

眼球結像特性を考慮した光学設計*

白柳 守 康

旭光学工業(株)光学設計部 〒174 東京都板橋区前野町 2-36-9

(1983年8月11日受理)

Optical Design in Consideration of the Eye Optical System

Moriyasu SHIRAYANAGI

Department of Optical Research, Asahi Optical Co., Ltd.,
2-36-9, Maeno-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174

Image transmission systems are usually completed by the combination of the optical instrument and the human vision. When the optical system of the instrument and that of the eye are coupled coherently, the image quality should not be evaluated separately. The visual instruments such as telescopes, microscopes or ophthalmic spectacles are the typical examples of the coherent coupling. The fundus camera, one of the ophthalmic instruments to observe the object in the eyeball, is another example. A schematic eye brings more actual evaluation of such optical systems. We designed a new schematic eye which simulates well the aberrations of human eye. The cornea and the lens of the schematic eye have aspherical surfaces. The refractive index of the lens is gradually changed and the chromatic dispersions of the media are determined. Following two applications of this schematic eye are introduced; (1) the evaluation of photographing system using the indirect ophthalmoscope, and (2) the optical design of intraocular lens.

1. 序 論

われわれが物体を視覚情報によって認識する場合、対象物を直接眼で見る以外に、間接的にさまざまな情報処理系を経て、最終的に眼で見る場合が多々ある。その情報処理系というのは、光学系であったり電気系であったり、またあるときは化学反応であったりする。たとえば、写真を撮る場合を考えてみると、カメラレンズ(光学系)、フィルム転写(光・化学反応)、引伸し(光学系)、印画紙転写(光・化学反応)などの処理系が含まれる。そして、最終段階での観察者としてのわれわれ自身の眼の光学系もまた、それら処理系のひとつとみなすことができる。

このような処理系の連続のうち、光学系と光学系を、途中で像を固定化することなしに結合する場合を、コヒーレントカップリングと呼んでいる。コヒーレントにカップリングされた光学系の総合的な性能は、一般的に個々の光学系の性能(MTF)の単純な積として表わすことはできないということが、すでに良く知られている。望

遠鏡、顕微鏡、めがねなどは光学器械と眼光学系とのコヒーレントカップリングの典型的な例である。

また、ある種の眼科器械においては、被検者の眼の中を観察の対象とするものがある。たとえば眼底カメラ、細隙灯顕微鏡などである。このような場合には、当然のことながら被検者の眼光学系が像形成のための光学系の一部を構成することになるし、また照明光学系の一部にもなっている。

このように、眼光学系をその一部に含むような像伝達系において、総合的な性能評価を行なうためには、眼光学系、時には視覚神経系の特性をも知っておかなければならない。これらを知ったうえで、その像伝達系の残りの部分を構成する装置としての光学系の適正な設計が可能となる。

2. 精密模型眼の設計

従来、眼光学系とコヒーレントカップリングするような光学系の設計においては、眼光学系を、瞳孔共役位置における絞りで代表させたり、簡単な模型眼で置き換えたりしてきた。しかし、実際に全系を通した像性能評価を行ったり、照明条件を検討するうえではより正確に

* 第8回光学シンポジウム(1983年6月20日、東京)において講演

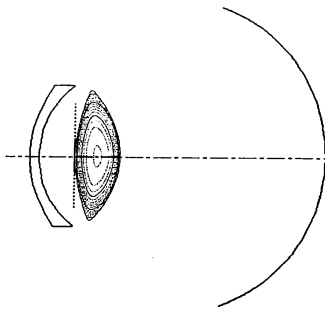


Fig. 1 Optical system of the schematic eye.

Table 1 Optical parameters of the schematic eye.

#	R	D	N_d	ν_d	Medium
1	7.800*				
2	6.800	0.800	1.376	45.0	Cornea
3	9.900*	3.000	1.336	50.0	Anterior chamber
4	-5.900*	3.600	1.386** ~1.406	44.0 ~42.0	Crytalline lens
5	-12.800	16.785	1.336	50.0	Vitreous chamber

$\sum D = 24.185$, $f_1 = -16.765$, $f_2 = 22.398$

* Aspherical surface, ** Gradient index

Table 2 Aspherical coefficients.

#	κ	A_2	A_3	A_4	A_5
1	0.0	1.8815×10^{-4}	-1.4432×10^{-6}	0.0	0.0
3	-2.0	0.0	0.0	0.0	0.0
4	0.3	0.0	0.0	0.0	0.0

$$x = \frac{ch^2}{1 + \sqrt{1 - \kappa c^2 h^2}} + \sum_{i=2}^5 A_i h^{2i} \quad (h^2 = y^2 + z^2)$$

眼光学系をシミュレートした模型眼が必要となってくる。

今までに知られている模型眼では、古典的には Gullstrand のものから、最近では非球面を採用したり、水晶体の屈折率分布まで考慮されたものもある¹⁻⁴⁾。しかし、収差的に軸上、軸外ともうまく生体眼のそれと一致しているかどうか明らかにされていないなどの点で、いまひとつ納得のいくものがなかった。

そこでわれわれは、眼光学系のパラメーター (曲率半径、面間隔、屈折率、分散、非球面性、屈折率分布) については解剖学的あるいは光学的に測定されたデータ⁵⁻⁷⁾を参考にし、かつ、生体眼の収差の実測値⁸⁻¹⁴⁾と一致するような収差をもった平均的な模型眼を設計し、

Table 3 Refractive index distribution coefficients of the crystalline lens.

n	m	N_{nm}	n	m	N_{nm}
0	0	0.14062×10^1	2	0	-0.54858×10^{-4}
0	1	0.55304×10^{-4}	2	1	-0.41232×10^{-5}
0	2	-0.14567×10^{-2}	2	2	0.57132×10^{-4}
0	3	-0.38194×10^{-4}	2	3	0.37655×10^{-4}
0	4	-0.14731×10^{-2}	2	4	-0.11063×10^{-4}
0	5	0.83929×10^{-5}	2	5	-0.52440×10^{-5}
1	0	-0.21801×10^{-3}	3	0	0.27514×10^{-6}
1	1	-0.45365×10^{-3}	3	1	-0.23224×10^{-6}
1	2	-0.92743×10^{-3}	3	2	-0.15119×10^{-5}
1	3	0.10100×10^{-3}	3	3	-0.17935×10^{-5}
1	4	0.52581×10^{-4}	3	4	-0.16851×10^{-5}
1	5	-0.35261×10^{-4}	3	5	-0.16453×10^{-5}

$$N(x, y, z) = \sum_n \sum_m N_{nm} \cdot (x - x_0)^n \cdot (y^2 + z^2)^m$$

($x_0 = 1.800$)

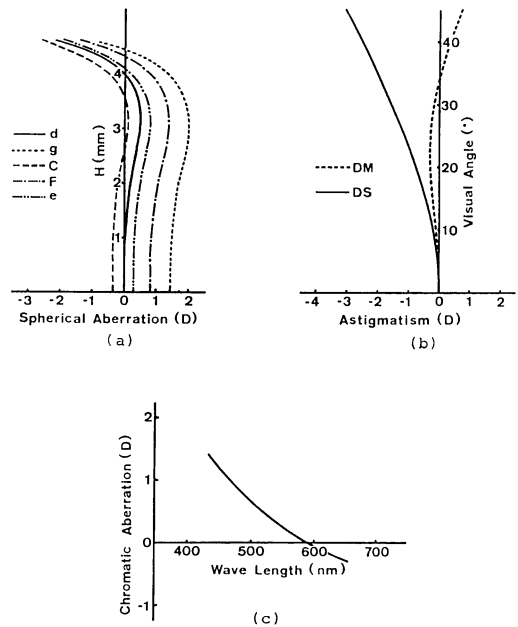


Fig. 2 Aberration of the schematic eye.

これを用いて全光学系の性能評価をすることを試みた。**Fig. 1**に模型眼の光学配置図を、**Table 1**にその光学定数を示す。

非球面性については Spencer¹⁵⁾の式で表わすと **Table 2** のようになる。角膜前面 (#1) は回転放物面をベースに高次非球面性をもたせてある。水晶体前面 (#3) は回転双曲面、水晶体後面 (#4) は回転楕円面とした。

水晶体の屈折率は皮質 1.386、核質 1.406 とし、その間は連続的に屈折率が変化している。**Fig. 1**の水晶体

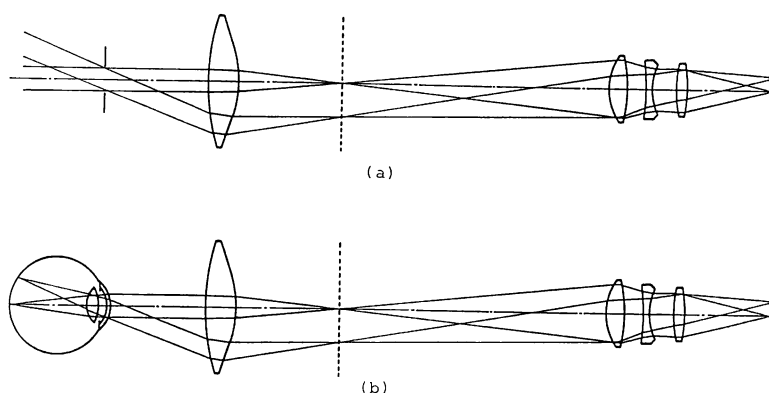


Fig. 3 Photographing system using the indirect ophthalmoscope.

中には $\Delta n = 0.002$ ほどの屈折率等高線が示してある。屈折率分布の表現法は Moore¹⁶⁾ の式を少し変形して、水晶体の中心で屈折率分布を展開するようにした。Table 3 にその展開係数を示す。

Fig. 2 は模型眼の収差で、眼底の物点に対して眼の外にて diopter で評価したものをを用いて表わしている。生体眼の収差測定値と良く一致していると思われる。

3. 模型眼を使った像性能評価の例

次に具体的にこの模型眼を使って像性能評価をした例を示す。Fig. 3 は間接倒像眼底鏡光学系を用いて、非球面レンズによってできた眼底の空中像を撮影レンズを通して写真に撮るというシステムを表わしている。この撮影光学系は Fig. 3 (a) に示すように、眼光学系をたんなる開口で近似した場合に全系としてバランス良く設計されている。このときの収差を Fig. 4 (a) に示す。球面収差はほぼ撮影レンズの球面収差そのものであり、非点収差は非球面レンズと撮影レンズの合成されたものである。

このシステムを生体眼に使用する状況を考えて場合には、眼光学系としてわれわれの模型眼を使用すれば、より現実に近い評価が可能となる。この場合には Fig. 4 (b) に示すように、球面収差は(a)と比べてあまり変動がないが、非点隔差はさらに模型眼のそれが合成されて広がり、像面湾曲は減少する方向へ動く。このように眼も含めた全光学系の像性能が計算機によるシミュレーションで予想できるということは、非球面レンズあるいは撮影レンズ設計の際の大きな手がかりとなる。

なお、ここに示した例のように、全系の絞りが眼の瞳孔と一致しており、かつ光束が細い場合については、個別の光学系の収差から簡単な計算で全系の収差を予想す

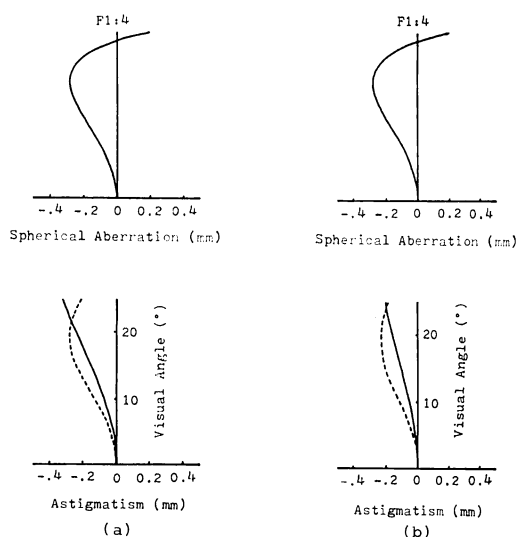


Fig. 4 Aberration of the total system.

ることが可能であるが、絞りの位置関係がずれる場合、光束がさらに広がる場合、照明系まで含めた検討を要する場合には、精密な模型眼の有用性はさらに増すものと思われる。

以上は、眼底物体を眼光学系を通して観察する場合の例であったが、次は、眼光学系を通して眼底にできた像の見え方の評価に関する例を示す。この場合には眼光学系の特性のほかに、視覚神経系の特性についても考慮しなければならない。

Fig. 5 は白内障手術によって水晶体を摘出した眼に人工水晶体を挿入した場合の光学配置図および光線収差図¹⁷⁾である。現在多く使われている人工水晶体の形状は Fig. 5 (a)のごとく平凸レンズのものが主流である。この形状は、光軸上の性能においてはすぐれているが、人間の眼の視軸は光軸と比べて約 5° 傾いている点

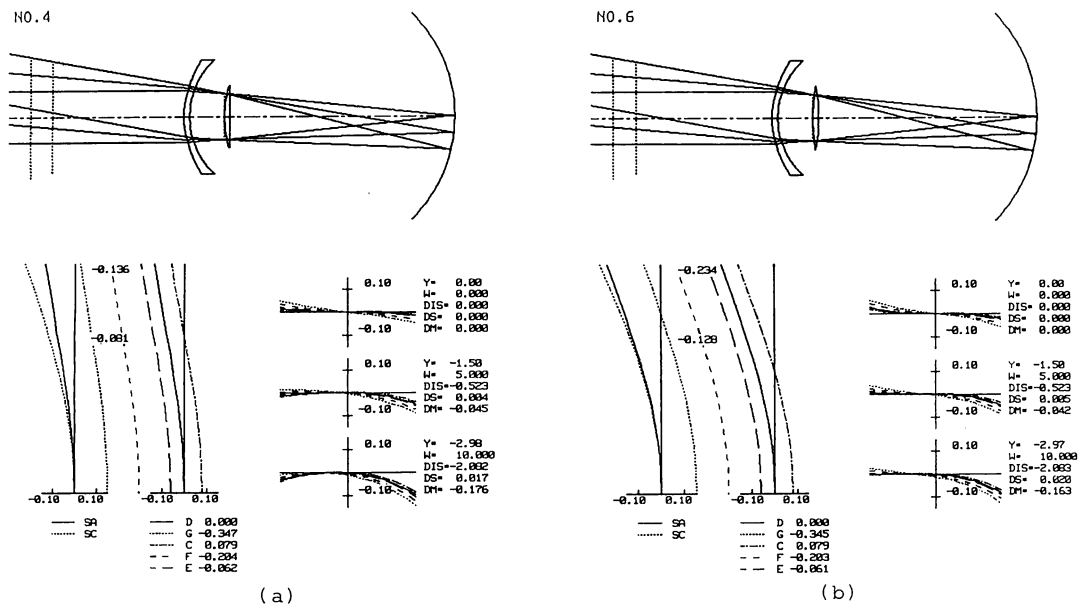


Fig. 5 Eye optical system with an intraocular lens and ray aberration.

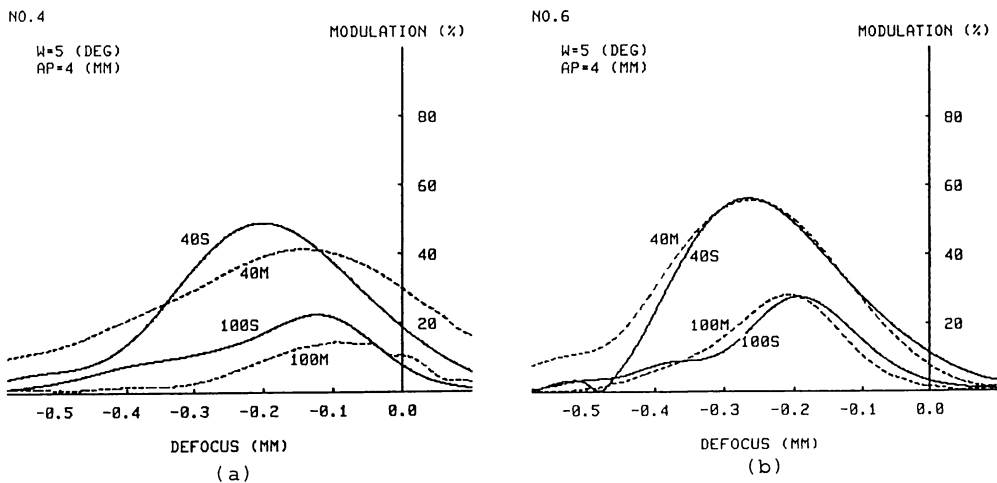


Fig. 6 MTF of the eye optical system with an intraocular lens.

からすると、Fig. 5(b)のような両凸型で、球面収差は少しアンダーでも正弦条件がより満たされ、コマ収差の少ない形状のほうが良いと考えられる。

さらに、Stiles-Crawford 効果、比視感度、視覚神経系の空間周波数特性¹⁸⁾などを考慮して、人工水晶体挿入眼光学系の白色光 MTF を計算したのが Fig. 6 である。これから判断しても、両凸レンズのほうが視軸上において非点隔差が少なく、コントラストも高いレンズ形状だといえる。

4. ま と め

われわれは過去の実験データに基づき、できるだけ正確に生体眼をシミュレートするような模型眼を考案した。いままでブラックボックス的に扱ってきたものを、これからは眼も含めた全光学系の像性能をコンピュータによる光線追跡で評価できるようになった。

この模型眼は、今までのものに比べてかなり現実の眼に近いものと考えられるが、なお残された点として、回転非対称性、網膜等の非球面性、調節による水晶体の変

化など改善の余地は残されている。

実際の眼は、かなり形状的、収差的に個人差があるが、このような平均的な模型眼を想定して、全系としての性能評価をしながら装置光学系の設計を進めていく方法は有効でかつ興味ある問題と思われる。

文 献

- 1) 中尾主一：臨床眼科，**30** (1976) 1091.
- 2) W. Lotmar：J. Opt. Soc. Am., **61** (1971) 1522.
- 3) O. Pomerantzeff, H. Fish, J. Govignon and C. L. Schepens：Opt. Acta, **19** (1972) 387.
- 4) J. W. Blaker：J. Opt. Soc. Am., **70** (1980) 220.
- 5) 中尾主一：技術資料「視覚系(I) 第1章 眼球光学系」, 大頭仁編 (光学工業技術研究組合, 1967) p. 1.
- 6) M. J. Howcroft and J. A. Parker：Vision Res., **17** (1977) 1217.
- 7) D. A. Palmar and J. Sivak：J. Opt. Soc. Am., **71** (1981) 780.
- 8) R. E. Bedford and G. Wyszecki：J. Opt. Soc. Am., **47** (1957) 564.
- 9) A. Ivanoff：J. Opt. Soc. Am., **46** (1956) 901.
- 10) F. Rempt, J. Hoogerheide and W. P. H. Hoogenboom：Ophthalmologica, **162** (1971) 1.
- 11) M. Millodot and A. Lamont：J. Opt. Soc. Am., **64** (1974) 110.
- 12) W. Lotmar and T. Lotmar：J. Opt. Soc. Am., **64** (1974) 510.
- 13) 武田啓治, 八百枝浩, 岩田和雄：臨床眼科, **30** (1976) 1113.
- 14) M. Millodot：Am. J. Optom. Physiol. Opt., **58** (1981) 691.
- 15) G. H. Spencer and M. V. R. K. Murty：J. Opt. Soc. Am., **52** (1962) 672.
- 16) D. T. Moore：J. Opt. Soc. Am., **65** (1975) 451.
- 17) 白柳守康, 大頭 仁, 中村隆広：日本眼光学学会誌, **4** (1983) 128.
- 18) 池田光男：光学技術ハンドブック, 久保田広ほか編 (朝倉書店, 1975), p. 729.