

Evaluation of Virtual Grid Software (VGS) Image Quality for Variation of kVp and mAs

Chang-gi Kong*

Department of Radiological Science, Wonkwang Health Science University

Received: October 17, 2023. Revised: October 30, 2023. Accepted: October 31, 2023.

ABSTRACT

The purpose of this study is to evaluate the effectiveness of virtual grid software (VGS). The purpose of this study is to evaluate the changes in energy and object thickness by dividing the use of VGS into two cases (Without-VGS) without using a movable grid. We attempted to determine the effectiveness of VGS by acquiring images using a chest phantom and a thigh phantom and analyzing SNR and CNR.

In the chest phantom and femoral phantom, the tube flow was fixed at 2.5 mAs, and the tube voltage was changed by 10 kVp from 60 to 100 kVp to measure SNR and CNR, and SNR was about 1.09 to 8.86% higher in the chest phantom than in Without-VGS, and CNR was 4.18 to 14.56% higher in the VGS than in Without-VGS. And in the femoral phantom, SNR was about 9.78 to 18.05% higher in VGS than in Without-VGS, and CNR was 21.07 to 44.44% higher in VGS than in Without-VGS. The tube voltage was fixed at 70 kVp in the chest phantom and the femoral phantom, and the amount of tube current was changed at 2.5 to 16 mAs, respectively, and after X-ray irradiation, SNR and CNR were measured in the chest phantom, which was about 1.49 to 11.11% higher in VGS than in Without-VGS, and CNR was 4.76 to 13.40% higher in VGS than in Without-VGS. And in the femoral phantom, SNR was about 2.22 to 17.38% higher in VGS than in Without-VGS, and CNR was 13.85 to 40.46% higher in VGS than in Without-VGS.

Therefore, if an inspection is required with a mobile X-ray imaging device, it is believed that good image quality can be obtained by using VGS in an environment where it is difficult to use a mobile grid, and it is believed that the use of mobile X-ray devices can be increased.

Keywords: VGS(Virtual Grid Software), Without-VGS, Signal-to-Noise Ratio, Contrast-to-Noise Ratio

I. INTRODUCTION

일반촬영실에서 X선 촬영장치로 환자의 검사 부위를 촬영할 때 Bucky Table이나 Bucky Stand를 이용하여 촬영을 하는데 검사 자세가 용이하지 않을 때는 그리드를 이용하여 촬영을 한다. 또한 응급실, 중환자실, 병실, 수술실 그리고 회복실에서 침대 이동이 제한된 환자나 응급으로 검사를 하여야 하는 환자의 경우 이동형 X선 장비로 이동형 그리드를 이용하여 촬영을 한다. 이동형 장치로 흉부 촬영을 할 경우 영상획득 장치 위에 그리드를 환자 등 밑

에 넣어 촬영을 하는데 환자 등 밑에 있는 영상획득 장치와 그리드의 중심선이 잘 맞지 않을 경우나 환자가 비스듬히 누워 있는 경우 영상획득 장치에 이동형 그리드가 정확히 밀착이 안되어 cutoff가 발생할 수 있으며, X선과 그리드의 중심선이 맞지 않아 cutoff 발생하여 이미지에 영향을 줄 수 있다^[1].

X선관에서 발생한 X선은 피사체를 투과 후 영상획득 장치인 검출기 또는 Image Plate (IP)를 이용하여 영상을 획득하는데 피사체에서 발생하는 산란선은 영상의 질을 저하시키는 요인이 된다^[2]. 그리드는 산란선을 제거하여 영상의 대조도를 향상하

*Corresponding Author: Chang-gi Kong

E-mail: changi26@naver.com

Tel:063-840-1234

Address: • Department of Radiological Science, Wonkwang Health Science University, 514 Iksan-Daero, Iksan-si, Jeollabuk-do

는 목적으로 사용된다³⁾. 그리드를 사용하면 산란선을 감소시킬 수 있는 장점이 있으나 1차선도 일부 흡수되어 그리드를 사용하지 않을 때보다 노출조건이 증가 되어 환자의 피폭이 증가하는 단점도 있다⁴⁾. 그리드는 피사체가 얇은 부위에는 사용하지 않고, 피사체의 두께가 두꺼운 부위에 사용하는 데 두께가 두꺼우면 산란선의 양도 증가된다⁵⁾.

이러한 단점 때문에 환자의 피폭을 줄이면서 그리드를 사용하지 않고 기존의 그리드의 성능을 대신하여 영상의 질을 개선할 수 있는 Virtual Grid Software (VGS)가 개발되어 사용되고 있다.

VGS의 영상처리 알고리즘은 영상으로 대조도 개선 과정의 산란선 추정단계와 그리드 효과 계산 단계, 입상성 개선 과정의 노이즈 제거 단계를 거쳐 영상을 획득하게 된다⁶⁾.

이에 본 논문에서는 이동형 X선 촬영장치를 이용하여 이동형 그리드를 사용하지 않은 상태에서 Virtual Grid Software (VGS)를 사용할 때와 사용하지 않을 때(without-VGS)의 영상을 얻어 화질 및 특성을 파악하고 하였다. 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀을 이용하여 에너지 변화와 피사체에 두께 변화를 주어 영상을 획득하고, signal to noise ratio (SNR)과 contrast to noise ratio (CNR)을 분석하여 VGS의 유효성을 정량적으로 평가하여 그 유용성을 알아보고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 실험 장비

본 실험은 W 대학병원에서 보유한 장비로 이동형 X선 촬영 장비와 무선 검출기를 이용하였고, 소프트웨어인 가상 그리드는 이동형 X선 장비에서 제공하는 SimGrid를 이용하였다. 이동형 X선 촬영 장비는 AccE GM85(SAMSUNG HEALTHCARE, Korea) 모델을 이용하였다. 무선 검출기는 S4335-AW(SAMSUNG HEALTHCARE, Korea)로 검출기 크기는 (W × L × H) 460 × 384 × 15 mm, Effective Pixel Matrix는 (3,040 × 2,466), pixel pitch는 140 μm, High resolution은 ~ 3.57 lp/mm 이다.

2. 실험 방법

첫 번째 실험은 VGS를 사용할 때와 사용하지 않을 때로 나누어 각각 촬영하였다. 흉부 팬텀으로 source to image distance (SID)는 100 cm, 관전류량 2.5 mAs로 고정하고, 관전압을 10 kVp씩 변화하여 검사하였다. 관전압은 60, 70, 80, 90, 100 kVp로 10 kVp씩 증가하여 조사하여 SNR과 CNR을 산정하였다.

두 번째 실험은 VGS를 사용할 때와 사용하지 않을 때로 나누어 각각 촬영하였다. 대퇴부 팬텀으로 SID는 100 cm, 관전류량 2.5 mAs로 고정하고, 관전압을 10 kVp씩 변화하여 검사하였다. 관전압은 60, 70, 80, 90, 100 kVp로 10 kVp씩 증가하여 조사하여 SNR과 CNR을 산정하였다.

세 번째 실험은 VGS를 사용할 때와 사용하지 않을 때로 나누어 각각 촬영하였다. 흉부 팬텀으로 SID는 100 cm, 관전압을 70 kVp로 고정하고, 관전류량을 각각 변화하여 검사하였다. 관전류량은 2.5, 5, 10, 12.5, 16 mAs로 각각 조사하여 SNR과 CNR을 산정하였다.

네 번째 실험은 VGS를 사용할 때와 사용하지 않을 때로 나누어 각각 촬영하였다. 대퇴부 팬텀으로 SID는 100 cm, 관전압을 70 kVp로 고정하고, 관전류량을 각각 변화하여 검사하였다. 관전류량은 2.5, 5, 10, 12.5, 16 mAs로 각각 조사하여 SNR과 CNR을 산정하였다.

3. 분석 방법

의료영상표준 digital imaging and communications in medicine (DICOM) 3.0 파일을 이미지 분석하기 위한 윈도우용 소프트웨어(Image J 1.53t, National Institutes of Health, USA)를 사용하여 영상을 분석하였다. 영상 신호를 수치적으로 확인한 후 평균 신호 값과 표준편차 값을 측정하여 분석하였다.

4. 평가 방법

본 연구에서 영상 평가를 위한 지표를 알아보기 위해 Image J 프로그램을 이용하여 영상의 배경과 관심영역의 신호를 수치적으로 획득하여 SNR과

CNR를 계산하였다.

SNR과 CNR이 높을수록 잡음에 대한 신호와 대조도가 높은 것으로 평가되고 있다. SNR은 영상의 질을 정하는 값으로 신호대 잡음비가 클수록 영상의 질이 우수하다. SNR을 구하는 방법은 다음 Eq. (1)과 같으며 관심영역 전체의 표준편차로 배경 신호강도 평균값에서 관심영역 신호강도 평균값의 차를 나누어 SNR을 계산하였다.

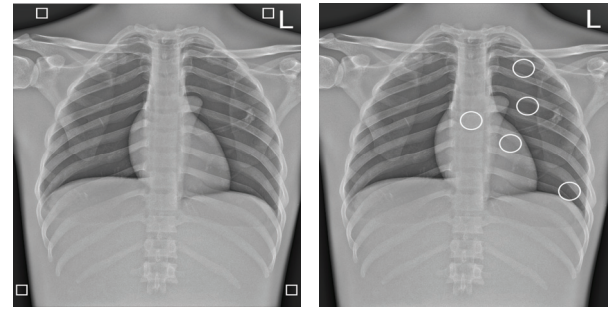
$$SNR = \frac{Background SI_{Avg} - ROI SI_{Avg}}{ROI SD} \quad (1)$$

CNR은 주변잡음에 대한 관심영역의 대조도를 나타내는 값으로 Eq. (2)과 같으며 배경 평균 신호값에서 관심영역 평균 신호값의 차를 구한 다음 배경의 표준편차와 관심영역의 표준편차를 구하여 더한 값으로 나누어 CNR을 계산하였다.

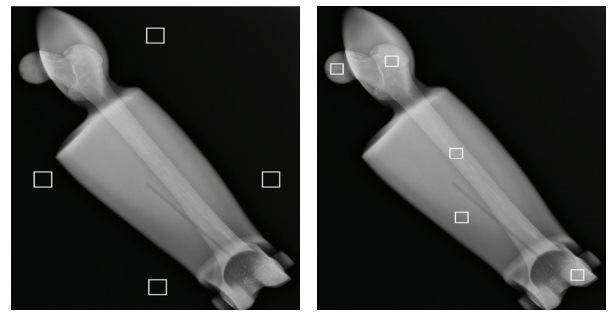
$$CNR = \frac{Background SI_{Avg} - ROI SI_{Avg}}{\sqrt{Background SD^2 + ROI SD^2}} \quad (2)$$

흉부 팬텀에서 배경(background)에 대한 측정 방법은 Fig. 1과 같이 흉부 팬텀의 밖의 배경이 되는 지점에서 1시, 5시, 7시, 11시 방향의 4개 지점을 설정하였고, 대퇴부 팬텀에서 배경에 대한 측정 방법은 Fig. 2와 같이 대퇴부 밖의 배경이 되는 지점에서 12시, 3시, 6시, 9시 방향의 4개 지점에서 평균 신호 값과 표준편차 값을 측정하였다.

흉부 팬텀에서 관심영역 region of interest (ROI)의 측정 방법은 Fig. 1과 같이 갈비뼈 중복이 없는 폐첨부 1개 지점, 갈비뼈의 중복이 없는 쪽 폐중간부위 중심으로 1개 지점, 늑골횡격막각 부위의 1개 지점, 심장에서 1개 지점, 종격동의 중심에서 1개 지점 영역을 대상으로 총 5개 지점에서 신호 값을 측정하였고, 대퇴부 팬텀에서 관심영역의 측정 방법은 Fig. 2와 같이 대퇴골두의 중심부위 1개 지점, 대전자의 중심부위 1개 지점, 대퇴골의 중심부위 1개 지점, 내측광근의 중심부위 1개 지점, 대퇴골 외측과 1개 지점의 영역을 대상으로 총 5개 지점에서 신호 값과 표준편차 값을 측정하였다.



(a) Background (b) Foreground
Fig. 1. ROI measurement value of chest phantom.



(a) Background (b) Foreground
Fig. 2. ROI measurement value of femur phantom.

III. RESULT

1. 흉부 팬텀에서 VGS와 without-VGS의 관전압 변화에 대한 SNR 및 CNR에 대한 측정값

VGS와 without-VGS의 관전압 변화에 대한 SNR과 CNR을 평가하기 위한 방법으로 흉부 팬텀을 이용하였다. 관전류량은 2.5 mAs로 고정하고, 관전압을 60 ~ 100 kVp에서 10 kVp 씩 변화하여 X선 조사한 후 SNR과 CNR을 측정하였다. SNR과 CNR의 측정 결과는 Table 1과 Fig. 3, 4와 같다.

설정된 5가지의 모든 ROI에서 VGS의 SNR은 60 ~ 80 kVp에서 점차 감소하다가 90 ~ 100 kVp 증가하였고, without-VGS의 SNR은 60 ~ 90 kVp에서 점차 감소하다가 100 kVp에서 증가하였다.

관전압 60 kVp에서 VGS의 SNR은 Without-VGS보다 1.87% 낮게 나타났지만, 70 ~ 100 kVp에서는 VGS의 SNR이 Without-VGS보다 약 1.09 ~ 8.86% 높게 나타났다. VGS와 Without-VGS의 CNR은 60

~ 80 kVp에서 점차 감소하다가 90 kVp에서 증가를 하였지만, 100 kVp에서 다시 감소하였다. VGS의 CNR이 Without-VGS 보다 4.18 ~ 14.56% 높게 나타났다.

Table 1. Measurements of SNR and CNR for kVp changes of VGS and Without-VGS in chest phantom

	VGS		Without-VGS	
	SNR	CNR*10	SNR	CNR*10
60 kVp	-2.67	-8.07	-2.62	-8.10
70 kVp	-2.74	-8.61	-2.77	-8.97
80 kVp	-2.78	-9.03	-2.88	-9.70
90 kVp	-2.71	-8.86	-2.95	-10.15
100 kVp	-2.70	-9.12	-2.85	-9.81

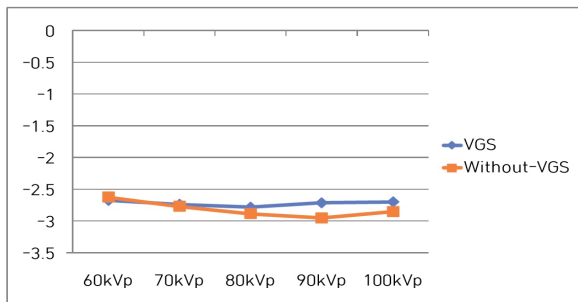


Fig. 3. Measurement value for SNR to the kVp changes VGS and Without-VGS in the chest phantom.

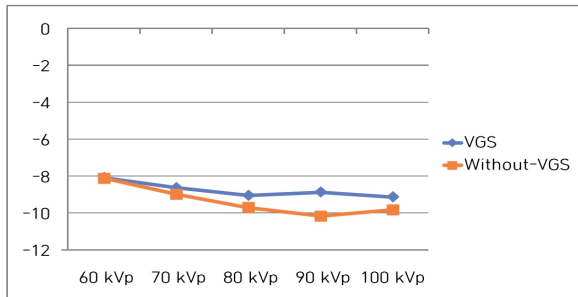


Fig. 4. Measurement value for CNR to the kVp changes VGS and Without-VGS in the chest phantom.

2. 대퇴부 팬텀에서 VGS와 without-VGS의 관전압 변화에 대한 SNR 및 CNR에 대한 측정값

VGS와 without-VGS의 관전압 변화에 대한 SNR과 CNR을 평가하기 위한 방법으로 대퇴부 팬텀을 이용하였다. 관전류량은 2.5 mAs로 고정하고, 관전

압을 60 ~ 100 kVp에서 10 kVp 씩 변화하여 X선 조사한 후 SNR과 CNR을 측정하였다. SNR과 CNR의 측정 결과는 Table 2와 Fig. 5, 6과 같다.

설정된 5가지의 모든 ROI에서 60 ~ 100 kVp, 2.5 mAs에서 VGS가 without-VGS보다 SNR과 CNR이 높게 나타났다. SNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 약 9.78 ~ 18.05% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 21.07 ~ 44.44% 높게 나타났다. 그러나 VGS와 without-VGS에서 관전압이 높아질수록 SNR과 CNR이 감소하였다.

Table 2. Measurements of SNR and CNR for kVp changes of VGS and Without-VGS in femur phantom

	VGS		Without-VGS	
	SNR	CNR*10	SNR	CNR*10
60 kVp	-6.01	-2.42	-6.61	-2.95
70 kVp	-6.75	-3.18	-7.41	-3.85
80 kVp	-6.70	-3.18	-7.91	-4.55
90 kVp	-6.98	-3.55	-8.14	-4.97
100 kVp	-7.32	-4.03	-8.39	-5.48

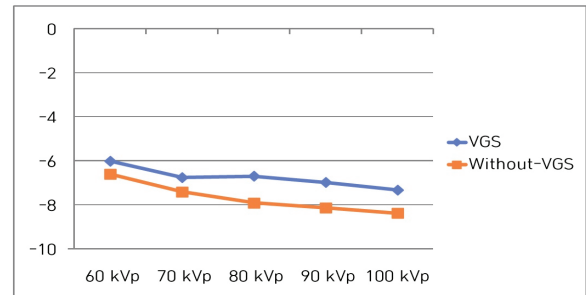


Fig. 5. Measurement value for SNR to the kVp changes VGS and Without-VGS in the femur phantom.

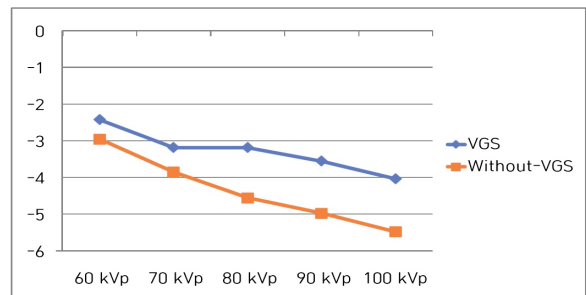


Fig. 6. Measurement value for CNR to the kVp changes VGS and Without-VGS in the femur phantom.

3. 흉부 팬텀에서 VGS와 without-VGS의 관전류량 변화에 대한 SNR 및 CNR에 대한 측정값

VGS와 without-VGS의 관전류량 변화에 대한 SNR과 CNR을 평가하기 위한 방법으로 흉부 팬텀을 이용하였다. 관전압은 70 kVp로 고정하고, 관전류량은 2.5 ~ 16 mAs에서 각각 변화하여 X선 조사한 후 SNR과 CNR을 측정하였다. SNR과 CNR의 측정 결과는 Table 3과 Fig. 7, 8과 같다.

설정한 5가지의 모든 ROI에서 2.5 ~ 16 mAs, 70 kVp에서 VGS가 without-VGS보다 SNR과 CNR이 높게 나타났다. SNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 약 1.49 ~ 11.11% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 4.76 ~ 13.40% 높게 나타났다. VGS와 without-VGS에서 관전류량이 높아질수록 SNR과 CNR이 증가하였다.

4. 대퇴부 팬텀에서 VGS와 without-VGS의 관전류량 변화에 대한 SNR 및 CNR에 대한 측정값

VGS와 without-VGS의 관전류량 변화에 대한 SNR과 CNR을 평가하기 위한 방법으로 대퇴부 팬텀을 이용하였다. 관전압은 70 kVp로 고정하고, 관전류량은 2.5 ~ 16 mAs에서 각각 변화하여 X선 조사한 후 SNR과 CNR을 측정하였다. SNR과 CNR의 측정 결과는 Table 4와 Fig. 9, 10과 같다

설정한 5가지의 모든 ROI에서 2.5 ~ 16 mAs, 70 kVp에서 VGS가 without-VGS보다 SNR과 CNR이 높게 나타났다. SNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 약 2.22 ~ 17.38% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 13.85 ~ 40.46% 높게 나타났다. VGS와 without-VGS에서 관전류량이 높아질수록 SNR과 CNR이 증가하였다.

Table 3. Measurements of SNR and CNR for mAs changes of VGS and Without-VGS in chest phantom

	VGS		Without-VGS	
	SNR	CNR*10	SNR	CNR*10
2.5 mAs	-2.74	-8.61	-2.78	-9.02
5 mAs	-2.64	-8.27	-2.77	-8.97
10 mAs	-2.26	-7.21	-2.46	-8.04
12.5 mAs	-2.01	-6.42	-2.23	-7.28
16 mAs	-1.71	-5.48	-1.90	-6.12

Table 4. Measurements of SNR and CNR for mAs changes of VGS and Without-VGS in femur phantom

	VGS		Without-VGS	
	SNR	CNR*10	SNR	CNR*10
2.5 mAs	-6.72	-3.15	-7.38	-3.82
5 mAs	-6.27	-2.71	-7.36	-3.81
10 mAs	-6.06	-2.74	-6.67	-3.48
12.5 mAs	-5.67	-2.60	-6.10	-3.13
16 mAs	-4.95	-2.31	-5.06	-2.63

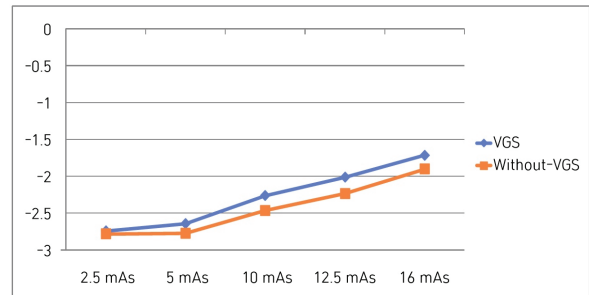


Fig. 7. Measurement value for SNR to the mAs changes VGS and Without-VGS in the chest phantom.

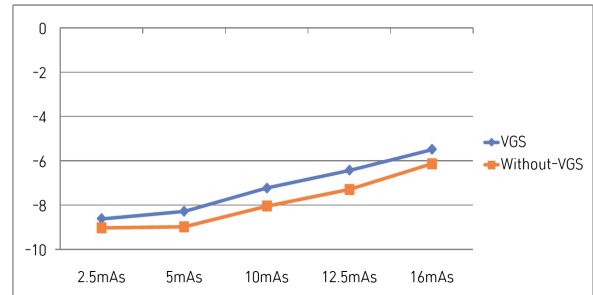


Fig. 8. Measurement value for CNR to the mAs changes VGS and Without-VGS in the chest phantom.

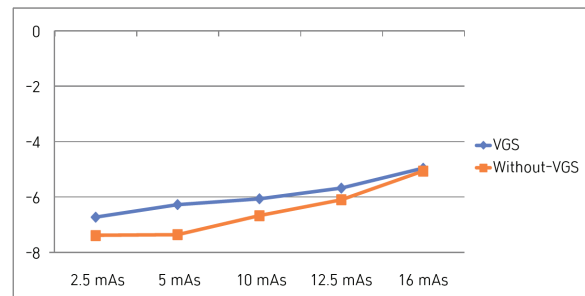


Fig. 9. Measurement value for SNR to the mAs changes VGS and Without-VGS in the femur phantom.

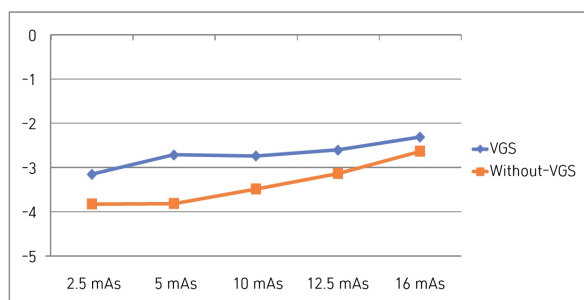


Fig. 10. Measurement value for CNR to the mAs changes VGS and Without-VGS in the femur phantom.

IV. DISCUSSION

현대 의학과 의료 장비의 지속적인 발전으로 영상의 질은 좋으면서 방사선 피폭을 줄이기 위한 연구가 지속적으로 이루어지고 있다. X선이 피사체 조직을 통과할 때 조직 내의 물질과 상호작용 중에서 콤프턴 효과가 기인하는데 콤프턴 효과로 인해 발생된 산란선이 X선 영상획득 장치에 도달할 확률이 높아 흐림현상을 발생시켜 화질의 대조도를 저하시키며, 영상잡음을 초래하고 영상의 화질 저하를 유발한다^[7]. 산란선을 제거하기 위해 그리드를 사용하지만 이로 인해 촬영조건이 증가하여 환자의 방사선 피폭 증가한다^[4]. 영상의 질에 영향을 미치는 산란선을 제거하기 사용되는 그리드는 피사체와 영상획득 장치인 검출기 또는 IP (Image Plate) 사이에 위치하여 사용하고 있다. 일반촬영실에서 X선 촬영장치로 환자의 검사 부위를 촬영할 때 Bucky Table이나 Bucky Stand을 이용하여 촬영을 하는데 검사 자세가 용이하지 않을 때는 그리드를 이용하여 촬영을 하거나, 이동형 X선 장치로 촬영을 해야 하는 경우 이동형 그리드를 사용하고 있다.

이러한 단점 때문에 환자의 피폭을 줄이면서 이동형 그리드를 사용하지 않고 기존의 그리드의 성능을 대신하여 영상의 질을 개선할 수 있는 Virtual Grid Software (VGS)가 개발되어 사용되고 있다^[5].

이에 본 논문에서는 이동형 X선 촬영장치를 이용하여 이동형 그리드를 사용하지 않은 상태에서 Virtual Grid Software (VGS)를 사용할 때와 사용하지 않을 때(without-VGS)의 영상을 얻어 화질 및 특성을 파악하고 하였다. 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀을

이용하여 에너지 변화와 피사체에 두께 변화를 주어 영상을 획득하고, SNR과 CNR을 분석하고, VGS의 유효성을 정량적으로 평가하여 그 유용성을 알아보려고 하였다.

N. Abela 등에 의하면 피사체의 두께가 12 cm 이상에서 70 kVp 이상으로 그리드를 사용하면 영상의 질이 향상 된다는 보고가 있다^[8]. 일반적으로 두께가 얇은 부위는 그리드 사용을 하지 않고 피사체의 두께가 두꺼운 부위(머리, 흉부, 복부, 척추부, 골반, 대퇴부)를 촬영할 때 그리드를 사용하는데 본 연구에서는 이동형 그리드 대신으로 사용하는 가상 그리드 소프트웨어를 이용하여 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀으로 연구하였다.

측정 결과 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀을 이용하여 관전류량은 2.5 mAs로 고정하고 관전압 60 ~ 100 kVp으로 증가했을 경우 흉부 팬텀에서 관전압 60 kVp에서 VGS의 SNR은 Without-VGS보다 1.87% 낮게 나타났다. 70 ~ 100 kVp에서는 VGS의 SNR이 Without-VGS 보다 약 1.09 ~ 8.86% 높게 나타났다. VGS와 Without-VGS의 CNR은 60 ~ 80 kVp에서 점차 감소하다가 90 kVp에서 증가를 하였지만, 100 kVp에서 다시 감소하였다. VGS의 CNR이 Without-VGS 보다 4.18 ~ 14.56% 높게 나타났다.

본 연구에서 관전류량을 고정하고 관전압을 증가시키면 SNR과 CNR 값이 낮아지는데 이는 대조도의 영향으로 판단된다. VGS에서의 SNR의 변동 폭은 1.37로 Without-VGS 4.01보다 낮게 나타났고, VGS에서의 CNR의 변동 폭은 4.30으로 Without-VGS 9.55보다 낮게 나타났는데, VGS에서 관전압 증가에 대한 변동 폭이 작은 이유는 VGS 영상처리의 알고리즘으로 인해 나타나는 현상이라고 판단된다.

또한 흉부 팬텀보다 두께가 조금 더 얇은 대퇴부 팬텀에서의 SNR과 CNR 값의 변동 폭이 크게 나타났는데 이는 두께 차이가 다른 팬텀의 투과도 차이에 의한 것으로 사료된다.

흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀을 이용하여 관전압은 70 kVp로 고정하고 관전류량은 2.5 ~ 16 mAs로 증가 했을 경우 SNR과 CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 모두 높게 측정되었다. 선행 논문의 고찰

로 B. K. Cha 등에 의하면 저선량에서 고선량으로 증가 시 SNR 값이 높다^[10]고 보고되고 있는데, 본 연구에서도 Without-VGS와 VGS에서 선량이 높아짐에 따라서 SNR이 높아짐을 확인할 수 있었다. 또한 흉부 팬텀보다 두께가 조금 더 얇은 대퇴부 팬텀에서의 SNR과 CNR 값의 변동 폭이 크게 나타났다. 이는 두께 차이에 따른 선량 변화에 의한 것으로 사료된다.

소아나 어린 아동은 노출 체적(질량)에서 산란선의 발생이 상대적으로 낮으므로 그리드 사용이 필요 없다. 그리드 사용을 피함으로써 과한 환자 선량을 예방할 수 있다고 보고되고 있다^[11]. 이러한 소아나 어린 아동의 경우 이동형 X선 장치를 이용하여 촬영할 경우 VGS를 이용하면 더 나은 영상의 화질을 얻을 수 있어 유용하게 사용될 것으로 판단된다. 또한 이동형 X선 촬영장치로 검사를 해야 하는 경우 이동형 그리드를 사용하기 어려운 환경에서 환자마다 신체 두께가 다르지만 비만 환자를 제외한 경우 관전압 70 kVp 이상에서 관전류량을 조절하여 VGS를 이용하면 더 나은 영상의 화질을 얻을 수 있어 유용하게 사용될 것으로 판단된다.

Table 1, 2 그리고 3에서 CNR 값이 소수점 이하 한자리수 값을 나타내서 10을 곱하여 계산을 하였고, Table 4에서 CNR 값이 소수점 이하 두자리수 값을 나타내서 100을 곱하여 계산을 하였다.

본 연구는 하나의 장비와 장비에서 제공하는 프로그램으로 연구하였는데 다른 가상 그리드 소프트웨어와 비교 연구를 하지 않은 단점을 가지고 있다. 조금 더 객관적인 결과를 도출하기 위해 다른 회사에서 제공하는 가상 그리드 소프트웨어를 이용한 연구가 필요할 것을 판단된다. 또한 선량측정을 하지 않아 피폭에 대한 연구를 하지 않은 단점을 가지고 있다. 향후 이동형 그리드와 가상 그리드 소프트웨어를 비교한 연구와 다양한 부위의 두께의 데이터를 검증하면 방사선 진단 영역에 유용하게 사용될 것으로 판단된다.

V. CONCLUSION

이동형 그리드를 사용하지 않는 상태에서 Virtual Grid Software (VGS)를 사용할 때와 사용하지 않을

때(without-VGS)로 구분하였다. 에너지와 피사체 두께에 변화를 주어 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀 영상을 획득하여 SNR과 CNR을 측정하여 검출기의 화질 및 특성을 파악한 결과 다음과 같은 결론을 도출하였다.

피사체 두께 변화에 따른 SNR과 CNR을 측정한 결과 흉부 팬텀과 조금 두께가 얇은 대퇴부 팬텀을 촬영 하였을 때 SNR과 CNR은 VGS에서 높게 나타났다음을 확인할 수 있었다. 관전압과 관전류량 변화에서도 SNR과 CNR은 VGS에서 높게 나타났다음을 확인할 수 있었다. 그러나 저관전압에서 고관전압으로 갈수록 without-VGS와 VGS의 SNR과 CNR은 점차적으로 감소하였다. 저선량에서 고선량으로 갈수록 without-VGS와 VGS의 SNR과 CNR은 점차적으로 증가하였다.

그러므로 이동형 X선 촬영 장치로 촬영할 때 VGS를 사용함으로써 보다 나은 영상의 화질을 얻을 수 있어 검사에 유용하게 사용될 것으로 판단된다.

Acknowledgement

본 연구는 2023년 원광보건대학교 교내연구비 지원으로 수행되었음.

Reference

- [1] E. E. Christensen, K. W. Bull, J. E. Dowdey, "Grid Cutoff with Oblique Radiographic Techniques", *Medline*, Vol. 111, No. 2, pp. 473-474, 1974. <https://doi.org/10.1148/111.2.473>
- [2] Amit Jain, Daniel R Bednarek, Stephen Rudin, "Scatter reduction for high resolution image detectors with a region of interest attenuator", *Proceedings of SPIE, the International Society for Optical Engineering*, Vol. 9033, No. 3, p. 64, 2014. <https://doi.org/10.1117/12.2043061>
- [3] R. Rana, A. Jain, A. Shankar, D. R. Bednarek, S. Rudin, "Scatter estimation and removal of anti-scatter grid line artifacts from anthropomorphic head phantom images taken with a high resolution image detector", *Proceedings of SPIE, the International Society for Optical Engineering*, Vol. 2016, No. 9783, pp. 64, 2016. <https://doi.org/10.1117/12.2216833>

- [4] J. Partridge, G. McGahan, S. Causton, M. Bowers, M. Mason, M. Dalby, A. Mitchell, "Radiation dose reduction without compromise of image quality in cardiac angiography and intervention with the use of a flat panel detector without an antiscatter grid", *Heart*. Vol. 92, No. 4, pp. 507-510, 2006. <http://dx.doi.org/10.1136/hrt.2005.063909>
- [5] T. Kawamura, E. Naito, Y. Okano, "Improvement in Image Quality and Workflow of X-Ray Examinations using a New Image Processing Method, "Virtual Grid Technology", *Fuji Film Research & Development*, Vol. 2015, No. 60, pp. 21-27, 2015.
- [6] Yang Hyun-jin, "A Study on the Quality and Dose of images by Applying GLE(Grid-Like Effect) Algorithm to Remove Scattering Rays in Digital Radiography Systems", Department of Medicine, Graduate School, Eulji University, pp. 9-22, 2020.
- [7] D. Oborska-Kumaczyńska, S. Wiśniewska-kubka, "Analog and digital systems of imaging in roentgenodiagnosics", *Polish journal of radiology*, Vol. 75, No. 2, pp. 73-81, 2010.
- [8] N. Abela, J. Guilherme Couto, F. Zarb, D. Mizzi, "Evaluating the use of anti-scatter grids in adult knee radiography", *Radiography*, Vol. 28, No. 3, pp. 663-667, 2022. <http://dx.doi.org/10.1016/j.radi.2022.05.004>
- [9] B. K. Cha, J. Y. Kim, Y. J. Kim, S. Yun, G. Cho, b H. K. Kim, C. W. Seo, S. Jeon, Y. Huh, "Design and image-quality performance of high resolution CMOS-based X-ray imaging detectors for digital mammography", *Journal of instrumentation*, Vol. 7, No. 4, pp. 4020, 2012. <http://dx.doi.org/10.1088/1748-0221/7/04/C04020>
- [10] P. L. Khong, H. Ringertz, V. Donoghue, D. Frush, M. Rehani, K. Appelgate, R. Sanchez, "ICRP PUBLICATION 121: Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology", *Annals of the ICRP*, Vol. 42, No. 2, pp. 1-63, 2013. <http://dx.doi.org/10.1016/j.icrp.2012.10.001>

관전압과 관전류량 변화에 대한 가상 그리드 소프트웨어(VGS) 화질평가

공창기*

원광보건대학교 방사선과

요 약

본 연구의 목적은 가상 그리드 소프트웨어(VGS)의 유효성을 평가하기 방법으로 이동형 그리드를 사용하지 않은 상태에서 VGS를 사용할 때와 사용하지 않을 때(Without-VGS)로 구분하여 에너지와 피사체 두께에 변화를 주고 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀을 이용하여 영상을 획득하고, SNR과 CNR을 분석하여 VGS의 유효성을 알아보려고 하였다.

흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀에서 관전류는 2.5 mAs로 고정하고, 관전압을 60 ~ 100 kVp에서 10kVp 씩 변화하여 X선 조사한 후 SNR과 CNR을 측정된 결과 흉부 팬텀에서 SNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 약 1.09 ~ 8.86% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 4.18 ~ 14.56% 높게 나타났다. 그리고 대퇴부 팬텀에서는 SNR이 Without-VGS 보다 VGS에서 약 9.78 ~ 18.05% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 21.07 ~ 44.44% 높게 나타났다. 흉부 팬텀과 대퇴부 팬텀에서 관전압을 70 kVp로 고정하고, 관전류량은 2.5 ~ 16 mAs에서 각각 변화하여 X선 조사한 후 SNR과 CNR을 측정된 결과 흉부 팬텀에서 SNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 약 1.49 ~ 11.11% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 4.76 ~ 13.40% 높게 나타났다. 그리고 대퇴부 팬텀에서는 SNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 약 2.22 ~ 17.38% 높게 나타났고, CNR은 Without-VGS 보다 VGS에서 13.85 ~ 40.46% 높게 나타났다. 결론적으로 Without-VGS 보다 VGS를 사용할 때 SNR과 CNR이 높게 나타났다. 그러므로 이동형 X선 촬영장치로 검사를 해야 하는 경우 이동형 그리드를 사용하기 어려운 환경에서 VGS를 사용함으로써 좋은 영상의 화질을 얻을 수 있어 검사에 유용하게 사용될 것으로 판단되고, 이동형 X선 장치의 활용성을 증대시킬 수 있을 것으로 판단된다.

중심어: VGS(가상 그리드 소프트웨어), Without-VGS, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	공창기	원광보건대학교 방사선과	교수