

# 知っておきたいキーワード

## 光コヒーレンストモグラフィ (OCT)

春名正光<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 大阪大学 大学院医学系研究科

"Optical Coherence Tomography" by Masamitsu Haruna (Graduate School of Medicine, Osaka University, Osaka)

キーワード：光断層イメージ、コヒーレンス、光干渉、医療診断

### 光コヒーレンストモグラフィとは

光の時間的、空間的な一様性の度合いをコヒーレンスといいます。時間的なコヒーレンスの低い光を使って干渉計を構成し、これを用いて生体の断層イメージを得る技術を光コヒーレンストモグラフィ (Optical Coherence Tomography: OCT) と呼びます。OCTの特長は、生体表皮から1~2mmの深さでおよそ10 $\mu$ mの高空間分解能な断層イメージが得られることにあります。OCTは1990年初頭に提案され、わずか5年で眼科の網膜診断に実用化され、今も光エレクトロニクス最先端技術を取り入れながら、活発に技術開発が続けられている若々しい画像診断技術です。

まず、時間コヒーレンスが低いとはどういうことなのかを考えましょう。理想的なレーザー光はある特定の光波長のみで発光し (単色光)、その光電界は光の進行方向に沿って正弦波状に振動します (図1 (a))。この振動パターンを維持しながら光は光速で空間を走り抜けます。この状態のとき、光の時間コヒーレンスは最も高いわけです。

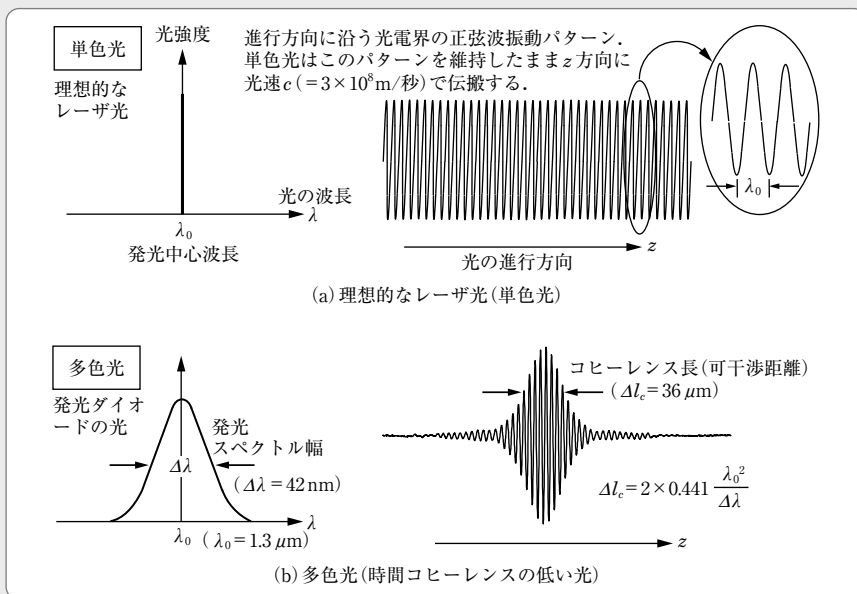


図1 光のコヒーレンス

(a) 理想的なレーザー光 (単色光), (b) 多色光 (時間コヒーレンスの低い光)。

これに対して、発光ダイオードなどでは、波長 $\lambda_0$ を中心として発光スペクトルは $\Delta\lambda$ の広がりをもちます (図1 (b))。波長域 $\Delta\lambda$ の間には無数の波長 (色) の異なる単色光があり (これを多色光といいます)、これらが互いに干渉し合っ、空間における光の正弦波振動パターンの包絡線は紡錘形になります。

この包絡線の半値全幅 $\Delta L_c$ をコヒーレンス長 (可干渉距離) として定義します。例えば、長さ1mの空間で、わずか $\Delta L_c$ の範囲内のみで理想的なレーザーとして動作すると考えればよいわけです。 $\Delta L_c$ は発光スペクトル幅 $\Delta\lambda$ に反比例し、 $\Delta\lambda=0$ では $\Delta L_c \rightarrow \infty$ となり、これは先に述べた理想的な単色光に

対応します。また、 $\lambda_0=1.3\mu\text{m}$ 、 $\Delta\lambda=42\text{nm}$ の多色光では、 $\Delta L_c$ はわずか $36\mu\text{m}$ で時間コヒーレンスは極めて低く、これをとくに低コヒーレンス光と呼びます。

次に、低コヒーレンス光源を用いた干渉計を図2に示します。ここで、光源から出射される光は伝搬軸に沿ってわずか $\Delta L_c=36\mu\text{m}$ の間だけ理想的な正弦波振動をすることに留意してください。まさに、出射光はパルス幅 $36\mu\text{m}$ なる光パルスと考えてよいでしょう。さて、干渉計への入射光はビームスプリッタ (BS) で二等分され、一方は参照光としてミラーで反射されてBSへ戻ってきます。他方は生体組織に入射し、生体の表面および内部から無数の反射光がBSへ戻ってきます。これが信号光です。BSへ戻ってきた参照光と信号光の各々半分は光路が一致し、光検出器の手前で互いに干渉します。干渉とは、二つ以上の光が空間的および時間的に重なり合うことです。ここで、信号光の伝搬方向に沿って、生体表面および内部の特定の反射面をA, B, Cとしましょう。BSの中心と反射面Bまでの光の伝搬距離 (光路長) を $L_S$ 、BSと参照光の反射ミラーの位置B'までの光路長を $L_R$ として、 $2|L_R - L_S| < \Delta L_c$ であれば、BSで分かれたパルス状の参照光と信号光が各々ミラーと生体中で反射して、同一時刻にBSに戻り、両者は重なり合って干渉します。この様子を図3 (a) と図3 (b) に示してあります。さらに、反射ミラーをC'の位置に移動すると、参照光の光路長と一致する生体中の反射面Cからの反射光が参照光と干渉します。このように、生体中の反射面の位置と参照光の反射ミラーの位置は、距離 $\Delta L_c/2 (=18\mu\text{m})$ の範囲内で、1対1に対応しており、反射ミラーの位置を一定速度で移動 (走査) することによって、光の伝搬方向に沿う生体からの反射光強度分布を測定できます (図3 (c))。これがOCTのラスタースター信号取り込みです。

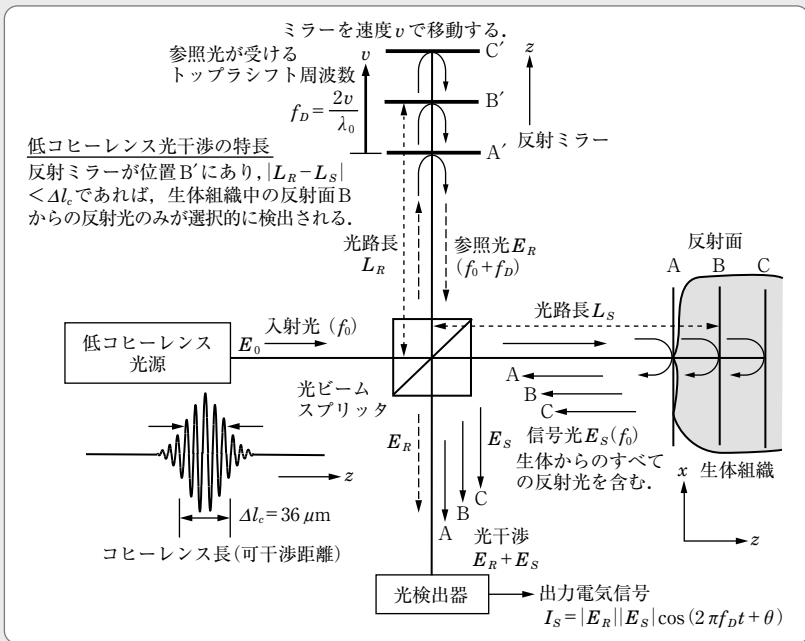


図2 低コヒーレンス干渉計

発光ダイオード (低コヒーレンス光源) からコヒーレンス長 $\Delta L_c (=36\mu\text{m})$ なる光パルスが放出される。距離 $\Delta L_c/2$ の範囲内で、反射面A, B, Cと参照光の反射ミラーの位置A', B', C'は一対一に対応するので、参照光パルスと信号光 (生体からの反射光) パルスとが時間的・空間的に重なるときに両者は干渉します。

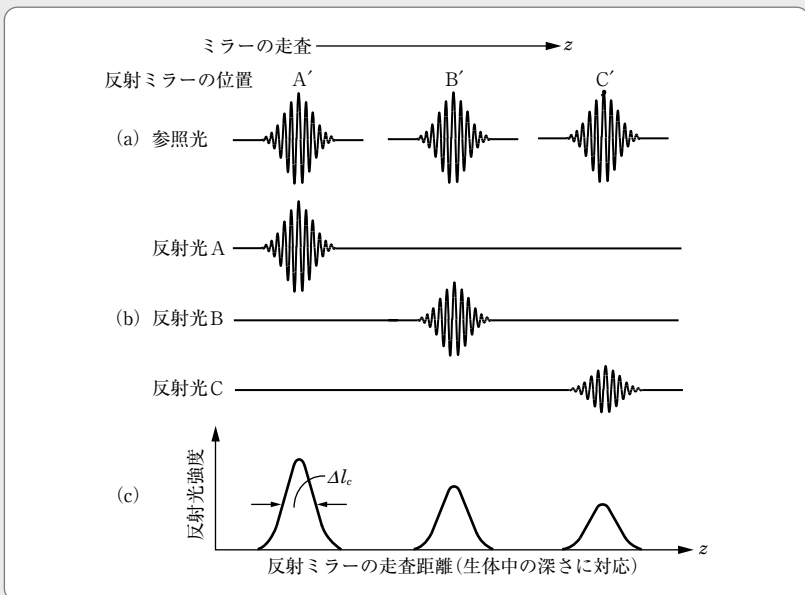


図3 参照光パルスと信号光パルス (生体からの反射光) の干渉の様子  
生体内の (a) 参照光の反射ミラーを一定速度で走査すると、反射ミラーの位置A', B', C'からの参照光パルスは、自動的に、(b) 生体内の反射面A, B, Cからの反射光パルスと重なり合い、干渉します。これらの干渉光パルスをフォトダイオードで検出すれば、(c) 生体の深さ方向 (光伝搬方向 (z方向)) の反射光強度分布が得られる。これがOCTのラスタースター信号取り込みです。

ここで、信号光には生体組織の強い散乱の影響を受けて、正弦波振動が著しく阻害された散乱光が多く含まれます。このような散乱光はきれいな正弦波振動を維持した参照光とは干渉できず、このとき光検出器から電気出力は得られません。言い換えれば、干渉によって、生体組織の散乱の影響を受けない反射光だけが選択的に取出され、干渉信号が検出されることとなります。図3(c)のように、生体の深さに応じて散乱が多くなるので、反射光強度が低くなります。反射光強度が検出可能な深さ $d_{max}$ は、ヒト皮膚組織では光波長 $\lambda_0=1.3\mu\text{m}$ でおおよそ2mmです。光波長が短くなると散乱は大きくな

り、 $d_{max}$ は減少します。

さらに、生体に対して、入射光の位置を図2に示す $x$ 方向に、例えば $5\mu\text{m}$ ステップずつ移動し、各ステップで参照光の反射ミラーを一定範囲内で等速移動して、ラスタ走査を繰り返せば、紙面に平行な $x-z$ 面における生体の反射光強度分布を得ることができます。これがOCT断層イメージです。

図2に示したように、参照光の反射ミラーを機械的に走査して、生体の深さ方向の反射光強度分布を得る方式をタイムドメインOCT (TD-OCT) といいます。これに対して、干渉光を波長に分解(分光)してCCDで検出し、この検出信号をフーリエ変換すると、ミ

ラーの機械的走査を必要とせずに、生体深さ方向の反射光強度分布を得ることができます。これをスペクトルドメインOCT (SD-OCT) と呼び、断層イメージ取得速度は5~6フレーム/秒です。SD-OCTは光波長 $0.8\mu\text{m}$ 帯の近赤外領域で利用され、この波長域は水の光吸収が少なく、次に述べる眼科診断に用いられます。

実用的なOCT装置では、干渉計は光通信分野で開発された光ファイバケーブル(2本の単一モードファイバを溶解して作製する2入力・2出力の光パワー分配器)を用いて構成します。これによって、装置全体が軽量・安定化し、臨床現場で利用できるわけです。

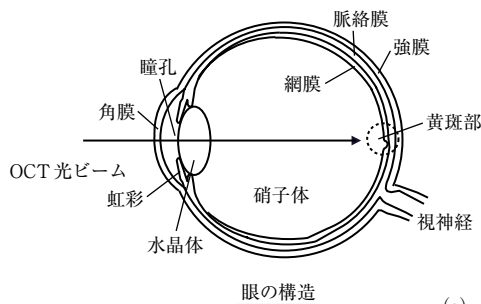
### OCTによる医療診断

眼科では、前眼房から波長 $0.8\mu\text{m}$ 帯の近赤外光を入射し、網膜中心部(黄斑部)のOCT断層イメージを取得します。OCTの空間分解能は $10\mu\text{m}$ 以下で、色素上皮層や視細胞層など、網膜を構

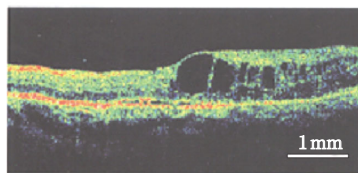
成する10層の組織を識別できます。典型的な網膜疾患の一例として、図3(a)に糖尿病によって黄斑部付近に浮腫(ふしゅ)(組織間液がたまる状態)が生じ、網膜が剥離した様子を示します。既存の眼底カメラでは網膜表面のひずみしか観測できませんが、OCT

では網膜剥離を断面からとらえて浮腫を正確に診断できます。現在、補償光学の助けを借りて、角膜や水晶体の収差による像のゆがみを取り除き、網膜の視細胞を観察できる高分解能OCTが検討されています。

図4(b)に内径 $2.5\text{mm}$ 程度の

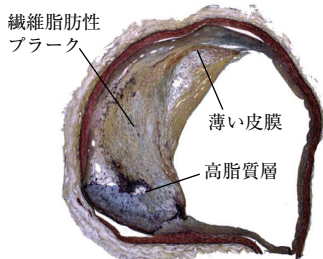


眼の構造



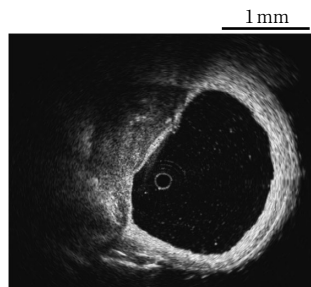
黄斑浮腫のOCTイメージ

(a)

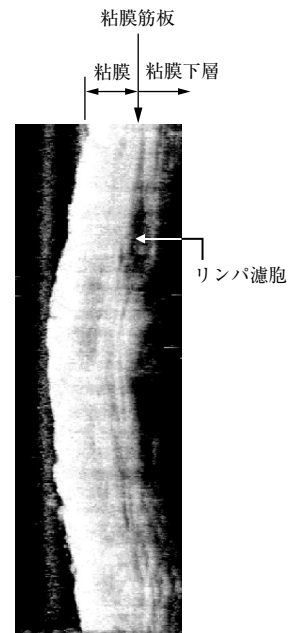


冠動脈切片の顕微鏡写真

(b)



冠動脈のOCTイメージ



(c)

図4 OCTによる医療診断

(a) 網膜疾患の代表的な診断例で、糖尿病による黄斑浮腫の光波長 $0.8\mu\text{m}$ 帯OCT, (b) 心臓を栄養する冠動脈におけるプラーク(血液に融解した

冠環動脈の組織切片の顕微鏡写真を示します。冠動脈は心臓を栄養する重要な血管です。この血管内壁に血液に融解した油脂や繊維質などが堆積し、初めは柔らかく脆い堆積物ですが、古くなると石灰化します。これをプラークと呼び、心筋梗塞に代表される重篤な動脈硬化症を引き起こします。このプラークの診断にOCTが利用されて

います。OCTは光波長 $1.3\mu\text{m}$ 帯で、眼科の $0.8\mu\text{m}$ 帯よりも散乱の影響が少なく、かつ顕著な水の光吸収が起こる直前の光波長域で、光到達深度 $d_{\text{max}}$ は約 $2\text{mm}$ です。冠動脈内にファイバカテーテルを挿入し、ファイバ先端に装着したマイクロプリズムを回転して、血管内部のOCTを取得します。OCT断層

イメージの空間分解能は約 $10\mu\text{m}$ で、プラークの形状を正確に測定できます。この血管OCTは循環器内科で、脆弱性プラークやステント使用後の血栓の診断に用いられています。

図4(c)はヒト胃壁の $1.3\mu\text{m}$ 帯OCTで、胃内壁の粘膜組織構造は明瞭に把握できますが、光到達深度 $d_{\text{max}} \sim 2\text{mm}$ は不足で、実際の胃がんの診断

### 高速OCTによる3次元イメージの構築

現在、市販されている高速OCTは図5(a)に示す光周波数掃引型OCT(SS-OCT)です。レーザ光源の光周波数を直線的に変化し、光検出器から得られる干渉信号をフーリエ変換すると、生体の深さ方向の反射光強度分布が得られます。レーザの光周波数の変化幅に

相当する光波長掃引幅 $\Delta\lambda$ は、中心光波長 $\lambda_0 = 1.3\mu\text{m}$ で $\Delta\lambda = 100\text{nm}$ であり、空間分解能 $12\mu\text{m}$ 、掃引周波数 $16\text{kHz}$ で断層イメージ取得速度は $25$ フレーム/秒です。

このSS-OCTを用いて、ヒト指先のエクリン汗腺の断層イメージを $256$ 枚取得し、これらをボリュームレンダリングして構築した3次元OCTイメージを図5(b)に示します。発汗中では、

汗腺のらせん状汗管が膨張し、表皮が裂けて汗孔が生じ、汗滴が放出されている様子をとらえることができます。このように、私たちのグループでは、高速OCTで表皮下の汗腺や末梢血管の動態観察を行い、これをもとにダイナミックな皮下生理機能の解明を試みています。

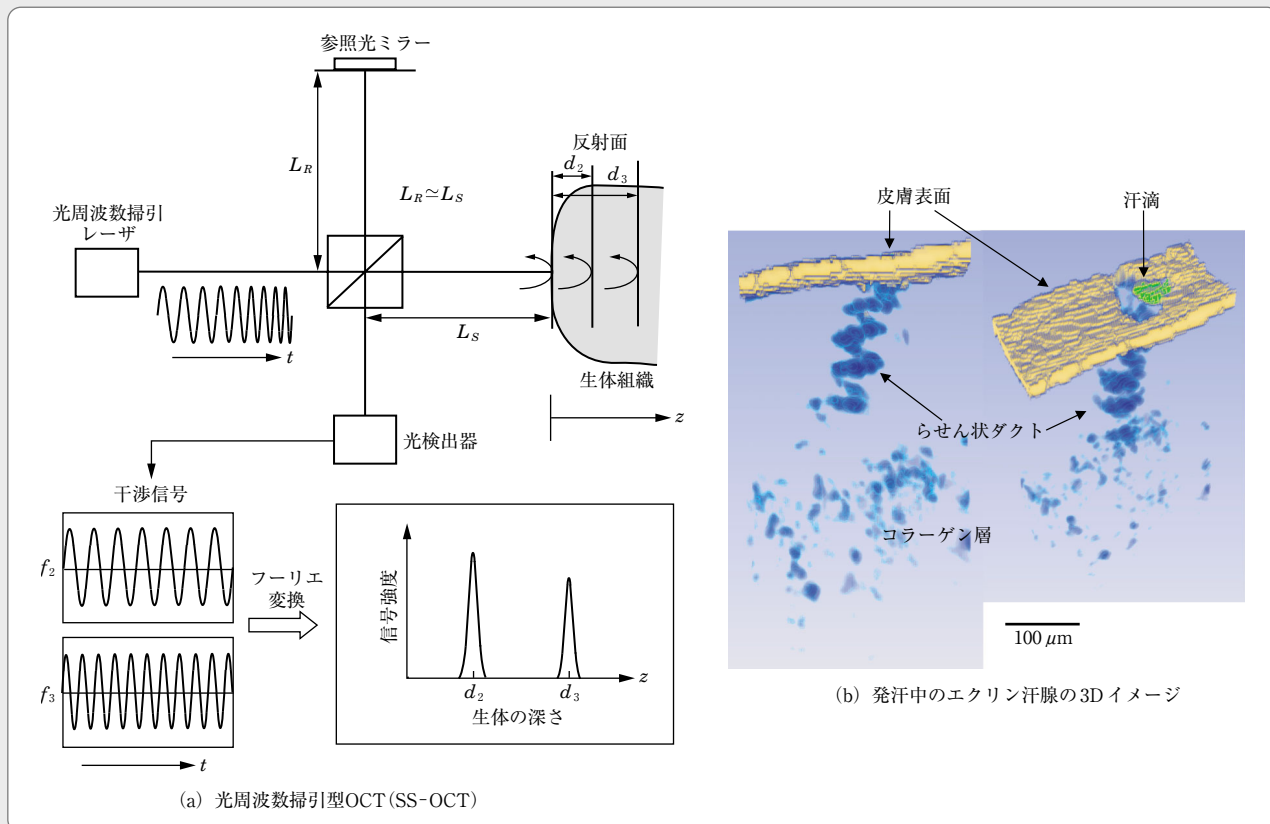


図5 (a) 高速の光周波数掃引型OCT (SS-OCT) とこれを用いて得られた (b) ヒト指先のエクリン汗腺の3次元イメージ

### 今後の展望

OCTが発案されて20年、今もOCTの高速化、高分解能化を目指して活発な技術開発研究が行われています。SS-OCTでは、掃引周波数500kHz以上のファイバレーザの開発が行われており、500フレーム/秒を超える断層イメージの取得が可能になります。これによって、1秒以下で3次元OCTイ

メージを構築でき、さらに詳細な汗腺や末梢血管の動態解析が期待できます。高分解能OCTでは、よりスペクトル幅の広い人工的な白色光の発生が継続して検討されており、数 $\mu\text{m}$ の分解能をもつ細胞レベルでのOCTの取得が可能になるでしょう。現在、医療分野におけるOCTの技術ニーズに合わせて、光周波数掃引レーザや人工的な白色光発生が検討されており、医学と工

学がうまくかみ合ってOCTの技術開発が進展しています。まさに、OCTは医工融合の象徴的産物なのです。

医療診断では、OCTの光到達深度 $d_{max} \sim 2\text{mm}$ が障害となっています。医工融合の利を活かして、近い将来、 $d_{max} > 5\text{mm}$ が得られれば、OCTは超音波エコーと並んで汎用診断技術として、医療分野での利用範囲はさらに拡大するでしょう。(2010年9月27日受付)

### 参考文献

- 1) D. Huang, E.A. Swanson, J.G. Fujimoto et al: Science 254, 1178 (1991)
- 2) B.E. Bouma and G.J. Tearney, ed.: Handbook of Optical Coherence Tomography, Marcel Dekker, New York (2002)
- 3) 春名正光: 応用物理, 77, 1085 (2008)



はるな まさみつ  
**春名 正光** 1973年、大阪大学大学院工学研究科博士課程単位取得退学。大阪大学工学部助手・講師・助教授を経て、1994年、大阪大学大学院医学系研究科・教授。2009年、大阪大学定年退職。現在、大阪大学大学院医学系研究科・特任教授。

### キーワード募集中

この企画で解説して欲しいキーワードを会員の皆様から募集します。ホームページ (<http://www.ite.or.jp>) の会員の声より入力可能です。また電子メール ([ite@ite.or.jp](mailto:ite@ite.or.jp))、FAX (03-3432-4675) 等でも受け付けますので、是非、編集部までお寄せください。(編集委員会)