Journal of RADIATION INDUSTRY
Vol. 18, No. 4, pp. 405-411, 2024
https://doi.org/10.23042/radin.2024.18.4.405

Original article

일반 X선 검사에서 Hardware 및 Software Grid에 대한 유용성 평가

최성현[1] · 손태수[1] · 류영환[2] · 김호성[3,*]

[1]강동경희대학교병원 영상의학과, [2]동강대학교 방사선과, [3]신한대학교 방사선학과

Evaluation of the Usefulness of Hardware and Doftware Grids in General X-ray Examinations

Sung Hyun Choi[1], Tae Su Son[1], Young Hwan Ryu[2], and Ho Sung Kim[3,*]

[1]Department of Radiology, Kyung Hee University Hostpital at Gangdong, Sangil-dong, Gangdong-gu, Seoul 05278, Republic of Korea
[2]Department of Radiological Science, Donggang University, 50 Dongmundaero Bukgu Gwangju 61200, Republic of Korea
[3]Department of Radiological Science, Shinhan University, 95 Hoamro Uijeongbu, Gyeonggi 11644, Republic of Korea

ABSTRACT Two experiments were conducted to determine useful image acquisition and dose reduction effects during Skull testing using Hardware, Software, and Non-Grid. The first experiment confirmed that there was a reduction of up to 28% kVp 60% mAs in non-grid, a reduction of at least 15% kVp 25% mAs in non-grid. a reduction of 16% kVp/60% mAs in software Grid, a reduction of at least 15% kVp 25% mAs, in software Grid when using the Hardware Grid. The second experiment conducted a 5-point qualitative evaluation of five radiologists who worked for more than 10 years as a image evaluation. Each evaluation was conducted in a free environment such as concentration control and scaling. The above results were obtained in the SID 150 cm experiment, but the SID 180 cm received the highest evaluation for images using Hardware Grid. This is believed to have affected the qualitative evaluation by obtaining a more contrasting image because the Grid used in the experiment required relatively high doses, which, unlike conventional conditions of 100 cm and 150 cm, differed by more than 10%. This study compared and analyzed images of Hardware Grid, Software Grid, and Non-Grid to determine their usefulness and concluded the following: Although the use of Software Grid, which received the lowest dose and the highest evaluation score due to changes in each SID, proved its usefulness, it is believed that using Hardware Grid can provide more appropriate images depending on the patient's physique and condition. This is expected to be sufficiently variable depending on the characteristics of each hospital.

Key words: Software Grid, Hardware Grid, Exposure Index

1. 서 론

1895년 뢴트겐이 X선 에너지로 필름 영상을 획득하는 것을 시작으로 20세기 원자 물리학의 발전이 이루어졌다. X선은 의료, 산업, 식품 등 다양한 분야에 이용되고 있는데[1], 특히 의료분야에서는 진단과 치료에 빠질 수 없는 요소가 되었다. X선 발생 장치에서 발생한 X선은 환자를 투과한 후 검출기(Detector)에 입사하게 된다. 이때 환자를 투과한 후에 발생하는 산란선(Scattered X-ray)은 영상의 품질을 저하시킨다. 산란선에 의한 영상 품질 저하를 방지하기 위해 1913년 이후 Anti Scatter Grid가 사용 되어왔고, 이는 산란선을 제거하거나 감소시키는 방법으로 임상에서 가장 널리 사용되고 있다[2]. 하지만 격자(Grid) 사용으로 인하여 디지털 방사선영상(DR: Digital Radiography)에 X선의 음영지역, 즉 격자로 인한 패턴이나 왜곡(Grid Pattern Artifact)이 심하게 발생하는 경우가 있다[3].

격자는 X선 흡수가 큰 금속박과 X선 흡수가 적은 중간물질의 박판으로 구성되어 있어 X선 촬영에서 피사체로부터의 산란 선량을 감소시켜 영상의 대조도를 향상시킨다[4]. 초점 거리 한계를 넘어서 초점-격자 간 거리를 설정하게 되면 1차 X선의 제거(Cut Off)가 많아져 영상획득에 장애가 되고, 격자의 구성물질과

ISSN 1976-2402 **http://www.ksri.kr/**

Copyright© 2024 by Korean Society of Radiation Industry

***Corresponding author:** Ho Sung Kim
Tel: +82-31-870-3412, Fax: +82-31-870-3369, E-mail: hskimsh@shinhan.ac.kr

Received 5 December 2024 **Revised** 24 December 2024 **Accepted** 24 December 2024

격자비의 차이가 영상형성에 영향을 미칠 수 있다. 또한 격자의 사용은 해부학적 두께가 12 cm 이상 일때 대부분 사용하고 격자비가 높을수록 그 효과와 대조도는 더 높아진다. 하지만 격자를 사용하면 사진의 농도를 저하시키므로 촬영 조건인 관전압(kV), 관전류양(mAs)을 더 높게 설정해야만 하고 격자비가 높을수록 사진 농도의 손실은 더욱 커지며 그에 따른 촬영조건을 증가시켜 보상해 주어야 하므로 환자의 피폭을 증가시킨다는 단점이 있다[5-7].

최근에는 디지털 평판형 검출기의 보급이 보편화 되면서 디지털 검출기의 적절한 방사선학적 기술 체계와 선량 조건을 평가하는 연구가 증가하고 있고[8,9], 디지털 검출기의 검사환경을 최적화하기 위해 검사에 필요한 촬영 요소(Factor) 및 부가 장치들에 대한 평가와 격자를 상시 적용하는 프로그램에 따른 디지털 검출기의 임상적 문제점들을 개선하는 연구가 시도되고 있다[10]. 식품의약품안전처에서 제공하는 자료에 따르면 머리뼈(Skull) 전후 촬영 Skull AP의 촬영 조건을 75 kVp, 24 mAs, 표준두께 17.7 mm 표준거리 100 cm, 격자 10:1 을 예로 들고 있고 장비의 종류 및 성능, 임상적 판단에 따라 촬영조건은 달라질 수 있다고 말하고 있으며, 촬영 목적으로 머리뼈와 얼굴뼈(Facial bones)의 골절, 코곁굴(Paranasal sinus) 내의 염증의 유무 관찰과 머리뼈내 뼈 두께, 음영결손, 머리뼈 내의 석회화 유무 관찰을 위해 검사가 진행된다[11]. 이에 따른 외상과 질병으로 인한 여러 차례 진료에 있어서 방사선의 피폭이 현재 우리나라 ICRP 에서 권고하는 방사선 방호 3대 원칙에 의거하여 진단영상의 임상에 문제가 되지 않는 적정범위에서 선량을 최소한으로 최적화해야 한다[12].

이에 본 연구는 Skull X선 검사 시 Hardware Grid, Non-Grid, Software Grid를 거리와 조건의 변화에 따라 분석하고 방사선 피폭선량의 감소, 검사 시간의 단축, 영상의 질 등 임상적으로 유용한 평가를 제시하고자 하였다.

2. 대상 및 방법

2.1. 실험재료 및 기기

X선 장비는 Digital Diagnost Version 4.1 (Philips Medical Systems, Netherlands)과 Digital X-Ray System AccE GM85 (Samsunghealthcare, South Korea)를 사용하였고, Phantom으로는 Whole Body Phantom PBU-60 (Kyoto Kagaku Co, LTD, Japan), Detector로는 Drx Carestream Detector (Wireless Detector 14x17 inch), Samsung Detector (Wireless Detector 14×17 inch) 2개를 사용하였다, Grid는 8:1 Grid를 사용하였다 (Fig. 1).

2.2. 연구 방법

Skull AP 촬영에서 Skull Phantom을 Detector의 중심선에 정중시상면을 일치시키고 정중시상면과 눈확귓구멍선(Orbitomeatal line)이 Detector에 수직이 되도록 자세를 고정 촬영하였다. 촬영 거리는 엑스선관-팬텀까지의 거리를 100, 150, 180 cm으로 설정하고 촬영 조건을 변화시켜 방사선을 조사하였다.

2.2.1. 선량 평가

첫 번째 실험은 본원 Skull AP 검사 자세를 기준으로 Samsung Detector의 Hardware Grid를 착용한 상태에서 SID(Source Image Distance: 100, 150, 180 cm)와 kVp, mAs 를 변화시켜(52 kVp 6 mAs, 55 kVp 8 mAs, 57 kVp 10 mAs, 60 kVp 16 mAs, 66 kVp 16 mAs, 70 kVp 20 mAs, 77 kVp 25 mAs, 81 kVp 32 mAs, 85 kVp 32mAs, 85 kVp 40 mAs) 영상을 획득하고, Grid를 착용하지 않은 Non-Grid 상태와 Sim-Grid 프로그램이 적용된 상태에서 같은 방법으로 영상을 획득하였다. 획득한 영상은 EI (Exposure Index)값으로 표현하였고 장비에서 제공하는 EI 값의 적정범위 안에 담긴 적절한 영상만을 색깔로 표시하였다.

(a) (b) (c) (d)

Fig. 1. Experimental material and equipment (a. Drx Carestream Detector, b. Samsung Detector, c. Skull Phantom, d. Grid)

두 번째 실험은 본원 Skull AP 검사 자세를 기준으로 DRX Carestream Detector의 Hardware Grid를 착용한 상태에서 SID (100, 150, 180 cm)와 kVp mAs를 변화시켜(52 kVp 6 mAs, 55 kVp 8 mAs, 57 kVp 10 mAs, 60 kVp 16 mAs, 66 kVp 16 mAs, 70 kVp 20 mAs, 77 kVp 25 mAs, 81 kVp 32 mAs, 85 kVp 32mAs, 85 kVp 40 mAs) 영상을 획득하고, Grid를 착용하지 않은 Non-Grid 상태와 Smart-Grid 프로그램이 적용된 상태에서 73 kVp 20 mAs의 촬영조건을 제외하고 같은 방법으로 영상을 획득하였다. 획득한 영상은 EI값으로 표현하였고 장비에서 제공하는 EI값의 적정범위 안에 담긴 적절한 영상만을 색깔로 표시하였다. 적절한 범위의 EI값을 찾기 위하여 Minimum 52 kVp 6 mAs의 촬영조건과, Maximum 85 kVp 40 mAs의 촬영조건까지 폭넓게 적용하였고, DRX Carestream Detector의 Hardware Grid에서 73 kVp 20 mAs의 촬영 조건을 추가하여

Table 1. Samsung Grid Experiment Results

Samsung Detector Hardware Grid (EI Index)			
Factor \ SID (cm)	100	150	180
52 kVp 6 mAs	22.54	12.21	8.45
55 kVp 8 mAs	46.48	22.54	14.55
57 kVp 10 mAs	70.00	35.21	22.54
60 kVp 16 mAs	146.48	77.00	49.77
66 kVp 16 mAs	250.23	130.99	86.85
70 kVp 20 mAs	423.0	223.00	147.89
77 kVp 25 mAs	861.97	446.01	300.00
81 kVp 32 mAs	1363.38	692.96	463.38
85 kVp 32 mAs	1742.25	882.63	588.26
85 kVp 40 mAs	2150.97	1095.00	727.70
Samsung Detector Software Grid (EI Index)			
52 kVp 6 mAs	87.79	47.42	30.99`
55 kVp 8 mAs	153.99	79.81	53.99
57 kVp 10 mAs	230.05	121.6	82.63
60 kVp 16 mAs	471.30	253.05	174.65
66 kVp 16 mAs	761.03	403.29	272.77
70 kVp 20 mAs	1243.19	659.62	440.85
77 kVp 25 mAs	2450.70	1277.93	850.70
81 kVp 32 mAs	3559.15	1863.38	1292.49
85 kVp 32 mAs	4371.36	2408.45	1594.84
85 kVp 40 mAs	4996.24	2990.14	1973.71
Samsung Detector Non - Grid (EI Index)			
52 kVp 6 mAs	85.45	46.01	30.05
55 kVp 8 mAs	149.30	77.00	52.58
57 kVp 10 mAs	226.76	118.31	80.28
60 kVp 16 mAs	472.30	246.01	170.42
66 kVp 16 mAs	757.75	398.59	269.48
70 kVp 20 mAs	1228.17	648.36	438.50
77 kVp 25 mAs	2430.99	1262.91	835.21
81 kVp 32 mAs	3517.65	1844.60	1284.98
85 kVp 32 mAs	4350.10	2406.47	1587.32
85 kVp 40 mAs	5060.09	2974.65	1968.08

EI값 범위 내 최소 2개의 EI값을 선정하였다.

2.2.2. 이미지 평가

영상의학과 4년차 전공의 2명과 대학병원 근무 경력이 10년 이상인 방사선사 5명을 선정하였고 실험에서 획득한 영상 중에 적절한 EI를 갖는 영상만을 가지고 100 cm에서 Non-Grid 영상, Smart&Sim-Grid 영상, Grid를 사용한 영상 5개를 선정하여 Blind Test를 통해 평가하였다. 이와 같은 방법으로, 150 cm과 180 cm에서도 영상 5개를 선정하여 Blind Test를 통해 평가를 진행하였다. 판독을 함에 있어 영상의 질을 주관적으로 평가하기 위하여 영상 평가를 5점 만점으로 하여 판독하였다.

Table 2. DRX Carestream Grid Experiment Results

Factor \ SID (cm)	100	150	180
DRX Carestream Detector Hardware Grid (EI Index)			
52 kVp 6 mAs	796	535	497
55 kVp 8 mAs	867	698	602
57 kVp 10 mAs	906	845	811
60 kVp 16 mAs	1412	1105	1039
66 kVp 16 mAs	1547	1324	1224
70 kVp 20 mAs	1737	1459	1390
73 kVp 20 mAs	1820	1522	1432
77 kVp 25 mAs	2011	1690	1598
81 kVp 32 mAs	2204	1866	1767
85 kVp 32 mAs	2269	1955	1849
85 kVp 40 mAs	2411	2038	1936
DRX Carestream Detector Software Grid (EI Index)			
52 kVp 6 mAs	1067	823	718
55 kVp 8 mAs	1240	1010	889
57 kVp 10 mAs	1267	1153	1033
60 kVp 16 mAs	1722	1453	1344
66 kVp 16 mAs	1872	1608	1507
70 kVp 20 mAs	2132	1796	1660
77 kVp 25 mAs	2651	2073	1900
81 kVp 32 mAs	2688	2289	2133
85 kVp 32 mAs	2720	2378	2231
85 kVp 40 mAs	2807	2455	2387
DRX Carestream Detector Non - Grid (EI Index)			
52 kVp 6 mAs	1261	986	867
55 kVp 8 mAs	1443	1191	1059
57 kVp 10 mAs	1584	1350	1216
60 kVp 16 mAs	1832	1580	1479
66 kVp 16 mAs	1970	1730	1626
70 kVp 20 mAs	2202	1903	1781
77 kVp 25 mAs	2651	2153	2017
81 kVp 32 mAs	2688	2330	2188
85 kVp 32 mAs	2720	2410	2264
85 kVp 40 mAs	2807	2501	2422

3. 결 과

3.1. 선량 평가

Samsung Detector 장비에서는 100 cm에서 Hardware Grid를 사용한 영상은 70 kVp 20 mAs, 77 kVp 25 mAs, Sim-Grid를 이용한 영상은 60 kVp 16 mAs, 66 kVp 16 mAs, Non-Grid 영상은 60 kVp 16 mAs, 66 kVp 16mAs, 150 cm에서 Hardware Grid를 사용한 영상은 77 kVp 25 mAs, 81 kVp 32 mAs, Sim-Grid를 이용한 영상은 66 kVp 16 mAs, 70 kVp 20 mAs, Non-Grid 영상은 66 kVp 16 mAs, 70 kVp 20 mAs, 180 cm에서 Hardware Grid를 사용한 영상은 77 kVp 25 mAs, 81 kVp 32 mAs, 85 kVp 32 mAs, Sim-Grid를 이용한 영상은 70 kVp 20 mAs, 77 kVp 25 mAs, Non-Grid 영상은 70 kVp 20 mAs, 77 kVp 25 mAs가 적정 EI 값을 획득하였고, Sim-Grid를 이용한 영상과, Non-Grid 영상은 EI 값이 비슷하고 필요한 촬영 조건도 같게 나타났다. Hardware Grid를 사용한 영상은 Sim-Grid 영상과, Non-grid 영상과 비교하여 조건이 kVp에서 15% 이상, mAs에서도 25% 이상 더 높게 나타났고, 최대는 kVp 16% 이상, mAs에서 60% 이상으로 더 높게 나타났다(Table 1).

Carestream Detector 장비에서는 100 cm에서 Hardware Grid를 사용한 영상은 70 kVp 20 mAs, 73 kVp 20 mAs Smart-Grid를 이용한 영상은 60 kVp 16 mAs, 66 kVp 16 mAs, Non-Grid 영상은 57 kVp 10 mAs, 60 kVp 16 mAs, 150 cm에서 Hardware Grid 사용한 영상은 77 kVp 25 mAs, 81 kVp 32 mAs, Smart-Grid를 이용한 영상은 66 kVp 16 mAs, 70 kVp 20 mAs, Non-Grid 영상은 60 kVp 16 mAs, 66 kVp 16 mAs, 180 cm에서 Hardware Grid를 사용한 영상은 81 kVp 32 mAs, 85 kVp 32 mAs, Smartgrid를 이용한 영상은 70 kVp 20 mAs, 77 kVp 25 mAs, Non-Grid 영상은 66 kVp 16 mAs, 70 kVp 20 mAs가 적정 EI 값을 획득하였고, Smart-Grid를 이용한 영상과, Grid를

Table 3. Image evaluation score at 100 cm

Shooting conditions \ Evaluator	Resident/radiological technologist evaluation							Evaluation score
	A	B	C	D	E	F	G	
60 kVp 16 mAs S	5	5	5	4	2	3	2	3.71
60 kVp 16 mAs N	4	3	1	2	4	2	3	2.71
66 kVp 16 mAs S	4	4	4	5	5	5	5	4.57
66 kVp 16 mAs N	3	2	2	1	3	4	1	2.29
70 kVp 20 mAs H	5	5	3	3	2	1	2	3

S: Software program (S: Simgrid of S, Smartgrid of C), N: Non-grid, H: Hardware grid (Skyplate grid of P)

Table 4. Image evaluation score at 150 cm

Shooting conditions \ Evaluator	Resident/radiological technologist evaluation							Evaluation score
	A	B	C	D	E	F	G	
70 kVp 20 mAs S	4	4	5	5	3	4	3	4
66 kVp 16 mAs N	3	3	1	1	4	2	2	2.29
66 kVp 16 mAs S	3	5	4	5	5	5	4	4.43
66 kVp 16 mAs N	1	3	1	2	3	1	1	1.71
77 kVp 25 mAs H	5	2	4	5	2	3	5	3.71

S: Software program (S: Simgrid of S, Smartgrid of C), N: Non-grid, H: Hardware grid (Skyplate grid of P)

Table 5. Image evaluation score at 180 cm

Shooting conditions \ Evaluator	Resident/radiological technologist evaluation							Evaluation score
	A	B	C	D	E	F	G	
70 kVp 20 mAs S	5	5	5	4	2	4	3	4
70 kVp 20 mAs N	3	3	1	1	2	3	2	2.14
70 kVp 20 mAs S	4	4	4	4	4	5	2	3.86
70 kVp 20 mAs N	2	2	1	1	3	1	1	1.57
81 kVp 32 mAs H	5	5	5	5	5	3	5	4.71

S: Software program (S: Simgrid of S, Smartgrid of C), N: Non-grid, H: Hardware grid (Skyplate grid of P)

사용하지 않은 영상은 Smart-Grid 영상에서 조건을 더 높여도 같은 EI 영상을 얻을 수 있었으며 너무 높은 촬영조건에서는 그 값은 무의미 했다, Hardware Grid를 사용한 영상은 Smart-Grid 영상과, Non-grid 영상과 비교하여 조건이 kVp에서 15% 이상, mAs에서도 25% 이상 높게 나타났고, 최대는 kVp에서 28% 이상, mAs에서 60% 이상으로 더 높게 나타났다(Table 2).

3.2. 이미지 평가

영상의학과 4년차 전공의 2명과 대학병원 근무 경력이 10년 이상인 방사선사 근무자 5 명에게 모든 검사 영상을 Blind하게 제시한 후 판독에 미치지 않은 범위에서 영상 모두를 점수로 표기하게 하였다. 표기된 점수는 합산하여 평균합계로 나타내었다(Table 3, 4, 5).

SID거리 100, 150, 180 cm에서 Software Program인 Simgrid와, Smartgrid를 사용한 영상이 4점에 가까운 영상을 획득하였고, 고식적 Hardware Grid를 사용한 영상의 화질평가도 모든 구간에서 3점 이상의 점수를 획득하였으며 영상이 진단 가치가 있는 영상으로 나타났다.

4. 고 찰

현대의학의 발전함에 따라 영상의학의 검사법에 대한 방법도 여러 가지로 발전되었으며, 장비의 발전도 이루어지고 있다. DR 시스템으로 IDR (Amorphous-Si), DDR (Amorphous-Se) 등의 장비의 발전과 더불어 새로운 Program의 개발로 휴대용 Grid를 사용하지 않아도 Scatter Radiation에 의해 발생하는 Contrast 저하를 보상하여 선명한 품질의 영상을 제공해주며, 휴대용 그리드를 사용하는 경우에 대비하여, 검사 과정이 간편하여 사용 편의성을 높여준다. 하지만 Sprague Dawley Rat의 실험연구에서 Moire Artifact를 제거하기 위해 사용되어지는 Grid Suppression Software가 영상 처리 과정에서 원본 데이터의 변형을 일으켜 임상영상의 미세병변의 손실과 형태학적인 변화가 발생하고 있음을 실험을 통해 증명하였듯[10], Grid program을 사용하면 Histogram에서 영상에 불필요한 산란선을 제거하고 휴대용 Grid를 사용할 때 생기는 아티팩트가 없어 영상의 손실이 없다. 하지만 낮은 Signal의 해부학적 구조물과 병변은 손실의 가능성이 있다는 연구 결과가 있다. 그래서 본 연구는 두꺼운 Cranial Bone과 작은 Orbit 내 병변 및 구조물을 동시에 볼 수 있는 Skull 촬영을 검사 부위로 설정하여 고식적 Hardware Grid의 사용과, Software Grid, Non-Grid의 영상을 분석하여 각 실험의 유용성을 평가하고자 하였다. 현재 본원에서는 Software Grid와 Non-Grid 방식의 검사법을 이용하여 Skull 검사를 진행하고 있고, 이 방식으로 기존의 검사 조건 77 kVp 25 mAs 보다 10% 낮은 kVp와 20% 낮은 mAs로 보다 낮은 선량으로 진행하지만 고식적 Hardware Grid를 사용했을 때의 영상과 유용성 차이를 알아보기 위해 위 연구를 진행하였다.

저자 안의 논문에 따르면 소아 Skull 검사 시 Gird를 사용하지 않고도 유용한 결과 값을 얻었다는 연구 결과가 있는데[9], 본 논문은 70 kVp 이상의 검사가 필요한 성인 Skull의 검사를 대상으로 연구하였기에 검사의 적용 방법이 다르지만, Software의 발전으로 Hardware Grid를 사용하지 않고도 유용한 영상을 얻을 수 있었다는 공통점이 있다.

또한 저자 정 등의 논문에 따르면, 소아 흉부 검사 시 Grid를 사용하면서 SID 100 cm과 180 cm을 비교 평가하였을 때 100 cm에서 180 cm보다 영상 평가에서 유용한 영상을 얻어 180 cm에서 흉부 촬영해야 한다는 고정관념과 산란선이 많이 발생하지 않는 소아 검사 시 Grid를 반드시 사용해야 하는 이론적 관념 변화에 빗대어[8], 식품의약품안전처에서는 표준거리 100 cm에서 Grid를 사용하고 Skull AP촬영을 해야한다고 Guideline을 제공하고 있다[11]. 하지만 본 논문에서 실제로 영상 평가 180 cm에서 Grid를 사용하는 것이 가장 좋은 영상 평가를 얻었고, 100 cm에서는 Software Grid Program을 사용한 영상의 평가가 Grid를 사용하는 것보다 좋은 영상 평가를 얻어 Artifact의 제거와 선량 감소, 촬영시간 단축 부분에서 유용한 평가를 얻을 수 있었다. 따라서 Grid 사용이나, SID의 조정 등 여러 가지 사항을 고려하여 검사를 시행해야 할 것으로 사료된다.

5. 결 론

본 연구는 Hardware Grid, Software Grid, Non-Grid의 영상을 비교분석하여 그 유용성을 알아보았고 다음과 같은 결론을 얻었다. 각 SID의 변화에 따라 가장 낮은 선량과 가장 높은 평가점수를 얻은 Software Grid의 사용이 그 유용성을 입증하였지만, 180 cm의 이상의 검사에서는 환자의 체격이나 상태에 따라 Hardware Grid를 사용하는 것이 더 적절한 영상을 얻을 수 있을 거라 사료된다. 이는 각 병원의 특성에 따라 충분히 변화적용이 가능할 것으로 보인다.

참고문헌

1. Ahn H. 2013. Digital Radiography. *Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing* **33**(1):80-95.
2. Sandborg M, Dance DR, Alm Carlsson G and Persliden J. 1993. The choice of anti-scatter grids in diagnostic radiology: the optimization of image quality and absorbed dose. Linköping University Electronic Press.
3. Wang J and Huang HK. 1994. Film digitization aliasing artifacts caused by grid line patterns. *IEEE Transactions on medical Imaging* **13**(2):375-385. https://doi:10.1109/42.293930.
4. Huh J, Kim CK, Lee IJ, Shin WS, Park JC, Kang HS and Ahn BS. 1988. A study on the effect of rare earth screen Filter. *Journal of Radiological Science and Technology* **11**(1):17-23.
5. Bernhardt TM, Rapp-Bernhardt U, Hausmann T, Reichel G, Krause

UW and Doehring W. 2000. Digital selenium radiography: anti-scatter grid for chest radiography in a clinical study. *The British Journal of Radiology* **73**(873):963-968. https://doi.org/10.1259/bjr.73.873.11064649.
6. Samei E, Lo JY, Yoshizumi TT, Jesneck JL, Dobbins JT, Floyd Jr CE ... and Ravin CE. 2005. Comparative scatter and dose performance of slot-scan and full-field digital chest radiography systems. *Radiology* **235**(3):940-949.
7. Chan HP, Lam KL and Wu Y. 1990. Studies of performance of antiscatter grids in digital radiography: Effect on signal-to-noise ratio. *Medical Physics* **17**(4):655-664. https://doi.org/10.1148/radiol.2353040516.
8. Jeung SH, Han BH and Jung HR. 2017. Evaluation of image quality when using grid during child chest x-ray examination. *Journal of Radiological Science and Technology* **40**(3):371-376. https://doi.org/10.17946/JRST.2017.40.3.03.
9. Ahn BJ. 2017. A study on Dose Reduction in infant Skull Radiography. *Journal of the Korean Society of Radiology* **11**(5):387-392. https://doi.org/10.7742/jksr.2017.11.5.387.
10. Lee SH. 2018. Comparison of Images Using Optimized Grid and Images Using Grid Supperession Software in the Diagnosis of Micro Lesions. *Journal of Radiological Science and Technology* **41**(2):149-155. https://doi.org/10.17946/JRST.2018.41.2.149.
11. Wang JH. 2014. Standard shooting technique in radiology examination (general shooting), Ministry of Food and Drug Safety, pp. 27, 57-58.
12. ICRP, 1991 1990 Recommendations of the International C ommission on Radiological Protection. Publication 60, Annals of the ICRP, Pergamon Press, Oxford, pp. 21.