

마이크로LED를 응용한 차세대 생체 치료 소자 개발

이한얼 

전북대학교 신소재공학부

Next-Generation Biomedical Devices via MicroLEDs

Han Eol Lee

Division of Advanced Materials Engineering, Jeonbuk National University, Jeonju 54896, Korea

(Received April 6, 2021; Revised April 14, 2021; Accepted April 14, 2021)

Abstract: With the advent of the IoT (internet of things) era, there has been discussion on how to efficiently use various information from daily life. In academic and industrial society, various smart devices such as smart watches, smart phones, and smart glasses have been developed and commercialized for narrowing the physical/psychological distance with user information. According to recent developments of smart devices, the contemporary people have desired to check their body information and treat disease by themselves. According to the needs of the time, biological researches by phototherapy/monitoring have been actively conducted. Among various light sources, microLEDs have been spotlighted due to their superior optoelectric properties and stability. In this paper, we would like to review the state-of-the research results on the next-generation biological therapy devices via microLEDs.

Keywords: MicroLEDs, Flexible/wearable electronics, Biomedical applications, Optical therapy

1. 서론

IoT (internet of things) 시대가 도래하게 되면서, 일상생활에서 발생하는 다양한 정보를 어떻게 효율적으로 공유하고 사용할지에 대한 방안이 논의되고 있다 [1-5]. 이에 학계와 산업계에서는 스마트워치, 스마트폰, 스마트글래스 등 다양한 스마트 기기를 개발/상용화함으로써, 사용자-정보 간의 물리적/심리적 거리를 좁히고 정보를 효율적으로 사용하려 하고 있다 [6-9]. 즉, 인간 기계 인터페이스(HMI)를 실현화하고 있는 것이다.

이와 같이 현대인은 정보에 익숙해지게 되면서, 자기 자신의 신체/질병정보를 확인하고 간단히 치료하고자 하는 욕구가 늘어났고, 이는 새로 발표되는 스마트 기기에 곧바로 적용되었다. 예를 들면, 스마트 헬스케어 기술을 통해 사용자의 운동 패턴, 수면 패턴을 모니터링 하거나 맥박, 산소 포화도 등 다양한 생체정보를 실시간으로 분석하여 사용자의 건강관리에 도움을 주고 있다 [10-14].

그럼에도 불구하고, 이 스마트 헬스케어 시스템들은 여전히 몇 가지 한계점을 갖고 있다. 가장 대표적으로는 헬스케어 기기의 부피 이슈가 있다. 생체 모니터링/치료 시스템은 사용자가 항상 몸에 휴대하거나 착용하여 지속적으로 정보를 얻어야 하지만, 전자기기의 배터리나 디스플레이 등 구성요소의 큰 부피 문제가 존재한다 [15-18]. 이러한 점에 있어, 새로운 폼팩터(form factor)를 갖는 헬스케어 기기의 필요성이 대두되고 있으며, 산업계에서는 이에 대한 주도권 경쟁이 치열한 상황이다.

✉ Han Eol Lee; haneol@jbnu.ac.kr

Copyright ©2021 KIEEME. All rights reserved.
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.

특히, 빛을 이용한 생체모니터링/치료방식이 최근에 큰 관심을 받고 있다. 광 기반 헬스 케어 기기를 이용하게 되면 생체 데미지를 최소화하면서도 원하는 정보를 얻거나 생체 치료가 가능하다. 따라서 이미 의료기관에서는 레이저나 대형 LED (light-emitting diodes) 기기를 이용한 치료를 활발히 진행하고 있다. 여기에 더 나아가 전 세계 수많은 연구자들은 이 광치료기기를 소형화하여 사용자 친화적인 디바이스를 개발하고자 한다 [19,20].

다양한 광원 중에서도 화합물 반도체 기반의 마이크로 LED는 강한 밝기, 낮은 전력 사용량, 빠른 응답 시간, 뛰어난 안정성 등을 지녀, 광 기반 의료기기에 적합한 차세대 광원으로 여겨지고 있다 [21-23]. 무엇보다도 마이크로 LED는 초소형의 광전자 소자로서, 크기를 자유롭게 조절하고 소형 폼팩터로 제작이 가능하다. 따라서 손쉽게 유연/웨어러블화가 가능하다는 장점을 가지며, 생체 치료에 가장 적합할 것으로 예측되고 있다.

마이크로LED를 이용한 가장 대표적인 빛 기반 생체 치료방법으로서, 광유전학(optogenetics)이 있다. 광유전학은 빛을 이용해 생체 세포의 생리현상을 연구하는 학문이라 간단히 설명할 수 있는데, 빛에 반응하는 단백질을 신경세포에 주입하고, 그 단백질에 적합한 파장의 빛을 쬐어 줌으로써 신경의 활성화를 인위적으로 조절할 수 있게 된다. 이렇게 하면 빛을 통해 생물의 육체·정신적 질환을 치료하거나 움직임을 조절할 수 있는데, 기존의 전자기적 생체 자극과 비교해 빠르고, 안정적이며, 생체 손상이 적다는 장점을 갖게 된다. 이 외에도 피부질환 치료, 탈모 치료 등 마이크로LED를 응용한 다양한 생체 치료 소자가 개발 중이다. 이에 본 논문에서는 차세대 광전자 소자인 마이크로LED의 연구동향 및 이를 이용한 생체 치료 소자 등의 소개를 진행하고자 한다.

2. 실험 방법

마이크로LED는 IT (information technology), NT (nanotechnology)의 융합기술로서, 기존 LCD (liquid crystal display), OLED (organic LED), QD (quantum dot) 디스플레이가 지닌 수많은 문제점(예: 잔상, 번인 현상, 열/수분 불안정성, 광학적 열화 문제, 생체 독성 문제 등)을 해결하기 위해 새로이 제안된 차세대 광원이다. 특히, 마이크로LED는 10~100 μm 너비와 5 μm 이하 두께의 초소형/초박막 구조와 100 lm W^{-1} 이상의 높은 발광 효율, 10^5 cd m^{-2} 이상의 강한 조도, 높은 색 대비 등 뛰어난 광-전기적 특성을 갖는다. 또한 높은 안정성과, 생체

친화성을 갖기에 디스플레이뿐만 아니라 생체 치료 소자로서 각광받고 있다. 하지만 여전히 마이크로LED는 칩 구조(structure), 대면적 전사 방법(transfer), 패키징(packaging) 등 개선해야 할 부분이 많기 때문에, 수많은 연구자들이 이와 관련된 연구를 진행하고 있다 [21].

그림 1(a)는 박막형 마이크로LED 전사를 통한 디스플레이 제작 모식도를 보여준다 [24]. III-V족 화합물 반도체 물질은 모기판(예: 실리콘, 사파이어 등) 상에 p타입 물질, 다중양자우물(multi quantum well, MQW), n타입 물질로 구성된 박막 LED 구조로 에피택시(epitaxy) 된다. 이렇게 제작된 LED층은 미세 반도체 공정(micro electro mechanical systems, MEMS)을 통해 수많은 칩 형태로 만들어진다(step 1). 모기판 상의 LED는 픽 앤 플레이스(pick and place) 방법을 통하여 특정 위치의 LED만 선택적으로 박리되고(step 2), 타깃 기판에 부착된다(step 3). 최종적으로 전사된 마이크로LED를 서로 전기적으로 연결하면 디스플레이가 완성된다. 이처럼 수많은 LED칩을 다른 기판으로 전사하는 기술은 마이크로LED를 응용한 전자기기 개발에 필수요소 중 하나로써, 최소한의 비용으로 효율적이고 빠르게 LED 칩을 옮기는 것이 매우 중요하다.

전 세계 연구자들은 다양한 방법을 통해 박막 LED칩을 전사하고자 하였는데, 가장 대표적으로는 탄성 고분자 실리콘(polydimethylsiloxane, PDMS)의 접착력을 이용하여 마이크로LED 칩을 모기판에서 떼어내고, 타깃 기판에 강한 접착물질을 코팅하여 그 위로 옮기는 방법이 있다 [25,26]. 이 외에도 정전기력, 전자기력 등 다양한 방식을 이용하여 마이크로LED 칩을 전사할 수 있지만, 이 방법들은 LED 물질의 열적/전기적 손상, 느린 전사 속도, 대면적 공정의 어려움 등 많은 문제점을 여전히 가지고 있다 [27-29]. 이에 새로 제안된 기술이 이방성 전도 필름(anisotropic conductive film, ACF)을 이용한 전사방식이다[23,30,31]. 박막 마이크로LED와 타깃 기판을 ACF로 부착해 주고, 열과 압력을 가하여 LED칩을 본딩/전사하는 방법으로써 대면적 전사공정을 높은 수율로 진행할 수 있게 된다. 또한 LED의 전사와 동시에 복잡한 전극과 전기적 연결이 가능하며, 공정을 단순화할 수 있다는 장점을 갖고 있어, 최근 많은 논문에서 보고되고 있다.

3. 결과 및 고찰

그림 1(b)는 ACF 전사 방식을 이용해 제작한 자가발전형 유연 마이크로LED 어레이를 보여준다 [30]. Jeong et

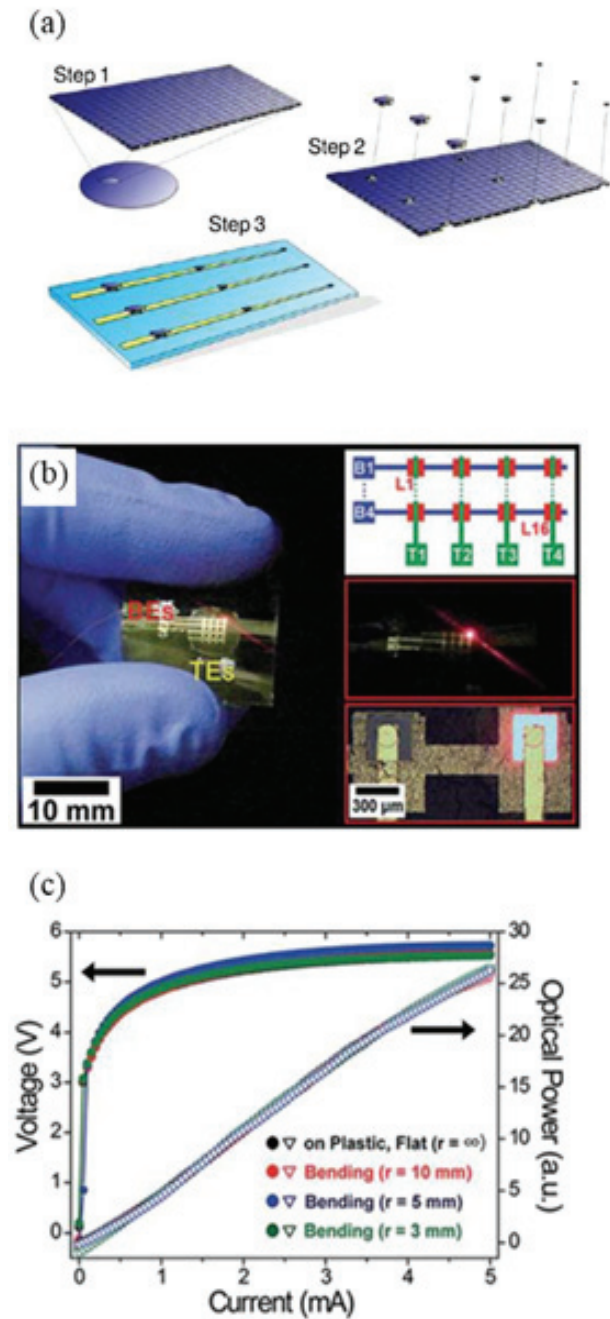


Fig. 1. (a) Schematic image of the fabrication procedure of microLED display [24], (b) optical image of flexible microLED array, and (c) luminance-current-voltage curves of flexible microLEDs with various bending radius [30].

al.은 갈륨비소(GaAs) 기판 상에 만들어진 적색 LED층을 ACF로 폴리이미드 기판과 부착한 뒤, 모기판을 제거하여 유연 마이크로LED 어레이를 만들었다. 최종적으로는 마

이크로LED가 유연한 에너지 하베스터(flexible energy harvester)와 집적되어 하나의 자가발전형 디스플레이 시스템으로 완성될 수 있었다. 소자를 제작할 때, ACF를 이용하였기 때문에 LED 전사와 동시에 유연 전자 회로와 전기적 연결이 가능하였다. 또한, 기계적인 힘을 받을 때마다 에너지 하베스터의 압전물질(piezoelectric material)이 전력을 생산하였기 때문에 외부 전력원 없이 마이크로LED의 구동이 가능했다. 그림 1(c)는 제작된 유연 마이크로LED의 휘도-전류-전압 그래프를 보여준다. 4×4 어레이의 마이크로LED는 약 3 V의 전압에서 구동되었으며, 약 653 nm의 적색 빛을 발하였다. 그래프에서 볼 수 있는 것처럼 소자를 3~10 mm 반지름으로 구부렸을 때에도 정상적으로 작동하였으며, 그 휘도나 I-V 그래프의 큰 변화를 보이지 않았다.

지금까지 생물의 육체·정신적 질환을 치료하기 위해서 다양한 전기적/자기적 자극이 이용되어 왔다 [32-34]. 예를 들면, Hwang et al.은 압전물질 기반의 전기에너지 하베스터로 인공 심장박동기를 개발하였고, 쥐의 심장을 직접 자극하여 심장박동을 인위적으로 조절하였다 [32]. 뿐만 아니라 뇌의 운동피질에 전기자극기를 삽입하였고, 전기자극을 통해 인위적인 운동명령 신호를 보내, 쥐의 앞다리의 움직임을 조절할 수 있었다 [33]. 하지만, 이러한 침습형 전기적/자기적 자극 방법의 경우, 소자 이식을 위해 큰 수술이 필요하거나 신경 자극 시 생체 조직에 열적 손상이 발생하는 등 수많은 문제점을 갖고 있다.

수많은 연구자들은 기존 방법의 문제점을 빛 자극으로 해결하고자 하였고, 마이크로LED를 광유전학에 적용하기 시작하였다. 그림 2는 마이크로LED를 응용하여 개발된 광유전학용 생체 소자의 예시를 보여준다. Kim et al.은 바늘 형태의 마이크로LED 소자를 개발하여 광유전학에 적용하였다 [35]. 3개의 마이크로LED는 딱딱한 실리콘 기판 위에서 선형으로 배열되어 제작되었으며, 8개의 레코딩 전극과 집적되었다. 딱딱한 실리콘 기판 위에서 전자 소자 시스템을 완성한 뒤, 모기판을 얇게 에칭(etching)하여, 소자의 유연성을 더해 주었다. 이처럼 자극/분석 기기가 집적된 유연 시스템을 디자인함으로써, 광유전학적 세포 자극과 동시에 신호 분석이 가능했다. 개발된 바늘 형태의 광유전학 시스템은 그림 2(a)와 같이 쥐의 뇌에 이식되어, 뇌의 심부를 자극하고 그에 따른 신호를 분석할 수 있었다. 마이크로LED의 구동 전압은 2.8 V로 매우 낮았으며, 50 mW mm⁻²의 강한 조도로 효율적 세포 자극을 진행하였다. 이때 전극에서는 50 μV_{pp}의 작은 신호까지 검출할 수 있었고, 노이즈 없이 높은 시간 해상도(<1 ms)로 신호를 분석할 수 있었다. 이와 같은 뛰어난

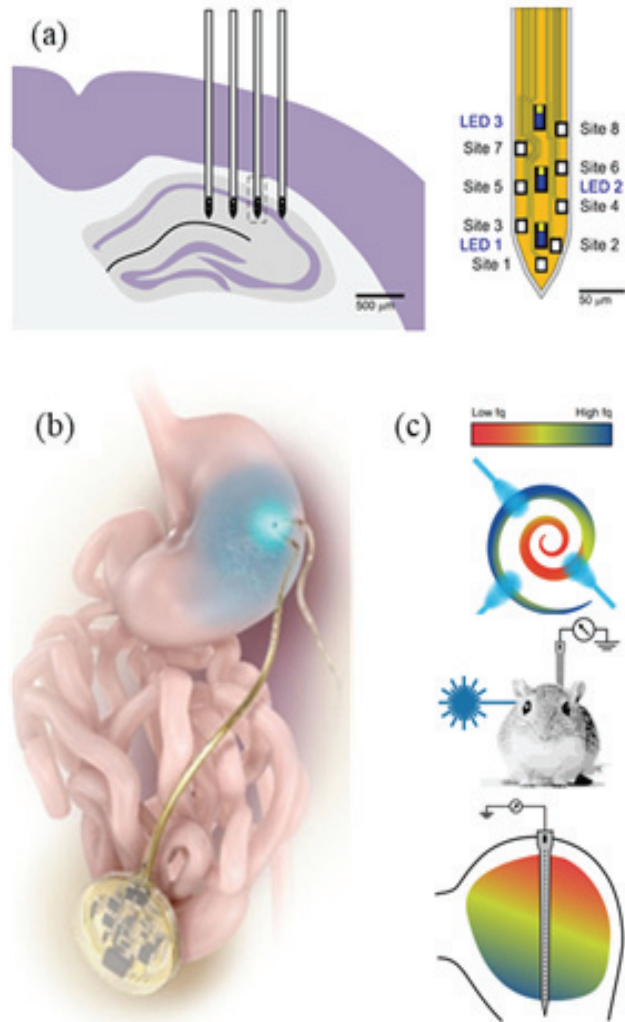


Fig. 2. (a) Images of deep brain optogenetics using invasive needle-type microLEDs [35], (b) 3D illustration of wireless optogenetic device which is attached on a stomach [36], and (c) conceptual images of cochlear optogenetics for analyzing acoustic response [37].

난 소자를 더 발전시킨다면, 추후에는 대면적 회로와 집적하여 뇌의 신경 연결을 분석할 수 있을 것으로 예측된다.

그림 2(b)는 위의 미주 신경에 이식된 광유전학 마이크로LED 소자를 보여준다 [36]. 미주 신경은 생체의 자율적인 행동이나 기능들을 관장하는 신경조직을 말한다. 이 신경계를 심도 있게 분석하기 위해서는 생체에 소자를 장기적으로 이식하여 연구를 진행해야 한다. 따라서 Kim et al.은 장기적인 광유전학 실험을 위해 다양한 모드의 무선 마이크로LED 자극기를 개발하였다. 개발된 소자 시스템은 유연한 구리-폴리이미드 기판에 구현되었으며, 이식하고자 하는 생체 기관(예: 위, 심장, 근육 등)에 맞게 그 크

기를 조절할 수 있었다. 시스템은 생체에 이식된 뒤, RF 안테나 코일을 통해 전력을 무선 전송 받아 구동되었고, 이식 장기뿐만 아니라 주변 신경회로까지 광유전학적 매핑을 할 수 있었다. 연구팀은 실제 쥐의 위에 광유전학 시스템을 부착해, 식욕 억제와 비신축성 미주 감각 섬유의 관계를 확인할 수 있었으며, 매우 가혹한 위에서도 개발된 소자가 작동될 수 있음을 보여주었다.

그림 2(c)는 광유전학을 인공 와우(cochlear implant)에 적용한 예시를 보여준다 [37]. Dieter et al.은 바늘 형태의 광유전학적 자극기를 쥐의 뇌에 이식하여 나선형의 신경절 뉴런을 빛으로 자극하고, 이 결과를 전기 자극, 음향 자극과 비교하였다. 광 자극을 통한 뇌 자극은 음향 자극과 가장 유사한 결과를 보여주었으며, 그 특성은 월등히 뛰어났다. 결과적으로 광유전학은 훌륭한 스펙트럼 선택성을 가지므로, 청력 복원 어플리케이션에 적용이 가능함을 시사하고 있다.

앞에서 기술한 것처럼 바늘 형태의 마이크로LED 광유전학기는 수년간 다양한 형태로 연구되었고, 실제 생체에 적용되었다. 하지만 소자를 사용하기 위해서는 큰 수술을 필요로 하거나, 이식했을 때 생체 조직이 크게 손상된다는 단점이 여전히 존재한다.

앞에서 기술한 침습형 광유전학 소자의 단점을 해결하고자, 새로운 형태의 신경 자극 방법이 개발되었다. 유연한 플라스틱 기판 위에 마이크로LED 어레이를 전사(transfer)하고, 이 소자를 뇌와 두개골 사이 얇은 공간에 밀어 넣어 대뇌피질을 자극하는 실험방식이다. 그림 3(a)는 위에서 기술한 마이크로LED 광유전학 소자의 비침습형 실험 사진을 보여준다 [38]. Lee et al.이 진행한 실험 순서는 다음과 같다. 먼저 쥐의 두개골에 $0.8 \times 4.4 \text{ mm}^2$ 의 매우 작은 슬릿 형태의 틈을 만들어 주어, 수술을 최소화하였다. 미리 제작한 유연 마이크로LED를 슬릿에 밀어 넣어, 뇌의 표면에 등각 부착되도록 하였으며, 마이크로LED의 발광 방향은 뇌의 피질 쪽을 향하게 디자인되었다. 전류 이동경로가 짧은 수직형 마이크로LED를 실험에 사용함으로써 30 mW mm^{-2} 의 강한 빛을 발광하더라도 발열이 거의 되지 않도록 할 수 있었다. 그림 3(b)와 (c)는 앞에서 기술한 방식을 통해 살아 있는 쥐 수염의 움직임을 인위적으로 조절한 결과이다 [36]. 쥐의 뇌 표면에 이식된 유연 마이크로LED는 AlGaInP 기반의 적색 LED였으며, 오믹컨택(ohmic contact)을 통해 전극-LED 사이의 저항을 최소화함으로써 발광 효율을 최대화하였다. 마이크로LED는 자기-기계-마찰전기 에너지 발전기를 이용하여 구동되었는데, 자기-기계-마찰전기 에너지 발전기는 일상생활에서 낭비되고 있는 미세 자기장을 전기에너지로

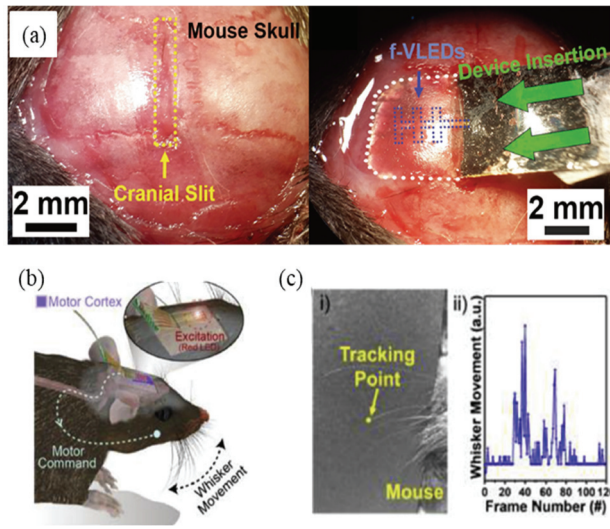


Fig. 3. (a) Inserting procedure of microLED-based flexible optical stimulator through small cranial slit. The device can stimulate neurons at the mouse brain surface [38], (b) 3D images of optogenetic stimulation on the brain surface. Mouse whiskers are artificially moved by light from red microLEDs, and (c) tracking of mouse whisker movements [39].

변환하는 역할을 하였다. 마이크로LED의 적색광은 10 ms, 60 Hz로 살아 있는 쥐의 전두엽에 있는 피질 운동 뉴런을 자극/활성화시켰고, 수염의 인공적 움직임을 만들어 내어 그림 3(c)처럼 영상으로 확인이 가능했다. 쥐의 뇌 조직 손상 정도와 광유전학적 자극의 성공 여부는 실험 후 뇌 조직 분석(단백질 활성화 정도 확인)을 통해 확인할 수 있었다.

유연한 마이크로LED는 훌륭한 생체 적합성, 낮은 발열량, 뛰어난 기계적/화학적/열적 안정성 덕분에, 광유전학 외에도 다양한 웨어러블 의료용 패치 형태로 사용되어 왔다. 그중에서도 만성 피부질환 치료나 생체 신호 모니터링 용도로 많이 활용되었다. 예를 들면, 혈중산소포화도 (SpO2)나, 심장박동 및 탈모 치료용 패치가 있다. Lee et al. 은 고성능 적색 유연 마이크로LED를 30×30 어레이 형태로 제작하고, 이를 탈모 치료용 웨어러블 패치에 적용해 보았다 [40]. 적색 마이크로LED는 30 mW mm⁻²의 높은 광 조사량을 보였고, 40°C 이상 가열되지 않았기에 피부에 부착하여 오랫동안 사용할 수 있었다. 소자는 20 μm의 매우 얇은 두께를 갖으며, 10⁵회 이상의 굽힘 테스트에서도 안정적으로 구동되었다. 그림 4(a)는 이 탈모 치료용 마이크로LED 패치의 개략도를 보여준다. 유연 마이크로LED를 이용한 발모 실험은 일반 대조군(처리 없음), 화학

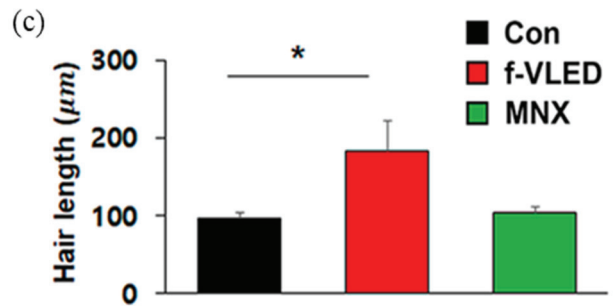
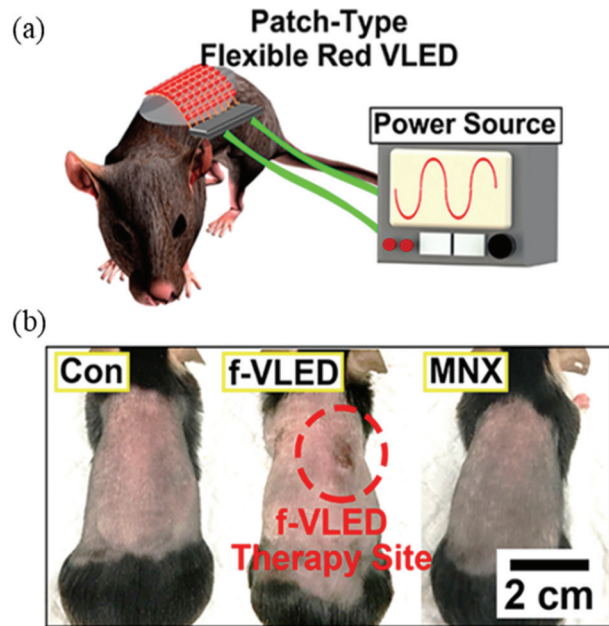


Fig. 4. (a) Concept image of microLED-induced stimulation for hair regrowth, (b) optical images of mouse skin after photostimulation by flexible microLEDs, and (c) hair length after 20 days of trichogenic stimulation [40].

발모제(minoxidil) 대조군, LED 실험군 이렇게 3가지 그룹에서 20일간 진행되었다. 그 결과 그림 4(b)에서 볼 수 있듯이 적색 LED 빛을 받은 쥐의 탈모 부위는 세 그룹 중 가장 뛰어난 치료 결과를 보였다. 그림 4(c)는 실험 20일 후 발모 부위의 털을 뽑아 그 길이를 측정된 그래프이다. 여기서도 비슷한 결과를 보였는데, LED 빛을 이용해 치료할 경우 다른 대조군보다 100 μm 정도 더 긴 털을 얻을 수 있었다. 이 결과는 유연 적색 마이크로LED에서 나온 630 nm 파장의 빛이 쥐의 피부 1~2 mm 아래까지 침투하였고, 모낭을 직접 자극하여 효과적으로 발모시켰음을 알 수 있었다.

4. 결론

정보화 시대로의 진입과 함께, 현대인은 건강관리 및 급·만성 질병의 치료에 대해 관심이 많아졌다. 하지만 지금까지는 환자가 직접 병원에 방문하여 의료진에게 치료를 받거나, 크고 무거운 헬스 케어 기기를 구매하여 정해진 장소에서만 치료에 이용하는 방법만 존재했다. 이와 같은 불편함을 해결하고자, 새로운 형태의 치료 소자가 개발되어 왔다. 최근의 연구는 웨어러블/유연 전자 소자를 중심으로 진행되고 있으며, 개발된 소자는 다양한 신체 부위에 이식되거나 표면에 부착되어 수많은 생물학적 연구 결과를 도출해 내고 있다.

특히, 빛을 이용한 웨어러블 생체 치료 소자는 신체 손상 없이 지속적인 치료가 가능하다는 장점을 가져, IT, BT, NT가 모두 통합된 창조 융합적인 형태의 전자 소자로 고려된다. 하지만 기존의 유기물을 이용한 광전자 소자의 경우, 열/수분에 매우 취약하고 생체 적합성이 확보되지 않았다는 단점을 갖는다. 따라서 안정성과 함께 뛰어난 광·전기적 특성을 갖는 생체 적합 소자인 마이크로LED를 활용한 웨어러블 생체 치료 소자의 개발은 필수적이다 [41-43]. 따라서 본 논문에서는 마이크로LED 기술에 대한 전반적인 설명과 함께, 이를 이용한 차세대 생체 치료 소자에 대해 소개하였다. 대표적인 치료 분야로써 광유전학과 탈모 치료에 대해 설명하였고, 기존의 화학적/전기적/자기적 자극과 비교하였을 때 월등히 뛰어난 치료 효과를 보였음을 확인할 수 있었다. 마이크로LED를 이용한 웨어러블 생체 치료 소자는 소개한 분야 외에도 다양한 생체 신호의 모니터링, 만성 피부질환(예: 여드름, 건선 및 피부암)의 치료, 피부 미용(예: 미백, 노화 방지 등)의 어플리케이션까지 매우 다양한 분야로까지 확장될 것으로 예측된다. 물론 아직 유연/웨어러블 마이크로LED를 이용한 연구가 본격적으로 시작된 지 오래되지 않았기 때문에, 다른 소자와의 집적 문제, 전기 에너지 공급 문제 등 해결해야 할 부분이 많이 있다. 또한 산업적 측면에서도, 값비싼 원재료 및 공정비용, 대형화의 어려움도 앞으로 보강되어야 할 부분이다 [44-47].

그럼에도 불구하고, 마이크로LED는 현재 국제적인 연구 그룹과 세계적인 기업들이 함께 연구 개발하며 뛰어난 결과들을 발표해 내고 있다. 위에서 언급한 문제점들을 해결하고 생체 친화적인 패치 형태로 나아감으로써, 스마트 헬스 케어 분야에서 신산업 분야로 자리매김할 것이라 기대한다.

ORCID

Han Eol Lee

<https://orcid.org/0000-0003-2866-5947>

REFERENCES

- [1] S. Fatima, A. Haleem, S. Bahl, M. Javaid, S. K. Mahla, and S. Singh, *Mater. Today: Proc.*, **45**, 4844 (2021). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.01.305>]
- [2] O. Arias, J. Wurm, K. Hoang, and Y. Jin, *IEEE Trans. Multi-Scale Comput. Syst.*, **1**, 99 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.1109/TMSCS.2015.2498605>]
- [3] C. Yan, Y. Gao, S. Zhao, S. Zhang, Y. Zhou, W. Deng, Z. Li, G. Jiang, L. Jin, G. Tian, T. Yang, X. Chu, D. Xiong, Z. Wang, Y. Li, W. Yang, and J. Chen, *Nano Energy*, **67**, 104235 (2020). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.104235>]
- [4] S. B. Jeon, S. J. Park, W. G. Kim, I. W. Tcho, I. K. Jin, J. K. Han, D. Kim, and Y. K. Choi, *Nano Energy*, **53**, 596 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.09.024>]
- [5] T. He, H. Wang, J. Wang, X. Tian, F. Wen, Q. Shi, J. S. Ho, and C. Lee, *Adv. Sci.*, **6**, 1901437 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1002/advs.201901437>]
- [6] Q. Shi, Z. Zhang, T. Chen, and C. Lee, *Nano Energy*, **62**, 355 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.05.033>]
- [7] G. Tang, Q. Shi, Z. Zhang, T. He, Z. Sun, and C. Lee, *Nano Energy*, **81**, 105582, (2021). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.105582>]
- [8] X. Wang, Y. Zhang, X. Zhang, Z. Huo, X. Li, M. Que, Z. Peng, H. Wang, and C. Pan, *Adv. Mater.*, **30**, 1706738 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201706738>]
- [9] M. Zhu, Z. Sun, Z. Zhang, Q. Shi, T. He, H. Liu, T. Chen, and C. Lee, *Sci. Adv.*, **6**, eaaz8693 (2020). [DOI: <https://doi.org/10.1126/sciadv.aaz8693>]
- [10] T. Yang, X. Jiang, Y. Zhong, X. Zhao, S. Lin, J. Li, X. Li, J. Xu, Z. Li, and H. Zhu, *ACS Sens.*, **2**, 967 (2017). [DOI: <https://doi.org/10.1021/acssensors.7b00230>]
- [11] Y. Fu, S. Zhao, L. Wang, and R. Zhu, *Adv. Healthcare Mater.*, **8**, 1900633 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adhm.201900633>]
- [12] H. Lee, E. Kim, Y. Lee, H. Kim, J. Lee, M. Kim, H. J. Yoo, and S. Yoo, *Sci. Adv.*, **4**, eaas9530 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1126/sciadv.aas9530>]
- [13] Z. Lou, L. Wang, and G. Shen, *Adv. Mater. Technol.*, **3**, 1800444 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1002/admt.201800444>]
- [14] S. Bobovych, F. Sayeed, N. Banerjee, R. Robucci, and R. P. Allen, *Smart Health*, **16**, 100113 (2020). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.smhl.2020.100113>]
- [15] G. T. Hwang, H. Park, J. H. Lee, S. K. Oh, K. I. Park, M. Byun, H. Park, G. Ahn, C. K. Jeong, K. No, H. S. Kwon, S. G. Lee, B. Joung, and K. J. Lee, *Adv. Mater.*, **26**, 4880 (2014). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201303000>]

- <https://doi.org/10.1002/adma.201400562>]
- [16] G. T. Hwang, Y. Kim, J. H. Lee, S. K. Oh, C. K. Jeong, D. Y. Park, J. Ryu, H. S. Kwon, S. G. Lee, B. Joung, D. Kim, and K. J. Lee, *Energy Environ. Sci.*, **8**, 2677 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.1039/C5EE01593F>]
- [17] G. T. Hwang, M. Byun, C. K. Jeong, and K. J. Lee, *Adv. Healthcare Mater.*, **4**, 646 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adhm.201400642>]
- [18] H. E. Lee, S. Kim, J. Ko, H. I. Yeom, C. W. Byun, S. H. Lee, D. J. Joe, T. H. Im, S. H. Ko Park, and K. J. Lee, *Adv. Funct. Mater.*, **26**, 6170 (2016). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm.201601296>]
- [19] M. Balu, G. Lentsch, D. Z. Korta, K. König, K. M. Kelly, B. J. Tromberg, and C. B. Zachary, *Lasers Surg. Med.*, **49**, 555 (2017). [DOI: <https://doi.org/10.1002/lsm.22655>]
- [20] I. Y. Yanina, N. A. Navolokin, A. B. Bucharskaya, G. N. Maslyakova, and V. V. Tuchin, *J. Biophotonics*, **12**, e201900117 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1002/jbio.201900117>]
- [21] H. E. Lee, J. H. Shin, J. H. Park, S. K. Hong, S. H. Park, S. H. Lee, J. H. Lee, I. S. Kang, and K. J. Lee, *Adv. Funct. Mater.*, **29**, 1808075 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm.201808075>]
- [22] J. H. Park, H. E. Lee, C. K. Jeong, D. H. Kim, S. K. Hong, K. I. Park, and K. J. Lee, *Nano Energy*, **56**, 531 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.11.077>]
- [23] J. H. Shin, J. H. Park, J. Seo, T. H. Im, J. C. Kim, H. E. Lee, D. H. Kim, K. Y. Woo, H. Y. Jeong, Y. H. Cho, T. S. Kim, I. S. Kang, and K. J. Lee, *Adv. Mater.*, **33**, 2007186 (2021). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.202007186>]
- [24] G. J. Woodgate and J. Harrold, *J. Soc. Inf. Disp.*, **49**, 1559 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1002/sdtp.12285>]
- [25] T. I. Kim, Y. H. Jung, J. Song, D. Kim, Y. Li, H. S. Kim, I. S. Song, J. J. Wierer, H. A. Pao, Y. Huang, and J. A. Rogers, *Small*, **8**, 1643 (2012). [DOI: <https://doi.org/10.1002/smll.201200382>]
- [26] R. H. Kim, M. H. Bae, D. G. Kim, H. Cheng, B. H. Kim, D. H. Kim, M. Li, J. Wu, F. Du, H. S. Kim, S. Kim, D. Estrada, S. W. Hong, Y. Huang, E. Pop, and J. A. Rogers, *Nano Lett.*, **11**, 3881 (2011). [DOI: <https://doi.org/10.1021/nl202000u>]
- [27] V. R. Marinov, O. Swenson, Y. Atanasov, and N. Schneck, *Microelectron. Eng.*, **101**, 23 (2013). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mee.2012.08.016>]
- [28] V. Marinov, O. Swenson, R. Miller, F. Sarwar, Y. Atanasov, M. Semler, and S. Datta, *IEEE Trans. Compon., Packag., Manuf. Technol.*, **2**, 569 (2012). [DOI: <https://doi.org/10.1109/TCPMT.2011.2176941>]
- [29] R. Miller, V. Marinov, O. Swenson, Z. Chen, and M. Semler, *IEEE Trans. Components, Packag. Manuf. Technol.*, **2**, 971 (2012). [DOI: <https://doi.org/10.1109/TCPMT.2012.2183594>]
- [30] C. K. Jeong, K. I. Park, J. H. Son, G. T. Hwang, S. H. Lee, D. Y. Park, H. E. Lee, H. K. Lee, M. Byuna, and K. J. Lee, *Energy Environ. Sci.*, **7**, 4035 (2014). [DOI: <https://doi.org/10.1039/C4EE02435D>]
- [31] S. H. Lee, J. Kim, J. H. Shin, H. E. Lee, I. S. Kang, K. Gwak, D. S. Kim, D. Kim, and K. J. Lee, *Nano Energy*, **44**, 447 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2017.12.011>]
- [32] G. T. Hwang, H. Park, J. H. Lee, S. K. Oh, K. I. Park, M. Byun, H. Park, G. Ahn, C. K. Jeong, K. No, H. S. Kwon, S. G. Lee, B. Joung, and K. J. Lee, *Adv. Mater.*, **26**, 4880 (2014). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201400562>]
- [33] G. T. Hwang, Y. Kim, J. H. Lee, S. K. Oh, C. K. Jeong, D. Y. Park, J. Ryu, H. S. Kwon, S. G. Lee, B. Joung, D. Kim, and K. J. Lee, *Energy Environ. Sci.*, **8**, 2677 (2015). [DOI: <https://doi.org/10.1039/C5EE01593F>]
- [34] Q. Yun, Y. Cheng, J. Cai, X. Zhao, Y. Ouyang, W. E. Yuan, and C. Fan, *Regener. Med.*, **14**, 969 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.2217/rme-2018-0079>]
- [35] K. Kim, M. Vöröslakos, J. P. Seymour, K. D. Wise, G. Buzsáki, and E. Yoon, *Nat. Commun.*, **11**, 2063 (2020). [DOI: <https://doi.org/10.1038/s41467-020-15769-w>]
- [36] W. S. Kim, S. Hong, M. Gamero, V. Jeevakumar, C. M. Smithhart, T. J. Price, R. D. Palmiter, C. Campos, and S. I. Park, *Nat. Commun.*, **12**, 157 (2021). [DOI: <https://doi.org/10.1038/s41467-020-20421-8>]
- [37] A. Dieter, C. J. Duque-Afonso, V. Rankovic, M. Jeschke, and T. Moser, *Nat. Commun.*, **10**, 1962 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1038/s41467-019-09980-7>]
- [38] H. E. Lee, J. H. Choi, S. H. Lee, M. Jeong, J. H. Shin, D. J. Joe, D. H. Kim, C. W. Kim, J. H. Park, J. H. Lee, D. Kim, C. S. Shin, and K. J. Lee, *Adv. Mater.*, **30**, 1800649 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adma.201800649>]
- [39] H. E. Lee, J. H. Park, D. Jang, J. H. Shin, T. H. Im, J. H. Lee, S. K. Hong, H. S. Wang, M. S. Kwak, M. Peddigari, C. K. Jeong, Y. Min, C. H. Park, J. J. Choi, J. Ryu, W. H. Yoon, D. Kim, K. J. Lee, and G. T. Hwang, *Nano Energy*, **75**, 104951 (2020). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2020.104951>]
- [40] H. E. Lee, S. H. Lee, M. Jeong, J. H. Shin, Y. Ahn, D. Kim, S. H. Oh, S. H. Yun, and K. J. Lee, *ACS Nano*, **12**, 9587 (2018). [DOI: <https://doi.org/10.1021/acsnano.8b05568>]
- [41] Y. Zhao, C. Liu, Z. Liu, W. Luo, L. Li, X. Cai, D. Liang, Y. Su, H. Ding, Q. Wang, L. Yin, J. Guan, M. Luo, and X. Sheng, *IEEE Trans. Electron Devices*, **66**, 785 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1109/TED.2018.2882397>]
- [42] H. E. Lee, D. Lee, T. I. Lee, J. H. Shin, G. M. Choi, C. Kim, S. H. Lee, J. H. Lee, Y. H. Kim, S. M. Kang, S. H. Park, I. S. Kang, T. S. Kim, B. S. Bae, and K. J. Lee, *Nano Energy*, **55**, 454 (2019). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2018.11.017>]
- [43] J. Kim, P. Gutruf, A. M. Chiarelli, S. Y. Heo, K. Cho, Z. Xie, A. Banks, S. Han, K. I. Jang, J. W. Lee, K. T. Lee, X. Feng, Y. Huang, M. Fabiani, G. Gratton, U. Paik, and J. A. Rogers, *Adv. Funct. Mater.*, **27**, 1604373 (2017). [DOI: <https://doi.org/10.1002/adfm.201604373>]

- [44] J. Kim, G. A. Salvatore, H. Araki, A. M. Chiarelli, Z. Xie, A. Banks, X. Sheng, Y. Liu, J. W. Lee, K. I. Jang, S. Y. Heo, K. Cho, H. Luo, B. Zimmerman, J. Kim, L. Yan, X. Feng, S. Xu, M. Fabiani, G. Gratton, Y. Huang, U. Paik, and J. A. Rogers, *Sci. Adv.*, **2**, e1600418 (2016). [DOI: <https://doi.org/10.1126/sciadv.1600418>]
- [45] R. H. Kim, D. H. Kim, J. Xiao, B. H. Kim, S. I. Park, B. Panilaitis, R. Ghaffari, J. Yao, M. Li, Z. Liu, V. Malyarchuk, D. G. Kim, A. P. Le, R. G. Nuzzo, D. L. Kaplan, F. G. Omenetto, Y. Huang, Z. Kang, and J. A. Rogers, *Nat. Mater.*, **9**, 929 (2010). [DOI: <https://doi.org/10.1038/nmat2879>]
- [46] S. Y. Lee, K. I. Park, C. Huh, M. Koo, H. G. Yoo, S. Kim, C. S. Ah, G. Y. Sung, and K. J. Lee, *Nano Energy*, **1**, 145 (2012). [DOI: <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2011.07.001>]
- [47] H. E. Lee, J. H. Shin, S. H. Lee, J. H. Lee, S. H. Park, and K. J. Lee, *Proc. Light-Emitting Devices, Materials, and Applications* (SPIE OPTO, San Francisco, USA, 2019) p. 109100F. [DOI: <https://doi.org/10.1117/12.2506926>]