

G-008

時間領域法のヒト脳光学パラメータ感度の検討

A Study on Sensitivity of Time-Resolved Methods for Optical Parameter Changes in Human Brain

西尾 直也 田畑 頌吾 沖松 一弥 谷藤 忠敏

Naoya Nishio Shougo Tabata Kazuya Okimatsu 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]。本報告は FDTD 法^[3]を用いた時間領域ヒト脳光パルス伝搬解析法^[4]の妥当性の検証とヒト脳光学パラメータが光パルス伝搬に及ぼす影響の検討結果を述べる。

2. 時間領域ヒト脳光伝搬解析

2.1 FDTD 解析法

筆者等が提案した非散乱体層(CL)を含む散乱体の時間領域における2次元解析モデル^[4]を図1に示す。図の格子点は FDTD 解析における Yee 格子を示し、本報告では解析精度を確保するために、格子間距離 $\Delta z=1$ mm とした。また、光入射方向とこれに垂直な方向の Yee 格子座標を (k,i) とする。 $I_i(r_b, \hat{s}_\theta, t)$ は散乱体 r_b における $\hat{s}_\theta$ 方向の特性光強度で、放射発散度 $\phi(r_b, t)$ と拡散放射 $J(r_b, t)$ により次式で与えられる^[4]。

$$I_i(r_b, \hat{s}_\theta, t) = \frac{\phi(r_b, t)}{4\pi} + \frac{3}{4\pi} J(r_b, t) \hat{s}_\theta$$

特性光強度の空間不変性を用いて対面の散乱体 r_s における $I_i(r_s, \hat{s}_\theta, t)$ は、CLの光吸収係数およびCL中の光路長をそれぞれ μ_a および l_c として、 $I_i(r_b, \hat{s}_\theta, t) \exp(-\mu_a l_c)$ で与えられる。この波源を図1に示すように、等価散乱係数を μ_s' として、 r_s から $z_0=1/\mu_s'$ 離れた点波源で近似し、これを光拡散方程式に組み込むことによりCLを含む散乱体の後方散乱光パルス波形を解析する。なお、上部の散乱体の拡散光を波源とした場合も同様に光拡散方程式に組み込む。先の報告^[4]では、4層ヒト頭部モデルの解析結果を示したが、今回は既に報告されている3層モデル^[2]についても FDTD 解析を行い、実測値及びモンテカルロ法と比較することにより FDTD 解析の妥当性を検証する。

2.2 3層モデル

解析に使用した3層モデルの構造と光学パラメータ^[2]を図2に示す。この場合は $\mu_s'=0.89$ mm⁻¹なので、図1に示す入射点を (k_0, i_0) とすると、 $I(r_s, s, t)$ による点波源は z_0 と入射角度に依存して、 $(k_0, i_0) \sim (k_0+2, i_0 \pm 2)$ の Yee 格子内に配置される。この点波源を図1に示すように隣接 Yee 格子に按分し、 $k=k_0+1$ の Yee 格子に按分されたパワの1/4を $k=k_0$ の格子点に再按分する^[4]。図3(a)及び(b)は FDTD 法で計算した後方散乱光パワー及び平均遅延時間の光源一検出

Kitami Institute of Technology

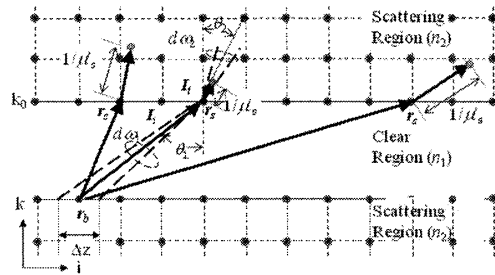


図1 解析法の概要

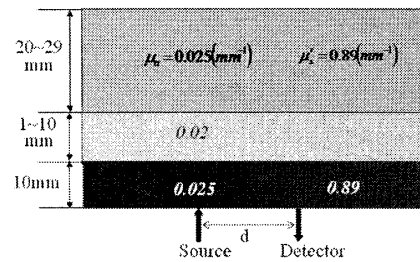
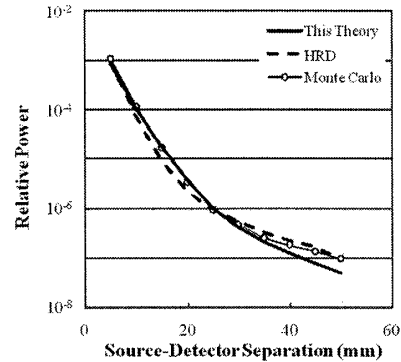
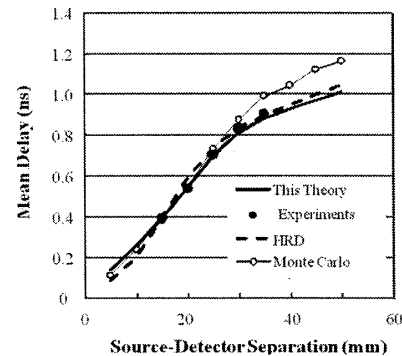


図2 3層モデル



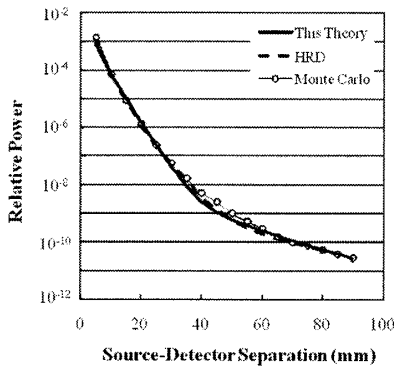
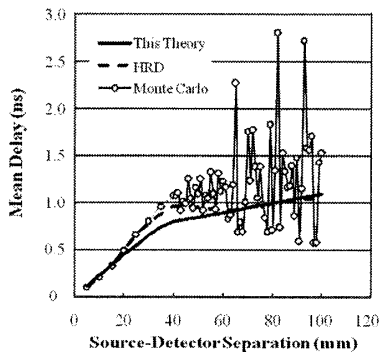
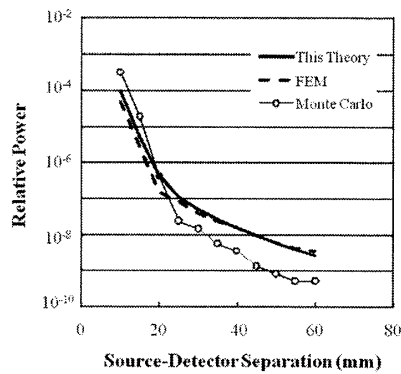
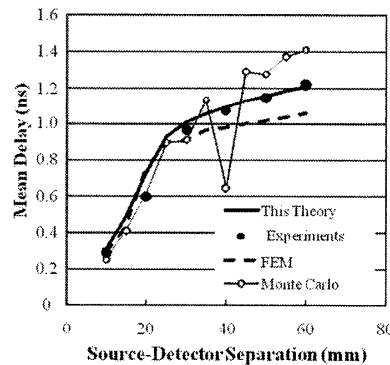
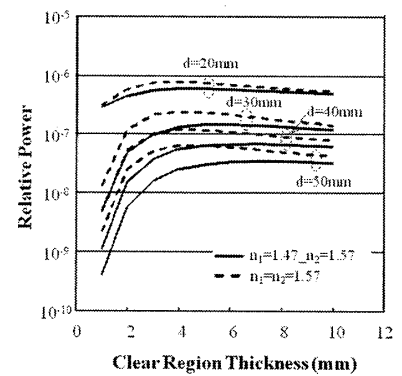
(a) 後方散乱光パワーの d 依存性



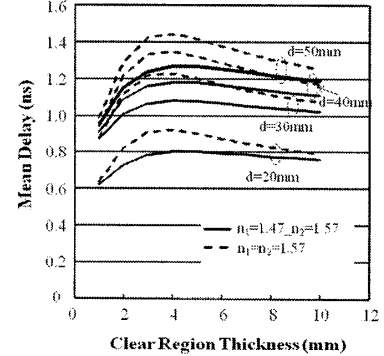
(b) 平均遅延時間の d 依存性

図3 光パワーと平均遅延時間 (3層モデル、CL厚; 10mm)

器間隔 (d) 依存性と既に報告されているこれらの実測値、モンテカルロ法及び radiosity-diffusion 理論 (HRD) による

(a) 後方散乱光パワーの d 依存性(b) 平均遅延時間の d 依存性図4 光パワーと平均遅延時間
(3層モデル、CL厚; 1mm)(a) 後方散乱光パワーの d 依存性(b) 平均遅延時間の d 依存性図5 光パワーと平均遅延時間
(4層モデル、CL厚; 2mm)

(a) 後方散乱光パワー



(b) 平均遅延時間

図6 層境界の IMM の影響
(4層モデル、CL厚; 2mm)

結果^[2]と比較して示す。光パワーはステップ応答の定常解から求め、平均遅延時間の計算には、 $1/e$ 全幅が 60 ps 入射パルスを用いた。なお、CLの厚みは 10 mm、CL及び散乱体の屈折率 n_1 及び n_2 は共に 1.56 とした。従って、CL境界における $I_i(r_s, \hat{s}_\theta, t)$ の反射と屈折は考慮していないが^[2]、散乱体入射点の反射は考慮している。図3(a)及び(b)から分かるように、FDTD 解析結果と実測値、HRD 及びモンテカルロ法の解析結果は良い一致を示している。図4(a)及び(b)は、CL層厚みが 1 mm の場合の後方散乱光パワーと平均遅延時間の比較を示す。図4(b)の $d=40$ mm 近傍の平均遅延時間のうねりを除いて、本解析と HRD 及びモンテカルロ法の解析結果は良い一致を示している。

2.3 4層ヒト頭部モデル

ヒト頭部を模擬した4層モデル^[5]の後方散乱光パワー及び遅延時間の d 依存性を図5(a)及び(b)に示す。但し、FDTD 解析では、 $n_1=1.47$ 及び $n_2=1.57$ と仮定し、CL境界における $I_i(r_s, \hat{s}_\theta, t)$ の屈折を考慮した。図から FDTD 解析と実測値、と有限要素法 (FEM) 解析結果は良い一致を示しており、本解析は妥当性と考えられる。

3. 非散乱体と散乱体の屈折率不整合の影響

ヒト頭部の構造と DOT による検出感度については、詳細な検討が行われている^[6]。ここでは、現状では未検討な、非散乱体と散乱体境界における屈折率不整合(IMM)の影響を検討した。図6(a)及び(b)は、4層ヒト頭部モデルの IMM の有無による後方散乱光パワーと平均遅延時間の CL

厚依存性を示す。図6(a)から IMM により後方散乱光パワーは減少し、CL が薄くなると IMM の影響は大きくなる。これは入射角度が大きくなる程、散乱体に入射する光パワーが減少することに起因している。このため、図6(b)に示すように IMM による入射パワーの減少により、平均遅延時間も短縮される。また、IMM の影響はヒト頭部の CL 厚に近い数 mm で極大となり、DOT によるヒト頭部診断を行う際は、屈折率不整合の影響を考慮する必要がある。

4. まとめと今後の課題

筆者等が提案した FDTD 法を用いた非散乱体を含む散乱体の時間領域解析の妥当性を検証した。この方法を用いて、非散乱体と散乱体の屈折率不整合が、後方散乱光パワーと平均遅延時間に大きな影響を及ぼすことを明確にした。今後は、本解析を脳髄液中の非散乱体を考慮した実際のヒト頭部解析^[7]へと拡張する必要がある。

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] M. Fabiani *et al.*, IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., Vol.26, No.4, 2007.
- [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、2010年信学総全体 D-7-8, 2010.
- [5] E. Okada *et al.*, Appl. Opt. vol.36, pp.21-31, 1997
- [6] E. Okada *et al.*, Appl. Opt. vol.42, pp.2915-2922, 2003
- [7] E. Okada *et al.*, Appl. Opt. vol.42, pp.2906-2914, 2003