

# 스마트폰 카메라를 활용한 뇨시험지 당뇨병관련 용합 분석인자의 색기반 분석에 미치는 외부 조도 영향

김나경<sup>1</sup>, 조영식<sup>2</sup>, 김선철<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>계명대학교 약학대학 석사과정, <sup>2</sup>계명대학교 약학과 교수, <sup>3</sup>계명대학교 의공학과 교수

## Effect of Illuminance on Color-based Analysis of Diabetes-Related Urine Fusion Analytes on Dipstick Using a Smartphone Camera

Na-Kyung Kim<sup>1</sup>, Young-Sik Cho<sup>2</sup>, Seon-Chil Kim<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>The master's course, College of Pharmacy, Keimyung University

<sup>2</sup>Professor, College of Pharmacy, Keimyung University

<sup>3</sup>Professor, Department of Medical Engineering, Keimyung University

**요약** 최근 현장검사장치의 소형화 및 디지털화가 급격히 빠르게 진화하고 있다. 뇨검사는 일반인이 요시험지인 디프 스틱을 이용하여 시각적인 색비교를 통해 자가진단이 가능하기에 색인지 기술에 대한 연구가 많이 이루어지고 있다. 본 연구는 요시험지검사에 사용되는 디프스틱(Dipstick Pad)의 색 변화를 스마트폰 카메라를 이용하여 얻어진 이미지로부터 RGB 값을 분석하였다. 비교 대상은 가장 많이 검사하는 질환으로 당뇨 증상과 관련 있는 요소인 당, 케톤체, pH의 양적변화에 대한 뇨 색 변화를 관찰하였다. 본 실험에서 일반적인 조도의 영향을 기준으로 밝은 조도와 어두운 조도 조건에서 뇨시험지상의 색변화에서 추출된 RGB값의 변화를 관찰하였다. 결과적으로 밝은 조도 조건에서의 색상 추출 값이 높고 농도에 따른 반응이 잘 이루어지는 반면 낮은 조도 영역에는 색상 추출값이 낮게 나타났다. 따라서, 색 분리 알고리즘의 문제점을 개선하고자 RGB 수치의 변화값을 제시하였다.

**주제어** : 소변, 현장검사, 스마트폰 카메라, 디프스틱, RGB분석

**Abstract** Recently, the miniaturization and digitalization for the inspection devices of point-of-care testing (POCT) are rapidly evolving. In the urine test, a lot of researches on index paper technology are being conducted because people can be self-diagnosed through visual color comparison using a urine test paper, Dipstick. The purpose of this study is to analyze the RGB values from the color changes on Dipstick Pad, which is used for urine test, using a smartphone camera. To this end, the primary analytes in urine were diabetes-related parameters such as glucose, ketone body and pH, which is the most frequently tested elements, and we pursued to quantify the changes in dipstick color caused from artificial urine containing different ranges of sugar, ketone body, and pH. In this experiment, changes in RGB values under bright and dark illuminances were compared, and changes in RGB value were monitored as a function of concentration of analytes under the ambient illumination of laboratory. As a result, color separation at the bright luminance region was good, but it did not appear at the low luminance region, and the changed profiles in RGB value under different illuminances was suggested to correct the problem of the color separation algorithm.

**Key Words** : Urine, POCT, Smartphone camera, Dipstick, RGB analysis

\*The research was supported by the Research Institute R&DB Program through the Ministry of Science and ICT. (2020-DG-RD-0006)

\*Corresponding Author : Seon-Chil Kim(chil@kmu.ac.kr)

Received March 16, 2021

Accepted May 20, 2021

Revised April 3, 2021

Published May 28, 2021

## 1. 서론

인체를 구성하는 다양한 기관들은 물질대사를 통해 에너지를 생산하고 소비하며 기능을 수행한다[1]. 기관별로 물질대사를 통해 만들어지는 대사체는 다양하며 수명이 다 된 단백질은 주로 요로 배출된다[2-4]. 또한 신체가 감염되었을 때 병원체는 요에서 검출되기도 한다[5,6]. 요 검사를 통해 신체에서 일어나고 있는 변화를 감지하고 더 나아가서 어떤 기관에 문제가 생긴 것인지 추정할 수 있다. 요 검사는 신장과 요로계를 포함하는 비뇨기계 질환뿐만 아니라 당뇨, 간부전, 용혈성 질환 등을 평가하는 지표들을 제공하는 중요한 검사이기도 하다[7].

요검사는 요의 물리적, 화학적 성상검사, 현미경검사로 크게 세 영역으로 나눌 수 있다[8]. 소변의 색깔, 투명도 및 냄새 등의 물리적인 특성을 관찰하는 방법이 물리적 성상검사이고, 화학적 성상검사가 요시험지 검사법(Dipstick Urinalysis)이며, 이 검사의 정확도를 높이기 위해 추가적으로 시행하는 검사가 현미경 검사이다.

요시험지검사는 pH, 비중, 단백, 당, 케톤체, 잠혈, 빌루부빈, 뉴로빌리노겐 등의 지표들을 검사한다[9]. 단점으로는 다양한 지표들을 검사하기 위해 여러가지 화학반응과 효소반응을 작은 공간 스틱(Stick)위에 구현하기 때문에 주변의 영향을 받을 가능성이 매우 높다[10]. 그러나 이 검사방법은 매우 간편하고 편리하고 신속하기 때문에 자가진단의 방법으로 의료기관, 개인등이 가장 많이 이용하고 있는 방법이다.

요시험지검사는 검사자가 색의 변화를 직접 육안으로는 확인하여야 하고, 이를 기준 색깔에 비교 대조를 통해 판독한다[11-13]. 따라서 개인별 색 분별의 차이가 있어 객관화하는데는 어려움이 있을 수 있다. 본 연구에서는 스마트폰 카메라로 요시험지 검사 결과를 촬영하여 비교 분석을 통해 색 진단검사를 시행하고자 색상 검사 결과의 정량화하는 연구를 수행하고 있다.

정량적 객관화된 디지털 지표로 정확도를 높이는 방법으로 확인할 수 있으며, 이를 위해서는 외부 환경 조건을 해결해야 한다. 카메라 촬영조건에 가장 큰 영향을 주는 것은 외부 밝기이다. 본 실험에서는 촬영 환경 중 다른 조도조건에서 측정 시간과 샘플 농도에 따라 얻어진 이미지 색 변화를 객관적으로 추정하기 위해 RGB 값 기준으로 조도에 따라 색 변화 경향을 정량적으로 조사하고자 한다.

본 연구는 요시험지검사에 사용되는 디프스틱(Dipstick Pad)의 색 변화를 스마트폰 카메라를 이용하여 RGB 값

을 디지털 분석하고자 한다. 비교 대상은 가장 많이 검사하는 질환으로 당뇨 증상을 선택했으며, 당뇨 관련 인자인 당, 케톤체, pH 세가지의 색 변화를 스마트폰 카메라로 촬영하여 요 변화 색상을 반 정량화하고자 하였다. 따라서 본 연구를 통해 디프스틱의 색 변화를 스마트폰 카메라 촬영할 경우 외부 조도에 영향을 받는 경향을 분석하여, 향후 소변 판독 인식 알고리즘에 적용할 조도의 경향을 본 실험 결과로 제시하고자 한다.

## 2. 연구방법 및 재료

요 검사에서 당뇨 질환은 요에 당을 포함하고 있다는 것을 의미하며, 요검사를 통해 일차적으로 당을 쉽게 검출할 수 있기 때문에 당뇨로 추정할 수 있는 정성적인 지표를 제공한다[14]. 또한, 심한 당뇨환자는 혈중 당이 흡수되지 않아 지방이 에너지로 제공되어 혈중 케톤 농도가 증가되며 케톤이 뇨로 배출되어 요 검사를 하면 케톤체(ketone body)도 검출이 된다[15]. 케톤체는 혈액내 2-4 mg/dL 존재하며 사람에 따라 상당한 차이가 있으나 2%의 아세톤(actone), 20%의 아세트아세토산(acetoacetic acid), 78%의  $\beta$ -히드록시부티르산(hydroxybutyric acid)로 구성된다[16]. 아세톤은 기화되기 쉬워 호기로 배출되고  $\beta$ -히드록시부티르산은 세뇨관에서 재흡수가 용이하다. 따라서 요로 배출되는 케톤체는 주로 아세트아세토산이다[17,18]. 케톤체 중 아세트아세토산에 의해 나이트로프루사이드나트륨(Sodium Nitroprusside)가 적자색을 나타내는 반응을 이용하는 것으로 색깔이 소변의 아세트아세토산의 농도에 비례하는 것으로 나타난다. 뇨의 pH는 메틸레드(methyl red)와 브로모티몰 블루(bromothymol blue) 두 개의 지시약을 활용하여 pH 5.0 부터 pH9.0 까지 측정할 수 있으며, 메틸레드는 pH 4-6의 범위에서 빨간색에서 노란색을 띠고, 브로모티몰 블루는 pH 5-9의 범위에서 노란색에서 파란색까지 변화한다[19].

최근 개발된 스마트폰의 기능은 매우 향상되었으며, 특히 영상촬영부분은 일반 카메라의 성능과 영상 후처리의 기능 모두를 지니고 있다. 카메라의 화소수, 색소차, 저조도 노이즈 제거, 감도 센서 등 다양한 기능을 지니고 있다[20]. 그러나, 영상확대장치는 해상도와 명암비에 제약 받고 있다. 즉 색 분리에 있어서는 외부 조도의 영향이 크며, 명암대비가 40:1 정도이다[21]. 카메라의 자체 조도를 이용할 경우 이미지 센서의 화이트 부근이 영

상 손상의 원인인 색포화 현상에 대한 대비 때문에 사용이 어려워 외부 조도를 이용하는데 본 실험에서는 그 영향을 분석하고자 한다[22]. 일반적으로 디지털 영상장치 이미지센서의 물리적 한계에 의해 해상도, 명암비 및 다이내믹 영역(dynamic range)에 영향을 받는다[23]. 본 실험에서는 조도는 가장 밝은 환경과 어두운 환경, 실험실 일반 조도 환경에서 비교 평가하였으며, 여기에 얻어진 RGB의 정량적 수치를 그래프로 농도와 상관관계를 평가하였다. 기본적으로 실험에서 설정한 조도 기준은 KS A 3011을 따르고 있으며, 의료환경은 실내환경 조도를 기준으로 제공하였다[24]. 따라서 어두운 환경의 작업장 수준인 3~6 lux와 매우 작은물체를 구별하기 위한 작업 선별 조명 기준인 1000 lux 내외의 기준으로 조도 범위를 선택하였다.

조도 측정은 Fig. 1과 같이 조도계(TM-210, Tenmars electronics CO., LTD)를 사용하였으며, 평균 조도 산출법(KS C 7612)를 통해 크기는 (45cm×45cm)안에서 평가하였다.



Fig. 1. Illumination and dipstick pad

본 실험은 당뇨 지표의 세 가지 인자인 당, 케톤체, pH의 노시험지의 색 변화를 예비 실험을 통해 사전에 인지하고 인공뇨를 통해 본 실험을 진행하였다. 인공뇨 구성성분으로는 염화칼륨, 염화나트륨, 디-나트륨 수소인산염, 인산이수소칼륨, 식용색소 황색을 이용하여 제조하였으며, 노시험지 제조회사에서 제시된 표준 색으로 확인하였다. 각 분석 인자별 인공뇨는 농도별로 제작하여 15mL 튜브에 준비하였고, 당을 포함한 인공뇨의 농도(0, 100 mg/dL)별, 케톤을 포함한 인공뇨 농도별 (0, 300 mg/dL), 글루코스를 포함한 인공뇨 농도별 (0, 5 mg/dL)pH로 조정된 인공뇨 (5, 7) 15ml 튜브에 미리 만들어 실험에 사용하였다.

노 시험지인 노시험지((주) 한국에보트 진단, 유로칼라 10)의 색변화를 측정하기 위해 인공뇨에 적신 시험지를 시간별(0, 100, 200, 300, 400초 단위)로 사진을 촬영하였다. 사용된 카메라는 아이폰 11 pro 카메라로 촬영하였으며, 해상도는 2436×1125 픽셀 (458ppi), 카메라 후면 12MP 이다. 촬영된 노시험지의 사진이미지는 윈도우 그림판 프로그램을 이용하여 노시험지의 이미지로부터 Fig. 2와 같이 RGB 평균값을 추출하였다.

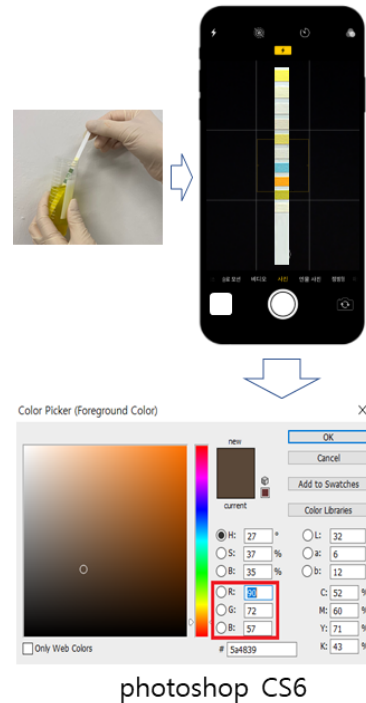


Fig. 2. RGB extraction from color images on Dipstick

### 3. 결과

노시험지를 당 농도 0과 100 mg/dL를 포함한 인공뇨에 넣었다가 뺀 후 시간별 RGB 값의 변화를 Fig. 3과 같이 나타냈다. 100 mg/dL의 당을 포함한 뇨의 시간별 RGB값은 높은 조도에서는 B값은 시간별로 감소하고 R과 G값은 다소 증가하였다. 낮은 조도에서는 RGB값은 높은 조도조건에 비해 상대적으로 낮아졌고, 시간에 따라 전반적으로 RGB 값은 조금씩 증가하였다.

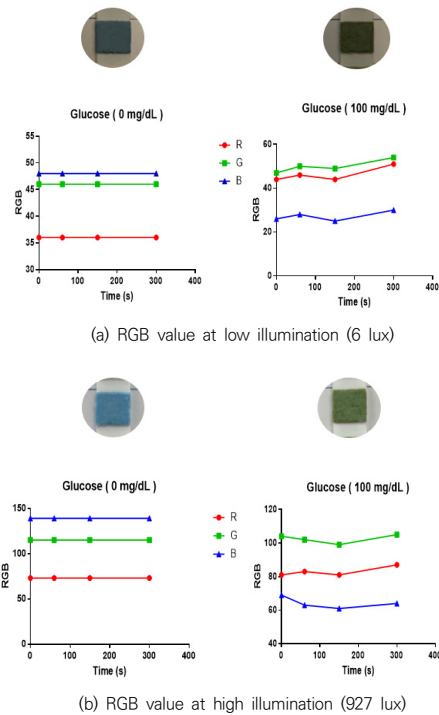
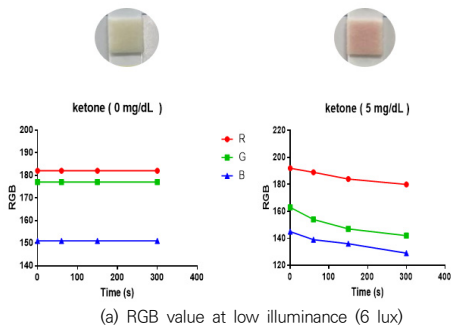
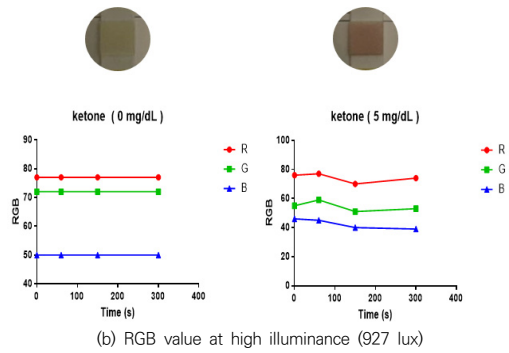


Fig. 3. RGB change value according to the change in illumination intensity of the dipstick extracted from sugar

케톤농도 0과 5 mg/dL를 포함한 인공뇨에 노시험지를 넣었다가 뺀 후 시간별 RGB 값의 변화를 Fig. 4와 같이 나타냈다. 낮은 조도에서 RGB 값은 높은 조도에 비해 상대적으로 높았고, 시간에 따라 전반적으로 RGB 값도 낮은 조도에서 구별이 어려워 색인지가 안되는 것으로 나타났다.



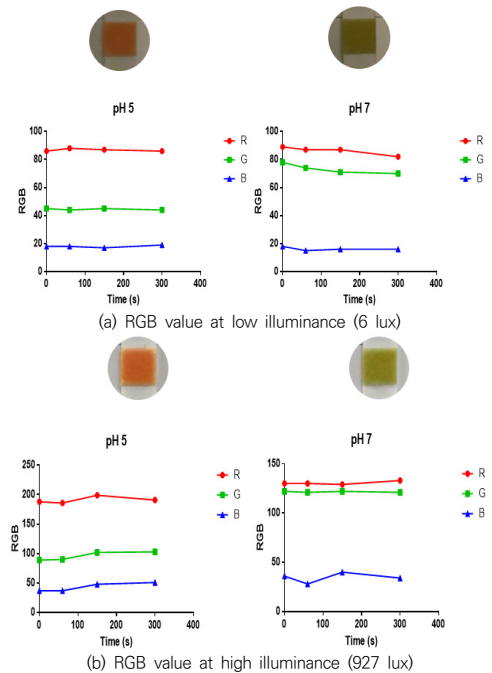
(a) RGB value at low illumination (6 lux)



(b) RGB value at high illumination (927 lux)

Fig. 4. The change value of RGB according to the change in illuminance of the dipstick from which the ketone was extracted

노시험지를 다양한 pH로 조정된 인공뇨에 넣었다가 뺀 후 시간별 RGB값의 변화를 Fig. 5와 같이 나타냈다. 높은 조도에서 RGB값 중 R값이 pH가 증가할수록 감소하는 양상이고, G값과 B값은 pH가 증가할수록 약간 증가하는 양상이다. 낮은 조도에서 높은 조도일 때와 절대적인 RGB 값에서는 차이가 나지만 증감양상은 높은 조도에서와 비슷하였다.



(a) RGB value at low illumination (6 lux)

(b) RGB value at high illumination (927 lux)

Fig. 5. Change value of RGB according to the change in illuminance of the dipstick extracted from pH

본 실험결과 조도에 따른 RGB값은 차이가 있으며, 어두운 조건에서는 색 인식이 어려워 반 정량적으로 분석하기는 어렵다. 또 한 일반 실험실 조명인 720±2 lux에서의 뇨시험지 이미지 인지색의 농도에 따른 RGB 구성은 Fig. 6과 같다.

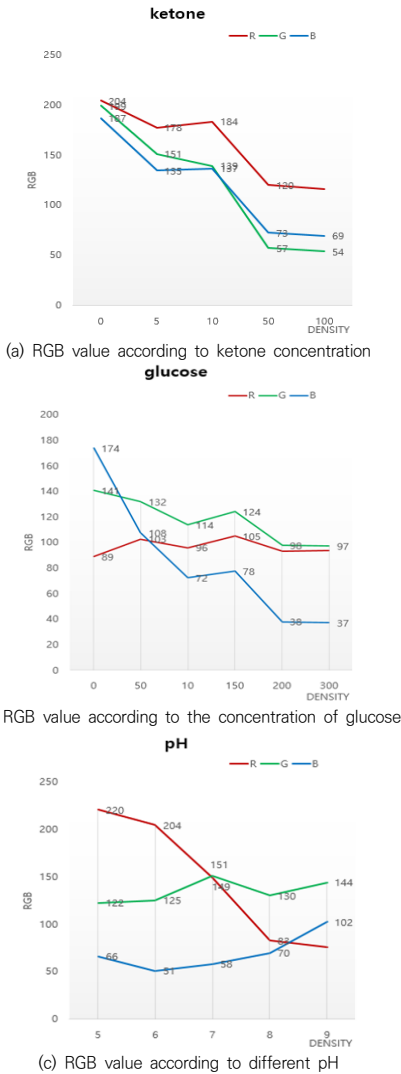


Fig. 6. RGB value of illuminance under ambient illumination

#### 4. 고찰

스마트폰으로 뇨시험지를 촬영하여 변화된 색을 인지할 경우 프로그램 알고리즘에서 정량적 기본값을 RGB로 추출할 수 있다. 본 연구는 추출된 RGB값의 변화를 정

량적으로 확인하여 조도가 스마트폰 촬영에 영향을 주는 정도를 분석하였다. 일반적으로 낮은 조도에서 촬영하는 것은 초기 색 인지에서 다소 떨어지는 것을 시각으로 경험할 수 있지만, 정량적인 방법을 통한 비교가 어려웠다. 특히 스마트폰 카메라를 이용하여 덤스틱 영상을 획득할 경우에 조도의 영향에 따라 스마트폰 카메라가 인식하는 차이가 있음을 확인하고, 영상 후처리의 범위를 지정해 주어야 한다. 대부분은 어두운 조도에서 촬영은 하지 않지만, 밝은 부분에서는 RGB값의 변화가 있는 것을 알 수 있었다. 일반 실험실 조도에서는 각 분석물질 농도에 따른 RGB값의 차이가 있어 스마트폰 카메라 촬영을 통한 색인지에서의 변화를 분석할 수 있다. 기존 연구에서는 스마트폰 카메라의 촬영 영상에서 후처리를 통한 송출된 값만 판독에 이용하였으나, 현재는 자가 진단으로 활용하기 때문에 각자 얻는 영상을 그대로 판독할 수 있어 조도의 범위를 인지하는 것이 중요하다[25]. 본 실험을 통해 제안된 값을 특정 추출값의 RGB값을 고정하여 범위를 인지 할 수 있기 때문에 다이나믹 영역에서 추출이 가능하다. 향후 RGB 값의 직선성을 구할 수 있다면 변화의 색 범위를 지정할 수 있기 때문에 시각으로 판독되는 정보를 향상시킬 수 있다.

요시험지검사를 디지털화하고 정보화하기 위한 방법 중 현장검사가 가능한 방법이 직접 실시간 영상획득을 통한 자동 검사 방법이다[26]. 이 방법은 대부분 절대값을 통해 측정값과 유사값을 범위 내에서 추출하는 방식을 적용하고 있다. 본 실험에서와 같이 추출된 값은 조도에 영향을 받고 있으며, 최소 최대 범위 안에서 조도를 받는 것으로 설명할 수 있다. 따라서 향후 경계선의 불확실한 결과를 조도 범위 내에서 추출할 수 있으므로 조도를 기준으로 색인지 알고리즘의 값을 지정할 수 있다. 따라서 특정 RGB 값을 통해 분석물질의 반정량을 수행하여 질환을 예측할 수 있는 방법을 제시한 것이다[27]. RGB 값은 색 인지의 수치값으로 지정할 수 있으며, 전체 범위를 정한 과거의 방법보다 좀 더 구체적이고 정확도를 높일 수 있게 구현되었다. 본 연구의 한계점은 각 조도의 단계별 변화에 따른 결과값을 추출하지 않고 가장 대표적인 밝기를 기준으로 제시하였다. 향후 덤스틱 RGB값의 결정값을 통해 데이터를 축적하여 오차를 줄이는 범위를 자동 설정하면 시각으로 판단하는 문제점을 완전히 해결할 수 있는 스마트폰 영상을 획득할 것으로 사료된다.

## 5. 결론

스마트폰 카메라로 딥스틱을 촬영하여 뇨검사를 수행하는 프로그램을 제작하기 위한 예비연구로서 조도의 영향 범위를 RGB의 정량적 값으로 변화를 측정 관찰하였다. 일반 조도에서 보다 높은 조도에서의 질환별 지표에 해당하는 성분의 색 변화 분리가 높았으며, 낮은 조도에서는 색분리 추출이 어려운 경향을 나타내었다.

## REFERENCES

- [1] H. Jeong, B. Tombor, R. Albert, Z. N. Oltvai & A.-L. Barabási. (2000). The large-scale organization of metabolic networks. *Nature*, 407(6804), 651-654. DOI : 10.1038/35036627
- [2] M. Bhatia, S. Kaur & Sandeep K. Sood. (2020). IoT-inspired smart home based urine infection prediction. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*. DOI : 10.1007/s12652-020-01952-w
- [3] S. Decramer et al. (2008). Urine in Clinical Proteomics. *Molecular & Cellular Proteomics*, 7(10), 1850-1862. DOI : 10.1074/mcp.R800001-MCP200
- [4] L. Mackay, M. J. Lyall, S. Delaney, J. A. McKnight, & M. W. J. Strachan. (2010). Are blood ketones a better predictor than urine ketones of acid base balance in diabetic ketoacidosis?. *Practical Diabetes International*, 27(9), 396-399. DOI : 10.1002/pdi.1529
- [5] S. Decramer et al. (2008). Urine in Clinical Proteomics. *Molecular & Cellular Proteomics*, 7(10), 1850-1862. DOI : 10.1074/mcp.R800001-MCP200
- [6] S. Booth, C. Baleriola & William D. Rawlinson. (2006). Comparison of two rapid influenza A/B test kits with reference methods showing high specificity and sensitivity for influenza A infection. *J Med Virol*, 78(5), 619-622. DOI : 10.1002/jmv.20584
- [7] D. Ryan, K. Robards, P.D. Prenzler & M. Kendall. (2011). Recent and potential developments in the analysis of urine: A review. *Analytica Chimica Acta*, 684(1-2), 17-29. DOI : 10.1016/j.aca.2010.10.035
- [8] R. Khasriya et al. (2010). The Inadequacy of Urinary Dipstick and Microscopy as Surrogate Markers of Urinary Tract Infection in Urological Outpatients With Lower Urinary Tract Symptoms Without Acute Frequency and Dysuria. *Journal of Urology*, 183(5), 1843-1847. DOI : 10.1016/j.juro.2010.01.008
- [9] H. G. Pohl et al. (2020). The Urine Microbiome of Healthy Men and Women Differs by Urine Collection Method. *Int Neurourol J*, 24(1), 41-51. DOI : 10.5213/inj.1938244.122
- [10] V. Kavuru, T. Vu, L. Karageorge, D. Choudhury, R. Senger & J. Robertson. (2019). Dipstick analysis of urine chemistry: benefits and limitations of dry chemistry-based assays. *Postgraduate Medicine*, 225-233. DOI : 10.1080/00325481.2019.1679540
- [11] K. E. Maduemem, Y. D. Rodriguez & B. Fraser. (2019). How Sensitive are Dipstick Urinalysis and Microscopy in Making Diagnosis of Urinary Tract Infection in Children?. *Int J Prev Med*, 10(1), 62. DOI : 10.4103/ijpvm.IJPVM\_353\_17
- [12] C. D. Chin, V. Linder & S. K. Sia. (2006). Lab-on-a-chip devices for global health: Past studies and future opportunities. *The Royal Society of Chemistry*, 7(1), 41-57. DOI : 10.1039/b611455e
- [13] C. C. Blyth, J. R. Iredell & D. E. Dwyer. (2009). Rapid-Test Sensitivity for Novel Swine-Origin Influenza A (H1N1) Virus in Humans. *New England Journal of Medicine*, 361(25), 2493-2493. DOI : 10.1056/NEJMc0909049
- [14] J. Wang et al. (2017). Dipstick proteinuria and risk of myocardial infarction and all-cause mortality in diabetes or pre-diabetes: a population-based cohort study. *Scientific Reports*, 7(1), 11986. DOI : 10.1038/s41598-017-12057-4
- [15] S. Misra & N. S. Oliver. (2014). Utility of ketone measurement in the prevention, diagnosis and management of diabetic ketoacidosis. *Diabetic Medicine*, 32(1), 14-23. DOI : 10.1111/dme.12604
- [16] D. Ketan. (2016). Blood Ketones: Measurement, Interpretation, Limitations, and Utility in the Management of Diabetic Ketoacidosis. *The Review of Diabetic Studies*, 13(4), 217-225. DOI : 10.1900/rds.2016.13.217
- [17] L. Laffel. (1999). Ketone bodies: a review of physiology, pathophysiology and application of monitoring to diabetes. *diabetes metabolism research and reviews*, 15(6), 412-426. DOI : 10.1002/(sici)1520-7560(199911/12)15:6<412::aid-dmr72>3.0.co;2-8
- [18] L. Mackay, MJ. Lyall, S. Delaney, JA. McKnight & MWJ. Strachan. (2010). Are blood ketones a better predictor than urine ketones of acid base balance in diabetic ketoacidosis?. *Practical Diabetes International*, 27(9), 396-399. DOI : 10.1002/pdi.1529
- [19] S. Ahmed A & M. Ashraf A. (2020). Determination of acid dissociation constants of Alizarin Red S, Methyl Orange, Bromothymol Blue and Bromophenol Blue using a digital camera. *RSC Advances*, 10(19), 11311-

11316.

DOI : 10.1039/C9RA10568A

- [20] J. S. Kim, C. G. Jin, S. K. Lee, S. G. Lee & C. U. Choi. (2011). Geometric Calibration and Accuracy Evaluation of Smartphone Camera. *Journal of Korean Society for Geospatial Information Science*, 19(3), 115-125.
- [21] S. D. Kim, Y. M. Koo & Y. H. Yun. (2017). A Smartphone-Based Automatic Measurement Method for Colorimetric pH Detection Using a Color Adaptation Algorithm. *Sensors*, 17(7), 1604. DOI : 10.3390/s17071604
- [22] S. Li, H. Joshua A & P. Ian. (2012). Point-of-care colorimetric detection with a smartphone. *Lab on a Chip*, 12(21), 4240-4243. DOI : 10.1039/c2lc40741h
- [23] P.L. Reu, W. Sweatt, T. Miller & D. Fleming. (2015). Camera System Resolution and its Influence on DigitalImage Correlation. *Experimental Mechanics* 55(1), 9-25. DOI : 10.1007/s11340-014-9886-y
- [24] J. I Park, H. W. Lee & Y. S. Kim. (2015). A Study on the Proper Position of Illumination Sensor for Dimming Lighting Control Based on Practical Life: Focusing on Summer Solstice and Winter Solstice. *International Journal of Smart Home* 9(9), 185-194. DOI : 10.14257/ijsh.2015.9.9.20
- [25] K. Haakon & D. Tao. (2017). Smartphone-Based Rapid Screening of Urinary Biomarkers. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 11(2), 455-463. DOI : 10.1109/TBCAS.2016.2633508
- [26] R. V. H. Ginardi, A. Saikhu, R. Sarno, D. Sunaryono, A. S. Kholimi & R. N. T. Shanty. (2014). Intelligent Method for Dipstick Urinalysis Using Smartphone Camera. *Lecture Notes in Computer Science*, 66-77. DOI : 10.1007/978-3-642-55032-4\_7
- [27] M. Ra, M. S. Muhammad, C. Lim, S. Han, C. Jung & W. Y. Kim. (2018). Smartphone-Based Point-of-Care Urinalysis Under Variable Illumination. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 6, 1-11. DOI : 10.1109/JTEHM.2017.2765631

조 영 식(Young-Sik Cho)

[정회원]



- 1992년 2월 : KAIST 생명과학과 (이학석사)
- 1996년 8월 : KAIST 생명과학과 (이학석사)
- 2002년 12월 ~ 2011년 2월 : 한국화학연구원
- 2011년 3월 ~ 현재 : 계명대학교 약학과 교수

과 교수

· 관심분야 : 세포사멸, 염증, 암치료

· E-Mail : yscho123@kmu.ac.kr

김 선 칠(Seon-Chil Kim)

[정회원]



- 2003년 2월 : 고려대학교 의료정보기 기학과 (공학석사)
- 2009년 2월 : 경북대학교 의료정보학과 (의료정보학박사)
- 2003년 3월 ~ 2015년 8월 : 대구보건대학교 방사선과 교수
- 2015년 9월 ~ 현재 : 계명대학교 의용공학과 교수

용공학과 교수

· 관심분야 : 방사선 차폐, 의료기기, 의료정보

· E-Mail : chil@kmu.ac.kr

김 나 경(Na-Kyung Kim)

[학생회원]



- 2013년 2월 : 계명대학교 식품가공학과 입학
- 2018년 2월 : 계명대학교 식품가공학과 졸업 (학사)
- 2020년 9월 ~ 현재 : 계명대학교 약대학 석사과정 재학
- E-Mail : nakyung@kmu.ac.kr