三原色 LED 光を用いた皮膚色の計測法

正会員 米田 修敏 (花王株式会社)
非会員 矢田 幸博 (花王株式会社)

非会員 永嶋 義直 (花王株式会社)
非会員 服部 道廣 (花王株式会社)

Skin Color Measurement Using Trichromatic LEDs

Member Nobutoshi Komeda (Kao Corporation),

Non Member Yoshinao Nagashima (Kao Corporation),

Non Member Yukihiro Yada (Kao Corporation)

and Non Member Michihiro Hattori (Kao Corporation)

ABSTRACT

Skin color has routinely been measured using a contact type colorimeter with a white light source such as a xenon lamp. However, it is difficult to reduce the weight of the apparatus due to its structure, and compression of the skin during colorimetry tended to induce changes in skin blood flow or morphological changes in the skin surface, resulting in measurement errors. Therefore, a colorimeter appropriate for colorimetry of the skin has been needed. We have developed a small light colorimeter (RGB sensor) using LEDs with the three primary colors (red, green and blue) as a light source. Comparison of colorimetric accuracy (color chips and actual skin color) between this sensor and the conventional contact type colorimeter revealed a high correlation (skin color chips: L^* , $R=0.999$; a^* , $R=0.998$; b^* , $R=0.996$. skin color: L^* , $R=0.921$; a^* , $R=0.892$; and b^* , $R=0.885$). These results suggest that this small lightweight RGB sensor is as efficient and accurate as the conventional colorimeter, and appropriate for measuring skin color.

KEYWORDS: trichromatic LEDs, skin color, $L^*a^*b^*$

1. はじめに

皮膚は様々な外界の刺激から生体を守るバリアとして機能するとともに生体成分の溶出を防ぐ重要な組織であるが、加齢や疾病によって皮膚の内部組成物の変化をきたし、表面の形状や色調が変化する¹⁾。特に色調(皮膚色)の変化は主に表皮内に存在するメラニン色素及び真皮の血管網に存在するヘモグロビン色素(赤血球中の色素)に起因すると言われている。即ち、これらの成分が紫外線などの外的影響や身体の生理変化によって増悪するためにメラニン色素の沈着や血行不全によるくすみが生じる。このように皮膚の機能低下が皮膚色の変化に大きく反映することから皮膚の色を測ることは皮膚生理学的な観点からも大変重要である。従来より皮膚色の測定は、接触型測色計を用いて行われてきたが、その際、皮膚表面の角層の状況(不全角化、落屑など)や圧迫による血流変化の影響等を受けるために皮膚色を正確に測定するには細心の注意を要する。

ところで、従来の接触型測色計は、光源としてハロゲンランプやキセノンランプ等の白色光源を使用している。これらの白色光を積分球や光ファイバーを用いて、拡散光やあるいは対象物に45°方向から照明し、その反射光を複数のフィルターにより分光する

ものが一般的である。その各反射光の強度を光電変換部で電位に変換し、最終的に測色値を得ている。したがって、これまでの接触型測色計では構造上、積分球やフィルターを必要とするため、小型軽量化するのは甚だ困難であった。そのため、皮膚のように圧迫により変形したり変色する試料の測定には不向きであり、正確な測定値を得るには熟練を要した。そこで、もっと簡便で皮膚への圧迫がない小型軽量の測定装置の開発が望まれていた。

一方、近年、LEDを光源に用いた測色計が開発され工業製品の塗装色等の測定に用いられるようになってきた^{2)~8)}。G.Kigle-Boecklerは10種のLEDを使用することで、三刺激値だけでなく20nm毎のスペクトルデータを得ることのできる測色計を報告している²⁾。また生産工程での使用例としては三原色LEDを用いた色検出装置の例もある^{6)~8)}が、これらの計器が皮膚色測定に用いられた報告はなく、その測定精度は不明である。なお、LEDを用いた皮膚色の測定計としては、Dermaspectrometer (Cortex社)が知られているが、本装置は光源として緑色域と赤色域にピークを有するLEDを使用し、紅斑指数とメラニン指数という形式で表示できる。しかし、 $L^*a^*b^*$ などの色彩値で表現できないばかりか、メラニン指数については血流の影響を避けることができず、例えば血流増加が起きている紅斑部位では、メラニン指数の値が大きく増加するなどの問題があり再現性の高い色測定は不可能である⁹⁾¹⁰⁾。また紅斑指数についてもその部位に存在するメラニ

本論文の一部は平成10年度照明学会全国大会で米田修敏が講演した。

ン量に影響を受けている可能性が示唆されている¹¹⁾。このようにLEDを用いて皮膚色を従来の $L^*a^*b^*$ のような色彩値で測定することができる測色計はこれまでなかった。

ところが最近、青色LEDの高輝度化が実現し、赤緑青の三原色LEDが実用的に使用できるようになった¹²⁾¹³⁾。そこで赤緑青の三原色LEDを光源とする皮膚色測定用の測色計の開発を検討したところ、従来の接触型測色計と同等の測色精度を有する小型軽量の測色計(本測色計を以下RGBセンサーと称する)を開発できたので以下に報告する。

2. 方法

2.1 光学系の基本構造

今回開発した測色計(RGBセンサー)の構造について述べる。光源として赤緑青の三原色のLED(それぞれの発光中心波長は、660nm, 520nm, 470nmであり、半値幅はそれぞれ20nm, 50nm, 30nmである)を用いた。また、照明ムラを低減するために、それぞれのLEDを3個ずつ正三角形の頂点に位置するように配置した合計9個のLEDで照明した。各色のLEDが時分割で点滅(1秒間に約25回点灯、点滅は連続して繰り返す)することにより、一つの光電変換部で各色の反射光強度および外乱光強度を計測し、測色値を得ることができる。なおRGBセンサーの接触面方向から見た状態と断面の構造及び測定時の状況を図1(a), (b), (c)に示す。本センサーは規準測色計として用いたミノルタ社製CM1000の開口部直径11mmとほぼ同じ開口部直径12.5mmを有し、45°照明垂直受光方式を採用している。なお、ミノルタ社製CM1000は接触型分光測色計であり、肌色測定によく用いられる¹⁴⁾。

またセンサー部にフィルターや積分球が不要のため小型になり、センサー部は約10gと軽量化できた。したがってセンサーを手にとって測定する場合、その指先での微妙なコントロールが可能であるため、測色対象物に対する押し圧の制御が容易となり顔面などの起伏に富んだ肌形状にも合わせて皮膚色を測定することができる。

2.2 システムの構成

RGBセンサーのブロック図を図2に示す。赤緑青の各LEDはそれぞれ定電流回路を備えておりゲート回路で通電制御を行う。反射光強度は受光部のシリコンフォトダイオードで $I-V$ コンバーターにより電位として検出する。サンプル・ホールド回路で赤緑青の反射光強度及び外乱光強度を一時保存し、減算回路で各反射光強度から外乱光強度を減算して除くことにより、赤緑青の反射光強度を得る。

反射光強度出力値のA/D変換部はBIOPAC Systems社製MP100及びAcqKnowledgeソフトウェア(ver.3.2.6)を用いた。このときのデータ取り込みの分解能は16ビットであった。なおデータ取り込み及び演算処理用の装置としてMacintosh社PowerBook540Cを用いた。

2.3 測定精度の評価

2.3.1 RGBセンサーによる反射光強度

RGBセンサーによる白色板(今回は規準測色計として用いたミノルタ社製CM1000付属の校正用白色板を用いた)の反射光強度を WR, WG, WB とし、対象物の反射光強度を SR, SG, SB とするとその白色板に対する比 $SR/WR, SG/WG, SB/WB$ をRGBセンサーの反射光強度として計算式に用いた。

2.3.2 色票を用いた測色精度の解析

The Macbeth Color Checker Chart(今後マクベス色票と記す)の一部である6枚のグレースケールの色票を用いて、三原色LED光の反射光強度と試料の輝度との相関について検討した。全色での相関については、マクベス色票の全色24枚を用いた。肌色色票は、我々が規準測色計で測定した10~20代の女性228人の頬下部の素肌色分布[図3(a)の・で示した]をもとに図3(a)の●で示した肌色の測定値に対応する各色票(株式会社村上色彩技術研究所製)を選択して作成した[図3(b)]。色票を3回測定しその平均値を測定値とした。

2.3.3 皮膚色測定条件の検討

東京近郊在住の健康女性58人の顔面3部位(下眼瞼、頬骨部、頬下部)のシミや炎症等がない素肌色を測定した。洗顔後、室温20℃、湿度40%の一定環境下で10分間馴化し、所定の部位を測定した。なお、同一部位の近傍3カ所を測定しその平均値を測定値とした。

2.3.4 接触型測色計での圧迫による皮膚色の検討

今回、規準測色計として用いているミノルタ社製CM1000を用いて、健康な10名の母指球部、前腕内側部、前腕外側部を圧迫しないように測定し、その後、ミノルタ社製CM1000のプローブの重量分(1kg)で30秒圧迫後に同一部位を測定した。

3. 結果及び考察

3.1 LEDの反射光強度と三刺激値について

対象物に照射された三原色LED光の反射光強度(RGB)から三刺激値(XYZ)へ変換する場合、XYZは、RGBの線形式で表記されるものと仮定する[(1)式]。

$$\left. \begin{aligned} X &= aR + bG + cB \\ Y &= dR + eG + fB \\ Z &= gR + hG + iB \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots(1)$$

(1)式の $a \sim i$ の係数は、3種の色票を選択し、規準測色計で測定した3組のXYZとRGBセンサーで測定した3組のRGB出力値を用いることにより(2)式のように求めることができる。

$$\begin{pmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ g & h & i \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} X_1 & X_2 & X_3 \\ Y_1 & Y_2 & Y_3 \\ Z_1 & Z_2 & Z_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R_1 & R_2 & R_3 \\ G_1 & G_2 & G_3 \\ B_1 & B_2 & B_3 \end{pmatrix}^{-1} \dots\dots\dots(2)$$

3.2 マクベス色票測定について

次にマクベス色票の全色24枚を規準測色計とRGBセンサーで測定した結果を示す。RGBセンサーによるXYZは、マクベス色票の中の赤緑青の3種の色票より(2)式で求めた $a \sim i$ の係数を用いることにより(1)式から算出した。相関係数 R が X について $R=0.947$ 、 Y について $R=0.953$ 、 Z について $R=0.996$ となった。

$L^*a^*b^*$ への変換については、C光源2度視野の条件ではXYZを(3)式のように変換すればよく¹⁵⁾、このように変換して得られた規準測色計とRGBセンサーの $L^*a^*b^*$ については、 $L^*:R=0.964$ 、 $a^*:R=0.990$ 、 $b^*:R=0.985$ という相関が得られた。

$$\left. \begin{aligned} L^* &= 116 \left(\frac{Y}{100} \right)^{\frac{1}{3}} - 16 \\ a^* &= 500 \left\{ \left(\frac{X}{98.072} \right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{Y}{100} \right)^{\frac{1}{3}} \right\} \\ b^* &= 200 \left\{ \left(\frac{Y}{100} \right)^{\frac{1}{3}} - \left(\frac{Z}{118.225} \right)^{\frac{1}{3}} \right\} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots(3)$$

(c) 皮膚色測定時の状況

図1 RGB センサーの構造
Fig. 1 Construction of RGB sensor.

図2 RGB センサーのブロック図
Fig. 2 Block diagram of RGB sensor.

(a) 素肌色分布(・)と色票の色分布(●)

(b) 今回使用した肌色色票

図3 日本人若年女性の肌色分布と肌色色票

Fig. 3 Distribution of Japanese young women's skin color and skin color chart.

3.3 肌色色票測定について

以上の結果からマクベス色票の測色において RGB センサーは、規準測色計と比較的相関の高い三刺激値が得られることがわかったので次に皮膚色の測定に最適な変換式を求めることを検討した。図 3 (b)の肌色色票から任意に 3 枚を選択し RGB から XYZ, さらに XYZ から $L^*a^*b^*$ への変換式をマクベス色票の時と同じように作成した[(1)式, (2)式, (3)式]。両測色計による肌色色票の測色で図 4 のように高い相関が得られたが、これはマクベス色票の時よりも高い相関であった。また両測色計による色差の平均は $\Delta E=0.286$ (標準偏差0.225) であり、今回使用した肌色色票の場合、三刺激値を規準測色計とほぼ同等に推定することが可能と思われる。さらに、結果的に(1)式の仮定も成立するとみなし

て良いと考えられる。したがって、皮膚色の計測を目的とする場合は、皮膚色の比較的狭い色領域に最適な変換式を求めることが重要であることが示唆された。

小島らは¹⁰⁾、高い測色精度を目指すには RGB 各出力レベルと入射輝度の関係が線形であることが必要になり、入射輝度特性の線形化処理により高い測色精度を得ることが可能になったことを述べている。今回、三原色 LED 光の反射光強度 (RGB) と輝度との相関については、マクベス色票のうち 6 枚のグレースケールを測定する事で検討した。規準測色計で測定した時の三刺激値 XYZ のうち Y を輝度として用い、RGB センサーで測定したときの赤緑青の各 LED の反射光強度との関係をプロットすると図 5 に示すように線形関係が確認できた。このことから(1)式の線

図 4 肌色色票における相関係数 (XYZ, $L^*a^*b^*$)
Fig. 4 Correlation of measured values of skin color chart (XYZ, $L^*a^*b^*$).

図 5 三原色 LED 光の反射光強度と輝度との相関
Fig. 5 Correlation between light reflection intensity of trichromatic LEDs and the luminance.

形式が成り立つと考えられる。

3.4 皮膚色測定について

肌色色票の測定において、両測色計の間で高い相関が得られたので、最終的に実際の皮膚の測色について比較検討した。このときのRGBセンサーのXYZあるいは $L^*a^*b^*$ への変換は、肌色色票から求められた(1)式と(3)式を用いた。東京近郊在住の健康女性58人の顔面3部位（下眼瞼、頬骨部、頬下部）の素肌色を両測色計で測定しXYZ及び $L^*a^*b^*$ を算定した。その結果を図6に示す。両測色計間でのXYZの相関係数は0.9以上であり、 $L^*a^*b^*$ についても0.88以上の比較的高い相関が得られた。また平均色差は $\Delta E=2.42$ （標準偏差0.987）であった。両測色計による皮膚色の相関は、肌色色票を測色した際の相関と比べて若干低かったが、これは、色票の測定の場合は測色表面が均一で不透明体であるのに対して、皮膚はメラニン色素や血流による多少の色むらやキメ、毛穴の形状にかなり個人差があるとともに、複雑な層状構造の半透明体であるために肌色色票での測定値ほどの相関が得られなかったものと考えられた。以上の結果から皮膚色の測定にはRGBセンサーの測定精度で十分に対応できることが示唆された。

これまで、測定は皮膚に圧迫を加えないようにして、測色計を

皮膚に軽く触れる程度で測定していたが、圧迫すると表1に示すように測定窓部分の皮膚は鬱血することにより暗赤色に変化し、 L^* 値は下がり a^* 値は高くなる。このように圧迫により皮膚色は大きく変化することが分かる。皮膚色測定においては、圧迫による皮膚血流の影響を除くために、皮膚を圧迫しないように皮膚にセンサーを軽く触れる程度にして測定しなければ正しい値が得られない。

ところで、LEDの発光特性は測定環境の温度に依存すると言われているが、これまでのLEDを用いた測色計では、温度変化があっても測定精度を保つ機構を備えているものがあった。例えば、安田らの三原色LEDを用いた色検出センサー⁶⁾は、照射光量モニターが付属されている。また、G.Kigle-Boecklerの測色計²⁾はBYK-Gardner社の測色装置であるcolor-guideに基づくものであるが、温度補償回路を備えている。そこで、RGBセンサーにおいても温度変化に対応した対策が必要であると考えられたが、皮膚色を測定する場合は、生体計測のため通常ほぼ一定の室温で測定することが多く、測定中に温度が大きく変化することもないのでRGBセンサーによる皮膚色測定では、測色前後に白色板で較正を行えば実用上まったく問題はなかった(結果は示さず)。なお、10種のLEDを備えているBYK-Gardner社color-guideは $L^*a^*b^*$ 以外に分光反射率まで求めることが可能であるが、10種のLEDを備えているため、LEDを使用している割には、生体計測に利用できるほど小型化されていない。また、皮膚色の測定では高い精度の測色値は必要なものの分光反射率よりも $L^*a^*b^*$ を求めれば十分な場合が多い。

以上の結果から、本RGBセンサーのように三原色LEDを用いることでこれまでにない小型軽量でかつ皮膚色測定においてほぼ十分な精度の測色が可能になった。

表1 測色計を皮膚に圧迫する前後の平均色差

Table 1 Average color difference of skin before and after pressing with colorimeter.

部 位	ΔL^*	Δa^*	Δb^*
母指球	-2.23	2.36	-0.88
前腕内测	-3.71	4.12	-2.15
前腕外測	-1.98	2.66	-1.95

図6 皮膚色測定結果における相関 (XYZ, $L^*a^*b^*$)
Fig. 6 Correlation of measured values of skin color (XYZ, $L^*a^*b^*$).

4. 結言

我々は、皮膚色測定装置として白色光源に変えて赤緑青の三原色LEDを光源に用いた小型軽量の測色計を開発した。本測色計で色票や皮膚色を測定した数値をキセノンランプを光源とする規準測色計による測定値と比較しても比較的高い相関が得られた。このことより本測色計による測色結果は、規準測色計による測色結果とほぼ同等であり肌色計測においてほぼ満足できる精度であることが示唆された。また本測色計のセンサー部は、フィルターなどを必要としないため小型軽量に試作できたので計測時に押し圧を制御しやすく、肌形状に合わせて正確に皮膚色を測定することができるようになった。このような特長から今後、医療・化粧品分野などで、広範囲な利用が期待できるものと考えられる。

参考文献

- (1) 山村雄一, 久木田淳, 佐野榮春, 清寺真:「皮膚の構造と機能」, 現代皮膚科学大系第3巻, 中山書店, (1982).
- (2) G. Kigle-Boeckler: "Exploring new technologies in color measurement", Amer. Paint Coatings J., 82-2, pp. 18-20 (1997).
- (3) J. E. Laming and A. Martino: "PC Color Recognition Using LED and Software Techniques", IEEE Photonics Technology Lett., 5-5, pp.583-586 (1993).
- (4) J. T. DeGroff: "LED Technology in Color Instrument Design", Soc. Plast. Eng. Annu. Tech. Conf., 53-3, pp. 3280-3283 (1995).
- (5) J. T. DeGroff: "Developments in color instrument design utilizing LED technology for textile applications", Book Pap Int Conf Exhib AATCC (Am Assoc Text Chem Color), pp.477-481 (1995).
- (6) 安田成留, 清本浩伸:「LEDフルカラーセンサ:光学系安定した色検出を実現する光学系について」, Omron Tech, 37-1, pp.38-43 (1997).
- (7) 松永達也, 高倉毅:「LEDフルカラーセンサ:信号処理使いやすく, 安定検出を可能にしたカラーセンサについて」, Omron Tech, 37-1, pp.44-48 (1997).
- (8) 高井利久:「コストパフォーマンスに優れた自動外観検査装置」, エレクトロニクス実装技術, 13-12, pp.40-43 (1997).
- (9) 須貝哲郎:「最近の皮膚色の測定法」, FRAGRANCE JOURNAL, 10, pp.69-76 (1993).
- (10) 滝脇弘嗣:「皮膚の色を測る」, 西日皮膚, 55-3, pp.415-419 (1993).
- (11) 白井志郎, 滝脇弘嗣, 宇都宮正裕:「機器を用いた皮膚色の定量に関する種々の問題点」, 日皮会誌, 105-1, pp.43-49 (1995).
- (12) 中村修二:「青色発光ダイオード, ダブルヘテロ構造で1cd実現」, 日経エレクトロニクス, 602, pp.93-102 (1994).
- (13) S. Nakamura, M. Senoh and T. Mukai: "P-GaN/N-InGaP/N-GaN Double-Heterostructure Blue-Light-Emitting Diodes", Japanese Journal of Applied Physics, 32-1A/B, pp.L8-L11 (1993).
- (14) 佐藤千穂, 淵田隆義, 小堀正, 小松原仁, 鈴木恒男:「素肌・化粧肌の見えに及ぼす照明の影響」, 照学誌, 77-10, pp.627-635 (1993).
- (15) 川上元郎:「測色」, 色の性質と技術, 応用物理学会光学懇話会, 朝倉書店, pp.81-97 (1986).
- (16) 小島伸俊, 羽石秀昭, 三宅洋一:「化粧肌の質感推定(III) HDTVカメラ画像からの肌の分光反射率の推定」, 日写誌, 57-2, pp.78-83 (1994).

(受付日1999年2月3日/採録日1999年7月1日)

こめだ のぶとし
米田 修敏 (正会員)

花王株式会社東京研究所

昭和41年4月6日生まれ。平成6年3月大阪大学大学院工学研究科応用化学専攻博士後期課程修了。同年4月花王株式会社に入社。化粧品開発研究, 皮膚生理学的研究に従事。博士(工学)。照明学会会員。

ながしま よしなお
永嶋 義直 (非会員)

花王株式会社東京研究所

昭和36年7月6日生まれ。昭和61年3月北里大学大学院薬学研究所修士課程(薬理学)修了。同年4月花王株式会社に入社。主として、皮膚微小循環系および温熱生理に関連した臨床評価系の確立とその評価系を基にスキンケア製品の開発研究に従事。日本エム・イー学会, 日本薬理学会, 日本炎症学会, 日本脈管学会, 日本自律神経学会会員。

やだ ゆきひろ
矢田 幸博 (非会員)

花王株式会社東京研究所

昭和33年3月23日生まれ。昭和59年3月佐賀大学大学院農学研究科生物化学専攻修士課程修了。同年4月花王株式会社に入社。細胞生化学・皮膚生理学的研究に従事。平成4年医学博士。平成11年より富山医科薬科大学医学部非常勤講師。現在, 同社美容センター第3研究室グループリーダー。日本生化学会, 日本皮膚科学会, 日本エム・イー学会, 日本自律神経学会会員。

はっとり みちひろ
服部 道廣 (非会員)

花王株式会社東京研究所

昭和23年7月8日生まれ。昭和49年3月都立大学理学研究科修士課程(物理化学)修了。同年4月花王株式会社に入社。皮膚・毛髪 of 生理生化学的研究, 栄養代謝研究に従事。現在, 同社美容センター第3研究室室長。医学博士。日本研究皮膚科学会, 日本化粧品科学会, 日本顔学会会員。