

# 광다이오드 배열소자를 이용한 디지털 X선 촬영 시스템의 설계에 관한 연구

박광석 · 이태수 · 민병구 · 이충웅\* · 한만침\*\*

=Abstract=

## Design of the Digital X-ray System using Photo-diode Arrays

K.S. Park, T.S. Lee, B.G. Min, C.W. Lee,\* M.C. Han\*\*

A digital X-ray system was designed using photo-diode arrays. This system consists of the following five sub-units; (1) slit and driving system (2) X-ray detection system (3) data-conversion system (4) computer (5) image display system.

Using this system, one can obtain scatter-free, high contrast, digitally formatted, high quality image, as compared with the conventional film-based X-ray system.

### 1. 서 론

현재의 X-선 촬영 장비중에서 가장 많이 사용되고 있는 중요 기본 장비는 흉부 촬영용 X선 시스템이다. 특히 의학용 영상중에서 흉부 X선 영상이 차지하는 비중은 절대적이다. 전체 촬영 건수의 40% 이상이 흉부 촬영이며, 정기검진 및 입원환자등 대부분의 환자에서 흉부 X선 촬영은 기본적인 임상자료로 사용되고 있다.

이러한 흉부 촬영용 X선 시스템의 중요성과 비중에 비추어, 아직까지 가장 진보되지 않고 종래의 방법이 사용되고 있는 부분이 또한 흉부 촬영인 것이다. 특히 최근의 각종 의료장비들의 컴퓨터 연결 및 디지털화의 경향에 비추어 볼 때, 이 흉부 촬영용 X선 장치의 디지털화 및 컴퓨터 연결이 필요하다. 또한 기존 X선 장비의 가장 큰 단점은 scattering에 의한 화상의 질

의 저하이다. 이러한 scattering은 X선이 신체를 통과하는 과정에서 체내의 구성원자들과 상호 작용하여 입사 방향과 다른 방향으로 진행하게 되는 것으로 인접 부위에 영상에 영향을 주게 된다.

보다 양질의 진단을 하기 위하여서는 이 scattering의 영향을 제거시켜야 한다. 예를 들어 폐암의 초기에 나타나는 노듈(nodule) 등은 그 크기가 미세할 뿐만 아니라 화면상태에서 optical density의 차이도 미세하기 때문에 scattering이 있는 경우에는 거의 검출이 어렵게 된다.

기존의 흉부촬영용 X선 시스템은 필름을 사용하여 영상을 얻는다.

이러한 경우 필름을 사용하기 때문에 실시간으로 영상을 전개 볼 수 시켜 볼 수 없고, 화학처리를 거쳐야 하기 때문에 단위 촬영당의 비용도 크다. 특히 필름의 경우는 자체의 fog level이 있기 때문에 콘트라스트(contrast)가 20~50 : 1로 제한되어 있다<sup>1)</sup>.

이러한 기존 X선 촬영시스템의 단점을 고려하여, Sashin 등은 렌즈 시스템과 광다이오드 배열소자를 이용한 디지털 X선 시스템의 구성을 제시하였다<sup>2)</sup>.

그러나 이 시스템의 경우 lens로 X선으로부터 변환된 빛을 집중하려 하지만, 광량이 광다이오드 소자를 효과적으로 동작시키기에는 적은 범위에 들어서, 양질

<1984. 12. 1 접수>

서울대학교 의과대학 의공학과  
Dept. of Biomed. Eng., College of Medicine, Seoul Natl. Univ.

\* 서울대학교 공과대학 전자공학과  
Dept. of Electronics, College of Eng., Seoul Natl. Univ.

\*\* 서울대학교 의과대학 진단방사선과  
Dept of Diagnostic Radiology. College of Medicine, Seoul Natl. Univ.

의 화상을 얻기에는 조사되는 X선의 양이 현저하게 증가하게 된다. 그후 렌즈 시스템을 사용하지 않고 고밀도의 광다이오드 소자를 배열하여 디지털 X선 시스템의 구성을 제안했으나, 광다이오드 소자의 pixel size가 100:1로 되어 있어 수직방향과 수평방향의 해상도가 현저하게 차이가 나고, field of view가 15cm로 작아 임상적인 이용가치가 충분하지 못하다<sup>3)</sup>. 또한 해상도가 낮은 256×256 정도의 영상 페타의 acquisition time이 0.5초 정도로 길어서 X-ray tube의 heat loading 등에 문제가 있다. 이밖에 현재의 투시(fluoroscopy) 방법을 개선하여, 디지털화 하는 방법을 제시하고 있지만,<sup>4)</sup> 현재의 경우 field of view가 큰 image intensifying tube의 제작이 거의 불가능하고, 투시 방법의 경우에는 image intensifying tube에서 contrast 및 해상도가 제한되어 고품질의 디지털화 된 X선 영상을 검출하여 보기가 어렵다.

본 연구에서는 렌즈 시스템을 사용하지 않고 광다이오드 배열소자를 직접 배열하여 X선 영상을 검출하는 장치를 설계하고 기본적인 실험을 시행하였다.

## 2. 디지털 X선 촬영장치의 구성

앞에서 지적한 기존 X선 촬영 시스템의 단점을 개선하고, 고해상도 높은 콘트라스트의 X선 영상을 짧은시간( $\frac{1}{10} \sim \frac{1}{4}$  sec) 안에 얻기 위하여 다음과 같이 디지털 X선 촬영 시스템을 설계하였다.

### (1) 슬릿(slit) 장치와 구동 시스템

기존 X선 장치의 가장 큰 단점인 scattering을 제거하기 위하여 slit 장치를 사용한다. 환자의 앞과 뒤에 각각 전위 slit과 후위 slit을 설치한다.

전위 slit을 X선 발생기와 환자사이에 위치하여 X선 발생관에서 발생하는 beam을 선형 beam으로 변형시켜 주어 환자의 전체 조사부위중 한 line에 해당하는 1/1024만 X선에 조사되도록 한다. 이것은 환자 전체에 조사되는 X선 양을 제한하여 환자에게 주는 X선 상해를 줄이며, 2차 방사선이 후위 slit을 통과하여서 검출기에 검출되는 것이 없도록 환자에게 입력되기 전에 막아주는 역할을 한다.

후위 slit은 환자와 검출기 사이에 위치시켜서, 전위 slit을 통과한 X선중, 실체를 통과하는 동안 생긴 scattering 성분을 제거시켜주는 역할을 한다. 종래의 방법은 scattering의 효과를 줄이기 위하여, 보통 필름의 앞에 그리드(grid)를 사용하고 있으나, 그리드와 slit 장치와의 비교결과에 의하면, slit의 효과가 현저

하게 높음을 알 수 있다<sup>5,6)</sup>.

이러한 slit 장치로는 한 선(line)의 영상밖에 검출할 수 없으므로 구동 시스템을 이용하여 2차원 영상을 구성하도록 한다.

전위 slit과 후위 slit의 동작을 동기시켜서 구동하고 특정 부위만 조사하는 경우, 컴퓨터 조절을 용이하게 하기 위하여 stepping motor를 사용하도록 한다.

### (2) 광다이오드 배열소자를 이용한 검출 장치

환자를 통과하여 나온 X선은 전기적인 신호로 변환시켜 주기 위하여 다음의 두가지 방법을 고려할 수 있다.

a) 영상 증폭 스크린(Image intensifying screen)을 사용하는 경우[그림 1].

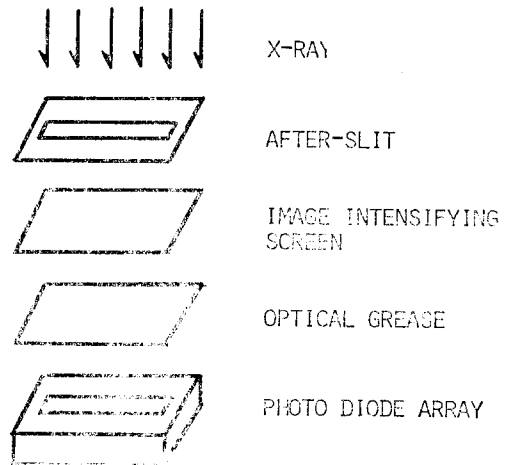


그림 1. 영상증폭 스크린과 광다이오드 소자를 이용한 X선 검출

Fig. 1. Detection of transmitted X-ray using the image intensifying screen and photo-diode array

X선의 영상을 바로 필름에 감광시키기에는 필름의 X선에 대한 감도가 좋지 않기 때문에, 영상 증폭 스크린을 사용한다.

이 영상 증폭 스크린은 X선을 빛(light)으로 바꾸어 주는 역할을 한다. 보통의 출력으로 나오는 빛은 screen의 종류에 따라 다르나, 본 시스템에서는 광다이오드 소자의 spectral sensitivity를 감안하여 550nm 파장의 빛을 발하는 screen을 선정하였다.

영상 증폭 스크린에서 빛으로 바뀐 X선 정보는 광다이오드 배열소자에 의하여 검출된다.

광다이오드 한 element의 크기는 0.58×0.65mm로 한다. 이 광다이오드 element 소자 1024개를 선형으로 배열한 광다이오드 배열소자를 이용하여 선형 영상을 검출하여 낸다.

이 광다이오드 배열소자를 이용하여 디지털 X선 촬영 장치를 설계한 경우의 사양은 표 1과 같다.

이러한 방법으로 디지털 X선 장치를 구성하는 것은 영상증폭관을 이용하여 구성하는 경우보다, 높은 대비(contrast)를 얻을 수 있으며, 해상도를 높일 수 있고 경제적으로 시스템을 구성할 수 있다.

또한 표 1에서 보는 바와 같이 환자를 검출기에 바

표 1. 디지털 X선 촬영 장치의 기본 사양  
Table 1. The specification of the digital radiography system

품 목	사 양
X선관의 beam 각도	27°
검출기의 pixel 크기	0.58×.65mm
검출 element의 수	1024개
영상 화소수	1024×1024
검출기 활용면적	59.4×66.6cm
발생기—검출기간 거리	125cm
환자의 촬영 면적	35cm×43cm
환자—발생기간 거리	89cm
전위 slit—발생기간 거리	80cm
영상 확대율	1.4
전위 slit의 폭	0.37mm
후위 slit의 폭	0.58mm
검출기 최대 구동 속도	200cm/sec
전위 slit 최대 구동 속도	125.6cm/sec

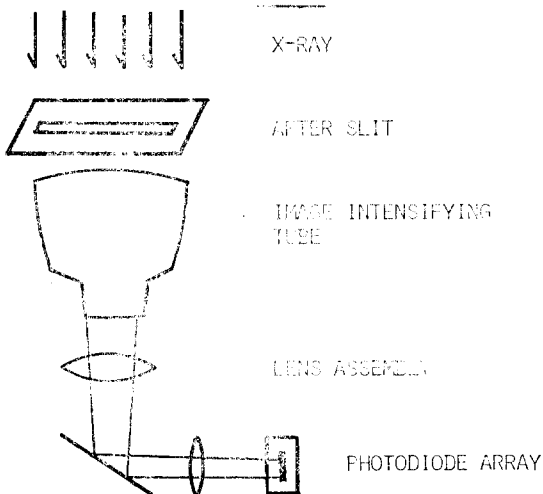


그림 2. 영상증폭관과 광다이오드 소자를 이용한 X선 검출

Fig. 2. Detection of transmitted X-ray using image intensifying tube and photo-diode array

로 밀착시키지 않고 공간(air gap)을 설치시켜 주었는데, 이는 영상을 확대시켜서 검출된 화상의 해상도(resolution)를 향상시켜 줄뿐 아니라, scattering 제거 효과도 기대할 수 있게 된다<sup>7)</sup>.

b) 영상 증폭관(Image intensifying tube)을 이용하는 방법[그림 2].

X선의 검출을 위해 종래에 사용했던 영상증폭관(image intensifying tube)을 사용하는 방법을 고려할 수 있다. 환자를 통과하여온 X선이 영상 증폭관의 입력에 조사되면 X선이 빛으로 바뀌고, 이 빛이 다시 전자로 바뀌도록 하여 영상 증폭관을 진행하게 된다. 이때 전장을 조절하여 전자가 가속되고 영상이 축소되도록 하여 영상 증폭관의 출력단에서는 기하학적인 원리와 가해진 전장에 의하여 증폭된 영상을 검출할 수 있다.

출력단의 phosphor에 의하여 다시 빛으로 바뀐 영상을 얻게 되는데, 이 경우에는 lens 조합을 이용하여 영상을 구성해야만 한다.

이 영상 증폭관의 경우 증폭율은 상당히 커서, 조사되는 X선의 양은 줄일 수 있지만, 영상 증폭관의 대비(contrast)가 크지 못하기 때문에, 근본적으로 기존 장치보다 대비(contrast)를 향상시킬 수가 없고, lens assembly가 필수적인데, 이 과정을 통과하면서 구면 수차 등의 오차를 포함하게 되어 양질의 영상을 기대하기가 어렵다.

본 연구에서는 두 방법의 장단점을 비교 검토하고 기초적인 실험을 시행한 결과를 분석하여 영상 증폭 스크린을 사용하여 디지털 X선 촬영 장치를 설계하였다.

### (3) Data 변환 장치

광다이오드 소자를 이용하여 빛을 검출하는 경우 출력은 전류 형태로 나오게 된다. 이 전류를 조사하여준 시간만큼 적분하여 신호를 투과하여온 X선 양을 검출할 수 있다.

1024 채널(channel)을 통과하여 나온 신호를, 각각 적분기로 적분한 후, multiplexer를 통과시켜서 출력적 신호로 변환시킨 후에 sample & holder와 A/D 변환기를 통과시켜서 디지털 신호화 한다[그림 3].

Data변환장치의 각종 사양을 보면 표 2와 같다.

영상을 CRT monitor 등에 전개시키는 경우 gray level의 수는 64개 정도면 생리학적으로 인식할 수 있는 최대한의 level-수이나, computer를 이용하여 contrast enhancement 등의 영상처리 방법을 적용할 경우, 높은 gray level의 해상도를 요구하기 때문에 12 bit로 A/D 변환하도록 한다.

A/D 변환된 data들을 고속으로 처리하기 위하여

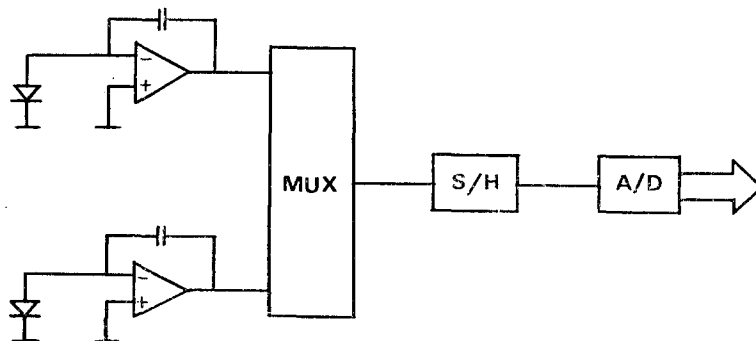


그림 3. Data 변환장치의 구성도  
Fig. 3. Block diagram of the data conversion part

표 2. Data 변환부의 사양

Table 2. The specification of data conversion unit

항 목	사 양
최대 sampling rate	10M samples/sec
Output data width	12bit
최소 적분시간	100 $\mu$ sec
Buffer memory size	1024 $\times$ 1024 $\times$ 12bits
Parallelism	4

컴퓨터에 바로 입력시키지 않고 buffer memory를 이용하였다.

Data acquisition이 끝난후 data가 buffer memory에서 다시 컴퓨터에 입력되도록 한다.

(4) 컴퓨터를 이용한 영상처리 장치

디지털 형태로 입력된 data를 영상처리 하지 않고 바로 고 해상도 monitor에 전개하여 볼 수도 있고, 다음과 같은 방법 등을 적용하여 영상의 질을 개선시킬 수 있다.

a) 디지털 형태의 data이므로 정량적인 분석을 할 수 있다.

b) Contrast enhancement를 하여 특정부위의 contrast를 확대하여 본다.

c) Pattern인식술을 적용하여, 폐암 등의 초기에 나타나는 노달(nodule) 등을 검출한다.

d) Wiener filter 방법을 적용하여 시스템내의 특성적인 잡음을 제거시킬 수 있다.

e) FFT 방법을 적용하여 spectrum 분석을 시행할 수 있다.

f) Data compression 방법을 적용하여, data를 압축하여 저장한다.

g) 기타 발전된 기존의 영상처리술을 적용한다.

(5) 영상 전개 장치

컴퓨터의 영상 전개 장치로 고밀도(1024 $\times$ 1024)의 영상 monitor를 연결하여, 검출된 X선 영상을 전개한다. 이때 특정 부위만 보고자 하는 경우  $\times 1, \times 2, \times 4, \times 8$ 의 zooming을 시켜 확대하여 보도록 한다.

3. 실험 및 검토

X선을 검출하는 방법 중의 두 경우를 실험으로 시행하였다.

(1) 영상 증폭관 방법

기존 투시 촬영기의 촬상관 위치에 photo-diode array를 위치시킨후, table을 구동시켜서 2-D 영상을 구성하였다[그림 4].

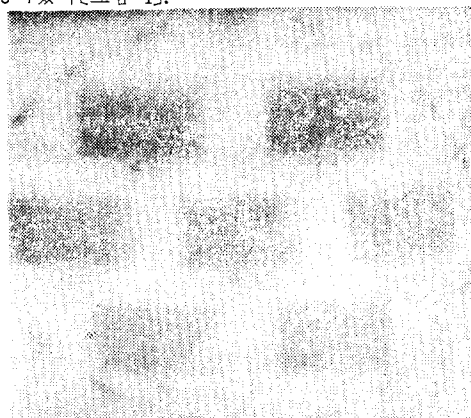


그림 4. 영상증폭관과 광다이오드 배열소자를 이용하여 얻은 해상도 모형의 영상

Fig. 4. Resolution phantom image detected using image intensifying tube and photo-diode array

을 조사하였을 때의 신호선배, 식(1)과 같이 지수함수적으로 신호가 감출됨을 알 수 있다.

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1)$$

$I_0$  : Input X-ray

$I$  : 검출된 X-ray

$x$  : 두께

$\mu$  : density

그림 7의 경우 step input에 대한 출력을 MA와 KVp의 변화에 따라 살펴 본 것인데, MA의 변화에 따라서 출력파형이 커지는 것을 알 수 있고, 특히 KVp의 증가가 출력신호에 크게 영향을 미침을 알 수 있다.

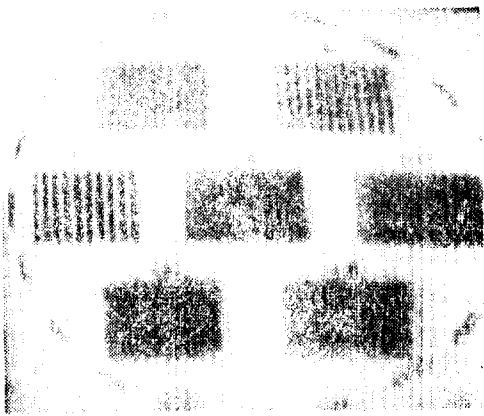


그림 5. 위너여파법을 이용하여 신호처리한 해상도 모형의 영상

Fig. 5. Resolution phantom image after processing using the wiener filtering method.

Resolution phantom을 사용하여, 256×256의 해상도로 구성된 영상이나, 영상의 질이 좋지 못하다.

그림 5는 wiener filtering의 방법으로 시스템의 특성적 잡음을 제거시켜서 영상의 질을 개선한 경우이다.

(2) 영상 증폭 스크린을 사용하는 경우

영상 증폭 스크린을 32element 광다이오드 배열소자 앞에 위치시키고, optical grease로 결합시킨후 X선을 조사하였을 때 결과를 검출하였다.

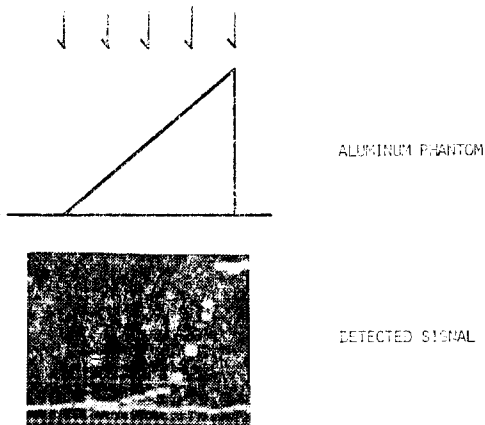


그림 6. 모형의 두께 변화에 따른 검출된 광다이오드 배열소자의 출력파형 : 95KVp, 400MA

Fig. 6. Detected photo-diode output signal due to the variation of the aluminum phantom thickness. :95KVp, 400MA

그림 6은 linear하게 두께가 커지는 삼각 phantom

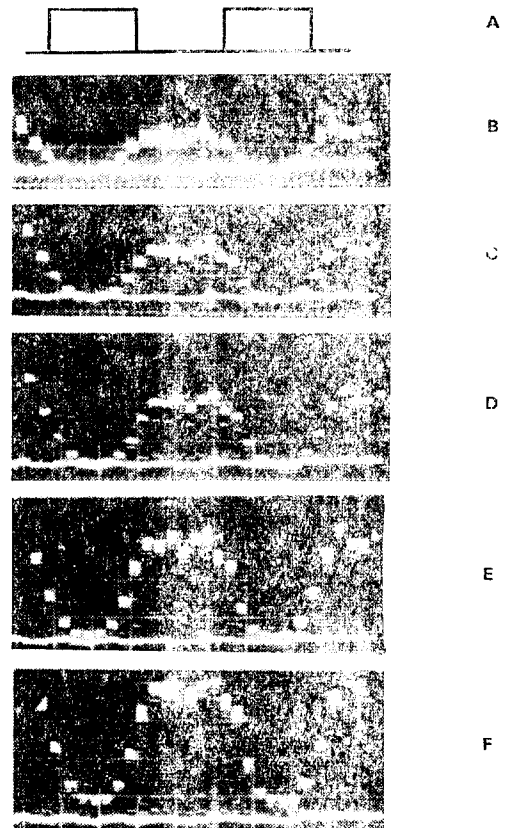


그림 7. 계단 모형에 대한 출력파형 : A) 납 모형 B) 60KVp, 200MA, C) 60KVp, 300MA, D) 60KVp, 400MA, E) 60KVp, 600MA, F) 90KVp, 400MA

Fig. 7. Detected output signal of the step phantom: A) Lead phantom B) 60KVp, 200MA C) 60KVp, 300MA D) 60KVp, 400MA, E) 60KVp, 600MA F) 90KVp, 400MA

#### 4. 결론 및 고찰

광다이오드 배열소자를 이용하여 디지털 X선 장치를 구성하는 경우 다음과 같은 점들이 개선된다.

가) 산란(scattering)효과가 제거된 고품질의 영상을 얻는다.

나) 대비(contrast)가 큰 양질의 영상을 얻는다.

다) 디지털 형태로 영상을 얻을 수 있어, 각종 영상 처리 방법을 적용할 수 있고, 실시간 처리하며, film의 소모량을 감소시키며, 기존의 디지털 data 저장 방법을 이용하여 data를 저장하며, 경제적으로 사용할 수 있다.

마) Tube control을 시행하여 dual energy 영상 검출 능력을 보유할 수 있다.

바) 각 병동 및 방사선과 내에서 on-line화하여 사용할 수 있다.

한편 종래의 X선 촬영시간보다(1/20sec) 다소 촬영시간이 길어지나, 환자에 대한 조사량의 증가는 전위 slit을 사용하기 때문에 크지 않다. 심장등의 운동에 의한 화상 왜곡(distortion) 등이 고려되나 1/10sec 정도에 촬영하면 거의 무시되리라 생각된다.

Contrast가 필립보다 수십배 향상되어 잇점이 있고, 신체내 각 부위의 조직 크기가 1lp/mm 정도면 대부분 검출될 수 있기 때문에 임상진단에도 효과적으로 사용될 수 있다고 생각되며, 고 해상도 monitor가 계속 출현하리라고 예측되므로 이 문제점은 해결되리라 예측한다.

#### 參 考 文 獻

- 1) S. Nudel man, et. al. "A study of photoelectronic-Digital Radiography-Part I. II. III" *Proc. of IEEE* Vol. 70, No. 7, July 1982, pp. 700~727.
- 2) D. Sashin, et. al.: "Computerized electronic-radiography," *Proc. of the 6th Conference on Computer Applications in Radiology and Computer-Aided Analysis of Radiological Images, ACR/IEEE Computer Society*, pp. 153~158, 1979.
- 3) D. Sashin et. al.: "Diode Array Digital Radiography: Initial Clinical Experience," *American J. of Reontgenology*, Vol. 139, Dec, 1982, pp. 1045~1050.
- 4) I.A. Cunnngnam, et. al.: "A photo-diode Array X-ray imaging system for digital angiography," *Med. Phys.*, Vol. 11, No. 3, pp. 303~310, May/ Jun, 1984.
- 5) W.D. Fooley, et. al.: "The effect of Varying Spatial Resolution on the Detectability of Diffuse Pulmonary Nodule." *Radiology*, Vol. 41, pp. 25~31, oct. 1981.
- 6) G.T. Barnes, et. al.: "Reduction in Scatter in Diagnostic Radiology by Means of a Scanning Multiple Slit Assembly." *Radiology*. Vol. 120, pp. 691~694, Sep. 1976.
- 7) L.T. NiKalsen.: "Scattered radiation in chest radiography," *Med. Phys.*, Vol. 8, pp. 677~681., Sept/Oct., 1981.