
 総 説

眼優位性検査法とその臨床応用

半田知也¹⁾, 魚里 博^{1,2)}

¹⁾ 北里大学医療衛生学部リハビリテーション学科 (視覚機能療法学専攻)

²⁾ 北里大学大学院医療系研究科 (眼科学・視覚情報科学)

Ocular Dominance Test for Clinical Application

Tomoya Handa¹⁾ and Hiroshi Uozato^{1,2)}

¹⁾ Department of Rehabilitation, Orthoptics and Visual Science Course, School of Allied Health Sciences, Kitasato University

²⁾ Department of Ophthalmology and Visual Science, Kitasato University Graduate School of Medical Science

眼優位性 (利き眼) は両眼視下における各眼の機能的な非対称性として概念的に広く認識されている。眼優位性検査は老視矯正法の一つであるモノビジョン法の重要な適応検査であると同時に、両眼視機能評価としても重要である。しかしながら、眼優位性の詳細な評価法は確立されていなかった。近年、視野闘争を用いた眼優位性定量法が報告され、“眼優位性の強さ”の存在が示された。今後、眼優位性の視機能への影響を明らかにし、また同時に眼疾患治療 (とくに近視・弱視治療) への応用について注目する必要がある。

(視覚の科学 27: 50-53, 2006)

キーワード: 眼優位性, 視野闘争, モノビジョン

Ocular dominance has been recognized as being functional lateralization, that is, the tendency to prefer visual input to one eye over the other eye, and may be defined as the facility whereby one eye commonly dominates or leads the other. Ocular dominance evaluation is a potentially important screening test in monovision for presbyopic correction, and in binocular visual function. However, most clinicians are unable to evaluate ocular dominance in detail. Recently, several reports involved designing ocular dominance tests based on rivalry in the visual field, to quantify ocular dominance; the results disclosed considerable individual variation in the magnitude of ocular dominance. Further studies are needed to clarify the role of ocular dominance in the visual system and the development of conditions such as myopia and amblyopia.

(Jpn J Vis Sci 27: 50-53, 2006)

Key Words: Ocular dominance, Rivalry in the visual field, Monovision

1. はじめに

眼優位性 (利き眼, 非利き眼の存在) については広く一般的に認識されているが、いささか概念的であるため、両眼視下における各眼の機能的な非対称

性すなわち眼優位性 (利き眼) について臨床的に重要視されていない。しかし近年、眼優位性は老視矯正 (モノビジョン) 適応の重要因子^{1, 2)}、近視の発生の原因因子³⁾としてとくに注目されている。これまで臨床的に注目されなかった眼優位性の検査法とその

別刷請求先: 228-8555 相模原市北里 1-15-1 北里大学大学院医療系研究科 (眼科学・視覚情報科学) 魚里 博 (2006年5月18日受理)

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

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

(Received and accepted May 18, 2006)

臨床応用について、これまでの研究成果を中心に考えたい。

2. 眼優位性とその検査法

眼優位性検査は20世紀初頭から臨床的に確立されはじめた検査法である。眼優位性の定義・分類には数多くあるが、一般的に sighting dominance と sensory dominance に大別されている⁹⁾。Sighting dominance は hole-in-card test によって簡便に評価されている。「単眼視下で習慣的に使用される眼」と定義され、hole-in-card test として臨床的に用いられており、定量的評価の可能性⁹⁾も示されている。一方、sensory dominance は知覚現象による優位性であり、両眼分離下に両眼に異質図形を提示した際にみられる視野闘争を用いて評価され、「両眼視下でより長く知覚できる眼」と定義される。Sensory dominance は両眼視下での眼優位性を評価できるものの臨床的に用いら

れることは少なく、定量評価法も確立されていなかった。そこで我々は、優位眼に提示した図形のコントラストを変化させ、両眼の自覚時間を測定する方法 (balancing technique) ・装置⁶⁾と排他的優位性である一眼のみの知覚時間を測定する方法・装置 (レチノメーターを用いた眼優位性定量装置)⁷⁾の2種類の北里大式眼優位性定量法・装置 (特許申請番号: 2004-288082) を開発した。以下に両法の詳細を記す。

1) Balancing technique : 北里大式眼優位性定量チャート

2003年、我々は眼優位性定量法として balancing technique を発表し、初期型装置はパーソナルコンピュータとCRT (cathode-ray tube) ディスプレイを用いて構成された (図1)。2005年、balancing technique を臨床的に用いるために北里大式眼優位性定量チャートを開発した。本チャートは提示装置として多目的両眼視機能スクリーニング器ワックBET (ワック社) を用い (図2)、優位眼と非優位眼に視野闘争刺激 (45°と135°の矩形波格子) を呈示する。視野闘争刺激の空間周波数は 2c/deg, サイズは 4 deg である。優位眼刺激コントラストは 100~10% まで 10% ごとに変化する。一方、非優位眼刺激コントラストは 100% に固定される。自覚的に非優位眼が優位眼より優位に知覚されたコントラスト (逆転点) を「眼優位性の強さ」として評価する。視野闘争刺激コントラスト 100% において、自覚的な見え方が優位眼・非優位眼ともに同等の場合は 100% (逆転点なし) と評価した。本方法は恒常的な閾値測定の常套手段である強制選択法を採用しており、短時間で検査可能であるため患者に対して非侵襲的であり、強い疲労感

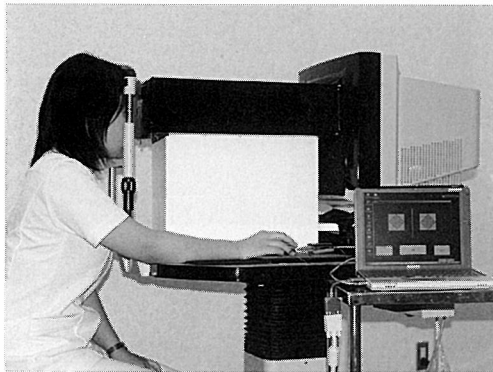
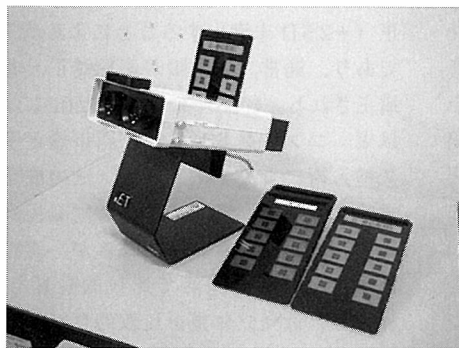


図1 初期型装置 (Balancing technique)



(ワックBet + 北里式眼優位性チャート)

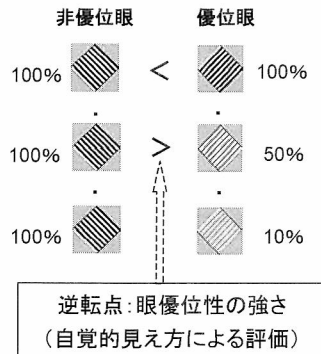


図2 北里大式眼優位性定量チャート (Balancing technique)

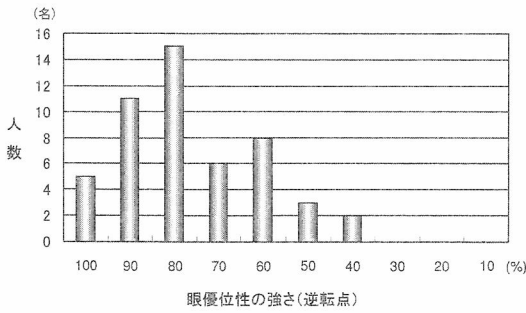


図3 眼優位性の強さ(逆転点)の分布 (n=50)

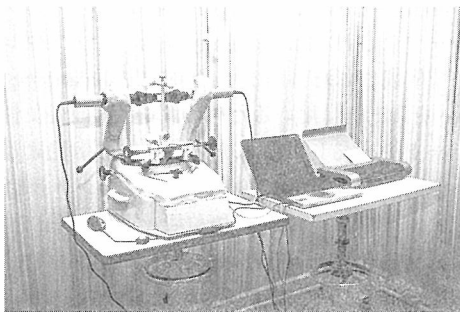


図4 レチノメーターを用いた眼優位性定量装置 (知覚時間測定法)

を招かずに測定できる。図3に北里大式眼優位性定量チャートによって定量評価した、健常者50名の眼優位性の強さを示す。

2) 知覚時間測定法：レチノメーターを用いた眼優位性定量装置

本装置はSynoptophore (Clement Clark International)に取り付けた1対のレチノメーター (LAMBDA 100 Retinometer, HEINE社), Synoptophore (Clement Clark International), パーソナルコンピュータ, プリンターによって構成される (図4)。無矯正下, 被検者の優位眼と非優位眼の網膜に1対のレチノメーターを用いてハロゲン電球を光源とした45°と135°の格子縞 (視野闘争刺激) を投影する。視野闘争刺激の空間周波数1.8c/deg (視力換算値0.06), サイズは5degである。優位眼刺激・非優位眼刺激がそれぞれ1分間で優位に知覚された時間 (以下 優位時間) を測定する。その際の優位眼と非優位眼の優位時間の差によって眼優位性の強さを評価する。本装置は視野闘争刺激が中間透光体をバイパスして網膜に投影できるため, 白内障術前の眼優位性評価法として使用で

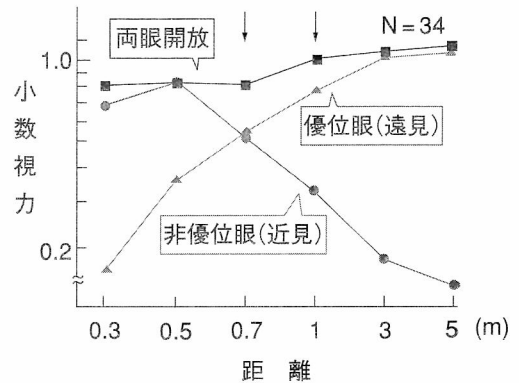


図5 モノビジョン法における全距離視力と両眼加算効果 (引用文献9より転記)

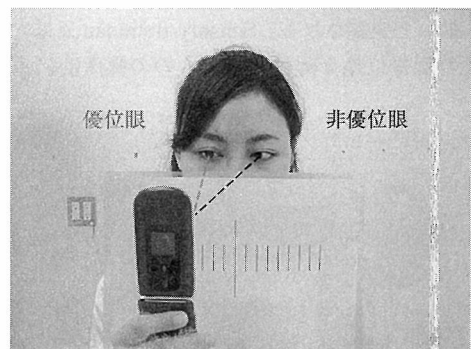


図6 近方視下(携帯電話使用時)の視線
右眼: 優位眼, 左眼: 非優位眼

きるという特徴がある。

3. モノビジョン法と眼優位性

モノビジョン法は一眼を遠見矯正, 他眼を近見矯正 (+2.5D未滿) することによる老視矯正法の一つであり, 通常, 優位眼が遠見矯正, 非優位眼が近見矯正される。1958年にWestsmith®により報告されて以来, コンタクトレンズ, 屈折矯正手術, 眼内レンズ挿入術によるモノビジョン法の成功率は高い。光学的に不同視を惹起するため両眼視機能の観点からは問題があるように思われるが, 実際は遠見, 近見ともにすべての距離で比較的良好な視力が得られ (図5), 近見立体視を比較的良好に保たれることが示されている^{1,2,9)}。しかしながら, モノビジョン法施行の際には, 個人の職業や生活習慣を聞いた上で実際にコンタクトレンズによる体験をした後に施行

を決定することが重要である¹⁰⁾。また、モノビジョン法の機能的適応基準として、1) 白内障以外の器質的眼疾患がないこと、2) 斜視、斜位(10Δ以上)がないこと、3) 両眼視機能(近見立体視100秒未満)、4) 眼優位性が弱いこと、が挙げられる。モノビジョン法の成功には視中枢における一眼のボケの抑制の良否が重要であり¹¹⁾、眼優位性が強い症例ではボケの抑制、両眼視下でのスムーズな固視交代が十分に機能しない。北里大学病院のこれまでの結果からも術後の満足度と眼優位性には相関があり¹²⁾、眼優位性定量評価はとくに重要である。

4. おわりに

眼優位性の影響はコントラスト感度¹³⁾、調節反応¹⁴⁾(藤村美佐子他: 両眼開放下における調節機能への眼優位性の影響. 第109回日本眼科学学会総会講演抄録集, 194, 2005.)、調節微動¹⁵⁾、眼球運動¹⁶⁾、視覚注意¹⁷⁾などの視機能だけでなく、弱視¹⁸⁾、斜視¹⁹⁾などの疾患への影響も報告されている。眼優位性は両眼視機能に常に影響しており、日常診療において注意すべきものであるといえる。例えば眼鏡矯正において、図6に示すように両眼視下(とくに近見視下)の非優位眼の視線は優位眼側に偏位する 경우가多く、眼鏡矯正の際に眼優位性を考慮した瞳孔間距離測定を行わなければプリズム効果・度数のズレが生じることが推察される。これに限らず、日常臨床においても眼優位性の影響が推察される場合が多い。眼優位性は視機能への影響を含めてまだまだ十分に解明されていない領域であり、今後の更なる研究が望まれるが、日常診療においてもその重要性について改めて考えなおす必要がある。「あなたの利き眼はどちらですか?」の一言が患者の訴えを理解する一助になるかもしれない。

文 献

- Jain S, Arora I & Azar DT: Success of monovision in presbyopes: Review of literature and potential applications to refractive surgery. *Surv Ophthalmol* 40: 491-499, 1996.
- 清水公也, 嶺井利沙子: モノビジョン. *眼科手術* 16: 481-484, 2003.
- Cheng C, Yen M et al: Association of ocular dominance and anisometric myopia. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 45: 2856-2860, 2004.
- Porac C & Coren S: The dominant eye. *Psychol Bull* 83: 880-897, 1976.
- 高見有紀子, 赤池麻子他: 利き眼の程度の定量化について. *眼紀* 52: 951-955, 2001.
- Handa T, Mukuno K et al: Effects of dominant and non-dominant eyes in binocular rivalry. *Optom Vis Sci* 81: 377-382, 2004.
- Handa T, Uozato H et al: Quantitative measurement of ocular dominance using binocular rivalry induced by retinometers. *J Cataract Refract Surg* 32: 831-836, 2006.
- Westsmith RA: Uses of a monocular contact lens. *Am J Ophthalmol* 46: 78-81, 1958.
- 魚里 博: モノビジョン. 丸尾敏夫編, 眼科診療プラクティス83, 屈折矯正手術のトラブルとケア, 92-93, 文光堂, 東京, 2002.
- 不二門 尚: モノビジョン. *IOL & RS* 17: 91-97, 2003.
- Schor CR, Landsman L et al: Ocular dominance and the interocular suppression of blur in monovision. *Am J Optom Physiol Opt* 64: 723-730, 1987.
- Handa T, Mukuno K et al: Ocular dominance and patient satisfaction after monovision by implanted intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 30: 769-774, 2004.
- Handa T, Shimizu K et al: Effects of ocular dominance on binocular summation after monocular reading adds. *J Cataract Refract Surg* 31: 1588-1592, 2005.
- Ibi K: Characteristics of dynamic accommodation responses: Comparison between the dominant and non-dominant eyes. *Ophthalmic Physiol Opt* 17: 44-54, 1997.
- 川守田拓志, 魚里 博他: 正常眼における調節微動高周波成分と屈折異常, 眼優位性の関係. *臨眼* 60: 497-500, 2006.
- Kawata H & Ohtsuka K: Dynamic asymmetries in convergence eye movements under natural viewing conditions. *Jpn J Ophthalmol* 45: 437-444, 2001.
- Handa T, Uozato H et al: The influence of ocular deviations on spatial visual attention. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42 (Suppl): 299 (B272), 2001.
- Coren S & Duckman RH: Ocular dominance and amblyopia. *Am J Optom Physiol Opt* 52: 47-50, 1975.
- 伊藤美沙絵, 清水公也他: 視野闘争による眼優位性と眼位の評価. *臨眼* 60: 印刷中.

原 著

二重課題を用いた加齢による視覚情報処理能力の検討

河本健一郎¹⁾, 山口知佐子²⁾, 和氣典二¹⁾, 宮尾 克³⁾,
大森正子⁴⁾, 守本典子⁵⁾, 和氣洋美⁶⁾¹⁾中京大学心理学部, ²⁾大阪医療技術学園専門学校, ³⁾名古屋大学情報連携基盤センター,
⁴⁾神戸女子大学家政学部家政学科, ⁵⁾岡山大学医学部眼科, ⁶⁾神奈川大学外国語学部心理学教室Investigation of Visual Information Processability in
Dual-Task at Various AgesKen-ichiro Kawamoto¹⁾, Chisako Yamaguchi²⁾, Tenji Wake¹⁾, Masaru Miyao³⁾,
Masako Omori⁴⁾, Noriko Morimoto⁵⁾ and Hiromi Wake⁶⁾¹⁾School of Psychology, Chukyo University, ²⁾Osaka College of Medical and Technology,
³⁾Nagoya University Information Technology Center, ⁴⁾Faculty of Home Economics, Kobe
Women's University, ⁵⁾Okayama University Medical School, ⁶⁾Faculty of Foreign Languages,
Kanagawa University

中心視領域と周辺視領域に検出課題を与えた二重課題にて、年齢層別の特性を測定した。中心課題は高速度連続提示 (RSVP) 中の輝度が異なる平仮名の検出、周辺課題は RSVP に続く色の異なる平仮名の検出であった。結果、検出率は年齢に依存する傾向がみられた。中心課題の検出率は20~60歳代までは高く一定であり、70歳代で多少の落ち込みがみられた。周辺課題の検出率は20歳代が最も高く、30~40歳代にわたって低下し、40歳代以降では色差の検出は不能とみなせるほど低下し一定となった。加齢による課題遂行能力の低下には眼光学系、感覚系、知覚系、認知系の能力の低下が考えられるが、実験の手順上、静止視力への依存が少ない本実験の結果は、視覚系の高次の処理段階である認知系の能力低下の影響がより強く出現したものと考えられる。

(視覚の科学 27: 54-58, 2006)

キーワード: 二重課題, 加齢, 分割的注意, 視覚情報処理能力

We measured performance in handling a dual-task at various ages. The task consisted of a central vision task of detecting a *hiragana* (Japanese cursive syllabary) character of different luminance from others on rapid serial visual presentation (RSVP), and a peripheral vision task, immediately after the central vision task, of detecting a character of different chromaticity. Subject age affected performance in our results. Performance was high in those from 20 to 60 years of age as regards the central vision task, declining slightly in the seventies. Regarding the peripheral vision task, performance was highest in those in their twenties, declining gradually in those in their thirties and forties, dropping below detectable levels in those 40 or older. Aging of ophthalmological optics, visual sensation, perception and cognition can affect task performance. Our results suggest that a higher cognition level in visual information processing affects task performance.

(Jpn J Vis Sci 27: 54-58, 2006)

Key Words: Dual-task, Aging, Divided attention, Visual information processability

別刷請求先: 466-8666 名古屋市昭和区八事本町101-2 中京大学心理学部 河本健一郎
(2005年11月15日受理)Reprint requests to: Ken-ichiro Kawamoto School of Psychology, Chukyo Univ
101-2, Yagoto Hon-machi, Showa-ku, Nagoya 466-8666, Japan
(Received and accepted November 15, 2005)

1. 緒 言

加齢により視覚系の機能、能力は低下すると一般的に考えられている。白内障などの病理を伴わない場合でも、水晶体の調節力の低下、瞳孔径の縮小、眼光学系の光学濃度の増加、視細胞の減少などが起こることは広く知られている。光に対する感度低下¹⁾、色弁別能の低下²⁾、視覚情報に対する処理、受容の低下³⁾など、視覚のあらゆる面での能力低下も報告されている。眼光学系、感覚器、知覚、認知にかかわる段階を踏んで視覚情報は伝達受容されると考えられているが、受容（認知）にかかわるような高次段階処理の能力低下については、下位の段階の影響も含んだ形で出現するため、加齢による視覚系の能力低下の検討にあたっては各段階の影響について考える必要がある。

今回、年齢層別の視覚の二重課題における遂行能力を測定することにより、視覚情報受容能力への加齢の影響を検討した。実験で採用した課題は、固視と探索を組み合わせた課題であり、自動車の運転時に起こるような状況を模したものである。本課題の遂行には、高次段階の視覚の処理が必要と考えられている。加齢により遂行能力は低下することが予測されるが、この能力低下には眼光学系、感覚器のほか、より高次段階の知覚、認知段階も強く関与していると考えられる。また、情報受容者の状態により

各段階への影響が異なることも考えられるため、広くデータを集め、この能力低下により強く関与する処理段階について議論を深める必要があると思われる。

2. 方 法

実験は、高速連続提示（rapid serial visual presentation 以下 RSVP）を用いた輝度の異なった平仮名である中心ターゲットの検出を行う中心課題と、中心ターゲットの後に提示される複数の平仮名のうち、色が違って見える周辺ターゲットを検出する周辺課題から成った。

実験試行の流れを図1に示す。実験開始の合図に続き、固視点を500ms提示した後、200msのブランクを挟み、中心刺激を表示した。中心刺激の平仮名は100msの刺激を提示し、50msのinter stimulus interval（以下 ISI、この間は何も提示されずブランクとなる）を1フレームとして、1フレームに1文字ずつ10~12フレームの間に提示した。最終フレームに提示した中心ターゲットである平仮名のみ、輝度をほかのフレームの輝度の2倍とした。中心ターゲット提示後、50msのISIを挟んですぐに100msの周辺刺激を提示した。周辺刺激の平仮名は中心刺激から視角6°の位置に環状に12個提示し、周辺ターゲットとなる平仮名のみ等輝度の異なる色度とした（図2）。周辺刺激の表示が終了すると画面はブランクと

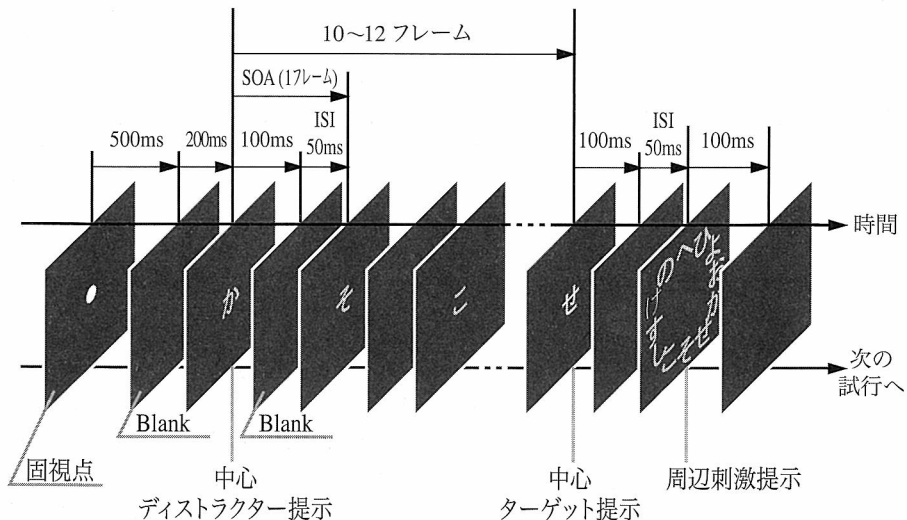


図1 測定の流れ

SOA: stimulus onset asynchrony, ISI: inter stimulus interval

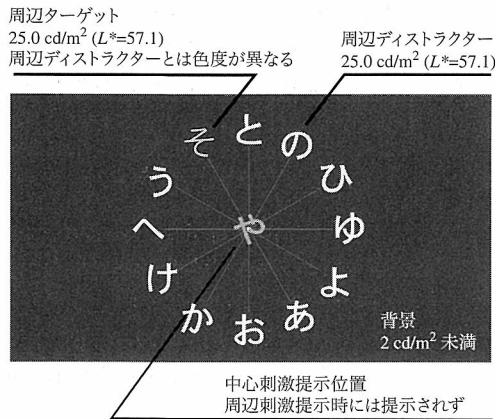


図2 刺激空間配置

なり、被験者は口頭にて中心刺激と周辺刺激の平仮名を回答した。刺激である平仮名はすべて直径2°であった。周辺刺激の色が異なる周辺ターゲットがわからない場合でも、周辺刺激中で確認できた平仮名を一つ答えるよう、被験者に求めた。

文字色は、参照白色を 100 cd/m² の等エネルギー白色 ($x=0.333, y=0.333$) と仮定し、均等色空間の一つである CIELAB 空間にて設定した。ターゲットではない中心刺激、周辺刺激の平仮名 (ディストラクター) は、 $(L^*, a^*, b^*) = (57.1, 0, 0)$ ($Y = 25.0 \text{ cd/m}^2, x = 0.333, y = 0.333$ に相当) とした。輝度差のみを与えた中心ターゲットは、 $L^* = 76.1$ ($Y = 50.0 \text{ cd/m}^2$ に相当) とし、色度差のみを与えた周辺ターゲットは、 a^* (赤-緑方向) を -24~24 の数段階に色差を設定した。画面の背景輝度は 2 cd/m² 未満であった。

日常生活に支障が出るほどの極端な網膜症、白内障などの眼疾患がとくに認められなかった 20~70 歳代までの色覚正常者 33 名が実験に参加した。すべての被験者は本実験に初参加で、過去に類似の視覚実験を行ったことはなかった。被験者の年代別の内訳は、20 歳代 6 名、30 歳代 5 名、40 歳代 4 名、50 歳代 3 名、60 歳代 10 名、70 歳代 5 名であった。静止近見視力 (50 cm) が 1.0 未満の被験者は 30 歳代で 1 名、40 歳代で 2 名、50 歳代で 1 名、60 歳代で 4 名、70 歳代で 2 名みられたが、すべての被験者は、静止した中心、周辺刺激が判読でき、実験に支障がないことを確認した。

測定は暗室中にて、練習試行 12 試行と本試行 72 試行を 1 回のみ行った。被験者は測定前には 5 分間の

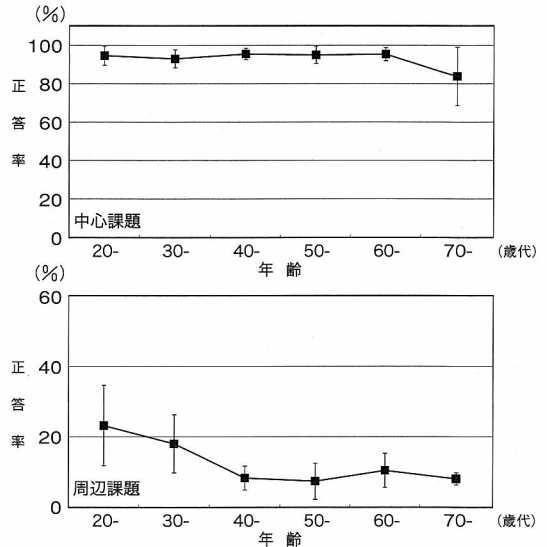


図3 全被験者の年齢層別の正答率

暗順応を行い、観察距離 57 cm にて両眼自然視により刺激を観察した。

3. 結 果

年齢層と年齢層別に平均値を計算した正答率の関係を図 3 に示す。計算には本試行 72 試行分の正答率のみを用いた。中心課題では、全年齢層で高い正答率が得られた。20~60 歳代では 95% 程度の正答率であり、70 歳代では多少落ち込みがみられるものの、85% の正答率を示した。周辺課題では、20 歳代の正答率が一番高く、30~40 歳代で正答率が低下し 40 歳代以降はほぼ一定の正答率となった。年齢層別の正答率については、20~30 歳代と 40 歳代以降で統計的に有意な差がみられた ($t = 3.74, df = 13, p < 0.01; t\text{-test}$)。周辺課題の正答率は中心課題に比べると低く、最も高かった 20 歳代で 23%、40 歳代以降では 9% 程度であった。

4. 考 按

今回、主に周辺課題について加齢による課題遂行能力の低下がみられた。すべての被験者は刺激が静止した状態では、刺激の平仮名およびターゲット刺激の判別が可能であったことから、この二重課題における傾向は、視覚系における情報処理能力を反映したもの、言い換えれば今回の二重課題においては、知覚、認知にかかわる処理段階の能力低下が、課題遂

行能力の低下に強く関与したものと考えられる。今回の結果は、中心課題にアルファベットの同定、周辺課題に光点の定位を求めた二重課題実験を行った Sekuler らの報告とほぼ一致する⁹⁾。特筆すべき点は、中心課題の遂行能力の減少が、Sekuler らの報告では40歳代からみられたことに対し、今回の実験では70歳代にのみわずかに認められたことである。使用した刺激および課題の差異がこの結果の原因と推測できる。今回用いた RSVP は、ターゲットを検出するために常に中心に提示される平仮名を注視する必要がある、被験者はターゲット提示時にはほぼ確実に注意を刺激提示位置に向けていたものと考えられる。一方 Sekuler らの方法では、中心課題のターゲット提示時までにターゲット提示位置への集中を確実に行うような手続きはされていない。Sekuler らの実験では、中心課題に RSVP を使用せず、試行開始合図の1秒後すぐに検出すべき中心課題が提示された。Sekuler らの結果は、ターゲット提示位置への集中が不完全な場合でも40歳代までは高い検出能力を示すものと解釈できる。一方、今回の結果は、ターゲットに対する高い集中が保たれれば、60歳代までは検出能力に差が生じないことを示すものと考えられる。

また、今回と同様の実験において、周辺課題の検出に視力の影響がほとんどみられなかったことが Sekuler と Ball¹⁰⁾により報告されている。今回の実験では静止近見視力が1.0に満たない被験者も実験に参加したが、これらの被験者も含めてすべての被験者が静止時に判別できる程度の大きさの刺激を用いた。このような条件においても、二重課題の遂行能力については年齢による傾向の違いがみられたことは、この報告に矛盾しない結果である。

今回の結果は、認知にかかわる高次段階の視覚情報処理を説明するモデルである分割的注意のモデル^{6, 7)}

にて説明できる。分割的注意とは複数の課題に対し、各課題を遂行する上で必要な処理資源（処理能力）を分割する機能である。このモデルの処理資源は加齢とともに減少すると考えられている。

今回の実験における課題の難易度は高いと考えられる⁹⁾。中心課題である RSVP 課題は難易度が高い実験とされ、また被験者は同一の測定にて12試行の練習試行を行っただけで続けて本試行を行った。課題遂行にはかなりの集中が必要であったため、処理資源はほぼ課題遂行に配分されたものと考えられる。今回の結果は、中心課題の正答率は難易度が高いにもかかわらず高い正答率を示した。したがって中心課題により多くの処理資源が配分され、残りの処理資源で周辺課題が処理されたと考えられる。

実験における分割的注意における処理資源の配分については以下のように説明できる。処理資源の配分模式図を図4に示す。図中の紡錘型の面積は処理資源の量を示し、縦軸はその課題処理における処理の深さを示す。20～30歳代にかけては、処理資源の量は相対的に多く、中心課題を遂行するために十分な処理資源を配分しても、周辺課題を遂行するための処理資源がある程度配分できる。40～60歳代では、処理資源の量は相対的に減少し、中心課題を遂行するために十分な処理資源を配分した結果、周辺課題にはほとんど資源が配分されなくなる。70歳代になると、更に相対的な処理資源の量は減少し、中心課題にほとんどの資源が集中しても、中心課題を遂行するための資源が配分できなくなる。ただしこの場合でも、40歳代以降の周辺課題の正答率は9%程度を維持していたため、周辺刺激の色差は検出できないが、周辺の文字は1字以上判読できる程度の処理資源は配分されたものと考えられる。周辺の平仮名が1文字でも判別できる場合は、周辺に提示された12

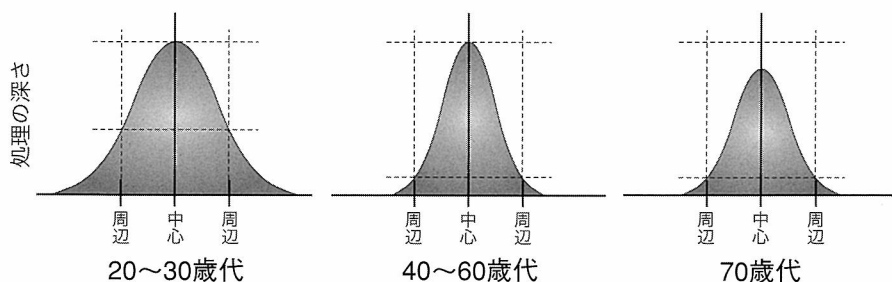


図4 処理資源の配分模式図

文字のうちから1文字を回答することになるため、1/12 (約8.3%) の確率で正答となる。周辺の文字が全く判別できない場合は、任意の平仮名を回答することになるため、1/46 (約2.2%) の確率で正答となる。

今回用いた実験方法により、いわゆる静止視力とは異なる認知にかかわる視覚情報処理能力の一つの指標を与えることが可能かもしれない。眼疾患がとくに認められない被験者のみならず、眼疾患が認められる被験者についても検討を行い、情報受容者の程度に応じた視覚系の各段階における能力低下の関与の程度を更に検討する必要があると思われる。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、日本学術振興会科学研究費補助金、基盤研究 (B) (1) 14310043 (研究課題名: 高齢視覚障害者の認知機能と環境設計に関する研究) の援助を受けた。謝意を表す。

実験において多くの測定を遂行した、中京大学心理学部2004年度卒業研究生、松村愛子氏、宮田文子氏に謝意を表す。

文 献

- 1) Sagawa K & Takahashi Y: Spectral luminous efficiency as a function of age. *Journal of the Optical Society of America A* 18: 2659-2667, 2001.
- 2) Knoblauch K, Saunders F et al: Age and illumination effects in the Farnsworth-Munsell 100-hue test. *Appl Opti* 26: 1441-1448, 1987.
- 3) 石松一真, 三浦利章: 分割的注意と加齢. *心理学評論* 46: 314-329, 2003.
- 4) Sekuler AB, Bennett PJ & Mamelak M: Effects of aging on the useful field of view. *Exp Aging Res* 26: 103-120, 2000.
- 5) Sekuler R & Ball K: Visual localization: Age and practice. *Journal of the Optical Society of America A* 3: 864-867, 1986.
- 6) Hartly AA: Attention. In: Craik FIM & Salthouse TA eds, *The Handbook of Aging and Cognition*, 3-49, Lawrence Erlbaum, Hillsdale, 1992.
- 7) Kramer AF & Larish JF: Aging and dual task performance. In: Rogers WA, Fisk AD & Walker N eds, *Aging and Skilled Performance*, 83-112, Lawrence Erlbaum, Hillsdale, 1996.
- 8) Joseph JS, Chun MM & Nakayama K: Attentional requirements in a 'preattentive' features search task. *Nature* 387: 805-807, 1997.

眼球光学系の波長ごとの波面収差測定

大沼一彦^{1, 5)}, 小笠原典行²⁾, 池田 卓³⁾, 山口剛史⁴⁾,

根岸一乃⁴⁾, 大野建治⁵⁾, 藤池圭子⁵⁾, 野田 徹⁵⁾

¹⁾千葉大学工学部メディカルシステム工学科, ²⁾千葉大学工学部情報画像工学科,

³⁾千葉大学環境リモートセンシングセンター, ⁴⁾慶應義塾大学医学部眼科学教室,

⁵⁾国立病院機構東京医療センター感覚器センター

Measurement of Wavefront Aberration of Eye Optics at Different Wavelengths

Kazuhiko Ohnuma^{1, 5)}, Noriyuki Ogasawara²⁾, Takashi Ikeda³⁾, Takeshi Yamaguchi⁴⁾, Kazuno Negishi⁴⁾, Kenji Ohno⁵⁾, Keiko Fujiike⁵⁾ and Toru Noda⁵⁾

¹⁾ Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University

²⁾ Department of Information and Image Science, Faculty of Engineering, Chiba University

³⁾ Center for Environmental Remote Sensing, Chiba University

⁴⁾ Department of Ophthalmology, Keio University School of Medicine

⁵⁾ National Institute of Sensory Organs, National Hospital Organization Tokyo Medical Center

可視光での眼球光学系の波面収差測定は、眼球光学系の特性を知る上で重要である。眼球光学系の各部の屈折率は波長が短くなると大きくなるため、波面収差が変化し、その量が波長と相関があることが推測できる。また、各個人で異なる眼球光学系の各部の長さや曲率半径により、その変化に違いがあることが推測される。しかし、Marcos やほかの研究者が行った可視光の複数の波長で波面収差を測定した結果は、この推測とは異なることが報告されている。本研究では、自覚式波面センサーを可視領域の五つの波長で波面収差の測定を行うように改良し、調節のない状態の人眼の波面収差の測定を行った。その結果、収差量を示すゼルニケ係数の値は波長と強い相関がみられた。また、各個人で変化に違いがあることがわかった。

(視覚の科学 27: 59-64, 2006)

キーワード: 波面収差, 色収差, 自覚式収差計, ゼルニケ多項式

Wavefront aberration measurement in visible light is important for learning the characteristics of the eye's optical system. Since the refractive index of each part of the system increases as wavelength becomes shorter, the quantity change of wavefront aberration is likely correlated with wavelength. Moreover, quantity change differences among individuals will presumably be found, given the differences in length and curvature radius of each part of the eye's optical system. However, the reports of Marcos and others regarding wavefront aberration differ from these presumptions. For the present research, the subjective type wavefront sensor was improved to enable wavefront aberration measurement at five wavelengths of the visible region; the wavefront aberrations of human eyes were measured. Results showed strong correlation between Zernike coefficient value and wavelength. Moreover, it turned out that the quantity of change depends on individuals.

(Jpn J Vis Sci 27: 59-64, 2006)

Key Words: Wavefront aberration, Chromatic aberration, Subjective Aberrometer, Zernike polynomial

別刷請求先: 263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33 千葉大学工学部メディカルシステム工学科 大沼一彦
(2006年4月18日受理)

Reprint requests to: Kazuhiko Ohnuma Dept of Medical System Engineering, Faculty of Engineering,
Chiba Univ

1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba 263-8522, Japan

(Received and accepted April 18, 2006)

1. 緒 言

近年、波面センサーの開発により、屈折矯正手術前後をはじめとして眼球光学系の光学特性が詳細に検討できるようになってきた。波面センサーには Hartmann-Shack 波面センサー、レーザーレイトレーシング波面センサー、自覚式波面収差計などがあるが、現在の他覚の装置は赤外線を用いているため可視領域の特性を求めていない。一方、自覚式収差計装置 WFA 1000[®]は、黄色の波長のみでほかの波長での収差を求めてはいない。

眼球光学系は光学的に色収差を補正できる構造になっておらず、網膜像は色収差が多く残存する。すでに多くの研究者によって、色収差として知られているデフォーカス成分が波長によって異なることが知られている²⁾。このことからほかの収差も波長によって異なるはずである。Llorente ら³⁾は、レーザーレイトレーシングと Hartmann-Shack 波面センサーで 543nm の可視光と 786nm の近赤外線を用いた測定を行い、788nm の近赤外線ではデフォーカスがおよそ 0.72D だけ大きい、ほかの単色収差に関しては二つの波長で有意な差はないとしている。また Marcos ら⁴⁾は、今回我々が報告する方法と同様の方法で光学系を作製し、3眼での実験結果により、色収差として知られている longitudinal chromatic aberration は過去の実験結果²⁾と一致したものの、他の波面収差は波長とともにわずかに増大したと報告している。しかしながら、理論的には角膜、水晶体、硝子体などの屈折率は、波長が長くなるにしたがって小さくなるため、デフォーカス以外の収差も波長との相関関

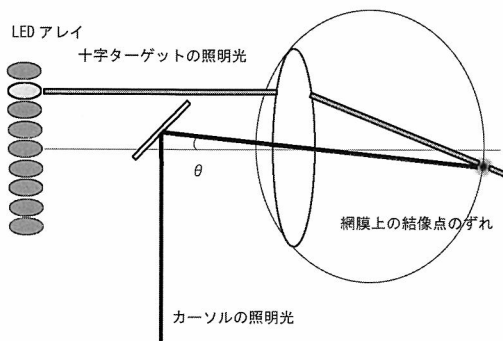


図1 自覚式アベロメーターの測定原理
瞳孔の中心部を通過する光と周辺部を通過する光が網膜上で合致するようにマウスで操作する。
LED: light-emitting diode

係を示すはずである。

本研究では、既存の自覚式波面センサー WFA 1000[®]を改良して波長ごとに測定可能な波面センサーを構築し、測定の安定性を考慮し、眼内レンズ（以下 IOL）挿入眼、調節のほとんどない50歳代の有水晶体眼、散瞳下の50歳以下の有水晶体眼を対象とし、異なる可視波長ごとの波面収差測定を行ったので報告する。

2. 方 法

1) 波面センサー WFA 1000[®]の改良

自覚式収差計である 66 Vision Tech 社製 WFA 1000[®]波面センサーを図1に示す。このセンサーは、光源に黄色の45個の light-emitting diode（以下 LED）アレイを用いている。45個の LED は 6mm 瞳孔径の計測に用いられ、4mm 瞳孔径の計測では21個の LED が利用される。図2に示すように LED が順次点灯することで、入射位置と収差量に応じて網膜上のターゲットの結像位置が変化する。被験者は視標画面上でターゲットにマウスカーソルを合わせてクリックすることにより、その位置を報告する。測定中、眼球の位置の移動による精度の低下を防ぐため、このセンサーは瞳の位置を検出して追跡する機能を備えている。以上の測定により、光束が入射瞳を通過する位置と、網膜上の結像位置がわかるので、この情報から波面収差を求める。

改良部分の一つは、この波面センサーの LED を白色の LED（日亜科学 NSPW310BS[®]）に交換したことである。この白色の LED の相対強度分布を図3に点線で示す。改良の二つ目は、光路に干渉フィルタを挿入できるようにしたことである。透過波長の異なる干渉フィルタを用いることで、異なる波長での波面

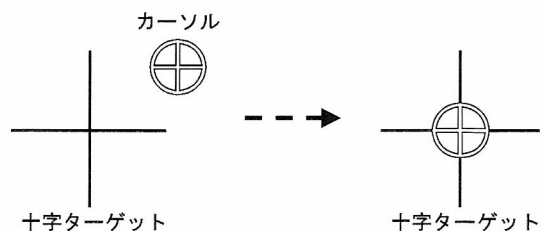


図2 マウス操作による図形合致方法
十字ターゲットとカーソルを合致させる。

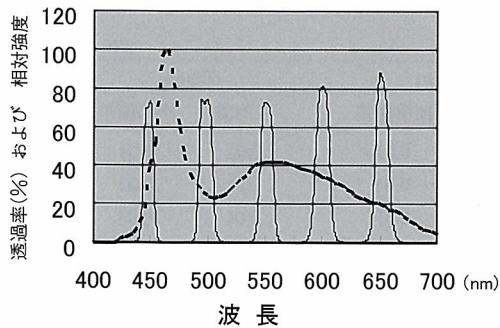


図3 干渉フィルタの分光透過率(中心波長 450 nm, 500 nm, 550 nm, 600 nm, 650 nm (実線))と白色 LED の相対強度分布 (点線)

収差測定が可能となる。今回測定に用いた干渉フィルタは朝日分光社製の半値幅 10nm のもので、中心波長が 450 nm, 500 nm, 550 nm, 600 nm, 650 nm の 5 個のフィルタである。その透過率を図 3 に実線で示す。図 4 に、装置と用いたフィルタの写真を示す。

2) 改良 WFA 1000[®]の精度確認方法

波長ごとの波面センサーの精度確認はビデオカメラレンズの収差測定と同様の方法で行った。CCD (charge-coupled device) カメラにタムロン社の焦点距離 16 mm (F1.4) のレンズを取り付け、フォーカスを十分遠方に調整し、波面センサーの接眼部に設置した系を用いた。一般にカメラレンズは色収差がほとんどなく、また、光軸上でもほかの収差もほとんどないように設計されている。

CCD カメラからの映像はディスプレイにあらわれ、これを見ながら自覚式波面センサーのマウスを操作し、十字を画面上で合わせた。測定は 450 nm, 550 nm, 650 nm の 3 波長で 3 回繰り返して行った。

次に、レンズ直前に屈折力 1D の眼鏡レンズを追加して測定し、デフォーカスに伴う値の変化を調べた。このときの瞳孔径は 4 mm である。

3) 人眼による測定実験

測定は年齢 20 歳代の近視眼、正常眼 10 眼、50 歳代の近視眼、正常眼 9 眼、60 歳代の IOL 挿入眼 9 眼で行った。測定時は部屋を暗い状態にし、瞳孔が十分開くようにして 4 mm 瞳孔径での解析を行った。また、20 歳代の正常眼に対しては散瞳薬 (トロピカミド[®]) の点眼を用いる場合と用いない場合の測定を行った。ここでは上記三つの安定したデータが得られた代表的な結果について報告する。

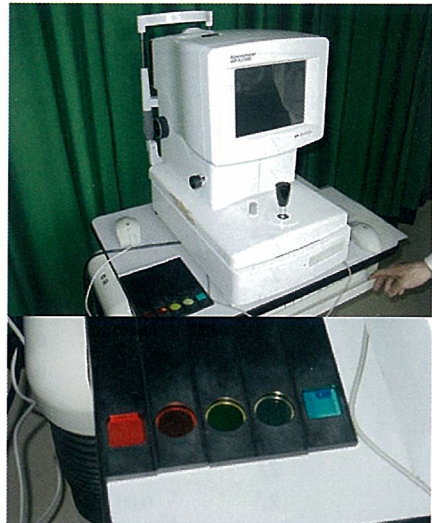


図4 WFA 1000[®]と 5 個の干渉フィルタ

3. 結 果

1) カメラレンズ単体の波面収差の測定結果

4 次までのゼルニケ係数の測定の平均値、標準偏差を表 1 に示す。デフォーカスの測定値のばらつきは比較的少ないが、フォーカスを十分遠方の像と結ぶように調整したので、 Z_2^0 値は 0 を期待したが 450 nm, 550 nm で約 +1.1 の測定値が得られた。ほかのゼルニケ係数は正負でばらつくが、測定値自体は非常に小さな値であった。これは被測定レンズに起因する問題ではなく、この装置ではデフォーカス Z_2^0 値の値に測定後の表示のときに約 +1.1 の値を加えているためと考えられる。これはあくまで推測であるが、もともとは黄色の LED での測定なので、実際の被験眼の値とのズレがあるため補正したのではないかと考えられる。

2) デフォーカスの値の変化

1D の眼鏡レンズを追加した場合と追加しない場合のデフォーカスの変化を表 2 に示す。デフォーカスの値の差は 550 nm で 1.09 D であった。ほかの波長ではこれより少し大きな値となった。用いた 1D の眼鏡レンズのレンズ素材のアップ数は十分に高いので、波長によって大きなデフォーカスのずれはなく、妥当な変化とみることができる。また、測定装置の方も十分にその変化を捉える精度を有することが確認された。

表1 450 nm, 550 nm, 650 nmでのカメラレンズの収差測定結果
4次までのゼルニケの係数值

ゼルニケ	450mm		550mm		650mm	
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差
Z_2^{-2}	0.02	0.04	0.03	0.01	0.02	0.01
Z_2^0	1.12	0.02	1.14	0.04	1.34	0.52
Z_2^2	-0.05	0.02	-0.01	0.01	0.01	0.03
Z_3^{-3}	0.00	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01
Z_3^{-1}	0.07	0.01	-0.04	0.02	-0.04	0.04
Z_3^1	0.00	0.01	-0.04	0.01	-0.03	0.02
Z_3^3	0.00	0.01	0.02	0.02	0.00	0.01
Z_4^{-4}	0.00	0.02	-0.01	0.02	0.00	0.01
Z_4^{-2}	-0.03	0.02	0.00	0.00	-0.01	0.02
Z_4^0	0.01	0.01	0.03	0.01	0.01	0.01
Z_4^2	-0.01	0.01	0.00	0.01	0.01	0.01
Z_4^4	0.00	0.01	0.01	0.01	-0.01	0.00

表2 カメラレンズの収差測定結果
1Dの眼鏡レンズを付加したときの Z_2^0 の測定値

波長(nm)	D		
	1Dレンズなし	1Dレンズあり	差
450	1.12	2.35	1.23
550	1.14	2.23	1.09
650	1.34	2.51	1.17

3) 人眼を用いた測定結果

(1) 20歳代男性

散瞳薬を用いない場合の結果を図5に、用いた場合の結果を図6に示す。 Z_2^0 の量は近視のため大きな値で、この図では表現しきれていない。そのため、それぞれの場合のデフォーカス Z_2^0 と波長の関係を図7に示す。図5に示すように散瞳薬を用いないときは、非点収差 Z_2^{-2} や Z_2^2 、トレフォイル Z_3^{-3} の波長による回帰係数 R^2 は0.32, 0.25, 0.9であった。図6に示すように散瞳薬を用いて測定した場合、非点収差 Z_2^{-2} や Z_2^2 、トレフォイル Z_3^{-3} の波長による回帰係数 R^2 は0.76, 0.84, 0.18であった。図7に示すようにデフォーカス Z_2^0 の変化では、回帰係数 R^2 は0.8をこえ、強い相関があることがわかる。また、450 nmと650 nmの差は1.1Dであった。しかし、4次の収差では、このような傾向はみられなかった。

(2) 50歳代男性

50歳代正常眼の測定結果を図8に示す。非点収差 Z_2^{-2} や Z_2^2 の波長による回帰係数 R^2 は0.0, 0.98であったが、 Z_2^{-2} は450 nmの値を含めないと0.85であった。

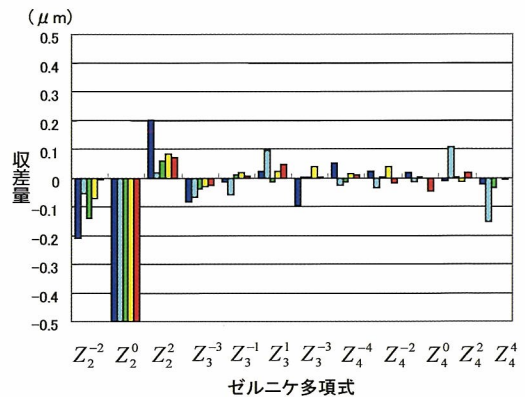


図5 20歳代男性近視眼の収差測定結果
散瞳薬不使用で、波長450~650 nmまでを青から赤で示す。

■ 450nm, ■ 500nm, ■ 550nm, ■ 600nm, ■ 650nm

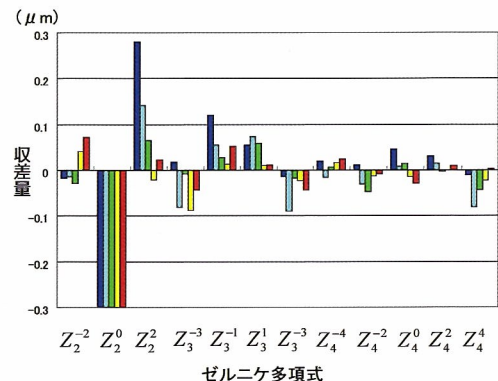


図6 20歳代男性近視眼の収差測定結果
散瞳薬使用

■ 450nm, ■ 500nm, ■ 550nm, ■ 600nm, ■ 650nm

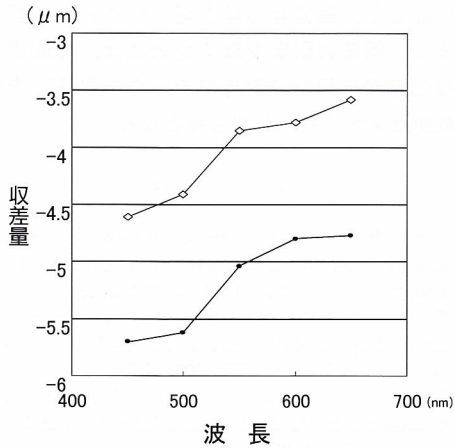


図7 20歳代男性近視眼のデフォーカス Z_2^0 と波長との関係（散瞳薬不使用と使用時）
 ◇：散瞳あり，○：散瞳なし

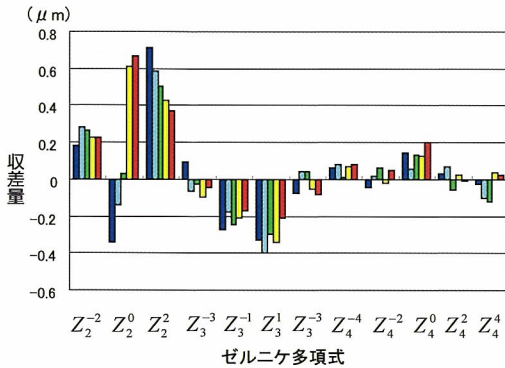


図8 50歳代男性の正常眼の収差測定結果
 ■ 450nm, ■ 500nm, ■ 550nm, ■ 600nm, ■ 650nm

デフォーカス量 Z_2^0 の波長との回帰係数 R^2 は 0.98 をこえ、非常に強い相関がある。450 nm の値と 650 nm の値の差は 1 D であった。コマ収差 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 の波長による回帰係数 R^2 はどちらも 0.5 であった。トレフォイル Z_3^{-3} 、 Z_3^3 の波長による回帰係数 R^2 は 0.6、0.0 であった。また、4 次の収差で収差量が小さい場合はこの傾向がみられなかった。

(3) IOL 挿入眼

IOL 挿入眼の測定結果を図 9 に示す。非点収差 Z_2^{-2} や Z_2^2 の波長による回帰係数 R^2 は 0.44、0.42 であった。デフォーカス Z_2^0 の波長との回帰係数 R^2 は 0.97 であり、450 nm の値と 650 nm の値の差は 1.4 D であった。コマ収差 Z_3^{-1} 、 Z_3^1 の波長による回帰係数 R^2 は 0.64、0.86 で、トレフォイル Z_3^{-3} 、 Z_3^3 の波長による回帰係

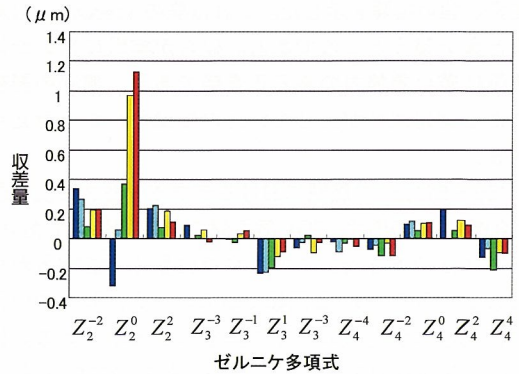


図9 IOL 挿入眼の収差測定結果
 ■ 450nm, ■ 500nm, ■ 550nm, ■ 600nm, ■ 650nm

数 R^2 は 0.53、0.0 であった。球面収差など 4 次の収差では、図 9 からみとれるが、波長に対する相関は低いのがわかる。

4. 考 察

改良した装置は、デフォーカスでのずれの問題以外は十分な精度を有することが確認され、そのずれを考慮すれば、人眼の測定に利用できることがわかった。ここで代表的な 3 例についての報告しかしていないのは、データのばらつきが大きかったためである。その一番大きな理由を考えると、涙の影響ではないかと考えられる。測定時間が長い時間による涙の影響を受けやすく、そのことに留意しないで実験をしたためと思われる。ここで結果を示した 3 例の人眼による実験結果では、収差の量が約 0.1 μm をこえる場合については波長と強い相関を示す傾向があった。この原因は十字ターゲットとカーソルの位置合わせに誤差が生じているためと考えられる。また、4 mm 瞳孔径での測定では測定点数が 21 点と少ないため、高次の収差を正確に捉えられていないことが考えられる。

20 歳代正常眼の場合、通常、瞳孔では測定値は安定せず、デフォーカス以外の収差では波長と収差量の相関が弱い結果となった。散瞳薬を用いた結果においては、2 次の収差までは波長変化と収差量が相関をもつことが確認できたが、データにばらつきがみられた。それは、収差量自体が小さいこと、用いた散瞳薬の調節麻痺作用が不完全であったことなどが原因として考えられる。

50 歳代正常眼、IOL 挿入眼の被験者の波面収差は

波長と強い相関を示した。これは先の Marcos らの結果と食い違うところである。彼らが実験に用いた被験眼は若い調節力のある正常眼であり、調節の影響による測定誤差が生じていたのではないかと考えられる。

450～650 nm の範囲におけるデフォーカスの変化量は20歳代、50歳代、IOL 挿入眼ではほぼ同じ値であり、1～1.4D であった。これはすでに多くの研究者が発表しているデータ²⁾と同様である。一方、ほかの収差の変化率は測定眼の条件で異なることがわかる。例えば、50歳代のデータと IOL 挿入眼でのコマ収差 Z_3^1 に関しては、IOL 挿入眼の方が変化が少ない。これは、眼球光学系の違いに起因すると考えられ、角膜から水晶体までの長さ、水晶体と IOL の形の違い、屈折率の違いなどがその原因として考えられる。

今後、更に精度の高い色収差測定のためには、カーソルを合わせるときに必ず瞬目をするようなプロトコ

ルにすること、測定点の数を増やすことが必要である。また、調節の影響を除くためには、各波長ごとの可視測定光を用いて瞬時にデータを取得可能な他覚式波面センサーの開発が必要となる。

文 献

- 1) Gao N, Hu LJ et al: Comparison of wavefront aberration after LASIK and LASEK for treatment of myopia. *Zhonghua Yan Ke Za Zhi* 41: 966-971, 2005.
- 2) Thibos LN, Ye M et al: The chromatic eye: A new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans. *Appl Opt* 31: 3594-3600, 1992.
- 3) Llorente L, Diaz-Santana L et al: Aberrations of the human eye in visible and near infrared illumination. *Optom Vis Sci* 80: 26-35, 2003.
- 4) Marcos S, Burns S A et al: A new approach to the study of ocular chromatic aberrations. *Vision Res* 39: 4309-4323, 1999.

新世代オートレフケラトメータ

(株式会社 ニデック) 磯貝 直己

1. はじめに

1970年代に誕生し、現在に至るまで多くの進化を遂げてきたオートレフクトメータ（以下 AR）／オートレフケラトメータ（以下 ARK）だが、現在では屈折検査の基幹測定装置としてなくてはならない存在となった。その測定原理は各社様々で、合致式、画像式、検影式などがあるが、それぞれ個性を生かして進化してきている。また、オートトラッキングやオートアライメント、オートスタートなどによる自動化により、装置の操作性や測定安定性も向上してきた。

しかし、屈折検査対象となる被検眼も社会環境や生活環境の変化に伴い多様化してきている。屈折矯正手術眼の増加、強度近視眼の増加、高齢化に伴う白内障や眼内レンズ（以下 IOL）挿入眼の増加、小瞳孔眼の増加、その他疾病眼の増加などが挙げられる。従来の AR/ARK ではこれら被検眼を正確に測定することが難しくなっており、AR/ARK という装置を基本から見直す時期にきているといえる。

これらの測定が難しい被検眼に対しても、正確か

つ容易に測定を可能にするために、基本性能を根本から見直し、新世代にふさわしい ARK-530A を開発した（図1）。

2. ARK-530A コンセプト

- 1) 世界最高の測定範囲，最小瞳孔径，測定精度。
- 2) 世界最高の機能性と操作性。
- 3) 世界最高の魅力的かつ機能的な外観デザイン。

3. 測定原理

AR 測定原理は新開発「ピューピルゾーン測定方式」を採用した。この新原理は測定光源 super luminescent diode（以下 SLD）による投光ビームを眼底に照射し、その眼底反射光束をリングレンズにより測定リング像に変換し、charge-coupled device（以下 CCD）カメラ上に結像させる方式である。得られた測定リング像を画像解析し、被検眼の屈折度を測定する（図2）。

この原理の一つ目の特徴は、瞳孔内測定エリアにある。当社従来の原理は瞳孔内約φ2.5mm の円周状であるのに対して、新原理では瞳孔内約φ4mm ゾーンエリアになっている。広いピューピルゾーンエリアの光束で測定を行うことにより、被検者が実際に見ている状態に近い屈折度（自覚値に近い）測定が可能となった。また、従来の原理より狭い内側エリア



図1 ARK-530Aの外観

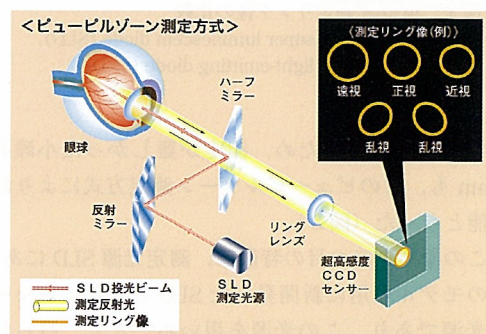


図2 新測定原理図
ピューピルゾーン測定方式

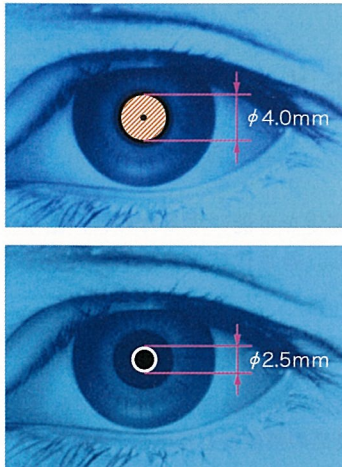


図3 測定エリアの比較
上：新測定原理，下：当社従来の原理

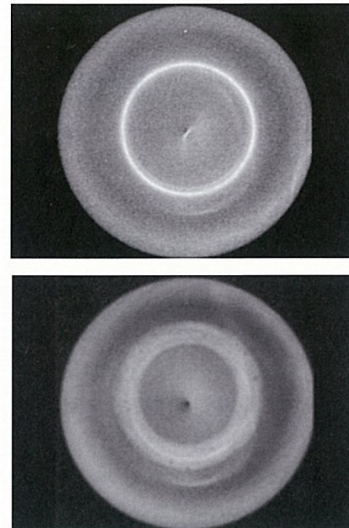


図5 白内障模型眼 測定リング像の比較
上：新開発 SLD，下：従来 LED

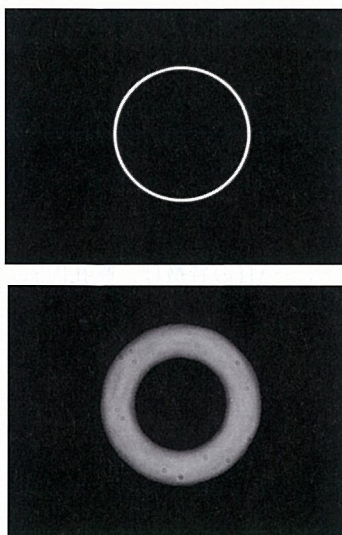


図4 模型眼 測定リング像の比較
上：新開発 super luminescent diode (SLD),
下：従来の light-emitting diode (LED)

の光束も取り込むため、測定が難しかった小瞳孔φ2mmも、このピューピルゾーン測定方式により測定可能となった(図3)。

この原理の二つ目の特徴は、測定光源 SLD にある。このモデル専用の新開発した SLD は非常にシャープな光源であり、この光源を用いることで、得られる測定リング像もシャープで鮮明な画像となる。これを、同じくこのモデル専用の新開発した世界最高レ

ベルの感度をもつ CCD カメラによって撮像することで、今まで測定が難しかった重度混濁眼(白内障など)も飛躍的に測定しやすくなった。あわせて IOL などからの異常反射光の影響も受け難いため、IOL 挿入眼の測定も容易になった。測定リング像は liquid crystal display (以下 LCD) モニタ上に表示されるため、被検眼の状態を観察することも可能である(図4, 5)。

ケラトメータ(以下 KM)測定原理はマイヤーリング像を画像解析し、その形状を求めることで、被検眼の角膜形状を測定する。二重マイヤーリングアライメント方式の採用により、角膜の形状や状態の観察も容易になった。また、KM 周辺測定機能も標準装備しており、角膜のより広い範囲の形状把握も可能になった。KM 測定領域はφ3.3mm (R=7.7mm 時)で、KM 周辺測定領域はφ6.0mm (4点/R=7.7mm 時)である。

4. 特 徴

1) 広い測定範囲

ARは球面屈折力：-30~+25D, 円柱屈折力：0~±12D という広い測定範囲を実現しており、強度近視から無水晶体眼までを含めた広い範囲で高精度な測定が可能となった。最小瞳孔径φ2mmまで測定可能であり、高齢者眼などの測定も容易である。



図6 測定風景



図7 ティルト機構付カラーLCDモニター

KMもR1, R2: 5.00~13.00mmの広い測定範囲を実現している。

2) 魅力的なデザイン

デザインは「被検者へのやさしさ、安心感」をテーマに、フランスの著名デザイナーとの協業により、ソフトでやさしいフォルムを実現した。額あて部は開閉しやすい形状とし、検査時の操作性を高めた。ARK-530Aがもつ機能的かつ魅力的なデザインは、高い操作性を実現するとともに、被検者への安心感と満足感を与えることができる。

3) ティルト機構付カラーLCDモニター

水平位置までスイングするティルト機構により、被検者の横に立った状態でもモニターを容易に見ることができようになった。大きな文字表示や多くのグラフィカルなアイコン表示機能により操作手順を直感的に理解することができ、5.7インチフルデジタル



図8 イージーローディング&オートカッタープリンタ

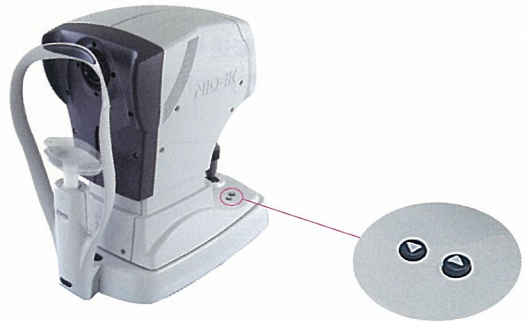


図9 電動上下あご台

カラー表示により鮮明かつ視認性の高い観察画像も得られ、高い操作性を実現した(図6, 7)。

4) イージーローディング&オートカッタープリンタ

プリンタ用紙の交換が非常に簡単になった。従来はプリンタ用紙を狭い隙間を通してセットしていたが、ARK-530Aプリンタはプリンタロール紙をカバー内の決まった位置に置いて、カバーを閉めるだけでセットできるようになった。しかも、オートカッター付きの高速ラインプリンタであり、簡単にプリント結果を取り出すことができる。忙しい検査現場でのプリント用紙交換時間を大幅に短縮できた(図8)。

5) 3Dオートトラッキング&Artificial Intelligence(以下AI)測定

被検眼マイヤーリング像がカラーLCDモニターに映る程度のラフアライメントが完了すれば、自動的に上下左右はもちろん、フォーカス方向も自動追尾を行い、ベストな位置で自動測定を開始する。自動追尾はなめらかかつクイックな動作で、ストレスなく測定を完了させることができる。AI測定機能により、データの信頼度から測定回数を自動的に判断する。

6) 電動上下あご台

手元のスイッチであご台を上下することができ、従来のように被検者側へ手を回す必要がなくなり、スムーズな検査を可能とした(図9)。

7) ワンタッチロック機能

本体部を任意の位置でワンタッチで固定できるため、検査開始・終了時の操作が容易になった。被検眼をじっくり検査・観察したい場合にも簡単に本体が固定可能である。

8) インターフェース機能

専用ケーブルを接続することで、電子カルテシステム (NAVIS) へのデータ転送や、自覚検眼機 (RT-5100) へのデータ転送がプリントスイッチを押すだ

けで行える。

5. ま と め

屈折検査における基幹装置である AR/ARK を根本から見直し、測定性能や操作性を革新的に進歩させた ARK-530A を開発することができた。測定装置である以上、測定精度が高いことが一番重要なポイントであるが、新測定原理によって従来の AR/ARK で測定困難であった疾病眼なども測定可能となり、また自覚値にもより近づけることができた。新世代の AR/ARK としてあらゆる検査シーンを支え、社会に貢献していきたい。