Journal of Radiation Industry 13(4) : 363~368(2019)

관전압에 따른 적정 격자비에 관한 실험

이 인 자[1,*]

[1]동남보건대학교 방사선과

Experiment with Respect to Proper Grid Ratio According to Tube Voltage

In-Ja Lee[1,*]

[1]*Department of Radiological Technology, Dongnam Health University, 50, Cheoncheon-ro 74-gil, Jangan-gu, Suwon-si, Gyeonggi-do 16328, Republic of Korea*

Abstract - The physical properties of the grid, including the CNR and SNR of the image, were measured in order to properly select the grid ratio, which affects the contrast and quality of an image and greatly affects the exposure dose of the patient. The following are the conclusions arrived at according to the results of the study. The contrast improvement factor (K) increased as the grid ratio increased, and the increased amount was highest at 8 : 1. The tube voltage increased up to 80 kVp which resulted in maximum contrast improvement factor. Further increase of tube voltage tended to decrease the contrast improvement factor. The selectivity (∑) increased as the grid ratio increased, but such tendency slowed down when the ratio was 12 : 1. The selectivity increased as the tube voltage increased, with the largest volume recorded at 80 kVp, whereas selectivity rather decreased when the tube voltage increased further. Bucky factor (B) continued to increase as the grid ratio increased; however, such increase tendency slowed down from 80 kVp. The exposure factor decreased as the tube voltage increased. SNR decreased as the grid ratio increased, and it became largest at the 6 : 1 grid. It was shown that SNR decreased as the tube voltage increased. CNR increased up to 10 : 1 grid as the grid ratio increased, but it decreased at 12 : 1 grid. It was shown that there was no effect to the CNR as the tube voltage increased. According to the result of the physical evaluation on the conventional theory that the selection of grid depends on tube voltage, the grid ratio was suitable for 8 : 1 or 10 : 1 at all tube voltages. However, it is necessary to carefully determine the patients' exposure dose. For SNR, 6 : 1 is good for all tube voltages but for CNR, 10 : 1 is considered good for all tube voltages. Therefore, it is recommended to select a grid in consideration of the tube voltage used and exposure dose of the patients.

Key words : Grid, Contrast improvement factor, Selectivity, Bucky factor, SNR, CNR

서 론

오늘날 병 의원에서 진단을 목적으로 X선에 의한 영상의학이 차지하는 비중은 건강검진이나 노령인구의 증가로 인해 날로 증가하고 있다(Lee *et al*. 2010). 또한 우리나라의 의

* Corresponding author: In-Ja Lee, Tel. +82-31-249-6402, Fax. +82-31-249-6400, E-mail. ijlee@dongnam.ac.kr

료기관 중 디지털 X 선 촬영장치의 비중은 90%를 넘기고 있다(Kim 2005; Kim *et al*. 2014). 장비의 신형화로 인해 세심한 주의 없이도 영상의 질에는 큰 차이를 느끼지 못하는 영상이 되는 경우도 있다. 그러나 전문 방사선사라면 영상의 질만을 생각할 것이 아니라 환자가 부담해야 하는 가격, 환자의 피폭선량에도 신경을 써야 할 것이다. 각 부위 별 환자 입사선량에 대한 논문은 무수히 많다(Kim 2005; Lee *et al*. 2010). 그러나 업무량의 증가로 인해 환자 입사선량에 대한 신경을 쓰지 못하고 있는 듯하다. 환자 입사선량에 영향을 미치는 요인은 많겠지만 가장 큰 요인이 격자비의 선택이다. 격자는 산란선을 제거할 목적으로 사용되지만 산란선을 발생시키는 요소는 관전압뿐만이 아니라 조사야의 크기나 피사체의 두께와도 관련되므로(Stewart *et al*. 2004; Suh *et al*. 2014) 관전압에 대한 변수를 계산할 수는 없을 것이다. 또한 이 등은 장치의 정류방식이 단상정류방식보다는 인버터정류방식이 산란선 함유율이 증가하며, 정전압 정류방식보다 단상전파정류방식에서 격자의 선택도와 대조도 개선계수가 더 크다는 결과를 발표하였다(Lee *et al*. 2014). 노출배수는 격자의 비가 증가함에 따라 증가하며(Richard and Arlene 2006; Kim *et al*. 2014), 격자는 총 방사선량을 결정하므로 격자비를 얼마로 사용하는지에 따라 환자 입사선량은 달라진다. 격자비란 납 줄의 높이와 중간물질의 두께로 나타내므로 격자비가 높다는 것을 납 줄의 높이가 높다는 것을 의미하므로 납이 많을수록 총 방사선량을 많이 제거하게 된다. 따라서 격자비의 선정은 산란선을 제거하기 위해 사용되지만, 전체 X선의 양이 줄어들므로 촬영 관전압에 준해서 사용되어야 하며, 부위별 촬영 관전압에 따라 장치에 내장되어야 한다. 그러나 일부 X선발생장치는 한 장치를 이용해 여러 부위를 촬영함에도 불구하고 격자비는 한 가지로 고정되어 있다. 이렇게 사용하다보면 특정부위를 제외하면 필요 이상으로 피폭량이 증가될 가능성이 높다. 일반적으로 격자비가 증가하면 산란선을 많이 잡아주지만 1차선도 잡아주기 때문에 정상의 영상을 만들기 위해서는 노출조건이 많이 필요하다. 그러나 노출배수는 관전압에 따라 다르기 때문에 사용 관전압에 따라 노출량을 변화시켜야 한다. 통상적으로 격자의 노출배수는 3.75~4.75배라 하지만(Richard and Arlene 2006; Kim *et al*. 2014) 임상에서 사용 중인 격자비는 8 : 1~13 : 1 정도로 높았으며 가장 많이 사용한 격자비는 12 : 1 (약 50%)이라는 보고도 있다(Lee *et al*. 2010). 본 연구에서는 관전압 변화에 따른 격자비 별 노출배수(B)를 알아보았으며, 이때 격자의 물리적 특성인 선택능(∑)이나 대조도 개선계수(k)를 확인하여 각 노출 조건에 따른 격자비의 선택을 제안하고자 하였다. 또한 격자의 물리적 특성만을 고려하는 것이 아니라 영상의 정량적인 평가인 SNR (Signal Noise Ratio)과 CNR (Contrast Noise Ratio)를 image j를 통해 적당한 격자비의 선택을 제안하였다.

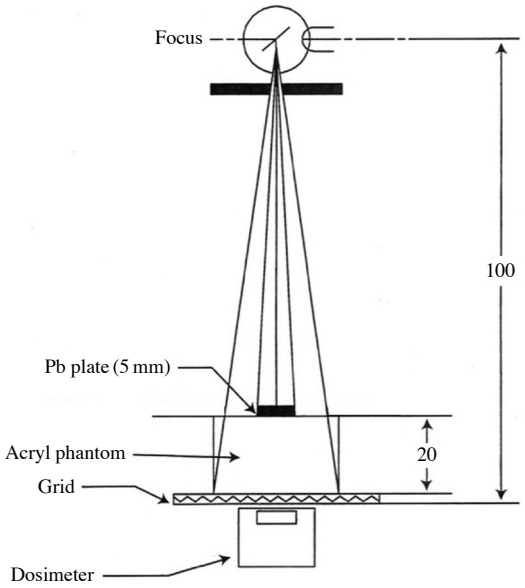

Fig. 1. Geometry of measurement for total ray and scatter ray.

재료 및 방법

사용기기는 X선 발생장치(DR System, GX-650H, Dong Kang Korea), 선량계(Model 35050A, Fluke, USA; Model 96035B 15 cm ion chamber) 격자(6 : 1, 8 : 1, 10 : 1, 12 : 1 (85 Lines·inch^{-1})), Acryl phantom (30×30×20 cm), Pb 5 mm, 판독용 Monitor (Model MFG 5421, Barco, CD (밝기: 500 cd·m^{-2})), image j program을 사용하였다.

1. 실험방법

1.1 물리적 특성실험

관전압 변화에 따른 격자의 물리적 특성을 실험하기 위해 Fig. 1과 같이 설치하였다. 초점 검출기 간 거리는 100 cm, 피사체(Acryl)의 두께는 20 cm, 조사야의 크기는 30×30 cm, 산란선 측정용 납(Pb) 5 mm를 사용하였으며, 격자의 비는 6 : 1, 8 : 1, 10 : 1, 12 : 1을 사용하였다. 격자 유무에 따라 총 선량(I_t)과 산란선량(I_s)을 측정하고 1차 선량(I_p)를 계산하였다. 이 값으로부터 1차선 투과율(Tp), 산란선 투과율(Ts), 총 선량 투과율(Tt)을 계산하였다. 각각의 투과선량을 이용하여 대조도 개선계수(K = Tp/Tt), 선택능(∑ = Tp/Ts), 노출배수(B = 1/Tt)를 계산하였다.

1.2 정량적 SNR, CNR의 측정

관전압과 격자비를 변화시키면서 물리적 측정 시와 동일한 배치도로 영상을 촬영한 후 Image j를 이용하여 관심 영역(ROI) 5곳과 잡음 영역(Background) 5곳을 설정하여 정량적인 평가인 SNR과 CNR을 아래의 Eqs. 1, 2에 의해 계산하였다.

$$SNR = \frac{|Background_{Avg} - ROI\ Signal_{Avg}|}{Background\ SD} \quad (1)$$

$$CNR = \frac{|Background\ Signal_{Avg} - ROI\ Signal_{Avg}|}{\sqrt{Background\ SD^2 + ROI\ SD^2}} \quad (2)$$

결 과

1. 물리적 특성

관전압 변화에 따른 격자의 물리적 특성인 대조도 개선계수(K), 선택능(∑), 노출배수(B)를 측정한 결과 Table 1과 같다.

격자비의 변화에 따른 대조도 개선계수(K)는 Fig. 2(a)에서 보는 바와 같이 8 : 1에서 급격히 증가하였으며, 격자비가 더 증가하더라도 크게 증가하지 않았다. 또한 관전압의 변화에 따른 대조도 개선계수는 Fig. 2(b)와 같이 80 kVp에서 가장 컸으며, 관전압이 증가함에 따라 서서히 감소되고 있는 추세이다. 격자비의 변화에 따른 선택능(∑)은 Fig. 2(c)와 같이 10 : 1까지 증가가 되었으며, 12 : 1에서는 더 이상 증가되지 않고, 10 : 1과 거의 같은 값을 나타냈다. 또한 관전압의 변화에서는 Fig. 2(d)에서 보듯이 80 kVp에서 가장 크게 나타났고, 관전압이 증가하면 서서히 감소하는 것으로 나타났다.

노출배수(B)는 격자비의 증가에 따라 Fig. 2(e)에서와 같

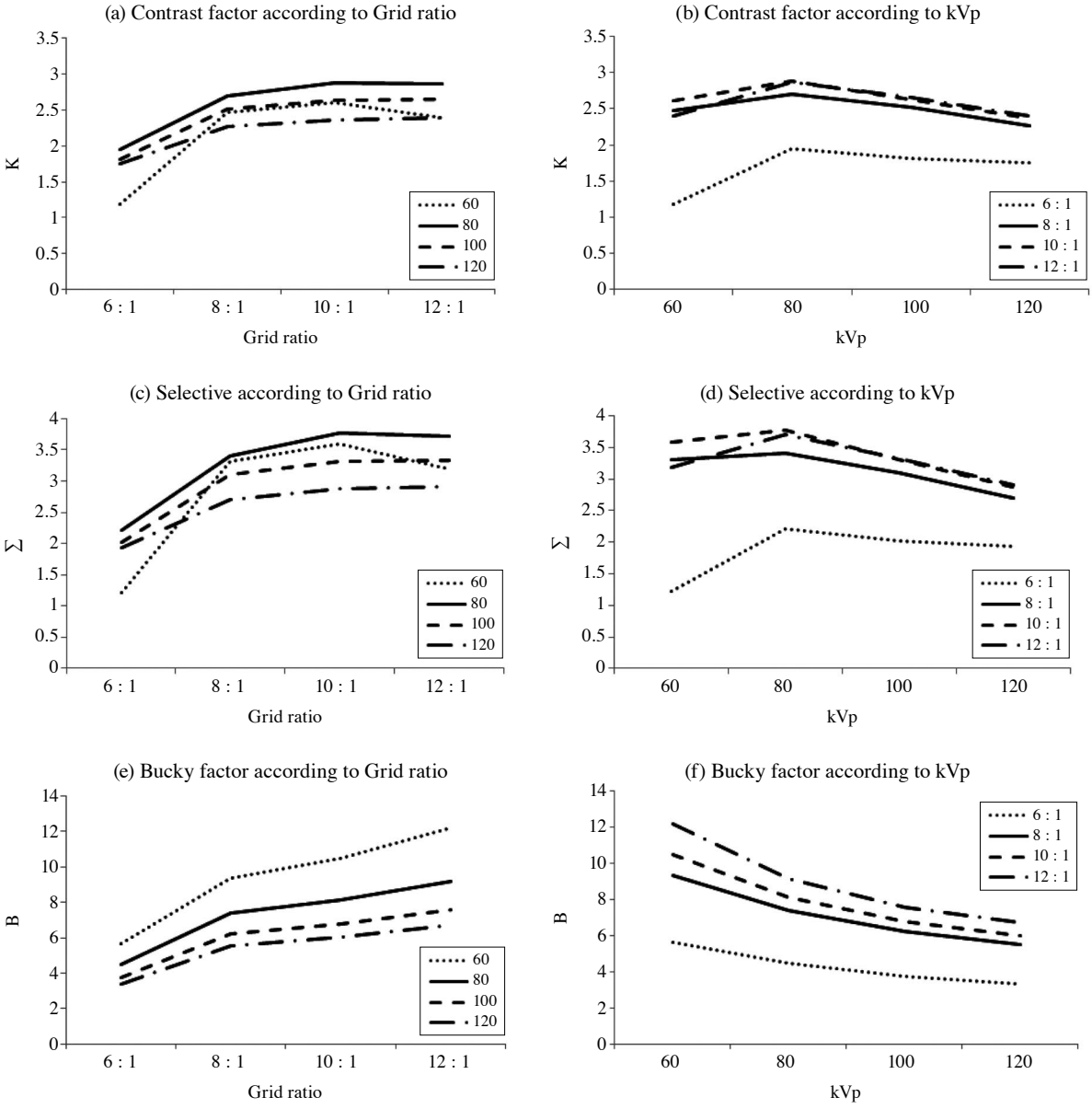

Fig. 2. Contrast factor, selective, bucky factor according to grid ratio and kVp.

다. 격자비가 증가할수록 노출배수는 80 kVp까지는 급격히 증가하고 있으며, 관전압이 증가할수록 노출배수는 모든 격자비에서 모두 감소하고 있다(Fig. 2(f)).

2. 정량적 특성 SNR, CNR의 측정

2. 1 SNR

격자비와 관전압에 따른 신호대 노이즈의 비(SNR)를 image j를 통해 Eq. 1에 의해 계산해 본 결과 Table 2와 같다.

격자비에 따른 SNR은 Fig. 3(a)에서 보는 바와 같이 6 : 1에서 가장 크고, 격자비가 증가할수록 감소하고 있다. 이는 격자비가 증가할수록 격자에 흡수되는 방사선량이 많이 필요하기 때문에 노이즈의 양이 상대적으로 증가하는 것으로 사료된다. 또한 관전압의 증가에 따른 SNR은 Fig. 3(b)와 같이 감소하고 있다. 역시 관전압이 증가하면 작은 방사선량이 필요하므로 노이즈의 비가 상대적으로 많은 것으로 사료된다.

Table 1. Physical characteristic according to grid ratio and kVp

kVp	Grid ratio	T_p	T_s	T_t	K	∑	B
60	6 : 1	0.210	0.171	0.177	1.186	1.22	5.64
	8 : 1	0.265	0.080	0.107	2.47	3.31	9.34
	10 : 1	0.248	0.069	0.095	2.61	3.59	10.50
	12 : 1	0.198	0.062	0.082	2.40	3.19	12.19
80	6 : 1	0.432	0.195	0.221	1.95	2.21	4.52
	8 : 1	0.365	0.107	0.135	2.70	3.41	7.40
	10 : 1	0.355	0.094	0.123	2.88	3.77	8.13
	12 : 1	0.312	0.084	0.109	2.86	3.71	9.17
100	6 : 1	0.481	0.238	0.265	1.81	2.02	3.77
	8 : 1	0.404	0.130	0.160	2.52	3.10	6.25
	10 : 1	0.388	0.117	0.147	2.63	3.31	6.80
	12 : 1	0.350	0.105	0.132	2.65	3.33	7.57
120	6 : 1	0.517	0.267	0.296	1.75	1.94	3.37
	8 : 1	0.411	0.152	0.181	2.27	2.70	5.52
	10 : 1	0.394	0.137	0.166	2.37	2.87	6.02
	12 : 1	0.359	0.123	0.149	2.40	2.91	6.71

2. 2 CNR

격자비와 관전압에 따른 대조도와 노이즈의 비(CNR)를 image j를 통해 Eq. 2에 의해 계산해 본 결과 Table 3과 같다.

격자비와 관전압의 변화에 대한 CNR의 변화는 Fig. 4에서와 같다. 격자비가 증가할수록 CNR은 10 : 1까지는 다소 증가되지만, 12 : 1에서는 모든 관전압에서 약간 감소하는 것으로 나타났다. 격자의 산란선 제거에 의한 대조도의 증가보다는 관전압에 의한 대조도의 저하가 더 큰 것으로 나타났다(Fig. 4(a)). 또한 관전압의 증가에 따라 CNR의 변화는 큰 차이는 없었으나 80, 100 kVp에서 약간 높은 것으로 나타났다. 격자비가 커질수록 CNR은 약간 증가되는 것으로 나타났다(Fig. 4(b)).

고 찰

방사선 영상 촬영 시 격자를 사용하는 목적은 피사체에서 발생되는 산란선을 잡아 선명한 대조도의 영상을 얻기 위해 사용된다. 산란선은 피사체의 두께, 조사야의 크기, 관전압에

Table 2. SNR according to grid ratio and kVp

Grid ratio	60 kVp	80 kVp	100 kVp	120 kVp
6 : 1	1.9689	1.08445	1.16093	0.74679
8 : 1	0.72547	0.60828	0.45596	0.3695
10 : 1	0.61789	0.37758	0.39329	0.22172
12 : 1	0.53913	0.36051	0.44927	0.23947

Table 3. CNR according to grid ratio and kVp

Grid ratio	60 kVp	80 kVp	100 kVp	120 kVp
6 : 1	0.6248	0.66	0.6894	0.702
8 : 1	0.8692	0.8127	0.8419	0.7281
10 : 1	0.8198	1.0688	0.9423	0.9027
12 : 1	0.8312	2.4166	0.7546	0.6941

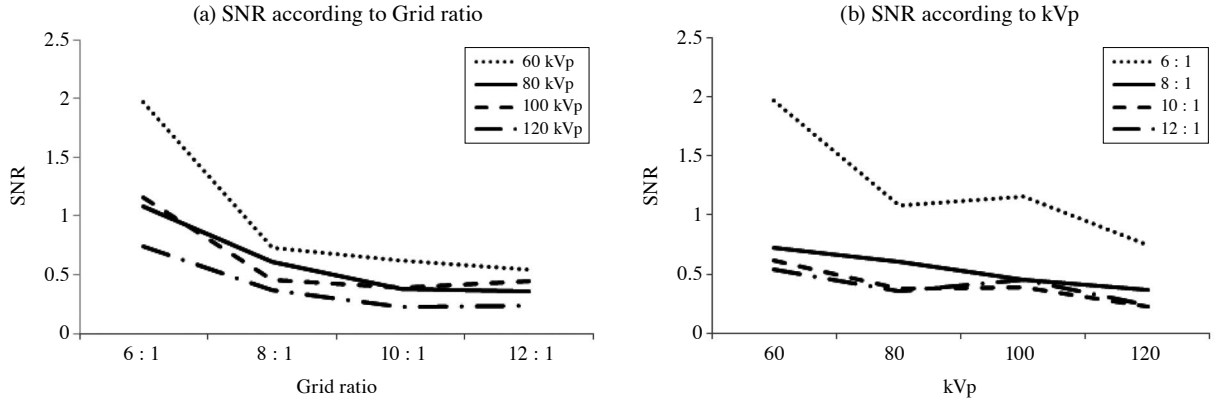

Fig. 3. SNR according to grid ratio and kVp.

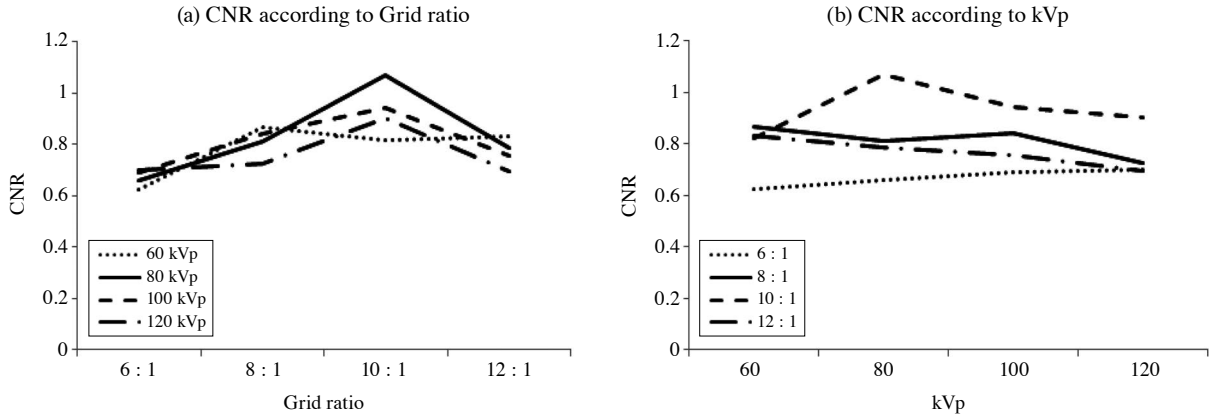

Fig. 4. CNR according to grid ratio and kVp.

따라 달라지나 본 연구에서는 피사체의 두께를 20 cm로 조사야의 크기를 30 × 30 cm로 고정하였으며 관전압 만을 변화시키면서 격자비 별로 선량 및 영상을 얻었다. 방사선과 물질의 상호작용 즉 컴프턴 효과로 발생되는 산란선은 격자 사용 시 평균 75%가 제거된다(John *et al*. 2002). 그러나 영상의 대조도는 증가하나 환자에게 가는 방사선량이 증가하여 피폭선량을 증가시킨다는 단점을 가지고 있다. 따라서 산란선을 제거하기 위한 격자의 선택은 신중히 하여야 한다. 특히 소아촬영 시 피폭선량 경감은 특히 더 신중해야하며 과다피폭으로 인해 유전적 질환이나 백혈병이 생길가능성이 높아짐으로 선량 경감에 노력해야한다(Kim 2005). 소아의 경우 방사선에 의한 감수성이 높고 잠복기가 길어 암 발생이 증가할 가능성이 높다는 보고도 있다(Food and Drug Safety Evaluation Center 2010). 정 등에 의하면 소아촬영 시 격자를 사용하지 않고 검사해도 진단가치가 높은 영상을 얻을 수 있으며, 촬영 거리를 조절해서 방사선 피폭량을 감소시킬 수 있다고 하였다(Chung *et al*. 2017). 일반적으로 격자비는 관전압의 1/10 또는 1/10보다 한 단계 낮게 설정하라고 권하고 있다(Baek 2017). 그러나 이번 실험의 결과에 의하면 12 : 1의 격자는 대조도 개선계수에서 10 : 1 격자에 비해 차이가 없었으며, 선택능도 10 : 1 격자와 별 차이가 없게 나타났으며, 노출배수는 12 : 1에서 6.71~12.19로, 10 : 1 격자에서 6.02~10.5로 차이가 크게 증가하는 것으로 나왔다.

120 kVp에서 12 : 1 격자의 물리적 특성이 증가하지 않는 이유는 관전압이 증가하면 산란선의 영향이 증가하나 관저압이 증가하면 선질로 인한 대조도가 낮아지므로 대조도 개선계수나 선택능이 증가하지 않는 것으로 사료된다. 또한 SNR은 6 : 1이 1.96~0.74로 가장 크게 나왔으나 10 : 1에서 0.22~0.61, 12 : 1에서 0.23~0.53으로 거의 차이가 없었으며, CNR도 모든 격자비에서 6 : 1에서 0.62~0.70, 8 : 1에서 0.72~0.86, 10 : 1에서 0.82~1.06, 12 : 1에서 0.69~2.41로 격자비 10 : 1에서 가장 큰 것으로 나타났으며, 80 kVp에서 가장 크게 나타났다. 백은 영상의 CNR은 산란선뿐만 아니라 스팩트럼(관전압)의 형상에 대해서도 연관된다고 하였으며, 따라서 디지털 방사선 영상 시스템에서 X선원과 검출기의 성능이 최고조라면 검사조건의 최적화로 높은 품질의 영상을 얻도록 노력해야 한다고 하였다(Yoo *et al*. 2014; Baek 2017). 이 등은 현재 임상에서 사용되는 장비가 고도화됨에 따라 정류방식별 산란선 함유율이 격자 사용 시와 격자 미사용 시 모두의 정유방식에 따라 단상장치에서 가장 낮고 3상 12 peak, 인버터 장치 순으로 증가하므로 피폭선량 경감에 노력할 필요가 있다고 보고하였다(Chung *et al*. 2010; Lee *et al*. 2014). 특히 격자비의 선정은 환자 피폭선량을 좌우하는 첫 번째 요소이므로 영상의 질에 저촉되지 않는 한 신중히 선택을 하여야 할 것으로 사료된다.

결 론

영상의 대조도 및 영상의 질에 영향을 미치며, 환자의 피폭선량에 가장 영향을 많이 미치는 격자비를 적절히 선택하기 위한 방법으로 격자의 물리적 특성과 영상의 CNR, SNR을 측정한 결과 대조도 개선계수(K)는 격자비가 증가할수록 증가되며, 그 증가량은 8 : 1일 때가 가장 높은 것으로 나타났으며, 관전압이 증가할수록 대조도 개선계수는 80 kVp에서 가장 크며, 더 관전압이 증가하면 감소하는 경향을 나타냈다. 선택능(∑)은 격자비가 증가할수록 증가하나 12 : 1에서는 증가량이 둔화되었으며, 관전압이 증가할수록 선택능은 증가하지만 80 kVp에서 가장 크고, 관전압이 더 증가하면 오히려 감소하고 있었다. 노출배수(B)는 격자비가 증가할수록 계속 증가하며, 80 kVp부터는 증가량이 둔화되고 있으며, 관전압이 증가하면 노출배수는 감소하고 있다. SNR은 격자비가 증가할수록 감소하고 있으며, 6 : 1 격자에서 가장 큰 것으로 나타났다. 관전압이 증가할수록 SNR은 감소하는 것으로

나타났다. CNR은 격자비가 증가할수록 10 : 1 격자까지는 증가하나 12 : 1에서는 감소하였으며, 관전압이 증가함에 따라 CNR은 큰 경향이 없는 것으로 나타났다. 격자에 대한 선택은 관전압에 따라 달라진다는 기존의 이론에 대해 물리적 평가 결과 격자비는 모든 관전압에서 8 : 1이나 10 : 1이 적합하나 환자의 피폭선량에 대해서는 신중한 판단이 필요하다. SNR로 보면 모든 관전압에서 6 : 1이 좋으나 CNR을 보면 모든 관전압에서 10 : 1이 좋은 결과로 나타났다. 따라서 사용 관전압이나 환자의 피폭선량을 고려하여 격자를 선택하는 것이 좋을 것으로 사료된다.

사 사

본 연구는 동남보건대학교 연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

참 고 문 헌

Stewart CB. 2004. Radiologic Science for Technologists. 8th ed. pp. 290-295. St Louis, Mosby.

Baek CH. 2017. A study of scattered radiation effect on digital radiography imaging system. *J. Radiol. Sci. Technol.* **40**(1): 71-78.

Chung MJ, Lim HK, Lee KY, Lee BY and Lee HJ. 2010. diagnostic reference level of patient dose during a plain chest radiography examination in Korea. *J. Korea Image Med.* **62**(6):523-524.

Chung SH, Han BH and Chung HL. 2017. Evaluation of image quality when using grid during child chest x-ray examination. *J. Radiol. Sci. Technol.* **40**(3):371-376.

Food and Drug Safety Evaluation Center. 2010. Technical Information for Pediatric radiography. No. 22. pp. 17-27. NiFDS, Seoul.

John MB, Anthony JS, Tang CM and Steve ML. 2002. Grid and slot scan scatter reduction in mammography: comparison by using Monte Carlo techniques. *Radiology* **222**(2):519-527.

Kim JS, Kim JM, Lee YH, Suh DN, Choi IS, Nam SR, Youn YS, Kim HJ, Min HL, Huh J and Han SK. 2014. National data analysis of general radiography projection method in medical imaging. *J. Radiol. Sci. Technol.* **37**(3):169-175.

Kim YH. 2005. Methods for measurement of entrance surface dose and roles of radiation technologist. *J. Radiol. Sci. Technol.* **28**(3):173-191.

Lee HM, Yoon J and Kim HJ. 2014. Effects of contrast improvement on high voltage rectification type of x-ray diagnostic apparatus. *J. Radiol. Sci. Technol.* **37**(3):187-193.

Lee IJ, Eo YB and Lee TS. 2010. An analysis of factors that affect image quality deterioration in the potable x-ray examination on using digital wireless detector. *J. Radiol. Sci. Technol.* **33**(4):341-348.

Richard RC and Arlene MA. 2006. Principles of Radiographic Imaging. 5th ed. pp. 255-269. NY, Delmar.

Suh JH, Jung JH, Won JH, Jung SU, Ha SY and Baek CH. 2014. Investigation of scattered radiation on images effect in digital radiography. *J. Korean Soc. Radiol.* **8**(1):77-79.

Yoo YE, Lim CH and Go JY. 2014. An analysis of factors that affect image quality deterioration in the potable x-ray examination on using digital wireless detector. *J. Radiol. Sci. Technol.* **37**(2):93-100.

Received: 27 September 2019
Revised: 25 October 2019
Revision accepted: 14 November 2019