

G-009

近赤外光を用いた時間領域測定によるヒト脳光学パラメータ簡易推定法

Simplified Determination of Optical Parameters in Brain Using Time-Resolved Measurement in Near Infrared Light

青木 伸雄[†] 谷藤 忠敏[†]
 Nobuo Aoki Tadatoshi Tanifuji

1. はじめに

波長 0.7-1 μm の近赤外光は数 cm 程度までは生体を透過する。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実現の可能性が指摘されている^[1]。最近、時間領域測定を用いると数 mm 程度の狭い光源・検出器間隔 (ρ) でも直下の生体光吸収係数変化の測定が可能なが示された^[2]。この方法は、光源と検出器を各 1 個に限定することにより時間領域測定を簡易化できるという利点がある。しかしこの報告では、生体その光学的な性質が均一な媒体と仮定している。本報告は非散乱体である脳髄液 (CSF) を含むヒト脳の FDTD 法による光パルス伝搬解析法^{[3], [4]}を用いて、 ρ を小さく設定した簡易推定法の性能を検証した結果を述べる。

2. ヒト脳モデルと後方散乱光パルス伝搬解析

ヒト脳は図 1 に示すように、頭蓋骨と灰白質の間に非散乱体である CSF が介在するため、光拡散方程式をそのまま使用することが出来ない^[5]。このため、ヒト頭部解析が可能な FDTD 法^[4]により後方散乱光パルス波形を計算した。本検討では、図 1 に示すように灰白質層に幅が 6mm の単位領域を仮定し、この領域の光吸収係数が変化した場合の後方散乱光パルス波形変化を計算した。次にこの計算結果から光パルス振幅変化の CSF 厚み依存性を検討した。解析で用いた各層の光学パラメータ^[6]を図 1 に示す。また、散乱体及び CSF の屈折率はそれぞれ 1.56 及び 1.46 と仮定し、CSF 境界と頭皮表面における反射の影響は考慮した。また、入射光パルスはガウス型を仮定し $1/e$ 全幅は 60 ps とした。

3. 簡易化システムの測定感度とコントラスト

図 2 (a) 及び (b) は、CSF 厚みが零 (CSF 無し) 及び 2mm の場合について、 ρ を 2mm とし、単位領域の光吸収係数 (μ_a) が $0.035(\text{mm}^{-1})$ に増加したとき、ピーク値から 60~80 dB 低下した遅延時間 $t = 1.3\sim 2.3$ ns における後方散乱光パルス振幅変化の単位領域横方向 (x) 位置依存性を示す。図から CSF が有ると、 t が大きくなるに従って、検出感度の減少が顕著になることが分かる。これは CSF による光パイピング^[5]により、単位領域を通過した光子がより広範囲に散乱されるためと考えられる。

次に簡易化システムと通常の測定で設定される $\rho = 20\text{mm}$ の場合について下式で与えられるコントラスト (C) を比較した

$$C = (N - N_0) / N_0$$

ここで、 N は μ_a を増加したときの光パルス振幅、 N_0 は元の状態の光パルス振幅である。図 3 (a) 及び (b) は、CSF 厚みが零及び 2mm の場合について、 $\rho = 2\text{mm}$ 及び

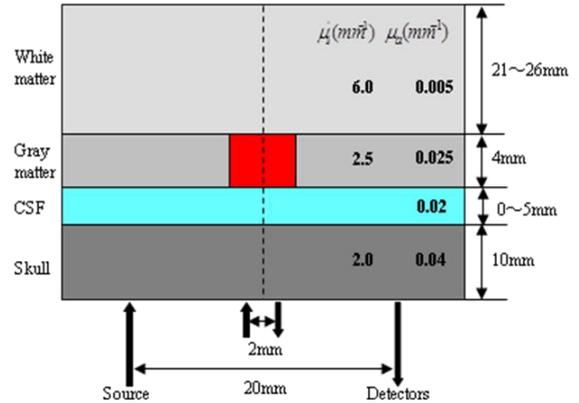


図 1 ヒト頭部モデル

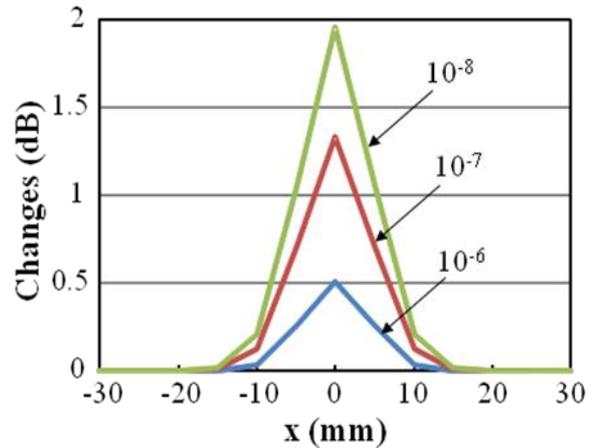


図 2 (a) μ_a 変化と受信信号強度変化 (CSF 無し、 $\rho = 2\text{mm}$)

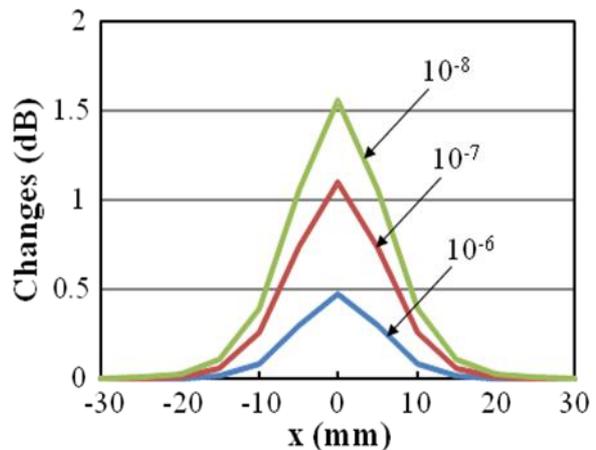


図 2 (b) μ_a 変化と受信信号強度変化 (CSF 有、 $\rho = 2\text{mm}$)

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

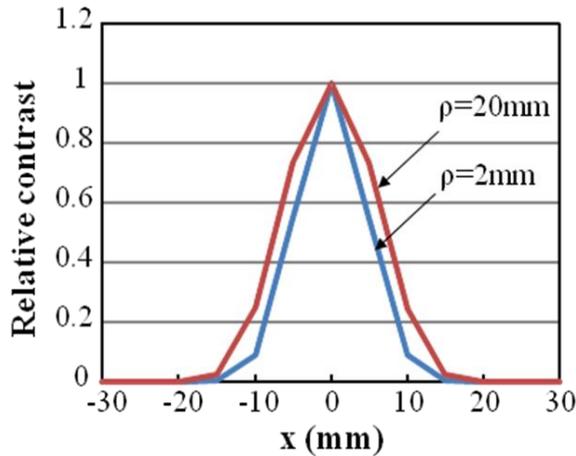


図3(a) 光源・検出器間隔とコントラスト(CSF無)

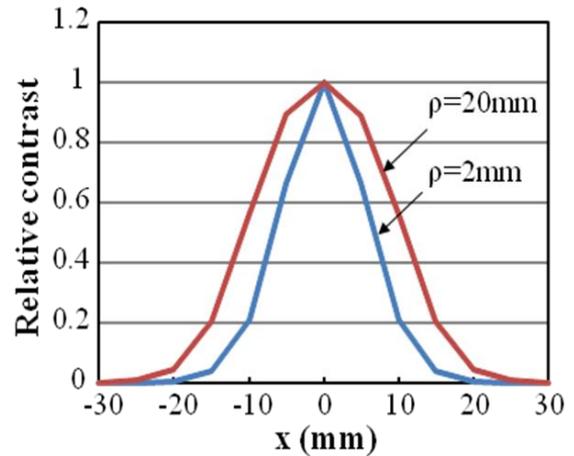
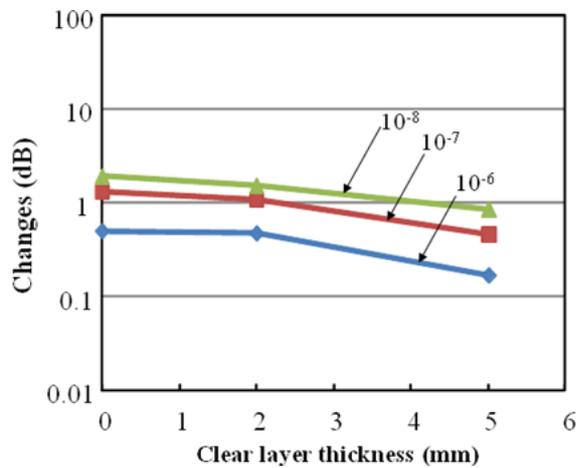
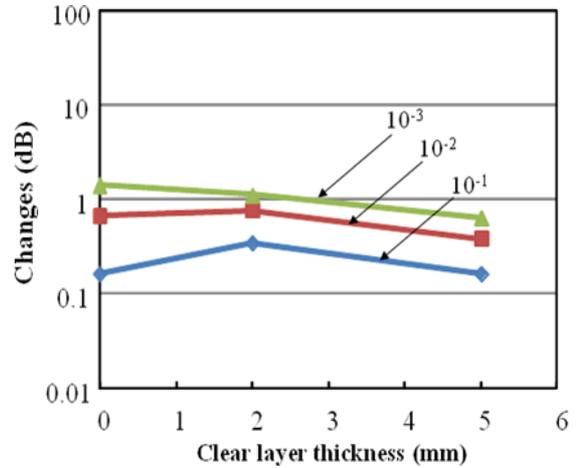


図3(b) 光源・検出器間隔とコントラスト(CSF有)

図4(a) $\rho=2\text{mm}$ の最大感度のCSF厚み依存性図4(b) $\rho=20\text{mm}$ の最大感度のCSF厚み依存性

20mm における $t=1.5\text{ns}$ における C の相対値を示す。図 3(a) から、CSF が無い場合は、 $\rho=2\text{mm}$ のコントラストの横方向依存性は $\rho=20\text{mm}$ のそれより急峻になっている。CSF が無い場合 $\rho=2\text{mm}$ の $t=1.5\text{ns}$ におけるパルス振幅の絶対値は $\rho=20\text{mm}$ の場合に比べて 10.6dB 大きい。従って、同一の遅延時間で測定すると ρ を 2mm で測定した光パルス振幅の S/N は $\rho=20\text{mm}$ の場合より良いので、光源・検出器直下の散乱体吸収係数変化を精度良く検出可能と考えられる。また、図 3(b) から CSF が有ると C は劣化することが分かる。この場合も $\rho=2\text{mm}$ は $\rho=20\text{mm}$ の場合に比べてパルス振幅の絶対値は 6.9 dB 大きくかつ良い C が得られている。以上の結果から、CSF を考慮しても ρ を小さくした簡易推定法は ρ が 20mm 程度に設定したシステムと同等以上の性能を有することが明確になった。

4. 検出感度の脳髄液厚み依存性

CSF 厚みが 5mm の場合についても図 2 と同様な計算を行い、検出感度の CSF 厚み依存性を見積もった。 $\rho=20\text{mm}$ の場合は、実際の測定系の感度を考慮してパルス波形変化は、ピーク値から 10~30 dB 低下した時刻の振幅変化により算出した。なお、最大感度はピーク値近傍の 3 点に 2 次関数をあてはめることで算出した。

図 4 (a) 及び (b) は、それぞれ $\rho=2\text{mm}$ 及び 20mm の場合の光パルス振幅変化の CSF 厚み依存性を示す。これらの結果から、CSF 厚みが増加しても、簡易推定法は通常の方法と同程度の感度を保つことが分る。

5. まとめと今後の課題

光源・検出器間隔を 2mm に設定した時間領域測定法のヒト脳診断への適用性を検討した。その結果、脳髄液により検出感度とコントラストの劣化があるが、光源・検出器間隔を数十 mm に設定した推定法と同等の性能を有することを明確にした。

謝辞

本研究の一部は科研費(24560493)の助成を受けた。

参考文献

- [1]M. Fabiani *et al.*, IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., Vol.26, No.4,2007.
- [2]A. Pifferi *et al.*, Phys. Rev. Lett., vol.100, pp.138101-1-4, 2008.
- [3]Tanifuji *et al.*, IEEE Trans. TMI, vol. pp.181-184, 2002.
- [4]Tanifuji *et al.*, Appl. Opt. vol.51, no.4, pp.429-438, 2012.
- [5]M. Firbank *et al.*, Med. Phys. Biol., vol. 41, pp. 767-783, 1996.
- [6]E.Okada *et al.*, Appl. Opt. vol.36, pp.21-31, 1997.