

# 디지털 X-선 촬영시스템의 영상 및 물리적 특성 분석

## (Characterization of Imaging and Physical Properties in Digital Radiography System)

金鐘曉,\*\* 李泰洙\*, 朴光錫\*, 韓萬青\*\*\* 李忠雄\*\*, 閔丙九\*

(Jong Hyo Kim, Tae Soo Lee, Kwang Suk Park, Man Cheong Han,  
Choong Woong Lee and Byoung Goo Min)

### 要 約

최근 본 연구팀에서 기존의 선 조사방식 디지털 X-선 촬영시스템의 단점을 보완하여 촬영시간을 0.7 초로 단축시키고 환자에의 X-선 조사량을 3mR 정도로 감소시킨 디지털 X-선 촬영시스템을 개발한 바, 이 논문에서는 이 시스템의 감도 특성, 산란 성분 구성률, 양자검출 효율, 변조전달함수, 그리고 콘트라스트 상세도 등과 같은 물리적 및 영상특성들을 조사함으로써 그 촬영성능을 평가하였다.

조사 결과 이 시스템의 감도특성은 입사에너지에 비례하며, 기존의 필름-스크린 보다 적은 X-선 조사량으로도 더 우수한 콘트라스트 해상도를 지녔음이 나타났다. 그 이유는 뛰어난 산란선 제거능력과 높은 양자검출 효율 때문인 것으로 생각된다.

### Abstract

In order to evaluate imaging performance of newly developed digital radiography system which requires scanning time as short as 0.7 sec and patient exposure as low as 3 mR, we have investigated its imaging and physical properties such as sensitivity characteristic, scatter fraction, detective quantum efficiency, modulation transfer function, and contrast detail diagram.

The results show that the digital radiography system has linear sensitivity to the incident energy, and superior contrast resolving power with less X-ray exposure than conventional film-screen system. These performances are resulted from excellent scatter rejection capability and high detective quantum efficiency of digital radiography system.

\*正會員, 서울대학교 醫大 醫工學教室  
(Dept. of Biomed. Eng., College of Med.,  
Seoul Nat'l Univ.)

\*\*正會員, 서울대학교 電子工學科  
(Dept. of Elec. Eng., Seoul Nat'l Univ.)

\*\*\*正會員, 서울대학교 醫大 放射線學教室  
(Dept. of Radiology, College of Med., Seoul  
Nat'l Univ.)

接受日字: 1989年 2月 20日

(※ 본 연구는 87~89년도 목적기초 연구지원에 의하여 이루어졌음.)

(※ 본 연구는 86년도 서울대학교 병원 특수임상 연구비의 보조로 이루어졌음.)

### I. 서 론

디지털 X-선 촬영 시스템(digital radiography system 이하 DR. 시스템)이란 기존의 X-선 촬영 방법에서 필름을 이용하여 영상을 기록 및 display 하던 것을 X-선 영상신호를 디지털화된 전기신호로 변환하여 이를 테이프나 디스크 등 전자기록 매체에 기록하고 컴퓨터에 연결된 CRT 모니터에 display 시키는 장치를 말한다. X-선 영상을 디지털화하면 우선 영상 처리를 이용하여 진단에 편리와 정확을 도모할 뿐만 아니라 컴퓨터 네트워크를 이용한 신속한 영상 전송이 가능하게 된다. 또한 광 다이오드 등 선형성이 좋은 검출기를 사용함으로써 다이내믹 레인지를

넓힐 수 있고, collimation 슬릿을 써서 fan 비임의 X-선으로 촬영함으로써 산란선을 제거한 선명한 영상을 얻을 수 있으며, dual energy subtraction 기법을 이용함으로써 물질성분별로 분리된 영상을 얻을 수 있는 점등 여러가지 장점으로 인해 각국에서 그 개발에 주목하고 있다.<sup>1),2),3),4)</sup>

현재까지 제안된 DR시스템들은 X-선 비임의 조사형태에 따라 점 조사, 선 조사, 면 조사 방식으로 나눌 수 있다. 필름-스크린 방식과 같은 면 조사 방식에서는 인체투과 과정에서 산란선이 심하게 발생하여 특히 심장후위나 종격동부위에서는 산란선에 의한 콘트라스트 약화로 인해 적은 콘트라스트를 갖는 병변들은 식별이 곤란하다. 이와 같은 산란선 문제를 해결하는데는 X-선 비임의 폭을 작게함으로써 산란가능성을 원천적으로 줄이는 것이 가장 효과적인 것으로 밝혀져 있다.<sup>4)</sup> 그러나 기존의 방식에 적용하려면 매카니즘을 개조해야 하는 등 어려움이 뒤따라 그리드를 사용하는데 그치고 있다. 근래에 X-선 영상의 디지털화 필요성이 대두되고 있는 차체에 개발시 점 조사 또는 선 조사방식을 도입하여 산란선이 대폭 제거된 양질의 영상을 얻고자 하는 시도가 있어 왔다.

점 조사방식으로는 유일하게 AS&E사에서 Flying spot DR을 제안하고 있으나 조사시간이 5초로 길고 해상도도 512×512로 낮으며 조사 과정에서 발생하는 artifact도 큰 편이어서 실용상에 문제가 있다.<sup>5)</sup>

선 조사방식으로는 먼저 Univ. of Pittsburg의 Sashin 등이 기존의 self-scanning photodiode array (phosphor coated, 1024×1)를 검출기로 사용하고 그 위에 환자의 bed를 scan시키는 방식으로 DR시스템을 구성하였는데 이 방식은 검출구역이 사방 15.24cm(6")로 작아 흉부촬영용으로는 적합치 않다.<sup>6)</sup>

다음으로 Univ. of Alabama와 Picker사에서 합작으로 개발한 Digital Chest Unit가 있는데 이는 0.5×1.0(mm<sup>2</sup>) 크기 photodiode의 linear array(1024) 위에 phosphor screen을 부착시킴으로써 검출기를 구성하고 이를 환자에 대하여 scan시킴으로써 영상을 얻는다. 이 시스템은 검출구역이 사방 51.2cm 으로 충분하나 scan 시간이 4.9초로서 길며 환자 조사량도 35mR으로 큰 편이다.<sup>7)</sup>

이와 같이 기 발표된 점 조사, 또는 선 조사방식은 환자에게 무리가 될 정도로 긴 scan시간과 X-선 관에의 과부하 등 문제점이 지적되어 초보적인 임상 실험단계에 그치게 실용화되지 못하고 있다.

면 조사방식으로 먼저 대구경 영상증폭관과 고해상도 카메라를 연결한 방식이 몇군데서 실험중이나<sup>8),9)</sup>

이 방식은 X-선 산란선과 영상증폭관 내부의 산란선 때문에 좋은 화질을 기대하기 어렵다. 다음으로 Fuji에서 개발한 Computed Radiography가 상용화되어 있는데 이는 Storage phosphor를 이용하여 X-선 조사후 레이저 비임으로 여기시킬 때 발생하는 빛을 광증배관으로써 검출하여 영상을 얻는 방식으로서 촬영시간이 짧고 해상도가 2K×2K 정도로 높으나, 필름 hardcopy로 영상표시를 하여 다이나믹한 디스플레이나 영상전송이 되지않고, 레이저 scan 및 필름현상시간이 3분정도 소요됨으로써 즉각적인 영상표시가 되지 않으며, 또한 기존의 필름-스크린 시스템의 경우와 마찬가지로 X-선 산란선제거가 불충분한 단점이 있다.<sup>10)</sup> 더우기 가격이 100만불선으로 높아서 그 보급이 미미한 상황이다.

그외에 현상된 필름을 디지털화하는 방식이라든지 위의 방식들을 조합한 방식도 있으나<sup>4)</sup> 위에 언급한 내용에서 크게 벗어나지 않는다.

본 연구팀에서는 선 조사식 DR 시스템의 장점인 산란선 제거의 장점을 살리면서, 그 문제점을 극복하여 scan시간을 0.7초로 단축시키고 환자 조사량을 3mR정도로 감소시키도록 한 선형 구동식(linear scanning) DR 시스템(이하 DR 시스템)을 개발하여 임상 실험중에 있다.<sup>11)</sup>

본 연구에서는 이 DR 시스템의 촬영성능평가를 위하여 X-선 감도특성, 산란성분 구성율, 양자검출효율 등과 같은 물리적 특성들을 측정하고, 영상특성으로서 변조전달함수와 콘트라스트 상세도를 측정분석하였으며, 그 결과들을 기존의 스크린-필름시스템 및 대표적인 선 주사방식 DR 시스템인 Picker사의 digital chest unit의 것들과 비교분석하였다.

## II. 시스템의 구성

개발된 DR 시스템의 기본적 구성은 그림 1과 같다.

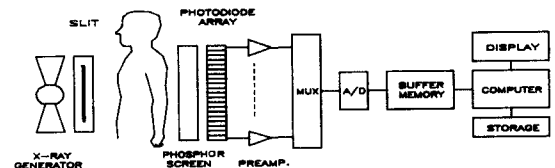


그림 1. DR 시스템의 기본 구성  
Fig. 1. Block diagram of DR system.

DR 시스템에서는 검출기로서 기존의 필름-스크린과 달리 선형배열 광다이오드를 사용하고 있다. 그러므로 2차원의 영상을 얻기 위하여 선형 검출기를 그 배열방향(부 주사방향)으로 자체 주사시킴과 동시에 그 직각방향(주 주사방향)으로 선형구동시키고 있다.

대상체를 투과한 X-선은 형광 스크린에서 일단 빛으로 변환되고, 1024개의 광다이오드 배열에 입사되어 전기신호로 바뀌어 각각 1,024개의 증폭 및 적분기에서 증폭 적분된 후 multiplexer에서 serial한 신호로 되어 A/D 변환된다. 이렇게 디지털화된 신호는 일단 고속으로 버퍼 메모리에 저장되었다가 컴퓨터에 입력되어 CRT 모니터에 영상으로 재생되거나 hard disk에 저장되도록 구성되어 있다.

#### 1. X-선 발생장치

촬영을 위한 광원으로서 area 비임 형태의 X-선이 발생된다. 본 DR 시스템은 미국 Picker사의 radiographic/fluoroscopic X-ray system model No. GX 1050의 X-선 tube를 이용하였다.

#### 2. Collimation 슬릿

신체에 입사하는 X-선을 fan 비임의 형태로 제한함으로써 환자에게 조사되는 X-선량을 줄이고 촬영상에서의 콘트라스트를 열화시키는 산란선을 감소시키는 효과를 낸다. 두께 1mm의 납판에 폭 0.3mm로 낸 슬릿을 X-선 헤드와 환자사이에 위치시키고 이를 선형 검출기와 동기시켜 scan하도록 하였다.

#### 3. 선형 검출기

환자를 투과한 X-선을 검출하는 부분으로서 X-선을 빛으로 변환하는 형광스크린(phosphor screen)과 이 빛을 전류로 변환하는 광다이오드 배열(photodiode array)의 조합으로서 구성되어 있다. 사용된 형광스크린은 미국 Trimax사의 3M-12A로서  $Gd_2O_3:Tb$ 를 형광물질로 사용하고 그 두께가 355( $\mu m$ )인 것이다.

광다이오드 배열은 일본 Hamamatsu사의 S994-19로서 한 화소의 크기가  $0.585 \times 1.3(mm^2)$ 인 광다이오드가 32개 배열되어 있는 소자를 다시 32개로 배열하여 1,024개의 화소가 되도록 선형 검출기를 구성하였다.

#### 4. 데이터 수집부

선형 검출기에서 전류로 변환된 영상신호를 환자의 영상에 해당하는 디지털 데이터로 변환시킨다. 광다이오드에서 발생한 수 nA 정도의 신호전류를 100mV 정도의 크기로 전단증폭 및 적분한 후 이를 multiplexing시켜 자체주사된 serial한 신호로 만든다. 이 신

호에는 1,024개의 광다이오드, 증폭기 및 적분기들의 offset, gain 편차와 X-선 전원 ripple에 의한 artifact가 포함되어 있으므로 이를 보정하기 위한 전처리부 하드웨어가 연결되어 있다. 이 회로를 거친 영상신호는 12비트로 A/D 변환되는데  $1,024 \times 1,024 \times 12bit$ 의 영상데이터를 수집하는데 약 0.7초가 소요된다.

#### 5. 메모리

앞에서 변환된 디지털 데이터가 컴퓨터에 입력되기 전에 일단 고속으로 저장하기 위한 버퍼 메모리로서 12bit 2MB의 용량을 가지고 있다.

#### 6. 컴퓨터

DR 영상의 수집, 처리, 저장 및 전체 시스템의 제어를 담당한다. 본 시스템에서는 IBM PC/AT를 사용하였다.

#### 7. Display

수집한 디지털 데이터를 영상화시킨다. 본 시스템에서는 display unit으로서 미국 Vectrix사의 Pepe unit을 사용하였는데 여기에는  $1024 \times 1024$ 해상도, 256 grey level의 영상을 60Hz non-interlace로 display하며 look up-table과 hard-ware zoom 기능이 장착되어 있다.

#### 8. 저장부

촬영된 영상을 저장시키기 위해서 컴퓨터에 탑재된 20MB 용량의 하드 디스크, 그리고 별도로 부착된 125MB 용량의 cassette tape driver를 사용하였다.

#### 9. 모터 및 interface

선형 검출기로 2차원의 영상을 얻기 위해서 검출기를 선형구동시키는데 DC 서어보 모터를 사용하여 슬릿과 선형 검출기가 동기되어 구동되도록 하였으며 모터의 속도제어 및 전체 시스템과의 interface를 위하여 Z-80 마이크로 컴퓨터를 사용하였다.

표 1에 DR시스템의 제원을 나타내었다.

### III. 물리적특성 분석

일반적으로 X-선 촬영시스템의 성능을 나타내는데 쓰이는 특성들을 아래와 같이 DR 시스템에서 측정 분석하였다.

#### 1. X-선 감도특성(Sensitivity Characteristic)

입력 X-선량에 대한 시스템 영상출력의 응답특성을 말하며 이로부터 촬영에 필요한 X-선량을 알 수 있다. 필름-스크린 시스템의 경우에는 입력 X-선량 대 필름의 optical density로서 나타나나 DR 시스템

표 1. DR 시스템의 제원  
Table 1. Specifications of DR system.

SOURCE TO DETECTOR DISTANCE	92.5cm
SOURCE TO OBJECT DISTANCE	83cm
MAGNIFICATION	1.1~1.2
DETECTOR APERTURE	0.585×1.3 mm
FIELD SIZE	65×52.5cm (43.2×35.5cm)
IMAGE MATRIX	1024×1024
A/D CONVERSION	12bit
RESOLUTION	0.89lp/mm (3~5lp/mm)
TUBE VOLTAGE	100KVp (80KVp)
TUBE CURRENT	50mA (100mA)
SCAN TIME	0.7sec
EFFECTIVE EXPOSURE TIME	1.73mS (33mS)
EFFECTIVE mAS	0.086mAS (3.3mAS)

( ) : F/S SYSTEM

에서는 입력 X-선량대 영상출력의 digital value 로서 나타낸다.

X-선 감도특성을 측정하기 위하여 깊이 10cm의 수조를 만들고 그림 2와 같이 X-선량을 변화시켜가며 이를 촬영하여 그 영상의 평균 디지털 출력값을 얻었다.

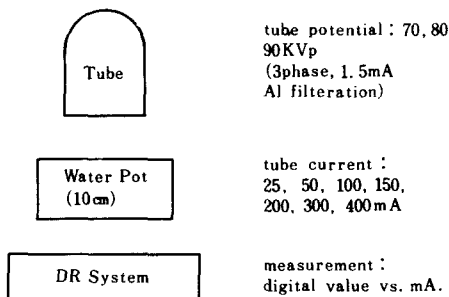


그림 2. X-선 감도 측정을 위한 촬영조건  
Fig. 2. Imaging conditions for measurement of sensitivity characteristic.

여기서 10cm 두께의 수조는 입사된 X-선량중 약 7%를 통과시키는데<sup>(10)</sup> 이는 흉부 촬영시 동양인 신체의 평균투과율에 해당한다. 또한 70, 80, 90kVp의 X-선 관전압은 흉부촬영시의 일반적인 조건범위이다.

관전류 조건은 각각 25, 50, 100, 150, 200, 300, 400 mA였으며 촬영시간은 0.7초였다.

Area detector인 필름-스크린 촬영법의 경우 입사한 X-선량을 단순히 관전류 (mA) 와 촬영시간 (second) 의 곱인 mAS로 나타내기도 한다. 그러나 DR 시스템은 선형 검출기를 사용하고 있으므로 실제로 한 지점을 통과한 X-선이 검출기에 입사하는 시간은 전체 촬영시간이 아니라 검출기 line이 그 지점을 통과하는 동안 뿐이다.

그러므로 한 지점을 검출기 line이 주사하는 시간 (유효 조사시간) 과 관전류와의 곱인 유효 mAS의 단위를 사용하기로 한다.

본 시스템의 경우 유효 조사시간은 1.73mS이므로 각 관전류 조건을 유효 mAS로 나타내면 각각 0.043, 0.086, 0.173, 0.260, 0.346, 0.519, 0.692mAS에 해당한다. 이와 같은 각 조건에 대한 DR 시스템 영상출력의 평균값을 측정하여 그 결과를 그림 3에 표시하였다. 같은 관전압의 조건에서 영상출력값은 관전류 (mA) 에 직선적으로 비례함을 보인다.

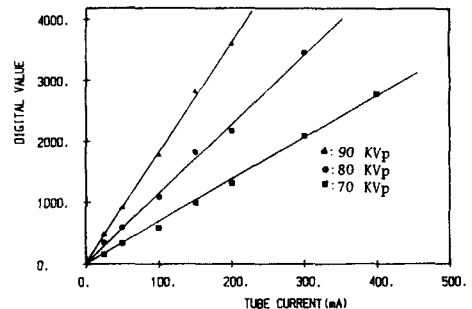


그림 3. 여러 촬영조건에 대해 측정된 시스템 응답특성  
Fig. 3. Measured system responses for various exposure conditions.

여기서 같은 mAS의 조건일때는 높은 관전압의 경우가 더 높은 출력을 내는 것을 볼 수 있는데 이는 X-선 발생시에 mAS는 발생되는 X-선 광자수를 결정하며 관전압은 X-선 광자의 에너지를 결정하는 사실에 비추어 볼 때 높은 관전압에 의해 발생된 X-선 광자는 검출기에서 변환될 때 더 많은 에너지를 내어놓기 때문이다.

이와 같이 관전압에 따라서 X-선의 에너지도 달라 지므로 X-선이 신체에 미치는 영향도 다르다. 그러 므로 신체에의 X-선 조사량은 단순한 mAS의 단위 로 표시하지 않고 공기중  $2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg}$ 의 이온화 를 일으키는 X-선량을 나타내는 린트겐(R)의 단위 로 나타낸다.

표 2. 각 관전압에 따른 1mAS당 mR, 광자입사 량 및 에너지 입사량의 관계. 3상 전원, 1.5mm Al 필터사용시 X-선관 축점에서 1m 거 리에서의 경우

Table 2. mAS vs. mR, incident photon fluence, incident energy fluence relation for each KVp, with 3 phase, 1.5mm Al filtration, at the distance of 1m from tube focal spot.

TUBE VTC	70KVp	80KVp	90KVp
MEAN ENERGY	40KeV	43.6KeV	47KeV
EFFECTIVE mAS	1	1	1
EXPOSURE (mR)	6.6	9.2	12
ENTRANCE PHOTON FLUENCE ( $\text{mm}^{-2}$ )	$1.42 \times 10^6$	$2.21 \times 10^6$	$3.12 \times 10^6$
DETECTOR PLANE			
INCIDENT PHOTON FLUENCE ( $\text{mm}^{-2}$ )	$0.99 \times 10^6$	$1.55 \times 10^6$	$2.18 \times 10^6$
INCIDENT ENERGY FLUENCE ( $\text{mm}^{-2}$ )	$3.96 \times 10^4 \text{KeV}$	$6.76 \times 10^4 \text{KeV}$	$10.2 \times 10^4 \text{KeV}$

표 2에 각 관전압에 대해 mAS단위와 mR단위와의 관계를 나타내었다. 이 관계에 의해 위의 각 촬영조건을 수조에서의 X-선 조사량(mR)으로 바꿀 수 있는데 그림 4에 이렇게 환산된 X-선 조사량대 영상출력의 관계를 도시하였다. 이로부터 신체에의 평균조사량은 3mR정도가 됨을 알 수 있다.

각 관전압에 의해 발생하는 광자의 평균에너지와 발생한 광자의 평균수를 곱하면 그 촬영조건에서 방사된 에너지량을 알 수 있다. 더우기 수조에서의 투과율 7%를 곱하면 검출기에 입사하는 에너지 입사량을 구할 수 있다. 표 2에는 각 관전압에서 발생하는 광자의 평균에너지, mAS, mR, 광자의 입사밀도, 그리고 단위면적당의 에너지 입사량과의 관계를 나타내었다.

이 관계를 이용하여 위의 각 촬영조건을 검출기에의 에너지 입사량으로 환산할 수 있으며, 이로부터

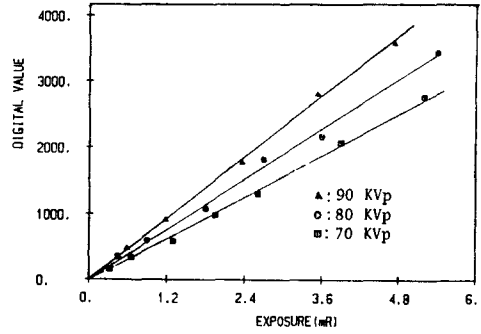


그림 4. X-선 조사량에 대한 감도특성  
Fig. 4. Exposure (mR) vs. sensitivity characteristic.

에너지 입사량대 영상출력의 관계를 구할 수 있다. 그림 5에 이와 같이 구한 에너지 입사량에 대한 DR 시스템의 응답특성을 표시하였다. 이로부터 DR 시스템은 에너지 입사량에 대해 직선적인 응답특성을 나타내며  $1000/1.1 \times 10^6$  (digital value  $\text{mm}^2/\text{KeV}$ ) 정도의 감도를 가짐을 알 수 있다.

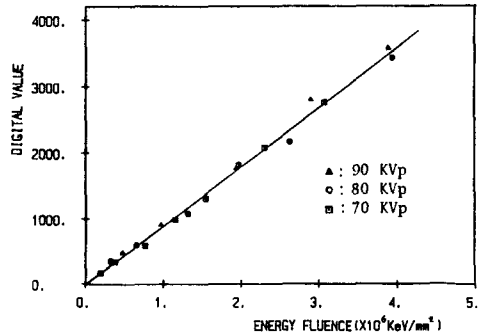


그림 5. 에너지 입사량에 대한 감도특성  
Fig. 5. Sensitivity characteristic for incident energy fluence.

2. 산란성분 구성비 (Scatter Fraction)

대상체를 투과하여 검출기에 입사하는 X-선중에는 대상체 내부의 정보를 포함한 주 성분(primary ray) 뿐 아니라, 대상체 내부에서 산란되어 나온 산란선(scattered ray)이 상당량 포함되어 있는데, 이 산란선은 촬영상의 콘트라스트를 저해시키므로 X-선 촬

영시스템에서는 투과 X-선이 검출기에 입사하기 전에 산란성분을 될 수 있는 한 제거시켜 주어야 한다. 검출기에 입사하는 X-선중 산란성분이 차지하는 비율을 산란성분 구성비로서 나타내는데 이 값이 적을 수록 콘트라스트가 좋은 영상을 얻게 된다.

기존의 필름-스크린 촬영법에서는 납과 알루미늄으로 된 X-선 편광판(grid)으로 필름 앞에서 산란성분을 제거하고 있는데 이 경우는 산란성분과 함께 주성분도 감쇠될 뿐 아니라, 산란성분의 제거도 충분하지가 못하다.

DR 시스템에서는 슬릿을 통하여 collimation된 fan beam으로 촬영하고, 또한 line detector를 사용하여 X-선 신호를 검출하기 때문에 이 자체가 2중의 편광효과를 났으로써 주성분의 감쇠는 전혀 없이 대부분의 산란선을 선택적으로 제거할 것으로 기대된다.<sup>11)</sup>

DR 시스템에의 산란성분 구성비를 측정하기 위하여 그림 6(a)와 같이 깊이 10cm수조의 위와 아래에 각각 5×5(cm<sup>2</sup>) 및 1×1(cm<sup>2</sup>) 크기, 2mm두께의 납판으로 된 beam stop(Bu, B1)을 놓고 80KVp, 300mA의 조건으로 이를 촬영하였다.

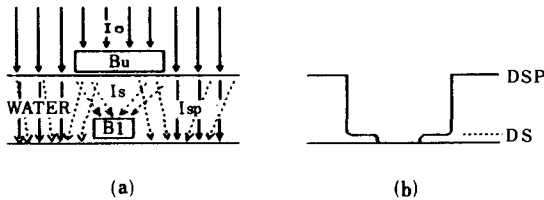


그림 6. (a) 대상체 내에서의 산란과정  
(b) 각 성분에 의한 영상출력값  
Fig. 6. (a) Scattering process in the object.  
(b) Measured digital value for each component.

그림 6(a)에 나타낸 바와 같이 위쪽의 납판 Bu의 아래에는 주성분은 차단되고 오직 주위에서 산란되어 오는 산란성분 Is만 존재하며, 아래쪽 납판 B1의 아래에는 주성분과 산란성분 모두가 차단된다. 그 외의 부분에는 주성분과 산란성분 모두가 존재한다.

이같은 각 성분에 의한 영상출력값의 분포를 그림 6(b)에 나타내었다. 여기서 Ds는 산란성분에 의한 영상출력값, 그리고 Dsp는 산란성분과 주성분 모두에

의한 영상출력값이다. 측정된 각 값은 Ds=80, Dsp=3536이며, 이로부터 계산된 DR 시스템의 산란성분 구성비 SF는 2.26%이었다.

$$SF = \frac{I_s}{I_{sp}} = \frac{D_s}{D_{sp}} = 0.0226 \quad (1)$$

3. 양자 검출효율(Detective Quantum Efficiency)  
양자 검출효율은 촬영시스템에 있어서 촬영과정에서의 신호대 잡음비의 열화율을 뜻하는 지수로서 식(2)와 같이 정의되어 있다.

$$DQE = \frac{(S/N)_{out}^2}{(S/N)_{in}^2} \quad (2)$$

X-선 영상은 본질적으로 제한된 수의 X-선 광자으로써 얻어지는 것이므로 신호자체에 X-선 광자의 불규칙한 분포로 인한 잡음을 내포하고 있다. 검출기 단위면적당 입사하는 광자수 K의 확률분포는 식(4)와 같은 Poisson 분포를 이룬다는 것이 알려져 있다.

$$P(K) = \frac{N \exp(-N)}{K!} \quad (3)$$

여기서 N은  $N = E[K]$ 로서 검출기에 입사하는 평균 광자수이며 그 표준편차는  $\sigma = \sqrt{N}$ 이 된다. 그러므로 이 경우 입력 X-선 영상신호의 신호대 잡음비는

$$(S/N)_{in} = \frac{E[K]}{\sigma} = \frac{N}{\sqrt{N}} = \sqrt{N} \quad (4)$$

으로 제한된다는 것을 알 수 있다. 일반적으로 검출기에 입사하는 X-선 광자는 검출효율  $\beta < 1$ 인 검출기에 의해 검출되기 때문에 그 영상출력에서의 신호대 잡음비는 식(5)와 같이 더 작은 값을 가지게 된다.

$$(S/N)_{out} = \frac{\beta N}{\sqrt{\beta N}} = \sqrt{\beta} \sqrt{N} \quad (5)$$

1단의 검출기로 구성된 촬영시스템에서의 양자 검출효율은 식(4)와 식(5)을 식(2)에 대입함으로써 단순히  $\beta$ 가 됨을 알 수 있다. 그러나 DR 시스템과 같이 복합적인 검출과정을 지닌 촬영시스템의 경우의 양자 검출효율은 좀더 복잡한 요소에 의해 결정된다. 즉 DR 시스템의 검출부는 형광스크린, 광다이오드, 증폭단 및 A/D 변환단 등 복합적으로 구성되어 있으므로 각 단의 검출효율 내지는 잡음지수 등이 시스템의 양자 검출효율에 복합적으로 작용한다.

DR 시스템의 양자 검출효율을 측정하기 위하여 표 3과 같은 조건에서 아무 대상체 없이 촬영하고, 이

영상에서 배경의 평균값  $S_{x,y}$ 와 분산  $\sigma^2_{x,y}$ 를 다음과 같이 구하였다.

$$S_{x,y} = \frac{1}{100^2} \sum_{i=0}^{99} \sum_{j=0}^{99} I_{x+i,y+j} \quad (6)$$

$$\sigma^2_{x,y} = \frac{1}{100^2} \sum_{i=0}^{99} \sum_{j=0}^{99} (I_{x+i,y+j} - S_{x,y})^2 \quad (7)$$

여기서  $x, y$ 는 영상에서의 특정 위치를 가리킨다. 이로부터 영상출력의 신호대 잡음비  $SNR_{out}$ 를 다음 식과 같이 구할 수 있다.

$$SNR_{out} = \frac{S_{x,y}}{\sigma_{x,y}} \quad (8)$$

$SNR_{in}$ 은 식(4)에 보인바와 같이 촬영시 화소당 입사하는 양자수의 평방근으로서 표 2에 보인 관계로부터 계산하여 표 3에 보였다. 표 3과 식(8)에서 얻은  $SNR_{in}$ 과  $SNR_{out}$ 를 식(2)에 대입함으로써 각 촬영조건에서의 DR 시스템의 DQE를 구하였다.

표 3. DQE의 측정조건과 그 측정값  
Table 3. Measured DQE values and their imaging conditions.

TUBE VOLTAGE	70KVp	80KVp	90KVp
PHOTON FLUENCE ( $mm^{-2}$ )	$2.45 \times 10^4$	$3.78 \times 10^4$	$5.34 \times 10^4$
PHOTON FLUENCE ( $pixel^{-1}$ )	$1.86 \times 10^4$	$2.87 \times 10^4$	$4.05 \times 10^4$
DQEavg	0.36	0.32	0.26

실제로 X, Y값을 달리함으로써 여러 위치에서의 DQE를 구해 본 결과 DR 시스템의 DQE는 영상의 각 위치마다 조금씩 다른 값을 보였다. 표 3에 그 평균값을 보였다.

#### IV. 영상특성의 분석

##### 1. 변조 전달함수 (Modulation Transfer Function)

변조 전달함수란 촬영시스템의 공간해상력을 나타내는 함수로서 식(9)와 같이 정의되어 있다.

$$MTF(f) = \frac{|OTF(f)|}{|OTF(0)|} \quad (9)$$

$$OTF(f) = F[Lsf(1)]$$

여기서  $Lsf(1)$ 는 선광원 촬영상으로부터 얻어지는 선 확산함수(line spread function)를 말하며 OTF

(f)는 이 식의 푸리에 변환으로서 공간주파수의 함수인 광 전달함수(optical transfer function)이다. 이 광 전달함수의 상대적인 크기를 나타낸 것이 변조 전달함수인데, 이로부터 그 시스템의 광 확산특성 또는 각 공간주파수 성분의 감쇠도를 알 수 있다.

X-선 촬영시스템의 공간해상도 특성을 나타내는 변조 전달함수는 식(2)에서와 같이 선광원 촬영상의 데이터로부터 주 주사 및 부 주사방향의 선 확산함수  $Lsf(x), Lsf(y)$ 를 측정하고 그 푸리에 변환의 크기를 정규화하여 주 주사 및 부 주사방향의 변조 전달함수  $MTF(u), MTF(v)$ 를 구할 수 있다. 그러나 이 때의 촬영상 데이터는 이산 신호이기 때문에, 그 푸리에 변환으로 구한 MTF에는 aliasing error가 포함되어 있다.

불충분한 sampling으로 인해 aliase되어 있는 OTF로부터 원래의 OTF(pre-sampling OTF)를 복원하기 위하여 약간 경사진 선광원 촬영상으로부터 center-alignment, 1/2 pixel shifted-alignment 된 선 확산함수를 각각 구하고 각각에 해당하는 OTF들을 평균하여 구하였다.<sup>(13)</sup>

선 광원으로는 납판을 잘라내어 만든 폭 0.1mm의 슬릿을 사용하여 이를 x, y축 방향으로 각각 5° 정도 경사지게 놓고 촬영하였다. 그림 7에 이 영상의 4배 확대상을 보였다.

이 촬영상으로부터 center alignment 및 1/2 pixel shifted alignment 된 선 확산함수의 데이터를 x, y축의 방향에 대하여 얻어 이를 푸리에 변환함으로써 각각의 OTF를 얻었다.

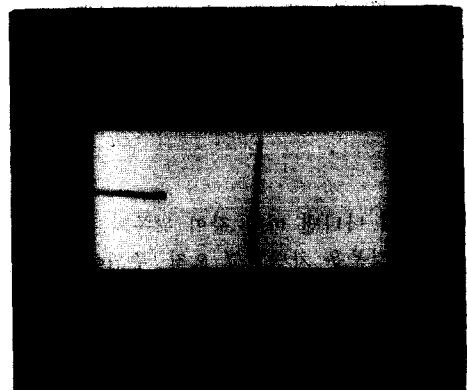
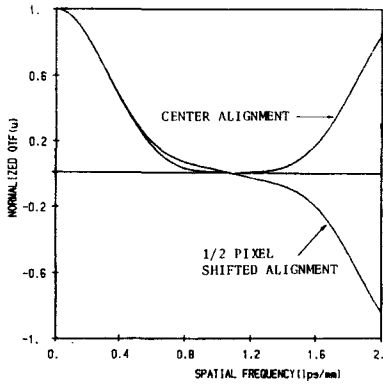
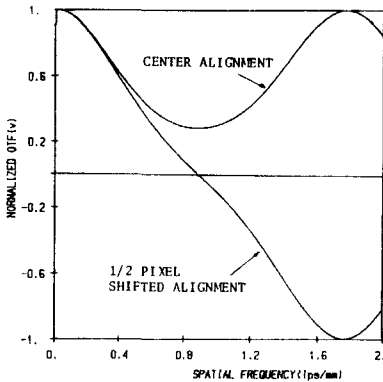


그림 7. x, y축 방향의 경사진 슬릿 촬영상  
Fig. 7. Tilted slit image of x, y coordinate direction.

그림 8에 x, y축 방향에 대하여 center alignment 및 1/2 pixel shifted alignment된 Lsf의 OTF를 각각 나타내었다.



(a)

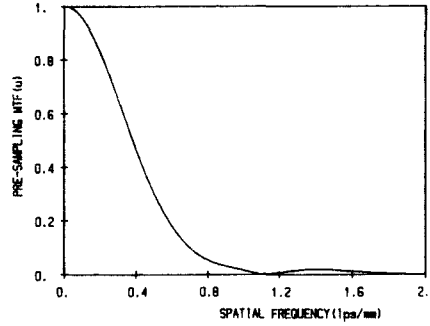


(b)

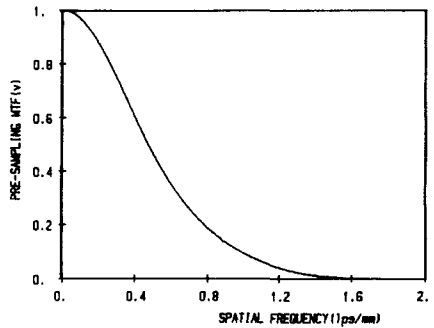
그림 8. x축(a), y축 방향(b)으로 center alignment, 1/2 pixel shifted alignment된 선 확산함수의 OTF

Fig. 8. OTF's for center alignment, 1/2 pixel shifted alignment line spread functions for x(a), y(b) coordinate.

최종적으로 x, y 각각의 방향에 대하여 center alignment와 1/2 pixel shifted alignment된 OTF의 평균을 취하고 이 크기를 정규화시킴으로써 u, v축 방향의 pre-sampling MTF를 얻었다. 그림 9에 그 결과를 나타내었다.



(a)



(b)

그림 9. u축 (a) 및 v축 방향 (b)의 pre-sampling MTF

Fig. 9. Pre-sampling MTF's for u(a), v(b) coordinate.

보통 촬영시스템의 한계 해상도는 MTF가 10%로 떨어지는 점의 공간주파수로 표시하므로 DR 시스템의 한계 해상도는 x, y축 방향으로 각각 0.7, 1.0 (lp/mm)가 된다.

2. 콘트라스트 상승도

X-선 촬영시스템의 영상특성의 궁극적인 기준은 그 촬영상을 진단자가 관독시에 얼마나 미세한 병변까지 판별할 수 있는가 하는데 있다. 실제로 미세한 병변은 촬영상에서 그 크기와 콘트라스트 모두가 작다. 이같은 미세병변의 효과를 내기 위하여 여러가지 크기의 물체에 대하여 각각 여러단계의 콘트라스트를 갖도록 모형체를 만들고 그 촬영상에서 진단자가 어느정도 상세한 부위까지 식별해 낼 수 있는가를 측정하면 그 촬영시스템의 영상특성을 분석하는데 적절한 기준이 될 것이다.

실제로 이같은 방법이 근래 X-선 촬영시스템의 종합적인 영상특성 분석방법으로 쓰이고 있으며, 진단



자가 50% 화률로 식별해 내는 물체들의 최소크기와 콘트라스트를 2차원적으로 도시한 것을 콘트라스트 상세도(contrast detail diagram)라고 부르고 있다.<sup>16)</sup>

본 실험에서는 현상된 X-선 필름, 비닐테이프, 플라스틱 판, 형광스크린, 동테이프, 납판등 여러가지 재질을 이용하여 크기 0.5, 1, 2, 3, 5, 7, 10, 14, 20(mm) 등의 정방형 물체를 콘트라스트 0.3, 0.5, 1.0, 1.4, 1.7, 2.1, 2.8, 3.5, 4.2, 5.5, 9.0, 17.5, 24, 50, 70, 99% 등의 여러단계의 값을 갖도록 모형을 만들었다. 이를 DR과 필름-스크린으로 각각 촬영하였는데 촬영조건은 DR의 경우 80KVp, 0.043 유효 mAS였고 필름-스크린의 경우 80KVp, 0.83mAS에 초점-필름간 거리는 180cm였다.

이상의 두 촬영상을 6명의 방사선과 전공의가 판독하도록 하고 각각의 물체에 대해 100%, 50%, 0%의 3등급으로 visibility를 표시하도록 하여 6명의 판독결과를 평균 취했을 때 50%되는 점을 임계점으로 잡았다.

이와 같이 하여 DR 시스템과 필름-스크린시스템 각각의 촬영상으로 부터 측정한 콘트라스트 상세도를 그림10에 표시하였다.

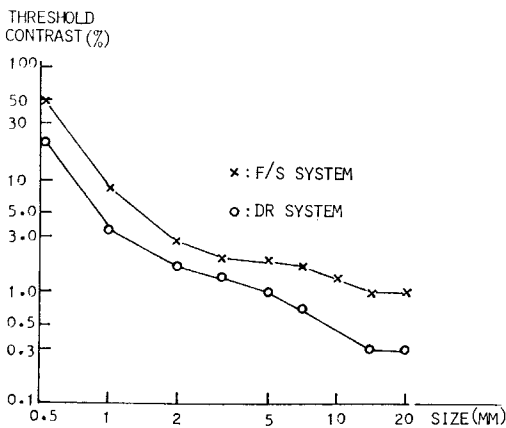


그림10. DR 및 필름-스크린시스템에 대해 측정된 콘트라스트 상세도  
Fig. 10. Contrast Detail diagram measured from DR and film-screen systems.

V. 비교 및 검토

DR 시스템의 X-선 감도특성을 조사한 결과 입사 에너지량에 대한 선형성을 가지며, 최대 출력값의 반

정도인 2000 digital value를 얻는데 필요한 검출기에의 에너지 입사량은 약  $2.2 \times 10^6 \text{ KeV/mm}^2$ 임을 알 수 있었다. 이와 같은 DR 시스템의 감도특성을 스크린-필름시스템과 비교하기 위하여 전형적인 스크린-필름 시스템의 감도특성<sup>11)</sup>을 그림11에 예시하였다.

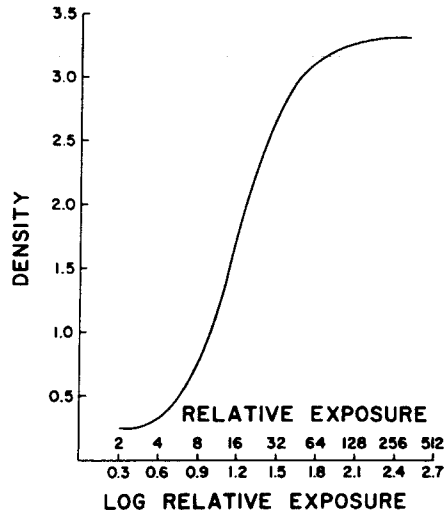


그림11. 전형적인 스크린-필름시스템의 감도특성  
Fig. 11. Sensitivity characteristic of typical screen-film system.

보는 바와 같이 현상된 필름 density의 사용범위는 0.2~2.0사이이다. 필름자체의 투명도 한계와 현상 과정에서 발생하는 안개현상 때문에 기본 density 0.2가 존재하며, density 2.0 이상은 black으로서 명암구분이 안된다.

스크린-필름시스템의 다이내믹 레인지는 density 0.2에 해당하는 조사량을 1로 잡았을 때 density 2.0에 해당하는 조사량으로 볼 수 있는데 그 값은 20정도이다.

스크린-필름 촬영시는 좁은 다이내믹 레인지로 인해 적정 조사조건을 조금만 벗어나면 필름응영이 너무 어둡던지 밝던지하여 촬영전수의 약 1/6은 재촬영이 필요한 것으로 나타나 있다. 반면 DR 시스템은 선형성의 감도로 인해 그 다이내믹 레인지가 양자화 비트수의 한계인 4096에 이르므로, 웬만한 조사조건에서는 양질의 영상을 얻을 수 있다.

산란성분의 선택적 제거는 선 주사식 DR 시스템의 가장 큰 장점인데, 본 DR 시스템에서도 역시 산란성분 제거능력이 뛰어난 것이 확인되었다. 무방비 상태에서 10cm 두께의 물을 투과하는 X-선중 산란성분 구성비는 약 70%나 되는데<sup>[13]</sup>, DR 시스템 촬영상의 산란성분 구성비는 측정결과 2.26%에 지나지 않는다. 이로부터 산란선 제거율을 계산해 보면 원래의 산란성분을 So, DR 시스템 촬영상의 산란성분을 Sd, 주성분을 P라고 할 때,

$$\frac{So}{So+P} = 0.7 \rightarrow So = 2.33P$$

$$\frac{Sd}{Sd+P} = 0.026 \rightarrow Sd = 0.027P, Sd = 0.01So$$

가 되어 99%의 산란선이 제거되므로 사실상 산란선 없는 영상을 얻게 된다고 볼 수 있다. 스크린-필름 시스템에서 일반적으로 사용되는 8:1 그리드와 비교해 보면, 산란성분 제거율은 90%이나 동시에 주성분도 30% 정도 감쇠시키므로<sup>[14]</sup> 산란성분 구성비면에서는 DR 시스템보다 많이 열등하다.

앞의 실험예에서 8:1 그리드를 사용했다고 가정하고 산란성분 구성비를 계산해 보면

$$\frac{0.1So}{0.1So+0.3P} = \frac{0.1 \times 2.33P}{0.1 \times 2.33P + 0.3P} = 43.7\%$$

로서 아직 큰 비율을 차지하고 있음을 알 수 있다.

산란선이 제거되면 상대적으로 콘트라스트가 개선되므로 특히 콘트라스트가 미세한 초기 병변의 검출이 보다 쉬워질 것으로 기대되며, 실제로 이러한 효과가 콘트라스트 상세도법과 임상실험례로<sup>[15]</sup> 입증되었다.

양자검출효율 측정치에서 에너지가 높아짐에 따라 그 값이 떨어지는 것은 사용한 스크린의 형광물질 Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S의 K-edge가 50KeV인 고로 에너지가 높아질수록 스크린의 X-선 흡수율이 떨어지기 때문이며, 스크린-필름의 양자검출효율에서도 같은 경향이 나타난다. DR 시스템에 사용된 3M-12(improved) 후위 스크린의 양자검출효율 자료는 나와있지 않으나 3M-12 후위 스크린의 양자검출효율이 0.35로 보고되어 있고<sup>[16]</sup>, 두 스크린의 형광층의 두께가 각각 355um, 280um인 것<sup>[17]</sup> 감안한다면 3M-12(improved) 후위 스크린의 양자검출효율은 80KVp에서 0.42부근일 것으로 추산된다.

DR 시스템의 양자검출효율을 측정값이 80KVp에서 0.32로 나타난 것은 그 값이 주로 스크린에 의해 제한되며, 뒷단의 광다이오드의 흡수율이나 양자화 잡

음 기타 전기적 잡음의 영향은 비교적 적은 것임을 알 수 있다. 다만 offset과 gain의 보정이 불완전하여 artifact이 생기는 부위에서는 양자검출도 다소 심하게 저하하여, 보정을 보다 완전히 해주는 것이 필요하다. 이를 위해, 현재 1단으로 보정용 하드웨어를 2단으로 하여 그 정밀도를 높이도록 개조중인데 예비시험결과는 무척 고무적이다. 스크린-필름시스템의 양자검출효율은 사용된 스크린과 필름의 조합에 따라 큰 차이가 있으나, 흉부 X-선 촬영에 일반적으로 사용되는 스크린-필름의 양자검출효율이 30~40% 수준이므로<sup>[18]</sup> DR 시스템의 양자검출효율은 스크린-필름의 경우와 비슷한 수준인 것으로 평가된다.

DR 시스템이 기존 스크린-필름시스템에 비하여 가장 취약한 부분이 공간해상도이다. 실제로 정상 5예, 비정상 13예를 대상으로 DR 및 스크린-필름으로 촬영하여 임상판독 실험을 한 결과 대부분의 정상 구조물은 DR 영상에서 식별도가 높은 반면 폐침윤, 미세한 석회화, 얇은 벽의 공동등과 같이 고도의 해상도가 요구되는 병변은 스크린-필름 촬영상의 경우가 우수한 것으로 나타났다.<sup>[15]</sup>

필름의 광집적단위인 grain의 직경이 수μm인데 비해 DR 시스템의 광집적단위가 되는 광다이오드의 개구는 0.635×1.3mm<sup>2</sup>이어서 화소크기상으로는 매우 큰 차이를 보이나 스크린과의 조합으로 사용하는 고로 스크린-필름시스템의 공간해상도는 스크린의 해상도에 의해 제한되어 있다. 현재의 DR 시스템에서는 스크린보다 광다이오드의 개구크기에 의한 제한요소가 더욱 크게 작용하고 있다. 그림12에 이 관계를 예시하였다. 예시한 kodak lanex regular screen은 DR에 사용한 스크린과 비슷한 정도의 해상도를 가지고 있다고 알려져 있으므로 대치자료로 사용하였다. 만일 광다이오드의 개구를 0.2×0.2mm<sup>2</sup> 정도로 작게 하면 광다이오드의 개구에 의한 변조전달함수가 스크린의 변조전달함수를 훨씬 능가하게 되므로 DR 시스템이 스크린-필름시스템에 못지않은 해상도를 갖게 될 것으로 예상된다. George등도 필름디지털화 실험에서 화소크기가 0.2×0.2mm<sup>2</sup>일 경우에는 임상적인 정보가 손실없이 검출된다고 보고하고 있으므로,<sup>[17]</sup> DR 시스템의 해상력은 그 정도의 수준으로 향상되어야 한다고 보며, 본 연구팀에서도 그와 같이 DR 시스템을 update하려고 준비중에 있다.

DR 시스템과 기존의 대표적인 선 주사식 DR 시스템인 Picker사의 DCU(digital chest unit)<sup>[7]</sup>와의 성능비교를 위해 두 시스템의 대표적 특성들을 표 4에 비교하여 나타내었다.

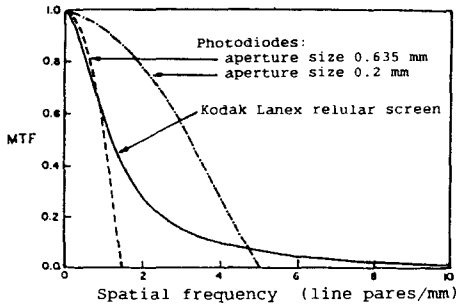


그림 12. 형광스크린의 MTF와 광다이오드 개구에 의한 MTF

Fig. 12. The MTF's of phosphor screen and photodiode aperture.

표 4. DR 시스템과 DCU와의 주요 특성비교  
Table 4. Comparison of important properties of DR system and DCU.

	DR	DCU
scan시간	0.7초	4.8초
환자조사량	3mR	35mR
양자검출효율	0.32(80KVp)	0.06(120KVp)
산란성분구성율	0.026	0.03
공간해상도	1.0lps/mm	1.2lps/mm

Scan시간 동안 환자는 숨을 멈추고 있어야 하므로 scan시간은 짧을수록 좋다. 그러나 실제기술상 아나로그 MUX중 스위칭 time, A/D 변환시간, 시스템의 기계적 안정성 등이 제한요소로 작용한다. DR 시스템에서는 DCU에서 4.8초 걸리는 scan시간을 줄이기 위해 먼저 1024개의 화소출력을 4그룹으로 나누어 MUX 및 A/D 변환을 병렬처리 해줌으로써 전자부품의 제한요소를 극복하였고, DCU에서는 X-선관을 중심하여 assembly를 환형운동시키던 것을 선형운동으로 바꾸어 줌으로써 기계적인 운동부분을 개선시켜 0.7초로 scan시간을 단축시키는데 성공했다. 이 시간 동안은 환자가 숨을 참는데 거의 무리를 느끼지 않는 것으로 보였다.

제한된 X-선관 출력조건하에서 scan시간을 단축시켰을 때 검출기에의 에너지 입사량은 그만큼 줄어든다. DR에서는 이 문제를 해결하기 위해 먼저 형광층을 증대시킨 스크린을 사용함으로써 X-선의 흡수

율을 개선시켰고, 전단증폭부를 DCU에서는 R-C 회로를 사용하여 부 주사 주기동안의 광전류의 일부분을 축적시키던 것을 1단 증폭 후 적분회로를 써줌으로써 부 주사 주기동안의 광전류를 완전히 축적 사용하도록 하였으며, A/D 변환단 앞에 아나로그 전 처리부를 둬으로써 다이내믹 레인지내에서의 양자화 잡음을 줄이는 등, 전체적으로 시스템 이득을 높이고 잡음을 최소화 함으로써 감도와 양자 검출효율을 높였다. 환자 촬영시 X-선관의 부하는 100KVp 50mAS 정도로서 DCU의 120KVp 530mAS에 비하여 훨씬 줄어들어 사용상 X-선관에 별 무리가 없었다.

콘트라스트 상해도 방법을 사용한 촬영성능평가결과를 볼 때 큰 물체일 수록 작은 콘트라스트까지도 식별가능한데, 필름-스크린으로는 최저 1%의 콘트라스트를 갖는 물체를 식별할 수 있는데 비하여 DR 시스템으로는 0.3%의 콘트라스트까지도 식별가능하며 전반적으로 DR 시스템이 필름-스크린 방법보다 세밀한 콘트라스트까지 검출할 수 있음이 나타났다.

이 결과는 두가지 이유에 기인한 것으로 해석되는데 그 첫째로는 높은 양자 검출효율로 인해 출력영상에서의 신호대 잡음비가 좋은 때문이고, 둘째로는 display시에 look up-table을 사용하여 콘트라스트를 신장시켜 볼 수 있었기 때문이다.<sup>11)</sup> 이 같은 display시에 영상처리를 적용하여 인간의 시각특성에 정합시켜 주면 관독자의 판단과정에서 셀길 수 있는 오독을 최소한으로 줄일 수 있으므로 이 또한 DR 시스템의 큰 장점으로 여겨진다.

### VI. 결 론

DR 시스템의 영상특성을 조사한 결과 DR 시스템은 입사에너지에 대해 선형적인 응답특성을 가지며, 감도는 기존의 스크린-필름시스템의 것보다 8배 가량 높았다.

산란선 제거특성조사를 위한 10cm 깊이 수조촬영 실험에서 DR 시스템은 투과산란선을 99% 제거하여 70%이던 산란성분 구성비를 2.26%로 줄임으로써, 같은 조건시 산란성분 구성비 43.7%를 나타내는 스크린-필름시스템의 8:1 그리드보다 월등한 산란성분 제거능력을 나타내었다. 양자 검출효율은 80KVp에서 0.32로서 스크린-필름의 경우와 비슷한 수준이었다. 변조전달함수의 측정결과 한계해상도는 주 주사방향 및 부 주사방향으로 각각 0.7, 1.0lps/mm로서 스크린-필름시스템의 3~4lps/mm보다 열등하였다. 그러나 종합적인 촬영성능평가 방법인 콘트라스트 상해도법으로 DR 시스템과 필름-스크린시스템을 비교한 결과 모든 실험범위에서 DR 시스템이 우수한 활

영상능을 가진 것으로 나타났다.

DR 시스템은 기존의 선 주사식 DR 시스템의 단점인 긴 scan시간을 극복하고 감도 및 양자검출효율을 향상시킴으로써 뛰어난 산란선 제거효과, 저조사량의 장점을 지닌 의학영상 장비로서 평가되며, 앞으로 해상도의 향상, 보다 완전한 artifact 제거가 과제라 하겠다.

参 考 文 献

[1] 박광석외, 디지털 X-선 촬영시스템에 관한 연구, 의공학회지 vol. 7, no. 1, 1986.

[2] 민병구, 디지털X-선 촬영술의 기술발전과 전망, 의공학회 춘계학술대회 논문집, 1985.

[3] Sol Nudelman, et al., A study of photoelectronic digital radiology-part I, II, III, *Proc. IEEE*, vol. 70, no. 7, July 1982.

[4] M. Pfeiler, et al., The digital imaging technique in conventional radiography: present and future possibilities, *Electromedica* 52, no. 1. 1984.

[5] Paul J, Bjorkholm, et al., Flying spot digital radiography, *Recent developments in digital imaging*, American institute of physicists, 1985.

[6] Donald Sashin, Digital radiography with self-scanning linear photodiode arrays, *Recent developments in digital imaging*, American institute of physicists, 1985.

[7] Mike M. Tesic, Digital chest unit design considerations, *Recent developments in digital imaging*, American institute of physicists, 1985.

[8] Arch W. Templeton, et al., A digital Radiology imaging system, *American journal of roentgenology*, Oct. 1987.

[9] Hisatoyo Kato, Junji Miyahara, *Computed Radiography with scanning-laser stimulated luminance, Recent developments in digital imaging*, American institute of physicists, 1985.

[10] Edward E. Christensen, *An introduction to physics of diagnostic radiology*, Lea & Febiger, 1978.

[11] Heang-Ping Chan and Kunio Doi, Some properties of photon scattering in water phantoms in diagnostic radiology, *Med. Phys.*, Nov./Dec. 1986.

[12] Albert Macovski, *Medical imaging systems*, Prentice-Hall, 1983.

[13] Hiroshi Fujita, et al., Investigation of basic imaging properties in digital radiography; 6. MTFs of II TV digital imaging systems, *Med. Phys.*, Nov/Dec. 1985.

[14] 민병구, 박광석, 김종효외, 디지털 래디오그래피 시스템의 개발에 관한 연구, 과학기술처 제출 최종보고서, 서울의대, 1985.

[15] 한만청외, 디지털 흉부 방사선 촬영시스템의 개발과 이의 임상응용-제 1보, 대한의학협회지, 제31권, 제 3호, 1988.

[16] Patrick J. Papin, et al., Sensitivity characteristics of prototype selenium plate detection system for digital radiographic imaging, *SPIE*, vol. 535, 1985.

[17] George W. Seely, et. al., The use of psychological principles in the design of a total digital radiology department, *Radiologic Clinics of North America*, vol. 23. no. 2, June 1985.

[18] Masamitsu Ishida, et al., Digital image processing; effect on detectability of simulated low contrast radiographic patterns, *Radiology*, Feb. 1984. \* .

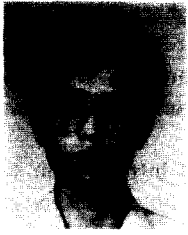
著 者 紹 介

閔 丙 九 (正會員) 第26卷 第2號 參照  
 현재 서울대학교 의과대학  
 교수겸 서울대학교 병원 의공  
 학과장

李 忠 雄 (正會員) 第26卷 第5號 參照  
 현재 서울대학교 전자공학과  
 교수



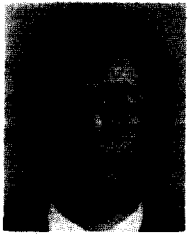
李 泰 洙 (正會員) 第26卷 第2號 參照  
 현재 서울대학교 병원 의공  
 학과 연구원

**金 鐘 曉**(正會員)

1959年 9月 2日生. 1982年 2月 서울대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1986年 2月 서울대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1986年 3月~현재 서울대학교 대학원 전자공학과 박사과정. 현재 서울대학교 병원 의공학과 연구원. 주관심분야는 의학영상처리 및 신경회로망 등임.

**韓 萬 青**(正會員)

1934年 1月 29日生. 1959年 3月 서울대학교 의과대학 졸업. 1957年 2月 서울대학교 대학원 의학 석사학위 취득. 1960年 2月 서울대학교 대학원 의학 박사학위 취득. 1967年 4月~현재 서울대학교 의과대학 방사선학 교수. 주관심분야는 의학영상진단 분야 등임.

**朴 光 錫**(正會員)

1957年 5月 21日生. 1980年 2月 서울대학교 전자공학과 학사학위 취득. 1982年 2月 서울대학교 대학원 전자공학과 석사학위 취득. 1985年 8月 서울대학교 대학원 전자공학과 박사학위 취득. 1985年 11月~현재 서울대학교 의과대학 조교수. 주관심분야는 의학영상, 생체 신호처리 및 Medical Instrumentation 등임.