

FDTD 法を用いた人頭部光パルス伝搬解析  
 — 時間領域測定 of 脳機能診断性能 —

Time-Resolved Reflectance of an Optical Pulse from an Adult Head Model Utilizing the Finite Difference Time Domain (FDTD) Analysis

谷藤 忠敏      大友 隆      石川 拓臣      市坪 公太  
 Tadatoshi TANIFUJI    Takashi OHTOMO    Takumi ISHIKAWA    Khota ICHITUBO

1. まえがき

波長 700–900nm における酸化及び還元ヘモグロビンの光吸収係数差を利用して、近赤外光によるアルツハイマー病等の脳機能診断を行う光トモグラフィ(OT: Optical Tomography) 実現の可能性が指摘されている<sup>(1)</sup>。OT を用いた脳機能診断を実現するためには、非散乱体である脳髄液(CSF: Cerebrospinal Fluid)を含み光学的に不均一な人頭部の光伝搬解析が必要不可欠である<sup>(2)</sup>。このため、実際の人頭部に適用可能な光伝搬解析法<sup>(3)–(5)</sup>が提案されているが、これらは定常解析に止まっている。筆者等が定式化したFDTD(Finite Difference Time Domain)法を用いた非散乱体を含む不均一散乱体の光パルス伝搬解析法<sup>(6), (7)</sup>は、高速な時間領域解析に適しているという特徴を有する。本報告では、この解析法を人頭部モデル<sup>(8)</sup>に適用し、既に報告されている結果と比較し、その妥当性を検証する。脳活動による血中酸素濃度分布は、脳の光吸収係数変化で同定できる。このため、脳光吸収係数変化による散乱光パルス振幅と平均受光パワ変化を比較し、時間領域測定による脳機能検出感度向上を定量的に評価する。また、脳髄液が脳機能検出感度に及ぼす影響を明確にする。

2. FDTD 法を用いた人頭部光パルス伝搬解析法

本節では、非散乱体を含む不均一散乱体の光パルス伝搬解析法<sup>(6), (7)</sup>の概要を述べる。光拡散方程式は光散乱が極めて小さい脳髄液中の光伝搬解析には適用できない。このため、本解析では脳髄液を非散乱体と仮定し、脳髄液中の光伝搬解析は光強度空間不変性、散乱体中の光伝搬解析は光拡散方程式<sup>(9)</sup>を用いる。非散乱体を介した散乱体間の光結合を図1に示すモデルを用いて解析する。図の点線はFDTD解析<sup>(10)</sup>のためのYee格子を示す。非散乱体境界  $\mathbf{r}_b$  における光強度  $I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}_\theta, t)$  は次式で定義される<sup>(9)</sup>。

$$I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}_\theta, t) = \frac{1}{4\pi} \phi(\mathbf{r}_b, t) + \frac{3}{4\pi} \mathbf{J}(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}_\theta, t) \quad (1)$$

上式の  $\phi(\mathbf{r}_b, t)$  は放射発散度、 $\mathbf{J}(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}_\theta, t)$  は拡散放射流速であり、各々位置  $\mathbf{r}$ 、時間  $t$  における散乱光輝度と方向  $\hat{\mathbf{s}}$  の光エネルギー一流を示す。自由空間における光強度空間不変性<sup>(9)</sup>を利用して、この非拡散光により対面の散乱体  $\mathbf{r}_s$  において励起される散乱光の等価波源  $\varepsilon(\mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}, t)$  は次式で与えられる<sup>(6), (7)</sup>。

$$\begin{aligned} \varepsilon(\mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}, t) &= \frac{\mu_t}{4\pi} \int_{\Delta\Omega} d\omega'' \int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}', t - t_0) \times \\ &\quad \exp(-\alpha_c l_c - \mu_a l_{s1} - \mu_l l_{s2}) \delta(\hat{\omega}' - \hat{\omega}'') d\omega' \\ &\cong \frac{\mu_t}{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}_\theta) S(\mathbf{r}_b, \mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}_\theta) \end{aligned} \quad (2)$$

$$S(\mathbf{r}_b, \mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}_\theta) = I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}_\theta, t - t_0) \frac{\Delta z^2 \cos \theta}{r_s^2} \exp(-\alpha_c l_c - \mu_a l_{s1} - \mu_l l_{s2}) \quad (3)$$

北見工業大学電気電子工学科

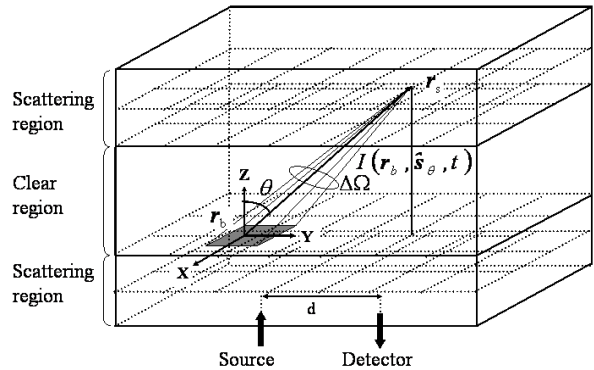


図1 等価波源計算モデル

(2), (3)式で  $p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}')$  は光散乱位相関数、 $r = |\mathbf{r}_s - \mathbf{r}_b|$ 、 $\theta$  は  $(\mathbf{r}_s - \mathbf{r}_b)$  と  $z$  軸のなす角、 $\omega$  は立体角、 $\Delta\Omega$  は 散乱体中の  $\mathbf{r}_s$  から見た  $\mathbf{r}_b$  の Yee 格子立体角であり、同一 Yee 格子内の光強度は等しいと仮定した。 $t_0$  は  $\mathbf{r}_b$  から  $\mathbf{r}_s$  への伝搬時間である。 $\alpha_c$ 、 $\mu_a$  及び  $\mu_l$  はそれぞれ非散乱体の光吸収係数、散乱体の光吸収及び全減衰係数である。また、非散乱体中を伝搬した非拡散光は、散乱体入射後、最初の距離  $l_{s1} (= 1/\mu'_s)$  では吸収のみが生じ、残りの距離  $l_{s2}$  では散乱により減衰すると仮定した。ここで  $\mu'_s$  は等価散乱係数である。(2), (3) 式で与えられる等価波源を非散乱体境界  $B$  上の全ての  $\mathbf{r}_b$  で加算して、全立体角で積分することにより、 $\mathbf{r}_s$  における拡散放射流速各成分および放射発散度変化は、次式で与えられる<sup>(6), (7)</sup>。

$$\int_{4\pi} \varepsilon(\mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}, t) \hat{\mathbf{s}} d\omega = \sum_{B \in \mathbf{r}_b} \mu_s g S(\mathbf{r}_b, \mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}_\theta) \quad (4)$$

$$\int_{4\pi} \varepsilon(\mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}, t) d\omega = \sum_{B \in \mathbf{r}_b} \mu_s |S(\mathbf{r}_b, \mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}_\theta)| \quad (5)$$

上式で  $\mu_s$  及び  $g$  は光散乱係数及び非等方散乱パラメータ<sup>(9)</sup>を示す。図1では下部散乱体からの非拡散光のみを示しているが、上部散乱体からの非拡散光による等価波源も同様に考慮する。(4), (5) 式を光拡散方程式に組み込み、空間及び時間微分を差分で置き換えると FDTD 法<sup>(10)</sup>による光パルス伝搬解析が可能となる<sup>(6), (7)</sup>。

3. 人頭部光パルス伝搬解析

本節では前節に示した解析法を用いて脳髄液を含む4層人頭部モデル<sup>(8)</sup>の後方散乱光パルス波形を解析し、既に報告されている実験及び計算結果と比較する。

3.1 人頭部モデルと解析条件

解析に使用した人頭部モデルを図2に示す。人頭部各層の光学パラメータ及び厚みは実験<sup>(8)</sup>との整合を図るため、図に示す値を用い、散乱体及び非散乱体の屈折率はそれぞれ 1.57 及び 1.47 とした。また、計算簡易化のため  $g=0$  と

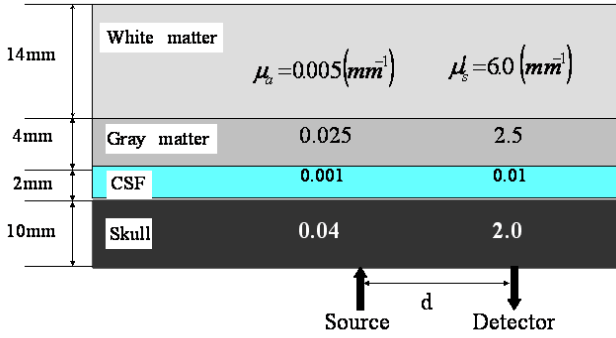


図2 人頭部モデル

仮定した。解析は幅 150mm の 2 次元スラブを用い、図 2 に示すようにスラブ中央にレーザーパルスを照射し、間隔  $d$  の後方散乱光パルスを解析した。入射レーザーパルス波形およびビーム形状はガウス型を仮定し、これらの  $1/e$  全幅はそれぞれ 60ps および 2mm とした。Yee 格子サイズは 0.5mm とした。この場合は、(5)式において非散乱体近傍 6 層の等価波源を考慮すれば相対振幅が  $10^{-5}$  までの光パルス振幅誤差を  $\pm 1\%$  以下に抑圧可能なことが分かった。

### 3.2 解析結果

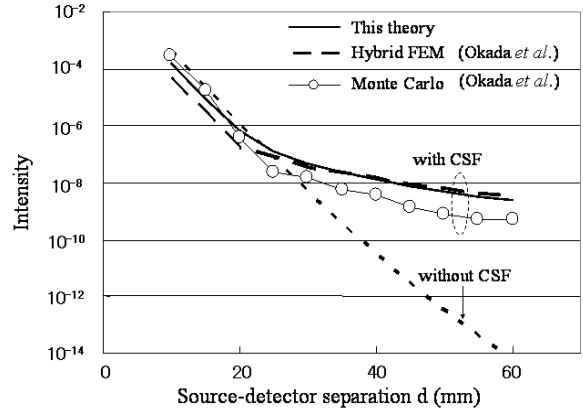
図 3 (a) 及び 3(b) はそれぞれ後方散乱光パルス波形から計算した受光パワー及び平均遅延時間の光源・検出器間隔  $d$  依存性を示す。図には、文献(8)に報告されている実測値及び計算値も併せて示す。これらの図から、本解析結果は実測値、ハイブリッド FEM 及びモンテカルロ法による計算結果と良く一致しており、本解析の妥当性が検証された。なお、図 3 (a) 及び 3(b) の点線は脳髄液が無い 3 層モデルの受光パワー及び平均遅延時間を示し、 $d$  の増大に伴い光路長が急激に増加し、それに伴う受光パワーの減少が見られる。

## 4. 脳光吸収係数検出感度

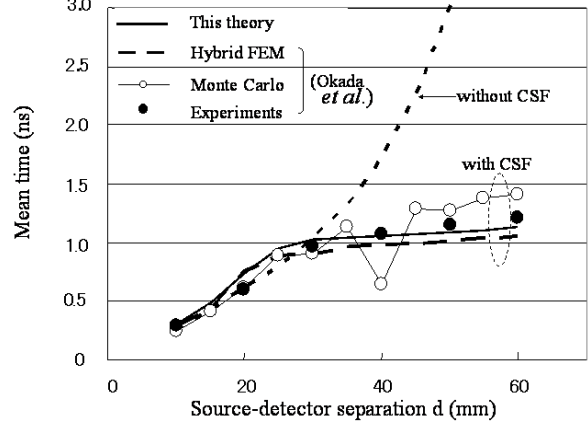
本節では、後方散乱光パルス波形と受光パワーを用いた場合の、灰白質及び白質の光吸収係数検出感度を比較する。次いで脳髄液の検出感度への影響を検討する。

### 4.1 光吸収係数検出感度

図 4(a) 及び 4(b) はそれぞれ灰白質及び白質の光吸収係数を図 2 に示す値から変えたときの光パルス波形変化を示す。なお、波形はパルスピーク値で規格化した。図 4 (a) は  $d=40\text{mm}$  における波形例を示しており、パルスピークからテールにかけて大きな振幅変化が生じている。一方白質の場合は、パルステール部にのみ振幅変化が視られる。図 5 (a) 及び 5(b) は、灰白質及び白質の光吸収係数変化に伴う、振幅がピーク値の  $10^{-1}$  及び  $10^{-2}$  の時間帯における振幅変化と受光パワー変化の  $d$  依存性を比較している。図 5(a) に示すように、受光パワー変化は 2dB 以下に留まっている。一方、光パルス波形の場合は、振幅が  $10^{-1}$  及び  $10^{-2}$  の時間帯で 5 及び 8dB 程度の変動が得られている。白質の光吸収係数変化の場合には、図 5(b) に示すように、受光パワー変動は 0.07 dB 以下に留まるが、光パルス振幅変化は振幅が  $10^{-1}$  及び  $10^{-2}$  の時間帯で 0.35 及び 2dB 程度の変動が得られている。以上の結果から光パルス波形を用いる時間領域測定は、実測における S/N が同一場合は、受光パワーを用いる方法に比べ、脳の光吸収係数検出感度の大幅な向上が図られること

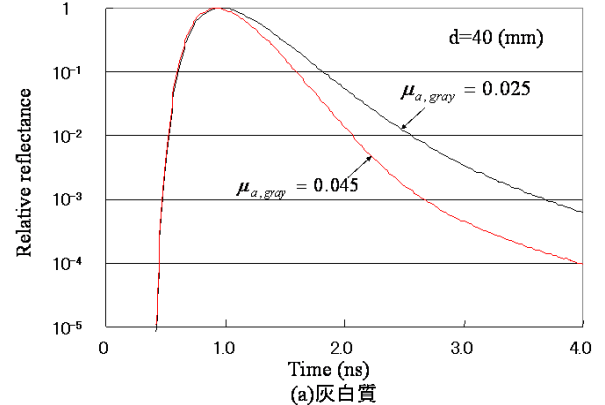


(a) 受光パワー

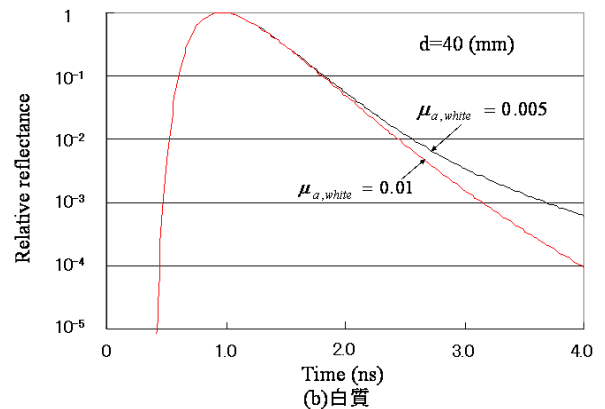


(b) 平均遅延時間

図3 受光パワーと平均遅延時間の光源・検出器間隔依存性

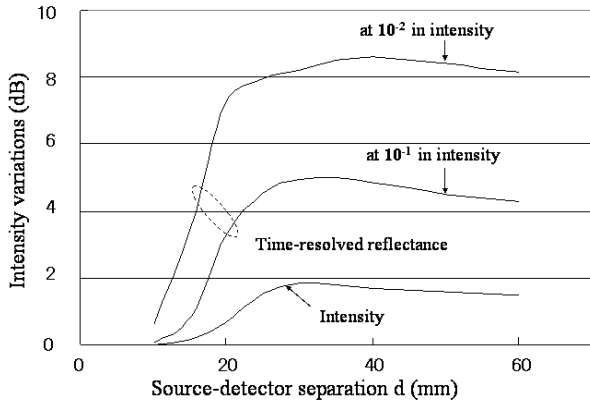


(a) 灰白質

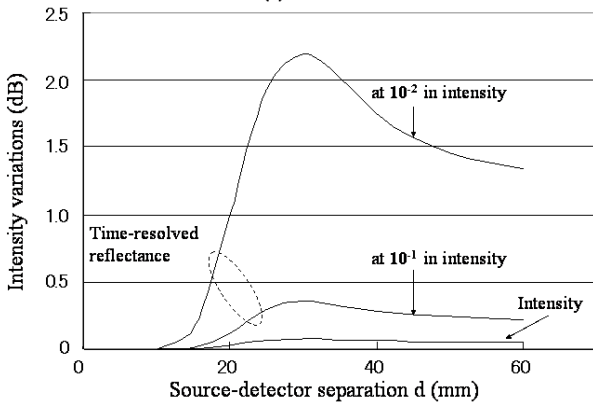


(b) 白質

図4 脳吸収係数変化と後方散乱光パルス波形



(a) 灰白質



(b) 白質

図5 脳の光吸収係数変化と受光信号変化

が分かった。なお、灰白質及び白質の光吸収係数変化による平均遅延時間変化は各々106及び17psであった。平均遅延時間も受光パワ変化と同様に、脳内部の光学パラメータ変化が顕著に現れるパルス尾部の振幅変動が、変動の小さいパルスピーク近傍の振幅の影響で抑圧される。時間領域 OT は光学パラメータ推定精度及び空間分解能を大幅に向上可能なことが指摘されており<sup>(11)</sup>、ここで示した結果は脳機能解析における時間領域 OT の有用性を示している。

#### 4.2 脳髄液の光吸収係数検出感度への影響

時間領域測定における光吸収係数検出感度の目安として次式で定義される規格化微分感度 $\Delta S$ <sup>(12)</sup>を計算し、脳髄液の影響を検討した。

$$\Delta S = \int_{-\infty}^{\infty} \left| \frac{\partial Y(t)}{\partial \mu_a} \right| dt / \int_{-\infty}^{\infty} Y(t) dt \quad (6)$$

上式で  $Y(t)$  は後方散乱光パルス時間波形である。図6は  $d=40\text{mm}$  の場合の  $Y(t)$  と各層の光吸収係数による微分波形例を示す。微分波形のピーク時間は各層で明確に分離しており、脳内部ほど遅くなることが分かる。(6)式で脳髄液が有る場合の  $Y(t)$  で規格化した  $\Delta S$  を図7に示す。図から、脳髄液が無い場合の  $\Delta S$  は  $d$  の増加と共に急激に小さくなる事が分かる。これは、図3(a)の結果で  $d \geq 30\text{mm}$  では、脳髄液無の場合、脳髄液有の場合に比べて受光パワが指数関数的に減少することに起因している。従って、図7からノイズ制限の有る実際の測定系では、 $d \geq 20\text{mm}$  において脳髄液の存在により全ての層の光吸収係数検出感度向上が図られることが分かる。

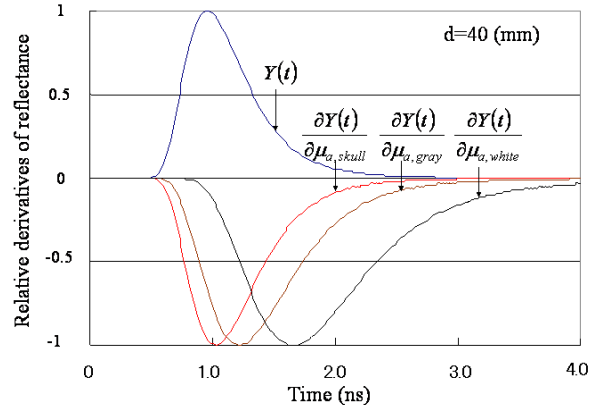


図6 光吸収係数による微分波形

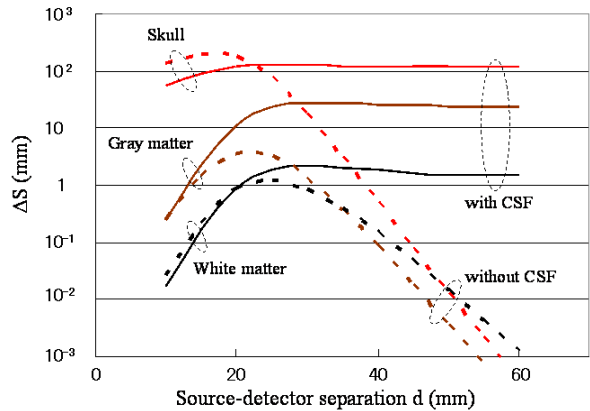


図7 脳髄液有無の場合の微分感度

#### 5. むすび

筆者らが定式化した非散乱体を含む散乱体中の FDTD (Finite Difference Time Domain) 解析法を脳髄液を含む人頭部に適用しその妥当性を検証した。この解析を用いて、人頭部の後方散乱光パルス波形変化から脳内部光吸収係数を検出する時間領域法と平均受光パワ及び遅延時間を用いる方法の検出感度を定量的に評価した。その結果、時間領域測定は、これらの方法に比べ大幅な検出感度向上が可能であることを示した。また、脳髄液が光吸収係数検出感度に及ぼす影響を明確にした。

—参考文献—

- (1) Y. Hoshi *et al.*, *Neurosci. Lett.* vol.65, pp.5-8, 1993.
- (2) M. Firbank *et al.*, *Phy. Med. Biol.* vol.41, pp.767-783, 1996.
- (3) A. D. Klose *et al.*, *Med. Phys.*, vol.26, pp.1698-1707, 1999.
- (4) S. R. Arridge *et al.*, *Med. Phys.* vol.27, pp.252-264, 2000.
- (5) T. Hayashi *et al.*, *Appl. Opt.* vol. 42, pp.2888-2896, 2003.
- (6) T. Tanifuji *et al.* in Proc. 25th EMBC, pp.1094-1097, 2003.
- (7) 谷藤他, *情報技術レターズ*, vol.2, pp.147-148, 2003.
- (8) E. Okada *et al.*, *Appl. Opt.*, vol. 36, pp.21-31, 1997.
- (9) A. Ishimaru, *Wave Propagation and Scattering in Random Media*, IEEE Press, ch.7, ch.9.
- (10) T. Tanifuji *et al.*, *IEEE TMI*, vol.21, pp.181-184, 2002.
- (11) F. Gao *et al.*, *Appl. Opt.*, vol. 41, pp. 778-791, 2002.
- (12) 谷藤他, *信学論*, vol.J86-D-II, pp.1678-1685, 2003.