

ISSN 0916-8273

略 称

視覚の科学

Jpn. J. Vis. Sci

Vol.33. No.2 2012

視覚の科学

JAPANESE JOURNAL OF VISUAL SCIENCE

視覚の科学 第33巻2号

目 次

<巻頭言>

小児用眼科検査機器の進歩佐藤美保 (浜松医科大学) 45

<日本眼光学学会 名誉会員・役員一覧> 46

<総 説>

ストレス評価としての瞳孔機能原 直人 (神奈川大学附属横浜クリニック) 47

屈折・老視矯正における眼光学 Problems and Solutions魚里 博 (北里大学) 52

眼科のための光学入門 (2)

波面収差の分類と特徴宮前 博 (コニカミノルタテクノロジーセンター(株)) 66

<原 著>

Flood Illumination 型補償光学眼底カメラを用いた網膜奥行情報の取得

.....山口達夫 (株)トプコン) 71

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守下洋平 (広島大学) 77

<最近のトピックス>

最近のディスプレイと動画質江本正喜 (NHK 放送技術研究所) 83

より自然な見え心地を提供する最新の累進屈折力レンズ

.....高橋 永 (セイコーオプティカルプロダクツ(株)) 88

<学会印象記>

WOC[®] 2012 Abu Dhabi前田直之 (大阪大学) 92

<留学印象記>

心理物理と眼光学の海外での修行三橋俊文 (株)トプコン) 94

<編集部からのお願い>

<会 報> (9)~(12)

—複製される方に—

本誌に掲載された著作物を複製したい方は、(社)日本複製権センターと包括複製許諾契約を締結されている企業の従業員以外は、図書館も著作権者から複製権等の行使の委託を受けている次の団体から許諾を受けて下さい。著作物の転載・翻訳のような複製以外の許諾は、直接本会へご連絡下さい。

学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル

Phone: 03-3475-5618 Fax: 03-3475-5619

E-mail: info@jaacc.jp

ただし、アメリカ合衆国における複製については、下記へ。

Copyright Clearance Center, Inc.

222 Rosewood Drive, Danvers, MA 01923, USA

Phone: (978) 750-8400 Fax: (978) 750-4744

—Notice about Photocopying—

In order to photocopy any work from this publication, you or your organization must obtain permission from the following organization which has been delegated for copyright for clearance by the copyright owner of this publication.

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

6-41 Akasaka 9-chome, Minato-ku, Tokyo, 107-0052, Japan

Phone: 81-3-3475-5618 Fax: 81-3-3475-5619

E-mail: info@jaacc.jp

小児用眼科検査機器の進歩

佐藤 美保

(浜松医科大学眼科)

2012年3月24～28日にアメリカ小児眼科・斜視学会に参加しました。この学会は、斜視弱視だけでなく小児白内障、緑内障、眼内腫瘍と幅広い小児疾患を対象とする学会です。ほかの多くの学会と同様、機械展示もあり米国の小児眼科機器事情について情報を得ることができました。

ここ数年、眼科の医療機器の進歩と普及は目覚ましく、測定時間が短縮され痛みや眩しさが軽減されたため、小児にも利用できるようになりました。とくに今年は、これらの装置を利用した発表が多くみられました。SD-光干渉断層計（以下 OCT）は4歳以上の小児では広く使用できますし、手持ち OCT を使うと新生児の網膜の断層像までも観察することができます。前眼部 OCT によって小児の隅角や前眼部の解析が容易になり、先天および続発緑内障の診断と治療に役立っています。眼底自発蛍光の観察は、小児の脈絡膜の状態を明らかにすることができますし、iCare の普及によって小児の眼圧検査は容易で精度も安定しています。RetCam で未熟児網膜症の蛍光眼底撮影を行うと、重症な未熟児網膜症の血管の状態が鮮明に映し出されるので、レーザー治療後の評価に用いることで、治療成績の向上につながっています。しかし、このような最新の機器を用いた小児眼科分野の発表は日本でもかなり行われており、あまり驚くことではありません。

実は、もっと印象的だったのは、弱視発見のための屈折検査への取り組みです。どんなに機器が進歩しても、弱視は早期発見早期治療が重要であることには変わりはありません。5歳児に対する弱視のスクリーニングとしては、視力検査よりも屈折検査が感度、特異度ともに高いことから、スクリーニング方法、スクリーニングでの検出レベル、屈折装置の検討に関する発表が多くみられました。学童では、コンピュータを用いて視力検査を自宅で行う方法もありますが、やはり基本的には屈折検査が重要であることが強調されていました。

日本では幼稚園、保育園での視力検査が必須となりました。しかし、弱視の健診における屈折検査はまだまだ一般的といえるレベルには及んでいません。成人用の据え置き型のオートレフラクトメータに比べると、フォトレフラクション法を用いたスクリーニング装置や低価格の手持ち屈折検査装置は安価で迅速に行うことができますが、市販されている機種は多くはありません。視力検査に関しては、海外で開発されたものは HDTV といったアルファベットを用いるのが基本なので、日本人で利用できるプログラムの普及が望ましいでしょう。眼科医や視能訓練士に限らず、看護師や小児科医師も使える、スクリーニング用の低価格の装置の開発と普及が望まれます。

名 誉 会 員

池田 光男	石川 哲	岩田 和雄	大島 祐之	太田 安雄	大頭 仁
大庭 紀雄	小澤 哲磨	小野木文雄	尾羽澤 大	加藤桂一郎	金井 淳
北澤 克明	湖崎 克	西信 元嗣	佐々木一之	澤田 惇	太根 節直
所 敬	中島 章	中谷 一	永田 誠	新美 勝彦	原田 清
保坂 明郎	馬嶋 慶直	増田寛次郎	本村 幸子	松井 瑞夫	眞鍋 禮三
和氣 典二					

役 員

(任期：2011年1月1日～2012年12月31日)

理 事 長

不二門 尚

理 事

医学系

大鹿 哲郎	大野 京子	梶田 雅義	根岸 一乃	長谷部 聡	前田 直之
村上 晶	吉田 晃敏	吉村 長久			

理工系・その他

魚里 博	大沼 一彦	奥山 文雄	河原 哲夫	古野間邦彦	小林 克彦
斎田 真也	三橋 俊文				

視機能

川守田拓志 松本富美子

監 事

可児 一孝 畑田 豊彦

常任理事・役割分担

不二門 尚	理事長	大沼 一彦	副理事長・庶務
魚里 博	多施設研究	大鹿 哲郎	渉外
奥山 文雄	広報 (ホームページ)	小林 克彦	会計
根岸 一乃	企画 (前眼部)	長谷部 聡	企画 (近視)
松本富美子	視能訓練士	三橋 俊文	編集委員長
吉田 晃敏	企画 (後眼部)		

ストレス評価としての瞳孔機能

原 直人

神奈川県大学附属横浜クリニック眼科

Pupillographic Stress, Arousal and Emotion Assessments in Visual Stress

Naoto Hara

Department of Ophthalmology, Kanagawa Dental College, Yokohama Dental and Medical Clinic

ストレスに対する生体の評価あるいは視覚疲労の生理的評価のために瞳孔反応を用いた方法が研究されてきた。瞳孔径は、精神活動であるストレス、覚醒、注意、あるいは眠気などに相関して増大する。したがって瞳孔反応は、扁桃体あるいは前頭葉機能との相互関係により調節されており、情動発現や認知過程に関する単純な反射ではなく、脳活動全般の指標であることが示唆されている。自律神経系反応としての瞳孔径の変化が、ストレスと強い相関関係にあるバイオマーカーとして用いられている。また瞳孔振動・ゆらぎを指標として、ストレスや睡眠との関係を研究した報告が数多くある。例えば、全身疲労で疲弊した状態では、瞳孔縮瞳に伴い大きな瞳孔のゆらぎが出現するが、それが他覚的な眠気の指標とされている。一方、疲労とは相反する状態である音楽を聴きながらのリラックス状態でも同様な縮瞳とゆらぎの出現が観察できる。いまだ情動発現における身体反応と瞳孔反応の研究は十分ではない。今後、瞳孔反応の非侵襲的な測定方法によりますます盛んになることが望まれる。

(視覚の科学 33: 47-51, 2012)

キーワード: 瞳孔, ゆらぎ, ストレス, 覚醒, 情動

An objective and efficient method for determining whether an individual is tired could provide an important tool in various fields, including biomedical influences, sleep disorder studies, industrial medicine and psychiatry. The purpose of this study is to assess pupillary oscillations, which are known to originate from activities of the autonomic nervous system. While the pupils are large and quiet in darkness when the subject is alert, they oscillate under the influence of tiredness. The pupil becomes smaller and begins to oscillate at higher amplitude and slower frequency (pupil constrictions +0.25Hz frequency); this fact was considered in connection with the physical fatigue wave reported in past reports.

(Jpn J Vis Sci 33: 47-51, 2012)

Key Words : Pupil, Pupillary oscillations, Stress, Arousal, Emotion

1. はじめに

ディスプレイを長時間注視する、携帯電話やスマートフォンなどでソーシャルネット・ワーキングを行う、ゲーム機器やインターネットを通してデジタルメディアを見続けるといった information and communication technology (ICT) 環境に伴う視覚負担および映像に

よるストレスが今後ますます著しく増加することが予想される。現況のなかで、視覚疲労の生理的評価のためには、従来水晶体機能すなわちピント調節を用いて近点計測・調節反応などで解析する。しかし中高年以降では老視のため調節測定自体が不十分で、すべての被験者に対して可能ではない。実際に visual display terminal (以下 VDT) 健康診断の現場で中高年者の

別刷請求先: 221-0835 横浜市神奈川区鶴屋町 3-31-6 神奈川県大学附属横浜クリニック眼科 原 直人
(2012年3月27日受理)

Reprint requests to: Naoto Hara Dept of Ophthalmol, Kanagawa Dental College, Yokohama Dental and Medical Clinic
3-31-6 Tsuruya-Cho, Kanagawa-Ku, Yokohama 221-0835, Japan
(Received and accepted March 27, 2012)

調節機能検査の臨床的な必要性和意義が問われている。一方、瞳孔は、加齢による縮瞳は認められるものの高齢者でも測定できるのが利点であり、これら視覚疲労の生理的評価のために瞳孔反応が評価手段とされる。依然として研究段階であり、今後更なる解析や分析が進むことが期待される。現在までの自律神経系の機能を反映しているバイオマーカーとしての瞳孔反応について述べる。

2. ストレス反応としての瞳孔反応 (図1)

生体の恒常性を乱す外乱であるストレスとして、原始感覚と呼ばれる嗅覚、味覚、痛覚および内臓感覚の四つは生得的に快・不快情動と結びついている根源的な感覚のものと、視覚・聴覚刺激によるものとに分けられる。これに対して脳は、生体の恒常性を維持するために視床下部を介して生体の内部環境をコントロールしている。ストレスによる全身性の反応として、交感神経系が賦活化され、副交感神経は抑制されると、「闘争か逃避か」のいずれかへと対応させる。中枢神経系のコルチコトロピン放出ホルモン(corticotropin-releasing hormone 以下 CRH) は、ストレスに対する自律神経性反応と副腎皮質反応を賦活化する。CRH は脳幹の青斑核ニューロンの発射活動に変化を及ぼす。青斑核のノルアドレナリン作動

性ニューロンは大脳皮質に投射している。これらストレスラーは大脳皮質や視床で処理され、その情報は脳辺縁系に伝達される。そのうちの扁桃体は、感覚情報が自己の生存にとって有益か有害かを評価しており、その結果を視床下部に送り、恒常性を回復するために自律神経系、内分泌系および体性神経を介して循環器系(心拍、血圧)、呼吸、筋肉の緊張の変化、腸管緊張の変化、発汗、脳波や脳内化学物質の変化を来し、ストレス反応を形成する。自律神経系の瞳孔は、驚いたときや興奮したときなど交感神経が優位な状況で“散瞳”(α1受容体)し¹⁾、眠いときや疲れたときなど副交感神経が優位な状況で“縮瞳”する²⁾ので、自律神経系の状態を反映しているといえる。また“情動”といった脳高次機能のバイオマーカーとしての役割も携えているので、瞳孔反応を解析することでストレス評価方法として確立できることを目指している。現在までの代表的な研究について述べる。

3. 全身性反応としての瞳孔

瞳孔反応の視標としては、瞳孔の大きさ(瞳孔径)と瞳孔振動(fluctuations, ゆらぎ)の解析といった二つの代表的な方法がある。

1) 瞳孔の大きさの変化

瞳孔は、情動を含む高次脳機能を反映していることが示唆されている。数字の記憶などの認知課題のなかで、認知的負荷が増えるとそれに相関して瞳孔径が増大する^{3, 4)}。中性的な雑音(事務室内)に比べて、快・不快情動刺激音(赤ちゃんの泣き声・笑い)により瞳孔径が大きくなる⁵⁾。これらは、瞳孔径の変化が反射ではなく、複雑な脳活動を反映していることを示唆している。視覚疲労により縮瞳と調節機能の低下が相関し⁶⁾、近見作業後には縮瞳傾向となる⁷⁾ことが報告されている。香りと瞳孔反応の研究も盛んで、ジャスミンは興奮的、ラベンダーは気が休まる香りとして知られているが、香りを嗅ぐ前後で対光反射を比較すると縮瞳が大きくなっている⁸⁾。またぼんやりと見ているのと“固視”といった意識下での瞳孔反応には違いがあり⁹⁾、覚醒状態により瞳孔径は変化する¹⁰⁾。サルの扁桃体の破壊実験があるが、破壊前には強い恐れ反応を示していたヘビなどを見せても、全く恐れを示さなくなるなど、情動の低下を伴うKlüver-Bucy症候群を呈する。その扁桃体を電気刺激すると情動反応を誘発され、同時に散瞳も伴うことが報告されている¹¹⁾。パーソナルコンピュータ作業後の疲労した状

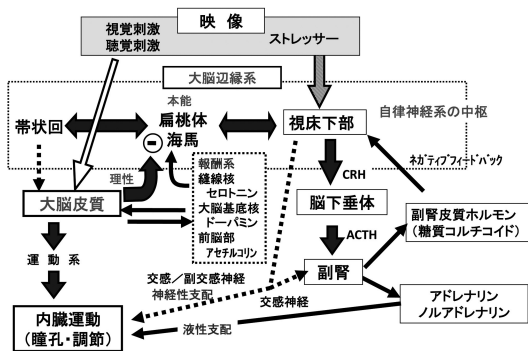


図1 ストレスによる生体反応
映像視聴により視覚や聴覚を介して大脳に刺激が加わり、大脳辺縁系を通して自律神経系の中樞である視床下部に情報が入力される。これにより、コルチコトロピン放出ホルモン(CRH)が放出され、脳下垂体から副腎皮質刺激ホルモン(ACTH)が副腎に作用していわゆる hypothalamic-pituitary-adrenal axis (HPA axis) が起こる。HPA axis は重要で、生体内の変化が自律神経系やホルモン系を伸介して引き起こされる。

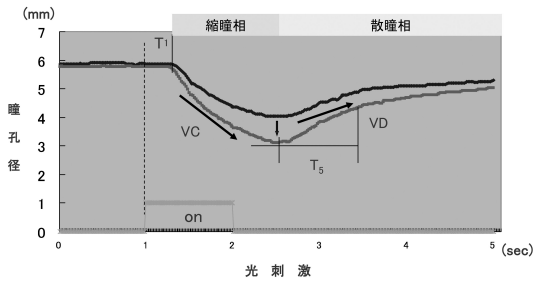


図2 眼周囲温熱療法による瞳孔反応の変化
 瞳孔縮瞳率と縮瞳速度の増加が認められることから、
 温熱快適感が副交感神経に対する効果をもつと考え
 られる。
 ———：治療前， - - - - -：治療直後

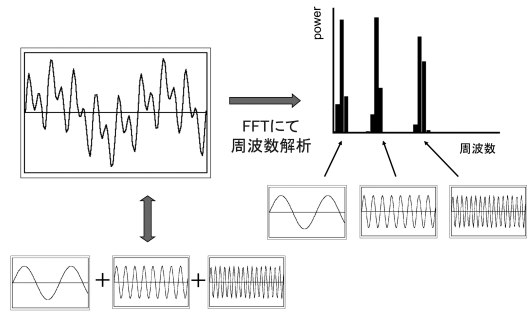


図3 ゆらぎと高速フーリエ変換
 一般的に波形は様々な周波数の正弦波の合成として
 あらわすことができる。その波形に対して高速フー
 リエ変換 (fast Fourier transform : FFT) を利用し
 周波数解析を行うことにより、そのなかにもどの周波数
 成分がどれだけ含まれているのかを抽出する。

態での眼周囲温熱療法は、快適感が“情動”となること
 から疲労軽減に対する効果は大きいですが、これは瞳孔
 の縮瞳率や調節機能の劇的な改善がみられ自律神経系
 への影響が確認できる¹²⁾ (図2)。映像の生体への影響
 を考える際に重要疾患である photosensitive epilepsy
 (PSE) 患者の検討では、点滅刺激により瞳孔が縮瞳
 していく例や、点滅刺激により調節が過緊張 (近視
 化) 状態となっている場合にてんかん発作を起こしや
 すい。また Alzheimer 病の対光反射を正常者のそれ
 と比較すると、瞳孔径の大きさの差はないものの縮瞳
 加速度の低下がみられる¹³⁾ など診断手法としても用
 いられる。

メジャーリーグの選手が、試合中にガムを噛んでいる。
 ストレスのかかった状態にガムを噛む、すなわち
 咀嚼によりストレス物質を軽減させ心拍数や血圧の上
 昇を抑えること¹⁴⁾、更にガム咀嚼により初期瞳孔径
 は縮小し、縮瞳率が増加していることより、副交感神
 経を優位にさせることがわかっている¹⁵⁾。以上、瞳
 孔の大きさの変化をみることで、ストレス評価が可能
 と考えられている。

2) 瞳孔振動の解析 (fluctuations)

(1) リズムを描出するための解析方法

リズムを描出するためには、その時系列データに対
 してスペクトル解析を適用する (図3)。自律神経系
 にみられるリズムは自然に発生する反復事象であり、
 生体ではミリ秒単位～年単位の長い周期に至るまで
 様々な周期をもつリズムが存在する。自律神経系での
 リズムの形成には、体性感覚入力 (代表は三叉神経を
 介する入力)、中枢神経で統合された結果である出力
 として自律神経活動があり、その活動による効果の発

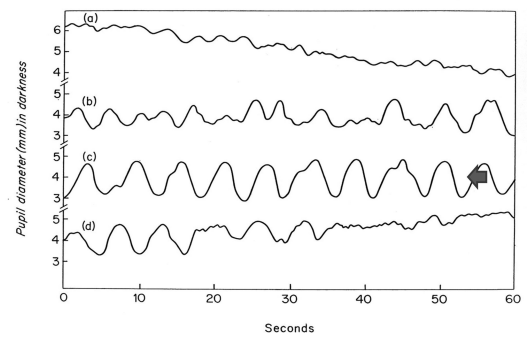


図4 瞳孔のゆらぎ
 暗室で瞳孔径を連続測定すると、ある被験者は測定
 開始から大きな振幅の特徴的な大きなゆらぎを示す
 (矢印)。文献19)より改変引用

現する場合は中枢性に発生するリズムに同調してい
 る。例えば、心循環器パラメータにおける短周期変動
 の解析では、約 0.1Hz の Mayer リズム、約 0.25Hz の
 呼吸リズムがみられるとしている¹⁶⁾。瞳孔は、一定の
 条件下で絶え間なくその大きさを変化させていて (図
 4)、これは hippus・fluctuations・pupillary oscillation
 あるいは瞳孔振動・ゆらぎと呼ばれている。光や焦点
 調節刺激のない状態での瞳孔の活動でノイズと考えら
 れていたが、瞳孔振動が呼吸活動に伴った生理的な自
 律神経系に同調した運動であることが示されてい
 る^{17, 18)}。また吸気には散瞳し、呼気には縮瞳する
 といった現象も認められ¹⁷⁾、瞳孔のゆらぎが呼吸と同
 調している可能性が強い。

(2) 眠気・疲労そして情動

眠気の知覚とともに瞳孔縮瞳と周期的な振動

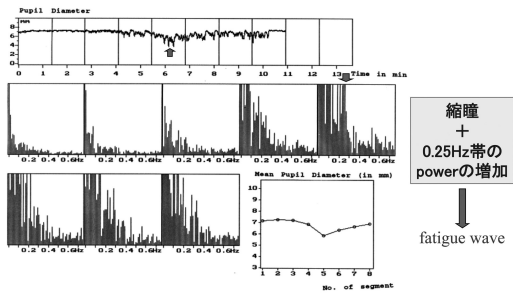


図5 疲労時の瞳孔振動

疲弊した状態 (exhaust 状態) での解析では、周波数 0.25Hz 部分の power spectrum の増加がみられることから、縮瞳+0.25Hz 帯の power 増加を fatigue wave とした (文献 24) より改変引用。ただし、11 分の測定時間の長さでは、多くの被験者が眠くなるのではない。

(fatigue waves) とされる大きなゆらぎが暗視環境下においてあらわれることがすでに Lowenstein ら²⁾ により研究されている。この現象を利用して、ナルコレプシーの診断と治療に対する有用な指標となることが研究されている¹⁹⁻²¹⁾。Wilhelm ら²²⁻²⁴⁾ は、眠気と瞳孔ゆらぎの関係を Pupillary Unrest Index (以下 PUI) を用いて評価し、主観的眠気と PUI の間に相関があることを見出ししている (図 5)。ドライバーの覚醒状態の他覚的評価方法に瞳孔ゆらぎが用いられており²⁵⁾、被験者の主観的な眠気と随伴する現象である縮瞳の後に大きなゆらぎがみられた (眠気がある被験者約 79%) としている。

音楽が生理的に影響を及ぼす影響は多く、心拍の増減、血圧の変化、脳の変化、瞬目の変化などが知られている。我々は、クラシック音楽 Wolfgang Amadeus Mozart の Eine kleine Nachtmusik を聴覚刺激として、被験者の瞳孔のゆらぎの解析により情動の変化を検討した (図 6)。暗所でヘッドホンにて聴かせた聴覚刺激のみの状態で瞳孔のゆらぎを解析した。測定開始から 25 秒で縮瞳ははじめ、30~50 秒の間に大きなゆらぎが出現し、そのゆらぎの周波数は 0.25Hz に最大のパワーがみられた。疲労は感じず音楽に聴き入ってリラックスした状態なので、この縮瞳+大きなゆらぎを “relax wave” と命名した (Mochizuki H et al: FFT (fast Fourier transformation) analysis of fatigue wave of pupil under listening music. The 27th International Pupil Colloquium in Hamamatsu City, Japan 2007)。この結果は、覚醒状態の低下と精神的音楽陶醉感とは自

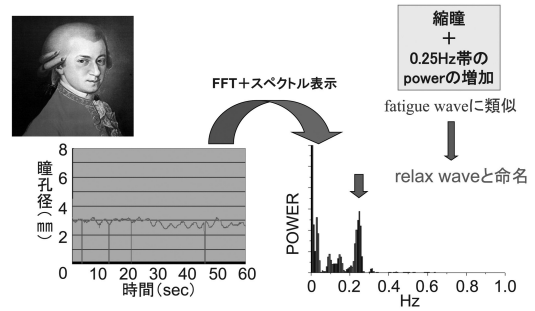


図6 モーツアルと瞳孔のゆらぎ

被験者 7 名中 2 名に規則正しい正弦波様の特徴的な瞳孔の動きがみられ、周波数解析により共通に 0.25Hz あたりに大きなパワーをもっている。この特徴的な波形は、疲れて眠いときにみられる瞳孔の動きである fatigue wave に類似しているが、音楽を聴きながら出現したことから、我々は relax wave と命名した。このように情動に対して、瞳孔は応答している。

律神経系への類似した変化を表現していることを示唆している。またある音楽がストレスとなるか鎮静させるかは、被験者の経験や民族的な判断あるいは心理状態で結果が異なるので、正反対の性格をもったヘヴィ・メタルとクラシック音楽が同じ生理的变化を引き起こすことがあることは極めて興味深い。

(3) 視覚負担と瞳孔反応

動画をストレッサーとして、その視聴後に瞳孔反応の変化を検討している²⁶⁾。高血圧・糖尿病が既往にある被験者は動画視聴の前後の対光反射の縮瞳の変化が大きく、全身の易疲労性のあらわれと考察されている。

VDT 作業後に、あるいは作業に従事せず疲労症状がない日であっても、縮瞳に伴って約 0.2Hz の周波数スペクトラムをもつ瞳孔振動が出現し、正常者のそれとは異なっていると VDT ワーカーの疲労と瞳孔振動の研究がある²⁷⁾。携帯電話機器での長文の打ち込みは、瞳孔振動の超低周波数帯のスペクトラムを賦活化させることから、軽度の疲労感とともに自律神経系に大きく影響していることが示唆された²⁸⁾。

4. 最後 に

疲労に伴い交感神経系が抑制されるほど身体疲労が強い場合 (fatigue ではなく exhaust 状態)、逆に身体が快適 (relax) 状態の場合には、生体は副交感系が優位となっているので、瞳孔は縮瞳とともに大きなゆらぎがみられるようである。今後は、ヒトの脳神経系

の働きを心身に負担のない方法で検査が可能な非接触型の計測機の開発が必須であろう。これには複数のアプローチ(医学, 工学, システム科学および心理学)により多角的に研究していく必要があると感じている。

文 献

- 1) Hess EH, Seltzer AL et al: Pupil response of hetero- and homosexual males to pictures of men and women: A pilot study. *J Abnorm Psychol* 70: 165-168, 1965.
- 2) Lowenstein O & Loewenfeld IE: The sleep-waking cycle and pupillary activity. *Ann N Y Acad Sci* 117: 142-156, 1964.
- 3) Beatty J: Task-evoked pupillary responses, processing load, and the structure of processing resources. *Psychol Bull* 91: 276-292, 1982.
- 4) Granholm E, Asarnow RF et al: Pupillary responses index cognitive resource limitations. *Psychophysiology* 33: 457-461, 1996.
- 5) Partala T & Surakka V: Pupil size variation as an indication of affective processing. *International Journal of Human-Computer Studies* 59: 185-198, 2003.
- 6) Saito S, Sotoyama M et al: Physiological indices of visual fatigue due to VDT operation: Pupillary reflexes and accommodative responses. *Ind Health* 32: 57-66, 1994.
- 7) Tsuchiya K, Ukai K et al: A quasistatic study of pupil and accommodation after-effects following near vision. *Ophthalmic Physiol Opt* 9: 385-391, 1989.
- 8) 和田万紀: ジャスミンとラヴェンダーの香りが瞳孔の対光反射と心拍数に与える効果. *桜文論叢* 59: 1-20, 2004.
- 9) 望月浩志, 原 直人他: 瞳孔振動の研究(第一報) 瞳孔振動の起源の検討. *自律神経* 44: 24-28, 2007.
- 10) McLaren JW, Erie JC et al: Computerized analysis of pupillograms in studies of alertness. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 33:671-676, 1992.
- 11) 堀 悦郎, 小野武年他: 瞳孔と情動発現. *自律神経* 46:413-419, 2009.
- 12) 原 直人, 小手川泰枝他: 頭頸部疼痛の診断・治療眼症による眼精疲労に対する新しい治療方法. *眼周囲温熱療法の試み*. *神奈川歯学* 41: 78-83, 2006.
- 13) Fotiou DF, Brozou CG et al: Pupil reaction to light in Alzheimer's disease: Evaluation of pupil size changes and mobility. *Aging Clin Exp Res* 19: 364-371, 2007.
- 14) 小野弓絵, 小野塚 實: 咀嚼と健康 咀嚼とストレス緩和. *臨床栄養* 118: 784-785, 2011.
- 15) 浅川 賢, 石川 均他: 咀嚼による眼自律神経系への影響. *自律神経* 44: 98-103, 2007.
- 16) Sugiyama Y, Matsukawa T et al: A new method of quantifying human muscle sympathetic nerve activity for frequency domain analysis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 101: 121-128, 1996.
- 17) Ohtsuka K, Asakura K et al: Respiratory fluctuations of the human pupil. *Exp Brain Res* 71: 215-217, 1988.
- 18) Yoshida H, Yana K et al: Time-varying properties of respiratory fluctuations in pupil diameter of human eyes. *Methods Inf Med* 33: 46-48, 1994.
- 19) Yoss RE, Moyer NJ et al: Pupil size and spontaneous pupillary waves associated with alertness, drowsiness, and sleep. *Neurology* 20: 545-554, 1970.
- 20) Yoss RE, Moyer NJ et al: Hippus and other spontaneous rhythmic pupillary waves. *Am J Ophthalmol* 70: 935-941, 1970.
- 21) Yoss RE, Moyer NJ et al: The pupillogram and narcolepsy. A method to measure decreased levels of wakefulness. *Neurology* 19: 921-928, 1969.
- 22) Ludtke H, Wilhelm B et al: Mathematical procedures in data recording and processing of pupillary fatigue waves. *Vision Res* 38: 2889-2896, 1998.
- 23) Wilhelm B, Giedke H et al: Daytime variations in central nervous system activation measured by a pupillographic sleepiness test. *J Sleep Res* 10: 1-7, 2001.
- 24) Wilhelm H, Ludtke H et al: Pupillographic sleepiness testing in hypersomniacs and normals. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 236: 725-729, 1998.
- 25) 西山潤平, 谷田公二他: 瞳孔ゆらぎを指標とした覚醒度状態評価. *生体医工学* 46: 212-217, 2008.
- 26) Ando T, Tanaka A et al: Pupillary and cardiovascular responses to a video movie in senior human subjects. *Auton Neurosci* 97: 129-135, 2002.
- 27) Ukai K, Tsuchiya K et al: Induced pupillary hippus following near vision: Increased occurrence in visual display unit workers. *Ergonomics* 40: 1201-1211, 1997.
- 28) Hara N, Uchiyama H et al: The effect of cellular phone use on pupillary reaction in young adults. *The Bulletin of Kanagawa Dental College* 33: 93-96, 2005.

 総 説

屈折・老視矯正における眼光学 Problems and Solutions

魚里 博

北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻

北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学・眼科学

Ophthalmic Optics Problems and Solutions in Refractive and Presbyopic Correction

Hiroshi Uozato

Kitasato University, School of Allied Health Sciences (Orthoptics and Visual Science) and

Kitasato University, Graduate School of Medical Sciences (Vision Science and Ophthalmology)

眼球光学系や眼科臨床検査の原理を正しく理解しておくことは、視機能の評価を行う際や屈折・視力矯正や手術治療を行う上で極めて重要である。日常何気なく実施している検査も、その検査方法や装置を正しく理解していなければ、ときとして大きな誤差を持ち込み結果を誤ることすら起こり得る。しかし、眼球光学系や測定原理を正しく理解していれば、測定の正確さや再現性だけでなく手術成績をも高めることは容易である。矯正精度をより高めるためには、最近の白内障や角膜屈折手術も眼球光学系の特性を正しく理解して行うべきである。本論文では、白内障ならびに屈折矯正手術前後の検査に付随する多くの問題点や落とし穴を解説するとともに、その解決方法についても言及した。

(視覚の科学 33: 52-65, 2012)

キーワード: 屈折矯正, 老視矯正, 眼光学, 生理光学, 視機能検査

Proper understanding of the optical system of the eye and the principles of clinical examination are important in evaluating visual functions and correcting refractive anomalies and/or vision loss. If we use equipment or methods without understanding which physical principles and procedures underly their use, we may introduce sizable errors into the outcomes of cataract and refractive surgeries. However, if we correctly understand how the technology and procedures interface with the optical system of the eye and the principle of optics, it is easy to enhance the accuracy and predictability not only of measurement, but also of surgical outcome. For more accurate correction, refractive and cataract surgeries should be based on proper understanding of optical properties of the eye. This paper reviews a number of problems associated with pre- and post-operative examinations in recent cataract and refractive surgeries; many approaches to overcoming these problems.

(Jpn J Vis Sci 33: 52-65, 2012)

Key Words : Refractive correction, Presbyopic correction, Ophthalmic optics, Physiological optics, Vision testing

1. はじめに

近年の眼科における手術の発展は目覚ましく、とくに白内障・眼内レンズ (intraocular lens 以下 IOL) 挿入手術や屈折矯正手術などその進展には眼を見張る

ものがある¹⁻⁵⁾。更に、最近の超高齢化社会にあって、QOL (quality of life) や QOV (quality of vision) への関心の高まりとともに視機能に対する要求も次第に高くなっている。

そのため、視機能の臨床検査は従来よりもますます

別刷請求先: 252-0373 相模原市南区北里 1-15-1 北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻 魚里 博
(2012年3月30日受理)

Reprint requests to: Hiroshi Uozato Dept of Orthoptics & Visual Science Kitasato Univ, School of Allied Health Sciences 1-15-1, Kitasato, Minami-ku, Sagami-hara 252-0373, Japan
(Received and accepted March 30, 2012)

重要となってきており³⁻⁵⁾、また最近の屈折や老視矯正分野での重要性も一段と高まってきている。そこで本稿では、白内障や屈折・老視手術のいわゆる屈折矯正手術における視機能臨床検査を実施する上で極めて重要な眼球光学系の基礎知識（以下 Perls）と代表的な眼科臨床検査での落とし穴（Pitfalls）⁵⁻¹⁷⁾について言及する。

2. 眼球光学系とその特殊性

視機能の検査や眼科手術を正確に行うためには、眼球光学系やその特殊性を正しく理解しておくことが最も大切である。眼の光学系はカメラの光学系によく例えられるが、厳密には多くの点で異なっている。非共軸、非球面、偏心光学系であるとともに、屈折率分布型レンズや像面（網膜面）湾曲などの特徴を有している⁴⁾。

角膜の光軸と水晶体の光軸は一般に一致せず、わずかに角度ずれが存在している。臨床的には、Purkinje-Sanson 像を観察すれば、四つの反射像がずれて見えることから明らかである。そのため眼の光軸は、カメラレンズのような共軸光学系ではなく、角膜と水晶体の光軸がずれており非共軸光学系であるといえる。

角膜の表面形状は古くから調べられており、中央部のスティーブなカーブから周辺部のフラットなカーブになだらかに移行していく非球面形状である。非球面係数 Q 値で示せば、人眼の角膜表面の非球面係数は約 -0.26 程度である。また、角膜の曲率半径 R と Q 値の間には回帰式で $R = 0.22Q + 7.78$ の関係があるといわれている^{4, 14)}。水晶体も角膜と同様に単純な球面ではなく非球面形状である。角膜の後面については最近の新しい角膜形状解析装置^{10, 15)}により、水晶体については前眼部解析装置などにより臨床評価が容易となっている。またアベロメータや波面センサーの登場で、眼球全体の収差や屈折度の分布あるいは波面収差なども臨床的な評価が可能となっている^{18, 19)}。

網膜の黄斑中心窩が眼軸よりも耳側に偏心しており、また瞳孔の中心も角膜の幾何学中心からわずかに鼻側に偏心している。瞳孔の縮瞳・散瞳状態によっても瞳孔中心はわずかではあるが偏位する⁴⁾。縮瞳時に鼻側へ偏位し散瞳時には耳側に偏位して角膜の幾何学中心へ近づく。また角膜と水晶体の光学中心が同軸上になくわずかに偏心している。そのため眼の光学系は、カメラレンズのように偏心のない光学系ではなく

偏心光学系であるといえる。このことは、屈折矯正手術の第一段階で角膜や IOL のセンタリングをする際や角膜の形状検査をする場合にも極めて重要となる⁶⁾。

水晶体の前後表面形状が球面ではなく非球面形状で、かつ屈折率分布が存在することはかなり以前から知られている。また角膜の屈折率分布が軸上方向に存在することも最近指摘されている。角膜上皮側の実質は 1.38、内皮側の実質は 1.373 と低くなっているようだ。実質の含水率の影響が大きいものと考えられる。眼球光学系は単なる球面レンズ系ではなく、非球面で屈折率分布を有しており、眼球全体としてかなりの収差補正がなされている¹⁷⁾。

網膜面は、ほぼ球面の形をしており、カメラのフィルムのような平面ではない。そのため像面湾曲の収差や非点収差の影響が比較的少ない光学系となっている。

更に、眼の光学系は、像が形成される空間（像空間）の屈折率が 1.336 と高く、物体空間の空気（屈折率 1.0）とは大きく異なっていることも、カメラのような光学系とは大きな相違が生じる理由である。

このような眼球の光学特性を理解し、カメラのような共軸光学系とは大きく異なる非共軸かつ偏心光学系である特殊性などを正しく理解しておくことが、矯正手術や術前後検査において極めて重要となり、眼光学的 Perls といえる。

3. 眼科手術と視機能検査

通常の眼の検査でもそうであるが、眼科手術を受けた眼の光学系は更に正常眼のものと大幅に変化していることもあるので、とくに注意が必要である。IOL が挿入された偽水晶体眼や最近の角膜屈折矯正手術を受けた眼は、外見上通常の有水晶体眼と相違がないように見受けられる。しかし、通常の視機能検査でもこのような眼科手術を受けた術後眼では大きな落とし穴（Pitfalls）に陥る危険性がある。ここではこのような問題点の代表的なものをいくつか解説する。

1) 視力検査

屈折矯正手術は術後の視力、主に裸眼視力の改善に関心が注がれているが、術後に矯正視力の低下を伴わないことも重要である。視力検査に付随する大きな問題点は二つ挙げることができる。一つは、我が国における視力表と小数視力による評価上の問題であり、もう一つは、屈折矯正手術に由来する網膜像の拡大・縮小効果である。もちろん遠見のみならず近見視力も調

節との関連で重要であり、瞳孔径についても留意が必要である。

(1) logMAR と視力

術前後の視力を評価する際に、裸眼視力は術後に全例で向上するが、矯正視力はときには手術侵襲により低下することもある。逆に術前よりも術後の矯正視力が大幅に向上することもある。このような場合に我が国で使用されている視力表では、等間隔の視力配列になっていないために、1段階向上あるいは2段階低下といっても正しい表現とはならない。例えば、0.1から0.2と0.9から1.0への視力向上はどちらも0.1の差であり1段階という表現を用いることが多い。しかし、両者の視力向上は明らかに異なる。

そのため、視力の配列を等間隔にするような工夫(logMAR 視力表)もなされている²⁰⁻²³⁾(魚里 博: 等間隔視力表の試作. 第13回屈折調節研究会, 1994年)。視力(以下VA)は分単位での最小視角(MAR: minimum angle of resolution)の逆数で定義されている。つまり、 $VA=1/MAR$ 。最小視角(分単位)の常用対数をとったものをlogMARとして、1log単位分を(例えば0.1~1.0の視力間を)10等分した等間隔の視力配列が用いられる。つまり、10の10乗根($^{10}\sqrt{10}=1.259$)を1段階とする取り方である。logMAR 視力表では近似的に約1.25倍あるいは約0.8倍の比率で視標が大きくなるか小さくなるように作られている。

視力が1.0から術後0.8に低下した場合は、2段階ではなく1段階低下であり、0.1から術後0.2になった場合は、2段階ではなく3段階向上したことになる。

対数視力(logVA)とlogMARとの関係は一見よく似ているが、 $VA=1/MAR$ の関係から、絶対値は同じでも符号が異符号であることに注意されたい、つまり $\log VA = -\log MAR$ となる。また、logMARは分単位の最小視角の常用対数であるため、視力そのものではない。「logMAR 視力」という表現は適切でなく用いるべきではない(視力とlogMAR. Tomey Ophthalmological News, Vol.34, 2004)。

(2) 網膜像の拡大・縮小効果^{24,25)}

網膜像は眼鏡レンズによりその大きさが変わる。凹レンズで矯正される近視眼では物が小さく見える(逆ガリレオ式望遠鏡を形成する)。またレンズの頂間距離を長くすればますます小さくなる。逆に凸レンズで矯正される遠視眼では物が大きく見える(ガリレオ式

望遠鏡を形成する)。頂間距離を長くすればますます大きく見える。コンタクトレンズ(以下CL)矯正では眼鏡ほどの大きな変化はないし、IOLやImplantable Collar Lens(ICL)などのレンズではその影響は眼鏡に比べて皆無である。屈折矯正手術ではどのようなことが起こるのであろうか?

近視矯正手術では術後正視に近づくので、術前の眼鏡矯正に比べ網膜像はより大きく見える。逆に遠視矯正手術では網膜像は術前よりも小さくなり見にくくなる。術前のCL矯正眼ではこれらの影響は極めて少ない。

このことは、近視矯正手術後の矯正視力は向上あるいは不変のみで、低下は理論上起こり得ない。また、遠視矯正手術後の矯正視力は低下か不変のみで、視力向上は理論上起こり得ない。実際には屈折矯正手術の侵襲が加わって、術後の矯正視力は近視矯正であっても低下するものが増加する。

矯正手術の評価に安全性(safety index: 術後矯正視力/術前矯正視力)が用いられるが、この指数には、網膜像の拡大・縮小効果が含まれている。そのため、近視 laser in situ keratomileusis(以下LASIK)では安全係数は1.0以上になって当然であり、手術が理想的に行われていれば1.1~1.2程度になる。最近の波面収差補正LASIK(wavefront-guided LASIKなど)では収差低減効果による安全係数の上昇よりも網膜像の拡大効果の影響が大きい。ただし、遠視矯正では術後の網膜像が縮小するので、安全係数は例え手術が上手くいったとしても1.0よりも低くなる(遠視矯正ではその矯正度数が一般には小さいために網膜像の縮小効果は小さく、その視力などへの影響は少ない)。

(3) 近見視力

屈折度に関連する遠見視力のみならず近見視力も重要である。屈折矯正手術後は明視範囲が異なるため、術後の近見視力は中高年齢者では極めて重要となる。近視矯正後に遠くは見えても、近くが見にくくなる場合も多い。若年者であれば十分な調節力を有しており、多少近点が遠ざかっても不満は少ない。しかし調節力が減退して老視が始まる対象や術後過矯正の場合では、近見視力の低下を訴える場合もある(後述の7)調節検査を参照)。

(4) 瞳孔径の影響

視力検査は通常明室で行うが、日常の視環境は明るいところから暗いところまで極めて幅広い。通常の

検査室でも環境照度を極端に明るくすれば、瞳孔は縮瞳しピンホール効果で視力が向上する場合もある。しかし、暗所での視力は、瞳孔が散瞳し球面収差が増加したり、矯正手術の部分（放射状角膜切開術（以下 RK）での切開線）や未矯正部分（photorefractive keratectomy（以下 PRK）など）が入ってくるために、極度に低下する場合もある。そのため、瞳孔の大きさや環境照度の影響については非手術眼の場合よりもより十分な配慮が必要となる。後述する⁸⁾ 視野検査での瞳孔径の記述も参照されたい。

2) 屈折検査

(1) 角膜の屈折検査^{10, 13)}

角膜を含めた眼の屈折検査は、角膜を舞台とする矯正手術では今まで以上に重要となる。従来から角膜の屈折検査には、ケラトメータ以外に最近の各種角膜トポグラフィ装置（角膜形状解析装置）も普及して角膜の屈折力、乱視や全体の形状把握も容易になってきた。しかし、これらの装置はいずれも角膜の表面形状のみの測定から屈折力や乱視を評価している。症例によっては、正しい評価ができなかったり誤差が大きくなる場合もある。とくに角膜の屈折矯正手術を受けた角膜の検査には注意が必要である。

角膜の前面曲率半径の測定から、角膜の屈折力を推定するため角膜の換算屈折率を仮定しており、通常 1.3375 (keratometric index of refraction) を用いていることが多い。これは、角膜厚を無視した単一屈折面での屈折力から角膜系全体の屈折力を推定しているためである。しかし、角膜の換算屈折率は、角膜の前面と後面の曲率半径の比に依存するため、模型眼的な標準的な角膜形状の場合にはほぼ適応できるが、角膜前後面の曲率比が平均的な値から大幅にずれている場合、つまり円錐角膜や屈折矯正手術後のような角膜では適応できない。エキシマレーザー PRK や LASIK などのような近視矯正後の角膜では前面の曲率が大幅に扁平化し、後面曲率が不変であれば前後面曲率比は術前の 1.1~1.2 から術後の 1.4~1.5 程度にまで変化し、換算屈折率は 1.31~1.32 程度の値を術後には採用しなければならなくなる。このことは、とくに屈折矯正手術を受けた患者が将来白内障手術を受ける場合問題となる。IOL 度数予測において角膜屈折力 (K 値) は大きな誤差を含み、通常の方法では IOL の度数予測が過小評価され、術後の遠視を伴うことが多い¹⁵⁾。

以上のことは、単に角膜の屈折力のみならず、角膜乱視度の評価についても、また屈折矯正手術の矯正量

を角膜屈折力から算定する場合にもあてはまり、乱視度や矯正量を過小評価することになるので注意が必要である。

(2) 眼屈折^{24, 25)}

眼の光学系は、角膜、房水、水晶体、硝子体の透光体のうち主に角膜と水晶体の屈折により網膜上に結像される。この機能を眼の屈折 (ocular refraction) という。眼の調節を働かさないうちに無限遠方からの平行光線が網膜面に結像するものを正視 (emmetropia) といい、それ以外を非正視 (あるいは屈折異常) (ametropia, refractive error) という。それには近視 (myopia)、遠視 (hyperopia) および乱視 (astigmatism) がある。

正視の眼の全屈折力は約 60D で、そのうち角膜が約 70% の 43D、水晶体が残り 30% の約 19D を受けている。眼の屈折異常は主に眼の屈折力と眼軸長 (axial length) の関係で決まる。標準的な眼の眼軸長は約 24mm 程度である。屈折異常を大別すれば、軸性屈折異常と屈折性屈折異常に分けられる。前者は、全屈折力が 60D の正常範囲であるが、眼軸長が長すぎる、あるいは短すぎる場合である。後者は、眼軸長が 24mm 程度の正常範囲であるが、眼の屈折力が強すぎる、あるいは弱すぎる場合である。屈折矯正手術において軸性あるいは屈折性の対象のいずれがより適しているか、また術後の長期安定性に優れているかは不明である。

(3) 屈折検査^{24, 26, 27)}

屈折検査は、白内障や屈折矯正手術においても極めて重要であり、術前後の検査は正確に行うことが必須である。屈折度の決定にあたっては調節を休止させた状態で行わなければならない。調節の弛緩を雲霧法あるいは調節麻痺薬点眼を行って検査することが望ましい。

屈折検査には大別して自覚法と他覚法がある。自覚検査が困難な乳幼児や小児は例外としても、最終的には自覚検査による値を最優先すべきである。一般的には、オートレフラクトメータなどの他覚検査による値を参考にして自覚屈折検査を実施すれば、屈折度の決定は正確で迅速に行える。また、最近のオートレフラクトメータの普及により検影法 (skiascopy, retinoscopy) を実施できる眼科医が数少なくなっているが、検影法は他覚検査の代表格として今日でもその有用性はいかにほども低下していない。なぜなら、オートレフラクトメータや自覚検査では検出できないような情報が判明するからである^{27, 28)}。屈折矯正手術後の屈折検査で

は、術後増加している眼の収差（主に球面収差）や不正乱視あるいは屈折度の分布などにより、一様でない光面や影の動き（scissors-shadow or scissors-motion）²⁹⁾などが容易に観察できるからである。

また、最近では波面解析の手法により、眼球の波面収差や屈折度の空間分布を臨床的に測定できるようになりつつある¹⁾。従来のトーリック面を仮定した球面と円柱度数による屈折評価だけでなく、Hartmann-Shack 波面センサーを用いて高次の波面収差による不正乱視などの評価も可能になっている。通常の屈折矯正ではこのデータから直ちに光学矯正することは難しいが、角膜屈折矯正手術では波面収差の測定データから角膜切除を行い矯正することも可能となる^{18, 19)}。高次収差以上に低次収差である乱視矯正の重要性が高まっており、角膜手術だけでなくトーリック IOL や CL による矯正も盛んになっている。

(4) 屈折度の評価^{30, 31)}

屈折矯正手術の矯正効果を判定する際に、術前後の屈折度変化以外に角膜屈折検査（ケラトメータやトポグラフィ）の術前後の差もよく用いられる。屈折度の評価は主に眼鏡面での度数で評価されるが、角膜屈折検査では角膜面での角膜屈折力や乱視度で評価される。眼鏡面と角膜面の両者での評価量は一般に相違がある³⁰⁾。

前述したように、角膜トポグラフィやケラトメータでの角膜屈折力や乱視度は、とくに矯正手術後のフラット化した角膜（近視矯正）では正しく評価できていない。約 11% 程度の誤差を含んでいる。更に角膜面上と眼鏡面とは約 12mm の頂間距離があるため、両者の相違は益々大きくなる。

そのため、屈折度と角膜面での矯正量を混同して用いるべきではない。どうしても角膜面での屈折度を用いたいのであれば、オートレフラクトメータなどの他覚的検査装置での頂間距離のディップスイッチをゼロ（CL モード）にして測定すれば、角膜トポグラフィなどの角膜屈折力からの矯正量と比較検討が容易となる。

(5) 調節麻痺下屈折検査と顕性屈折²⁴⁾

近視矯正手術の対象者には、通常の自覚屈折検査（顕性屈折）のみが使われることが多い。調節麻痺下の屈折検査は調節の緩解ができて正確な屈折度が測定できそうに思われる。しかし瞳孔が散瞳している状態では、自覚屈折検査は一般に難しくかつ正確を期すことは困難である。なぜならば、周辺角膜を通過して瞳

孔縁を通る光は屈折矯正ができていない部分であり、近視状態で網膜上に結像する。このような周辺光束と屈折矯正ができていない中央部の光束が一体となるため、あたかも乱視眼のような結像状態に近くなる。そのためボケ像の最も少ない（最小錯乱円のごとき）位置を網膜面に合わせてしまうと、結果的に近視眼のように判定されることになる。このような周辺光束を除くためには、3mm 程度の人工瞳孔を用いて自覚屈折検査をする必要がある。一方、オートレフラクトメータのような他覚的な検査装置では、装置内にあらかじめ 3mm 程度の人工瞳孔が組み込まれているため、調節麻痺下での検査であっても周辺光束の影響は介入しない。

3) 角膜形状検査

角膜の形状を広範囲にわたって評価することは、屈折矯正手術では必須である。従来から角膜計ケラトメータ（以下 ケラト）が汎用されているが、角膜の中央部の測定であり周辺部を含む広範囲の角膜形状が判明しない。また、ケラトは角膜の表面が球面であり強弱主経線がお互いに直交する前提条件が必要である^{10, 32, 33)}。角膜中央部のみの測定であるケラトでは、角膜不正の場合には判明が極めて難しくなる。

そのため、最近では角膜表面の広範囲にわたる形状評価が可能な角膜トポグラフィが利用されている。術後の複雑な形状の評価にも有益であり、矯正量や切除域の判定、センタリングの状態などの評価にも役立つ。プラチドリングを用いて角膜反射像を利用する方式（以下 プラチド方式）、格子を角膜表面上に投影する方式（以下 格子投影方式）、更に最近では光学スリットスキャン方式のものも登場している。現在利用されている角膜形状解析装置はほとんどがプラチド方式であり、格子投影方式とともに角膜表面のみの形状解析が可能である。最後のスリットスキャン方式のオーブスキャンは、角膜の前後面と厚みをあわせて解析できる特徴を有する^{15, 34)}。

プラチド方式によるものは、角膜で鏡面反射したリングの像の大きさから角膜上に各点での傾斜（スロープ）を測定し、これから曲率半径や角膜屈折力を算出している。一方、格子投影方式やスリットスキャン方式では角膜への投影像やスリット像を解析することで角膜面の高さ情報を求めている。それから傾斜や曲率などを算出している。そのため角膜の表面は不正な粗面であっても測定できる。

角膜形状の表示には、mm 単位の曲率半径や diopter

単位の屈折力、あるいはある基準面からの高さ情報 (μm 単位) などが用いられる。曲率半径も Axial 表示と Tangential (Instantaneous) 表示と呼ばれるものがある。前者は角膜上のある点と光軸上の角膜頂点を通る球面から曲率中心を光軸上に求めたものである。後者は角膜上のある点の近傍の微小領域から算出された曲率中心から求めたものである。通常の屈折力には Axial の方が適するが、将来局所的な屈折 (local refraction) が評価できるようになれば Tangential 表示はより有効であり、また滑らかな角膜を仮定できない場合や屈折矯正手術後のような不正な形状の場合にはより有効な表示となる³³⁾。このような表示方式の違いやカラーコードのステップの違い、あるいは表示単位の相違により同じ角膜でも異なる印象を受けるので、判断を誤らないように注意すべきである。

プラチド方式や格子投影方式の角膜トポグラフィは角膜の前面形状のみしか評価できないため、前述した角膜屈折力の評価には十分ではない。角膜の前後面の形状測定を行わないと正確な角膜屈折力の判定はできない。とくに屈折矯正手術後の表面形状の変化が伴った角膜では誤差が大きくなる。このことは矯正手術後に必要になる白内障手術での挿入 IOL パワー予測で、術後の角膜屈折力 (K 値) でとくに問題となることである¹⁵⁾。最近臨床利用できるようになったスリットスキャン方式の角膜前後面形状解析装置 (オープスキャンやペンタカムなど) は、このような屈折矯正手術での角膜形状の評価のみならず手術計画にも有用である^{15, 34)}。

4) 角膜厚検査

角膜厚検査は角膜屈折矯正手術において極めて重要である。角膜切開による矯正手術 (RK, AK (astigmatic keratotomy) など) や角膜の切除による矯正手術 (PRK, LASIK など) でも必須の検査項目である。通常の角膜厚検査には、主に光学式と超音波のパキメトリーがあるが、その臨床的簡便さから後者の超音波パキメトリーが汎用されている。

正常眼の角膜厚は、ほぼ角膜中央部で最も薄く周辺部で厚いメニスカス形状を有している。正確には角膜中央部よりわずかに耳側に最薄部があるのが普通である。

通常の超音波パキメータでは、角膜の音速値をほぼ 1,640m/s 程度の一定設定値を利用している。この仮定条件が成り立つためには、角膜の含水率が正常値 (75~80%) にあることが前提である。

屈折矯正手術中は、手術用顕微鏡の強い照明光に角膜がさらされるため角膜厚が減少する可能性も高い。また手術室のように湿度が低く乾燥している場所では角膜厚は薄くなりやすく、湿度や温度環境の異なる外来検査室での角膜厚と異なる場合もある。RK 手術のような場合でも、顕微鏡照明下で角膜を開瞼して放置していると 5 分程度で 7%、10 分間で 13% 程度の角膜厚の減少を生じる。エキシマレーザー PRK, LASIK などのように角膜実質を術中に露出した場合には、角膜上皮のバリア機能がなくなるため更に大きな影響を受ける。顕微鏡照明や手術室の環境による角膜の乾燥だけでなく、角膜への水分滴下のような術中操作も角膜の大きな湿潤化を来し、角膜の大幅な肥厚につながる。このような状態では、手術の矯正精度を低下させる原因にもなる。

このような含水率が変化する場合には、一定音速値 (例えば、1,640m/s) を用いる超音波パキメータは測定された角膜厚は過大評価 (含水率が高くなると) されたり過小評価 (含水率が低くなると) されたりすることを念頭においておくべきである³⁵⁻³⁸⁾。

光学式のものでも、角膜の含水率が変われば超音波と同様に、屈折率が異なるため測定される角膜厚に誤差が含まれることになるが、超音波の音速の変化よりは影響は少ない。最近では、角膜厚の分布を広範囲にわたって一度に測定可能な装置も利用できるようになってきた。超音波パキメータのように測定部位が約 2mm 径の点計測であるため、角膜の全域での厚み分布を求めることは容易ではない。前眼部解析装置などでは角膜の前後面の同時計測から角膜厚の広域分布を評価できる特徴があり、角膜の屈折矯正手術では極めて有用な情報を提供してくれる^{10, 34)}。

術中の角膜厚計測は超音波パキメータが基本であるため、角膜の含水率の実測やコントロールが困難な現状では、手術の迅速化、顕微鏡照明下の角膜実質露出時間の短縮化、角膜実質への不適切な水分滴下を避けること、顕微鏡照明の強さをできるだけ下げること、手術室内の温度や湿度の適正化をはかることなどが重要である。

これまで眼軸長の評価は主に超音波 A モードによって行われてきた。超音波の振動周波数は 10~20MHz であるが、音速値が眼内組織とくに白内障の程度によって大きく異なることもあり、臨床的な精度は約 0.1mm 弱といえる。とくに IOL を挿入された偽水晶体眼や硝子体をシリコンで置換された眼の眼軸

長測定は、通常の設定音速 (1,550m/s) では正しい評価ができない。

最近では光干渉に基づいた非接触式の眼軸長測定装置 (IOLMaster[®]) も臨床現場で活用されている³⁹⁾が、超音波方式の音速による影響と同様な屈折率の影響が問題となる。しかし、眼内組織の屈折率変化は一般的に小さく、超音波音速ほどの影響はない (魚里博他: レーザー光干渉による非接触型眼軸長測定は有効か—その利点と問題点— 第18回関東眼科学会)。眼軸長が非接触で臨床的に簡便に評価できることは、第一次屈折要素である眼軸長や屈折面位置の評価から相対的な屈折度だけでなく絶対的な屈折力の臨床評価ができ、より詳細な視機能評価や IOL 度数予測にも大きく貢献できることとなる。

5) 角膜内皮細胞計測

屈折矯正手術では角膜の内皮障害が少ないことが望まれる。従来は接触型のスペキュラーマイクロスコープが利用されていたが、計測に熟練を要し検査に時間を費やしていた。最近では非接触式のものも普及しており、簡便に測定できるようになってきた。

エキシマレーザーの照射により角膜内皮細胞に与える影響についてはいくつかの報告があるが、従来の RK 手術に比較して、角膜内皮細胞密度の減少はみられず、角膜内皮細胞にはほとんど影響を与えないといわれている^{40,41)}。しかし照射後数週間後にはデスメ膜に電子密度の高い層が認められ、徐々に消失していくことも確認されている⁴²⁾。エキシマレーザーが角膜に照射される際には、熱の影響以外にも衝撃波が生じ角膜内皮細胞側への何らかのストレスが加わっているものと考えられる⁴³⁾。

角膜内皮細胞計測におけるもう一つの問題は光学的なものである。とくに屈折矯正手術前後の角膜形状が大幅に変化することによる。角膜の形状が変化した術後の角膜内皮細胞検査では、ときには術後の細胞密度に有意差は認められないが、見かけ上増加している場合もある。そのため、術前後の細胞密度変化を検討する場合には角膜形状の変化についての配慮が必要である⁴⁴⁾。

RK のように角膜の曲率のみが変化する場合、角膜厚のみが変化する場合 (PTK) と PRK, LASIK のように角膜曲率と角膜厚が同時に変化する場合がある。角膜厚や角膜曲率のみが単独で影響する場合の、細胞密度への影響はたかだか 1% 以下であり、臨床的に無視することができる⁴⁴⁾。しかし角膜厚と曲率が同時

に大きく変化する場合 (PRK, LASIK など) には、見かけの増加率 (近視矯正で) が約 3% 程度にも及ぶ⁴⁴⁾。角膜内皮細胞密度の測定誤差やバラツキは一般に大きいと、統計学的には術前後の有意差が認められない場合が多い。しかし、屈折矯正手術により角膜内皮細胞への手術侵襲は上記の光学的影響のために多少少なく見積もられていることも事実である。

この影響について我々の解析結果⁴⁴⁾ から、角膜中心厚を t 、角膜前面から内皮細胞像 (角膜屈折による虚像) までの距離を t' 、角膜前面の曲率半径を r 、角膜前面の屈折力を K 、角膜実質の屈折率を n とし、術前の値にはサフィックス 1 を、術後にはサフィックス 2 を付けるものとする。術前の角膜レンズによる角膜内皮細胞像の倍率 $M1$ 、術後の角膜内皮細胞の像倍率 $M2$ より、術前後の像の倍率比 R は

$$R = \frac{M2}{M1} = \frac{\{1 + (\frac{t1}{n}) \cdot K1\}}{\{1 + (\frac{t2}{n}) \cdot K2\}} \dots\dots\dots (1)$$

で与えられる。ここで、 $\Delta t = t1 - t2$ 、 $\Delta K = K1 - K2$ とおけば、

$$R = 1 + (\frac{1}{n}) \cdot (t1 \cdot \Delta K + \Delta t \cdot K2) \dots\dots\dots (2)$$

の関係が近似的に成り立つ。

RK のように角膜の曲率のみが変化する場合には、 $\Delta t = 0$ 、 $t1 = t2 = t$ とおけば、

$$R_{RK} = 1 + (t \cdot \frac{\Delta K}{n}) \dots\dots\dots (3)$$

となり、RK による近視矯正では $\Delta K > 0$ 、 $t < 0$ と考えているため、 $R < 1$ となり術後の角膜内皮細胞は術前より小さく撮影され、細胞密度は見かけ上増加する。

PTK のように角膜厚のみが変化する場合には、 $\Delta K = 0$ 、 $K1 = K2 = K$ とおけば、

$$R_{PTK} = 1 + (\Delta t \cdot \frac{K}{n}) \dots\dots\dots (4)$$

となり、RK と同様 $R < 1$ となり、術後の角膜内皮細胞は縮小されて、細胞密度は見かけ上増加する。

PRK や LASIK のように角膜曲率と厚みがともに変化する場合には、術前後の像の倍率比は (2) 式で与えられる。例えば角膜厚が 0.1mm 薄くなり、角膜屈折力が 10D 減少すれば、 $R = 0.995$ 、 $1/R^2 = 1.01$ となり、角膜内皮細胞密度は約 1% 見かけ上増加することになる⁴⁴⁾。最近の角膜内皮細胞解析装置でも細胞

密度の測定誤差は約3~4%程度あるため⁴⁵⁾、術前後の細胞密度の変化には有意差が認められないことが多い。しかし、屈折矯正手術による角膜厚の変化が大きいほど、また曲率の変化が大きいほど角膜内皮細胞数は見かけ上増加するため、LASIKなどで強度近視の矯正を実施する場合には無視できなくなる場合もあり、角膜内皮の評価には注意が必要である。

一方、接触型の方式では特殊なCLを使用するため、角膜曲率やその術後変化の影響を受けにくい。この場合には、角膜厚の変化 (Δt) のみの影響を受けるため、エキシマレーザー PTK の場合と同様に、(4) 式で与えられる。そのため強度近視矯正の場合でも、角膜内皮細胞密度への影響は非接触型よりも小さく、臨床的には無視することができる。

6) 眼圧検査

眼内圧を正しく把握することは、緑内障のみならず屈折矯正手術でも極めて重要である。眼圧の術前検査は屈折矯正手術の適応を考える上でも重要である。また、屈折矯正手術では術後に局所あるいは全身に副腎皮質ステロイド薬（以下ステロイド）を使用することが多く、その副作用として眼圧が上昇することも多い。ステロイド使用による影響は、PRK 術後0.1% dexamethasone 点眼の4週間以上の使用で12%の症例に有意な眼圧上昇があったと報告⁴⁶⁾されている。

角膜の屈折矯正手術を行うと、術後の眼圧の評価が正しくできないことが多い。これは、術後の角膜形状変化による影響が大である。従来の角膜切開によるRKなどに比べて最近のエキシマレーザー PRK や LASIK などでは、角膜の術後強度は十分に保たれていると一般に考えられている。しかし、眼圧測定のような微小な変形を伴う場合においてさえ、術後の角膜剛性や形状の変化がわずかであってもかなりの影響が生じる^{11,12)}。

魚里ら^{11,12)}は球殻シェルモデルを用いた力学的検討から、角膜形状が修正された屈折矯正手術後の眼内圧が正しく評価できないことを示し、近視矯正では眼圧が過小評価される危険性を指摘してきた。

また我々の臨床治験データの調査から、PTK19眼では角膜厚の平均切除は78 μ mで、眼圧は術前12.8mmHgから術後9.9mmHgへ平均で約3mmHg低下していた。またPRK25眼では角膜中心厚の平均切除が54 μ m（平均矯正-6D）で、眼圧は平均で約2mmHg（術前12.1mmHgから術後10.0mmHg）低下していた。角膜の中心厚の減少と角膜曲率の平坦化

の両者が術後眼圧の過小評価に関係していた^{11,12)}。

Schipperら⁴⁷⁾のPRK64眼（平均矯正量-6.4D、角膜中心厚の平均減少49 μ m）でもGoldmannのアプラーネーショントノメータで角膜中央部と周辺部での眼圧が術前には有意差は認められなかったが、術後では中央部の眼圧が2~3mmHg低く測定されている。

また、Chatterjeeら⁴⁸⁾の1,320眼に及ぶPRK症例では、術後眼圧はその矯正量に比例して低く測定され、直線回帰では、眼圧低下 = 1.9 - (0.4 × 近視矯正量) と報告している。また、最近のLASIK手術でも同様に、矯正量あるいは切除深度に比例して術後眼圧が過小評価されているとの報告^{11,12,47-54)}もある。

各種の矯正手術でどの程度の術後眼圧の過小評価が起こっているのだろうか？ RKでは約1mmHg/-3D、PRKでは約2mmHg/-6D、PTKでは約3mmHg/80 μ m、LASIKでは約3.5mmHg/-7D程度の眼圧過小評価が認められる^{11,12,47-54)}。

近視矯正では、術後に角膜のフラット化と角膜厚の減少が生じるために、術後眼圧が有意に低く測定される（過小評価）。また、術後のステロイド反応による眼圧上昇も低く見積もられて見過ごされる危険性もある。術前眼圧が比較的高い症例を矯正手術した場合、術後眼圧が低く測定されて正常範囲内にあると安心する危険性もある。

また、最近有望視されている各種の矯正手術のなかには、角膜実質内への挿入を行うICR (Intracorneal Ring) や ISCL (Intrastromal Corneal Lens) などでは、術後の角膜の剛性が極めて高くなり、術後眼圧も極めて高く評価（過大評価）されたり、眼内圧を正しく測定できないことも危惧される。

いずれにしても、角膜を通して眼内圧を推定する今日の眼圧測定法では、角膜自体の物性値（弾性率やポアソン比など）が変わらないと仮定しても、角膜の形状によっても影響を受けやすく、とくに角膜形状を大幅に修正する屈折矯正手術では術後眼圧の評価が極めて難しくなるため、術前の検査よりもより慎重に行い適切な評価を心掛ける必要がある。

7) 調節検査

(1) 矯正レンズによる影響

調節力の大小は個人差が認められるが、ほぼ年齢とともに生理的に減少する。ところで、屈折異常を眼鏡やCLによって矯正された眼の調節は、正視眼のそれとはかなり相違するし、また眼の屈折状態によっても異なる^{25,55,56)}。それでは、屈折矯正手術を受けた場合

には、術後の調節機能に影響はあるのだろうか？

まず術前の屈折異常による調節への影響を考えよう。屈折力 F_c (D) の矯正レンズ (薄肉レンズを仮定) で遠用矯正されている屈折異常眼が眼前 p (m) を注視するのに必要な調節量 X_o (D) は、

$$P = \frac{1}{p}$$

d (m) を矯正レンズから眼の主点までの距離とすれば、近似的には次式のようになる^{25,55)}。

$$X_o = -P(1 + 2d \cdot F_c)$$

眼鏡レンズでは、 d は約 14mm、CL では約 2mm 程度であるから、眼鏡レンズの方が CL よりも調節への影響が大きいことがわかる。正視眼では $F_c = 0$ であるから、眼前 p (m) を明視するには $P (= 1/p)$ ディオプターの調節が必要である。屈折異常矯正眼では、矯正レンズの度数 F_c とレンズ-主点間距離 d によって調節量が異なる。正視眼に比して、近視矯正眼では調節は少なくよく、遠視矯正眼では多く必要となる。

このことは、調節力が衰えて老視が出現しても、眼鏡により矯正されている近視眼は、正視眼よりもまた CL 装用眼よりも少ない調節量で明視できるため、実害は少ない。一方、眼鏡矯正されている遠視眼では、正視眼よりもまた、CL 装用眼よりも大きな調節量が必要となるため、かなり早い段階から老視が出現する。

(2) 屈折矯正手術の調節への影響⁵⁶⁾ と老視への対応
近視眼の屈折矯正手術を受けると、術後正視に近づくため、近くが以前よりも見にくくなることは一般的によく知られている。術前眼鏡矯正されていた眼が、角膜の屈折矯正手術を受けると、遠点 (FP) は変わらなくても、近点 (NP) は一般に遠ざかる。これは、前述したように、眼鏡矯正の近視眼は正視眼よりも少ない調節量で明視できるため、眼鏡矯正時と同じだけの近点距離まで術後の正視眼で明視使用とすれば、水晶体の調節量は以前よりも増加しなければならない。近視矯正では術後に角膜屈折力が減少しているため、術前と同じ近点位置に調節しようとするれば、水晶体の屈折力を以前にもまして増加させなければならないことから明らかである^{4,56)}。術前近視眼が矯正手術後正視に近づけば、術後の調節への負担は増加する。これは術前の矯正手段が眼鏡でも CL でも同じである。眼鏡矯正の方が影響は大きく、CL ではその効果は小さい。一方、術前遠視眼では、矯正手術後正視

に近づくと、術後の調節負担は以前より少なくなる。

調節の観点から屈折矯正手術を考えれば、近視矯正手術は調節負担が増して近くが見にくくなりやすく、近方視の満足度は低下しやすい。一方、遠視矯正手術では術後の調節負担は軽減するため、近方視への満足度は大きいといえる。これらのことは、術前の眼鏡矯正眼で大きく、術前 CL 装用者では軽微である。そのため、術前における患者への教育やインフォームドコンセントを行う際に、術後の調節への影響を十分説明しておく必要がある。とくに中高年者にとっては老視への対応から調節の配慮が必須となる。

8) 視野検査

(1) 中心視と周辺視

我々が患者の眼を見るとき、真の瞳孔や虹彩が見えるのではなく、角膜屈折による虚像を見ている。実際の瞳孔の角膜屈折による虚像は眼の入射瞳 (entrance pupil) と呼ばれており、Gullstrand の模型眼の数値を用いれば、実際の瞳孔よりも約 0.5mm 検査側に近づいて、かつ約 14~15% 拡大されて観察される。この入射瞳は、実際の瞳孔を通過する光線を決定する際の指標に用いるべきものである^{6,25)}。

患者の眼が固視した点からの光線は眼球全体に達するが、入射瞳に入る光線束のみが眼内に入る。したがって固視点と入射瞳の中心を結ぶ線上に中心を有する入射瞳と重なっている角膜領域のみが、その固視点を見るのに使用されている角膜である。この線は照準線 (line of sight) と呼ばれ、幾何光学における中心窩に達する光線束の代表光線あるいは主光線 (chief ray) に相当する。したがって、光学的な特性に関する限り、角膜手術における光学領 (あるいは切除域) の望ましい中心の位置決めは、照準線と角膜の交点 (visual center と呼ばれる) になされるべきである⁶⁾。

入射瞳と重なる角膜部分にいかなる角膜の不正や瘢痕が存在しても、不正な屈折やグレアを引き起こす。一方、入射瞳より周辺部での不正や瘢痕は、網膜中心窩に達する光には影響を及ぼさない。RK における場合、角膜の光学領 (optical zone) が瞳孔 (入射瞳) 径よりも大きければ、中心窩へのグレア光の影響は認められない。逆に、瞳孔径の方が光学領よりも大きくなれば、中心窩へグレア光が達するようになる。明所視で瞳孔径が小さい場合よりも、薄明視や暗所視で瞳孔径が大きくなる場合にグレア障害が伴い、コントラスト感度をも低下させることになる⁷⁾。

同様なことは、エキシマレーザー PRK や LASIK

などでも起こる。切除域が入射瞳径と同じであるか小さくなれば、切除域の境界部、移行帯の不規則部分からのグレア光が中心窩に影響を及ぼし、中心視力への障害がはじめる。そのため、切除径は瞳孔（入射瞳）径よりも十分に大きくとる必要がある。

もしも、光学的に重要な角膜の領域が入射瞳と重なる部分のみであるならば、なぜ角膜はそんなに大きいのか？それは、視野の周辺部からの光が入射瞳に入るために角膜の周辺部を通過しなければならないためである。したがって、角膜周辺部での不正や癍痕は、周辺視での不正なボケやグレアの原因となる。患者が、固視点を中心とするかなりの視野でグレアの生じない視覚を得るためには、入射瞳よりも大きな角膜光学領や切除域が必要となる。光学領が大きくなればなるほど、グレアの生じない視野の広さが大きくなる。光学領がいかに大きくても、固視点を中心とする領域にグレアの生じない視覚を得るためには、光学領は照準線を中心に確保されるべきである⁶⁾。

(2) グレアと視野への影響

グレアが生じない中心視および周辺視のための角膜光学領のサイズ^{6, 57)}を考えよう。ここでは、近軸領域を仮定し、角膜は薄肉レンズで球面形状を仮定する。また、涙液レンズの影響を無視することにする。グレアの生じない視野の大きさ（視野角の半分（ δ ））と、角膜光学領の直径（D）との関係は、入射瞳の中心（E）を座標系の原点にとれば、角膜の曲率半径（r）で決まる円の方程式と、入射瞳の端を通る周辺光線の直線の方程式より関係式が求められる⁵⁷⁾。ここで、rは角膜表面の曲率半径、eは角膜面から入射瞳までの距離、 ϕ は入射瞳の直径、 δ はグレアの生じない物体空間での視野の大きさ（視野角の半分）をそれぞれ示す。これらより、 δ は解析的に次式で与えられる⁵⁷⁾。

$$\delta = \tan^{-1} \left[\frac{D - \phi}{\sqrt{4r^2 - D^2} - 2(r - e)} \right] \dots\dots (4)$$

ただし、Dはグレアの生じない角膜光学領の直径を示す。入射瞳の位置eは角膜レンズの屈折力K(D)により、次式で与えられる⁵⁷⁾。

$$e = \frac{e'}{1.336 - e' K} \dots\dots (5)$$

ただし、e'は角膜表面から実瞳孔面までの距離である。

また、グレアが生じないための角膜の光学領の大きさ

Dは、

$$D = 2 \left[\frac{\{(r - e) \tan \delta - (\phi / 2)\} - \tan \delta \sqrt{r^2 (\tan^2 \delta + 1)} - \{(r - e) \tan \delta - (\phi / 2)\}^2}{\tan^2 \delta + 1} \right] \dots\dots (6)$$

で解析的に求めることができる⁵⁷⁾。

瞳孔径（入射瞳径）が既知の場合、角膜の光学領の直径が与えられると、その際に決まるグレアの生じない視野の大きさは(4)式から計算できる。逆に必要な視野の大きさが与えられたとき、入射瞳の大きさから必要な角膜光学領のサイズを求めることができる。

グレアの生じない明瞭な視野の大きさは、入射瞳と角膜光学領のサイズに影響される。例えば、4mmの瞳孔径で角膜光学領が8mmの場合で約46°、6mmの光学領で約22°、5mmの光学領で約11°（視野角の半分）が得られることがわかる。

眼鏡レンズを用いた場合には同様に、レンズの大きさ、屈折力、入射瞳の位置、更には頂間距離などに依存する^{26, 57, 55)}が、ここでは比較のため、プラノレンズで40mm径の眼鏡レンズで得られる周辺視可能範囲（視野角の半分）を見積もると、入射瞳径2mmで約52°、入射瞳径6mmで約49°となる。ただし、視野の大きさは、眼球回旋点ではなく入射瞳の中心に対して張る角度を用いた。

RKのように、3mm程度の小さな角膜透明光学領を残すような場合には、入射瞳径が2mmのときでさえ約10°（視野角の半分）程度の視野角しかグレアが生じない視野が確保できない。もちろん、入射瞳径と同じだけの角膜光学領しか残さなければ、グレアの生じない視野の大きさはゼロとなる。つまり無限遠方からの光のみがグレアを伴わないで中心窩に達することができるのである。しかし、中心窩以外の傍中心窩から周辺網膜にかけて、切開部や角膜不正部からのグレア光が何らかの形で影響を及ぼしていることには注意すべきである。

9) コントラスト感度

(1) コントラストとコントラスト感度

コントラスト感度とは、ある空間周波数（cycles/degree 以下 cpd）において認識できる最小コントラスト（明暗対比）の逆数である。通常、数種類の空間周波数におけるコントラスト感度を求めその分布を求めている⁵⁹⁾。

コントラスト感度測定装置では、昼間・夜間および昼間視周辺グレア光源下・夜間視中心グレア光源下でのコントラスト感度が測定可能なものもあり、屈折矯

正手術後の視機能評価に有用である。内部視標は約30cmの距離にあるが、附属の加入レンズを入れることで遠方視と近方視を区別して測定できる。通常の測定ではどちらか一方で十分であるが、検査の際には条件を常に統一しておくべきである。また、完全矯正の状態で行い、屈折異常によるコントラスト感度の低下を除外すべきである。

正常人のコントラスト感度は約3~6cpdの空間周波数で最も高くなり、周波数がこれより低くても高くても低下する。また高齢者のコントラスト感度は若年者よりも中~高空間周波数領域での低下が認められる。臨床検査される視力は、視標のコントラストが1(100%)の場合であり、最もコントラストの高い視標における最小分離閾値であり、コントラスト感度曲線が横軸(コントラスト感度1)と交差する切片に相当する。昼間視周辺グレア光源下のコントラスト感度は昼間視のそれよりも高くなる。これは周辺光源のために瞳孔が縮瞳しその結果焦点深度が深くなり、また球面収差の影響が少なくなるためである。逆に夜間視では瞳孔が散瞳し球面収差の影響が顕著になるため昼間視よりもコントラスト感度は低下する。

(2) コントラスト感度と低コントラスト視力

コントラスト感度曲線のある特定領域(CSF曲線の右側部分)だけを簡便に調べられるように工夫したものが、logMAR近距離視力表の低コントラスト視標である⁶⁰⁾。高コントラスト(95%程度)以外に25%と6%の視標を用意している。低コントラスト視力をコントラスト感度のグラフ上で考えると、高コントラストの視力はコントラスト感度がほぼ1(コントラスト100%)における交点を、25%での低コントラスト視力はコントラスト感度が4(あるいはコントラスト25%)の水平軸における最大空間周波数(視力)であり、6%の低コントラスト視力はコントラスト感度が約17(あるいはコントラストが6%)の水平軸での空間周波数(あるいは視力)を与えてくれるため、コントラスト感度曲線の右側がほぼ直線的に右下がりにより低下する部分をこれらの三点から推定することができる^{60,61)}。

通常の眼のコントラスト感度では低~高空間周波数領域での見え方を評価できる。通常の視力は良好だが、なんだか見にくい場合や、眼科手術(白内障、屈折矯正手術)後の見え方だけでなく、高齢者や初期白内障症例の術前検査などにも役立つ。とくに低コントラスト視力は日常の見え方をある程度推定することが

できるため有益だと考える。正常眼と白内障の結果^{60,61)}では、高コントラスト(95%)と25%の視力低下は正常群ではわずかであるが、高齢者や白内障群では約1段階の低下を伴い、6%では更に大きく低下していた。また環境照度が80lxの低照度下では700lxの明るい環境下よりも更に視力値が低くなっていた。logMAR視力表での20歳代の結果は正常データにあるが、視力0.7以上ある60歳以上群のデータは三点を結んだ曲線が左側にシフト(CSFが低下している)していた。また視力が0.7未満の白内障群(手術希望者)は更にコントラスト感度の低下が顕著で、60歳以上群よりも更に低下していた。高齢者群の通常視力は平均で1.0程度(30c/d)あるため視力良好群とみなされるが、低コントラスト視力は20歳代よりも1/2~1/3程度に低下しており、普段の見え方は十分ではないことが想像でき臨床的な患者の訴えとも相関する。

(3) 屈折矯正手術後のコントラスト感度

RKやPRK術後では、視力が良好であるにもかかわらず何らかの視覚的兆候(夜間のグレア障害)を訴えることがしばしばある。角膜屈折矯正手術では角膜の中央部を扁平化することで近視矯正をはかっているが、正常角膜は中央部~周辺部にかけてわずかにフラット化している。屈折矯正手術後の角膜は本来の形状とは異なる非生理的な光学面を構成しており、とくに夜間では瞳孔径が大きくなるため非生理的な角膜形状の影響が強くなる。コントラスト感度検査は屈折矯正手術後の評価に不可欠なものである。

PRK術後のコントラスト感度については様々な報告^{62,63)}があるが、一定の見解が得られているわけではない。筆者らの経験では、PRK術後1カ月目の夜間視および夜間視中心グレア光源下のコントラスト感度は術前に比して低下していた⁶⁴⁾。術後6カ月では夜間視のコントラスト感度はほぼ術前の状態まで改善していたが、夜間視中心グレア光源下でのコントラスト感度は術前よりもわずかに低下していた。

最近のLASIK手術においては、術後視力は従来のRKやPRKよりもずいぶんよくなっている。確かに術後の高コントラスト視力(通常視力)は極めて良好であるが、LASIK術後といえども低コントラスト視力が術前よりも術後早期に低下している症例がかなり認められる⁶⁵⁾(相澤大輔他: Customized LASIK術後のコントラスト感度, 第37回日本眼光学学会)。しかし最近のwavefront-guided LASIKでは眼球全体

の波面収差を測定し、眼球追尾装置と Flying spot のレーザー照射により極めて良好な術後視力とコントラスト感度が得られている（相澤大輔他：Customized LASIK 術後のコントラスト感度. 第37回日本眼光学学会）。従来の PRK や初期 LASIK のようなコントラスト感度低下はみられなくなっている。これは波面収差の補正による効果だけでなく、網膜像の拡大効果（前述の(1), (2)参照）も寄与していることに留意されたい。

このような屈折矯正手術後の夜間視コントラスト感度低下や夜間視のグレア障害の主たる原因としては、エキシマレーザー照射後の角膜上皮混濁の影響（PRK, PTK）、不適切なセンタリング（PRK, PTK, LASIK）、角膜の表面不整（不整乱視）や球面収差の増加（PRK, PTK, LASIK）などが考えられる^{6, 66, 67}。コントラスト感度の検査と同時に上記の諸点についても評価することが大切である。

4. あとがき

眼科臨床における各種視機能検査はますます重要性を増しているが、各種眼科手術の発展に伴って、通常の検査がそのまま通用しない場合も多くなる。そのため新たな検査方法や機器も登場してきている。とくに最近の屈折矯正手術の急激な普及や白内障を含めた各種眼科手術の発展している現状では、視機能の臨床検査を実施する際に、眼光学系の特異性や眼科手術に伴う光学系の変化を十分に理解しておけば、大きな落とし穴に陥ることを回避できることとなる。

本稿は、視覚の科学 22 巻第 3 号（2001, p.66-84）⁶⁸ および光学 31 巻 1 号（2002, p.2-8）⁶⁹ の既報を基にして追加修正を加えたものである。

本稿は、第 47 回日本眼光学学会総会の特別講演の内容をまとめたものであり、この機会を与えて頂きました総会長の根岸一乃先生はじめ理事長の不二門 尚先生や日本眼光学学会員の皆様方に感謝申し上げます。また、本研究を実施するにあたり、ご協力いただきました西信元嗣教授（奈良医科大学眼科）、Guyton DL 教授（Johns Hopkins 大学、Wilmer 眼科）、清水公也教授（北里大学眼科）はじめ多くの先生方や大学院生に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 魚里 博監訳：屈折矯正表層角膜形成術. 134, 診断と治療社, 東京, 1996.
- 2) 魚里 博：LASIK, ES Now illustrated イラストでみる今日の眼科手術. 大橋裕一編, 138-145, メジカルビュー社, 東京, 1997.
- 3) 魚里 博：眼光学から見た屈折矯正手術, 検査と誤差因子. 澤 充編, 眼科オピニオン 5, 角膜屈折矯正手術, 35-49, 中山書店, 東京, 1998.
- 4) 魚里 博, 清水公也編集：屈折矯正のプロセスと実際. 水流忠彦監修, 207, 金原出版, 東京, 1998.
- 5) 魚里 博：術後視機能, ビッセン宮島弘子編著, LASIK, 104-106, メディカルトリビューン, 東京, 2000.
- 6) Uozato H & Guyton DL: Centering corneal surgical procedures. Am J Ophthalmol 103: 264-275, 1987.
- 7) 魚里 博：屈折矯正の光学. Nano Ophthalmology 8: 11-14, 1994.
- 8) Uozato H, Sakurai I & Saishin M: Effect of corneal configuration change on corneal endothelium evaluation in laser refractive surgery. Laser Tech in Ophthalmol 5: 18, 1996.
- 9) 魚里 博：屈折手術における中心軸決定. 眼科手術 10: 487-504, 1997.
- 10) 魚里 博：角膜形状の評価法. 眼科 39: 697-705, 1997.
- 11) 魚里 博：眼圧と屈折矯正手術. Vision Times 4: 7-10, 1997.
- 12) Uozato H, Sakurai I & Saishin M: Effect of corneal configuration change on intraocular pressure in excimer laser refractive surgery. Invest Ophthalmol Vis Sci 38: 533, 1997.
- 13) 魚里 博：角膜屈折検査における角膜の換算屈折率. 視覚の科学 18: 9-14, 1997.
- 14) 魚里 博：屈折異常の光学系と矯正. 眼科 43: 357-364, 2001.
- 15) 魚里 博：屈折矯正手術後眼の眼内レンズ度数計算. あたらしい眼科 15: 665-666, 1998.
- 16) 魚里 博：新しい屈折矯正：白内障・屈折矯正手術前後における検査の留意点. Jpn Orthopt J 29: 89-102, 2001.
- 17) 魚里 博：眼光学と視機能検査. 臨床検査 45: 1505-1520, 2001.
- 18) 前田直之, 魚里 博編集：診療に役立つ眼光学. 眼科診療プラクティス 71, 140, 文光堂, 東京, 2001.
- 19) 三橋俊文：視力とコントラスト感度と眼の波面収差. 光学 31: 20-24, 2002.
- 20) Baily IL & Lovie JE: New design principles for visual acuity letter charts. Am J Optom Physiol Opt 53: 740-745, 1976.
- 21) Ferris F, Kassoff A et al: New visual acuity chart for clinical research. Am J Ophthalmol 94: 91-96, 1982.
- 22) Early Treatment Diabetic Retinopathy Study (ETDRS) Research Group: Photocoagulation for diabetic macular edema. Early Treatment Diabetic Retinopathy Study report number 1. Arch Ophthalmol 103: 1796-1806, 1985.
- 23) 魚里 博：視力の光学的側面とスーパービジョン. 神眼 18: 257-264, 2001.
- 24) 魚里 博：これからの眼屈折. 日本弱視斜視学会報 34 (No.3): 26-33, 1997.
- 25) 魚里 博：近視の光学と眼鏡. 眼科 Mook, No.34 近視, 132-148, 金原出版, 東京, 1987.

- 26) 魚里 博：屈折検査。小口芳久編，眼科 Text, 36-39, 南山堂，東京，1995。
- 27) 所 敬：屈折異常とその矯正 第2版。金原出版，東京，1992。
- 28) Corboy JM: The Retinoscopy Book. 109, Slack, Thorofare, 1979.
- 29) Duke-Elder SS & Abrams D: Ophthalmic optics and refraction. In: System of Ophthalmology, 406-408, Henry Kimpton, London, 1970.
- 30) 魚里 博，渡辺千博：屈折矯正手術における眼鏡面と角膜面における屈折矯正量の関係。眼科手術 11: 69-72, 1998。
- 31) 桜井一郎，魚里 博他：エキシマレーザー屈折矯正手術による他覚的屈折値と角膜曲率の変化量の関係。IOL&RS 9: 265-269, 1995。
- 32) 魚里 博，桜井一郎：ピデオケラトスコープの原理および諸機種の特徴。あたらしい眼科 12: 541-548, 1995。
- 33) 桜井一郎，魚里 博，西信元嗣：Axial および Tangential 表示による角膜トポグラフィ。あたらしい眼科 13: 1415-1418, 1996。
- 34) 魚里 博：角膜の全形状解析装置—オープンスキャン—。視覚の科学 18: 93-95, 1997。
- 35) 増田紀子，桜井一郎他：角膜含水率が超音波パキメトリーに及ぼす影響。眼科手術 9: 561-564, 1996。
- 36) 増田紀子，魚里 博他：屈折矯正角膜表層形成術中における超音波パキメーターによる角膜厚の変化。眼紀 48: 736-739, 1997。
- 37) Bolton CA & Herman WK: Corneal thickness during ultrasound pachymetry for radial keratotomy. J Refract Surg 2: 221-222, 1986。
- 38) Hedbys BO & Mishima S: The thickness-hydration relationship of the cornea. Exp Eye Res 5: 221-228, 1966。
- 39) 嶺井利沙子，魚里 博，清水公也：IOLMaster™。眼科手術 15: 49-51, 2002。
- 40) Fantes FE, Hanna KD & Waring GO III : Wound healing after excimer laser keratomileusis (photorefractive keratectomy) in monkeys. Arch Ophthalmol 108: 665-675, 1990。
- 41) Wu WCS, Stark WJ & Green WR: Corneal wound healing after 193nm excimer laser keratectomy. Arch Ophthalmol 109: 1426-1432, 1991。
- 42) Kreuger RR, Krasinski JS et al: High speed shadowgraphy of excimer laser excited shock wave: The effect of helium on propagation velocity. Invest Ophthalmol Vis Sci 33: 765, 1992。
- 43) Bende T, Seiler T & Wollensak J: Side effects in excimer corneal surgery. Grefes Arch Clin Exp Ophthalmol 226: 277-280, 1988。
- 44) Uozato H & Sakurai I: Effect of corneal configuration change on corneal endothelium evaluation in refractive surgery. Invest Ophthalmol Vis Sci 37: S315, 1996。
- 45) 真島行彦，坪田一男：角膜内皮のスペキュラーマイクロコピー。植村恭夫編，スペキュラーマイクロコピー，39-44, 南山堂，東京，1990。
- 46) Gartry DS, Kerr Muir MG & Marshall J: Excimer laser photorefractive keratectomy: 18-month follow-up. Ophthalmology 99: 1209-1219, 1992。
- 47) Schipper I, Senn P et al: Intraocular pressure after excimer laser photorefractive keratectomy for myopia. J Cataract Refract Surg 11: 366-370, 1995。
- 48) Chatterjee A, Shah S et al: Reduction in intraocular pressure after excimer laser photorefractive keratectomy. Ophthalmology 104: 355-359, 1997。
- 49) Faucher A, Grefoire J et al: Accuracy of Goldmann tonometry after refractive surgery. J Cataract Refract Surg 23: 832-838, 1997。
- 50) Mardelli PG, Piebenga LW et al: The effect of excimer laser photorefractive keratectomy on intraocular pressure measurements usidn the Goldmann applanation tonometer. Ophthalmology 104: 945-948, 1997。
- 51) 松本拓也，牧野弘之他：長期ステロイドの全身投与による角膜厚と眼圧測定値に対する影響。視覚の科学 18: 84-88, 1997。
- 52) 増田あこ，清水公也他：屈折手術施行眼における眼圧の過小評価。臨眼 52: 365-368, 1998。
- 53) 松本拓也，牧野弘之他：非接触眼圧計と Goldmann 圧平眼圧計の測定値の相違—角膜厚および角膜曲率の影響。日眼会誌 104: 317-323, 2000。
- 54) 有本あこ，清水公也他：Laser in situ keratomileusis 後の眼圧過小評価。日眼会誌 105: 771-775, 2001。
- 55) 魚里 博：両眼視における調節と輻輳。眼鏡の科学 Vol.5 (日本眼科学学会編)，55-94, 1981。
- 56) 魚里 博：調節の測定方法。視覚の科学 16: 102-106, 1995。
- 57) 魚里 博，Guyton DL 他：Glare-Free Vision に必要なコンタクトレンズの光学値。日コレ誌 29: 305-310, 1987。
- 58) 魚里 博：視野の眼科学，メガネ枠，レンズによる視野制限。本田孔士編，眼科診療プラクティス 28 視野のすべて，121-127, 文光堂，東京，1997。
- 59) Nadler MP, Miller D & Nadler D: Glare and Contrast Sensitivity for Clinicians. 150, Springer-Verlag, New York, 1990。
- 60) 魚里 博：logMAR 近距離視力表について。Nano Ophthalmology 22: 27-29, 2000。
- 61) 魚里 博：低コントラスト視力。IOL&RS 15: 200-204, 2001
- 62) Fantes FE, Hanna KD & Waring GO III : Wound healing after excimer laser keratomileusis (photorefractive keratectomy) in monkeys. Arch Ophthalmol 108: 665-675, 1990
- 63) McDonald MB, Haik M & Kaufman HE: Color vision and contrast sensitivity testing after radial keratotomy. Am J Ophthalmol 103: 468, 1987。
- 64) 桜井一郎，魚里 博他：エキシマレーザー屈折矯正手術後のコントラスト感度およびグレア障害。視覚の科学 17: 55-60, 1996。
- 65) 中島純子，杉山由紀子他：LASIK 術後の低コントラスト視力。日本視能訓練士協会誌 29: 177-183, 2001。
- 66) Seiler T, Genth U et al: Aspheric photorefractive keratectomy with excimer laser. J Refract Corneal Surg 9: 166-172, 1993。

67) Cavanaugh TB, Durrie DS et al: Topographical analysis of the centration of excimer laser photorefractive keratectomy, J Cataract Refract Surg 19(Suppl): 136-143, 1993.

68) 魚里 博: 屈折矯正における眼球光学系と視機能検査. 視覚の科学 22: 66-84, 2002.

69) 魚里 博: 眼の光学特性と視力矯正. 光学 31: 2-8, 2002.

 総 説

眼科のための光学入門 (2) 波面収差の分類と特徴

宮前 博

コニカミノルタテクノロジーセンター(株)

Introduction to Optics for Ophthalmology (2) Classification and Feature of Wavefront Aberration

Hiroshi Miyamae

Konica Minolta Technology Center, INC.

ゼルニケ多項式の関数形と直交性に関する特徴について述べる。ゼルニケ多項式のなかには光軸を中心とする回転によって互いに重なり合うものがあり、それらは任意の独立な二つの多項式の線形結合であらわすことができる。このことを利用すると、眼光学系などの複雑な波面収差の場合でも収差展開の際にその主成分をあらかじめ適切に選ぶことによって、少数の項数で収差の特徴を抽出し近似の精度を上げることができる。ゼルニケ多項式の低次の部分に対応する光線収差の形状についても述べる。

(視覚の科学 33: 66-70, 2012)

キーワード: ゼルニケ多項式, 線形結合, 主成分, 近似精度, 光線収差

Function figures and orthonormal features of Zernike polynomials are described. Some of the polynomials are identical except for their angular direction, and they can be expressed with a linear combination of any two independent polynomials. We can accurately approximate even a complex wave aberration of ophthalmic optics, if some suitable principal components of the polynomials are chosen in advance. Ray aberration patterns corresponding to lower order Zernike polynomials are also described.

(Jpn J Vis Sci 33: 66-70, 2012)

Key Words : Zernike polynomial, Linear combination, Principal component, Approximation accuracy, Ray aberration

1. はじめに

今回は、任意の波面収差がゼルニケ多項式で展開できること、波面収差を一種のベクトルと考えたとき、ゼルニケ多項式は正規直交する基本ベクトルに相当することを示した。今回はこのように基本的な波面収差としてのゼルニケ多項式の具体的な特徴を概観したい。ゼルニケ多項式のなかには光軸を中心とする回転によって互いに重なり合うものがあり、これらをまとめて取り扱うことの利点を示したい。最後に、波面収差と光線収差の関係について触れる。

2. 低次のゼルニケ多項式

前回の復習になるが、図1にゼルニケ多項式の低次の項をフリンジオーダーで並べたものの最初の九つの項を示す。各関数の定義域(横軸)は半径1に正規化された円形の瞳で、縦軸方向に関数の値を示している。

これらのうち定数項(ピストンとも呼ばれる)以外はザイデル収差に対応しているが、ティルトと非点収差以外は動径方向の関数としては ρ のべき乗の単項式でなく、低次の項が加えられている点に特徴があ

別刷請求先: 191-8511 日野市さくら町1 コニカミノルタテクノロジーセンター(株) 宮前 博
(2012年4月23日受理)

Reprint requests to: Hiroshi Miyamae Konica Minolta Technology Center, INC.
1 Sakura-machi, Hino 191-8511, Japan
(Received and accepted April 23, 2012)

り、これがほかの項との直交化のためであることは前回示したとおりである。例えば、光軸方向のデフォーカスには定数項成分が加わっており、コマ収差にはそれぞれの方向のティルト成分が、球面収差には光軸方向のデフォーカスと定数項の成分が加わっている。コマ収差と球面収差に動径方向のうねりがあるのはこのためである。

ザイデル収差は本来軸外収差を含んでいるため、歪曲収差とか像面湾曲という収差が存在するが、これらに厳密に対応する項はゼルニケ多項式にはない（あえていうなら、前者はティルトに、後者は光軸方向のデフォーカスに対応する）。また、本来軸対称な光学系のみを対象にしているザイデル収差では、像高に対し±45°方向の非点収差も存在しない。

一方、ゼルニケ多項式では軸外収差は扱わないので、もし光学系が軸対称であったら光軸方向のデフォーカスや球面収差以外の軸対称でない収差は存在しなくなる。ティルト、非点収差、コマ収差などは一般に光学系が軸対称でないために生じる。これらの収

差はいずれも光軸の周りの回転に関して2回対称（半回転対称）となっていることがわかる。

コマ収差の波面収差形状に関しては、瞳を二分割して考えるとそれぞれの半瞳で光軸方向に対し逆向きのデフォーカスが生じていると定性的に解釈することもできる。このことから、コマ収差が存在することで焦点前後での深度が深くなることが容易に推察される。

3. 高次のゼルニケ多項式

フリンジオーダーに並べたときに次に高い次数の波面収差として、トレフォイル、二次の非点収差、テトラフォイルを図2に示す。これらはそれぞれ光軸に関し3, 2, 4回対称である。一般に偏角方向の関数が $\cos n\phi$ 、または $\sin n\phi$ の形をしている収差は、光軸に関し n 回対称となる。また二次の非点収差には直交化のために ρ^4 に比例する項に非点収差の項が加えられているため、コマ収差と同様に動径方向に向けたうねりがある。光軸に関しては非点収差などと同じく2回対称になっている。

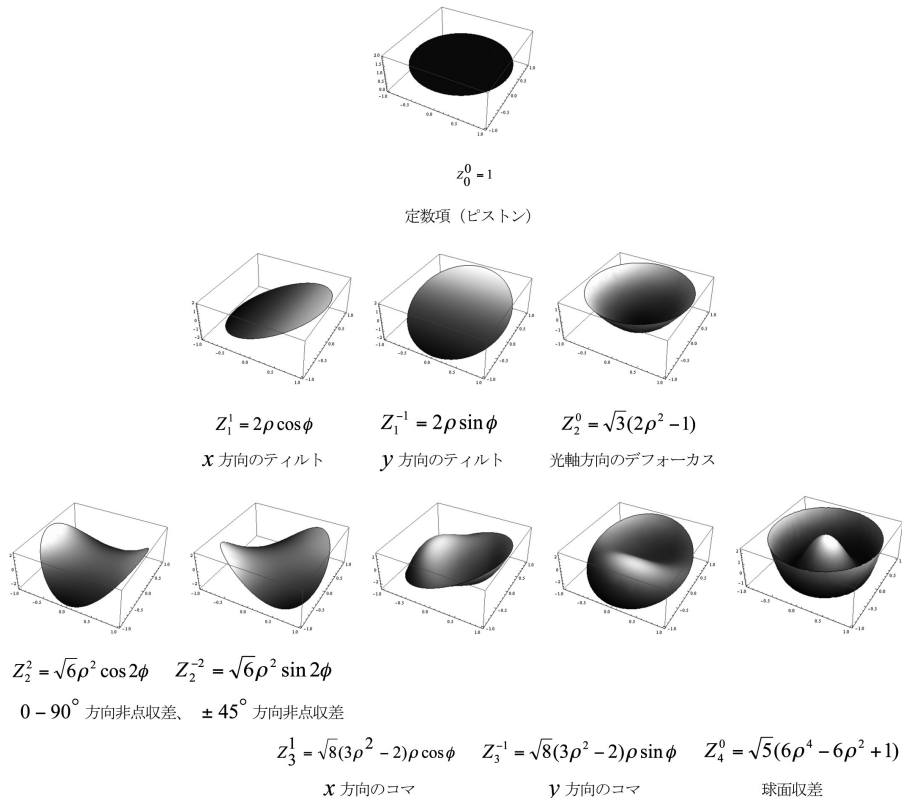
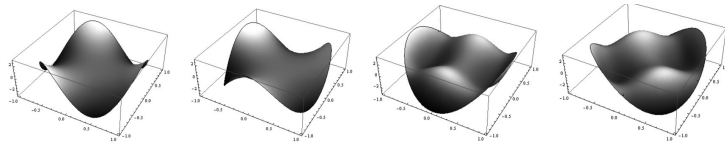


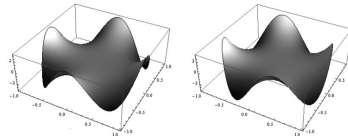
図1 フリンジオーダーに並べ直したゼルニケ多項式 (最初の9項)



$$Z_3^3 = \sqrt{8}\rho^3 \cos 3\phi \quad Z_3^{-3} = \sqrt{8}\rho^3 \sin 3\phi \quad Z_4^2 = \sqrt{10}(4\rho^2 - 3)\rho^2 \cos 2\phi \quad Z_4^{-2} = \sqrt{10}(4\rho^2 - 3)\rho^2 \sin 2\phi$$

トレフォイル

二次の非点収差



$$Z_4^4 = \sqrt{10}\rho^4 \cos 4\phi \quad Z_4^{-4} = \sqrt{10}\rho^4 \sin 4\phi$$

テトラフォイル

図2 比較的高次の収差
代表的なものとして3種類を挙げる。

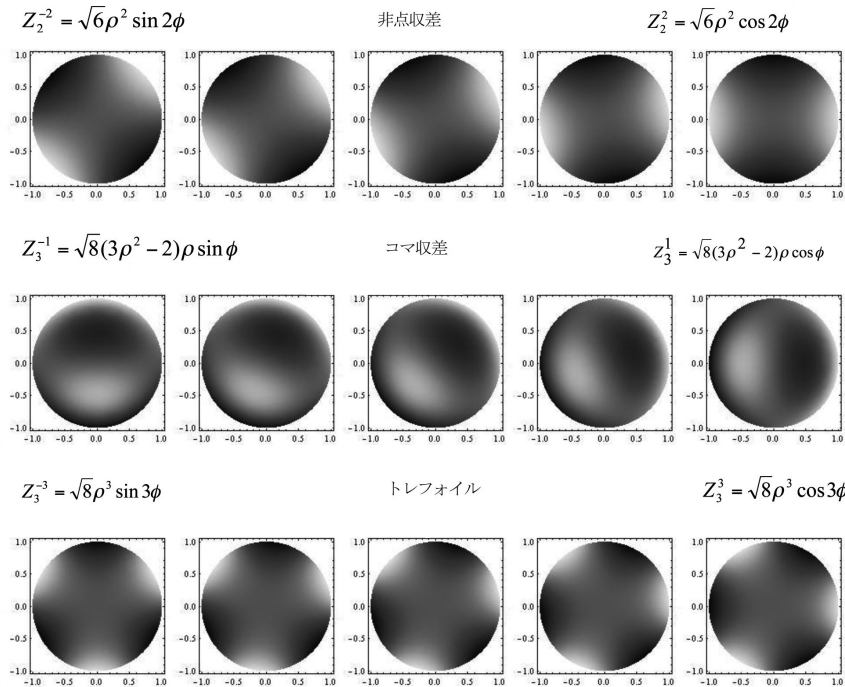


図3 ペアとなるゼルニケ多項式の線形結合
左端と右端の関数ペアを適当に「内分」した関数を順に図示したもの。

4. 同類のゼルニケ多項式の関係

ゼルニケ多項式の形状をみると、定数項、光軸方向のデフォーカス、球面収差を除くとほかの収差はすべて、同じ形のものが向きを変えて二つずつペアになっている。このうちティルトとコマ収差のペアは、互い

に±90°の回転で重なり合い、トレフォイルは±30°、非点収差や二次の非点収差は±45°、テトラフォイルは±22.5°の回転でそれぞれ重なり合うことがみてとれる。

一般に偏角方向の関数が $\cos n\phi$ と $\sin n\phi$ の形の収差のペアは互いに±90/n°の回転で重なりあう。これ

は常に $\cos\left(n\left(\phi - \frac{\pi}{2n}\right)\right) = \cos\left(n\phi - \frac{\pi}{2}\right) = \sin n\phi$ が成り立つことから明らかである。

更にこれらのペアを適当な比率で線形結合させると、同じ形状で任意の回転方向の収差をあらわすことができる。図3は非点収差、コマ収差、トレフォイルについて互いに重なり合うまで少しずつ向きを変えた関数を並べている。これら以外の向きの関数もペアとなる関数であらわすことができるが、係数の正負を考えればこの範囲の関数だけで、すべての向きをあらわすことができる。またペアの取り方は必ずしも $\cos n\phi$ と $\sin n\phi$ の形でなくてよく、 α を回転角として、 $\cos n(\phi - \alpha)$ と $\sin n(\phi - \alpha)$ のようにしてもよいということもわかる。 α をペアごとに勝手に決めた定数にしてもほかの収差との直交性は確保されるところが面白い。

ゼルニケ多項式系にこのような対称性がある、その表現にある種の冗長度があることは応用上特筆すべきことで、波面収差を少数の項で精度よく表現したいときなどにこの性質を用いることができる。ペアとなっている収差成分を求めるとき、例えば $\cos n(\phi - \alpha)$ の成分の絶対値が最大になるように α の値を決めるとする。このとき $\sin n(\phi - \alpha)$ の成分がほかの収差成分よりも十分小さければ、その項を相対的に無視しても近似精度は変わらないということが起こり得る。もちろんほかの収差の係数との比較は必要だが、このような作業を通じて任意の波面収差のペア収差の「主成分」がどちらの方向を向いているかを調べ、それらのなかから寄与の大きい項を拾い上げることで、項数を最低限にしながら精度の高い近似を得ることができる。

5. 波面収差と光線収差の関係

前回示したように、波面収差が瞳座標の関数として与えられたとき、像面上での光線収差は波面収差を瞳の座標で微分することによって求めることができる。瞳面が二次元の場合、簡単のため係数を省略すると

$$\Delta X = \frac{\partial W}{\partial x}, \quad \Delta Y = \frac{\partial W}{\partial y} \dots\dots\dots (1)$$

となる。ここではザイデル収差に対応した部分のいくつかについて光線収差を求めてみよう。

まず光軸方向のデフォーカスについては、図1に与えられた極座標による表現から直交座標に変換して、

$$W = Z_2^0 = \sqrt{3}(2\rho^2 - 1) = \sqrt{3}(2x^2 + 2y^2 - 1) \dots\dots\dots (2)$$

に(1)を適用して、簡単のため係数を略すと

$$\Delta X = x = \rho \cos \phi, \quad \Delta Y = y = \rho \sin \phi \dots\dots\dots (3)$$

となる。つまり、光線が瞳面上で一定の半径 ρ の円上を回転するとき、デフォーカスの軌跡は ρ に比例した半径をもつ円となる。その回転方向は同方向で「角速度」は等しいことがわかる（このとき光線が光軸にぶつかる点はいわゆる後ピンになっている。前ピンをあらわすには、(1)の係数を負にとればよく、このとき回転方向が瞳座標と逆になることは明らかである）。

次に球面収差については、

$$Z_4^0 = \sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1) \dots\dots\dots (4)$$

であるが、右辺第2項はデフォーカスに対応するから、簡単のため右辺第1項のみを考えると、

$$W = 6\sqrt{5}\rho^4 = 6\sqrt{5}(x^2 + y^2)^2 \dots\dots\dots (5)$$

$$\Delta X = (x^2 + y^2)x = \rho^3 \cos \phi, \\ \Delta Y = (x^2 + y^2)y = \rho^3 \sin \phi \dots\dots\dots (6)$$

となり、光線が瞳面上で一定の半径 ρ の円上を動くとき、球面収差の横収差の軌跡は ρ^3 に比例した半径をもつ円となる。光軸方向のデフォーカスと同様、その回転方向は同方向で「角速度」は等しい。

x 方向のティルトについては、

$$W = Z_1^1 = 2\rho \cos \phi = 2x \dots\dots\dots (7)$$

を(1)に適用して、簡単に

$$\Delta X = 2, \quad \Delta Y = 0 \dots\dots\dots (8)$$

となる。像面上でのティルト量はプラス方向になる。0~90°方向非点収差については、

$$W = Z_2^2 = \sqrt{6}\rho^2 \cos 2\phi = \sqrt{6}(x^2 - y^2) \dots\dots\dots (9)$$

から同様に係数を略して

$$\Delta X = x, \quad \Delta Y = -y \dots\dots\dots (10)$$

となり、これだけみると像面内では光軸に対称な収差にみえる。しかし、例えば

$$W = Z_2^2 \pm \sqrt{6}\rho^2 = \begin{cases} 2\sqrt{6}x^2 \\ -2\sqrt{6}y^2 \end{cases} \dots\dots\dots (11)$$

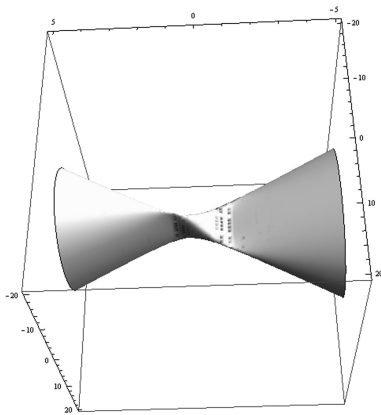


図4 非点収差の形状概念図

のようなデフォーカス項を与えると、(10) に対応して

$$\Delta X = 2x, \Delta Y = 0 \quad \dots\dots\dots (12)$$

もしくは

$$\Delta X = 0, \Delta Y = -2y \quad \dots\dots\dots (13)$$

となってそれぞれ、X 軸方向、Y 軸方向の焦線であらわす。図4にデフォーカス量をパラメータにしたときの光線束の集まり状況を示す。

最後に x 方向のコマ収差

$$Z_3^1 = \sqrt{8}(3\rho^2 - 2)\rho \cos\phi \quad \dots\dots\dots (14)$$

をみよう。これから x 方向のティルト成分を除いて

$$W = 3\sqrt{8}\rho^3 \cos\phi = 3\sqrt{8}(x^2 + y^2)x \quad \dots\dots\dots (15)$$

とすると、同様に係数を略して

$$\Delta X = 3x^2 + y^2 = \rho^2(3\cos^2\phi + \sin^2\phi) = \rho^2(2 + \cos 2\phi)$$

$$\Delta Y = 2xy = 2\rho^2 \cos\phi \sin\phi = \rho^2 \sin 2\phi \quad \dots\dots\dots (16)$$

となる。光線が瞳面上で一定の半径 ρ の円上を動くとき、中心が光軸から x 方向に $2\rho^2$ ずれた半径 ρ^2 の円環が像面上にできることになり、これらの円環を重ねると x 方向に 60° の角度で広がる尾をもった彗星のような点像ができる (図5)。回転方向は同方向だが像面上では「角速度」が瞳面上でのその2倍になることに注意する。

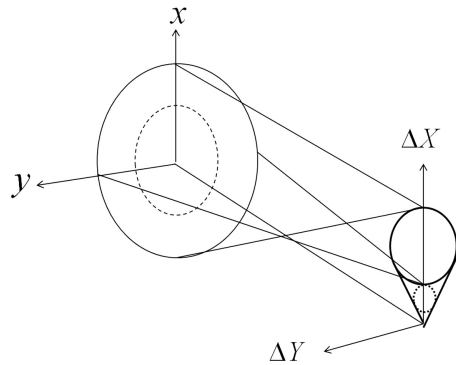


図5 コマ収差(上向き)の形状図

瞳の最周辺を通る光線を4本記入している。瞳の半径の半径の円を通る光線は、像面上では1/4の大きさの小円を作る。瞳面上で光線の通過する点が光軸を中心とする円周上を1回転すると、像面上では円周上を2回転する。

5. ま と め

ゼルニケ多項式の具体的な特徴や対称性、とくにペアとなる関数同士の関係についてその性質を述べた。像面上の光線収差は、波面収差を瞳座標で微分することによって求められる。実際に簡単な例でこれを確認した。

このようにして求めた像面上の光線収差は、あくまで幾何光学的な光線の集まり具合をあらわしたものであって、波面収差の絶対値が波長に対してあまり大きくないときには回折の影響を考慮した計算が必要となる。このことを示すよく知られた例は無収差の場合で、当然光線収差はなくなり、幾何光学上は点像は広がりのない点になるはずであるが、実際の点像はエアリーディスクと呼ばれる波長程度の大きさの構造をもつ。

今回はこのように回折の影響を考慮した点像の求め方や OTF (optical-transfer-function: 光学的伝達関数) の考え方などについて解説したい。

文 献

- 1) 大沼一彦: 不正乱視の基礎と臨床研究 (1) ザイデル収差とゼルニケ多項式の関係. 視覚の科学 28: 6-14, 2007.
- 2) 宮前 博: 光学基礎 (2) 波面収差. 眼光学チュートリアルセミナーテキスト, 2011.
- 3) Campbell CE: A new method for describing the aberration of the eye using Zernike polynomials. Optim Vis Sci 80: 79-83, 2003.

Flood Illumination 型補償光学眼底カメラを用いた 網膜奥行情報の取得

山口達夫¹⁾, 三橋俊文^{1, 2)}, 北口善之²⁾, 広原陽子^{1, 2)}, 不二門 尚²⁾

¹⁾ 株式会社トプコン, ²⁾ 大阪大学医学部感覚機能形成学

Obtaining Depth Information of the Retina Using Adaptive Optics Flood Illumination Ophthalmoscope

Tatsuo Yamaguchi¹⁾, Toshifumi Mihashi^{1, 2)}, Yoshiyuki Kitaguchi²⁾, Yoko Hirohara^{1, 2)}, Takashi Fujikado²⁾

¹⁾ Optics Lab, Topcon Corporation

²⁾ Department of Applied Visual Science, Osaka University Graduate School of Medicine

補償光学を用いた眼底カメラは、眼球光学系で発生する収差を実時間的に補償し、理想光学系の状態で眼底画像を高解像度で得ることができる。また、共焦点走査型の補償光学眼底顕微鏡を用いた画像取得では、奥行方向の分離がある程度可能であり、眼底の特定層の二次元像を得ることができる。しかし、眼底の広い範囲を照明し、照明された眼底反射を通常のカメラ光学系のように撮像素子上に結像することで眼底画像を得る **flood illumination** と呼ばれる方式では、反射強度の高い錐体の層の影響で、ほかの層を分離して観測することは困難である。我々は光源にショートアークキセノンランプを用いた **flood illumination** 型補償光学眼底カメラに、2種類の異なる照明方法を採用することで、視細胞層だけでなく、そのほかの層と推測される層の画像が取得できることを確認した。
(視覚の科学 33: 71-76, 2012)

キーワード: 補償光学, 視細胞, 視神経線維層, flood illumination

Adaptive optics (AO) ophthalmoscopes correct for monochromatic aberrations of the eye in real time, yielding high-resolution retinal images. In addition, AO scanning laser ophthalmoscopes (AO-SLO) have optical sectioning ability, yielding images at particular depth layers. Thus, images of specific retinal layers can be obtained. On the other hand, with the ophthalmoscope system called flood illumination, which involves illuminating an area of the retina and acquiring retinal images with an image sensor, it is difficult to observe a particular layer, since the reflective intensity of the photoreceptor layer is too strong to permit observation of other layers. With our AO flood illumination ophthalmoscope, which uses a Xe short-arc lamp with two different lighting methods, we obtained images of the nerve fiber layer and other layers of the retina.
(Jpn J Vis Sci 33: 71-76, 2012)

Key Words : Adaptive optics, Photoreceptor, Nerve fiber layer, Flood illumination

1. 緒 言

補償光学眼底カメラは水晶体や涙液などで常に変化する眼球光学系の収差を実時間的に測定し、測定された収差を可変鏡や液晶位相変調器などで補償し、眼を

含む撮像光学系全体でほぼ無収差状態にして眼底を撮影する装置である。このようにして回折限界系に近い光学系で眼底を撮影すると、高解像度な眼底像を得ることができる。補償光学眼底カメラを用いた様々な研究がこれまでに行われてきた¹⁾。補償光学の最初の研

別刷請求先: 174-8580 東京都板橋区蓮沼町 75-1 株式会社トプコン技術品質グループ 三橋俊文
(2012年3月1日受理)

Reprint requests to: Toshifumi Mihashi Optics Labs, Topcon Corporation
75-1 Hasunuma-cho, Itabashi-ku, Tokyo 174-8580, Japan
(Received and accepted March 1, 2012)

究は、1997年にLiangら²⁾が錐体画像を取得したことから始まり、近年ではscanning laser ophthalmoscope (以下SLO)³⁾やoptical coherence tomography (以下OCT)⁴⁾などにも補償光学が応用されている。

図1に示すように、網膜は層状の構造になっている。SLOは光を眼底にスポット状に集光させ、その反射光を眼底と光学的に共役な位置に配置したピンホールを通った光を受光する光学系である。この構造により、ピンホールに共役な部分と同じ奥行の層のみの空間情報が得られるという特徴をもっている⁵⁾。OCTは低コヒーレンス干渉の原理を用いて、参照光と光路長のほぼ一致した測定層以外からは干渉縞が観察されないことから、測定層のみを分離して観測することができる。これらの特徴から、SLOやOCTを搭載した補償光学眼底カメラでは高解像度という特徴に加えて、特定の層の二次元画像を得るといった特徴も備えている^{6,7)}。

Flood illumination型の補償光学眼底カメラでは、走査型の補償光学眼底カメラと比較し、眼球運動による画像の歪みがないという利点がある。しかしながら、flood illumination型の補償光学眼底カメラでは、照明光は網膜の広い範囲を照明するために様々な層からの反射が撮像素子で同時に観察される。眼底からの反射は錐体からの反射が最も強い⁸⁾。したがって、視細胞層に撮像光学系の焦点を合わせたときは錐体の観測が可能である。しかし、ほかの層に焦点を合わせると、視細胞層からの反射がノイズとなるためほかの層の観測は困難である。

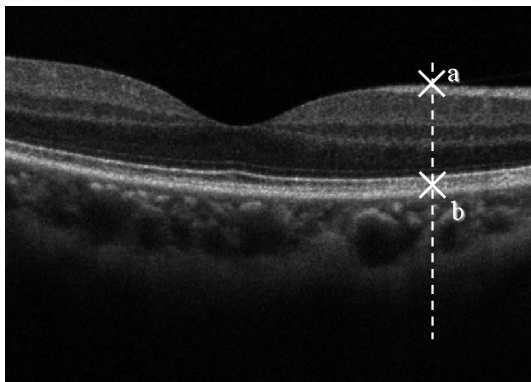


図1 網膜の断層図
トプコン社製 OCT-2000にて撮影
白点線は中心窩から鼻側3°の位置を示す。
a: 視神経線維層, b: 網膜色素上皮層

本研究では、視細胞層以外の層の像を取得することを可能にしたflood illumination型の補償光学眼底カメラを試作した。開発した補償光学眼底カメラ⁹⁾には、照明系の絞りに円形と輪帯の2種類を用意し、これらを切り替える機構と、結像系に合焦レンズを精密に動作させる制御機構をもたせた。この試作した補償光学眼底カメラを使用して健常眼の眼底画像取得実験を行い、眼底の異なる層の画像が取得できることを確認した。

本研究は大阪大学医学部附属病院倫理委員会の承認を受け、被験者には事前に十分な説明を行い、同意を得た上で測定を行った。

2. 方 法

1) 装置の構成

開発した補償光学眼底カメラは収差の測定・補償機構と眼底の画像取得機構を備え、眼球光学系の収差を補償し、眼底の特定の奥行部分に焦点を合わせた状態で画像の取得を行うことができる。図2は装置の光学系の概略図である。収差測定はシャックハルトマン型波面センサーで行った¹⁰⁾。収差測定用の光源は、シングルモードファイバーが結合された波長685 nmのlaser diode (以下LD) (FMXL107, FiberMax)である。光ファイバー端から射出した光は、偏光ビームスプリッター (以下PBS) によりS偏光成分が反射される。その後、ビームスプリッター (以下BS1)、波面補償素子で反射され、更に移動プリズム、対物

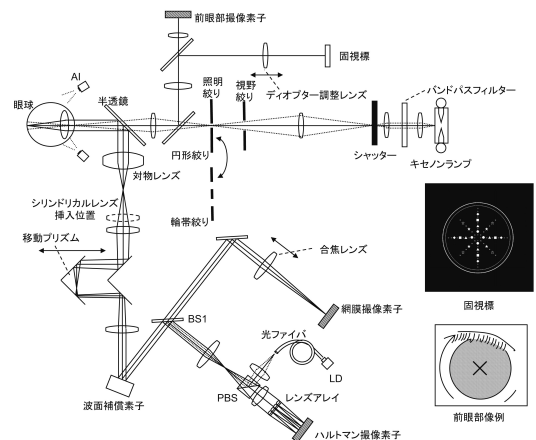


図2 光学系概略図
AI: 前眼部照明, BS1: ビームスプリッター,
PBS: 偏光ビームスプリッター, LD: laser diode

レンズを介し、半透鏡で反射された後、眼球光学系を通過して眼底に結像する。BS1は波長690nmを反射し、波長620~640nmを透過するホットミラーである。移動プリズムは光ファイバーの射出端が眼底と共役になるように、眼の球面度数に合わせて移動する。眼底からの反射光はPBSまでは照明光路を逆に通じ、眼底で偏光方向の変化したP偏光成分がPBSを透過し、レンズアレイによりハルトマン撮像素子上に結像する。この素子上の点像の重心位置を測定し、多項式近似を行うことで眼の収差を計算することができる。多項式には六次のZernike多項式を用い、解析する瞳孔径は ϕ 5.5mmとした。測定された収差を補償するために、瞳孔と共役な位置に反射型の波面補償素子(mirao 52d, Imagine Eyes社)を配置した。この波面補償素子は薄い銀蒸着されたミラーをもち、ミラーの裏に設置された52個のアクチュエーターの磁力を変化させ、薄いミラーを押し引きすることで反射面を変形することができる¹¹⁾。収差測定と補償のフィードバックループは10 Hzの周期で行う。フィードバックループが10 Hzに制限されるのは、十分に安全な測定をするために収差測定用のLDの光量を角膜上で約 $0.5\mu\text{W}$ となるようにしたため、ハルトマン像撮像素子の露光時間が100 msec必要となったことが主因である。

画像取得用の照明光源には300 Wのショートアークキセノンランプを用いた。ランプから出射された光はレンズにより平行光にされた後、波長620~640 nmのみを透過するバンドパスフィルターを通り、シャッターへ導かれる。眼底を照明する時間を必要最低限にするために、画像取得時以外はシャッターが閉じるように制御した。シャッターを通った光は、視野絞り、照明絞り、半透鏡を通過して眼底を照明する。視野絞りは眼底を直径約1 mmの範囲を照明するような大きさにした。照明絞りは眼の瞳孔と光学的に共役な位置に配置した。照明絞りの形状として円形、輪帯の2種類を用意し、必要に応じて切り替えて使用した。円形絞りは照明光の中心部分が透過する絞りである(図3(a))、この直径は眼の瞳孔上で1 mmである。輪帯絞りはドーナツ状の透過部を設けた絞りである(図3(b))。輪帯の大きさは、瞳孔上で内径3 mm、外形6 mmである。これらの絞りは板ガラスにクロムエッチングをして作成した。眼底からの反射光は半透鏡で反射され、対物レンズを介して波面補償素子で反射され、BS1を透過し、合焦レンズにより網膜撮像素子

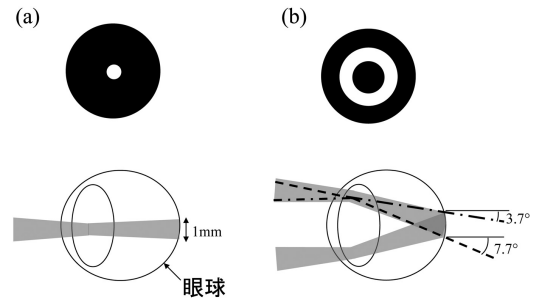


図3 絞りとその網膜の照明光路

(a): 円形絞り, (b): 輪帯絞り

上図は絞りの形状で、光路に対して垂直の方向からみた図である。(a)は中心の円部のみ透過する形状で、(b)は輪帯状に照明光が通過する。下図は、それぞれの絞りを使用したときの眼球内の光路を示す。

上に結像する。合焦レンズは網膜の奥行き方向の範囲 $2,000\mu\text{m}$ を分解能 $0.1\mu\text{m}$ で移動することができ、これにより眼底内の奥行き方向(任意の層)に焦点を合わせることができる。

2) 画像取得方法

実際の画像取得方法を説明する。まず、被験者は顎台に顎と額を当てることにより顔をほぼ固定し、前眼部照明(AI, 中心波長940 nmのLED)と前眼部撮像素子により光軸の調整を行う。このとき、光学系は定盤上に設置してあるので、顎台により頭部を動かして光軸の調整をする。被験者が固視標(図2)の任意のマークに視線を合わせることで、眼底の色々な部位を測定することができる。波面補償素子には乱視補償量に限界があるため、被験者の乱視度数が0.25 Dより大きい場合は、シリンドリカルレンズを対物レンズの後に挿入して乱視を補償した。光軸調整の完了後、収差測定・補償のフィードバックループを開始する。収差があらかじめ設定した収差量よりも小さくなったらシャッターを開き、眼底画像の取得を開始する。

3) 対象

この装置を用いて健常眼1例の眼底像を取得した。被験眼は33歳男性右眼で、球面度 -8.5 D 、乱視度 -0.5 D である。実験は、まず円形絞りをを用いて、視細胞層に焦点を合わせた状態で収差補償前後の画像を取得し、収差補償の効果を確認した。次に、焦点位置を変化させながら円形絞りと輪帯絞りを切り替えて絞りの形状による画像への影響を調べた。

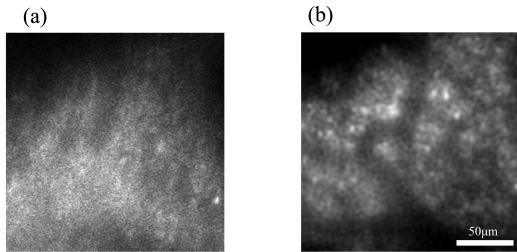


図4 円形絞りをを用いた眼底撮影
中心窩より2°鼻側の網膜を撮影した。(a)は補償光学を作動させないで撮影した画像、(b)は補償光学を作動させて撮影した画像である(図中左側が耳側、右側が鼻側)。

3. 結 果

1) 補償光学の効果

図4は円形絞りをを用いて視細胞層に焦点を合わせた画像を取得した結果である。中心窩より鼻側2°の画像を取得した。図4(a)は補償光学を作動させないで撮影した画像、図4(b)は補償光学を作動させて撮影した画像である。画像取得時の波面収差の標準偏差(RMS)はそれぞれ0.205 μm 、0.064 μm であった。

2) 円形と輪帯の絞りの効果

図5は絞りの交換と合焦レンズの位置調整を行い、中心窩より3°鼻側の眼底の画像を取得した結果である。すべての画像は収差補償を行って取得した。図5(a)と(c)の画像は照明系の絞りに円形絞りをを用い、(b)と(d)の画像は輪帯絞りをを用いた。合焦レンズの焦点位置は(a)と(b)が同じ位置での画像であり、(c)、(d)の画像は(a)と比較しそれぞれ231、252 μm 外層側である。

4. 考 按

1) 補償光学の効果

補償前では解像されなかった血管や視細胞が補償後の画像では確認された(図4)。これは収差補償により眼球光学系を含む撮像光学系全体の解像力が向上したことが主因であると考えられ、補償光学眼底カメラの補償効果が確認された。

2) 円形と輪帯の絞りの効果

円形絞りと輪帯絞りをを用いて撮影された画像(図5)を見ると、円形絞りをを用いた(a)は、(c)の焦点ボケと思われる画像であるが、合焦レンズが同じ位置で輪帯絞りにした(b)では、複数の横方向の線維状構造物が確認できる。線維状構造物は乳頭方向に向

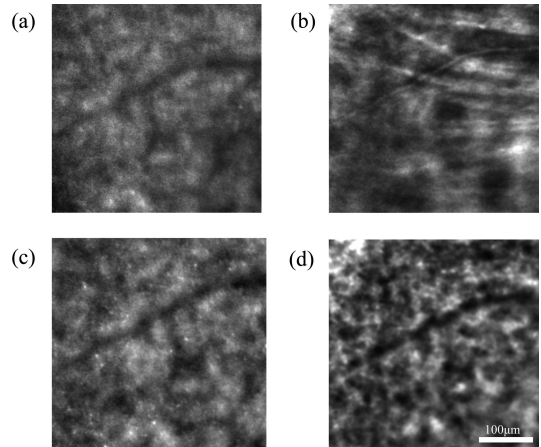


図5 中心窩より3°鼻側を収差補償機能を稼働させて撮影した画像

- (a)：円形絞りを用最も内層側に焦点を合わせた場合
 - (b)：(a)と同じ合焦レンズ位置で輪帯絞りをを使用した場合
 - (c)：円形絞りで(a)より231 μm 外層に焦点を合わせた場合
 - (d)：輪帯絞りで(a)より252 μm 外層に焦点を合わせた場合
- (図中左側が耳側、右側が鼻側)

かっていることから、視神経線維が画像化できた可能性がある。(c)では、視細胞の反射が得られている。(d)は(c)より21 μm 外層に焦点位置を移動し、輪帯絞りにして得られた画像で、反射の弱い黒い領域が確認された。この黒い領域の大きさは一辺10~30 μm 程度である。もしこの領域が何らかの物体により画像化されたと仮定すると、物体の密度は1 mm^2 当たり1,100~10,000個ほどとなる。Del Prioreら¹²⁾の報告によれば、網膜色素上皮の密度は1 mm^2 当たり3,500~5,500個程度となっており、黒く撮影された物体の大きさから推測すると網膜色素上皮である可能性が考えられる。しかし、黒い領域は(b)や(c)でもぼやけて観測されていることから、毛細血管の影が撮影された可能性もある。

次に焦点位置の差から得られた画像について考按する。図5(b)と(c)、(d)の焦点位置の差は、それぞれ231、252 μm であった。Ootoら¹³⁾は健康眼の中心窩平均網膜厚は221.93 \pm 18.83 μm であると報告しており、また、OCTを用いて被験眼の網膜断層像を撮影し、鼻側3°の位置での視神経線維層から網膜色素上皮層までの厚さを求めると250 μm であった(図1)。これらのことから図5(b)、(c)、(d)の画像はそれぞ

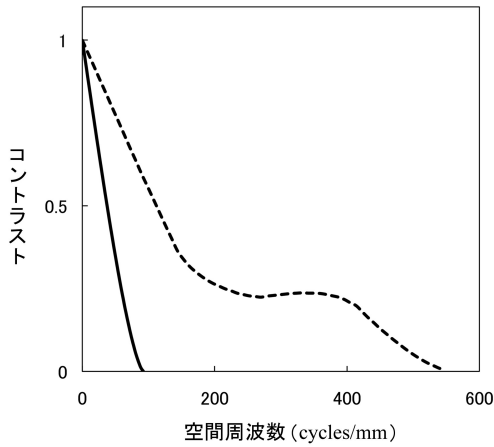


図6 照明系 modulation transfer function (MTF) の比較
 焦点距離 17mm の理想レンズを用いた場合の照明系 MTF のグラフ
 ——— : 円形絞りをを用いた MTF,
 - - - - - : 輪帯絞りをを用いた MTF

れ視神経線維層，視細胞層，網膜色素上皮層付近に焦点が合った画像である可能性が高いと考えられる。

空気中の無収差光学系での回折像の焦点深度は

$$\frac{\lambda}{NA^2} \dots\dots\dots (1)$$

という式から計算できる¹⁴⁾。眼球の焦点距離を 17 mm，波長を 630 nm とし，(1) 式に当てはめると焦点深度は約 24 μ m となる。視細胞層 (図 5 (c)) と網膜色素上皮層付近の画像 (図 5 (d)) が取得された位置の差は 21 μ m であるから，本来は類似した画像が取得されると考えられる。しかし，絞りの形状を変更することで，視細胞層の画像と視細胞の反射が少ない画像という異なる画像を取得することができた。また，図 5 (a) は視神経線維層の画像を取得するのに適した焦点位置で円形絞りをを使って取得した画像であるが，視細胞層の画像のピントが外れたものとなり，視神経線維層は観測されなかった。このような画像が取得された原因としては，視細胞層からの反射光が視神経線維層などのほかの層からの反射よりも強く，単純に円形絞りで画像取得したのでは焦点位置の構造の情報が得られなかったと考えられる。円形絞りと輪帯絞りで眼底の照明光の角度の差について考えると，円形絞りで，眼底に対して垂直に入射する光が多く，輪帯絞りで角度がついた状態で眼底が照明される (図 3 下図)。輪帯の中心である 4.5mm を通過する光線

を Isabel の模擬眼¹⁵⁾ を用いて計算すると，眼底を照明する光の角度は 3.7~7.7° の光となる。Pallikaris ら⁸⁾ の報告に述べられているとおり，視細胞は垂直に入射された光に対する反射が強い特性がある。その報告では，視細胞の反射は垂直に入射したときと比較し 7.7° 角度を付けて入射された光の反射は 20% 程度になる。したがって輪帯絞りをを使って斜めから光を入射した場合には，視細胞からの反射量が相対的に減少し，視神経線維層や視細胞の反射の少ない網膜色素上皮付近の画像が観測された可能性がある。

また，顕微鏡の照明法の違いにより得られる像のコントラストが変化することが知られている¹⁶⁾。本装置の照明系の変調伝達関数 (modulation transfer function : MTF) を，焦点距離 17mm の理想レンズを用いて計算した結果を図 6 に示す。図 6 から明らかなように，輪帯絞りをを用いた方が低周波成分，高周波成分ともにコントラストが高く，より高解像な画像が取得されることが期待される。しかし実際には，円形絞りをを用いた図 5 (c) の方では数 μ m の大きさである視細胞像が得られたが，輪帯絞りをを用いた図 5 (d) では一辺 10~30 μ m の黒い領域が強調された画像が得られた。これは計算で予想される結果と相反するものである。このことから，照明法による得られた画像の差は照明光学系の光学的な特定によるものではなく，先に述べた視細胞自体の特性，とくに入射光に対する反射の角度依存性によるものが大きいと考えられる。

今回の被験眼は，球面度 -8.5D をもつ被験眼であったが，強度近視眼の網膜は健常眼と比較し網膜の厚さは薄くなる傾向にある¹⁷⁾。網膜の厚い正視眼で画像取得を行えば，奥行き方向への分解はより容易にできることが期待され，ほかの被験眼についての撮影も今後の課題である。

今回の研究で flood illumination 型の補償光学眼底顕微鏡でも視細胞層以外の層が観測できる可能性を見出した。走査系や OCT 以外にも，新たな測定的方式を採用することで flood illumination 型補償光学眼底カメラの技術を発展させることができると考えられる。

文 献

- 1) Kitaguchi Y, Fujikado T et al: Imaging of titanium sapphire laser retinal injury by adaptive optics fundus imaging and Fourier-domain optical coherence tomography. Am J Ophthalmol 148: 97-104, 2009.
- 2) Liang J, Williams DR et al: Supernormal vision and

- high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *J Opt Soc Am A* 14: 2884-2892, 1997.
- 3) Webb RH & Hughes GW: Scanning laser ophthalmoscope. *IEEE Trans Biomed Eng* 28: 488-492, 1981.
 - 4) Huang D, Swanson EA et al: Optical coherence tomography. *Science* 254: 1178-1181, 1991.
 - 5) Wilson T & Sheppard C: *Theory and Practice of Scanning Optical Microscopy*. 123-125, Academic Press, London, 1984.
 - 6) Roorda A, Romero-Borja F et al: Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Opt Express* 10: 405-412, 2002.
 - 7) Hermann B, Fernandez EJ et al: Adaptive-optics ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Opt Lett* 29: 2142-2144, 2004.
 - 8) Pallikaris A, Williams DR et al: The reflectance of single cones in the living human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 44: 4580-4592, 2003.
 - 9) Yamaguchi T, Nakazawa N et al: Adaptive optics fundus camera using a liquid crystal phase modulator. *Optical Review* 15: 173-180, 2008.
 - 10) Malacara D: *Optical Shop Testing*. Second Ed, 367, Wiley-Interscience, New York, 1992.
 - 11) Fernandez J, Vabre L et al: Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: Applications in the human eye. *Optics Express* 14: 8900-8917, 2006.
 - 12) Del Priore LV, Kuo YH et al: Age-related changes in human RPE cell density and apoptosis proportion in situ. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 43: 3312-3318, 2002.
 - 13) Ooto S, Hangai M et al: Three-dimensional profile of macular retinal thickness in normal Japanese eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 51: 465-473, 2010.
 - 14) 鶴田匡夫：第5・光の鉛筆. 365-379, 新技術コミュニケーションズ, 東京, 2000.
 - 15) Escudero-Sanz I & Navarro R: Off-axis aberrations of a wide-angle schematic eye model. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 16: 1881-1891, 1999.
 - 16) Hoffman R & Gross L: Modulation contrast microscope. *Appl Opt* 14: 1169-1176, 1975.
 - 17) 丸尾敏夫, 本田孔子他：眼科学. 455, 文光堂, 東京, 2003.
-

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

守下 洋平¹⁾, Bisser Raytchev²⁾, 玉木 徹²⁾, 金田 和文²⁾, 曾根 隆志³⁾,
木内 良明³⁾

¹⁾広島大学大学院工学研究科, ²⁾広島大学大学院工学研究院, ³⁾広島大学大学院医歯薬学総合研究科

A Method of Generating Retinal Images to Investigate Glare Caused by Intraocular Lens

Yohei Morishita¹⁾, Bisser Raytchev²⁾, Toru Tamaki²⁾, Kazufumi Kaneda²⁾, Takashi Sone³⁾
and Yoshiaki Kiuchi³⁾

¹⁾ Graduate School of Engineering, Hiroshima University

²⁾ Faculty of Engineering, Hiroshima University

³⁾ Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University

目的: 眼内レンズ (IOL) によるグレアの発生原因となり得る 4 種類の光線経路 (経路) が, グレアの発生にどのように影響を与えているか網膜像をシミュレートすることによって調査する。

方法: IOL を挿入した模擬眼を用いた光線追跡シミュレーション結果を用いて, 周囲環境画像の輝度を眼底にマッピングすることで網膜像を作成する。レンズ形状はシャープエッジのものを用い, 瞳孔径は 8mm で行った。夜間の屋外と昼間の屋内の周囲環境画像を用いて網膜像を作成し, グレアの網膜像への影響を調査した。

結果: IOL のエッジで反射する光と, IOL 外側面から入射してレンズエッジから出射する光の 2 種類が網膜像に大きな影響を与えることがわかった。また, 周囲環境が暗いときはグレアの網膜像への影響が大きく, 明るいときは影響が小さいことを確認した。

結論: 光線追跡シミュレーションに基づく網膜像作成手法を用いて, 経路それぞれの網膜像への影響を明らかにした。

(視覚の科学 33: 77-82, 2012)

キーワード: 眼内レンズ, グレア, 白内障

Purpose: The light rays that induce glare perception during intraocular lens (IOL) use are classified into four types. We have developed a method of visualizing retinal images to investigate how these types of light rays affect glare perception.

Method: First, a fundus oculi irradiance table is calculated by ray-tracing simulation with an eye model and an IOL. A retinal image is then generated by mapping a picture of the environment on the fundus, while taking into account the irradiance table. A sharp-edged IOL is used in our simulation, with pupil diameter set at 8mm. Retinal images are generated for two scenes: outdoor-night and indoor-day. We also investigate the influence on glare of the four types of ray paths.

Results: Two types of ray paths (reflected and refracted rays from the lens edge) cause bright arcs around the central fovea, and have a relatively strong influence on glare perception.

Conclusions: We have developed a method for visualizing a retinal image based on a ray-tracing simulation. We generated retinal images and clarified the influence of the four types of rays on glare perception.

(Jpn J Vis Sci 33: 77-82, 2012)

Key Words: Intraocular lens, Glare, Cataract

別刷請求先: 739-8527 東広島市鏡山 1-4-1 広島大学大学院工学研究院情報部門 金田和文
(2011年12月6日受理)

Reprint requests to: Kazufumi Kaneda Dept of Information Engineering, Faculty of Engineering, Hiroshima Univ
1-4-1 Kagamiyama, Higashi-Hiroshima 739-8527, Japan
(Received and accepted December 6, 2011)

1. 緒 言

白内障の治療法としては、濁った水晶体を摘出し、人工の眼内レンズ (intraocular lens 以下 IOL) を挿入する白内障手術が広く行われている。挿入された IOL の光学的特性による後遺症の一つとしてグレアの知覚が挙げられる。

光源からの光が IOL のエッジなどで反射することにより、本来光源からの光が到達する網膜上の位置以外に到達することでグレアが生じると考えられている。グレアは一般的に夜間に知覚されることが多く、車の運転中に対向車のライトや街灯など暗い状況で高輝度光源が存在するときに知覚されることが報告されている。運転中のグレア知覚は安全運転の妨げになるため大変危険であり、日常生活に支障を来す恐れがある。そのような危険を排除し、quality of vision (QOV) を向上させるためにグレア知覚原因を解明する研究が行われている。

グレア知覚を調査する研究としては光線追跡シミュレーションによる方法^{1,2)}が行われており、グレア知覚の原因の一つにレンズエッジでの反射による影響が挙げられている。また、金田ら³⁾は IOL、角膜、虹彩、眼底などから構成されたシミュレーションモデルを用いて光線追跡シミュレーションを行っている。その結果、先に挙げたレンズエッジでの反射のほかに、レンズエッジから入射しレンズ内側面から出射する光、レンズ外側面から入射しレンズエッジから出射する

光、レンズ内での複数回の全反射の計 4 種類の光線経路 (以下 経路) がグレア知覚の原因となり得ると結論付けている (図 1)。

しかし、グレアの原因になり得るこれら 4 種類の経路が実際の見え方にどのような影響を与えるかはわかっていない。そこで本研究では、シミュレーションによって網膜像を作成する手法を開発し、それぞれの経路がグレアの見え方にどのような影響を与えているか調査を行うことを目的とする。

2. 方 法

本研究では、金田ら³⁾のシミュレーション結果を利用することで網膜像を作成する手法を提案する。この項では、1) シミュレーションモデル、2) 光線追跡シミュレーションの概要、3) それを用いた網膜像の作成手法、4) 網膜像の表示手法について述べる。

1) シミュレーションモデル

シミュレーションに用いるモデルは、角膜、房水、硝子体、虹彩、眼底などからなる眼球、および IOL から構成されている。眼球モデルには眼光学の分野で広く用いられている Gullstrand の模型眼の精密模型眼⁴⁾に、虹彩と眼底を追加したものをを用いる (図 2)。Gullstrand の模型眼には調節休止時と極度調節時の二つのパラメータが用意されているが、グレアを知覚する際は眼球が調節休止状態にあることから調節休止時のモデルを採用する。虹彩は実際に虹彩の位置を測定した文献⁵⁾に基づき、眼球モデルに配置する。また瞳孔径は 2~8mm の間で変更可能としている。眼底は半径 11mm の真球として近似し、IOL の中心から中心窩方向へ 8mm の位置を中心として配置してい

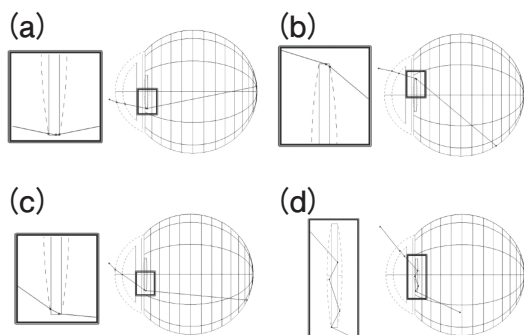


図 1 グレアの原因となる光線経路 (経路) の種類による分類
 (a): 経路 1 レンズエッジで反射する光
 (b): 経路 2 レンズエッジから入射し、レンズ内側面から出射する光
 (c): 経路 3 レンズ外側面から入射し、レンズエッジから出射する光
 (d): 経路 4 レンズ内で複数回の全反射を経て眼底に到達する光

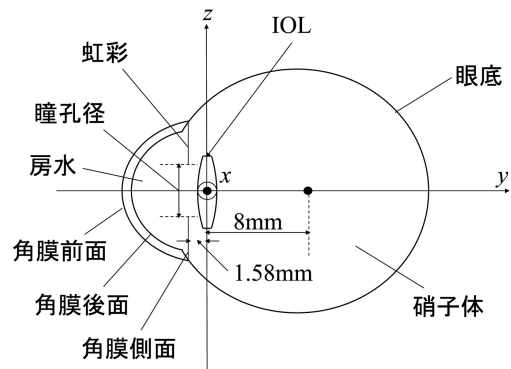


図 2 シミュレーションモデル
 IOL: 眼内レンズ

る。IOL モデルの形状と IOL モデルのパラメータをそれぞれ図3と表1に示す。また、IOL モデルの曲率半径は表裏とも同じである。

2) 光線追跡シミュレーション方法

シミュレーションの概要について図4に示す。まず、平行光線の入射角 α を設定する。次に、微小間隔で密にサンプルされた光線に対して追跡を行い、眼球モデルの各部分との交点を求める。角膜あるいは IOL に交差した光線は、屈折と反射の判定を行いながら光線を追跡し、眼底に到達すると、その位置を記録する。すべての光線について上記処理を行い、経路と網膜上の到達位置を記録する。図4に示すように眼底モデルを θ (0~180°)、 φ (0~360°) 方向に一定角度幅で領域に分割し、各領域ごとに到達した光線の本数により明るさを算出する。

微小領域 ΔS に到達する光線数が $n_{\Delta S}$ で平行光線の入射角が α のとき、その領域での明るさ $E_{\Delta S}(\alpha)$ は

$$E_{\Delta S}(\alpha) = \frac{n_{\Delta S}}{\Delta S} \cos \alpha \text{ で求められる。}$$

光線追跡シミュレーションによって入射角 α を一定角度ごとに変えながら眼底上での明るさの分布を算出する。本研究ではこのデータを明度テーブルと呼び、これを用いて網膜像の作成を行う。

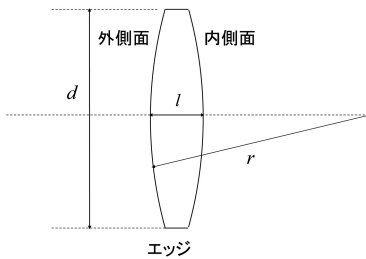


図3 IOL モデル

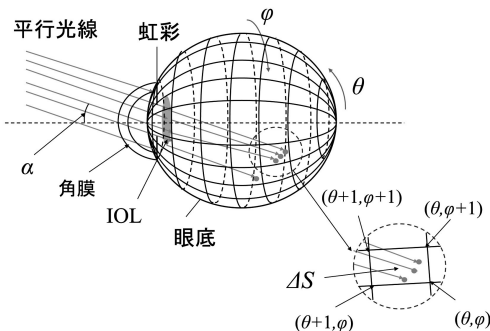


図4 シミュレーションの概要図

3) 網膜像作成方法

本研究では風景画像を入力画像として用い、明るさを考慮してそれを眼底にマッピング（入力画像の画素と眼底との位置の対応付け）することで網膜像をシミュレーションにより作成する。

網膜像を作成するための入力画像は、等立体角射影方式で180°の画角をもつ円周魚眼レンズ (8mm F4 EX DG CIRCULAR FISHEYE, SIGMA 社) を装着したカメラを用いて撮影した画像を入力画像として用いる。等立体角射影方式とは魚眼レンズの射影方式の一つで、画像上での面積が立体角に比例する方式である。また、入力画像には露出を変更して撮影した複数の写真から作成したハイダイナミックレンジ (以下 HDR) 画像⁶⁾を用いた。HDR 画像は、従来の画像より輝度幅の広い画像を記録できる。実際の風景はダイナミックレンジが広く、従来の画像ではその輝度差を正確に記録できないため、本研究では入力画像として HDR 画像を用いる。入力画像の例を図5に示す。

次に入力画像から網膜像を作成する方法について説明する。前項で述べたように、明度テーブルには光線入射角度 α から入射された光線が眼底上でどのように分布するかが記録されている。つまり、明度テーブルの各領域に記録されている値は、視軸に対して α 方向の光が網膜上の各領域に到達する割合である。そこで本研究では、入力画像の各画素を一つの光源として考え、各画素からの光線が眼球に入射する角度 α を求めることにより、対応する入射角 α の明度テーブルを

表1 眼内レンズモデルのパラメータ

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



図5 入力画像の例

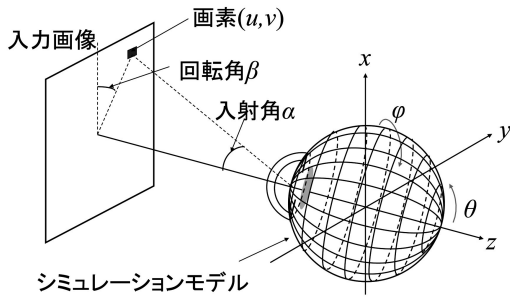


図6 光線の入射角 α と回転角 β

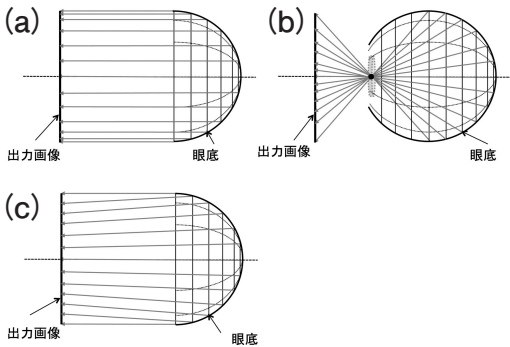


図7 各表示手法の概要図
(a) : 平行投影, (b) : 透視投影, (c) : 等立体角射影

用いて、その光線による眼底上の照度分布を求める。
眼底上での照度値の分布を求める際には図6に示す回転角 β を考慮する必要がある。前項で述べた光線追跡シミュレーションでは、図6の xz 平面に含まれる光線の入射角度だけに対してシミュレーションを行う。眼底モデルが z 軸に関して回転対称であることを利用し、 xz 平面に対する光線の回転角 β だけ明度テーブルを φ 方向にシフトする。

回転角 β を用いる方法を説明する。明度テーブル $E(\theta, \varphi)$ には $(0 \leq \theta \leq 180^\circ, 0 \leq \varphi \leq 360^\circ)$ の範囲で明るさが格納されている。すなわち、明度テーブル上での φ 座標を次式を用いて変換する。

$$\varphi_\beta = \text{mod}(\varphi + \beta, 360)$$

ここで、 $\text{mod}(a, b)$ は b を除数としたときの a の剰余をあらわす関数である。

眼底上の座標 (θ, φ) における照度値 $I(\theta, \varphi)$ は、入力画像の輝度値 $L(u, v)$ と明度テーブル $E_\alpha(\theta, \varphi)$ を用いて次式により算出する。

$$I(\theta, \varphi) = \sum_u \sum_v L(u, v) E_\alpha(\theta, \varphi_\beta)$$

表2 各表示手法の特徴

	平行投影	透視投影	等立体角射影
利点	中心窩周辺が観察しやすい	中心窩周辺が実際の見え方に近い 観察できる範囲が広い	画像上での面積が被写体が視野に占める面積と比例
欠点	周辺部の歪みが大きい 表示できる範囲が狭い	周辺部ほど歪む	魚眼レンズ特有の歪みがある

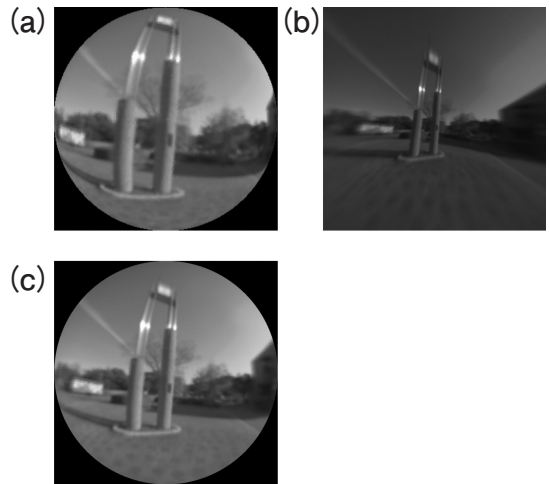


図8 各表示手法の出力表示例
(a) : 平行投影, (b) : 透視投影, (c) : 等立体角射影

また、照度値は、R, G, B (赤, 緑, 青) の3原色についてシミュレーションを行っている。ただし屈折率はR, G, Bとも同じ値を用いている。得られた眼底上での照度値を画像として出力することにより、網膜像が得られる。

4) 網膜像の表示方法

網膜像の表示手法は目的に応じてそれぞれ平行投影、透視投影、等立体角射影の3種類を用意した。表2と図7にそれぞれ各表示手法の特徴と概念図を示す。図7の矢印は眼底の θ 座標を 15° ごとにとったときの眼底と出力画像との対応関係を示している。また、図5の画像を入力画像としたときのそれぞれの表示手法での網膜像を図8に示す。

3. 結 果

入力画像として、夜間の屋外における街灯を含む

HDR 画像と昼間の屋内の HDR 画像を用いて網膜像をシミュレートした。

まず、夜間の街灯を含む HDR 画像を用いた結果を述べる。街灯からの光の入射角を 30° と 50° としたときの入力画像をそれぞれ図 9 と図 10 に示す。これらの入力画像に対して網膜像を作成した。瞳孔径は、グレアの原因となり得る 4 種類の経路の影響を調査す

るため、4 種類すべての経路が存在するよう、瞳孔の最大径である 8mm に設定した。入射角 30° と 50° のときの網膜像をそれぞれ図 11 と図 12 に示す。表示手法には二つの入射角に対してグレア発生が確認しやすい等立体角射影による表示を用いている。図 11, 12 とともに、図 (a) は網膜像の出力結果であり、図 (b), (c), (d), (e) はそれぞれグレアの原因と考えら



図 9 入力画像 (入射角 30°)



図 10 入力画像 (入射角 50°)

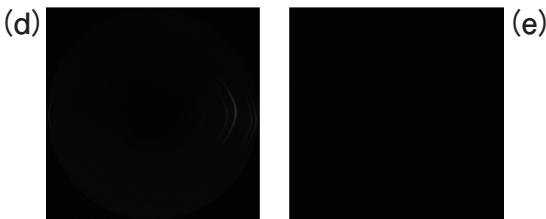
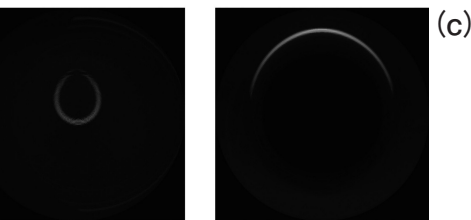
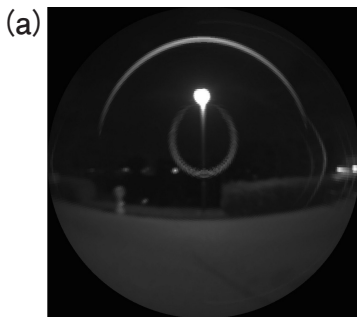


図 11 出力結果 (入射角 30°)
 (a) : 出力結果, (b) : 経路 1, (c) : 経路 2,
 (d) : 経路 3, (e) : 経路 4

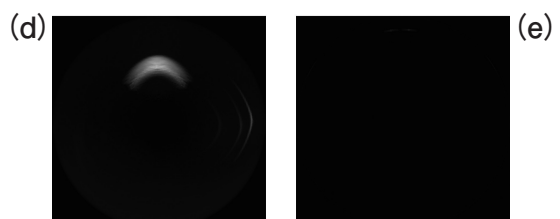
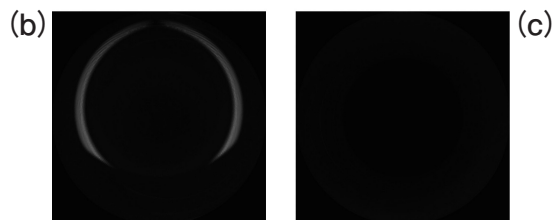
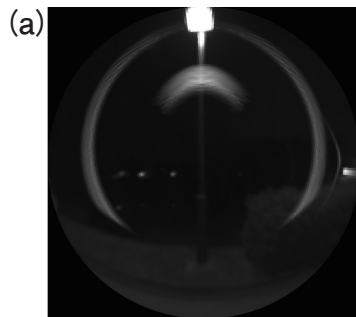


図 12 出力結果 (入射角 50°)
 (a) : 出力結果, (b) : 経路 1, (c) : 経路 2,
 (d) : 経路 3, (e) : 経路 4



図13 入力画像（昼間，屋内）

れる経路1, 2, 3, 4だけを抽出して表示した結果である。

図11(a)の出力結果をみるとグレアが発生していることが確認できる。入射角を徐々に変化させて網膜像を作成した結果の比較を行い、各経路に次のような特徴があることを確認した。経路1によるグレアは光源を通る円弧状に発生し、入射角が大きくなるにつれてその半径が拡大した。経路2によるグレアは光源より外側に円弧状に発生した。経路3によるグレアは光源より中心窩側に発生した。また、経路4によるグレアの照度は小さく、ほとんど影響がみられなかった。

次に昼間の屋内のHDR画像を用いた結果を述べる。入力画像と網膜像の出力結果をそれぞれ図13と図14に示す。出力結果には等立体角射影による表示を用いている。なお、図14ではグレアの影響を観察しやすくするために画像全体の輝度値を定数倍することによって明るさを補正している。図14(b)~(e)の出力結果をみると、蛍光灯などの光源に対しわずかにグレアが発生している。しかし、図14(a)に示すように周囲が明るいために影響がほとんどないことが確認される。

4. 考 按

光線追跡シミュレーションにより、網膜像を作成する手法を開発した。開発した手法を用いて、グレア発生原因となる4種類の経路がそれぞれ網膜像に与える影響を確認することができた。とくに中心窩側にグレアを発生させる経路1と経路3の影響が大きいと考えられる。また、夜間のように周囲環境が暗いときはグレアの網膜像への影響が大きいことが確認できた。

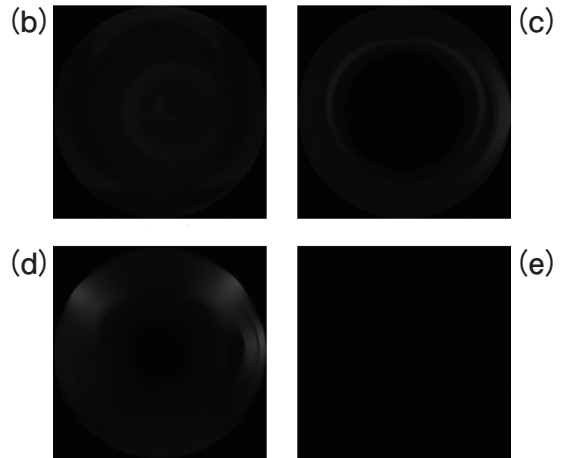
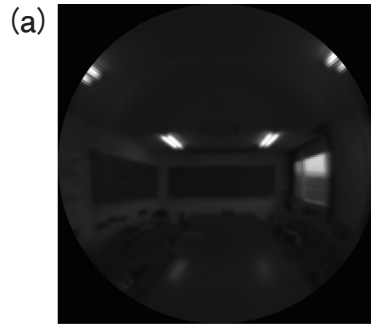


図14 出力結果（昼間，屋内）
(a)：出力結果, (b)：経路1, (c)：経路2,
(d)：経路3, (e)：経路4

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) 西信元嗣：眼光学の基礎. 121, 金原出版, 東京, 1990.
- 5) Kucumen RB, Yenerel NM et al: Anterior segment optical coherence tomography measurement of anterior chamber depth and angle changes after phacoemulsification and intraocular lens implantation. J Cataract Refract Surg 34: 1694-1698, 2008.
- 6) Reinhard E, Ward G et al: High Dynamic Range Imaging: Acquisition, Display, and Image-Based Lighting. Morgan Kaufmann, San Francisco, 2005.

最近のディスプレイと動画質

NHK 放送技術研究所 江本 正喜

1. ま え が き

地上テレビジョン放送サービスは2011年7月に地上デジタル放送（以下 地デジ）へ移行した。この移行は、同時に、従来の標準テレビジョン方式（National Television System Committee: NTSC）から、高品位テレビジョン方式（High Definition TeleVision 以下 HDTV）への移行も含んでおり、移行に伴うテレビジョン受像機の買い換え需要により、液晶ディスプレイ（liquid crystal display 以下 LCD）や、プラズマディスプレイパネル（plasma display panel 以下 PDP）を用いたフラットパネル大画面テレビジョン受像機が家庭へ広範に普及してきている。

HDTV 開発当初から、その当時のディスプレイとして主流であったブラウン管（cathode ray tube 以下 CRT）では、大型化が困難であることが予想された。これは主に、大型 CRT ディスプレイの設置場所や、重量などにかかわる問題であり、実際に開発された40インチのCRTディスプレイでは、奥行きは850mm程度、重量は90kg程度、消費電力は400W程度であった。このため、HDTV 実用化に向けて、壁掛けが可能であるような大画面フラットパネルディスプレイの開発が行われ、LCDやPDPなどを用いた大画面テレビジョン受像機が実現した。

これら新たなフラットパネルディスプレイは、従来のCRTとは動作原理が大きく異なる。この動作原理

の違いは、各ディスプレイパネルに表示される画質の違いとして、我々に知覚される。これらを説明するため、まず、様々な原理のディスプレイについて、動作原理と特徴を述べる。

2. 様々なディスプレイの動作原理と特徴

1) CRT

CRTの基本的な構造を図1に示す。電子銃が表示すべき輝度に応じて強度変調された電子ビームを発生する。この電子ビームが偏向ヨークの磁界により曲げられ、蛍光体が塗布されているCRT前裏面に到達し、発光する。偏向ヨーク磁界の時間変化により、一般的には左上から右下への電子ビーム走査が行われる。したがって、ある時点で発光しているのは画面上の1点のみである。

CRTは、表示性能が優れており画質がよい。また、広範に用いられた機器であるので、低価格であり耐久性が高い。自発光であるので視野角が広いなどの利点をもつ。しかし、奥行きを短くすることが困難であること、高圧回路が必要であること、大型化の際には、真空を保つためにガラス厚が増加するので重量が増加すること、走査周波数が低いと画面の点滅、フリッカが知覚される可能性がある、などの欠点をもつ。

2) PDP

PDPの基本的な構造を図2に示す。2枚のガラスに挟まれた画素にネオンガスなどが封入され、画素内

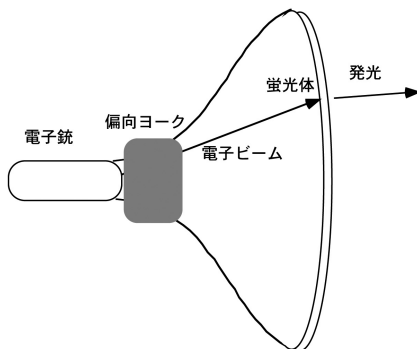


図1 ブラウン管 (CRT) の構造

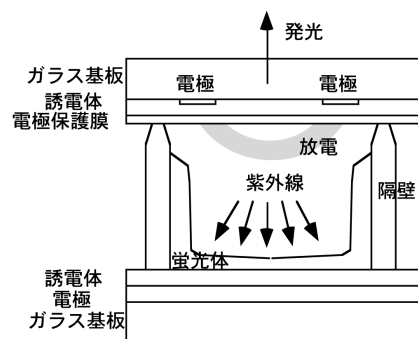


図2 プラズマディスプレイパネル (PDP) の構造

の二つの電極間に電圧を印加して放電を起こすことで、封入ガスがプラズマ状態となる。プラズマ状態が元に戻る際に紫外線を発生し、蛍光体に到達することで発光する。簡単にいうと、画素数分の蛍光灯を二次元に並べたようなディスプレイである。

PDPは、自発光なので視野角が広く黒の表現に優れている。薄型大画面パネルの作成が可能である。応答速度が速いので、動画質がよいなどの利点をもつ。しかし、中間調（階調）の表現のために、発光制御が必要であるなどの欠点をもつ。

3) LCD

LCDの基本的な構造を図3に示す。液晶パネルは、液晶に電圧が印加されると分子配列が変わることを利用して、背面のバックライト光の透過／遮断を画素ごとに制御するシャッターの役割を担う。印加される電圧を変化させることによって中間調（階調）表現が可能である。

LCDは、薄型大画面パネルの作成が可能であり、低消費電力であるなどの利点をもつ。しかし、視野角が狭い、応答速度が遅く、動画質の低下につながる可能性があるなどの欠点をもつ。

3. フラットパネルディスプレイの動画質

フラットパネルディスプレイでは、従来のCRTでは問題にならなかった動画質が問題となる場合があ

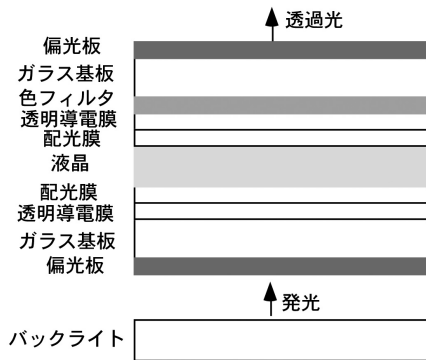


図3 液晶ディスプレイ (LCD) の構造

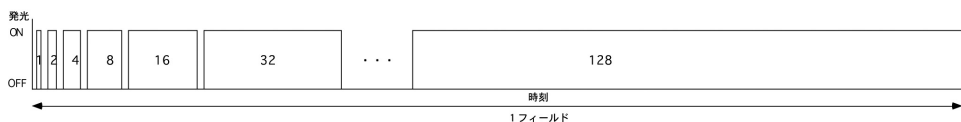


図4 サブフィールド法

る。ここでは、PDPとLCDの動画質劣化要因について述べる。

1) PDPの動画質

PDPの発光はON/OFFのいずれかなので、中間調（階調）の表現はそのままではできない。そこで、1フィールドを更に8枚程度のサブフィールドに分割し、発光制御するサブフィールド法が用いられる。

図4にサブフィールド法の概要を示す。例えば8ビット（256階調）を表示する必要があるときには、2の累乗で重み付けられたサブフィールドを発光すべき輝度に応じて決定し、発光期間を制御することで、視覚の時間積分効果を利用して中間調の表現が行われる。

このとき、動いている被写体の階調がなだらかに変化している部分に、本来は存在しないはずの縞模様や多重像などが知覚される現象、偽輪郭が生じ、動画質劣化が起こることがある。これは、中間調表現のためのサブフィールド法に特有の現象である。この偽輪郭による動画質劣化を軽減するため、近年ではサブフィールドの符号化を適応的に変化させる手法¹⁾や、誤差拡散法などが実用化されている²⁾。

現在ではすでに、PDPの評価法がPDP開発協議会によって定められているが、偽輪郭による動画質劣化の評価は、人間の眼に頼っている。すなわち、18項目のPDP特性評価方法のうち、動画の画質のみが客観評価ではなく主観評価を行うこととなっている。これは、偽輪郭の見え方が人間の視覚系に依存する部分が多い、非線形な特性をもつためである。

2) LCDの動画質

一方、LCDにはその動作原理に起因する二つの動画質低下の要因がある。

一つ目の要因は、液晶の応答速度が遅いことである。液晶に印加される電圧が変化してから、液晶分子の透過量に変化するまでにはある一定の時間がかかり、液晶の応答速度と呼ばれる。従来の液晶の応答速度ではテレビジョンの1フレーム内に収まらず、輝度の変化する動画像では画質低下を招いていた。近年では、応答速度の速い液晶パネルが開発され、駆動電

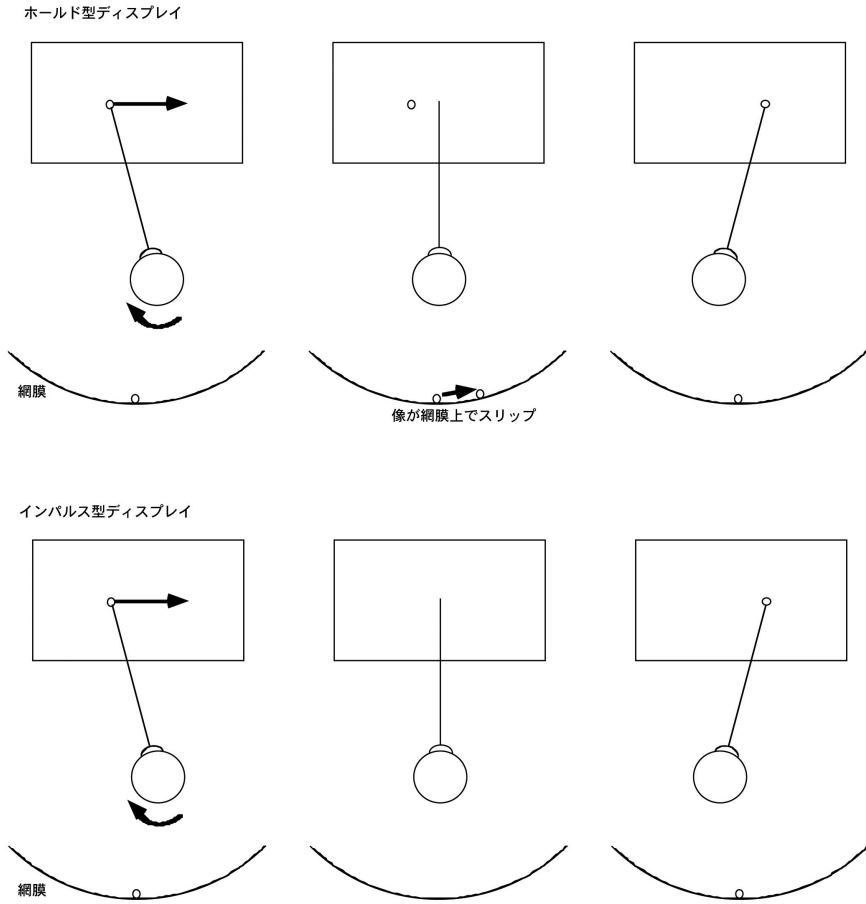


図5 動きぼやけの発生機序

圧制御にも工夫が凝らされた結果、実用上問題のない程度となっている。

二つ目の要因は、液晶の画像表示の時間特性に起因するものである。上記の応答速度の影響を無視すれば、液晶の画素の透過率は次のフレームまで一定に保持される。このため、LCDはホールド型ディスプレイと呼ばれる。画面は常に光っていると考えることができるため、原理的にちらつきの感覚、フリッカが生じることはない。これに対して、CRTでは、蛍光体の残光特性の影響を受けるものの、ある時点で発光しているのは画面上の1点のみであり、インパルス型ディスプレイと呼ばれる。画面の更新周波数が低い場合にはフリッカが生じることがある。これらを動画質の面から考えると、インパルス型ディスプレイでは問題とならなかった新たな問題がホールド型ディスプレイで生じる。それは、動く被写体に目が追従運動する

とき、動きぼやけが知覚されることがある。このぼやけは、例えば字幕が移動して表示される場合に顕著であり、移動速度が速い場合には字幕の読みとりが困難となる場合もある³⁾。このホールド型ディスプレイの動画像ぼやけは、次のように説明される。ただし、簡単のため、1フレーム、1フィールド内での走査は無視することとする。

図5に動きぼやけの発生機序をホールド型ディスプレイとインパルス型ディスプレイを比較して示す。画面上に輝点があり、右に等速で動いているとする。図の左が1フレーム目、右が2フレーム目を示し、中図は1フレーム目後半を示す。実物の輝点を見ている際には、眼球は輝点が常に中心窩で捉えられているように運動する。ディスプレイを見ている場合にも、眼球運動は実物を見ているときと変わらず、等速運動する輝点を滑らかに追従する。しかし、ディスプ

レイがホールド型である場合、中図に示すように、ディスプレイに表示された輝点はホールド表示され、位置が変わらないので、眼球が回転した分だけ、輝点の像は網膜上でスリップすることになる。これにより、本来は網膜上の1点だけが刺激されるはずの画像で、網膜上の線状部分が刺激され、結果として動きぼやけが知覚される。

一方、ディスプレイがインパルス型である場合、中図に示すように、ディスプレイに表示された輝点はすぐに消失するので、左図で刺激された網膜上の1点以外は刺激されない。これにより、画面更新が十分に速ければ、輝点の像はフリッカしたりぼやけることはない。

このホールド型ディスプレイによる動きぼやけは、理論的にも周波数領域で解析されており、ホールド型ディスプレイと視覚のローパスフィルタの組み合わせによる特性として説明される⁴⁾。

または、この現象の直感的な理解のためには、以下のようにディスプレイ側から考えると理解しやすいかも知れない。いま、レーザーポインターのように十分に小さい光点を投影できる、床に固定された装置があるとすると。この装置で、網膜上の一つの視細胞を照らすことを考える。眼球が動いていなければ、網膜上の一つの視細胞を照らすことは容易である。しかし、眼球が動いている場合には、光点が隣の視細胞を照らす前に消灯しなければ、複数の視細胞を照らすこととなる。このとき、観察者は点ではなく線を知覚することになる。投影装置をディスプレイの1画素と考えれば、眼球運動時のホールド型ディスプレイでの動画ぼやけが理解できるであろう。

ホールド型ディスプレイの動画ぼやけは、PDPの偽輪郭による動画質劣化の評価同様、人間の眼に頼った主観評価が行われてきた。しかし、近年では、ディスプレイに水平方向に移動するエッジパターンを表示し、そのエッジパターンを追従する眼球運動を模したカメラワークによる撮像を行うことで得られる像から、動画ぼやけを評価する方法が提唱され、規格化も行われている⁵⁻⁷⁾。

3) 動画質改善技術

ホールド型ディスプレイの動画ぼやけは、被写体の動きが速くなるほど顕著になることもあり、とくに大画面LCDにおいて、様々な動画質改善技術が実用化されている⁸⁻¹⁰⁾。これらの改善技術では、1フレーム内での画素の発光期間を短くすることで、インパル

ス型ディスプレイに近づけようとする方策が採られている。LCDの光源がバックライトであることを利用して、二つのフレーム間にバックライト消灯期間を設け、黒を挿入する方法が最も簡単である。ただし、大画面ではフリッカが知覚される可能性があること、明るさが低下するなどの問題もある。

そこで、動画質低下防止のための別の方策として、時間軸方向で映像補間を行い、1フレームの期間を短縮する方法がある。これは、秒間60枚の画像から秒間120枚または240枚の画像を作成し、擬似的に120Hzや240Hzといった高フレームレートでの提示を行うことで、動きぼやけの低減を図るものである^{11,12)}。最近のディスプレイにはかなりの割合でこの機能が搭載されるようになってきてはいるが、時間軸方向の映像補間は、放送局から送られてくる情報には含まれないフレーム間の映像情報を推定しなければならない。したがって、字幕がスクロールしたり、映像が単純に平行移動しているような場合には功を奏するが、複雑な動きを含む絵柄では正しい映像補間は非常に困難である。この問題に対する根本的な解決のためには放送システム全体のフレームレートを増加させる必要があるが、放送に要する帯域幅の増加に直結するため、慎重な検討が必要である。最近では、将来の放送システムとして、フレームレート増加の可能性の検討が始められている¹³⁾。

4. ま と め

以上、最近のフラットパネルディスプレイにおける動画質の問題を中心に、その原因や対策を概観した。地デジ化に伴うフラットパネルテレビ受像機の広範な普及で、フリッカの問題の発生が潜在化したのと引き替えに動画質低下が発生したこと、ホールド型ディスプレイであるLCDにおける動画質低下対策は、従来のCRTに代表されるインパルス型ディスプレイへの回帰であり、動画質低下防止と引き替えにフリッカ問題が顕在化する可能性があること、この問題の根本的な解決方法は高フレームレート化であるが、システムコストの上昇を招くため、慎重な検討が必要であること、などを述べた。

現段階での更なる課題として、現状では主観評価に頼っている動画質の評価方法の確立が必要である。とくに、動物体に対する知覚、認識の機序が十分に明らかとなっているとはいえ、実物を見るときに状況に即した検討が必要である。

更に、近年では新たな原理に基づく次世代ディスプレイも検討され、発光ダイオードディスプレイ (light-emitting diode : LED)、電界放出ディスプレイ (field emission display : FED)、有機エレクトロルミネセンスディスプレイ (organic light-emitting diode : OLED) などが実用化されつつある。これらのディスプレイでは発光期間の制御が可能であり、その最適化が可能である。これら新たなディスプレイの特性を十分に改善していくことも重要である。

文 献

- 1) Kawahara I & Sekimoto K: Dynamic Grayscale Control to Reduce Motion-Picture Disturbance for High-Resolution PDPs. SID'99: 166-169, 1999.
- 2) Tokunaga T, Nakamura H et al: Development of New Driving Method for AC-PDPs. IDW'99: 787-790, 1999.
- 3) 下平美文, 平野哲夫他: ホールド型画像表示における動きぼけ妨害. 信学論 J68-B: 1397-1404, 1985.
- 4) 吹抜敬彦: 視知覚信号処理工学のすすめ: 視知覚心理現象を時空間周波数領域で解く. 信学技報 SIP2008-8 & IE2008-8: 43-48, 2008.
- 5) Igarashi Y, Yamamoto T et al: Proposal of the perceptive parameter motion picture response time (MPRT). SID Symposium Digest 34: 1039-1041, 2003.
- 6) Oka K & Enami Y: Development of accurate and reliable system for motion picture quality analysis. IDW Proceedings 1483-1486, 2003.
- 7) VESA: Flat Panel Display Measurements Standard, Version 2.0. FPDM UPDATE FILE, 309-1 Moving-Edge Blur: 7-11. May 19, 2005.
- 8) Shimodaira Y: Fundamental phenomena underlying artifacts induced by image motion and the solutions for decreasing the artifacts on FPDs. SID International Symposium 1034-1037, 2003.
- 9) Sueoka K, Nakamura H et al: Improving Moving-image Quality of TFT-LCDs. Digest IDRC 203-207, 1997.
- 10) Jongseo JH & Souk L: Recent picture quality enhancement technology based on human visual perception in LCD TVs. Journal of Display Technology 3: 371-376, 2007.
- 11) 杉山賢二, 青木孝之他: フレームレート変換によるLCD受像画質の総合改善. 映情学技報 29: 1-4, 2005.
- 12) Yoshida Y, Fujine T et al: A Development of Large-Screen Full HD LCD TV with Frame-Rate-Conversion Technology. SID Symposium Digest of Technical Papers 38: 1721, 2007.
- 13) 江本正喜, 菅原正幸他: 高フレームレート撮像テレビジョンシステムの動画質改善効果. 映情学誌 65: 1208-1214, 2011.

最近のトピックス

より自然な見え心地を提供する最新の累進屈折力レンズ

セイコーオプティカルプロダクツ株式会社 高橋 永

1. はじめに

1980年にSEIKOが国産初のプラスチック累進屈折力レンズ（以下 累進レンズ）を開発して以来、眼鏡レンズメーカー各社は、累進レンズの開発にしのぎを削ってきた。とくに画期的な変革となったのは、1997年にSEIKOが開発した世界初の内面累進屈折力レンズ（以下 内面累進）である。それまでの主流は、累進面を外側面に配置したいわゆる外面累進屈折力レンズ（以下 外面累進）であった。それに対し、累進面を内側面に配置することで「ユレ・ユガミの低減」と「明視領域の拡大」の両立を図ったのが、内面累進である。以後、両面設計、両面複合累進などの設計も開発されてきた。SEIKOでは最近、内面累進をベースに発展させた新技術「クロスサーフェス設計[®]（両面制御設計）」を開発した。本稿では、「クロスサーフェス設計[®]」を採用した累進レンズを紹介する。

2. 累進屈折力レンズの課題

1) ユレ・ユガミ

累進レンズ特有のユレ・ユガミは遠用部と近用部の眼鏡倍率の差が原因である。遠用部と近用部の倍率差が小さければ、ユレ・ユガミは少なくなる。

ユガミは対象物が変形して見える状態で、対象物を見ながら顔を左右に振ったときのユガミの変化をユレとして感じる（図1）。



図1 ユレ・ユガミ

2) ボケ

累進レンズは、遠用部から近用部にかけて度数変化を付けているため、周辺部で収差発生は避けられない。周辺部を見たときには、この収差をボケとして感じる。遠用部・近用部の明視領域（ボケがある許容値以下の範囲）の広さと周辺部のボケの最大値はトレードオフであり、明視領域を広く設計したレンズの周辺部のボケは大きくなり、周辺部のボケを小さく設計したレンズの明視領域は狭くなる傾向にある。

3) 近用部の見え方

累進レンズは、眼鏡倍率や歪曲収差の影響により、近視用のレンズと遠視用のレンズとで見える大きさやユガミ方に違いがある。

近用部で見たときは、裸眼で見たときの大きさに対して近視系は小さく横長になる。一方、遠視系は大きく縦長になる（図2）。

3. 新開発「クロスサーフェス設計[®]（両面制御設計）」を採用した遠近両用レンズ

『セイコー パシュート PV』

内面累進は、レンズ外面カーブが一定であることにより眼鏡倍率の変化を抑え、ユレ・ユガミの低減を図っている。また、内面側に累進面があることにより明視領域の拡大を実現している。しかし、外面累進・両面設計・両面複合累進・内面累進のいずれ

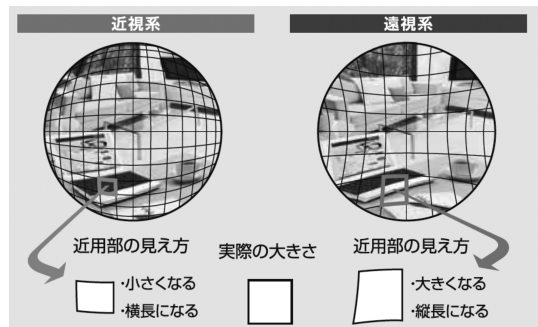


図2 近用部の見え方

の設計においても程度の違いはあるが、近用部においては図2のように裸眼で見たときの「大きさ」や「形」に対し、若干のズレを生じている。新開発の「クロスサーフェス設計[®]」は、「ユレ・ユガミの低減」、「明視領域の拡大」という内面累進のメリットをベースに「近用倍率の改善」、「近用アスペクト比の改善」という新領域に踏み込んだ最新の技術である。この「クロスサーフェス設計[®]」では、「倍率コントロール」と「Horizontal Atoric (ホリゾンタルアトリック)」という新しい手法を取り入れ、レンズの内面と外面の両方でユレ・ユガミ、近用倍率を積極的にコントロールしている。

更に、遠用度数および加入度数によって最適な収差バランスを提供する「度数別可変収差バランス」により、装用者が累進屈折力レンズに求める「自然な見え心地」を実現した(図3)。このような特長をもつ累進レンズが「セイコーパシュートPV」である。

1) 倍率コントロール

2.3) で説明したように、累進レンズの近用部では裸眼で見たときよりも近視系は小さく横長に、遠視系は大きく縦長に見える。倍率コントロールは、レンズ外面の近用カーブをコントロールすることで、裸眼で見たときの「大きさ」と「形」とのズレを減らし、見え心地を向上させる技術である。近視系は外面近用カーブを遠方より深くすることにより、近用倍率を大きくし、元の大きさに近づけ、同時にアスペクト比も改善した。遠視系は外面近用カーブを遠用より浅くすることにより、近用倍率を小さくし、元の大きさに近づけ、同時にアスペクト比も改善した。また、遠視系では、内面累進よりも更に遠近の倍率差を小さくし、ユレ・ユガミの低減も実現した(図4)。

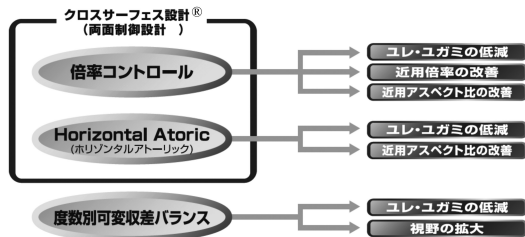


図3 クロスサーフェス設計[®]と度数別可変収差バランス
注) 図3において視野とは、明視領域(ボケがある許容値以下の範囲)を意味する。

2) Horizontal Atoric (ホリゾンタルアトリック)

レンズ外面の縦方向のカーブに対して横方向のカーブを深くすることで、ユレ・ユガミの低減と近用アスペクト比の改善に効果のある新しい技術である。周辺部では、徐々にカーブを緩めることで、レンズ肉厚の増加を抑えている(図5)

3) クロスサーフェス設計[®]の効果

(1) 近用倍率の改善

従来の累進レンズでは、図2のように裸眼で見たときよりも近視系は小さく見え、遠視系は大きく見えている。倍率コントロールにより近視系では近用倍率を大きくし、遠視系では近用倍率を小さくすることができた。これにより裸眼で見たときの大きさに近づけることができ、より自然な見え方を提供できるようになった。

(2) 近用アスペクト比の改善

近用アスペクト比とは、正方形を遠近両用レンズ近用部で見たときの縦横比のことである。正方形のアスペクト比は「1」になるので、「1」に近づくほど実物に相似していることになる。従来の累進レンズの近用部で正方形を見た場合、近視系は縦方向が横方向よりも縮小されるため、近用アスペクト比は1より小さくなる。遠視系は縦方向が横方向よりも拡大されるので、近用アスペクト比は1より大きくなる。これを「倍率コントロール」と「Horizontal Atoric (ホリゾンタルアトリック)」により改善し、近用アス

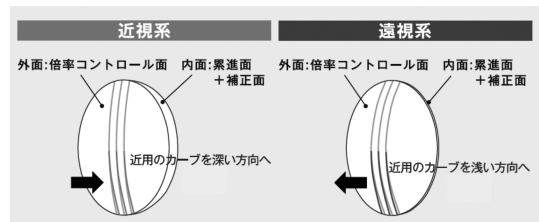


図4 倍率コントロール

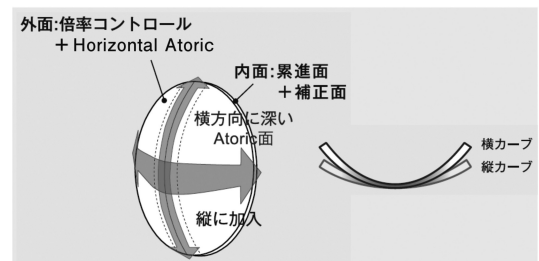


図5 Horizontal Atoric

ペクト比を1に近づけている(図6)。

(3) ユレ・ユガミの低減

累進レンズを装着して身体の正面にあるものを見ている状態から、その物を注視したまま顔の向きだけを左右に振ると正面にあるものは変形して見える。この変形量が大きいとユレを大きく感じることになる(図7点線)。「クロスサーフェス設計[®]」を採用した「セイコーパシュートPV」では、ユガミを小さくすることによりユレを抑えている(図7実線)。

(4) 度数別可変収差バランス

累進屈折力レンズは、「ユレ・ユガミの少なさ」と「明視領域の広さ」が求められるが、これらはトレードオフの関係にあり両立は難しい。近視系は明視領域の広さを好む傾向にあり、遠視系はユレ・ユガミの少なさ好む傾向にある。このことから、度数別可変収差バランスは、遠用度数と加入度数によって最適な収差バランスを採用している。すなわち、近視系は明視領域の広さを重視し、弱度においては明

視領域とユレ・ユガミのバランスを重視し、遠視系ではユレ・ユガミの低減を重視している(図8)。

4. そのほかの主要な設計テクニック

1) アドバンストアスフェリック設計

乱視度数がある場合、従来の累進レンズにおいては、レンズ周辺部の乱視補正が十分でない場合が見受けられる。アドバンストアスフェリック設計は、様々な方向に視線を向けたときの眼球の姿勢を決定する「リスティングの法則」を考慮に入れて設計を行っている。これにより、全方向の乱視補正を達成できた。

2) スムージング設計

従来の累進レンズにおいて、遠用部から近用部にかけて主注視線に沿った加入変化は直線的である。スムージング設計では、加入の立ち上がりを直線変化に比べ緩やかにすることで、フィッティングポイ

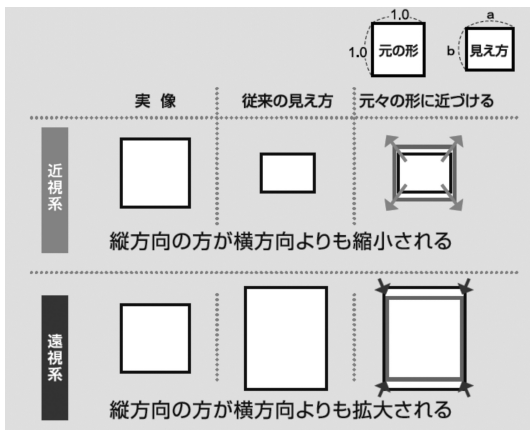


図6 近用倍率とアスペクト比の改善

$$\text{平均倍率} = \frac{a+b}{2} \quad \text{アスペクト比} = \frac{b}{a}$$

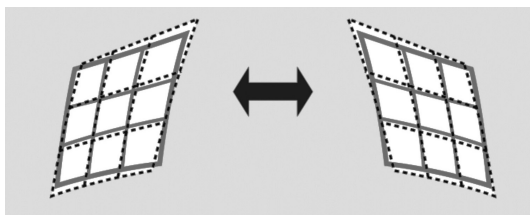


図7 ユレ・ユガミの低減

ユガミを小さくすることで、顔を左右に動かした場合でもユレを感じにくくします。

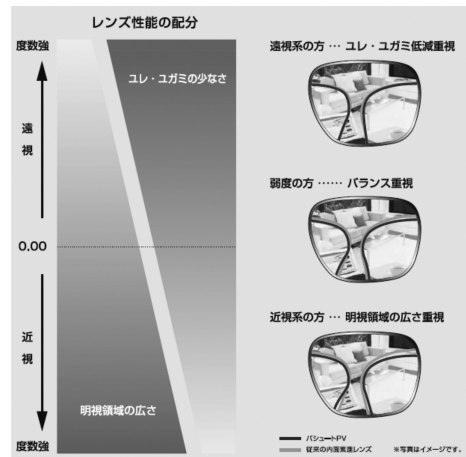


図8 度数別可変収差バランス

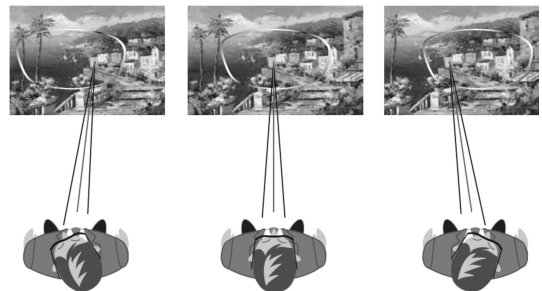


図9 3Dリアルタイムシミュレーション

ント周辺の明視幅を拡大している。

5. 新しい評価技術の開発

最新のレンズでは、「3Dリアルタイムシミュレーション」という新しい評価技術を導入した。これは、コンピュータグラフィックス技術を用いた全く新しい眼鏡レンズ装用シミュレーター¹⁾である。実際の装用状態に近い立体的な映像（顔を左右に動かして対象物を見たときのユレ・ユガミ・ボケ）をリアルタイムでシミュレーションし、レンズ設計にフィードバックしていくことで遠近両用レンズとしての性能バランスを最適化することが可能になった（図9）。

6. ま と め

以上のように内面累進レンズの良さである「ユレ・ユガミの低減」「明視領域の拡大」をベースに「クロスサーフェス設計[®]（両面制御設計）」を取り入れ、「近用倍率の改善」と「近用アスペクト比の改善」を実現した「セイコー パシュート PV」は、より自然で快適な見え心地を提供する最新の累進レンズである。

文 献

- 1) 篠原俊英, 柿本正憲他: コンピュータグラフィックスによる眼鏡レンズ装用シミュレーション (第1報), (第2報). 眼鏡学ジャーナル 14 (1): 26-32, 2010.

(別刷請求先) 高橋 永 104-0032 東京都中央区八丁堀 1-9-9 セイコー八重洲通ビル
セイコーオプティカルプロダクツ株式会社

学会印象記

WOC[®] 2012 Abu Dhabi

大阪大学大学院医学系研究科視覚情報制御学寄附講座 前田直之

第33回国際眼科学会 (World Ophthalmology Congress[®] 以下 WOC[®]) が、2012 (平成24) 年2月16~20日にアラブ首長国連邦のアブダビで開催されましたので、参加してきました。

今回は、私にとって中東への初めての訪問でありました。イスラム教の礼拝の時間になると町中にアザーンが拡声器で響きわたり、エキゾチックな雰囲気を醸し出すのですが、運悪くその時間にタクシーに乗車していると、信心深い運転手がお祈りを終えるのをモスクの前に停車した車内で待つ! など、異文化に触れて大変貴重な体験をいたしました。

さて、WOC[®] は、国際眼科理事会 (International Council of Ophthalmology 以下 ICO) が開催する眼科の国際学会です。ICOには120以上の国の学会、そして専門学会がメンバーになっており、そのルーツは1857年にさかのぼります。

今回の学会は、中東とアフリカで開催される最初のWOC[®]であること、アブダビで開催される初めての本格的な国際会議であることなどにより、国を挙げて対応しているように見受けられ、会場も素晴らしい施設でした (図1)。

WOC[®]は最新の知見を発表する場というよりは、むしろ祭典としての意味合いの強い学会です。オープニングセレモニーにはアラブ首長国連邦の王子が参列

するなか、動画によるプレゼンテーションが始まりました (図2)。8~13世紀までのいわゆるアラブの黄金時代と関連させて、眼科や光学で当時いかに先見であったかを示し、中東とアフリカのプレゼンスを示すすばらしいものでした。

一般演題に関しては、一般口演、学術展示、ビデオ演題、インストラクションコースに2,383題の発表がありました。日本からは121題が採択され、インド、サウジアラビアに次いで第3位でした。一般演題のほかにシンポジウムとして190のセッションがあり、学会初日には、六つの領域でのサブスペシャリティデーのプログラムもありました。内容としては、各領域のこれまでの進歩のまとめた講演が主体で、英語が第二言語の人の発表も多く、英語の苦手な人でもわかりやすい学会であるといえます。

私の専門領域で眼光学に関連する発表としては、円錐角膜のクロスリンクング、フェムト秒レーザを用いた白内障手術の演題やセッションがたくさんあり、世界的にこれらに関心が集まっていることが再認識されました。それ以外にも、画像診断に関する演題も多く、laser confocal microscope や前眼部光干渉断層計 (OCT) も注目されていました。しばらくは、このimagingや視覚の質に関する注目が続くと思われ、眼光学を専門とする者にとってはよい時代ではないか



図1 広々としたコンベンションセンター



図2 印象的だったオープニングセレモニー

と思います。

次回のWOC®2014は東京です。第34回国際眼科学会、第29回アジア太平洋眼科学会(Asia-Pacific Academy of Ophthalmology: APAO)、そして第118回の日本眼科学会総会(3学会を合わせてWOC®2014 Tokyo)が合同開催される予定です。日時は2014(平成26)年4月2~6日までで、会場は東京フォーラムと帝国ホテルです。すでにご存知のことと思いますが、日本眼光学学会理事の大鹿哲郎教授がWOC®の会長ですし、私を含め多くの理事、編集

委員がこのWOC®の委員会に参画しております。

日本での2回目のWOC®を成功裏に終え、世界における日本のプレゼンスを高めることによって、その後日本からの論文が受理されやすくなる、国際学会の特別講演やシンポジウムなどで日本人が招待されやすくなる、日本の眼科機器や薬剤などが世界的に注目される、あるいは日本の眼科関係者の結束がより強固になる、ということが実現できればと願っております。皆様におかれましては何卒ご協力のほどよろしくお願い申し上げます。

留学印象記

心理物理と眼光学の海外での修行

株式会社トプコン技術品質グループ 三橋 俊文

最近是不景気のせいか、日本からの海外留学者数が減っている。逆に、日本の周辺国であり、色々な分野でライバルである中国、韓国、インドは留学者数が増加している。留学だけが研究や教育の方法ではないので、この留学者数の推移がどのような意味をもつかは一考を要するとして、若い人達がより多くの人生経験をもてる留学という機会が多いことはよいことであろう。西欧は今でも科学が進んだ地域であるので、西欧との交流は科学や工学を進めていく上でプラスになる。そのためには言語だけでなく先方の文化を理解しておくことも助けになり、それを学べるのが留学ではないかと思う。

1980年代後半～1990年代にかけてのバブル経済の絶頂期に、企業からMBAやコンピュータサイエンスの修士課程に留学するのがはやった。そういう雰囲気の中、筆者が留学の希望を出したところ、会社が支援してくれた。1991年に現地に行った後、しばらくしてバブルが崩壊した。希望するのが遅れたら留学できなかったかもしれない。

留学したのは、カナダのトロントにあるYork大学だった。同じトロントにあるUniversity of Torontoと比較すると新興大学であったが、Vision Groupは充実していて名の売れた教官がいた。私のsuper visorはDavid Reganで、心理物理の基礎と臨床の両方をされ

ていた研究者であり、2001年にはThe Association for Research in Vision and Ophthalmology (以下ARVO)でProctor Medalを受賞した。私は心理物理の初歩を習いながら運動視の研究を行ったが、成前はしなかった。Vision GroupのリーダーはIan Howardだった。体性感覚などの研究をしており、研究室にはご家族で作られた大掛かりな実験道具があった。現在でも、高齢にかかわらず現役で仕事をされている。

留学という形態ではなかったが、短期滞在を繰り返しながら仕事を進めたことがある大学の研究室を2箇所紹介したい。まず、ニューヨーク州のIthaca(州の中央に位置する田舎町)にあるCornell大学を紹介する。アイビー・リーグの大学なのでご存知の方も多いと思うが、組織的にはちょっと変わっていて、私立と州立の部分が混在している。Cornell大学ではNeurobiology and BehaviorのHoward Howlandと波面センサーの評価を行った。Howardの専門は動物の神経生理学であるが、エンジニアのお兄さんの影響から眼光学にも造詣が深い。お兄さんとのコンビはなかなかのもので、兄弟でCross Cylinder Aberroscopeを開発し、その観察パターンがScience誌の表紙を飾ったこともある。検影法やCross Cylinderなどの屈折関係の測定装置の開発のほか、冪級数やゼルニケ多項式を使った高次収差の解析を眼光学に取り入れたこと



図1 Aston大学の前眼部系研究グループの面々
左から2番目がJames Wolffsohn

も業績として挙げられる。筆者は2002年の夏に Cornell 大学に滞在していたが、研究室で働きながら実習をしていた女子学生3人の名前が全員 Jennifer であった。その学年はなぜか Jennifer という名前が多かったらしい。そのうちの1人、Jennifer Kelly と夏の課題として、正常眼の波面収差測定から角膜収差と眼球収差の関係を調べた。次の年、Jennifer が1年間日本に滞在したので、一緒に研究をまとめ、論文を掲載できたことはよい思い出である。

最後にイギリス バーミンガムの Aston 大学を紹介する。Aston 大学の Optometry School はイギリスで最も規模が大きく、そのためクリニックや測定装置が充実している。数種類の角膜レーザー屈折矯正手術装置があり、functional magnetic resonance imaging (fMRI) や magnetoencephalogram (MEG) などもある。Aston 大学で眼光学研究をリードしているのは James Wolffsohn で、とくに前眼部と Low Vision が専門である。最近では手術中の収差測定、眼球の紫外線防御、

眼内レンズ (IOL) の設計や評価のための前眼部モデルの構築に注力している。2000年頃に留学していた鹿児島大学の辻村誠一准教授によれば、James はとにかく精力的で行動が迅速、また眼光学と工学、両方のエキスパートなので、研究のアプローチの幅が眼光学から工学まで幅広いといえるそうである (私も同意見)。実際、James は工学と Optometry の研究室をそれぞれもっている。

ところで、長期にしる、短期にしる、筆者が海外で研究することができたのは、国内の先生方のご支援があつてのことです。York 大学のときには千葉大学の故江森康文教授、現地では金沢工業大学の近江正雄教授にお世話になりました。ARVO で Cornell 大学の Howard Howland 先生に話を通していただいた筑波大学の太田哲郎教授と大阪大学の前田直之教授に、そして James Wolffsohn に筆者の波面センサー試作機を紹介していただいた早稲田大学の故鶴飼一彦教授に感謝いたします。

◆ 編集部からのお願い ◆

視覚の科学をお読みになったご感想、ご意見などをお寄せ下さい。

送付先：大阪大学大学院医学系研究科応用医工学講座感覚機能形成学教室

〒565-0871 吹田市山田丘2-2

TEL 06-6879-3941 FAX 06-6879-3948

E-mail: hisyo10@ophthal.med.osaka-u.ac.jp

日本眼科学学会 編集部

◆ 日本眼科学学会入会のお勧め ◆

日本眼科学学会は、医師と視能訓練士、物理、光学、視覚研究者をメンバーとし、眼の機能特に視覚科学、レンズ、光学器械、眼の計測器等に関する基礎的、応用的問題の研究、発展に資することを目的として昭和40年に発足し、以来この方面において多大の成果を挙げております。

入会をご希望の方は、次ページ挟み込みの入会申込書に必要事項（特に学歴、現在の専門、紹介者）を漏れなくご記入の上、下記事務局宛にお送り下さい。

◆ 記入上の注意

※眼科医の方は日本眼科学会の認定番号を備考欄にお書き下さい。

※理工系の場合は、大学教授、施設長のご紹介をいただいで下さい。

※視能訓練士の方で、視能訓練士協会にご在籍の方は、会員番号を備考欄にお書き下さい。

※申込者は、忘れずに捺印し郵送して下さい。

※ 2005年4月より個人の守秘義務に関する法律が設定されました。入会申込書にも記載しておりますが、名簿に記載してよい項目には忘れずに○印をお付け下さい。

○印がついていない場合はすべて掲載いたしますのでご了承下さい。

◆ 会費は、常任理事会にて承認後、改めてご請求いたしますので、折り返しお振込下さい。ご入金を確認できた時点で入会日、会員番号をお知らせいたします。

◆ 送付先：567-0047 茨木市美穂ヶ丘3-6-302 日本眼科紀要会内
日本眼科学学会事務局

◆ 問合せ先：TEL 072-623-7878 FAX 072-623-6060
E-mail folia@hcn.zaq.ne.jp

◆ 年会費：入会金不要 年会費（個人）5,000円

◆ 学 会：年1回開催。巻末の学会案内をご参照下さい。

◆ 刊行物：学会誌「視覚の科学」年4回発行。

「視覚の科学」編集者

編集委員長	三橋 俊文	(株)トプコン技術品質グループ)
編集委員	市川 一夫	(社会保険中京病院眼科)
〃	井上 真	(杏林大学医学系研究科眼科)
〃	魚里 博	(北里大学医療衛生学部・大学院医療系研究科)
〃	江本 正喜	(NHK放送技術研究所)
〃	大鹿 哲郎	(筑波大学医学医療系眼科)
〃	大沼 一彦	(千葉大学大学院工学研究科)
〃	奥山 文雄	(鈴鹿医療科学大学医用情報工学科)
〃	梶田 雅義	(梶田眼科)
〃	祁 華	(HOYA(株)ビジョンケアカンパニー開発部)
〃	古野間邦彦	(株)ニデック)
〃	斎田 真也	(神奈川大学人間科学部)
〃	佐藤 美保	(浜松医科大学眼科)
〃	仲泊 聡	(国立障害者リハビリテーション病院・東京慈恵会医科大学眼科)
〃	根岸 一乃	(慶應義塾大学医学部眼科)
〃	長谷部 聡	(岡山大学医学部眼科)
〃	畑田 豊彦	(東京眼鏡専門学校)
〃	原 直人	(神奈川歯科大学附属横浜クリニック眼科)
〃	不二門 尚	(大阪大学大学院医学系研究科感覚機能形成学)
〃	前田 直之	(大阪大学大学院医学系研究科視覚情報制御学)
〃	松本富美子	(近畿大学医学部堺病院眼科)
〃	吉澤 達也	(金沢工業大学人間情報工学部)

(敬称略, 50音順)

編集後記

33巻2号をお届けします。

自画自賛になってしまいますが、本号は充実した内容になっていると思います。自画自賛というのはかなり語弊があって、紙面の充実が著者や査読者の先生方のご協力がすべてです。その内容ですが、日本眼光学学会が学際的な学会ですので、幅広いテーマが扱われています。本号では、瞳孔の神経系、屈折・前眼部の計測、ゼルニケ多項式、アダプティブオプティクスによる眼底イメージング、眼内レンズ、ディスプレイ、累進めがねレンズがテーマになっています。日本眼光学学会では、眼科のテーマで光学関連のことをすべて扱えるので、とても広い分野が関係してきますが、今後、デバイスの進歩で光学の応用が更に進む気配があり、ますます眼光学が分野的に広がっていくのではないかと思います。

ちなみに私事ですが、IEEEのTransaction of Engineering in Medicine & Biology (EMB) という英文誌を購読しています。医学関係の最新の装置研究が掲載されていて楽しむことができます。眼光学では眼という限定がありますが、目指す方向の一つではないかと思っています。そのためには、視覚の科学にもっと企業を含む工学系研究者の論文が投稿されることが必要になります。工学系研究者にいかにも魅力ある学会にしていくのが課題です。

最後になってしまいましたが、33巻から前年の日本眼光学学会の招待講演者に総説を書いていただくことになりました。本号には昨年招待講演者の魚里 博先生から総説をご寄稿いただきました。検査法について非常に詳しく解説されていますので、検査にかかわる方には必読の総説となっています。

三橋 俊文 記

視覚の科学 第33巻 第2号

2012年7月15日 発行

編集委員長 三橋 俊文

発行 日本眼光学学会

567-0047 大阪府茨木市美穂ヶ丘3-6 山本ビル302号室
日本眼科紀要会内

TEL 072-623-7878 FAX 072-623-6060

E-mail folia@hcn.zaq.ne.jp

発行所 日本眼科紀要会

567-0047 大阪府茨木市美穂ヶ丘3-6 山本ビル302号室

TEL 072-623-7878 FAX 072-623-6060

E-mail folia@hcn.zaq.ne.jp

日本眼光学学会誌「視覚の科学」投稿規程

原著の投稿規定

1. 投稿論文は他誌に発表されていない論文および学会発表原著で、原則として筆頭著者は本会会員に限ります。
2. 原著論文は査読者の意見を参考に、編集委員会が採否を決定します。なお、査読者の意見により原稿の加筆、修正、削除などをお願いすることがありますのでご承知おき下さい。原稿修正等に要する日数は特に定めませんが、3カ月以上になると取り下げと判断する場合があります。
3. 原著論文は、査読者に送られますので論文原本のほかに必ずコピー2部（原本も含め計3部）を提出して下さい。

原著・総説の執筆要項

1. 別々の用紙を用いて次のように区分して下さい。
 - ・タイトルページ：題名、Running Head、所属名、著者名を明記し、下段に校正などの連絡先を記入して下さい。
 - ・和文要約：400字以内に論文の概要がわかるように書いて下さい。
 - ・英文要約（Abstract）：ダブルスペースで打字し、200語以内（1語は5文字に相当）とします。なお、英文の題名、氏名、所属名、住所を明記して下さい。
 - ・キーワード：日本語のキーワードを、5個以内で重要な順に列記して下さい。
 - ・Key words：英語のkey wordsは日本語と同じものを、5個以内で重要な順に列記して下さい。
 - ・本文：原則として、緒言、方法、結果、考按の各項目に区分して下さい。ただし、内容によってはこの限りではありません。総説の場合、本文の構成は自由です。
 - ・文献
 - ・表および図（写真および付図）
 - ・表および図の説明
2. 論文の長さは原則として、本文と文献を合わせて400字原稿用紙20枚（8,000字）以内とします。ただし、編集委員会が認める場合は、この限りではありません。専門用語以外は当用漢字、現代かなづかいを使用し、句読点を正しく付けて下さい。表および図以外には、頁番号並びに頁左側に行数

を付けて下さい。電子媒体による投稿の場合には、本文はMicrosoft Wordあるいはテキストファイルで、図表はPower Pointファイルで、CD-ROMに記録してお送り下さい。

3. 医学用語は、原則として日本医学会医学用語委員会編「医学用語辞典」Japan Medical「眼科用語集 第4版」Terminology in Ophthalmology（日本眼科学会）1999年によって下さい。外国人名、地名、薬品名は原語で書き、日本語化している外来語はカタカナを用いて下さい。文中の欧米語は固有名詞、商品名、商品名略語および独語の名詞を除き、すべて小文字として下さい（文頭は大文字）。薬品名は一般名を使用し、商品名はカッコ内に入れ（-----®）として下さい。
4. 数字は、算用数字を用い、計量単位はできるだけSI単位を用いて下さい。
5. 図と表はそのまま印刷できるように、きれいにトレースしたもの、または写真を用いて下さい。原則としてはA4の大きさ以内にして下さい。
6. 図（写真）と表の挿入希望箇所を原稿内に示して下さい。写真の大きさは名刺版（6×8cm）以上の大きさとします。また、間違いをなくするために、写真の裏側に氏名と天地を明記してお送り下さい。カラー印刷を希望される方は、必ずフィルム（ネガまたはリバーサル）をお送り下さい。カラー印刷は製版・印刷の実費を申し受けます。図（写真）と表の説明は別の用紙を用いて書いて下さい。

なお説明は、読めばその内容がわかるように明記し、本文中に重複して記載しないように注意して下さい。
7. 掲載論文のすべての著作権は著者と日本眼光学学会に属します。
8. 文献は本文中に引用されたもののみを別紙に一括して書き、文献の記載順序は引用順とします。本文中の引用箇所には肩番号を付して照合して下さい。
9. 文献の書き方は、引用番号）著者名：題名．誌名巻：頁（始頁－終頁）、発行年（西暦）の順に書いて下さい。単行本の場合は、著者名：書名．編者名、頁（始頁－終頁）、発行所名、所在都市名、発行年（西暦）の順で書いて下さい。

著者が3名以上の場合は最初の2名を書いた上で3名以降は、他または et al として下さい。

例 1) 光学太郎, 光学次郎, 眼光学一郎: 調節の研究. 生理光学 1: 1-10, 1990.

例 2) Yamaguchi L, Yamane J & Yagi K: Researches on accommodation. *Physiol Opt* 1: 1-10, 1990.

例 3) Yamaguchi K: *Physiological Optics*. 25-30, CV Mosby, New York, 1990.

10. 著者校正は原則として1回行いますが、その際大幅な変更はご遠慮下さい。なお、やむを得ず大幅な変更があった場合は実費を申し受けます。
11. 英文要約は、和文要約に沿って書き、あらかじめ英語の堪能な方の校閲を受けて下さい。
12. 英語訳文の原稿も受け付けますが、事前に編集委員会にご連絡下さい。
13. 別刷は30部を無料とし、これ以上の部数は有料として50部単位で受け付けます。

14. 筆頭著者が当会会員の場合には、論文掲載料は本誌4頁までは無料とし、5頁からは1頁増えるごとに15,000円(消費税は含まず)を加算します(目安として本誌1頁が400字原稿用紙3.5枚に、図と表はそれぞれ400字原稿用紙ほぼ1枚に相当します)。

依頼による総説の場合、掲載料は無料ですが、カラー印刷のみ実費(1頁当たり20,000円から32,000円)を申し受けます。

15. 原稿は下記の住所にお送り下さい。

〒565-0871 吹田市山田丘2-2

大阪大学医学系感覚機能形成学

日本眼光学学会編集委員会

Tel 06-6879-3941

Fax 06-6879-3948

E-mail hisyo10@ophthal.med.osaka-u.ac.jp

投稿に必要な「タイトルページ」「著作権譲渡同意書」は、日本眼光学学会のホームページ <http://www.gankougaku.gr.jp/> よりダウンロードしてください。

2012年6月

会 報

第48回日本眼光学学会総会

会 期：2012年9月1日（土）、2日（日）

会 場：秋葉原コンベンションホール

〒101-0021 東京都千代田区外神田1-18-13 秋葉原ダイビル4F

TEL：03-5297-0230 FAX：03-5297-5955

会 長：村上 晶（順天堂大学医学部眼科学教室）

主 催：順天堂大学医学部眼科学教室

〒113-8421 東京都文京区本郷2-1-1 TEL:03-3813-3111(代)

ホームページ：<http://48jsoo.jtbcom.co.jp/>

プログラム（予定）：

特別講演

シンポジウム

学術奨励賞受賞講演

一般口演

共催セミナー

機器展示、書籍展示

演題募集は2012年5月31日（木）11：00に〆切りしました。

登録料（予定）： (円)

参加登録	当日登録
医師/教員/企業	13,000
コメディカル	8,000

事前登録は2012年7月5日（木）に〆切りしました。

事務局：〒141-8657 東京都品川区上大崎2-24-9 アイケイビル3F

(株)JTBコミュニケーションズ コンベンション事業局内

TEL：03-5434-8759 FAX：03-5434-8694 E-mail：48jsoo@jtbcom.co.jp

16th The IRSJ 2012・第13眼科臨床機器研究会
ジョイントセミナー

日 時：2012年10月13日（土）13：00～18：30

会 場：横浜シンポジア

住 所：〒231-0023 神奈川県横浜市中区山下町2番地 産業貿易センタービル9階

TEL：045-671-7151

プログラム（予定）：

【16th The IRSJ 2012】 13:00～15:00

【メインテーマ】屈折矯正とオキュラーサーフェイス（眼表面）

I. 基調講演 モデレーター：魚里 博（北里大）

「ドライアイと視覚機能異常（仮）」 横井則彦（京都府医大）

「オキュラーサーフェイスの眼光学」 前田直之（大阪大）

II. 招待講演 モデレーター：清水公也（北里大）

「Refractive Correction and Ocular Surface (仮)」 Thomas O. Salmon, OD, PhD. (Northeastern State Univ.)

【第13回眼科臨床機器研究会】(眼科専門医認定事業申請中) 15:30～18:30

講演Ⅰ. 緑内障インプラント手術 モデレーター: 森田哲也(北里大)

I-1 「Baerveldt 緑内障インプラント (仮)」 演者未定

I-2 「Express 緑内障フィルトレーションデバイス (仮)」 演者未定

I-3 「Baerveldt を使用した緑内障インプラント手術 (仮)」 徳田直人(聖マリ医大)

I-4 「Express を使用した緑内障インプラント手術 (仮)」 渡邊三訓(社保中京病院)

講演Ⅱ. 一般講演(一般公募はありません) モデレーター: 柳田智彦(北里大)

講演Ⅲ. 新しい眼底カメラ (仮) モデレーター: 市邊義章(北里大)

Ⅲ-1 「Nonmyd WX を用いた立体眼底画像による視神経乳頭解析の有用性」 浅川賢(北里大)

Ⅲ-2 「広角眼底カメラ RetCam3 を用いた未熟児診療」 池田哲也(北里大)

Ⅲ-3 「超広角走査レーザ検眼鏡 Optos[®] 200TX (仮)」 渡辺五郎(群馬大)

参加費: (円)

	医師・企業研究員		コメディカル	
	事前	当日	事前	当日
16th The IRSJ 2012	4,000	5,000	3,000	4,000
第13回眼科臨床機器研究会	4,000	5,000	3,000	4,000
2学会共通	7,000	9,000	5,000	7,000

申込み方法: 郵便払込取扱票(事前登録用紙)による事前申込みまたは当日登録

事前登録〆切日: 2012年8月31日(金)

事務局: 〒252-0374 神奈川県相模原市南区北里1-15-1 北里大学眼科内

北里眼科セミナー事務局 担当: 齋藤

TEL: 042-778-8464 / FAX 042-778-9679

E-mail symposia@med.kitasato-u.ac.jp

IRSJ <http://www.irsj.jp/>

眼科臨床機器研究会 <http://www.soci.jp/>

第51回日本網膜硝子体学会総会

会期: 2012年11月30日(金)～12月2日(日)

会場: 甲府富士屋ホテル

〒400-0073 甲府市湯村3-2-30

TEL: 055-253-8111 FAX: 055-253-5200

会長: 飯島裕幸(山梨大学医学部眼科学教室)

主催: 山梨大学医学部眼科学教室

〒409-3898 中央市下河東1110 TEL: 055-273-9657

ホームページ: <http://51moumaku.jtbcom.co.jp/>

プログラム(予定):

特別講演

教育講演

シンポジウム

盛賞受賞講演

一般講演(口演・ポスター)

2012年6月

各種共催セミナー
機器展示・書籍展示

演題募集：原則として、インターネットでのお申し込みとさせていただきます。

詳細は、本総会ホームページ (<http://51moumaku.jtbcom.co.jp/>) の演題募集ページをご覧ください。

演題募集〆切日：2012年7月19日(木) 11:00

登録料(予定)： (円)

	参加登録	事前登録	当日登録
医師(会員)		12,000	15,000
医師(非会員)・企業		14,000	18,000
医師以外(コメディカル/その他)		5,000	8,000

事前参加登録〆切日：2012年9月28日(金) 当日消印有効

事務局：〒141-8657 東京都品川区上大崎2-24-9 アイケイビル3F

(株)JTB コミュニケーションズ コンベンション事業局内

TEL: 03-5434-8759 FAX: 03-5434-8694 E-mail: 51moumaku@jtbcom.co.jp

学会会合案内

◆ 2012年 ◆

開催日	名称	開催場所	問合せ先	演題〆切
8/6(月)～ 8/8(水)	日本視覚学会夏季大会	山形大学工学部 (山形県米沢市)	日本視覚学会 2012年夏季大会ヘルプ デスク FAX: 03-3368-2827 E-mail: vision-webpost@bunken.co.jp URL: http://sites.google.com/site/vsj2012summer/home	2012/5/31
9/2(日)～ 9/6(木)	European Conference on Visual Perception (ECVP)	Alghero, Italy	URL: http://ecvp2012.uniss.it/	
9/11(火)～ 9/14(金)	2012年応用物理学会 秋季講演会	愛媛大学, 松山大学 (愛媛県松山市)	(社)応用物理学会 TEL: 03-3238-1041 (代) FAX: 03-3221-6245 E-mail: technical-meetings@jsap.or.jp URL: http://www.jsap.or.jp	2012/6/1
9/14(金)～ 9/16(日)	OSA Fall Vision Meeting 2012	University of Rochester Rochester, NY, USA	URL: http://www.cvs.rochester.edu/fvm_2012/index.html	2012/7/1
10/14(日)～ 10/18(木)	Frontiers in Optics (FiO) 2012 (OSA)	Rochester Riverside Convention Center/ Rochester, NY	General Attendee Information c/o OSA Customer Service - FiO/LS Management E-mail: custserv@osa.org URL: http://www.frontiersinoptics.com/	
10/23(火)～ 10/25(土)	Optics & Photonics Japan 2012	タワーホール船堀 (東京都江戸川区)	(株)アドスリー内 TEL: 03-5925-2840 FAX: 03-5925-2913 E-mail: opj@opt-j.com URL: http://opt-j.com/opj2012/	2012/8/25

開催日	名称	開催場所	問合せ先	演題〆切
10/25(木)～ 10/28(日)	第66回日本臨床眼科学会 総会	国立京都国際会館 (京都府京都市)	株式会社 JTB コミュニケーションズ コンベンション事業局内 TEL: 06-6348-1391 FAX: 06-6456-4105 E-mail: 66ringan@jtbcom.co.jp URL: http://66ringan.jtbcom.co.jp	2012/4/3
11/10(土)～ 11/13(火)	AAO Annual meeting 2012	McCormick Place, Chicago	General questions: meetings@aao.org URL: http://www.aao.org/meetings/ annual_meeting/chicago.cfm	2012/4/10

◆ 2013年 ◆

開催日	名称	開催場所	問合せ先	演題〆切
1/25(金)～ 1/27(日)	第36回日本眼科手術学会 総会	福岡国際会議場、福岡サ ンパレス、マリンメッセ 福岡 (福岡市博多区)		
2/2(土)～ 2/7(木)	BiOS SPIE Photonics West	Moscone Center San Francisco, CA, USA		
3/27(水)～ 3/30(土)	2012年応用物理学会 春季講演会	神奈川工科大学 (神奈川県厚木市)	(社)応用物理学会 TEL :03-3238-1041 (代) FAX :03-3221-6245 E-mail: technical-meetings@jsap.or.jp URL: http://www.jsap.or.jp	
4/4(木)～ 4/7(日)	第117回日本眼科学会 総会	東京国際フォーラム(東京都 千代田区)	株式会社コングレ内 TEL: 03-5216-5318 FAX: 03-5216- 5552 E-mail: jos2013@congre.co.jp URL: http://www.congre.co.jp/ jos2013/	
5/5(日)～ 5/9(木)	The Association for Research in Vision and Ophthalmology (ARVO) Annual Meeting	Washington State Convention Center, Seattle, WA, USA	The Association for Research in Vision and Ophthalmology E-mail: arvo@arvo.org URL: http://www.arvo.org	
6/9(日)～ 6/14(金)	CLEO 2013	San Jose Convention Center, San Jose, CA, USA	c/o OSA Customer Service - CLEO/ QELS Management E-mail: custserv@osa.org Tel: +1 202.416.1907 URL: http://www.cleoconference.org/	
5/10(金)～ 5/15(水)	Vision Sciences Society 12th Annual Meeting	Naples Grande Hotel 475 Seagate Drive Naples FL, USA	Vision Sciences Society E-mail: VSSMeeting@visionsciences.org URL: http://www.visionsciences.org/ meeting.html	

日本眼光学学会変更届

移動が生じた場合は、速やかに変更届を FAX (072-623-6060)で事務局へお届けください。
事務局には全て届けていただきますが、名簿に記載しない項目には×印を忘れずお付け下さい。

ご氏名 _____

変更の内容 (該当箇所には○を お付け下さい)	1. 氏名 2. 自宅住所 3. 勤務先 4. 文書および雑誌送付先 5. その他 ()		
ふりがな		ふりがな	会員番号
氏名		旧姓	
新勤務先住所	〒 _____		
新住所ふりがな			
新勤務先名称			
新勤務先英文名			
新電話番号		新FAX番号	
E-mail			
新自宅住所	〒 _____		
新住所ふりがな			
新電話番号		新FAX番号	
E-mail			
文書および 雑誌送付先	1. 勤務先 2. 自宅	変更届出年月日	年 月 日

連絡先：〒567-0047 茨木市美穂ヶ丘 3-6-302 日本眼科紀要会内
 日本眼光学学会事務局 TEL 072-623-7878 FAX 072-623-6060
 E-mail folia@hcn.zaq.ne.jp

事務局記入欄 (記入しないで下さい)

受領日	年	月	日受付
-----	---	---	-----

日本眼光学学会 入会申込書

※ 申込書は捺印の上、郵送にてお送りください。

※ 正会員 5,000円 準会員 3,000円（証明証が必要。事務局にお問い合わせください。）

入会申込書が届いたら、振替用紙を送付いたします。

★送付先：日本眼光学学会事務局 〒567-0047 茨木市美穂ヶ丘3-6 山本ビル 302号室

TEL：072-623-7878 FAX：072-623-6060 Email：folia@hcn.zaq.ne.jp

入会申込日： 年 月 日	会員種別： 正会員 準会員（該当箇所に○印）
------------------------------------	--------------------------

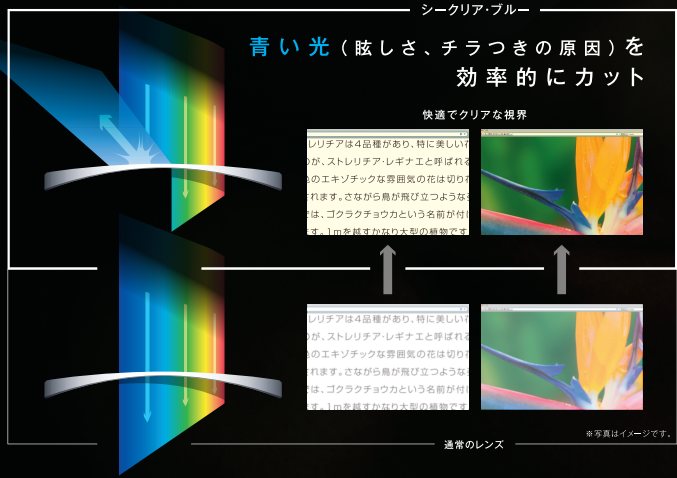
年度入会	書類提出日 年 月 日		
フリガナ		生年月日 年 月 日	男・女
氏名	Ⓜ	勤務先における職名・地位	
勤務・開業先	名称	所属科名まで記入のこと	
	〒	_____	
	TEL： _____	FAX： _____	
	E-mail _____		
自宅・住所	〒	_____	
	TEL： _____	FAX： _____	
	E-mail _____		
★ 書類送付先： 勤務先・自宅・その他（希望先に○印を、その他の場合は備考欄に）			
学歴他	[最終大学・学校]	年卒（見込）	
	[実務経歴]	年	
	日眼専門医認定番号： _____	または、医師免許証番号： _____	
	視能訓練士協会会員番号： _____	または、視能訓練士免許証番号： _____	
現在の専門	() 医学系 () その他	紹介者	
	() 理工学系		
備考			

事務局記入欄

受領日	年 月 日	承認日	年 月 日	会員番号	
-----	-----------	-----	-----------	------	--



そのレンズ、
テクノストレス・オフ。



青色光カットコーティング
ニコン シークリア・ブルー

SEE
CLEAR
BLUE

Heidelberg Advanced Technology

ハイデルベルグ スペクトラリス

— 治療法の進歩にはテクノロジーの進歩が不可欠です —

新しい治療法が臨床上で確立されるには、早期発見・診断・
予後管理のための最高レベルのテクノロジーが求められます。

ハイデルベルグ スペクトラリスは、マルチモダリティの
高性能画像、TruTrack™ アクティブアイトラッキング
の精細さ、およびBluePeak™ 代謝マッピングを兼ね備えて
いますので、現在の治療法に加え新しい選択肢にも一層
上手く適応することができます。

今日のテクノロジーの実力をさらに高め、明日の治療法に
応えます。

■ TruTrack™ アクティブアイトラッキングシステム

SLO画像の血管照合により眼球的動きを追尾、OCTスキャン
位置を常に同一位置へ自動補正します。

■ BluePeak™

ブルーレーザによる自発蛍光マップは、網膜からの自発蛍光
をとらえる非侵襲の診断モダリティです。



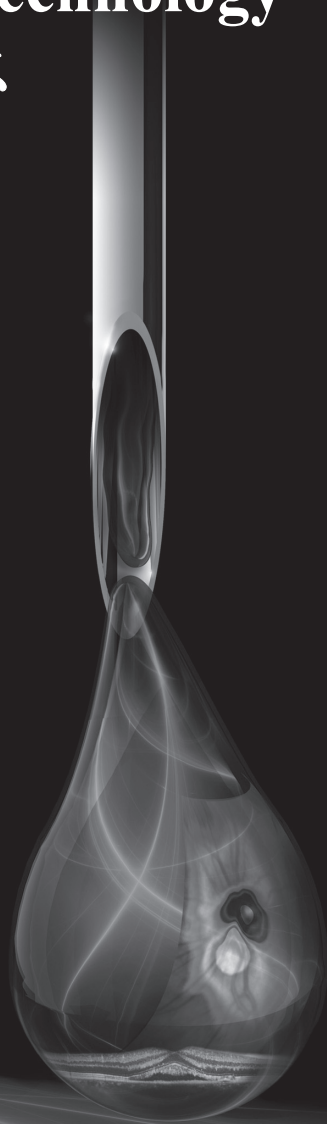
■ HRA+OCT
■ HRA



■ OCT+
BluePeak



■ OCT Compact
+BluePeak



医療機器認証番号 220AIBZX00005000

製造販売元



ジャパン フォーカス株式会社

本社/〒113-0033 東京都文京区本郷 4-37-18 (IROHA-JFCビル) ☎03(3815)2611
大阪/〒541-0053 大阪市中央区本町 4-6-7 (本町スクエアビル) ☎06(6262)1099
URL: <http://www.japanfocus.co.jp>

製造元 Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg Germany

総発売元

株式会社 JFCセールスプラン

本社/〒113-0033 東京都文京区本郷 4-3-4 (明治女生命本郷ビル) ☎03(5684)8531 (代)
大阪 ☎06(6271)3341 名古屋 ☎052(261)1931 福岡 ☎092(414)7360
URL: <http://www.jfcsp.co.jp>

10W1

We care about your eyes.

いつもあなたの眼のために

HOYA



強さにやさしさをプラス ヴィーナスガードコート ラピス



ヴィーナスガードコート ラピス **Venus Guard** Lapis コート

進化はやさしさ、目の健康を考えたレンズコート
キズに強い、花粉やホコリがつきづらい、青色光軽減効果で目にやさしい

■HOYAレンズコーティングの性能比較

性能	製品名	Venus Guard Lapis コート	ヴィーナスガードコート	SFTコート	VPコート
反射防止性能[明るさ]		○	◎	◎	◎
撥水性能[汚れの拭き取りやすさ]		◎	◎	◎	◎
耐摩耗性能[キズのつきにくさ]		◎	◎	○	
帯電防止性能[ホコリのつきにくさ]		○	○		
青色光軽減性能[短波長軽減]		○			

Canon

無散瞳デジタル眼底カメラ

CR-2 PLUS

Digital Retinal Camera



ボタンひとつで簡単モード切換、簡単撮影

FAF（眼底自発蛍光）撮影機能搭載

網膜色素上皮細胞におけるリポフスチンの蓄積状態を観察。網膜色素上皮の代謝亢進や機能低下を非侵襲的に検査する事ができます。

眼底撮影に特化したデジタルカメラ

眼底カメラ専用デジタルカメラ搭載

ノイズを抑え高画質を実現するISO200から、眩しさを抑え低い光量で撮影が可能なISO6400まで、幅広く設定が可能。また、眼底に適した画像パラメータを搭載。高精細な画像で診断をサポートします。

製品に関するお問い合わせは、

医療機器営業本部 〒108-8011 東京都港区港南 2-13-29 キヤノン港南ビル TEL (03) 3740-3354 キヤノンマーケティングジャパン株式会社

グレア内蔵型コントラスト感度測定器CSV-1000HGTi

CSV-1000HGTi



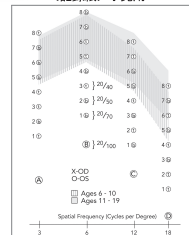
VECTORVISION

標準化されたグレアテストで VECTOR VISION の全ての視標で使用できます。自動車のヘッドライトがおよそ 45mの距離にある状態でのコントラスト感度を測定します。

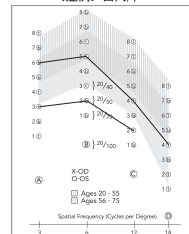
特 徴

- コントラスト感度曲線全域
- 病変の評価と識別
- 機能視力
- テストライトレベルは 85cd/m² にセルフ・キャリブレーションされ、標準化されている
- 4ノパターンの年齢層を基準にした記録紙
 - 6 ~ 10 歳用
 - 11 ~ 19 歳用
 - 20 ~ 55 歳用
 - 56 ~ 75 歳用

<記録紙>小児用



<症例>白内障



業 事 販 売 名：グレア内蔵型コントラスト感度測定器 CSV-1000HGTi
届 出 番 号：2881X1000300077

CS 中央産業貿易株式会社

本社
〒662-0977 兵庫県西宮市神楽町4-7
Tel.0798-26-7889 Fax.0798-26-7858

東京営業所
〒110-0005 東京都台東区上野1-10-8
Tel.03-5812-0825 Fax.03-5812-0824

名古屋営業所
〒456-0021 名古屋市熱田区夜寒町4-6
Tel.052-682-5355 Fax.052-682-7277

<http://www.chuosangio.co.jp/>





CARL ZEISS VISION

光学技術のパイオニア
ZEISSの眼鏡レンズ

精密光学のパイオニアとして
165年以上の歴史を刻んできたカールツァイスは、
眼科医療機器のリーディングカンパニーでもあります。
その優れた光学理論と製造技術をベースとして、
カールツァイスは眼鏡のレンズの世界でも
世界をリードしてきました。

ZEISSの眼鏡レンズは、
他の追随を許さない品質レベルによって、
あなたに最高の視覚体験をもたらします。

100 years
Carl Zeiss in Japan

カールツァイスビジョンジャパン株式会社
〒160-0003 東京都新宿区本塩町7番地 Tel. 03-6380-1192
www.vision.zeiss.co.jp www.better-vision.zeiss.co.jp



TOPCON
CONNECTING VISIONS

これからは検査機器だって **自由** になれる。





NEW スタイル
サポート
しながらの
操作も簡単

NEW スタイル
開瞼しながら
器械の操作も
簡単

FREXYTM

KR-1
オートケラトレフラクトメータ

特 徴

- ▶ 自由な測定ポジション
- ▶ コンパクトデザイン
- ▶ スピーディで簡単操作
- ▶ 安定した測定
- ▶ 使いやすいコントロールパネル

総代理店 **株式会社 トフコンメディカルジャパン**

本社 〒174-8580 東京都板橋区蓮沼町75-1
 営業本部 TEL.(03)5915-1803 秋田営業所 TEL.(018)862-2038 大坂営業所 TEL.(06)7670-0061
 システム部 TEL.(03)3558-3272 仙台営業所 TEL.(022)292-3009 広島営業所 TEL.(082)294-8971
 サービス部 TEL.(03)5915-1804 横浜営業所 TEL.(045)591-4471 松山営業所 TEL.(089)969-1427
 東京営業所 TEL.(03)3813-6511 名古屋営業所 TEL.(052)934-0761 福岡営業所 TEL.(092)483-3751
 札幌営業所 TEL.(011)207-3250 京都営業所 TEL.(075)280-0017

販売名: オートケラトレフラクトメータ KR-1 医療機器届出番号: 13B1X0003000KR1

製造販売 **株式会社 トフコン** 本社・アイケア国内営業部
 〒174-8580 東京都板橋区蓮沼町75-1 TEL. (03)3558-2506
 ホームページ <http://www.topcon.co.jp>

株式会社 トフコンサービス
 〒174-0051 東京都板橋区蓮沼町75-1(株)トフコン TEL.(03)3965-5491

デュアル シャインブルークアナライザー

DSA

ziemer S
SHYTIAM008
スイス ジマーオプサルミック社

2台のシャインブルークカメラと
ブラチドトポグラファーの
2つのシステムを1台に統合した
高精度なトポグラフィー、
パキメトリーを測定する
新しいコンセプトの器械です。



レーシック後の
IOL度数計算にも
有用です。

届出番号:27B1X00001002001

RE アールイーメディカル株式会社
R E MEDICAL, INC.

本社 : 〒540-0011 大阪市中央区農人橋2-1-29 TEL. (06) 4794-8220 (代) FAX. (06) 4794-8222
東京営業所 : 〒113-0034 東京都文京区湯島3-19-11 湯島ファーストビル TEL. (03) 5816-1480 (代) FAX. (03) 5816-1483
名古屋営業所 : 〒465-0092 愛知県名古屋市中区社台2-1128 パティナー社台 TEL. (052) 760-3955 (代) FAX. (052) 760-3956
福岡営業所 : 〒812-0014 福岡市博多区比恵町11-7 ニューいわきビル TEL. (092) 437-5180 (代) FAX. (092) 437-5181

www.re-medical.co.jp

■機関誌・電子ジャーナル制作・運営 ■学会誌・抄録・プログラム・名簿の作成

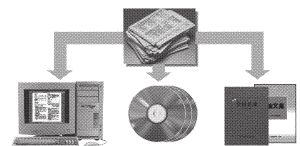
情報資産を印刷物のまま、眠らせておかない

定期刊物の
可能性を拓げます

1

機関誌やジャーナルなどの定期刊物は、いわば学会から生まれた「知識と情報の集積」です。この膨大な情報を印刷物のまま放置しておくことで、過去の記事を検索できない、広く世間に情報が流通しない、といったさまざまな不便・不都合が発生します。

私たちは、学会刊物の制作フローを見直し、情報のデジタル化、データベース化を前提とした制作を行います。これによって将来インターネットやCD-ROMといった電子メディアへの展開をスピーディかつ低コストでご提供することができるのです。



EX.1 インターネット上ウェブサイトへの公開



ウェブサイト上での公開によって、より広く、より速く情報を伝えることが可能です。一瞬にして何万人の人々に情報を伝えることができ、余計な費用もかかりません。もちろん会員制ウェブサイトとして指定されたメンバー以外には非公開とし、情報の機密性を守ることもできます。



EX.2 CD-ROM等の電子パッケージメディアへの展開



論文集、業績集といった情報をCD-ROM化することのメリットは大。まず膨大な文書や情報をコンパクトに収納することができ、ローコストで大量の文書配布が実現。検索用の見出しをつけることで素早く正確な文書検索も可能です。また大切な画像データなどを破損や汚れから守れること、そして印刷物など他メディアへの転用も柔軟に対応できるようになります。

PRINTING 情報産業を通じて社会に貢献する

あさひ高速印刷株式会社

〒550-0002 大阪市西区江戸堀2-1-13
TEL:06-6448-7521 FAX:06-6447-1896
E-Mail asahi@ag-media.co.jp