

J. Biomed. Eng. Res.  
Vol. 24, No. 3, 183-192, 2003

## 색 보정 및 색 좌표 변환 기법을 이용한 요분석 시스템의 구현

김기련 · 예수영 · 손정만 · 김철한 · 정도운 · 이승진\* · 장용훈\*\* · 전계록\*\*\*

부산대학교 대학원 의공학협동과정, 세안아이티(주) 의료정보공학연구소\*, 동주대학 네트워크 전자계열\*\*,  
부산대학교 의과대학 의공학교실\*\*\*

(2003년 2월 8일 접수, 2003년 6월 24일 채택)

## Implementation on the Urine Analysis System using Color Correction and Chromaticity Coordinates Transform Methods

Gi-Ryon Kim, Soo-Young Ye, Jung-Man Shon, Cheol-Han Kim, Do-Un Jeong,  
Seung-Jin Lee\*, Yong-Hoon Chang\*\*, Gye-Rok Jeon\*\*\*

Dept. of Interdisciplinary program in Biomedical Engineering, Pusan National University, Medical Information Engineering Lab, SEAN Imagination Technology Co.,Ltd.\*, School of Network and Electronics, Dongju College\*\*,  
Dept. Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University\*\*\*

(Received February 8, 2003. Accepted June 24, 2003)

**요약** : 본 연구에서는 구현된 요분석 시스템으로 획득한 데이터를 보정하기 위하여 색 좌표 변환 기법을 제안하였다. 일반적으로 요분석 시스템은 요분석용 스트립의 정색반응을 검출하는 과정에서 여러 가지 비선형적인 특성 즉 광 모듈의 메커니즘, 하드웨어, 그리고 주변 환경에 의해 색 왜곡된 입·출력 특성을 지닌다. 따라서 보다 높은 정확도와 재현성을 유지하기 위해 장비 특성화 기법을 도입하여 색 왜곡 현상을 보정하였다. 본 연구에서는 명암 보정, 3차 스플라인 보간법에 의한 RGB 신호의 특성 곡선 추출, 기준색 고정 선형변환 기법을 사용하여 색 보정 과정을 수행하였다. 색 보정을 위해 사용된 표준 장비는 1931년 CIE XYZ 색공간 특성을 지닌 좌표계로 설정하였으며, 동일한 칼라 샘플에 대해 요분석 시스템의 출력 값과 표준 장비의 출력값이 일치되도록 하는 보정 행렬을 구하였다. 구현된 요분석 시스템을 색 보정한 후 기준 데이터와 비교한 결과 양호한 색상 정확도를 나타내었다. 요분석용 스트립의 10 가지 항목에 대해 구현된 두 대의 요분석 시스템을 사용하여 실험한 결과 장비간 색차는 1.28이었다.

**Abstract** : A transformation method of the chromaticity coordinates was proposed to calibrate the measured data obtained by a urine analysis system which implemented in our previous study. Generally, the reacted color of a reagent strip by urine analysis system often exhibit the color distortions due to nonlinear characteristics of the various devices that is the optic module mechanism, hardware, and surround circumstance. A color correction method for minimizing the color distortion play a key role in maintaining high accuracy and reproduction of the urine analysis system.

In this work, we used the compensation method such as the shading correction, the characteristic curve extraction of RGB color by means of third order spline interpolation, and linear transformation using a reference color. In addition, 1931 CIE XYZ color space was used to compensate the color of the measured data by a standard reference system as colorimeter. A compensation matrix was obtained so that the output values of the urine analysis system is nearly equal to that of a standard reference system for identical color sample. Color correction obtained by a urine analysis system which implemented in our previous study exhibited a good color accuracy when it was compared with the reference data. Observed result from an experiments on ten items of a urinalysis strip that color difference of between two urine analysis system was 1.28.

**Key words** : Urine analysis system, Color correction, Device characterization

이 연구는 보건복지부 선도기술·의료공학 기술개발사업(과제번호: HMP-98-G-1-027) 지원에 의해 수행되었다.  
통신저자 : 전계록, (602-739) 부산시 서구 아미동 1가 10번지  
부산대학교 의과대학 의공학교실  
Tel. (051)240-7535, Fax. (051)242-5003  
E-mail. grjeon@pusan.ac.kr

## 서론

현재 임상에서 진단용으로 사용되고 있는 대부분의 요분석 시스템은 요분석용 스트립의 정색 반응을 반사광을 이용하여 검출하는 비색 분석법을 적용하고 있다. 그러나 이러한 비색

분석법을 적용한 요분석 시스템들은 각각의 분석기들이 검출할 수 있는 색 영역의 차이와 분석기기의 구성 소자들이 지니는 비선형적 특성에 기인한 색 왜곡 현상이 발생한다. 또한 요분석 시스템에 사용되는 측정 시료, 주변 환경, 측정 메커니즘 등 광에 관련된 무수히 많은 경시 변화 등이 내포되어 있어 요에 함유된 여러 가지 이온들의 농도를 나타내는 요분석용 스트립의 색상의 변화가 천이되는 문제점을 지닌다. 이와 같은 이유로 구현된 요분석 시스템마다 상이한 입·출력 특성을 나타내므로 이러한 분석기기들간의 불일치 문제를 최소화하고 재현성과 정확성을 향상시키기 위해서는 보다 적합한 방법에 의한 보상과 교정이 필수적으로 요구된다. 본 논문의 연구자들은 선행연구[1]에서 퍼지 분류기와 정도관리 기법을 도입하여 외란에 강인하고 안정된 요분석 시스템을 구현하고자 하였으나, 제작된 분석기기들의 광 모듈이 내포하고 있는 근본적인 색 왜곡 현상은 보상하지 못하였다.

본 연구에서는 제작된 요분석 시스템의 광 모듈의 불일치 문제와 색 왜곡 현상을 보상하기 위하여 최근에 프린터, 스캐너, CRT 등에서 많이 연구되고 있는 장비 특성화 기법[2-4]을 도입하고자 하였다. 장비 특성화 기법은 색 입·출력 장비에 의해 나타나는 장비 의존적 색 공간 (device dependent color space)을 장비 독립적 색 공간 (device independent color space)으로 변환시켜 장비들 간의 색 불일치 문제를 해결하고자 하는 기법이다. 1998년 김[2]과 1999년 Vrhel[3]는 칼라 스캐너의 입력 영상과 출력 영상을 일치시키기 위해 신경회로망을 적용하여 비선형적인 하드웨어적 특성을 보정하고자 하였다. 하지만 이러한 연구 결과를 요분석 시스템에 적용하여 요분석용 스트립의 미세하고 다양한 정색 반응을 나타낼 수 있도록 색 보정하는 방안은 적절하지 못하였다. 왜냐하면 신경회로망은 입·출력 정보만으로도 색 보정을 수행할 수 있는 반면 학습 도중 지역 해 (local optima)에 빠지거나 최적의 학습 데이터를 추출하기 어렵고 학습 시간이 오래 걸리기 때문이다.

따라서 본 연구에서는 색 재현성이 높고 정확도를 향상시키고 정밀도를 유지하는 요분석 시스템을 구현하기 위하여 칩 발광다이오드 (chip light emitted diode: chip LED, EIS-

10-1W, Toyota Gosei Co. JAPAN)와 포토다이오드 (photo-diode, MBC3026CF, Moririca Electronics Co. JAPAN)를 사용하여 광 모듈을 구성하였다. 이를 이용하여 검출된 광 데이터는 명암보정 및 특성곡선에 의한 정규화를 수행하였다. 그리고 보정 기준으로 채택한 색도계인 ColorMouse Too(Color Savvy System limited, USA)[5]의 출력치와 요분석 시스템의 출력치가 일치하도록 기준색 교정 선형변환을 이용한 색 보정 알고리즘을 적용하였다. 또한 구현된 요분석 시스템의 성능을 평가하기 위해 10 가지 항목의 표준 시약을 측정하고, 균등 색 공간인 CIE L\*a\*b\* 색 공간에서 표준 장비인 색도계와 개발된 요분석 시스템의 색 차이를 구하여 비교·평가하였다.

## 요분석 시스템

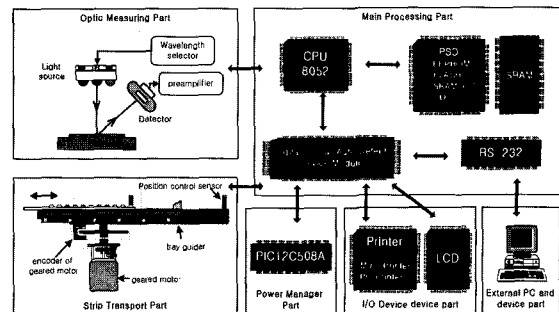
### 1. 요분석 시스템의 구성

본 연구를 수행하기 위하여 선행 연구로서 요에 함유된 성분들을 정성 및 반정량 분석할 수 있는 휴대용 요분석 시스템을 개발하여 제품화하였으며, 구현된 요분석 시스템의 외형 사진과 구성도는 그림 1과 같다. 구현된 요분석 시스템은 크게 측정부, 스트립 운송부, 주처리부, 전원 관리부, 시스템 입·출력 장치부, 그리고 외부 PC 및 주변장치부 등으로 구성되었으며 개략적인 기술은 다음과 같다.

측정부는 chip LED를 사용하여 광을 발생시키는 광원, 측정 광원의 파장을 선택하는 파장선택기 (wavelength selector), 포토다이오드를 사용하여 시료로부터의 반사 광량을 검출하는 광 검출기, 그리고 검출된 미소 신호를 증폭하는 전치증폭기 등으로 구성하였다. 스트립 운송부는 광 모듈이 스트립의 정색 반응을 측정할 수 있도록 DC 모터 (geared motor 0603, 세원사, 한국)와 위치제어 센서를 이용하여 스트립을 운반하는 로더 (loader)가 수평으로 이동할 수 있도록 하였다. 주처리부는 요분석 시스템의 모든 운용을 제어하고 여러 가지 알고리즘을 사용하여 측정된 신호를 처리할 수 있도록 GMS97C-58PL (Hyundai Electronics Ind Co. Ltd, Korea) 마이크로프로세서를 사용하였다. 전원 관리부는 일정기간 동작 명령이 부



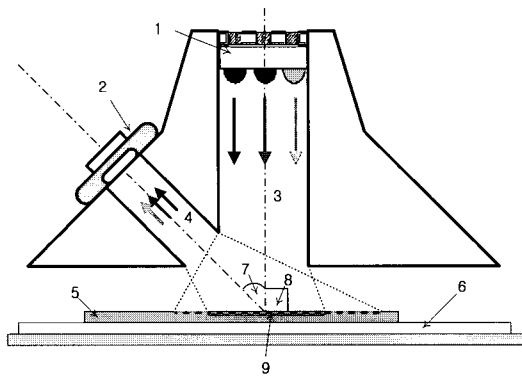
(a) A photograph of the urine analysis system



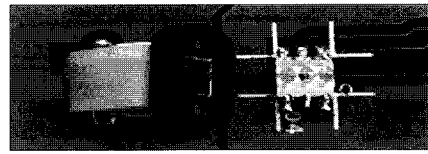
(b) A structure of urine analysis system

그림 1. 요분석 시스템의 외형 사진과 구성도 (a) 구현된 요분석 시스템의 외형, (b) 시스템 구성도

Fig. 1. A photograph and structure of the urine analysis system (a) implemented photograph of the urine analysis system and (b) structure of the urine analysis system



(a) a schematic diagram of optic module



(b) appearance of optical device mounted on PCB



(c) photography of fabricated optic module

그림 2. 구현된 요분석 시스템의 광 모듈 (a) 구성도, (b) PCB에 장착된 광 모듈의 소자 외형, (c) 조립된 광 모듈

Fig. 2. A optic module in implemented urine analysis system (a) a schematic diagram of optic module, (b) appearance of optical device mounted on PCB, and (c) photography of fabricated optic module

Legend

1:chip LED, 2:photodiode, 3:collimator for emitting light, 4:collimator for receiving reflected light, 5:reacted color of reagent strip by specimen, 6:reagent strip, 7:reflection angle ( $\theta_r = 45^\circ$ ), 8:incident angle ( $\theta_i = 0^\circ$ ), 9:active surfaces

여되지 않을 경우 절전이 되도록 하여 효율적인 전원 관리를 수행하도록 구성하였다. 시스템 입·출력 및 주변장치부는 시스템에 명령을 지시하는 키보드와 요검사 결과 및 진행 상태를 나타내는 열전사프린터, 발광다이오드, 액정 화면으로 구성된 표시 모듈로 구성하였다. 그리고 외부 PC를 이용하여 시스템 환경의 설정, 측정하고자 하는 파라미터의 선정, 요검사 결과의 저장, 프린터로 인쇄 등을 수행할 수 있도록 주변장치부를 구성하였다.

2. 광 검출 모듈

요분석용 스트립의 정색 반응을 측정하기 위하여 구현한 요분석 시스템의 광 검출 모듈은 그림 2와 같다. 그림 2 (a)의 광 검출 모듈은 국제조명위원회 (commission internationale de l'Eclairage:CIE)에서 추천하는 광 검출 방식[6] 중 0/45°를 적용하여 구성하였다. 즉 Chip LED(1)에서 발광되는 광을 측정하고자 하는 정색 반응된 스트립(5)의 표면에 수직(8)으로 조사하고, 스트립 표면(9)에서 반사되는 광을 45° 각도(7)에 위치한 포토다이오드(2)를 이용하여 수광하는 기하학적 구조를 지니고 있다. Chip LED에서 발광되는 광을 스트립의 표면에 정확하게 조사하기 위하여 직경 4mm이며 길이 9mm인 집속기(3)를 사용하였다. 또한 스트립(6)의 표면 주위에서 발생하는 광 잡음을 효과적으로 제거하기 위하여 직경 2mm이며 길이 5mm인 집속기(4)를 설치하였다. 그리고 광 모듈의 외면과 스트립 표면 사이의 거리는 2mm로 하였다.

발광원으로 사용되는 Chip LED는 저전력으로도 매우 안정적인 적색, 녹색, 청색의 파장 특성을 나타내며 구조적으로도 요분석 시스템의 광 검출 모듈의 제작에 적합하였다. 수광원으로 사용되는 포토다이오드는 가시광선 영역의 필터 (visible spectrum filter)를 내장하고 있어 일반 LED와 같은 파장 대

역에서 반응하고, 외부 온도변화에 따른 특성을 향상시킬 수 있는 장점이 있다[7]. 그리고 포토다이오드의 암전류는 10 pA로 낮으며, 측정 범위가 0.01~10,000 Lux로 넓은 휘도 범위의 측정이 가능하였다.

구현된 광 검출 모듈과 기준 장비로 채택한 색도계인 ColorMouse Too는 모두 LED와 포토다이오드를 사용하여 광을 검출하지만 많은 구조적인 차이점을 지니고 있다. Color-Mouse Too는 8 개의 LED 소자와 1 개의 포토다이오드가 45/0°의 검출방식으로 구성되어 있으며, LED 출력의 안정화를 위해 두 가지 광 경로 (dual beam path) 즉, 기준 광이 포토다이오드에 직접 조사되는 경로와 측정 광이 시료에 조사되어 시료에서 반사되는 광을 포토다이오드로 검출하는 경로를 사용하고 있다. 반면에 본 연구에서 구현된 요분석 시스템은 한 가지 광 경로만을 사용하여 광 모듈을 간소화하였으며, 광원의 안정화 및 광 보정은 소프트웨어적으로 처리하도록 하였다.

구현된 요분석 시스템의 광 모듈의 온도변화에 따른 LED의 발광세기의 분포와 포토다이오드의 분광감도 특성을 나타내면 그림 3과 같다. 그림 3(a)는 적색 LED에 2V의 전압을 인가하고, 그림 3(b)는 녹색 LED에 3.6V의 전압을 인가, 그림 3(c)는 청색 LED에는 3.6V의 전압을 인가한 후 온도를 10℃, 15.4℃, 20.8℃, 25.7℃로 변화를 주면서 측정된 발광세기의 변화특성을 나타내었다. Chip LED는 온도가 상승함에 따라 각각의 발광세기 분포와 최대 파장이 감소하는 특징을 지닌다. 즉 25℃에서 최대파장과  $\Delta\lambda$ 는 적색 LED가 650 nm와 15 nm, 녹색 LED가 528 nm와 35 nm, 청색 LED가 482 nm와 25 nm이다. 그림 3(d)는 포토다이오드는 온도를 13℃, 15℃, 21℃, 25℃로 변화시키면서 80W 할로겐 램프의 백색광을 측정 한 분광감도의 특성변화이다. 포토다이오드는 360 ~ 700 nm의 파장영역에서 반응하고 최대파장이 560 nm이었다. 온도의

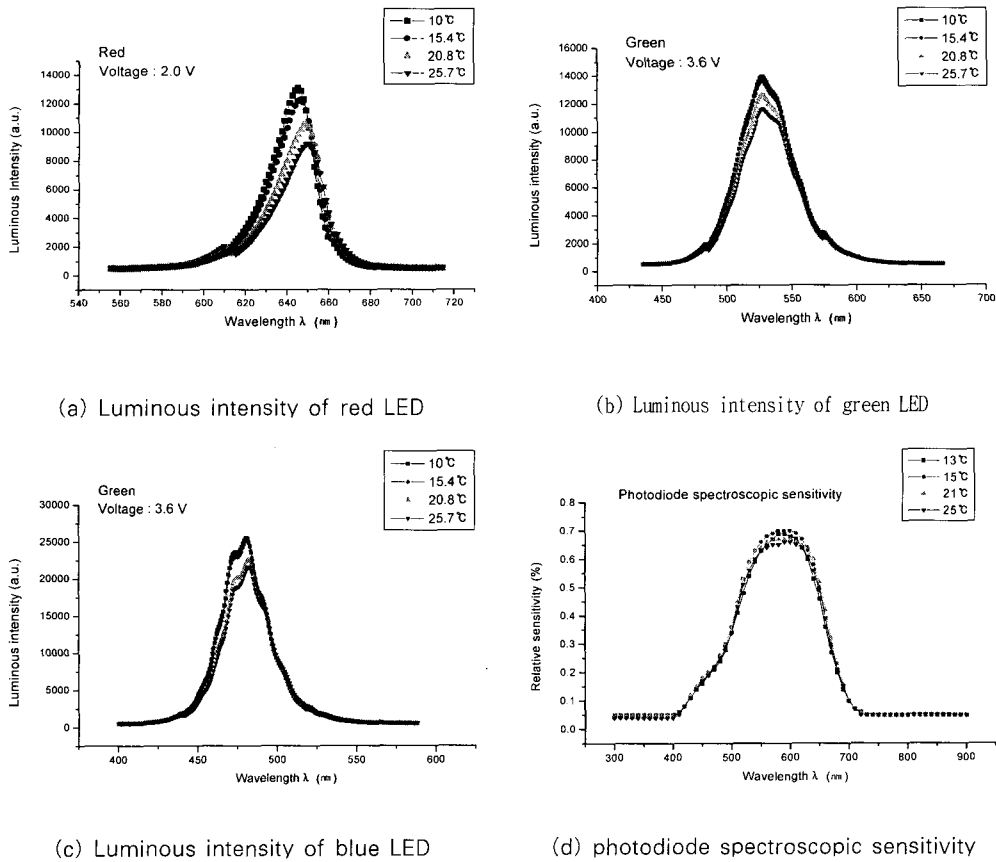


그림 3. 온도변화에 따른 칩 LED와 포토다이오드의 특성 변화 (a) 적색 LED의 발광세기, (b) 녹색 LED의 발광세기, (c) 청색 LED의 발광세기, (d) 포토다이오드의 분광감도

Fig. 3. Characteristic of chip LED and photodiode according to temperature (a) luminous intensity of red LED, (b) luminous intensity of green LED, (c) luminous intensity of blue LED, and (d) photodiode spectroscopic sensitivity

변화에 대한 분광감도의 변화가 비교적 적었으며, 15 °C에서 가장 높은 분광감도를 나타내었다.

해능을 지닌 A/D 변환기를 사용하여 디지털 신호로 변환하였다. 광 검출 해상도는 10 pixels/mm로 하였다.

3. 측정 및 데이터 획득

측정하고자 하는 스트립을 스트립 이송부에 올려놓은 후 측정을 수행하면 스트립 이송부를 구동시키는 모터가 작동하여 스트립을 파장선택기가 위치한 지역으로 이동하게 한다. 이 때 파장선택기에서 정전류 구동방식으로 사용되는 chip LED가 흑색, 적색, 녹색, 청색 LED를 한 주기로 순차적으로 발광되도록 하였으며, 주기 당 소요시간은 12 msec로 하였다. 흑색은 Chip LED내의 모든 LED가 OFF된 상태에서 측정된 값으로서 명암보정 과정에서 흑색 기준치 (black reference)로 활용하였다. 각 LED가 ON 되어 스트립 표면에 조사될 때 발광원의 휘도 안정을 위하여 1.2 msec의 시간이 경과한 시점에서 요분석용 스트립의 농도 분포 및 변화에 대응하는 광이 반사되도록 하였으며, 이를 포토다이오드로 검출하도록 하였다. 포토다이오드로부터 출력되는 신호는 광 전류이므로 이를 전치증폭부에서 전압으로 변환되도록 하였으며, 이 전압을 12 bit 분

신호 처리

chip LED와 포토다이오드의 분광학적 특성과 주변 구조물에 의한 색 왜곡 현상을 보상하고 선형화 및 장비 독립적인 색 특성을 보완함으로써 요분석 시스템간 색 정보의 재현성과 정확도 및 정밀성을 향상시키고자 하였다. 그림 4는 구현된 요분석 시스템에서 수행되는 색 처리 과정을 나타내었다. 색 처리과정은 크게 요분석 시스템의 광 모듈로부터 측정 데이터를 획득하는 과정, 색 보정 및 여러 가지의 색 좌표 변환을 수행하여 요분석 시스템의 측정치를 보상하는 전처리 과정, 요검사 결과를 위한 분류 알고리즘을 수행하는 과정으로 구성된다. 요분석 시스템의 측정치를 보상하기 위해서는 명암 보정, 특성 곡선에 의한 광 보정, 기준색 고정 선형 변환, 색 좌표 변환에 의해 수행되며 자세한 내용은 다음과 같다.

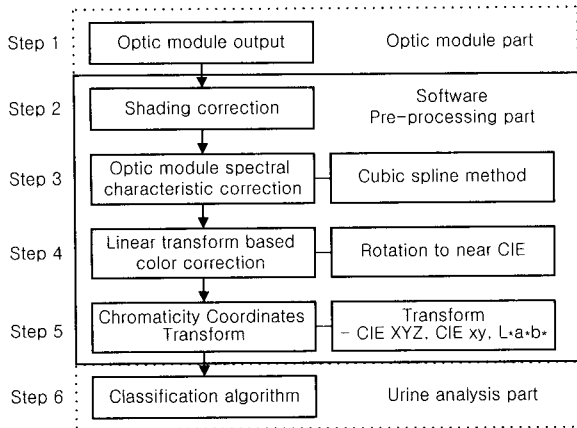


그림 4. 요분석 시스템의 색 신호처리 과정도  
Fig. 4. A color processing flowchart of the urine analysis system

1. 명암보정

일반적으로 명암보정 (shading correction)[8]은 광원의 불균일성, 외란 등 여러 가지 요인들에 의해 발생하는 오차를 보상하여 측정치들이 거의 균일한 특성을 나타나도록 하기 위해 사용되는 기법이며, 다음과 같은 수식으로 표현된다.

$$V_0 = \frac{\text{test data} - \text{black reference}}{\text{white reference} - \text{black reference}} \times 2^n \quad (1)$$

여기서,  $V_0$ 는 명암보정 결과 출력되는 신호이며, 측정 데이터 (test data)는 측정하고자 하는 스트립의 측정치이고, 백색 기준치 (white reference)는 광원의 발광 특성을 보상하기 위하여 광원이 켜져 있는 상태에서 백색 스트립을 측정한 참조치이다. 그리고 흑색 기준치는 광원을 OFF한 상태에서 측정된 샘플의 측정치를 나타내며,  $n$ 은 ADC의 변환 비트수로서 본 연구에서는 12로 적용하였다.

2. 광 특성 곡선에 의한 정규화

구현된 요분석 시스템이 동일한 무채색 스트립에 대해 일정한 휘도값을 유지하도록 하며 측정된 광 검출 특성을 선형화함으로써 요분석 시스템의 재현성을 향상시키고자 하였다. 이를 위하여 10 가지 무채색에 대한 반사광을 측정하였으며, 이를 3차 스플라인 보간법[9-10]에 적용하여 광 특성 곡선을 추출하였다. 3차 스플라인 보간법은 이웃하는 두 개의 측정 데이터를 완만하게 연결하기 위하여 사용되는 3차 함수를 의미하며, 적용된 보간식은 다음과 같다.

$$f(x) = a_i(x - x_i)^3 + b_i(x - x_i)^2 + c_i(x - x_i) + d_i, (a_i \neq 0) \quad (2)$$

여기서,  $a_i, b_i, c_i, d_i$ 는 3차 스플라인 함수의 차수별 미정계수이며,  $x_i$ 는 3차 스플라인 함수를 지나는 점의  $x$  좌표로서, 본 연구에서는 10 가지 무채색의 인덱스를 의미한다.

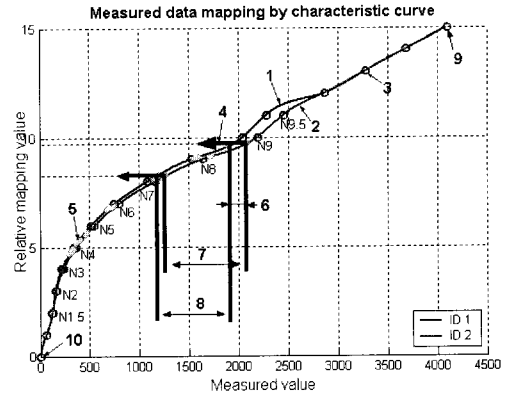


그림 5. 3차 스플라인 보간법을 적용하여 추출한 요분석 시스템의 특성 곡선의 데이터 사상

Fig. 5. Data mapping using characteristic curve of extracted data in the urine analysis system applied to third order spline interpolation method

Legend

1: characteristic curve of the urine analysis system 1 (blue line), 2: characteristic curve of the urine analysis system 2 (red line), 3: intermediate point, 4: pH 9 data acquired by urine analysis system 1 and 2 is mapped to identical relative luminance, 5: pH 6 data acquired by urine analysis system 1 and 2, 6: difference of between measured values acquired by urine analysis system 1 and 2 for identical solution of pH 9, 7: pH 7 and pH 9 data acquired by urine analysis system 1, 8: pH 7 and pH 9 data acquired by urine analysis system 2, 9: maximum measured value (212=4096), 10: minimum measure value (0)

보간식의 미정계수는 다항식이 두 점을 반드시 통과해야 하고, 1차 도함수와 2차 도함수가 연속적이어야 한다는 조건을 설정하여 구하였다. 임의의 연속되는 두 점  $(x_i, f(x_i))$ 와  $(x_{i+1}, f(x_{i+1}))$ 을 사이에 두는  $i$  번째 간격에 대한 3차 다항식의 미정계수는 다음과 같다.

$$a_i = \frac{1}{6} f'(x_i), \quad b_i = \frac{1}{2} f''(x_i), \quad d_i = f(x_i)$$

$$c_i = f'(x_i) - (x_{i+1} - x_i) \cdot \frac{2f''(x_i) + f''(x_{i+1})}{6} \quad (3)$$

$m$ 차 도함수가 교점에서 연속적이기 위해서는 적어도  $(m+1)$ 차의 스플라인이 사용되어야 한다. 1차와 2차 도함수가 연속적임을 나타내는 3차 스플라인은 고차 도함수에 적용될 경우 불연속이지만 보통 시각적으로 거의 발견할 수 없고, 특정구역에서 급격히 변화거나 진동이 발생하는 것을 완만한 3차 곡선으로 제한할 수 있는 장점을 지닌다.

구현된 두 대의 요분석 시스템으로부터 광 특성 곡선을 추출한 후 측정값을 상대 휘도값으로 보정하는 과정은 그림 5와 같으며, 간략한 설명은 다음과 같다.

구현된 요분석 시스템의 광학 특성을 추출하기 위하여 먼셀

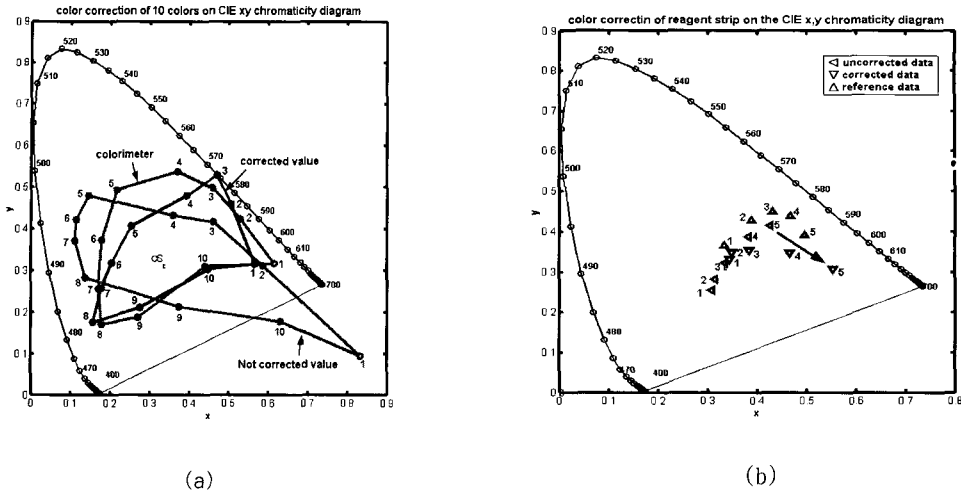


그림 6. CIE 색좌표계에서 기준 좌표와 색 보정 전·후의 데이터의 좌표의 관계 (a) 10 가지 색, (b) 요당의 정색 반응  
 Fig. 6. Reference and data coordinate between before and after color correction are plotted on CIE xy chromaticity diagram using (a) 10 colors and (b) color reaction of reagent strip by glucose

좌표계의 HV/C (H:hue, V:value, C:chroma)가 N9.5, N9, N8, N7, N6, N5, N4, N3, N2, N1.5인 10 가지 무채색 (chromatic color)을 측정하여 각 무채색의 색상 정보를 획득하였다. 그림 5의 가로축은 먼셀 좌표계의 HV/C 10 가지 무채색으로 제작된 스트립에서 출력되는 반사광 신호를 구현된 요분석 시스템으로 획득하여 전처리 과정을 수행 결과 구해진 측정치이며, 세로축은 정규범위로서 휘도 성분을 나타내었다. 예를 들어 먼셀 좌표계의 HV/C N9.5으로 제작된 스트립으로 측정된 반사광 신호의 측정치는 약 2400이며, 휘도는 11을 나타내도록 하였다. 구현된 요분석 시스템에서 측정될 수 있는 최대값(9)과 최소값(10)은 각각 4096과 0이다. 그리고 특성 곡선의 급격한 변화를 줄이기 위해 4개의 중간값(3)을 추가하였다. 추출된 10 가지의 무채색 값들과 최대값, 최소값, 그리고 중간값들에 3차 스플라인 보간법을 적용하여 16 개의 점들을 완만하게 이어주는 특성 곡선(1, 2)을 추출하였다. 이러한 특성 곡선에 의해 측정값이 입력되면 상대 휘도값으로 사상(4)되도록 하였다. 즉 서로 다른 광량(6)을 나타내는 요분석 시스템의 측정값들(7, 8)이 동일한 시료에 대해 동일한 휘도값으로 사상됨을 의미한다. 그림 5의 5는 두 대의 요분석 시스템에서 농도별로 제조된 pH 시료를 측정된 결과이며, 동일한 상대 휘도값으로 사상됨을 보여주고 있다. 특성 곡선의 역함수를 구하는 과정은 많은 연산 시간이 소요되고 계산이 복잡하기 때문에 본 연구에서는 역사상으로 상대 사상값을 구하였다.

3. 기준색 고정 선형 변환을 이용한 색 보정

구현된 요분석 시스템의 색 정보는 특정한 광원과 관찰자의 조건에 따라 색차를 보이는 조건동색 (metamerism)[11] 양상을 나타낸다. 따라서 장비 의존적인 색 공간 특성을 장비 독립적인 색 공간 특성으로 변환하고 기준 색 공간과의 색차를 최소화함으로써 장비의 재현성 및 정확도를 향상시킬 수 있다.

이를 위하여 CIE XYZ 색 공간을 근간으로 하는 색도계의 측정값을 기준 색 공간으로 정의하였다. 그리고 기준색 고정 선형 변환 방식[12]으로 색 보정을 수행하여 색도계와 요분석 시스템이 동일한 칼라 인식 능력을 갖도록 하였다. 백색 보정의 효과를 얻기 위하여 백색(N9.5)을 기준색으로 사용하였으며, 선정된 기준색은 색 보정 과정에서 그 색 좌표값이 변화하지 않는다. 그리고 색보정에 사용되는 모든 데이터는 XYZ 좌표계를 기준으로 하며, 요분석 시스템의 XYZ 공간 내에서의 색좌표는 선행 연구[13]의 방식에 의해 계산된다.

색 보정은 색도계의 색 좌표(X)와 요분석 시스템의 색 좌표(Y)간의 관계를 선형으로 모델링하는 것에서부터 시작되며, 다음 수식과 같이 표현되어진다고 가정한다.

$$X = A_{fix}f(Y) + C_{fix} \tag{4}$$

여기서, f(Y)는 요분석 시스템의 색 좌표값의 함수로서 나타내어진 벡터를 의미한다. 또한  $A_{fix}$ 와  $C_{fix}$ 는 상수 벡터이다. 기준색으로 선정된 백색의 색도계의 색 좌표 벡터를  $X_{white}$ 라 하고 이에 대응되는 요분석 시스템의 좌표 벡터를  $X'_{white}$ 라 할 때, 기준색이 색 보정과정에서 색 좌표값이 변화하지 않기 위해서는 식 4에 ( $X_{white}, X'_{white}$ )를 대입하여 등식이 만족하여야 한다. 식 4의  $C_{fix}$ 는 다음과 같이 구하여 진다.

$$C_{fix} = X_{white} - A_{fix}f(X'_{white}) \tag{5}$$

색도계와 요분석 시스템의 색 좌표값의 차이 e (error criterion)는 다음과 같다.

$$e = E(\|X - A_{fix}(f(Y) - f(X'_{white})) - X_{white}\|) \tag{6}$$

표 1. 120 가지 컬러를 사용하여 색 보정 결과 평가  
Table 1. Evaluation of color correction using 120 colors

No	Name	Hue(H)	Value(V)	Chroma(C)	ΔEDRBC*	ΔEDRAC**
1	Red	5R	4	16	43.75	8.99
2	Orange	5YR	6.5	14	22.44	11.99
3	Yellow	5Y	8	12	13.71	5.83
4	Green yellow	5GY	7	11	18.79	12.41
5	Green	5G	5	11	27.69	13.27
6	Cyan	5BG	4	9	25.91	8.19
7	Blue	5B	4	9	28.64	3.75
8	Violet	5PB	4	12	16.62	6.67
9	Purple	5P	3	11	16.66	1.52
10	Magenta	5RP	4.5	13	42.82	6.73
	white		N 9.5		13.53	0
	Total				16.50	7.71

\* ΔEDRBC : ΔE of 120 colors between the urine analysis system and colorimeter before color correction

\*\* ΔEDRAC : ΔE of 120 colors between the urine analysis system and colorimeter after color correction

보정 행렬 Afix는 에러 e를 최소화함으로써 계산되며, 최소 자승법에 의해 다음 식으로 표현된다.

$$A_{fix} = [E[(X - X_{white})(f(Y) - f(X'_{white}))^T]] \cdot [E[f(Y) - f(X'_{white})(f(Y) - f(X'_{white}))^T]]^{-1} \quad (7)$$

여기서, E[·]는 평균값, T는 전치행렬, 그리고 -1은 역행렬을 나타낸다.

#### 4. CIE L\*a\*b\* 표색계와 색차

색보정에 대한 평가로서 1931 CIE XYZ 좌표계는 비선형적이기 때문에 색차를 논하기에 적합하지 않다[3]. 따라서 색차는 균등 색 좌표계인 1976 CIE L\*a\*b\* 색좌표계로 색 좌표 변환[6,14-15]하여 계산되었다. CIE L\*a\*b\* 색 좌표계에서 표준 장비의 색 좌표 벡터 (L\*, a\*, b\*)와 구현된 시스템의 색 좌표 벡터 (Lm\*, am\*, bm\*)의 색차 ΔE\*(m)는 다음 수식과 같다.

$$\Delta E^*(m) = \sqrt{(L_m^* - L^*)^2 + (a_m^* - a^*)^2 + (b_m^* - b^*)^2} \quad (8)$$

### 실험 방법 및 결과

#### 1. 표준색을 이용한 색 보정

구현된 요분석 시스템이 요분석용 스트립의 정색 반응을 정확하게 검출하도록 하기 위하여 표준색을 이용하여 색 보정을 수행하였다. 보정용 표준색은 먼셀 좌표계로 표시되고 120 가지 표준색으로 도색된 COLORS 120 (JONG IE NARA, KOREA)을 사용하였다. 비교 분석을 위한 표준 장비는 현재 상용되고 있는 색도계인 ColorMouse Too를 사용하였다. 적용

된 색 좌표계는 1931년 CIE 색 좌표계로서, 표준광원은 D65이고 표준 관찰자는 2° 관찰자로 하였다. 표준색에 대한 데이터를 획득하기 위해 120 가지 표준색을 요분석 시스템으로 120회, 표준 장비로 10회 측정하였다. 획득된 데이터를 여러 가지 신호처리 과정으로 정규화하고 표준 장비와 동일한 색 인식 능력을 갖도록 색 보정을 수행한 결과, 식 5와 식 7에서 언급된 보정 행렬이 다음과 같이 도출되었다.

$$A_{fix} = \begin{bmatrix} 3.3370 & 2.0468 & -0.0792 \\ 1.4881 & 5.0431 & -0.8844 \\ 0.3250 & -2.8833 & 8.6431 \end{bmatrix}, \quad C_{fix} = \begin{bmatrix} 23.2894 \\ 24.5652 \\ 25.1872 \end{bmatrix} \quad (9)$$

120 가지 표준색 중 10 가지 주요색과 백색의 먼셀 좌표계 좌표값, 색 보정 전·후의 색차에 대한 측정 결과는 표 1과 같다. 표준 장비와 요분석 시스템의 색 좌표값 사이의 색차는 요분석 시스템의 색 왜곡을 얼마나 정확히 모델링하느냐에 따라 결정된다. 여러 가지 표준색에 대해 표준 장비와 요분석 시스템의 측정값의 색차가 보정 전에는 높은 값을 나타냈지만 보정 후에는 대체로 10 이하의 낮은 값을 보였으며, 120 가지 표준색의 평균 색차는 7.71로서 만족할 만한 수준이었다. 반면에 Red (No.1), Orange (No.2), Green Yellow (No.4), Green (No.5), Cyan (No.6)은 다소 높은 색차를 나타내었다. 그러나 이러한 색들은 실제 요분석용 스트립의 정색 반응 결과가 분포하는 영역을 벗어나는 범위이다.

#### 2. 재현성 및 정확도 평가

여러 가지 표준 시약에 대한 요분석용 스트립의 정색반응을 구현된 두 대의 요분석 시스템과 표준 장비인 ColorMouse Too를 사용하여 각각 25 회씩 측정하였다. 측정에 사용된 표준 시약은 요분석에 흔히 사용되는 항목 즉, 우로빌리노젠, 당, 케

톤체, 빌리루빈, 단백질, 아질산, pH, 잠혈, 비중, 백혈구 등이 각각 함유되는 정도에 따라 여러 가지 농도로 제조하였다. 사용된 요분석용 스트립은 Self-Stik 10L (Chungdo Pharm. Co., Ltd, Korea)이다. 측정 시 스트립의 반응시간을 고려하여 백혈구는 90초, 이외의 모든 항목은 시약을 스트립에 적신 후 40 초 뒤에 측정을 수행하였다.

구현된 요분석 시스템의 측정값의 통계 특성, 두 시스템간의 색차, 그리고 색 보정 전·후의 색차는 표 2와 같다. 측정값은 여러 가지 측정 항목의 등급에 따른 CIE XYZ 좌표계상의 값들을 평균과 표준편차로 나타내었다. 각 항목이 여러 단계로 엄격히 분류될 수 있고, 한 항목에 대한 표준편차가 최소 0.07, 최대 2.25를 나타냄으로써 비교적 안정적인 결과를 획득하였다고 사료된다. 두 대의 요분석 시스템의 측정값의 색차  $\Delta EDD^*$ 는 평균적으로 1.28로써 재현성이 우수함을 알 수 있었다. 그리고 요분석 시스템과 표준 장비간의 색차는 색 보정 전

( $\Delta EDCbe^{**}$ )이 19.12, 색 보정 후 ( $\Delta EDCaf^{***}$ )가 10.13으로 상당히 보상되었음을 알 수 있었다. 절대적 평가 기준은 아니지만 2.5이상이면 일반인이 색차를 감지할 수 있다는 견지[16]에서 볼 때, 요분석 시스템의 색 검출 성능이 표준 장비와는 많은 차이가 있음을 보여 주었다.

선형변환을 이용하여 색 보정한 결과를 CIE xy 좌표계로 나타내면 그림 6과 같다. 그림 6(a)는 120 가지 표준색 중 10 가지 주요색의 표준 장비에 의한 측정값과 색 보정 전·후의 결과를 나타내었다. 색 보정 이전의 10 가지 주요색 특히 적색(1)과 자홍색(10)의 측정값은 표준 장비의 측정값과는 많은 차이를 보이며 찌그러진 형태를 나타내지만 색보정 후의 10 가지 주요색은 표준 장비의 측정값과 유사한 말굽 형태를 나타내고 있음을 관찰할 수 있었다. 그림 6(b)는 함유 정도에 따라 음성(1),  $\pm 100$  mg/dl(2),  $+250$  mg/dl(3),  $+500$  mg/dl(4),  $+1000$  mg/dl(5)로 제조된 요당을 표준 장비와 구현된 요분석 시스템

표 2. 재현성과 정확도 평가  
Table 2. Reproducibility and accuracy evaluation

Item	degree	Measured Value(mean±SD)			$\Delta EDD^*$	$\Delta EDCbe^{**}$	$\Delta EDCaf^{***}$
		X	Y	Z			
URO (mg/dl)	Neg.	51.62±0.27	41.66±0.18	79.25±0.71	0.87	33.39	14.06
	1	49.96±0.14	41.91±0.11	68.66±0.46	0.89	30.71	8.71
	2	49.19±0.20	42.07±0.12	63.39±0.62	0.79	27.74	7.10
	4	48.17±0.26	41.71±0.07	57.60±1.26	1.93	23.69	5.70
	8	47.39±0.86	41.38±0.38	52.70±2.76	3.06	20.09	5.41
	12	46.41±0.93	40.76±0.53	48.92±3.28	3.83	20.37	4.69
GLU (mg/dl)	neg.	50.33±0.08	41.57±0.05	71.44±0.11	0.56	30.50	11.27
	+/-	48.13±0.28	43.26±0.15	61.61±1.35	0.84	21.30	12.65
	+	45.78±0.31	43.96±0.13	46.38±1.68	1.66	17.72	10.74
	++	39.79±2.25	40.30±1.59	23.86±7.13	9.74	13.70	5.43
	+++	33.54±0.69	32.63±0.50	12.51±2.20	3.97	6.99	5.96
KET	neg.	50.33±0.08	41.57±0.05	71.44±0.11	0.56	28.37	13.43
	+/-	48.42±0.16	39.19±0.13	66.65±0.36	0.35	21.88	9.95
	+	45.77±0.25	36.32±0.23	59.63±0.62	0.99	17.54	9.13
	++	42.76±0.60	33.31±0.65	51.95±1.66	1.79	13.20	8.63
	+++	39.15±0.38	29.76±0.33	43.90±0.78	1.49	11.83	6.93
BIL	neg.	51.62±0.27	41.66±0.18	79.25±0.71	0.87	33.75	15.49
	+	49.18±0.20	41.89±0.15	64.63±0.40	0.52	21.83	9.14
	++	48.03±0.28	40.18±0.26	64.01±0.54	0.91	21.52	8.94
	+++	45.68±0.33	36.71±0.43	63.46±1.29	1.18	18.01	9.16
PRO (mg/dl)	neg.	50.33±0.08	41.57±0.05	71.44±0.11	0.56	26.28	18.64
	+/-	47.95±0.37	46.23±0.30	54.45±0.50	1.44	22.16	9.59
	+	46.31±0.50	44.68±0.46	54.13±0.26	0.97	20.91	9.31
	++	42.55±0.51	41.02±0.48	54.33±0.42	1.36	18.50	8.90
	+++	39.78±0.35	37.85±0.42	55.40±0.39	0.74	14.22	8.88
NIT	++++	38.18±0.51	35.65±0.40	56.49±0.65	1.05	13.96	8.48
	neg.	51.62±0.27	41.66±0.18	79.25±0.71	0.87	32.83	13.54
	pos.	51.10±0.23	40.65±0.28	76.57±0.10	0.60	34.41	10.70



Item	degree	Measured Value(mean ± SD)			ΔEDD*	ΔEDCbe**	ΔEDCaf***
		X	Y	Z			
pH	5	46.69±0.18	40.93±0.20	49.88±0.53	1.17	18.16	10.16
	6	45.78±0.15	42.14±0.12	50.75±0.56	1.25	26.83	10.54
	6.5	43.30±0.64	40.77±0.40	51.65±0.35	0.94	15.15	10.85
	7	37.94±0.47	35.61±0.44	53.41±0.25	0.76	11.91	10.93
	8	32.97±0.68	29.37±0.69	57.41±0.68	1.05	9.35	11.49
	9	29.68±0.75	23.76±0.60	62.40±0.56	1.06	8.75	11.72
OBD	neg.	50.33±0.08	41.57±0.05	71.44±0.11	0.56	25.39	18.31
	+	45.86±0.51	44.95±0.41	52.70±0.37	1.04	16.92	9.66
	++	39.28±0.35	38.01±0.41	52.12±0.18	1.01	13.98	9.56
	+++	30.89±0.54	28.54±0.59	49.34±0.56	0.88	9.62	9.21
SG	1.000	51.62±0.27	41.66±0.18	79.25±0.71	0.87	4.09	23.63
	1.005	32.08±0.56	30.62±0.86	41.70±0.68	1.23	6.67	10.80
	1.010	36.52±0.51	36.11±0.49	39.56±0.58	0.96	9.06	10.08
	1.015	38.94±1.04	39.09±1.00	38.18±0.78	1.16	10.89	9.65
	1.020	41.10±0.60	41.43±0.60	38.04±0.63	0.94	10.79	10.32
	1.025	42.76±0.35	43.25±0.32	37.21±0.63	0.79	14.16	9.00
	1.030	43.66±0.44	44.23±0.46	36.29±0.45	0.75	14.00	9.11
LEU	neg.	50.81±0.16	41.66±0.13	75.19±0.26	0.49	29.51	12.69
	+/-	49.42±0.22	40.19±0.33	71.86±0.50	0.38	29.72	8.20
	+	49.45±0.44	40.10±0.27	72.48±0.99	0.82	28.06	7.18
	++	45.81±0.40	35.77±0.36	66.29±0.65	0.83	22.90	4.95
	+++	39.76±0.37	29.57±0.44	58.66±0.61	0.70	12.56	8.01
Total				1.28	19.12	10.13	

\* ΔEDD : ΔE of between two devices. \*\* ΔEDCbe : ΔE of between device and colorimetry before color correction  
 \*\*\* ΔEDCaf : ΔE of between device and colorimetry after color correction

으로 측정하여 표준 장비에 의한 측정값과 요분석 시스템의 색 보정 전·후의 결과를 비교하여 나타내었다. 그림 내의 화살표는 +++1000 mg/dl(5) 요당의 보정 전의 데이터 (<15)가 색 보정에 의해 보정 후의 데이터 (▽5)로 색 좌표 변환되는 과정을 보여준다. 구현된 요분석 시스템에 의해 검출된 색 정보가 1931년 CIE xy 좌표계에 근접함을 보여주고 있으나 색 보정에도 불구하고 많은 오차들이 존재함을 관찰할 수 있다.

### 결 론

본 연구에서는 안정적으로 동작하면서 높은 재현성과 정밀도를 지니는 요분석 시스템을 개발하고자 하였다. 이를 위하여 장비 독립적인 색 특성을 위해 명암보정, 3차 스플라인 보간법을 이용한 특성 곡선 추출, 기준색 고정 선형변환에 의한 색 보정 등의 신호처리 과정을 적용하였다. 구현된 요분석 시스템의 성능을 실험한 결과, 여러 가지 표준 시약에 대해 측정값의 표준편차가 최소 0.07, 최대 2.25, 시스템간 색차가 1.28를 나타내어 정밀도와 재현성이 안정적임을 관찰할 수 있었다. 표준 장비와의 색차는 10.13을 보여 CIE xy 좌표계에 근접함을 확인할 수 있었다. 이러한 결과에 퍼지 및 신경회로망 등 분류

알고리즘을 적용한다면 매우 우수한 요분석 시스템이 구현될 수 있을 것이며, 차후 보다 우수한 결과를 얻기 위해서는 CMF를 이용한 광 검출 모듈의 모델링과 신경회로망을 이용한 색 보정 등 많은 연구가 수행되어야 하리라 사료된다.

### 참 고 문 헌

1. 전계록, 이승진, 최병철, 안시훈, 하광, 김주열, 김재형, "스트립을 이용한 요분석 시스템의 개발과 퍼지추론에 의한 검사결과 평가에 관한 연구", 의공학회지, 19권5호, pp.477-486, 1998
2. 김홍기, 강병호, 윤창락, 김진서, 한규서, 조맹섭, "원색 재현을 위한 스캐너의 신경회로망 모델링", 한국감성과학회 98춘계학술대회논문집, pp.135-140, 1998
3. M.J. Vrhel, H.J. Trussell, "Color Scanner Calibration via a Neural Network", IEEE ICASSP 99, Vol. 6, pp. 3465-3468, March 1999
4. L.L. Randeberg, L.O. Svaasand, "Simulated color: A diagnostic tool for skin lesions like port-wine stain", Proceedings of SPIE, Vol. 4224, January 2001

5. M.J. Vrhel, "An LED based spectrophotometric instrument", Device-Independent Color, Color Hardcopy, and Graphic Arts IV, Proceedings of the SPIE, Vol. 3648, pp. 226-236, January 1999
6. R.S. Berns, "Billmeyer and Saltzman's Principles of Color Technology, the 3th Edition", A Wiley-Interscience, pp. 82-95, 2000
7. R.J. Berry, J.E. Harris, R.R. Williams, "Light-Emitting Diodes as Sensors for Colorimetric Analyses", J. of Society for Applied Spectroscopy, Vol. 51, No. 10, 1997
8. 김행환, 김철, "COLOR SCANNER 적용을 위한 IMAGE PROCESSOR", 대한전자공학회 춘계학술대회논문집, 21권1호, pp.835-838, 1998
9. S.C. Chapra, R.P. Canale, "Numerical Methods for Engineers, the 2nd Edition", McGraw-Hill, pp.430-442, 1998
10. J.M. Rhee, Y.K. Kim, W.Y. Ryu, J.W. Kim, "Extension of Data points and Smoothing of Munsell Color Space by Cubic Spline", J. of the Korean Society of Dyers and Finishers, Vol. 2, No. 3, pp. 14-25, September 1990
11. P.B. Chen, C.W. M. Yuen, C.K. Yeung, K.W. Yeung, "A Mathematical Approach of Minimising Metamerism in Colour Matching", Proceedings of the 3rd Asian Textile Conference, Vol. 2, pp. 1074-1079, 1995
12. D.H. Kim, Choon-Woo Kim, "A Piecewise Linear Transformation Technique for Converting Scanner RGB to Device Independent Color", The 3rd Color Imaging Workshop, IEEE Daegu Section, pp. 5-17, July 1997
13. 김재형, 김정배, 이광세, 이승진, 전계록, "요분석 시스템의 정색 반응에 대한 색도좌표 보장", 새물리, 43권4호, pp.253-259, 2001
14. G. Sharma, M.J. Vrhel, H.J. Trussell, "Color Imaging for Multimedia", Proceedings of the IEEE, Vol. 86, No. 6, June 1998
15. M. Corbalan, M.S. Millan, M.J. Yzuel, "Color Measurement in standard CIELAB coordinates using a 3CCD camera: correction for the influence of the light source", J. of Optical Engineering, Vol. 39, No. 6, pp. 1470-1476, June 2000
16. S.C. Ahn, J.B. Choi, J.W. Kim, "CRT Color Transform to CIE Lab Color System using RGB Image Data", J. of Korea Printing Society, Vol. 13, No. 1, 1995