

마이크로컴퓨터를 이용한 치료방사선 선량측정 시스템의 구현

이동훈, 권오상, 홍준표, 최창순, 홍승홍
인하대학교 공과대학 전자공학과

The Implementation of A Therapy Radiation Dose Measurement System Using A Microcomputer

D.H. Lee, O.S. Kwon, J.P. Hong, C.S. Chae, S.H., Hong
Department of Electronic Engineering, Inha University

Abstract

In this paper, the therapy radiation dose measurement system has been implemented by using a microcomputer after radiation was irradiated on diodes from the MM22 microtron accelerator. We have displayed 7-channel diode output values on the LCD after processing those in the 80196 MCU(Micro Computer Unit). Signal processing has been performed in the pulse mode because we can process the signal fast and use it to perform portal image by increasing a number of diode channels in the future. In order to verify the microcomputer based radiation measurement system of diodes, diode output values were compared with that of semiconductor.

I. 서 론

현재 방사선 치료에서 가속기를 이용한 고에너지, 고선량을 X-선과 전자선을 종양치료에 이용하고 있다. 방사선 치료는 방사선의 전리효과를 이용하여 종양세포를 죽이는 과정을 말한다. 방사선 치료시 정확한 방사선량의 관리는 치료성적의 성패에 직접적으로 영향을 주게 된다. 방사선 발생장치인 싸이클로트론, 마이크로트론, 베타트론 및 선형가속기등의 방사선량은 코발트-60 치료기에 비해서 에너지의 다양성, 고에너지, 고선량을 및 반응영등에서 보다 나은 장점을 가지고 있지만 처음부터 전자장치에 의해 입자를 가속시켜 X-선, 전자선 및 중성자선을 발생시키는 발생장치는 빔의 안정성 및 재현성에서 동위원소를 사용하는 코발트 치료기보다 떨어진다. 그러므로 방사선 발생장치에 의한 치료시 주기적으로 빔의 변동여부를 측정하여 치료에 만전을 기하여야 한다. 치료빔을 측정할 수 있는 검출기로는 알파선, 베타선, X선 및 감마선 등의 고속대전입자가 전극간 공간에 입사하면 그 궤적에 따라 전리작용에 의해 만들어진 전자와 이온

쌍을 전극간에 전계로 포집하여 전기 신호를 얻도록 한 기체전리함이다. 방사선을 필름에 조사시켜 생긴 흑화도를 필름 농도계와 필름스캐너를 이용한 측정방법이 있으며 LiF, CaF₂ 등의 열루미네센스 물질에 방사선이 조사시 전자가 가전도대로부터 전도대쪽으로 올라간 후 덩치기 중심에 포획된 후 TLD(Thermoluminescent dosimeter)시료를 가열판 위에 놓고 온도를 서서히 올릴 때 발생하는 열에너지를 측정하여 누적된 방사선량을 파악할 수 있는 방법이 있다. 또한, 방사선이 반도체내에 조사될 때 고체내에 전자, 정공쌍을 생성하여 전리전류를 발생하는 고체검출기가 있다. 본 논문에서는 가속기로부터 발생하는 펄스신호를 정류용 다이오드를 검출센서로 사용하여 빠르게 방사선질을 측정할 수 있는 시스템을 마이크로컴퓨터를 이용하여 구현하였다. 다이오드의 선량측정회로는 7채널로 최대 치료조사 영역의 빔의 편평도 및 대칭성을 파악할 수 있도록 구성하였다. 펄스모드 방식으로 펄스의 파고값을 측정하였으며 80196 마이크로 컴퓨터내에서 A/D변환시켰다. 변환된 값을 LCD에 표시하여 치료조사 영역내의 빔의 대칭성, 편평도를 파악하여 방사선의 선질을 관리할 수 있는 시스템을 구현하였다.

II. 실리콘 P-N 접합형 다이오드 검출기의 전류-전압특성

열 평형상태에서 p,n 두 영역의 페르미 준위는 일치한다. 이 사실은 두 영역에 있어서 전도대 E_{cp} 레벨 이상의 전자밀도 및 가전자대 E_{vn} 레벨 이하의 정공 밀도가 같게 되어 캐리어의 이동이 더 이상 일어나지 않는다는 사실을 의미한다. 즉, n 영역의 E_{cp} 이상의 전자밀도는 p 영역의 전자 열 평형밀도와 같게 되므로

$$n_p = n_n e^{\left(\frac{-qV_o}{kT}\right)} \quad (1)$$

또한, p영역의 E_{vn} 이하의 정공 밀도는 n영역의 정공 열 평형밀도와 같게 되므로

$$p_n = p_p e^{\left(\frac{-qV_o}{kT}\right)} \quad (2)$$

가된다. 여기에서 qV_o 는 두 영역에서의 전도대 및 가전자대 사이의 에너지 차로써

$$qV_o = E_{cp} - E_{cn} = E_{vp} - E_{vn} \quad (3)$$

이다.

$n_p p_p = n_i^2, n_n p_p = n_i^2, p_p = N_A, n_n = N_D$ 를 사용하면 확산 전위차는

$$V_o = \frac{kT}{q} \log_e \left(\frac{N_A N_D}{n_i^2} \right) \quad (4)$$

로 구해진다. 확산 전위차는 두 영역의 불순물 농도에 의존하는 것을 알 수 있다. 열 평형 상태에서는 확산 전위차는 약 1V 정도이다. 무 바이어스된 실리콘 P-N 접합형 다이오드 검출기에 전리 방사선이 공핍층에 입사될 때 고체 결정 속에 전하 운반자 전자와 정공이 생기고 전리함과 동일하게 전리전류가 흐르게 된다. 결핍영역의 전체 폭을 d 라 하고, 반도체의 유전율 ϵ 라 하면 단위 면적당 정전용량의 값은

$$C = \frac{\epsilon}{d} = \frac{e \epsilon N}{2V} \quad (5)$$

여기서, $N=N_A$ (p 의 농도 $\gg n$ 의 농도 일 때), $N=N_D$ (n 의 농도 $\gg p$ 의 농도 일 때)이다.

열 평형상태에 있는 P-N 접합에는 식(4)에 표시한 확산 전위차 V_o 가 형성되고 이것이 장벽이 되어 캐리어의 이동을 저지하기 때문에 평형이 유지되고 있다. 무 바이어스시 접합을 가로질러 자발적으로 형성되는 접촉 전위는 약 1V이고 전하 운반자를 고속으로 움직이게 할만큼 충분한 고전압을 형성하는 데에는 부족하여 반응시간이 느리고 감응도가 낮다. 또한 전하는 뒤틀기와 재결합에 의해서 간단히 손실되고 가끔 불완전한 전하수집을 초래한다. 전기용량이 커서 잡음특성도 또한 나쁘다. 그러나 외부에서 역바이어스 전압을 증가시키면 전위장벽의 높이는 V_o+V 로 증가하여 다수 캐리어의 이동은 불가능하게되고 소수 캐리어의 이동에 의한 극히 미미한 전류만이 흐른다. 역바이어스 전압을 증가시키면 결핍 영역은 더욱 넓어지고 결핍 영역의 비저항은 p형 물질이나 n형 물질에 비해서 훨씬 크게 된다. 따라서 결핍 영역의 두께가 증대되어 방사선이 생성한 전하 운반자를 모을 수 있는 체적이 확대되어 전기용량은 감소된다. 전자회로의 잡음이 중요한 조건하에서 좋은 에너지 분해능은 검출기 전기용량을 작게 하는 것에 의존되고 있으며 따라서 가능한 높은 인가 전압을 사용하면 에너지 분해능이 개선될 수 있다.

반도체 검출소자는 한 쌍의 전자, 정공쌍을 만드는데 필요한 에너지가 기체전리함의 1/10정도로 적어 에너지 분해능이 우수하며 300k에서 si 이동도가 $1,350\text{cm}^2/\text{V}$ 이므로 분해시간이 적어 빠른 신호

로서 취급이 가능하다. 고체이므로 기체보다 밀도가 1,000배 정도 크므로 방사선을 포착하는 효율이 크다. 크기가 적으므로 공간분해능이 우수하다는 등의 장점을 가지고 있다.

III. 실험 및 결과

1. 실험장치

본 논문에서는 방사선량 측정시스템을 그림1과 같이 다이오드센서부, 신호검출부, 피크검출기 및 홀드회로와 검출한 신호를 처리하는 80196 마이크로 컴퓨터, LCD, 외부메모리, 피크검출기를 홀드값을 리셋시키는 리셋 컨트롤부로 구성되어 있다. 다이오드는 역바이어스를 가하지 않고 구성하였다. 이는 역바이어스를 인가하면 에너지 분해능은 증가하나 역전압에 의한 누설전류가 또한 증가함으로 본 선량측정시스템에서는 무바이어스로 구성하였으며 회로도 간단하다. 다이오드 선택시 누설전류에 의한 잡음이 크거나 방사선에 대한 반응도가 적은 경우와 방사선량의 증가에 따른 선형성을 갖지 않는 다이오드는 대상에서 제외시켰다. 선택된 다이오드를 10MV 광자선에 SSD 100cm에서 10회이상 반복 조사시켜서 오차율이 2%이내의 값을 갖는 양호한 다이오드만을 선택하였다. 다이오드는 7개 채널로 구성하였으며 다이오드 검출소자와 측정회로 사이는 잡음이나 누설전류가 적은 동축케이블을 사용하였다. 다이오드 검출기는 공간 방사선에 의한 누설전류 오차를 줄이고 측정시 정확한 위치에서 편리하게 측정할 수 있도록 직경 1cm의 원통 모양의 아크릴 봉에 넣고 에폭시 수지로 밀봉하였으며, 표면으로부터 3mm 깊이에 다이오드의 중심이 오도록 하였다. 다채널 다이오드검출기에 의한 선량 분포측정을 위해 $40 \times 40 \times 1.5\text{cm}^3$ 크기의 아크릴 판에 X-축, Y-축 및 대각선 방향으로 각각 7개의 구멍을 뚫은 아크릴 팬텀을 제작하였다. 신호검출부는 첫단에 적분회로를 구성하여 펄스형 전리전류를 전압펄스로 변환시키고 증폭후후 피크검출기 및 홀드회로로 펄스의 파고치를 일정기간 유지시킨후 값을 읽고 다시 리셋한 후 다음 펄스값을 읽어 선량을 측정하였다. 다이오드 1개는 치료기에 부착하여 방사선이 조사되는 처음순간을 검출한 후 7채널의 다이오드에서 발생된 펄스 피크값을 홀딩할 수 있는 동기펄스 신호를 80196에 보낼 수 있도록 구성하였다. 가속기로부터 발생되는 매크로 펄스는 X-선 치료시 240Hz이다. 펄스모드에서 측정된 것은 짧은 시간에 정확한 양을 측정할 수 있으며 추후 채널의 수를 늘려 확장할 시 Portal 영상을 받을 수 있기 위한 구성이다. 80196 마이크로컴퓨터내의 A/D를 이용하여 펄스의 파고값을 디지털 신호로 바꾸어 처리한 후 LCD에 채널별로 측정된 값을 표시하도록 구성하였다.

2. 실험방법 및 결과

마이크로트론의 광자선 10MV를 조사야 $30 \times 30\text{cm}^2$, SSD 100cm에서 7개의 다이오드센서에 조사한 후 그 값을 중앙에서 받은값으로 규준화 한 후 LCD에 표시하였다. 그림 2는 마이크로트론으로부터 발생

마이크로컴퓨터를 이용한 치료방사선 선량측정 시스템의 구현

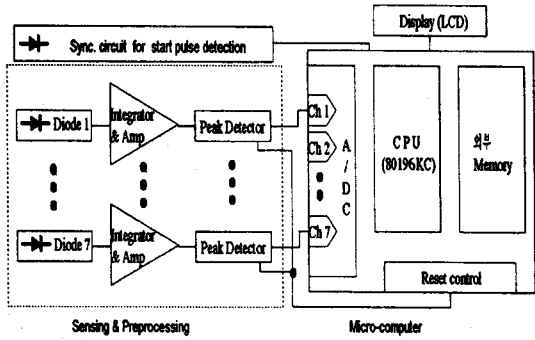


그림1. 시스템 구성도

Fig.1. Schematic diagram of the System

된 펄스빔을 적분회로의 출력단에서 측정된 펄스파형이다. 펄스간격은 테스트 모드에서 PRF 120Hz에서 측정하였으며, 실제 치료시의 PRF는 240Hz이다. 펄스의 파고치는 다이오드의 숫자를 병렬로 늘리면 배가되어짐을 알 수 있다. 그림 3은 기존의 측정소자인 반도체소자를 이용하여 측정된 값을 실선으로 표시하였으며 +표시는 다이오드 센서로부터 읽은 값을 표시하였다. 그림에서 보는 것처럼 2.2% 이내의 오차율을 보이면서 일치하였다. 이로써 범용 다이오드를 이용한 선질 관리가 가능함을 알 수 있었다.

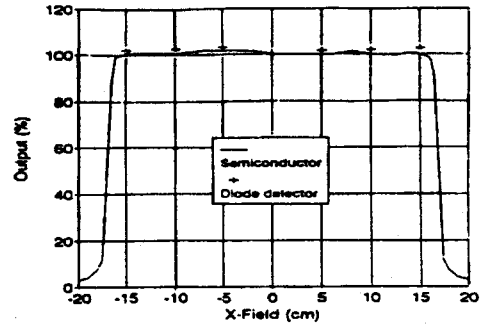


그림3. 다이오드 검출기와 반도체 소자의 값에 의한 방법과의 편평도 비교

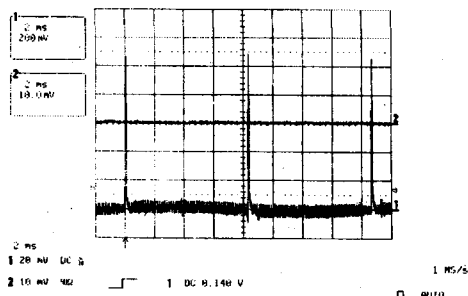
Fig.3. Comparison of flatness between diode detector and semiconductor in the direction of X-field

IV. 결 론

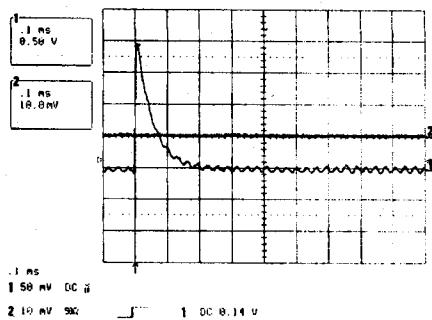
본 연구에서는 일반 정류형 다이오드를 치료방사선 검출센서로 이용하여 펄스모드에서 파고값을 측정하여 마이크로컴퓨터내의 A/D 변환기를 통해서 측정값을 LCD에 표시하는 치료 방사선 선량측정 시스템을 구현하였다. 기존의 측정소자인 반도체소자와 비교하여 최대 2.2%내에서 일치하여 방사선 센서로서의 역할을 할 수 있음을 보였다. 본 선량측정 시스템은 기존의 측정장치에 비해 빠르게 선량관리를 할 수 있으므로 매일 치료전에 방사선 질의 변동여부를 파악할 수 있으리라 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] 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
- [2] Larry Antonuk의 5명, "A review of electronic portal imaging devices (EPIDs)", Med.Phys.19(1), Jan/Feb, 1992
- [3] Wendell R. Lutz, B. Jerry Maddox, and Kenneth R.Kase, "Daily check instrument for photon and electron beam quality assurance of medical linacs.Med.Phys. vol. 12, pp. 462, 1985.
- [4] A. Brahme, "Microtrons: development, Principles and application in radiation therapy", Bombay workshop on physical aspects of high energy electron accelerators in radiation therapy, 1982
- [5] 이동훈 외, "다이오드를 이용한 치료방사선 검출기의 특성에 관한 연구", 의공학회지, 제16권 제2호, pp 129-137, 1995



a) 다이오드를 2개 사용했을때



b) 다이오드를 4개 사용했을때

그림 2. 적분기 출력단의 펄스파형
Fig 2. Pulse wave of integrator output stage