

---

 総 説
 

---

## フーリエドメイン光コヒーレンストモグラフィ

伊藤 雅英, 安野 嘉晃, 谷田 貝豊彦

筑波大学計算光学グループ

### Fourier-Domain Optical Coherence Tomography

Masahide Itoh, Yoshiaki Yasuno and Toyohiko Yatagai

Computational Optics Group, University of Tsukuba

---

光コヒーレンストモグラフィ (OCT) は光波の干渉を利用し, 生体表面付近の反射散乱特性を非接触, 非侵襲に 3 次元的に測定するものであり, 生体計測の新しい技術として注目されている。とくにフーリエドメイン OCT (FD-OCT) は, これまで実用化されてきたタイムドメイン OCT (TD-OCT) と比較して, 深さ方向の機械的な走査 (A スキャン) が不要となっている。したがって被計測試料の 3 次元情報を得るためには 2 次元の機械的走査ですむため, 高速な測定が可能である。これは生体を *in vivo* で計測するにあたり患者への負担軽減, 画質の向上などの利点となる。

本論文ではまず FD-OCT の原理を解説し, その技術をもとに開発してきた新しい OCT システムについて解説する。線集光型 FD-OCT (LF-FD-OCT) は通常の FD-OCT で必要な面内の機械的な走査のうち一方 (B スキャン) を光学系の結像で置き換えるもので, 1 次元の機械的走査のみで 3 次元情報を得ることができる。偏光感受型 FD-OCT (PS-FD-OCT) は被計測試料内部の強度の反射散乱画像に加えて複屈折や 2 色性など偏光情報を計測するシステムであり, これまで可視化できなかった方向性組織の構造などの計測が可能となる。波長走査型光 OCT (SS-OCT) は FD-OCT の特徴であるスペクトル干渉を光源の波長走査によって行うものである。光源や計測器の進歩によりよりコンパクトで安定な高速計測が可能となってきた。また, これらのシステムを用いた測定例として, ヒトの眼底, および前眼部の *in vivo* 計測結果について紹介する。

(視覚の科学 26: 50-56, 2005)

キーワード: 光コヒーレンストモグラフィ, 3 次元計測, 光波干渉計, 眼底計測, 前眼部計測

---

Optical coherence tomography (OCT) is a promising technique for measuring the three-dimensional distribution of back-scattering in biological tissue by using optical-wave interference, without contacting the target. Fourier domain OCT (FD-OCT) has several advantages over time domain OCT (TD-OCT). As FD-OCT does not require mechanical axial-scan (A-scan), high-speed measurement is possible.

Line field FD-OCT (LF-FD-OCT), one of the improved FD-OCT systems, has one-dimensional imaging optics as an alternative to the mechanical B-scan used in conventional FD-OCT. Polarization-sensitive FD-OCT (PS-FD-OCT) can visualize the distribution of birefringence and/or dichroism in fibrous biological tissue. Swept source OCT (SS-OCT) detects wavelength resolved interference fringes by scanning the oscillation frequency of a laser light source, when used for high-speed *in vivo* measurement. We also introduce some examples of images measured using the above OCT systems, including fundus images and anterior eye segments.

(Jpn J Vis Sci 26: 50-56, 2005)

Key Words: Optical Coherence Tomography, Three-dimensional imaging, Optical interferometry, Fundus, Anterior eye

---

別刷請求先: 305-8573 つくば市天王台 1-1-1 国立大学法人筑波大学大学院数理物質科学研究科  
電子・物理工学専攻 伊藤雅英  
(2005年11月4日受理)

Reprint requests to: Masahide Itoh Institute of Applied Physics, Univ of Tsukuba  
1-1-1 Tsukuba, Ibaraki 305-8573, Japan  
(Received and accepted November 4, 2005)

1. はじめに

光コヒーレンストモグラフィ (optical coherence tomography 以下 OCT) は光波の干渉を利用して透明体の層構造や散乱体の内部構造を非接触、非侵襲に測定する方法として注目されている。OCTでは可視～近赤外領域の光をプローブとして用いる。このプローブ光の生体組織による後方散乱光を検出するため、計測可能範囲は組織の表面数 mm 以内 に限定されてしまうという欠点がある。しかしその一方で、他の手法に比べて高い空間分解能をもつという利点がある。また、光プローブを用いていることから、対象の屈折率分布、複屈折分布などの光学特性が計測可能である。

OCT の眼科応用は眼底計測から始まり<sup>1)</sup>、1996年に米国 Humphrey 社より最初の眼底用 OCT 装置が発売されて以降、現在では Carl Zeiss Meditec (ドイツ)、Ophthalmic Technologies Inc. (カナダ)、マイクロトモグラフィ (山形・日本) など、複数のメーカーにおいて商用の眼底 OCT 装置の開発が行われている<sup>2, 3)</sup>。

これらのシステムはタイムドメイン OCT (time-domain OCT 以下 TD-OCT) と呼ばれ、原理的に1回の計測により、試料の3次元構造の一点の情報を得る計測システムであるため、2次元の断層画像を計測するためには、なんらかの形で2次元の機械的な走査が必要であり、計測に長い時間を必要とする。

この問題に対して、周波数ドメインスキャナー<sup>4)</sup>を用いた高速奥行き走査法や、フーリエドメイン OCT (Fourier domain OCT 以下 FD-OCT) もしくはスペクトル干渉 OCT (spectral domain OCT 以下 SD-OCT)<sup>5-12)</sup>が提案されている。本手法は光波の干渉を実空間 (時間領域) で行うかわりに、フーリエ空間 (スペクトル領域) で行うことにより、試料の深さ方向の情報を1回の測定で得るものである。本稿では、FD-OCT の光学系とその原理を解説し、この原理に基づいた新しい方法である、線集光型 FD-OCT (line field FD-OCT 以下 LF-FD-OCT)、偏光感受型 FD-OCT (polarization sensitive FD-OCT 以下 PS-FD-OCT)、波長走査型 OCT (swept source OCT 以下 SS-OCT) について述べ、それらを用いた前眼部および眼底計測例を紹介する。

2. フーリエドメイン OCT の原理

一般的な FD-OCT の光学系を図1に示す。これは

大きく低コヒーレンス干渉計と分光器で構成されている。干渉計部分は、トワイマン・グリーン型で代表される2光束干渉計である。FD-OCT は低コヒーレンス干渉計の原理を用いて奥行き分解能を得るため、光源としてスーパーluminescentダイオード (以下 SLD) や超短パルスレーザーなどの広帯域光源を用いる。

光源から出た光  $E(t)$  はビームスプリッタでプローブ光と参照光に分けられる。プローブ光はガルバノミラーで反射された後、被測定試料に照射され、その表面および内部で反射、後方散乱される。光軸方向を  $z$  軸にとり、試料の構造による反射散乱特性を  $s(z)$  とあらわすと、反射散乱光 (プローブ光)  $E_p(t)$  は

$$E_p(t) = E(t) \otimes s(t) \dots\dots\dots (1)$$

とあらわされる。ここで  $\otimes$  はコンボリューションである。時間の関数になっているのは  $z$  軸と光の伝播方向が同じであり、伝播距離が時間に換算されるため  $s(z)$  は時間の関数  $s(t)$  であらわされるからである。プローブ光  $E_p(t)$  は平面参照鏡で反射された参照光  $E_r(t)$  と、ビームスプリッタで再び重ね合わされる。TD-OCT はここで重ね合わされた光強度を計測する方法で、奥行き方向の構造を計測するためには試料を光軸方向に走査する必要があるが、FD-OCT ではその必要はなく、分光器で分光されたスペクトル情報の干渉信号を用いるため奥行き方向の情報を1回の測定で得ることができる。

干渉計の参照アームとプローブアームにはあらか

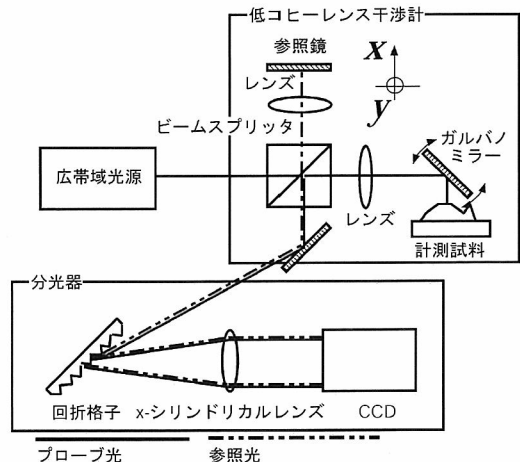


図1 フーリエドメイン光コヒーレンストモグラフィ (FD-OCT) の基本的な構成

はじめ光路差  $\tau$  が与えてあるため、分光器に入る参照光とプローブ光振幅信号は図2(a) のようになる。これらの光は分光器によってスペクトルに分解され、CCD 上でスペクトル干渉縞  $\tilde{I}(\omega)$  を形成する (図2(b))。

$$\begin{aligned} \tilde{I}(\omega) &= \left| \tilde{E}_p(\omega) + \tilde{E}_r(\omega) \right|^2 \\ &= \left| \tilde{E}_p(\omega) \right|^2 + \left| \tilde{E}_r(\omega) \right|^2 + \tilde{E}_p(\omega) \tilde{E}_r^*(\omega) + \tilde{E}_p^*(\omega) \tilde{E}_r(\omega) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots(2)$$

ここで  $\tilde{E}_p(\omega)$  は  $E_p(t)$  のフーリエ変換で、フーリエ変換演算子  $F[\cdot]$  を用いて  $\tilde{E}_p(\omega) = F[E_p(t)]$  とあらわす。また\*は複素共役を示す。この干渉信号を計算機でフーリエ変換 (FFT) することにより参照光とプローブ光の相関信号を得ることができる (図2(c))。

$$F[\tilde{I}(\omega)] = E_p(t) \star E_p^*(t) + E_r(t) \star E_r^*(t) + E_p(t) \star E_r^*(t) + E_r(t) \star E_p^*(t) \quad \dots\dots\dots(3)$$

ここで $\star$ は相関演算である。右辺の第1項と第2項は参照光およびプローブ光の自己相関で図2(c)の中央のピークである。第3項と第4項は参照光とプローブ光の相互相関で、自己相関信号から $\tau$ 離れた位置に左右対称に出る。第3項は式(1)から、 $(E_p(t) \star E_r(t)) \otimes s(t)$ となるが、参照光は平面鏡で戻されるため

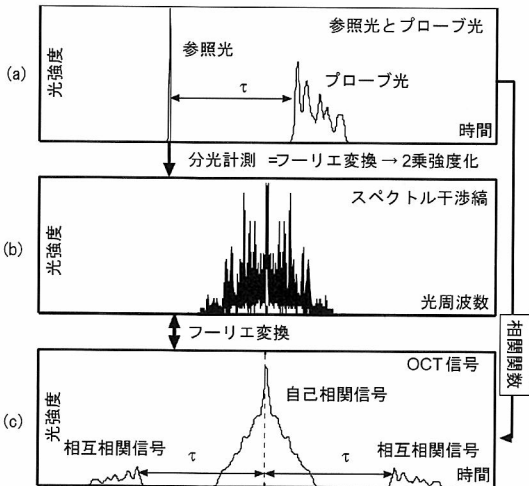


図2 FD-OCTにおける信号処理  
 (a) 分光器に入る参照光とプローブ光振幅信号  
 (b) 分光器によってスペクトルに分解され CCD 上で形成されるスペクトル干渉縞  
 (c) 干渉信号をフーリエ変換することで得られる参照光とプローブ光の相関信号

$E_r(t) = E(t)$  なので、光源の自己相関関数と光軸方向の構造のコンボリューションとなる。光源のパルス幅が十分に短いか、スペクトル分布が十分に広い場合、 $E(t)$  はデルタ関数とみなすことができるので、この相互相関信号の強度は試料の奥行き方向の反射散乱特性となっているため、FD-OCTにおいては深さ方向 (A スキャン方向) に参照鏡を移動することなく1回の測定で奥行き情報を得ることができる。

深さ方向の分解能  $\Delta z$  は TD-OCT と同様に光源の中心波長  $\lambda$  と波長幅  $\Delta \lambda$  で、

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta \lambda} \quad \dots\dots\dots(4)$$

と書くことができる。また、分光器の計測レンジは光源の波長幅より広くなくてはならない。深さ方向の計測範囲  $z_{\max}$  は分光器の分解能  $\Delta \omega$  によって、 $z_{\max} = \frac{1}{\Delta \omega}$  とあらわすことができる。

### 3. 線集光型 FD-OCT

線集光型 FD-OCT (LF-FD-OCT) は FD-OCT に1次元結像光学系を組み合わせたもので、試料面上での1軸の走査 (B スキャン) も不要となる。光学系を図3に示す。光源とビームスプリッタの間にシリンドリカルレンズが挿入されている点と、検出器として1次元 CCD ではなく2次元 CCD が使用されている点が図1と異なる点である。光学系の紙面内 ( $y-z$  面) と紙面に垂直な面内 ( $x-z$  面) の光線の振る舞いをそれぞれ図4(a) および図4(b) に示す。光源から出た光が試料に照射されるまでの過程を計測試料の左に、試料から反射した光が CCD に入るまでの過程を右側に示している。 $y-z$  面内ではシリンドリカルレンズの影響は受けず、通常の FD-OCT 構成と同様に光源からの光は試料の一点を照射し、その情報が分

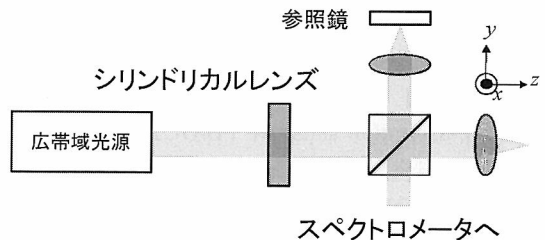


図3 線集光型 FD-OCT (LF-FD-OCT) の光学系  
 FD-OCT に1次元結像光学系を組み合わせたもので、光源とビームスプリッタの間にシリンドリカルレンズが挿入されている。

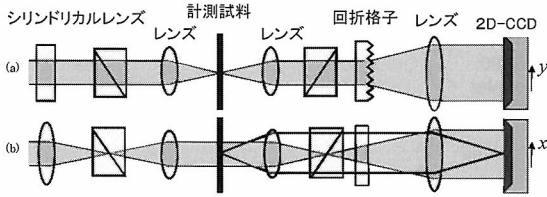


図4 LF-FD-OCTの光学系

光源から出た光が試料に照射されるまでの過程を計測試料の左に、試料から反射した光が CCDに入るまでの過程を右側に示している。

- (a) y-z 平面内の光路図 シリンドリカルレンズの影響は受けず通常の FD-OCT 構成と同じ。
- (b) x-z 平面内の光路図 シリンドリカルレンズの働きにより光源からの光は試料面上に線集光され、その 1 次元画像が CCD 面上に結像している。

光され CCD 面上でスペクトルに展開され深さ方向の情報を得ることができる。一方、x-z 面内ではシリンドリカルレンズの働きにより光源からの光は試料面上に線集光され、その 1 次元画像が CCD 面上に結像する。したがって、2 次元 CCD の y 方向にはスペクトル情報が、x 方向には空間情報が展開され、1 回の測定で機械的な走査をすることなく試料の断面 2 次元画像を得ることができる。

#### 4. 偏光感受型 FD-OCT

プローブ光の偏光状態を 4 とおり、参照光の偏光状態を 4 とおり変化させ、計 16 枚の OCT 画像を得ることにより試料内部の偏光特性（ミュラーマトリックス）を知ることができる<sup>9, 10</sup>。しかしながら、FD-OCT において試料からの反射散乱光の強度情報（通常の OCT 像）と位相情報を用いることにより、4 枚の OCT 画像から試料のジョーンズマトリックスを得ることができる。更にこのジョーンズマトリックスからミュラーマトリックスを計算することで、試料の偏光特性を得ることができる。また、二つの偏光情報を同時に計測することにより、2 回の測定で 16 枚のミュラーマトリックス画像を得ることができる。

光学系を図 5 に示す。光源からの光は偏光子および半波長板 1 により水平偏光に変換された後にビームスプリッター（以下 BS）によりプローブ光と参照光に分割される。参照光はピエゾステージに固定された平面鏡で反射されるが、1/4 波長板を 2 回通過することにより偏光状態は 45° 直線偏光へ変換される。偏光 BS の手前で合波されたプローブ光と参照光は偏

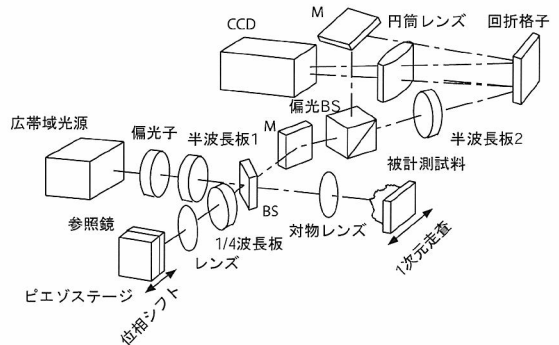


図5 偏光感受型 FD-OCT (PS-FD-OCT) の光学系

二つの偏光情報を同時に計測することにより、2 回の異なる入射偏光での測定で 16 枚の偏光状態（ミュラーマトリックス）画像を得る。

光 BS により水平偏光、垂直偏光の偏光成分に分割される。プローブ光と参照光の水平偏光成分は偏光 BS により上方へ反射された後に回折格子と円筒レンズから構成される分光器により、CCD カメラ上面にスペクトル干渉縞を形成する。この干渉縞は水平偏光によって試料を照射し、水平偏光のまま戻ってきた成分である。一方、試料により偏光が変換された垂直偏光成分は偏光 BS をそのまま通過し、CCD カメラ下面にスペクトル干渉縞を形成する。これによりジョーンズマトリックスの 2 成分 ( $J_{00}, J_{10}$ ) の偏光画像を得ることができる。更に半波長板を回転させることで最初の偏光状態を垂直偏光に切替え、同様の計測を行うことで  $J_{01}, J_{11}$  成分の分布に対応した OCT 画像が得られる。

また、この光学系では参照鏡はピエゾステージの上に取り付けられている。これはピエゾステージを光軸方向に 1/8 波長ずつ駆動させながら 5 枚の OCT 画像を計測し、そこに位相シフトアルゴリズムを適用することで計測画像の信号ノイズ比の向上および計測領域の拡大を行うためである。

#### 5. 波長走査型 OCT

FD-OCT はスペクトル領域の干渉信号を計測する方法であるが、スペクトル干渉のバリエーションとして、これまで述べてきたような広帯域光源と分光器の組み合わせではなく、光源の発振波長を掃引する波長走査型 OCT（以下 SS-OCT）と呼ばれる手法がある。ここでは干渉信号の計測に点ディテクターを用い、かわりに光源の波長を走査することで、ス

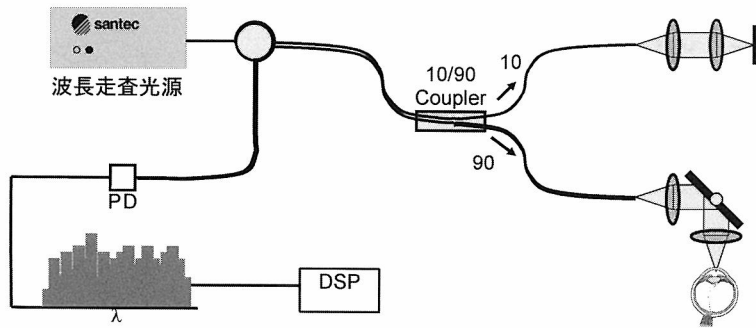


図6 波長走査型 OCT (SS-OCT) の光学系  
光源の波長を走査し、スペクトル干渉信号を点ディテクターで検出する。

ペクトル干渉信号を得る。主に光源、光計測デバイスの技術的な要因に基づき、近年では 830 nm 帯域は FD-OCT が、1.3 $\mu$ m 帯域は SS-OCT が主流になりつつある。図 6 に光学系を示す。光源の周波数を走査するため分光器は不要であり、FD-OCT の CCD の出力が時間信号として直接検出される。ここでは高速波長走査レーザー (Santec HSL-2000 Ver.1.0, 中心波長 1.31 $\mu$ m, 波長走査幅 110 nm, 出力 10 mW $\times$ duty 比 0.5) を用いている。走査速度と分解能は光源の性能によって決定される。本装置の A スキャンレートは 20,000 A スキャン/秒 (従来の 1.3 $\mu$ m SD-OCT の約 3 倍)、奥行き分解能は、それぞれ、7.5 $\mu$ m (空气中) である。また、スペクトル干渉信号は 2 軸ガルバノメータと同期した InGaAs フォトダイオードによって取得される。計測後、スペクトル干渉信号と同期取得された光源走査信号を用いて干渉信号を再配列し、信号処理を加えることで 3 次元のトモグラフィ像が得られる。

## 6. 計測例

### 1) 眼底計測

FD-OCT は TD-OCT と比較して約 20 dB 感度が高いため<sup>13)</sup>、強いプローブ光を使用できない *in vivo* の眼底観測に適した方法といえる。ここではファイバー化した FD-OCT システムを用いた計測例を紹介する。光源は近赤外線の SLD (波長: 840 nm) を使用している。深さ方向の分解能は眼底において半値全幅で約 5 $\mu$ m である。深さ方向 1 次元のプロファイル (A スキャン) の計測速度は 18.7 kHz で、1 枚の断層像の計測にかかる時間は約 13 msec となっている。

図 7 は眼底を鼻側から側頭部に向けて視神経乳頭

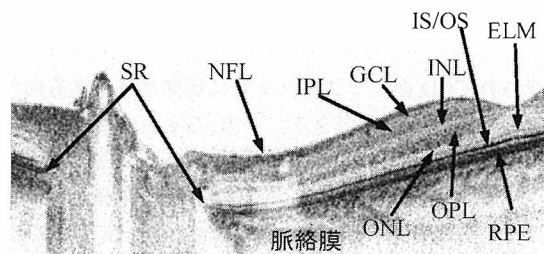


図7 ヒトの眼底の *in vivo* イメージ  
眼底を鼻側から側頭部に向けて視神経乳頭と黄斑を横切る断層画像。

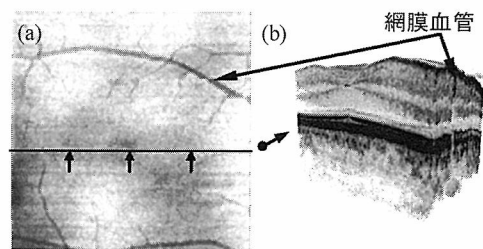


図8 ヒトの網膜黄斑部のトモグラフィ画像  
(a) 2次元投影画像  
(b) ポリウムレンダリング画像

と黄斑を横切る断層画像である。画像は 1000 A-line で構成され、1 枚の画像取得に要する時間は 54 msec である。網膜の各層が内側から、視神経線維層 (NFL)、神経節細胞層 (GCL)、内網状層 (IPL)、内顆粒層 (INL)、外網状層 (OPL)、外顆粒層 (ONL)、外境界膜 (ELM)、内節・外節境界 (IS/OS) を挟んで視細胞の内節・外節、色素上皮層・脈絡毛細血管板 (RPE) が確認され、最も外側は脈絡膜である。

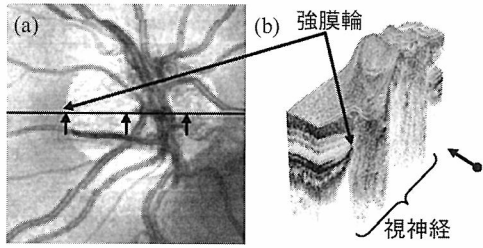


図9 ヒトの視神経乳頭部付近のトモグラフィ画像  
(a) 2次元投影画像  
(b) ボリュームレンダリング画像

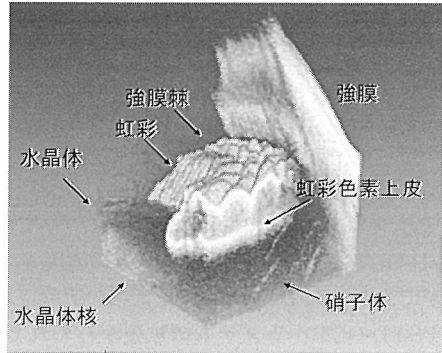


図11 ヒト前眼部の3次元トモグラフィ画像

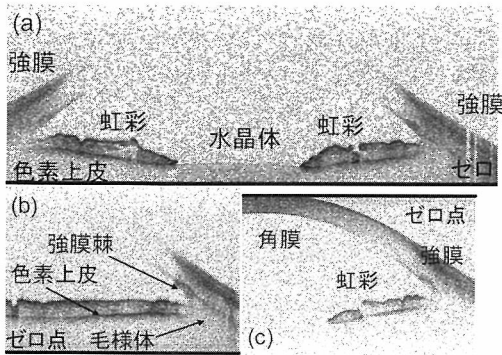


図10 1.3 $\mu$ mのプロープ光を用いたSS-OCTによるヒト前眼部の *in vivo* 計測結果

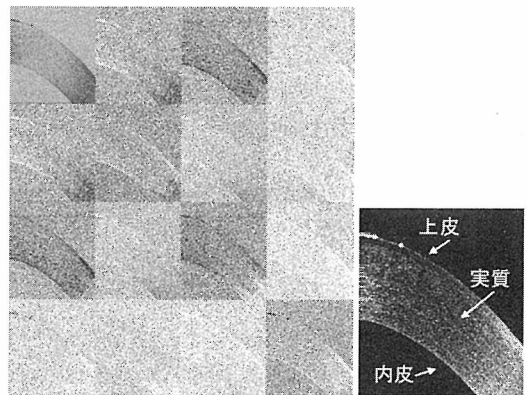


図12 PS-FD-OCTによるヒト角膜の偏光（ミューラマトリックス）イメージング  
角膜上皮と角膜内皮は、実質とは異なった複屈折特性を示している。

視神経乳頭付近では神経線維が眼球外側に向かって出て行き、視細胞や色素上皮が途切れる強膜輪の縁（SR）が観察できる。図8にヒト黄斑部の、図9に視神経乳頭近辺の3次元断層計測結果を示す。それぞれの3次元画像の取得には約3.5秒を要している。図8(a)、図9(a)は3次元計測結果から作製した深さ方向への投影図である。眼底カメラや、走査型レーザー検眼鏡で観察した場合と同様に眼底の2次元平面像が観察できていることがわかる。図8(b)、図9(b)にはそれぞれの計測結果のボリュームレンダリング画像を示す。

## 2) 前眼部計測

前眼部の計測例として、1.3 $\mu$ mのプロープ光を用いたSS-OCTの計測結果を紹介する。前眼部は眼底と比較してより深い浸透長が必要であるため1.3 $\mu$ m帯のOCTが有望と思われる。2次元断層画像を図10(a)および(b)に示す。これらの画像より、強膜、強膜棘、虹彩、虹彩色素上皮、水晶体などの構造が可視化されていることが確認できる。また、計測時

のゼロ点の設定を変更することで、水晶体付近での信号を多少損なうものの、角膜表面から虹彩までの前眼部全体を可視化可能であることも示されている(図10(c))。計測時間は20,000 A スキャン/秒と極めて高速であり、2秒で前眼部の3次元トモグラフィ画像を得ることができる(図11)。

前眼部トモグラフィにおける興味深い計測対象としては、上記の前眼房の他に角膜そのものが考えられる。角膜の計測は高い解像度を要求する一方で、それ自体透明度が高いので波長830nm帯の分光器ベースのFD-OCTが適していると思われる。また、角膜各層の可視化に関しては、光散乱強度を計測する一般のOCTだけではなく、偏光を利用するPS-FD-OCTも有効であると思われる。図12にヒト角膜OCTの偏光（ミューラマトリックス）画像を示す。これらの画像

から、角膜上皮および角膜内皮は、その間の層である実質とは異なった複屈折特性を示していることがわかる。

## 7. ま と め

近年急速な進展がみられるFD-OCTについて、その原理とシステム、眼科計測応用例について紹介した。FD-OCTをベースに、スキャンの次元を下げるができるLF-FD-OCT、偏光情報の計測が可能であるPS-FD-OCTへシステムの拡張が行われている。また、スペクトル干渉の新しい形としてSS-OCTが開発され、今後、光源や計測デバイスの進歩とともにシステムの高速化や高性能化がなされていくであろう。また、OCTは眼科のみならず、皮膚科、口腔外科、歯科などへの応用が試みられており、今後、非接触で非侵襲な計測法として臨床診断応用に広く用いられていくものと期待される。

本稿で紹介したFD-OCTシステムの開発およびそれを用いた計測は、計算光学グループ（筑波大学）にて、巻田修一、山成正弘、中村佳史、Violeta Madjarova、堀泰明らの協力により行われているものである。

## 文 献

- 1) Huang D, Swanson EA et al: Optical coherence tomography. *Science* 254: 1178-1181, 1991.
- 2) 佐藤 学, 丹野直弘: 光コヒーレンストモグラフィに

- よる生体組織の断層画像計測. 計測と制御 39: 259-266, 2000.
- 3) 春名正光, 近江雅人: 光コヒーレンストモグラフィ(OCT). *O plus E* 24: 2, 2002.
- 4) Zvyagin AV, Smith EDJ & Sampson DD: Delay and dispersion characteristics of a frequency-domain optical delay line for scanning interferometry. *Journal of Optical Society of America A* 20: 333-341, 2003.
- 5) Häusler G & Lindner MW: Coherence radar and spectral radar—New tools for dermatological diagnosis. *J Biomed Opt* 3: 21-31, 1998.
- 6) Yasuno Y, Nakama M et al: Optical coherence tomography by spectral interferometric joint transform correlator. *Optics Communications* 186: 51-56, 2000.
- 7) Yasuno Y, Sutoh Y et al: Spectral interferometric optical coherence tomography with nonlinear  $\beta$ -barium borate time gating. *Optics Letters* 27: 403-405, 2002.
- 8) Wojtkowski M, Kowalczyk A et al: Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging. *Optics Letters* 27: 1415-1417, 2002.
- 9) Yasuno Y, Makita S et al: Birefringence imaging of human skin by polarization-sensitive spectral interferometric optical coherence tomography. *Optics Letters* 27: 1803-1805, 2002.
- 10) 巻田修一, 安野嘉晃他: Jones型フーリエドメイン光コヒーレンストモグラフィによる生体組織の複屈折断層計測. *光学* 34: 103-108, 2005.
- 11) Leitgeb RA, Hitzinger CK & Fercher AF: Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Optics Express* 11: 889-894, 2003.
- 12) Nassif N, Cense B et al: In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography. *Optics Letters* 29: 480-482, 2004.

## メディカルホトニクス

晝馬日出男

浜松ホトニクス株式会社

### Medical Photonics

Hideo Hiruma

Hamamatsu Photonics K. K.

光の性質には、“波動性”と“粒子性”がある。光を粒子として検出し画像を得るホトンカウンティングイメージングという方法は、“究極の暗いところを見る”技術として確立され、バイオメディカル分野においても様々な形で利用されている。“どこまで速い現象が観測できるか”、“どこまで小さいものが見えるか”、“どこまで詳しく色が見えるか”といった基本技術についても、追究の結果得られた成果が様々なバイオメディカルの分野で活用されている。また最近、近赤外分光による簡便な体内酸素モニタを使うことにより、脳機能が計測できるようになってきた。眼の計測においても、これらの技術や装置を組み合わせることにより、より有意義なデータが得られるものと期待している。  
(視覚の科学 26: 57-61, 2005)

キーワード：究極の暗いところを見る，どこまで速い現象が観測できるか，どこまで小さいものが見えるか，  
どこまで詳しく色が見えるか

The basic nature of light comprises of the nature of the wave and of the particle. “Photon counting imaging,” a technology that acquires images by accumulating single photon signals, has been established as a technology that can detect images even in extreme darkness, and is widely applied in biomedical fields. Other key technologies that are applied in biomedical fields include “how fast a phenomenon,” “how small a target,” and “how accurate the color” we can detect. Recently, near-infrared spectroscopy has been developed to monitor oxygen and activities in the brain. Such data, combined with eye activity measurement data, could lead to more significant analysis of the eye response.  
(Jpn J Vis Sci 26: 57-61, 2005)

Key Words: How weak a light we can detect, How fast a phenomenon we can detect,  
How small a target we can detect, How accurate the color we can detect

### 1. 光とは何か

“ホトニクス”と言う言葉は英語で書くと“Photonics”となり、現在ではこのような名前の雑誌もあり、英語の言葉としては社会的に認知されている。この意味するところは、これまで光を用いた技術に対して“Optorionics”といわれてきたものが主に光の波動性

に立脚してきたものに対し、“Photonics”は光の粒子性に立脚しているといえる。したがって、“Optorionics”は主に光の幾何光学系に立脚した技術、すなわちレンズ技術を応用してエレクトロニクスと結びついた技術分野といえることができる。そして、これらを支える基礎理論としてMaxwellの電磁方程式がある。これに対して“Photonics”は、光の検出技術を基盤

別刷請求先：430-8587 浜松市砂山町 325-6 浜松ホトニクス(株) 晝馬日出男  
(2005年11月18日受理)

Reprint requests to: Hideo Hiruma Hamamatsu Photonics K. K.  
325-6 Sunayama-cho, Hamamatsu 430-8587, Japan  
(Received and accepted November 18, 2005)



とした技術，すなわち光と物質の相互作用を利用した，光をその粒子レベル（光量子，photon）で検出したり，解析したりする技術といえる。その典型的な応用としては，小柴先生のノーベル賞に輝いたニュートリノ検出に使われた巨大な光検出器がある。そして，その基礎となる理論は量子論ということになる。

このように，光には“波動”という側面と“粒子”という側面があり，これは今日に至るまで学問的には究明されていない現象である。このことは理論的には予測されていたが，当社は世界で初めて実験的に証明をした。

すなわち今，二つのスリットが開いた板に光をあてると，それぞれのスリットを通った光は，スリットの後に置かれたスクリーンの上に“縞”を作る。これは二つのスリットを通った光の波がお互いに干渉して，光の強いところ同士が重なるところはより強い光となり，弱いところ同士が重なるところは光が弱いためにできる縞模様である。

ところでこの光をどんどん弱くしていくと，光はスクリーン（超高感度検出器）上に粒（点）として検出されるようになる。もし光が粒として空間を飛んでいるとしたら，この粒はスリットのどちらか一方を通過するはずで，この場合はスリットを通過後，干渉するはずがない。ところが現実には図1にみられるように，この粒子状の信号を長時間ためていくと縞模様があらわれる。このことが，光が“波”であり“粒子”であることの実験的証明となっているが，このことはまた，光のミステリーになっている。なお，“Photon”は通常“フォトン”と表記すべきであるが，当社が社名を考えたとき，“フォト”という表現が“写真”をイメージするところから，あえて“ホトン，ホトニクス”と表記させていただいている。

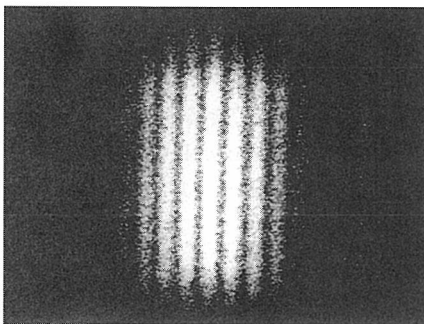


図1 ヤングの実験パターン

## 2. どのような技術があるか

基本的に我々が追いかけているのは，次のような技術である。

- 1) どこまで暗いところが見えるか（検出感度）
- 2) どこまで速い現象が観測できるか（時間分解能）
- 3) どこまで小さなものが見えるか（空間分解能）
- 4) どこまで詳しく色が見分けられるか（波長分解能）

これらについて，以下に簡単に説明する。

### 1) どこまで暗いところが見えるか（極微弱光検出技術）

これは先に述べたように，光は弱くなると粒状に検出されるということから，このレベルでのイメージングは，基本的には光の粒を“溜めて見る”領域となる。人間を感じる暗いところというのは，“星明り”がひとつの具体的基準となると思われるが，このときホトンは  $1\text{mm}^2 \cdot 1\text{秒}$  当たり 100 万個存在する。そしてこれは，ポラロイドカメラの ASA 10000 の感度限界に相当する。これに対し，我々の検出器は  $1\text{mm}^2 \cdot 1\text{秒}$  当たり数個，すなわち“星明り”の百万分の一ぐらいの暗さを検出することができている（図2）。これらの技術は，現在，バイオ・医療や半導体の分野で，様々な計測に活用されている。

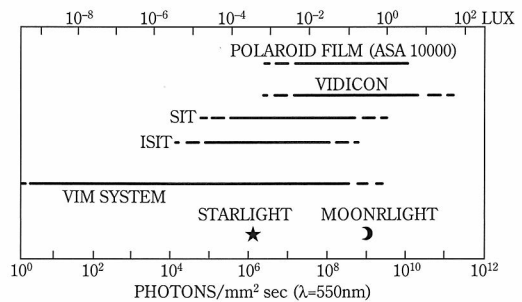


図2 明るさのダイナミックレンジ

### 2) どこまで速い現象が観測できるか（超高速測光技術）

この技術は，簡単にいうと光が空間やファイバーの中を飛んでいるとき，それを横から見たらどのような強度分布になっているかを可視化する技術である。ストリーク管と呼ばれる特殊な真空管を用いて，飛んできた光をスリットを通して扁平状にした後，これを光電面といわれる光を電子信号に変換する真

空管内の膜にあて、次にこの電子信号を横に曲げる。更にこの電子信号を、MCP (Micro Channel Plate) と呼ばれ電子の数を10万倍にも増倍する小さな穴を無数に開けたガラス板を通し、最後に、増倍された電子信号を蛍光面にあてることによって画像を得る。ストリーク管の使用により、時間分解能は200フェムト秒にまで達している。これは光が人間の頭髪を通過する時間であり、これを用いて分子レベルや原子レベルの蛍光寿命を計測することができ、物質の中のダイナミックなエネルギー構造などを明らかにすることができる。

### 3) どこまで小さなものが見えるか (超高空間分解能)

これには二つの技術がある。その一つは、VEC (Video Enhanced Contrast) と呼ばれるもので、これまで、光学顕微鏡ではその観測できる限界は、Abbeの法則により観測に用いる照明光の波長の半分ぐらいであるとされていた。ところがテレビカメラを顕微鏡に接続してコンピュータによる画像処理を加えると、5nm ぐらいまでは観測できるようになった。例えば波長500nmの照明で、顕微鏡だけで見ると250nmが識別の限界であったものが、VECによって一気に5nmまで観測できるようになり、細胞分裂の際の紡錘糸の一本一本が観測できるようになった。

もう一つは、最近盛んになっているエバネッセント光 (近接場光) を用いたもので、従来のAbbeの法則に拘束されない観測法である。すなわち、ガラスのプレパラート上に置いたサンプルを例にとると、このガラスに斜めに光をあて、いわゆる全反射角で照明すると光はサンプル側には出ず、全部反射する。しかしこのときでも、サンプル側に“近接場”と呼ばれる電磁場が、わずかに漏れる (0.1 $\mu$ m以下)。この電磁場に物質が入ると、その大きさに応じた光が放出され、これを観測することにより、今では細胞膜上の一分子が観測できるようになった。また、この“場”に入る物質が更に小さくなくても観測ができる。

### 4) どこまで詳しく色が見分けられるか (超高波長分解能)

従来の分光器ではせいぜい、最も良いもので0.1nm ぐらいの分光計測が限界であった。これが最近、これらに数学的処理を加えることにより、直接分光データからは観測できない現象が抽出されるようになり、分光感度そのものの感度は変わらなくても、結果として100倍程度の見かけ上の検出能向上が

得られている。

またラマン分光なども、赤外領域のマルチチャンネル検出器を使えば、従来の数千倍に達する感度向上がみられ、癌組織のオプチカル・バイオプシーの研究に用いられて良い結果が得られつつある。

## 3. バイオメディカル分野での応用

### 1) 極微弱光検出技術の応用

この技術は、主に細胞内Caイオンの分布の観測など、細胞内でのイオンの動態を解析することに広く使われるようになってきた。また、GFP (Green Fluorescent Protein), FRET (Fluorescence Resonance Energy Transfer) などの技法が開発され、細胞内のタンパクの動態解析もできるようになって、細胞の動態機序が明らかになりつつある。医療面では超高感度を有する内視鏡が開発され、癌の罹患部が鮮明に観察されるようになった。創薬開発においては、そのスクリーニング工程での高速処理に威力を発揮している。

### 2) 超高速測光技術の応用

これは、蛍光寿命や過度吸収といった化学反応の素過程の分析などに用いられているが、最近では、例えば細胞内でのタンパク間エネルギー移動 (FRET) の解析に、単なる画像でなく蛍光寿命の分布を計測することにより、より正確な (細胞の立体構造による画像ひずみに起因するアーチファクトの除去) 分布が計測されるようになった。これには前述のストリーク管を使ったストリークカメラが用いられ、FLIM (Fluorescence Lifetime Imaging Microscopy) と呼ばれている。

### 3) 超高空間分解能技術の応用

VEC と呼ばれる技法は、すでに細胞内の形態観測には広く使われている。また最近では一分子蛍光観測が一般的となり、前述のエバネッセント光を用いた細胞膜上のタンパクの動態観測が盛んに行われるようになり、タンパクの複合活動の機序が徐々に明らかにされるようになってきている。エバネッセント光を用いた顕微鏡はTIRFM (Total Internal Reflection Fluorescence Microscopy) と呼ばれている。

また最近、19億画素という超高解像度のカメラが開発された。これは、癌の組織切片などを従来のようにプレパラート上に保管する必要がなく、顕微鏡を使わずに自由自在に40倍まで鮮明に拡大できる装置である。これを用いると、インターネットを通じて遠隔診断によるセカンドオピニオンが世界中で

きることになる。また大学での教育、スクリーナーの訓練が極めて効果的にでき、結果を電子カルテと連動することにより、患者の診断から予後までのデータを一度に閲覧することも可能となる。

#### 4. 超高波長分解能（高分解分光）

分光技術の医学への応用として、現在、近赤外分

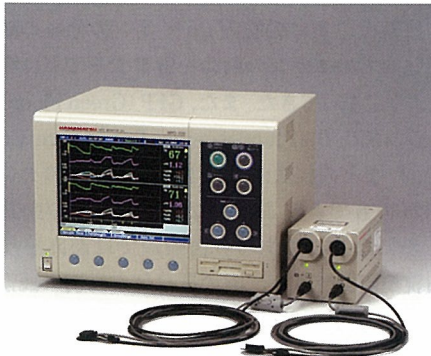


図3 NIRO 赤外線酸素モニタ

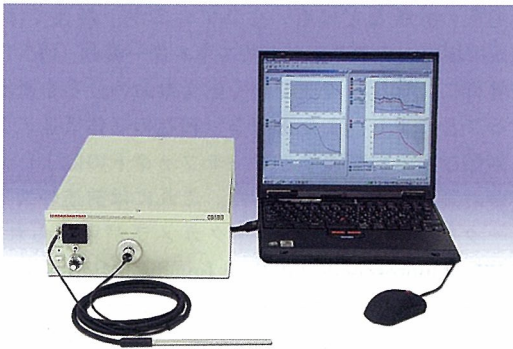


図4 可視分光組織酸素計測装置

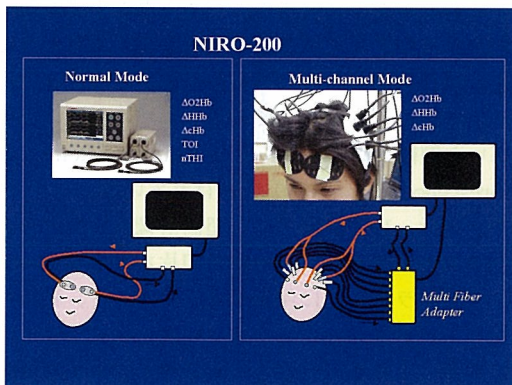


図5 MFA マルチファイバアダプタシステム

光による体内酸素の計測が盛んになりつつある。基本的には、血液中の酸素化ヘモグロビン ( $O_2Hb$ ) と脱酸素化ヘモグロビン ( $HHb$ ) の光吸収の違いを元に酸素動態を計測するもので、これには三つのアプローチがある。その一番目は、オプトードと呼ばれる、小型レーザーと赤外検出器（ホトダイオード）を距離をおいて（5cm）組み合わせたセンサーを、被験者の額などに貼り付けて、例えば脳内の酸素の状況を非侵襲的に計測するもので、麻酔の状態や手術中の脳内酸素のモニタ、運動選手の筋肉中の酸素飽和度などの計測に用いられる（図3）。二番目は、同軸上に細いペンシル型にまとめられた投受光器による、近赤外線だけでなく全スペクトル型の表面酸素モニタ（日本光学会年次学術講演会予稿集、242-243, 2003参照）が開発されている。これは皮膚表面下3mm ぐらいまでの酸素の状態が簡便に計測でき、スポット状の計測に適している（図4）。三番目はトポロジーと呼ばれるもので、脳全体の酸素分布を測る計測器や、マルチファイバアダプタにより局部的に二次元情報を得る装置が市販されている（図5）。このほか最近では、従来の組織をとってくる biopsy に代わり、optical biopsy と呼ばれ、組織をとることなく分光学的に癌の診断をしようとする試みが進んでいる。

#### 5. 眼科への光技術の応用

現在、外部からの刺激（光、音、触覚など）により、瞳孔の直径の変化を計測するイリスコーダと呼ばれる汎用の瞳孔計と、これと近見反応機能を組み合わせたトライイリスと呼ばれる装置が開発されている。これらは、眼精疲労や過矯正の検査、感覚、感応検査などに活用されている。また実験的には固視微動、網膜細胞観察などが検討されている（図6）。



図6 トライイリス 近見反応測定装置

## 6. 今後の眼科への期待

今日まで、眼科では眼の観測から様々な病態の分析をされてきたが、眼の反応は体の他の器官との関連が強く、とくに脳の状態との関連は重要な問題である。また、瞳孔などの眼の動きは、1) 外界から五感を通じての刺激、2) 自律神経系による代謝活動による変化、3) 中枢神経系による意識の変化、により影響を受けていると考えられる。そのため、これらとの関連において、眼の観測結果のより正確な理解が必要になってくると思われる。そのため的手段として、視覚野などの反応が非侵襲的に、手軽に、しかもマルチチャンネル（10チャンネル）で同時計測

が観測できるようになった（図5）。また、表面酸素モニタ（図4）で眼の近傍の筋肉中の酸素を計測することにより、中枢神経系との関連も手軽に計測することが可能と思われる。このように、体内の状況を計測する手段を取り入れて、より明確な眼科診断がなされていくようになることを期待している。

### 文 献

- 1) 晝馬日出男，奥出直人他：心臓血管麻酔の進歩．野村実他編，116-122，真興交易(株)医書出版部，東京，2005.
- 2) 堀田喜裕，平岡満里他：近見反応測定装置トライリス東海セミナー報告．神眼 22: 347-400, 2005.

---

 総 説
 

---

## 乱視・老視コンタクトレンズと Quality of Vision

植田 喜一

ウエダ眼科

### Contact Lenses for Astigmatism or Presbyopia, and Quality of Vision

Kiichi Ueda

Ueda Eye Clinic

---

乱視や老視の矯正には眼鏡を処方することが多いが、患者の **quality of vision** を考えた場合、コンタクトレンズ (CL) を使用した方がよいことも多い。乱視の矯正を目的としたトーリック CL や老視の矯正を目的とした遠近両用 CL には多くのタイプのものであるが、それぞれの CL の特徴を十分に理解して、適切なレンズを選択することが重要である。CL による乱視矯正、老視矯正についてその概要を述べる。

(視覚の科学 26: 62-70, 2005)

キーワード: 乱視, 老視, トーリックコンタクトレンズ, 遠近両用コンタクトレンズ, Quality of vision

---

Generally speaking, spectacles are very popular for correcting astigmatism or presbyopia. However, to improve quality of vision, it is sometimes better to correct astigmatism or presbyopia using contact lenses. There are several types of contact lenses for correcting astigmatism or presbyopia, so it is very important to have sufficient knowledge of each type of contact lens so as to correct astigmatism or presbyopia by selecting the optimum type of contact lens for each patient. The approach to correcting astigmatism or presbyopia by using several types of contact lenses is outlined in this paper.

(Jpn J Vis Sci 26: 62-70, 2005)

Key Words: Astigmatism, Presbyopia, Toric contact lens, Bifocal / multifocal contact lens, Quality of vision

---

### 1. はじめに

屈折異常や老視の矯正には、一般に眼鏡やコンタクトレンズ (以下 CL) が使用されるが、CL は涙液を介して眼に接するため、強度の角膜乱視や円錐角膜などの角膜不正乱視の矯正においては優れている。

本邦で CL が最初に眼科医療に導入されたのは円錐角膜に対してであるが、その後50年以上にわたって多くの患者が CL の恩恵を受けてきた。とりわけ、最近の CL の進歩は目覚ましく、レンズの光学部、周辺部それぞれに球面、非球面、トーリック面、モノカー

ブ、マルチカーブなどの加工を施した付加価値の高い CL が開発されている。近視や遠視を矯正する球面レンズだけでなく、乱視矯正を目的としたトーリックレンズ、円錐角膜に対する特殊なデザインを有するレンズなど、多種多様な高品質な CL が発売されており、これらの CL を適切に処方することにより、患者の **quality of vision** (以下 QOV) を向上することが可能となる。

本稿では乱視眼および老視眼に対する CL による矯正について概説する。

---

別刷請求先: 751-0872 下関市秋根南町 1-1-15 ウエダ眼科 植田喜一  
(2005年11月17日受理)

Reprint requests to: Kiichi Ueda Ueda Eye Clinic  
1-1-15 Akineminamimachi, Shimonoseki 751-0872, Japan  
(Received and accepted November 17, 2005)

## 2. 乱視の矯正

乱視があればすぐにトーリック CL を選択するわけではない。症例によっては球面 CL で対応できる場合もある。また、それぞれ乱視の種類や程度により処方する CL の種類も異なるため、各症例に応じた適切な CL を選択する必要がある。

乱視の種類は角膜乱視、全乱視、残余乱視の三つに大きく分けられ、更に角膜乱視は正乱視と円錐角膜や角膜移植後などの不正乱視に分けられる。本来、残余乱視とは全乱視と角膜乱視の差であるが、CL を処方する際に問題となる残余乱視は、CL を装用した状態で起こる乱視のことをいい、CL で十分に矯正できない角膜前面乱視、角膜後面乱視、水晶体乱視、網膜乱視などの合成系として捉える<sup>1)</sup>。

まず角膜乱視については、円錐角膜や角膜外傷後、角膜移植後などの不正乱視に対しては球面ハードコンタクトレンズ（以下 HCL）が第一選択である。正乱視についても軽度～中等度であれば通常の球面 HCL で対応できるが、強度の角膜乱視になるとトーリック HCL でないと対応できない場合がある。次に、全乱視に対しては軽度であれば球面 HCL、球面ソフトコンタクトレンズ（以下 SCL）で対応できるが、

中等度～強度の乱視でこれらのレンズを使用しても残余乱視が問題になる場合は、トーリック HCL やトーリック SCL で対応する<sup>2-5)</sup>（表1）。

一般にトーリック CL の選択方法としては、表2に示すように球面 CL でフィッティングが良好であるにもかかわらず残余乱視が問題になれば、HCL では前面トーリック HCL を、SCL ではトーリック SCL を検討する。また、強度の角膜乱視で球面 HCL がフィッティング不良であれば、フィッティングを改善するために後面トーリック HCL を検討する。もし、後面トーリック HCL を装着して残余乱視が問題になるようであれば、両面トーリック HCL を考える<sup>2-5)</sup>。

### 1) トーリック SCL による乱視矯正

トーリック SCL は全乱視の矯正を目的としたレンズで、球面 SCL で残余乱視のため良好な視力が得られない症例がよい適応である。ただし、3.00 D をこえた全乱視の矯正は難しい。

トーリック SCL は、レンズの前面または後面にトーリック面をもつ。これまでトーリック SCL にはトーリック面を前面に設置したものが多かったが、最近では後面に設置したものが増えてきた。また、レンズの回転防止法としては、プリズムバラスト法、ダブル・スラブ・オフ法を採用したものが多いが、これらの回転防止法を組み合わせたレンズもある。

トーリック SCL の軸がずれた場合、乱視の矯正効果がどのように変化するかを考えてみる。ここで、完全矯正値と実際に装用したレンズの差を残留屈折値とする。例えば -3.00 D の近視の場合、すなわち、目標とする完全矯正球面度数が S - 3.00 D として、S - 2.50 D の球面レンズを装用したとすると、残留屈

表1 乱視眼に対する CL の選択

角膜乱視	
・不正乱視	→ 球面 HCL
・軽度～中等度	→ 球面 HCL
・強度	→ トーリック HCL (後面 or 両面)
-----	
全乱視	
・軽度	→ 球面 HCL, 球面 SCL
・中等度～強度	→ 前面 HCL, トーリック SCL

HCL: ハードコンタクトレンズ, SCL: ソフトコンタクトレンズ

表2 トーリック CL の選択方法

1. 球面レンズでフィッティング良好								
残余乱視が問題	<table border="0"> <tr> <td>球面 HCL</td> <td>→</td> <td>前面トーリック HCL</td> </tr> <tr> <td>球面 SCL</td> <td>→</td> <td>トーリック SCL</td> </tr> </table>	球面 HCL	→	前面トーリック HCL	球面 SCL	→	トーリック SCL	
球面 HCL	→	前面トーリック HCL						
球面 SCL	→	トーリック SCL						
2. 強度角膜乱視のために球面 HCL がフィッティング不良								
球面 HCL	→	<table border="0"> <tr> <td>後面トーリック HCL</td> <td></td> </tr> <tr> <td>↓</td> <td>残余乱視が問題</td> </tr> <tr> <td>両面トーリック HCL</td> <td></td> </tr> </table>	後面トーリック HCL		↓	残余乱視が問題	両面トーリック HCL	
後面トーリック HCL								
↓	残余乱視が問題							
両面トーリック HCL								

完全矯正値  $D_1 = \text{sph } S_1 \ominus \text{cyl } C_1 \text{ Ax } \theta_1$   
 装用レンズ  $D = \text{sph } S_2 \ominus \text{cyl } C_2 \text{ Ax } \theta_2$   
 ↓  
 残留屈折値  $D_R = \text{sph } S \ominus \text{cyl } C \text{ Ax } \theta$

$$\tan 2\theta = \frac{C_1 \sin 2\theta_1 + C_2 \sin 2\theta_2}{C_1 \cos 2\theta_1 + C_2 \cos 2\theta_2}$$

$$C = \frac{C_1 \sin 2\theta_1 + C_2 \sin 2\theta_2}{\sin 2\theta}$$

$$S = S_1 + S_2 + \frac{C_1 + C_2 - C}{2}$$

図1 残留屈折値

折値はS-0.50Dとなる。つまり、-0.50Dの近視の未矯正ということになる。同様に、乱視の場合も完全矯正値と実際に装用したレンズの差を残留屈折値と考えると、図1に示すような式であらわすことができる。例えば、-1.00Dの直乱視にC-1.00D Ax180°の円柱レンズを装用して、 $\theta$ だけずれた場合の屈折値を考える(図2)。図1に示した式にそれぞれ軸ずれた角度 $\theta$ を代入すると、表3のような結果が得られる。軸が同じ、すなわち、 $\theta$ が0°であれば乱視は完全に矯正されるが、 $\pm 30^\circ$ ずれてしまうと、-1.00Dの乱視が残り、乱視に関しては全く矯正されていないことがわかる。 $\pm 30^\circ$ 以上ずれると、更に強い乱視が残り、 $\pm 90^\circ$ では-2.00Dと最大にな

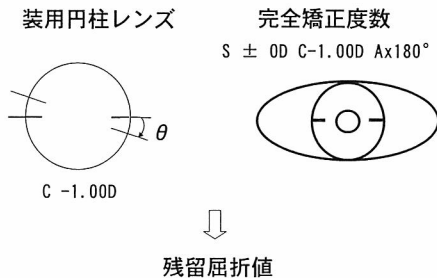


図2 軸ずれに伴う残留屈折値

表3 軸ずれに伴う残留屈折値

$\theta$	残留屈折値			$\theta$	残留屈折値		
	S	C	Ax		S	C	Ax
0	0	0	—	90	1.000	-2.000	180
5	0.087	-0.174	137.5	95	0.996	-1.992	2.5
10	0.174	-0.347	140	100	0.985	-1.970	5
15	0.259	-0.518	142.5	105	0.966	-1.932	7.5
20	0.342	-0.684	145	110	0.940	-1.879	10
25	0.423	-0.845	147.5	115	0.906	-1.813	12.5
30	0.500	-1.000	150	120	0.866	-1.732	15
35	0.574	-1.147	152.5	125	0.819	-1.638	17.5
40	0.643	-1.286	155	130	0.766	-1.532	20
45	0.707	-1.414	157.5	135	0.707	-1.414	22.5
50	0.766	-1.532	160	140	0.643	-1.286	25
55	0.819	-1.638	162.5	145	0.574	-1.147	27.5
60	0.866	-1.732	165	150	0.500	-1.000	30
65	0.906	-1.813	167.5	155	0.423	-0.845	32.5
70	0.940	-1.879	170	160	0.342	-0.684	35
75	0.966	-1.932	172.5	165	0.259	-0.518	37.5
80	0.985	-1.970	175	170	0.174	-0.347	40
85	0.996	-1.992	177.5	175	0.087	-0.174	42.5

る。このように $\pm 30^\circ$ 以内のずれは乱視の矯正効果があるが、それをこえるとかえって乱視は強くなり、乱視の矯正のために円柱レンズを使用したことにならない。したがって、 $\pm 15^\circ$ 以内、できれば $\pm 10^\circ$ 以内にしないと、十分な矯正効果は得られない。このように、トーリックSCLの処方では円柱軸による影響が大きいということがポイントで、いかに瞬目でレンズが回転しないようにするか、また適切な円柱軸を選ぶかというのが成功の鍵を握る<sup>3-9)</sup>。

2) トーリックHCLによる乱視矯正

(1) 前面トーリックHCL

前面トーリックHCLは、前面にトーリック面をもち、レンズの回転防止法としてプリズムバラスト法やトランケーション法を採用している。球面HCLを装用して良好なフィッティングや装用感が得られるものの、残余乱視のために視力補正が不十分である症例が適応となるが、トーリックSCLの普及に伴って前面トーリックHCLを処方する機会は少なくなった。

(2) 後面トーリックHCL

後面トーリックHCLは、レンズ前面が通常の単一な球面カーブで、後面が弱主経線と強主経線で異なった二つのベースカーブ(以下BC)をもっており、球面HCLのフィッティング不良の解消と残余乱視の軽減を目的としている。角膜乱視の症例に内面が単一のBCの球面HCLを装用した場合、弱主経線の周辺部はレンズが強く角膜に接し、逆に強主経線方向はレンズが浮き上がった状態になるためレンズは角膜上に安定しない。このため、視力不良や視力不安定、装用感不良、角膜上皮障害や角膜の変形といった問題が起こることがある。これに対して後面トーリックHCLの場合、内面に二つのBCをもつため、角膜前面とレンズ後面が広い領域で接触するようになり、良好なセンタリングが得られる。したがって、球面HCLでは良好なフィッティングが得られず、自覚的に異物感があるため長時間の装用ができない症例や、結膜充血、3時-9時染色などの角結膜障害が軽減しない症例が適応となる。レンズが回転しないためには角膜曲率半径の強弱主経線の差が0.4mm以上必要であるが、角膜乱視が全乱視よりも大きい症例は適応外である<sup>3-9)</sup>。

一般に角膜曲率半径の弱主経線値と中間値の中間に近い値をBC<sub>1</sub>、強主経線値と中間値の中間に近い値をBC<sub>2</sub>として選択する。したがって、図3の症例

では角膜曲率半径の弱主経線値は8.19mm，強主経線値は7.51mm，中間値は7.85mmなので， $BC_1$ は8.05mm， $BC_2$ は7.65mmを選択した。通常の球面HCLではレンズの下方にエッジの浮き上がりがあり，時間の経過とともにレンズは角膜中央ではなく下方に偏位したが，後面トーリックHCLではレンズは角膜中央に安定した。

(3) 両面トーリックHCLによる乱視矯正

両面トーリックHCLは，レンズの両面（前面と後面）にトーリック面をもつHCLで，後面トーリックHCLと同様にレンズ後面に異なる二つのBCをもち，更に前面にも異なる二つのカーブを有し，フィッティング不良の解消と残余乱視の矯正を行う。レンズ後面の二つのBCをそれぞれ角膜の弱主経線と強主経線

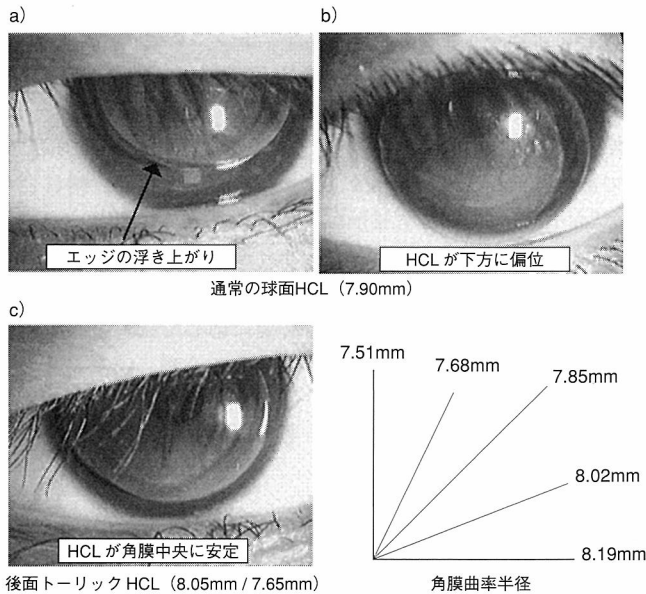


図3 後面トーリックHCLの処方例

a) 通常の球面HCLではエッジの下方が浮き上がり，b) 時間が経つとレンズは下方に偏位するが，c) 後面トーリックHCLではエッジの浮き上がりがなく，レンズは角膜中央に安定する。

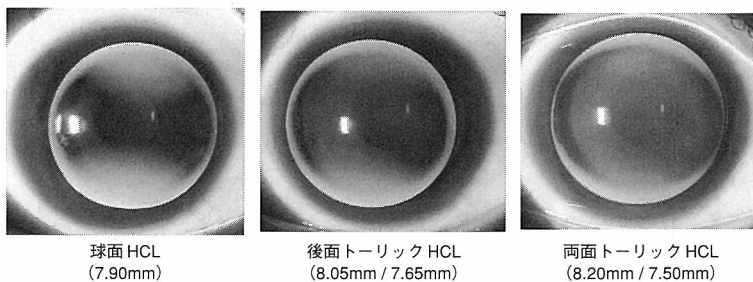


図4 両面トーリックHCLの処方例（フルオレセインパターンの比較）

球面HCLよりも後面トーリックHCLを，更に両面トーリックHCLを使用することでフルオレセインパターンはよりパラレルになり，レンズのフィッティングは良好になる。



の値に近づけて角膜乱視を矯正し、残った乱視を二つのフロントカーブで矯正する。適応は後面トーリック HCL とほぼ同様であるが、角膜乱視の軸と全乱視の軸が大きく隔たっている場合は適応外である<sup>3-5)</sup>。

強度角膜乱視の症例に球面 HCL、後面トーリック HCL、両面トーリック HCL を装着した状態を図 4 に示す。球面 HCL を使用するよりも後面トーリック HCL を、更に両面トーリック HCL を使用することでフルオレセインパターンはよりパラレルになり、レンズのフィットリングは良好になった。

### 3) 特殊なデザインの HCL による不正乱視 (円錐角膜) の矯正

HCL による角膜乱視の矯正について考えると、角膜前面の乱視を涙液レンズが矯正するため、不正乱視の矯正には HCL が最適である。不正乱視の代表である円錐角膜に対しては、球面 HCL による 3 点接触法、あるいは 2 点接触法で処方することが多いが、高度の円錐角膜では球面 HCL では対応できない症例が生じてくる。このような場合に、非球面 HCL、多段階カーブ HCL、ピギーバック法などを検討する必要がある。

円錐角膜の頂点部は前方に突出しているが、円錐

角膜であっても周辺部は通常の角膜と同様の形状をしていることが多いため、光学部と周辺部にそれぞれ離心率の異なる非球面デザインを設計した HCL や多段階カーブにした HCL が円錐角膜用として開発されている。こうした HCL では、円錐頂点部および周辺部のフルオレセインパターンが改善し、良好なセンタリングと動きが得られる (図 5, 6)。そのため HCL のずれや脱落が少なくなり、異物感も軽減し、装着時間が延長する。これまで、角膜移植術の適応と考えられた症例であっても、これらの HCL を処方して、レンズの装着が可能になった症例は数多くある。

### 3. 老視の矯正

CL 使用者の老視に対しては、まず、CL の度数を遠方からやや中間距離に合わせ、遠方も近方も程々見えるようにするという方法があるが、調節力がかなり減退した場合には遠近とも十分な視力が得られない。次に、遠方または近方に合わせた CL の上から必要に応じて近方または遠方の眼鏡をかけるという方法があるが、眼鏡を併用しなければならないという煩わしさがある。更に、CL の度数を片眼を遠方、その反対眼を近方に合わせるというモノビジョンテ

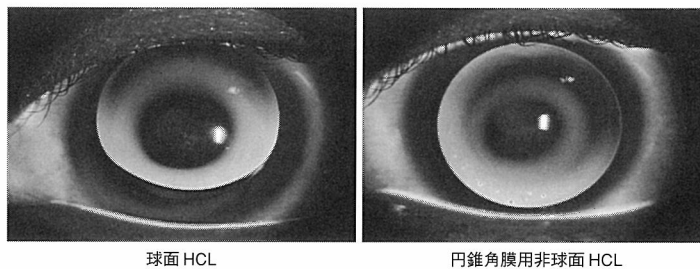


図 5 円錐角膜用非球面 HCL の処方例 (フルオレセインパターンの比較)

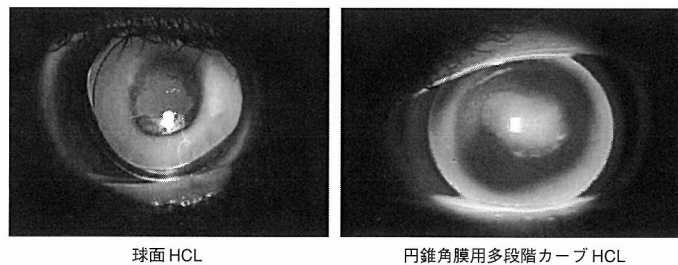


図 6 円錐角膜用多段階カーブ HCL の処方例 (フルオレセインパターンの比較)

クニックがあるが、見え方に慣れを必要とする。そこで、遠近ともによく見える遠近両用 CL が望まれるが、各メーカーの研究、開発、技術の進歩により、十分に実用に耐え得る遠近両用 CL が市販されるようになった。

1) 遠近両用 HCL による老視矯正

遠近両用 HCL は形状の面からセグメント型と同心円型に分けられ、光学的な機能の面から交代視型と同時視型に分けられる (図7)。交代視型は視線を上下に動かしてレンズの遠用光学部、近用光学部のどちらか一方を通して物を見るタイプで、視軸移動型とも呼ばれる。同時視型は遠方と近方の二つの像を同時に網膜に結像させ、脳 (中枢神経) がどちらか

必要な像を選択する。遠方像を集中して見ようとすると逆になる。

(1) セグメント型

レンズの上方に遠用光学部、下方に近用光学部を配した交代視型の二重焦点 CL で、図8のように遠方視ではレンズの遠用光学部が瞳孔領を覆い、近方視では眼球が下転し、下眼瞼縁で押し上げられたレンズの近用光学部が瞳孔領を覆う。セグメント型の CL は瞬目に伴うレンズの回転が見え方に大きな影響を与えるため、プリズムバラストなどの加工が必要である。

(2) 同心円型

レンズの中心から同心円状に遠用光学部と近用光学部が配置された CL で、交代視型と同時視型のものがある (図7)。

交代視型は中心部の遠用光学部が瞳孔領より大きくデザインされた二重焦点レンズで、セグメント型と同様に遠方視ではレンズの中心部 (遠用光学部) が瞳孔領を覆い、近方視ではレンズの周辺部 (近用光学部) が瞳孔領を覆う (図9)。同心円型の CL は同心円状にそれぞれの光学部が配置されているため、セグメント型とは異なりレンズの回転が見え方に大きな影響を及ぼすことはない<sup>7-9)</sup>。

同時視型のほとんどは累進屈折力レンズで、レンズの前面または後面を非球面形状として、レンズの中心から周辺に向けてプラス度数が連続的に増すよ


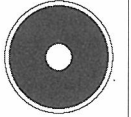
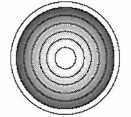
形 状	セグメント型	同心円型	
デザイン			
光学的機能	交代視型		同時視型
屈折力 (焦 点)	二重焦点		累進屈折力

図7 遠近両用 CL の種類

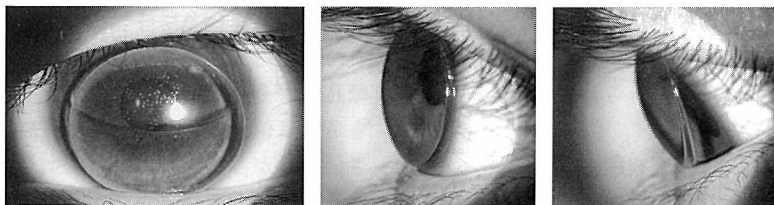


図8 遠近両用 HCL (交代視型, セグメント型, 二重焦点レンズ) の処方例

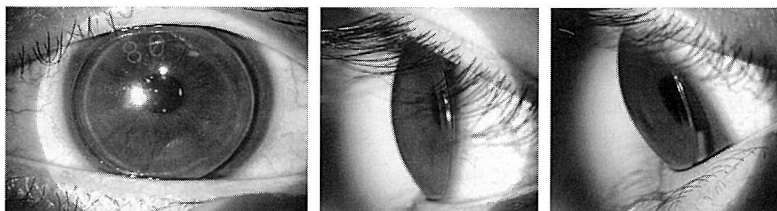


図9 遠近両用 HCL (交代視型, 同心円型, 二重焦点レンズ) の処方例

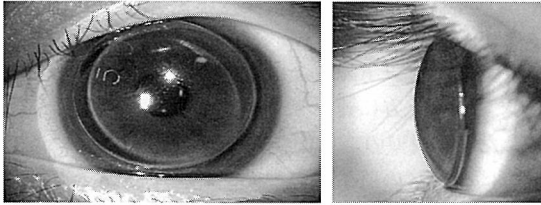


図10 遠近両用HCL（同時視型，同心円型，累進屈折力レンズ）の処方例

うに設計されている（図10）。遠近両用HCLは角膜上でのレンズの動きが大きく，瞳孔の中心とレンズの中心がいつも一致しているとは限らず，近方視の場合に視線がレンズの周辺部の近用光学部を通ることがあるので，単純に同時視型と捉えるよりも，交代視としての機能も合わせもつ複合型と捉えるとい<sup>7-9</sup>。

セグメント型は遠用光学部，近用光学部がともに比較的広い領域を有するため，必要な光学部が選択できれば遠近ともに像は鮮明に見える。しかし，眼鏡の二重焦点レンズと同様に，近方視の場合には下方視が必要で，足元が見えにくいという問題がある。更に，遠用光学部と近用光学部の境界を視線が移動する際に像のジャンプが生じやすいという問題や，二重焦点レンズのため中間距離が見えにくいという問題があり，見え方に慣れが必要となる。

同心円型はCLの回転による影響が少なく，像のジャンプがないが，瞳孔の中心とレンズの中心が一致しないと十分な矯正効果が得られない。二重焦点レンズに比べて累進屈折力レンズは遠方～中間距離，近方まで境目のない見え方が得られるという利点がある<sup>7-9</sup>。

## 2) 遠近両用SCLによる老視矯正

現在国内で市販されている遠近両用SCLはすべて同時視型の同心円型である。同心円型は中心が遠用，周辺が近用のタイプのもので，逆に中心が近用，周辺が遠用のタイプのものであり，二重焦点レンズ，累進屈折力レンズなど様々である（図11）。

同心円型の遠近両用SCLは中心部の光学部の面積が狭く，通常の瞳孔反応で遠用光学部と近用光学部の両方が瞳孔径を覆うようにデザインされている。この同心円型のレンズには，上述したように中心部を遠用，周辺部を近用とするものや，その逆に中心部を近用，周辺部を遠用とするものがあるが，近方

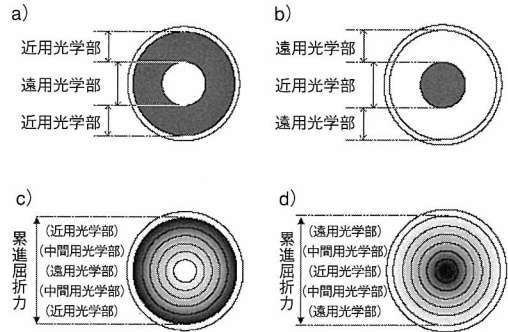


図11 遠近両用SCLのデザイン

- a) 同時視型，同心円型，二重焦点レンズ（中心遠用・周辺近用）
- b) 同時視型，同心円型，二重焦点レンズ（中心近用・周辺遠用）
- c) 同時視型，同心円型，累進屈折力レンズ（中心遠用・周辺近用）
- d) 同時視型，同心円型，累進屈折力レンズ（中心近用・周辺遠用）

視した場合は調節性の縮瞳が起こるため，中心近用・周辺遠用のレンズの方が効果的だと考えられる<sup>7-10</sup>。中心近用・周辺遠用のレンズでは，近方視の際はレンズ中央に配される近用光学部を通過する光量が全体に占める割合が高くなって，近方像のコントラストが上がり，逆に遠方視の際は自然瞳孔となり，遠用光学部を通過する光量が増加し，遠方像のコントラストが上がることを期待している。こうした屈折を利用した同心円型では，瞳孔の中心とレンズの中心が一致しないと期待した効果が得られにくい<sup>7-10</sup>。また，遠用光学部と近用光学部の面積と配置，更に瞳孔径がその効果に影響を及ぼす。瞳孔の位置や大きさには個人差があり，とくに高齢者では瞳孔が小さいことが多い。また，同一個人でも照度や近見に伴う瞳孔径の変化に差があり，選択するレンズデザインによって遠近の見え方は大きく変化することがある<sup>7-10</sup>。

遠近両用SCLは眼鏡や遠近両用HCLに比べると明らかに遠近の見え方は悪いため，見え方に対する要求度の高い人や，長時間の近業をする人は遠近両用SCLに満足しないことが多い。したがって，単焦点SCLの上から必要に応じて近方または遠方の眼鏡をかけるか，遠近両用HCLに変更せざるを得ない症例や，遠近両用の眼鏡を処方せざるを得ない症例もある。単焦点SCLではそれぞれ遠方，近方に合わせれ

ば、遠方、近方ともに眼鏡と同等の見え方が得られるが、遠近両用 SCL ではとくに近方の見え方が劣ることが多い<sup>10)</sup>。また、単焦点 SCL に比べてコントラスト感度が低下し<sup>11, 12)</sup>、像が暗く見えるので、夜間の車の運転の際に問題になることがある。したがって、遠近両用 SCL を処方する際には、遠近両用 SCL の問題点を患者に詳しく説明する必要がある。

遠近両用の眼鏡を処方する場合は、他覚的および自覚的屈折値、更に年齢から考えられる調節力をもとに検眼を行えば期待される遠方および近方の視力が得られることが多い。しかし、遠近両用 SCL の場合にはこれらのデータをもとに検眼を行っても、レンズデザインや症例によっては表示された近用加入度数の効果が得られず、期待される遠方および近方の視力が得られないことがある<sup>10, 13)</sup>。このように、ある特定のレンズを選択してサイズ、BC、球面度数、近用加入度数などの規格を決定しても、満足のいく結果を得ることができなかつたからといって、その症例が遠近両用 SCL の適応ではなかつたと判断するのは誤りで、他のレンズに変更するとうまくいくことがある。何種類かのレンズを試して、最も患者が満足するレンズを選択すべきである。

### 3) モノビジョン法による老視矯正

CL 使用者が近視障害を訴えた場合、遠近両用 CL の処方を試みるが、満足のいく結果が得られないことがある。このような場合に単焦点 CL を用いたモノビジョン法や二焦点 CL、累進屈折力 CL などの遠近両用 CL を用いたモディファイドモノビジョン法を用いると比較的満足のいく結果が得られることがある<sup>9, 14)</sup>。しかしながら、これらの方法は両眼視機能が低下するという問題と、見え方に慣れが必要であるという問題がある。とくに両眼とも軽度の遠視ある

いは正視で遠方視は裸眼で不自由していない患者、軽度の近視で近方視は裸眼で不自由していない患者や、遠近ともによく見える眼鏡を使用している患者にこれらの方法を試しても満足しない場合が多い。更に CL 使用者においても、見え方に対する質的要求度の高い人や近方の細かい作業をする人、長時間近業をする人なども満足しない場合が多い。

モノビジョン法およびモディファイドモノビジョン法を行う場合、遠方重視の CL および近方重視の CL を左右眼にどのように装用するかということが問題になる。人には利き手や利き足があるように、利き眼も存在するといわれている。利き眼には優位性があり、条件が変わっても利き眼がなかなか切り替わらない優位性の強い人もいれば、条件によって左右が簡単に切り替わる優位性の弱い人もいる<sup>15)</sup>。利き眼の優位性は、簡易法として、覗き孔法、指差し法がある<sup>15, 16)</sup>。一般に利き眼に遠方重視の CL を装用する人が多いが、職業や生活習慣により、遠近どちらに重点をおくかは個人によって異なる<sup>16)</sup>。したがって、患者がより満足する方を選択する。左右のレンズの度数は、患者が求める作業距離を考慮し、片眼視ではなく両眼視による遠方視、近方視の検査を行い、患者が最も満足するレンズ度数を決定することが重要である<sup>9)</sup>。

単焦点 CL を使用しても満足のいく結果が得られない場合には、遠近両用 CL を組み合わせたモディファイドモノビジョン法を試みる。裸眼と遠近両用 CL、単焦点 CL と遠近両用 CL、遠近両用 CL と遠近両用 CL の組み合わせがあるが、遠近両用 CL には数種類のタイプがあるので、try and error を繰り返して適切な CL を選択する。両眼とも遠近両用 CL を使用する場合は、一般に、片眼を遠方視～中間視、反対眼を

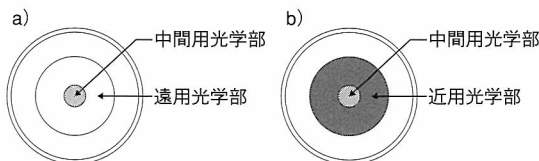


図12 利き眼と非利き眼でデザインの異なる遠近両用 SCL (同時視型、同心円型、二焦点レンズ)

- a) 遠用重視タイプ (利き眼用) : 中心中間用・周辺遠用
- b) 近用重視タイプ (非利き眼用) : 中心中間用・周辺近用

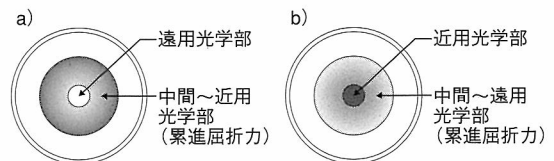


図13 特殊なデザインの遠近両用 SCL (同時視型、同心円型、累進屈折力レンズ)

- a) 遠用重視タイプ (D レンズ) : 中心遠用・周辺中間～近用
- b) 近用重視タイプ (N レンズ) : 中心近用・周辺中間～遠用

中間視～近方視がよく見えるように合わせる方法を用いる。使用する遠近両用 CL は、左右眼に同じデザインのレンズを用いる場合と異なるデザインのレンズを用いる場合がある。

モディファイドモノビジョン法を用いた特殊なデザインの遠近両用 SCL が開発されている。図12に示す CL (株式会社レインボーオプティカル研究所, マチュアビュー) は同心円型の二重焦点レンズであるが、利き眼と非利き眼でレンズデザインが異なる。利き眼用のレンズは中心中間用・周辺遠用, 非利き眼用は中心中間用・周辺近用である。図13に示す CL (ロート製薬株式会社, ロート i.Q.®14 バイフォーカル) は同心円型の累進屈折力レンズで遠用重視タイプ (D レンズ) と近用重視タイプ (N レンズ) がある。遠用重視タイプは中心光学部が遠用で周辺に行くにつれて近用に, 近用重視タイプは中心光学部が近用で周辺に行くにつれて遠用になっている。症例に応じて (1) 両眼に D レンズを, (2) 利き眼に D レンズ, 非利き眼に N レンズを, (3) 利き眼に N レンズ, 非利き眼に D レンズを, (4) 両眼に N レンズを使用する。これらの組み合わせで多くの症例に対応することができる。

#### 4. お わ り に

乱視の矯正に使用されるトーリック CL や老視の矯正に使用される遠近両用 CL の処方は, 通常の単焦点 CL に比べて難しい, 煩わしいと思われがちだが, 適切な CL を選択して良好なフィッティングが得られれば, 満足のいく結果が得られる場合が多い。現在, 市販されているこれらの CL には多くのタイプのもがあるが, それぞれの特徴を十分に理解し, 適応を見極めて CL を選択する必要がある。実際の処方にあたっては, 患者にこれらの CL の利点と問題点について十分な説明をして納得してもらうことも必要である。

一般に乱視や老視の矯正には眼鏡を処方することが多いが, 患者の QOV を考えた場合, CL を使用し

た方がよいことも多い。メーカーの努力により, 矯正効果の高い CL が数多く発売されている。我々眼科医も積極的にこれらの CL を処方し, 患者の QOV の向上を図ることが求められる。

#### 文 献

- 1) 所 敬: トーリックコンタクトレンズ. 眼科 32: 229, 1990.
- 2) 梶田雅義: コンタクトレンズ処方の要点 トーリックコンタクトレンズ. 湖崎 克, 西信元嗣, 加藤桂一郎編, コンタクトレンズ診療最前線, 23-30, 金原出版, 東京, 1996.
- 3) 植田喜一: トーリックレンズ. 日コレ誌 40: 179-188, 1998.
- 4) 植田喜一: トーリックレンズ. 日コレ誌 42: S17-S24, 2000.
- 5) 植田喜一: トーリックレンズの処方. 日コレ誌 44: 113-124, 2002.
- 6) 植田喜一: トーリックソフトレンズ. あたらしい眼科 19: 443-456, 2002.
- 7) 植田喜一: 遠近両用コンタクトレンズの処方. 田野保雄, 濱野 孝編, 眼科診療プラクティス 77, 涙液からみたコンタクトレンズ処方, 46-51, 文光堂, 東京, 2001.
- 8) 植田喜一: 遠近両用コンタクトレンズの処方. 視覚の科学 23: 69-77, 2002.
- 9) 植田喜一: 老視矯正からの選択. 日コレ誌 47: 93-102, 2005.
- 10) 植田喜一: 遠近両用ソフトコンタクトレンズの特性. あたらしい眼科 18: 435-446, 2001.
- 11) 柳井亮二, 相良絵見他: 照準線共軸型遠近両用ソフトコンタクトレンズ装着時のコントラスト感度の低下について. 日コレ誌 43: 163-168, 2001.
- 12) 植田喜一, 佐藤里沙他: デザインの異なる遠近両用ソフトコンタクトレンズのコントラスト視力. 日コレ誌 44: 211-215, 2002.
- 13) 上田哲生, 櫻井寿也他: バイフォーカルコンタクトレンズにおける近用加入度数について. 日コレ誌 42: 142-145, 2000.
- 14) 植田喜一: コンタクトレンズにおける Monovision. IOL&RS 18: 111-117, 2004.
- 15) 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.
- 16) 不二門 尚: 調節機能, 偽調節 モノビジョン. IOL&RS 17: 91-97, 2003.

原 著

## 両眼視と単眼視下における瞳孔径が昼間視と薄暮視下の視機能に与える影響

川守田拓志\*, 魚里 博\*\*

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

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

Takushi Kawamorita\* and Hiroshi Uozato\*,\*\*

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

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

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

キーワード：瞳孔径，高次収差，コントラスト視力，昼間視，薄暮視

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

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

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

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

1-15-1 Kitasato, Sagami-hara 228-8555, Japan

(Received and accepted November 4, 2005)

## 1. 緒 言

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

## 2. 方 法

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

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

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

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

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

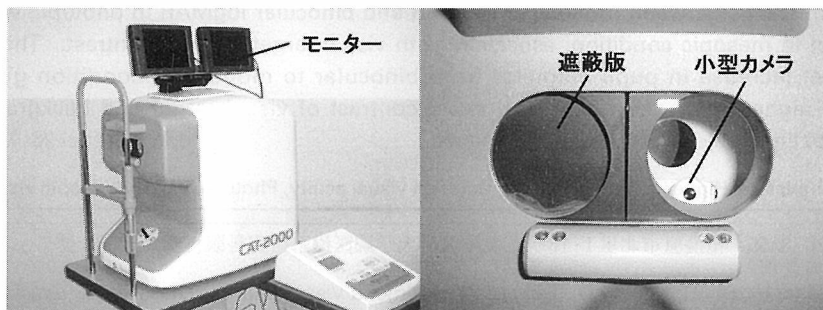


図1 瞳孔径計測用小型カメラとモニターを取り付けた改良型 CAT-2000 (Menicon)

### 3. 結 果

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

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

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

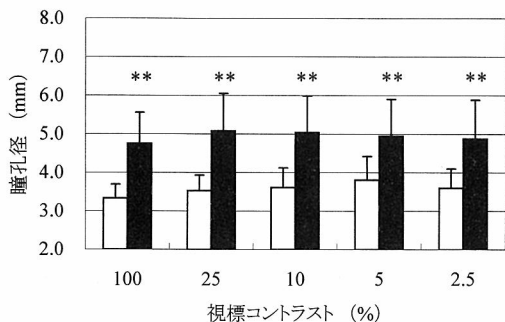


図2 昼間視における視標コントラストと瞳孔径：両眼視と単眼視の比較  
\*\*:  $p < 0.01$ , □: 両眼視, ■: 単眼視

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

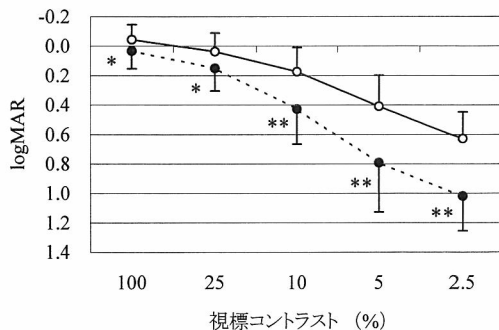


図4 昼間視における視標コントラストとlogMAR値：両眼視と単眼視の比較  
\*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$   
—○—: 両眼視, ---●---: 単眼視

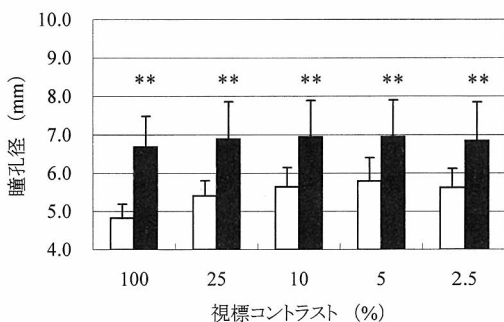


図5 薄暮視における視標コントラストと瞳孔径：両眼視と単眼視の比較  
\*\*:  $p < 0.01$ , □: 両眼視, ■: 単眼視

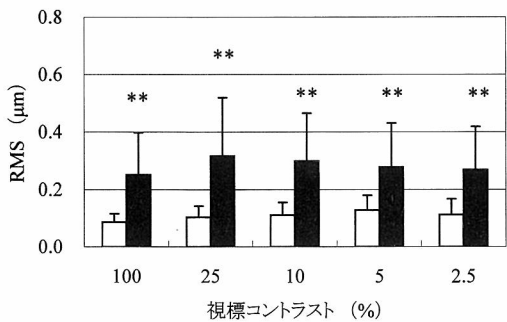


図3 昼間視における視標コントラストと高次収差の総和：両眼視と単眼視の比較  
RMS: root mean square, \*\*:  $p < 0.01$   
□: 両眼視, ■: 単眼視

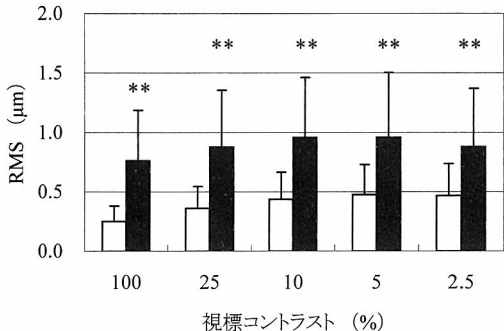


図6 薄暮視における視標コントラストと高次収差の総和：両眼視と単眼視の比較  
RMS: root mean square, \*\*:  $p < 0.01$   
□: 両眼視, ■: 単眼視



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

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

#### 4. 考 按

本検討により、視機能検査時の瞳孔径と高次収差は背景輝度 (昼間視と薄暮視)、視標のコントラストにかかわらず、両眼視下にならば単眼視下で有意に高値を示した。両眼視下と単眼視下の瞳孔径に関する過去の報告<sup>6-8)</sup>では、視機能検査下のリアルタイム計測や収差測定は行われていないが、単眼視下の瞳孔径は両眼視下と比べ高値を示しており、本研究結果や以前報告した我々の結果<sup>5)</sup>と一致している。また瞳孔径は、Campbell と Gubisch<sup>10)</sup>によって結像特性 (線像強度分布) の観点から最適径 (入射瞳) が約 2.4 mm と報告されており、一般的にはそれ以上拡大すると収差が増加し、視機能は低下する<sup>11)</sup>。したがって今回の結果より、比較的広い範囲の背景輝度において、両眼視下にならば単眼視下で瞳孔径が高値を示し、このことが収差の増加と網膜結像特性の低下を導き、その結果、視機能に影響を与えることを示唆している。

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

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

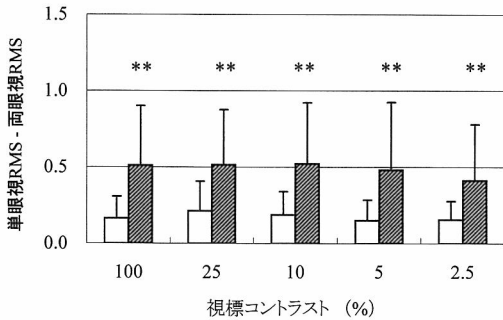


図7 単眼視と両眼視下高次収差の総和の差：昼間視と薄暮視の比較  
RMS : root mean square, \*\*:  $p < 0.01$   
□ : 昼間視, ■ : 薄暮視

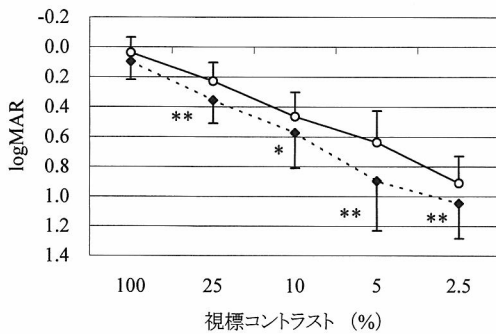


図8 薄暮視における視標コントラストと logMAR 値：両眼視と単眼視の比較  
\*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$   
—○— : 両眼視, -●- : 単眼視

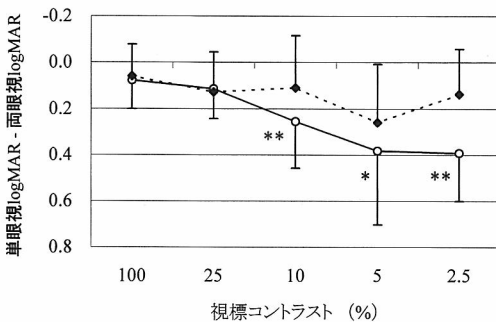


図9 単眼視と両眼視下 logMAR 値の差：昼間視と薄暮視の比較  
\*\*:  $p < 0.01$ , \*:  $p < 0.05$   
—○— : 昼間視, -●- : 薄暮視

の影響については、ほとんど報告されていない<sup>7)</sup>が、LASIK (laser in situ keratomileusis) などの角膜屈折矯正手術を施行した眼<sup>16, 17)</sup>や多焦点・二重焦点眼内レンズ挿入眼<sup>2, 18-20)</sup>、多焦点・二重焦点コンタクトレンズ装用者<sup>9)</sup>、また、白内障<sup>21)</sup>やドライアイ<sup>22)</sup>、円錐角膜眼<sup>23)</sup>など、眼球光学系の収差が瞳孔変化によって大きく変化しやすい症例では、臨床上視機能への影響が問題になる可能性がある。とくに薄暮視下では、単眼視下の収差増加が大きいことから単眼視下視機能の過小評価が懸念され、調査が必要とされる。そして今後、この現象に関して、瞳孔中心の変化<sup>24)</sup>や、屈折度分布、年齢、眼優位性<sup>25, 26)</sup>などの要因を考慮に入れて、検討する予定である。

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

## 謝 辞

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

## 文 献

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

## 最近のトピックス

## OCT オフサルモスコープ

(株式会社ニデック) 上野登輝夫

## 1. はじめに

光干渉断層計 (Optical Coherence Tomography 以下 OCT) は 1990 年に丹野が考案し<sup>1)</sup>, 続いて Huang らによって開発され<sup>2)</sup>, 眼科で使われはじめて数年が経過している。眼底の断層像を非侵襲で得ることのできるこの装置は, 糖尿病網膜症, 加齢黄斑変性などの病理の解明に有用な装置として普及し, 網膜, 脈絡膜疾患診断においては不可欠なものとなった。第 1 世代の OCT は解像度, 操作性, 機能面などにおいて改善の余地があったが, 第 2 世代になると測定ポイント数を増やすことで横方向の分解能を上げ, 更に網膜厚, 神経線維層厚を自動測定し, 緑内障診断を行うことのできるソフトウェアも充実してきている。また, 前眼部の断層像を捉える装置も開発されており, OCT の技術応用はますます眼科の診断に不可欠な技術となっている。

現在実用化されている OCT は 1 次元走査線上の断層画像, すなわち網膜の 1 断面を評価するものであり, 診断部位が広範囲にわたる場合, 測定が困難であった。そこで我々は, Podoleanu らが 1998 年に考案した 2 次元走査 OCT<sup>3), 4)</sup> に共焦点スキャニングレーザーオフサルモスコープ (以下 SLO) を組み合わせ



図 1 OCT オフサルモスコープ外観

ることで, 立体的に網膜診断を可能にする OCT オフサルモスコープを開発した<sup>5)</sup> (図 1)。

## 2. OCT の原理

OCT は低コヒーレンスビームを光源とし, ビームスプリッターによって参照光と測定光に分離され, 測定光は眼底の各層で反射し, それぞれ時間的な遅れと, 異なる強度の反射測定光となって戻る。一方, 参照光はリファレンスミラーで反射し, ビームスプリッターに戻り, 反射測定光と合流する。この二つの光の干渉現象を利用して反射測定光の強度を検出し, リファレンスミラーを光軸方向に走査することにより, 深さ方向の反射強度分布を得, 更に測定光を眼底の横方向に走査することにより断層像を得るものである。

## 3. 装置の特長

これに対し本装置の特長である 2 次元走査 OCT は, ガルバノミラーにより測定光を高速に眼底スキャンを行い, リファレンスミラーの光路とコヒーレンス長内で一致した場合に得られる干渉信号により 2 次元的に OCT 画像を構築するという方式 (C-scan) である。更にリファレンスミラーを光軸方向に移動することで奥行き方向の情報を得, これらから網膜を 3 次元情報として構築することができる。この方式によれば, 従来の網膜断層画像 (B-scan) のみならず, 眼底の任意の深さごとに en-face OCT (C-scan) 画像を得ることができるため, 従来の 1 断層像では撮影できない症例も観察することが可能となり, 網膜組織の立体構造の撮影, 表示をすることができるようになる<sup>6, 7)</sup>。

また, 第 2 の特長として OCT 画像と同一部位での共焦点網膜表層画像を同時に取得することができるという点がある。測定光軸と同軸に網膜表層観察光軸が挿入されており, これにより共焦点網膜表層画像と OCT による網膜内部の画像を同時に表示することが可能となる。

この網膜表層画像は, SLO の原理を用いており,

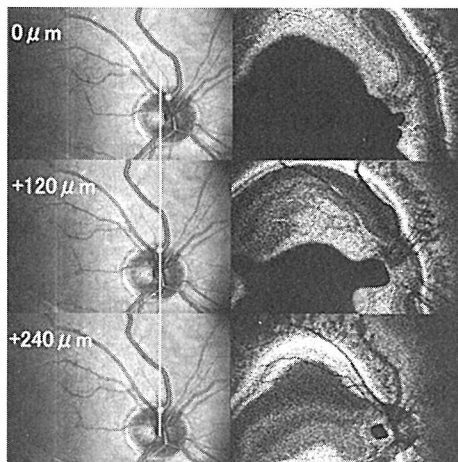


図2 網膜表層画像とC-scan像の同時取得

照明光を眼底上に高速走査し、各点ごとの眼底からの反射光を高感度の検知器で電気信号に変え、光の濃淡画像を構築して観察するものである。このとき、検知器の前に眼底と共役となるピンホールを設け、このピンホールと共役な関係にある画像だけを検出する共焦点方式となっている。焦点面以外の光、また焦点位置以外の光、更には散乱光を除去でき、焦点面が浅く、コントラストが高い画像を得ることができる。

共焦点網膜表層画像は網膜の観察のみならず、測定中の固視不良等による測定部位の位置ずれを補正するためのリファレンス画像として用いる。つまり、リファレンスマーの光軸方向のスキャン中に固視ずれが発生した場合でも各C-scan像を取得すると同時に網膜表層の像を取得し、この画像を用いて位置検知することでC-scan像の位置ずれを補正することができる。図2は網膜表層から120 $\mu\text{m}$ ごとに撮影したC-scan画像と同時に撮影した網膜表層画像である。+120 $\mu\text{m}$ の位置で被測定眼が横ずれしていることが網膜表層画像から観察できる。

#### 4. 装置仕様と機能

光源は波長820nm、バンド幅25nmのスーパーレミネッセンスダイオードで、角膜上出力700 $\mu\text{W}$ である。

B-scanは画角30°で、光軸方向スキャン幅は空気中で0.1~6mmの範囲で選択する。C-scanは画角30°×30°で、ズーム機能により15°×15°に倍率を上げることが可能である。分解能は光軸方向が9 $\mu\text{m}$ 、横方向が18 $\mu\text{m}$ となっている。

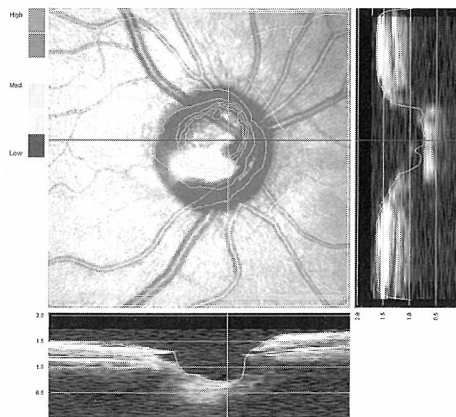


図3 眼底トポグラフィマップ

測定時間は、画像取込のフレームレートで決まるがフレームレートが2Hzの場合、B-scan、C-scanが標準で0.5秒である。このフレームレートはB-scanで1Hzか2Hzのどちらか、C-scanでは2~64Hzから選択する。C-scanのstack撮影（3次元測定）は、更に奥行き方向のステップ数（奥行き方向の測定枚数）によっても変わり、フレームレート2Hzの場合、1mmの奥行きをスキャンする場合、10 $\mu\text{m}$ ステップで50秒となるが、64Hzでは1.5秒となる。

撮影はモニター画面を見ながら、コンピュータのマウスで操作を行う。前眼部観察用カメラで撮影された画面で瞳孔中心に光軸が来るようにアライメントし、被測定者に可動内部固視標を注視させ、測定部位に眼を誘導する。まずSLO画像により、眼底にフォーカスを合わせ、次にオートコヒーレンスボタンを押すことで、C-scan画像が出る位置まで自動でリファレンスマーが移動する。SLO画像上にはB-scanのスキャン部位を示す赤いラインが表示され、これを上下に移動させ、B-scan像測定部位を決定する。SLO画像とC-scan画像が鮮明に表示されたら、B-scan画像に切り替えることで網膜断層像を容易に得ることができる。

撮影結果はB-scan、C-scan像グレースケールおよび疑似カラー表示が可能であり、SLO画像とC-scan画像とのオーバーレイ表示などが可能である。C-scan画像は奥行き方向に任意の間隔で自動連続撮影（stack撮影）することができ、位置、形状、分布などを詳細に把握することができる。また眼底のトポグラフィ測定ができ、マップ表示をさせることができる（図3）。

## 5. お わ り に

従来型 OCT では捉えられなかった C-scan OCT 像により、網膜 1 断面のみならず網膜病態を 3 次元で理解でき、より客観的で精度の高い診断、評価が可能となり、治療法の選択やインフォームドコンセント等に有用な装置となり得ると考えられる。

OCT による網膜断層装置は 2 次元情報から 3 次元情報へと進化してきており、今後も開発が進み、今後ますます臨床においてその必要性が増してくるものと思われる。

## 文 献

- 1) 丹野直弘：「光波反射像測定装置」日本特許第 2010042 号（出願 1990）。
- 2) Huang D, Swanson EA et al: Optical Coherence Tomography. *Science* 254: 1178-1181, 1991.
- 3) Podoleanu AG, Seeger M et al: Transversal and longitudinal images from the retina of the living eye using low coherence reflectometry. *Journal of Biomedical Optics* 3: 12-20, 1998.
- 4) Podoleanu AG & Jackson DA: Optical Mapping Apparatus with Adjustable Depth Resolution. US patent 5,975,697 (Filed: 1998).
- 5) 上野登輝夫：光アライアンス. 16 (2): 18-22, 2005.
- 6) Podoleanu AG, Dobre GM et al: Coherence imaging by use of a Newton rings sampling function. *Optics Letters* 21: 1789-1791, 1996.
- 7) Podoleanu AG, Dobre GM et al: En-face coherence imaging using galvanometer scanner modulation. *Optics Letters* 23: 147-149, 1998.