



スペックル眼屈折計

鶴飼 一彦

北里大学医学部眼科 〒228 相模原市北里 1-15-1

(1982年11月19日受理)

Laser Speckle Refractometer

Kazuhiko UKAI

Department of Ophthalmology, School of Medicine, Kitasato University,
1-15-1, Kitasato, Sagami-hara 228, Japan

1. はじめに

レーザー光が壁などの粗面を照射しているとき、粗面は一樣な明るさに見えず、小さな粒子状のパターンが一面に見える。これはスペックルパターンの一例で、屈折異常者が裸眼で見ても鮮明に見えるという、日常経験することのない視対象である。連続発振レーザーを扱う実験者は、スペックルパターンをしばしば見ているであろう*。一般的にスペックルパターンは粗面によりランダムな位相変化を受けたコヒーレントな光が、観測面上でランダムに干渉した結果できるパターンであり、回折界のスペックルパターンと結像界のスペックルパターンに大別されることは良く知られているが、先の状況で観察されるパターンは眼球結像系により網膜上に直接生成されるパターンである。

スペックルパターンを観察中に頭を動かすと、そのスペックルパターンは粗面上にはりついているようには見えない。頭のかわりに粗面を動かしても同様である。網膜上におけるスペックルの見かけの動きは眼球光学系の屈折状態によって異なることが、レーザー発見後、しばらくして Oliver¹⁾ により報告されている。本報告の主題であるレーザー眼屈折計は、このスペックルの性質を利用して、眼球の屈折状態を測定しようとする手法である。この手法は主として、現在のところ、屈折検査および調節機能の研究に使用されている。

本論に入る前に、測定対象である眼球の屈折状態を記

述する際に必要となる言葉に関して簡単な説明を加えておこう。

まず眼屈折というのは目のピントがどこにあるか、すなわち、網膜の眼球光学系による共役点が物空間でどこにあるかを眼球よりの距離の逆数 (ディオプター表示) で示したものである。ただし眼球のどこを距離の起点とするかは光学的には眼球光学系の主点をとるべきであろうが、一般的には角膜頂点より 2mm 後方を主点とみなす習慣になっている。この眼屈折値は調節により変化する。調節可能なもっとも遠い点の眼屈折を調節遠点、もっとも近い点を調節近点という。調節遠点が 0 dptr. である者を正視と呼び、近視、遠視という屈折異常は調節遠点が 0 dptr. からずれていることを示す。臨床的な屈折検査は、この調節遠点の眼屈折を求めることを意味する。このような屈折異常は眼鏡レンズ等により矯正される。たとえば、0.25 m より遠方がぼけて見える近視の場合、調節遠点は 4 dptr. で屈折力が -4.20 dptr. のレンズをかければ矯正される。この場合、遠点の眼屈折と矯正レンズの屈折力の符号は逆転する。また、眼鏡レンズの主点と眼球光学系的主点が一致すれば、数値の絶対値は等しくなる。実際には、眼鏡レンズの裏面が眼前 12 mm の所に置かれることにより数値の絶対値は異なる (眼鏡レンズの屈折力は主点を起点とせず、眼鏡の裏面を起点とするのが習慣となっている)。一般的には、屈折検査では矯正に必要なレンズの屈折力で結果を表示し、調節の場合には眼屈折そのもので結果を表示する習慣になっている。以下の記述もこれらの習慣に従うので注意されたい。

* レーザーによらない部分的コヒーレント光でも見ることがある¹⁾が鮮明ではない。

2. 動的スペックルのふるまいの解析

一般的なスペックルパターンの諸性質、すなわち個々のスペックルの大きさや形状の統計的分布、コントラスト、粗面を移動させたときの変形の数（スペックルの寿命）等に関しては Yamaguchi and Komatsu²⁾ の報告を見ていただきたい。眼球光学系により網膜上に生成されたスペックルの性質は、瞳孔径の寄与がいちばん大きい。この点については、4.1 で簡単に触れるが、眼屈折測定に対しては特別な（たとえば非常に小さい）人工瞳孔を使わないかぎり実用上問題はない。

眼屈折測定に利用されるスペックルの性質は、スペックルパターン全体の流れである。スペックルパターンの流れの速度は眼屈折の状態により変化する。眼屈折がある値となったとき、スペックルパターンの流れは止まって見える。この止まって見えるときの網膜の眼球光学系による共役面を plane of stationarity と呼ぶ。理論解析ではこの面がどこに存在するかを求めることが目的となる。

まず網膜上のスペックルを扱う前に Yamaguchi and Komatsu²⁾ により得られた一般的な場合の結果を紹介する。Fig. 1 のような光学系を考えよう。点光源 PS から $(d-a)$ だけ離れた位置にある透過型粗面（拡散板）が v_D の速度で動いている。拡散板から $-d$ の距離にレンズ L があり、レンズから l 後方にスクリーン S がある。スクリーン上には拡散板とレンズ L によりスペックルパターンが生じる。その速度を v_s とする。また、拡散板を除いたときには PS の L による像は、L より b だけ遠方にできるとする。このとき

$$v_s = \frac{a}{a-d} \cdot \frac{l-b}{b} \cdot v_D \quad (1)$$

なる関係がある。彼らの結果を眼球光学系に適用する場合、 b , l として屈折率換算長を用いればそのまま適用できることは明らかであり、さらに式の形から屈折率の影響はないことがわかり、実寸でそのまま適用可能である。ただし、薄肉レンズの位置は眼球光学系の主点の位

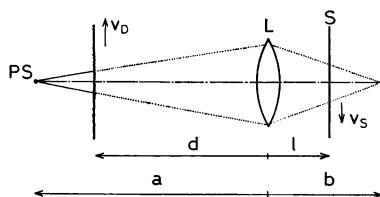


Fig. 1 観測面上のスペックルの速度 (V_s) を求める式(1)に使われる量

置に置きかえて考えねばならない。

この式より、 $b=l$ のとき、すなわち光源と網膜が眼球光学系により互いに共役となったとき、スペックルの速度 v_s はゼロとなる。つまり、先の plane of stationarity は光源の位置ということになる。さらにこの結果は光路中に眼球光学系以外の光学系が存在しても最終的にコヒーレント光源と網膜が共役になれば、スペックルは静止して見えるというように拡張して考えることもできる。また、 v_s の符号は b が l より大きいかなにか、すなわち眼のピントが光源より遠方に合っているか、近方に合っているかにより異なる。光源が十分遠方であれば通常いわれているように、眼が近視か遠視かによってスペックルの見かけの動きの方向は逆になるわけである。スペックル静止の条件とスペックルの動きの方向はこの式により明らかとなったが、スペックルの速度は網膜上の実速度が求まったのみで、これは現実には測定不可能な量である。観測される見かけのスペックルの速度は角速度 V_s であり、著者の解析³⁾ によると V_s は、

$$V_s = \{(R - R_{PS}) / (R_{RS} - R_{PS})\} V_D \quad (2)$$

で表わされる。ここで R は眼屈折、 $R_{PS}=1/a$, $R_{RS}=1/d$, V_D は粗面の角速度である。この式で注意していただきたいのは、眼内の諸量がいっさい含まれていない点である。したがって、スペックルの見かけの速度をどのように測定してもその速度から眼内の諸量を求めることは不可能であることをこの式は示している。

ここで示した理論的解析は、三つの文献 4), 5), 6) をたどってゆくと類似の考え方で同様な結論を導いていることがわかる。

ここで、粗面の形状が以上の解析にどのように影響を与えるか見ておきたい。解析に用いた平面拡散板の直線

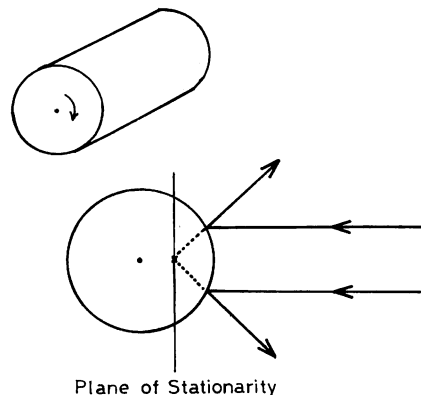


Fig. 2 粗面として回転ドラムを用いたときの plane of stationarity

運動は装置として具体化する時には単純ではない。良く用いられるのは回転ドラムの表面を反射型粗面とする方法である。この場合には Fig. 2 に示すようにまずドラムの表面を鏡面と考えれば、断面の二次元的図では凸面鏡を成すわけであるから、照明光が平行光束のときには凸面鏡の曲率中心と表面の間を光源の像として考えればよいことになる。Charman⁷⁾ は、最初からこの型の粗面を想定して理論解析を行ない、同様の結論を得ている。また Wittenberg⁸⁾ は、回転円筒の内側を反射粗面として装置を構成しているが、この場合には凹面鏡の結像式を採用しなければならない。それに対して、厚みが一定の透過型粗面の場合にはスペックル静止の条件そのものは粗面の形状に依存しない。ただし透過、反射を問わず、回転円板の一部を粗面として用いた場合には観察されるスペックルは複雑な動きを示す。すなわち、スペックル静止となるべき条件下で、照明領域の中央を中心として回転運動を呈し、その他の条件下でも回転成分が残る。この現象の原因は次に示す別の光学的現象から類推される⁹⁾。それは光学的フーリエ変換を行なう光学系において、物体の平行移動に対し、観測面上での像は空間不変性 (space invariant) を示すのに比し、物体の回転には不変性を示さないという現象である。

以上述べたように、スペックル静止の条件は観測眼の網膜とレーザー光源が光学的共役となることにある。したがって、スペックルが静止して見える条件を光学的に作り出してやれば、その光学的条件から逆に被験者* がどこを見ているか、すなわち眼屈折が求められる。以下では眼屈折を求める具体的な方法について記す。

3. スペックルを利用した屈折検査

最初に記したように、いわゆるめがね合せ、屈折検査は、被験眼の調節遠点での眼屈折を求めることである。3.1, 3.2, 3.4 では、ひとまず眼の調節機能を都合の良いように解釈し、屈折検査中は、調節は遠点に固定されていると考える (実は、この点こそがスペックルを用いた方法のみならず、すべての屈折検査法において最大の問題点であり、医師による屈折検査が、多くの場合、薬剤による調節マヒ下で行なわれるのもこの理由による)。

3.1 検査レンズを用いる方法

動的スペックルのふるまいの解析が十分に行なわれる前から、近視眼と遠視眼では運動粗面によるスペックルの流れ方向が異なることは容易に観察された。また矯正

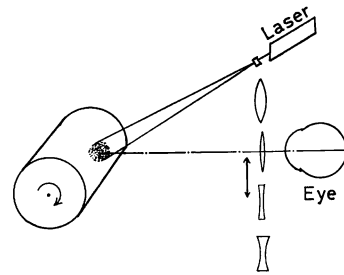


Fig. 3 スペックルによる眼屈折測定。もっとも簡単な装置

された屈折異常眼で正視眼と同じようなスペックルの動きが観察されることも当然である。したがってレーザースペックルを用いた屈折測定のための最初の試み (Knoll¹⁰⁾) は非常に簡単な装置を用いている。この装置を Fig. 3 に示す。運動粗面として回転ドラムが用いられ、被験者はスペックルパターンを静止させるレンズを選ぶことによって屈折が検査される。測定結果は通常の屈折検査と比較されたが、その差はわずかであり、その原因は使用レーザーが He-Ne (633 nm) であったため、眼球光学系の色収差が考えられている。ここで彼らは粗面の表面に眼の焦点が合ったときスペックルは静止するとしているが、Fig. 2 に示したように、レーザー光源が十分遠方にあるとすれば回転ドラムの直径の 1/4 だけ内側にそのような位置が存在するはずである。しかし、被験眼からドラムまでの距離が 5~6 m、ドラムの直径が 16.5 cm (Dwyer ら¹¹⁾ の場合) 程度とすれば、差は 0.01 dptr. 以下で一定値であるため問題にはならない。彼らはさらにスペックル静止条件近傍では装用レンズの屈折力が 1/4 dptr. 変化するだけでスペックルの流れ方向が逆転し、被験者にとって容易な判定基準で高い精度が得られたとしている。同様な装置で Baldwin and Stover¹²⁾ は、多数の幼稚園児や小学生を対象に 180° 経線の屈折測定を、スペックル法と他覚的検査法で行ない、比較し、小学生では好結果を得ている。Dwyer ら^{11,13)} はレンズの装用をプラス側からマイナス側にしていったとき、その逆では前者の方がスペックル静止 (逆転) の判定が平均して 0.3 dptr. プラスよりに得られること、これは屈折異常の有無によらないことを報告している。また、Jennings and Charman¹⁴⁾ はレーザースペックル法を含む 3 種の自覚的屈折測定を行ない、それぞれの結果を比較した。いずれの実験もこの方法により十分な精度が得られるとしている。このような簡単な装置で容易に検査が行なえるとなれば、さらなる高精度化、装置の小型化、自動化等が次に考えられるわけであるが、その

* 実験の場合に被験者、検査の場合に被検者と使い分けることもあるが、本稿ではすべて被験者とした。

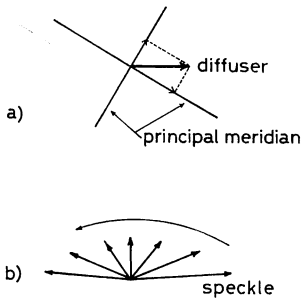


Fig. 4 a) 乱視眼の主経線と粗面の運動方向. このとき, 種々の球面レンズを装用すると, スペックルの運動はb) のように変化し, 静止しない.

前に解決されねばならない問題が一つある. すなわち乱視の測定という問題である. Knoll¹⁰⁾の方法では, 通常の検査ですでに判明していた主経線方向に粗面を動かしその方位の屈折をスペックルを用いて測定しており, 主経線の決定にはスペックルは用いられていない. 次に, スペックルを用いた乱視の測定法を述べる.

3.2 動的スペックルによる乱視の測定

乱視とは経線の方位により屈折が異なる現象であり, 互いに直交する二つの主経線が存在し, その方向と各主経線における眼屈折の3数値により記述される. いま, **Fig. 4**のように, 粗面の運動方向と主経線が異なっている場合のスペックルの動きを種々の球面レンズを装用して観察するとその速度と方位は **Fig. 4 b)** にベクトルで示されるごとく変化し, スペックルが静止することはない. この解析はまず, 粗面の運動ベクトルを主経線方向に分解する. 次に, 各主経線方向におけるスペックルの速度を(1)または(2)式により計算し, その合成ベクトルを求めれば, スペックルの速度と方位が求まる. このような解析は Ingelstam and Ragnarsson⁵⁾により行なわれているが, 実際のところ, この解析の結果得られるスペックルの流れの方位(角度)を測定し, 乱視の計測を行なおうという試みは斎藤ら¹⁵⁾の簡単な報告以外には行なわれていない. 実際に使われた方法は次に記す二つの方法であり, これらはいずれも, スペックル静止条件さえ正しく利用されていれば, スペックルの速度に関して解析が不十分であっても問題はない.

a) 運動粗面の運動方向が乱視眼の主経線と一致した時のみ粗面とスペックルの運動方向が一致する(反転することも含む)ことを利用して, まず粗面の運動方位を変化させ, 主経線の方位を求める. このあとは Knoll¹⁰⁾の方法と同じで各主経線に対する屈折を測定する.

b) 乱視眼の任意の経線方向(θ)の屈折値 P_θ は主経線の一方が角度 ϕ にあり, その方向の屈折値が P_A もう一方の主経線方向の屈折値を P_B とすると,

$$P_\theta = \frac{1}{2} \{ (P_A + P_B) - (P_A - P_B) \cos 2(\theta - \phi) \} \quad (3)$$

で近似的に表わすことができる(乱視の近軸展開). この式は乱視の球面屈折値を P_s , 円柱屈折値を P_c , 乱視軸を ϕ とすると

$$P_\theta = P_s + \frac{P_c}{2} [1 - \cos 2(\theta - \phi)] \quad (4)$$

とも表わすことができる. 3種の θ に対し, P_θ が求まれば式の逆算で乱視は定まる. P_θ の測定は, 粗面の運動方向(θ)とスペックルの運動方向のずれを無視し, とにかくスペックルの動きが最小になるような条件(このとき両者の動きの方向は直交する)を求め, この条件から粗面の運動方向に相当する経線(θ)での屈折(P_θ)を求める. また(4)式は簡単な変換により線形式となるため, 多数の θ の設定により求められる多数の観測値 P_θ に対し, 最小二乗法の適用が可能¹⁶⁾となり, 3種の θ に対する測定よりも誤差は減少する.

Ingelstam and Ragnarsson⁵⁾はa)の方法で乱視の測定を行なった. また Maracara¹⁷⁾は θ として 0° , 60° , 120° を用い, Phillipsら¹⁸⁾は, θ として 0° , 45° , 90° を用いb)の方法で乱視の測定を行なった. Haineら^{19,20)}はb)の 0° , 45° , 90° の方法と6方位による最小二乗法の適用を行なった. 和田・加藤²¹⁾はa)の方法とb)の θ として 0° , 60° , 120° を用いた方法を比較し, 前者では被験者における判定に複雑さがあり, 後者のほうが実用的との結論を得た.

3.1, 3.2で述べたスペックルによる屈折測定法はいずれも通常の自覚的屈折検査における視力表をレーザー光により照明された運動粗面と置きかえ, 像の鮮明さの測定のかわりにスペックルの動き方向の判定を被験者に課したものである. したがって装置は簡単であるが, 5mの距離を必要とし, また験者側の手間は通常の検査とさして違いはない.

3.3 調節機能研究のための装置

屈折測定という目的から言えば順序として次に自覚的自動化屈折検査機について述べるべきであるが, その光学系は, 3.1, 3.2で述べた光学系からまったくかけ離れ, むしろ調節機能研究のために利用されたレーザー・オプトメーターの光学系をもとに開発されており, ここではまずこのレーザーオプトメーターについて述べる. ただし, その装置を利用して得られた成果は4.2にま

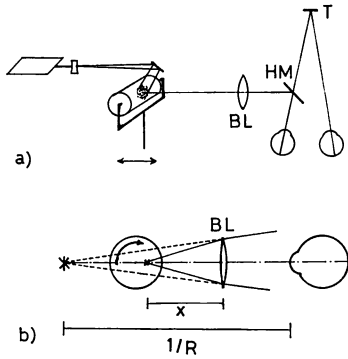


Fig. 5 a) レーザーオプトメーター. b) *点に眼のピンポイントが合ったとき、スペックルは静止して見える。*点は×点の BL (バダルレンズ) による像。

めた。

Hennessy and Leibowitz²²⁾ により報告されているレーザーオプトメーターを **Fig. 5 a)** に示す。 **Fig. 5 b)** のごとく、×印で示された点がレンズ BL と眼球光学系により網膜に共役となればスペックルは静止して見える。レンズ BL はいわゆる Badal²³⁾ のレンズでその後側焦点に被験眼が置かれる。BL の屈折力を F (dptr.), BL から X 点までの距離を x (m) とすると、被験眼から X 点の BL による像までの距離の逆数 R (dptr.) は

$$R = F^2x - F \quad (5)$$

で表わされる。すなわちレンズ BL の利用により X 点の移動の実距離とディオプター表示の眼屈折そのものが比例することになる。ハーフミラー HM を通して、視標を固視し、HM により反射され、視標と重ねて提示されるレーザースペックルの動きが静止するように回転ドラムを移動させ、そのときのドラムの位置から眼屈折を求めることにより、調節刺激と調節反応の関係が求められる。

3.4 スペックルを利用した自覚的自動化眼屈折計

レーザーオプトメーターは、視標の光路を除けば屈折測定にもそのまま使用できる。ただし、粗面はレンズ BL よりも被験眼に近づくことはできないので測定範囲に限界がある。この点を考慮し、さらに、被験者に対してスペックル静止の判定を容易に行なわしめる工夫をいくつか行なったのが、**Fig. 6** に示すわれわれの開発した自覚的自動化眼屈折計²⁴⁾である。まず運動粗面として透過型円筒拡散板を内部より照明した。レンズ L はリレーレンズで、測定範囲の制限を除くためのものである。BL はバダルレンズである。粗面そのものの位置を移動

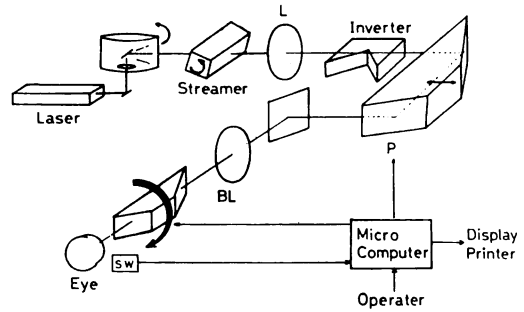


Fig. 6 スペックルによる自覚的自動化屈折検査機



Fig. 7 **Fig. 6** の装置の被験者に見える speckle の様子

する方式はとらず、プリズム P による optical trombone を使用した。このプリズムの移動を含め、すべての手順はマイクロコンピュータにより制御されている。このプリズムが移動すると被験者が観察するスペックルの動きが変化する。被験者はスペックルが静止したと判断したときにスイッチ SW を押す。被験者に見えるスペックルは高速で回転する角柱プリズム (streamer と名づけた) により運動方向と垂直な線状に変換されている。この streamer はさらに乱視眼におけるスペックルの方位変化を取り除いているので、粗面の運動方向と乱視主経線がずれている場合でも線状のスペックルはどこかで確実に静止する。プリズム inverter は光路の下半分に置かれ、被験者の視野半分でスペックルの流れの方向が逆転する。プリズムの屈折率を適当に選択することにより、光路の上下で光源の共役点がずれることを防ぐことができる。これら両プリズムの効果により被験者の見る視野は **Fig. 7** のようになる。実験により、両プリズムの存在が、被験者応答のばらつきを少なくすることが確認された。眼前のプリズムは視野全体を回転させるプリズムで、あらかじめ設定された 6 方向に回転する。これにより 6 経線での屈折が測定され、3.2 で記した Long¹⁶⁾ の最小二乗法で乱視が決定される。また、残差平方和によりデータの信頼性が示されとくに一経線で誤差が大きく、その経線での再測定により信頼性が増すと期待されたときには自動的にこれを行なう。試作後、この視野回転プリズムには非点収差が存在することが判明し、そのため経線により結果に誤差が生じた。対応策としてこの誤差を計算で求め、ソフトウェアで補正した。58 名の

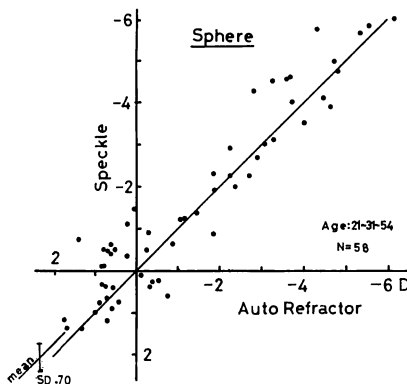


Fig. 8 Fig. 6 の装置による球面屈折値 (縦軸) と他覚自動化屈折検査機による球面屈折値の比較

被験者を用い、この装置により得られた結果と、他覚的自動化屈折検査機により得られた結果を比較したのが Fig. 8 である。

3.5 レーザー屈折計に対する評価

屈折検査は何も新しい検査対象ではない。それどころか、著者の所属する一機関だけでも毎日2桁の回数行なわれている。それだけに従来からの検査手法は一応確立し、新しい技術もどんどん取り入れられている。このような環境下でスペックルを利用した屈折検査はどのような評価を受けるであろうか。まず評価項目としては、得られるデータの正確さはもちろんのこと、その正確さがどのような対象にも、またどのような場所でも安定して得られなければならない。さらに、験者、被験者双方の負担が少なく、迅速かつ低価格の装置によって得られる必要がある。比較の対象としては、通常の自覚検査法(視力表とトライアルレンズセット)、他覚検査法(レフラクトメーター、検影法)である。

まず、3.1の Knoll¹⁰⁾の方法は、験者の手間はかからず得られるデータも安定し、被験者の判定も容易であり、価格も1mW以下のHe-Neレーザーが1本購入できれば問題はないが、乱視の測定が行なわれていない。3.2 a)法では乱視軸決定に被験者のあいまいさが残り、3.2 b)法では乱視決定に験者が計算を行なわなければならない。また、本項の最初に記した、屈折検査における調節の関与は二つの点において問題がある。一方は調節が遠点よりも近方にあること、もう一方は測定中にその状態が動揺することである。前者はすべての検査法で問題であり、近視の過矯正、遠視の低矯正につながる。後者は検査に時間がかかると、とくに経線を継続的に変化させるような方法では乱視決定に誤差をもたら

す。この点、スペックル法では問題となる。通常の自覚検査法では、検査に時間がかかっても、乱視を像全体から判定するためこの問題は少ない。スペックルを利用した自覚的自動化検査機では2分程度の時間がかかるが、験者側の手間は機械の負担となり、また信頼性も表示されるため、経線ごとの屈折の調節による動揺もどの程度か量的にとらえられる。しかし、このような自動化検査機は自覚、他覚を問わず、その表示データで最終処方するのは問題があり、通常の自覚検査で補正を行なわねばならない。そのため、とくに検査時間が問題となり、試用では2分でも長いという声が使用者からでた。価格の問題では、比較の対象となる自動化他覚検査機(3機種、外国製)がいずれも高価格で、それよりはるかに低価格で市販できると思われたが、その後国産化された検査機が、他の機器と同様に輸入されたものより低価格で数種類発売されたために市販は断念されている。なお、これら国産機は原理的に目新しいものはないが、互いに精度と測定時間の短さ(現在ではほとんどが2秒以内であり、数回のくり返し測定も苦にならない)を競い合っている。私見ではあるが、得られるデータも一部の機械を除いて乱視の成分に関しては十分に高精度となっている。これには測定の短時間化も寄与していると思われる(必ずしも短いものほど精度が良いとはいえない)。

このように考えてくると、測定項目をよほどうまく考えないとスペックル法は生き残れないのではないだろうか。本稿を書くにあたり、生き残る方法を再考してみた結果、次のような可能性が考えられた。それは、屈折の測定よりも屈折異常の「検出」に重点を置く道である。スペックルの最大の特徴は一見して、近視、遠視の存在、区別や乱視の存在が判断できる点にあるからである。このような利用法は、眼鏡装用のままでも残存屈折異常の検出ができるので、眼鏡チェックにも使用できる。とくに日本では眼鏡処方の資格の問題があいまいにされたままであるために眼鏡使用者の不安は大きく、価値は大きいと思われる。今後の具体化が期待される。

4. スペックルを利用した生理光学的研究

4.1 眼球光学系の研究

瞳孔が小さくなるとスペックルの平均サイズは大きくなって見える。またスペックル静止の判定は困難になる。この後者の現象は眼球光学系の焦点深度と関連づけて考えられている。逆にいうとスペックル静止の判定のあいまいさを調べることにより眼球光学系の焦点深度が求まる^{25,26)}。この実験の結果は、いずれも理論的に、あ

るいは像のぼけ等から実験的に求めた瞳孔径 - 焦点深度の関係と定性的には一致するが量的には小さい。量的な差は焦点深度の定義そのものに問題があることを示すと考えられるが、実験結果そのものは自覚的屈折検査を行なう際に、視力表のぼけよりもスペックルの動きのほうが判定が容易であることを示し、スペックルによる屈折検査に有利となっている。

レーザー光の波長を変えると眼球光学系の色収差により同一条件下でもスペックルの動きは異なって見える。この現象自体は Sinclair²⁷⁾ により早い時期に報告されている。また Mohon and Rodemann²⁸⁾ は実際に種々の波長を用いて眼球光学系の色収差を測定した。しかし、彼らの実験は Wittenberg²⁹⁾ により批判されたように、被験者の調節のコントロールに問題があったため、定量的には良い結果が得られなかった。これとは別に Ukai and Ohzu³⁰⁾ は測定系に色収差をまったく含まない光学系を用い、その結果、従来他の方法で得られていた色収差* と一致するデータを得た。彼らはさらに調節による色収差の変化を求め、その結果、わずかではあるが、調節とともに色収差が増加するとしている。

4.2 調節機能の研究

3.3 で紹介したレーザーオプトメーターを利用して多くの調節機能の静的研究が行なわれているが、その一部の成果をまとめる。なお、調節の研究にはレーザーオプトメーターのほかにも赤外線を利用したオプトメーター^{31,32)} があり他覚測定、高速動作が可能であるが、複雑な構造で高価であるなど、レーザーオプトメーターと相補的な特徴を有している。

Charman and Tucker³³⁾ は、固視目標として単色光により照明された視標を用いると、眼球の色収差により必要とされる調節の量が異なること、その量から色収差が逆算できることを報告している。

Hennessy ら³⁴⁾ は、瞳孔径を変化させた時の調節の変化を測定した。結果の一例を Fig. 9 に示す。横軸が調節刺激、縦軸は調節反応であり、被験眼が視標の位置にちょうどピントを合わせていれば傾き 1 の直線になる。瞳孔径が小さい場合にはこの傾きは減少する。この結果は、瞳孔径が小さくなると焦点深度が大きくなるため、必要な調節量が減少することによって考えられている。焦点深度が大きくなったのと同様な結果が、網膜より後方の視覚系の機能が低下した場合も生じる。たとえば、照明光が暗くなった場合^{35,36)} や弱視があった場合³⁷⁾ であ

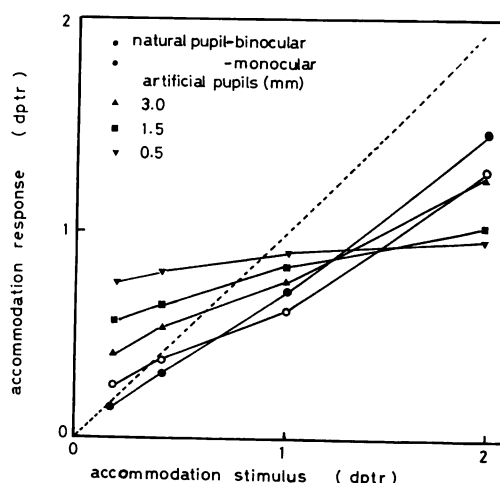


Fig. 9 瞳孔径による調節の変化 (Hennessy ら³⁴⁾ による)

る。また、用いた視標が高空間周波数成分を含まない場合³⁸⁻⁴⁰⁾ にも同様な結果が生じる。

以上はレーザーオプトメーターによる成果の一部であるが、これらの測定データにより調節機能の研究が一段と進歩した。その一例として、Charman and Tucker³⁸⁾ の報告した調節機能のモデルがあげられる。

4.3 その他のスペックル利用

スペックルパターンの最大の特徴は何と云っても、屈折異常の有無にかかわらず、高コントラストのパターンが直接網膜上に生成されることである。この性質を利用して、視覚誘発脳波 (VEP: visual evoked potential) の刺激装置にスペックルを用いた例⁴¹⁾ がある。これにより従来のチェッカーボードを用いた VEP 刺激装置では必ず問題となっていた屈折異常矯正の手間を省くことが可能となった。さらに魚里⁴²⁾ は粗面のレーザー光照射面積を変えることにより、スペックルの平均径を変化させることにも成功している。この応用は屈折の測定という本稿の対象からはずれるが、屈折異常の影響をなくすためにスペックルを用いており、興味深い。

5. ま と め

スペックルパターンはレーザー光のコヒーレンシの良さが直接肉眼で見ることのできる、日常経験することのない視対象である。この大きな特徴を活用するためにさまざまな試行錯誤が行なわれてきた。しかしながら現象そのものが光学技術者にとって「おもしろい」ものでも、いざこれを利用して何かを測定しようとする、原理的にはさほど「おもしろくない」技術と競合しなければ

* 眼球光学系の色収差の従来の測定法と結果については別の解説⁴³⁾ に詳しい。

ばならないという現実につかることが測定対象によっては起こりうる。また、調節の研究の道具として使われたレーザーオプトメーターもその成果は今後とも残るが、将来の調節研究の道具としては赤外線オプトメーターによる高速他覚測定のほうが有望と考えられる。このように書くと、このせっかく「おもしろい」現象もこのまま使われることなく終わってしまうように受け取られかねない。しかし、そう受け取られるのは本意ではなく、今後の光学技術者側の工夫でそのような状況から十分に脱皮可能であると思われる。その一つの方向づけとして最初に感じた「おもしろさ」がレーザーと壁だけあれば十分であったものをもう一度思い返し、複雑な装置を避け「レーザーで何でもできる」式の考え方を排し、測定対象をしぼって考えていこうとする筋道が、かすかではあっても本稿から読み取られれば幸いに思う。

最後に、この分野での研究に長期にわたり、ご指導いただいた早稲田大学理工学部大頭仁教授に感謝いたします。

文 献

- 1) B. M. Oliver: Proc. IEEE, **51** (1963) 220.
- 2) I. Yamaguchi and S. Komatsu: Opt. Acta, **24** (1977) 705.
- 3) 未発表, 結果のみは K. Ukai and H. Ohzu: Proc. ICO-11 (Madrid, 1978) 59.
- 4) S.-I. Ragnarsson: Technical report 19. 07. 1971 (Institute of Optical Research, Stockholm, 1971).
- 5) E. Ingelstam and S.-I. Ragnarsson: Vision Res., **12** (1972) 411.
- 6) W. Grimm *et al.*: *Opto-Electronics Conf. Proc. 1977* (IPC Science and Technology Press, 1977) p. 381.
- 7) W. N. Charman: Am. J. Optom. Physiol. Opt., **51** (1974) 832.
- 8) S. Wittenberg: US Patent 3792918 (1974).
- 9) 小松進一: 私信.
- 10) H. A. Knoll: Am. J. Optom., **43** (1966) 532.
- 11) W. O. Dwyer *et al.*: Am. J. Optom., **49** (1972) 929.
- 12) W. R. Baldwin and W. B. Stover: Am. J. Optom., **45** (1968) 143.
- 13) W. O. Dwyer *et al.*: Am. J. Optom., **50** (1973) 222.
- 14) J. A. M. Jennings and W. N. Charman: Ophthalmic Optician, Jan. 6 (1973) 8.
- 15) 齊藤謙治, 鶴飼一彦, 大頭 仁: 1976 年春季応用物理学会予稿集 (1976) p. 61.
- 16) W. F. Long: Am. J. Optom. Physiol. Opt., **51** (1974) 260.
- 17) D. Maracara: Am. J. Optom. Physiol. Opt. **51** (1974) 15.
- 18) D. Phillips *et al.*: Am. J. Optom. Physiol. Opt., **52** (1975) 328.
- 19) C. Haine *et al.*: Am. J. Optom. Physiol. Opt., **53** (1976) 194.
- 20) C. Haine *et al.*: J. Optom., Feb./Mar. (1974) 25.
- 21) 和田新二, 加藤康夫: 臨眼, **30** (1976) 1441.
- 22) R. Hennessy and H. W. Leibowitz: Behav. Res. Methods Instrum., **4** (1972) 237.
- 23) D. Badal: Ann. Ocul., **75** (1876) 101.
- 24) 準備中, 概略は H. Ohzu and K. Ukai: Proc. ICO-11 (Madrid, 1978) p. 63.
- 25) L. Ronchi and A. Fontana: Opt. Acta, **22** (1975) 243.
- 26) W. N. Charman and H. Whitefoot: Opt. Acta, **24** (1977) 1211.
- 27) D. C. Sinclair: J. Opt. Soc. Am., **55** (1965) 575.
- 28) N. Mohon and A. Rodemann: Appl. Opt., **12** (1973) 783.
- 29) S. Wittenberg: Appl. Opt., **12** (1973) 2250.
- 30) 準備中, 概略は K. Ukai and H. Ohzu: Proc. ICO-11 (Madrid, 1978) p. 59.
- 31) F. W. Campbell and J. G. Robson: J. Opt. Soc. Am., **49** (1959) 268.
- 32) T. N. Cornsweet and H. D. Crane: J. Opt. Soc. Am., **60** (1970) 548.
- 33) W. N. Charman and J. Tucker: J. Opt. Soc. Am., **68** (1978) 459.
- 34) R. T. Hennessy *et al.*: Vision Res., **16** (1976) 587.
- 35) H. W. Leibowitz and D. A. Owens: J. Opt. Soc. Am., **65** (1975) 1121.
- 36) C. A. Johnson: J. Opt. Soc. Am., **66** (1976) 138.
- 37) I. C. J. Wood and A. Tomlinson: Am. J. Optom. Physiol. Opt., **52** (1975) 243.
- 38) W. N. Charman and J. Tucker: Vision Res., **17** (1977) 129.
- 39) W. N. Charman and J. Tucker: Am. J. Optom. Physiol. Opt., **55** (1978) 84.
- 40) D. A. Owens: Vision Res., **20** (1980) 159.
- 41) W. W. Dawson and M. C. Barris: Invest. Ophthalmol. Visual Sci., **17** (1978) 1209.
- 42) 魚里 博, 福原 潤, 中尾主一: 日本眼光学学会誌, **2** (1981) 127.
- 43) 鶴飼一彦: 眼鏡の科学, **2** (1978) 23.
- 44) D. A. Palmer: Vision Res., **16** (1976) 436.