

内視鏡融合型光コヒーレンストモグラフィー

佐藤 学

Endoscopic Optical Coherence Tomography

Manabu SATO

Endoscopic optical coherence tomography (EOCT), including a catheter type OCT, has been reviewed. There are mainly two types of optical probes (OPs) in EOCT, the rotation scanning type and the linear scanning type including two dimensional scanning. The former enables side imaging around the OP and is usable with catheter type OCTs. For example, a catheter type OP with 0.4 mm in diameter composed of a single mode fiber, a microlens and mirror, and the OCT image can be obtained with the resolution 20–30 μm and speed >15 frames/s. Intracoronary imaging has been explored in several cardiology centers. The latter also enables forward imaging of tissues in front of endoscope. The 32 mm-long OP with a diameter of 2.4 mm has been developed using PZT actuators. The microelectromechanical system (MEMS) has the potential to improve EOCT, and 3D OCT images of $2 \times 2 \times 1.4$ mm were reported using 2D MEMS scanners.

Key words: optical coherence tomography, endoscope, catheter, actuator, microelectromechanical system

近年, optical coherence tomography (OCT)^{1,2)}は, 空間分解能が数十 μm と従来の X 線 CT や超音波エコー装置に比較して約 1 桁以上高く, 微弱な近赤外光を使うため無侵襲性であるなどの特徴を有するので, 眼科ではすでに実用化され, 臨床応用の拡大に向けて幅広い研究が活発になされている^{3,4)†}. しかし, この OCT の測定領域は組織内で深さ数 mm 程度であり, これに対して応用領域を広げるべくさまざまな光プローブ (optical probe: OP) が提案され, 内視鏡やカテーテルとの融合が試みられており, このような OCT は内視鏡融合型 OCT (endoscopic OCT: EOCT) とよばれている⁵⁾. EOCT は低コヒーレンス干渉光学系からなる OCT 本体と, サンプルアームの先端に位置する OP でおもに構成される. OCT 本体については, 従来の time domain (TD)-OCT より Fourier domain (FD)-OCT が感度・測定速度の点ですぐれている報告⁶⁾を契機に, 現在, 研究開発においては FD-OCT が積極的に用い

られている^{7,8)}. 医療用プローブでは, 超音波プローブが古くから研究開発されている. 超音波プローブでは, 音響インピーダンスの違いから水などの音響媒体が不可欠であるが, OP の場合は空気中で問題がなく, 従来の光学的な内視鏡との併用が容易である.

本来, EOCT は内視鏡に OP を融合させた OCT であるが, 本稿では, 間口を広げて, 消化器系や呼吸器系の内視鏡やカテーテルと融合させた EOCT の OP やその OCT 画像を中心に, 最近の技術を紹介する. なお, EOCT に関する有用な文献⁹⁾や, 他の OCT・EOCT に関する文献^{10–13)}も参照いただきたい.

1. 光プローブの類別

現在, さまざまなタイプの OP が報告されているが, ここでは図 1 に示したように, (a) 回転走査型光プローブと (b) 直線走査型光プローブに大きく類別した. 同図 (a)

山形大学大学院理工学研究科生体センシング機能工学専攻 (〒992-8510 米沢市城南 4-3-16) E-mail: msato@yz.yamagata-u.ac.jp

† <http://www.meditec.zeiss.co.jp/>, <http://www.microtomography.co.jp/>

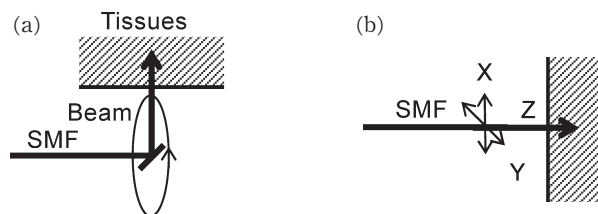


図1 光プローブの類別. (a) 回転走査型光プローブ, (b) 直線走査型光プローブ.

は、干渉光学系のサンプルアームにあたるシングルモード光ファイバー (SMF) からの光を、内視鏡周辺の組織内壁に垂直に照射し、矢印の方向にビームを回転走査させる方式である。組織の深さ方向の走査と回転走査を行うことで断層画像を得る。この OP は、先端部が比較的シンプルなために小型化が可能で、血管用のカテーテル型も実現できるが、ファイバー干渉光学系との接続には、光学的に結合させる回転型ファイバーカップラーが必要となり、一般には断層画像が内視鏡の軸に垂直な平面に限定されてしまう。

同図 (b) は、OP の先端部にアクチュエーターによる可

動ミラーなどを用いて、照射ビームを直線的にまたは二次元的に走査するか、または SMF 全体を内視鏡の外部から直線的に走査して、断層画像を得る方式である。MEMS (microelectromechanical systems) などのアクチュエーターを用いて照射ビームを一次元・二次元走査することが可能であり、微小ミラーを用いれば、内視鏡の側方、前方組織の画像測定ができる。MEMS を用いることにより先端部の機能を高度化し、OCT システムの小型・軽量化が可能であるが、現状では OP のサイズは複雑な構造のため (a) より大きい。

2. 回転走査型光プローブ

主要な EOCT と、関連の深い MEMS スキャナーを用いた OCT を表 1 にまとめた。まず、初期の EOCT の OP を図 2 に示す⁵⁾。SMF からの光が graded index (GRIN) レンズでフォーカスされ、直角プリズムで垂直方向に曲げられて、OP 側方の組織表面に垂直照射される。組織からの後方散乱光は、再度 GRIN レンズを介して干渉光学系に戻る。回転走査型 OP は現在でもこれが基本形であり、

表 1 内視鏡融合型 OCT と MEMS スキャナーを用いた OCT.

走査	部位	キーワード	プローブ構造・仕様	サンプル・OCT 画像	文献
			WD: 作動距離, ΔX : 横方向分解能, ΔZ : 光軸方向分解能	λ : 波長, 測定速度: fps, L: 画像横幅, D: 画像深さ	
回転	側方	カテーテル	SMF-GRIN-Prism, 2.4 mm ϕ , ΔX : 25 μ m, ΔZ : 8 μ m	ヒト大腸・食道, λ : 1.3 μ m, 6.7 fps, D: 2.5 mm	5)
回転	側方	MEMS モーター	SMF-GRIN-motor+Prism, 2.4 mm ϕ , WD: 2 mm, ΔX : 13 μ m, ΔZ : 9.3 μ m	<i>in vivo</i> ウサギ食道 λ : 1.3 μ m, 1 fps	14)
回転	側方	脈管カテーテル	SMF-GRIN-Prism, 0.35 mm ϕ , WD: 2 mm, ΔX : 23 μ m, ΔZ : 15 μ m	<i>in vivo</i> ヒト冠状動脈 λ : 1.3 μ m, >15 fps	15)
回転	側方	斜め研磨 GRIN レンズ	SMF-GRIN Lens \times 2, 1.65 mm ϕ , WD: 1.4 mm, ΔX : 10 μ m, ΔZ : 19 μ m	オタマジャクシ鯉, λ : 1.3 μ m, 0.7 fps, L: 1 \times D: 2.3 mm	16)
回転	側方 前方	偏心光学系	SMF-Lens, 2.6 mm ϕ , WD: 5 mm, ΔX : 23 μ m, ΔZ : 19 μ m	<i>in vivo</i> ヒト指, λ : 1.3 μ m, 1 fps, L: 2 \times D: 1.5 mm	17)
直線	側方	研磨ボールレンズ+ファイバー 血流計測	SMF-Polished Ball Lens, 0.9 mm ϕ , ΔX : 23~30 μ m, ΔZ : 10 μ m	<i>in vivo</i> ラット四肢, 腹部, λ : 1.3 μ m, 1~2 fps, L: 2.5 \times D: 1.5 mm	18)
直線	側方 前方	導電性ポリマーアクチュエーター	SMF-GRIN, L: 30 \times 5 \times 10 mm, 変位: 3 mm at 1 Hz, 2 V, ΔX : 20 μ m	<i>in vivo</i> ヒト舌, L: 3 mm	19)
直線	前方	PZT アクチュエーター	SMF-GRIN, L: 32 \times 2.4 mm ϕ , 変位: 2.5 mm at 2.8 kHz, WD: 3.5 mm, ΔX : 16 μ m, ΔZ : 25 μ m	ブタ食道, λ : 1.3 μ m, 6 fps, L: 2 \times D: 1.3 mm	20)
直線	—	MEMS ミラー, Integrated force array	SMF-GRIN-Prism-tilted Mirror+external Lens, 2 \times 2.5 mm, 変位: 3~5 mm at 4 Hz, ΔZ : 20 μ m	ブタ大腸・前眼, <i>in vivo</i> ヒト指, λ : 1.3 μ m, 4~8 fps, L: 4 \times D: 2 mm	21)
2D	—	2D MEMS ミラー	SMF-Lens-2D MEMS Mirror-Lens (7 mm ϕ , f : 10 mm), MEMS デバイス: 2.5 \times 3 \times 0.5 mm, Scan area: 2 \times 2 mm at 3.5 kHz~8 kHz, ΔX : 20 μ m, ΔZ : 10 μ m	マウス頬, λ : 1.3 μ m, 3~5 fps, 2 \times 2 \times D: 1.4 mm	22)
直線 回転	側方	カテーテル 高空間分解能	SMF-GRIN-Prism, 1.5 mm ϕ , WD: 0.5 mm, ΔX : 15 μ m, ΔZ : 3.7 μ m	<i>in vivo</i> ウサギ食道, λ : 1.25 μ m, 4 fps, L: 1 \times D: 1 mm	23)

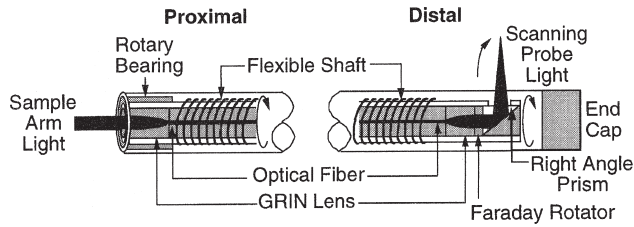


図2 回転走査型光プローブ。

血管用カテーテル型 OP もこれがベースとなっている。深さ方向の走査は、参照光路での遅延時間の走査で行われる。外径は 2.4 mm で、内視鏡の軸に垂直な面内での回転走査は、外部からファイバーを回転することにより行う。光軸方向分解能 $8\ \mu\text{m}$ 、横方向分解能 $25\ \mu\text{m}$ 、測定深さ 2.5 mm、測定速度 6.7 frame/s (fps) である。健康人の食道の断層画像が測定され、粘膜層構造が確認されている。

MEMS は、小型・軽量・省電力・柔軟な対応などから注目されており、EOCT でも MEMS を用いた OP が報告されている¹⁴⁾。図 2 における微小プリズムを、OP 先端部に配した直径 1.9 mm の MEMS モーターで回転させて回転走査を行う構造である。外径は 2.4 mm であり、波長 $1.3\ \mu\text{m}$ の光源でウサギの食道が *in vivo* で測定されている。

血管用カテーテルにおいては、血管用超音波エコー法 (intravascular ultrasound: IVUS) の空間分解能が $80\sim 300\ \mu\text{m}$ で、カテーテル型 OCT の場合は $20\ \mu\text{m}$ 以下であるので、空間分解能および分光測定を用いた組織からの生化学的な情報の抽出では、カテーテル型 OCT が有利である。しかし、IVUS では血液の存在が問題にならないが、EOCT の測定では、血液が光を強く散乱するため一時血流を止めて散乱の少ない生理食塩水などを血管内に置換する必要があり、これは患者に大きな負担となってしまう。光源には $1.3\ \mu\text{m}$ の SLD (superluminescent diode) が使用されており、複数のカム型ミラーを回転させて測定深さ 4.5 mm で高速走査を行い、15 fps で画像測定を行っている。OP の外径は 0.35 mm で、図 2 と基本的に類似の構造で SMF・GRIN レンズにより構成され、不要な反射光を

減衰させるために、液体の充填されたカテーテル内部でファイバー一体の光学素子の部分のみが回転するようになっている。*in vivo* でヒトの冠状動脈などが測定されている¹⁵⁾。

最近、OP から斜め前方に出射したビームを回転させることにより、前方視野の画像を回転走査で測定する OP も報告されている。これは前方視野が可能で、かつ小型化に特徴があり、類別では、図 1 (a) と (b) の間に位置する OP である。斜め研磨した GRIN レンズを 2 個直列にして外部から独立に回転制御するので、2 つの GRIN レンズを透過した出射ビームの回転角度と回転半径が独立に制御できる。OP の外径 1.65 mm のものが試作され、オタマジヤクシの鰓構造が測定された¹⁶⁾。筆者らも、シンプルな構造で組織内の狭い領域でも内視鏡の視野と対応するように、前方と側方視野を有する OP を提案して研究を行ってきた¹⁷⁾。構造を図 3 に示す。SMF からのビームはレンズ光軸に対して $0.2\ \text{mm}$ 偏心しているので、ビームウェストはレンズ光軸から $1\ \text{mm}$ 変位し、ビームの走査円周長さは $6.9\ \text{mm}$ となり、ビーム直径である横方向分解能は $23\ \mu\text{m}$ となる。ローター、レンズホルダー、レンズは一体で、外部より回転されるので、組織上を照射ビームは回転走査となる。レンズ前方に微小ミラーがあるので、上半周の間は前方走査、下半周の間は側方走査となる。波長 $1.3\ \mu\text{m}$ で、光軸方向分解能 $19\ \mu\text{m}$ の TD-OCT で *in vivo* ヒト指を測定した断層画像を図 4 に示す。図 4 (a) は微小ミラーのない場合で、前方走査のみの場合、同図 (b) は微小ミラーのある場合である。測定領域は $6.9\times 1.5\ \text{mm}$ である。表皮層、真皮層、汗腺が測定されている。

3. 直線走査型光プローブ

図 5 に示すように、直径 $250\ \mu\text{m}$ の SMF の先端に端面を斜め研磨した GRIN レンズや、直径 $300\ \mu\text{m}$ の微小ボールレンズを SMF の先端に融着し、一部を 50° に斜め研磨して反射面としたニードル型 OP も報告されている¹⁸⁾。OP 全体が直径 0.9 mm のニードル内で外部から内視鏡の長軸方向に直線的に走査され、断層画像と血流が測定され

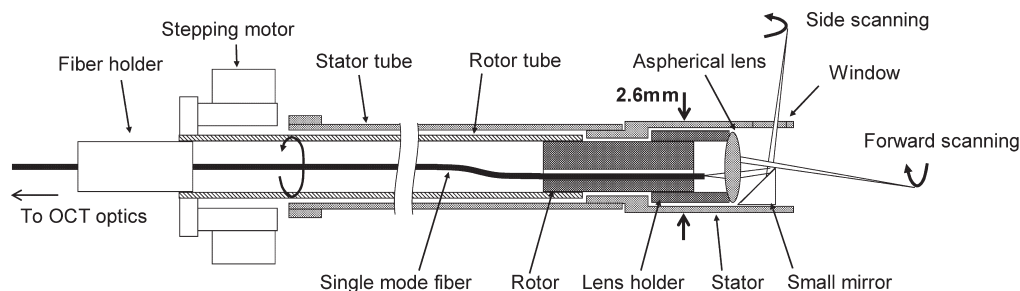


図3 偏心光学系を用いた光プローブ。

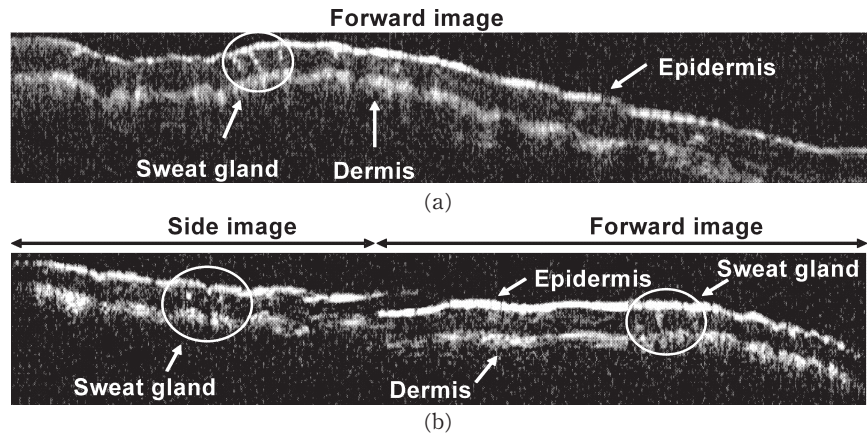


図4 偏心光学系を用いた光プローブで測定したヒト指の断層画像。(a) 前方視野, サイズ: 1.5×6.9 mm (深さ \times 円周), (b) 側方・前方両視野。

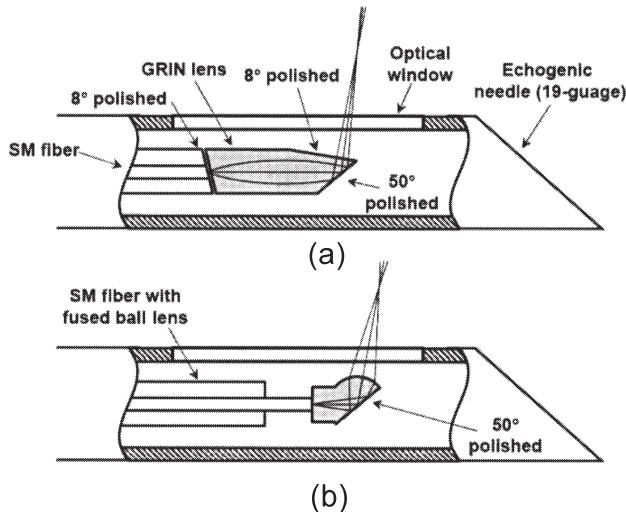


図5 ニードル型光プローブ。(a) GRIN レンズを研磨して反射面とした構造, (b) 研磨したボールレンズをSMFに融着した構造。

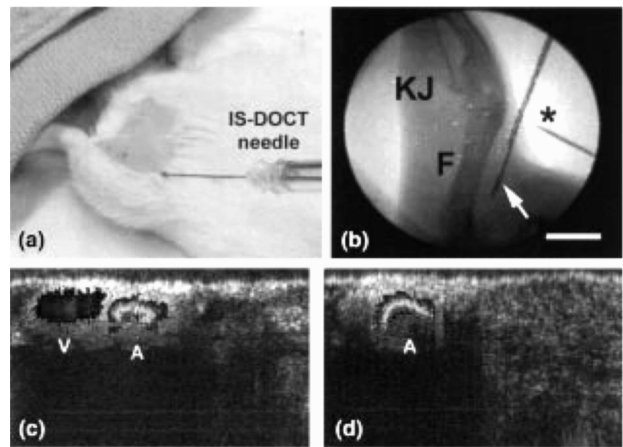


図6 ニードル型光プローブの使用例。(a) ラットの脚にプローブを挿した状態, (b) X線透視でプローブ先端(矢印)をイメージング, (c) ドップラーOCTを用いて静脈(V), 動脈(A)をイメージング, (d) 圧迫による静脈の血流停止をイメージング。

る。波長 $1.3 \mu\text{m}$, 横方向分解能 $23 \sim 29 \mu\text{m}$ で, 作動距離 (working distance: WD) は 0.8 mm である。麻酔下のラット大腿部に図 6 (a) のようにニードルを挿し, 先端の部位は同図 (b) のように X 線透視画像で確認できる。動脈 (A)・静脈 (V) が同図 (c) のように確認でき, 圧迫によって同図 (d) のように静脈の流れが消えるのも確認できる。断層画像は, 幅 $2.5 \text{ mm} \times$ 奥行き 1.5 mm で, 直径 $100 \mu\text{m}$ 程度の静脈まで測定が可能である。

直線走査や二次元走査のためのアクチュエーターとして, 導電性高分子や PZT などを用いた報告もある。導電性高分子は高速走査は難しいが, 数 V の低電圧で変位が大きい特徴がある。導電性高分子を用いた OP を図 7 に示す。厚さ 0.3 mm の導電性高分子と金属電極との複合材 ($30 \times 2 \text{ mm}$) の先端部に, PTFE (polytetrafluoroethylene)

チューブが固定してある。PTFE を通った SMF からの出射光は, GRIN レンズに入射する。可動部は, 長方形のガラスチューブ (断面: $5 \times 10 \text{ mm}$) 内にセットされる。同図 (b) のように, 先端部に微小プリズムがある場合は, 側方の OCT 画像が測定できる。繰り返し周波数 1 Hz , 最大 2 V で 3 mm の直線走査が可能で, 横方向の空間分解能は $20 \mu\text{m}$ である¹⁹⁾。PZT を用いた例では, 構造は基本的に図 7 と類似しており, GRIN レンズに光を入射させる SMF の先端を筒状 PZT デバイスで二次元に振動させることにより前方面内走査を行う。外径 2.4 mm , 全長 32 mm であり, プタの食道組織の断層画像が測定されている²⁰⁾。

MEMS アクチュエーターを用いた光走査デバイスも報告されており, 構造を図 8 に示す²¹⁾。SMF からの光は

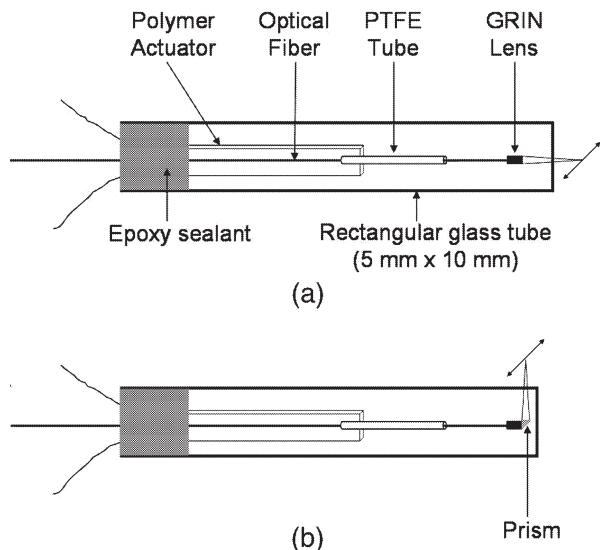


図7 導電性高分子をアクチュエーターに用いた光プローブ。(a) 前方視野用光プローブ, (b) 側方視野用光プローブ。

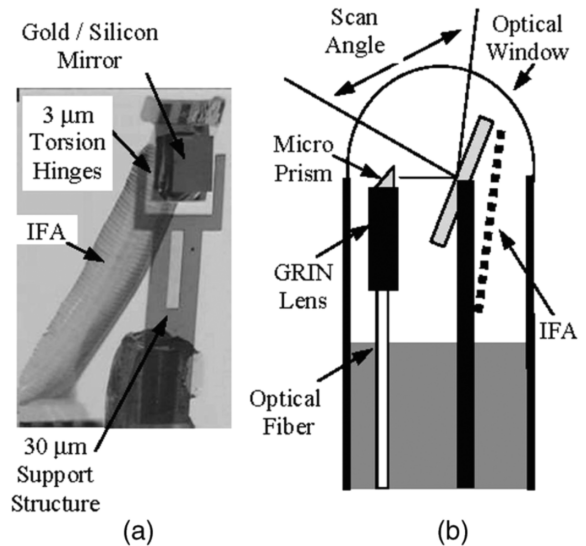


図8 MEMSをアクチュエーターに用いた光走査デバイス。(a) デバイスの写真, (b) デバイス先端の構造図。

GRIN レンズでコリメートされ、ミラーで反射される。ミラーの角度は、IFA (integrated force array) で制御され、IFA は微小変形コンデンサーセルの集合体で印加電圧で静電気力により収縮する。デバイスの外寸は 2×2.5 mm で、ミラーからの出射ビームは、デバイス外部に設置された焦点距離 50.2 mm のレンズを介してサンプルに照射される。走査の繰り返し周波数は 4 Hz で、走査距離は 3~5 mm である。in vitro プタの大腸・角膜、in vivo ヒト指の断層画像などが測定されている。モノリシック二次元 MEMS ミラーを用いた OCT も報告されている²²⁾。ミラーは厚さ $2 \mu\text{m}$ 、大きさ $600 \times 600 \mu\text{m}$ で、MEMS ミラーデバイスの大きさは $2.2 \times 3 \times 0.5$ mm である。ミラー

の最大傾き角は 30° で、電圧制御され、2 軸方向の共振周波数は、8 kHz, 3.5 kHz である。図 9 の OCT システムは波長 $1.3 \mu\text{m}$ で、光軸方向分解能は $10 \mu\text{m}$ である。SMF からの光は GRIN レンズでコリメート後、MEMS ミラーで反射されて、直径 7 mm、焦点距離 10 mm のレンズで試料上にフォーカスされる。横方向分解能は $20 \mu\text{m}$ で、画像測定速度は、深さ走査速度 500 Hz で 3~5 fps である。ハムスターの頬袋の断層画像が $2 \times 2 \times 1.4$ mm で測定され、上皮組織、粘膜組織、粘膜下組織が確認されている。

高空間分解能化 EOCT では、組織中で $3.7 \mu\text{m}$ の光軸方向分解能が実現されている²³⁾。基本的に図 2 と同じ構造の OP を用いて、直線走査、または回転走査が可能であ

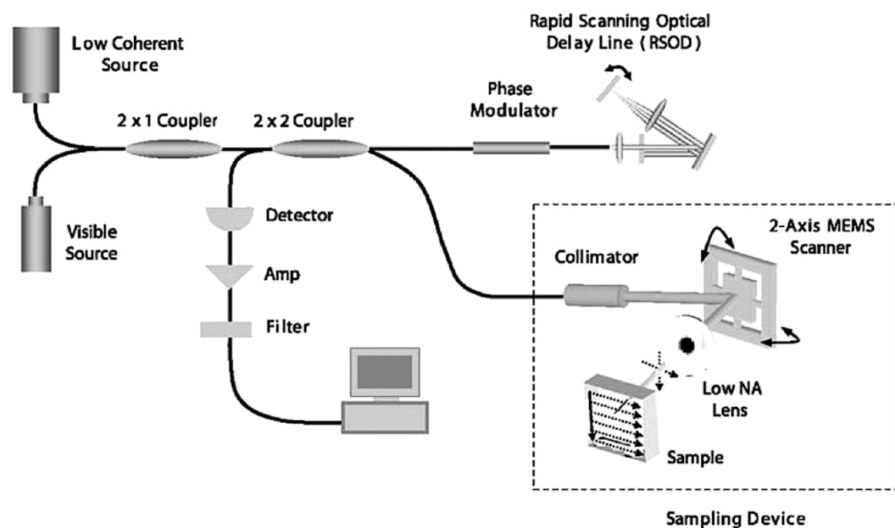


図9 二次元 MEMS 光スキャナーを用いた OCT システム。

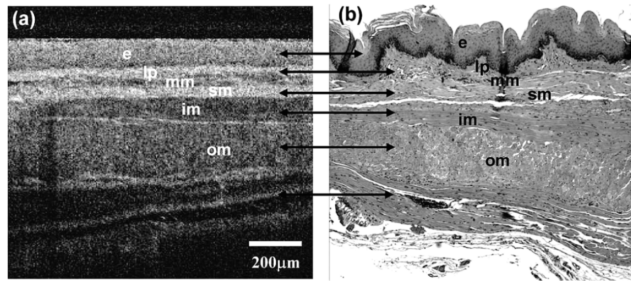


図10 光プローブを用いた高空間分解能 OCT イメージ。試料：生きたウサギの食道，深さ方向分解能： $3.7\ \mu\text{m}$ ，横方向分解能： $15\ \mu\text{m}$ 。(a) OCT イメージ，(b) 顕微鏡写真。

る。光源にモードロック Cr^{4+} :Forsterite レーザーを用いており，波長は $1.25\ \mu\text{m}$ ，光源出力は $50\ \text{mW}$ である。OCT システムは TD-OCT であり，サンプル照射パワー $10\ \text{mW}$ で，感度が $102\ \text{dB}$ で測定速度は $4\ \text{fps}$ である。直径 $1.5\ \text{mm}$ のカテーテル内に SMF が導入され，照射ビームはカテーテル側方の組織に垂直に照射され，横方向分解能は $15\ \mu\text{m}$ である。図 10 に *in vivo* ウサギの食道の断層画像を示す。上皮組織 (e)，固有層 (lp)，筋肉粘膜 (mm)，粘膜下組織 (sm) などが識別されている。

本稿では，内視鏡やカテーテル融合型 OCT に重要な光プローブを中心に，最近のプローブ構造や OCT 画像，関連技術について述べた。

国内外で EOCT の研究開発は積極的に進められ，さまざまなタイプの OP が報告されている。すでに報道されているように，一部では実用化も近い。このような状況の中で，内視鏡融合型 OCT は，1) 先端部の機能を最小限にし，可能な限り構造をシンプルにして小型化を行うカテーテル的な方向と，2) 先端部に走査機構などの高度な機能を作り込んで，OCT システム全体をシンプル化する方向に展開しているようである。MEMS が大きなポテンシャルを有しているのは周知であり，MEMS を用いた OP もすでに高い性能を示している。しかし，信頼性・安全性などでは課題も多く，実用化にはもう少し時間を要すると考えられる。

医療や臨床をはじめとして，OCT に求められるニーズは幅広い。新しいニーズの発掘は，新しい OP の開発や OCT の応用領域の拡大に向けて重要である。医工学を中心とした多くの方々との連携と，ユニークな発想による「人にやさしい OCT」のさらなる展開に期待する。

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) 春名正光: "光コヒーレンストモグラフィ (OCT) の原理と技術展開", *光アライアンス*, **16** (2005) 1-3.
- 4) A. G. Podoleanu, M. Seeger, G. M. Dobre, D. J. Webb, D. A. Jackson and F. W. Fitzke: "Transversal and longitudinal images from the retina of the living eye using low coherence reflectometry," *J. Biomed. Opt.*, **3** (1998) 12-20.
- 5) A. M. Rollins, R. Ung-arunyawee, A. Chak, R. C. K. Wong, K. Kobayashi, M. V. Sivak, Jr. and J. A. Izatt: "Real-time *in vivo* imaging of human gastrointestinal ultrastructure by use of endoscopic optical coherence tomography with a novel efficient interferometer design," *Opt. Lett.*, **24** (1999) 1358-1360.
- 6) 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.
- 7) Y. Yasuno, V. D. Madjarova, S. Makita, M. Akiba, A. Morosawa, C. Chong, T. Sakai, K. P. Chan, M. Ito 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.
- 8) 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.
- 9) 安田健治朗, 河村卓二, 酒田宗博, 伊藤彰浩, 廣岡芳樹, 後藤秀実: "ECOT", *消化器内視鏡*, **17** (2005) 783-794.
- 10) B. E. Bouma and G. J. Tearney: *Handbook of Optical Coherence Tomography* (Marcel Dekker, Inc., New York, 2002).
- 11) J. Zhang, S. Guo, W. Jung and Z. Chen: "Endoscopic OCT using MEMS probes," *Biophotonics International* (June 2005) pp. 43-44.
- 12) 佐藤 学, 渡部裕輝: "光コヒーレンストモグラフィの基礎と臨床応用", *日本レーザー医学会誌*, **26** (2005) 229-238.
- 13) 佐藤 学, 渡部裕輝: "体内診断用 OCT", *光アライアンス*, **16** (2005) 13-17.
- 14) P. H. Tran, D. S. Mukai, M. Brenner and Z. Chen: "*In vivo* endoscopic optical coherence tomography by use of a rotational microelectromechanical system probe," *Opt. Lett.*, **29** (2004) 1236-1238.
- 15) J. Schmitt, D. Kolstad and C. Petersen: "Intravascular optical coherence tomography," *OSA Optics & Photonics News* (February 2004) pp. 20-25.
- 16) J. Wu, M. Conry, C. Gu, F. Wang, Z. Yaqoob and C. Yang: "Paired-angle-rotation scanning optical coherence tomography forward-imaging probe," *Opt. Lett.*, **31** (2006) 1265-1267.
- 17) 高橋義行, 岩谷光晴, 渡部裕輝, 佐藤 学: "内視鏡型 OCT による前方・側方視野同時イメージング", 第 53 回応用物理学関係連合講演会講演予稿集, 22a-X-15 (Mar. 2006), Y. Takahashi, M. Iwaya, Y. Watanabe and M. Sato: "Optical probe using an eccentric optics for optical coherence tomography," *Opt. Commun.* (accepted)

- 18) V. X. Yang, Y. X. Mao, N. Munce, B. Standish, W. Kucharczyk, N. E. Marcon, B. C. Wilson and I. A. Vitkin: "Interstitial Doppler optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **30** (2005) 1791-1793.
- 19) Y. Wong, M. Bachman, G. Li, S. Guo, B. J. F. Wong and Z. Chen: "Low-voltage polymer-based scanning cantilever for *in vivo* optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **30** (2005) 53-55.
- 20) X. Liu, M. J. Cobb, Y. Chen, M. B. Kimmey and X. Li: "Rapid-scanning forward-imaging miniature endoscope for real-time optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **29** (2004) 1763-1765.
- 21) J. M. Zara, S. Yazdanfar, K. D. Rao, J. A. Izatt and S. W. Smith: "Electrostatic micromachine scanning mirror for optical coherence tomography," *Opt. Lett.*, **28** (2003) 628-630.
- 22) W. Jung, J. Zhang, L. Wang, P. W. Smith, Z. Chen, D. T. McCormick and N. C. Tien: "Three-dimensional optical coherence tomography employing a 2-axis microelectromechanical scanning mirror," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, **11** (2005) 806-810.
- 23) P. R. Herz, Y. Chen, A. D. Aguirre, J. G. Fujimoto, H. Mashino, J. Schmitt, A. Koski, J. Goodnow and C. Peterson: "Ultrahigh resolution optical biopsy with endoscopic optical coherence tomography," *Opt. Express*, **12** (2004) 3532-3542.

(2006年5月10日受理)