



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](#)

공학석사 학위논문

Stretchable/Multi-layered
안테나의 성능 향상 및 설계 최적화를
통한 Wireless 광유전학 소자 개발

Stretchable/Multi-layered Antenna for
Wireless Optogenetics Device
Development through Performance
Enhancement and Design Optimization

울산대학교 대학원

첨단소재공학과

홍기웅



Stretchable/Multi-layered
안테나의 성능 향상 및 설계 최적화를
통한 Wireless 광유전학 소자 개발

지도교수 신건철

이 논문을 공학석사학위 논문으로 제출함

2024년 06월


울산대학교 대학원

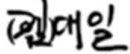
첨단소재공학과


홍기웅



홍기웅의 공학석사학위 논문을 인준함

심사위원장 정 지원 

심사위원 김 대 일 

심사위원 신 건 철 

울산대학교 대학원

2024년 06월



국문 요약

최근 전자공학 및 전자재료 분야에서는 소형화를 통한 성능 향상이 주요 트렌드로 자리 잡고 있다. 동시에 웨어러블 및 유연한 장치에 대한 수요가 증가하면서, 이를 위한 혁신적인 기능성 재료와 디바이스 개발이 활발히 진행되고 있다. 특히 개인 건강 관리에 대한 관심이 높아짐에 따라 웨어러블 디바이스를 활용한 실시간 의료 모니터링 및 응급상황 대응 기술이 주목받고 있다. 본 연구에서는 웨어러블 장치에 최적화된 무선 안테나의 성능 향상을 목표로 하였다. 배터리 없이 NFC 를 통해 신호를 교환하는 지속 가능한 시스템을 개발하고자 하였으며, 다층 스택 구조의 안테나를 설계하여 수신 성능을 개선하였다. 최대 6 층까지 Stacking 한 안테나는 기존 단층 안테나 밝기 성능 대비 약 270%의 향상을 보였고, 이렇게 제작한 소자의 안정성 평가를 통해 수명을 예측해 볼 수 있었다. 또한, PDMS 매트릭스에 Ferrite Powder 를 혼합하거나 중간층에 Ferrite Layer 를 삽입하여 와전류를 차단하고 억제함으로써 전체 수신 성능을 향상시키고 전력 손실을 줄였다. 그 결과, 기존에 수신이 어려웠던 Dead Zone 영역에서 90% 이상의 감도 향상을 달성하였으며, 소자의 밝기 성능 및 안정성도 크게 증가하였다. 해당 연구를 통해 개발된 고성능 무선 안테나 및 LED 디바이스는 개인 건강 관리를 중시하는 시대에 부합하는 새로운 웨어러블 장치 구현에 활용될 수 있다. 또한 스마트폰의 NFC 기능과 연동하여 스마트 무선 센서 및 웨어러블 생체 의료 장치로 다양하게 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

주요 단어: NFC; Stacking; PDMS; Ferrite Layer;

목차

1. 서론	1
1.1. 연구배경	1
1.2. 연구목적	2
2. 이론적 배경	3
2.1. NFC (Near Field Communication)	3
2.2. Antenna Improvements.....	4
2.2.1. Impedance matching	6
2.2.2. EMC (Electromagnetic Compatibility).....	7
2.3. Materials	9
2.3.1. PDMS (Polydimethylsiloxane).....	9
2.3.2. Ferrite.....	10
2.3.3. Silver Epoxy Adhesive (MG Chemicals 8331-A,B)	11
3. 실험방법	12
3.1. Pre-Pocess.....	12
3.1.1. 유리 기판 표면 개질	12
3.1.2. PDMS 제조 및 기포 제거	14

3.2. Stacking 안테나 제작 과정.....	15
3.2.1. 안테나 설계 및 CAD 모델링.....	16
3.2.2. Spin Coating.....	17
3.2.3. LAER ablation.....	18
3.2.4. LED & Capacitor.....	19
3.2.5. Al ₂ O ₃ 제거 및 PDMS 코팅.....	20
3.2.6. Punching & Filling.....	20
3.3. Ferrite 적용.....	23
3.3.1. Ferrite 차폐층.....	23
3.3.2. Ferrite PDMS Composite.....	24
4. 결과 및 고찰.....	27
4.1. Stacking 안테나.....	27
4.1.1. 전력 수신 효율 특성 평가.....	28
4.1.2. 유연성 및 내구성 평가.....	32
4.2. Ferrite 안테나.....	35
4.2.1. Ferrite Layer 의 전력 수신 효율 특성 평가.....	35
4.2.2. Ferrite PDMS Composite 의 전력 수신 효율 특성 평가.....	39
4.2.3. Ferrite 적용 형태에 따른 비교.....	42
4.2.4. Dead Zone 완화.....	45

4.3. 적용	45
5. 결론	47
참고문헌	49
Abstract	53

그림 목차

그림 2-1. NeuroLux System 개략도	3
그림 2-2. NeuroLux Software	4
그림 2-3. Wireless 환경에서 동작하는 NFC 안테나	4
그림 2-4. Stacking Multi-layered 안테나 개략도	6
그림 2-5. 임피던스 매칭용 Capacitor 소자	7
그림 2-6. Ferrite 차폐층이 와전류를 억제하는 원리	8
그림 2-7. Polydimethylsiloxane(PDMS)의 분자구조식	9
그림 2-8. Ferrite Layer	10
그림 2-9. 전도성 Silver Epoxy Adhesive	11
그림 3-1. AEAPS 가 유리 기판에서 작동하는 원리	13
그림 3-2. 유리 기판의 AEAPS 표면처리 개략도	13
그림 3-3. AI 안테나 제작 과정	15
그림 3-4. CAD 로 설계한 Stacking 디자인	16
그림 3-5. 기판 PDMS 제작 공정	17
그림 3-6. LASER system	18
그림 3-7. 임피던스 매칭을 위한 Capacitor 부착	19
그림 3-8. Punching & Filling 공정 개략도	21
그림 3-9. 소자에서의 Punching 적용	22
그림 3-10. 소자에서의 Punching 적용 - 2	22
그림 3-11. Ferrite Layer 를 적용한 광유전학 소자의 개략도	23

그림 3-12. Ferrite Powder 를 적용한 광유전학 소자의 개략도	24
그림 3-13. Ferrite PDMS 소재	25
그림 3-14. Ferrite PDMS 코팅 개략도	26
그림 4-1. Optogenetics 소자	27
그림 4-2. Optogenetics 소자 - 2.....	28
그림 4-3. Layer 개수 및 전력별 LED 소자의 밝기.....	28
그림 4-4. 안테나 Layer 에 따른 Output Power 그래프	29
그림 4-5. 안테나 Layer 에 따른 Output Power Scatter Diagram	30
그림 4-6. p-value 검증을 위한 t 값의 정의 및 유의수준	31
그림 4-7. 다양한 응력 하에 작동되는 Optogenetics 소자.....	32
그림 4-8. Stretchable 특성	33
그림 4-9. strain 크기 별 소자 작동 테스트.....	34
그림 4-10. Ferrite 적용 소자.....	35
그림 4-11. Ferrite Layer 수에 따른 output power 그래프.....	36
그림 4-12. 중심으로부터의 거리에 따른 output power 그래프.....	37
그림 4-13. Ferrite Cover 영역과 NFC Input Power 에 따른 Output Power 그래프	39
그림 4-14. 분말의 양에 따른 Output Power 그래프	40
그림 4-15. 평균 입도에 따른 Output Power 그래프	41
그림 4-16. NFC Input Power 에 따른 Output Power 그래프.....	42
그림 4-17. NFC Input Power 에 따른 Output Power 그래프 - 2	44
그림 4-18. 웨어러블 및 Smart Electronics 에서의 적용.....	46
그림 4-19. 웨어러블 및 Smart Electronics 에서의 적용 - 2	46

표 목차

표 4-1. 그림 4-5의 상관관계 분석.....	30
표 4-2. 그림 4-5의 t-value 및 p-value.....	31

1. 서론

1.1. 연구배경

코로나 19 팬데믹 이후 전염병에 대한 경계심이 높아지면서 병원 방문보다는 재택 의료 서비스에 대한 수요가 증가하고 있다. 동시에 스마트워치, 웨어러블 링 등 웨어러블 기기가 대중화되면서 개인의 건강 정보를 실시간으로 모니터링하고 데이터를 수집, 분석할 수 있게 되었다. 한편, 사고나 질병의 합병증 등으로 인해 중추 신경계에 문제가 생긴 환자들을 위해 연구되고 있는 기술인 광유전학(Optogenetics)이라는 분야가 있다. 광유전학은 중추신경계를 광학적으로 조작하는 기술로, 척수 손상 환자의 치료와 통증 관리, 신경 재활 등에 활용될 수 있다. 최근 다양한 시험 결과를 통해 광유전학 기술의 치료 가능성이 높아지고 있다. 특히 신경세포에 옵신(Opsin) 단백질을 발현시켜 광채널을 형성하면 빛 신호로 신체의 다양한 기능을 제어할 수 있다. 그러나 이를 위해서는 척수 내에 삽입되는 인체 내(In-vivo) 광유전학 장치의 개발이 필수적이다. 삽입 소자는 인체에 무해해야 하므로 모든 재료가 생체 친화적이어야 하며, 신체 내 움직임에도 견딜 수 있도록 신축성과 유연성 있는 디자인이 요구된다. 현재 이러한 요구를 충족시키는 장치 개발은 쉽지 않은 상황이다. 특히, 기존의 광유전학 소자는 낮은 광 출력과 제한된 유효 거리 등의 한계가 있어, 이를 극복하기 위한 기술 개발이 필요하다.

1.2. 연구목적

본 연구의 목적은 생체 내 이식이 가능한 고성능 광유전학 안테나를 개발하는 것이다. 이를 위해 생체 무해한 재료를 사용하고 유연한 구조를 설계하여 인체 이식 적합성을 확보하고자 하였다. 또한 NFC 방식의 무선 전력 전송 시스템을 구현함으로써 배터리 없이 전원을 공급받을 수 있도록 하였다.

구체적으로, 다층 Stacking 구조, Ferrite 차폐층, 복합체 기술 등을 적용하여 수신 효율을 극대화하고, Blue LED 를 부착하여 광유전학 효과를 구현함으로써 광 출력을 향상시키고자 하였다. 아울러 LASER ablation 공정을 통한 정밀 미세 패터닝으로 전체 두께를 200 μm 이하 수준으로 소형화하여 이식 시 이물감을 최소화하고자 하였다.

기존 광유전학 소자는 낮은 광 출력, 제한된 유효 거리 등의 한계가 있었으나, 본 연구를 통해 개발된 고성능 안테나 시스템을 적용하면 이러한 문제를 해결할 수 있을 것으로 기대된다. 궁극적으로 본 연구 성과는 척수 손상 치료, 통증 관리, 신경 재활 등 다양한 분야의 광유전학 기반 의료 기술 발전에 기여할 수 있다.

2. 이론적 배경

2.1. NFC (Near Field Communication)

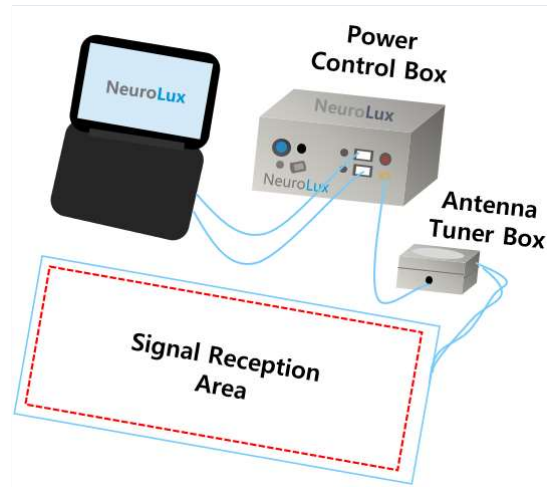


그림 2-1. NeuroLux System 개략도

본 연구에서는 안테나에 전력을 무선으로 공급하기 위해 NFC 기술을 활용하였다. NFC 는 13.56MHz 대역의 고주파를 이용하여 10cm 이내의 근거리에서 데이터를 비접촉식으로 송수신하는 무선통신 기술이다. NFC 시스템은 능동형 모드(Active mode)와 수동형 모드(Passive mode)로 나뉜다. 능동형은 송신기와 수신기 모두 내부 전원을 가지고 있는 반면, 수동형은 수신기가 전원을 가지지 않고 송신기로부터 유도되는 전자기파의 에너지를 활용한다. 이러한 NFC 신호는 NeuroLux 장비를 사용하여 안테나에 송신할 수 있다. 이 장비는 노트북에 설치된 소프트웨어를 통해 신호의 주파수, 전력, 펄스 등을 제어할 수 있어 다양한 조건에서 안테나 특성을 평가할 수 있다.

이처럼 NFC 기술을 활용한 무선 전력 전송 방식은 배터리 없이 안테나에 전원을 공급할 수 있어 웨어러블 디바이스 구현에 적합하다. 또한 근거리 통신이므로 전력 손실이 적고 생체 전자기 노출 위험도 낮아 인체 이식 소자에 안전하게 적용할 수 있다.

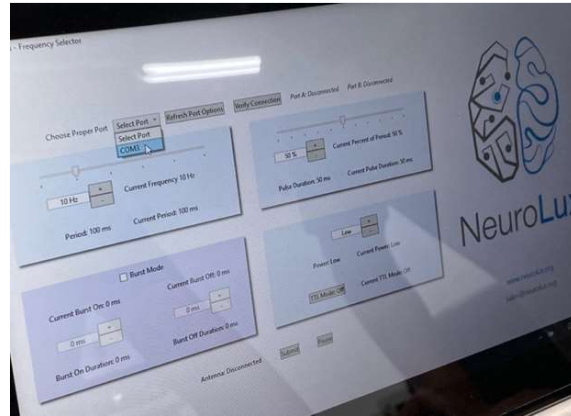


그림 2-2. NeuroLux Software

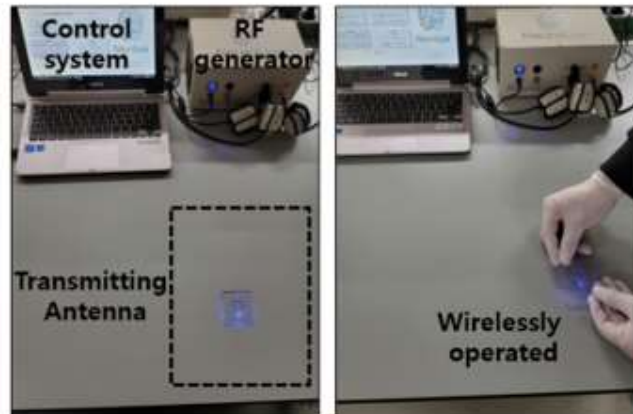


그림 2-3. Wireless 환경에서 동작하는 NFC 안테나[13]

2.2. Antenna Improvements

안테나의 주요 성능 지표로는 방사 패턴, 이득, 대역폭, 효율성 등이 있다. 이러한 성능을 개선하기 위해 다양한 기술들이 연구되고 있다. 먼저 안테나의 설계 변경을 통한 성능 향상이 있을 수 있다. 안테나 성능 향상을 위해서는 턴 수, 외경, 내경 등의 최적화가 중요하다. 루프나 코일 안테나에서 턴 수를 늘리면 인덕턴스 증가로 성능이 향상되지만, 너무 많으면 고주파 대역에서 권선 간 커패시턴스 효과로 공진 주파수가 낮아질 수 있다.

또한 외경이나 내경을 키우면 유효 면적 증가로 방사 효율과 이득이 향상되나, 지나치게 크면 공진 주파수 저하와 대역폭 감소가 발생한다. 따라서 동작 주파수, 크기, 무게 등의 요건을 고려하여 턴 수, 외경, 내경을 최적화해야 한다. 다층 구조 설계 역시 각 층의 재질, 두께, 간격을 최적화하여 방사 특성과 대역폭을 향상시킬 수 있다. 또한, 안테나를 단일 층이 아닌 다층 구조로 설계하면 방사 특성과 대역폭을 향상시킬 수 있다. 각 층의 재질, 두께, 간격을 최적화하여 전자기 결합을 조절함으로써 성능이 개선된다.

두 번째는 바로 임피던스 매칭이다. 안테나와 송수신 회로 사이의 임피던스 불일치로 인한 전력 손실을 줄이기 위해 정합 회로를 사용한다. 이를 통해 안테나 효율을 높일 수 있다.

차폐 및 흡수를 통한 와전류의 개선으로 안테나의 성능을 향상시킬 수도 있다. 금속 차폐체나 전자기 흡수체를 안테나 주변에 배치하여 원치 않는 전자기 간섭을 억제할 수 있다. 이렇게 하면 안테나의 신호 대 잡음비가 개선되고 와전류로 인한 손실이 감소한다. 이러한 다양한 기술들을 적절히 활용하여 안테나의 크기, 무게, 전력 효율 등의 요구사항에 맞는 최적의 설계가 가능해진다.

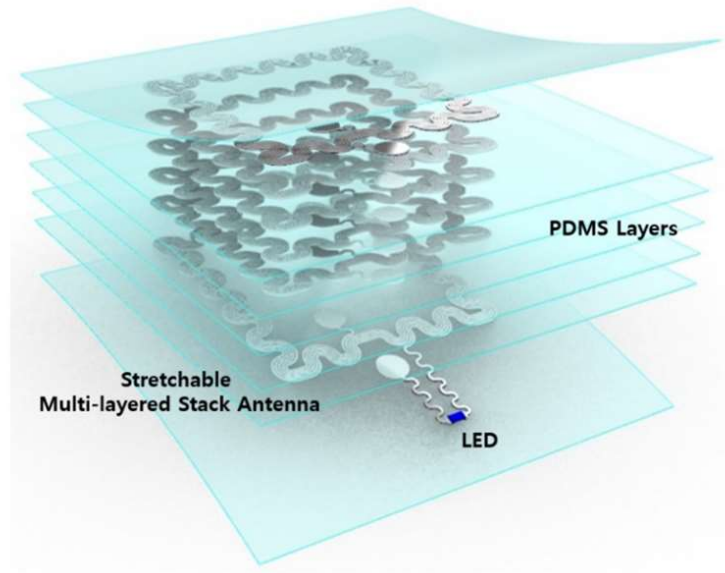


그림 2-4. Stacking Multi-layered 안테나 개략도[13]

2.2.1. Impedance matching

안테나와 송수신 회로 사이의 임피던스 불일치는 전력 전송 효율을 저하시키는 주요 요인이다. 이를 해결하기 위해 임피던스 매칭 기술을 적용한다.

임피던스 매칭이란 안테나와 회로의 임피던스 값을 일치시켜 최대 전력 전송이 가능하도록 하는 것을 말한다. 매칭이 되지 않으면 임피던스 불일치로 인해 반사파가 발생하여 전력 손실이 크게 증가한다. 본 연구에서는 병렬 Capacitor 를 이용한 임피던스 매칭 방식을 적용하였다. Capacitor 의 리액턴스는 주파수에 반비례하므로, 적절한 커패시턴스 값을 선택하면 원하는 주파수에서 안테나 임피던스를 보정할 수 있다.

적정 커패시턴스 값은 안테나의 크기, 구조, 동작 주파수 등에 따라 달라지므로 전자기
시뮬레이션이나 실험을 통해 최적값을 도출해야 한다. 또한 안정적 동작을 위해 정전
용량 변화에 대한 여유분도 고려해야 한다.



그림 2-5. 임피던스 매칭용 Capacitor 소자

2.2.2. EMC (Electromagnetic Compatibility)

와전류(Eddy current)는 시간에 따라 변화하는 자기장이 도체를 관통할 때 도체 내부에 유도되는 순환 전류를 말한다. NFC 안테나에서도 고주파 전자기파가 방사되면서 안테나 주변 도체 부분에 와전류가 발생한다. 이 와전류는 원치 않는 자기장을 형성하여 안테나 성능을 저하시키고 전력 손실을 유발한다. 이러한 와전류 문제를 해결하기 위해 NFC Device 에는 고투자율 Ferrite 차폐층을 안테나 구조에 도입한다. Ferrite 는 강자성체로서 높은 투자율을 가지므로 자기장을 효과적으로 차단하고 집중시킬 수 있다.

Ferrite 차폐층을 안테나 주변에 전략적으로 배치하면, 와전류 발생 영역의 자기장이 Ferrite 내부로 집중된다. 이때 Ferrite 의 높은 고유 저항으로 인해 와전류가 감소되어 전력 손실이 크게 줄어든다. 또한 Ferrite 차폐층을 안테나 내부에 삽입하는 방식도 있다. 이렇게 하면 안테나 도체 부분에서 직접 발생하는 와전류를 차단하여 성능 저하를 방지할 수 있다. 이와 같이 Ferrite 차폐층을 활용하면 와전류로 인한 문제를 효과적으로 해결할 수 있으며, 이는 NFC 안테나의 수신율 및 전력 효율 개선에 기여한다.

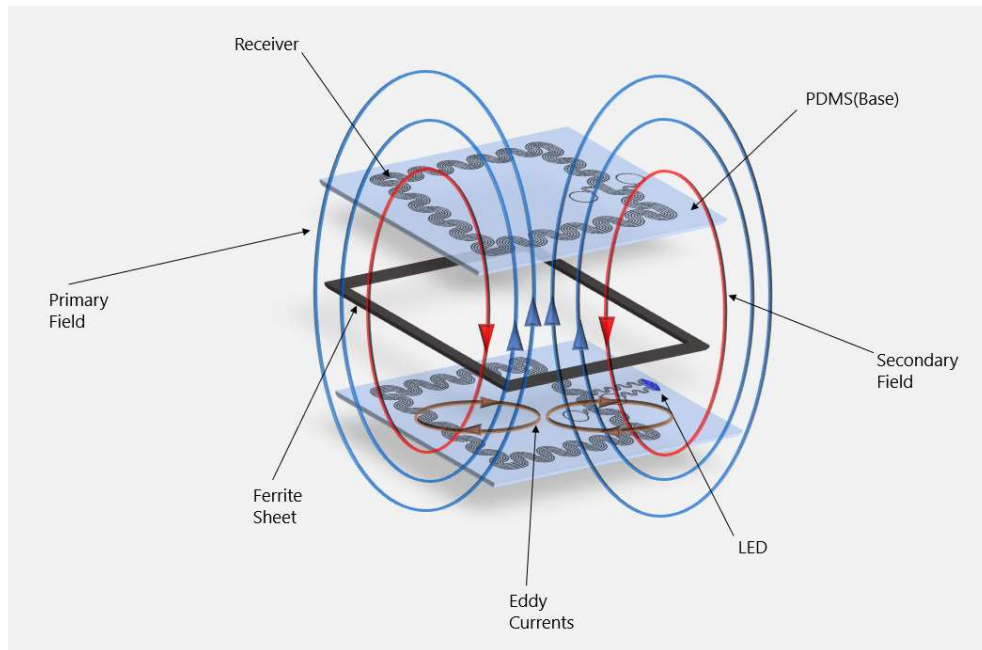


그림 2-6. Ferrite 차폐층이 와전류를 억제하는 원리

2.3. Materials

2.3.1. PDMS (Polydimethylsiloxane)

생체 내 이식형 소자를 설계하기 위해서는 생체 적합성과 유연성을 동시에 만족하는 기반 재료의 선정이 필수적이다. 이에 본 연구에서는 폴리디메틸실록산 (Polydimethylsiloxane, PDMS)이라는 실리콘 고분자 재료를 소자의 소재로 활용하였다. PDMS 는 실리콘과 산소가 주 골격을 이루고 있는 실리콘 고분자 화합물로, 화학식은 (-Si(CH₃)₂-O)_n 이다. PDMS 는 인체에 무해한 생체 적합 재료로 알려져 있어 이식 후에도 인체 내에서 염증 반응이나 독성을 유발하지 않는다. 또한 PDMS 는 탄성 계수가 낮아 유연한 특성을 지니고 있다. 이는 인체 내 움직임에도 변형 가능한 유연한 구조 구현에 적합하다. 더불어 PDMS 는 가시광 영역에서 높은 투과율을 가지고 있어 광유전학 소자에 적합하다. 이러한 우수한 물성으로 인해 PDMS 는 마이크로유체 디바이스, 유연 전자소자, 바이오센서 등 다양한 분야에서 활발히 연구되고 있는 고분자 재료이다.

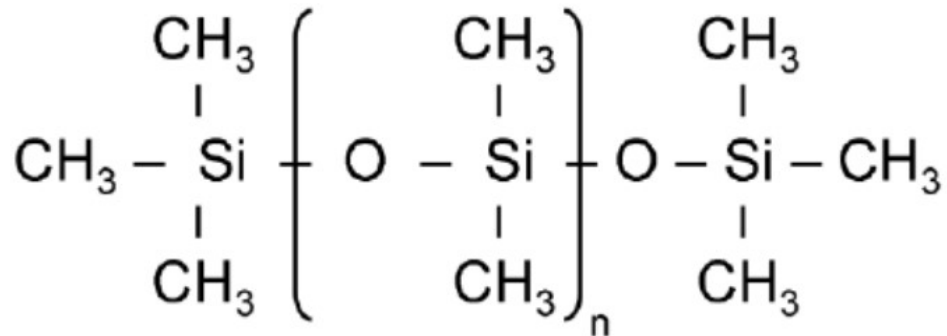


그림 2-7. Polydimethylsiloxane(PDMS)의 분자구조식[11]

2.3.2. Ferrite

본 연구에서는 Fair-Rite 사의 "38M6010AA1212" Ferrite 시트를 안테나 구조에 차폐층으로 적용하였다. 이 Ferrite 는 강자성 세라믹 재료로 높은 투자율을 가지며, 자기장 차폐 및 흡수 성능이 우수하다. 원래 EMI(전자기 간섭) 차폐 및 흡수를 위해 설계된 이 제품은 본 연구에서 여러 중요한 역할을 하였다. 먼저, 안테나 주변에서 발생하는 와전류(Eddy Current)를 Ferrite 차폐층이 효과적으로 차단하여 전력 손실을 크게 줄였다. 또한, 외부에서 유입되는 전자기 잡음을 차폐하여 안테나의 수신 성능을 개선하였다. Ferrite 의 높은 투자율로 인해 안테나 주변 자기장이 Ferrite 내부로 집중되어 방사 효율이 향상되었으며, Ferrite 차폐층을 전략적으로 배치하여 안테나 신호 수신이 힘든 Dead Zone 영역을 90% 이상 완화할 수 있었다. 이와 같이 고투자율 Ferrite 시트를 안테나 구조에 적절히 적용함으로써 안테나의 전반적인 수신 성능을 크게 개선하였다.

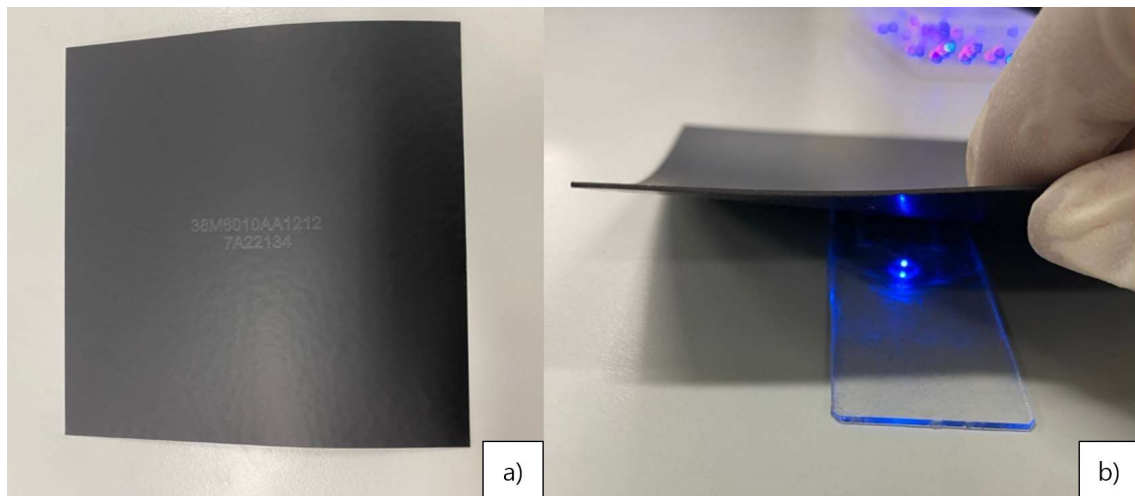


그림 2-8. Ferrite Layer a) "38M6010AA1212" PDMS Layer b) Dead Zone 에서의 적용

2.3.3. Silver Epoxy Adhesive (MG Chemicals 8331-A,B)

본 연구에서는 안테나 부품(LED, 커패시터) 및 안테나 간 전기적 연결을 위해 MG Chemicals 사의 8331 실버 에폭시 접착제를 사용하였다. 이 접착제는 전도성과 우수한 접합력을 제공한다. 사용 방법은 다음과 같다. 은색 Part A와 흑색 Part B를 1:1 비율로 혼합한다. 작업 가능 시간(Working Time)은 약 15 분이며, 혼합물을 도포한 후 85-110°C의 가열 플레이트에서 경화시킨다. 실버 에폭시는 전기 전도성과 기계적 강도를 동시에 구현할 수 있어 전자 회로 및 안테나 제작에 널리 사용된다. 본 연구에서는 이 특성을 활용하여 고성능 광유전학 안테나를 제작하였다.



그림 2-9. 전도성 Silver Epoxy Adhesive

3. 실험방법

3.1. Pre-Process

3.1.1. 유리 기판 표면 개질

본 연구에서는 PDMS 기반 안테나 소자를 유리 기판 위에 제작한 후 최종적으로 유리로부터 탈착하는 공정이 필요하였다. 이를 위해 PDMS 와 유리 기판 간의 접착력을 낮추기 위한 표면 개질 공정을 진행하였다. AEAPS(3-aminopropyltriethoxysilane)는 유리 표면에 자기조립 단분자막(Self-Assembled Monolayer, SAM)을 형성하여 PDMS 와의 접착력을 현저히 낮출 수 있는 물질이다. 본 연구에서는 AEAPS 5wt%와 에탄올 95wt%를 혼합하여 AEAPS 용액을 제조하였다. 이 용액은 아민기(-NH₂)와 실록산기(-Si-O-R)를 모두 포함하고 있어 유리 표면과 강한 결합력을 가진다. 유리 기판에 AEAPS 코팅을 위한 표면처리 공정은 다음과 같다. 먼저 유리 기판을 AEAPS 용액에 30 분간 침지한다. 그 다음 유리 기판을 용액에서 꺼내어 질소 가스로 기판을 건조시킨다. 마지막으로 Hot Plate 위에서 건조시킨 유리 기판을 100°C 에서 2 분, 110°C 에서 3 분, 120°C 에서 5 분 순차적 가열했다. 이렇게 AEAPS 자기조립 막이 형성된 유리 기판 위에 PDMS 기반 소자를 제작한 후, 최종적으로 유리로부터 쉽게 탈착할 수 있게 된다. 이는 AEAPS 막에 의해 PDMS 와 유리 간 접착력이 현저히 낮아지기 때문이다. 이와 같은 기판 전처리 공정을 통해 PDMS 기반 안테나 소자의 제작 및 탈착 공정을 원활히 진행할 수 있었다.

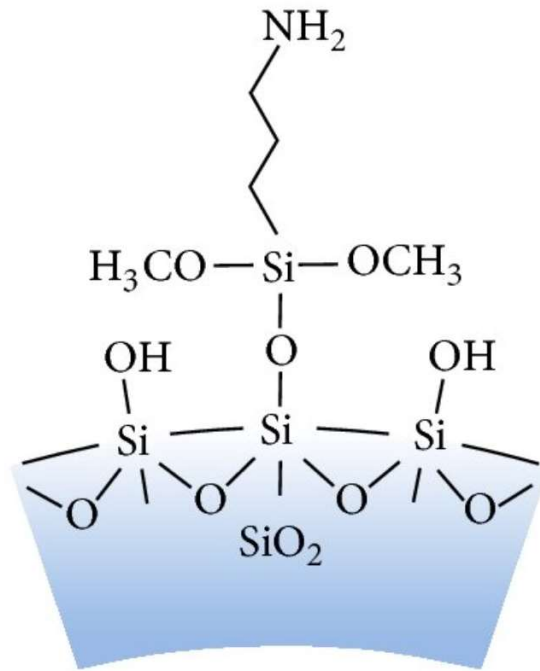


그림 3-1. AEAPS 가 유리 기판에서 작동하는 원리 [12]

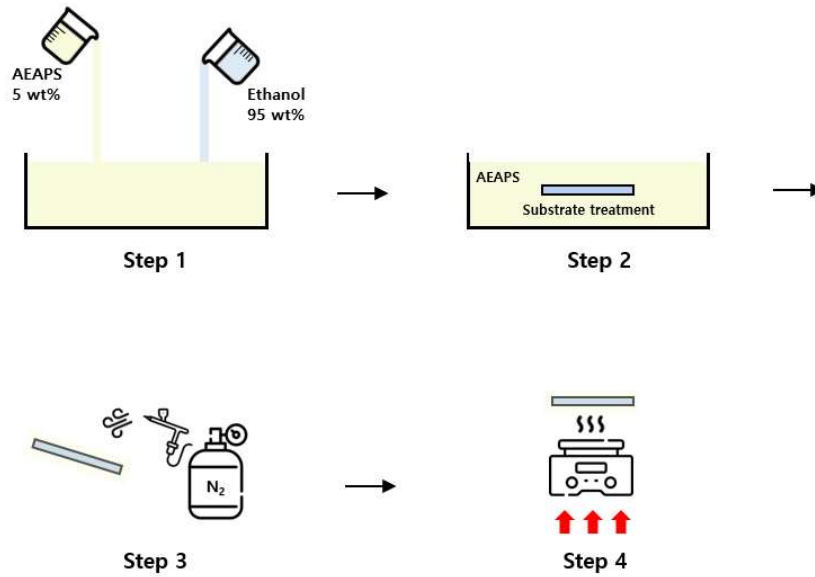


그림 3-2. 유리 기판의 AEAPS 표면처리 개략도

3.1.2. PDMS 제조 및 기포 제거

본 연구에서 사용된 PDMS 는 Sylgard 184(Dow Corning)로, 주제(base polymer)와 경화제(curing agent)를 10:1 중량비로 혼합하여 제조하였다. 경화제의 주성분은 실리콘 하이드라이드 화합물로, 구조식은 $(\text{CH}_3)_3\text{Si}-\text{O}-[\text{Si}(\text{CH}_3)_2-\text{O}]_n-\text{Si}(\text{CH}_3)_3$ 이다. 여기서 n 은 중합도를 나타낸다.

PDMS 주제와 경화제를 균일하게 혼합한 후에는 60~80°C 에서 경화 과정을 거쳐 고체 고무 상태로 가교 결합된다. PDMS 의 물성은 주제-경화제 비율, 경화 온도 및 시간에 따라 달라지는데, 경화제 비율을 높이면 PDMS 가 더 단단해지고 경화 시간을 길게 하면 더 유연해진다. PDMS 혼합물에는 주제와 경화제를 혼합할 때 공기가 섞여 들어가 기포가 발생할 수 있다. 이 기포가 잔존하면 PDMS 내부에 공극이 생겨 물성이 저하되고, 빛 산란에 의해 투명성도 낮아진다. 또한 PDMS 를 마이크로 패터닝할 때 기포로 인한 결함이 발생할 수 있다.

이러한 문제를 해결하기 위해 본 연구에서는 진공 데시케이터를 사용하여 PDMS 혼합물의 기포를 제거하는 디가싱(degassing) 공정을 진행하였다. 진공 상태에서 기포가 팽창하여 PDMS 혼합물 밖으로 빠져나가게 되므로 기포를 효과적으로 제거할 수 있다. 이렇게 기포가 제거된 PDMS 혼합물을 사용하여 소자를 제작함으로써 PDMS 의 물성, 투명성, 패터닝 결함 등의 품질을 크게 향상시킬 수 있었다.

3.2. Stacking 안테나 제작 과정

본 연구에서는 광유전학 장치의 핵심 구성 요소인 안테나를 제작하기 위해 알루미늄 호일을 사용한다. 알루미늄 호일은 우수한 전도성과 가벼운 무게로 인해 안테나 소재로 적합하다. 안테나 제작에는 LASER ablation 기술을 적용하였다. LASER ablation은 고출력 LASER를 이용하여 물질을 정밀하게 제거하는 공정으로, 미세한 패턴을 형성할 수 있어 전자 소자 제작에 널리 사용된다. 이와 같은 과정을 통해 제작된 안테나는 광유전학 장치의 핵심 구성 요소로서, 높은 전도성과 정밀한 패턴을 갖추고 있어 광유전학 실험에서 우수한 성능을 발휘할 것으로 기대된다.

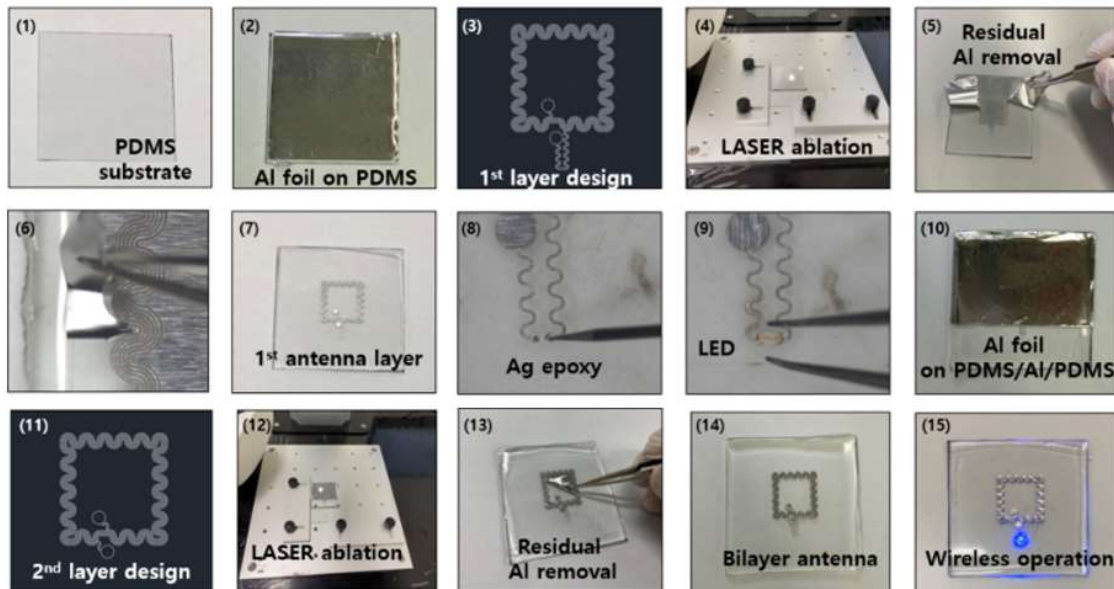


그림 3-3. Al 안테나 제작 과정 [13]

3.2.1. 안테나 설계 및 CAD 모델링

생체 내 이식형 안테나의 수신 성능 향상을 위해서는 안테나 턴 수를 증가시킬 필요가 있었다. 그러나 단순히 안테나 크기를 키우는 것은 생체 내 삽입 시 부적합한 문제가 있었다. 이에 본 연구에서는 PDMS 기반 안테나의 한 층 두께가 약 $35\mu\text{m}\sim 40\mu\text{m}$ 로 매우 얇다는 점을 활용하여 다층 Stacking 구조의 안테나를 고안하였다. Stacking 안테나를 설계하기 위해 모델링 툴을 활용하여 CAD 도면을 작성하였다. 이때 안테나 설계 시 전류 방향을 고려하여 상부층과 하부층의 패턴을 서로 대칭이 되도록 하였다. 또한 중간에 PDMS 절연층이 위치하게 되므로, 상하부 안테나 층을 전기적으로 연결할 수 있는 접합부를 별도로 설계하였다. 제작 공정에서는 펀칭(Punching) 기법을 도입하여 상하부 안테나 층 사이에 구멍을 뚫고, 전도성 실버 에폭시 페이스트를 주입하여 두 층을 전기적으로 연결하였다. 이를 통해 다층 Stacking 구조에서도 안테나 전류 경로의 연속성을 확보할 수 있었다. 이와 같이 CAD 기반 정밀 설계와 공정 기술을 접목하여 생체 내 이식에 적합한 고성능 다층 스택 안테나를 구현하고자 하였다.

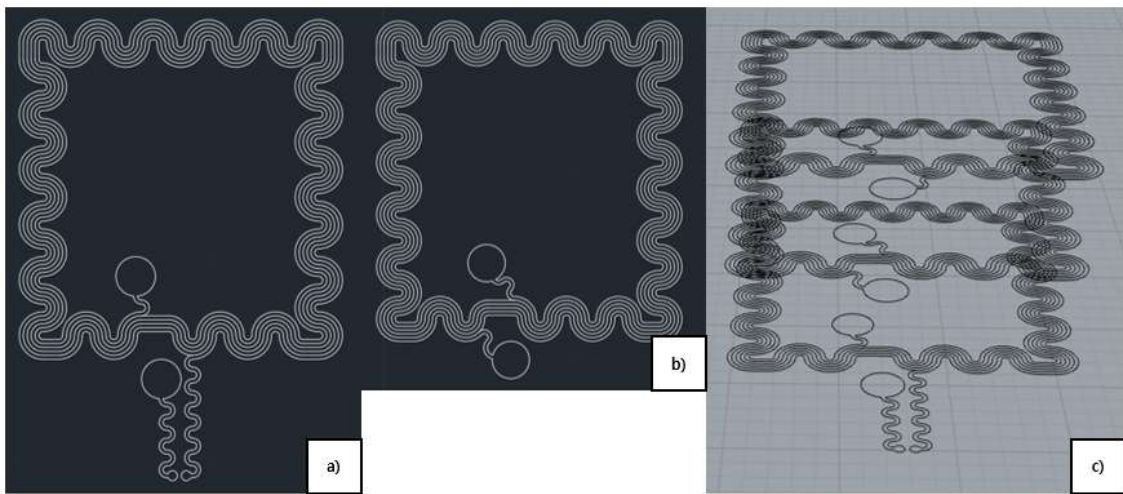


그림 3-4. CAD 로 설계한 Stacking 디자인 a)1st Layer b) nth Layer (n≠1) c) Stacking 개략도

3.2.2. Spin Coating

스핀 코팅 공정은 기판상에 균일한 두께의 PDMS 박막을 형성하기 위해 사용되었다. 적절한 점도를 가진 PDMS 용액을 기판에 도포하고 스핀코터로 회전시키면 원심력에 의해 PDMS 가 기판 전체에 고르게 퍼지게 된다. 본 연구에서는 알루미늄 호일 기판 위에 CAD 로 설계한 안테나 패턴을 LASER ablation 공정으로 식각하기 위한 PDMS 박막 기반 층을 형성하고자 하였다. 또한 생체 내 이식 시 소자의 두께가 얇을수록 유리하므로 박막 두께를 최소화하는 것이 중요하였다. 구체적인 스핀 코팅 조건은 다음과 같다: 초기 500rpm 에서 10 초간 점진적으로 회전수를 3,000rpm 까지 증가시킨 후, 30 초 동안 유지하였다. 이어서 회전수를 점차 감소시켜 10 초 후 정지하였다. 이를 통해 약 25 μ m 두께의 균일한 PDMS 박막층을 형성할 수 있었다. 이렇게 형성된 PDMS 박막은 알루미늄 호일 Antenna 의 기판이 되고, 안테나의 보호층 역할을 하게 된다. 또한 최종 소자에서도 유연하고 생체 친화적인 PDMS 층이 안테나 패턴을 감싸게 되어 생체 내 이식에 적합한 구조를 갖추게 된다.

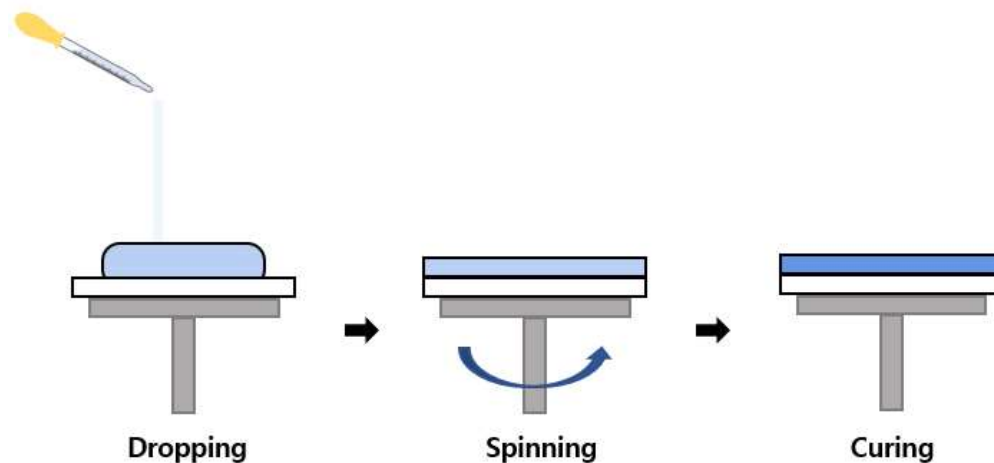


그림 3-5. 기판 PDMS 제작 공정

3.2.3. LAER ablation

본 연구에서는 LASER ablation 공정을 활용하여 안테나 패턴을 직접 식각하였다. 샘플을 고정한 후 LASER 빔의 초점을 CAD 로 설계한 안테나 패턴에 정렬하여 식각 공정을 진행하였다. LASER 출력 파워 70%, 스캐닝 속도 270mm/s, 주파수 25KHz 조건으로 고정하여 패터닝을 수행하였다. LASER ablation 기술을 안테나 제작에 적용함으로써 다음과 같은 이점을 얻을 수 있었다. 첫째, 박막 형태의 안테나를 직접 패터닝할 수 있었다. 둘째, 마스크가 불필요하여 공정이 단순해지고 비용이 절감되었다. 셋째, CAD 기반 디자인으로 패턴 변경이 용이해졌다. 넷째, 빠른 패터닝 속도를 구현할 수 있었다. 다섯째, 비접촉식 저열 가공으로 재료 손상을 최소화할 수 있었다. 마지막으로 복잡한 형상의 패턴 가공도 가능해졌다. 다층 스택 안테나 제작을 위해서는 하부 안테나 층 패터닝 후 산화막을 제거하고 PDMS 를 코팅하였다. 이어 PDMS 층을 스핀 코팅 공정으로 평탄화한 후 경화시켰다. 경화된 PDMS 층 상부에 LASER ablation 공정을 재차 적용하여 상부 안테나 층을 패터닝하였다. 이와 같이 LASER ablation 기술을 활용함으로써 정밀한 다층 스택 안테나 패턴을 직접 가공할 수 있었다.

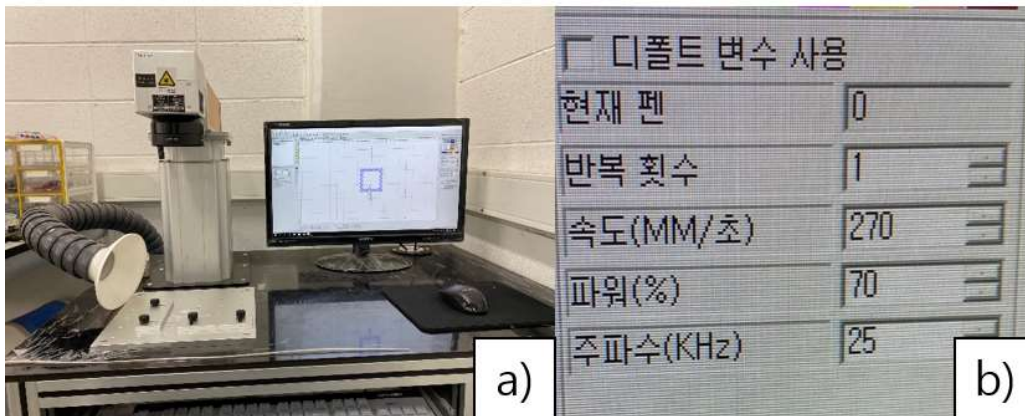


그림 3-6. LASER system a) LASER ablation system b) 식각조건

3.2.4. LED & Capacitor

본 연구에서 제작한 안테나는 광유전학에 사용될 장치를 위해 사용되며, 안테나의 성능 향상률을 확인하기 위하여 광원 부착이 필수적이다. 이를 위해 청색 발광 다이오드(blue LED)를 실버 에폭시 페이스트를 사용하여 안테나 하부에 부착하였다. 청색 LED 를 선택한 이유는 가시광선 영역에서 에너지가 가장 높은 파장대이기 때문이다. 또한 안테나와 송수신 회로 간 임피던스 불일치로 인한 전력 손실을 최소화하기 위해 병렬 정합 Capacitor 를 안테나에 연결하였다. 시뮬레이션 결과를 바탕으로 100pF 커패시턴스 값을 갖는 Capacitor 를 선정하여 안테나 패턴에 부착하는 방식으로 임피던스 매칭을 수행하였다. 이와 같이 광원 및 임피던스 정합 소자의 적절한 부착을 통해 안테나 시스템의 핵심 기능을 구현하고 최적의 동작 조건을 확보할 수 있었다.

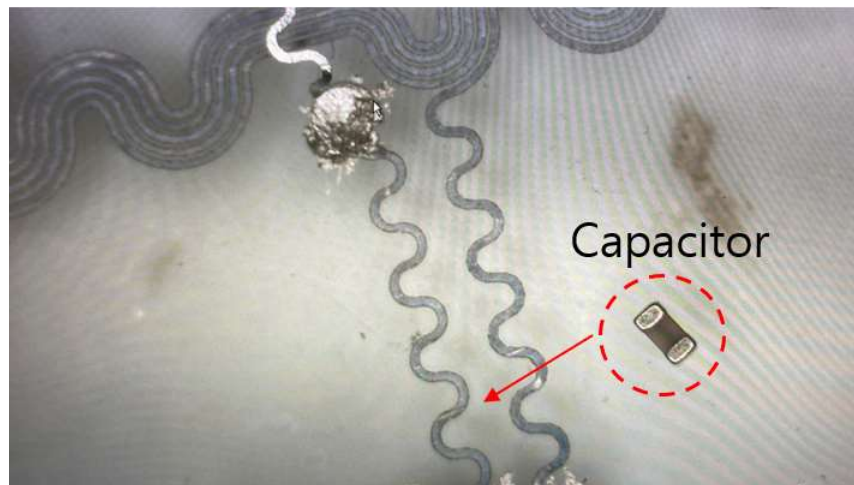


그림 3-7. 임피던스 매칭을 위한 Capacitor 부착

3.2.5. Al₂O₃ 제거 및 PDMS 코팅

알루미늄은 공기 중의 산소와 반응하여 자연적으로 Al₂O₃ 산화막을 형성한다. 이 산화막이 안테나 패턴 상에 존재하게 되면 상하부 안테나 층 사이의 전기적 연결성이 저하되어 안테나 성능이 감소할 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 본 연구에서는 하부 안테나 패터닝 후 수산화나트륨(NaOH) 수용액을 이용하여 알루미늄 산화막 제거 공정을 진행하였다. NaOH 수용액을 접합부에 도포하여 Al₂O₃ 산화막을 화학적으로 제거한 후 탈이온수로 세척하는 방식이다. 다만, 알루미늄 산화막은 공기 중 산소가 존재하면 곧바로 재형성되므로 제거 직후 신속하게 PDMS 코팅을 실시하여 알루미늄 표면을 산소로부터 차단해야 한다. 이를 위해 스펀 코팅 공정으로 PDMS 층을 형성하고 열 경화를 진행하였다. 이렇게 알루미늄 산화막 제거와 PDMS 코팅 공정을 연속적으로 수행함으로써 상하부 안테나 층 사이의 전기적 연결 저항을 최소화할 수 있었다. 이를 통해 다층 스택 안테나의 전류 경로 연속성을 확보하고 안테나 성능을 극대화할 수 있었다.

3.2.6. Punching & Filling

다층 스택 안테나에서 상부와 하부 안테나 층을 전기적으로 연결하기 위해서는 별도의 수직 방향 전류 통로가 필요하다. 이를 위해 본 연구에서는 반도체 공정에서 흔히 사용되는 Through-Silicon Via(TSV) 기술을 응용하였다. 먼저 상하부 안테나 패턴의 접합부가 정확히 일치하도록 설계하여 X-Y 평면상의 좌표를 공유하게 하였다. 이후 Z 축

방향으로 펀칭(Punching) 공정을 적용하여 PDMS 절연층에 마이크로 스케일의 구멍을 형성하였다. 다음으로 이 수직 방향 구멍에 전도성 실버 에폭시 페이스트를 채워(Filling) 상하부 안테나 층을 전기적으로 연결하는 역할을 하도록 하였다. 실버 에폭시는 은(Ag) 입자가 분산된 고분자 복합체로 우수한 전기 전도성을 가지고 있다. 반도체 공정 기술을 안테나 제작에 접목함으로써 미세 패턴 구현과 전기적 연결성 확보가 가능해졌다. 이를 통해 고성능 다층 스택 안테나의 구현이 용이해졌다.

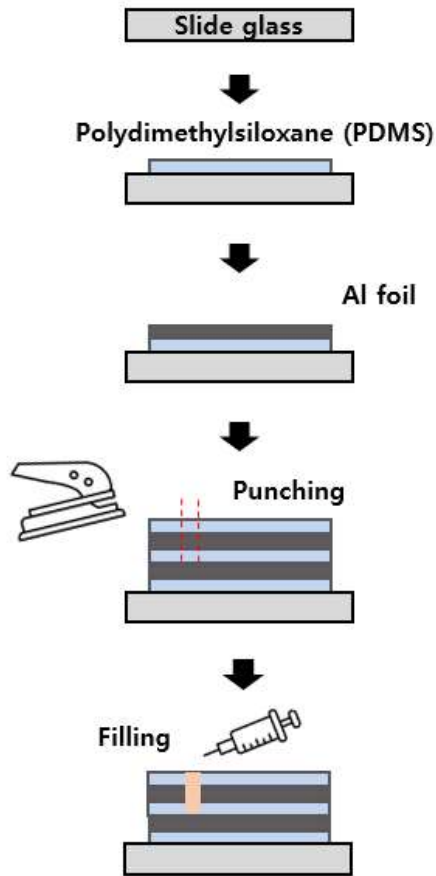


그림 3-8. Punching & Filling 공정 개략도



그림 3-9. 소자에서의 Punching 적용[13]

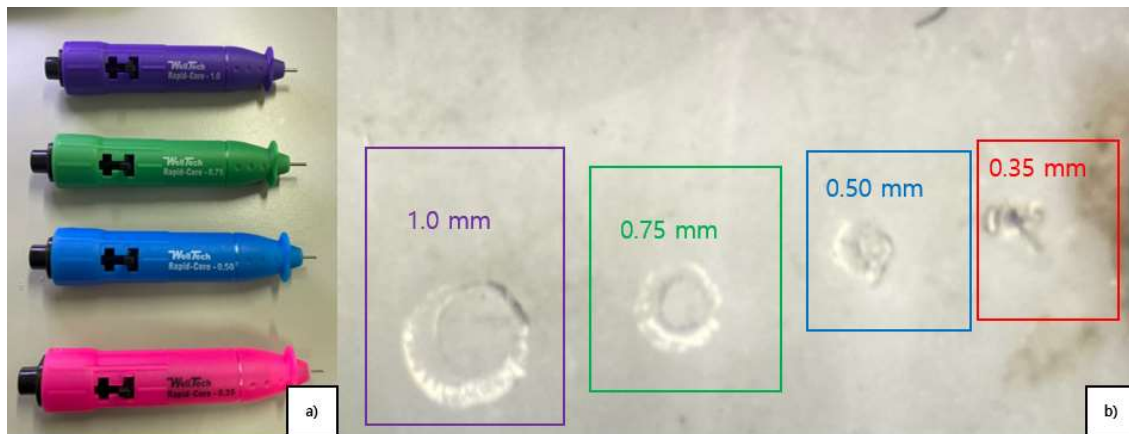


그림 3-10. 소자에서의 Punching 적용 - 2 a) Punching tools b) Hole 의 크기 별 PDMS 에 사용

3.3. Ferrite 적용

3.3.1. Ferrite 차폐층

본 연구에서 제작한 안테나는 NFC(Near Field Communication) 방식으로 동작하므로 자기장 신호를 효율적으로 수신해야 한다. 그러나 안테나 주변에서 발생하는 와전류(eddy current)와 외부 전자기 잡음은 수신 신호의 품질을 저하시킬 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 고투자율 Ferrite 차폐층을 안테나에 적용하였다. Ferrite 는 강자성체로 높은 투자율을 가지고 있어 자기장 차폐 및 집중 효과가 있다. Ferrite 차폐층의 최적 배치를 찾기 위해 다양한 위치에 Ferrite 를 적용해 보았다. 그 결과, 안테나 전체를 완전히 덮는 크기의 Ferrite 층을 안테나 중앙에 배치했을 때 수신 감도가 가장 높았다. 또한 Ferrite 차폐층 적용 전에는 NFC 신호 수신 영역에 일부 데드존(Dead Zone)이 존재하여 신호가 전혀 수신되지 않는 문제가 있었다. 그러나 Ferrite 차폐층을 적용함으로써, 이 데드존 영역이 상당 부분 완화되는 효과를 얻을 수 있었다.

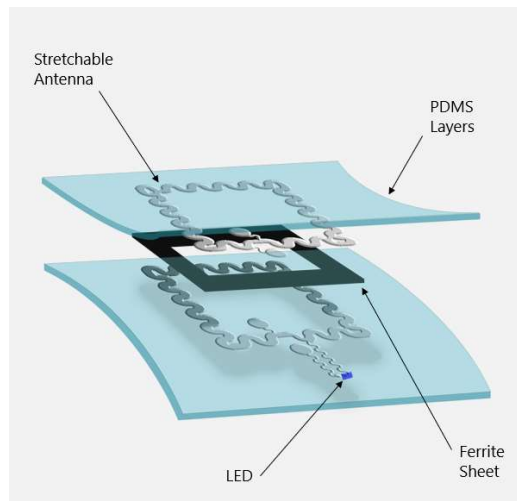


그림 3-11. Ferrite Layer 를 적용한 광유전학 소자의 개략도[13]

3.3.2. Ferrite PDMS Composite

앞서 설명한 바와 같이 별도의 Ferrite 차폐층을 안테나에 적용하면 수신 성능이 향상되는 효과가 있었다. 그러나 Ferrite 층과 PDMS 모체 간의 기계적 물성 차이로 인해 새로운 문제가 발생하였다. Ferrite 는 세라믹 소재로 PDMS 에 비해 훨씬 높은 강성과 경도를 가지고 있다. 생체 내 이식 환경에서 안테나에 가해지는 물리적 움직임과 응력이 Ferrite 층과 PDMS 층에 달리 전달되면서 두 층 사이에 계면 박리 등의 문제가 발생할 수 있다. 이는 장기적으로 안테나의 수명과 신뢰성을 저하시킬 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위해 본 연구에서는 Ferrite Powder 를 PDMS 에 직접 혼합하여 복합체를 제조하는 방식을 도입하였다. Ferrite Powder 와 PDMS 를 일정 비율로 혼합한 후 가교 반응을 유도하여 Ferrite 가 균일하게 분산된 Ferrite + PDMS 복합체를 얻을 수 있었다. 이렇게 제조된 Ferrite PDMS 복합체를 안테나 제작에 활용함으로써 Ferrite 와 PDMS 간 기계적 물성 차이에 따른 계면 박리 등의 문제를 해결할 수 있었다. 또한 복합체 내 Ferrite 분말의 분산 정도와 함량 조절을 통해 자기적 차폐 특성을 최적화하였다.

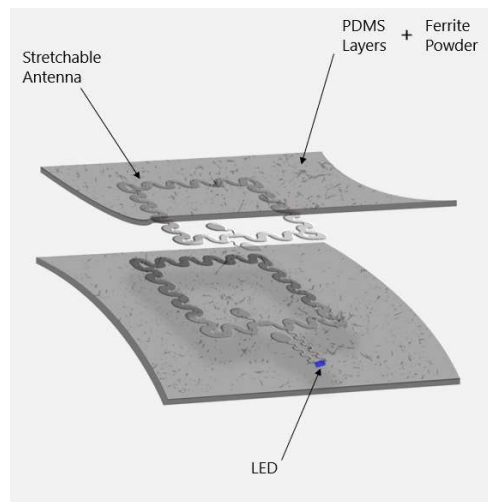


그림 3-12. Ferrite Powder 를 적용한 광유전학 소자의 개략도[13]

Ferrite Powder 를 PDMS 에 혼합하여 복합체를 제조할 경우, 일부 Ferrite Powder 가 PDMS 매트릭스에 완전히 섞이지 않고 표면에 노출되는 문제가 발생할 수 있다. 이렇게 노출된 Ferrite 입자는 생체 내 이식 시 이물질로 작용할 가능성이 있다. 이를 방지하기 위해 본 연구에서는 Ferrite PDMS 복합체 제조 후 별도의 PDMS 표면 코팅 공정을 추가하였다. 먼저 Ferrite PDMS 복합체를 제조한 후, 스프인 코팅 방식으로 복합체 표면에 순수 PDMS 전구체를 도포하였다. 이어 열 경화 과정을 거쳐 PDMS 코팅층을 완전히 가교시켰다. 이렇게 함으로써 Ferrite PDMS 복합체 전체를 PDMS 층으로 완전히 감쌀 수 있었다. 코팅층의 두께는 수~수십 마이크로미터 수준으로 제어하여 안테나 전체 두께에 미치는 영향을 최소화하였다. PDMS 표면 코팅 공정을 통해 Ferrite 입자가 외부로 노출되는 것을 방지할 수 있었으며, 이는 생체 적합성 확보에 기여하였다. 또한 PDMS 코팅층은 안테나 표면의 평탄성을 높여주어 후속 공정의 안정성도 향상시켰다.

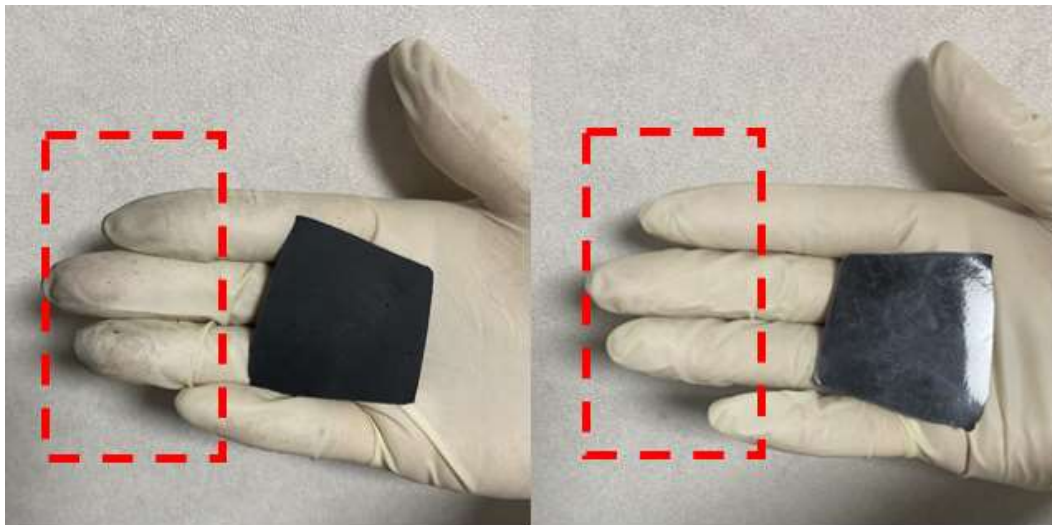


그림 3-13. Ferrite PDMS 소재 a) 코팅 전 b) 코팅 후

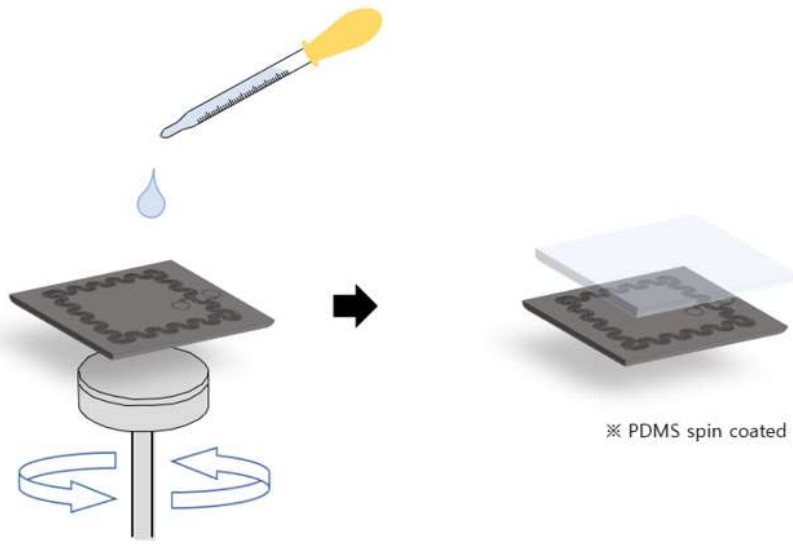


그림 3-14. Ferrite PDMS 코팅 개략도

4. 결과 및 고찰

4.1. Stacking 안테나

그림 4.1. b) 는 본 연구를 통해 제작된 다층 스택 광유전학 안테나의 확대 사진이다. 안테나는 총 6 층까지 쌓았으며, 각 층의 두께는 약 $35\mu\text{m}$ 로 제어되었다. 상부와 하부에 위치한 안테나 패턴 층들이 PDMS 절연층을 사이에 두고 적층된 구조를 확인할 수 있다. 또한 안테나 층간 전기적 연결을 위해 형성된 수직 방향 Via 부분도 육안으로 관찰할 수 있다. 이 Via 부분에는 전도성 실버 에폭시 페이스트가 충전되어 있어 상하부 안테나 패턴의 전류 경로 연속성을 확보하고 있다. 전체 안테나의 두께는 약 $200\mu\text{m}$ 내외의 수준으로, 이는 생체 내 이식이 가능한 매우 얇은 수준이다. 일반적인 의료용 바늘 직경이 수백 마이크로미터임을 감안할 때, 제작된 안테나는 삽입 시 이물감이 거의 없을 것으로 기대된다. 이렇게 제작된 다층 스택 안테나는 정밀한 미세 패턴과 더불어 생체 적합성, 유연성, 광유전학 특성 등 복합적인 기능을 구현할 수 있게 되었다.

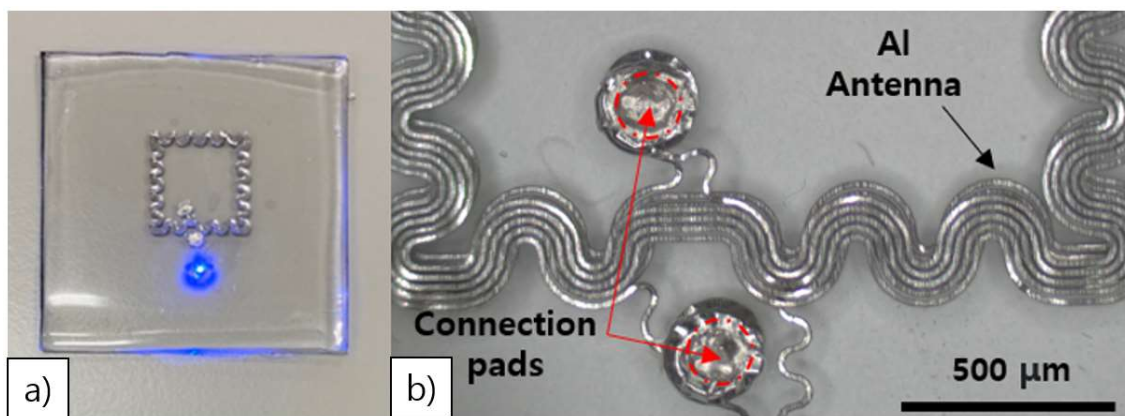


그림 4-1. Optogenetics 소자 a) 완성된 Optogenetics 소자 b) OM 사진

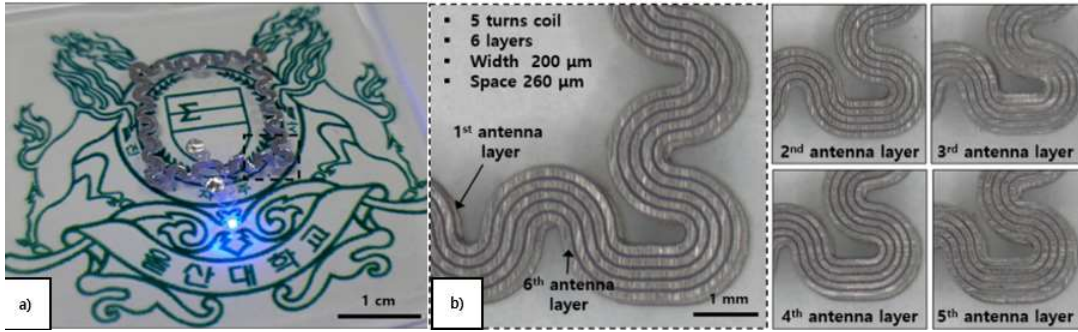


그림 5-2. Optogenetics 소자 - 2 a) NFC 장치 위에서 작동된 소자 b) 층 별 OM 사진 [13]

4.1.1. 전력 수신 효율 특성 평가

본 연구에서는 안테나 층수에 따른 LED 출력 전력 변화를 분석하기 위해 다양한 조건에서 실험을 수행하였다. 안테나 층수는 1 층부터 6 층까지 변화를 주었으며, 전송 전력은 2.5W, 5W, 10W 의 세 가지 조건으로 설정하였다. 각 조건에서 LED 의 광출력을 측정하여 평균값을 산출한 후 그래프로 나타내었다.

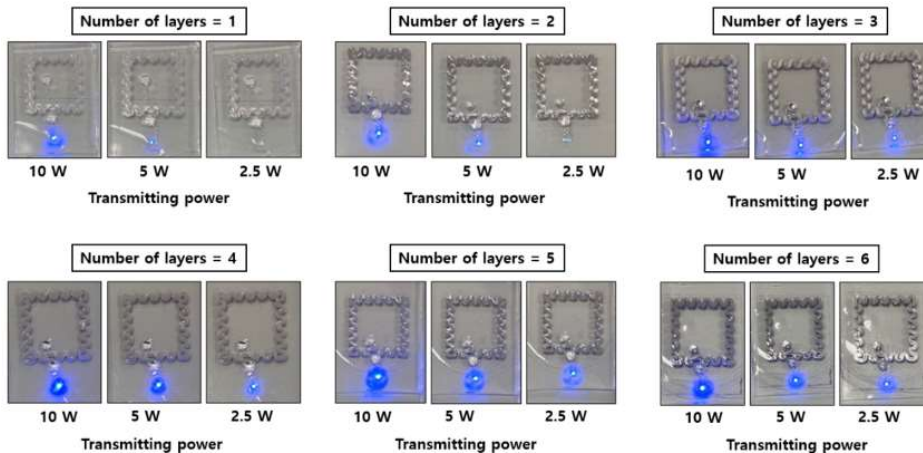


그림 6-3. Layer 개수 및 전력별 LED 소자의 밝기 [13]

실험 결과, LED 출력 전력은 안테나 층수가 증가함에 따라 유의미하게 증가하는 경향을 보였다. 특히 낮은 전력 조건(2.5W, 5W)에서 이러한 경향이 두드러졌는데, 2.5W 조건에서는 1 층 대비 6 층 안테나의 LED 광출력이 약 30 배, 5W 조건에서는 약 12 배 증가하였다. 10W 조건에서도 6 층 안테나가 1 층 대비 약 3 배 높은 광출력을 나타냈다.

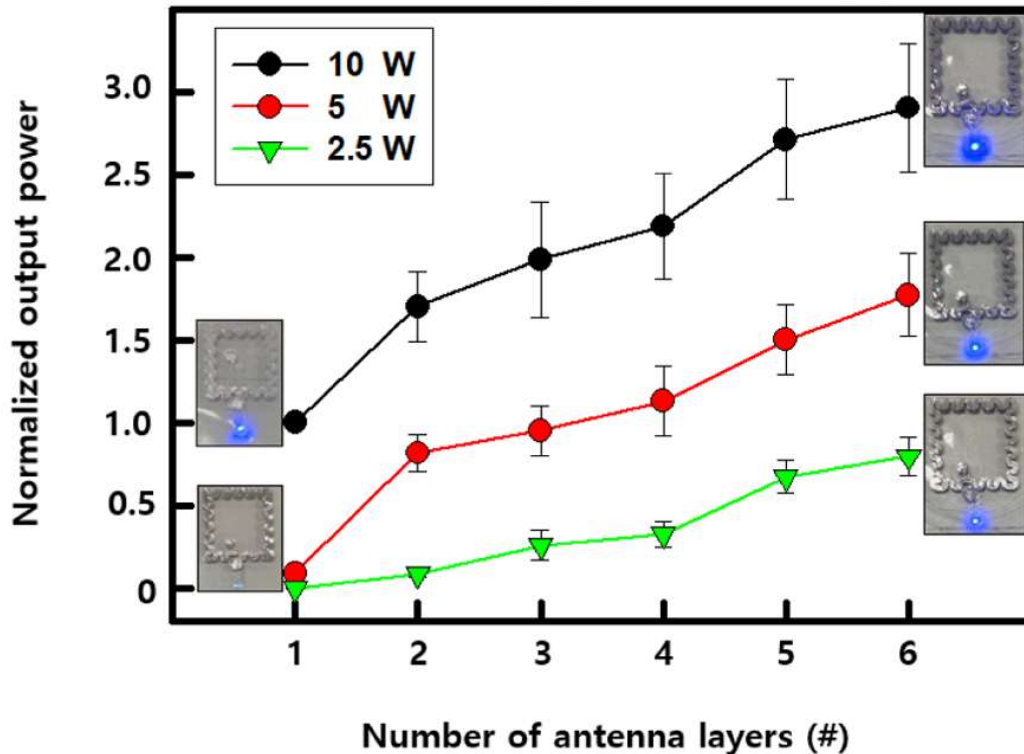


그림 7-4. 안테나 Layer 에 따른 Output Power 그래프 [13]

안테나 층수와 LED 광출력 간의 상관관계를 통계적으로 검증하기 위해 산점도에서 R^2 값을 구한 결과 강한 양의 상관관계가 있음을 확인하였다. 또한 "안테나 층수는 LED 광출력에 영향을 미치지 않는다"는 귀무가설(H_0)에 대한 p-value 가 모두 유의수준 0.05 이하로 나타나 기각되었다. 따라서 "안테나 층수는 LED 광출력에 유의미한 영향을 미친다"는 대립가설(H_1)을 채택할 수 있었다.

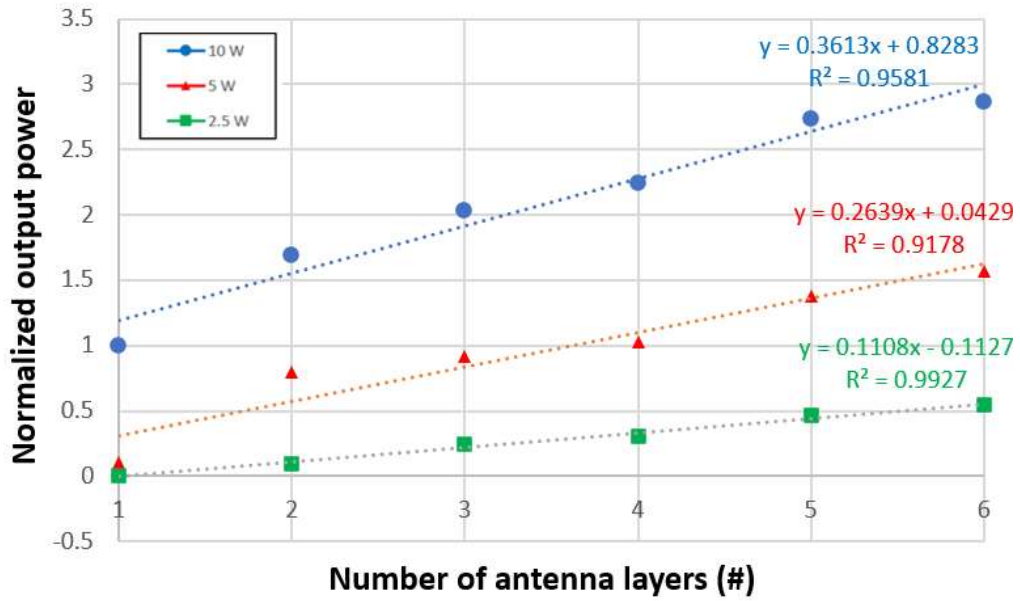


그림 8-5. 안테나 Layer 에 따른 Output Power Scatter Diagram

R ²	0.9581
SQRT(R ²)	0.978826
R ²	0.9178
SQRT(R ²)	0.958019
R ²	0.9927
SQRT(R ²)	0.996343

※ 0.8~1.0 : very strong correlation

표 4-1. 그림 4-5 의 상관관계 분석

t-value	9.563754
p-value	0.000668
t-value	6.682948
p-value	0.002607
t-value	23.32263
p-value	2E-05

표 4-2. 그림 4-5의 t-value 및 p-value

$$t = R \sqrt{\frac{n-2}{1-R^2}}$$

유의수준 $\alpha (= 0.05)$
(significance level)

그림 9-6. p-value 검증을 위한 t 값의 정의 및 유의수준

이러한 결과는 안테나 층수 증가에 따른 코일 수 증가로 저항이 감소하고 수신 전압이 증폭되기 때문인 것으로 분석된다. 특히 낮은 전력 조건에서 이 효과가 두드러지는 것은 안테나 외경 증가나 코일 저항 감소가 무선 수신 성능 향상에 효과적임을 시사한다.

본 실험에서 측정된 데이터의 오차범위는 $\pm 5\%$ 로, 실험적 데이터에서 흔히 발생할 수 있는 수준이다. 이는 안테나 제작 과정의 불균일성 등에 기인한 것으로 추정되나, 실제 안테나 운용에는 큰 지장이 없을 것으로 예상된다. 또한 이 정도의 오차 범위는 통계적으로 유의미한 결과를 도출하는 데 충분히 허용 가능한 수준이다.

4.1.2. 유연성 및 내구성 평가

제작된 광유전학 안테나는 PDMS 기반의 유연한 구조를 가지고 있어 20%의 연신율(elongation)에도 안정성을 보이는 소자를 제작하였다. 이는 생체 내 이식 후에도 인체의 다양한 운동에 따른 변형에 대응할 수 있음을 의미한다. 보다 실제적인 내구성 평가를 위해 인장(stretch), 굽힘(bending), 꼬임(twist), 쌓임(wrap) 등 다양한 기계적 응력 조건에서 안테나의 성능과 구조 건전성을 검증하는 테스트를 진행하였다.

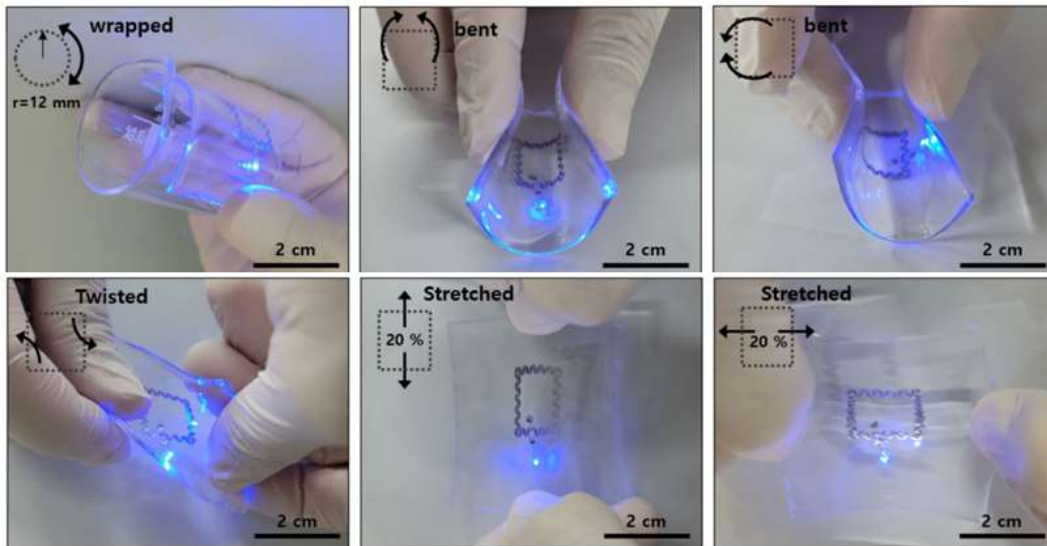


그림 10-7. 다양한 응력 하에 작동되는 Optogenetics 소자 [13]

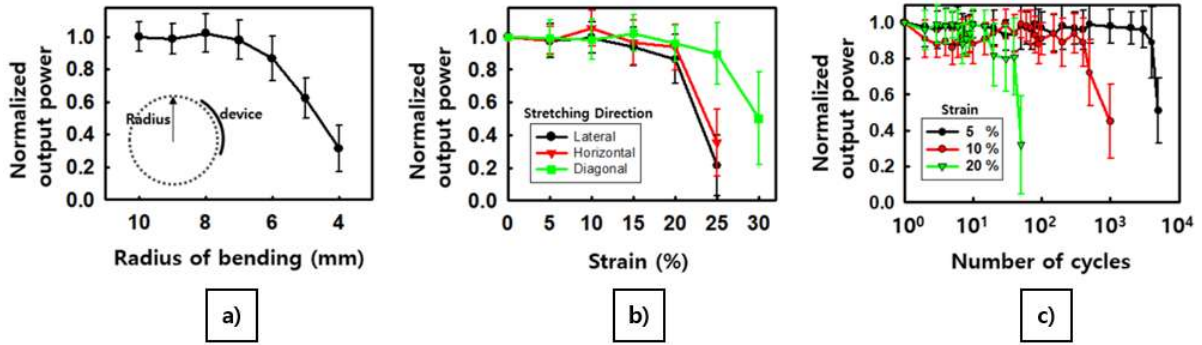


그림 11-8. Stretchable 특성 a) Radius of bending 에 따른 Output Power 그래프 b) Strain 에 따른 Output Power 그래프 c) Number of cycles 에 따른 Output Power 그래프 [13]

굽힘 테스트에서는 안테나를 다양한 반경으로 굽혔을 때 출력 전력은 초기 성능 대비 6mm 굽힘 반경에서 약 80%, 12mm 굽힘 반경에서 약 70%로 감소하였다. 이는 안테나의 위치가 송신 안테나에 대해 수직으로 배치되기 때문으로, 굽힘 반경이 작아질수록 성능 저하가 발생함을 보여준다. 인장 테스트에서는 인장율이 0%에서 30%로 증가함에 따라 안테나의 출력 전력은 초기 성능 대비 85%까지 감소하였다. 10% 인장율에서는 약 95%, 20% 인장율에서는 약 90%의 성능을 유지하였다. 이는 안테나가 30%의 인장율에서도 성능 저하가 크지 않음을 나타내며, 높은 유연성을 가지고 있음을 보여준다. 피로 테스트에서는 다양한 인장율에서 반복적인 인장 후에도 안테나의 출력 전력은 안정적으로 유지되었다. 5% 인장율에서는 3,000 회 반복 인장 후에도 안정적인 성능을 유지하였고, 10% 인장율에서는 1,000 회 반복 인장 후에도 안정적인 성능을 유지하였다. 20% 인장율에서는 수십 회 반복 인장 후에도 성능이 유지되었다. 이는 안테나가 반복적인 인장에도 높은 내구성을 가지고 있음을 보여준다. 이상의 결과를 종합하면, 제작된 광유전학 안테나는 다양한 기계적 응력 조건에서도 높은 성능을

유지하며, 유연성과 내구성이 뛰어난 것을 확인할 수 있었다. 이는 생체 내 이식 후에도 인체의 다양한 운동에 따른 변형에 대응할 수 있는 가능성을 시사한다. 특히, 인장 및 굽힘 테스트에서의 성능 유지와 피로 테스트에서의 높은 내구성은 안테나의 실용성을 더욱 부각시킨다.

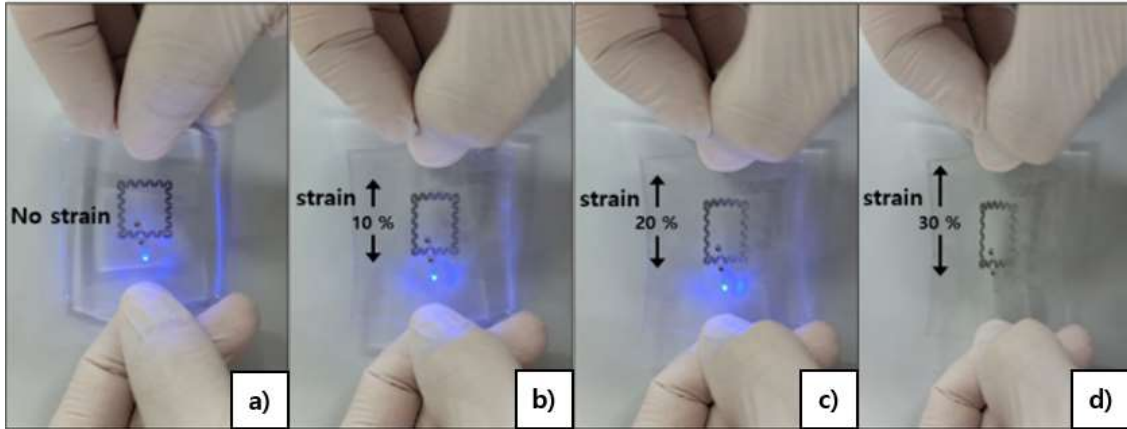


그림 12-9. strain 크기 별 소자 작동 테스트 a) 0% strain b) 10% strain c) 20% strain d) 30%

strain [13]

4.2. Ferrite 안테나

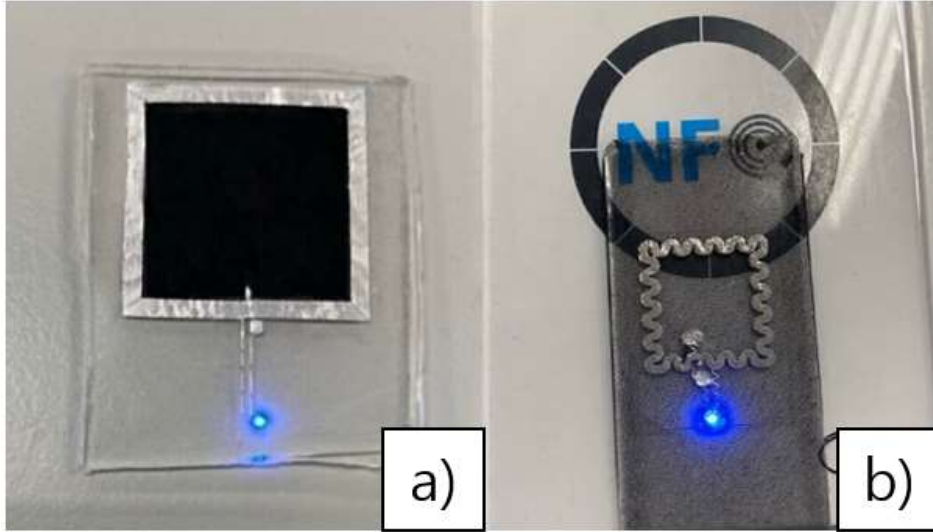


그림 13-10. Ferrite 적용 소자 a) Ferrite Layer 의 안테나에서의 적용 b) Ferrite PDMS 의 안테나에서의 적용

4.2.1. Ferrite Layer 의 전력 수신 효율 특성 평가

먼저 Ferrite 차폐층의 개수 및 덮는 영역별 적용 전후의 수신 전력을 비교해 보았다. 그림 4-11 은 Ferrite layer 의 수가 증가함에 따라 정규화된 출력 전력의 변화를 나타낸다. 첫 번째 layer 를 device 의 중앙에 위치하여 측정한 밝기값을 1 로 정규화하였고, 이를 기반으로 8 장까지 쌓아 올려 그래프를 작성하였다. Ferrite layer 의 수가 증가함에 따라 정규화된 출력 전력도 증가하는 양의 상관 관계를 보였으며, 동일한 전송 전력을 가진

8 장 stack 의 LED 밝기는 1 층 장치보다 약 5 배가량 밝기 성능 향상을 보였다. 이는 Ferrite layer 의 두께에 따라서도 NFC 장치의 통신 성능에 변화를 줄 수 있음을 시사한다.

또한, Ferrite layers 의 수가 증가함에 따라 정규화된 출력 전력이 일정 수치 이상 도달하기 전까지는 급격하게 효과가 상승하지만, 약 6 개의 layers 이후에는 수평화되는 경향을 보였다. 이는 성능이 향상될 수 있는 일정 두께 이상 쌓아 올릴 시 영향력이 거의 미미하거나 없음을 의미한다. Ferrite layers 는 가장 하층부와 상층부 안테나의 사이에 위치하기 때문에 너무 두껍게 두께를 갖고 가게 되면 안테나의 내구도와 안정성에 문제를 야기할 수 있어 적절한 조절이 필요하다.

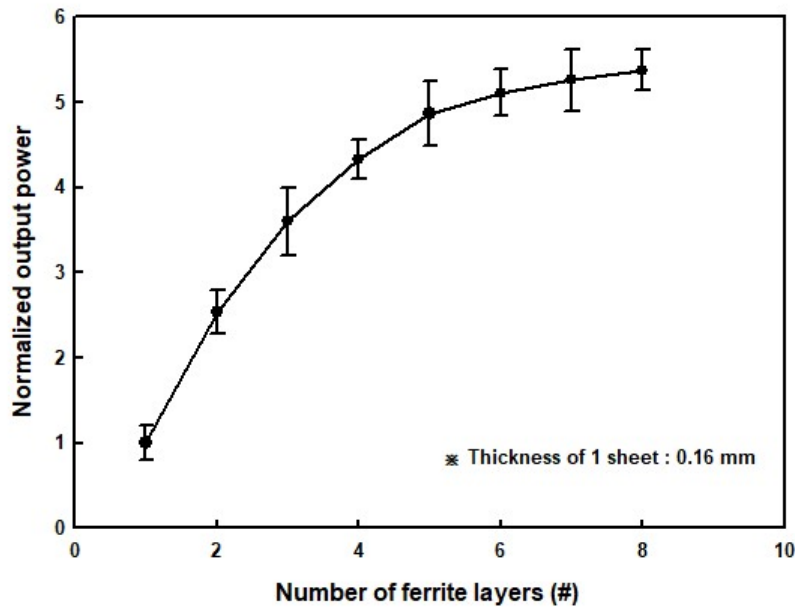


그림 14-11. Ferrite Layer 수에 따른 output power 그래프

다음으로 ferrite layer 가 antenna 의 중심부로부터 얼마만큼 멀리 떨어져 있는지에 따라 LED 출력 전력을 비교하였다. 실험에 사용된 Device 는 14cm * 14cm 크기의 안테나를 사용하였고, ferrite layer 는 7cm * 7cm 크기의 정사각형 형태로 가공하여 측정하였다. Antenna 의 center 에 ferrite layer 가 위치해 있을때의 밝기값을 1 로 정규화하였고, 이 데이터를 기반으로 ferrite layer 를 중심으로부터 점점 멀리 위치시켰을 때의 밝기 변화를 정규화하여 그림 4-12 에 그려보았다. Ferrite layer 가 중심으로부터 점점 멀어짐에 따라 정규화된 출력 전력은 감소하는 경향을 보였으며, 안테나의 외각에 정확하게 인접한 중심으로부터의 7cm 거리일 때와 center 에 ferrite layer 가 위치해 있을 때를 비교했을 때 약 10 배의 밝기 차이를 보였다. 이는 안테나는 그대로 있어도 ferrite layer 의 적용 위치에 따라 밝기 성능이 향상될 수도 있고 감소될 수도 있음을 시사하며, ferrite layer 의 optimize 한 설치 위치는 center 에 가장 가깝게 디자인하는 것이 유리하다고 해석할 수 있다.

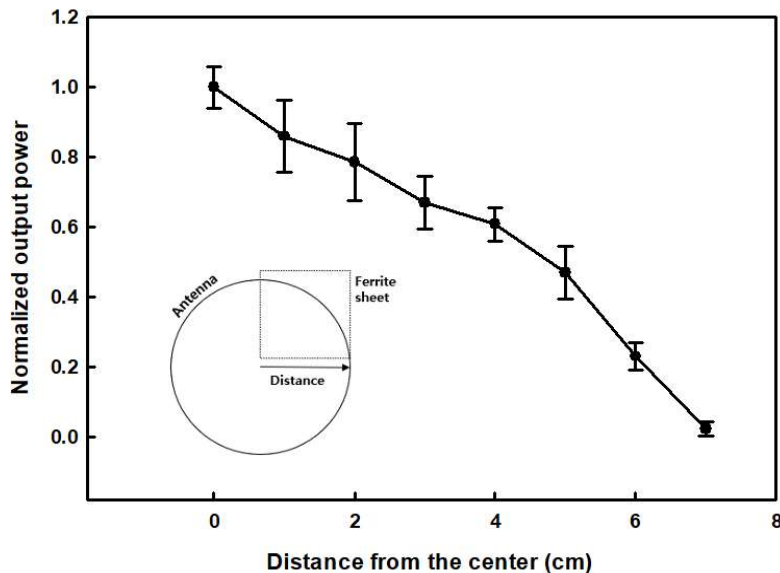


그림 15-12. 중심으로부터의 거리에 따른 output power 그래프

다음에 볼 그림 4-13 은 NFC input 전력과 정규화된 LED 밝기의 출력 사이의 관계를 나타낸다. 각각 Ferrite layer 를 사용하지 않았을 때, Ferrite layer 로 테두리 부분만 덮었을 때, Ferrite layer 로 전체를 다 덮었을 때의 밝기 출력을 비교하였다. NFC input 장치는 NeuroLux 사의 NFC 기반 무선 전력 전송 시스템을 통해 무선으로 전력을 공급받았다. 아무런 장치를 하지 않은 antenna 에 2.5W 의 전력이 가해질 때의 출력 조도값을 1 로 정규화하여 그래프를 그렸을 때, 검은색 선으로 그려진 None 장치는 input power 가 증가해도 밝기는 상대적으로 낮게 유지되었다. 이는 Ferrite layer 가 존재하지 않아 eddy current 나 차폐 간섭 등으로 인해 전력 손실이 가장 크게 나타났기 때문이다. NFC input power 를 2.5W 에서 10W 로 증가시켰을 때, 아무 장치도 하지 않은 antenna 를 기준으로 약 4 배의 밝기 성능 향상이 있었다. 초록색 선으로 표시된 그래프는 안테나의 외경 테두리 부분에만 Ferrite layer 를 덧댄 device 이다. 이 경우 출력 전력의 증가 속도가 표면 전체를 덮은 파란색 선보다 느린 것을 확인할 수 있었다. 이는 Ferrite layer 가 테두리 쪽만 덮고 있어 안테나 일부의 영역에서 전력 손실이 발생하기 때문으로 해석된다. Ferrite layer 로 전체 antenna 를 덮었을 때는 테두리만 덮었을 때 대비 평균 1.3 배가량 더 밝은 출력을 보였다. 그러나 테두리 쪽만을 Ferrite layer 로 덮는 것만으로도 수신 효율을 상당히 향상시키는 효과가 있었다. 이 경우 전 구간 평균 약 2.1 배가량의 노말라이즈 된 밝기 차이를 보였다. 파란색 선으로 표기된 안테나 전체 부를 덮는 경우, NFC input 전력이 증가함에 따라 출력 밝기도 꾸준히 증가하였다. Ferrite layer 가 전체 표면을 덮고 있어 안테나의 전력 손실을 최소화하고 수신 효율을 극대화하여 가장 밝은 밝기 출력을 낼 수 있었다. Ferrite layer 로 antenna 전체를 덮은 경우, 아무 장치도 하지 않은 antenna 에 비하여 약 2.8 배 밝은 출력값을 나타냈다.

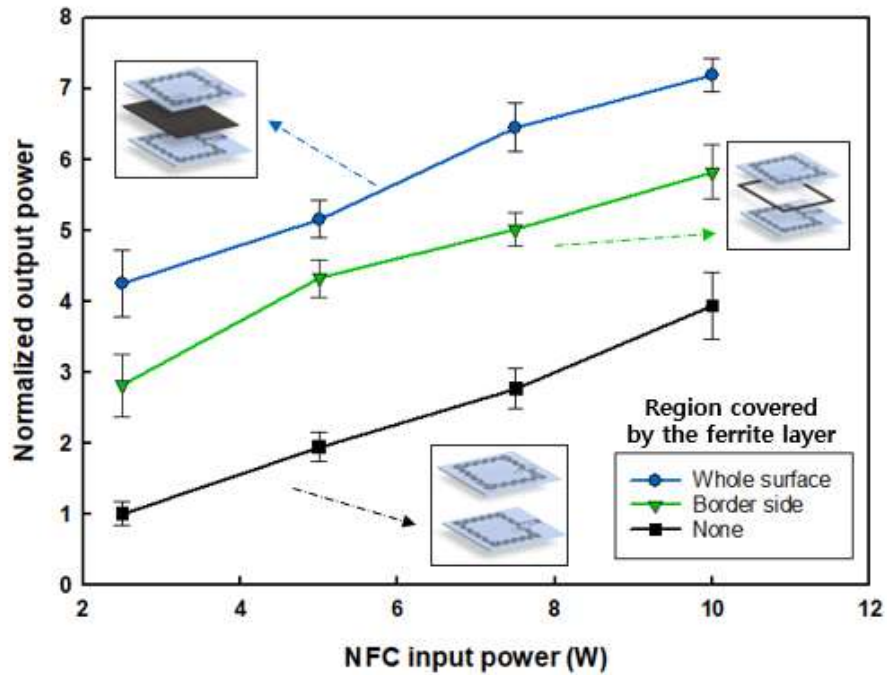


그림 16-13. Ferrite Cover 영역과 NFC Input Power 에 따른 Output Power 그래프

4.2.2. Ferrite PDMS Composite 의 전력 수신 효율 특성 평가

지금까지의 연구는 유연한 layer 형태로써 제작되어진 Ferrite 를 antenna 층 사이에 삽입하여 밝기 성능 변화를 test 하는 영역에 그쳤다. 그러나 '형태가 달라지더라도 ferrite 가 가진 기본적인 성질은 크게 변화하지 않을 것이다'라는 전제로 ferrite 를 powder 형태로 만들어 모재인 PDMS 에 섞어 composite 형태로써 base 로 사용해 antenna 를 제작하는 시도를 해보게 되었다. Ferrite layer 는 막자사발에 갈아 sieving machine 에서 입자 크기별로 분류해 주었고, PDMS 와 10:1 의 무게 비로 섞은 형태를 base 로 하여 antenna 를 제작하였다.

그림 4-14 는 Ferrite powder 의 양과 LED 의 출력 밝기 간의 관계를 나타낸다. Ferrite 를 powder 형태로 만들어 PDMS 에 섞어 composite 형태로 antenna 를 제작하였다. 아무 장치도 하지 않은 일반 PDMS 를 사용해 제작한 antenna 대비 20g 지점의 분말을 섞었을 때 출력되는 밝기를 1 로 정규화하여 그래프를 그렸을 때, 분말의 양이 증가함에 따라 정규화된 출력 밝기값도 증가하는 양의 상관 관계를 보였다. 초기에는 느린 증가세를 보였으나, 분말의 양이 80g 이상일 때부터는 출력 밝기값이 더욱 가파르게 상승하였다. 최대 분말의 양을 140g 까지 넣어 PDMS 와 섞었을 때, 기준 정규화 값으로 잡은 20g 에 해당하는 출력 밝기값에 비해 약 9.8 배 밝은 모습을 보였다. 그러나 PDMS 와 Ferrite 가 섞여 composite 형태의 상을 유지하는 데 필요한 비율적 한계 때문에 Ferrite powder 를 많이 섞는다고 좋은 품질의 antenna 가 나오지는 않았으며, 분말의 양이 많아질수록 antenna 의 불량률 또한 높아져 수율이 낮아지는 경향을 보였다.

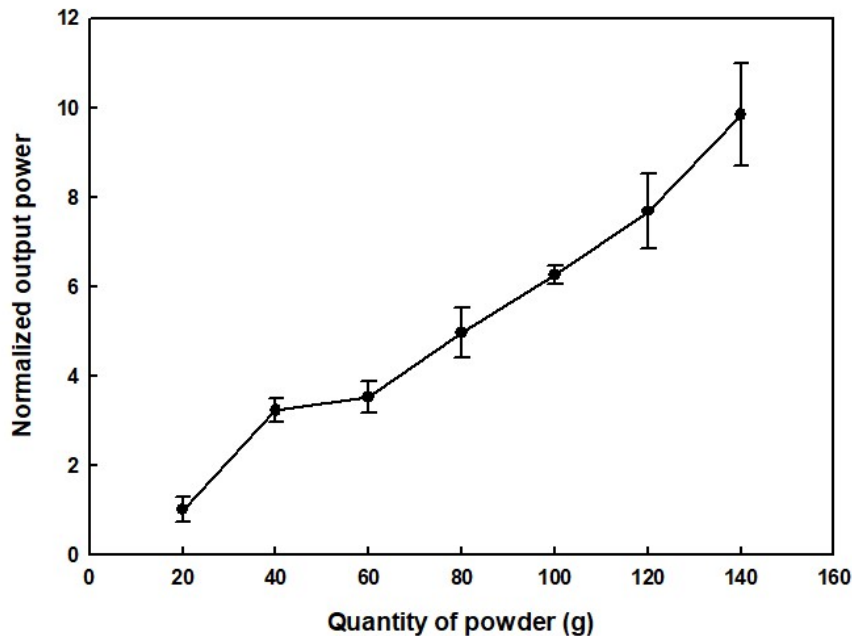


그림 17-14. 분말의 양에 따른 Output Power 그래프

그림 4-15 는 평균 입자 크기와 정규화된 출력 밝기 사이의 관계를 나타내는 그래프이다. 실험에 사용된 powder 중 가장 fine 한 0.02575mm 의 분말을 PDMS 에 섞었을 때 안테나의 LED 가 출력하는 조도값을 1 로 정규화하여 그래프를 그렸을 때, 전반적으로 평균 입자 크기가 증가함에 따라 정규화된 출력 밝기도 증가하는 경향을 확인할 수 있다. 가장 입자가 고운 분말을 사용한 antenna 는 가장 입자가 굵은 0.7725mm 의 ferrite 를 사용한 antenna 보다 약 2.6 배 어두운 경향을 보였지만, 입자의 크기가 너무 커질수록 PDMS 에 섞여 composite 형태를 띠는 것이 아니라 두 개의 상이 공존하여 PDMS 에 ferrite 입자들이 떠다니는 모습을 보였기 때문에 전체적인 antenna 의 안정성이나 균일하게 동일한 형태를 띤 device 를 여러 개 만드는 것이 어렵다는 부작용이 존재했다.

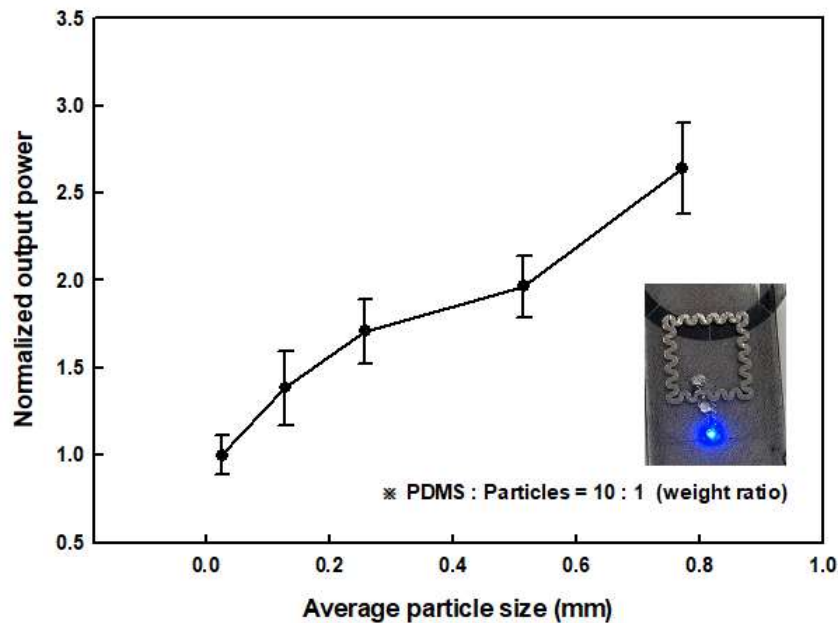


그림 18-15. 평균 입도에 따른 Output Power 그래프

4.2.3. Ferrite 적용 형태에 따른 비교

최종적으로 앞서 진행했던 실험들을 바탕으로 NFC input power 와 정규화된 출력 밝기 사이의 관계를 정리하였다. 여기서 세 가지 다른 조건, 즉 Ferrite layer, Ferrite powder, 그리고 아무런 조건도 없는 경우에 대해 측정된 결과를 그림 4-16 에 나타내었다. 두 그래프 모두 아무 조건이 없는 경우의 antenna 에 2.5W 의 전력을 NFC 장치로 가해주었을 때 출력되는 조도값을 1 로 정규화하여 나타내었고, ferrite layer 와 powder 모두 위의 실험에서 찾은 optimize 한 상황을 연출하여 layer 를 사용한 경우 두께 0.1mm 의 Fair-Rite 사의 제품 "38M6010AA1212" 를 device 크기에 맞게 가공하여 center 에 삽입하였고, powder 의 경우 분말의 양 80g 에 0.5mm 입자 크기를 갖는 ferrite powder 를 PDMS 에 무게 비 PDMS : ferrite powder = 10 :1 로 섞어 제조한 composite 형태를 base 로 안테나를 제작한 경우로 하였다.

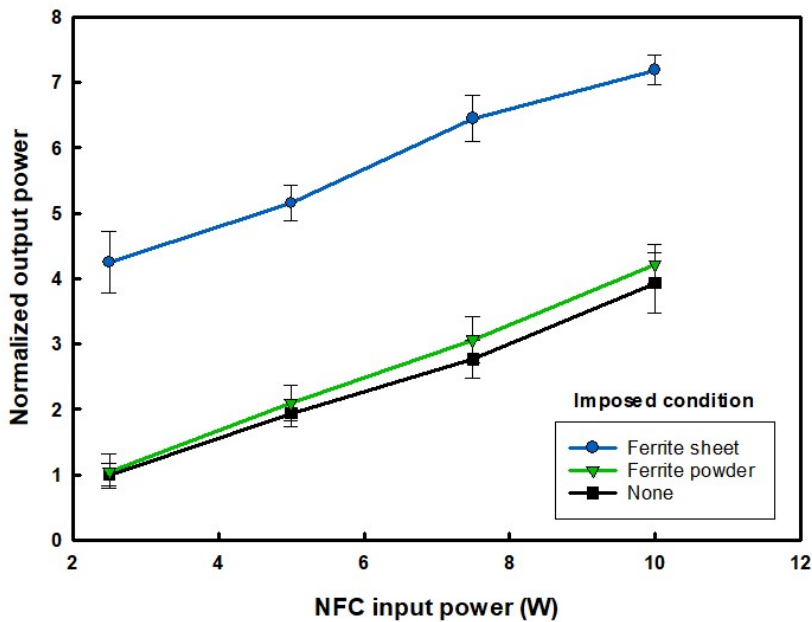
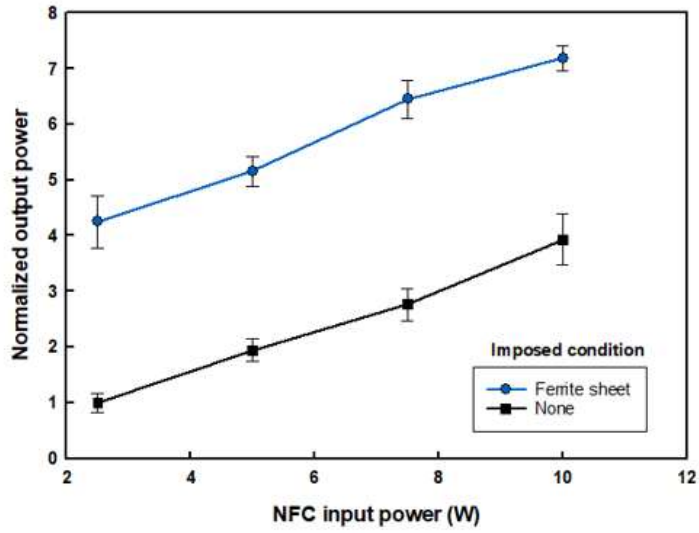


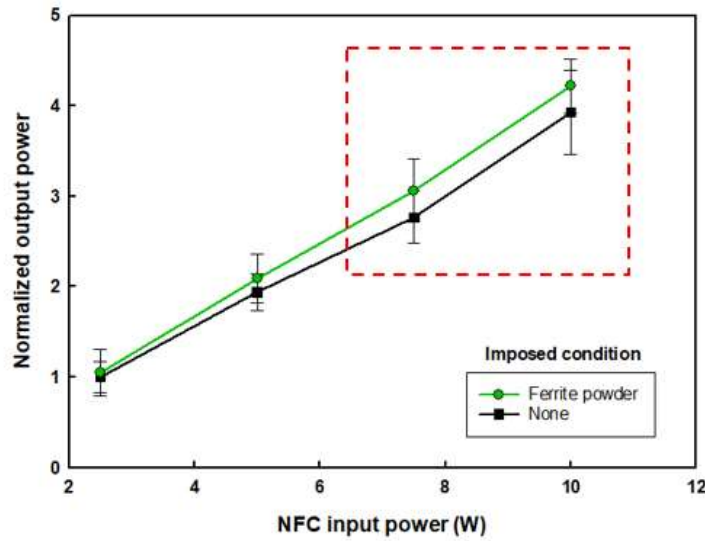
그림 19-16. NFC Input Power 에 따른 Output Power 그래프

그림 4-17 a) 중간에 Ferrite layer 를 삽입한 것을 파란색 선으로 나타내었고, 아무 조건이 없는 antenna 인 검은색 선으로 나타낸 것을 비교한 그래프이다. 파란색으로 표시된 ferrite layer 를 삽입한 경우 이 조건에서는 NFC input power 가 증가함에 따라 출력되는 정규화된 밝기는 가장 크기 증가하는 것을 확인할 수 있다. 이는 ferrite layer 가 전력 수신 효율을 가장 크게 향상시킨다는 것을 뜻한다. Ferrite layer 는 전 구간 평균 아무 장치도 하지 않은 antenna 대비 2.8 배의 밝기 성능 차이를 보인다는 것을 알 수 있고, 가장 낮은 전력인 2.5 W 에서 가장 큰 4.3 배의 차이를 보였다.

그림 4-17 b)의 녹색 선은 ferrite 분말을 사용해 제작한 antenna 를 나타내는데, 이 조건에서는 NFC input 전력이 증가함에 따라 정규화된 밝기값도 증가하고 아무런 조건을 첨가하지 않은 검은색 선에 비해 전체적으로 밝기 성능이 우수함을 알 수 있지만, Ferrite layer 를 사용한 antenna 를 나타내는 그림인 그림 4-16 b)의 파란 선과 비교했을 때 그 차이가 확연하게 느껴짐을 확인할 수 있다. 이는 Ferrite powder 는 전력 수신 효율을 향상시켜주긴 하지만 ferrite layer 를 삽입하는 방법에 비해 상대적으로 상승 폭이 낮아 한계가 있다고 해석될 수 있다. 그러나 powder 를 사용하는 경우 소형화가 용이하여 layer 를 사용하는 antenna 에 비해 공간 활용을 더 효율적으로 할 수 있고 취성을 갖는 layer 의 형태에 비해 내구성 면에서도 우수하며 EMI(전자기 간섭)를 최소화하는 특성을 갖고 있어서 전자기 노이즈에 민감한 응용 분야에서 유용할 수 있다는 장점을 갖는다. 따라서, 사용할 목적이나 특정 응용 분야와 요구 사항에 따라 ferrite powder 를 PDMS 에 섞어 쓰는 방법을 고려해 볼 수 있다고 생각한다.



a)



b)

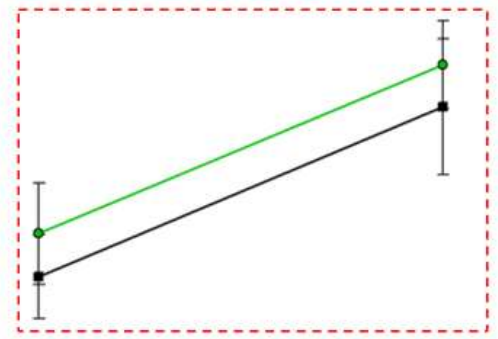


그림 20-17. NFC Input Power 에 따른 Output Power 그래프 - 2 a) Ferrite Layer b) Powder

4.2.4. Dead Zone 완화

앞서 3.3.1 에서 설명한 바와 같이, Ferrite 차폐층을 적용하기 전에는 NFC 신호 수신 영역에 일부 데드존(Dead Zone)이 존재하여 신호가 전혀 수신되지 않는 문제가 있었다. 그러나 고투자율 Ferrite 차폐층을 안테나 중앙에 배치함으로써, 이 Dead Zone 이 90% 이상 완화되는 효과를 얻을 수 있었다. Ferrite 는 강자성체로서 높은 투자율을 가지고 있어 자기장 차폐 효과가 있다. 이러한 특성으로 인해 안테나 주변의 외부 전자기 잡음을 효과적으로 차폐할 수 있었던 것으로 보인다.

4.3. 적용

이렇게 제작된 Stretchable antenna 는 다양한 분야에서의 응용 가능성이 있다. 먼저 웨어러블 기술과 스마트 전자 장치 분야이다. 웨어러블 장치는 사용자의 움직임에 따라 신체의 다양한 부분에 맞게 조정될 수 있어야 하므로 이러한 유연한 안테나는 요구사항을 충족시킨다. 또한, 장치의 유연성과 외력에 대한 강도는 편안함이나 내구성을 희생하지 않고 웨어러블 기기에 신뢰할 수 있는 통신 기능을 제공하기에 이상적이다. 오늘날 스마트 전자 제품의 크기는 점점 작아지고 있으며, 해당 안테나는 이러한 제품에 유연하고 크기를 줄이며 효과적인 통신을 가능하게 해줄 것으로 생각된다.

또한 뇌 과학 분야의 최신 기술인 광유전학 장치에서도 활용할 수 있다. 빛을 사용하여 환자의 활동이나 호르몬, 신진대사를 제어 통제하고 고통을 관리하는 최신 과학 트렌드로, 여기에는 무선 광전자 장치가 필수이다. 이는 신속성이 좋은 특성을 활용하여

적수와 같이 모양이 수시로 변화하는 가혹한 환경에서도 무선 데이터 전송을 원활하게 가능함으로써 효과적이고 비침습적인 신경 자극이 가능하다. 또한 NFC 기술과의 호환성에 의해 스마트폰을 연동한 의료 감지 시스템이나 의료 기기에서의 실시간 모니터링 및 진단을 가능하게 하면서 다양한 환경에서 센서 네트워크에 적합하다.



그림 21-18. 웨어러블 및 Smart Electronics 에서의 적용 [13]



그림 22-19. 웨어러블 및 Smart Electronics 에서의 적용 - 2

5. 결론

본 연구는 웨어러블 및 유연한 장치에 최적화된 고성능 무선 안테나의 개발을 목표로 하였으며, 다음과 같은 주요 성과를 도출하였다. 최대 6 층까지 쌓은 다층 스택 안테나는 단층 안테나 대비 약 270%의 성능 향상을 보였으며, 이는 안테나 층수의 증가에 따라 LED 출력 전력이 유의미하게 증가함을 나타내며, 저항 감소와 수신 전압 증폭 효과가 주요 원인으로 분석되었다. 또한, Ferrite 층을 도입하여 와전류를 차단하고 전력 손실을 줄임으로써 전체 수신 성능을 향상시켰다. Ferrite 층의 개수와 위치에 따라 수신 전력이 크게 증가했으며, 특히 Ferrite layer 로 전체 안테나를 덮었을 때 약 2.8 배의 밝기 성능 향상을 달성하였다. Ferrite powder 를 PDMS 에 혼합하여 Composite 형태로 안테나를 제작한 결과, 수신 전력이 최대 9.8 배 증가하는 효과를 얻었다. 다양한 기계적 응력 조건에서도 높은 성능을 유지하며, 유연성과 내구성이 뛰어나함을 확인하였다. 특히 인장 및 굽힘 테스트에서의 성능 유지와 피로 테스트에서의 높은 내구성은 본 연구에서 개발된 안테나의 실용성을 부각시킨다. 또한, Ferrite 차폐층을 적용하여 NFC 신호 수신 영역의 Dead Zone 을 90% 이상 완화시킴으로써 실용적 적용 가능성을 높였다.

본 연구의 성과는 웨어러블 생체 의료 장치와 스마트 무선 센서 개발에 중요한 기초 자료가 될 수 있으며, 특히 개인 건강 관리 및 실시간 의료 모니터링 시스템의 발전에 기여할 수 있을 것으로 기대된다. LASER ablation 공정을 통한 정밀 미세 패터닝 기술은 다양한 의료 기기에 적용될 수 있는 가능성을 보여준다. 앞으로는 안테나의 구조적 안정성을 더욱 향상시키고, 다양한 환경에서의 성능 평가를 통해 실제 응용 가능성을 높이는 연구가 필요하다. 본 연구는 웨어러블 장치의 성능 향상을 위한 다층 스택 구조

무선 안테나의 개발에 중점을 두었다. 연구 결과, 최대 6 층까지 Stacking ㄹ한 안테나는 기존 단층 안테나 대비 약 270%의 밝기 성능 향상을 보였으며, PDMS 매트릭스에 Ferrite Powder 를 혼합하거나 중간층에 Ferrite Layer 를 삽입함으로써 전체 수신 성능을 향상시키고 전력 손실을 줄일 수 있었다. 특히, Dead Zone 영역에서의 수신 감도는 90% 이상 향상되었으며, 소자의 밝기 성능 및 안정성도 크게 증가하였다.

이러한 성과는 웨어러블 장치의 실용적 적용 가능성을 크게 높이며, 개인 건강 관리를 중시하는 현대 사회에서의 의료 모니터링 및 응급상황 대응 기술 발전에 기여할 것으로 기대된다. 또한, 스마트폰의 NFC 기능과 연동하여 스마트 무선 센서 및 웨어러블 생체 의료 장치로의 응용 가능성을 제시하였다. 본 연구는 광유전학 기술의 치료 가능성을 높이고, 척수 손상 치료, 통증 관리, 신경 재활 등 다양한 분야에서의 의료 기술 발전에 중요한 발판을 마련하였다. 앞으로의 연구에서는 안테나의 더욱 세밀한 구조적 개선과 함께, 다양한 생체 적합 재료의 적용을 통해 장치의 성능과 안정성을 더욱 향상시킬 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

1. Hwang, S.-W.; Tao, H.; Kim, D.-H.; Cheng, H.; Song, J.-K.; Rill, E.; Brenckle, M.A.; Panilaitis, B.; Won, S.M.; Kim, Y.-S.; et al. A Physically Transient Form of Silicon Electronics. *Science* 2012, 337, 1640–1644.
2. Kim, D.H.; Xiao, J.; Song, J.; Huang, Y.; Rogers, J.A. Stretchable, curvilinear electronics based on inorganic materials. *Adv. Mater.* 2010, 22, 2108–2124.
3. Park, S.-I.; Brenner, D.S.; Shin, G.; Morgan, C.D.; Copits, B.A.; Chung, H.U.; Pullen, M.Y.; Noh, K.N.; Davidson, S.; Oh, S.J.; et al. Soft, stretchable, fully implantable miniaturized optoelectronic systems for wireless optogenetics. *Nat. Biotechnol.* 2015, 33, 1280–1286.
4. Chung, H.U.; Kim, B.H.; Lee, J.Y.; Lee, J.; Xie, Z.; Ibler, E.M.; Lee, K.; Bank, A.; Jeong, J.Y.; Kim, J.; et al. Binodal, wireless epidermal electronic systems with in-sensor analytics for neonatal intensive care. *Science* 2019, 363, 947.
5. Kim, J.; Gutruf, P.; Chiarelli, A.M.; Heo, S.Y.; Cho, K.; Xie, Z.; Banks, A.; Han, S.; Jang, K.-I.; Lee, J.W.; et al. Miniaturized battery-free wireless systems for wearable pulse oximetry. *Adv. Funct. Mat.* 2017, 27, 1604373.
6. Biswas, D.K.; Sinclair, M.; Hyde, J.; Mahbub, I. An NFC (near-field communication) based wireless power transfer system design with miniaturized receiver coil for optogenetic implants. In *Proceedings of the 2018 Texas Symposium on Wireless and Microwave Circuits and Systems (WMCS)*, Waco, TX, USA, 5–6 April 2018; pp. 1–5.
7. Shin, G. Soft, wirelessly powered humidity sensor based on SnO₂ nanowires for wireless/wearable sensor application. *Materials* 2020, 13, 2176.
8. Shin, G. Studies of Parylene/Silicone-Coated Soft Bio-Implantable Optoelectronic Device. *Coatings* 2020, 10, 404.

9. Han, S.; Shin, G. Biodegradable optical fiber in a soft optoelectronic device for wireless optogenetic applications. *Coatings* 2020, 10, 1153.
10. Shin, G.; Gomez, A.M.; Al-Hasani, R.; Jeong, Y.R.; Kim, J.; Xie, Z.; Banks, A.; Lee, S.M.; Han, S.Y.; Yoo, C.J.; et al. Flexible Near-Field Wireless Optoelectronics as Subdermal Implants for Broad Applications in Optogenetics. *Neuron* 2017, 93, 509–521.
11. V. Danilov, C. Dölle, M. Ott, H.-E. Wagner, and J. Meichsner Plasma treatment of polydimethylsiloxane thin films studied by infrared reflection absorption spectroscopy. *Plasmas and Polymers* 2005, 10, 147-161.
12. Tianyi Sui, Baoyu Song, Feng Zhang, and Qingxiang Yang. Effect of Particle Size and Ligand on the Tribological Properties of Amino Functionalized Hairy Silica Nanoparticles as an Additive to Polyalphaolefin. *Journal of Nanomaterials* 2015, 492401.
13. Hong, K.; Cho, J.; Shin, G. Stretchable, Multi-Layered Stack Antenna for Smart/Wearable Electronic Applications. *Materials* 2022, 15, 3275.
14. Bose, P. R., Chia, M. Y. W., & Luk, K. M. Compact NFC antenna design for IoT applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2021, 69(5), 2677-2686.
15. Cho, Y., Ahn, D., & Park, J. Compact ferrite-loaded NFC antenna for metallic portable applications. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 2019, 18(5), 1026-1030.
16. Ahn, B. C., & Song, J. Ferrite-loaded compact NFC antenna for metallic portable applications. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2019, 67(5), 3199-3207.
17. Ahn, B. C., & Song, J. Compact electromagnetic bandgap structures using ferrite sheets for performance enhancement of NFC antennas. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2017, 65(12), 7128-7137.
18. Kwon, K. Y., Lee, H. M., Ghovanloo, M., Weber, A., & Li, W. Design, fabrication, and packaging of an integrated, wirelessly-powered optoelectronic device for

- optogenetics application. In 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) (pp. 1-4). IEEE.
19. McCall, J. G., Kim, T. I., Shin, G., Huang, X., Jung, Y. H., Al-Hasani, R., ... & Bruchas, M. R. Fabrication and application of flexible, multimodal light-emitting devices for wireless optogenetics. *Nature Protocols* 2017, 12(5), 978-998.
 20. Luan, L., Wei, X., Zhao, Z., Siringil, E. C., Mizrachi, D., Zhou, C., ... & Yizhar, O. Ultraflexible nanoelectronic probes form reliable, glial scar-free neural integration. *Science Advances* 2018, 4(2), eaap9264.
 21. Mickle, A. D., Won, S. M., Noh, K. N., Yoon, J., Meacham, K. W., Xue, Y., ... & Choi, J. W.. A wireless closed-loop system for optogenetic peripheral neuromodulation. *Nature* 2019, 565(7739), 361-365.
 22. Schwaerzle, M., Seidl, K., Eberle, U. F., Paul, O., & Ruther, P. Miniaturized 3D multi-electrode array for neuroscience applications. *Journal of Micromechanics and Microengineering* 2017, 27(6), 064001.
 23. Gagnon-Turcotte, G., LeChasseur, Y., Bories, C., Messaddeq, Y., De Koninck, Y., & Gosselin, B. A wireless optogenetic head-mounted device for mice. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* 2017, 11(2), 425-436.
 24. Gagnon-Turcotte, G., Kisomi, A. A., Ameli, R., Camilleri, J., Bonenfant, D., De Koninck, Y., & Gosselin, B. Wireless optogenetic peripheral nerve stimulation for pain suppression in rats. *Nature Biomedical Engineering* 2020, 4(12), 1154-1165.
 25. Huang, X., Liao, S., & Yang, Q. (2017). A reversibly transformable NFC antenna for metallic surfaces. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 2017, 16, 1984-1987.
 26. Sharma, M., Patil, V. C., Kartikeyan, M. V., & Chakrabarty, C. K. A compact NFC antenna with a novel meander line defected ground structure for performance enhancement. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2020, 68(8), 6131-6139.

27. Ahn, B. C., & Song, J. Compact NFC antenna using ferrite sheets and electromagnetic bandgap structures for performance enhancement in metallic environments. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation* 2022, 70(1), 501-510.
28. Mickle, A. D., Ivanov, A. P., Munoz, L., Chang, C., Mullen, A. M., Cheng, M. Y., ... & Choi, J. W. A wireless, battery-free device for optogenetics and multiplexed electrophysiology monitoring in freely moving animals. *Nature Biotechnology* 2022, 40(5), 671-680.
29. Gutruf, P., Yin, R. T., Lee, K. B., Ausra, J., Brennan, J. A., Qiao, Y., ... & Xie, C. Wireless, optoelectronic probes for compensated, multiplexed in vivo bioelectronic measures. *Nature Biomedical Engineering* 2019, 3(3), 164-171.

Abstract

Recently, in the field of electronic engineering and electronic materials, performance improvement through miniaturization has become a major trend. At the same time, as the demand for wearables and flexible devices increases, innovative functional materials and devices are actively being developed for this. In particular, as interest in personal health care increases, real-time medical monitoring and emergency response technologies using wearable devices are attracting attention. This study aimed to improve the performance of wireless antennas optimized for wearable devices. It was intended to develop a sustainable system that exchanges signals through NFC without batteries, and improved reception performance by designing an antenna with a multi-layered stack structure. The antenna stacked up to 6 floors showed a 270% improvement compared to the existing single-layer antenna brightness performance, and the life could be predicted through stability evaluation of the device manufactured in this way. In addition, by mixing Ferrite Powder in the PDMS matrix or inserting a Ferrite layer into the intermediate layer to block and suppress eddy currents, the overall reception performance is improved and power loss is reduced. As a result, more than 90% of sensitivity was improved in the dead zone area, which was previously difficult to receive, and the brightness performance and stability of the device were also greatly increased. The high-performance wireless antenna and LED device developed through this study can be used to implement a new wearable device in line with the era of placing importance on personal health care. In addition, it is expected

that it can be applied in various ways to smart wireless sensors and wearable biomedical devices in conjunction with the NFC function of a smartphone.

Keywords: NFC; Stacking; PDMS; Ferrite Layer;