

## 時間領域法を用いたヒト脳光学パラメータ推定法の検討

## A Study of Optical Parameters Determination in Adult Heads by Time-Resolved Measurements

谷藤 忠敏<sup>†</sup> 鈴木 将弘<sup>†</sup>

Tadatoshi TANIFUJI, and Masahiro SUZUKI

## 1. はじめに

生体の血液を構成するヘモグロビンは、酸素化状態と脱酸素化状態 (HbO<sub>2</sub> と Hb) で特異な光吸収スペクトルを示す。拡散光トモグラフィ (Diffuse Optical Tomography: DOT) はこの性質を利用し、少なくとも 2 波長で測定した生体の光吸収特性 ( $\mu_a$ ) から HbO<sub>2</sub> と Hb 濃度分布を逆算することにより、ヘモダイナミクスに基づく生体機能の可視化を行なう<sup>[1]</sup>。本報告では、最も高い測定感度が期待できる時間領域拡散光トモグラフィ<sup>[2],[3]</sup> (Time-Resolved DOT: TRDOT) をヒト脳に適用するための検討結果を述べる。

## 2. TRDOT による光学パラメータ推定法

TRDOT は生体にピコ秒パルス照射して、その前方あるいは後方散乱波形の理論値と実測値の自乗残差最小値を探索して散乱体内部の  $\mu_a$  分布を推定する。しかし現状では、実際のヒト頭部の光パルス波形を正確に解析する方法が無いため、均一散乱体の摂動解と  $\mu_a$  変化前後の時間波形から  $\mu_a$  変化を推定する摂動法が一般的に用いられている<sup>[2]</sup>。摂動法の実際の生体への適用性を確認し、 $\mu_a$  変化前のベースとなる光学パラメータを同定するためには、光パルス波形そのものを用いる TRDOT が必要となる<sup>[2],[3]</sup>。本報告では、ヒト頭部の後方散乱光パルス波形を測定し、FDTD 解析と比較し、ヒト頭部の光パルス波形解析可能性を検討した。

## 3. ヒト頭部後方散乱光パルス波形測定系

学内の 3 名のボランティアの左前頭葉の後方散乱光パルス波形を測定した。測定系 (図 1) は波長 780nm の半導体レーザー (LD) と時間相関単一フォトンカウンティング (Time Correlated Single Photon Counting; TCSPC) で構成した。LD はパルス半値幅が 300ps、光電子増倍管の電子走行時間のばらつきは 30ps で波形サンプリング時間幅は 4.07ps である。図 2 は左前頭葉の光源・検出器配置を示す。中心溝の影響を小さくするため、光源・検出器は中心溝から 20mm 以上離れた。ボランティア A は、図 2 に示す水平方向 (①及び②) と垂直方向 (③及び④) 2 か所で、光源・検出器間隔 ( $d$ ) が 30、40、及び 50 (mm) のパルス波形を測定した。他の 2 名のボランティアの測定場所は①及び②とした。TCSPC による波形の測定は 20 秒を要し、その間被験者には安静を保つよう伝えた。なお、実験にあたり平均照射パワーは 2mW/mm<sup>2</sup> という安全基準は遵守した。

## 4. 測定結果

図 3 (a) 及び (b) に A の①及び③の位置で測定した光パルス波形を示す。なお図の時刻は、測定系の遅延時間も含まれている。これらの図を比較すると、①の光パルスのピーク時間の  $d$  依存性は、②に比べて顕著に変化していることがわかる。TRDOT を実際の生体に適用する場合、光パルス波形と、各  $d$  における遅延時間も最適化のプロセスで重要

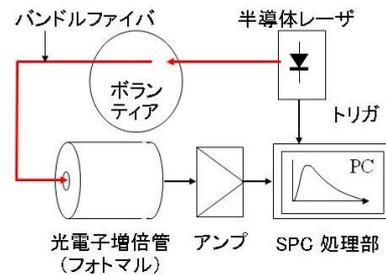


図1 後方散乱光パルス波形測定系

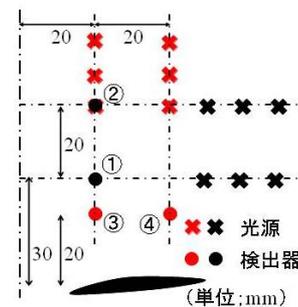
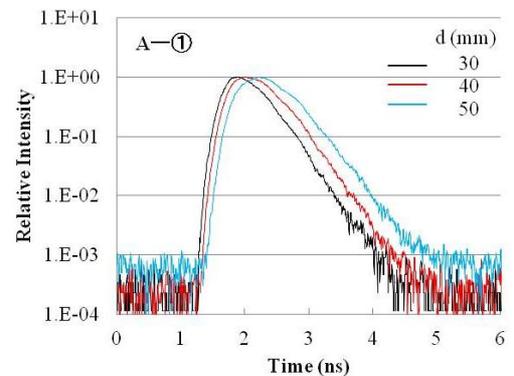
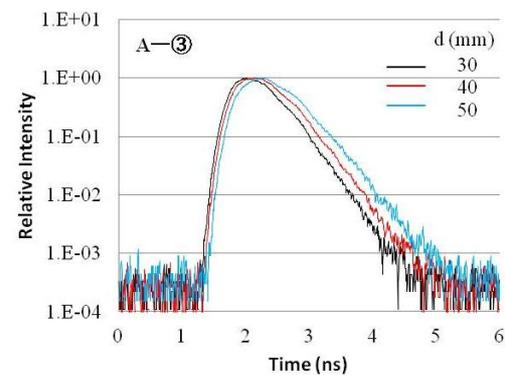


図2 光源・検出器配置 (左前頭葉)



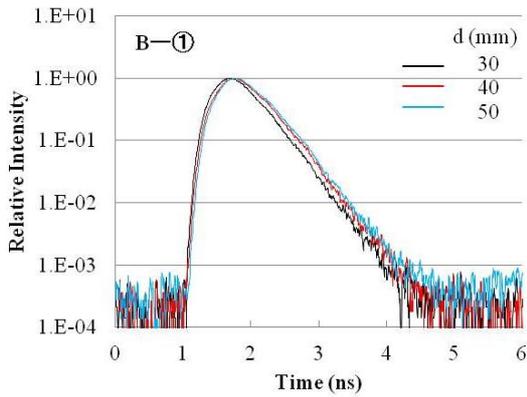
(a) A-①



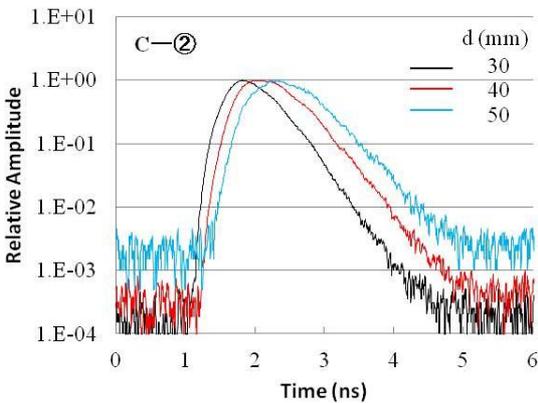
(b) A-③

図3 光パルス波形の場所依存性

<sup>†</sup> 北見工業大学 Kitami Institute of Technology



(a)B-①



(b)C-②

図4 光パルス波形の被験者依存性

な物理量である。図4は、被験者BとCの光パルス波形のd依存性を示す。図から被験者BはA及びCに比べてピーク時間のd依存性は極めて小さく、逆に被験者CはA及びBに比べてピーク時間のd依存性が顕著であることが分る。

### 5. 光パルス波形解析可能性の検討

TRDOTをヒト脳内光学パラメータ推定に適用するためには、平均遅延時間(Mean Delay; MD)も含めた光パルス波形を解析する必要がある<sup>[2],[3]</sup>。このためには、MRI等で頭部の幾何学的形状を測定し数値解析する必要がある。ここでは、その前段階として、MDの測定条件と頭部曲率依存性等を検討した。図5に脳髄液、脳溝を含むヒト頭部2次元モデルを示す<sup>[4]</sup>。このモデルのFDTD解析<sup>[5],[6]</sup>によりMDの光源照射位置等の測定条件依存性はほとんど無いことが分かった。最近、ヒト頭部の光伝搬特性は頭部の曲率に大きく依存することが示された<sup>[7]</sup>。これは、図5のモデルで曲率を考慮すると脳髄液を介した散乱体間の光結合が見通し距離( $l_v$ )以下に制限されるためと考えられる。このため、3人の被験者の頭表面形状を測定して2次曲線で近似して $l_v$ の概略の値を算出した。その結果、水平及び垂直方向 $l_v$ は被験者Aで15及び20mm、被験者Bで15及び30mm、被験者Cは15mm(水平方向のみ)であった。頭部の曲率を考慮した数値解析は現状では不可能なので、図5の頭部モデルで散乱体間の結合を $2l_v$ に限定することによるMDへの影響を調べた。図6にMDの計算値と図3及び4の実測光パルス波形から求めた値を示す。但し実測値

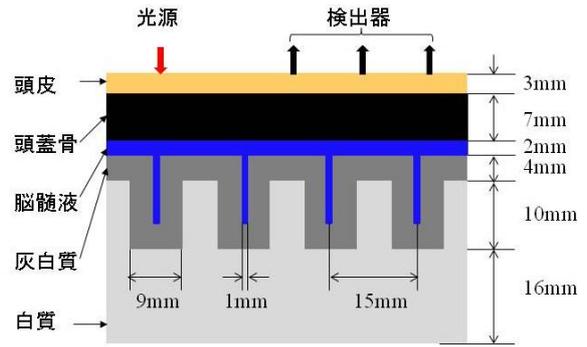


図5 ヒト頭部モデル

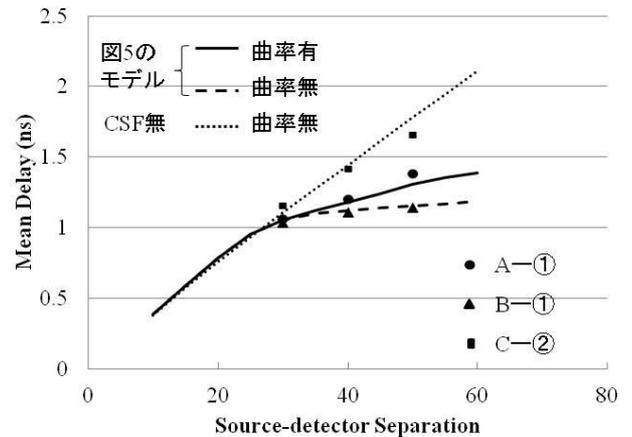


図6 平均遅延時間の計算と実測値

のMDは測定系の遅延を補正して計算した。この図から、特に垂直方向の $l_v$ が大きな被験者BのMDのd依存性は、図5のモデルで $l_v$ を無限大(曲率無)にした解析結果と良く一致している。被験者Aの水平方向のMDのd依存性は $l_v = 30\text{mm}$ とした解析結果と一致している。また、水平及び垂直方向のMDのd依存性は $l_v$ の大小関係と符合する。一方被験者CのMDのd依存性は $l_v \sim 0$ あるいは脳髄液が無い場合の解析結果に近い。これは、被験者Cの頭表面形状の検出器近傍の曲率半径が小さいことに起因していると考えられる。

### 6. まとめと今後の課題

実際のヒト頭部の光パルス波形を測定し、解析可能性を検討した。今後は、MRI等の断層画像を用い頭部形状を厳密に考慮した3次元ヒト頭部光パルス伝搬解析を行ない、TRDOTの基盤を確立する必要がある。

#### 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.H.Hielscher *et al.*, IEEE TMI, vol.18, no.3, pp.262-271, 1999
- [3] F.Gao *et al.*, Appl. Opt. vol.41, no.4, pp.778-791, 2002.
- [4] E.Okada *et al.*, Appl. Opt. vol.36, pp.21-31, 1997.
- [5] Tanifuji *et al.*, IEEE Trans. TMI, vol. pp.181-184, 2002.
- [6] Tanifuji *et al.*, Appl. Opt. vol.51, no.4, pp.429-438, 2012.
- [7] M. Dehaes *et al.*, Biomed. Opt. Express vol.2, no.3, pp.552-567, 2011