

체내 심부 표적 광역학 치료를 위한 무선제어 기술 개발

안진영*¹, 김사웅*², 사기동**

Development of Wireless Control Technique for Photodynamic Therapy In-Vivo Deep Tissue

Jinyoung An*¹, Sa-Ung Kim*², and Gi-Dong Sa**

이 성과는 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2020R1C1C1004288)

요 약

본 연구에서는 체내 심부 광테라피를 위한 맞춤형 무선제어 송수신 시스템을 구현한다. 최근 소개된 RFID 기반 CIB 빔포밍 기술은 체내와 같이 채널 추정이 힘든 환경에서 높은 신뢰도로 무선전송이 가능한 기술이다. 제안하는 맞춤형 RFID 무선 미니어처 광캡슐은 소형컨트롤러, 초소형 LED Array, 무선통신용 RFID 칩으로 구성된다. 표준 RFID 프로토콜을 기반으로 UHF대역 RFID 안테나를 통해 외부제어기와 무선접속이 가능하며, 제어 신호에 따라 캡슐 내부의 테라피용 LED를 다중 레벨로 디밍 제어가 가능하다. 제작된 RFID 광테라피 캡슐의 통신 접속과정을 세부적으로 분석하고 다양한 환경조건에 대한 신뢰도를 평가하였으며, 1 m 전송 거리에 서 매질 환경에 따라, 평균 99%(공기), 94%(용기), 90%(용기+비닐 매질)의 RF태그 접속률을 보인다.

Abstract

In this study, a customized wireless-control transceiver system was implemented for in-Vivo deep tissue photo-therapy. Recently, a coherently incoherent beamforming(CIB) scheme based on RFID was introduced and it is able to transmit wireless signal with high reliability under the incoherent condition such as in-Vivo deep tissue. The proposed miniature photo capsule based on a customized RFID technique consists of miniature controller, ultra small LED array and wireless RFID chip. RF Reader can access with standard RFID protocol(ISO 18000-6c) through UHF RFID antenna. With received control command, therapy LED array dims with mulilevel. The signal process of designed RFID photo therapy capsule is analyzed in detailed and evaluated under the various environments. RF tag access rate was evaluated as 99%, 94% and 90% for the condition of free space communication, container and container plus plastic back with 1 m distance.

Keywords

customized RFID, deep tissue, photo therapy, ultra small LED, multilevel dimming

* 한국광기술원 나노광소자연구센터 연구원
- ORCID¹: <https://orcid.org/0000-0002-2187-815X>
- ORCID²: <https://orcid.org/0000-0003-0635-8161>

** 한국광기술원 나노광소자연구센터 책임연구원(교신저자)
- ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3650-3000>

• Received: Oct. 25, 2022, Revised: Nov. 29, 2022, Accepted: Dec. 02, 2022

• Corresponding Author: Gi-Dong Sa
Korea Photonics Technology Institute(KOPTI), Korea
Tel.: +82-62-605-9346, Email: jyan19@kopri.re.kr

1. 서 론

RFID(Radio Frequency Identification)는 상품인식, 위치 추적과 같은 사물인터넷 도메인 응용 분야로 생활 곳곳에서 널리 활용되는 기술이다[1]. 또한 배터리 연결 없이 RF리더(RF통신에서 리더는 안테나를 통해 무선 데이터를 전송하고 수신 데이터를 해독하여 컴퓨터 등에 전달하는 기기)로부터 전자파 신호로 구동되는 장점으로 바코드시스템의 대체 기술로서 큰 관심을 받고 있다. 890-960 MHz 대역의 주파수를 사용하는 UHF(Ultra High Frequency) RFID 기술은 넓은 인식범위로 대형 창고 재고 관리, 환경 모니터링, 다양한 에너지 하베스팅 응용 시스템으로 활용된다[2]-[5].

생체 내부는 피부, 지방, 근·골격으로 구성되어 있고, 신체 부위마다 상이하고 복잡한 구성으로 채널 추정 및 모델링에 어려움이 있기 때문에 이를 극복하기 위한 새로운 무선응용 연구가 필요하다[6]. RFID 기반 CIB(Coherently Incoherent Beamforming) 빔포밍 기술은 채널 추정 및 모델링이 힘든 환경에서 무선전송이 가능한 기술로, 수분이 70% 이상으로 구성된 인체와 같은 통신이 힘든 채널 환경에서 뛰어난 전송력을 가진다[7]. 특히 체내 통신은 캡슐 내시경, 체내 임플란트, 전자약, 표적광역학치료 등 다양한 분야로 응용되고 있고, 절개를 최소로 하는 체내 치료 기술이 소개되면서 심부 조직 치료 목적의 무선전송 연구는 매우 중요한 의미를 가진다[8]-[10].

본 연구는 체내 심부 광역학 치료 무선 컨트롤 시스템 개발을 최종 목표로 핵심 요소 기술인 미니어처 광집적 모듈 개발과 USRP를 이용한 체내 맞춤형 RFID 무선 기술을 구현한다. 인체 내부는 70% 이상이 수분으로 피부, 지방, 근육, 골격 등 체

내 예측이 힘든 환경으로 구성되어 있어 무선전송에는 한계가 있다. 이러한 조건에서 인체 안전성이 보장되면서 무선 에너지 전송이 가능한 유효한 밴드 대역을 이용하여 체내 심부로 무선통신을 위한 응용기술은 미래 융복합 의료기술에 있어 중요한 선행 연구이다. 제안하는 RFID기반 미니어처 광캡슐은 소형 컨트롤러(Controller), 초소형 LED Array, 무선통신용 RFID 칩으로 구성되며, RFID 표준을 이용하여 무선제어가 가능하다. 무선 기술의 유효성 확인을 위해 제작된 RFID 광테라피 캡슐의 통신 접속과정을 분석하고 다양한 조건에서 신뢰도를 평가하였다.

II. 맞춤형 RFID 무선제어 기술 구현

2.1 체내 테라피용 RFID 무선제어 시스템 구조

체내 심부로의 무선신호 전송은 인체 유해 과장 조건을 고려해야 하며, 비균질 채널이라는 특수한 환경에서의 무선전송 기술이다. 또한 체내 환경에서 저전력 구동 기술은 중요한 요소로써, 외부 무선제어 신호를 에너지원으로 사용하는 RFID 통신의 응용으로 인체 내에서 다양한 활용이 가능하다. 본 연구에서는 RFID 무선표준(IEEE 16000-8c)에 정의된 무선 기술 중에서 에너지 전송 효율이 높은 860-960 MHz 대역의 UHF RFID 무선 기술을 응용하여 체내 심부 광테라피 시스템을 구성하였다[7]. 맞춤형 RFID 무선시스템 구현을 위해 GNU Radio 기반 USRP 무선 신호처리가 사용되며, 포워드 링크 및 리턴 링크 구현을 위한 시스템 구조는 그림 1과 같다.

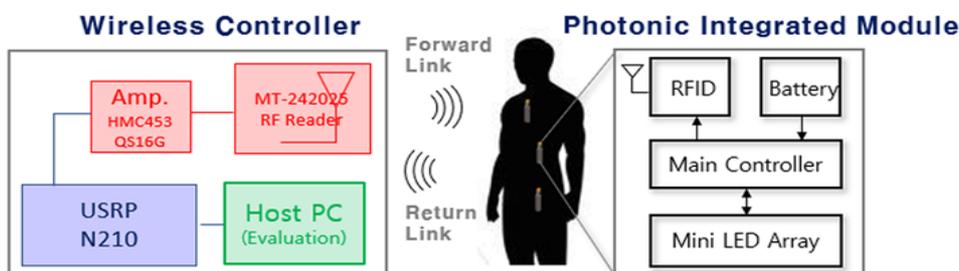


그림 1. 맞춤형 RFID 전송 블록도

Fig. 1. Block diagram of a customized RFID transmission

외부제어기는 복강경용 광테라피 환경을 가정하여, RF리더 안테나(MT-242025), 신호 증폭기(HMC453QS16G), 무선 신호처리기(Ettuce, USRP-N210), PC(신호제어 및 모니터링)로 구성되며, 캡슐 모듈의 LED 디밍 제어를 위한 제어 신호를 생성하여 무선 제어한다.

2.2 RFID 무선 제어기술

RFID 무선통신 표준은 IEEE 16000-8c에 정의되어 있으며, 본 연구에서는 UHF 대역(860-960 MHz) 표준 통신(EPCglobal Gen2 RFID) 프로토콜(Protocol)을 고려한다. 860-960 MHz 대역은 ISM 밴드에 속하며, 체내통신(In-Vivo)에 있어 다른 밴드 대역에 비해 안전하고, 에너지 전송 효율이 높은 것으로 보고되고 있다[11][12]. 그림 2는 RF리더와 태그간 단일 태그 접속을 위한 표준 통신 프로토콜(EPCglobal Gen2 RFID)을 보여준다[13]. 리더로부터 Query 커맨드 요청으로 태그는 RN16(Random Number 16bits) 신호로 응답하고, 리더는 ACK신호로 다음 커맨드를 전송한다. ACK 신호에 따라 태그는 EPC (Electrical Product Code, 96bits)와 CRC(Cyclic Redundancy Check)를 포함하는 135비트 신호로 응답하며, 통신 도중 태그에 지속적인 전력 공급을 위해 CW(Continuous Waveform) 파형을 끊임없이 전송한다. 재고 관리를 위해 주로 사용되는 Query round RFID 표준 통신 프로세스는 아래와 같이 요약될 수 있다.

- ① 초기화 및 Tag에 CW(Continuous Wave) 전송
- ② (R-to-T) 설정된 Query 커맨드 비트 전송
- ③ (T-to-R) 리더로 RN16(Random Number) 전송
- ④ (R-to-T) Tag로 RN16을 포함한 Ack 신호전송
- ⑤ (T-to-R) Tag 고유 PC, EPC(96bit), CRC 전송

T와 R은 각각 태그와 리더를 나타내고, 본 연구에서는 체내 통신용 RFID 응용을 위해 상기 Query round 및 USER BANK 접근을 위한 표준 기술을 활용하여 USRP 기반 Gen2 프로토콜 디자인으로 맞춤형 제어 신호 생성 및 무선통신이 가능하다.

2.3 USRP를 이용한 RFID 기술 구현

맞춤형 RFID 응용기술 구현을 위해 채택한 ISO 18000-6c 표준에는 무선신호 변조를 위한 몇 가지 옵션이 제공되며, 본 연구에서는 다음의 변복조 및 인코딩 방식을 채택한다.

- ① 변조방식: SSB-ASK 변조 채택 (DSB-ASK, SSB-ASK, PR-ASK 중 응용 가능)
- ② 인코딩 포맷: FM0 (Bi-phase space) 코딩 (FM0 또는 Miller 코딩)
- ③ Tari: 25us (범위 6.25us ~ 25us에서 선택)전송률: 40kbps (FM0 기준, 40-640 kbps)

Tari는 RFID 표준 통신에서 한 클럭 주기를 의미하며, 커스터마이징 RF 펄스 생성을 위해 USRP-N210(Ettuce 사) 무선 신호처리 장비를 채택하였다.

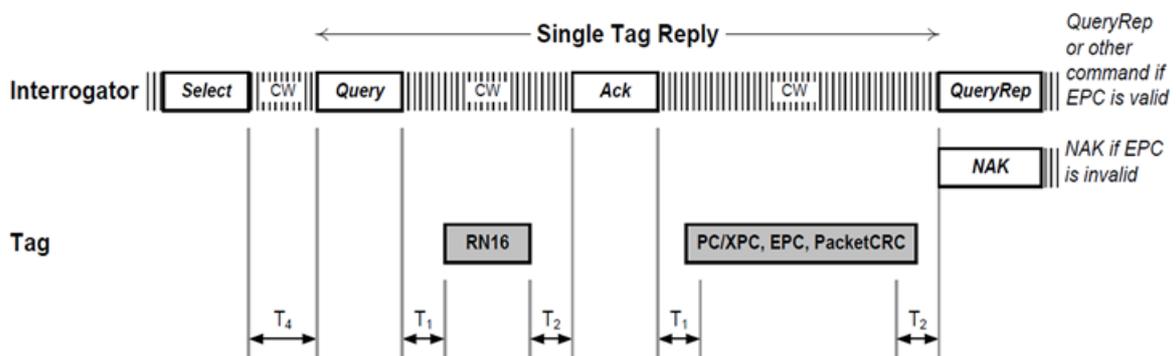


그림 2. 리더와 태그간 RFID 통신 표준

Fig. 2. RFID communication standard between reader and tag(Single tag reply)

USRP는 무선신호 제어 및 출력신호 처리가 가능한 장비로 사용자 맞춤형으로 무선신호 제어 및 모니터링 시스템 디자인이 가능하다[14]. USRP 구동을 위해 Linux OS 기반 GNU Radio를 사용하였고 UHF RFID 표준(18000-6C)을 참고하여 목표하는 통신 환경에 맞는 주파수 대역, 펄스 간격, 신호전송 방법이 변경 가능하다. 본 연구에서 개발한 광캡슐 제어를 위한 맞춤형 트랜시버(Tranceiver) 구조는 다음과 같이 구성된다. 리더부 커맨드 전송을 위한 송신부 블록, 수신부 Tag 응답 복조 블록, 신호 분석 블록, 리더 송신부 RF 환경설정 블록, Tag 응답 수신부 설정 블록, 양방향 신호 출력부 블록. 이를 위한 무선 트랜시버 구동 프로세스를 그림 3에 나타내었다.

- ① RFID UHF 표준신호 기반 커맨드 신호 생성
- ② 커맨드 신호 인코딩
- ③ 커맨드 신호 변조 및 전송
- ④ 태그 응답신호 수신
- ⑤ 수신 비트 타이밍 보정
- ⑥ 태그 응답 신호 디코딩

III. 맞춤형 수신부 제작

3.1 RFID 수신부 제작

본 연구에서는 복강경용 광테라피 치료 환경에서 복강경 수술 사이즈(15-20mm 절개, 지름 20 \varnothing mm 미만)를 고려하여, 28mm \times 16 \varnothing mm(길이 \times 지름 \varnothing) 사이즈의 광 캡슐 모듈을 디자인하였다. 그림 4는 제작된 반수동 RFID 수신 모듈의 시스템 블록다이어그램을 보여준다. 수신 모듈은 PI 소재 유연 UHF 안테나(860-960Mhz), RFID chip(Impinj Monza-X2), 제어 PCB, 체내 광역학 치료를 위한 초소형 LED(200 \times 100um) Array 기관으로 구성되었다. 3.7V 전압 공급으로 RF칩 및 메인 모듈이 구동되며, 하우징부는 Ti64(티타늄 합금) 소재 기반 인체 친화형 소재를 사용하여 금속 3D 프린터로 사출 제작(28mm x 16 \varnothing mm)하였으며(복강경용 광테라피 치료 환경 고려), 그림 5는 각 파트의 내부 구조 및 하우징 상태를 보여준다. 외부 리더와 통신을 위해 RFID ISO 18000-6c 표준이 사용되며, 수신된 커맨드 신호를 감지하여 메인 MCU(ATmega328)에서 RFID Chip에 접속하여 수신 신호 커맨드를 디코딩 및 LED를 제어한다.

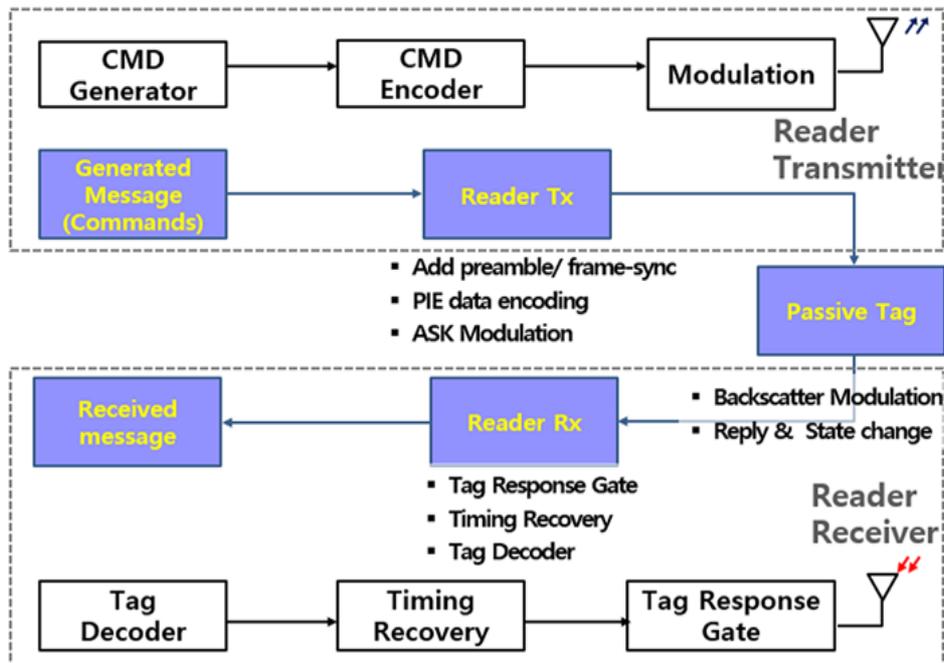


그림 3. USRP 구동을 위한 GNU radio 블록다이어그램
Fig. 3. GNU radio blockdiagram for USRP operation

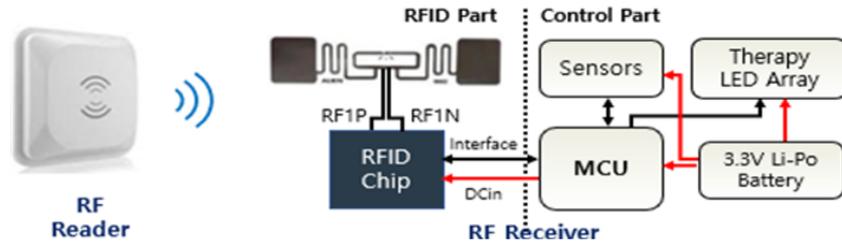


그림 4. 맞춤형 RFID 수신모듈 블록다이어그램
Fig. 4. Blockdiagram of customized RFID receiver module

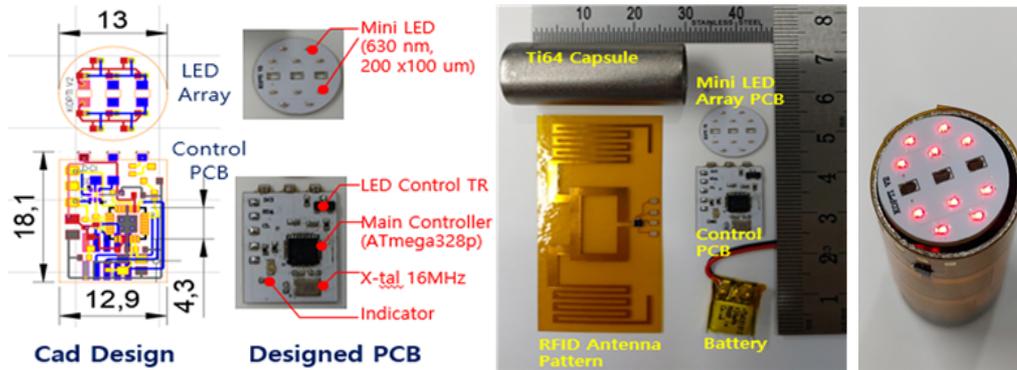


그림 5. 제작 캡슐 내부 구조(좌) 기판 회로도, (중) 내부구성, (우) 제작 캡슐 구동
Fig. 5. Inside components of designed capsule(Schematic diagram(left), Inside component(center), Operation of designed capsule(right))

수신 모듈 내부 구동은 크게 RFID모드(Passive mode), LED 제어 모드(Power mode), 관리자모드로 구성되며, RFID 무선 접속 및 신호 해석을 위한 전체 프로세스는 그림 6과 같다. 관리자모드는 모듈 초기화, RF칩 접속 유효성 확인, 내부 저장 커맨드 리딩, LED 단계별 구동 테스트가 가능하며, 모듈 초기화 진행 후 상시에는 외부 RF 무선신호 전력으로 무선통신(18000-6c 표준)을 수행하고, USER BANK에 제어 신호 입력이 진행되면, 컨트롤러에서 이를 감지하여 테라피용 LED 제어가 가능한 전원 공급 모드로 전환 된다. 그림 7은 외부제어기로부터 제어 명령 디코딩을 위한 알고리즘을 보여주며, 신호처리 과정은 아래와 같다.

- ① USR BANK 확인: 메인 컨트롤러는 사용자 메모리 영역을 실시간 확인하고, 제어 신호 변화가 감지되면 디코딩 단계로 넘어감
- ② 신호 유효성 확인: 제어 신호는 3 bytes 로 구성되고, 첫 2 bytes 확인 단계에서, 유효신호 범위를 벗어나면 단계 1로 복귀 하고 유효신

호 상태면 다음 단계로 넘어감

- ③ 커맨드 디코딩: 첫 byte 신호에서 디밍 레벨을 결정. 2번째 3번째 byte에서 디밍 시간을 해석
- ④ LED 제어: 디밍 레벨 및 케어 시간을 해석하고 해당 정보에 맞는 LED 제어를 위한 아날로그 신호를 생성
- ⑤ LED 타이머: 타이머를 설정하여, 해당 시간 만큼 LED를 디밍 후 다음 제어 신호 수신을 위해 초기화 상태로 복귀

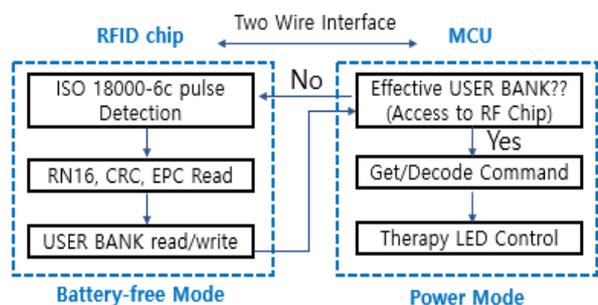


그림 6. RFID 무선접속 및 캡슐 제어 프로세스
Fig. 6. RFID wireless access and control process of capsule

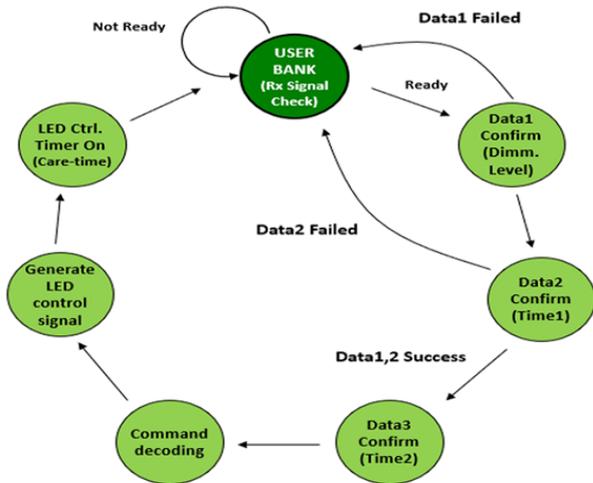


그림 7. 제어 명령어 디코딩 알고리즘
Fig. 7. Decoding algorithm of control command

3.2 테라피 광원 및 디밍 제어

체내 심부 미니 LED 테라피를 위해 630nm 파장의 광원을 사용하였다. 그림 8a는 측정용 광원 모듈, 그림 8b는 파장 분석, 그림 8c는 3차원상 광원 출력, 그림 8d는 2차원상 평균 광원 빔 각도를 보여

주며, 광원 주요 스펙은 다음과 같다. $V_c = 1.88V$, $I_c = 60\text{ mA}$ (CC모드 기준), 광원 사이즈 $200 \times 100\text{ um}$, 광출력 8.5 mW . 특히 630 nm 파장은 광과민제와 반응하여 재생, 치료, 종양세포 증식 억제와 같은 생화학 반응작용을 가지고 테라피 용도로 인체에 적합한 것으로 보고되고 있다.

LED 제어 모드에서는 RF칩과 MCU 통신을 위해 TWI(Two Wire Interface) 인터페이스를 사용하며, 그림 9에 나타내었다. 제어 신호는 3-byte로 구성되었고(디밍 레벨 1byte, 케어 타임 2-byte), 제어 커맨드 입력이 확인되면 컨트롤러의 PWM 출력 제어로 디밍 레벨이 조절되고 MCU 타이머 기능을 이용하여 입력된 케어 시간 동안 LED 디밍 후 자동 Off 된다. 광원 제어를 위한 수신 모듈의 전체 시나리오는 그림 9와 같이 요약할 수 있다.

- ① RFID 기반 태그 접속: RFID 통신 초기화
- ② RFID 칩 무선 메모리 기록: 표준신호 확인 및 USER BANK Access

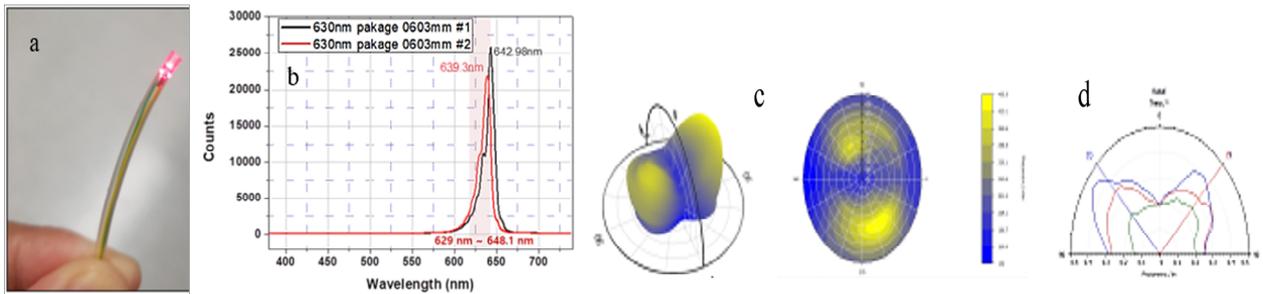


그림 8. 테라피용 광원 광출력
Fig. 8. Optical power of a therapy light source

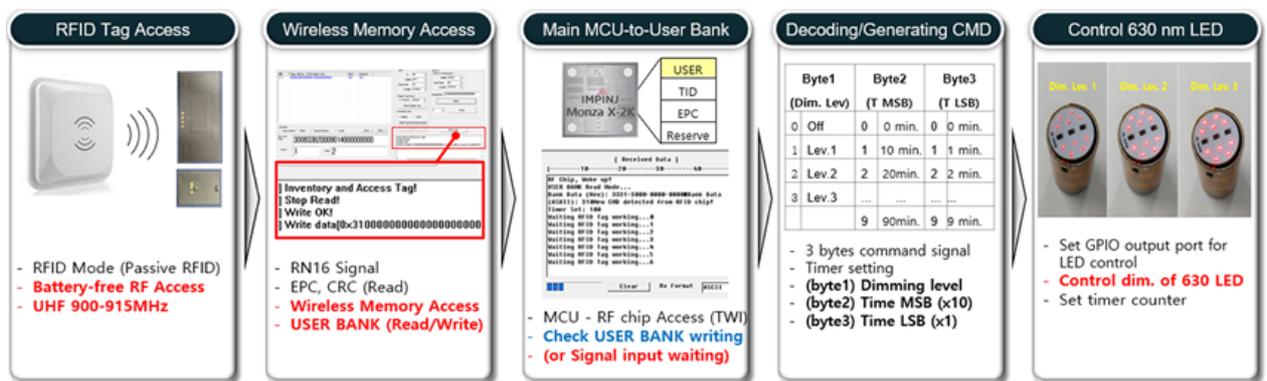


그림 9. 수신모듈 광원 제어 시나리오
Fig. 9. Scenario of a light source control for receiver module

- ③ MCU RF칩 메모리 접근: TWI 통신 방식으로 RFID Chip의 USER BANK에서 신호 리딩
- ④ 디코딩/제어신호 생성: 3 bytes 신호를 읽어와서 LED 테라피를 위한 신호 생성
- ⑤ LED 디밍컨트롤: GPIO 포트에 해당 디밍 레벨의 PWM 신호를 발생하고, 타이머 카운트 시작, 해당 시간 이후 LED 테라피 종료

IV. 시스템 셋업 및 시뮬레이션

그림 10은 외부 무선제어기를 이용하여 제작된 미니어처 수신 모듈과 무선통신을 위한 환경 세팅을 보여준다. 무선제어 신호전송을 위해 제어 PC, 무선 신호처리기(NI사 USRP-N210), Circular 타입 RF 안테나(MT-242025)로 구성되고, 수신부(RFID 칩 기반 광케어 모듈)는 제작된 미니LED 광캡슐을 사용하였다. UHF RFID 통신을 위한 RFID 무선 스펙은 표 1과 같다.

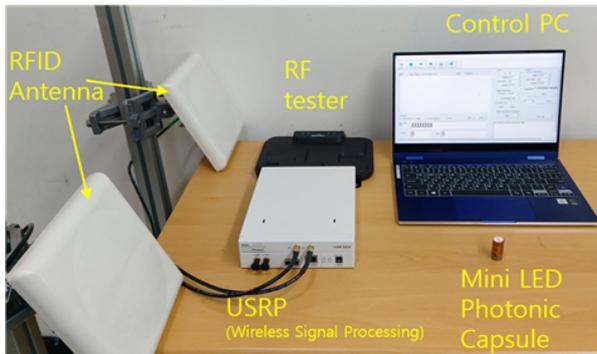


그림 10. 무선실험 환경 셋업
Fig. 10. Environment setup for wireless experiment

표 1. RFID 통신 스펙

Table 1. Specification of RFID communication

Parameter	Specification
Band width	900 MHz - 915 MHz
Tari(time)	25us (bit rate 40kbps)
T1	250us,
T2	500us
Query	Query 905us,
RN16 time	850 us
ACKtime	870us
Distance	1m - 4 m

그림 11, 그림 12, 그림 13은 무선제어 기반 초미니 LED 멀티 디밍 출력 실험을 보여준다. 그림 11은 리더부에서 RFID 칩으로 무선 접속하여 리딩한 RFID 칩의 EPC 번호를 보여주며, 여기서 EPC (Electric Product Code)는 RFID 칩의 전자식별 번호를 의미한다. RFID 응용 분야에서 EPC 번호는 재고 관리를 위해 주로 사용하며, 본 연구에서는 체내 다중 영역에 위치한 광캡슐 제어를 위해 각 태그의 EPC 번호 이용하여 개별 디밍 제어한다.

그림 12는 제어 신호 수신 테스트 화면으로 아래 표 2와 같이 제어 신호를 정의하였다. 3 bytes array 제어 신호는 ASKII 코드 조합으로 구성되며, 예로 "LED 3단계 디밍 레벨, 10분 타이머" 대한 ASKII 코드는 '0x33', '0x31', '0x30'으로 byte array 신호는 "0x333130" 으로 표현 가능하다.

표 2의 3byte 조합으로 전송된 신호는 RFID 칩을 통해 수신되고 메인 컨트롤러에서 (ATmega328p)테라피를 위해 디코딩한다. 디밍 레벨 및 타이머값이 세팅되면 LED Array 디밍이 시작되고 타이머 카운트가 최대 설정값이 되면 자동 종료되어 다음 커맨드 수신을 위한 RF통신 대기모드로 변환된다.

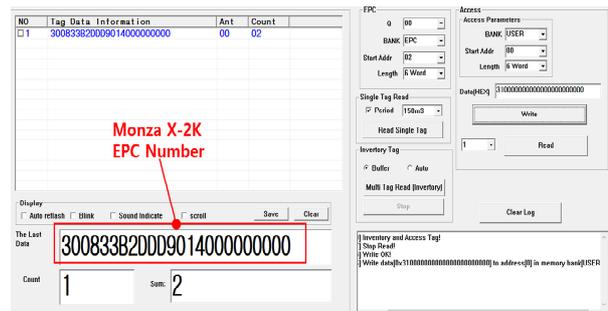


그림 11. 외부제어기를 이용한 RFID Chip 접속
Fig. 11. Access to RFID chip using external controller

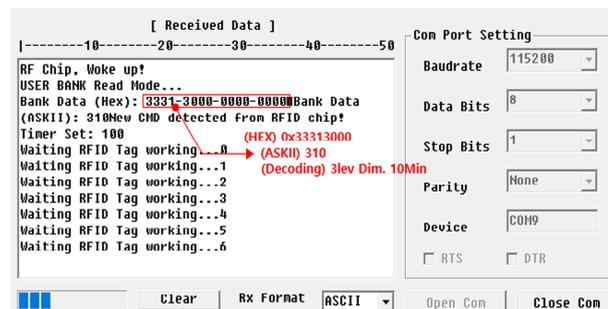


그림 12. 제어 신호 확인 및 디코딩
Fig. 12. Conforming control signal and decoding

표 2. 3byte 제어 신호 정의

Table 2. Definition of 3-bytes control signal

Byte 1 (Dim. Lv)		Byte 2 (Time MSB)		Byte 3 (Time LSB)	
0	Off	0	0 min.	0	0 min.
1	Lev.1	1	10 min.	1	1 min.
2	Lev.2	2	20 min.	2	2 min.
3	Lev.3
		9	90 min.	9	9 min.

그림 13은 전송된 제어 신호에 대한 LED Array 디밍을 보여주며 왼쪽부터 디밍 레벨 1단계에서 디밍 레벨 3단계에 대한 실험 사진이다.

그림 14는 UHF RFID 무선통신에 대한 스펙트럼 및 송수신 이득 분석을 나타낸다. 무선신호 측정을 위해 추가 USRP와 스펙트럼 분석 open source를 활용하였으며, 실험에서 900MHz 대역에서 약 -25dBm 수신 신호 스펙트럼 특성을 보인다.

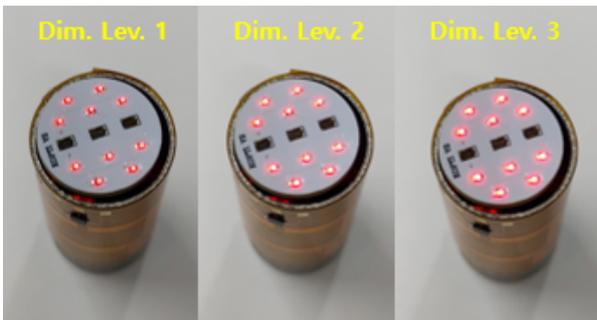


그림 13. 미니 LED 디밍 3 레벨 구동 실험
Fig. 13. Operating experiment of 3 levels dimming with mini LED

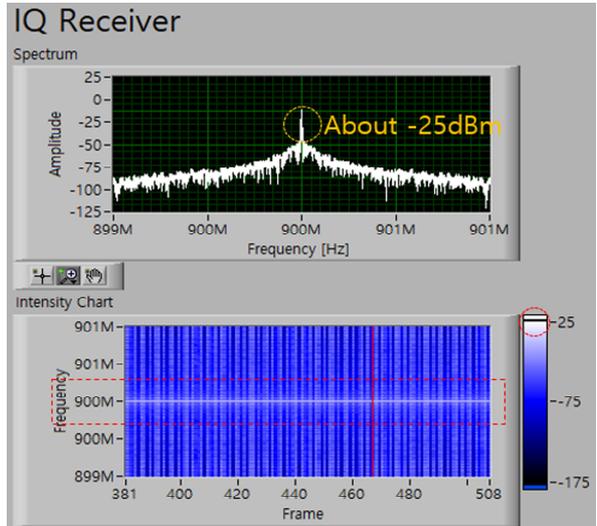


그림 14. 무선 수신 이득(수신 모듈)
Fig. 14. Wireless receiving gain(Reception module)

그림 15에서는 1m 거리에서 외부 무선제어기와 제작된 캡슐의 무선전송 효율이 분석되었다. 가로축은 실험 라운드 횟수를 의미하고 세로축은 각 테스트 마다 접속 횟수(1000회 접속시도)를 의미한다. Tag리딩 효율은 리더에서 Tag EPC 신호 수신까지를 하나의 라운드로 하여 (RFID 표준신호 접속과정을 활용: ①리더부 CW전송, ②리더부 Query 전송, ③태그 RN16 응답, ④리더부 ACK 응답, ⑤태그 EPC 전송, ⑥리더부 확인) 과정 ①에서 과정 ⑥까지 모두 확인된 경우 1회 성공으로 정의하였다(즉, 접속 효율 = 실패 횟수/10000회 접속).

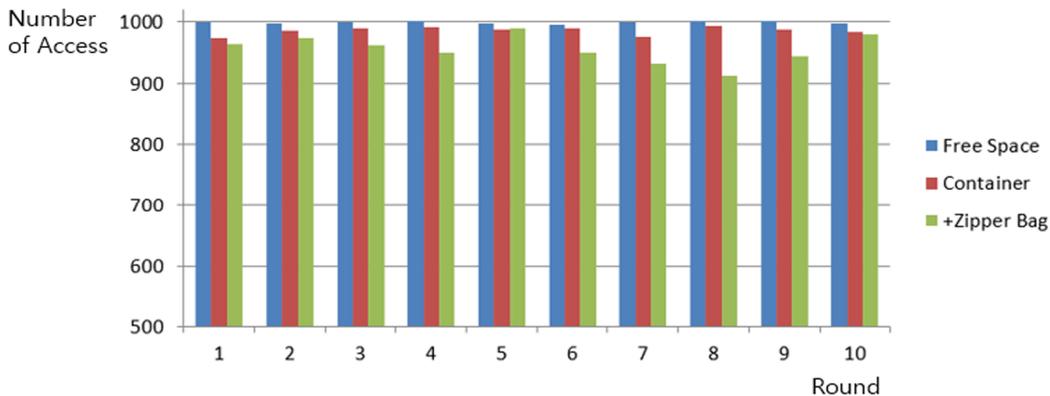


그림 15. 무선 전송 효율
Fig. 15. Error rate of wireless transmission

공기 매질(녹색 삼각형) 기준 1 m 전송 거리에서 수신 신뢰도는 99.9%로 측정되며, 추후 스테이크 내부나 수중에서 케이싱 된 캡슐의 전송 실험 선행으로 플라스틱 용기(빨간색 삼각형)나 플라스틱 + 지퍼백 용기(파란색 사각형)에 패키징하여 전송 오율을 실험하였다. RF신호는 매질에 따라 다양한 전파 특성을 보이며, 특히 비균질 매질, 다중구조 매질 조건에서 반사 경로에 의해 발생하는 방해 신호 성분으로 손실이 크게 발생하기 때문에 플라스틱 + 지퍼백 용기와 같은 다중 매질 구조에서는 더 큰 신호 손실이 발생한다[6]. 실험에서 RFID 신호전송은 매질의 영향으로 추가 감쇠가 발생하며 각각 평균 신뢰도 94%, 90%로 공기 단일매질 환경보다 큰 감쇠를 보인다. 그림 16은 전송 거리 대비 RFID 접속 오율을 보여주며, 거리가 증가할수록 1.5×10^{-3} (1m 거리)에서 약 0.5(4m 거리)로 RF 태그 통신 오율이 증가함을 보인다.

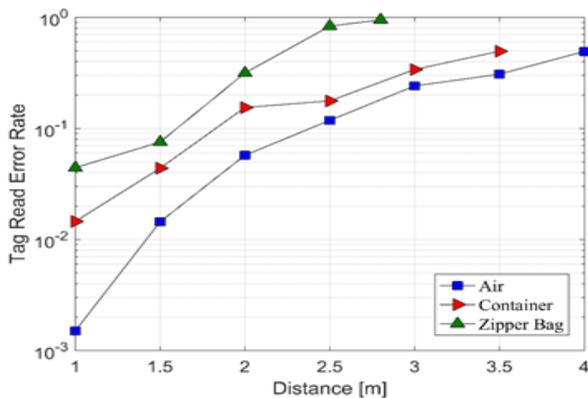


그림 16. 거리에 따른 RFID 접속 오율

Fig. 16. RFID access error versus transmission distance

V. 결론 및 향후 과제

본 연구에서는 RFID기반 맞춤형 체내 심부 광테라피 시스템 구현을 위해 USRP를 이용한 외부 무선제어기를 설계하고, RFID칩 기반 광캡슐 수신부 모듈을 제작하였다. 제작된 무선 광테라피 시스템 성능 평가를 위해 RF칩 무선접속으로 EPC 신호 수신률이 분석되었으며, 실내 환경에서 99% 이상의 높은 수신률을 보인다. 구현된 기술은 다중 RF리더 기반 CIB 빔포밍 무선통신을 위한 선행 기술로 추후 멀티안테나 기반의 CIB 빔포밍 기술 구현을 통해 실제 인체와 유사한 환경인 스테이크나 수중에

서 전송 실험을 통해 기존 RFID 기술과 CIB 빔포밍 기반 RFID 기술의 성능실험을 추가 연구과제로 고려하고 있다.

최종 제작된 시스템은 체내 심부에서 악성 종양이 위치한 장기에 밀접하여 높은 광효율로 광테라피케어가 가능하며, 각종 암치료 응용을 위한 신개념의 광역학 치료 기술로 활용할 수 있기 때문에 체내 심부로 강력한 무선통신이 가능한 맞춤형 RFID 응용기술은 의미 있는 연구이다.

References

- [1] KuBo, "The research of IoT based on RFID technology", Proc. ICICTA, Changsha, China, pp. 832-835, Oct. 2014. <https://doi.org/10.1109/ICICTA.2014.199>.
- [2] X. T. Cao, et al., "An Enhanced Multiplication of RF Energy Harvesting Efficiency Using Relay Resonator for Food Monitoring", Sensors, Vol. 19, No. 9 pp. 1-16, Apr. 2019. <https://doi.org/10.3390/s19091963>.
- [3] Y. Kim, K. Hong, Y. Jerong, and B. C. Ahn, "Design of an RFID Reader Antenna for Electronics Shelf Applications", Journal of KIIT, Vol. 13, No. 8, pp. 9-15, Aug. 2015. <https://doi.org/10.14801/jkiit.2015.13.8.9>.
- [4] J. Noh, L. Jhang, C. Lee, B. C. Ahn, and Y. Chae, "Analysis of the Performances on Passive UHF RFID Tags for Distribution and Logistics Application", Journal of KIIT, Vol. 14, No. 12, pp. 47-56, Dec. 2016. <https://doi.org/10.14801/jkiit.2016.14.12.47>.
- [5] J. Lim, J. Wang, J. Bang, and B. C. Ahn, "Design of a Broadband Circular-Polarized Antenna for UHF RFID Applications", Journal of KIIT, Vol. 13, No. 8, pp. 9-15, Aug. 2015. <https://doi.org/10.14801/jkiit.2016.14.1.69>.
- [6] I. Dove, "Analysis of Radio Propagation Inside the Human Body for In-body Localization Purposes", Master Thesis, Aug. 2014. <https://purl.utwente.nl/essays/66071>.

[7] Y. Ma, Z. Luo, C. Steiger, G. Traverso, and f. Adib, "Enabling Deep-Tissue Networking for Miniature Medical Devices", in Proc. ACM SIGCOMM conf., NY, USA, pp. 417-431, Aug. 2018. <https://doi.org/10.1145/3230543.3230566>.

[8] R. Cavallari, F. Martelli, R. Rosini, C. Buratti, and R. Verdone, "A Survey on Wireless Body Area Networks: Technologies and Design Challenges", IEEE Communications Surveys & Tutorials, Vol. 16, No. 3, pp. 1635-1657, Feb. 2014. <https://doi.org/10.1109/SURV.2014.012214.00007>.

[9] R. Zhang, K. Yang, Q. H. Annasi, K. A. Qaraqe, and A. Alomainy, "Analytical Characterisation of the Terahertz In-Vivo Nano-Network in Presence of Interference based on TS-OOK Communication Scheme", IEEE Access, Vol. 5, Jun. 2017. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2017.2713459>.

[10] B. Silemek, et. al., "A Temperature Sensor Implant for Active Implantable Medical Devices for in Vivo Subacute Heating Tests under MRI", Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 79, No. 5, pp. 2824-2832, May 2018. <https://doi.org/10.1002/mrm.26914>.

[11] A. S. Y. Poon, S. O'Driscoll, T. H. Meng, "Optimal Frequency for Wireless Power Transmission into Dispersive Tissue", IEEE Trans. Antennas Propag., Vol. 58, No. 5, pp. 1739-1749, May 2010. <https://doi.org/10.1109/TAP.2010.2044310>.

[12] C. He, Y. Liu, G. E. Arrobo, T. P. Ketterl, and R. D. Gitlin, "In Vivo Wireless Communications and Networking", pp. 163-172, Feb. 2015.

[13] EPCglobal, EPC Radio-Frequency Identity Protocols, Class-1 Generation-2 UHF RFID Protocol for Communication at 860-960MHz version 2.0.1, 2015. https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/6/1/3/Gen2_Protocol_Standard.pdf.

[14] P. V. Nikitin and K. V. Seshagiri Rao, "LabVIEW-Based UHF RFID Tag Test and Measurement System", Vol. 56, No. 7, pp. 2374-2383, Jul. 2009. <https://doi.org/10.1109/TIE.2009.2018434>.

저자소개

안 진 영 (Jinyoung An)



2007년 : 동아대학교
전기전자컴퓨터공학부(학사)
2009년 : 동아대학교 전자공학과
(석사)
2012년 : 동아대학교 전자공학과
(박사)
2013년 ~ 2014년 : 동아대학교

Post-Doc.

2014년 ~ 2015년 : 울산대학교 연구교수
2015년 ~ 2019년 : 부경대학교 연구교수
2019년 ~ 현재 : 한국광기술원 광원연구본부

나노광소자연구센터 선임연구원

관심분야 : Wireless Communication, Visible Light Communication, Stretchable and Implantable Bio system

김 사 웅 (Sa-Ung Kim)



2016년 : 전남대학교
전자컴퓨터공학부(학사)
2021년 : 전남대학교
전자컴퓨터공학과(석사)
2017년 ~ 현재 : 한국광기술원
광원연구본부
나노광소자연구센터 연구원

관심분야 : RF Circuit Design, Stretchable and Implantable Bio system

사 기 동 (Gi-Dong Sa)



2003년 : 영남대학교 전자공학과
(학사)
2005년 : 영남대학교 전자공학과
(석사)
2005년 ~ 2010년 : (주)이수페타시스
주임연구원
2010년 ~ 2012년 : 한국모토로라

전임연구원

2012년 ~ 2013년 : 삼성테크윈(주) 책임연구원
2020년 : 전남대학교 전자공학과 박사

2013년 ~ 현재 : 한국광기술원 광원연구본부
나노광소자연구센터 책임연구원

관심분야 : Signal and Power Integrity, RF Circuit Design, Computational Electromagnetics, Stretchable and Implantable Bio system