脳内光伝播のシミュレーション

岡田 英史

慶應義塾大学 理工学部電子工学科 (〒223-8522 神奈川県横浜市港北区日吉3-14-1)

Forward Modelling of Light Propagation in a Brain

Eiji OKADA

*Department of Electronics and Electrical Engineering, Faculty of Science and Technology, Keio University,
3-14-1 Hiyoshi, Kohoku-ku, Yokohama, Kanagawa 223-8522*

(Received April 30, 2002)

Near infrared spectroscopy and imaging have been applied to measure brain activities. The light scattering in the tissue causes ambiguity in the volume of tissue sampled with a source-detector pair of near infrared instruments and hence theoretical modelling to obtain light propagation in the head is very important for the brain activity measurements. In this paper two theoretical methods, Monte Carlo simulation and hybrid Monte Carlo-diffusion method, for calculation of light propagation in the brain are reviewed. The light propagation in the brain is strongly affected by the heterogeneity of tissue, especially the presence of low scattering cerebrospinal fluid (CSF). The results indicate that the presence of the CSF layer improves the sensitivity of the optical signal to brain activities.

Key Words: Near infrared spectroscopy, Near infrared imaging, Monte Carlo simulation, Diffusion equation, Brain activity

1. はじめに

近赤外光は生体組織に対して比較的高い透過性を持ち、近赤外光を頭皮に照射すると、その一部は脳組織まで到達した後に再び体表まで戻ってくる。脳が活動すると、その部位の血液量や酸素状態が変化するため、脳組織の吸収が部分的に変化する。脳組織の吸収変化によって、体表へ戻ってくる近赤外光の光量が変化するため、この変化を捉えることによって脳の活動状態を測定することができる。さらに頭部に複数の入射-検出ファイバ対を配置して多点計測をおこなった結果から、脳機能を断層画像¹⁻³⁾やトポグラフィー画像^{4,5)}として再構築することもおこなわれている。

光を用いた生体計測に共通する最大の問題点は、生体組織が強い散乱を有する媒質であるということである。脳機能計測の場合においても、近赤外光は頭部組織内を多重散乱を受けながら伝播するため、検出光の伝播経路は組織内に広く分布している。さらに、頭部組織は頭皮、頭蓋骨、脳などの複数の組織からなる不均質な構造をもっており、このことが脳組織内の光伝播に影響を及ぼしている。生体組織内における光伝播の状態を実測によって求めることは現在の技術では不可能であることから、頭部組織内における散乱現象を理論解析して、光伝播をシミュレーションすることが必要不可欠となる。本

稿では、近赤外光を用いた脳機能計測のための、頭部組織の非均質性を考慮した脳内光伝播シミュレーションの方法として、モンテカルロ・シミュレーション、および光拡散方程式とモンテカルロ・シミュレーションのハイブリッド法について紹介する。

2. なぜ光伝播シミュレーションが必要か

光を用いた脳機能計測では、頭部に近赤外光を入射、検出する光ファイバ対を装着して、検出光の減光度変化を測定する。脳が活動すると、脳組織の血液量や酸素状態が部分的に変化する。このとき、酸化・還元ヘモグロビン等による組織の吸収が変化するため、このことに起因する検出光の強度変化を捉えることで脳機能を測定することができる。仮に、頭部組織が均質で吸収変化が一律に生じるものとする、検出光の減光度変化 ΔOD と組織の吸収係数の変化 $\Delta \mu_a$ の間には、次式で表される Modified Beer-Lambert 則が成立することになる⁶⁾。

$$\Delta OD = \ln(I_0/I) = \Delta \mu_a \cdot \langle L \rangle \quad (1)$$

ここで、 I_0 , I は脳の活動前後における検出光強度、 $\langle L \rangle$ は検出光が組織内を伝播した距離の平均であり、平均実効光路長と呼ばれている。平均実効光路長は、パルスレーザーとストリーク・スコープを利用した時間分解計測を

おこなうことで実測が可能である。

しかし、実際の頭部は複数の組織からなる不均質構造をしている。そこで、頭部組織を頭皮 (scalp)、頭蓋骨 (skull)、脳脊髄液層 (cerebrospinal fluid: CSF)、脳組織 (brain) のように個々の組織に分けて考えると、平均実効光路長は式 (2) のように、検出光が各組織内を伝播した平均距離である部分実効光路長の和として与えられる⁷⁾。

$$\langle L \rangle = \langle L_{scalp} \rangle + \langle L_{skull} \rangle + \langle L_{CSF} \rangle + \langle L_{brain} \rangle \quad (2)$$

もし、脳が活動する前後における組織内の血液量や酸素状態が、脳組織の中だけで変化しているものと仮定すると、式 (1) は以下のように書き換えることができる⁸⁾。

$$\Delta OD = \Delta \mu_a \langle L_{brain} \rangle \quad (3)$$

ここで、 $\Delta \mu_a$ は脳組織で生じた吸収変化、 $\langle L_{brain} \rangle$ は脳組織における部分実効光路長である。式 (3) から明らかなように、脳組織における部分実効光路長が長いということは、脳組織での吸収変化に対する検出光の感度が高くなっていることを意味している。平均実効光路長 $\langle L \rangle$ とは異なり、検出光が脳組織内を伝播した距離である部分実効光路長 $\langle L_{brain} \rangle$ を直接測定することは不可能である。したがって、式 (3) に基づいて、脳組織における吸収変化を定量的に測定するためには、頭部組織内の光伝播をシミュレーションして脳組織における部分実効光路長を求める必要がある。

また、多点計測をおこなって脳機能の断層画像やトポグラフィー画像を得る場合、各入射-検出ファイバ対での減光度がどの部分の脳機能を反映しているかということが、画像の空間分解能を向上させるという観点から重要となる。ここで、入射-検出ファイバ対で捉えた減光度変化が生体組織のどの部分の吸収変化を反映しているかという空間感度分布は、組織内における検出光の伝播経路の分布と等しくなっている⁹⁾。X線などの場合、散乱の影響はほとんど無視できるため、対象が頭部であっても腕部であっても、X線の伝播経路は照射位置と方向によって決定されると考えて問題ない。しかし、光は生体組織で強い散乱を受けるため、その伝播経路は、光の照射位置と方向だけでは決定されず、生体組織の光学的な性質によっても変化する。生体組織内における光の伝播状態を実測することは不可能であり、光伝播シミュレーションをおこなわなければ解析することはできない。

3. 光伝播シミュレーション

3.1 光伝播シミュレーションと生体組織の光学的性質

生体組織における光伝播をシミュレーションするために必要な光学的なパラメータには、散乱係数 μ_s 、位相関数 (散乱パターン) p 、吸収係数 μ_a 、屈折率 n 等がある。生体組織の散乱特性は散乱係数と位相関数で決定される。ここで、光が多く散乱を繰り返すような場合には、等方散乱近似をおこなって、位相関数を等方散乱とみなして解析をおこなうことが可能となる。等方散乱近似をおこ

なったときに用いる散乱係数を等価散乱係数 μ_s' という。生体組織の散乱、吸収係数を測定する手法には、組織のサンプルを採取しておこなう積分球法などがある¹⁰⁾。頭部を構成している各組織の、波長 800 nm の近赤外光に対する等価散乱係数および吸収係数の一例を Table 1 に示す¹¹⁻¹³⁾。脳の周囲は、ほとんど散乱がない脳脊髄液で満たされているため、この領域は他の組織に比べて散乱、吸収係数が小さくなっている。このことが、脳組織内の光伝播に大きく影響を及ぼすことになる^{8,14)}。

3.2 モンテカルロ・シミュレーション¹⁵⁻¹⁸⁾

モンテカルロ法による生体組織内の光伝播シミュレーションでは、光を光子の集まりとして捉え、組織の光学的性質と乱数を用いて個々の光子の挙動を推計学的に計算する。組織内で散乱された光が次に散乱されるまでに直進する距離 l は、散乱係数 μ_s と乱数 R を用いて次式で与えられる。

$$l = -\ln(R)/\mu_s \quad (4)$$

散乱による新たな伝播方向は、位相関数と乱数によって決定する。光子が散乱係数の異なる組織を越えて伝播した場合には、それらの組織の散乱係数を用いて伝播距離を補正する¹⁸⁾。各光子には、その光子が吸収されずに伝播を続ける可能性を表す重みが与えられており、各組織を光子が伝播した距離とその組織の吸収係数から、次式によって検出光の重みを計算する。

$$W_i = \exp \left[- \sum_j (\mu_{a,j} l_{i,j}) \right] \quad (5)$$

ここで、 W_i は i 番目の光子が検出されたときの重みである。また、 j はモデルを構成している各組織を表しており、 $\mu_{a,j}$ は組織 j の吸収係数、 $l_{i,j}$ は i 番目の光子が組織 j の中で伝播した距離を示している。

検出された全光子について重みの平均をとることで検出光量、検出された光子の伝播距離と重みの積の平均をとることで平均実効光路長を求めることができる。また、検出された光子の伝播経路に重みをつけて加算することで、検出光の伝播経路分布すなわち入射-検出ファイバ対の空間感度分布を求めることができる。

組織の非均質性を考慮したモデルを構築する方法には、異なる組織の境界を方程式によって記述する方法と、対象を画素や体積素に分割して個々の要素を各組織に割り当てる方法がある。頭部組織のような複雑な構造を有する場合、境界を方程式で記述することは困難である。Fig. 1 は成人頭部のMRI画像をもとに、頭皮、頭蓋骨、脳脊髄液、灰白質、白質の5種の組織からなる頭部モデルを一辺 0.5 mm の正方要素で表したものである。この成人頭部モデルの各組織に対応する要素に Table 1 に示した散乱、吸収係数を与え、モンテカルロ法を適用することによって、近赤外光が頭部組織を伝播する状態をシミュレーションできる。ここで、脳周囲に存在する散乱の小さい脳脊髄液層が脳組織内の光伝播に及ぼす影響を示すため、脳脊髄液層の部分に頭蓋骨の散乱、吸収係数を与

Fig. 1 Adult head model for Monte Carlo simulation.

Table 1 Optical properties of the adult head model.

tissue type	transport scattering coefficient μ_s' (mm ⁻¹)	absorption coefficient μ_a (mm ⁻¹)
scalp	1.9	0.018
skull	1.6	0.016
CSF	0.32	0.0048
grey matter	2.2	0.036
white matter	9.1	0.014

えることで脳脊髄液層の影響を無視したモデルについても、光伝播シミュレーションをおこなうこととした。2つの頭部モデルに対するモンテカルロ・シミュレーションと、4人の被験者の前額部を対象とした時間分解計測によって実測した平均実効光路長の結果をFig. 2に示す。実測の結果から、近赤外光はヒト成人の頭部組織内において、入射-検出ファイバ対の間隔に対して7~8倍程度の距離を伝播していることが分かる。また、脳脊髄液層を考慮したモデルと考慮しないモデルを比較すると、脳脊髄液層を考慮しないモデルでは入射-検出ファイバ対の間隔に対して平均実効光路長がほぼ比例して増加しているのに対して、脳脊髄液層を考慮したモデルでは入射-検出ファイバ対の間隔が30 mmを越えるとグラフの傾きがわずかに小さくなる傾向を示している。前額部を対象とした実測の結果は、脳脊髄液層を考慮したモデルに近い傾向を示している。近赤外光を用いた脳機能計測では、

Fig. 2 Mean optical path length as function of source-detector spacing calculated by Monte Carlo method, together with the experimental results.

入射-検出ファイバ対の間隔は20~40 mm程度に設定されることが多く、この範囲では平均実効光路長に対する脳脊髄液層の影響はさほど顕著ではない。

実測で直接求めることが不可能な脳組織内の部分実効光路長を、2つの頭部モデルに対する光伝播シミュレーションの結果から計算したものがFig. 3である。脳組織内における近赤外光の部分実効光路長は、入射-検出ファイバ対の間隔が30 mmの場合、脳脊髄液層を考慮したモデルの方が考慮しないモデルに比べて約3倍になっていることがわかる。これは、頭部構造の不均質性、とくに低散乱層(脳脊髄液)を高散乱層(頭蓋骨と脳組織)で挟んでいる構造が脳内の光伝播に大きく影響し、近赤外光による脳機能計測の感度向上に寄与していることを表している。

つぎに、光伝播シミュレーションによって得られた検出光の伝播経路から、光による脳機能計測の入射-検出ファイバ間隔と空間感度分布の関係について考える。Fig. 4は入射-検出ファイバ間隔が30 mmと40 mmの場合における検出光の伝播経路であり、図中の等感度線は最大感度に対して 10^{-1} 、 10^{-2} 、 10^{-3} となる部位を示している。対象が均質であると、検出光の伝播経路は入射-検出ファイバの中間部分が最も深くなるバナナ形状をとることが知られている。しかし、Fig. 4をみると、検出光の伝播経路分布は、脳の表面形状に沿うような形状になっていることが分かる。また、この傾向は入射-検出ファイバ対の間隔が大きくなると、より顕著になっている。このことは、低散乱の脳脊髄液層が脳組織の光伝播に大きく影響を及ぼしていることを示している。ここで注意しなければいけないことは、Fig. 4からは、一見、光が低散乱の脳脊髄液内を伝播することで、脳組織を伝播する光が減少しているような印象を受ける。しかし、Fig. 3に示したように、脳脊髄液層が存在することによって、光が脳組織内を伝播する距離は増加しており、近赤外光は脳脊髄液層を介して頭蓋骨と脳組織の中で拡散反射を繰り返しながら伝播しているものと考えられる。

Fig. 3 Partial optical path length in the brain as function of source-detector spacing calculated by Monte Carlo method.

Fig. 4 Spatial sensitivity profile in the adult head model at source-detector spacing of (a) 30 mm and (b) 40 mm calculated by Monte Carlo method.

3.3 光拡散方程式とモンテカルロ・シミュレーションのハイブリッド法

モンテカルロ法は、比較的簡単なアルゴリズムで生体組織内の光伝播を正確にシミュレーションできるという特長があるが、解が統計的に安定するまでに多くの演算時間を要するという欠点がある。一方、生体組織のような高散乱媒質内の光伝播は、式(6)に示した光拡散方程式によって記述することが可能である。

$$-\nabla \cdot \kappa \nabla \Phi + \mu_a \Phi = q_0 \quad (6)$$

ここで、 Φ は光子密度、 κ は拡散係数($\kappa = 1/(3\mu_s')$)、 q_0 は光源を表している。光拡散方程式を解析的²²⁾または数值的²³⁾に解くことによって生体モデル内の光伝播をシミュレーションすることができるが、頭部のような複雑な形状の非均質構造を持った対象を解析する場合には、有限要素法によって数値解を求める方法が有効である。しかし、光拡散方程式は、散乱係数が高く、光が等方的に拡散しながら伝播するとみなせる領域にしか適用することができない。つまり、頭部組織の光伝播をシミュレーションする場合、低散乱の脳脊髄液層については、光拡散方程式を適用しても正確な光伝播を求めることはできない。また、脳組織内の光伝播をシミュレーションするさいに、脳脊髄液層の存在を無視できないことは、前節で述べた通りである。

そこで、高速かつ正確に脳内の光伝播をシミュレーションする方法として光拡散方程式とモンテカルロ・シミュレーションを組み合わせたハイブリッド法が提案されている¹⁹⁻²¹⁾。これは、頭部モデルにおいて、光拡散方程式が成立する表層部(頭皮、頭蓋骨)および脳組織の光伝播のシミュレーションには光拡散方程式を用い、光拡散方程式が成立しない脳脊髄液層の光伝播はモンテカルロ法によって解析をおこなうという方法である。

Fig. 5は頭部の構造を多層平板に単純化したモデルであり、このモデルを用いてハイブリッド法による光伝播シミュレーションを説明する。このモデルにおける上層の平板は頭皮と頭蓋骨、下層の平板は脳組織を模擬している。これらの領域は光拡散方程式で光伝播がシミュレーションできることから、有限要素法を適用するために三角形の要素で構成されている。2枚の平板に挟まれた脳脊髄液層では光拡散方程式が成立しないため、この部分の光伝播はモンテカルロ法で計算する。このとき、脳脊髄

Fig. 5 Head model for hybrid Monte Carlo-diffusion method.

液層内の光伝播を考えると、Fig. 6に示したように、頭蓋骨表面のある要素 q から放射された光は、脳脊髄液層で散乱されて、脳組織側の各要素と頭蓋骨側の各要素へと到達する。このことは、脳組織表面のある要素から放射された光についても同様である。そこで、一つの要素から放射された光が、脳脊髄液層に接する個々の要素に伝播する割合を表す係数を、あらかじめモンテカルロ法によって計算しておく。脳脊髄液層からある要素に入射する光強度は、頭蓋骨表面と脳組織表面の各要素から放射される光にモンテカルロ法で計算した係数を掛けて、積分することによって計算することができる。具体的な計算手順としては、まず、入射光による上層の光伝播を有限要素法で計算し、頭蓋骨の各要素から脳脊髄液層に向かって放射される光量を求める。この光量とモンテカルロ法で求めた係数を用いて、脳脊髄液内を伝播して脳表面の各要素に到達する光量と頭蓋骨の各要素に反射する光量を求める。脳表面の各要素に到達した光量を光源に置き換えて、下層の光伝播を有限要素法で計算し、脳表面の各要素から脳脊髄液層に向かって放射される光量を求める。再びモンテカルロ法で求めた係数を用いて、頭蓋骨の各要素へ伝播する光量と脳組織の各要素へ反射する光量を求める。ここで、脳脊髄液層側から頭蓋骨の各要素に到達した光量を光源に置き換えて、上層の光伝播を有限要素法で再計算する。このような計算を結果が収束するまで繰り返すことで、頭部モデルの光伝播がシミュレーションできる。

Fig. 5に示した頭部モデルに対して、頭皮と頭蓋骨を表す上層の等価散乱係数を 1.75 mm^{-1} 、吸収係数を 0.017 mm^{-1} 、脳組織の等価散乱係数を 2.2 mm^{-1} 、吸収係数を

Fig. 6 Monte Carlo calculation of contribution of flux from skull to each element on the surface of brain and skull.

0.036 mm⁻¹, モンテカルロ法で計算をおこなう脳脊髄液層の等価散乱係数を0.3 mm⁻¹, 吸収係数を0.002 mm⁻¹として, 検出光の平均実効光路長をハイブリッド法とモンテカルロ法で計算した結果をFig. 7に示す. ハイブリッド法とモンテカルロ法の結果はよく一致しており, ハイブリッド法によって頭部組織内の光伝播シミュレーションが正確におこなわれていることがわかる. ここで, Pentium II 450MHzのCPUを用いた場合で両者の計算時間を比較すると, モンテカルロ法で5×10⁷個の光子について計算をおこなうために約300時間を必要としたのに対して, ハイブリッド法では約300秒で計算をおこなうことが可能であった. これは, ハイブリッド法においてモンテカルロ・シミュレーションで計算をおこなう必要がある脳脊髄液層は面積が小さいため短時間で計算が収束すること, 繰り返し演算をおこなうのが有限要素法を用いる部分だけであることに起因している. ハイブリッド法を用いた場合でも, Fig. 8に示したように検出光の伝播経路を算出することができる. 平板モデルであるため, Fig. 4と比べると脳脊髄液層が光伝播に及ぼす影響はさほど顕著ではないが, 脳脊髄液層近傍で等感度線が外側に歪んでいる様子が分かる.

ここでは, ハイブリッド法を適用する頭部モデルとして形状が簡単な多層平板モデルを用いたが, 有限要素法は比較的自由に形状を設定できるため, Fig. 1に示したような実際の頭部構造に近いモデルを構築することも可能である. ただし, この場合, 脳脊髄液層の形状も複雑になるため, モンテカルロ法による係数計算にはより多くの時間が必要になるものと考えられる. しかし, 一旦係数が求まれば, 有限要素法を用いる繰り返し演算に要する時間はモデルの形状にはほとんど依存しない.

4. まとめ

近赤外光を用いた脳機能計測における光伝播シミュレーションの必要性和, モンテカルロ法とハイブリッド法によるシミュレーション例について紹介した. 光によ

Fig. 7 Mean optical path length calculated by hybrid Monte Carlo-diffusion method.

Fig. 8 Spatial sensitivity profile in the head model at source-detector spacing of 30 mm calculated by hybrid Monte Carlo-diffusion method.

る脳機能計測は, 単に測定に成功したという段階を終えて, 精度, 信頼性の高い測定, 空間分解能の高い脳機能画像の取得という観点から研究が進められるようになってきている. 頭部組織の非均質性は脳組織内の光伝播に大きく影響を及ぼしていることから, 光による脳機能計測における脳内の光伝播シミュレーションの重要性は, 今後ますます高まるものと考えられる. 生体組織の光伝播シミュレーションは, 対象となる組織の解剖学的構造と, 散乱係数, 吸収係数に代表される組織の光学的パラメータに基づいて計算がおこなわれる. したがって, 正確な形状データと光学的パラメータを用いることが精度の高い光伝播シミュレーションの前提条件となる. 形状に関してはMRIなどによって正確なデータを取得することが可能である. 一方, 種々の生体組織の散乱, 吸収係数に関する知見は現在のところ必ずしも十分でなく, またその多くは生体活性を失ったサンプルを対象に測定したものである. より精度の高い光伝播シミュレーションをおこなうためには, 生体組織の光学的パラメータに関する知見の蓄積と, 生体組織を採取せずに生体活性を保ったまま散乱, 吸収係数を測定する技術の確立が重要であると考えられる.

謝 辞

時間分解計測によるヒト前額部の平均実効光路長測定は, 慶應義塾大学理工学部電子工学科神成文彦教授の研究グループの協力によっておこなったものである. ここに記して謝意を表する.

参考文献

- 1) H. Eda, I. Oda, Y. Ito, Y. Wada, Y. Oikawa, Y. Tsunazawa, M. Takada, Y. Tsuchiya, Y. Yamashita, M. Oda, A. Sassaroli, Y. Yamada, and M. Tamura: *Rev. Sci. Instrum.* **70** (1999) 3595.
- 2) F. E. W. Schmidt, M. E. Fry, E. M. C. Hillman, J. C. Hebden, and D. T. Delpy: *Rev. Sci. Instrum.* **71** (2000) 256.
- 3) H. Dehghani, E. M. C. Hillman, M. Schweiger, S. R. Arridge, and D. T. Delpy: *Proc. SPIE* **4250** (2001) 45.
- 4) A. Maki, Y. Yamashita, Y. Ito, E. Watanabe, Y. Mayanagi, and H.

- Koizumi: *Med. Phys.* **22** (1995) 1997.
- 5) H. Koizumi, Y. Yamashita, A. Maki, T. Yamamoto, Y. Ito, H. Itagaki, and R. Kennan: *J. Biomed. Opt.* **4** (1999) 403.
  - 6) D. T. Delpy, M. Cope, P. van der Zee, S. Arridge, S. Wray, and J. Wyatt: *Phys. Med. Biol.* **33** (1988) 1433.
  - 7) M. Hiraoka, M. Firbank, M. Essenpreis, M. Cope, S. R. Arridge, P. van der Zee, and D. T. Delpy: *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 1859.
  - 8) E. Okada, M. Firbank, M. Schweiger, S. R. Arridge, M. Cope, and D. T. Delpy: *Appl. Opt.* **36** (1997) 21.
  - 9) E. Okada, M. Firbank, and D. T. Delpy: *Phys. Med. Biol.* **40** (1995) 2093.
  - 10) J. W. Pickering, S. A. Prahl, N. van Wieringen, J. F. Beek, H. J. C. M. Sterenborg, and M. J. C. van Gemert: *Appl. Opt.* **32** (1993) 399.
  - 11) C. R. Simpson, M. Kohl, M. Essenpreis, and M. Cope: *Phys. Med. Biol.* **43** (1998) 2465.
  - 12) M. Firbank, M. Hiraoka, M. Essenpreis, and D. T. Delpy: *Phys. Med. Biol.* **38** (1993) 503.
  - 13) P. van der Zee, M. Essenpreis, and D. T. Delpy: *Proc. SPIE* 1888 (1993) 454.
  - 15) L. Wang, S. L. Jacques, and L. Zheng: *Comput. Method and Programs in Biomed.* **47** (1995) 131.
  - 14) E. Okada and D. T. Delpy: *Proc. SPIE* **4160** (2000) 196.
  - 16) S. T. Flock, M. S. Patterson, B. C. Wilson, and D. R. Wyman: *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **36** (1989) 1162.
  - 17) S. Eda and E. Okada: *Proc. SPIE* **4250** (2001) 383.
  - 18) 江田 周平, 岡田 英史: 電子情報通信学会論文誌D-II, J84-D-II (2001) 2654.
  - 19) M. Firbank, S. R. Arridge, M. Schweiger, and D. T. Delpy: *Phys. Med. Biol.* **41** (1996) 767.
  - 20) Y. Kashio, M. Ono, M. Firbank, M. Schweiger, S. R. Arridge, and E. Okada: *Proc. SPIE* **4160** (2000) 83.
  - 21) T. Hayashi, Y. Kashio, and E. Okada: *Proc. SPIE* **4431** (2001) 169.
  - 22) M. S. Patterson, B. Chance, and B. C. Wilson: *Appl. Opt.* **28** (1989) 2331.
  - 23) S. R. Arridge, M. Schweiger, M. Hiraoka, and D. T. Delpy: *Med. Phys.* **20** (1993) 299.

レーザワード

モンテカルロ・シミュレーション

(Monte Carlo simulation)

モンテカルロ・シミュレーションは、乱数を利用して行う計算機シミュレーションの総称であり、その適用範囲は様々な物理現象の解析から金融工学まで、非常に広い分野に及んでいる。モンテカルロ・シミュレーションの特長は、確率的に事象を取り扱うことで、決定論的な解析をすることが困難な対象についても比較的簡単、かつ直感的にシミュレーションが行える点にある。反面、

大規模なシミュレーションでは、解析結果が統計的に安定するまで膨大な計算時間を要することが問題となる。散乱系における光伝播のモンテカルロ・シミュレーションは、光を光子の集合として捉え、乱数と光学的パラメータを用いて、個々の光子が散乱されるまで直進する距離や散乱されたときの新たな伝播方向を計算することによって、光伝播解析を行うものである。(岡田 英史)