대한영상의학회지 2005;53:61 - 66

평판형 검출기를 이용한 디지털 방사선 촬영의 방사선량 감소에 따른 화질에 대한 영향: 가토를 이용한 실험적 연구[1]

정성일 · 구진모 · 이현주 · 문우경 · 임근영 · 조경구 · 김지훈 · 최장용[2] · 남상희[2] · 임정기

목적: 평판형 검출기를 이용한 디지털 방사선 촬영에서 방사선량 감소의 화질에 대한 평가를 하고자 한다.

대상과 방법: 가토 30마리를 대상으로 표준군은 33.23 μGy, 감소군은 20.09 μGy으로2가지의 다른 방사선량으로 디지털 방사선촬영을 시행하였다. 사용된 평판형 비정질 셀레늄 검출기는 7×8.5 inch 크기와 1280×1536의 matrix, 138 μm의 pixel pitch로 구성되었다. 획득된 2군의 영상을 고해상도 모니터에서 4명의 판독자가 심장후 폐야, 횡격막후 폐야, 심장 윤곽, 횡격막 윤곽, 근위부 기도, 가리지 않은 폐야 등의 흉부 구조물, 간 윤곽, 좌우측 신장 윤곽, 장내가스, 외측 복벽 지방선 등의 복부 구조물, 늑골, 종격동뒤 척추, 복강부위 척추 등의 골 구조물 등 총 13가지의 해부학적 구조물에 대하여 5가지 척도로 평가하였고 결과에 대하여 Wilcoxon's signed ranks test를 이용하여 통계적 처리를 하였다.

결과: 표준군과 감소군간에 13 가지 해부학적 구조물에 대하여 영상의 질적 평가상 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

결론: 평판형 비정질 셀레늄 검출기를 사용한 디지털 방사선촬영술은 기존의 방사선량에서 40%의 감소를 하여도 영상의 질을 유지할 수 있었다.

신생아 촬영에 있어 방사선량의 조절은 상당히 중요한 부분이지만 세계적으로 보편화된 기준은 아직 명확히 확립되어 있지 않고 각 병원마다 여건에 따라 차이가 있는 실정이다. The Commission of the European Communities (CEC)에서는 신생아 전후 흉부 촬영의 기준으로서 60 - 65 kVp , 80 - 100 cm 초점 필름간 거리, 1 mmAl + 0.1 mmCu 또는 유사물질에 의한 여과 (filtration)를 권장하고 있다 (1). 또한 1000 g 신생아의 흉부 전후 촬영에 있어 허용 체표입사선량 (entrance surface dose)은 80 μGy로 권고했으나, 이후 여러 연구에 의하여 44 μGy에서 92 μGy 까지 보고되었다 (2). 신생아 방사선 촬영에서 방사선량이 중요한 관심사가 되는 이유는 소아암의 발생위험도 때문이다. 한 연구에 의하면 신생아 흉복부 방사선촬영의 경우 그 위험도는 약 100만 검사당 4.6에서 4.8로 보고하였다 (3). 그러므로 영상의 질이 유지된다면 가능한 한 방사선량을 감소시키는 것이 중요하다.

최근 단순 방사선촬영의 디지털화가 일반화되면서 디지털 방사선촬영술의 방사선량 감소에 대한 여러 보고가 제시되었다 (4, 5). 특히 셀레늄 검출기를 이용한 디지털 방사선촬영술은 흉부 단순 촬영 연구에서 그 우수성이 확인되어 왔다 (6 - 8). 이 방법은 비정질 셀레늄의 활성 격자 해독 (active matrix readout)을 이용하는 것으로서 2차원적 박막 트랜지스터 (two - dimensional array of thin - film transistor)로 평판형 검출기를 형성하고 이를 통해 영상을 획득하게 된다. 디지털 방사선촬영술로서 최초로 개발되었던 저장형 인 촬영술 (storage phosphor radiography)보다 우수한 양자검출 효율성 (detective quantum efficiency)때문에 셀레늄 평판형 검출기를 이용한 디지털 방사선 촬영술은 넓은 관용도와 높은 해상력을 보인다 (8 - 13). 이런 점들을 고려하여 셀레늄 평판형 검출기를 이용한 디지털 촬영술로 기존 방사선량과 40% 감소 방사선량으로 가토 30마리의 해부학적 구조물들의 화질을 비교함으로써 차이점을 분석하고 그 결과를 토대로 셀레늄 평판형 검출기를 이용한 디지털 촬영술의 신생아 흉복부 단순촬영 방사선량 감소의 가능성을 제시하고자 한다.

대상과 방법

연구 재료(실험동물)

암수의 구별 없이 2.8 - 3.4 Kg (평균 3.25 Kg)의 가토 (New

[1]서울대학교 의과대학 방사선과학교실, 서울대학교 의학연구원 방사선의학연구소
[2]인제대학교 의생명공학부 의용공학과
이 논문은 2004년 7월 8일 접수하여 2005년 5월 23일에 채택되었음.

Zealand계 white rabbit, 대한 실험 동물) 30마리를 실험동물로 사용하였다.

연구 방법

디지털 검출기 시스템

디지털 영상은7.0×8.5 inch 크기인 원형(prototype) 고형질 검출기를 이용한 DXD(Inje University, Kimhae, Korea)로 획득되었다(Fig. 1). 셀레늄 디지털 방사선촬영술은 비정질 셀레늄을 광전도체(photoconductor material)로 첨가한 박막 트랜지스터 방식을 사용한다. 본 실험에 이용된 기기는 직접방식의 검출기로, 영상이 획득되는 순서를 간단히 요약하면 노출(exposure) 이전 전기장은 셀레늄의 표면에서 편차전극(bias electrode)에 의해 유지되고 있다가 X선이 검출기에 흡수되면 전자와 정공(holes)은 셀레늄 내부로 방출되고 다시 축전기(capacitor)에 집적된다. 노출후 축전기의 해독된 신호는 디지털화된다. 축전기의 전하는 1280×1536 matrix(138×138 ㎛ per pixel)에서 해독되며 그 신호들은 화소 당 12 bits로 디지털화되고 동시에 배열 프로세서(array processor)를 통해 각 판(panel)에 집적된다. 검출기는 기존에 사용되던 방사선 촬영장비에 별다른 조작 없이 장착이 가능하도록 설계되었다. 또한 이 검출기는 500 ㎛ 두께의 비정질 셀레늄판에 10 v/㎛의 전기장에서 작동되며 해독시간(readout time)은 2.4초였다.

영상 획득 방법

가. 실험 동물의 준비

가토를 Ketamine hydrochloride(Ketalar; Yuhan Yanghang, Seoul, Korea)와 xylazine hydrochloride (Rompun; Bayer Korea, Seoul, Korea)의 1:1혼합액을 체중 1 kg당 1 cc의 용량으로 대퇴부에 근육 주사하여 마취를 유도한 다음 마취상태의 가토를 앙와위로 위치시키고 촬영하였다.

나. 촬영과정 및 조건

Shimadzu R-20촬영기(Shimadzu co., Kyoto, Japan)를 사용하여 동일한 공간에서 30마리의 가토를 촬영하였다. 30마리에 대하여 각각 2가지 조건으로 촬영하여 표준군(n=30)과 감소군(n=30)으로 분류하였다. 표준군의 촬영 조건은 60 kVp, 10 mAs로 하였고, 감소군은 mAs를 33% 감소시킨 60 kVp, 6.7 mAs로 하였으며 노출시간은 22 ms로 두 군 모두 동일하였다. 초점-검출기(focus-detector) 거리는 100 cm로 일치시키고 10:1 antiscatter grid(103 lines per inch)를 사용했으며 동일한 방사선사에 의해 촬영이 이루어졌다.

다. 방사선량의 측정

방사선량은 가토의 체표입사선량(entrance surface dose)를 측정하였다. 체표입사선량은 후산란 방사선(backscattered radiation)을 포함하여 X선이 가토의 표면을 입사(intersection)하는 지점의 대기에 흡수되는 선량을 의미한다(14). 일반화된 열발광선량계(thermoluminescent dosimeter)로서는 측정 가능 최소 선량이 100 ㎍y이므로 신생아 모델로서 가토에서는 적합하지 않았기 때문에 2026C electrometer(Radcal Corporation, Monrovia, CA)에 연결된 60 cm^3 이온 챔버(ionization chamber)를 사용하여 체표입사선량을 측정하였다.

체표입사선량의 보정은 Physikalische-Technische Bundensanstalt primary standard로 하였고 보정의 불확정성은 95% 신뢰구간에서 ±2%를 초과하지 않았다. 이온 챔버는 X선이 가토를 투사하는 영역에서 가토의 표면에 위치시키고 측정하였다. 각 군의 방사선량은 이와 같은 방법으로 측정한 30마리 가토의 방사선량의 평균값으로 정했다. 표준군의 방사선량은 33.23 ㎍y이었고 감소군은 20.09 ㎍y로서 40%의 방사선흡수량의 감소가 있었다.

라. 영상 처리 및 배열

디지털화된 영상은 PACS(Picture Archiving and Communications System) workstation(Radmax; Marotech,

Table 1. Quality of Radiography Obtained at Two Detector Doses on a 5-Point Scale by Four Observers; mean values (SD)

Region		Quality of radiograph: Standard dose group	Quality of radiograph: Reduced dose group	p-value
Chest	Retrocardic lung	2.27 (0.53)	2.24 (0.52)	0.65
	Subdiaphragmatic lung	1.98 (0.53)	2.05 (0.55)	0.16
	Heart border	4.00 (0.78)	4.08 (0.69)	0.24
	Diaphragmatic border	4.04 (0.60)	4.11 (0.66)	0.31
	Proximal airway	2.38 (0.85)	2.50 (0.85)	0.21
	Unobscured lung	4.21 (0.63)	4.26 (0.57)	0.39
Abdomen	Liver border	2.48 (0.71)	2.54 (0.72)	0.35
	Kidney border	2.87 (1.14)	2.73 (1.12)	0.14
	Bowel gas	3.95 (0.61)	4.02 (0.62)	0.15
	Flank stripe	2.65 (0.82)	2.58 (0.76)	0.31
Bone	Rib	4.76 (0.43)	4.78 (0.42)	0.42
	Mediastinal vertebra	3.47 (0.73)	3.43 (0.74)	0.64
	Abdominal vertebra	4.82 (0.39)	4.78 (0.42)	0.13

Seoul, Korea)에서 평가되었다. 양질의 영상을 획득하기 위하여 영상 전처리로서 암영상감쇄(dark image subtraction), 각 화소의 gain map 보정, 결손 화소(defective pixel)의 보정을 하였고 8 bit 모니터의 영상 배열을 위해 logarithmic look - up table(LUT)을 이용하여 12 bit의 영상을 8 bit로 변환시켰다. 영상 후처리로서 히스토그램 평균화(histogram equalization) 및 하드웨어적으로 발생한 영상 잡음의 주파수 필터링 처리를 하였다. 이후 DICOM형식으로 저장된 영상을 보조 저장 장치를 이용하여 PACS 모니터에 배열하였고 각 영상의 용량은 1.87 MB 이었다. 모니터는 2048×2560×8 - bit 화소(DR110; Dataray, co. Denver, U.S.A.) 양의 21 인치 비디오 모니터로서 71 Hz의 interlaced mode으로 작동되었고 최고 밝기도는 100 foot - lamberts로 조정되었다. 각 영상은 unsharp masking 없이 배열되었고 음영도(window)의 폭(width)과 높이(level)는 정해진 프로그램에 따라 자동적으로 최적화되었으나 평가자에 따라 조절이 가능하도록 하였다. 단 영상의 부분 확대는 허용되지 않았다. 방사선량 표준군 30개와 방사선량 감소군 30개, 총 60개의 영상을 무작위로 혼합한 다음 일련번호를 정하여 모니터에 표시하였다.

마. 영상 평가

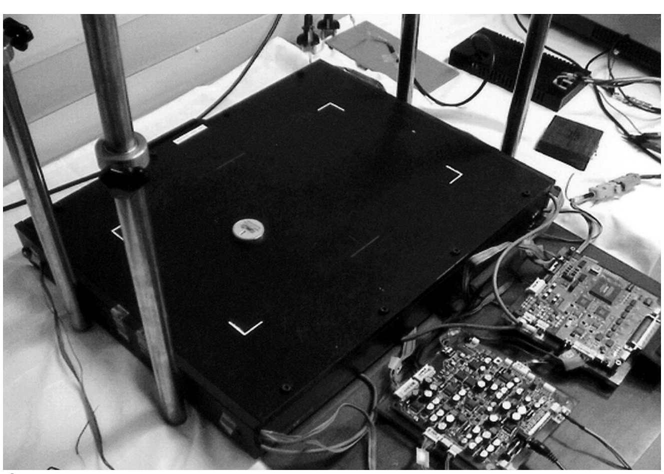
4명의 방사선과 의사에 의하여 영상이 평가되었는데, 2명은 흉부 방사선과 전문의였고 2명은 방사선과 전공의였다. 모든 평가자는 일상 판독에서 PACS 시스템에 익숙한 상태였고 영상 나열의 정보의 인지 없이 개별적으로 평가를 하였다. 심장후 폐야, 횡격막후 폐야, 심장 윤곽, 횡격막 윤곽, 근위부 기도, 가리지 않는 폐야의 6가지 흉부 구조물, 간 윤곽, 좌우측 신장 윤곽, 장내 가스, 외측 복벽 지방선의 4가지 복부 구조물, 늑골, 종격동뒤 척추, 복강부위 척추의 3가지 골 구조물의 총 13가지 가토의 해부학적 구조물이 평가 대상이었다. 평가는 1; poor, 2; moderate, 3; fair, 4; good, 5; excellent의 5가지 척도로 하였다. 동일한 영상에 대한 평가자 4명의 개별적 평가 기록은 합산되었고, 최종 자료는 Wilcoxon 's signed ranks test로 통계 처리하였다.

결 과

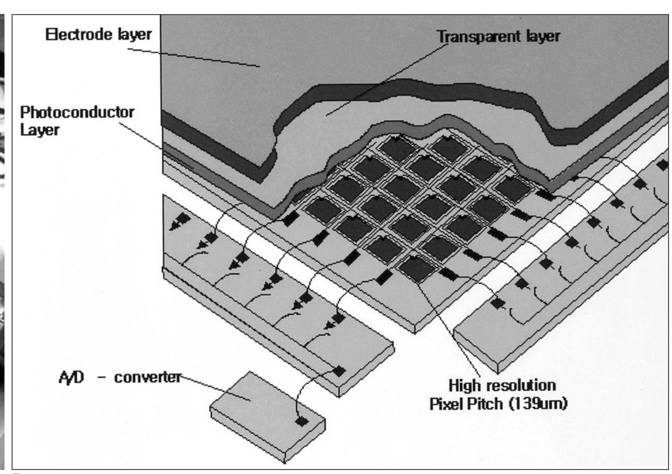
각 해부학적 구조물에 대한 평균값과 표준 편차 및 p - value를 Table 1.에 요약하였다. 전반적으로 감소군에서 영상 평가척도 평균값이 높았으나 표준군과 감소군간 영상의 질에 대한 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$) (Fig. 2). 흉부 구조물에서는 심장후 폐야, 복부 구조물에서는 좌우측 신장 윤곽 및 외측 복벽 지방선, 골 구조물에서는 종격동뒤 척추와 복강 부위 척추에서 표준군의 평가 척도 평균값이 감소군보다 높았으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$). 표준군과 감소군 모두에서 심장 윤곽, 횡격막 윤곽, 가리지 않는 폐, 늑골, 복강 부위 척추는 다른 구조물에 비해 평가 척도 평균값이 높았고 표준군에서는 후심장 폐야, 감소군에서는 후횡격막 폐야가 가장 평가 척도 평균값이 낮았다.

고 찰

평판형 디지털 방사선 촬영술은 박막 트랜지스터 배열을 이용하여 영상을 획득하는 방법이다. 박막 트랜지스터를 이용한 검출기는 크게 2가지로 방식으로 구분할 수 있는데 첫째는 X선을 흡수하여 바로 생성된 광전하(photo - generated carriers)를 수집하는 직접변환방식(direct conversion type)이고, 다음으로는 X선을 조사한 형광체 스크린이 방출하는 가시광선으로부터 광전하를 생성하는 간접변환방식(indirect conversion type)이다. 간접방식은 X선 수용체에 X선이 조사되면

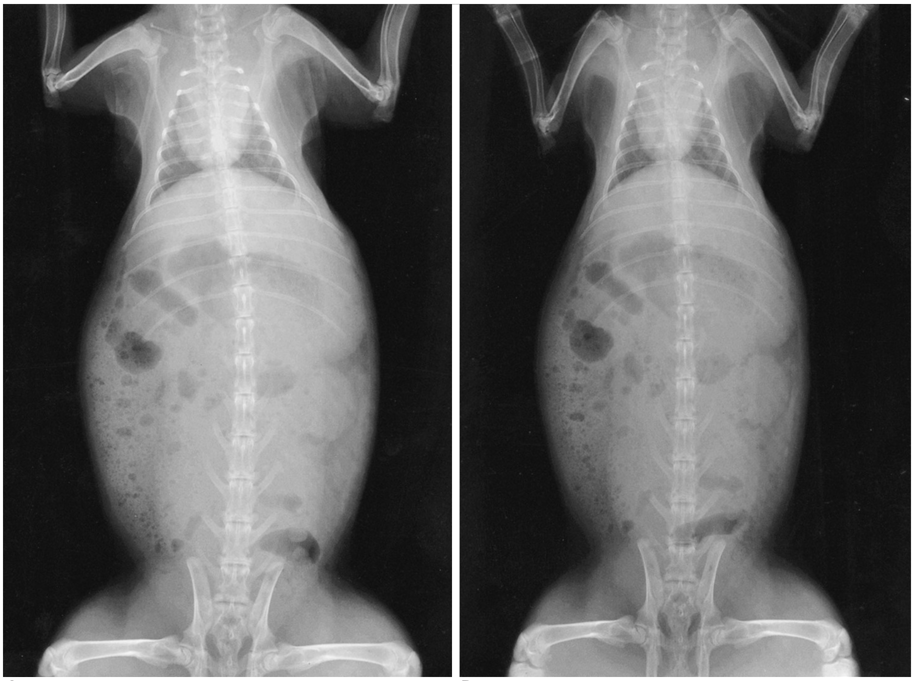


A



B

Fig. 1. Selenium based flat panel detector.
A. Outside overview of selenium based flat panel detector.
B. Diagram of selenium based flat panel detector.
This detector is made of thin-film transistor arrays and adding amorphous selenium as photoconductor material. In this detector, the electric charges of the capacitor are read in a 1280×1536 matrix compose of 138 µm pixel pitch.



A B

Fig. 2. Selenium based digital radiography of a rabbit, obtained at 33.23 μGy (**A**) and at 20.09 μGy (**B**).

형광체에 의해 가시광선이 발생하며 이를 photodiode를 이용한 2차 변환 방식을 통해서 전기적 신호로 검출하는 방식이다. 그러나 이러한 간접 방식은 MTF(modulation transfer function)가 형광체 스크린에 의해 제한을 받으므로 형광체 스크린 이상의 높은 해상도를 얻는데 한계성이 있어 효율이 낮다. 또한 X선에서 가시광선으로, 가시광선을 다시 photodiode에 의한 전기신호로 변환하여 신호를 수득하므로 에너지 변환 효율도 낮다. 반면에 직접방식은 X선을 흡수하여 생성된 광전하를 직접 검출하는 방식이다. MTF가 월등하여 형광체 스크린의 퍼짐에 의한 제한이 없이 영상의 질이 우수하다(15-18). 전기 신호 생성 과정에서 사용된 물질의 종류에 따라 직접방식과 간접방식을 비교하면 직접방식은 비정질 셀레늄을 이용하는 것이며 간접방식은 비정질 실리콘 photodiode 회로와 scintillator 를 이용한 것이다. 각 방식의 양자검출 효율성을 살펴 보면 직접방식의 디지털 방사선촬영술은 35-90%, 간접방식의 디지털 방사선촬영술은 25-40%, 저장 형광체 방사선 촬영술은 20-35%, 필름-스크린 방사선 촬영술은 25%이어서 본 연구에서 사용된 비정질 셀레늄을 이용한 직접방식의 디지털 방사선촬영술이 가장 우수한 것으로 알려져 있다(17).

일반적으로 영상의 질이라는 것은 공간 분해능과 신호대잡음비(signal-to-noise ratio)에 좌우된다고 할 수 있다. 비정질 셀레늄을 이용한 디지털 방사선촬영술은 저장 형광체 방사선 촬영술이나 필름-스크린 방사선 촬영술보다 우수한 양자검출 효율성때문에 기존보다 감소된 방사선량으로도 영상의 질의 유지가 가능할 것으로 예상하고 이에 관한 여러 연구가 진행되었다(4-5). 드럼형 셀레늄 검출기를 이용한 일부 연구에서 247명 환자의 흉부 촬영에 있어서 표준 방사선량의 55%와 35% 감소된 선량에서도 병변의 확인에 있어 통계적 차이가 없었다고 보고하였다(6). 디지털 영상에서 방사선량 감소의 관건은 증가하는 잡음의 처리이다. 즉 선량이 감소하면 신호대잡음비가 감소되고 증가된 잡음은 공간 분해능을 저하시키고 그 결과 영상의 대조도가 떨어진다. 특히 높은 배경 잡음은 폐 구조와 같은 고주파수(high-frequency) 구조물의 식별에 장애를 주게 된다(18). 본 연구에서는 심장후 폐야에서 감소군이 표준군보다 영상 평가 척도 평균값이 낮았으나 통계적으로 차이가 없었고 횡격막후 폐야나 가리지 않은 폐야에서는 오히려 감소군에서 높은 영상 평가 척도 평균값을 보여 선량의 감소가 폐 구조의 평가에 있어 영향을 주지 않았다. 전체적으로 흉부 구조물은 심장후 폐야만 제외하고 모든 구조물이 감소군에서 높은 영상 평가 척도 평균값을 보여 선량 감소의 타당성을 확인할 수 있었으나 골 구조물에서는 늑골을 제외한 종격동뒤 척추와 복강부위 척추에서 감소군의 낮은 영상 평가 척도 평균값을 보여 골소주와 같은 미세선상구조의 평가에 있어 선량 감소의 영향이 있을 것으로 추측되지만 통계적으로 의미는 없었다. 복강 구조물에서는 외측 복벽 지방선과 신장 주위 지방 조직으로 싸여 있는 후복막 장기인 좌우측 신장 윤곽에서 감소군의 낮은 영상 평가 척도 평균값을 보여 지방과 주변 연부조직의 대조도가 선량 감소의 영향을 받았을 것으로 생각되지만 역시 통계적으로 의미는 없었다.

이론적으로 kVp 조건을 동일하게 했을 때, 방사선량은 관전류에 비례하게 된다. 본 실험에서 mAs를 33% 감소시킨 군에서 실제 방사선량을 측정하였을 때는 표준군 보다 40%가 감소가 있었다. 이는 발생장치의 관전류량에 대한 눈금조정(calibration) 오차에 의한 것으로 생각된다. 하지만 이러한 오차는 진단방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙(보건복지

부령 제 234호)에서 허용하는 백분율 평균 오차 범위인 ±15%이내에 포함되어 관전류 시험 오차 허용 범위 이내이었다.

요약하면 신생아를 모방한 가토 모델에서 표준 방사선량과 40% 감소된 방사선량의 2가지 조건으로 비정질 셀레늄을 이용한 평판형 디지털 방사선촬영술을 시행하였을 때 가토의 13가지 해부학적 구조물을 통한 화질 평가에서 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 따라서 비정질 셀레늄을 이용한 평판형 디지털 방사선촬영술을 이용하면 신생아 단순촬영에 대하여 방사선량을 감소시킬 수 있을 것이라 추측되며 앞으로 대규모 임상 연구를 통해서 그 효용성의 확립이 필요할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Council of the European Communities. *European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in pediatrics.* EUR 16261 EN, 1996
2. Faulkner K, Barry L, Smalley P. Radiation dose to neonates on a special care baby unit. *Br J Radiol* 1989;62:230-233
3. Jones NF, Palarm TW, Negus IS. Neonatal chest and abdominal radiation dosimetry: a comparison of two radiographic techniques. *Br J Radiol* 2001;74:920-925
4. Jabri KN, Uppaluri R, Xue P. Management of pediatric radiation dose using GE's revolution digital radiography systems. *Pediatr Radiol* 2004;34 suppl 3:215-220
5. Willis CE. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR. *Pediatr Radiol* 2004;34 suppl 3:196-200
6. Van Heesewijk HP, Neitzel U, van der Graaf Y, de Valois JC, Feldberg MA. Digital chest imaging with a selenium detector: comparison with conventional radiography for visualization of specific anatomic regions of the chest. *AJR Am J Roentgenol* 1995;165:535-540
7. Van Heesewijk HP, van der Graaf Y, de Valois, Vos JA, Feldberg MA. Chest imaging with a selenium detector versus conventional film radiography: a CT-controlled study. *Radiology* 1996;200:687-690
8. Schaefer-Prokop CM, Prokop M, Schmidt A, Neitzel U, Galanski M, Selenium radiography versus storage phosphor and conventional radiography in the detection of simulated chest lesions. *Radiology* 1996;201:45-50
9. Goo JM, Im JG, Kim JH, Seo JB, Kim TS, Shine SJ, et al. Digital chest radiography with a selenium-based flat-panel detector versus a storage phosphor system: comparison of soft-copy images. *AJR Am J Roentgenol* 2000;175:1013-1018
10. Launders JH. A comprehensive physical image quality evaluation of a selenium-based digital x-ray imaging system for thorax radiography. *Med Phys* 1998;25:986-997
11. Chotas HG, Floyd CE Jr, Ravin CE. Technical evaluation of a digital chest radiography system that uses a selenium detector. *Radiology* 1995;195:264-270
12. Antonuk LE, Boudry J, Huang W, McShan DL, Morton EJ, Yorkston J. Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays. *Med Phys* 1992;19:1455-1466
13. Ludwig K, Link TM, Fiebich M, Renger B, Diederich S, Oelerich M, et al. Selenium-based digital radiography in the detection of bone lesions: preliminary experience with experimentally created defects. *Radiology* 2000;216:220-224
14. Institute of Physical Sciences in Medicine, National Radiological Protection Board, College of Radiographers. *National Protocol for Patient Dose Measurements in Diagnostic Radiology.* Chilton; NRPB; 1992
15. Fink C, Hallscheidt PJ, Noeldge G, Kampschulte A, Radeleff B, Hosch WP, et al. Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *AJR Am J Roentgenol* 2002;178:481-486
16. Granfors PR, Aufrightig R. Performance of a 41×41 cm^2 amorphous silicon flat panel X-ray detector for radiographic imaging applications. *Med Phys* 2000;27:1324-1331
17. Volk M, Strotzer M, Holzknecht N, Manke C, Lenhart M, Gmeinwieser J, et al. Digital radiography of the skeleton using a large-area detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for dose reduction in comparison with screen-film radiography. *Clin Radiol* 2000;55:615-621
18. Chotas HG, Dobbins JT III, Ravin CE. Principles of digital radiography with large-area, electronically readable detectors: a review of the basics. *Radiology* 1999;210:595-599

J Korean Radiol Soc 2005;53:61 - 66

The Effect of Dose Reduction on Image Quality in Digital Radiography Using a Flat-panel Detector: Experimental Study in Rabbits[1]

Sung Il Jung, M.D., Jin Mo Goo, M.D., Hyun Ju Lee, M.D., Woo Kyung Moon, M.D., Kun Young Lim, M.D., Gyunggoo Cho, Ph.D,, Ji Hoon Kim, M.D., Jang Yong Choi, M.S.[2], Sang-Hee Nam, Ph.D.[2], Jung-Gi Im, M.D.

[1]Department of Radiology, Seoul National University College of Medicine and the Institute of Radiation Medicine, SNUMRC
[2]Department of Biomedical Engineering, College of Biomedical Science and Engineering, Inje University

Purpose: To evaluate the effect of dose reduction on image quality in digital radiography using a flat-panel detector.
Materials and Methods: Digital radiographs of 30 rabbits were obtained at two different dose levels (33.23 μGy for the standard dose group and 20.09 μGy for the reduced dose group). The amorphous selenium-based flat-panel detector system had a panel size of 7×8.5 inches, a matrix of 1280×1536 (pixels?), and a pixel pitch of 138 μm. Four observers evaluated the soft-copy images on a high-resolution video monitor (2560×2048×8 bits) in random order. The observers rated the visibility of 13 different anatomic structures on a 5-point scale, viz. the retrocardiac lung, subdiaphragmatic lung, heart border, diaphragmatic border, proximal airway, unobscured lung, liver border, kidney border, bowel gas, flank stripe, ribs, and vertebrae in the mediastinal and abdominal regions. Statistical significance was determined using Wilcoxon's signed rank test.
Results: There was no statistically significant difference in the visibility of the anatomic structures on digital radiography between the standard and reduced dose groups.
Conclusion: Digital radiography using an amorphous selenium-based flat-panel detector can preserve the image quality, even though the does is reduced to 40% of the standard level.

Index words : Digital radiography
Flat-panel detector
Selenium
Radiation dose

Address reprint requests to : Jin Mo Goo, M.D., Department of Radiology, Seoul National University Hospital,
28 Yongon-dong, Chongno-gu, Seoul 110-744, Korea.
Tel. 82-2-760-2584 Fax. 82-2-743-6385 E-mail: jmgoo@plaza.snu.ac.kr