

コンピュータシミュレーションによる眼内レンズ挿入眼の網膜像作成手法

今井 新太郎^{1,a)} 玉木 徹¹ Raytchev Bisser¹ 金田 和文¹ 曾根 隆志² 木内 良明³

概要：白内障手術の際に眼内レンズが挿入されるが、後遺症として光源とは別の位置に光のぎらつき（グレア）を知覚することやコントラストの低下が挙げられる。Quality of Vision (QOV) の向上のために眼内レンズ挿入眼の見え方の質について調査することは重要である。本研究では、遠近に焦点を合わせることができる多焦点眼内レンズの見え方の質について調査することを目的とし、光線追跡シミュレーションに基づく網膜像作成手法と Modulation Transfer Function (MTF) を算出する方法を開発した。網膜像による定性的評価と MTF による定量的評価により、多焦点眼内レンズの見え方の質を単焦点眼内レンズと比較検討した。

1. はじめに

白内障の治療方法である小切開白内障手術では、濁った水晶体を取り除き、その代替として眼内レンズ (IOL) が挿入される。IOL 挿入により視機能を取り戻すことができるが、その一方で、光源とは別の方向に光のぎらつきを感じるグレア知覚やコントラストの低下などの後遺症が問題となっている。

IOL には様々な種類があり、その光学部において前方エッジを丸くし、後方エッジをシャープにしたラウンド・シャープ融合型エッジを備えた IOL では、グレアの影響を軽減させる効果を持つ。また、一般的な白内障手術用 IOL として単焦点 IOL が広く用いられているが、単焦点 IOL は焦点を一箇所にしか合わせることができず、近くのものを見るときは眼鏡が必要となる場合がある。一方、遠近に焦点を合わせることができる多焦点 IOL では、眼鏡なしで遠くにも近くにも焦点を合わせることができる。その反面、単焦点 IOL に比べてグレアの影響が強く現れたり、コントラストの低下が生じたり、IOL の種類によっては見え方の質が瞳孔径に左右されたりといった問題が指摘されている。

そのような日常生活における煩わしさをなくし、Quality of vision (QOV) を向上させるために見え方の質について検討することは重要である。

グレア知覚について調査するためにコンピュータシミュレーションを用いた研究 [1][2] が行われており、IOL のエッ

ジによるグレアの影響が明らかにされている。さらに、金田ら [3] は光線追跡シミュレーションの結果、グレアの知覚となりうる光線の経路としてエッジの反射の他に 3 種類の経路があることを明らかにした。守下ら [4] や今井ら [5] は、光線追跡シミュレーションの結果を利用して、シャープエッジやラウンド・シャープ融合型エッジの単焦点 IOL に対して網膜像を作成することでグレアの影響を視覚的に呈示した。また、多焦点 IOL の見え方の質を調査するため、実際に IOL を挿入した模擬眼を用いた光学実験 [6][7] が行われている。見え方の質を定量的に評価するために、Modulation Transfer Function (MTF) が用いられている。MTF により被写体のもつコントラストをどの程度忠実に再現できるかを評価することができる。しかし、コンピュータシミュレーションによる各種 IOL による見え方の質の検討は未だ行われていない。

本研究では、遠近に焦点を合わせることができる多焦点 IOL の見え方の質について調査することを目的とし、光線追跡シミュレーションに基づく網膜像作成手法と MTF を算出する方法を開発する。

2. 提案手法

2.1 手法の概要

多焦点 IOL を用いた光線追跡シミュレーションによる網膜像作成手法と MTF の算出方法の概要について述べる (図 1 参照)。

本研究では、図 1 に示すように、光線追跡シミュレーションで得られた結果を用いて網膜像作成と MTF の算出を行う。多焦点 IOL モデルを用いた光線追跡シミュレーシ

¹ 広島大学 大学院工学研究科

² 広島市立安佐市民病院 眼科

³ 広島大学 大学院医歯薬保健学研究院

a) imai@eml.hiroshima-u.ac.jp

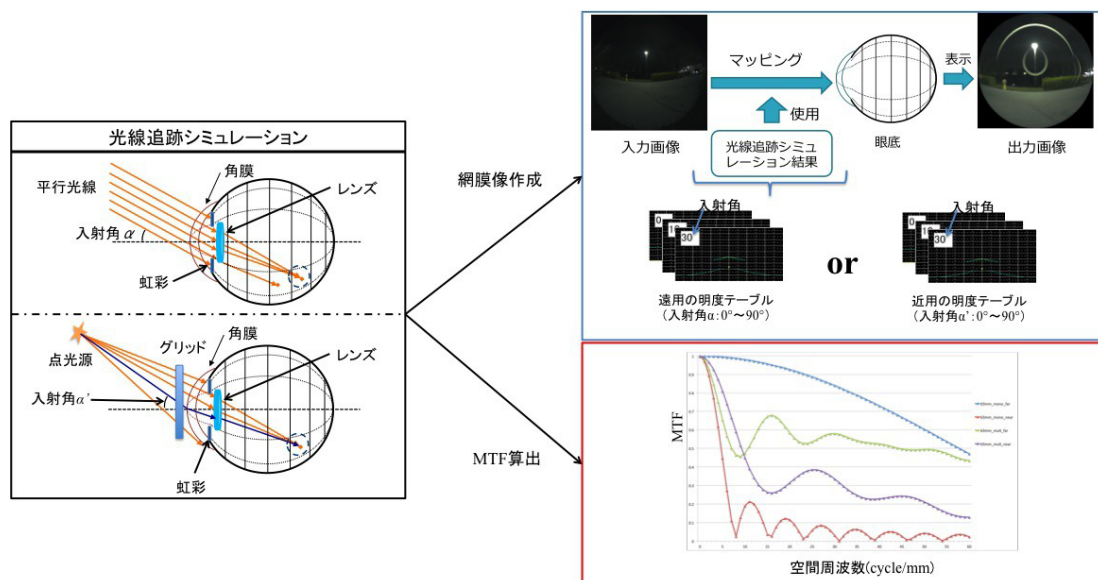


図 1 提案手法の概要

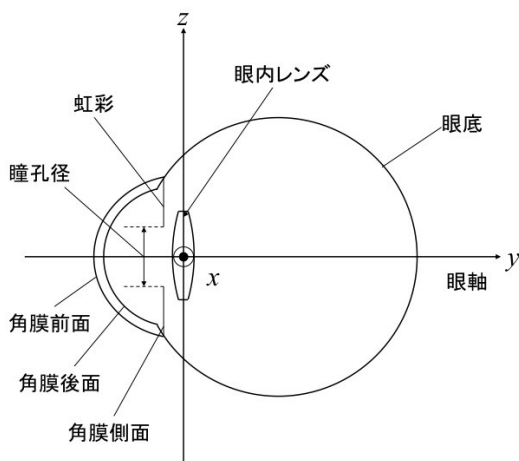


図 2 シミュレーションモデル

ンでは、金田ら [3] の手法である遠方（無限遠）からの光線（平行光線）の追跡による明度テーブルの作成に加え、近方に配置した点光源からの光線の追跡による明度テーブルの作成を行う。網膜像の作成の際には、それら 2 種類の明度テーブルを参照し、眼底上に入力画像の輝度を分配する。

また、光線追跡シミュレーションによって眼底上での光線の到達位置を得ることで MTF を計算する。

2.2 シミュレーションモデル

金田ら [3] は、角膜、房水、水晶体、硝子体、虹彩、眼底などからなる眼球および IOL で構成される眼球モデル（図 2 参照）をシミュレーションに用いた。この眼球モデルは、眼光学の分野で広く用いられている Gullstrand の精密模型眼 [8] に虹彩と眼底、IOL を追加したモデルである。虹彩モデルは瞳孔の位置を実際に測定した文献 [9] をもとに眼球モデルに追加し、眼底は半径 11mm の真球としている。瞳孔径は 2~8mm の間で変更可能としている。また、

表 1 シャープエッジの単焦点 IOL モデルの光学的仕様

レンズの径： d [mm]	6.0
中心厚： l [mm]	0.85
屈折率： n	1.52
曲率半径： r [mm]	18.2

シミュレーションに用いられた IOL モデルは単焦点の IOL であり、エッジ形状がシャープエッジである。IOL モデルのパラメータと IOL の形状をそれぞれ表 1 と図 3 に示す。

本研究では、金田らのシミュレーションモデルに加えて屈折型の多焦点 IOL モデルを用いる。屈折型多焦点 IOL は、図 4 に示すように、遠方に焦点を合わせ屈折ゾーンと近方に焦点を合わせ屈折ゾーンを交互に持つ。瞳孔径によって光の入射する屈折ゾーンが変わるため、見え方が左右される。また、本研究で用いる多焦点 IOL は、近方距離として 40cm 先の対象物に焦点が合うように設計されている。この IOL の光学的仕様を表わすパラメータを表 2 に示す。

この多焦点 IOL モデルを光線追跡シミュレーションに用いる際、断面上で前面レンズと後面レンズは円、エッジは直線として表し、そして光軸で回転させた回転体として 3 次元形状をモデル化した。

2.3 光線追跡シミュレーション

光線追跡シミュレーションの概要を図 5 に示す。はじめに、多数の平行光線を眼球モデルに入射させる。次に、角膜や IOL のような眼底に光線が到達する際に通過する光学系に交差する光線のみを追跡し、各構成要素のモデルとの交点を求める。交差したモデルの種類により、透過（屈折）と反射の判定をしながら光線を追跡する。ここで透過と反射は、光の進行する成分の大きい一方向のみを追跡する。

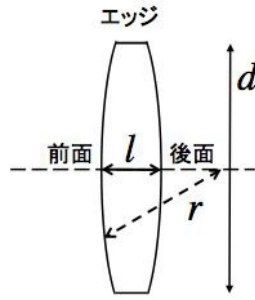


図 3 シャープエッジの単焦点 IOL モデルの断面形状

表 2 屈折型多焦点 IOL モデルの光学的仕様を表わすパラメータ

レンズの径：	d [mm] (6.0)
レンズエッジ厚：	t [mm]
屈折率：	n
前面曲率半径 遠用：	r_1 [mm]
近用：	r_2 [mm]
後面曲率半径：	r_3 [mm]
第一遠用ゾーン径：	z_1 [mm] (2.30)
近用ゾーン径：	z_2 [mm] (3.24)

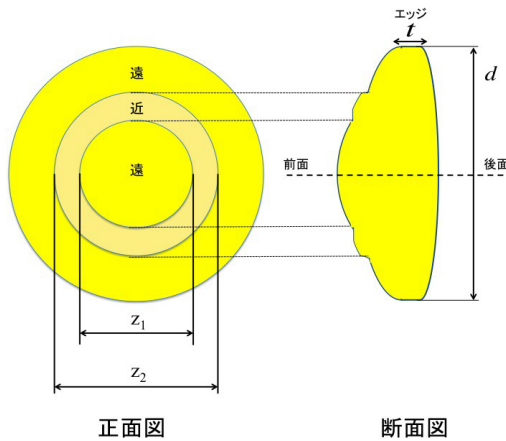


図 4 屈折型多焦点 IOL モデル

そして最終的に、眼底に到達したらその位置を記録する。眼底モデルは眼球中心を原点とする極座標系 θ ($0^\circ \sim 180^\circ$)、 ϕ ($0^\circ \sim 360^\circ$) で表し、一定角度幅 Δd で微小領域に分割する。そして、各領域ごとにその領域に到達した光線本数を計数し、それに基づいて網膜上の明るさを算出する。微小領域 ΔS に到達する光線本数が $n_{\Delta S}$ で、眼軸に対する平行光線の入射角 (図 5 参照) が α のとき、その領域での明るさ $E_{\Delta S}(\alpha)$ は、

$$E_{\Delta S}(\alpha) = \frac{n_{\Delta S}}{\Delta S} \cos \alpha \quad (1)$$

で表される。ここで、 $\cos \alpha$ は眼軸と平行に入射する光線に対して、入射角 α で入射する光線一本あたりのパワーの減少を表わしている。

今回用いる多焦点 IOL に対しては遠近両方での見え方の質を調査するため、平行光線による光線の追跡による明

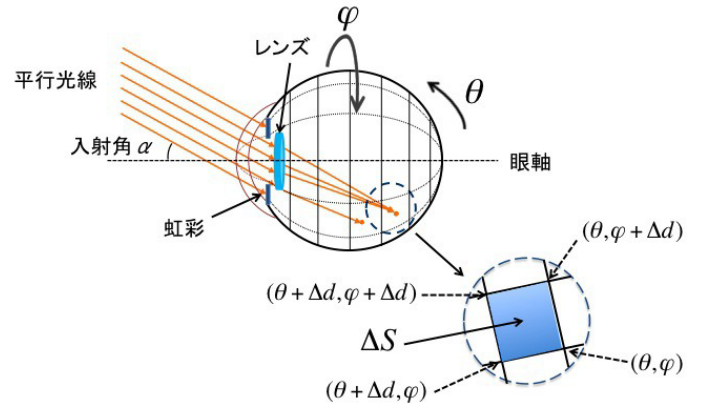


図 5 光線追跡シミュレーションの概要

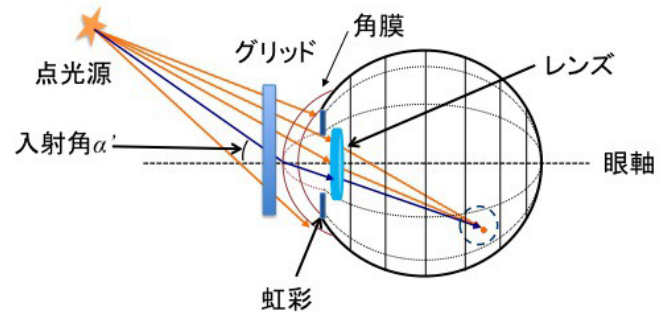


図 6 点光源を用いた光線追跡シミュレーション

度テーブルだけでなく、近方に配置した点光源からの光線の追跡による明度テーブルを作成する。すなわち、本研究では、平行光線による光線の追跡をした明度テーブルを遠用の明度テーブル、近方に配置した点光源からの光線の追跡による明度テーブルを近用の明度テーブルとし、これら 2 種類の明度テーブルを作成する。

近方に点光源を配置したシミュレーション (図 6) では、点光源から眼球モデルの角膜前方に配置したグリッドに向けて多数の光線を射出する。これにより、角膜以外に交差する光線や眼球モデルのどの部分にも交差しない光線の発生・追跡を防ぎ、シミュレーションの効率化をはかる。このシミュレーションでは、図 6 に示すように点光源と角膜の頂点を結ぶ直線と眼軸のなす角を入射角 α' とし、その α' を $0^\circ \sim 90^\circ$ まで一定間隔で変化させ、角度ごとに明度テーブルを作成する。

2.4 網膜像作成

網膜像の作成は、図 1 に示すように、景観画像を入力画像とし、明度テーブルを用いて入力画像の各画素の輝度を眼底画像に分配することにより網膜像を作成する。

入力画像には、従来の画像では輝度ダイナミックレンジが狭く、実際の景観の輝度を正確に記録できないため、ハイダイナミックレンジ (HDR) 画像 [10] を用いる。

入力画像から網膜像を作成する方法は、明度テーブルを用いて入力画像を眼底にマッピングするという考え方に基

表 3 各表示手法の特徴

	平行投影	透視投影	等立体角射影
長所	中心窩周辺が観察しやすい．	広い範囲を表示でき，中心窩周辺が実際の見え方に近い．	画像上での面積と被写体が視野に占める面積と比例する．
短所	周辺部の歪みが大きく，表示可能範囲が狭い．	周辺部ほど歪む．	魚眼レンズ特有の歪みがある．

づいている．ただし，入力画像の 1 点が眼底上で複数の領域にマッピングされる．すなわち，図 7 に示すように，入力画像の各画素を一つの光源と考え，各画素からの光線が眼球に入射する角度 α （眼軸とのなす角）を求めることにより，対応する入射角度 α の明度テーブルを用いて眼底上に輝度を分配する．この際，眼軸に関する回転対称性を利用し，図 7 に示すように，対象画素の xy 平面上での回転角 β だけ明度テーブルを φ 方向にシフトして明度テーブルを参照する．これにより，任意の位置での画素を処理することができる．

眼底上の座標 (θ, φ) における明るさの強度 $I(\theta, \varphi)$ は，入力画像の輝度値 $L(u, v)$ と光線の入射角 α の明度テーブル $E_{\alpha}(\theta, \varphi)$ から，

$$I(\theta, \varphi) = \sum_u \sum_v L(u, v) E_{\alpha}(\theta, \varphi + \beta) \quad (2)$$

により算出される．

得られた眼底上の明るさの強度を画像として出力することにより網膜像が作成される．網膜像を観察する際には，その目的に応じて平行投影，透視投影，等立体角射影の 3 種類の表示手法を選択し画像の出力を行う [4]．各表示手法の特徴と表示例をそれぞれ表 3 と図 8 に示す．

多焦点 IOL モデルを用いて網膜像を作成するために，入力画像に距離（奥行き）情報を併せて記録する．その距離情報に基づいて，光線追跡シミュレーションで作成した遠用の明度テーブルと近用の明度テーブルを参照し，眼底上に輝度を分配する．

本研究では，多焦点 IOL と単焦点 IOL の遠近での見え方の違いを明らかにするために，遠方（無限遠）からの光線を追跡して作成した遠用の明度テーブルと，最も焦点の合う近方距離（40cm）に配置した点光源からの光線を追跡して作成した近用の明度テーブルの 2 種類を用いる．今回のシミュレーションでは，図 9 に示すように，入力画像の画素に写っている被写体が遠方あるいは近方のどちらに位置するかの 2 値の距離情報をあらかじめ与え，その距離情報に従って明度テーブルを参照する．

2.5 Modulation Transfer Function の算出

本研究では，多焦点 IOL の見え方の質に対して，網膜

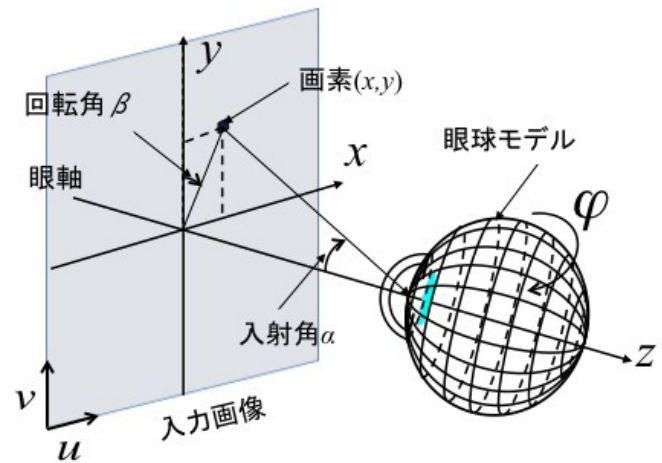


図 7 光線の入射角 α と回転角 β

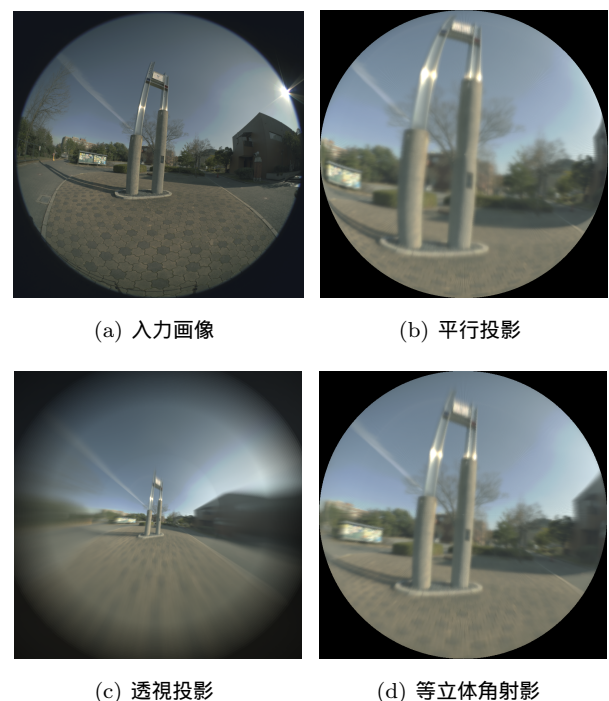


図 8 各表示手法の表示例

像による視覚的な検討だけでなく，Modulation Transfer Function (MTF) を算出することで定量的な評価を行う．MTF によって被写体のコントラストがどの程度忠実に再現できるかを評価することができる．

MTF は，スポット・ダイアグラムを利用した算出方法 [11] に基づいて，光線追跡シミュレーションを利用して算出する．光線追跡シミュレーションによって求めた眼底上の点像強度分布をフーリエ変換し，これを眼底上での光線の到達本数で正規化することで Optical Transfer Function (OTF) を得る．MTF は，OTF の絶対値で表わされる．OTF は次式で表される．

$$OTF(s, t) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \exp\{-2\pi i(sx_j + ty_j)\} \quad (3)$$

ここで， s と t はそれぞれ眼底上水平方向と垂直方向の空

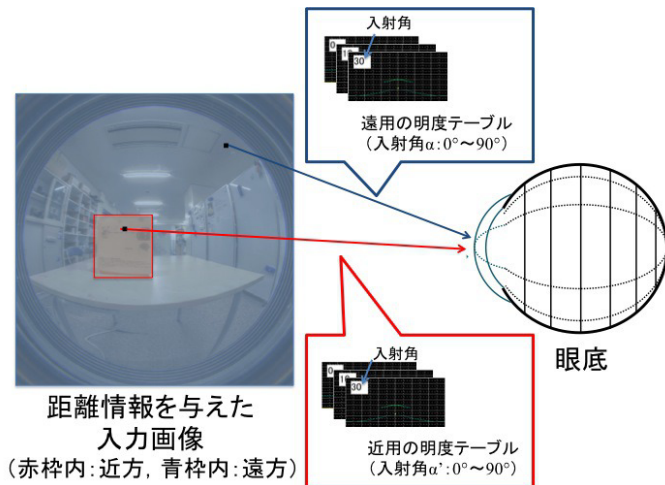


図 9 入力画像での距離情報と遠用・近用の明度テーブルの参照

間周波数であり、 N は眼底上での光線の到達本数を表す。また、 j は眼底上に到達した各光線を表し、 (x_j, y_j) は眼底上での各光線の到達位置を表す。

式 (3) からは 2 次元空間での MTF が求められるが、多くの場合、MTF は水平方向、垂直方向それぞれにおいて単独に計算されるため、本研究では眼底上水平方向での MTF を求めている。

3. 実験

光線追跡シミュレーションによる網膜像の作成と MTF の算出により、多焦点 IOL による見え方の質について単焦点 IOL による見え方の質と比較検討する。

光線追跡シミュレーションでは、光線の発生本数を 2.2×10^6 本、瞳孔径を 3mm とする。網膜像作成の際には、図 10 に示すランドルト環の視力検査表を撮影した画像を入力画像とする。この入力画像には距離情報がないため、画像の半分から左側には近方距離 (40cm)、右側には遠方距離 (無限遠) の情報を与えた。網膜像を出力する際には、等立体角射影を用いた。また、MTF の算出の際には、点光源を眼軸上に配置して、点光源-眼球間の距離を変更することにより、遠方 (無限遠) での MTF、近方 (40cm) での MTF を算出した。

単焦点 IOL による網膜像と多焦点 IOL による網膜像を図 11 に示す。図 11 では、画像の左半分と右半分がそれぞれ近方 (40cm) と遠方 (無限遠) での見え方である。結果を詳細に観察するため、赤枠で囲った部分をそれぞれ拡大して表示している。図 11(a) の単焦点 IOL では、遠方でのランドルト環は識別できるのに対し、近方では全体的にボケてしまい、拡大図の一番下のランドルト環は二重になって識別が困難である。一方、図 11(b) の多焦点 IOL では、遠近両方でランドルト環の識別ができる。ただし、単焦点 IOL の遠方での見え方と比べ、多焦点 IOL の遠近での見え方はややボケていることが確認できる。

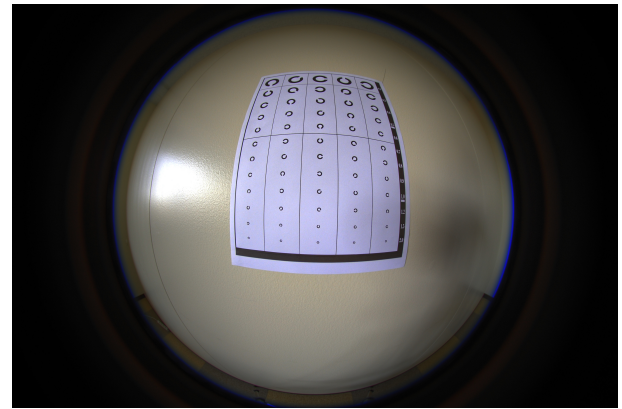


図 10 入力画像

次に、算出した MTF を図 12 に示す。単焦点 IOL による遠方での MTF と近方での MTF、多焦点 IOL による遠方での MTF と近方での MTF をプロットしている。全ての MTF において空間周波数が大きくなると MTF が低下していることから、コントラスト再現率の低下が確認できるが、単焦点 IOL では、遠方での MTF の低下が小さいのに対し、近方での MTF の低下が顕著である。一方、多焦点 IOL では、遠近両方での MTF の低下が比較的小さいことが確認できる。

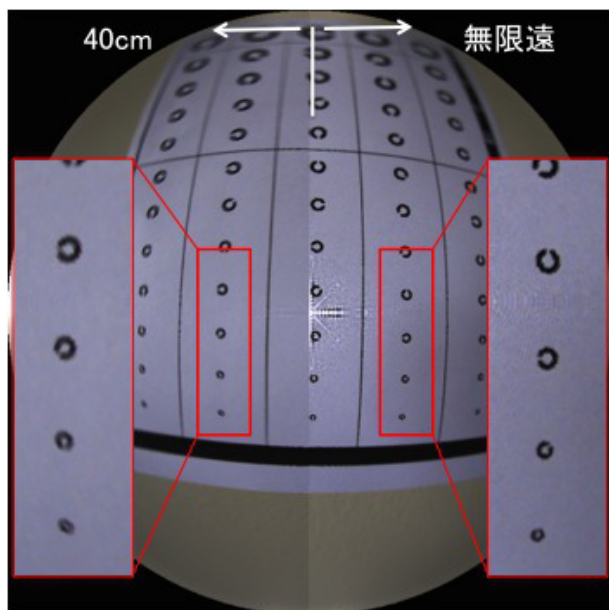
網膜像と MTF から、多焦点 IOL による見え方の質は、単焦点 IOL の遠方での見え方の質に比べてやや劣るが、遠近両方で十分な結像性能が得られていることがわかる。

4. おわりに

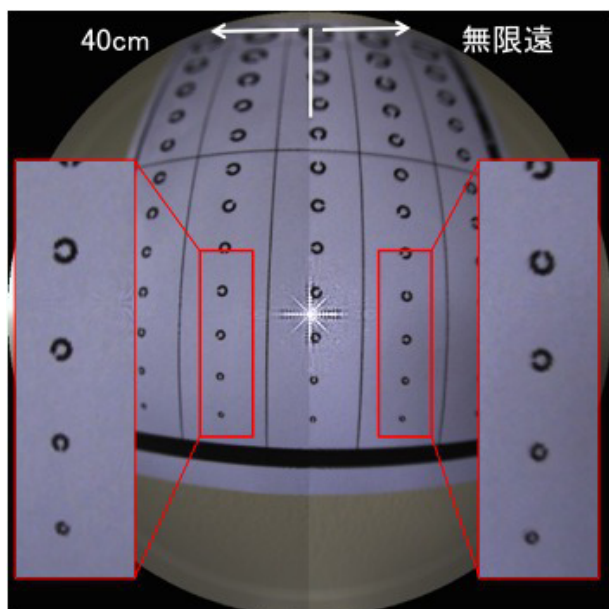
本研究では、多焦点 IOL の見え方の質を検討するために、光線追跡シミュレーションを用いた網膜像作成手法と MTF 算出方法を開発した。網膜像作成手法では、光線追跡シミュレーションで作成した遠用と近用の明度テーブルを用いて実写画像の輝度を眼底に分配することで網膜像を作成した。また、光線追跡シミュレーションにおける眼底上での光線の到達位置とその本数によって MTF を算出した。

本手法によって、多焦点 IOL の見え方の質を、網膜像による定性的な評価と MTF による定量的な評価の 2 つの観点から検討を行うことができる。

今後の課題は、現在では 2 値の距離情報を与えた入力画像を用いて網膜像を作成しているが、実際の多値の距離 (奥行き) 情報を持った入力画像から網膜像を作成することのできる手法に拡張することが挙げられる。また、網膜像中央のエイリアシングの影響を抑制し、より精度の良い網膜像を作成するために、眼底のグリッド分割を改良することや、角膜を現在の球面ではなく非球面にするなど実際の眼球形状に合わせることも今後の課題である。



(a) 単焦点 IOL による網膜像



(b) 多焦点 IOL による網膜像

図 11 出力画像

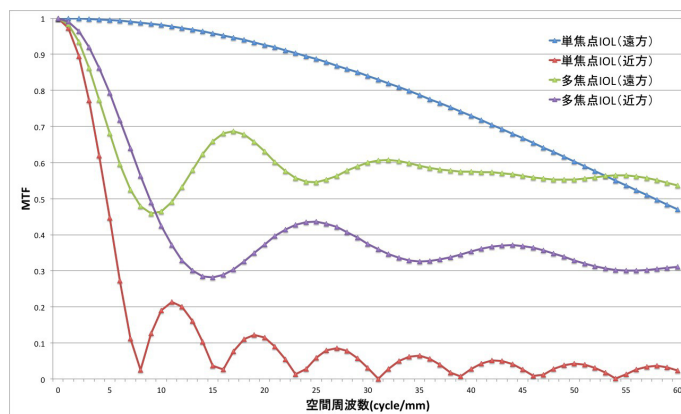


図 12 MTF

検討, 日本眼光学学会誌 35: 43-47(2014).

- [6] Thom Terwee, Henk Weeber et al: *Visualization of the Retinal Image in an Eye Model With Spherical and Aspheric, Diffractive, and Refractive Multifocal Intraocular Lenses*, Journal of Refractive Surgery 24: 223-232(2008).
- [7] 谷口重雄: 屈折型多焦点眼内レンズ (HOYA SFX-MV1), あたらしい眼科 25: 1081-1086(2008).
- [8] 西信元嗣: 眼光学の基礎, 金原出版 (1990).
- [9] Raciha Beril Kucumen, Nursal Melda Yenerel et al, *Anterior segment optical coherence tomography measurement of anterior chamber depth and angle changes after phacoemulsification and intraocular lens implantation*, Journal of Cataract & Refractive Surgery 34: 1694-1698(2008).
- [10] Reinhard E, Ward G et al: *High Dynamic Range Imaging: Acquisition, Display, and Image-Based Lighting*, Morgan Kaufman(2005).
- [11] 牛山善太, 草川徹: シミュレーション光学, 東海大学出版会 (2003).

参考文献

- [1] Holladay JT, Lang A et al: *Analysis of edge glare phenomena in intraocular lens edge designs*, J Cataract Refract Surg 25: 748-751(1999).
- [2] Franchini A, Gallarati BZ et al: *Computerized analysis of the effects of intraocular lens edge design on the quality of vision in pseudophakic patients*, J Cataract Refract Surg 29: 342-347(2003).
- [3] 金田和文, 吉牟田淳基 他: 眼内レンズによるグレア発生原因の解明, IOL&RS 24: 136-137(2010).
- [4] 守下洋平, 金田和文 他: 眼内レンズによるグレア発生原因解明のための網膜像の作成, 日本眼光学学会誌 33: 77-82(2012).
- [5] 今井新太郎, 金田和文 他: コンピュータシミュレーションによる眼内レンズ挿入眼の網膜像作成とグレアの影響