

皮膚下における色素の見え方の変化

島田 美帆*・畑 寿太郎**・山田 幸生***・伊藤 雅英*・内田 彰子**・谷田貝豊彦*

*筑波大学物理工学系 〒305-8573 つくば市天王台 1-1-1

**筑波大学臨床医学系 〒305-8575 つくば市天王台 1-1-1

***機械技術研究所 〒305-3564 つくば市並木 1-2

Change in the Color Appearance of a Pigment under the Skin

Miho SHIMADA*, Jutarō HATA**, Yukio YAMADA***, Masahide ITOH*,
Akiko UCHIDA** and Toyohiko YATAGAI*

*Institute of Applied Physics, University of Tsukuba, Ten-noh-dai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki
305-8573

**Institute of Clinical Medicine, University of Tsukuba, Ten-noh-dai 1-1-1, Tsukuba, Ibaraki
236-8643

***Mechanical Engineering Laboratory, 1-2 Namiki, Tsukuba, Ibaraki 305-3564

Pigment has been used to hide a birthmark and an injury in medical field. The color appearance of pigment under the skin, however, is different from the original color of the pigment. Because the skin has the multi-layered structure and strong scattering in the wavelength range from 400 nm to 500 nm, the propagation of light has been complicated. Skin phantoms were made from intralipid and gelatin and a pigment phantom was made from red paints and gelatin. The optical properties of the skin phantoms and the pigment phantom were calculated using the inverse Monte Carlo method. The Monte Carlo method whose parameters were the optical properties of the skin phantoms and the pigment phantoms were used to reproduce the reflectance spectra of the pigment phantom under the skin phantom. The retinex theory explained the change in the color appearance of the pigment.

1. 序 論

けがや生まれつきのあざや移植後の皮膚の色の変化を目立たなくするためにはレーザー照射が有効であるが、レーザーが利用できない場合には、色素を皮下に投与する外科的処方が有効である。しかし、実際には皮下に投与された赤い色素が青みがかって見えるなど、色素を皮下においたときの色が予測困難であり、幾度も手術を繰り返しているのが現状である。これは皮膚の多層構造や強い散乱によって光の経路が複雑になるためにおこる現象である。

人間の皮膚は表面側から角質層、表皮、真皮の3層に分かれており、それぞれ異なる散乱係数や吸収係数をもつ。これまでに人間の表皮・真皮の散乱と吸収係数などの光学特性値が幾度となく計測されてきたが¹⁻⁸⁾、皮膚の色の解析に関連付けられた報告は数少ない^{9,10)}。

皮膚のように強い散乱媒質中を伝搬する光は輸送方程式

にしたがう¹¹⁾。輸送方程式の解を求めるために光拡散方程式で近似する方法があるが、散乱が等方であると近似できることと、吸収係数が散乱係数に比べ微小であるなどの条件が必要である。散乱が等方でなくても、数十回の散乱がおこることで等方近似が可能になる。しかし、真皮の散乱係数は633 nmでおよそ 27.3 mm^{-1} であるため¹⁾、1回の散乱がおこるまでに進む平均距離が0.036 mmとなる。実際に刺青が入る部分は表面から0.1 mmから0.2 mmの部分であるため、等方近似にすることが難しい。

光拡散近似ができない場合の輸送方程式を解法として、厳密な計算を行う Monte Carlo 法¹²⁾や、時間短縮のために4方向もしくは8方向の伝搬のみで計算する Adding Doubling 法^{13,14)}が広く用いられている。ほかに簡単な理論として2方向の流れのみを扱う Kubelka-Munk モデルが肌の解析によく用いられる¹⁵⁻²⁰⁾。皮膚は非常に強い前方散乱を示すため、本論では Monte Carlo 法を使用した。人間の皮膚は表面から角質層、表皮、真皮、皮下脂肪など

E-mail: shimada@optlab2.bk.tsukuba.ac.jp

の多層構造になっており、それぞれが異なる光学特性値をもつ。また、表皮と真皮は平行ではなく、複雑に入り組んでいる。皮下に投与された色素は表皮と真皮の境界線上に不均一に分布するが、本論ではある一定の深さに一様に分布するものと仮定している。簡単のために偏光の影響は考えていない。400 nm～700 nm の可視光の反射スペクトルで解析を行い、CIE で定められている L*a*b* 表色系を用いて色を評価し、色の見え方の変化の解析に retinex theory^{8,21,22)} を使用した。

2. 計算方法

2.1 光の伝搬

強い散乱媒質中における光の伝搬を表す輸送方程式は次のようになる²³⁾。

$$\left\{ \frac{1}{c} \frac{\partial}{\partial t} + s\nabla + (\mu_a + \mu_s) \right\} I(r, s, t) = \mu_s \int p(s', s) I(r, s', t) ds' + q(r, s, t) \quad (1)$$

ここで I は光強度で、位置 r 、方向 s' 、時間 t の関数である。 $P(s', s)$ は散乱位相関数で、方向 s' から s への散乱確率を示す。この式は微積分方程式であり、一般解を求めることは不可能である。 μ_a 、 μ_s はそれぞれ 1 回目の吸収と散乱が起こるまでに光が進む距離の平均の逆数（平均自由行程）で表せられるパラメーターである。方向 s' から s へ光の進行方向が曲げられた角度を θ とすると、 $p(\theta)$ は角度 θ の関数で表すことができる。これらの特性値から異方性散乱パラメーター g は

$$g = \frac{\int p(\theta) \cos\theta d\cos\theta}{\int p(\theta) d\cos\theta} \quad (2)$$

で与えられ、1 回の散乱による散乱パターンの異方性を示す。このパラメーター g は 1 から -1 までの値を示し、 $g=1, 0, -1$ のときはそれぞれ完全な前方散乱、等方散乱、後方散乱になる。生体細胞中の光の挙動を理解するのに必要な光学特性値は吸収係数 μ_a 、散乱係数 μ_s および異方性パラメーター g である。

通常、生体組織は異方性散乱パラメーターがおおよそ $g=0.9$ の非常に強い前方散乱である。この非常に強い前方散乱であっても、平均自由行程よりも媒体が十分厚く、吸収が弱い媒体中では、何度か前方散乱を行った後は等方散乱により近似することができる。この近似によって得られる散乱係数を等価散乱係数 μ'_s と呼び、 $\mu'_s = (1-g)\mu_s$ で定義される。この式は相似関係式 $(1-g')\mu'_s = (1-g)\mu_s$ を考えると理解できる。ここで、 $g'=0$ は等方散乱を示す。

2.2 Mie 散乱近似

散乱物質が一定の屈折率をもつ球の集合である場合、球の直径、球の屈折率、媒体の屈折率と入射光の波長から、散乱係数 μ_s 、異方性散乱パラメーター g を正確に計算することができる^{11,24)}。

2.3 Monte Carlo 法による輸送方程式の計算

輸送方程式の Monte Carlo 法は Wang らのプログラム¹²⁾ を使用した。垂直方向に平行光が入射し、光学特性値の異なる多重平行面内の輸送方程式を解くことができる。光子の数は 10000 個で計算した。屈折率 1.468、厚み 1.25 mm のセルに挟まれた等価散乱係数 μ'_s 、吸収係数 μ_a 、異方性散乱パラメーター g がそれぞれ 1.000、0.0033、0.83 の散乱体を光子数 10000 個と 3000000 個で計算し、その結果を比較した。反射率はそれぞれ 57.7%、57.9% となり、透過率はそれぞれ 7.02%、7.19% となった。10000 個の光子の計算による誤差は反射率の場合 0.2%、透過率の場合 2% 程度であることがわかった。

2.4 逆 Monte Carlo 法

Monte Carlo 法は光学特性値から反射率・透過率を求めるが、実際に計測可能な数値は反射率と透過率である。逆に反射率・透過率から光学特性値を求める手法を逆 Monte Carlo 法といい、このアルゴリズムについて説明をする。

逆 Monte Carlo 法を行う前に Kubelka-Munk モデルから初期値を求めると効率がよい¹⁴⁾。Kubelka-Munk モデルは光を入射方向と反射方向の 2 つに分けたモデルであり、皮膚の反射率解析に頻繁に使われる手法である。Kubelka-Munk モデルにおける散乱係数と吸収係数をそれぞれ S 、 K とおくと次の式で表すことができる²⁰⁾。

$$S = \frac{1}{bt} \ln \left[\frac{1-R(a-b)}{T} \right], \quad K = S(a-1) \quad (3)$$

$$a = \frac{(1-T^2+R^2)}{2R}, \quad b = \sqrt{a^2-1} \quad (4)$$

ここで R 、 T はそれぞれ反射率と透過率であり、 t は試料の厚みを示す。異方性散乱パラメーター g が既知であれば、輸送方程式で用いられる散乱係数 μ_s と吸収係数 μ_a に近似変換することができる²⁰⁾。

$$\mu_s = \frac{(8S+K)}{6(1-g)}, \quad \mu_a = \frac{K}{2} \quad (5)$$

得られた光学特性値から、反射率と透過率を計算すると、実測値とはいくらか異なる値が得られる。

Monte Carlo 法から得られる散乱係数 μ_s 、吸収係数 μ_a と反射率との関係は Fig. 1、透過率との関係は Fig. 2 のよ

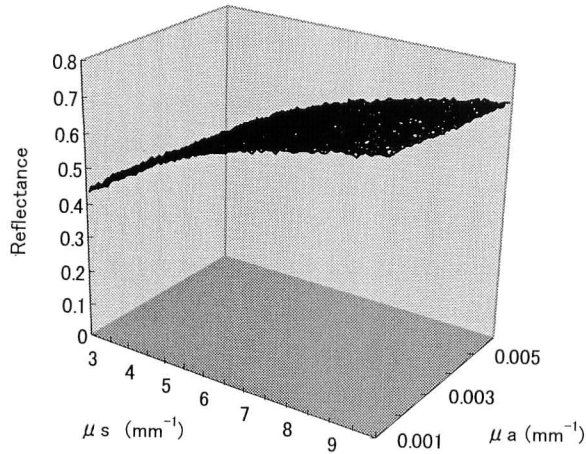


Fig. 1. Relationship between the optical properties and the reflectance.

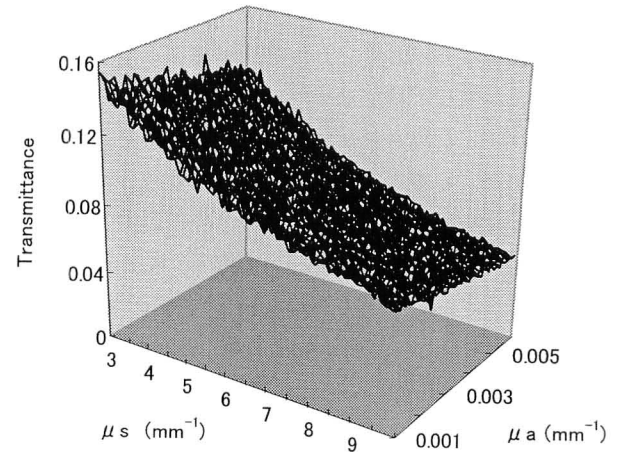


Fig. 2. Relationship between the optical properties and the transmittance.

うになる。図からわかるように、散乱係数 μ_s 、吸収係数 μ_a と反射率・透過率との大小関係は一意的に決まる。反射率と透過率の計算値が実測値に比べ反射率と透過率がともに大きい場合は実際の吸収係数 μ_a はより大きいものと考え、吸収係数を 1.1 倍に直してから計算しなおす。反射率が大きく、透過率が小さい場合は散乱係数 μ_s を 0.9 倍にしてから計算しなおす。反射率と透過率の差がともに 1% 以下になるまで計算を繰り返す。時間短縮のため、光子数は 10000 個とした。

2.5 色の識別

人の網膜には 3 種の錐体があり、人間はそれぞれの錐体で感じた赤、緑、青の三刺激値の強度の組み合わせで色を判別する。それはある物体の反射率だけで決まるものではなく周囲との色差にも影響される。皮膚の下にある静脈は青く見えるが、それは実際に青色の反射スペクトルをもっているのではなく、周囲の色が影響しているためである。静脈の脇に白い紙を置くと、決して青く見えないことからわかるであろう。そのような人間の目の特性を考慮に入れるには retinex theory が有効である。ここで、retinex とは網膜を意味する。肌に均一に色素を投入した場合を仮定すると、周囲の反射率 R_a と色素部分の反射率 R_p の比

$$R(\lambda) = \frac{R_a(\lambda)}{R_p(\lambda)} \quad (6)$$

が見かけの反射スペクトルになり、入射光スペクトルによらない。色相の変化と再現性は CIE によって確立されている $L^*a^*b^*$ 表色系をもとに評価した。 $L^*a^*b^*$ 表色系とは a^* 方向と b^* 方向で色相と彩度を表し、 L^* 方向で明度を示す表色系である。 a^* 方向に正の値をとると赤、負の値をとると緑を示し、 b^* 方向に正の値をとると黄、負の値をとると青を示す。原点からの距離が小さいほど彩度は減少し、無彩色に近づく。また複数の色を比較する際、2

点間の距離が色差を表し、その色差を $\Delta E^*(ab)$ と表記する。

3. 実験

以下の反射率・透過率の測定はすべて UV-VIS-NIR 分光光度計 (recording spectrophotometer) UV-3100 (Shimadzu, Japan) の試料室に UV-VIS-NIR 積分球 (integrating sphere attachment for UV-3100) を置いて行った。実験装置の模式図を Fig. 3 に示す。分光光度計の測定方式はダブルビーム直接比率光方式、光源は 50 W ハロゲンランプ、検出器は積分球底部に組み込まれている光電子増倍管である。反射光測定の入射光は 5 mm × 12 mm、検出範囲は半径 9 mm、透過光測定の入射光は 7 mm × 9 mm、検出範囲は 12 mm × 20 mm である。

3.1 latex 粒子溶液実験

逆 Monte Carlo 法による光学特性値の計算結果の精度を確認するために latex 粒子溶液による確認実験を行った。直径 0.653 μm の latex 粒子 (Nihon-gosei-gomu, Japan) を精製水で重量比で 37.27 倍、46.69 倍、74.54 倍に希釈すると、体積分率が 2.495×10^{-3} 、 1.871×10^{-3} 、 1.248×10^{-3} となる。latex 溶液を 10 mm × 40 mm × 40 mm の PYREX Cell (GL Sciences, Japan) に入れ、反射率・透過率の計測を行った。積分球とセルは両面テープで固定している。Mie 散乱の計算の結果から、波長 584 nm において等価散乱係数はそれぞれ $\mu'_s = 1.0 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 0.750 \text{ mm}^{-1}$ 、 $\mu'_s = 0.500 \text{ mm}^{-1}$ 、非等方散乱パラメータ $g = 0.883$ であることが推定できる。また吸収係数は精製水の吸収係数 $\mu_a = 0.0033 \text{ mm}^{-1}$ であると仮定している。セルの屈折率は 1.468、厚みは 1.25 mm であった。

3.2 色素投与後の皮膚ファントムの作成

皮膚の下に色素を入れた後の色の見え方の変化を調べる

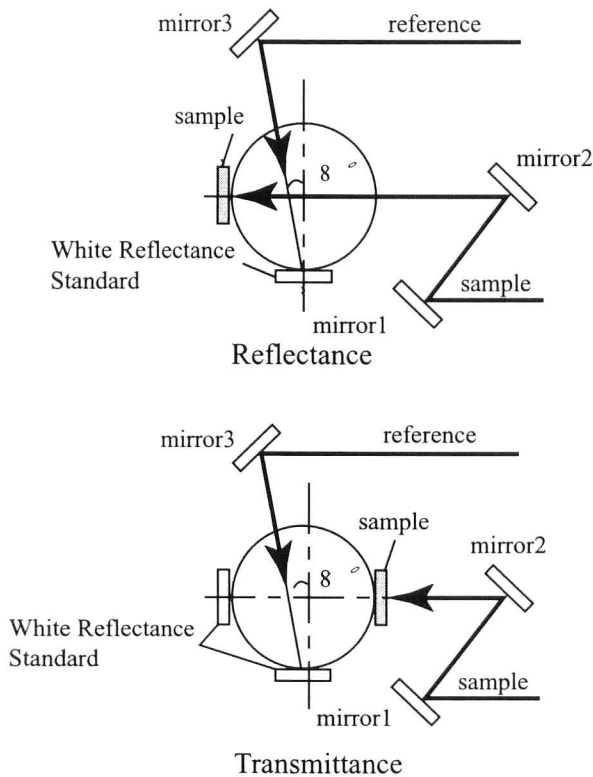


Fig. 3. Experimental setup for measurement of reflectance and transmittance of the sample using the interesting sphere.

ため、皮膚部分と色素部分をイントラリピッド (PharmaciaAB, Sweden) や赤い絵の具 (Nicker color, Japan) をゼラチン (Wako, Japan) で固めたファントムを作成した。精製水 100 g に対しゼラチン 10 g を溶かしたゼラチン溶液を作成した。皮膚ファントムは 10% イントラリピッドとゼラチン溶液を 1:4 の比率で混ぜ合わせ、3, 4, 5, 6 g を量り取り、直径 60 mm のシャーレに入れ冷蔵庫で固めて作成した。色素ファントムも赤い絵の具を精製水に溶かしたものをゼラチン溶液で 10% (重量比) に希釈したものを作成し、その 10 ml を同型のシャーレに入れて固めて作成した。皮膚ファントムと色素ファントムの反射率と透過率をそれぞれ 3 回ずつ、場所を変えて測定した。その後、空気が入らないように皮膚ファントムと色素ファントムを Fig. 4 のように重ね、色素を投与した後の皮膚ファントムを作成し、反射率と透過率を測定した。

4. Monte Carlo 法によるシミュレーション

4.1 latex 粒子溶液の光学特性値の計算

セルの屈折率による Fresnel 反射と厚みを考慮し、latex 粒子溶液の光学特性値を計算した。Mie 散乱の計算結果と逆 Monte Carlo 法による計算結果を Table 1 に示す。散乱係数の最大誤差は体積分率が 1.663×10^{-3} のとき

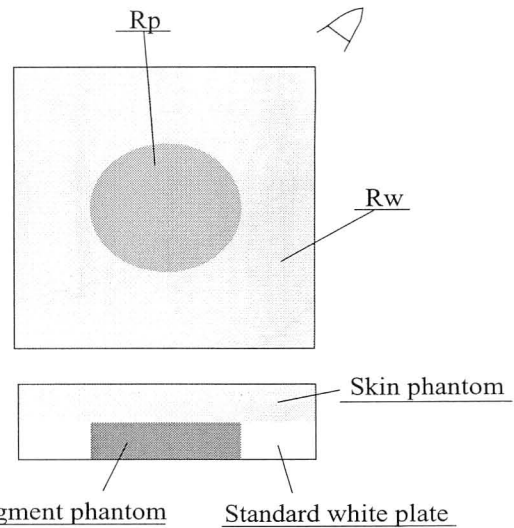


Fig. 4. Phantom in the measurement of change in the appearance of the pigment from the retinex theory.

Table 1. Comparison of optical properties in the latex particles solution from the Mie theory and the inverse Monte Carlo method.

Volume fraction of latex f_v	Mie theory		Inverse Monte Carlo	
	μ'_s (mm^{-1})	μ_a (mm^{-1})	μ'_s (mm^{-1})	μ_a (mm^{-1})
2.495×10^{-3}	1.000	0.0033	1.016	0.0023
1.663×10^{-3}	0.750	0.0033	0.779	0.00242
1.248×10^{-3}	0.500	0.0033	0.513	0.0034

3.9%、吸収係数の最大誤差は体積分率が 2.495×10^{-3} のとき 30% であった。散乱係数の誤差は光子 10000 個の計算による反射率と透過率の誤差が数%あることを考慮に入れると非常によく一致していることがわかる。吸収係数の誤差は散乱係数に比べ絶対値が小さいために大きくなったと考えられる。したがって、本研究に用いた逆 Monte Carlo 法による散乱係数と吸収係数の推定法は妥当であることを確認した。1 回の計算に要した時間はおよそ 60 分であった。

4.2 色素投与後の皮膚ファントムの光学特性スペクトルの計算と色の評価

皮膚ファントムや色素ファントムを作成するのに用いたゼラチン溶液の屈折率を屈折計 (Shimadzu, Japan) で測定したところ 1.36 であった。屈折率は表面反射を求めるためのみに使い、イントラリピッドや絵の具の添加による表面反射の増加はないものとする。10% イントラリピッドの 3% 溶液の光学特性値はすでに報告されており²⁵⁾、異方性散乱パラメーター g は Mie 散乱近似から得られた値

$$g(\lambda) = 1.1 - 0.58\lambda \quad (7)$$

を使用した。ここで λ は波長 (単位 μm) である。それ

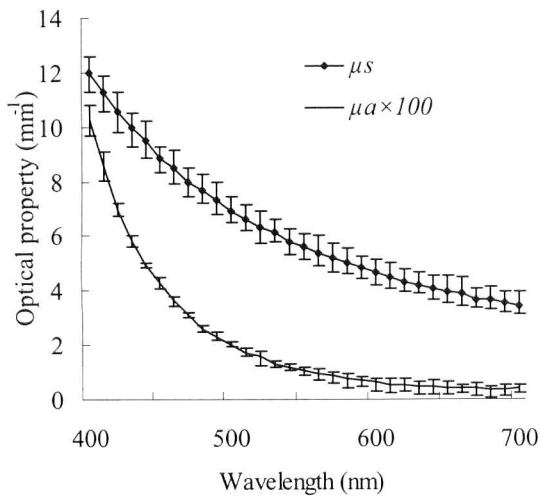


Fig. 5. Spectral scattering coefficient and spectral absorption coefficient of the skin phantom from the inverse Monte Carlo method.

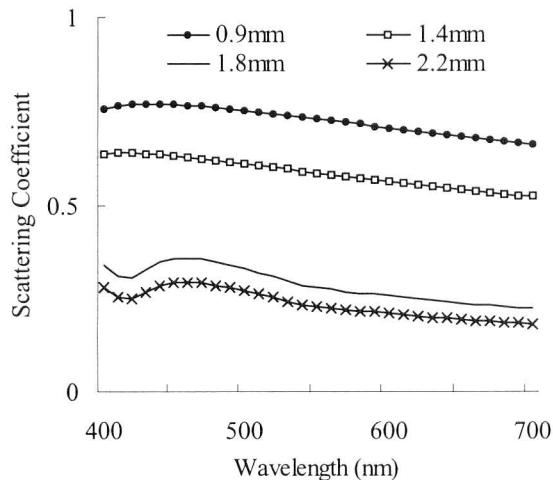


Fig. 6. The scattering coefficient S from the Kubelka-Munk theory of the 4 skin phantoms whose thickness are 0.9 mm, 1.4 mm, 1.8 mm and 2.2 mm. S varies with thickness of skin phantoms made from the same materials.

ぞれ 0.9 mm, 1.4 mm, 1.8 mm, 2.2 mm の厚さの皮膚ファントムを作成し、マイクロメーターで確認した。色素ファントムの厚さは 5.3 mm であった。逆 Monte Carlo 法による 5 種類の厚さの皮膚ファントムの光学特性値の計算結果を Fig. 5 に示している。誤差の要因として、厚さが均一でなかったこと、細かな気泡ができていたことなどが考えられる。短波長領域で散乱が強くなり、400 nm の散乱係数は 700 nm の約 4 倍にもなっている。吸収係数は散乱係数に比べ微小であることがわかる。比較に Kubelka-Munk モデルから得られた 4 種類の厚さの皮膚ファントムの散乱係数 S を Fig. 6 に表す。同じ物質であるにもかかわらず、厚さが変わると散乱係数の値が大きく変化して

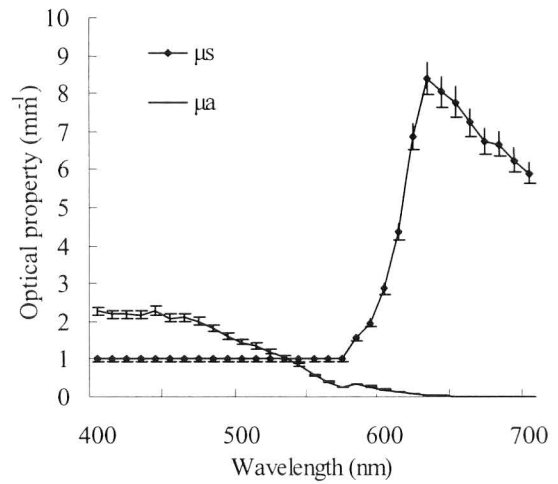


Fig. 7. Spectral scattering coefficient and spectral absorption coefficient of the pigment phantom from the inverse Monte Carlo method.

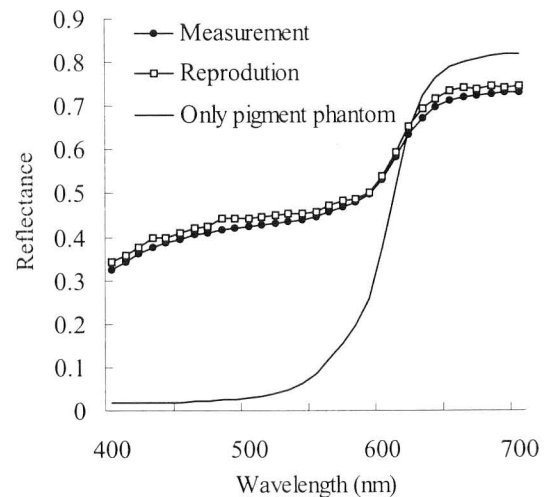


Fig. 8. The measured and the reproduced spectra of the pigment phantom under the skin phantom whose thickness was 2.2 mm.

いるのがわかる。これより、イントラリピッドやより強い前方散乱を示す皮膚には Kubelka-Munk モデルは適用できないことがわかる。絵の具による散乱は等方であると仮定して逆 Monte Carlo 法により計算したところ、色素ファントムの光学特性値は Fig. 7 のようになった。短波長領域の吸収が大きく、逆に長波長の散乱が大きいことがわかる。得られた光学特性値から色素投与後の皮膚ファントムの反射率を計算した結果と実測値例を Fig. 8 に示してある。両者のスペクトル形状はきわめてよく一致している。

色の評価には retinex theory を適用した。皮膚の下に全反射すると考えられている脂肪層があり、その一部分に

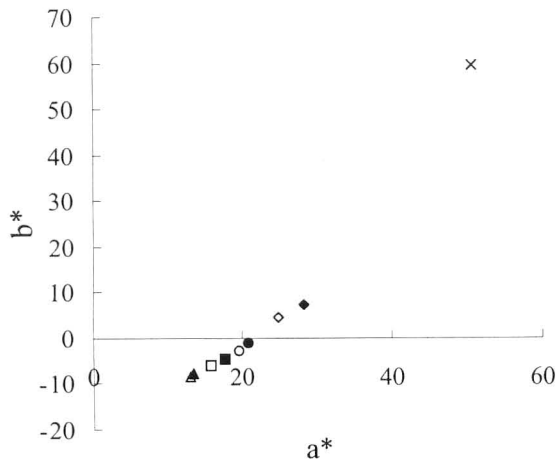


Fig. 9. a^* values and b^* values given by the reflectance spectra. The measured reflectance spectra of the only pigment phantom (\times) and the pigment phantom under the skin phantom whose thickness are \blacklozenge : 0.9 mm, \bullet : 1.4 mm, \blacksquare : 1.8 mm, \blacktriangle : 2.2 mm. The reproduced reflectance spectra of the pigment phantom under the skin phantom whose thickness are \diamond : 0.9 mm, \circ : 1.4 mm, \square : 1.8 mm, \triangle : 2.2 mm (Monte Carlo method).

色素が埋められているときの色の見え方を考える。色素投与後の皮膚ファントムの反射スペクトルを R_p とし、皮膚ファントムの下に白色標準板をおいたときの反射スペクトルを R_w であると近似すると、色素投与後の皮膚ファントムの見た目の反射スペクトルは次のようになる (Fig. 4)。

$$R(\lambda) = \frac{R_p(\lambda)}{R_w(\lambda)} \quad (8)$$

ここで

$$R_w(\lambda) = R_i(\lambda) + \frac{T_i^2(\lambda)}{1 - R_i(\lambda)} \quad (9)$$

とした。 R_i と T_i は皮膚ファントムの反射率と透過率を表す。これから $L^*a^*b^*$ 表色系に従い、 a^* 値と b^* 値の関係を Fig. 9 に示す。周囲に皮膚ファントムがあると、色素だけを見るときよりも青方向に色相が変化し、皮膚ファントムの厚さが大きいほど青方向への変化が大きい。その変化の際に a^* 値と b^* 値は線形関係にあることがわかる。Monte Carlo 法による再現した反射スペクトルと測定した反射スペクトルから得られる色に対し、 $L^*a^*b^*$ 表示における色差を求めたところ、Table 2 のようになった。色差はすべて 5.0 以下であり、再現した反射スペクトルと測定した反射スペクトルから得られる色を肉眼で判別しにくいことがわかる。このことから Monte Carlo 法によって、色相の変化を再現できていることがわかった。

5. 結 論

Latex 粒子溶液を用いた実験結果から、逆 Monte

Table 2. The difference between the color given by the measured and the reproduced reflectance spectra of the pigment phantom under the skin phantom.

Thickness of the phantom	$\Delta E^*(ab)$
0.9 mm	4.85
1.4 mm	3.23
1.8 mm	3.75
2.2 mm	1.21

Carlo 法の精度を確認し、光学特性値の測定方法を確立した。皮膚ファントムと色素ファントムの光学特性値とその厚みから色素投与後の皮膚ファントムの反射スペクトルを精度よく再現することができた。また retinex theory から色相の変化を説明することができ、その変化は $L^*a^*b^*$ 表示になおすと線形になることがわかった。これより、皮膚の色の再構成や見え方の変化の推定にこれらの手段が有効であることを確認した。

文 献

- 1) C. R. Simpson, M. Kohl, M. Essenpreis and M. Cope: "Near-infrared optical properties of *ex vivo* human skin and subcutaneous tissues measured using the Monte Carlo inversion technique," *Phys. Med. Biol.*, **43** (1998) 2465-2478.
- 2) R. Graaff, A. C. M. Dassel, M. H. Koelink, F. F. M. De Mul, J. G. Aarnoudse and W. G. Zijlstra: "Optical properties of human dermis *in vitro* and *in vivo*," *Appl. Opt.*, **32** (1993) 435-447.
- 3) S. L. Jacques, C. A. Alter and S. A. Prahl: "Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis," *Lasers Life Sci.*, **1** (1987) 309-333.
- 4) T. L. Troy, D. L. Page and E. M. Sevick-Muraca: "Optical properties of normal and diseased breast tissues," *J. Biomed. Opt.*, **1** (1996) 342-355.
- 5) M. S. Patterson, B. Chance and B. C. Wilson: "Time resolved reflectance and transmittance for the non-invasive measurement of tissue optical properties," *Appl. Opt.*, **28** (1989) 2331-2336.
- 6) J. D. Hardy, H. T. Hammel and D. Murgatroyd: "Spectral transmittance and reflectance of excised human skin," *J. Appl. Physiol.*, **9** (1956) 257-264.
- 7) W. F. Cheong, S. A. Prahl and A. J. Welch: "A review of the optical properties of biological tissues," *IEEE J. Quantum Electron.*, **26** (1990) 2166-2185.
- 8) R. Marchesini, A. Bertoni, S. Andreola, E. Melloni and A. E. Sichirollo: "Extinction and absorption coefficients and scattering phase functions of human tissues *in vitro*," *Appl. Opt.*, **28** (1989) 2318-2324.
- 9) A. Kienle, L. Lilge, I. A. Vitkin, M. S. Patterson, B. C. Wilson, R. Hibst and R. Steiner: "Why do veins appear blue? A new look at an old question," *Appl. Opt.*, **35** (1996) 1151-1160.
- 10) N. Kollias: "The physical basis of skin color and its evaluation," *Clin. Dermatol.*, **13** (1995) 361-367.
- 11) A. Ishimaru: *Wave Propagation and Scattering in Random*

- Media*, Vol. 1 (Academic Press, New York, 1978) pp. 148-166.
- 12) L. Wang and S. L. Jacques: *Monte Carlo Modeling of Light Transport in Multi-layered Tissues in Standard C* (University of Texas M.D. Anderson Cancer Center, Houston, 1992).
 - 13) A. J. Welch and M. J. C. van Gemert: *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue* (Plenum Press, New York, 1995) pp. 101-129.
 - 14) S. A. Prahl, M. J. C. van Gemert and A. J. Welch: "Determining the optical properties of turbid media by using adding-doubling method," *Appl. Opt.*, **32** (1993) 559-568.
 - 15) P. Kubelka: "New contributions to the optics of intensely light-scattering materials. Part 1," *J. Opt. Soc. Am.*, **38** (1948) 448-457.
 - 16) P. Kubelka: "New contributions to the optics of intensely light-scattering materials. Part 2: Nonhomogeneous Layers," *J. Opt. Soc. Am.*, **44** (1954) 330-335.
 - 17) R. R. Anderson and J. A. Parrish: "The optics of human skin," *J. Invest. Dermatol.*, **77** (1981) 13-19.
 - 18) R. R. Anderson, J. Hu and J. A. Parrish: "Optical radiation transfer in the human skin and applications in *in vivo* remittance spectroscopy," *Bioengineering and Skin*, eds. R. Marks and P. A. Payne (MTP Press, London, 1980) pp. 253-265.
 - 19) S. Wan, R. R. Anderson and J. A. Parrish: "Analytical modeling for the optical properties of the skin with *in vitro* and *in vivo* applications," *Photochem. Photobiol.*, **34** (1981) 493-499.
 - 20) M. J. C. van Gemert, S. L. Jacques, H. J. C. M. Sterenborg and W. M. Star: "Skin optics," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **36** (1989) 1146-1154.
 - 21) E. H. Land and J. J. McCann: "Lightness and retinex theory," *J. Opt. Soc. Am.*, **61** (1971) 1-11.
 - 22) E. H. Land: "An alternative technique for the computation of the designator in the retinex theory of the color vision," *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, **83** (1986) 3078-3080.
 - 23) 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", *機械技術研究所内報*, **49** (1995) 1-31.
 - 24) M. Q. Brewster: *Thermal Radiative Transfer & Properties* (John Wiley & Sons, New York, 1992) pp. 315-319.
 - 25) H. J. van Staveren, C. J. Moes, J. van Marle, S. A. Prahl and M. J. C. van Gemert: "Light scattering in Intralipid-10% in the wavelength range of 400-1000 nm," *Appl. Opt.*, **30** (1991) 4507-4514.