

生体医用光学分野において新しい光学的計測法、診断法、治療法を開発するうえで定量性を含めた性能評価は不可欠ですが、その場合、光学ファントムによる実験が有用であるといえます。光学ファントムとは人間や動物などの生体組織と類似した光学特性を有する人工的なモデルの総称であり、現在までに多くの研究者が独自の方法でさまざまな光学ファントムを作成し、個々の研究において使用しています。また、SPIE主催の Photonics West / BiOS においても数年前から光学ファントムに特化したセッションが設けられるなど、近年その重要性はますます高まりつつあるといつてよいでしょう。文献1)では、これまでに論文等で発表されているおもな光学ファントムについて、用途、材料、特性等がわかりやすくまとめられています。ここではその内容も含めて紹介したいと思います。

光学ファントムのおもな用途は、文献1)でも述べられている通り、

1. 物理モデル・シミュレーションの妥当性の確認
 2. 機器の性能評価と最適化
 3. 機器較正と安定性・再現性の試験
 4. 研究機関間における機器性能比較と標準化
- であり、光学ファントムに求められる特性として、
- (1) 吸収・散乱特性を任意に設定できる
 - (2) 生体組織と類似した分光特性を有する
 - (3) 時間・環境条件に対する安定性を有する
 - (4) 生体組織と類似した屈折率を有する

- (5) 異なる光学特性をもつ複数領域の組み合わせが可能(腫瘍、血管、皮膚などの多層構造を再現)
- (6) 生体組織と類似した機械的特性・表面特性
- (7) ブラウン運動や流れの内部形成が可能
- (8) 生体組織と類似した熱的特性を有する
- (9) 作成のしやすさ
- (10) 安価
- (11) 可搬性

が挙げられています。これらの条件をすべて満足するのは難しいため、実際は個々の目的に最低限必要な特性をもつように設計することになります。ファントムが必要とされる多くの場合には散乱や吸収などの光と生体組織の相互作用を扱うため、特に重要なのは(1)と(2)の特性であるといえるでしょう。生体組織の吸収係数 μ_a 、散乱係数 μ_s 、非等方性パラメーター g 、等価散乱係数 μ_s' [$\mu_s' = (1-g)\mu_s$] を再現するために、これまでにさまざまな材料が使用されています。

ほとんどの光学ファントムは、散乱体、吸収体と、それらを維持・固定する基質から構成されます。ファントム内部での散乱体や吸収体の濃度を調整することで、散乱係数や吸収係数を設定します。特に脂質乳剤であるイントラリピッド溶液は散乱特性が生体組織に近いとされており、その分光特性も明らかにされていることから、液体およびハイドロゲルを基質としたファントムの散乱体として広く利

表1 代表的な光学ファントムの材料。

	基 質	散乱体	吸収体
液体	精製水 生理食塩水	脂肪乳剤 (Intralipid) ポリマーマイクロ粒子	インク 染料
ハイドロゲル	ゼラチン 寒天 ポリアクリルアミド	酸化チタン 酸化アルミニウム	墨汁 (Indiaink) ヘモグロビン色素 血液
固体	エポキシ樹脂 ポリエステル樹脂 ポリウレタン樹脂 シリコン		

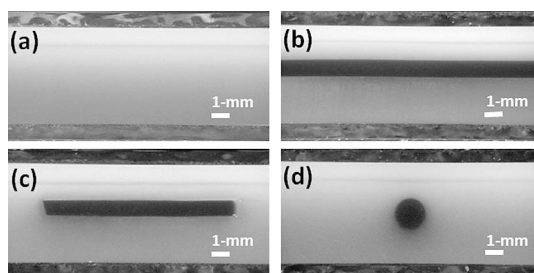


図1 皮膚ファントムの断面写真。(a) 2層構造, (b) 血液層を含む4層構造, (c) 2層構造+円形血液領域, (d) 2層構造+管状血液領域。

用されています。なお、ここでは吸収体として血液を挙げましたが、厳密にはヘモグロビンによる吸収だけでなく、赤血球による散乱を考慮する必要があります。また、ヘモグロビン色素の還元には窒素ガスや $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_4$ がよく用いられます。

これらの材料には相性があるので、どのようなファントムを作成するかによって、基質、散乱体、吸収体を選択する必要があります。例えばレーザーを光源とした拡散光トモグラフィーで用いるファントムでは、測定部位の形状（頭部、乳房、腕など）や内部構造（脳、腫瘍、血管など）を再現する必要がありますが、光学特性は使用波長での値のみを考えればよいので、吸収体としてインクや染料を利用し、散乱体と混合したうえで樹脂により所望の形状に固めたものが多いようです。このような樹脂をベースとした光学ファントムとして有名なものは、University College of London の Biomedical Optics Research Laboratory のグループが開発したファントムでしょう。単純な直方体形状のものから、乳房イメージング用の円錐形ファントム、脳イメージング用の多層構造ファントム、さらには新生児頭部をリアルに再現したものまで、多くのファントムがホームページ上で公開されています²⁾。

一方で、ハロゲンランプ等の白色光源を使用して組織の分光分布を計測するような場合には、1つのファントムで広範囲のスペクトル特性を再現する必要があります。そのため、吸収体としては生体組織

と同様に、血液または精製したヘモグロビン色素が用いられます。この場合には、ゼラチンや寒天などのハイドロゲルを用いるのがよいでしょう。図1は、皮膚の分光計測法を評価するために、筆者と共同研究者が作成した光学ファントムの写真です。生理食塩水に溶解した寒天、イントラリピッド、血液を組み合わせで作成した2層構造のファントムは、皮膚の反射スペクトルを再現することが可能です。また、比較的単純な形状であれば、内部に血液が局在する領域を設定することもできます。

以上はおもに拡散光の使用を前提としたファントムですが、OCT (optical coherence tomography) 用³⁾、超音波変調光トモグラフィー用⁴⁾、光音響トモグラフィー用⁵⁾のファントムも報告されています。また最近では、血行動態のダイナミクスを再現するために、液晶技術を用いることで局所領域の光学特性値を動的設定できるプログラブルファントム⁶⁾も開発されており、ファントムの多様化、多機能化が進んでいるようです。

(東京農工大学 西館 泉)

文 献

- 1) B. W. Pogue and M. S. Patterson: "Review of tissue simulating phantoms for optical spectroscopy, imaging and dosimetry," *J. Biomed. Opt.*, **11** (2006) 041102.
- 2) University College of London, Biomedical Optics Research Laboratory のトップページ: <http://www.medphys.ucl.ac.uk/research/borl/>
- 3) B. F. Kennedy, S. Loitsch, R. A. McLaughlin, L. Scolaro, P. Rigby and D. D. Sampson: "Fibrin phantom for use in optical coherence tomography," *J. Biomed. Opt.*, **15** (2010) 030507.
- 4) C. Kim and L. V. Wang: "Multi-optical-wavelength ultrasound-modulated optical tomography: A phantom study," *Opt. Lett.*, **32** (2007) 2285-2287.
- 5) Z. Xu, C. Li and L. V. Wang: "Photoacoustic tomography of water in phantoms and tissue," *J. Biomed. Opt.*, **15** (2010) 036019.
- 6) R. L. Barbour, R. Ansari, R. Al abdi, H. L. Graber, M. B. Levin, Y. Pei, C. H. Schmitz and Y. Xu: "Validation of near infrared spectroscopic (NIRS) imaging using programmable phantoms," *Proc. SPIE*, **6870** (2008) 687002.