

온라인 방사선 치료 조사야 영상 시스템의 제작과 선형성 조사

김성환*, 김재철**, 박인규**
대구보건전문대학 방사선과*
경북대학교 의과대학 치료방사선과학교실**

초 록

방사선치료에 있어서 치료시 방사선영상을 획득하여 치료조사야를 확인하는 것은 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 액체유전체를 이용하여 portal 영상을 획득할 수 있는 1차원 형태의 액체전리함을 제작하고 그 선형성을 조사하였다. 액체 유전체로는 isooctane (2,2,4-TetraMethyl Pentane)을 사용하였고, 측정기의 구조는 치료용방사선발생장치의 기하학적인 구조를 고려하여 설계하였으며 위치분해능이 2 mm, 측정범위가 20 cm가 되도록 설계, 제작하였다. 이렇게 완성된 이온전리함을 사용하여 실제 방사선 조사야에 측정된 결과 4.7%의 미분선형성을 나타내었다.

서 론

방사선 치료에 있어서 치료하고자 하는 종양에 대하여 정확한 위치에 정확한 양의 방사선을 조사하는 것은 매우 중요하다. 그러나 장기간의 치료 기간 동안 시스템의 불일치로 인하여 5 mm이하의 위치 차이가 발생할 수 있으며 하루 2 mm이하의 변동오차를 나타낸다고 알려져 있다.¹⁾ 따라서 이러한 오차를 줄이기 위하여 지금까지 주로 필름을 사용한 portal 영상을 이용하여 환자의 위치를 확인하고 있다. 그러나 이러한 film을 이용한 portal 영상법은 치료 이외에 별도의 방사선 조사가 필요하고 방사선 조사와 동시에 관측이 불가능하며 영상에 대해 image processing을 통한 개선이 불가능한 단점들을 가지고 있다. 따라서 이를 개선하기 위한 많은 연구가 수행되어지고 있다.^{2,3)} 그러나 진단용 X선에 비하여 방사선 치료에 사용하는 X선은 에너지가 수 MeV에 이르고 높은 flux를 사용하고 있어서 일반적인 검출기로는 계수를 할 수 없고 또한 검출신호의 폭주가 일어나게 되어 정확한 영상의 획득이 곤란해진다. 따라서 이와 같이 높은 flux의 방사선 영상을 획득하기 위한 많은 연구가 이루어지고 있으며 광diode의 배열을 이용한 방법³⁾, Netherlands의 Herk, Meertens 등^{4,5)}에 의한 pulsed polarizing 전압이 인가된 액체전리함으로 방사선 치료용 X선의 영상을 획득하는 방법 등이 수행되어지고 있다. 한편 Herk 등이 사용한 유전체는 방사선에 의해 분자가 전리되므로 분자이온의 이동도가 다른 검출매체(air, xenon 등)에 비하여 매우 낮아 검출신호가 미약하고, 방사선 치료용 가속기의 출력이 대체로 20ms의 주기를 갖는데 비해 분자이온의 평균수명은 이 주기보다 길어 분자이온을 재결합시키는 장치가 부가되어야 하는 약점이 있다. 따라서 본 연구에서는 높은 이동도와 분자이온의 재결합율이 낮은 액체유전체를 사용하여 높은 flux를 갖는 고에너지 X선 영상을 검출할 수 있는 유전액체전리함을 개발하고자 하였다.

재료 및 방법

1. 액체 유전체

일반적으로 분해능이 우수한 영상을 획득하기 위해서는 보다 작은 화소를 구성하여야 하며 측정점 또한 작아져야 한다. 따라서 검출효율이 높은 매질을 사용하여 측정기를 제작하여야 한다. 현재 여러 종류의 액체유전체들이 사용되고 있으며 본 실험에서는 특성이 다른 유전체들과 비교하여 다소 차이는 나지만 비교적 저렴하고 구입이 용이한 Isooctane (2,2,4-Trimethyl Pentane : $\text{CH}_3\text{C}(\text{CH}_3)_2\text{CH}_2\text{CH}(\text{CH}_3)\text{CH}_3=114.23$)을 사용하였다. Isooctane의 물리적 특성은 표 1과 같다.^{6,7)} Electron mobility(μ)는 방사선에 의하여 생성된 음이온의 이동속도와 관련된 값으로 이 값이 작으면 이동속도가 커져 이온의 채집속도가 빨라지므로 검출효율을 높일 수 있다. 이동속도 v_D 는 electron mobility와 인가된 전기장(E)의 세기에 의하여 식 (1)처럼 결정된다.⁶⁾

$$v_D = \mu E \tag{1}$$

Table 1. Physical property of Isooctane.^{6,7)}

Parameter	Value
Electron mobility (cm^2/Vs)	30
Band Gap Energy (eV)	-0.36
Yield (electrons/100eV) at 10^4V/cm	0.52
Specific gravity	0.689 ~ 0.694
Refractive index n_D^{20}	1.390 ~ 1.393
molecular weight	114.23

한편 band energy는 에너지 분해능과 검출효율에 직접적으로 영향을 미치는 인자이다. 일정한 에너지의 방사선이 입사하여 일부의 에너지가 액체 유전체에 흡수되었을 때 band energy가 적을수록 많은 수의 이온쌍을 생성시키게 되고 측정되는 신호도 커지게 되므로 신호 대 잡음비(S/N ratio)를 증가시킬 수 있다. 이때 hydrocarbon의 electron mobility와 band energy 사이에는 다음 관계가 주어진다.⁶⁾

$$\mu_e = \frac{125}{1 + 360e^{15V_0}} \tag{2}$$

2. 검출기의 설계 및 제작

본 측정 시스템은 그림 1에서 보는 바와 같이 크게 액체전리함, 증폭기, 전원공급장치, 1차원 scanning 장치, ADC interface, 및 컴퓨터로 구성된다. 이온전리함은 양극선, 음극면과 케이스로 구성되어 있으며 axial 방향의 1차원 검출기 형태로 제작하였다. 동시에 sagittal 방향으로 검출기가 scanning 하면서 2차원 방사선 영상을 검출할 수 있게 설계하였다.

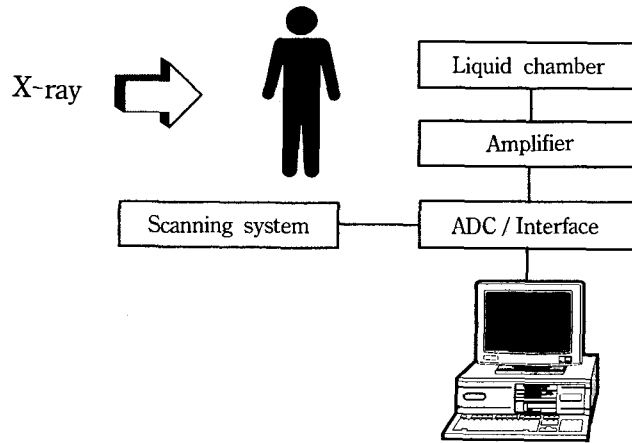


Fig. 1 Block diagram of the portal imaging system

(1) 액체전리함의 구조

검출기의 효율 및 위치분해능 등을 고려하여 기하학적 구조인자를 결정, 설계하였다. 2 mm 간격의 양극선과 음극면의 사이에 이와 나란한 방향의 X선이 입사하도록 하였다. 결합된 양극선과 음극면을 두께 10 mm의 알루미늄 상자(Chamber)에 넣고 isoctane을 투입한 후 밀봉을 하였다. 액체 유전체의 유출을 방지하기 위하여 고무 O형 가락지(O-ring)를 사용하였으며 신호선은 에폭시를 이용하여 밀봉하였다. 상자(Chamber)에 외부 고전압 공급용 BNC를 설치하였다.

한편 치료용 방사선 발생장치의 X선 발생부분의 직경이 약 2 mm이고 실제 조사야의 면적은 SSD(Source Surface Distance)=100 cm에서 최대 40×40 cm이므로 발생된 방사선은 그림 2와 같이 확산된다. 따라서 그림에서 보는 바와 같이 방사선의 발산방향과 동일하게 부챗살모양^{*)}으로 양극선을 설계함으로써 위치분해능을 증가시키도록 하였다.

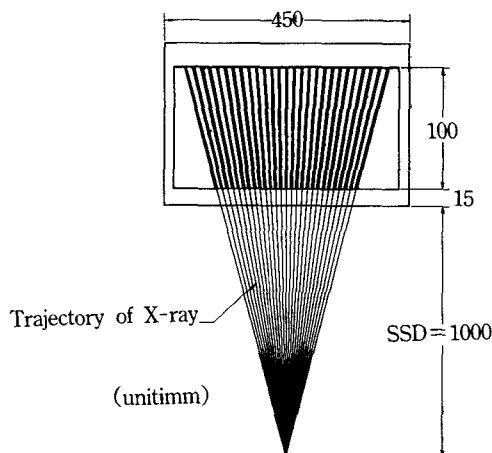


Fig. 2 Anode arrays of the portal imaging system.

또한 검출효율을 증가시키기 위하여 방사선의 입사방향과 동일한 방향으로 10 cm 길이의 양극선으로 설계하였고⁹⁾ 양극선의 폭은 2 mm로 결정하였다. 양극선의 폭은 위치분해능을 결정하는 중요한 요소로 이 값이 작을수록 위치분해능은 증가하나 검출효율이 감소한다. 그리고 양극선간의 간격은 0.5 mm로 하였으며 총 양극선의 수는 120개로 설계하였으며 그 중에서 양극선의 바깥 부근에서는 전기장이 왜곡되는 edge효과가 나타나므로 실제 감지면적은 한번 측정에 20 cm씩 측정할 수 있도록 설계하였다 그리고 양극선의 면은 PCB (인쇄회로기판)을 설계, 제작하여 동박패턴을 형성시켰으며 그 위에 부식을 방지하고 평편도를 증가시키기 위하여 니켈을 도금하였다. 또한 양극선 신호를 검출하기 위한 flat cable용 커넥터를 장착하였다. 사진 1은 제작된 양극면의 PCB 기판이다.

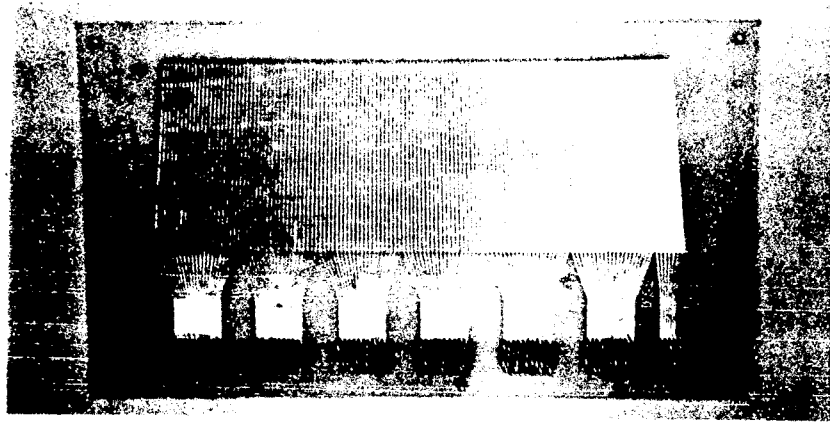


Photo. 1. Photograph of anode plate.

그리고 음극면은 양이온이 채집되는 전극으로 PCB 기판에 방사선이 확산되는 모양으로 설계하였으며 평편도를 증가시키기 위하여 니켈 도금을 실시하였다.

한편 양극선과 음극면의 간격이 작을수록 동작전압을 낮출 수 있을 뿐만 아니라 음이온에 비하여 양이온의 유동속도가 느려 생기는 미처 음극에 흡수되지 않아 음극 주위에 모여 전기장을 방해하는 공간전하효과^{10,11)}를 방지할 수 있다. 그러나 감지 체적이 줄어들므로써 검출신호가 적어지고 효율이 감소하므로 적절한 간격을 유지하여야 한다. 본 실험에서는 2 mm로 결정하였다.

표 2는 양극선의 기하학적 구조인자를 보여주고 있다.

Table 2. Geometrical Parameter of Liquid Ionization Chamber

Parameter	Value
Anode width	2 mm
Anode length	10 cm
Gap between anode and anode	0.5 mm
Number of Anode line	120 ea.
Gap between anode and Cathode	2 mm
Source Surface distance	100 cm

(2) 주 증폭기

본 검출기에서 발생된 신호의 크기는 양 전극간의 인가된 전압에 따라 다르지만 일반

적으로 수십 mV정도로 미소하다. 이러한 신호를 관독하기 위하여 적절한 증폭이 필요하다. 각 양극선에 대하여 각각 따로 연결하여야 하므로 가능한 간단한 회로를 구성하였다. 그림 3과 같이 100개의 양극선에 대하여 각각 고전압을 인가하고 각 양극선에서 검출된 신호는 capacitor를 거쳐 전치 증폭기 및 주 증폭기로 입력되고 일정한 크기로 증폭된 신호는 각각 다중채널 ADC(Analog to Digital Converter)로 입력되게 하였다.

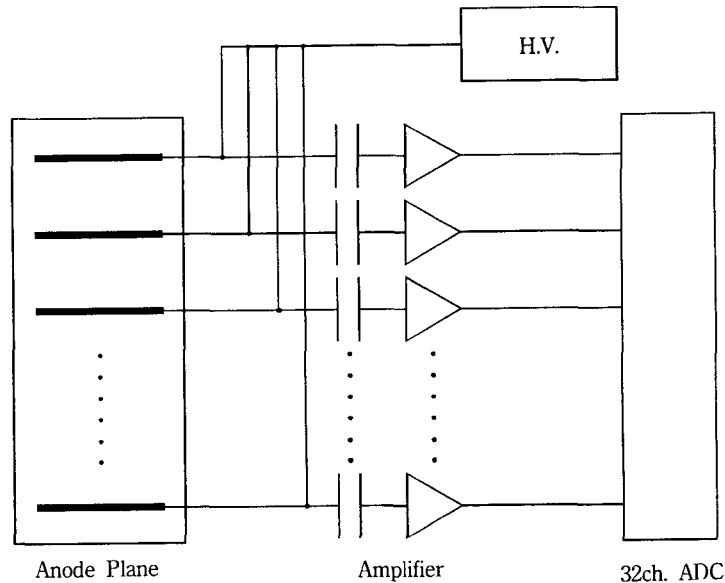


Fig. 3. Block diagram of parallel readout method.

본 연구에서 제작된 주 증폭기는 높은 입력임피던스와 저 입력 바이어스전류, 넓은 주파수특성을 가지며 비교적 구입이 용이하고 저렴한 LF356 연산 증폭을 사용하였으며 1차 증폭기의 입력단 앞쪽에는 검출기에 인가된 고전압에 의한 전자회로의 파괴를 방지하기 위하여 고전압 capacitor를 설치하였으며 capacitor를 통하여 출력된 신호를 3단 반전 증폭하여 1,000배 증폭한 후 ADC로 입력하게 하였다. 총 100개의 양극선의 신호 처리를 위하여 각 20개씩 증폭기를 장착한 PCB 기판을 5개 제작하였다. 사진 2는 제작된 증폭기의 사진이다.

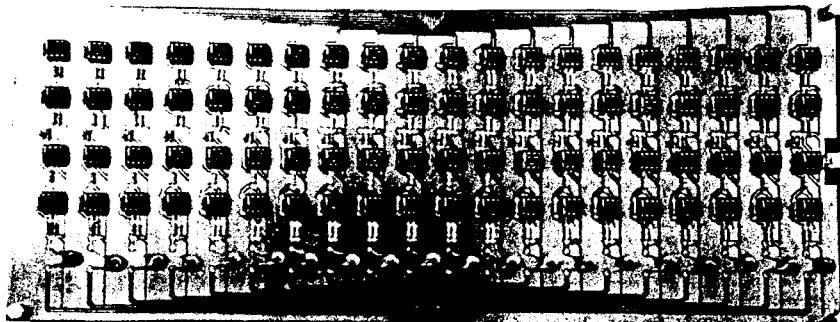


Photo. 2. Photograph of main amplifier.

(3) ADC (Analog to Digital Convert)

증폭된 아날로그신호를 디지털로 변환하여 컴퓨터에 입력하기 위하여 ACL-813 32-channel S.E. Isolated A/D Card를 사용하였다. 본 ADC card는 12 bit AD574 A/D convert를 사용하며 32channel에 대하여 각각 12 bit analog input를 가지고 있다. convert speed는 20 μ sec이고 linearity는 ± 0.5 bit, 10 M Ω 이상의 입력임피던스를 가진다. 또한 컴퓨터의 프로그램에 의하여 gain을 조절할 수 있다. 양극선의 각 출력단자에 multiplex를 이용하여 순차적으로 32channel에 입력함으로써 출력신호를 컴퓨터로 입력하게 된다.

결 과

1. 실험장치

본 연구에서 X선 발생장치로 Siemens Co. MD 67 치료용 선형가속기를 사용하였고 electrometer로 Fluke Co.의 8842A를 사용하였다. 사진 3은 제작된 이온전리함을 사용하여 치료용 방사선 발생 장치에서 실험을 하는 모습이다. 사진에서 왼쪽편이 선형가속기에서 X선이 생성되어 나오는 부분이고 여기에 X선의 발생방향으로 이온전리함, 주 증폭기가 놓여 있다. 증폭기의 신호는 컴퓨터로 입력이 된다. 한편 이온전리함은 X선의 입사방향에 대하여 수직으로 놓여 있어서 1차원 정보를 획득하게 되고 이어 이온전리함이 놓인 테이블이 상하방향으로 움직이면서 2차원 방사선 영상을 얻는 방법을 사용하였다.

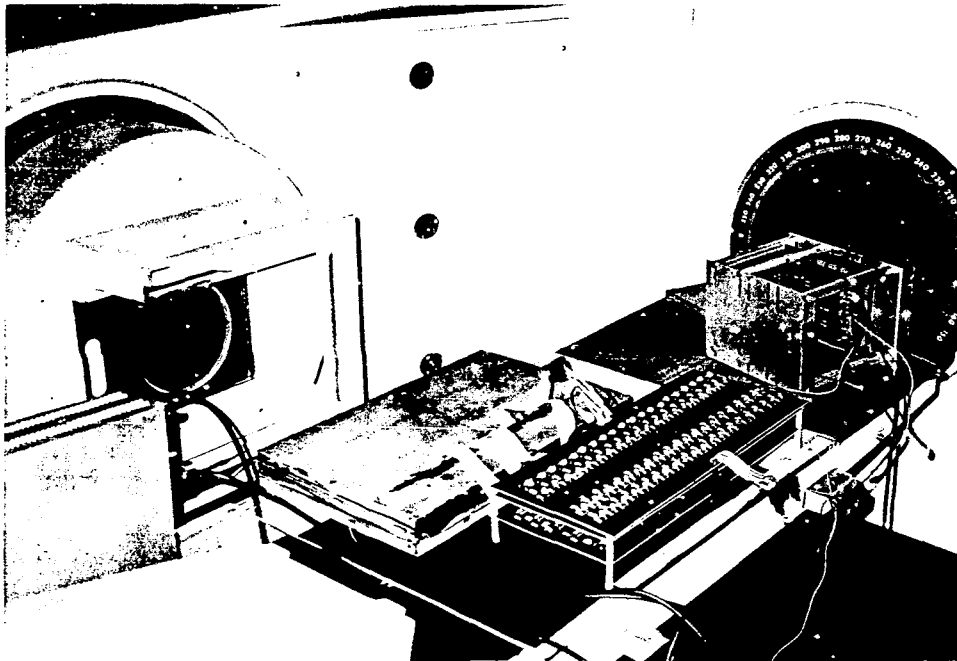


Photo. 3. Construction of portal imaging system with Linear accelerator

2. 실험결과

우선 각각의 양극선에 대한 출력신호를 조사하였다. 선량을 300 cGy/min로 50 cGy의 X선을 조사하였을 때 capacitor 뒷단 즉 증폭기 앞단에서의 출력신호는 약 0.25 mV 정도로 나타났다. 그러나 이에 비하여 capacitor쪽에서의 누설 전류가 너무 크게 나타나서 이에 대한 개선이 필요하였다. 한편 방사선이 조사되지 않는 부분의 양극선에서는 0.13 mV의 background 신호가 나타났다. 이 시스템에 대하여 일차적으로 각 양극선의 출력 특성을 electrometer를 사용하여 측정하였다. 그림 4는 4×4 cm의 방사선 조사야에 대하여 SSD=100 cm에서 각각 50 cGy씩 조사하였을 때 profile을 측정한 것이다. 따라서 가로축은 조사야의 위치가 되고 세로축은 이때의 측정값이 된다. 조사야에서 약 19.2%의 편차를 보인다. 이때 미분선형성은 4.7%로 나타났다.

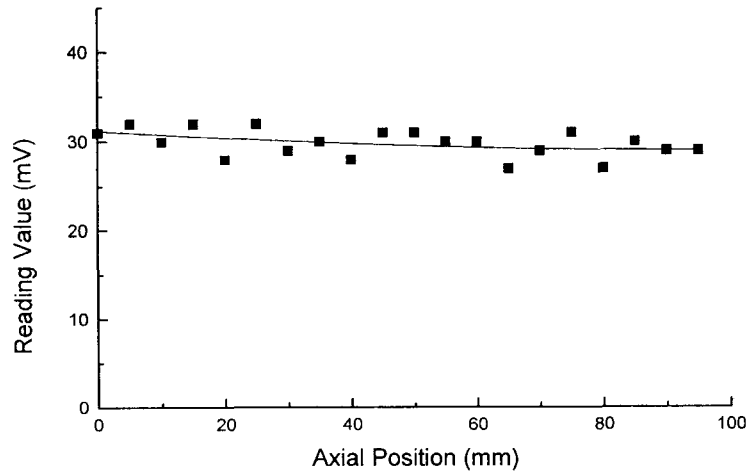


Fig. 4. Axial profile of 4×4cm radiation field.

결 론

방사선 치료시 직접 영상을 측정할 수 있는 portal 영상 획득 시스템을 액체유전체전리함을 사용하여 제작하였다. 액체유전체로는 구입이 용이하고 저렴한 isooctane (2,2,4-TetraMethyl Pentane)을 사용하였으며 이온전리함은 SSD=100 cm에서 2 mm의 위치분해능을 가지게 설계하였다. 총 120개의 양극선을 사용하여 1회에 1차원으로 20 cm 범위를 측정할 수 있게 하였으며 sagittal 방향으로 이온전리함을 이동시키면서 2차원 영상을 얻을 수 있게 설계하였다. 한편 측정된 신호는 LF356을 이용한 주 증폭기로 선형 증폭하였으며 증폭된 신호는 32channel ACL-813 ADC (Analog to Digital Converter)에 입력되어 디지털 신호로 변환된 후 컴퓨터에 입력하여 디지털 portal 영상을 얻을 수 있게 하였다.

제작된 이온전리함을 실제 방사선 조사야에 대하여 측정해 본 결과 인가전압의 누설 전류에 의한 영향과 background 전압에 의한 영향으로 전 channel에 대하여 동시에 영상을 얻기에는 많은 문제점을 나타내었다. 따라서 본 실험에서는 우선 1차원에 대하여 각 chan-

nel에 대하여 따로 측정하여 4×4 cm 조사야에 대하여 profile을 조사하였다. 그 결과 평편도는 약 19.2%의 평편도를 나타내었으며 미분선형성은 4.7%였다.

이상의 결과로 볼 때 이온전리함의 인가전압에 의한 누설전류의 영향과 background 전압에 의한 영향을 감소시키면 보다 좋은 영상의 획득이 가능할 것으로 사려되며 아울러 본 시스템이 axial 방향의 1차원 이미지를 sagittal방향으로 이동하여 2차원 영상을 획득 하는데 반하며 직접 2차원 영상을 획득할 수 있는 시스템으로의 성능향상이 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

1. L. Antonuk et. al., "A review of electronic portal imaging devices(EPIDs)", Med. Phys. 19(1), (1992)
2. K. S. Lam et. al., "An on-line electronic portal imaging system for external beam radiotherapy", The British J. of Radiology, 59, 1007-1013 (1986)
3. E. J. Morton et. al., "A Linear array, scintillation crystal-photodiode detector for megavoltage", Med. Phys. 18(4), (1991)
4. M. van Herk et. al., "Sampling methods for matrix ionization chamber", Med. Phys. 19, 409-418 (1992)
5. M. van Herk, "Physical aspects of a liquid-filled ionization chamber with pulsed polarizing voltage", Med. Phys. 18, 692-702 (1991)
6. D. F. Anderson, "The physics and chemistry of room-temperature liquid-filled ionization chambers", Nucl. Instr. and Meth. A236, 294-299 (1985)
7. L. Onsager, Phys. Rev. 54, 554 (1938)
8. E. A. Babichev, S. E. Baru, A. G. Khabakhpashev, G. M. Kolachev, O. A. Ponomarev, G. A. Savinov and L. I. Shekhtman, Nucl. Instr. and Meth., A323, 49 (1992)
9. S. E. Baru, A. G. Khabakhpashev and A. L. Shekhtman, Nucl. Instr. and Meth, A283-431 (1989)
10. E. Mathieson and G. C. Smith, Nucl Instr. and Meth., A249, 413 (1986)
11. E. Mathieson and G. C. Smith, Nucl Instr. and Meth., A316, 246 (1992)

김성환, 김재철, 박인규

Development of On-line Portal Imaging System and its Linearity

Sung Hwan Kim, M.S.* , Jae Cheol Kim M.D.** , In Kyu Park, M.D.**

Dept. of Radiotechnology, Taegu Health Junior College*

Dept. of Radiation Oncology, Kyungpook National University, School of Medicine**

Abstract

Verification of patients setup was very important during radiotherapy. Therefore, we have developed an 1-dimensional on-line portal imaging system and measured the differential linearity of the system. Isooctane(2,2,4-TetraMethyl Pentane) was used as liquid ionization material. And the geometry of the systme was designed which has 2 mm position resolution and 20 cm measurable range. And then the differential linearity of the system was 4.7%.