



最近の眼光学機器による視覚機能評価 —生体の網膜面に映る像をシミュレーションする—

野田 徹

IRYO Vol. 62 No. 10 (573-579) 2008

要旨

視覚評価において視力は重要であるが、同じ視力でも視覚の質にさまざまな程度の差がある。また、自覚検査による視覚の質の評価には、神経-脳伝達特性が介在するため、これまで眼球光学特性の詳細な評価はきわめて煩雑な測定を要し、一般臨床での汎用は困難であった。近年、天体観測技術を応用した波面センサーが開発され、眼球光学系の詳細な屈折評価が可能となった。さらに、眼底に映る点像を撮影して解析するPSFアナライザーの開発により、波面センサーでは検出困難であった眼球組織内に混濁をとまなう白内障などの視機能評価も可能となった。これらの光学機器は、眼球光学系の質の定量的な評価を可能とするのみならず、簡便な検査で、患者の網膜に視標がどのように映るかをコンピュータグラフィックスで合成表示するなど、臨床上有用な機能を提供する。今後、さらなる開発改良が期待される。

キーワード：視力、視覚の質、空間周波数特性、波面収差、PSF

はじめに

視覚評価に関して、従来、視力のみが重視されてきたが、同じ視力でも見えにくさ、見えやすさの程度、つまり視覚の質(Quality of Vision)に違いがある。視覚障害の程度や治療の有効性に関する評価を行う上でも、視覚障害者の視機能の有効な活用をはかる上でも、正確な視覚評価法の確立は重要である。従来、視覚の質の評価は、コントラスト感度測定などの自覚検査に頼ってきたが、近年、波面センサー、PSFアナライザーなどの眼光学機器が開発され、眼球光学特性の詳細な解析が可能となった。本稿では、視覚光学特性の評価法と最近の眼光学機器について紹介する。

視覚の質の評価：空間周波数特性

1. 視力とコントラスト感度測定(図1)

視覚評価指標として「視力」は重要である。しかし、同じ視力(1.0)でも、濃くはっきり見える(1.0)と薄くかろうじて見える(1.0)とがあり、後者の場合には、濃淡が薄いと、実は(0.5)や(0.3)の視標も見えない場合がありえる。そのような場合、日常生活では大きな不便を生じることになる。これは「コントラスト感度が低下した状態」と表現される。実際の視覚の質の障害は、「ぼけて薄く見える=濃淡の低下」と、「ダブって見える=位置のぶれ」の2つの条件の組み合わせで構成されるが、コントラスト感度測定は、前者、つまり、各大きさの視標

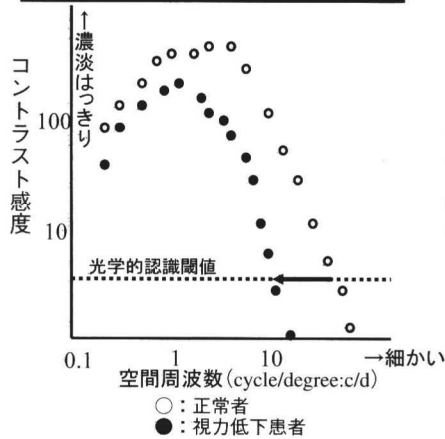
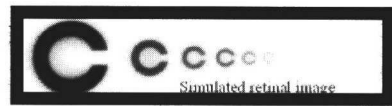
国立病院機構東京医療センター眼科 臨床研究センターロービジョン研究室
別刷請求先：野田 徹 国立病院機構東京医療センター眼科 臨床研究センターロービジョン研究室
〒152-8902 目黒区東が丘2-5-1
(平成20年8月15日受付)

Series of Articles on Sensory Disorders No. 10

Evaluation of Visual Function Using Newly-Developed Optical Instruments : Simulation of Images on the Human Retina
Toru Noda, NHO Tokyo Medical Center

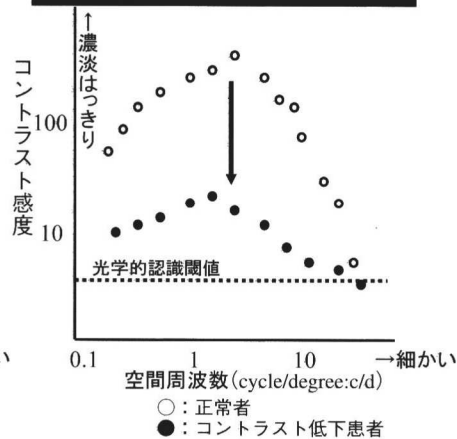
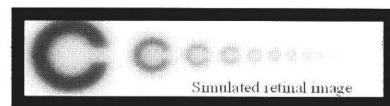
Key Words : visual acuity, quality of vision, modulation transfer function, wave-front aberration, point-spread function

症例1：視力低下があるが、
不自由をあまり訴えない症例



細かい視標だけは見えないが、それ以外の
大きさのものは、比較的是っきりした
コントラストで認識できていることがわ
かる。

症例2：視力はよいにもかかわらず、
見えにくいとの訴えが強い症例



細かい視標まで認識できるが、すべての
大きさの視標においてコントラストが低
下し、認識閾値すれすれでようやく認識
できていることがわかる。

図1 視覚の質の違い
視力とコントラスト感度

がどの薄さまで認識できるかを測定し、視覚の質の
測定指標とするものである¹⁾²⁾。

1) 空間周波数特性 (MTF)

カメラレンズなどの光学特性は、Modulation
transfer function (MTF) と呼ばれる方法で表示さ
れている。MTFは、横軸に空間周波数 (パターンの
細かさ)、縦軸に各周波数のコントラスト変化を
示したもので、そのレンズを通ることによって、各
大きさ (空間周波数) の指標のコントラストがそれ
ぞれ何%低下するかを示す。MTFは、視覚では、
ちょうどコントラスト感度特性に対応する。

2) 視覚系の MTF 特性 (図2)

さまざまな形やコントラストをもつ物体の映像情
報も、実は、さまざまな周波数 (空間周波数) の正
弦波の波形を複雑に重ね合わせて合成することがで
きる。ヒトの視覚認知は、逆に、視標の形状をまず
さまざまな細かさの波として分解し、それぞれの周
波数の波形ごとに認識するしくみとなっている。

視覚情報は、まず、カメラレンズとしての眼球光
学系で網膜面に映像が投影され (眼球光学特性)、
それが網膜-大脳 (神経理解析系) で伝達解析さ
れて認識される。視覚認知にはその2段階の伝達特
性が存在し、以下の関係となる。

眼球光学特性 × 神経生理伝達特性 = 視覚認知特性

眼球光学系の特性は、細かい模様ほどコントラ
ストが低下する (図2-(1))。それに対して視覚認識系
全体では、網膜神経系の特性により、3 cycle/de
gree : c/d (視力に換算すると約0.1) 付近の大き
さの認識感度が最も高く、それより大きな模様でも
細かい模様でも認識できる視標のコントラスト感度
は低くなる (図2-(2))。

3) 眼球光学特性の測定法

したがって、理論的には、眼球光学特性は、①全
視覚系のコントラスト感度、②神経生理伝達系の感
度、それぞれの測定値の割り算 (① ÷ ②) で算出
することが可能である³⁾。①全視覚系の認識特性は、
視標によるコントラスト感度の測定により、②神経
生理伝達系の特性は、レーザー装置で人工的に網膜
面上に形成し干渉縞 (眼球光学系に関係なく網膜面
に同じ縞模様が形成される) のコントラスト感度を
測定することにより測定できる。しかし、それらの
自覚検査は測定値のばらつきやきわめて煩雑な測定
法から、一般臨床に汎用できる方法ではなかった。
それに対して、近年、眼球光学特性を直接、他覚的
に評価する波面センサー、PSF アナライザーなど
の眼光学機器が開発され、臨床応用されている⁴⁾⁷⁾。

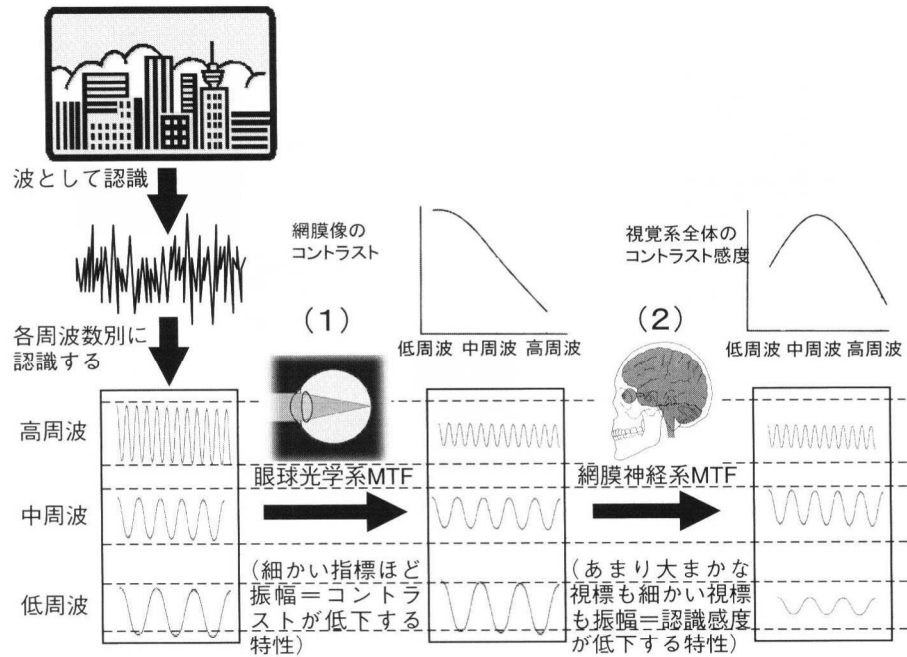


図2 視覚系の光学伝達特性
全視覚系の認知特性=眼球光学特性×網膜神経系特性

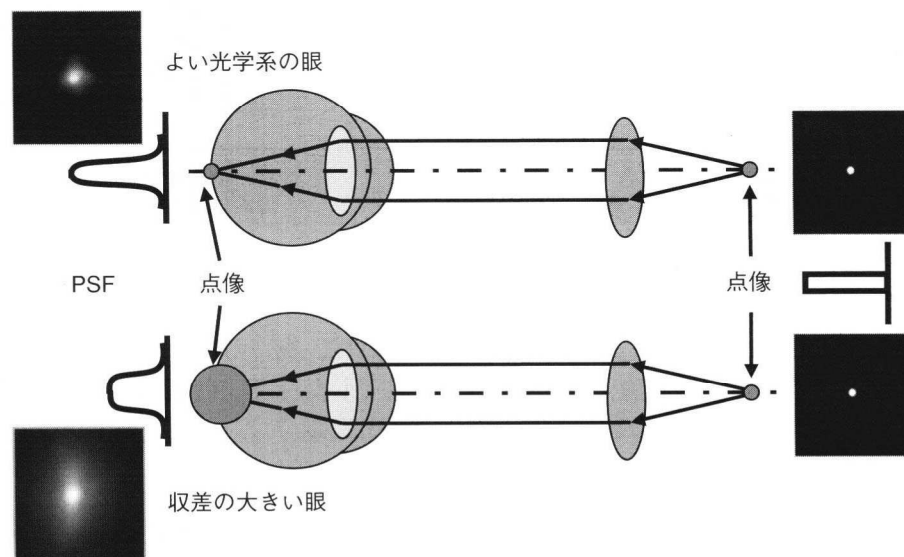


図3 眼球光学特性とPSF (Point Spread Function)

● 眼球光学特性の測定

1. PSF (Point Spread Function) (図3)

眼球光学系の特性を解明する鍵は、PSF という関数にある。PSF とは、「点」光源を、眼球光学系を通して網膜面上に投影した場合、その点像の明るさの分布を示す関数である。つまり、PSF は、点像が網膜に映し出されるまでにどの方向にどれだけぼやけるかを示す。眼球光学系の特性がよい場合に

は、眼底には小さく明るいPSFが形成され、悪い場合には、ほんやりと大きく広がったPSFとなる。このPSFには、すべての光学情報が含まれる。

2. PSFの測定法

眼球光学系のPSFを測定する方法には、波面センサーを用いて波面収差解析から計算で求める方法、PSFアナライザーを用いて網膜上に写った点像(PSF)を撮像して解析する方法などがある。

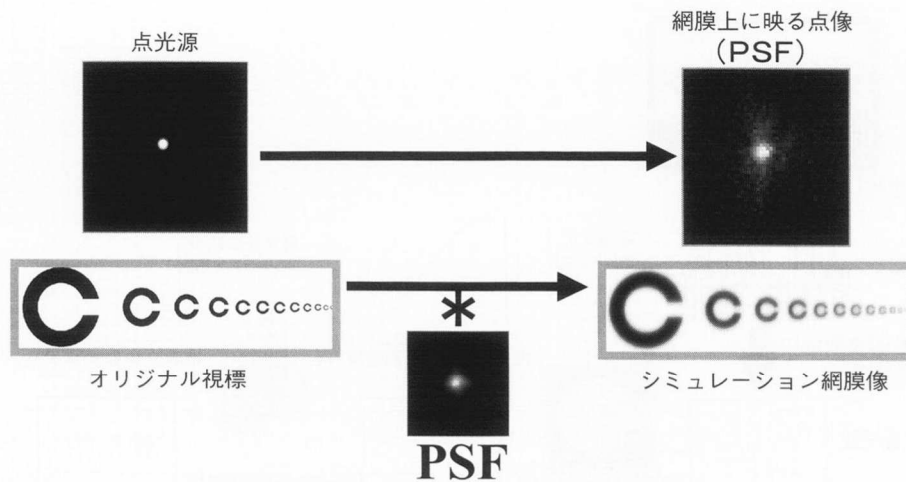


図4 PSFと網膜に映る像の関係

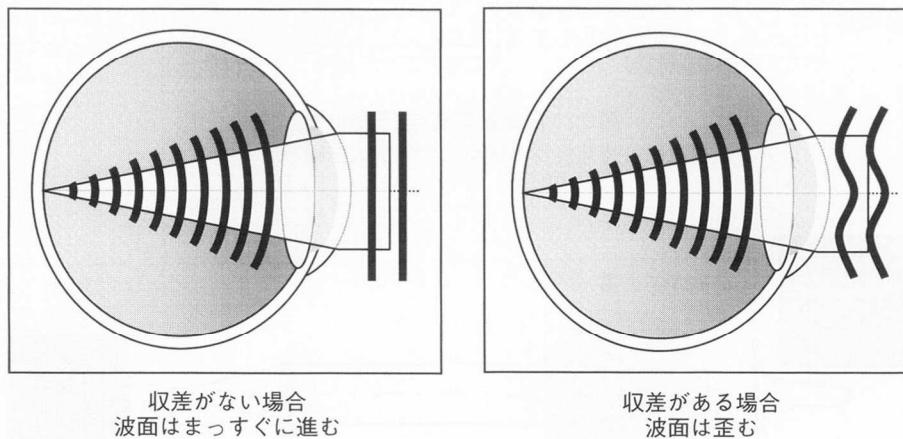


図5 波面収差

3. PSFから何がわかるか

1) 眼球光学系伝達特性 (MTF) の算出

前述の眼球光学系の MTF は、PSF がわかれば計算処理 (フーリエ変換) で求められる。

2) 網膜像シミュレーション (図4)

PSF は、点像が網膜に映し出されるまでにどの方向にどれだけぼやけるかを示す関数であるため、任意の大きさ・形の視標と PSF とをコンピュータグラフィックスで合成処理 (コンボリューション積分) すれば、その視標がどのように網膜面に映るかをシミュレーションすることができる。

3) 他覚的な網膜像のコントラスト特性・視力推定

各サイズのランドルト環画像と PSF とを合成して網膜シミュレーション像を作成し、それぞれの切れ目の部分のコントラストを求めれば、網膜像のコントラスト特性が求められる。また、そのランドルト環像の切れ目がどの大きさまで判読できるかを判

定すれば、視力の期待値 (神経生理伝達解析機能が正常とした場合) を他覚的検査から推定することも可能となる。

● 波面センサーと PSF アナライザー

1. 波面センサー

1) 波面収差解析と波面センサー

波面収差解析とは、光の進み方をあたかも水面に広がっていく波面のようにとらえ、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である (図5)。最も一般的な測定法は、ハルトマン-シャック Hartmann-Shack 法で、多数の小さなレンズを1枚の面に組み合わせたレンズを用いた方法である (図6)。これは、光線を眼内に入射し、網膜で反射して瞳孔から射出された光がどの方向からどの方向に進むかを解析するもので、どこにどれ

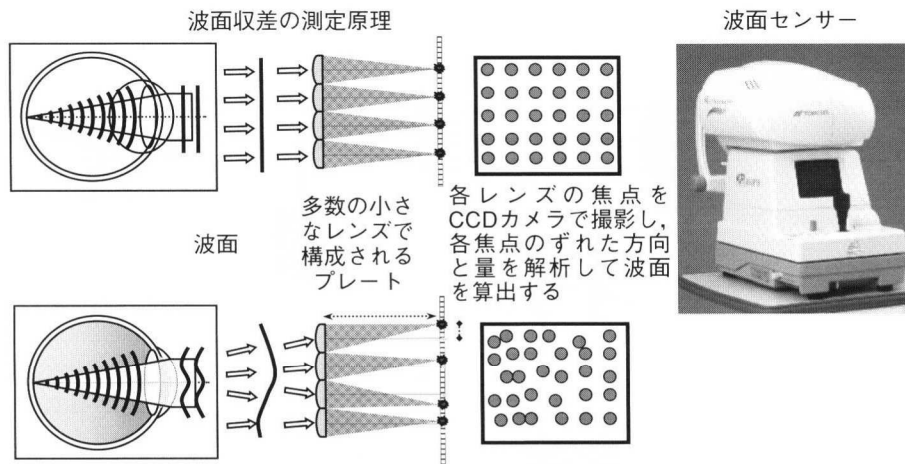


図6 波面センサーと測定原理（ハルトマン-シャック法）

だけ光学的な歪みがあるかが検出される。つまり光学的収差が定量的に評価でき、MTFやPSF、屈折条件から算出される網膜像のシミュレーションが可能となる。また、その収差データは、屈折矯正手術装置や眼底観察装置などへ二次利用することができ、それらの機器の精度向上に応用できる。ただし本法は、混濁成分などによる散乱の影響や網膜面結像特性などの情報は含まれないため、白内障の眼などでは実際よりもよい条件で評価されるなど、測定条件にある程度の限界が存在する。

2) 波面センサー開発の経緯

元々波面光学は、天体観測分野で発展した技術である。たとえば、人工衛星から地表写真を撮影した場合、どんなに精密な天体望遠鏡を用いても大気の「なご」による画像の歪みにより、幾何光学技術では観察に限界があった。それに対して、まず光の伝達状態を波面の歪みの情報（波面収差）として計測した後、それを補正する可変光学系により不規則な気象条件の影響を除去する技術（補償光学）が開発された。これで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。1950年代に開発されたこの技術は軍事機密とされ、1990年代まで公開されなかったが、近年、眼球光学特性の測定評価、理想光学を目標とする屈折矯正手術などへの応用が可能となり、さらに眼底撮影の分野では、眼球光学系の不規則な歪みを補償することにより、生体眼の視細胞撮影が可能となった。

2. PSF アナライザー

1) PSF アナライザーの測定原理（図7）

1つの点光源を見つめた場合に、それが網膜上ど

のように映るのか、つまり網膜のPSFは、もし網膜にカメラを設置できれば容易に測定できるが、生体眼ではそれは不可能である。そこで、眼底に映った点像を眼外で撮影する方法（Double-pass法）がとられる。しかし、網膜面上の点像は眼球光学系を1度のみ通過して網膜に結像している（Single-pass PSF）のに対して、それを眼外のカメラで撮影した場合は、眼球に入射した光が網膜面で反射して眼外に射出されて結像するため、眼球光学系を往復2回通過したPSF（Double-pass PSF）が撮像されることになる。したがって、Single-pass PSFは、double-pass PSFから複雑な数学的計算処理で算出する必要がある。

2) PSF アナライザーの開発

PSF解析の基本原理は、1970年代にArtalらにより開発された。その後、レーザー技術の進歩と光学機器の改良により、われわれの研究グループは、千葉大工学部、トプコン社との産官学共同研究により、短時間で効率よく一般被検者の測定を可能とするPSF解析装置を世界に先駆けて開発した。現在その臨床応用をさらに進めている。PSFアナライザーは、現在、網膜像に最も近いシミュレーション像が得られる方法と考えられている。

3) PSF アナライザーによる網膜像のシミュレーション例（図8）

円錐角膜により複雑な収差を有する眼ではどのように見えているかをPSFアナライザーを用いてシミュレーションした症例を供覧する。上段は、各大きさのランドルト環の見え方を患者自身がスケッチして描画したもの、下段は、PSFアナライザーの測定データからシミュレーションしたものである。

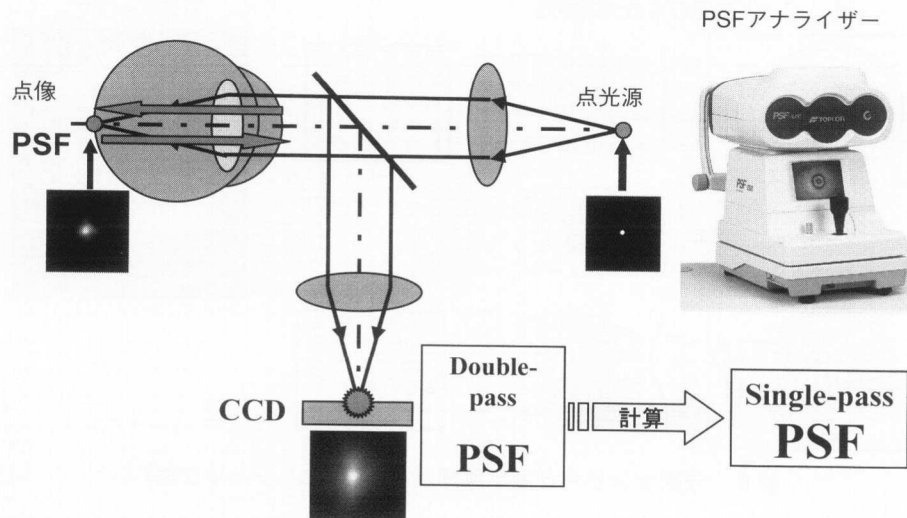


図7 PSFアナライザーと測定原理 (Double-pass法)

logMAR	1.3	1.1	0.9
患者自身の描画による「見え方」			
PSFアナライザーの測定値から合成されたシミュレーション網膜像			

図8 PSFアナライザーによる網膜像シミュレーション
(症例：円錐角膜：28歳女性)

患者の複雑な視覚の質の障害がよく描出されていることが確認される。

● おわりに

波面センサーは、生体眼の複雑な収差を定量的にデータ化できるため、収差の定量的評価法として優れ、また、屈折矯正手術や生体観察機器の精度向上にも応用できるが、混濁などの情報が含まれないなどの測定限界を有する。一方、PSFアナライザーでは、混濁を含めたすべての眼球光学情報を解析す

るため、実際に網膜に映る像に最も近いシミュレーションが理論的に可能となるが、個々の収差をデータとして分析する機能はない。今後、両機器の特長を生かした開発改良が進み、日常臨床や治験評価などの場において、眼球光学系の詳細な測定が、より簡便により正確に行えるようになることを期待する。

[文献]

- 1) 野田 徹, 小李克彦. MTF, PSF. 角膜トポグラフィと波面センサー, 前田直之ほか編. 東京: メジカルビュー社; 2002: p200-10.

- 2) 野田 徹. 視力・コントラスト感度. 臨床検査 2001 ; 45(12) : 1535-42.
- 3) Cambell FW et al. Optical and retinal factors affecting visual resolution. J Physiol 1965 ; 181 : 576-93.
- 4) 前田直之. 波面収差解析と補償光学. 臨眼 2001 ; 55 : 1599-1602.
- 5) 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 1998 ; 15 : 326-39.
- 6) K. Kobayashi, Ohnuma K, Noda T 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. 2004 ; 9 (1) : 154-61.
- 7) M. Shibutani, Ohnuma K, Noda T 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 XIV Vol. 5314, 2005.