原 著 論 文

非接触型微小面積測色用分光光度計の開発

石橋 寛二 石川 成美 白石 明

The Development of a Non-Contact Type Dental Spectrophotometer for Small Areas

Kanji Ishibashi, Shigemi Ishikawa-Nagai and Akira Shiraishi

Abstract : A method of applying the CCM system to reproduce natural tooth color in metal ceramic restorations was successfully undertaken by a newly modified spectrophotometer and measuring system.

The spectrophotometer utilizes bidirectional (45/0) geometry and a telephoto camera lens capable of measuring small areas (1×2 mm) of the tooth and gingiva by the “noncontact” method. Furthermore, color measurements were automatically done by means of a scanning program.

The standard deviation (S.D.) of the reflectance factors, measured 10 consecutive times, was under 0.16, and the color difference dE was around 0.21. Both the measuring data of the Munsell color chips by this spectrophotometer and integrating sphere spectrophotometer Macbeth CE 3000 were nearly identical.

It was concluded that this newly modified spectrophotometer could measure small areas of the tooth efficiently, and also be beneficial for use in dental clinics and research.

Key words : spectrophotometer, color, color measurement

I. 結 言

歯冠補綴により審美性の回復をはかるためには、口腔顔面領域として調和のとれた色調を的確に表現することが重要である。歯冠補綴の色調再現に関しては多くの技法が試みられてきたが、色彩学理論に基づいた客観的な方法は未だに確立されておらず、より正確

な色調再現法が切望されている。

これまで著者らは Kubelka-Munk の混色理論を基本としたコンピュータカラーマッチング：CCM を応用した陶材焼付鑄造冠の色調再現に関して基礎的研究を試み、良好な結果を得てきた¹⁾。その臨床応用に際し、CCM の目標色となる歯冠色、すなわち半透明体である歯の微小範囲の測色が可能な分光光度計が必要である。現在市販されている分光光度計は、測色面積が大きいこと、口腔内での測色が困難であること、また接触型は Edge-Ross Error (エッジロスエラー) の影響が大きいことから、補綴臨床の場で歯冠補綴の的確な色調再現を行う条件を満たした測色装置はみあたらない。

岩手医科大学歯学部歯科補綴学第二講座 (主任：石橋寛二教授)

Department of Fixed Prosthodontics, School of Dentistry, Iwate Medical University (Chief : Prof. Kanji Ishibashi)

平成 5 年 1 月 25 日受付

そこで、著者らは陶材焼付鑄造冠に関する CCM の臨床応用を目的として、歯冠の微小範囲を的確に測色できる非接触型微小面積測色用分光光度計を開発したので報告する。

II. 実験方法

1. 測色装置の概要

今回著者らが開発した分光光度計は、被測色物に対し非接触で微小面積の分光測色が可能である。図 1 にそのブロックダイアグラムを、図 2 に装置全景を示し、以下にその概要を述べる。

1) 照明受光の幾何学的条件および光源装置

本装置の照明受光の幾何学的条件は JIS 規格 JIS Z 8277²⁾ で規定されている a～d の 4 つの条件の中から、条件 a を採用している。すなわち、“試料の法線に対して光軸が $45 \pm 5^\circ$ の角度をなす 1 つ以上の光線束で試料を照明し、試料の法線とのなす角度が 10° 以下の方向の反射光を受光する”，また“照明および受光光線束には、それぞれの中心線に対し 5° 以上の傾きをもつ光線が含まれないこと”という条件に基づき、 45° 二方向からの照明、 0° 受光の幾何学的条件を設定した。照明用の光源には 100 W のハロゲンタン

グステンランプを使用し、光源からは 3 本の光ファイバーがでており、1 本は参照光用、2 本は照明光用の光ファイバーである (図 3)。2 本の照明光用ファイバーにより試料面に対し 45° の二方向から照明する機構となっている (図 4)。

レンズ、カメラ、照明光は同一のプレート上に位置しており、これらの位置関係は固定されている。以下これらを測色部と呼ぶ。焦点を合わせる時には、この測色部を前後させることにより調整する。すなわち被

図 2 測色装置全景

図 1 ブロックダイアグラム

図3 参照光用および照明光用光ファイバー

図4 照明機構

測色部との焦点が合った状態で本装置の照明受光の条件が整った状態となる。被測色物、レンズ、照明光の位置関係は一定であり常に同一の条件で測色する。

2) 受光部および分光部の機構

本装置は、受光部にカメラのレンズを応用した非接触型の測色方式を採用している。受光装置には焦点距離 85 mm, F1.8 の望遠レンズを使用し、ファインダーに写し出される像の中央部分縦 1 mm 横 2 mm の方形の範囲を、レンズにより 2 倍に拡大した実像からの反射光を受光する。参照光側とカメラ側とにシャッターを備え、これが閉開することによりそれぞれの光を受光する機構としている。

受光された光はカメラ背面に設置されるハーフミラーを通して受光用光ファイバーに導かれる(図5)。光ファイバーにより伝達された光は、連続干渉フィルター(くさび型干渉フィルターともいう)で 400 nm

図5 受光用光ファイバー

図6 連続干渉フィルターとフォトダイオードアレイの関係

から 700 nm の範囲を 20 nm 間隔で分光される。フィルターで分光された光はそれぞれの波長に対応するフォトダイオードアレイにより受光される。フォトダイオードアレイは直線状に多数のフォトダイオードが配列されている受光素子で、これを用いることにより、全スペクトル光を同時に一定の波長間隔で受光することができる。図6に光ファイバー、連続干渉フィルター、フォトダイオードアレイの関係を示す。

3) 電子回路の構成

受光器としてのフォトダイオードアレイは光を受光すると、その中の各受光体は光電流を生じ、光電流は各素子の受け持つ波長帯域毎に出力される。光電流はその全チャンネルにおいて同時に、16チャンネルのOPアンプアレイによって反転増幅され、光電流に比例した電圧となる。その電圧はマルチプレクサを通りAD変換器に順次伝達され、電圧が数値化される。AD変換器によって処理された2進法での数値信号が

図 7 白色板による校正

図 8 レンズ、カメラ、照明光の位置関係

パーソナルコンピュータに入力され、10進法に変換された後、16波長における分光反射率が算出される。

4) 駆動装置および走査測色の機構

本装置には上下、左右的な動きに対して駆動装置（パルスモーター）が具備されており、指定した範囲を自動的に走査測色する機構を有している。走査測色はパーソナルコンピュータのプログラムにより制御され、移動パルス数の指定および測色スタート位置の指定により測色範囲、測色部位を自由に設定できる。

5) 白色板での校正

実際の測色に先立ち白色板による校正を行う。図7に示すように固定位置に設置された標準白色板に対し、測色部を後方にスライドさせ焦点調整を行う。焦点の微調整は微調整用のツマミにより行う。焦点調整により照明受光の条件が得られる。また白色板に対する測色部の上下、左右的な基準位置（図8）はコンピュータに記憶されており、白色板校正時には自動的に移動するようになっている。白色板の測色は次のように行われる。初めにカメラおよび参照光側のシャッ

図 9 測色風景

ターが閉じた状態で、暗電流（オフセット電流：入力信号が0の時にオペアンプに流れる電流）を計測し、参照光側のシャッターが開いた状態で参照光を計測する。次に参照光側のシャッターが閉じ、カメラ側のシャッターが開いた状態で白色板の反射光を計測する。白色板には直径15mmの標準白色板EVER-COLORS WHITE NO. 9582（米田ガラス）を用い、マクベス社製積分球型分光光度計CE 3000による測定値を本白色板の基準値としている。

6) 被験歯の測色

本装置による口腔内の歯の測色に際しては、被験者の下顎および前頭部を固定し測色部を前方にスライドさせ被測色物に焦点を合わせる（図9）。この位置関係が本装置で設定している照明受光の条件である。被測色体の位置決めが完了した後に測色が開始される。各々のシャッターの開閉により暗電流、参照光、測色光が計測され、白色板での校正値を基にこれらのデータにより分光反射率が算出する。

2. 測色精度の実験方法

1) 測色値の再現精度

標準白色板を用いて10回の反復測色を行い、16波長における反射率の標準偏差を分析した。なお、AD変換速度は120/sec、1回の測色におけるAD変換回数を10、20、30回とし、最も精度が良い最小変換回数を検討した。

2) 測色値に対する周囲照明光の影響

測色値の再現性に周囲照明光がどのように影響するかについて、同一サンプルを昼日外来光下および暗室内で測色し、両者の分光反射率および色差 ΔE (CIE-LAB) を分析した。

表 1 10 回反復測色における反射率の標準偏差 (S.D.)

波長 nm	AD 変換回数		
	10 回	20 回	30 回
400	0.44	0.17	0.17
420	0.25	0.17	0.15
440	0.19	0.18	0.17
460	0.41	0.23	0.19
480	0.31	0.13	0.14
500	0.28	0.16	0.16
520	0.24	0.16	0.13
540	0.34	0.26	0.17
560	0.32	0.15	0.16
580	0.21	0.22	0.16
600	0.15	0.14	0.09
620	0.12	0.07	0.07
640	0.15	0.13	0.10
660	0.21	0.21	0.09
680	0.22	0.11	0.12
700	0.31	0.12	0.12
MEAN	0.26	0.16	0.13
S.D.	0.09	0.05	0.04

表 2 本装置およびマクベス CE3000 による反射率のマンセル変換値

色票	測色装置	マンセル値	
5Y 8/10	本装置	4.3Y	7.9/10.1
	マクベス	4.4Y	7.9/9.9
5Y 7/4	本装置	5.1Y	6.9/3.9
	マクベス	5.0Y	7.0/3.9
25Y 7/4	本装置	2.8Y	7.0/4.0
	マクベス	2.7Y	7.0/4.0
75Y 8/10	本装置	7.0Y	7.8/9.5
	マクベス	7.1Y	7.9/9.4
5B 5/8	本装置	5.2B	5.0/8.3
	マクベス	4.9B	5.0/8.2
5P 4/10	本装置	5.2P	3.9/9.4
	マクベス	5.0P	4.0/9.5
5G 5/10	本装置	5.0G	5.0/9.9
	マクベス	5.2G	5.0/9.8
5R 4/14	本装置	5.7R	4.1/14.3
	マクベス	5.3R	4.1/13.8

III. 結 果

1. 測色値の再現精度

10 回の反復測色において、AD 変換回数を 10, 20, 30 回と設定した場合の測色精度についての結果を表 1 に示す。各波長における反射率の標準偏差は、AD 変換回数が少ない場合には低波長でやや高い値を示す傾向にあったが、20, 30 回においては全波長における標準偏差の平均はそれぞれ 0.16, 0.13 であった。また、10 回測色の初回の測色値に対する次回以降の測色値の色差 dE は、AD 変換回数を 20 回に設定した場合は 0.21 ± 0.04 (平均 $\pm$ S.D.)、AD 変換回数を 30 回に設定した場合は 0.20 ± 0.03 (平均 $\pm$ S.D.) であった。

2. 周囲外部照明の影響

周囲外部照明の影響については、昼日外来光下での測色値は暗室内に比較して色差 dE が 0.15 ± 0.03 (平均 $\pm$ S.D.) であり、反復測色誤差よりも小さな値を示した。

3. 波長スケールの精度

本装置とマクベス CE 3000 による分光反射率曲線は近似していた (図 10)。表 2 に色票のマンセル値および両装置による反射率から変換したマンセル値を示す。いずれの色相の色票においても両装置のマンセル

図 10 本装置とマクベス CE 3000 による分光反射率の比較 (色票: 5 Y 8/10)

3) 波長スケールの精度

マンセル色票の色相 Y, B, P, G, R の 5 種類の色相について計 8 枚の色票 (日本色彩研究所製) を用いてマクベス CE 3000 および本装置による分光測色を行い、両装置での反射率をマンセル値に変換し、その値を比較検討した。

4) 光度スケールの精度

無彩色マンセル色票 N 2, 4, 6, 8, 10 についてマクベス CE 3000 および本装置による分光測色を行い、両装置での反射率の相関関係を検討した。

図 11 本装置とマクベス CE 3000 による分光反射率の相関関係 (色票: N 6)

変換値に問題となり得る差は認められなかった。

4. 光度計スケールの精度

マンセル色票の両装置による反射率の相関関係を図 11 に示す。いずれの色票においても両装置による分光反射率は相関係数が 0.9 以上を示す高い相関関係にあった。

IV. 考 察

最初の分光光度計として A.C. Hardy³⁾ によって積分球型分光光度計が 1930 年に開発されて以来、測色ヘッドや照明受光の条件など分光光度計の機構について検討されてきた⁴⁻⁷⁾。これまで製作された分光光度計は必ずしも積分球型のみではなく、光ファイバーを応用した円周照明方式など種々の分光光度計が開発されている。また装置の形態については据置式のものやハンディタイプのものがあり、さらに測色面積においては小さい面積の分光測色が可能となっている。このように用途に応じて、その測色条件に適する設計がなされた結果、多くの分光光度計が開発されている。

歯科領域で測色の対象となるのは歯冠や歯肉など口腔内の小さな範囲である。さらに歯冠や歯肉はいわゆる Turbid-Media といわれて光の散乱と吸収が複雑な半透明物質であり、測色が非常に困難なものである⁸⁾。しかし現在のところ、歯冠や歯冠補綴材料の測色に用いられる測色装置には被測色体が小さな面積の半透明体であるという特殊な条件への対応策が講じら

れておらず、そのほとんどは測色ヘッドが接触型の測色計である⁹⁻¹²⁾。測色ヘッドが被測色体に接する接触型での測色の場合、歯冠や歯肉の内部で散乱して反射されるべき光の成分が測色ヘッドの入口でけられて反射できなくなり、反射率が低下する Edge-Ross Error (エッジロスエラー) という現象を発生させる⁸⁾。特に歯冠のように小さな面積で半透明な物体を的確に測色するためには、測色計の設計の段階でエッジロスエラーの影響を回避することが求められる。

著者らはこれまで歯科用陶材による陶材焼付製造冠の CCM システムについて検討を重ね、良好な結果を得ている¹⁾。その臨床応用に際しては、口腔内という特殊な環境で、半透明体である歯冠の微小面積をエッジロスエラーの影響を極力抑えた状態で測色可能な分光光度計が必要であると考えた。今回開発した非接触型微小面積測色用分光光度計は、歯冠の 1×2 mm の範囲を、非接触により測色することが可能な分光光度計である。本装置は非接触で測色することにより、広い面積を照明しながら、その中の小さな面積からの反射光をエッジロスエラーによって低下させることなく受光することができる。

分光光度計の照明受光の幾何学的条件として、JIS Z 8722 では a~d の 4 種類の方法を定めており、適宜選択することになっている²⁾。本装置は非接触による照明受光の方式を採用しており、照明受光の幾何学的条件は 2 本の光ファイバーにより 45° の 2 方向から照明し、受光用ファイバーにより 0° の方向から反射光を受光する 45°/0° の条件を設定している。この方式は人間が色をみる時の条件に一番近い条件であり、何よりも非接触で歯冠を測色するのに適した条件である。分光光度計の照明受光の幾何学的条件については測色ヘッドと同様に長い間議論されており、最初の分光光度計である A.C. Hardy による“Hardy”は、当初 0°/45° の白色光の照明方式を採用していたが³⁾、その後 0°/diffuse に変更され、最終的には 6°/diffuse となった⁴⁾。また、6°/diffuse に設計した理由を、被測定試料表面のわずかな変化が測定値に大きな影響を及ぼさないからとしている⁵⁾。そして、種々の実験結果から積分球方式の分光光度計が色合わせに最適の幾何学的条件であるとし、1935 年以降の GE 社の Hardy 型分光光度計はすべて積分球方式となっている。しかし近年における歯科領域の色彩学的研究では、歯科臨床に適した照明受光の幾何学的条件が検討されており、従来の積分球型の照明受光方式のみでは

なく、光ファイバーを応用した円周照明や $45^\circ/0^\circ$ の幾何学的条件の妥当性が報告されている^{13,14)}。また Johnston ら¹⁵⁾は積分球型分光光度計での半透明材料の測色における反射率の低下について、照明光を減弱させることでは反射率の低下を防ぐことはできないとし、光の散乱を防止するために試料周囲に金属箔による遮断を講じるという独自の方法を考案している。さらに Danny, C.R.¹⁶⁾は表面性状の異なった標準色に対する色合わせには、正反射光含有の積分球方式よりも二方向方式の照明・受光の幾何学的条件の方が優れていると報告している。これは今回著者らが開発した、陶材焼付製造冠の CCM を目的とした非接触型微小面積測色用分光光度計の設計の妥当性を裏付けるものである。

照明光に関しては、人間は昼光で色を評価することが多いので、これに対応する光源としては CIE が推奨している D_{65} と同一の分光分布を持った光が望ましい。しかし、 D_{65} は自然光としての昼光を実際に測定し、その結果から数値上で定められたものであり、現実存在する人工光源でこれを正確に再現することは不可能である。そこで D_{65} として規定されている照明に近似した分光分布を持つ D_{65} シミュレーターといわれる光源を使用することになっている。一般的にはハロゲンタングステンランプまたはキセノンフラッシュランプが用いられているが、本装置ではハロゲンタングステンランプを用いた。

本装置は微小範囲の測色をするためにカメラのレンズを応用しており、高精度で小さな範囲からの反射光を受光することができる。受光部にカメラのレンズを応用した点は、歯の表面の微妙な凹凸に影響されることなく、離れた位置から微小な測色範囲を確実に捉えることができるという利点がある。本装置は 1×2 mm の範囲をレンズにより 2 倍に拡大した像すなわち 2×4 mm の像からの光を、さらに 2 倍に拡大して受光口が 4×8 mm の範囲の方形の受光用光ファイバーでとらえて、分光器へと導く設計となっている。測色面積の大きさは、照明光と反射光の比率から得られる反射率を算出する精度の上で重要であり、測色面積が大きければ受光できる反射光量が多くなり、測色値の安定性は向上する。しかし、歯冠色を対象とした CCM を行う際にはエナメル質で構成される切縁部の色調を的確に測色する必要があり、歯の縦径 1 mm 以上の測色面積は不適当となる。よって、測色精度と CCM での測色条件の両者を考慮し、歯の 1×2 mm

の測色範囲を設定した。

測色値の精度については精密さと正確さの 2 つがあげられ、測色においてはその両方が必要である。精密さとは人間の肉眼での色弁別力に対応する結果を得るために必要であり、反射率の分解能を上げることが要求される。この分解能は 5% 以下の反射率において 0.02% (S.D.) での再現性が要求されている。本装置で 95% 前後の反射率を示す白色板を測色した際、10 回測色の標準偏差は約 0.16 であり、高い測色精度を有していると考えられる。また、1 回の測色における AD 変換回数を 10, 20, 30 回と増やした場合、AD 変換回数が多いほど精度が向上した。一方測色時間は AD 変換 20 回での測色時間が 2.4 秒、30 回では 3.6 秒であり、CCM システムにおいて歯冠の 5 部位の測色を行うと、各々 14.4 秒、21.6 秒の所要時間となる。さらに実際の測色ではこれに暗電流やリファレンス光の計測時間が加わり、その差はより大きくなる。本装置で AD 変換回数 20 回と 30 回では各波長における標準偏差値に 1% の危険率で統計学的な有意差がないことから、臨床での操作性を重視して、1 回の測色における AD 変換回数は 20 回が妥当であると考えた。

測色値の正確さについては、波長スケールおよび光度スケールについて分析した。人間が肉眼で見たその通りの色として測定することは困難であるが、どのような分光光度計で測定しても同一の結果が得られることが望ましい。しかし一般的には 2 種の異なったメーカーによる分光光度計の分光反射率曲線を比較すると色彩管理の許容値を上回ることが多いのが実状である。その変動の原因としては、1. 照明受光の幾何学的条件の違い、2. 積分球内の壁面の輝度の不均一による鏡面反射率の変化、3. 照明光源の分光分布の違い、4. 分光器の迷光の影響、5. 波長幅の違い、6. 波長のずれ、7. 試料測定時の温度、8. 積分球の内面の面積と窓部分の面積の総和と比の違い、9. 試料の反射光の方向性の分布状態の影響、などが考えられる。これら以外にも正確さに影響を与える因子は多いが、本装置の開発に際しては、積分球型分光光度計マクベス CE 3000 を標準器として、標準器の測色値と本装置の測色値を比較検討することにより本装置の測色値の正確さを評価した。なお、色標準板としては広い範囲の色相の標準色票および高反射率、低反射率の無色彩色票を用いた波長スケールおよび光度スケールについて分析した。その結果、いずれの色相の色票においても分光反射率曲線においては波長のずれを示す

ような差は認められず、またマンセル値への変換結果においても標準器および本装置の結果にほとんど差は認められなかった。このことから、本装置の波長スケールは妥当なものと判断される。さらに、無彩色色票 N 2, 4, 6, 8 の両装置による分光反射率は直線性を示し、相関係数が 0.9 以上のきわめて高い相関関係を有していることから、光度スケールにおいても十分な妥当性が示された。

以上のことから、著者らが開発した非接触型微小面積測色用分光光度計は精密さ、正確さともに優れているものと判断される。

V. 結 論

歯冠や歯肉の色調を精密にかつ正確に測色することを目的として、非接触型微小面積測色用分光光度計を開発し、その機構および測色精度を検討した。本装置は以下の性能を有している。

1. 測色部は非接触型を採用し、被測色体に触れることなく測色する機構を有している。
2. 照明受光の幾何学的条件は、 $45^\circ/0^\circ$ を採用している。
3. 被測色体の $1 \times 2 \text{ mm}$ の微小範囲の分光測色が可能である。
4. 本装置は駆動機構を備え、ソフト面での対応により歯の切縁から歯頸部にかけての走査測色が可能である。
5. 本装置による白色板の反復測色における反射率の標準偏差値は 0.16 ときわめて小さく、高い精密さを有した分光光度計である。
6. 本装置による標準色票の測色値は、標準器とした積分球型分光光度計マクベス CE 3000 の測色値と差がなく、十分な正確さを有した分光光度計である。

稿を終えるにあたり、本研究に対し色彩学のご指導を賜りました村田色彩エンジニアリング・村田幸男氏に深く感謝の意を表します。また、実験に際して多大なるご協力をいただきました(株)研彩館 (SCOTDIC)・尾中清治氏に感謝の意を表します。

文 献

- 1) Ishikawa-Nagai, S., Sato, R. and Ishibashi, K.: Using a Computer Color Matching System in color reproduc-

tion of porcelain restorations Part 1: Application of CCM to the opaque layer, *Int J Prosthodont*, 5: 495~502, 1992.

- 2) JIS ハンドブック, 日本規格協会, 東京, 1992.
- 3) Hardy, A.C.: A recording photoelectric color analyzer, *J Opt Soc Am*, 18: 96~117, 1929.
- 4) Hardy, A.C.: A New recording spectrophotometer, *J Opt Soc Am*, 25: 304~311, 1935.
- 5) Hardy, A.C.: Illuminating and viewing conditions for spectrophotometry and colorimetry, *J Opt Soc Am*, 35: 289~292, 1945.
- 6) Johnson, N.L. and Stephenson, H.F.: The influence of geometric tolerances on $45^\circ/0^\circ$ colorimetric measurements, *Proceedings CIE 20th Session Amsterdam*, CIE Publication No. 56, Bureau Central de la CIE Paris: D 202/1-D 202/4, 1983.
- 7) Judd, D.B. and Wyszecki, G.: Color in business, science and industry, 122~125, John Wiley and Sons, New York, 1975.
- 8) 村田幸男: 色彩技術ハンドブック, 21~67, 総合技術センター, 東京, 1990.
- 9) Seghi, R.R., Johnston, W.M. and O'Brien, W.J.: Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems, *J Prosthet Dent*, 56: 35~40, 1986.
- 10) Rosenstiel, S.F. and Johnston, W.M.: The effects of manipulative variables on the color of metal ceramic restorations, *J Prosthet Dent*, 60: 297~303, 1988.
- 11) Rosenstiel, S.F., Porter, S.S. and Johnston, W.M.: Color measurement of all ceramic crown systems, *J Oral Rehabil*, 16: 491~501, 1989.
- 12) Johnston, W.M. and Kao, E.C.: Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry, *J Dent Res*, 68: 819~822, 1989.
- 13) Seghi, R.R., Johnston, W.M. and O'Brien, W.J.: Performance assessment of colorimetric devices on dental porcelains, *J Dent Res*, 68: 1755~1759, 1989.
- 14) Seghi, R.R.: Effects of instrument measuring geometry on colorimetric assessments of dental porcelains, *J Dent Res*, 69: 1180~1183, 1990.
- 15) Johnston, W.M., Hesse, N.S. and Seghi, R.R.: Spectrophotometric analysis of edge-losses in diffuse reflectance measurements, *J Dent Res*, 70: 547 (Abstract), 1991.
- 16) Danny, C.R.: The effect of measuring geometry on computer color matching, *Color Res, Appl*, 13: 113~118, 1988.