

特集 光センシング I

Optical coherence tomography の展開

椎名 達雄

千葉大学 大学院工学研究院 (〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33)

Deployment of optical coherence tomography

Tatsuo Shiina

*Graduate School of Engineering, Chiba University,
1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba 263-8522 Japan*

(Received July 25, 2021)

OCT-Optical Coherence Tomography- is a low coherence cross-sectional imaging method. It is mainly developed in ophthalmology. This technology is invented by Prof. Fujimoto (MIT) and Prof. Tanno (Yamagata Univ.). At first, it had time domain method to scan the reference optical path mechanically, after that it had the Fourier domain method not to scan mechanically but get the depth information with spectrometer or wavelength scanning light source. They are technically explained that each method has a quality all its own. In this report, principle of OCT measurement was explained with its interferogram and resolution theoretically. The deployment of those methods are figured in comparison with one another. Some applications for basic medical sciences are stated concretely. Skin evaluation and dental application are mentioned. The industrial applications for OCT are referred in the summary, too.

キーワード：OCT, 低コヒーレンス干渉, インターフェログラム, 非侵襲

Key Words: Optical Coherence Tomography, Low coherence interferometry, interferogram, non-invasive

1. はじめに

OCT-Optical Coherence Tomography- は低コヒーレンス光源を使った干渉断層計測, およびその装置を指し, 眼科用途を中心に広く普及している. 低コヒーレンス干渉計は白色干渉計として高精度な表面計測装置として産業利用が進んでいたが, OCTはそれとは異なり, 深度方向の計測を実現している. 低コヒーレンス光干渉を参照光路長を走査することで深度方向の情報を得る. 1980年代に原理の発表がなされ^{1,2)}, その後眼科応用の実用途が展開され, 現在の普及へと繋がった. 発明には山形大の丹野教授とMITのJames G. Fujimoto教授が同時期に寄与されており, その開発競争にも本人の文章が公開されている³⁻⁶⁾. 深度方向の計測には開発当初のTime Domain方式から, 機械走査を行わないSpectral Domain方式への技術開発へとシフトしている. それによって高速な計測が実現され, 3D計測, さらにリアルタイム処理が実現している. 臨床応用は眼科以外にも歯科や皮膚科用途での報告も多数あるものの, 実応用は眼科がほとんどである. 眼科に特化して発展したOCTは計測部位を機器の所定位置に配置させる形態が定着している. 一方で皮膚計測や歯科用途では計測部位に機器の側を近づける測定が一般的であり, 口腔内で計測姿勢に制約を伴う場合も少なくない. 一方で産業応用はレーザー干渉計や先の白色干渉計の土壌で精密計測機器として応用事例が多く報告されている⁷⁻⁹⁾.

本報告ではOCTの基本原理を解説するとともに機器方式の特徴を紹介する. また, 著者らの応用事例を紹介し, 眼科以外の臨床応用ならびに産業応用に関して言及する.

2. OCTの測定原理

光学的干渉断層計(OCT)の原理は、超音波診断装置に類似する。ただし、OCTでは音波のかわりに近赤外線低干渉ビーム(Super Luminescent Diode: SLD)を探索波に用いる(Fig. 1)。OCT内部のSLDで発振した低干渉ビームは、ビームスプリッタでふたつに分かれる。ひとつは参照鏡に向かい、反射して戻ってくる。これが参照光(コントロール波)である。もうひとつは、測定光として眼内に進入する。測定光は眼底の各層で反射して、それぞれ時間の遅れを伴った異なる強度の反射光として戻ってくる。反射光と参照光はビームスプリッタで再び合流し、検知器に入る。赤外線低干渉ビームは波であるので、反射光と参照光が重なると、干渉現象が生じる。これにより、反射光の強度と時間的ずれが検知される。この情報を空間的位置関係に換算することで、眼底の断層像が得られる。OCTの垂直方向の解像度は10~20 μmである。以下にその理論的な干渉波形の導出過程を述べる¹⁰⁾。

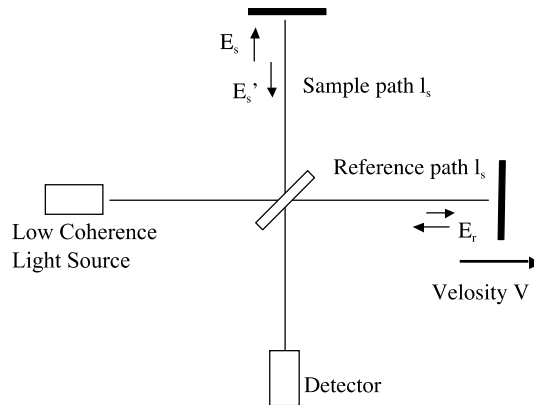


Fig. 1 Principle of OCT measurement.

SLDを含む低コヒーレンス光のスペクトルは式(1)に示す光のパワースペクトル $S(\nu)$ の形を取り、ガウス型となる。

$$S(\nu) = \frac{2\sqrt{\ln 2/\pi}}{\Delta\nu} \exp\left[-4\ln 2\left(\frac{\nu - \nu_0}{\Delta\nu}\right)^2\right] \quad (1)$$

ここで、 ν は光の周波数($\nu = c/\lambda$)、 ν_0 、 $\Delta\nu$ は入射光の中心周波数およびスペクトル幅である。指数部前の定数項は今後のコヒーレンス長等の定義において計算を簡略化するための形をとっている。

今、式(1)で表される光の干渉を考える。Fig. 1 に示す干渉計において受光される強度 I_d は次式(2)で表される。

$$I_d = \langle |E_d|^2 \rangle = 0.5(I_r + I'_s) + \text{Re}\{ \langle E_r^*(t + \tau) E_s^*(t) \rangle \} \quad (2)$$

ここで、 I_r 、 I_s はそれぞれ参照光路および計測光路からの反射光強度であり、 E_r 、 E_s は同じく反射光複素振幅である。ダッシュ(')は計測サンプルによって変化を受けたことを表す。 $\langle \rangle$ は時間的な平均を表す。干渉光成分 $\langle E_r^*(t + \tau) E_s^*(t) \rangle$ は相互コヒーレンス関数として定義され、複素数同士の内積を時間平均で表した形をとる。

計測サンプルとして理想的なミラー(反射率1)を想定し、式(1)で表されるガウススペクトル光源からの光を干渉させた際の干渉光成分 $|G(\nu)|$ を求める。干渉光成分 $|G(\nu)|$ は、先の単一波長光源による干渉の計算を拡張して、スペクトルおよび強度が異なる光が無数に重ね合わされたものとしてイメージできる。つまり、次式(3)となる。

$$G(\nu) = \int_0^\infty S(\nu) \exp(-j2\pi\nu\tau) d\nu \quad (3)$$

フーリエ変換を介して、次式(4)が得られる。

$$G(\nu) = \exp\left[-\left(\frac{\pi\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln 2}}\right)^2\right] \exp(-j2\pi\nu_0\tau) \quad (4)$$

τ は光が干渉する際の時間差であり、 $\tau = (L_s - L_r)/c$ である。 L_s を L_r を基準として、 $L_s = L_r - VT$ (V は参照ミラー移動速度、 T は時間) として表せば、

$$\tau = \frac{V}{c}T \quad (5)$$

となり、速度に依存したものとなる。式(4)が示す意味は、ガウス型のスペクトル分布をもつ光源は紡錘型の干渉波形(インターフェログラム)をもち、その強度は速度に依存して指数関数的な減衰をすることを表している。ガウス型のパワースペクトル分布は低コヒーレンス光源に関わらず、LED、レーザ等にもあてはまる。

インターフェログラムは光源の可干渉性を示すものであり、その干渉する距離(可干渉距離)は光源のスペクトル幅に依存する。この可干渉距離をコヒーレンス長 l_c として表す。

$$l_c = \frac{2\ln 2c}{\pi\Delta\nu} = \frac{2\ln 2\lambda_0^2}{\pi\Delta\lambda} = \frac{4\ln 2}{\Delta k} \approx 0.44 \frac{c}{\Delta\nu} \quad (6)$$

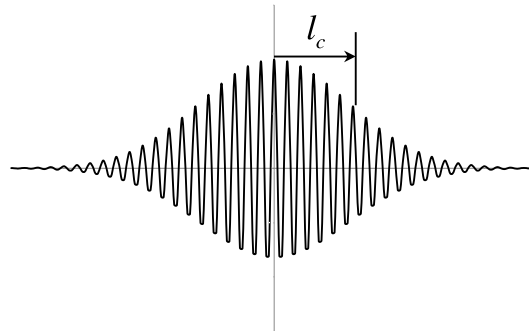


Fig. 2 Interferogram.

3. OCT の技術展開

OCT は低コヒーレンス干渉を利用する。その測定方式の違いを Fig. 3 および Table 1 にまとめる。Fig. 3 (a) 従来のレーザー干渉計はそのコヒーレンスの良さを利用して、多くは計測対象までの距離を干渉計の光路長差として波長の精度で計測する。レーザー距離計、ドップラー変位計は前者を変調した光源の位相を読み取り、後者は計測対象の動きに応じた光軸方向の速度を計測する。Fig. 3 (b) は白色干渉計の原理を図示したもので、レーザー距離計と同様に表面形状を計測する。その際に白色光(水銀ランプやキセノンランプの輝線を利用)の幅広いスペクトルを利用することで干渉波形に μm オーダーのインターフェログラムが生じる。表面形状の変位を位相を含めた高精度で計測する技術がすでに産業上で製品化されている。また、白色光の色分散を応用することでさらなる高精細な計測を実現している報告もある。Fig. 3 (c) が TD-OCT の原理的な構成である。白色干渉計と同じ低コヒーレンスな光源を利用するが、干渉計に 2×2 ファイバカップラ等のファイバ光学系を利用を目的として、スペクトル幅が広く指向性を高めた Super Luminescent Diode がしばしば用いられる。波長は眼科用途では水による吸収を避けるため $0.8 \mu\text{m}$ 帯、他の用途では $1.3\text{--}1.5 \mu\text{m}$ 帯が使われる。ファイバ光学系の導入は外乱光の除去や送受信効率の向上の目的の他、機器の小型化、設計自由度の向上等の利点が挙げられる。白色干渉計と違い、参照光路を走査することで計測は深度方向に為される。OCT 発明当時は PZT 素子によって 10 数 μm の可干渉範囲を振動させ、かつ別のステージで深度方向の干渉位置を移動して得る方法が用いられたが³⁾、その後さまざまな走査方式が提案された¹¹⁻¹³⁾。断層像の取得には深度方向とは垂直な断面方向にプローブを操作することで得られる。TD-OCT は光路長の機械的な走査による速度の制限がかかる。一般に 200 scan/s が上限とされ、また干渉信号の線形性がいい反面ダイナ

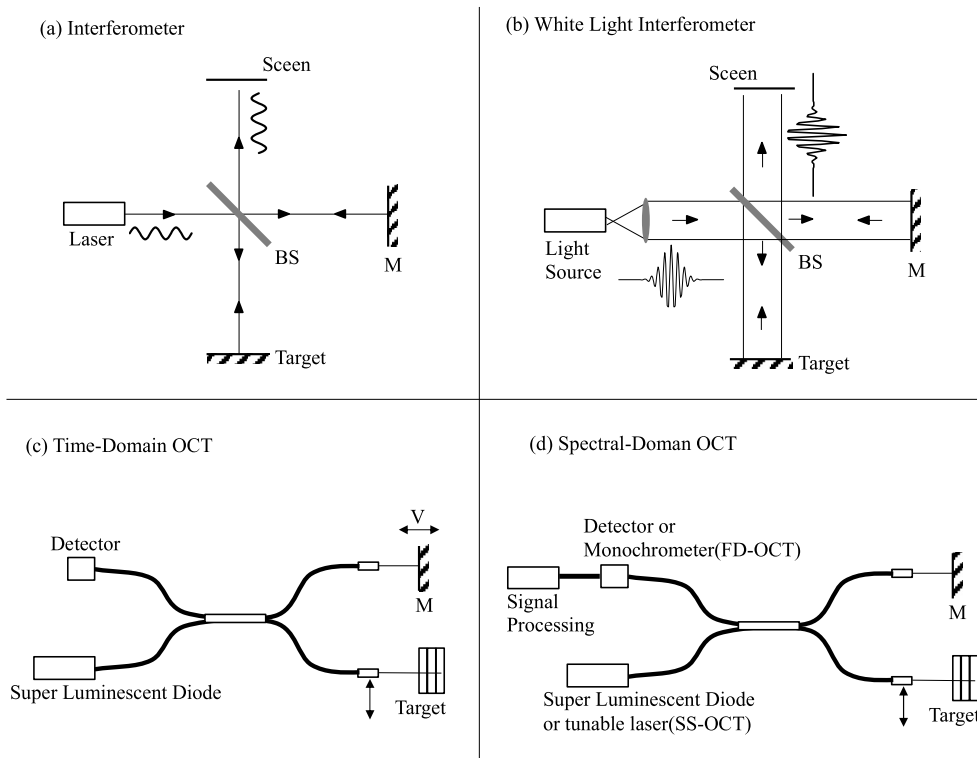


Fig. 3 Interferometry and OCT measurements.

Table 1 OCT methods and their features.

	Time-Domain OCT	Spectral-Domain OCT	Swept-Source OCT
Depth Scan	Mechanical	Grating + Spectrometer	Wavelength-sweep
Depth range	Free (> 1 m)	15 mm	15 mm
Dynamic Range	45-50 dB	120 dB	120 dB
Scanning speed	200 Hz	10 kHz	10 kHz
Light source	SLD/ASE	SLD/ASE	Wavelength-swept LD
Improvement	Mechanical scan method Full-Field OCT	High Resolution Full-Field OCT	Comb source Full-Field OCT

ミックスは 45-50 dB にとどまる。Fig. 3(d)は Fourier Domain OCT の原理である。深度方向の情報を回折格子とリニアセンサを組合せた分光器で得る Spectral Domain 方式とレーザー波長走査光源を使った Swept Source 方式とに大別される¹⁴⁻¹⁷⁾。波長走査光源の開発が進み、現在の医療用 OCT では Swept Source 方式が一般化している。いずれの方式でも FFT(Fast Fourier Transfer)による演算によって深度情報を得ることができ、機械的な走査を必要としないため高速な計測を実現する。Fourier 変換によって干渉信号成分のみを抽出できることから 120 dB の高いダイナミックレンジを得られることも特徴である。

OCT の技術展開はそれぞれの手法でなされている。TD-OCT に関しては楽射プローブや計測範囲等の設計の自由度が高いことから、研究用途での利用が多い。波長も自由に選択できる。走査方法の工夫だけでなく、受光にカメラを利用した Full-Field OCT による 3次元情報の取得が多く報告されている¹⁸⁻²⁰⁾。一方、SD-OCT では Full-field への展開に分光法による高い分解能を含めた報告がなされている²¹⁻²²⁾。また、SS-OCT では光コムを利用した広い波長走査光源を利用した研究が報告されている²³⁻²⁴⁾。分解能に関しては光源の特性に依存するものの、SD-OCT と SS-OCT の比較に関してもよく議論されている²⁵⁾。

4. OCT 計測事例

医療用 OCT に関しては多数の報告があり、製品化も盛んである²⁶⁻²⁹⁾。著者は産業用の光計測の観点から OCT 開発を手掛けてきた³⁰⁻³³⁾。Time Domain 方式であるため計測速度やダイナミックレンジに制限があるものの、機器構成がシンプルで設計自由度が高いことから計測対象を広く扱うことができる。計測感度は医療用と同等に得られる。使い方も断層像を得るだけでなく、数値による定量解析や検査用途にも使用できることを掲げている。いくつか事例を示す。

Figure 4 は肌の計測事例である。人の肌に対する近赤外光の透過特性は決して低くはないが、内部反射光で干渉を生じさせるとなると、その深度は医療用 OCT でも 0.7 mm 程度である³⁴⁾。OCT 肌計測に関して医療目的の研究が多数報告されているがいずれも眼科用 OCT の技術を転用したものが多く³⁵⁻³⁸⁾。本研究では簡易医療、基礎医療の観点から DC 電源で駆動できるポータブル OCT スキャナーを開発している。肌の計測では断層を得るのではなく、計測プローブを僅かに移動させて計測点からの干渉波形を平滑化して光学特性を評価している。個々の計測点での測定値はその点での組織層/細胞からの散乱に左右されるが、それを積算して平滑化することで、計測範囲での平均的な組織層が反映される。さらに結果の解析では距離二乗補正を施し、伝搬過程での光の減衰を補正している。Fig. 4 は被験者の前腕にプローブをあて、1000 scan の積算計測を行った結果である。この被験者の例では表皮層内側にある真皮層のピークが非常に弱い結果となった。これは水分量ないし油分量の減少によるものと推察される。そこで、フェイスローションならびにファンデーションを前腕に塗布して再度計測を行った結果、その結果真皮層のピークが表れ、保湿がなされる様子が可視化できた。その他本研究では計測部位による表皮層の厚みの変化、男女の統計的な光学特性の差等を検知できている。

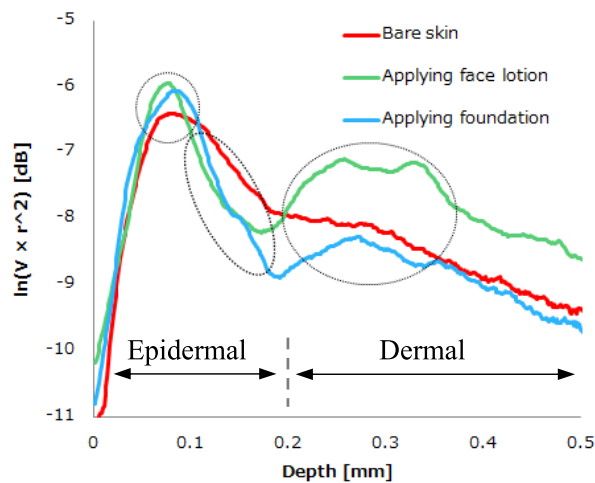


Fig. 4 Skin measurements with cosmetic care.

歯科への OCT 応用に関してもこれまで多数の報告がなされている³⁹⁻⁴³⁾。特に口腔内の歯牙・歯肉を計測するためには計測プローブが小さく、そのヘッドが自由な姿勢をとれることが求められる。本研究では 5 mmφ x 10 mm ほどの大きさで歯牙の表面形状および数 mm の内部の計測を実現できている。Fig. 5 は歯牙・歯肉ファントム Fig. 5(a) を計測した結果である。実際には着色されて不可視な歯肉内部の構造と歯牙の接触部が可視化されている。実験では歯周ポケットを想定してポケット間隔と変化させて計測しており、Figs. 5(c), (d), (e) の順に歯牙と歯肉の隙間が大きくなった様子がわかる。歯牙の形状 b Fig. 5(b) が歯肉を通して上部から計測されたため歯肉の屈折率に応じて大きく歪む様子があらわれている。屈折率が既知の場合にはその値で補正がかけられる。本研究では抜歯や実際の口腔内計測も行っており、う蝕や歯槽膿漏、インプラント用 3D データの取得等へ展開している。

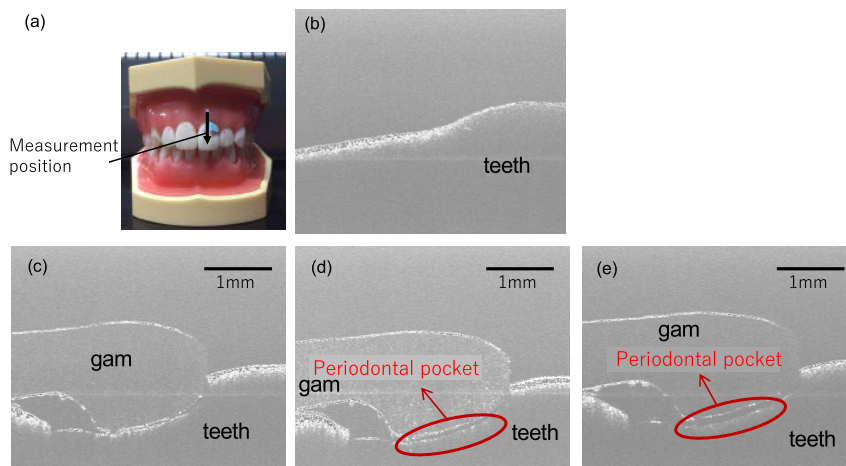


Fig. 5 Teeth and gam measurement with dental phantom.

5. まとめ

OCT 技術に関して原理と方式の展開、およびその応用事例に関して報告した。ここで紹介した医療用途、産業用途の他にも、植物への応用も多く報告されている⁴⁴⁻⁴⁶⁾。OCT は日本の技術との認識もあり、これまでも医療分野での OCT の応用を中心として様々な精力的に展開されてきた。今後も広く普及することを願っている。医療用途に限定せずに、産業用途等へも積極的に展開されることを希望する。技術はシンプルなものであり、構成や方式も用途に応じて選択できる状況が好ましい。医療機器としてさらなる発展と同時に、自動化のセンサとして今後も展開が広がっていくことだろう。

引用文献

- 1) K. Takada, I. Yokohama, K. Chida, and J. Noda: New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique, *Appl. Opt.*, 26, 1603-1605, 1987.
- 2) H. H. Gilgen, R. P. Novak, R. P. Salathe, W. Hodel, and P. Beaud: Submillimeter optical reflectometry, *J. Lightwave Technol.*, 7, 1225-1233, 1989.
- 3) 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. Puli-afito, and J. G. Fujimoto: Optical coherence tomography, *Science*, 254, 1178-1181, 1991.
- 4) W. Drexler and J. G. Fujimoto (eds.): *Optical Coherence Tomography*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2008.
- 5) 丹野直弘, “光コヒーレンストモグラフィーの進化”, *O plus E*, 37(10), 797-, 2015.
- 6) 丹野直弘, 市村 勉, 佐伯昭雄: 光反射像測定装置, 日本特許第 2010042 号 (出願 1990).
- 7) B. G. Goode: OCT aims for industrial application, *Laser Focus World*, 45, 41-45, 2009.
- 8) P. Merken, R. Vandersmissen, and G. Yurtsever: Optical Coherence Tomography: OCT supports Industrial Nondestructive Depth Analysis, *Laser Focus World*, 47, 2-8, 2011.
- 9) M. Tanaka and T. Shiina: Micro crack analysis of optical fiber by specialized TD-OCT, *Opt. Laser Tech.*, 116, 22-25, 2019.
- 10) J. M. Schmitt: Optical coherence tomography (OCT) : A Review, *IEEE J. Quantum Electron.*, 5, 1205-1215, 1999.
- 11) 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.*, 1811-1913, 1997.
- 12) T. Shiina, Y. Moritani, M. Ito, and Y. Okamura: Long-optical-path scanning mechanism for optical coherence tomography, *Appl. Opt.*, 42, 3795-3799, 2002.
- 13) X. Liu, M. J. Cobb and X. Li: Rapid scanning all-reflective optical delay line for real-time optical coherence tomography, *Opt. Lett.*, 29, 80-2, 2004.
- 14) M. Wojtkowski, R. Leitgeb, A. Kowalczyk, A. F. Fercher, and T. Bajraszewski: In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography, *J. Biomed. Opt.*, 7, 457-463, 2002.
- 15) S. Jiao, R. Knighton, X. Huang, G. Gregori, and C. Puli-afito: Simultaneous acquisition of sectional and fundus ophthalmic images with spectral-domain optical coherence tomography, *Opt. Express*, 13, 444-452, 2005.
- 16) I. Grulkowski, M. Gora, M. Szkulmowski, I. Gorczynska, D. Szlag, S. Marcos, A. Kowalczyk, and M. Wojtkowski: Anterior

- segment imaging with Spectral OCT system using a high-speed CMOS camera, *Opt. Express*, 17, 4842–4858, 2009.
- 17) Y. Shimada, A. Sadr, A. Nazari, H. Nakagawa, M. Otsuki, J. Tagami, and Y. Sumi: 3D evaluation of composite resin restoration at practical training using swept-source optical coherence tomography (SS-OCT), *Den. Mater. J.*, 31, 409–417, 2012.
 - 18) 佐藤 学, 渡部裕輝: 生体用低コヒーレンス干渉断層画像測定法, *光学*, 37, 570–575, 2008.
 - 19) H. Sudkamp, P. Koch, H. Spahr, D. Hillmann, G. Franke, M. Münst, F. Reinholz, R. Birngruber, and G. Hüttmann: In-vivo retinal imaging with off-axis full-field time-domain optical coherence tomography, *Opt. Lett.*, 41, 4987–4990, 2016.
 - 20) R. A. Leitgeb: En face optical coherence tomography: a technology review, *Biomed. Opt. Express*, 10, 2177–2201, 2019.
 - 21) P. Puvanathan, P. Forbes, Z. Ren, D. Malchow, S. Boyd, and K. Bizheva: High-speed, high-resolution Fourier-domain optical coherence tomography system for retinal imaging in the 1060 nm wavelength region, *Opt. Lett.*, 33, 2479–2481, 2008.
 - 22) E. Auksorius, D. Borycki, and M. Wojtkowski: Crosstalk-free volumetric in vivo imaging of a human retina with Fourier-domain full-field optical coherence tomography, *Biomed. Opt. Express*, 10, 6390–6407, 2019.
 - 23) T. Bajraszewski, M. Wojtkowski, M. Szkulmowski, A. Szkulmowska, R. Huber, and A. Kowalczyk: Improved spectral optical coherence tomography using optical frequency comb, *Opt. Express*, 16, 4163–4176, 2008.
 - 24) X. Ji, X. Yao, A. Klenner, Y. Gan, A. L. Gaeta, C. P. Hendon, and M. Lipson: Chip-based frequency comb sources for optical coherence tomography, *Opt. Express*, 27, 19896–19905, 2019.
 - 25) 山成正宏: OCT 技術の基本を紐解こう, *視覚の科学*, 39, 37–44, 2018.
 - 26) M. R. Hee, J. A. Izatt, E. A. Swanson, D. Huang, J. S. Schuman, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto: Optical coherence tomography of the human retina, *Arch. Ophthalmol.*, 113, 325–327, 1995.
 - 27) S. Jiao, R. Knighton, X. Huang, G. Gregori, and C. Puliafito: Simultaneous acquisition of sectional and fundus ophthalmic images with spectral-domain optical coherence tomography, *Opt. Express*, 13, 444–452, 2005.
 - 28) G. Yao and L. V. Wang: Monte Carlo simulation of an optical coherence tomography signal in homogeneous turbid media, *Phys. Med. Biol.*, 44, 2307–2320, 1999.
 - 29) C. K. S. Leung, and R. N. Weinreb: Anterior chamber angle imaging with optical coherence tomography, *Eye (Lond)*, 25, 261–267, 2011.
 - 30) 椎名達雄, 宮崎 智, 本田捷夫: 工業用ライン組込み型簡易 OCT システム, *電気学会論文誌 C*, 129, 1276–1281, 2009.
 - 31) 椎名達雄: 産業用 OCT スキャナー, *O plus E*, 414, 2014.
 - 32) T. Yoshizawa (ed.): *Handbook of Optical Metrology: Principles and Applications*, Second Edition, CRC press, Boca Raton, 2015.
 - 33) K. Saeki, D. Huyan, M. Sawada, Y. Sun, A. Nakamura, M. Kimura, S. Kubota, K. Uno, K. Ohnuma, and T. Shiina: Measurement algorithm for real front and back curved surfaces of contact lenses, *Appl. Opt.*, 59, 9051–9059, 2020.
 - 34) M. Mogensen, L. Thrane, T. M. Joergensen, P. E. Andersen, and G. B. E. Jemec: Optical Coherence Tomography for Imaging of Skin and Skin Diseases, *Seminars in Cutaneous Medicine and Surgery*, Elsevier, 196–202, 2009.
 - 35) R. Steiner, K. Kunzi-rapp, and K. Scharffetter-Kochanek: Optical Coherence Tomography: Clinical Applications in Dermatology, *Med. Laser Appl.*, 18, 2459–259, 2003.
 - 36) V. R. Korde, G. T. Bonnema, W. Xu, C. Krishnamurthy, J. R. Moore, K. Saboda, L. D. Slayton, S. J. Salasche, J. A. Warneke, D. S. Alberts, and J. K. Barton: Using Optical Coherence Tomography to Evaluate Skin Sun Damage and Precancer, *Lasers Med. Sci.*, 39, 687–695, 2007.
 - 37) M. Mogensen and L. Thrane: OCT imaging of skin cancer and other dermatological disease, *J. Biophotonics*, 2, 442–451, 2009.
 - 38) K. Koenig: Hybrid Multiphoton Multimodal Tomography of in vivo human skin, *Intra Vital*, 1, 11–26, 2012.
 - 39) B. W. Colston, M. J. Evertt Jr., L. B. D. Silva, L. L. Otis, P. Stroeve, and H. Nathel: Imaging of Hard- and Soft-Tissue Structure in the Oral Cavity by Optical Coherence Tomography, *Appl. Opt.*, 37, 3582–3585, 1998.
 - 40) B. W. Colston, U. S. Sathyam, L. B. DaSilva, M. J. Everett, P. Strove, and L. L. Otis: Dental OCT, *Opt. Express*, 3, 230–238, 1998.
 - 41) N. Ozawa, Y. Sumi, C. Chong, and T. Kurabayashi: Evaluation of oral vascular anomalies using OCT imaging, *Br. J. Oral Maxillofac. Surg.*, 47, 622–626, 2009.
 - 42) 島田康史, 有吉芽生, 今井加奈子, マキシパトリシア, 吉岡俊彦, 田上順次, 角 保徳: 光干渉断層計 (OCT) を応用した非破壊断層画像診断, *日歯理工誌*, 30 (1), 21–24, 2011.
 - 43) Y. Shimada, A. Sadr, Y. Sumi, and J. Tagami: Application of Optical Coherence Tomography (OCT) for Diagnosis of Caries, Cracks, and Defects of Restorations, *Curr. Oral Health Rep.*, 2, 73–80, 2015.
 - 44) J. W. Hettinger, M. P. Mattozzi, W. R. Myers, M. E. Williams, A. Reeves, R. L. Parsons, R. C. Haskell, D. C. Petersen, R. Wang, and J. I. Medford: Optical Coherence Microscopy. A Technology for Rapid, in Vivo, Non-Destructive Visualization of Plants and Plant Cells, *Plant Physiol.*, 123, 3–16, 2000.
 - 45) T. H. Chow, K. M. Tan, S. G. Razul, C. M. Tay, T. F. Chia, and W. T. Poh: Diagnosis of virus infection in orchid plants with

- high-resolution optical coherence tomography, J. Biomed. Opt., 14, 014006, 2009.
- 46) V. V. Sapozhnikova, V. A. Kamenskii, and R. V. Kuranov: Visualization of Plant Tissues by Optical Coherence Tomography, Russ. J. Plant Physiol., 50, 282–286, 2003.

**椎名達雄**

所属：千葉大学大学院工学研究院。1998年東京理科大学大学院理工学研究科博士課程修了。博士（工学）。和歌山大学を経て2003年より千葉大学工学部、2017年より現職。防災用ライダーシステムの技術開発、産業用OCT装置の開発、ならびにランダム媒質中での光の機能的伝搬手法の研究に従事。応用物理学会、電気学会、レーザー学会、電子情報通信学会、計測自動制御学会、照明学会、日本原子力学会、レーザーセンシング学会、国際光工学会（SPIE）に所属。