

고휘도 발광 Chip 소자를 이용한 빛의 명암도 분석

Estimation of the Light Intensity by Using Bright-Chip LED Sensory System

최 주 현* · 김 지 선* · 정 구 인* · 이 태 희* · 김 아 희* · 오 한 별* · 박 희 정* · 김 경 섭* · 전 재 훈†
(Ju-Hyeon Choi · Ji-Sun Kim · Gu-In Jung · Tae-Hee Lee · A-Hee Kim · Han-Byeol Oh ·
Hee-Jung Park · Kyung-Seop Kim · Jae-Hoon Jun)

Abstract - The light intensity which represents the relative amount of brightness and darkness is very important feature to discern the color hue and its relevant information. With this aim, we devise a new optical system and method to analyze the light intensity. Our suggested system including a phototransistor and white-high-brightness chip light-emitting diode intend estimate the contrast value utilizing Image Research Institute(I.R.I.) Hue & Tone samples which includes 120 color sheets arranged by the color hue and tone. As a result, we confirmed that the brightness of the color checker can be accurately estimated by a high-brightness light-emitting-diode optical system.

Key Words : Light intensity, Color, Light emitting diode, Phototransistor, Neutral

1. 서 론

최근 분광분석기술의 발전과 더불어 빛에 대한 분석 및 응용기술에 대한 수요가 증가함에 따라, 주관적으로 색을 판별하는 방법보다는 객관적이고 정량적으로 색의 특성을 분석하는 연구가 필요하게 되었다[1]. 빛은 물리적 의미로 파장으로 해석되며, 그 중 시각적으로 인지되는 가시광 대역의 파장은 물체에 반사되어서 밝고 어두움으로 표현되는 명암을 발생시킨다. 즉, 명암은 물체에 의한 빛의 반사 정도에 따라 결정되고 이에 따라 동일한 사물이라 하더라도 우리 눈에는 다른 시각적 정보로 인지될 수 있다. 현재 빛은 인간의 심리적 반응과 생리적 안락감에 영향을 주며 사람들이 색을 지각할 때는 특정 색상보다는 명암에 좌우된다고 한다[2]. 이와 관련하여 명암 연구에 관한 기존 결과들을 살펴보면, 먼셀(Munsell)에 의해 고안된 “먼셀 표색계”는 명암도 단계를 검정부터 흰색까지의 명암도로 설정하여, 인간이 시각적으로 인지하는 밝기 차이를 10 단계 구간으로 나누어 색채 연구 분야에서 활용되고 있다[3].

여기서 명암을 정량적으로 평가해야 하는 이유 중 하나는 인간의 시각 구조는 빛의 양에 따라 사물을 구분하기 때문이다. 또한 빛에 의해서 형성되는 명암은 사물의 모습을 지각할 수 있게 해주고 물체와 시각 사이에서 영상을 생성하는 역할을 한다. 이에 따라 명암의 특성을 정량적으로 평가하는 일이 중요하다[4]. 결과적으로 빛의 속성을 나타내는 명암을 정량적으로 추정할 수 있는 장치 및 평가 방법이 필

수적이다.

현재 명암을 측정하기 위해서 널리 사용되고 있는 방법은 분광계를 이용한 밝기 측정법이다. 그러나 프리즘이나 회절 격자를 삽입하여 데이터를 얻고, 이를 분석하여 물체의 밝고 어두운 정도를 측정할 수 있지만, 빛이 투과되는 물질에만 적용되기 때문에 고체 샘플은 측정할 수 없다는 단점이 있다. 또한 장비가 매우 고가이고 크기 때문에 공간적 제약이 있다[5]. 두 번째로는 CCD(Charge Coupled Device), CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 소자를 이용하거나[6-7] 광학 장비, 혹은 카메라를 이용하여 물체를 촬영한 후 영상을 분석하여 밝기를 추정하는 방법이다. 그러나 영상 분석을 위해서, 별도의 영상 획득 장치와 영상처리 과정이 필요하며 또한 외부 빛에 의해 분석결과가 달라질 수 있다는 단점이 존재한다[8-11]. 마지막으로 육안을 통해 물체의 밝고 어두운 정도를 평가할 수 있지만, 사람의 주관적 판단이 개입되기 때문에 밝고 어두움의 정도를 측정하는 판단기준을 정확하게 평가할 수 없다. 또한 데이터를 자동으로 디지털화하여 저장할 수 없다는 단점이 있다.

따라서 본 연구에서는 광소자를 이용한 광학 측정 시스템을 구현하고 이를 활용하여 물체의 빛의 반사도를 측정하여 명도를 추정하는 새로운 방법을 제시하고자 하였다.

본 연구에서 제안한 시스템은 구조가 간단하며 그 크기가 소형이기 때문에 공간적 제약을 받지 않는다. 또한 발열적 특성이 없으며, 인체에 무해한 발광다이오드를 사용하므로 인체 피부에 아무런 영향을 주지 않는다는 장점이 있다. 특히, 정규화를 통해 빛의 세기에 따른 명도 값을 calibration 하였기 때문에 외부 빛의 영향을 받지 않는다는 큰 장점이 있다. 아울러 빛의 강도로 물체의 특성을 밝히는 시스템의 구현을 통하여, 치아나 피부의 밝기를 진단하거나 염료의 착색 정도, 식물, 화학 약품 등의 성분 함량을 측정하는데 적용할 수 있다. 또한 기존 방법의 기계적, 기능적 결함을 개선하여 사용자의 편의성을 높여주고 정확하고 정밀한 명암

* Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea

† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea

E-mail : jjun81@kku.ac.kr

Received : May 31, 2013; Accepted : July 5, 2013

값을 추정하는데 응용될 수 있다고 사료된다.

2. 본 론

2.1 제안된 명암측정 시스템의 구성 소자

본 실험에서 사용한 재료는 발광부와 수광부가 일체형으로 구성되어 있는 포토인터럽터 형태의 센서가 아닌 발광부에는 발광다이오드, 수광부에는 포토트랜지스터를 별도로 구성하였다.

본 연구에서는 빛의 강도를 측정하기 위해 색차계나 비색법이 아닌, 전기적 효율이 높고 크기가 작은 백색광의 고휘도 chip 발광다이오드와 빛에 대한 반응이 빠르고 크기가 작은 포토트랜지스터를 사용하여 물체의 명암을 판단하고자 하였다. 즉 기존에 제시된 연구방법들의 단점을 보완하고, 물체가 가진 특성중 하나인 빛의 반사 정도를 효율적으로 구별하고 평가하며 사용자가 편리하게 사용할 수 있도록 휴대가 용이한 광소자를 이용한 명암 분석 방법을 제시하고자 하였다.

그림 1은 실험에 사용된 백색 색상의 고휘도 chip 발광다이오드를 보여주고 있다. 본 연구에서는 에너지 효율이 높고, 수명이 오래가며, 전원회로의 크기를 축소시킬 수 있고, 열적으로 인체나 물체에 손상을 줄 염려가 없는 발광다이오드를 발광부 소자로 선택하였다[12]. 특히 고휘도 chip 발광다이오드의 경우 빛의 강도가 일반 발광다이오드보다 높은 장점이 있어 실험용으로 적합하다고 판단하였다.



그림 1 IWS-351W 발광다이오드

Fig. 1 Light Emitting Diode (IWS-351W, Itswell co.,LTD, Korea)

그림 2는 실험에 사용된 포토트랜지스터이며, 표 1은 포토트랜지스터의 특성을 나타낸다. 여기서 수광부에 포토트랜지스터를 사용한 이유는 빛의 세기에 따라 흐르는 전류가 증폭되어 발생하는 광기전력 효과를 이용하고, 회로를 간단하게 구성할 수 있기 때문이다[13]. 실험에 사용한 포토트랜지스터는 ST-23G라는 명칭의 센서로서 별도의 렌즈나 필터를 장착하지 않았다.



그림 2 ST-23G 포토트랜지스터

Fig. 3 The Phototransistor (ST-23G, Kodenshi corp, Japan)

표 1 실험에 사용된 ST-23G 포토트랜지스터의 특성

Table 1 Specification of ST-23G phototransistor

ST-23G	Min	Typ	Max	Unit
Spectral Sensitivity	500-1050			nm
Peak Wavelength	-	880	-	nm
Half Angle		±30		deg.

표 2는 본 연구에서 사용한 I.R.I Hue & Tone 120 색상 샘플을 보여준다[17]. Hue & Tone 120은 색에 관한 감각적인 의사소통, 조사, 분석, 적용이 가능하도록 개발된 체계이다. 표의 외곽으로 샘플의 번호를 분류 할 수 있도록 표기하여 두었고 표 내부에는 각 샘플의 value 값과 neutral 값을 표시하였다. 표의 외곽에 표기한 숫자를 보면, 오른쪽으로는 1의 자리, 아래쪽으로는 10의 자리를 의미한다. 실험에 사용한 Hue & Tone 120 색상 샘플은 1번 샘플부터 110번 샘플까지는 10가지의 서로 다른 색상(Hue - Red, Yellow Red, Yellow, Green Yellow, Green, Blue Green, Blue, Purple Blue, Purple, Red Purple)을 명도와 채도를 합친 11가지의 색조(Tone - Vivid, Strong, Bright, Pale, Very Pale, Light Grayish, Light, Grayish, Dull, Deep, Dark)로 분류하여 총 110가지 서로 다른 색으로 이루어져 있고, 111번부터 120번까지의 샘플은 RGB 색상 값이 전혀 포함되지 않은 색의 밝고 어두운 정도의 차이만을 나타내는 neutral 값으로만 이루어져 있다. Neutral이란 기본적으로 흰색, 검은색, 회색으로 구성되어 있고 색채의 농도가 약한 천연색 영상, 즉 영상의 적당한 노출에 도움을 주는 회색 스케일 또는 카드를 뜻한다.

즉, I.R.I Hue & Tone 120은 1번 샘플부터 120번 샘플까지 모든 샘플들은 각각 고유의 명도 값을 보유하기 때문에 본 연구에서는 샘플에서 반사된 빛의 강도와 샘플이 가지는 고유의 명도 값을 비교 분석하였다.

표 2 실험에 사용한 I.R.I 색상 샘플의 색상 및 색조

Table 2 Hue, Tone and Neutral Value of the samples suggested by I.R.I

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Neutral
Hue	Red	Yellow Red	Yellow	Green Yellow	Green	Blue Green	Blue	Purple Blue	Purple	Red Purple	
Tone											
0 Vivid	4	6.5	8	7	5	4	4	4	3	4.5	N9.5 111
10 Strong	4.5	6	7	6.5	5.5	5	5	5	3.5	5	N9 112
20 Bright	7	8	9	8.5	7.5	7	7	7	7	7	N8 113
30 Pale	8	8.5	8.5	6.5	8	8	8	8	8	8	N7 114
40 Very Pale	9	9	9	9	9	9	9	9	9	9	N6 115
50 Light Grayish	7	7	7	7	7	7	7	7	7	7	N5 116
60 Light	6	6	6.5	6.5	6.5	6	6	6	6	6	N4 117
70 Grayish	5	5	5	5	5	5	5	5	5	5	N3 118
80 Dull	5	5	5	5	5	4.5	4.5	4.5	4.5	4.5	N2 119
90 Deep	4	4	4	4	3.5	3	3	3	2.5	3	N1.5 120
100 Dark	3	3	3	3	3	3	2.5	2.5	2.5	2.5	

2.2 물체에 대한 빛의 강도 측정

그림 3은 물체의 빛의 강도를 측정하기 위하여 구성된 실험 개략도이다. 그림 1과 같이 백색광의 고휘도 chip 발광다이오드에서 나온 빛이 샘플에 반사되어 포토트랜지스터로 들어오는 빛의 강도를 측정하였다.

그림 3에서, 고휘도 chip 발광다이오드와 포토트랜지스터의 높이를 같게 한 다음, 센서에서 샘플까지의 거리를 h_1 , 고휘도 chip 발광다이오드와 포토트랜지스터 사이의 거리를 h_2 로 설정하였다. h_1 의 값은 3mm로 고정하였는데 이는 선행 실험 결과, I.R.I Hue & Tone 120에서 111번 샘플과 120번 샘플의 전압차이가 가장 많이 나는 높이가 3mm이었기 때문이다. 111번 샘플의 neutral 값은 9.5이고, 또한 120번 샘플의 neutral 값은 1.5이어서, 결과적으로 neutral 값이 가장 많이 차이나는 이 두 샘플들을 이용하여 전압을 측정하였다.

또한 고휘도 chip 발광다이오드와 포토트랜지스터의 거리, h_2 는 6mm로 고정시키고, I.R.I Hue & Tone 120 샘플을 바꾸어가며 실험을 진행하였다. 실험의 정확성을 위해 120개의 샘플을 동일한 방법으로 각각 3번씩 반복 실험을 하였다. 포토트랜지스터의 특성상 백색 색상의 고휘도 chip 발광다이오드의 값만을 선택적으로 획득하기 어렵기 때문에, 외부 빛에 대한 영향을 최대한 줄여주기 위해서 암실처리를 하여 외부 빛의 영향을 차단하였다.

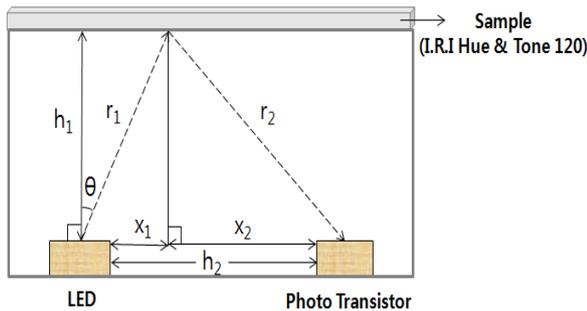


그림 3 빛의 강도 측정을 위한 실험 개략도
 Fig. 3 Experimental setup for measuring light intensity

식 (1)~(7)은 그림 3과 같이 발광다이오드에서 나온 빛이 점선을 따라 포토트랜지스터에 들어가는 관계식을 나타낸다. 아래와 같은 식에 의해서 명도에 따른 반사현상, 거리에 따른 광량의 변화에 대한 수학적 모델을 제시하였다. 식 (5)에서, 빛의 세기 I_1 는 빛이 발광다이오드에서 θ 각도로 샘플까지 도달한 빛의 세기이다. 여기서, I_{01} 는 광원의 초기 값, r_1 은 광원으로부터 샘플까지의 빛의 이동거리를 의미한다. 식 (6)에서, I_{02} 는 빛이 샘플에 반사된 후 초기 값, R은 반사도를 의미한다. 식 (7)에서, I_2 는 빛이 샘플에 반사된 후 포토트랜지스터까지 도달한 빛의 세기이다. 여기서, r_2 는 샘플에서 포토트랜지스터까지의 빛의 이동거리를 의미한다. 따라서 샘플의 명도에 따라서 반사도가 달라지기 때문에 포토트랜지스터에 들어가는 빛의 세기가 달라지는 것을 알 수 있다.

$$x_1 = r_1 \sin\theta \tag{1}$$

$$x_2 = h_2 - r_1 \sin\theta \tag{2}$$

$$r_1 = \sqrt{x_1^2 + h_1^2} \tag{3}$$

$$r_2 = \sqrt{x_2^2 + h_1^2} \tag{4}$$

$$I_1 = \frac{I_{01}}{4\pi r_1^2} \tag{5}$$

$$I_{02} = RI_1 \tag{6}$$

$$I_2 = \frac{I_{02}}{4\pi r_2^2} \tag{7}$$

2.3 빛의 강도 측정

본 연구에서는 백색광의 발광다이오드에서 나온 빛이 샘플에 반사되어 포토트랜지스터로 들어오는 빛의 강도를 측정하고 이에 따른 데이터를 수집하였다.

발광다이오드에서 발광된 빛이 샘플에 도달하여 일부는 반사되고 일부는 흡수되는데, 명도 값이 높은 경우 빛의 대부분은 샘플에서 반사되고, 명도 값이 낮은 경우는 빛이 대부분 샘플에 흡수되어서 적은 양의 빛 반사가 발생한다. 포토트랜지스터에 입사되는 빛은 전압으로 변환되기 때문에 이를 측정하면 샘플에 반사되는 빛의 강도를 측정할 수 있다.

포토트랜지스터에서 전압으로 바뀐 데이터는 DAQ-board (NI USB-6800, National Instrument, Austin, Texas)로 획득하여 A/D 변환을 거친다. 데이터를 저장하기 위하여 랩뷰 (National Instruments, Austin, Texas)를 사용하여 알고리즘을 작성하며, 결과는 매트랩(The MathWorks, Portola Valley, California) 프로그램의 그래프로 표현하였다. 실험은 각각 3번씩 같은 방법으로 진행하였으며, 실험의 결과는 포토트랜지스터로 얻은 데이터와 정규화시킨 데이터, 또한 I.R.I에서 제공한 샘플 고유의 명도 값과 neutral 값을 함께 비교하여 분석 하였다. 또한, 외부 빛의 영향을 줄이기 위하여 암실 처리를 한 후 실험을 진행하였지만, 외부 빛의 영향 이외에도 광원의 불안정성, 포토트랜지스터의 전원 노이즈 등의 영향을 받았을 것이라고 판단하여 모든 데이터를 정규화 시켜 원 데이터와 비교 분석하였다.

결과적으로, 포토트랜지스터가 받은 빛을 전압 값으로 출력하고, 샘플에 반사되어 전압 값으로 변환된 데이터가 I.R.I에서 제공한 명도와 neutral 값과 유사한 특성을 갖는지 확인하고자 하였다. 만약 전압 값이 명도 값과 비슷한 유형을 가진다면 실험에서 사용한 발광다이오드와 포토트랜지스터만으로도 물체의 명암을 판별 할 수 있는 근거로 해석하였다.

2.4 종이샘플을 이용한 명암 측정 실험 결과 및 분석

그림 4는 I.R.I에서 제공한 120종류의 종이샘플을 이용한 명암 측정 실험을 통해 얻은 데이터를 가시화한 결과를 보여준다. 그림 4에서 X축은 Hue & Tone 120 색상 샘플의 번호를 나타내고, Y축은 실험을 통해 측정된 전압 값을 의미한다.

그림 4(a)는 백색광의 고휘도 chip 발광다이오드와 포토트랜지스터를 이용해 얻은 전압 값을 A/D 변환을 거쳐 저장한 데이터를 그래프로 도식화한 결과이고, 그림 4(b)는 각각의 데이터를 정규화 시킨 값을 보여주고 있다. 그리고 그림

4(a), (b)에서 data 1, 2, 3은 동일한 실험 조건에서, 동일한 실험 방법으로 3번의 반복실험을 한 결과들을 의미한다.

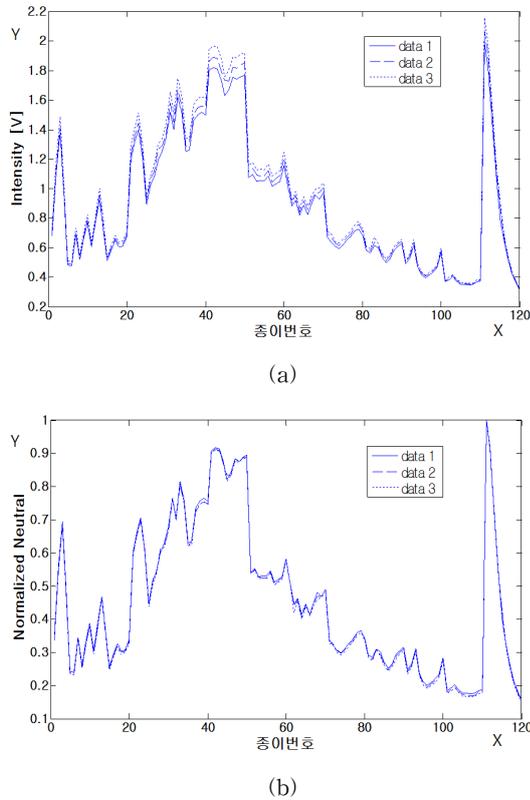


그림 4 종이샘플을 이용한 명암실험을 통해 측정된 neutral 값 ; (a) 측정된 neutral 값, (b) 정규화 과정을 거친 데이터
Fig. 4 (a) Neutral value, (b) Normalized Neutral value

Data 1, 2, 3을 살펴보면, 암실환경에서 실험을 수행하였음에도 불구하고 외부 조도에 의한 빛이나 광원의 불안정한 출력으로 인하여 서로 약간의 차이가 난다는 사실을 확인할 수 있다. 이러한 오차가 발생한 결과를 보정 하기위해 각각의 실험에서 정규화를 진행하였다. 그 결과 그림 4(b)에서 확인할 수 있듯이, 정규화 과정을 거친 데이터들은 정규화 이전의 데이터들과 비교하여 신호의 차이가 적게 나타나는데 이는 정규화과정으로 인하여 외부 빛의 영향이나 광원으로 인한 잡음 영향이 감소되어 결국 순수한 명도 값을 확인할 수 있다는 사실을 의미한다.

그림 5는 I.R.I 색채 연구소에서 제공한 샘플 고유 value와 neutral의 등급 값을 그래프로 도식화한 결과이다. 그림 4(a), (b)와 비교해 보았을 때, 그래프의 전체 trend가 유사하다는 사실을 확인할 수 있다. 또한 그림 4(b)와 그림 5에서 볼 수 있듯이, I.R.I 색채 연구소에서 구분하지 못하는 명도 값을 본 연구에서 사용한 명암 측정 방법을 통하여 더 높은 정확도로 명도 값을 측정할 수 있다.

그림 6은 I.R.I에서 제공한 value와 neutral의 등급에 따른 측정 결과를 정규화 시킨 그래프이다. X축은 I.R.I 색채연구

소에서 제공한 명암 이론값이고, Y축은 명암 측정 실험을 통해 얻은 데이터를 정규화 시킨 값을 의미한다. 그림 6은 그림 4, 5와 같이 샘플번호와 측정결과의 비교가 아닌 명도에 따른 측정결과를 나타내었다. 그림 6에서 볼 수 있듯이, 명암 이론값이 증가할수록 본 연구에서 측정하여 정규화 시킨 neutral 값도 증가하는 것을 볼 수 있다.

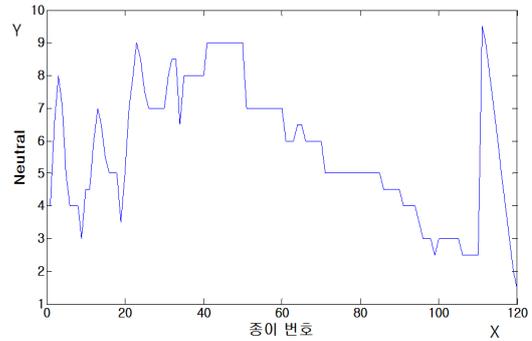


그림 5 I.R.I에서 정의한 neutral 값
Fig. 5 Neutral value defined by I.R.I.

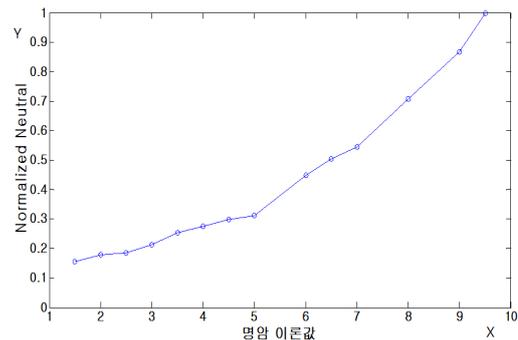
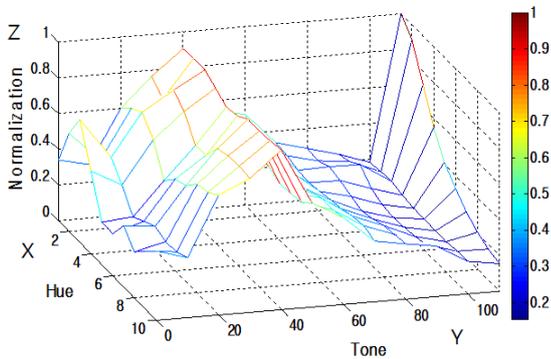


그림 6 명암 이론값에 따른 측정된 neutral 값을 정규화시킨 데이터
Fig. 6 Normalized neutral value in terms of Neutral value defined by I.R.I.

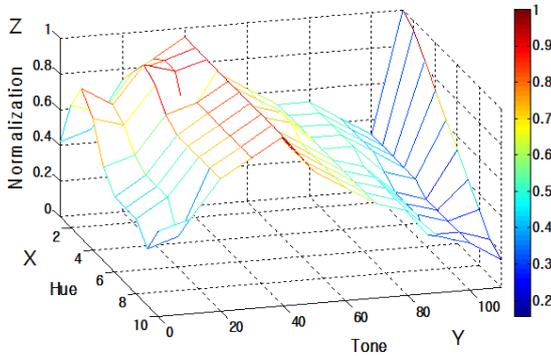
그림 7은 I.R.I에서 제공한 120가지의 종이샘플을 이용한 명암 측정 실험을 통해 얻은 데이터를 3차원으로 도식화한 결과이다. 여기서, X축은 I.R.I Hue&Tone 120의 10가지의 다른 색상(Hue)의 고유 값을 나타내고, Y축은 11가지의 색조(Tone)의 고유 값을 나타낸다.

그림 7(a)는 발광다이오드와 포토트랜지스터를 이용해 얻은 전압 값을 A/D 변환을 거쳐 저장한 각각의 데이터를 정규화시킨 다음 그 평균 값을 3차원 그래프로 도식화한 결과이다. 그림 7(b)는 I.R.I 색채 연구소에서 제공한 샘플 고유 value와 neutral의 등급 값을 정규화 시킨 결과를 3차원 그래프로 도식화한 결과이다. 그림 8의 (a), (b)를 분석하면, 본 연구에서 제시한 실험방법을 통해 얻은 데이터를 정규화한 결과와, I.R.I 색채 연구소에서 제공한 value와 neutral의

등급 값을 정규화한 결과를 비교하면 그래프의 변화되는 유형이 일치한다는 사실을 제시하고 있다.



(a)



(b)

그림 7 Hue와 Tone에 따른 neutral 값을 정규화시킨 데이터; (a) 본 연구에서 지시된 방법을 통해 측정된 Neutral 값, (b) I.R.I.에서 정의한 neutral 값

Fig. 7 Normalized neutral value in terms of Hue and Tone: (a) neutral value acquired by our method, (b) neutral value defined by I.R.I.

3. 결 론

본 논문에서는 빛의 명암 값을 보다 더 객관적이고 정량적으로 측정하는 판단 기준을 새롭게 제시하였다. 따라서 본 연구를 통하여 이전 기술의 한계를 극복하고, 사용자가 편리하게 물체의 밝고 어두움을 정확히 측정하는 시스템과 방법이 제시되었다. 광다이오드 소자를 사용하여 간단하지만 정량적으로 명암도를 측정하고 이를 통해 물체 고유의 명암 값과 비교하여 명암 차이를 측정 할 수 있음을 확인 하였다. 결과적으로 기존에 명암을 측정하기 위해 사용하였던 프리즘이나 CCD 소자등의 단점을 보완하고 기존의 방법들에 비교하여 사용자가 간편하게 명암값을 측정할 수 있다.

본 연구에서는 정량적이고 객관적인 데이터를 얻었지만, 거칠기가 동일한 샘플을 사용하였기 때문에 샘플 표면의 거칠기에 대한 영향은 고려하지 않았다. 따라서 추후 연구에서는 같은 명도 값에서 거칠기가 다른 샘플로 실험하여 거

칠기가 명도 값에 주는 영향을 고려해서 연구할 예정이고 다양한 거칠기를 고려한 명도 값을 심도있게 판단 할 계획이다. 또한 광원과 수광 다이오드 앞단에 광섬유를 부착하여 아주 좁은 면적의 명암 값도 측정하는 연구수행이 필요하다고 사료된다.

본 연구에서 제시된 시스템과 측정방법을 활용하면, 첫째로 치아의 색상 판별에 적용될 수 있다. 현재 치과에서는 치아의 색상을 판단할 때 비색법을 사용하고 있는데 의사의 주관적 판단이 전적으로 치아의 색을 결정한다. 따라서 의사의 주관적 판단이 사용되기 때문에 신뢰할 수 있는 방법이 아니다. 또한 치아의 복원 및 심미적 개선을 위하여 치과병원을 방문하는 환자의 경우, 치료과정이 진행되는 동안 의료용으로 사용하는 할로겐 또는 제논램프 광원으로 인하여 발열감을 느끼는 불편함이 수반된다. 또한 백내장 및 피부암의 발생위험률을 증가시킬 수 있다. 이런 경우 본 연구에서 제시된 측정 장치와 방법을 활용하면 미백상태를 포함한[14-15] 치아의 상태판별에 큰 도움이 되리라 기대된다.

둘째로 물체의 코팅 상태나 염료의 염색 상태 등을 판별하는데 도움이 될 것이다. 최근 명도 값을 이용하여 TiO₂ 코팅 세라믹 타일의 방오 특성을 판단하는 연구가 진행되고 있다[16]. 즉, 유리, 타일 및 알루미늄, 크레딩과 같은 건물내, 외장 마감 재료의 반사도 특성을 이용하여, 물체의 코팅 상태 등을 판별하는 연구가 활발히 이루어지고 있다. 그러나 이는 색차계를 이용하여 명도차이를 측정하기 위해서, L*(Lightness) 값을 비교 평가하는 방법으로써, 장비가 고가이고 또한 그 크기가 크다는 단점이 있어 사용자가 쉽게 활용할 수 없다.

셋째로 토마토나, 옥수수 성분 함량에 따른 명도 변화 측정에 도움이 될 수 있다. 특히 검정 찹옥수수 착색정도에 따른 명도측정에 대한 연구 결과가 제시된 바[22], 본 연구에서 제시된 시스템으로 착색정도에 따른 빛의 반사도를 판단하는데 많은 도움이 될 수 있을 것이다.

넷째로 해수 등의 시료를 여러 개 병에 담아 일부는 그대로 두고 다른 것은 빛을 차단하여 일정시간 배양한 후 용존 산소량의 변화나 무기탄소의 흡수에 의한 물속의 일차 생산량을 추정하기 위해서, 본 연구 성과가 사용될 수 있을 것으로 판단된다.

마지막으로 사람 피부의 미백 정도를 정량적으로 판별하는데 도움이 될 수 있을 것이다. 즉, 치아의 미백상태와 마찬가지로 피부의 색소 침착 정도를 판별하거나, 피부과 치료를 진행하면서 피부 색소 침착의 개선도를 객관적으로 판단하는데 기준을 제시할 것으로 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2010년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2010-0023158).

본 연구는 한국연구재단을 통해 미래창조과학부의 미래유망 융합기술 파이오니어사업으로부터 지원받아 수행되었습니다(No. 2011-0027920).

References

[1] Mahn-Young Lee, Young-Sun Kim, "A study of color spaces for Korean basic color names," The Korean Society for Cognitive Science, Vol. 8, No. 4, pp. 1-75, 1997.

[2] Kenneth, R. F. & Cherie, F., Color The Secret Influence, Prence Hall, Upper Saddle River, New Jersey, 2000.

[3] Nae-Joung Kwak, Jae-Ho Hwang, "Splitting between Region of Chromatic and Achromatic by Brightness and Chroma," The Korea Contents Association, Vol. 10, No. 7, pp. 107-114, 2010.

[4] Hyun-Soo LEE, Seong-Ju Chang, Eun-Jung Kim, "A Systematic Approach for Developing Interior Design Color Palette Based on Regression Analysis of Digital Color," Architectural Institute of Korea, Vol. 18, No. 7, pp. 85-93, 2002.

[5] Soo-Bong Park, Mah-Ki Choong, "A colorimetry of the sunglass lenses according to the CIE 1964 supplementary standard colorimeter system," Kimchun College, Vol. 11, No. 1, pp. 1-13, 1992.

[6] Yong-Chul Kang, "Low Cost Digital X-Ray Image Capture System Using CCD Camera," The Korean Institute of Electrical Engineers, Vol. 56, No. 1, pp. 19-22, 2007.

[7] Fossum, E.R., "CMOS image sensors: electronic camera-on-a-chip," IEEE Transactions on Electron Devices, Vol. 44, No. 10, pp. 1689-1698, 1997.

[8] Hyun Kim, Hyun-Dae Chung, "A Comparison of Periapical Radiographs and their Digital Images for the Detection of Simulated Interproximal Carious Lesions," Korean Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, Vol. 24, No. 2, pp.279-290, 1994.

[9] Heang-Hee Cho, Eun-Kyung Kim, "Experimental Study on Quantitative Evaluation of Film-Based Digital Imaging System," Korean Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, Vol. 24, No. 1, pp. 137-147, 1994.

[10] Geum-Mee Park, Kyung-Soo Nah, "Diagnostic accuracy of digital images for detection of a artificial chemical proximal caries," Korean Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, Vol. 33, No. 2, pp. 91-95, 2003.

[11] Seok-Woo Jang, "Extracting Blood Vessels through Similarity Analysis and Intensity Correction," Korean Society for Internet Information, Vol. 7, No. 4, pp. 33-43, 2006.

[12] Nadarajah Narendran and Yimin Gu, "Life of LED-Based White Light Sources," IEEE/OSA Journal of Display Technology, Vol. 1, No. 1, pp. 167-171, 2005.

[13] Richard C. Joy, "Phototransistor Operation in the

Charge Storage Mode," IEEE Transactions on Electron Devices, Vol. 15, No. 4, pp. 237-248, 1968.

[14] So-Young Ryu, Ju-Hwan Lim, In-Ho Cho, "A Study on the Color Stability of Porcelain for Porcelain fused to Metal Crown," The Journal of Korean Academy of Prosthodontics, Vol. 38, No. 1, pp. 73-84, 2000.

[15] Hae-Kyoon Park, Chae-Heon Chung, "A Study on the Color of Korean Natural Teeth," The Journal of Korean Academy of Prosthodontics, Vol. 26, No. 1, pp. 185-196, 1988.

[16] Dae-Yong Shin, Kyung-Nam Kim, "Evaluation of Self-cleaning Property by Measuring Brightness of TiO₂ Coating Ceramic Tile under Outdoor Exposure Test," Journal of the Korean Ceramic Society, Vol. 45, No. 6, pp. 245-349, 2008.

저 자 소 개



최 주 현 (崔朱鉉)

2013년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2013년 ~ 현재 동대학원 석사과정 재학 중.



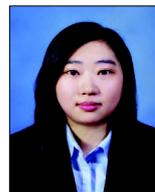
김 지 선 (金志宣)

2009년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2011년 동대학원 석사.
2011년 ~ 현재 동대학원 박사과정 재학 중.



정 구 인 (鄭求仁)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2010년 동대학원 석사.
2010년 ~ 현재 동대학원 박사과정 재학 중.



이 태 희 (李泰姬)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2013년 ~ 현재 동대학원 석사과정 재학 중.



김 아 희 (金 我 熙)

2010년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 재학중.



오 한 별 (吳 韓 別)

2010년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 재학중.



박 희 정 (朴 熙 政)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업.
2012년 ~ 현재 동대학원 석사과정 재학중.



김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업.
1981년 동대학원 석사.
1994년 Ph.D. The University of Alabama in Huntsville, USA,
2001년 ~ 현재 건국대학교 의학공학부 교수.



전 재 훈 (田 載 爻)

1986년 고려대학교 화학공학과 졸업.
1993년 MS, Chemical Eng., Texas A&M University, USA
2001년 Ph.D., Biomedical Eng., Texas A&M University, USA
2004년 ~ 현재 건국대학교 의학공학 교수.