

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 (Kawamorita, 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.

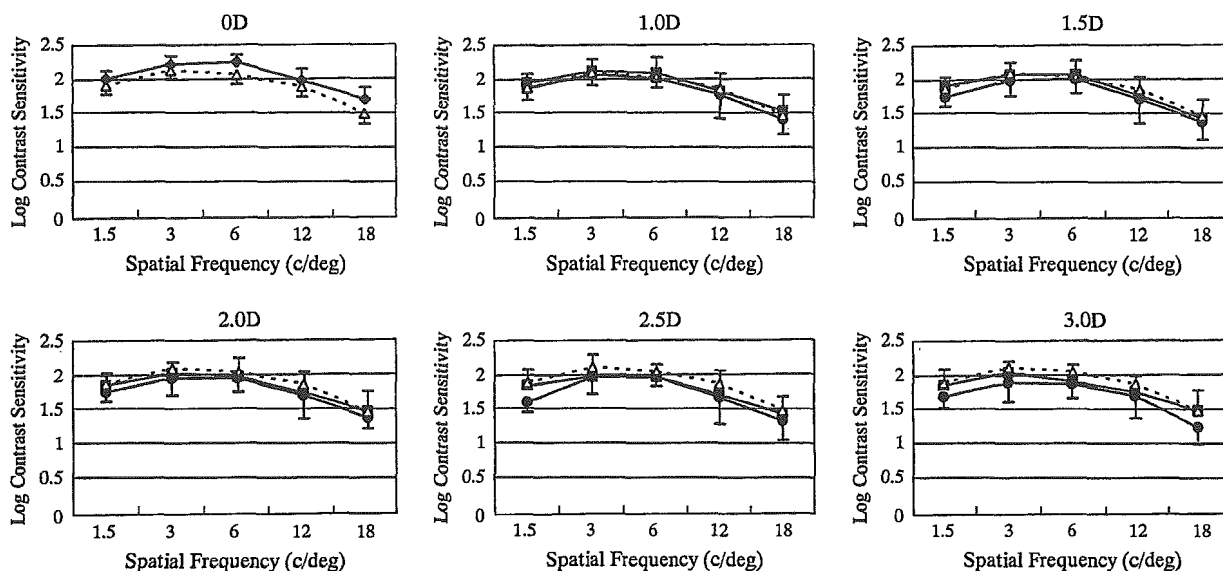


Figure 1. Binocular contrast sensitivity function in the weak ocular dominance subjects after the addition of 0, +1, +1.5, +2, +2.5, and +3.0 D spherical lenses in 1 eye. In all figures, the open triangles connected by the dash line represent the monocular contrast sensitivity of dominant eye with full 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 nondominant 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

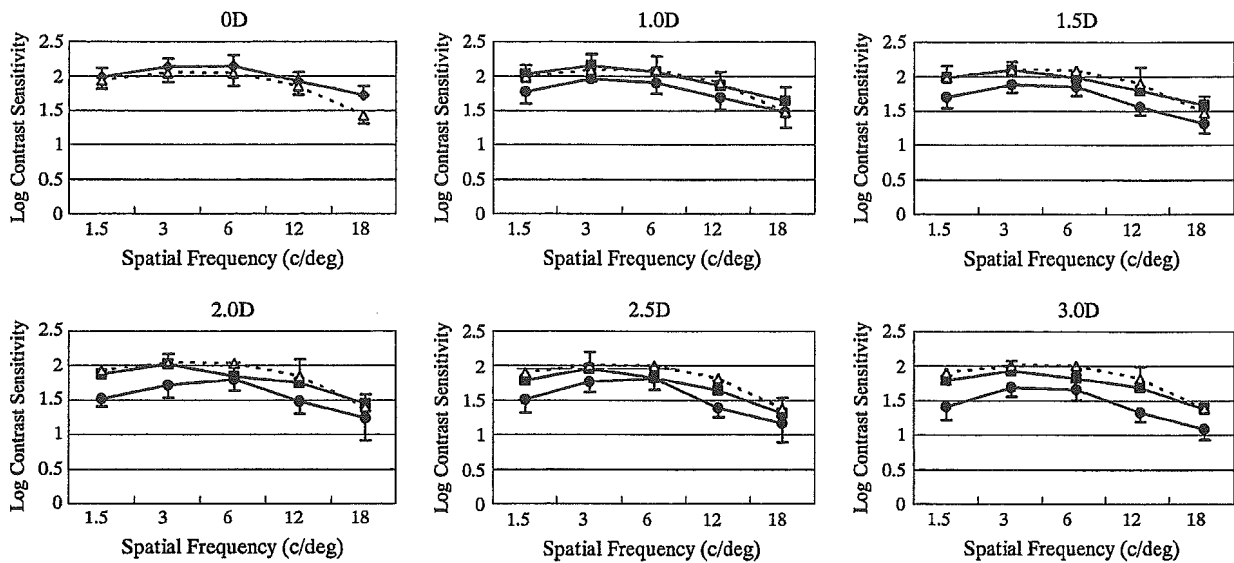


Figure 2. Binocular contrast sensitivity function in the strong ocular dominance subjects after the addition of 0, +1, +1.5, +2, +2.5, and +3.0 D spherical lenses in 1 eye. In all figures, the open triangles connected by the dash line represent the monocular contrast sensitivity of dominant eye with 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 photorefractive 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し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

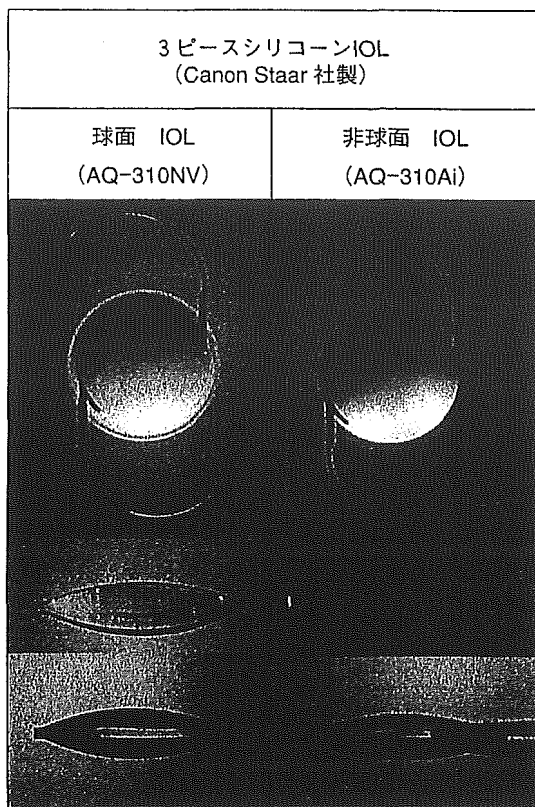


図 1 使用した IOL

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)	1.18 (1.0~1.2)
	等価球面 (D)	-0.63 (0~-4.5)	-0.80 (0~-4.0)
	IOL 傾斜 (度)	2.91 (0.80~3.36)	2.88 (0.97~3.32)
	IOL 偏心 (mm)	0.26 (0.12~0.43)	0.30 (0.10~0.36)
	IOL 度数 (D)	22.5 (19~25)	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TM: 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 (iTraceTM: 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

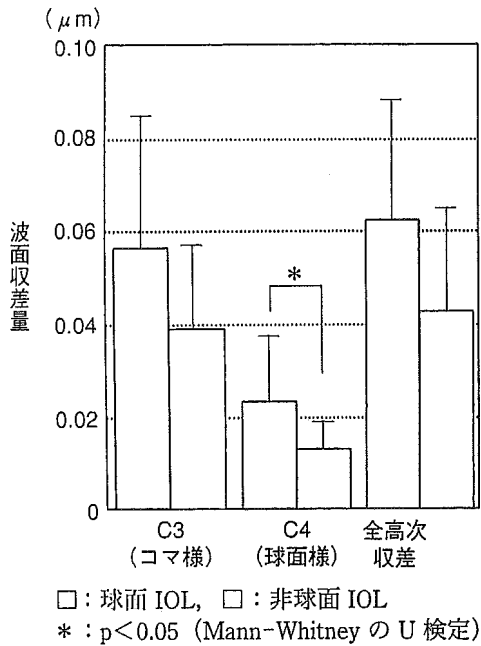


図 2 瞳孔径 3 mm における高次波面収差

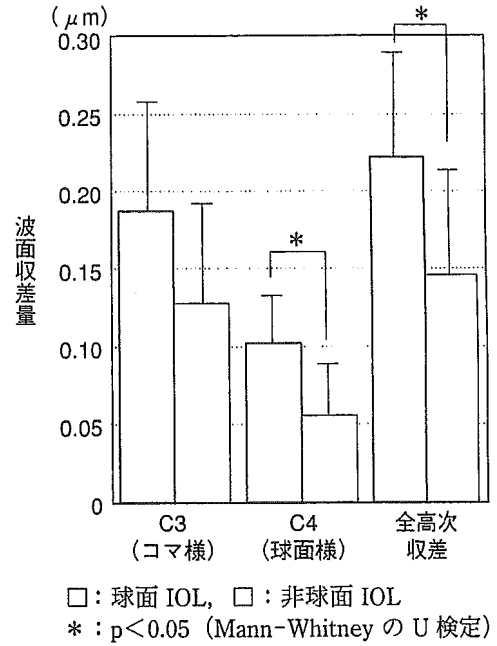


図 3 瞳孔径 5 mm における高次波面収差

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, $p < 0.05$)。

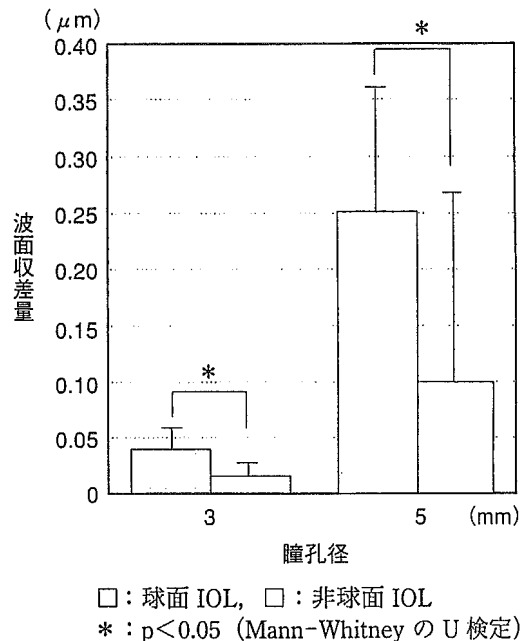


図 4 瞳孔径 3 mm と 5 mm における球面収差

考 按

種々の波面センサーの開発により、临床上、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ており^{7,9,20)}, 瞳孔径の関係からその改善率は暗所でも期待される。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, 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 : Theoretinal 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

の術後管理を安全に行うために、強膜片はタイトに縫合し、切糸術で適切な濾過を図ろうとするもので、多用されている。

(三重大学眼科教授 宇治幸隆)

国際式視力表による視力測定



国際式視力表を用いた視力の測定方法(手順)について

(兵庫県 T)



一九〇九年の第一回国際眼科学会にて、視力検査の国際基準の標準視標として、Landolt環を用いることが提唱され、現在日本では、主にこのLandolt環とひらがな視標が混在し、等差級数的に配列された検査距離五mの視力表が主流となっている。

しかし、等差級数的な視標配列では視力の段階評価や統計処理に問題が生じることから、ISOやJISでも推奨されている等比較的配列のlogMAR (logarithm of Minimum Angle of Resolution) 視力表が、近年普及し始めている。

logMARとは、分単位での最小視角であり、() 小数視力)で

表される。したがって、logMARは「log」(小数視力)となり、これは「対数当たり〇等分されるため、〇の〇乗根」(〇の九倍で構成される)。

また、両者の視力測定は、知覚確率五〇%の閾値とLandolt環切れ目の種類(上下左右)を考慮した強制選択法から導かれた六五%という閾値決定と簡略化された上下法が採用され、小数で表記される。通常、半数以上同じ段の視標が判別できることが必要であり、視標が五列ある場合は五分の三以上、三列の場合は三分の二以上をもって判定している。

一方、欧米では検査距離二〇フィート(約六m)のSnellen視力表が広く普及している。視標は黒い背景、九段の白い文字(アルファベットあるいは記号E)がプロジェクターで投影され、視力測定は半暗室にて行われる。小数視力と同様に、視標の間隔やアルファベットにおいて文字の認識のしやすさの問題があるものの、多くの施設で使用されている。

視力値は二〇フィートを基準とし、この視標が何フィートで認識できるかによって決定され、分数

として表記される(現在の測定法では、検査距離は一定で、視標が縮小される)。最近の著名な海外ジャーナルの視力記載法としても汎用されている。

また、近年、欧米では糖尿病網膜症や屈折矯正術前後、ロービジョン患者の視力測定に有効とされるETDRS(Early Treatment Diabetic Retinopathy Study)視力表が注目されている。ETDRS視力表の視標は、白い背景に黒い文字で、各段五文字のアルファベットが採用され、視標配列は、上述したlogMARで等間隔となっている。視力測定は特徴的で、R表と1および2表の合計3表のチャートからなり、R表で屈折矯正を行い、1表で右眼の、また2表で左眼の視力を計測する。

視力値の決定は、五文字すべて可読できた段数のlogMAR値

図1 ETDRS視力表による視力値の決定

(5文字すべて可読できた段のlogMAR値)

- (0.02×5文字すべて可読できなかった段の可読文字数)

可読できた段数のlogMAR値から、次段の五文字すべて可読できなかった段の文字数に〇・〇をかけたものを減じていく。すなわち、図1のようになる。

このようにETDRS視力表による視力測定は、多少複雑で、測定時間を要すること、検査距離が四mであるために、わずかに調節の介入が危ぶまれること、アルファベット文字の難易度が異なること等が問題点となるが、経時的変化や統計処理が容易であるため、欧米では今後さらに普及していく可能性がある。

以上、代表的な国際式視力表による測定法(手順)と特徴、問題点を簡単に述べたが、視力値は視標や測定環境、閾値の決定法の問題だけでなく、検査の主観の介入や検査に要する時間、検眼レンズの選択、質問方法、患者の心理状態等にも大きく依存する。今後、検査法に関しての包括的で科学的な方法論の確立が求められるが、できるだけ標準的な検査基準に則って検査を実施すべきである。

【文 献】
1) 安里 博：神経眼科 18：257, 2001.

2) 可見・考：日本医科学会雑誌
105: 273, 2001.

3) Ferris FL 3rd, Kassoff A, Bre-
nick GH, et al: Am J Ophthalmol
94: 91, 1982.

北里大医療
衛生学部教授 魚里 博
北里大学院 川守田拓志

公衆衛生

腸チフスへの対策



過去(近代)の日本における腸チフス
流行歴史と、その当
時とられた対策、また現在と
なっている対策について。

(東京都 O)



腸チフスは一九六〇年代ま
では日本国内で年間約五〇
〇人の患者の発生がみられてい
た。一九七〇年代より、上下水道
が整備されることにより腸チフス
の発生は激減した。現在は、年間
約六〇人の患者の発生で、そのほ
とんどが海外旅行で流行地に出か
けて感染したものである。腸チフ
スは感染症法の中で、類感染症に
分類され、すべての発生は地方自
治体を通して厚生労働省に報告す
ることになっている。

下元にある文献から過去の集団
発生(発生地と患者数)をみてみ

表1 1960～70年代の腸チフス集団発生

年	集団発生場所・患者数
1967	群馬県館林市8名、仙台市57名、長崎県対馬26名
1968	京都市31名、東京都大田区19名
1969	東京都目黒区34名
1970	仙台市13名
1971	群馬県太田市、栃木県足利市14名、高知県土佐市十数名
1972	静岡県富士市18名、青森県むつ市7名、愛知県豊田市、 名古屋9名、愛媛県松山市、伊予市6名
1977	岩手県大船渡市8名、東京都練馬区12名、愛知県豊田市 10名、静岡県山比町18名

ると、表1のように非常に多くの
集団発生があったことがわかる
これらは文献として報告のあった
ものを列挙しただけで、実際には
もっと多くの集団発生があったも
のと考えられる。

現在も、腸チフスの発生はみら
れているが、ほとんどが海外旅行
で感染する散発事例で、集団発生
は稀である。近年では、一九九
年に関東地方で五〇名の腸チフス
患者、一九九四年に近畿地方で
四名のパラチフス患者、一九九八

年には関東地方で六名のパラチ
フス患者の集団発生がみられた
このうち、一九九八年の発生では、
飲食店の関与が疑われた。

一九六〇～七〇年代当時の集団
発生の多くは井戸水が原因であっ
た。一九六〇～七〇年代には、日
本の一部の地域では上下水道が未
だ整備されていなかったため、腸
チフス患者・保菌者から排出され

た菌が汲み取り式トイレから井戸
水に混入することがあり、その井
戸水を生活用水として共用してい
る人に感染を起し、大きな集団
発生となったことがあった。また、
飲食店などで汚染された井戸水を
使用していたケースもあり、集団
発生が大きくなることもあった。

腸チフスが発生した時の防疫は
発生地を管轄する保健所が行う。
患者および患者家族の健康状態の
調査(検便等)、患者の喫食調査・
行動調査、患者宅の消毒、感染源
の検索が行われる。特に感染源の
追求では、過去には排菌者・保菌
者の追跡に力を入れていた。これ
は、保菌者が再排菌することによ
り、井戸水を共有している周辺住
民を含む集団感染につながるこ
が多かったからである。積極的に

排菌者・保菌者を探して治療を促
し、さらなる腸チフスの発生を防
止していた。また、飲料水、食品、
下水・排水が共通する集団につい
て聴き取り調査、行動調査、ウイ
ダールテストによる抗体検査、分
離された菌株のファージ型別、下
水からのチフス菌の検出などが過
去には行われた。

これらの調査と発生の拡大防止
対策は現在も過去も基本的には変
わらない。現在も患者および患者
家族の健康状態の調査(検便等)、
患者の喫食調査、行動調査、患者
宅の消毒などが行われているが、
患者や患者家族の人権やプライバ
シーに十分配慮して行われている。
患者は感染症法に基づいて感
染症指定医療機関に入院となり、
約二週間治療が行われる。その後、
排菌がないことが確認されれば、
治療したとみなされ退院となる。

腸チフスで入院した場合の医療
費は自己負担分が公費で負担さ
れ、治療費の自己負担はない。感
染症法にある、類・類感染症
では感染症の蔓延防止のために、
公費で医療費を負担する対策がと
られている。さらに、腸チフスだ
けでなく、パラチフス、細菌性赤

次に、具体的な削減対策や工夫

り替えるといった工夫をしてい

laboratory science

Evaluation of apparent ectasia of the posterior surface of the cornea after keratorefractive surgery

Yoshiaki Nawa, MD, Kozo Masuda, ORT, Tetsuo Ueda, MD, Yoshiaki Hara, MD, Hiroshi Uozato, PhD

Purpose: To calculate the apparent posterior corneal changes after keratorefractive surgery and reevaluate corneal ectasia displayed by Orbscan (Orbtek).

Setting: Department of Ophthalmology, Nara Medical University, Nara, Japan.

Methods: Postoperative:preoperative magnification ratio of the posterior surface of the cornea was calculated in a theoretical eye model.

Results: Assuming the preoperative corneal thickness is 600.00 μm , the preoperative refractive power of the anterior corneal surface is 48.0 diopters (D), the refractive power of the cornea is 1.376, the ablation diameter is 6.0 mm, the postoperative corneal thickness is 480.00 μm , the postoperative refractive power of the anterior corneal surface is 38.0 D, and the posterior surface of the cornea does not change postoperatively, the apparent image of the posterior surface of the cornea becomes 0.778% smaller postoperatively. If the posterior radius of curvature of the cornea is 6.2 mm, it becomes smaller by 48.24 μm . If this change directly affects the difference map, the posterior surface of the cornea moves forward by 48.24 μm .

Conclusion: The results correspond to the amount of ectasia in previous reports. This artifact may explain the apparent ectasia detected by Orbscan.

J Cataract Refract Surg 2005; 31:571–573 © 2005 ASCRS and ESCRS

Does the posterior surface of the cornea truly protrude after keratorefractive surgery? Since Wang and coauthors' first study,¹ many authors have reported posterior surface changes in the cornea after keratorefractive surgery.^{2–7} In a discussion of Wang and coauthors' paper,⁸ Maloney expressed surprise that a cornea thicker than after hyperopic automated lamellar keratoplasty (ALK) could lead to ectasia. He

did not find evidence of ectasia in 38 post-ALK eyes in which corneal thickness ranged from 126 to 236 μm . Maloney suggested the posterior corneal changes might reflect artifactual changes.

This issue has not been sufficiently investigated. We agree that true keratectasia occasionally exists but think that many reports of ectasia detected by Orbscan (Orbtek) may be an artifact. We propose an explanation of the apparent ectasia of the posterior corneal surface after keratorefractive surgery.

Accepted for publication May 28, 2004.

From the Department of Ophthalmology, Nara Medical University (Nawa, Masuda, Ueda, Hara), and the Department of Orthoptics and Visual Science, Kitasato University School of Allied Health Sciences (Uozata), Nara, Japan.

None of the authors has a financial interest in any product mentioned.

Reprint requests to Yoshiaki Nawa, MD, Department of Ophthalmology, Nara Medical University, 840 Shijocho, Kashihara City, Nara 6348522, Japan. E-mail: ynawa@naramed-u.ac.jp.

Materials and Methods

Observation of the posterior surface of the cornea shows an image that is magnified by a lens composed of the anterior surface of the cornea and the corneal stroma. After keratorefractive surgery, the ratio of magnification changes, as reported.⁹

Briefly, we assume that the anterior radius of curvature is r (mm), the refractive power of the anterior surface of the cornea is K (diopter [D]), the central thickness of the cornea is t (μm), the preoperative suffix is 1, the postoperative suffix is 2, the refractive index of air is n_0 ($= 1.0$), the refractive index of the cornea is n , and the posterior radius of curvature of the cornea does not change after surgery.

In the paraxial theory, the preoperative magnification of the corneal endothelial cells by the overlying corneal lens (M_1) is expressed in the following equation, in which the distance between the anterior corneal surface and the image is t'_1 :

$$M_1 = n \times t'_1 / t_1$$

where

$$t'_1 = (t_1/n) / [1 + (t_1/n) \times K_1]$$

Similarly, the postoperative magnification of corneal endothelial cells by the overlying corneal lens (M_2) is expressed in the next equation, in which the distance between the anterior corneal surface and the image is t'_2 :

$$M_2 = n \times t'_2 / t_2$$

where

$$t'_2 = (t_2/n) / [1 + (t_2/n) \times K_2]$$

Thus, the postoperative:preoperative magnification ratio of the image (R) is expressed as follows ($t < 0$):

$$R = M_2 / M_1 = [1 + (t_1 K_1) / n] / [1 + (t_2 K_2) / n]$$

For example, if the preoperative refractive power of the anterior corneal surface is 48.0 D, the corneal thickness is 600.00 μm , the ablation zone diameter is 6.0 mm, the postoperative refractive power of the anterior corneal surface is 38 D, the corneal thickness is 480.00 μm , the refractive index of the cornea is 1.376, and the postoperative:preoperative magnification ratio is R ; R is calculated as 0.99222. That is, postoperatively, the posterior surface of the cornea appears 0.778% smaller than the preoperative posterior surface. If the posterior radius of curvature of the postoperative cornea is 6.2 mm (6200.00 μm), the apparent length is 48.24 μm shorter than the actual length.

In this case, the postoperative central area with an apparently steeper radius of curvature apparently shifts forward against the best-fit sphere, which has been determined by the peripheral 7 to 10 mm area. The peripheral area is untouched by laser ablation. The calculation algorithm

of the forward shift of the posterior cornea displayed in the difference map has not been described by the manufacturer. If it is assumed that the change is translated directly to the forward shift in the calculation of the difference map, it will show a 48.24 μm forward shift of the posterior surface of the cornea.

Next, if it is assumed that the preoperative refractive power of the anterior corneal surface is 48.0 D, the corneal thickness is 600 μm , the preoperative and postoperative radius of curvature of the posterior surface of the cornea is 6.2 mm (6200 μm), the amount of myopic correction is X D, the amount of ablation depth is $6 \times 6 \times X/3$ μm , the refractive index of the cornea is 1.376, and the amount of correction (X) varied from 0 to 10 D. As Maloney pointed out, the accuracy of Orbscan is ± 20 μm . Evaluating the differential map by the highest point guarantees ectasia caused by noise.⁸ Thus, apparent ectasia is defined in the following equation:

$$\text{Apparent ectasia } (\mu\text{m}) = 20 + 6200(1 - R)$$

Figure 1 shows the relationship between the amount of correction and the calculated value of the apparent ectasia of the posterior surface of the cornea, assuming that the apparent change in the posterior radius of curvature translates to the difference map directly. This calculation can be applied to photorefractive keratectomy, laser in situ keratomileusis, and similar keratorefractive procedures.

Discussion

The apparent image of the posterior surface of the cornea changes after keratorefractive surgery. For example, the number of corneal endothelial cells changes after keratorefractive surgery.⁹

Orbscan can obtain many slit images of the cornea. These images are combined and reconstituted as an elevation map of the anterior and posterior cornea.

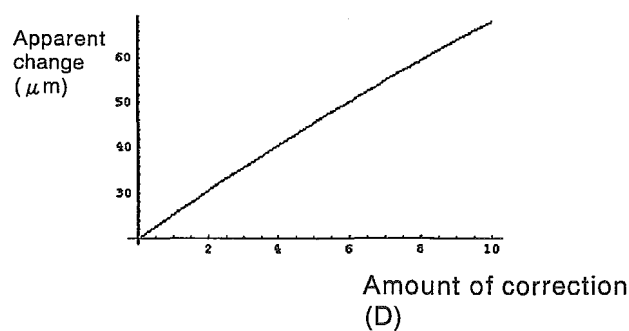


Figure 1. The relationship between the amount of myopic correction and the apparent forward shift of the posterior cornea.

Images of the posterior cornea are obtained through the overlying corneal epithelium and stroma. After keratorefractive surgery, the posterior cornea is observed through a different lens with a different refractive power. When a posterior differential map is displayed with Orbscan, we usually predetermine a peripheral fit zone. If the magnification ratio does not change before and after keratorefractive surgery, the differential map of the central cornea should be displayed without significant errors. However, no report has shown that Orbscan can calculate the magnification ratio or modify the posterior corneal images.

Our data suggest that the apparent ectasia of the posterior surface of the cornea correlates with the amount of correction. A myopic correction of 10.0 D corresponds to 68.24 μm of ectasia of the posterior surface of the cornea, using the assumptions of this study. This correlation and the ectasia value are consistent with other reports of corneal ectasia.^{1,2,6,7} For example, Baek et al.⁶ show that 10.0 D of myopic correction causes a forward shift of the posterior surface of the cornea of approximately 60.00 μm . This correspondence suggests that many reported cases of ectasia may result from this artifact. In addition, several articles report that data displayed on the Orbscan may not be accurate.^{10,11}

The limitation of our study is that we have not validated this hypothesis using other devices. We will continue to evaluate the issue by including other parameters, such as anterior chamber depth, axial length, and pachymetry and other devices. The Pentacam using Scheimpflug imaging (Oculus) and several devices using high-frequency digital ultrasound may be useful. We hope this report will stimulate

discussion of this issue and further investigation by other researchers.

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
2. Kamiya K, Oshika T, Amano S, et al. Influence of excimer laser photorefractive keratectomy on the posterior corneal surface. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26:867–871
3. Naroo SA, Charman WN. Changes in posterior corneal curvature after photorefractive keratectomy. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26:872–878
4. Seitz B, Torres F, Langenbucher A, et al. Posterior corneal curvature changes after myopic laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology* 2001; 108:666–672; discussion by ED Donnenfeld, 673
5. Hernández-Quintela E, Samapunphong S, Kahn BF, et al. Posterior corneal surface changes after refractive surgery. *Ophthalmology* 2001; 108:1415–1422
6. 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
7. Miyata K, Kamiya K, Takahashi T, et al. Time course of changes in corneal forward shift after excimer laser photorefractive keratectomy. *Arch Ophthalmol* 2002; 120:896–900
8. Maloney RK. Discussion of paper by Z Wang, et al. *Ophthalmology* 1999; 106:409–410
9. 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
10. Cairns G, McGhee CN, Collins MJ, et al. Accuracy of Orbscan II slit-scanning elevation topography. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:2181–2187
11. Ormonde S, Waterman C, McGhee C. Changes in the posterior corneal surface after LASIK [letter]. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30:533–534

眼内レンズの屈折率と分散について

北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻 魚里 博

1. はじめに

最近の高齢化社会にあって、眼内レンズ (intraocular lens, 以下 IOL) の重要性はますます増加している。各種の IOL が登場しているが、光学的には、単焦点以外に多焦点 IOL, 分光透過率を考慮したもの、ソフトマテリアルによるフォールドブル IOL, 高屈折率 IOL, 非球面 IOL, 調節 IOL などが挙げられる。高齢者の術後視機能 (quality of vision, QOV) を高めるためには、眼球光学系の特性と合わせて IOL の光学特性を把握しておくことは極めて重要となる¹⁻¹⁴⁾。本稿では、IOL の光学特性のうち屈折率と分散について言及する。

2. IOL の屈折率

IOL の屈折率は、眼の水晶体 (皮質 1.38~核質 1.41 程度の屈折率分布を有する) よりも一般に高いが (通常のポリメチルメタクリレート (以下 PMMA) でも 1.49, アクリルソフト 1.55, 高屈折シリコン 1.46, シリコンは 1.41 と水晶体屈折率に最も近いが厚くなる), 通常、屈折率 1.5 程度の IOL レンズの厚みは 1mm 弱とかなり薄くなる。また、房水や硝子体の屈折率約 1.336 からレンズ屈折率への変化は、有水晶体眼の 0.04 から IOL 挿入眼の 0.16 と極めて高くなる。このことは IOL レンズ表面での反射率が高くなるとともに透過率が低下することになる。表 1 には、代表的な IOL の屈折率とその挿入眼における Purkinje-Sanson 像の反射率を示す¹⁵⁾。また、屈折率差が大きければレンズ表面精度によっては反射損失だけでなく光散乱やフレア・グレア障害の原因につながる。

我々の本来の水晶体は非球面形状で屈折率分布を有

しているが、眼の光学収差 (とくに球面収差) を小さくし、調節による動特性下でも収差減少に寄与し、レンズ表面での反射損失を極力抑えている¹⁶⁾。屈折率分布の特徴は、水晶体の屈折力をも高める効果もある。ヒト水晶体の屈折率分布は、皮質 1.386 程度から核質 1.406 程度と 0.02 程度の屈折率分布であるが、同じ形状でかつ同じ屈折力を有する水晶体の均質屈折率を仮定すると、約 1.41~1.42 となる。IOL の屈折率分布が可能になれば、レンズの厚みを更に薄くでき、収差特性も改善できることが期待できる。

一方、IOL 屈折率が高いためその反射率が高くなることの利点は、Purkinje-Sanson 像 (Ⅲ および Ⅳ 像) が明るくなり、IOL の傾きや偏心を計測しやすくなることと、レンズの動的な動きも反射像として観察しやすくなることである¹⁵⁻¹⁷⁾。

しかし、現在のほとんどの IOL では、表面形状は球面で屈折率も均一である (一部非球面や多焦点 IOL もある¹⁸⁾)。そのため通常の IOL 挿入眼では本来の有水晶体眼よりも収差が多く結像特性は劣っていると考えら

表1 各種IOLの屈折率と反射率

	PMMA	アクリル	シリコン*
レンズ屈折率	1.49	1.55	1.41
I	1.0 (2.5%)	1.0 (2.5%)	1.0 (2.5%)
II	0.01	0.01	0.01
III	0.12 (0.3%)	0.233 (0.3%)	0.008 (0.02%)
IV	0.12 (0.3%)	0.233 (0.58%)	0.008 (0.02%)

PMMA: ポリメチルメタクリレート

*ヒト水晶体: 1.38~1.42でシリコンの屈折率にきわめて近い。IOLの高屈折率化に伴いレンズ表面での反射率は高くなり透過率が低下する。IとIIは角膜、IIIとIVはレンズの前面および後面による反射像 (Purkinje-Sanson像) で、角膜前面の反射率を1.0とする相対値を示す

表2 眼球組織の屈折率と波長分散 (文献12より)

	G'-line	F'-line*	F-line	e-line*	D-line	C'-line*	C-line	A'-line
波長 (nm)	430.8	479.99	486.1	546.07	589.3	643.85	656.3	768.1
角膜	1.3857	1.3822	1.3818	1.3787	1.3771	1.3754	1.3751	1.3726
前房水	1.3454	1.3423	1.3418	1.3389	1.3374	1.3358	1.3354	1.3331
水晶体	1.4307	1.4264	1.4259	1.4220	1.4200	1.4179	1.4175	1.4144
硝子体	1.3440	1.3408	1.3404	1.3375	1.3360	1.3344	1.3341	1.3317

LeGrand (1956) のデータ & 魚里の追加修正データ (1994) からの計算値
* : e線対応用に魚里が追加したデータ

れる。収差や変調伝達関数 (MTF) などの結像特性¹⁸⁾ については別の機会に述べる。

3. 波長分散, アッベ数

通常の光学特性をあらわす場合, 代表的な波長 (基準波長という) での屈折率や屈折力が用いられる。従来ナトリウムのD線 (589.29nm), ヘリウムのd線 (587.56nm) が多用されていたが, 最近の国際標準化機構 (ISO) 勧告により水銀のe線 (546.07nm) が用いられている。IOLに関しては当初からe線基準の値が使われている^{8, 11, 12)}。

波長により媒質の屈折率が変化し (波長分散), 一般には単波長で屈折率は高く長波長で低くなる。まず我々の眼球組織の屈折率と波長分散を表2と図1に示す¹¹⁾。アッベ数は従来のD線あるいはd線基準で以下のような式で定義されていたが,

$$v_D = \frac{n_D - 1}{n_F - n_C}$$

$$v_d = \frac{n_d - 1}{n_F - n_C}$$

最近ではe線基準のアッベ数として v_e が使われる。

$$v_e = \frac{n_e - 1}{n_{F'} - n_{C'}}$$

ここで, $n_F - n_C$ あるいは $n_{F'} - n_{C'}$ は平均分散と呼ばれる。F (F') あるいはC (C') はFraunhofer lineをあらわし, それぞれ波長は486.1nm (479.99nm), 656.3nm (643.85nm) である。表3に眼球組織の平均分散とアッベ数を示す^{8, 11)}。従来の v_D と最近の v_e の相違を比較のために示した。その差は極めて小さく, 臨床的には無視できる。

また, 代表的なIOLの実測屈折率の波長依存性とアッベ数を図2と3に示す^{8, 11, 12)}。PMMA-IOLの波長

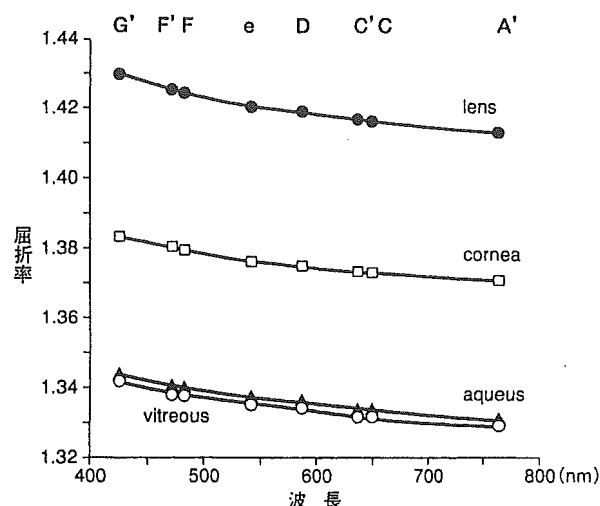


図1 眼球組織の屈折率と波長による変化

表3 眼球組織の平均分散とアッベ数 (文献11より)

	アッベ数 (v_D)	アッベ数 (v_e)	平均分散 ($n_F - n_C$)
角膜	56.28	56.02	0.0067
前房水	52.72	52.38	0.0064
水晶体	50.00	49.65	0.0084
硝子体	53.33	53.07	0.0063

LeGrand (1956) のデータ & 魚里の追加修正データ (1994) からの計算値

分散はアクリルやシリコンレンズよりも小さく, アッベ数は58程度と大きい。アッベ数が大きいほど色収差は少なく, 光学レンズとしては良好である。IOLの素材としては, 屈折率が高くなるほどアッベ数が小さくなり, 後述するように色収差が大きくなる。

4. 色収差

眼球光学系の軸上色収差は, 可視域 (380~780nm) に限れば約3Dにも及ぶが, 加齢とともに色収差量は減少する^{8, 11)} (図4)。角膜と水晶体の色収差比率は, その屈折力に比例し2:1である。

各種IOLのアッベ数とレンズ屈折力がわかれば, レ

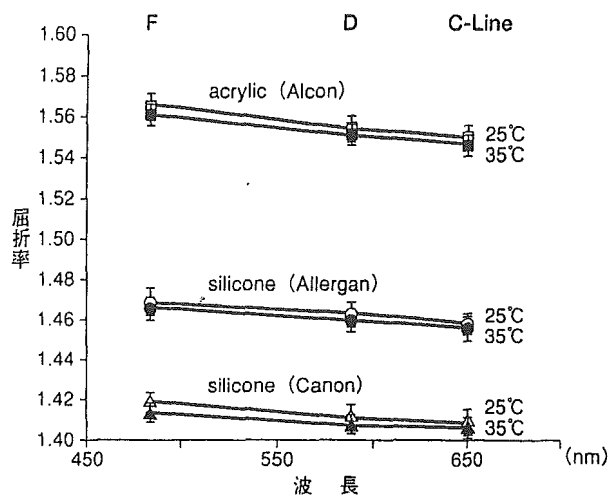


図2 代表的な眼内レンズ (IOL) 屈折率と波長依存性 (実測値)

レンズにより発生する色軸上収差量 (C線656.3nmとF線486.1nm間) は理論的に判明する^{8, 13)}。眼球全体のアッペ数 (v_T) は約55程度であり, 全屈折力 (P_T) を60Dと考えれば軸上色収差は $CA_T = \frac{P_T}{v_T} = \frac{60}{55} = 1.1 \sim 1.2D$ 程度である。そのうち角膜が約0.75D, 水晶体が約0.4D (20 ~ 50) 程度の色収差を発生する。IOLのアッペ数が水晶体の半分になればIOLによる色収差は約0.8Dと倍に高まる。しかし, 市販のアクリルやシリコンIOLではアッペ数は40弱~50程度 (一部のシリコンレンズ) であるため, IOL単体での色収差は水晶体に比較してたかだか0.1~0.2D程度の増加にしかない。ただし, 高齢者の自覚的な色収差量は若年者よりも少ないので, IOLを挿入された高齢者にとってこの程度の色収差増加が視機能にどの程度影響を与えるかは不明である。しかし, 老視矯正の一手段としてこの色収差を有効利用する試みもある。

眼球光学系での色収差補正は難しいが, 有水晶体IOLやimplantable contact lens (以下ICL) を挿入する場合には, 色消しの効果が期待できる場合もある。凸レンズである水晶体眼の近くに凹レンズのIOLやICLを挿入する場合, 軸上色収差の減少に役立つ (光学的には両レンズを密着すると色消し効果は強くなるが, 二次白内障の発生を伴うためぜひ避けなければならない)。また, 軸上色収差を除けても, 横方向の色収差 (倍率色収差) は除けない。

5. あとがき

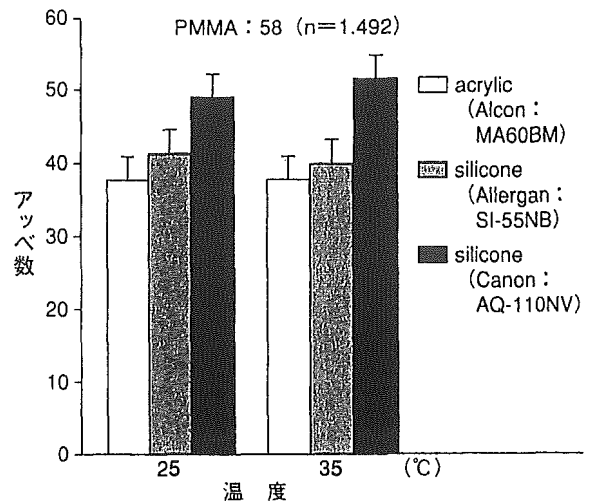


図3 代表的なIOLのアッペ数 (図2より)

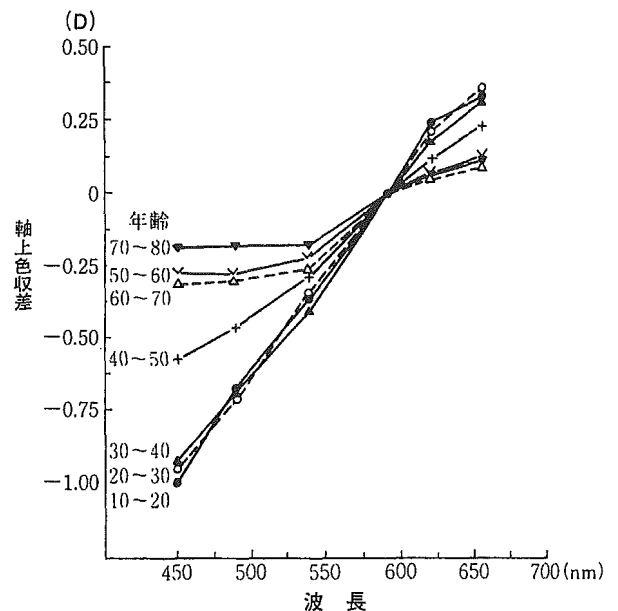


図4 眼球の色収差と加齢による変化

IOLの光学特性のうち, 屈折率と波長分散ならびに色収差に関して述べた。現在一部のIOLは非球面形状を取り入れ, ヒト水晶体の形状に近くなりつつあるが, 屈折率は依然として均質である。将来, ヒト水晶体のごとく屈折率分布型のIOLが実現すれば, より生体に近い人工水晶体が実現し, 光学特性も向上することが期待できる。なおIOLの形状や多焦点IOL, 結像特性などについては別の機会に解説をする予定である。

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：眼内レンズの最近の話題. 視覚の科学, **13** : 267-269, 1992.
 - 4) 魚里 博：像形成用アンコンベンショナルレンズ-眼内レンズ (IOL). O plus E, **159** : 100-105, 1993.
 - 5) 魚里 博：眼内レンズ移植眼. 丸尾敏夫編, 眼科診療プラクティス9, 屈折異常の診療, 86-99, 文光堂, 東京, 1994.
 - 6) 魚里 博：多焦点IOL-単焦点IOLとの比較で. 臨眼, **47** : 101-104, 1993.
 - 7) 魚里 博：眼内レンズの高屈折率化はメリットかデメリットか? 臨眼, **47** : 127, 1993.
 - 8) 魚里 博：眼内レンズ (IOL) の光学特性. IOL&RS, **16** : 26-32, 2001.
 - 9) 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.
 - 10) 日本眼光学学会編：基準波長統一特集号. 視覚の科学, **15** 巻別冊 : 82, 1994.
 - 11) 魚里 博：平均分散とアッベ数. 視覚の科学, **15** (基準波長統一特集号) : 23, 1994.
 - 12) 魚里 博：眼のアッベ数, 眼の軸上色収差と眼の倍率色収差. 視覚の科学, **15** (基準波長統一特集号) : 41, 1994.
 - 13) 魚里 博：眼球光学. 西信元嗣編, 眼光学の基礎, 119-143, 金原出版, 東京, 1990.
 - 14) 大頭 仁：眼球の光学. 応用物理学会, 光学懇話会編, 生理光学, 36-71, 朝倉書店, 東京, 1975.
 - 15) 魚里 博, Guyton DL : Purkinje第3および第4像を用いた眼内レンズの傾きと偏心量の臨床的検査法. 眼光学, **8** : 110-115, 1987.
 - 16) 魚里 博, Wisnicki HJ, Guyton DL : 移植眼内レンズの傾きと偏心量の非散瞳下迅速決定法. 眼紀, **39** : 2155-2161, 1988.
 - 17) Guyton DL, Uozato H & Wisnicki HJ : Rapid determination of intraocular lens tilt and decentration through the undilated pupil. Ophthalmology, **97** : 1259-1264, 1990.
 - 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.

(別刷請求先) 魚里 博 〒288-8555 相模原市北里1-15-1 北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻

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

魚里 博*^{1,2} 川守田拓志*¹

*¹ 北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学・眼科学 *² 北里大学医療衛生学部視覚機能療法学専攻

Effect of Pupil Size and Optical Aberration on Visual Functions under Binocular and Monocular Viewing Conditions

Hiroshi Uozato^{1,2)} and Takushi Kawamorita¹⁾

¹⁾ Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences,

²⁾ Department of Orthoptics and Visual Science, Kitasato University School of Allied Health Sciences

両眼視と単眼視下における瞳孔径と収差が、視機能に与える影響を検討した。被検者は正視眼の8名16眼である。実験は、両眼・単眼視下においてコントラスト感度・視力(log MAR値)の測定を行い、両眼視下で経時測定が可能な赤外線瞳孔計FP-10000®(TMI社)を用いて各検査下での瞳孔径を計測した。さらに、OPD-Scan®(NIDEK社)で測定した解析径6.0mmにおける収差を基に、Schwiegerlingの変換公式を用いておのおのの検査時に対応した瞳孔径での全高次収差、コマ様収差、球面様収差を再計算し、比較を行った。コントラスト感度・視力ともに、両眼視下で有意な視機能上昇が認められた。各検査時の瞳孔径は、両眼視下で有意に小さく、高次収差も有意な低値を示した。瞳孔は、両眼視時に眼球光学系の収差を効果的に減少させ、視機能を向上させるために重要な役割を果たしていると考えられた。

We investigated the effects of pupil size and optical aberration on visual functions under binocular and monocular conditions. Pupil diameters were continuously recorded during examination of contrast sensitivity (CS) and visual acuity (log MAR scale). Aberrometry was measured with OPD-Scan. Zernike coefficients were calculated for the pupil diameters under binocular and monocular conditions using Schwiegerling's method of recalculating the expansion coefficient. Significant differences were found between binocular log CS and monocular log CS. Binocular visual acuity was significantly better than monocular visual acuity. Mean pupil diameters examined under binocular conditions decreased significantly as compared to monocular conditions. With the increases in pupil diameter, optical aberrations increased significantly. These results suggest that decrease in pupil diameter from monocular to binocular conditions causes a decrease in optical aberration, resulting in the improved subjective visual performance.

[Atarashii Ganka (Journal of the Eye) 22(1):93~95, 2005]

Key words: 瞳孔径, 赤外線電子瞳孔計, 収差, コントラスト感度, 視力. pupil size, infrared electronic pupilometer, optical aberration, contrast sensitivity, visual acuity.

はじめに

瞳孔径の変化は、網膜像の質を変化させ、視機能に最も影響を与えるものの一つである¹⁾。しかしながら、視機能検査下での瞳孔径と収差に関する報告はみあたらない。そこで今回筆者らは、両眼視と単眼視下において、瞳孔変化による光学的な要因が、どの程度視機能に影響を与えているかを調査し、また臨床上与えうる影響を検討した。

I 対象および方法

被検者は、眼科的疾患を有しない正視眼(平均 $+0.12 \pm 0.34$ D)の8名16眼、平均年齢 21.1 ± 1.6 歳(19~23歳)である。等価球面值 ± 1 D以上の者、コンタクトレンズ装用者、斜位が10プリズム以上の者は、除外した。被検者には十分なインフォームド・コンセントを行った。

[別刷請求先] 魚里 博: 〒228-8555 相模原市北里1-15-1 北里大学大学院医療系研究科視覚情報科学・眼科学

Reprint requests: Hiroshi Uozato, Ph.D., Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Sciences, 1-15-1 Kitasato, Sagami-hara 228-8555, JAPAN