スペクトラル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

筑波大学大学院 数理物質科学研究科 電子・物理工学専攻 計算光学グループ
(〒305-8573 茨城県つくば市天王台1-1-1)

Spectral Domain Optical Coherence Tomography

Masahide ITOH, Yoshiaki YASUNO, and Toyohiko YATAGAI

Computational Optics Group, Institute of Applied Physics, University of Tsukuba,
1-1-1 Tenno-dai, Tsukuba, Ibaraki 305-8573

(Received March 22, 2006)

Optical coherence tomography (OCT) has been started from the applications of ophthalmology. Spectral domain OCT (SD-OCT) is proposed as an alternative to the time domain OCT (TD-OCT). SD-OCT based on spectral interference does not require mechanical scanning, and is able to get phase information without any additional signal processing. Using phase information as a contrast engine of OCT, we can also develop a polarization sensitive SD-OCT (PS-SD-OCT) and Doppler OCT. The application of SD-OCT including swept source OCT (SS-OCT) is introduced. Two dimensional and three dimensional *in vivo* human retinal images are shown.

Key Words: Spectral interference, Fourier domain, Swept source, Retinal image, Anterior eye segments

1. はじめに

光コヒーレンストモグラフィ (optical coherence tomography: OCT) の眼科応用は眼底計測から始まり¹⁾, 1996年に米Humphrey社より最初の眼底用OCT装置が発売されて以来, 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 (日本) など, 複数のメーカーにおいて商用の装置の開発が行われている^{2,3)}.

これらのシステムは時間領域OCT (time domain OCT: TD-OCT) とよばれ, 原理的に一回の光強度計測により試料の三次元構造の一点の情報を得る計測システムであるため, 三次元の断層画像を計測するためには, なんらかの形で三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⁴⁾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: FD-OCT) もしくはスペクトルドメインOCT (spectral domain OCT: SD-OCT) が提案されている⁵⁻¹⁰⁾. SD-OCTは光波の干渉を時間領域 (実空間) でおこなうかわりに, スペクトル領域 (フーリエ空間) でおこなうことにより, 試料の深さ方向の情報を一回の測定で得るものである. OCTの深さ方向の分解能は光源の波長幅に反比例していて, X線CTやMRIと比較してより高いものとなっている. 実際, SD-OCTシステムでは, チタン・サファイヤ

レーザー光源^{11,12)}やスーパーluminescentダイオード光源 (SLD)¹³⁾を用いて数ミクロンの分解能が報告されている. 最初のSD-OCTはHäuslerらによって提案された⁵⁾. その後この手法は, 全光学型SD-OCT⁶⁾, 位相シフト型SD-OCT⁸⁾, 偏光・複屈折SD-OCT⁷⁾などへ展開してきている.

SD-OCTはTD-OCTと比較していくつかの利点がある. まず, SD-OCTではレンズや試料ステージ移動などの光学系の光軸方向のスキャン (A-スキャン) が不要であり, 被測定物体の三次元情報を得るのに二次元のスキャンですむため高速測定が可能であり, ビデオレート計測も実現され¹⁵⁾, 生体組織内で2.5 μm 程度の実時間計測も可能となった¹¹⁾. また, TD-OCTと比較して計測速度のみならずS/Nの点でも優位性があることがLeitgebらによって理論的に定式化され¹⁴⁾, 実験によっても確認されている¹⁶⁻¹⁸⁾. SD-OCTの3つめの大きな特徴は, 特別な信号処理をおこなうことなくOCT像の位相成分が得られることである. このOCT信号の位相成分を用いることにより, 偏光感受型SD-OCT (polarization-sensitive SD OCT: PS-SD-OCT)^{9,19,20)}やドップラーSD-OCTシステム²¹⁻²³⁾が構成され, 被計測体の情報をより多く引き出すことができる.

本稿では, まずSD-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SD-OCT (line field SD-OCT: LF-SD-OCT), PS-SD-OCT, 波長走査型OCT (swept source OCT: SS-OCT) について解説し, それ

らを用いた眼底および前眼部計測例を紹介する。

2. スペクトルドメイン光コヒーレンストモグラフィの原理

一般的なSD-OCTの光学系をFig. 1に示す。これは大きく分けて干渉計部分(上半分)と分光器(下半分)で構成されている。干渉計はSLD, 超短パルスレーザー, 波長走査型レーザーなどの広帯域光を光源とする低コヒーレンス干渉計で, 一般にトワイマン・グリーン型で代表される二光束干渉計を用いている。光源からでた光 $E(t)$ 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。光軸方向に z 軸ととり, 試料の構造による反射散乱特性を $s(z)$ と表すと, 反射散乱光(プローブ光) $E_p(t)$ は

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

と表される。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深さ方向の情報 $s(z)$ がプローブ光の到達時間の関数 $s(t)$ で表されるからである。プローブ光は, 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では重ね合わされた光強度の情報から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, SD-OCTではその必要はなく, 奥行き方向の情報を以下の手順により一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予め光路差 τ が与えてあるため, 分光器に入る前の参照光とプローブ光振幅の時間波形信号はFig. 2 (a)のようになる。分光器によってスペクトルに分解されフーリエ変換された光振幅はCCD上でスペクトル干渉縞の強度分布 $\tilde{I}(\omega)$ として検出される (Fig. 2 (b)) ;

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

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 $\tilde{E}(\omega) = F[E(t)]$ と表す。また $*$ は複素共役を示す。この干渉信号を計算機で逆フーリエ変換

Fig. 1 Optical setup of spectral domain optical coherence tomography (SD-OCT). L: lens, BS: beam splitter, M: mirror and G: diffraction grating.

Fig. 2 Optical and digital signal processing in SD-OCT. (a) Temporal signal of probe and reference beam in front of the spectrometer. (b) Power spectrum of spectral interference fringes on line CCD camera after transformation to the spectral information by the spectrometer. (c) Temporal correlation signal between probe and reference beam by taking an inverse Fourier transform of power spectrum of spectral interference fringes.

$F^{-1}[\cdot]$ 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 (Fig. 2 (c)) ;

$$\begin{aligned} F^{-1}[\tilde{I}(\omega)] &= E_p(t) \star E_p^*(t) + E_r(t) \star E_r^*(t) \\ &\quad + E_p(t) \star E_r^*(t) + E_r(t) \star E_p^*(t) \end{aligned} \quad (3)$$

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(auto-correlation)でFig. 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(cross-correlation)およびその共役信号(conjugate)で, 自己相関信号から離れた左右に対称に表れる。式(3)の第3項は式(1)から, $(E_r(t) \star E(t)) \otimes s(t)$ となるが, 参照光は平面鏡で戻されるため, 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, スペクトル分布が十分に広い場合, $E(t)$ はデルタ関数と見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。したがって、SD-OCTにおいては被測定試料の奥行き方向の反射散乱特性を写しとった光波の時間遅延信号を分光器でフーリエ変換し、処理することで、深さ方向(A-スキャン方向)に参照鏡を移動することなく一回の測定で奥行き情報を得ることができるのである。つまりビームを横方向に1時限的に走査することで2次元断面画像を得ることができるのである。

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

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

と書くことができる。その際、分光器の計測レンジは式(4)の分解能の逆数より広く取っておく必要がある。深さ方向の計測範囲は焦点深度(depth of focus: DOF)によって見積もることができる。焦点深度は次のように与えられる²⁴⁾;

$$DOF = \frac{2\pi w_0^2}{\lambda} \quad (5)$$

ここで w_0 はビームウェスト半径で $w_0 = 2\lambda f / \pi D$ で与えられる。ここで f は対物レンズの焦点距離、 D は射出瞳上でのビームの直径である。一方、分光器のみに着目した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、 $z_{\max} = 1/\Delta\omega$ と表すことができる。すなわち、分光器の分解能が低ければ検出可能なスペクトル干渉縞の周波数範囲が狭くなり、焦点深度内であっても、参照光に対して大きな光路長差を持つ反射散乱信号との干渉成分が検出できなくなる。したがって、分光器の計測レンジと分解能はこれらの条件を考慮して決める必要がある。

式(3)で得られるOCT信号は、プローブ光と参照光それぞれの自己相関および相互相関が含まれている。計測に必要な信号成分は式(3)の第3項のみであり、深さ方向の計測範囲が広がってくると、他の成分と重なりがでてしまう。これを避けるためには位相シフト法を用いればよい²⁵⁾。位相シフトは参照鏡をピエゾトランスデューサーで時間的に移動させる方法や空間的にティルトを与える方法があるが、いずれの方法でも、式(2)に対応するCCD面で検出される光強度は、

$$\tilde{I}_i(\omega) = |\tilde{E}_p(\omega)|^2 + |\tilde{E}_r(\omega)|^2 + 2|\tilde{E}_p(\omega)||\tilde{E}_r(\omega)|\cos(\tau\omega + \delta_i) \quad (6)$$

となる。ここで δ_i は位相シフト量である。位相シフト量を $\delta_i = -\pi, -1/2\pi, 0, \pi/2, \pi (i=0, 1, 2, 3, 4)$ の5段階に変調した時の光強度を $\tilde{I}_0, \tilde{I}_1, \tilde{I}_2, \tilde{I}_3, \tilde{I}_4$ とすると、スペクトル干渉信号の振幅 $|\tilde{E}_p||\tilde{E}_r|$ および位相 $\tau\omega$ は、

$$|\tilde{E}_p||\tilde{E}_r| = \sqrt{(\tilde{I}_0 - 2\tilde{I}_2 + \tilde{I}_4)^2 + 4(\tilde{I}_1 - \tilde{I}_3)^2} \quad (7)$$

$$\tau\omega = \frac{2(\tilde{I}_1 - \tilde{I}_3)}{\tilde{I}_0 - 2\tilde{I}_2 + \tilde{I}_4} \quad (8)$$

となり、簡単な演算でプローブ光と参照光の干渉成分の

み抽出することができる。この計測範囲を拡大する手法をフルレンジSD-OCTとよぶ²⁶⁾。

3. 線集光型FD-OCT

SD-OCTで被測定物体の三次元情報を得るためにはプローブ光を2軸で走査(B-スキャン, C-スキャン)する必要がある。しかしながら、線集光型SD-OCT(LF-SD-OCT)はSD-OCTに一次元結像光学系を組み合わせたもので、試料上での1軸の走査(B-スキャン)も不要となる。Fig. 1の光学系と異なる部分は、レンズ L_1 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する点と、検出器として一次元CCDではなく二次元CCDが使用する点である。水平方向(horizontal perspective)および垂直方向(vertical perspective)内の光線の振る舞いをそれぞれFig. 3 (a)およびFig. 3 (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。Fig. 3 (a)の方向の投影では光源からの光はシリンドリカルレンズの影響を受けず通常のSD-OCT構成と同様に試料の1点を照射し、その情報が分光され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、Fig. 3 (b)の方向の投影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被測定試料面上に線集光され、その一次元画像がCCD面上に結像する。従って、二次元CCDの一方軸にはスペクトル情報が、他方の軸には空間情報が展開され、一回の測定で機械的な走査をすることなく試料の断面二次元画像を得ることができる。

4. 偏光感受型SD-OCT

TD-OCTにおいてもプローブ光の偏光状態を4通り、参照光の偏光状態を4通り変化させ、計16枚のOCT画像を得ることにより試料内部の偏光特性(ミューラーマトリックス)を知ることができる⁹⁾。しかしながら、SD-OCTでは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事により、4枚のOCT画像から試料のジョーン

Fig. 3 Optical setup of line field SD-OCT. A reflection-type optical system is illustrated in the form of a transmitting type. In horizontal perspective (a), optical setup is same as Fig. 1, and in vertical perspective (b), one-dimensional sample image falls on CCD camera.

ズマトリックスを得ることができる。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により、試料の偏光特性を得ることができる。さらに、2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。

光ファイバベースの偏光感受型SD-OCT (PS-SD-OCT) 光学系をFig. 4に示す。光源のSLDからの光波は偏光子(LP)によって直線偏光成分を抽出したのち、電気光学変調器(EO)によって入射偏光を決定する。参照光側では、入射偏光状態によって参照光強度が分光器上で変化しないように、偏光制御素子(PC)および偏光子(LP)が挿入されている。プローブ側はガルバノ鏡により二次元的に走査することができる。光ファイバなどの光学部品は複屈折性を有しているため、測定に先立って光学系の複屈折を補正しておく必要がある。

測定の手順は以下のとおりである。入射光の偏光状態を水平偏光にセットする。カプラーで参照光とプローブ光に分けられた光波は、参照鏡と被測定試料に照射される。戻ってきたプローブ光と参照光は再びカプラーによって合波された後、分光され、偏光ビームスプリッター(PBS)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PBSにより下方へ反射され、ラインCCDカメラ面上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、PBSをそのまま通過し第2のCCDカメラ面にスペクトル干渉縞を形成する。これらのデータから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。さら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、同様の計測を行うと J_{01} , J_{11} 成分の分布に対応したOCT画像が得られる。

以上で試料の複屈折性を示すジョーンズマトリックスが得られたが、ジョーンズマトリックスはその成分が一般に複素数であるため、OCT画像の表示に適しているとはいえない。そこで画像表示にはジョーンズマトリクス $\mathbf{J}$ から計算されたミュラーマトリクス $\mathbf{M}$ による表示が使われている²⁷⁾;

$$\mathbf{M} = \mathbf{U}(\mathbf{J} \odot \mathbf{J}^*) \mathbf{U}^{-1} \quad (9)$$

ここで $\odot$ はクロネッカーのテンソル積、 $\mathbf{U}$ はジョーンズ-

Fig. 4 Diagram of polarization sensitive SD-OCT (PS-SD-OCT). PC: polarization controller, LP: linear polarizer, EO: electro-optic modulator, M: mirror, G: diffraction grating, PBS: polarization beam splitter and CCD: line CCD camera.

ミュラー変換マトリックスで、

$$\mathbf{U} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & -1 \\ 0 & 1 & 1 & 0 \\ 0 & i & -i & 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

である。

5. 波長走査型OCT

SD-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、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、光源の波長を掃引する波長走査型OCT (swept source OCT: SS-OCT) と呼ばれる構成でも、同様の原理に基づいてSD-OCT以上の性能を実現することができる。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SD-OCTが、1.3 μm 帯域はSS-OCTが主流になりつつある。原理的にもSS-OCTはSD-OCTより優れている点がある。一つはレーザー光源であるため、輝度が高く露光時間を短くすることができるため被測定体の動きに強いという点である²⁸⁾。また、フルレンジSD-OCTでおこなっていたような変調処理をすることなく、共役像等を除去することができる²⁹⁻³¹⁾。

Fig. 5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、SD-OCTのCCDの出力が時間信号としてバランス検出器(BR)で直接検出される。ここでは高速波長スキャンレーザー (Santec HSL-2000, 中心波長1.31 μm , 波長走査幅110 nm, 出力10 mW)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-scan/sec (従来の1.3 μm SD-OCTの約3倍の速度)、奥行き分解能は、7.5 μm (空気中)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。

Fig. 5 The scheme of swept source OCT (SS-OCT). HSL: high-speed wavelength scanning light source, C: circulator, RM: reference mirror, OL: objective lens and BR: balanced photo receiver.

6. 計測例

6.1 眼底計測

SD-OCTはTD-OCTと比較して約20 dB感度が高いため、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。ここではファイバ化したSD-OCTシステムを用いた計測例を紹介する。光源は近赤外の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 μm である。深さ方向一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 msとなっている。

Fig. 6 (a)は眼底を鼻側から側頭部に向けて視神経乳頭(optic disk)と黄斑(macular)を横切るOCT断層画像である。画像は1000A-lineで構成され、1枚の画像取得に要する時間は54 msである。網膜を構成するいくつかの層構造が分解されていることがわかる。各層が内側から、視神経繊維層、神経節細胞層、内網状層、内顆粒層、外網状層、外顆粒層、外境界膜、内節・外節境界を挟んで視細胞の内節・外節、色素上皮層・脈絡毛細血管板も確認され、最も外側は脈絡膜である。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(scleral rim)の縁が観察できる。参考のため眼底カメラ画像をFig. 6 (b)に示す。白い矢印は測定範囲に相当している。三次元情報が得られているので、それらをソフトウェアで加工して診断に用いることも可能である。眼底カメラの様な透過像は3次元像を投影した二次元画像で得られる(Fig. 7 (a))。また、任意の位置で

Fig. 6 (a) OCT image of human retina *in vivo*. (b) Image of fundus camera for reference.

Fig. 7 Three-dimensional measurement results of optic nerve head. (a) Projection image of the volume. (b) Volume rendered image.

垂直あるいは水平方向に切断した断面像も表示可能である(Fig. 7 (b))。ここでは強膜輪とそれに沿って眼底を貫く視神経(nerve fiber)が観測されている。

SD-OCT像の位相成分の変化量から、レーザードップラー流速計測と同様の手法で、被計測体の光軸方向の運動速度を知ることができる。ガルバノスキャン方向のデータは異なる時刻で採取されているため、2計測点間の計測時間 τ あたりの位相変化量を $\Delta\phi$ とすると、その2点の相対速度は、

$$v = \frac{\lambda}{4n\pi\tau} \Delta\phi \quad (11)$$

と表される。ここで n は組織の屈折率である。OCTの強度像とドップラーシフト像をFig. 8 (a)に示す。血管に対応している部分の強度が他の部分と異なっていることがわかる。位相を直接測定しているため、ドップラーシフトの方向も直接得られる。Fig. 8 (b)はドップラーシフトを二次元面内で表示したもので、実時間動画で観測すると脈動を観測することができる。

6.2 前眼部計測

前眼部の計測例として、1.3 μm のプローブ光を用いた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 μm 帯のOCTが有望と思われる。二次元断層画像をFig. 9に示す。いくつかの解剖学的知見がFig. 9の(a)および(b)から読み取れる。たとえば強膜(scleral: SC)、虹彩(iris stroma: IS)、水晶体(crystalline lens: CL)、強膜棘(scleral spur: SS)などが鮮明に観測されている。また、計測時のゼロ点である焦点位置の設定を変更することで、水晶体付近での信号を多少犠牲にするものの、角膜表面から虹彩までの前眼部全体を可視化できる(Fig. 9 (c))。計測時間は20,000 A-scan/secと極めて高速であり、約2秒で前眼部の三次元トモグラフィ画像を得ることができる。Fig. 10 (a)と(b)はヒトの瞳(iris: IR)と角膜(cornea: CR)の全景を示している。睫毛をはじめ眼球全体の構造が高分解能で計測されている。虹彩角膜角(iridocorneal angle: ICA)の角度も三次元方向から観測可能であり、疾患の判定に有効である(Fig. 10 (c))。

前眼部トモグラフィにおける興味深い計測対象として

Fig. 8 OCT image and Doppler OCT image for visualization of the flow of blood vessel. (a) Intensity and phase image of OCT. (b) Velocity of blood in blood vessel.

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830 nm帯のスペクトロメータベースのSD-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-SD-OCTも有効であると思われる。Fig. 11にヒト角膜OCTの偏光(ミューラー)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SD-OCTについて、その光学系および原理を紹介した。商用化されているTD-OCTは計測に長い時間が必要であるが、SD-OCTは走査次元を一な

Fig. 9 Two-dimensional tomographies of human anterior eye segments *in vivo*. SC: scleral, IS: iris stroma, IPE: iris pigment epithelium, CL: crystalline lens, SS: scleral spur, CB: ciliary body, CE: corneal epithelium, CS: corneal stroma and ICA: iridocorneal angle opening.

Fig. 10 Three-dimensional tomographies of the human anterior eye segments *in vivo*. (a) Scleral and iris, (b) palpebras and cornea, (c) iridocorneal angle opening and (d) iris and crystalline lens. IR: iris, NL: nucleus lentis, TR: trabeculae, ICA: iridocorneal angle opening, SC: scleral, CL: crystalline lens, CR: cornea and VB: vitreous bodies.

いし二次元減らすことができるため、実時間で*in vivo*計測が容易と思われる。また、SD-OCTは画像の位相情報が直接得られるので、被計測物体の偏光情報や速度情報を容易に得ることができる。眼底計測については0.8 μm のSLDを光源とした計測をドップラー血流測定結果も含めて紹介した。前眼部は深い浸透長が必要なので1.3 μm 帯が有利であり、この波長帯を光源とするSS-OCTを用いた計測結

Fig. 11 Polarization Müller imaging of the human cornea by polarization sensitive SD-OCT (PS-SD-OCT). Each image is corresponding to the element of

$$\text{Müller matrix of } \mathbf{M} \equiv \begin{pmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{pmatrix}.$$

果を示した。SS-OCTは今後、光源や計測デバイスの発展とともにシステムの高精度化、高機能化がなされていくであろう。また、SD-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、非接触で被浸襲な計測法として臨床診断に広く用いられていくと思われる。

謝 辞

本稿で紹介した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。

参考文献

1) D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto: *Science* **254** (1991) 1178.

2) 佐藤 学, 丹野 直弘: 計測と制御 **39** (2000) 259.
 3) 春名 正光, 近江 雅人: *O plus E* **24** (2002) 2.
 4) A. V. Zvyagin, E. D. J. Smith, and D. D. Sampson: *J. Opt. Soc. Am. A* **20** (2003) 333.
 5) G. Häusler and M. W. Lindner: *J. Biomed. Opt.* **3** (1998) 21.
 6) Y. Yasuno, M. Nakama, Y. Sutoh, M. Itoh, M. Mori, and T. Yatagai: *Opt. Commun.* **186** (2000) 51.
 7) Y. Yasuno, Y. Sutoh, M. Nakama, S. Makita, M. Itoh, T. Yatagai, and M. Mori: *Opt. Lett.* **27** (2002) 403.
 8) M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb, and A. F. Fercher: *Opt. Lett.* **27** (2002) 1415.
 9) Y. Yasuno, S. Makita, Y. Sutoh, M. Itoh, and T. Yatagai: *Opt. Lett.* **27** (2002) 1803.
 10) 巻田 修一, 安野 嘉晃, 遠藤 隆史, 伊藤 雅英, 谷田貝 豊彦: *光学* **34** (2005) 103.
 11) R. A. Leitgeb, W. Drexler, A. Unterhuber, B. Hermann, T. Bajraszewski, T. Le, A. Stingl, and A. F. Fercher: *Opt. Exp.* (2004) 2156.
 12) M. Wojtkowski, V. J. Srinivasan, T. H. Ko, J. G. Fujimoto, A. Kowalczyk, and J. S. Duker: *Opt. Exp.* **12** (2004) 2404.
 13) B. Cense, N. A. Nassif, T. C. Chen, M. C. Pierce, S. H. Yun, B. H. Park, B. E. Bouma, G. J. Tearney, and J. F. de Boer: *Opt. Exp.* **12** (2004) 2435.
 14) R. A. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher: *Opt. Exp.* **11** (2003) 889.
 15) N. Nassif, B. Cense, B. H. Park, S. H. Yun, T. C. Chen, B. E. Bouma, G. J. Tearney, and J. F. de Boer: *Opt. Lett.* **29** (2004) 480.
 16) P. Andretzky, M. W. Lindner, J. M. Herrmann, A. Schultz, M. Konzog, F. Kieseewetter, and G. Häusler: *Proc. SPIE* **3567** (1998) 78.
 17) J. F. de Boer, B. Cense, B. H. Park, M. C. Pierce, G. J. Tearney, and B. E. Bouma: *Opt. Lett.* **28** (2003) 2067.
 18) M. A. Choma, M. V. Sarunic, C. Yang, and J. A. Izatt: *Opt. Exp.* **11** (2003) 2183.
 19) Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo, M. Itoh, T. Yatagai, M. Takahashi, C. Katada, and M. Mutoh: *Appl. Phys. Lett.* **85** (2004) 3023.
 20) J. Zhang, W. Jung, J. S. Nelson, and Z. P. Chen: *Opt. Exp.* **12** (2004) 6033.
 21) R. A. Leitgeb, L. Schmetterer, W. Drexler, A. F. Fercher, R. J. Zawadzki, and T. Bajraszewski: *Opt. Exp.* **11** (2003) 3116.
 22) B. R. White, M. C. Pierce, N. Nassif, B. Cense, B. H. Park, G. J. Tearney, B. E. Bouma, T. C. Chen, and J. F. de Boer: *Opt. Exp.* **11** (2003) 3490.
 23) R. A. Leitgeb, L. Schmetterer, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher, F. Berisha, M. Wojtkowski, and T. Bajraszewski: *Opt. Lett.* **29** (2004) 171.
 24) A. E. Siegman: *Lasers* (University Science Books, California, 1986) p. 663.
 25) J. E. Greivenkamp and J. H. Bruning: *Optical Shop Testing*, ed. D. Malacara (John Wiley & Sons, Inc., New York, 1992) p. 501.
 26) Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo, G. Aoki, M. Itoh, and T. Yatagai: *Opt. Quantum Electron.* **37** (2006) 1157.
 27) J. W. Hovenier: *Appl. Opt.* **33** (1994) 8318.
 28) S. H. Yun, G. J. Tearney, J. F. de Boer, and B. E. Bouma: *Opt. Exp.* **12** (2004) 2977.
 29) S. H. Yun, G. J. Tearney, J. F. de Boer, and B. E. Bouma: *Opt. Exp.* **12** (2004) 4822.
 30) J. Zhang, W. Jung, J. S. Nelson, and Z. Chen: *Opt. Exp.* **12** (2004) 6033.
 31) J. Zhang, J. S. Nelson, and Z. Chen: *Opt. Lett.* **30** (2005) 147.

レーザーワード

スペクトル干渉(spectral interference)

スーパーリネッセントダイオード(SLD), 超短パルスレーザー, 波長走査型レーザーなどの広帯域光を光源とする低コヒーレンス二光束干渉計で, 参照アームとプローブアームも光路差がある場合, 干渉信号を分光器によってスペクトルに分解しフーリエ変換することにより

スペクトル干渉縞が得られる。この干渉信号を計算機で逆フーリエ変換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, そのピーク間の距離から参照アームとプローブアームも光路差を得ることができる。

(伊藤 雅英)