

논문 96-5-5-02

## 치료방사선 Portal Image를 위한 다이오드 방사선 센서의 특성에 관한 연구

이 동 훈, 권 장 우, 홍 승 홍

## A Study on Characteristics of A Diode Radiation Sensor for Portal Image of Therapy Radiation

Donghun Lee, Jangwoo Kwon, Seunghong, Hong

## 요 약

본 연구에서는 가속기에서 발생하는 치료방사선을 방사선원으로 사용하여 다이오드 치료방사선 검출센서의 특성을 조사하였다. 방사선량에 따른 선형성, 재현성, 오차율, 에너지의존성, 방사선조사후의 감도변화량, 다이오드의 숫자에 따른 출력값 측정 및 Portal 영상을 위한 가능성 검사를 위해서 핵계측기를 이용한 펄스 成形을 시도하였다. 제작된 시스템의 효율성을 검증하기 위하여 구성된 다이오드 센서로 照射野별 深部量 백분율을 기존의 측정장치인 기체 전리함을 이용한 값과 상호 비교하여 보았다. 또한 다이오드의 선량측정회로를 다채널로 구성하여 A/D 변환후 컴퓨터 상에서 치료영역의 범위를 읽을 수 있었다. 模型人體를 치료대 위에 놓고 읽은 출력값과 模型人體없이 직접 읽은 출력값을 비교하여 Portal 영상을 위한 가능성을 제시하여 보았다.

## Abstract

In this paper, the characteristics of therapy radiation diode sensors have been studied by using therapy radiation from the MM22 microtron accelerator. The linearity, reproducibility and error ratio were measured for feasibility as a radiation detector. Energy dependence, sensitivity change after a amount of irradiation and output value according to a number of diodes were also measured for same purpose. We have formed pulse shaping of diode signal with nuclear instruments for portal image reconstruction. The percent depth dose ratio according to field size and depth was compared with that of the detector of a ion chamber. Using thirteen silicon diodes, we can directly read diode outputs on a computer monitor after A/D conversion with 16 channels analog to digital conversion board with 12 bit resolution. The possibility for portal image with diodes has been suggested from output comparison between output value with a human phantom and that without a human phantom.

## 1. 서 론

가속기 등을 이용한 방사선 치료에서 치료시 종양에만 설정된 방사선이 투여되고 정상조직에는, 특히 주

요장기에는 최소화하는 것이 매우 중요하다. 치료하기 전 환자는 X-선 시뮬레이터로 방사선이 조사될 영역을 설정하고 래디오그래피 사진을 찍는다. 주요장기를 보호하기 위한 납 차폐블록을 시뮬레이터로 찍은 래디오그래피상에 그려진 대로 만들게 된다. 실제 방사선 치료시 환자의 치료될 위치를 검증하기 위해서 치료할 양의 일부분을 잠깐 조사하여 포탈(portal) 래디오그래피 사진을 찍은 후 시뮬레이션 래디오그래피와 비교하

인하대학교 전자공학과

(Dept. of Electronic Eng. Inha Univ.)

&lt;접수일자 : 1996년 5월 30일&gt;

여 치료위치를 검증하고 있다. 치료위치가 정확하면 치료할 방사선량을 조사하게 된다. 이런 절차는 첫 번째 치료 전에 수행되거나 몇주간격으로 수행하고 있다. 그러나 X-선 필름이 비싸고 프로세싱 하는데 시간이 소요되기 때문에 매치료마다 정기적인 치료검증 래디오그래피로는 사용되고 있지 않다.

최근 컴퓨터를 이용한 영상처리 기술의 발달로 인하여 X-선 필름과 같은 아날로그 영상을 디지털영상으로 변환하려는 추세이다. 영상을 디지털화 할 경우 영상의 질을 개선할 수 있어 치료위치의 검증을 정확히 할 수 있을 뿐만 아니라 저장, 관리 등에 유리한 장점을 가지고 있다. 또한 실시간 처리하여 매일 치료 전에 치료위치를 검증할 수 있어 치료에 만전을 기할 수 있게 된다.<sup>[1][2]</sup> 수 MeV이상의 고에너지에서 얻은 X-선 필름의 영상의 질은 진단용보다 훨씬 떨어지기 때문에 필름을 대신할 몇 가지 디지털 영상장치가 개발되어 영상의 질을 개선하고 있다. 포탈영상을 얻는 방법에는 방사선이 형광판(fluorescent screen)에 조사시 발생된 빛을 광섬유를 이용하여 TV 카메라에 전송하여 영상을 보여주는 형광판-TV 카메라 방식과 이온함을 2차원배열로 구성하여 빠른시간내에 영상신호를 얻을 수 있는 이온전리함을 이용하는 방법과 3번째 검출방식은 X-선 조사후 조사판에 영상신호를 저장하고 있다가 레이저를 발사하면서 스캐닝하여 신호를 읽을 수 있는 방식이 있다. 또한 검출센서로 반도체 소자인 다이오드 및 FET소자를 제작하여 방사선 조사시 발생하는 전리전류를 검출하는 방식과  $ZnWO_4$  형광 크리스탈소자를 제작한 후 방사선 조사시 발생하는 빛을 광다이오드를 이용하여 검출하는 방식들이 선진각국에서 최근 개발되고 있다.<sup>[3][4]</sup>

본 논문에서는 범용 정류용 다이오드를 검출센서로 사용하여 포탈영상을 위한 다이오드 방사선 센서로서의 적합여부를 검증하기 위해 몇 가지 실험을 통하여 가능성을 제시하고자 한다.<sup>[5][6]</sup> 수행된 실험은 방사선량에 따른 선형성, 재현성, 오차율, 에너지의존성, 방사선조사후의 감도변화량 다이오드의 숫자에 따른 출력값 측정 및 포탈영상을 위한 가능성 검사를 위해서 핵계측기를 이용한 펄스 성형을 시도하였다. 다이오드 센서로 조사야별 심부량 백분율을 기존의 측정장치인 기체전리함을 이용한 값과 상호 비교하여 다이오드가 센서로서 역할을 할 수 있는지 보았다.<sup>[7]</sup> 다이오드의 선량측정회로를 다채널로 구성하여 A/D 변환후 컴퓨

터 상에서 치료영역의 범위를 읽을 수 있도록 구성하였다. 모형인체를 치료대 위에 놓고 읽은 출력값과 모형인체없이 직접 읽은 출력값을 비교하여 포탈영상을 위한 가능성을 제시하여 보았다.

## 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. 그림 1은 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 됨을 나타내고 있다.<sup>[8]</sup> 결핍영역의 전체 폭을  $d$  라 하고, 반도체의 유전율  $\epsilon$  라 하면 단위 면적당 정전용량의 값은

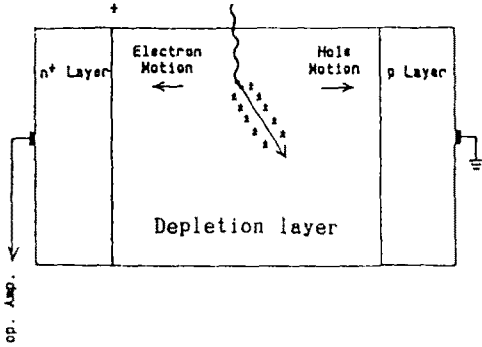


그림 1. P-N 접합형 검출기의 동작원리  
 Fig. 1. Operation principle of a p-n junction diode detector

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

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

열 평형상태에 있는 P-N 접합에는 식(4)에 표시한 확산 전위차  $V_0$ 가 형성되고 이것이 장벽이 되어 캐리어의 이동을 저지하기 때문에 평형이 유지되고 있다. 두 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 몇 치가와 재결합에 의해서 간단히 손실되고 가끔 불완전한 전하수집을 초래한다. 전기용량이 커서 잡음특성도 또한 나쁘다. 그러나 외부에서 역바이어스 전압을 증가시키면 전위장벽의 높이는  $V_0+V$ 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 만드는 데 필요한 에너지가 기체전리함의 1/10에 해당하므로 에너지 분해능이 우수하며 300k에서 si 이동도가

$1,350\text{cm}^2/\text{V}$  이므로 분해시간이 적어 빠른 신호로서 취급이 가능하다. 고체이므로 기체보다 밀도가 1,000배 정도커서 방사선을 포착하는 효율이 크다. 크기가 적으므로 공간분해능이 우수하다는 등의 장점을 가지고 있다.

### III. 방사선 검출소자의 선택 및 측정장치의 제작

방사선원으로는 마이크로트론 MM-22에서 발생되는 6MV, 10MV, 21MV X-선, 일부 전자선 및 코발트-60 (AECL, Canada)감마선을 사용하였다.<sup>[9][10]</sup> 측정에 사용된 다이오드는 광 다이오드 ST-1KLA, 제너다이오드, 실리콘 P-N 접합 다이오드 1N4001, 1N4007을 선택하여 실험에 사용하였다. 다이오드의 선택조건은 가격이 저렴하고 구입이 용이할 뿐 아니라 실온에서 보관 및 사용할 수 있어야 한다. 다이오드에 역바이어스를 가하지 않고 선량 측정회로를 구성하였으므로, 누설전류에 의한 잡음이 커지거나 방사선에 대한 반응도가 적은 경우와 방사선량의 증가에 따른 선형성을 갖지 않는 다이오드는 대상에서 제외시켰다. 광 다이오드 ST-1KLA는 방사선에 대한 반응도는 민감하였으나 방사선이 조사되지 않을 때도 누설전류가 많아서 정확한 선량을 측정하기가 어려웠다. 가시광에도 반응을 보이기 때문에 제작시 빛의 차단에도 고려를 해야하는 어려움이 있다. 제너 다이오드는 누설전류는 작았으나 방사선에 대한 반응도가 거의 없어서 측정에 적합하지 않았다. 실리콘 P-N 접합 다이오드 1N4001과 1N4007은 비조사시 누설전류가 1-3pA 정도로 적었다. 방사선 조사시 양에 따른 선형성 및 재현성도 우수하였다. 이중 1N4007이 약간 성능이 우수하여 검출 센서로서 선택하였다. 선택된 다이오드를 10MV 광자선에 SSD 100cm에서 10회이상 반복 조사시켜서 오차율이 2%이내의 값을 갖는 양호한 다이오드만을 선택하였다. 측정장치는 방사선이 다이오드에 조사될 때 발생하는 미세 전리전류를 측정하기 위해서 그림 2와 같이 적분회로를 구성하였다. 전류의 측정값은 10-9A-10-12A 정도로 매우 작은 값이므로 측정시 잡음전류의 영향과 백그라운드 방사선에 의한 영향을 받으므로 이 측정장치는 10-13A이하의 전류를 측정할 수 있는 고감도를 가져야 한다. 연산 증폭기는 입력 오프셋 전류가 40pA인 CA3140을 사용하였으며, 전리전류의 전하가 축적되는 콘덴서는 장기간동안 안정되며 낮은 누설전류를 갖는 폴리스티렌 콘덴서를 사용하였다. 또한 리셋기능을

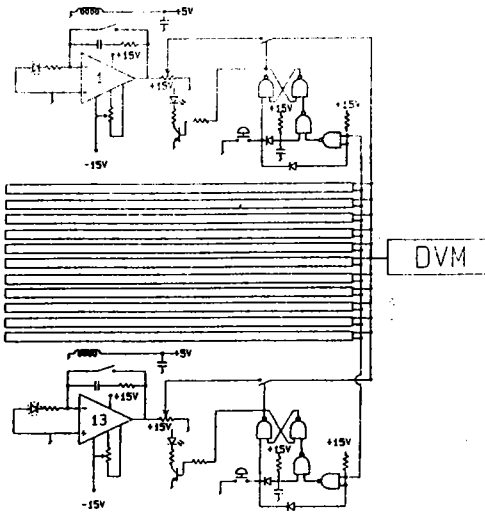


그림 2. 다채널 다이오드 검출회로

Fig. 2. Schematic diagram of multi-channel Diode detector circuit.

갖는 저 누설전류의 릴레이, 초기의 누설전류를 보상해주는 옵셋 전위계 및 출력을 조절할 수 있는 전위계 등으로 구성하였다. 방사선 조사시 조사야의 모든 정보를 한번에 읽어들이기 위해서 13개의 다채널로 구성하였으며, 이를 위해 RS플립플롭과 MC4066 스위치를 이용하여 하나의 디스플레이 DVM(Digital Volt Meter)에 표시하기 위해서 채널 선택회로를 구성하였다. 선택된 다이오드는 전면 표시부의 LED가 표시해 주도록 제작하였다. 또한 각 채널별로 출력값을 컴퓨터 상에서 그래프상으로 표시할 수 있도록 16개의 아날로그 입력을 받을 수 있는 12bit A/D 변환기에 연결하였다. 다이오드 검출기는 공간 방사선에 의한 누설전류 오차를 줄이고 측정시 정확한 위치에서 편리하게 측정할 수 있도록 그림 3에서 보여주는 것처럼 직경 1cm의 원통 모양의 아크릴 봉에 넣고 에폭시 수지로 밀봉하였으며, 표면으로부터 3mm 깊이에 다이오드의 중심이 오도록 하였다. 다이오드의 숫자를 늘려 동일한 방사선량이 조사시 출력신호를 증가시키기 위해서 4개까지 수직방향으로 병렬로 구성하였다. 치료실내는 치료시고방사선에 의해 측정회로 장치에 잡음을 유발시킬 수 있으므로 치료실밖에 설치되어야만 한다. 다이오드 검출소자와 측정회로 사이는 잡음이나 누설전류가 적은 동축케이블을 사용하였다. 다채널 다이오드검출기에 의한 선량 분포측정을 위해  $40 \times 40 \times 1.5 \text{ cm}^3$  크기의 아크

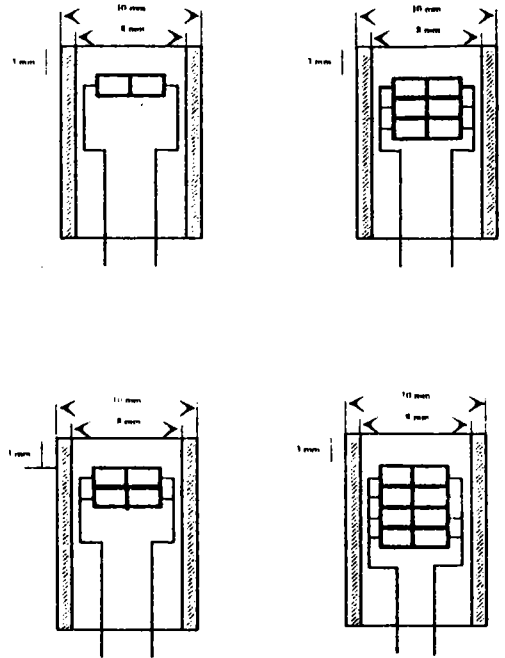


그림 3. 다이오드 검출기

Fig. 3. Diode detector

릴 판에 X-축, Y-축 및 대각선 방향으로 각각 7개의 구멍을 뚫은 아크릴 팬텀을 제작하였다.

#### IV. 측정 및 실험방법

##### (1) 방사선량에 대한 선형성 및 오차율 검사

코발트-60 감마선 선원을 SSD 80cm, 조사야  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , 물 팬텀내에서 측정하였다. 다이오드의 선형성을 검사하기 위해 다이오드에 조사량을 1분 간격으로 일정하게 5분까지 증가시키면서 다이오드의 출력을 제작된 측정장치로 검출하였다. 또한 마이크로트론의 광자선 10MV 및 전자선 11MeV를 조사야  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD 100cm에서 조사단위를 50MU (Monitor Unit)씩 250MU까지 방사선을 조사하면서 출력을 검출한 후 각각의 출력값을 최대값으로 나눠 규준화하여 선형성을 검사하였다. 오차율을 검사하기 위하여 선택된 7개의 다이오드를 아크릴 팬텀에 위치시킨 후 조사야  $34 \times 34 \text{ cm}^2$ , SSD 100cm 상태에서 100MU를 10회에 걸쳐 다이오드에 조사시켰다. 같은 선량을 동일한 조건에서 반복 조사시 그 최대값과 최소값의 차를 백분율한 것을 오차율로 보았다. 오차율 검사에 사용된 예너

지는 광자선 6MV, 10MV, 21MV 이며 전자선은 7MeV, 11MeV를 선택하여 사용하였다.

(2) 에너지 의존성

코발트-60 및 마이크로트론 6MV, 10MV, 21MV 광자선 에너지를 기체전리함 및 다이오드에 각각 같은 양의 방사선을 조사시켰다. 에너지에 따른 다이오드 검출기 출력을 평균에너지가 1.25MeV인 코발트-60 감마선을 안정된 선원으로 인정하여 기체전리함의 값을 기준으로 그 상대적 값을 측정하였다. 측정은 각 에너지별로 최대 선량깊이에서 측정하도록 하였다. 조사된 에너지는 최대 선량깊이에서 에너지를 가장 많이 잃게 되고 이 위치에서 측정시 가장 큰 전리전류를 측정할 수 있어 오차율을 줄일 수 있다. 코발트-60의 최대 선량깊이는 SSD 80cm, 조사야 10x10cm<sup>2</sup>에서 0.5cm이며, 마이크로트론 광자선은 SSD 100cm, 조사야 10x10cm<sup>2</sup>에서 6MV, 10MV, 21MV일 때 각각 1.6, 2.5, 3.0cm이다.

(3) 기체 전리함에 의한 측정값과 비교

마이크로트론 10MV 에너지, 100MU의 방사선량을 조사야 크기를 1x1cm<sup>2</sup>에서 12x12cm<sup>2</sup>까지 변화시켜가면서 물속 5cm깊이에서 다이오드에 조사시켰다. 또한 10cm, 15cm, 20cm깊이별로 물 팬톤내에서 반복 조사하였다. 기체전리함은 조사야가 4x4cm<sup>2</sup>미만의 소 조사야의 선량측정에는 기체전리함의 크기가 커서 부적합함으로 조사야 크기는 4x4cm<sup>2</sup>부터 시작하였다. 측정 조건은 다이오드와 동일하게 놓고 측정하여 기체전리함(Capintec, PR06C, 0.65ml)과 전기계(Capintec 192)를 이용하여 측정값을 읽었다. 이를 각 검출기의 최대 선량깊이에서 측정된 값으로 나눠 표준화시켜 심부선량 백분율을 구하여 서로 비교하였다.

(4) 방사선 피폭후의 변화량

반도체 검출기를 장기간 사용할 경우에는 반드시 그 결정을 통과한 방사선 파괴 효과에 의해 격자에 손상이 초래된다. 방사선 손상(radiation damage)이 극심하면 누설전류가 상당히 증가되어 에너지 분해능이 저하되며 저 선량에 대해서도 검출기의 시간적 특성이 퇴화되는 경우가 있다. 방사선에 의한 손상 중에서 가장 보편적인 형태의 것은 프렌켈 결함(frenkel defect) 이고 반도체 물질 원자가 방사선이 다량조사된 후 정

상인 격자 위치가 변하면서 만들어진다. 격자 위치에서 이동한 원자와 함께 남게 되는 빈자리가 전하 운반자의 멧치기 장소를 형성한다. 이 결합이 다수 형성되면 운반자의 수명은 감소되고 손실된 전하량의 요동에 기인해서 검출기의 에너지 분해능이 저하된다.

방사선 피폭후의 다이오드의 출력 특성을 파악하여 다이오드의 수명 및 재현성을 알아보기 위해서 코발트-60의 감마선 선원을 다이오드에 100Gy씩 1000Gy 까지 조사시키면서 감도, 선형성, 오차율을 마이크로트론 10MV에서 검사해 보았다.

(5) 다이오드 숫자에 따른 측정값

포탈 영상을 위해서는 치료환자의 몸을 투과한 방사선을 측정하여야 하고 치료위치의 적합여부를 치료 방사선량의 일부분을 조사한 후 판별하여야 하기 때문에 환자의 몸을 거치지 않고 직접 받은 신호보다 많은 감쇄가 이루어진다. 또한 검출기의 거리도 치료대 밑에 설치하여 신호를 받아야 하기 때문에 먼 거리에 따른 신호감쇄 때문에 검출기의 검출효율이 떨어지게 된다. 이를 보상하기 위해 다이오드의 숫자를 증가시켜 감쇄된 신호를 보상하려고 하였다. 측정은 SSD 150cm에서 광자선 10MV, 21MV를 사용하였고 조사야는 20x20cm<sup>2</sup>에서 방사선량 100MU을 조사하였다. 아크릴 판의 Build-up의 두께는 2.0cm를 사용하였으며 다이오드의 숫자를 달리하여 측정값을 계속하였다. 모형인체를 투과한 신호와 투과하지 않은 신호를 측정하여 감

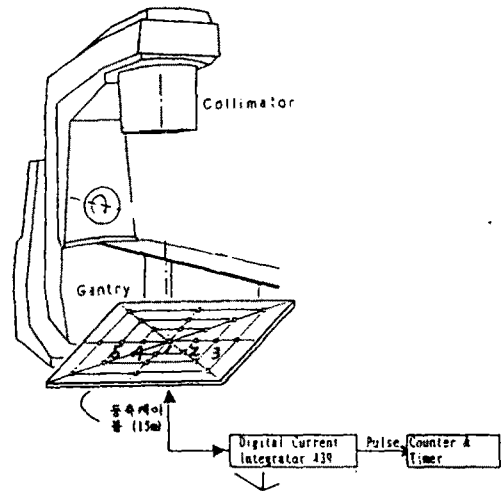


그림 4. 선량측정 장치  
Fig. 4. Schematic diagram for radiation measurement

쇄량을 측정하여 보았다. 다이오드의 갯수를 2개를 사용하였을 때 오차율의 변화가 더 많이 발생하는가를 파악하기 위해서 10회에 걸쳐 동일한 조건에서 조사한 후 계수값 및 전리전류값을 읽었다. 그림 4는 다이오드의 갯수에 따른 전리전류값과 카운터에 의한 계수치를 측정하기 위한 구성도이다. 다이오드로부터의 전리전류값을 Digital Current Integrator 439로 직접 읽었으며 계수기는 ORTEC의 Counter & Timer를 사용하였다.

### (6) 계측기를 이용한 펄스성형

MM22 마이크로트론으로 부터 나오는 방사선량은 펄스빔 형태로 출력되고 이 신호값을 빠른 시간 내에 계수하기 위해서는 가속기로부터 발생하는 모든 펄스를 하나의 펄스단위별로 정확히 측정하여 계수 하여야만 빠른 시간 내에 측정할 수 있다. 방사선 발생장치로부터 발생된 펄스 빔을 다이오드 검출기에 조사한 후 그림 5와 같은 계측 시스템을 구성하여 펄스의 모양을 만들려고 하였다. 펄스의 모양을 만드는 이유는 펄스 폭을 가지고 있어야 신호처리를 할 수 있기 때문이다. 검출기로부터 신호 변환하지 않고 직접 읽은 신호는 잡음을 포함하고 파형이 복잡하여 직접 신호처리하기가 어려워 신호처리가 가능한 형태의 변환이 요구된다. 그림 5는 다이오드로부터의 전리전류 펄스를 4665 프리앰프를 거쳐 전압펄스로 바꾸고 증폭기로 펄스성형 및 증폭을 한 후 전리전류값 및 계수치를 측정하였다. 오실로스코프상에서 성형된 펄스의 모양을 확인하도록 하였으며 Counter & Timer로 계수 하였다. 다이오드의 숫자에 따른 펄스의 높이를 관찰하였으며 계수치를 측정하였다. 측정조건은 에너지 10MV, 방사선량 200MU를 SSD 150cm위치에서 조사야 34x34cm<sup>2</sup>로 하여 조사한 후 측정하였다.

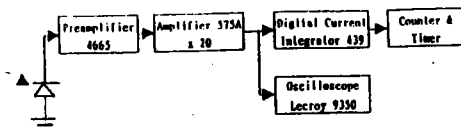


그림 5. 펄스성형을 위한 구성도

Fig. 5. Schematic diagram for pulse shaping

### (7) A/D변환을 통한 컴퓨터 인터페이스

13개 채널의 다이오드에 10MV 광자선을 SSD

150cm에서 방사선량을 200MU를 31초간 조사한 후 발생된 전리전류를 제작된 적분기에서 전압으로 변환시키고 A/D 변환기를 통해 컴퓨터에 입력시킨 후 그 값을 표시하여 보았다. A/D 변환기는 ADC 547Z로 16개의 아날로그 입력을 받을 수 있고 이를 12bit로 처리하게된다. 변환속도는 30KHz이다. 그림 6은 다이오드로부터 신호를 받아서 모니터 상에 표시하기 위한 시스템의 개요도이다. 모니터 상에서 다이오드의 출력신호를 그래프상으로 일목요연하게 표시할 수 있도록 소프트웨어를 구성하였다. 소프트웨어는 화면 표시부와 A/D 변환을 위한 초기화 프로그램과 출력신호 처리부로 구성되어 있다. 화면표시부의 상단에는 각 메뉴항목이 나타나 있는데 좌측상단의 'DATA'를 선택하면 다이오드의 출력값을 계속적으로 모니터 상에 표시하며 'ENTER'키가 입력된 순간 최종 값이 모니터 화면에 그 값을 표시하도록 되어 있다. 화면에서 X축은 다이오드채널번호를 나타내며 Y축은 적분회로로 부터 입력된 출력값을 나타내고 있다. 모형인체 없이 직접 받은 신호와 모형인체를 검출기 사이에 놓고 받은 포탈 신호를 측정하여 비교하여 보았다.

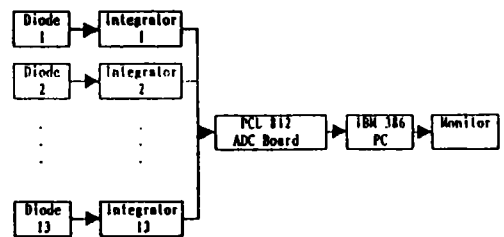


그림 6. A/D 변환을 통한 인터페이스 시스템

Fig. 6. Interface system for analog to digital conversion

### V. 측정 결과 및 고찰

선형성, 안정성 및 재현성에 있어서 앞서 언급한 여러 다이오드들 중에서 범용 P-N 접합 실리콘 다이오드 1N4007이 가장 우수하여 방사선 선원 검출소자로 선택하였다. 코발트-60 감마선, 마이크로트론의 광자선 10MV 및 전자선 11MeV에 대해서 그 선형성을 측정한 결과 그림 7에서처럼 방사선량이 일정량씩 증가함에 따른 다이오드 검출소자의 출력 전압비는 좋은 직선성을 보여 주었으며 모든 선질에 대해서 대동소이한 선형성을 나타내었다. 다이오드의 오차율을 구하기

위해서 동일한 선량을 동일한 조건에서 10회 반복조사 시킨 후 최대값과 최소값의 차를 최대값으로 백분율한 것을 오차율로 보았다. 이 오차율에는 다이오드 자체의 오차율, 계측회로의 오차율 및 방사선량의 변동에 따른 오차율 등의 전체적인 오차율을 포함하고 있다. 그림 8에서 처럼 가장 많이 치료에 사용되고 있는 치료 방사선 에너지들에 대해서 전체 오차율은 최대 1.6%이내에서 안정성을 보여 주었다. 이 오차율은 10회 조사 중 단 1회의 돌발적인 빔의 비균질성에 의해 오차율이 다소 높아 졌지만 대부분은 1%이내 값으로 측정되었다. 이는, 국제 방사선 규정협회에서 규정하고 있는 방사선량 자체 오차한도 2-3%이내에 들어감으로 다이오드에 의한 치료방사선 검출기는 충분히 효능이 있는 것으로 사료된다. 다이오드도 반도체 소자이므로 반도체 소자의 단점인 같은 선량을 같은 조건에서 조사시 에너지의 세기에 따른 검출값에 차이가 발생할 수 있다. 측정된 선원중 방사성 동위원소를 사용하는 코발트-60의 감마선을 가장 안정된 기준 선원으로 보고 동일한 선량을 동일한 조건에서 기체전리함과 다이오드에 조사 후 기체전리함의 값과 비교해 본 결과 그림 9와 같이 6MV에서 5.3%, 21MV에서 3.5%로 고 에너지 쪽보다 저 에너지 쪽에서 다소 에너지 의존성이 큰 것으로 나타났다. 이는 절대선량을 측정할 때에는 에너지별로 교정이 필요함을 나타낸다. 또한, 실제 방사선 조사는 환자 환부에 따라 임의의 조사야 크기 및 치료 깊이에 조사되어야하므로 조사야의 크기별 심부선량 백분율을 기체전리함으로 측정된 값과 비교해 보았다. 그림 10에서 처럼 깊이 5cm, 조사야 8x8cm<sup>2</sup>에서 최대 2.2% 오차를 보였으며 그 외 부분에서는 그 이하로 일

체 소자의 단점인 같은 선량을 같은 조건에서 조사시 에너지의 세기에 따른 검출값에 차이가 발생할 수 있다. 측정된 선원중 방사성 동위원소를 사용하는 코발트-60의 감마선을 가장 안정된 기준 선원으로 보고 동일한 선량을 동일한 조건에서 기체전리함과 다이오드에 조사 후 기체전리함의 값과 비교해 본 결과 그림 9와 같이 6MV에서 5.3%, 21MV에서 3.5%로 고 에너지 쪽보다 저 에너지 쪽에서 다소 에너지 의존성이 큰 것으로 나타났다. 이는 절대선량을 측정할 때에는 에너지별로 교정이 필요함을 나타낸다. 또한, 실제 방사선 조사는 환자 환부에 따라 임의의 조사야 크기 및 치료 깊이에 조사되어야하므로 조사야의 크기별 심부선량 백분율을 기체전리함으로 측정된 값과 비교해 보았다. 그림 10에서 처럼 깊이 5cm, 조사야 8x8cm<sup>2</sup>에서 최대 2.2% 오차를 보였으며 그 외 부분에서는 그 이하로 일

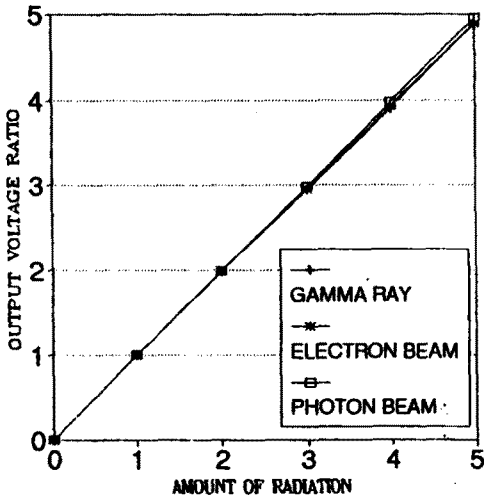


그림 7. 방사선량에 따른 출력전압비

Fig. 7. Output voltage ratio according to a amount of radiation

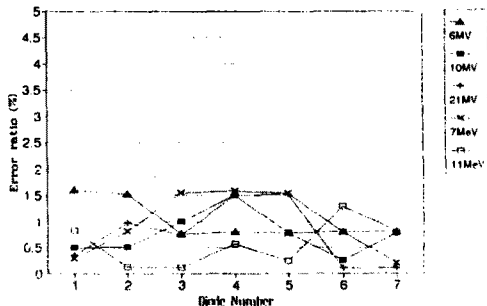


그림 8. 다이오드 검출기의 오차율

Fig. 8. Error ratio of a diode detector

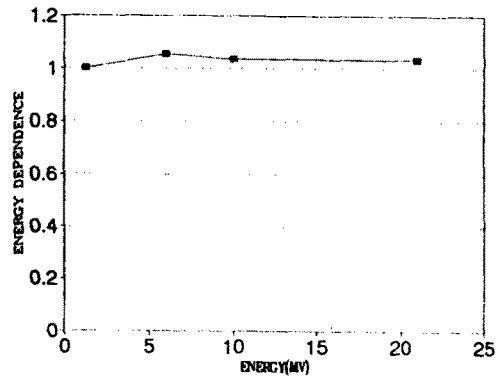


그림 9. 에너지 의존성

Fig. 9. Energy dependence

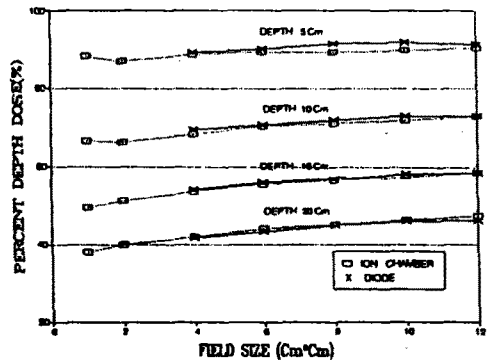


그림 10. 조사야별 심부선량 백분율

Fig. 10. Percent depth dose ratio according to field size and depth

치함을 보였다. 선질을 나타내는 기준으로 사용되는 SSD 100cm에서 깊이 10cm, 20cm 흡수선량비인 D20/D10이 10MV의 경우 다이오드 검출기에서는 0.64, 기체전리함은 0.627로 각각 나타났다. 이는 Andreo의 논문<sup>[11]</sup>에 의한 0.63과 비교할 때 신뢰할 수 있는 값으로 사료된다. 다이오드의 방사선 손상에 의한 성능저하 및 수명에 대해 고찰하기 위해서 방사선 피폭후의 변화량을 살펴보았다. 방사선피폭은 코발트-60 감마선 선원을 사용하였다. 그림 11에서처럼 100Gy을 조사할 때마다 감도는 약 1%씩 저하가 매우 서서히 발생했지만, 1000Gy의 조사 후에도 그림 12에서 처럼 선형성 및 오차율의 증가는 발생하지 않았다. 이는 하루 다이오드 검출기에 4Gy씩 빔 파라메타 검출을 위해 방사선을 조사한다면 다이오드를 1년이상 사용할 수 있다고 사료되며 본 다이오드검출소자는 비용에 전혀

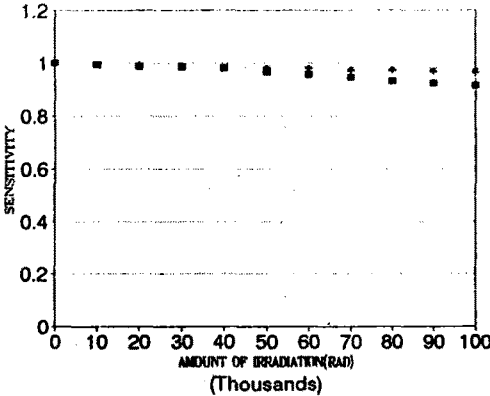


그림 11. 방사선 조사량에 따른 감도  
Fig. 11. Sensitivity of a diode according to a amount of irradiation

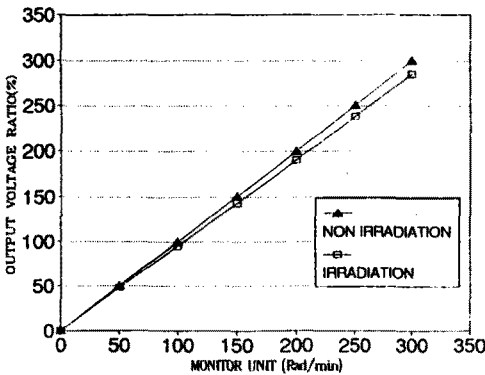


그림 12. 방사선 손상후의 안정성  
Fig. 12. Stability of a diode after radiation damage

부담이 없으므로 오차가 많이 발생시 수시로 교체해서 사용할 수 있는 장점이 있다. 다이오드의 갯수를 1개와 2개를 사용했을 때 출력값을 읽은 결과 다이오드의 갯수가 증가함으로써 전리전류값 및 계수치는 1개때보다 2개때 거의 2배 가까이 증가하였다.

표 1은 그에 대한 측정값을 나타내고 있다. 그림 13은 다이오드를 2개 사용했을 때에 오차율의 변화를 파악하기 위해서 10회에 걸쳐서 신호를 읽었다. 이때 카운터1은 모형인체를 놓지 않고 직접 읽은 신호이며 카운터2는 모형인체를 치료대에 놓고 포탈신호를 읽은 값이다. 포탈신호는 약 2.2배정도 감소함을 볼 수 있고 카운터1의 계수율의 오차는 약 1.3%정도로 나타났으며 이때 포탈신호의 오차율은 2.27%로 배정도로 약간 증가하였는데 이는 다이오드 자체의 오차율에 모형인체를 통과하면서 방사선의 산란 등에 의한 오차가 더해진 상태 때문으로 사료된다. 즉, 다이오드를 2개 사용했을 때도 오차율의 증가는 발생하지 않아서 더많은 다이오드를 사용할 때 포탈 신호의 감쇄를 보상할 수 있으리라 사료되나 측정회로의 정확한 조정(Calibration)이 요구된다.

표 1. 다이오드 갯수에 따른 출력값 변화

Table 1. Output change according to a number of diodes

Diode 갯수	Energy	Dose	Sec	Current	Counter	비고
1개	10MV	500MV	80	2.5nA	2262	다이오드의 갯수 증가시 전류증가
2개	"	"	"	6.0nA	6701	

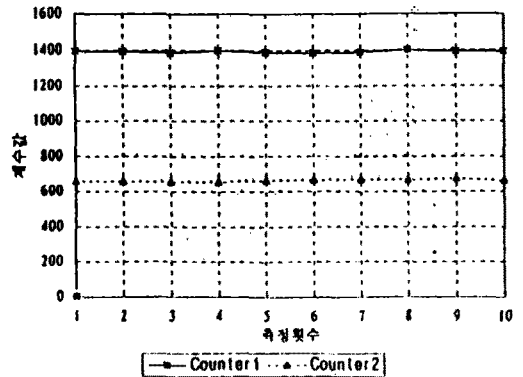


그림 13. 다이오드 2개를 사용했을때의 출력계수값  
Fig. 13. Output value of a detector using two diodes



그림 14는 10MV 광자선을 조사할 때 다이오드로 부터의 발생된 전리전류 펄스를 프리암플를 거쳐 전압펄스로 바꾸고 증폭기로 펄스성형 및 증폭을 한 후 전리

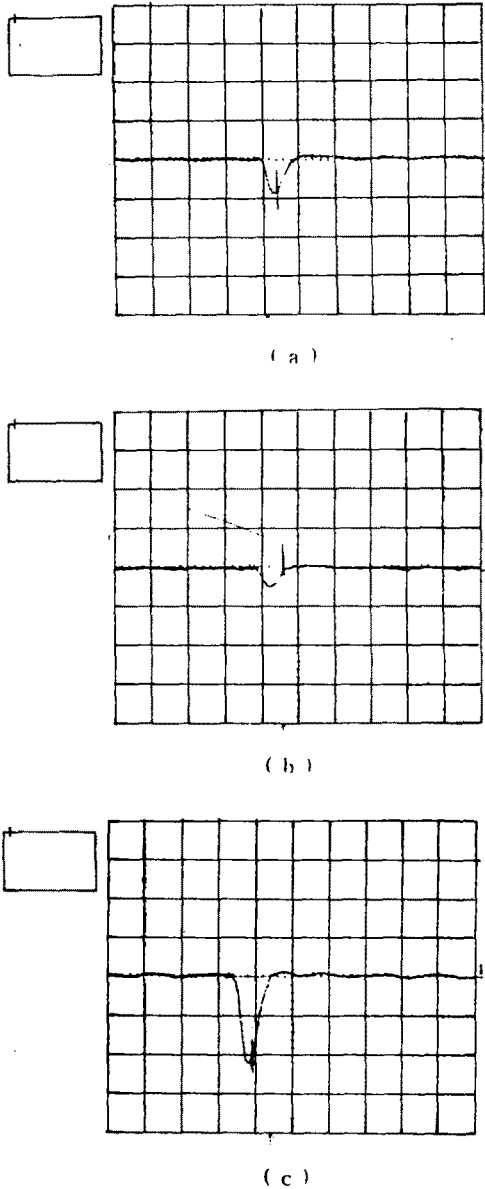


그림 14. 다이오드 갯수에 따른 펄스진폭의 변화  
Fig. 14. The change of pulse amplitude according to a number of diodes

- (a) 다이오드 1개 사용했을때에 직접 읽은 신호
- (b) 다이오드 1개 사용했을때의 portal 신호
- (c) 다이오드 4개 사용했을때의 portal 신호

전류값 및 계수치를 측정하였다. 오실로스코프상에서 성형된 펄스의 모양을 확인할 수 있었다. 방사선량에 따라서도 펄스의 크기가 변하였으며 포탈신호는 직접 받은 신호보다 감쇄하였음을 확인할 수 있었고 다이오드의 갯수를 4개로 증가시킨 검출소자로 부터의 신호는 그림 14처럼 더 큰 펄스를 얻을 수 있었다. 펄스 높이의 변화량을 측정하여 portal 영상을 위한 신호 처리가 가능함을 알 수 있었다. 그림 15는 제작된 13채널의 적분회로로 부터 각각의 출력신호를 A/D 변환시켜 모니터 상에 그래프 상으로 표시하여 본 결과 다이오드로부터 모형인체 없이 직접 받은 신호(위신호)와 모형인체를 투과한 후 받은 포탈신호(아랫신호)사이의 차이가 발생함을 알 수 있었다. 방사선이 인체를 투과한 후 인체내의 방사선 투과계수에 따라서 그 값이 바뀐 후 그림 15에서처럼 포탈신호에서 차이가 많이 발생하게 된 것을 확인할 수 있었다. 다이오드를 1mm 간격으로 세밀하게 1차원 어레이로 배열한 후 방사선 조사시 스캐닝하여 다이오드의 출력값을 읽은 다음 펄스성형, 증폭, S/H 및 A/D회로를 거쳐 디지털로 변환한 후 모니터 상에 표시할 때 포탈영상에 대한 정보를 얻을 수 있으리라 본다.

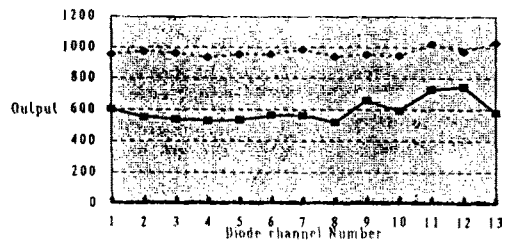


그림 15. 다채널 다이오드 검출기의 A/D 변환후의 출력값  
Fig. 15. Output after analog to digital conversion of multi-channel diode detectors

## VI. 결 론

본 연구에서는 일반 정류형 다이오드를 치료방사선의 검출센서로 이용하여 포탈영상을 위한 가능성에 관한 기초 연구를 수행하였다. 다이오드를 치료방사선 검출소자로 선택하여 선형성, 재현성 및 오차율 등을 검사하여 국제 방사선 규정협회의 오차 기준치 2-3%이내에 들어감을 알 수 있었고 기존의 측정소자인 기체

전리함과 비교하여 최대 2.2%내에서 일치하여 방사선 센서로서의 역할을 할 수 있음을 보였다. 또한 핵계측기를 통해 펄스성형이 가능함을 보였다. 포탈영상에 의한 신호저하에 따른 신호대 잡음비의 향상은 다이오드의 수를 병렬로 결합시켜 신호의 증대를 가져올 수 있을 것으로 기대되며 13개 채널로 다이오드 검출기 회로를 구성하여 방사선을 조사한 후 신호를 A/D 변환시켜 컴퓨터 상에서 받아볼 수 있었으므로 더 많은 수의 어레이배열로 확장하여 포탈영상을 위한 구성도 가능하리라 본다. 방사선피폭에 의한 감도저하는 100Gy 조사마다 약 1%의 저하가 발생했지만, 선형성 및 재현성은 1000Gy 조사 후에도 변화가 발생하지 않았다. 이는 검출기로서 약 1년 정도의 수명은 충분하리라 본다. 제작된 다이오드 검출기는 충분히 방사선 선질 관리를 할 수 있을 것으로 사료되며 포탈영상을 위한 센서로서의 기능도 할 수 있을 것으로 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] 박정병, 문명국, 이상윤, 강희동, "1차원 다중선비례계수기를 이용한 디지털 X-선 영상 구현", *Sae Mulli(The Korean Physical Society) Volume35, Number 5*, pp. 619-625, 1995년 10 월
- [3] E. J. Morton, W. Swindell, D. G. Lewis, and P. M. Evans, "A Linear array, scintillation crystal-photodiode detector for megavoltage", *Med. Phys.* 18(4), Jul/Aug, 1991
- [4] Larry Antonuk의 5명, "A review of electronic portal imaging devices(EPIDs)", *Med. Phys.* 19(1), Jan/Feb, 1992
- [5] Douglas Jones, B. SC., An Instrument for the rapid check of output, energy and field symmetry of supervoltage therapy equipment. *Am. J. Roen.* Vol.123, pp.198-202, 1975.
- [6] 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.
- [7] 방사선량의 표준 측정법, 한국의학물리학회, 1990.
- [8] NCRP Report NO.58, A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures, pp. 50-58, 1978.
- [9] A. Brahme, "Microtrons: development, Principles and application in radiation therapy", Bombay workshop on physical aspects of high energy electron accelerators in radiation therapy, 1982
- [10] H. Svensson et al., A 22MeV microtron for radiation therapy, *Acta Radio. Ther. Phys. Biol.* 16, 145, 1977.
- [11] Andreo, P. Nahum, A chamber dependent wall correction factors in dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 31, 1986.

### 著 者 紹 介

#### 이 동 훈

「센서학회지 제5권 제3호」 논문96-5-3-09, p.73 참조.  
현재 인하대학교 대학원 전자공학과 박사과정.

#### 권 장 우

「센서학회지 제5권 제3호」 논문96-5-3-09, p.73 참조.  
현재 인하대학교 대학원 전자공학과 박사과정.

#### 홍 승 홍

「센서학회지 제5권 제3호」 논문96-5-3-09, p.73 참조.  
현재 인하대학교 전자공학과 교수.