

디지털흉부X선촬영에서 검출기 방식에 따른 최적의 노출조건

이 원 정*

*대전보건대학교 방사선학과

Optimal Exposure Conditions according to Detector Type in Chest Digital Radiography

Won-Jeong Lee*

*Department of Radiology, Daejeon Health Sciences College

Abstract

The aim of this study was to set up the optimal exposure condition according to detector type considering image quality (IQ) with radiation dose in chest digital radiography. We used three detector type such as flat-panel detector (FP) and computed radiography (CR), and charge-coupled device (CCD). Entrance surface dose (ESD) was measured at each exposure condition combined tube voltage with tube current using dosimeter, after attaching on human phantom, it was repeated 3 times. Phantom images were evaluated independently by three chest radiologists after blinding image informations. Standard exposure condition using each institution was 117 kVp-AEC at FP and 117 kVp-8 mAs at CR, and 117 kVp-8 mAs at CCD. Statistical analysis was performed by One way ANOVA (Dunnett T3 test) using SPSS ver. 19.0. In FP, IQ scores were not significant difference between 102 kVp-4 mAs and 117 kVp-AEC (28.4 vs. 31.1, $p=1.000$), even though ESD was decreased up to 50% (62.3 μGy vs. 125.1 μGy). In CR, ESD was greatly decreased from 117 kVp-8 mAs to 90 kVp-8 mAs without significant difference of IQ score ($p=1.000$, 24.6 vs. 19.5). In CCD, IQ score of 117 kVp-8 mAs was similar with 109 kVp-8 mAs (29.6 vs. 29.0), with decreasing from 320.8 μGy to 284.7 μGy (about 11%). We conclude that optimal x-ray exposure condition for chest digital radiography is 102 kVp-4 mAs in FP and 90 kVp-8 mAs in CR, and 109 kVp-8 mAs in CCD.

Keywords : Chest Digital Radiography, Entrance Surface Dose, Image Quality, Detector Type

1. 서론

영상의학분야에서 정도관리(quality control)는 진단적 가치가 높은 최적의 영상을 얻기 위한 일련의 행동으로 1996년부터 정도관리를 실시해 온 흉부X선촬영은 컴퓨터 단층촬영(computed tomography) 및 자기공명영상(magnetic resonance imaging) 등의 다른 분야 보다 이미 오래전부터 실시되어 왔다[1].

디지털흉부X선촬영(chest digital radiography, 이하 DR)이 처음 도입된 이래, DR은 검출기의 높은 효율로 영상 손실없이 선량 감소가 가능하고[2], 많은 장점들로 인해 그동안 흉부 영상의학 진단에 표준방법으로 사용되어 오던 아날로그촬영(analog radiography, 이하 AR)을 대신하고 있다. 하지만, 오랫동안 사용되어 온 결과로 정도관리가 표준화된 AR에 비해, DR은

† 이 논문은 2014년도 대전보건대학교 교내연구비 지원에 의한 논문임.

† Corresponding Author: Won-Jeong Lee, Department of Radiology, Daejeon Health Science College 21, Chungjeong-ro, Dong-gu, Daejeon, E-mail: wjlee@hit.ac.kr

Received August 25, 2015; Revision Received December 22, 2015; Accepted December 24, 2015.

빠른 발달로 오히려 표준화된 정도관리 지침을 만드는 데 어려움을 주고 있다. 특히, 피검자에게 직접적인 영향을 줄 수 있는 선량과 진단에 영향을 줄 수 있는 영상의 질은 밀접한 관련성을 보여[3] 정도관리에서 중요한 평가항목으로 최소한의 선량으로 최적의 영상을 얻고자 하는 노력이 필요하고, 국내에서도 정당성이 수반된 선량 사용을 위해 진단 참고 준위(diagnostic reference level)를 보고한 바 있다[4].

선량은 관전압과 노출선량($\text{mA} \times \text{sec}$, mAs)에 따라 결정되고 영상의 농도와 해상도에 직접적인 영향을 미치게 되는데, AR은 설정된 X선 노출조건에 따른 고정된 영상을 얻게 되어 진단적 가치가 높은 영상을 얻기 위해서는 세심한 선량조절이 필요함으로써 불필요한 선량 사용을 자제할 수 있다. 하지만, DR은 선량이 적은 경우 잡음(noise) 증가로 영상의 질을 떨어뜨리게 되지만 오히려 높은 선량에 대해서는 소프트웨어적인 처리로 진단이 가능한 일정수준 이상의 영상을 만들 수 있기 때문에 과도한 X선 노출을 선호하게 된다[4,5].

AR에서 고관전압 사용을 권고했던 이유는 흉부는 다른 부위와는 달리 뼈, 연부조직, 공기 등의 다양한 밀도차이로 관용도가 넓은 영상을 얻기 위함이지만, DR은 영상을 얻는 방법이나 처리가 AR과는 다른데도 불구하고 AR 가이드라인을 따르고 있다[6]. 또한, 최근 보고된 연구결과에서 DR은 AR의 권고 관전압 보다 낮은 영역에서 우수한 영상을 얻을 수 있어 선량 감소가 가능하고[3, 7], DR에서 검출기 방식 간에도 효율 차이가 있는 것으로 나타났다[2, 7].

이와 같은 배경 하에, 본 연구에서는 아직 표준화 되지 않아 AR 가이드라인을 따르고 있는 DR에서 검출기 방식에 따라 영상의 질과 선량을 고려한 최적의 X선 노출조건(optimal x-ray exposure condition)을 알아 보고자 하였다.

2. 대상과 방법

2.1 대상

DR의 검출기 방식에 따라 평판형 검출기(flat-panel detector, 이하 FP방식) 3대(P사), computed radiography (imaging plate 사용, 이하 CR방식) 3대(K사), charge-coupled device (이하 CCD방식) 2대(D사, C사 각 1대), 총 8대를 대상으로 하였다.

2.2 X선 노출조건 설정

X선 노출조건은 문헌을 참고[8]로 관전압(tube

voltage, kVp) 은 모든 검출기 방식에서 동일하게 4단계(90, 102, 109, 117)로 설정하였다. X선 노출선량(tube current, mAs)은 FP방식에서는 자동노출(automatic exposure control, 이하 AEC), 4 mAs, 2 mAs 로 하였고, CR과 CCD방식에서는 8 mAs, 4 mAs, 2 mAs 로 각각 설정하였다. 기관에서 사용하는 표준 X선 노출조건은 FP방식 117 kVp-AEC, CR방식 117 kVp-8 mAs, CCD방식 117 kVp-8 mAs 였다.

2.3 입사표면선량 측정 및 영상의 질 평가

선량계(XI-Platinum, Unfors, Sweden)를 인체 흉부 팬텀(07-646 Duke QC chest phantom, Supertech, Elkhart, USA)의 중앙 표면에 부착시킨 후, 튜브와 디텍터를 180cm 거리를 유지시켜 관전압과 X선 노출선량을 조합해서 각 조합마다 3회씩 반복하여 입사표면선량(entrance surface dose, 이하 ESD)을 측정하였고, 팬텀영상을 얻었다.

인체 흉부 팬텀은 심장과 골격을 포함한 인체의 흉부 X선 영상과 유사하게 구성되어 있다[3]. 팬텀에는 세 개의 국소 표식물(regional test object)이 있으며 각각 우측중간 폐영역, 좌측 심장 후방, 좌측 횡격막 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.

각 X선 노출조건에서 1개 영상을 선택한 후 15년 이상의 경험을 갖고 있는 3명의 흉부 영상의학과 전문의가 독립적인 판독 환경에서 평가하였다. 모든 영상은 검출기 방식과 X선 노출조건을 평가자가 알 수 없도록 처리한 후, 판독용 모니터를 이용(해상도 2048×2560)하여 창 폭과 높이(window width and level)를 흉부영상 판독에 표준으로 사용하고 있는 3749×1874 로 고정하여 폐야, 심장 후방, 횡격막 아래 부위의 원반을 계수하였다. 원반 계수 방법은 모든 방향으로 경계가 명확히 구분되는 원반은 1개, 경계가 1/2이상 구분(50% 이상)되는 경우는 0.5개, 경계가 1/2 미만(50% 미만)으로 구분되는 경우에는 0.1개로 하였고, 부위별 평균 원반과 전체 원반을 계수하여 분석에 사용하였다.

2.4 통계분석

검출기 방식에 따라 표준 X선 노출조건에 대해 각 조합으로부터 얻은 ESD와 영상의 질 평가 점수를 비

교(One way ANOVA, 사후검정 Dunnett T3) 하였다. 각 검출기 방식 마다 최적의 X선 노출조건 선정은 표준 X선 노출조건과 영상의 질 평가 점수는 통계적으로 유의한 차이가 없고 ESD가 가장 크게 감소하는 X선 노출조건으로 하였다.

3. 결과

3.1 검출기 방식에서 X선 노출조건에 따른 ESD

FP방식 X선 노출선량 AEC 에서는 관전압이 낮아질

수록 ESD가 증가하였고, 관전압 117 kVp와 90 kVp 간에는 통계적으로 유의한 차이를 보였다<Table 1>. X선 노출선량 2 mAs와 4 mAs에서 ESD는 117 kVp와 모든 관전압 설정조건(109, 102, 90 kVp)간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다. CR방식에서는 모든 X선 노출선량(2, 4, 8 mAs)을 관전압 117 kVp와 비교 했을 때, 90 kVp에서 만 통계적으로 유의한 차이를 보였다. CCD방식은 X선 노출선량 2 mAs에서는 관전압 90 kVp와, 4 mAs와 8 mAs에서는 관전압 102 kVp와 90 kVp에서 117 kVp와 비교 했을 때 유의한 차이를 보였다.

<Table 1> Entrance Surface Dose according to Exposure Condition at Each Detector

Type	Exposure condition		Measured mAs	ESD (μ Gy)	Range (min-max)	P-value	
	mAs	kVp				Post hoc	Between
FP	AEC	90	18.0(3.6)	209.8(38.5)	168.2-244.0	0.064	0.047
		102	9.7(2.0)	154.6(30.0)	121.3-179.5	1.000	
		109	7.5(1.6)	139.8(29.6)	106.2-162.0	1.000	
		117	5.7(1.2)	125.1(25.8)	95.4-142.2	Ref.	
	2	90	-	21.9(1.2)	21.1-23.2	0.000	0.000
		102	-	30.2(1.1)	29.4-31.5	0.001	
		109	-	35.2(3.4)	31.9-38.6	0.024	
		117	-	42.6(2.6)	40.4-45.5	Ref.	
	4	90	-	45.3(2.6)	43.3-48.2	0.000	0.000
		102	-	62.3(3.0)	60.1-65.7	0.000	
		109	-	73.9(3.7)	71.0-78.1	0.007	
		117	-	87.2(3.8)	84.1-91.5	Ref.	
CR	2	90	-	39.8(6.6)	33.0-46.2	0.012	0.012
		102	-	52.4(7.7)	44.7-60.1	0.195	
		109	-	59.4(8.0)	51.2-67.1	1.000	
		117	-	69.3(9.6)	60.1-79.3	Ref.	
	4	90	-	75.8(13.4)	61.2-87.4	0.021	0.017
		102	-	97.9(14.7)	82.4-111.7	0.249	
		109	-	115.6(19.0)	96.2-134.1	1.000	
		117	-	130.2(17.5)	111.1-145.5	Ref.	
	8	90	-	156.5(28.2)	124.5-177.7	0.038	0.032
		102	-	201.1(34.3)	162.7-228.7	0.374	
		109	-	232.5(39.3)	189.3-266.2	1.000	
		117	-	265.0(41.5)	217.2-291.9	Ref.	
CCD	2	90	-	52.2(4.2)	49.2-55.1	0.008	0.005
		102	-	65.6(4.0)	62.7-68.4	0.063	
		109	-	73.4(4.0)	70.5-76.2	0.414	
		117	-	82.7(2.6)	80.8-84.5	Ref.	
	4	90	-	101.5(8.9)	95.2-107.8	0.002	0.002
		102	-	127.9(6.6)	123.2-132.5	0.017	
		109	-	144.5(1.7)	143.3-145.7	0.143	
		117	-	164.4(0.7)	163.9-164.9	Ref.	
	8	90	-	204.2(9.3)	197.6-210.7	0.001	0.001
		102	-	253.4(5.8)	249.3-257.5	0.007	
		109	-	284.7(10.0)	277.6-291.8	0.066	
		117	-	320.8(6.2)	316.4-325.2	Ref.	

AEC=Automatic exposure control; CCD=Charge coupled device, lens type; CR=Computed radiography; ESD=Entrance surface dose; FP=Flat panel detector. ESD was expressed as mean (standard deviation). Statistics was analyzed by One way ANOVA (Bonferroni test referencing with 117 kVp at all detector).

3.2 검출기 방식에서 X선 노출조건에 따른 영상의 질

각 검출기 방식에서 X선 노출조건에 따라 영상평가 점수를 비교하였다<Table 2>. FP방식에서는 X선 노출선량 AEC에서 관전압이 낮아질수록 폐야, 심장후방, 횡격막아래의 평가 점수가 증가하는 경향을 보였고(P>0.05), X선 노출선량 2 mAs에서는 횡격막아래 평가 점수가 관전압 117 kVp에 대해 90 kVp에서만 통계적으로 유의한 차이가 있었고, 4 mAs에서는 모든 부위의 평가 점수가 통계적인 유의한 차이를 보이지 않았다. CR방

식에서는 X선 노출선량 4 mAs에서 폐야와 횡격막아래 평가 점수가 관전압 117 kVp에 대해 90 kVp에서 통계적으로 유의한 차이가 있었고, 2 mAs와 8 mAs에서는 모든 부위에서 통계적인 유의한 차이를 보이지 않았다. CCD방식에서는 X선 노출선량 2 mAs와 4 mAs에서 폐야, 심장후방, 횡격막아래 평가점수가 관전압 117 kVp에 대해 90 kVp에서 통계적인 유의한 차이를 보였고, 2 mAs에서는 횡격막아래 평가 점수가 관전압 117 kVp에 대해 102 kVp에서도 통계적인 유의한 차이를 보였다. 8 mAs에서는 횡격막아래 만이 관전압 117 kVp에 대해 90 kVp에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다.

<Table 2> Image Quality according to Exposure Condition at Each Detector

Type	Exposure condition		Parenchymal		Retrocardiac		Subdiaphragm		Total		
	mAs	kVp	Mean(SD)	P-value	Mean(SD)	P-value	Mean(SD)	P-value	Mean(SD)	Range	P-value
FP	AEC	90	9.17(0.90)	0.099	11.93(0.67)	0.110	16.33(1.08)	0.057	37.43(1.99)	35.7-39.6	0.007
		102	8.07(0.76)	1.000	10.60(1.08)	1.000	15.43(0.93)	0.424	34.07(1.76)	32.2-35.7	0.300
		109	7.60(0.72)	1.000	10.13(0.50)	1.000	15.27(0.90)	0.617	32.97(0.78)	32.1-33.6	1.000
		117	7.27(0.68)	Ref.	9.80(1.13)	Ref.	14.00(0.10)	Ref.	31.07(1.58)	29.7-32.8	Ref.
	2	90	5.30(0.53)	1.000	6.67(0.38)	0.377	8.53(0.32)	0.007	20.50(0.27)	20.2-20.7	0.078
		102	5.40(0.70)	1.000	7.10(0.85)	1.000	9.93(0.55)	0.152	22.40(1.81)	20.7-24.3	0.620
		109	5.37(0.84)	1.000	8.23(0.76)	1.000	11.40(1.08)	1.000	25.00(2.27)	23.4-27.6	1.000
		117	5.47(0.51)	Ref.	7.83(0.55)	Ref.	11.70(0.95)	Ref.	25.00(1.87)	22.9-26.5	Ref.
	4	90	6.90(0.70)	1.000	9.07(0.40)	1.000	11.83(0.57)	0.933	27.83(1.00)	26.7-28.6	1.000
		102	6.93(0.42)	1.000	9.13(0.64)	1.000	12.37(0.55)	1.000	28.43(0.49)	28.1-29.0	1.000
		109	6.93(0.51)	1.000	8.90(0.46)	1.000	13.63(1.19)	1.000	29.43(0.87)	28.7-30.4	1.000
		117	6.60(0.79)	Ref.	9.27(0.40)	Ref.	12.97(1.04)	Ref.	28.77(0.59)	28.1-29.2	Ref.
CR	2	90	2.30(1.51)	0.887	1.50(1.23)	0.074	2.03(2.03)	0.128	5.87(4.63)	2.9-11.2	0.179
		102	3.30(0.82)	1.000	3.17(0.90)	1.000	4.50(2.00)	1.000	10.93(3.64)	8.4-15.1	1.000
		109	3.23(0.67)	1.000	3.53(0.67)	1.000	5.17(1.32)	1.000	11.93(2.70)	9.2-14.6	1.000
		117	3.67(0.98)	Ref.	3.80(0.56)	Ref.	6.00(1.32)	Ref.	13.47(2.80)	11.8-16.7	Ref.
	4	90	4.10(0.36)	0.022	4.27(0.76)	1.000	4.43(1.25)	0.026	12.87(1.72)	11.5-14.8	0.019
		102	4.40(0.76)	0.073	4.60(0.63)	1.000	7.03(0.78)	1.000	16.03(1.58)	14.3-17.4	0.671
		109	4.93(0.25)	0.710	4.70(0.56)	1.000	7.73(1.46)	1.000	17.33(1.99)	15.6-19.5	1.000
		117	5.57(0.15)	Ref.	4.90(0.46)	Ref.	7.87(0.50)	Ref.	18.40(1.06)	17.6-19.6	Ref.
	8	90	5.93(0.38)	1.000	5.90(0.72)	0.121	7.63(1.47)	0.062	19.50(2.17)	18.1-22.0	0.099
		102	5.80(0.44)	1.000	6.83(0.87)	1.000	9.27(1.42)	0.873	21.87(2.47)	19.8-24.6	0.875
		109	6.43(0.15)	1.000	7.23(0.61)	1.000	10.60(1.11)	1.000	24.27(1.80)	22.5-26.1	1.000
		117	6.10(0.95)	Ref.	7.70(0.82)	Ref.	10.80(0.10)	Ref.	24.57(1.68)	23.5-26.5	Ref.
CCD	2	90	1.50(0.14)	0.010	0.55(0.64)	0.039	0.00(0.00)	0.011	2.05(0.78)	1.5-2.6	0.001
		102	3.10(0.42)	0.111	2.25(0.21)	0.214	1.20(0.85)	0.042	6.55(1.06)	5.8-7.3	0.004
		109	3.85(0.64)	0.592	3.25(0.78)	0.786	2.00(0.57)	0.135	9.15(0.35)	8.9-9.4	0.023
		117	4.80(0.42)	Ref.	4.80(1.27)	Ref.	3.95(0.35)	Ref.	13.60(0.57)	13.2-14.0	Ref.
	4	90	3.65(0.35)	0.002	2.35(0.07)	0.001	1.30(0.70)	0.039	7.25(0.35)	7.0-7.5	0.000
		102	6.10(0.14)	0.803	6.50(0.70)	0.359	3.85(0.64)	0.253	16.50(0.14)	16.4-16.6	0.026
		109	6.60(0.28)	1.000	7.00(0.14)	1.000	4.75(1.63)	0.585	18.40(1.27)	17.5-19.3	0.149
		117	6.55(0.07)	Ref.	7.55(0.35)	Ref.	7.20(1.27)	Ref.	21.30(0.99)	20.6-22.0	Ref.
	8	90	7.45(0.21)	1.000	7.60(1.84)	0.545	3.90(1.41)	0.014	18.90(0.71)	18.4-19.4	0.025
		102	7.70(0.42)	1.000	8.35(0.07)	1.000	9.45(0.07)	0.485	25.50(0.28)	25.3-25.7	0.516
		109	7.35(0.35)	1.000	9.75(0.35)	1.000	11.90(1.41)	1.000	29.00(2.12)	27.5-30.5	1.000
		117	7.55(0.64)	Ref.	9.85(0.78)	Ref.	12.25(1.34)	Ref.	29.6(2.83)	27.6-31.6	Ref.

AEC=Automatic exposure control; CCD=Charge coupled device, lens type; CR=Computed radiography; FP=Flat panel detector. Statistics was analyzed by One way ANOVA (Bonferroni test referencing with 117 kVp at all detector).

3.3 검출기 방식에 따른 최적의 X선 노출조건

영상평가 점수와 ESD를 고려하여 각 검출기 방식에서 최적의 X선 노출조건을 알아보았다<Table 3>. FP 방식에서 영상평가 점수를 표준 노출조건 117 kVp-AEC와 비교 했을 때, 90 kVp-4 mAs (p=0.702)와 102 kVp-4 mAs, 109 kVp-4 mAs, 117 kVp-4 mAs, 102 kVp-8 mAs, 109 kVp-8 mAs에서 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다 (p=1.000). 따라서, 102 kVp-4 mAs 로부터 얻은 영상은 표준 노출조건 117 kVp-AEC로 얻은 영상과 통계학적으로 유의한 점수 차이가 없었지만(28.4 vs. 31.1, p=1.000), ESD는 50% 감소(62.3 μ Gy vs. 125.1 μ Gy)를 보였다(Fig. 1). 또한, FP방식에서는 AEC X선 노출선량을 사용하면서 관전압만 낮추는 것은 영상의 질 향상 보다 ESD 증가 폭이 컸다.

CR방식에서는 영상평가 점수를 표준 X선 노출조건

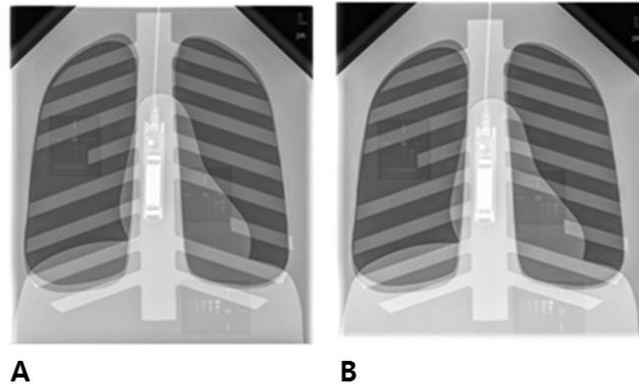
117 kVp-8 mAs와 비교 했을 때, 109 kVp-4 mAs (p=0.124), 117 kVp-4 mAs (p=0.431)와 90 kVp-8 mAs, 102 kVp-8 mAs, 109 kVp-8 mAs 에서(p=1.000) 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 따라서, 117 kVp-8 mAs의 표준 X선 노출조건 과 90 kVp-8 mAs 간에 영상평가 점수는 통계학적인 차이가 없었지만(24.6 vs. 19.5, p=1.000), ESD는 크게 감소(265.0 μ Gy vs. 156.5 μ Gy) 하였다(Fig. 2).

CCD방식에서는 영상평가 점수를 표준 X선 노출조건 117 kVp-8 mAs와 비교 했을 때, 102 kVp-8 mAs (p=0.383)와 109 kVp-8 mAs에서(p=1.000) 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 따라서, 표준 X선 노출조건 117 kVp-8 mAs에 비해 109 kVp-8 mAs 는 약 11%의 ESD 감소(320.8 μ Gy vs. 284.7 μ Gy)를 보였지만 영상평가 점수는 비슷했다(29.6 vs. 29.0, p=1.000) (Fig. 3).

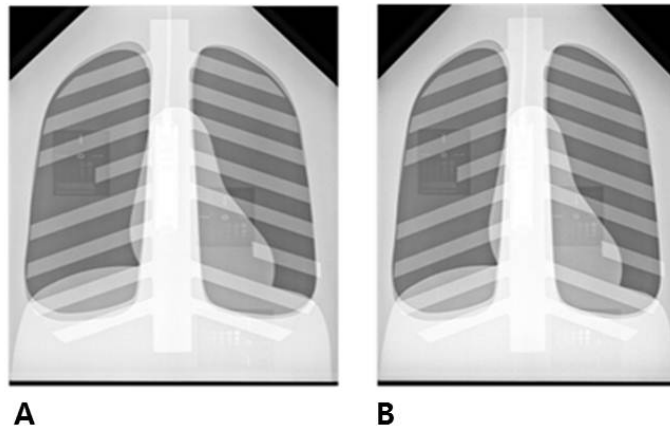
<Table 3> Optimal Exposure Condition considering ESD with Image Quality at Each Detector

mAs	kVp	FP		CR		CCD	
		Overall IQ	ESD (μ Gy)	Overall IQ	ESD (μ Gy)	Overall IQ	ESD (μ Gy)
2	90	20.5(0.3)	21.9(1.2)	5.9(4.6)	39.8(6.6)	2.1(0.8)	52.2(4.2)
	102	22.4(1.8)	30.2(1.1)	10.9(3.6)	52.4(7.7)	6.6(1.1)	65.6(4.0)
	109	25.0(2.3)	35.2(3.4)	11.9(2.7)	59.4(8.0)	9.2(0.4)	73.4(4.0)
	117	25.0(1.9)	42.6(2.6)	13.5(2.8)	69.3(9.6)	13.6(0.6)	82.7(2.6)
4	90	27.8(1.0)*	45.3(2.6)	12.9(1.7)	75.8(13.4)	7.3(0.4)	101.5(8.9)
	102	28.4(0.5)**	62.3(3.0)	16.0(1.6)	97.9(14.7)	16.5(0.1)	127.9(6.6)
	109	29.4(0.9)**	73.9(3.7)	17.3(2.0)*	115.6(19.0)	18.4(1.3)	144.5(1.7)
	117	28.8(0.6)**	87.2(3.8)	18.4(1.1)*	130.2(17.5)	21.3(1.0)	164.4(0.7)
8/AEC	90	37.4(2.0)	209.8(38.5)	19.5(2.2)**	156.5(28.2)	18.9(0.7)	204.2(9.3)
	102	34.1(1.8)**	154.6(30.0)	21.9(2.5)**	201.1(34.3)	25.5(0.3)*	253.4(5.8)
	109	33.0(0.8)**	139.8(29.6)	24.3(1.8)**	232.5(39.3)	29.0(2.1)**	284.7(10.0)
	117	31.1(1.6)	125.1(25.8)	24.6(1.7)	265.0(41.5)	29.6(2.8)	320.8(6.2)

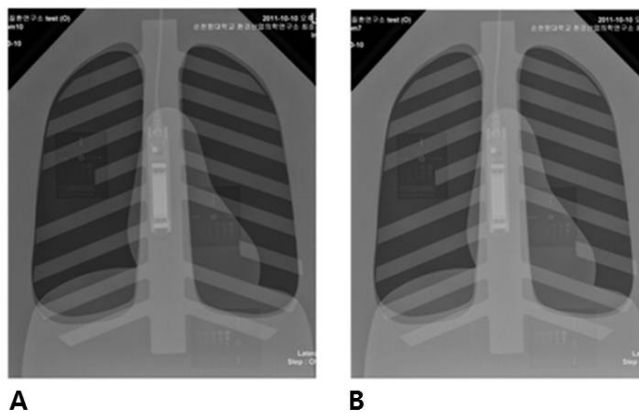
AEC=Automatic exposure control; CCD=Charge coupled device, lens type; CR=Computed radiography; ESD=Entrance surface dose; FP=Flat panel detector. Overall IQ= Overall image quality was included parenchymal and retrocardiac, and subdiaphragm. Data are expressed as mean (standard deviation). Statistics was analyzed by One way ANOVA (Bonferroni test referencing with 117 kVp-AEC at FP, and 117 kVp-8 mAs at CR or CCD: *, P>0.05; **, P=1.000).



<Figure 1> Images produced by flat-panel type (window width=3749, level=1874). Image quality (IQ) scores were not significant difference between (A)117 kVp-AEC and (B)102 kVp-4 mAs (31.1 vs. 28.4, $p=1.000$), even though entrance surface dose was decreased up to 50% ($125.1 \mu\text{Gy}$ vs. $62.3 \mu\text{Gy}$).



<Figure 2> Images produced by computed radiography type (window width=3749, level=1874). Entrance surface dose was greatly decreased from 117 kVp-8 mAs (A, $265.0 \mu\text{Gy}$) to 90 kVp-8 mAs (B, $156.5 \mu\text{Gy}$) without significant difference of image quality (IQ) score (24.6 vs. 19.5 , $p=1.000$).



<Figure 3> Images produced by charge coupled device type (window width=3749, level=1874). Image quality (IQ) score of (A)117 kVp-8 mAs was similar with (B)109 kVp-8 mAs (29.6 vs. 29.0), with decreasing from $320.8 \mu\text{Gy}$ to $284.7 \mu\text{Gy}$ (about 11%).

4. 고찰

국내에서 흉부X선촬영에 AR을 대신하여 DR을 실시하는 기관이 증가함에 따라[9], 검출기의 효율로 인한 우수한 영상을 얻으면서 선량 감소를 기대했다[3, 8, 10, 11]. 하지만, 일부 기관에서는 영상의 질 향상에 도움이 되지 않는 X선 선량을 사용하고 있었다[4, 12, 13].

AR에서는 X선 노출조건에 따른 선량이 농도에 직접적인 영향을 미치지 때문에 우수한 영상을 얻기 위해서는 적절한 X선 노출이 이루어져야 했지만, DR영상은 AR영상보다 400배 넓은 역동 범위(dynamic range)를 갖고 있고[14], 일정 범위의 선량은 영상의 질과 유의한 양의 관련성을 보임으로써[3] 낮은 선량으로 인한 잡음 증가 우려로 보다 높은 선량을 선호하게 된다. 또한, 임상에서 진료의사나 관독의사는 피검자가 받는 선량 보다는 진단에 영향을 미치는 영상의 질에 더 많은 관심을 갖고 있기 때문에 선량을 높여 사용하는 경향이 있다[3, 4, 13].

흉부후전X선촬영의 ESD에 대한 진단 참고 준위는 실태조사 결과의 상향 3/4(75%) 순위에서 설정되기 때문에 국가마다 차이가 있고[7], 국내 진단 참고 준위는 0.34 mGy로 보고된 바 있다[4]. 우리 연구결과에서 검출기 방식에 따라 영상의 질과 ESD를 고려한 최적 설정조건에서 ESD는 FP방식 0.05 mGy, CR방식 0.12 mGy, CCD방식 0.25 mGy로 국내 진단 참고 준위 보다 많이 낮았다. 따라서, "X선 촬영에 사용하는 환자 선량은 진단에 적합한 영상을 얻을 수 있는 범위에서 가능한 낮게 사용되어야 한다." 라는 ALARA(as low as reasonably achievable) 원칙에 비추어 볼 때, 국내 진단 참고 준위는 보다 더 낮출 필요가 있다.

DR 간에도 검출기 방식에 따른 특징으로 효율에서 차이가 있는데[7, 15, 16], 선량과 가장 밀접한 관련이 있는 검출기의 검출 양자 효율(detective quantum efficiency)은 FP방식이 가장 높았고(60%), AR(32%), CR방식(18%) 순이었으며 검출 양자 효율이 높을수록 영상도 우수한 것으로 나타나[16] FP방식은 50%의 선량 감소로도 CR방식 보다 더 좋은 영상을 얻을 수 있었다[10]. 저자의 최근 연구결과[13]에서도 DR의 FP방식이 가장 낮은 선량을 사용하면서도 비교적 우수한 영상을 얻었고, CR방식은 높은 선량을 사용하면서도 낮은 영상평가 점수를 보였다. CCD방식은 가장 우수한 영상을 얻었지만 선량도 높은 것으로 나타났다.

Kroft 등[15]의 DR 간에 진단 성능 및 ESD를 비교한 연구결과에서 검출기 방식 간에 진단 능력의 차이

는 CR방식(34%)에서 가장 낮았고, CCD(lens type)방식 39%, FP방식 42% 순 이었다. ESD는 FP, CCD, CR방식 순으로 높았다. 본 연구에서는 각 검출기 방식에서 X선 노출조건이 증가하면서 ESD도 증가하였고, 영상평가 점수도 향상되는 경향을 보였다. 동일 X선 노출조건에서 선량은 FP, CR, CCD방식 순으로 높았고, 전체적인 영상평가 점수는 모든 X선 노출조건에서 FP방식이 가장 높은 점수를 보였지만 CR과 CCD방식 간에는 비슷한 점수를 보였다. 따라서, ESD 대비 얻은 영상의 효율은 FP방식에서 가장 높았지만, CCD방식에서는 가장 낮았다.

다양한 구성 물질에 따른 방사선 흡수 차이가 큰 흉부는 저관전압에서는 낮은 영상평가 점수를 얻게되어[13] 관용도가 넓은 영상을 얻기 위해 고관전압촬영을 실시한다. 하지만 DR에서는 AR과는 다른 검출기 방식과 처리로 고관전압 보다 저관전압에서 검출 양자 효율을 가짐으로써[8, 17] 우수한 영상을 보였고[11], 선량 감소 효과도 있었다[3].

Launders 등[8]의 amorphous selenium 검출기를 이용한 연구결과에서 관전압의 증가로 ESD와 유효선량을 감소시킬 수 있지만, 영상에 영향을 미치는 주요인자 인 검출 양자 효율은 감소되어 가장 적정 범위의 관전압은 90-110 kVp 인 것으로 나타났다. Launders 등[18]의 또 다른 연구결과에서도 FP방식(aSe-based detector)은 관전압이 높아지면서 검출 양자 효율이 감소하는 경향을 보였는데 90 kVp까지는 급격한 감소를 보이다가 이후에는 완만하게 감소하였다. 또한, AEC X선 노출선량에서 관전압이 낮아질수록 ESD는 높아지는 경향을 보이다가 90 kVp부터는 급격한 증가를 보였다. 우리연구결과에서 FP방식 X선 노출선량 AEC에서 관전압 변화에 대한 ESD 변화를 분석한 결과에서도 관전압 117 kVp에 비해 109, 102 kVp에서는 큰 차이 없이 증가를 보이다가 90 kVp에서는 급격한 증가를 보였다.

Honey 등[17]의 AR과 CR방식과 영상을 비교한 연구에서 CR방식은 125 kVp와 비교했을 때 90 kVp에서 유효선량을 의미있게 감소시키면서 영상의 질은 유지할 수 있는 것으로 나타났고, Muhogora 등[19]의 CR방식을 이용한 또 다른 연구에서 관전압 90-100 kVp 범위에서 가장 높은 대조도잡음비(contrast-noise ratio)를 보였다. 우리 연구의 FP와 CR방식은 동일 X선 노출선량에서 관전압 간에 전체 영상평가 점수가 통계적인 유의한 차이를 보이지 않았으나, CCD방식은 관전압이 낮아지면서 전체적인 영상평가 점수도 유의하게 감소하는 경향을 보였다. 또한, 모든 검출기 방식에서 관전압이 낮아지면서 영상평가 점수 감소

에 비해 ESD의 감소 폭이 크게 나타남으로써 ESD와 영상의 질을 함께 고려했을 때 고관전압을 사용하는 117 kVp의 표준 X선 노출조건 보다 낮은 관전압이 적정(FP방식 102 kVp-4 mAs, CR방식 90 kVp-4 mAs, CCD방식 109 kVp-8 mAs)한 것으로 나타났다.

본 연구결과를 참조하여 다음과 같은 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다. 첫째, 본 연구의 실험에 사용된 장치는 일부 특정 회사 장치만을 대상으로 하였기 때문에 본 연구결과를 일반화 하기 위해서는 다른 회사 장치에 대한 연구가 필요하다. 둘째, 검출기 종류에 따라 차이가 발생하는 원인은 의공학적으로 접근한 연구 필요하다.

이상의 결과로 부터 최적의 X선 노출조건 선정은 기존의 X선 노출조건과 영상평가 점수는 통계적으로 유의한 차이가 없고 ESD가 가장 크게 감소하는 X선 노출조건으로 하였다. 즉, ESD가 크게 감소되었을지라도 영상평가 점수도 크게 감소되었거나, 영상평가 점수가 통계적으로 유의하게 향상되었을지라도 ESD가 크게 증가되면 배제하였다. 따라서, 본 연구를 통해 각 검출기 방식의 최적 X선 노출조건은 기존 기관에서 사용되는 노출조건 보다 낮은 FP방식 102 kVp-4 mAs, CR방식 90 kVp-8 mAs, CCD방식 109 kVp-8 mAs 였다.

5. References

- [1] Choi, JI. Na, DG. Kim, HH. Shin, YM. Ahn, KJ. Lee, JY.(2004), "Quality control of medical imaging." J Korean Radiol Soc, 50:317-331
- [2] Strotzer, M. Volk, M. Reiser, M. Lenhart. M. Manke, C. Gmeinwieser, J. Holzknrecht, N. Link, J. Feuerbach, S.(2000), "Chest radiography with a large-area detector based on cesium-iodide/amorphous-silicon technology: image quality and dose requirement in comparison with an asymmetric screen-film system." J Thorac Imaging, 15(3):157-161
- [3] Park, BR. Sung, DW.(2010), "A comparative study of image quality and radiation dose with changes in tube voltage and current for a digital chest radiography." J Korean Radiol Soc, 62:131-137
- [4] Chung, MJ. Lee, KY. Lee, BY. Kim, HJ. Lim, HK.(2010), "Diagnostic reference level of patient dose during a plain chest radiography examination in Korea. J Korean Radiol Soc, 62:523-528
- [5] Seibert, JA.(2008), "Digital radiography: image quality and radiation dose. Health Phys, 95(5):586-598
- [6] Strotzer, M. Volk, M. Frund, R. Hamer, O. Zorger, N. Feuerbach, S.(2002), "Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. AJR Am J Roentgenol, 178(1):169-171
- [7] Uffmann, M. Schaefer-Prokop, C.(2009), "Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. Eur J Radilo, 72:202-208
- [8] Lauenders, JH. Cowen, AR. Bury, RF. Hawkridge, P.(2001), "Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. Eur Radiol, 11:870-875
- [9] Lee, WJ. Park, JS. Kim, SJ. Ko, KS. Chu, SD. Park, SY. et al.(2010), "The first report on evaluation the thoracic radiology of the medical institution for pneumoconiosis in Korea. J Korean Radiol Soc, 63(5):431-438
- [10] Ganten, M. Radeleff, B. Kampschulte, A. Daniels, MD. Kauffmann, GW. Hansmann, J.(2003), "Comparing Image Quality of Flat-Panel Chest Radiography with Storage Phosphor Radiography and Film-Screen Radiography. AJR Am J Roentgenol, 181:171-176
- [11] Uffmann, M. Neitzel, U. Prokop, M. Kabalan, N. Weber, M. Herold, CJ. Schaefer-Prokop, C.(2005), "Flat-panel-detector chest radiography: Effect of tube voltage on image quality. Radiology, 235:642-650
- [12] van Soldt, RT. Zweers, D. van den Berg, L. Geleijns, J. Jansen, JT. Zoetelief, J.(2003), "Survey of posteroanterior chest radiography in The Netherlands: patient dose and image quality. Br J Radiol, 76: 398-405
- [13] Lee, WJ. Kim, SJ. Park, JS. Seon, JR.(2012), "Relationship of image quality and radiation dose for chest radiography in the

- medical institution for pneumoconiosis: a comparison to the Korean Diagnostic Reference Level. J Korean Radiol Soc, 66:255-262
- [14] Hennings, SP. Garmer, M. Jaeger, HJ. et al.(2001), "Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography. Eur Radiol, 11:1688-1696
- [15] Kroft, LJ. Veldkamp, WJ. Mertens, BJ. Boot, MV. Geleijns, J.(2005), "Comparison of eight different digital chest radiography systems: variation in detection of simulated chest disease. AJR Am J Roentgenol, 185(2):339-346
- [16] Redlich, U. Hoeschen, C. Doehring, W.(2005), "Assessment and optimisation of the image quality of chest-radiography systems. Radiat Prot Dosimetry, 114:264-268
- [17] Honey, ID. Mackenzie, A. Evans, DS.(2005), "Investigation of optimum energies for chest imaging using film-screen and computed radiography. Br J Radiol, 78:422-427
- [18] Launders, JH. Cowen, AR. Bury, RF. Hawkridge, P.(1998), "A case study into the effect of radiographic factors on image quality and dose for a selenium based digital chest radiography system. Radiation Protection Dosimetry, 80:279-282
- [19] Muhogora, W. Padovani, R. Msaki, P.(2011), "Initial quality performance results using a phantom to simulate chest computed radiography. J Med Phys, 36(1):22-28

저자 소개

이원정



2001.2 충남대학교 보건학 석사. 2007.2 충남대학교 보건학 박사. 2006.6 ~ 2014.2 근로복지공단 직업성폐질환연구소 책임연구원.

2015.3 ~ 현재 대전보건대학교 방사선과 교수

관심분야 : 방사선 중양학 및 치료학, 방사선생물학, 영상의학 등