

生体用低コヒーレンス干渉断層画像測定法

佐藤 学・渡部 裕輝

Low Coherence Interferometry for Sectional Imaging of Biological Tissues

Manabu SATO and Yuuki WATANABE

Optical coherence tomography (OCT) is the sectional imaging method of biological tissues based on low coherence interferometer. Advantages of OCT are the high spatial resolution around $10\ \mu\text{m}$ and non-invasions for tissues. OCT can be categorized into two types: time domain OCT (TD OCT) and Fourier domain OCT (FD OCT). In TD OCT the axial profiles are obtained by the amplitude demodulation of interference signals accompanying depth scans. FD OCT have advantages of sensitivity and measurement speed, because all of backscattered lights contribute to interference signals. FD OCT consists of spectral domain OCT (SD OCT) and swept source OCT (SS OCT). In SD OCT using the fixed reference mirror and the spectrometer, axial profiles are obtained by inverse Fourier transformation (IFT) of interference signals from the spectrometer. In SS OCT using the frequency-scanning light source, the detector and the fixed reference mirror, axial profiles are similarly obtained by IFT of acquired signals from the detector.

Key words: low coherence reflectometry, optical coherence tomography, time domain, Fourier domain, spectral domain, swept source

光波の低コヒーレンス性を用いて生体組織などの断層画像を測定する方法は、光コヒーレンストモグラフィ (optical coherence tomography: OCT) として知られており、数 μm から数十 μm の高い空間分解能と無侵襲性などのすぐれた特徴を有する^{1,2)}。初期の OCT は 1990 年初頭に誕生し、タイムドメイン OCT (time domain OCT: TD OCT) とよばれている。光計測の研究を背景に^{3,4)}、1995 年フーリエドメイン OCT (Fourier domain OCT: FD OCT) で生体計測⁵⁾ がなされ、2003 年には FD OCT の感度・測定速度での優位性が報告された^{6,7)}。現在 FD OCT が主流であり、OCT の機能拡張、およびその応用領域は、眼科・皮膚科をはじめ臨床医学から基礎生物学、さらには産業応用まで広がっている。

本稿では、従来報告されてきた OCT の原理や感度について基礎的な観点から述べる。すでにすぐれたハンドブックや解説論文が報告されているので、誌面の都合もあり、

詳細についてはそちらを参考にさせていただきたい⁸⁻¹²⁾。

1. OCT の種類

光学系や信号処理方法によって、ここでは図 1 のように大別する¹³⁾。TD OCT における点計測 (flying spot) OCT では、深さ走査に伴う干渉信号から振幅復調により深さ方向プロファイルを得て、さらにこれを横方向に繰り返すことにより試料表面に垂直な断層画像を得る。また、フルフィールド OCT (full field OCT: FF OCT) は、二次元干渉光学系を用いて位相の異なる複数の干渉画像から断層画像を得る OCT であり、試料面に平行な断層画像 (鉛直断層画像) が測定される。断層画像には、試料表面に垂直な断層画像と鉛直断層画像があり、1 台の OCT で両者を同時に測定することは容易でない。鉛直断層画像をより高速に測定したい場合には、この FF OCT が有用である。

これに対して FD OCT は、周波数領域と空間領域間の

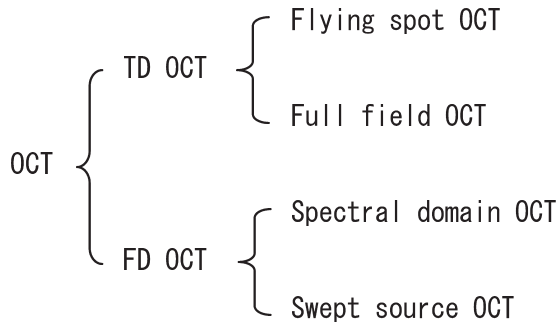


図1 OCTの大別.

フーリエ変換を用いて断層画像を得る OCT である。これには、スペクトラルドメイン OCT (spectral domain OCT: SD OCT) と、波長走査型 OCT (swept source OCT: SS OCT) がある。さらに、単一波長走査光源を用いた FF OCT も報告されている¹⁴⁾。

2. タイムドメイン OCT

2.1 タイムドメイン OCT の原理^{9,9,15)}

TD OCT はおもに低コヒーレンス干渉光学系、深さ走査系、振幅復調器で構成される。光源には、広いスペクトル幅を有する近赤外領域の低コヒーレンス光源が用いられる。試料内の深さ z からの後方散乱光 (信号光) と参照光との干渉信号 $I(z)$ は、試料内の反射率分布 $R_s(z)$ と光源の自己相関関数との畳み込み積分を用いて

$$I(z) = E_i^2 + R_s(z) E_i^2 + 2 \sqrt{R_s(z)} \otimes |\gamma(z)| E_i^2 \cos \theta \quad (1)$$

となり、 E_i は入射光振幅、 $\gamma(z)$ は光源の自己相関関数、 θ は信号光と参照光の位相差である。よって、ガウス型スペクトルの場合、深さ方向分解能 Δz は、

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (2)$$

と与えられ、 λ_0 は中心波長、 $\Delta \lambda$ はスペクトル幅 (半値全幅) である。また、横方向分解能 Δx は、照射ビームの直径 (半値全幅) として、

$$\Delta x = 0.52 \lambda_0 / NA \quad (3)$$

と与えられ、 NA は対物レンズの開口数である。

信号対雑音強度比 (SNR) において、雑音強度は熱雑音、ショット雑音、相対強度雑音の強度和となるが、ショット雑音が支配的な量子検出限界の場合、SNR は、

$$SNR = \frac{\eta P_s}{h\nu BW} \quad (4)$$

となり、ここで、 η は光検出器の量子効率、 P_s は信号光強度、 h はプランクの定数、 ν は光周波数、 BW は測定系

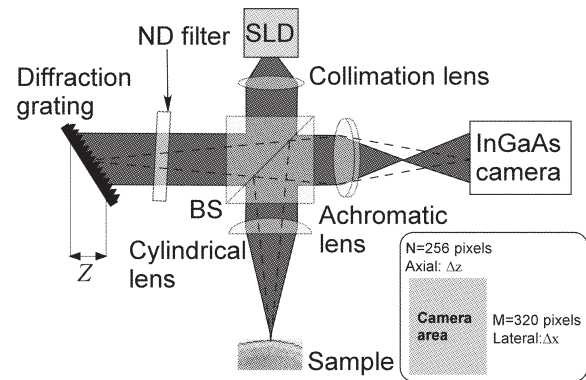


図2 InGaAs カメラを用いた非走査タイムドメイン OCT.

帯域幅である。これより SNR を低下させずにより高速な測定を望む場合は、より広い測定系帯域幅が求められるので、結果的に高い信号光強度が必要になることがわかる。通常、 $SNR=1$ の条件より最小検出可能試料反射率が得られ、感度が求められる。

fs モードロックレーザーとフォトニック結晶ファイバーを組み合わせた TD OCT で、照射パワー 1 mW、感度 87 dB、中心波長 725 nm で組織内深さ分解能 $0.5 \mu\text{m}$ を実現し、大腸腺癌細胞の断層画像測定が報告されている¹⁶⁾。

2.2 非走査タイムドメイン OCT

われわれは二次元干渉光学系と参照光路の回折格子により、断層画像を深さ走査を用いずに測定でき、シンプルな構造が特徴の非走査 TD OCT¹⁷⁾ の研究を行い、測定領域の選択性向上¹⁸⁾ や擬似シングルショット測定¹⁹⁾ などを報告した。図2に非走査 TD OCT の光学系を示す。光源はスーパーluminescentダイオード (superluminescent diode: SLD, 中心波長 $1.3 \mu\text{m}$) である。信号光路では、シリンドリカルレンズ (CL) により線状に集光した光が試料へ照射される。参照光路では、反射型回折格子がリトロ配置で設置されている。回折格子からのそれぞれの回折光はカメラの受光面に結像し、リトロ配置より位置に応じて参照光路長が異なるために受光面上で遅延が異なる。測定される干渉画像ではカメラの上部が浅い位置、下部が深い位置に対応し、紙面に垂直な方向では、試料の位置とカメラの位置が倒立結像の関係になる。

試料の横領域 ΔX と回折格子による深さ領域 ΔZ との関係は次式となる。

$$\Delta Z = (N/M) \Delta X \tan \theta \quad (5)$$

ここで、 θ はリトロ角、 M 、 N はカメラの垂直・水平画素数である。最大深さ領域 ΔZ_{max} は、サンプリング定理より

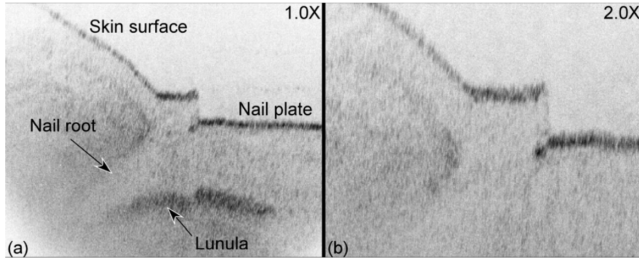


図3 ヒト爪付根付近の *in vivo* OCT 画像. (a) 倍率1.0×測定領域8.0×2.6 mm² ($x \times z$), (b) 倍率2.0×測定領域4.0×1.3 mm² ($x \times z$).

$$\Delta Z_{\max} = l_c N / 4 \quad (6)$$

となり、光源のコヒーレンス長 $l_c = 50.3 \mu\text{m}$ 、カメラの画素数 $N = 256$ のとき、最大深さ領域 ΔZ_{\max} は 3.2 mm と求められる。

光学ズームレンズと高次回折光を利用すると、測定領域の選択性を向上することができる。結像レンズに作動距離 90 mm、倍率 0.5×~2.0×の光学ズームレンズを、参照光路には 300 lines/mm の回折格子を使用し、横方向の測定領域は、4 mm から 16 mm での連続可変が可能で、深さ領域は、一次から三次の回折光で離散的に選択できる。カメラの測定速度 60 frames/s (fps)、深さ分解能 24 μm 、照射光量 0.8 mW、露光時間 1.05 ms で、感度 95 dB が得られている。二次回折光の場合、30 枚で平均処理したヒト爪付根付近の断層画像を図3に示す。同図 (a) は倍率 1.0×で測定領域 8.0×2.6 mm² ($x \times z$)、同図 (b) は 2.0×で 4.0×1.3 mm² である。

2.3 フルフィールド OCT

FF OCT は、一般に低コヒーレンス二次元干渉光学系とカメラで構成され、PZT 素子等により位相シフト法を用いて、鉛直断層画像が測定される^{20,21)}。式 (1) において位相を 0°, 90°, 180°, 270° と変化させて順次干渉画像を測定すると、それぞれの画素信号は、 γ がほぼ 1 で短い露光時間の場合、

$$S_i = E_i^2 + R_s(z) E_i^2 + 2\sqrt{R_s(z)} E_i^2 \cos(\theta + i\pi/2) \quad (i=0, 1, 2, 3) \quad (7)$$

と表され、次式の画像処理で鉛直断層画像 I_{OCT} が得られる。

$$I_{\text{OCT}} = \sqrt{(S_0 - S_2)^2 + (S_1 - S_3)^2} \quad (8)$$

このとき空間分解能は、式 (2), (3) で与えられ、SNR は光源のコヒーレント状態と画像の一部が飽和する仮定のもとで

$$SNR = \frac{4R_s R_s \tau^2 I_0^2}{\xi} \quad (9)$$

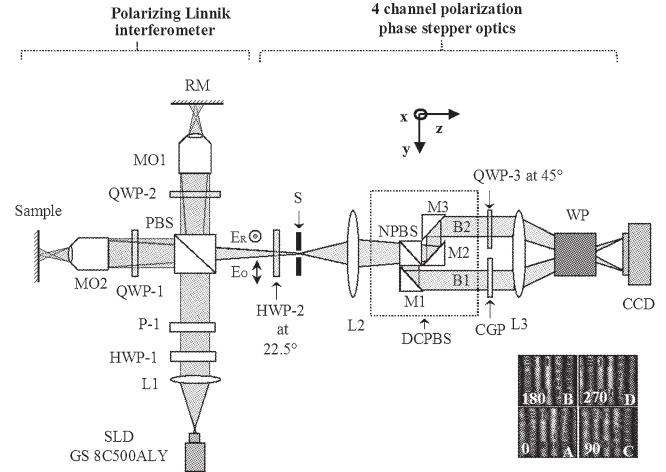


図4 シングルショットフルフィールド OCT.

と求められ、ここで、 R_r は参照光の反射率、 τ は露光時間、 I_0 は照射強度、 ξ はカメラの飽和電荷量である。

この方法では、カメラの測定速度に対して断層画像の測定速度が 4 分の 1 になるので、時間分解能が劣化する。FF OCT の高速化については多くの報告²²⁾があるが、式 (7) に示す 4 つの干渉画像を同時に測定する OCT は、シングルショット FF OCT²³⁾ とよばれ、断層画像の測定速度はカメラの測定速度に等しくなる。しかし、光学系と画像処理が複雑で感度が 44 dB と *in vivo* 生体試料の測定が困難であった。

われわれは図4に示す光学系で、これらの複雑さを低減し、感度の向上を試みた^{24,25)}。光学系は、二次元偏光干渉光学系と 4 チャネル偏光位相ステッパー光学系で構成されている。光源は SLD (中心波長 842 nm, 波長幅 16.2 nm) で、斜め 45° の直線偏光を光学系に入射する。干渉光学系から出射する参照光と信号光は、後続の光学系により、 x, y 軸方向の偏光成分に分離されて CCD 面上に結像するので、同時に位相の異なる 4 つの干渉画像が PC に取得される。基本的には、式 (8) と同じ画像処理により、鉛直断層画像が得られる。

測定画像領域は、画素数 220×250 に対して 280×320 μm^2 であり、横方向分解能は計算値 4.1 μm に近い 4.4 μm が得られた。深さ分解能は、計算値に近い 20 μm が測定された。試料にミラーを用いた感度の測定値は、計算値に近い 66.5 dB が測定され、カメラの取得速度と同じ 28 fps で、鉛直断面画像の表示が可能である。

生体試料に用いたミジンコの光学顕微鏡写真を図5 (a) に、その解剖図を同図 (b) に示す。*in situ* 測定では背中から腹部へ鉛直断層画像を 1 μm ステップで 468 枚測定し、その三次元表示を同図 (c) に、背中に沿ってリスライ

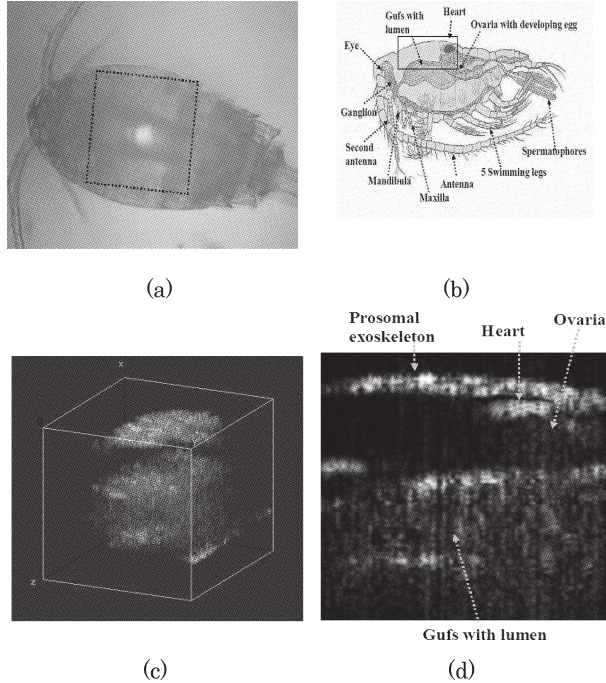


図5 (a) ケンミジンコの顕微鏡画像, (b) 解剖図, (c) *in situ* 3D OCT 画像, (d) 3D OCT 画像からのリスライス画像.

示した断層画像を同図 (d) に示す. 照射パワー, 露光時間は 0.63 mW , 1.4 ms であり, 画素間のビニングや平均化処理は行っていない.

ミジンコの *in vivo* 測定では, 背中から深さ $170 \mu\text{m}$ の位置に測定位置を移動し, 連続的に鉛直画像の測定を行った. 信号光のみの場合の測定画像を図6 (a) に, 鉛直断層画像の一例を同図 (b)~(d) に示す. 画像測定は 5 fps で行っており, 各画像の時間間隔は 2 s である.

3. フーリエドメイン OCT

3.1 スペクトラルドメイン OCT

SD OCT²⁶⁾ の原理を図7で説明する. 入射光は試料内部で後方散乱し, 信号光となって干渉光学系に戻る. 試料の分散を無視して, 試料内の深さ z での反射係数を $a(z)$ とする. 信号光は参照光 a_r と合波され, 分光器での干渉信号 $I(k)$ は波数 k を用いて,

$$I(k) = S(k) \left| a_r \exp(i2kd) + \int_0^\infty a(z) \exp[i2k\{d+n(z)z\}] dz \right|^2 \quad (10)$$

と表される. ここで, $S(k)$ は光源のスペクトル, a_r は参照ミラーの反射係数, d はビームスプリッター (BS) と参照ミラー間距離, $n(z)$ は試料の屈折率である. $a(z)$ の拡張関数 $\hat{a}(z)$ を用い, $a_r = 1$, $n(z) = n$ とおくと,

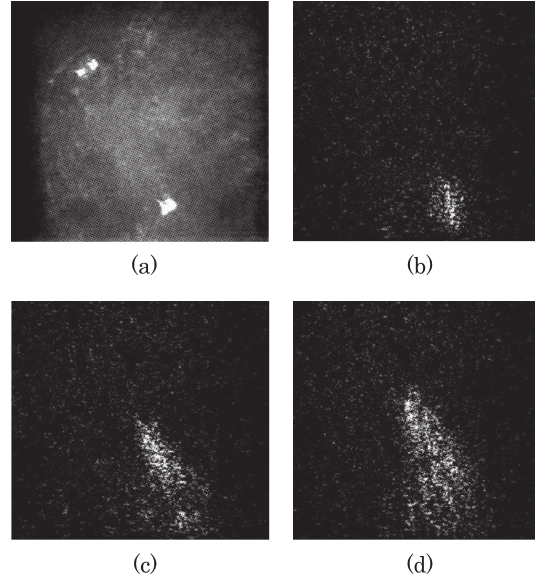


図6 (a) *in vivo* ケンミジンコの信号光画像, (b) *in vivo* ケンミジンコの背中表面から腹部へ $170 \mu\text{m}$ の位置での鉛直断面画像, (c) (d) (b) から 2 s 後, 4 s 後の同位置での鉛直断面画像, 測定速度は 5 fps .

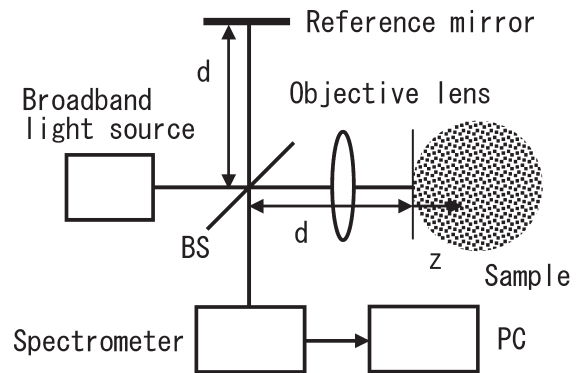


図7 SD OCT の基本構成.

$$I(k) = S(k) \left\{ 1 + \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{a}(z) \exp(-i2knz) dz + \frac{1}{2} \int_{-\infty}^{+\infty} AC[\hat{a}(z)] \exp(-i2knz) dz \right\}$$

$$AC[\hat{a}(z)] = \int_{-\infty}^{+\infty} \hat{a}(z') \hat{a}(z' - z) dz' \quad (11)$$

が得られる. さらに PC 内の逆フーリエ変換処理により,

$$F^{-1}[I(k)] = F^{-1}[S(k)] \otimes \left\{ \delta + \hat{a}(z) + \frac{1}{2} AC[\hat{a}(z)] \right\} \quad (12)$$

が得られる. ウィーナー・ヒンチンの定理により $S(k)$ と $\gamma(z)$ はフーリエ変換の関係にあるので, 第1項は $\gamma(z)$, 第2項は $\gamma(z)$ と $a(z)$ の畳み込み積分で, 求めるべき深さ方向プロファイルである. 第3項は, $\gamma(z)$ と信号光の

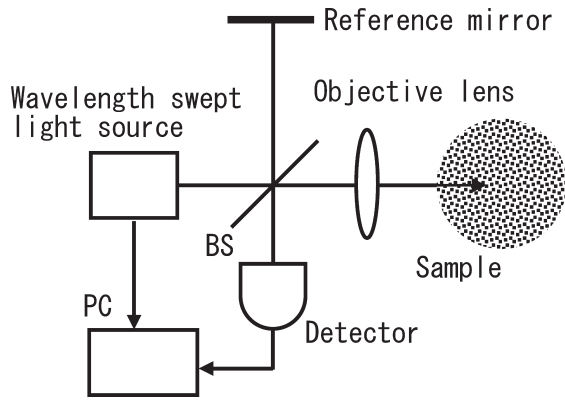


図8 SS OCT の基本構成.

自己相関関数との畳み込み積分である。式 (12) では3成分が重なっているが、参照光路にオフセットを与えることにより、第2項の成分を分離できる。式 (1) との比較より SD OCT の深さ分解能は式 (2) で与えられることがわかる。数値処理では、フーリエ変換のほかにも高空間分解能化のために最大エントロピー法の適用も報告されている²⁷⁾。

深い位置からの信号光の場合、干渉スペクトルの周期が短くなるので、測定深さ領域は分光器の波長分解能 $\delta\lambda$ と関係があり、

$$\Delta Z_R = \frac{1}{4n} \frac{\lambda_0^2}{\delta\lambda} \quad (13)$$

と与えられる。

SNR は、分光器の出力信号を逆フーリエ変換した後の信号強度と雑音強度の比で求められ、

$$SNR \approx \frac{\eta P_s}{h\nu \left(\frac{BW}{N}\right)} \equiv \frac{\eta P_s}{h\nu f_A} \quad (14)$$

となる⁶⁾。ここで、 N はデータ数、 f_A は等価深さ走査周波数である。TD OCT と同様に、雑音には熱雑音、ショット雑音、相対強度雑音が含まれており、式 (14) では量子検出限界が仮定されている。

TD OCT の雑音強度は、式 (4) の深さ走査速度に応じた BW に含まれる白色雑音強度となる。FD OCT では信号光強度などが TD OCT と等しい測定条件でも、深さ方向の測定を一度の露光で一括して行うために、見かけ上、 $1/N$ の低い走査周波数 f_A で、同じ測定速度が可能となり、結果的に SNR が N 倍向上することになる。また、照射光により試料内で発生したすべての反射光が、分光器内の干渉スペクトルに無駄なく寄与しており、これが式 (11) の第2項の積分の意味であり、拡張関数を用いてフーリエ変換の形になっている。これに対して一般の TD

OCT では参照ミラーで選択した深さのコヒーレント長近傍のみの信号光を検出し、他の信号は非干渉信号成分になっている。

中心波長 840 nm の SLD を用いた SD OCT で、深さ分解能 $6\mu\text{m}$ 、TD OCT より 21.7 dB の高感度の測定と、深さ走査周波数 29.3 kHz での *in vivo* ヒト網膜測定画像 (幅 6.4 mm × 深さ 1.7 mm) が報告され²⁸⁾、さらなる高速化も進められている。

3.2 波長走査型 OCT

SS OCT では図8のように、光源は単一波長走査光源であり、単一光検出器の出力信号を PC に取り込み、逆フーリエ変換により深さプロファイルを得ている。SD OCT の分光器での干渉スペクトルは、SS OCT において時系列で取り込んだ単一光検出器からの信号と等価と考えられ、SS OCT の SNR は式 (14) の SD OCT の SNR と同じ表現になる⁶⁾。

深さプロファイルの測定時間が等しいとして、両者を比較すると、SD OCT での測定時間は検出器アレイの露光時間 τ なので、 τ の間、試料の静止が必要となるが、SS OCT ではサンプル数 N の場合、各サンプルデータが独立なので τ/N 間のみ試料の静止で測定ができる。よって、試料の動きに対しては SS OCT が有利である。一方、断層画像からの位相情報の抽出では、光源も含めて駆動部のない測定光学系の安定性から SD OCT が有利となる¹¹⁾。

SS OCT は波長走査光源が重要であり、近年の進展は目覚ましい。DBR 半導体レーザーでは、波長範囲 1533.17 ~ 1574.13 nm を 0.1 nm 間隔で、深さ走査周波数 250 Hz が可能である²⁹⁾。半導体光増幅器 (SOA) と回折格子付ポリゴンミラーを用いた光源では、中心波長 1.3 μm 、波長幅 110 nm、走査周波数 20 kHz が可能であり、深さ分解能 11.7 μm 、感度 112 dB で *in vivo* ヒト前眼部の測定が報告されている³⁰⁾。また、フーリエドメインモードロッキング (Fourier domain mode locking: FDML) 方式の光源も報告されている³¹⁾。これは分散補償ファイバーループ、SOA、狭帯域可変フィルターを用いて高次モード動作により走査周波数 290 kHz を実現し、深さ分解能 10 μm 、感度 108 dB で *in vivo* ヒト指の 3D 計測を測定時間 290 ms で行っている。

また、波長走査光源を用いた FF SS OCT も報告されている。光源は Ti:Al₂O₃ レーザーと音響光学フィルターを用いて、中心波長 790 nm、波長幅 110 nm、線幅 0.4 nm で波長走査を行う。二次元干渉光学系とカメラを用いて、深さ分解能 3 μm 、感度 83 dB で、 $1.3 \times 1 \times 0.2 \text{ mm}^3$ の三次元領域を測定時間 50 s で行っている¹⁴⁾。

本稿では、今まで報告された OCT の原理や感度などの基本的な点について述べた。最新の状況については BiOS 2008 などの資料を参照されたい。

現在、上述したように FD OCT が主流である。その中でも SS OCT についてはその光源の研究が著しく、進展する光エレクトロニクスの技術を導入した新機能光源などが誕生している。発展する基盤技術と融合して新しい光デバイスや光学素子の研究開発が進み、OCT の新方式や新しい応用領域へとつながることが大切である。今後、医学・生物学から一般産業も含めた OCT の応用領域がいつそう広がることを期待する。

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: "Optical coherence tomography," *Science*, **254** (1991) 1178-1181.
- 2) 丹野直弘: "光コヒーレンス断層画像化法と生体映像への応用", *光学*, **28** (1995) 116-125.
- 3) N. Tanno, T. Ichimura, T. Funaba, N. Anndo and Y. Odagiri: "Optical multimode frequency-domain reflectometer," *Opt. Lett.*, **19** (1994) 587-589.
- 4) M. Takeda and H. Yamamoto: "Fourier-transform speckle profilometry: Three-dimensional shape measurements of diffuse objects with large height steps and/or spatially isolated surfaces," *Appl. Opt.*, **33** (1994) 7829-7837.
- 5) A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp and S. Y. El-Zaiat: "Measurement of intraocular distance by back-scattering spectral interferometry," *Opt. Commun.*, **117** (1995) 43-48.
- 6) S. H. Yun, G. J. Tearney, J. F. de Bore, N. Iftimia and B. E. Bouma: "High-speed optical frequency-domain imaging," *Opt. Express*, **11** (2003) 2953-2963.
- 7) R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger and A. F. Fercher: "Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography," *Opt. Express*, **11** (2003) 889-894.
- 8) B. Bouma and J. Tearney eds: *Handbook of Optical Coherence Tomography* (Marcel Dekker, New York, 2002).
- 9) M. Brezinski: *Optical Coherence Tomography* (Academic Press, New York, 2006).
- 10) 春名正光: "光コヒーレンストモグラフィ (OCT) の新たな技術展開", *レーザー研究*, **34** (2006) 468.
- 11) 安野嘉晃: "フーリエドメイン光コヒーレンストモグラフィ", *応用物理*, **75** (2006) 707-712.
- 12) 佐藤 学, 丹野直弘: "光コヒーレンストモグラフィの基礎", *光学*, **32** (2003) 268-274.
- 13) M. V. Sarunic, M. A. Choma, C. Yang and J. A. Izatt: "Instantaneous complex conjugate resolved spectral domain and swept-source OCT using 3×3 fiber couplers," *Opt. Express*, **13** (2005) 957-967.
- 14) B. Považay, A. Unterhuber, B. Hermann, H. Sattmann, H. Arthaber and W. Drexler: "Full-field time-encoded frequency-domain optical coherence tomography," *Opt. Express*, **14**, (2006) 7661-7669.
- 15) A. F. Fercher: "Optical coherence tomography," *J. Biomed. Opt.*, **1** (1996) 157-173.
- 16) B. Považay, K. Bizheva, A. Unterhuber, B. Hermann, H. Sattmann, A. F. Fercher, W. Drexler, A. Apolonski, W. J. Wadsworth, J. C. Knight, P. St. J. Russell, M. Vetterlein and E. Scherzer: "Submicrometer axial resolution optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **27** (2002) 1800-1802.
- 17) Y. Watanabe, K. Yamada and M. Sato: "Three-dimensional imaging by ultrahigh-speed axial-lateral parallel time domain optical coherence tomography," *Opt. Express*, **14** (2006) 5201-5209.
- 18) Y. Watanabe, Y. Takasugi, K. Yamada and M. Sato: "Axial-lateral parallel time domain OCT with optical zoom lens and high order diffracted lights for variable imaging range," *Opt. Express*, **15** (2007) 5208-5217.
- 19) Y. Watanabe and M. Sato: "Quasi-single shot axial-lateral parallel time domain optical coherence tomography with Hilbert transformation," *Opt. Express*, **16** (2007) 524-534.
- 20) A. Dubois, L. Vabre, A.-C. Boccara and E. Beaufort: "High-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope," *Appl. Opt.*, **41** (2002) 805-812.
- 21) D. Malacara: "Optical testing," *Handbook of Optics II*, ed. M. Bass (McGraw-Hill, New York, 1995) pp. 30.16-30.21.
- 22) Y. Watanabe and M. Sato: "Three-dimensional wide-field optical coherence tomography using an ultrahigh-speed CMOS camera," *Opt. Commun.*, **281** (2008) 1889-1895.
- 23) C. Dunsby, Y. Gu and P. French: "Single-shot phase-stepped wide-field coherence gated imaging," *Opt. Express*, **11** (2003) 105-115.
- 24) M. S. Hrebesh, Y. Watanabe and M. Sato: "Single-shot full-field OCT based on four quadrature phase-stepped interferometer," *BiOS 2008* (SPIE Photonics West, 2008) 6847-43.
- 25) M. S. Hrebesh, Y. Watanabe and M. Sato: "*In vivo* imaging of biological specimens by single-shot full-field OCT," *Extended Abstract of The 55th Spring Meeting* (The Japan Society of Applied Physics, 2008) p. 1068
- 26) G. Häusler and M. W. Lindner: "Coherence radar—New tools for dermatological diagnosis," *J. Biomed. Opt.*, **3** (1998) 21-31.
- 27) Y. Takahashi, Y. Watanabe and M. Sato: "Application of the maximum entropy method to spectral-domain optical coherence tomography for enhancing axial resolution," *Appl. Opt.*, **46** (2007) 5228-5236.
- 28) N. Nassif, B. Cense, B. Park, S. H. Yun, T. C. Chen, B. E. Bouma, G. J. Tearney and J. F. de Boer: "*In vivo* human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **29** (2004) 480-482.
- 29) T. Amano, H. Hiro-oka, D. Choi, H. Furukawa, F. Kano, M. Takeda, M. Nakanishi, K. Shimizu and K. Ohbayashi: "Optical frequency-domain reflectometry with a rapid wavelength-scanning superstructure-grating distributed Bragg reflector laser," *Appl. Opt.*, **44** (2005) 808-816.
- 30) Y. Yasuno, V. D. Madjarova, S. Makita, M. Akiba, A. Morosawa, C. Chong, T. Sakai, K. P. Chan, M. Itoh and T. Yatagai: "Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for *in vivo* investigation of human anterior eye segments," *Opt. Express*, **13** (2005) 10652-10664.
- 31) R. Huber, M. Wojtkowski and J. G. Fujimoto: "Fourier Domain Mode Locking (FDML): A new laser operating regime and applications for optical coherence tomography," *Opt. Express*, **14** (2006) 3225-3237.

(2008年4月26日受理)