

LED와 CMOS 이미지 센서 기반 간 기능 분석용 소형 광학장치

논 문
61-2-13

A Compact Optical System using LED and CMOS Image Sensor for Liver Function Analysis

김 철* · 임 창 진* · 남 명 현** · 김 동 식** · 서 성 규*** · 박 정 호†

(Chul Kim · Chang-Jin Lim · Myung-Hyun Nam · Dong-Sik Kim · Sungkyu Seo · Jungho Pak)

Abstract - This paper presents a portable and compact optical device which can conveniently be used to perform a functional analysis of human liver function. The proposed system employed red/green LEDs, as a light source, and CMOS image sensor, which is commonly used in cellular phones. With this system, several blood serum samples have been evaluated for liver functional analysis by measuring light absorption level through the blood serum samples depending on aspartate aminotransferase (AST), alanine aminotransferase (ALT), and total bilirubin concentration. The light absorption through the blood serum samples containing AST, ALT, or total bilirubin can provide their concentrations. The green light absorption is more sensitive to the concentration of AST or ALT, and the red light absorption is more sensitive to the total bilirubin concentration. Additional calibration steps were performed by using a MATLAB program in order to eliminate the light scattering effects from the extraneous particles existing in each blood serum sample. From the blind test, three standard light intensity curves through each enzyme have been obtained and the enzyme concentration values have been compared to those obtained from a commercially available biochemistry analyzer (Toshiba 200 FR). The average percent difference in the obtained concentrations from two systems for AST, ALT, and total bilirubin concentration came out to be 7.79%, 7.98%, and 7.56%, respectively, with the adjusted coefficient of determination (R^2) higher than 0.98. This system can possibly lead to a low-cost and simple system that can be used as a point-of-care (POC) system in a condition without advanced equipments.

Key Words : LED, CMOS image sensor, Liver function test, Low cost, AST(Aspartate aminotransferase), ALT (Alanine aminotransferase), Total bilirubin

1. 서 론

만성 간질환은 순환기 질환, 암, 불의의 사고 다음으로 사망률이 높으며, 한국인 5대 사망원인 질환의 변화 양상에서도 만성간질환에 의한 사망률이 전 연령층에서 고르게 증가하고 있어 앞으로 이러한 추세가 당분간 지속될 것으로 보인다[1]. 우리나라에서 현재까지 알려진 중요한 간질환은 바이러스성 간염, 알코올성 간질환, 지방간, 간암, 그리고 작업 과정에서 독성물질에 노출된 후 발생하는 독성 간질환, 약물중독성 간질환 등이다[2]. 특히 우리나라는 높은 B형 간염 표면항원 양성률과 과다음주로 인해 간질환 유병률이 높다[3,4]. 흔히 '간 기능' 검사로 통칭하는 간의 생화학적 검사는 간에 존재하는 효소들(total bilirubin, aminotransferase, alkaline phosphatase, gamma-glutamyl transpeptidase, albumin 등)의 농도를 측정하는데, 이 효소들의 농도는 간의 합성능력 및 간세포 손상과 관련이 있는 지표들로서 이들의

측정이 상대적으로 매우 간단하고 저렴하며 고유의 의미를 가지고 있어 간질환이 의심되거나 이미 간질환을 앓고 있는 환자에게는 유용하게 사용될 수 있는 검사이다[5]. 하지만 현재 병원에서 주로 사용되고 있는 상용 장비들은 고비용이고 큰 부피를 차지할 뿐만 아니라, 전문인이 아닌 사람들이 사용하기 어렵다는 문제점이 있다.

최근 상보성 금속 산화물 반도체(complementary metal-oxide-semiconductor: CMOS)와 전하 결합 소자(charge coupled device: CCD), 이미지 센서(image sensor)와 같은 광전자 소자를 이용한 혈액 분석방법이 제안되고 있다[6-11]. 이 기술은 이미지 센서 위에 혈액 샘플을 올려 놓은 후 레이저 등 고가의 광원으로 빛을 인가함으로써 나타나는 효소나 세포의 그림자 혹은 회절무늬 이미지를 수집하는 원리로 효소나 세포의 계수 및 부피 그리고 농도 등의 측정 및 분석이 가능하다. 또한 값이 저렴하고 가벼운 CMOS 이미지 센서를 이용함으로써 휴대폰이나 소형가전에 응용하고, 의료시설이 부족한 국가나 지역에서 원격진료 및 현장진단(point-of-care: POC)에 응용할 수 있을 것이라 판단된다.

간 기능 진단 및 질병 판단에 중요한 역할을 하는 효소들 가운데 제일 중요하다고 알려진 세 가지 효소는 AST(aspartate aminotransferase)와 ALT(alanine aminotransferase) 그리고 total bilirubin이다. AST는 주로 간, 심장, 근육, 신장, 뇌 등에

* 준 회원 : 고려대 공대 마이크로시스템 석사과정

** 정 회원 : 고려대 의과대학 안암병원 교수

*** 정 회원 : 고려대 공대 전자및정보공학과 교수

† 교신저자, 정회원 : 고려대 공대 전기전자전파공학과 교수

E-mail : pak@korea.ac.kr

접수일자 : 2012년 1월 19일

최종완료 : 2012년 1월 27일

존재하고, 간세포가 간염 등 각종 간질환으로 파괴될 때 혈액으로 유출되어 AST의 혈중농도가 증가한다. ALT는 주로 간에 존재하고, 신장이나 골격근에도 소량 존재하는데, 급성간염, 만성간염, 간암, 또는 간 손상 시 ALT의 혈중농도가 증가한다. Total bilirubin은 헤모글로빈에서 유래되어 간에서 산화/환원하는 과정에서 생기는 담즙색소로서, 황달 및 간염 시 이 물질의 혈중농도가 증가한다[12]. 본 연구에서는 이 세 가지 효소의 농도를 간단하게 측정할 수 있는 휴대 가능하고 저렴한 시스템을 구현하기 위해 저가의 소형 LED 광원과 CMOS 이미지 센서를 이용하였고, 이를 이용하여 환자들의 혈청을 이용한 간수치 검사를 실시하였다. 사용된 시스템은 LED(light emission diode)와 CMOS 이미지 센서를 사용하여 효소측정에 필요한 비용과 부피를 기존의 자동 생화학 장치에 비해 획기적으로 줄이고자 시도하였다. 샘플을 투과한 빛은 동일한 효소의 농도를 가지는 경우에도, 샘플의 상태 또는 주변의 상황에 따라서 광원이 샘플을 통과해서 CMOS 이미지 센서에서 얻어지는 영상에 차이가 있을 수 있으므로, 다수의 이미지를 촬영하고 그 이미지들은 평균화(averaging)하여 국부적인 영향을 최소화했다 또한 이 시스템을 이용하여 얻은 시료의 효소 농도값의 정확도를 판단하기 위해서 병원에서 사용하는 상용제품을 이용하여 동일한 시료의 효소 농도를 측정하여 새롭게 구현된 시스템의 정확도를 비교 분석하였다.

2. 본 론

2.1 간 기능 측정용 광학 장치

AST와 ALT 그리고 total bilirubin은 가시광선 영역의 빛을 흡수하는데, AST와 ALT의 흡광도는 푸른 색 영역의 빛에서, 그리고 total bilirubin은 붉은색 영역의 빛에서 가장 높게 나타난다[13]. 빛의 흡광도를 측정하기 위해서는 광원이 필요한데, 비교적 저렴한 광학적 간 기능 분석시스템을 구현하기 위해서, 광원으로서 저렴하고 가벼운 RGB LED (HT-P318FCHU-ZZZZ, Harvatek)를 사용하였고, 이 LED의 파장별 출력 특성 가운데 적색과 녹색 LED의 파장별 출력 특성곡선을 그림 1에 나타내었다[14]. 광원으로 사용한 LED로부터 균일한 평면파를 만들기 위해 300 μm 지름을 가진 핀홀 마스크를 광원에 부착하여 점광원을 구현하였다. 각 효소(AST, ALT, 그리고 total bilirubin)의 흡광도 측정을 위해서 시료(또는 환자의 혈청)를 석영 큐벳(cuvette, 100-QS, Hellma)에 넣고 그림 2에서 보인 실험 셋팅과 같이 한쪽에서 LED를 광원으로 사용하여 빛을 입사시키고, 상용 CMOS 카메라(F-503, AVT)에서 추출한 5M pixel을 가진 이미지 센서(MT9P031, Micron Technology)를 반대편에 놓은 후 광원이 큐벳을 통과하면서 시료에 의해 일부 흡수된 후 통과한 빛의 세기를 감지하였다. 그림 2의 구조에서 LED 광원과 석영 큐벳 사이의 거리는 37 mm로 고정시켰고, 빛이 흡수되면서 통과하는 길이는 10 mm이며, 석영 큐벳과 5M 픽셀(pixel)의 CMOS 이미지 센서의 간격은 1 mm로 고정시켜 실험을 진행하였다. 석영 큐벳에 혈청과 반응액을 채워 넣으면 혈청에 포함된 간 기능 관련 효소에 의해 반응액이 반응하여 흡광도를 변화시킬 반응물이 생성

하고 빛은 이 반응물의 농도에 비례하여 흡수된다. 이 반응물의 양은 혈청에 포함된 효소의 농도에 비례하여 생성되므로, 혈청 시료의 흡광도를 측정하면 효소의 농도를 간접적으로 측정할 수 있다. 한 혈청 시료의 효소 농도를 측정 한 후, 다른 혈청 시료의 측정을 위해서는 큐벳을 세척하고 건조시켜 물기와 이물질을 제거한 후 다음 실험을 수행하였다.

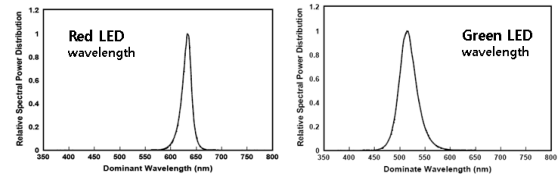


그림 1 RGB LED(HT-P318FCHU, Harvatek)의 파장별 출력 특성 곡선. (a) 적색 LED, (b) 녹색 LED [14].

Fig. 1 Relative spectral power distribution of RGB LED(HT-P318FCHU, Harvatek). (a) Red LED. (b) Green LED [14].

2.2 혈청 내 효소 측정 방법

실제 혈액에 포함된 간 기능 관련 효소 농도를 측정하기 위해서는 혈액을 원심분리기로 분리한 후 혈청만을 이용해서 측정을 하였다. AST와 ALT를 측정하기 위해 Reitman & Frankel 측정방법[15]을 이용했고, total bilirubin을 측정하기 위해서는 Michaelsson 변법[16]에 의한 alkaliazon bilirubin blue (AAB) 측정방법을 사용했고, 각 효소를 측정하기 위해 진행되는 반응식과 효소가 작동하는 단계를 식 (1)부터 (3)에 간략히 반응식을 이용하여 작성하였다.

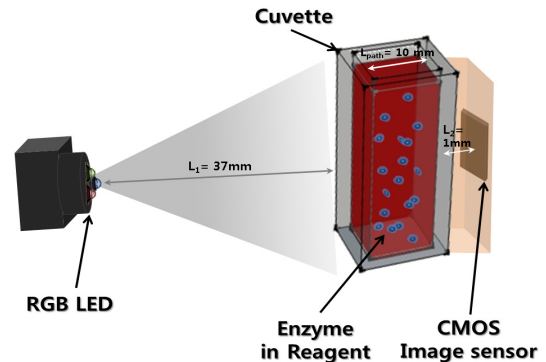


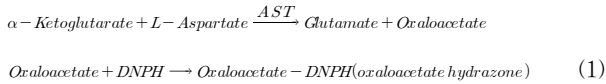
그림 2 측정 시료(혈청)의 간 기능 관련 효소 농도에 따른 흡광도 측정을 위한 실험 구조도.

Fig. 2 Schematic of experimental set-up for measuring light absorption of the reagent sample depending on the liver enzyme concentration.

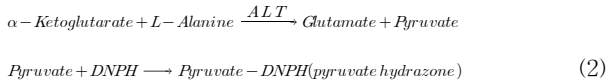
AST 또는 ALT의 농도에 따른 흡광도 변화를 관찰하기 위해서, 0.2 ml의 혈청에 1 ml의 기질액(α -Ketoglutarate, L-Aspartate)을 가하여 반응시키면 효소인 AST 또는 ALT에 의해 기질액이 반응하여 각각 glutamate와 oxaloacetate 또는 glutamate와 pyruvate를 생성한다. 이렇게 생성된 oxaloacetate 또는 pyruvate에 DNPH(dinitrophenyl) 1 ml

의 정색시약을 넣어서 반응시키면 보라색을 띄게 되고, 두 경우 모두 hydrazone이 포함된 반응물을 생성하는데, 실온에서 약 20분 정도 안정화시킨 후 이 반응물에 NaOH 용액 10 ml를 넣어 등갈색으로 발색시켜 녹색(510 ~ 550 nm) LED 광원을 인가하여 흡광도를 측정한다.

AST:

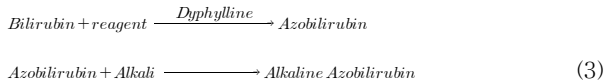


ALT:



혈청 내 total bilirubin의 농도에 따른 흡광도 변화를 보기 위해서는 0.1 ml의 혈청에 간접 bilirubin의 반응촉진제로 1 ml의 dyphylline을 인가하고, 다시 reagent(sulfanilic acid:sodium nitride = 100:1) 1 ml를 가하면 azobilirubin이 형성된다. 형성된 azobilirubin에 alkali(sod hydroxide:sodium tartrate=100g:350g)를 넣으면 안정한 청색의 alkaline azobilirubin이 되며 이를 적색(610 ~ 645 nm) LED 광원을 인가하여 흡광도를 측정한다.

Dyphylline:



LED 및 CMOS 이미지 센서를 이용한 간 기능 관련 효소(AST, ALT, 그리고 Total bilirubin) 농도 측정실험을 위해 제공된 혈청은 고려대학교 안암병원 진단검사의학과에 보유중인 자동 생화학 장비(Toshiba 200 FR)을 이용하여 먼저 측정하여서 효소의 농도를 이미 알고 있는 혈청 시료를 구하여 제안한 시스템으로부터 흡광도를 측정하여 농도별 흡광도 결과를 그래프로 정리하였다.

그림 3부터 그림 5에서 보인 그래프는 구입한 LED의 청색, 녹색, 적색의 LED를 개별적으로 각각의 혈청과 반응물을 넣은 큐벳에 입사한 후 큐벳을 투과하여 CMOS 이미지 센서에 의해 측정되는 빛(투과광)의 세기를, 각 효소의 농도별로 3회씩 측정 후 그 결과를 평균과 표준편차로 정리한 그래프이다. 그림 3은 AST 효소를 농도별로 청색, 녹색, 적색의 LED를 독립적으로 사용하여 상대적인 투과도를 나타낸 그래프인데, 세 광원 가운데 녹색 광원을 이용했을 때 농도별 투과도의 변화가 적색 LED의 결과와 같은 불규칙한 변동이 없어서 fitting 곡선이 부드러운 모양을 보이면서 청색보다 큰 변화(46.3 a.u)를 보였다. 그림 4는 그림 3과 동일한 방법을 이용해서 ALT 효소의 농도별로 투과도 그래프를 얻었는데, ALT 효소의 경우에도 녹색 광원을 이용했을 때 fitting 곡선도 부드럽게 변화하였고 농도별 투과도는 청색보다 더 큰 변화(34.5 a.u)를 보였다. 그림 5는 total bilirubin의 농도별 투과도의 변화를 보이는데, 이 경우에는 적색 LED 광원을 이용했을 때 불규칙한 변화가 없는, 비교

적 부드러운 변화를 보이면서 가장 큰 농도 별 투과도 차이(62.76 a.u.)를 보였다. 따라서 이후 진행된 실험에서 AST와 ALT는 녹색 LED를 사용하였고, Total bilirubin은 적색 LED를 사용하여 실험을 진행하였다. 효소의 농도 변화에 따라서 투과한 빛의 세기가 부드럽게 변화하지 않으면 빛의 세기로부터 효소의 농도를 추출할 때 오차가 크게 발생할 수 있으므로, 투과광의 세기가 효소의 농도에 따라서 부드럽게 변화하는 경우 그림 3부터 그림 5까지 그래프로 나타낸 투과광의 세기로부터 상대적인 흡광도와 효소의 농도를 적은 오차로 도출할 수 있다.

2.3 측정 결과 분석

각 시료별로 한번 씩 측정하면, 측정할 때의 측정 셋업의 상태나 주변 환경의 영향에 따라서 동일한 시료를 이용하더라도 다른 결과를 얻을 수 있다. 특히 혈청과 같은 생체 시료에서는 측정하고자 하는 효소 이외에 여러 효소단백질 및 생명 유지에 필요한 여러 가지 성분을 포함하고 있어 이들에 의해 발생하는 브라운 운동(Brownian motion)으로 인해 산란된 빛이 측정되기 때문이다[17]. 따라서, 오랜 시간 측정해서 평균치를 구하면 동일한 흡광도를 보일지라도 어떤 한 순간의 흡광도는 다르게 나타날 수 있으며, 또한 공간적으로도 국부적인 차이가 나타날 수 있다. 따라서, 동일한 농도의 시료를 통해 투과되는 빛의 세기를 CMOS 이미지 센서를 이용하여 100장을 찍은 후 촬영된 이미지들을 평균화하여 브라운 운동에 의해 발생하는 흡광도 차이를 상쇄하였다. 또한, MATLAB 프로그램을 이용하여 상위 40%와 하위 40% 데이터를 제거하여 노이즈와 원하지 않은 입자로부터 발생하는 산란효과를 추가로 제거하였다.

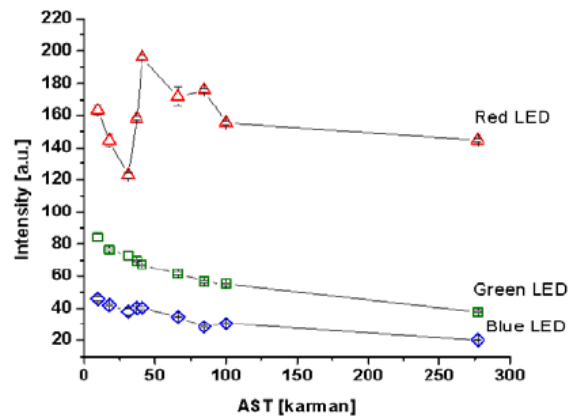


그림 3 AST 효소 농도에 따른 청색, 녹색, 적색 LED 광원의 상대적인 투과광의 세기.

Fig. 3 Relative light intensity through various AST concentrations with blue, green, and red LEDs.

본 센서의 목적은 시료를 투과한 빛의 세기로부터 그에 대응하는 간 기능 관련 효소의 농도를 정확히 검지하는 것이므로, 데이터의 중앙값에서 많이 벗어나는 데이터는 쓸모가 없고, 오히려 전체 평균을 구하려 할 때 그 데이터가 평균값을 변화시킬 수 있으므로, 상위 40%와 하위 40%의 데

이터를 제거하는 것이 적절하다고 판단된다. 이런 데이터 작업을 거치면, 자연스럽게 표준편차도 작아져서, 투과한 빛의 세기로부터 도출하는 간 기능 관련 효소의 농도를 정밀하게 판단하는데 도움이 될 것으로 예상된다.

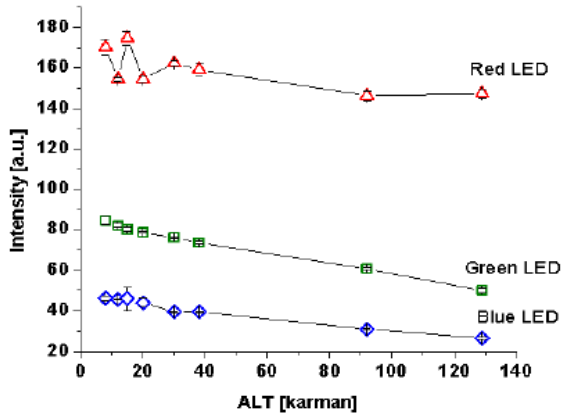


그림 4 ALT 효소 농도에 따른 청색, 녹색, 적색 LED 광원의 상대적인 투과광의 세기.
 Fig. 4 Relative light intensity through various AST concentrations with blue, green, and red LEDs.

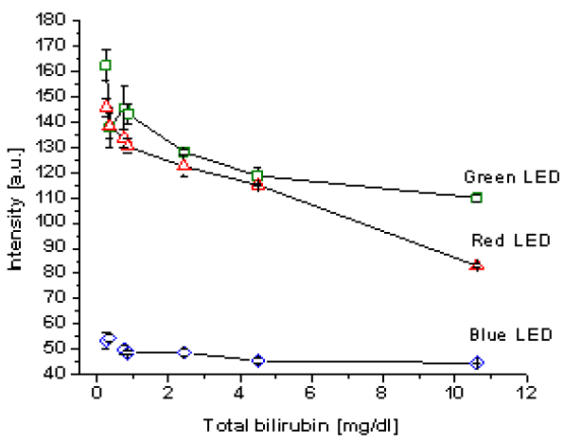


그림 5 Total bilirubin 농도에 따른 청색, 녹색, 적색 LED 광원의 상대적인 투과광의 세기.
 Fig. 5 Relative light intensity through various total bilirubin concentrations with blue, green, and red LEDs.

그림 6은 녹색 LED 광원을 시료가 담긴 큐벳에 인가하려 투과한 빛을 CMOS 이미지 센서로 촬영한 후, 1장, 10장 그리고 100장의 이미지를 평균화한 결과를 보여준다. 그림 6의 결과로부터 평균화된 이미지가 많을수록 용액 내의 불순물들의 산란의 의한 이미지도 함께 제거되어 표준편차도 낮아짐(3.82 → 3.31 → 2.95)을 확인하였다. 또한 각 그림의 내부에 표현된 데이터의 분포도를 확대해보면 평균화된 이미지가 많을수록 분포의 폭이 줄어드는 것을 관찰할 수 있다. 적색과 청색의 LED를 이용한 이미지로부터도 평균화한 이미지가 많을수록 표준편차의 감소를 얻었다. 또한 100장의 평균화된 이미지를 MATLAB 프로그램을 이용하여 상위 40%와 하위 40%의 데이터를 제거한 결과 표준편차가 현격

히 감소하여 AST는 0.48, ALT는 0.36, total bilirubin은 0.49로 나타났다.

용액의 광 투과도는 용액에 포함된 분자의 농도에 따라 Beer-Lambert 법칙[18]에 의해 지수 함수적으로 감소한다. AST와 ALT 및 total bilirubin의 농도를 구하기 위해 Beer-Lambert 법칙을 일반적인 지수 함수로 표현한 식 (4)의 변수들을, 측정 결과로부터 구하여 이용하면 용액의 분자 농도를 구할 수 있게 된다.

$$Y = Ae^{-x/t} + C \tag{4}$$

여기에서 Y 는 큐벳을 통과한 빛의 세기이며, A 는 조정인자, x 는 관심 효소의 농도이고 마지막으로 C 는 잡음의 세기이다. t 는 $n/e(\lambda) \cdot L_{\text{path}}$ 로 정의되는데 여기서 n 은 효소의 분자량, $e(\lambda)$ 는 파장에 따른 효소 분자의 흡수계수, 그리고 L_{path} 는 큐벳 내에서 빛의 투과길이를 의미한다[17].

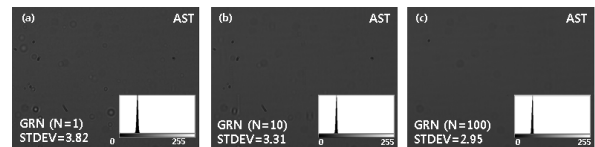


그림 6 5 M pixel (2592 × 1944)의 녹색 LED에 대한 이미지 평균화 효과. (a) 1장의 이미지(N = 1), (b) 10장의 평균화 이미지 (N = 10), (c) 100장의 평균화 이미지 (N = 100).
 Fig. 6 Imaging averaging effect from the pictures captured by 5 M pixel (2592 × 1944) images from a green LED. (a) a single frame (N = 1), (b) averaged from 10 consecutive frames (N = 10), (c) averaged from 100 consecutive frames (N = 100)

그림 7의 그래프는 AST 정상 범위인 최소 농도와 최대 농도 (8 ~ 40 karmen), 그리고 최대 정상 농도의 10배까지 농도를 포함하는 22개의 혈청 샘플을 LED와 CMOS 이미지

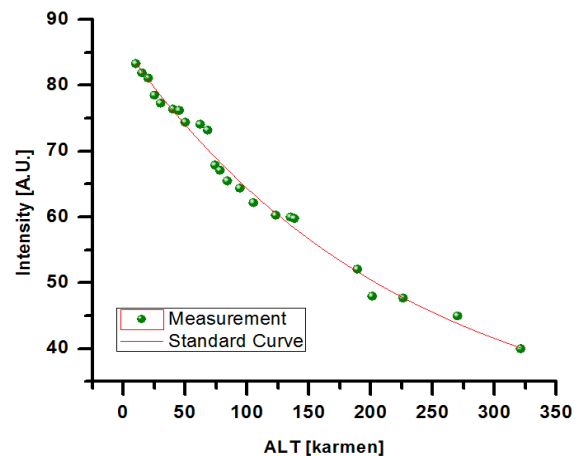


그림 7 AST 농도가 다른 22개의 혈청을 녹색 LED 광원으로 측정하여 얻은 표준곡선.
 Fig. 7 A standard curve obtained from 22 different AST serum samples using green LED.

센서를 이용하여 농도별로 측정된 투과광의 세기를 표시하고 그 데이터를 이용하여 얻은 표준곡선이다. 이러한 표준곡선을 ALT와 total bilirubin을 이용해서도 구했는데, 정상치 농도범위가 ALT의 경우는 5 ~ 35 karmen이고, total bilirubin의 경우는 0.1 ~ 1 mg/dl이다. 표준곡선은 fitting software (Origin Pro 8, Origin Lab. Corp.)을 이용하여 만들었다. 표 1에서 볼 수 있듯이 결정계수(adjusted coefficient of determination, R^2)는 세 가지 효소 모두 0.98 이상임을 알 수 있고, 이것은 측정값과 표준곡선이 높은 상관성을 가짐을 나타낸다.

표 1 표준분석을 통해 구한 표준곡선 상수 및 결정계수 (R^2)

Table 1 Constants of standard curve and R-square obtained by standard analysis

$Y = A e^{-x/t} + C$	A	t	C	R^2
AST	47.98	87.42	41.13	0.98
ALT	60.38	225.55	25.59	0.98
T.b	232.42	19.62	-24.62	0.99

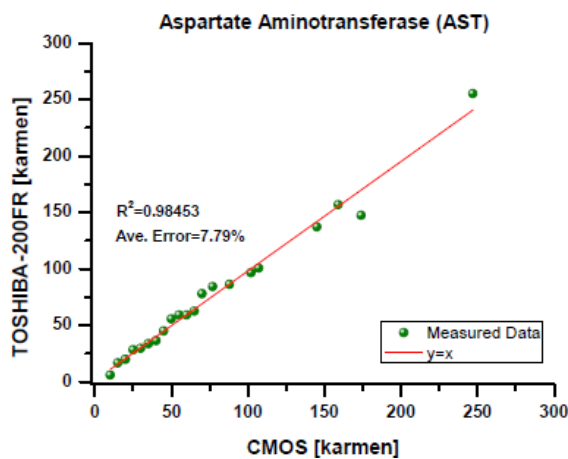


그림 8 AST 22개 샘플을 이용하여 녹색 LED와 CMOS 이미지 센서로 얻은 측정값과 상용 장비(Toshiba 200 FR)로 얻은 측정값과의 비교 그래프. (평균 백분율 에러는 7.79 %. 결정계수 $R^2 = 0.98453$).

Fig. 8 Comparison of the results obtained from of the LED and CMOS image sensor to the results of the biochemistry analyzer (Toshiba 200 FR) for 22 AST samples. (Average percent difference = 7.79%, adjusted coefficient of determination, $R^2 = 0.98453$).

표준곡선 방정식을 구하는 실험과 함께 측정된 데이터와 현재 병원에서 사용중인 장비(Toshiba 200 FR)에서 측정된 값을 서로 비교하였다. 그림 8은 제안한 시스템의 녹색 LED 및 CMOS 이미지 센서를 이용하여 AST 효소의 농도를 측정된 결과와 현재 병원에서 사용중인 상용 장비(Toshiba 200 FR)로 측정된 값과 잘 일치함을 보인 그래프이다. AST의 측정값 비교와 동일한 방법으로 ALT와 total

bilirubin의 측정값을 비교한 결과 평균 백분율 차이가 모두 8 % 이하를 보였고, 이 값은 추가 연구를 통해서 개선할 계획을 하고 있는데, 두 측정값의 상관성을 보여주는 결정계수 (R^2)는 0.98453(AST), 0.98958(ALT), 0.99859(total bilirubin)로 높은 수준을 보여서, 본 센서 시스템의 효용은 매우 높다고 판단된다.

3. 결 론

LED 광원과 CMOS 이미지 센서를 이용하여 간 기능 검사를 위해 혈청 내 AST와 ALT 효소 및 total bilirubin 농도를 간편하게 측정할 수 있는 휴대 가능한 광학장치를 구현하였고, 다양한 측정을 하여 신뢰성을 평가하였다. 간 기능을 간접적으로 판단할 수 있는 효소(AST와 ALT) 및 담즙색소인 total bilirubin의 혈청 내 농도를 LED 광투과도를 이용하여 측정했고, 프로그램을 이용하여 측정 신뢰도 향상을 시도했다. 제안한 시스템의 측정 결과를 상용 분석 장치인 Toshiba 200 FR의 결과와 비교 분석한 결과 AST와 ALT 그리고 total bilirubin이 각 7.79 %, 7.98 %, 7.56 %의 평균 백분율 차이를 보였고, 두 측정값의 상관성을 보여주는 결정계수(R^2)는 0.98 이상의 높은 값을 보여서 제안한 광학 측정 시스템의 신뢰성을 확인하였다. 제안된 시스템은 상용 시스템에 비해 저렴한 가격과 작은 부피를 차지하고, 측정방법도 간단한 장점이 있으므로, 향후 의료시설이 부족한 오지의 현장진단 및 원격의료에도 적용 가능할 것으로 예상된다.

감사의 글

본 연구는 고려대학교 신입교원 정착연구비(K0933161), 서울시 R&D 프로그램 (No. 10920), 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원 (No. K20903001812-11E0100-01710)을 받아 수행된 연구입니다.

참 고 문 헌

- [1] 김일순, "한국인 5대 사망원인질환의 현황과 추이," 대한의학협회지, vol. 32(2), pp. 132-145, 1995.
- [2] 전제운, "알코올성 간질환," 대한의학협회지, vol. 36(6), pp. 719-724, 1993.
- [3] 박정일, 정치경, 윤임중, 이승환, "건강한 성인 남자 사무직 근로자들에 있어서 알코올섭취와 몇 가지 간기능 검사들과의 관계," 대한산업의학지, vol. 1(1), pp. 127-139, 1989.
- [4] O. Mudanyali, D. Tseng, C. Oh, S. O. Isikman, I. Sencan, W. Bishara, C. Oztoprak, S. Seo, B. Khademhosseini, and A. Ozcan, "Compact, light-weight and cost-effective microscope based on lensless incoherent holography for telemedicine applications," Lab on a Chip, vol. 10, pp. 1417-1428, 2010.
- [5] 연종은, "간기능 검사의 원리와 이해," 소화기연관학회 춘계학술대회, pp. 327-336, 2005.
- [6] T. Su, S. Seo, A. Erlinger, D. Tseng, and A. Ozcan, "Towards Wireless Health: Lensless On-Chip

Cytometry," Optics and Photonics News, vol. 19, pp. 24, 2008.

[7] S. Seo, T.-W. Su, A. Erlinger, and A. Ozcan, "Multi-color LUCAS: Lensfree On-chip Cytometry Using Tunable Monochromatic Illumination and Digital Noise Reduction " Cellular and Molecular Bioengineering, vol. 1, pp. 146-156, 2008.

[8] T. W. Su, S. Seo, A. Erlinger, and A. Ozcan, "High-throughput lensfree imaging and characterization of a heterogeneous cell solution on a chip," Biotechnology and bioengineering, vol. 102, pp. 856-868, 2009.

[9] D.-S. Kim, J.-H. Choi, M.-H. Nam, J.-W. Yang, J. J. Pak, and S. Seo, "LED and CMOS image sensor based hemoglobin concentration measurement," Sensors and Actuators B, vol. 157, pp. 103-109, 2011.

[10] D. Tseng, O. Mudanyali, C. Oztoprak, S. O. Isikman, I. Sencan, O. Yaglidere, and A. Ozcan, "Lensfree microscopy on a cellphone," Lab on a Chip, vol. 10, pp. 1787-1792, 2010.

[11] A. Ozcan, "Smart technology for global access to healthcare," SPIE newsroom, vol. 2, p. 1-2, 2010.

[12] M. Kaplan, "SEvaluation of hepatobiliary diseases," Internal Medicine, edited by J. H. Stein, Boston, Little Brown, p.554, 1990.

[13] Bioclinical system,"AST, ALT, total bilirubin 측정 매뉴얼", Available at <http://www.cyberbcs.co.kr>

[14] HARVATEK, Available: <http://www.harvatek-intl.com>.

[15] S. Reitman and S. Frankel, "A colorimetric method for the determination of serum glutamic oxalacetic and glutamic pyruvic transaminases," American journal of clinical pathology, vol. 28, p. 56, 1957.

[16] R. Thompson, "Modification of Michaelsson's method for the measurement of plasma total bilirubin," Journal of Clinical Pathology, vol. 22, p. 439-441, 1969.

[17] D. S. Kim, J. H. Choi, M. H. Nam, J. W. Yang, J. J. Pak, and S. Seo, "LED and CMOS image sensor based hemoglobin concentration measurement technique," Sensors and Actuators B: Chemical, vol. 157, pp. 103-109, 2011.

[18] S. R. C. J.D.J. Ingle, Spectrochemical Analysis, Prentice Hall, 1988.

저 자 소 개



김 철 (金 哲)

1984년 9월 19일생, 2010년 고려대학교 제어계측공학과 졸업, 2012년 동 대학원 마이크로/나노시스템 협동과정 졸업(공학 석사), 현재 LG 이노텍 MEMS 연구원



임 창 진 (任 昌 眞)

1986년 5월 15일생, 2011년 서경대학교 전자공학과 졸업, 현재 고려대학교 대학원 마이크로/나노시스템 협동과정 석사 과정

남 명 현 (南 明 鉉)

1996년 고려대학교 의과대학 의학과 졸업(학사), 2008년 성균관대학교 대학원 박사, 현재 고려대학교 의과대학 구로병원 교수

Tel : 010-5381-6014

E-mail : yuret@korea.ac.kr



김 동 식 (金 瞳 植)

1996년 고려대학교 의과대학 의학과 졸업(학사), 1999년 동대학원 석사, 2004년 동대학원 박사, 2008~2009 University of Cincinnati 북부장기이식 외과 조교수, 2009~2011 고려대학교 의과대학 외과학교실 조교수, 2011~현재 고려대학교 의과대학 외과학교실 부교수

Tel : 02-920-5401

E-mail : kimds1@korea.ac.kr



서 성 규 (徐 晟 奎)

1998년 고려대학교 전기공학과 졸업(학사), 1998~2002 휴먼전자 주식회사 부설 연구소, 2003~2007 Texas A&M 대 전기 및 컴퓨터공학과 졸업(공학박사), 2008~2009 UCLA 전기공학과 post-doc, 2009~현재 고려대학교 전기및 정보공학과 조교수

Tel : 041-860-1427

E-mail : sseo@korea.ac.kr



박 정 호 (朴 政 浩)

1985년 미국 Purdue 대 전기공학과 졸업(학사), 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사), 1992년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사), 1992년~1995년 미국 Intel사 책임연구원, 1995년~현재 고려대 전기전자전파공학부 교수

Tel : 02-3290-3238

E-mail : pak@korea.ac.kr