

# [A24] 近赤外光を用いた光マッピングにおける各種パラメータの影響

知能機械工学専攻 山田研究室  
0434029 倉増 大士

## 1. 緒言

現在，無侵襲の脳機能計測技術として，光マッピング法が注目され，いくつかの分野でその成果が報告されている<sup>[1]</sup>．光マッピング法とは，近赤外光を用いて大脳皮質における脳活動に伴う血液状態変化を測定し，頭部表面に対応して2次元で画像化する技術であり，安全性が高く，被験者への拘束性が低いという特長を有する．

光マッピング画像の構成や光学的解釈のためには，頭部内部の光伝播シミュレーションが有用であるが，ここでは頭部を層構造としてモデル化し，各層の厚さは一定として与えることが多い．しかし，深さ方向の構造変化は少なからず光マッピング画像に影響を与えると考えられる．そこで著者らは，散乱係数が大きく，個人や部位によって厚さが異なる頭蓋骨の影響を検討した<sup>[2]</sup>．その結果，厚さが一様であれば検出される吸光度の変化  $\Delta OD$  の絶対値は頭蓋骨の厚さの影響を受けるが  $\Delta OD$  分布の形状は大きな影響を受けないことを明らかにした．

しかし，入射検出間の頭部内で層厚さに大きな変化がある場合や，乳幼児のように頭部の曲率が大きい場合の影響は検討課題として残った．この課題に対しては，頭部の3次元組織モデルとその解析手法の確立が要求される．このための有効な方法の1つとして，光伝播を記述する光拡散方程式に基づくシミュレーションがある．

そこで本研究では，頭部組織構造と光学特性値が光マッピング画像に与える影響を定量化することを目的として，光マッピング法のシミュレーションに取り組んだ．

## 2. 光拡散方程式と解析解

生体組織中の光伝播は，式(1)に示す定常状態の光拡散方程式で記述される<sup>[3,4]</sup>．

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

ここで， $r$ ：位置， $\phi$ ：積分光強度， $D = 1/(3\mu'_s)$ ：光拡散係数， $\mu_a$ ：吸収係数， $\mu'_s$ ：換算散乱係数， $q$ ：媒体内の発光強度である．

光拡散方程式は，均質な光学特性を持つ半無限媒体，無限媒体，無限円柱などの形状の媒体に対しては解析解を求めることができる．3次元半無限均一媒体については，Farrellらにより，負の鏡像光源(イメージソース)という概念を用いて，

式(2)に示す解析解が求められている<sup>[4]</sup>．

$$\phi(\rho, z) = \frac{1}{4\pi D} \left( \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_1}}{r_1} - \frac{e^{-\mu_{\text{eff}} r_2}}{r_2} \right) \quad (2)$$

ここで， $\rho, z$ はそれぞれ表面に入射した光源からの半径と深さ位置を表し， $r_1$ は点 $(\rho, z)$ と光源との距離， $r_2$ は点 $(\rho, z)$ とイメージソースとの距離を表す． $\mu_{\text{eff}}$ は有効減衰係数と呼ばれる光学特性値であり， $\mu_{\text{eff}} = (\mu_a/D)^{1/2}$ で表される．

## 3. 有限要素法による光マッピングシミュレーション

任意の組織形状のための有限要素法(FEM)による光マッピングシミュレーションに取り組んだ．計算にはCOMSOL(COMSOL, Inc.)を用いた．まず， $70 \times 70 \times 50$  mmの3次元均質媒体中の入射光に対するシミュレーションを行ない，深さ方向の積分光強度分布について式(2)の解析解と比較することで，数値解の信頼性を確認した(Fig.1)．媒体の表面中央に $1 \text{ mW/mm}^2$ の連続光を入射し，内部発光はないとした．境界条件は，入射面以外では $\partial\phi/\partial n = 0$  ( $n$ は表面の法線方向)とし，入射面では内部反射を考慮し， $\phi = 2DA(\partial\phi/\partial z) + \{4/(1-r_d)\}I_i$ とした． $A$ は反射率  $r_d$ によって決まるパラメータであり， $I_i$ は入射光強度である．なお，表面で検出される光強度は $\phi$ のfluxとして $-D(\partial\phi/\partial n)_{z=0}$ で表される．メッシュ要素数は30万であり，入射点領域周辺では $0.02 \text{ mm}$ ，周辺以外では $2.5 \text{ mm}$ の一辺を持つ四面体で構成される．結果は解析解と良く一致しており，数値解の信頼性は十分である．

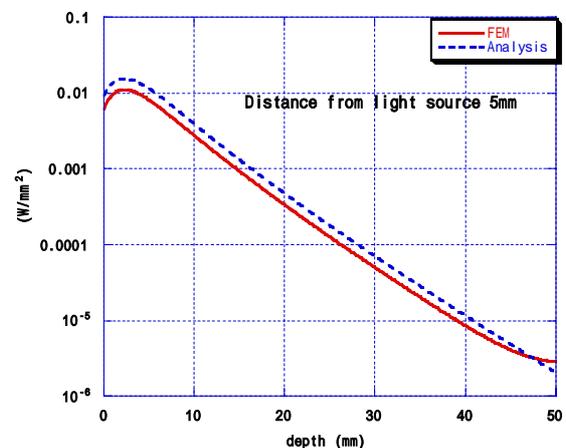


Fig.1 Comparison between analytical and numerical (FEM) results for homogeneous medium with  $\mu_a = 0.005 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu'_s = 1.5 \text{ mm}^{-1}$

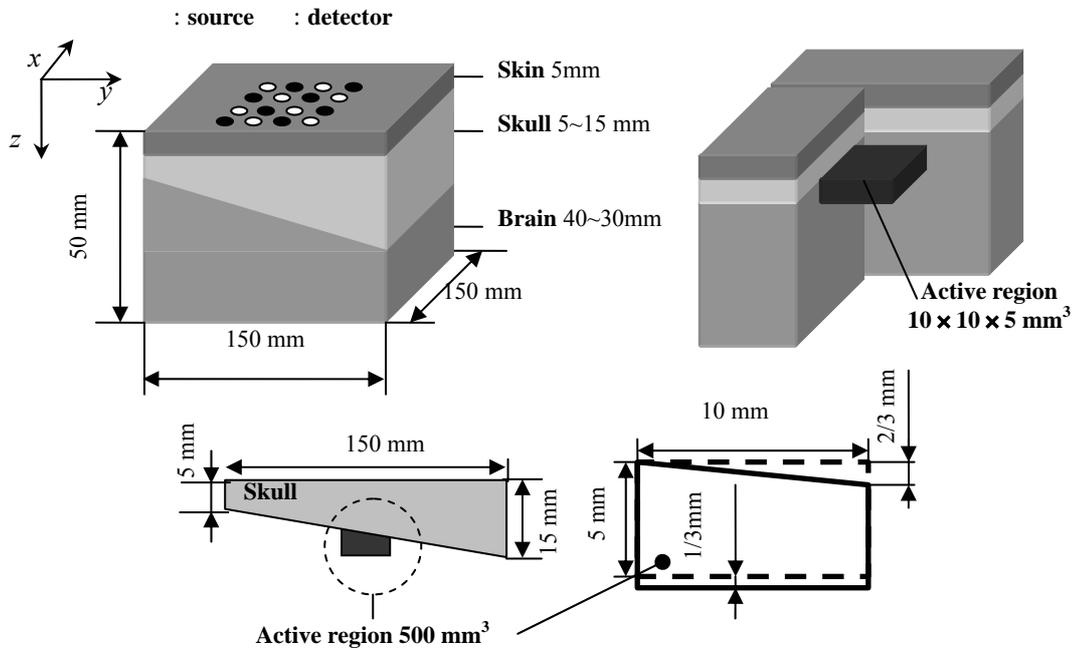


Fig.2 Geometry of simulation models with the uniform and nonuniform thickness of the skull layer

Table1 Optical properties of each layer.(800nm)

	$\mu_a$ (mm <sup>-1</sup> )	$\mu'_s$ (mm <sup>-1</sup> )
skin	0.030	0.73
Skull	0.012	1.8
Brain	0.036	2.3
Activation region	0.052	2.3

#### 4. 頭蓋骨厚さ変化が光マッピング画像に与える影響

頭蓋骨の厚さが一様な場合に、厚さが光マッピング画像に与える影響は明らかになっているが<sup>[2]</sup>、厚さが連続的に変化して一様でない場合についてはまだわかっていない。そこで、頭蓋骨の厚さが連続的に変化する場合について光マッピングシミュレーションを行った。

シミュレーションに用いた頭部の層構造モデルを Fig.2 に示す。頭蓋骨の厚さは 5~15mm まで直線的に変化するとした。厚さ変化率は 1/15mm<sup>-1</sup> となる。今回のモデルでは脳脊髄液(CSF)の影響は微小であるとして省略した。このモデルに対して、有限要素法による光マッピングシミュレーションを行った。各層の光学特性値を Table 1 に示す。i 番目と i+1 番目の層の間における境界条件は  $-D_i(\partial\phi/\partial z) = -D_{i+1}(\partial\phi/\partial z)$  で表される。他の境界条件は一様媒体の場合と同様である。光マッピングを行うため、大脳皮質に脳活動部位が存在するとし、中央 ( $x=y=45\text{mm}$ , 左下検出点を原点とする) の Brain 最上部に  $10 \times 10 \times 5 \text{ mm}^3$  の活性領域を配置した。メッシュ要素数は 55 万であり、入射点領域周辺では 0.02mm, 周辺以外では 2.5mm の一辺を持つ四面体で構成される。

Fig.3 に媒体表面の入射検出プローブとデータ点の配置および、活性領域位置を示す。プローブの直径は 1mm とした。それぞれの検出位置で以下に定義される  $\Delta OD$  を求める<sup>[5]</sup>。

$$\Delta OD = -\ln(\Phi_a / \Phi_n) \quad (3)$$

ここで、 $\Phi_a$  および  $\Phi_n$  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。入射点と検出点の中

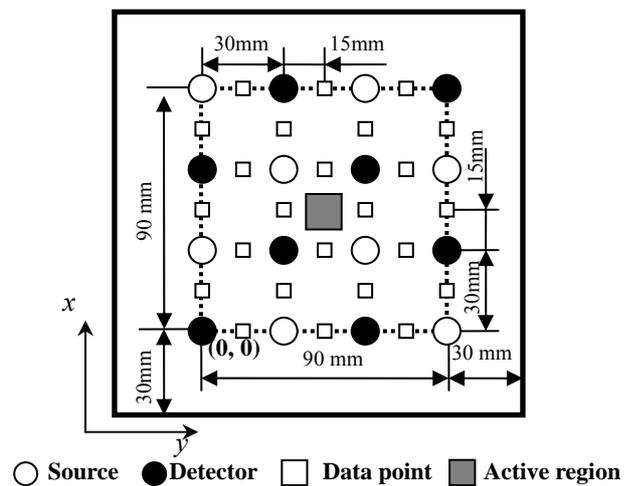


Fig.3 Array of probe and data point, Position of Active region

間であるデータ点に、求めた  $\Delta OD$  を与える。その後、各データ点間を逆距離法を用いて 2 次元補間し、光マッピング画像 ( $\Delta OD$  分布) を構成した。

頭蓋骨の厚さが一様 (5mm) と非一様 (5~15mm) の場合の光マッピング画像を Fig.4, 非一様厚さの結果画像から一様厚さの結果画像を引いたものを Fig.5 に示す。

Fig.4 を見ると、どちらも中心に活性領域が存在することがわかり、両者の光マッピング画像には大きな変化は見られない。そこで、画像の差を取った Fig.5 を見ると、骨が厚い側について薄い側と比較して  $\Delta OD$  が小さくなっていることがわかる。しかし、減少量のオーダーは  $10^{-4}$  と非常に小さいため、光マッピング画像としては影響を受けない。

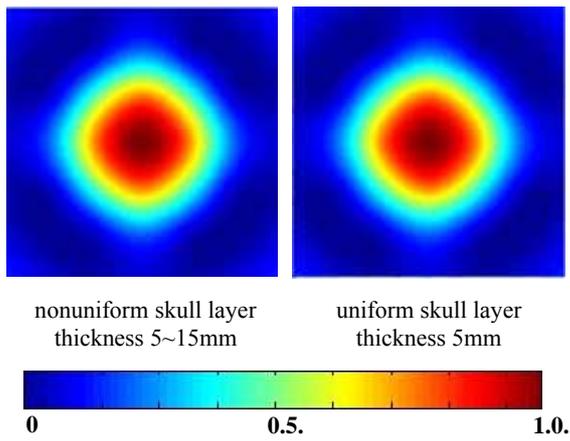


Fig.4 Optical mapping images of nonuniform and uniform skull layer simulated by FEM.

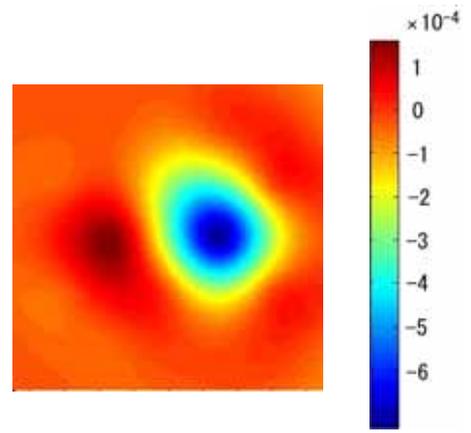


Fig.5 Difference of mapping image between nonuniform and uniform skull layer

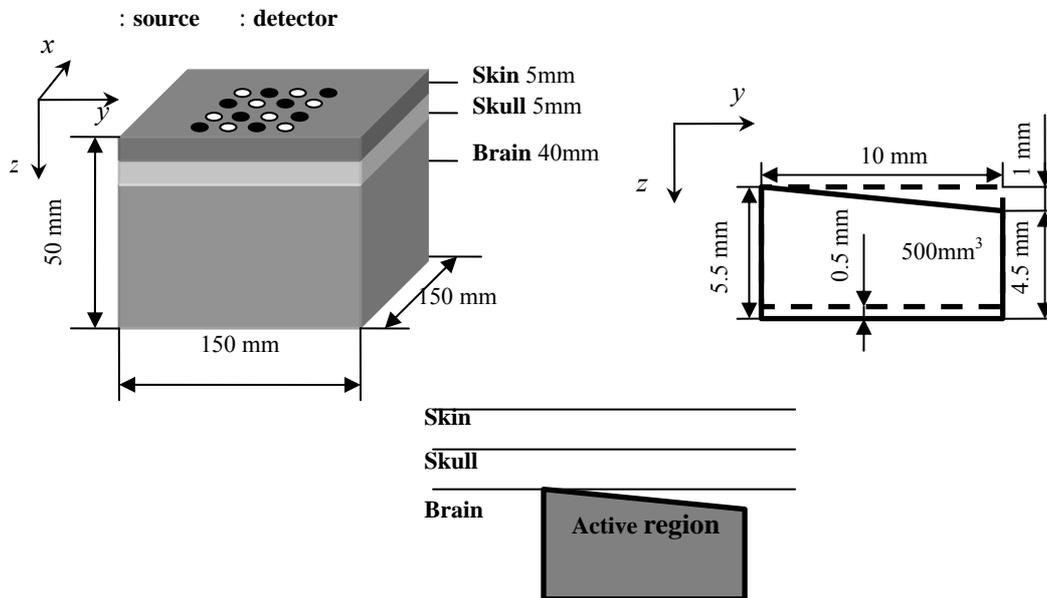


Fig.6 Geometry of simulation models with the deformed active region with a uniform skull layer

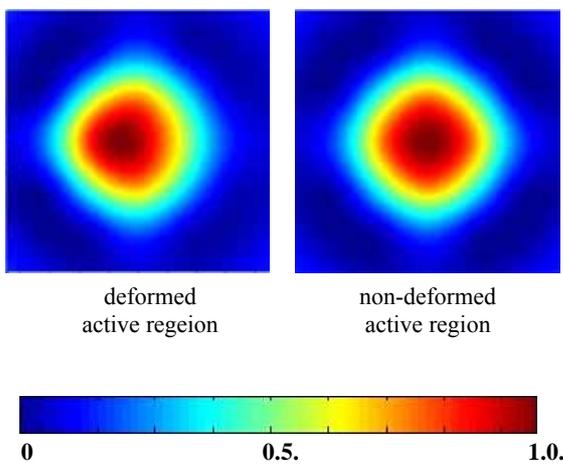


Fig.7 Optical mapping images of deformed and non-deformed active regions with a uniform skull layer

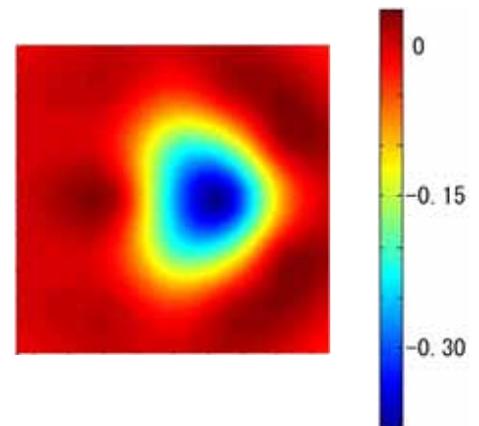


Fig.8 Difference of mapping images between deformed and non-deformed active regions

## 5. 活性領域形状変化が光マッピング画像に与える影響

次に活性領域形状が変化した場合の、光マッピング画像に与える影響を調べた。シミュレーションに用いたモデルを Fig.6 に示す。活性領域の形状以外の各層の厚さ、境界条件、活性領域の位置等は 4.における頭蓋骨一様モデルの条件と同様である。

活性領域形状変化モデルでは活性領域の形状を 4.の頭蓋骨非一様モデルにおける活性領域と同じにした。体積は頭蓋骨一様モデルと等しく、厚さ変化率は  $1/10 \text{ mm}^{-1}$  である。頭蓋骨連続変化モデルと異なるのは、頭蓋骨と活性領域の間に楔状の非活性領域(脳組織)が存在するという点である。

活性領域形状が変化した場合と変化しない場合の光マッピング画像を Fig.7, 両画像の差を Fig.8 に示す。活性領域形状が変化しないモデルと比較すると、活性領域形状変化モデルでは、左側にピークがずれ、位置の誤差が生じていることがわかる。これは活性領域の厚さが小さい方向について吸収の影響が弱くなるためである。Fig.8 を見ても、活性領域の厚さが小さい方向について値が小さくなっていることがわかる。この減少量が  $10^{-1}$  オーダとなり、最大で 40%と大きくなるため、画像に影響を与える。しかし、位置の誤差は 5 mm 程度であり、光マッピングにおける空間分解能は 30 mm であるため、許容できる誤差といえる。

## 6. 活性領域深さ位置が光マッピング画像に与える影響

4.において画像変化が無いのに対して、5.では画像変化があることから、活性領域の深さが吸収量変化に影響を与えると推測される。そこで、活性領域の深さが変化した場合の、光マッピング画像に与える影響を調べた。シミュレーションに用いたモデルを Fig.9 に示す。活性領域の形状以外の各層の厚さ、境界条件、活性領域の位置等は 4.における頭蓋骨一様モデルの条件と同様である。

深さ位置変化モデルでは頭蓋骨の直下ではなく、頭蓋骨から 1 mm 離れた位置に配置した。こちらの形状は頭蓋骨一様モデルと同様に直方体であり、寸法も同様とした。

活性領域深さ位置が変化した場合と変化しない場合の光マッピング画像を Fig.10, 両画像の差を Fig.11 に示す。活性領域が頭蓋骨直下にあるモデルと比較すると、深さ位置が変化しても光マッピング画像については変化が見られない。しかし、頭蓋骨直下に活性領域が存在する場合の最大値を 1 として表示した結果を見ると値が小さくなっていることがわかる。この減少量は全て 40%程度であり、8-3 における最大減少量と一致する。このことから、頭蓋骨直下付近の深さについて吸収への寄与が大きいことがわかる。よって、5.において、わずかな形状の変化によってピークがずれ、画像に位置の誤差が生じたのは、形状変化部分がこの深さ付近になっているためだと考えられる。

## 7. 結言

本研究では、頭部層構造モデルに対して光拡散方程式の数値シミュレーションを行い、頭蓋骨の連続的な厚さ変化、活性領域形状と深さ位置変化が光マッピング画像に与える影響を評価した。今回の条件では頭蓋骨の連続的な厚さ変化は光マッピングには大きな影響を与えないことが分かった。ただし、頭蓋骨厚さの増大は検出光強度を弱めるため、実際の光マッピング画像がノイズの影響を受けやすいことが予想される。活性領域形状変化については光マッピング画像に影響を与えることが分かった。しかし、画像の位置の誤差は 5 mm 程度であり、十分

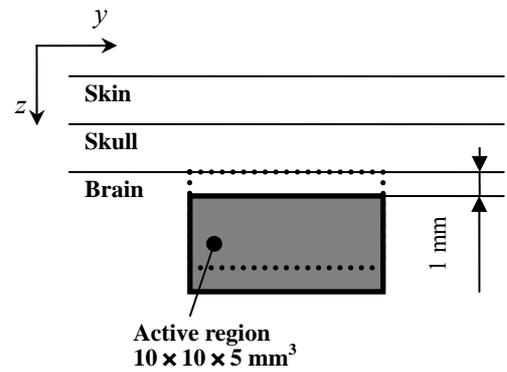


Fig.9 Active region depth change

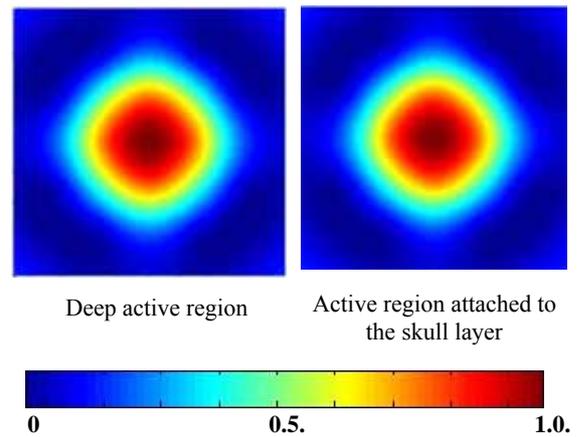


Fig.10 Optical mapping images of deep active region and active region attached to the skull layer

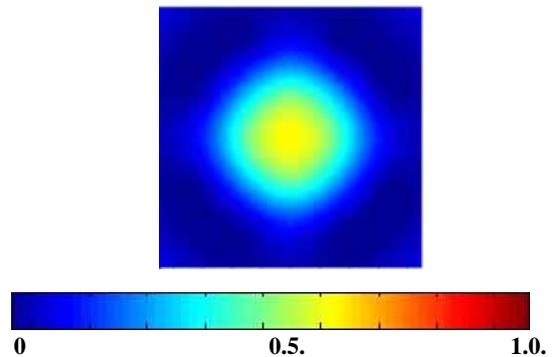


Fig.11 Difference in the mapping image due to the depth of the active region

許容できる誤差といえる。また、深さ方向の変化により、OD の値について大きな減少が見られたことから、頭蓋骨直下付近の深さは、吸収に与える寄与が大きいということがわかる。5.では形状変化部がこの深さになるため画像に影響を与え、4.では活性領域位置が深くなるために変化が小さくなったものと考えられる。理論上はいずれの場合においても光トポグラフィの画像を構成することは可能であり、脳活動位置を正しく示すことができるということを示した。

## 参考文献

- [1] 山本・小泉, 電気学会誌, 123, 160 (2003).
- [2] 鈴木 他, 第 15 回バイオエンジニアリング講演会論文集, 127 (2003).
- [3] 山田・高橋, 機械技術研究所報, 49, 1 (1995).
- [4] T. J. Farrell, et al., Med. Phys., 19, 879 (1992).
- [5] Yamamoto et al., Phys. Med. Biol., 47, 3429 (2002)