

G-012

時間領域拡散光トモグラフィによるヒト脳光学パラメータ推定
 Noninvasive optical parameters determination of human brain utilizing time-resolved diffused optical tomography

小林 彰 川崎 世紀 谷藤 忠敏
 Akira Kobayashi Seiki Kawasaki Tadatoshi Tanifuji

1. はじめに

近赤外光における酸化・還元ヘモグロビンの光吸収係数スペクトルの相異を利用した拡散光トモグラフィは、脳機能計測ツールとして期待されている^[1]。生体にピコ秒パルス照射して、その散乱光パルスから生体内部の光学パラメータを推定する時間領域拡散光トモグラフィ (Time-resolved Diffused Optical Tomography: TDOT)^{[2],[3]}は、高精度な光学パラメータ推定を実現できる可能性がある^[3]。本報告は、筆者等が定式化したヒト頭部光伝搬解析^{[4],[5]}を用いて TDOT によるヒト脳光学パラメータ推定可能性を検討した結果を述べる。

2. TDOT を用いたヒト脳光学パラメータ推定法

ヒト頭部は生体の他部位と異なり、非散乱体である脳髄液を含む。このため、ヒト頭部の光伝搬解析に光拡散方程式をそのまま適用すると光パワ及び散乱光パルス波形に大きな誤差を伴う^[6]。このため、本報告ではヒト脳光学パラメータ推定における順方向解析には筆者等が定式化した方法^[5]を用いた。また、逆問題解析には共役勾配法^[7]を用いた。

2.1 順方向解析

図 1 に非散乱体を介した散乱体間の光結合を模式的に示す。一方の散乱体境界 r_b の光強度 $I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}, t)$ が、対面の散乱体 r_s で $\hat{\mathbf{s}}$ 方向に励起する拡散光は次式で与えられる。

$$\begin{aligned} \varepsilon(\mathbf{r}, \hat{\mathbf{s}}, t) &= \frac{\mu_t}{4\pi} \int_{\Delta\Omega} d\omega' \int_{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}') I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}', t-t_0) \\ &\quad \times \exp(-\alpha_c l_c - \mu_a l_{s1} - \mu_t l_{s2}) \delta(\hat{\omega}' - \hat{\omega}'') d\omega' \\ &\cong \frac{\mu_t}{4\pi} p(\hat{\mathbf{s}}, \hat{\mathbf{s}}_\theta) S(\mathbf{r}_b, \mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}_\theta) \\ S(\mathbf{r}_b, \mathbf{r}_s, \hat{\mathbf{s}}_\theta) &= I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}_\theta, t-t_0) \frac{\Delta z^2 \cos\theta}{r^2} \exp(-\alpha_c l_c - \mu_a l_{s1} - \mu_t l_{s2}) \end{aligned} \quad (1)$$

上式で $r = |\mathbf{r}_s - \mathbf{r}_b|$ 、 θ は $(\mathbf{r}_s - \mathbf{r}_b)$ と z 軸のなす角、 $\Delta\Omega$ 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。 α_c は非散乱体の光吸収係数、 μ_a 及び μ_t は散乱体の光吸収及び全減衰係数である。また、 l_c 及び l_{s1} は、 $I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}, t)$ の非散乱体中の光路長及び $I(\mathbf{r}_b, \hat{\mathbf{s}}, t)$ が散乱体中で最初に散乱される長さ ($=1/\mu'_s$) であり、 l_{s2} 以降では μ_t で減衰する。上式を光拡散方程式に組み込むことにより、非散乱体を含む散乱体の光パルス応答の計算が可能となる。また、この定式化による図 2 のヒト頭部モデルの光パルスパワ及び平均遅延時間の解析結果は、岡田等による実験結果^[6]と良好な一致を示しており、本解析法は妥当と考えられる。

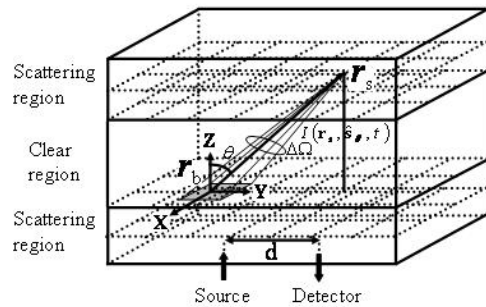


図1 非散乱体を介した散乱体間の光結合解析

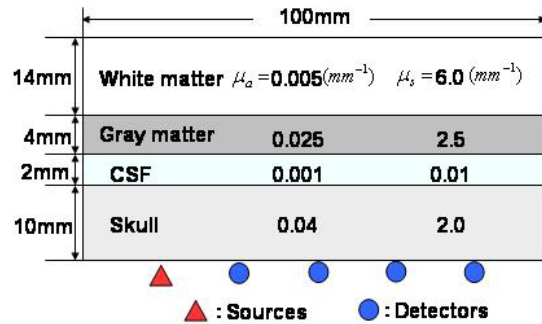


図2 ヒト頭部モデル

2.2 逆問題解析

後方散乱光パルス波形からヒト頭部の光学パラメータを推定する逆問題解析は、共役勾配法を用いた。共役勾配法における目的関数は、次式に示す場所 $(0, i_s)$ における光パルス波形理論値 $\phi^n(0, i_s)$ と実測値 $Y^n(0, i_s)$ の自乗残差を使用した。

$$\chi^2 = \sum_{i_s \in M} \sum_n \frac{[Y^n(0, i_s) - \phi^n(0, i_s)]^2}{2Y^n(0, i_s)} \quad (2)$$

上式で M は検出位置の集合、 n は FDTD 計算における時刻 $n\Delta t$ を示す。共役勾配法における最小値探索ベクトルを決定するための目的関数の光学パラメータ ξ による微分は、以下の数値微分を用いた。

$$\mathbf{g}_i = \frac{d\Phi}{d\xi_i} = \frac{\Phi(\xi_i + \Delta\xi/2) - \Phi(\xi_i - \Delta\xi/2)}{\Delta\xi} \quad (3)$$

$\Delta\xi$ は、光吸収及び散乱係数とも 10^{-6} 程度で、上式の数値微分が収束することを確認した。

3. 光学パラメータ推定結果と考察

前節で述べた方法を用いて、TDOT によるヒト脳内の光学パラメータ変化の推定可能性を検討した。推定は図 2 の 2次元モデルで、頭蓋骨表面に光源を 1 個、検出器を 6 個

等間隔に設置し、後方散乱光パルスのみを使用した。また、後方散乱光パルス実測値は理論波形を用いた。以下光吸収及び等価散乱係数推定結果を述べる。

3.1 光吸収係数推定結果

光吸収係数変化の推定が可能になると、脳内の血流及び血中酸素濃度変化を同定できる^[1]。図3(a)は灰白質の光吸収係数(μ_a)が 0.025 から 0.015(mm^{-1})に減少し、白質の μ_a が 0.005 から 0.003(mm^{-1})に減少した時の推定結果を示す。推定は、脳髄液を除く3個の光学パラメータについて、共役勾配法を用いて行った。なお、図の各繰り返し回数における μ_a の推定値は変化後の値で規格化した。図から TDOT で脳内光吸収係数変化の推定が可能なが判る。図3

(b)は灰白質の μ_a が 0.025 から 0.035(mm^{-1})に増加し、白質の μ_a が 0.005 から 0.003(mm^{-1})に減少した時の推定結果を示す。図からこの場合も μ_a の推定が可能なが判る。

3.2 等価散乱係数推定結果

光散乱係数変化の推定が可能になると、屈折率変化を伴う脳神経細胞の興奮を同定できると言われている^[1]。図4は、灰白質の等価散乱係数(μ'_s)が 2.5 から 3.0(mm^{-1})に増加した場合の推定結果を示す。推定は、前項と同様に脳髄液を除く3個の光学パラメータについて、共役勾配法を用いて行った。図から頭皮・頭蓋骨と灰白質の μ'_s 変化は推定が可能なが判る。

3.3 光吸収及び等価散乱係数の推定

灰白質の μ_a が μ'_s が同時に変化した場合、これらを分離して推定するには到っていない。図5は μ_a と μ'_s が図2に示す値から変化した時の χ^2 の等高線を示す。図から、等高線は、(μ_a, μ'_s)面で傾斜をもつ細長い楕円形であることが分かる。これは、 μ_a と μ'_s の増減が光パルス波形で区別しにくいことに起因しており、灰白質の光学パラメータの同定を難しくしていると考えられる。

3.4 光吸収係数変化と後方散乱光パワ

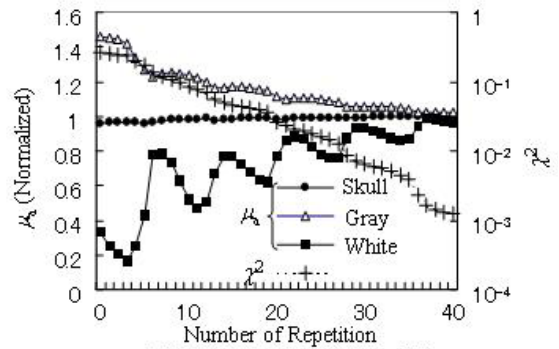
図3(a)と同一条件で、 $d=50\text{mm}$ の受光パワの変化は、灰白質及び白質の μ_a 変化で約 0.5dB 及び 0.03dB であった。これに対して光パルス振幅の変化はそれぞれ 4dB 及び 1.5dB で、1桁大きな変化が得られており、TDOTの測定感度が良いことを示している。

4. まとめと今後の課題

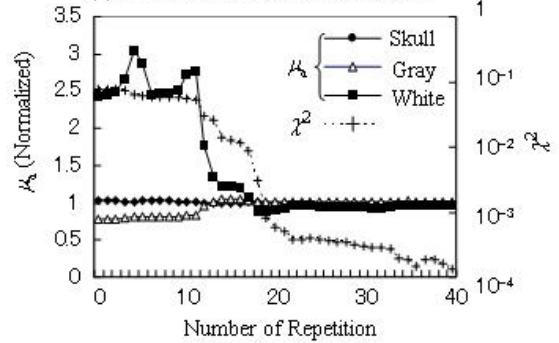
TDOTを用いたヒト脳内光学パラメータ推定可能性を述べた。今後は推定精度の向上をはかり、より現実に近いモデルで推定法を確立する必要がある。

参考文献

- [1]M. Fabiani *et al.*, IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., Vol.26, No.4 (2007).
- [2]A. H. Hielscher *et al.*, IEEE Trans. Medical Imaging, vol.18, No.3, pp.262-271(1999)
- [3]F. Gao *et al.*, Applied Optics, vol. 41, No.4, pp. 778-791, 2002.
- [4]T. Tanifuji *et al.*, IEEE Trans. Medical Imaging, vol.21, No.2, pp.181-184, 2002.
- [5]T. Tanifuji *et al.* in Proc. 25th IEEE EMBC, pp.1094-1097, 2003.
- [6]E. Okada *et al.*, Appl. Opt., vol. 36, pp.21-31, 1997.
- [7]W.H. Press *et al.*, "Numerical Recipe in C++", CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS, 2002, chap.10.



(a)灰白質の吸収係数が減少した場合



(b)灰白質の吸収係数が増加した場合

図3 脳の光吸収係数推定結果

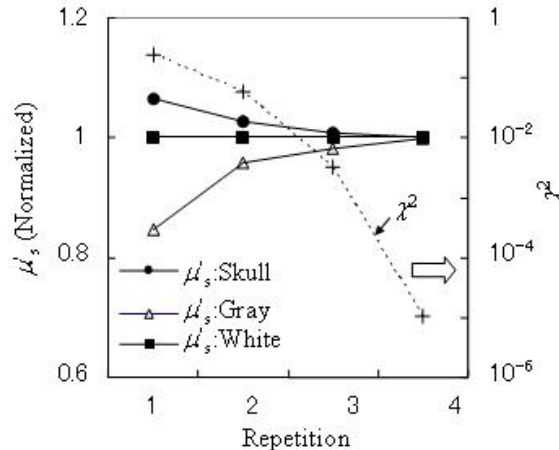


図4 脳の等価散乱係数推定結果

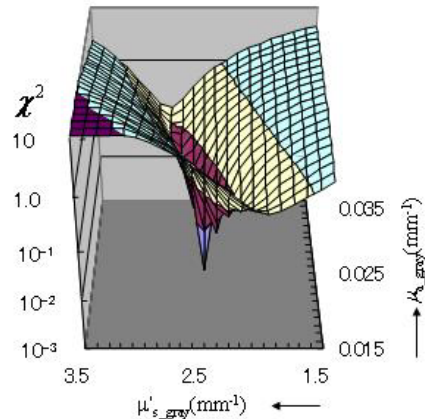


図5 光学パラメータと自乗残差