

A-015

時間領域光トモグラフィを用いた散乱体の光吸収係数推定精度の検討  
 A Study of Reconstructed Absorption Coefficient Image Quality in Scattering Medium Utilizing Time-Resolved Diffused Optical Tomography

前田 祐輔  
Yusuke Maeda

川崎 世紀  
Seiki Kawasaki

谷藤 忠敏  
Tadatoshi Tanifuji

1. まえがき

生体血液中の酸化及び還元ヘモグロビンの光吸収係数波長依存性を利用した、近赤外光による血中酸素濃度分布同定を行う時間領域拡散光トモグラフィ(Time-Resolved Diffused Optical Tomography: TDOT)実現の可能性が指摘されている<sup>[1],[2]</sup>。筆者らは後方散乱光パルスのみを用いたTDOTにより散乱体内部の光吸収係数変化位置の同定が可能なることを示した<sup>[3]</sup>。本報告では推定単位である Yee 格子サイズを拡大し<sup>[4]</sup>、光源及び検出器配置を変えた場合のTDOTによる光吸収係数推定精度の検討結果を示す。

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80×40mm<sup>2</sup>の2次元散乱体表面に光パルス光源と検出器を従来の検討<sup>[4]</sup>で設定した12mmから8mm間隔に短縮して配置した。不均一散乱体を離散化するYee格子サイズを2mm<sup>2</sup>から4mm<sup>2</sup>に拡大し、後方散乱パルス波形はFDTD(Finite Difference Time Domain)法<sup>[5]</sup>により解析した。2次元散乱体の場合は格子サイズ拡大による解析精度の劣化はほぼ無視できる<sup>[4]</sup>。光学パラメータ推定は次式の目的関数<sup>[2]</sup>の自乗残差最小値探索により行った。

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

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>[6]</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 $10^{-4}$ 以上の値を使用した。

2.2 逆問題解析

目的関数 $\Phi$ の最小値探索を行う逆問題解析にはTruncated Newton(TN)法<sup>[6],[7]</sup>を適用した。TN法は目的関数 $\Phi$ の $\zeta$ による2次微分であるヘシアン $A$ を計算し、最適な探索方向を決めるMinor Iterationと、LM(Line Minimization)により最小値を探索するMajor Iterationから成る。ヘシアンの計算には膨大な時間を要するため、Minor Iterationでは(2),(3)式で $A \cdot \mathbf{h}_j$ を計算し、共役ベクトル $\mathbf{h}_{j+1}$ 及び残差ベクトル $\mathbf{r}_{j+1}$ を(4)~(7)式から繰り返し求め、LM方向 $\mathbf{x}_{i+1}$ を(8)式で決定する操作を繰り返す。

$$A \cdot \mathbf{h}_j = [\mathbf{g}(\mathbf{P}_i + \sigma \mathbf{h}_j) - \mathbf{g}(\mathbf{P}_i)] / \sigma \quad (2)$$

北見工業大学 電気電子工学科  
Electrical and Electronics Engineering Department, Kitami Institute of Technology

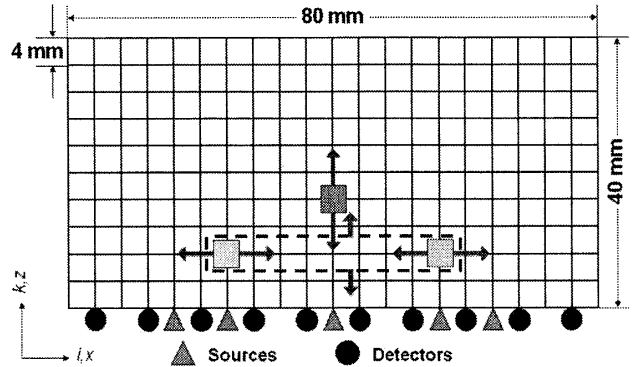


図1 TDOTの構成

$$\sigma = \sqrt{\text{machine precision}} / \|\mathbf{h}_j\| \quad (3)$$

$$\mathbf{h}_{j+1} = \mathbf{r}_{j+1} + \beta_j \mathbf{r}_j \quad (4)$$

$$\mathbf{r}_{j+1} = \mathbf{r}_j - \alpha_j A \cdot \mathbf{h}_j \quad (5)$$

$$\alpha_j = \mathbf{r}_j \cdot \mathbf{r}_j / \mathbf{h}_j \cdot A \cdot \mathbf{h}_j \quad (6)$$

$$\beta_j = \frac{\mathbf{r}_{j+1}^T \cdot \mathbf{r}_{j+1}}{\mathbf{r}_j^T \cdot \mathbf{r}_j} \quad (7)$$

$$\mathbf{x}_{i+1} = \mathbf{x}_i + \alpha_j \mathbf{h}_j \quad (8)$$

なお、(2)式の各 Yee 格子のパラメータ $\zeta$ による目的関数 $\Phi$ の全微分 $\mathbf{g}_i$ は次式の数値微分で計算した。

$$\mathbf{g}_i = \frac{d\Phi}{d\zeta} = \frac{\Phi(\zeta + \Delta\zeta/2) - \Phi(\zeta - \Delta\zeta/2)}{\Delta\zeta} \quad (9)$$

3. 光吸収係数推定結果

前節で述べた方法を用い、1個及び間隔を変えた2個のYee格子の光吸収係数( $\mu_a$ )推定結果を述べる。Yee格子の位置は図1の $(i,k)$ で示し、各Yee格子の $\mu_a$ が $0.04(\text{mm}^{-1})$ に変化した時の $\mu_a$ を推定した。なお、背景の $\mu_a$ 及び等価散乱係数はそれぞれ $0.02(\text{mm}^{-1})$ 、 $2.0(\text{mm}^{-1})$ と仮定した。

3.1  $\mu_a$ 推定精度 (1個のYee格子)

深さ8mm、12mm及び16mmの中央Yee格子の $\mu_a$ が $0.04(\text{mm}^{-1})$ に増加した時の推定値分布を図2、図3及び図4に示す。これらの結果から推定精度の目安となる次式で示すTDF(Target difference factor)を評価した。

$$TDF = \left| \frac{\mu_a(x) - \mu_a^{(bl)}}{\mu_a^{(bl)} - \mu_a^{(0)}} \right| \quad (10)$$

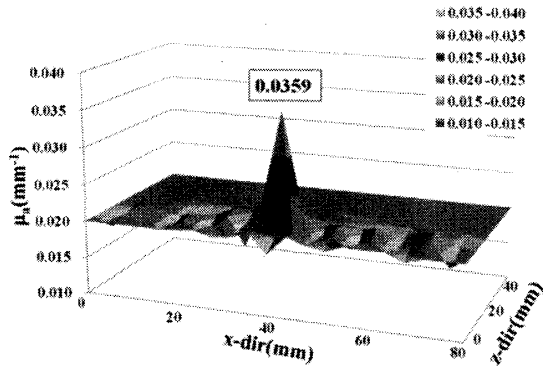


図2 深さ 8mm の格子(2.10)の  $\mu_a$  が  $0.04(\text{mm}^{-1})$  に変化した場合の推定値分布

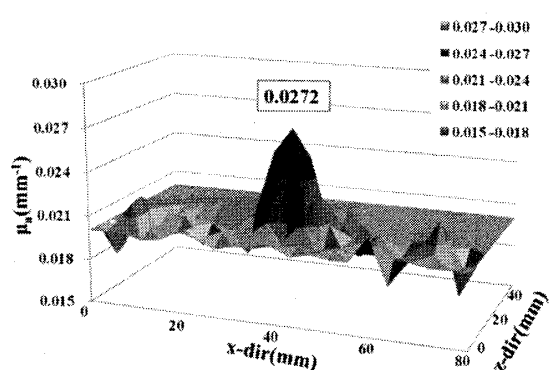


図3 深さ 12mm の格子(3.10)の  $\mu_a$  が  $0.04(\text{mm}^{-1})$  に変化した場合の推定値分布

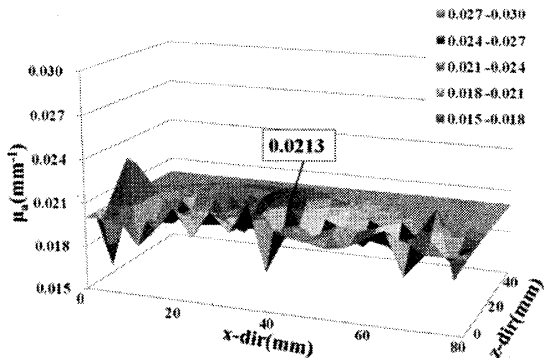


図4 深さ 16mm の格子(4.10)の  $\mu_a$  が  $0.04(\text{mm}^{-1})$  に変化した場合の推定値分布

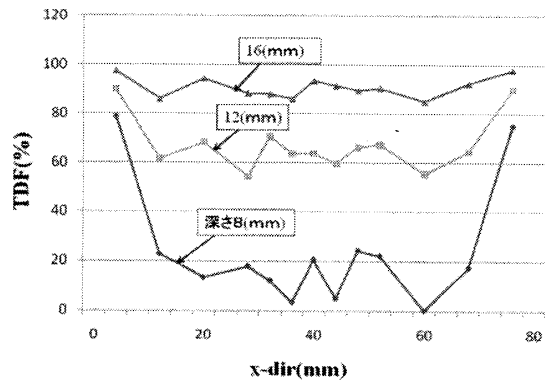


図5 TDF の格子位置依存性

ここで  $\mu_a(x)$ 、 $\mu_a^{(bl)}$  及び  $\mu_a^{(0)}$  はそれぞれ、 $\mu_a$  の推定値、真値及び背景値である。

深さ 8、12 及び 16mm の TDF はそれぞれ、20.5、64 及び 93.5%であった。図 5 は格子位置を変えた場合の TDF を示す。図より、深さとともに TDF は大きく劣化している。また、両端の格子点を除くと深さが一定の場合における TDF はほぼ一定の値となること分かった。両端の Yee 格子の TDF の劣化は光源及び検出器の配置に起因している。先の報告<sup>[4]</sup>で 3 個の光源と 5 個検出器を 12mm 間隔に配置した場合の深さ 8mm における Yee 格子の  $\mu_a$  推定値の TDF は 40%であった。以上の結果から、光源・検出器を密に配置することにより TDF は大幅に改善されることが判った。

### 3.2 $\mu_a$ 推定精度 (2 個の Yee 格子)

図 6 は深さ 8mm の 2 個の Yee 格子を 12mm 離し、 $\mu_a$  が  $0.04(\text{mm}^{-1})$  に増加した場合の推定値分布例を示す。この場合は、理想的な TDF とコントラストが得られている。しかし、12mm 以上の深さでは間隔が 16mm でもアーチファクトが出現し、逆問題解析の更なる改善が必要である。

### 4.まとめと今後の課題

本検討では後方散乱光パルスのみを用いた TDOT により、光源及び検出器の配置を変えた場合の光吸収係数推定精度の検討を行った。今後は、後方散乱光パルスのみを用いてヒト脳診断に必要な深さ 30mm 程度までの生体診断を可能とするために、逆問題解析の最適化を図る。

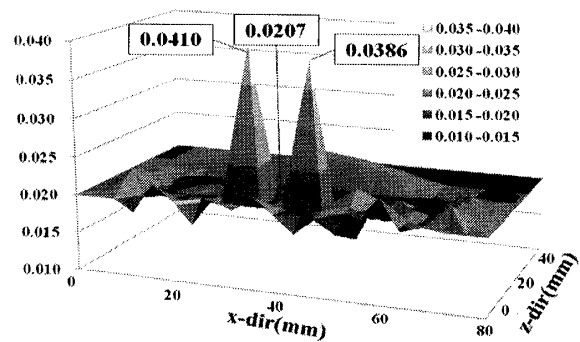


図6 深さ 8mm、間隔 12mm の 2 個の格子の  $\mu_a$  が  $0.04(\text{mm}^{-1})$  に変化した場合の推定値分布

### 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] F. Gao *et al.*, Appl. Opt. vol.41, no.4, pp.778-791, 2002.
- [2] A. H. Hielscher *et al.*, IEEE TMI, vol.18, no.3, pp.262-271, 1999
- [3] 松浦他, FIT'07, G-024, 2007.
- [4] 川崎他, 信学技報 OFT2008-21, pp.29-32, 2008.
- [5] T. Tanifuji *et al.*, IEEE TMI, vol.21, no.2, pp.181-184, 2002.
- [6] W. H. Press *et al.*, "Numerical Recipes in C++", CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, Cambridge UK, 2002.
- [7] L. C. W. Dixon *et al.*, JOTA, vol.56, no.2, pp.245-255, 1988.