

21世紀は調節矯正の時代に！

梶田 雅義

(福島県立医科大学)

医学生に「近視ってどんな眼？」と聞いてみた。「遠くが見えない目」と返ってきた。それでは「遠視ってどんな眼？」続けたら、「遠くが見える目」と戻ってきた。これは医学生に限らず、世間一般の回答のようである。ときに眼科医に尋ねても、同様の回答が返ってくることもある。正しくは「近視は調節しなくても近くにピントが合う眼（近くが見える目）」であり、「遠視は調節しなければ実空間の何処にもピントが合わない眼（遠くも近くも見えない目）」である。

文部科学省の指導に従って、児童生徒は毎年遠方視力の測定を施行されている。この眼科検診時に、遠視眼は優越感を感じ、近視眼はある種の劣等感を意識するのは、古今東西同じであろう。その証拠に、眼鏡やコンタクトレンズを求める人達は一様に、自らの最高視力値が得られる矯正を望む傾向にある。その矯正結果は遠視眼と等価である。

IT 革命と称して、現代社会を取り巻く環境には、VDT (video display terminal) が急激に増加し、多くの者は近方視を強いられている。長時間、近方視を持続した結果、眼精疲労を訴える者は少なくなる。眼精疲労を訴える者のほとんどは未矯正の遠視眼か、あるいは作業環境を無視して矯正された近視眼である。軽症では眼の乾燥感、流涙感、異物感、更に症状がひどい場合には頭痛や嘔吐などを生じ、近業作業の持続が困難になる。神経内科医や脳神経外科医の手を煩わせていることも少なくない。これらの患者の多くは、視環境に適した屈折矯正を施すことによって症状が消退する。私達は、このような患者から、その人の最適な屈折矯正状態を学ぶことができる。

「遠くが見える目」が「良い目」であるのは、十分な調節力が何の負担もなく利用できる年齢だけである。諸家が報告している年齢調節曲線を見てわかるように、調節力が測定可能になった年齢（8歳くらい）以降は、調節力は加齢に伴って急激に減少している。加齢に伴い調節力が増加する年齢は観察されていない。すなわち、調節力に関しては、小児期からすでに老化の一途にある。

高齢化社会が進み、近い将来、平均余命が90歳を越えると報道されている。調節が全く作動しなくなったときに快適な屈折値は、それぞれの環境下におかれた個人によって全く異なるが、少なくとも遠視が「いい目」ではあり得ない。見えるだけの矯正ではなく、快適な人生を過ごせる屈折状態について真剣に考えなければ、障害高齢者社会を助長することにもなりかねない。青少年時期を過ぎれば、「見える目」、「良い目」、「快適な目」が必ずしも一致していないことを、社会のみんなが理解すべきである。

また、過密化する情報化社会で「快適な目」を提供するために、21世紀は屈折矯正ではなく、調節矯正を発展させなければならないと考える。その作業は急務であり、本学会の役割もより一層重要になると思われる。

 総 説

日本眼光学学会の今世紀の歩みと21世紀の展望

—M (医学系) 側から—

所 敬

東京医科歯科大学

I. 学会発足とその経緯¹⁻³⁾

昭和35年(1960)代のはじめの頃は、我が国の眼科光学器械は町工場での製品がほとんどで、その性能は外国製品に比べて、著しく見劣りしていた。当時すでに世界的に定評を勝ち得ていた国産カメラの大手メーカーが乗り出せば、外国製に負けない眼科光学器械ができないはずはないとの眼科部内に沸き起こっていた声を背景にして、大塚 任教授(東京医歯大, 故人)、梶浦睦雄教授(福島県医大, 故人)、中島 章教授(順天大)、大島祐之助教授(東京医歯大)、霜島 正部長(オリンパス)、沢口 勉部長(日本光学, 故人)、土井幸之助部長(東京光学, 故人)の眼科側4名、光学機器メーカー技術系3名が中心になって昭和37年から数回にわたり、主に東京で開催した懇談会ないし研究会が、日本眼光学学会発足の胎動へと繋がった。この間、久保田 広教授(東大生産技術研究所, 故人)、日置隆一教授(東大工学部計測工学, 故人)、小穴 純教授(東大理学部物理, 故人)などからも協力を受けた。

なお、その研究会の延長として、昭和39年(1964)11月の第18回日本臨床眼科学会グループディスカッションで「眼の光学と光学器械」が公開形式で名古屋で開催された。そして、昭和40年(1965)熊本での日本眼科学会の折に、当時東北大学眼科の桐澤長徳教授(故人)の主唱で眼屈折・光学学会設立相談会がもたれ、学会設立に歩み出すことが合意された。第1回学会(1965)は桐澤長徳教授を会長として「眼屈折光学学会」の名称で仙台で開催された。第2回学会(1966)は東京医歯大眼科の大塚 任教授主催で東京で開催さ

れ、このときから現在の日本眼光学学会の名称になった。第12回学会(1976)から眼鏡関係者のレベルアップのために眼鏡シンポジウムが開催された。歴代の学会長、理事長、事務局は表1のごとくである。学会は今年で第36回になるが、学会長は臨床系(医学系で主として眼科医)32名、基礎系(理工系研究者、メーカー技術者など)4名、理事長は8名中2名が基礎系である。理事は42名、監事は2名であり、その内訳は20年前の臨床系28名、基礎系14名に対して、現在は前者24名、後者18名で基礎系が若干増加している。監事はそれぞれ1名ずつが分担している。

昭和53年(1978)の第14回学会は梶浦睦雄教授の会長のもとで、International Symposium on Ophthalmological Optics (ISOO) が日本学術会議場で開催された。

昭和55年(1980)には機関誌として、日本眼光学学会誌を年1回発刊した。昭和59年(1984)には学会発足20周年を記念して、当時の梶浦睦雄理事長による「日本眼光学学会のなりたち」の記念講演と記念祝賀会が東京ガーデンパレスで行われた。その席上、長年学会の発展に協力された業界の方々に表示状が贈られた。

機関誌の日本眼光学学会誌は正式な査読制度がないため、平成4年(1992)から査読制度をもつ「視覚の科学」が年4回の季刊で発刊された。平成7年(1995)には日本眼光学学会と内容が類似した眼科 ME 学会との合同学会を開催し、以後現在まで共催している。平成7年(1995)の理事会で若手研究者を育成するために学会の学術奨励賞の設置が承認され、平成8年(1996)に第1回受賞が行われた。平成11年(1999)現

別刷請求先: 221-0852 横浜市神奈川区三ツ沢下町13-24 所 敬
(2001年1月4日受理)

Reprint requests to: Takashi Tokoro

13-24 Mitsuzawashimo-cho, Kanagawa-ku, Yokohama 221-0852, Japan

(Received and accepted January 4, 2001)

表1 歴代の学会長，理事長，事務局

回	開催年	学 会 長	理 事 長	事務局
1.	1965	桐澤長徳（東北大）	同左（発起人）	東京医歯大
2.	1966	大塚 任（東京医歯大）	大塚 任	同上
3.	1967	久保田 広（東京大）	同上	順天大
4.	1968	梶浦睦雄（福島県医大）	同上	同上
5.	1969	牧内正一（大阪医大）	同上	日本光学
6.	1970	松尾治亘（東京医大）	同上	同上
7.	1971	三国政吉（新潟大）	同上	同上
8.	1972	三島濟一（東京大）	同上	同上
9.	1973	日置隆一（千葉大）	同上	東京光学
10.	1974	中尾圭一（奈良県医大）	同上	同上
11.	1975	米村大蔵（金沢大）	日置隆一	同上
12.	1976	中島 章（順天大）	同上	同上
13.	1977	大頭 仁（早稲田大）	同上	同上
14.	1978	梶浦睦雄（福島県医大）	同上	同上（ISOO）
15.	1979	野寄喜美春（埼玉医大）	梶浦睦雄	日本光学
16.	1980	大庭紀雄（鹿児島大）	同上	同上
17.	1981	大島祐之（筑波大）	同上	同上
18.	1982	石川 清（千葉大）	同上	同上
19.	1983	保坂明郎（旭川医大）	同上	同上
20.	1984	所 敬（東京医歯大）	同上	同上
21.	1985	鈴木昭弘（愛知医大）	同上	同上
22.	1986	糸井素一（京都府医大）	同上	同上
23.	1987	佐々木一之（金沢医大）	大島祐之	東京光学
24.	1988	加藤桂一郎（福島県医大）	同上	同上
25.	1989	西信元嗣（奈良県医大）	同上	トプコン
26.	1990	太根節直（聖マリ医大）	同上	同上
27.	1991	岩田和雄（新潟大）	大頭 仁	ニコン
28.	1992	石川 哲（北里大）	同上	同上
29.	1993	山本 節（神戸大）	同上	同上
30.	1994	新美勝彦（藤田保健衛生大）	同上	同上
31.	1995	湖崎 克（大阪市）	所 敬	同上
32.	1996	畑田豊彦（東京工芸大）	同上	同上
33.	1997	木下 茂（京都府医大）	同上	トプコン
34.	1998	金井 淳（順天大）	同上	同上
35.	1999	可児一孝（滋賀医大）	西信元嗣	同上
36.	2000	尾羽澤 大（東海大）	同上	同上

在，個人会員 526 名，法人会員 28 社である。

II. 機 関 誌

第 1 回～第 13 回学会（1977）分までの原著は「臨床眼科」に他の論文とは区別してまとめて掲載された。第 14 回（1978）は ISOO で独自の Proceedings を発行した。この第 1 回～第 14 回までの講演原著の系別発表数を発表施設別に調べると，医学系，理工系，メーカーなど単独の論文数と共著の論文数はそれぞれ，一

般講演 131, 46, 24, 87；特別講演 4, 4, 0, 0；シンポジウム 4, 3, 0, 0；パネルディスカッション 3, 0, 9, 0 であり，一般講演で医学系，理工系，メーカー間の共著論文が多く，学際的学会の特徴が出ている。第 13 回学会原著までは「臨床眼科」に掲載されたが，発行元である医学書院から内容が「臨床眼科」にそぐわないことから掲載を断られた。そこで，独自に学会誌を発行することが当時の常任理事会での全員賛成で固まり，第 15 回（1979）学会長の野寄喜美春教授（故人）発行の

講演集が日本眼科学学会誌第1巻として認められた。その後、第12巻まで年1回の発行が続いた。この掲載数をみると医学系、理工系、メーカー、共著の順で、原著は124, 51, 24, 131；特別講演は7, 8, 1, 0でやはり共著が目立つ。しかし、査読制度がないことから、正式の業績として認められないことが指摘された。そこで、理事会に諮り平成4年（1992）から査読制度をとり入れ、季刊とし、眼光学ばかりでなく広く視覚に関する論文も投稿できるように、雑誌名を「視覚の科学」とし、日本眼科学学会誌の通巻として第13巻から始めることになった。表紙のデザインは公募して現在使用している図柄が採用された。編集委員は医学系9名、理工系9名、メーカー3名の21名から構成され、第13巻1号～16巻2号までは東京医歯大の所 敬が編集長、第16巻3号から福島県医大の加藤桂一郎教授が現在引き続き編集長を務めている。第15巻には別冊として「基準波長統一」の特集号を発行した。「視覚の科学」第13巻1号～第20巻4号までの系別掲載数は医学系、理工系、メーカー、共著の順に原著 62, 23, 4, 30；総説 41, 7, 11, 0；解説など 13, 24, 19, 0で、理工系の投稿が増加している。

この他、学会の刊行物として眼鏡関係者のレベルアップの目的で「眼鏡の科学」（東京眼鏡光学時報社発行）がある。これは学会総会のときに行われる「眼鏡に関するシンポジウム」の原著を掲載したものであ

る。第1回眼鏡に関するシンポジウムは第12回学会（1976）のときに開催され、第25回学会（1989）の第14回眼鏡に関するシンポジウムまで毎年開かれた。第9回までは「眼鏡の科学」に原著は掲載されたが、第10回からは出版社の都合で原著は掲載されなくなった。第13回眼鏡に関するシンポジウム（1988）は加藤桂一郎教授のご厚意で日本眼科学学会誌第10巻の増刊号として原著の掲載がある。この眼鏡に関するシンポジウムは眼鏡関係者のレベルアップという当初の趣旨から徐々に外れてきたことから、実施は学会長に一任することになった。その後、第30回学会（1994）で第15回、第33回学会（1997）で第16回、第34回学会（1998）で第17回眼鏡に関するシンポジウムが開催された（表2）。

III. 国際会議との関連

昭和53年（1978）京都で第23回国際眼科学学会が開催された。そのときの第14回日本眼科学学会は国際眼科学学会のサテライト・シンポジウムとして、日本学術会議場で梶浦睦雄教授が President、筑波大の大島祐之教授が General Secretary で International Symposium on Ophthalmological Optics (ISOO) の名称で開催された。原著は Proceedings として、International Symposium on Ophthalmological Optics に掲載されている。外国からの参加者も多く盛会裡に終了

表2 眼鏡に関するシンポジウム

回	開催年	開催場所	掲載誌
1.	1976	順天大有山記念講堂	眼鏡の科学第1巻(東京眼鏡光学時報社)
2.	1977	同上	同上 2
3.	1978	同上	同上 3
4.	1979	大阪府医師会館	同上 4
5.	1980	指宿観光ホテル	同上 5
6.	1981	順天大有山記念講堂	同上 6
7.	1982	順天大有山記念講堂	同上 7
8.	1983	札幌専門会館	同上 8
9.	1984	東京医歯大講堂	同上 9
10.	1985	名古屋国際センター	—
11.	1986	国立京都国際会館	—
12.	1987	石川県教育・自治会館	—
13.	1988	福島市ホテル辰巳屋	日本眼科学学会誌 (10巻増刊号)
14.	1989	奈良県新公会堂	同上 (11巻, 1編のみ)

15.	1994	愛知芸術文化センター	—
16.	1997	国立京都国際会館	—
17.	1998	興和(株)東京支店11階大ホール	—

した。その後、第2回は1982年にツーソンで、第3回は1986年にフィレンツェで International Visual Optics Symposium の名称で、国際眼科学会のサテライト・シンポジウムとして開催された。しかし、第1回 ISOO のときの主旨として「臨床に関係ある眼科光学器械とその関連分野の研究発展に医系、理工系、相携えて寄与する」「海外の事情も考慮して、visual optics 的なものも歓迎する」としたが、第2回目以降は基礎的な visual optics に偏重し、また海外での金銭的トラブルなどがあったとのことで、大島祐之理事長のときに、積極的な広報活動はするが財政的支援はしないことになり、この会とは一線を画すようになった。

IV. 日本学術会議学術研究登録団体

日本眼光学学会は梶浦睦雄教授が日本学術会議会員であった昭和50年(1975)に日本学術会議の登録学協会となり、昭和53年(1978)の ISOO を日本学術会議場で開催することができた。その後、第16期(平成6年7月22日～平成9年7月21日)に広報学術研究団体、第17期(平成9年7月22日～平成12年7月21日)から登録学術研究団体になり、現在に至っている。眼科関係の専門別学会は現在20あるが、そのうち日本学術会議学術研究登録団体は11学会である。

V. 日本眼光学学会学術奨励賞

優秀な若年研究者を育成し、その研究活動を助成することを目的に平成7年(1995)に設置され、平成8年(1996)に第1回受賞が行われた。受賞の条件として、1. 日本眼光学学会の会員資格を有する者、2. 研究業績が当該奨励賞授与年の前年に発行された「視覚の科学」第1号～4号のいずれかに論文として掲載・発表され、とくに優秀であると評価された者。ただし、当該論文

表3 日本眼光学学会学術奨励賞受賞者

回(年度)	受賞者
1(1996)	山下和雄(東京医歯大・眼科) 小西直樹(九州工大・情報工学部)
2(1997)	桜井一郎(奈良県医大・眼科)
3(1998)	松本拓也(星が丘厚生年金病院・眼科) 橋本佳三(生命工学工業技術研究所)
4(1999)	佐柄英人(福島県医大・眼科) 高松 衛(富山大・工学部)

上段：医学部，下段：理工系

が共著である場合は筆頭著者である者、3. 前号の論文発表年の12月末時点において満40歳未満の者、となっている。毎年2件を限度としているが、医学系1名、理工系1名を原則としている。現在までの受賞者名は表3のごとくである。第2回は理工系の該当者がなく、医学系の1名のみが受賞している。学術奨励賞が若い研究者の励みになることが望まれる。

VI. 21世紀の展望

21世紀は高齢化社会と情報化時代といわれている。2000年の65歳以上の割合は17.3%であり、うち、労働人口は男性36%、女性15%(65～69歳の男性に限れば53%)と高率である。しかも、総務庁統計局によれば2020年の65歳以上の人口構成比は26.9%で、4人に1人以上が65歳以上の者になる⁴⁾。また、情報化時代の到来でIT(情報技術)を使った技術革新が起こってくる。ワープロ、パソコン、電子メール、インターネットなどの普及が起こり、これらを使えないと生活できない時代の到来が考えられる。そこで、視機能評価の重要性が増し、眼光学学会の役割は大きくなると思われる。しかし、本学会の会員数の推移をみると、臨床系、基礎系を合わせても500名程度であり、会員の増加が急務である。日本眼光学学会の平成10年(1998)の会員数は533名で、うち眼科医は300名足らずである。一方、日本眼科学会の会員数は平成10年(1998)度で12,178名であり、日本眼光学学会へ入会の勧誘が必要である。

1. 眼科用診断・治療機器の開発

1) レーザーの応用

現在、眼科領域ではレーザー機器は多く使われているが、最近の診断用機器として Scanning Laser Ophthalmoscope (SLO), Optical Coherent Tomography (OCT), Heidelberg Retina Tomography (HRT), Modulation Transfer Function (MTF), 眼循環の測定、などがあり、今後21世紀にかけてレーザーを利用した新しい眼科診断用機器が開発されてくると思われる。また、レーザーを利用した治療用機器である光凝固装置は一般臨床に使われている。2000年1月28日、エキシマレーザーを使った屈折矯正手術装置の使用が厚生省から認可された。米国ではすでに1955年に Food and Drug Administration (FDA) で承認されて以来、エキシマレーザーによる屈折矯正手術は1955年には1万5千件、1996年には6万3千件、1997年には16万3千件、1998年には48万件、1999年には90万件で、2000年には130～150万件に達すると予

想され、なんと5年間で約100倍に達する勢いである。今後我が国でも施行例の増加が予想される。また、装置の改良も進むものと思われる。この手術を受けると近視では角膜中央部が扁平になる。そこで、周辺角膜と切除された中央角膜とで生じる波面収差、角膜不正乱視の発生などの光学的問題もあり、今後これらの評価に日本眼光学学会の役割は大きくなると思われる。この問題の解決には Adaptive Optics (補償光学系) の理論も必要である。

2) その他

Adaptive Optics の原理を使って眼の収差を除き、解像力の高い眼底カメラの開発、残存視覚機能を利用した Low vision 治療機器の開発、人工網膜の開発などがある。人工網膜は電氣的器具を用いて光を電気信号に変換して網膜双極細胞あるいは網膜神経節細胞に電気信号を送って興奮させ、脳に光そして画像を認識させるものである。人工網膜には大きく分けて網膜下電極と網膜上電極によるものがあるが、実用化には問題点が多くあり、この開発にも本学会の役割は大きいと思われる。

2. 眼科用検査機器の開発

「視覚の科学」の巻頭言には21世紀を予測した眼科用検査機器の多くの提言がある。

- 1) 実際の見え方に近い網膜像がシミュレーションできる「標準眼」の開発⁵⁾
- 2) 複雑な応答を定量化できる他覚的検査法の開発⁶⁾
- 3) 機能視野 (functional visual field) の計測法の確立⁷⁾

現在用いられている静的または動的視野計は光覚閾の測定である。光覚閾以外の視野とは各種の視機能を行うときの視野であり、「機能視野」ということができよう。光覚閾による視野以外の機能視野には色視野、分解能 (視力) に基づく視野 (visibility area)、運動知覚や立体 (奥行き) 知覚閾、などが考えられる。高次視機能に基づくものとして、検出視野 (conspicuity area: ノイズの中からある視標を検出できる範囲)、有効視野 (useful visual field: 視覚的作業をしているときに用いられる視野) などの概念が提唱されている。しかし、色視野以外は計測手法の確立はされておらず、今後の開発が望まれる。

- 4) 自然な3次元ディスプレイでの視機能評価^{8,9)}
3次元の実空間を2次元の網膜像から如何にして知

覚しているかを考えたとき、両眼視差情報のみでなく沢山の視覚的手掛かり (cue) を用いている。したがって、両眼視差情報のみをテレビに付加したのでは不十分である。Stereo blind, stereo anomaly の人は普段の実空間での生活になんら不便を感じず、両眼視差以外の沢山の情報から3次元空間の知覚を行っているからである。そこで、自然な3次元ディスプレイの開発が必要である。

- 5) 人工現実感 (artificial reality: AR) あるいは仮想現実感 (virtual reality: VR) の視機能評価の開発¹⁰⁾

人間は生まれて以来実体のない空間虚像の知覚体験がほとんどないため、この種の視覚刺激が視機能に及ぼす影響を明らかにする必要がある。

- 6) 知覚システム全体の評価法の開発¹¹⁾
単独な視覚機能評価から人間の知覚システム全体の解明が重要である。
- 7) 波面収差の測定法の開発
- 8) 無重力状態での視機能評価
21世紀は月の旅行も夢ではなくなると推定される。

執筆に際して、資料収集にご協力いただいた西信元副理事長に感謝申し上げます。

文 献

- 1) 大島祐之: 日本眼光学学会の発祥. 日本眼光学学会誌 2: 178-181, 1981.
- 2) 梶浦睦雄: 日本眼光学学会のなりたち. 日本眼光学学会誌 6: 1-3, 1985.
- 3) 所 敬: 日本眼光学学会. 日本眼科の歴史 昭和 (後) 平成篇, 日本眼科学会百周年記念誌, 第3巻, 181-183, 思文閣出版, 京都, 1997.
- 4) 総務庁統計局編: 日本の統計 1998. 8-9, 1998.
- 5) 畑田豊彦: 「標準眼」による網膜像評価の重要性. 視覚の科学 17: 45, 1996.
- 6) 畑田豊彦: 微妙な見え方を定量化できる他覚的検査法の開発. 視覚の科学 13: 157, 1992.
- 7) 斎田真也: 機能視野 (functional visual field) の計測法の確立を! 視覚の科学 15: 137, 1994.
- 8) 斎田真也: 色彩表示と立体表示に視覚関連者が果たす役割—カラー TV, 立体 TV を例にして—. 視覚の科学 19: 29, 1998.
- 9) 畑田豊彦: 立体表示による活力ある個性の復活. 視覚の科学 20: 121, 1999.
- 10) 河原哲夫: 人工現実感技術の視覚機能に及ぼす影響. 視覚の科学 15: 1, 1994.
- 11) 河原哲夫: 新しい映像メディアの出現と感覚機能. 視覚の科学 18: 99, 1998.

眼内レンズの表面粗さによる網膜像コントラストへの影響

加藤典之, 塩川安彦, 吉村 弦*, 林 孝洋**
千葉大学工学部, 富士市 (花崎眼科)*, HOYA ヘルスケア(株)**

Effect of Surface Roughness of Intraocular Lens on the Optical Image Quality of Pseudophakic Eye

Noriyuki Kato, Yasuhiko Shiokawa, Yuzuru Yoshimura* and Takahiro Hayashi**
Faculty of Engineering, Chiba University,
*Fuji City (Hanazaki Eye Clinic), **HOYA Healthcare Corp.

眼内レンズ (IOL) 挿入患者の網膜像コントラストに対する IOL の表面粗さの影響を検討した。レンズ表面が平均粗さ 0.99~68.12 nm までの12種の IOL を試作し, それらの散乱光強度分布を評価した。更に, 模型眼を用いた IOL 挿入眼の光学シミュレーション実験により, IOL 表面粗さに対する網膜像のコントラスト低下による解像力変化を推定した。実験結果より, IOL 表面粗さが平均粗さ 50 nm 以上になると光学的影響が推測された。なお, 現在認可されている IOL の表面粗さレベルでは問題ないことが明らかとなった。

(視覚の科学 21: 81-86, 2000)

キーワード: 眼内レンズ, 表面粗さ, 模型眼, 光散乱, グレアテスト

The influence of surface roughness of intraocular lenses (IOLs) on the optical image quality of its implanted eye was examined. Sample IOLs were mechanically produced by grinding the well-polished lens surfaces in the range of average roughness 0.99 nm to 68.12 nm. The forward-scattered light of these IOLs was evaluated, optical images by pseudophakic eyes were simulated, and the resolving power of these images was assessed. The experimental results show that the deteriorative effect of surface roughness on the optical quality of retina image is minimal unless the average roughness is over 50 nm, which extremely exceeds the range of roughness of IOLs used in clinic.

(Jpn J Vis Sci 21: 81-86, 2000)

Key Words: Intraocular lens, Surface roughness, Model eye, Light scattering, Glare test

I. 緒 言

近年, 小切開創用眼内レンズの光学部素材として, 従来からの polymethylmethacrylate (以下

PMMA)に加え, シリコンやアクリルなど折り畳みが可能な眼内レンズ (intraocular lens 以下 IOL) が用いられている。これらのソフト IOL 挿入眼のコントラスト感度が低下^{1,2)}する要因として, 素材の高屈折

別刷請求先: 226-8502 横浜市緑区長津田町4259 東京工業大学総合理工学研究科物理情報システム創造専攻 加藤典之 (2000年10月11日受理)

Reprint requests to: Noriyuki Kato Interdisciplinary Graduate School of Science & Engineering, Tokyo Institute of Technology

4259 Nagatsuta-cho, Midori-ku, Yokohama 226-8502, Japan

(Received and accepted October 11, 2000)

率, 高分散による反射光増加および色収差の増大, あるいはグリスニングやレンズの表面粗さによる散乱光などが推測されている。これらの要因で, 色収差の問題^{3,4)}およびグリスニング⁵⁾については研究されているが, レンズの表面粗さについては検討されていない。表1は, 臨床で用いられる IOL の素材別の平均粗さ⁶⁾を示している。このような粗さの違いは, 製造方法の違いが挙げられる。PMMA (ハード) IOL は, 回転している素材をダイヤモンドカッターで切削し, 更に研磨してレンズをつくるレースカット製法であるのに対し, その他のソフト IOL は, レンズの前後面形状をもつ雌雄型モノマーを用い, レンズ状に重合させてレンズをつくるというキャストモールド製法⁷⁾である。

アクリルソフトは他のソフトレンズに比較し表面の粗いレンズであり, その原因はアクリルの素材自体の結合によるものではないかと考えられているが, この表面粗さの大きさがコントラスト感度の低下に影響しているとの懸念²⁾がある。このため本研究では, IOL の表面粗さによる散乱光が網膜像に及ぼす影響を検討した。

検討した項目は, 表面粗さ測定およびレーザ光散乱パターン撮影による各表面粗さの散乱光強度分布評価, 更に, 模型眼を用いた光学シミュレーション実験による周辺グレア付加時の解像力測定である。

II. 試料

試料には, PMMA を主成分とした IOL (屈折力 +20.0 D) を切削加工, 通常研磨, 砂研磨の順に表面加工を施し, 平均粗さ Ra が両面 0.99~68.12 nm までの IOL を12種類作製した。表2は試料の詳細な

表1 IOL 表面の平均粗さ⁶⁾

素材	商品名	前面 (nm)	ベース面 (nm)
PMMA (ハード)	UY-55 SB	1.36±0.12	1.35±0.11
	821 T	2.66±0.20	2.62±0.25
シリコーン (ソフト)	SI-40 NB	1.06±0.28	0.09±0.02
	AQ-110 NV	2.40±0.51	2.18±0.41
アクリル (ソフト)	MA 60 BM	5.14±0.75	6.63±1.04

PMMA: UY-55 SB (HOYA), 821 T (ファルマシア・アップジョン社)
 シリコーン: SI-40 NB (アラガン社), AQ-110 NV (キヤノンスター社)
 アクリル: MA 60 BM (日本アルコン社)

データを示している。各試料とも面の曲率, 中心厚 (0.74 mm) は設計どおりの精度で仕上がっており, 表面粗さによる光散乱効果を除けば, ほぼ同等の結像性能をもっている。

表面粗さ評価は, 3次元表面構造解析顕微鏡 (New View 200, ZYGO 社製) により, 3次元サーフェスマップを測定し行った。この測定器は, 光学顕微鏡と干渉計を組み合わせており, 表面の水平方向の測定は対物レンズの倍率で測定するのに対し, 垂直方向は参照光と試料光との光路差から生じる明暗線の干渉縞を利用して測定する。この垂直分解能は 0.01 nm である。試料のサーフェスマップを図1に示す。平均粗さ Ra が大きくなるにしたがってレンズ表面の凹凸も大きくなっている。実際に臨床で使われている IOL の Ra 値は, 大きくても No. 6 (Ra=9.05 nm) 程度の粗さである。また, 作製した試料には無数の擦過痕が生じているものがあつた。しかし, その方向がランダムであることから, この痕跡も表面粗さと考えた。ここでいう平均粗さとは, 測定範囲内の表面にフィットさせた一つの平面を求め, その面から粗さの山あるいは谷までの距離を加算し, サンプルの全個数で割った平均値である。

III. 実験方法

1. レーザ光散乱パターン

IOL の表面が粗くなれば網膜上でベリンググレアとなる散乱光が増大し, 網膜像のコントラストを著しく低下させる。この表面粗さの度合いと散乱光の強さの関係を知るため, 図2に示す光学系で試料 IOL

表2 実験に用いた表面粗さの異なる試料 IOL

試料 IOL No.	前面曲率半径 (mm)	ベース曲率半径 (mm)	平均粗さ Ra (nm)	rms 粗さ Rr (nm)
1	14.13	17.68	0.99	1.28
2	14.08	17.67	1.04	1.35
3	14.12	17.69	4.42	6.00
4	14.13	17.69	5.93	7.73
5	14.09	17.69	8.23	10.83
6	14.10	17.69	9.05	11.90
7	14.11	17.66	14.40	20.10
8	14.17	17.68	18.96	25.88
9	14.08	17.68	23.29	31.92
10	14.14	17.70	49.01	70.95
11	14.10	17.69	59.19	82.87
12	14.14	17.71	68.12	97.94

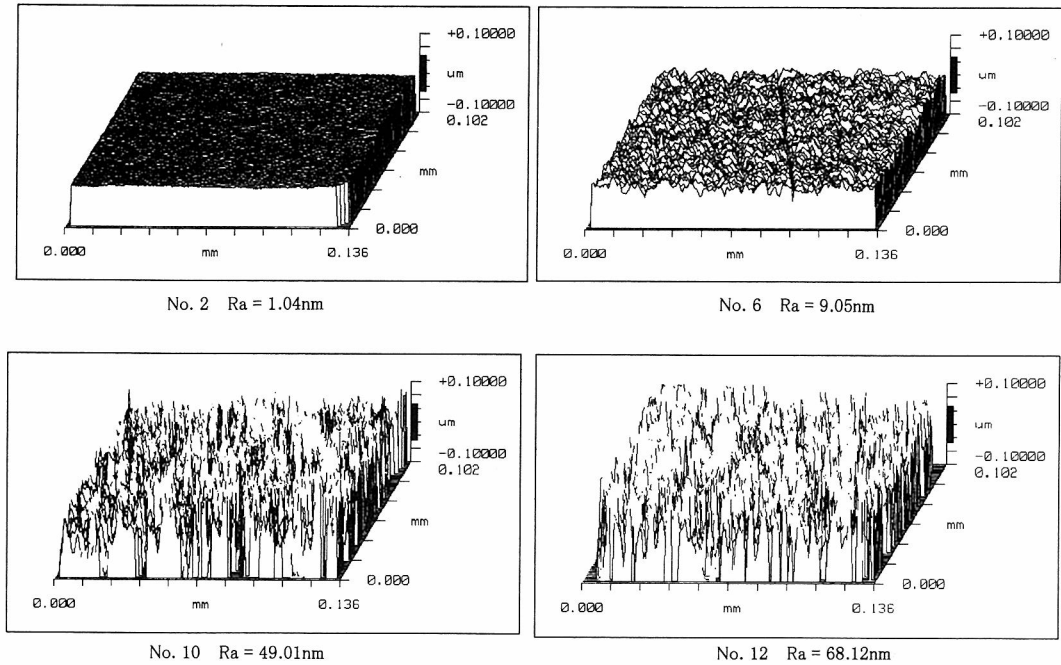


図1 代表的粗さ試料 IOL のサーフェスマップ

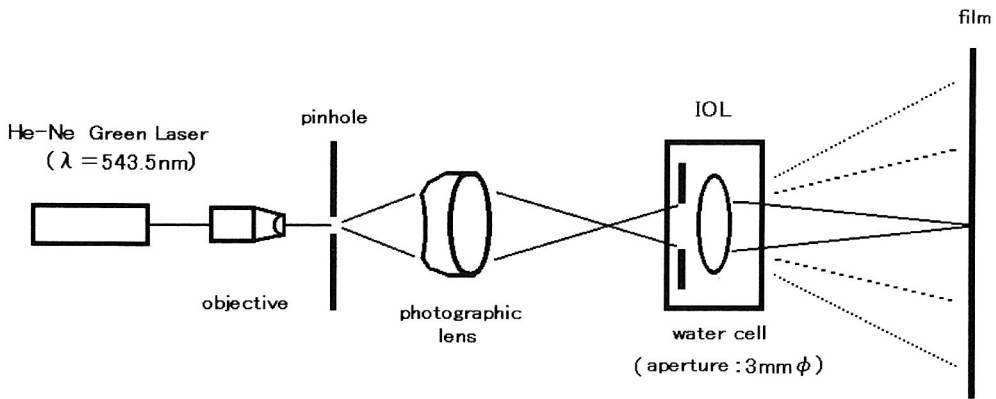


図2 光散乱パターン撮影光学系

の光散乱パターンを撮影した。光源には干渉性が高く、試料表面の凹凸の形態が散乱光強度分布に顕著にあらわれる He-Ne Green Laser ($\lambda = 543.5 \text{ nm}$: Uni-phase 社) を使用した。また、レーザ光束をきれいにするため、レーザ光路上に NA 0.4 の顕微鏡対物レンズ(objective)および空間フィルターとして $10 \mu\text{m}$ の pinhole を挿入した。投影レンズ (photographic lens) は、軸距離 24 mm の water cell 内の IOL に入射する光線束を遠方の適当な位置に集光させるために用いた。その集光位置に写真フィルム (film) を置き

レーザ光散乱パターンを撮影した。また、water cell 内には、昼間視の瞳孔径を想定し、試料 IOL 前面に直径 $3.0 \text{ mm}\phi$ の開口絞り (aperture) をセットした。

2. 周辺グレア付加像力

IOL 表面粗さによる網膜像コントラストの影響を推定するため、模型眼を用いた光学シミュレーション実験を行った。IOL 挿入模型眼は、入射光側および出射光側にそれぞれ角膜と網膜に対応する球面単レンズ、その中間の水晶体位置に開口絞りと IOL を配置した構成の Gullstrand 型模型眼^{8,9)}である。内部に満

たす aqueous medium は屈折率 1.334 の水を使用している。また、開口絞り直径は散乱光強度測定と同じ 3.0 mmφ とし、+20.0 D の IOL を装着したときの模型眼の屈折力は 64.0 D である。像評価は、図 3 に示すように、Wang らが用いた contrast charts¹⁰⁾ と類似パターンのコントラストが異なるコントラスト解

像力チャートを用い、コントラストに対する解像力（コントラスト解像力と呼ぶことにする）の変化を測定した。また、シミュレーション実験では、粗面による散乱光が像面で顕著にあらわれる場合として、解像力チャートの周辺にグレア光が存在する環境条件についても、測定を行った。周辺グレア光は、20 W の蛍光灯 6 本を図中に示すように配置し行った。チャート輝度は 40 ft・L、模型眼の入射瞳面での周辺グレア光照射度は 400 ft・cd として、MCT 8000 (Vistect Co.) の周辺グレア付加昼間視の条件¹¹⁾を採用した。コリメーターレンズは遠方視の条件のほかに蛍光灯グレア光の集光も兼ねて配置した。模型眼の解像力は、チャート像を30倍の顕微鏡で拡大し判定した。解像力測定は判定者の主観的な要素が入るため、3名の判定者の平均値で評価した。なお、グレア光がないときの解像力が通常の視認性（視力）に近いと考えられる。

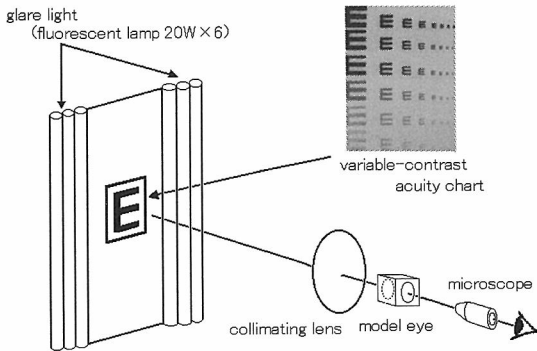
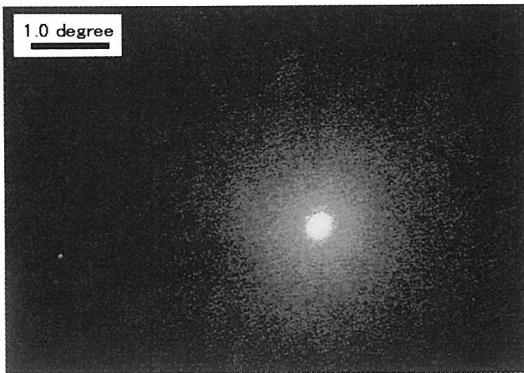
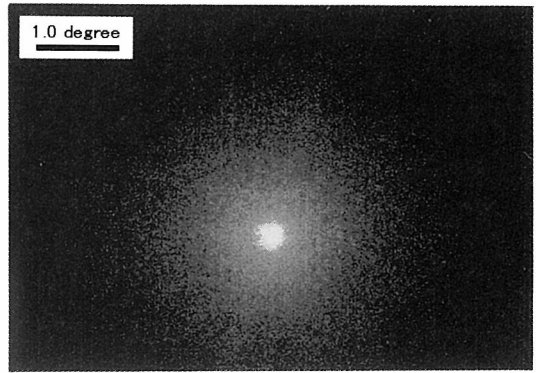


図 3 模型眼の周辺グレア付加解像力測定の装置概略

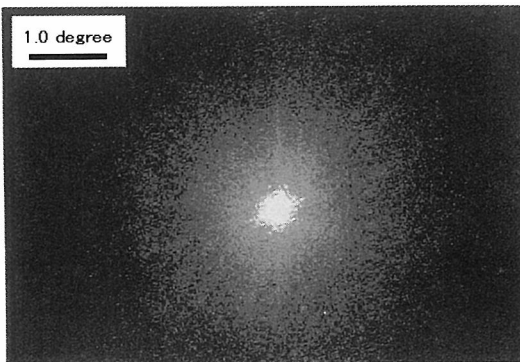
周辺グレア光による視認性劣化の評価尺度にグレア感度 GS (glare sensitivity)^{12,13)}がある。研究者および



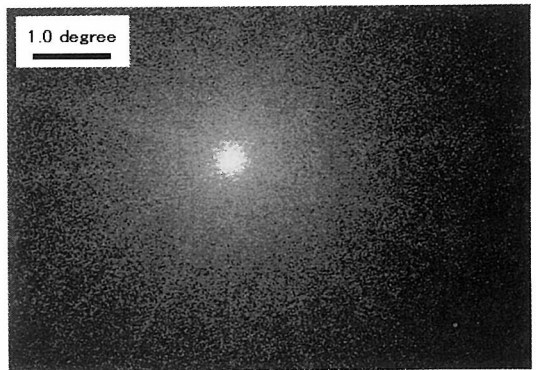
No. 2 Ra=1.04 nm



No. 6 Ra=9.05 nm



No. 10 Ra=49.01 nm



No. 12 Ra=68.12 nm

図 4 代表的粗さ試料 IOL のレーザー光散乱パターン

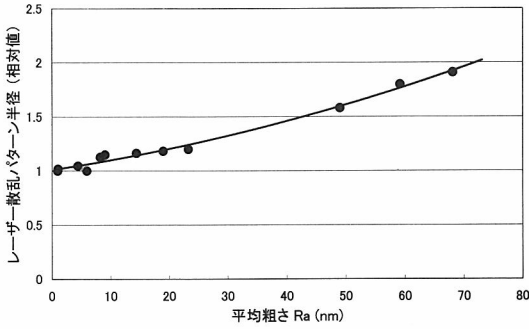


図5 平均粗さ (Ra) に対する光散乱パターン半径 (相対値) の変化
実線は2次式で近似したカーブ

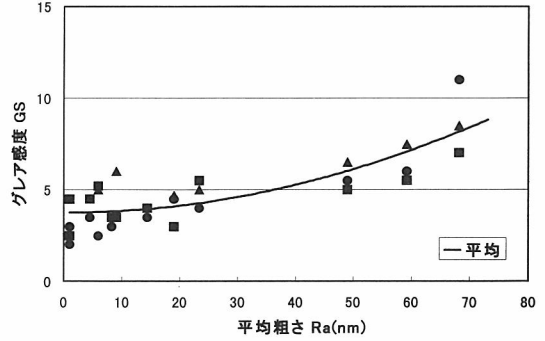


図7 平均粗さ (Ra) に対するグレア感度 (GS) の変化
各マークは3名の判定者の値。
実線は、3名の平均値に最小2乗法を適用して求めたカーブ。

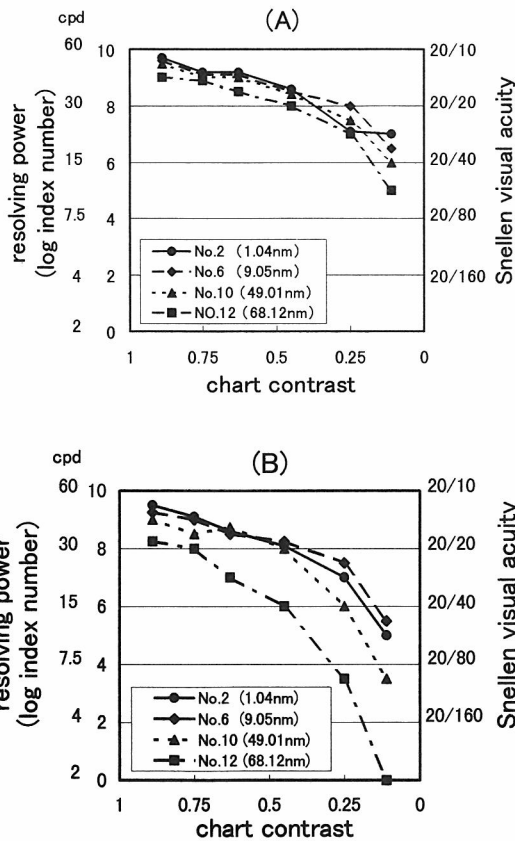


図6 代表的粗さ試料 IOL のコントラスト解像力
(A) : glare-off, (B) : glare-on

使用するチャートにより定義が異なるが、本研究ではGSを式(1)のように定義した。式中のR_{off}は周辺グレア光がないとき(glare-off)の解像力であり、R_{on}は周辺グレア光があるとき(glare-on)の解像力である。Σは6水準のチャートコントラストに対する総

和をあらわす演算子である。

$$GS = 6.64 \sum (\log_{10} R_{off} - \log_{10} R_{on}) \dots \dots \dots (1)$$

なお、チャートのコントラストは最低が0.11, 最高が0.89までの6水準である。空間周波数は6.1~52.5 cycles/degree (cpd) であり、スネレン視力 (Snellen acuity) であらわすと20/100~20/12である。

IV. 結 果

1. レーザ光散乱パターン

撮影した散乱パターンを図4に示す。散乱パターンをみると、IOLの表面粗さが粗くなるにしたがって散乱光が広がり、散乱の強弱が定性的に評価できる。ここでは、散乱光の度合いを簡単に評価するため、散乱パターン写真で反射濃度(さくら光電濃度計 PDA-60, コニカ(株))が平均して0.098に達するところの散乱角を求め、その相対値で評価した。この相対値で示される散乱パターン半径と平均粗さ Ra との関係を図5に示す。横軸は平均粗さ Ra, 縦軸が散乱パターン半径であり、両者の関係は2次曲線で近似することができる。したがって、平均粗さ Ra が大きくなるに伴い、散乱光が急速に増加すると考えられる。

2. 周辺グレア付加解像力

図6は、代表的な表面粗さ試料 IOL のコントラスト解像力の測定結果(判定者3名の平均値)である。横軸はチャートコントラスト、縦軸は解像力およびその対数値であり、参考のためスネレン視力も記載した。図6(A)はglare-offのとき、(B)はglare-onのときである。glare-off時では、本研究で用いた最大の表面粗さレベルにおいてもコントラスト解像力の低下はわずかである。glare-on時は、コントラスト

が高い場合には、表面粗さが粗くなってもそれほど解像力の低下がみられないが、低コントラストでは表面の粗い IOL ほど解像力の低下が顕著になる。

図7は、平均粗さ Ra に対する (1) 式から計算されるグレア感度 GS の変化を示す。解像力という弁別実験のため、判定者3名の間に個人差が生じているが、Ra が 50 nm をこえると GS が急激に増大する傾向は共通しており、3名の平均値に対して最小2乗法を適用した回帰曲線がこの状態をよく示している。

V. 考 按

本研究の模型眼を用いた IOL 挿入眼の光学シミュレーション実験結果により、IOL 表面の平均粗さ Ra が 50 nm 以上になると、網膜像コントラストは低下し、解像度すなわち視認性に影響が出ると予測される。とくに、周辺グレア光を伴う光環境下では、コントラストの低い物体の視認性がかなり低下すると推定される。しかし、現在認可されている IOL の表面粗さのレベルは 10 nm 以下であることから、IOL 挿入患者の視認性に関して、IOL 表面の粗さの影響はないと推測される。

今回の実験では、平均粗さ 30~50 nm 間の試料 IOL を得ることができず、その間のレーザ光散乱パターンあるいはコントラスト解像力が求められていない。もし、この間のデータが得られた場合には、上記の閾値 50 nm は下方修正されることも考えられる。

本研究では散乱強度の波長依存性について検討していない。実験に用いた表面粗さの範囲の光散乱はレイリー散乱 (Rayleigh scattering)¹⁴⁾ と考えられ、散乱光強度が波長の4乗に逆比例することから、短波長光の散乱は大きい。例えば、解像力測定に用いた波長を昼光の中間値 550 nm と仮定すると、短波長の 450 nm の散乱光強度は約2.23倍となる。このことは、青系の表示文字あるいはシグナルの視認性に問題が生じる可能

性を示唆している。したがって、IOL の表面粗さに関しては、単色光の散乱光強度測定から波長依存性の視認性について検討する必要がある、今後の課題である。

文 献

- 1) Kohnen S, Ferrer A & Brauweiler P: Visual function in pseudophakic eyes with poly (methyl methacrylate), silicone, and acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 22: 1303-1307, 1996.
- 2) 吉村 弦, 花崎秀敏: 眼内レンズ挿入眼のコントラスト感度. *眼紀* 50: 540-545, 1999.
- 3) 塩川安彦, 大沼一彦: 模型眼による Foldable IOL 挿入眼の色収差とカラー画質推定. *視覚の科学* 20: 45-52, 1999.
- 4) 永田豊文, 久保田滋之: 眼内レンズ挿入模型眼における色収差の観察. *IOL & RS* 12: 245-248, 1998.
- 5) 塩川安彦, 大鹿哲郎: アクリルソフト IOL のグリスニング発生時における光学特性評価. *視覚の科学* 21: 18-24, 2000.
- 6) 吉村 弦, 花崎秀敏: 眼内レンズの表面粗さ. *あたらしい眼科* 16: 1273-1277, 1999.
- 7) 遠藤 剛, 吉田晴雄: プラスチックレンズの製造と応用. 180-181, ジスク, 東京, 1989.
- 8) 塩川安彦, 大沼一彦, 三友規久夫, 高橋明和: 模型眼による眼内レンズの MTF 測定. *視覚の科学* 15: 29-33, 1994.
- 9) 大鹿哲郎, 塩川安彦: アクリルソフト眼内レンズの光学特性変化. *臨眼* 50: 261-265, 1996.
- 10) Wang GJ & Pomerantzef O: A new set of variable-contrast visual acuity charts. *Optom Vis Sci* 68: 34-40, 1991.
- 11) Poffoff DS & Wemer JS: Effect of cataract surgery on contrast sensitivity and glare in patients with 20/50 or better Snellen acuity. *J Cataract Refract Surg* 20: 620-625, 1994.
- 12) Miller D & Lazenby GW: Glare sensitivity in corrected aphakes. *Ophthalmic Surg* 8: 54-57, 1997.
- 13) 田上勇作, 岡崎茂夫他: Arden's Grating Chart による人工的偽水晶体眼の Glare Sensitivity の検討. *眼紀* 37: 693-696, 1986.
- 14) Bennett JM & Mattsson L: Introduction to Surface Roughness and Scattering. 53-55, Optical Society of America, USA, 1989. (西信元編: 眼光学の基礎. 94-96, 金原出版, 東京, 1995.)

LSFG システムにおける固視誘導

李 旻哲, 山原 誠, 小西直樹, 藤居 仁
九州工業大学情報工学部電子情報工学科

Fixation-Line Control in the LSFG System

Min-Chul Lee, Makoto Yamahara, Naoki Konishi, Hitoshi Fujii
Department of Computer Science & Electronics, Kyushu Institute of Technology

我々は、レーザースペックル法を用いた血流画像化システムを開発し、眼底血流測定の研究を続けてきた。従来までは外部固視標を利用して測定部位を設定していたため、測定中に視線が移動することが多く、最初の測定位置を保持するのが困難であった。本研究では、内部固視標を利用して測定中の視線の安定化を図った。また、固視標を自由に動かすために駆動装置を製作し、これをパソコンのディスプレイ上から直接制御して、血流の測定部位を任意に設定できるシステムを試作した。この装置を用いることで左右の視神経乳頭中心とその周辺4箇所血流マップを正確に求め、これらを結合して広い範囲の測定データを解析することができた。

(視覚の科学 21: 87-91, 2000)

キーワード：血流画像化, 眼循環, 固視誘導

We have developed a new Laser Speckle Flowgraphy (LSFG) system to visualize the blood flow distribution in retina. In the current LSFG system, an external pointer is used, but it is not sufficient for keeping the area of interest in the measuring area of the system during a few seconds of measurement. In this paper we study a new fixation-line control system for the LSFG, with the internal pointer and the driving unit controlled by a microcomputer. The examiner can freely drive the pointer for the eye under inspection by clicking on the cursor button on the display window of the PC. Blood flow maps of the optic nerve head (ONH) center, as well as the surrounding areas, are now precisely measured by this system, and these can be combined together to yield one large blood flow map of the ONH.

(Jpn J Vis Sci 21: 87-91, 2000)

Key Words: Laser Speckle Flowgraphy, Ocular blood circulation, Fixation-line control

I. はじめに

我々は、レーザースペックルによって生じるスペックルの統計解析から血流マップを求めるレーザースペックル

血流画像化システム(以下LSFG)を開発し、眼底血流測定の研究を続けてきた¹⁻³⁾。従来までの眼底用LSFGシステムでは、測定時に外部固視標を用いて測定していたため、視線が移動することが多く、最初

別刷請求先：820-8502 飯塚市川津680-4 九州工業大学情報工学部電子情報工学科 李 旻哲
(2000年10月20日受理)

Reprint requests to: Min-Chul Lee Dept of Computer Science & Electronics, Kyushu Institute of Technology
680-4 Kawazu, Iizuka 820-8502, Japan
(Received and accepted October 20, 2000)

に設定した測定位置を保持するのが困難であった。この問題を解決するために、本研究では内部固視標を利用するとともに、観察者が固視標を測定したい位置に容易に誘導できるシステムを製作した。固視標を自由に動かすため、ワンボードマイコン(以下 マイコン)にステッピング・モータをつないだ駆動装置を製作し、パーソナルコンピュータ(以下 PC)から固視標を誘導できるようにした。この装置を用いることで、視神経乳頭とその周囲の広い範囲の血流測定を容易に行えるようになった。

II. 内部固視システム

1. 内部固視

内部固視では被験眼で固視標を見るので、外部固視よりも固視が安定する。TRC-50 X トプコンの眼底カメラを用いて実験を行った。この装置には手で操作できる内部固視標がついているが、つまみが被験者側にあり、取り扱いが容易ではない。一辺が 1.5 mm である血流測定部位の手動による微調整は、つまみの動きがカメラ内部で3倍程度に拡大されるため不可能に近い。

これを解決するために、新しくモータで駆動する内部固視標を開発し、PC から測定したい位置を自由に設定できるようにして、操作性の向上を図った。図1は内部固視を利用した眼底血流画像化のシステムである。ランプから照射されたビームは、被験者の網膜に照明される。固視標は細い針状のもので、眼底カメラ内部の網膜と共役な位置に設置され、対物レンズを通じて被験者はその先端を注視する。固視標は駆動ユニット内のモータにより誘導される。

2. 固視標駆動ユニット

固視標を動かすために製作した駆動ユニットは図2のような構成になっており、モータ2個と、リミットスイッチがプレート(A)、(C)の両端に設置されてい

る。

電源投入時にモータをリミットスイッチが検知するまで移動した後、固視標先端を光軸の中心に移動させる。固視標の移動原理を図3に示す。3枚のプレートが平行に置かれており、それぞれ溝があって、プレート間にキーが挟まっている。モータ1に押されてプレートを移動させることにより、固視標を左右に移動できる。また(B)、(C)のプレート間にもキーが付いており、(C)のプレートを移動させることによって、固視標を上下に動かせるようになっている。

この機構によって固視標の先端が移動する範囲を、図4の斜線部に示す。図4の円は被験者が見える視野範囲である。図5は製作した固視標の駆動ユニットを示し、図6は実際に眼底カメラに設置された固視標駆動ユニットである。

3. ハードウェアの構成図

今回製作した LSFG システムの構成図を図7に示す。今回のシステムでは、既存の LSFG システム⁴⁾にマイコンを経由して駆動装置をつなぎ、PC のディスプレイ上から固視標を容易に制御できるようにした。

眼底にレーザーを照射すると、その反射光にはス

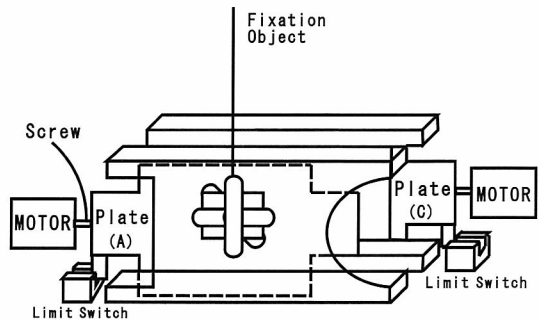


図2 駆動ユニットの構成

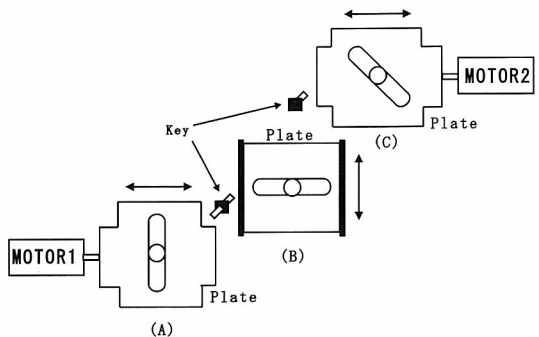


図3 固視標の動作原理

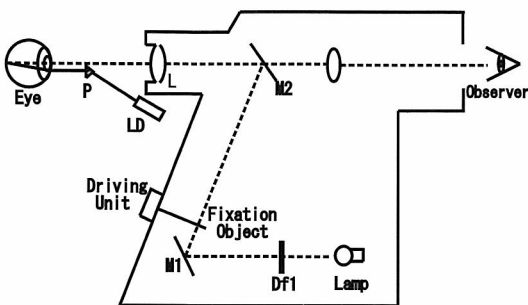


図1 眼底カメラ内の内部固視標駆動装置

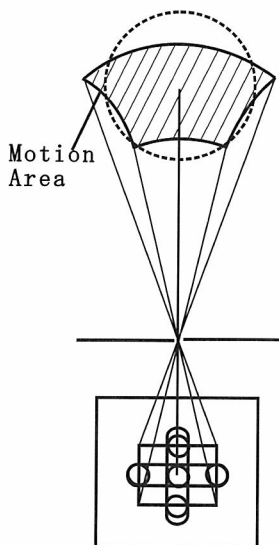


図4 固視標の移動範囲

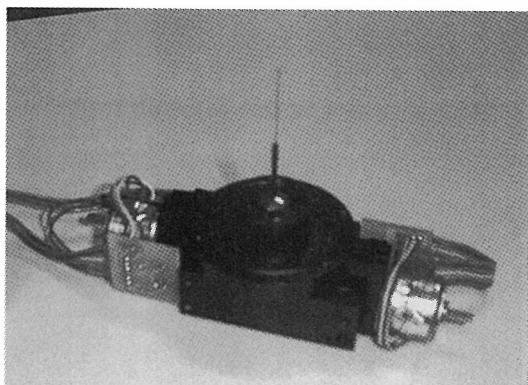


図5 固視標の駆動ユニット

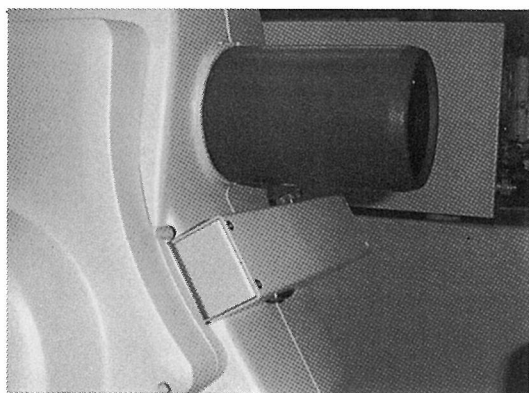


図6 眼底カメラに設置された駆動ユニット

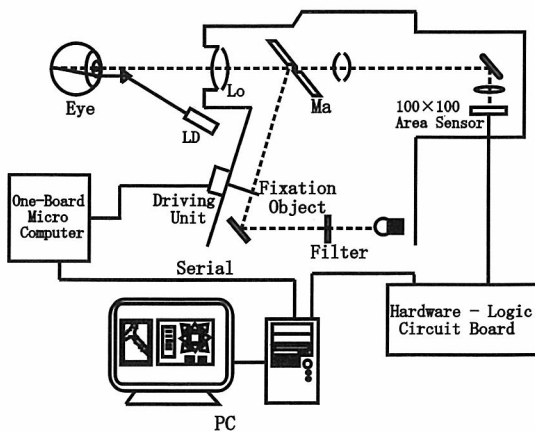


図7 今回製作した LSFG システムの構成図

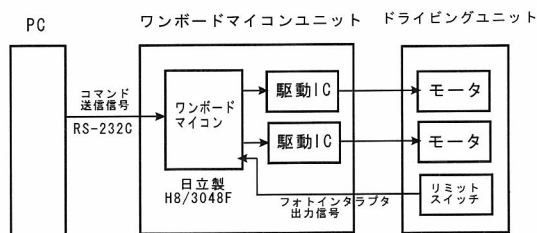


図8 ハードウェアのブロック図

ペックル場が形成される。この強度分布を眼底カメラの結像面に置いたエアリャセンサーで検出し、そのデータをハードウェア演算ボードに転送する。演算ボードはスペックルデータから各画素ごとのプレ率 SBR⁵⁾を計算する。このデータはインターフェースボードを介して PC へ転送され、PC のディスプレイ上に2次元の血流マップとしてリアルタイムに表示される。この測定用ソフトウェアに今回新たに固視標を操作するための機能を組み込んだ。これによりディスプレイ上での操作画面から測定位置を指定し、その位置データを PC のシリアルポートを介してマイコンに送り、駆動装置を動かして固視標を制御することができる。

図8 は内部固視駆動に用いたハードウェアのブロック図で、マイコン (CPU H8/3048 F, 日立製) と、ステッピング・モータ駆動 IC を用いている。PC のシリアルポートを介して、測定する位置を指定するコマンド信号をマイコンに送る。マイコンはこの信号を元にステッピング・モータ駆動 IC に測定位置情報の制御信号を送り、駆動 IC はそれぞれのモータに信号を送って固視標を移動させる。

III. 固視標駆動ソフトウェア

1. PC 上での固視標操作画面

1) 固視標操作画面

固視標操作画面を図9に示す。このソフトを起動すると同時に、固視標は黄斑部の中心に移動し、終了時は視野の外に退避する。測定位置設定は画面内の選択ボタンをクリックすることによって、左右乳頭の中心付近に移動する。左右の視神経乳頭の位置には個人差があるため、固視標の位置を方向ボタンを押して微調整することができる。微調整した後ロックボタンを押して乳頭中心位置を決め、血流測定を行うと、図10のマップ0のように乳頭中心の血流マップが得られる。次に図9の操作画面で「第1象限」のボタンを押すと、固視標が移動して、乳頭の右上の部分が測定できるようになる。このようにしてマップ0~4までを順次測定し、それらを結合⁵⁻⁶⁾すると、広い範囲の血流マップが得られる。

2) Config Window

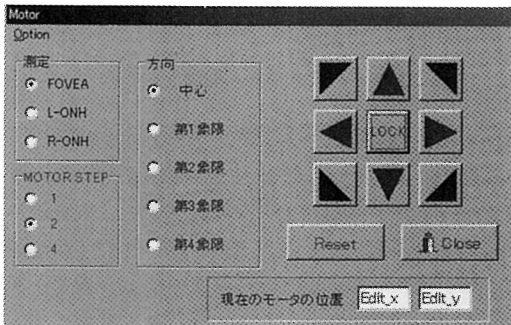


図9 固視標操作画面

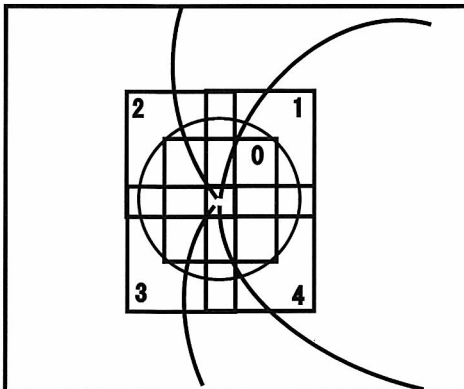


図10 乳頭中心と周辺4箇所的位置

測定保存ファイルを設定するための Config Window を図11に示す。左右の視神経乳頭中心に対応したモータ位置とその周辺4箇所の位置や、使用するシリアルポートを設定し、保存することができる。プログラムを終了するとき、固視標を退避させる位置も設定できる。

IV. 測定結果

PC 上での固視標操作画面を用いて、ある被験者の右乳頭中心と周辺4箇所の血流マップを測定した例を図12に示す。また、これらを解析ソフト⁶⁾によって結合した平均血流マップを図13に示す。従来までは外部固視標を用いて血流マップを測定していたため、測定中に視線が移動して上手くつながらなかったことがあったが、今回の装置を用いることで確実に結合できる血流マップを測定することが可能となった。

V. ま と め

本研究では、眼科用 LSFSG システムにおける固視誘導についての研究を行った。マイコンにステッピン

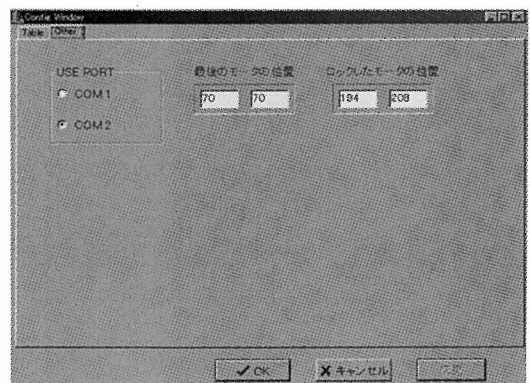
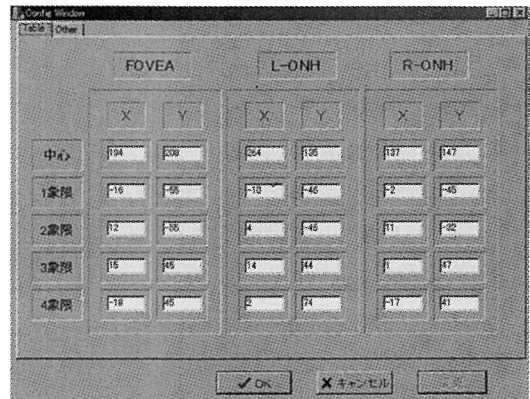


図11 Config Window

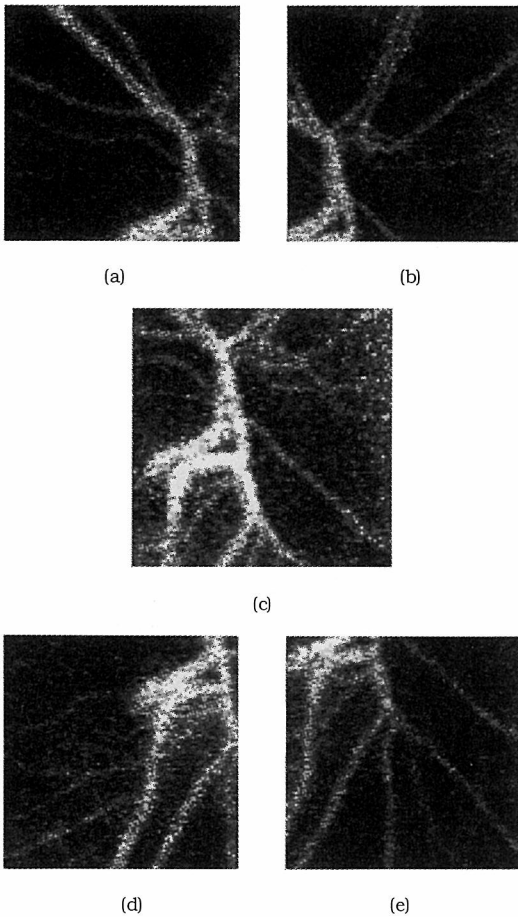


図12 右乳頭中心 (c) と周辺4箇所 (a)~(e) の測定血流マップ
 (a) : 第2象限, (b) : 第1象限, (c) : 中心,
 (d) : 第3象限, (e) : 第4象限

グ・モータをつないで駆動装置を製作し、PC 上で固視標を誘導するシステムを開発した。これを用いることにより、左右の視神経乳頭中心と周辺4箇所の血流マップを正確に求め、確実に結合できるようになった。また、眼底血流を測定する際の操作性が著しく向

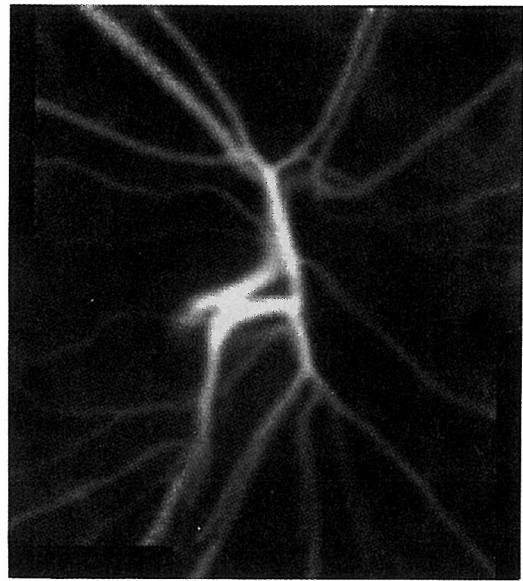


図13 結合した右乳頭の血流マップ

上した。

文 献

- 1) Fujii H, Nohira K, Yamamoto Y, Ikawa H & Ohura T: Evaluation of blood flow by laser speckle image sensing. Appl Opt 26: 5321-5325, 1987.
- 2) 藤居 仁: レーザースペckル血流画像化装置. Med Image Tech 10: 395, 1992.
- 3) 鳥居秀雄, 中村隆平, 藤居 仁, 横倉 隆: Laser Flowgraphy による眼底血流画像化. あたらしい眼科 9: 2119-2122, 1992.
- 4) 藤居 仁, 小西直樹: レーザースペckルを利用した血流分布の可視化. 応用物理 66: 476-480, 1997.
- 5) 藤居 仁, 新垣淑一郎, 新垣知見, 小西直樹: 新しい眼科用レーザースペckルフローグラフィシステム. 視覚の科学 19: 79-82, 1998.
- 6) 小西直樹, 新垣淑一郎, 新垣知見, 藤居 仁, 山名泰生: LSFSG における新しい血流解析手法. 視覚の科学 20: 34-39, 1999.

小児の屈折・調節余談

—その3—

大阪市（湖崎眼科）湖 崎 克

II. 小児の屈折異常の現状と経年変化

3. 乱視の病態と経年変化

1) 小児の乱視の問題点

i) 病的乱視

小児の乱視には成人のそれとは異なり、二つの問題点がある。それは(1)ある程度以上の乱視は視覚発達に悪影響を及ぼしやすい、(2)乱視独特の見え難さのために、学習その他の視能率に影響を与える、の2点である。前者の、どの程度以上の乱視が弱視になりやすいかは、その1の文献3)加藤によれば、遠視性、近視性、混合および不同視によって多少の差があるが、およそ1.5~2.0 D以上の乱視に多いとしている。なお、後者についてはとくに報告はないが、筆者はその2の文献9)で一応1.5 D以上を眼鏡矯正を必要としている。しかし、球面度にある程度以上の遠視や乱視があれば、0.5 D以上の乱視ならば矯正している。なお、小児では患者の訴えからは判断し難いものである。

ii) 小児乱視はどれだけ存在するか

学校屈折集団検診成績については、その1の文献14)湖崎らが報告しているが、裸眼視力1.0未満にミドリン麻痺後のマニュアルレフ検査での乱視は、近視性、遠視性および混合を合わせて41.4%である。また、眼鏡処方の中の乱視処方については、湖崎ら¹⁾が前任の大阪市立小児保健センター眼科昭和46年度外来統計を報告しているが、精密検査プログラム患者での眼鏡処方2,647眼中、円柱レンズの入った処方1,639眼(61.9%)である。なお、この処方中4 D以上の強い乱視は78眼であった。これらの成績からみても、小児の眼鏡矯正には乱視矯正が大きな比重を占めていることが十分に理解できる。

2) 乱視の見え方の説明

このように、矯正が必要な小児の乱視が多くみられるが、まず必要なことは、保護者への説明である。視覚発達に関する説明ができて、乱視は比較的に裸

眼視力がよいため、学習、日常生活の能率、抵抗についての説明がむずかしい。ここでは「乱視はどんな風に見えるのですか」という質問への答えが必要となる。そこで筆者は図1のように説明している。すなわち漢字を例にとり、横線がにじむような乱視は、横線の多い漢字が読み難くなり、また縦線がにじむような乱視は縦線の多い漢字や、楽譜、目盛りが読み難くなりやすい。ことに字面の多い漢字はほとんどが横線が増えることに注意したい。このような説明が、今のところ保護者には理解されやすいのではないかと考えている。

3) 小児乱視の経年変化

角膜を含め眼球の発育する小児では、角膜曲率や角膜乱視も当然経年変化が予想される。それを各年齢層の角膜曲率成績から、変化の予想された発表はいくつかみられるが、同一の小児の長期観察の報告は、湖崎²⁾の成績のみである。それは3,4歳から5年間、5,6歳から5年間、7,8歳から5年間の曲率半径の変化をみたもので、3,4歳の群(表1)では、水平経線が平均7.89 mmから8.00 mmに、垂直経線が7.65 mm

乱視と漢字

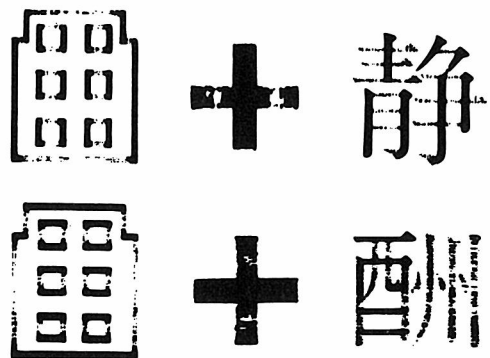


図1 乱視の見え方
ヨコ線のにじむ乱視とタテ線のにじむ乱視

表1 角膜曲率の経年変化

	水 前	初回年齢 平 後	3~4 歳 垂 前	直 後
例 数	28	28	28	28
平均 値	7.89	8.00	7.65	7.76
差の平均値	0.11		0.11	
標準偏差	0.224	0.239	0.204	0.198
t 検 定	t > t ₂₇ (0.01)		t > t ₂₇ (0.01)	
判 定	有意差あり		有意差あり	

表2 角膜曲率の経年変化

	水 前	初回年齢 平 後	5~6 歳 垂 前	直 後
例 数	23	23	23	23
平均 値	7.84	7.91	7.62	7.69
差の平均値	0.07		0.07	
標準偏差	0.275	0.276	0.282	0.318
t 検 定	t > t ₂₂ (0.05)		t > t ₂₂ (0.02)	
判 定	有意差あり		有意差あり	

表3 角膜曲率の経年変化

	水 前	初回年齢 平 後	7~8 歳 垂 前	直 後
例 数	10	10	10	10
平均 値	7.87	7.94	7.56	7.66
差の平均値	0.07		0.10	
標準偏差	0.201	0.176	0.212	0.219
t 検 定	t > t ₉ (0.05)		t > t ₉ (0.02)	
判 定	有意差あり		有意差あり	

から 7.76 mm に変化し、いずれも 5 年間で同じ程度に曲率半径は大きくなっている。5, 6 歳の群 (表 2) では、水平経線が 7.84 mm から 7.91 mm に、垂直経線では 7.62 mm から 7.69 mm にと、やはり 5 年

表4 角膜乱視の経年変化

	(垂直 D-水平 D)					
	3~4 歳		5~6 歳		7~8 歳	
	前	後	前	後	前	後
例 数	28	28	23	23	10	10
平均 値	1.38	1.31	1.29	1.26	1.75	1.59
差の平均値	0.0718		0.030		0.155	
標準偏差	0.826	0.909	0.792	0.763	1.097	1.407
t 検定の判定	有意差なし		有意差なし		有意差なし	

間で同じ程度に大きくなっている。7, 8 歳の群 (表 3) も水平、垂直経線がともに大きくなっており、すべて統計的に有意差があった。更に角膜乱視の変化は表 4 のごとくで、どの年齢群の 5 年間の成績でも、変化が認められないこと (統計的に有意差がない) が理解できた。すなわち、小児は同じ程度の角膜乱視をもちながら、水平・垂直経線ともに角膜曲率は大きくなっていることになる。全乱視はともかく、一般的には、小児の角膜乱視の推移を变化があまりみられないとみなして矯正していけばよいことになる。

なお、この成績は小児にコンタクトレンズ (ことにハード) の装用を長期に行うときには、参考となる知見でもある。

また、小児の角膜乱視が眼瞼下垂によってどのような影響を受けているかは、以前より気になっていたところであるが、最近の報告^{3,4)}では、それほど顕著な影響はみられないようである。

文 献

- 1) 湖崎 克, 小山賢二他: 昭和46年度外来統計. 眼臨 47: 393-398, 1973.
- 2) 湖崎 克: 小児の視覚管理に対するコンタクトレンズの応用. 日コレ誌 20: 1-22, 1978.
- 3) 白倉康江, 生田由美他: 小児における先天眼瞼下垂と乱視の関係. 眼臨 92: 193-198, 1998.
- 4) 中川真紀, 白井千恵他: 先天性眼瞼下垂手術の角膜形状に及ぼす影響. 眼臨 92: 190-192, 1998.

小児の屈折・調節余談

—その4—

大阪市（湖崎眼科）湖 崎 克

II. 小児の屈折異常の現状と経年変化

4. 不同視の病態と経年変化

1) 小児の不同視の問題点

小児の不同視の最大の問題点は、主として遠視性、または乱視性不同視が不同視弱視になりやすい点である。そして、小児の屈折異常のなかで遠視性不同視が決して少なくない。たとえば湖崎ら¹⁾は、大阪市立小児保健センター眼科の1971年外来統計で、遠視 548 眼中64眼が片眼にのみ遠視がみられたとしている。一方、これらの不同視弱視の視力不良が比較的治癒しやすいのに比して、松本ら²⁾は、片眼の高度近視による弱視は治療成績が不良で、その理由としてその高度近視が軸性で、主として近視性網膜変性が強いためとしており、この場合、不同視弱視の概念には入らない場合が多い（ときにはそうでない症例もあるが）。

また、視覚発達に影響されていない不同視の場合にも、両眼視機能の管理の面から屈折矯正が必要な症例が多い。

更に、小児の不同視の第一の問題点は、片眼視力が比較的良いので、発見が遅れやすいことであるが、これに関しては、現在では湖崎ら³⁾が提唱した3歳児健康診査におけるランドルト環字ひとつ視力検査が、1990年より保健所で実施されており、発見が比較的容易になってきた。もう一つは後述するが、不同視の屈折完全矯正の困難性である。

2) 不等像視の問題点、軸性不同視、knapp の法則

小児の遠視性不同視は、筆者が小児眼科クリニックを開設した当時から、非常に多く患児が訪れてきた。3~4D の不同視差は珍しくなく見掛けることになった。そこで、従来から 2D 以上の眼鏡レンズ度の差は不可と教わってきた我々は、その矯正に当初は苦慮することになった。当時に普及しはじめたばかりのコンタクトレンズの装用を他医に薦められ、挫折している患児もあり、完全矯正しない限り治癒の望めない遠視性不同視弱視である。そこで我々⁴⁾は、4D ぐらいの差ならば十分に矯

正可能と考えた。小児の眼筋に対するプリズム作用には問題ないし、また、不等像視も小児では耐えられるのではないかと考えた。しかし1965~1970年あたりでは、処方を受け止める眼鏡店にも戸惑いがあり、こんなに差の強い眼鏡は作れないとして、キャンセルされて帰ってきた患児もみられたくらいである。

その後、粟屋⁵⁾の発表で、筆者として初めて、軸性不同視には不等像視が起こらないとする“knapp の法則”に出会うことになる。これは筆者が実行してきた小児の屈折矯正が間違っていなかったことになった。結局はこのような小児の症例では、軸性不同視と考えられることになる。なお、この法則は現在では、実用性から必ずしも絶対ではないという意見⁶⁾もあり、筆者は応答できる小児の症例には、現在ではできる限り不等像視の検査（主としてニューアニサイコニアテスト 粟屋かニコンツインチャート使用）を行うことにしている。なお、不等像視の実験は先の粟屋⁵⁾は位相差ハプロスコープを用いているが、その後矢沢ら⁷⁾は液晶ハプロスコープを用い、及川⁸⁾はテレビ画面を用い、勝海ら⁹⁾はパターン・リバーサル VER によって実験を行っており、興味深いものである。また、不同視と不等像視についての総論として加藤¹⁰⁾の著書が詳しい。

3) 遠視性不同視の経年変化の3様相

小児の近視は主として後天性であるため、その進行について眼科医も保護者も大いに関心を払っているが、遠視を長期に経過観察を行っている、遠視が先天異常だから不変であるとは断ずることができないような経年変化に遭遇することも少なくない。湖崎¹¹⁾は主として小児の遠視の経年変化について、なかなか一定のパターンが把握しにくいと報告している。例として症例1は遠視性不同視が、不同視差をほぼ同じに保ちながら、両眼とも近視側に寄っていき、症例2は片眼正視の遠視性不同視で不同視差がなくなる、すなわち遠視眼のみ近視側に寄り、結果として両眼が正視となっている。そのほか種々のパターンがあり、一定の法則を見付けにくいとした。そこで、湖崎（そ

	調節麻痺後屈折値	自覚的屈折値	眼鏡処方
S41.7		RV=(1.0XS+4.0D) LV=0.5(0.8XS+6.0D)C+1.5D Ax 90°	
S42.8		RV=(1.2XS+1.0D) LV=(1.0XS+4.5D)C+1.5D Ax 90°	
S43.7		RV=1.2(1.2XS+1.5D) LV=0.8(1.2XS+3.0D)C+1.0D Ax 90°	
S44.7		RV=(1.2XS+1.5D) LV=(1.0XS+3.0D)C+1.0D Ax 90°	
S45.7		RV=(1.2XS+1.25D) LV=(1.0XS+3.0D)C+1.0D Ax 90°	
S46.7		RV=(1.2XS+1.0D) LV=(1.0XS+2.5D)C+1.0D Ax 90°	

図1 症例1 (8歳, 女児)
遠視度が減って不同視差の減らない例







	調節麻痺後屈折値	自覚的屈折値	眼鏡処方
S42.6		RV=0.4(0.5XS+2.5D)C+1.0D Ax 180° LV=1.0	R=S+2.0D)C+1.0D Ax 180° L=0
S43.6		RV=(0.7XJB) LV=1.2	
S44.5		RV=(0.5XJB) (0.9XS+1.5D) LV=1.2	R=S+1.5D L=0
S45.4		RV=0.8(0.4XJB) LV=1.2	
S46.5		RV=0.8(1.2XC-0.5D Ax 180°) LV=1.2	
S47.9		RV=1.2 LV=1.2	

図2 症例2 (7歳, 女児)
不同視弱視で不同視差のなくなった例

の1の文献10)にも述べた)は診療上は、常に遠視の経年変化に応じ、調節と内よせに注意を払いながら屈折矯正をするよう提唱した。その後、両眼遠視の固視眼と斜視眼の経年変化の差についての発表(その1の文献16), 17)などもあって、現在は、遠視性不同視弱視の有無も含め、変化する場合を次の三つのパターンに整理して考えることにしている。すなわち、(1)症例1のごとく、不同視差を保ちながら、両眼ともに近視側に変化するパターンで、これは最も考えやすい。(2)遠視度が低いか正視で、視力の良い方の眼のみが、近視側へ寄っていくパターンで、先の遠視の固視眼の

変化と同じパターンと考えてよい。その眼の use-abuse からみて、これも理解しやすい。当然、不同視差が大きくなるため、眼鏡矯正は難しくなる。最後の(3)のパターンは、症例2のごとく、強い遠視度の方のみが近視側に寄り両眼正視となるパターンで、保護者の期待どおりという目出度い結末である。このような症例はこの三つのパターンのなかでは最も少なく、事前に予測したり、このように計画することは、現状では不可能である。このようになる機序としては、強い方の遠視眼が弱視であることが多く、まず屈折矯正をして、健眼遮閉で弱視が治癒した後、この眼の調節技術も向上し、その段階から、この眼のみの use-abuse が起こり(視力が悪くても優位眼ということもあり得るか)、近視側に寄ったというしか考えようがない。

以上のごとき遠視性不同視の、事前に予測し難い経年変化に対応するには、結局は先述したごとく、常に調節と内よせに留意し、オーバーレチノスコピーにより、ときには随意遠視を未矯正にするなどしながら、なるべく低矯正するようにしていく配慮が必要になる。なお、この場合でも必ず近見視力が悪くならないかを注意している。しかし、ときにはコンタクトレンズによらざるを得ない結果も起こり得る。

筆者の診療の相当部分が、このような遠視の屈折矯正に割かれており、結局は、楽しい診療時間となっている。

文 献

- 湖崎 克, 小山賢二 他: 昭和46年外来診療統計. 眼臨 67: 393-398, 1973.
- 松本留美子, 植村恭夫: 小児における片眼高度近視と弱視. 臨眼 33: 765-772, 1972.
- 湖崎 克, 内田晴彦 他: 3歳児健康診査における視力検査の検討. 臨眼 24: 211-217, 1970.
- 湖崎 克, 森 和子: 小児の屈折異常の矯正. 眼科 12: 270-278, 1970.
- 粟屋 忍: Anisometropia における“Phase Difference Haploscope”による Aniseikonia の測定. 日コレ誌 13: 131-139, 1971.
- 所 敬: 屈折異常とその矯正. 166, 金原出版, 東京, 1988.
- 矢沢興司, 根岸千秋 他: 液晶ハプロスコープによる不等像視測定に関する研究. 臨眼 35: 1283-1287, 1981.
- 及川徳郎: 不等像視の研究. 第一報-テレビ画面による不等像視測定法. 日本眼光学学会誌 2: 29-32, 1981.
- 勝海 修, 広瀬竜夫 他: 視覚系における不等像視の許容限界 パターン・リバーサル VER による他覚的評価法について. 日眼会誌 90: 301-307, 1986.
- 加藤桂一郎: 屈折異常. 金原出版, 東京, 1993.
- 湖崎 克: 屈折の変化について. 眼臨 68: 1-7, 1974.

最近のトピックス

アニュラアレイ B モード超音波診断装置 UD-7000

名古屋市 (株) トーメーカーポレーション技術部 加藤千比呂

I. はじめに

近年、超音波診断装置の画質向上には目を見張るものがある。とくに腹部などで使われる電子的な超音波ビームフォーカスを用いた診断装置は、アナログ方式によるフォーカシングからフルデジタルのフォーカシングに進化を遂げて飛躍的に画質を向上させた。

眼科領域においても、周波数の高周波化、超音波の信号を画像に変換するデジタルスキャンコンバータ、画像処理技術の向上などにより、高画質の B モード像が得られるようになってきた。

しかし眼科の場合、高い距離分解能が要求されるので超音波の周波数を 10 MHz 以上の高周波にする必要があること、ハンドリング上の要求によりプローブの形状・寸法に制約を受けることなどから、腹部で用いられている電子リニアや電子コンベックスのプローブではなく、シングルエレメントの振動子をメカニカルでスキャンする方式のプローブが一般的である。そのため複数のエレメントを利用して電子的な超音波ビームのフォーカシングを行い、より広い範囲で分解能を向上させることは他領域に比べて遅れてきた。

このような状況において、B モード超音波診断装置 UD 7000 は眼科における種々の要求を満たしつつ、電子的なフォーカシングを実現させるために、眼科用アニュラアレイ振動子を開発し、広い範囲にわたって高い分解能を得ることが可能となったのでここに紹介する (図 1)。

II. 製品の説明

UD 7000 の B モードスキャンは、アニュラアレイ振動子を扇状に振るメカニカルセクタースキャン方式をとっており、セクタ角 46.4°、表示深度は 38 mm と 50 mm に切り替え可能である。スキャンレートは最大 22 枚/秒で、動態観察をする上で十分なレートの超音波画像を得ている。

アニュラアレイの特徴である電子フォーカシングは 3 段のダイナミックフォーカスとしているが、この点

に関しては詳細を後述する。また、電子フォーカスを利用したものとして超音波の焦点領域を切り換えられる機能があり、硝子体前部、硝子体・網膜、球後の 3 箇所を中心とした領域から選択できる。

本装置のもう一つの特徴的な機能としてプレイバック・スキップバックの機能がある。これは取り込んだ画像を常に最大 120 枚分記憶しており、画像をフリーズした後、過去 120 枚分に遡って表示することが可能である。プレイバックは 120 枚分の画像を動画再生する機能、スキップバックは 1 枚ずつ送って見るための

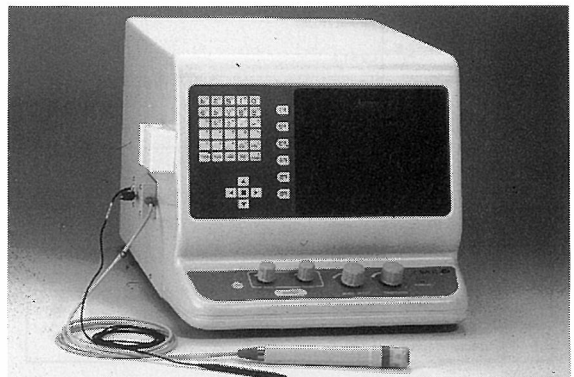


図 1 UD-7000 外観

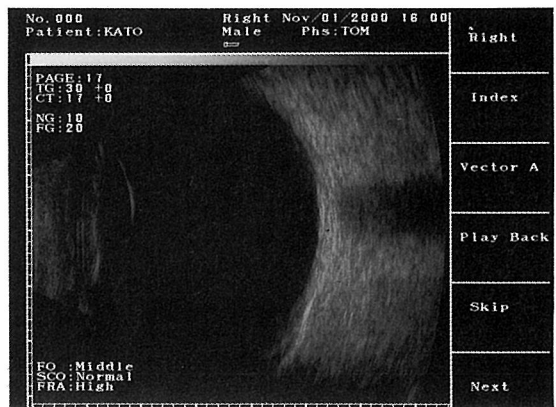


図 2 UD-7000 による正常眼 B モード画像

機能である。

更に ZOOM, PAN, 距離測定, 4 画面表示, ベクター A などの機能と, フリーズ後の画像であってもトータルゲインとコントラストの調整が可能であるなど, 多様な機能と操作性により臨床現場の要求に高い次元で応えている。

画面は9インチのノンインターレスモノクロ CRT を採用しており, ちらつきがなく高解像度の画像を表示することができる。操作キーにはクリック感の高いメンブレンスイッチを採用し, ソフト制御によるファンクションキーを備えるなど, キーの数をむやみに増やすことなく, わかりやすいキー操作と確実な操作感を実現している。

なお, UD-7000 は B モード超音波診断装置であ

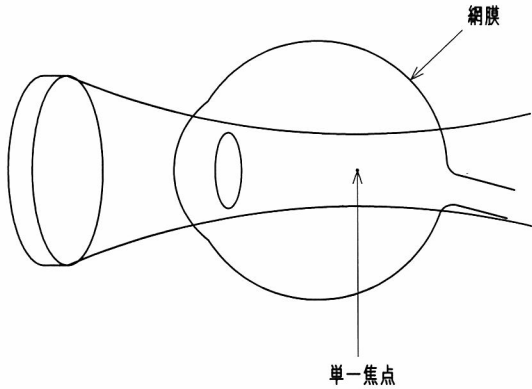


図3 シングル振動子

るとともに, オプションとして眼軸長測定と intraocular lens (IOL) パワー計算機能を付加することが可能である。

1. アニュラアレイ振動子

今日まで眼科の B モード診断装置はシングル振動子を使うことが一般的であった。これは図3のように一つの元素による円形振動子で, 振動子面はほとんどの場合凹面となっており, その焦点位置は凹面の曲率半径付近となる。

これに対してアニュラアレイ振動子は図4のように複数のリング状の元素からなっており, それぞれに対して電極が持続されている。

UD 7000 の場合, 6 元素のアニュラアレイで周波数は 10 MHz 以上となるように設計されている。振動子口径は 10.6 mm で分解能と感度の向上のために大口径の振動子を採用している。

腹部用などでよくみられる電子リニアのプロープは, 図5のように短冊状にスライスされた元素が1列に並んでおり, このうちの何チャンネルかを使って順にスキャンしていく。したがって元素が並んでいる方向の電子フォーカスは可能であるが, スライス方向は音響レンズによって決まる単一の焦点位置となる。

ところが, アニュラアレイの場合は元素が円環状になっているため, 図6のように超音波ビームも円状に絞られる。したがって, 電子リニアなどに比べてサイドローブが少なく, きれいに絞られた超音波

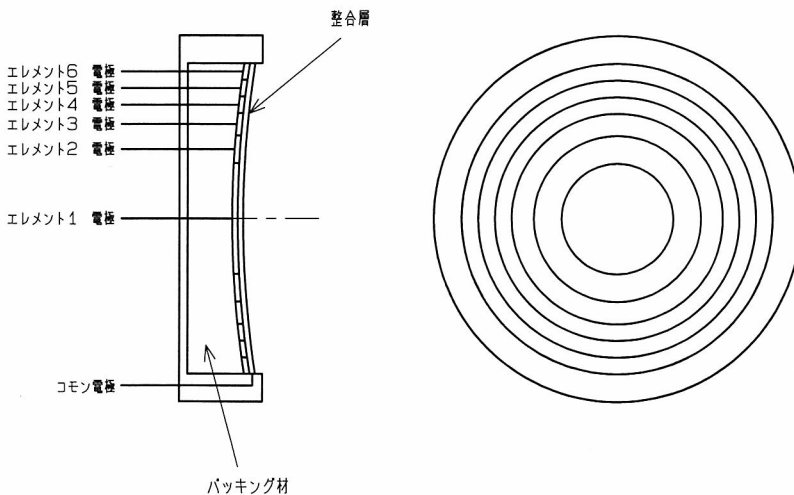


図4 アニュラアレイ振動子

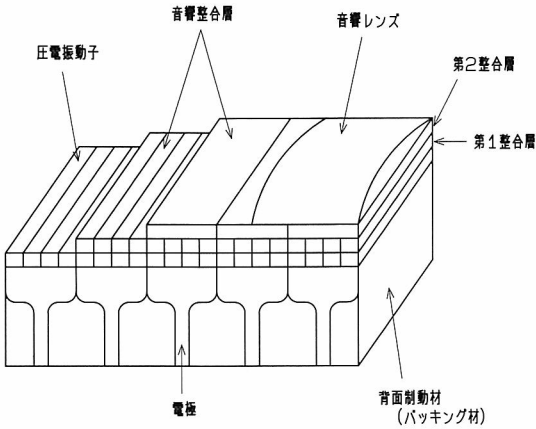


図5 電子リニアアレイ振動子

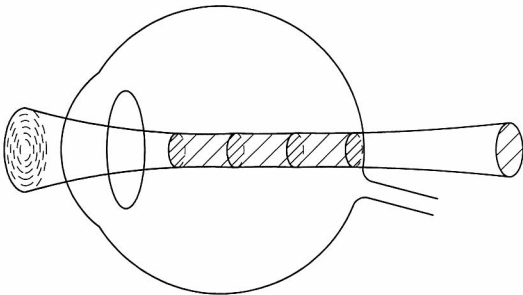


図6 アニュラアレイによる電子フォーカス

ビームとなり、ビームフォーカスとしては理想的である。

ただし、ビームのスキュアは振動子を機械的に振るメカニカルセクターであるため、フレームレートを上げることは電子リニアに比べて難しい。

周波数の高い凹面状のアニュラアレイ振動子は製作が非常に難しく高度な技術と経験が要求される。UD 7000 の場合も振動子の材質、アニュラアレイ化、音響インピーダンスマッチングのための整合層、ダンピング材などを独自に開発し、感度のよいコンパクトな振動子を実現している。

2. 電子フォーカス

電子フォーカスとは超音波の波面を電子的にコントロールしていく技術である。

超音波を送波する場合、図7のように各エレメントの送波パルスに異なった遅延時間を与えると出力される超音波の波面がずれ、この波面がちょうど重なった位置が焦点となる。例えば中央のエレメントほど長い遅延時間を与えると、振動子固有の焦点位置に対して

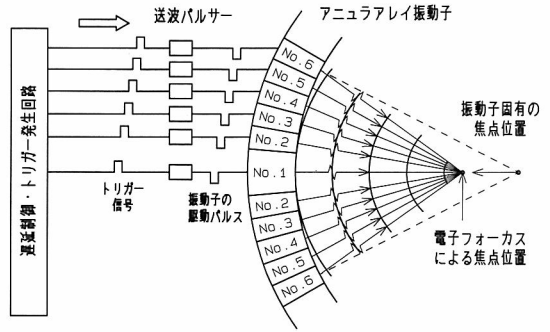


図7 送波時の電子フォーカス法

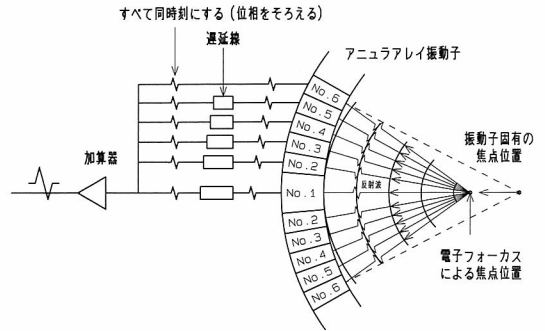


図8 受信時の電子フォーカス法

電子フォーカスによる焦点は近い位置となる。同様に超音波を受信する場合は、図8のように各エレメントで受けた信号を受波回路内で遅延させて位相をそろえた後に加算する。

したがって、送波、受波の遅延時間量を適切にコントロールすることにより、任意の位置に焦点を設定することができる。

3. ダイナミックフォーカス

例えば1本のアコースティックラインを得るために、一つのライン位置において3回繰り返して送受信する。このとき前述の電子フォーカスの技術により3回の送受信の焦点位置をずらし、各焦点領域付近の音響データを取り込む。図9のように3回の送受信により得られたデータをつなぐことにより、長い焦点深度をもった1本のアコースティックラインを作り出し、広い範囲で分解能と感度の良好な画像を得ることが可能となる。

このビームフォーカス技術を3段ダイナミックフォーカスと呼んでいる。

UD 7000 はこの3段ダイナミックフォーカスを実現するために開発された多くの独自技術により成り

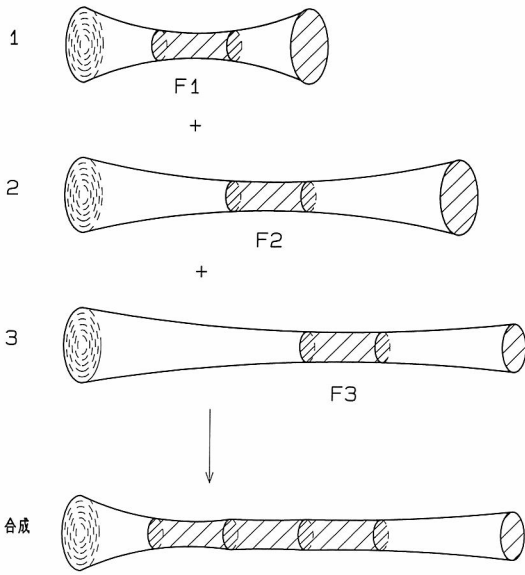


図9 アニュラアレイ3段ダイナミックフォーカス

立っている。

メカニカルスキャンによる時間的制約の低減と、セクタースキャンの端と中央で差のない画像を得るために、振動子を独自の方法でスキャンさせ、角速度を一定にしている。また、受信電子フォーカス用に開発した高精度のディレイラインを搭載して、適切な遅延時間を設定している。更に、取り込んだデータはプログ

ラムブルゲートアレイと大容量メモリを利用したハードウェアにより高速に処理される。

これらの技術により、メカニカルセクターであるにもかかわらず、3段ダイナミックフォーカスを高いフレームレートで実現し、リアルタイムで画像を描画・記憶することが可能となっている。

III. ま と め

はじめにも述べたように超音波の画像技術は常に進歩しており、眼科領域においてもそれをどのように具現化していくかが問われている。

すでに、Bモード超音波診断装置は硝子体手術の術前観察に不可欠なものとなっている。また ultrasound biomicroscopy (UBM) などに代表されるような前眼部、隅角、毛様体、角膜の観察にも期待がかかっている。

医療技術も格段に進歩しており、今まで治療対象にならなかったような症例が手術の対象となってきている。

これらのことが臨床側からの画質に対する要求を高いレベルにさせていることは注目すべき点である。

今後、更なる画質の向上と新しい観察対象への適用が求められてくると思われるが、今回紹介したフォーカシング技術は、より高いレベルを目指すための基礎技術として応用されていくであろう。

角膜形状解析装置 オーブスキャン Ver. 3.0

東京都（キヤノン販売㈱） 吉田照宏

I. はじめに

角膜の形状解析には、ケラトメータやフォトケラトスコープ、そして最近ではビデオケラトスコープが利用されているが、いずれの装置も角膜前面の形状を測定しているに過ぎない。しかし、スリットスキャン型角膜形状解析装置オーブスキャン (Orbscan[®], Bausch & Lomb 社) が眼科臨床の場に登場し、角膜前面形状に加え、角膜後面形状、角膜厚を同時に測定できるようになり、円錐角膜の解析^{1,2)}や屈折矯正手術の評価³⁻⁵⁾に利用されるようになってきた。

今般、オーブスキャンが Ver. 2.10 から Ver. 3.0 (米国では Orbscan I から Orbscan II) にバージョンアップし、ハードウェアおよびソフトウェアが変更された。オーブスキャン Ver. 2.10 の概要については他の総説⁶⁻⁸⁾に詳しいので、ここではオーブスキャン Ver. 3.0 の概要と従来機からの変更点について最近の臨床報告を交え、解説する。

II. 測定原理

オーブスキャン Ver. 3.0 の測定原理は、左右から各20本のスリット光を角膜に投影し、得られた断層像(40画像)から三角測量法を用い、角膜前面および後面の3次元形状、角膜厚の分布、水晶体前面形状などの評価を行うものである。今回のバージョンアップでは、スリットスキャン方式に加え、従来の角膜形状解析装置の測定原理であるプラチド方式の測定ユニットが装着された(図1)。これにより、スリットからの測定ポイントにプラチドデータによるスローポイントが加えられたマップが表示される。

III. 測定方法

実際の測定におけるオプティカルヘッドのオペレーションは従来機と変更はなく、今までどおり被検者とのアライメント、ピント合わせを手動で行う。測定ボタンを押すと左右から各20のスリット光が約1.4秒で眼をスキャンし、その直後にプラチドリリングが1回発

光し、40のスリット画像と一つのプラチド画像が取り込まれる。スリット光の走査中はプラチドリリングが弱い点滅を繰り返すため、被検者がスリット光の走査を自覚することはなく、固視の維持に役立っている。

コンピュータの性能が大幅に向上し(表1)、測定データの解析時間は1検査90秒*から25秒*(Lens/Iris スキャン時約45秒*)に短縮され、臨床現場での時間的負担は軽減した。また、従来機では保存データの容量に1GBの制限があったが、データベースの保存形式が変更となり容量の制限がなくなった。

(註:*キヤノン販売㈱による実測値)

IV. オーブスキャン Ver. 3.0 の特徴

Ver. 2.10 から Ver. 3.0 への最大の変更点は、オプティカルヘッドにプラチドユニットが装着され、スリットスキャン方式で得られた角膜の3次元形状にプラチドリリング方式により得られた傾き情報を combine することで、より精度の高い測定を行っている点にある。角膜前面の Axial Power Map, Tangential Power Map はマイヤーリングからの情報を利用して表示されるようになり、高度の円錐角膜など、マイヤーリングからの情報が得られない場合には、スリットからの情報を利用してマップが表示される。

プラチドユニットの追加による再現性の向上については、Bausch & Lomb 社内資料 (Repeatability Comparison of Orbscan, Orbscan II, CScan.) において、正常眼20眼を3回連続測定し、プラチドデータなし・ありでそれぞれ解析を行い検討されている。

表1 コンピュータのスペック

バージョン	Ver. 2.10	Ver. 3.0
CPU	Pentium 166MHz	Pentium III 733MHz
メモリ	64MB	128MB
HDD	1.2GB	20GB
ストレージ	100MB Zip Drive	100MB Zip Drive
CD-ROM	なし	40倍速
OS	MS Windows NT3.51	MS Windows NT4.0

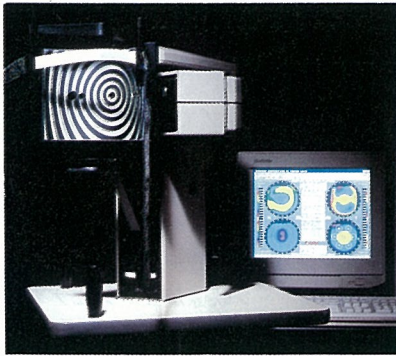


図1 オープスキャン Ver. 3.0 の外観

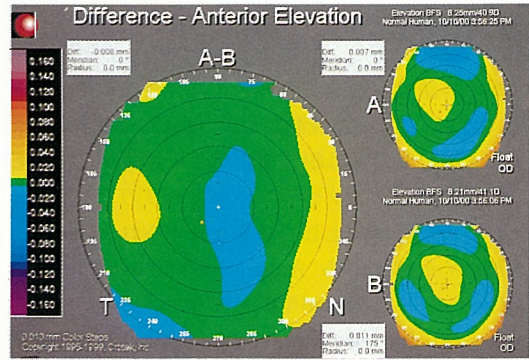


図4 人眼をスリットスキャンのみで2回連続測定した Difference Map (Elevation Map)

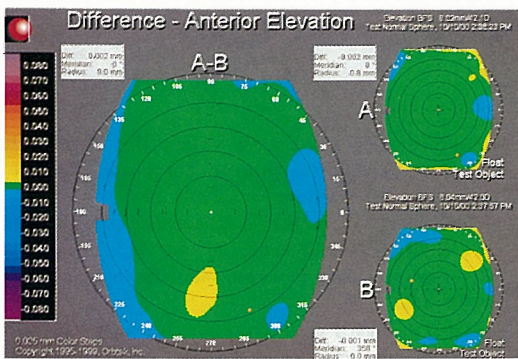


図2 模眼をスリットスキャンのみで2回連続測定した Difference Map (Elevation Map)

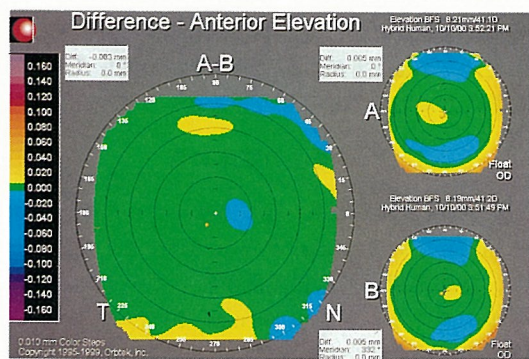


図5 人眼をスリットスキャン+プラチドリで2回連続測定した Difference Map (Elevation Map)

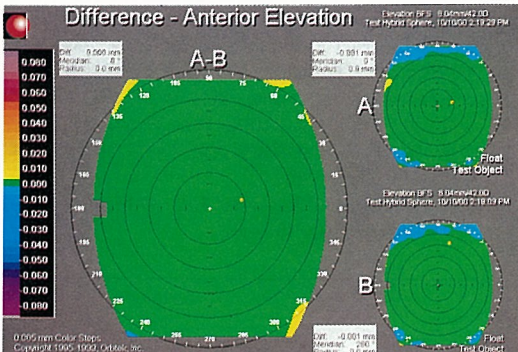


図3 模眼をスリットスキャン+プラチドリで2回連続測定した Difference Map (Elevation Map)

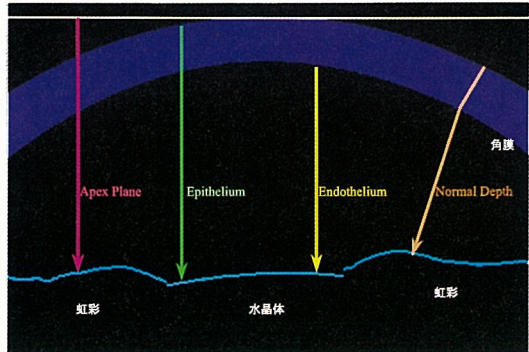


図6 Anterior Chamber Map の測定深度の種類

SimK, 乱視度数, Difference Map における角膜中心 5 mm ゾーンの Elevation データの標準偏差を算出したところ, すべてにおいてプラチドデータありの方が再現性が高かったと結論している。

そこで実際に, プラチド方式の測定を加えることによって測定精度や再現性がどの程度向上したかを検討

するために, 模眼および人眼を測定した。

曲率半径 8.05 mm の模眼をプラチドユニットなし(スリットスキャンのみ)で2回連続測定した Difference Map (図2) とプラチドユニットありで2回連続測定した Difference Map (図3) を比較すると, 明らかにプラチドユニットありの方が2回の測定に差が少

なく、測定精度および再現性が向上していることがわかる。

同様の方法で人眼をプラチドユニットなし(図4)・あり(図5)で2回連続測定した Difference Map を示す。人眼においては眼球運動などの影響があるものの、模眼と同様にプラチドユニットありの方が測定精度および再現性が向上していると考えられる。

また、Ver. 3.0 から Anterior Chamber Map (前房深度マップ) の表示が可能となった。

Anterior Chamber Map では、Apex Plane (角膜前面上で視軸に垂直な平面から虹彩/水晶体までの距離)、Epithelium (角膜前面からの距離)、Endothelium (角膜後面からの距離)、Normal Depth (角膜前面に垂直な光線に沿った距離) の4種類の測定深度で表示可能である(図6)。将来的には、眼内レンズの度数計算などに有用であるものと考えられる。

V. 最近の臨床報告

Elevation Map の読み取り方法については、従来から見慣れている Axial Power Map との比較が難しく、測定結果の解釈に混乱が生じている。表示スケールのデフォルト値 0.005 mm では、表示が細か過ぎて所見が正常なのか異常なのか判別し難いが、表示スケールを 0.010 mm に変更することで適切な表示が得られ、異常所見を検出しやすくなるという報告もされている(田邊樹郎ら:第54回日本臨床眼科学会抄録集 285, 2000)。

屈折矯正手術の評価については、とくに角膜後面が前方へ突出する iatrogenic keratectasia が報告されており³⁾、角膜後面屈折力や角膜後面の前方偏位が経時的に有意に変化するという報告^{4,5)}や、後面の前方偏位が regression (術後の屈折の戻り)と有意に相関するという報告もされている(神谷和孝ら:第54回日

本臨床眼科学会抄録集 241, 2000)。

VI. ま と め

今回のバージョンアップで、オーブスキャンはスリットスキャン方式とプラチドリッド方式のハイブリッド機となり、より精度の高い装置へと進化している。以前から指摘されていたオプティカルヘッドの操作性の問題点⁷⁾については従来どおりではあるが、測定時のスリットスキャン映像がモニタにライブ表示されるようになり、測定中の固視状態や瞬目の有無を確認できるよう改良されている。今後、屈折矯正手術が盛んに行われ、Custom Ablation, Topolink などが注目されるであろう現状を鑑みると、オーブスキャンの有用性はますます高まってくるものと考えられる。

文 献

- 1) Auffarth GU, Wang L & Volker HE: Keratoconus evaluation using the Orbscan Topography System. J Cataract Refract Surg 26: 222-228, 2000.
- 2) Tomidokoro A, Oshika T, Amano S, Higaki S, Maeda N & Miyata K: Changes in anterior and posterior corneal curvatures in keratoconus. Ophthalmology 107: 1328-1332, 2000.
- 3) Wang Z, Chen J et al: Posterior corneal surface topographic changes after laser in situ keratomileusis are related to residual corneal bed thickness. Ophthalmology 106: 406-409, 1999.
- 4) Kamiya K, Oshika T, Amano S, Takahashi T, Tokunaga T & Miyata K: Influence of excimer laser photorefractive keratectomy on the posterior corneal surface. J Cataract Refract Surg 26: 867-871, 2000.
- 5) 神谷和孝, 大鹿哲郎他: エキシマレーザー屈折矯正手術による角膜後面屈折力の変化. 臨眼 53: 317-320, 2000.
- 6) 魚里 博: 角膜形状の評価法. 眼科 39: 697-705, 1997.
- 7) 魚里 博: 角膜の全形状解析装置-オーブスキャン-. 視覚の科学 18: 93-95, 1997.
- 8) 魚里 博: 新しい角膜形状解析装置-Orbscan[®]-. あたらしい眼科 14: 1509-1510, 1997.