

の影響については、ほとんど報告されていないのが、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

- 1) Schallhorn SC, Kaupp SE et al: Pupil size and quality of vision after LASIK. *Ophthalmology* 110: 1606-1614, 2003.
- 2) Kawamorita T & Uozato H: Modulation transfer function and pupil size in multifocal and monofocal intraocular lenses *in vitro*. *J Cataract Refract Surg* Published, 2005.
- 3) 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.
- 4) Pujol J, Gispets J & Arjona M: Optical performance in eyes wearing two multifocal contact lens designs. *Ophthalmic Physiol Opt* 23: 347-360, 2003.
- 5) 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.
- 6) Blake R & Fox R: The psychophysical inquiry into binocular summation. *Percept Psychophys* 14: 161-185, 1973.
- 7) 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.
- 8) Kurz S, Krummenauer F et al: Monocular versus binocular pupillometry. *J Cataract Refract Surg* 30: 2551-2556, 2004.
- 9) Schwiegerling J: Scaling Zernike expansion coefficients to different pupil sizes. *J Opt Soc Am (A)* 19: 1937-1945, 2002.
- 10) Campbell FW & Gubisch RW: Optical quality of the human eye. *J Physiol* 186: 558-578, 1966.
- 11) Freeman MH & Hull CC: *Optics*. 522-529, Butterworth-Heinemann, Edinburgh, 2003.
- 12) Smith G & Atchison DA: *The Eye and Visual Optical Instruments*. 308-309, Cambridge University Press, Cambridge, 1997.
- 13) Laughlin SB: Retinal information capacity and the function of the pupil. *Ophthalmic Physiol Opt* 12: 161-164, 1992.
- 14) Birch EE & Held R: The development of binocular summation in human infants. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 24: 1103-1107, 1983.
- 15) Sireteanu R: Binocular luminance summation in humans with defective binocular vision. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 28: 349-355, 1987.
- 16) 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.
- 17) 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.
- 18) 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.
- 19) Shoji N & Shimizu K: Binocular function of the patient with the refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 28: 1012-1017, 2002.
- 20) 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.
- 21) Kuroda T, Fujikado T et al: Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. *Am J Ophthalmol* 134: 1-9, 2002.
- 22) Montés-Micó R, Alió JL & Charman WN: Dynamic changes in the tear film in dry eyes. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 46: 1615-1619, 2005.
- 23) Applegate RA, Hilmantel G et al: Corneal first surface optical aberrations and visual performance. *J Refract Surg* 16: 507-514, 2004.
- 24) Uozato H & Guyton DL: Centering corneal surgical procedures. *Am J Ophthalmol* 103: 264-275, 1987.
- 25) Handa T, Mukuno K et al: Effects of dominant and non-dominant eyes in binocular rivalry. *Optom Vis Sci* 81: 377-383, 2004.
- 26) 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 antisepsis; 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

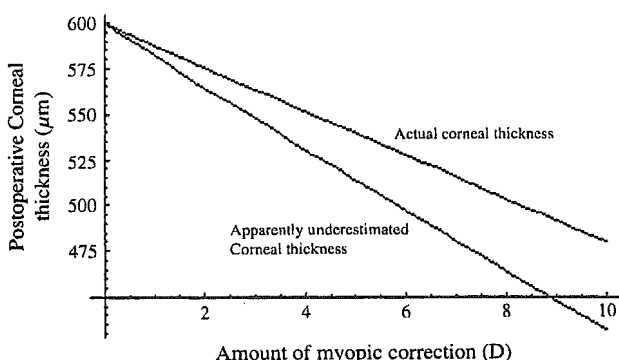


Figure 1. The relationship between the amount of myopic correction and the actual and hypothetically underestimated corneal thickness. The greater the amount of myopia corrected, the greater the underestimation of the corneal thickness.

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

- Miyata K. Reply to letter by ACK Cheng. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:2251-2252
- 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
- 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
- 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

Effects of ocular dominance on binocular summation after monocular reading adds

Tomoya Handa, CO, PhD, Kimiya Shimizu, MD, Kazuo Mukuno, MD,
Takushi Kawamorita, CO, Hiroshi Uozato, PhD

PURPOSE: To investigate the relationship between ocular dominance and binocular summation with monocular reading adds.

SETTING: Department of Orthoptics and Visual Science, School of Allied Health Sciences, Kitasato University, Sagamihara, Kanagawa, Japan.

METHODS: Contrast sensitivities were measured by having subjects view contrast charts at spatial frequencies of 1.5, 3.0, 6.0, 12.0, and 18.0 cycles per degree after the addition of positive spherical lenses that ranged from +1.0 to +3.0 diopters (D). Through the use of a balance technique, the test group was quantitatively divided into 12 weak and 8 strong ocular dominance subjects on the basis of binocular rivalry. In study 1, binocular contrast sensitivity was measured in the weak and strong ocular dominances by adding a positive spherical lens in front of 1 eye, whereas the other eye was fixed at a corrected distance.

RESULTS: In study 1, the binocular summation was observed only after adding positive spherical lenses in the nondominant eye. The differences in binocular contrast sensitivity that occurred after adding a positive spherical lens in the dominant eye versus that seen in the nondominant eye were statistically significant in the strong ocular dominance subjects who had +1.5 D and +2.0 D defocuses ($P < .05$; analysis of variance).

CONCLUSIONS: Binocular summation was effectively maintained with reading adds in the nondominant eye and was significantly influenced by the magnitude of ocular dominance. Evaluating binocular summation after monocular reading adds seems to be a good method to evaluate adaptability to monovision.

© 2005 ASCRS and ESCRS

Monovision is a means of presbyopic correction in which the dominant eye is conventionally corrected for distance and the nondominant eye corrected for near.¹ Although the success rate for monovision with contact lenses and refractive surgery has been quite high,¹⁻⁶ not all those with monovision achieve a successful final result. In general, it has been suggested that ocular dominance has a strong effect on the success or failure of monovision. Recently we used a new evaluation method to quantitate ocular dominance by applying monovision during cataract surgery. We demonstrated there was a strong relationship between the quantity of ocular dominance and patient satisfaction after monovision induction by intraocular lens implantation.^{6,7} Therefore, to improve the success rate and

techniques for monovision, we need to determine the exact role that ocular dominance plays in monovision subjects.

Ideally, monovision subjects should be able to see clearly at all distances. Thus, monovision needs to retain a certain level of binocular summation, clear binocular vision that maintains intraocular blur suppression⁸ (the ability to suppress the blur image in 1 eye) regardless of the distance should the flexibility change in either of the eyes. Therefore, the tolerance for binocular summation with monovision plays an important role in monovision success. Binocular summation⁹⁻¹¹ has been demonstrated by examining the contrast sensitivities that exist in the 2 eyes of a subject. Binocular contrast sensitivity has been shown to be higher than that seen for monocular vision and is

usually because the 2 eyes work together to maintain a certain level of summation even when the 2 eyes have unequal sensitivities. Based on this, the upper limit of the reading add in monovision has been set at 2.5 diopters (D) because the binocular contrast sensitivity reverts back to a monocular level when reading adds in the nondominant eye go beyond this.¹ This means that for reading adds of less than 2.5 D in the nondominant eye, binocular summation can be demonstrated.

The advantage that is gained by selecting the nondominant eye for the reading add and the dominant eye for distance involves the effects of ocular dominance.^{1,12-15} For example, driving safety,¹² intraocular blur suppression,¹³ and ability in visual-guided locomotor tasks^{14,15} all involve the dominant eye for distance, and this designation has become the accepted conventional method for monovision procedures.¹ However, the reason for the advantage that is gained by selecting the nondominant eye for reading adds is still unclear, especially regarding the differences in the binocular summation between the dominant eye and nondominant eye after reading adds.

In this study, we investigated the relationship between ocular dominance and binocular summation after monocular reading adds while paying attention to magnitude of ocular dominance.

SUBJECTS AND METHODS

Twenty healthy subjects, aged 20 to 28 years, participated in the study. After written informed consent was obtained, both eyes in each subject were measured. All participants had normal ophthalmic findings with the exception of minor refractive errors in several subjects, and all had visual acuities of at least 1.2 (logMAR) for distance (5 m) and 1.0 (logMAR) for near (30 cm) vision. The dominant eye was determined through the use of sighting dominance (hole-in-card test) and sensory dominance (binocular rivalry), and the data obtained provided a means of observing the equivalence of sighting and sensory eye dominance.

Sensory dominance was evaluated by a balance technique using binocular rivalry. Subjects were presented with binocular

rivalry targets (ie, rightward-tilted [45 degrees] and leftward-tilted [135 degrees]) shaped patches of rectangular cycles per degree (cpd) gratings that were 4 degrees in size. The contrast of the target in the dominant eye was varied with the range being changed from 100% to 80% to 60% to 40% to 20%. The nondominant eye was fixed at 100% in all trials. Subjects estimated the exclusive visibility as a general dominance of the trial target visibility when compared with that of the other targets. For the dominant eye trials, subjects were told to press a button when the dominant eye target was exclusively visible during the time that the range was decreased from 100% to 20% for the dominant eye target. For the nondominant eye trials, subjects were told to press a button when the nondominant eye target was exclusively visible during the time the nondominant eye target was fixed at 100%. Each trial lasted 1 minute and was followed by an inter-trial interval of 1 minute. All trials were repeated 2 times.

The qualities of ocular dominance were quantitatively evaluated as the reversal point at which the exclusive visibility of the nondominant eye crossed over with that of the dominant eye. In this study, weak ocular dominance was defined as the reversal point (at which the exclusive visibility of the nondominant eye crossed over with that of the dominant eye) in low decreasing contrasts of 80% and 60% in the dominant eye target. The strong ocular dominance was defined as the reversal point that was observed at the high decreasing contrast of 40% and 20% or when it did not occur at all in the dominant eye.

In the test group, weak dominance and strong ocular dominance were observed in 12 and 8 subjects, respectively.

Methods of Study 1

Binocular contrast sensitivity was measured in the strong and weak ocular dominance subjects after the addition of a positive spherical lens that was placed in front of 1 eye. Subjects were asked to view contrast charts with spatial frequencies of 1.5, 3.0, 6.0, 12.0, and 18.0 cpd (VCTS6500, Vistech Consultants). The powers of the positive spherical lenses that were added to the 1 eye spanned the range from +1.0, +1.5, +2.0, +2.5, to +3.0 D. The other eye was maintained at refractive conditions that exhibited the best corrected visual acuity for distance. For the dominant and nondominant trials, subjects were measured after the addition of positive spherical lenses in the dominant eye and nondominant eye, respectively. Each trial was followed by an inter-trial interval of 1 minute. All trials were repeated 3 times. Binocular summation was defined as the state at which the mean binocular contrast sensitivity was higher than the mean monocular contrast sensitivity.

Data Analysis

The differences in the contrast sensitivity between the dominant and nondominant eyes were evaluated by a repeated-measures analysis of variance (ANOVA). A value of $P = .05$ was considered significant.

RESULTS

Binocular contrast sensitivities in the dominant and nondominant eye trials in the weak and strong ocular dominance subjects are shown in Figures 1 and 2, respectively. Variations of the contrast sensitivities obtained by adding defocus lenses are shown separately in graphs

Accepted for publication January 11, 2005.

From the Department of Orthoptics and Visual Science (Handa, Uozato), School of Allied Health Sciences, Kitasato University; Department of Ophthalmology (Shimizu), Kitasato University School of Medicine; and Master's Program of Medical Science, Kitasato University Graduate School (Kawamori, Uozato), Sagami-hara; and Department of Ophthalmology (Mukuno), Yokohama Clinic, Kanagawa Dental College, Yokohama, Japan.

No author has a financial or proprietary interest in any material or method mentioned.

Reprint requests to Tomoya Handa, CO, PhD, Department of Orthoptics and Visual Science, School of Allied Health Sciences, Kitasato University, 1-15-1 Kitasato, Sagami-hara 228-8555, Japan. E-mail: thanda@kitasato-u.ac.jp.

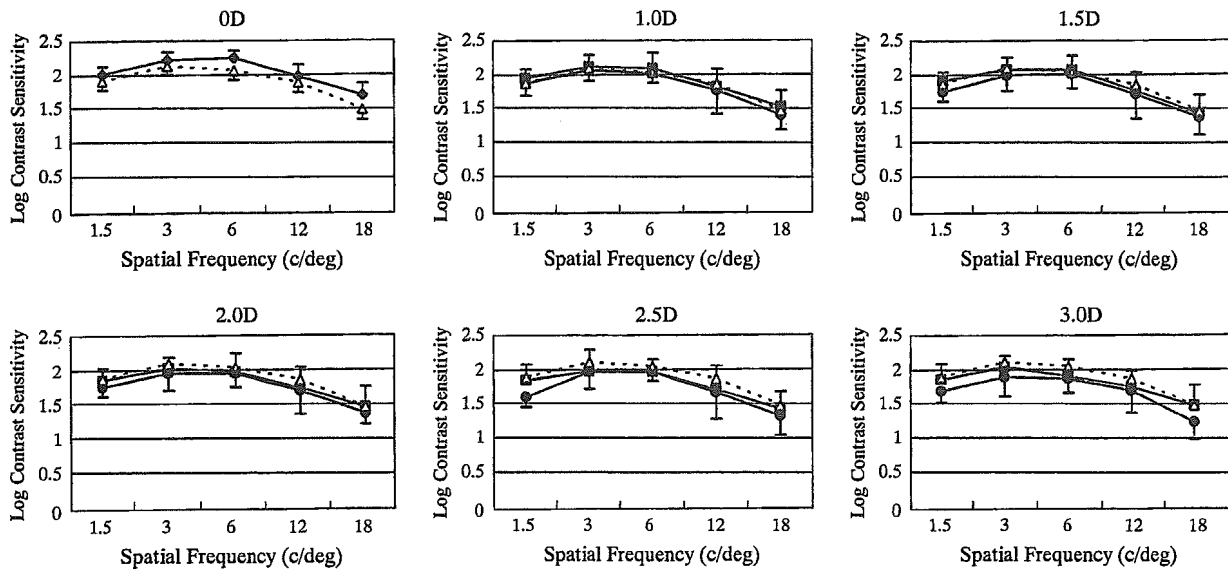


Figure 1. Binocular contrast sensitivity function in the weak ocular dominance subjects after the addition of 0, +1, +1.5, +2, +2.5, and +3.0 D spherical lenses in 1 eye. In all figures, the open triangles connected by the dash line represent the monocular contrast sensitivity of dominant eye with full distance correction; these serve as a reference for the other data provided. The solid diamonds represent the binocular contrast sensitivities with 0.0 D add (upper left). In subsequent figures, solid circles represent the binocular contrast sensitivities in the dominant eye trials and solid squares represent the binocular contrast sensitivity in the nondominant eye trials. Bars correspond to the SD.

that plotted the 6 adding lenses of 0, +1.0, +1.5, +2.0, +2.5, and +3.0 D. Binocular contrast sensitivities for the dominant and nondominant eye trials identified a general decrease for both the weak and strong ocular dominance. The contrast sensitivities at +3.0 D tended to be lower than those at +1.0 D. These variations in the dominant and nondominant eye were statistically significant for all defocuses ($P < .05$, ANOVA).

Binocular summation was defined as the condition in which the binocular contrast thresholds were higher than the monocular (dominant eye) contrast thresholds. In the weak ocular dominance subjects, dominant eye trials did not show summation for any spatial frequency. In contrast, the nondominant eye trials not only exhibited summation for the 1.5 cpd, 3 cpd, and 6 cpd of 1.0 D and 1.5 D, but also for the 1.5 cpd of 2.0 D. In all defocuses, contrast sensitivities in the nondominant eye trials were slightly higher than those in the dominant eye defocuses. The differences in the contrast sensitivity between the dominant and nondominant trials were not statistically significant ($P > .05$, ANOVA). In the strong ocular dominance, the dominant eye trials did not exhibit summation for any of the spatial frequencies. In contrast, the nondominant eye exhibited summation in the 1.5 cpd and 3 cpd of 1.0 D. In all trials, contrast sensitivities in the nondominant eye defocuses were higher than those in the dominant eye trials. The differences in the contrast sensitivity between

the dominant and nondominant trials were statistically significant in the 1.5 D and 2.0 D trials ($P < .05$, ANOVA).

DISCUSSION

The most important findings in this study were the difference in the loss of binocular contrast sensitivity between reading adds in the dominant and that in non-dominant eye. The difference was a greater loss of contrast sensitivity in the strong ocular dominance subjects. To guarantee the reliability of the data for each subject, contrast sensitivity was confirmed as being identical by performing 3 repeated measurements on different days.

Binocular summation begins to collapse if the monocular defocus exceeds a +1.5 D add.¹⁶ Theoretically, with monovision, the corrected dominant eye is used for distance and the nondominant eye for near vision to ensure the ability to see clearly at all distances. Therefore, successful monovision would require a near focus in the reading eye of around 2.5 D to achieve clear reading vision. Generally, it has been found that most monovision subjects have a certain level of stereo acuity and exhibit very high satisfaction levels with regard to the overall results.⁶ The assumption behind this practice is that it is easier to suppress blur in the nondominant eye. For example, Schor and Erickson¹³ indicated that blur suppression is greater when the dominant eye is corrected for distance. Collins

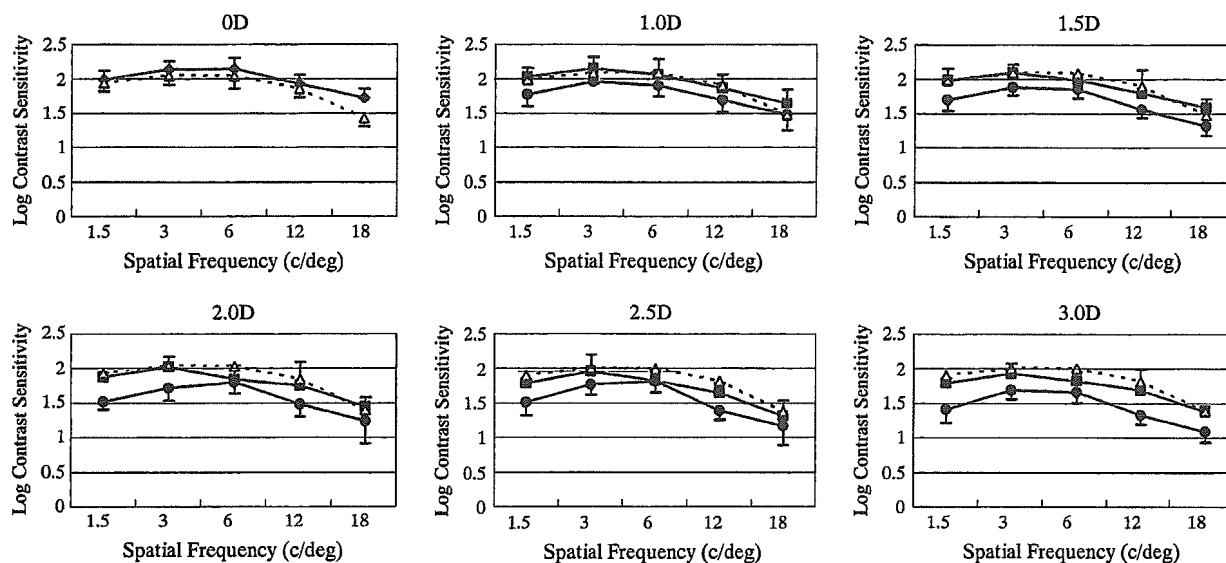


Figure 2. Binocular contrast sensitivity function in the strong ocular dominance subjects after the addition of 0, +1, +1.5, +2, +2.5, and +3.0 D spherical lenses in 1 eye. In all figures, the open triangles connected by the dash line represent the monocular contrast sensitivity of dominant eye with full distance correction; these serve as a reference for the other data provided. The solid diamonds represent the binocular contrast sensitivities with 0.0 D add (*upper left*). In subsequent figures, solid circles represent the binocular contrast sensitivities in the dominant eye trials and solid squares represent the binocular contrast sensitivity in the nondominant eye trials. Bars correspond to the SD. With the +1.5 and +2.0 D defocus, statistically significant differences in binocular contrast sensitivity between the dominant and nondominant eye were found ($P < .05$, ANOVA).

and Goode¹⁷ reported that when there was evidence of equivalence of sighting and sensory dominance in the dominant eye, it was easier to suppress blur in that eye.

These findings are consistent with our results, which showed the nondominant eye trials had more effective blur suppression than in the dominant eye trials. Moreover, it appears that the difference between the 2 groups is that in the strong ocular dominance, there is a greater loss of contrast sensitivity in the dominant eye trials with a 1.5 D spherical lens. This difference was not seen in the group with weak ocular dominance. In other words, in dominant and nondominant eyes with strong ocular dominance, defocus results in a greater loss of contrast sensitivity than with weak ocular dominance. These results suggest the strong effects of ocular dominance in binocular summation with monovision.

An important clinical finding in this study was the difference in binocular summation between weak ocular dominance and strong ocular dominance. Ocular dominance is 1 of the important factors in monovision success. Recently, we indicated that strong ocular dominance is an unfavorable factor in monovision success⁶ and binocular summation may be 1 of the important factors in monovision success. Several reports^{1,18} have demonstrated the loss of binocular summation with monocular defocus in monovision, but no studies have minutely investigated

binocular summation in relation to ocular dominance. Hence, evaluating binocular summation with reading add in 1 eye appears to be a useful, practical method for evaluating the adaptability to monovision. Further studies are needed to clarify the effects of binocular summation in relation to the magnitude of ocular dominance in success and subjects' satisfaction with monovision.

REFERENCES

1. Jain S, Arora I, Azar DT. Success of monovision in presbyopes: review of literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 1996; 40:491-499
2. Wright KW, Guemes A, Kapadia MS, Wilsoo SE. Binocular function and patient satisfaction after monovision induced by myopic photo-refractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 1999; 25:177-182
3. Jain S, Ou R, Azar DT. Monovision outcomes in presbyopic individuals after refractive surgery. *Ophthalmology* 2001; 108:1430-1433
4. Gauthier CA, Holden BA, Grant T, Chong MS. Interest of presbyopes in contact lens correction and their success with monovision. *Optom Vis Sci* 1992; 69:858-862
5. Greenbaum S. Monovision pseudophakia. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:1439-1443
6. Handa T, Mukuno K, Uozato H, et al. Ocular dominance and patient satisfaction after monovision induced by intraocular lens implantation. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:769-774
7. Handa T, Mukuno K, Uozato H, et al. Effects of dominant and non-dominant eyes in binocular rivalry. *Optom Vis Sci* 2004; 81:377-382; errata p. 563

8. Michaels DD. Ocular dominance. *Surv Ophthalmol* 1972-73; 17:151-163
9. Campbell FW, Green DG. Monocular versus binocular visual acuity. *Nature* 1965; 208:191-192
10. Blake R, Fox R. The psychophysical inquiry into binocular summation. *Percept Psychophys* 1973; 14:161-185
11. Blake R, Sloane M, Fox R. Further developments in binocular summation. *Percept Psychophys* 1981; 30:266-276
12. Sanchez FJ. Monovision: which eye for near? *Contact Lens Forum* June 1988; 13:57
13. Schor C, Erickson P. Patterns of binocular suppression and accommodation in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 1988; 65:853-861
14. Schor C, Landsman L, Erickson P. Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 1987; 64:723-730
15. Trevarthen CB. Two mechanisms of vision in primates. *Psychol Forsch* 1968; 31:299-348
16. Pardhan S, Gilchrist J. The effect of monocular defocus on binocular contrast sensitivity. *Ophthalmic Physiol Opt* 1990; 10:33-36
17. Collins MJ, Goode A. Interocular blur suppression and monovision. *Acta Ophthalmol* 1994; 72:376-380
18. Loshin DS, Loshin MS, Comer G. Binocular summation with monovision contact lens correction for presbyopia. *Int Contact Lens Clin* 1982; 9:161-165

非球面および球面 IOL 挿入眼の高次波面収差の比較

比嘉利沙子*¹ 清水 公也 飯田 嘉彦 五十嵐章史 魚里 博*²*¹ 北里大学医学部眼科学教室 *² 北里大学医療衛生学部視覚機能療法学

要約 目的：非球面と球面眼内レンズ (IOL) 挿入眼の高次波面収差の解析と比較。対象と方法：白内障がある 20 例の両眼に超音波乳化吸引術を行い、1 眼に球面 IOL、他眼に非球面 IOL を挿入した。高次波面収差測定で得られた全屈折を Zernike 多項式に展開し、コマ収差、球面収差、全高次収差を定量的に解析し、その RMS (root mean square) を比較した。瞳孔径は 3 mm と 5 mm に設定した。結果：瞳孔径 3 mm では、非球面 IOL 挿入眼の球面収差が球面 IOL 挿入眼よりも有意に低値であった。瞳孔径 5 mm では、非球面 IOL 挿入眼の球面収差と全高次収差が球面 IOL 挿入眼よりも有意に低値であった。狭義の四次球面収差 (C_4^0) は、瞳孔径 3 mm と 5 mm のいずれについても、非球面 IOL 挿入眼のほうが球面 IOL 挿入眼よりも有意に低値であった ($p < 0.05$)。結論：非球面 IOL 挿入眼では、球面 IOL 挿入眼よりも球面収差を軽減することが可能である。

Higher-order wavefront aberrations in eyes implanted with aspheric or spheric intraocular lens

Risako Higa*¹ Kimiya Shimizu Yoshihiko Iida Akifumi Igarashi Hiroshi Uosato*²*¹ Dept of Ophthalmol, Kitasato Univ Sch of Med*² Dept of Orthoptics and Visu Sci, Kitasato Univ Sch of Allied Health Sci

Abstract. Purpose: To compare higher-order wavefront aberrations in eyes implanted with aspheric or spheric intraocular lens (IOL). Cases and Methods: Twenty cataract patients underwent phacoemulsification-aspiration. In each patient, one eye was implanted with spheric IOL and the fellow eye with aspheric IOL. These eyes were evaluated by a wavefront analyzer. Higher-order aberrations were expanded into Zernike's polynomial expression. Coma, spherical aberration, and total higher-order aberration were compared as root mean square (RMS). Results: At pupil diameter of 3 mm, the spherical aberration was significantly less in eyes with aspheric than spheric IOL. At pupil diameter of 5 mm, spherical and total higher-order aberration was significantly less in eyes with aspheric than spheric IOL. At both pupil sizes, the fourth-order spherical aberration was significantly less in eyes with aspheric than spheric IOL ($p < 0.05$). Conclusion: It is possible to reduce spherical aberration by using aspheric instead of spheric IOL.

Rinsho Ganka (Jpn J Clin Ophthalmol) 59(7): 1089-1093, 2005

緒言

光学系において、理想と実際の結像のずれを収差 (aberration) という。眼内レンズ (IOL) 挿入眼の視機能には IOL の光学特性が反映される^{1,2)} が、水晶体と IOL では分光透過特性、アッベ数、屈折率分布などのさまざまな光学特性が異なる。一方、有水晶体眼においては、加齢とともに水晶

体の形状および屈折率は変化する³⁾、若年では角膜と水晶体は相補関係にあり、均衡がとれていた眼球全体の収差が増加することが知られている⁴⁾。

IOL は白内障術後の最も生理的な矯正法であり、筆者らが理想とする IOL は本来の水晶体、つまり若年者の水晶体により近い性能を有する IOL と考えられるが、現実的には一致させることは困難であり、またどの年代の水晶体をターゲッ

別刷請求先：比嘉利沙子 (ひが・りさこ) 〒228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学医学部眼科学教室

Reprint requests: Risako Higa Department of Ophthalmology, Kitasato University School of Medicine, 1-15-1 Kitasato Sagami-hara 228-8555, JAPAN

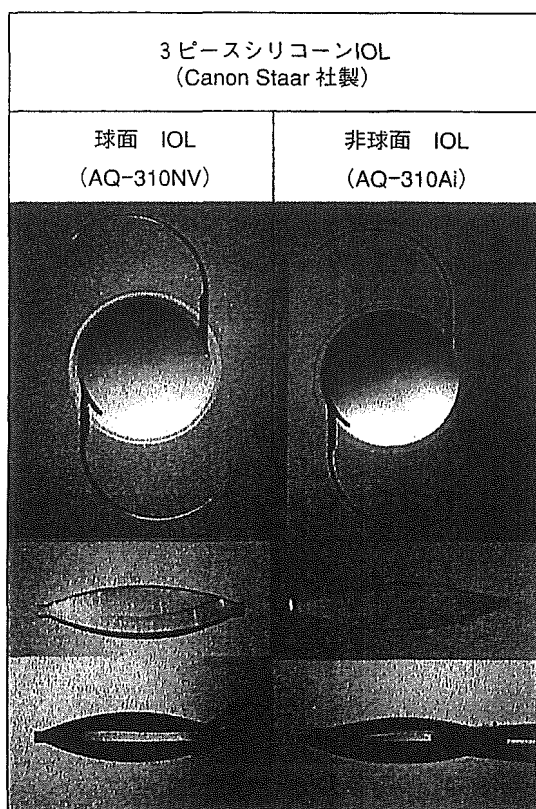


図 1 使用した IOL

トにおくかについても議論の余地がある。

これまで多焦点性、調節機能、着色化など IOL にも本来の水晶体にある付加価値が追求されてきた⁵⁾が、近年、水晶体が非球面であるように、前後面とも単純に球面であった IOL とは異なり前面が非球面となった IOL (非球面 IOL) が臨床使用されるようになった^{6~9)}。この非球面 IOL は、眼球全体の球面収差を減少させることにより quality of vision (QOV) が向上することが期待されている。

今回、非球面 IOL 挿入眼の高次波面収差の定量的解析を行い、従来の球面 IOL 挿入眼と比較検討したので報告する。

対象と方法

対象は、2004 年 3~4 月までに北里大学病院で白内障手術を施行した 20 例 40 眼である。全症例とも、インフォームド・コンセントが得られた症例であり、屈折異常と白内障以外の器質的眼疾患、術中および術後の合併症がない症例である。

手術は、4%リドカイン点眼麻酔下による超音波乳化吸引術後、2.8 mm 耳側角膜切開創より一眼

表 1 対象症例

	球面 IOL	非球面 IOL
症例数	10 例 (男性 4 例, 女性 6 例)	
年齢 (歳)	平均 64 (56~75)	
術後	矯正視力	1.16 (1.0~1.2)
	等価球面 (D)	-0.63 (0~-4.5)
	IOL 傾斜 (度)	2.91 (0.80~3.36)
	IOL 偏心 (mm)	0.26 (0.12~0.43)
	IOL 度数 (D)	22.5 (19~25)
		1.18 (1.0~1.2)
		-0.80 (0~-4.0)
		2.88 (0.97~3.32)
		0.30 (0.10~0.36)
		22.7 (20~25.5)

に球面 3 ピースシリコン IOL (AQ-310NV, Canon Staar 社製), 他眼に非球面 3 ピースシリコン IOL (AQ-310NV Ai, Canon Staar 社製) を挿入した (図 1)。左右眼の IOL 選択は無作為に行った。

眼軸長の測定には、光学式眼軸長測定装置 (IOL マスター™: Carl Zeiss 社製) を用い、IOL 度数の算出には SRK-T 式を用いた。A 定数 (光学式で測定した眼軸長用に当院で算出した値) は、非球面 IOL では 120.34, 球面 IOL では 119.53 を用いた。IOL は全例とも囊内固定であり、IOL の位置は前眼部解析装置 (EAS1000: Nidek 社製) で測定した。

なお、対象の平均年齢、術後平均矯正視力、平均等価屈折、IOL の平均傾斜角度と偏心量は表 1 に示した。

波面収差量は、術後 3 か月に高次波面収差測定装置 (iTrace™: Tracy Technologies 社製) で測定した全屈折力を Zernike 多項式に展開し算出した。測定は、散瞳下で環境照度 10 lx 以下の準暗室で行い、同一検者により 1 眼につき 3 回行った。波面収差量の比較解析には、瞳孔径をそれぞれ 3 mm と 5 mm に設定し求めた root mean square (RMS) 値を用いた。

結果

瞳孔径 3 mm の解析において、コマ様収差、球面様収差、全高次収差の平均 RMS 値は、球面 IOL

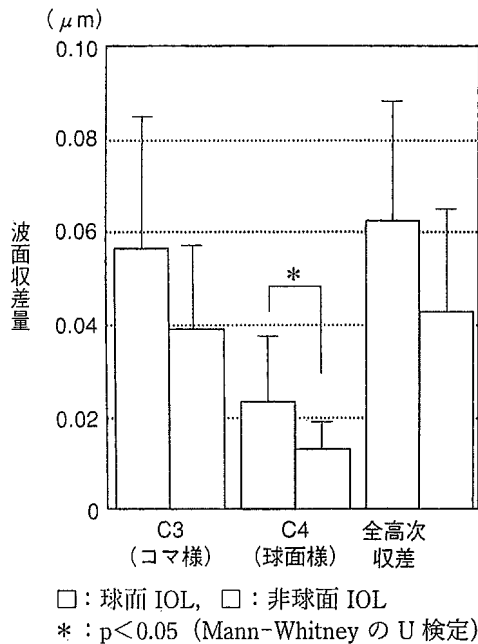


図 2 瞳孔径 3 mm における高次波面収差

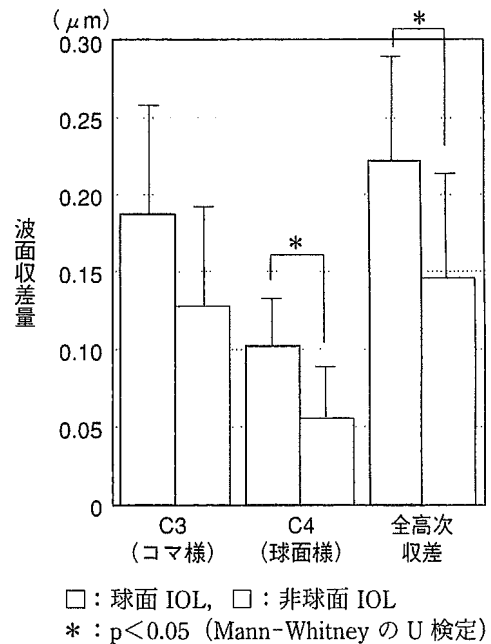


図 3 瞳孔径 5 mm における高次波面収差

挿入眼ではそれぞれ $0.057\ \mu\text{m}$, $0.023\ \mu\text{m}$, $0.062\ \mu\text{m}$, 非球面 IOL 挿入眼ではそれぞれ $0.039\ \mu\text{m}$, $0.013\ \mu\text{m}$, $0.043\ \mu\text{m}$ であった (図 2)。非球面 IOL 挿入眼では、いずれの平均 RMS 値とも球面 IOL 挿入眼と比較し減少しており、球面様収差においては統計学的有意差を認めた (Mann-Whitney の U 検定, $p < 0.05$)。

瞳孔径 5 mm 解析において、平均 RMS 値は、球面 IOL 挿入眼ではそれぞれ $0.187\ \mu\text{m}$, $0.102\ \mu\text{m}$, $0.221\ \mu\text{m}$, 非球面 IOL 挿入眼ではそれぞれ $0.127\ \mu\text{m}$, $0.055\ \mu\text{m}$, $0.146\ \mu\text{m}$ であった (図 3)。瞳孔径 5 mm では 3 mm と比較し収差量が大きいため、非球面 IOL 挿入眼ではいずれもより明らかに平均 RMS 値は減少しており、球面様収差および全高次収差において統計学的有意差を認めた (Mann-Whitney の U 検定, $p < 0.05$)。

さらに、4 次の Zernike 係数のうち狭義の球面収差を示す C_4^0 は、瞳孔径 3 mm の解析では、球面 IOL 挿入眼 $0.040\ \mu\text{m}$, 非球面 IOL 挿入眼 $0.016\ \mu\text{m}$, 瞳孔径 5 mm 解析では、球面 IOL 挿入眼 $0.251\ \mu\text{m}$, 非球面 IOL 挿入眼 $0.100\ \mu\text{m}$ であった (図 4)。瞳孔径 3 mm および 5 mm の両解析結果で統計学的有意差を認めた (Mann-Whitney の U 検定, $p < 0.05$)。

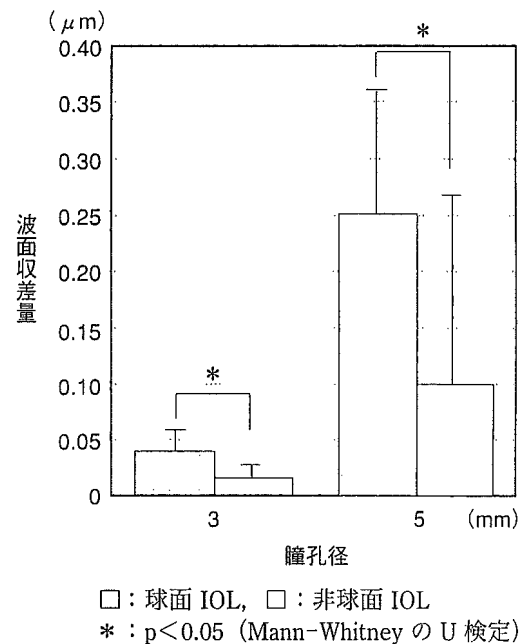


図 4 瞳孔径 3 mm と 5 mm における球面収差

考 按

種々の波面センサーの開発により、臨床上、高次収差測定が可能となり、近年、高次収差は視力やコントラスト感度とともに QOV を考慮した視機能評価の 1 つとして捉えられており、その結果は屈折矯正手術にも応用されている^{10,11)}。

波面センサーの測定原理は、眼球から出射する波面を測定する Hartmann-Shack センサー、網膜

投影像を測定する Tscherning 収差計, 検影法の原理を応用した optical path difference 法の 3 つに分類される¹²⁾。今回使用した波面センサー (iTrace™: Tracy Technologies 社製) は, 細いレーザー光を同心円状に網膜に投影し, その網膜像を CCD で捉え, 歪みの量を測定することにより波面収差を他覚的に測定しており, Tscherning 収差計の原理に近いこの方法は, ray tracing aberrometry または laser ray tracing (LRT) と呼ばれている¹³⁾。

本結果では, 非球面 IOL 挿入眼では従来の球面 IOL 挿入眼と比較し高次波面収差は減少していた。IOL 単体のシミュレートでも, 球面 IOL では best focus 付近の光線収束は 1 点に収束せず, 非球面 IOL では 1 点に収束することが確認されており¹⁴⁾, 理論上矛盾しない臨床結果であった。

瞳孔径が大きいほど高次収差が大きくなる¹⁵⁾ため, 瞳孔径 5 mm の解析結果のほうが非球面 IOL 挿入眼と球面 IOL 挿入眼の高次収差の差はより明らかであったが, 今回の対象は, 高齢者の IOL 挿入眼であり, 瞳孔径 3 mm の解析結果のほうがより日常視を反映していると考えた。

さらに, 種々の疾患において眼球の高次収差とコントラスト感度の関連を示唆する報告が散見される^{16~19)}。例えば, 白内障眼において, 屈折率の変化による高次収差の増加とともにコントラスト感度が低下することが報告されている¹⁹⁾。しかし, 白内障手術により高次収差, コントラスト感度ともに改善するが, いずれも健常眼と比較し劣ることが報告¹⁹⁾されており, これらの評価は, 白内障術後の不定愁訴の解明の 1 つにもつながる。

逆に, 非球面 IOL では高次収差の軽減とともにコントラスト感度も改善することが報告されおり^{7,9,20)}, 瞳孔径の関係からその改善率は暗所により期待される。ただし, 眼内で非球面 IOL の光学特性を十分に利用するには, IOL の位置も重要である。

非球面 IOL が中心固定されている場合には球面収差は少なく, MTF も良好であるが, IOL 偏位が生じるとむしろ球面レンズよりも MTF が低下する可能性が報告¹⁶⁾されている。また, 球面 IOL 挿入眼では IOL 偏位が生じた場合でも焦点位置はややずれるが網膜面上にあり, 光線収束も大きな乱れは生じないが, 非球面 IOL 挿入眼では IOL

が偏位すると焦点位置は網膜面上から離れ, コマ収差などにより光線収束は大きく乱れることもシミュレートされている¹⁴⁾。

本対象は全例, IOL の傾斜が 5 度以内, 偏位が 0.5 mm 以内であるため, 高次収差測定結果に IOL 偏位の影響はほとんど反映されていないと考えた。しかし, 後囊破囊例, 偽落屑症候群や網膜色素変性症などのチン氏帯脆弱な症例に非球面 IOL を挿入する際には, 十分な注意が必要である。そのほかに, IOL 度数の選択にも注意が必要である。

非球面 IOL では同じ度数の球面 IOL より best focus の位置は後方である¹⁴⁾ため, それを考慮し度数選択を行う必要がある。実際に, 本対象では非球面 IOL では同素材, 同屈折率の球面 IOL より約 0.8 高い A 定数を用いた。しかし, 果たして球面収差はよりゼロに近いほうがよいのか否かについては, 偽調節を考慮する場合, 疑問が残るところである。しかし, 高次波面収差を考慮した非球面 IOL の登場は QOV の向上に大きく貢献しているといえる。球面収差が偽調節にどれだけ関与するかについても, 今後さらに追求していく必要がある。

文献

- 1) Vilarrodona L, Barrett GD, Johnson B: High-order aberrations in pseudophakia with different intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 30: 571-575, 2003
- 2) Bellucci R, Morselli S, Piers P: Comparison of wavefront aberrations and optical quality of eyes implanted with five different intraocular lens. *J Refract Surg* 20: 297-306, 2004
- 3) Dubbelman M: The shape of aging human lens: curvature, equivalent refractive index and lens paradox. *Vision Research* 41: 1867-1877, 2001
- 4) Artal P, Berrio E, Guirao A et al: Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 19: 137-143, 2002
- 5) 魚里博: 眼内レンズ (IOL). *O plus E* 159: 100-105, 1993
- 6) 福村精剛・牧野弘之・魚里博・他: 球面および非球面眼内レンズ移植眼における術後視機能の比較. *IOL* 8: 240-246, 1994
- 7) Packer M, Fine IH, Hoffman RS et al: Prospective randomized trial of an anterior surface modified prolate intraocular lens. *J Refract Surg* 18: 692-696, 2002

- 8) Kershner RM : Retinal image contrast and functional visual performance with aspheric silicone, and acrylic intraocular lenses. Prospective evaluation. J Cataract Refract Surg 29 : 1684-1694, 2003
- 9) Packer M, Fine IH, Hoffman RS : Wavefront technology in cataract surgery. Curr Opin Ophthalmol 15 : 56-60, 2004
- 10) Liang J, Williams DR, Miller DT : Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. J Opt Soc Am A 14 : 2884-2892, 1997
- 11) Schwiegerling J : Theoretical limits to visual performance. Surv Ophthalmol 45 : 139-146, 2000
- 12) 黒田輝仁 : どのような各種測定機器があるのでしょうか. あたらしい眼科 18 : 45-47, 2001
- 13) Mierrdel P : A measuring device for the assessment of monochromatic aberrations of the human eyes. Ophthalmology 94 : 441-445, 1997
- 14) 永田豊文 : より自然な術後視機能をめざして— GRIN レンズ, 非球面レンズの検討. 眼科手術 16 : 467-475, 2003
- 15) 伊藤美沙絵・大野晃司・清水公也, 他 : 健常眼の高次波面収差の定量解析. 臨眼 57 : 1203-1207, 2003
- 16) Kuroda T, Fujikado T, Maeda N et al : Wavefront analysis in eyes with nuclear or cortical cataract. Am J Ophthalmol 134 : 1-9, 2002
- 17) Maeda N, Sato S, Watanabe H : Prediction of letter contrast sensitivity using videokeratographic indices. Am J Ophthalmol 129 : 759-763, 2000
- 18) Oshika T, Tomidokoro A, Maruo K et al : Quantitative evaluation of irregular astigmatism by Fourier series harmonic analysis of videokeratography data. Invest Ophthalmol Vis Sci 39 : 705-709, 1998
- 19) 岡本周子・大鹿哲郎 : 白内障手術による眼光学特性の変化. 眼科手術 16 : 461-466, 2003
- 20) Atchison DA : Design of aspheric intraocular lenses. Ophthalmic Physiol Opt 11 : 137-146, 1990

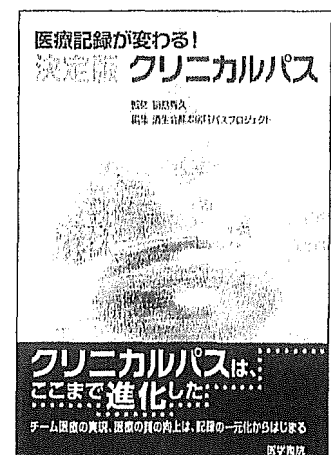
●クリニカルパスのすべてがわかる1冊

医療記録が変わる! 決定版クリニカルパス

監修 副島秀久 済生会熊本病院副院長
編集 済生会熊本病院パスプロジェクト

医療記録の一元化, 効率的なバリエーション分析を可能にした済生会熊本病院のクリニカルパス。進化したクリニカルパスは, チーム医療の実現, 医療の質向上を可能にする。本書では, クリニカルパスの作成・運用方法から, 疾患別の事例までを解説。この1冊で新しいクリニカルパスのすべてがわかる!

●A4 頁144 2004年
定価3,360円(本体3,200円+税5%) [ISBN4-260-33334-8]



医学書院 〒113-8719 東京都文京区本郷5-24-3 (販売部) TEL 03-3817-5657 FAX 03-3815-7804
E-mail sd@igaku-shoin.co.jp http://www.igaku-shoin.co.jp 振替 00170-9-96693

II. 眼内レンズの視機能上の役割・利点

はじめに

眼内レンズ (IOL) は水晶体を置換する人工レンズであるが、眼鏡やコンタクトレンズ (CL) と同様の光学レンズである。それぞれのレンズの視機能におけるその役割は多少異なる。本項では、IOLが眼鏡やCLと光学的にどのように相違するのか、その特徴を役割と利点の観点から述べる^{1~3)} (表1)。

1. 矯正比較

眼鏡やCLとIOLの比較検討をするうえで、これらの相違が発生する原因別に分けて考える。

1-1. 手術の有無

眼鏡とCLは非手術的矯正といえるが、IOLはその挿入時に手術を伴う。手術侵襲は以前よりも格段に少なくなっているが皆無ではない。その点、眼鏡やCLは矯正に関して可逆的である。安全性や屈折変化への対応を考えれば、眼鏡、CL、IOLの順となるが、わずらわしさとは相反する。

1-2. 矯正位置

図1に示すように、レンズの矯正位置はそれぞれ異なる。眼鏡は角膜前方12mm (頂間距離と

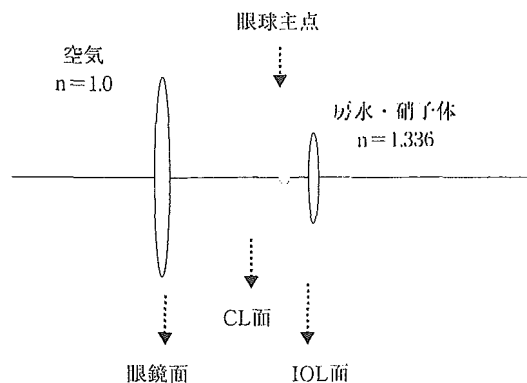


図1 レンズの矯正位置と媒質屈折率の相違

いう)に後頂点にくるように眼外に装用する。そのため屈折矯正のコントロールは最も容易で、精度も高い。CLは角膜前面に位置するため、頂間距離は0となる。涙液レンズやCLによる角膜形状変化 (ハードCL) は矯正精度をむずかしくする。

一方、IOLは本来の水晶体に最も近い位置で矯正される。そのため、従来の無水晶体眼における眼鏡矯正では、その本来の水晶体位置と遠く離れた眼鏡面で矯正するため発生していた問題点 (収差、視野、びっくり箱現象^{注1)}、網膜倍率の変化^{注2)}など)^{1,2)}が解決された。眼鏡のように、矯

表1 無水晶体眼における矯正法の比較

	眼鏡	コンタクトレンズ	眼内レンズ
利点	掛けはずしが手軽 角膜内皮への影響なし 手術不要 拡大効果で視力向上	片眼矯正可能 網膜像の拡大わずか	患者による装着不要 異物感なし 網膜像の拡大ほとんどなし 片眼術後でも可 光学的に最良、自然な見え方
欠点	視野の制限あり 死角ができる 片眼術後は装用不可 物が拡大してみえる 両眼視がむずかしい	装着が面倒 高齢者には不向き 連続装用は問題が多い 角膜内皮への影響あり 紛失しやすい	長期予後が不明 子どもや若年者に不向き 手術を要する



図2 眼内レンズによる反射像
 上：眼内レンズ挿入眼（左眼）のPurkinje-Sanson像は、レンズの傾斜のため角膜反射像と合わせて3つ観察される。
 下：眼内レンズの光軸方向から観察すると、レンズの反射像と角膜の反射像が1つに重なって観察される。

正するレンズの位置が眼の主点（あるいは瞳孔面）から離れれば離れるほど矯正上の光学的問題が顕著となるが、角膜上で矯正するCL（あるいは角膜屈折矯正手術）や瞳孔に近い位置で矯正するIOLでは影響は少なくなる。

矯正位置の相違は、レンズの大きさにも影響を与える。眼から最も離れた位置で矯正する眼鏡レンズではその径は最も大きく、またそのレンズ径により有効にみえる範囲（視界）を規制する。

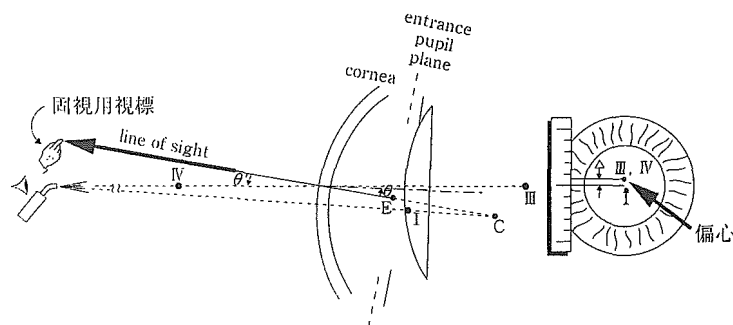
CLは角膜上であり眼の瞳孔に比較的近い位置にあるため、通常大きさ状態のレンズでは視界を制限しないし、開口絞り^{注3)}にもならないが、小径のCLでは有効な視野の制限をうける。IOLもほぼ瞳孔面に近い位置に挿入されるため、レンズ径は最も小さくできる。ただし、瞳孔が散大しレンズ径を上まわると有効視野が制限される。


1-3. 屈折率

眼鏡レンズは空気中で使用される。CLは角膜上で涙液におおわれるが、屈折矯正上は空気中におかれたCLと角膜の合成系を考えてさしつかえない。

一方、IOLは房水や硝子体の眼内媒質中におけるため、空気中での特性とは大きく相違する。このことは20D程度のIOLも、空気中では60~70Dもの屈折力を有することとなる。IOLと房水・硝子体屈折率の差が小さくなるため、レンズの反射損失や表面精度^{注4)}は緩和できる（空気中での約1/10程度となる）^{2,3)}。しかし、現在のIOLはその屈折率（1.5~1.6）が水晶体（1.38~1.41）よりもはるかに高いため、薄くてフォルダブルには適するが、レンズの反射損失はきわめて大きい（有水晶体眼に比べて、約20~30倍となる）。このことは逆に、IOLの傾斜や偏心など

図3 眼内レンズの位置異常（偏心と傾斜）の評価



固視用視標（)を光源位置から移動させて、IOLによる反射像（ⅢおよびⅣ像）が重なる位置を求める。その際、瞳孔中心からIOL反射像までの距離がIOL偏心量(Δ)となる。角膜反射像（Ⅰ像）は、固視用光源と角膜前面の曲率中心(C)を結ぶ線上で角膜表面から約4mm程度後方（ほぼ曲率半径の半分の距離）に虚像としてできる。角膜反射像（Ⅰ像）は瞳孔中心付近にできるが、わずかに鼻側にずれてあらわれる。Ⅲ像とⅣ像が重なってみえる方向がIOLの光軸で、固視用視標と瞳孔中心を結ぶ方向が照準線（line of sight）であるため、両者のなす角(θ')がIOLの傾斜角である。眼内での真の傾斜角(θ)は約0.85θ'である。

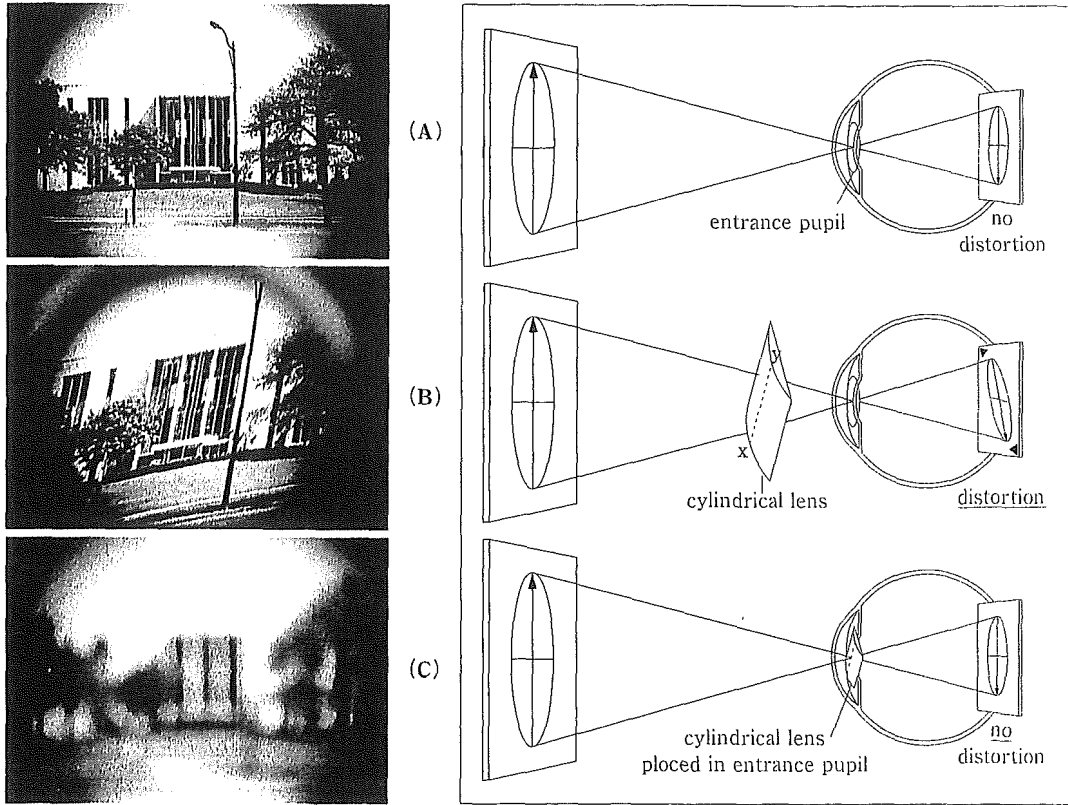


図4 乱視矯正に伴う網膜像の歪み

- A. 球面矯正では、網膜像の歪みは発生しない。
- B. 瞳孔面から離れた位置（眼鏡面）での乱視矯正では、網膜像の歪みを伴う。
- C. 瞳孔面での乱視矯正（IOLなど）では、網膜像の歪みは生じない。

の位置異常を、反射像を用いて臨床的に簡便に評価するのに役立っている^{3,4)} (図2・3)。つまり、固視用ペンライトの真うしろから反射像を観察すると、角膜反射像のほかにレンズによる2つの反射像（Purkinje-Sanson 像第3および4像）が瞳孔領域内にあらわれているならば、レンズの位置異常はきわめて少ないことが定性的に判定できる。

2. 眼内レンズの利点

IOLは手術を要するが、眼鏡やCLに比較して光学的にすぐれている点は、白内障による視機能低下を改善できる点と、有水晶体眼の眼球光学系に最も近い構成にできる点にある。白内障などの

混濁がなくても、視機能上の屈折矯正や立体視を考えるうえで、IOLは眼鏡やCLに比較してきわめて有利な矯正法である。ただ、現在では単焦点IOLでは本来の眼調節機能が失われるため、多焦点や最近の調節性IOLに期待がもたれている。しかし現実には、従来の偽調節を上まわるほど十分な調節補完機能は得られていない。多焦点レンズの結像特性も、単焦点に比べかなり低下している⁵⁾。

高度の屈折異常を矯正する場合、外見上の見栄えだけでなく、光学的な矯正効果や視機能に及ぼす影響は、IOL、CL（角膜屈折矯正手術）、眼鏡の順で大きくなる。網膜像の倍率変化、不同視、不等像視、視界の制限、乱視矯正の歪みなどの光

学的な問題点も、眼内で矯正する IOL や ICL (implantable contact lens) は、眼の主点位置や瞳孔面に近い位置で矯正するため、その影響は少ない。図 4 に示すように、乱視矯正に伴う網膜像の歪みは、眼鏡 (B) のように矯正レンズ位置が瞳孔面から離れているほど大きくなり、IOL や ICL のように瞳孔面に近い位置で矯正する場合 (C) は歪みの発生は少ない。大きな乱視をトーリック IOL で矯正する理由である。また、矯正度数による網膜像の大きさ変化は IOL で最も少なく、不同視矯正時の不等像の影響も IOL で最も少なく有利である。

これらの理由から IOL (ICL) は光学的矯正後の視機能上きわめて有利であり、これらレンズの挿入位置精度やパワー予測精度が上がれば、IOL は屈折矯正の有望な選択肢として確立されるものと思われる。

【注 1】びっくり箱現象 (jack-in-the-box phenomenon) : 強度の凸レンズではプリズム効果のため、周囲の輪状暗点内に隠れて見えなかった物体が、視線を動かすと急に出現する現象。レンズの度数が強くなるほど輪状暗点の領域は大きくなるため、術後無水晶体眼を眼鏡レンズで矯正する場合に大きな問題となる。

【注 2】網膜倍率の変化 : 術後無水晶体眼を眼鏡で矯正すると強度の凸レンズが必要であり、その装用位置が角膜前方 12 mm (入射瞳から約 15 ~ 16 mm) に位置するため、網膜像の拡大が生じる。CL では角膜

上に位置するため (入射瞳より約 3 ~ 4 mm)、網膜像の拡大効果は眼鏡に比してきわめて小さい。

通常の眼鏡レンズ矯正では、およそレンズ 1 D 当たり約 2% の拡大 (凸レンズ)・縮小 (凹レンズ) が生じる。

【注 3】開口絞り (aperture stop) : 眼内レンズの直径よりも瞳孔径が大きくならかぎり、IOL そのものが開口絞りにはならない。絞り (stop) の中で、光量を制約するものを開口絞りをいう。一方、みえる範囲を制約する絞りを視野絞り (field spot) という。

【注 4】レンズの反射損失と表面精度 : 眼内でのレンズは房水・硝子体との屈折率差が小さいため、その表面反射率は空気中よりも小さくなり、反射損失は減少する。しかし、高屈折率の IOL では、本来の水晶体の表面での反射率 (0.02% 以下) よりもかえって高くなり、レンズでの表面反射損失 (約 0.6%) は増加する。

また、空気中のレンズに比べ、眼内でのレンズは屈折率差が小さくなるため (約数分の一程度)、レンズの表面精度の影響 (結像特性や収差特性) は空気中よりも大幅に軽減する。

文 献

- 1) 魚里 博 : 眼内レンズ (人工水晶体). 応用物理 54 : 1039-1051, 1985
- 2) 魚里 博 : 偽水晶体眼の光学. 眼科手術 2 : 279-295, 1989
- 3) 魚里 博 : 眼内レンズ (IOL) の光学特性. *IOL & RS* 16 : 26-32, 2001
- 4) Guyton DL, Uozato H, Wisnicki HJ : Rapid determination of intraocular lens tilt and decentration through the undilated pupil. *Ophthalmology* 97 : 1259-1264, 1990
- 5) 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

を
き
点
多
る.
十
ン
い

栄
ぼ
鏡
視,
の光