分光学的手法を用いたヒト皮膚の色彩解析・医用計測

前田　貴章*

Biomedical measurement and color analysis of human skin by using spectroscopic approach

Takaaki MAEDA

Abstract - I have studied Monte Carlo simulation of spectral reflectance based on a multi-layered skin tissue model which can be used for fitting a spectrum to the measured result. In this paper, I introduce a skin image reproduction method based on color generation using a multi-layered skin tissue model. The RGB image and the spectral reflectance of skin are obtained at the same time by RGB camera and spectrophotometer, respectively, and the skin image is separated into the color component and texture component. The texture component is then synthesized to new RGB values calculated from the simulated spectral reflectance. The results indicate that the method is useful for application to dermatology and cosmetics fields.

Key words : Human skin, Spectral reflectance, Color analysis, Monte Carlo simulation

1. はじめに

医療の中でも皮膚科学分野は光学とのつながりが深く，光を用いた計測や診断は，非観血，無侵襲，非接触などの特徴を有することや，ヒト皮膚は外部からの光を直接受け易いため，皮膚疾患や加齢などによる内部状態の様々な変性が光伝搬に与える影響が大きく[1, 2]，それを視認観察可能という特色があることから，医療分野や化粧品開発分野では光吸収や散乱の研究が進み，光学的計測・診断技術の活用が期待されている[3]。さらに，生体医用光学の分野では，光コヒーレンストモグラフィー（OCT），光音響分光法，FT-ラマン分光計測，光学・共焦点レーザー・SHG・多光子などの各種顕微鏡画像計測，レーザースペックル計測，光屈折／透過度計測など，非常に多くの光計測法が研究・開発され，注目度が高いことがわかる。

このように生体光計測には様々な計測法が存在するが，本報告では分光学的な手法を用いたヒト皮膚の色彩解析・医用計測への応用例を紹介する。分光とは，太陽光などの白色光をプリズムに通すと七色の光に分けられるように，光を各波長の成分に分けることを言い，皮膚科学と光学を結びつける重要な物理特性の一つとして，反射光の分光学的特性を与える分光反射率がある。分光反射率は，生体組織内の吸収や散乱の推定ばかりでなく，分光測色法に基づき色彩の三刺激値X，Y，Zと結び付けられ，R，G，BやL*，A*，B*等の色空間への変換も可能なことから，色彩に基づく視診の定量化にも有用である[4)]。

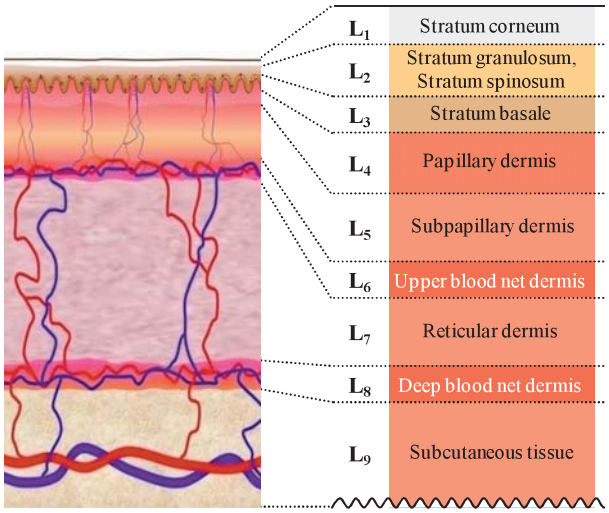
* 釧路高専機械工学科

2. 皮膚組織と光学モデリング

皮膚組織は非常に複雑な構造を有するが，その組織学的形態から簡易化された平行層状モデルで扱われることが多く，妥当な結果が得られることも知られている[5)]。中でも表皮層と真皮層からなる２層，または皮下組織を加えた３層モデルが広く用いられている[4, 6)]。しかし，皮膚組織の生理学的変化や組織学的変化を対象とするには，自由度や汎用性が乏しいなどの理由から，より詳細なモデル構造の構築が望まれており，過去に筆者は組織学的知見を基に平行９層構造モデルを開発し[7, 8)]，光伝搬モンテカルロシミュレーションによりその有用性を確認した[9)]。

Fig.1は皮膚組織断面と多層構造型皮膚モデルの模式図を表している。皮膚組織の最表面には厚さ10μm程度の角層（L_1）があり，その下に顆粒層・有棘層（合

わせてL_2) と基底層 (L_3) からなる表皮層が存在する。表皮層の厚さは通常100μm程度であり，光吸収の要因となるメラニン色素が分布する。表皮層の下には厚さ1.0–1.5mm程度の真皮層が広がっており，真皮層は上面から乳頭層 (L_4)，乳頭下層 (L_5)，上部毛細血管網層 (L_6)，網状層 (L_7)，下部毛細血管網層 (L_8) の５層に分類することができる。真皮層の下には厚さ数ミリメートル程度の皮下組織 (L_9) が広がっている。真皮層および皮下組織には毛細－小血管が分布し，特に皮下組織 (L_9) の小血管から延びた毛細血管が上部毛細血管網層 (L_6) と下部毛細血管網層 (L_8) で血管網を形成しており，この３つの層での光吸収は比較的大きい。さらに上部毛細血管網層 (L_6) から表皮層／真皮層境界部の乳頭突起まで毛細血管が延びている。皮膚組織の構造的特徴として，皮膚表面にはテクスチャー成分となる皮溝が存在し，さらに表皮層と真皮層の境界部 (L_3–L_4間) は独特な凹凸の形状を持っている。



(a) Cross section of skin (b) Nine-layered model

Fig.1 (a) Skin tissue illustration with complex structure and (b) a nine-layered model.

また真皮層は水分を多く含み，コラーゲン繊維やエラスチン線維などの弾力繊維成分と，それらの間を埋める基質からなる結合組織の層であり，皮膚の弾力性を維持している。これらはいずれも光の散乱に深く関与していると言われている[5]。一方，光の吸収に関与する色素については，顆粒層におけるカロテン，表皮層（主に基底層）内におけるメラニン，真皮層内における酸化・脱酸化ヘモグロビン（血液）やビリルビンなどがあり，濃度に応じた光の吸収要因になっている。また，９層構造モデルは各層ごとに散乱係数μ_s，吸収係数μ_a，屈折率n，非等方性パラメータg，厚みt の５つ数値パラメータを規定することで特徴付けられ[9, 10]，各パラメータはそれぞれ，

・散乱係数 μ_s：組織構造，繊維性タンパク（コラーゲン，エラスチン）の繊維太さ，構築状態，変性
・吸収係数 μ_a：メラニン色素濃度，血液濃度（ヘモグロビン色素），血液酸素飽和度
・非等方性パラメータ g：組織構造
・屈折率 n：組成物質，構成物質
・幾何学的厚み t：個体差，部位差

に依存して変化すると考えられる。

3. 光伝搬モンテカルロシミュレーション

生体組織における光伝搬の解析には，モンテカルロシミュレーションが有用なことが知られている。Fig.2に示すように組織を複数の異なる並行層状モデルで考える。光を個々のphotonとして扱い，組織の光学特性と乱数から光子の挙動を逐次計算し，推計学的に分光反射率や分光透過率を計算する。本研究では光学パラメータとして吸収係数μ_a，散乱係数μ_s，異方性パラメータg，酸素飽和度SaO_2，屈折率n，さらに幾何学的厚みt を各層ごとに設定した。

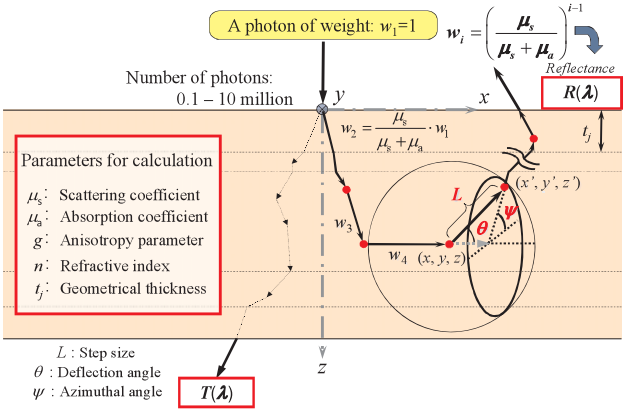


Fig.2 Layered Monte Carlo simulation in tissue.

4. ヒト皮膚の分光特性と分光画像

このようなヒト皮膚に白色光を照射した場合，Fig.3に示す皮膚組織内部の光吸収特性や散乱特性により，内部拡散反射光として皮膚表面に戻ってくる光は，分光反射率 R として計測される。皮膚内部の光吸収特性は主に，表皮層のメラニン濃度，真皮層・皮下組織のヘモグロビン濃度・血液酸素飽和度に依存し，各層それぞれの濃度が個人差や部位差により異なるため，Fig.4に示すような特徴ある分光反射率曲線として現れる（可視光領域：380–780 nm）。また，皮膚内部に内出血のような光吸収領域が病変として存在する場合，分光反射率を画像として取得すると，Fig.5のような結果が得られる。短波長の分光画像では皮膚のごく浅い

領域の様子が観察でき，長波長の分光画像では内出血の存在は確認できないが，より深部の静脈血管を観察することができている。これは皮膚や病変部に対する光侵達度の違いによるものであり，分光画像を取得するだけでも，皮膚病変部のおおまかな深さ情報を推定することが可能である[11]。

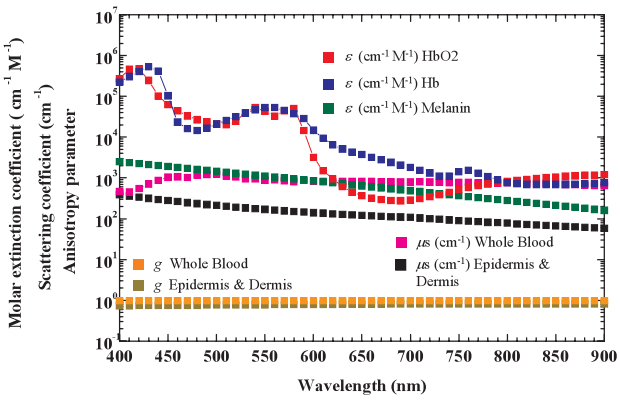


Fig.3 Optical parameters used in the study.

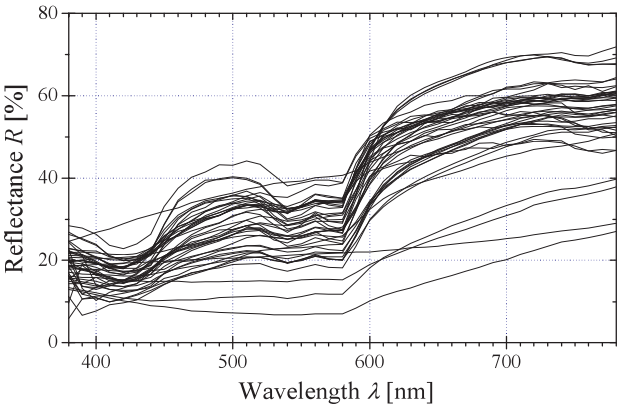


Fig.4 Spectral reflectance curves of human skin.

5. 分光測色法による色彩解析，画像再現

皮膚の分光反射率を取得することができれば，分光測色法により，色彩解析が可能となる。RGBやL*A*B*といった色空間は，三刺激値XYZから簡単な計算により算出することができ，XYZは分光反射率 $R(\lambda)$ から式(1)により導出できる。

$$\begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \int_{380}^{780} p(\lambda)\cdot\bar{x}(\lambda)\cdot R(\lambda)\cdot d\lambda \\ \int_{380}^{780} p(\lambda)\cdot\bar{y}(\lambda)\cdot R(\lambda)\cdot d\lambda \\ \int_{380}^{780} p(\lambda)\cdot\bar{z}(\lambda)\cdot R(\lambda)\cdot d\lambda \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここで，$p(\lambda)$ は光源の分光分布，$\bar{x}(\lambda)$，$\bar{y}(\lambda)$，$\bar{z}(\lambda)$は等色関数を表し，それぞれ既知の値を用いることができる。λは波長を表している。ヒト皮膚から分光測光器などを用いて分光反射率を計測し，式(1)などの計算式

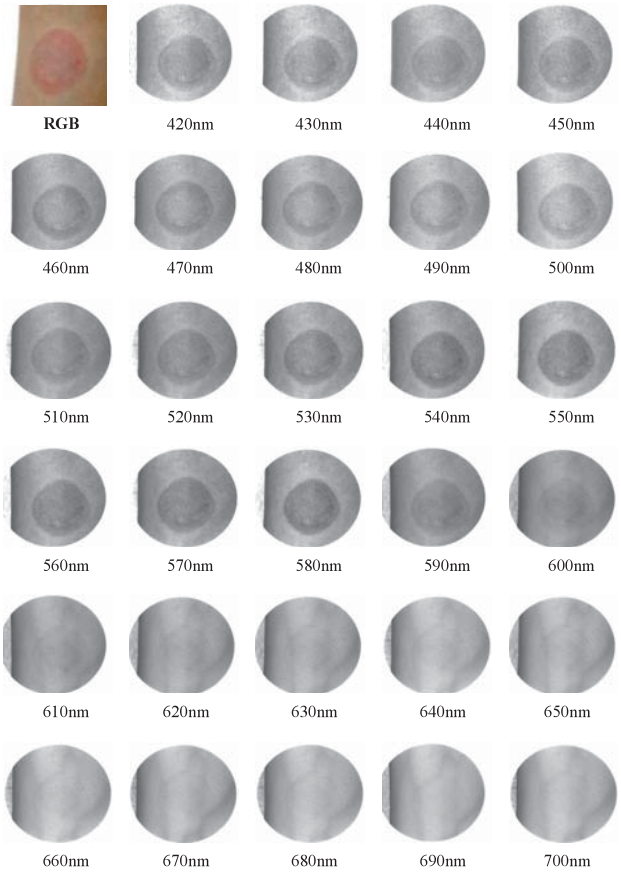
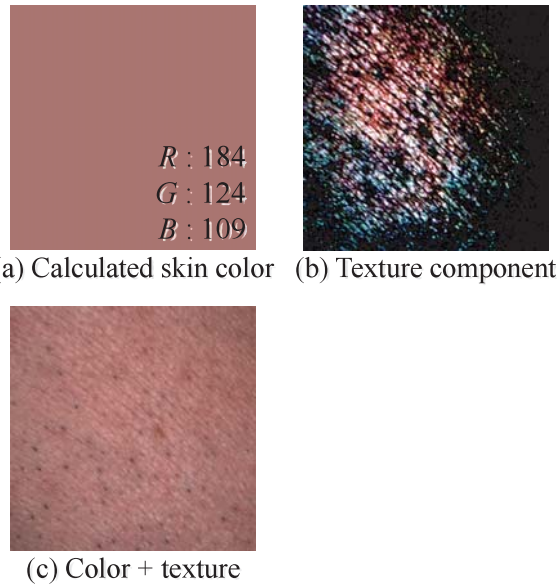


Fig.5 Spectral reflectance images of internal bleeding.



(a) Calculated skin color (b) Texture component

(c) Color + texture

Fig.6 Skin image reproduction. (a) Skin color calculated from spectral reflectance, (b) Texture component, (c) composite image of skin color and texture component.

からRGB値を求めると，Fig.6 (a)に示すような値と画像が得られる。この画像に対し，Fig.6 (b)に示す任意の皮膚画像から抽出したテクスチャー成分を合成すると，Fig.6 (c)のような実際のヒト皮膚と同様の画像を構成することが可能である。これは，ヒト皮膚からの分光

反射率を利用することで，さまざまな症例の皮膚画像を再現することができることを示しており，また，画像のRGB値から皮膚の状態が推定できることから[12]，診断支援や皮膚科学，化粧品開発への活用が期待できる。Fig.7に同様の手法を用いた皮膚の再現画像を示す。Fig.7 (a)は被験者の平常時の画像，Figs.7 (b)–(f)はそれぞれ，(b) 日焼けによるメラニン増加，(c) 皮膚疾患によるメラニン減少，(d) 飲酒等による血流量増加，(e) 加齢による皮膚の老化, (f) 内出血の発生を再現している。

Fig.7 Skin image reproduction.

6. おわりに

本報告では，さまざまな生体光計測の中でも，分光反射率，分光測色法を用いた医用計測法を紹介した。セクション5で紹介した手法では, 色素濃度や散乱特性, 屈折率，層厚みを制御した肌画像の再構成が可能であることもわかっている。本研究はまだ発展途上の研究であるが, 今後, 皮膚組織内部の詳細な光伝搬解析や, テクスチャー成分の制御機能と組み合わせることで, 皮膚科学，化粧品分野への応用が大いに期待できる。

参考文献

1. 秋吉騎慎, 鎌田沙由里, 前田貴章, 西舘泉, 船水英希, 相津佳永, 第58回応用物理学関係連合講演会 (2011) 03-130.
2. A. A. Stratomikov and V. B. Loschenov, J. Biomed. Opt. **6** (2001) 457.
3. 滝脇弘嗣, 西日本皮膚科別冊 **62** (2000) 3-8.
4. N. Tsumura, H. Haneishi and Y. Miyake, J. Opt. Soc. Am. (A), Vol.**16**, No.**9** (1999) 2169.
5. V. Tuchin, SPIE Press, (SPIE-The international Society for Optical Engineering, Washington DC, 2000) Chap.**1**, pp.3-108.
6. I. Nishidate, T. Maeda, Y. Aizu, and K. Niizeki, J. Biomed. Opt., Vol.**12**, No.**5**, (2007) 1-12.
7. 前田貴章, 荒川尚美, 高橋元次, 相津佳永, 第55回応用物理学関係連合講演会 (2008) 1066.
8. 相津佳永, 光技術コンタクト Vol.**47**, No.**1** (2009) 5.
9. Takaaki MAEDA, Naomi ARAKAWA, Motoji TAKAHASHI, and Yoshihisa AIZU, Opt. Rev., Vol.**17**, No.**3** (2010) 223-229.
10. L Wang, S. L Jacques, L Q. Zheng, Comput. Methods Programs Biomed. **47** (1995) 131-146.
11. 大久保貴弘, 浅利成信, 前田貴章, 西舘泉, 相津佳永, 第42回計測自動制御学会北海道支部学術講演会 (2010) 99.
12. 吉村淳, 前田貴章, 鎌田沙由里, 山本紗綾, 桑原智裕, 平尾哲二, 相津佳永, Optics & Photonics Japan 2009, 講演予稿集 (2009) 510-511.