

最近の技術から

パルス光の生体における多重散乱と光 CT

山田 幸生

機械技術研究所バイオメカニクス研究室 〒305 つくば市並木 1-2

1. ま え が き

X線 CT や MRI は生体内部の構造などを断層像として表し、生体診断・治療に威力を発揮している。最近、700~900 nm の近赤外光を用いることにより、生体内部の酸素化度を断層像として描き出す光 CT の研究が行われている¹⁾。しかし、光は生体により極めて強く散乱されるため、臨床的に有用な光 CT を実現するためには、生体内における光の伝播現象の理解に基づいた新しいアルゴリズムを開発する必要がある。以下では、生体のような散乱体内の光の伝播とそれを基礎にした光 CT シミュレーションについて述べる。

2. 生体内での光の多重散乱と光伝播

生体は光の強い散乱体であり、そのパターンは強い前方散乱を示す。散乱の非等方性を表す非等方散乱パラメータ g ($-1 \leq g \leq 1$) は散乱の位相関数の余弦平均で定義され、 $g=1$ では完全な前方散乱、 $g=-1$ では完全な後方散乱、 $g=0$ では等方散乱である。 g を用いると散乱係数 μ_s は等価散乱係数 $\mu'_s = (1-g)\mu_s$ により等方散乱に近似できる²⁾。これは、現象的には何度か前方散乱を繰り返すと、平均的には等方散乱的に観測できることを意味している。したがって、等方散乱近似は光が何度か散乱された後に成立する近似であり、表面に光を照射することを考えれば、表面からある厚さ(平均散乱距離 $1/\mu_s$ の数倍)よりも薄い組織では等方散乱近似が成立しない。

散乱係数は波長にはあまり依存しないが、吸収係数は生体内のヘモグロビンなどの吸収スペクトルによって変化する。生体の代表的な値は $\mu'_s = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}$ 、 $g = 0.9$ である。

このような強く散乱する媒体中の光の伝播を記述する主な方法として、モンテカルロ法³⁾と光拡散近似法²⁾とがある。モンテカルロ法はミクロに散乱経路を追跡し、統計的にマクロな挙動を知る方法であり、コンピュータによってのみ可能な方法である。散乱経路を逐次追跡す

るため十分な精度で解を得るためには非常に長い計算時間を必要とする。

光拡散近似は、連続体中の光の伝播を表す光の輸送方程式(微積分方程式)を、いわゆる P1 近似により拡散方程式型の微分方程式としたものであり、支配方程式は式(1)の時間依存型光拡散方程式である。

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \phi(r, t)}{\partial t} = \nabla [D(r) \nabla \phi(r, t)] - \mu_a \phi(r, t) + S \quad (1)$$

ここに ϕ はある位置 r と時間 t における光の強度を表し、 $D = 1/3\mu'_s$ (mm) は光拡散係数、 S は光源、 c は媒体中の光速である。光拡散方程式は光の散乱が等方的な場合にのみ成立することに注意が必要である。式(1)は適当な境界条件と初期条件の下に解かれ、表面で観測される物理量は ϕ の流束から求められる。

式(1)は対象物が単純な形状で光学物性値も一樣であれば解析的に解くことができ⁴⁾、より一般的に、複雑な形状で光学物性値も非一樣の場合には有限要素法によって解くことができる。円柱形状で内部の光学物性値が非一樣媒体の結果⁵⁾を図1に示す。図は散乱係数が一樣

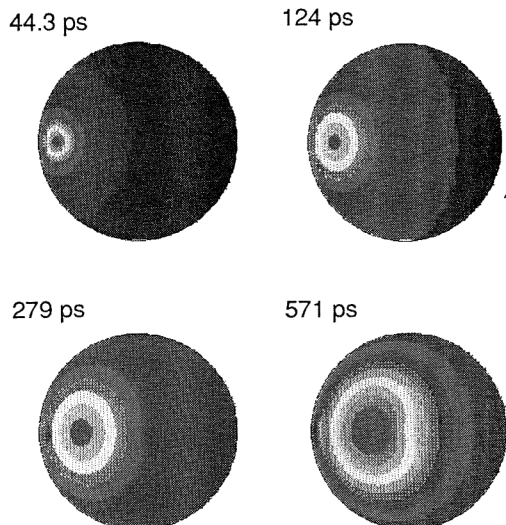


図1 円柱媒体内のパルス光伝播の様子

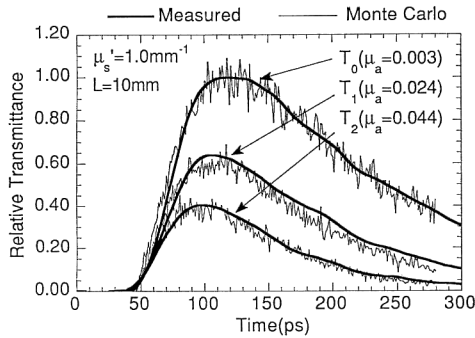


図2 平行平板媒体を透過したパルス光の時間変化

($\mu_s' = 1.0 \text{ mm}^{-1}$) で、円柱の軸を中心に直径 5 mm の部分のみが吸収係数 ($\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}$) を持つ場合での、入射点を含む面内における光強度分布の変化を表している。571 ps では中心部の吸収のために歪んでいるのが明らかである。

一樣な平行平板媒体に極短パルス光 (784 nm, 40 ps) を入射し、反対側で透過光を測定した実験結果およびモンテカルロ法計算結果を図 2⁶⁾ に示す。試料はガラスセルに入れられたラテックス浮遊液であり、ガラス表面での反射を考慮した計算結果は実験結果と良く一致している。光拡散近似による計算結果 (図には示していない) は早い時間では少し誤差が見られるが、ピーク以降は実験結果と良く一致した。

3. 光 CT とそのアルゴリズム

X線 CT で確立された画像再構成アルゴリズム (フィルター補正逆投影法など) は照射線が直進することを仮定しているため、光 CT でそのまま用いると間違った像や不正確な像を描いてしまう。そのため新しいアルゴリズムが研究開発されている。それらの多くはいわゆる逆問題解法を用いており、光伝播モデルに基づいて順問題を解き、計算結果が実験結果に合うよう繰り返し計算を行うのが基本的なプロセス⁵⁾ である。そのようなアルゴ

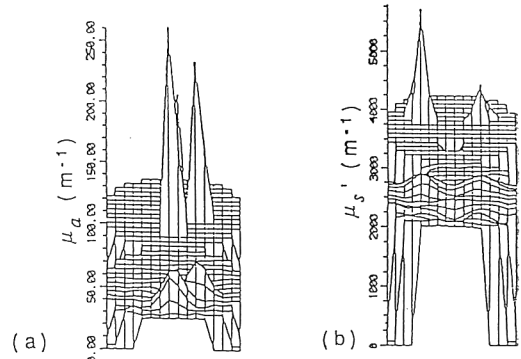


図3 逆問題解析による光 CT シミュレーション結果

上: 真の画像, 下: 再構成画像. (a) 吸収係数分布の画像, (b) 散乱係数分布の画像.

リズムによって得られた再構成像の一例が図 3⁷⁾ である。散乱係数と吸収係数の分布がある程度再構成されており、今後このような新しいアルゴリズムが開発されて光 CT が実用化されるものと期待されている。

文 献

- 1) 田村 守: “光を使った生体計測—光 CT への道—”, *O plus E*, No. 90 (1987)–No. 101 (1988).
- 2) A. Ishimaru: *Wave Propagation and Scattering in Random Media* (Academic Press, 1978) pp. 175–190.
- 3) 山田幸生, 長谷川裕夫: “生体の光の散乱, 吸収のモンテカルロ法によるシミュレーション”, *日本機械学会論文集 (B編)*, **56** (1990) 1173–1177.
- 4) S. Ito and K. Furutsu: “Theory of light pulse propagation through thick clouds,” *J. Opt. Soc. Am.*, **70** (1980) 366–374.
- 5) 山田幸生: “光を用いた断層イメージング”, *伝熱研究*, **33** (1994) 13–20.
- 6) 高橋ゆかり, 山田幸生, 長谷川裕夫: “強い散乱体内を透過するパルス光の時間分解計測に関する研究”, *日本機械学会論文集 (B編)* **60** (1994) 3711–3716.
- 7) S.R. Arridge, M. Schweiger, M. Hiraoka and D.T. Delpy: “Performance of iterative reconstruction algorithm for near infrared absorption and scatter imaging,” *Proc. SPIE*, **1888** (1993) 360–371.

(1994年11月4日受理)