

肌画像からの色素量推定技術

Technology to Accurately Estimate Skin Pigmentation from Skin Images without Dependence on Illumination

森内 優介

三田 雄志

金子 敏充

■ MORIUCHI Yusuke

■ MITA Takeshi

■ KANEKO Toshimitsu

しみやそばかすなどの色素沈着は肌の悩みの一つであり、自宅でのスキンケアが注目されている。肌の状態を正確に把握するために、肌に沈着する色素量を手軽に測定する技術が求められているが、従来の技術は照明の影響を受けやすいため、測定時の照明環境に制約があるという問題がある。

東芝はこれを解決するために、解析対象とする肌の局所領域で照明やカメラの外的変動が少ないことを利用して肌に沈着する色素量を推定する技術を開発した。この技術は、広範囲の肌の色素沈着量を、一般的なカメラだけを使用して照明環境にロバスト（頑健）に精度よく推定できることから、手軽で高精度な肌解析が実現できる。

Skin care cosmetics and devices for home use to prevent skin problems such as stains and freckles caused by localized increases in melanin pigment have been attracting attention in recent years. In order to accurately evaluate skin condition, a technology for the quantitative estimation of skin pigmentation from face image data is needed. However, as estimations using image data captured by digital cameras are affected by changes in illumination, conventional technologies require prior knowledge of or constraints on the illumination environment.

To solve this issue, Toshiba has developed a technology that realizes quantitative estimation of skin pigmentation with high accuracy using a standard red-green-blue (RGB) camera without limitations from the illumination environment, by focusing on local areas of skin images. This technology makes it possible to examine pigmentation under any type of illumination even in the home, eliminating the need to visit a cosmetics counter for this purpose.

1 まえがき

しみやそばかすなどの色素沈着は肌の悩みの一つである。近年、美白機能を備えた化粧品などが注目されており、自宅でのスキンケアが広く行われている。そこで、肌の状態を自宅ですべて正確に把握するために、肌に沈着する色素量を手軽に測定する技術が求められている。

肌の色素量を推定する手法として、肌解析用の光源やセンサを持つ測定機器を用いる手法が知られている。この手法は、測定機器を肌に接触させることや、測定範囲を測定機器で覆うことで外光を遮断し、付属の照明光と専用のセンサを用いて色素量を推定する^{(1),(2)}。照明光とセンサを固定することによる高精度な解析が可能であるが、専用の測定機器が必要であるという問題がある。また、測定範囲が限定されるため、肌の広い範囲を一度に測定するためには大型の測定機器が必要であり、ホームケアに不向きであった。

一方、専用の測定機器を用いずに、一般的なカメラで撮影した画像から色素量を推定する場合、撮影環境の照明光やカメラのWB（ホワイトバランス）などの影響でカメラ信号が大きく変化するために、撮影環境の違いにより色素量の推定値が変化するという問題がある。そこで、色特性が既知のカラーチャートを含めて撮影することで、カメラ信号の変化を補正する技術⁽³⁾が提案されているが、カメラ以外の専用デバイスが必

要なことと、測定範囲がカラーチャートの周囲に限定される問題がある。また、ICA（独立成分分析）を用いることで、広範囲の肌を解析する技術⁽⁴⁾（以下、従来技術と呼ぶ）が提案されている。しかし、解析範囲を単一の照明で照射する必要があり、一般的な環境への適応が課題であった。

そこで東芝は、一般的なカメラだけを利用し、撮影環境の照明光やカメラのWBにロバストにしみやそばかすの原因となる色素の沈着量を高精度に推定する色素量推定技術を開発した。この技術は、解析対象の肌とその周辺の肌に対する画素の色信号比率を利用することで、撮影環境の変化によらず色素量を推定することができる。そのため、従来技術で必要であった撮影環境に対する制限がなく、カメラだけを用いた広範囲な肌解析が実現できる。ここでは、開発した色素量推定技術の概要とその効果について述べる。

2 肌の色素沈着と光反射モデル

色素量推定技術は、人肌の光反射モデルに基づく画像処理により、肌の沈着した色素量を推定する。人肌は角質層や、表皮、真皮などの多層構造を持っており、各層に含まれる色素の量により肌色が決定する。肌色を決定する主要な色素成分は、メラニン色素とヘモグロビン色素であることが知られている。メラニン色素は表皮に多く存在する色素であり、紫外線な

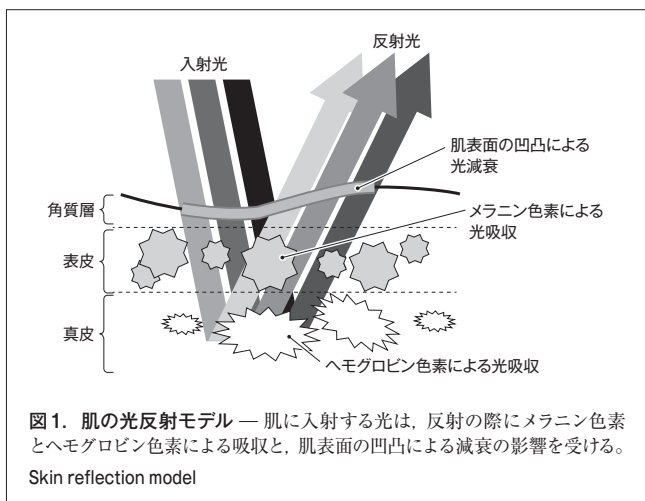


図1. 肌の光反射モデル — 肌に入射する光は、反射の際にメラニン色素とヘモグロビン色素による吸収と、肌表面の凹凸による減衰の影響を受ける。
Skin reflection model

どの有害波長から肌を保護する役割を担っている。ヘモグロビン色素は真皮層の毛細血管に多く存在する色素であり、体内に酸素を運ぶ役割を担っている。この技術の光反射モデルは、図1に示すように、肌に入射した光が反射する際の光減衰をモデル化したものである。光の減衰は、肌に沈着したメラニン色素とヘモグロビン色素による吸収と、肌表面の凹凸による幾何学的な減衰により生じる。色素による光の吸収は各色素の吸光係数⁽⁵⁾で定義されており、色素を通過した際の光の減衰は、吸収と透過の関係を表す拡張 Lambert-Beer 則から求めることができる。これより、波長 λ でのメラニン色素とヘモグロビン色素の吸光係数を、それぞれ $\varepsilon_{mel}(\lambda)$, $\varepsilon_{hem}(\lambda)$ とし、各色素の量を、それぞれ a_{mel} , a_{hem} とした場合、色素を通過する光は $10^{-(a_{mel} \cdot \varepsilon_{mel}(\lambda) + a_{hem} \cdot \varepsilon_{hem}(\lambda))}$ で減衰すると記述することができる。また、肌表面の凹凸による光の減衰は肌表面の法線のばらつきや遮蔽による光の減衰を示し、波長に依存しない幾何減衰係数 γ と記述することができる。

その結果、撮影した肌画像の画素 i のカメラ信号を Y_n^i , $n=R$ (赤), G (緑), B (青) とすると、光反射モデルから Y_n^i は式(1)で記述することができる。

$$Y_n^i = \int_{400}^{700} O^i(\lambda) \cdot 10^{-(a_{mel}^i \cdot \varepsilon_{mel}(\lambda) + a_{hem}^i \cdot \varepsilon_{hem}(\lambda))} \cdot \gamma^i \cdot k^i \cdot E^i(\lambda) \cdot \bar{r}_n(\lambda) \cdot WB_n d\lambda \quad (1)$$

ここで、 $O^i(\lambda)$ は画素 i の肌の分光反射率からメラニン色素とヘモグロビン色素の色素沈着の影響を除いた分光反射率であり、 a_{mel}^i と a_{hem}^i はそれぞれ画素 i の肌に沈着するメラニン色素とヘモグロビン色素の量である。 γ^i は画素 i の肌表面の微細凹凸を表す幾何減衰係数である。 $E^i(\lambda)$ は画素 i に照射する照明の分光分布であり、 k^i はその強度である。 $\bar{r}_n(\lambda)$ と WB_n はそれぞれ撮影したカメラの R , G , B 各センサの分光感度と WB のためのゲイン調整量である。 $\varepsilon_{hem}(\lambda)$ は酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの特性を平均したものを使用した。

更に、NBA (Narrow-Band Assumption) を用いて、式(1)を展開する。NBAはカメラ信号を扱う際に用いられることが多く、 $\bar{r}_n(\lambda)$ が R , G , B 各センサの波長帯域において中心の非常に狭い帯域に集中しているとし、 $\bar{r}_n(\lambda)$ を各センサの中心波長でのデルタ関数として近似する。近似した分光感度を \bar{r}_n^i とすると、式(1)は式(2)で記述することができる。

$$Y_n^i = O_n^i \cdot 10^{-(a_{mel}^i \cdot \varepsilon_{mel_n} + a_{hem}^i \cdot \varepsilon_{hem_n})} \cdot \gamma^i \cdot k^i \cdot E_n^i \cdot \bar{r}_n^i \cdot WB_n \quad (2)$$

ここで、 O_n^i , ε_{mel_n} , ε_{hem_n} , E_n^i はそれぞれ、各センサの中心波長における式(1)の $O^i(\lambda)$, $\varepsilon_{mel}(\lambda)$, $\varepsilon_{hem}(\lambda)$, $E^i(\lambda)$ の値である。色素量推定技術は、この光反射モデルを利用して肌の色素量を推定する。

3 色素量推定技術

今回開発した色素量推定技術の概要を説明する。この技術は、処理対象とする画素周辺の局所的な領域で照明光やカメラなどの外的変動が少ないことを利用して、対象画素 i の信号 Y_n^i とその周囲にある画素 j の信号 Y_n^j との信号比率から、画素 i に沈着する色素量を推定する。

この技術は、肌画像の局所領域内に存在する画素 i , j で以下の二つの仮定が成立することを利用している。

- (1) 対象画素周辺の局所領域では、入射光は均一である。すなわち、 $k^i \cdot E^i(\lambda) = k^j \cdot E^j(\lambda)$ である。
- (2) 局所領域内の肌は主要色素であるメラニン色素とヘモグロビン色素の多寡を除き均一であり、肌色に起因するその他の色素は領域内で急激に変化しない。すなわち、 $O^i(\lambda) = O^j(\lambda)$ である。

これらの仮定を、式(2)に適用し、 R , G , B の波長信号ごとに Y_n^i を Y_n^j で除算し対数をとることで、式(3)を得る。

$$-\log_{10} \left(\frac{Y_n^i}{Y_n^j} \right) = a_{mel}^i \cdot \varepsilon_{mel_n} + a_{hem}^i \cdot \varepsilon_{hem_n} - \log_{10} \gamma^i \quad (3)$$

ここで、 a_{mel}^i と a_{hem}^i は、それぞれ $a_{mel}^i = a_{mel}^i - a_{mel}^j$, $a_{hem}^i = a_{hem}^i - a_{hem}^j$ であり、画素 j を基準とするメラニン色素量とヘモグロビン色素量を示す。また γ^i は、 $\gamma^i = \gamma^i / \gamma^j$ であり、画素 i , j の幾何減衰係数の変化率を示す。この技術の目的は、しみなどの色素沈着の定量化であるから、周辺の肌と比較した場合の色素量の多寡を示す a_{mel}^i と a_{hem}^i を各画素の色素量として算出すればよい。式(3)から、画素 i 周辺の色素沈着のない肌画素を画素 j とすることで所望の色素量が得られるが、例えば、画素 i を中心とする任意サイズの矩形 (くけい) を局所領域として設定し、領域内の中央値を持つ画素を画素 j とすることで、画素 i の色素量を求めることができる。

これより、式(3)を a_{mel}^i , a_{hem}^i , γ^i について解くことで、画素 i の色素量と、微細凹凸を表す幾何減衰係数を推定することができる。式(3)に示すように、この技術を用いて推定する色素

量は、照明の分光分布やカメラのWBによらないため、撮影環境の変化によらず色素量を推定できる。

4 効果検証実験

ここでは、開発した色素量推定技術の照明環境に対するロバスト性と推定精度を確認する。検証実験では、局所領域を、画素*i*を中心とする実空間上の1辺5 mmの正方形に設定し、色素量を推定した。

4.1 照明環境に対するロバスト性の評価

開発技術の照明環境に対するロバスト性を確認するために、異なる照明光源下で撮影した肌画像からそれぞれ色素量を推定し、従来技術と比較した。実験には、一般的な照明環境を想定した8種類の照明光、すなわち蛍光灯3種類（昼光色、昼白色、及び電球色）、LED（発光ダイオード）2種類（昼白色及び電球色）、白熱電球、国際照明委員会が規定する色評価用標準光源照明（D65）、及び人工太陽光を利用して、市販のデジタル一眼レフカメラのオートモードで撮影した。

実験結果を図2に示す。撮影画像は、メラニン色素（白枠）とヘモグロビン色素（赤枠）の沈着領域を持つ肌を、各照明光源下で撮影したもので、開発技術と従来技術をそれぞれ用いて、メラニン色素量とヘモグロビン色素量を推定した結果を比較した。推定結果画像に重畳した“黄赤-青”と“紫-赤”の疑似カラーは、それぞれ推定したメラニン色素量とヘモグロビン色素量を示し、青や赤の色相ほど推定された色素量が多い。従来技術は、照明環境ごとに推定結果が大きく異なり、色素を検出できない照明光源が存在するが、開発技術は、安定的に色素量を推定できており、実験結果から照明環境に対するロバ

スト性が確認できる。

4.2 定量評価実験

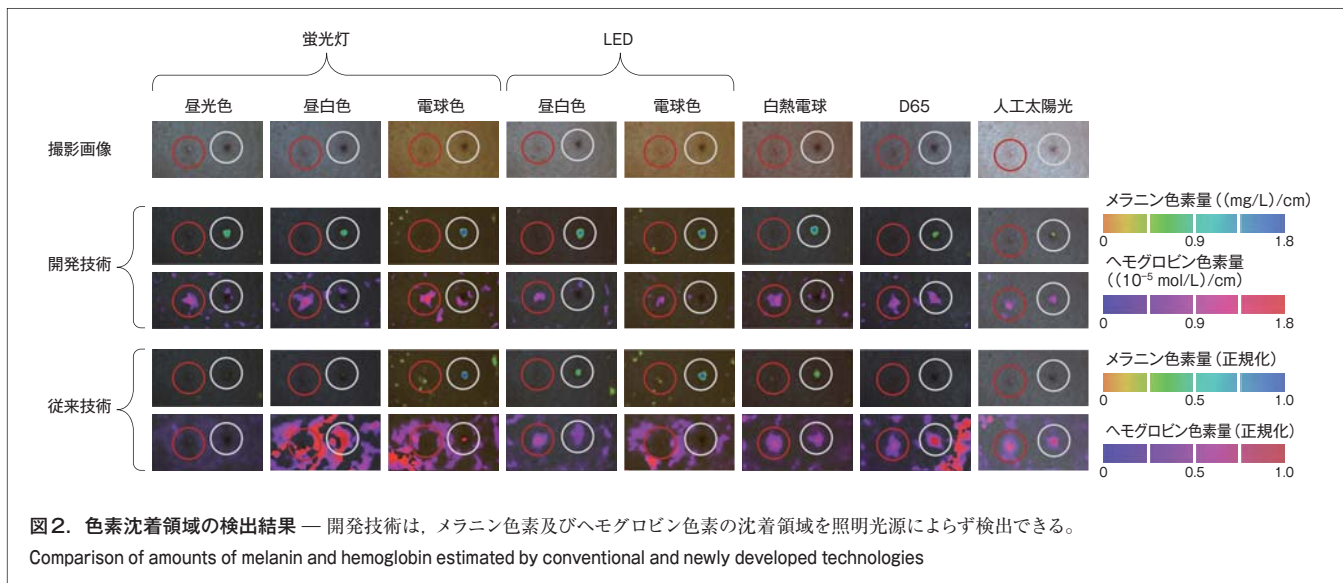
開発技術の推定精度を確認するために、測定機器を利用した高精度な技術⁽¹⁾から求めた色素量を正解値として、定量評価実験を実施した。実験では、年齢20～30代の被験者9名（男性6名、女性3名）に対し、顔にある19領域のしみを4.1節と同じ8種類の照明光源下で撮影し、それぞれ全152枚の評価画像を取得した。撮影した各評価画像からメラニン色素量を推定し、測定機器で計測した波長分解能の高い色情報であるマルチスペクトラル情報から求めたメラニン色素量との誤差を計算した。

各照明光源における色素量の平均推定誤差を表1に示す。推定誤差は、誤差量を直観的に示すために誤差発生時に画像上で確認される色差 ΔE^*ab として示した。実験の結果、全体の平均誤差 ΔE^*ab は0.9であり、推定誤差が十分に小さいことが確認された^(注1)。

表1. 各照明光源での色素量推定誤差

Average color difference ΔE^*ab under various types of illumination

照明光源		ΔE^*ab
平均		0.90
蛍光灯	昼光色	0.58
	昼白色	0.57
	電球色	1.68
LED	昼白色	0.98
	電球色	0.74
白色電球		0.63
D65		0.73
人工太陽光		1.29



(注1) ΔE^*ab は色の差異を示し、絶対値が大きいほど色の違いが大きいことを示す。許容色差の範囲は $\Delta E^*ab < 1.6$ であり、 $E^*ab = 0.9$ は目視での確認が困難なほど僅かな推定誤差である。

5 顔画像の高画質化への応用

ここでは、開発した色素量推定技術を応用し、推定した色素量を利用して肌画像の色素沈着を取り除いた画像を自動生成する。効果の確認のために、未知の照明光源とカメラで撮影された一般画像から色素量を推定し、推定した色素量に従いメラニン色素だけを除去した画像を生成した。

開発技術で推定した色素量を利用して、肌画像の色素沈着を任意に除去した、又は付加した画像は、例えば、式(3)から導出される式(4)の c_{mel} , c_{hem} を制御することで生成できる。

$$Y_n^i = Y_n^j \cdot 10^{-\left(c_{mel} \cdot a_{mel}^i \cdot \varepsilon_{mel_n} + c_{hem} \cdot a_{hem}^i \cdot \varepsilon_{hem_n}\right)} \quad (4)$$

以下の実験では、 $c_{hem} = 0$ とすることで、メラニン色素の沈着だけを除去した画像 Y' を生成した。実験結果を図3に示す。

(b)のメラニン色素推定結果では、入力画像のメラニン色素の沈着領域を正確に検出できていることが確認できる。(c)の開発技術によるメラニン色素除去画像は、式(4)を用いて推定したメラニン色素を除去した画像で、従来の平滑化技術による画像は、よく使用されている空間フィルタリングによる平滑化技術で色素沈着を除去した結果である。従来の平滑化技術では、大きな色素沈着が除去されず残存していることと、入力画像に含まれる肌表面の凹凸などの細かいテクスチャが平滑化により消失してしまっていることが確認できる。一方、開発技術を用いた結果は、入力画像で確認される肌の微細なテクスチャを維持しており、肌画像の質感を劣化させることなくメラニン色素の沈着だけを自然に除去できていることがわかる。



6 あとがき

肌画像から肌に沈着する色素を定量化する色素量推定技術について述べた。開発した技術は、対象画素に沈着する色素の量を対象画素周辺の画素を基準に推定することで、撮影環境の照明光やカメラのWBによらず色素量を高精度に求めることができる。実験により、照明環境の異なるシーンで撮影した肌画像であっても、色素の沈着量をロバスト性高く推定できることを確認した。

開発した色素量推定技術を用いることで、照明環境によらず広範囲の肌を通常のカメラだけを用いて解析可能となることから、手軽で高精度な肌解析を安価に実現できる。また、肌画像の色素沈着量を肌の質感を劣化させることなく除去できるため、肌画像の加工・修正処理の自動化などへの応用も期待できる。

文献

- (1) Masuda, Y. et al. An innovative method to measure skin pigmentation. *Skin Research and Technology*. **15**, 2, 2009, p.224 - 229.
- (2) Canfield Scientific. "VISIA Complexion Analysis". Canfield Scientific Homepage. <http://www.canfieldsci.com/imaging_systems/facial_systems/VISIA_Complexion_Analysis/>, (accessed 2015-05-19).
- (3) 手塚耕一 他. スマートフォンを用いた肌状態測定技術. *FUJITSU*. **64**, 1, 2013, p.59 - 65.
- (4) Tsumura, N. et al. Image-based skin color and texture analysis/synthesis by extracting hemoglobin and melanin information in the skin. *ACM Transactions on Graphics*. **22**, 3, 2003, p.770 - 779.
- (5) Anderson, RR. ; Parrish, JA. The optics of human skin. *Journal of Investigative Dermatology*. **77**, 1, 1981, p.13 - 19.



森内 優介 MORIUCHI Yusuke

研究開発統括部 研究開発センター マルチメディアラボラトリー。映像システムやイメージセンサ向け画像処理技術の研究・開発に従事。
Multimedia Lab.



三田 雄志 MITA Takeshi, Ph.D.

研究開発統括部 研究開発センター 研究企画部 参事, 博士 (工学)。映像処理技術の研究・開発に従事。電子情報通信学会, 映像情報メディア学会, IEEE 会員。
Research Planning Dept.



金子 敏充 KANEKO Toshimitsu, Ph.D.

研究開発統括部 研究開発センター マルチメディアラボラトリー 研究主幹, 博士 (工学)。画像高画質化技術の研究・開発に従事。電子情報通信学会 会員。
Multimedia Lab.