

방사선 치료위치 검증을 위한 다이오드 검출기의 특성에 관한 연구

이동훈*, 김윤중, 지영훈*, 이동한*, 홍승홍
인하대학교 전자공학과, 원자력병원*

A Study on Characteristics of Diode Detector for Verification of Radiation Therapy

Dong-Hoon Lee, Yoon-Jong Kim, , Young-Hoon Ji*, Dong-Han Lee*, Seung-Hong Hong
Dept. of Electronics, Inha University, Korea Cancer Center Hospital*

Abstract

The diode characteristics for therapy radiation sensor have been studied by irradiating therapy radiation from the MM22 microtron accelerator. Signal processing has been performed in the pulse mode which can process the signal fast. We have designed integrator, peak detector and synchronization circuit to detect diode signal in the pulse mode for implementation of portal image. We also read the diode signal by A/D board and displayed the peak value with LabView program. Because the quality of portal image obtained by film in the case of therapy radiation is much worse than that of diagnostic film, Digital radiography system by rectifier diode detector was suggested for portal image.

I. 서론

악성 종양에 대한 성공적 방사선 치료를 위해서는 첫째로 종양에만 방사선이 정확히 조사되어야 하며 둘째로 치료 계획대로 방사선량이 실제로 투여되어야 한다. 일반적으로 계획된 조사부위와 실제 조사된 부위 사이는 전체 5mm이하의 시스템 적 불일치가 존재할 수 있고, 매일 치료하는 동안 경계부위에서의 변동오차는 약 2mm이하로 나타난다고 보고되고 있다.

최근까지 방사선 치료 시 치료위치의 정확도를 검증하기 위해서 주로 사용되어온 것은 필름을 사용한 방법이었지만 방사선검출 전용센서에 의한 좀더 정확하고, 편리하며 적은 비용이 들어가는 DR(Digital Radiography)포탈영상을 사용하여 직접 모니터 상에

거의 실시간 적으로 보여 줌으로써 치료위치의 정확도를 높이는 방법이 대두되고 있다. 즉, 포탈필름이 EPID(Electronic portal imaging devices)로 대체되어 가는 중에 있다. 현재 사용되고 있는 포탈영상용 검출센서로는 기존의 필름을 이용하는 방법과 전용 검출기인 인광 스크린, 이온전리함, 실리콘 포토 다이오드 등을 검출센서로 설계, 제작한 후 2차원 배열의 모듈화 된 구조로 하여 포탈영상을 직접 얻어 실시간적으로 치료위치를 검증함으로써 방사선 치료의 질을 높이고자 노력하고 있다¹⁾²⁾³⁾.

본 연구에서는 일반 정류형 다이오드가 방사선 치료 시 치료위치를 검증할 수 있는 센서로써 역할을 수행할 수 있는지에 대한 가능성을 제시하고자 한다. 방법으로, 방사선치료를 이용되는 입자 가속장치로부터 발생된 X-선이 실험에 이용된 다이오드에 조사될 때 발생하는 전리전류를 검출한다. 전리전류는 적분형에 의한 비례 직류 전압으로 읽을 수도 있고 펄스형으로 변조하여 하나의 펄스 빔에 대한 펄스전압 파형으로 읽어 입사된 방사선량을 구하는 방법이 있다. 본 실험에서는 빠른 신호처리가 요구되는 실시간 방사선 치료위치의 검증을 요구함으로 각각의 펄스 빔에 대한 정보를 입력받아서 방사선량을 구할 수 있는 펄스형 검출을 시도하였다. 이 때 방사선이 조사되는 양에 따라서 전리 전류의 피크 값이 변화하므로 피크 값을 읽음으로써 방사선량의 정보를 파악할 수 있다. 방사선량에 따른 펄스 파형 및 신호처리를 위해서 전류-전압 변환회로, 피크 검출회로, 신호 동기를 위한 펄스발생회로 등을 설계 제작하였다. 성형된 펄스 파형의 파고 값을 A/D보드를 통하여 컴퓨터로 입력받아서 화면에 값을 표시할 수 있도록 구성하였다. 치료 위치의 검증을 위해서는 몇 개의 펄스를 누적하여야 화면상에

영상으로 재현 가능한지에 대한 실험을 모의 팬텀 등을 통하여 선량 분포특성 및 검출기 특성을 살펴보았다. 실제로 포탈영상의 구현을 위해서는 다 채널의 검출기가 필요하게 됨으로 그에 대한 채널의 확장을 고려하여 다이오드를 이용한 포탈영상 구현의 가능성을 살펴보았다.

II. 다양한 DR 시스템

1. Mirror-based video system

가장 일반적인 포탈영상시스템으로 금속과 인광물질 스크린으로 구성된 판에 X-ray가 조사되면 금속판에서 고에너지의 전자를 발생시키게 되고 그 전자는 인광물질과 반응하여 빛을 발생시킨다. 그 빛을 거울에 반사시켜 비디오 카메라로 읽어들이는 방식이다. 단지 빛의 적은 부분만(0.01%)이 렌즈에 집속되므로 수광효율을 극대화하기 위해서는 소자들의 선택에 유의해야 한다. 비디오 시스템은 투과된 모든 엑스선을 영상으로 변환할 수 있고, 해상도를 높일 수 있을 뿐 아니라 빠르게 영상화 할 수 있다는 장점들이 있다.

이 시스템의 단점으로는 커다란 거울과 렌즈 등을 기계에 부착하여 구현하기가 어렵지만, 이 시스템의 일반적 사용 편리성 때문에 비디오카메라는 일찍이 1958년부터 사용되어졌다.^[3]

2. Fiver-optic video system

광섬유 수신기를 2차원 배열하여 거울 기반 비디오 시스템의 반사경을 대체하는 방법으로써 엑스레이가 1.5mm 구리판 빌드업(Build-up)을 통과하여 $250 - 500 \text{ mg/cm}^2$ 두께의 가돌리늄 산황화물(gadolinium oxysulfide) 인광물질을 입힌 판에 조사될 때 발생된 빛을 영상화하는 장치이다.

각각 16*16열로 구성된 다채널 광섬유 시스템은 15cm 두께로 가볍게 만들 수 있고, 유리광섬유 집광판은 이 광섬유 수신기를 경유해서 비디오카메라에 연결되어진다. 비디오카메라는 1.2cm*1.2cm의 센서크기로 입력영상을 약 36cm*36cm로 볼 수 있다. 미리시 시스템과 같이 카메라는 출력영상의 디지털화를 위해서 마이크로 컴퓨터와 연결되어 사용하게 된다.^[4]

3. Liquid ionization chamber system

액체전리함을 이용한 고에너지 검출기로서 전하 농도가 높은 액체에 고전압을 가한 상태에서 방사선이 조사되면 전리 전하가 발생하게 되고 이 전하를 고전압으로 수집하는 방법이다. 액체의 밀도가 공기보다 높으므로 x-선의 검출효율도 증가하게 된다.

액체 선택시 중요한 두 가지 요인은 전하를 고집적시킬 수 있어야 하며 전하 발생시 수집이 잘 되도록 설

계하여야 한다. 이 두 가지 모두 전하의 이동도에 의해 영향을 받게 된다.

액체전리함을 이용한 포탈영상시스템은 네덜란드의 Kanker연구소에 의해 개발되었으며 초기에 256*256 매트릭스 전리함과 영상처리를 위한 이미지 프로세싱부와 마이크로컴퓨터 제어로 시스템을 구성하였다.^[5]

4. Amorphous silicon arrays system

반도체 소자를 이용하여 포탈 영상시스템 센서로써 활용할 수 있도록 넓은 동적영역과 넓은 조사 영역, 자체적으로 전자적으로 빠르게 스캐닝할 수 있는 2차원배열의 전용 검출장치이다. X-선이 인광판과 반응을 한 후 발생된 빛을 a-Si:H 포토 다이오드,의 반도체 소자, FET 제어 라인, 증폭기 등이 모듈화 되어 내장되어진 시스템이다. 위 시스템은 고에너지의 X-선 뿐만이 아니라 진단용 X-선까지 영상화 시킬 수 있는 기술이 개발되었다. 반도체 기술의 발달로 2-5 μm 정도의 미세한 소자의 개발까지 가능하다.^[6]

III. 시스템 구성도

방사선이 다이오드에 입사시 발생된 전리전류를 펄스형태로 변환한 후 펄스의 피크 값을 컴퓨터 상에서 읽기 위한 시스템 구성도는 그림 1과 같다.

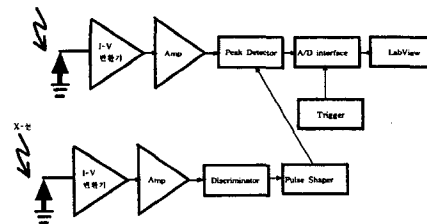


그림 1 시스템 구성도
Fig. 1 System Diagram

펄스의 파고 값을 측정하기 위해서 첫단의 전류-전압 변환회로를 설계 제작하였다. 다이오드에서 발생하는 전리전류는 수nA이므로 사용된 OP-Amp는 높은 입력 임피던스와 저 입력 바이어스전류를 갖는 소자를 사용하여야만 한다. 펄스성형을 위한 시상수는 47 μs 를 사용하였으며 시상수의 값이 작으면 높은 파고 값을 얻고 민감도가 증가하나 슬루레이트가 커져서 파고 값을 정확히 측정하기가 어려워진다. 또한 너무 큰 시상수를 사용하면 파고 값이 작아져 신호의 변별력이 떨어진다. A/D변환을 위해 이 신호를 증폭한 후 피크 검출기를 통하여 피크 값을 홀드 시켰다. 펄스 반복 주파수는 240Hz 임으로 파고 값을 약 3.4ms 유지시킨 후 다음 펄스가 들어오기 전에 리셋 시킨 후 다시 펄스의

피크 값을 유지시키도록 구성하였다. 피크의 검출 및 리셋 타이밍을 맞추기 위해서 별도의 모니터링용 다이오드로부터 신호를 얻어 신호의 동기를 맞추어 주었다. 외부 트리거 신호를 이용하여 펄스의 피크를 100KHz의 샘플링률을 갖는 12bit A/D 보드로부터 컴퓨터 상으로 읽은 후 LabView 프로그램을 통하여 데이터를 처리하였다.

IV. 실험 방법 및 결과

실험에 사용한 방사선 발생장치는 SCANDITRONIX사의 MM22 MICROTRON를 사용하였다. 다이오드 검출기의 측정위치는 Target으로부터 100cm 또는 140cm에서 측정하였다. 조사된 X-선의 거리 및 감쇄 정도에 따라 펄스의 파고 값이 변하게 된다. 측정거리가 가깝고 신체를 투과한 후 감쇄계수가 적은 곳에서 펄스의 파고 값이 커지게 된다. 그림2는 오실로스코프(LeCroy 9350)를 사용하여 다이오드로부터 발생된 전리전류를 I-V변환회로 출력 단에서 측정한 출력 펄스 파형이다. 다이오드에서 발생된 신호의 크기는 거리에 따라 다르지만 약 수백mV의 파형을 얻을 수 있었다. 펄스 파고 값까지 올라가는 시간은 약 20 μ s이며 펄스 폭은 약 60 μ s 정도임을 보여준다. 방사선 조사시 다이오드에서 발생하는 전리전류의 값을 ORTEC의 Digital Current Integrator 439로 측정하여 본 결과 약 3nA가 흐르면 다이오드의 개수의 증가에 따라 비례적으로 증가함을 보였다.

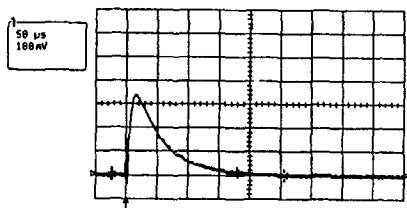


그림 2 I-V 변환회로의 출력펄스 파형
Fig.2 Output pulse of I-V circuit

펄스간격은 실제 치료시의 PRF(Pulse Repetition Frequency)인 240Hz에서 측정하였다. 다이오드의 개수를 늘리면 펄스의 파고 값은 비례해서 증가하였다. 각각의 다이오드의 감응체적을 조정할 수 없으므로 다이오드의 숫자를 늘려 검출효율을 증가시킬 수 있지만 파고 값의 증가만큼 다이오드 자체의 오차율 및 빔의 변동 오차폭도 증가하므로 몇 개의 펄스를 중첩하여 평균

값으로 변동오차폭을 줄일 수 있다. 모형인체를 놓고 그 밑에서 다이오드로부터의 포탈신호를 측정하면 모형인체 없이 직접 읽은 신호보다 약 1/3정도 감소한 파고 값이 나타났다.

그림3은 제작된 시스템으로부터 펄스의 파고 값을 읽은 신호를 나타내고 있다.(a)는 처음의 스타트 펄스 후 약 75 μ s 지나서 들어온 다이오드 출력 파형을 나타내고 있고 (b)의 파형은 증폭된 다이오드 출력 파형이 A/D 변환되기까지 피크 값이 홀드 되어 있는 것을 보여주고 있다. 피크 값은 별도의 모니터링용 다이오드 신호로부터 발생된 펄스 파형을 트리거신호로 이용하여 측정하였다.

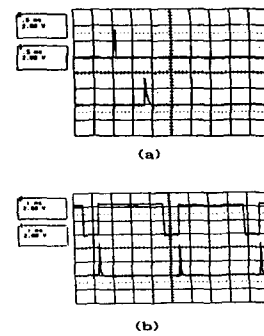


그림 3 피크 검출 파형
Fig. 3 Peak detection wave

그림4는 설계된 회로의 시간별 파형을 나타내고 있다. 먼저 동기신호 발생회로를 보면 가속기 바로 앞에 설치된 1개의 다이오드 센서로부터 방사선이 조사될 때 발생된 전리전류를 I-V적분기의 시상수를 47 μ s로 하였을 경우 출력은 약 500mV의 펄스를 얻을 수 있었다. 피크 값을 읽은 후 다음 펄스가 들어오기 전에 피크 값을 리셋 시키며 이를 위한 시간 간격을 맞추기 위해서 단안정 멀티바이브레이터 회로를 두개 사용하여 펄스의 시간폭 및 간격을 조정하였다. 그림의 2는 다이오드 신호의 피크 값이 일정시간 홀드된 상태를 보여주고 있다. 피크 값을 홀드 시키는 것은 차후 채널의 수가 늘어날 경우 각채널의 피크 값을 A/D보드에 의해서 디지털로 변환하기 위한 시간이 필요하기 때문이다. A/D 보드를 통하여 240Hz의 주파수로 반복되는 펄스의 피크 값을 읽기 위해서 동기 외부 트리거 펄스를 이용하였다. 트리거 펄스 후에 홀드 되어 있는 피크 값을 읽고 다음 펄스 전에 리셋을 시킨다. 연속해서 발생하는 펄스의 피크 값을 버퍼에 저장한 후 LabView를 통하여 컴퓨터 모니터 상에 데이터를 볼 수 있도록 구성하였다.

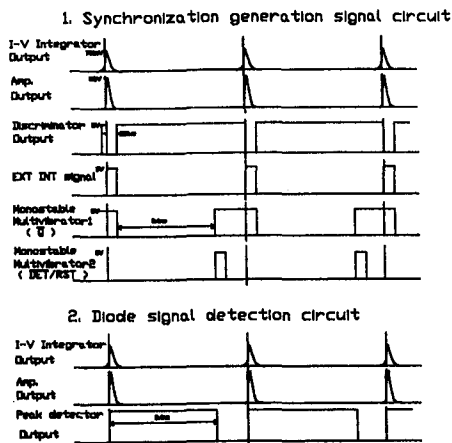


그림 4 각과형의 타이밍도
Fig. 4 Timing diagram of each wave

V. 결 론

본 연구에서는 일반 정류형 다이오드를 치료방사선 검출센서로 이용하여 특성검사를 수행하였다. 포탈영상을 구현하기 위해서 펄스 성형회로, 증폭기, 피크검출회로 및 동기신호발생회로를 설계 제작하였으며 이를 사용해 방사선이 다이오드에 조사시 발생된 전리전류 신호를 펄스 형태로 변환시켜 파고 값을 읽었다. 포탈영상에 필요한 보다 큰 신호를 얻기 위해서는 다이오드의 수를 병렬로 결합시켜 신호의 증대를 가져올 수 있을 것으로 기대된다. 수MeV이상의 고에너지에서 얻은 X-선 필름의 영상의 질은 진단용보다 훨씬 떨어지기 때문에 다이오드 센서의 수를 늘려 취약한 신호대 잡음비를 늘린다면 치료위치의 검증을 목적으로 하는 포탈영상의 구현이 가능하며 저렴한 비용으로 디지털 치료 위치 검증을 위한 영상장치개발이 가능할 수 있으리라 본다.

참고문헌

- [1] S.C.Taborsky, W.C.Lam, R.E.Sterner, G.M.Skarda, "Digital Imaging for radiation therapy verification", *OPTICAL ENGINEERING/* Vol. 21 No.5, pp. 888-893, September/October 1982.
- [2] K.S.Lam, M.Partowmah, and W.C.Lam, " An On-Line electronic portal imaging system for external beam radiotherapy", *The British Journal of Radiology*, 59, pp. 1007-1013, 1986
- [3] Arthur L. Boyer, Larry antonuk, Aaron Fenster,

Marcel Van Herk and Harm Meertens, Peter Munro, Larry E. Reinstein, John Wong, "A review of electronic portal imaging devices(EPIDs)", *Med. Phys.* 19(1), pp.1-16, Jan/Feb 1992.

- [4] M.L.Graham, A.Y.Cheng, L.Y.Gear, W.R.Binns, M.W.Vannier, and J.W.Wong, "A method to analyze two-dimensional daily portal images from an on-line fiber-optic imaging system," *Int.J.rad. Oncol.Biol.Phys.* 20, pp.613-619 1991.
- [5] M.Van Herk H.Meertens, "A matrix ionization chamber imaging device for on-line patient setup verification during radiotherapy", *Radiother. Oncol.* 11, pp.369-378 1988
- [6] Antonuk et al., " Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays", *Med. Phys.* 19(6), Nov/Dec pp 1455-1466, 1992