

## 視覚光学の科学

野 田 徹

**要旨** われわれが物を見る際には、眼球のレンズ系で網膜に映された映像が、神経-脳伝達系で認識されるというプロセスがとられる。ヒトがどこまでの視力に達しうるかに関しては、一般には眼球のレンズ性能の限界によるが、もしも眼球が理想レンズとなれば、最終的には網膜の視細胞の密度によることになる。それを解剖学的に計算すると、ヒトの視力限界は2.0前後（空間周波数60 c/deg 相当）と推定される。ヒトの視覚認知は、視標の形状をまず模様の大さきごとに分解して認識し（2次元フーリエ解析チャンネル）それを合成して認識するしくみとなっている。眼球のレンズ系は、細かい模様ほどコントラスト感度が低下する特性（low-pass 型）をもつが、視覚認識系全体の特性は、視力約0.1（3 c/deg 相当）付近が最も認識感度が高く、それより大きな模様でも細かい模様でも認識できるコントラスト感度が低下する（band-pass 型）。近年、天体観測技術である波面解析・補償光学技術が眼球組織内の光学測定に応用され、生体の視細胞の観察をも可能とした。また、逆に、簡単な検査で、生体網膜に視標がどのように映っているかをコンピュータグラフィックスで合成して見せることも可能となり、視覚の質（Quality of Vision）を含めた視覚機能評価への臨床応用が期待される。

（キーワード：視力，視覚の質，各空間周波数特性，波面収差，点像強度分布）

## SCIENCE OF VISUAL OPTICS

Tohru NODA

**Abstract** Visual information is perceived through the eye-optical and the neuro-physiological system. The limit of visual acuity is determined by the density of photoreceptors in an ideal optics. It is speculated that a normal human eye theoretically offers a limit of visual acuity of about 20/10 (a spatial frequency of 60 c/deg). The human visual system functions through the integration of two-dimensional Fourier-transform channels of a series of spatial frequencies. The characteristic of the transfer-function in the eye-optical system represents a low-pass type in which contrast sensitivity decreases with increasing spatial frequency, and that of the entire visual system a band-pass type with a peak in about 3 c/deg (20/200). The advent of wave-front-sensing and adaptive-optics technology has enabled observation of living photoreceptors. Simulated retinal images can be synthesized as computer-graphics according to the optical analysis, and a variety of clinical applications of those technologies are to be expected.

（Key Words：visual acuity, quality of vision, modulation transfer function, wave-front aberration, point-spread function）

われわれが物を見る際には、眼球というカメラで網膜に映された映像が脳神経系で認識されるというプロセスがとられる。視覚評価に関して、従来、単に視力（どこ

まで細かいものが見えるか）のみが重要視されてきたが、同じ視力でも視覚の質（Quality of Vision：同じ視力でも、見やすさ、見にくさがある）があり、その評価も

独立行政法人国立病院機構東京医療センター National Hospital Organization Tokyo Medical Center  
臨床研究センター リハビリテーション研究部

Address for reprints: Tohru Noda, Division of Disability and Rehabilitation Research, National Institute of Sensory Organs, National Hospital Organization Tokyo Iryo Center, 2-5-1 Higashigaoka, Meguro-ku, Tokyo 152-8902 JAPAN

Received May 18, 2004

Accepted June 18, 2004

重要である。本稿では、それら視覚光学の科学に関連した事項を概説する。

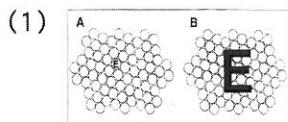
視覚光学特性を規定する因子

眼球をカメラに例えると、眼に入った光は、眼球のレンズ系の影響（屈折異常、収差、回折、散乱、網膜結像特性）を受けて、網膜というフィルムに結像する。網膜面でヒトが自覚する像は、一旦網膜全層を通過し、その最外層（網膜色素上皮）が鏡面の役割をして反射した光が視細胞内を逆に進んだ後、外境界膜付近に結像された像であると想定されている<sup>1)</sup>。

視細胞（外節）は、光ファイバーによく似た構造をしている。そのため、同じ光でも、瞳孔の中心を通過する光の方が瞳孔の周辺から入る光よりも視覚へ強く影響することが知られている（Stiles-Crawford 効果）。視細胞が光ファイバーであれば、その断面に垂直方向に入る光の方が、斜めに入るよりも効率よく伝達されるためである。

(1) 視力の解像限界

ヒトの視力の限界は通常、眼球のレンズ系の性能で決まるが、仮に眼球が理想的なレンズにまで進化したと仮定すると、最終的には、視細胞の密度と配列で決まる。例えば、図1で、視細胞の密度に比して小さすぎる(1)-AのEの形、(2)-Aの縞模様の形がたとえ網膜に投影されても、その形は認識できない。(1)-Bの大きさであればEとわかり、また、(2)-Bは縞模様が認識される。判別可能な模様の細かさ（空間周波数  $c/deg$ ：視覚  $1^\circ$  に何本の縞模様が含まれるか、を単位とする）は視細胞の密度で決まり（サンプリング周波数）、一般に、解像限界周波数は、サンプリング周波数の  $1/2$  程度（Nyquist sampling limit）であり、網膜で最も解像度が高い部位（黄斑部）の視細胞の密度は、 $120 c/deg$  のサンプリング能を有し、ヒトの視力の限界は、計算上



小円が各視細胞とすると、図AにおけるEの形は解像されない。図BのEは解像される。



同様に、図Aは縞として判別されない。図Bの縞は判別される。

図1 視細胞の密度・配列と解像限界

は  $2.0 (60 c/deg)$  程度となる<sup>3)</sup>。

(2) 視覚の質の評価と空間周波数特性

1) 空間周波数特性 (MTF)

さまざまな形やコントラストをもつ物体の映像情報は、さまざまな周波数（空間周波数）の正弦波の波形を適当な割合で合成することにより数学的に作ることができる（図2, 3）。カメラなどのレンズの光学特性は、各空間周波数成分毎に、それぞれの波がどれだけ効率よく伝達されるかを示す Modulation transfer function (MTF) を用いて評価されることが多い。MTF は視覚では、コントラスト感度特性 (CSF) に対応するため、視覚の質の定量的評価法としても用いられる<sup>1) 2)</sup>。MTF 特性は一般に、横軸に空間周波数（パターンの細かさ）、縦軸に各周波数の波がどれだけ効率よく伝達されるか（コントラスト感度の比）のグラフにより示される（図3）。

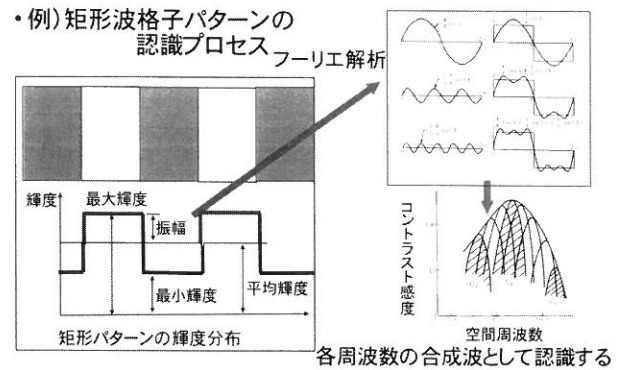


図2 空間周波数特性と視覚認識  
どうやって人間は像を認識するのか？

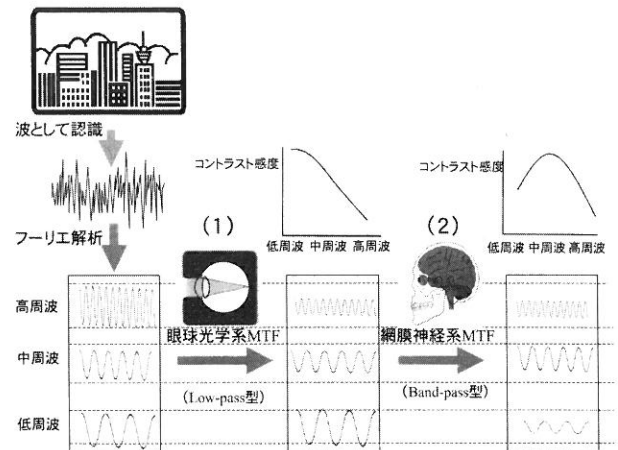


図3 視覚系の光学伝達特性  
眼球光学系 MTF と視覚系全体の MTF

2) 視覚系の MTF 特性

ヒトの視覚認知の仕組みは、視標の形状をまず模様  
の大きさごとの成分毎に分解して認識し(2次元フーリエ  
解析チャンネル)、それを合成して機能するしくみとなっ  
ている(図2, 3)。その際、眼球のレンズ系は、細かい  
模様ほどコントラスト感度が低下する特性(low-pass  
型)であるが(図3-(1))、認識系ではあまり大まか過ぎ  
る模様の感度も低下するため、視覚認識系全体では、  
視力約0.1(3c/deg相当)付近が最も認識感度が高く、  
それより大きな模様でも細かい模様でも認識できるコ  
ントラスト感度が低下する特性(band-pass型)となっ  
ている(図3-(2))。

眼球の光学伝達特性

: Optical transfer function (OTF) とその評価法

(1) 眼球の光学伝達特性: optical transfer function (OTF) と網膜像の質の評価法

眼球の光学特性を Optical transfer function (OTF)  
という。生体眼の光学特性(OTF)を科学的に評価し、  
網膜にどのような像が映っているかをシミュレートする  
方法に関してこれまでに研究が行われてきた。その方法  
には以下の3つがある。

1) 心理物理測定値から算出する方法 (Cambell & Green<sup>1)</sup>)

眼球光学系の特性×神経生理伝達系の特性=全視覚系  
の特性であるから、眼球光学特性は、(全視覚系の特性  
÷神経生理伝達系の特性)の計算により算出される。そ  
こで、以下の①, ②を測定し、その2つの測定値から割  
り算(①÷②)により OTF を算出する。

①視標によるコントラスト感度測定(全視覚系の感度  
特性)

さまざまな細かさとコントラストの視標に対する自覚  
的なコントラスト感度特性を測定する。

②レーザー干渉縞によるコントラスト感度測定(神経  
生理伝達系のみ感度特性)

網膜面上にさまざまな細かさのコントラストの干渉  
縞をレーザー装置を用いて形成し(眼球光学系の違いに  
関係なく網膜面に同じ縞模様が形成される)、そのコ  
ントラスト感度を測定する。この値は、神経生理伝達系  
のみ特性を示す<sup>1)</sup>。

2) 眼球光学系の波面収差を測定して算出する方法

光の進み方をあたかも水面に広がっていく波面の様  
にとらえ、眼球レンズ系の収差を波面の歪み(波面収差)  
として測定する方法がある(図5)。最も一般的な測定  
法は、Hartmann-Shack 法という多数の小さなレンズ  
を組み合わせた測定機器を用いる(図6)。これにより

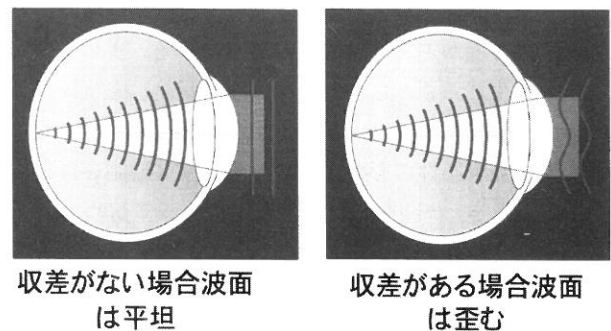


図4 波面収差

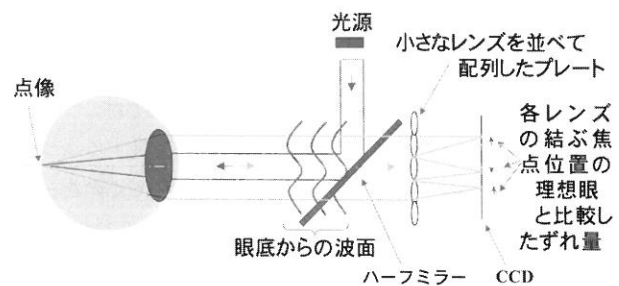


図5 Hsrmann-Shack 波面センサーの原理

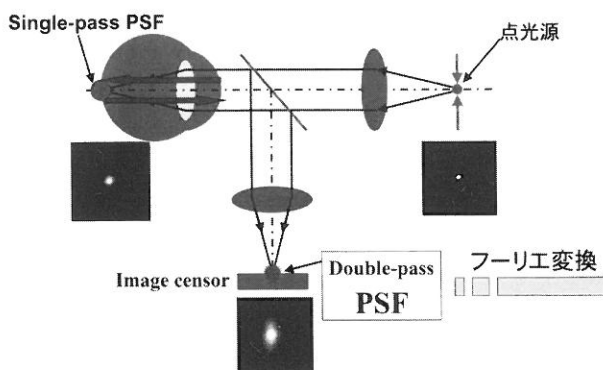
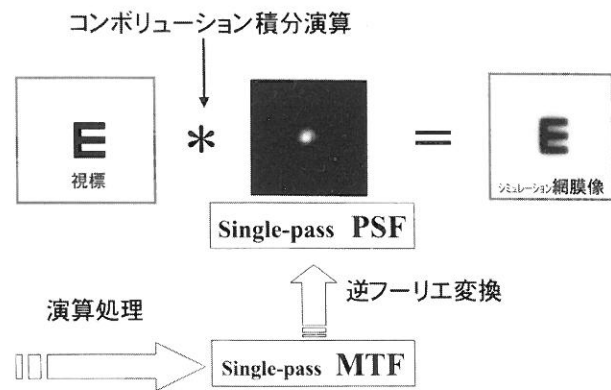


図6 Double-pass 法による PSF 測定と網膜像のシミュレーション



どのような収差がどれだけあるかが定量的に評価でき、MTF や後述する PSF の算出が可能で、網膜へ映される光学像のシミュレーションも行える。また、そのデータは屈折矯正手術装置や眼底観察装置の精度の向上などへ臨床応用される。ただし本法は、原則的に混濁成分(例：白内障)(ある程度反映させる解析法の報告はある)や、網膜面結像特性は含まない。

#### ◆波面収差解析と波面センサー<sup>5) 6)</sup>

近年の眼光学分野の研究は、波面光学の応用により大きく発展した。もともと波面光学は、天体観測分野で発展した技術である。つまり、例えば、人工衛星から地表の写真撮影しようとした場合、どんなに精密な光学系を有する望遠鏡を用いても空気の「なご」によって画像が歪んでしまうため、幾何光学的技術では明らかに観測限界があった。それに対して、光の伝達状態をあたかも水面上で波面が進んでいく形としてとらえ、まずその波面の形に生じる歪みなどの情報(波面収差)を正確に計測した後、それを補正する光学系を組むことによって、不規則な気象条件の影響を除去して詳細な観測を行う技術(補償光学)が開発された。これによって初めて人工衛星などから地表の詳細な写真撮影が可能となった。この技術はすでに1950年代に開発されたが、東西冷戦をとまう時代背景から、長い間軍事衛星技術上の機密事項とされ、冷戦終結後の1990年代になって初めて一般への技術公開がなされた。波面センサー技術により、2つの新たな可能性が展開されている。

#### ①エキシマレーザーを用いた屈折矯正手術

眼球ごとに異なる収差を症例毎に正確に計測し、レーザー装置を用いて、角膜の形状をそれを代償するように作り変えてしまうことにより、光学的限界までの視力を引き出す手術技術の開発が進められている。これにより、従来矯正困難であった不正な乱視の矯正や、究極的には2.0以上のsuper-normal visionの可能性が示唆される。

#### ②生体眼底顕微鏡

眼底観察用のカメラに天体観測と同様に補償光学系を応用することにより、Williamsらは生体眼の視細胞の観察とその撮影に成功している。

#### 3) double-pass 法による point spread function (PSF) 測定法<sup>3)-7)</sup>

点光源を見た場合、その光が眼球光学系を通して網膜面に形成されるが、その網膜面上に映る点像の明るさの分布(point spread function: PSF)を測定する。PSFからは数学的計算によりMTFも算出される。本法は、混濁情報、網膜面の結像特性などを含めた眼球光学系全体の特性を最もよく反映する。

#### (2) 点像強度分布特性 Point spread function (PSF)

##### 1) PSF とは

前述のごとく、点光源が眼球光学系を通して網膜面に投影された場合、その網膜面上の点像の明るさの分布を示す関数がPSFである。つまり、PSFは、網膜に映し出されるまでに映像がどれだけぼけるかを示すものである。前述のごとく、波面収差から計算でPSFを計算することも可能であるが、その場合のPSFは混濁や網膜面の特性は含まない。眼球組織全体のPSFを測る最も一般的な測定法には、Double-pass法がある。

##### 2) 網膜面のPSFを規定する因子

網膜面上のPSFは、眼球の透光体の特性、つまり①回折、②屈折異常、③収差、④散乱、⑤瞳孔の大きさや形状により規定される。

##### (A) 理想的なレンズ系の眼のPSF

収差がない理想的な眼、つまり上の②③④がない眼を仮定すると(deffraction-limited PSF)では、PSFに影響する因子は回折のみとなる。回折による障害は瞳孔が小さくなればなるほど強く生じる。従って、例えば、われわれ一般の眼は散瞳すれば見えにくくなるが、もし眼球光学系の異常が手術的に完全矯正されれば、理論的には瞳孔径が大きい程、網膜面により良好なPSFが得られ、高い視力が得られる眼となるはずである。

##### (B) 収差が存在する場合のPSF

瞳孔径が大きい場合(一般に2 mmφ以上)、点光源から眼球に入射して網膜面に形成される像(PSF)の特性は、眼球の光学性能により変わり、レンズ系の性能が良い場合には、眼底には小さな点像が形成され、悪い場合には、ぼんやりと大きく広がった点像となる。一般の生理的状态におけるヒトの網膜面に映る像は、瞳孔径が大きすぎると、光学的収差が増加し、瞳孔径が小さすぎると、回折の影響がつよくなり、それぞれ光学特性が低下する。生体人眼において生理的に最も良好な結像状態が得られる瞳孔系は、約3 mmφ弱となる。

##### 3) PSF測定法: double-pass 法

PSFは、網膜の裏面にカメラを設置すれば単純に測定できるが、生体眼ではそれは不可能であるため、眼底からの点像の反射光を眼外で測定するDouble-pass法が一般に用いられている。われわれがある点光源をみつめている場合、われわれの網膜に映っている点像は当然のことながら眼球光学系を1度のみ通過して網膜に結像したものである(single-pass PSF)。それに対して、double-pass法で記録されるPSFは、眼球に入射し、さらに網膜面で反射して眼外に射出されたものを撮像するため、眼球光学系を往復2回通過している(double-

pass PSF). single-pass PSF は, double-pass PSF から数学的なアルゴリズムを用いて算出される.

従来, double-pass 法による PSF 測定は, 長時間加算や正確な位置固定などの必要から, 一般臨床を目的とした測定は不可能であった<sup>7)-9)</sup>. それに対して小林・大沼らは, ロータリープリズムなどを用いた新技術を応用することにより, 短時間で効率よく一般被検者の測定を可能とする PSF 解析装置を開発し<sup>10)11)</sup>, われわれの研究グループはその臨床応用を進めている (図 6). PSF 解析装置による測定は, すべての眼球光学系と網膜結像特性を併せたものを評価することが特徴である.

4) single-pass PSF からの網膜像のシミュレーションとその解析<sup>10)11)</sup>

さまざまな方法により求められた single-pass PSF は, 眼球光学系のすべての光学特性を含んだ情報であり, フーリエ変換などの演算により, MTF を求めることもできるが, 以下のような処理により, より臨床的にとらえやすい具体的なイメージによる網膜像の他覚的な評価が可能となる (図 6, 7, 8).

1. 重積分演算による網膜像シミュレーション (図 6)  
single-pass PSF は, 点像がどのように網膜面に形成されるかの情報であるため, これと任意の視標とをコンピュータによる画像処理 (重積分) することにより, その視標がどのように被験者の網膜面に映るかを画像として合成して見ることができる.

2. 他覚的なコントラスト特性・視力の推定 (図 7, 8)  
各サイズのランドルト環などを用いた網膜シミュレーション像の切れ目部分のコントラストを分析するにより, 網膜レベルでのコントラスト感度特性が他覚的に求められ (図 7), また, その切れ目が認識できる最小のランドルト環視標の大きさ (Cambell & Green の認識閾値基準曲線との交点) を求めることにより, 視力の推定が可能となる (図 8).

### おわりに

これら視覚に関する科学技術の発展は, 視覚の質の評価, 網膜像のシミュレーション, 生体眼の網膜視細胞の撮影を実現し, supernormal vision の可能性を示唆した. さらに今後はこれに映像工学技術革新が視覚研究分野の発展を加速する. つまり, 肉眼よりも高感度, 高詳細な画像素子の応用により, 肉眼では観察不能な領域へ視覚の可能性は広がり, 超立体映像システムやロボット技術との連動により, これまでは手がおよばなかった微細組織への手術操作の実現への可能性が示唆される.

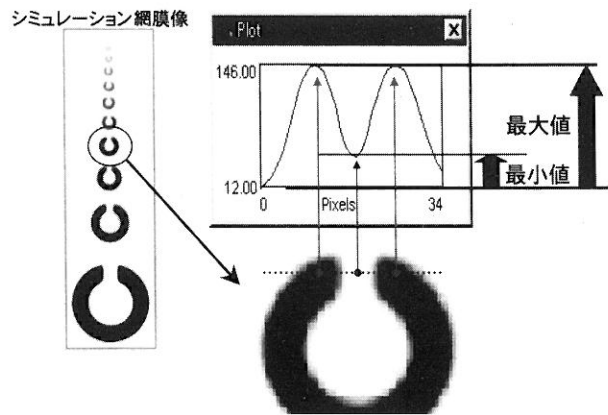


図 7 シミュレーション網膜像からの他覚的なコントラスト特性の評価法

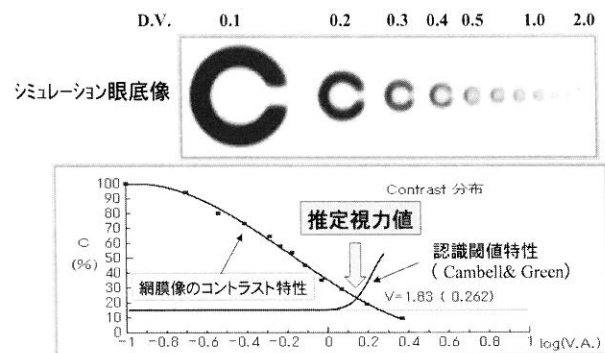


図 8 ランドルト環視標の切れ目の認識限界による推定視力の算出

(本稿の PSF 解析に関する研究内容の一部は, 厚生労働科学研究研究課題 H12-感覚器-011: 屈折矯正手術および眼内レンズ挿入術その視覚の質に関する研究によるものです. また, 千葉大学工学部メディカルシステム学科 大沼一彦助教授, (株)トプコン・千葉大学工学部メディカルシステム学科 小林克彦博士, 慶應義塾大学医学部 根岸一乃講師に貴重なご意見とご指導をいただきました. 関係諸氏に深く感謝の意を表します.)

### 文 献

- 1) 野田 徹, 小林克彦: MTF, PSF. 角膜トポグラフィと波面センサー, 前田直之ほか編, p200-210, メジカルビュー社, 東京, 2002
- 2) 野田 徹: 視力・コントラスト感度, 臨検 45: 1535-1542, 2001
- 3) Cambell FW & Green PG et al: Optical and retinal factors affecting visual resolution. J Physiol 181: 576-593, 1965
- 4) Williams DR, Brainard DH, McMahon MJ et

- al : Double-pass and interferometric measures of the optical quality of the eye. *J Opt Soc Am A* **11** : 3123-3135, 1994
- 5) 前田直之 : 波面収差解析と補償光学. *臨眼* **55** : 1599-1602, 2001
- 6) Kuroda T, Fujikado T, Maeda N et al : Wave front analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. *Am J Ophthalmol* **134** : 1-9, 2002
- 7) Artal P, Marcos S, Navarro R et al : Odd aberrations and double-pass measurements of retinal image quality. *J Opt Soc Am A* **12** : 195-201, 1995
- 8) Artal P, Iglesias I, Lopez-Gil N et al : Double-pass measurements of the retinal-image quality with unequal entrance and exit pupil sizes and the reversibility of the eye's optical system. *J Opt Soc Am A* **12** : 2358-2366, 1995
- 9) Iglesias I, Lopez-Gil N, Artal P : Reconstruction of the point-spread function of the human eye from two double-pass retinal images by phase-retrieval algorithms. *J Opt Soc Am A* **15** : 326-339, 1998
- 10) Kobayashi K, Shibutani M, Takeuchi G et al : Calculation of ocular single-pass modulation transfer function and retinal image simulation from measurements of the polarized double-pass ocular point spread function. *J Biomed Opt* **9** : 154-161, 2004
- 11) Shibutani M, Kobayashi K, Ohnuma K et al : Simulated retinal images of Landolt rings in human eyes including asymmetric aberrations on the point spread function analysis system. *Proceedings of SPIE preprint. Ophthalmic Technologies XV Vol. 5314*  
 (平成16年 5月18日受付)  
 (平成16年 6月18日受理)