

LED를 활용한 저가의 암세포 증식제어 모듈 개발 및 효과

조경래¹ · 최세운^{1*}

Development of low cost module for proliferation control of cancer cells using LED and its therapeutic effects

Kyoungrae Cho¹ · Se-woon Choe^{1*}

^{1*}Department of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh National Institute of Technology, Gumi 39253, Korea

요 약

광역학 치료법은 그 효과가 특정 위치의 암세포에 국한되어있어 주변의 정상 세포에 큰 영향을 미치지 않기 때문에 다양한 부작용이 존재하는 현재의 암 치료법의 대안으로 제안되어 왔다. 이러한 광역학 치료에는 광감응제를 선택적으로 자극시키기 위해 레이저를 이용하고 있으나, 고가의 치료비용과 높은 발열현상으로 사용에 제한적이다. 그러나 다양한 파장의 빛을 발할 수 있는 소형 발광 다이오드가 저가로 개발됨에 따라 대체가 가능하며, 이는 광역학 치료 장비의 소형화 및 저가의 치료 장비 개발에 큰 영향을 미치고 있다. 현재 활발하게 연구되는 광역학 치료법은 다양한 광감응제를 이용하여 암세포의 사멸을 유도하는데 목적이 있으나, 특정한 파장을 중심으로 진행된 연구는 상대적으로 미비한 실정이다. 따라서 본 논문에서는 저렴하며, 발열현상이 작고, 다양한 파장대의 광원지원이 가능한 발광 다이오드를 사용하고 이를 아두이노로 제어하여 새로운 저가의 암세포 증식 억제 모듈을 개발함으로써, 그 효과를 정량적으로 분석하고 새로운 항암치료법을 제시하고자 한다.

ABSTRACT

Photodynamic therapy has been suggested as an alternative treatment to current cancer therapy which resulting in a variety of side effects because photodynamic therapy targets specific cancer cells and does not have a significant effect on normal cells. Typically, laser was used as a photodynamic therapy, but this was limited due to high cost and heat reaction. However, compact light emitting diodes that can emit light of various wavelengths have been developed at a low cost, which has a great influence on the low cost development of photodynamic therapy equipment. On the other hand, in the study of photodynamic therapy, the data on the direct effect of visible light are relatively small. Therefore, in this paper, we propose a novel cancer therapeutic module by developing a cancer cell proliferation inhibition module based on an Arduino that is relatively inexpensive, and able to use light of various wavelengths.

키워드 : 아두이노, 발광다이오드, 암, 항암치료, 세포증식

Keywords : Arduino, Light-Emitting Diode, Cancer, Cancer therapy, Cell proliferation

Received 15 May 2018, Revised 24 May 2018, Accepted 27 July 2018

* Corresponding Author Se-woon Choe (Email:sewoon@kumoh.ac.kr, Tel:+82-54-478-7781)

Department of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh National Institute of Technology, Gumi 39253, Korea

Open Access <http://doi.org/10.6109/jkiice.2018.22.9.1237>

print ISSN: 2234-4772 online ISSN: 2288-4165

©This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.
Copyright © The Korea Institute of Information and Communication Engineering.

I. 서론

광역학 치료법 (Photodynamic Therapy; PDT)란 특정 파장의 빛에서만 작용하는 암세포 감광제를 이용하는 치료법으로서 다양한 암 치료 방법 중 효과적인 치료법으로 제안되어 왔으며 현재 의학 치료법으로서 광범위하게 사용되고 있다 [1-4]. 대중적으로 생물학에 대한 이해가 높아지면서 효율적이고 저렴한 항암 치료법으로 널리 알려진 광역학 치료법은, 비교적 치료횟수에 제한이 적고 흉터를 유발하지 않는다는 장점을 가지고 있으며, 암 절제술 및 방사선 치료에 비해 상대적으로 부작용이 적어 항암치료의 부작용에 시달리는 암 환자들의 주목을 받고 있다 [5]. 이러한 광역학 치료법은 비교적 레이저를 이용한 치료법이 주로 사용되었으나 고가의 치료비용, 표적부위의 발열현상으로 인한 일반세포의 괴사, 레이저 장비를 다룰 수 있는 의료계의 전문가의 부족, 항암치료에 사용되는 다른 수술기구에 비해 상대적으로 큰 부피 등 다양한 제한된 요소로 인해 광역학 치료에 있어 제한적인 면을 보여 왔다 [6-7]. 그러나, 발광다이오드 (Light-Emitting Diode; LED), 광튜브, 할로겐램프 등이 개발됨에 따라 광역학 치료법에 사용되는 광원의 가격이 저렴해졌으며, 레이저에 비해 치료 장비의 부피가 크게 감소하게 되었고, 광을 이용한 비 침습적인 항암 치료 장비의 소형화 설계가 용이하게 되었다. 이는 효율적이고 저가의 광학 치료 장비개발에 큰 영향을 주게 되었다 [8-9].

한편, 대다수의 광역학 치료는 암세포에 특화된 광감응제, 포르피머 소듐, 리튬 등을 이용하여 암세포 주변에 활성 산소 발생시켜 세포의 사멸을 일으키는 방식으로 진행되고 있다 [10-11]. 이러한 추가적인 물질을 사용한 광역학 치료법은 광화학적 및 광생물학적인 프로세스를 거쳐서 암세포에 손상을 입혀 괴사를 유도하고 있으나, 상대적으로 정상세포에 손상을 입히는 추가적인 부작용을 초래하고 있어 세포를 선택적으로 타겟팅을 할 수 있는 기술이 추가적으로 개발되고 있는 실정이다. 하지만, 이는 추가적인 제작비용과 제작 기간이 필요하여 개발에 많은 장애요인으로 인식되고 있다. 대신, 광원의 종류 또는 파장에 따라 특정 세포에 미치는 영향을 조사하는 방법이 대두되고 있으나, 그와 연관된 연구 자료는 상대적으로 많지 않으며, 그 응용분야 또한 제한되어 있다 [11].

따라서 본 논문에서는, 광역학 치료법에 도움이 되는 광감응제 또는 추가적인 화합물 주입이 필요 없는 특정 파장의 LED 광원이 단독으로 암세포에 미치는 영향에 대한 연구를 진행하도록 한다. 연구를 진행하기 위해 암세포 배양과 치료효과 검증이 가능한 웰 플레이트에 직접적으로 장착이 가능한 소형의 장비가 필요한데, 이는 마이크로 컨트롤러 및 광원 가이드가 포함된 광원 제어 모듈을 개발하여 실험을 진행하였다. 광원을 효과적으로 제어하기 위해 저가의 아두이노 우노를 사용하였는데, 이는 단독 광원으로 사용되는 LED의 세기 및 광원의 노출시간을 마이크로 컨트롤러 내부의 타이머 기능을 사용하여 그 효과를 제어할 수 있다. 또한 광원 가이드의 경우 LED에 의한 발열현상을 억제하고, 세포가 자라는 웰 플레이트의 관심 영역 (Region of Interests; ROIs) 에 광원을 조사하기 위하여 3D 프린터를 이용하여 플라스틱 (Acrylonitrile Butadiene Styrene copolymer; ABS) 재질로 자체 제작하였다. 개발된 모듈은 자궁경부암 세포가 자라는 웰 플레이트의 ROIs에 장착되어, 특정 파장의 광원을 선택된 ROIs의 위치에 매일 일정 시간 동안 조사하고, 광원의 세기를 조절하여 세포의 증식 현상을 4일 동안 (Day0 ~ Day3) 관찰하였다. 광학 현미경을 통해 매일 획득된 암세포의 이미지는 Matlab의 이미지프로세싱 툴을 이용하여 ROIs 내부에서 암세포가 차지하는 면적과 영상의 전체 면적의 비를 정량적으로 측정하였고, 이를 세포 밀도 값으로 변환하여 LED의 광원이 없이 배양된 세포 (control group)와 LED의 광원을 조사하면서 배양된 세포 (experimental group)를 서로 비교하고 그 결과를 통계적인 방법 (ANOVA)을 이용하여 분석 하였다.

II. 연구 방법

2.1. 세포 배양

자궁경부암세포 (한국 세포주 은행, 서울)는 고농도의 글루코오스가 포함된 DMEM (Dulbecco's Modified Eagle Medium)과 10 %의 Fetal Bovine Serum (FBS), 1 %의 Penicillin Streptomycin로 구성된 배지용액과 37°C 와 5 %의 이산화탄소 환경의 배양기에서 증식 시켰다. 세포는 웰 플레이트의 약 40 %가 증식 되었을 때, Phosphate - buffered saline (PBS)을 이용하여 3차례 세

척 작업으로 세포 부유물과 단백질을 제거해 준 다음, 12개의 웰이 구성된 플레이트 (Tissue Culture Plate 12well, BIOFIL)로 옮겼다. 12개의 웰 중 한 웰 당 10×10^3 cells/ml의 밀도에 맞게 초기 배양하였고, 세포의 수가 단위 웰에 약 30% 를 차지하였을 때, LED에 의한 조사를 실시하였다. 이 실험은 0일차로 지정되었고, 매일 정기적으로 일정 시간의 특정 파장의 LED 자극을 조사한 뒤, 광학 현미경을 통해 세포의 이미지를 획득하였다. LED는 0, 5, 15, 30분 동안 1일 1차례 조사되었으며 4일 간 (Day0 ~ Day3)에 걸쳐 진행하였다. LED 조사 온도는 24°C로 고정하여, LED에 의한 발열현상 때문에 발생될 수 있는 암세포의 괴사를 최대한 억제하였다.

2.2. 아두이노 컨트롤러

아두이노 통합 개발 환경(IDE, Arduino Genuino 1.8.4)을 이용하여 정전류 모듈 (WAT-CURRENT V1, WhiteAT)을 펄스 폭 제어 (Pulse Width Modulation; PWM)로 제어하는 프로그램을 아두이노 우노 (Arduino Uno R3, ATmega328, Arduino)에 업로드 함으로서 LED로 향하는 전류를 제어하였으며, 이는 최대 80mW/cm²까지 조절하였다. 조사 시간은 control group의 경우 0분, 나머지 experimental group은 5, 15, 30분간 조사하였다. 아두이노 컨트롤러를 활용한 암세포 증식제어 모듈의 제작비용은 표 1에서 볼 수 있듯이 저렴하게 개발되었다. 암세포 증식 억제를 위한 저가의 LED 기본 동작은 그림 1과 같이 요약될 수 있다. 본 모듈에서는 470nm의 Blue LED (Photron 3W Power LED, Photron)를 사용했으며, 아두이노 우노를 통해 전원 및 정전류 모듈을 제어하였다 [12]. DC 승압기 (EP-VDU-BUCK, Eleparts)를 사용하여 출력전압을 12V로 승압시킨 후, 정전류 모듈을 작동시켰다.

2.3. LED 가이드 제작

LED 가이드는 그림 2와 같이 3D CAD 프로그램 (Solidworks 2015, Dassault Systemes, SolidWorks Corporation, USA)을 사용하여 디자인 한 후, 3D 프린터 (Cubicon 3DP-310F, High Vision System, Seongnam, Korea)를 통해 출력하였다. LED 가이드는 100% ABS 재질로 제작되었으며, 출력된 가이드는 LED에서 발생하는 발열현상을 억제하고, 전 방향으로 발산하는 LED의 광원을 선택된 세포영역의 ROIs로 집중할 수 있도록

특정 영역의 암세포에만 특정파장의 LED조사가 가능하도록 디자인 하였다.

Table. 1 Total cost of proposed LED module

Parts	Unit Price(₩)
Arduino	6,300
DC Transformer	18,000
Current Driver	7,900
LED	2,300
Total amount	34,500

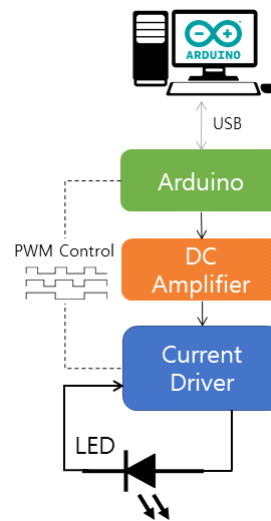


Fig. 1 Basic workflow of designed LED module

또한 광원의 집중 조사를 위한 소형 렌즈가 모듈에 삽입 장착이 가능하도록 광원 투과구 전면부에 삽입구를 추가하였다. 이는 암세포 증식억제의 효과적인 결과를 도출하기 위한 추가 연구가 진행될 수 있도록 설계되었다.

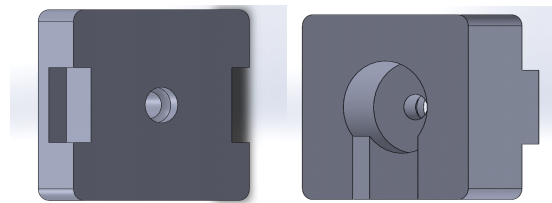


Fig. 2 Bottom part (left) and upper part (right) of designed LED guide

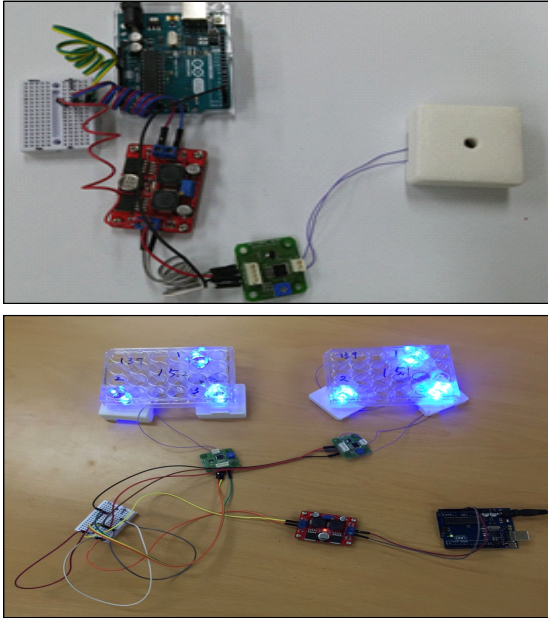


Fig. 3 Combined LED module with LED guide, Arduino Uno, current controller and amplifier (top) and performing designed LED module with HeLa cells (bottom)

2.4. LED 자극 실험

LED를 이용한 광원을 선택적인 암세포에 조사하기 위해, 다음과 같이 디자인된 가이드의 내부에 LED를 부착하여 가이드의 광원 구를 통해서만 광원이 조사될 수 있도록 설치하였다 (그림 3 (위)). 또한, LED를 구동시키며 발생하는 열 현상을 감소시키기 위해 LED의 구동 드라이버는 광원 가이드의 외부에서 작동하도록 위치하였고 실험용 세포의 온도는 정기적으로 측정하여 발열로 인한 현상을 억제하였다. 그림 3 (아래)과 같이 LED 모듈은 세포가 증식되고 있는 웰 플레이트의 하부로부터 상부 측으로 광원이 조사되도록 하였으며, 단일 광원이 아닌 복수의 가이드를 제작함으로써 다수의 웰에 광원이 동시에 조사될 수 있도록 디자인 하였다. 470nm의 LED는 0, 5, 15, 30분 동안 1일 1차례 조사되었으며 4일 간에 걸쳐 진행하였다. LED의 조사 후, 광학 현미경 (IX73, DP80, Olympus)을 통해 암 세포의 증식을 관찰하였으며, 광학 현미경을 통한 모든 이미지들은 웰 플레이트 내의 동일한 ROIs에서 획득하였다.

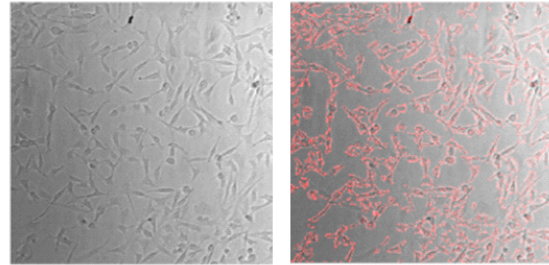


Fig. 4 A representative image from acquired original images (left) and processed image with red dot boundary markers (right)

2.5. 세포 밀도의 정량적 분석

현미경으로 촬영된 이미지들은 MATLAB (MathWorks, Natick, MA, USA)의 이미지 프로세싱 툴을 활용하여 처리되었다. 그림 4 (왼쪽)에서 보이는 이미지는 광학 현미경을 통해 얻어진 암세포의 brightfield 이미지이며, 이는 adaptive thresholding, segmentation 등의 Matlab의 이미지 프로세싱을 통하여 binary 이미지로 전환한 후, 그림 4 (오른쪽)과 같이 영상 처리되어 자궁경부암 세포만을 나타내게 하였다. 세포가 차지하는 면적과 둘레의 길이는 그림 4의 오른쪽 그림 내의 붉은색으로 표시된 세포의 넓이만을 정량적으로 측정하였고, 이를 웰 플레이트 내 ROIs의 넓이와 서로 비교하여 비율 (%)로 변환한 후 세포 밀도 값을 측정하였다.

III. 실험 및 결과 분석

자궁경부암 세포 (n=6)의 특정 ROIs에 470nm의 LED를 각 0, 5, 15, 30분 동안 하루 1회, 세포의 증식 후 4일 동안 연속적으로 조사되었다. 매일 측정된 세포 밀도 값은 수치가 가장 높은 Day 3의 control 그룹을 100%로 설정한 후, %로 계산되었다. 정량 분석된 결과는 그림 5와 같이 요약되었다.

본 실험으로 통해 세포의 증식이 control 그룹에 비해 가장 효과적으로 억제된 그룹은 470 nm의 LED를 15분간 매일 조사한 암세포 그룹이며 (42%), 30분간 LED를 조사한 세포그룹은 상대적으로 높은 46%로 측정되었다. Control 그룹을 제외하고 가장 억제가 되지 않은 그룹은 LED를 가장 적게 조사한 5분 그룹으로 56%의 세포 밀도가 측정되었다. 이 결과는 LED가 조사된 모든 암

세포들의 실험 그룹은 자극이 없는 control 그룹에 비해 최소 44% 이상의 세포증식 억제 효과의 효과가 있었음을 알 수 있다.

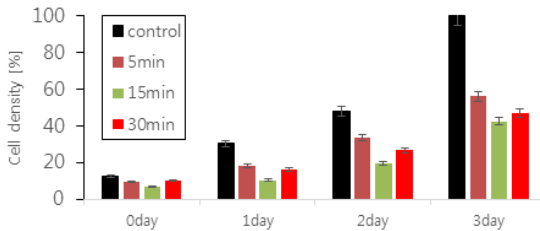


Fig. 5 The experimental results of the cell density of HeLa cell. Control group of the HeLa cell(n=6) is represented by black color

또한, 세포 증식의 효과를 추가적으로 검증하기 위하여, 식 (1)과 같은 세포의 증가율을 정량적으로 계산하여 비교하였다. 세포의 증가율은 광학현미경을 통해 획득된 세포의 밀도 값의 변화를 하루 전에 획득된 세포의 밀도 값과 비교하여 %로 계산되었다.

$$\text{Daily average cell growth rate (\%)} = \left[\sum_{n=0}^2 \left(\frac{\text{day}(n+1) - \text{day}(n)}{\text{day}(n+1)} \times 100 \right) \right] / 3 \quad (1)$$

세포의 증가율의 평균을 식 (1)과 같이 계산한 결과, 세포의 증가율이 가장 낮게 나온 그룹은 470nm의 LED를 30분간 조사한 그룹(n=6)으로 약 40%의 세포의 증가율을 보였으며, 이는 약 50%의 증가율을 보여준 control 그룹과 10%의 차이를 보였다. 이 결과 세포의 증가율은 LED가 조사된 세포가 광원의 자극이 없는 control 그룹보다 감소하는 효과를 보였으며, 특정 파장의 LED가 조사되었을 때, 광원이 조사된 시간에 반비례하여 세포 증가율이 증가되었음을 표 2를 통해 알 수 있었다.

Table. 2 Comparison of growth rate for each group

	Control	5min	15min	30min
day 0-1	60	50	40	38
day 1-2	38	45	47	38
day 2-3	52	41	55	43
average	49.8	45.5	47.4	39.8

IV. 결론

본 논문에서는 광 역학 치료를 위해 일반적으로 사용되는 레이저 대신, 발열량이 적으며 상대적으로 저렴한 LED를 활용하여 자궁경부암 세포의 증식 억제 효과를 세포단위에서 보일 수 있었다. LED를 제어하기 위해 저가의 마이크로 컨트롤러인 아두이노 우노를 기반으로 한 모듈을 개발하고, 이 모듈이 광감응제 등 추가적인 화학물의 주입 없이 가시광선 내의 특정 파장 대에서 암세포의 증식에 직접적으로 미치는 효과를 보였다. 제안된 모듈을 사용하여 실험한 결과, 특정한 파장의 광원이 자궁경부암세포의 증식에 부정적으로 미칠 수 있는 치료효과를 정량적으로 확인이 가능하였고, 그 결과를 광학 현미경을 통해 확인할 수 있었다. 470nm의 LED를 15분간 조사했을 경우, 조사한 광원이 없는 control의 그룹에 비해 증식의 효과가 42%가 있었음을 보였다. 특이한 점은, 같은 조건의 광원을 30분간 조사한 세포의 경우, 15분을 조사한 실험 그룹보다 세포의 증식을 추가 억제하지 못 하였다는 (46%) 것이다. 반면, 식 (1)을 통해 계산된 세포의 일간 성장률 (daily average cell growth rate)은 30분간 LED를 조사한 그룹이 다른 시간 동안 LED를 조사한 그룹에 비해 가장 낮은 성장률을 보였음을 확인할 수 있었다. LED가 세포의 사멸 및 억제에 영향을 미치는 원인이 활성 산소인 것을 고려하였을 때, 이는 조사한 LED의 시간에 따라 활성 산소의 생성량의 차이가 존재하며 이에 따라 암세포의 성장 및 사멸에 영향을 주었다고 예상할 수 있다. 또한, 암세포의 종류에 따라 LED의 파장, 세기, 노출 시간 등이 개별적으로 최적화 되어야 한다는 점을 추가적으로 확인할 수 있었다.

LED를 활용한 증식 억제 방법은 방사선을 이용하거나 화학적인 치료방법에 비하여 부피가 작아 큰 공간을 차지하지 않으며 일반 세포에 영향을 크게 주지 않아 사후 부작용이 적은 것으로 알려져 있다. 또한 일반적인 광 역학치료에 사용되는 레이저에 비하여 발열현상이 적고 의료비용이 낮아 환자들에게 경제적인 부담감을 줄일 수 있을 것이다. 뿐만 아니라, 다양한 파장 대의 광원을 사용할 수 있어 다양한 항암치료에 응용이 가능하고 현재 직면한 광 역학치료의 한계를 넓힐 수 있는 새로운 의학 장비의 개발에 큰 영향을 끼칠 수 있다. 제안된 아두이노 기반 저가의 암세포 증식제어 모듈을 통한

암세포의 증식 억제 효과는 광학 현미경으로 획득된 암 세포 밀도분석을 통해 치료효과의 정량적 분석이 가능했으며, 향후 고출력 초음파 (High Intensity Focused Ultrasound; HIFU) 및 고주파 초음파 (High Frequency Focused Ultrasound; HFFU) 등 임상에서 사용 가능한 항암 융합치료에 관한 추가 연구로 그 효과를 증가시킬 수 있을 것으로 기대한다.

ACKNOWLEDGEMENT

This paper was supported by Kumoh National Institute of Technology (2017-104-009)

REFERENCES

[1] S. S. Lucky, K. C. Soo, Y. Zhang, "Nanoparticles in Photodynamic Therapy", *Chemical Reviews*, vol. 115, no. 4, pp. 1990-2042, Jan. 2015

[2] K. Liu, R. Xing, Q. Zou, G. Ma, H. Monhwald, X. Yan, "Simple Peptide-Tuned Self-Assembly of Photosensitizers towards Anticancer Photodynamic Therapy", *Angewandte Chemie*, vol. 55, no. 9, pp. 3036 - 3039, Feb. 2016

[3] C. Zhang, K. Zha, W. Bu, D. Ni, Y. Liu, J. Feng, J. Shi, "Marriage of Scintillator and Semiconductor for Synchronous Radiotherapy and Deep Photodynamic Therapy with Diminished Oxygen Dependence", *Angewandte Chemie*, vol. 54, no. 6, pp. 1770-1774, Feb. 2016

[4] S. Choe, "Application and therapeutic effects of sickle red blood cells for targeted cancer therapy", *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, vol. 20, no. 12, pp. 2395-2400, Dec. 2016

[5] S. Choe, K. Park, C. Park, J. Ryu, H. Choi, "Combinational light emitting diode-high frequency focused ultrasound treatment for HeLa cell", *Computer Assisted Surgery*, vol. 22, Sep. 2017

[6] F. Christopher Holsinger, R. L. Ferris "Transoral Endoscopic Head and Neck Surgery and Its Role Within the Multidisciplinary Treatment Paradigm of Oropharynx Cancer: Robotics, Lasers, and Clinical Trials.", *Journal of Clinical Oncology*, vol. 33, no. 29, pp. 3285-3292, Oct. 2015

[7] L. Brancalion, H. Moseley, "Laser and Non-laser Light Sources for Photodynamic Therapy", *Lasers in Medical Science*, vol. 17, no. 3, pp. 173-186, Aug. 2002

[8] S. Nakamura, T. Mukai, M. Senoh, "Candela class high brightness InGaN/AlGaIn double heterostructure blue light emitting diodes.", *Applied Physics Letters*, vol. 64, no. 13, pp. 1687-1689, Apr. 1994

[9] J. Ge, M. Lan, B. Zhou, W. Liu, L. Guo, H. Wang, Q. Jia, G. Niu, X. Huang, H. Zhou, X. Meng, P. Wang, C. Lee, W. Zhang, X. Han, "A graphene quantum dot photodynamic therapy agent with high singlet oxygen generation", *Nature Communications*, vol. 5, pp. 4596, Aug. 2014

[10] S. S. Lucky, N. M. Idris, Z. Li., K. Huang, K. Soo, Y. Zhang, "Titania Coated Upconversion Nanoparticles for Near-Infrared Light Triggered Photodynamic Therapy", *ACS Nano*, vol. 9, no.1, pp. 191-205, Jan. 2015

[11] Q. Dou, C. Teng, E. Ye, X. Loh, "Effective near-infrared photodynamic therapy assisted by upconversion nanoparticles conjugated with photosensitizers" *International Journal of Nanomedicine*, vol. 10, pp. 419-432, Jan. 2015

[12] S. Ebbinghaus, A. Dhar, J. McDonald, M. Gruebele, "Protein folding stability and dynamics imaged in a living cell" *Nature Methods*, vol. 7, pp. 319-323, Feb. 2010



조경래 (Kyoungrae Cho)

2018년 금오공과대학교 메디컬IT융합공학과 공학사

현재: 금오공과대학교 메디컬IT융합공학과 석사과정

※관심분야: 의용임베디드시스템, 의용회로 설계, 생체 진단/치료기기



최세운 (Se-woon Choe)

2001년 홍익대학교 전자전기공학부 공학사

2004년 University of Florida, Electrical and

Computer Engineering, MS

2008년 University of Florida, J. Crayton Pruitt Family Department of Biomedical

Engineering, MS

2011년 University of Florida, J. Crayton Pruitt Family Department of Biomedical

Engineering, PhD

현재: 금오공과대학교 메디컬IT융합공학과 조교수

※관심분야: 의광학, 생체 진단/치료기기, 생체

신호 처리, 의용임베디드 시스템