

# [B34] 強散乱体中の光伝播の解析と 光トポグラフィへの応用

機械制御工学専攻 山田研究室  
0133039 鈴木 岳

## 1. 序論

人間の脳は大まかに、基本的な生命維持を司る脳幹と霊長類に至り肥大化した新皮質とも呼ばれる高次機能を司る大脳皮質に分けられる。この大脳皮質には言語野、視覚野、聴覚野、体性感覚野などの比較的高度な機能が存在している。この高次機能の活動を調べる技術として現在様々な低侵襲の脳機能計測装置が開発されている。その中でも特に近赤外光を用いる光トポグラフィ法が注目を集めている。この光トポグラフィ法は、大脳皮質における脳活動に伴う血液状態変化を画像化する技術である。この技術は、従来の脳機能計測装置である fMRI や PET などと比べ、侵襲性がなく、被験者に対する拘束性が低いという特徴を有する。この特徴を生かして、言語機能計測や神経性発作の焦点同定など、従来の脳機能計測では困難であった応用技術も開発されている。脳は局在化した機能部位毎に連携を取り合って活動することが知られている。しかし、近赤外域光に対して皮膚は吸収散乱体であり、頭蓋骨は強散乱体である。これらの吸収、散乱の強さ、あるいは厚さなどは部位による差や個体差が存在する。本研究では、光拡散方程式を数値的に解き、頭蓋骨の厚さ、散乱係数、皮膚の吸収係数が生体内の光伝播特性に与える影響をしらべ、検出した光強度から脳活動に伴う血液状態変化に対する検出光強度の変化、つまり吸光度差(OD)を評価し、その評価結果からトポグラフィ画像の画質に与える影響を明らかにする。<sup>[1,2]</sup>

## 2. 光拡散方程式と計算に用いたモデル

図1のような頭部を模擬した4層構造媒体中<sup>[3]</sup>の光伝播に関して、式(1)に示す光拡散方程式<sup>[4,5]</sup>を適用し、これを差分法により数値的に解いた。

$$\nabla[D(r)\nabla\phi(r)] - \mu_a(r)\phi(r) + q = 0 \quad (1)$$

ここで $\phi$ ,  $D=1/3\mu_s'$ ,  $\mu_s'$ ,  $\mu_a$ ,  $q$ はそれぞれ、位置  $r$  における光の積分強度、光拡散係数、等価散乱係数、吸収係数、媒体内部光源強度である。大脳皮質での脳活動部位の領域は、 $10\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 10\text{ mm}$ とした。各モデルの光学特性値を図1に示す。図1においてCSFは脳脊髄液であり、Activation regionとは活動部位のことである。この活動部位とは大脳皮質の活動に伴う血液状態量変化により近赤外域の光を吸収する部位のことである。この活動部位は脳の活動状態により変化するために脳脊髄液の直下のあらゆる場所に位置する可能性を持つ。

この活動部位での血液状態変化を検出するために、頭皮上に光照射位置と光検出位置を実際の光トポグラフィのプロープ配置に従い単一プロープ対を30mmの光源・検出点間隔で固定して配置した。なお、式(1)の境界条件は入射面以外の境界面においては完全吸収条件( $=0$ )とし、入射面では反射条件 $-D(\partial\phi/\partial z)_{z=0}=(1/2A)\phi_{z=0}$ を仮定

する。検出光強度は表面における $\phi$ の flux、 $\Phi=-D(\partial\phi/\partial z)_{z=0}$ で与えられる。

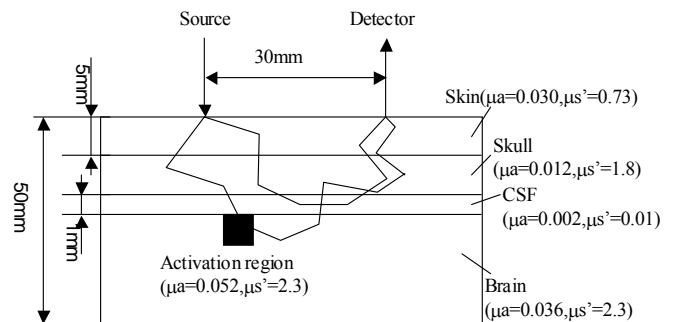


図1. 頭部を模したモデル

## 3. 光トポグラフィ画像のシミュレーション法

吸光度差(OD)とは脳のある位置に活動部位がある場合、その活動部位の吸収係数、位置が単一プロープ対の場合の検出光量に与える影響を調べるための指標である。 $\Delta OD$ は(2)式で定義する。<sup>[6]</sup>

$$\Delta OD = -\ln(\Phi^s / \Phi) \quad (2)$$

ここで $\Phi^s$ および $\Phi$ は活動部位が存在する場合および存在しない場合の検出光強度である。また、OD分布とは活動部位の位置が変化した場合において、ODをその活性領域の位置に対し2次元的にマッピングしたものである。その手法を図2に示す。

次にOD分布を用いた光トポグラフィ画像のシミュレーション法を説明する。図3に実際の光トポグラフィのプロープ配列<sup>[6]</sup>を示す。図4のように、光トポグラフィのプロープ配列中において活動部位の位置を決定する。その活動部位の位置をそれぞれのプロープ対を光源・検出点とするOD分布中において決定する。このときその活動部位の変化によるODの値をそのプロープ対の光源と検出点の間点に計測値として割り振る。この作業を図3に示す30mm間隔で隣り合うプロープ対全てに対して行う。この一連の作業から光トポグラフィのシミュレーション画像を作成する。

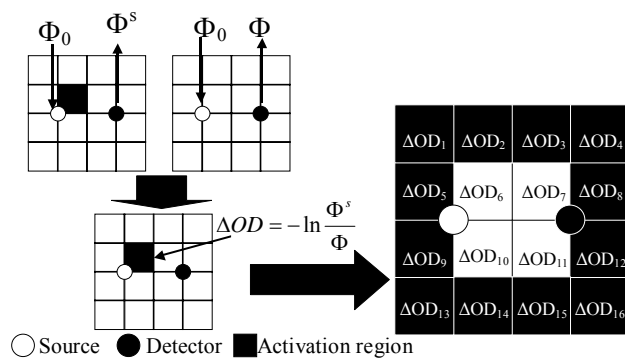


図2. OD分布の計算手法

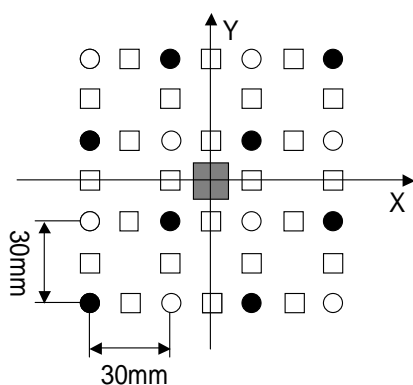


図3. 光トポグラフィにおけるプローブ配列  
( ○ : 光源   ● : 検出点   □ : 計測点   ■ : 活性領域 )

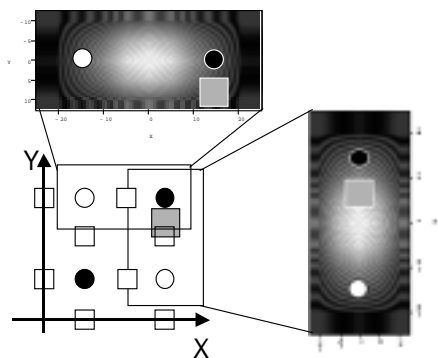


図4. 光トポグラフィ画像のシミュレーション法

4. 頭蓋骨厚さが光トポグラフィに及ぼす影響

図5に頭蓋骨の厚さ12.5mm、7.5mmのときのOD分布を示す。このOD分布は頭蓋骨厚さ12.5mmと7.5mmでそれぞれ最大値を1に正規化したものである。この図からODが最大となる活動部位の位置は光源と光検出位置の中間位置であることがわかる。図5から頭蓋骨の厚さがOD分布の形状に与える影響はきわめて小さいことがわかった。但しODの絶対値は頭蓋骨厚さに大きく依存する。

活性領域が図3の原点に存在するときの頭蓋骨厚さが12.5mm、7.5mmにおける光トポグラフィ画像を図6に示す。これらの結果から頭蓋骨の厚さが光トポグラフィ画像に与える影響はきわめて小さいということがわかった。

またこのことからOD分布形状がそれほど変化していなければ光トポグラフィ画像は変化しないことが分かった。

5. 頭蓋骨散乱係数変化による光トポグラフィへの影響

次に頭蓋骨の散乱係数を変化が光トポグラフィ画像に与える影響を調べた。用いたモデルは図1と同様だが頭蓋骨厚さは7.5mmと固定した。このモデルを用い計算した正規化したOD分布を図7に示す。また、X軸におけるODの絶対値を図8に示す。その結果、頭蓋骨散乱係数が増加したとしても正規化したOD分布形状には影響を及ぼさないことがわかった。また図8から頭蓋骨厚さが増加したときと同様 $\Delta OD$ の絶対値は散乱係数に強く依存し、散乱係数が大きくなるとODは小さくなることわかった。このことから頭蓋骨散乱係数に対し光トポグラフィ画像は影響を受けないということになる。しかし検出される信号及びODの値は散乱係数が大きくなると小さくなるためにノイズの影響などは無視できないものと考えられる。

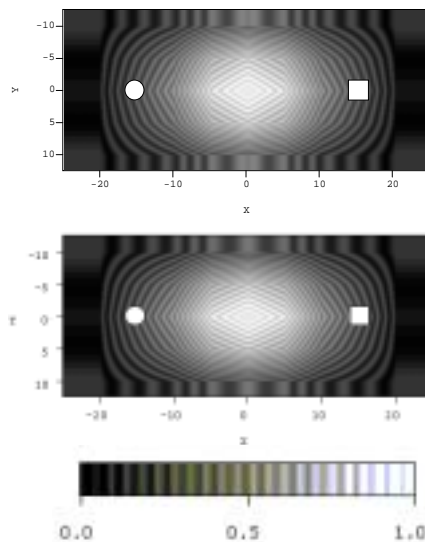


図5. 頭蓋骨厚さが12.5mm(上) 7.5mm(下)のときの最大値を1に正規化したときのOD分布  
( ○ : 光源、 ● : 検出点 )  
( カラーバーにおいては各図共通 )

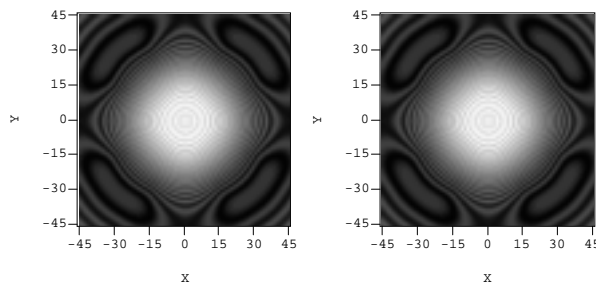


図6. 頭蓋骨厚さ12.5mm(右) 7.5mm(左)のときの光トポグラフィ画像

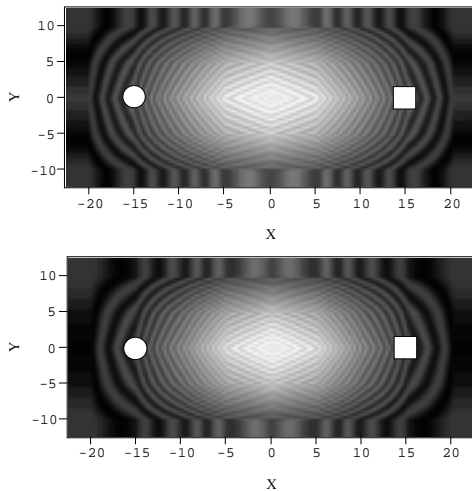


図7.頭蓋骨等価散乱係数  $0.9 \text{ mm}^{-1}$  (上)  $3.6 \text{ mm}^{-1}$  (下) のときの OD 分布

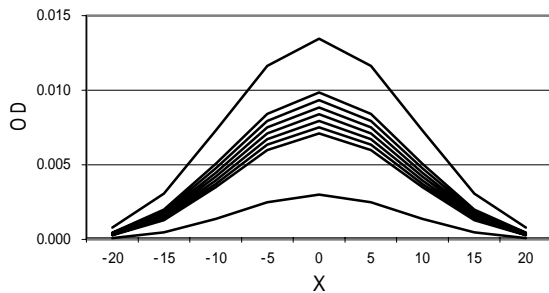


図8. X 軸上における OD の変化 (上から  $\mu_s = 0.9, 1.5 \sim 2.1, 3.6 \text{ mm}^{-1}$ )

## 6. 皮吸収係数変化による光トポグラフィ画像への影響

### 6-1. 表皮吸収係数変化による OD 分布への影響

個体差による皮膚の吸収係数の変化が光トポグラフィ画像に及ぼす影響を調べた。用いたモデルは図9に示す。図9において epidermis は表皮を意味する。モデル自体は図1に示したものと類似しているが、相違点は皮膚表面近くに色素を持つ表皮層を設けたことである。本モデルではこの表皮層を  $0.5 \text{ mm}$  とした。それぞれの層は表皮を含めた皮膚層が  $5 \text{ mm}$ 、頭蓋骨層は  $7.5 \text{ mm}$ 、脳脊髄液を  $1 \text{ mm}$  とし、全体の厚さは  $50 \text{ mm}$  である。活動部位のサイズは図1のモデルと同様に  $10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm}$  である。また光学特性値も図1のモデルと同様である。但し表皮の等価散乱係数は皮膚と同様に  $\mu_s' = 0.73 \text{ mm}^{-1}$  とし、皮膚の色の变化を提供するための吸収係数は  $\mu_a = 0.03, 0.06, 0.1, 0.2, 0.3 \text{ mm}^{-1}$  と変化させた。吸収係数を  $0.03 \text{ mm}^{-1}$ ,  $0.3 \text{ mm}^{-1}$  としたときの正規化された OD 分布を図10に示す。また、図11に X 軸上の OD の変化を示す。さらに活性領域が光源と検出点の中間点( $X=0$ )にあるとき、その表皮の吸収係数に対する OD の変化及び検出点における光強度の変化を図12、図13に示す。

これらの結果、表皮の吸収係数が変化しても、正規化された OD 分布には影響を与えないことから、光トポグラフィ画像にも影響を与えないことが分かった。しかしながら表皮の吸収係数が增大するにつれ、検出点の光強度が減少するのに対して、OD の数値が増加していることが確

認された。この原因を考察するために図9のモデルに光を照射したときの光の伝播経路を調べた。

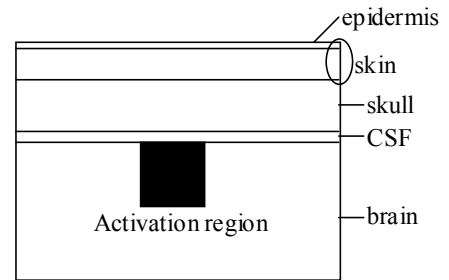


図9.表皮を持つ頭部モデル

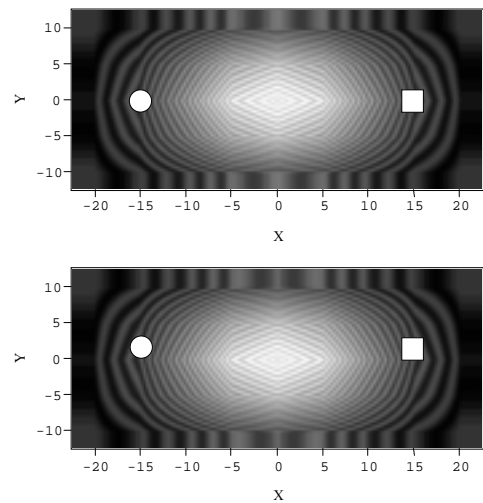


図10.表皮吸収係数  $0.03 \text{ mm}^{-1}$ (上)、 $0.3 \text{ mm}^{-1}$ (下)の時の OD 分布

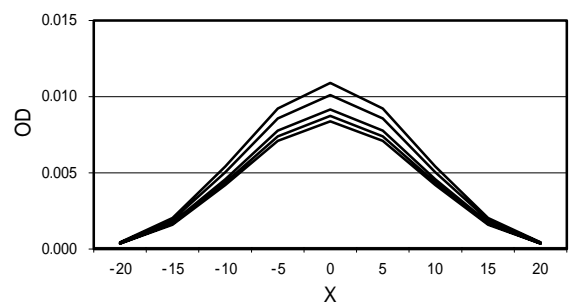


図11.X 軸上における OD の変化 (上から  $\mu_a = 0.03, 0.06, 0.1, 0.2, 0.3 \text{ mm}^{-1}$ )

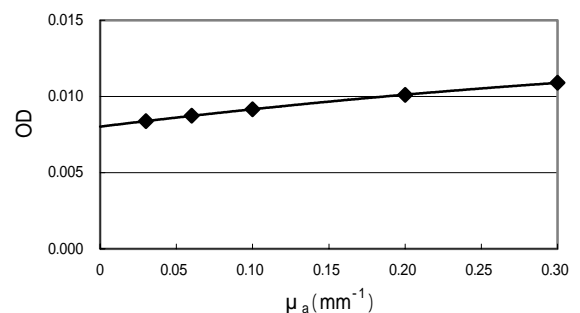


図12.表皮吸収係数と OD の関係

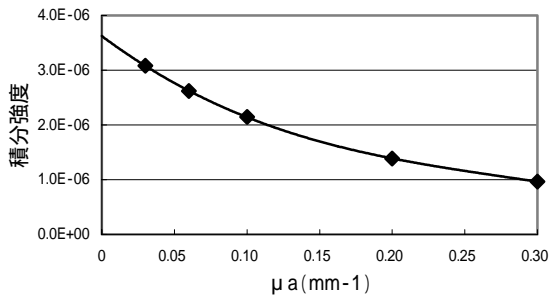


図 13. 光積分強度と  $OD(X=0)$  の関係

## 6-2 層構造をなす強散乱体中における光伝播の様子

6-1 において表皮の吸収係数を増加させた場合、 $OD$  の数値が増加していることに対する考察を行うために層構造をなす強散乱体モデル中での光伝播経路を調べた。光伝播経路を予測するために用いたモデルは図 9 であり手法を図 13 に示す。光伝播経路を計算するためにはまず光源の位置から光を入射し、光強度分布を断面の形で出力する。次に検出点の位置から光を入射し、同様の光強度分布を断面の形で出力する。この二つの断面を重ね合わせることで光伝播経路を記述する。実際にはそれぞれの座標で互いの数値を掛け合わせれば入射点からある点を通して検出点で検出される光の確率を表す。但しその数値がきわめて小さいため画像は対数表示する。したがってここで提示する光伝播経路を記述する画像は実際には検出される光が通過する可能性が高い部分を表示している。こうして計算した光伝播経路分布を表皮の吸収係数  $0.03, 0.3 \text{ mm}^{-1}$  に対して図 15 に示す。

図 15 の結果から表皮の吸収係数が増加してもこの程度の変化では光の浸透深さにはそれほど影響してはいることが分かった。しかし、表皮の吸収係数が増加することにより皮膚表面近くでの光量が減少していることが確認できる。このことから表皮の吸収係数が増加すると皮膚の表面を通過して検出される光量が減少し、相対的に脳の深部を通過して検出される光量が増加するために  $OD$  の値が増加するものと考えられる。

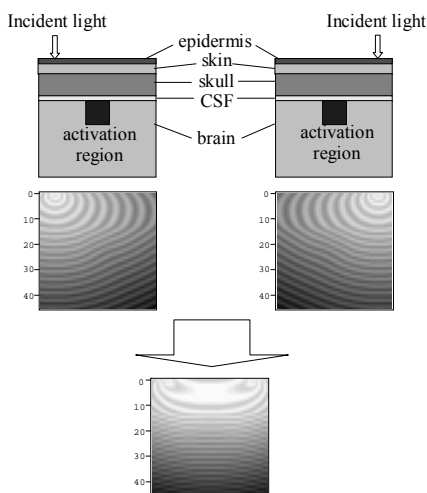


図 14. 光経路の記述法

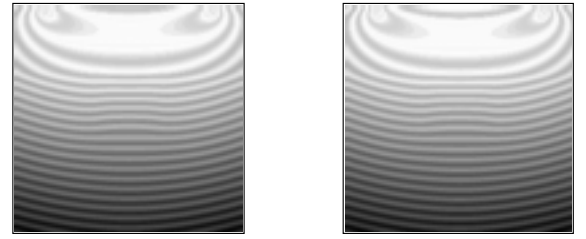


図 15. 光伝播の様子  
(左：表皮吸収係数  $0.03 \text{ mm}^{-1}$ 、右：表皮吸収係数  $0.3 \text{ mm}^{-1}$ )

## 7. 結論

本研究では光拡散方程式を数値的に解くことにより光トポグラフィ画像のシミュレーションを行い、各種の条件が光トポグラフィ画像に与える影響を調べた。まず、層構造強散乱体モデルを用いて頭蓋骨の厚さが光トポグラフィ画像に与える影響を評価した。通常人間の頭蓋骨の厚さは  $5 \text{ mm} \sim 8 \text{ mm}$  程度であるといわれているが、この程度の厚みの変化では光トポグラフィ画像自体は影響を受けない。同様に頭蓋骨散乱係数の変化、表皮の吸収係数の変化なども光トポグラフィ画像にはそれほど影響を与えるものではないことが分かった。但しいずれの場合においても検出される光の強度はこれらの条件に依存するため、光強度が小さくなる場合には、実際の医療現場で用いられる光トポグラフィ画像がノイズの影響を受けることが予想される。このノイズの影響を予測するということがこれからの課題の一つである。また表皮の吸収係数が増大することによって、光トポグラフィのシミュレーションにとり重要な指標である  $OD$  が増大することが確認されたが、これも検出される光量が小さくなるために実際の光トポグラフィ画像にこの結果がそのまま適用できるかどうかは検討の余地がある。

## 参考文献

- [1] 小泉英明, 「光トポグラフィが拓く 21 世紀の脳機能研究 トランスディシナプリな脳研究へのアプローチ」, 脳の科学, 22, (12), 1243-1253 (2000).
- [2] 山下優一, 牧敦, 山本剛, 小泉英明, 「光トポグラフィ技術の将来像」, 脳の科学, 22 (12), 1263-1268 (2000).
- [3] T. Yamamoto, A. Maki, Y. Yamashita, Y. Tanikawa, Y. Yamada and H. Koizumi, "Noninvasive brain-function measurement system: optical topography," *Proc. SPIE.*, 4250, 339-350 (2001).
- [4] 山田幸生, 高橋ゆかり, 「医学・生物学における光と生体組織の相互作用および光によるイメージング」, 機械技術研究所所報, 49, (1), 1-31 (1995).
- [5] T. J. Farrell, M. S. Patterson and B. Wilson, "A diffusion theory of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties *in vivo*," *Med. Phys.*, 19, (4), 879-888 (1992).
- [6] T. Yamamoto, A. Maki, T. Kadoya, Y. Tanikawa, Y. Yamada, E. Okada and H. Koizumi, "Arranging optical fibres for spatial resolution improvement of topographical images," *Phys. Med. Biol.*, 47, 3429-3440 (2002).