

휴대용 단말 기반 의료용 무선 방사선 모니터링 시스템 개발

박혜민, 홍현승, 김정호, 주관식
명지대학교

2014년 5월 30일 접수 / 2014년 7월 31일 1차 수정 / 2014년 8월 27일 2차 수정 / 2014년 8월 27일 채택

각 의료기관 내 방사선 관련 종사자나 방사선 치료환자들은 진단 및 치료 시 필연적으로 의료상 피폭을 수반하게 된다. 국제방사선방호위원회(ICRP) 권고나 국제원자력기구(IAEA)의 기준에 따라 기준선량 제약치를 적용 및 권고 받고 있지만 1차 피폭대상자인 종사자나 환자들의 피폭최적관리를 위해서는 잠재적인 피폭대상자들에게 기존의 피폭관리 시스템보다 직접적이고 가용성이 높은 측정 및 분석 방법이 필요하다. 따라서 본 연구에서는 기존에 구비된 휴대용 단말과 연동하여 원거리에서 실시간으로 방사선 모니터링이 가능한 시스템을 개발하였다. 모니터링 시스템은 검출부, 영상부, 통신부 세 부분으로 구성되었다. 검출부는 시스템의 소형화를 위해 실리콘 광증배소자(silicon photomultiplier)기반 섬광검출기를 설계하였으며, 영상부는 무선 CCD (charge-coupled device)카메라 모듈을 사용하여 검출부와 함께 Bluetooth 통신모듈을 통해 휴대용 단말로 측정된 방사선 정보와 영상이 전송된다. 제작된 시스템은 성능 평가를 위해 진단용 X-ray 발생장치와 ^{137}Cs , ^{22}Na , ^{60}Co , ^{204}Tl , ^{90}Sr 선원을 사용하였다. 측정결과를 통해 개발된 시스템은 gamma, beta, X-ray에 대해서 검출 반응성을 확인하였고, 방사선 세기에 따른 응답 선형성과 MCNPX 전산코드를 이용한 측정 거리에 따른 시스템의 검출 정확도 평가 시 3% 내외의 오차범위를 확인하였다. 본 연구의 결과는 방사선 검출 시스템 구성의 비용절감 효과와 개인피폭정도관리에 기여할 것으로 기대한다.

중심어: 휴대용 단말, 실리콘 광증배소자(SIPM), 섬광검출기, CCD 카메라, 블루투스, MCNPX

1. 서론¹⁾

국내 원자력 산업의 발달에 따라 방사선을 이용하는 기술의 수요는 계속 증가되고 있으며, 의료, 산업, 환경 등 각 분야에서 방사선 기반 기술들이 응용되고 있거나 기술개발이 이루어지고 있다. 그 중 의료분야에서는 소득 수준의 향상으로 진료의 빈도가 늘어나고 정교한 의료방사선 기술이 제시 되고 있지만 이에 따른 진단 및 치료에 사용하는 방사성의약품의 사용량이 꾸준히 증가하면서 진료과정에서 피폭되는 의료상 피폭이 증가하는 추세에 있다. 사회적 인식 또한 원자력발전소나 방사성물질 이용 과정에 수반되는 방사선피폭은 매우 위험한 것으로 생각하여 민감하게 반응하지만 환자로서 의료기관에서의 피폭에 대해서는 비교적 관대하거나 무관심하다. 국제방사선방호위원회(ICRP) 권고나 국제원자력기구(IAEA)의 기준에 따라 기준선량 제약치를 적용 및 권고 받고 있지만 사회가 민감한 원자력 방사선에 대해서는 규제가 대단히 까다로운 반면 의료방사선에 대해서는 많은 부분을 의료인의 전문적 판단에 맡기고 있다. 그러나 실제로 국내에

서의 인공방사선 피폭 중 거의 대부분을 차지하는 피폭원은 의료방사선으로 현재 가동되고 있는 원자력발전소를 비롯하여 수많은 병원과 산업 현장에서 직업상 방사선을 취급하는 만여 명의 방사선작업종사자가 피폭하는 방사선량을 모두 합하더라도 하나의 대형 대학병원에서 환자들이 진료를 위해 피폭하는 방사선량의 20~30% 정도이다[1].

따라서 의료기관 내 의료방사선 진단 및 치료 시 잠재적인 피폭대상자들의 안정성을 확보하기 위해 기존의 피폭관리 시스템보다 직접적이고 가용성이 높은 방사선 측정 및 감시 모니터링 시스템 연구개발의 필요성이 요구되고 있다. 그러므로 본 연구에서는 Bluetooth 통신기반 방사선 검출기를 제작하여 기존에 구비되어진 휴대용 단말을 통해 원격으로 안전하게 개인 피폭관리가 가능한 시스템을 제작하고, 그 성능을 평가하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 무선 방사선 검출기 제작

방사선 모니터링 시스템의 방사선검출 소자로는 Hamamatsu의 실리콘 광 증배소자(Silicon photomulti-

교신저자 : 주관식, ksjo072@gmail.com
경기 용인시 처인구 남동 명지대학교(자연캠퍼스) 물리학과

Table 1. Specifications of the SiPM used in this Study.

| Parameter | Value |
|-------------------------|-----------------------------|
| Photosensitive area | $3 \times 3 \text{ mm}^2$ |
| Number of pixels | 900 |
| Spectral response range | 320 ~ 900 nm |
| Peak PDE (at 450 nm) | 35% |
| Bias voltage | $V_{br} + 1.4 \text{ V}$ |
| Breakdown voltage | $65 \pm 10 \text{ V}$ |
| Gain | 2.8×10^6 |
| Operating temperature | $-20 \sim 40^\circ\text{C}$ |

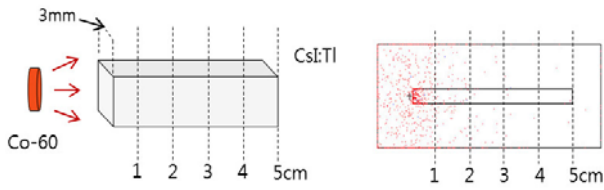


Fig. 1. (a) Simulated geometric model, (b) Radiation tracking model.

plier) : S12572-100C를 사용하였다. 전체적인 시스템의 소형화를 위해 $3 \times 3 \text{ mm}^2$ 크기의 소자를 사용하였으며

검출소자에 대한 특성은 표 1과 같다.

검출부로 사용될 섬광체로는 의료용 목적에 적합하도록 Gamma, beta, X-ray 검출에 반응성이 높은 CsI:Tl 무기 섬광체를 사용하였다. CsI:Tl은 550~570 nm의 최대방출파장을 가지며 1 μsec 감쇠시간, 1 MeV의 에너지를 갖는 하전입자에 대하여 약 5,200개의 광자를 방출한다[2]. CsI:Tl의 크기는 검출소자로 사용되는 SiPM과의 결합 시 광 검출율을 최대화 하기위해 MCNPX 전산코드를 통해 방사선흡수율 대비 크기를 최적화하였다(그림 1).

MCNPX 전산코드를 사용하여 그림 1-(a)와 같이 고 에너지 선원인 ^{60}Co (1.17, 1.33 MeV)을 기준으로 하여 섬광체 CsI:Tl을 설계하고, 매질 내 선원의 방사분포 기여도를 추적할 수 있는 Radiation tracking model 1-(b)를 사용하여 섬광체 면적당 방사선흡수/분포율을 분석하였다. Radiation tracking 전산코드를 기반으로 그림 2에서 체적 대비 섬광체 길이 3 cm이상에서 90%의 방사선흡수율을 보였으므로 검출부의 소형화를 고려하여 검출소자와 매칭되는 $3 \times 3 \times 30 \text{ mm}^3$ 크기의 섬광체를 제작하였다[3]. 섬광체 반사체로는 CsI:Tl의 550~570 nm 방출파장에 대하여 90% 이상의 반사율을 가지는 teflon reflector를 이용하여 반사면을 형성하였다. SiPM의 광 입사창과 섬

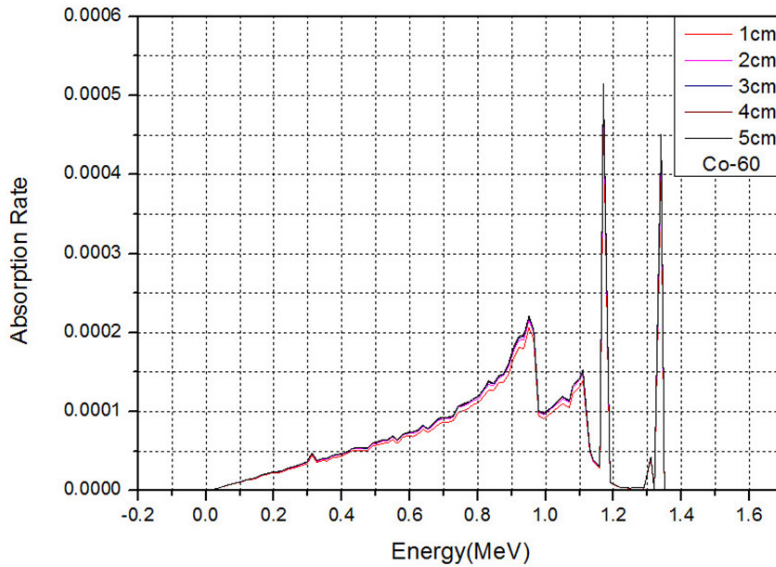


Fig. 2. The absorption rate as a function of the scintillator length.

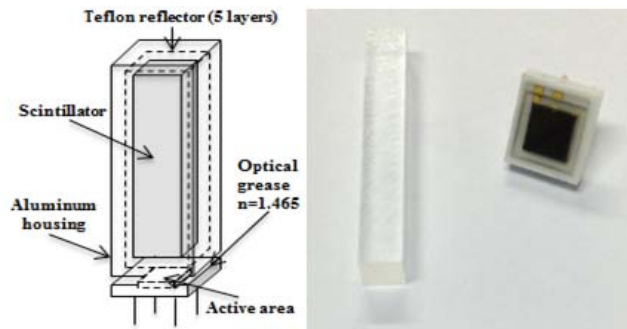


Fig. 3. Structure of the $3 \times 3 \times 20 \text{ mm}^3$ CsI:Tl detector (left) together with the $3 \times 3 \text{ mm}^2$ Hamamatsu S12572-100C MPPC (right).

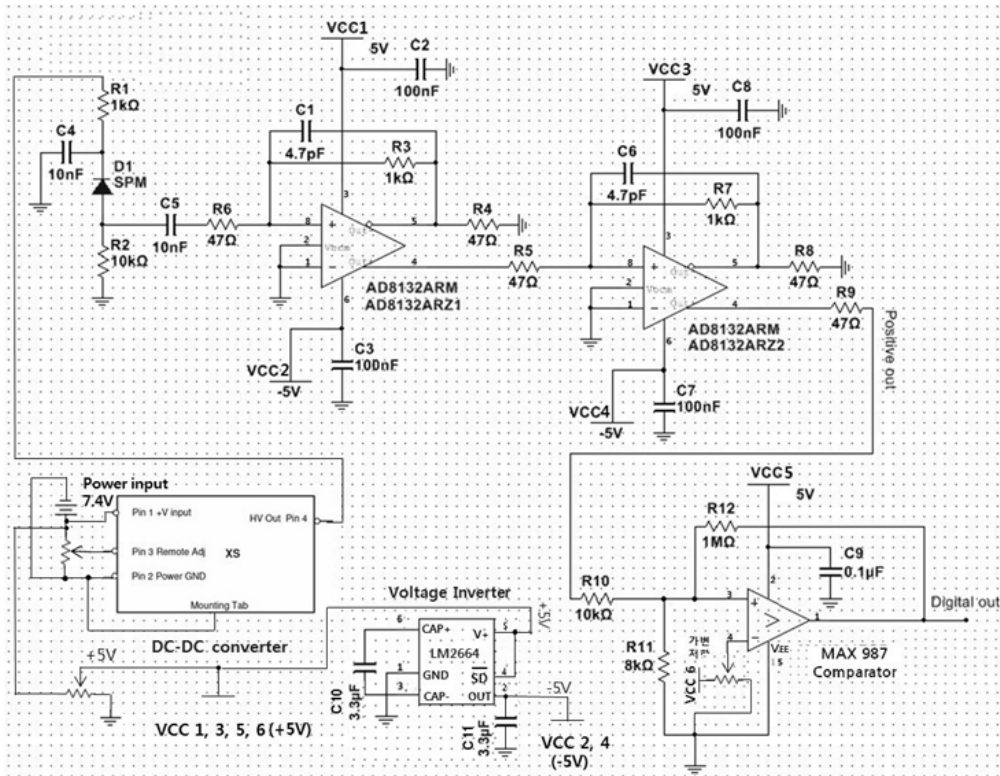


Fig. 4. Schematic diagram of DAQ board. The board was contained operating circuit and power circuit.

광체의 접촉면 사이에는 공기 중 광 산란 및 광 손실을 을 최소한으로 감소 시켜주기 위해 SiPM과 CsI:Tl 접촉면 사이에 $n=1.465$ 의 굴절률과 280 ~ 700 nm 파장에서 약 95%의 광 투과율을 갖는 Saint-Gobain의 BC-630을 사용하여 optical grease 층을 도포시켜주었다(그림 3)[4,5][1].

그림 3과 같이 제작된 검출부를 기반으로 무선 방사선 검출기를 구성하기 위해서는 검출기의 구동부, 전원부, 제어 연산부, 통신처리부 등의 신호처리장치의 구성이 필요하다. 이를 위해 본 연구에서는 SiPM기반 무선 방사선 검출기 전용 DAQ (data acquisition) 보드를 개발하였다. DAQ 보드는 구동부와 전원부로 구성되어지며 구동부는 구동회로, 성형증폭기, AD (Analog-digital) converter 전원부는 주전원부와 승압부, 전원분배부로 설계하였다[6]. 본 연구에서는 Hamamatsu의 기술지원 회로를 참조하여 SiPM용 DAQ 보드를 설계하였다[2]. 그림 4는 National instruments multisim 13.0 프로그램을 사용하여 설계한 DAQ 보드의 회로도이다.

SiPM은 전압신호로 출력되는 특성 때문에 기존에 사용되는 전하 민감형 전치증폭기(charge sensitive pre-amplifier, CSP)대신 SiPM 구동회로의 뒷단에 전압신호를 증폭하고 가우시안형태로 파형을 형성해주는 성형증폭기를 설계하였다[6]. 구동회로는 SiPM의 operating circuit을

사용하였으며, 성형증폭기는 대역폭 350 MHz, bandwidth -3 dB의 특성을 갖는 op amp AD8132 칩을 2단 연산 증폭기로 설계하였다. 그림5-(a)는 ^{60}Co 선원을 입력신호로 조사 시 설계된 성형증폭기로부터 발생하는 500 ns의 성형시간을 가지는 가우시안 펄스 출력신호를 보여준다. 성형증폭기 다음 신호처리 장치 구성으로는 AD converter를 설계하였다. AD converter는 성형증폭기로부터 발생하는 출력신호를 제어 연산부에서 방사선량 값으로 계수를 가능케 하는 디지털 펄스 신호로 바꿔주는 역할을 한다. AD converter 설계에는 히스테리시스 밴드를 포함하는 MAX987 비교기 칩을 사용하였다. 히스테리시스 밴드는 아날로그 펄스에서 디지털 펄스로 변환되는 기준전압 경계점에서 노이즈로 인한 출력 불안 발생 시 경계점에 정제된 입력을 넣어줘 노이즈로 인한 오작동을 제거해주는 안정화 회로이다. 본 연구에서 설계한 AD converter에는 히스테리시스 밴드를 10 mV, 기준전압을 50 mV로 설정하여 성형증폭기로부터 출력되는 노이즈를 제거하였다. 그림5-(b)는 ^{60}Co 선원을 입력신호로 조사 시 성형증폭기로부터 발생하는 아날로그 펄스신호가 디지털 펄스신호로 변환된 모습을 보여준다.

다음으로 앞서 설계된 구동부의 구동전압 입력을 위해 전원부를 설계하였다. 전원부는 주전원부와 승압부, 전원분배부로 구성되어 Li-poly battery (7.4 V, 850 mAh)를 주전원부로 사용하고, UltraVolt, Inc의 DC-DC converter 모듈을 사용해 7.2 V의 입력전압을 SiPM의 입력 구동전압인 72.5 V로 승압시켜주는 승압부를 설계하였다. 전원분배부는 구동부의 성형증폭기와 AD converter의 입력전

1) Saint-gobain, France; http://www.crystals.saint-gobain.com/Assembly_Materials.aspx
 2) Hamamatsu, SZK, Japan; http://www.hamamatsu.com/resources/pdf/ssd/si_pd_circuit_e.pdf

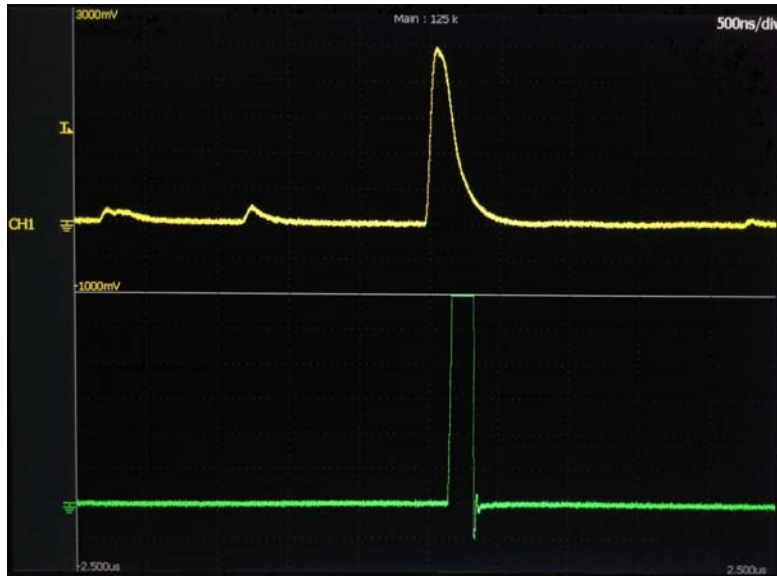


Fig. 5. The output waveform of the shaping amplifier (a) and the AD converter (b).



Fig. 6. The MCU module: Arduino Pro Mini (left) together with the Bluetooth module: HC-06 (right).

압인 ± 5 V 입력을 위해 가변저항과 voltage inverter LM2664 칩을 사용해 설계하였다. 마지막으로 전문에 따라 설계된 구동부와 전원부가 포함된 DAQ 보드는 조사되는 방사선 세기와 비례하여 디지털 펄스 출력의 양이 증가하게 되는데 이때 MCU (Micro controller unit)으로 구성된 제어 연산부로 디지털 펄스가 입력되면, 코드화된 펄스계수 알고리즘을 통해 설정된 시간동안 디지털 펄스 개수를 계수하는 동시에 방사선 정보로 환산한다. 그리고 블루투스 모듈로 구성된 통신 처리부를 통해 제어 연산부에서 생성된 방사선정보가 휴대용 단말로 전송되고 휴대용 단말은 정보표시를 위해 개발된 전용 안드로이드 App을 통해 수신 받은 정보를 표시한다(그림 6)[7].

MCU 모듈인 Arduino pro mini는 Microchip Atmega328로 구성되어 있으며 입력전압 5 V, 초당 16 MHz 클럭 수로 구동되며, Bluetooth 모듈은 실험 시 차폐격벽의 두께 및 실험시설의 공간을 고려하여 class b급 HC-06 모듈을 사용하였다. HC-06 모듈 입력전압 3.3 V, 송신파워 2.5 mW, 전송거리가 30 m이며 최대 115200 baud rate를 지원한다.

2.2 MCNPX 전산코드 기반 교정 코드 설계

본 연구를 통해 제작된 무선 방사선검출기의 기능적인 검증과 검출 신뢰성을 높이기 위해 MCNPX 전산코드를 기반으로 검출기 교정 코드를 설계하였다. 먼저 설계한 전산코드의 정확도 검증을 위해 감마 조사 선량률로 알려

진 각 선원에 대한 감마 상수(gamma ray dose constant) 들을 설계하여 전산코드의 정확도를 평가 하였다[8]. 감마 상수는 감마 선원에 대한 세기를 나타내는 상수로써 1 Ci의 점 선원으로부터 공기 중에 1 m 떨어진 점에 대한 조사 선량률, $\text{Rem}\cdot\text{hr}^{-1}$ 로 표기하며 ^{60}Co 에 대해서는 약 1.29의 값을 나타낸다(그림7).

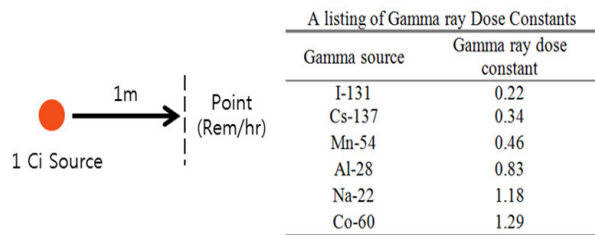


Fig. 7. Gamma ray dose constant values.

그림8과 표2는 MCNPX 전산코드로 설계로 구현된 감마상수 값이다.

^{131}I , ^{137}Cs , ^{54}Mn , ^{28}Al , ^{22}Na , ^{60}Co 각 선원에 대한 감마 상수(GRDC) 값과 MCNPX 전산코드를 통해 설계된 감마 상수 값 비교 시 3%내외 오차의 코드결과를 확인할 수 있다. 감마상수 구현을 통해 검증한 MCNPX 전산코드를 기반으로 무선 방사선검출기 교정을 위한 교정상수를 계산하고, 계산된 교정상수를 제어 연산부의 계수 알고리즘에 적용하여 검출기를 교정하였다.

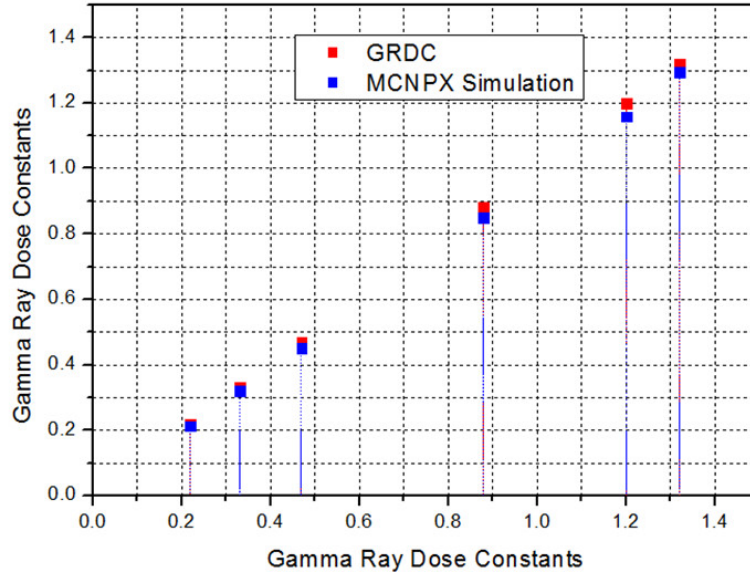


Fig. 8. GRDCs obtained for each gamma source using MCNPX: GRDC (red) and simulation value (blue).

Table 2. Comparison between the Measured and Simulated GRDCs for Various Gamma Sources.

| Gamma Source | GRDC | MCNPX |
|-------------------|------|-------|
| ¹³¹ I | 0.22 | 0.21 |
| ¹³⁷ Cs | 0.34 | 0.31 |
| ⁵⁴ Mn | 0.46 | 0.45 |
| ²⁸ Al | 0.83 | 0.84 |
| ²² Na | 1.18 | 1.15 |
| ⁶⁰ Co | 1.29 | 1.29 |

교정상수 계산을 위한 파라미터는 반감기: 5.27년, 붕괴타입: 감마붕괴, 방출율: 1.1732 MeV (99.90%), 1.3325 MeV (99.98%)의 ⁶⁰Co을 기준으로 하였다.

1 μCi의 디스크타입 ⁶⁰Co 선원의 방사선 붕괴율과 발생에너지 값을 고려하여 선원 모델링을 하고 검출기로부터 0.5 cm 기준으로 5 cm까지 측정거리에 따른 공기 중 방사선량을 전산모사 하였다. 전산 모사된 데이터 값과 전산모사 환경과 동일한 조건으로 측정된 무선 방사선검출기의 실측값을 비교 하여 식 1을 통해 교정상수를 구하였다.

$$I_0 = I \times K, \quad K = \frac{N_{hist}}{N_{count}} \quad (1)$$

I_0 는 교정값, I 는 실측값, K 는 교정상수이며, N_{hist} 는 전산모사 값, N_{count} 는 실측값으로 나타낼 수 있다. 교정상수 $K = 4.32666$ 으로 계산되었다[3].

2.3 무선 방사선 모니터링 시스템

휴대용 단말 기반 의료용 무선 방사선모니터링 시스템은 그림 9와 같이 무선 방사선검출기, CCD 카메라 모듈 그리고 스마트 폰, 스마트 시계로 구성되며 그림 10은 설계된 시스템의 구성도이다.

구성된 무선 방사선모니터링 시스템의 성능 평가를 위해 크기 5 m × 3 m × 3 m의 차폐공간의 지면으로 부터 1m 위치에 무선 방사선검출기와 CCD 카메라 모듈을 위치시키고, 두께 50 mm의 이동형 납유리 차폐격벽을 사이에 두고 검출기로부터 10 m 위치에 휴대용 단말을 설치하였다. 방사선검출 특성 조사를 위한 검출기와 방사선원 사이의 거리는 50 mm로 위치하였다(그림 11).

진단용 X-ray 발생장치로는 MediDrapes, Inc의 C-arm 장비 Xi Scan (55 kVp, 0.15 mA)을 사용하였으며 베타, 감마선원으로는 미국 Spectrum Techniques의 교정선원 ¹³⁷Cs, ²²Na, ⁶⁰Co, ²⁰⁴Tl, ⁹⁰Sr을 사용하여 각 60 sec 동안

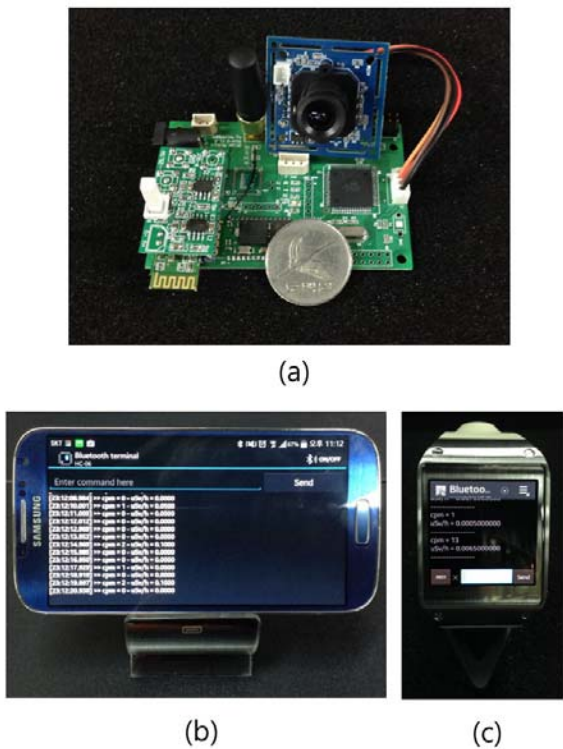


Fig. 9. (a) Radiation detector module, (b) Smart phone, (c) Smart watch.

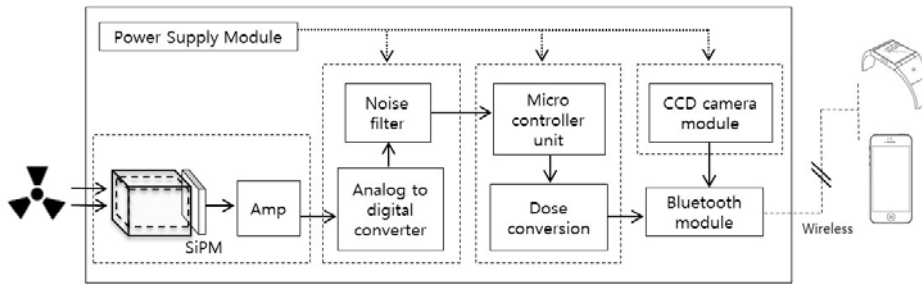


Fig. 10. Schematic of the wireless radiation monitoring system used for data acquisition, transfer, and processing in the radiation monitoring system.

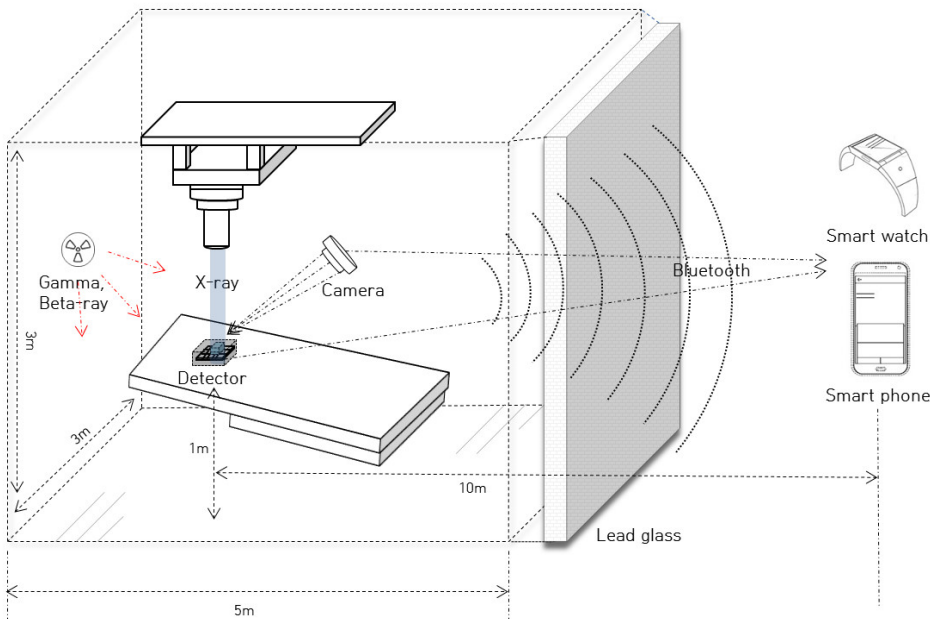


Fig. 11. Experimental setup for portable device based medical wireless radiation monitoring system.

조사하였다.

3. 결과 및 논의

그림 12는 Seintek, Corp의 G5100 digital function generator (1~15 MHz)를 사용하여 그림11의 시스템 평가 시 납유리 차폐격벽에 의한 원격통신간의 송·수신률을 평가한 결과를 보여준다.

Digital function generator의 0~2 kHz의 펄스를 입력 신호로 사용하여 두께 50 mm의 납유리 차폐격벽을 사이에 두고 10 m의 거리에서 무선 방사선검출기와 휴대용 단말 사이 간 원격통신 시 입력펄스는 오차 없이 휴대용 단말을 통해 계수 되었다. 또한 이 결과는 펄스/카운트로 코드화된 제어 연산부의 계수 알고리즘에 대한 정확성도 확인 시켜준다.

그림 13은 감마선원 ^{137}Cs (0.662 MeV: 1 μCi , 5 μCi , 10 μCi)과 X-ray (40~55 kVp, 0.15 mA)를 사용하여 방사선 세기에 따른 응답 선형성을 평가한 결과를 보여준다.

방사선원의 세기를 증가시키면 방사선의 선속이 증가하게 되고, 그에 따라 선량은 선형적으로 증가하게 되는데 그림 13에서 보는 것과 같이 ^{137}Cs 과 X-ray의 세기가 증가함에 따라 무선 방사선검출기에서 측정되는 선량이 선형적으로 증가하는 결과를 통해 검출기의 응답선형성을 확인 할 수 있다. 각 결과에서의 추세선식 R-square값은 0.9975와 0.98459로 계산되었다[4].

다음으로 교정된 무선 방사선검출기의 성능평가를 위해 1 μCi 의 감마선 방출선원 ^{137}Cs (0.662 MeV), ^{22}Na (0.511, 1.27 MeV), ^{60}Co (1.17, 1.33 MeV)과 베타선 방출선원 ^{204}Tl (0.763 MeV), ^{90}Sr (0.546 MeV); 0.1 μCi 그리고 진단용 X-ray 발생장치 (55 kVp, 0.15 mA)를 사용하여 gamma, beta, X-ray에 대한 검출기의 반응성을 확인하고, 감마상수 구현을 통해 검증한 MCNPX 전산코드를 기반으로 전산 모사된 데이터 값과 실제 전산모사 환경과 동일한 조건으로 측정된 무선 방사선검출기의 실측 값을 비교하여 시스템의 검출 정확도를 평가하였다 (그림 14). MCNPX 전산모사 코드는 각 선원의 방사선 붕괴율과 발생에너지 값을 고려한 모델링을 통해 검출기로부터

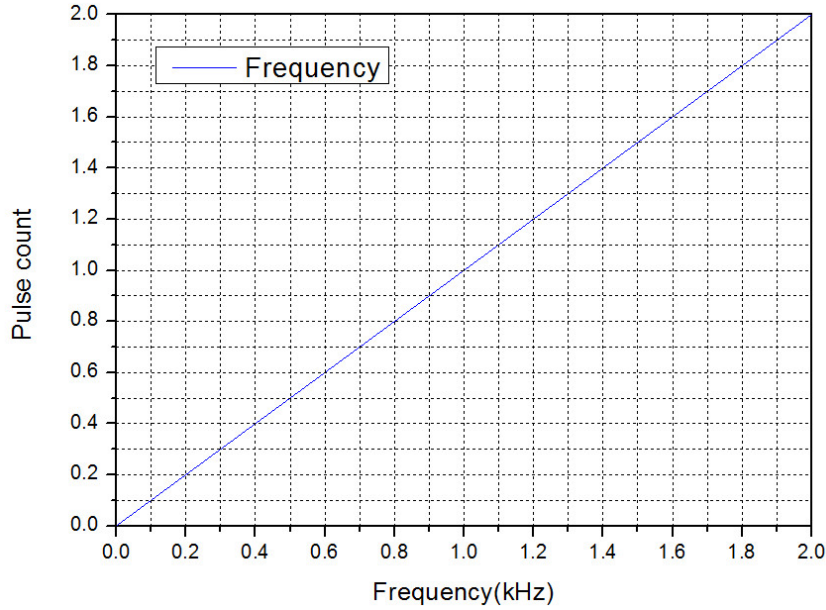


Fig. 12. Pulse count as a function of frequency. X-axis: digital function generator, Y-axis: smart phone.

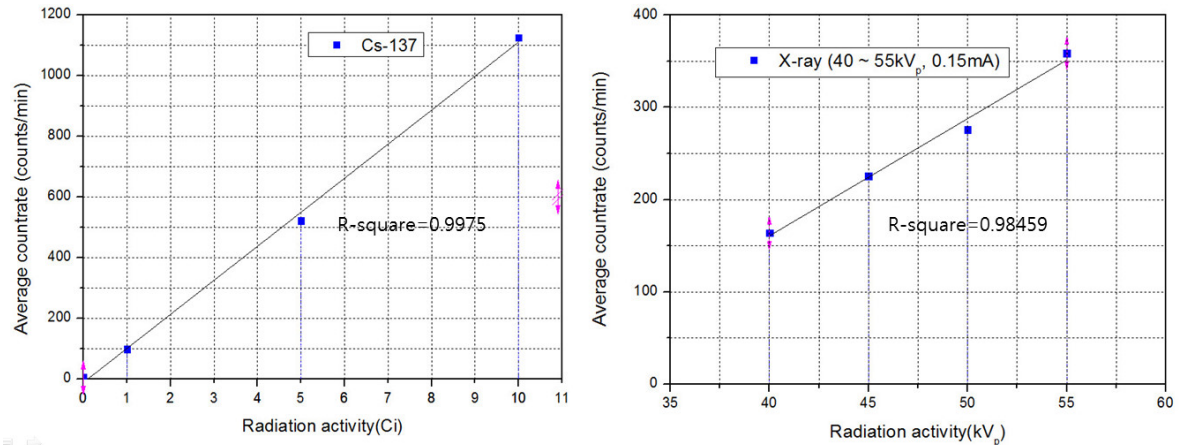


Fig. 13. Responses of the radiation monitoring system as the radiation activity.

0.5 cm 기준으로 5 cm까지 측정거리에 따른 검출기에서의 방사선량을 조사하였다.

측정결과를 통해 개발된 무선 방사선 모니터링 시스템은 gamma, beta, X-ray에 대해 선형성 있는 검출 반응도를 확인하였고, MCNPX 전산코드를 이용한 측정 거리에 따른 시스템의 검출 정확도 평가 시 3% 내외의 유의한 오차범위를 보여 성능평가 결과의 유효성을 확인할 수 있었다.

본 연구에서의 결과들을 통해 원격통신 기술을 적용한 무선 방사선 모니터링 시스템을 개발 하였으며, 진단 방사선분야에서의 적용 가능성을 확인 할 수 있었다. 추후 개발된 시스템의 가용성 확대를 위해 고 에너지 환경의 치료 방사선분야에서도 성능평가를 진행 할 예정이다.

4. 결론

의료방사선 기술의 발달로 진단 및 치료에 사용하는 방사선 조사량 및 방사성의약품의 사용량이 꾸준히 증가 하면서 방사선 관련 종사자나 방사선 치료환자들은 진단 및 치료 시 필연적으로 의료상 피폭을 수반하게 된다. 그러므로 진단 및 치료 시 잠재적인 피폭대상자들의 안정과 피폭최적관리를 위해 기존의 피폭관리 시스템보다 직접적이고 가용성이 높은 방사선 측정 및 감시 모니터링 시스템의 연구개발이 요구된다. 따라서 본 연구에서는 Bluetooth통신기반 무선 방사선검출기를 제작하여 기존에 구비되어진 휴대용 단말을 통해 원격으로 안전하게 개인 피폭관리가 가능한 의료용 방사선 모니터링 시스템을 제작하고 그 성능을 평가하였다. 구현된 시스템의 기능적 점검을 통해 CCD카메라로 직관적인 방사선 구역의 위치 파악이 가능하며, 방사선 세기에 따른 시스템의 선형적인

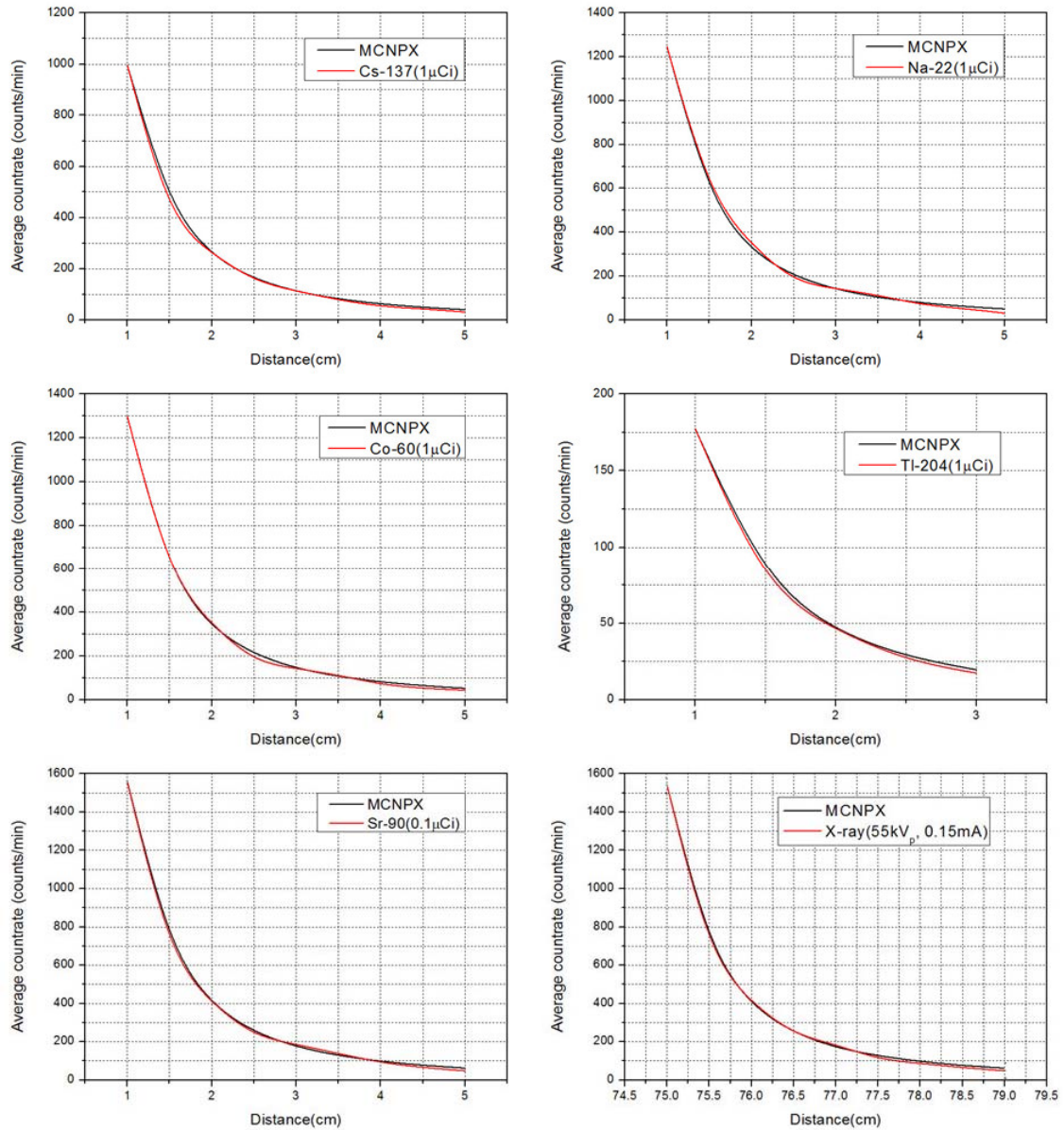


Fig. 14. Efficiency curve calculated from the MCNPX simulations and the obtained experimental efficiency values as a function of the measurement distance using ^{137}Cs , ^{22}Na , ^{60}Co , ^{204}Tl , ^{90}Sr , and X-ray (55 kVp, 0.15 mA).

응답성과 측정 거리에 따른 방사선 검출 정확도를 확인할 수 있었다. 향후 연구결과에 대한 실증적 현장적용 연구가 수행된다면 기존의 방사선검출 시스템 구성에 있어서 비용절감 효과와 개인피폭정도관리에 기여할 것으로 예상된다.

감사의 글

본 연구는 미래창조과학부의 일반연구자지원사업으로 수행되었습니다. (과제번호 : R1A1A2011572)

참고문헌

1. ICRP. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. 2000:3-4.
2. Knoll GF. Radiation Detection and Measurement.

3rd ed. New York; John Wiley & Sons Inc. 2000:235.

3. Bloser PF, Legere JS, Jablonski LF et. al. Silicon Photo-Multiplier readouts for Scintillator based gamma-ray detectors in Space. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). 2010:357-360.
4. Osovizky A, Ginzburg D, Manor A et. al. SENTIRAD—An innovative personal radiation detector based on a scintillation detector and a silicon photomultiplier. Nucl. Instrum. Meth. A. 2011;652:41-44.
5. Chavanelle J, Parmentier M. CsI(Tl)-PIN photodiode gamma-ray probe. Nucl. Instrum. Meth. A.

- 2003;504:321-324.
6. Park HM, Jeon SH, Lee HK et al. Design of a Silicon Photomultiplier Based Compact Radiation Detector for Homeland Security Screening. IEEE Advancements in Nuclear Instrumentation Measurement Methods and their Applications Conference Record (ANIMMA). 2013:1-5.
 7. McGregor DS, Bellinger SL, Bruno D et. al. Wireless neutron and gamma ray detector modules for dosimetry and remote monitoring. IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC). 2007:808-812.
 8. Smith DS, Stabin MG. Exposure rate constants and lead shielding values for over 1,100 Radionuclides. Health Phys. 2012;102(3):271-291.
 9. Paixão L, Facure A, Santos AM et. al. Monte Carlo study of a new I-125 brachytherapy prototype seed with a ceramic radionuclide carrier and radiographic marker. J. Appl. Clin. Med. Phys. 2012; 13(3):74-82.

Development of a Portable Device Based Wireless Medical Radiation Monitoring System

Hye Min Park, Hyun Seong Hong, Jeong Ho Kim, and Koan Sik Joo
Myongji University

Abstract - Radiation-related practitioners and radiation-treated patients at medical institutions are inevitably exposed to radiation for diagnosis and treatment. Although standards for maximum doses are recommended by the International Commission on Radiological Protection (ICPR) and the International Atomic Energy Agency (IAEA), more direct and available measurement and analytical methods are necessary for optimal exposure management for potential exposure subjects such as practitioners and patients. Thus, in this study we developed a system for real-time radiation monitoring at a distance that works with existing portable device. The monitoring system comprises three parts for detection, imaging, and transmission. For miniaturization of the detection part, a scintillation detector was designed based on a silicon photomultiplier (SiPM). The imaging part uses a wireless charge-coupled device (CCD) camera module along with the detection part to transmit a radiation image and measured data through the transmission part using a Bluetooth-enabled portable device. To evaluate the performance of the developed system, diagnostic X-ray generators and sources of ^{137}Cs , ^{22}Na , ^{60}Co , ^{201}Tl , and ^{90}Sr were used. We checked the results for reactivity to gamma, beta, and X-ray radiation and determined that the error range in the response linearity is less than 3% with regard to radiation strength and in the detection accuracy evaluation with regard to measured distance using MCNPX Code. We hope that the results of this study will contribute to cost savings for radiation detection system configuration and to individual exposure management.

Keywords : Portable device, Silicon photomultiplier (SiPM), Scintillation detector, CCD camera, Bluetooth, MCNPX