

<원저>

디지털 방사선에서 격자 비에 따른 영상변화에 관한 연구

정성훈

김천대학교 방사선학과

A Study on Image Change according to Grid Ratio in Digital Radiography

Sung-Hun Jeong

Department of Radiological Science, Gimcheon University

Abstract With the introduction of the D.R system, the grid with high removal rate of scattered radiation is selected and used without considering the grid performance evaluation. Despite the high removal rate of scattered radiation belonging to high grid ratio, it is also possible to see the cut-off phenomenon in which the primary ray involved in the formation of image could be removed as well. Thus, the purpose of this study is to provide the basic data for researches on the usefulness of using the grid by presenting the appropriate grid ratio in the D.R system through the measurement of image in grid such as non-grid, 6:1, 8:1, 10:1, 12:1. The equipments used for this study were radiation generator with grid in 12:1, 10:1, 8:1, 6:1, indirect-type detector, and acryl phantom. As the study for image evaluation, this study measured the SNR, PSNR, MSE, and Entropy. In the results of this study, the PSNR was the highest in 6:1 and the lowest in 8:1. The SNR was high in 6:1 and 8:1, and the lowest in 12:1. In case of Entropy, it was high in 8:1 and 10:1, and the lowest in 12:1. Therefore, when the grid is used, it would be more proper to choose the grid in 8:1 or 10:1 with less loss in information content of primary ray rather than the high grid ratio showing the increased patient exposure dose.

Key Words: Grid, Scattered radiation, Entropy, SNR, PSNR

중심 단어: 격자, 산란선, 엔트로피, 신호대잡음비, 최대 신호대잡음비

1. 서론

현재 진단용방사선발생장치는 발생하는 방사선은 피사체를 투과하면서 피사체의 정보를 가지고 있는 1차선과 산란선(Scattered x-ray)이 발생하게 된다. 1차선은 영상형성에 매우 중요하지만 산란선은 영상의 대조도(Contrast)와 선예도(Sharpness)를 떨어뜨리는 요인이 된다. 이러한 산란선을 제거하기 위해서는 방사선조사야(Collimator) 조절, 부가필터(Added filter), 산란선 제거용 격자(Anti-scattering grid; Grid)등 부속품들을 사용하여 영상의 질 향상에 사용이 되고 있다[1-2]. 특히 격자는 환자에게서 발생하는 산란선을 제거하

기 위해서 가장 많이 사용하는 대표적인 부속기구이다[3-4]. 격자의 특성은 연박과 연박 사이의 거리와 연박의 높이의 비로 정의되는 격자 비(Grid ratio)를 가지고 있다. 과거 아날로그 시스템에서 사용되던 격자 비는 6:1~8:1 사이의 격자 비를 사용했으며, 디지털 시스템으로 변화하고 있는 지금은 10:1~12:1의 높은 격자를 사용하고 있다. 이는 격자 비가 높을수록 영상의 선예도와 대조도가 개선되어 많은 의료장비 판매회사에서 높은 격자 비를 장착하여 판매를 하고 있기 때문이다. 또한 의료현장에서 격자를 사용하고 있는 방사선사들 또한 낮은 격자 비의 격자는 영상의 화질이 떨어지고 높은 격자 비를 가진 격자가 영상이 우수하다고 인식하기 때문일

This work was supported by the Gimcheon University Research Grant of 2021

Corresponding author: Sung-Hun Jeong, Department of Radiological Science, Gimcheon University, 214, Daehak-ro, Gimcheon-si, Gyeongsangbuk-do, 39528, Republic of Korea / Tel: +82-54-420-4427 / E-mail: jounghun@naver.com

Received 24 January 2023; Revised 04 February 2023; Accepted 05 March 2023

Copyright ©2023 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

것이다. 하지만 높은 격자 비 일수록 산란선 제거가 높아짐과 동시에 환자의 영상정보를 담고 있는 1차선 또한 격자에 흡수가 되어 이미지 수용체(Image Receptor; I.R)에 충분히 표현되지 못하게 된다[5-7].

현재 격자에 대한 연구 논문은 성능평가 즉 주 선속투과율, Bucky 계수, 대조도 향상계수, 납함유량을 평가하여 격자의 성능을 평가해 왔다[8-9]. 하지만 격자 비에 따른 대조도 및 선예도, SNR을 측정 비교하는 연구가 많은 것에도 불구하고 격자에 따라 손실되는 영상의 정보량을 측정하는 엔트로피(Entropy), 산란선의 분산을 나타내는 평균절대오차(Mean squared error; MSE)등 위치별 픽셀 값을 기반으로 정량적인 평가에 의한 격자 비를 제시하는 연구는 상대적으로 미흡한 것이 현실이다. 그리고 진단용방사선발생장치가 디지털 방사선검사(Digital Radiography; D.R system)로 변화하면서 영상의 화질 또한 과거에 비해 매우 우수해져서 격자에 대한 연구도 격자를 이용하였을 때 발생하는 영상 정보량의 전달능력을 평가하는 것이 더 바람직할 것이다.

이에 본 연구는 MSE와 엔트로피, PSNR, SNR 등 각 위치별 픽셀 값 기반으로 정량적인 평가를 하여 각각 다른 격자 비를 비교분석하여 적정 격자 비의 객관적인 평가를 하고, 디지털 방사선에서 적정 격자 비를 제시함으로써, 격자의 사용에 관한 유용성 연구에 기초자료를 제공하는 것을 목적으로 한다.

II. 대상 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에 사용된 장비는 방사선 발생을 위해 진단용방사선발생장치(Dong-Gang medical, GX-525H, R-800-150, Korea), 12:1, 10:1, 8:1, 6:1의 산란선 제거용 격자(JPI Health care, Korea), 영상획득을 위해 간접방식의 이동형 디텍터(Detector) (Dong-Kang medical, FXD4343R, Korea), 아크릴 팬텀(두께 3 cm, 가로, 세로, 높이 7 cm)을 사용하여 영상을 획득하였다. 획득한 영상의 변환을 위해 미국 국립보건원(National Institutes of Health; NIH)에서 연구용 분석 목적으로 개발한 소프트웨어인 Image j(Ver. 14.0)를 사용하였다. 그리고 영상 평가를 위해 수치 해석, 행렬 연산, 신호 처리를 위해 Math Works에서 개발한 공학용 어플리케이션 소프트웨어 프로그램인 Matlab(Matlab 9.13, R2022a)을 사용하였다.

2. 연구방법

1) 영상 측정 방법

X-선관(Tube)의 왼쪽이 음극(Cathode), 오른쪽이 양극(Anode)이 되도록 위치시켜 검사 테이블(Table Bucky) 위에 이동형 디텍터를 올려놓았다. 디텍터 위에 3 mm 두께와 가로, 세로, 높이가 7×7×7(cm)로 된 아크릴 팬텀에 증류수를 담아 5개의 물 팬텀을 오른쪽 상단과 하단, 왼쪽 상단과 하단, 디텍터 중앙에 일정한 간격으로 위치시켜 영상을 측정하였다. 측정 영상은 Non-grid, 6:1, 8:1, 10:1, 12:1로 변화시켜 측정 하였으며, 동일한 측정 조건에서 5회 실시하였다(Fig. 1), (Fig. 2). 측정조건은 초점(Focus)과 이미지 수용체와 거리(Source Image receptor Distance; SID)는 150 cm으로 하였으며, 영상 측정조건은 70 kVp, 100 mA, 0.125 sec로 측정하였다(Fig. 3).



Fig. 1. Non-Grid measurement Fig. 2. grid usage measurement Fig. 3. Image measurement method

2) 영상분석방법

(1) 영상 획득 방법

측정 영상은 의료영상저장전송시스템(Picture Archiving and Communication System; PACS)에 전송한 뒤 DICOM 파일을 획득하여 분석하였다. 영상은 Image J를 활용하여 물 팬텀이 위치한 영상 5군데를 Crop을 하였으며(Fig. 4), Crop된 영상은 Noise의 분산(Variance)을 보기 위해 농도 조절을 하지 않았으며, 영상은 손실이 적은 Tiff 파일로 저장하여 영상평가를 실시하였다(Fig. 5).

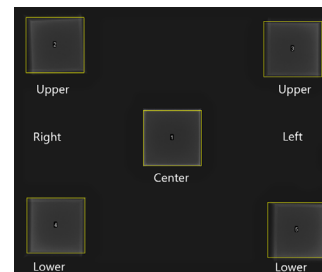


Fig. 4. Image crop area

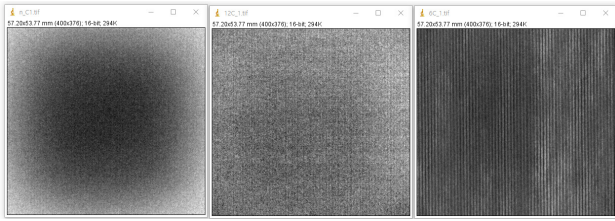


Fig. 5. Measurement image

(2) 영상평가항목

영상평가 항목은 원영상과 다른 영상을 비교하여 두 영상의 화질이 동일여부를 수치(dB)를 측정하는 신호대잡음비(Signal to noise Ratio; SNR), (Eq. 1) 원 영상에 대해 비교 영상의 잡음이 포함된 영상의 비율을 수치로 표현하는 방식인 최대 신호대잡음비(Peak Signal to Noise Ratio; PSNR), (Eq. 2) 오차의 평균 제곱으로 두 개의 같은 양의 데이터에 대해 동일한 위치에서 분산을 평가하는 평균제곱오차(Mean Square Error; MSE)를 평가하였다(Eq. 3). 또한 영상의 각 픽셀이 갖고 있는 정보량에 픽셀이 발생한 확률을 측정하는 엔트로피(Entropy)를 측정하였다(Eq. 4). 각 영상평가는 다음 식을 바탕으로 Matlab프로그램으로 코드화 하여 평가하였다[10].

$$SNR(dB) = 10\log_{10}\left(\frac{P_{signal}}{P_{noise}}\right) = 20\log_{10}\left(\frac{A_{signal}}{A_{noise}}\right) \quad (Eq. 1)$$

$$PSNR = 10\log_{10}\left(\frac{225^2}{MSE}\right)[dB] \quad (Eq. 2)$$

$$MSE = \frac{1}{m \times n} \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n (I_{ij} - K_{ij})^2 \quad (Eq. 3)$$

$$Entropy = \sum_{i=0}^N P(S_i) \log_2 \frac{1}{P(s_i)} \quad (Eq. 4)$$

3) 통계학적 분석

통계학적 분석에 사용된 프로그램은 SPSS(version 22.0, Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 연구의 자료는 정규성 검정(Shapiro-Wilk)을 실시하였으며, p -value가 $p>0.05$ 로 나타나 정규성 분포를 이루는 것으로 나타났다. 격자 비에 따른 측정값의 평균, 최소, 최대, 표준편차를 분석하기 위해 기술통계량과 격자 비에 따른 영상의 상단, 하단, 중앙의 평균값을 비교분석하기 위해 일원배치 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 사후분석으로는 Tukey-B를 실시하였으며, 통계적 유의성 판단을 위해 유의수준(α)은 0.05 기준으로 유의확률 p -value가 0.05 이하이면 통계학적으로 유의하다고 판단하였다.

III. 결과

1. 영상 부위에 따른 화질 비교분석

1) 오른쪽 상단의 영상 평가

오른쪽 상단의 영상 평가 결과 PSNR은 6:1의 격자 비에서 55.97 dB로 가장 높게 나타났으며, Non-grid가 53.53 dB, 12:1 48.00 dB로 나타났으며, 10:1에서 44.37 dB로 가장 낮게 나타났다. 각 영상간의 PSNR의 평균값은 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 사후분석은 8:1, 10:1이 동일 집단으로, 8:1과 12:1, 6:1과 Non-grid가 각각 동일 집단으로 분류되었다(Table 1), ($p<0.001$). SNR의 경우 6:1에서 29.33 dB로 높게 나타났으며, Non-grid 26.52 dB, 8:1 25.91 dB로 나타났으며, 12:1이 21.9 4 dB, 10:1이 20.34 dB로 가장 낮게 나타났다. 각 영상 간의 평균값은 통계학적으로 유의한 차이를 보였으며, 사후분석 결과 10:1과 12:1이 동일 집단으로, 8:1과 Non-grid, 6:1과 12:1이 각각 동일 집단으로 분류되었다(Table 1), ($p<0.001$). MSE의 경우 분산의 값은 10:1에서 159520, 8:1에서 138403.61, Non-grid에서 19058.29의 범위로 나타났다. 각 영상 간의 분산 값은 통계학적으로 유의한 차이를 보였으며, 사후분석 결과 6:1, 12:1, Non-grid가 동일 집단으로, 8:1, 10:1이 동일 집단으로 분류되었다(Table 1), ($p<0.001$). 영상의 정보량을 나타내는 Entropy의 경우 8:1의 격자 비에서 2.02로 가장 높게 나타났으며, 10:1이 1.99, 6:1이 1.53, Non-grid 1.48로 나타났으며 12:1이 0.94로 가장 낮게 나타났으며, 각 영상 간의 평균값은 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 또한 사후 분석 결과 6:1과 Non-grid가 동일 집단으로 분류되었으며, 나머지 영상은 각각 독립적인 집단으로 분류되었다(Table 1), ($p<0.001$).

2) 오른쪽 하단의 영상 평가

오른쪽 하단의 화질 평가 결과 다음과 같이 나타났다. PSNR의 경우 6:1의 격자 비에서 55.35 dB로 가장 높게 나타났으며, Non-grid 52.75 dB, 12:1이 48.49 dB로 나타났으며, 8:1이 4 4.00 dB로 나타났으며 10:1에서 44.38 dB로 가장 낮게 나타났으며, 각 영상의 평균값은 통계적으로 유의하게 차이가 나타났다. 사후분석결과 8:1과 10:1이 동일 집단으로, 6:1과 Non-grid가 동일 집단으로 분류되었다(Table 2), ($p<0.001$). SNR의 경우 6:1이 28.82 dB로 가장 높게 나타났으며, Non-grid 25.78 dB, 8:1 25.46 dB, 12:1이 22.12 dB로 나타났으며 각 영상간의 평균값은 통계적

Table 1. Upper Right image quality evaluation result

Division	Grid ratio	Mean	S,D	Min	Max	F	P	Post-hoc
PSNR (dB)	6:1	55.97 ^c	1.23	55.28	57.81	58.36	〈.001	a〈a,b〈b〈c
	8:1	45.29 ^{a,b}	2.27	44.02	48.68			
	10:1	44.37 ^a	0.93	43.57	45.18			
	12:1	48.00 ^b	1.14	46.93	49.62			
	Non-grid	53.53 ^c	0.35	53.23	54.01			
SNR (dB)	6:1	29.33 ^c	1.28	28.61	31.24	26.46	〈.001	a〈b〈a,c〈c
	8:1	25.91 ^b	2.38	24.58	29.46			
	10:1	20.34 ^a	1.02	19.45	21.23			
	12:1	21.94 ^{a,c}	1.23	20.77	23.67			
	Non-grid	26.52 ^b	0.37	26.20	27.02			
MSE	6:1	11151.17 ^a	2706.80	7108.48	12725.36	21.08	〈.001	a〈b
	8:1	138403.61 ^b	53967.19	58211.52	170348.38			
	10:1	159520.50 ^b	33768.46	130217.78	188789.61			
	12:1	69604.82 ^a	16680.68	46914.36	87108.12			
	Non-grid	19058.29 ^a	1511.95	17057.28	20426.52			
Entropy	6:1	1.53 ^b	0.05	1.50	1.60	294.81	〈.001	a〈b〈c
	8:1	2.02 ^c	0.04	2.00	2.08			
	10:1	1.99 ^c	0.04	1.95	2.02			
	12:1	0.94 ^a	0.09	.90	1.08			
	Non-grid	1.48 ^b	0.01	1.47	1.49			

1) The average comparison between each group was calculated through one-way ANOVA, and Tukey B was applied post-hoc

2) S,D:Standard Deviation, F:F-value, P:P-value

로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 사후분석결과 10:1과 12:1이 동일집단으로, 8:1과 Non-grid, 6:1과 Non-grid가 동일집단으로 각각 분류되었다(Table 2), ($p < 0.001$). MSE의 경우 8:1에서 187030.38, 10:1에서 159520.50, 12:1에서 62303.19로 분산의 범위를 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 사후분석으로는 6:1, 12:1, Non-grid가 동일집단으로, 8:1, 10:1이 동일집단으로 분류되었다(Table 2), ($p < 0.001$). Entropy의 경우 8:1이 2.49로 가장 높게 나타났으며, 10:1에서 1.99, 6:1이 1.60, Non-grid가 1.54로 나타났으며, 12:1이 0.74로 가장 낮게 나타났으며, 각 영상간의 평균값은 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후분석결과 6:1 Non-grid가 동일집단으로 분류되었으며, 다른 영상은 각각 독립적인 집단으로 분류되었다(Table 2), ($p < 0.001$).

3) 왼쪽 상단의 영상 평가

왼쪽 상단의 영상 평가결과 PSNR은 Non-grid가 61.22 dB, 12:1 56.89 dB, 6:1은 58.17 dB로 나타났으며, 8:1은 52.45 dB로 가장 낮게 나타났다. 각 영상의 평균값은 통계

적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후분석결과 10:1과 12:1이 동일집단으로, 6:1과 12:1이 동일집단으로 분류되었다(Table 3), ($p < 0.001$). SNR의 경우 Non-grid가 34.38 dB로 가장 높게 나타났으며, 8:1이 33.57 dB, 6:1 32.23 dB으로 나타났으며, 12:1의 격자 비에서 31.03 dB으로 가장 낮게 나타났으며 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후분석은 6:1, 10:1, 12:1이 동일집단으로, 6:1과 8:1이 동일집단으로 분류되었다(Table 3), ($p < 0.001$). MSE는 12:1이 8874.37, 6:1이 662 6.98, 8:1이 24928.14로 나타났으며, Non-grid가 3243.67의 범위로 나타났다. 각 분산의 평균값은 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며, 사후분석결과 6:1, 12:1, Non-grid가 동일집단으로, 6:1, 10:1, 12:1이 동일집단으로 분류되었다(Table 3), ($p < 0.001$). Entropy의 경우 8:1이 1.94로 가장 높게 나타났으며, 6:1이 1.88, 10:1이 1.76으로 나타났으며, 12:1이 0.71로 가장 낮게 나타났다. 각 영상의 평균값은 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며, 사후분석결과 6:1, 8:1이 동일집단으로 분류되었고 그 외 각 그룹은 독립집단으로 나타났다(Table 3), ($p < 0.001$).

Table 2. Lower Right image quality evaluation result

Division	Grid ratio	Mean	S.D	Min	Max	F	P	Post-hoc
PSNR (dB)	6:1	55.35 ^c	1.18	54.58	57.11	55.03	〈.001	a〈b〈c
	8:1	44.00 ^a	2.34	42.69	47.51			
	10:1	44.38 ^a	0.93	43.57	45.18			
	12:1	48.49 ^b	1.14	47.37	50.09			
	Non-grid	52.75 ^c	0.35	52.46	53.23			
SNR (dB)	6:1	28.82 ^c	1.23	28.01	30.65	21.53	〈.001	a〈b〈b,c〈c
	8:1	25.46 ^b	2.46	24.08	29.14			
	10:1	20.34 ^a	1.02	19.45	21.23			
	12:1	22.12 ^a	1.23	20.90	23.84			
	Non-grid	25.78 ^{b,c}	0.37	25.47	26.29			
MSE	6:1	12837.49 ^a	3038.58	8357.83	14977.37	18.38	〈.001	a〈b
	8:1	187030.38 ^b	74496.21	76285.53	231332.55			
	10:1	159520.50 ^b	33768.46	130217.78	188789.61			
	12:1	62303.19 ^a	15104.21	42082.63	78678.16			
	Non-grid	22830.33 ^a	1811.74	20395.42	24380.51			
Entropy	6:1	1.60 ^b	0.02	1.58	1.63	261.84	〈.001	a〈b〈c〈d
	8:1	2.49 ^d	0.03	2.47	2.54			
	10:1	1.99 ^c	0.04	1.95	2.02			
	12:1	0.74 ^a	0.17	0.56	0.97			
	Non-grid	1.54 ^b	0.01	1.54	1.55			

- 1) The average comparison between each group was calculated through one-way ANOVA, and Tukey B was applied post-hoc
- 2) S,D:Standard Deviation, F:F-value, P:P-value

Table 3. Upper left image quality evaluation result

Division	Grid ratio	Mean	S.D	Min	Max	F	P	Post-hoc
PSNR (dB)	6:1	58.17 ^c	0.81	57.49	59.20	68.73	〈.001	a〈b〈b,c〈c〈d
	8:1	52.45 ^a	1.04	51.83	54.00			
	10:1	55.46 ^b	0.88	54.54	56.22			
	12:1	56.89 ^{b,c}	0.72	56.37	57.96			
	Non-grid	61.22 ^d	0.16	61.00	61.37			
SNR (dB)	6:1	32.23 ^{a,b}	0.78	31.57	33.22	13.66	〈.001	a〈a,b〈b,c 〈c
	8:1	33.57 ^{b,c}	1.08	32.94	35.18			
	10:1	31.15 ^a	0.91	30.20	31.94			
	12:1	31.03 ^a	0.75	30.49	32.14			
	Non-grid	34.38 ^c	0.17	34.14	34.53			
MSE	6:1	6626.98 ^{a,b}	1192.27	5168.21	7658.00	37.33	〈.001	a〈a,b〈c
	8:1	24928.14 ^c	5275.70	17100.80	28158.40			
	10:1	12403.70 ^b	2513.46	10256.39	15088.15			
	12:1	8874.37 ^{a,b}	1360.67	6872.68	9916.59			
	Non-grid	3243.67 ^a	117.16	3136.47	3409.80			
Entropy	6:1	1.88 ^d	0.02	1.85	1.91	798.58	〈.001	a〈b〈c〈d
	8:1	1.94 ^d	0.01	1.93	1.95			
	10:1	1.76 ^c	0.01	1.75	1.77			
	12:1	0.71 ^a	0.07	0.61	0.79			
	Non-grid	1.46 ^b	0.01	1.44	1.47			

- 1) The average comparison between each group was calculated through one-way ANOVA, and Tukey B was applied post-hoc
- 2) S,D:Standard Deviation, F:F-value, P:P-value

4) 왼쪽 하단의 영상 평가

왼쪽 하단의 영상평가 결과 PSNR은 Non-grid가 59.93 dB로 가장 높게 나타났으며, 6:1은 56.58 dB, 12:1이 56.50 dB로 나타났다. 8:1은 52.04 dB, 10:1은 44.38 dB로 가장 낮게 나타났으며, 각 영상의 평균값은 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후분석결과 6:1과 12:1이 동일 그룹으로 나타났으며, 그 외 그룹은 각각 독립그룹으로 나타났다(Table 4), ($p < 0.001$). SNR의 경우 8:1에서 34.12 dB로 가장 높게 나타났으며, Non-grid가 33.58 dB, 12:1이 31.17 dB로 나타났으며, 10:1에서 20.34 dB로 가장 낮게 나타났다. 각 영상의 평균값은 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며, 사후분석은 8:1과 Non-grid가 동일집단으로 분류되었으며, 다른 그룹은 각각 독립된 그룹으로 나타났다(Table 4), ($p < 0.001$). MSE의 경우 10:1에서 159520.50, 8:1이 27208.24, 12:1이 9643.27로 나타났다. 또한 Non-grid에서 4361.04의 범위로 나타났으며, 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 사후분석으로는 10:1을 제외한 나머지 그룹이 동일집단으로 나타났다(Table 4), ($p < 0.001$). Entropy의 경우 8:1이 2.53으로 가장 높게

나타났으며, 10:1이 1.99, Non-grid 1.95, 6:1이 1.93으로 각각 나타났으며, 12:1에서 1.61로 가장 낮게 나타났다. 각 영상의 평균값은 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며, 사후분석결과 10:1과 Non-grid가 동일집단으로 분류되었으며 나머지 그룹은 각각 독립그룹으로 분류되었다(Table 4), ($p < 0.001$).

5) 중앙의 화질 평가

영상 중앙의 영상 평가 결과 PSNR은 Non-grid가 58.62 dB로 가장 높게 나타났으며, 6:1이 59.44 dB, 10:1이 55.06 dB, 12:1이 53.93 dB로 나타났다 8:1에서 48.37 dB로 가장 낮게 나타났으며 각 영상의 평균값은 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 사후분석결과 8:1, 10:1, 12:1이 동일집단으로, 6:1, Non-grid가 동일집단으로 분류되었다(Table 5), ($p < 0.001$). SNR의 경우 6:1이 32.96 dB로 가장 높게 나타났으며, Non-grid가 31.09 dB, 10:1이 30.52 dB로 나타났으며, 12:1이 26.95 dB로 가장 낮게 나타났으며, 각 영상의 평균값은 통계학적으로 유의하지 않게 나타났다(Table 5), ($p > 0.130$). MSE의 경우 8:1에서 분산의

Table 4. Lower left image quality evaluation result

Division	Grid ratio	Mean	S.D	Min	Max	F	P	Post-hoc
PSNR (dB)	6:1	56.58 ^c	0.96	55.65	57.93	282.53	<.001	a<b<c<d
	8:1	52.04 ^b	0.81	51.54	53.23			
	10:1	44.38 ^a	0.93	43.57	45.18			
	12:1	56.50 ^c	0.31	56.14	56.81			
	Non-grid	59.93 ^d	0.12	59.80	60.08			
SNR (dB)	6:1	30.81 ^b	0.93	29.90	32.10	227.97	<.001	a<b<c<d
	8:1	34.12 ^c	0.84	33.60	35.37			
	10:1	20.34 ^a	1.02	19.45	21.23			
	12:1	31.17 ^b	0.32	30.80	31.51			
	Non-grid	33.58 ^c	0.12	33.46	33.74			
MSE	6:1	9601.64 ^a	1991.25	6923.13	11701.61	75.22	<.001	a<b
	8:1	27208.24 ^a	4626.65	20398.80	30157.99			
	10:1	159520.50 ^b	33768.46	130217.78	188789.61			
	12:1	9643.27 ^a	681.31	8958.12	10438.34			
	Non-grid	4361.04 ^a	117.89	4216.88	4493.68			
Entropy	6:1	1.93 ^b	0.04	1.88	1.97	635.37	<.001	a<b<c
	8:1	2.53 ^c	0.01	2.52	2.55			
	10:1	1.99 ^b	0.04	1.95	2.02			
	12:1	1.61 ^a	0.02	1.59	1.63			
	Non-grid	1.95 ^b	0.00	1.95	1.96			

1) The average comparison between each group was calculated through one-way ANOVA, and Tukey B was applied post-hoc

2) S,D:Standard Deviation, F:F-value, P:P-value

Table 5. Center image quality evaluation result

Division	Grid ratio	Mean	S,D	Min	Max	F	P	Post-hoc
PSNR (dB)	6:1	59.44 ^b	0.25	59.24	59.77	7.70	〈.001	a〈a,b〈b
	8:1	48.37 ^a	2.12	47.14	51.53			
	10:1	55.06 ^{a,b}	6.69	45.21	60.21			
	12:1	53.93 ^{a,b}	1.07	53.05	55.49			
	Non-grid	58.62 ^b	0.28	58.35	58.98			
SNR (dB)	6:1	32.96	0.26	32.75	33.30	2.11	〉.130	
	8:1	29.48	2.19	28.20	32.74			
	10:1	30.52	6.35	21.19	35.41			
	12:1	26.95	1.12	26.03	28.58			
	Non-grid	31.09	0.28	30.81	31.47			
MSE	6:1	4891.62	283.00	4530.75	5117.29	3.16	〉.470	
	8:1	67307.30	25072.01	30213.18	83055.71			
	10:1	37250.01	61374.92	4091.76	129274.70			
	12:1	17740.26	3916.03	12138.09	21270.97			
	Non-grid	5905.49	370.71	5427.24	6277.03			
Entropy	6:1	1.69 ^d	0.00	1.69	1.69	122.96	〈.001	a〈b〈c〈d〈e
	8:1	2.17 ^c	0.01	2.16	2.18			
	10:1	1.43 ^c	0.17	1.29	1.68			
	12:1	0.85 ^a	0.11	0.73	1.00			
	Non-grid	1.18 ^b	0.01	1.18	1.19			

1) The average comparison between each group was calculated through one-way ANOVA, and Tukey B was applied post-hoc
 2) S,D:Standard Deviation, F:F-value, P:P-value

값이 67307.30, 10:1에서 37250.01, 12:1이 17740.26의 범위로 나타났으며 각 분산의 값은 통계학적 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 5), ($p > 0.470$). Entropy의 경우 8:1에서 2.17로 가장 높게 나타났으며, 6:1이 1.69, 10:1이 1.43으로 나타났으며, 12:1이 0.85로 가장 낮게 나타났으며 통계학적으로 유의한 차이를 보였다. 또한 사후분석결과 각 그룹들이 독립그룹으로 나타났다(Table 5), ($p < 0.001$).

IV. 고 찰

격자는 환자를 검사할 때 발생하는 산란선을 제거시켜 진단적 가치가 높은 영상을 획득하는데 사용되는 부속장비이다. 격자를 사용하면 대조도의 개선과 선예도의 향상을 기대할 수 있다. 격자의 구조는 X-선 흡수가 큰 연박 물질과 X-선 흡수가 적은 알루미늄 등으로 이루어져 있는데 격자의 구조에 따라서 연박의 높이와 연박 사이의 간격의 비로 격자의 비를 정의하게 된다. 격자 비를 높게 할수록 화질의 개선이 되며 좋은 의료영상을 획득할 수 있다[11-13]. 이리

한 이유로 진단용방사선발생장치를 판매하는 회사에서는 높은 격자를 부착하여 판매하고 있으며, 많은 의료기관에서 방사선 작업종사자들은 격자 비에 대해 크게 인식하지 못한 채 높은 격자 비로 검사를 하고 있다[14-15]. 높은 격자 비의 경우 산란선 흡수와 더불어서 1차선도 같이 흡수되어 환자의 피폭선량이 높아지게 된다. 이인자 연구자는 격자의 사용 전과 사용 후의 환자가 받는 선량이 4.13배에서 4.79배까지 높아진다고 보고하였다[16]. 이처럼 격자를 사용 시 화질의 개선이 되지만 방사선 피폭의 증가도 고려해야 할 것이다. 최성현 연구자는 D.R System에서 격자 사용에 따른 선량 및 화질평가에 관한 연구의 연구에서 acryl phantom의 두께와 검사조건에 따라서 검사조건이 48 kVp의 1.6 mAs, 2 mAs, 2.5 mAs일 때 PSNR값이 30.10 dB, 30.07 dB, 30.01 dB으로 나타났으며, 70 kVp의 2.5 mAs, 5 mAs 조건일 때 각 30.04, 30.06 dB로 나타나 격자 사용 전과 사용 후 영상의 차이가 없다고 보고하였다[17]. 본 연구는 Non-grid, 6:1, 8:1, 10:1, 12:1의 격자 비 변화에 따른 영상을 비교해 본 결과 PSNR의 경우 오른쪽 상단의 영상은 6:1이 55.97 dB, Non-grid가 53.53 dB, 10:1과 12:1에서 각

각 44.37 dB과 48.00 dB로 나타났으며($p < 0.001$). 오른쪽 하단은 6:1에서 55.35 dB, Non-grid가 53.75 dB ($p < 0.001$), 왼쪽 상단은 Non-grid가 61.22 dB, 6:1이 58.17 dB, 10:1과 12:1의 격자 비에서 각각 55.46 dB, 56.89 dB로 낮게 나타났다($p < 0.001$). 이는 격자 사용 전과 사용 후의 영상변화가 없다는 이인자 연구자와의 결과와 다르게 나타나 격자 사용 유, 무와 격자 비에 따라서 영상의 차이가 났다. 그래서 임상에서 격자를 사용할 때는 격자 비에 대해 인식하고 환자와 검사부위에 맞는 격자 비를 선택해야 할 것으로 생각된다.

MSE인 경우 오차의 제공에 대한 평균을 취한 값으로 MSE가 작을수록 추정(Precision)의 정확성이 높아지는 것을 의미한다. 본 연구에서 각 위치의 MSE를 분석결과 오른쪽 상단의 경우 다른 격자 비보다 PSNR값이 44.37로 10:1에서 분산의 범위가 159520.50로 가장 넓게 나타났으며, 오른쪽 하단의 경우 PSNR값이 44.00으로 8:1에서 가장 낮게 나타났는데 MSE의 경우 18703 0.38로 분산의 범위가 가장 넓게 나타났다. 왼쪽 상단과 왼쪽 하단 그리고 중앙의 결과에서도 PSNR값이 낮은 격자 비에서 MSE의 범위가 넓게 나타났다. 이는 MSE의 값이 넓게 나올수록 영상의 품질이 낮아지는 것을 알 수 있었으며 분산의 범위가 적은 영상을 획득하도록 노력해야 할 것으로 생각된다.

격자에서 1차선의 흡수하는 현상을 Cut-off 현상이라고 한다. 이는 격자 비와 격자밀도가 높을수록 많이 발생하며 영상의 노출부족현상이 발생하게 된다. Cut-off 현상에 의한 노출부족 현상은 환자를 투과한 방사선량이 격자에서 흡수가 되어 영상형성에 중요한 1차선의 감소, 즉 정보량의 손실을 의미한다고 할 수 있다. 회색조 영상의 정보량은 Entropy에서 측정을 할 수 있다. Entropy는 각 픽셀들이 모여서 만들어진 어떤 시스템이 갖고 있는 에너지의 양을 나타내는데 장치에서 부호화할 때 필요한 최소한의 에너지 양을 의미한다[17]. 현재 격자의 연구는 많이 이루어졌지만 격자 비에 따른 정보량의 차이 즉 Entropy에 대한 연구결과는 이루어지지 않았다. 본 연구에서 격자 비에 따른 Entropy를 측정된 결과 오른쪽 상단은 8:1에서 2.02로 가장 높게 나타났으며, 10:1이 1.99로 나타났으며, 12:1에서 0.94로 가장 낮게 나타났다($p < 0.001$). 오른쪽 하단의 경우 8:1에서 2.49로 가장 높게 나타났으며, 10:1이 1.99, 6:1에서 1.60, 12:1에서 0.74로 가장 낮게 나타났다($p < 0.001$). 왼쪽 상단의 경우 8:1에서 1.94로 가장 높게 나타났으며, 6:1이 1.88, 10:1이 1.76으로 나타났다. 가장 낮은 격자 비는 12:1에서 0.71로 영상의 정보량이 많이 감소하는 것으로 나타났다($p < 0.001$). 왼쪽하단의 경우 8:1에서 2.53으로 가장 높았으며, 12:1에서 1.61로 가장 낮게 나타났다($p < 0.001$). 중앙영

상의 경우 8:1이 2.17로 가장 높게 나타났으며 6:1이 1.69, 10:1이 1.43으로 나타났다. 가장 낮은 격자 비는 12:1로써 0.85로 영상의 정보량이 가장 작은 것으로 나타났다($p < 0.001$). 본 연구에서는 격자 비가 비교적 낮은 8:1의 격자 비가 정보량이 가장 높은 것으로 나타났으며, 12:1의 격자 비에서 영상의 정보량이 가장 적은 것으로 나타났다. 이는 높은 격자 비는 영상의 화질이 향상되지만 환자를 투과하여 많은 정보량을 가진 1차선의 손실이 크다고 생각하여야 할 것이다. 이는 영상의 화질 향상 보다는 영상의 정보량을 더욱더 중요하게 생각하여야 하며, 의료현장에서 격자를 사용하는 방사선사들은 영상의 정보량을 고려하여 격자를 사용하여야 할 것으로 사료된다.

본 연구의 제한점으로는 영상측정의 조건이 1개의 조건으로 사용된 점과 인체 팬텀을 사용하지 못하여 실제 성인과 소아를 투과한 X-선의 정보 손실량은 일부 차이가 있을 수 있다는 점이다. 즉, 연구데이터의 다양한 비교 평가가 부족한 것이 본 연구의 한계점 이었다고 할 수 있다. 하지만 본 연구는 픽셀 값을 기반으로 한 영상평가를 함으로써 격자 비에 따른 영상의 변화 및 정보량을 객관적으로 평가했다는 점에서 큰 의미가 있다고 할 수 있다. 차후 본 연구에 대한 후속연구가 진행될 경우 다양한 조건과 인체 팬텀을 활용하여 연구가 진행되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구는 디지털 방사선 영상에서 격자 비에 따른 영상의 변화를 알아보고자 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다. PSNR의 경우 비교적 낮은 격자 비인 6:1에서 가장 높게 나타났으며 8:1에서 가장 낮게 나타났다. MSE의 경우 8:1에서 가장 넓은 범위로 나타났다. SNR 6:1과 8:1에서 높게 나타났으며, 높은 격자 비인 12:1에서 가장 낮게 나타났다. Entropy의 경우 8:1과 10:1에서 높게 나타났으며, 12:1에서 가장 낮게 나타났다. 이에 격자를 사용할 때 격자 비의 선택은 환자의 피폭선량이 높아지는 높은 격자 비보다 1차선의 정보량의 손실이 적은 8:1 또는 10:1이 적절할 것으로 사료된다. 본 연구를 바탕으로 격자의 연구는 화질의 개선에서 1차선의 정보량 즉 환자의 정보량에 대한 유사연구가 진행이 된다면 최소의 방사선으로 최적의 영상과 많은 정보량을 가진 의료영상획득이 가능할 것으로 사료된다.

REFERENCES

[1] Seo WJ, Seo JB, Lee JW. Using Image J program, compared of focusing distance and grid rate. Korean Journal Digital Imaging Med. 2012;14(1):10-5.

[2] Kim DS. Artifact Reduction in Digital Radiography Images with the Stationary Grid Based on 1-Dimensional Filters. Korean Society of Electronic Engineering. 2010;47(5):117-8.

[3] Lee SJ, Cho HS, Choi SG, Cho HM, Oh JN, Lee SY, Park YN, et al. Study on a moiré Artifact in the Use of Carbon Interspaced Antiscatter Grids for Digital Radiography. Journal of the Korean Society of Radiology. 2008;2(4):5-7.

[4] Seo JH, Jeong JH, Shim JH, Won JG, Jung SW, Ha SY, Baek CH. Investigation of Scattered Radiation on Images Effect in Digital Radiograph. Journal of the Korean Society of Radiology. Spring Conference Discussion. 2014;8(1):77-9.

[5] Ko IH, Kim SH, Kang CS, Lee KS. An experimental study on performance evaluation and use of diagnostic X-ray Grid being used in che-ju province. Korea Radiological Association. 1999;25(1):192-5.

[6] Kim DS. Grid Angle Optimization for Grid Artifact Reduction in Digital Radiography. Korean Society of Broadcasting Engineers. 2010;2010(7):439-40.

[7] Lee SH, Kim GH, Yang ON. Image Analysis of Micro Lesions According to Grid Frequency After Removal of Moire Artifact. Journal of Radiological Science and Technology. 2018;41(5):463-5.

[8] Choi SH. A Study on Dose and Image Quality in D.R System Evaluation According to Use of the Grid, Department of Radiological Science, The Graduate School of Health Promotion, Hanseo University. 2012:9-13.

[9] Kwon DM, Kim GJ, Kim YG, Im YI, Kim HJ, Park BR. Analog & Digital PACS medical imaging informatics. Daihak Seorim. 2021:60-9.

[10] Nam TH. Medical imaging practice using matlab. Wolsong. 2013:108-12.

[11] Choi SH. A Study on Dose and Image Quality in DR System Evaluation According to Use of the Grid, Department of Radiological Science, The Graduate School of Health Promotion, Hanseo University. 2012:27-32.

[12] Go SJ, Goo HG, Kim GG, Kim BS, Kim SG, Kim SC, et al. Introduction to Radiologic Science, cheong-gu. 2016:110-1.

[13] Baek CH. A Study of Scattered Radiation Effect on Digital Radiography Imaging System. Journal of the Korean Society of Radiology. 2017;40(1):71-5.

[14] Lee KH, Lee CH, Jin GH. Stationary and Moving Computed Radiography Grids: Comparative Observer's Perception. Journal of the Korean Society of Radiology. 2015;9(7):515-6.

[15] Seo WJ, Seo JB, Lee JW. Using Image J program, compared of focusing distance and grid rate. Journal of the Korean Society for Digital Imaging in Medicine. 2012;14(1):37-9.

[16] Lee IJ, Yeo YB, Lee TS. Entrance Skin Dose and Image Quality Evaluation According to Use Grid Radiography for the Extremity in FPD System. Journal of Radiological Science and Technology. 2010;33(4):343-6.

[17] Jeung H, Lee W, Kim MC. Digital Medical Imaging. Jeongmungak. 2003:174-5.

구분	성명	소속	직위
제1저자/교신저자	정성훈	김천대학교 방사선학과	조교수