

小型光コヒーレンス断層画像化装置による光断層画像計測

秋葉 正博^{*,**}・川端 荘平^{***}・陳 建 培^{****,*****}・丹野 直弘^{*,*****}

*科学技術振興事業団山形県地域結集型共同研究事業 〒990-2473 山形市松栄 2-2-1

**現在：(財)山形県産業技術振興機構生物ラジカル研究所 〒990-2473 山形市松栄 2-2-1

*** (株)アイ・ティ・リサーチ 〒981-3203 仙台市泉区高森 2-1-40 21世紀プラザ研究センター内

****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

Depth-Resolved Imaging with a Compact Optical Coherence Tomography System

Masahiro AKIBA^{*,**}, Shohei KAWABATA^{***}, Kin Pui CHAN^{****,*****} and Naohiro TANNO^{*,*****}

*Japan Science and Technology Corporation, Regional Joint Research Project of Yamagata Prefecture, 2-2-1 Matsuei, Yamagata 990-2473

**Present address: Laboratory of Applied Optics, Yamagata Promotional Organization for Industrial Technology, 2-2-1 Matsuei, Yamagata 990-2473

***I. T. Research Co., Ltd., 2-1-40 Takamori, Izumiku, Sendai 981-3203

****Graduate Program of Human Sensing and Functional Sensor Engineering, Yamagata University, 4-3-16 Jyonan, Yonezawa 992-8510

A portable optical coherence tomography (OCT) system has been developed for general use in depth-resolved imaging. Our system, which employs a self-contained, compact Michelson interferometer, performs OCT measurement by scanning the interferometer itself. System design and imaging results of biological tissues and industrial samples are presented.

Key words: optical coherence tomography, low-coherence interferometry, imaging, inspection

1. はじめに

近年、光干渉法に基づく光コヒーレンス断層画像化法 (optical coherence tomography; OCT) は臨床診断応用に向けて積極的に研究されている¹⁻³⁾。OCT は広帯域光源の低コヒーレンス特性を利用して、生体組織などの散乱媒体の断層画像をマイクロメートルオーダーの分解能で非侵襲かつ実時間で測定する方法^{4,5)}であり、眼科学ではすでに診断機器として OCT スキャナーが実用化されている⁶⁾。OCT の臨床応用展開として、皮膚の診断⁷⁾や内視鏡と融合した消化器の診断⁸⁾、カテーテルと融合した循環器の診断⁹⁾などが行われている。一方、OCT は医療診断分野以外にも、食品の鮮度測定や工業製品の多層膜計測などに広く応用できると期待されている。しかし、現在市販されている OCT 装置は特定用途向けに開発されたものであり、小型で汎用的な OCT 装置の開発が切望されている。そこで、筆者らは、簡便に断層情報を取得する小型 OCT 装置の開発に取り組んできた。本装置は、多目的の断層計

測用途にあわせて、実時間で一次元反射プロファイルの計測が可能であるほか、二次元 OCT 画像計測の機能を具備している。本技術報告では、装置の長期安定性を実現するために独自に開発した光学系と試作装置を用いた計測例について述べる。

2. 小型 OCT 装置の構成

試作した小型 OCT 装置の干渉計部の基本構成図を Fig. 1 に示す。マイケルソン型干渉計をベースとしており、低コヒーレンス光源 (LS) からの光をレンズ (L1) で集光し、半透明鏡 (BS) で信号光と参照光に二分される。このとき、光源の発光点と、サンプル (S) の入射点および参照鏡 (RM) 面が結像関係になるようにレンズ (L1) を配置した。サンプルからの後方散乱光および参照鏡からの反射光は再び BS で合波され、レンズ (L2) で集光されたのち光検出器 (PD) に入射する。ここでは、参照鏡の面上およびサンプルにおける反射点と PD が結像関係にな

E-mail: akiba@ckk.ymgt-techno.or.jp

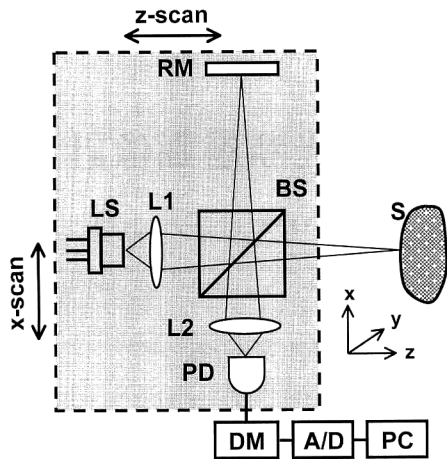


Fig. 1 Schematic of a newly designed OCT system based on a self-contained Michelson interferometer. LS, low-coherent source; L1, L2, lens; BS, beam splitter; RM, reference mirror; S, sample; PD, photo detector; DM, demodulator; A/D, analog to digital conversion; PC, computer.

るように L2 を配置した。PD で検出された干渉信号の振幅は帯域通過フィルター、絶対値回路、低周波通過フィルターにより包絡線検出 (DM) され、デジタル信号に変換されたのちコンピューター (PC) に取り込まれる。

従来の OCT では、参照鏡を光軸方向に走査することで深さ方向の走査 (z-スキャン) を行っている。本装置では、光学系の長期安定性を図るために、Fig. 1 の破線で示すようにマイケルソン型干渉計の走査部分をなくして一体型かつ小型化した。さらに、干渉計の軽量化により、干渉計本体を走査することで z-スキャンを実現した。他方、二次元 OCT 画像を構成するため、従来はガルバノスキャナーなどにより光ビームの横方向の走査 (x-スキャン) を行うのに対し、本装置では干渉計本体を照射した光波に対して横方向に走査することで x-スキャンを行うことができる。このことから、本装置における干渉計部分を小型化することが容易である。

試作した小型 OCT 装置では、光源として中心波長 840 nm、波長幅 20 nm のスーパーluminescentダイオード (SLD) を用いた。これによる深さ方向の分解能は空気中で約 $15 \mu\text{m}$ である。干渉計部は、市販の光学部品を縦 40 mm×横 50 mm のユニットに格納した。その重量は約 40 g である。モーターに取り付けたカム機構によりモーターの回転運動を直線往復運動に変換し、カムによる z-スキャンのうち等速区間となる 5 mm の深さの光遅延を用いた。往復の z-スキャン時に、センサーからのタイミングでコンピューターに干渉信号を取り込む。また、横方向の最大走査距離を 4 mm とし、小型のステッピングモ

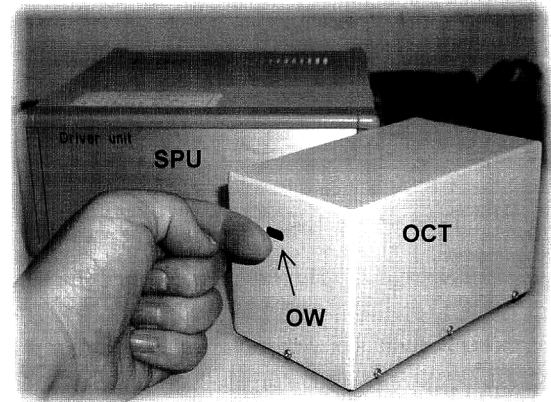


Fig. 2 Photograph showing the outlook of the portable OCT system for general use in depth-resolved imaging. OCT, OCT main body; OW, optical window; SPU, signal processing unit.

ーターにより干渉計全体を横方向に走査した。ナイフエッジ法を用いて測定した横方向の分解能は約 $30 \mu\text{m}$ ($1/e^2$) である。一次元反射プロファイル (A-scan) の取得時間は z-スキャン用モーターの回転数に依存し、本試作装置では 0.1 秒に設定した。これにより、二次元 OCT 画像の測定時間は約 20 秒となる (画像が 200 本の A-scan による構成時)。これは生体の断層画像計測に対して十分ではないが、モーターの回転数 (試作した装置では 300 rpm) を上げることで測定時間の短縮が可能である。試作装置の最大検出感度は、サンプルへの入射パワー 1 mW 時に -85 dB である。Fig. 2 に装置の外観写真を示す。本装置は OCT 本体、信号処理部、表示用コンピューターから構成されている。

3. 実験による小型 OCT 装置の性能評価

試作した小型 OCT 装置により取得した一次元反射プロファイルを Fig. 3 に示す。工業製品のサンプルとして、携帯電話の液晶ディスプレイを用いた。このような一次元反射プロファイルは 1 回の z-スキャンで取得され、計測時間は 0.1 秒である。図の横軸は光学的な厚さ、縦軸は反射信号強度に対応している。左端のピーク (a) が液晶ディスプレイ表面からの反射信号であり、その他のピーク (b)~(e) は液晶ディスプレイ内部からの反射信号である。これらは液晶の多層膜構造を映し出した結果であることがわかる。(a)-(b) 間の光学距離 ($n \times d$, n はサンプル内の屈折率, d はサンプルの物理的な厚さ) は $880 \mu\text{m}$ 、また (b)-(c), (c)-(d), (d)-(e) 間の光学距離はそれぞれ 520, 390, $660 \mu\text{m}$ であった。これら距離間隔から各層の厚みを決定することができ、サンプルの定量的評価が可能

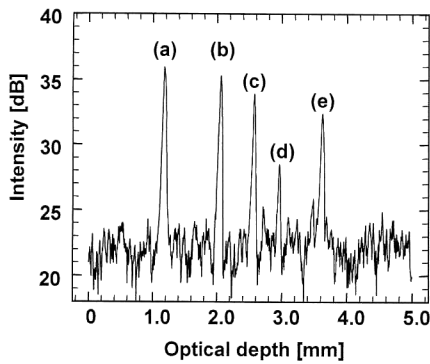


Fig. 3 One-dimensional reflectance profile of the liquid crystal display of a cellular phone measured using the portable OCT system. The multiple peaks (a)–(e) correspond to reflections from the multiple layers.

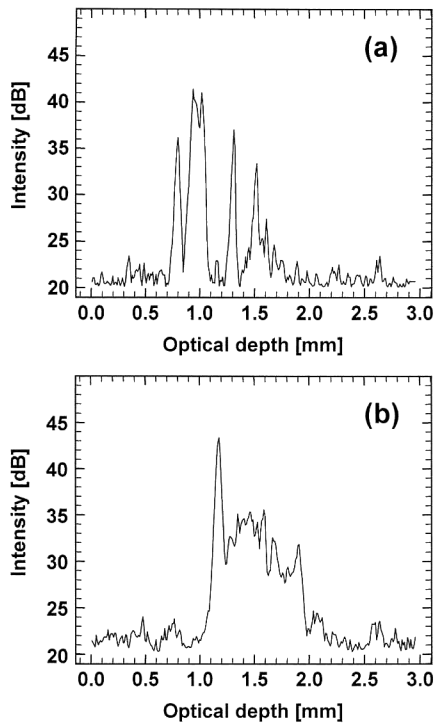


Fig. 4 One-dimensional reflectance profiles of (a) a cushioning material, and (b) living human skin.

である。また、一次元反射プロファイルを実時間で観察できることから、工業製品の厚さ計測のみならず、製造工程における部品内部の形状変化や強度変化、劣化の検出への応用も可能となり、生産現場での品質検査装置としての使用が期待される。

次に、不均一な内部構造をもつサンプルの一次元反射プロファイルの測定結果例を示す。Fig. 4の(a)と(b)はそれぞれ、工業製品(緩衝材)と生体組織(ヒト爪)の一次元反射プロファイルである。Fig. 4(a)より、サンプルの

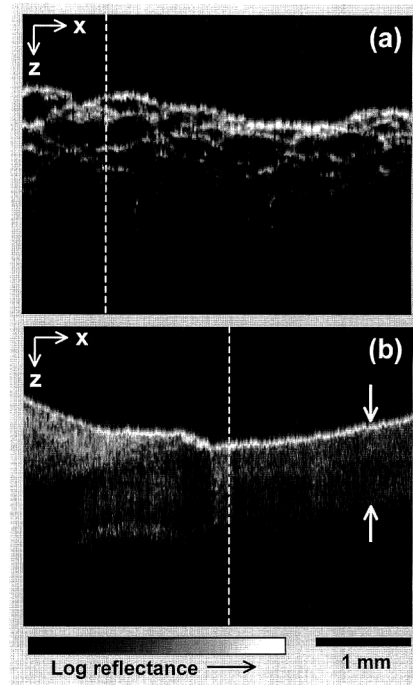


Fig. 5 OCT images of (a) a cushioning material, and (b) living human skin showing the proximal nail-fold region. Dashed lines correspond to the reflectance profiles shown in Fig. 4.

内部構造の不規則性をうかがうことができる。一方、Fig. 4(b)に示した一次元反射プロファイルは、爪の表面からの比較的強い反射と爪内部からの連続的な反射信号が検出されている。(a)、(b)の両者を比較して、サンプル内部構造に依存した反射強度プロファイルが検出されていることがわかる。

Fig. 3とFig. 4の結果から察知できるように、一次元反射プロファイル計測はサンプル内部構造の特徴をつかむことができ、また規則的な層構造をもつサンプルに対して定量的な構造評価に有効であるといえる。しかし、不均一な層構造をもつサンプルの内部構造を正確に調べるためには、一次元反射プロファイルのみでは不十分であり、従来の二次元OCT画像計測が必要である。以下に、干渉計本体をさらに横方向に走査することで取得した二次元OCT画像の例を示す。

Fig. 5(a)と(b)はそれぞれ、Fig. 4(a)、(b)と同一な緩衝材とヒト爪に対して行った二次元OCT画像計測の結果である。これらの画像は、従来のOCT装置で取得したものと同様の画像である。OCT計測では、z-スキャンに加えて、干渉計本体を横方向へ20 μ mステップで4mmの横幅を走査した。画像の横方向がサンプルの横方向、縦方向がサンプルの深さ方向に対応している。Fig. 5(a)より、緩衝材の内部は異なるサイズの気泡から構成されてい

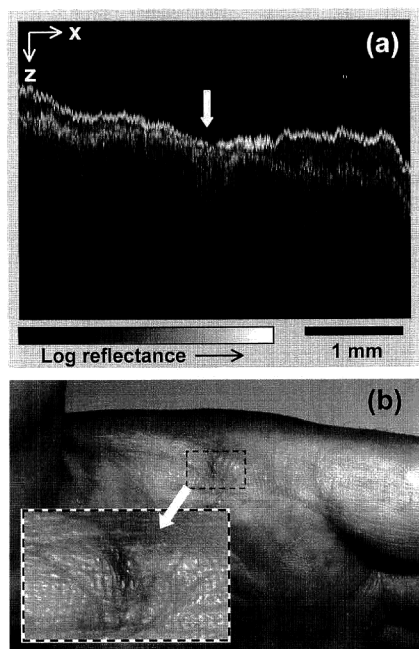


Fig. 6 (a) OCT image of living human skin showing injury indicated by an arrow, and (b) photograph showing the investigated area.

ることがわかる。これら気泡が衝撃吸収の機能を果たしている。比較のために、図中の破線は Fig. 4 の一次元反射プロファイル計測が行われた領域を示している。一方、Fig. 5 (b) の二次元 OCT 画像は爪と皮膚の境界部分を計測したものであり、OCT 画像の右側では爪の表面と裏面が分離して検出されている。対応する画素数から、図中の矢印で示す部分の爪の光学的な厚さは約 $800 \mu\text{m}$ であると決定された。一方、左側は爪と皮膚との境界部分の断層画像であり、爪の一部が皮膚の中にもぐり込んでいる様子が映し出されている。

最後に、本装置による生体組織の画像診断例として、Fig. 6 (a) に手の表皮層の OCT 計測の結果を示す。計測は、Fig. 6 (b) の拡大図で示した負傷した部分において行われた。(a) に示す二次元 OCT 画像では、表皮および真皮からなる層構造が明瞭に検出されている。比較的厚い層状部分での光学厚さは約 $400 \mu\text{m}$ であった。一方、OCT 画像の矢印で示した中心部分は切り傷の部分を示しており、表皮が剥がれ落ち、皮膚が癒着しかかっている様子を映し出している。

4. ま と め

筆者らは、OCT の広い範囲での応用展開をめざして、小型で多用途の OCT 装置の研究開発を進めてきた。今回、OCT 装置の小型化のための新しい試みとして、干渉計部分を一体化し、それを直接走査することで OCT 計測を実現した。試作した装置を用いて、工業用品のみならず生体サンプルの一次元反射プロファイルおよび二次元 OCT 画像を取得し、装置の有効性を実証した。本小型 OCT 装置は、従来の光ファイバー型 OCT 装置に比べて、光ビーム走査機構がシンプルで小型化できる利点を持っている。今後、検出感度と計測速度の向上により、工場ラインでの膜厚検査やスキンケアショップでの皮膚診断、小売店店頭での生鮮食品の鮮度評価などの現場で、手軽に断層計測するツールを提供するものと期待される。

本研究は、平成 13 年度文部科学省地域科学技術振興事業費補助金の助成を受けた。本装置の試作の一部に、エムテックスマツムラ(株) の関係者から協力を得た。

文 献

- 1) J. G. Fujimoto: "Optical coherence tomography for ultra-high resolution *in vivo* imaging," *Nat. Biotechnol.*, **21** (2003) 1361-1367.
- 2) 丹野直弘: "光波コヒーレンス断層映像法", *光学*, **31** (2002) 302-304.
- 3) 春名正光, 近江雅人: "OCT の臨床診断応用と技術展開", *BME*, **17** (2003) 44-53.
- 4) 丹野直弘, 市村 勉, 佐伯昭雄: "光波反射像測定装置", 特公平 6-35946.
- 5) 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.
- 6) H. Rashed, J. Izatt and C. Toth: "Optical coherence tomography of the retina," *Opt. Photonics News*, **13** (2002) 48-51.
- 7) J. Welzel: "Optical coherence tomography in dermatology: A review," *Skin Res. Technol.*, **7** (2001) 1-9.
- 8) G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma, S. A. Boppart, C. Pitris, J. F. Southern and J. G. Fujimoto: "*In vivo* endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography," *Science*, **276** (1997) 2037-2039.
- 9) M. Brezinski and J. G. Fujimoto: "Imaging the cardiovascular system with optical coherence tomography," *Opt. Photonics News*, **13** (2002) 34-35.