

調節機能を追って

—2 試作器による調節反応（明視）時間の測定—

加藤桂一郎, 山口 洋, 篠原真美
 福島県立医科大学医学部眼科学講座

I. はじめに

調節機能を正確に評価するためには、1. 視標認知（明視）能、2. 調節反応量、および3. 調節時間の三つの要素をチェックする必要があるが、製品化された諸種の測定装置ですべてを満足させるものはない（図1）。すなわち、赤外線オプトメーターは調節時間と調節反応量は記録できるが、視標明視の程度を客観的に知ることができない。また、アコモドポリレコーダー、諸種の近点計は視標明視の有無で調節力、調節時間を測定する機種であるが、自覚的応答により判断しているため、極めて信憑性に乏しい欠点をもつ。い

うなれば、現在の調節機能測定装置における最大の問題点は、調節力の基礎資料ともなる「視標明視の判断」があいまいなままに量定していることにあるともいえる¹⁻⁷⁾。

教室ではこれらの問題を解決することをとりあえずの目的として、試作アコモドメーター（仮称、以下試作 Acc）を開発、その成績の一部は第98回日本眼科学会の宿題報告において発表した。しかし、装置がスペースを必要とすることもあり、実用化するまでには至っていない。現在、実用化に向けて、新たに Visual-Basic にて作成したプログラムを用い、とくに調節と VDT 作業との関連を追跡している。

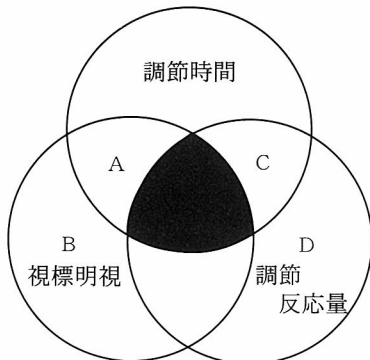
本稿においては、試作 Acc の開発の経緯とその成績について改めて回顧しておきたい。

II. 試作アコモドメーターの概要

試作機はニデックに依頼、1993年に完成した。本機の発想は中林氏らにより開発されたいわゆるアコモドメーター（コーワ）である^{6,7)}。すなわち、内部視標として設定された遠・近視標の点灯時間により、視標明視に必要な調節応答時間を測定する装置を外部に設定したものといえる。非常に有用なアコモドメーターの製作が中止となった経緯は定かではないが、赤外線オプトメーターと同様に器械近視の処理が難しかった点も関与したものと推定している。

さて、試作 Acc は二つの液晶画面に映し出される遠・近視標、および制御部から構成される（図2, 3）。また、その仕様は表1のとおりである。遠・近視標ともに、上下左右のランドルト環（以下 ラ環）がランダム

A: アコモドポリレコーダー
 試作明視時間測定装置
 C: 赤外線オプトメーター
 (アコモドメーター)



B: 諸種近点計
 D: パターンリバーサル VECP

図1 調節機能の評価法

別刷請求先：960-1295 福島市光が丘1 福島県立医科大学医学部眼科学講座 加藤桂一郎
 (平成11年11月8日受理)

Reprint requests to: Keiichiro Kato Dept of Ophthalmol, Fukushima Medical Univ, School of Med
 1 Hikarigaoka, Fukushima 960-1295, Japan
 (Received and accepted November 8, 1999)

に提示されるように設定，遠方視標は 5 m に固定した。また，近方視標の提示距離は表 1 のように可変とし，提示距離に応じて視角が連動し該当視力値になるよう調整した。制御部は遠・近視標の提示法をコントロールするものである。視標の提示時間は両視標ともに 0.2～10.0 sec の範囲を 0.1 sec 間隔で制御可能である。

III. 傾斜角と調節反応（明視）時間

1. 対象ならびに方法

対象は裸眼視力が 1.0 以上，球面・円柱度数が±0.75 D 以内，調節力が 6 D 以上を有するボランティア 12 名（年齢 24～33 歳）である。

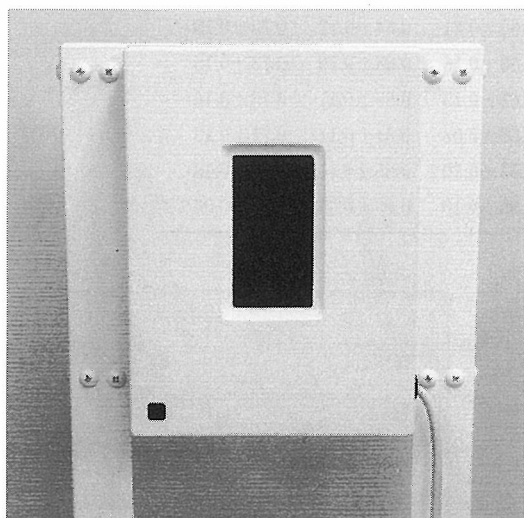


図 2 「調節（明視）時間測定試作機」の遠用視標部

上記対象について，明視可能な調節緊張・弛緩時間（片眼，および両眼）を次の各条件下において測定した。すなわち，

近方視標の呈示角度：15°，20°，および 25° 下方視

近方視標の提示距離：1 D，2 D，3 D，4 D，5 D

である。また，呈示視標は遠方 0.5 ラ環，近方 0.4 ラ環を用い，最初の視標呈示が 5 sec を過ぎるとそれぞれ近方（緊張時間），遠方（弛緩時間）視標に切り替わるように設定した。視標が切り替わった後に提示されたラ環の切れ目の方向を返答させ，5 回の試行のうち 3 回の正解が得られた最短の第二の視標提示時間を閾値として採用した。なお，それぞれの視標の精度は実験が相対比較を目的とすることから，日常使用されているラ環視標とは厳密な意味での対応はしていない

表 1 遠・近視標の仕様

| | 遠用視標 | 近用視標 |
|---------------------------|----------------|---------------------------------------------|
| 種類 | ランドルト環 | ランドルト環 |
| 切れ目方向 | 上，下，左，右 4 方向 | 上，下，左，右 4 方向 |
| 検査距離 | 5 m | 5.0～1.0 D まで，手動移動 (0.5 D ステップ，20～100 cm) |
| パーセント対比 (%) | 90 以上 | 70 |
| 背景輝度 (cd/m ²) | 200 | 200 |
| 照明方法 | 透過方式 | |
| 照明光源 | 蛍光灯 | |
| 視標材料 | 液晶 | ビューファインダー用モノクロブラウン管 |
| 視標面白地部寸法 (mm) | 55 (横)×105 (縦) | 28 (横)×22 (縦) |
| 下方視角度 | 水平方向のみ | 水平より下方 15～25° の範囲で， 下方視角度変更可 (手動) |

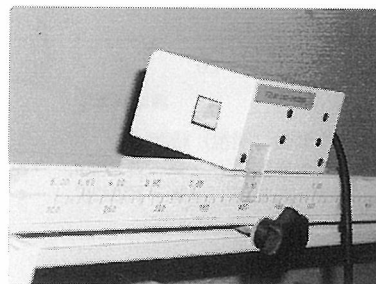
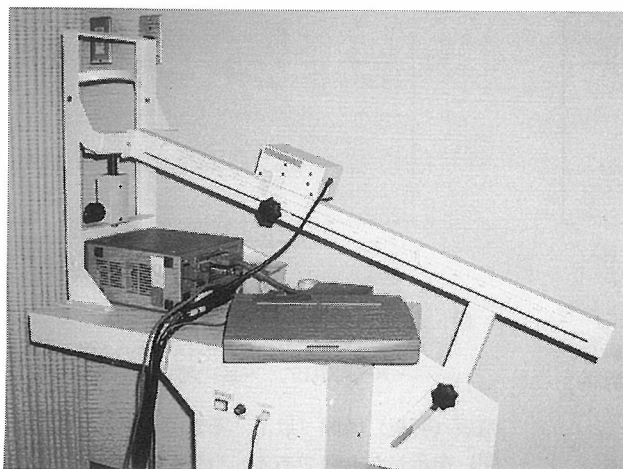


図 3 「調節（明視）時間測定試作機」の近用視標部と制御用コンピュータ

表2 近方視傾斜角と調節緊張・弛緩（明視）時間
(24~33歳, 12例)

| sec | | | | | |
|-------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 緊張方向 | 0.2⇒1.0 D | 0.2⇒2.0 D | 0.2⇒3.0 D | 0.2⇒4.0 D | 0.2⇒5.0 D |
| 片眼15° | 0.42±0.14 | 0.45±0.10 | 0.62±0.14 | 0.69±0.19 | 0.85±0.23 |
| 片眼20° | 0.42±0.11 | 0.45±0.07 | 0.55±0.13 | 0.69±0.18 | 0.87±0.22 |
| 片眼25° | 0.40±0.09 | 0.48±0.09 | 0.59±0.14 | 0.71±0.15 | 0.82±0.19 |
| 両眼15° | 0.35±0.05 | 0.40±0.06 | 0.45±0.08 | 0.55±0.14 | 0.66±0.14 |
| 両眼20° | 0.35±0.08 | 0.40±0.01 | 0.46±0.06 | 0.58±0.07 | 0.66±0.14 |
| 両眼25° | 0.44±0.06 | 0.53±0.09 | 0.57±0.10 | 0.53±0.09 | 0.57±0.10 |

| 弛緩方向 | 1.0⇒0.2 D | 2.0⇒0.2 D | 3.0⇒0.2 D | 4.0⇒0.2 D | 5.0⇒0.2 D |
|-------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| 片眼15° | 0.41±0.12 | 0.52±0.07 | 0.60±0.11 | 0.64±0.12 | 0.73±0.15 |
| 片眼20° | 0.45±0.10 | 0.52±0.13 | 0.60±0.16 | 0.68±0.19 | 0.73±0.15 |
| 片眼25° | 0.48±0.07 | 0.55±0.12 | 0.62±0.13 | 0.69±0.11 | 0.73±0.16 |
| 両眼15° | 0.40±0.06 | 0.52±0.06 | 0.56±0.08 | 0.64±0.11 | 0.71±0.13 |
| 両眼20° | 0.43±0.04 | 0.50±0.04 | 0.53±0.10 | 0.65±0.14 | 0.67±0.13 |
| 両眼25° | 0.42±0.11 | 0.50±0.06 | 0.56±0.10 | 0.63±0.09 | 0.70±0.06 |

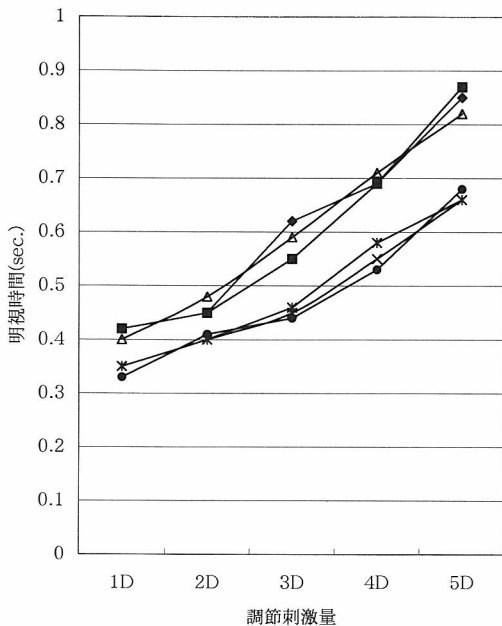


図4 調節緊張（明視）時間
 ◆ 片眼15°, ■ 片眼20°, ▲ 片眼25°,
 × 両眼15°, * 両眼20°, ● 両眼25°

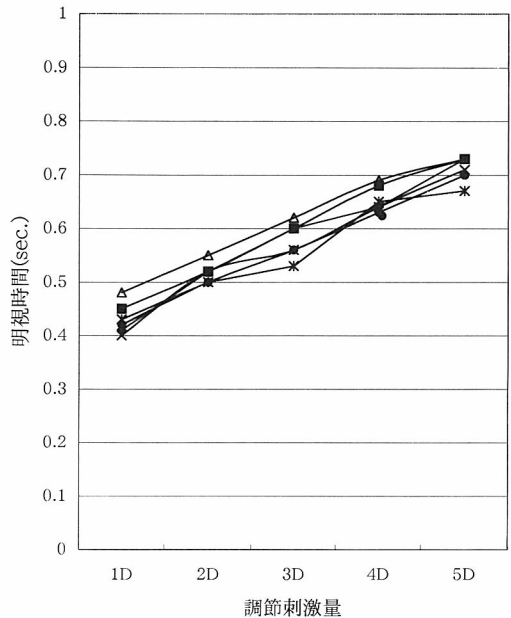


図5 調節弛緩（明視）時間
 ◆ 片眼15°, ■ 片眼20°, ▲ 片眼25°,
 × 両眼15°, * 両眼20°, ● 両眼25°

い。

2. 結果

表2, 図4, 5は調節緊張（明視）時間, および調節

弛緩（明視）時間（以下 それぞれ緊張, 弛緩明視時間）を示したものである。当然のことではあるが, 明視時間は調節刺激量が増すと延長を示すが, その程度

は緊張明視時間に著しい傾向がみられた。また、調節緊張方向では、片眼視と比較し両眼視において約0.1~0.15 sec 程度明視時間が短縮する結果が得られた。調節弛緩方向でも両眼視における明視時間の短縮がみられたが、その程度は0.05 sec 以下とわずかであった。近方視標の傾斜は、予想に反して明視時間短縮へ向けての効果を示さなかった。

3. 小 括

試作 Acc の開発目的は、1) 器械近視を除くため、視標を外部に置くこと、2) 近方視に傾斜をおき、日常視に近い環境を設定すること、3) 提示時間を制御し、他覚的要素を加味させること、の3点にあった。しかし、2) については上記の実験結果では予測した結果は得られなかった。また、調節緊張方向では、両眼視において明視時間の著明な短縮が得られ、輻湊の関与が調節機能を助長することが推察された。結論として、正常若年者の緊張明視に要する時間は、3 D を例にとると片眼が0.55~0.62 sec、両眼が0.45 sec と差を認めたが、弛緩明視に要する時間は、両者間で差は少なく0.53~0.62 sec であった。

IV. 測定器具と調節反応（明視）時間

1. 対象ならびに方法

前項と同一対象について、1) 試作 Acc、2) Accommodo-Polyrecorder (Acc-PR, KOWA KK)、および3) Infrared-Optometer (Inf-R-O, NIDEK-KK) における調節緊張、弛緩（明視）時間を測定し、比較検討を行った。

III. における実験結果より、近方の傾斜角による差はみられないものと仮定し、試作 Acc の実験条件において、近方視標の呈示角度は20°に固定、呈示距離は2 D、2.5 D、および3 D（片眼のみ施行）とした。また、呈示視標の選択、視標呈示の手法は前実験に準じて行った。

Acc-PR の測定では、遠方視標は5 m、近方視標は2 D、2.5 D に設定した。検査は5 sec ごとのステップ応答で行い、ラ環視標の切れ目の方向が判断できた時点でボタンスイッチを押し、5回の試行の平均を調節緊張・弛緩時間とした。

また、Inf-R-O の測定では試作 Acc と同一の大きさの外部視標を用い、遠方視標は5 m、近方視標は50 cm (2 D)、40 cm、および33 cm (3 D) に設定した。10 sec ごとのステップ応答を3回行い、(1) 急速反応終了期、および(2) 反応飽和期（仮称、反応量が最大となる時間）までの時間を求めた。これらのなかで実際に明視にかかわる時間は前者と想定し、以下の比較検討においては急速反応終了期で代表させた。

2. 結 果

表3、図6、7はそれぞれの機種における調節反応（明視）時間の結果を呈示したものである。調節緊張、弛緩方向のいずれにおいても試作 Acc が最も早く、Acc-PR が最も遅れて計測される傾向が窺われた。また、相対的に調節緊張方向が弛緩方向に比して明視時間が早い結果が得られた。

3. 小 括

今回の試作 Acc は視標の点滅を制御することに

表3 正常若年者の調節緊張・弛緩（明視）時間
(24~33歳, 12例)

| | | sec | | |
|------|------------------------|-----------|-----------|-----------|
| 緊張方向 | 測 定 機 種 | 0.2⇒2.0 D | 0.2⇒2.5 D | 0.2⇒3.0 D |
| 片眼 | 試作 Accommodometer | 0.44±0.06 | 0.53±0.09 | 0.57±0.10 |
| 片眼 | Accommodo-Polyrecorder | | 0.86±0.12 | 0.87±0.17 |
| 片眼 | Infrared-Optometer | 0.61±0.12 | 0.65±0.09 | 0.69±0.15 |
| 両眼 | 試作 Accommodometer | | 0.45±0.04 | 0.46±0.05 |
| 両眼 | Accommodo-Polyrecorder | | 0.74±0.10 | 0.80±0.12 |
| | | sec | | |
| 弛緩方向 | 測 定 機 種 | 2.0⇒0.2 D | 2.5⇒0.2 D | 3.0⇒0.2 D |
| 片眼 | 試作 Accommodometer | 0.50±0.05 | 0.54±0.04 | 0.57±0.07 |
| 片眼 | Accommodo-Polyrecorder | | 1.06±0.24 | 1.08±0.24 |
| 片眼 | Infrared-Optometer | 0.78±0.17 | 0.65±0.15 | 0.73±0.11 |
| 両眼 | 試作 Accommodometer | | 0.53±0.05 | 0.57±0.07 |
| 両眼 | Accommodo-Polyrecorder | | 0.87±0.12 | 0.92±0.19 |

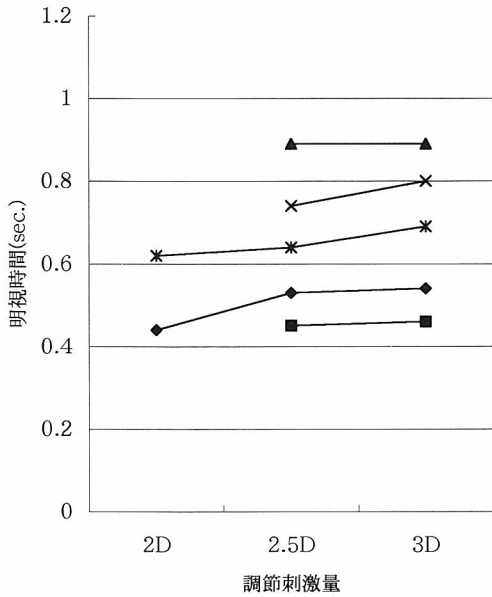


図6 調節緊張(明視)時間
 ◆ 試作片眼, ■ 試作両眼,
 ▲ Acc-PR 片眼, × Acc-PR 両眼,
 * Inf-R-O 片眼

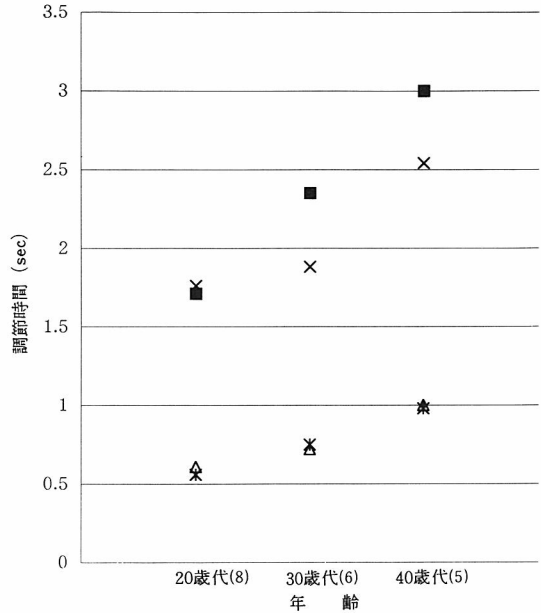


図8 糖尿病群の調節(明視)時間
 * 試作 Acc (緊張)
 ■ Acc-PR (緊張)
 △ 試作 Acc (弛緩)
 × Acc-PR (弛緩)

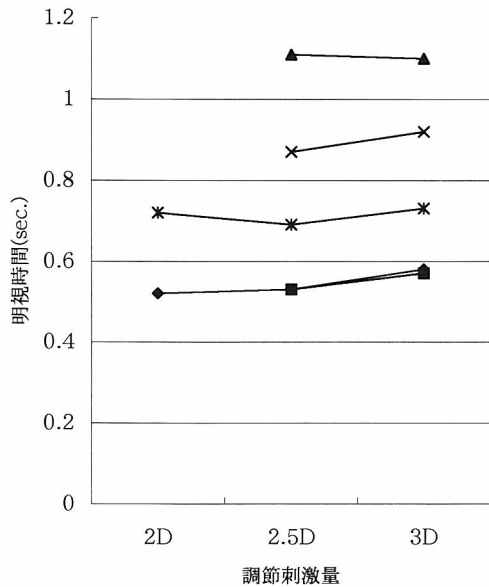


図7 調節弛緩(明視)時間
 ◆ 試作片眼, ■ 試作両眼,
 ▲ Acc-PR 片眼, × Acc-PR 両眼,
 * Inf-R-O 片眼

よって調節(明視)時間を決定するもので、最も他覚的に近い手法といえる。試作 Acc で問題となる事項

は制御電位の切れ、シャープさであるが、ほぼ矩形波に近く作られており誤差は極めて少ないと考えてよい。しかし、0.05 sec 以下の残光効果は考慮しておく必要がある。

以下、3種の測定装置で比較可能な片眼視についてのみ考察を加える。通常の近方視は 2.5~3 D (例 読書: 3 D, VDT 作業: 2.5 D など) と想定されることから、臨床的に論議の対象となり得るのはこの領域の調節時間かと思われる。試作 Acc においては、調節(明視)緊張・弛緩時間とも大きな差はなく 0.5~0.6 sec であるが、Acc-PR においては、緊張方向が 0.9 sec、弛緩方向が 1.1 sec と 0.4~0.5 sec という非常に大きな差がみられた。この差の生じる要因として挙げられるのは、認知を判断する求心路とボタンを押すまでの遠心路という二つの反射系に由来するもので、1 sec 以下という極めて短時間の反応形態を扱う場合の本質的問題といわざるを得ない。それゆえ、測定結果の判断にあたっては、絶対量として処理することは不可能で、相対的比較に留めるのが無難といえよう。

さて、上述した2機種の間位置するのが Inf-R-O による成績であるが、この結果はあくまでも反応波形から類推した時間であり、自覚的感覚である明

2000年4月

視を裏付けるものではない。いわば、時間的に大きな差はないにしても、上述した2機種とは本質的に異質なものであり、比較の対象外としておきたい。

V. 糖尿病群における調節（明視）時間

糖尿病患者において瞳孔反射、あるいは調節（明視）時間が正常者より遅れることは従来より定説となっているが、試作 Acc (3 D) においてもその傾向が窺われた⁴⁾ (図8)。とくに、Acc-PR による計測では、30歳代においても2 sec をこす調節応答となり、反射神経経路の遅延も付加された結果と想定される。

VI. おわりに

本稿では調節にかかわるいわゆる明視時間と測定法について、試作 Acc を中心に教室における実験結果を概説した。いわば、宿題報告の背景をなすものであるが、基本的事項についての報告はなされていない。また、試作 Acc の発想はよかったものの、装置も大きく製品化されるまでには至らなかった。しかし、明視の有無を視標の呈示時間で制御し、調節時間を模索する手法は、調節機構を研究する上で臨的に非常に

有意義な方法として推奨できると考える。

試作装置の開発についてご援助をいただいた、小林敏郎氏 (NIDEK-KK) に改めて謝意を表したい。

文 献

- 1) Duke-Elder S: System of Ophthalmology VII, The Foundations of Ophthalmology, Henry Kimpton, London, 1962.
- 2) Duke-Elder S: System of Ophthalmology V, Ophthalmic Optics & Refraction, Henry Kimpton, London, 1970.
- 3) 加藤桂一郎：調節の定義と用語. NANO OPHTHALMOLOGY No5, 5-7, 日本点眼薬研究所 KK, 名古屋, 1993.
- 4) 加藤桂一郎：調節機能とその臨床評価. 日眼会誌 98: 1238-1255, 1994.
- 5) 加藤桂一郎：調節に関する臨床的研究. 平成6年度科学研究費補助金・一般研究 (B) 研究成果報告書 (研究課題番号 05454474), 1995.
- 6) 中林正雄, 眞鍋禮三, 片野隆生：調節機能の研究 VII フリースタート法の簡易化について. 眼紀 14: 257, 1963.
- 7) 大橋利和：器械近視に関する研究. 日眼会誌 71: 276-285, 1967.

 総 説

アメニティ手術としての屈折矯正手術

越智利行

三原市 (越智眼科)

I. はじめに

エキシマレーザーによる屈折矯正手術の安全性・有効性に対する評価は現時点ではほぼ確立しており、現在でも、また将来においても、この手術は屈折矯正手術の主流になると予想できる。しかし、この手術の特徴は、基本的に眼鏡やコンタクトレンズによって十分な矯正視力を得ることができる症例の正常角膜に対して侵襲を加える手術であることから、矯正効果の予測性・長期の安定性、安全性が求められるのは当然といえる。更に、ほとんどの患者は、屈折矯正手術を受けることによって眼鏡やコンタクトレンズを使用しなすむだけの裸眼視力を獲得したいと希望しているのであり、この点からいえば、屈折矯正手術は従来の眼科手術と異なり、患者の期待と要求にどれだけ応えられるかという、かつて眼科医が経験したことのない「アメニティの手術」という宿命をもっており、医療行為としての出発点・土台が他の眼科手術とは根本的に異なっているといえよう。

著者は、1998年4月からVISX社エキシマレーザー STAR および Smooth Scan S₂ を用いて屈折矯正手術を行ってきたが、ここでは著者の経験した症例を基礎に、今後発展していくであろう眼科領域の一分野として、屈折矯正手術をどのように捉えるかを考えてみたい。

II. 著者の経験した症例と矯正精度から

1998年4月～1999年8月までに著者が行ったエキシマレーザーによる屈折矯正手術は photorefractive keratectomy (以下 PRK) 626眼, laser-assisted keratomileusis in situ (以下 LASIK) 734眼であつた。

た。PRK 症例の年齢は17～70歳(平均 33.9 歳)、術前の球面度数は-0.5～-18.0 D (平均-4.94 D)、円柱度数は±0.0～-6.5 D (平均-4.51 D) であつた。LASIK 症例の年齢は17～61歳(平均 34.5 歳)、術前の球面度数は-0.0～-16.5 D (平均-4.51 D)、円柱度数は±0.0～-6.75 D (平均-1.24 D) であり、両群の術前データはほぼ同じであつた。

術後半年以上経過した時点での矯正精度をみると、PRK (表 1) で矯正精度が予想屈折値の±0.5 D 以内のものは約 90%、矯正精度±1.0 D 以内のものは約 95% であつた。LASIK (表 2) では PRK と比較して矯正精度は高く、矯正精度±0.5 D 以内は約 95%、矯正精度±1.0 D 以内の矯正精度は約 98% であり、従来の報告より格段に向上している¹⁻³⁾。

しかし、仮にも手術である以上、100%の矯正精度

表 1 PRK の矯正精度

| | % | |
|-------------------|-----------|-----------|
| | ±0.5 D 以内 | ±1.0 D 以内 |
| ≤ -3.0 D | 93.8 | 96.6 |
| -3.0 D < ≤ -6.0 D | 89.9 | 94.9 |
| -6.0 D < ≤ -9.0 D | 86.6 | 93.3 |
| -9.0 D < | 84.9 | 92.5 |

表 2 LASIK の矯正精度

| | % | |
|-------------------|-----------|-----------|
| | ±0.5 D 以内 | ±1.0 D 以内 |
| ≤ -3.0 D | 98.3 | 99.2 |
| -3.0 D < ≤ -6.0 D | 97.3 | 98.7 |
| -6.0 D < ≤ -9.0 D | 90.8 | 94.2 |
| -9.0 D < | 90.6 | 96.2 |

別刷請求先：723-0051 三原市宮浦 6-7-13 越智眼科 越智利行
(平成12年1月13日受理)

Reprint to: Toshiyuki Ochi Ochi Eye Clinic
6-7-13 Miyaura, Mihara 723-0051, Japan
(Received and accepted January 13, 2000)

を得ることは不可能であり、まず「foot pedal 操作＝レーザーの照射」ではあっても、「レーザー照射＝有効な矯正効果」ではないということを確認しておかねばならない。良好な治療効果を得るためには、エキシマレーザー装置が精密な照射精度をもっていることが必要最低条件であることは論を待たない。一方、矯正精度を可能な限り 100% に近づけるために、術者には、

1. 顕微鏡下での手術経験をもち、顕微鏡操作に習熟していること
2. 術者個々の独自の nomogram をもつ必要があり、そのためには多くの症例を経験し試行錯誤を厭わないこと
3. すべての患者が満足するわけではないことを認識し、再手術を含めた二次処置の可能性があることを念頭におくこと

が要求される。したがって、屈折矯正手術を行う上で最も重要なことは、眼科治療の知識と経験をもった眼科医が純粋に医療行為として行うべきであり、営利を目的とした行為に荷担してはならないことはいうまでもない。

III. 矯正精度を可能な限り 100% に近づけるためには

1. 顕微鏡下での手術経験を必要とし、顕微鏡操作に習熟していること

屈折矯正手術の具体的な手順を表 3 に示す。レーザー照射はコンピュータ制御下で自動的に行われるが、手術操作は術者の技量にかかっているといても過言ではない。

著者は、術野の消毒には 0.02% ヒピテンアルコールを用いている。術者個々により消毒方法は異なるが、角膜上皮障害の可能性の少ない消毒方法を選択すべきであろう。PRK においては角膜上皮の剝離が最初の操作となるが、ここでのポイントは角膜上皮を完全に除去し Bowman 層を露出させることにある。著者は、あらかじめレーザーによるマーキング照射を行い、剝離しやすい状態になった角膜上皮をスパーテル

で機械的に剝離する方法を好んで用いてきた。いかに均一に角膜上皮を剝離できるかが重要で、上皮残渣が残れば矯正精度に誤差が生じる可能性があるため、術者によってはマーキング照射後の機械的剝離をあえて行わない場合もある(真野富也: PRK と PTK の問題点と対策, 1999年合同眼科学会シンポジウム)。これも経験に則った一つの選択肢であろう。

手術時間の長短も矯正精度に影響する。角膜含水率をコントロールする上皮のバリア機能が消失した状態では、時間の経過とともに角膜実質の含水率は大きく変化し、エキシマレーザーの ablation 効率が変動する。すなわち照射面の含水率が上昇すれば ablation 効率は低下し結果的に低矯正となり、含水率が低下すれば ablation 効率は増強し結果的に過矯正となる⁴⁾。したがって予測精度を上げるためには上皮剝離後の操作をいかに均等かつ素早く行うかが最大の鍵となる。

手術全般を通しての最大のポイントは照射センタリングである。固視微動があっても微妙にセンタリングを調整しながら均一な切除面を得ることによって照射ずれや新たな乱視の発生を避けねばならない。

LASIK 手術は基本的には、PRK 手術に準じるが、advance な点は microkeratome の操作と角膜 flap の操作である。Microkeratome に要求されることは、いかに安全・確実に角膜 flap が作成できるかということにつきる。また角膜 flap の操作においては、レーザー照射後にいかに角膜 flap を正常な状態に戻すかということが要求される。Microkeratome 操作中の saw mark や free cap の発生、あるいは角膜 flap の皺や flap 下の層間異物といった合併症とその対応については他の文献に譲るが、これらの問題は術者が顕微鏡手術に習熟し多くの症例を経験すれば臨機応変に対応できると考えて差し支えない。

術前より少しでも裸眼視力が改善したことをもって「手術の成功」というなら、PRK では成功率はほぼ 100% であり、LASIK では成功率の鍵は 100% microkeratome と角膜 flap の操作に依存しているといえよう。しかし、予想した裸眼視力が得られるか否かは、ほぼ 100% エキシマレーザーの照射精度にかかっており、エキシマレーザーの能力を最大限引き出すのは術者の技量であることを忘れてはならない。

2. 多くの症例を経験し、術者独自の nomogram をもつこと

屈折矯正手術のスタート直後から高い矯正精度が得られると期待してはならない。症例を積み重ねて術者

表 3 屈折矯正手術の具体的手順

| | |
|-------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| PRK | <ul style="list-style-type: none"> ・ 消毒方法 ・ 上皮剝離 ・ 手術時間 ・ 照射センタリング |
| LASIK | <ul style="list-style-type: none"> ・ microkeratome の操作 ・ 角膜 flap の操作 |

独自の nomogram を確立するまでは予測と結果には差があることを覚悟すべきである。

図1は、正視を目標とした PRK の、術後半年以上経過した時点での regression を含めた矯正精度を月別に示したものである。手術を開始した1998年4月に行った症例において、術後半年以上経過した時点で正視であったものは54.2%，矯正誤差あるいは regression のために-0.5 D 以下の屈折として安定したものは28.8%，-0.75~-1.0 D の屈折は13.6%，-1.25 D 以上の屈折は3.4%であった。5月以降の症例において正視であったものは、5月-69.4%，6月-72.2%，7月-79.1%，8月-80.7%，9月-83.9%，10月-84.0%と徐々に矯正精度が向上しているのがわかる。

エキシマレーザー照射後に角膜上皮がどのような経過をとって治癒していくか、屈折が術後どのように変化し裸眼視力が改善あるいは低下していくかという点に関して著者は未経験であり、術後管理面では薬剤の使用法・点眼の回数など症例に応じて試行錯誤を繰り返さざるを得なかった。しかし、症例の積み重ねに伴って、強度近視や強度の乱視といった矯正精度を低下させる可能性のある症例に対して適応を拡大しているにもかかわらず矯正精度が向上しているのは、術前屈折の強弱に応じてどのくらいの矯正量で正視となるか、年齢・性別によって矯正量を加減する必要があるか、またどのような術後点眼の方法によって屈折を安定させることができるかという、著者独自の nomogram と管理方法が徐々に確立されていった結果と考えられる。

LASIK は、角膜 flap を作成するという点で PRK と比較して high-risk であり、したがって、LASIK を行うとしても PRK がその基礎にあることは間違いない。エキシマレーザーによる角膜の反応に臨床上新知の部分がある以上、PRK の矯正精度や視力の変化、問題点とその対応を把握しておかねば LASIK での応用が困難となるのは当然であろう。逆に PRK で確立された nomogram と術後管理の know-how を LASIK に応用すれば、初期から高い矯正精度が得られるのは想像に難くない。

図2は、正視を目標とした LASIK の術後半年以上経過した時点での矯正精度を、LASIK を開始した1998年11月以降月別に示したものである。11月の症例で最終的に正視であったものは89.0%と、初期の PRK と比較しても高い矯正精度が得られた。12月以降、強度近視や強度の乱視の症例にも適応を拡大したにもかかわらず、正視であったものは86.6~95.8%と

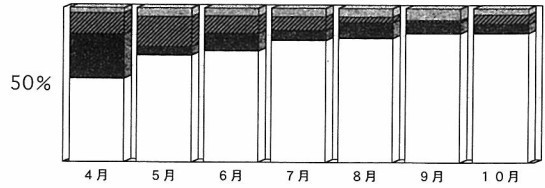


図1 PRK 症例月別矯正精度の変化
 □ : +~nc, ■ : ~-0.5 D,
 ▨ : ~-1.0 D, ▩ : ~-1.25 D~

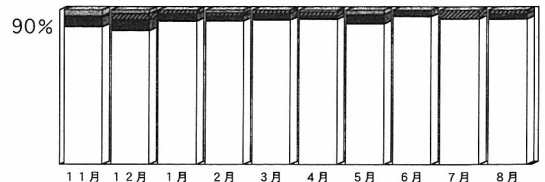


図2 LASIK 症例月別矯正精度の変化
 □ : +~nc, ■ : ~-0.5 D,
 ▨ : ~-1.0 D, ▩ : ~-1.25 D~

高い矯正精度を維持している。矯正誤差あるいは under correction のために、最終的に-1.25 D 以上の屈折で安定したものは、初期の11月の症例で4.0%とやや多いが、それ以降は2.9%以下と低い発生頻度にとどまっていた。PRK での経験と nomogram を生かすことによって LASIK での安定した矯正精度が得られたものと考えられる。

エキシマレーザー装置は極めて精密な医療機器であるから設置場所の構造や機能・環境に留意する必要がある。清浄な環境下で、一定の温度・湿度が要求され、したがって環境が変われば矯正精度に差が生じる可能性がある。同一機種であっても装置のクセによって照射精度が変化する可能性があり、更に機種 version-up によって照射精度が異なる可能性がある。図3に、分院に2号機として Smooth Scan S₂ を導入・施行した LASIK の月別矯正精度を示す。本院で確立した LASIK-nomogram を用いて1999年6月に行った LASIK で正視として安定したものは50.0%に過ぎず、-1.25 D 以上の屈折が残ったものは11.1%と満足できる結果ではなかった。機種・環境の違い、装置のクセなどが結果に反映していると思われる。その結果を基に nomogram を微妙に改変することによって、7月以降の症例で正視として安定したものは89.3~96.9%と満足のいく矯正精度が得られた。エキシマレーザー装置そのものに正確な照射精度があれば、術者個々の nomogram を確立することは比較

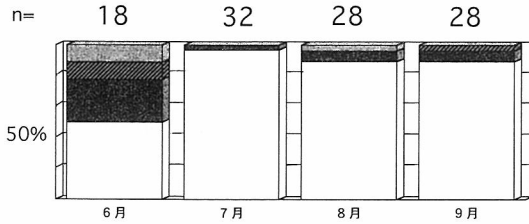


図3 Smooth Scan S₂ 2号機の矯正精度
 □ : +~nc, ■ : ~-0.5 D,
 ▨ : ~-1.0 D, ▩ : ~-1.25 D~

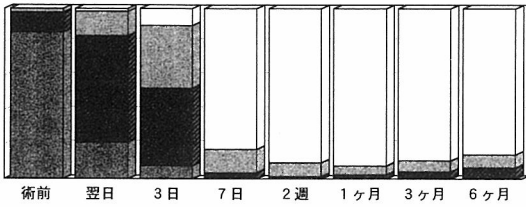


図4 PRK 症例の裸眼視力の時間経過
 ▩ : ~0.1, ■ : 0.2~0.5,
 ▨ : 0.6~0.9, □ : 1.0~

的容易で微かな調整ができ、独自の nomogram を術後の予想屈折に反映することが可能であろう。症例を積み重ねて術者個々の nomogram を確立することが高い矯正精度を得るための絶対条件となるが、その基礎にはエキシマレーザー装置自体が高い照射精度を有する必要があることはいうまでもない。

3. すべての患者が満足するわけではないことを認識し、再手術を含めた二次処置の可能性あることを念頭におくこと

1) 裸眼視力の変化

エキシマレーザーによる屈折矯正手術においては、術前検査の屈折値の測定誤差・レーザーの矯正誤差による低矯正や過矯正もあり得るし、PRK では予期しなかった regression が起こることもある。LASIK でも regression が全くないわけではないし、新たな乱視の発生によって裸眼視力が不良となる可能性もある。

PRK および LASIK の裸眼視力の時間的経過をみると、PRK (図4)において手術翌日に1.0以上の裸眼視力が得られたものは1.6%、0.1以下のものは21.4%、0.2~0.5のものは62.7%と、大多数が0.5以下の裸眼視力にとどまった。術後3日目以降、角膜上皮の再生に伴って裸眼視力は回復し、術後7日目には82.6%で裸眼視力1.0以上が得られ、術後1カ月では92.3%が1.0以上の裸眼視力を獲得できた。しかし術

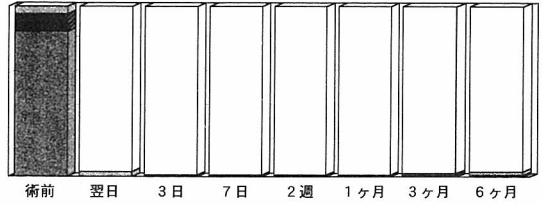


図5 LASIK 症例の裸眼視力の時間経過
 ▩ : ~0.1, ■ : 0.2~0.5,
 ▨ : 0.6~0.9, □ : 1.0~

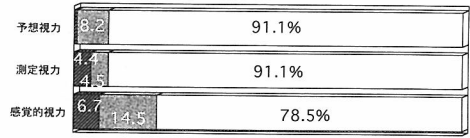


図6 PRK 手術後の視力状況
 ■ : ~0.6, ▨ : 0.7~0.9, □ : 1.0~

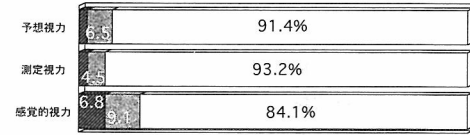


図7 LASIK 手術後の視力状況
 ■ : ~0.6, ▨ : 0.7~0.9, □ : 1.0~

後3カ月で裸眼視力0.1以下のものは0.5%、0.2~0.5のものは3.7%、0.6~0.9のものは6.5%、更に術後6カ月では0.1以下のものは0.7%、0.2~0.5のものは5.8%、0.6~0.9のものは7.7%と、術後1カ月を境に裸眼視力の低下を生じた症例が増加している。この原因は regression の発生に他ならない。

LASIK (図5)では手術翌日に97.0%が裸眼視力1.0以上に回復しており、PRK と比較して格段に早期の視力回復がみられた。術後経過による大きな視力の変動はみられないが、術後6カ月の時点で裸眼視力0.2~0.5のものは1.0%、0.6~0.9のものは2.0%と、裸眼視力の低下を来したものがわずかに認められた。

2) アンケート調査結果から

PRK, LASIK いずれの方法を選択するとしても、患者の自覚する視覚は裸眼視力のみで判断できるものではない。図6, 7に PRK あるいは LASIK を受けた患者に、術前の段階で屈折矯正手術によってどの程度まで裸眼視力が回復すると予想していたか(予想視力)、術後半年経過した時点でどの程度の裸眼視力と診断されているか(測定視力)、日常生活上で自分の裸眼視力はどの程度であると感じているか(感覚的視力)

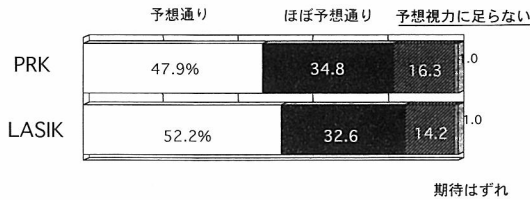


図8 予想した視力は得られているか？

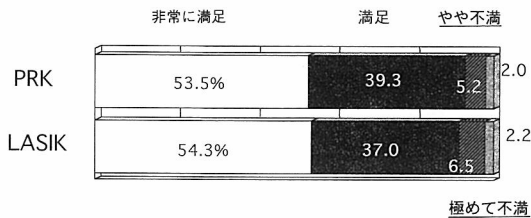


図9 手術後の満足度は？

を調査したアンケート結果を示す。PRK (図6) では91.1%が裸眼視力1.0以上に回復すると予想あるいは期待していた。術後裸眼視力が1.0以上を獲得できたものは91.1%で、裸眼視力の数値からみれば患者の術前の要求をほぼ満たしているといえる。しかし、感覚的視力の面からみると、1.0以上の裸眼視力があると感じているものは78.5%にとどまっていた。LASIK (図7) では、91.4%が1.0以上の裸眼視力を予想・期待していたのに対し、93.2%が1.0以上という患者の予想を上回る視力結果を得たにもかかわらず、感覚的視力1.0以上の裸眼視力があると感じているものは84.1%にとどまっていた。

「予想した視力は得られているか・」との問いに対する回答結果を図8に示す。「予想どおり」あるいは「ほぼ予想どおり」と回答したものは、PRKでは82.7%、LASIKでは84.8%であった。一方、PRK、LASIKともに十数%が「予想視力に足りない」あるいは「期待はずれ」と回答している。90%以上が1.0以上の裸眼視力を獲得しているにもかかわらず、「予想視力に足りない」あるいは「期待はずれ」との回答がかなりみられたことは、視力の実測値と患者の感覚的視力にはかなりのギャップがあることがうかがわれよう。

屈折矯正手術に対する満足度 (図9) をみると、「非常に満足」あるいは「満足」との回答は、PRKでは92.8%、LASIKでは91.3%であった。術後疼痛の有無や早期の視力回復・regressionの発生頻度・矯正精度の高さから、LASIKの方がPRKより満足度が高いと予想していたが両者に差はなかった。患者が手術

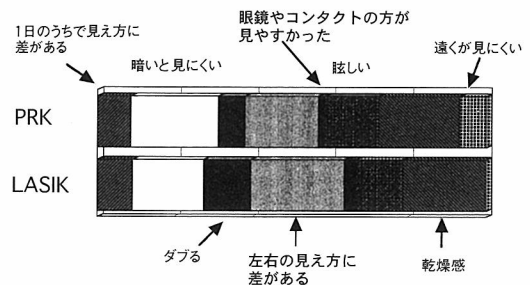


図10 「やや不満～極めて不満」の理由

によって良好な裸眼視力を獲得できるという情報に接して手術に臨んだ場合には、手術に対して過度の期待を抱く場合があり、症例を重ねるにつれて、逆に「屈折矯正手術に対する満足度」は低下していく可能性もあると考えておかなければならない。

「やや不満」あるいは「極めて不満」の具体的な理由 (図10) をみると視力以外の要素によるものが多く、高い矯正精度によって良好な裸眼視力を得ているにもかかわらず、結果的に不満をもつものが認められた。手術後に起こり得る症状や障害を事前に患者に呈示し、十分なインフォームドコンセントを得て手術を行っても、こういった症状の発現が患者の満足度に直接反映することを認識する必要があるといえる。

3) 再手術について

手術後の裸眼視力に必ずしも満足していない患者に対して直接的に解決できる方法は、regressionによる視力低下あるいは低矯正に対するenhancementであろう。

PRK手術後のenhancementは現在までに101眼経験している。これはPRK 626眼の16.1%に相当し、一見高率にみえるが、症例を分析すると必ずしもそうではない。再手術を決定した時点での球面度数は-0.25～-4.5 D (平均-1.64 D)、円柱度数は-0.0～-1.5 D (平均-0.35 D)、裸眼視力は0.1～1.0であったが、ほとんどは0.7以上の裸眼視力を有していた。患者の感覚的視力は実際の視力測定より低い場合が多く、また、いったんは1.2以上の裸眼視力を獲得しながらregressionを生じた場合には患者のmental damageは想像以上に大きく、再手術を希望する症例が多くなるのは当然といえよう。

LASIKの場合は、734眼のLASIK施行中、13眼(1.6%)のenhancementを経験している。球面度数は-0.25～-1.25 D (平均-0.69 D)、円柱度数は-0.0～-1.0 D (平均-0.21 D)であった。裸眼視力は

表4 Enhancement 症例と術後屈折傾向

| | | |
|-----------|-------|---------------------------------------------|
| PRK-PRK | (5眼) | 近視側に収束傾向 |
| PRK-LASIK | (96眼) | 正確な矯正精度 やや over correction から正視に移行し安定 |
| LASIK-PRK | (1眼) | 近視側に収束傾向 |
| LASIK-再剥離 | (12眼) | 正確な矯正精度 やや over correction から正視に移行し安定 |

0.4~1.0で、ほとんどが0.7以上の裸眼視力を有していた。Enhancementを行う条件として、再手術においても矯正精度が高い、すなわち追加矯正度数の予想性が高いこと、十分な経過観察と管理期間、すなわち経過中に屈折の安定と眼組織への影響がないこと、を確認する必要があることはいうまでもない。表4にenhancementの症例数と術後の屈折変化の傾向を示した。PRKあるいはLASIK後にPRKでenhancementした例では最終的に近視側に屈折が収束し、予想値との誤差がみられる傾向があった。とくにPRK後に再度PRKを行った症例では、角膜上皮は正常と異なって非常に分厚くかつ粘性が高く、角膜実質と強く癒着して剥離が困難であった。手術所見から角膜上皮の過形成が強く疑われ、これが結果的にenhancement後に再度近視側に収束する原因であると考えられた。PRK後のLASIKでは予測値とほぼ一致し、ややover correctionから徐々に正視に移行し安定した。角膜flapの再剥離によるenhancementは屈折が安定した術後2カ月以降半年以内に施行し、高い矯正精度が得られた。しかし、初回LASIK後の時間経過とともに角膜flapの再剥離は困難になりやすく、したがって、時間が経過した症例では新たな角膜flapを作成してenhancementする可能性が高いと予想できる。

図11に初回PRK後のenhancementおよびLASIK後のenhancementによる矯正精度を示す。両者とも90%をこえる矯正精度で、ほぼ満足のいく結果が得られた。

IV. 屈折矯正手術における注意点

PRKあるいはLASIKの臨床的問題点は他の文献に譲り、ここでは症例を重ねた結果から著者なりに考えた屈折矯正手術における注意点を述べてみたい。

1. 100%の手術ではない

屈折矯正手術は、手術である以上、100%安全・確実

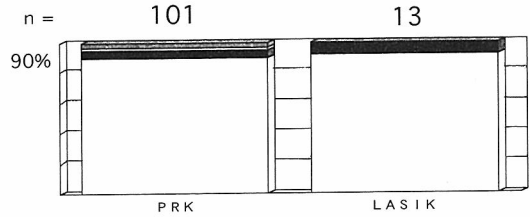


図11 Enhancement 後の矯正精度

□ : +~nc, ■ : ~-0.5 D,
▨ : ~-1.0 D, ▩ : ~-1.25 D~

であると断言できないのは当然である。ましてや、新しい手術方法として人眼にエキシマレーザーが照射されてわずか10年の歴史しかない。将来的に眼球にどのような影響があらわれるか、屈折がどのように変化するか、手術を受けた患者の心境がどのように変わっていくかについては、過去10年の臨床的蓄積から想像する以外にない。つまりエキシマレーザーによる屈折矯正手術は「試行錯誤を繰り返しながら将来が予測できない手術を行う」ことに他ならない。屈折矯正手術に携わる眼科医は、この基本を認識すべきである。患者が新しい未知の手術に対する不安をもつのは当然で、これに対して我々眼科医は、100%ではないが過去に十分な実績があること・現在の眼科の医療レベルで予測可能な障害を来すような手術操作は行っていないこと、を回答する以外にない。

2. 裸眼視力1.2が目安

屈折矯正手術が有効な手術であるかどうかは最終的に患者自身が評価する問題である。患者は手術を受けることによって眼鏡やコンタクトレンズを必要としない裸眼視力を獲得し、更に他の眼症状のない生活を望んでいるのであって、日常生活上の総合的な視機能に基づいた患者の満足度が屈折矯正手術の評価を決定するといってもよい。しかし、患者にとっての最も客観的な評価基準は裸眼視力であろう。患者は1.2以上の裸眼視力を獲得してはじめて手術が成功したと判断するのであって、1.0の裸眼視力では再手術を希望する患者があるのも現実である。「裸眼で運転免許が取れる0.7で十分」という術前の要求を額面通りに受け取ってはならない。患者の要求には際限がないことを予想しておく必要がある。

3. under correction を避ける

軽い over correction となるように矯正量を決定すべきである。眼鏡やコンタクトレンズという視力補助用具を用いてきた患者の本質的な希望は良好な遠方視力の獲得であって、調節力の範囲内にあれば近見障

害を訴える症例はほとんどない。このことは中高年齢者においても同様で、多くの患者は近用眼鏡を必要とすることを厭わない。むしろ遠見時に眼鏡やコンタクトレンズを必要としないですむことをより大きな恩恵と考えている。

4. Enhancement 可能であること

予想に反して regression あるいは低矯正となった場合でも比較的容易に追加矯正が可能であることを、手術前から患者に周知徹底しておくべきであろう。100%の矯正精度ではないと納得していても、regression あるいは低矯正によって患者の受ける mental damage は想像以上に大きく、「何故、私だけが・」という感情をもちやすい。患者の要求に可能な限り対応するためには enhancement を厭わない姿勢を明らかにすることが重要で、このことが患者との間に信頼関係を築く一番の近道と思われる。

V. さ い ご に

欧米での屈折矯正手術の隆盛をうけて、我が国においても近い将来、屈折矯正手術が新しい眼科医療の一分野になることは容易に想像できる。屈折矯正手術は、基本的に良好な視力を有する正常眼に対して行う手術である以上、高い矯正精度と良好な裸眼視力の回

復を要求されるのは当然で、患者は眼鏡やコンタクトレンズを使用しないですむだけの裸眼視力を獲得したいと希望しているのであって、この点からいえば屈折矯正手術は従来の眼科手術と異なり「アメニティの手術」であるといえよう。現時点でのエキシマレーザー手術は高い矯正精度と安全性を確立しているが、今後更に経験と症例を積み重ね、患者の期待と要求にいかに応えいかに満足度を上げられるかということが、患者の return と増加につながり、屈折矯正手術が社会的に認知される最善の道であると思われる。

文 献

- 1) McDonald MB, Liu JC et al: Central photorefractive keratectomy for myopic partially sighted and normal sighted eyes. *Ophthalmology* 98: 1327-1337, 1991.
- 2) McCarty CA, Aldred GF et al: Comparison of results of excimer laser correction of all degrees of myopia at 12 months postoperatively. *Am J Ophthalmol* 121: 372-383, 1996.
- 3) 寄井秀樹, 高橋圭三, 大橋裕一: エキシマレーザー PRK のわが国の臨床試験成績. *眼科手術* 10: 461-466, 1997.
- 4) Dougherty PJ, Wellish KL & Maloney RK: Excimer laser ablation rate and corneal hydration. *Am J Ophthalmol* 118: 169-176, 1994.

角膜フルオレセイン染色像の面積解析システム —第2報 画像解析プログラム—

北澤 実, 三井正博, 岩崎 隆, 澤 充
日本大学医学部眼科学教室

Quantitative Analysis of Corneal Fluorescein Staining Using Computer Assisted System —Image Analysis Program—

Minoru Kitazawa, Masahiro Mitsui, Yutaka Iwasaki and Mitsuru Sawa
Department of Ophthalmology, Nihon University School of Medicine

パーソナルコンピュータとフォトリットランプを用いて、角膜フルオレセイン染色像の面積を測定するシステムを作成した。解析用コンピュータでは Operating System に Windows 95 を使用し、汎用画像解析ソフトの Optimas Ver. 5.2 においてマクロを利用して専用プログラムを作成した。角膜のフルオレセイン染色された写真像は、スリットランプにストロボ照明を水平対角 90° に設置し、接続されたデジタルカメラにて撮影した。撮影された画像はいったん 8 bit gray scale に変換した後に、設定された閾値をもとにその画素数を検出し、あらかじめ実寸法換算にて求めた 1 画素当たりの面積から、フルオレセイン染色角膜像の面積を算出した。本システムは、フルオレセイン染色された角膜の面積を簡単かつ迅速に計算でき、角膜障害部位の面積を測定する方法として有用であると考えられた。

(視覚の科学 20: 135-140, 1999)

キーワード：角膜上皮障害，フルオレセイン染色，定量解析，ソフトウェア

The purpose of this study is to develop an analysis program for determining a corneal fluorescein staining image obtained by a newly modified photo-slit-lamp microscope. Microsoft Windows 95 was used for an operating system of the computer for the analysis. The program of the image analysis was produced by using the macro program of Optimas Version 5.2 of the general-purpose image software. The modified photo-slit-lamp microscope was installed with two flash bulbs and digital camera. The fluorescein staining image was processed in 8 bit gray scale. Then, the number of the pixel elements which exceed the determined threshold set up was detected by the computer system. The area of the corneal fluorescein staining was calculated using the detected number of the pixels and magnification scale. The area of the corneal fluorescein staining could be determined very easily and rapidly by this system. It is considered that the system is applicable in clinical field and is useful to evaluate corneal surface defects.

(Jpn J Vis Sci 20: 135-140, 1999)

Key Words: Corneal Disorder, Fluorescein Staining, Quantitative Analysis, Software

別刷請求先：173-8610 東京都板橋区大谷口上町 30-1 日本大学医学部眼科学教室 北澤 実
(平成11年9月24日受理)

Reprint requests to: Minoru Kitazawa, MD Dept of Ophthalmol, Nihon Univ School of Med
30-1 Ohyaguchi Kamicho, Itabashi-ku, Tokyo 173-8610, Japan
(Received and accepted September 24, 1999)

I. 結 言

角膜の障害の有無やその程度の把握は臨床上極めて重要な意義がある。医師はこの障害部位の性状や面積の変化をインデックスとして捉えて、その疾患の重症度の判定に役立てている。しかし現状では、これらの所見は診察した医師の主観的な判断に頼るところが大きく客観的指標には乏しい。角膜障害の臨床所見のなかで面積を測定する方法については、種々の疾患の臨床的研究における客観的評価方法として様々な方法¹⁻⁴⁾が検討されているが、臨床的に広く応用し得る方法はいまだ確立されていない。そこで我々は、角膜障害部位の評価に広く用いられている角膜フルオレセイン染色像（以下 フルオ染色像）の面積の画像解析方法についての研究を行った。

II. 方 法

1. システム構成

本システムは、今回の解析システムを目的に開発した表1に示す撮影系と画像解析システムによって構成されている。撮影系は既報⁵⁾のごとく眼前15cmで水平対角方向に90°の角度にて2方向からのストロボ照明とデジタルカメラを有するフォスリットランプ装置からなり、フルオ染色像を得るために、ストロボ照明にはエキサイターフィルターを組み込み、フォスリットランプにはバリアフィルターが組み込まれている。デジタルカメラ（Nikon-FUJIX E2）によって撮影された画像は、図1に示す順序で処理される。今回使用したPC CARDはNikon社製EC-15で、その容量は15MBである。撮影された画像はサイズ1,280×1,000 pixels, RGB 8 bitで、TIFF (Tagged Image File Format) 形式⁶⁾で保存した場合、1画像当

表1 ハードウェアの構成
本システムに使用したハードウェア一覧

| | |
|--------------|-----------------------------|
| 細隙灯顕微鏡と撮影装置 | |
| 細隙灯顕微鏡 | Nikon PHOT SLIT LAMP FS-3 |
| バリアフィルター | コダック ラッテンフィルター No. 15 |
| ストロボ | Nikon SPEEDLIGHT SB-23×2台 |
| エキサイターフィルター | 朝日分光 干渉フィルター |
| デジタルカメラ | Nikon-FUJIX E2 |
| コンピュータ | |
| 画像保存用コンピュータ | Apple POWER MAC R8100/100AV |
| 光磁気ディスク | クボタ TAHITI-3000 |
| PC CARD ドライブ | Nikon ED-10 |
| データ処理用コンピュータ | 東芝 BREZZA R5166MA |

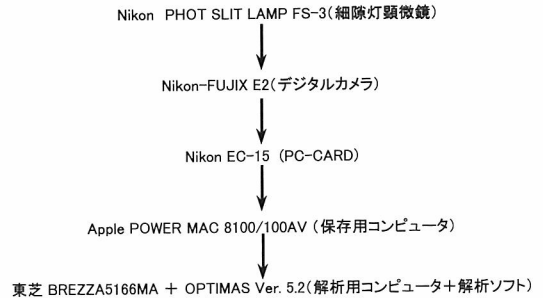


図1 本システムの結線図
本システムにおける主なハードウェア構成の結線

りの必要なメモリーサイズは2,511KBであり、1枚のPC CARDには約5枚の画像が一時的に保存可能である。保存用コンピュータのCPU (Central Processing Unit) はPower PC 601で、RAM (Random Access Memory) 容量は80MBである。更に保存用コンピュータにはデータ蓄積のために光磁気ディスク (TAHITI-3000: 1.2GB クボタ社製) を接続し、磁気ディスク1枚当たり約500枚の画像データを保存することが可能である。保存用コンピュータに蓄積された画像データは、必要に応じて取り出し解析用コンピュータで解析することとした。

2. 画像解析プログラムの作成

解析用コンピュータのCPUはPentium 166MHzであり、RAM容量は16MBで、Operating SystemにはMicrosoft Windows 95を使用した (BREZZA 5166MA 東芝社製)。また、解析プログラムは、自由度の高い画像解析の汎用ソフトであるOPTIMAS Ver. 5.2 (Optimas社製) を使用し、今回のシステムのための専用プログラムを、マクロを利用して開発した。

3. 基準値の設定

本システムでは1ピクセル当たりの面積(基準値)を実寸法換算にて求め、これを解析の際の画像の画素から実際の寸法を算出し基準値とした。具体的には、日本工業規格1級のノギスを縦、横方向それぞれ本システムにより撮影し、これを解析に用いるソフトウェアの計測機能を用いて縦横方向それぞれ3箇所について1mm当たりのピクセル数を5回計測し平均を求めた。そしてそれぞれの計測値を基に仮想の1mm²を作成し、これをそのピクセル数により除した。

III. 結 果

1. ソフトプログラムのフローチャート

図2に作成したプログラムのフローチャートを示

し、以下にその詳細を述べる。

① image open：画像データを解析プログラムに読み込む。この際の画像形式は主として TIFF 形式または JPEG (Joint Photographic Expert Group)⁹⁾の二つの形式を適宜使用した。

② 8 bit gray scale への画像変換：デジタルカメラで撮影された画像はRGB 8 bit であるが、この画像を処理の前段階として 8 bit gray scale に画像変換する。この操作によって、画像の各画素は 256 段階の白黒の濃淡によって区別されることになる。

③ γ 補正 (1.75) ④image の表示：プログラムにロードした画像データを画面上に表示する際、そのままでは画面が暗くて詳細の判別がやや困難となることから、 γ 補正を行い表示する。

⑤ 解析対象エリアの設定 ⑥解析対象エリア以外

のエリアの mask：画像上で計測を行う部分をマウスポインターにて任意の連続線形によって囲むことにより選択する。この操作によって選択された部分以外の画像はマスクされ、以下に述べる輝度調整、histogram の検出ならびに面積の計算から除外。なおこの操作は、必要に応じて離れた 4 箇所を順次選択することが可能である。

⑦ threshold range の設定：⑤で選択した領域内において最も実際のフルオ染色像と一致する輝度設定 (threshold) を行い、染色部と非染色部とに分割する処理を行う。次に閾値以上の輝度を有する画素数を検出する。この threshold range の設定はプログラム内での画像データが 8 bit gray scale であることから、理論的には 256 段階で設定することになる。

⑧ histogram の検出 ⑨総面積の計算 ⑩結果の表示 ⑪end of program：検出された画素数から

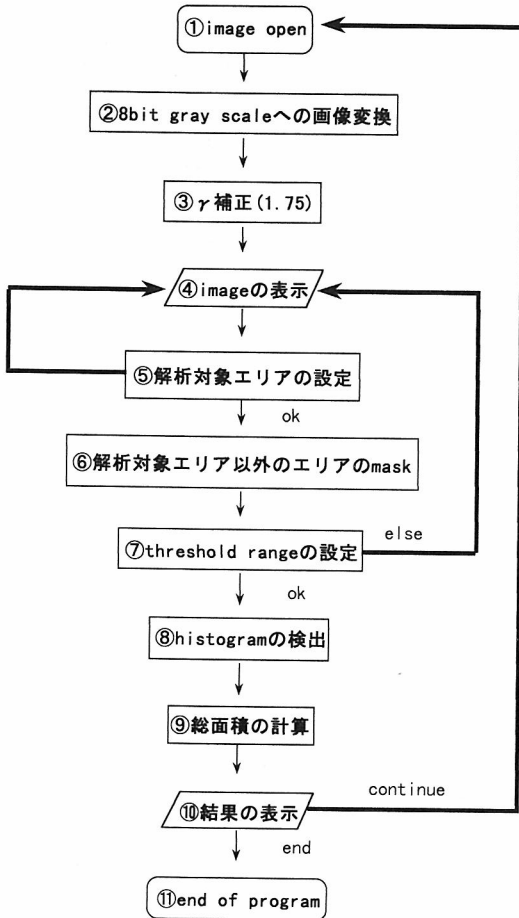


図2 フローチャート
作成した汎用ソフトのマクロプログラムのフローチャート

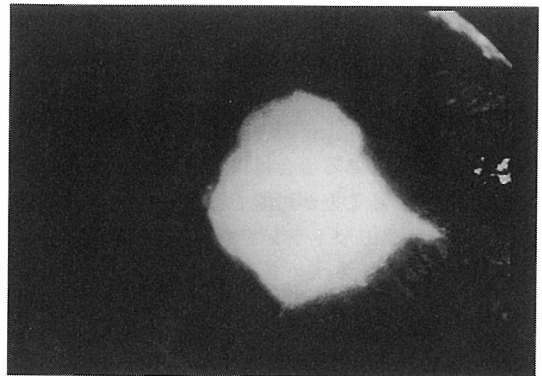


図3 前眼部画像
本システムのデジタルカメラで撮影された前眼部の画像。解析システムに読み込む前の画像であるため、縮尺は以下の画像と異なる。

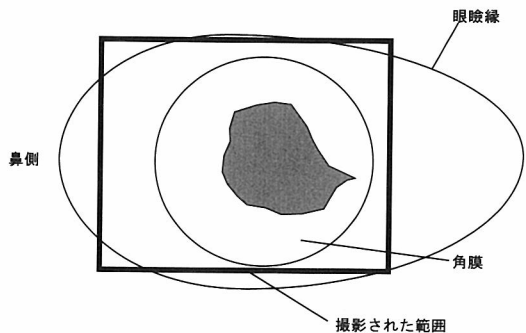


図4 図3のイラスト
図3の前眼部における位置関係を示した。太い実線で囲まれた部分が撮影された部分である。

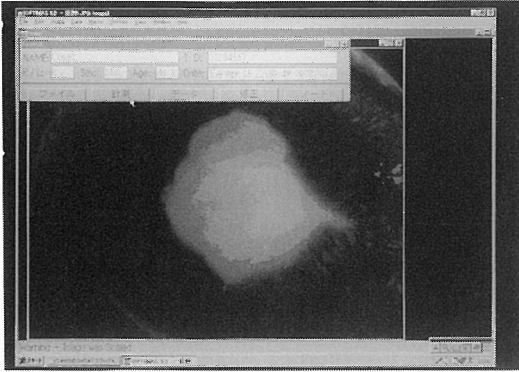


図5 解析プログラムと前眼部画像
図3を解析プログラムで読み込んだ画面。8 bit gray scale へ画像変換されている。

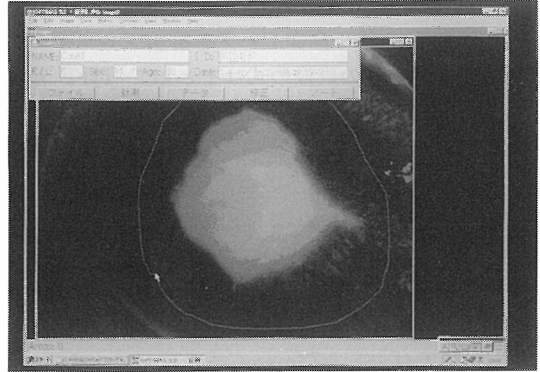


図6 解析プログラムで解析対象エリアを選択
画面中央のグレーの部分を、マウスポインターを使用して解析対象エリアとして実線で囲んだところ。

その画素数に相当する面積を計算し表示する。

2. 操作手順

以下に作成されたプログラムの実際の操作手順を示す。

1) 解析用コンピュータにてプログラムを起動する。

2) 「ファイル」ボタンを押し、解析対象となる画像データをプログラム上に読み込む(図3, 4)。この際、削除したい部分がある場合は以下の操作に移る前にあらかじめ削除することが可能である。図3はデジタルカメラ・フォトリットランプで撮影した画像を示し、図5はこれを解析プログラムに読み込んだ後のコンピュータの画面を示す。

3) 「計測」ボタンを押し、次にマウスポインターをドラックすることによって、解析対象エリアを実線で囲む。次にマウスを右クリックすることにより解析対象エリアを確定する。この操作後は図6の矢印で示した実線によってできる閉曲線内についてのみ画像解析の対象となり、その外側については計測しない。

4) threshold range を設定し、「OK」ボタンを押す(図7)。

5) これまでの設定でよければ、「データ」ボタンをクリックすることによって解析は終了し、計測された面積が表示される(図8, 9)。問題があれば計測せずに、再度3)に戻り選択をやり直すことも可能である。また、解析までを通して行うのに要する時間は約70秒であった。

3. 基準値の設定

本システムでノギスの縦、横方向それぞれについて1 mm 当たりの画素数を求めた平均値は、横方向では 49.8 ± 1.1 画素/mm、縦方向では 51.1 ± 0.81 画素/mm

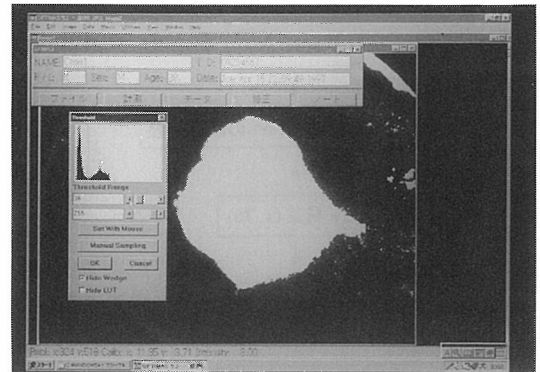


図7 threshold range の設定
解析プログラムで threshold range を設定したところ。解析プログラムの画面内で解析対象エリアが塗りつぶされている。

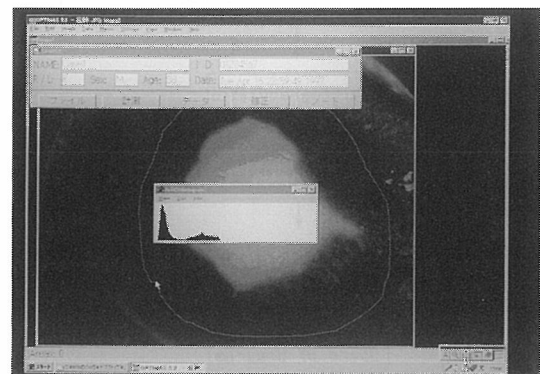


図8 histogram の検出
解析プログラムで最終的な面積を求めるために histogram を検出したところ。

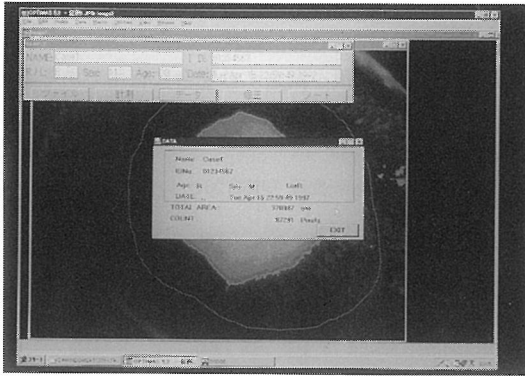


図9 解析値の表示
解析プログラムで最終的な値を表示したところ。プログラム上の制約により μm^2 と表示できないために μm 表示になっているが、実際の値の単位は μm^2 である。

であった。よってこれらから算出された1画素当たりの面積(基準値)は、 $393.2\mu\text{m}^2/\text{画素}$ となった。

IV. 考 察

角膜組織障害としては、組織学的には上皮に限局するびらんと実質層までを含む潰瘍とに組織学的には区別され、その病態、治療法は異なる。しかし角膜上皮障害を中心とする角膜疾患の臨床的評価法としては細隙灯顕微鏡による評価が主に用いられている。この際の評価法の一つとしては障害の深度に加えて面積が一つの因子として用いられており、フルオ染色法が病変部を描出する補助手段として使用されている^{1,2)}。しかしながら、現在までのところ角膜フルオ染色像の面積の定量的測定を目的として、撮影から解析までの統一したシステムは開発されていない。臨床の場で使用するための装置としては被験者の負担、検者側の問題点を考慮する必要があり、加えて定量的測定装置については測定に要する時間と精度の問題が挙げられる。このうちで測定時間については、今回作製されたシステムでは一般的な上皮障害の場合には解析に要する所用時間が実測で約70秒であり、撮影画像と解析システムとの接続方法の改良を図ることにより、実際の外来診療においてもリアルタイム処理が可能であると考えられた。

我々が撮影している角膜の形状は一定ではない。しかし我々のシステムでは角膜を平面であると仮定した場合の面積を求めた。またこれについては、他の研究¹⁻³⁾においても角膜を平面と仮定した場合の面積を計算している。この方法では、フルオ染色された面積

は、その位置が前額断面となす角が小さいものほど正確に評価され、大きいものほど小さく評価されることになるが、臨床的には許容できる問題と考えたプログラムとなっている。

当初解析用コンピュータには Macintosh を使用することを予定していた。しかしソフトウェアのプロトタイプを作成する段階になり、そのプログラミングの簡便性⁷⁾と画像プログラミング用のモジュールが豊富であることより、Windows 搭載機(PC/AT compatible)上で Microsoft Visual Basic Ver. 4.0 J を利用して試作プログラムを作成した。この試作プログラムは、BMP 形式(Microsoft Device Independent Bitmap)の画像を読み込んで threshold を設定することにより画素数を取得することができるものである。そして実際の解析用ソフトも、Windowsにて動作する画像解析汎用ソフトを基にして作成した。

本システムでは、操作する際にその対象となる症例の状態に応じて、解析対象とするエリアを指定する方法をとった。この方法によりノイズ除去、解析時間の短縮が容易となった。またフルオ染色の性質上、染色後時間が経過するにつれて染色された境界はにじみ、その面積が変化する。したがって我々は、フルオ染色後に生理食塩水にて洗眼し、直ちに撮影することとした。しかし完全に染色の境界部分のにじみを防止することは困難なため、解析対象エリア内のフルオ染色像の描出のためには、threshold range をマニュアルで設定する方法をとった。今後症例を多数検討することによって、面状や点状などのタイプ別に分類し、ある程度自動化できる可能性はあるかもしれない。実際に図7において表示されている2峰性のヒストグラムは基本的には染色された部分と非染色部分の山を示していると考えられる。したがって、この谷の部分として threshold range として設定すればよい。ただしここで前述の染色の際のにじみが問題になるから、本研究では基本的に医師が肉眼で確認した角膜障害の染色部位の面積を解析するという主旨と合わせて、医師がコンピュータ上に随時表示された画像を確認しながら、threshold range の設定をマニュアルで行い解析することが、結局は測定精度の向上にも有用であると考えた。たとえば図3において、中央の大きなびらんの周囲にはわずかなにじみが存在するが、図7において threshold range を調節することによってにじみを検出しないようにしている。これによって測定したい部分のみの値を得ることができる。更に我々の試行では、図7の状態ヒストグラムの谷の部分に単純に

threshold range を合わせた場合に比べ、医師が染色のじみを確認しながら threshold range を合わせた場合では測定値は2.3%小さくなった。この差については、角膜障害の形状や大きさによって異なると考えられ、今後更に検討していく必要がある。

コンピュータによる画像処理の場合、その基本となるのは1画素当たりの面積（基準値）である。前述のごとく本システムでは、計測の際の画素数から面積へ変換する基になる基準値を実寸法換算にて求めた。これは1画素当たりの面積の値に、その撮影装置やコンピュータシステムの理論上の面積を当てはめるのではなく、実際に撮影された既知の面積の対象物を実際に解析した値から基準値を設定することによって、撮影装置やコンピュータシステムで発生する誤差を回避することができる⁷⁾とされている方法である。

この解析プログラムでは、TIFF, BMP, JPEG, FITS (Flexible Image Transport System), GIF (CompuServe Graphics Interchange Format), Photo CD (Photo Compact Disk) などの、代表的な種類の画像形式⁸⁻¹⁰⁾のファイルを扱うことが可能である。したがって、今までに他の撮影装置で撮影された画像データやスライドデータを利用して解析することも可能である。たとえばスライド写真であるならば、それをいったん Photo CD 形式にするかフィルムスキャナによりスキャンして TIFF などの画像形式で保存すればよい。またなんらかの理由でフィルムがなく、プリントのみの場合であっても、そのプリントをイメージスキャナで読み込むことで解析可能となる。ただし、撮影装置の違いのために、解析された面積値は実際とは異なる。よってその値は相対的な指標として用いることとなるが、過去の資料を用いて障害の経時的变化を検証したい場合などに有用である。

本システムは、フルオ染色された角膜の面積を簡単にしかも迅速に解析でき、臨床や研究の場において、角膜障害部位の面積を測定する場合に有用であると考えられた。

本研究は文部省科学研究費（07557264）の補助を受けた。

文 献

- 1) Rask R, Jensen PK & Ehlers N: Healing velocity of corneal epithelium evaluated by computer. *Acta Ophthalmol Scand* 73: 162-165, 1995.
- 2) Arbour JD, Brunette I, Boisjoly HM, Shi ZH, Dumas J & Guertin MC: Should we patch corneal erosions? *Arch Ophthalmol* 115: 313-317, 1997.
- 3) Yokoi N, Takehisa Y & Kinoshita S: Correlation of tear lipid layer interference patterns with the diagnosis and severity of dry eye. *Am J Ophthalmol* 122: 818-824, 1996.
- 4) Demers P, Thompson P, Bernier RG, Lemire J & Laflamme P: Effect of occlusive pressure patching on the rate of epithelial wound healing after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 22: 59-62, 1996.
- 5) 三井正博, 北澤 実, 岩崎 隆, 澤 充: 角膜フルオレsein染色像の面積解析システム—第1報 画像解析用リアルタイムフォトリットランプの開発—. *視覚の科学* 20: 93-97, 1999.
- 6) デジタル・クリエイターズ連絡協議会: マルチメディア辞典. 50-145, 朝日新聞社, 東京, 1994.
- 7) マイクロソフト: Microsoft Visual Basic Programming System for Windows プログラミングガイド, 1-39, マイクロソフト(株), 東京, 1995.
- 8) 谷尻豊寿: パソコンによる最新画像処理入門. 138-162, 技術評論社, 東京, 1997.
- 9) 磯 博: デジタル画像処理入門. 62-88, 産能大学出版部, 東京, 1996.
- 10) Kay DC & Levine JR: グラフィックファイルフォーマット・ハンドブック. 237-261, アスキー, 東京, 1995.

眼鏡貼り付け型の新しい視覚補助具について

深澤あゆみ, 佐渡一成, 金井 淳, 福田邦雄*

順天堂大学医学部眼科学講座, *旭化成アイミー (株)

A New Spectacle-Mounted Optical Aid

Ayumi Fukazawa, Kazushige Sado, Atsushi Kanai and Kunio Fukuda*

Department of Ophthalmology, Juntendo University School of Medicine and

*Asahi Chemical Aime Co, Ltd

残存視機能を有する視覚障害者・ロービジョンは、多くの場合、適切な視覚補助具の使用により新聞が読めるようになるなど日常生活上の不自由を軽減することができる。今回我々は、軽く、外見上も目立たず、処方も比較的容易で安価な、眼鏡に貼り付けて使用する新しいタイプの視覚補助具（ロービジョンレンズ）Uni Vision（米国 UNI LENS 社製）について臨床的な評価を行った。低視力者の視機能は様々でありすべての患者が Uni Vision 処方の適応となるわけではないが、眼鏡の手軽さが生かされ、両手が自由に使え、拡大倍率にも比較的幅があるので、近見用の視覚補助具としては有用で適応範囲が広いと思われた。

(視覚の科学 20: 141-146, 1999)

キーワード：眼鏡張り付け型視覚補助具ユニビジョン, ロービジョン

Optical aids help to improve vision in low-vision patients. We examined the efficacy of low-vision lenses that were mounted on conventional spectacles. The lens power ranged from 8 to 40 D. These lenses are light, unnoticeable, and relatively easy to prescribe. Since the ocular function of low-vision patients is varied, not all patients can be treated with the lenses. However, their attachment to spectacles leaves both hands free, and provides a relatively wide range of magnification power. Thus, these lenses appear to be useful as an optical aid for near vision and may be suitable for a wide variety of low-vision patients.

(Jpn J Vis Sci 20: 141-146, 1999)

Key Words: A spectacle-mounted optical aid Uni Vision, Low-vision

I. 緒 言

残存視機能を有する視覚障害者・ロービジョンは、多くの場合、適切な視覚補助具の使用により新聞が読めるようになるなど、日常生活上の不自由を軽減することができる¹⁾。その視覚補助具として、一般に弱視

眼鏡、ルーペ、単眼鏡、遮光眼鏡、拡大読書器などが知られている²⁾。

今回我々は、新しい視覚補助具として眼鏡前面に貼り付けて使用する近見用視覚補助具 Uni Vision (米国 UNI LENS 社製) について臨床的に評価の機会を得たので、若干の考察を加え報告する。

別刷請求先：113-0033 東京都文京区本郷3-1-3 順天堂大学医学部眼科学講座 深澤あゆみ
(平成11年10月12日受理)

Reprint requests to: Ayumi Fukazawa Dept of Ophthalmol, Juntendo Univ School of Med
3-1-3 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-0033, Japan
(Received and accepted October 12, 1999)

II. 評価対象補助具および症例

1. 評価対象 眼鏡貼り付け型ロービジョンレンズ Uni Vision (米国 UNI LENS 社製)

1) 概要

アクリル製レンズで、直径 22 mm、厚さ 4.8 mm 以下、重量 1.1 g 以下、パワーの範囲は+8~+40 D (8, 10, 12, 16, 20, 24, 28, 32, 36, 40 D)である。特徴として軽いこと、外見上も目立たないこと、処方と比較的容易であること(眼鏡に貼り付け使用する)、両手が自由に使えること、比較的安価であること(定価1万円程度の予定)、などが挙げられる。また、Uni Vision 後面には位置の決定、固定しやすいような貼り付け接着テープ(図1)が付いている。

2) 処方方法

倍率(レンズパワー)の決定:最適なレンズパワーの選択は、(1)必要倍率、(2)視距離、(3)視野などを考慮し、試験装用の上決定する。

Uni Vision の固定:Uni Vision 後面の貼り付け接着テープ(図2)の外側テープを剥がすことにより中間白色リングで眼鏡前面に貼り付けることができる。中間白色リングには弱い粘着性があり、最適なパワー・位置が決定するまで貼ったり剥がしたりを繰り返すことができる。位置の決定後、眼鏡後面に水性サインペンで印を付け、中間白色リングを剥がしレンズ接着層で眼鏡前面に Uni Vision を固定する(図3)。

2. 症例

1) 症例1:75歳、女性。

現病歴;小学4年生ごろより近視にて眼鏡を装着する。1991年3月に左眼白内障に対し水晶体囊外摘出術を施行されるも網脈絡萎縮のため視力は改善しなかったため、右眼のみソフトコンタクトレンズ(SCL)装用にてフォローアップされていた。患者の希望で1997年9月1日より視覚補助具の処方を目的にロービジョンケアを施行した。

既往歴・家族歴;特記すべきことなし。

眼科所見;遠見視力 右眼 (0.2p×SGL)

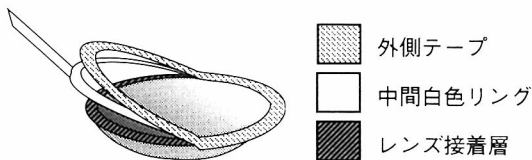


図1 貼り付け接着テープの構造

左眼 (0.04×-3.0 D)

30 cm 近見視力 右眼 (0.1×SGL ⊃ +4.0 D)

SGL: 8.40/-16.0/13.5

細隙灯顕微鏡所見;右眼軽度白内障,左眼無水晶体眼。

眼底所見;両眼網脈絡膜萎縮。

視野;図4に示す。

症例1のニーズは「新聞が読みたい」であった。右眼周辺視野は比較的良好であったため歩行などに大きな不都合はなく、遠見用の補助具は希望されなかった。そこで近見用の補助具としてルーペ、拡大読書器、Uni Vision を紹介した。左眼の視力・視野障害が著しいため Uni Vision を素通し眼鏡の右眼のみに、貼り付けて試験装用したところ、(手軽な携帯用の補助具として)ルーペよりも Uni Vision を希望した。症例1は素通し眼鏡の右眼に+16 D の Uni Vision

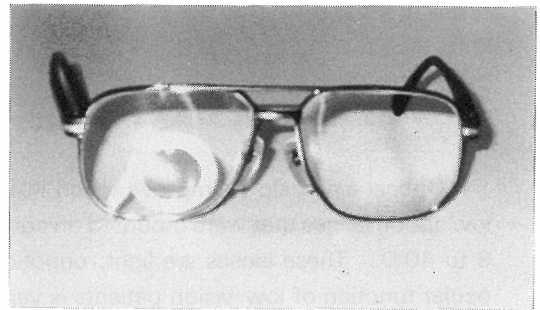


図2 Uni Vision の固定

Uni Vision 後面の張り付け接着テープの外側テープを剥がすことにより、中間白色リングで眼鏡前面に貼り付けたもの。

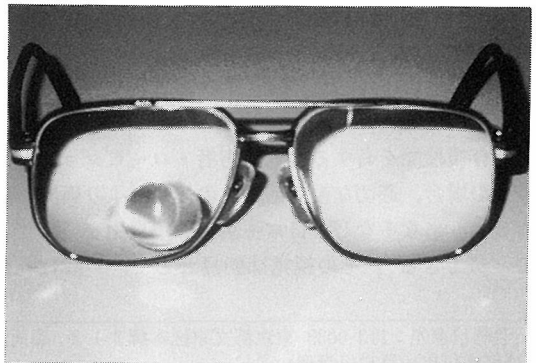


図3 Uni Vision の固定

中間白色リングを剥がし、レンズ接着層で眼鏡前面に Uni Vision を固定したもの。

装着により、視距離 7 cm で近見視力表の 0.3 の視標が読めるようになった。このことにより貯金通帳が自分で読めるようになった、裁縫ができるようになった、新聞の字が読めるようになった、という評価を得た (Uni Vision 接着での歩行は不可であった)。また、患者の希望で家庭 (内) 用に拡大読書器も処方し、Uni Vision, 拡大読書器ともに使い心地は良好とのことである。

2) 症例 2: 70歳, 女性。

現病歴; 視力低下を主訴に来院した。来院時, 右眼に白内障を認めた。左眼は原因不明であるが, 15年前より義眼を使用している。1996年より慢性骨髄性白血病 (CML) のため現在, インターフェロン (IFN) にて治療中である。患者の希望で, 視覚補助具の処方を目的に1997年9月29日よりロービジョンケアを開始した。

既往歴・家族歴; 特記すべきことなし。

眼科所見; 遠見視力

右眼 (0.2×S-13.0 D ⊂ C-1.5 D Ax90°)

左眼 光覚弁なし

30 cm 近見視力

右眼 (0.2×S-10.0 D ⊂ C-1.5 D Ax90°)

細隙灯顕微鏡所見; 右眼核白内障を認める。

眼底所見; 右眼黄斑部に軟性白斑を認める。

全身疾患の治療中であること, また手術後に著しい視力改善が期待しにくいことからロービジョンケアを行い, 近見用に Uni Vision の+8 D を右眼の眼鏡レ

ンズ (-4.25 D ⊂ C-0.5 D Ax90°) に貼り付けた。これにより視距離約 7 cm で近見視力表の 0.7 の視標を読むことができるようになった。また, 一人で出歩くことが多くこれまでは列車の運賃は最低区間の切符を購入し, 毎回出口で精算していたとのことであった。このため単眼鏡を紹介したところ購入を希望されたので訓練の上処方した。Uni Vision, 単眼鏡ともに便利に使用している。

3) 症例 3: 24歳, 女性。

現病歴; 小学生時, 両眼矯正視力 1.0 はあったが, 6~7年前より視力低下を自覚するようになった。前医にてコンタクトレンズ (以下 CL) 矯正するも矯正視力不能のため順天堂大学眼科 (当科) を受診された。

既往歴; 特記すべきことなし。

家族歴; 母および, 母方の伯父, 叔母に視力障害あり (家族歴より家族性の視神経萎縮と考えている)。

視力 (遠見);

右眼 (0.4×CL=-1.0 D ⊂ C-0.25 D Ax90°)

左眼 (0.4×CL×-1.0 D)

細隙灯顕微鏡所見; 著変なし

眼底所見; 両眼ともに視神経萎縮を認めた。

視野; 両眼視野ともに中心比較暗点を認めた (図 5)。

症例 3 は近見作業時に不都合を感じることはあるものの, 近づければ新聞も読むことが可能であった。少しでも視環境を改善できないかと考えロービジョンケ

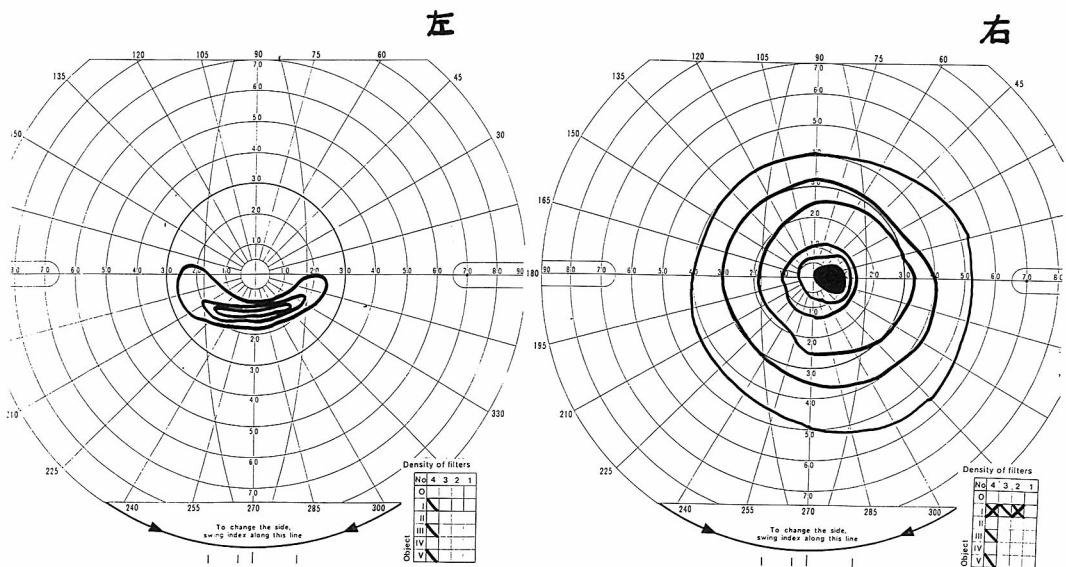


図 4 症例 1 の視野所見

アを行った。近見用補助具としてすでにルーペを持っていたがあまり使用していないとのことであった。Uni Vision を試したところ、逆にぼやけ感が強くなり見えないとのことであった。また、遮光眼鏡は装用により見やすくなるとの評価を得たが、購入については考えてみたいとのことであった。

III. 考 按

視覚補助具として一般に、弱視眼鏡、ルーペ、単眼鏡、遮光眼鏡、拡大読書器などがある²⁾。近見視用視覚補助具として用いられる弱視眼鏡は外見上許容されにくい面はあるが、両手作業が可能で携帯性に優れている。ルーペは両手作業には適さないが携帯性に優れていて倍率にも幅がある。拡大読書器は大型のため携帯性に向かないが連続的な拡大が得られ、かつ最大の倍率を得ることができ、更に白黒反転などコントラストの変更も可能である。遠見用の補助具としては単眼鏡が最も一般的であり、遠方の時刻表・運賃表、また学生の場合は黒板などを見るときなどに使用される(液晶画面の付いた家庭用ビデオカメラも遠見用の補助具として有用である)。また、文字の拡大には関与しないが、自覚の有無にかかわらず視覚障害者の多くは羞明を有しており、遮光眼鏡は網膜色素変性症の患者以外にも有効なことが多い³⁾。このように視覚補助具は各々利点・欠点をもっているの、使用目的に

よって使い分けられている。

近見用の視覚補助具の用途は文字の読み書きのことが多い。とくに成人の場合は新聞を読みたいというニーズが多い。湖崎によると、新聞を読むためには0.5~0.6の視力は必要であると報告⁴⁾しているが、最近新聞の文字が以前より大きくなったため0.3~0.4で新聞を読むことが可能になったと思われる(図6)。

最適なレンズのパワーの選択は、1. 必要倍率、2. 視距離、3. 視野、を考慮し決定する。1. の必要倍率は

$$\text{必要視力} = \frac{\text{必要倍率}}{\text{矯正視力}}$$

で概算できる。また倍率とレンズのパワーの関係は、

$$M (\text{倍率}) = \frac{25}{f} = \frac{100}{4} \div \frac{100}{f} = \frac{F}{4}$$

F: レンズのパワー (ジオプター)

f: レンズの焦点距離 (cm)

であらわされる。必要視力は湖崎の報告を参考にすればわかりやすい。ただこのようにして算出された倍率が必ずしも患者にとって使いやすいものとは限らない。倍率を上げると視距離は短く、視野も狭くなる(視野に入る文字数が少なくなるため)。一つの文字がよく見える倍率ではなく、疲れずに適正な速度で十分な時間読む(読み続けられる)ことのできる倍率を見

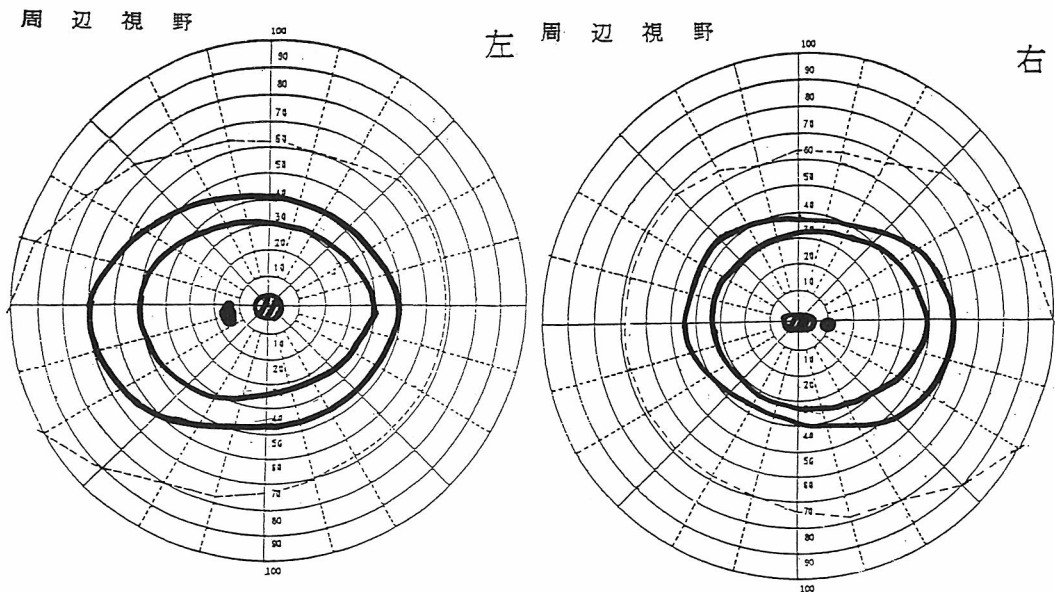


図5 症例3の視野所見



図6 近見視力表と実際の新聞の文字

つける必要がある。以上を考慮し、数種類の倍率を試して患者と相談の上処方決定する。

視覚に不都合を感じている人が補助具として使用している道具のなかで最も多いのは一般の眼鏡・CL以外ではルーペであろう。我々がルーペや単眼鏡、拡大読書器などを紹介していると「眼鏡で見えるものはないか」という要求が多い。そこでこれらの弱視眼鏡を紹介すると、残存視力にもよるが、弱視眼鏡を希望される人は意外に少ない。これらは光学的にも非常に有効な補助具であるが、外見上の問題や価格が処方の妨げになる。つまりルーペが両手作業可能な弱視眼鏡を上回って普及される背景には、手軽で携帯性に優れている点、倍率に幅がある点、安価な点の他に、外見に影響を与えない（外見上許容されやすい）という心理的側面が大きく作用しているように思われる。これに対し湖崎は、近見用補助具としてレンズ後面に凸レンズを接着した眼鏡を報告している⁵⁾。

視神経疾患または黄斑部疾患などのために中心暗点を有する患者にロービジョンケアを行う場合、偏心固視が獲得されているか否かが重要となる。すでに偏心固視が獲得されている患者では補助具の処方が容易であ

るが、偏心固視が獲得されていない場合には補助具の処方前に偏心固視獲得の訓練が必要になる。ただ、症例3の場合は視力が0.4と比較的良好であり、偏心固視では得られる視力が明らかに低下すると思われるので、偏心固視獲得の訓練の適応はないと判断した。中心暗点を有するもので普段から視野の中心で物を見ようとする習慣がある（偏心固視が獲得されていない）ものでは、拡大鏡の装用により物のぼやけ感が強くなる。このため中心暗点を有するもので偏心固視が獲得されていないものはUni Visionだけでなく弱視眼鏡や単眼鏡は適応外である。

最後に、手軽に携帯して使用できる近見用補助具間の比較を示す(表1)。現在のところUni Visionの価格は1万円程度になると思われる。Uni Visionは、軽く、外見上も目立たず、両手が自由に使える。外来で医師が短時間で容易に処方できる点も特徴的で、これは不自由を感じている患者にとっては朗報であると思われる。

IV. 結 論

低視力者の視機能は様々であるため、(新しいタイ

(3直に時時刻刻、2・7・10・11直に関係記事)
 具体策としては、①九八減税を福祉、教育、投資分野などから実施している二野などで検討する③個人所得税・住民税の特減税について同年中に二は、九九年も二円上積みし、九九年も二円規模で継続する②政策
 九八年分の特別減税積み増しの実施時期について、首相は明言しなかったが、首相周辺は「早ければ六月にも」としている。サミット前に今国会に提出する予定の九八年度補正予算案に
 ドル安が九円台半した。
 日銀が準備銀行銀行に添

3月上旬並みの寒さが戻った9日、前日からの雨で満開の桜が散り、並木道の地面をピンクに染めた。東京
 ひと足ごとの春
 ・千鳥ヶ中をゆっ

表1 弱視眼鏡・ルーペと Uni Vision の比較

| | 手軽 | 外見 | 価格 | 両手作業 | 処方 |
|------------|----|----|-----|------|----|
| 弱視眼鏡 | ○ | × | △ | ○ | △ |
| ルーペ | ○ | ○ | ○ | × | ○ |
| Uni Vision | ○ | ○ | (○) | ○ | ○ |

プ) 眼鏡貼り付け型の視覚補助具 Uni Vision はすべての人に処方の適応となるわけでないが、眼鏡の手軽さが生かされる点、両手が自由に使える点、拡大倍率にも比較的幅がある点、比較的低価格が予定されている点、外来で医師が短時間で容易に処方できる点、などから近見用の視覚補助具としては有用で適応範囲が広いと思われた。

本稿の要旨は第33回日本眼光学学会・第12回眼科 ME 学会合同学会にて口演した。

文 献

- 1) 築島謙次：視覚障害者のリハビリテーション—ロービジョン・クリニック—, あたらしい眼科 9: 1273-1279, 1992.
- 2) 石田みさ子：ロービジョン者のための視覚的補助具, あたらしい眼科 9: 1289-1298, 1992.
- 3) 佐渡一成：地方の一般病院におけるロービジョンケア, 日本の眼科 68: 1163-1169, 1997.
- 4) 湖崎 克：弱視レンズの処方と使用法, 眼科 7: 893-902, 1965.
- 5) 湖崎 克：低視力児に対するケア, あたらしい眼科 9: 1317-1322, 1992.

漢字の視覚探索における文字属性と視力の効果

梶原直樹, 和氣典二*, 和氣洋美**, 高橋 博***

放送大学東京第三学習センター, *中京大学心理学部, **神奈川大学外国語学部, ***株式会社東芝

Effects of Character Properties and Visual Acuity on Visual Search

Naoki Kajihara, Tenji Wake*, Hiromi Wake** and Hiroshi Takahashi***

Tokyo Study Center 3, The University of the Air, *School of Psychology, Chukyo University, **Faculty of Foreign Language, Kanagawa University and ***Toshiba Corporation

視覚探索に影響する文字属性の効果と視力について調べた。被験者は、12個の漢字刺激を順に探索して、そのなかに目標刺激が存在するか否かを判断した。実験1では、漢字の複雑さと文字数を変化させたところ、複雑さと文字数が上昇するほど反応時間は長くなったが、複数文字条件では1文字ずつ処理されているのではないことが明らかになった。実験2では、背景色（青と緑）と文字色（白と黒）の組み合わせを変化させたところ、組み合わせの違いによる反応時間の差は認められなかった。実験3では、被験者の視力をオクルージョン・フォイルによって低下させたところ、文字の複雑さが上昇し、文字が小さくなるほど反応時間は長くなり、この効果は視力が低下するほど大きくなった。

(視覚の科学 20: 147-152, 1999)

キーワード：視覚探索, 漢字, 視力, 低視力, 反応時間

We examined the effects of character properties and visual acuity on visual search. Subjects searched 12 stimuli of Chinese-character(s) in an orderly fashion and decided whether a target was present or not. Experiment 1 showed that reaction time became slower with increasing complexity and the number of characters, but subjects did not search every character of a stimulus at the same speed. Experiment 2 revealed that there was no effect in reaction time by varying the combination of button color (blue and green) and character color (black and white). Experiment 3, in which the visual acuity was manipulated by using occlusion foil, showed that reaction time became longer as functions of the complexity and the size, and this effect was greater when the visual acuity became poorer. (Jpn J Vis Sci 20: 147-152, 1999)

Key Words: Visual search, Chinese characters, Visual acuity, Low vision, Reaction time

I. 緒 言

視覚探索で目標刺激の検出が最も容易になるのは、目標刺激が妨害刺激からポップ・アウトする場合であるといえる。目標刺激が目立つかどうかは、妨害刺激との相対的な関係によって決まり、それらはたとえば

色差¹⁾、刺激の方向²⁻⁴⁾、刺激のカテゴリー⁵⁾などである。しかし、銀行の現金自動預け払い機(ATM)や駅の券売機などにみられるような日常的なレベルでの視覚探索では、目標刺激と妨害刺激の関係は固定されたものでなく、色や形などよりは意味的な部分での差異が問題になる。そのため、ある特定の刺激のみをポッ

別刷請求先：175-0082 東京都板橋区高島平 9-29-14-201 梶原直樹
(平成11年11月15日受理)

Reprint requests to: Naoki Kajihara
9-29-14-201 Takashimadaira, Itabashi-ku, Tokyo 175-0082, Japan
(Received and accepted November 15, 1999)

プ・アウトさせるのに困難な場合が多い。したがって、探索の精度や速度を低下させないためには、探索場面全体の文字そのもの見分けやすさや探し出しやすさを高める必要がある。

また、刺激条件が視覚探索に影響することはもちろんのこと、ATM などは不特定多数の人に使用されるため、たとえば、視力や視野の障害をもつ視覚障害者では、通常の機器の使用に困難が考えられる⁶⁻⁸⁾。しかし、視力については0.04以上なら学習が可能であり、視覚障害者の残存視力による普通文字使用への希望も強いといわれていること⁹⁾から、様々な人々にとって使用しやすい条件を明らかにすべきである。

そこで今回の実験では、文字条件と色条件を変化させ、それらが視力の低下とあいまって、視覚探索の速度にどのように影響するのか、どのように改善すべきか、について検討した。実験には、実際の ATM で用いられているものに近い 1×1 cm の文字や青や緑の背景色を使用した。低視力のシミュレーションとしては、刺激の輝度変化や色ずれが小さいといわれるオクルージョン・フォイル (occlusion foil)¹⁰⁾を用いた。

II. 実験 1

1. 方法

被験者：6名の男子大学生が実験に参加した。被験者の視力は、矯正視力を含めて1.0以上であった。

装置：実験装置には、パーソナル・コンピュータ、17インチ CRT ディスプレイ、マウスを使用した。

刺激：漢字の画数の多寡により複雑さを低複雑 (以下 LC)、中複雑 (以下 MC)、高複雑 (以下 HC) の3条件とし、文字数は、1, 2, 4文字の3条件とした。LCの目標刺激は各文字数について、「引」、「引出」、「引き出し」、MCは、「残」、「残高」、「残高照会」、HCは、「確」、「確認」、「残高確認」であった。妨害刺激は、LCの4文字条件以外は、目標刺激と同程度の複雑さ (それぞれ5, 10, 15画) をもつ漢字を組み合わせた無意味語であった。LCの4文字条件の妨害刺激は、複雑さが同程度の漢字2文字とひらがな2文字を、「漢字・ひらがな・漢字・ひらがな」の順に並べたものであった。文字刺激はゴシック体で、文字サイズが最大で約 1×1 cm (視角 1.15°×1.15°) のものが、青色 (30.8 cd/m²) の長方形のボタン (3.2×8.6 cm, 視角 3.55°×10.10°) の中央に白色 (106.0 cd/m²) で提示された。1試行で提示される刺激セットは12個の漢字刺激からなり、妨害刺激は、各条件で50個のなかから試行ごとに無作為に、目標刺激あり試行の場合は11個、なし試行

の場合は12個が選択され、それらが4行3列に均等に配列された (図1)。背景は黒色 (5.6 cd/m²) であった。

手続き：セッション中は、目標刺激は一定であり、被験者はセッションに先立ちあらかじめ目標刺激がなんであるか示された。刺激セットが提示されたら、被験者は約 50 cm の観察距離から、左列の上から下へ、右の列へと順 (図1の番号順) に両眼で探索し、目標刺激が刺激セットのなかにあった場合はマウスの左ボタンを、なかった場合は右ボタンをクリックした。左右いずれかのクリックで画面から刺激が消え、その1秒後に次の試行へ移行した。反応時間は、刺激セットの提示から被験者の反応までとし、コンピュータによって 1 msec 単位で計測された。目標刺激は12箇所に4回ずつ等頻度に提示された。したがって、1セッションは目標刺激ありとなしで48試行ずつの96試行であった。これを、画数条件×文字数条件の9セッション行なった。結果には、目標刺激あり試行の正反応の反応時間を用いた。

2. 結果と考察

図2は、高複雑条件の漢字における各目標刺激提示位置への全被験者の平均反応時間とその回帰直線を、文字数条件ごとに示したものである。これを、低複雑および中複雑条件についても行い、そこから求められた回帰直線における傾きを Neisser¹¹⁾ におけるのと同様に1項目当たりの処理時間とした。図3は、各文字数での反応時間と1項目当たりの処理時間の変化を、漢字の各複雑さについて示している。図から明らかのように、文字数と画数の増加に伴い反応速度は低下した。反応時間における画数×文字数の2要因の分散分析の結果、画数 [$F(2, 4)=27.17, p<0.01$] と文字数の効果 [$F(2, 4)=13.45, p<0.05$] は有意であった。

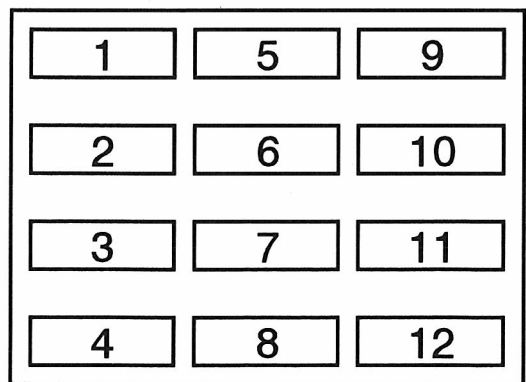


図1 実験画面の刺激配置

Tukey の多重比較の結果、画数では、LC と MC、LC と HC ($p < 0.01$), MC と HC ($p < 0.05$) で有意差を示した。文字数では、1文字と2文字、2文字と4文字 ($p < 0.05$), 1文字と4文字 ($p < 0.01$) で有意差を示した。

1項目当たりの処理時間から、LC と HC が、2文字と4文字の間より1文字と2文字の間で大きく変化したことがわかる。これは、4文字条件での付加文字を、LC ではひらがなとし、HC では通常の ATM にみられる単語と同様にするため MC の「残高」(10画)としたため、文字数の増加にもかかわらず、目標

刺激の探索を容易にしたとも考えられる。たとえば、かな混じりの単語は1文字ずつ読まれるわけではなく単語単位で処理され、表記頻度の高いものは送りがなが増えても反応時間の遅延がみられない、という報告がある¹²⁾。したがって、ひらがなが増えても妨害刺激としての効果をもちにくかったということは考えられるだろう。また、画数の効果については、とくに LC と MC の差が大きくなり、LC での反応速度の上昇が顕著であった。

以上のことから、ここにみられる各条件間の反応時間の差は、マウスのクリックなどに伴う反応過程にかかる時間の違いではなく、目標刺激と妨害刺激の文字条件を同じになるようにしたことから生じた、目標刺激だけでなく妨害刺激を含めた刺激セット全体をどれだけ早く探索できるかの違い、すなわち処理時間の差によるものであったといえるだろう。

III. 実験 2

1. 方法

被験者と装置：被験者と装置は実験1と同じであった。

手続き：文字を提示するボタン色には青色 (30.8 cd/m²) と緑色 (30.7 cd/m²)、文字色には白色 (106.0 cd/m²) と黒色 (5.6 cd/m²) を用いた。ボタンと文字の色の組み合わせは、青と白 (Bl/Wh)、青と黒 (Bl/Bk)、緑と白 (Gn/Wh)、緑と黒 (Gn/Bk) の4組であった。目標刺激と妨害刺激は実験1の LC、MC、HC の2文字条件と同じで、文字サイズも視角 1.15°×1.15°であった。その他の手続きは実験1と同じで、色の組み合わせ条件×画数条件の12セッションを行った。

2. 結果と考察

図4は、ボタンと文字の色の各組み合わせによって、反応時間と、実験1と同様に回帰直線から求めた1項目当たりの処理時間がどのように変化したかを画数条件ごとに示している。これによると、画数条件による反応時間と1項目当たりの探索時間の変化はみられるが、色の組み合わせによる目立った変化はみられなかった。そこで、反応時間について色の組み合わせ×画数の2要因の分散分析を行った結果、画数の効果 [$F(2, 6) = 98.49, p < 0.001$] は有意であったが、色の組み合わせ [$F(3, 6) = 1.25, p < 0.05$] では効果が認められなかった。

一般的に、視認性は、背景色が 0~39 cd/m² のときは白色の文字の方がよく、40~120 cd/m² のときは黒色の方がよいとされている¹³⁾。本実験では、文字の

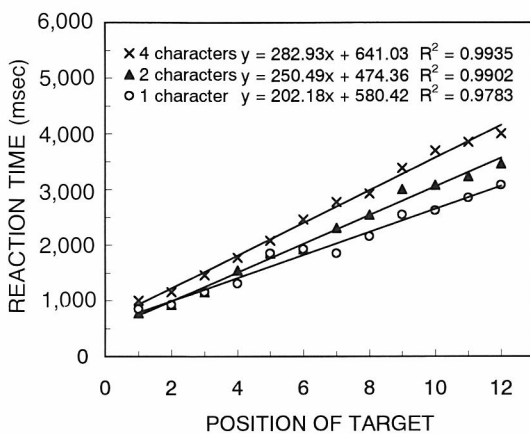


図2 高複雑条件の漢字における、文字数の変化に伴う各目標刺激提示位置への平均反応時間とその回帰直線
回帰直線の傾きを1項目当たりの処理時間とする。

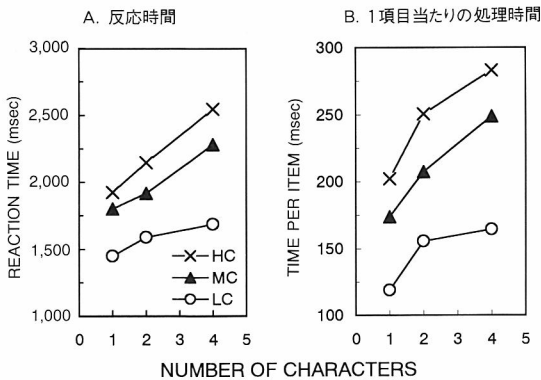


図3 各複雑条件の漢字における、文字数の変化に伴う平均反応時間(A)と1項目当たりの処理時間(B)
HC は高複雑、MC は中複雑、LC は低複雑条件を示している。

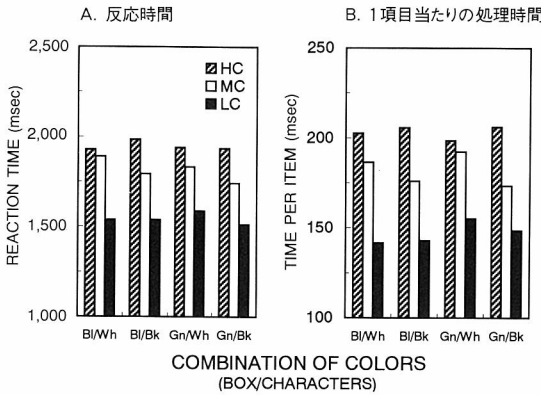


図4 各複雑条件の漢字における、ボタン色と文字色の各組み合わせによる平均反応時間(A)と1項目当たりの処理時間(B)色の組み合わせは、ボタン色/文字色の順で、Bl/Whが青/白、Bl/Bkが青/黒、Gn/Whが緑/白、Gn/Bkが緑/黒を示し、HCは高複雑、MCは中複雑、LCは低複雑条件を示している。

背景となるボタン色に約 30 cd/m² の輝度を有する青と緑を使用したため、白文字での反応速度の上昇が考えられた。被験者も、最初は青と緑のどちらも白文字の方が読みやすいという報告をしたが、作業がある程度進行すると、黒文字の方が見やすくなったと報告している。だが、実際には文字色による反応速度には変化がみられなかった。確かに、背景色の輝度が 30 cd/m² 程度の条件ならば、ATM などのように画面を短時間しか見ない作業には、白文字を使用した方がよく、コンピュータ作業などのように長時間画面を見る場合には、黒文字の方がよいということも考えられる。しかし実際には、色の組み合わせによる違いがあらわされなかったことから、健眼者には、今回の条件は反応時間に影響する大きな要因にならなかったのではないだろうか。

IV. 実験 3

1. 方法

被験者と装置：被験者と装置は実験1と同じであった。

手続き：刺激は、実験1の2文字条件と同じだが、文字サイズは、S(実験1と同じ)、M(約 1.5×1.5 cm, 視角 1.72°×1.72°)、L(約 2.0×2.0 cm, 視角 2.29°×2.29°)の3種類とした。被験者の視力は、1.0以上、0.1、0.05の3条件で、0.1以下ではオクルージョン・フィルムを貼りつけた眼鏡を装着することで低視力状態をつくり、文字が見えない場合には画面に近付いて探索す

ようにした。その他の手続きは実験1と同じで、1セッションは、目標刺激あり試行と目標刺激なし試行がそれぞれ48試行の計96試行で、視力条件×画数条件×文字サイズ条件の27セッションを行った。

2. 結果と考察

図5は、各視力条件の反応時間と、回帰直線から求めた1項目当たりの処理時間を、各画数ごとに文字サイズの関数として示している。これらのグラフから、視力が低下するほど、文字が複雑になりサイズが小さくなったときの反応時間と1項目当たりの処理時間のより大きな増大が認められる。文字サイズについては、SとMとの反応時間の差が、MとLの差よりも大きくなった。また、処理時間のグラフには、漢字の複雑さが増すほど文字サイズの効果が直線的になることが示されている。

反応時間における視力×画数×文字サイズの3要因の分散分析の結果、視力 [$F(2, 8)=396.76, p<0.001$], 画数 [$F(2, 8)=292.17, p<0.001$], 文字サイズ [$F(2, 8)=397.22, p<0.001$] の各主要因が有意であった。交互作用は、視力×画数 [$F(4, 8)=10.77, p<0.01$] と視力×文字サイズ [$F(4, 8)=65.42, p<0.001$], 画数×文字サイズ [$F(4, 8)=12.51, p<0.01$] で有意であった。Tukeyの多重比較の結果、視力については1.0と0.05 ($p<0.01$), 画数についてはLCとHC ($p<0.05$), 文字サイズについてはSとL ($p<0.01$)で有意差を示した。

視力条件が0.1と0.05では漢字の複雑さが上昇するほど、文字サイズが小さいときの反応速度の低下が大きくなり、とくに0.05だとSサイズの文字がかなり見にくいという被験者の報告もあった。そこで、1.0以上と同じぐらいの反応時間を得るためには、どのような文字条件にすればよいのかを求めるため、反応時間を目的変数、視力の常用対数、画数、文字サイズを説明変数として重回帰分析を行った(表1)。

視力が1.0では、HCのSサイズで2,250 msecと最も遅い反応になっているため、この反応時間を視力0.1以下で得るための文字条件を求めた結果、視力が0.1では、文字サイズについては、画数条件がLCで1.07×1.07 cm (1.23°×1.23°), MCで1.50×1.50 cm (1.72°×1.72°), HCで1.93×1.93 cm (2.21°×2.21°)となり、画数については、文字サイズがLで15.8画、Mで10.0画、Sで4.2画となった。

0.05では、文字サイズについては、LCで1.27×1.27 cm (1.45°×1.45°), MCで1.69×1.69 cm (1.94°×1.94°), HCで2.13×2.13 cm (2.44°×2.44°)となり、画数については、Lで13.5画、Mで7.7画、Sで2.0画となった。

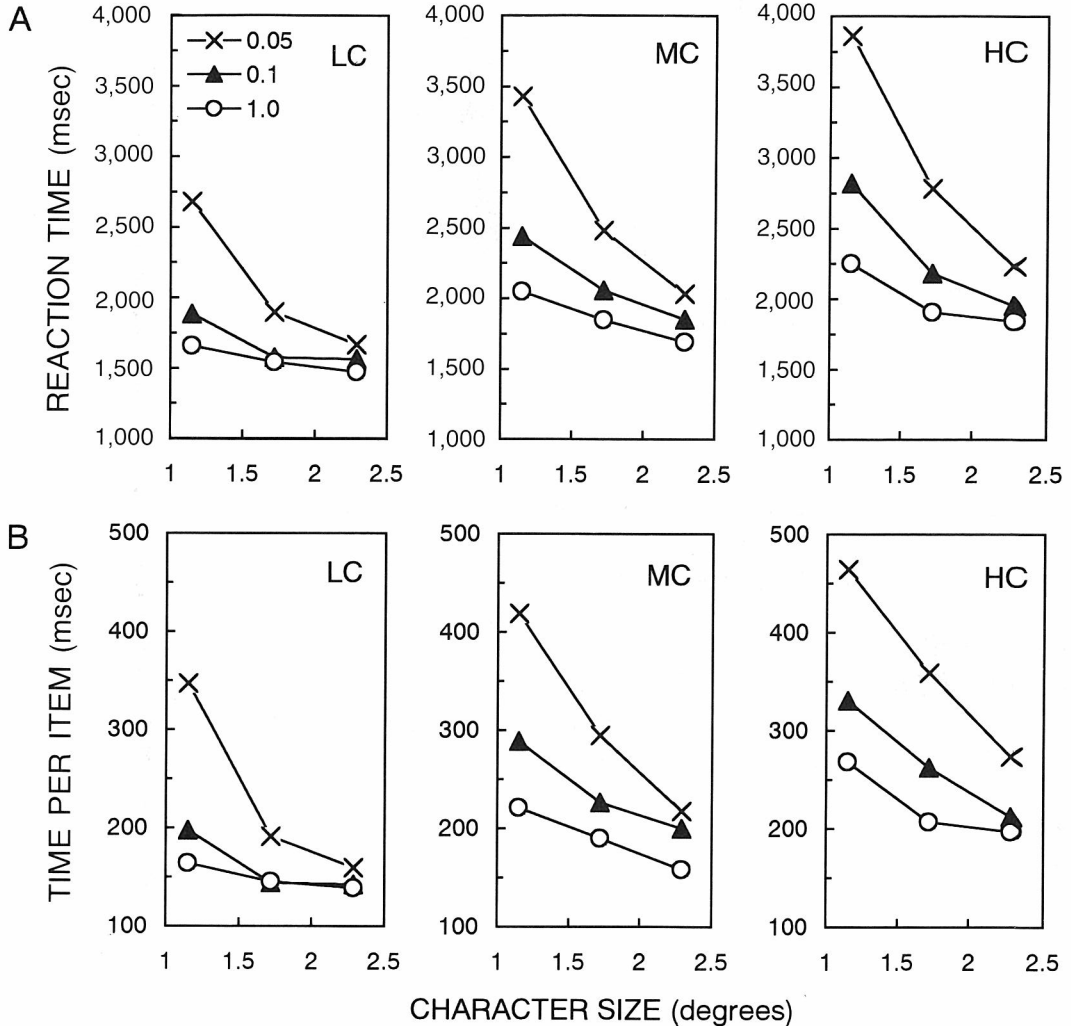


図5 文字サイズの変化に伴う各視力条件の反応時間 (A) と1項目当たりの処理時間 (B)
 ○は視力が1.0以上, ▲と×はオクルージョン・フォイルによって低下された視力が0.1と0.05のときの2文字条件での反応を示し, LCは低複雑, MCは中複雑, HCは高複雑条件を示している。

これらの結果から、視力0.1では、今回用いた条件内ではほぼ目標の反応時間を得ることができるが、0.05では、HCだと文字サイズをかなり大きくする必要があり、Sサイズだと約2画という画数から、HCやSサイズの漢字を刺激として使用しては、1.0以上で得られるパフォーマンスを実現することはたいへん困難であるといえるだろう。また、健眼者も含め読書効率が最も高くなるのは文字サイズが単に大きいときではないこと、近方視力が同じ弱者でも読書効率が最も高くなる文字サイズが異なる¹⁴⁾ということ、などから必ずしも文字を大きくすればよいというわけではないことがわかる。したがって、それらの点も考慮する

表1 反応時間 (msec) を目的変数とした重回帰分析の結果

| 説明変数名 | 標準誤差 | 偏回帰係数 | t 値 |
|--------------------------------------|----------|-----------|----------|
| log ₁₀ (VA) ^{a)} | 105.3688 | -490.3748 | -4.65*** |
| SIZE (degrees) | 125.9046 | -666.6417 | -5.29*** |
| STROKE | 14.3531 | 65.8832 | 4.59*** |
| 切片 | 278.3215 | 2244.3855 | 8.06*** |

自由度修正済み決定係数 R²=0.72
 ***p<0.001

^{a)}VA: visual acuity

と、文字サイズを最低でも M ぐらいにし、漢字をたとえば「預金」とするよりは、単に「入れる」などの

単純な文字を用いる必要があるだろう。

V. 総合考察

実験1と2で、文字数、画数、色を変化させたときの健眼者の反応時間の変化について検討したところ、漢字が複雑になり、文字数が増えるほど反応時間は増大した。とくに複数文字条件では、1文字目のみで目標刺激の検出が可能であったが、とくに MC と LC で文字数の増加に伴う処理時間の増加がみられたことから、文字数の増加によって反応が影響を受けたことが示されている。ただし、図3からも明らかのように、文字単位の処理ではなかったことがわかる。表記頻度の高い単語は文字ではなく単語単位で処理されている¹²⁾ということから、本研究では目標刺激のみが有意味語であったために、それが単語としてのまとまりをもち、探索が容易になった可能性も考えられる。

実験3で視力を変化させたことから、1.0から0.1に変化させたときより、0.1から0.05にしたときの方が、とくに文字サイズが小さくなったり、漢字の複雑さが増大したときに、反応速度の低下がより大きくなることが明らかになった。これにより、視力の障害に絞った場合に、どのような文字条件なら大きな障害がなく使用可能となるかについて考察した。

また、今回の実験で分析の対象とした平均反応時間には、漢字の識別やマウスのクリックに加えて低視力状態で画面に近寄る時間などが含まれた。ただし、探索方法として順序を指定したため、反応時間は直線的に増加し、回帰直線のあてはまりがよかった。したがって、漢字刺激そのものの認識速度を問題にする場合には、Neisser¹¹⁾にみられるように1項目当たりの処理時間、機器の操作性も含めた全体的な使いやすさを問題にするなら、反応時間が反応の測度としてより適しているといえるだろう。

この研究では、目標刺激を固定し、妨害刺激を無意味語とし、目標刺激がポップ・アウトしにくいように刺激の複雑さを一定にして反応時間を測定した。だが、実際には刺激が無意味語である必要はないし、目標刺激と妨害刺激の役割が入れ替わることもあり得

る。更に、視覚障害についても、視野などの障害の場合には、補償の方法を変える必要がある¹⁴⁾こと、などからこれらの点を考慮しながら、刺激条件として低視力者も使い得るものを考えていく必要があるだろう。

文 献

- 1) 河合雅仁, 内川恵二, 川上元郎: 色の視覚探索に及ぼす色差の効果. 照明学会誌 81: 78-82, 1997.
- 2) Frith U: A curious effect with reversed letters explained by a theory of schema. Perception & Psychophysics 16: 113-116, 1974.
- 3) Richards JT & Reicher GM: The effect of background familiarity in visual search: An analysis of underlying factors. Perception & Psychophysics 23: 499-505, 1978.
- 4) Wang Q, Cavanagh P, & Green M: Familiarity and pop-out in visual search. Perception & Psychophysics 56: 495-500, 1994.
- 5) Jonides J, & Gleitman H: A conceptual category effect in visual search: O as letter or as digit. Perception & Psychophysics 12: 457-460, 1972.
- 6) 和氣典二, 和氣洋美, 平野邦彦, 小櫃啓介: 低視力状態における色と形の視認性. 視覚障害者における形・空間の認知機能とその形成. 文部省科学研究費補助金研究成果報告書・研究代表者和氣典二, 19-37, 東京, 1998.
- 7) 増田敬史, 和氣典二: 低視力状態にシミュレーションしたときの行動. 視覚障害者における形・空間の認知機能とその形成. 文部省科学研究費補助金研究成果報告書・研究代表者和氣典二, 55-59, 東京, 1998.
- 8) 和氣典二, 和氣洋美, 北原健二: 低視力者の ATM 作業における視覚探索. 視覚障害者における形・空間の認知機能とその形成. 文部省科学研究費補助金研究成果報告書・研究代表者和氣典二, 60-74, 東京, 1998.
- 9) 市川 宏: 医学的側面から見た視覚障害. 市川 宏, 大頭仁, 鳥居修晃, 和氣典二編, 視覚障害とその代行技術, 7-68, 名古屋大学出版会, 名古屋, 1984.
- 10) 和氣典二: 視覚障害と代行-低視力者の視知覚. 視覚の科学 14: 68-75, 1993.
- 11) Neisser U: Decision-time without reaction-time: Experiments in visual scanning. Am J Psychol 76: 376-385, 1963.
- 12) 藤田知加子: 日本語の漢字仮名混じり語の認知ユニットに関する検討. 心理学研究 70: 38-44, 1999.
- 13) 山岡俊樹: 画面デザインのエルゴノミックス的考察. 東芝デザインセンター, 東京, 1992.
- 14) 中野泰志: ロービジョンの視力, 視野, まぶしさの機能的評価. 視覚障害者における形・空間の認知機能とその形成. 文部省科学研究費補助金研究成果報告書・研究代表者和氣典二, 75-94, 東京, 1998.

多焦点 IOL, 屈折矯正手術と対比感度

ビッセン宮島弘子

東京歯科大学水道橋病院眼科

Contrast Sensitivity in Multifocal IOLs and Refractive Surgery

Hiroko Bissen Miyajima

Department of Ophthalmology, Tokyo Dental College Suidobashi Hospital

近年、視機能評価の方法として、高コントラストの視力検査のみでなく、対比感度が用いられている。新しい手術方法、眼内レンズ(以下 IOL)のなかで、この対比感度への影響が考慮されているものとして、多焦点 IOL, 屈折矯正手術がある。今回、多焦点 IOL のなかで屈折型 Array レンズ挿入眼、屈折矯正手術のなかで LASIK (laser in situ keratomileusis) 術後の対比感度を調べたのでその結果を報告する。対比感度検査として今回は、Wang らによって開発された VCVAC (variable contrast visual acuity charts) を使用した。このチャートは高コントラスト (90%), 中コントラスト (15%), 低コントラスト (2.5%), 更に高コントラストで背景が黒、視標が白の reverse polarity といった四つのチャートからなっている。多焦点 IOL 挿入眼と単焦点 IOL 挿入眼で比較すると、高コントラスト視力のみでなく、中～低コントラスト視力でも有意な差は認められなかった。しかしながら、若年 (30 歳以下) の片眼挿入例では、片眼の正常眼に比べ低コントラスト視力が落ちている例が多かった。LASIK 施行眼において、矯正度数 -6.0 D 未満では、術前に比べすべてのコントラストで有意な低下は認められなかった。しかしながら、 -6.0 D 以上では、低コントラスト視力が有意に落ちており、術後、裸眼視力が 1.0 でもコントラストが低い環境での視機能の低下が示唆された。以上、二つの新しい術式の対比感度は、日常生活において問題になるものはなかったが、厳密な低コントラストにて落ちる症例があるので、適応を決める際、この点を考慮する必要があると思われる。(視覚の科学 20: 153, 1999)

In addition to the usual visual acuity test, contrast sensitivity test is used to evaluate the visual function following new surgical techniques such as multifocal intraocular lens (IOL) and refractive surgery. Contrast sensitivity in eyes with refractive Array lenses or LASIK (laser in situ keratomileusis) were studied using VCVAC (variable contrast visual acuity charts) which consists of 4 different contrasts (90%, 15%, 2.5%, 90% reverse polarity). Not only the visual acuity with high contrast, but also that with low to moderate contrast showed no statistical difference between the eyes with multifocal IOLs and those with monofocal IOLs. However, patients under 30 years of age showed decreased visual acuity with low contrast in eyes with multifocal IOLs compared to fellow healthy eyes. In eyes that underwent LASIK, if the aimed correction was less than -6 diopters, there was no significant loss of visual acuity with lower contrast. If the correction was more than -6 diopters, visual acuity with lower contrast showed a significant decrease. Although the contrast sensitivity following multifocal IOLs and LASIK did not affect their daily life, we should consider the possibility of loss of visual acuity with low contrast. (Jpn J Vis Sci 20: 153, 1999)

別刷請求先: 101-0061 東京都千代田区三崎町 2-9-18 東京歯科大学水道橋病院眼科 ビッセン宮島弘子
(平成11年3月12日受理)

Reprint requests to: Hiroko Bissen Miyajima Dept of Ophthalmol, Tokyo Dental College Suidobashi Hosp
2-9-18 Misaki, Chiyoda-ku, Tokyo 101-0061, Japan
(Received and accepted March 12, 1999)

 特集 1998年無水晶体眼 (JARG)

屈折型多焦点眼内レンズの視機能と光学的特性

佐々木淳子, 森 峰生*

済生会栗橋病院眼科, 東京女子医科大学眼科, *通信・放送機構 早稲田リサーチセンター

Evaluation of Visual Function and Optical Properties of a Refractive Multifocal Intraocular Lens

Atsuko Sasaki and Mineo Mori*

Department of Ophthalmology, Saiseikai Kurihashi Hospital and Department of Ophthalmology, Tokyo Women's Medical University, *Waseda Research Center, Telecommunications Advancement Organization of Japan

多焦点眼内レンズ-PA154N-(ARRAY)[®]の有効性を確認するため,単焦点眼内レンズのMA60BMと視機能およびMTFを比較検討した。対象は多焦点眼内レンズ群29例51眼と単焦点眼内レンズ群33例53眼である。術後矯正視力1.0以上,角膜乱視1.5D以下の症例を選択した。視機能測定は視力,コントラスト感度検査(CS)を行った。MTF測定はISOに準拠した模型眼を用いて多焦点レンズの遠方・近方部と単焦点レンズについて行った。遠方裸眼視力0.7以上で近方裸眼視力0.5以上は,多焦点群で94.1%,単焦点群で9.4%であった($p < 0.0001$)。CSは多焦点群は日中の条件では問題はないが,夜間の条件では単焦点群に比べ有意に低下していた。多焦点レンズのMTFはすべての周波数領域に低下が認められた。多焦点眼内レンズは有効な遠方・近方視力の確保が可能であった。しかし,コントラストが悪い環境下では多焦点の機能が期待できない可能性があった。(視覚の科学 20: 154-159, 1999)

キーワード: 多焦点眼内レンズ, 単焦点眼内レンズ, 裸眼視力, コントラスト感度, MTF

To evaluate the usefulness of a refractive multifocal IOL-PA154N-(ARRAY)[®] we made a comparative study of the visual function and MTF of both the multifocal and monofocal IOL (MA60BM). Fifty-one eyes of 29 patients with the multifocal IOL and 53 eyes of 33 patients, who had uncorrected visual acuity (VA) of 1.0 or better and postoperative astigmatism of 1.5 D or better, were selected. We measured the VA, contrast sensitivity (CS) and MTF of both IOLs with the latter using the model eye made in conformity to ISO. The eyes of uncorrected distant VA of 0.7 or better and near VA of 0.5 were 94.1% in multifocal IOL, and 9.4% in monofocal IOL ($p < 0.0001$). Regarding CS, daytime CS of multifocal IOL was within normal limits, but the nighttime CS was statistically significantly lower as compared to that of monofocal IOL. MTF of multifocal IOL also decreased from low to high frequencies. In conclusion, multifocal IOL had favorable distant and near VA, however, these favorable VA could not always be achieved in dimly-lit conditions. (Jpn J Vis Sci 20: 154-159, 1999)

Key Words: Multifocal Intraocular Lens (IOL), Monofocal IOL, Uncorrected visual acuity, Contrast sensitivity, MTF

I. 緒 言

白内障術後における調節にかかわるものを確保しようという目的で,多焦点眼内レンズが登場し,1980年代

後半から現在までに様々なレンズデザインの工夫がなされてきた^{1,2)}。しかし,眼内レンズのpower計算式の問題や乱視のコントロールの問題,多焦点眼内レンズ自体が偏位に敏感であり高度な白内障手術が必要と

別刷請求先: 349-1105 埼玉県北葛飾郡栗橋町大字子右衛門字五反田 714-6 済生会栗橋病院眼科 佐々木淳子 (平成11年5月17日受理)

Reprint requests to: Atsuko Sasaki, MD Dept of Ophthalmol, Saiseikai Kurihashi Hosp 714-6 Gotanda, Koemon, Kurihashimachi, Kitakatsusika-gun, Saitama 349-1105, Japan (Received and accepted May 17, 1999)

されたこと、術後のグレア、ハロー、コントラスト感度の低下の問題などで、一般に普及するには至らなかった¹⁻³⁾。しかし最近、市場に登場した屈折型多焦点眼内レンズ-PA154N-(ARRAY)[®] は超音波水晶体乳化吸引術や circular curvilinear capsulorrhexis の普及とともに良好な成績が報告されてきた⁴⁻⁹⁾。

今回我々は、現在の日本で市販されている唯一の多焦点眼内レンズである PA154N[®] の有用性を評価するため、代表的な単焦点眼内レンズの一つである MA60BM¹⁰⁾ と、臨床的・基礎的(眼光学的)に比較検討した。

II. 対象ならびに方法

対象は老人性白内障に対して超音波水晶体乳化吸引術と眼内レンズ挿入術を施行した患者である。多焦点眼内レンズ群29例51眼、単焦点眼内レンズ群33例53眼であり、両群で年齢に有意差はない。また術後矯正視力 1.0 以上、術後角膜乱視 1.5 D 以下で、白内障以外に眼疾患のない症例を選択した。男女比はそれぞれ男性 7 例女性 22 例、男性 10 例女性 22 例であり、平均年齢は 71.6±7.1 歳 (55~87 歳)、69.3±5.8 歳 (57~80 歳) であった。平均観察期間は 4.79±0.93 カ月 (3~8 カ月) であった。屈折型多焦点眼内レンズは AMO 社で開発されたもので、PMMA 素材のワンピースレンズである。光学部 6.0 mm で中心に 2.1 mm 遠用部があり、同心円上に中心から遠用と近用が交互に配列され、5 ゾーンを形成している。更に近用部分の加入度は 3.5 D で各々の移行部は段階的に滑らかな移行をしている。単焦点眼内レンズはアルコン社で開発された光学部がアクリル素材で、支持部が PMMA のフォールダブルレンズである。

視機能の評価する方法として、両群の術後遠方・近方裸眼視力、完全矯正下でのコントラスト感度検査(MTF8000 を使用)を四つの条件(昼間と夜間の条件、グレアの有無)で測定を行った。視力については、日本では自動車の運転免許の取得に 0.7 以上の視力が必

要であること、近方視力として新聞を読むのに 0.5 以上の視力が必要¹¹⁾であることに注目した。

両者を比較するための統計解析方法として、オッズ比は条件なしロジスティック回帰モデルにて求め、2 群間の比較には Mann-Whitney の U 検定を用いた。危険率 0.05 以下を有意とした。

MTF の測定方法は IOL 用 MTF 測定装置(OPAL Vector Test Station)に ISO に準拠して¹²⁾伊藤・森らが開発した液浸式模型眼を組み込み、生理食塩水で満たした中にそれぞれの眼内レンズを配置して測定した。測定条件は絞り 4 mm として、光源は 546 nm の単色光 e 線とした。

III. 結 果

両群の術後屈折の状態は等価球面度数は多焦点眼内レンズ群では +0.06±0.41 D (-1.0~+0.75 D)、単焦点眼内レンズ群では -0.30±0.62 D (-2.0~+0.75 D) であった。術後乱視はそれぞれ 0.51±0.31 D (0.06~1.35 D)、0.42±0.26 D (0.05~1.20 D) であった。視力検査において、遠方裸眼 0.7 以上でかつ近方裸眼視力 0.5 以上は、多焦点眼内レンズ群で 51 眼中 48 眼(94.1%)、単焦点眼内レンズ群で 53 眼中 5 眼(9.4%)で、オッズ比は 153.6 であった (p<0.0001) (表 1, 図 1)。

コントラスト感度は図 2, 3 に示した。横軸に空間周波数、縦軸にコントラスト感度を提示した。すべての条件およびすべての周波数で単焦点眼内レンズの方が良好であった。日中の条件では太陽光線をイメージした peripheral glare の条件を付加しても、多焦点眼内レンズ群は正常範囲にあり問題はないが、夜間の条件ではグレアがあってもなくてもすべての周波数で有意に低下していた。とくに対向車のヘッドライトを想定した central glare の条件では単焦点眼内レンズ群では正常範囲にあるものの、多焦点眼内レンズ群では著しい低下が認められた。

MTF の結果は図 4, 5 に示した。横軸に空間周波数、縦軸にコントラストの伝達率すなわち結像能力を

表 1 近方裸眼視力 0.5 以上で遠方裸眼視力 0.7 以上の割合比較検討

| 眼内レンズ | 眼数 | Success | Odds ratio (95%CI) | p-value |
|------------------------|----|------------|--------------------|----------|
| Multifocal (PA154N) | 51 | 48 (94.1%) | 153.6 (30.2~945.2) | p<0.0001 |
| Monofocal (MA60BM) | 53 | 5 (9.4%) | 1.0 | |

95%CI indicates 95% confidence interval

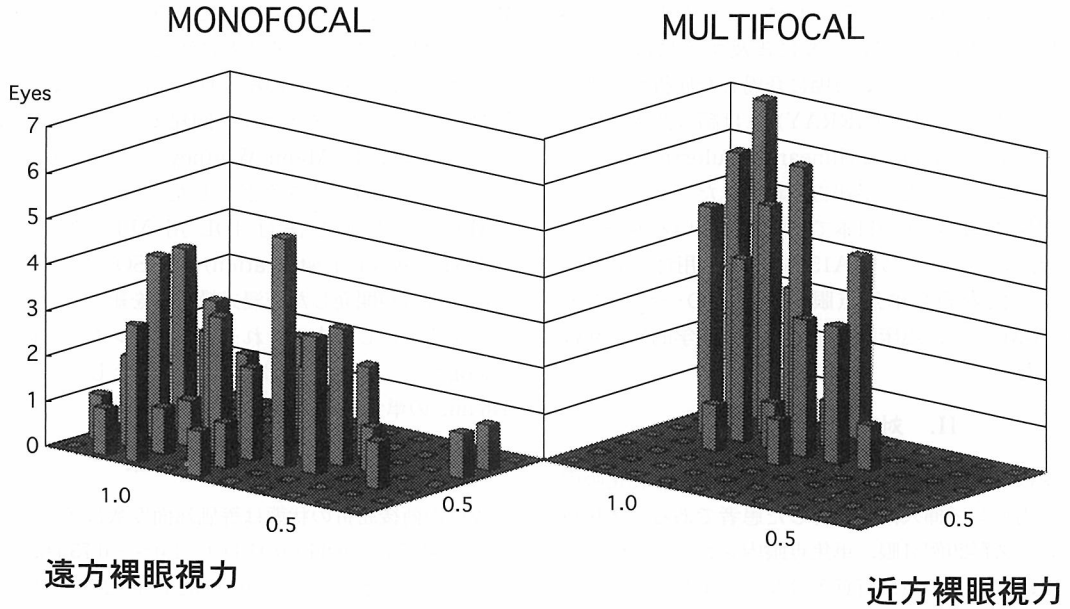


図1 裸眼遠方近方視力の両群の視力分布図
多焦点眼内レンズの方が単焦点眼内レンズより、実用的な遠方・近方裸眼視力の両立が可能であった。

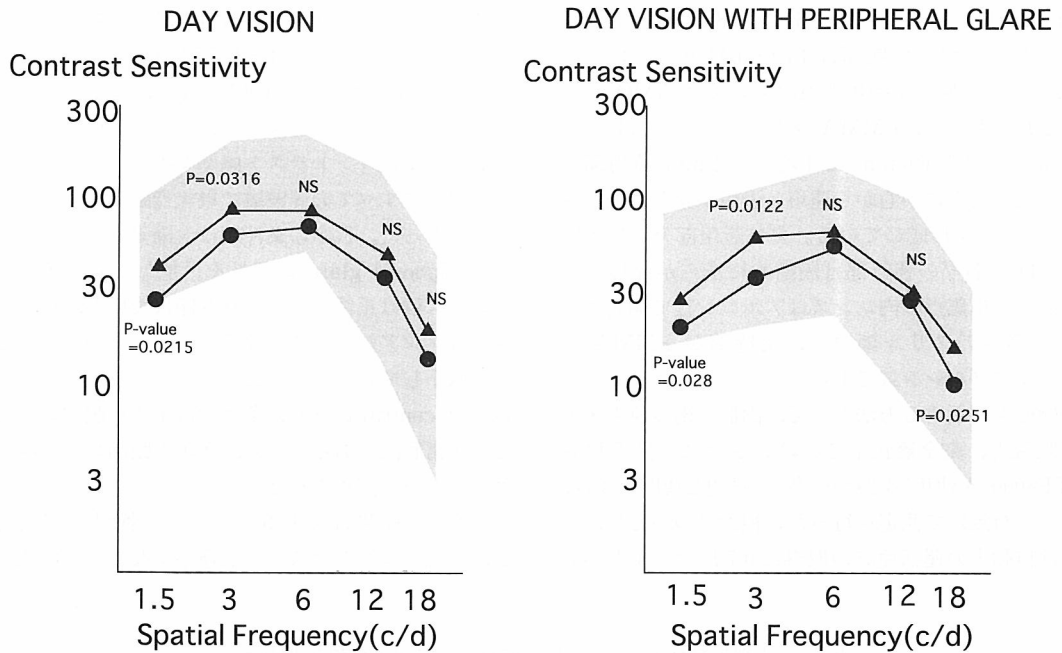
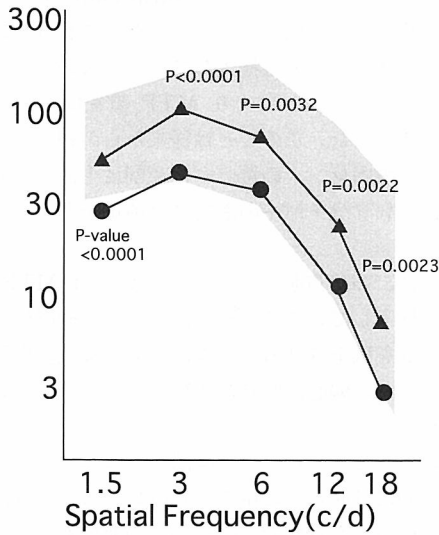


図2 日中の条件における両群の平均コントラスト感度
多焦点眼内レンズのコントラスト感度の方が、単焦点眼内レンズのコントラスト感度より低下しているが、双方とも正常範囲にあった。
▲: monofocal (n=25), ●: multifocal (n=17)

あらわした。単焦点眼内レンズでは回折限界に近い良好な結果が得られたが、多焦点眼内レンズでは近方部

分を確保するため、遠方部分は低周波数領域から高周波数領域にかけて MTF の低下が認められた。

NIGHT VISION
Contrast Sensitivity



NIGHT VISION WITH CENTRAL GLARE
Contrast Sensitivity

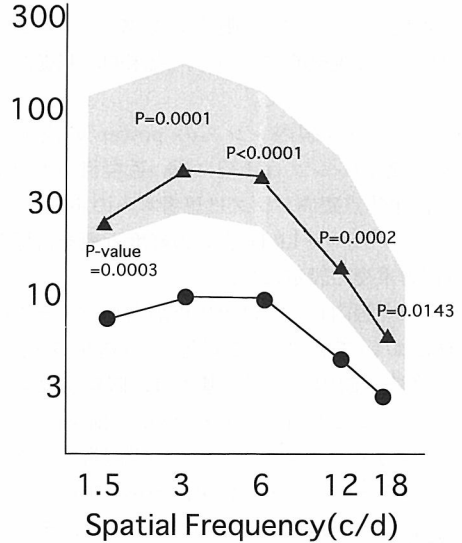


図3 夜間の条件における両群の平均コントラスト感度
全周波数領域で多焦点眼内レンズのコントラスト感度は有意に単焦点眼内レンズより低下しているが、とくに central glare の条件では著しい低下を認めた。
▲: monofocal (n=25), ●: multifocal (n=17)

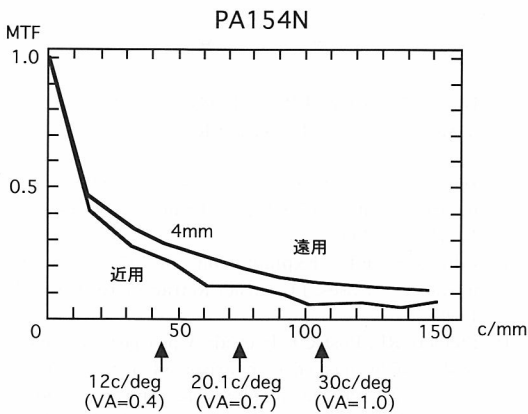


図4 多焦点眼内レンズの遠方部・近方部の MTF
近方部の MTF を確保するため、遠方部の MTF も低周波数領域から高周波数領域にかけて低下していた。

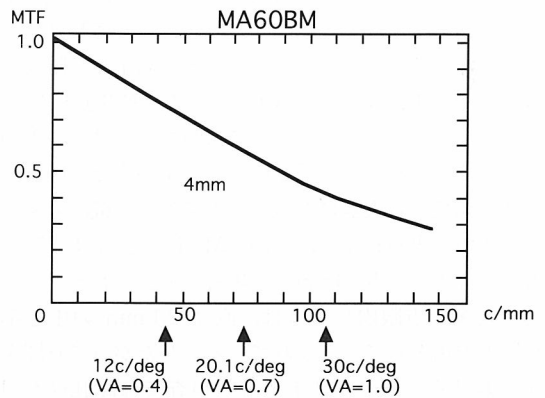


図5 単焦点眼内レンズの MTF
結像限界に近い良好な MTF が得られた。

IV. 考 按

日常生活における眼鏡への依存が減少するため、最近、屈折型多焦点眼内レンズの有用性が報告されてきている。単焦点眼内レンズの場合は必然的に術後の屈

折によって、遠方用か近方用として1本もしくは遠近それぞれに2本の眼鏡が必要となることが多い。若いときから常時眼鏡を装着している場合は問題は少ないが、老眼を経験しているとはいえ、白内障術後、眼鏡がなくて字が読めないという状況は不自由である。また何本も眼鏡を作らなくてはならないということは

経済的負担もある。

そこで今回我々は、その多焦点眼内レンズの有用性や使用にあたっての注意点を検討するために、現在最も使用頻度の高い単焦点眼内レンズの一つである MA60BM¹⁰⁾ と視機能について、臨床的、基礎的（眼光学的）に比較検討した。

通常術前に行う眼内レンズの power の決定の際に、多焦点眼内レンズは正視に近い近視狙い（-0.5 D 程度）で、単焦点眼内レンズは患者本人の希望により、ほとんどが -0.5~-1.0 D 狙いの軽度近視を目標とした遠方視力重視の設定にした。

この多焦点眼内レンズは単焦点眼内レンズと術後矯正視力においてはすでに同等との結果を得ている^{4,5,9)}。多焦点眼内レンズの基本は、眼鏡がなくても見えるということが目標であるため、両眼内レンズ挿入眼での遠方・近方視力とも先述の裸眼視力を獲得したものを成功とした。その結果、多焦点眼内レンズ群で 94.1%、単焦点眼内レンズ群で 9.4% で、そのオッズ比は 153.6 であり、多焦点眼内レンズの方が有意に単焦点眼内レンズよりも遠方近方視力の両立が可能であった。このことから日常眼鏡を必要とする頻度、需要は格段に違うことが予想できた。

MCT8000 で測定したコントラスト感度の検査では昼間の条件ではグレアの有無にかかわらず、多焦点眼内レンズ群では Ginsberg の提示した正常範囲¹³⁾にあり良好であった。一方、モデル眼で測定した眼球結像系の MTF が、多焦点眼内レンズと単焦点眼内レンズとではすべての周波数領域にわたって著しい差がみられた。これらの一見矛盾する結果が出た原因としては、網膜から大脳に至るまでの情報処理機能の関与も大きいと思われるが、今回、MTF を測定する際の人工瞳孔の大きさ（4 mm）の影響も考えられる。今回用いた多焦点眼内レンズは、直径 2.1 mm の中心部が遠方視用として設計されている。したがって昼間条件におけるコントラスト感度の検査では瞳孔径が 4 mm よりも小さくなる可能性があり、MTF 測定値ほどの機能低下は生じることがなかったものと考えられる。このことに関しては今後人工瞳孔径を変化させ、各瞳孔径についての MTF を測定し検討を加える予定である。

以上のことから、昼間であればこの屈折型多焦点眼内レンズは十分な機能を発揮する、遠方優位の眼内レンズであることがわかった。しかし、夜間の条件でコントラスト感度を測定すると、単焦点眼内レンズ群においては、正常域の下限にあるものの、多焦点眼内レ

ンズ群に比べてすべての周波数領域において優位に低下していた。とくに自動車運転中の対向車のヘッドライトをシミュレートした central glare の条件では、正常範囲よりも低下してしまった。これはやはり瞳孔径が夜間においては拡大して、レンズの近方視用の部分が影響することにより MTF 値を低下させたためと考えられた。このことは従来からの報告どおり¹⁴⁾、多焦点眼内レンズの適応には夜間に生活の中心がある人、プロドライバーの適応には慎重を要すると思われた。

更に、多焦点眼内レンズにおいては MTF が全体的に低下していることから、その他の網膜像のコントラストを低下させるような、例えば後発白内障や、眼内レンズの偏心、傾斜の影響を受けやすいことが示唆された。

以上のことから、今回検討した多焦点眼内レンズは視力的には明らかに単焦点眼内レンズより裸眼遠方・近方視力とも良好で、眼鏡からの解放も期待される有用な眼内レンズであることがわかった。しかし、夜間や薄暗い天気の良い日などコントラストの悪い環境下ではその多焦点機構はいかされず、視力は低下しやすいことが考えられるため、適応に際しては職業、生活習慣など慎重な検討を要すると思われた。

文 献

- 1) Duffey RJ, Zabel RW & Lindstrom RL: Multifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 16: 423-429, 1990.
- 2) Holladay JT, Van Dijk H et al: Optical performance of multifocal intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 16: 413-422, 1990.
- 3) Ellingson FT: Explantation of 3M diffractive intraocular lenses. J Cataract Refract Surg 16: 697-702, 1990.
- 4) Steinert RF, Post CT Jr et al: A prospective, randomized, double-masked comparison of a zonal-progressive multifocal intraocular lens and a monofocal intraocular lens. Ophthalmology 99: 853-861, 1992.
- 5) Percival SPB & Setty SS: Prospectively randomized trial comparing the pseudoaccommodation of the AMO Array multifocal lens and a monofocal lens. J Cataract Refract Surg 19: 26-31, 1993.
- 6) 馬嶋慶直, 清水公也: 屈折型多焦点眼内レンズ (SSM-26NB) の臨床試験報告. 眼紀 45: 1323-1330, 1994.
- 7) Weghaupt H, Peh S & Skorpik C: Visual properties of the foldable Array multifocal intraocular lens. J Cataract Refract Surg 22 (Suppl 2): 1313-1317, 1996.
- 8) Negishi K, Bissen-Miyajima H et al: Evaluation of a Zonal-progressive multifocal intraocular lens. Am J Ophthalmol 124: 321-330, 1997.
- 9) Vaquero-Ruano M, Encinas JL et al: AMO Array

- multifocal versus monofocal intraocular lenses: Long-term follow-up. *J Cataract Refract Surg* 24: 118-123, 1998.
- 10) Oshika T, Araie M et al: Current trends in cataract and refractive surgery in Japan—1996 survey. *Jpn J Ophthalmol* 42: 227-241, 1998.
 - 11) 所 敬：屈折異常とその矯正。第3版：27，金原出版，東京，1997.
 - 12) ISO 11979-2 Optics and Optical instruments
—Intraocular lenses—Part 2: Optical properties and test methods (1997).
 - 13) Ginsberg AP, Evans DW & Cannon MW Jr: Large sample norms for contrast sensitivity. *Am J Opt Physiol Opt* 61: 80-84, 1984.
 - 14) Akutsu H, Legge GE et al: Multifocal intraocular lenses and glare. *Optom Vis Sci* 70: 487-495, 1993.
-

特集 1998年無水晶体眼 (JARG)

眼内レンズパワー計算式の問題

高良由紀子

県西部浜松医療センター眼科

I. はじめに

眼内レンズパワー計算は、白内障手術、眼内レンズ挿入を行う際に必要であるが、術後屈折度が予想と異なり患者の希望に沿うことができず苦慮することがある。眼内レンズパワー計算式は、二つの方式に分かれていて、実際の症例から回帰法を用いて作成した経験式 (SRK 式¹⁾, SRK II 式²⁾など), 光学モデル眼から計算した理論式 (SRK/T 式³⁾, Holladay 式⁴⁾, Hoffer Q 式⁵⁾) がある。

どちらの方式でも、計算式における構成要素のなかで、臨床上、術後屈折度に大きな影響を与える要素は三つあり、1. 眼軸長、2. 角膜屈折力、3. 前房深度、である。

それぞれの要素における最近の問題点を検討した。

II. 眼軸長

眼内レンズパワー計算式は、ヒトの標準眼軸長である 23 mm 前後を基準としているため、短眼軸長眼や、長眼軸長眼の症例では、予想屈折度に誤差が生じてくることが指摘されている^{6,7)}。そこで、様々な計算式の改良の試みが行われ報告されている^{2-6,8,9)}。計算式の精度と眼軸長の関係を調べるため、最近の症例を対象に、いくつかの計算式の予想屈折度の精度を比較した¹⁰⁾。

1. 対象および方法

対象は白内障手術および眼内レンズ挿入術を行った 786 眼で、眼軸長別に、短眼軸長眼 (20 mm 以上 22 mm 未満) 114 眼、普通眼軸長眼 (22 mm 以上 24.5 mm 未満) 278 眼、中等度長眼軸長眼 (24.5 mm 以上

27 mm 未満) 135 眼、長眼軸長眼 (27 mm 以上) 259 眼の 4 グループに分けた。また、超音波水晶体乳化吸引術および眼内レンズ挿入術で、嚢内固定した症例を選択した。

術後屈折度は手術後 3 ヶ月以降の屈折度を用い、等価球面度数で計算した。乱視度が ± 2 D より大きい症例は除いた。そして、予想屈折度の誤差 (誤差 = 術後屈折度 - 予想屈折度) が、 ± 1 D 未満に収まった割合を % で比較した。

用いた計算式は、SRK 式、SRK II 式、SRK 修正式 (眼軸長 22 mm 未満では S-SRK 式⁶⁾, 眼軸長 24.5 mm 以上 27 mm 未満では M-SRK 式⁷⁾, 眼軸長 27 mm 以上では L-SRK 式⁸⁾, SRK/T 式、Holladay 式である。

A 定数はメーカー推奨値を用いた。Holladay 式における SF (surgeon factor) の値は、Holladay の報告⁴⁾に基づき、 $SF = 0.5663A - 65.6$ (A: A 定数) から求めた。

2. 結果

結果を表 1 に示す。

誤差 ± 1 D 未満に収まった症例の割合を調べたところ、短眼軸長眼では S-SRK 式 75%、普通眼軸長眼では SRK 式 70%、Holladay 式 69%、中等度長眼軸長眼では Holladay 式 72%、SRK/T 式 70%、長眼軸長眼では SRK/T 式 64%、L-SRK 式 61% が良好であった。

III. 角膜屈折力

眼内レンズパワー計算式は、正常眼をもとにつくられているため、外傷を受けたり、角膜の手術を行った

別刷請求先: 432-8002 浜松市富塚町 328 県西部浜松医療センター眼科 高良由紀子
(平成11年5月17日受理)

Reprint requests to: Yukiko Kora Dept of Ophthalmol, Kenseibu Hamamatsu Medical Center
328 Tomizuka-cho, Hamamatsu 432-8002, Japan
(Received and accepted May 17, 1999)

表1 786眼における眼内レンズパワー計算式の予想屈折度の精度の比較
(予想屈折度の誤差±1 D未満に収まった症例の割合)

| | 短眼軸長 | 普通眼軸長 | 中等度長眼軸長 | 長眼軸長 |
|----------|------|-------|---------|------|
| SRK | 51 | 70 | 51 | 45 |
| SRK II | 54 | 51 | 64 | 39 |
| S-SRK | 75 | | | |
| M-SRK | | | 52 | |
| L-SRK | | | | 61 |
| SRK/T | 56 | 66 | 70 | 64 |
| Holladay | 54 | 69 | 72 | 52 |

各計算式の予想屈折度の誤差=予想屈折度-実際の術後屈折度

症例では、予想屈折度の精度が低下すると考えられる。角膜屈折矯正手術の出現により、このような症例が将来増加することが予想され、最近問題となっている。

1. 眼内レンズパワー計算式の選択

まだ、臨床データが少ないという問題はあるものの、経験値をもとにしてつくられた経験式より、理論式の方が正確な予想屈折度を得られる可能性が高い^{11,12)}。また症例報告が少なく、どの理論式が最も優れているかは、これからの臨床データの蓄積が必要である。

2. 角膜屈折力の測定方法

Hoffer は測定方法として以下の方法を挙げている¹³⁾。

- 1) 従来からのオートケラトメータを用いる方法
 - 2) トポグラフィ
 - 3) 角膜屈折矯正手術前後の全屈折度の変化を参照とする
 - 4) コンタクトレンズ
- 3) については、現在の屈折矯正手術の対象は若年層であり、白内障手術を受ける年齢になったときに、角膜屈折矯正手術前後のデータが得られるかどうかは疑問がある。様々な臨床データを集めて、どの方法が最も有効で現実的か試みがなされている段階である。

3. 角膜屈折力の変化

1) 角膜屈折矯正手術後、とくに PRK 手術を受けた場合、角膜屈折度は長期にわたり変化することが指摘されている¹⁴⁻¹⁶⁾。

2) RK (radial keratotomy)の術後は、角膜屈折力の日内変動があることが知られている¹⁷⁾。この場合も、適切な角膜屈折力の値の決め方が難しいと予想さ

(D)

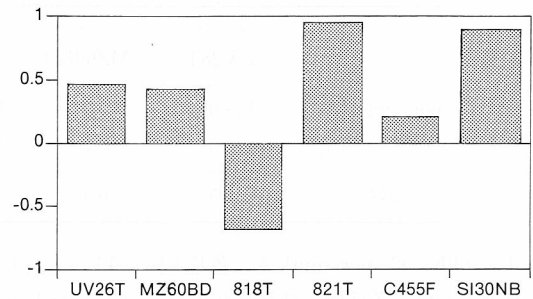


図1 SRK II 式を用いたときの予想屈折度の誤差

れる。

IV. 前房深度の問題

予想術後前房深度を理論的に求めることは困難であるためか、第3世代の理論式では同じ種類の眼内レンズを用いた症例の術後屈折度から回帰して、前房深度を術後屈折度から回帰して用いることが推奨されている。

この考え方は、SRK 式の A 定数を求める考え方と同じであり、Holladay 式および SRK/T 式の前房深度と、A 定数との間には相関関係がある (Holladay: $SF=0.5663A-65.6^4)$, SRK/T: $ACD=0.62457A-68.747)$ (A: A 定数, ACD=前房深度)³⁾。理論式の前房深度値を新しく症例を回帰して求めることは普通の施設では難しいので、まずはこれまで用いられている A 定数から求める方法が一般的であると考えられる。そこで、A 定数の精度は、SRK 式だけでなく理論式においても重要と考えられ、メーカー推奨値の A 定数の精度について検討した。

1. 対象および方法

眼軸長 22 mm 以上 24.5 mm 未満の症例 271 眼を対象にした。用いた眼内レンズは 6 種で、メニコン社製 UV26T 88 眼、アルコン社製 MZ60BD 59 眼、ファルマシア社製 818T 20 眼、821T 38 眼、ORC C455F 41 眼、アラガン社製シリコーンレンズ SI30NB 25 眼である。用いた計算式は、SRK II 式である。

2. 結果

SRK II 式の予想屈折度と実際の術後屈折度を比較した (誤差=術後屈折度-予想屈折度) ところ、2 種類の眼内レンズでは予想より約 0.9 D 遠視となっていた (図 1)。SRK II の方法²⁾ ($A1=(Ra \times Rf)+I+$

表2 眼内レンズ別の A 定数の検討

| | メニコン UV28T | アルコン MZ60BD | ファルマシア 818T | ファルマシア 821T | ORC C455F | AMO SI30NB |
|------------|---------------|----------------|----------------|----------------|--------------|---------------|
| personal A | 118.0 | 119.2 | 119.0 | 118.6 | 119.2 | 118.5 |
| メーカー推奨値 | 117.5 | 118.7 | 118.8 | 117.4 | 119.0 | 117.4 |
| 誤差 | 0.5 | 0.5 | 0.2 | 1.2 | 0.2 | 1.1 |

2.5L+0.9K-C, personal A=各症例の A1 の合計/症例数) (A1: 各症例の術後屈折度から逆算したA 定数, Ra: 術後屈折度, Rf: I が 14 D から大きいときは 1.25, 14より小さいときは 1.0 を代入, I: 挿入眼内レンズパワー, L: 眼軸長, K: 角膜屈折力, C: 定数)を用いて, personal A 定数を術後屈折度から計算した。予想よりとくに遠視となった眼内レンズでは, personal A とメーカー推奨の A 定数との間に 1 D 以上の差がみられていた (表2)。

V. 考 按

眼内レンズパワー計算式は, はじめに述べたように, 眼軸長, 角膜屈折力, 前房深度がとくに重要な要素である。それぞれの要素の最近の問題について, 臨床データを加えて検討した。眼軸長の問題では, 以前から指摘されているように, 短長眼軸長領域における眼内レンズパワー計算式の精度の低下が挙げられる。この問題を解決するために計算式は改良されているが, どの計算式が最もよいかは, 眼軸長別に比較する必要がある。そこで, 786 眼を対象に, 眼軸長別に各計算式の予想屈折度の精度を検討した。誤差 ± 1 D 未満に収まった症例の割合について検討した結果, 短眼軸長眼では S-SRK 式, 普通眼軸長眼では SRK 式, Holladay 式, S, 中等度長眼軸長眼では Holladay 式, SRK/T 式, 長眼軸長眼では SRK/T 式, L-SRK 式が良好であった。このことから一つの計算式で眼軸長すべてを対応させるより, 計算式を使い分けた方が, より正確な予想屈折度の精度を得ることができると考えられる。

角膜屈折力については, 以前は眼軸長ほど予想屈折度誤差の要因にならないと一般に考えられていた。しかし, 最近の角膜屈折矯正手術の出現は新たな眼内レンズパワー計算式の問題を引き起こした。角膜屈折矯正手術を受ける対象が若い年代を中心としているため, 現在, 白内障手術が必要になる例はまだ少ない。そこで, 文献報告を中心に今後の問題について述べた。理論式の一部はすでに, 角膜屈折手術後の眼内レ

ンズパワー計算式に対応している。しかし, これもまだ実際の例数は少ないので, 臨床データが相当数蓄積されないと計算式の精度は確認できない。

それ以上に問題となるのは, 角膜屈折力の測定方法である。いずれ, 色々な方法で測定された症例のデータをもとにこれについても回答が出るのであろうが, 患者に不利益を強いることなく, 術中にある程度正確な屈折度を確認できるように, 術中オートレフラクトメータの進歩などを期待したい。

予想前房深度の問題は, 最近の理論式ではとくに注目されている。しかし, personal 前房深度をいったん手術した症例の術後屈折度から逆算して求め, 別の症例で眼内レンズを挿入していくというのは, 一般の施設では現実的ではないので, これまでの A 定数をもとに計算するというのが大方の傾向と思われる。そこで, A 定数がどの程度正確なのか, 自験例で調べてみた。正視に設定することが多い施設では, 予想より遠視となってしまうと, 術前の患者への説明と異なり, 眼鏡が二つ必要になることがある。自験例では, 二つの眼内レンズでとくに遠視傾向となっていることがわかった。Personal A 定数は施設, 術者によって異なる値であるが, 前房深度などに比べれば, 計算方法は容易である。メーカー推奨値を用いたときに, 多くの症例が一様に遠視または近視傾向になる場合は, 各施設で personal A 定数の計算を行うことが望まれる。

文 献

- 1) Sanders DR & Kraff MC: Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. Am Intraocular Implant Soc J 6: 263-267, 1980.
- 2) Sanders DR, Retzlaff J & Kraff MC: Comparison of the SRK II formula and other second generation formulas. J Cataract Refract Surg 14: 136-141, 1988.
- 3) Retzlaff JA, Sanders DR & Kraff MC: Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 16: 333-346, 1990.
- 4) Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, John WL & Ruiz RS: A three-part system for refining

- intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 14: 17-24, 1988.
- 5) Hoffer KJ: The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 19: 700-712, 1993.
 - 6) 高野 馨, 高良由紀子, 大倉理恵, 谷口重雄, 稲富 誠, 深道義尚: SRK 式の精度-特に短眼軸長眼における誤差の検討. *IOL* 5: 308-314, 1991.
 - 7) Sanderas DR, Retzlaff JA et al: Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 16: 341-346, 1990.
 - 8) Kora Y, Totsuka N, Fukado Y, Marumori M & Yaguchi S: Modified SRK formula for axial myopia ($24.5 \text{ mm} \leq \text{axial length} < 27 \text{ mm}$). *Ophthalmic Surg* 23: 603-607, 1992.
 - 9) Kora Y, Suzuki Y, Inatomi M, Fukado Y & Ozawa T: A simple modified SRK formula for severely myopic eyes. *Ophthalmic Surg* 21: 266-271, 1990.
 - 10) 貴嶋孝至, 小沢忠彦, 高良由紀子, 谷口重雄, 稲富 誠, 小出良平, 小澤哲磨: 眼軸長の違いによる眼内レンズパワー計算式の精度. *日眼会誌* 103: 470-476, 1999.
 - 11) 北大路浩史, 中井義秀, 北大路勢津子, 中井義昌: 放射状角膜切開後の眼内レンズ移植の一例. *IOL* 8: 182-186, 1994.
 - 12) Lyle WA & Jin GJ: Intraocular lens power prediction in patients who undergo cataract surgery following previous radial keratotomy. *Arch Ophthalmol* 115: 457-461, 1997.
 - 13) Hoffer KJ: Intraocular lens power calculation for eyes after refractive keratotomy. *J Cataract Refract Surg* 11: 490-493, 1995.
 - 14) Epstein D, Fagerholm P et al: Twenty-four-month follow-up of excimer laser photorefractive keratectomy for myopia. Refractive and visual acuity results. *Ophthalmology* 101: 1558-1564, 1994.
 - 15) Maguen E, Salz JJ et al: Results of excimer laser photorefractive keratectomy for the correction of myopia. *Ophthalmology* 101: 1548-1557, 1994.
 - 16) McDonnell PJ, Nizam A & Lynn MJ: Morning-to-evening change in refraction, corneal curvature, and visual acuity 11 years after radial keratotomy in the prospective evaluation of radial keratotomy study. The PERK Study Group. *Ophthalmology* 103: 233-239, 1996.
-

特集 1998年無水晶体眼 (JARG)

屈折矯正手術後の眼内レンズパワー予測

魚里 博

奈良県立医科大学眼科学講座 (現在: 北里大学医療衛生学部)

Intraocular Lens Power Prediction after Keratorefractive Surgery

Hiroshi Uozato

Department of Ophthalmology, Nara Medical University

角膜の屈折矯正手術は、近視、遠視や正乱視などの屈折異常を手術的に矯正する目的で行われている。角膜屈折矯正手術の症例数は今後も増加するため、このような症例で将来白内障手術が必要な件数の増加も予想される。以前に屈折矯正手術を受けた眼の眼内レンズ度数計算は、通常のケラトメータや角膜形状解析装置で角膜屈折力を正しく決定することが困難なため、問題の多い課題である。本稿では、角膜屈折矯正手術を受けた症例の眼内レンズ度数の計算間違いや白内障術後の遠視化の主たる原因について検討する。このような屈折矯正手術後の白内障手術での眼内レンズ度数の過小評価や術後遠視を避けるためには、屈折矯正手術後の角膜屈折力を正しく評価するべきである。(視覚の科学 20: 164-167, 1999)

キーワード: 眼内レンズ, 度数予測, 屈折矯正手術, 角膜屈折力, 角膜形状

Keratrefractive surgery has been used for surgical correction of refractive errors, such as myopia, hyperopia, and regular astigmatism. Because the number of keratrefractive surgical procedures is still expected to increase over time, an increasing volume of cataract surgeries in postkeratrefractive surgery eyes is anticipated. Calculating the intraocular lens (IOL) power for an eye that has previously undergone refractive surgery is a problematic subject because of the difficulty of correctly determining the corneal power with standard keratometers and/or videokeratoscopes. In this review, the main cause of the IOL power mis-calculations and resultant hyperopic shift after cataract surgery in patients underwent keratrefractive surgery will be discussed. To avoid underestimation of IOL power and hyperopic shift after cataract surgery following refractive surgery, the corneal power after refractive surgery should be correctly assessed. (Jpn J Vis Sci 20: 164-167, 1999)

Key Words: Intraocular lens, Power prediction, Refractive surgery, Refractive power of cornea, Corneal topography

I. はじめに

各種の屈折矯正手術が世界的に盛んに実施されている現状で、我が国でも近年 PTK (phototherapeutic

keratectomy)による角膜の治療的切除が認可を受け、近々にも PRK (photorefractive keratectomy)による近視治療にも認可が下りる見込みとなってきた。アメリカでは、1980年ころより RK (radial ker-

別刷請求先: 228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学医療衛生学部・生理光学 魚里 博
(平成11年7月2日受理)

Reprint requests to: Hiroshi Uozato, PhD Dept of Orthoptics & Visual Science, Kitasato Univ School of Allied Health Sciences
1-15-1 Kitasato, Sagamihara 228-8555, Japan
(Received and accepted July 2, 1999)

atotomy)による近視矯正手術が盛んに行われ、その後のエキシマレーザーの実用化に伴い、PTK や PRK、更にはエキシマレーザー LASIK などによる角膜を舞台とした屈折矯正手術が数多く実施されている⁹⁾。欧米でも当初の RK 症例が20年近くの経過を経て、年齢的に白内障手術を受けなければならない症例も増加している。我が国でも、徐々にではあるがこのような症例も増加するものと思われる。

このような屈折矯正手術を受けた症例の眼内レンズ(以下 IOL) 適正度数を予測することは極めて難しくなる²⁻¹¹⁾。なぜならば、屈折矯正手術により角膜の形状(曲率や厚み)が大幅に修正されているためであり、IOL 挿入前の検査で、角膜曲率や眼軸長の正しい評価ができるか否かが問題となる。このような角膜屈折矯正手術後の症例に IOL を挿入する場合のレンズパワー予測の問題点とその対策¹⁰⁾について検討する。

II. 屈折矯正手術後の眼球の特徴

角膜を舞台とする各種の屈折矯正手術では、術後の角膜や眼球に大きな変化が生じる場合が多い。その代表的なものは、1. 角膜の曲率変化(RK, AK), 2. 角膜の厚み変化(PTK), 3. 角膜の曲率と厚みの変化(PRK, ALK, LASIK), 4. 眼軸長の変化(PTK, PRK, LASIK などでは変化の可能性あり)などが考えられる。

なお、RK や AK では、理想的には切開による曲率変化のみを期待している。また PTK では角膜の厚みのみの変化を期待している。LASIK や PRK では、レーザーによる角膜切除による角膜厚と角膜曲率の両者の変化が生じる。PTK で切除深度が 0.2 mm と大きくなれば、曲率半径も短くなるが眼軸長もその分だけ短くなる。PRK や LASIK でも強度近視の矯正の場合には角膜中央部の切除深度が 0.1 mm をこえるようになり、眼軸長もその分だけ短くなる。しかし、超音波眼軸長の測定精度や術後の角膜拡張により切除深度の分だけ眼軸が短くなることは極めて少ないだろうし、測定精度からして明確には術前後の眼軸長が変化しているとは言い難い。

III. 角膜の曲率変化

屈折矯正手術後の IOL 度数予測で問題となるのは、角膜切除による眼軸長の短縮よりもフラット化した角膜の屈折力評価にある。矯正手術後の角膜屈折力(K 値)をいかに正しく評価できるかが重要となる。また、矯正手術後の著明な遠視化や屈折変化あるいは

屈折度の経年変化の影響も IOL 度数予測を難しくしている。

IV. 角膜 K 値の問題点

通常の角膜曲率計(ケラトメータ)や角膜形状解析装置(角膜トポグラフィ)により術後の角膜曲率半径や屈折力を測定できるが、この値が曲者である¹²⁻¹⁴⁾。なぜなら、直接測定できるものは角膜表面の曲率半径(r_1)であり、この値から角膜の換算屈折率 n_e を 1.3375 を仮定して、 $R_1 = \frac{n_e - 1}{r_1} = \frac{337.5}{r_1}$ から角膜系全体の屈折力を推定しているため、正しく評価で

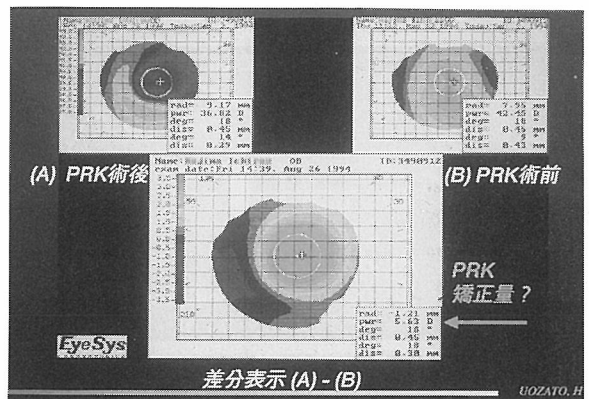


図1 角膜トポグラフィによる PRK 術前後の形状変化
術後の角膜屈折力や矯正量(術前後の差分)は正しく評価されているか?

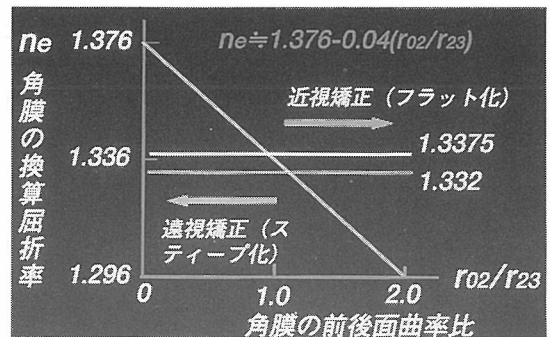


図2 角膜の換算屈折率
角膜の換算屈折率として1.3375が標準的に用いられて表面曲率半径から角膜屈折力を推定している。しかし、角膜換算屈折率は角膜の前後面曲率半径の比に依存するため、矯正手術後のようにこの比が大幅に変わると適応できない。近視矯正では術後1.1~1.5前後に変わるため、術後の屈折力を正しく評価するには、換算屈折率は1.31~1.32程度に低く設定しなければならない。

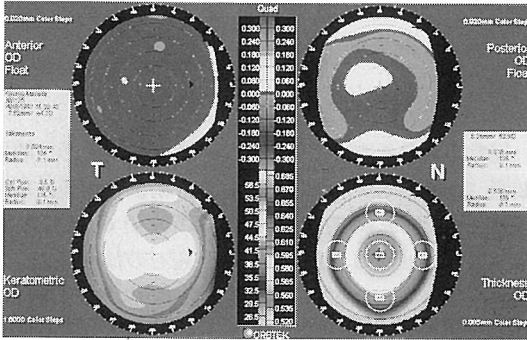


図3 Orbscan™による角膜形状解析
角膜の前後面および厚みの実測から角膜系の全屈折力を評価できる。

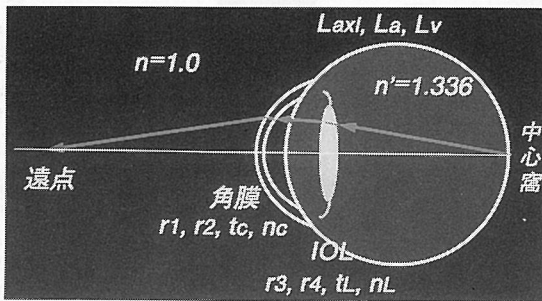


図4 眼内レンズパワー予測における近軸光線追跡法 (ray tracing)
眼球光学系や挿入する眼内レンズのパラメータが既知であれば、最も正確な度数予測を可能とする。

きない(図1)。とくに屈折矯正手術を受けて角膜形状が大幅に修正されている場合には、大きな誤差が生じる。通常のケラトメータやトポグラフィーでは、角膜の換算屈折率として標準的に1.3375の値を採用している。しかし、この値が適応できる角膜は、標準的な表面曲率半径(約7.80 mm)と前後面比(1.15=7.8/6.8)を有する場合に限られる。近視矯正後のフラットな角膜ではK値を過大評価し、遠視矯正後のステープな角膜では過小評価される¹⁴⁾(図2)。エキシマレーザーPRKによる近視矯正手術前後の角膜形状変化¹⁵⁾は、ケラトメータやトポグラフィーモードで角膜表面のみから求めた値は術前 $r_1=7.87$ mm, $R_1=42.89$ D, 術後 $r_1'=9.33$ mm, $R_1'=36.19$ Dであったが、Orbscan™で求めた角膜の全屈折力は、術前 $K=41.50$ D, 術後 $K'=33.75$ Dであった(26症例の平均値)。通常のケラトメータやトポグラフィーによる表面形状から得られる術後角膜屈折力36.19 Dをその

表1 屈折矯正手術後の眼内レンズ度数予測における角膜屈折力(K値)の推定方法

1. ケラトメータ
角膜中央部の屈折力(トーリック面を仮定)、換算屈折率の影響を受ける。
2. 角膜トポグラフィー
ケラトメータより広範囲の測定が可能であるが、角膜曲率や屈折力は正確か? 換算屈折率の影響を受ける。
3. 屈折の履歴情報の利用*
術前のケラト値と屈折度、術後の屈折度の3変数から術後のケラト値を推定。屈折矯正手術を受ける術前データを利用できることは少ない。
4. コンタクトレンズ(HCL)装着検査データの利用*
裸眼の屈折度、CLのベースカーブ、パワーおよびCL装着下の屈折度から推定することができる。
5. Orbscan™
角膜の前後面・厚みから角膜全屈折力をより正確に求めることができる。

*: 詳細は、Vision Times 4 (4): 1-3, 1997.を参照されたい

ままK値として用いると、33.75 Dよりも約2.44 D過大評価され、IOL度数予測値をその分だけ過小評価することとなる。

今までの屈折矯正手術症例は大部分が近視矯正であるため、IOL度数予測におけるK値を通常のケラトメータやトポグラフィーで過大評価し、その結果挿入すべきIOL度数を過小評価し、IOL挿入眼の術後屈折度は予想よりも大幅に遠視化するのである¹⁰⁾。

V. 対策

屈折矯正手術後のIOLパワー予測をより正確に行うには、K値の正しい評価が重要である。最近では、角膜の全屈折力をより正確に評価可能な装置Orbscan™も臨床利用できるようになってきた(図3)。角膜の前面形状のみでなく後面形状と角膜厚みを実測して全屈折力(K値)を評価できる。また、IOLパワー予測式には、従来から各種のものが利用されているが、眼球光学系の各種パラメータが臨床評価できれば、光線追跡法(ray tracing)が最も有用となる¹⁰⁾(図4)。

屈折矯正手術後のIOL度数予測における角膜K値の推定に現在用いることができる方法は表1に示すようなものが考えられる。しかし、通常の場合には、ケラトメータあるいは角膜トポグラフィーによる角膜K値を利用することが多いが、屈折矯正手術後の角

膜を評価する場合にはいずれの方法も正確ではない。そのため、Orbscan™ のような装置が利用できない場合には、屈折の履歴情報を用いるか、コンタクトレンズ (HCL) を用いて矯正手術後の角膜 K 値を推定する方法を併用することが望ましい。現段階としては、Orbscan™ のような最新機種 of K 値を利用するか、あるいは通常のケラト値に表 1 の 3. あるいは 4. の方法を併用して K 値の信頼性を高め、各施設で最も信頼のおける予測式を用いることが術後の屈折誤差を防ぐ近道となる。

文 献

- 1) 水流忠彦, 魚里 博, 清水公也編: 屈折矯正のプロセスと実際. 207, 金原出版, 東京, 1998.
- 2) Koch DD, Liu JF et al: Refractive complication of cataract surgery after radial keratotomy. *Am J Ophthalmol* 108: 676-682, 1989.
- 3) Hoffer KJ: Intraocular lens power calculation for eye after refractive surgery. *J Refract Surg* 11: 490-493, 1995.
- 4) Celikkol L, Pavlopoulos G et al: Calculation of intraocular lens power after radial keratotomy with computerized videokeratography. *Am J Ophthalmol* 120: 739-750, 1995.
- 5) Lyle WA & Jin GJC: Intraocular lens power prediction in patients who undergo cataract surgery following previous radial keratotomy. *Arch Ophthalmol* 115: 457-461, 1997.
- 6) Kalski RS, Danjouz J-P et al: Intraocular lens power calculation for cataract surgery after photorefractive keratectomy for high myopia. *J Refract Surg* 13: 362-366, 1997.
- 7) Holladay JT: Cataract surgery in patients with previous keratorefractive surgery (RK, PRK, and LASIK). *Ophthalmic Pract* 15: 238-244, 1997.
- 8) Speicher L & Gottinger W: Intraocular lens power calculation after decentered photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 25: 140-143, 1999.
- 9) Seitz B, Langenbucher A et al: Underestimation of intraocular lens power for cataract surgery after myopic photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 106: 693-702, 1999.
- 10) 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.
- 11) 大庭哲郎: RK や PRK 術後の患者に対して白内障手術を施行するときの, 眼内レンズ度数の計算方法について教えてください. *あたらしい眼科* 14 (臨増): 73-76, 1998.
- 12) 魚里 博: 屈折矯正手術における角膜トポグラフィー検査の有用性について教えてください. *あたらしい眼科* 14 (臨増): 81-74, 1998.
- 13) 魚里 博: 角膜形状の評価法. *眼科* 39: 697-705, 1997.
- 14) 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.
- 15) 魚里 博, 榊田浩三, 坂ノ下和弘, 坂口泰久, 宮田和典: エキシマレーザー屈折矯正手術後の角膜変形. *日眼会誌* 103: 129, 1999.