

FDTD 法を用いたヒト頭部光パルス伝搬解析時間の短縮法の検討 Time Reduction of Optical Pulse Propagation Calculation for an Adult Head Model by FDTD Analysis

斎藤 拓也[†]
Takuya Saito

谷藤 忠敏[†]
Tadatoshi Tanifuji

1. はじめに

波長 0.7-1 μ 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^[1]。DOT をヒト脳に適用する場合、非散乱体である脳髄液を考慮した光伝搬解析を行う必要がある^[2]。筆者等は FDTD 法^[3]を用いた時間領域ヒト脳光パルス伝搬解析法^[4]の定式化を行いその妥当性を検証した。しかし、この解析法は非散乱体を介した散乱体間の光結合計算に多大な時間を要するため、事実上 2 次元解析に限定されるという欠点がある。本報告では、ヒト頭部解析における光結合計算時間を大幅に短縮する方法を提案する。

2. ヒト頭部光パルス伝搬解析法

FDTD 法を用いたヒト頭部解析法^[4]を図 1 に示す。図の散乱体中の光伝搬は光拡散方程式を解き、非散乱体中の光伝搬は位置 $\mathbf{r}$ 、方向を示す単位ベクトル $\hat{\mathbf{s}}$ 及び時刻 t で定義される特性光強度 $I(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}, t)$ の空間不変性^[5]を用いる。図 1 の $\mathbf{r}_b$ における特性光強度 $I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}, t)$ により、非散乱体の対面の位置 $\mathbf{r}_s$ において励起される拡散光を波源として^[6]、散乱体中の光伝搬を光拡散方程式で解析する。この解析法では、図 1 の非散乱体境界における全ての $\mathbf{r}_b$ からの特性光強度による波源を考慮する必要がある。このため、Yee 格子サイズ Δz が 1mm の場合は、2 次元解析で約 4 分程度必要である。従って、この解析法をそのまま 3 次元に適用すると 400 分程度の計算時間を要し、時間領域拡散光トモグラフィ^[7]等による逆問題解析を行うためには大幅な時間短縮が不可欠である。

3. FDTD 法を用いた数値解析時間短縮法

FDTD 法を用いたヒト頭部解析の計算時間を短縮するためには、 Δz を大きくすることが望ましい。しかし、ヒト頭部解析のように非散乱体が混在する場合の Δz 上限値は 1mm である。このため、本報告では図 1 に示すように、9 個の Yee 格子のフィールド平均値を用いて、最も計算時間を要している散乱体間の光結合の計算を等価的に 3mm の Δz で行う方法を試みた。さらに、最近一般化しているマルチ CPU 内蔵の PC で OpenMP を用いた並列処理による時間短縮の可能性を調べた。

4. 数値解析時間短縮と解析精度

図 2 に示す 2 次元 4 層ヒト頭部モデル^[7]に前項の方法を適用して、後方散乱光パワーと後方散乱光パルス波形及びこれから求めた平均遅延時間の光源・検出器間隔 (d)

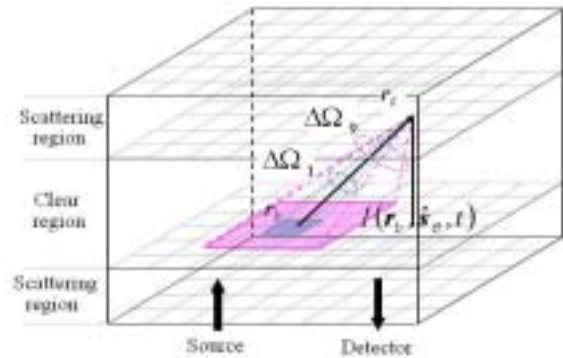


図 1 ヒト頭部光パルス伝搬解析法

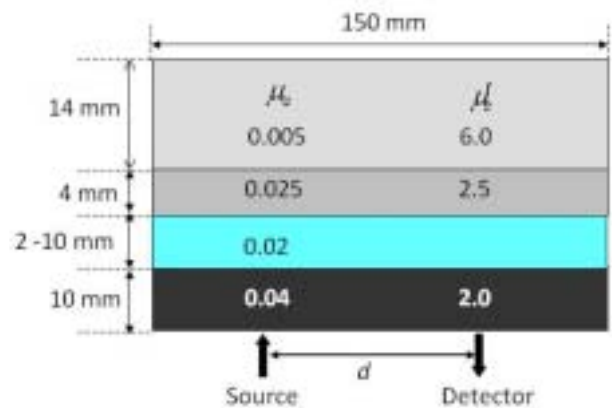


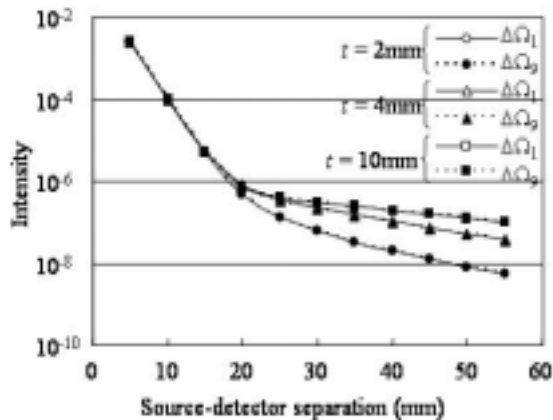
図 2 2 次元 4 層ヒト頭部モデル

依存性を計算して、計算時間短縮効果と解析精度を調べた。なお、ここで用いた FDTD 解析による後方散乱光パワーと平均遅延時間の d 依存性は、モンテカルロ法及び実測値と良い一致を示しており、その妥当性は検証されている^[4]。

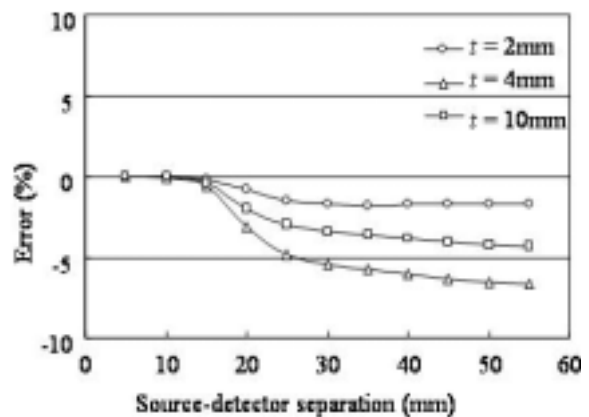
4.1 Yee 格子統合による解析時間短縮と解析精度

最初に図 1 に示すように、 $\mathbf{r}_s$ から見た $\mathbf{r}_b$ の Yee 格子を中心とする 9 個の Yee 格子立体角 $\Delta\Omega_1$ の和と $\mathbf{r}_b$ の Yee 格子を中心に 9 個統合した大きさが $3\Delta z$ の Yee 格子の立体角 $\Delta\Omega_2$ を比較した。その結果 $\mathbf{r}_s$ と $\mathbf{r}_b$ の水平距離が $10\Delta z$ 以下の場合には誤差が無視できないことが判明したので、この場合は散乱体間の光結合を個々の Yee 格子毎に計算した。図 3 (a) 及び (b) はそれぞれ後方散乱光パワーの d 依存性及び Yee 格子を 9 個統合したことによる誤差を示す。図から非散乱体厚み (t) が 4mm のときに誤差が最大となるが 7%以下に留まっている。図 4 (a) 及び (b) はそれぞれ後方散乱光パルスの平均遅延時間の d 依存性と誤差を示す。

[†] 北見工業大学 Kitami Institute of Technology

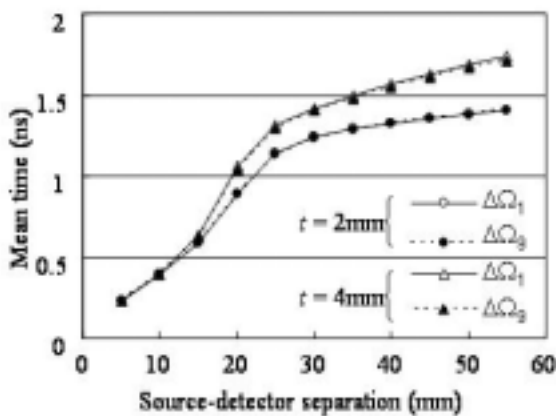


(a) 後方散乱光パワの d 依存性

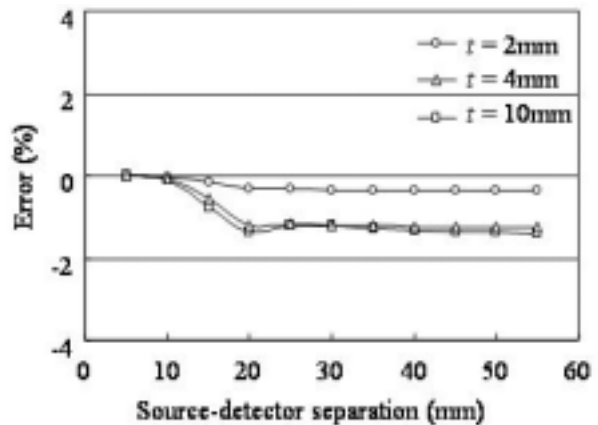


(b) 誤差

図3 Yee 格子統合による後方散乱光パワ計算結果



(a) 平均遅延時間の d 依存性



(b) 誤差

図4 Yee 格子統合による平均遅延時間計算結果

図から誤差は 2%以下に留まっていることが分かる。光パルス波形の誤差についても検討した結果、d が 30mm 以上では 6%以下になることが分かった。Yee 格子を統合したことによる計算時間短縮効果を図 5 に示す。図から計算時間は 1/7 以下に短縮可能なことが分かった。

4.2 並列計算による解析時間短縮

8 個の CPU を持つ PC で OpenMP による並列計算を行い時間短縮効果を調べた。その結果、計算時間は 1/2 以下に短縮され、最終的に計算時間を 1/15 以下に短縮可能なことが分かった。今後並列計算の最適化を図る必要がある。

5. まとめと今後の課題

FDTD 法を用いたヒト頭部光パルス伝搬解析の時間短縮法を検証した。今後は、並列計算の最適化を図りこの方法を 3 次元解析に拡張する。

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] M. Fabiani et al., IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., Vol.26, No.4,2007

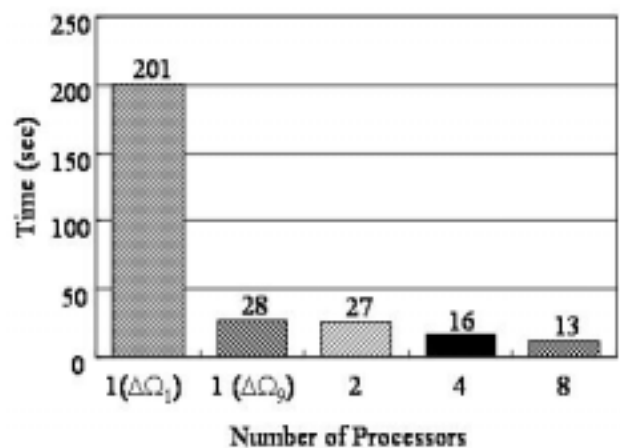


図5 計算時間短縮効果

[2] M. Firbank et al., Med. Phys. Biol., vol. 41, pp. 767-783, 1996

[3] Tanifuji et al., IEEE Trans. TMI, vol. pp.1248-1251, 2002

[4] 西尾他, FIT2010 G-008

[5] A. Ishimaru, "Wave propagation and scattering in random media", chap.9, IEEE Press, 1997

[6] T. Tanifuji et al., Appl. Opt., Vol.50, No.12, pp.1697-1706, 2011

[7] A. H. Hielscher et al., IEEE Trans. Medical Imaging, vol.18, no.3, pp.261-271, 1999

[8] E. Okada et al., Appl. Opt. vol.36, pp.21-31, 1997