

FDTD 法を用いた多層光散乱体の光 CT 像再生法

Image Reconstruction of Multi-Layered Scattering Media in Time Resolved Optical Computer Tomography using Finite Difference Time Domain Analysis

谷藤 忠敏 大森 大介 土方 正範
Tadatoshi Tanifuji Daisuke Ohmori Masanori Hijikata

1. まえがき

波長 600 nm 以上の近赤外光を用いて、生体組織からの散乱光を計測することにより血液中の酸素濃度、ガン細胞の特定等を行う光 CT 実現の可能性が指摘されている[1]。光 CT を用いて実際の生体組織診断を行うためには光学パラメータが不均一に分布した散乱体の光パルス応答を計算する必要がある。このため電磁界解析で威力を発揮している FDTD 法による各種の解析法が提案されている[2],[3]。

本文では、筆者らが提案した FDTD 解析法[3]と最小自乗法を用いた光 CT 像再生法[4][5]を提案する。最初に本方法を均一散乱体に適用し、その妥当性を確認する。次にこれを人頭部に適用し、精度良い像再生が可能であることを示す。

2. 光 CT 像再生法

散乱体中の光伝搬は放射発散度と拡散放射流速の微分方程式で与えられる[6]。放射発散度 $\phi^n(i, j, k)$ を Yee 格子の頂点、拡散放射流速 $J_{x,y,z}^{n\pm 1/2}(i\pm 1/2, j\pm 1/2, k\pm 1/2)$ を Yee 格子辺の中点に配置することにより以下の FDTD 解が得られる[3]。

$$J_X^{n+1/2}\left(i+\frac{1}{2}, j, k\right) = C_1 J_X^{n-1/2}\left(i+\frac{1}{2}, j, k\right) - C_{18} [\phi^n(i+1, j, k) - \phi^n(i, j, k)], \quad (1)$$

$$J_Y^{n+1/2}\left(i, j+\frac{1}{2}, k\right) = C_1 J_Y^{n-1/2}\left(i, j+\frac{1}{2}, k\right) - C_{18} [\phi^n(i, j+1, k) - \phi^n(i, j, k)], \quad (2)$$

$$J_Z^{n+1/2}\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) = C_1 J_Z^{n-1/2}\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) - C_{18} [\phi^n(i, j, k+1) - \phi^n(i, j, k)] \\ + C_{15} \mu_s e^{-\mu_t z} F_0(\rho) \left[f \left[\left(n+\frac{1}{2} \right) \Delta t - \frac{\left(k+\frac{1}{2} \right) \Delta z}{c} \right] + f \left[\left(n-\frac{1}{2} \right) \Delta t - \frac{\left(k-\frac{1}{2} \right) \Delta z}{c} \right] \right] / 2, \quad (3)$$

$$\phi^{n+1}(i, j, k) = C_2 \phi^n(i, j, k) - C_{28} \left[J_X^{n+1/2}\left(i+\frac{1}{2}, j, k\right) - J_X^{n+1/2}\left(i-\frac{1}{2}, j, k\right) \right] \\ - C_{28} \left[J_Y^{n+1/2}\left(i, j+\frac{1}{2}, k\right) - J_Y^{n+1/2}\left(i, j-\frac{1}{2}, k\right) \right] - C_{28} \left[J_Z^{n+1/2}\left(i, j, k+\frac{1}{2}\right) - J_Z^{n+1/2}\left(i, j, k-\frac{1}{2}\right) \right] \\ + C_{25} \mu_s e^{-\mu_t z} F_0(\rho) \left[f \left[\left(n+1 \right) \Delta t - \frac{k \Delta z}{c} \right] + f \left[n \Delta t - \frac{k \Delta z}{c} \right] \right] / 2. \quad (4)$$

上式の係数は各領域の光学パラメータおよび格子サイズ・時間幅で定義される。前方および後方散乱波形 $Y(t_n)$ は境界条件を適用して次式で与えられる[3]。

$$Y(t_n) = -\phi^n(i_b, j_b, k_b) / 2 \quad (5)$$

各領域で光学パラメータ $a_i (i=1, 2, \dots, J)$ 初期値を与え、実験波形 $I(t_n)$ と $Y(t_n)$ の自乗残差 χ^2 の最小値を次式で繰り返し計算することにより、光学パラメータの推定が可能となる[7]。

$$\delta a_i = B^{-1} A (i=1, 2, \dots, J) \quad (6)$$

ここでマトリクス A および B の要素は次式で与えられる。

北見工業大学電気電子工学科

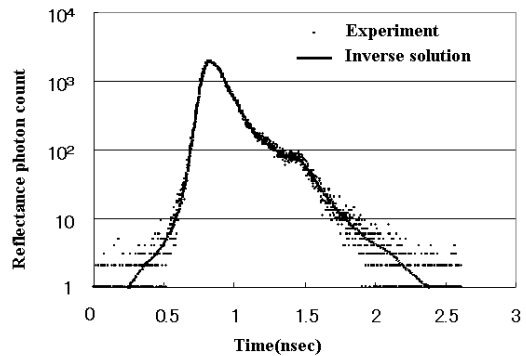


図1 均一散乱体実測値と逆問題解

$$A_k = \sum_{n=n_1}^{n_2} [(I_0(t_n) - Y_0(t_n)) / I(t_n)] \partial Y_0(t_n) / \partial a_k \\ B_{jk} = \sum_{n=n_1}^{n_2} 1 / I(t_n) \partial Y_0(t_n) / \partial a_j \partial Y_0(t_n) / \partial a_k \quad (7)$$

上式で $Y_0(t_n)$ は初期パラメータに対する散乱光時間波形を示す。また、 $Y_0(t_n)$ の光学パラメータによる偏微分は(1)-(5)式を用いて計算可能である。

3. 均一散乱体光学パラメータ推定

ここで提案した光学パラメータ推定法の妥当性を確認するために、10%イントラリピッド溶液に硫酸銅で損失を付加した散乱体について、吸収および輸送散乱係数 (μ_a および μ'_s) の推定を行った。測定は直径 5cm、深さ 7cm のパイレックスガラス製ビーカーに溶液を注入し、ビーカー外側からレーザービームを照射し、光源とファイバプローブの距離が 5mm 時の後方散乱波形を時間相関単一フォトンカウンティング法で行った。FDTD 法による計算は、格子サイズが 0.78mm、時間ステップが 1500、 $50 \times 50 \times 50$ 要素から成る立方体中央にレーザー照射した場合の 3 次元解析を行なった。その結果 $\mu_a = 0.013$ 、 $\mu'_s = 2.43 (mm^{-1})$ と推定された。図 1 は、これらのパラメータを用いて計算した後方散乱波形と実測値を示す。両者は良好な一致を示しており本方法の妥当性が確認できた。自乗残差 $\chi^2 = 0.50$ は計算値が実験の良い近似を実現していると判定できる[7]。また、 $0.002 \leq \mu_a \leq 0.02$ および $1 \leq \mu'_s \leq 2.5$ と広い範囲の初期値に対して 5 回程度の繰り返しで光学パラメータ収束値が得られている。計算時間は、CPU クロック 2GHz のパソコンを用いて 6 分 41 秒であった。

3. 多層散乱体像再生

本節では頭蓋骨、灰白質および白質から成る人頭部 3 層モデル[8]に本方法を適用した結果を述べる。なお以下の検討は 2 次元モデルで行なった。

(1) 光学パラメータによる微分振幅時間波形

図2は2節で示したマトリクスAおよびBの構成要素である、第1-3層の光学パラメータにより後方散乱波形を微分した時間波形を示す。なお、計算に使用したモデルを図中に示しており、光源・検出器間隔は30mmとした。各層の μ_a は外側から順に0.04, 0.025および0.005(mm⁻¹)、 μ'_s は2.0, 2.5および6.0(mm⁻¹)とした[8]。図から、第2層目の μ_a および μ'_s による微分波形はテール部を除いて相似形となっていることが分かる。これは、第2層が4mmと薄いことに起因している。このため、図3に示すように χ^2 にローカルミニマムが複数出現し、2節の方法を振幅も含め $l=7$ で直接適用した場合、初期値の真値からのずれが1%でも光学パラメータを同定するのは不可能なことが判明した。

(2) 光源・プローブ間距離の検討

図4は光源とプローブ間距離dを変えた時の各層の μ_a および μ'_s による散乱波形微分値と振幅の比を観測時間で積分した結果を示す。なお観測時間は、振幅がピーク値の10⁻⁴以上の時間帯とした。図からdが20mm以下のときは、後方散乱波形の第2および3層の μ'_s および μ'_s 依存性は他のパラメータより1桁以上小さく、30mm以上になると一定値に飽和することが分かる。

(3) 像再生アルゴリズム

以上の結果から2箇所の測定結果を用いて像再生を行なう以下のアルゴリズムを提案する。

- ① d=20mmの後方散乱波形から、第1-3層の $\mu_{a1} - \mu_{a3}$ および第1層の μ'_{s1} を最小自乗法で推定する。
- ②前項で求めた光学パラメータを初期値として、d=30あるいは40mmでローカルミニマムを避けるために、 μ'_{s2} 以外の5個の光学パラメータについて最小自乗法を適用する。
- ③ μ'_{s2} を変えて②のプロセスを繰り返し、自乗残差最小値を与える光学パラメータを同定する。

(4) 像再生結果

前項のアルゴリズムを用いて像再生のシミュレーションを行なった。後方散乱波形実測値は、FDTD法による計算結果にパルスピークでのS/Nが30dBとなる一様乱数を重畳した。図5に各繰り返しにおいて真値で規格化した第2および3層目光学パラメータの変化と自乗残差を示す。図で8回目以降が②のプロセスによる変化を示す。図から最終的に光学パラメータは±1%以下の誤差で同定可能になった。なお、第1層目のパラメータは、①のプロセスで真値の±1%以内に収束している。初期パラメータは前項①のプロセスで、真値の±20%以上許容でき、最急降下法と併用して真値同定が可能である。また、②③のプロセスにおける μ'_{s2} は0.5mm⁻¹の変化幅を許容可能ことが判明した。

5. まとめと今後の課題

FDTD法を用いた多層散乱体の光CTにおける像再生法を提案しその有用性を示した。本方法は原理的に任意形状散乱体像再生が可能である。今後は脳髄液のある場合におけるFDTD定式化と像再生法の検討を行なう。

-参考文献-

[1]Y.Hoshi et al., Neurosci. Lett. Vol.65,pp.5-8,1993.
 [2]A.H.Hielscher et al., IEEE TMI, vol.18,No3,pp.262-271,1999.
 [3]T.Tanifuji et al., IEEE TMI, vol.21,No2,pp.181-184,2002.
 [4]谷藤他, 信学技報 OCS2000-16, pp1-6, 2000.

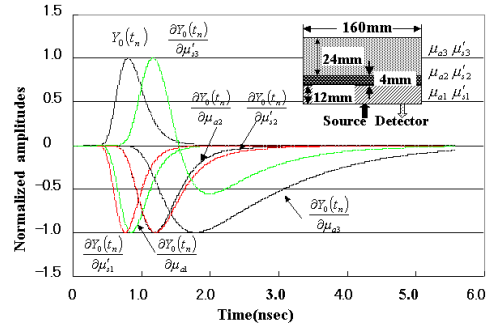


図2 光学パラメータ微分振幅時間波形

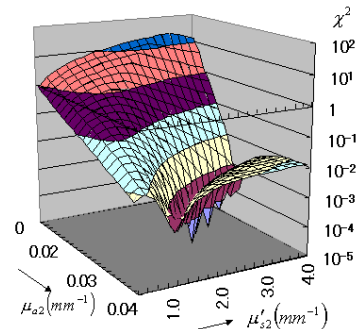


図3 灰白質層光学パラメータと自乗残差

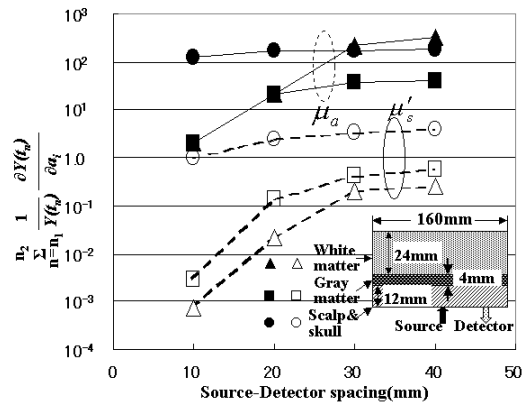


図4 光源・検出器間距離と散乱波形微分振幅

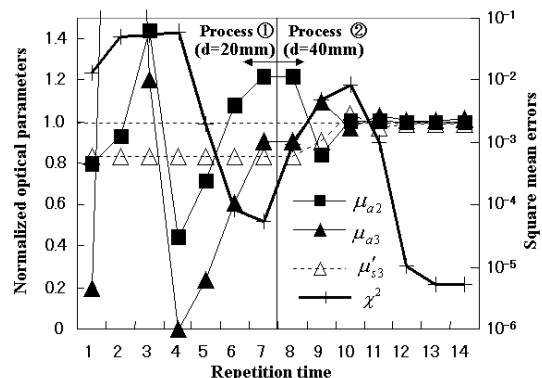


図5 反復回数とパラメータ変化・自乗残差

[5]V.Ntziachristos et al., IEEE TMI, vol.20, No.6, pp.470-478, 2001. [6]山田他,機械技術研究所報 49 卷 1 号, pp.1-30,1995. [7]平山他訳,『ナノ・ピコ秒の蛍光測定と解析法』,学会出版センター,2000. [8] E. Okada et al. Appl. Opt. Vol.36, No.1, pp.21-31, 1997.