

眼球光学系のシミュレータに関する研究

坂本 良太 齋藤 豪 中嶋 正之

東京工業大学 大学院 情報理工学研究科

1 はじめに

人間の視覚系の再現にあたって、眼球は外部からの刺激を処理する最初の機構であり、光学的にも生体物理学的にも重要な位置を占める。眼球モデルは、一般的に広く利用される Gullstrand の模型眼など、数多く提案されているが、実際の眼球に比べ精度が低く、網膜像の生成や評価に適さない。また、網膜像の生成手法 [1] も提案されており、眼球外部からの光子放射と網膜での吸収を再現している。

本稿では、網膜像を生成するに耐えうる眼球モデルを構築し、網膜上の錐体からの光線追跡法により網膜像を生成する新しい手法を提案する。

2 眼球モデルの構築

本稿では、近年の眼球モデルの中で生体物理学的の実験結果をある程度満たすモデル [2] を基に、光学系で最も影響の大きい水晶体に修正を加えたモデルを用いる。眼球モデルの構造は図 1 の通りである。

水晶体の屈折率分布は、以下の式で表される。

$$n(x, y, z) = n_{00} + n_{01}z + n_{02}z^2 + n_{20}(x^2 + y^2) \quad (1)$$

ここで、 z 軸は光軸であり、単位は mm である。 $n_{00}, n_{01}, n_{02}, n_{20}$ は屈折率分布係数であり、 $z = 5.25$ を前後境界面とし水晶体前部と後部で、それぞれ値が異なる。

水晶体を等屈折率面によって層が等間隔になるように 100 層に分割し、 yz 平面に投影した図を図 2 に示す。図中の赤線は水晶体の外形、青線は等屈折率面を表す。等屈折率面が前後境界面において滑らかに連続であり、法線が光軸と垂直となる。これにより、光軸と平行に眼球外部から入射した光線の軌跡を可視化した図 3 から見て取れるように、等屈折率面の縁を掠める光線の入射角が浅く、前後の光線に比べ大きく屈折しており好ましくない。

そこで、前後境界面近傍での法線と光軸のなす角が

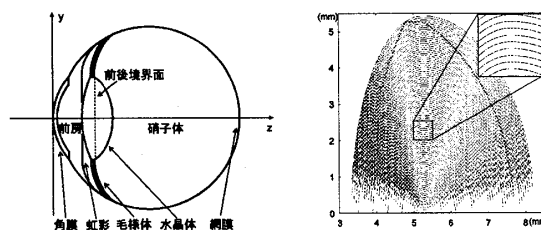


図 1: 構築したモデル

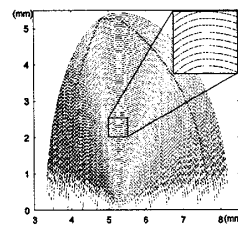


図 2: 変形前の水晶体

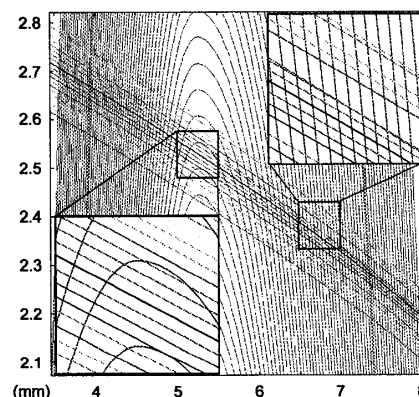


図 3: 変形前の光線の軌跡

小さくなるように、以下の条件を満たしながら等屈折率面に変形を施す (図 4)。

条件 1: $z = 5.25$ で高さ h' を通る。

条件 2: 光軸近傍での屈折力を変化させないために、光軸との交点は移動しない。

条件 3: 水晶体全体の屈折力の変化を小さくするために、 yz 平面において等屈折率面と光軸のなす図形の面積を変化させない。

図 4 において、 h' を大きくすると、前後境界面近傍での法線と光軸のなす角は小さくなる。しかし、 h' を大きくしすぎると、屈折力への影響が大きい。その均衡点を探るために、以下の式で評価を行う。

$$\alpha \cos \theta_f + \beta \frac{h}{h'} \quad (2)$$

ここで、 α, β は評価の重さ定数、 θ_f は水晶体前面をなす楕円の $z = 5.25$ での法線と光軸のなす角、 h は変形

Eyeball Optics System Simulator

Ryota SAKAMOTO, Suguru SAITO and Masayuki NAKAJIMA

Graduate School of Information Science & Engineering,
Tokyo Institute of Technology, 152-8552, Tokyo, Japan

前の $z = 5.25$ での高さ、 h' は変形後の $z = 5.25$ での高さである (図 4)。上記の条件 2 と条件 3 により、 $h' \geq h$ である。また、変形前においては第一項が 0、第二項が 1 で、トレードオフの関係にある。式 (2) を最大化するように図 2 を変形した結果を図 5 に示す。変形後の水晶体を通過する光線の軌跡を図 6 に示す。図 3 で問題であった、等屈折率面の縁を掠める光線の入射角が大きくなり、屈折の異常がなくなっている。

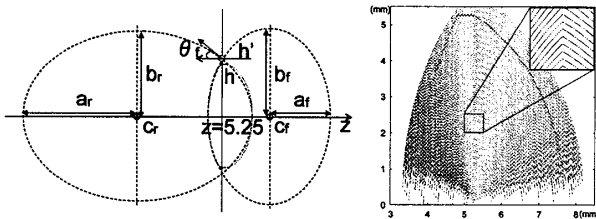


図 4: 変形方法

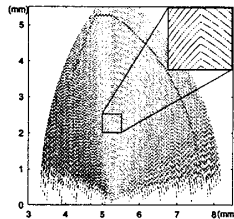


図 5: 変形後の水晶体

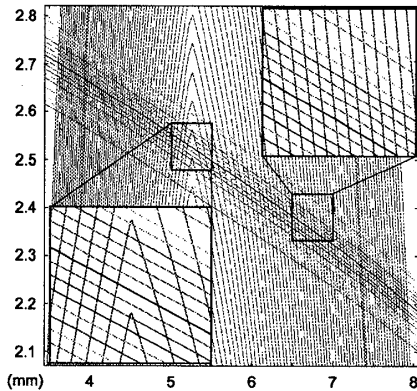


図 6: 変形後の光線の軌跡

3 網膜像生成手法

まず、波長 λ に対する屈折率を持つ眼球モデルを構築する。そして、眼球モデルの網膜上にある各錐体をカメラとみなし、光線追跡法により各錐体に入射する光線群の画像を生成する。しかし、光の波長によって光学系の屈折率は変化するので、波長 λ に基づいて構築された眼球モデルでは、波長 λ の光のみが正確に屈折し、他の波長の光の屈折は正確でない。そのため、複数の波長における光学系を生成し、各波長ごとの各錐体に入射する光線群画像を生成する必要がある。

本稿では、計算量と色差を考慮して選択された 18 の波長 $\lambda_i (i=0,1,\dots,17)$ [3] を用いる。各波長で光線画像を生成し、各錐体の応答値を以下の式で計算する。

$$CR_{L,M,S} = \sum_i CS(\lambda_i) \cdot R_{L,M,S}(\lambda_i) \quad (3)$$

ここで、 $CR_{L,M,S}$ は型 LMS のいずれかを持つ錐体の応答値、 $CS(\lambda)$ は波長 λ の光線群画像に平均化フィル

タを施し、その錐体の応答に寄与するスペクトル値、 $R_{L,M,S}(\lambda)$ は錐体の各型の応答関数を表す。

4 評価および考察

水晶体の等屈折率面の変形前と変形後で測定した球面収差を図 7 と図 8 にそれぞれ示す。図 3 で問題であった異常屈折が大きな収差誤差となって図 7 に見て取れる。図 8 では収差誤差が小さくなり、図 7 に比べ、人間の光学系に近い値 [2] となっている。

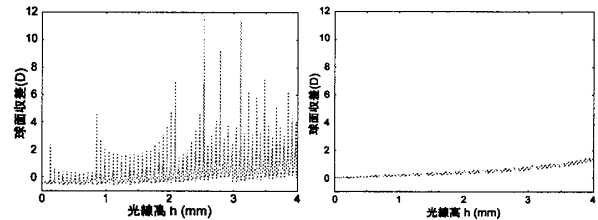


図 7: 変形前の球面収差

図 8: 変形後の球面収差

5 おわりに

本稿では、網膜上の錐体からの光線追跡法による光の分散まで考慮した網膜像の生成手法を提案し、この手法による網膜像生成に耐えうる精度を持つ眼球モデルを提案した。

本稿の網膜像生成手法では、光線追跡法によって錐体に入射する光線群を計算するため、外部オブジェクトの屈折や反射を画一的に扱うことができる。眼球モデルについては、計算機で扱う上で問題となる連続関数である屈折率分布の離散化による屈折の誤差を、等屈折率面の変形により軽減し、より人間の光学系に近い結像をすることができるようになった。

参考文献

- [1] Michael F. Deering. A photon accurate model of the human eye. *ACM Trans. Graph.*, 24(3):649–658, 2005.
- [2] Hwey-Lan Liou and Noel A. Brennan. Anatomically accurate, finit model eye for optical modeling. *Journal of the Optical Society of America*, 14(8):1684–1695, 1997.
- [3] 齋藤豪, 中嶋正之. Kubelka-munk の理論を用いたデジタルペインティングのための絵の具モデル. 電子情報通信学会, J82-D-II(3):399–406, 1999.