

postoperative:preoperative magnification ratio. In this study, we report the clinical outcomes of the posterior corneal surface change after H-LASIK using Orbscan and evaluate our results as compared with the data hypothetically calculated by the postoperative:preoperative magnification ratio.

PATIENTS AND METHODS

Twenty-five eyes of 15 patients who had H-LASIK without significant decentration (>0.5 mm) participated in this study. This study was performed as part of the Nidek EC-5000 H-LASIK clinical trial at the Department of Ophthalmology, Nara Medical University, between December 2000 and March 2002. The postoperative follow-up period was at least 1 year. Patients with keratoconus, active inflammatory disease, ocular surface disease, and previous ocular surgery were excluded. In all patients, the MK-2000 microkeratome (Nidek) was set to create a flap measuring 9.5 mm in diameter and 160 μm in thickness. New blades in the microkeratome were used in each eye. The ablation zone was 5.5 mm and the transition zone, 8.0 mm. Neither corneal thickness nor flap thickness was routinely measured intraoperatively. There were no major intraoperative or postoperative complications.

In all patients, the corneal topography was measured with the Orbscan I (Orbtek Inc.) preoperatively and 1 year postoperatively. A difference map of the posterior corneal surface was used to assess the posterior corneal surface change after H-LASIK. The center of the cornea was predetermined as a fit zone because the ablation profile of the hyperopic correction theoretically keeps almost 0.2 mm of the central area untouched (personal communication, Nidek, September 29, 2004). The mean elevation of the posterior corneal surface was determined by the reading at 4 points on a line of 5.0 mm diameter (nasal, temporal, superior, and inferior sides). Also, a "+" reading was defined as the forward displacement and a "-" reading was defined as the backward displacement. The posterior corneal surface changes were analyzed using an analysis of variance (ANOVA). If the *P* value was less than 0.05, it was considered significant.

In addition, the postoperative:preoperative magnification ratio was calculated under the following assumptions: preoperative corneal refractive power, 43.0 diopters (D); postoperative corneal refractive power, $43 + X$ (X = amount of refractive correction); refractive power of the cornea, 1.376; preoperative paracentral corneal thickness, 550 μm . If the posterior radius of curvature of the cornea was 6.8 mm, the relationship between the amount of correction and posterior corneal topographic change is shown in Figure 1. The Appendix shows the equation to calculate how much overestimation or underestimation occurred after LASIK.

RESULTS

The mean age of the patients was 57.3 years (range 30 to 78 years). The mean of the attempted refractive correction (spherical component) was $3.50 \text{ D} \pm 1.29$ (SD) (range +2.0 to +6.0 D) with a mean ablation depth of 38.29 ± 14.74 μm . The mean posterior corneal topographic change was -2.8 ± 27.9 μm at the nasal side, -4.5 ± 27.8 μm at the temporal side, -3.9 ± 20.1 μm at the superior side, and -2.3 ± 20.1 μm at the inferior side. The posterior corneal

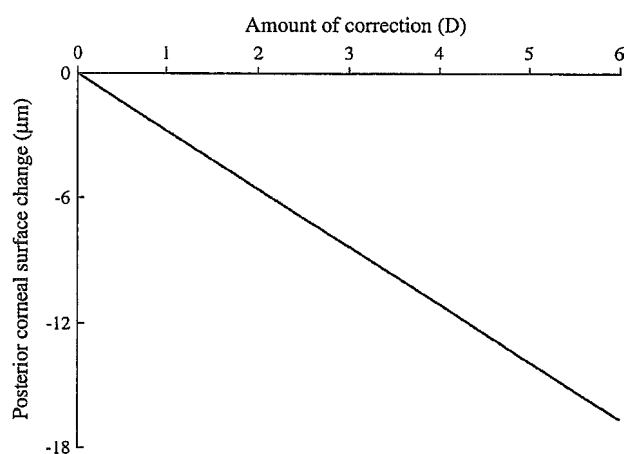


Figure 1. The relationship between the amount of correction and apparent posterior corneal surface change; +3.0 D H-LASIK hypothetically induced 8.3 μm of the backward shift in the posterior corneal surface.

surface topographic change in any 2 examined points showed no significant difference after H-LASIK ($P = .38$, ANOVA). After this population was grouped (1.0 D step), the result was similar to that before grouping (Table 1).

In the theoretical eye model, the posterior corneal surface topographic change showed by -8.3 μm on the difference map after +3.0 D H-LASIK (Figure 1). The hypothetical shift of the posterior cornea was close to the value of the difference map obtained by Orbscan.

Figure 2 shows the relationship between the amount of the attempted correction and the posterior corneal topographic change. In each side, there was a significant correlation between both.

DISCUSSION

In our study, there were no significant posterior corneal surface changes in any 2 examined points. This may be attributed to the choice of a population with better centration or alignment and the excimer laser ablation profile in H-LASIK. Moreover, the value of the posterior corneal surface change was approximately -3 μm at each examined point. Taking the accuracy of Orbscan (approximately ± 20 μm) into consideration,¹ this would be smaller and thus could be included within measurement errors. In addition, a small change may be attributed to a relatively lower amount of correction up to 6.0 D as compared with myopic corrections. On the other hand, the high standard deviation may mask possible differences between points. The high standard deviation may be related to the inclusion of many different refractive corrections into one single category. Therefore, we recalculated data after grouping, but standard deviation was not more compact and we found

Table 1. The posterior corneal topographic change at each side.

Attempted Correction (D)	Mean Posterior Corneal Topographic Change (μm) \pm SD				P Value*
	Nasal	Temporal	Superior	Inferior	
+2 to +6 (n = 25)	-2.8 \pm 27.9	-4.5 \pm 27.8	-3.9 \pm 20.1	-2.3 \pm 20.1	.38
After grouping					
+2 to +3 (n = 10)	2.9 \pm 18.5	3.1 \pm 18.6	2.9 \pm 19.5	2.2 \pm 13.1	.39
+3 to +5 (n = 8)	-1.9 \pm 12.0	-8.1 \pm 23.2	-1.8 \pm 11.7	1.0 \pm 26.3	.69
+4 to +5 (n = 4)	-3.5 \pm 25.9	2.5 \pm 19.9	-18.5 \pm 23.0	-4.0 \pm 16.5	.41
+5 to +6 (n = 3)	-23.7 \pm 21.1	-29.7 \pm 17.7	-13.0 \pm 17.0	-24.0 \pm 21.0	.76

*ANOVA

a similar result. This may be due to the small sample size and the accuracy of Orbscan. Further studies should be conducted to validate this issue.

Based on the same assumption as M-LASIK, the posterior corneal surface may be considered to change forward in the area on which excimer laser ablation is performed.¹⁻³ Our results showed inversely the backward change. On the other hand, we calculated the postoperative:preoperative magnification ratio^{12,13} and compared our results with the hypothetical posterior corneal surface change. A +3.0 D H-LASIK procedure theoretically induced 8.3 μm of the backward change in the posterior corneal surface.

Considering the accuracy of Orbscan to be $\pm 20 \mu\text{m}$,¹ our result almost corresponded to the theoretical change. That is, the posterior corneal surface change may be mostly an artifact, although we agree that ectasia of the posterior cornea occasionally exists. In addition, the difference map obtained by Orbscan may be insufficient for evaluating the posterior corneal surface change after keratorefractive surgery because the measurement of the posterior cornea could be affected by various factors, such as the anterior cornea.¹¹

In each side, moreover, correlation of the attempted correction with posterior corneal topographic change was

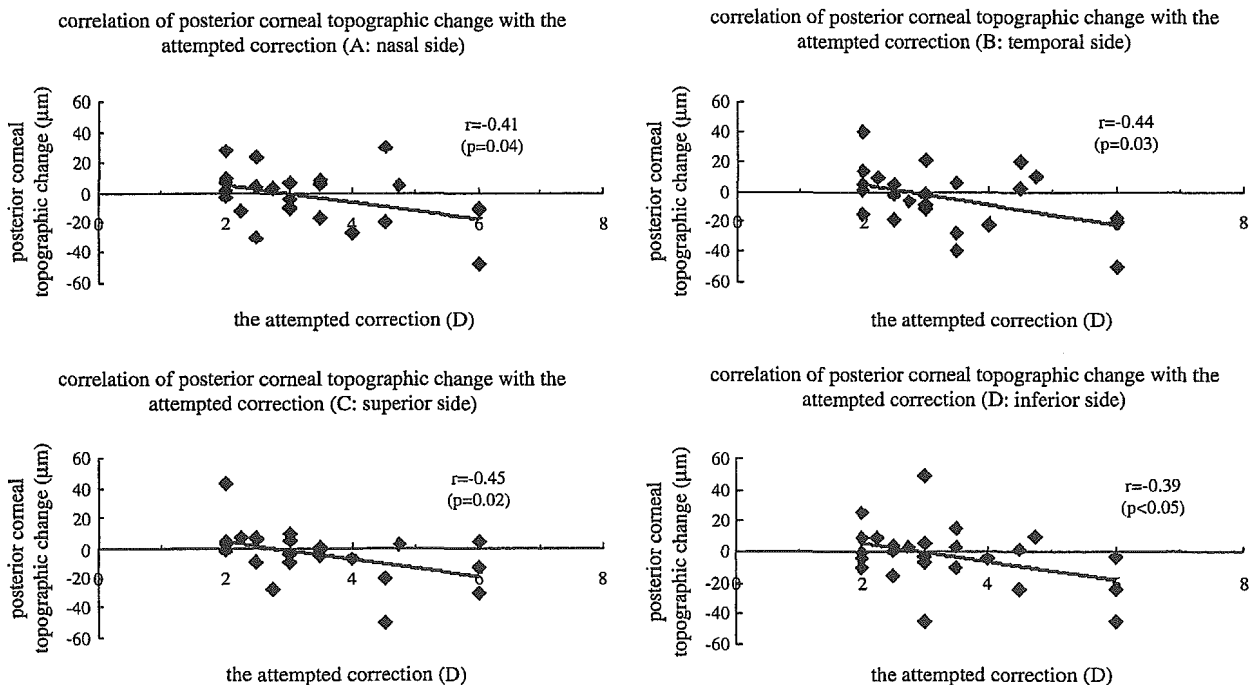


Figure 2. The relationship between the amount of the attempted correction and the posterior corneal topographic change at the nasal (A), temporal (B), superior (C), and inferior (D) sides. In each side, there was a significant correlation between the 2.

significant; the larger the attempted correction, the larger the backward shift of the posterior cornea. This relation between the 2 could support our hypothesis.

When we compare the changes in corneal height against a best-fit sphere, we have to set a fit zone. In M-LASIK, a 3.0 mm wide peripheral annular fit-zone from 7.0 to 10.0 mm in diameter is often used for surface alignment in the difference map. In H-LASIK, the surgeon attempts to obtain the largest corneal flap diameter possible so that the stromal bed area is wide enough to accommodate the ablation. Excimer laser H-LASIK is mostly focused on peripheral corneal ablation as opposed to the predominantly central ablation in M-LASIK. Therefore, the assumptions in M-LASIK cannot be applied to H-LASIK. In other words, we must define the fit zone in the assessment of the difference map generated from preoperative and postoperative elevation maps. Therefore, we took the center as the fit zone under the assumption that the corneal center was theoretically almost unaffected by the surgical procedure, as Maloney pointed out regarding the choice of a specific point (eg, its center) in a discussion on a study by Wang and coauthors.¹

In conclusion, the clinically measured posterior corneal surface moved backward after H-LASIK. This was consistent with our hypothetical eye model, considering the postoperative:preoperative magnification ratio. If the posterior cornea shifts backward, patients with a shallow anterior chamber should have the following risk; a much shallower anterior chamber depth, or the increase of the risk in glaucoma followed by a much shallower anterior chamber depth. New devices such as Pentacam using the Scheimpflug method (Oculus) may be helpful in demonstrating these changes, including anterior chamber measurement with high-resolution imaging. We will have to validate this hypothesis using other devices and reevaluate and discuss this problem.

APPENDIX

Calculation of Apparent Change in Posterior Corneal Surface Based on the Postoperative: Preoperative Magnification Ratio¹³

In calculating the shift of the posterior corneal surface based on the postoperative/preoperative magnification ratio (R),¹³ the following was assumed: The preoperative refractive power of the anterior corneal surface is 43.0 D, the preoperative paracentral thickness of the cornea is 550 μm , the refractive index of the cornea is 1.376, the preoperative

and postoperative radius of curvature of the posterior surface is 6.8 mm, the amount of hyperopic correction is X , which varies from 0 to +6 D.

In addition, if we assume that the hypothetical change is directly translated into the shift of the posterior corneal surface in the calculation of the difference map, the apparent posterior corneal surface change (Y) is expressed as follows:

$$Y = 6800 \times (1 - R)$$

where

$$R = 1.35235 / [1.37600 - 0.00055 \times (43 + X)]$$

REFERENCES

1. Wang Z, Chen J, Yang B. Posterior corneal surface topographic changes after laser in situ keratomileusis are related to residual corneal bed thickness. *Ophthalmology* 1999; 106:406-409; discussion by RK Maloney, 409-410
2. Seiler T. Iatrogenic keratectasia: academic anxiety or serious risk? [editorial] *J Cataract Refract Surg* 1999; 25:307-1308
3. Binder PS. Ectasia after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:2419-2429
4. Naroo SA, Charman WN. Changes in posterior corneal curvature after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26:872-878
5. Hernández-Quintela E, Samapunphong S, Khan BF, et al. Posterior corneal surface changes after refractive surgery. *Ophthalmology* 2001; 108:1415-1422
6. Seitz B, Torres F, Langenbacher A, Behrens A, Suárez E. Posterior corneal curvature changes after myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2001; 108:666-673
7. Baek TM, Lee KH, Kagaya F, et al. Factors affecting the forward shift of posterior corneal surface after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2001; 108:317-320
8. Liu Z, Huang AJ, Pflugfelder SC. Evaluation of corneal thickness and topography in normal eyes using the Orbscan corneal topography system. *Br J Ophthalmol* 1999; 83:774-778
9. Cairns G, McGhee CNJ, Collins MJ, et al. Accuracy of Orbscan II slit-scanning elevation topography. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:2181-2187
10. Ormonde S, McGhee CN. Changes in the posterior corneal surface after LASIK. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:533-534
11. Cairns G, Collins A, McGhee CNJ. A corneal model for slit-scanning elevation topography. *Ophthalmic Physiol Opt* 2003; 23:193-204
12. Nawa Y, Masuda K, Ueda T, et al. Evaluation of apparent ectasia of the posterior surface of the cornea after keratorefractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31:571-573
13. Nawa Y, Ueda T, Masuda K, et al. Evaluation of the corneal endothelium after hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:1543-1545

超解像とアポダイゼーション

北里大学大学院医療系研究科 魚里 博

1. はじめに

白内障手術も視覚の質 (quality of vision 以下 QOV) への要求が高まるとともに、屈折矯正の精度は格段に高まり、眼内レンズ (以下 IOL) 挿入術も一種の屈折矯正手術に位置づけられるようになってきている。また、屈折だけではなく術後調節機能の喪失を補う老視矯正の取り組みも盛んになりつつある。本稿では、白内障術後の QOV を更に高めるために、今後ますます必要になるであろう眼光学の波動光学的取り扱いについて、とくに、アポダイゼーション、超解像と偽解像について解説する。

2. 網膜像の評価

従来の屈折や視力検査では、詳細な網膜像の評価は困難であったが、最近では、波面収差解析や点像強度分布 (point spread function 以下 PSF) や光学的な変調伝達関数 (modulation transfer function 以下 MTF) や空間周波数特性などの臨床評価が可能になってきている。眼球光学系の形状や波面収差解析が進み、網膜像のシミュレーションも臨床的に可能になってきた。また視覚系全体のコントラスト弁別閾は臨床的にはコントラスト感度測定により行える。眼球光学系の結像特性は、波面収差や点像強度分布から網膜像の評価が可能になり臨床的な応用が期待されている。

3. フィルタリングによる像改良

光学系はその開口の大きさによって決まる遮断周波数 (cut-off frequency, カットオフ周波数ともいう) をもっている。正方形開口での無収差光学系の遮断周

波数は、レーレー (Rayleigh) の定義した分解能の逆数に等しく、円形開口ではレーレーの分解能は遮断周波数の逆数の1.22倍となっている。

透過率や位相の変化を与えるフィルターを光学系の瞳面において、点像の形を所望するものに変えて、よい像にすることをフィルタリングによる像改良という。透過率を変えるには、光の振幅のみを変える振幅フィルター、位相のみを変える位相フィルター、振幅と位相を同時に変える複素フィルターがある。

可干渉性の高い (coherent) な光で照明されている物体の結像とインコヒーレント (incoherent) の場合では結像特性は異なるが、ここでは後者の場合を考えよう。インコヒーレントな光学系では、フーリエ (Fourier) スペクトルがあらわれる面がないので、物体からのスペクトルをフィルタリングするには、瞳面での特殊な開口関数 (フィルターや絞り) を挿入する方法が用いられる。インコヒーレント光学系の optical transfer function (以下 OTF) は瞳関数の自己相関であるから、開口関数を変えることで各種のフィルタリングが可能となる。以下には、フィルタリングによる像改良の体系的なものを示す。

4. 超解像とアポダイゼーション

像の改良には、像の中心部の広がりや狭くしてレーレーの解像力を向上させるものや、点像の中心部の広がりや狭くするが周辺部の強度を弱くする目的のものがある。前者を超解像 (super resolution), 後者をアポダイゼーション (apodization) という。一般に、光学系における開口部の振幅透過率を操作する

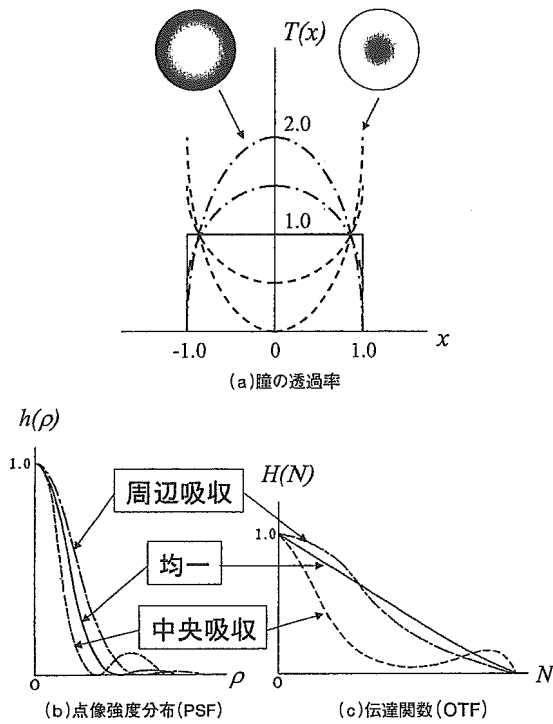


図1 アポダイゼーションフィルターとPSF, OTF

ことを広くアポダイゼーションと呼ぶこともある。この用語の語源はギリシャ語で、aはない、podosは脚の意味で、すそを切ることから名付けられたものである。本来は、プリズム分光器や天体望遠鏡での分解能・解像力を高めるためにこの原理が用いられる。天体観測では、明るい星の近くの弱い光の星を観察したり、分光器の明るい線の側の弱い側線を分離観察するのに必要となる。

光学系の瞳面に振幅透過率が一様でないフィルターを付加すると、PSFや伝達関数（OTF, MTF）を変えることができる（図1）。一般的な円形開口の場合には、中心から周辺部に向かって振幅透過率を増大させるものと、逆に減少させる方法がある。中心より周辺部が明るいフィルターの場合には、点像の第1暗輪の半径がエアリーディスク（airy disk）の半径よりも小さくなり、レーレーの分解能が向上しているかのようにみえるが、第1明輪の強度が大きくなる。OTFは高域でよくなるが、低～中域で低下する。

逆に中心より周辺部が暗いフィルターを用いると、点像の第1暗輪の半径はエアリーディスクよりも大きくなるが、第1明輪の強度は小さくなり、低域でのOTFはよくなる。回折による周辺部への光の広がり

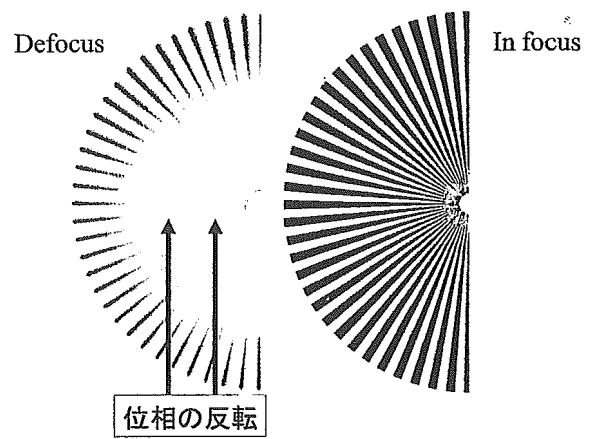


図2 Siemen's Starによる偽解像の例

（明輪）を抑えることで、回折像の裾が有害な影響を及ぼすような天体観測や分光測定の場合に有用である。しかしながら、アポダイゼーションの効果は透明な位相フィルターでは実現できないので、必ず光の吸収による損失が伴い、それに加えて回折像の広がりが増える。これらがアポダイゼーションの本質的な欠点である。

眼の場合には、白内障による混濁で水晶体の透過率分布が加齢とともに変化するが、混濁部位や程度により、一種のフィルタリングでアポダイゼーションや超解像に似た現象が起こっている可能性もある。人工水晶体であるIOLも瞳面に近い位置に挿入されることから、レンズの形状デザインによる非球面や多焦点レンズだけでなく、振幅透過率を考慮してレンズの結像特性を改善したり、アポダイゼーションを応用する新しいレンズも期待される。

5. 超解像と偽解像

結像系への種々の特殊な処理、もしくは像への種々の後処理によって非常に高い解像力をもたせる技術を超解像（super resolution）という。前述のアポダイゼーションの応用、空間周波数フィルタリングやモアレ縞を利用した超解像などがある。

また、伝達関数（OTF, MTF）で、コントラストが最初にゼロになった点での空間周波数（カットオフ周波数）よりも高い周波数で像の細部がみえ、あたかも解像（超解像）しているかのようにみえる現象を偽解像（spurious resolution）と呼んでいる（図2）。この

現象で、位相の反転によって例えば白黒像では白黒が反転してみえ、高度に収差補正されたレンズをピンボケの状態で用いると、この現象がよく発生する。最近の wavefront-guided laser in situ keratomileusis (LASIK) などによる屈折矯正手術で、極めて高い術後視力が得られる場合があり、super visionと呼ばれるが、視力検査でもこのような偽解像が発生している可能性も考えられる。

6. あとがき

像改良により光学特性やとくに視覚特性を改善し、視機能の向上を図る試みは今後更に増加していくものと思われる。そのためにも、従来の幾何光学だけではなく、今後、波動光学の取り扱いが眼光学の分野にもますます必要となる。

(別刷請求先) 魚里 博 〒288-8555 相模原市北里1-15-1 北里大学大学院医療系研究科

原 著

両眼視と単眼視下における瞳孔径が昼間視と薄暮視下の視機能に与える影響

川守田拓志*, 魚里 博**

*北里大学大学院医療系研究科眼科学, **北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻

Effect of Pupil Size on Photopic and Mesopic Vision under Binocular and Monocular Viewing Conditions

Takushi Kawamorita* and Hiroshi Uozato*,**

*Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences

**Department of Orthoptics and Visual Science, Kitasato University School of Allied Health Sciences

背景輝度や視標のコントラストが変化するとき、瞳孔径や収差の変化が両眼視と単眼視でのコントラスト視力に及ぼす影響を検討した。対象は、健常被験者13名22眼である。本実験は、瞳孔径を計測するために2台の小型カメラを取り付けて改良したCAT-2000と収差計OPD-Scanを用い、また、ある解析径で得られたZernike係数を任意の解析径のZernike係数に再展開し、推定するSchwiegerlingのアルゴリズムを用いて自然瞳孔径に対応した高次収差の総和を再計算した。結果、今回用いたすべての視標コントラスト下と背景輝度において、単眼視下瞳孔径と高次収差の総和は、両眼視下のそれらに比べ有意に高値を示した。また、昼間視かつ低コントラスト視標下における単眼と両眼logMAR値の差は、薄暮視下に比べて大きかった。単眼視下で起こる瞳孔径の拡大は、背景輝度や視標のコントラストにかかわらず起こり、また高次収差を増加させる。その結果、視機能に影響を与える可能性が示唆された。(視覚の科学 26: 71-75, 2005)

キーワード：瞳孔径, 高次収差, コントラスト視力, 昼間視, 薄暮視

We investigated the effect of pupil size on photopic and mesopic vision under binocular and monocular conditions in 22 eyes of 13 subjects. Pupil diameter was continuously recorded during contrast visual acuity measurement (logMAR scale) with modified CAT-2000. Aberrometry measurements were performed with OPD-Scan. Zernike coefficients were calculated for natural pupil diameters under binocular and monocular conditions, using Schwiegerling's algorithm to recalculate the expansion coefficient. In photopic and mesopic vision, mean pupil diameter and total higher-order aberration increased significantly under monocular condition, as compared to binocular condition. Monocular visual acuity was significantly worse than binocular visual acuity. The differences between monocular logMAR and binocular logMAR in photopic vision were greater than in mesopic condition, especially with visual targets of low contrast. These results suggest that increase in pupil diameter from binocular to monocular condition give rise to increase in higher-order aberration with every contrast of visual target and background luminance, impacting subjective visual performance. (Jpn J Vis Sci 26: 71-75, 2005)

Key Words: Pupil size, Higher-order aberration, Contrast visual acuity, Photopic vision, Mesopic vision

別刷請求先：228-8555 相模原市北里1-15-1 北里大学大学院医療系研究科眼科学 魚里 博
(2005年11月4日受理)

Reprint requests to: Hiroshi Uozato, PhD Dept of Ophthalmol & Visual Science, Kitasato Univ Graduate School of Medical Sciences

1-15-1 Kitasato, Sagamihara 228-8555, Japan

(Received and accepted November 4, 2005)

1. 緒 言

近年、眼科領域において、視機能が瞳孔径に大きく依存する光学的屈折矯正法あるいは治療法が増加し、瞳孔径と収差、視機能との関係が注目されている¹⁻⁴⁾。そして以前我々は、視機能検査下の自然瞳孔径（入射瞳）と高次収差は、両眼視下より単眼視下で大きく、単眼視下視機能検査において過小評価を導く可能性について報告した⁵⁾。しかしながら、この瞳孔径の差に関して報告は少なく⁶⁻⁸⁾、背景輝度（昼間視と薄暮視）や視標コントラストの依存性については、ほとんど知られていない。そこで今回、コントラスト視力計に瞳孔計測用の小型カメラとモニターを取り付けた改良型 CAT-2000 を用い、背景輝度と視標コントラストを変化させたときの視力と視力検査下の瞳孔径、また、その瞳孔径による高次収差量を再計算し、比較検討した。

2. 方 法

対象は、眼科的疾患のない正常被験者13名22眼（平均年齢 22.6 ± 1.9 歳）で、自覚的平均等価球面值は -5.61 ± 3.37 D である。また、片眼矯正視力 1.0 未満、Titmus stereo test (Stereo Optical) の circle 視標にて 8/9 以下、弱視、斜視、斜位 10° 以上、ハードコンタクトレンズ着用者は除外した。被験者には、十分なインフォームドコンセントを行った。

コントラスト視力 (logMAR 値) と瞳孔径の計測は、左右眼瞳孔計測用 2 台の小型カメラ 15-BC20CML (Security System) と 7 インチ液晶モニター TW-7ML1 (Panasonic) を取り付けて改良した CAT-2000 (Menicon) を用いた (図 1)。このカメラは、瞳孔径に影響を与えないよう赤外線透過フィルター IR-76 (HOYA) が

取り付けられ、可視光はカットされている。そして、このカメラで得られた瞳孔径の画像データは、FP-10000 (TMI) の瞳孔径解析プログラムにて平均瞳孔水平径として算出された。瞳孔径の校正に関して、CAT-2000 のワーキングディスタンスの位置に実測値 3.0 mm の円形開口を置き、取得した画像データを FP-10000 にて解析した後、実測値と比較、そこから回帰式を算出し、補正式として用いた。

眼球全体の高次収差の計測は OPD-Scan ARK-10000 (Nidek) を用い、解析径は 6.0 mm, Zernike 多項式にて算出される 3 次～6 次までの Zernike 係数を評価した。また、コントラスト視力検査時の自然瞳孔径に対応した高次収差量を算出するため、Schwiegerling のアルゴリズムを用い、OPD-Scan による解析径 6.0 mm の Zernike 係数を、CAT-2000 で計測された瞳孔径に対応した Zernike 係数に再展開し、更に高次収差の総和を算出した⁹⁾。Schwiegerling のアルゴリズムは、ある解析径の Zernike 係数 (original expansion coefficients) を任意の瞳孔径における Zernike 係数 (new expansion coefficients) へ再展開し、推定する方法である⁹⁾。

環境設定について、CAT-2000 の視標コントラストは、100, 25, 10, 5, 2.5% の 5 段階、平均背景輝度は、昼間視 100 cd/m^2 、薄暮視 5 cd/m^2 である。また測定は完全暗所にて前順応を 10 分行い、その後、遠見視オートモードと閾値決定 3/5 モードにて検査を行った。そのとき、被験者の屈折状態は眼鏡およびソフトコンタクトレンズにて矯正された。また測定順序について、コントラスト視力と瞳孔径の計測は両眼視、単眼視の順で実行され、左右眼の測定順序はランダムで行った。統計解析は、Wilcoxon の符号付順位検定を用いた。有意水準は 5% 未満とした。

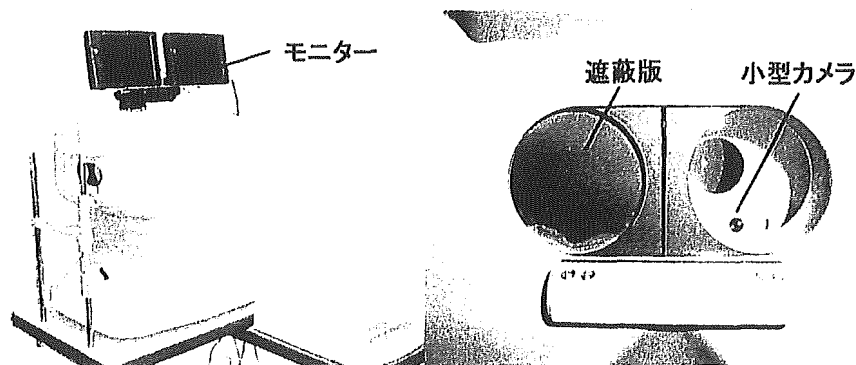


図 1 瞳孔径計測用小型カメラとモニターを取り付けた改良型 CAT-2000 (Menicon)

3. 結 果

OPD-Scan による解析径 6.0 mm の平均高次収差の総和, コマ様収差, 球面様収差は各々 $0.44 \pm 0.18 \mu\text{m}$, $0.36 \pm 0.14 \mu\text{m}$, $0.24 \pm 0.15 \mu\text{m}$ であった。

昼間視における単眼視下瞳孔径は, 今回用いたすべての視標コントラスト下において, 両眼視下の瞳孔径と比べ約 1.5 mm 有意に高値を示し (Wilcoxon の符号付順位検定, $p < 0.01$) (図 2), 高次収差の総和もこの瞳孔変化に対応し, 単眼視下で有意に高値を示した (Wilcoxon の符号付順位検定, $p < 0.01$) (図 3)。またコントラスト視力は, 単眼視下に比べ両眼視下で有意に高く (Wilcoxon の符号付順位検定, $p < 0.05$), 視標コントラストの低下とともに両者の差が増加した (図 4)。

薄暮視における単眼視下瞳孔径は, 昼間視と同様にあらゆる視標コントラスト下において約 1.5 mm 高値を示した (Wilcoxon の符号付順位検定, $p < 0.01$)

(図 5)。薄暮視における単眼視下高次収差の総和は, 両眼視下と比べ有意に高値を示し (Wilcoxon の符号付順位検定, $p < 0.01$) (図 6), また, 昼間視より大きな増加を示した (Wilcoxon の符号付順位検定,

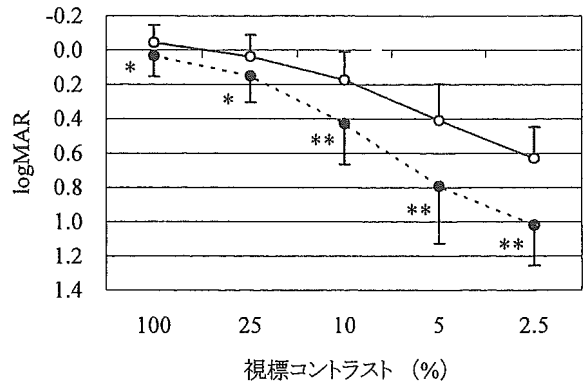


図 4 昼間視における視標コントラストと logMAR 値: 両眼視と単眼視の比較
**: $p < 0.01$, *: $p < 0.05$
—○—: 両眼視, —●—: 単眼視

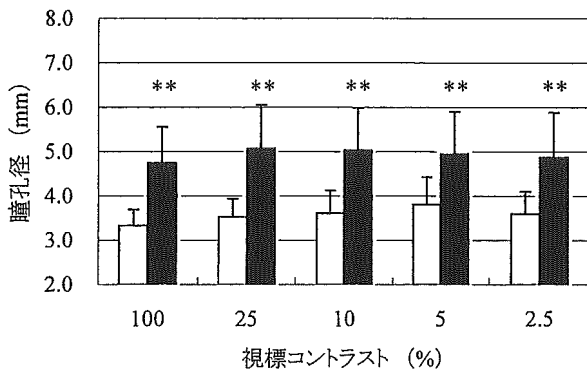


図 2 昼間視における視標コントラストと瞳孔径: 両眼視と単眼視の比較
**: $p < 0.01$, □: 両眼視, ■: 単眼視

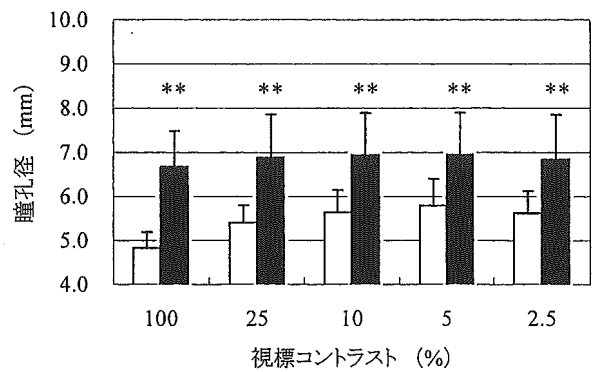


図 5 薄暮視における視標コントラストと瞳孔径: 両眼視と単眼視の比較
**: $p < 0.01$, □: 両眼視, ■: 単眼視

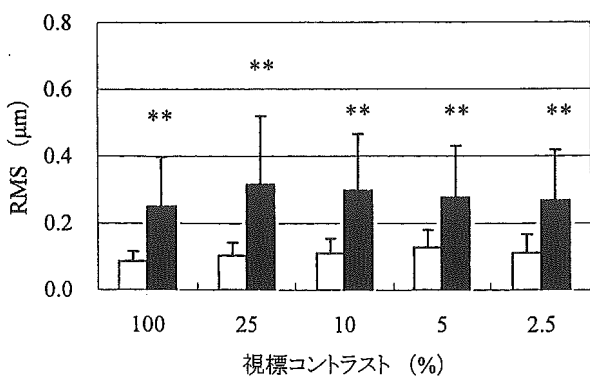


図 3 昼間視における視標コントラストと高次収差の総和: 両眼視と単眼視の比較
RMS: root mean square, **: $p < 0.01$
□: 両眼視, ■: 単眼視

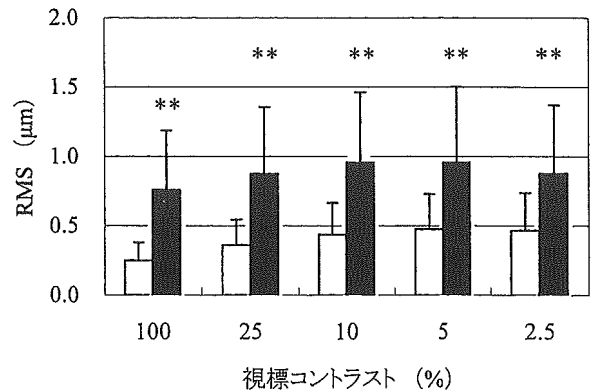


図 6 薄暮視における視標コントラストと高次収差の総和: 両眼視と単眼視の比較
RMS: root mean square, **: $p < 0.01$
□: 両眼視, ■: 単眼視

p<0.01) (図7)。薄暮視におけるコントラスト視力に関して、単眼視下より両眼視下で有意に良好であったが (Wilcoxon の符号付順位検定, p<0.05) (図8), 昼間視と比べると単眼視下 logMAR 値と両眼視下

logMAR 値の差は、小さな結果を示した (Wilcoxon の符号付順位検定, p<0.05) (図9)。

4. 考 按

本検討により、視機能検査時の瞳孔径と高次収差は背景輝度 (昼間視と薄暮視)、視標のコントラストにかかわらず、両眼視下に比べ単眼視下で有意に高値を示した。両眼視下と単眼視下の瞳孔径に関する過去の報告⁶⁻⁸⁾では、視機能検査下のリアルタイム計測や収差測定は行われていないが、単眼視下の瞳孔径は両眼視下と比べ高値を示しており、本研究結果や以前報告した我々の結果⁹⁾と一致している。また瞳孔径は、CampbellとGubisch¹⁰⁾によって結像特性 (線像強度分布) の観点から最適径 (入射瞳) が約2.4 mm と報告されており、一般的にはそれ以上拡大すると収差が増加し、視機能は低下する¹¹⁾。したがって今回の結果より、比較的広い範囲の背景輝度において、両眼視下に比べ単眼視下で瞳孔径が高値を示し、このことが収差の増加と網膜結像特性の低下を導き、その結果、視機能に影響を与えることを示唆している。

また、昼間視と薄暮視の比較に関して、単眼視下の高次収差の増加は薄暮視で大きかったにもかかわらず (図7)、コントラスト視力への影響は昼間視 (とくに低コントラスト視標下) で大きいという矛盾する結果となった (図9)。これは、第一種 Stiles-Crawford 効果¹²⁾や網膜照度¹³⁾が関与しているか、杆体系 (薄暮視) が錐体系 (昼間視) に比べ収差の影響を受けにくく、単眼視下の視機能の低下が起きにくい可能性、あるいは昼間視時、とくに低コントラスト視標下において両眼加算が起こりやすい、などが考えられる。ただし、今回用いた Schwiegerling のアルゴリズムは、数学的に算出された推定値である。したがって、OPD-Scan によって得られた解析径 6.0 mm の Zernike 係数から 6.0 mm 径以上への Zernike 係数に再展開する場合、眼球光学系の周辺領域が考慮されていないため、誤差を含んでいる可能性が示唆され、あくまで推定値として結果を解釈する必要がある。

両眼視と単眼視下の瞳孔径の差が生じる原因については完全に解明されていないが、両眼の照度加算 (binocular luminance summation) や、片眼の網膜照度の変化、融像除去や眼位などが関与していると考えられている^{14, 15)}。そして、この現象に関する臨床上

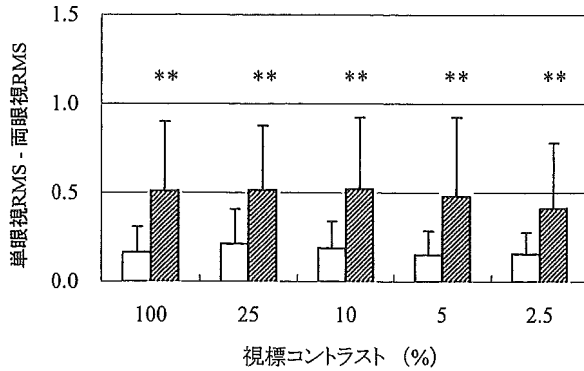


図7 単眼視と両眼視下高次収差の総和の差：昼間視と薄暮視の比較
RMS : root mean square, **: p<0.01
□ : 昼間視, ▨ : 薄暮視

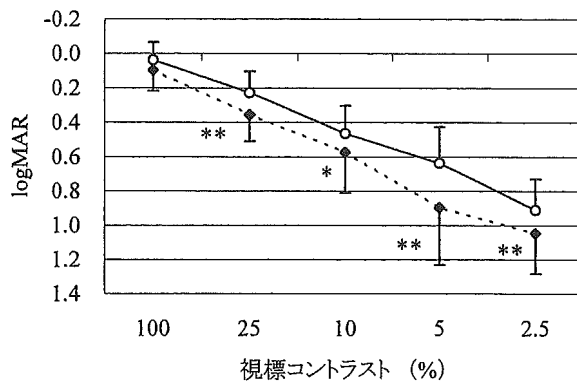


図8 薄暮視における視標コントラストと logMAR 値：両眼視と単眼視の比較
**: p<0.01, *: p<0.05
—○— : 両眼視, -●- : 単眼視

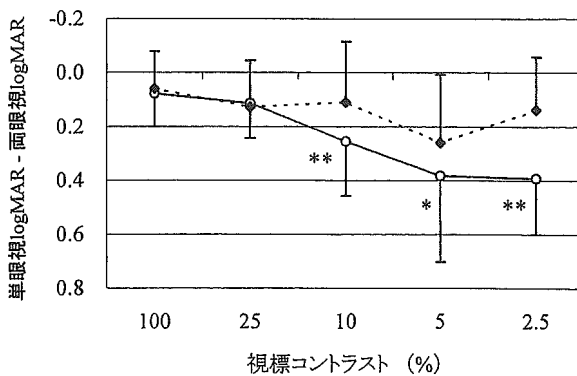


図9 単眼視と両眼視下 logMAR 値の差：昼間視と薄暮視の比較
**: p<0.01, *: p<0.05
—○— : 昼間視, -●- : 薄暮視

の影響については、ほとんど報告されていないが、LASIK (laser in situ keratomileusis) などの角膜屈折矯正手術を施行した眼^{16, 17}や多焦点・二重焦点眼内レンズ挿入眼^{2, 18-20}、多焦点・二重焦点コンタクトレンズ装用者⁹、また、白内障眼²¹やドライアイ²²、円錐角膜眼²³など、眼球光学系の収差が瞳孔変化によって大きく変化しやすい症例では、臨床上視機能への影響が問題になる可能性がある。とくに薄暮視下では、単眼視下の収差増加が大きいことから単眼視下視機能の過小評価が懸念され、調査が必要とされる。そして今後、この現象に関して、瞳孔中心の変化²⁴や、屈折度分布、年齢、眼優位性^{25, 26}などの要因を考慮に入れて、検討する予定である。

今回我々は、コントラスト視力計に瞳孔計測用小型カメラを取り付けた改良型 CAT-2000 と収差計 OPD-Scan, Schwiegerling のアルゴリズムを用い、両眼視と単眼視下における瞳孔径と収差、昼間視と薄暮視下視機能の関係について検討した。その結果、瞳孔径と収差は、背景輝度、視標コントラストによらず単眼視下で大きく、これが両眼視と単眼視下の視機能に影響を与えていると考えられた。

謝 辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費萌芽研究 (NO. 15659416/HU) と北里大学大学院医療系研究科のプロジェクト研究 (NO. 2012/HU) の補助を受けた。

文 献

- Schallhorn SC, Kaupp SE et al: Pupil size and quality of vision after LASIK. *Ophthalmology* 110: 1606-1614, 2003.
- Kawamorita T & Uozato H: Modulation transfer function and pupil size in multifocal and monofocal intraocular lenses *in vitro*. *J Cataract Refract Surg* Published, 2005.
- Altmann GE, Nichamin LD et al: Optical performance of 3 intraocular lens designs in the presence of decentration. *J Cataract Refract Surg* 31: 574-585, 2005.
- Pujol J, Gispets J & Arjona M: Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens designs. *Ophthalmic Physiol Opt* 23: 347-360, 2003.
- 魚里 博, 川守田拓志: 両眼視と単眼視下の視機能に及ぼす瞳孔径と収差の影響. *あたらしい眼科* 22: 93-95, 2005.
- Blake R & Fox R: The psychophysical inquiry into binocular summation. *Percept Psychophy* 14: 161-185, 1973.
- Wachler B BS: Effect of pupil size on visual function under monocular and binocular conditions in LASIK and non-LASIK patients. *J Cataract Refract Surg* 29: 275-278, 2003.
- Kurz S, Krummenauer F et al: Monocular versus binocular pupillometry. *J Cataract Refract Surg* 30: 2551-2556, 2004.
- Schwiegerling J: Scaling Zernike expansion coefficients to different pupil sizes. *J Opt Soc Am (A)* 19: 1937-1945, 2002.
- Campbell FW & Gubisch RW: Optical quality of the human eye. *J Physiol* 186: 558-578, 1966.
- Freeman MH & Hull CC: *Optics*. 522-529, Butterworth-Heinemann, Edinburgh, 2003.
- Smith G & Atchison DA: *The Eye and Visual Optical Instruments*. 308-309, Cambridge University Press, Cambridge, 1997.
- Laughlin SB: Retinal information capacity and the function of the pupil. *Ophthalmic Physiol Opt* 12: 161-164, 1992.
- Birch EE & Held R: The development of binocular summation in human infants. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 24: 1103-1107, 1983.
- Sireteanu R: Binocular luminance summation in humans with defective binocular vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 28: 349-355, 1987.
- Aizawa D, Shimizu K et al: Clinical outcomes of wavefront-guided laser in situ keratomileusis: 6-month follow-up. *J Cataract Refract Surg* 29: 1507-1513, 2003.
- Miller JM, Anwaruddin R et al: Higher order aberrations in normal, dilated, intraocular lens, and laser in situ keratomileusis corneas. *J Refract Surg* 18: S579-S583, 2002.
- 川守田拓志, 魚里 博: 単焦点と多焦点 IOL における空間周波数特性の比較. *眼科手術* 18: 77-81, 2005.
- Shoji N & Shimizu K: Binocular function of the patient with the refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 28: 1012-1017, 2002.
- 魚里 博: 白内障をめぐる22の Controversy 多焦点 IOL, 単焦点 IOL との比較で. *臨眼* 47: 124-127, 1993.
- Kuroda T, Fujikado T et al: Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. *Am J Ophthalmol* 134: 1-9, 2002.
- Montés-Micó R, Alió JL & Charman WN: Dynamic changes in the tear film in dry eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 46: 1615-1619, 2005.
- Applegate RA, Hilmantel G et al: Corneal first surface optical aberrations and visual performance. *J Refract Surg* 16: 507-514, 2004.
- Uozato H & Guyton DL: Centering corneal surgical procedures. *Am J Ophthalmol* 103: 264-275, 1987.
- Handa T, Mukuno K et al: Effects of dominant and non-dominant eyes in binocular rivalry. *Optom Vis Sci* 81: 377-383, 2004.
- Handa T, Shimizu K et al: Effects of ocular dominance on binocular summation after monocular reading adds. *J Cataract Refract Surg* 31: 1588-1592, 2005.

- 2. Ferguson AW, Scott JA, McGavigan J, et al. Comparison of 5% povidone-iodine solution against 1% povidone-iodine solution in preoperative cataract surgery antiseptics; a prospective randomized double blind study. *Br J Ophthalmol* 2003; 87:163-167

Underestimation of corneal thickness by Orbscan after myopic correction

In the reply¹ to a letter about the article on corneal thickness measured by Orbscan (Bausch & Lomb),² Miyata could not satisfactorily explain why the corneal thickness was underestimated after myopic LASIK. In the article, Miyata et al. speculated that the reasons were changes in the refractive index, stromal haze, changes in the anterior contour of the cornea, and inappropriate reconstruction algorithms that might occur after LASIK. We propose another explanation of the underestimation of corneal thickness measured by Orbscan after myopic LASIK.

The posterior surface of the cornea is observed through a lens composed of the overlying epithelium and stroma. The lens changes its shape and thickness after myopic LASIK. Then, the posterior surface of the cornea observed through the lens becomes relatively smaller than that observed before the surgery.

We have described a method to calculate the change in the magnification ratio of the posterior cornea after myopic LASIK under the paraxial assumption.³ If the preoperative and postoperative corneal thicknesses are 600 μm and 480 μm, respectively, the corneal refractive index is 1.376, and the amount of myopic correction is 10.0 diopters, the image of the posterior cornea will become smaller by approximately 0.8%.⁴ If the posterior radius of curvature of the cornea is 6.2 mm, ie, 6200 μm, it will become smaller by 50 μm. Details of the calculation algorithm of the Orbscan have not been released by the manufacturer. If the apparent change in the posterior cornea is directly translated to the apparent decrease in the corneal thickness, the cornea will become thinner by 50 μm. Figure 1 shows the relationship between the amount of myopic correction and the actual and hypothetically calculated apparent corneal thickness. It looks very similar to Figure 3 in the article.²

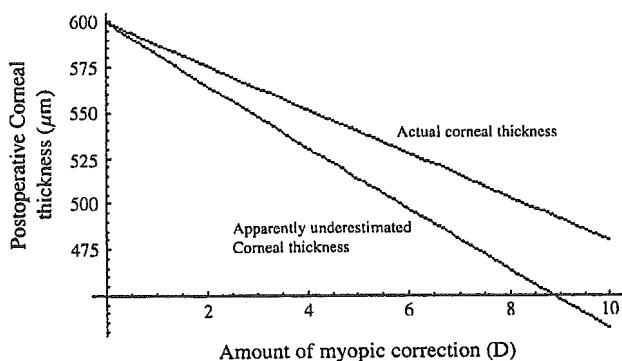


Figure 1. The relationship between the amount of myopic correction and the actual and hypothetically underestimated corneal thickness. The greater the amount of myopia corrected, the greater the underestimation of the corneal thickness.

The change in the magnification ratio of the posterior cornea could be related to the apparent forward shift of the posterior cornea displayed with Orbscan after myopic correction.⁴ I hope this hypothesis will help explain many of the discrepancies in the data obtained by Orbscan after keratorefractive surgery.

SHINJI MARUOKA, MD
 YOSHIKI NAWA, MD
 KOZO MASUDA, ORT
 TETSUO UEDA, MD
 YOSHIKI HARA, MD
 HIROSHI UOZATO, PhD
 Nara, Japan

REFERENCES

- 1. Miyata K. Reply to letter by ACK Cheng. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:2251-2252
- 2. Miyata K, Tokunaga T, Nakahara M, et al. Residual bed thickness and corneal forward shift after laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:1067-1072
- 3. Nawa Y, Ueda T, Masuda K, et al. Evaluation of the corneal endothelium after hyperopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29:1543-1545
- 4. Nawa Y, Masuda K, Ueda T, et al. Evaluation of apparent ectasia of the posterior surface of the cornea after keratorefractive surgery. *J Cataract Refract Surg*, in press.

New formula for calculating intraocular lens power after LASIK

We read with interest the article by Jarade and Tabara¹ concerning a new formula to calculate intraocular lens (IOL) power after laser in situ keratomileusis (LASIK). We would like to congratulate them for their interesting research even if, as they state, there are several limitations to this study, among them that it was dependent on preoperative data. However, we would like to make some comments.

The authors stated that their formula was as accurate as the clinical history method. Unfortunately, several authors have shown that this method is not very accurate, whereas a new historical method, the double-K, seems to be more precise.²

We were surprised to read in the conclusion that a new method should be developed to allow simple prediction of K-readings after LASIK, and in the meantime, all the patients should have a card reporting their preoperative data and the stabilized refraction before lens opacity develops. The authors forgot to mention that at least 3 papers have shown a way to calculate the IOL power in these patients if the preoperative parameters and the amount of treatment are unknown. Among these, we were the first to publish a regression formula related to the axial eye length that should be used to calculate a correcting factor to be multiplied by the corneal radius to better measure the postoperative K-readings: $y = 0.0276 \times AL + 0.3635$.³ With this formula, there is no need to know the preoperative parameters; the most important aspect of our regression formula is that it is axial eye length related. This should make the formula quite precise; most patients who have had refractive surgery should have an axial myopia, as patients with myopia due to changes in refractive index (ie, with

特 集

簡単で正確な眼内レンズ交換のための式の考案

辻 英之, 名和良晃, 原 嘉昭, 西 智

奈良県立医科大学眼科学講座

魚里 博

北里大学医療衛生学部

A Simple and Accurate Method to Calculate Emmetropic Intraocular Lens (IOL) Power for IOL Exchange

Hideyuki Tsuji, Yoshiaki Nawa, Yoshiaki Hara and Tomo Nishi

Department of Ophthalmology, Nara Medical University

Hiroshi Uozato

Department of Orthoptics and Visual Sciences, Kitasato University

目的：白内障手術後に大きな屈折誤差が生じるのは、眼軸長の測定誤差によることが最も多い。今回我々は、眼軸長測定誤差に影響されずに眼内レンズ (IOL) 度数交換の際の IOL 度数を決定する方法を考案し、光線追跡法でシミュレーションしてこの式の精度を確認したので報告する。

方法：フィヨドロフの式を変形して、IOL 交換のための正視化 IOL 度数を計算する式を考案した。必要なパラメータは術後屈折度数、挿入 IOL 度数、術後前房深度、角膜曲率である。この方法が正しいかどうか、光線追跡法を用いてシミュレーションした。

結果：光線追跡法によるシミュレーションによる仮定では、標準眼軸長、短、長眼軸長でも誤差は 0.23D 以内におさまった。

結論：この方法は、臨床的に IOL 交換のための正視化 IOL 度数を計算するのに十分な正確性があり、眼軸長測定誤差に影響されないと考えられた。

(眼 紀 56 : 765-767, 2005)

キーワード：眼内レンズ交換, 正視化眼内レンズ度数, 光線追跡法

Purpose : The most frequent cause of non-emmetropic intraocular lens (IOL) power after cataract surgery is an error in preoperative measurement of axial length. We sought to develop an easy and precise method of calculating emmetropic IOL power for IOL exchange, without re-measuring axial length postoperatively.

Methods : The Federov theoretical formula was modified to calculate emmetropic IOL power for IOL exchange. The parameters used were postoperative refraction, power of the implanted IOL, postoperative depth of the anterior chamber, and corneal curvature. The accuracy of our method was ascertained by calculating exchange IOL power for several theoretical cases and analyzing the results by ray tracing.

Results : Analysis showed that the postoperative refractions calculated for the theoretical cases were within 0.23 diopters of emmetropia.

Conclusions : The method we developed would be accurate enough for clinical calculation of emmetropic IOL power for IOL exchange without any error that might be introduced by re-measuring axial length.

(Folia Ophthalmol Jpn 56 : 765-767, 2005)

Key Words : Intraocular Lens Exchange, Emmetropic Intraocular Lens Power, Ray Tracing Analysis

緒 言

白内障手術の技術が向上するとともに術後の視力の期

待が高まってきたが、Sanders, Retzlaff, and Kraff (以下 SRK)/T 式¹⁾などを用いても、術後の大きな屈折異常 (diopter surprise) を完全に排除することは依然として不可能である。式自体の誤差もあるが、角膜屈折力や眼軸長の

測定誤差もかかわってくる。現在、diopter surprise の最大の原因は眼軸長の測定誤差であると考えられている²⁾。

思いがけず diopter surprise が生じてしまったとき、眼内レンズ (以下 IOL) の交換が考慮される。この場合、音速を補正した状態で眼軸長を測定し直し、再度 SRK/T 式で IOL 度数を決定するのが標準的な方法かもしれない。

今回我々は、眼軸長測定誤差に影響されずに正視化 IOL 度数を算出する方法を理論的に考案したので報告する。

対象および方法

Fedorov の理論式³⁾ は次の式であらわされる。

$$P = \frac{n}{L-d} - \frac{nK}{n-dK} \dots\dots\dots (1)$$

ただし、P=正視化 IOL 度数 (D); K=角膜屈折力 (D); L=眼軸長 (m); n=前房と硝子体の屈折率 (1.336); d=術後の IOL 深度 (m) すなわち角膜頂点から IOL の主平面までの距離、をあらわす。

術後の状態は次の式であらわされる。

$$I = \frac{n}{L-d} - \frac{n(K+C)}{n-d(K+C)} \quad C = \frac{B}{1-0.012B} \dots (2)$$

ただし、I = 挿入された IOL power (D); C= 角膜面での術後の屈折度数 (D); B= 眼鏡面での術後屈折度数 (D) (頂間距離 = 0.012m), である。

(1) 式と (2) 式を組み合わせると、L が消えて次の式になる。

$$I + \frac{n^2 C}{(n-dK) [n-d(K+C)]} \dots\dots\dots (3)$$

(3) 式を用いると、術後眼軸長を測定しなくても正視化 IOL 度数を計算することができる。

1. IOL 深度の定義

この方法のポイントは、術後前房深度を測定することである。これは超音波でも光学的に求めてもよい。Fedorov の式では、角膜頂点から IOL の主平面までの距離である。Fedorov の式では、薄肉レンズの公式を用いているので主平面の位置を正確に求めることはあまり意味がない。

UV2565T (株)メニコン) のように凸平レンズの場合は適応できないが、現在市販されている IOL の大部分は anterior biconvex (両凸であるが前面の方が屈折力が大きい、度数によっては前後面が似たような曲率半径となる、程度は度数によって異なる) か posterior biconvex (両凸であるが後面の方が屈折力が大きい、程度は度数によって異なる) であり、いずれも主平面の位置は IOL の真中であると仮定し、前房深度測定値に IOL 厚みの 1/2 を加えて IOL 深度としても大きな間違いがない⁴⁾。

2. 光線追跡法によるこの式の検証

(3) 式が有用であるかどうかを確認するために、次の仮定した状況で、光線追跡法⁵⁾ で検証した。設定パラメータ

は、Gullstrand の模型眼を適用した⁶⁾ が、白内障術後前房深度についてのみ Gullstrand の模型眼の設定にないので、奈良県立医科大学眼科学教室関連のデータ⁷⁾ を適応した。標準眼軸長は Gullstrand の模型眼の 24.00mm とした。短眼軸長を 21.50mm、および長眼軸長を 27.00mm としたが、これは IOL のデータが 6.00~30.00D までしかなく、その範囲を逸脱すると光線追跡法で計算できなくなるので、便宜上そのように設定した。もちろん日本人に平均的と思われる 23mm 台を標準として計算することも可能であり、その場合も結果は同様のものとなる。

結 果

1. 模型眼での仮定

1) 標準眼軸長

$n_1=1.0000$ (空気屈折率); $n_2=1.3760$ (角膜屈折率); $n_3=1.3360$ (前房屈折率); $n_4=1.5542$ (IOL 屈折率); $n_5=1.3360$ (硝子体屈折率); $R_1=0.00770$ (角膜前面曲率半径); $R_2=0.00680$ (角膜後面曲率半径); $t=0.00050$ meter (角膜厚); $ACD=0.00400$ m (前房深度、角膜後面から IOL 前面までの距離); $AXL=0.02400$ m (眼軸長); 挿入した IOL power=Alcon MA60AC, 15.00D (IOL 厚= z_1 m); 術後眼鏡面屈折は 2.54D (IOL 前面曲率半径、IOL 後面曲率半径、 z はメーカーから情報提供されているが要望により非公開)。

この例では、眼鏡面で +2.54D の術後屈折異常が生じている。

式 (3) を用いて正視化 IOL 度数を計算した。

$I=15.00$ D; $n=1.3360$; $C=2.62$ D; $d=0.00400+0.00050+z_1/2$; $K=46.70$ D を代入すると、 $P=18.83$ D となる。これが正視化 IOL 度数である。

19.00D の MA60AC を IOL 交換に用いたと仮定すると、光線追跡法でもう一度計算した眼屈折度数は -0.10D と、良好な値が得られた。

2) 長眼軸長

上記パラメータで眼軸長以前は同じものと仮定し、眼軸長 $AXL=0.02700$ m (眼軸長); 挿入した IOL power = Alcon MA60AC, 6.00 D (IOL 厚 = z_2 m); 術後眼鏡面屈折は 2.23 D。

この例では、眼鏡面で +2.23D の術後屈折異常が生じている。

式 (3) を用いて正視化 IOL 度数を計算した

$I=6.00$ D; $n=1.336$; $C=2.29$ D; $d=0.00400+0.00050+z_2/2$; $K=46.70$ D を代入すると、 $P=9.31$ D となる。これが正視化 IOL 度数である。

9.50 D の MA60AC を IOL 交換に用いたと仮定すると、光線追跡法でもう一度計算した眼屈折度数は -0.20D と、良好な値が得られた。

3) 短眼軸長眼

上記パラメータで眼軸長以前は同じものと仮定し、眼軸長 $AXL = 0.0215m$ (眼軸長); 挿入した IOL power = Alcon MA60AC, 27.00D (IOL 厚 = z_3 m); 術後眼鏡面屈折は 1.83 D。

この例では、眼鏡面で +1.83D の術後屈折異常が生じている。

式 (3) を用いて正視化 IOL 度数を計算した。

$I = 6.00D$; $n = 1.336$; $C = 1.87D$; $d = 0.00400 + 0.00050 + z_3/2$; $K = 46.70D$ を代入すると、 $P = 29.75D$ となる。これが正視化 IOL 度数である。

30.00D の MA60AC を IOL 交換に用いたと仮定すると、光線追跡法でもう一度計算した眼屈折度数は $-0.23D$ と、良好な値が得られた。

考 按

IOL 交換のための正視化 IOL 度数の計算については報告が少ない。Kora⁹⁾ は、術後屈折度数と SRK/T または Holladay 式を用いて術後眼軸長を計算している。この報告では、術後眼軸長と前房深度を測定している症例もあるが、全例ではない。この方法の欠点は、術後の屈折異常が眼軸長の測定間違いか、あるいは式自体の間違いかがわからないことである。その方法で IOL 交換後に屈折度数が $\pm 1D$ におさまったのが全症例の半分に過ぎないのは、そのせいであろう。

福山⁹⁾ は、現在の IOL 度数に屈折誤差の 1.3~1.5 倍の度数 (D) を増減した度数の IOL を挿入する方法を提唱している。これは 11 例の回帰式をもとにしており、理論的根拠が示されていない。

術後前房深度の測定、主平面の位置の計算など煩雑な点はあるが、我々の方法は理論的に納得できるものであり、眼軸長測定誤差に左右されないという長所がある。欠点は、IOL 固定位置 (囊内、囊外) が術前後で一定であることが前提であること、眼軸長測定誤差よりは影響が小さいが前房深度測定誤差が影響してくること、IOL 自体の製造ミスでの度数違いなどがあるときは適応できないこと、である。

術後前房深度の測定誤差が眼屈折度数に与える影響は眼軸長の測定誤差に比べて少ないが、眼軸長 24.00mm の場合、前房深度測定 1mm の誤差当たり 1.1~1.6D (角膜曲率半径などによって変わる) の眼屈折度数変化を生じる¹⁰⁾ ので、前房深度は慎重に測定する必要がある。現在、超音波での測定精度は 0.01mm¹¹⁾ であるが、上記に基づくと 0.011~0.016D の誤差である。IOL マスター (Zeiss) などの光学的

方法であると最小 0.0003mm の精度で測定可能であり¹²⁾、超音波よりも少ない誤差で測定できるので可能なら使用した方が望ましい。最も頻度が高いと思われる超音波による測定の場合、上記のように超音波機器の測定表示が最小 0.01mm とすれば 0.011~0.016D の誤差であるが、挿入する IOL の度数が 0.25D 刻みであることを考慮すると、0.10mm 程度までの測定誤差におさまるように慎重に測定した方がよいだろう。

本来 IOL 交換の場合、眼軸長を正確に測定し直して計算し直すのが本筋かもしれないが、その場合でも今回考案した方法を併用して計算すれば検算になるし、どの部分の測定誤差が diopter surprise の原因になったのかを推定するのも役立つと思われる。

この方法を考案してからまだ我々の施設で IOL 交換の症例がないので、臨床的に問題がないかどうかの確認がまだできていないが、この報告を読んだ先生方が臨床的に追試して正しいかどうかを教示していただければ幸甚である。

文 献

- 1) Retzlaff J, Sanders DR et al : Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 16 : 333-340, 1990.
- 2) Carlson AN, Stewart WC et al : Intraocular lens complications requiring removal or exchange. Surv Ophthalmol 42 : 417-440, 1998.
- 3) Fedorov SN, Kolinko AI et al : Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestn Oftalmol 80 : 27-31, 1967.
- 4) Holladay JT & Maverick KJ : Relationship of the actual thick intraocular lens optic to the thin lens equivalent. Am J Ophthalmol 126 : 339-347, 1998.
- 5) 堀内一郎, 赤木好男 : 光線追跡法に基づく新しい理論式による眼内レンズパワー計算. 日眼会誌 105 : 619-627, 2001.
- 6) 大頭 仁 : 眼球光学系. 眼科学大系 1. 眼科診断学. 眼機能. 眼光学 3-2, 279-290, 中山書店, 東京, 1993.
- 7) 上田哲生, 名和良晃他 : 新しい前房深度予測式の有効性の検討. 眼科手術 15 : 541-544, 2002.
- 8) Kora Y, Shimizu K et al : Intraocular lens power calculation for lens exchange. J Cataract Refract Surg 27 : 543-548, 2001.
- 9) 福山 誠, 吉富文昭 : 眼内レンズパワーミス. 白井正彦編, 眼科診療プラクティス 52, 眼内レンズ挿入眼のマネージメント, 37-39, 文光堂, 東京, 1999.
- 10) Nawa Y, Ueda T et al : Accommodation obtained per 1.0 mm forward movement of a posterior chamber intraocular lens. J Cataract Refract Surg 29 : 2069-2072, 2003.
- 11) 奥山文雄 : 屈折要素測定法. 眼科学大系 1. 眼科診断学. 眼機能. 眼光学 3-3, 291-297, 中山書店, 東京, 1993.
- 12) Rajan MS, Keilhorn I et al : Partial coherence laser interferometry vs conventional ultrasound biometry in intraocular lens power calculations. Eye 16 : 552-556, 2002.

(2005年4月5日受付)

第34巻 (2005)

近見作業に伴う眼軸長、前房深度の変化

山口華奈子・堀部 円・魚里 博・清水 公也

北里大学病院 眼科

Change in axial length and anterior chamber depth according to near work

Kanako Yamaguchi, Madoka Horibe, Hiroshi Uozato, Kimiya Shimizu

Department of Ophthalmology, Kitasato University Hospital

要 約

目的：調節前、調節後の眼軸長、前房深度の変化について、Zeiss社製非接触型光学式眼軸長測定装置IOLマスターを用いて検討した。

対象および方法：対象は屈折異常以外に眼疾患を有さない健常者9名18眼。年齢 23.8 ± 2.5 歳、屈折値 -2.69 ± 1.82 D(平均値 \pm 標準偏差)である。眼前10cmの位置でメールをうつという近見作業を30分間行い、その後眼軸長、前房深度、他覚的屈折値、自覚的屈折値を作業直後から、5分後、10分後、以降10分おきに作業後60分まで経時的に測定した。

結果：30分後の近見作業後に、眼軸長の延長は認められなかったが、前房深度は作業後20分まで有意な差が認められた(対応のあるt検定 $p < 0.001$)。また、近見作業前と比較して、他覚的屈折値、自覚的屈折値共に近視化が認められた。

結論：成人での前房深度、他覚的・自覚的屈折値に、調節の影響があることが判明した。このことより、調節力が十分にある小児では、直前の近見作業の可能性がある場合、十分な休憩をとらせた後検査をする必要があると考えられる。

別冊請求先 (〒228-8555) 神奈川県相模原市北里1-15-1
北里大学病院眼科 山口 華奈子
Tel. 042-778-8429 Fax. 042-778-2357

Key words : axial length, anterior chamber depth, accommodation
眼軸長、前房深度、調節

Abstract

Purpose: We measured the axial length and anterior chamber depth before and after accommodation by non-contact laser interference biometry (IOLmaster)

Subjects&Methods:18 eyes 9normal subjects, mean age 23.8 ± 2.5 years, mean refractive errors $-2.69 \pm 1.82D$, who had no ocular disease except for refractive errors. After near work measured axial length, anterior chamber depth, subjective refraction and objective refraction. Near work was to do mail with a portable telephone for 30 minutes at the position of 10cm in front of one's eyes. We measured immediately after near work, 5 minutes later, 10 minutes later and until 60 minutes at intervals of 10 minutes.

Results: There was no change in axial length, and anterior chamber depth significant decreased until immediately after near work to 20 minutes later ($p, 0.001$). As compared with before near work, subjective refraction and objective refraction become making to near sightedness.

Conclusions: We found anterior chamber depth, subjective refraction and objective refraction was influence of near work. Before inspecting the infant who has amplitude of accommodation, we should confirm whether the near work was done or not. If the infant had the near work, it is necessary to be inspected after an enough rest.

I. 緒言

調節とは様々な距離にある外界の物体を網膜上に鮮明に結像するための機能であり、水晶体前後径、角膜曲率、前房深度、眼軸長、硝子体圧の変動が瞳孔反応、眼球運動（輻湊）と連動して起こる不随意運動である¹⁾。このうち調節時の眼軸長変化についてはいくつかの報告があるが、一定の見解はなく^{2) 3) 4) 5)}、さらに、調節中の変化については報告されている^{2) 3) 4) 5)}が、調節後の戻りについて報告はない。

そこで今回、我々はZeiss社製、非接触型光学式眼軸長測定装置IOLマスターTM（以下IOLマスター）を用い、調節時の眼軸長、前房深度の変化、さらに調節後の眼軸長、前房深度、屈折値の変化について経時的に検討したので報告する。

II. 対象及び方法

対象は屈折異常以外の眼疾患を有さない9名18眼（男性4名、女性5名）である。年齢 23.80 ± 2.5 歳、屈折値 $-2.69 \pm 1.82D$ 、無調節時眼軸長 $24.83 \pm 0.96mm$ 、無調節時前房深度 $3.79 \pm 0.12mm$ （平均値 \pm 標準偏差）である。全例、10D以上の調節力を有することを確認した上で実験を行っ

た。方法は実験1、2、3と3段階に分けて施行した。

実験1. 調節時の眼軸長、前房深度を測定するために、測定眼の前にガラス板を眼球に対し45度の角度で設置した。ガラス板に反射した携帯電話の画面の文字を視標とし、各対象、10Dの調節負荷に相当する距離におき、視標に焦点を合わせた状態でIOLマスターを用いて測定を行った（図1）。

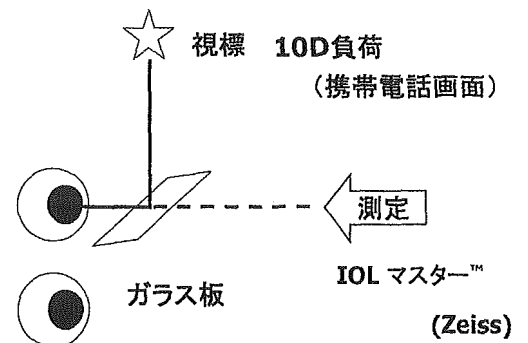


図1. 実験1測定方法

実験2. 完全矯正眼鏡を装着させ、携帯電話のメール機能を眼前10cmで行うという近見作業を30分間行うよう指示した。30分の近見作業直後、

IOLマスターの内部視標を固視させ眼軸長、前房深度を測定した。作業後は遠くの風景を見るなどの遠方視を指示し、近見作業直後、作業後5分、10分、20分、30分、40分、50分、60分の合計8回測定した。

実験3. 同一対象に対し、日を改め実験2と同様の近見作業を指示した。作業後、他覚的屈折値、自覚的屈折値を測定した。他覚的屈折値の測定にはNIDEK社製ARK-700Aを使用した。

Ⅲ. 結 果

実験1. 非調節時眼軸長は 24.83 ± 0.02 mm、調節時眼軸長は 24.88 ± 0.02 mmであり、平均0.05mm延長を認めた。一方、非調節時前房深度は 3.76 ± 0.01 mm、調節時前房深度は 3.40 ± 0.02 mmと平均0.36mm浅房化した(図2)。眼

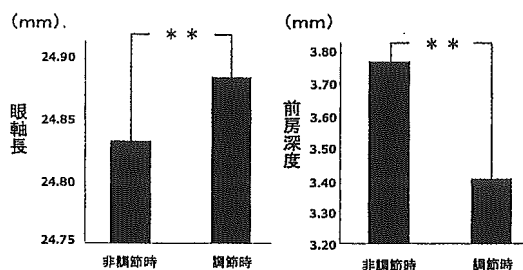


図2. 調節前と調節時の眼軸長、前房深度の変化
調節時、眼軸長は平均0.05mm延長し、前房深度は平均0.36mm浅房化していた。
(** p < 0.001 対応のある t 検定)

軸長、前房深度共に非調節時、調節時の間で有意差が認められた(対応のある t 検定 p < 0.001)。

実験2. 眼軸長は近見作業前と作業直後から作業後60分の間で有意な差は認められなかった(図3)。一方、前房深度では近見作業前と作業直後から作業後20分まで有意な差が認められた(対応のある t 検定 p < 0.001)(図4)。

実験3. 近見作業前と比較して、他覚的屈折値は近見作業後に -0.71 ± 0.37 Dの近視化が認められ、作業後5分で -0.42 ± 0.32 D、作業後10分で -0.29 ± 0.23 D、作業後20分には -0.18 ± 0.18 Dと回

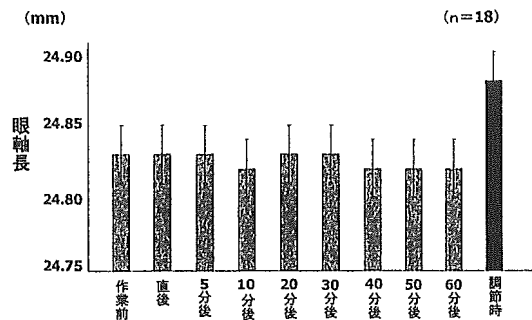


図3. 近見作業前後の眼軸長の変化
近見作業直後から変化は見られなかった。右端のグラフは調節時の眼軸長である。

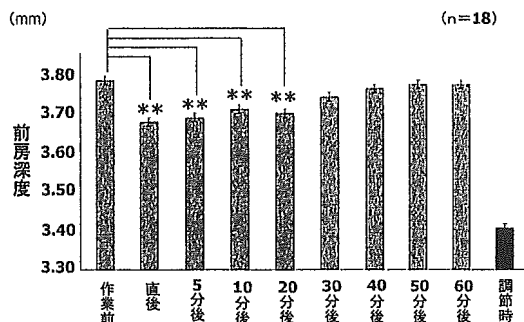


図4. 近見作業前後の前房深度の変化
近見作業前に比べ、近見作業直後から作業後20分まで優位な浅房化が認められた。
(** p < 0.001 対応のある t 検定) 右端のグラフは調節時の前房深度である。

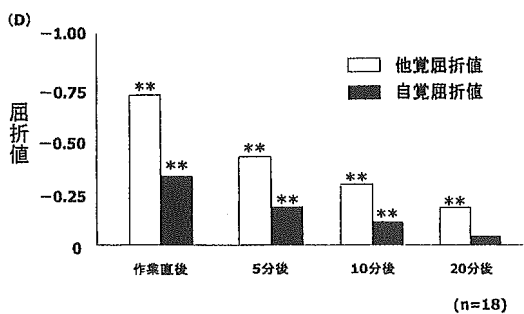


図5. 近見作業前後の屈折値の変化
** p < 0.01 Wilcoxonの符号順位検定

復傾向にあった。また、自覚的屈折値においても近見作業後に -0.33 ± 0.17 Dの近視化が認められ、作業後5分で -0.18 ± 0.12 D、作業後10分で -0.11 ± 0.12 D、作業後20分には -0.04 ± 0.09 Dと他覚的屈折値と同様な傾向にあった(図5)。

IV. 考 察

今回、IOLマスターを用いて調節時眼軸長を測定したところ、非調節時と比べ約0.05mmの延長が認められた（対応のあるt検定 $p < 0.001$ ）。調節と眼軸長の研究は過去にいくつか報告されているが、そのうち大半が超音波眼軸長測定装置を用いている。前述したように各報告において一定の見解はない^{2) 3) 4) 5)}。これは、超音波眼軸長測定装置の測定精度が約0.1mm⁶⁾（眼軸長測定時の周波数が10MHz以上で中央に視標を固視する透明部が0.5mm Φ ある振動子を用いた場合）であり、調節時の微量な眼軸長の変化を捉えきれなかったためであると考えられる。本研究で使用したIOLマスターは測定光束が細く指向性が高いため収束や発散の程度が小さい。よって、従来の超音波式眼軸長測定より測定精度が高い^{7) 8) 9) 10)}。過去のIOLマスターを用いた報告でも調節時眼軸長は平均0.06mmの延長を認め⁵⁾、本研究と同様であった。これは、調節時の微量な眼軸長の変化も捉えられたと我々は考えた。

眼軸長延長の要因には、水晶体厚の増加による屈折率の変化、輻湊による眼球形状の変化¹⁾など様々な説がある。水晶体厚の増加による屈折率の変化とは、調節により水晶体厚が増加し、前房深度が浅くなることにより、眼内の水晶体屈折率の占める範囲が増加し、前房深度屈折率の占める範囲が減少するため、見かけ上眼軸長が長く測定されるという説である。これに対し、鈴木らはGullstrandの模型眼（略式）を用いた最大調節時10D ($\Delta t = 0.4\text{mm}$)、水晶体皮質の屈折率 (a) を1.38、前房深度の屈折率 (b) を1.33610と仮定し試算すると $X = (a - b) \times \Delta t$ となり、水晶体の厚みによる誤差は最大調節時で眼軸長の延長は0.02mmである⁵⁾と報告している。本研究では0.05mmの眼軸長延長が見られたため、水晶体厚の増加による屈折率の変化による測定誤差ではなく、眼軸長の変化と考えられる。

輻湊による眼球形状の変化については、本研究では調節視標を測定眼の眼前に置くことで、輻湊の介入はできる限り除去し、測定中に外見

上内転は見られなかった。

一方、前房深度は調節時に浅前房化がみられた。このような前房深度の変化は調節により毛様体筋が緊張し、水晶体厚が増加することや、水晶体そのものの前方移動で前房深度が浅くなると考えられるが、平岡らも毛様筋輪状部の収縮により、毛様体突起が牽引され、突起に接着しているチン小帯の張力によって水晶体嚢が角膜側に牽引され水晶体が前方移動すると報告している¹⁾。本研究では、水晶体厚の増加による浅房化と前方移動による浅房化の区別はできないが、近見作業後の屈折値が近視化していたことより浅前房化が2つの機序の水晶体の変化によって生じると考えられる。さらに近見作業直後には前房深度は0.1mmの浅房化が見られ、他覚的屈折値も0.71Dの近視化を認めた。これは調節による水晶体変化が残存していると考えられる。しかし、眼軸長においては近見作業直後でも変化が見られなかった。本研究では眼軸長の調節時の変化は10Dの調節負荷でも0.05mmであり、調節直後の残存した調節量では眼軸長の変化は見られないと考えた。

本研究により近見作業後20分まで前房深度は浅房化が認められ、屈折値では有意に近視化することが判明した。山地らは仮性近視を「毛様筋緊張の持続によって近視性屈折状態を示す眼」¹¹⁾と定義している。近見作業後の近視化は一過性の仮性近視であり、作業後遠方視の状態にも関わらずその残余調節の影響は20分持続されるという事になる。よって、屈折検査前に読書、ゲーム等の近見作業をした場合、特に調節力の十分にある小児などは近見作業をさげ、無調節状態後に検査をすることが望ましいと思われた。

参考文献

- 1) 平岡 満里, 小嶋 直介, 妹尾 春樹: 調節機構 - 免疫組織学による研究 -, 日眼会誌 106: 565-573, 2002.
- 2) Garner LF, Maurice KH: Change in ocular dimensions and refraction with accommodation. *Ophthalmic Physiol Opt* 17: 12-17, 1997.

- 3) Shum PJT, Ko LS, Ng CL, Lin SL : A Biometric Study of Ocular Changes During Accommodation. *Am J Ophthalmol* 115 : 76-81, 1993.
- 4) Bayramlar H, Cekic O, Hepsen, IF : Dose Convergence, Not Accommodation, Cause Axial-Length Elongation at Near? *Ophthalmic Res* 31 : 304-308, 1999.
- 5) 鈴木 博子, 魚里 博, 嶺井 利沙子, 清水 公也 : 調節に伴う光学式眼軸長の変化. *日本視能訓練士協会誌* 32 : 145-149, 2003.
- 6) 所 敬 : 屈折異常とその矯正 : 1-23, 金原出版, 東京, 1997.
- 7) 嶺井 利沙子, 清水 公也, 魚里 博, 矢野 隆, 鈴木 博子 : レーザー干渉による非接触眼軸長測定の検討 : あたらしい眼科 19 : 121-124, 2002.
- 8) 嶺井 利沙子, 魚里 博, 清水 公也 : NEW INSTRUMENT IOLMaster TM. *眼科手術* 15 : 49-51, 2002.
- 9) 矢野 隆, 魚里 博, 鈴木 博子, 嶺井 利沙子, 根本 徹, 清水 公也 : 眼軸長測定に及ぼす瞳孔径の影響～超音波式と光学式の比較～. *日本視能訓練士協会誌* 31 : 95-102, 2002.
- 10) 鈴木 博子, 魚里 博, 矢野 隆, 嶺井 利沙子, 清水 公也 : レーザー干渉非接触眼軸長測定装置によるコンタクトレンズ装用眼の測定. *日本視能訓練士協会誌* 31 : 219-224, 2002.
- 11) 山地 良一 : 偽近視の研究. *日眼会誌* 72 : 2083, 1968.