

低コヒーレンス干渉計を用いた偏光情報測定

大谷 幸利・吉澤 徹

ガラスや透明プラスチック、高分子や結晶などの光学部品、光ディスクや薄膜製品など材料開発や新製品の開発等のオプトエレクトロニクスの分野に限らず医学・生物計測などさまざまな分野において、物体の内部情報を非破壊で捉えたいという要求は非常に高い。また、物体そのものももともともつ複屈折、複吸収や外部からの影響による偏光状態の変化などさまざまな状態を捉えたいという要求がある。このような物体の透過波面から得られる複屈折分布の計測に関しては現在までに実用化に至っておりすでに詳しい解説¹⁻⁵⁾がなされている。一方で、生体を意識した偏光情報の計測は、反射型偏光計による眼球の複屈折計測が注目される^{6,7)}。さらには、微小な複屈折分布を得るために顕微鏡上での複屈折分布の計測が試みられてきた^{8,9)}。しかしながら、これらの複屈折情報の測定データは厚さ方向の積分値となっている。そのため断層情報を得ることができない等の問題がある。

このような背景のもとで断層計測を可能とする光コヒーレンストモグラフィ法 (OCT, optical coherence tomography) が Massachusetts Institute of Technology (MIT) や山形大学のグループにより提案されて以来、たいへん注目を集めている¹⁰⁻¹⁴⁾。これは古くから行われているコヒーレント長の短い光源によるマイケルソン干渉計によって、物体の微細な構造から生じる散乱光の中で残存するコヒーレンス成分を取り出すものである。代表的な低コヒーレンス干渉計による断層計測に関してはすでに多くの詳細な解説がなされているので¹²⁻¹⁴⁾ここではあえて触れないが、文献を参照していただければ幸いである。

光はエネルギー (強度)、波長 (周波数)、位相、偏光等

さまざまな特性をもっている。特に、初期の段階での低コヒーレンス干渉計では位相を捉えることが積極的に試みられてきた。近年、MIT のグループから低コヒーレント干渉法を用いて偏光情報の検出が報告されたのに伴い、ここ数年、生体の断層偏光計測が試みられている¹⁵⁾。

一般に散乱光成分は偏光特性を失って無偏光状態となってしまう。図1に示すように、低コヒーレンス干渉計である特定の部分からの散乱光成分を捉えるとき、ここでの干渉成分はあえていえば偏光特性が強く残っている。したがって、ある断層内の特定部分の偏光情報を捉えることが可能となる。つまり、従来の位相のみを捉えていた OCT と比較してより多くの情報を捉える可能性を秘めている。ここでは低コヒーレンス干渉計の偏光情報検出への適用として、微分顕微鏡の応用として位相差検出低コヒーレンス干渉計および低コヒーレンス干渉計によるストークスパラメーター、ミュラーマトリックス等の偏光パラメーターの計測技術に着目して述べることにする。

1. 微分位相検出低コヒーレンス干渉計

生体組織を観察するためにウォラストンプリズム (ノマルスキープリズム) を用いた微分顕微鏡が広く使われている。ここで位相差検出に低コヒーレンス干渉計を用いることによって断層像の検出が可能となる。図2に示すように基本光学系は MIT のグループによって提案された偏光検出マイケルソン干渉計を用いている¹⁶⁾。光源の 830 nm のスーパーluminescentダイオードからの光波を偏光子によって直線偏光として無偏光ビームスプリッターで参照光と測定光に分離する。参照光は主軸方位を 22.5° に設定された四分の一波長板を透過することにより 45° 方位の直線偏光となる。OCT を行うために参照ミラーは走査可能なステージに取り付けられている。測定光では四分の一波長板

東京農工大学工学部機械システム工学科 (〒184-8588 小金井市中町 2-24-16)
E-mail: otani@cc.tuat.ac.jp

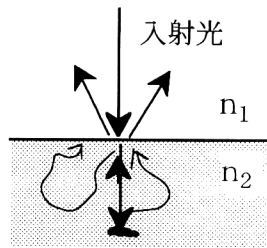


図1 測定物体内の散乱光成分。

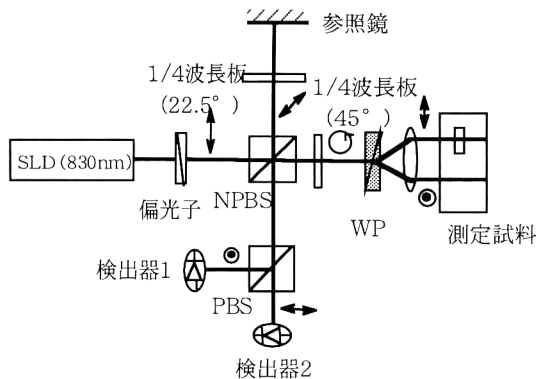


図2 微分位相検出低コヒーレンス干渉計¹⁶⁾。WP：ウォラストンプリズム，NPBS：無偏光ビームスプリッター。

によって円偏光としたのちウォラストンプリズムによって直交する直線偏光に分離され、それぞれ対物レンズにより測定物体に照射される。ウォラストンプリズムによって分離された2光波の位相は測定対象内の屈折率変化によって変化する。測定物体中で散乱した光波の一部は反射光として同一光路を逆に戻る。無偏光ビームスプリッターで参照光と再び重なり合っ、偏光ビームスプリッターにより偏波面ごとに干渉縞として検出器で干渉する。ここで、ステージをz方向に走査すると参照光路長と一致した距離の測定光路長からの反射光のみが干渉する。つまり、この低コヒーレンス干渉縞はウォラストンプリズムによって分離した光波の同一距離での断層からの反射光の干渉となる。その分離した光路長内での屈折率の差がコントラストとして検出できる。

このときおのおのの検出器の光強度を I_1 , I_2 とすると、従来の OCT 法の干渉強度 C と位相 ϕ は以下のように表せる。

$$C = (I_1^2 + I_2^2)^{1/2} \quad (1)$$

$$\phi = \arctan(I_2/I_1) \quad (2)$$

実際にガラス板を接着したサンプルの微分位相の断層計測を行ったところ屈折率が近いガラスと接着材の境界部分でも非常に鮮明な画像が得られたと報告されている。このようなサンプルでは屈折率が変化する部分のみで測定光の反射が起こる。したがって、ここで得られる干渉信号は屈

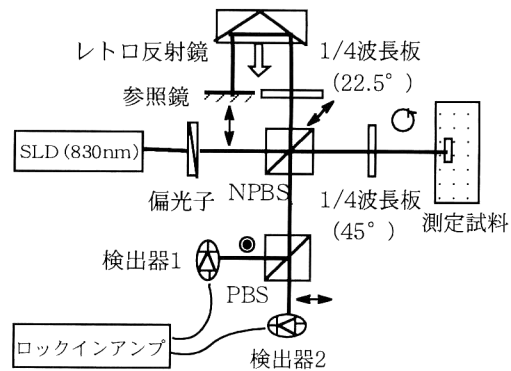


図3 複屈折検出光コヒーレンストモグラフィ法¹⁹⁾。PBS：偏光ビームスプリッター，NPBS：無偏光ビームスプリッター。

折率の境界や変化部分を表すが、反射領域がz方向に幅をもって大きくなってしまい十分に分離できない。微分位相情報を用いると、このような問題が解決される。今後の実用化に期待したい。

2. 偏光パラメータの測定

2.1 複屈折測定

OCT により偏光計測として複屈折やミューラー行列までの偏光パラメータの計測が可能となる。

複屈折測定は測定光に円偏光を入射して、参照光は45°の直線偏光として検出側で偏光ビームスプリッターによって水平偏光と垂直偏光の OCT 干渉光強度を検出する。おのおのの光強度は複屈折位相差に対してサイン成分とコサイン成分となる。したがって、これらの比から複屈折位相差が求まる^{15,17,18)}。

光ヘテロダイン検出を用いた OCT による複屈折測定の光学系を図3に示す^{19,20)}。光源には1310 nmのスーパーミネセントダイオード(スペクトル幅47 μm)を用いている。参照光および測定光ともに四分の一波長板が設置されている。参照光側は主軸方位に対して22.5°、測定光側は45°となっている。したがって、参照光は45°の直線偏光となり偏光ビームスプリッターに至る。一方、測定光は円偏光として測定試料に入射して測定物体内の複屈折によって偏光状態を変化させて検出器に至る。一般に物体内でのさまざまな後方散乱光は偏光性を失うので、OCT により特定の断層からの偏光特性が保たれた成分の情報を検出する。偏光ビームスプリッターにより水平偏光(H)と垂直偏光(V)に分離し、おのおのの検出器で検出される信号Aは、断層での反射率をR、複屈折の大きさと主軸方位を δ , θ 、光路長差を Δl 、中心波長を λ_0 とし、ジョーンズベクトルを用いて計算すると以下ようになる。

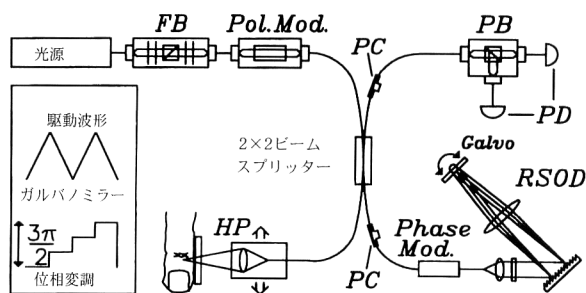


図4 ストークスパラメーター測定のための偏光検出光コヒーレントモグラフィー法 (Saxer *et al.*²⁸⁾).

$$A_H = \sqrt{R} \sin(\delta) \cos[4\pi(\Delta l/\lambda_0) + 2\theta] \quad (3)$$

$$A_V = \sqrt{R} \cos(\delta) \cos[4\pi(\Delta l/\lambda_0)] \quad (4)$$

コヒーレント長内で参照ミラーを移動させると光ヘテロダイン検出が可能となり、ロックイン検出することで振幅成分から $\sin(\delta)$ と $\cos(\delta)$ を得ることができる。測定サンプルの各断層内での複屈折位相 δ は振幅の比として、また、反射率は各振幅成分の2乗和で検出することができる。実験では熱的ダメージを受けた皮膚の断層複屈折分布計測が報告されている。非常に簡便な方法で複屈折の断層計測が高精度で行うことができるので幅広い応用が期待できる。

その他注目すべき偏光情報計測の手法として、OCT と共焦点法を組み合わせることにより複屈折分布測定が可能となっている²¹⁾。

2.2 ストークスパラメーター計測

前節のように断層の複屈折位相計測からさらに発展させてストークスパラメーターを求めることにより、部分偏光を含む幅広い偏光特性を求めることが可能となる²²⁻²⁴⁾。一般にストークスマーターは以下のように表される。

$$\begin{cases} S_0 = \langle |E_x|^2 \rangle + \langle |E_y|^2 \rangle = J_{xx} + J_{yy} \\ S_1 = \langle |E_x|^2 \rangle - \langle |E_y|^2 \rangle = J_{xx} - J_{yy} \\ S_2 = \langle 2E_x E_y \cos \delta \rangle = 2\text{Re}[J_{xy}] \\ S_3 = \langle 2E_x E_y \sin \delta \rangle = 2\text{Im}[J_{xy}] \end{cases} \quad (5)$$

ここで、 J はコヒーレンシーマトリックス²⁴⁻²⁶⁾の成分で以下のようになる。

$$J = \begin{bmatrix} J_{xx} & J_{xy} \\ J_{yx} & J_{yy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle E_x E_x^* \rangle & \langle E_y E_y^* \rangle \\ \langle E_x E_y^* \rangle & \langle E_y E_x^* \rangle \end{bmatrix} \quad (6)$$

また、 E は光波の x , y 成分であり次式で定義される。

$$\begin{cases} E_x = A_x \exp\{-i(\omega t + \phi_x)\} \\ E_y = A_y \exp\{-i(\omega t + \phi_y)\} \end{cases} \quad (7)$$

ここで、 A は振幅、 ω は準単色光の振動成分、 ϕ は位相である。

以上のストークスパラメーターを計測するための光学系は、図3と同じ構成をとる²⁷⁾。従来の偏光計測法によるとストークスのパラメーターを求めるために偏光素子を回転させることが行われてきた。これに対して、ここでは偏光ビームスプリッターにより直交する偏光面ごとに光強度を検出器により検出する。このときの光強度 I は以下のようなになる。

$$I(z_s, \Delta z) = \sqrt{R} \int 2\text{Re}[\mathbf{a}(k, z_s) \cdot \exp(-2ik\Delta z)] \cdot S(k) dk \quad (8)$$

ここで、断層での反射率を R 、 \mathbf{a} はジョーンズベクトル、 z_s は参照光の位置、光路長差を Δz 、波数を k 、スペクトル幅を $S(k)$ とする。 z_k を移動させたときの光強度をフーリエ変換したときの成分からストークスパラメーター S_j は次式のように表される。

$$S_j = (2\pi)^2 \int [\tilde{I}^*(z_k, 2k) \sigma_j \tilde{I}(z_k, 2k)] / S(k) dk \quad (9)$$

ここで、 j はストークスパラメーターの添え字 0~3 を表し、 σ_j はパウリスピ行列である。

さらに、高速なストークスパラメーター計測法として図4に示すような偏波面ファイバーを用いた偏光OCTが提案されている²⁸⁾。光源は波長1310 nm、スペクトル幅80 nmのSLDからの光波を偏光調整(FB)し偏光モジュレーター(Pol. Mod.)を介して偏波面保持ファイバーに入射する。偏光モジュレーターは4つの入射偏光状態を作り出すことができる。ファイバーカップラーをビームスプリッターとして入射光を測定光ファイバーと参照光ファイバーに分離する。測定光はレンズ系によりサンプルに照射されるとともに、ステージ(HP)に取り付けられて面内方向にスキャンされる。一方、参照ファイバーは回折格子と回転ミラーからなる高速走査系(RSOD)²⁹⁾に取り付けられており、従来のミラーを動かす方法に比べて格段に高速なスキャンが可能となる。参照光と測定光を再びファイバーカップラーで重ね合わせ、偏光ビームスプリッターにより垂直方位(V)と水平方位(H)の偏光に分離して光強度を検出する。偏波面保存ファイバー等の偏光状態の変化を調整するため偏光コントローラー(PC)が入れている。参照ファイバー内に位相変調器(Phase Mod.)を設置してロックイン検出を行う。このとき高速走査系の鋸歯状の変位走査に対してのサイン成分とコサイン成分を求めると以下の式によりストークスパラメーターを求めることができる。

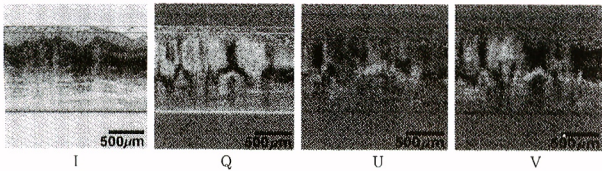


図5 指表面層のストークスパラメータの断層測定結果 I, Q, U, V は S_{0-3} に対応 (Saxer *et al.*²⁸⁾).

$$\begin{cases} S_0 = \sin_H^2 + \cos_H^2 + \sin_V^2 + \cos_V^2 \\ S_1 = \sin_H^2 + \cos_H^2 - \sin_V^2 - \cos_V^2 \\ S_2 = 2\sin_H * \sin_V + 2\cos_H * \cos_V \\ S_3 = 2\sin_H * \cos_V - 2\cos_H * \sin_V \end{cases} \quad (10)$$

実際の指の表面層の計測結果を図5に示す。測定範囲は $2 \times 2 \text{ mm}$ で、1点が $5 \times 5 \mu\text{m}$ となっている。本計測装置によると 1.56 mm/s で面内スキャン可能である。また、 S_2, S_3 から複屈折位相差を求めることができる。このように断層方向にストークスのパラメータを高速で測定できるのは大変面白く将来の発展が期待できる。

2.3 ミュラーマトリックス計測

測定対象の偏光状態を捉えるためにはミュラー行列を求

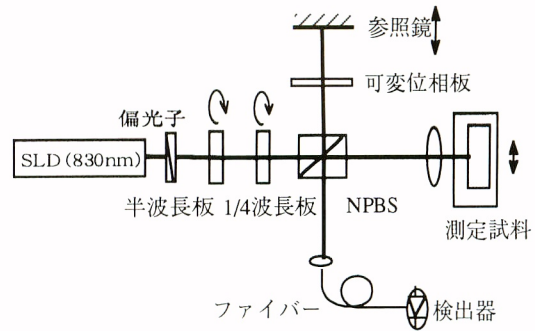


図6 ミュラーマトリックス計測のための偏光検出光コヒーレンストモグラフィ³⁰⁾。NPBS：無偏光ビームスプリッター。

めることが重要である。基本的には前節のようにストークスのパラメータが求まればミュラー行列も決定することができる。これとは異なるが図6のような装置を用いてミュラー行列を解析した例を最後に紹介する³⁰⁾。基本的な構成はマイケルソン干渉計である。光源には 830 nm のスーパーluminescentダイオードを用いて、偏光子によって直線偏光とした後、半波長板と四分の一の波長板とで入射偏光を調整する。これらの入射光の偏光状態を水平偏光

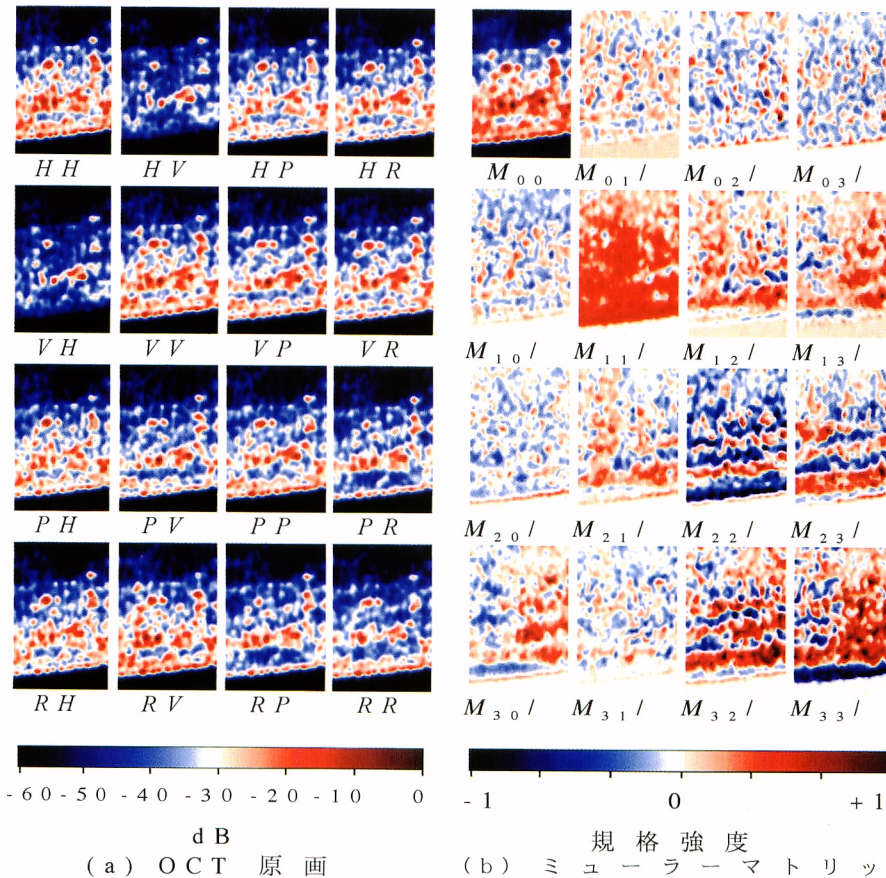


図7 魚の頭蓋骨のミュラーマトリックス断層結果 (Yao and Wang³⁰⁾).

(H), 垂直偏光 (V), 45° 直線偏光 (P), 135° 直線偏光 (M), 右回り円偏光と偏光子の組み合わせ (R), 左回り円偏光と偏光子の組み合わせ (L) の 4 通りの偏光状態で参照光と測定光に分離する。参照光は OCT を行うために走査可能な参照ミラーで反射する。このとき透過後の偏光状態が H, V, P, M, R, L となるように光路長内に可変位相板を設置する。測定光の入射光偏光状態と参照部からの反射光の偏光状態を組み合わせた状態で, 参照鏡を移動に応じて OCT による干涉縞強度をファイバーによって取り込み光電検出する。この光強度から次式によりミューラマトリックスを求めることができる。

$$\left[\begin{array}{ll} \text{HH} + \text{HV} + \text{VH} + \text{VV} & \text{HH} + \text{HV} - \text{VH} - \text{VV} \\ \text{HH} - \text{HV} + \text{VH} - \text{VV} & \text{HH} - \text{HV} - \text{VH} + \text{VV} \\ 2\text{HP} + 2\text{VP} - \text{M}_{00} & 2\text{HP} - 2\text{VP} - \text{M}_{01} \\ 2\text{HR} + 2\text{VR} - \text{M}_{00} & 2\text{HR} - 2\text{VR} - \text{M}_{01} \\ 2\text{PH} + 2\text{PV} - \text{M}_{00} & 2\text{RH} + 2\text{RV} - \text{M}_{00} \\ 2\text{PH} - 2\text{PV} - \text{M}_{10} & 2\text{RH} - 2\text{RV} - \text{M}_{10} \\ 4\text{PP} - 2\text{PH} - 2\text{PV} - \text{M}_{20} & 4\text{RP} - 2\text{RH} - 2\text{RV} - \text{M}_{20} \\ 4\text{PR} - 2\text{PH} - 2\text{PV} - \text{M}_{30} & 4\text{RR} - 2\text{RH} - 2\text{RV} - \text{M}_{30} \end{array} \right] \quad (11)$$

ただし, HH や HV などの文字は測定光と参照光の偏光状態の組み合わせ, M は添え字の行と列のマトリックス成分を表す。

本手法で魚の頭蓋骨のミューラマトリックスを断層計測を行った結果を図 7 に示す。深さ方向に 750 μm , 面内方向に 500 μm , 5 μm ごとにスキャンを行った結果である。この中で M_{00} は OCT 画像を示す。コラーゲン小繊維が要因となる複屈折が M_{13} , M_{31} と M_{23} , M_{32} にその傾向がみられるなど従来にはない偏光情報が得られている。

近年の光学技術の高度化とともに偏光状態の問題が盛んに議論され, また, 注目されている。ここでは偏光測定のための低コヒーレンス干渉計について, 特に, 光コヒーレンストモグラフィ法 (OCT) を用いた微分位相検出と偏光パラメーターの測定法を中心に述べた。光コヒーレンストモグラフィ法がすでに製品化されるほど実用になっているのに対して, 偏光測定はいまだ研究段階である。しかしながら, 材料評価等で偏光情報の断層計測を行いたいという要求は非常に高い。現実的には断層計測において避けて通れない散乱による偏光解消の問題など実用化に伴う課題があるが, 今後, 複屈折測定や偏光解析における低コヒーレンス干渉計の利用がさらに技術的に発展することを期待する。

本稿をまとめるにあたり機械技術研究所, 日比野氏に大変お世話になったのでここに感謝する。また, OCT による最新のストークスパラメーターの計測結果をお送りいただいた Dr. de Boer, ミューラマトリックスの結果を使わせていただいた Dr. Wang に心から感謝する。

文 献

- 1) 持田悦宏：“位相変調による複屈折測定と応用”, 光技術コンタクト, **27** (1989) 127-134.
- 2) 高和宏行：“複屈折測定装置の種類と選定”, 光アライアンス, **3** (1998) 32-36.
- 3) 高和宏行：“光ディスク用・高速複屈折測定システムの開発”, 光アライアンス, **11** (1996) 40-43.
- 4) 大谷幸利, 吉澤 徹：“位相シフト法による 2 次元複屈折測定”, 光学, **27** (1998) 698-703.
- 5) 吉澤 徹, 大谷幸利：“2 次元複屈折分布測定技術”, 光アライアンス, **9** (1999) 1-4.
- 6) G. Blockland and S. Verhelst: “Corneal polarization in the living human eye explained with a biaxial model,” J. Opt. Soc. Am. A, **4** (1987) 82-90.
- 7) Y. Ichihashi, M.H. Khin, K. Ishikawa and T. Hatada: “Birefringence effect of the *in vivo* cornea,” Opt. Eng., **34** (1995) 639-700.
- 8) G. Mei and R. Oldenbourg: “Fast imaging polarimetry with precision universal compensator,” Proc. SPIE, **2265** (1994) 29-39.
- 9) Y. Otani, N. Dushkina, T. Kanno and T. Yoshizawa: “Disk inspection system by two dimensional birefringence distribution measurement,” Proc. SPIE, **4081** (2000) 17-20.
- 10) 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: “Optical coherence tomography,” Science, **254** (1991) 1178-1181.
- 11) Focus Issue: “Optical coherence tomography,” Optics Express, **3**, No. 6 (1998) 198-270.
- 12) 丹野直弘：“光コヒーレンス断層画像化法と生態計測への応用”, 光学, **28** (1999) 116-125.
- 13) 岸 章治：“光干渉断層計の眼科応用”, 光学, **28** (1999) 126-130.
- 14) 陳 建培, 丹野直弘：“生体光トモグラフィの最近の技術”, レーザー研究, **28** (2000) 286-290.
- 15) M. R. Hee, D. Huang, E. A. Swanson and J. G. Fujimoto: “Polarization-sensitive low-coherence reflectometer for birefringence characterization and ranging,” J. Opt. Soc. Am. B, **9** (1992) 903-908.
- 16) C. K. Hitzengerger and A. F. Fercher: “Differential phase contrast in optical coherence tomography,” Opt. Lett., **24** (1999) 622-624.
- 17) J. F. de Boer, T. E. Milner, M. J. C. van Gemert and J. S. Nelson: “Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography,” Opt. Lett., **22** (1997) 934-936.
- 18) J. F. de Boer, S. M. Shrinicas, A. Malekafzali, Z. Chen and J. S. Nelson: “Imaging thermally damaged tissue by polarization sensitive optical coherence tomography,” Optics Express, **3** (1998) 212-218.
- 19) M. J. Everett, K. Schoenberger, B. W. Colston and B. Da.

- Silva: "Birefringence characterization of biological tissue by use of polarization-sensitive optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **23** (1998) 228-230.
- 20) K. Schoenenberger, B. W. Colston, D. J. Maitland, L. B. Da. Silva and M. J. Everett: "Mapping of birefringence and thermal damage in tissue by use of polarization-sensitive optical coherence tomography," *Appl. Opt.*, **37** (1998) 6026-6036.
- 21) 深野 天, 山口一郎: "低コヒーレンス共焦点顕微鏡による多層構造試料の解析", *レーザー研究*, **26** (1998) 672-676.
- 22) R. M. A. Azzam and N. M. Bashara: *Ellipsometry and Polarized Light* (Elsevier, North-Holland, 1987).
- 23) W. A. シャークリフ: 偏光とその応用 (共立出版, 1965).
- 24) 応用物理学会光学懇話会編: 結晶光学 (森北出版, 1975).
- 25) L. Mandel and E. Wolf: *Optical Coherence and Quantum Optics* (Cambridge University Press, Cambridge, 1995).
- 26) 辻内順平: 光学概論II (朝倉書店, 1976).
- 27) J. F. de Boer, T. E. Milner and J. S. Nelson: "Determination of the depth-resolved Stokes parameters of light back-scattered from turbid media by use of polarization-sensitive optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **24** (1999) 300-302.
- 28) C. E. Saxer, J. F. de Boer, B. H. Park, Y. Zhao, Z. Chen and J. S. Nelson: "High speed fiber based polarization sensitive optical coherence tomography of *in vivo* human skin," *Opt. Lett.*, **25** (2000) 1355-1357.
- 29) G. J. Tearney, B. E. Bouma and J. G. Fujimoto: "High-speed phase- and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line," *Opt. Lett.*, **22** (1997) 1811-1813.
- 30) G. Yao and L. Wang: "Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix tissue by optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **24** (1999) 537-539.

(2000年8月21日受理)