

## 디지털 흉부 방사선 촬영에서의 관전압과 관전류량의 변화에 의한 화질과 피폭선량 비교 연구<sup>1</sup>

박 보 람 · 성 동 욱

**목적:** 최근 디지털 X선 촬영의 이용이 증가하고 있으나 디지털 촬영에 대한 권고안은 마련되어 있지 않아 이전의 아날로그 촬영에 사용되던 고관전압의 촬영 조건이 적용되고 있다. 본 연구에서는 디지털 X선 촬영 조건에 따른 화질을 비교 평가하여 피폭선량이 적으면서 영상의 질이 좋은 촬영조건에 대한 권고안을 마련해보았다.

**대상과 방법:** 관전압은 70~133 kVp로, 관전류량은 2~6.3 mAs로 변화를 주며 인공물을 포함한 흉부 팬텀을 촬영하였다. 각 조건에 따른 피폭선량을 측정하고 영상의학과 의사들이 보이는 국소 표식물의 개수를 판독하여 영상의 질을 정량화하고, 기준조건과 비교 하였다.

**결과:** 기준 조건은 133 kVp, 2 mAs 또는 4 mAs였다. 109 kV, 2 mAs로 촬영하였을 때 첫 번째 기준과 비슷한 영상의 질을 보이며 가장 적은 피폭선량을 보였다(50.6  $\mu$ Gy). 또한, 109 kVp, 4 mAs일 때 두 번째 기준조건과 비슷한 영상의 질을 보이며 가장 적은 피폭선량을 보였다(101.7  $\mu$ Gy).

**결론:** 흉부 디지털 X선 촬영 조건은 기존의 고관전압 검사의 권고안보다는 관전압을 낮춤으로써 영상의 질적 저하 없이 피폭선량을 절감할 수 있다.

인위적으로 만들어낸 방사선 피폭 중 가장 많은 비중을 차지하는 것은 진료를 목적으로 환자들에게 조사하는 의료 피폭이다. 방사선은 DNA의 손상, 세포의 변형을 가져오며 질병 또는 종양을 유발하는 것으로 알려져 있다. 노출 기관에 따라서는 많은 양의 피폭이 아닌 X선 촬영에 의해서도 누적 효과에 의해 종양유발에 영향을 줄 수 있다고 한다(1, 2). 따라서 이제까지 피폭선량을 줄이려는 노력이 있었으며, 특히 Willis 등(3)은 어린이에 대한 X선 촬영 피폭선량을 줄이는 연구를 한 적이 있다.

흉부X선 일 회 촬영 시 노출되는 방사선 피폭량은 0.1~0.2 mSv로 연간 피폭 허용량인 1 mSv보다 매우 적다. Berrington 등(1)이 조사한 바로는 흉부 X선 촬영에 의한 암의 발생 빈도는 1,000,000예의 검사 중 1예로 복부나 골반 촬영의 30예, 요추 촬영의 40예 등 다른 X선촬영에 비하여 그 빈도가 월등히 낮다. 그러나 흉부X선 촬영은 건강검진에서 기본적으로 시행되며 입원 또는 외래 환자에서 가장 흔한 X선 촬영으로, 호흡기 증상이 심한 환자에서는 매일 수 회의 촬영을 하기도 한다. 그리고 최근에는 진단검사의 증가로 때로는 필요 이상으로 이전보다 X선 검사의 빈도가 높아져서 방사선 피폭량이 점차 증가하는 경향을 보인다. 또한, 평균수명의 증가로

방사선의 누적 피폭량도 증가하게 되었다. 따라서 이로 인한 위해의 가능성이 증가할 것으로 보이며 방사선 피폭량을 줄이려는 노력이 필요할 것이다.

그러나 단순히 방사선의 피폭선량만 줄인다면 잡음(noise)의 증가로 영상의 질이 저하되므로 영상의 질이 저하되지 않는 범위 내에서의 피폭선량의 조절이 필요하다. 현재까지 방사선 피폭선량이 X선 촬영에 비하여 많은 CT나 유방촬영술에 대해서는 피폭선량을 줄이기 위한 촬영 조건에 대한 연구가 계속 시도되었으며, 다양한 종류의 영상으로 확대되고 있다(4-7). 흉부X선촬영에 대한 연구도 있었으나(8-10) 상대적으로 피폭선량이 적어 영상의 질과 피폭선량에 대해 연구된 바가 상대적으로 적은 편이며 소아에 대한 연구들을 중심으로 여러 편 보고되었다(11-13).

수 년 전부터 신체 각 부위의 X선 촬영은 이전의 아날로그 촬영에서 디지털 촬영으로 점차 교체되고 있다. 디지털 촬영으로 이전보다 전반적으로 향상되었으나, 디지털 촬영에 대한 권고안은 마련되어 있지 않아 각 기관은 다양한 조건들을 이용하고 있다. 또한, 각 기기 회사들도 이전의 아날로그 촬영에 적용되던 고관전압의 촬영 조건을 권고하고 있다.

본 연구는 디지털 흉부X선 촬영에서 관전압과 관전류량을 변화시키며 촬영할 때 환자가 받는 방사선 피폭선량이 어느 정도인지 조사하고 이때 나타나는 화질을 서로 비교 평가하여 환

<sup>1</sup>경희의료원 영상의학과

이 논문은 2009년 6월 13일 접수하여 2009년 9월 22일에 채택되었음.

자에게 가장 적은 방사선 피폭을 주면서 가장 좋은 화질을 보일 수 있는 조건에 대한 권고안을 마련하고자 한다.

## 대상과 방법

### 촬영장치 및 팬텀

디지털 촬영 장치는 Digital Diagnost(Philips, Eindhoven, Netherland)를 이용하였다. 이 장비는 amorphous silicon의 디지털 평판 검출기(TRIXELL), 30만 유닛의 anode heat필립스 튜브(SRO 33100 ROT 350/360), 고주파 X선 발생기, 진동 그리드, 알루미늄과 구리의 필터 등으로 구성되어 있다. 흉부 팬텀은 "Duke" QC chest phantom (07-646 QC, Supertech, Elkhart, USA) 중에서 contrast detail test pattern을 이용하였다. Chotas 등(14)이 이 팬텀에 대해 앞서 기술한 바 있다.

크기는 43 cm (length)×36 cm (width)×6 cm (thickness)이며 심장과 골격을 포함한 인체의 흉부X선촬영 사진과 유사하게 구성되어 있다. 구리와 알루미늄 판으로 구성되어 있다. 팬텀에는 세 개의 국소 표식물(regional test object)이 있으며 각각 우측중간 폐영역, 좌측 심장 후방공간, 좌측 횡경막 아래 구역에 위치한다. 각각의 표식물에는 25개의 구리 원반이 크기와 두께가 감소하며 5열로 배열되어 있다. 세로로 배열된 원반은 같은 두께를 가지며 크기가 6 mm에서 0.5 mm로 점차 감소하고 가로로 배열된 같은 크기의 원반은 점차 두께가 감소한다.

### 촬영조건과 피폭선량 측정

팬텀을 일반 촬영 때와 같이 튜브에서 180 cm 되는 곳에 두고 피폭 측정 도구를 팬텀의 표면에 부착하여 입사표면선량(entrance surface dose)를 측정하였다. 본원에서의 흉부X

선 후전 사진 촬영조건은 관전압을 133 kVp로 고정하고 환자의 체격에 따라 흉부의 전후 두께가 25 cm이하일 경우 관전류량을 2 mAs로 촬영하고, 그 이상일 경우 4 mAs로 촬영하는데 이는 디지털 촬영장치 회사(Philips)의 권고사항에 따른 것이다. 이에 따라 연구의 기준을 133 kVp, 2 mAs와 133 kVp, 4 mAs 두 가지 조건으로 하였다.

흉부X선촬영 시 환자가 받는 피폭선량을 알아보기 위하여 관전압과 관전류량을 단계적으로 변화시키며 각 조건에 따른 입사표면선량을 측정하였다. 관전압은 133, 109, 90, 70 kVp

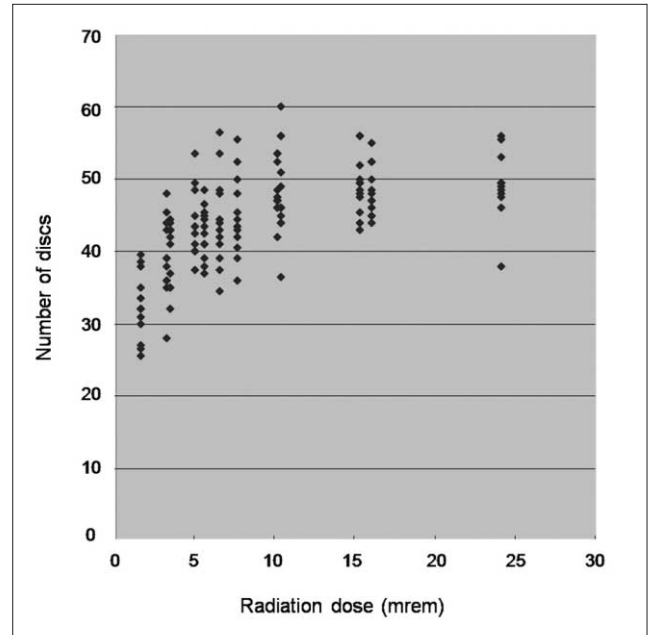


Fig. 1. Correlation of numbers of discs and radiation doses. Visible discs increase as the radiation dose increase.

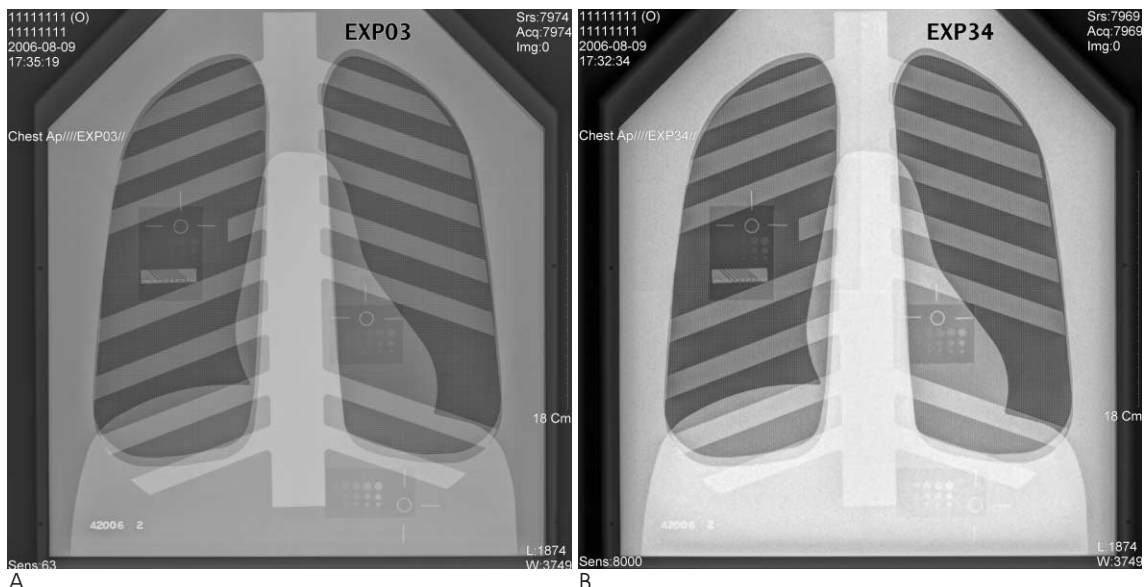


Fig. 2. (A) 133kVp, 6.3 mAs. Radiation dose was the highest (241.2  $\mu$ Gy). On average, 49.17 discs were seen. (B) 70kVp, 2mAs. Radiation dose was lowest (16.9  $\mu$ Gy). On average, 32.38 discs were seen.

로 변화를 주고 각각에 대해 관전류량은 2, 4, 6.3 mAs로 변화를 주어 총 12개의 조건을 만들었다. 각각의 조건에서 흉부 팬텀을 놓고 후전 촬영을 3회씩 반복하며 기계가 측정한 피폭선량을 읽고 그 평균치를 각 조건에 대한 피폭선량의 대표 값으로 하였다.

### 영상분석

4명의 영상의학과 의사(흉부 영상전문의 1명, 영상의학과 전공의 3명)들이 각각의 조건에 대한 영상을 판독하여 보이는 원반의 개수를 측정하였다. 영상정보저장전달장치(PACS)에 저장된 영상으로 모두 해상도  $2,048 \times 2,560$ 의 판독용 모니터(MGD521, BARCO, Belgium)를 이용하여 농도조절 하지 않은 상태로 창 폭과 높이(window width and level)은 각각 3,749와 1,874로 고정하고 판독하였다. 모든 방향으로 경계가 명확히 구분되는 원반은 1개로 계산하였고, 경계가 1/2이상 구분되는 경우는 0.5개로 계산하였다. 세 국소 표식물의 원반 개수를 합산하여 영상의 질을 정량화하였다.

### 통계학적 분석

모든 결과에 대한 피폭선량의 수치와 원반 개수의 상관관계를 단순상관분석(bivariate correlation analysis)을 시행하여 상관계수를 계산하였다.

각각의 조건에 따른 12개의 결과가 기준 조건에서의 결과들과 통계학적으로 차이가 있는지 비모수통계(non-parametric test) 중 윌콕슨 순위합 검정(Wilcoxon signed ranked test)을 이용하여 비교하였다. 그 후 통계적으로 유의한 차이가 없는 값을 보이는 조건 중 가장 피폭선량이 적은 조건을 알아보았다. 통계학적 유의성은  $p < 0.05$ 를 기준으로 하였다.

## 결 과

각각의 조건에 대한 피폭선량은 Table 1과 같았다. 피폭선량은 최저  $16.9 \mu\text{Gy}$  에서 최고  $241.2 \mu\text{Gy}$ 였다. 기준으로 정한 133 kVp, 2 mAs와 133 kVp, 4 mAs의 피폭선량은 각각  $77.3 \mu\text{Gy}$ 과  $153.5 \mu\text{Gy}$ 이었다.

각각의 조건에 대한 보이는 원반의 개수에 대한 4명의 영상의학과 의사의 결과는 Table 2와 같았다. 전반적으로 피폭선량이 증가할수록 보이는 원반의 개수가 증가하는 경향을 보였으며 단순상관분석(bivariate correlation analysis)을 시행하였을 때 피폭선량과 보이는 원반의 개수는 중등도의 양의 상관관계를 보였다(Fig. 1, Coefficient of correlation = 0.57,  $p < 0.05$ ). 가장 많은 원반이 보이는 조건은 133 kVp, 6.3 mAs였으며 피폭선량은  $241.2 \mu\text{Gy}$ 으로 최고였고, 가장 적은 수의 원반이 보이는 조건은 피폭선량이  $16.9 \mu\text{Gy}$ 으로 가장 적은 70 kVp, 2 mAs 조건이었다(Fig. 2).

Table 1. Radiation Doses ( $\mu\text{Gy}$ ) of Each Tube Voltage (kVp) and Current (mAs) and Radiation Disease of the Conditions that Showed Similar Image Quality to That of Standard Technique

kVp	mAs		
	2	4	6.3
133	77.3	153.5	241.2 <sup>†</sup>
109	50.6*	101.7*, <sup>†</sup>	160.3 <sup>†</sup>
90	32.8	66.1*	104.4*, <sup>†</sup>
70	16.9	35.3	56.6*

\*Radiation doses of conditions that showed similar image quality to that of 133 kVp and 2 mAs ( $p < 0.05$ )

<sup>†</sup>Radiation doses of conditions that showed similar image quality to that of 133 kVp and 4 mAs ( $p < 0.05$ )

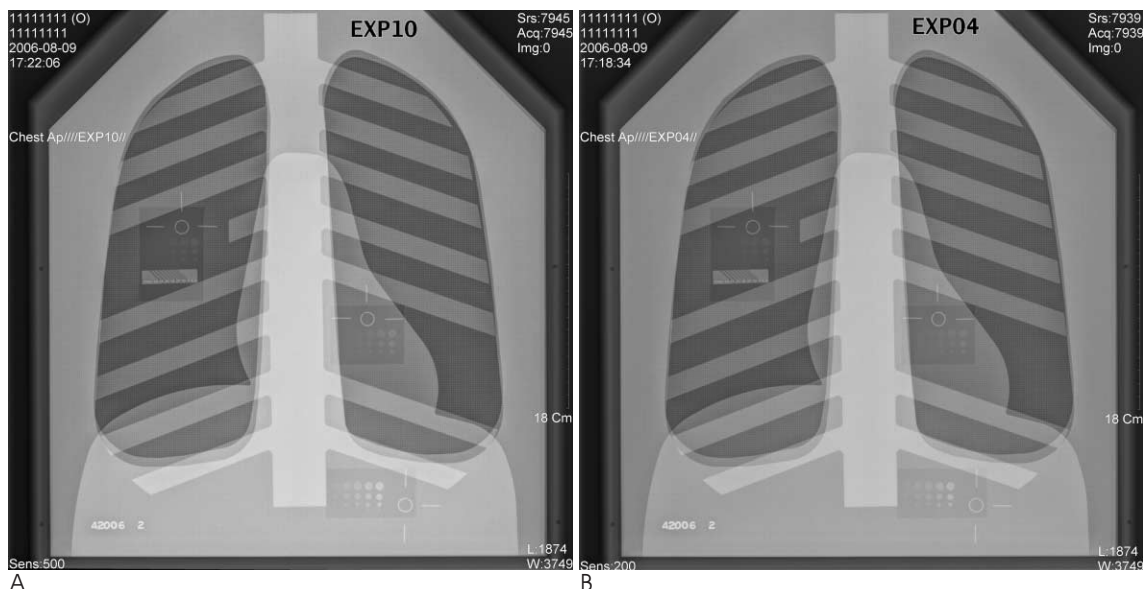


Fig. 3. (A) 109 kVp, 2mAs. Mean visible discs were 43.71 and not statistically different from that of in 133 kVp and 2mAs (B) (mean = 45).

각각의 그룹들을 비교하여 기준 조건과 비교하였을 때 비슷한 개수의 원반의 개수를 보인 값들을 Table 1에 같이 표기하였다. 133 kVp, 2 mAs 와 비슷한 결과를 보이는 조건 중 피폭선량이 가장 적은 것은 109 kVp, 2 mAs 였고, 이때의 피폭선량은 50.6  $\mu$ Gy 이었다(Fig. 3). 그 외에도 90 kVp, 4 mAs 와 70 kVp, 6.3 mAs일 때에도 결과가 유의한 차이를 보이지 않았으며 이때의 피폭선량은 각각 66.1  $\mu$ Gy과 56.6  $\mu$ Gy으로 기준조건에서보다 적었으나 109 kVp, 2 mAs일 때보다는 높았다. 109 kVp, 4 mAs와 90 kVp, 6.3 mAs에서도 보이는 원반의 개수가 기준조건과 비슷한 결과를 보였으나 피폭선량이 각각 101.7  $\mu$ Gy과 104.4  $\mu$ Gy으로 기준조건에서보다 높았다.

133 kVp, 4 mAs를 기준으로 하였을 때 피폭선량이 가장 적은 조건은 109 kVp, 4 mAs로 이때의 피폭선량은 101.7  $\mu$ Gy이었다(Fig. 4). 또한, 90 kVp, 6.3 mAs 에서도 결과가 기준 조건과 유의한 차이를 보이지 않았으며 ( $p > 0.05$ ), 피폭

선량은 104.4  $\mu$ Gy으로 기준치보다 적었으나 109 kVp, 4 mAs보다는 높았다. 133 kVp, 6.3 mAs과 109 kVp, 6.3 mAs의 조건에서도 기준조건과 비슷한 영상의 질을 보였으나 피폭선량이 각각 241.2  $\mu$ Gy과 160.3  $\mu$ Gy으로 기준조건보다 높았다.

따라서 133 kVp, 2 mAs로 촬영하여야 할 경우는 109 kVp, 2 mAs로, 133 kVp, 4 mAs 로 촬영하여야 할 경우는 109 kVp, 4 mAs로 변경하여 촬영하면 동일한 영상의 질을 얻으면서 방사선 피폭선량은 가장 효과적으로 줄일 수 있을 것이다.

## 고 찰

X선 촬영은 점차 증가하고 있으며, 방사선 피폭선량을 줄이려는 노력은 아날로그 또는 디지털 X선 촬영 조건에서도 있었고 방사선을 이용한 다른 검사에서도 계속되어왔다. 디지털 X

Table 2. Numbers of Visible Discs of Each Condition

kVp/mAs	Radiologist			
	Radiologist 1	Radiologist 2	Radiologist 3	Radiologist 4
133/2(77.3 $\mu$ Gy)	50	45.5	48	36
	43.5	55.5	43	42
	40.5	52.5	44.5	39
109/2(50.6 $\mu$ Gy)	37.5	53.5	45	40
	43.5	48.5	43.5	40
	42.5	49.5	40	41
90/2(32.8 $\mu$ Gy)	39	44	44	39
	36	45.5	43	38
	28	48	35	36
70/2(16.9 $\mu$ Gy)	26.5	38.5	33.5	31
	25.5	35	32	30
	38	32	39.5	27
133/4(153.5 $\mu$ Gy)	47.5	52	48.5	43
	49.5	56	45.5	48
	50	56	49.5	44
109/4(101.7 $\mu$ Gy)	47.5	53.5	47	47
	48.5	53.5	42	46
	46	52.5	46	47
90/4(66.1 $\mu$ Gy)	42	56.5	48.5	41
	37.5	48	44.5	43
	34.5	53.5	39	44
70/4(35.3 $\mu$ Gy)	32	43	43	41
	35	44.5	43	37
	43	42	44	35
133/6/3(241.2 $\mu$ Gy)	49.5	53	47.5	38
	46	56	48.5	48
	49.5	55.5	49.5	49
109/6.3(160.3 $\mu$ Gy)	47	52.5	47	48
	48.5	55	44	46
	45	52.5	45	50
90/6.3(104.4 $\mu$ Gy)	44	56	51	46
	44	60	49	46
	36.5	56	46	45
70/6.3(56.6 $\mu$ Gy)	37	45.5	43.5	41
	38	46.5	42.5	41
	44.5	48.5	45	39

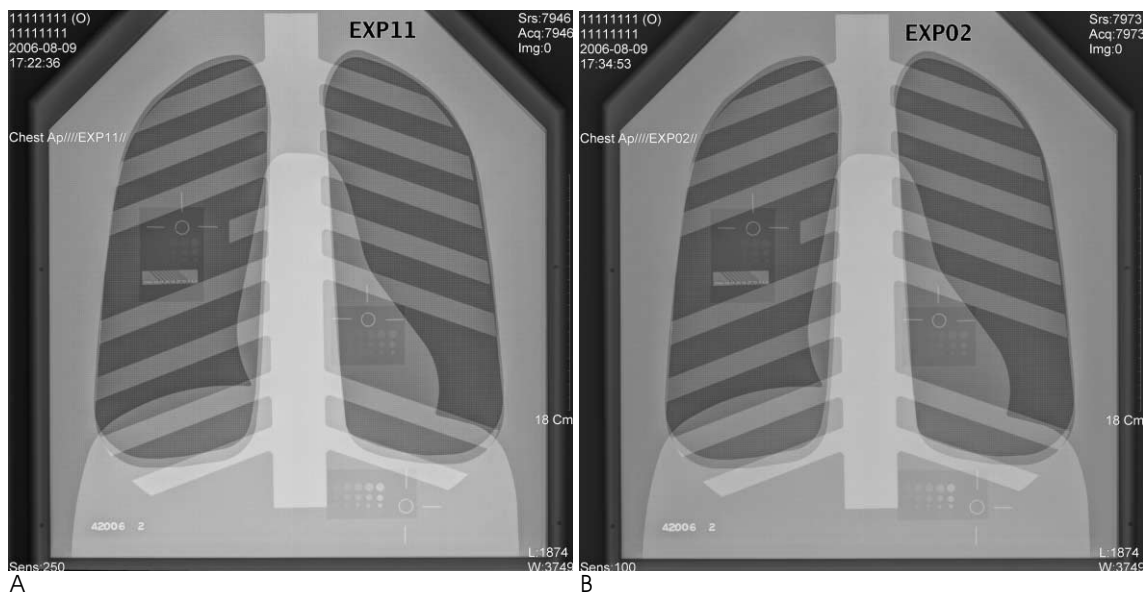


Fig. 4. (A) In condition of 109 kVp and 4 mAs, mean visible discs were 48.04 and not statistically different from that of 133 kVp, 4 mAs (B) (mean = 49.13).

선 촬영술이 도입되었을 때에도 여러 종류의 촬영관에 따른 방사선 조사량의 변화를 연구하였으며 필름촬영과 비교하여 방사선 조사량을 감소시킬 수 있다고 하였다(9).

디지털 X선 촬영은 1980년대부터 개발되어 빠르게 발전해 왔으며 컴퓨터 기술로 영상을 빠르게 획득하고 컴퓨터 모니터로 영상을 간편하게 볼 수 있는 장점이 있다. 또한, 컴퓨터 소프트웨어를 이용하여 영상의 질을 극대화하여 볼 수 있으며 필름이 필요하지 않으므로 장기적으로 비용절감의 효과도 있다고 한다(15). Van Soldt 등(16)은 디지털 X선 촬영은 영상의 질은 아날로그 촬영보다 좋으나 방사선 피폭량은 매우 다양하여 기존의 아날로그보다 더 많을 수도 있고 더 낮을 수도 있다고 하였다.

X선 촬영 시 방사선 노출을 감소시킬수록 영상이 선명하지 않고 잡음이 증가하므로 방사선사와 영상의학과 의사들은 X선 촬영을 할 때 상대적으로 과노출을 선호한다고 한다(4). 이 이유는 X선에 과노출되어 전반적으로 짙은 영상을 보이는 경우에는 모든 영상이 전산화되어 있기 때문에 농도를 조절하여 쉽게 적절한 영상으로 만들어 볼 수 있으나, 방사선 노출량이 적어 전반적으로 옅은 영상을 얻게 되면 농도를 조절하여도 적절한 영상을 만들기 어렵기 때문이다.

이전의 흉부X선 촬영에 대한 연구결과를 보면 디지털 후전 촬영에서 피폭선량을 줄일 경우 폐실질의 병변은 피폭선량을 기준치의 12%로 줄여도 발견할 수 있는 병변의 개수가 기준치와 의미 있는 차이가 없었으나 종격동의 종괴를 발견하는 정확도는 피폭선량을 12%로 줄이면 25% 정도로 감소한다는 연구 결과가 있었다(10). 본 연구에서는 피폭선량을 기준치의 65~68%로 줄여도 병변을 발견하는데 기준조건과 의미 있는 차이를 보이지 않았으며 이는 전반적인 폐영역에서 측정된 것으로 종격동과 폐실질의 결과가 더하여진 결과로 볼 수 있겠다.

Sandborg 등(17)은 관전압과 관전류량에 변화를 주어 영상의 질의 차이를 알아보려고 연구하였으나 방사선 피폭선량은 고정하고 관전압을 줄이며 그에 맞는 관전류량을 자동으로 맞추었기 때문에 방사선 피폭선량에 따른 영상의 질의 차이는 알 수 없었다. Reissberg S 등(18)은 골격계 X선 촬영에서 full-size CsI/a-Si 평판 검출기를 이용하여 방사선 피폭선량을 줄여보는 연구를 하였다. 영상의 질은 팬텀을 이용하여 측정하였으며 피폭선량을 절반으로 줄여도 영상의 질은 차이가 없다는 결과가 나왔다.

이처럼 다양한 연구가 있었으나 본 연구와 같이 비교하는 기준을 구체적으로 정하고 관전압과 관전류량 모두를 변화시키면서 서로 비교하고 가장 피폭선량이 적은 조건을 찾아보는 연구는 거의 없었으며 앞으로 이러한 조건에 대한 다양한 연구가 필요하겠다.

본 연구의 한계는 다음과 같다. 첫째, 방사선 피폭의 조건이 12가지로 관전압과 관전류량의 조건을 좀 더 세분화하지 못한 점이 있다. 기준값의 관전류량이 2와 4 mAs이므로 6.3 mAs와 함께 3이나 5mAs도 가정하면 더 자세한 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각하고 관전압도 기준값인 133 kVp보다 더 큰 값을 지정해보면 다양한 결과가 나올 것으로 생각한다. 둘째, 한 가지 조건에서 결과의 수가 12개로 샘플의 수가 적고 판독의 사 간의 결과도 다양하게 나왔다. 따라서 그룹 간 비교에서 평균값의 상당한 차이에도 불구하고 통계학적으로는 의미 있는 차이가 없다는 결론이 나왔다. 그러나 표에서 본 바와 같이 피폭선량이 증가함에 따라 보이는 원반의 개수는 통계적으로 유의한 양의 상관관계를 보여서 각 개개인의 판독 자체는 일관성 있게 이루어진 것으로 생각한다. 또한, 셋째로 영상의 질을 알아보는 기준이 보이는 원반의 개수로 정하였는데 실제로 영상 판독을 할 때 보이는 병변은 둥근 모양뿐 아니라 여러 모양이 있을 수 있고 보이는 것과 보이지 않는 것 외에 구분이 잘되는



가도 관독에 중요하며 병변 외의 기본 구조물들의 변연이나 음영의 정도도 중요하므로 이러한 다양한 소견들을 종합할 수 있는 영상의 질 평가 기준을 마련하여 연구하는 것이 필요하겠다. 넷째로 측정된 피폭선량은 X선 촬영기 자체에서 측정된 수치로 정확한 유효선량과는 다를 수 있다. 그러나 이 연구는 정확한 유효선량을 측정하는 것이 아니라 각각의 촬영 기준을 비교하는 것이므로 이러한 한계점은 문제가 되지 않을 것으로 보인다. 모든 영상은 같은 기계로 같은 날 같은 상황에서 촬영되었다. 따라서 결과에서 보이는 피폭선량의 차이는 유효한 것으로 볼 수 있겠다. 마지막으로 병원마다 다양한 종류의 촬영기기를 사용하고 실제 환자를 촬영할 때에는 환자의 체격 등에 따른 변수가 작용하기 때문에 여기서 제시된 관전압과 관전류량, 방사선 피폭선량의 수치를 절대적인 결과로 여길 수는 없을 것이다. 그러나 이를 토대로 각 기관에서 촬영기와 상황에 맞는 조건을 고려해보는 계기가 되고자 한다.

결론적으로 본 연구에서는 133 kVp, 2 mAs 조건으로부터 109 kVp, 2mAs로 조절하여 동일한 영상의 질을 보이면서 피폭선량을 77.3  $\mu$ Gy에서 50.6  $\mu$ Gy으로 줄일 수 있었고, 133 kVp, 4 mAs 조건을 109 kVp, 4 mAs로 조절하면 피폭선량을 153.5  $\mu$ Gy에서 101.7  $\mu$ Gy으로 줄일 수 있었다. 각 기관의 상황과 촬영 장비에 따라 차이가 있겠으나, 흉부방사선촬영을 위해 고관전압 조건에서의 검사를 권고하던 기존의 지식과 달리, 디지털 흉부X선 촬영에서는 관전압을 낮춤으로써 선량을 절감할 수 있을 것으로 생각한다.

## 참 고 문 헌

1. Berrington de González A, Darby S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet* 2004;363:345-351
2. Pohlitz W. Radiation biology risk of imaging procedures. *Monatsschr Kinderheilkd* 1986;134:364-369
3. Willis CE. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR. *Pediatr Radiol* 2004;34 Suppl 3:S196-S200
4. Peters SE, Brennan PC. Digital radiography: are the manufacturers' settings too high? Optimization of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index. *Eur Radiol* 2002;12:2381-2387
5. Huda W, Sajewicz AM, Ogden KM, Dance DR. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital

- mammography imaging system. *Med Phys* 2003;30:442-448
6. Gkanatsios NA, Huda W, Peters KR. Effect of radiographic techniques (kVp and mAs) on image quality and patient doses in digital subtraction angiography. *Med Phys* 2002;29:1643-1650
7. Bankier AA, Schaefer-Prokop C, De Maertelaer V, Tack D, Jaksch P, Klepetko W, et al. Air Trapping: Comparison of Standard-Dose and Simulated Low-Dose Thin-Section CT Techniques. *Radiology* 2007;242:898-906
8. Neofotistou V, Tsapaki V, Kottou S, Schreiner-Karoussou A, Vano E. Does digital imaging decrease patient dose? A pilot study and review of the literature. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;117:204-210
9. Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, De Hauwere A, Verstraete K, Thierens H. Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. *AJR Am J Roentgenol* 2003;181:923-929
10. Kroft LJ, Veldkamp WJ, Mertens BJ, van Delft JP, Geleijns J. Detection of simulated nodules on clinical radiographs: dose reduction at digital posteroanterior chest radiography. *Radiology* 2006;241:392-398
11. Strotzer M, Gmeinwieser JK, Völk M, Fründ R, Seitz J, Feuerbach S. Detection of simulated chest lesions with normal and reduced radiation dose: comparison of conventional screen-film radiography and a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon. *Invest Radiol* 1998;33:98-103
12. Petrone TJ, Steidley KD, Appleby A, Christman E, Haughey F. X-ray beam energy, scatter, and radiation risk in chest radiography. *Health Phys* 1996;70:488-97
13. Hintenlang KM, Williams JL, Hintenlang DE. A survey of radiation dose associated with pediatric plain-film chest X-ray examinations. *Pediatr Radiol* 2002;32:771-777
14. Chotas HG, Floyd CE Jr., Johnson GA, Ravin CE. Quality Control Phantom for Digital Chest Radiography. *Radiology* 1997;202:111-116
15. Mattoon JS. Digital radiography. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2006;19:123-132
16. Van Soldt RT, Zweers D, van den Berg L, Geleijns J, Jansen JT, Zoetelief J. Survey of posteroanterior chest radiography in The Netherlands: patient dose and image quality. *Br J Radiol* 2003;76:398-405
17. Sandborg M, Tingberg A, Ullman G, Dance DR, Alm Carlsson G. Comparison of clinical and physical measures of image quality in chest and pelvis computed radiography at different tube voltages. *Med Phys* 2006;33:4169-4175
18. Reissberg S, Hoeschen C, Kästner A, Theus U, Fiedler R, Krause U, Döhring W. First clinical experience with a full-size, flat-panel detector for imaging the peripheral skeletal system. *Rofo* 2001;173:1048-1052

## A Comparative Study of Image Quality and Radiation Dose with Changes in Tube Voltage and Current for a Digital Chest Radiography<sup>1</sup>

Boram Park, M.D., Dong Wook Sung, M.D.

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kyung Hee University Medical Center

**Purpose:** High-voltage techniques applicable for analog radiographs are usually used in digital radiographs. We compared the image quality of the different exposure conditions to produce conditions of high image quality and low radiation dose.

**Materials and Methods:** The tube voltage ranged from 70 to 133 kV, whereas the tube current ranged from 2 to 6.3 mAs. The digital radiograph images of a chest phantom were obtained at each setting. We measured the radiation doses of each condition, and counted the visible test objects. The numbers of objects for each condition were compared with the standards used at our institution.

**Results:** The standard settings were set at 133 kVp and 2 or 4 mAs. Compared to the image quality at 133 kVp and 2 mAs, the radiation dose was lowest at a setting of 109 kVp and 2 mAs. Compared to the image quality of 133 kVp and 4 mAs, the radiation dose was lowest at 109 kVp and 4 mAs.

**Conclusion:** The results of our study suggest that radiation dose can be reduced without compromising image quality by a low-voltage technique in digital radiography.

**Index words :** Radiography  
Image Quality  
Radiation Dosage

Address reprint requests to : Dong Wook Sung, M.D., Department of Radiology, Kyung Hee University Medical Center,  
Kyung Hee University Hospital, Hoegi-dong 1, Dongdaemun-gu, Seoul 130-702, Korea.  
Tel. 82-2-958-8625 Fax. 82-2-968-0787 E-mail: sungdw@paran.com