

상이한 스펙트럼을 가지는 객체간의 RGB 색상 차이를 최대화하기 위한 최적조명

서동균, 이문현, 서병국, 박종일
 한양대학교, 전자컴퓨터통신공학과

Optimal Illumination for Maximizing the RGB Distance between Objects with Different Spectra

Dong-Kyun Seo, Moon-Hyun Lee, Byung-Kuk Seo, Jong-Il Park

Department of Electronics and Computer Engineering, Hanyang University
 (Received April 27, 2009. Accepted June 4, 2009)

Abstract

An object's color and intensity are determined by its spectral reflectance and illumination. Therefore, the illumination plays a key role in forming the appearance of the object in a scene. In this paper, we focus on color distinction of objects and derive the optimal illumination conditions to maximize the distance between objects in the RGB color space. As a practical approach the optimal illumination is composed by deriving the optimal linear combinations given a set of LED light sources. The effectiveness of our approach is shown through experimental results using an endoscope system.

Key words : optimal illumination spectrum, color distinction, endoscope system

1. 서론

조기에 질병을 발견하고 치료하기 위해서는 질병에 대한 정확한 진단이 필요하다. 지금까지 의사들은 X선, CT(Computed Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging)와 같은 의료 영상 기술들을 이용하여 질병을 진단해왔다. 특히, 내시경은 환자의 몸속 환부를 직접 볼 수 있어 질병 진단에 매우 중요한 정보를 제공해왔다. 하지만, 특정 질병에 대해서는 육안이나 RGB 영상으로는 정확한 진단이 어려운 경우가 많다. 따라서 의료 영상에서 이상 세포를 좀 더 명확하게 구별할 수 있는 방법은 의료 영상에 이용한 진단에 있어 중요한 이슈 중 하나이다.

영상에서 물체를 구별하는 것은 물체와 배경의 색상 차이를 이용한다. 이런 색상 차이는 광원, 스펙트럼 반사 특성, 그리고 카메라 센서의 스펙트럼 응답 특성에 의해 결정된다. 그림 1과 같이 빛은 광원으로부터 나와서 물체에 반사되어 눈이나 카메라로 들어간다. 그러므로 영상에서 물체의 색상은 광원의 스펙트럼 특성, 물체

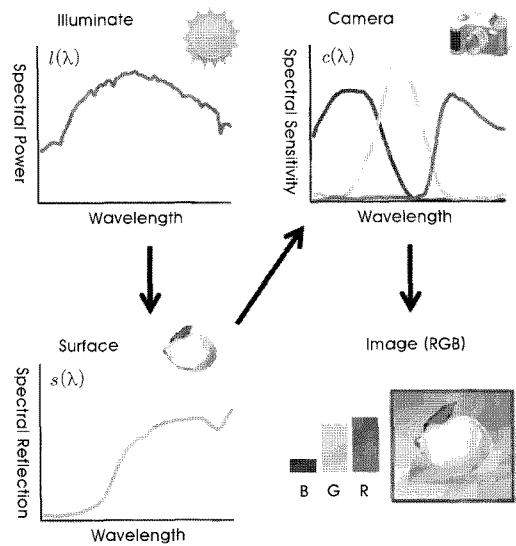


그림 1. 카메라에 컬러 영상이 맺히는 메커니즘.
 Fig. 1. Mechanism of color image formation.

Corresponding Author : 박종일
 (133-791) 서울시 성동구 영등포동 한양대학교 전자컴퓨터통신공학과
 Tel : +82-2-2220-4368 / Fax : +82-2-2299-7820
 E-mail : jipark@hanyang.ac.kr
 본 연구는 지식경제부, 문화체육관광부 및 정보통신연구진흥원의 IT산업원천기술개발사업의 일환으로 수행하였음. [2008-F-031-01, 영상 및 비디오 콘텐츠를 위한 계산시진학 기술 개발]

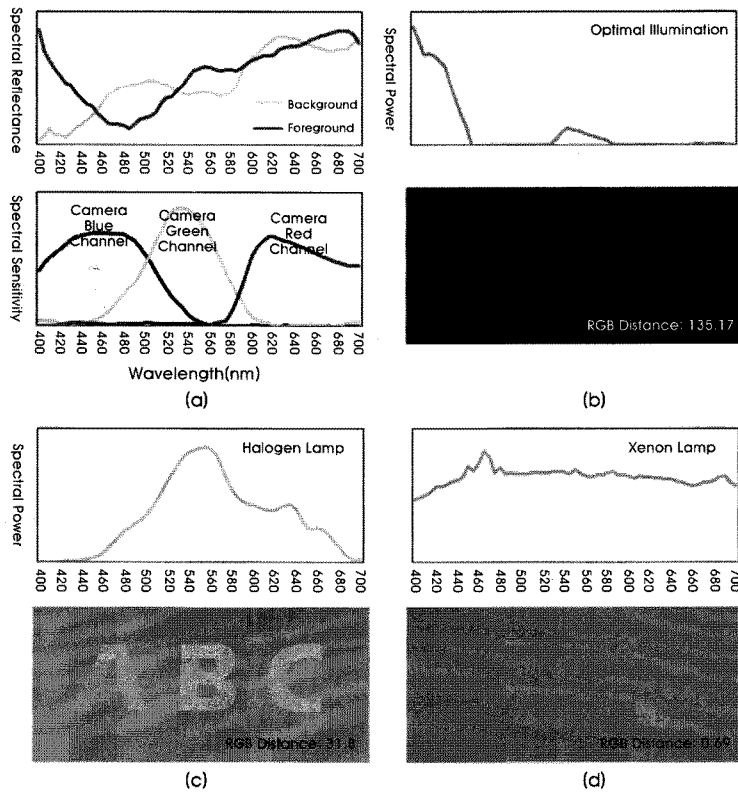


그림 2. 물체 구분에 있어 조명 스펙트럼의 효과. (a) 영상과 카메라의 스펙트럼, (b) 최적조명, (c) 할로겐 램프, (d) 제논 램프.

Fig. 2. The effect of illumination for object distinction. (a) Object spectra reflectance and camera spectral sensitivity curves, (b) Optimal illumination, (c) Halogen lamp, (d) Xenon lamp.

의 스펙트럼 반사 특성, 그리고 카메라 센서의 스펙트럼 응답 특성이 결합된 영상 정보로 표현되고, 이런 각 특성이 물체를 구별하는데 중요한 요소로 이용된다.

조명은 영상에서 물체의 색상을 결정하는데 중요한 역할을 한다. 그림 2는 조명에 따라 영상에서 물체의 색상이 어떻게 달라지는지를 보여준다. 서로 다른 스펙트럼 반사 특성을 가진 두 물체(글자와 배경)를 할로겐 조명하에서 촬영하였을 때는 서로 다른 물체로 보이지만, 제논 조명하에서는 거의 유사하게 보여 두 물체를 구별하기가 어렵게 된다. 이는 두 물체의 RGB 색상 간의 거리차를 통해서 확인할 수 있는데, 할로겐 램프인 경우에는 두 물체의 RGB 색상 간의 거리가 31.8의 차이가 있지만, 제논 램프에서는 0.69로 거의 차이가 없다. 따라서, 각 물체의 RGB 색상 간의 거리차를 최대로 할 수 있는 최적 조명 환경이 있다면, 영상에서 서로 다른 물체를 쉽게 구별할 수 있게 된다. 본 논문에서 제안한 방법을 통해 구한 최적 조명하에서 촬영하였을 때, 글자와 배경은 135.2의 RGB 색상 간의 거리차를 가지며, 할로겐이나 제논 조명하에서 촬영한 영상에서보다 더 쉽게 두 물체를 구별할 수 있다.

본 논문에서는 영상에서 특정한 물체를 구별하기 위해서 서로 다른 스펙트럼 반사 특성을 가지는 물체의 RGB 색상 간의 거리를 최대화시키는 최적 조명 스펙트럼을 구하는 방법을 제안한다. 또한, 제한된 방법을 통해 구한 최적 조명 스펙트럼을 LED 광원들의 최적 조합으로 구성하는 방법도 제안한다. 본 논문에서는 제안된 방법을 통해 구해진 최적 조명을 내시경 시스템에 적용함으로써 그 유용함을 검증한다.

A. 관련 연구

지금까지 인체 내의 정상 세포와 비정상 세포를 구별하여 조기 질병의 유무를 밝혀내려는 연구는 물리학, 생화학, 공학 등의 분야에서 활발히 진행되어 왔다. 특히, 분광학 분야에서는 정상 세포와 비정상 세포를 구별하는데 스펙트럼 정보를 이용하여 RGB 영상에서 구별할 수 없는 질병들을 효과적으로 구별하는 방법들이 많이 제안되어 왔다.

이상 세포를 정상 세포와 구별하기 위한 효과적인 방법으로 형광(fluorescence)현상을 이용하는 방법이 널리 사용되어 왔다. 이

는 구별을 원하는 세포를 형광 물질로 염색하고 빛을 비추는 것으로 원하는 세포를 다른 세포와 쉽게 구별할 수 있다. 하지만, 전 과정에 걸쳐서 나타나는 자가형광(autofluorescence)현상 때문에 주변 세포들과의 구별이 어렵게 되는 단점이 있다[1].

한편, 이런 자가형광 현상을 줄이고 보다 효과적인 비정상 세포 구별을 위한 방법으로 세포의 고유한 스펙트럼 반사 특성을 이용하는 방법이 제안되어 왔다. 모든 물체는 고유한 스펙트럼 반사 특성을 가지고 있기 때문에 인체 내의 각 세포들도 고유한 스펙트럼 반사 특성을 가지고 있고, 비정상 세포는 정상 세포와 다른 스펙트럼 반사 특성을 가지고 있다. 이런 특징을 이용하여 암세포와 정상 세포를 구별하기 위해서 가시광선 영역의 여러 파장대의 빛을 비추어 반사되는 스펙트럼을 분석하는 내시경 시스템이 제안되어 왔다[2, 3].

가시광선 대역이 아닌 적외선 대역의 스펙트럼을 이용하여 이상 세포를 구별하는 방법도 제안되었는데[4, 5], 이는 적외선 파장대의 빛을 이용하면 분자들의 작용기를 찾아내어 샘플 세포에 대한 구성 정보를 획득할 수 있어 진단에 유용하다는 장점이 있다.

최근에는 기존의 백색 광원을 사용하는 내시경 시스템에 비해 세포의 특징화, 구별화 및 진단에 효과적인 내시경 영상화 기술, 즉 협대역 영상화(Narrow Band Imaging) 기술과 최적대역 영상화(Optimal Band Imaging) 기술이 소개되었다. 협대역 영상화 기술[6]은 단일 파장을 이용하여 점막의 표면 구조와 미세 혈관상을 세밀하게 관찰할 수 있는 장점이 있지만, 시야가 좁아 근접 촬영을 해야 하고, 혈액 등과 같은 액체 성분이 협대역 빛을 흡수하기 때문에 영상이 흐려지며 원하는 파장대역의 빛을 사용하기 위해서는 필터를 교체해야 하는 불편함이 있다. 최적대역 영상화[7]은 장기의 부위별로 빛의 파장을 자유롭게 선택가능하고 점막 표면의 구조 및 혈관을 고해상도로 관찰할 수 있다. 하지만, 모든 최적대역 선택조합을 사용하기 위해서 발생하는 시간 비용으로 인해 관찰하고자 하는 대상에 대한 1개 이상의 최적파장의 선택조합을 사용하였을 때 매우 효과적일 수 있다는 한계가 있다.

본 논문에서는 영상에서 물체의 색상을 구별하기 위해서 조명 스펙트럼 특성에 초점을 두고, 물체의 스펙트럼 반사 특성을 이용하여 RGB 공간에서 두 물체의 색상 간의 거리를 최대화하는 최적 조명 스펙트럼을 계산하는 방법을 제안한다. 또한, 조명의 스펙트럼 정보를 가지고 실제 조명을 구성하는 것은 어렵기 때문에, 이를 LED 광원들의 최적 조합으로 구성하는 방법도 제안한다. 본 논문에서는 제안된 방법을 통해 구해진 최적 조명을 내시경 시스템에 적용함으로써 그 유용함을 검증한다.

II. RGB 색상 차이를 최대화하기 위한 최적 조명 스펙트럼

A. 최적 조명 스펙트럼

카메라의 k채널의 스펙트럼 응답 특성을 $c_k(\lambda)$, 물체의 스펙트

럼 반사 특성을 $s(\lambda)$, 그리고 조명의 스펙트럼 특성을 $l(\lambda)$ 라고 하면 영상의 한 픽셀에서 측정되는 값 I_k 는 다음과 같이 주어진다.

$$I_k = \int c_k(\lambda) s(\lambda) l(\lambda) d\lambda \quad (1)$$

이를 벡터, 행렬형태로 고쳐 쓰면 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$I_k = c_k^T S l \quad (2)$$

여기서 S는 스펙트럼 응답특성 s로 구성된 대각행렬이다. 어떤 두 물체의 스펙트럼 반사특성을 S_a 와 S_b 라고 하면 두면, RGB 카메라를 통해 획득된 영상에서 두 물체의 RGB 색상간의 거리차 d는 다음과 같다.

$$d^2 = \sum_k [c_k^T (S_a - S_b)]^2 \quad (3)$$

따라서, RGB 공간에서 색상 간의 거리를 최대로 하는 최적광원의 스펙트럼은 다음의 식을 이용하여 구할 수 있다.

$$l_{opt} = \arg \max_l \sum_k [c_k^T (S_a - S_b)]^2, \quad \|l\| = 1 \quad (4)$$

여기서 $\|l\| = 1$ 은 계산에서 광원들이 동일한 크기를 갖도록 하기 위한 조건이다. 그리고 $q_k^T = c_k^T (S_a - S_b)$ 라고 치환하면, 식 (4)는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$l_{opt} = \arg \max_l \left[\sum_k q_k q_k^T \right] l \quad (5)$$

식 (5)는 2차 방정식의 형태로 Constrained Extremum Theory[8]에 의해서 $\sum_k q_k q_k^T$ 의 가장 큰 고유값은 가장 큰 d^2 과 같고, 그 고유벡터는 l_{opt} 이 된다. 실제 조명의 크기는 0보다 커야 하기 때문에, l은 항상 조건 $l \geq 0$ 을 만족해야 하고, 이는 고유벡터의 음의 원소를 0으로 제한함으로써 조건 $\|l\| = 1$ 과 $l \geq 0$ 모두 만족시키는 해를 얻을 수 있다. 따라서 구하고자 하는 해는 다음의 정규화된 형태로 표현된다.

$$l_{opt} = \bar{e}_1 \quad (6)$$

여기서 \bar{e}_1 는 $\sum_k q_k q_k^T$ 의 가장 큰 고유벡터를 양수화하고 정규화시킨 벡터이다.

B. 최적 조명 구성

조명의 전역 스펙트럼 정보를 가지고 실제 조명을 구성하는 것

은 상당히 비현실적이다. 따라서, 다양한 스펙트럼을 가진 광원을 적절히 조합해서 원하는 조명을 구성해야 한다. 본 논문에서는 앞서 구한 최적 조명 스펙트럼을 가지는 조명을 구성하기 위해서 주어진 광원의 최적 조합을 구한다. 각각의 밝기를 조절할 수 있는 다양한 스펙트럼을 가진 광원 l_1, l_2, \dots, l_n 이 있다면 이 광원들의 조합으로 만들 수 있는 최적 광원은 식 (4)를 변형하여 각 광원들에 대한 가중치 벡터 \mathbf{x} 을 결정함으로써 구할 수 있다.

$$\mathbf{x}_{opt} = \arg \max_{\mathbf{l}} \sum_k [c_k^T (S_a - S_b) L \mathbf{x}]^2 \quad (7)$$

여기서 L 는 l_1, l_2, \dots, l_n 로 구성된 행렬이고, \mathbf{x} 는 각 광원에 대한 가중치이다. 조명의 크기는 유한하고, 음수가 될 수 없으므로 $\|\mathbf{x}\| = 1$ 와 $\mathbf{x} \geq 0$ 의 조건을 만족해야 한다. 따라서, $w_k^T = c_k^T (S_a - S_b) L$ 라고 하면 식 (7)은 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$\mathbf{x}_{opt} = \arg \max_{\mathbf{l}} \mathbf{x}^T \left[\sum_k w_k w_k^T \right] \mathbf{x}. \quad (8)$$

최적의 가중치 벡터 \mathbf{x}_{opt} 는 앞 절에서와 같은 과정을 통해 계산되며, 최적 조명은 다음과 같이 각 광원의 최적 선형 결합으로 계산할 수 있다.

$$l_{composed} = L \mathbf{x}_{opt} \quad (9)$$

III. 실험 결과

A. 실험 환경

내시경 시스템은 인체 내부에 발생하는 질병을 진단하기 위한 영상 장치로 시스템의 내부는 외부 조명으로부터 완전히 차단되어 있고, 광원을 조절할 수 있는 구조로 되어 있기 때문에 본 논문에서 제안한 방법이 매우 유용하게 쓰일 수 있다. 따라서, 본 논문에서는

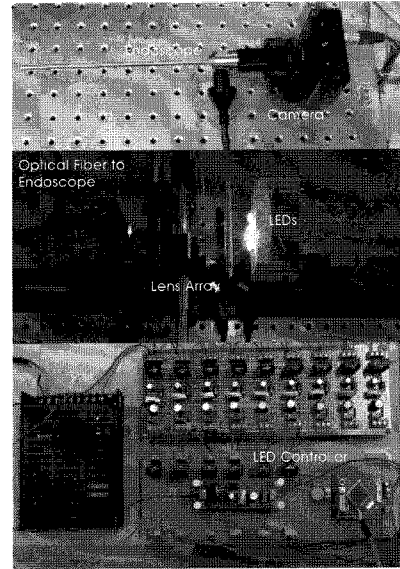


그림 3. 실험에 사용한 조명 시스템. LED(5 종류)로 구성된 광원 장치와 광섬유에 연결된 내시경, RGB 카메라, LED 컨트롤러로 구성되어 있다.
 Fig. 3. Our endoscope system using controllable illumination. It consists of an endoscope, an RGB camera, lens array, LEDs(5 types), and an LED controller.

제안한 방법을 내시경 시스템에 적용하고, 실험을 통해 그 방법을 유용함을 검증하였다.

본 논문에서 구성한 내시경 시스템에서 광원은 가격이 싸고, 크기가 작으며, 조작하기 편리한 LED 광원을 사용하였다. 사용한 LED는 흰색, 적색, 황갈색, 녹색, 청색의 5가지 색상의 power LED(Z-Power LED P4 TM)를 사용하였고, 실험에 사용한 LED의 스펙트럼은 분광방사휘도계(Luchem SPR-4001 TM)을 사용해서 측정하였다. 내시경 시스템에는 RGB 카메라(PointGrey Dragonfly Express TM)를 연결하였고, LED광원의 파워 비율을

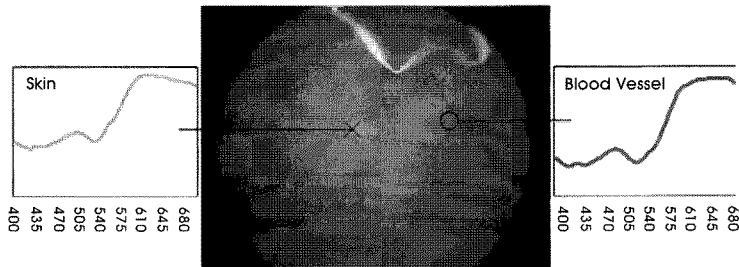


그림 4. (a) 피부조직의 스펙트럼 반사 특성, (b) 입안의 스펙트럼 영상, (c) 혈관조직의 스펙트럼 반사 특성.
 Fig. 4. (a) Spectral reflectance of skin, (b) Multispectrum image of mouse inside, (c) Spectral reflectance of blood vessel.

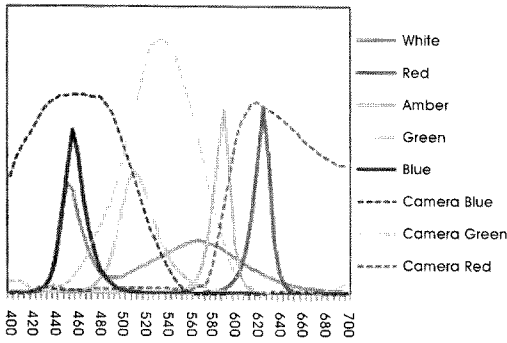


그림 5. 실험에 사용한 LED(5 종류) 스펙트럼 곡선(실선), 카메라(Point-Grey Dragonfly Express)의 RGB 스펙트럼 응답 곡선(점선).
Fig. 5. The spectra of the 5 types of LEDs (solid lines) and the spectral responses of the three color channels of the PointGrey Dragonfly Express camera (dashed lines) used in our system.

조절하기 위한 컨트롤러를 제작하였다. LED에서 생성된 빛은 렌즈 배열을 통해 광케이블로 전달된다(그림 3 참고).

B. 최적 조명 대한 실험

구별하려는 물체의 스펙트럼 반사 특성을 미리 알고 있다면 최적 조명의 스펙트럼 특성을 쉽게 얻을 수 있지만, 그러지 않으면 스펙트럼 반사 특성을 먼저 구해야 한다. 이를 위해 분광광도계와 같은 스펙트럼 반사 특성을 직접 구하는 측정 장치를 사용할 수도 있지만, 내시경과 같이 제한된 환경에서는 적용하기 어렵다. 따라서, 스펙트럼 반사 특성을 구하기 위해서 본 논문에서는 다중스펙트럼 영상화(multispectral imaging) 기술을 사용하였다. 특히, 다중스펙트럼 영상화 기술 중 Park 등이 제안한 방법은 LED를 광원으로 사용하고 있고, 동영상에도 적용이 가능한 장점이 있어 이를 이용하였다[9].

그림 4(b)는 그림 3의 시스템을 이용해서 입안 표면의 혈관조직과 피부조직을 촬영한 스펙트럼 영상이다. 측정된 두 조직의 스펙트럼 반사 특성은 그림 4(a)와 그림 4(c)에 각각 도시되어 있다. 그림 4에서 측정된 두 개의 스펙트럼 반사 특성을 이용하고 그림 5의 스펙트럼 특성을 가지는 RGB 카메라를 사용하였을 경우에 최적 조명 스펙트럼을 계산해보면 그림 6(b)의 첫 번째에 영상과 같은 조명 스펙트럼을 얻을 수 있다. 계산된 조명을 사용해서 그림 4의 스펙트럼 영상을 재조명한 결과와 이를 내시경에서 일반적으로 사용되는 제논 램프, 할로겐 램프, 흰색 LED로 재조명한 결과를 비교, 분석하였다. 그림 6에서 볼 수 있듯이 제안된 방법으로 재조명

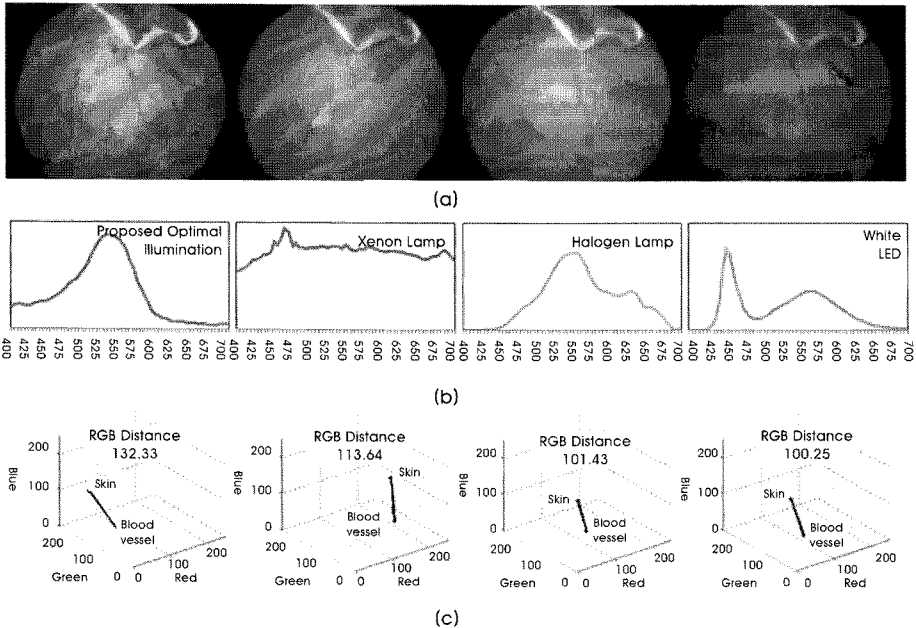


그림 6. 실험 결과영상, (a) 제안된 방법으로 구해진 최적 조명과 제논 램프, 할로겐 램프, 흰색 LED의 스펙트럼으로 재조명한 결과비교, (b) 재조명 광원의 스펙트럼, (c) 재조명한 각 결과 영상에서 RGB 값의 분포와 피부조직과 혈관조직 간의 RGB 공간에서의 거리.

Fig. 6. The results of experiments, (a) Comparison of relighting results using optimized illumination, xenon lamp, halogen lamp, and white LED. (b) The illumination spectra for relighting, (c) The distribution of RGB intensity and RGB distance of skin and blood vessel.

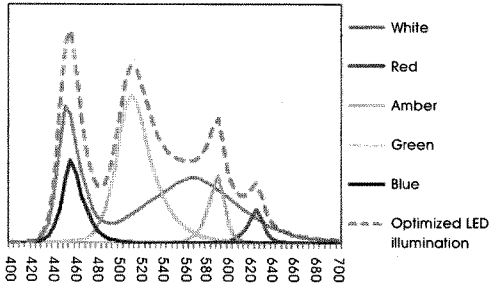


그림 7. 표 1의 계수들을 적용해서 만든 최적 LED 스펙트럼.
Fig. 7. Optimized LED spectra using Table 1.

한 결과에서 혈관을 가장 뚜렷하게 구별 할 수 있었으며, 이는 스펙트럼을 측정한 피부와 혈관, 두 조직의 RGB 공간상에서 색상 간의 거리가 가장 멀게 나타난 것을 통해서도 확인할 수 있었다. 피부 조직과 혈관조직에서 특정 부분(O표시와 X표시)에 대해서 RGB 공간상에서 색상 간의 거리는 최적조명하에서는 132.33이었고, 제논 램프, 할로겐 램프, 흰색 LED에서는 각각 113.64, 101.43, 100.25이었다(그림 6(c) 참고).

C. 최적화된 LED 조명에 대한 실험

우리는 2.2절에서 제안한 방법을 사용해서 피부조직과 혈관조직을 잘 구별하기 위한 최적 LED 광원 조합을 계산하였다. 식 (9)를 사용해서 구한 각각의 LED 광원별 파워는 표 1과 같았고, 실제 조명의 특성은 그림 7과 같았다. 그림 8은 최적화된 LED 조명을 이용하여 재조명한 결과 영상과 실제 최적화된 조명을 이용하여 촬영한 영상을 비교한 것이다. 두 영상 모두 미세 혈관은 피부조직과 잘 구분되는 것을 볼 수 있으나, LED 조합으로 생성된 조명은 그 파워 비율만을 조절할 수 있어 스펙트럼의 형태에 제한이 있기 때문에 두 결과 영상은 조금 차이가 있음을 볼 수 있다.

표 1. 피부조직과 혈관조직의 RGB 색상 차이를 최대화하기 위한 LED 광원 밝기 비율.

Table 1. LED power ratio to maximize the difference of RGB color distance between skin and blood vessel.

LED Color	Power Ratio
White	0.6721
Red	0.0981
Amber	0.1988
Green	0.6515
Blue	0.2732

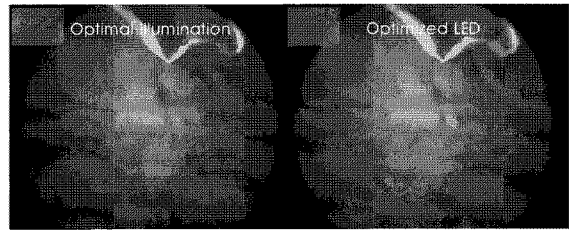


그림 8. 피부조직과 혈관조직이 가장 잘 구분되도록 LED 조명을 사용한 재 조명 결과.

Fig. 8. Comparison of the multispectral relighting result using the optimal illumination and optimized LED spectrum.

IV. 결론

본 논문에서는 서로 다른 스펙트럼 반사 특성을 가진 물체들이 RGB 카메라를 통해 촬영한 영상에서 가장 다르게 보일 수 있도록 하는 최적 조명 스펙트럼을 계산하는 방법을 제안하였다. 구별하려는 두 물체의 스펙트럼 반사 특성과 카메라의 스펙트럼 특성을 알고 있다고 가정하면, 두 물체를 구별하기 위해 RGB 공간상에서 두 색상 간의 거리 차이를 가장 크게 만드는 최적의 조명 스펙트럼을 계산할 수 있었다. 또한, 조명의 전역 스펙트럼으로 실제 조명을 만드는 것은 비현실적이므로, 파장대가 다른 몇 개의 LED를 사용해서 적합한 조명을 만드는 방법을 제안하였고, 내시경을 이용한 실험 결과를 통해 이를 검증하였다.

본 논문에서 제안한 방법은 실제 내시경을 이용한 진단에 적용하기 위해서 임상학적으로 의미가 있는 대상(예를 들어, 점막병변 등)에 대한 실험적인 검증을 현재 의사들과 논의 중에 있다.

참고문헌

- [1] R. M. Levenson and J. R. Mansfield, "Multispectral Imaging in Biology and Medicine: Slices of Life," *Cytometry Part A*, vol. 69A, pp.748-758, 2006.
- [2] M. Sambongi, M. Igarashi, T. Obi, M. Yamaguchi, N. Ohyama, M. Kobayashi, Y. Sano, S. Yoshida, and K. Gono, "Analysis of spectral reflectance using normalization method from endoscopic spectroscopy system," *Optical Review*, vol. 9, no. 3, pp.238-243, 2002.
- [3] G. Themelis, J.S. Yoo and V. Ntziachristos, "Multispectral imaging using multiple-bandpass filters," *Opt. Letters*, vol. 33, pp.1023, 2008.
- [4] L. Chiriboga, P. Xie, H. Yee, V. Vigorita, D. Zarou, D. Zakim and M. Diem, "Infrared Spectroscopy of Human Tissue. I. Differentiation and Maturation of Epithelial Cells in the Human Cervix," *Biospectroscopy*, vol. 4, pp.47-53, 1998.
- [5] P. Lasch, L. Chiriboga, H. Yee and M. Diem, "Infrared spectroscopy of human cells and tissue: detection of disease," *Technology in*

- cancer research & treatment*, vol. 1, no. 1, pp.1-8, 2002.
- [6] K. Kuznetsov, R. Lambert, JF. Rey, "Narrow-Band Imaging: Potential and Limitations," *Endoscopy*, vol. 38, pp.76-81, 2006.
- [7] G. Cammarota, P. Cesaro, A. Cazzato, P. Fedeli, L. Sparano, F. M. Vecchio, L. M. Larocca, G. Gasbarrini, "Optimal band imaging system: a new tool for enhancing the duodenal villous pattern in celiac disease," *Gastrointestinal Endoscopy*, vol. 68, no. 2, pp. 352-357, 2008.
- [8] H. Anton and R. C. Busby, *Contemporary Linear Algebra*, Wiley, 2003, pp.498.
- [9] J. Park, M. Lee, M. D. Grossberg, and S. K. Nayar, "Multispectral Imaging using Multiplexed Illumination," in *Proc. 11th IEEE ICCV*, Rio de Janeiro, Brazil, Oct. 2007, pp.1-8.