

# A Study on the Usefulness of VGR (Virtual Grid Role) Algorithm for Elevation of Image Quality in DR System

Hyun-Jin Yang<sup>1</sup>, Dong-Kyoon Han<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Namcheon Medical Center,

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Eulji University

Received: September 23, 2020. Revised: November 27, 2020. Accepted: November 30, 2020

## ABSTRACT

During X-ray examinations in the DR system, the scattered X-rays physically generated by the patient cause image blurring in poor quality. Although X-rays to increase the contrast of images, this increases the patient's exposure dose and is likely to result in grid induced artifacts. Therefore, the purpose of this study is obtain images similar to those of real-grid with non-grid level conditions using a VGR (Virtual Grid Role) algorithm that serves as a virtual grid. Comparing MTF, SNR and CNR of non-grid and VGR algorithm images obtained with 70% exposure conditions of real-grid images showed that the MTF0.5 differed from 0.265 to 0.350 and the MTF0.1 from 0.412 to 0.467 and the SNR, CNR were also different. In addition, comparing MTF, SNR and CNR of VGR algorithm and real-grid images showed that the MTF0.5 differed from 0.350 to 0.367 and the MTF0.1 from 0.467 to 0.483 and the SNR, CNR by little.

Keywords: Virtual grid role algorithm, Grid, Image quality, Improvement

## I. INTRODUCTION

1895년 뢰트겐 박사에 의해 X선이 발견된 이후 방사선은 질병의 진단 및 치료, 연구 등에서 많은 비중을 차지하고 있으며 의학 발전에 지대한 역할을 하고 있다. 하지만, 현대사회에서는 방사선으로 인한 피폭선량 문제가 지속적으로 제기되고 있으며 임상에서는 이에 대해 많은 관심을 가지고 있다. 특히, X선을 사용하는 진단 방사선 영역에서는 환자의 피폭선량을 줄이면서 동시에 질 좋은 영상을 구현해내는 연구가 필요하다<sup>1-4</sup>.

방사선이 인체에 조사되면 물질과 상호작용을 일으키기 되는데 이때 콤펙턴효과에 의해 산란선(Scattered Ray)이 발생된다. 산란선은 영상의 질 저하를 초래하여 이에 따라 환자에게 불필요한 선량을 주게 된다<sup>5-9</sup>. 이러한, 환자에 의해 물리적으로

발생한 산란선을 제거하고 영상의 대조도를 높이는 목적으로 임상에서는 보편적으로 격자(Grid)를 사용하게 되지만 이에 따라 촬영조건이 증가하게 되어 피폭선량 증가를 초래하게 되고 격자에 의한 Artifact가 생길 수도 있다<sup>10-19</sup>.

이에 본 연구에서는 DR System에서 격자를 사용하지 않고 Virtual Grid 역할을 하는 VGR (virtual grid role) 알고리즘을 적용하여 격자를 사용하지 않았을 때 (Non-grid)의 선량으로 격자를 사용했을 때 (Real-grid)와 유사한 질의 영상을 얻어내어 환자의 피폭선량을 줄이도록 하는데 목적이 있다.

## II. MATERIAL AND METHODS

### 1. VGR 알고리즘의 이론적 배경

인체에 X선이 입사하게 되면 그 두께에 따라 흡

\* Corresponding Author: Dong-Kyoon Han E-mail: handk@eulji.ac.kr  
Address: 553, Sanseong-daero, Sujeong-gu, Seongnam-si, Gyeonggi-do, Republic of Korea

수가 달라지고 이후 감쇠 효과가 나타나며 콤프턴 효과에 의해 발생된 산란선은 수식 (1)과 같이 입사된 X선의 강도와 물질 두께에 따른 흡수에 따라 다르게 나타난다는 이론을 기반으로 Virtual Grid 역할을 하는 VGR 알고리즘이 개발되었다.

$$I(t) = I_0 e^{-\int_0^t \mu dt} \quad (1)$$

$I_0$  : incident photon intensity  
 $\mu$  : water attenuation factor

산란선으로 인해 질이 저하된 영상에 대해 Fig. 1과 같이 VGR 알고리즘의 적용을 통해서 산란선의 영향을 감소시켜 격자를 사용한 영상과 유사한 질이 향상된 영상을 획득할 수 있다.

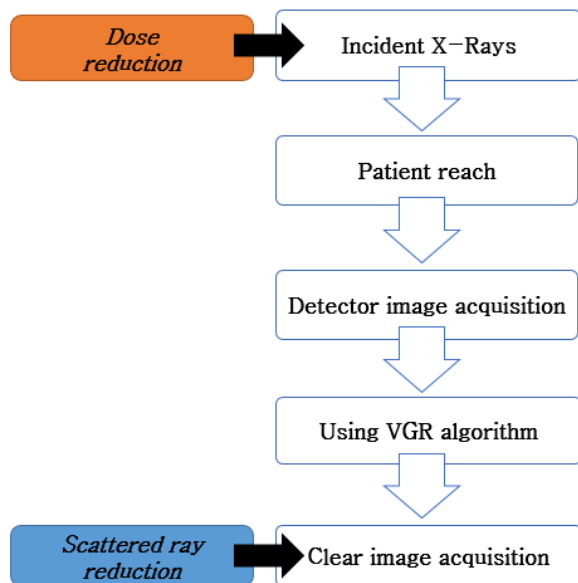


Fig. 1. VGR algorithm diagram.

VGR 알고리즘은 Fig. 2와 같이 처음 획득한 영상에 대조도 향상 과정(Elevation of Contrast)과 입상성 향상 과정(Elevation of Granularity)을 거쳐 질이 향상된 영상을 획득하게 된다.

대조도 향상 과정은 피사체의 두께에 따른 산란선을 추정(Scatter Estimation) 한 후 격자 효과 계산(Grid Effect Calculation)을 거쳐 피사체를 투과한 직후에 1차선과 산란선을 적절하게 추정하게 된다. 인체의 70%를 차지하는 물의 감쇠와 인체의 두께

에 따라 산란선을 추정할 수 있으며 물의 감쇠 계수  $\mu$ 는 에너지 영역에 따라 변하며 감쇠 정도는 광자 에너지에 반비례하고 물의 감쇠 계산은 kVp에 따라 다색 X선을 단색 X선으로 변환을 시키게 되는데 이때 평균 에너지로 수식 (2, 3)을 이용, 물의 감쇠를 계산하게 된다.

$$E_{mean} = (-0.0014 \times kVp^2) + (0.5501 \times kVp) + 8.2825 \quad (2)$$

$$Water_{attenuation} = (-0.0031 \times E_{mean}) + 0.3897 \quad (3)$$

이후 입상성 향상 과정을 통해 영상에서의 잡음을 제거(Noise Reduction) 하여 향상된 질의 영상을 얻게 된다.

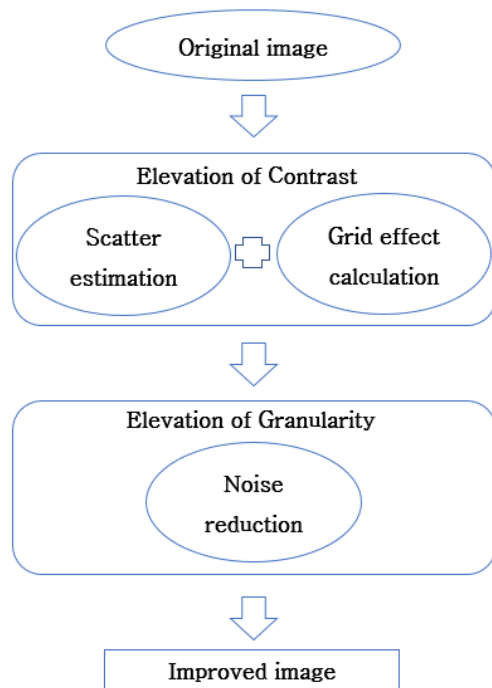


Fig. 2. VGR algorithm process.

X선 영상의 감쇠 또는 산란에 의해 디텍터에 도달하는 광자에 대한 수식은 (4)와 같다.

$$\begin{aligned}
 I &= I_o \times h \\
 I &= I_p + I_o \\
 h &= h_p \times h_s
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

- $I_o$  : incident photon intensity
- $I_p$  : primary photon intensity
- $h_p$  : primary ray component
- $h_s$  : scatter ray component

VGR 알고리즘에 적용된 수식은 (5)과 같다.

$$\begin{aligned}
 h_s &= c \times g \\
 c &= A \left(\frac{I_p}{I_o}\right)^\alpha \times \left(\ln\left(\frac{I_o}{I_p}\right)\right)^\beta \\
 g &= e^{-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2}{2\sigma_1^2}} + B e^{-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2}{2\sigma_2^2}}
 \end{aligned}
 \tag{5}$$

- $c$  : amplitude
- $g$  : gaussian function
- $\alpha$  : weighted scatter ray
- $\beta$  : weighted primary ray
- $\sigma_1, \sigma_2$  : noise

환자의 두께에 따른 격자 효과 계산에 쓰인 고정된 파라미터는 Table 1과 같다.

Table 1. Parameters according to patient thickness(P.T.).

P. T. (cm)	A	B	$\alpha$	$\beta$	$\sigma_1$	$\sigma_2$
$0 \leq T < 9$	$9.47 \times 10^{-5}$	2.20	$-\frac{0.13}{1}$	1.020	19.5	3.23
$9 \leq T < 27$	$1.10 \times 10^{-4}$	1.35	$-\frac{0.17}{3}$	0.978	21.3	2.95
$27 \leq T$	$2.05 \times 10^{-4}$	0.67	$-\frac{0.27}{0}$	0.421	21.2	2.52

## 2. 실험 방법

### 2.1 실험재료

#### 2.1.1 X선 발생장치 및 흉부 Phantom

본 연구에 사용된 X선 발생장치는 비정질 실리콘(CsI:TI) 기반의 직접 방식 디텍터(Rayence, Korea)를 장착하고 있으며 Detector의 한 Pixel은  $127 \mu\text{m}$ , 획득되는 영상은  $3328 \times 3328$  pixel로  $422.7 \text{ mm} \times 422.7 \text{ mm}$ 의 영역에 대한 영상을 획득할 수 있으며 격자의 비율은 12:1, 2301 ines/inch, 크기는  $460 \text{ mm} \times 460 \text{ mm}$ 이다.

또한, 연구에 사용된 흉부 Phantom은 202SPL (U.S.A) 모델이다.

### 2.2 화질 측정 방법

#### 2.2.1 MTF

공간 주파수 영역에서 주파수에 대한 진폭의 전달 특성을 변조전달함수 (Modulation Transfer Function, MTF)라 한다. MTF는 화질의 선명도를 측정하기 위해 주로 사용되는 방법으로 MTF 0.5(50%)는 선예도를 나타낼 때, MTF 0.1(10%)은 공간분해능을 측정하고자 할 때 사용한다.

#### 2.2.2 SNR

영상에서 발생하는 신호와 잡음의 비를 신호 대 잡음비 (Signal to Noise Ratio, SNR)라 한다. SNR이 클수록 신호가 잡음에 비해 뚜렷하게 나타나는 것을 의미하며, 작을수록 신호와 잡음의 구별이 어려워 잡음으로 인한 영상의 질이 저하됨을 의미한다.

#### 2.2.3 CNR

영상에서 발생하는 대조도와 잡음의 비를 대조도 대 잡음비 (Contrast to Noise Ratio ,CNR)이라 한다. CNR이 클수록 인체 내 조직이 선명하게 구분되어 조직 간 구분과 질병을 분리하는데 용이하며 화질을 결정하는데 사용된다.

### 2.3 화질의 정량적 평가

Non-grid 적용 영상, VGR 알고리즘 적용 영상, Real-grid 적용 영상의 차이점과 유사함을 알아보기 위해 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상은 Real-grid 적용 영상(SID 100cm, 2 mAs, 100 kVp)의 약 70%의 촬영조건(SID 100 cm, 2 mAs, 70 kVp)으로 설정하여 각각 30회씩 조사하여 영상을 획득한 후 Fig. 3, Fig. 4와 같이 Image J 프로그램으로 5군데의 ROI를 설정(① Apex, ② Middle Lobe, ③ C.P. Angle, ④ Mediastinum, ⑤ Heart)하여 SNR과 CNR를 계산하였고, Origin Pro 프로그램을 이용하여 MTF를 측정하였다.

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상, Real-grid 적용 영상의 촬영조건을 SID 100cm, 2 mAs, 100 kVp으로 동일하게 설정하여 각각 30회씩

조사하여 영상을 획득한 후 Apex, Middle Lobe, C. P. Angle, Mediastinum, Heart의 SI를 측정 한 후 SNR 과 CNR을 계산하였고, Origin Pro 프로그램을 이용하여 MTF를 측정하였다.

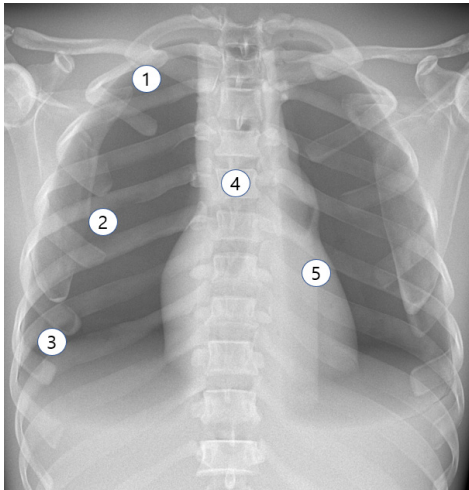


Fig. 3. ROI image of chest phantom.

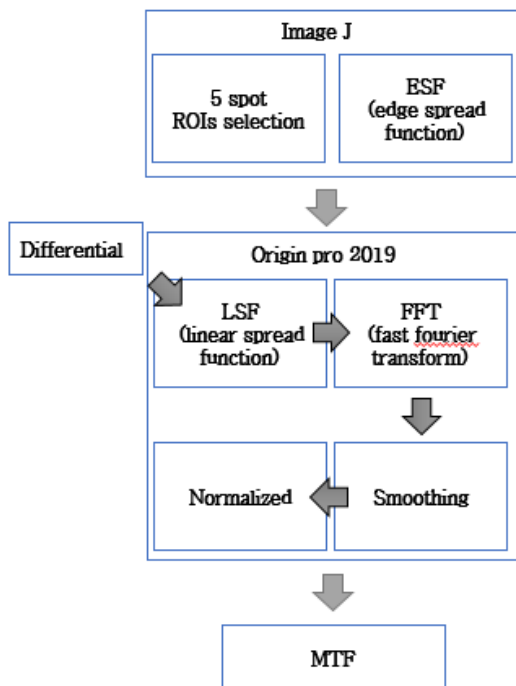


Fig. 4. MTF measurement process.

#### 2.4 통계분석

Non-grid 적용 영상, VGR 알고리즘 적용 영상, Real-grid 적용 영상의 차이와 유사함을 알아보기

위해 SPSS Version 22.0으로 독립 표본 t 검정 (Independent t-test)을 이용하여 p-value가 0.05보다 작은 경우 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

### III. RESULT

#### 1. 화질의 정량적 평가

1.1 Real-grid 대비 감소한 촬영조건의 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상, Real-grid 적용 영상의 MTF, SNR, CNR의 비교

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 MTF0.5는 0.265과 0.367, MTF0.1은 0.412과 0.470으로 나타나 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 MTF는 Fig. 5와 같이 차이가 난다.

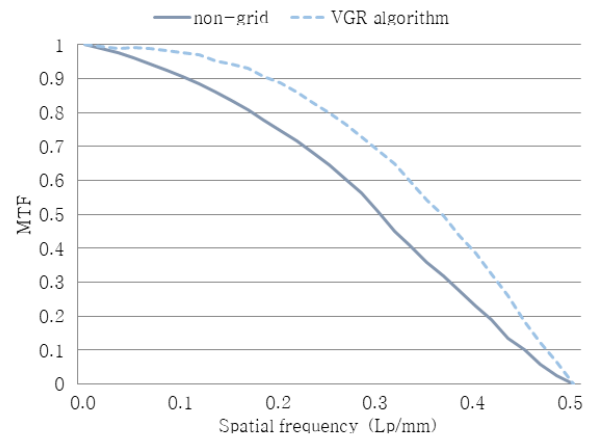


Fig. 5. MTF of non-grid and VGR algorithm under reduced conditions compared to real-grid.

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 SNR은 Table 2와 같이 Apex 25.84와 28.94, Middle lobe 23.98과 27.79, C. P. Angle 22.35와 27.44, Mediastinum 34.27와 41.78, Heart 33.70과 39.41로 나타났고 p값은 0.05보다 작으므로 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 평균 SNR은 통계적으로 유의한 차이가 있다고 할 수 있다.

Table 2. SNR<sub>average</sub> of the non-grid and VGR algorithm under reduced conditions compared to real-grid by thoracic phantom region

SNR <sub>average</sub>	non-grid	VGR algorithm	p
apex	25.84±1.56	28.94±1.55	0.0001
middle lobe	23.98±1.16	27.79±1.43	0.0001
C.P. angle	22.35±1.97	27.44±1.53	0.0001
media-stinum	34.27±1.31	41.78±2.43	0.0001
heart	33.70±1.39	39.41±2.07	0.0001

\* p-value by independent t-test (<0.05)

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 CNR은 Table 3과 같이 Apex 21.05과 25.48, Middle lobe 20.98과 24.87, C.P. Angle 20.49와 24.26, Mediastinum 29.67과 33.64, Heart 29.37과 32.49로 나타났고 p값은 0.05보다 작으므로 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 평균 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 있다고 할 수 있다.

Table 3. CNR<sub>average</sub> of the non-grid and VGR algorithm under reduced conditions compared to real-grid by thoracic phantom region

CNR <sub>average</sub>	non-grid	VGR algorithm	p
apex	21.05±1.15	25.48±2.29	0.0001
middle lobe	20.98±1.47	24.87±1.27	0.0001
C.P. angle	20.49±1.95	24.26±1.38	0.0001
media-stinum	29.67±1.19	33.64±1.13	0.0001
heart	29.37±2.45	32.49±1.72	0.0001

\* p-value by independent t-test (<0.05)

VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 MTF<sub>0.5</sub>는 0.367과 0.370, MTF<sub>0.1</sub>은 0.470과 0.483으로 나타나 VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 MTF는 Fig. 6과 같이 유사하

다. (Real-grid가 약간 높음)

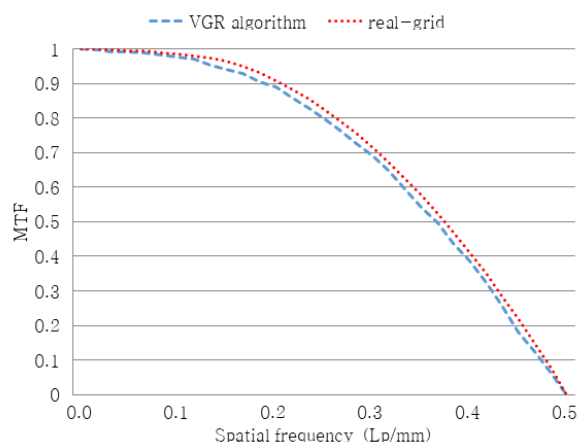


Fig. 6. MTF of VGR algorithm and real-grid under reduced conditions compared to real-grid.

VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 SNR은 Table 4와 같이 Apex 28.94와 29.62, Middle lobe 27.79과 28.48, C.P. Angle 27.44와 27.59, Mediastinum 41.78와 42.27, Heart 39.41과 40.09로 나타났고 p값은 0.05보다 크므로 VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 평균 SNR은 통계적으로 유의한 차이가 없다고 할 수 있다.

Table 4. SNR<sub>average</sub> of the VGR algorithm and real-grid under reduced conditions compared to real-grid by thoracic phantom region

SNR <sub>average</sub>	VGR algorithm	real-grid	p
apex	28.94±1.33	29.62±1.05	0.421
middle lobe	27.79±0.97	28.48±1.43	0.258
C.P. angle	27.44±1.26	27.59±2.46	0.172
media-stinum	41.78±1.14	42.27±2.17	0.393
heart	39.41±2.55	40.09±1.09	0.815

\* p-value by independent t-test (<0.05)

VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 CNR은 Table 5와 같이 Apex 25.48와 26.01, Middle lobe 24.87과 25.31, C.P. Angle 24.26와 24.58, Mediastinum 33.64

와 33.81, Heart 32.49과 32.77로 나타났고 p값은 0.05보다 크므로 VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 평균 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 없다고 할 수 있다.

Table 5. CNR<sub>average</sub> of the VGR algorithm and real-grid under reduced conditions compared to real-grid by thoracic phantom region

CNR <sub>average</sub>	VGR algorithm	real-grid	p
apex	25.48±1.31	26.01±2.11	0.135
middle lobe	24.87±1.89	25.31±2.91	0.289
C.P. angle	24.26±1.21	24.58±2.12	0.414
media-stinum	33.64±1.98	33.81±3.01	0.439
heart	32.49±1.11	32.77±2.81	0.312

\* p-value by independent t-test (<0.05)

1.2 Real-grid와 동일한 촬영조건의 non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상, real-grid 적용 영상의 MTF, SNR, CNR의 비교

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 MTF 0.5는 0.300과 0.383, MTF0.1은 0.433과 0.490으로 나타나 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 MTF는 Fig. 7과 같이 차이가 난다.

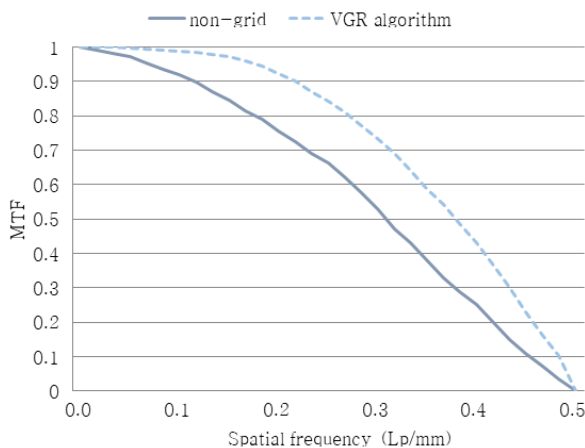


Fig. 7. MTF of non-grid and VGR algorithm under the same conditions as real-grid.

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 SNR은 Table 6과 같이 Apex 27.12와 30.01, Middle lobe 26.01과 29.15,

C.P. Angle 24.12와 29.15, Mediastinum 36.14와 42.98, Heart 34.13과 41.03으로 나타났고 p값은 0.05보다 작으므로 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 평균 SNR은 통계적으로 유의한 차이가 있다고 할 수 있다.

Table 6. SNR<sub>average</sub> of the non-grid and VGR algorithm the same conditions as real-grid by thoracic phantom region

SNR <sub>average</sub>	non-grid	VGR algorithm	p
apex	27.12±1.92	30.01±1.25	0.0001
middle lobe	26.01±1.62	29.15±0.71	0.0001
C.P. angle	24.12±1.63	29.15±1.17	0.0001
media-stinum	36.14±1.14	42.98±1.06	0.0001
heart	34.13±1.34	41.03±2.03	0.0001

\* p-value by independent t-test (<0.05)

Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 CNR은 Table 7과 같이 Apex 22.03과 27.25, Middle lobe 21.93과 26.72, C.P. Angle 21.34와 26.27, Mediastinum 30.36과 35.98, Heart 30.78과 34.16으로 나타났고 p값은 0.05보다 작으므로 Non-grid 적용 영상과 VGR 알고리즘 적용 영상의 평균 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 있다고 할 수 있다.

Table 7. CNR<sub>average</sub> of the non-grid and VGR algorithm the same conditions as real-grid by thoracic phantom region

CNR <sub>average</sub>	non-grid	VGR algorithm	p
apex	22.03±1.55	27.25±1.29	0.0001
middle lobe	21.93±2.17	26.72±1.57	0.0001
C.P. angle	21.34±2.15	26.27±1.32	0.0001
media-stinum	30.36±1.09	35.98±1.88	0.0001
heart	30.78±2.15	34.16±1.57	0.0001

\* p-value by independent t-test (<0.05)

VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 MTF<sub>0.5</sub>는 0.383과 0.370, MTF<sub>0.1</sub>은 0.490과 0.483으로 나타나 VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 MTF는 Fig. 8과 같이 유사하다. (VGR 알고리즘이 약간 높음)

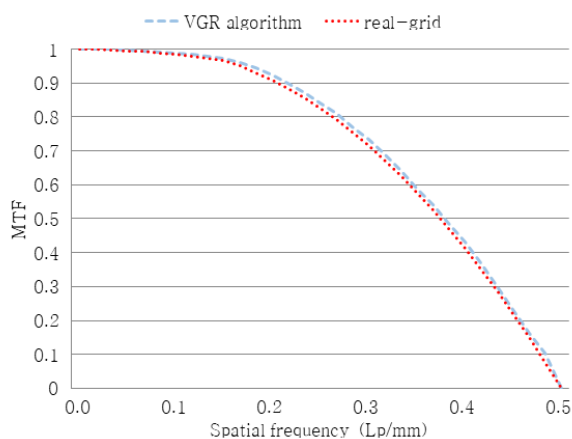


Fig. 8. MTF of VGR algorithm and real-grid under the same conditions as real-grid.

VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 SNR은 Table 8과 같이 Apex 30.01와 29.62, Middle lobe 29.15과 28.48, C.P. Angle 29.15와 27.59, Mediastinum 42.98와 42.27, Heart 41.03과 40.09로 나타났고 p값은 0.05보다 크므로 VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 평균 SNR은 통계적으로 유의한 차이가 없다고 할 수 있다.

Table 8. SNR<sub>average</sub> of the VGR algorithm and real-grid the same conditions as real-grid by thoracic phantom region

SNR <sub>average</sub>	VGR algorithm	real-grid	p
apex	30.01±1.25	29.62±1.13	0.128
middle lobe	29.15±0.71	28.48±1.60	0.638
C.P. angle	29.15±1.17	27.59±1.23	0.141
media-stinum	42.98±1.07	42.27±1.32	0.393
heart	41.03±2.02	40.09±1.76	0.865

\* p-value by independent t-test (<0.05)

Table 9. CNR<sub>average</sub> of the VGR algorithm and real-grid the same conditions as real-grid by thoracic phantom region

CNR <sub>average</sub>	VGR algorithm	real-grid	p
apex	27.25±1.29	26.01±2.33	0.065
middle lobe	26.72±1.57	25.31±2.48	0.099
C.P. angle	26.27±1.32	24.58±2.43	0.134
media-stinum	35.98±1.88	33.81±3.18	0.132
heart	34.16±1.57	32.77±2.35	0.472

\* p-value by independent t-test (<0.05)

VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 흉부팬텀의 각 부위별 평균 CNR은 Table 9와 같이 Apex 27.25와 26.01, Middle lobe 26.72과 25.31, C.P. Angle 26.27와 24.58, Mediastinum 35.98와 33.81, Heart 34.16과 32.77로 나타났고 p값은 0.05보다 크므로 VGR 알고리즘 적용 영상과 Real-grid 적용 영상의 평균 CNR은 통계적으로 유의한 차이가 없다고 할 수 있다.

#### IV. DISCUSSION

방사선은 인체에 조사되면 상호작용을 일으키게 되며 입사된 에너지에 따라 광전효과, 콤프턴효과, 전자쌍생성 등이 일어나게 된다. 이 중 콤프턴효과에 의해 산란선이 발생하며 이로 인해 영상의 흐림 현상이 일어나게 된다. 환자에 의해 물리적으로 발생된 산란선으로 인해 촬영조건이 증가되어 환자의 피폭선량이 증가하게 되며 산란선을 제거하기 위한 대표적인 물리적인 방법으로 격자를 사용하게 된다. 하지만 격자로 인해 Artifact가 발생하는 등 단점도 초래하게 된다. 이에 본 연구에서는 DR 시스템에서 격자를 사용하지 않고 VGR 알고리즘을 사용함으로써 Non-grid 수준의 촬영조건으로 Real-grid와 유사한 질의 영상을 얻어냄과 동시에 환자의 피폭선량 또한 줄이는데 목적이 있다.

영상의 화질을 정량적으로 평가하기 위해서 첫 번째로 Real-grid 대비 약 70% 감소한 촬영조건으로 Non-grid와 VGR 알고리즘 영상을 획득하여 Real-grid 영상과 MTF, SNR, CNR을 비교하였다. Non-grid와 VGR 알고리즘을 비교한 결과에서

MTF<sub>0.5</sub>, MTF<sub>0.1</sub>, SNR, CNR 모두 VGR 알고리즘이 Non-grid보다 더 높게 나옴을 알 수 있었고 VGR 알고리즘과 Real-grid는 모두 유사하게 나왔으며 그 값은 VGR 알고리즘 Real-grid보다 조금 더 높게 나왔다. 두번째로 Real-grid 촬영조건을 Non-grid와 VGR 알고리즘에 동일하게 적용하여 영상을 획득, MTF, SNR, CNR을 비교하였다. Non-grid와 VGR 알고리즘을 비교한 결과에서 MTF<sub>0.5</sub>, MTF<sub>0.1</sub>, SNR, CNR 모두 VGR 알고리즘이 Non-grid보다 더 높게 나옴을 알 수 있었고 VGR 알고리즘과 Real-grid는 모두 유사하게 나왔다.

S. H. Choi의 연구<sup>[10]</sup>에 따르면 DR 시스템에서 모든 부위에 격자를 사용함으로 불필요한 피폭을 야기시킨다고 보고하였다. S. H. Jeong의 연구<sup>[20]</sup>에 따르면 소아 흉부 X선 검사에서는 그리드를 사용하지 않고 촬영조건을 줄여 피폭을 줄이는 방안을 연구하였으며 이와 같은 연구에 VGR 알고리즘을 적용한다면 화질이 개선된 영상을 얻을 수 있다. H. I. Lee의 연구<sup>[21]</sup>에 따르면 격자를 대신하여 Metal Sheet를 이용하여 산란선을 제거하는 방안을 제시하여 선량 감소효과를 제시하였으나 Metal에 의한 Artifact가 고려되지는 못했다. 또한, 정량적 평가를 위해 사용한 MTF는 W. T. Lim의 연구<sup>[22]</sup>에 따르면 공간분해능과 선예도를 평가하기 위해서는 MTF<sub>50</sub>, MTF<sub>10</sub>을 활용하여 제시하도록 연구하였다. 그리고 J. W. Lee의 연구<sup>[23-24]</sup>에 따르면 Sim-grid 알고리즘을 적용시킨 Mobile X-ray 촬영 시 획득한 영상의 SNR, CNR, MTF를 비교한 결과 격자를 사용하지 않고 알고리즘을 적용시켜 격자 효과를 얻을 수 있다고 보고하였다.

현재 임상에서 격자를 사용하지 않고 검사하는 촬영은 Mobile로 한정되어 있지만 VGR 알고리즘을 임상에 적용하여 모든 부위에 적용한다면 촬영조건을 줄이더라도 질이 향상된 영상을 얻을 수 있다는데 의의가 있다.

하지만 본 연구는 흉부팬텀에만 적용하였기에 추후 연구를 통해 모든 부위에 적용 가능한지를 알아보아야 할 것이다.

## V. CONCLUSION

윈트겐 박사에 의해 방사선 발견된 이후 질병의 진단, 치료 등 의학 발전에 굉장히 큰 공헌을 하였지만 진단을 할 때 환자가 받는 피폭의 문제점은 항상 제기되어 왔다. 방사선이 인체에 노출되었을 때 두께로 인한 산란선의 발생은 필수적이며 산란선은 영상의 흐림 현상을 초래하기 때문에 격자를 통해 제거하고 있지만 격자의 사용으로 촬영조건이 증가되며 환자의 피폭선량 또한 증가된다. 따라서, 환자가 받는 선량은 줄이면서 영상의 질을 유지할 수 있는 연구가 필요하다. 현재 격자를 사용하지 않는 검사는 Mobile X-ray에 한정되어 있으며 격자 대신 필터를 사용하는 연구도 진행되었지만 또 다른 Artifact가 발생되었다.

이에 본 연구는 가상 격자 역할을 하는 VGR 알고리즘을 통해 격자의 문제점을 줄이기 위해 진행되었다. VGR 알고리즘을 통해 Non-grid의 촬영조건을 가지고 Real-grid와 유사한 질의 영상을 획득함으로써 환자의 피폭선량을 줄임과 동시에 격자의 Artifact 발생도 줄일 수가 있었다. 따라서 VGR 알고리즘을 임상에서 모든 부위에 적용할 수 있다면 환자가 받는 선량을 줄임과 동시에 질이 좋은 영상을 얻을 것이라 사료된다.

## Reference

- [1] S. G. Choi, "Change of the scattered dose by field size in X-Ray radiography", International Journal of Contents, Vol. 13, No. 3, pp. 198-203. 2013. <http://dx.doi.org/10.5392/JKCA.2013.13.03.198>
- [2] B. J. An, "A comparative study for resolution and density of chest imaging using film/screen, CR and DR", Journal of the Korean Society Radiology, Vol. 4, No. 1, pp. 25-30, 2010. <https://doi.org/10.7742/jksr.2010.4.1.025>
- [3] J. K. Lee, Principle of radiation protection, Korean association for radiation application, Vol. 1, pp. 1-3, 2016.
- [4] Stewart Carlyle Bushong, Radiologic science for technologists : physics, biology, and protection, Elsevier, pp 8-15



- [5] J. K. Park, S. W. Yang, J. H. Jun, S. Y. Cho, K. T. Kim, Y. J. Heo, S. S. Kang, "The effects of image quality due to X-ray according to increasing patient thickness", *Journal of the Korean Society Radiology*, Vol. 11, No. 7, pp. 671-677, 2017. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2017.11.7.671>
- [6] H. Y. You, *Introduction to radiology*, hyunmun, pp 25-28, 2011.
- [7] K. S. Sin, *Radiation physics*, shinkwang, pp 108, 2018.
- [8] D. M. Kwon, *Analog and digital PACS*, daehakseorim, pp 19-22, 2016.
- [9] J. K. Park, J. H. Jun, S. W. Yang, K. T. Kim, I. H. Choi, S. S. Kang, "A study for effects of image quality due to scatter ray produced by increaseing of tube voltage", *Journal of the Korean Society Radiology*, Vol. 11, No. 7, pp. 663-669, 2017. <https://doi.org/10.7742/jksr.2017.11.7.663>
- [10] S. H. Choi, "A study on dose image quality in DR system evaluation according to use of the grid", A master's thesis, Hanseo university, 2012.
- [11] P. K. Cho "Distribution of the scatter ray on chest X-ray examinations", *The Journal of the Korea contents association*, Vol. 12, No. 7, pp. 255-260, 2012. <http://dx.doi.org/10.5392/JKCA.2012.12.07.255>
- [12] M. C. Jeon, "The attenuation of primary, secondary dose and scattering dose distribution (Thesis)", Chungnam university, 2012.
- [13] K. J. Lee, M. G. Kim, J. W. Lee, H. C. Kim, "Research for the environmental optimization of dose and image quality in digital radiography", *Journal of the institute of electronics engineers of korea*, Vol. 50, No. 2, pp. 203-209, 2013. <http://dx.doi.org/10.5573/ieek.2013.50.2.203>
- [14] J. K. Park, S. S. Kang, S. W. Yang, Y. J. Heo, K. T. Kim, "The study on scattered radiation effects according to acquisition of X-ray imaging Monte Carlo simulation", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 12, No. 5, pp. 549-556, 2018. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2018.12.5.549>
- [15] S. H. Park, "Change of the scattered dose by field size on chest X- ray examinations (Thesis)", Korea university. 2017.
- [16] W. S. Kang, "The reduction method of X-ray scatter from digital radiography image by image processing (Thesis)". Yonsei university. 2012.
- [17] M. C. Kim, "A study on the perception of grid and optimum grid radio of digital radiation generators (Thesis)". Hanseo university. 2019.
- [18] H. G. Kim, J. E. Jeong, J. H. Lee, J. H. Park, J. S. Seo, H. J. Kim, "A dynamically segmented DCT technique for grid artifact suppression in X-ray images", *Proceedings of the Korea Information Processing Society Conference*, Vol. 8, No. 4, pp. 171-178, 2019. <https://doi.org/10.3745/KTSDE.2019.8.4.171>
- [19] C. H. Baek, "A study of scattered radiation effect on digital radiography imaging system", *Journal of radiological science and technology*, Vol. 40, No. 1, pp. 71-78, 2017. <http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2017.40.1.11>
- [20] S. H. Jeong, B. H. Han, H. R. Jeong, "Evaluation of image quality when using grid during child chest X-ray examination", *Journal of radiological science and technology*, Vol. 40, No. 3, pp. 371-376, 2017. <http://dx.doi.org/10.17946/JRST.2017.40.3.03>
- [21] H. I. Lee, "A study on removal of scattering ray and reduction of exposure dose by using metal sheet", master's thesis, Kunyang university, 2017.
- [22] W. T. Lim, "Quantitative of ACR phantom using the modulation transfer function in magnetic resonance imaging", A doctoral dissertation, Hanseo university, 2017.
- [23] J. W. Lee, S. W. Lee, J. S. Lee, T. Y. Kim, B. E. Kim, S. H. Kim, J. H. Nam, "Usefulness of digital wireless detector image processing algorithm (Sim-Grid)", *Journal of the Korean radiological technologists*, Vol. 4, No. 1, pp. 84-91, 2018.
- [24] S. Y. Ahn, K. J. Chae, J. M. Goo, "The potential role of grid-like software in bedside chest radiography in improving image quality and dose reduction : An observer preference study", *Korean journal of radiology*, Vol. 19, No. 3, pp. 526-533, 2018. <http://dx.doi.org/10.3348/kjr.2018.19.3.526>

## DR 시스템에서 화질 개선을 위한 VGR 알고리즘의 유용성에 관한 연구

양현진<sup>1</sup>, 한동균<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup>남천병원 영상의학과

<sup>2</sup>을지대학교 방사선학과

### 요 약

DR 시스템에서 일반X선 검사 시 환자에 의해 물리적으로 발생하는 산란X선으로 인하여 영상의 흐림 현상으로 인해 질 저하를 초래한다. 현재 임상에서는 격자를 사용하여 물리적으로 발생한 산란X선을 제거하여 영상의 대조도를 높이지만, 이로 인해 촬영조건이 증가되기 때문에 환자의 피폭선량이 증가되고 격자에 의한 아티팩트가 생길 가능성이 있다. 따라서, 본 연구에서는 가상 격자 역할을 하는 VGR (virtual grid role) 알고리즘을 사용하여 Non-grid 수준의 촬영조건을 가지고 Real-grid를 사용했을 때와 유사한 영상을 얻어내는데 목적이 있다. Real-grid 영상의 70%의 촬영조건을 가지고 획득한 Non-grid와 VGR 알고리즘 영상의 MTF, SNR, CNR을 비교한 결과 Non-grid와 GLE 알고리즘은  $MTF_{0.5}$ 는 0.265와 0.350,  $MTF_{0.1}$ 은 0.412와 0.467로 차이가 나타났으며 SNR과 CNR도 차이가 있음을 보여줬다. 또한, VGR 알고리즘과 Real-grid 영상의 MTF, SNR, CNR을 비교한 결과 VGR 알고리즘과 Real-grid는  $MTF_{0.5}$ 는 0.350과 0.367,  $MTF_{0.1}$ 은 0.467와 0.483으로 차이가 거의 없었으며 SNR과 CNR도 차이가 거의 없음을 보여줬다.

중심단어: 가상 격자 역할 알고리즘, 격자, 영상 화질, 개선

### 연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	양현진	남천병원 영상의학과	방사선사
(교신저자)	한동균	을지대학교 방사선학과	교수