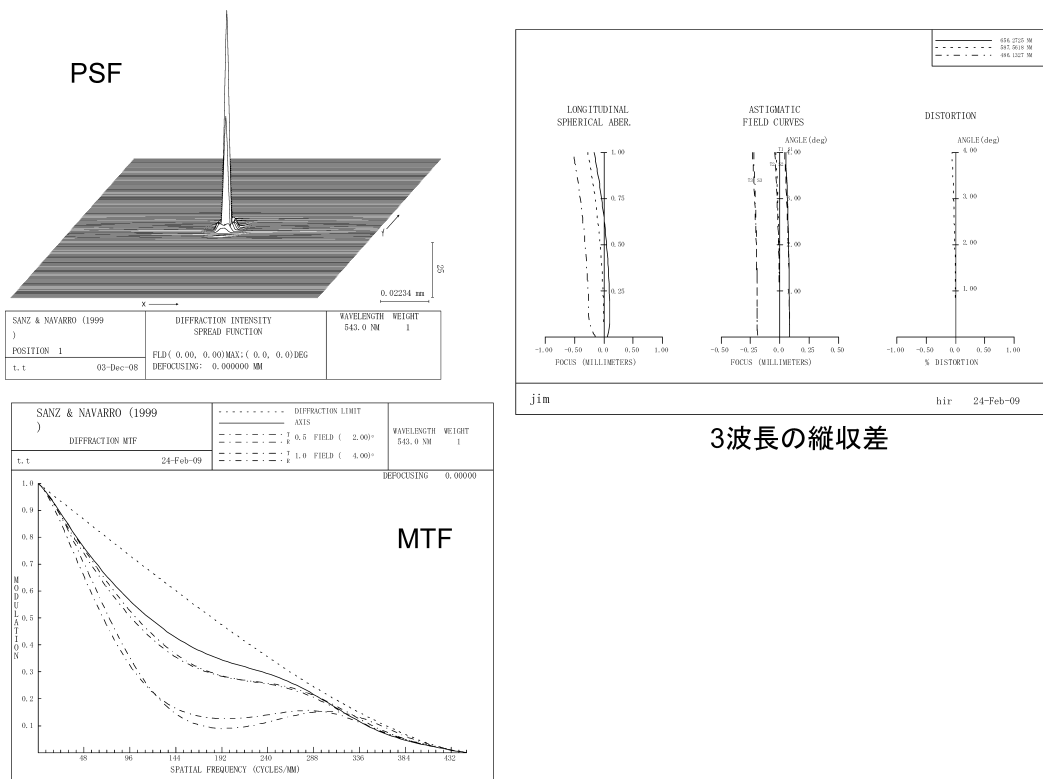


図 6. 左の 2 つの図は, Sanz & Navarro のモデルアイの PSF と MTF を計算した結果のグラフ. 右の図はアッベ数に関しても人眼に近くになっている Schwiegerling のモデルアイの縦収差. 3 本の線はそれぞれ C, D, F 線の収差量である.

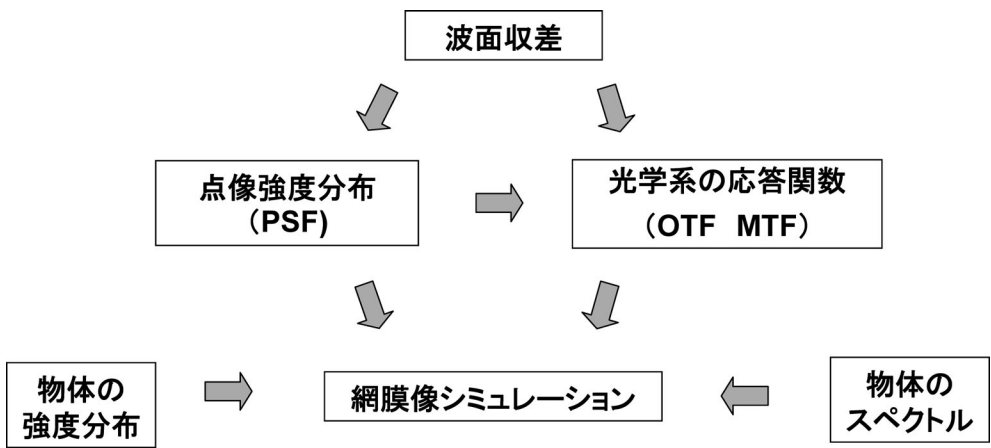


図 7. 点像強度分布 (PSF), 周波数応答関数 (OTF, MTF), 網膜像のシミュレーションについて, その関係と計算の概略を示す. 波面収差から瞳関数へ変換し, フーリエ変換すると PSF が計算できる. MTF へは 2 つの方法があって, 瞳関数の自己相関をとる方法と PSF をフーリエ変換する方法がある. 網膜像のシミュレーションも 2 つの方法があって, 物体の強度分布と PSF のコンボルーションをとる方法と物体のスペクトルに OTF をかけ逆フーリエ変換する方法がある.

能な場合に、後者は幾何光学的な収差が小さく、回折の影響も考慮しないと正しい評価ができない場合に選択される方法である。

点像強度分布は、物点がまさに点の場合の像の分布であり、考えている光学システムのデルタ関数に対する応答と考えることができる。周波数領域で考えると、点像強度分布のフーリエ変換は、システムの周波数応答関数、光学では Optical Transfer Function (OTF) である。OTF には振幅と位相の伝達特性が含まれており、表記が難しいため、振幅のみを Modulation Transfer Function (MTF) と呼び、これを光学系の評価に使うことが多い (図 7)。

3. 眼のモデル

眼の構造、光学的な構造である角膜や水晶体の形状、厚さ、配置、屈折率等がわかれば、ここまでで説明したシミュレーション方法で、眼の光学系の焦点距離を計算したり、収差を評価したり、網膜上にできる像を評価したりすることができる。これらの評価ができれば、視覚における光学系の役割や、限界などを調べることができるであろう。また、別の側面としては、眼を覗き込むことになる眼底カメラなどの設計で、眼のモデルも含めて設計検討をすることが考えられる。

3.1 グルストランドのモデル

グルストランドのモデルは、しばしば使われている眼のモデルである¹⁾。このモデルは生理的な所見に基づいているが、角膜や水晶体の面は球面で近似され、水晶体の屈折率は均一としているため、幾何光学的な収差量は実際の眼よりもかなり大きく、収差まで含めたモデルとしては使えない (図 3)。グルストランドのモデルは、眼の生理的な形状の参考や、光学的には焦点距離や結像関係を調べる目的で使うモデルといえる。

3.2 収差的に改良されたモデル

最近の研究から実際の眼では球面収差が補正されていることが知られている。これは、角膜前面の曲率が角膜の周辺部に行けば行くほど弱

くなっていることと、水晶体の形状にも同様の傾向があるか、あるいは水晶体内部の屈折率分布が球面収差を補正するようになっているからである。また、眼の軸外の収差、非点収差量も測定されている。これらの収差測定の結果を反映し、より標準的な人眼に近いモデルを、屈折率分布レンズを使わずに実現したモデルとして、たとえば Sanz & Navarro のモデル²⁾がある (図 3 から 5)。また、Arizona Eye Model では、3 ディオプターまでの調節にも対応したモデルで、この後紹介するシャックハルトマン波面センサーによる測定で得られた球面収差、軸外画角 40 度までの人眼の非点収差などをシミュレーションしている³⁾。図 6 に、このモデルによる縦収差の計算例を示す。

これらの新しい眼のモデルでは、軸上の色収差も実際の眼に近いモデルになっている。ここで色収差について触れておく。錐体や杆体は波長 400 nm から 700 nm に感度を持っているので、眼の光学系ではこの波長帯の光学特性が視機能に影響する。ガラスやプラスチックなどの光学材料と同様に眼のレンズを構成するタンパク質でも短波長で屈折率が大きく、つまりレンズの屈折力も波長が短いほうが強い。各波長間での屈折力が異なるので、像の位置も異なる。これを軸上色収差と呼ぶ。

軸上色収差のシミュレーションには、光学材料に付随するアッベ数と呼ばれる量が有効である。アッベ数は、

$$v = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C}$$

と表される。ここで、 n_d は d 線 (587.6 nm)、 n_F は F 線 (486.1 nm)、 n_C は C 線 (656.3 nm) の屈折率である。たとえば、焦点距離 f のレンズで物点が遠い場合には、F 線と C 線の焦点距離に、 f/v の軸上色収差が発生する。

光学メーカーで作られる光学系、可視域のものであればカメラレンズなどは、必ず何枚かのレンズ、凸レンズ、凹レンズの組み合わせで、球面収差などの単色収差だけではなく色収差も補正されている。眼の光学系は角膜前面、水晶

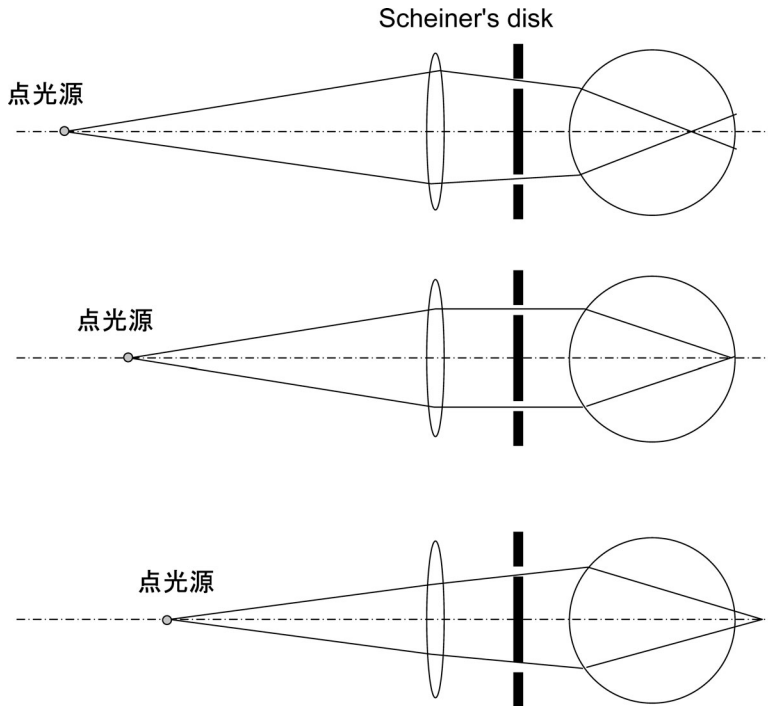


図 8. ヤングのオプ्टメーター. シャイネルの原理 (Scheiner's disk principle) を使っている. 点光源と 2 つの穴が開いた Scheiner's disk と凸レンズから構成される.

体レンズなど屈折力の強い要素は正の屈折力を持っており、複雑な色収差の補正はされていないと考えられる。

4. 眼の屈折と収差の測定

眼の近軸量や収差の測定という、実用上は必要の無い研究目的の話と思われるかもしれない。しかし、眼のピントが合う位置がどこにあるか、つまり眼の外側の光線の様子はめがね処方に必要なので、一般的に測定されている。このめがね処方を決める検査を屈折測定という。

屈折測定では、めがねレンズやコンタクトレンズなどの球面度数（近視だと負、遠視だと正）と乱視度数を決めることができる。方法には大きく分けて、自覚検眼と他覚検眼がある。自覚検眼はレンズ交換法と呼ばれる方法で行われることが多く、視力表とテストレンズを使って、最適なレンズの度数を見つけるために行われる。他覚検査は光学的に光線の状態を測定するが、被検眼が調節をしていない状態にして“遠点”

を測定することが重要である。とくに、幼児では、調節が入りやすいので注意が必要である。自覚検眼が困難で、検査の必要性が高い幼児に対する他覚検眼の方法としては、作動距離を非常に長くとれる検影法が優れている。

精度を要求される他覚検眼は、シャイネルの原理を使った方法が代表的であるが、最近ではシャックハルトマン波面センサーを使った方法が使われはじめてきた。シャイネルの原理とシャックハルトマン波面センサーの原理は非常に似ているが、違いはシャックハルトマン波面センサーでは測定点数が多く、瞳上の局所的な屈折度が測定できることである。

4.1 シャイネルの原理

シャイネルの原理を図 8 により説明する。このシンプルな光学系はヤングのオプ्टメータと呼ばれる実際に屈折測定可能な装置の原理図である。点光源と 2 つの穴が開いたシャイネルディスク、それから凸レンズで構成される。凸レンズは、点光源の像を無限の位置に作ったり、

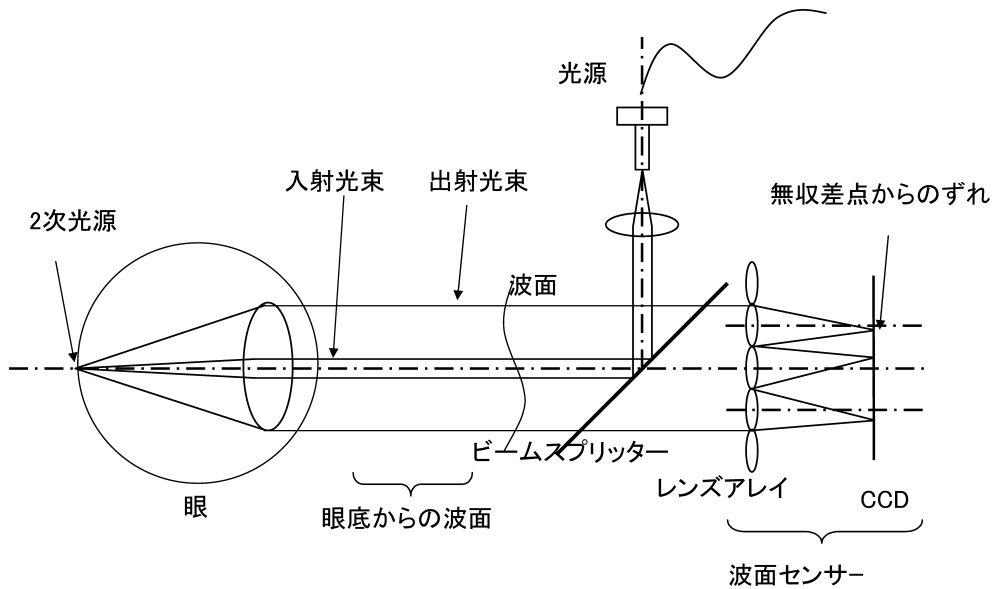


図9. シャックハルトマン波面センサーの原理. シャックハルトマン波面センサーは、小さなレンズが格子状に配列されているレンズアレイと、レンズの焦点位置に配置されている CCD から構成される。

眼の側に作ったりするために使われており、これにより正視（遠点が無限遠）や遠視も測定可能になる。ここでは、調節を無視して、自動的に調節が入らない状態になっているとして説明を進める。図の一番上の状況では光源の像は2点であるが、光源を被検者側に近づけていくとある距離で光源の像が1点になり、そしてまた2つに分離する。タスクとしては単純に、この被検者が光源の像が一点に見える位置を探すわけである。そして1点に見える点光源の位置をものさしで測定して、屈折度に換算する。他覚測定の紹介であったが、この単純な装置では被検者が判断をしている。これを完全に他覚的にするためには、もう一つの光路を途中に入れて、網膜の点像を外部から観察できる様にすればよい。現在市場に出回っているほとんどのオートレフラクトメーターが、このとても単純な原理を基にしている。

4.2 シャックハルトマン波面センサー

近年、眼の収差を測定することができる波面センサーが実用化された。現在使われている波面センサーの多くがシャックハルトマン法によるものである。その原理を、図9を使って説明

する。まず、光源からの細い光束を眼に入射させて眼底上に点像を作る。この入射光束は十分に細いため、眼の光学系の収差の影響は受けない。眼底で拡散反射された光は、瞳孔領全体を通して眼から射出する。この射出光路では、瞳孔領全体を通るので眼の光学系の収差の影響を受けており、この光束を調べれば眼の収差が測定できる。

この射出光束の測定を行う装置がシャックハルトマン波面センサーである。眼の光学系の収差の影響を受けた光束は、シャックハルトマン波面センサーの小レンズに入射する。この小レンズは実際には図よりもだいぶ小さく、光束径に対して、10個から30個並んでいる。つまり全体で70個から600個程度のレンズに光束が分かれて入射する。このレンズの焦点位置にCCDなどの撮像素子が置かれていて、焦点位置を測定できるようになっている。この測定された焦点位置を、無収差の対象を測定した場合の焦点位置と比較すると、眼の瞳の局所領域を通して来た光（光線と思ってよい）の無収差状態からの傾きが分かる。波面と光線は垂直の関係があるので、光線の傾きがわかれば波面の傾

きもわかる。これを解析すれば瞳の局所的な屈折度や瞳全体の波面収差を得ることができる。

波面収差が得られたので、像の評価のところで説明した手法を使って、網膜像のシミュレーションを行ったり、眼の光学系のMTFを計算したりすることが可能である。従来は通常の光学系では収差まで評価していたのに対し、眼の光学系は、光学系であるにも関わらず、球面度と乱視度のみの測定で収差は評価しなかった。ところが、最近、市販の装置で眼の収差も測定できるようになった。一般の光学系では、精度良く測定しなければいけないためか、収差の測定装置はかなり高価であるが、眼の収差測定装置は、臨床的な用途があるので、今後価格が下がり、むしろ眼の収差測定のほうが一般的になってしまうかもしれない。

波面収差と瞳上の局所的な屈折度の分布は、簡単に変換できる関係にある。最近のコンタクトレンズや眼内レンズの動向として、非球面化して収差を最適化したり、老視用の二重焦点や多重焦点のレンズが使われたりするようになってきた。波面センサーを使えば、これらを装用、手術して挿入した後の収差・屈折度を詳細に調べることができる。

4.3 他覚測定の妥当性

球面度の測定で注意すべき点を述べておく。他覚検眼は瞬時に測定でき、また被検者の反応に頼らなくてすむ検査である。しかし、他覚検眼には幾つか注意すべき問題点がある。まず、他覚検眼装置では、原理上の制約によって被検眼から装置までの距離が近く、機械近視になりやすい。つまり測定している眼の状態が調節状態になっている可能性がある。また、他覚屈折検眼では、被検者の快適性から測定光が近赤外光であり、本当に知りたい可視光の屈折度は近赤外の屈折度からの換算である。さらに、他覚測定での網膜内の反射面の位置が光受容器の位置と一致している保証はない。販売されている他覚屈折装置は、メーカーにより十分な注意の下で自覚屈折に対して校正がなされていると思うが、屈折検査のゴールドスタンダードは自覚

屈折であり、少なくとも検査の最終段階では自覚検査を行うことが正しい方法である。

5. 眼底の観察

眼底は、網膜、色素上皮、脈絡膜、強膜から構成されている。網膜には光を感じる光受容器と視覚の初期段階の情報処理を行っている神経系がある。色素上皮には視物質の代謝に関する機能があり、名前の通り色がついている。脈絡膜には多くの血流が流れていて、エネルギー消費量の大きい光受容器の代謝を行っている。眼底観察では、網膜の神経系、光受容器、網膜と脈絡膜の血管が光学像として観察できることから、研究や臨床で興味を引く対象である。

5.1 眼底カメラ

網膜のマクロな観察は、医学的に病態を知るために重要である。簡単な眼底の観察法は、検眼鏡と集光レンズによる眼底の倒立像を目視により観察することである。しかし、より本格的には眼底カメラを使うことにより、多くの眼底情報を得ることができる。

現在、主力となっているのはCCDなどの撮像素子を組み込んだ眼底カメラである。眼底カメラの光学系は図10の様に、照明系、照明光を眼の光軸に一致させるための穴あきミラー、そして眼底を撮像素子に投影する撮像系からなる。基本的には、倒像鏡とほぼ同様の光学系で、照明系の効率を上げて、照明光からのノイズが入らない明るい結像系を設けて、可動式の光学台と顎受により眼と装置の光学系のアライメントをしっかりとる、さらに肉眼観察をやめて高性能のCCDによる撮像に置き換えることにより、質の高い画像を得られるようになっている。

眼底カメラは眼底の広い画角(20~50度)を観察できるように設計されていて、眼底部位の微細な構造を詳細に観察することは不得意である。微細構造の観察が不得意な理由は、眼の光学系の収差量にある。眼の収差による影響は、瞳径が2mm程度では小さいが、それよりも瞳径を大きくすると収差の影響が増して、瞳径を考慮した回折限界の理論から期待したようには、

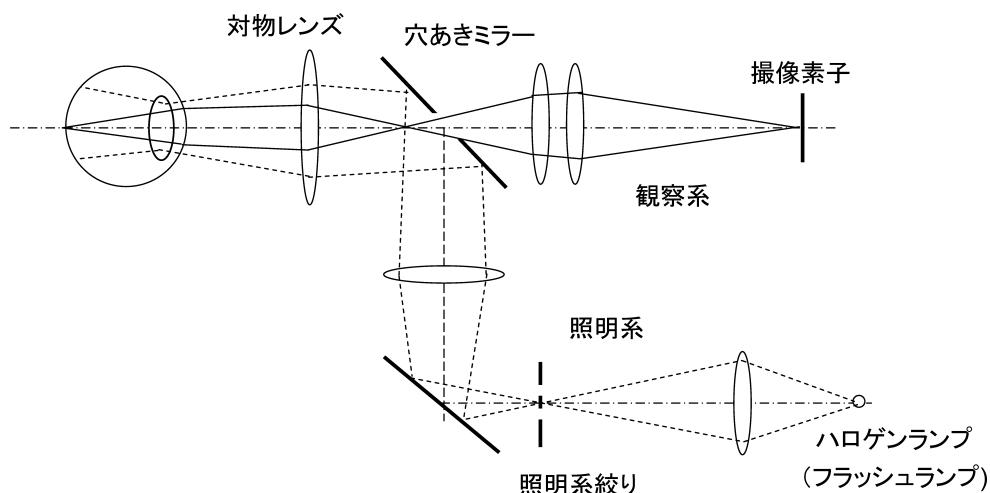


図 10. 眼底カメラの単純化した光学図。実線で描いた光束が眼底像を得るための結像系の光束である。点線は照明系の光束。眼底カメラでは、角膜や対物レンズからの反射がノイズとなるので、これを防ぐ工夫がなされている。たとえば、照明系の絞りや穴あきミラーの利用などである。

解像力が上がらない。瞳径が 2mm で無収差の場合の分解能は、回折の影響で $7\mu\text{m}$ 程度となり、たとえば視細胞 ($5\mu\text{m}$ 以下) を観察するには不十分である。

5.2 補償光学

高倍率で高分解能の眼底カメラを設計するためには、眼の収差を補正しなければならない。しかし、眼の収差には個人差があるため、眼底カメラの設計時にこれを完全に考慮に入れて設計することはできない。そこで、天文分野で以前から行われている、やはり設計時には対応できない大気の変乱を補償光学により補正する技術を眼に応用することが考えられた。眼の光学系の収差の影響を補正し網膜を詳細に見る手段として、この補償光学技術を応用した眼底カメラの研究が盛んに行われている。前にも説明したように、通常眼底カメラでは分解能はせいぜい $7\mu\text{m}$ であり、錐体細胞の観察は不可能である。眼の光学系と錐体の関係は、イメージングデバイスのサンプリング定理の関係を満たすように、光学的な解像力よりも錐体の密度が大きくなっていると考えられる。よって、通常瞳孔径よりも大きく散瞳して、その状態で収差を補正して解像限界を上げることによって、錐

体の観察が可能になる。

補償光学を応用した眼底カメラには大きく分けて 2 種類のタイプがある。一つは通常眼底カメラと同様に、眼底像を撮像素子によって得るタイプ (Flood illumination AO fundus camera)、もう一つが、共焦点型の光学系で、点光源と眼底と観察用の受光素子のピンホールが共役になっている装置である (AO Scanning laser ophthalmoscope—AO-SLO)。現在は、錐体や細かい血管の画像に対するイメージングの性能が優れていると思われる AO-SLO の研究が主流になっている。

図 11 は我々の開発したレーザー光源による Flood illumination タイプの光学系である。基本的に通常眼底カメラの光学系とあまり変わらないが、シャックハルトマン波面センサーと、収差を補正する可変鏡によりクロズドループシステムが付け加えられている⁴⁾。

補償光学を応用した眼底カメラを利用して、幾つかのグループから生理的に画期的な研究成果が報告されている。初期の段階では、Roorda らの LMS 錐体の分布に関する論文が有名である⁵⁾。最近では、Optical Coherence Topography (OCT) と組み合わせて、縦の解像度も上げ

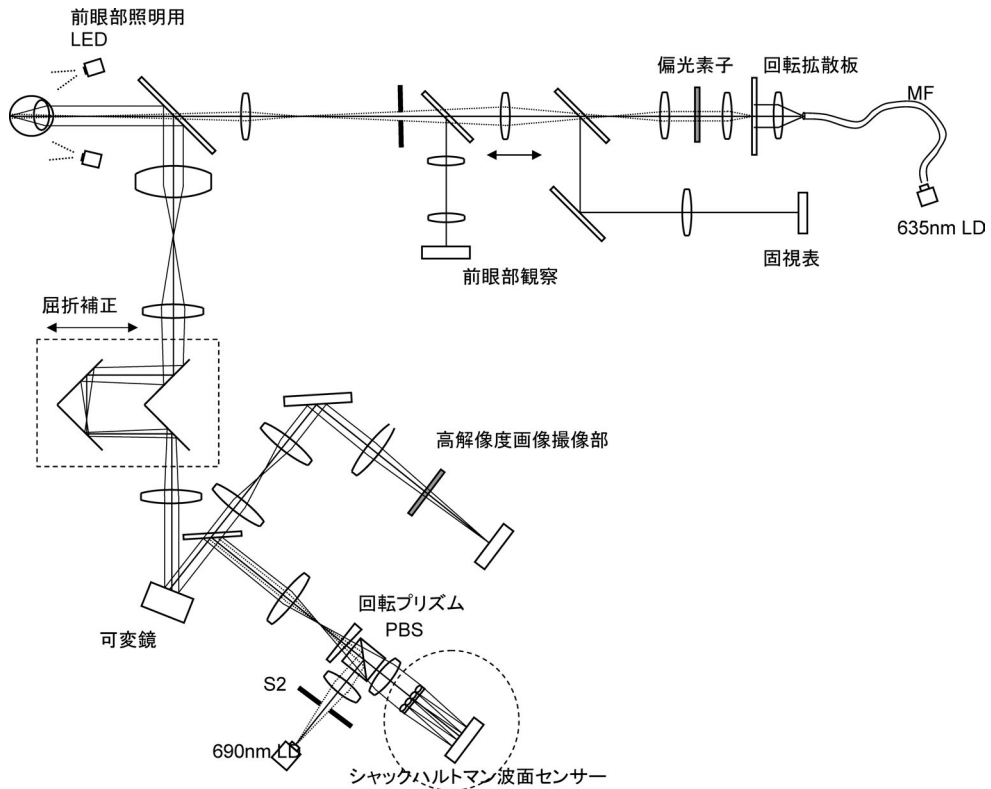


図 11. Flood illumination タイプの補償光学眼底カメラ。高分解能の眼底像を撮影することができる。シャックハルトマン波面センサーと可変鏡のクローズドループシステムにより、人眼の収差を補正して、高倍率の眼底画像を得ることができるようになっている。

て網膜内の小さな組織を三次元的に観察する試みがなされている。我々のシステムも新しい眼科臨床応用として、これまで画像的には観察できなかった網膜の疾患を画像化するなどの成果を上げることができている⁶⁾。

5. おわりに

本来は、説明をもっとコンパクトにして、それぞれの項目における最近の研究成果を述べるべきだったと反省している。とくに波面収差測定や補償光学による眼底観察では、最近の10年間で、様々な成果が得られている。眼光学は退屈、とくに本稿は私の駄文でそうってしまったが、実際には心理物理や生理学と絡めることで、とても魅力のある研究対象になると思われる。

文献

- 1) J. P. C. Southall: *Helmholtz's Treatise on Physiological Optics*. Thoemmes Press, Bristol, 2000.
- 2) I. Escudero-Sanz and R. Navarro: Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. *Journal of the Optical Society of America A*, **16**, 1881–1891, 1999.
- 3) J. Schwiegerling: *Field Guide to Visual and Ophthalmic Optics*. SPIE Press, Bellingham, 2004.
- 4) T. Yamaguchi, N. Nakazawa, K. Bessho, Y. Kitaguchi, N. Maeda, T. Fujikado and T. Mihashi: Adaptive Optics Fundus Camera Using a Liquid Crystal Phase Modulator. *Optical Review*, **15**, 173–180, 2008.
- 5) A. Roorda and D. R. Williams: The arrangement of the three cone classes in the

- living human eye. *Nature*, **397**, 520–522, 1999.
- 6) Y. Kitaguchi, T. Fujikado, K. Bessho, H. Sakaguchi, F. Gomi, T. Yamaguchi, N. Nakazawa, T. Mihashi, and Y. Tano: Adaptive Optics Fundus Camera to Examine Localized Changes in the Photoreceptor Layer of the Fovea. *Ophthalmology*, May 15, 2008.