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

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[UCI]I804:24011-200000266303

2017年 6月
석사학위논문

근적외선 형광영상시스템의 PWM 제어에 관한 연구

조선대학교 산업기술융합대학원

소프트웨어융합공학과

이 병 호

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

근적외선 형광영상시스템의 PWM 제어에 관한 연구

A Study on PWM Control of Near-Infrared Fluorescence Imaging System

2017年 6月 8日

조선대학원 산업기술융합대학원

소프트웨어융합공학과

이 병 호

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

근적외선 형광영상시스템의 PWM 제어에 관한 연구

지도교수 반 성 범

이 논문을 공학 석사학위신청 논문으로 제출함

2017年 6月

조선대학교 산업기술융합대학원

소프트웨어융합공학과

이 병 호

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

李炳昊의 碩士學位論文을 認准함

위원장 조선대학교 조교수 신 주 현 印

위 원 조선대학교 교 수 김 판 구 印

위 원 조선대학교 교 수 반 성 범 印

2017年 6月

조선대학교 산업기술융합대학원

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

목 차

표목차 iii

도목차 iv

ABSTRACT vi

제 1 장 서 론 1

제 1 절 연구 배경 1

제 2 절 연구 목적 및 방법 3

제 2 장 근적외선 형광영상시스템에 대한 관련 연구 5

제 1 절 형광영상 이미징 기술 5

제 2 절 형광영상장비 6

제 3 장 PWM 제어를 이용한 근적외선 형광영상시스템 9

제 1 절 근적외선 형광영상시스템 구성 9

제 2 절 근적외선 형광영상 프로브 구성 12

제 3 절 PWM 구동과 카메라 연동 14

제 4 장 실험 및 결과 18

제 1 절 실험 환경 18

제 2 절 제안하는 시스템의 온도 분석 19

제 3 절 제안하는 시스템의 영상 분석 32

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 5 장 결 론 42

참고문헌 44

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 목 차

표 1. 실험 전후 형광영상의 PSNR 측정표.....42

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

도 목 차

그림 1. 국내 사망원인 통계(통계청) 1
그림 2. 여성 암 발생률 추세(중앙암등록본부) 2
그림 3. ICG의 화학식과 흡수 및 방출 스펙트럼[18] 5
그림 4. 생체 내 빛의 투과율 6
그림 5. 형광영상장비들의 대략적인 크기[21] 7
그림 6. 근적외선 형광영상시스템에서 사용된 수랭 쿨링 방식의 LED 온도 8
그림 7. 국산 근적외선 형광영상장비 8
그림 8. 제안하는 형광영상시스템의 구성도 9
그림 9. 영상획득부 10
그림 10. 제어부 10
그림 11. N-Vision 소프트웨어 11
그림 12. 형광영상시스템 전체 구성 모습 12
그림 13. 영상획득부(프로브) 구성 13
그림 14. 형광영상 프로브 전면부 13
그림 15. CW와 PWM의 파형 14
그림 16. Duty비 15
그림 17. LED의 PWM 구동과 카메라의 연동 15
그림 18. PWM을 제어하기 위한 PCB 16
그림 19. PWM과 카메라 연동 확인 17
그림 20. 크린룸 내에서 실험 진행 18
그림 21. 실험에 사용된 온도계와 ICG 18
그림 22. 근적외선 형광영상 촬영 높이 19
그림 23. PWM Duty비가 1%일 때 영상과 측정 온도 20
그림 24. PWM Duty비가 5%일 때 영상과 측정 온도 21
그림 25. PWM Duty비가 10%일 때 영상과 측정 온도 22

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 26. PWM Duty비가 20%일 때 영상과 측정 온도 23
그림 27. PWM Duty비가 30%일 때 영상과 측정 온도 24
그림 28. PWM Duty비가 40%일 때 영상과 측정 온도 25
그림 29. PWM Duty비가 50%일 때 영상과 측정 온도 26
그림 30. PWM Duty비가 60%일 때 영상과 측정 온도 27
그림 31. PWM Duty비가 70%일 때 영상과 측정 온도 28
그림 32. PWM Duty비가 100%일 때 영상과 측정 온도 29
그림 33. LED 모듈의 온도 변화 종합..... 30
그림 34. 프로브 내부 온도 종합..... 30
그림 35. 프로브 외부 온도 종합..... 31
그림 36. 밝기 측정 방법..... 32
그림 37. 원본 영상 샘플링(시작-끝) 32
그림 38. Duty비에 따른 형광영상의 밝기 값..... 33
그림 39. 고장 난 LED의 모습..... 34
그림 40. 실험 전 CW - PWM 방식의 형광영상에 대한 차영상 비교 37
그림 41. 실험 후 CW - PWM 방식의 형광영상에 대한 차영상 비교 39
그림 42. 측정된 PSNR 값의 그래프..... 41

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ABSTRACT

A Study on PWM Control of Near-Infrared Fluorescence Imaging System

Lee, Byeong-Ho
Advisor : Prof. Pan, Sung Bum Ph.D.
Department of Software Convergence Engineering,
Graduate School of Industrial Technology Convergence, Chosun University

Near infrared fluorescence imaging systems have been developed for image guided surgery. Fluorescent images using near infrared rays have no worry about radioactivity and it is easy to observe tissues that are difficult to identify with eyes because tissue transparency is better than visible light band. Especially, since it can confirm the image in real time and can perform the operation, it helps to precisely ablate cancerous area. However, research on fluorescence imaging in Korea is focused on the development of contrast agent, and development of fluorescence imaging equipment is insufficient. Fluorescent imaging equipment has been developed in Korea, but its size is bigger than that of overseas equivalent products, resulting in poor competitiveness. In this thesis, we aim to reduce the size of the equipment by using a fluorescence imaging system using PWM control.

In the proposed fluorescence imaging system, the liquid cooling system, which occupies a large volume in the existing system, is eliminated. Instead, the LED output was changed to PWM mode as a means of controlling the heat

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

generation. The proposed method could reduce the size of the system because the liquid cooling equipment was deleted. Using the proposed fluorescence imaging system, we measured LED and probe internal/external temperature according to PWM Duty Ratio and also NIR fluorescence images were taken and compared with the CW method. Fluorescent images obtained from the experiment were sampled and compared with the least amount of external components, and compared with CW and PWM images using difference images and PSNR. Experimental results show that the proposed system has no problems in LED and camera operation for a long time, but CW system has two LEDs fail during the experiment. In addition, the CW method in the early stage of the experiment showed a brighter and better image than the PWM method. However, the quality of the image deteriorated over time, which is lower than that of the PWM method. This was confirmed by the change in PSNR value.

The fluorescence imaging system using PWM control enabled the miniaturization of the equipment. It is also confirmed that the proposed thermal suppression method can obtain a stable image. In order to make the near-infrared fluorescence imaging system more compact, we will carry out research on the light source such as the bio-transmittance, the penetration depth, the minimum amount of light required for ICG excitation, and the embedding of the fluorescence imaging system.

.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 1 장 서 론

제 1 절 연구 배경

우리나라는 6·25전쟁 이후 베이비붐이 불면서 인구가 급격하게 증가하였다. 1960년대부터는 출산 억제 정책이 펼쳐지고 노동 집약적인 경공업 육성으로 여성의 사회진출이 늘어나면서 인구 증가율은 낮아지기 시작하였지만, 인구수는 꾸준히 증가하였다. 1980년대 이후 사회·경제적 발전에 따라 핵가족의 형태를 띠게 되면서 출생률은 더욱 감소하였지만, 사망률 또한 꾸준히 감소하면서 평균 수명이 늘어가는 결과를 가져왔는데, 국가 통계에 따르면 우리나라 기대수명은 1970년 62세(남자 58.74세, 여자 65.81세)에서 2015년 82세(남자 78.96, 여자 85.17세)로 45년간 20세가 증가했으며, 45년 후인 2060년에는 89세(남자 86세, 여자 92.1세)에 이를 것으로 보고되었다[1]. 영국의 임페리얼 칼리지 런던과 세계보건기구가 OECD 35개국을 대상으로 각국의 기대수명을 분석한 자료를 보면, 우리나라의 수명 증가 요인으로는 전염병에 의한 사망 감소, 경제·사회적 요건의 개선으로 인한 아동 청소년의 영양 상태 개선, 1차 및 2차 의료 서비스에 대한 접근성 확대, 새로운 의료기술의 신속한 확장을 꼽고 있다[2].

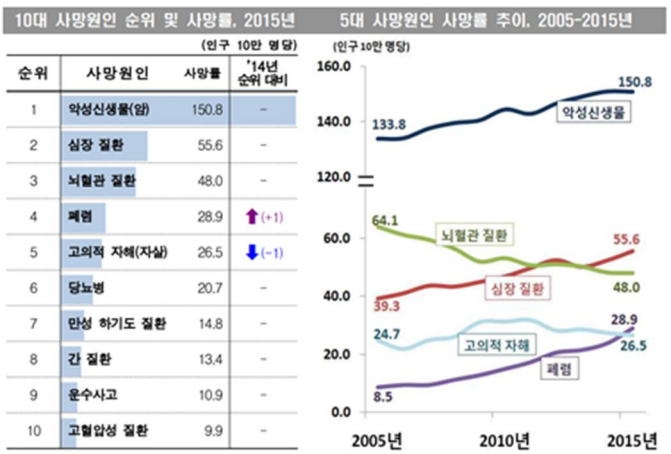


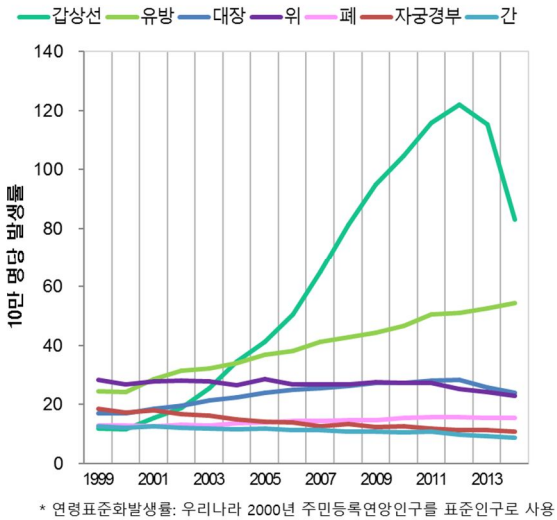
그림 1. 국내 사망원인 통계(통계청)

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그러나 2016년에 발표한 통계청 자료에 따르면 우리나라의 주요 사망 원인 1위는 암으로 나타났다. 현대 의학의 발달과 함께 암을 정복하기 위한 연구가 계속 진행되고 있음에도 불구하고 암에 의한 사망률은 계속 증가하고 있는 추세이다[3].

우리나라 여성들에게 유방암(17.6%)은 갑상선암(23.6%) 다음으로 많이 발병하는 암으로 암 발병률이 2011년 이후부터 전체적으로 감소하는 추세에서도 꾸준히 증가하고 있다(그림 2)[4].



암종	추이 1		추이 2	
	발생 기간	연간% 변화율	발생 기간	연간% 변화율
갑상선	1999-2011	22.3*	2011-2014	-11.7*
유방	1999-2005	7.5*	2005-2014	4.5*
대장	1999-2011	4.5*	2011-2014	-6.5*
위	1999-2011	-0.3	2011-2014	-5.4*
폐	1999-2011	1.9*	2011-2014	-0.5
자궁경부	1999-2014	-3.7*		
간	1999-2011	-1.4*	2011-2014	-6.0*

* $P < 0.05$

그림 2. 여성 암 발생률 추세(중앙암등록본부)

유방암 치료의 가장 좋은 방법은 수술로 암 부위를 절제하는 방법이다. 그러나 암을 완전히 절제하다 보면 수술범위가 넓어져 합병증이 발생할 수도 있고, 유방의 상실로 인해 수술 후 정신적인 후유증이 따르게 된다[5]. 수술범위를 좁힐 수 있는 방법으로 감시림프절 생검이 있다. 유방암이 발생하면 가장 먼저 전이되는 부위가 겨드랑이 부위의 림프절이며, 그 림프절 중에서 가장 먼저 전이되는 곳이 감시림프절이다. 감시림프절의 전이 여부로 다른 림프절의 전이 여부를 알 수 있어 감시림프절이 전이 되지 않았을 경우 림프절을 절제 하지 않아도 된다(감시림프절

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

생검). 림프절 절제를 생략할 경우 수술 시간이 단축되고 림프부종과 같은 합병증의 발생도 줄일 수 있다[6-9]. 이 감시림프절은 비교적 몸 속 얇은 깊이에 위치하고 있어서 형광영상을 이용하여 진단하기 용이하다는 장점이 있다. 근적외선을 이용한 형광영상은 PET-CT가 방사능 피폭에 대한 염려가 있는 것에 반해 방사능에 대한 걱정이 없고 조직에 대한 투과도가 가시광선 대역에 비해 좋아서 눈으로 확인하기 힘든 조직을 관찰하기 용이하다. 수술 중 실시간으로 영상 확인이 가능하다는 점도 큰 장점이다. 현재 감시림프절 생검에 형광영상을 이용하는 임상시험이 진행되고 있으며, 암을 선택적으로 영상화하는 기술 또한 시험이 진행되고 있다[10-12]. 그러나 우리나라의 경우에는 근적외선 형광영상에 관한 연구는 조영제 개발에 집중되고 있으며 형광영상장비 개발은 미흡한 상황이다.

제 2 절 연구 목적 및 방법

현재 근적외선 형광영상시스템은 캐나다, 프랑스, 일본 등에서는 개발이 끝나 상용화되었다. 우리나라도 임상을 위한 형광영상장비가 개발되었다. 그러나 동일 구성을 갖는 해외의 소형 형광영상장비에 비해 큰 크기를 가지고 있어 경쟁력이 떨어진다는 문제점이 있다.

본 연구의 내용은 형광영상시스템의 프로브에서 발생하는 열을 억제하기 위한 방법으로 수랭 쿨링 방식 대신 공랭 방식을 이용하여 프로브와 형광영상시스템의 소형화를 도모한다. 기존의 형광영상시스템은 수랭 쿨링을 위한 장비들이 차지하는 부피로 인해 소형화에 한계가 있다. LED에서 발생하는 열을 제어하기 위해 기존의 CW(Continuous Wave) 방식 대신 PWM(Pulse Width Modulation) 제어를 이용하여 광원부의 발열을 제어하고 프로브 내부에서 발생한 열의 방열을 위해 알루미늄 프로브 케이스를 이용하여 소형화에 따른 발열 문제를 해결한다. 그리고 PWM 제어를 이용한 형광영상시스템의 성능을 확인하기 위해 프로브의 온도를 측정하고 형광영상을 촬영하여 이를 분석한다.

실험을 위해 구축한 형광영상시스템의 광원은 780nm LED 모듈을 사용하고 형

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

광신호 획득과 잡음제거를 위해 NIR CCD 카메라, 780nm 숏 패스 필터, 820nm 밴드 패스 필터를 사용한다. 그리고 형광영상을 보기 위한 소프트웨어는 SH SYSTEM社의 N-Vision을 사용한다. 형광영상은 거치대를 이용하여 30cm 높이에서 촬영하고, 온도 측정은 30분간 진행하며 영상은 2시간 동안 촬영한다. PWM의 Duty비(Duty Ratio 또는 Duty Cycle)에 따른 근적외선 형광영상의 변화, 근적외선 광원의 온도변화, 프로브의 온도 변화를 측정하여 CW 방식과 PWM 방식을 비교한다. Duty비가 80% 이상일 경우 PWM 제어를 통한 이득이 크지 않다고 판단하여 Duty비는 1~70%까지만 진행하기로 한다. 획득한 근적외선 형광영상을 샘플링하여 히스토그램의 수치화를 통해 밝기를 비교하고 차영상과 PSNR(Peak Signal to Noise Ratio)을 측정하여 영상과 화질 비교를 통해 PWM 제어를 이용한 형광영상시스템의 성능을 알아본다. 그리고 이를 종합하여 이상적인 PWM의 Duty비를 분석한다. 실험한 결과 PWM을 이용한 근적외선 형광영상시스템은 추가적인 쿨링 장비 없이도 안정적인 온도제어와 일정한 품질의 영상 획득이 가능함을 확인하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 2 장 근적외선 형광영상시스템에 대한 관련 연구

제 1 절 형광영상 이미징 기술

형광영상에는 조영제가 사용되는데, 현재 FAD 승인을 받은 조영제는 ICG(Indocyanine Green)와 MB(Methylene Blue) 두 종류뿐이다. ICG는 근적외선 영상 유도 종양 수술 분야에서 다양하게 응용되어 사용되고 있으며, 유방암, 자궁경부암, 대장암 등 다양한 암들의 감시림프절 검사에 관한 임상시험이 진행되었다[13]. ICG는 혈장단백질과 결합하고 760~785nm 대역의 빛을 투과하면 820~840nm 대역의 형광을 발산한다(그림 3)[14-17].

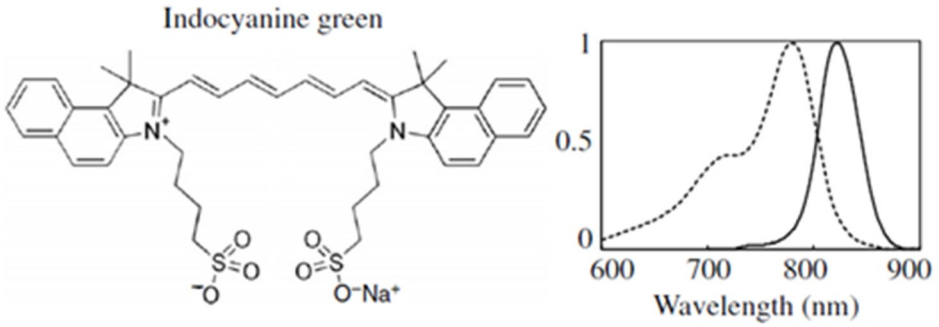
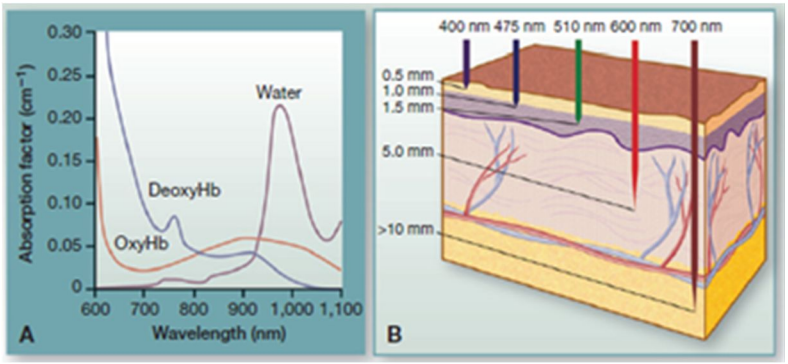


그림 3. ICG의 화학식과 흡수 및 방출 스펙트럼[18]

일반적으로 생체 조직 내에서 빛을 잘 흡수하는 요소들은 물, 지방 그리고 혈액 속의 헤모글로빈이다. 혈액은 주로 가시광선 영역을 흡수하며 물과 지방은 주로 적외선 영역을 흡수한다. 650~900nm의 근적외선 영역은 다른 영역들보다 체내 흡수율이 낮으므로 체내에 깊숙이 투과할 수 있다(그림 4)[19]. 또한, 인간의 눈은 근적외선 파장에 민감하지 않기 때문에 근적외선을 사용하면 수술 시 시야를 가리지 않는다[18].

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



(A) 생체 조직의 빛의 흡수 파장 스펙트럼. (B) 빛의 생체 내 침투 범위[19]

그림 4. 생체 내 빛의 투과율

그림 3과 그림 4의 내용을 종합해 보면 인체의 혈장단백질과 결합한 형광물질(ICG)에 생체 조직의 투과율이 좋은 근적외선 영역 760~800nm의 빛을 조사하면 ICG는 여기 상태로 되었다가 원상태로 되돌아 오면서, 820~840nm 영역의 빛을 발광하게 된다. 이 빛은 육안으로 보기 힘든 가시광선 영역 밖의 빛을 방출하므로, 광학장치를 통해 영상을 획득하고 이를 카메라를 이용하여 눈으로 실시간 영상을 확인할 수 있게 한다. 이러한 형광영상 이미징 기술은 수술 중 암세포의 분포를 실시간으로 확인할 수 있기 때문에 암세포 주변을 필요 이상 절제하지 않아도 되며, 수술의 정확도를 크게 향상시킬 수 있다[20].

제 2 절 형광영상장비

형광영상 이미징 기술을 탑재한 형광영상장비들은 크게 대형 장비들과 소형 장비들이 있으며, 대형 장비들이 주를 이루고 있다. 아래의 그림 5는 형광영상장비들의 크기를 보여준다[21]. 대형 형광영상장비는 프로브 크기가 크고 무거운 관계로 Arm에 거치되어 있지만 소형 장비는 프로브를 손으로 잡을 수 있게 소형화되어 있다는 것을 볼 수 있다[22-25].

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

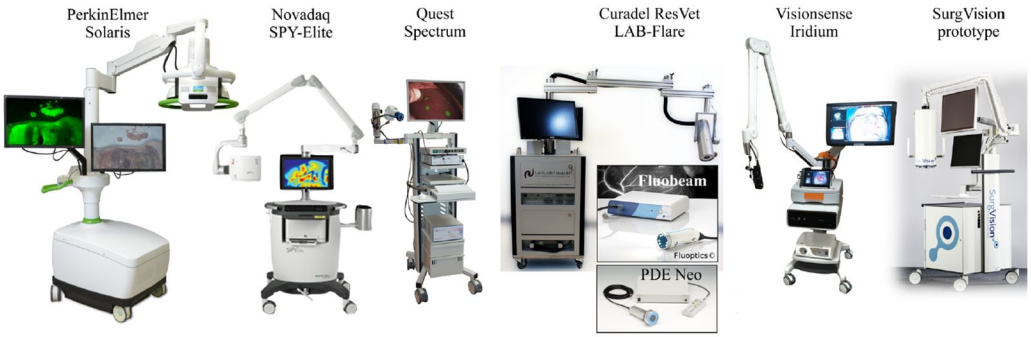


그림 5. 형광영상장비들의 대략적인 크기[21]

대형 형광영상장비와 소형 형광영상장비는 구조적으로 큰 차이를 보인다. 대표적인 대형 형광영상장비인 FLARE™는 각기 다른 파장대를 갖는 3개의 광원과 이를 영상화할 3개의 광학 필터와 카메라를 가지고 있다. 그리고 이 3개의 광원에 대한 영상을 한 화면에서 볼 수 있는 시스템을 갖추었다[26-29]. 소형 형광영상장비는 단일 카메라로 구성되어있다. 영상은 컬러화면 구현이 되지 않고 근적외선 형광영상만을 보여준다[30-32]. 그러나 장비의 이동성이 좋고 프로브의 크기가 작기 때문에 대형 형광영상장비에서 영상화하기 힘든 부위까지도 쉽게 접근할 수 있는 장점이 있다[33].

이러한 기술을 바탕으로 한 형광영상장비들은 공통적으로 ICG를 여기시키기 위한 광원과 불필요한 주변광 등의 노이즈 요소를 제거하기 위한 광학필터, 그리고 이를 영상화하기 위한 NIR 카메라를 가지고 있다. 광원으로는 주로 레이저 다이오드와 LED가 사용된다. 레이저 다이오드는 파장 대역이 좁은 대신 좋은 감도를 갖지만, 눈과 피부의 안전을 위해 최대 허용 노출 한도(MPE)가 정해져 있다. LED는 넓은 파장 대역을 가지고 있지만, 출력이 낮아 LED를 광원으로 사용할 경우 수십 개의 LED를 사용하게 되며 이 경우 과도한 열이 발생하게 된다[34]. 따라서 LED의 발열을 제어하기 위한 하드웨어 또는 소프트웨어적인 수단이 반드시 필요하다[35, 36].

수랭 쿨링 방식은 펌프에 의해 순환되는 냉각수가 워터블록에서 발생한 열을 라디에이터로 가져가서 방열하고 방열된 냉각수는 물통에 저장되어 다시 순환하는

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

구조이다. 수랭 방식은 발열 억제에 안정적인 모습을 보여준다(그림 6)[37, 38]. 그리고 의료장비의 특성상 장비의 안정적인 작동을 위한 발열 억제만을 고려했을 때 수랭 쿨링 방식이 알맞아 보인다. 그러나 쿨링 장비의 비싼 가격과 냉각수 누수의 위험성, 주기적으로 냉각수를 교체해야 하는 불편함 그리고 워터블록, 호스, 라디에이터, 펌프, 물통 등 여러 부품이 차지하는 부피로 인해 제품의 소형화에는 단점이 된다. 그림 7은 국내에서 개발된 근적외선 형광영상장비이다. 해외의 소형 형광영상장비의 구성과 같이 단일 카메라로 구성된 프로브를 가지고 있다. 그러나 수랭 쿨링 방식을 이용하여 전체 크기가 해외의 소형 형광영상장비보다 커졌다. FLARE™ 또한 이와 같은 수랭 쿨링 방식을 이용하는 것으로 확인되었다.

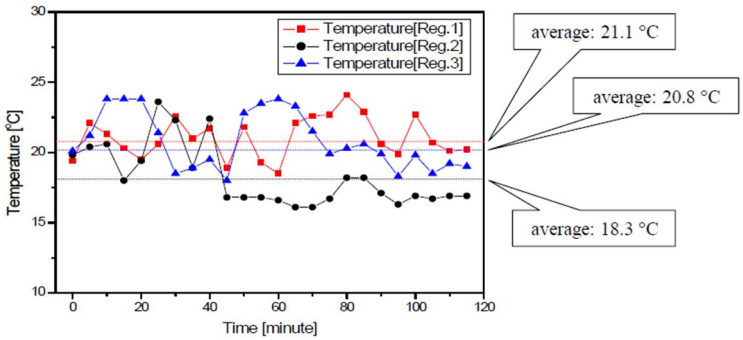


그림 6. 근적외선 형광영상시스템에서 사용된 수랭 쿨링 방식의 LED 온도

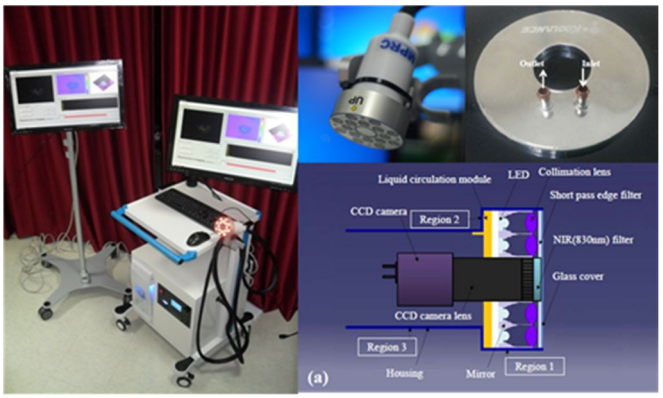


그림 7. 국산 근적외선 형광영상장비

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 3 장 PWM 제어를 이용한 근적외선 형광영상시스템

기존의 형광영상시스템은 같은 구성의 해외 소형 형광영상시스템에 비해 큰 크기를 가지고 있어 경쟁력이 떨어지고 수랭 쿨링 장비의 탑재로 인해 여러 문제점도 가지고 있다. 핸드 픽스 타입의 프로브 구조상 움직임이 많고 이로 인해 프로브 내부의 쿨링 플레이트와 연결된 냉각수 튜브가 빠질 위험성을 내재하고 있다. 냉각수 또한 주기적으로 교체를 해줘야 한다는 점에서 관리의 불편함이 있다. 더구나 쿨링 장비를 가동하지 않을 경우 광원과 카메라가 열에 의해 심각한 타격을 받을 가능성이 있다. 실제로 한 병원에서 쿨링 장비를 가동하지 않고 장비를 운영하여 광원이 고장 나는 일이 발생했고 그로 인해 한동안 장비를 사용하지 못한 사례도 있었다. 이 논문에서는 형광영상시스템을 소형화하기 위해 기존의 시스템에서 많은 부피와 문제점을 가지고 있던 수랭 쿨링 장비를 제거하고 이를 대체할 수단으로 PWM 제어를 이용한 형광영상시스템을 제안한다. 그리고 PWM Duty비에 따른 LED 온도 변화, 형광영상의 밝기, 영상, 화질을 CW와의 비교 분석을 통해 제안한 시스템의 성능을 확인한다.

제 1 절 근적외선 형광영상시스템 구성

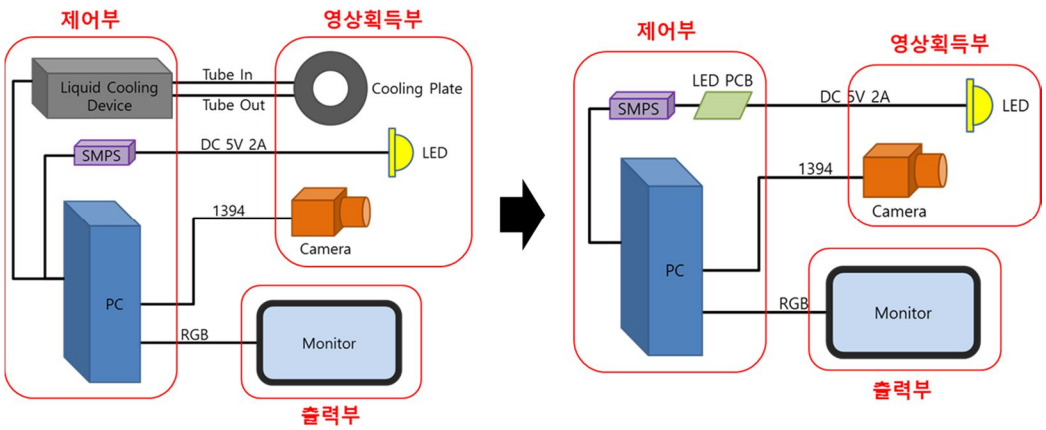


그림 8. 제안하는 형광영상시스템의 구성도

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

근적외선 형광영상시스템을 영상획득부, 제어부, 출력부로 나누어 구성하였다. 기존에 문제가 되었던 수랭 쿨링 장비와 쿨링 플레이트는 제거하고 대신 LED를 PWM 제어할 PCB를 추가하였다.

그림 9. 영상획득부

영상획득부는 ICG를 여기시키고 그 여기광을 영상화하는 장치 부분이다. 광원인 근적외선 LED 모듈, NIR 카메라, 카메라 렌즈, 집광렌즈, 그리고 잡음 제거를 위한 숏 패스 필터, 밴드 패스 필터로 구성된다. 이는 자유로운 이동과 사용이 가능한 형광영상 프로브를 제작하기 위한 구성이다.

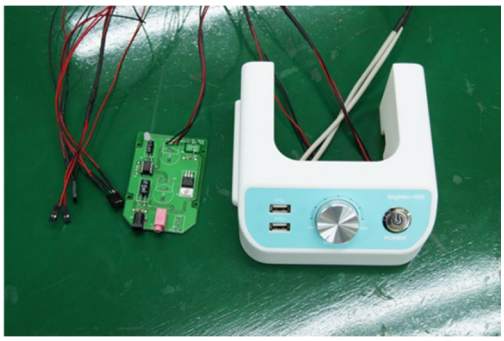


그림 10. 제어부

제어부는 형광영상시스템에서 시스템과 LED 모듈, 출력부에 전원을 공급하고 카메라에서 들어온 형광영상을 처리하는 장치 부분이다. LED 모듈의 전원 공급과

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

PWM 제어를 위한 SMPS와 PWM 제어 PCB, 그리고 소프트웨어를 구동하고 영상을 처리할 PC 부품들, 카메라의 신호를 송수신하기 위한 1394카드, 영상획득부와 제어부 연결을 위한 터미널 보드, 터미널 보드와 형광영상 프로브를 연결할 커넥터로 구성된다.

출력부는 제어부에서 처리한 영상을 모니터에 출력하는 장치 부분이다. 일반적인 모니터로 구성하였다.

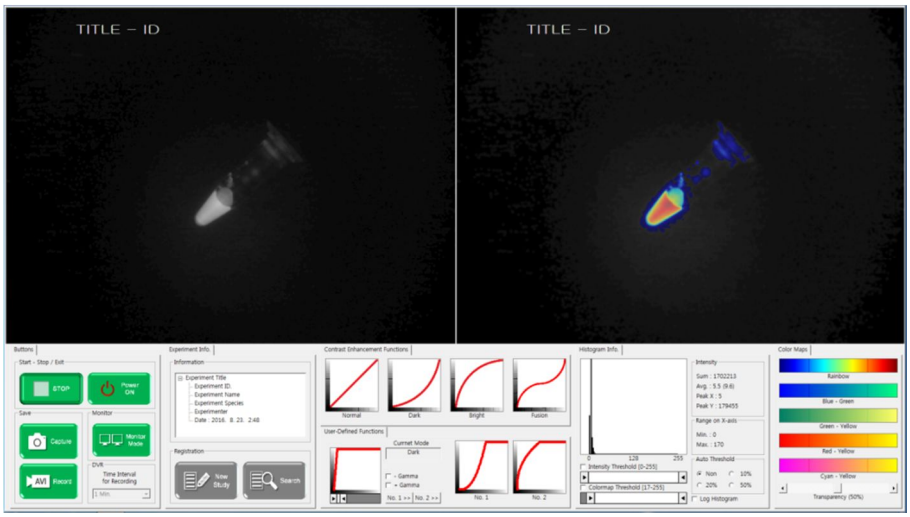


그림 11. N-Vision 소프트웨어

형광영상을 보기 위한 프로그램은 SH SYSTEM社의 N-Vision 프로그램을 사용하였다. 화면 왼쪽에는 원본 형광영상이 표시되고 오른쪽에는 원본 영상에 컬러맵을 입힌 화면이 표시된다.

사용 편의를 위해 별도의 케이스를 제작하여 시스템 전원과 데이터 전송을 위한 USB 커넥터, 프로브 광원의 광량 조절을 위한 볼륨 노브를 장착하였다. 그리고 시스템 조작을 위해 무선키보드와 무선마우스를 사용하였다. 이 모든 구성을 이동과 실험을 용의하게 해줄 워크스테이션 카트에 설치하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 12. 형광영상시스템 전체 구성 모습

제 2 절 근적외선 형광영상 프로브 구성

근적외선 형광영상 프로브는 앞에서 언급한 생체 조직의 빛 흡수 파장, 빛의 파장에 따른 침투 범위, ICG 조영제의 흡수 및 방출 스펙트럼을 참고하여 광원과 광학 필터를 선정하였다. 그리고 케이스는 방열을 위해 알루미늄으로 구성하였다.

LED에서 발생한 근적외선의 빛은 리플렉터와 집광렌즈에 의해 빛이 퍼지지 않고 직진하게 되고 이 근적외선의 빛은 숏 패스 필터를 지나면서 ICG를 여기시키기 위해 필요한 광원만을 통과시키게 된다. 광학 필터를 사용하는 이유는 그림 11에 있는 ICG 특성 그래프를 보면 흡수 및 방출 스펙트럼이 겹치는 부분이 나오는데, 이 부분에서 잡음이 발생하므로 입사하는 광과 반사되어 나오는 광을 분리시키는 것이 고려되어야 하기 때문이다. ICG의 여기광은 잡음 제거를 위한 광학 필터인 밴드 패스 필터를 거쳐 카메라 렌즈를 통해 카메라로 들어와 영상화된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

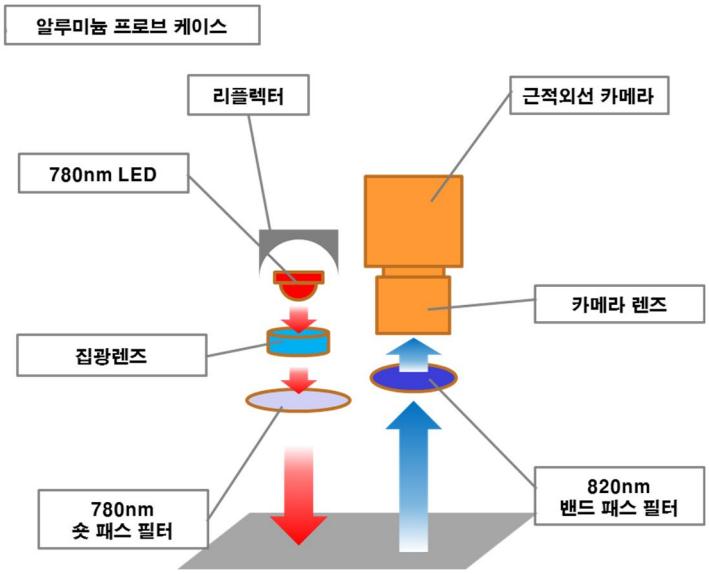


그림 13. 영상획득부(프로브) 구성

사용한 광원은 780nm LED이며 5V, 350mA, 작동온도는 −40℃~+80℃이다. 사용한 숏 패스 필터는 780nm 이하의 빛만 투과되고, 밴드 패스 필터는 800~840nm 사이의 빛만 투과된다. 이는 앞에서 설명했던 ICG의 여기 및 여기광에 관련된 빛의 파장과 잡음 영역을 고려한 것이다. 사용된 NIR 카메라는 Allied Vision社의 Guppy Pro F−301 제품을 사용하였다. 카메라 정상 작동 온도는 +5℃~+45℃이다.

그림 14. 형광영상 프로브 전면부

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 14는 조립된 근적외선 형광영상 프로브이다. 780nm LED를 16개 사용하였다. LED 앞부분에는 집광렌즈를 장착하였고 광원부의 전면부를 중심부가 뚫린 도넛 모양의 숏 패스 필터로 덮어 광원에서 나오는 빛을 필터링하게 된다. 프로브 중심 내부에는 카메라가 위치하고, 그 앞에 밴드 패스 필터를 배치해서 반사된 빛 중에 ICG의 여기광만을 필터링하여 받아들이게 된다.

제 3 절 PWM 구동과 카메라 연동

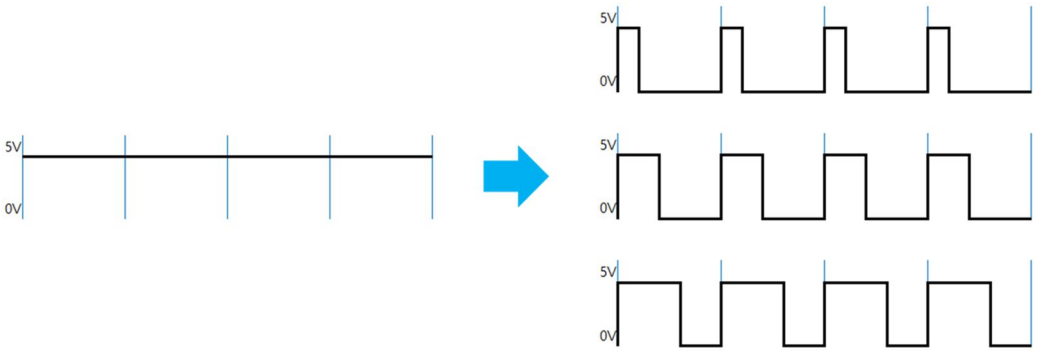


그림 15. CW와 PWM의 파형

PWM은 DC모터의 속도 제어, 사운드 출력, LED의 밝기 제어에 사용된다. 그림 16에서 t1은 펄스가 On인 시간이고 t2는 펄스가 Off인 시간이다. Duty비(Duty Ratio 또는 Duty Cycle)는 t1/T이다. 즉, 전체 펄스 주기에서 펄스가 On인 비율을 말한다[39]. 따라서 Duty비의 공식은 다음과 같다.

$$\text{Duty Ratio} = \left(\frac{t1}{T}\right) \times 100\%$$

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

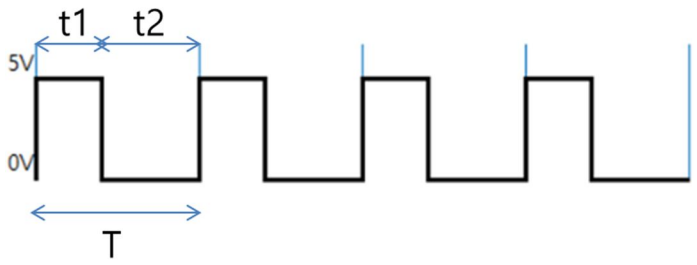


그림 16. Duty비

그림 16 t1과 t2가 2:3일 경우 Duty비는 40%가 된다. Duty가 40%라고 하면 전체 주기의 40% 동안만 LED가 On이 되고 나머지 60% 동안은 LED가 Off 상태가 된다. 이렇게 PWM을 이용하여 LED가 켜져 있는 시간을 조절하면 Duty가 100%인 상태보다 LED가 켜져 있는 시간이 줄어들게 되므로 발열량 또한 줄어들게 된다. 같은 원리로 LED의 밝기도 조절이 가능해진다. 일반 전구와 마찬가지로 LED도 수명 시간이 정해져 있는데 PWM 방식을 이용하면 LED의 수명도 길어지게 되는 부수적인 효과도 얻을 수 있다[40-43].

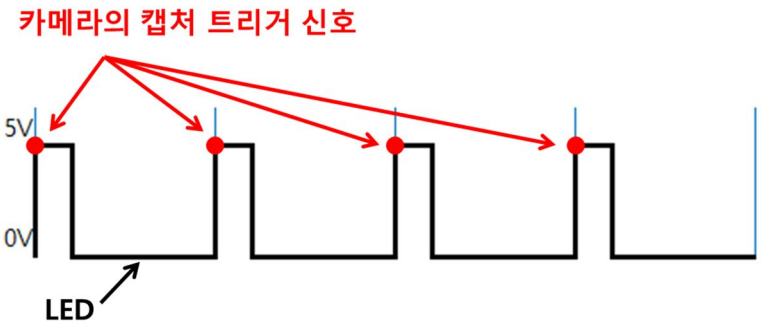


그림 17. LED의 PWM 구동과 카메라의 연동

그림 17과 같이 LED가 On일 때 카메라가 캡처하도록 하였다. PWM에서 일반적인 카메라 연동 시 LED가 2400Hz이고 카메라는 120프레임 이라고 가정하면,

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

트리거 신호가 1초 동안 2400번이 나오게 되는데 첫 번째 트리거 신호에 의해 카메라가 캡처하고 처리하는 중에 다음 트리거 신호가 들어오게 된다. 그러면 연산 중인 첫 번째 캡처를 Null값으로 표시하고 두 번째 트리거 신호를 받아 캡처하게 된다. 이렇게 되면 계속 Null값만이 화면에 나오게 된다. 그러나 머신 비전 카메라는 캡처해서 처리하는 중에 들어온 트리거 신호는 카메라 자체에서 무시하고 들어왔던 신호의 처리가 끝난 이후에 들어온 트리거 신호를 받아 화면에 출력해 준다.

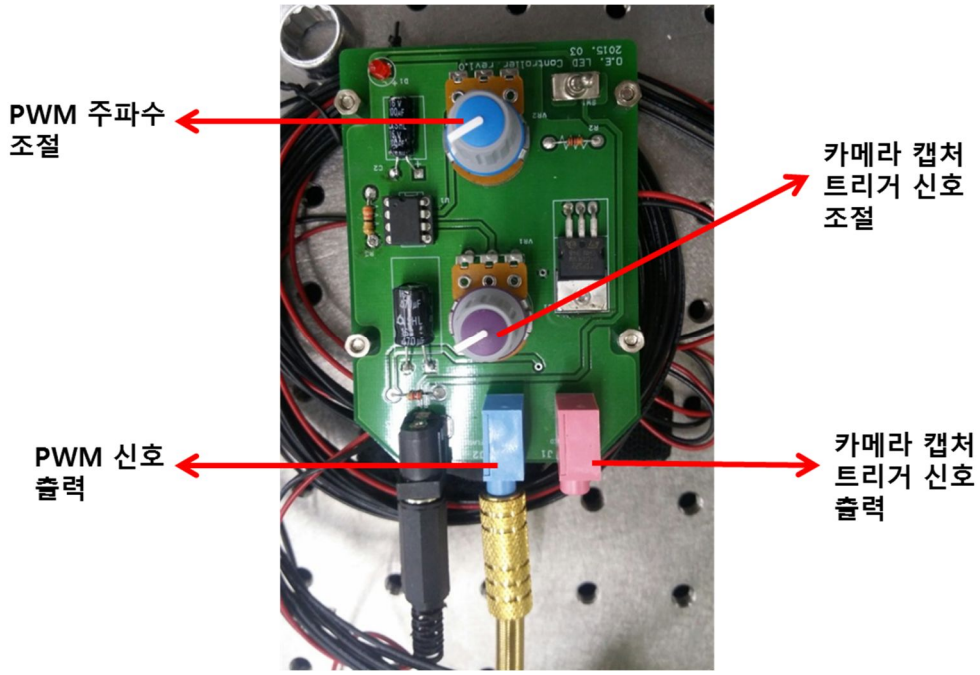


그림 18. PWM을 제어하기 위한 PCB

그림 18은 PWM 제어 기판으로 파란색의 볼륨 스위치는 PWM의 주파수를 결정하여 LED를 제어하고, 보라색 볼륨 스위치는 카메라의 캡처 트리거 신호를 조절해 주는 장치이다. 파란색의 3.5파이 이어폰 단자로 PWM 신호가 나오며, 분홍색의 3.5파이 이어폰 단자로 카메라의 캡처 트리거 신호가 나오게 된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

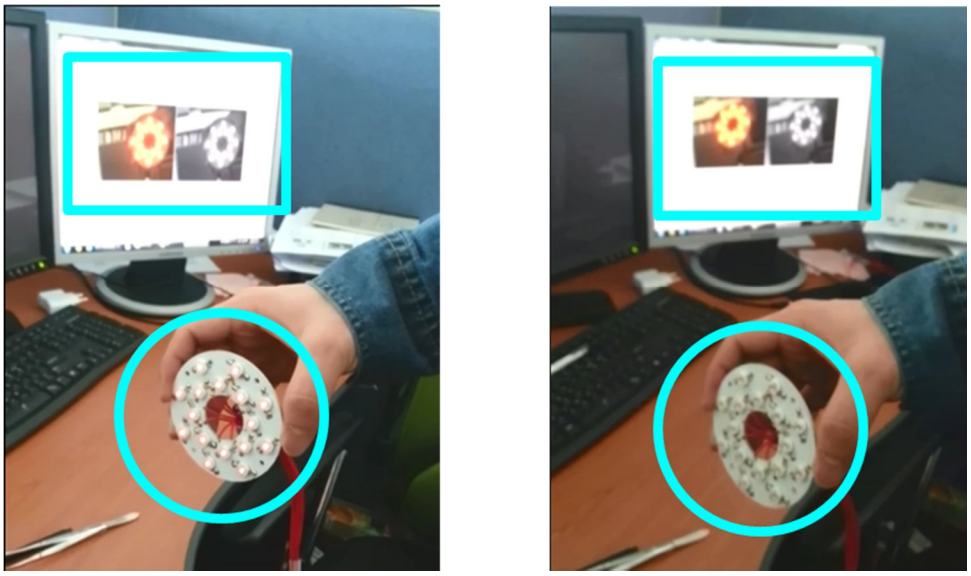


그림 19. PWM과 카메라 연동 확인

5V 2A가 출력되는 SMPS로 PWM 제어 PCB에 전원을 인가하여 카메라와 연동 실험을 하였다. LED는 25Hz, 카메라는 25프레임으로 작동시켰고 PWM Duty비는 30%로 설정하여 모니터의 영상으로 LED의 PWM과 카메라가 제대로 연동되는지를 관찰했다. 그러나 이론대로 LED가 On이 되는 시점에서 카메라의 캡처 트리거 신호를 주었을 때 영상에서는 LED가 깜빡이는 것이 보이는 결과가 나왔다. 그래서 카메라의 캡처 트리거 신호를 주는 시점을 이전 시점보다 0.1ms 앞당겨 줬고 그림 19와 같이 LED의 PWM과 카메라가 의도대로 연동되는 것을 확인했다. LED가 On일 때만 카메라가 캡처하여 화면에 표출하기 때문에 LED가 Off일 때와는 상관없이 그림 19에서처럼 화면에서는 일정하게 LED가 On인 상태의 영상을 출력하게 된다. 이후 LED의 Hz와 카메라의 프레임, PWM Duty비를 바꿔가며 영상을 관찰하여 PWM과 카메라의 연동에 이상이 없음을 확인하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 4 장 실험 및 결과

제 1 절 실험 환경

그림 20. 크린룸 내에서 실험 진행

실험에서 사용된 소프트웨어는 Windows 10, N-Vision, Vimba 2.1이며 소프트웨어 구동을 위한 하드웨어는 Intel Core i5 6600, IEEE 1394A PCI Express카드 사양의 PC를 사용하였다. 프로브의 카메라에서 얻는 NIR 원본 영상의 해상도는 640×480이다. 실험 장소는 외부요인을 최소화하기 위해 크린룸 내에서 진행하였으며, 크린룸은 온도 22℃, 습도 50%로 설정하였다.

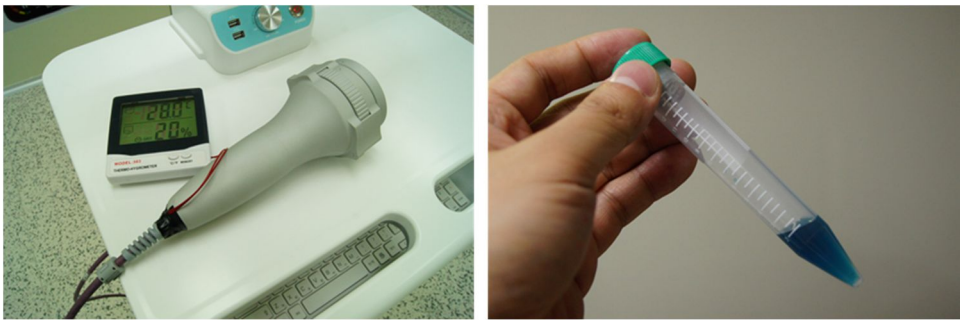


그림 21. 실험에 사용된 온도계와 ICG

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

LED와 프로브 내부의 온도를 측정하기 위해 온도계에 온도센서를 연결하였고 프로브를 분해해서 내부에 온도센서를 장착한 후 재조립하였다. 온도센서가 들어가면서 생긴 틈은 절연테이프를 이용하여 밀봉하였다. 그리고 거치대를 이용하여 300mm 높이에서 ICG의 근적외선 형광영상을 촬영하였다. 카메라 렌즈의 초점거리는 100mm~무한대이었지만, 그림 14의 프로브 전면 사진에서 보듯이 여기광을 받아 영상화하는 중심 부분에는 광원이 없기 때문에 프로브 높이가 너무 낮을 경우 영상에서는 중심 부분에 암영이 생기게 된다. 측정 결과 300mm 높이에서 암영이 생기지 않았기 때문에 높이를 300mm로 설정하였다.

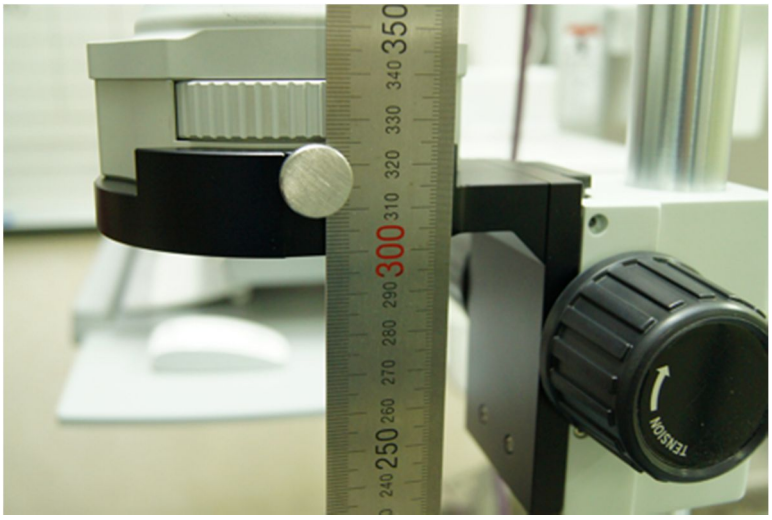


그림 22. 근적외선 형광영상 촬영 높이

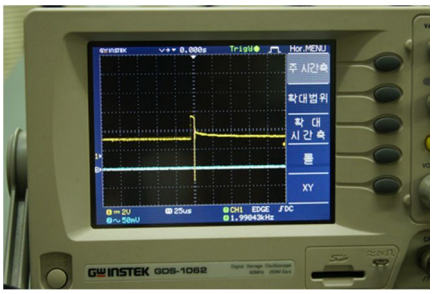
제 2 절 제안하는 시스템의 온도 분석

그림 23은 PWM Duty비를 1%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 23(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty Ratio가 1%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 23(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 23(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고

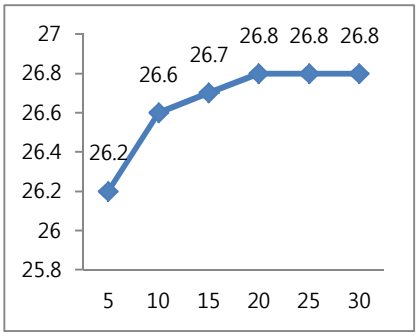
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

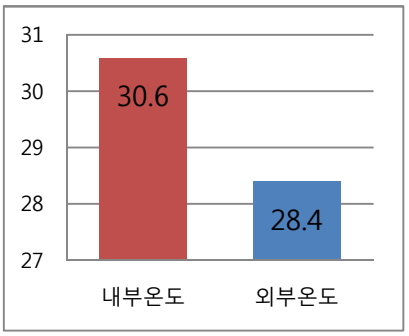
그때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다. 출력된 실험 전과 후의 형광영상에서 보듯이 PWM Duty비가 1%일 때는 광량이 부족하여 ICG의 여기광 획득에 실패하였다.



(a) Duty 1%



(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화



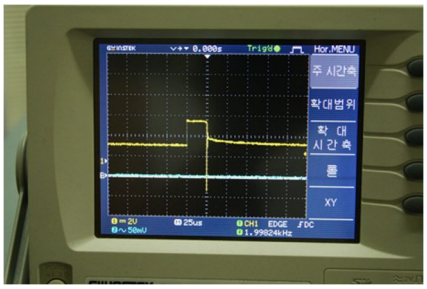
(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

그림 23. PWM Duty비가 1%일 때 영상과 측정 온도

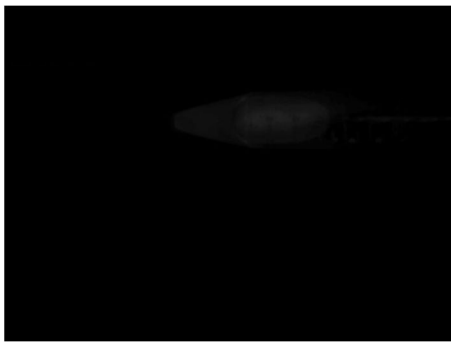
Collection @ chosun

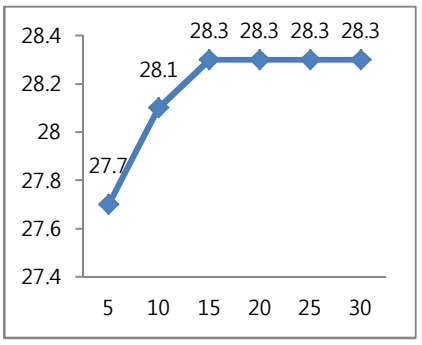
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 24는 PWM Duty비를 5%로 설정하여 실험한 결과이다. 그림 24(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 5%임을 확인하는 사진이다. 그림 24(b)는 실험 시작 직후의 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 24(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

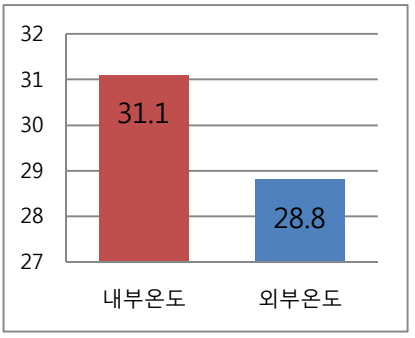


(a) Duty 5%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화



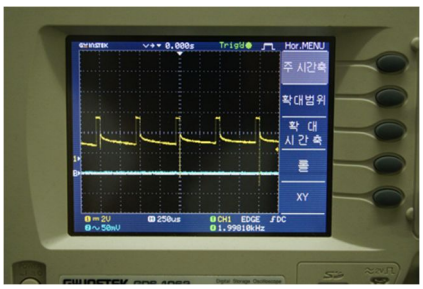
(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

그림 24. PWM Duty비가 5%일 때 영상과 측정 온도

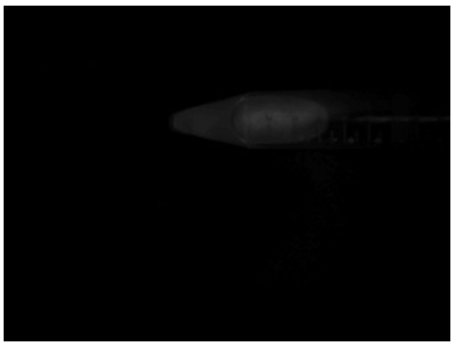
Collection @ chosun

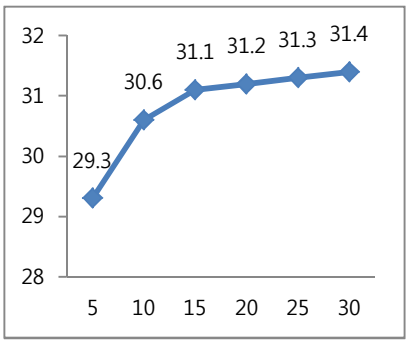
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 25는 PWM Duty비를 10%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 25(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 10%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 25(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 25(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

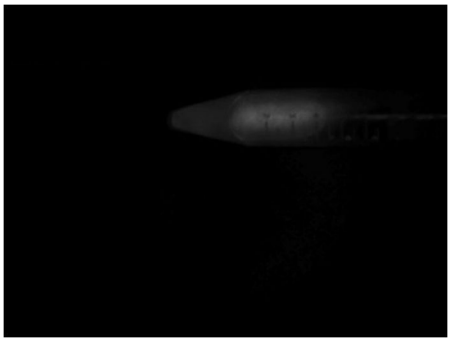


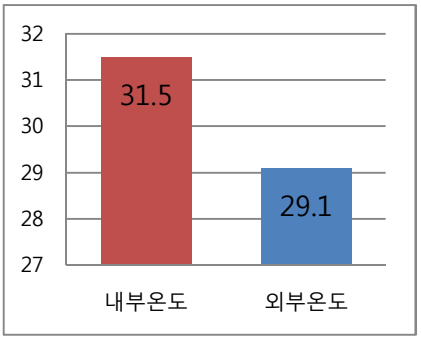
(a) Duty 10%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

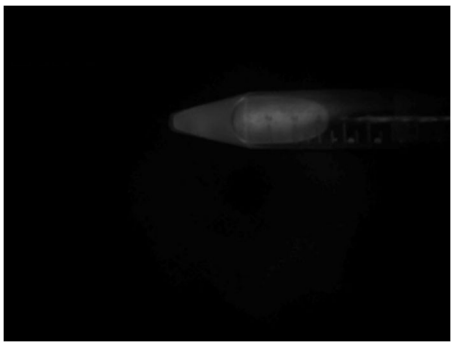
그림 25. PWM Duty비가 10%일 때 영상과 측정 온도

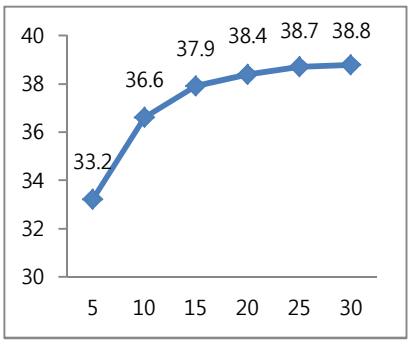
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

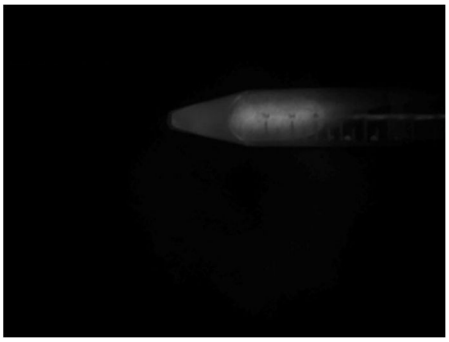
그림 26은 PWM Duty비를 20%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 26(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 20%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 26(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 26(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

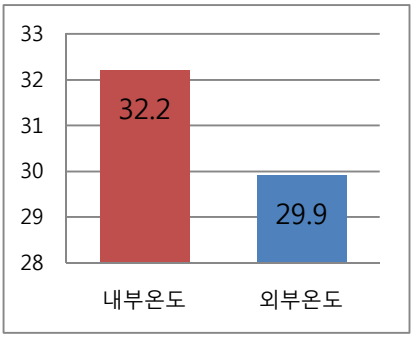
(a) Duty 20%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

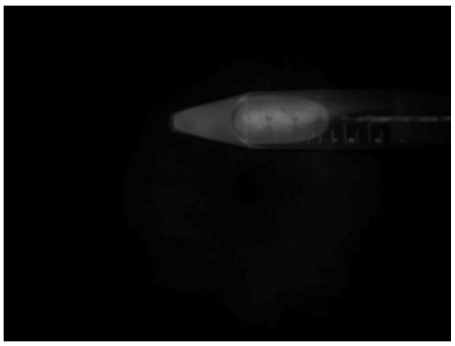
그림 26. PWM Duty비가 20%일 때 영상과 측정 온도

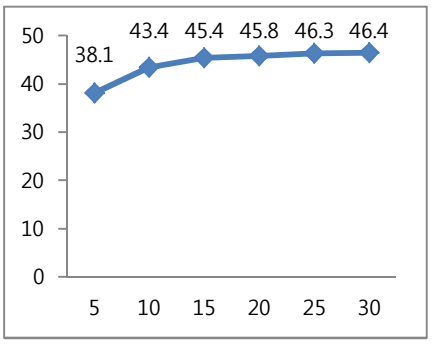
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

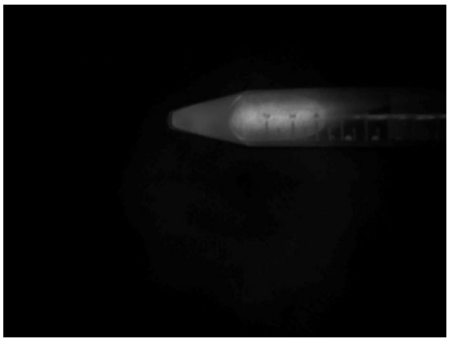
그림 27은 PWM Duty비를 30%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 27(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 30%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 27(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 27(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

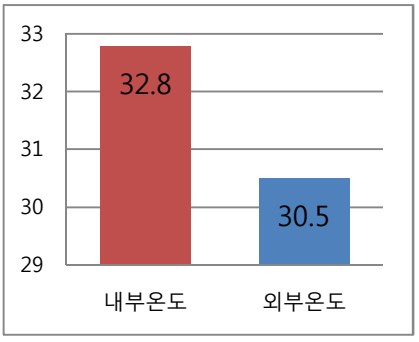
(a) Duty 30%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





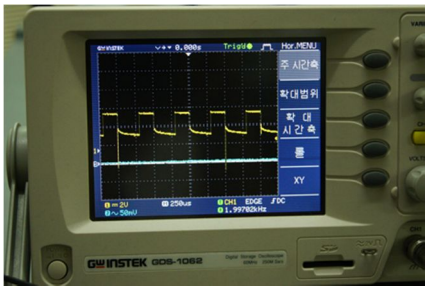
(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

그림 27. PWM Duty비가 30%일 때 영상과 측정 온도

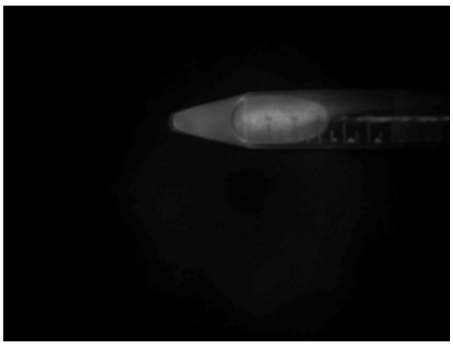
Collection @ chosun

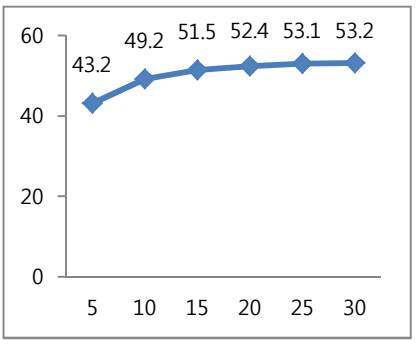
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 28은 PWM Duty비를 40%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 28(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 40%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 28(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 28(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

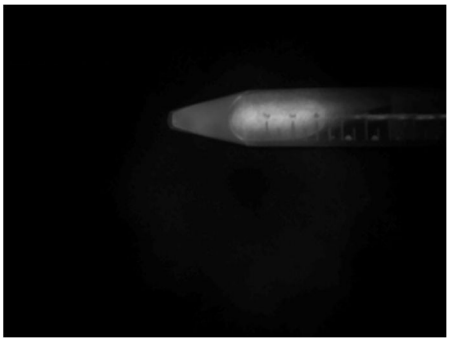


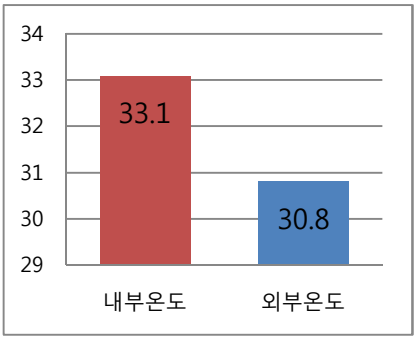
(a) Duty 40%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

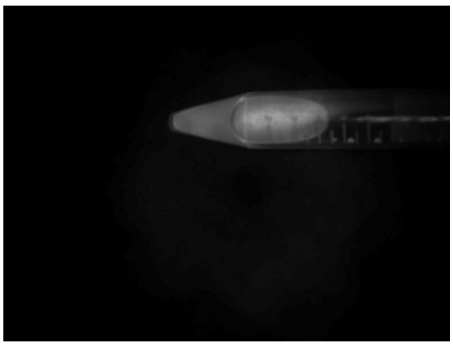
그림 28. PWM Duty비가 40%일 때 영상과 측정 온도

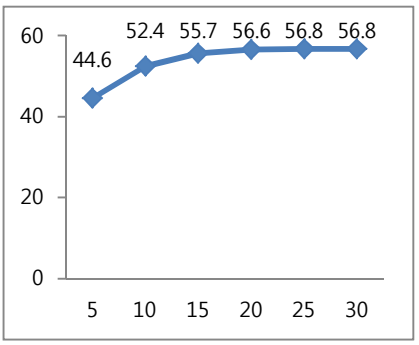
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

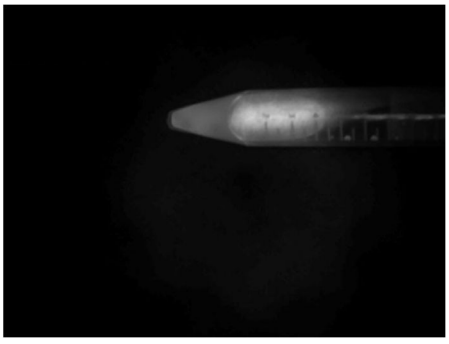
그림 29는 PWM Duty비를 50%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 29(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 50%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 29(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 29(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

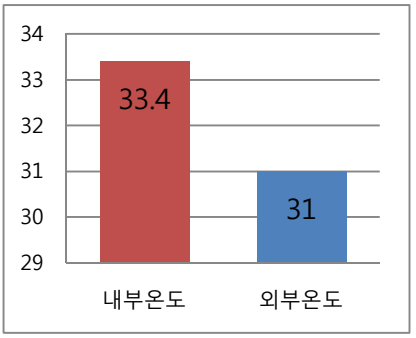
(a) Duty 50%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

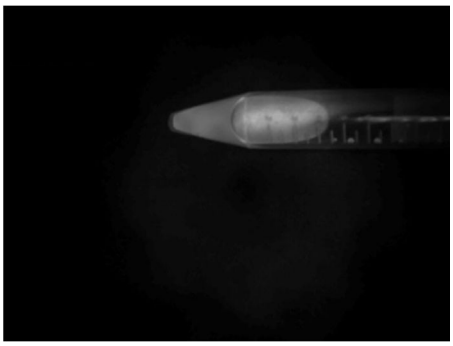
그림 29. PWM Duty비가 50%일 때 영상과 측정 온도

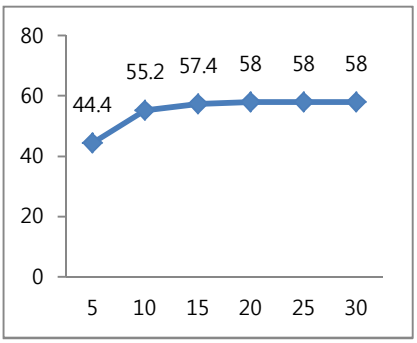
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

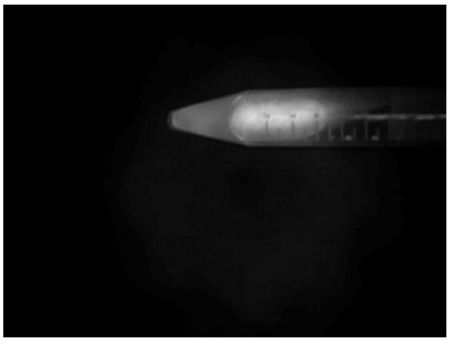
그림 30은 PWM Duty비를 60%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 30(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 60%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 30(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 30(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

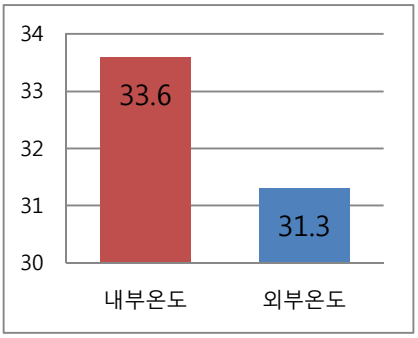
(a) Duty 60%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





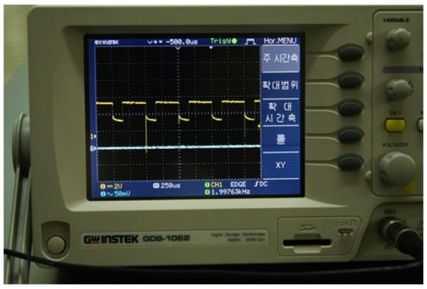
(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

그림 30. PWM Duty비가 60%일 때 영상과 측정 온도

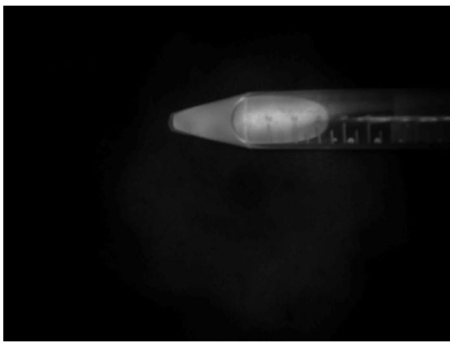
Collection @ chosun

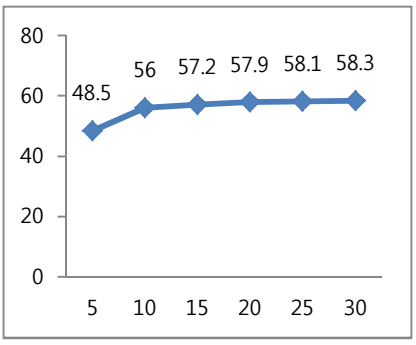
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 31은 PWM Duty비를 70%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 31(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 70%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 31(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 31(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그 때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

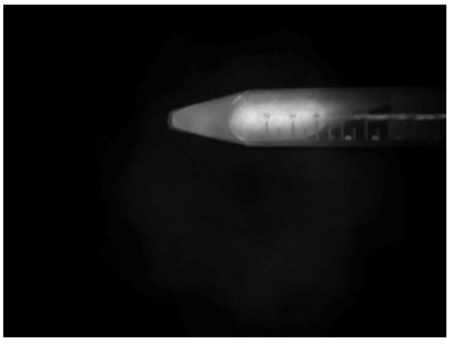


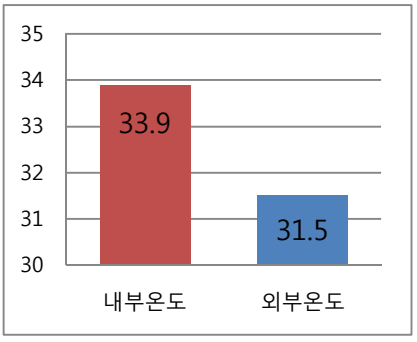
(a) Duty 70%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





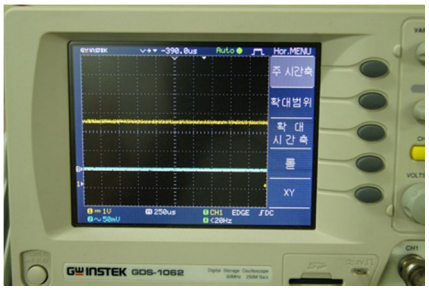
(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

그림 31. PWM Duty비가 70%일 때 영상과 측정 온도

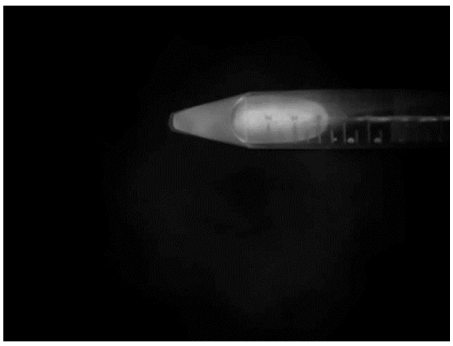
Collection @ chosun

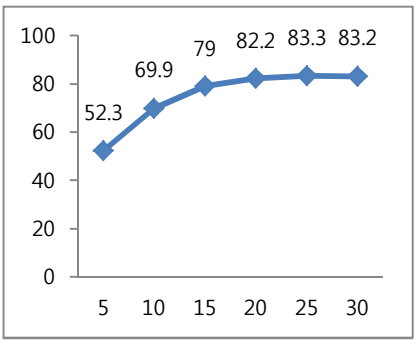
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그림 32는 PWM Duty비를 100%로 설정하여 실험한 결과 영상이다. 그림 32(a)는 오실로스코프를 이용하여 Duty비가 100%로 나오는지 확인하는 사진이다. 그림 32(b)는 실험 시작 직후 화면에 출력된 형광영상이고 측정된 LED 모듈의 온도 변화 그래프이다(가로축: 시간). 그림 32(c)는 실험 종료 직전의 형광영상이고 그때의 프로브 내부 온도와 프로브 케이스 외부 온도이다.

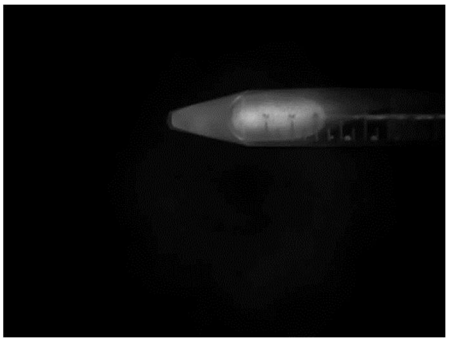


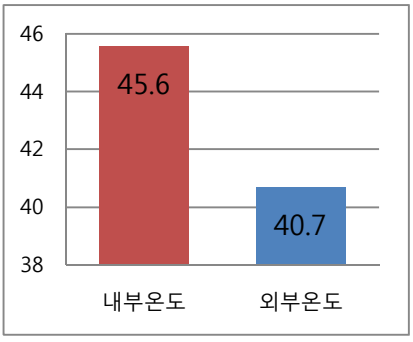
(a) Duty 100%





(b) 실험 시작 때의 영상과 LED 모듈의 온도 변화





(c) 실험 종료 때의 영상과 프로브 온도

그림 32. PWM Duty비가 100%일 때 영상과 측정 온도

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

실험을 통해 얻은 각 Duty비 별 LED 모듈, 프로브 내부, 프로브 외부 온도를 종합하면 그림 33, 그림 34, 그림 35와 같다.

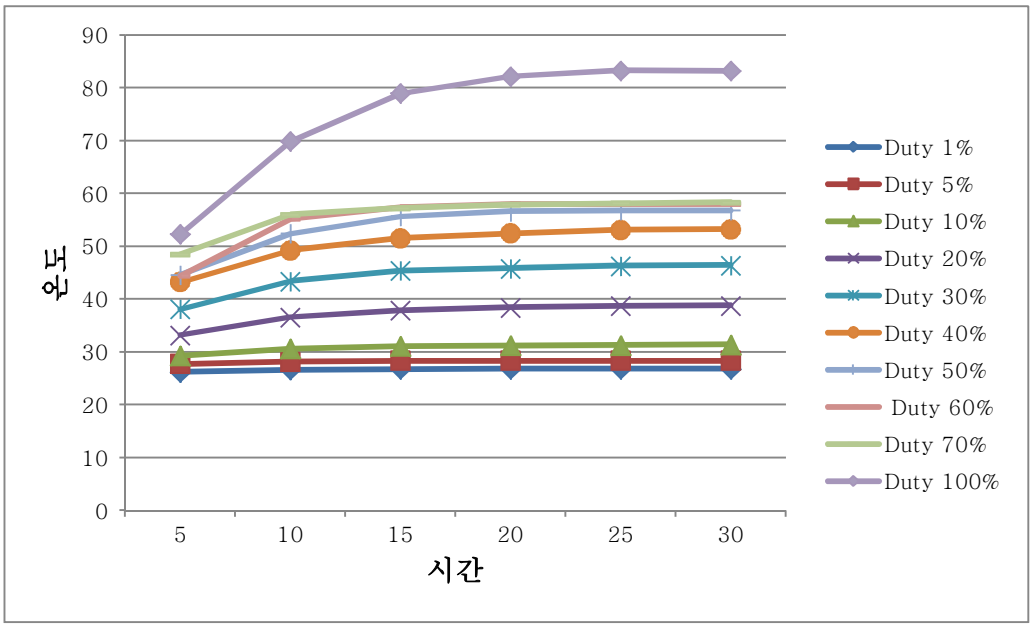


그림 33. LED 모듈의 온도 변화 종합

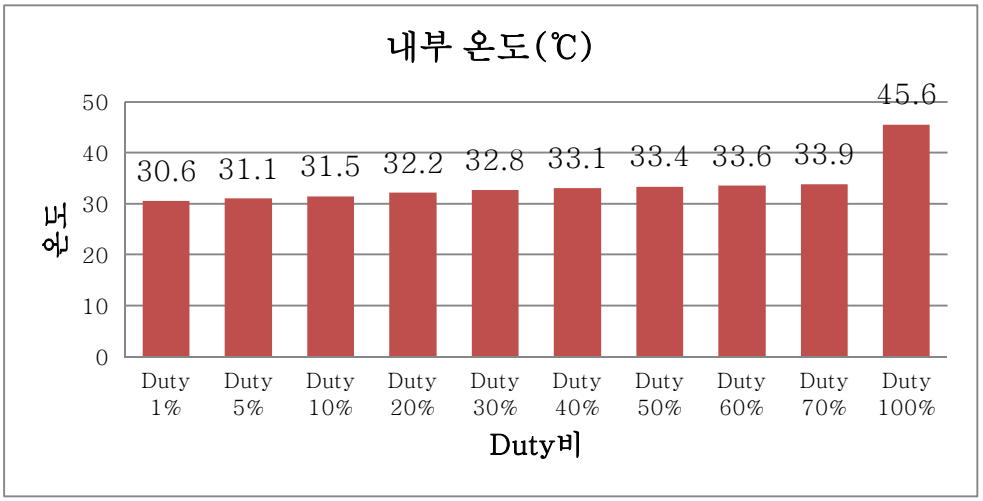


그림 34. 프로브 내부 온도 종합

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

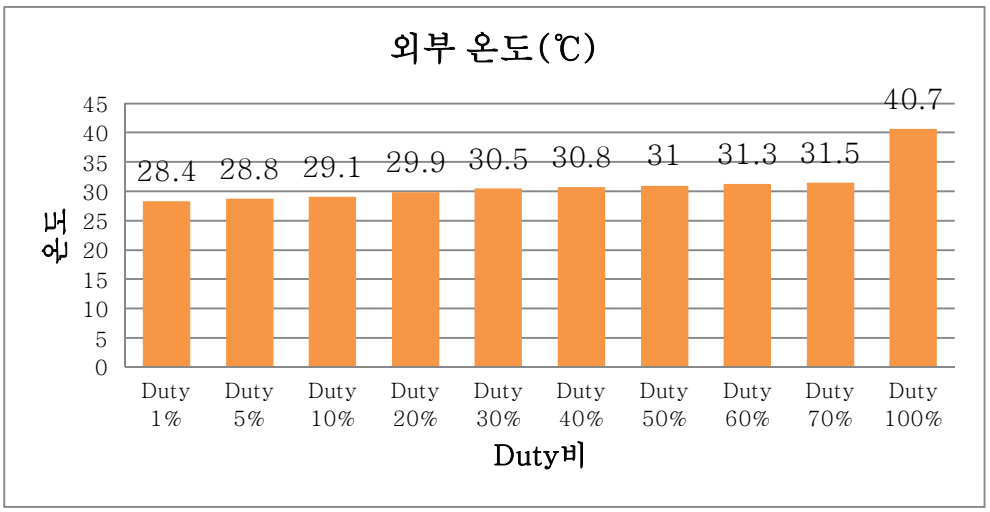


그림 35. 프로브 외부 온도 종합

형광영상시스템은 ICG 조영제의 여기광을 영상화하는 장비이다. 이 장비에서 LED는 ICG를 여기시키는 방아쇠 역할을 하는 중요한 부품이다. LED에서 발생한 열은 LED 자체의 광량과 수명 외에도 형광영상시스템 전체에 영향을 준다. CW(Duty 100%)일 때 LED의 정상 작동 온도인 +80℃를 초과하는 결과가 나온 반면 PWM 제어를 할 경우 LED의 정상 작동 온도에 최소 20℃이상 낮은 온도가 측정되었다. 이는 PWM 제어를 이용할 경우 장시간 동안의 LED작동에 문제가 없음을 의미한다. 프로브 내부 온도는 카메라의 작동과 관련이 있다. CW일 때 프로브 내부온도는 카메라의 정상 작동 온도인 +45℃를 초과하는 결과가 나왔다. PWM 제어를 이용할 경우 카메라 정상 작동 온도에 최소 11℃ 이상 낮은 온도가 측정되었고 이는 카메라의 안정적인 동작이 가능함을 의미한다. 손으로 잡고 운영하는 프로브 타입에서 외부온도는 사용자와 직접적인 관련이 있다. CW일 때 측정된 40.7℃는 사람이 물을 손으로 만졌을 때 매우 뜨겁다고 느끼는 온도이며, PWM 제어를 이용했을 때 측정된 28.4℃~31.5℃는 미지근하다고 느끼는 온도이다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 3 절 제안하는 시스템의 영상 분석

1. 형광영상 밝기 측정

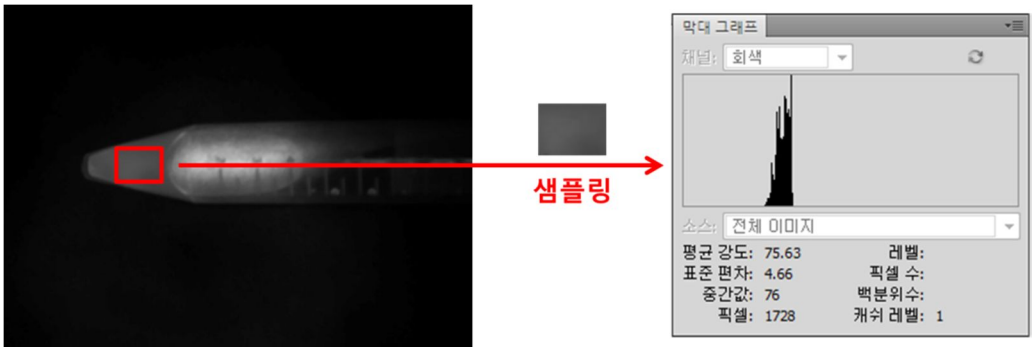


그림 36. 밝기 측정 방법

형광영상의 밝기를 측정하기 위해 그림 36과 같이 외부 요소에 의한 영상 변화가 가장 적었던 부분을 샘플링 하였고 이를 포토샵 cs4 소프트웨어를 이용하여 히스토그램과 평균 밝기 값을 얻었다. 8bit 그레이 스케일은 0~255, 총 256개의 값으로 밝기를 나누며 0에 가까울수록 어둡고 255에 가까울수록 밝아진다. 영상은 2시간 동안 촬영하였으며, PWM Duty비를 달리하여 실험 시작과 종료 지점에서 캡처한 영상을 측정하였다.

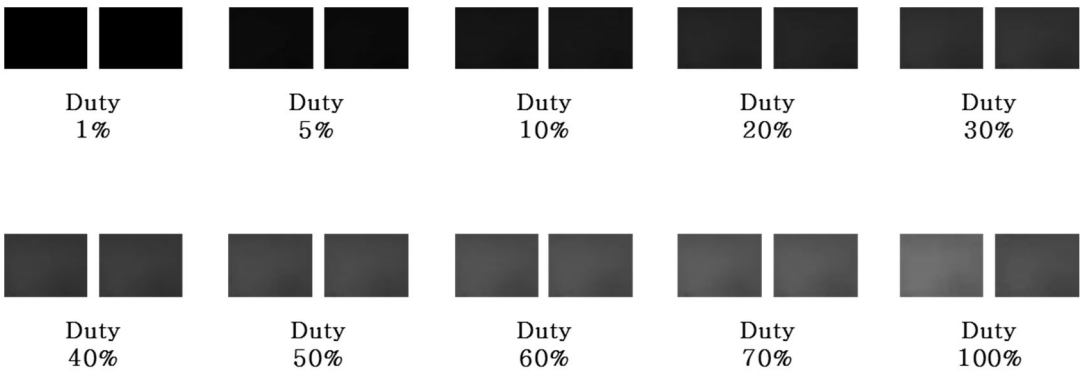


그림 37. 원본 영상 샘플링(시작-끝)

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

샘플링한 영상의 크기는 44×33픽셀이며, 포토샵을 통해 얻은 평균 밝기 값은 그림 38과 같다. Duty비 1%의 평균 밝기 값은 0으로 측정되어 생략하였다.

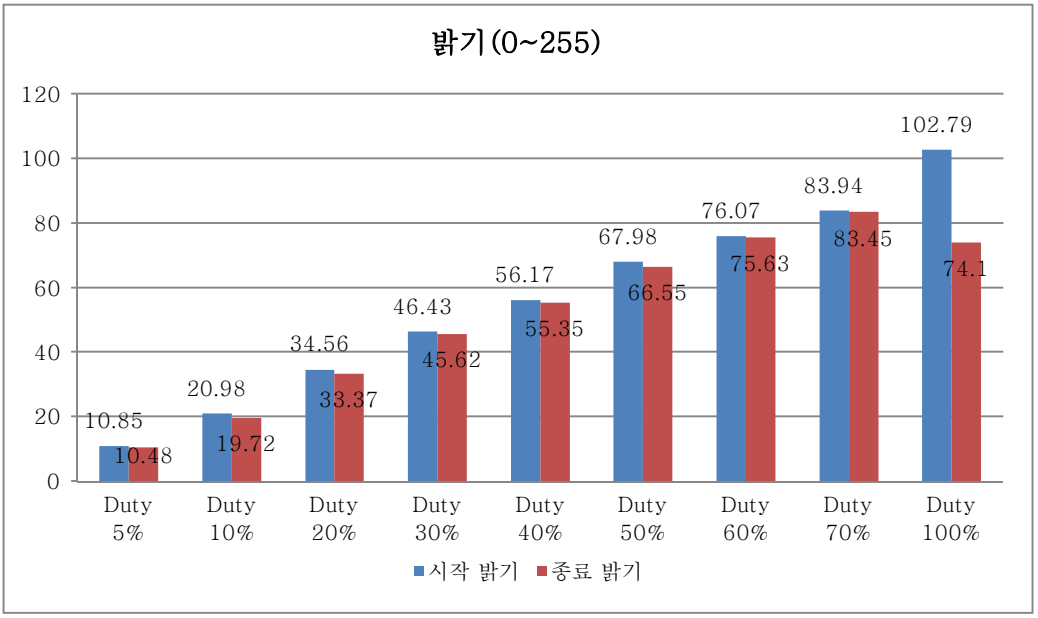


그림 38. Duty비에 따른 형광영상의 밝기 값

실험 초반에 출력된 형광영상의 경우 Duty비가 증가함에 따라 형광영상의 밝기도 꾸준히 증가하는 것 볼 수 있었다. Duty비가 100%일 때, 즉 CW일 때 밝기 값이 가장 높게 측정되었다.

실험 2시간 경과 후에 출력된 형광영상의 경우 PWM 제어를 이용한 5~70%까지는 실험 초반과 비슷한 수치가 측정되었다. 그러나 CW 방식의 LED 출력일 경우에는 수치적으로 Duty비 60%보다 떨어지는 수치가 측정되었다.

CW 출력 방식에서 획득한 형광영상의 밝기 저하는 LED 모듈의 온도를 측정한 그림 33과 프로브 내부 온도를 측정한 그림 34에서 보는 바와 같이 CW 방식에서 발생한 높은 온도가 원인으로 생각된다. LED 작동온도 −40 ~ +80℃, 카메라 정상 작동 온도 +5 ~ +45℃를 초과하는 온도가 측정되었기 때문이다. LED 모듈 자

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

체에도 방열을 위한 설계가 되어있는데 이 LED 모듈 뒷면에 온도 센서를 부착하여 온도를 측정한 것을 감안하면 LED의 온도는 측정된 온도보다 더 높았다고 보는 게 맞을 것이다. CW 출력 방식의 실험을 마친 후 프로브를 분해하여 LED 모듈만 따로 분리해 전원을 인가해 보았는데 16개의 LED 중 2개가 고장이 나 있는 것을 확인할 수 있었다(그림 39).

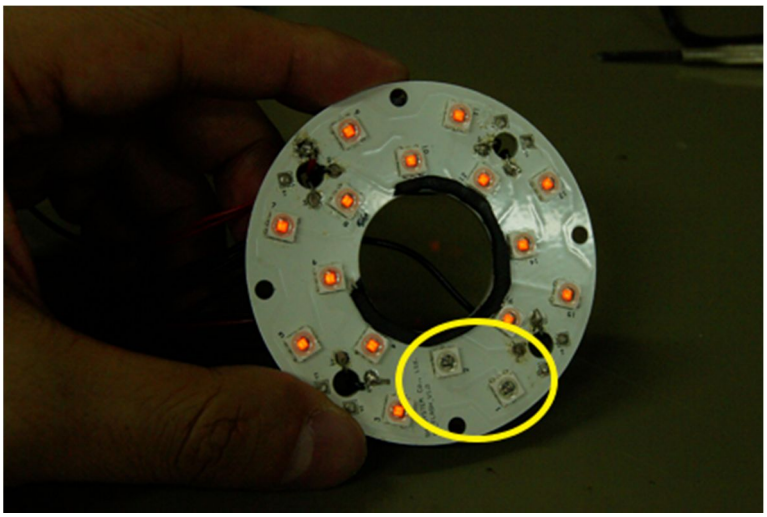


그림 39. 고장 난 LED의 모습

따라서 CW 방식으로 LED에 전원을 인가할 경우에는 반드시 별도의 쿨링 시스템이 필요하다는 것을 알 수 있었다. 반면에 PWM 방식으로 LED 출력을 제어할 경우 실험 초반 밝기는 CW 방식 보다는 떨어지지만 LED와 카메라가 정상 작동하는 온도 내에서 안정적인 발열 억제를 보여주었다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 차영상

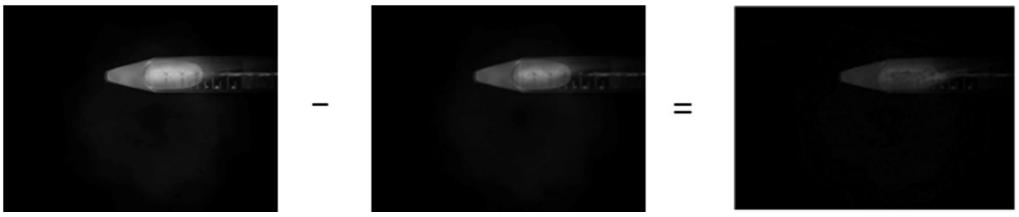
차영상은 현재 프레임의 영상에서 이전 프레임의 영상을 빼서 영상의 변화를 검출하는 것을 말한다. 두 영상에서 같은 위치에 있는 픽셀 값을 빼는 방법으로 현재 영상의 픽셀 값을 M(x,y), 이전 영상의 픽셀 값을 N(x,y)라고 하면 차영상의 값 O(x,y)는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$O(x,y) = |M(x,y) - N(x,y)|$$

8bit 그레이 스케일은 0~255의 값을 갖는다. 두 영상의 차를 A−B라고 할 때 A=0, B=255라고 하면 차영상 값은 −255가 되는데 이 음수는 0으로 처리한다. A=125, B=126이라고 하면 차영상 값은 −1이 되고 이 또한 0으로 처리한다. A=126, B=125일 때는 차영상 값은 1이 되고, A=255, B=0이면 차영상 값은 255가 된다. 이러한 차영상 기법은 영상의 움직임 및 변화를 쉽게 검출할 수 있게 한다[44, 45].

위의 차영상 기법을 이용하여 CW 영상과 PWM 영상의 차이를 비교했다.

실험 전 Duty 100% − Duty 70%의 차영상



실험 전 Duty 100% − Duty 60%의 차영상

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

실험 전 Duty 100% – Duty 50%의 차영상

실험 전 Duty 100% – Duty 40%의 차영상

실험 전 Duty 100% – Duty 30%의 차영상

실험 전 Duty 100% – Duty 20%의 차영상

실험 전 Duty 100% – Duty 10%의 차영상

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

실험 전 Duty 100% – Duty 5%의 차영상

실험 전 Duty 100% – Duty 1%의 차영상

그림 40. 실험 전 CW – PWM 방식의 형광영상에 대한 차영상 비교

위의 실험 전 형광영상의 차영상은 CW 방식의 형광영상에서 PWM 방식의 형광영상을 뺀 차영상이다. 획득한 차영상은 PWM Duty비가 70%부터 영상의 차이가 드러나기 시작해서 Duty비가 낮아질수록 차이가 커지는 결과를 보여준다. 따리서 CW 방식의 영상이 PWM Duty비 70% 이상의 수준임을 알 수 있다.

실험 후 Duty 100% – Duty 70%의 차영상

실험 후 Duty 100% – Duty 60%의 차영상

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

실험 후 Duty 100% – Duty 50%의 차영상

실험 후 Duty 100% – Duty 40%의 차영상

실험 후 Duty 100% – Duty 30%의 차영상

실험 후 Duty 100% – Duty 20%의 차영상

실험 후 Duty 100% – Duty 10%의 차영상

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

실험 후 Duty 100% – Duty 5%의 차영상

실험 후 Duty 100% – Duty 1%의 차영상

그림 41. 실험 후 CW – PWM 방식의 형광영상에 대한 차영상 비교

그림 41은 실험 2시간 경과 후 CW 방식과 PWM 방식의 형광영상에 대한 차영상이다. 획득한 차영상을 보면 PWM Duty비 40%부터 영상의 차이가 드러남을 볼 수 있다. 따라서 실험 2시간 후 CW 방식의 영상은 PWM Duty비 50%와 비슷한 수준임을 알 수 있다.

차영상 실험을 통해 실험 전에는 CW 방식이 PWM 방식보다 더 잘 보였으나 실험 후에는 PWM 방식이 Duty비 50% 이상에서는 CW 방식보다 더 잘 보인다는 결과를 얻었다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3. PSNR

PSNR은 최대 신호에 대한 잡음비를 말하며, 영상이나 화질을 평가하는 척도로 사용되고 있다. 특히 영상을 압축할 때 원본영상 대비 압축영상의 화질 손실 정도를 측정하는 데 많이 사용된다. 일반적으로 PSNR 측정값이 30dB 이상의 수치면 육안으로 볼 때 원본 영상과의 화질 차이를 구별하지 못한다고 한다. PSNR의 공식은 다음과 같다[46].

$$\mathrm{PSNR} = 10\log_{10}\frac{MAX_I^2}{MSE}$$

여기서 MSE(Mean Squared Error)는 평균 제곱 오차를 말하는데, 동일 위치에 있는 픽셀 값들의 차이를 제곱한 값을 더해주어 픽셀 개수의 제곱으로 나눈다. 이 MSE가 적을수록 즉, 손실이 적을수록 PSNR은 커지게 된다.

표 1. 실험 전후 형광영상의 PSNR 측정표

PWM Duty비	PSNR(실험 전)	PSNR(실험 후)
100% – 70%	25.1447 dB	21.7604 dB
100% – 60%	28.0225 dB	21.7679 dB
100% – 50%	32.6384 dB	22.1693 dB
100% – 40%	39.2136 dB	24.8643 dB
100% – 30%	32.2863 dB	29.4283 dB
100% – 20%	27.0443 dB	40.8727 dB
100% – 10%	22.5914 dB	30.027 dB
100% – 5%	20.9412 dB	25.1814 dB
100% – 1%	19.1708 dB	21.9573 dB

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 1은 실험 전후 CW, PWM 두 형광영상의 PSNR을 측정하여 정리한 것이다. 실험 전의 형광영상 비교에서 Duty비가 40%일 때 PSNR 값이 가장 높은 수치를 보였다. 이는 실험 전 CW에서의 형광영상과 비교했을 때 PWM Duty비 중에 40%의 형광영상이 화질적으로 가장 유사하다는 것을 말한다. 그리고 실험 후의 비교에서는 Duty비 20%가 가장 유사하다는 것을 알 수 있다. 물론 PSNR 값이 높다고 해서 두 영상이 가장 비슷하다는 말은 아니다. 그러나 실험 전후 PSNR 값의 피크대의 변화를 관찰하여 화질의 변화를 해석할 수 있다.

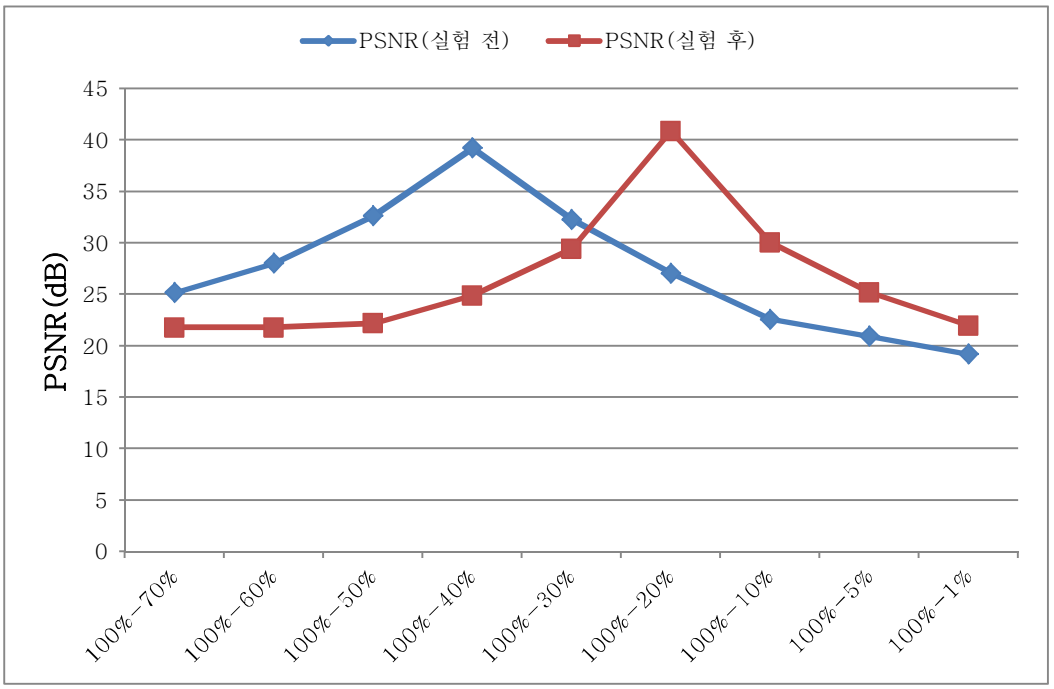


그림 42. 측정된 PSNR 값의 그래프

그림 42는 측정된 값들을 그래프로 나타낸 것으로 PSNR 측정값의 피크대 변화를 한눈에 볼 수 있다. 실험 전후 PSNR 값의 피크대가 PWM Duty비 40%에서 20%로 옮겨간 것을 알 수 있다. 이는 PWM 방식의 화질이 좋아졌거나 CW 방식의 화질이 나빠졌다는 것을 의미하며 앞서 진행했던 실험 결과들을 봤을 때 CW 방식의 화질이 나빠졌다고 해석이 된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제 5 장 결 론

흔히 유방암을 선진국형 암이라고 한다. 세계 선진국들의 경우 유방암은 여성에게 발생하는 가장 흔한 암이며, 우리나라 또한 유방암이 꾸준히 증가하는 추세이다. 즉, 유방암 수술에 특화된 장비가 필요한 시점이 된 것이다. 근적외선 형광영상의 특성상 유방암 수술에서 형광영상시스템은 효과적인 수술 보조 도구가 될 수 있다. 그러나 현재 상용화된 형광영상장비들은 해외 제품들뿐이고 국내에서 개발된 형광영상시스템은 해외 장비에 비해 큰 크기를 가지고 있어 경쟁력이 떨어지는 부분이 있다.

본 논문에서는 국내에서 개발된 형광영상시스템을 소형화하기 위해 기존의 시스템에서 많은 부피를 차지하고 있었던 수랭 방식의 쿨링 시스템을 제거하고 대신에 발열을 제어할 수단으로 LED 출력을 CW 방식에서 PWM 방식으로 변경하였다. PWM 제어를 이용한 근적외선 형광영상시스템은 추가적인 쿨링 장비 없이도 안정적인 발열 제어가 가능하여 시스템을 소형화할 수 있었다. PWM의 Duty비에 따른 LED의 온도 변화는 LED의 정상 작동 한계 온도인 80℃에서 최소 20℃ 이상 낮은 온도를 보였으며, 프로브 내부의 온도 변화는 카메라의 정상 작동 최고 온도보다 최소 5℃정도 낮은 온도가 측정되었다. 프로브 외부 온도 또한 사람이 물을 만졌을 때 미지근하다고 느끼는 정도의 온도가 측정되었다. 획득한 형광영상의 품질에서는 CW 방식의 LED 출력이 초반에는 PWM 방식 보다 더 밝았지만 시간이 경과할수록 형광영상의 품질이 떨어져 실험 2시간 경과 후에는 PWM Duty비가 60%일때의 밝기보다 못한 결과를 보였고 LED 광원 2개가 고장 나는 일이 발생하였다. 차영상 실험과 PSNR 측정에서도 CW 방식의 품질 저하를 확인할 수 있었다. 반면에 PWM 방식은 시간의 경과와 관계없이 일정한 품질의 형광영상을 보여주는 것이 확인되었다.

그리고 본 논문에서 측정한 PWM Duty비에 따른 LED 온도, 형광영상의 밝기, 차영상, PSNR을 종합해서 볼 때 제안한 형광영상시스템의 최적 PWM Duty비는 온도가 안정적이면서도 PSNR 수치가 30dB이 넘는 Duty비 중에서 밝기가 가장

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

높은 수치를 보여주었던 Duty비 50%라고 판단된다.

향후 근적외선 형광영상시스템의 초소형화를 위해 생체 투과율, 투과 깊이, ICG 여기에 필요한 최소 광량 등의 광원에 관련된 연구와 형광영상시스템의 임베디드화에 관한 연구를 진행할 계획이다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

참고문헌

[1] 통계청, "생명표, 1970~2015년," 온라인간행물, 2016.

[2] V. Kontis, J. E. Bennett, C. D. Mathers, G. Li, K. Foreman and M. Ezzati, "Future life expectancy in 35 industrialised countries: projections with a Bayesian model ensemble," Lancet, Vol. 389, No. 10076, pp. 1323-1335, 2017.

[3] 통계청, "2015년 사망원인통계," 보도자료, 2016.

[4] 중앙암등록본부, 보건복지부, 국립암센터, "2014 국가 암 등록 통계" 발표자료, 2016.

[5] 이지은, "유방암 환자의 수술 전 불확실성, 수술 전,후 통증에 관한 연구," 한양대학교 석사학위 논문, 2013.

[6] 신동준, 손상용, 김형호, "위암에서의 감시림프절수술," 대한종양외과학회, 제 10권, pp. 6-11, 2014.

[7] K. Aoyama, T. Kamio, T. Ohchi, M. Nishizawa and S. Kameoka, "Sentinel lymph node biopsy for breast cancer patients using fluorescence navigation with indocyanine green," World Journal of Surgical Oncology, Vol. 9, No. 157, pp. 1-8, 2011.

[8] T. Kitai, T. Inomoto, M. Miwa and T. Shikayama, "Fluorescence Navigation with Indocyanine Green for Detecting Sentinel Lymph Nodes in Breast Cancer," Breast Cancer, Vol. 12, No. 3, pp. 211-215, 2005.

[9] C. Chi, J. Ye, H. Ding, D. He, W. Huang, G. J. Zhang and J. Tian, "Use of Indocyanine Green for Detecting the Sentinel Lymph Node in Breast Cancer Patients: From Preclinical Evaluation to Clinical Validation," Plos One, Vol. 8, No. 12, pp. 1-11, 2013.

[10] 박종남, "나노재료를 이용한 바이오이미징," 생화학분자생물학회소식, 제 32권, 제 3호, pp. 48-54, 2012.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[11] 최규락, 이상복, "분자영상의 적용분야 및 전망," 한국방사선학회 논문지, 제 8권, 제 3호, pp. 123-136, 2014.

[12] 김법민, "임상 의료현장에서 사용되는 광학 영상 시스템," 전자공학회지, 제 40권, 제 7호, pp. 60-67, 2013.

[13] Summer L. Gibbs, "Near Infrared Fluorescence for Image-Guided Surgery," Quant Imaging Med Surg, Vol. 2, No.3, pp. 177-187, 2012.

[14] T. Desmettre, J. M. Devoisselle and S. Mordon, "Fluorescence Properties and Metabolic Features of Indocyanine Green (ICG) as Related to Angiography," Survey of Ophthalmology, Vol. 45, No. 1, pp. 15-27, 2000.

[15] M. V. Marshall, J. C. Rasmussen, I. C. Tan and M. B. Aldrich, "Near-Infrared Fluorescence Imaging in Humans with Indocyanine Green: A Review and Update," Open Surg Oncol J., Vol. 2, No. 2, pp. 12-25, 2012.

[16] M. I. Maareka, D. P. Holschneiderb and J. Harimotoa, "Fluorescence of Indocyanine Green in Blood: Intensity Dependence on Concentration and Stabilization with Sodium Polyaspartate," Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology, Vol. 65, pp. 157-164, 2001.

[17] S. Mordon, J. M. Devoisselle, S. S. Begu, and T. Desmettre, "Indocyanine Green: Physicochemical Factors Affecting Its Fluorescence in Vivo," Microvascular Research, Vol. 55, No. 2, pp. 146-152, 1998.

[18] B. E. Schaafsma, J. S. D. Mieog, M. Hutteman, and van der Vorst, "The Clinical Use of Indocyanine Green as a Near-Infrared Fluorescent Contrast Agent for Image-Guided Oncologic Surgery," Journal of Surgical Oncology, Vol. 104, No. 3, pp. 323-332, 2011.

[19] S. Keereweer, T. J. A. Snoeks and J. D. F. Kerrebijn, "Optical Image-Guided Cancer Surgery: Challenges and Limitations," American Association for Cancer Research, Vol. 19, No. 14, pp. 3745-3754, 2013.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[20] 노재규, Optical Imaging in the Field of Molecular Imaging, 대한의사협회, 제 47권, 제 2호, pp. 127-132, 2004.

[21] A. V. DSouza, H. Lin, E. R. Henderson, K. S. Samkoe and B. W. Pogue, "Review of Fluorescence Guided Surgery Systems: Identification of Key Performance," Journal of Biomedical Optics, Vol. 21, No. 8, pp. 080901 1-15, 2016.

[22] B. Zhu, E. M. Sevick-Muraca, "A Review of Performance of Near-Infrared Fluorescence Imaging Devices used in Clinical Studies," The Authors. Published by the British Institute of Radiology, Vol. 88, No. 1045, pp. 1-26, 2015.

[23] C. Chi, Y. Du, J. Ye, D. Kou, J. Qiu, J. Wang, J. Tian and X. Chen, "Intraoperative Imaging-Guided Cancer Surgery From Current Fluorescence Molecular Imaging Methods to Future Multi-Modality Imaging Technology," Theranostics, Vol. 4, No. 11, pp. 1072-1084, 2014.

[24] A. W. Yang, S. U. Cho, M. Y. Jeong, and H. S. Choi, "NIR Fluorescence Imaging Systems with Optical Packaging Technology," J. Microelectron. Packag. Soc., Vol. 21, No. 4, pp. 25-31, 2014.

[25] K. Sexton, "System and Methodology for Receptor-Level Fluorescence Imaging during Surgery," Dartmouth College, ProQuest Dissertations Publishing, 2014.

[26] S. L. Troyan, V. Kianzad, S. L. Gibbs-StraussS. Gioux, A. Matsui, R. Oketokoun, L. Ngo, A. Khamene, F. Azar, and J. V. Frangioni, "The FLARE™ Intraoperative Near-Infrared Fluorescence Imaging System: A First-in-Human Clinical Trial in Breast Cancer Sentinel Lymph Node Mapping," Society of Surgical Oncology, Vol. 126, No. 5, pp. 1472-1481, 2009.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[27] S. Gioux, H. S. Choi, and J. V. Frangioni, "Image-Guided Surgery Using Invisible Near-Infrared Light: Fundamentals of Clinical Translation," Molecular Imaging, Vol. 9, No. 5, pp. 237-255, 2010.

[28] J. S. D. Mieog, S. L. Troyan, M. Hutteman and K. J. Donohoe, "Toward Optimization of Imaging System and Lymphatic Tracer for Near-Infrared Fluorescent Sentinel Lymph Node Mapping in Breast Cancer," Annals Surgical Oncology, Vol. 18, No. 9, pp. 2483-2491, 2011.

[29] 윤웅배, 김홍래, 이현민, 김영재, 김광기, 유 헌, 이승훈, "다중형광영상 연구를 위한 영상기반 시스템 개발," 멀티미디어학회논문지, 제 18권, 제 12호, pp. 1445-1452, 2015.

[30] M. Hutteman, "Image-Guided Surgery using Invisible Near-Infrared Fluorescent Light," Faculty of Medicine, 2011.

[31] J. Falco, F. Dip, P. Quadri, M. de la Fuente and R. Rosenthal, "Cutting Edge in Thyroid Surgery: Autofluorescence of Parathyroid Glands," Journal of the American College of Surgeons, Vol. 223, No. 2, pp. 374-380, 2016.

[32] M. Yamamoto, S. Sasaguri, and T. Sato, "Assessing Intraoperative Blood Flow in Cardiovascular Surgery," Surg Today, Vol. 41, No. 11, pp. 1467-1474, 2011.

[33] K. Gotoh, T. Yamada and O. Ishikawa, "A Novel Image-Guided Surgery of Hepatocellular Carcinoma by Indocyanine Green Fluorescence Imaging Navigation," Journal of Surgical Oncology, Vol. 100, No. 1, pp. 75-79, 2009.

[34] Z. Chen, N. Zhu, S. Pacheco, X. Wang and R. Liang, "Single Camera Imaging System for Color and Near-Infrared Fluorescence Image Guided Surgery," Biomedical Optics Express, Vol. 5, No. 8, pp. 2791-2797, 2014.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[35] 김창민, "LED 조명 발열문제 해결을 위한 나노그리스의 열특성 평가 및 방열 성능 향상 평가," 경희대학교 석사학위 논문, 2014.

[36] 안현규, "LED 조명용 heat sink의 발열 성능 예측 및 최적설계," 강원대학교 석사학위논문, 2012.

[37] 최진태, "컴퓨터용 수냉식 냉각시스템 요소부품 설계 및 시스템에 관한 연구," 고려대학교 석사학위 논문, 2011.

[38] 박상웅, "수냉 시스템에서의 워터블록의 성능에 관한 연구," 한국산업기술대학교 석사학위 논문, 2006.

[39] 강용식, "영상추적 기반 LED 가시광 CCTV 모니터링 및 무선 제어에 관한 연구," 서울과학기술대학교 석사학위 논문, 2013.

[40] 유진왕, "LED 접합온도의 측정 및 제어방법에 관한 연구," 강원대학교 석사학위 논문, 2011.

[41] 한혜지, "LED 조명 제어를 위한 사용자 인터페이스 설계 및 모듈 구현," 영남대학교 석사학위 논문, 2011.

[42] 이시훈, "PWM 및 PFM 제어 기반 LED 전광판 전원회로 설계," 제주대학교 석사학위 논문, 2012.

[43] 임기승, "아날로그와 PWM 방식을 결합한 POWER LED의 최적 조도 제어 방법," 강원대학교 석사학위 논문, 2010.

[44] 오상협, "차영상을 이용한 잡음 제거 및 얼굴 영역 검출 하드웨어 구현," 경북대학교 석사학위 논문, 2012.

[45] 이성훈, "차영상 적분법을 통한 구조광 전방향 거리 측정 시스템," 서울산업대학교 석사학위 논문, 2009.

[46] 강광수, "PACS에서 의학영상의 PSNR평가," 남부대학교 석사학위 논문, 2011.

Collection @ chosun