

G-007

時間領域 3次元散乱体の光学パラメータ推定の検討  
 A Study of Time-Resolved Optical Parameter Determination in 3-D Scattering Medium

前田 祐輔  
 Yusuke Maeda

谷藤 忠敏  
 Tadatoshi Tanifuji

1. まえがき

波長 0.7-1 $\mu\text{m}$  の近赤外光は数 cm 程度までは生体を透過するため分光学的な窓と呼ばれている。この波長帯における酸化および還元ヘモグロビンの光吸収スペクトルの特異性を利用して、ヒト脳の診断を行う拡散光トモグラフィ (Diffused Optical Tomography :DOT) 実現の可能性が指摘されている<sup>[1]</sup>。光パルス波形から生体内部の光吸収係数分布を推定する時間領域光トモグラフィ (Time-Resolved DOT :TDOT) は、直流受光パワーに Beer Lambert 則を用いる方法に比べて光学パラメータ推定精度が格段に向上するため<sup>[2][3]</sup>、後方散乱光パルスのみを用いて、生体内部の光学パラメータを推定できる可能性がある。本報告は、3次元散乱体を 10<sup>3</sup> mm<sup>3</sup> の領域に分割し、後方散乱光パルス波形のみを用いてこの領域毎の光吸収係数推定精度の検討結果を述べる。

2. 光学パラメータ推定法

2.1 TDOT の構成と目的関数

図 1 に示すように、80×80×30 mm<sup>3</sup> の 3次元散乱体表面に、4 個の光源と 9 個の検出器を配置する。光源と検出器の最大間隔は、現在用いられている時間相関単一フォトンカウンティング測定系等の性能を勘案して 56 mm とした。また、入射パルス波形は 1/e 全幅が 60 ps のガウス型を仮定し、後方散乱波形は Yee 格子サイズが 2 mm の FDTD 法<sup>[4]</sup>により解析した。解析には、クロックが 3GHz の 8CPU から成る PC を用い、Open MP により並列計算を行うことにより、1 光源当たりの波形解析時間を 1 秒に短縮可能とした。光学パラメータの推定は、実測及び理論パルス波形振幅の自乗残差で定義される次式の目的関数<sup>[2]</sup>の最小値を探索することにより行った。

$$\Phi(\zeta) = \sum_{s \in M} \sum_n \frac{(Y_s^n - U_s^n(\zeta))^2}{2\sigma(s, n)^2} \quad (1)$$

ここで、 $\zeta$  は光学パラメータ、 $\sigma(s, n)$  はノイズ標準偏差、 $M$  は検出位置集合を示す。また、 $Y_s^n$  及び  $U_s^n(\zeta)$  は時刻  $n \Delta t$ 、検出位置  $s$  の光パルス振幅実測値及び理論値を示し、 $Y_s^n$  は FDTD 解析波形にポアソン乱数<sup>[5]</sup>を重畳することで生成した。なお、 $Y_s^n$  はピーク値から 10<sup>-4</sup> 以上の値を使用した。光吸収係数の推定は、2 mm の Yee 格子を 25 個まとめた 10<sup>3</sup> mm<sup>3</sup> の領域毎に行ない、各領域を図 1 に示す (x,y,z) 座標で示す。本検討における未知パラメータは各層 (z=0~2) とともに光源、検出器で囲まれる領域 (1,1,z)~(6,6,z) 36 個に限定した。

2.2 Conjugate Gradient 法

目的関数  $\Phi$  の最小値探索を行う逆問題解析には Conjugate Gradient(CG)法<sup>[5][6]</sup>を適用した。各 Yee 格子の光学パラメータ  $\zeta$  による目的関数  $\Phi$  の全微分  $\mathbf{g}_i$  は次式の数値微分により計算した。

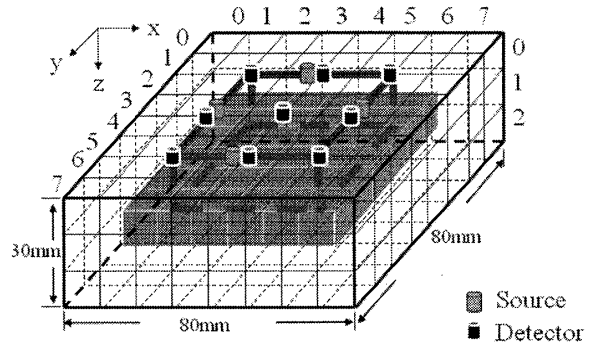


図 1 3次元 TDOT の構成

$$\mathbf{g}_i = \frac{d\Phi}{d\zeta} \cong \frac{\Phi(\zeta + \Delta\zeta/2) - \Phi(\zeta - \Delta\zeta/2)}{\Delta\zeta} \quad (2)$$

CG 法は、 $\mathbf{g}_i$  の初期ベクトルを  $\mathbf{g}_0$  とし対応する共役ベクトルを  $\mathbf{h}_0 = \mathbf{g}_0$  に設定する。 $\mathbf{h}_0$  の方向に L.M. (Line Minimization) を行い  $\Phi$  の極小点で (2) 式により  $\mathbf{g}_1$  を計算し、これと共役ベクトル  $\mathbf{h}_1$  方向に再び L.M. を行う。共役ベクトルは (3)、(4) 式を用いて計算し、同様の操作を繰り返し  $\Phi$  の最小値を探索する。

$$\gamma_i = \frac{(\mathbf{g}_i - \mathbf{g}_{i-1}) \cdot \mathbf{g}_i}{\mathbf{g}_{i-1} \cdot \mathbf{g}_{i-1}} \quad (3)$$

$$\mathbf{h}_i = \mathbf{g}_i + \gamma_{i-1} \mathbf{h}_{i-1} \quad (4)$$

3. 光学パラメータ推定結果

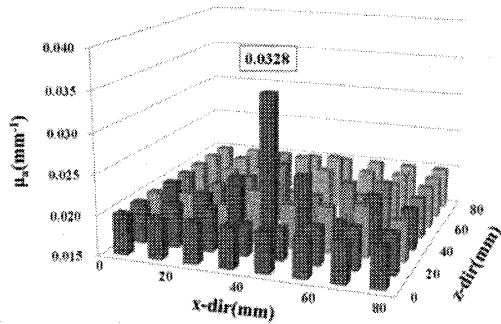
前節で述べた方法を用いて、各領域毎の光吸収係数 ( $\mu_a$ ) を推定した。なお、背景の  $\mu_a$  及び等価散乱係数は生体の平均的な値である 0.02 及び 2.0 mm<sup>-1</sup> と仮定し、1 個あるいは 2 個の領域が変化するときの  $\mu_a$  の推定精度を検討した。

3.1 単一領域の光吸収係数推定精度

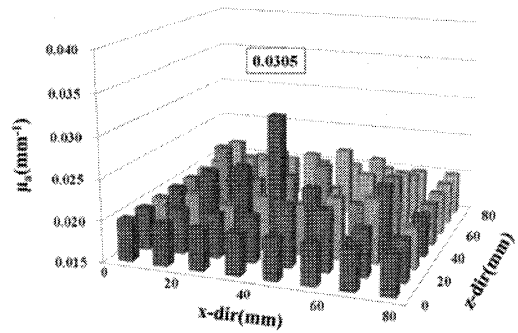
領域 (3,3,1) の  $\mu_a$  が 0.04 (mm<sup>-1</sup>) に増加した時の z=1 の各領域の推定値分布を図 2(a)~(c) に示す。図 2(a) は領域 (3,3,1) と同一平面内にある 36 個の  $\mu_a$  を未知パラメータとした場合、図 2(b) は未知パラメータを z=1,2 の 72 個にした場合、図 2(c) は全ての層の 108 個を未知パラメータとした場合の推定値分布を示す。この結果から推定精度を次式の TDF (Target difference factor) で評価した。

$$TDF = \left| \frac{\mu_a(x) - \mu_a^{(bl)}}{\mu_a^{(bl)} - \mu_a^{(0)}} \right| \quad (5)$$

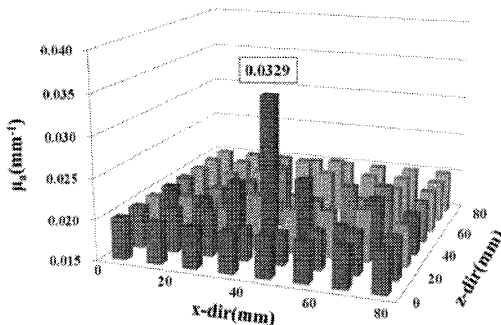
その結果、TDF はそれぞれ、36、35.5、61% となり、z=0 の層を未知パラメータにすると TDF が倍程度に劣化した。次に、領域 (3,3,2) の  $\mu_a$  が 0.02 から 0.04 mm<sup>-1</sup> に変化するときの未知パラメータ数と推定値分布の関係を図 3(a)~(b) に示す。この場合は未知パラメータ数を 108 個にすると推定不可能であった。未知パラメータ数 36 個 (z=1) 及び 72 個 (z=1,2) の TDF はそれぞれ、47.5、92.5% であった。



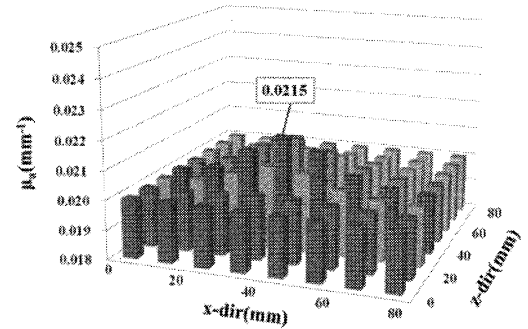
(a)未知パラメータ数 36個(z=1)



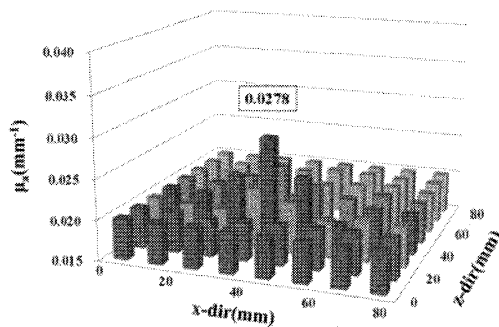
(a) 未知パラメータ数 36個(z=2)



(b)未知パラメータ数 72個(z=1,2)



(b)未知パラメータ数 72個(z=1,2)



(c)未知パラメータ数 108個

図2 領域(3.3.1)の $\mu_a$ が $0.04(\text{mm}^{-1})$ に変化した場合の推定値分布

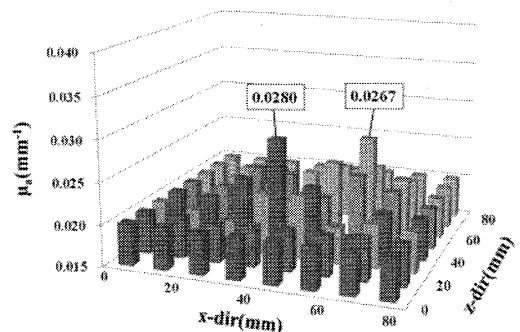


図3 領域(3.3.2)の $\mu_a$ が $0.04(\text{mm}^{-1})$ に変化した場合の推定値分布

図4 領域(3.3.1)及び(5.5.1)の2領域の $\mu_a$ が $0.04(\text{mm}^{-1})$ に変化した場合の推定値分布

以上の結果から推定領域を  $10^3 \text{ mm}^3$ 程度に広げると後方散乱光パルスのみを用いても深さ 20mm程度までの生体内部光学パラメータを推定できることが分かった。

### 3.2 空間分解能の検討

図4は未知パラメータ数を108個とし、領域(3.3.1)及び(5.5.1)の中心間距離14mmの2領域の $\mu_a$ が $0.04(\text{mm}^{-1})$ に増加した場合の推定値分布を示す。この場合のコントラストは58.5%であり後方散乱パルスのみを用いたTDOTでも2領域の識別がほぼ可能であることが分かった。

### 4.まとめと今後の課題

後方散乱光パルスのみを用いた3次元TDOTによる光吸収推定精度を検討した。今後は光源検出器配置の最適

化、Truncated Newton法等の逆問題解析を適用し推定精度向上を図る必要がある。

### 謝辞

本研究の一部は科研費(21560425)の助成を受けたものである。

### 参考文献

- [1]Special issue in IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol.26,no.4,pp.14-58,2007.
- [2]A.H.Hielscher *et al.*, IEEE TMI, vol.18, no.3, pp.262-271, 1999
- [3]F.Gao *et al.*, Appl. Opt. vol.41, no.4, pp.778-791, 2002.
- [4]T.Tanifuji *et al.*, IEEE TMI, vol.21, no.2, pp.181-184, 2002.
- [5]W.H. Press *et al.*, "Numerical Recipes in C++", CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, Cambridge UK, 2002.
- [6]L.C.W.Dixon *et al.*, JOTA, vol.56, no.2, pp.245-255, 1988.