

複素数値処理による，線集光型 in-focus フーリエドメイン光コヒーレンストモグラフィ

杉坂純一郎^{*1}・安野 嘉晃^{*1,*2,*3}・山東 悠介^{*1}・遠藤 隆史^{*1}・巻田 修一^{*1}・青木 剛毅^{*1}
伊藤 雅英^{*1}・谷田貝豊彦^{*1,*2}

^{*1} 筑波大学理工学系 〒305-8573 つくば市天王台 1-1-1

^{*2} 筑波大学ナノサイエンス特別研究プロジェクト研究組織 〒305-8573 つくば市天王台 1-1-1

Line-Field In-Focus Fourier-Domain Optical Coherence Tomography by Complex Numerical Method

Jun-ichiro SUGISAKA^{*1}, Yoshiaki YASUNO^{*1,*2,*3}, Yusuke SANDO^{*1}, Takashi ENDO^{*1},
Shuichi MAKITA^{*1}, Gouki AOKI^{*1}, Masahide ITOH^{*1} and Toyohiko YATAGAI^{*1,*2}

^{*1} Institute of Applied Physics, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennoudai, Tsukuba 305-8573

^{*2} Nanoscience Special Project, University of Tsukuba, 1-1-1 Tennoudai, Tsukuba 305-8573

Optical coherence tomography measures the cross sectional image of the sample. The measurement system with high resolution is required by biomedical applications. In this paper, we propose the method which improves the lateral resolution degraded due to defocusing as much as the lateral resolution at the focal plane by using the point spread function over the measurement range. This method requires a system that can measure the complex data of the sample. We employ a line-field Fourier-domain optical coherence tomography, and qualitatively evaluated the improvement of the lateral resolution by our method. We also applied our method to *ex vivo* study of a porcine anterior eye chamber.

Key words: Fourier-domain optical coherence tomography, point spread function, inverse filter, deconvolution

1. はじめに

光コヒーレンストモグラフィ (optical coherence tomography: OCT)¹⁾ は、物体の内部構造を、非破壊・非侵襲で計測できる低コヒーレンス干渉計を利用した断層画像技術であり、現在、生体計測をはじめ、さまざまな分野への応用が期待されている。しかし、OCT は原理的に点計測であるため、二次元の画像を得るには二次元の機械的走査が必要であり、その結果計測時間が長くなるという欠点がある。その欠点の解決策のひとつとして、フーリエドメイン光コヒーレンストモグラフィ (Fourier-domain-OCT: FD-OCT) が考案された^{2,3)}。これは、広帯域光源を用いて得られる干渉信号を波長に分解して検出し、フーリエ変換することでプローブ光と参照光の時間相関、すなわち試料の奥行き方向の一次元構造を機械的走査なしで計測

できる。つまり、一次元の機械的走査のみで、二次元の断層画像が得られる。また、このようにして得られた画像の横方向の分解能を向上させるためには、試料に入射されるプローブ光のスポットサイズを小さくする必要があり、高い実効 NA の光学系が求められる。一方、光軸方向に広い範囲で鮮明な画像を得るためには、焦点深度を深くする必要がある。しかし、スポットサイズを小さくすると、焦点深度を深くすることはトレードオフの関係にあるため、両方を同時に満足させることは不可能である。

高分解能な計測画像を取得するひとつの方法として、得られた画像もしくは信号を計測後に計算機内で処理し、鮮明な画像・信号に復元する手法がある。OCT に対しても、点応答関数を用いてデコンボリューションを行った研究⁴⁾や、CLEAN と呼ばれる非線形デコンボリューションを

^{*3} E-mail: yasuno@optlab2.bk.tsukuba.ac.jp

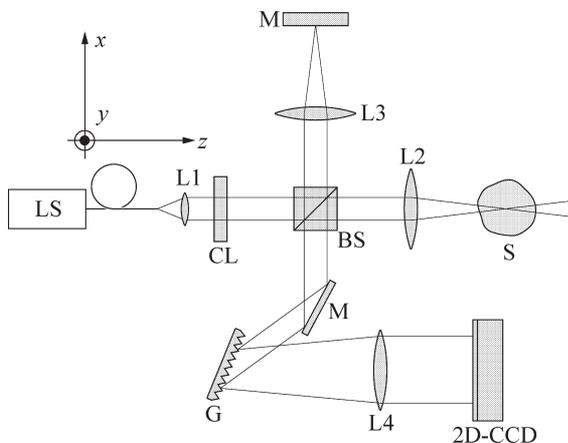


Fig. 1 Optical system of line-field FD-OCT. LS, light source; L2, L3, L4, spherical lenses with the focal length 60 mm, 60 mm, 150 mm; CL, cylindrical lens with the focal length 100 mm; S, specimen; M, mirror; G, grating of 1200 lp/mm.

適用して画像回復を行った研究が報告されている^{5,6)}。しかし、これらの手法は反復法を用いているため、処理に長い時間が必要であるという欠点がある。本研究では、OCTで得られる計測画像が、試料の後方散乱強度分布とOCTシステムの点応答関数とのコンボリューションになることに着目し、解析的なデコンボリューションを行うことで、短時間に、かつ横方向の分解能を全計測範囲にわたって、in-focusと同程度の分解能にまで向上させる方法を提案する。

2. 本研究で用いた OCT

今回提案する数値処理は、複素情報が得られる線形シフト不変システムであれば適用可能である。複素情報が容易に得られる断層計測システムには、フーリエドメイン OCT²⁾ やヘテロダイン検出を用いた複素フルフィールド OCT⁷⁾ などがあるが、本研究では、FD-OCT をさらに発展させ、機械的走査を行うことなく二次元の複素断層画像を得ることができる線集光型 FD-OCT⁸⁾ を用いた。その光学系を Fig. 1 に示す。この光学系は、通常の FD-OCT と比較して、L1 と BS の間にシリンダリカルレンズ CL が挿入されている点と、一次元 CCD カメラのかわりに二次元 CCD カメラを使用している点が異なる。以後の説明では、光の伝播方向を z 軸、 z 軸と紙面に垂直な方向を y 軸、両軸に垂直な方向を x 軸とする。本システムの $x-z$ 平面と $y-z$ 平面について、物体光が影響を受ける光学素子を順番に並べて、模式的に示した図を Fig. 2 に示す。 $x-z$ 平面においては、シリンダリカルレンズ CL の表面は平らであるため、入射する光は影響を受けず、通常の FD-OCT と同じ構造になっている。 $y-z$ 平面においては、一

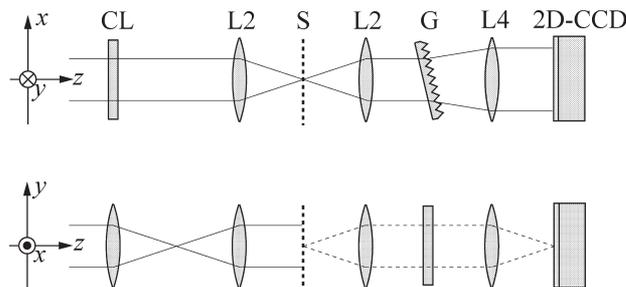


Fig. 2 Perspectives of optical setup on $x-z$ plane and $y-z$ plane.

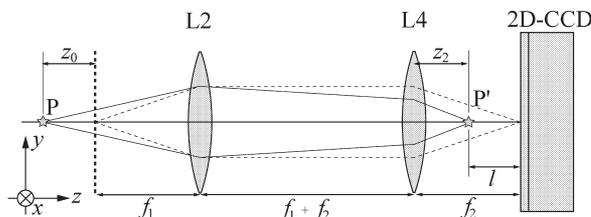


Fig. 3 The imaging optical system of line-field FD-OCT.

次元回折格子が y 方向に構造をもたないため、試料 S に照射されたコリメート光は CCD 面に結像する。これによって、CCD 面の x 方向には試料の z 方向の構造を含むスペクトル干渉縞が、 y 方向には試料の y 方向の位置が現れる。これを x 方向にのみ一次元フーリエ変換することで、試料の $y-z$ 平面の断層画像が得られる。

3. 複素数値処理の原理

線集光型 FD-OCT によって得られる画像は、物体が焦点深度外で計測されることによりデフォーカスして記録されるため、 y 方向の分解能が低下する。このデフォーカスにより低下した分解能を、システムの y 方向の点応答関数を求め、その点応答関数でデコンボリューションすることで向上させる。最初に y 方向の点応答関数を求める。Fig. 2 で示した $y-z$ 方向の光学系の模式図の、S より右側の部分を Fig. 3 に示す。この部分の光学系によって、S が CCD 面上に結像されていることから、本システムは y 方向において線形シフト不変システムである。しかし、試料が L2 の前側焦点面からずれた場所に位置する場合、デフォーカスされた像が観測される。そこで、このような状況下での点応答関数 (点像分布関数) を求めるため、Fig. 3 に示すように、点物体が対物レンズの焦平面から光軸方向に z_0 だけ前方にずれて位置する場合を考える。この場合、点物体は P' の位置に結像し、L4 の焦平面から P' までの距離 l は、結像倍率 $M = f_2^2 / f_1^2$ を用いて $l = Mz_0$ と表せる。すなわち、CCD 面上には、点像 $\delta(y)$ を距離 l だけ

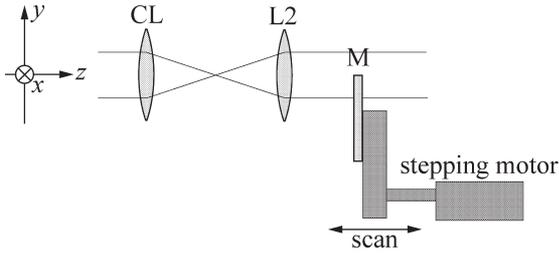


Fig. 4 Optical setup to measure the edge of the mirror.

後方にフレネル伝播させた複素振幅分布

$$h(y, z) = \delta(y) *_y \exp\left\{-i\frac{\pi}{\lambda} \frac{1}{Mz} y^2\right\}$$

$$= \exp\left\{-i\frac{\pi}{\lambda} \frac{1}{Mz} y^2\right\} \quad (1)$$

が現れ、これが点応答関数になる。ここで $*_y$ は y 方向のコンボリューションを表す。本来、レンズの開口径を考慮しなければならないが、本研究で使用したレンズの直径は25.4 mmであるのに対し、レンズに入射するビームの直径は4 mmであり、レンズの直径よりも十分小さい。したがって、レンズの開口径は無視できる。

次に、実際に得られた画像をデコンボリューションする手順を述べる。今回は、コヒーレンス長に基づく z 方向の相関は無視し、 y 方向のみのデコンボリューションを、それぞれの z に対して行う。計測画像は、デフォーカスのない、位相情報を含む後方散乱強度分布 $f(y, z)$ と、点応答関数 $h(y, z)$ との、 y 方向のコンボリューション

$$c(y, z) = f(y, z) *_y h(y, z) \quad (2)$$

で表される。 $c(y, z)$ からデフォーカスのない $f(y, z)$ を復元するには、以下の操作を行う。まず、 $c(y, z)$ を y 方向にフーリエ変換した関数(以下、関数のフーリエ変換を、その大文字で表す)

$$C(\nu_y, z) = F(\nu_y, z) H(\nu_y, z) \quad (3)$$

に、次に示すインパースフィルター(位相フィルター)

$$K(\nu_y, z) = \frac{1}{H(\nu_y, z)}$$

$$= \exp(-i\pi\lambda Mz\nu_y^2) \quad (4)$$

をかけると、

$$C(\nu_y, z) K(\nu_y, z) = F(\nu_y, z) H(\nu_y, z)$$

$$\times \left[\frac{1}{H(\nu_y, z)} \right]$$

$$= F(\nu_y, z) \quad (5)$$

になる。ただし、 ν_y は y 方向の空間周波数である。これ

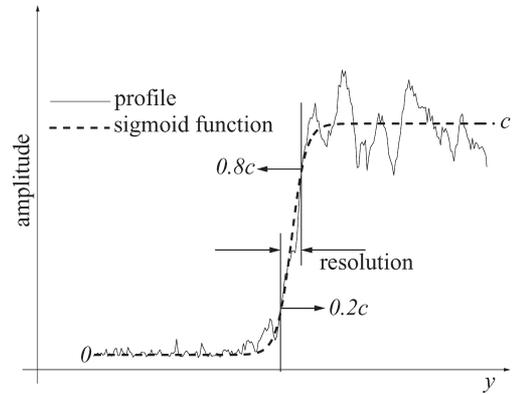


Fig. 5 The profile of the edge of the sample mirror and the sigmoid function fit on that. y : lateral length.

を y 方向に逆フーリエ変換すれば、 $f(y, z)$ が求められる。

$$F^{-1}[C(\nu_y, z) H^{-1}(\nu_y, z)] = f(y, z) \quad (6)$$

このデコンボリューションの操作は、観測された信号と、

$$\exp\{-i(\pi/\lambda)[1/(Mz)]y^2\} \quad (7)$$

のコンボリューションを計算する、つまり、距離 $-Mz$ だけフレネル回折を計算することに等しい。Fig. 3からわかるように、距離 $-Mz$ だけ進んだ位置は、物体が結像しているin-focus面になっている。このことから、本手法のデコンボリューションによって、試料の横方向の分解能をin-focusで計測したときと同じ分解能まで向上できることがわかる。

4. 分解能の評価

本章では、平面鏡の端を測定し、前章で述べた数値処理によって、復元された画像の y 方向の分解能がどの程度まで向上するか定量的に調べる。

4.1 y 方向の分解能の定義方法

実際に y 方向の分解能を測定するため、Fig. 4に示すように、平面鏡の端を計測する。平面鏡表面の y 方向のプロファイルは、平面鏡の端付近で値が急激に変化するステップ関数状になる。分解能が悪いほど、プロファイルの変化がなだらかになる。このプロファイルの計測例をFig. 5に実線で示す。分解能を求めるためには、まずこのプロファイルに、以下の式で表されるシグモイド関数

$$s(y) = \frac{c}{1 + \exp\{-a(y-b)\}} \quad (8)$$

をフィッティングし、 $s(y)$ が最大値 c の80%、20%を示す位置の y 方向の距離の差を y 方向の分解能と定義する。

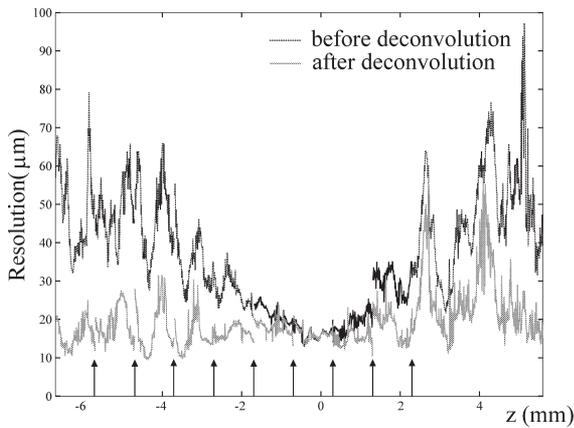


Fig. 6 The graph of the lateral resolution versus the distance from the sample to the focal plane.

Fig. 5 に、フィッティング後の関数を破線で示す。

4.2 計測結果

Fig. 4 に示すように、ステッピングモーターを用いて、アルミニウムを蒸着して作製した平面鏡の端を、焦点を中心に $10\ \mu\text{m}$ ずつ z 方向にずらしながら計測を行った。平面鏡は z 方向に対し、垂直に配置されている。

4 章 1 節の方法で横方向の分解能を評価した結果を Fig. 6 に示す。横軸は、焦平面の位置を原点とし、レンズから遠ざかる方向を正の方向とした。参照鏡を固定したままでは、サンプルの平面鏡を z 方向にスキャンしていくにつれて信号強度が低下するため、図の矢印の位置で参照鏡の位置を補正した。本手法により、分解能の向上が明らかに確認できる。分解能の値が焦点からの距離に対し、振動しているのは、平面鏡の端の回折パターンにシグモイド関数をフィッティングしたことによるフィッティング誤差が原因であると考えられる。

ミラーの端を計測する際、ミラーの端による回折パターンと CCD の画素が干渉を起こし、モアレが観測される。このモアレは z とともに周期的に変化し、得られるプロファイルのミラーの端部分の形状を変化させる。このために、周期的にフィッティングの精度が低下し、分解能が z に対して振動する結果が得られたと考えられる。生体試料を計測したときは、ある z に対して分解能が向上しないという現象は起こらなかったため、実際の分解能はほぼ一定の値となると考えられる。つまり、デコンボリューション後の分解能は、焦点からの距離に依存することなく、焦点と同程度の分解能まで向上しているといえる。

5. 生体計測への応用

本手法の生体計測への実用例として、今回ブタの眼球を計測した。Fig. 7 は、線集光型 FD-OCT を用いて計測した

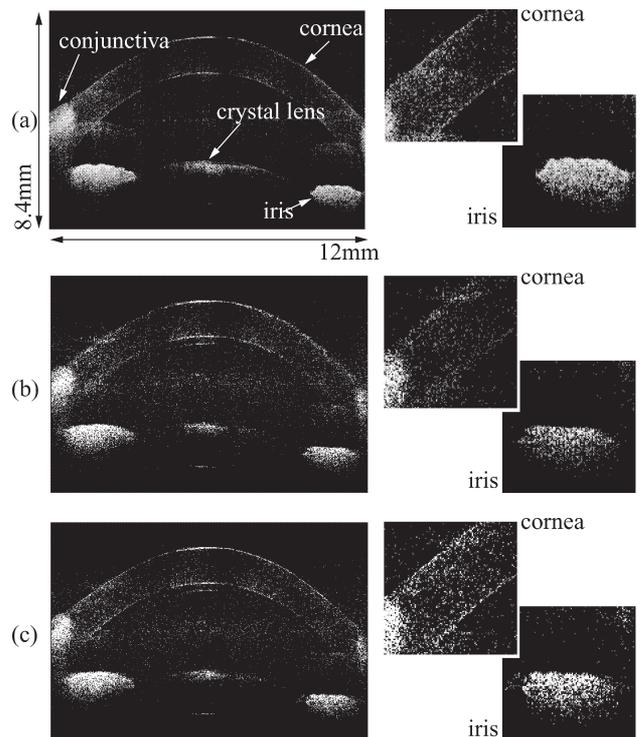


Fig. 7 The cross sectional images of the porcine anterior eye chamber. (a) in-focus, (b) before deconvolution, and (c) after deconvolution.

結果である。Fig. 7(a) では、虹彩付近に対物レンズの焦点面を設定した。Fig. 7(b) は、焦点の位置を虹彩付近から $9\ \text{mm}$ 前方（角膜の手前付近）にずらして計測した結果である。デフォーカスにより、角膜の境界や、虹彩の表面起伏構造が確認できなくなっている。この画像に対して、本手法を適用した結果が Fig. 7(c) である。角膜の境界が明確になり、凹凸のある虹彩表面の形状も復元されている。よって、本手法は生体計測において非常に効果的な手法であるといえる。

今回は NA の低いレンズ ($NA=0.02$) を用いたため、in-focus で計測した Fig. 7(a) の画像は、全体的にデフォーカスの影響が強く現れていない。しかし、 y 方向の分解能を上げるために、より NA の高いレンズを用いると、焦点深度が浅くなり、デフォーカスの影響が無視できなくなる。このような場合に本手法を適用すれば、画像の全領域にわたって焦平面と同程度の分解能にまで向上できるため、きわめて高分解能の OCT 画像が取得できる。

6. デコンボリューションによる S/N 比の向上

サンプルの後方散乱強度分布を $r(y)$ 、OCT 光学系の y 方向に対する点応答関数を $h(y)$ とおくと、観測される信号は、それらのコンボリューション $r(y) * h(y)$ となるが、実際には、これに加算的なノイズ $n(y)$ が加わる。

ここでは、デコンボリューションによる、信号成分 $r(y)$ $*_y h(y)$ とノイズ成分 $n(y)$ の変化について考察し、結果としてデコンボリューションによって S/N 比が上がることを示す。

最初に、信号レベルの変化について述べる。ここで、焦点面からある距離 d 離れた位置に局在する点物体に対する観測信号を考える。この信号は、距離 d に相当するデフォーカスにより、ある広がりをもつ信号となる。デコンボリューションの操作によって、信号成分に対して以下のことが行われる。フーリエ変換により求められるこの信号成分のスペクトルは、デフォーカスによって位相がずれている。これに、式(4)で求めた位相フィルターをかけること、スペクトルの位相を揃えることができる。すなわち、このようなスペクトルから構成される信号は、同位相で足し合わされた結果となり、位相の揃っていない、フィルタリング前のスペクトルから構成される信号よりも、明らかに強くなる。したがって、デコンボリューションにより信号レベルは上昇する。

次に、ノイズ成分の変化について述べる。一般的に、信号が振幅・位相ともに一様ランダムである場合、そのスペクトルについても一様ランダム性が同様に保証されている。したがって、ノイズ $n(y)$ のスペクトルもまた、振幅・位相ともに一様ランダムな関数である。このような関数に、位相フィルターをかけてスペクトルの位相をどのように補正しても、振幅・位相ともに一様ランダムな関数に変わりはない。したがって、この一様ランダムなスペクトルから構成されるノイズの強度は、フィルターをかける前後において変化はない。ゆえに、ノイズレベルは変化しない。

以上のことから、デコンボリューションにより画像の信号成分であるピーク値は上昇し、ノイズ成分であるノイズフロアは減少することがわかる。S/N 比はこれらの比によって定義されるため、デコンボリューション処理前の S/N 比よりも上昇するといえる。したがって、本手法は、

分解能の向上と、S/N 比の向上の両方が可能であるため、OCT 画像の信号処理として非常に重要な役割を果たす。

7. 結 論

線集光型 FD-OCT の結像方向に対する点応答関数を導出し、それに基づいたフィルターを画像に作用させた。その結果、OCT 画像の横方向の分解能を向上させ、かつ S/N 比も上昇させることができた。この手法を適用することで、計測画像全範囲において、横分解能を焦点面の横分解能と同程度にまで向上させることができる。よって、焦点深度を気にすることなく、NA の高い対物レンズを用いて、高い横分解能で断層計測が可能になる。

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.
- 2) G. Häusler and M. W. Lindner: "Coherence radar" and "spectral radar"—New tools for dermatological diagnosis," *J. Biomed.*, **3** (1998) 21-31.
- 3) A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, G. Kamp and S. Y. El-Zaiat: "Measurement of intraocular distances by back-scattering spectral interferometry," *Opt. Commun.*, **117** (1995) 43-48.
- 4) M. D. Kulkarni, C. W. Thomas and J. A. Izatt: "Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution," *Electronics Lett.*, **33** (1997) 1365-1367.
- 5) J. M. Schmitt: "Restoration of optical coherence images of living tissue using the clean algorithm," *J. Biomed.*, **3** (1998) 66-75.
- 6) D. Piao, Q. Zhu, N. K. Dutta, S. Yan and L. L. Otis: "Cancellation of coherent artifacts in optical coherence tomography imaging," *Appl. Opt.*, **40** (2001) 5124-5131.
- 7) M. Akiba, K. P. Chan and N. Tanno: "Real-time, micrometer depth-resolved imaging by low-coherence reflectometry and a two-dimensional heterodyne detection technique," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **39** (2000) 1194-1196.
- 8) T. Endo, Y. Yasuno, S. Makita, M. Itoh and T. Yatagai: "Profilometry with a line-field Fourier-domain interferometry," *Opt. Express*, **13** (2005) 695-701.