creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

모바일 기반의 가정용 소변분석기 개발

석 사 학 위 논 문

모바일 기반의 가정용 소변분석기 개발

계 명 대 학 교 대 학 원

의 학 과

김 부 성

김 부 성

지도교수 박 희 준

2020년 2월

2 0 2 0 년 2 월

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

모바일 기반의 가정용 소변분석기 개발

지도교수 박 희 준

이 논문을 석사학위 논문으로 제출함

2 0 2 0 년 2 월

계 명 대 학 교 대 학 원
의학과 의용공학 전공

김 부 성

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

김부성의 석사학위 논문을 인준함

주 심 이 종 하

부 심 박 희 준

부 심 허 윤 석

계 명 대 학 교 대 학 원

2 0 2 0 년 2 월

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

감사의 말씀

본 논문을 제출하기까지 아낌없이 보살펴 주신 박희준 지도교수님께 진심으로 감사의 말씀을 드리고 싶습니다. 개인적인 사정으로 힘들었던 시기이지만 교수님의 배려 덕분에 석사학위에 도전하고 포기하지 않을 수 있었습니다. 항상 저를 비롯한 학생들을 인간적으로 대하시는 모습에 저희들은 더욱더 교수님을 존경하고 따르는 것 같습니다. 또한 논문을 적는 내내 좋은 조언과 가르침을 주셧던 Wei, Qun교수님께도 깊은 감사의 말씀드립니다.

31살, 젊다면 젊지만 학생으로써 젊지만은 않은 나이에 걱정도 많고 탈도 많은 학교생활이었지만 학업을 하며 겪은 경험과 실패가 앞으로 인생을 살아가는데 밑거름이 될 것이라고 확신합니다. 석사과정은 저의 인생에서 가장 아름다운 도전이고 추억이었으며, 함께 해주신 교수님 외 많은 분들은 영원히 잊지 못할 것 입니다.

딸이있는 가장의 위치에서 석사과정을 시작하겠다고 했을 때 '도전'이라는 말이 가장 좋다며 전폭적으로 동의해 준 어머니와 항상 곁에서 아낌없이 지원해준 아버지, 항상 따뜻한 마음을 가진 동생, 항상 따뜻한 마음으로 반겨주시는 저희 장모님, 장인어른, 저를 이 자리에 있도록 키워준 우리 이모, 삼촌까지. 모두 감사합니다.

마지막으로 학위기간동안 항상 응원과 격려를 보내준 제가 세상에서 가장 사랑하는 와이프와 딸에게 감사의 마음을 전합니다. 저의 가장 중요하게 생각하는 것은 가족과 건강하게 오래오래 사는것입니다. 부끄럽지 않은 남편, 아빠, 아들, 사위, 조카가 되도록 노력하겠다는 말을 남기며 글을 마치겠습니다. 감사합니다.

2020년 2월

김 부 성 올림

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

목 차

1. 서 론 ····· 1

2. 재료 및 방법 ····· 6

3. 성 적 ····· 32

4. 고 찰 ····· 44

5. 요 약 ····· 46

참고문헌 ····· 48

Abstract ····· 56

국문초록 ····· 57

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

표 목 차

<표 1> 스마트폰에서 디바이스로 송신되는 16진수 프로토콜 ····· 29

<표 2> 디바이스에서 스마트폰으로 송신되어지는 16진수 프로토콜 ····· 29

<표 3> 스마트폰에서 분석하는 이상질환 판별 표 ····· 30

<표 4> 질병에 따른 요소 ····· 31

<표 5> 마이크로프로세서 내의 RGB값 정수형 배열 표 ····· 43

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

그 림 목 차

<그림 1> 소변분석기 구조도 ····· 16

<그림 2> 소변분석지 색변화 ····· 16

<그림 3> 소변분석기 색측정 ····· 17

<그림 4> 컬러센서 비색표 ····· 18

<그림 5> 최소거리 도출 함수 다이어그램 ····· 19

<그림 6> 음성(-)~양성(++++) 판별함수 다이어그램 ····· 20

<그림 7> 시스템 다이어그램 ····· 21

<그림 8> 제안된 색상값 측정이 가능한 아트워크 디자인 ····· 21

<그림 9> 케이스 외부구조 ····· 22

<그림 10>스마트폰 어플리케이션 구조도 ····· 23

<그림 11>실험용 컬러 레퍼런스 차트 ····· 24

<그림 12>실험용 소변분석지 ····· 24

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

<그림 13>백혈구 단계별 농도값에대한 색상 ····· 25

<그림 14>소변분석기 성능 실험 ····· 25

<그림 15>백혈구 RGB 참값 측정값 비교 ····· 26

<그림 16>케톤체 RGB 참값 측정값 비교 ····· 26

<그림 17>우로빌리노겐 RGB 참값 측정값 비교 ····· 27

<그림 18>LCD 디바이스 소변분석기 ····· 27

<그림 19>스마트폰을 이용한 소변분석기 ····· 28

<그림 20>BLE통신 기반 소변분석기 ····· 28

<그림 21>시뮬레이션 결과에따라 제작된 컬러센서 ····· 36

<그림 22>Serial USB Terminal 어플리케이션 ····· 36

<그림 23>요소별 농도에 따른 200회테스트 적중률(PH, SG제외) ····· 37

<그림 24>PH 농도에 따른 200회 테스트 적중률 ····· 37

<그림 25>SG 농도에 따른 200회 테스트 적중률 ····· 38

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

<그림 26>요소별 200회 테스트 평균 적중률 ····· 38

<그림 27>제작된 소변분석지 색상측정이 가능한 PCB ····· 39

<그림 28>개발된 소변분석기 케이스 ····· 39

<그림 29>5mm X 5mm측정 홈 ····· 40

<그림 30>개발된 소변분석기 무게 ····· 40

<그림 31>제작된 소변분석기 전용 어플리케이션 ····· 41

<그림 32>개발된 어플리케이션 ····· 42

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

1. 서 론

지난 수십년간 의료기기는 비약적인 발전을 해왔으며, 많은 의료서비스 시스템을 제공해왔다[1]. 공중수신기등 불과 20년도 되지 않은 시간에 PC를 넘어선 스마트폰의 보급으로 1인 1컴퓨터 시대가 도래하면서 의료기기 업계도 IT의 영향을 받지 않을 수 없었다. 병원의 처방전을 비롯한 많은 업무가 PC로 수행되며 PC를 탑재한 의료기기로 진단 및 치료를 수행하고 있다[2,3]. 또한 스마트폰으로 진료예약 및 건강상태에 대한 헬스케어를 할 수 있는 시스템인 유헬스케어 개념도 도입되었다[4-6]. 유헬스케어란 헬스케어와 유비쿼터스의 약어로 시간과 공간에 국한되지 않고 신체의 건강정보를 점검할수 있는 시스템이며, 개인용 스마트폰의 보급으로 급속도로 퍼져나갔다[7].

본 연구에서는 위에서 언급한 IT기술을 접목하여 가정에서 쉽게 소변분석할 수 있는 모바일 기반의 가정용 소변분석기를 제안한다. 요란 인체내부에서 생명을 유지하는 동안 대사과정을 통하여 끊임없이 형성되어 비뇨기계로 배설되어지는 과정으로써 신장, 방광, 요도와 같은 비뇨기관을 통하여 배설된다. 따라서 요성분을 통해 인체의 상태나 질병의 조기발견 및 치료의 경과 예후 판별에 여러 가지 의학 정보를 얻을수 있다[8-15]. 요를 이용하여 발견할수 있는 대표적인 질병인 신장질환의 경우 질환심각성에 대한 자각을 하기 어려운 부위로써 이상소견을 조기에 발견하는 것이 굉장히 중요하다[9,11,14,35]. 미국내의 조사기관인 National Health and Nutrition Examination Survey Ⅲ에 의하면 말기신부전환자의 수는 미국 전체인구의 11%에 달한다고 보고된 바 있다[17]. 국내의 2018년 9월에 발표한 대한신장학회 소식지 제11호에 의하면 만성 신장질환 환자의 수는 2013년 151,511명에서 2017년 203,978명으로 연평균 8.7%가 지속적으로 증가 추세를 보이고 있으며, 30세이상의 성인의 약 5%가 만성신장질환을 앓고 있다고 발표했다[16]. 한국보건의료원조사에 따르면 만성신부전으로 진단 후 1회이상 혈액투석한 환자를 대상으로 한 분석 결과 2003년 대

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

비 2015년 혈액투석은 238.5%(19,940 -> 67,492명), 복막투석은 47.5%(7,182 -> 10,595명)가 증가하였고, 혈액투석의 경우 2003년에 2,133억원에서 2015년 1조 1,232억원으로 426.6%증가한 것으로 나타났으며, 복막투석은 2003년 721억원에서 2015년 1,547억원으로 114.6%증가한 것으로 나타났다[18]. 이러한 만성콩팥병환자에서 지출되어지는 의료보험 급여액은 단일 진단명으로는 가장 높은 수치인 3.24%를 차지하였고 신장질환이 악화되어 투석전 CKD 5단계일 시 고혈압환자 대비 최대 21배에 가까운 치료비를 나타내고 있어 개인의 경제적인 부담도 상당한 것으로 보인다[16,19]. 국내건강검진에서는 1998년 1월 1일부터 초, 중, 고생을 대상으로 이러한 신부전 등 여러질병을 조기발견 하기위하여 소변검사를 의무적으로 시행하고 있다[20].

위와 같은 이유로 신장을 비롯한 소변분석을 통해 알 수 있는 질병에 관심이 있는 환자나 일반인이 혈액 채취에 대한 거부감을 덜 수 있는 비침습적 방식인 소변분석으로써 질병의 발병 및 경과를 확인 할 수 있다. 반면에 소변분석을 위하여 병원을 방문하기 위한 비용, 노력, 시간을 고려하였을 때의 부담감이 적지 않고, 시장에 판매되고 있는 소변분석기의 경우 일반가정에서 구매하기에는 고가이며 부피가 크기 때문에 일반가정에서는 구비하기 힘든 문제가 있다[21-23]. 이러한 문제를 해결하기 위하여 언급된 21세기 첨단 스마트폰 시스템의 통신 및 처리능력을 기반한 휴대형 소변분석기를 제안하여 가정에서 쉽게 셀프 헬스케어가 가능 하도록한다.

소변분석의 종류는 크게 물리적 분석, 화학적분석, 현미경분석 3가지로 나뉘어진다. 물리적인 분석이란 약물, 신진대사물, 감염등이 소변색을 변색시키거나 소변에서 이상징후를 보이는 냄새가 나는 경우를 시각, 후각으로 분별하는 방식이다. 농뇨환자의 경우 흐린소변을 보이며, 당뇨병환자는 단냄새, 아미노산 부패시 유황냄새, 장 또는 방광에 구멍이 발생한경우 배변냄새가 발생한다[9]. 현미경 분석의 경우 현미경으로 소변샘플을 분석하는 방식으로 소변에 섞여 나오는 세포나 결정체 등을 관찰하는 방식이다. 10~15ml의 소변을 1500~3000RPM의 원심 분리기에서 5분동안 분리한 뒤 상부에 액체를 제거 후 소변 1방울을 슬라이드에 옮긴뒤 관찰하는 방식

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

이다. 현미경분석시 세포의 윤각을 뚜렷하게 하기 위하여 세포 염색약을 추가하는 방식도 사용되어진다. 화학적분석은 소변을 소변분석지에 묻혀서 분석지 PAD의 색상변화를 관찰하여 이상수치를 도출하는 방식이며, 현재 병원에서는 67%이상의 소변분석이 현미경을 통한 유동세포계측법으로 이루어지고 있다[24-26,36-38].

물리적인 분석의 경우 사용자의 안구컨디션이나 후각의 민감도에 따라 판단이 달라질 수 있는 단점이 있어 소변분석의 데이터 정확성을 확보하기 힘든 문제가 발생한다. 현미경분석의 경우 고가의 현미경, 세포 염색약, 소변 원심분리기, 정량측정 및 세포를 분별할 수 있는 생물학적 지식등을 필요함으로 일반 가정에서는 수행하기 힘든 문제가 있다[27]. 소변분석지 색상 변경을 이용한 화학적 검사방식은 현미경분석법과 비교하여도 높은 정확성을 나타내며 오히려 위양성반응을 자주 야기하는 현미경분석법에 비하여 높은 정확성과 낮은비용을 나타낸다[28-32]. 따라 본 연구의 소변분석기 분석방식은 병원에서 사용되는 전문성 및 고가의 비용이 발생하는 현미경분석 방식 보다 저렴하면서 높은 신뢰성을 가지는 화학적분석인 광학적인 소변분석지 측정방식을 사용하였다.

소변분석지는 백혈구(leucocytes), 비중(specific gravity), 산도(PH), 포도당(glucose), 아질산염(nitrite), 단백질(protein), 케톤체(ketones), 우로빌리노겐(urobilinogen), 빌리루빈(billirubin), 잠혈(blood) 화학패드로 구성되고 제조사에 따라 패드구성이 다르다[9,11-14,33,34]. 소변이 접촉할 시에 패드의 색상이 변색되고 이를 광학적으로 분석함으로써 정상치와 이상치를 구분한다.

소변내의 요소의 이상치마다 각각의 패드별로 삼자극치 변화량이 다른데 사용자가 육안으로 분석할 시에 사용자 안구컨디션에 따라 객관적인 데이터 도출이 힘들어질수 있다. 이를 방지하기 위하여 패드의 색상을 분석하는 컬러센서가 사용되며, 결과값 디스플레이 및 피드백을 제공하기 위한 스마트폰과의 연동이 이루어진다[34].

병원에서는 UF-100, UF-50 소변분석 디바이스를 이용하여 채취한 소변에 포함된 특이 세포에 대해 레이저 산란방식으로 영상분석을 통해 단위

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

공간당 세포의 밀집도를 측량하는 기기를 사용하고 있다. 원심분리된 소변을 현미경, 레이저반사, 딥스틱등의 총체적인 방법으로 측정하고 있으며, 높은 정확성을 가진반면 고가의 비용과 큰 부피로 인하여 가정이나 일반의원에서 사용하기 부담스러운 면이 있다[24-27]. 가정용 분석기로는 스마트폰 카메라를 이용한 소변분석 어플리케이션이 있으며, 개인용 스마트폰에 어플리케이션을 다운로드 받으면 사용할 수 있는 편리함이 있는반면 측정 시 주위광량이나 측정거리,각도등에 영향을 많이 받기때문에 상대적으로 낮은 정확도를 가지는 문제가 있다[22,23]. BLE(Bluetooth Low Energy)를 이용한 디바이스 & 스마트폰 연동 소변분석기는 측정 정확도와 스마트폰 연동을 통해 저렴한 가격을 가진반면 BLE연결 시 BLE ON/OFF관리 · 페어링 가능한 BLE 검색 · BLE 페어링과 같은 단계를 가져 사용자가 이용하기 불편한 연결방식을 가진다. 또한 BLE유지를 위해 별도의 외부전원 탑제 및 전력용량의 문제가있어 소형화가 힘들어 가정에서 사용하기에는 적합성이 다소 떨어진다[21].

본 연구에서는 위에서 언급된 문제를 해결할 수 있도록 USB 직렬연결로 스마트폰과 소변분석기를 연동하고 디바이스 소형화를 위해 모터를 탑제한 모바일기반의 가정용 소변분석기를 제안한다. 스마트폰에 USB커넥터를 삽입하면 기기연동 및 소변분석용 스마트폰 어플리케이션이 자동으로 실행되어 편리한 사용이 가능하며, 개인 스마트폰과 유선으로 1:1 통신을 하기 때문에 의료정보 유출에 대한 높은 보안성을 가진다. 개발되어진 스마트폰 앱에서 측정정보를 저장 · 관리하고 USB연결 종료 시 디바이스 내의 사용자 데이터는 휘발되어 보안성을 강화했다. 또한 가정에서 소변분석이 필요한 중장년층의 스마트폰 환경을 고려하였을 때, BLE의 경우 안드로이드 4.4.0이하 버전에서는 연동되지 않는 문제가 있는것인 반면 USB연결방식은 모든 버전에서 사용 가능하여 실사용자들을 고려한 시스템이라 판단된다. 현재 상업용 가정용소변분석기의 경우 스트립지의 10종 패드의 색상을 분석하기위하여 컬러센서 10개가 사용되는 반면 본 연구에서 제시하는 디바이스는 모터를 사용한 스트립 이동화방식을 통하여 1개의 컬러센서로 10종패드를 측정 할수 있어 소형화 및 정확성을 저가의 가격으로 확보함으

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

로써 고가의 장비를 구비하지 못한 가정이나 일반의원에서 안구컨디션에 많은 영향을 받던 육안비색 판별법에 대한 오류를 제거할 수 있을 것이라고 판단된다.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

2. 재료 및 방법

2.1. 소변분석기 시스템 구상:

본 연구를 통해 개발된 시스템의 구성도는 그림 1와 같이 컬러센서를 이용한 소변분석지 색 측정 및 MCU를 통한 도출된 데이터 분석·전송하는 디바이스단과 고성능 프로세서를 이용한 소변분석 디바이스 제어 및 결과값 디스플레이하는 스마트폰 어플리케이션으로 나뉘어진다. 소변분석기의 전체적인 구조도는 균일한 측정환경을 제공하는 디바이스로 시료스틱을 삽입 후 측정이 이루어진다. 삽입 된 스틱이 모터를 통해 이동되면서 TCS3200센서의 측정위치에 도달하게 되면 LED로 인해 인위적으로 발생된 빛이 반사되어 반사된 빛이 필터를 통해 측정이 수행된다. 필터는 빛의 삼원색인 Red, Green, Blue 각각의 파장대에 해당하는 빛을 통과시켜 최종적으로 각 파장대에 비례하는 전압값이 ADC핀으로 출력된다. 출력된 ADC 값을 MCU에 탑제된 내부 알고리즘으로 보정함으로써 정확한 색상을 판별할수 있다. 분석된 결과값에 대한 각 요소의 농도 색상값은 디스플레이를 위해 USB를 통해 스마트폰으로 전송되어진다. 모터로 인해 사용되어진 시료스틱은 자동으로 폐기되어지며, 스마트폰에서 전송된 데이터값의 디스플레이 및 예상되어지는 질병군을 사용자에게 제공한다. 디바이스의 색상 인식정확도 향상을 위해 위와 같은 실험을 반복적으로 수행하여 보정 알고리즘 도출식에 적용한다.

2.2. 컬러센서 측정원리:

컬러센서는 삼자극치값을 계측하기 위한 포토다이오드(photodiode)와 광필터(optical filter)가 존재한다[34]. 그림 2와 같이 소변분석지에 소변이 접

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

촉되면 소변내 요소들의 농도에 따라 각 패드의 색상이 다르게 나타난다. 소변 스트립지를 컬러센서로 반복측정을 수행해 분석되어진 결과값과 측정되어지는 값이 일치하는지 비교하여 정확도를 확인한다. 그림 3 와 같이 소변을 묻힌 스트립지의 색상을 LED와 RGB센서를 이용한 광학적 측정을 통해 MCU에서 대사체의 농도를 분석하여 스마트폰으로 전송한다.

2.3. 소변분석지 구성:

그림 4와 같이 실험용 소변분석지 제조사에서는 분석지 및 진단결과를 알 수 있는 비색표를 제공한다. 차트에 의하면 소변내 요소의 농도에 따라 분석지 패드의 색상은 요소별로 차이를 보인다. 백혈구 음성(-)~양성(+++), 단백질 음성(-)~양성(++++), 포도당 음성(-)~양성(+++), 아질산염 음성(-)~양성(+++), 케톤체 음성(-)~양성(+++), 우로빌리노겐 음성(-)~양성(+++), 빌리루빈 음성(-)~양성(+++), 잠혈 음성(-)~양성(+++)로 구분되고 산도(PH)와 비중는 각각 알칼리(5.0)~산성뇨(9.0), 저비중(1.000)~고비중(1.030) 와 같이 수치값을 이용하여 판별한다.

2.4. 색분석 알고리즘:

그림 5과 같이 현재 측정되어진 삼자극치 값이 음성(-)~양성(++++)중 어떤 범위에 속하는지 최소거리 도출함수를 통한 가중치를 증가시켜 유사도 분석이 이루어진다. 측정되어진 Red Green Blue값에 대한 음성(-)~양성(++++) 을 판단하기 위하여 그림 6와 같이 증가된 가중치 변수 중 가장높은 값으로 농도값을 도출하여 USB연결을 통해 스마트폰으로 전송한다. 디바이스의 측정시작을 위해 연결된 USB를 통해 표 1와 같이 스마트폰에서 16진수 데이터가 송신되며, 프로토콜에 따라 요소별 농도를 디스플레이

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

한다. 보정된 농도값은 표 2와 같이 프로토콜에 따른 16진수값이 스마트폰으로 전송되며, 스마트폰LCD화면을 통해 GUI로 디스플레이 된다.

2.5. 마이크로컨트롤러 시스템 설계:

시스템 구성은 그림 7과 같이 소변분석지를 이동시키는 동력모듈인 5V를 전력을 공급받아 동작하는 모터(28BYJ-48 - 5V Stepper Motor, Kiatronics, Tauranga, New Zealand), RGB센서(TCS3200 COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER, ams AG , Tobelbader Strasse 30 8141 Premstaetten, Austria)와 백색 LED(HSMW-C170-U0000, broadcom, California, USA)모듈이 색취합을 위해 근접한곳에 위치하여 분석지 색상패드를 측정하도록 설계되었다. 컬러센서는 프리스케일러를 지정하여 센서민감도를 조절할수 있으며, S0~S3핀에 3.3v의 전압차를 이용해 red, green, blue각 채널의 파장을 감지하여 삼자극치값을 도출한다. 측정되어지는 색 정보의 아날로그 파장값은 ADC핀을 통해 디지털 수치로 MCU에 전송된다. 단계별 농도값으로 분석된 데이터는 FTDI모듈(FTDI Chip, Glasgow, G41 1HH, England)모듈을 통해 USB 직렬통신방식으로 제어용 스마트폰 어플리케이션으로 전송된다. USB 직렬방식은 스마트폰과 소변분석기 간에 유선 연결방식으로써, UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)을 이용한 데이터 통신방식이다. 본 연구에서는 9600bps로 전송속도(baud rate)를 선택하여 데이터 송·수신을 수행한다.

컬러센서의 값은 0~255 범위내 값으로 나타내기 때문에, 색의 강도에 대한 전반적인 수정을 위하여 측정 센서값의 색조화를 수행한다. White Balance를 통해 흰색 값에 대한 Red Green Blue 비율 값을 도출하고, 측정된 삼원색 수치를 미리 도출되어진 비율값으로 조정하여 범위내의 값으로 변환한다.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

2.6. 디바이스 회로 및 케이스설계:

아트워크의 구조는 그림 8과 같이 설계되었다. 백색 LED와 컬러센서는 후면부 중앙에 위치하여, 측정 시 외부로부터 유입될수 있는 광에 대한 영향을 최소화하였다. PCB 전면부에는 점퍼선으로 연결한 모터가 장착된다.

광학 측정방식의 소변분석기는 외부에서 유입되는 광량에 따라 시스템 오차가 발생할 수 있다. TCS3200 컬러센서가 광원의 영향을 받은 경우 RGB 스펙트럼의 변화가 발생하여 반복적인 실험에서 값을 동일하게 유지하지 못하는 이유가 될 수 있다. 이를 방지하기 위해서는 측정 시 암실을 제공하여 색파장에 영향을 미치는 외부적요인을 차단하는 케이스가 필요하다.

그림 9은 소변분석기 아트워크와 모터, 소변분석 스트립이 들어갈수 있게 3D 모델링 프로그램으로 제작되어진 케이스이다. (a)는 케이스 외부구성으로써 기기에 이상이 발생한 경우를 대비한 재시작 버튼과 데이터 송수신 및 배터리 공유를 위한 USB 포트, 소변스틱이 이동 중 흔들림없이 측정하기 위한 측정레일로 구성된다. (b)와 같이 케이스 내부에서 모터가 소변분석기 하단에 위치하여 분석 스트립지를 이동시키는 역할을 수행한다.

2.7. 디스플레이를 위한 어플리케이션 설계:

소변분석 디바이스의 제어와 측정된 결과값 디스플레이를 위하여 스마트폰에서 조작 가능한 UI·UX가 제공되어야한다. 또한 R, G, B값을 바탕으로 도출 된 농도 색상값을 사용자 언어로 변경하여 GUI에 추가하는 함수 역시 필요하다. 연결 된 USB를 통해 보정된 16진수 값이 스마트폰으로 전송되면 각 요소별 농도값인 음성(-)~양성(++++)을 순차적으로 디스플레이 한다. 변환되어진 값은 정상수치일 때는 녹색, 경고수치일 경우 노란색, 이상수치에 가까울수록 붉은색으로 표시되어 사용자가 한눈에 건강상태를 알아

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

볼 수 있도록 한다. 이상수치에 대한 예상되어지는 질병을 분석하여 보건복지부에서 제공하는 질환정보에 대한 텍스트와 동영상을 제공받을 수 있다.

그림 10와 같이 스마트폰에서 수신되어진 16진수 보정값을 사용자 언어로 변환하여 위험도에 따른 색상별로 화면에 디스플레이한다. 디바이스로부터 측정되어진 16진수 값을 수신하여 요소별로 음성(-)~양성(++++)으로 변환하고 SG(specific gravity) 1.000~1.030와 PH 5.0 ~ 9.0는 수치값으로 변환하며, 측정오류로 인한 재측정이 필요한경우 에러로 표기한다. 요소별 결과값에 따라 라이프코칭을 제공하기 위하여 질병분석 함수를 통해 디스플레이 되는 10종 결과값에 대한 이상수치를 판단하게 된다. 결과 값이 음성(정상치)인 경우, 라이프코칭을 제공하지 않는다. 이상수치(양성 1+, 2+, 3+, 4+)의 단계에 따라 예상되는 질병에 대한 보건복지부의 정보를 제공한다. 사용자는 셀프 헬스케어가 가능하도록 질병에 대한 라이프코칭 기능을 사용할수 있다. 보건복지부에서 제공하는 질병정보의 원본을 제공받을수 있도록 별도의 전체 텍스트를 볼 수 있는 화면도 구성된다.

2.8. 소변분석지 결과값에 따른 예상질병 분석:

소변내의 요소별 농도값은 스마트폰으로 전송되어 이상수치에 대한 예상질병이 도출된다. 각 요소의 발병가능한 질병은 아래의 표 3 표 4와 같다.

2.8.1. 백혈구(leukocyte)검사:

감염되지 않은 정상적인 소변에서는 소량의 백혈구만 발견된다. 비뇨생식기관이나 신장의 장애가 발생하였을 경우 백혈구 수치가 증가하기 때문에 비뇨기관의 감염증상을 파악하는 검사로 사용된다[9,41,42].

2.8.2. 비중(Specific Gravity)검사:

비중 검사는 체내의 불필요한 물질이나 여분의 수분을 요로 배설하는 신

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

장의 장애를 파악하는 지표로써 이용된다. 정상비중은 1.003~1.035 사이로 변동하며, 많은 양의 수분을 섭취하면 요비중은 낮아지고 물을 마시지 않으면 수치가 증가한다. 저비중은 만선신장염, 요붕증에 의하여 야기되며 고비중은 신증후군, 당뇨병, 신부전등으로 야기되어질 수 있다[9,43,44].

2.8.3. 산도(PH)검사:

소변의 산도는 신장에서의 산성, 염기성의 균형상태를 반영한다. 인체의 폐와 신장이 산성, 알칼리성의 소변 균형에 주요한 영향을 미치기 때문에 소변내 PH검사를 통하여 해당 기관의 감염여부를 파악할 수 있다[9, 45-47].

2.8.4. 포도당(Glucose)검사:

포도당은 췌장에서 분비되는 인슐린 호르몬의 작용으로 분해되어 에너지로 변하고 요중에는 거의 나타나지 않는다. 혈당치가 일정한도를 넘는 경우 다량의 당이 소변으로 빠져나오게되는데 소변내의 당을 검사함으로써 상기 질환의 발병가능성을 예측할 수 있다[9,48,49].

2.8.5. 아질산염(Nitrite)검사:

아질산염은 정상소변에 존재하는 질산이 세균에 의하여 아질산염으로 전환되는 원리를 이용하여 비뇨기계의 세균 유무를 검출함으로써 감염여부를 파악하는 검사이다[9,41].

2.8.6. 단백질(Protein)검사:

신장에서 요가 생성될 때 단백질은 사구체에서 여과되어 원뇨속으로 나오지만 세뇨관에서 재흡수되어 혈중으로 되돌아간다. 따라서 건강인에 소변에서 단백은 거의 나타나지 않는다. 단백질 검사는 단백뇨를 검사함으로써 요도결석, 윌슨병, 당뇨병, 종양, 골수종, 혈색소뇨증 등의 질환을 검사할 수 있다[9,50-52].

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

2.8.7. 케톤체(Ketone)검사:

정상소변의 경우 케톤체가 존재하지 않으나 지방대사가 과다하게 발생할 경우 케톤뇨가 나타날 수 있다. 탄수화물 대사능력이 손실된 경우, 과다한 탄수화물손상 등의 상황에서 발생되어질 수 있으며 주로 당뇨병으로 인하여 탄수화물이 신체의 에너지원으로 사용되어질 수 없는 경우 체내에 케톤체수치가 증가하면서 소변으로 다량의 케톤이 검출되어 이를 이용한 관련 질병의 유무를 판별할 수 있다[9,53,54].

2.8.8. 우로빌리노겐(Urobilinogen)검사:

헤모글로빈 내부의 빌리루빈이라는 담즙이 구성성분인 색소로 변하여 장내로 들어오게되는데 장내세균에 의하여 분해되어 우로빌리노겐이 생성된다. 건강인의 경우 대부분 변과 함께 배설되어지지만 일부는 장벽에 흡수되어 간으로 돌어가 요와함께 배설된다. 우로빌리노겐 수치가 증가하면 간의 장애나 적혈구가 파괴되어 용혈이 일어나게 되는데 요중 우리빌리노겐을 검사함으로써 관련질병을 검사한다[9, 55].

2.8.9. 빌리루빈(Bilirubin)검사:

적혈구가 간에서 분해되면서 생성되는 담즙색소로써 보통 장내로 배설되어진다. 담즙이 정상적으로 배출되어지지 않으면 혈액내 빌리루빈 수치가 증가하며 소변으로 배출되게 되는 점을 이용하여 검사한다[9, 56].

2.8.10. 잠혈(Blood)검사:

신장이나 소변이 통과하는 통로에 이상이 있으면 요중에 약간의 적혈구가 섞이는 경우가있다. 잠혈검사는 소변내 적혈구 농도를 검출하여 요관결석, 요관종양, 방광염, 방광결석, 요도염, 백혈병등을 검사한다[9,57,58].

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

2.9. 컬러센서 시스템 설계:

2.9.1. 소변분석지 제작:

아래 그림 11은 소변분석지 색측정 실험을 위하여 PC에서 제공되는 프로그램으로 상업용 소변분석지 비색표의 RGB값을 추출하여 47종의 색상차트를 재구성하였다. 제작 된 색상 차트를 출력 후 소변분석지 색상 패드에 부착하여 그림 12 와 같이 백혈구~잠혈 요소에 대한 실험용 소변분석지를 제작하였으며, 그림 13와 같이 요소가 가지는 단계별 농도값으로 구성된다. 소변분석지 측정에 앞서 소변분석지의 색을 구분하기 위하여 단계별 색상값에 대한 삼자극치 값을 디바이스 내부에 저장하는 과정이 필요하다. 실제 측정되어지는 R, G, B색상을 검출하기 위해 완성된 디바이스 환경에서 제작된 소변분석지 컬러 값을 반복 측정한다.

2.9.2. 컬러센서 설계를 위한 표준편차 도출 실험:

개발된 디바이스의 컬러센서로 제작되어진 소변분석지의 각각 100회 반복측정을 통해 표준편차를 도출하여 각 요소별 단계별 농도값의 R, G, B값의 범위가 결정되며, 실제 측정 시 마이크로컨트롤러 최소거리 도출함수 알고리즘을 통해 범위값과 비교하여 유사도 검사를 수행한다. 그림 14와 같이 각 소변스틱 마다 200회 측정 테스트로 도출 된 요소의 농도값의 디스플레이를 위하여 스마트폰으로 전송하여 알고리즘의 정확도를 확인한다.

2.10. 색 분석:

올바른 색상을 판별하기 위해 측정되어진 값이 실제 농도값에 대응하도록 보정구간이 필요하다. 보정구간을 도출하기 위해 동일한 환경에서 반복적인 실험을 통해 각 색상별 표준편차를 도출하고, 이와 같은 과정을 통해 정확성을 확보한다.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

실험용 소변분석지를 동일한 환경에서 단계별 색상값의 200회 반복측정을 통해 표준편차 도출하고 보정곡선을 생성한다. 디바이스의 컬러센서(TCS3200)으로 측정한 계측값과 참값을 비교하는 것은 그림 15 ~ 그림 17와 같다.

2.11. 디바이스 대조군:

그림 18의 (a) (b)는 대형병원에서 사용되어지는 광학측정 기반의 소변분석기이며, 균일한 환경에서의 광학측정을 통하여 높은 정확도를 도출한다. 측정 결과를 전면 LCD에 디스플레이 하여 결과값을 확인할 수 있어 편리한 반면 고가의 부품으로 구성되어 가정에서 구비하기 어려운 문제가 있다. 또한 마이크로컨트롤러의 한정된 메모리와 작은 LCD크기로 사용자 데이터 관리 및 질환에 대한 풍부한 피드백을 제공하기 힘들다[25-27].

그림 19는 스마트폰 기반의 소변스트립 분석 어플리케이션이다. 스마트폰의 카메라를 이용해 사진을 찍은 후 영상분석을 통해 스트립의 색상 변화량을 인식하는 방식이다. 대형병원 소변분석기는 고가의 비용과 부피가 큰 반면 스마트폰 어플리케이션을 이용하여 비교적 간편하고 저렴한 장점이 있다. 하지만 주위광량이 일정하지 않고 측정거리, 각도에 따라 값에 오차가 발생하여 위양성·위음성와 같은 결과를 발생시킬 확률이 높다[22,23].

그림 20는 BLE통신을 이용한 무선 연결통신방식 소변분석기로써, 대형병원과 스마트폰의 소변분석기의 단점을 보완하였다. 디바이스에서 측정되어진 색상값의 디스플레이를 위하여 BLE를 통해 연결되어진 스마트폰으로 전송한다. 스마트폰의 프로세서를 기반으로 디바이스의 비용과 소형화가 가능하다. 또한 스마트폰 프로세서의 방대한 메모리 크기를 이용한 의료데이터 관리 및 질병에대한 풍부한 피드백을 제공할 수 있는 반면, 10개의 컬러센서로 인하여 디바이스 소형화가 힘들고 주요 타겟층인 중장년층이 사용하기에 BLE 연결방식은 편의성이 떨어진다. 사용하지 않는 상태에서도 블

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

루투스 특성상 연결 대기 상태를 유지해야하기 때문에 배터리 용량문제가 발생한다[21].

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

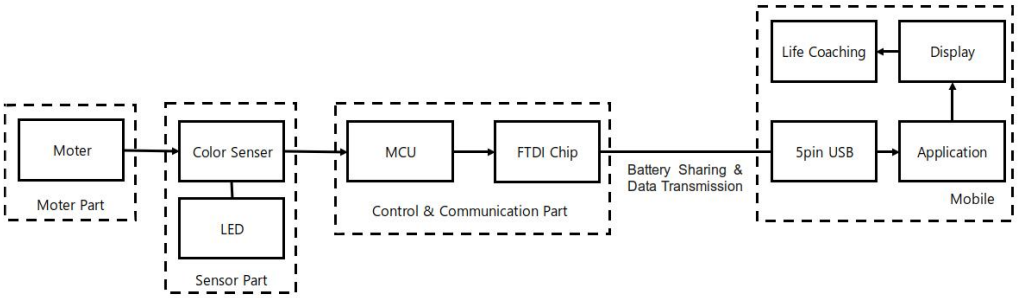


그림 1. 소변분석기 구조도

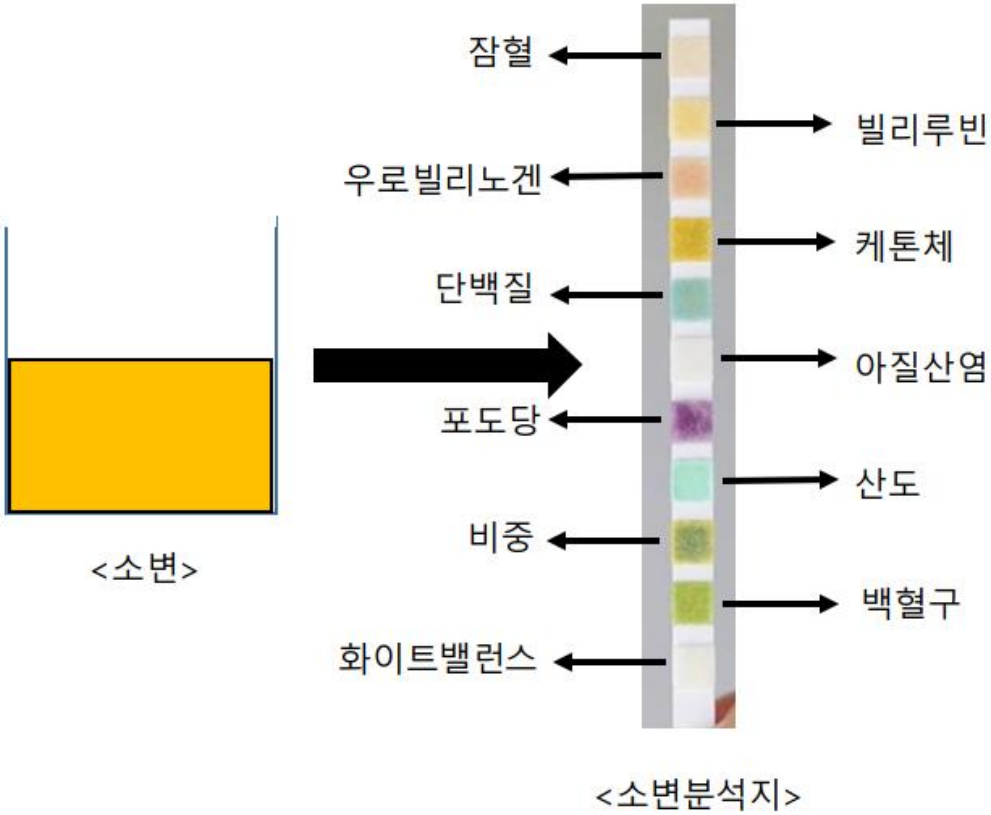


그림 2. 소변분석지 색변화

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

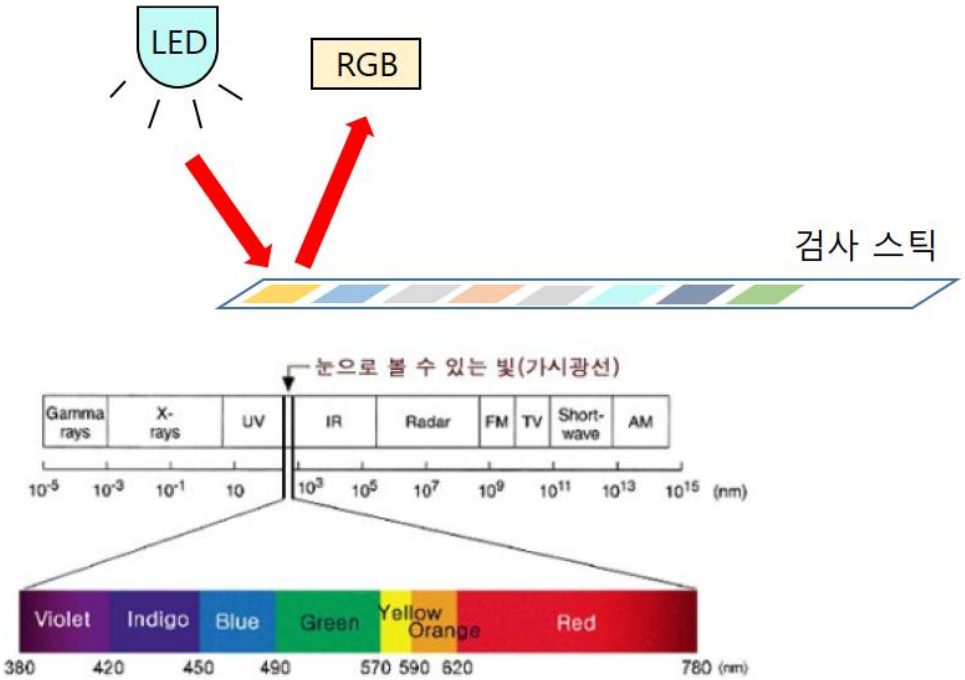


그림 3. 소변분석기 색측정

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

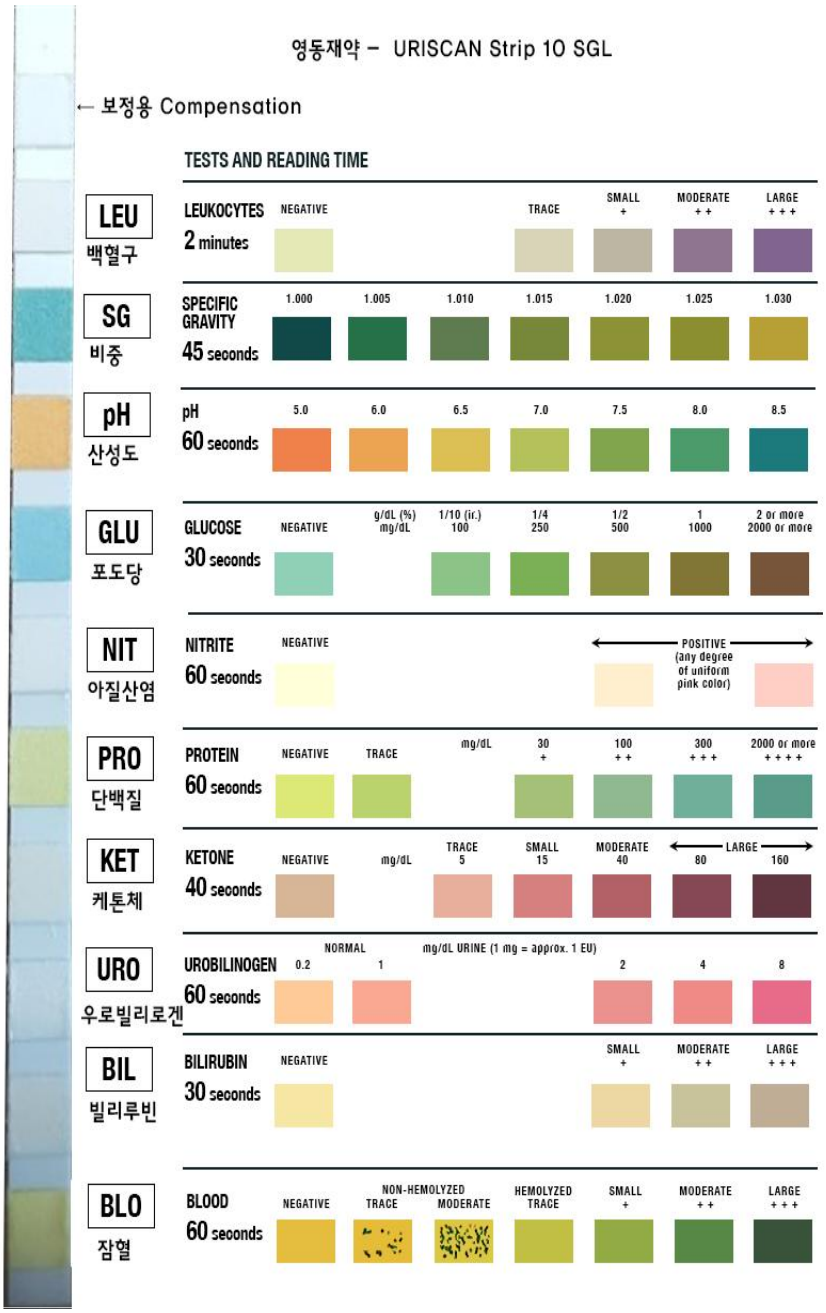


그림 4. 컬러센서 비색표

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

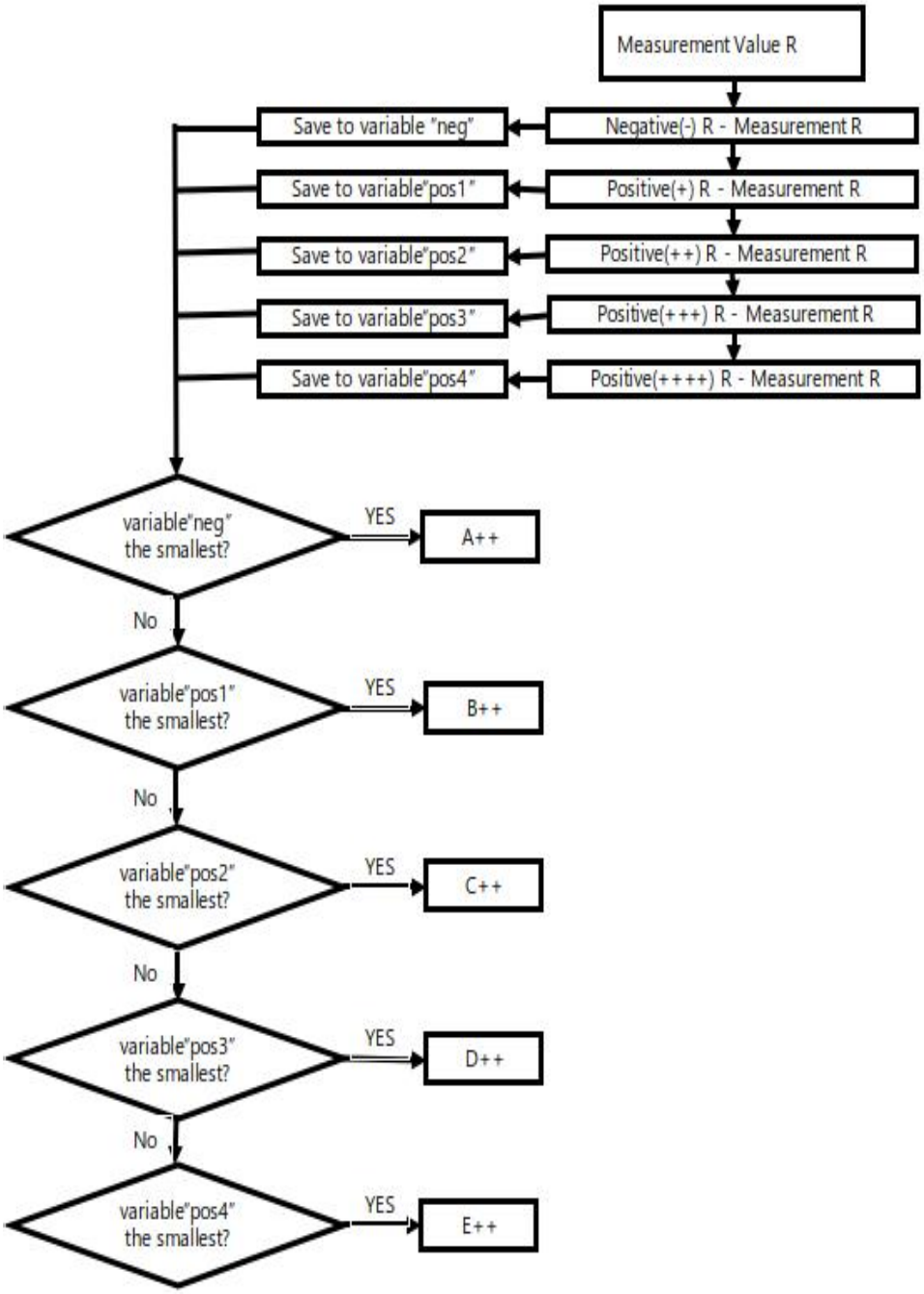


그림 5. 최소거리 도출 함수 다이어그램

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

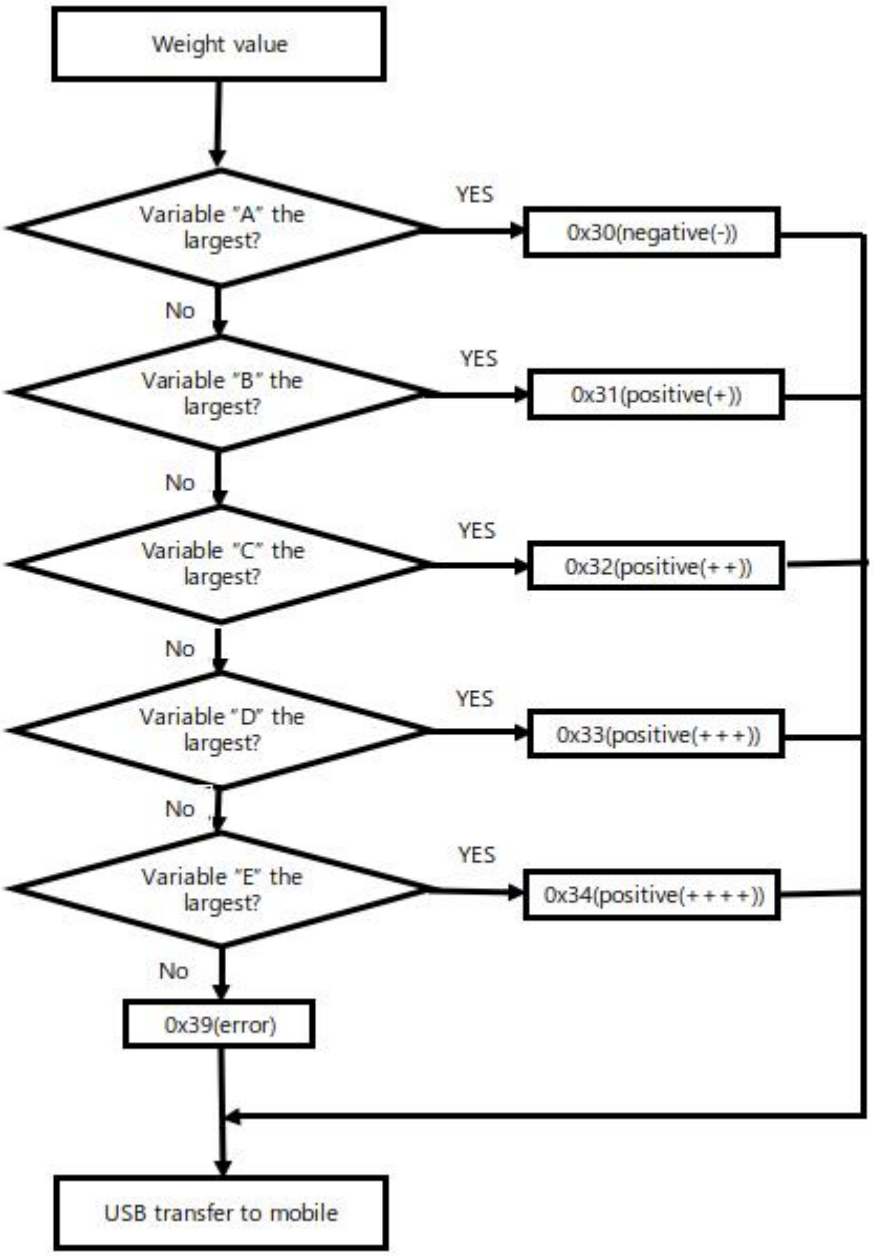


그림 6. 음성(-)~양성(++++) 판별함수 다이어그램 : 음성 0x30(ASCII '0'), 양성 1단계 0x31(ASCII '1'), 양성(++) 2단계 0x32(ASCII '2'), 양성 3단계 0x33(ASCII '3'), 시스템 오류0x39(ASCII '9')

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

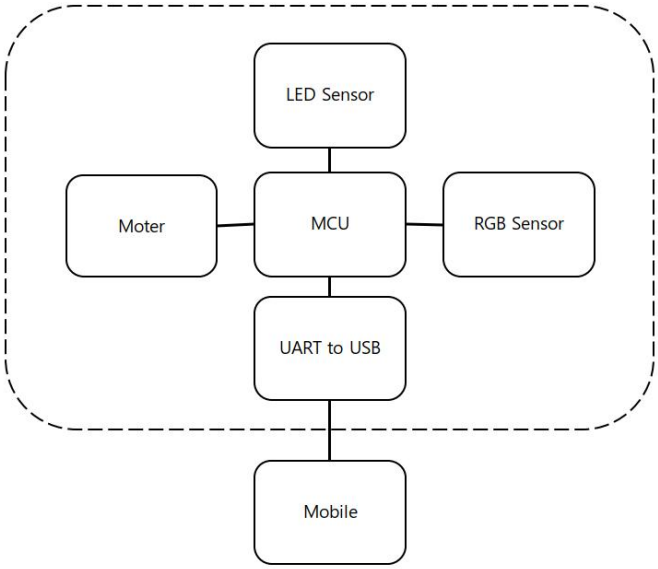


그림 7. 시스템 다이어그램

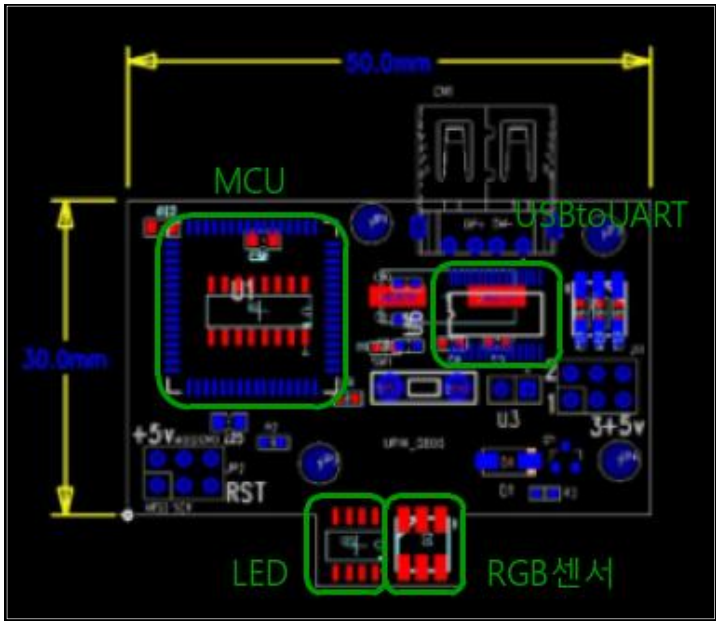
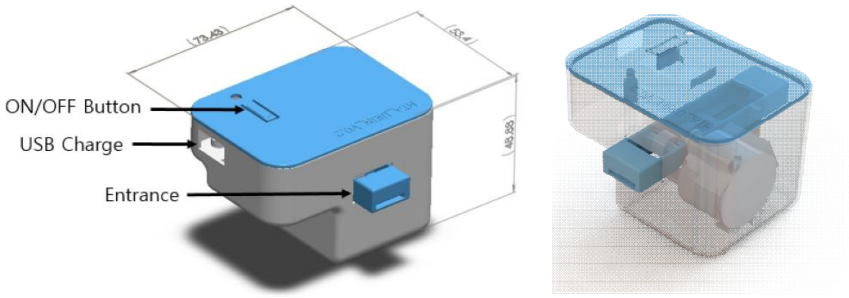


그림 8. 제안된 색상값 측정이 가능한 아트워크 디자인

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY



(a) (b)

그림 9. 케이스 외부구조

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

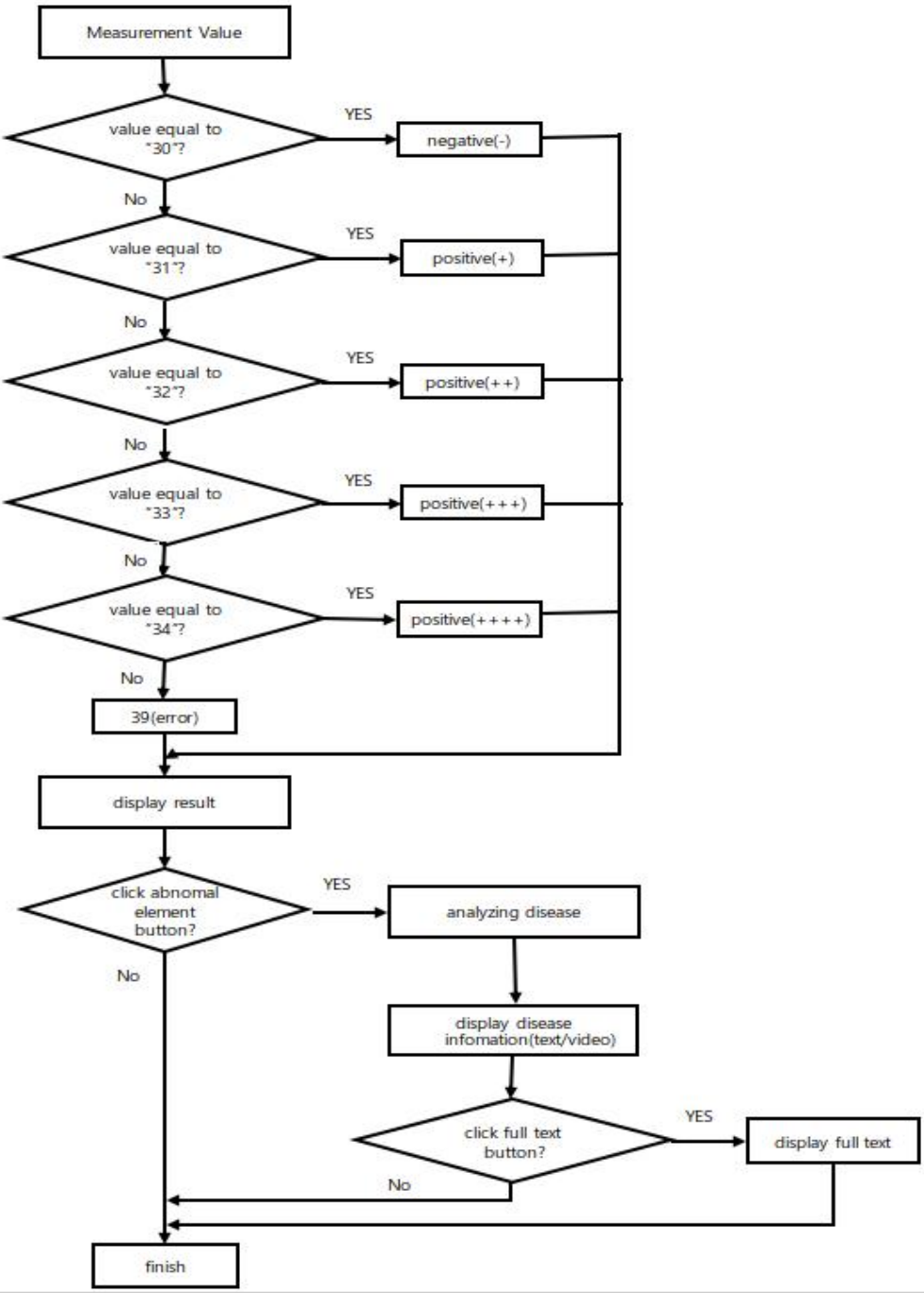


그림 10. 스마트폰 어플리케이션 구조도

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

백혈구(–)	백혈구(+)	백혈구(++)	백혈구(+++)
비중(1.000)	비중(1.005)	비중(1.010)	비중(1.015)
비중(1.020)	비중(1.025)	비중(1.030)	산도(5.0)
산도(6.0)	산도(6.5)	산도(7.0)	산도(7.5)
산도(8.0)	산도(9.0)	포도당(–)	포도당(+)
포도당(++)	포도당(+++)	아질산염(–)	아질산염(+)
아질산염(++)	아질산염(+++)	단백질(-)	단백질(+)
단백질(++)	단백질(+++)	단백질(++++)	케톤체(-)
케톤체(+)	케톤체(++)	케톤체(+++)	우로빌리로겐(-)
우로빌리로겐(+)	우로빌리로겐(++)	우로빌리로겐(+++)	빌리루빈(-)
빌리루빈(+)	빌리루빈(++)	빌리루빈(+++)	잠혈(-)
잠혈(+)	잠혈(++)	잠혈(+++)	

그림 11. 실험용 컬러 레퍼런스 차트

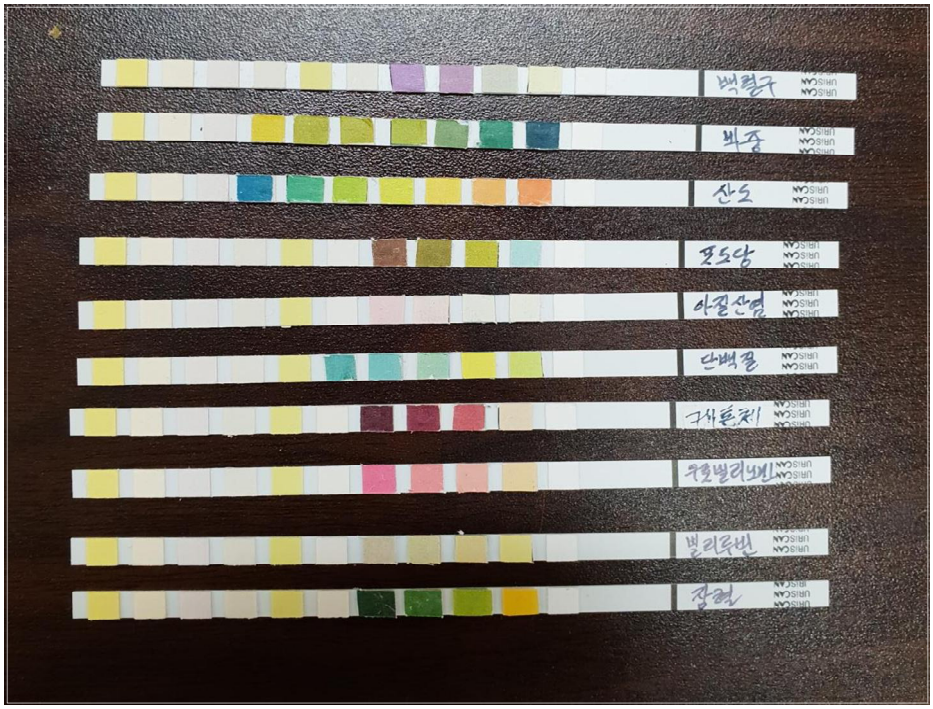


그림 12. 실험용 소변분석지

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

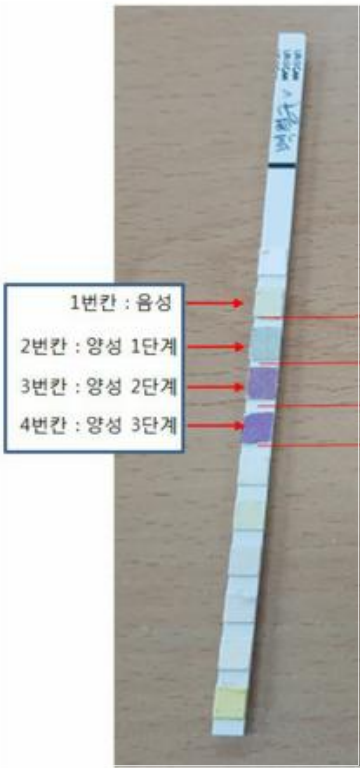


그림 13. 백혈구 단계별 농도값에대한 색상

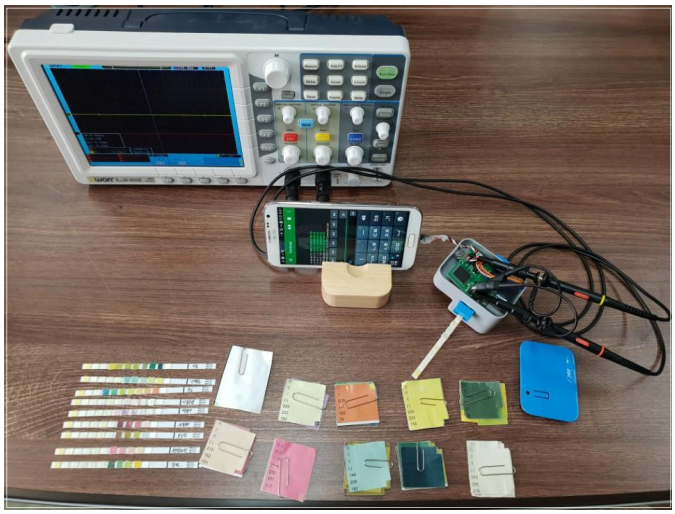


그림 14. 소변분석기 성능 실험

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

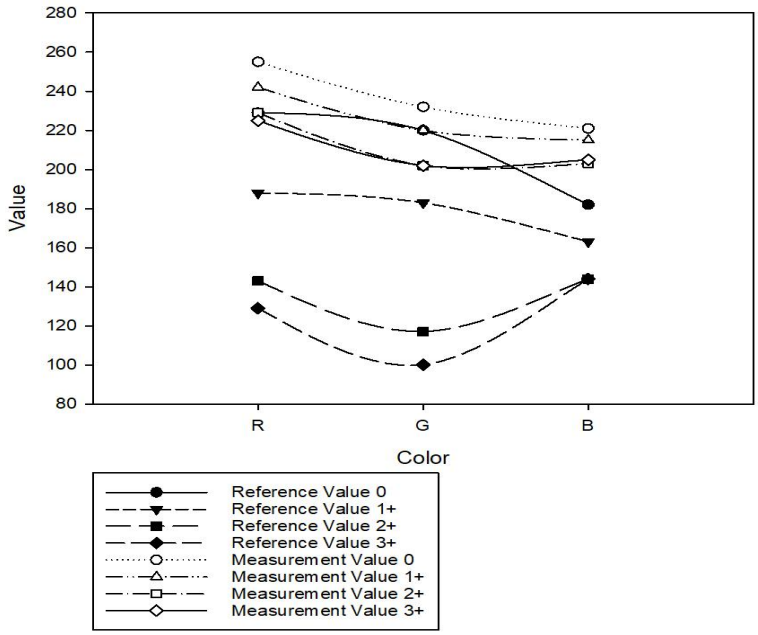


그림 15. 백혈구 RGB 참값 측정값 비교

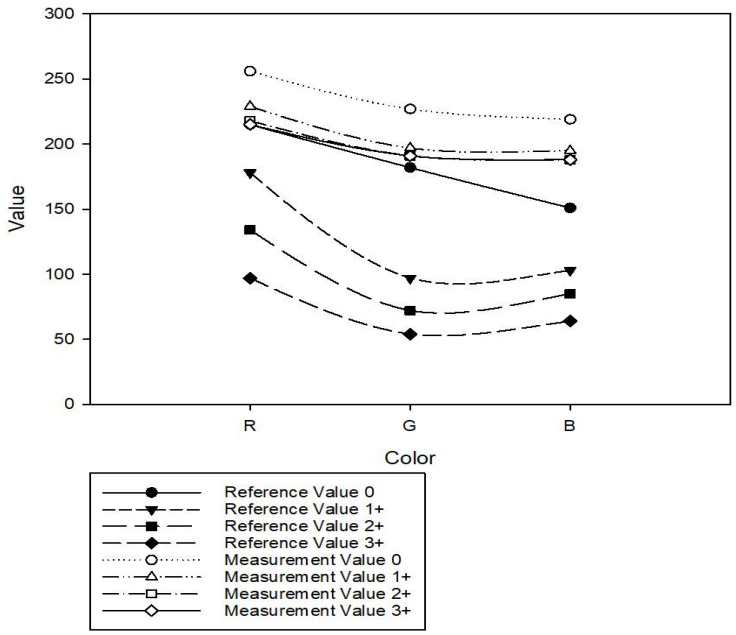


그림 16. 케톤체 RGB 참값 측정값 비교

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

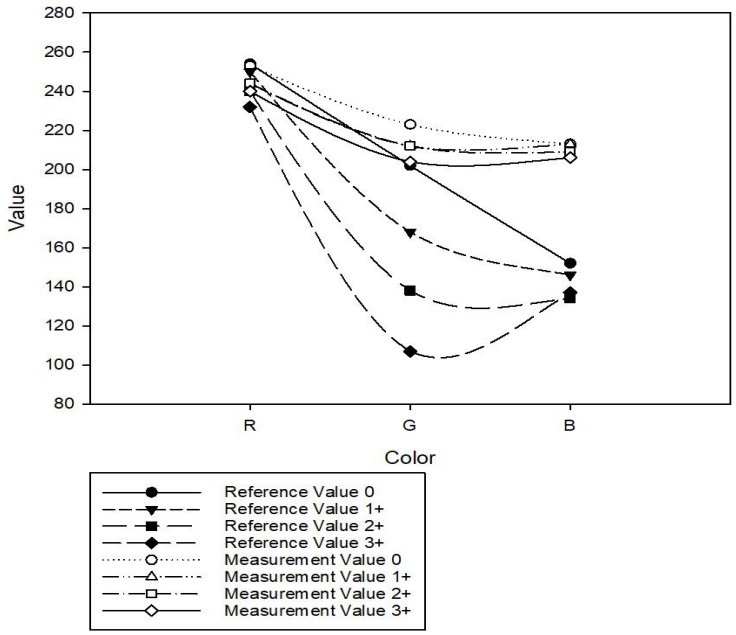


그림 17. 우로빌리노겐 RGB 참값 측정값 비교

(a) (b)

그림 18. LCD 디바이스 소변분석기

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

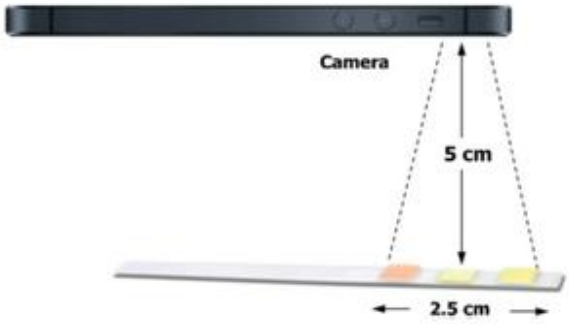
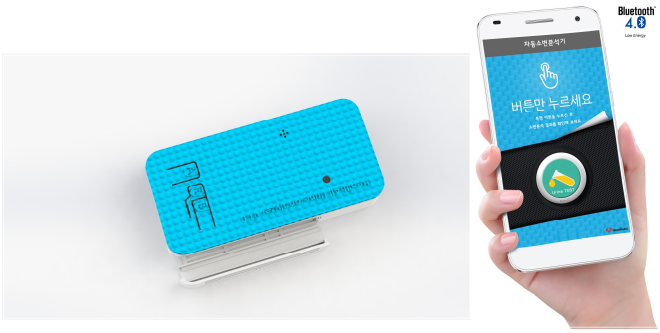


그림 19. 스마트폰을 이용한 소변분석기



(a) (b)

그림 20. BLE통신 기반 소변분석기

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

표 1. 스마트폰에서 디바이스로 송신되는 16진수 프로토콜

Mobile 입력 값	측정요소
0x11	백혈구(LEUKOCYTES)
0x22	비중(SPECIFIC GRAVITY)
0x33	산도(PH)
0x44	포도당(GLUCOSE)
0x55	아질산염(NITRITE)
0x66	단백질(PROTEIN)
0x77	케톤체(KETONE)
0x88	우로빌리노겐(UROBILINOGEN)
0x99	빌리루빈(BILIRUBIN)
0x00	잠혈(BLOOD)

표 2. 디바이스에서 스마트폰으로 송신되어지는 16진수 프로토콜

Device 반환값	음성/양성	비중	산도
0x30(ASCII : 0)	음성(-)	저비중(1.000)	알칼리(5.0)
0x31(ASCII : 1)	양성(+)	저비중(1.005)	정상산도 (6.0~7.0)
0x32(ASCII : 2)	양성(++)	저비중(1.010)	산성(7.5)
0x33(ASCII : 3)	양성(+++)	정상비중 (1.015~1.025)	산성(8.0)
0x34(ASCII : 4)	양성(++++)	고비중(1.030)	산성(9.0)
0x39(ASCII : 9)	Error		

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

표 3. 스마트폰에서 분석하는 이상질환 판별 표

이름	정상치	질환
백혈구 (Leukocytes)	음성(-) 위음성 (±)	신장이나 비뇨 생식기관 이상, 사구체신염, 낭창성 신염, 종양, 신결석
산도 (PH)	6.5	산성 : 당뇨병, 통풍, 신염, 공복, 탈수, 발열, 알칼리 : 뇨로감염증, 과호흡
비중 (Spec. Gravity)	양성(+) 2단계~4단계	저비중 : 만성신장염, 요부증 고비중 : 신증후군, 당뇨병, 심부전
뇨당 (Glucose)	음성(-)	당뇨병, 신성당뇨, 내분비질환(그레이브스 병, 말단비대증, 쿠싱증후군, 갈색세포종)췌장질환(췌장염,췌장암), 간경변, 뇌종양, 식이성당뇨(위절제 후)
아 질산염 (Nitrite)	음성(-)	신우신염, 방광염, 뇨도염
단백질 (Protein)	음성(-)	요관, 방광, 요도의 결석, 감염, 종양,골수종, 혈색소뇨증, 미오글로빈뇨증, 월슨병, 이식신, 중금속 및 약물중독,신장염, 신증후군,아미로이드시스 (유전분증), 당뇨병, 교원병
케톤 (Ketone)	음성(-)	중증 당뇨병(당뇨병 성), 갑상선기능항진증, 말단거대증, 쿠싱증후군, 기간 절식, 발열, 격심한 구토, 설사, 약물중독
유로빌리노겐 (UroBilinogen)	위양성 (±) 약양성(+)	음성(-) : 폐색성황달, 간장애, 용혈성황달, 폐색성황달 중등도 이상 양성(+) : 급성간염, 만성간염, 용혈성 황달
담즙색소 (Billirubin)	음성(-)	답즙색소 양성(+) / 우로빌리노겐 음성(-) : 폐색성 또는 담즙 울체 질환 답즙색소 양성(+) / 우로빌리노겐 양성(+) : 실질장애 의심
뇨잠혈 (Blood)	음성(-)	신장의 외상, 신결핵, 신결석, 신농양, 신장암, 급.만성장염 , 요관결석, 요관종양, 방광염, 방광종양, 방광결석, 요도염, 전립선염, 전립선암, 요도의 이물, 백혈병

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

표 4. 질병에 따른 요소

이름	질환
당뇨병	포도당(+1 이상), 케톤(+1 이상), 비중(1.030이상), PH(7.0이상), 단백(+1 이상)
간경변, 간염	빌리루빈(+2) , 유로빌리노겐(+2) , 포도당(+1 이상)
신장질환	단백질(+1 이상), 잠혈(+1 이상), 백혈구(+1 이상), 아질산염(+1 이상), PH(7.0 이상), 비중(1.012이하)
요관, 방광, 요도결석	PH(6.0이하), 뇨단백(+1이상), 잠혈(+1 이상), 아 질산염(+1 이상),
요로감염	뇨단백(+1 이상), PH(6.0이하), 뇨 잠혈(+1 이상)
방광염	백혈구(+1 이상)
요도결석	PH(7.0이상, 6.0이하)
폐쇄성황달	빌리루빈(+2), 우로빌리루빈(-)
간세포성황달	빌리루빈(+2), 우로빌리루빈(+2)
용혈성황달	빌리루빈(-), 우로빌리루빈(+2)
뇌종양, 뇌외상	포도당(+1이상), 뇨잠혈(+1이상)
갑상선기능항진증	케톤(+1이상), 포도당(+1 이상)
심부전	비중(1.030 이상), 단백질(+1이상)
탈수	PH(7.0이상), 비중(1.030이상)
기아	케톤(+1 이상), PH(7.0이상)
통풍	PH(7.0이상)

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

3. 성 적

3.1. 설계 된 컬러센서 시스템 검증:

3.1.1. 컬러센서 제작:

본 연구에서 제안하는 컬러센서는 앞서 진행한 시뮬레이션 결과에 따라 제작되었다. 그림 21는 TCS3200컬러센서와 백색 LED를 소변분석기 중앙에 배치하여 측정오차를 발생시킬 수 있는 외부의 광원으로부터 영향을 받지 않게 설계되었고 각각의 센서의 높이가 7mm로 동일하며, 폭의길이의 합은 12mm로 제작된다. 모터를 이용한 소변분석지 이동화 방식을 통하여 1쌍의 컬러센서와 LED로 10개의 요소를 측정가능하도록 설계됨으로 낮은 디바이스의 단가와 소형화 및 경량화를 가능하도록 했다. 제작된 소변분석기를 이용하여 소변스트립지를 측정함으로써 정확도 검증을 수행한다.

3.1.2. 컬러값에 대한 레퍼런스 차트 생성:

컬러센서의 측정 값을 구분하기 위해 시스템내부에 10가지 각 요소에 대한 음성(-)~양성(++++)에 대한 삼자극치값 레퍼런스 차트가 필요하다. 레퍼런스 차트의 RGB값의 정수형 배열과 실제 측정시 표준편차 값은 표 5와 같이 구성된다.

3.1.3. USB 직렬통신 어플리케이션을 이용한 센서검증:

제작된 컬러센서의 성능을 검증하기 위해서 google play에서 제공되어지는 Serial USB Terminal앱을 이용하여 실험을 진행한다. 디바이스에서 수신된 16진수 값을 디스플레이 하는 어플리케이션으로써 제안하는 컬러센서의 성능에대한 정확도 테스트를 할 수 있다. 정확도 테스트는 그림 22와 같이 진행되며, 5pin USB를 통해 디바이스와 앱을 연결하며, 데이터 송수신 속도는 9600bps로 설정한다. 정확도 테스트를 위하여 10개 요소의 농도별

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

색상값으로 구성되어진 테스트용 딥스틱을 제작하여 컬러센서의 분석값을 관찰 하였다. 균일한 환경을 제공할수 있도록 제작되어진 케이스에 테스트용 스트립지를 넣어 200회 반복 측정 함으로써 센서의 정확도를 관찰하였다.

그림 23는 개발된 어플리케이션으로 산도와 비중을 제외한 8개의 요소에 대해 컬러센서로 측정된 음성·양성 농도값에 대한 그래프이다. R, G, B값의 유사도 분석을 위해 MCU에 미리 탑제되어진 레퍼런스 차트 배열의 표준편차 값과 차분이 가장 낮은 범위를 도출하여 음성·양성 값으로 분석 후 보정 결과값을 스마트폰으로 전송하게 된다. 산도와 비중을 제외한 8개의 요소에 대한 음성(-)과 양성1단계(+)의 적중률이 99.9%에 가깝게 관찰되는 반면 양성 2단계(++)와 양성3단계(+++)로 높아짐에 따라 스트립의 색상변화가 미세하여 상대적으로 정확도가 하락하는 것을 볼 수 있었다. 그림 24는 요중 산도의 수치를 200회 측정하여 관찰한 적중도이다. PH의 6.0~7.0구간은 정상수치로써 정상수치 구간의 소변스트립지 패드의 색상변화가 미미하여 상대적으로 정확도는 낮지만 이상수치를 구분하는 적중도의 경우 98%로 관찰되었다. 그림 25는 비중에대한 측정 정확도로써 1.015~1.025구간은 정상비중구간으로써 산도와 마찬가지로 색상의 변화가 미미하여 측정정확도가 비교적 낮게 관찰되지만 이상수치 판별에서는 99%의 정확도를 관찰할 수 있어 질환예상에서는 유의미한 데이터를 볼수 있었다.

요소별로 음성·양성·수치값 등으로 도출되어지는데 산도는 5.0~9.0, 비중의경우 1.000~1.030는 수치로 나뉘어지고 나머지 요소는 음성(-)~양성(++++)으로 판별된다. cutoff vlaue 1+의 정확도는 100%, cutoff value 2+ 정확도는 91.25%, cutoff value 3+ 85.12%로 나타났다. 그림 26와 같이 전제 구간의 평균 적중률은 93.074%로 확인하였다.

3.2. PCB 및 소변분석기 케이스 제작:

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

3.2.1. PCB제작:

제안하는 소변분석기 시스템 회로도 설계를 위하여 ORCAD(OrCAD Systems Corporation, USA)를 사용한다. ORCAD는 전자회로도를 설계하고 최적화 하기위한 툴로써 회로 시뮬레이션 및 회로기판 설계등을 제작하는데 적합하다. ORCAD를 사용하여 PCB(Printed Circuit Board)를 설계하여 시스템을 구현하며, 제안된 마이크로컨트롤러 시스템 기반으로 설계된다. 그림 27와 같이 소변분석 시스템을 구현을 위하여 여러 모듈과 연동되어 제작되어진 마이크로컨트롤러 기반의 소변분석기용 PCB는 1층 기판이며, 가로 50mm 세로 30mm이다.

3.2.2. 소변분석기 케이스제작:

본 연구에서 소변분석기 케이스는 3D 모델링 프로그램(Solidworks)을 사용하여 제작하였다. 솔리드 및 서피스(Soild & Surface)를 기반으로 하는 Soildworks는 3D모델링을 하기위해 적합한 프로그램으로써 3D CAD소프트웨어이다. 그림 28은 소변분석기 PCB에 맞도록 제작되어진 케이스로써 (a)의 경우 측정시 센서 정확성을 위하여 외부광량을 차단하는 뚜껑을 덮은 상태의 모습이다. (b)의 경우 케이스에 PCB를 삽입한 내부 모습이며 스트립지를 이동시키기 위해 모터가 케이스 하단에 위치한다. UART통신을 이용한 스마트폰과의 데이터 송·수신을 하기위해 USB 직렬 포트(Android : 5핀/C타입)가 외부로 통할 수 있도록 케이스 측면에 통로가 설계된다. 그림 29는 컬러센서가 소변분석지 패드의 색상 측정을 하기 위한 측정 홈으로써 검사 패드 표준크기인 5mm X 5mm로 구성되며, 검사지가 이동 시 이탈없이 컬러센서의 위치에 도달하도록 레일이 설계되었다. 본 연구에서 제안하는 가정용 소변분석기는 경량화 재질의 케이스와 모듈 최적화를 통해 그림 30와 같이 84.97g의 무게를 보였으며 이는 국내 가정용 소변분석기인 Yodoc-m의 무게인 232g, Urivita-M의 750g 국외 소변분석기 제조사인 로슈 사의 제품 무게인 800g, Macherey_Nagel 710g의 무게보다 최대 9.41배 가벼운 무게로써 가정에서 사용하기 적합하다고 판단된다[39,40].

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

3.2.3. 소변분석기 어플리케이션 시스템:

구현된 소변분석기의 시스템 동작 검증을 위하여 그림 31와 같이 디바이스를 전용 어플리케이션과 연동하여 실험을 진행한다. 어플리케이션은 분석결과 디스플레이 및 예상질병을 사용자에게 제공하기위하여 개발된 디바이스 전용 안드로이드 시스템이다. 개발된 안드로이드 시스템은 디바이스에서 수신된 16진수 값을 프로토콜표에 따라 사람이 읽을 수 있도록 변환하여 보여주는 어플리케이션이다. 정확도 검증을 수행하기위해 분석지의 각 색상 패드를 20회 반복 측정 함으로써 센서의 정확도를 관찰하였다. 각 측정 값이 송·수신되어질 때 5pin USB을 이용하며 데이터 속도는 9600bps로 사용한다. 그림 32의 (a)는 연결 후 측정 대기화면으로써 화면 내의 측정 시작 버튼을 터치하면 소변분석기 디바이스가 동작한다. 10개 요소에대한 데이터는 어플리케이션으로 전송되고 (b)와 같이 스마트폰 화면을 통해 이상수치를 확인한다. 이상수치를 터치하면 (c)와 같이 보건복지부에서 제공하는 예상질병에 따른 요약본과 동영상이 제공되며 (d)와같이 전체 텍스트도 확인할 수 있다.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

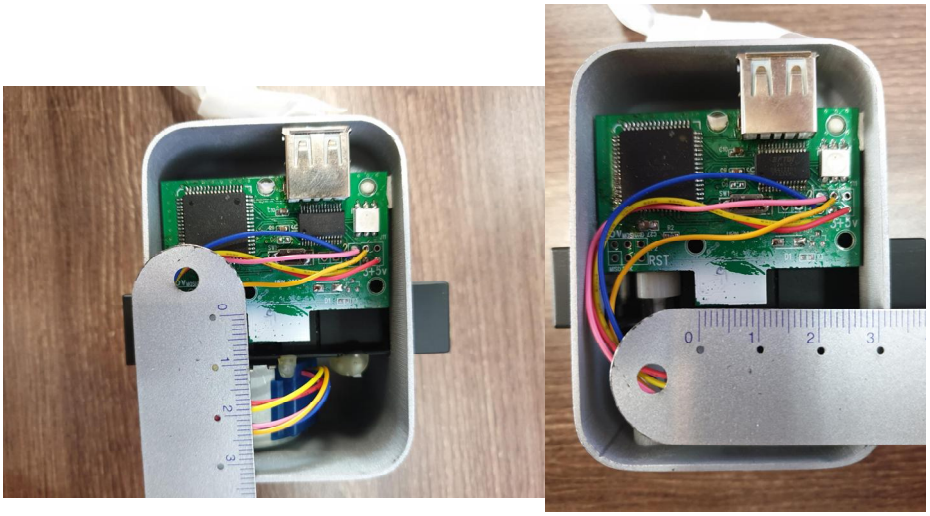


그림 21. 시뮬레이션 결과에따라 제작된 컬러센서

그림 22. Serial USB Terminal 어플리케이션

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

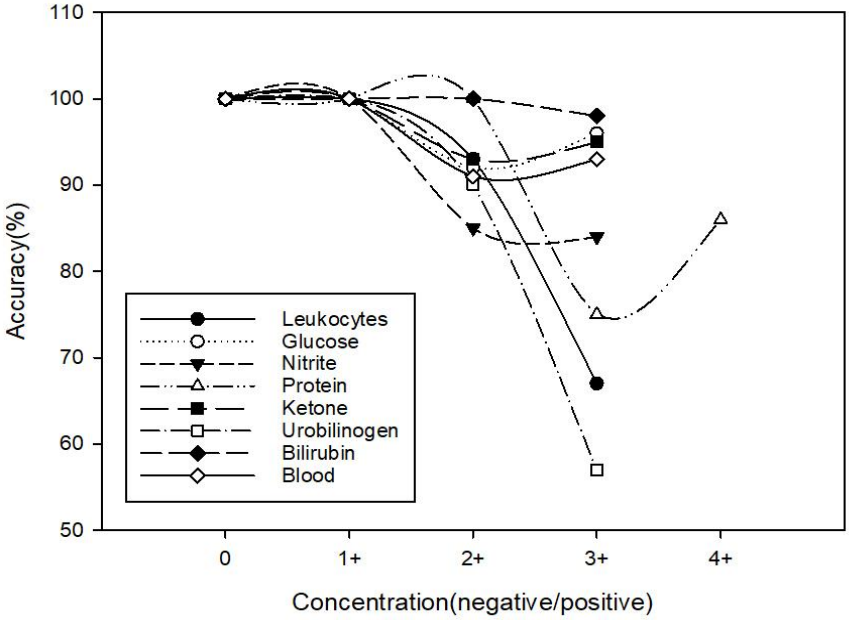


그림 23. 요소별 농도에 따른 200회테스트 적중률(PH, SG제외)

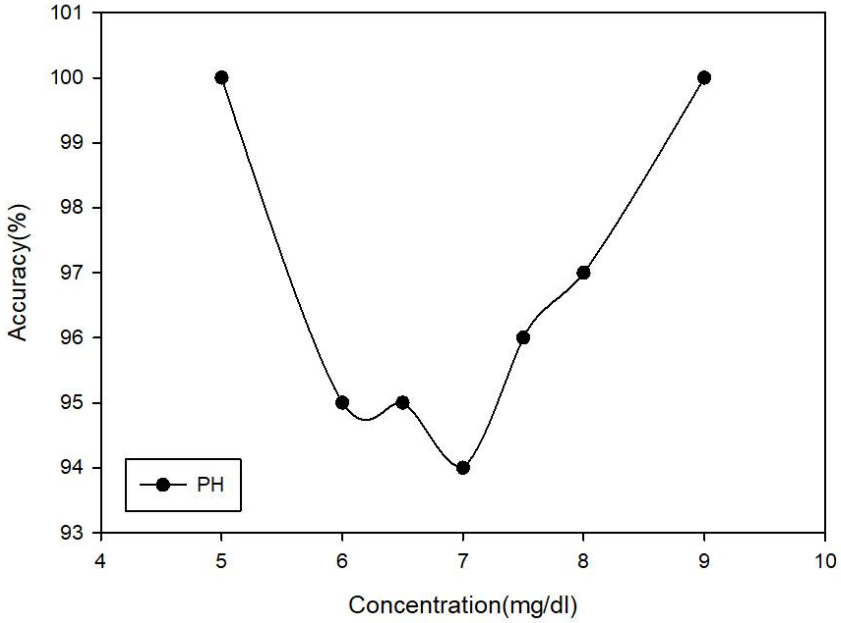


그림 24. PH 농도에 따른 200회 테스트 적중률

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

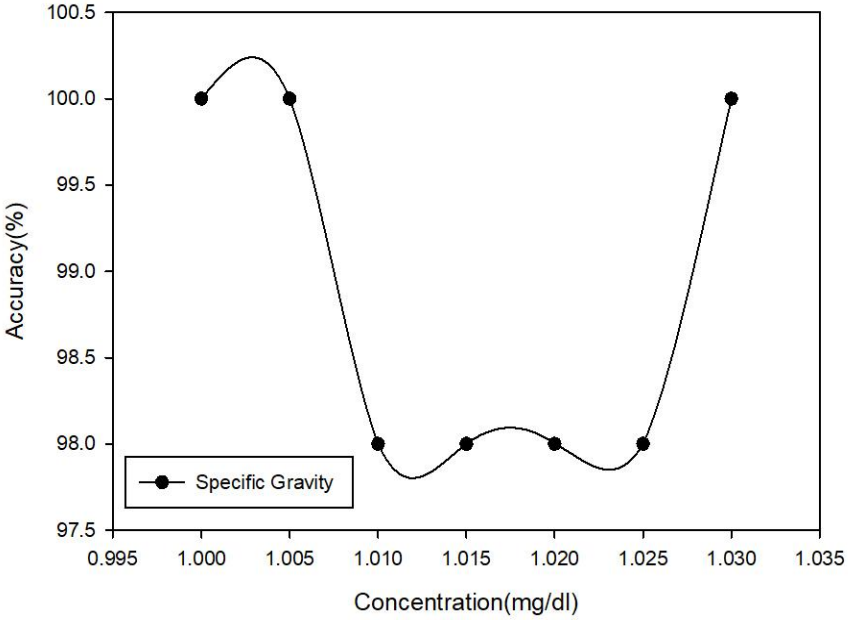


그림 25. SG 농도에 따른 200회 테스트 적중률

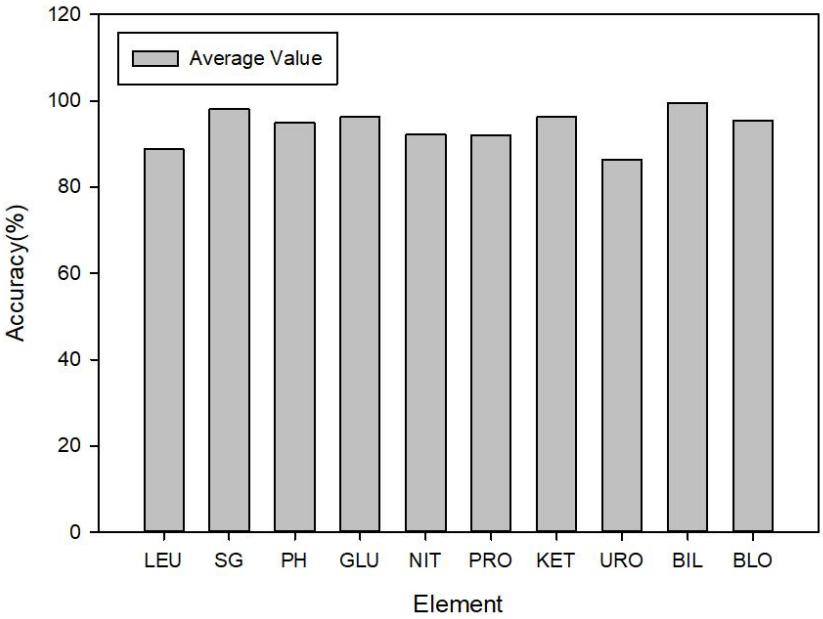


그림 26. 요소별 200회 테스트 평균 적중률

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

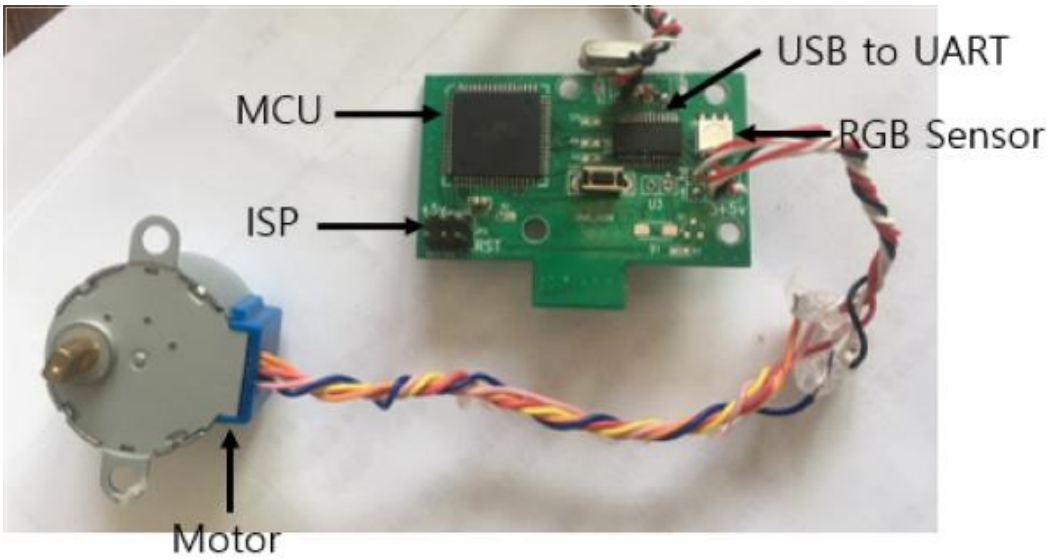


그림 27. 제작된 소변분석지 색상측정이 가능한 PCB

(a) (b)

그림 28. 개발된 소변분석기 케이스: (a)소변분석기 케이스 외부 (b) 소변분석기 케이스 내부

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

그림 29. 5mm X 5mm측정 홈

그림 30. 개발된 소변분석기 무게

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

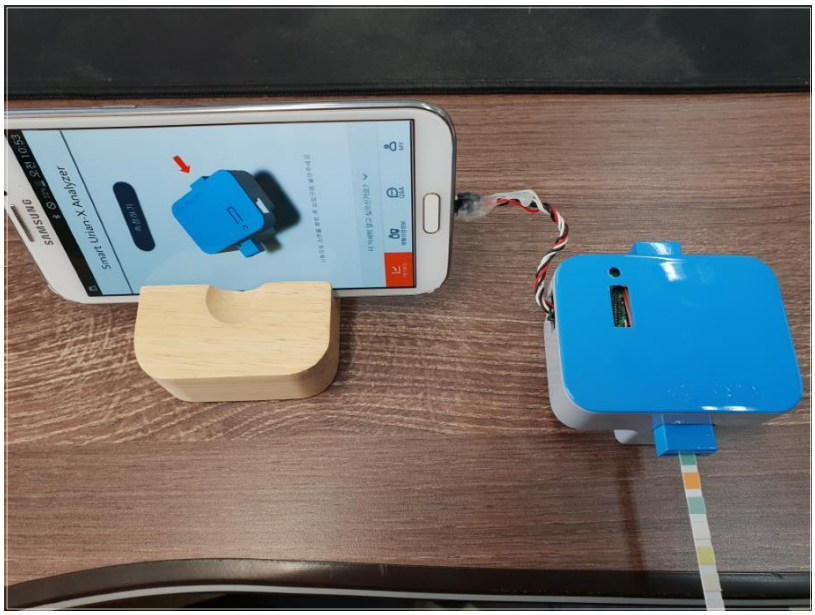
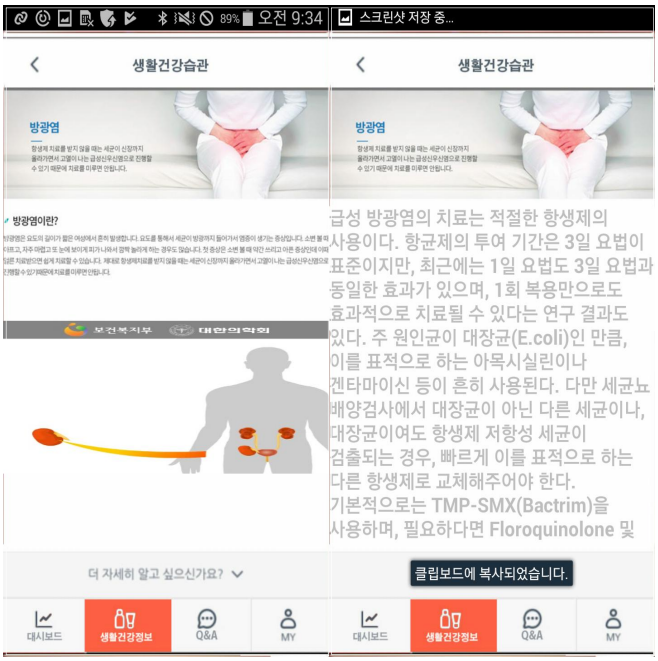


그림 31. 제작된 소변분석기 전용 어플리케이션

(a) (b)

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY



(c) (d)

그림 32. 개발된 어플리케이션 : (a) 측정대기, (b) 측정결과, (c) 예상질병 텍스트 요약본 및 동영상, (d) 질환정보 텍스트 전체

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

표 5. 마이크로프로세서 내의 RGB값 정수형 배열 표

요소	상업용 비색계 참값(100회 기준)			표준편차(100회 기준)		
	R	G	B	R	G	B
백혈구(-)	229	233	182	2.0	2.0	2.0
백혈구(+)	188	183	163	2.0	2.0	2.0
백혈구(++)	143	117	144	1.0	1.0	1.0
백혈구(+++)	129	100	144	1.0	1.0	1.0
비중(1.000)	17	73	72	2.0	2.0	2.0
비중(1.005)	38	113	72	1.0	1.0	1.0
비중(1.010)	95	124	80	2.0	2.0	2.0
비중(1.015)	119	136	58	1.0	1.0	1.0
비중(1.020)	140	147	54	1.0	1.0	1.0
비중(1.025)	139	143	48	1.0	1.0	1.0
비중(1.030)	184	160	55	2.0	2.0	2.0
산도(5.0)	241	129	74	2.0	2.0	2.0
산도(6.0)	236	164	82	2.0	2.0	2.0
산도(6.5)	220	192	83	2.0	2.0	2.0
산도(7.0)	181	193	91	2.0	2.0	2.0
산도(7.5)	129	165	77	2.0	2.0	2.0
산도(8.0)	76	155	107	2.0	2.0	2.0
산도(9.0)	28	122	124	1.0	1.0	1.0
포도당(-)	144	208	182	2.0	2.0	2.0
포도당(+)	140	144	67	2.0	2.0	2.0
포도당(++)	129	118	54	2.0	2.0	2.0
포도당(+++)	119	85	58	2.0	2.0	2.0
아질산염(-)	255	255	218	1.0	1.0	1.0
아질산염(+)	255	239	206	2.0	2.0	2.0
아질산염(++)	255	220	200	2.0	2.0	2.0
아질산염(+++)	255	206	197	2.0	2.0	2.0
단백질(-)	230	233	119	1.0	1.0	1.0
단백질(+)	165	193	119	2.0	2.0	2.0
단백질(++)	144	185	145	1.0	1.0	1.0
단백질(+++)	112	175	154	1.0	1.0	1.0
단백질(++++)	89	156	138	2.0	2.0	2.0
케톤체(-)	215	182	151	2.0	2.0	2.0
케톤체(+)	178	97	103	1.0	1.0	1.0
케톤체(++)	134	72	85	2.0	2.0	2.0
케톤체(+++)	97	54	64	1.0	1.0	1.0
우로빌리노겐(-)	254	202	152	2.0	2.0	2.0
우로빌리노겐(+)	250	168	146	2.0	2.0	2.0
우로빌리노겐(++)	240	138	134	2.0	2.0	2.0
우로빌리노겐(+++)	232	107	137	2.0	2.0	2.0
빌리루빈(-)	246	234	164	2.0	2.0	2.0
빌리루빈(+)	237	216	163	3.0	3.0	3.0
빌리루빈(++)	200	195	155	2.0	2.0	2.0
빌리루빈(+++)	191	173	149	2.0	2.0	2.0
잠혈(-)	229	190	63	2.0	2.0	2.0
잠혈(+)	146	171	69	1.0	1.0	1.0
잠혈(++)	87	136	70	2.0	2.0	2.0
잠혈(+++)	57	83	58	1.0	1.0	1.0

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

4. 고 찰

본 연구에서 소변분석을 위하여 컬러센서를 이용한 전체 요소의 색변화를 균일한 환경에서 1만번 이상 반복측정하여 보정 알고리즘에 적용하였으며, 최종 200회 연속측정 테스트에서 평균 정확도가 93%이상의 검증 결과를 도출하였다. 영동제약에서 제공하는 레퍼런스차트의 삼자극치 참값과 센서의 계측값에 대한 반복측정을 통해 표준편차 도출 및 보정하는 과정이 필요하다. 주변광량, 측정거리, 측정각도 등에 많은 제약을 받는 실험인만큼 균일한 환경에서 실험결과를 도출하는 것이 중요하다. 정확도는 컷오프값이 1+일 때 100%, 컷오프값이 2+일 때 91.25%, 컷오프값이 3+일 때 85.12%이며 평균적인 정확도는 93.074%로 도출되었다. 컷오프값이 3+에 가까워짐에 따라 비교적 정확성이 하락하는 것이 관찰되었으며, 농도가 높은단계로 갈수록 스트립의 색상변화가 미세하고 알고리즘 구성상 위양성 반응을 최소화 하기위한 유클리드 거리 알고리즘이 적용되어있어 나타나는 현상으로 보인다. 이를 해결하기 위해서 측정센서의 성능을 개선한 고가의 모듈을 사용하여 정확도를 높히는 것이 가능한 반면 가정에서 사용하기에 접합한 저가의 모듈로 구성하는데 있어 문제점이 발생될 수 있을것으로 보인다. 본 연구에서 제시한 보정알고리즘을 통한 저가의 컬러센서 모듈의 정확도만으로도 가정에서 수행함에 있어 큰 불편을 야기할것이라고 판단되진 않는다.

기존의 스마트폰의 시스템과 비교하였을 때 스마트폰의 카메라를 이용한 스트립 측정방식은 주위광량, 촬영각도, 촬영거리에 많은 영향을 받기 때문에 높은 정확성을 내기 힘든 반면에 암실을 제공하는 디바이스와 연계하고 보정알고리즘을 개발함으로써 균일한 환경을 조성하여 측정 결과값의 정확성을 향상시켰다. 반면 디바이스만을 이용한 분석지 측정방식과는 달리 스마트폰을 연동하여 대용량 측정 데이터관리 및 외부 통신망을 이용한 최신 라이프코칭서비스 제공에 용이하다. 기존 시스템에서 10개의 딥스틱 요소을 측정 시 10개의 컬러센서가 필요하였다면 본 논문은 모터를 이용한 스트립지 이동화 방식으로 1개의 컬러센서로 모든 색상 요소를 감지할 수 있어,

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

저가의 모듈만으로 기기제작이 가능하며, 고가의 장비를 구비하지 못한 가정에서 스트립지 판별 시 안구컨디션의 많은 영향을 받던 육안비색법에 많은 도움을 줄 것이라고 판단된다. 또한 연결 직관성이 상대적으로 떨어지는 BLE연동방식과 개인의 의료데이터 보안문제를 USB연동으로 해결하였고, 스마트폰과 배터리 공유를 통해 저렴하고, 소형화된 디바이스를 제공한다.

소변분석지 측정 결과값을 스마트폰으로 전송하여 디스플레이 및 라이프코칭 하는것과 더불어 더 나아가 의료데이터 서버와 연계하여 스마트폰에서 디스플레이 되어진 값이 병원에서 환자 진료 시 참고자료로 활용할 수 있다고 판단된다. 또한 스마트폰 내부 데이터베이스(SQLite)를 이용해 데이터값에 대한 분기별 그래프를 한눈에 보여줌으로써 사용자가 각종 요소값에 대한 추이를 확인 할 수 있고, 소변분석이 빈번하게 필요한 환자에게 향상되어진 셀프 헬스케어 환경을 제공할 수 있다고 기대된다.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

5. 요 약

본 연구는 컬러센서 기반의 디바이스를 이용해 소변분석지의 색상변화를 광학적으로 분석하여 스마트폰으로 연동하는 시스템개발을 목표로 수행하였으며, 시스템 개발과 색 보정을 위한 유클리드 알고리즘 도출 및 검증에 대한 연구로 나뉘어진다.

색 보정을 위한 색상범위 값 도출을 위해 컬러센서로 각 요소별 스트립 변화색상에 따라 동일한 환경에서 반복적인 측정을 수행하여 삼자극치 값의 표준편차를 도출한다. 실제 측정되고 있는 값의 가장 유사한 음성·양성·수치값을 도출하기 위하여 R, G, B값 각각의 가장 낮은 차분을 계산하는 유클리스 거리 알고리즘을 적용한다. 거리 알고리즘에따른 도출되어지는 값에대한 누적치를 구분하여 최종 16진수 데이터값으로 결정된다. 디바이스 분석값은 USB 직렬통신을 이용한 스마트폰으로의 전송이 수행되며, 개발되어진 전용 어플리케이션에서 확인 함으로써 테스트를 진행하였다. 정확도 평가는 각 패드별 200회 반복적인 측정을 통해, 디스플레이되는 음성·양성·수치 값이 현재 측정중인 스트립의 상태와 비교를 통해 확인하였고 낮은 컷오프 값에서는 99.8% 높은 컷오프 값에서는 95%이상의 정확도를 보여 평균적으로 97%이상의 유효한 시스템이라고 판단된다.

스마트폰에서 결과값 분석을 통해 예상 되어지는 질병을 텍스트와 동영상으로 디스플레이하는 라이프코칭을 제공함으로써, 사용자가 쉽게 자신의 몸상태를 관리 할수 있도록 하며, 가정에서 질병의 조기발견을 통해 병을 치료하는데 사용되어지는 개인의 노력과 시간을 줄여주는데 지대한 기여를 할 것이라고 기대된다.

USB 직렬연결을 통한 사용편의성과 보안성을 확보하였고 본 연구에서 타겟층인 노인계층들의 스마트폰을 고려하였을 때 기술적한계로 인하여 안드로이드 Mashmallow(API Lv23) 이하에서 사용할 수 없는 BLE와는 반면 전 버전에서 모두 호환가능하다. 현재까지 출시된 안드로이드 Oreo(API Lv28)와 같은 최상위 버전에서도 SDK(Software Development Kit)동기화

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

및 권한 문제에 대한 개발을 완료하여, 실사용자들이 가지고 있는 환경을 포괄적으로 고려한 시스템이라고 판단된다.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

참 고 문 헌

1. ABout AIMBE, AIMBE, October, 2019, March, 20, 2019, https://aimbe.org/about-aimbe/

2. Nikitina, A. S., et al. "Datasets for next-generation sequencing of DNA and RNA from urine and plasma of patients with prostate cancer." Data in brief 10 (2017): 369.

3. 남기창, 김호철, and 권범선. "ICT 융합 의료기기." *한국통신학회지 (정보와통신)* 31.12 (2014): 44-50.

4. Webster, Molly, and Vikram Kumar. "Automated doctors: cell phones as diagnostic tools." Clinical chemistry 58.11 (2012): 1607-1609.

5. Santos, João, et al. "An IoT-based Mobile gateway for intelligent personal assistants on Mobile health environments." Journal of Network and Computer Applications 71 (2016): 194-204.

6. Huynh, Quoc T., et al. "Fall detection system using combination accelerometer and gyroscope." Proc. of the Second Int. l Conf. on Advances in Electronic Devices and Circuits (EDC 2013). 2013.

7. 류시원, 이재국, and 김경희. "국내 유헬스 현황 분석과 발전방향." *J Korean Med Assoc* 52.12 (2009): 1141-1147.

8. Weingand, Kurt, et al. "Clinical pathology testing recommendations for nonclinical toxicity and safety studies." Toxicologic pathology 20.3-2 (1992): 539-543.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

9. Simerville, Jeff A., William C. Maxted, and John J. Pahira. "Urinalysis: a comprehensive review." Am Fam Physician 71.6 (2005): 1153-62.

10. Woolhandler, Steffie, et al. "Dipstick urinalysis screening of asymptomatic adults for urinary tract disorders: I. Hematuria and proteinuria." Jama 262.9 (1989): 1214-1219.

11. Agarwal, Rajiv, Atinder Panesar, and Rebecca R. Lewis. "Dipstick proteinuria: can it guide hypertension management?." American journal of kidney diseases 39.6 (2002): 1190-1195.

12. Sultana, Ronald V., et al. "Dipstick urinalysis and the accuracy of the clinical diagnosis of urinary tract infection." The Journal of emergency medicine 20.1 (2001): 13-19.

13. Smith, Peter J., Arthur J. Morris, and L. Barth Reller. "Predicting urine culture results by dipstick testing and phase contrast microscopy." Pathology 35.2 (2003): 161-165.

14. Eidelman, Yelena, et al. "Reagent strip diagnosis of UTI in a high-risk population." The American journal of emergency medicine 20.2 (2002): 112-113.

15. 안혜성, 이성은, and 박현옥. "소변검사의 검체 채취 방법에 관한 임상실험연구." *기본간호학회지* 2.2 (1995): 131-137.

16. KSN News, 대한신장학회, 2018년9월13일 수정, 2018년12월01일 접속, http://www.ksn.or.kr/rang_board/list.html?num=1542&code=knews

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

17. Coresh, Josef, et al. "Prevalence of chronic kidney disease and decreased kidney function in the adult US population: Third National Health and Nutrition Examination Survey." American journal of kidney diseases 41.1 (2003): 1-12.

18. 말기 신부전 환자의 투석방법에 따른 성과연구, 한국보건의료연구원, 2017년8월28일 수정, 2018년5월7일 접속, https://hineca.kr/1151

19. Chin, Ho Jun. "The chronic kidney disease in elderly population." Journal of the Korean Medical Association 50.6 (2007): 549-555.

20. 이종국, et al. "서울지역내 초, 중, 고 학생들에 실시된 8 년 동안의집단뇨검사 결과 분석." *소아과* 40 (1997): 1347-1359.

21. Lee, Dae-Sik, et al. "Novel optical absorbance-based multi-analytes detection module using a tri-chromatic LED, PDs and plastic optical fibers and its application to a palm-sized urine test strip reader." SENSORS, 2010 IEEE. IEEE, 2010.

22. Hong, Jong Il, and Byoung-Yong Chang. "Development of the smartphone-based colorimetry for multi-analyte sensing arrays." Lab on a Chip 14.10 (2014): 1725-1732.

23. Yetisen, Ali K., et al. "A smartphone algorithm with inter-phone repeatability for the analysis of colorimetric tests." Sensors and Actuators B: Chemical 196 (2014): 156-160.

24. Okada, Hiroshi, et al. "Detection of significant bacteriuria by automated urinalysis using flow cytometry." Journal of clinical

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

microbiology 38.8 (2000): 2870-2872.

25. Roe, Carlos E., et al. "Evaluation of the yellow IRIS®: an automated method for urinalysis." American journal of clinical pathology 86.5 (1986): 661-665.

26. Lun, Andreas, et al. "Routine workflow for use of urine strips and urine flow cytometer UF-100 in the hospital laboratory, 1." Clinical chemistry 45.8 (1999): 1305-1307.

27. Ben-Ezra, Jonathan, Linda Bork, and Richard A. McPherson. "Evaluation of the Sysmex UF-100 automated urinalysis analyzer." Clinical chemistry 44.1 (1998): 92-95.

28. Bartlett, Raymond C., and Linda A. Kaczmarczyk. "Usefulness of microscopic examination in urinalysis." American journal of clinical pathology 82.6 (1984): 713-716.

29. Mariani, Albert J., et al. "Dipstick chemical urinalysis: an accurate cost-effective screening test." The Journal of urology132.1 (1984): 64-66.

30. Deindoerfer, F. H., et al. "" The Yellow IRIS" urinalysis workstation--the first commercial application of" automated intelligent microscopy"." Clinical chemistry 31.9 (1985): 1491-1499.

31. Lim, Dongmin, et al. "Diagnostic accuracy of urine dipstick for proteinuria in older outpatients." Kidney research and clinical practice 33.4 (2014): 199-203.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

32. Zhang, Qiu-Li, and Dietrich Rothenbacher. "Prevalence of chronic kidney disease in population-based studies: systematic review." BMC public health 8.1 (2008): 117.

33. Kutter, Dolphe. "The urine test strip of the future." Clinica chimica acta 297.1-2 (2000): 297-304.

34. Qiaoyi, Li, et al. "Study on Color Analyzer based on the Multiplexing of TCS3200 Color Sensor and Microcontroller." International Journal of Hybrid Information Technology 7.5 (2014): 167-174.

35. Vaidya, Vishal S., et al. "A rapid urine test for early detection of kidney injury." Kidney international 76.1 (2009): 108-114.

36. Schumann, G. Berry, and Nancy F. Greenberg. "Usefulness of macroscopic urinalysis as a screening procedure: A preliminary report." American journal of clinical pathology 71.4 (1979): 452-456.

37. Valenstein, Paul N., and John A. Koepke. "Unnecessary microscopy in routine urinalysis." American journal of clinical pathology 82.4 (1984): 444-448.

38. Elin, Ronald J., et al. "Comparison of automated and manual methods for urinalysis." American journal of clinical pathology86.6 (1986): 731-737.

39. Yodoc-m사용기능설명서, 에스코넥, 2018년9월10일 접속
http://www.s-connect.co.kr/innovativebusiness/file/Yodoc-m_%EC%82%AC%EC

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

%9A%A9%EC%84%A4%EB%AA%85%EC%84%9C

40. 휴대형소변분석기Urivita-M, 엠디포스트, 2010년3월5일 수정, 2018년4월 27일 접속 http://blog.naver.com/PostView.nhn?blogId=nextday92&logNo=60103051327&redirect=Dlog&widgetTypeCall=true

41. Lohr, Jacob A., et al. "Making a presumptive diagnosis of urinary tract infection by using a urinalysis performed in an on-site laboratory." The Journal of pediatrics 122.1 (1993): 22-25.

42. Saint, Fabien, et al. "Leukocyturia as a predictor of tolerance and efficacy of intravesical BCG maintenance therapy for superficial bladder cancer." Urology 57.4 (2001): 617-621.

43. Kavouras, Stavros A. "Assessing hydration status." Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care 5.5 (2002): 519-524.

44. Urine specific gravity test, December 02, 2019, January 2, 2020, https://medlineplus.gov/ency/article/003587.htm

45. Urine PH test, MedlinePlus, December 02, 2019, January 2, 2020, https://medlineplus.gov/ency/article/003583.htm

46. Akagashi, Keigo, et al. "Characteristics of patients with staghorn calculi in our experience." International journal of urology 11.5 (2004): 276-281.

47. Shekarriz, Bijan, and Marshall L. Stoller. "Uric acid nephrolithiasis:

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

current concepts and controversies." The Journal of urology 168.4 Part 1 (2002): 1307-1314.

48. PROFESSIONAL ARTICLES/ INVESTIGATIONS (BEDSIDE AND LABORATORY TESTS AND IMAGING), Patient, March 11, 2016, September 19, 2019, https://patient.info/doctor/glycosuria#ref-3

49. Geerlings, Suzanne, et al. "Genital and urinary tract infections in diabetes: impact of pharmacologically-induced glucosuria." Diabetes research and clinical practice 103.3 (2014): 373-381.

50. Peterson, John C., et al. "Blood pressure control, proteinuria, and the progression of renal disease: the Modification of Diet in Renal Disease Study." Annals of internal medicine 123.10 (1995): 754-762.

51. Carroll, Michael F. "Proteinuria in Adults: A Diagnositc Approach." American family physician 62.6 (2000).

52. Keane, William F., and Garabed Eknoyan. "Proteinuria, albuminuria, risk, assessment, detection, elimination (PARADE): a position paper of the National Kidney Foundation." American Journal of Kidney Diseases 33.5 (1999): 1004-1010.

53. Laffel, Lori. "Ketone bodies: a review of physiology, pathophysiology and application of monitoring to diabetes." Diabetes/metabolism research and reviews 15.6 (1999): 412-426.

54. Dancis, Joseph, Joel Hutzler, and Torgeir Rokkones. "Intermittent branched-chain ketonuria: variant of maple-syrup-urine disease."

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

New England Journal of Medicine 276.2 (1967): 84-89.

55. BRADEN, BARBARA F., and MERLIN K. DuVAL. "Obstructive Jaundice Due to Cancer: Prompt Identification by Fecal Excretion of Urobilinogen." Archives of Surgery 86.3 (1963): 419-422.

56. Tisdale, William A., Gerald Klatskin, and Edward D. Kinsella. "The significance of the direct-reacting fraction of serum bilirubin in hemolytic jaundice." The American journal of medicine 26.2 (1959): 214-227.

57. RBC urine test, MedlinePlus, MedlinePlus, December 02, 2019, January 2, 2020, https://medlineplus.gov/ency/article/003582.htm

58. Fairley, Kenneth F., and Douglas F. Birch. "Hematuria: a simple method for identifying glomerular bleeding." Kidney international21.1 (1982): 105-108.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

Development of Urine Analyzer based on Mobile and Home Environment

Kim, Bu Sung
Department of Biomedical Engineering
Graduate School
Keimyung University
(Supervised by Professor Park, Hee Joon)

(Abstract)

In this study, in order to solve the problem that it is difficult to analyze urine described at home , urine analysis dipstick on the market is optically analyzed, and a system linked to Mobile that provide expected disease and life coaching services. The device can be miniaturized by sharing the battery through USB connection with a smartphone, and improves security when transferring data. By providing life coaching as well as acquiring individual disease data, improved self-care of the user is possible.

Experimental results show that the proposed urine analyzer has good performance even when the color strip is input repeatedly. It provides diverse life coaching service and anticipated disease data in Mobile.

계명대학교
KEIMYUNG UNIVERSITY

모바일 기반의 가정용 소변분석기 개발

김 부 성
계명대학교 대학원
의학과 의용공학 전공
(지도교수 박 희 준)

(초록)

본 논문은 소변분석을 가정에서 수행하기 어려운 문제를 해결하기 위해 시중에서 판매하고 있는 소변분석지의 색 변화를 광학적으로 분석하여 스마트폰과 연동하는 시스템에 그 목적이 있으며, 컬러센서와 보정 알고리즘을 통해 높은 정확성의 색상 데이터 값을 도출한다.

출력 값의 디스플레이와 예상질병 및 라이프코칭을 제공하기위해 스마트폰으로 값을 전송한다. 스마트폰과의 USB연동을 통해 배터리를 공유함으로써 디바이스의 소형화가 가능하며, 데이터 전송 시 보안성을 향상한다. 개인의 질병 데이터를 획득과 동시에 라이프코칭을 제공함으로써 사용자의 향상된 셀프 헬스케어가 가능하다.

실험결과를 통해 제안 된 소변분석기가 반복적으로 컬러스트립이 입력되는 경우에도 좋은 성능을 나타내고 있으며, 스마트폰에서 다양한 라이프코칭 서비스와 예상질병 데이터를 제공하고 있다.