

A Study on the Optimization of Image Quality and Dose in Chest PA Digital Radiography

Han Sol Park,¹ Myeong Seong Kim,² Hong-Moon Jung,³ Jong Woong Lee^{1,*}

Department of Radiology, Kyung Hee University Hospital at Gang-dong¹

Department of Radiology, The Korean National Cancer Center²

Department of Radiological Science, Daegu health college³

Received: February 10, 2017. Revised: February 20, 2017. Accepted: February 28, 2017

ABSTRACT

There are no recommended test conditions for digital photography in Chest PA examinations. However, each company recommends shooting examinations of the high voltage applied to the previous analog examination. The condition that satisfies the value of 200 ~ 800 which is the recommended Exposure Index value recommended by Philips was selected, and the dose was evaluated by Monte Carlo simulation, and the SNR and CNR were compared. As a result, it was possible to reduce the effective dose up to 77% by controlling the tube voltage, tube current, and additional filter, not the conventional high voltage imaging method. Although there were some differences according to the test conditions, the image evaluation results were similar to the images. We will compare the exposure dose according to changes in tube voltage, tube current, and additional filter at the digital chest radiograph and evaluate the image quality of the image to propose optimal conditions.

KeyWords: Exposure Index, Effective dose, Signal to Noise Ratio, Contrast to Noise Ratio, Monte Carlo technique

I. INTRODUCTION

의료방사선은 건강상의 유익한 목적을 위하여 전리 방사선(ionizing radiation)을 인위적으로 만들어 의료 분야에서 이용하는 것으로, 비침습적인 특징, 과학기술의 발달 등으로 현대 의료에서 중요성과 활용 범위가 확대되고 있다.^[1] 의료기관에서 방사선을 이용한 영상의학 검사는 행위에 대한 정당성을 확보하여 의료분야에 사용하고 있다. 또한 국제방사선방어위원회 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) 에서 권고하는 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 개념에 따라 최적의 영상을 얻으면서 환자가 받는 선량을 최소화 하도록 권고하고 있다.^[2-6] 필름을 사용한 아날로그 영상은 지난 100년 동안 성공적으로 사용되었지만 방사선 검출기로서의 필름시스템 (Screen Film System)은 10% 이하의 조직대조도 차이는 검출이 불가

능하여 대조도 분해능(contrast resolution)에 한계가 있다. 그로 인하여 흉부 검사 시 폐야의 골성 장기와 공기와의 흡수차에 의한 진단능의 극복을 위해 고관전압 촬영을 하였다. 고관전압 촬영은 흉부후전방향 검사 시 노출시간의 단축과 종격동, 횡경막 하부의 관용도를 넓혀 진단영역의 확대와 피폭선량의 감소, X-선관의 부하가 경감되는 장점이 있다. 그러나 고관전압촬영은 필름시스템의 좁은 dynamic range를 극복하기 위해 선택된 촬영법이다. dynamic range는 영상의 악화나 일그러짐 없이 영상화장기에 받아들여질 수 있는 선량의 최대치와 최소치의 비로 필름시스템은 대략 $10^{1.5}$, flat-panel detector는 10^4 의 역동범위를 가진다.^[7] 디지털 방사선 장비는 넓은 dynamic range로 인하여 적은 선량으로 영상의 화질 저하 없이 검사가 가능하다. 그러나 디지털 촬영에 대한 권고안은 마련되어 있지 않고 각 기기 회사들도 이전의 아날로그 촬영에 적용되었던 고관전

압의 촬영 조건을 권고하고 있다.^[8]

본 연구는 디지털 흉부 X-선 촬영에서 관전압, 관전류, 부가여과 필터 변화에 따른 피폭선량과 영상의 화질을 비교 평가하여 최적의 검사 조건에 대해 제안해 보고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. Digital Imaging System and phantom

본 연구를 진행하기 위해 간접변환방식의 비정질실리콘(a-Si)을 기반으로 한 디지털 X-선 발생장치(DIGITAL DIAGNOST VR, Philips, Netherland)를 사용하였다. 실험에 사용한 흉부 phantom 은 “DUKE” QC Chest phantom (07-646 QC, Supertech, Elkhart, USA)를 사용하였다. 실험에 사용한 검사 조건은 장비업체에서 권고하는 고관전압 촬영인 Chest PA 검사 조건 125kVp, AEC mode, SID 180cm를 기준으로 하였다(Fig. 1).

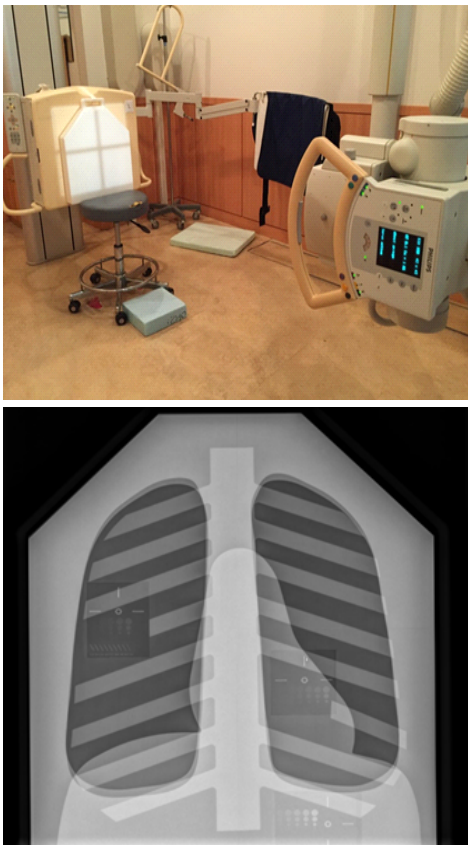


Fig. 1. DUKE QC Chest phantom(07-646QC, Supertech, Elkhart, USA).

실험 방법은 관전압과 관전류, 부가여과 필터를 단계적으로 변화하며 실험하였다. 관전압의 실험 조건은 81~125kVp, 관전류는 1~25mAs, 부가필터는 None, 2 mmAl, 0.1 mmCu + 1 mmAl, 0.2 mmCu + 1 mmAl 4 가지를 적용하여 검사조건을 교차하며 실험하였다. 실험 데이터는 부가필터를 기준으로 네 그룹으로 분류하였으며 Philips 사에서 권고하는 적정 노출지수 (Exposure Index) 값인 200 ~ 800사이 값을 만족하는 조건을 선별하였다.

2. Dose calculate

검사 조건 변화에 따른 환자의 organ dose와 effective dose, risk factor를 계산하기 위하여 DICOM header 정보에서 면적 선량 (Dose Area Product: DAP) 값을 추출하였다. 각 검사 조건에 맞는 촬영 조건을 PCXMC Dose Calculations Version 2.0.1 (PCXMC, STUK, Helsinki, Finland) 프로그램에 입력하였다 (Fig. 2). PCXMC 프로그램은 다양한 검사조건에 따른 소아와 성인 phantom 을 이용하여 방사선 조사로 인한 phantom 의 유효 선량과 organ dose, risk factor 를 ICRP 103(2007) 버전과 ICRP 60(1991) 버전의 tissue 가중인자를 사용하여 simulation 하는 Monte Carlo 프로그램이다.

3. Image quality

검사 조건변화에 따른 영상의 화질 평가를 하기 위해 DICOM image processing software (Image J Version 1.45f; National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) 를 이용하여 흉부영상 우측 상단에 $0.3 \times 0.3 \text{ cm}^2$ 의 관심영역 (Region of Interest: ROI)를 선정하여 측정된 값을 백그라운드 표준편차로 정하였다(Fig. 3). 또한 신호대 잡음비 (Signal to Noise Ratio: SNR)와 대조도대 잡음비 (Contrast to Noise Ratio: CNR)를 측정하기 위해 $0.3 \times 0.3 \text{ cm}^2$ 로 우측 폐야와 심장 음영 부분, 횡경막 부분을 관심영역으로 지정한 후에 식 (1)과 식 (2)를 사용하여 SNR과 CNR을 구하였다.^[9]

$$SNR = \frac{Background SI_{AVG} - ROI SI_{AVG}}{ROI SD} \quad (1)$$

III. RESULT

$$CNR = \left| \frac{(BackgroundSI_{AVG} - ROI SI_{AVG})}{\sqrt{BackgroundSD^2 + ROI SD^2}} \right| \quad (2)$$

1. 방사선 선량(Radiation Dose)

본원에서 사용하는 흉부 촬영조건인 125 kV, AEC 모드, 0.1 mmCu + 1 mmAl, 6 mAs, 노출지수 160, 유효선량은 ICRP 103 기준 0.01209 mSv 였다. 첫 번째 Non filter 에서 노출지수 200 부터 800 사이의 검사 데이터 중에서 기준조건 보다 선량이 적게 나타난 데이터를 추출하였다.

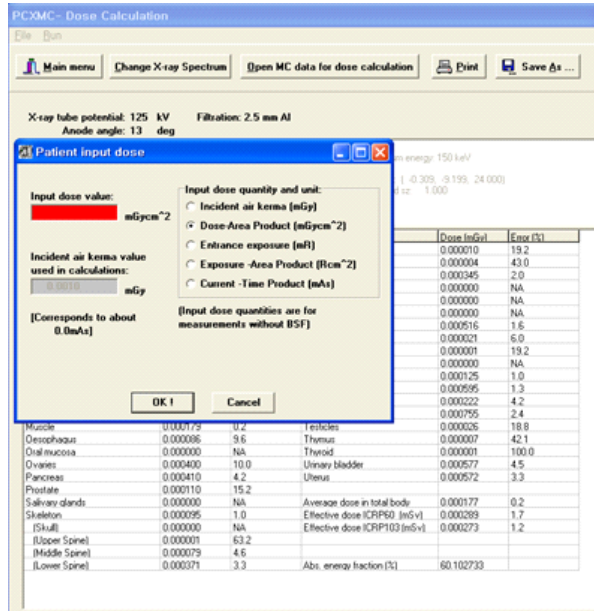


Fig 2. Effective dose calculation by Monte Carlo simulation

Table 1. Effective dose and Exposure index to the change in the kVp and mAs. (None filter)

kVp	EI	AEC	mAs	Effective dose ICRP 103 (mSv)	Ratio(%)
125	160	O	6	0.01209	100
125	800	X	1	0.00342	28
125	250	X	4	0.01131	94
117	800	X	1	0.00381	32
117	250	X	5	0.01209	100
109	800	X	2	0.00504	42
109	320	X	5	0.01013	84
102	800	X	3	0.00547	45
102	400	X	6	0.01076	89
96	800	X	4	0.00584	60
96	400	X	8	0.01160	96
90	800	X	6	0.00766	80
90	630	X	8	0.00970	63
85	800	X	8	0.00828	85
85	630	X	10	0.01033	69
81	800	X	10	0.00898	93
81	400	X	12	0.01122	74

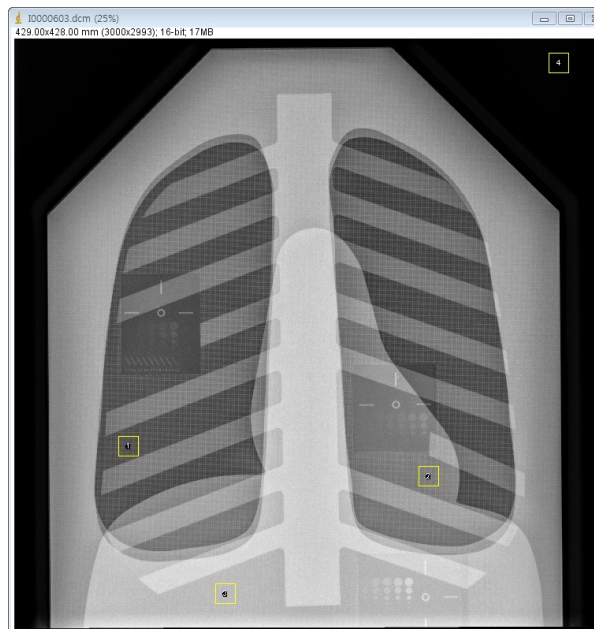


Fig 3. SNR and CNR measurement of ROI in DUKE phantom by Image J

Non filter 조건일 때 기준 영상에 대해 125 kV 에 1 mAs 는 최대 72% 의 유효선량이 감소한 것으로 나타났고 117 kV 에 5 mAs 는 0% 의 유효선량 값을 나타냈다. 중관전압인 81 kV 는 노출지수가 800 일 경우 유효선량이 7%, 노출지수가 400 일 경우 유효선량이 26 % 감소한 값을 나타냈다. (Table 1) 두 번째 부가여과 필터가 2 mmAl 인 경우 125 kV, 1 mAs 에서 최대 선량 감소율 70% 를 보였고 85 kV, 10 mAs 에서 최소

선량 감소율 1%를 보였다. 중관전압인 81 kV 는 노출 지수가 800 일 경우 유효선량이 30%, 노출지수가 630 일 경우 유효선량이 10% 감소한 값을 나타냈다.(Table 2)

부가여과 0.1 mmCu + 1 mmAl 에서는 125 kV, 1 m As 에서 최대 선량 감소율 73% 를 보였고 102 kV, 6 mAs 에서 최소 선량 감소율 1% 가 나타났다. 중관전압인 81 kV 는 노출지수가 800 일 경우 유효선량이 4 2%, 노출지수가 500 일 경우 유효선량이 7% 감소한 값을 나타냈다.(Table 3) 부가여과 0.2 mmCu + 1 mm Al 에서는 125 kV, 1 mAs 에서 최대 선량 감소율 77%, 109 kV 10 mAs 에서 최소 선량 감소율 2%로 나타났다. 중관전압인 81 kV 는 노출지수가 800 일 경우 유효 선량이 43%, 노출지수가 400 일 경우 유효선량이 11% 감소한 값을 나타냈다. (Table 4)

Table 2. Effective dose and Exposure index to the change in the kVp and mAs. (2mmAl filter)

kVp	EI	AEC	mAs	Effective dose ICRP 103 (mSv)	Ratio(%)
125	160	O	6	0.01209	100
125	800	X	1	0.00364	30
125	200	X	5	0.01154	95
117	800	X	2	0.00387	32
117	320	X	5	0.00983	81
109	800	X	2	0.00408	34
109	320	X	6	0.01030	85
102	800	X	3	0.00441	36
102	320	X	8	0.00110	91
96	800	X	4	0.00582	48
96	400	X	8	0.01157	96
90	800	X	6	0.00598	49
90	400	X	8	0.01186	98
85	800	X	8	0.00794	66
85	500	X	10	0.01197	99
81	800	X	10	0.00851	70
81	630	X	12	0.01088	90

Table3. Effective dose and Exposure index to the change in the kVp and mAs. (0.1mmCu+1mmAl filter)

kVp	EI	AEC	mAs	Effective dose ICRP 103 (mSv)	Ratio(%)
125	160	O	6	0.01209	100
125	800	X	1	0.00328	27
125	200	X	4	0.01036	88
117	800	X	1	0.00359	30
117	250	X	5	0.01096	91
109	800	X	2	0.00359	30
109	250	X	5	0.01148	95
102	800	X	3	0.00482	40
102	250	X	6	0.01197	99
96	800	X	5	0.00502	42
96	400	X	10	0.00997	82
90	800	X	6	0.00509	42
90	400	X	12	0.01008	83
85	800	X	10	0.00668	55
85	500	X	16	0.01069	88
81	800	X	12	0.00706	58
81	500	X	20	0.01129	93

Table 4. Effective dose and Exposure index to the change in the kVp and mAs. (0.1mmCu+2mmAl filter)

kVp	EI	AEC	mAs	Effective dose ICRP 103 (mSv)	Ratio(%)
125	160	O	6	0.01209	100
125	800	X	1	0.00276	23
125	200	X	6	0.01098	91
117	800	X	2	0.00289	24
117	200	X	8	0.01162	96
109	800	X	3	0.00380	31
109	200	X	10	0.01187	98
102	800	X	3	0.00393	33
102	320	X	10	0.00978	81
96	800	X	4	0.00402	33
96	320	X	8	0.01001	83
90	800	X	6	0.00509	42
90	400	X	8	0.01019	84
85	800	X	8	0.00517	43
85	400	X	10	0.01034	86
81	800	X	10	0.00687	57
81	500	X	12	0.01073	89

2. 영상평가

영상을 평가하기 위해 임상에서 일반적으로 사용하고 있는 고관전압인 125 kV 영상에 대해 진단영역이 넓은 중관전압 81 kV의 영상을 부가필터 별로 SNR과 CNR을 비교 평가하였다. 125 kV 영상에서 폐야 부분의 SNR과 CNR은 9.6, 심장 음영 부분은 14.14 횡경막 부분은 각각 27.71, 27.7로 측정 되었다. 81 kV, non-filter 영상에서는 폐야 부분 SNR과 CNR이 7.28, 심장 음영 부분이 각각 14.21, 14.2, 횡경막 부분이 각각 33.24, 33.2로 측정 되었다. 81 kV 0 mmCu + 2 mmAl 영상에서는 폐야 부분 SNR과 CNR이 각각 6.98, 5.9, 심장음영 부분이 각각 13.51, 10.47, 횡경막 부분이 32.80, 19.83 으로 측정이 되었다. 81 kV, 0.1 mmCu + 1 mmAl 영상에서 폐야부분 SNR, CNR이 7.6, 심장 음영 부분이 각각 14.03, 14.02, 횡경막 부분이 각각 32.07, 32.02로 측정 되었다. 81 kV, 0.2 mmCu + 1 mmAl 영상에서는 폐야 부분의 SNR과 CNR이 7.37, 심장 음영 부분이 13.73, 횡경막 부분이 각각 28.02, 27.98로 측정 되었다.(Table 5,6)

Table 5. Comparison of SNR in ROI

	*a	*b	*c	*d	*e
Lung	9.6	7.28	6.98	7.6	7.37
Heart rear space	14.14	14.21	13.51	14.03	13.73
Diaphragm	27.71	33.24	32.80	32.07	28.02

*a : 125 kV, 0.1 mmCu + 1 mmAl, AEC, EI: 160
 *b : 81 kV, 0 mmCu + 0 mmAl, EI: 800
 *c : 81 kV, 0 mmCu + 2 mmAl, EI: 800
 *d : 81 kV, 0.1 mmCu + 1 mmAl, EI: 800
 *e : 81 kV, 0.2 mmCu + 1mmAl, EI: 800

Table 6. Comparison of CNR in ROI

	*a	*b	*c	*d	*e
Lung	9.6	7.28	5.9	7.6	7.37
Heart rear space	14.14	14.2	10.47	14.02	13.73
Diaphragm	27.7	33.2	19.83	32.02	27.98

*a : 125 kV, 0.1 mmCu + 1 mmAl, AEC, EI: 160
 *b : 81 kV, 0 mmCu + 0 mmAl, EI: 800
 *c : 81 kV, 0 mmCu + 2 mmAl, EI: 800
 *d : 81 kV, 0.1 mmCu + 1 mmAl, EI: 800
 *e : 81 kV, 0.2 mmCu + 1mmAl, EI: 800

IV. DISCUSSION

디지털 방사선 장비는 아날로그 방식과 달리 넓은 노출지수를 갖는다. 노출지수가 넓다는 것은 bit depth가 넓다는 것이고 필름과 비교하여 검사조건에 대해 kV선택이 넓다는 것을 의미한다. 필름시스템에서는 speed가 100 ~ 400정도로 사람의 눈의 농도 구분 단계인 약 $10^{1.5}$ 의 dynamic range에 맞춰 검사하였다. 디지털 방사선과 비교하여 상대적으로 좁은 dynamic range로 인하여 환자에게 10^{10} 인 넓은 노출지수를 갖는 디지털 방사선 보다 검사조건 선택의 폭이 좁았다. 디지털 방사선은 under exposure와 over exposure 상에서도 판독 가능한 Image quality를 나타낼 수 있다. 따라서 디지털 방사선은 검사자가 직관적으로 환자에게 피폭되는 선량에 대해 쉽게 알 수 없다. 영국 자료에 따르면 필름 시스템에서도 같은 검사라도 병원에 따라 약 71배의 환자선량의 차이가 있었다.^[9]

디지털 방사선에서는 넓은 노출지수로 인해 더 많은 환자선량의 차이가 발생한다. 건강검진이나 추적검사로 인한 반복적인 검사로 인하여 확률적 영향은 증가한다. 또한 성장기 어린이의 경우 방사선 감수성이 높고 남아있는 여생이 길며, 여러 차례 검사할 가능성이 높기 때문에 적은 양의 방사선도 암 발생 확률을 높이는 요인으로 작용하므로 가능하면 방사선 선량에 대해 최적화 하려는 노력이 필요하다.^[10,11] 적절한 Image quality에 대해 EI의 변화는 환자피폭량의 간접적인 지표로서 이용되며 Philips 사의 적정 EI는 200-800 이다. 본 연구에서는 DUKE phantom 영상에서 나타나는 구리원반 개수를 세는 정성적인 평가는 개인마다 평가의 차이가 있을 것으로 사료되어 정량적인 평가를 위하여 SNR과 CNR을 비교하였다. SNR과 CNR 비교결과에서 기준 영상인 125kV의 Heart부위 관심영역에서는 비슷한 수치를 나타냈으나 다른 관심영역에서는 약간의 차이를 보였다. 하지만 81kV의 영상들은 philips사에서 권고하는 적정 EI 범위 안에 해당하는 영상들이며 125kV 영상보다 최소 0% 에서 최대 77% 선량 감소를 보였기 때문에 본 연구 결과는 최적의 영상을 얻으면서 환자가 받는 선량을 최소화 하자는 ALARA의 개념을 따른다고 할 수 있다.

그러나 본 연구 결과는 기관별로 여러 회사의 장비

를 사용하고 있으나 Philips장비를 대상으로 EI 값을 기준으로 분석하였기 때문에 다른 장비들에 적용하기에는 한계가 있다.

또한 DUKE phantom은 두께가 6cm정도로 얇아 산란선이 발생하는 다양한 체형의 환자 및 검사 시 발생할 수 있는 변수를 고려하지 못하였다.

그러나 본 연구는 특정영역에서의 SNR과 CNR을 측정 평가 하였으며 Chest PA 검사에서 기존의 고관전압 촬영법이 아닌 관전압과 관전류, 부가여과 필터를 조절하여 유효 선량을 최대 77% 까지 감소시킬 수 있었으며 조건별로 다소간의 차이는 있으나 비슷한 품질의 영상을 얻는데 학술적 의의가 있다.

V. CONCLUSION

디지털 방사선환경에서 영상의 화질과 피폭선량은 비례관계이다. 디지털 방사선 장비의 넓은 노출지수는 적은 선량으로 영상의 화질저하 없이 검사가 가능하다. 디지털 흉부 X-선 촬영에서 operating factor 중에 하나인 kV 와 mAs, 부가여과 필터의 변화에 따른 영상의 화질과 피폭선량에 대해 지속적인 연구가 필요하다. 연구를 통해 디지털 환경에서 아날로그 검사 조건을 적용하여 필요이상의 선량을 사용하는 검사에 대해 지속적인 교육 및 지도를 통해 개선해 나갈 필요성이 있다. 또한 각 임상현실에 맞는 디지털 방사선 Technical chart 를 마련하여 양질의 영상과 환자피폭선량에 대한 기준선량을 마련해야 할 것이다.

Reference

[1] M. J. Kim, K. H Do, K. P. Kim, J. Y. Hwang, H. J. Choi, & S. K. Kim. (2014). "A study on the radiation dose management system and plan for patients." Korea Health & Medical Research Institute, 1-155.

[2] M. Körner, C. H. Weber, S. Wirth, K.-J. Pfeifer, M. F. Reiser, and M. Treitl, "Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview1," Radiographics, Vol. 27, No. 3, pp. 675-686, 2007.

[3] O. W. Hamer, C. B. Sirlin, M. Strotzer, I. Borisch, N. Zorger, S. Feuerbach, and M. Völk, "Chest Radiography with a Flat-Panel Detector: Image Quality with Dose Reduction after Copper Filtration1," Radiology, Vol. 237, No. 2, pp. 691-700, 2005.

[4] J. A. Seibert, "Tradeoffs between image quality and dose," Pediatric Radiology, Vol. 34, No. 3, pp. S183-S195, 2004.

[5] J. A. Seibert, "Digital radiography: image quality and radiation dose," Health Physics, Vol. 95, No. 5, pp. 586-598, 2008.

[6] R. S. Jacob, E. Vano-Galvan, E. Vano, N. G. Ruiz, J. F. Soto, D. M. Barrio, and C. Prieto, "Optimising the use of computed radiography in pediatric chest imaging," Journal of Digital Imaging, Vol. 22, No. 2, pp. 104-113, 2009

[7] Hennings, S.P., Garmer, M., Jaeger, H.J., Classen, R., Jacobs, A., Gissler, H. M., ... & Mathias, K.(2001). Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography. Eur. Radiol. 11, 1688-1696.

[8] B. R. Park, D. W. Seong.(2010) "Comparison of image quality and exposure dose by changes in tube voltage and tube current in digital chest radiography." Korean Journal of Radiology. 62(2) : 131-137.

[9] K. W. Kim, Y. R. Kwon, S. W. Seo, K. T. Kwon, J. Y. Oh, S. Y. Son, J. W. Min, (2015). "Comparison of Exposure Dose by Using AEC Mode of Abdomen AP Study in Radiography." Journal of Radiological Science and Technology Vol, 38(3), 205-211.

[10] Ron, E. (1998). Ionizing radiation and cancer risk: evidence from epidemiology. Radiation research, 150(5s), S30-S41.

[11] Don, S., MacDougall, R., Strauss, K., Moore, Q. T., Goske, M. J., Cohen, M., ... & Lehman, L. (2013). Image gently campaign back to basics initiative: ten steps to help manage radiation dose in pediatric digital radiography. American Journal of Roentgenology, 200(5), W431-W436.

디지털 흉부 방사선 검사의 화질과 선량의 최적화에 관한 연구

박한솔,¹ 김명성,² 정홍문,³ 이종웅^{1,*}

¹강동경희대학교병원

²국립암센터

³대구보건대학교 방사선과

요 약

Chest PA 검사 시 디지털 촬영에 대한 검사 조건 권고안은 마련되어 있지 않다. 각 기기 회사들도 이전의 아날로그 촬영에 적용되었던 고관전압 촬영 조건을 권고하고 있다. 디지털 흉부 X-선 촬영시 관전압, 관전류, 부가여과 필터 변화에 따른 피폭선량을 비교하기 위해 Philips사에서 권고하는 적정 노출지수(Exposure Index) 값인 200 ~ 800사이 값을 만족하는 검사조건을 선별하였다. 유효선량을 평가하기 위해 몬테카를로 시뮬레이션을 시행하였으며 SNR과 CNR을 측정하여 영상평가를 시행하였다. 관전압과 관전류, 부가여과 필터를 조절하여 유효 선량을 최대 77% 까지 감소시킬 수 있었다. 검사조건별로 다소간의 차이는 있으나 영상평가 결과 비슷한 품질의 영상을 얻을 수 있었다.

중심단어: 노출지수, 유효선량, SNR, CNR, 몬테카를로 시뮬레이션