

## 眼内レンズによるグレア発生原因解明のための レンズのモデル化と光のシミュレーション

福永 充吉<sup>†</sup> 玉木 徹<sup>†</sup> 金田 和文<sup>†</sup> 曾根 隆志<sup>††</sup> 三嶋 弘<sup>††</sup> 木内 良明<sup>†††</sup>

<sup>†</sup> 広島大学大学院工学研究科 〒739-8527 広島県東広島市鏡山 1-4-1

<sup>††</sup> 広島鉄道病院 〒732-0057 広島市東区二葉の里 3-1-36

<sup>†††</sup> 広島大学大学院医歯薬学総合研究科 〒734-8553 広島市南区霞 1-2-3

E-mail: † {fuku,tamaki,kin}@eml.hiroshima-u.ac.jp,

**あらまし** 眼病として眼球の水晶体が白く濁る白内障がある。この病気により一度白く濁った水晶体は元に戻ることは無い。水晶体中の白く濁った部分を除去し、その中に眼内レンズを挿入する小切開白内障手術を行うことにより、視力の回復が見込まれる。しかし、術後の後遺症の一つとしてグレアの知覚が挙げられる。グレアとはレンズを挿入したことにより生じるぎらつきのことを指す。グレアの発生原因に関する詳しい解析はまだ十分に行われていない。本稿では、グレア発生原因解析の基礎研究として、眼内レンズ断面形状のモデル化、眼内レンズに入射する光を反射・屈折を考慮して光線追跡を行い、眼底での輝度分布をシミュレーションする方法について述べる。

**キーワード** レイトレーシング, 眼内レンズ, グレア, 白内障, 輝度分布

## IOL Modeling and Light Simulation for glare source analysis

Atsuyoshi FUKUNAGA<sup>†</sup> Toru TAMAKI<sup>†</sup> Kazufumi KANEDA<sup>†</sup> Takashi SONE<sup>††</sup>

Hiromu MISHIMA<sup>††</sup> and Yoshiaki KIUCHI<sup>†††</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Engineering, Hiroshima University

Kagamiyama, Higashi-hiroshima, Hiroshima, 734-8533 Japan

<sup>††</sup> Hiroshima General Hospital of West Japan Railway Company.

3-1-36 Futabanosato, Higashi-ku, Hiroshima, 732-0057 Japan.

<sup>†††</sup> Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University

1-2-3 Kasumi, Minamiku, Hiroshima, 734-8551 Japan.

E-mail: † {fuku,tamaki,kin}@eml.hiroshima-u.ac.jp

**Abstract** Cataract is the eye disease which clouds the lens of the eye. Vision can be returned through the cataract operation which inserts an intraocular lens into the eye. However a postoperative aftereffect exists in which a glare is generated. In this paper we approximate IOL's cross section shape using least squares approach, and trace light rays via taking into account reflection and refraction. Then by observing the distribution of Rays onto a Fundus model we determined a glare exists.

**Keyword** Ray tracing, IOL, Glare, Cataract, Intensity distribution

### 1. はじめに

眼病として白内障という眼球の水晶体が白く濁る病気がある。透明な屈折力をもった水晶体が、混濁することにより光が通りにくくなる。そのため、眼が霞むなどの症状が見られ始め、最悪失明してしまうケースもある。この病気により、一度混濁した水晶体は元に戻ることはない。

この治療法として、水晶体の内部を取り除き、その中に眼内レンズを挿入する小切開白内障手術を行うことにより視力の回復が見込まれる。

この術後の後遺症としてグレアの知覚が挙げられる。グレアとはレンズの挿入により生じるぎらつきのことを指す。例えばレンズを挿入した状態で上側から光が入射するとき、レ

レンズのエッジ部分で一部反射した光が、実際に網膜上に光が当たる場所とは異なる場所に照射されることにより、光源とは異なる場所にぎらついた光があるように見えることがある(図1参照).

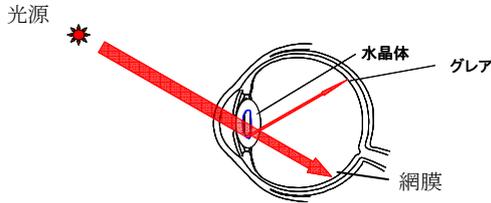


図1 グレアの発生例

グレアを生じる原因の解析としてこれまで様々な研究が行われてきた.経験的な眼球モデルを用いて光源からの光線経路の追跡を行うシミュレーションにより,シャープエッジレンズとラウンドエッジレンズのレンズに対してシミュレーションが行われた.ここでは出射方向35[度]付近において図1の様なレンズのエッジでの全反射によるグレアの発生が報告されている[1].また,これに加えてラウンドエッジレンズのシミュレーションを行ったときの報告もされていて,同様にレンズのエッジによるグレアの発生が報告されている[2].しかし,グレア発生原因の十分な解析はまだ行われていない.例えば,実際にグレアが見える患者はどのように映っているのかを画像として提示することが出来れば,問診の際に患者に十分な説明を行うインフォームドコンセントに役立つことが期待できる.

本研究ではその基礎研究として,眼内レンズのモデリングと円状の眼底モデルを用いて光源からの光線を追跡することにより,光のシミュレーションを行った,

## 2. 眼内レンズモデリング

本章ではレンズ断面形状の構築手法と結果を述べる.眼内レンズの規格と断面図をそれぞれ表1と図2に示す.

このレンズは眼球に挿入した時に,眼底方向を向くレンズ側面を内側面,反対側を外側面,エッジ部分を外側面から前面エッジ,傾斜側面,後面エッジで構成される(図2参照).

レンズの規格に関して詳細なデータは公開されていない.そこで,レーザ測定器でレンズの形状測定を行い,その測定データを元に関数近似する.これを回転,平行移動による位置合わせを行うことにより,レンズの断面形状をモデリングする.

表1 眼内レンズの規格(+20.0Dの場合)

	単位	
レンズの径	[mm]	6.0
レンズの中心厚	[mm]	13.0
屈折率		1.460
眼内換算遠用屈折力	D	+20.0

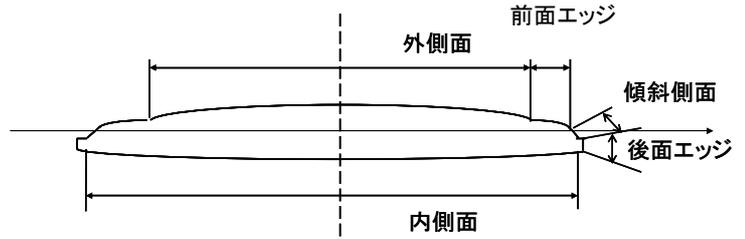


図2 眼内レンズ断面図

### 2.1 レンズの構築手法

レンズの3次元形状をレーザ測定器で測定することにより,形状データを取得する.レーザ測定器では一度の測定では全体の形状データを取得することが出来ない.そのため,内側面,外側面,エッジ部分に対してそれぞれ測定を行う.

レンズの断面データはレンズ中心を通るように求める必要がある.しかし,レンズの測定データだけではレンズ中心は分からない.そこで,測定値が最も高い位置( $x_{max}, y_{max}, z_{max}$ )をレンズ中心として, $x=x_{max}$ における $yz$ 平面をレンズ中心を通る断面データとして取得する.この時,2次元座標として $yz$ 座標を $uv$ 座標に定義しなおす.

次に,最小自乗法を用いて関数近似を行うことにより断面形状をモデリングする.断面データに関しては

$$u^2 + buv + cv^2 + du + ev + f = 0 \quad (1)$$

の2次曲線で近似を行う.

レンズの測定の際はレンズを水平,垂直にした状態で計測するのは困難である.そのため,内側面と外側面に関しては近似関数の傾きをもとに,回転により水平な状態に補正する.

断面データのピーク位置( $u_{max}, v_{max}$ )から,それぞれ $\pm \frac{l}{2}$  [μm]における測定データの差分 $\Delta v$  [μm]より,式(2)を用いてレンズの傾き $\theta$ を算出する.(図3参照)

$$\theta = \tan^{-1} \left( \frac{\Delta v}{l} \right) \quad (2)$$

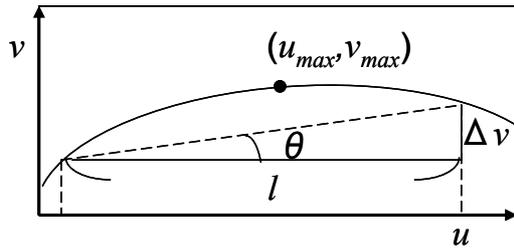


図3 レンズの傾き

近似関数に回転を加えたときの近時関数は式(1)の2次曲線の式に回転の式を代入すると

$$\begin{aligned}
 v'' &= \frac{-(b''u'' + e'') \pm \sqrt{(b''u'' + e'')^2 - 4c''(u''^2 + d''u'' + f'')}}{2c''} \\
 a'' &= \cos^2 \theta + b' \cos \theta \sin \theta + c' \sin^2 \theta \\
 b'' &= \frac{(-2 \cos \theta \sin \theta - b'(\sin^2 \theta - \cos^2 \theta) + 2c' \cos \theta \sin \theta)}{a''} \\
 c'' &= \frac{(\sin^2 \theta - b' \cos \theta \sin \theta + c' \cos^2 \theta)}{a''} \\
 d'' &= \frac{(d' \cos \theta + e' \sin \theta)}{a''} \\
 e'' &= \frac{(e' \cos \theta - d' \sin \theta)}{a''} \\
 f'' &= \frac{f'}{a''}
 \end{aligned} \tag{3}$$

のように変換される。

レンズの内側面と外側面の配置は、平行移動を用いて各面のピーク位置をレンズの厚さ  $d$  だけ離して配置する。後面エッジ、傾斜側面に関してはレンズを水平に設置した時に、垂直に配置する。内側面の両端点から垂直に配置する。近似関数に平行移動を加えたときの関数は(1)に対して平行移動の式を代入すると

$$\begin{aligned}
 v' &= \frac{-(b'u' + e') \pm \sqrt{(b'u' + e')^2 - 4c'(u'^2 + d'u' + f')}}{2c'} \\
 b' &= b \\
 c' &= c \\
 d' &= 2t_u + bt_v + d \\
 e' &= bt_u + 2ct_v + e \\
 f' &= t_u^2 + bt_u t_v + ct_v^2 + dt_u + et_v + f
 \end{aligned} \tag{4}$$

の式に変換される。

前面エッジは、傾斜側面の端点に前面エッジの端点が一致するように配置する。最後に、前面エッジと外側面の交点を算出し、この点で前面エッジと外側面の形状をクリッピングすることによりレンズの断面形状を構築する。

## 2.2 モデリング結果

レーザ測定器でレンズの形状測定を行った。外側面と内側面は  $10[\mu\text{m}]$  間隔で測定を行っている。ただし、前面エッジについては、レーザ測定器では測定が行えなかったため、眼内レンズを光学カメラで撮影した画像(画像サイズ:  $813 \times 336$ ; 1ピクセルの長さ:  $7.614[\mu\text{m}]$ )から前面エッジの形状データを取得した。各面を関数近似したときのパラメータを表2に示す。

近似精度を評価するために、測定データ  $v_u$  と近似した関数  $v(u)$  との差分  $\Delta v$  を

$$\Delta v = v(u) - v_u \tag{5}$$

より算出した。その結果を図4に示す。レーザ測定は測定誤差が  $\pm 1.5[\mu\text{m}]$  であることから、関数近似した形状との差は測定誤差範囲内に収まっている。他の面においても同様に関数近似ができており、関数近似した形状との差も測定誤差範囲内に収まっている。ただし、写真から断面データを取得した前面エッジは測定誤差が1ピクセル分の長さ  $7.614[\mu\text{m}]$  であることから、他に比べて精度は低い。

表2 関数のパラメータ

	b	c	d	e	f
外側面	0.0878	-0.71	-6297.3	31386	-691210
内側面	18.84	3.691	-6022	-2834	681000
傾斜側面	0	0	$-1.947 \times 10^{-1}$	1	$-3.085 \times 10$
後面エッジ	0	0	$6.882 \times 10^{-2}$	1	$-1.611 \times 10^2$
降面エッジ	0	0	-1.335	1	4.745
前面エッジ	0.119	1.259	-5957	19288	823663

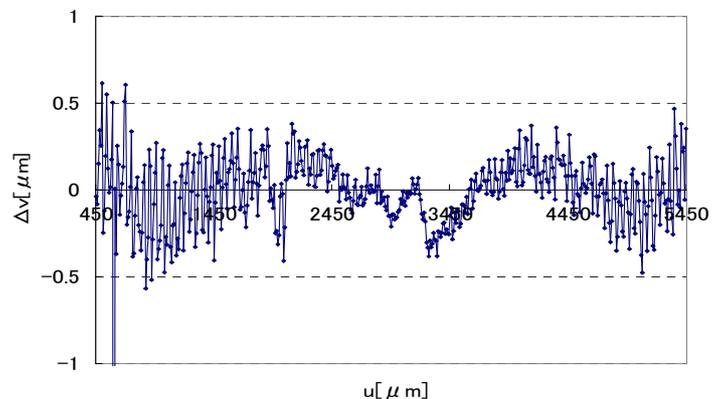


図4 近時精度(外側面)

近似した関数を平行移動、回転を用いることにより位置合わせを行った。このときの各パラメータを表3に示す。なお、位

置合わせは表 3 の左側から平行移動,回転,平行移動の順番で行っている。

表 3 平行移動,回転のパラメータ

	平行移動	回転	平行移動
外側面	(-450,85.11)	-0.129	(-2500,191.997)
内側面	(-620,-333.83)	-0.0563	(-2500,-297.059)
傾斜側面	(-350,-98.32)	-86.063	(2946.7,42.248)
後面エッジ	(-350,-98.33)	-86.063	(2946.7,42.249)
降面エッジ	(-350,-98.34)	-86.063	(2946.7,42.250)
前面エッジ	(-113.23,-172.42)	0	(-2946.7,43.086)

このときのモデリング結果を図 5 に示す。

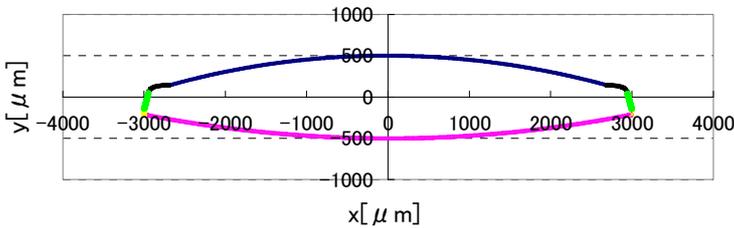


図 5 モデリング結果

### 3. 光のシミュレーション

眼内レンズを挿入したときにグレアが発生するのは,眼球に光が入射して,レンズ内で一部反射してしまうことが原因として考えられる.そこで,前節で求めたレンズモデルに対して等輝度の完全拡散光線を入射させた時に,光源からの射出方向に応じて,光源から眼底までの光の経路と眼底上での光の分布がどのように変化するか調査するために,光線追跡による光のシミュレーションを行った.本章ではその手法を述べる。

#### 3.1. 光のシミュレーションの概要

輝度分布はフォトンマッピングやモンテカルロ法の光線経路においてはフォトンの粗密や,レイの粗密により求められている [3].これらの方法にもとづき,均一なエネルギーをもつ平行光線を眼内レンズに入射させ,眼底に到達したときの光線の粗密により,眼底での輝度分布を求める.図 6 に示すように,眼球形状は半径  $r$  の円を眼底モデルとして使用する.この円の中心を  $(0,-l)$  に配置する.次に,光源位置  $(s_x, s_y)$  から  $\Delta x$  間隔で  $n$  本の光線(以下でレイと呼ぶ)を角  $\theta_r$  の方向に放出する.そして,眼内レンズから射出したレイのうち,眼底上で交わったレイに対して,その交点を算出する.眼底上での輝度分布を求め

るために,眼底を  $\Delta\theta$  [度] の範囲で細かく区切り,その各領域に入射したレイの本数(降点数)  $n_\theta$  をカウントする。

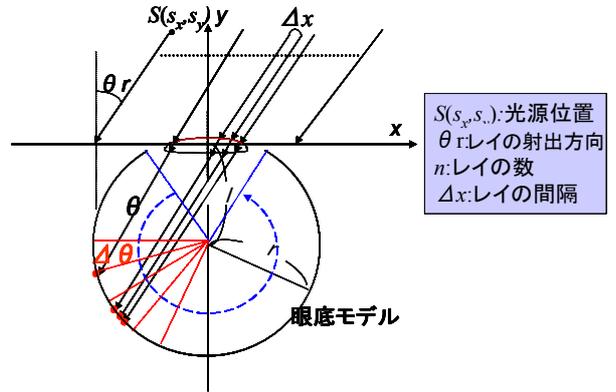


図 6 シミュレーションの概要図

#### 3.2. 眼底での光の分布算出方法

眼底での輝度分布算出の詳細なアルゴリズムを図 7 に示す。

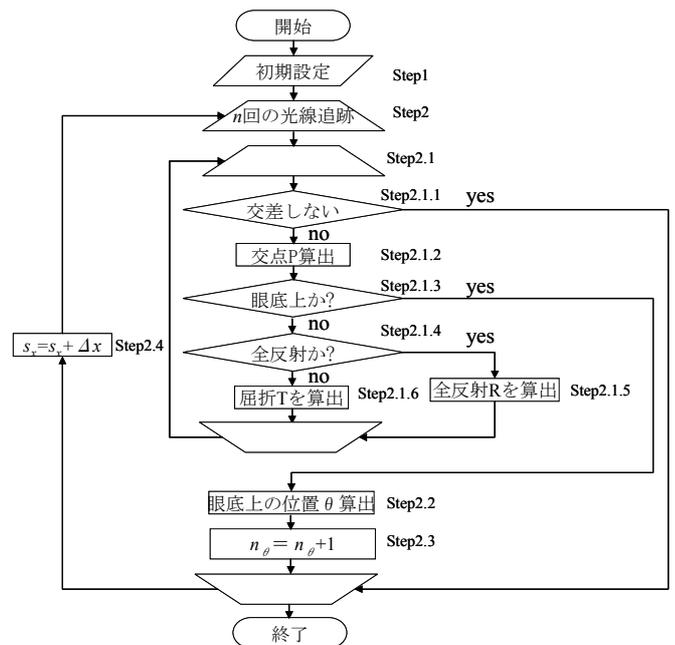


図 7 シミュレーションのフローチャート

各 Step の処理内容について説明する。

#### 処理内容

- Step1: レイの本数  $n$ , 射出間隔  $\Delta x$ , 光源位置  $S=(s_x, s_y)$ , 射出方向  $\theta_r$  を設定
- Step2:  $n$  回, 以下の処理を行う
- Step2.1: レイのトレースが終わるまで Step2.1.6 までの処理を行う
- Step2.1.1: レイとレンズまたは眼底が交差するならば Step2.1.2, そうでなければ Step2.4 に行く. このとき

$n$  本目のレイだったらプログラム終了

Step2.1.2: レイとレンズまたは眼底との交点算出

Step2.1.3 交点が眼底上なら Step2.2 へ, そうでないなら Step2.1.4 へ

Step2.1.4: 交点から新たにトレースされるレイが全反射なら Step2.1.5 へ, そうでないなら Step2.1.6 へ

Step2.1.5: 屈折したときのベクトル  $T$  を算出

Step2.1.6: 全反射したときのベクトル  $R$  を算出

Step2.2: 眼底上の位置  $\theta$  を算出

Step2.3:  $\Delta\theta$  の領域におけるレイの数  $n_\theta$  を 1 加算

Step2.4: 光源位置を  $x$  方向に  $\Delta x$  ずらしてレイをトレース

#### 4. シミュレーション結果

光源位置  $S=(-3000,1000)[\mu\text{m}]$  から  $\Delta x=1[\mu\text{m}]$  間隔で  $n=15000$  本のレイを, 射出方向  $\theta_r=30,60$  度に対して, それぞれシミュレーションを行ったときの結果を図 8(a),(b)に示す. この図は眼底モデル上での各  $\Delta\theta$  領域における輝度分布を表示しており, 輝度値が高い領域ほど眼底から円の中心に向かって棒グラフを表示するようになっている. また, 値の違いが分かりやすいように輝度値が最小値から最大値に変化するにつれて, 色が青から赤に線形変化するカラーマップを適用して表示している.

このグラフより, 射出方向が大きくなるにつれて, 眼底上での輝度分布も主に眼底上側に分布していつていることが分かる. また, 眼底上でのレイの分布が主軸方向以外の場所でも見られる. 射出方向 30[度]においては主軸方向とは正反対の  $\theta=40$ [度]あたりにわずかに輝度が分布している. また, 射出方向 60[度]においても主軸方向から少し離れた-140[度]あたりで高い輝度値が見られる. この原因はレンズ内での全反射による影響が挙げられる.

全反射を起こしたレイの経路を図 9(a),(b)に示す. この画像より, 射出方向 30 度で射出しているレイは, レンズの左側前面エッジ付近に入射したレイがレンズ内のエッジ部分で全反射を生じて眼底側に射出していることが分かる. 全反射を経たレイが最終的に到達する眼底上での位置は主軸方向とは異なる位置となっており, これがグレア発生の原因として考えられる. また, 射出方向 60[度]の場合においてはレンズのエッジ右側で入射したレイがレンズ内で複数回の全反射を経て眼底方向に射出していることが分かる. これも同様に眼底上の主

軸方向とは異なる位置にレイが分布することから, グレアの発生の原因として考えられる.

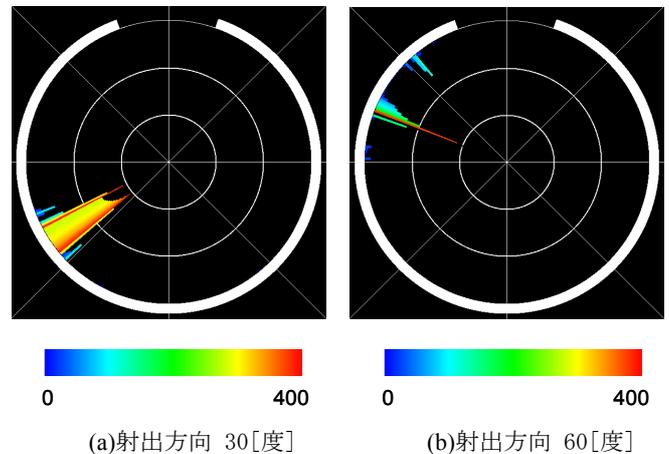


図 8 シミュレーション結果

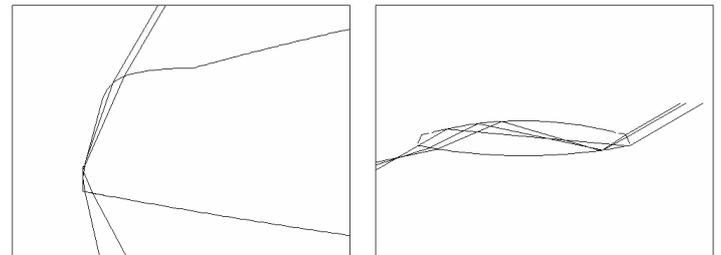


図 9 全反射が生じたときのレイの経路

#### 5. まとめ

本論文では, 眼内レンズによるグレア発生原因の解析のための基礎研究として, レンズモデル化と光のシミュレーションを行った. レンズは, レーザ測定器と光学カメラで撮影した画像から, 形状データを取得し, 近似関数を用いることにより, 断面形状を構築した. シミュレーションにおいては平行光線が眼内レンズに入射したとき, レンズ内での全反射によりグレアが発生することを確認した. しかし, この光が人の知覚できる程の大きさであるか分からないためそれに関して調査する必要がある.

今後は眼底モデルをより複雑な眼球モデルに変更し, 3次元モデルでのシミュレーションを行うことにより, 実際の状況に近づけてシミュレーションを行うことを目指す.

#### 文献

[1] Jack T, Holladay, MD, MSEE, AlanLang, PhD, ValPortnev,

PhD "Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs", ASCRS and ESCRS(1999), pp.748-751

[2]Alessandro Franchini, MD, Barbara Zamma Gallarati, MD, Eleonora Vaccari, MD " Computerized analysis of the effects of intraocular lens edge design on the quality of vision in pseudophakic patients", ASCRS and ESCRS(2003), pp.342-347

[3]Henrik Wann Jensen, "Realistic Image Synthesis Using Photon Mapping", A K Peters Ltd, 2001.