

## コヒーレンス・スペクトロトモグラフィ

## —低干渉光干渉計測法による多層膜中間層の分光吸収率の測定—

南 浩治\*・菅 武志\*\*・井上 卓\*\*・伊東 一良\*\*・一岡 芳樹\*\*\*

大阪大学工学部応用物理学科 〒565 吹田市山田丘 2-1

## Coherence Spectrotomography: Estimation of Spectral Properties of Colored Multi-Layered System

Koji MINAMI,\* Takeshi SUGA,\*\* Takashi INOUE,\*\* Kazuyoshi ITOH\*\* and Yoshiki ICHIOKA\*\*\*

Department of Applied Physics, Faculty of Engineering, Osaka University, 2-1, Yamadaoka, Suita 565

We show that the optical properties of a single layer inside a multi-layered system can be determined by an interference-spectrometric technique with low-coherence light. The scattering property of the multi-layer is supposed that the first order approximation is applicable. The interferogram of the back-scattered light from the target consists of multiple fringe systems that are associated with the interfaces between layers. The spectral properties and the geometrical information about the target layer that are included in the reflected light at the interfaces are retrieved from the interferogram by filtering the interferogram by a series of band-pass filters. The experimental results with a multi-layered film with a colored layer are given.

## 1. はじめに

現在、医学的診断の場において、超音波断層映像法、X線CT (computed tomography), MRI (magnetic resonance imaging) といった、生体内部を映像化する技術が実用化され、生体内部の状態をよりの確に得るための有用な道具として利用されている。近年、可視または近赤外の光を情報媒体とした生体内部の映像法が提案され、光断層映像法 (光CT) の名でその有用性が注目を集めている<sup>1)</sup>。光断層映像法により、生体の光学的・分光的内部構造が得られるならば、生体内部の物理的構

造や組成に関してもいまままでにない情報となる。光のもつ無侵襲性も考慮すれば、応用範囲の拡大が期待される。

光断層映像法の技術は、生体内部から反射または散乱された光の強度を光路長とともに計測することにより、生体内の光学的構造を得ることに要約できる。Huangらは、網膜組織を例として、組織内部からの反射光のマイケルソン干渉計による干渉信号強度から、組織の深さ方向の光学的構造を映像化した例を示した<sup>2)</sup>。その基本原理は低コヒーレンス光を光源に用いることで、干渉信号の幅程度の分解能で反射光の光路長を特定し、深さ方向の光学的構造を得る、いわゆる低干渉光干渉計測法 (low-coherence reflectometry) の原理である。皮膚の後方散乱に同じ原理を応用した例が、Schmittらにより報告されている<sup>3)</sup>。

光断層映像法の有用性を上げるためには、冒頭に挙げたように、生体内部の構造と同時に分光的情報を得る必要がある。筆者らは、干渉信号が反射光の分光情報をもつことに着目し、干渉信号から層状の媒体内部の反射面

\* 現在：花王(株)化粧品研究所 〒131 東京都墨田区文花 2-1-3

Present address: Tokyo Research Laboratory, Kao Corporation, 2-1-3, Bunka, Sumida-ku, Tokyo 131

\*\*、\*\*\* 現在：大阪大学大学院工学研究科\*\*応用物理学専攻、\*\*\*物質生命工学専攻

Present address: Graduate Course of \*\*Applied Physics, \*\*\*Material and Life Science, Osaka University

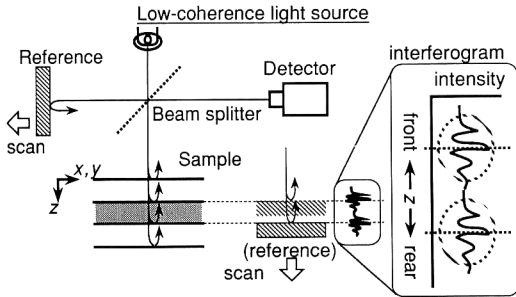


Fig. 1. Optical system of coherence spectrometry.

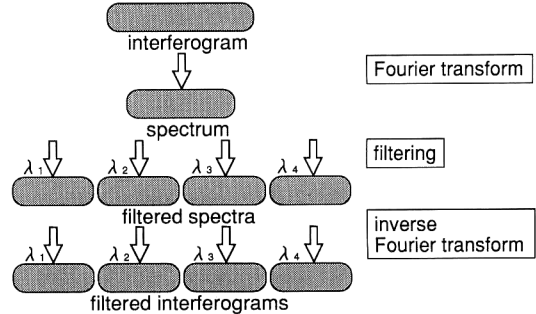


Fig. 2. Process of extracting spectral and geometrical properties of the target layer.

の位置を得ると同時に、反射光の分光情報を同時に抽出する原理を考案し、層状の吸収媒体を例に実験を行ったので報告する。なお、本論文の実験結果の一部は、文献4) に示す Post Deadline Paper としてすでに発表している。

## 2. 対象とする散乱媒体

本手法では、Fig. 1 に示すように、被計測媒体をマイケルソン干渉計の片腕におき、試料内部からの反射光の干渉信号のピーク位置から、光軸方向における反射面の光学的深さ（屈折率と深さの積）を得る。同時に、反射光の分光スペクトルを抽出することにより、試料内部の反射面より浅い場所の分光吸収を知る。

被計測媒体内部で散乱があることを想定した場合、媒体内部からの反射光の干渉計測を行うためには、媒体の散乱特性について、一次近似（the first order approximation<sup>3)</sup>）が成り立つ領域であるという仮定が必要である。一次近似が成り立つ散乱媒体とは、計測対象となる領域の散乱係数と最大深さとの積が小さい、すなわち希薄な散乱媒体であることを意味する。このとき、受光面において参照光と干渉する試料からの光は、被計測媒体内において、後方への散乱ないしは反射の機会を一度だけしかもたないため、散乱物体の運動が無視できる限り、光路長から深さの計測が可能となると考えられる。

簡単のため、本論文では、単一吸収層による吸収のみを考慮し、散乱による直進光の減衰を無視する。また、実験では、表面および境界面以外ではほとんど散乱のない媒体を用いた。

## 3. モデル媒体と干渉信号の処理

被計測媒体のモデルとして、簡単のために単一の吸収

層をもつ多層膜を考える。層内での散乱は無視し、吸収に関しては、Lambert-Beer 則が成り立つものとする。ただし、層間の屈折率差により、界面において散乱があるとすると、多層膜を、Fig. 1 に示すようにマイケルソン干渉計の片腕におく。光源には、スペクトル幅が広く、分光放射特性が既知の光を用いる。媒体表面に対して垂直に光を照射し、各層間の界面で散乱した光を受光する。参照面（ないしは試料）を光軸方向に駆動することにより、干渉信号を時系列データとして得る。光源に低コヒーレンス光を用いているので、干渉信号は、参照面と多層膜内部の界面がゼロ光路差にある付近で観測される。

このようにして得た干渉信号から、各層からの散乱光の分光スペクトルを得るための信号処理の手順を Fig. 2 に示す。以下に、手順に沿って測定の実理を説明する。

ひとつの層界面  $\Omega$  での散乱により多層膜表面で観測される後方散乱光の振幅の、入射光の振幅に対する比を、波数  $k$  と層界面の深さ  $z$  の関数として  $S(k, z)$  とおく。 $k=2\pi\nu/c$  ( $\nu$  は周波数、 $c$  は光速) である。 $z$  は表面から層界面までの物理的距離を表し、媒体の屈折率は、簡単のために 1 とみなす。また、 $\Omega$  より表面寄りである層界面での反射によるロスも無視する。層界面の深さ方向の空間分布と、層内での光の減衰を考慮し、 $S(k, z)$  を次のようにおく。

$$S(k, z) = \sigma(k) \exp(-2 \int_0^z \mu(k, z') dz') \quad (1)$$

$\sigma(k)$  は、波数  $k$  の光の、層界面  $\Omega$  における振幅反射率、 $\mu(k, z)$  は、波数  $k$  の光の、吸収係数の空間分布である。例えば、Fig. 3 に示すような、単一の吸収層を中間層にもつ、3層からなる層状媒体（モデル媒体）であれば、ある特定の波数  $k_w$  の光の界面  $z_2$  における  $S$  は、次の式で与えられる。

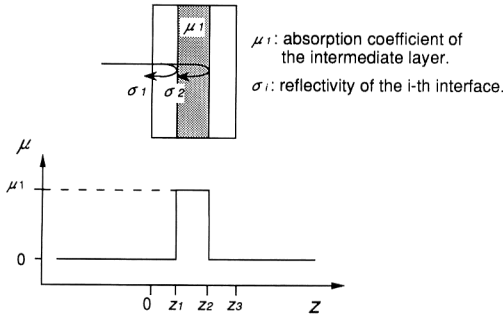


Fig. 3. Three layer model.

$$S(k_w, z_2) = \sigma(k, z_2) \exp\{-2\mu_1(z_2 - z_1)\} \quad (2)$$

$\mu_1$  は波数  $k_w$  の光の中間層における吸収係数,  $z_1, z_2$  は中間層の両側の界面の深さである.

このとき, 多層膜の散乱光の, 受光面における振幅は, 光源のスペクトル振幅を  $g(k)$  として, 次の式で与えられる.

$$V_0(z) = \int_0^\infty g(k) \left\{ \int_0^\infty S(k, z) \exp(jkz) dz \right\} dk \quad (3)$$

ただし,  $j = \sqrt{-1}$  である.

一方, 参照光の受光器におけるスペクトル振幅は次の式で表される.

$$V_r(z) = \int_0^\infty g(k) \exp(jkz) dk \quad (4)$$

受光器によって観測される光の強度  $I$  は, 2つの振幅の和の自己コヒーレンス関数に等しい. このことを物体光, 参照光に由来する物理量にそれぞれ  $o, r$  を添えて表すと,

$$I = \langle (V_r + V_0)(V_r + V_0)^* \rangle = I_r + I_0 + 2\text{Re}[\langle V_r(z_r) V_0^*(z_0) \rangle] \quad (5)$$

ここで,  $\langle \rangle$  は集合平均を意味するものとする. 以下, バイアス項を略して式(5)の第3項を展開すると,

$$\begin{aligned} & \langle V_r(z_r) V_0^*(z_0) \rangle \\ &= \int_0^\infty \int_0^\infty \langle g(k_r) g^*(k_0) \rangle \\ & \cdot \left\{ \int_0^\infty S(k_0, z_0) \exp(jk_r z_r - jk_0 z_0) dz_0 \right\} dk_r dk_0 \quad (6) \end{aligned}$$

ここで, 光源において異なる周波数の光が互いにインコヒーレントであることから, 光源の分光スペクトルを  $G(k)$  とおいて,

$$\langle g(k_r) g^*(k_0) \rangle = G(k_0) \delta(k_0 - k_r) \quad (7)$$

を式(6)に代入すると, 観測される干渉信号の強度は, 参照面の駆動距離  $z_r$  に対して,

$$I(z_r) = \int_0^\infty G(k) \int_0^\infty S(k, z) \exp\{jk(z_r - z)\} dz dk \quad (8)$$

で与えられる.

$I(z_r)$  のフーリエ変換を  $\bar{I}(k)$  とおくと,

$$\bar{I}(k) = G(k) \cdot \int_0^\infty S(k, z) \cdot \exp(-jkz) dz \quad (9)$$

と書ける. これをもとに, スペクトル空間で互いに異なる波数領域を透過する複数の窓関数を用い, 分光情報の分離抽出を行う. 窓関数を  $w(k)$  とおき,  $\bar{I}(k)$  との積を逆フーリエ変換すると,

$$\begin{aligned} I_w(z') &= \int_0^\infty \bar{I}(k) \cdot w(k) \cdot \exp(jkz') dk \\ &= \int_0^\infty G(k) \cdot w(k) \cdot \left[ \int_0^\infty S(k, z) \right. \\ & \quad \left. \cdot \exp\{-jk(z - z')\} dz \right] dk \quad (10) \end{aligned}$$

ここで  $S(k, z)$  の分光特性が  $k$  に対してなめらかに変化し, 窓関数の有限な帯域幅内で一定の値  $S(k_w, z)$  をとると仮定し,

$$W(k) = G(k) \cdot w(k) \quad (11)$$

とおくと, 式(10)は次のように変形できる.

$$\begin{aligned} I_w(z') &= \int_0^\infty S(k_w, z) \cdot \left[ \int_0^\infty W(k) \cdot \exp\{-jk(z - z')\} dk \right] dz \\ &= \int_0^\infty S(k_w, z) \cdot \bar{W}(z - z') dz \\ &= S(k_w, z') \star \bar{W}(z') \quad (12) \end{aligned}$$

ただし,  $\bar{W}(z)$  は  $W(k)$  のフーリエ変換,  $\star$  は相関演算記号である.

式(12)は,  $S(k, z)$  に関する情報が,  $I_w(z')$  に含まれていることを示している. また, 式(1)の  $S(z)$  が, 深さに対する反射強度分布の理想的な表現であるのに対し, 式(12)は, 本手法によって観測される反射強度の空間分布が,  $\bar{W}(z')$  の幅であいまいになることも示している. したがって, 分光情報の波数方向の分解能を高くすることは, 分離抽出に用いる窓関数  $W(k)$  の幅を狭くすることによって可能であるが, 同時に得られる空間情報  $I_w(z')$  を,  $\bar{W}(z')$  を通じてその分だけ低下させることになる.

ここで示した一連の処理は, 式(12)に示されたように, 実空間において相関演算を用いて行うこともできる. また, 適当なウェーブレットを用いたウェーブレット変換<sup>9)</sup>によって, より興味深い表現が得られる可能性もある.

## 4. 実験

### 4.1 干渉信号の計測

試料は次のように作製した. Fig. 4 に示すように, 厚さ 1.3mm, 一辺 60mm の正方形のガラス板上におい

て、室温硬化型で無色透明のシリコン KE 108 (信越化学工業) を、赤く着色したセロハンシート 1 枚をはさんで硬化させた。

実験に用いた光学系を Fig. 5 に示す。参照面と CCD (charge coupled device) カメラの受光面は結像関係にある一方、試料側では物体面は試料内部にある。結像用の対物レンズは M Plan Apo SL 20 x (ミットヨ) を用いた。対物レンズは、作動距離 30.5 mm、開口数 0.28 で、物体面での空間分解能は中心波長 550 nm のインコヒーレント照明下で約  $1.2 \mu\text{m}$  である。低干渉性光源として直流電源式のハロゲンランプ LA-150 SAE (林時計工業) を用いた。光をほぼ平行光にして、マイケルソン干渉計内におかれた試料面に垂直に照射した。試料および参照面からの反射光を互いに重ね合わせ、CCD カメラ IK-530 S (東芝) で受光した。

干渉信号を得る操作は次のように行った。試料をピエゾ素子 MT 45 (Queensgate Instruments) によって光軸方向にステップ状に駆動しながら、各ステップの画素

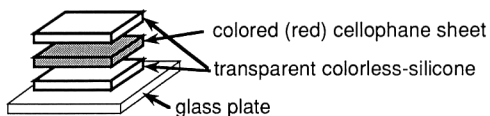


Fig. 4. Multi-layered sample that has a colored layer.

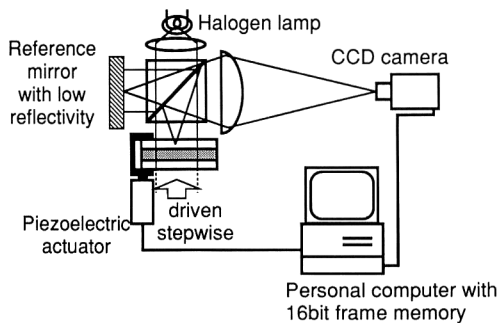


Fig. 5. Experimental setup.

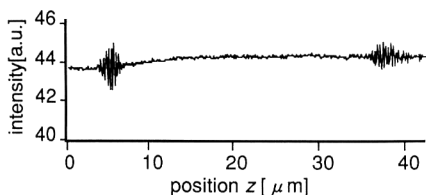


Fig. 6. Interferogram detected by a pixel in the image plane.

値をパーソナルコンピュータ PC 9801 VX (日本電気) で記録することにより、各画素において干渉信号  $I(z)$  を得た。各ステップの画像のビデオ信号は 16 ビットフレームメモリ TVIP 4100 (日本アビオニクス) によって 8 ビットのデジタル信号に変換し、積算処理ののち記録した。画像のサイズは  $8 \times 8$  で、各ステップの画像はフレームメモリ内で 256 回積算した。

得られた干渉信号の FFT (fast Fourier transform)、窓関数処理、および逆 FFT 処理は、デジタル信号をワークステーション SPARC Station 2 (SUN micro systems) に転送して行った。

光軸方向の試料の最大移動距離は約  $42 \mu\text{m}$ 、ステップ数は 512 点で行った。このことから、得られるスペクトルの最大波数は  $6.0 \mu\text{m}^{-1}$ 、波数分解能は  $0.024 \mu\text{m}^{-1}$  (波長 600 nm において約 8 nm に相当する) となる。

ある画素における干渉信号を Fig. 6 に示す。横軸はピエゾ素子の  $z$  方向の駆動距離、縦軸は光の強度を示している。着色層の表裏 2 つの界面に由来する干渉信号が同時に得られていることがわかる。着色層の裏側の界面の信号強度は、着色層内の減衰により、表側の界面の信号強度よりも小さくなっている。

#### 4.2 分光情報の抽出

この信号をフーリエ変換して得られたスペクトルを Fig. 7 に示す。

分光情報を抽出するために、窓関数の幅が  $0.23 \mu\text{m}^{-1}$  と一定で、中心波数が 1.43, 1.54, 1.67, 1.82, 2.00  $\mu\text{m}^{-1}$  と異なる 5 つの矩形窓を用いた。窓関数の幅  $0.23 \mu\text{m}^{-1}$  (波数分解能の約 10 倍) は、波長 600 nm において約 83 nm に相当する。Fig. 7 には、そのうちのひとつ (中心波数  $1.67 \mu\text{m}^{-1}$ 、波長 600 nm) を表示した。

窓関数処理された 5 つの信号の逆フーリエ変換により再生された信号を Fig. 8 に示す。実空間における sinc 関数 (窓関数のフーリエ変換) の半値幅は約  $5.2 \mu\text{m}$

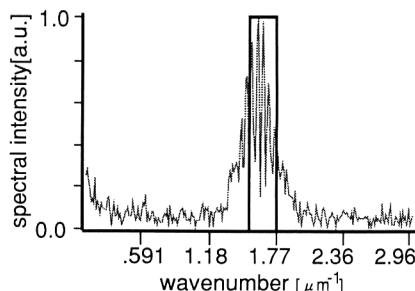


Fig. 7. Spectrum obtained from the interferogram in Fig. 6 by band-pass filtering.

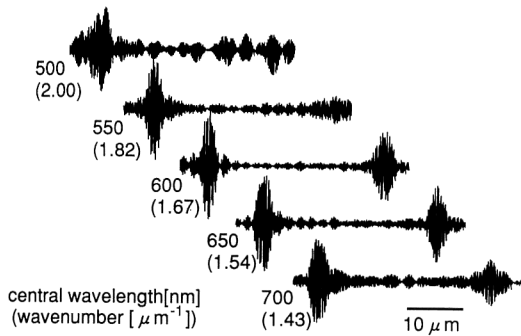


Fig. 8. Interferograms recovered from filtered spectra. The numbers indicate the central wavelengths of the band-pass filters.

(インターフェログラムの長さの約1/8)となる。Fig. 6の信号が白色光の干渉信号であるのに対し、Fig. 8の5つの信号は、5つの窓が透過する波数領域に対応する色光の干渉信号に相当する。着色層による減衰が、低波長(高波数)側で大きいことが示されている。

着色層の分光吸収を、相対スペクトル値により評価した。Fig. 8の5つの信号より、着色層の表と裏の界面における信号強度の比(分光透過率)を求め、各窓関数の中心波長に対してプロットし、Fig. 9に実線(a)で示した。両界面のz座標には、元の干渉信号(Fig. 6)のピーク位置を用いた。Fig. 9の実線のスペクトルには、着色層の赤い色の吸収が示されている。

さらに、試料作成に用いたセロファン(セルロース)の可視領域の分光透過率を、分光光度計MCPD 1000(大塚電子)により透過光学系で計測した。2倍の光路長を通過する反射型光学系の結果と比べるために、分光光度計により得た透過率を2乗して、Fig. 9に破線(b)で示した。実線(a)のS/Nが低いのは、インターフェログラムにおける信号強度、すなわち反射光のピーク強度が小さいことが原因として考えられる。

## 5. おわりに

散乱媒体内部からの反射光の干渉信号から、反射面の光学的深さと、その反射面の前面にある吸収層の分光スペクトルとを同時に計測する方法について、モデル媒体として着色多層膜を選んで計測実験を行った。

本手法を散乱媒体に適用する際には、媒体内部での散

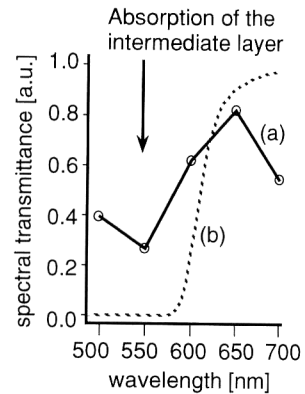


Fig. 9. Spectral transmittance of the intermediate layer of the sample. (a) Estimated by coherence spectrometry, and (b) measured by spectrophotometer.

乱の機会が一度であること、いいかえれば媒体内部での光の直進性が保証される必要がある。また、反射または後方散乱による波面の乱れが無視できるという条件もつけ加えておく必要がある。生体への応用の具体例としては、計測の対象を皮膚などの生体のごく表面近傍(非常に浅い領域)に限定することが考えられる。本手法を生体の分光計測法として位置づけるならば、例えば生体組織の散乱係数や波長依存性といった散乱特性に関する知見が必要である。

## 文 献

- 1) 田村 守：“続・光を使った生体計測～光CTへの道～”，O plus E, No. 126-132 (1991).
- 2) 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.
- 3) J. M. Schmitt, A. Knüttel and R. F. Bonner: “Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry,” *Appl. Opt.*, **32** (1993) 6032-6042.
- 4) K. Minami, T. Inoue, K. Itoh and Y. Ichioka: “Coherence spectrometry with reflected light from colored layers,” *Post-Deadline Paper of the Topical Meeting of the International Commission for Optics, Frontiers in Information Optics (Kyoto, 1994)* 7 P-PD-7.
- 5) A. Ishimaru: *Wave Propagation and Scattering in Random media* (Academic Press, New York, 1978) p. 169.
- 6) チャールズ・K・チュウイ：ウェーブレット入門(東京電機大学出版局, 1993)。