計測(測定)講座 (第 I 講)

色材, 76 [2], 78-83 (2003)

化粧品および肌の計測技術

舩田 勇二*

1. はじめに

紫外線の肌に与える影響に対する一般消費者の認識度の高まりとともに、女性の肌に関する悩みとしてシミ・そばかす、色黒、くすみ等の日焼けから生じる悩みが上位を占め、なかでも「シミ・そばかす」はトップにあげられ、市場での美白化粧品の需要は大変大きなものである。美白化粧品としては以前からビタミンC誘導体によるメラニンの還元効果を期待したものがあったが、アルブチン^{1,2)}、コウジ酸³⁾、ルシノール、エラグ酸などの細胞レベルでのメラニンの生成抑制による効果を期待したものが市場に発売され大きな反響を呼び、最近では余分な角層中のメラニンを除去することで美白効果を狙ったものも市場に発売されている。

より効果のある美白化粧品を開発するためには美白剤の効果を精度良く測定することが重要であるが、そのためには客観的で精度の高い皮膚の「シミ・そばかす」(メラニンによる色素沈着)計測が必要となる。「シミ・そばかす」は目で見えるものであるにもかかわらず、それを定量的に表現することはなかなか困難である。その理由として、色を定量的に表現するには皮膚の測色を行う必要があるが、「シミ・そばかす」は大きさ、形状が様ざまであり、測色機での計測が困難であることと、測色値から皮膚の成分量(たとえばメラニン量)を算出する方法は規定されておらず、その関係を求める必要があるからである。本報では、皮膚スペクトル測定的基础技術である測色による皮膚色の表記・定量について、また皮膚色から皮膚メラニン量を算出する方法およびその応用である画像上で「シミ・そばかす」を測定する装置について述べる。

2. 測色による皮膚色の表記・定量について

2.1 測色の基礎原理

色は感覚量であるがゆえに、身近なものでありながら表記がむずかしい。その本態は連続した可視光スペクトル内の光エネルギーを受容したわれわれの視細胞の興奮状態のパターンということになる。つまり、各波長での光の強さの分布パターンが色を決定する。通常私たちが見ているものは、外部から入射して内部で吸収を受けた後、再び外部に散乱されてきた光と表面反射光の混じ

ったものであり、当然光源の色と明るさに依存する。したがって色を物理的に表現しようとすれば、それが各波長の光をどのくらい反射するかのパターンを示せばよい。もし物体が透明な薄い溶液なら、入射光と透過光の強さを測ることにより、吸収のパターンが得られる。これが吸光分光光度計の原理である。この場合ある波長の入射光の強さを I_0 、透過光の強さを I 、光を吸収する物質(chromophore)の濃度を C 、溶液の光路長を d とすれば、Lambert-Beer の法則

$$\epsilon C d = \log_{10}\{1/(I/I_0)\}$$

(ϵ はこの波長での溶質の吸光係数)

が成り立つ。右辺の常用対数は吸光度(absorbance)と呼ばれ、chromophoreの濃度に比例することを示している。この式は色とはあまり関係がなさそうに見えるが、後に皮膚の色とヘモグロビン、メラニン濃度との関係に応用される。

一方、光が透過できない物質なら、反射分光光度計で反射のパターンを見ることになる。原理は各波長で入射させた光源の光のうちどれくらいが反射されてきたかを光電子倍增管や光ダイオードなどの光電素子(視細胞に相当する)で電気信号に変換してとらえることによる。ある波長の入射光の強さを I_0 、試料の反射光の強さを I_r 、標準白色面(酸化マグネシウムなど全波長で反射率のきわめて高い物質を焼き付けたセラミックなど)の反射光の強さを I_w と置けば、

$$(I_r/I_0)/(I_w/I_0) = I_r/I_w$$

はその波長での反射率(reflectance)と呼ばれる。なお、反射率は測定ヘッドの形状でさらに厳密に定義されるが、これについては成書⁴⁾を参照してほしい。以後の話題は反射分光計測に限る。

2.2 皮膚色の表記・定量について

このようにして得られた各波長での反射率をグラフにしたもの、つまり分光反射率曲線は色とその明るさのいわば絶対的なデータであるが、それがパターンとしてしかあらわされていないため、色の表記・定量法としては利用しづらい。そこで国際照明委員会(CIE)ではこの曲線から色を数値であらわす手段として、

〔氏名〕 ますだ ゆうじ
〔現職〕 ㈱資生堂ライフサイエンス研究センター生体計測研究所副主任研究員
〔趣味〕 卓球、スキー
〔経歴〕 1986年東京大学薬学部卒業、1986年㈱資生堂基礎科学研究所入社、現在、皮膚計測機器の開発に従事。

平成 14.10.28 受理

Evaluation Method of Skin Color

YUJI MASUDA

*株式会社資生堂ライフサイエンス研究センター
神奈川県横浜市都筑区早渕 2-2-1 (〒224-8558)

等色関数を決定し、これと各波長での反射率との積算和から三刺激値 (tristimulus value), X, Y, Z を算出する方法を採用している。その詳細については専門書^{4,5)}を参照してほしいが、等色関数は人間の目の3種類の異なった波長別感度のパターンに準じた関数であり, XYZ は得られた分光反射率曲線をそのパターンで見たときの実際の3種の感度 (非常に大雑把にいうと, 赤, 緑, 青領域での感度であるが Y は色のうち明さを代表するように定められている) を数値化したものといえよう⁴⁾。XYZ はそのまま使用されることは少なく, 以下の計算式から算出される Yxy 表色系に加工されて用いられる⁶⁾。

$$x = X/(X + Y + Z), y = Y/(X + Y + Z)$$

Yxy 表色系では Y は明度を示し, 色度 (色相・彩度) は x および y で決まる。また, L*a*b* 表色系もよく用いられ, 以下の計算式で定義されている。

$$L^* = 116(Y/Y_0)^{1/3} - 16,$$

$$a^* = 500[(X/X_0)^{1/3} - (Y/Y_0)^{1/3}]$$

$$b^* = 200[(Y/Y_0)^{1/3} - (Z/Z_0)^{1/3}]$$

(X_0, Y_0, Z_0 は用いられた光源の三刺激値)

L*a*b* 表色系においても L^* は明度を示し, 色度は a^*, b^* で決まるが, この表色系は XYZ 値に応じて描かれる色度図 (座標面に描いたカラーチャートのようなもの) 上での距離が色の感覚差に比例するように考案されたもので, 二つの色の違いを定量表現するのに適し, この距離を色差 ΔE とよび,

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

と定義している。なおこのほかにも CIE は $L^*u^*v^*$ 系による色差式も採用しているが, $L^*a^*b^*$ が用いられることが多い。知覚 (心理的概念) による表色系として一般に用いられているのはマンセル表色系である。マンセル表色系では私たちが美術の時間に学んだ色の3属性, 色相 (H), 明度 (V), 彩度 (C) (飽和度 Saturation とともいう) により色を表現しており, 1915年に美術教師マンセル (Munsell) によって考案され, 広くカラーブックとして用いられている。もともとマンセルの知覚理論で定められた定量表現のため⁵⁾, それを XYZ 系で計測し色度図上に投影したとき滑らかに連続せず, 後に修正が加えられ, 現在にいたっている⁴⁾。なお, $L^*a^*b^*$ と HVC の関係⁷⁾ は図-1 に示した。すなわち, HVC による表現は色度を a^*b^* による直交座標から VC による極座標系で表現したものであるといえよう。マンセル色票は

図-1 CIE-L*a*b* と HVC 系の関係

数値 (記号) つきカラーチャートであり, 理解しやすく視感比色に常用される。

2.3 皮膚色の測定装置

最後に皮膚色の測定機器について言及したい。可視光あるいは紫外線・赤外線域の各波長における対象の反射率をしらべるときは反射分光光度計を用いる。皮膚の測定にはコンパクト性からミノルタ製のCMシリーズが良く用いられている。また, 色を単に上述の表色系で表記・定量するだけが目的なら, 三刺激値のみを得れば良いことになり, 等色関数の分光分布にマッチした吸収スペクトルをもつ通常3種の色フィルターを通しての反射率のみを計測し, 三刺激値を計算する機器も市販されている。色差計あるいは色彩計 (tristimulus or photoelectric colorimeter) と呼ばれるもので, これらは分光器によるモノクロメトリックな計測が必要でないため比較的安価でポータブルである。たとえばミノルタ製のクロマメータCRシリーズはコンパクトで多機能なため世界中で利用されている。この機器の光源は白色光 (キセノンランプ) でCIEの等色関数の分光分布にマッチしたフィルターをもっており, 内蔵コンピュータでCIEで採用されている様々な表色系における座標 (Yxy や $L^*a^*b^*$ など) や色差を出力できる上, マンセル系への変換も可能である。

3. CIE 表色系を用いた色素沈着の定量と問題点

化粧品関係や皮膚科の領域で色素沈着の定量に今のところもともよく使用されているのは, これらの表色系で表現された色の座標値や色差を出力できる機器である。ここで問題となるのは, 色素沈着の程度を論じたい時どの座標を定量的指標とすれば適当かということである。CIE系では明度であるY値⁸⁾や L^* 値⁹⁾が使われたり, 紫外線による色素沈着では b^* 値 (黄 (正) と青 (負)) を軸とした色度値が臨床評価とよく相関したという報告¹⁰⁾や, L^* と b^* を平面でプロットしたときの角度を指標とすると皮膚の色素沈着の程度をうまく分けられたという報告¹¹⁾もある。著者らはCIE表色系においてよく使用される $L^*a^*b^*$ を用いて紫外線 (2MED) を照射した皮膚での計測を実施しているので, その結果を図-2に示す。赤みの強さをあらわす a^* は紫外線照射の2日後に上昇が観察され, 9日後では照射前と同程度の値を示した。一方, L^* は紫外線照射の2日後から急激な低下を示し, 9日後, 16日後と同程度の数値を示した。しかし, 目視では照射2日後の時点では皮膚にかなり強い炎症はあるものの, 色素沈着の

図-2 紫外線照射 (2MED) した皮膚の経日計測結果
測定部位: 上腕内側部, n=3; 4箇所, mean±SE

図-3 温水 (47°C) に 3min 浸せきした皮膚の経時計測結果
測定部位: 前腕内側部, n=5, mean±SE

程度は軽いものであった。すなわち、炎症のある場合には L^* は低く観測されることを意味している。著者らは、炎症の影響を確認するために、さらに温水 (47°C) に浸せきし赤色化させた皮膚での計測を実施した。その結果を図-3 に示す。温水に浸せきした皮膚ではメラニンの変化がないにもかかわらず、 a^* の上昇と対応して L^* が変化している。この現象はその定義から L^* (明度) は緑色光に相当する波長域の反射率に大きく依存するため、この領域に吸収ピークをもつ Hb の影響をうけやすいことに由来すると考えられる¹²⁾。これらの実験結果からも、色素沈着の程度が変化すると L^* も変化するが、その逆は真でないということである。また、 b^* についても色素沈着が強いとその良いパラメータとなるが、メラニンの少ない白人を対象に冬季に身体各部位の値を後述するメラニン指数と同時に測定した結果では、メラニン指数が最も低い非露光部の背部で b^* が最も高くなるという結果になり¹³⁾、 b^* はメラニン以外の因子の影響をうけるようである。繰り返すようだが、これらの座標 (たとえば $L^*a^*b^*$ など) は色を記載するための数値であり、メラニン特異的な数値でない。したがって、色素沈着だから L^* を使わないといけな、などという硬直した考えは捨て、むしろ実験デザイン次第でもっとも適当な指標となる座標、あるいはその組み合わせを選べば良いと思う。思わぬ結果がでたときは他因子の影響を受けていないか、などを検討するようにしたい。

4. 皮膚色から皮膚メラニン量を算出する方法

4.1 メラニン定量のための皮膚の光学モデル

われわれが色素沈着の程度を定量評価しようとするとき、本当に知りたいのは皮膚の色でなく、皮膚のメラニン量のはずである。長らく皮膚科学や化粧品科学で色素沈着の定量化に利用されてきたマンセル表色系や CIE 系は色を座標であらわす方式であり、色は記載できてそれに関与しているメラニンの実質量が判然としない。すなわち、これらの表色系で色素沈着の程度を表現した場合、数値あるいは数値差のもつ意味を直感的に理解し難いばかりでなく、数値とメラニン量の間に線形性が保証されておらず、計測値どうしの加減乗除に生理学的に明確な意味をもたせることが困難であり、血流など他の因子の影響も排除できない。ともあれ、皮膚の光学測定の基本となるのは従来より用いられている反射型分光光度計である。この機器で計測できる皮膚の反射スペクトルは、皮膚のメラニンやヘモグロビン (以下 Hb と略) の

図-4 皮膚の光学モデル

量と関係する。ここで皮膚の反射スペクトルから、皮膚のメラニンと Hb の量を算出するいくつかの方法について述べる。

皮膚の光学モデルを図-4 に示す。入射光の約 5% の表面反射¹⁴⁾、約 10% の表皮 (主に角層) からの乱反射 (散乱)¹⁵⁾ をのぞけば、皮膚の色は真皮という白い「下敷き」の上にある表皮のメラニンと表皮直下血管網の Hb の量で決まるといって過言でない。正常皮膚に含まれる程度の量ではメラニンを含んだ層 (主に表皮基底層) と血液層での入射光の散乱は少なく、吸収・透過のみが生ずるといって良い。一方、真皮は逆に入射光をほとんど乱反射し、光は再び血液層とメラニン層で吸収された後、われわれの眼にもどってきた結果が「肌色」とみえる。つまり、われわれの皮膚は白いミルクゼリーの上に淡い茶色と赤のセロハン (あるいはフィルター) を重ねて置いたような光学的構造をしているといえよう。上記のモデルでいえば、われわれが行いたいのは、茶色 (メラニン) のセロハンの透過率を求めることである。なぜなら、セロハンでの散乱が無視できる (つまり濁っていない) とすると、その透過率の逆数の対数 (吸光度) は単位面積あたりの色素量 (濃度と層の厚さの積) に比例することが分光光度計の原理として知られる Lambert-Beer の法則から期待でき、これから真のメラニン含有量を推定しうるからである。茶・赤セロハン・ミルクゼリーモデルでの理論的解析からは、モデル全体の反射率の逆数の対数は茶セロハンの吸光度と赤セロハンの吸光度の一次関数である、という結果が得られる^{16,17)}。そこで皮膚の反射率の逆数の対数を「皮膚の見かけ上の吸光度」と呼ぶことにすれば、吸光度は濃度と層の厚さの積、つまり単位面積あたりの色素量に比例するため、

$$\text{皮膚の見かけ上の吸光度} = mC_M + hC_H + D$$

が得られる。ただし C_M は表皮メラニン量、 C_H は真皮上層血管網 Hb 量、 D は真皮による見かけ上の吸光分をあらわす。つまり、皮膚の見かけ上の吸光度はメラニン量で決まる項、Hb 量で決まる項、真皮で決まる項の和としてあらわされた。ただし、この式では表皮からの乱反射による項¹⁵⁾ を無視している。ここで m , h がそれぞれ、図-5 のメラニン、Hb の吸光度係数に相当する数値で、これらは波長により異なることを利用して C_M , C_H を求める方法がいくつか提案されている。

4.2 3 波長測定にメラニン量の算出 (Mexameter)

上記の光学モデルを用いて皮膚のメラニン量を計測する機器として C + K 社製の Mexameter について説明する。Hb の 620 nm 以上の長波長域 (赤色光) をみれば、 $h \approx 0$ であり、したがって、上の式からこの領域での皮膚の見かけ上の吸光度は表皮メ

図-5 ヘモグロビンとメラニンの分光吸収曲線¹⁴⁾

ラニン量だけの一次関数になることがわかる。さらに D を消すために 620 nm 以上の波長域の 2 点で皮膚見かけ上吸光度の差をとると、m の値は異なるが、D はほぼ同一とみなせるためキャンセルされ、得られた数値は表皮メラニン量に比例するようになる。以上の考えが Dawson ら¹⁶⁾ や Kollias ら¹⁸⁾ の提案するメラニン指数の考え方であり、Mexameter の測定原理である。Mexameter では具体的には 880, 660, 568 nm の反射率を測定し、以下の式を用いてメラニン指数と紅斑指数を算出している。

$$\begin{aligned} \text{メラニン指数} &= a_M \cdot \log(I_{880\text{nm}}/I_{660\text{nm}}) + b_M \\ \text{紅斑指数} &= a_E \cdot \log(I_{660\text{nm}}/I_{568\text{nm}}) + b_E \\ (I_{880\text{nm}}, I_{660\text{nm}}, I_{568\text{nm}} &\text{は各波長での反射率, } a_M, b_M, a_E, b_E \text{ は係数}) \end{aligned}$$

Mexameter では赤色光を吸収する還元 Hb の影響は完全にとり去れないが、メラニン指数は皮膚血流に左右され難い数値であり、紅斑と色素沈着が混在していたり、異なった部位や被験者を測定する際でも気にならない強みがある。また、測定プローブが非常にコンパクトなポータブル機器のため、操作性が抜群に良い。ただし、還元 Hb は赤領域では無視できぬ吸収を示すため、たとえば鬱血のような状態ではメラニン指数は見かけ上増加する¹⁹⁾。鬱血は肢位の変化や機器の測定ヘッドを強く押しつけることで生じやすい。さらにメラニン指数の高い部位では紅斑指数が高めに出ること（紅斑指数の算出にはメラニンによる吸収の影響を考慮していないことにもとづく）もとくにわれわれ黄色人種の皮膚での計測では注意が必要で、場合によっては補正係数を考慮したほうがよい²⁰⁾。

4.3 皮膚スペクトル（多波長）を用いたメラニン量の算出方法

上記の方法では特定の波長の反射率のみを利用して C_M , C_H を求めているが、著者らは皮膚スペクトル全体を用いて C_M , C_H を求める方法を提案している²¹⁾。著者らの方法では上記の問題をクリアすると同時に Hb をさらに酸素の結合した酸化ヘモグロビン（以下 HbO_2 ）と還元ヘモグロビン（以下 HbdO ）に分解可能であることが大きな特徴となっている。本来、ヘモグロビンおよびメラニンは 400~500 nm に強い吸収をもつために、可視域全域（400~700 nm）で重回帰を行うと感度の向上が考えられるが、著者らはビリルビンの吸収が 450~500 nm の領域で存在することと 500 nm 以下の波長域では真皮の散乱が急激に大きくなること

図-6 皮膚スペクトル（500~700 nm）重回帰分析の結果

図-7 温水（47°C）に 3 min 浸せきした皮膚の経時計測結果
測定部位：前腕内側部，n=5，mean±SE 図-8 紫外線照射（2 MED）した皮膚の経日計測結果
測定部位：上腕内側部，n=3；4箇所，mean±SE

から、Lambert-Beer の法則から逸脱するために 500 nm 以下をカットし 500~700 nm の範囲で 10 nm おきの 21 個の反射率を用いて算出した。その結果、解析の精度の指標である重回帰係数は 0.99 前後の値を示し、また、算出された各成分量から逆に合成した皮膚反射率と実測した反射率を比較したところ、両者はほぼ一致していることがわかり、この方法は非常に精度の良い算出法であると考えられた（図-6）。

さきに示した、温水浸せき、紫外線照射時の皮膚の計測結果を図-7, 8 に示す。温水に浸せきした皮膚での計測では L^* がメラニンの変化がないにもかかわらず変化している（図-3）のに対して本方法では当然のことながらメラニン量の変化は極くわずかである。また、紫外線を照射した皮膚での計測においても L^* は照射 2 日後の炎症が強い時期では極端な数値の低下が見られたが（図-2）、メラニン量による計測結果では照射 2 日目は黒化の途中であることが観察され、目視の結果と良く対応している。

5. 画像上で行う「シミ・そばかす」測定およびその装置

近年のもうひとつの動向として色素沈着定量への画像解析応用がある^{17,22,24)}。厳密な「色測定器」とは離れるが、最近のビデオカメラの「眼」として用いられている CCD (charge coupled device) はそれ自身高密度に 2 次元配列された多数の光検出素子と色フィルターをそなえたカラーイメージセンサである。光学レンズによって結像した被写体像は各色フィルター (赤緑青 [RGB], もしくは補色フィルターの組み合わせにより RGB に対応させる) を通して、1 点 1 点 RGB おおのこの明るさに分解される (分解能は素子数に依存する)。この方式の最大の利点は、測定面を画面上で見れ、測定したい部分のみの色情報を最小 1 画素まで取り出せることである。この意味で決まった範囲の平均的な色情報しか得られない測色専用機では不可能な操作、たとえば色情報にもとづいた画像解析が可能となる。測定部位がモニタ上で見られるうえ、相当小さな色素斑でも画面上からピックアップして計測でき、しかも画像が保存できるため経時的計測を行う際でも前回とまったく同じ場所を比較しながらえらべ、基本的に測定は非接触で行うため圧迫によるデータの変動を避けられる、など従来のリフレクタンス機器にない利点を有する。この利点を用いての皮膚病変の解析^{25,27)}の報告もされている。

著者らは顔画像の RGB から各画素の $L^*a^*b^*$ を算出し、顔の任意の部位の測色する REMO システム (Remoto Color Sensing System)、および画像処理によりシミ・ソバカスを抽出し数値化する REMO-STAIN システム (Remoto Stain measurement System) を開発し、顔面のシミ・ソバカすの季節変動を計測している^{28,29)}。詳細は別稿²¹⁾に述べるが前述のシステムは $L^*a^*b^*$ 表色系をベースにシステムが構築されているため、前項で説明した Hb の影響の問題を含む。そのため、画像計測結果からメラニン量を直接操作し、Hb の影響を除去する方法についての報告もなされている。画像上でメラニン量を算出するためには、RGB とメラニン量との関係を求める必要があるが、著者らは XYZ (RGB から算出) とメラニン・ヘモグロビン量との関係を、60 名の女性の頬の実測データをもとに重回帰分析により導きだした。

$$\text{メラニン量} = -4.861 \cdot \log_{10}(1/X) + 1.268 \cdot \log_{10}$$

$$(1/Y) + 4.669 \cdot \log_{10}(1/Z) + 0.063$$

$$\text{ヘモグロビン量} = -32.218 \cdot \log_{10}(1/X) + 37.499 \cdot \log_{10}$$

$$(1/Y) - 4.495 \cdot \log_{10}(1/Z) + 0.444$$

しかし、前述の温水浸せき試験と紫外線照射試験の結果から、XYZ から算出したメラニン量では誤差の蓄積が無視できない程度に増加するため、さらに以下の補正式を用いた。

$$\begin{aligned} \text{補正メラニン量} &= \text{メラニン量} - 0.219 \times \text{ヘモグロビン量} \\ &\quad - 0.008 \end{aligned}$$

上記式を顔画像に適用した解析例を図-9 に示す。この女性には、2 カ所に炎症性のニキビがあるが、 $L^*a^*b^*$ による解析では、ニキビが色素沈着と見なされている。一方、本方法で解析した場合には、ニキビは除外されていることがわかる。上記のメラニン量から解析する手法では、美白剤の効果試験においては、試験時の頬の紅潮やニキビの赤み等の Hb 由来の影響が除去され、より精度の高い計測が可能となる。

6. あとがき

皮膚の色解析においては、実用的な面からもっとも扱いやすい機器である色彩計は XYZ 系表示であるため、様々な影響を受ける。たとえば、色素沈着の定量に明度情報すなわち Yxy 表色系の Y や $L^*a^*b^*$ 表色系の L^* がしばしば使われるが、これらの数値はおもに緑領域の反射率に大きく依存するため、この領域に吸収ピークのあるヘモグロビンの影響もうけることを知っておくべきである。また、文献的³⁰⁾にも、著者らの経験からも、機種が異なればたとえ同じ表色系であっても同一部位の測定値が異なることも多く、異機種間のデータの比較には注意が必要である。

一方、皮膚のメラニン濃度やヘモグロビン濃度およびその酸素飽和度を直接数値化できる機器は薬剤の効果を確認する上で都合が良く、皮膚研究領域での報告が増えている。しかし、その算出方法は統一的に規格化されたものではなく、各研究者およびメーカーで異なっている。また、現状ではこれらの機器は正常皮膚色や表在性色素沈着、紅斑の定量には適しているが、真皮の光学的性質が影響してくる深在性のメラニン沈着や皮下出血などの色の解析には問題があるため、使用する際にはその機器の測定原理を良く理解して使用する必要がある。

文 献

- 1) 秋保暁, 鈴木裕美子, 浅原智久, 藤沼好守, 福田實: 日度会誌, **101**, 609~613 (1991)
- 2) 富田健一, 福田實, 川崎清: *Fragrance Journal*, **6**, 72~77 (1990)

図-9 顔画像からのしみ・そばかす抽出例

- 3) 大山康明, 三島豊: *Fragrance Journal*, **6**, 53~58 (1990)
- 4) 川上元郎: 新版色の常識, 日本規格協会, 1-179 (1987)
- 5) 日本色彩学会編新編: 色彩科学ハンドブック, 東京大学出版会, 83-146 (1989)
- 6) Robertson AR: *COLOR Res Appl*, **2**, 7-11 (1977)
- 7) 色を読む話, ミノルタカメラ, 1-20
- 8) Westerhof W. et al.: *J. Invest. Dermatol.*, **94**, 812-816 (1990)
- 9) Noda T. et al.: *J. Dermatol. (Tokyo)*, **20**, 540-544 (1993)
- 10) Seitz J. C., Whitmore C. G.: *Dermatologica*, **177**, 70-75 (1988)
- 11) Chardon A., Cretois I., Hourseau C.: *Int. J. Cosm. Sci.*, **13**, 191-208 (1991)
- 12) 滝脇弘嗣: 西日皮膚, **55**, 415-419 (1993)
- 13) Takiwaki H. et al.: *Skin Pharmacol.*, **7**, 217-225 (1994)
- 14) Anderson R. R., Parrish J. A.: *J. Invest. Dermatol.*, **77**, 13-19 (1981)
- 15) Wan S. et al.: *Photochem. Photobiol.*, **34**, 493-499 (1981)
- 16) Dawson J. B. et al.: *Phys. Med. Biol.*, **25**, 659-709 (1980)
- 17) Takiwaki H. et al.: *Br. J. Dermatol.*, **131**, 85-92 (1994)
- 18) Kollias N., Baqer A. H.: *Photodermal.*, **5**, 53-60 (1988)
- 19) Feather JW. et al.: *Phys. Med. Biol.*, **34**, 807-820 (1989)
- 20) Feather JW., Ellis DJ., Leslie G.: *Phys. Med. Biol.*, **33**, 711-722 (1987)
- 21) 舩田勇二, 高橋元次 他: 香粧会誌, **35**, 325-332 (2001)
- 22) Arai S. et al.: *Int. J. Cosm. Sci.*, **1**, 103-120 (1989)
- 23) 岩井秀隆 他: 第30回 SCCJ 研究討論会講演要旨集, 74-79 (1991)
- 24) 原憲子 他: 第31回 SCCJ 研究討論会講演要旨集, 36-42 (1991)
- 25) Cascinelli N. et al.: *J. Am. Acad. Dermatol.*, **16**, 361-367 (1987)
- 26) Umbaugh SE, Moss RH, Stoecker WV: *IEEE Eng Med Biol*, **8**, 43-52 (1989)
- 27) Stone JL, Peterson RL, Wolf JE: *J Am Acad Dermatol*, **23**, 913-917 (1990)
- 28) 舩田勇二, 武井希世子, 水垣めぐみ: 粧技誌, **28**, 2, (1994)
- 29) 水垣めぐみ, 長沼雅子, 福田實: 香粧会誌, **21**, 185-189 (1997)
- 30) Serup J, Agner T: *Clin Exp Dermatology*, **15**, 267-272 (1990)