# Mobile Abdomen X-ray 검사 시 Noise Reduction의 유용성 평가

최성현[1] · 조황우[1] · 동경래[2] · 류영환[3,*]

[1]강동경희대학교병원 영상의학과, [2]광주보건대학교 방사선과, [3]동강대학교 방사선과

# Usefulness Estimate of Noise Reduction for Mobile Abdomen X-ray

Sung-Hyun Choi[1], Hwang-Woo Jo[1], Kyung-Rae Dong[2] and Young-Hwan Ryu[3,*]

[1]*Department of Radiology, Kyung Hee University Hostpital at Gangdong, Sangil-dong, Gangdong-gu, Seoul 05278, Republic of Korea*
[2]*Department of Radiological Technology, Gwangju Health University, 73, Bungmun-daero, 419 beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62271, Republic of Korea*
[3]*Department of Radiological Science, Donggang University, 50 Dongmundaero, Buk-gu, Gwangju 61200, Republic of Korea*

**Abstract - This study is to evaluate the usefulness of noise reduction for mobile abdomen X-ray which could be the reason of unnecessary medical exposure by evaluating the exposure dose and image quality. GM85 (Samsung) was used for Mobile X-ray machine. SID was 110 cm and 80 kVp was used. Collimation size was 14″×17″. Phantom PBU-60 was used. Nero-max 8000, PCXMC program was used to calculate effective dose and ESD for dose evaluation. SPSS 18.0 program was used for statistical analysis. According to reducing mAs (6.4, 5.1, 4.0, 3.2) by the step, mobile abdomen images were acquired. Each images were applied by noise reduction of 6 steps (0, 1, 2, 3, 4, 5). All of them were evaluated quantitatively by Image J program. They are evaluated qualitatively by two residents who are majoring in Department of Radiology for 4 years. In the dose evaluation as the standard of the exposure condition (80 kVp, 8 mAs) DAP was 6.77 dGycm$^2$. When the value of mAs was decreasing, exposure dose was decreased by maximum 70% and effective dose was reduced by appropriately 60%. In the cases of stomach and urinary bladder, the value shows the biggest difference. In the image quality evaluation as the Standard of the exposure condition (80 kVp, 8 mAs) when the mAs was 4.0 and noise reduction was not used PSNR was decreased less than 30 dB. However, when mAs was 3.2 and 4 and 5 step of noise reduction were used there was no difference of image quality (each PSNR, 30.577 and 30.768 dB). In the qualitative evaluation, all images are possible to be read for medical image. When mobile abdomen X-ray exam was perform, if noise reduction method could be used with proper mAs, exposure dose would be decreased by maximum 70%. Moreover, it will decrease still unnecessary medical exposure.**

**Key words : Abdomen, Noise reduction, Mobile**

* Corresponding author: Young-Hwan Ryu, Tel. +82-62-520-2405, Fax. +82-62-520-2406, E-mail. ryu751207@naver.com

## 서 론

최근 질병의 진단 및 치료와 예방에 중요한 역할을 하고 있는 영상의학과는 의료산업의 기하급수적인 발전으로 인해 영상을 통한 빠르고 정확한 진단이 가능하게 하고 있을 뿐 아니라 현대의학에 없어서는 안되는 중요한 도구가 되었다(Jung 2011). 영상의학과의 영상 획득 방법으로 과거 필름 없는 방사선학을 가능케 한 PACS 체계는 디지털 세계로 전환시켜 저장, 전달, 처리를 가능하게 함으로써 여타 분야에서 발전하고 있던 정보학의 기법과 학문적 틀을 용이하게 해주었다(Kim *et al*. 2019). 이 변화는 의료 영상 획득을 편리하게 만들었을 뿐만 아니라 적은 선량으로 높은 영상의 화질을 구현했으며 더불어 환자의 피폭선량을 크게 감소시켰다(Schaefer-Prokop *et al*. 2008). 하지만 오히려 현대에 들어 방사선작업 종사자에 의하여 불필요한 피폭이 발생하는 dose creep 현상으로 인해 환자의 피폭선량이 증가되는 경우도 있다(UNSCEAR 2000; David *et al*. 2003). 이에 영상 정보의 손실 없이 환자 선량을 저감화하기 위한 노력으로 촬영 인자들의 다양한 변화를 통해 영상 품질 및 피폭 관리가 시행되고 있다. 예를 들어 Grid 사용 유무, added filter의 사용 유무, collimation의 변화, Pulse rate의 변화 그리고 capture image가 그 예이다(Hong *et al*. 2012). 하지만 모든 방사선 장비에서 이와 같은 노력들이 행하여질 수 있는 것은 아니다. 특히 mobile (이동형) X-ray 장비는 이와 같은 기능적 요소들을 다 포함하고 있지 않음에도 불구하고 일반 X-ray 검사실로 이동할 수 없는 인공호흡기를 의지하는 중환자, 수술 중인 환자 및 응급실 환자들을 위해 직접 병실 또는 수술실에서 X-ray 검사를 받을 수 있도록 소형화된 이동형 X-ray 장비이다. Mobile X-ray 장비 또한 다른 장비들과 마찬가지로 발전해 왔다. 특히 software적으로 발전하여 적은 선량으로도 양질의 영상을 구현해 낼 수 있게 되었다. CT와 같이 진단 목적에 맞는 영상을 획득하기 위해 post processing을 이용한 화질 관리가 시작되었다. 그중 산란선 보정 software인 Sim-grid 기법은 미리 설정되어 있는 CNN (Convolutional Neural Networks) 기법이다. 이는 산란선을 포함한 raw image data에서 산란선 분포 및 정도를 측정하고 교정을 하여 영상 재구성을 하는 방법으로 이미 많은 논문에서 대두되고 있다(Park *et al*. 2019). 이와 비슷한 기능으로는 Philips사의 Sky-Flow, Fujifilm의 virtual-grid 그리고 Carestream의 smart-grid 등이 있다. Noise reduction 기법은 post processing 기법 중 하나로 영상 전체에 발생한 noise를 감소시킴으로써 영상의 화질을 좋게 만드는 기법이다. 이 기법은 장비의 user가 검사 후 다른 단계 없이 곧바로 검사한 영상에 noise를 감소시켜 영상의 화질을 향상시킬 수 있는 장점이 있다. 하지만 높은 단계의 noise reduction을 사용할 경우 검사한 영상에 blurring이 발생할 수 있는 단점을 가지고 있다.

이에 본 연구에서는 본원의 mobile 복부 X-ray 검사 조건을 기준으로 noise reduction 기법에 대한 피폭선량 및 영상평가를 통해 이에 대한 유용성을 평가하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. 실험 장비 및 도구

본 연구에 사용된 mobile X-ray 장비로는 삼성 GM85 장비를 사용하였고 이동형 DR detector는 S4335-AW 버전을 사용하였다. 인체 모형 Phantom은 PBU-60을 사용하였다 (Fig. 1).

**Fig. 1.** (a) Samsung GM85, (b) DR detector (S4335-AW), (c) PBU-60.

(a) (b) (c)

**Fig. 2.** (a) DAP, (b) Neromax 8000, (c) PCXMC.

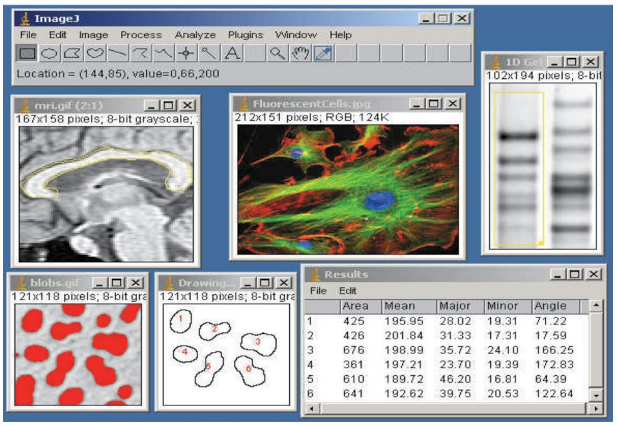



**Fig. 3.** Digital image analysis program.

선량 평가를 위해서 mobile X-ray 장비에 표시된 DAP (Dose Area Product)와 Neromax 8000, PCXMC program을 사용하였다(Fig. 2). 통계적 분석은 SPSS 18 (IBM software, USA) Program을 이용하였다.

영상평가를 위해서 DICOM image processing software (Image J Versing 1.45f; National institutes of health. USA) program을 사용하였다(Fig. 3).

## 2. 연구 방법

### 2.1. 선량 평가

Abdomen 검사 조건을 기준으로 SID를 110 cm, 80 kVp 그리고 조사야를 14″×17″로 설정하였다. 획득한 영상에 noise reduction 기능을 0~5까지 총 6단계를 적용시키면서 mAs를 6.4, 5.1, 4.0, 3.2 mAs로 한 단계씩 감소시켜 각 10회씩 반복 측정하였다. DAP 값은 장비에서 직접 측정하였고 ESD 값은 Fluke사의 Neromax 8000을 이용하여 측정하였다. 통계적 유의성은 T-검정과 ANOVA 분석 기법을 이용하여 평가하였다. 95%의 신뢰도에 P-value가 0.05 미만인 경우를 유의한 것으로 하였다. 획득된 ESD 값을 전산 모사 프로그램인 PCXMC 2.0을 적용하여 주요 장기 선량(Organ dose)과 유효선량(Effective dose)의 결과 값을 비교 분석하였다.

### 2.2. 영상평가

#### 2.2.1. 정량적 분석방법

영상 화질 분석은 Image J program을 통해 SNR (Signal to Noise Ratio)과 PSNR (Peak Signal to Noise Ratio) 값을 비교하였다. SNR은 신호 대 잡음비로서 초기 영상과 복원된 영상(영상압축에서)을 비교하여 두 영상의 화질이 얼마나 비슷한가를 수치(dB)로 알아보는 것이다. dB이 높아질수록 복원된 영상의 화질이 초기 영상과 비슷해진다. PSNR은 어떤 기준치 50 dB를 초기 영상으로 해서 설정해 놓은 화질 측정 단위이다. 일반적으로 PSNR 값이 30 dB 이상에서는 임상적으로 영상의 질적 차이를 구분할 수 없고 PSNR이 높을수록 영상의 질이 좋게 평가된다(Eqs. 1, 2). 그 밖에 RMSE (Root Mean Square Error)는 평균제곱근편차를 말하며 MAE (Mean Absolute Error)는 평균절대값오차를 말한다.

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

$$\mathrm{PSNR} = 10log_{10}\left(\frac{MAX_I^2}{MSE}\right) = 20log_{10}\left(\frac{MAX_I}{\sqrt{MSE}}\right) \quad \text{(Eq. 2)}$$

#### 2.2.2. 정성적 분석방법

정성적 평가방법으로 2명의 경험 있는 영상의학과 의사가 노출 조건에 따라 noise reduction 기능을 사용하여 총 5단계를 적용시킨 영상을 blind하게 제시하였다. 판독을 함에 있어 영상의 화질이 좋으면 3점, 영상의 화질은 좋지 않으나 진단 가치 있는 영상으로 판독할 수 있는 경우를 2점, 영상의 화질이 잡상 등으로 판독을 할 수 없는 경우를 1점으로 표기하였다.

# 결 과

## 1. 선량 평가

Mobile X-ray 장비로 abdomen 검사 시 noise reduction이 적용되지 않는 0단계에서 mAs 변화에 따라 피폭선량 차이를 알아보았다. 8 mAs일 때 DAP 평균 값은 6.77 dGycm$^2$로 나타났고 mAs를 6.4, 5.1, 4.0, 3.2로 한 단계씩 낮추어 검사 시 약

21%, 37%, 53%, 70% 정도로 피폭선량이 감소하였으며 통계적으로 유의한 차이가 있었다(P＜0.05). ESD와 전체 유효선량의 경우 3.2 mAs에서 최대 약 60% 선량 감소로 나타났다(Table 1).

각 장기별 유효선량에서는 Stomach과 Urinary bladder에서 가장 큰 차이를 보였고 Gall bladder와 Liver, Colon에서도 차이를 보였으며 그 밖에 Pancreas와 다른 복부 장기에서도 차이를 보였다(Table 2).

## 2. 영상평가

### 2.1. 정량적 분석

80 kVp, 8 mAs, 3단계의 noise reduction 기능을 사용한 영상을 기준으로 6.4 mAs에 noise reduction 기능을 단계별로 변경하였을 때 SNR은 평균적으로 30 dB 이상이었고 PSNR은 최소 32 dB 이상으로 임상적으로 영상의 질적 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 3, Fig. 4).

검사 조건을 5.1 mAs로 하였을 때 SNR 값은 전체적으로 감소가 있었지만 PSNR 값은 모두 30 dB 이상으로 나타나 임상적으로 영상의 질적 차이가 없는 것으로 나타났다(Table 4, Fig. 5).

4.0 mAs일 때는 대부분의 SNR 값은 30 dB 이하로 나타났지만 PSNR 값이 30 dB 이상으로 나타나 영상의 질적 차이가

**Table 1.** DR mobile adult abdomen X-ray dose by changing mAs

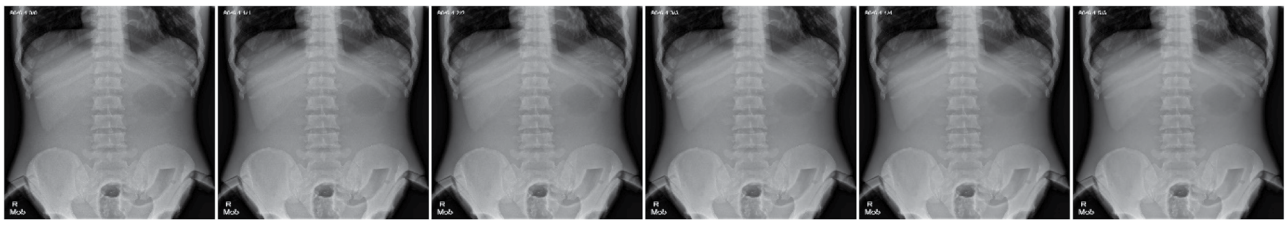
| kVp | mAs | DAP ($dGycm^2$) mean ± SD | ESD (mGy) mean ± SD | P | ICRP103 (mSv) |
|---|---|---|---|---|---|
| 80 | 8.0 | 6.77 ± 0.03 | 1.01 ± 0.01 | P＜0.001 | 0.0053 |
| | 6.4 | 5.40 ± 0.01 | 0.80 ± 0.01 | | 0.0042 |
| | 5.1 | 4.30 ± 0.02 | 0.64 ± 0.01 | | 0.0034 |
| | 4.0 | 3.22 ± 0.01 | 0.48 ± 0.01 | | 0.0025 |
| | 3.2 | 2.70 ± 0.01 | 0.40 ± 0.01 | | 0.0021 |

**Table 2.** The effective dose of DR mobile adult abdomen by changing mAs

| kVp | mAs | The effective dose of main organ (mSv) | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | | Stomach | Urinary bladder | Gall bladder | Liver | Colon | Pancreas | Adrenals | Kidneys |
| 80 | 8.0 | 0.0110 | 0.0109 | 0.0088 | 0.0079 | 0.0070 | 0.0044 | 0.0020 | 0.0015 |
| | 6.4 | 0.0088 | 0.0087 | 0.0070 | 0.0063 | 0.0056 | 0.0035 | 0.0016 | 0.0012 |
| | 5.1 | 0.0070 | 0.0069 | 0.0056 | 0.0050 | 0.0045 | 0.0028 | 0.0012 | 0.0010 |
| | 4.0 | 0.0053 | 0.0052 | 0.0042 | 0.0038 | 0.0034 | 0.0021 | 0.0009 | 0.0007 |
| | 3.2 | 0.0044 | 0.0043 | 0.0035 | 0.0032 | 0.0028 | 0.0018 | 0.0008 | 0.06 |

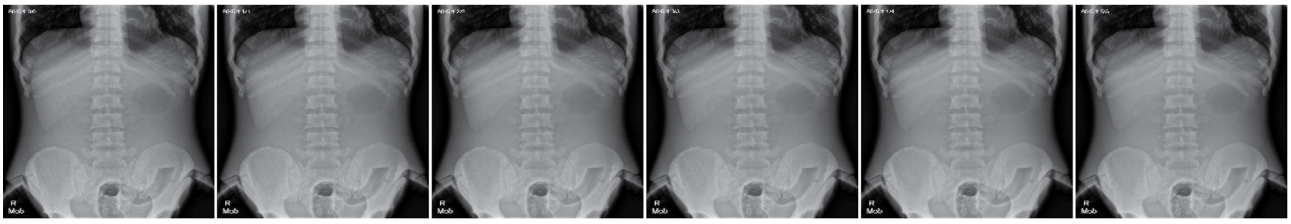
**Table 3.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (6.4 mAs)

| Reference image | Test image | | SNR | PSNR | RMSE | MAE |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 80 kVp, 8 mAs Sim-Grid The 3th step | 80 kVp, 6.4 mAs | none | 29.411 | 32.391 | 76.342 | 62.099 |
| | | 1st step | 30.154 | 33.134 | 70.082 | 56.764 |
| | | 2nd step | 30.778 | 33.758 | 65.223 | 52.663 |
| | | 3rd step | 31.415 | 34.395 | 60.613 | 48.809 |
| | | 4th step | 32.141 | 35.120 | 55.756 | 44.811 |
| | | 5th step | 32.356 | 35.335 | 54.391 | 43.712 |



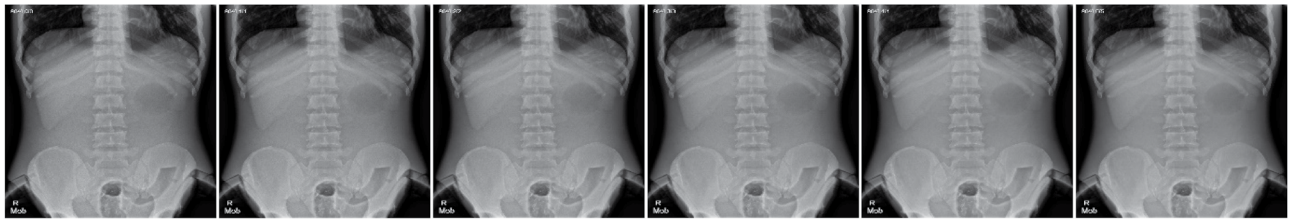
(a) (b) (c) (d) (e) (f)

**Fig. 4.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (6.4 mAs). (a) none, (b) 1 step, (c) 2 step, (d) 3 step, (e) 4 step, (f) 5 step.



(a) (b) (c) (d) (e) (f)

**Fig. 5.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (5.1 mAs). (a) none, (b) 1 step, (c) 2 step, (d) 3 step, (e) 4 step, (f) 5 step.



(a) (b) (c) (d) (e) (f)

**Fig. 6.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (4.0 mAs). (a) none, (b) 1 step, (c) 2 step, (d) 3 step, (e) 4 step, (f) 5 step.

**Table 4.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (5.1 mAs)

| Reference image | Test image | | SNR | PSNR | RMSE | MAE |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 80 kVp, 8 mAs Sim-Grid The 3th step | 80 kVp, 5.1 mAs | none | 28.330 | 31.309 | 86.463 | 70.625 |
| | | 1st step | 29.123 | 32.103 | 78.914 | 64.165 |
| | | 2nd step | 29.799 | 32.779 | 73.003 | 59.147 |
| | | 3rd step | 30.499 | 33.479 | 67.351 | 54.376 |
| | | 4th step | 31.312 | 34.291 | 61.336 | 49.351 |
| | | 5th step | 31.559 | 34.539 | 59.616 | 47.945 |

**Table 5.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (4.0 mAs)

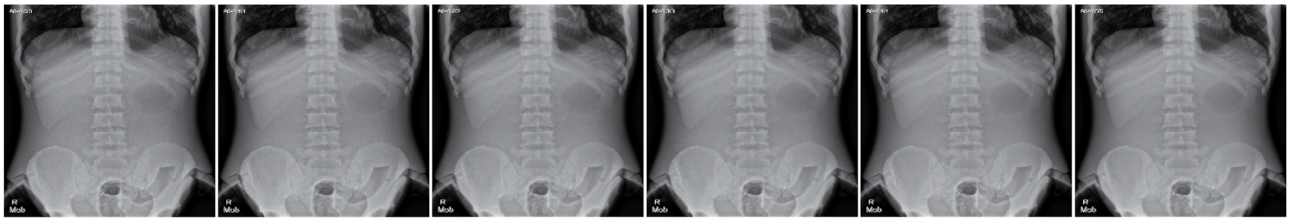
| Reference image | Test image | | SNR | PSNR | RMSE | MAE |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 80 kVp, 8 mAs Sim-Grid The 3th step | 80 kVp, 4.0 mAs | none | 26.604 | 29.584 | 105.462 | 85.846 |
| | | 1st step | 27.387 | 30.366 | 96.377 | 78.131 |
| | | 2nd step | 28.052 | 31.032 | 89.269 | 72.147 |
| | | 3rd step | 28.740 | 31.720 | 82.471 | 66.460 |
| | | 4th step | 29.541 | 32.520 | 75.212 | 60.436 |
| | | 5th step | 29.785 | 32.764 | 73.128 | 58.747 |

없는 것으로 나타났다(Table 5, Fig. 6).

3.2 mAs일 때는 대부분의 SNR 값이 28 dB 이하로 떨어졌고 noise reduction을 4, 5단계를 적용시킨 영상을 제외하고는 PSNR 값이 30 dB 이하로 나타나 영상의 질적 차이가 있음을 확인할 수 있었다(Table 6, Fig. 7).

### 2.2. 정성적 분석

영상의학과 4년차 전공의 두 명에게 모든 검사 영상을 blind하게 제시한 후 판독에 미치지 않은 범위에서 영상 모두를 점수로 표기하게 하였다. 그 결과 noise reduction 모든 단계의 기법을 적용하였을 시 최하 평균점수가 2.6점으로 모든 영상이 진단 가치 있는 영상으로 나타났다(Table 7).



(a) (b) (c) (d) (e) (f)

**Fig. 7.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (3.2 mAs). (a) none, (b) 1 step, (c) 2 step, (d) 3 step, (e) 4 step, (f) 5 step.

**Table 6.** The image estimate of DR mobile abdomen X-ray by noise reduction steps (3.2 mAs)

| Reference image | Test image | | SNR | PSNR | RMSE | MAE |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 80 kVp, 8 mAs Sim-Grid The 3rd step | 80 kVp, 3.2 mAs | none | 25.137 | 28.117 | 124.868 | 101.262 |
| | | 1st step | 25.818 | 28.797 | 115.457 | 93.413 |
| | | 2nd step | 26.383 | 29.362 | 108.189 | 87.414 |
| | | 3rd step | 26.952 | 29.932 | 101.320 | 81.790 |
| | | 4th step | 27.597 | 30.577 | 94.073 | 75.902 |
| | | 5th step | 27.788 | 30.768 | 92.025 | 74.270 |

**Table 7.** Scores of the image

| Step | mAs | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | 8.0 | 6.4 | 5.1 | 4.0 | 3.2 |
| 1st step | 3 | 3 | 3 | 2.8 | 2.6 |
| 2nd step | 3 | 3 | 3 | 2.9 | 2.7 |
| 3rd step | 3 | 3 | 3 | 2.9 | 2.7 |
| 4th step | 3 | 3 | 3 | 3 | 2.8 |
| 5th step | 3 | 3 | 3 | 3 | 2.8 |

## 고 찰

의료서비스로는 단순히 의료를 제공받는 것을 초월하여 만족과 감동의 개념으로서 시행되고 있다. 이는 의료 과정의 전반적인 부분에서 환자의 간섭과 선택이 반영되어서이다(Lee *et al*. 2014).

의료에서 사용되는 방사선은 문턱선량이 없기에 암 발생의 위험을 증가시킬 수 있다는 전제하에 의료피폭을 최소화하려는 노력이 필요하다(NRC 2006; Brenner *et al*. 2007; Brody *et al*. 2007). 단적인 예로, 진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙 중 방사선 방어 시설의 검사기준에서는 수술실, 응급실 또는 중환자실 외의 장소에서 이동검사할 경우 반드시 이동형 진료용 X-ray 방어칸막이를 갖추도록 명시하고 있지만 실질적으로 실용화되어 있지 않다(보건복지부 2006). 이는 환자와 검사자 이외에 주변 환자나 보호자 그리고 관계종사자들의 불필요한 피폭선량을 증가시키는 원인이 되고 있다(Lee *et al*. 2014). 이에 선량은 낮추고 화질은 높이기 위한 post-processing이 발전해 왔고 이는 window width와 level 또는 대조도, 선예도와 관련된 인자를 조절하는 업무의 번거로움을 줄임과 동시에 좋은 대조도의 영상을 획득할 수 있게 하였다(Hong *et al*. 2012). Mobile X-ray 장비로 abdomen 검사 시 noise reduction 기능을 사용하지 않고 mAs를 단계별로 낮추었을 때 전체 유효선량과 각 장기별 유효선량이 줄어드는 것을 알 수 있었다. Noise reduction 기능을 사용하였을 시 화질 평가인 정량적 평가와 정성적 평가를 시행하여 최소한의 노출 조건으로 진단 가치 있는 영상을 얻을 수 있는지 알아보았다. 정량적 평가에서 사용된 Image J 프로그램은 PSNR 값이 30 dB 이상일 경우 사람의 눈으로 영상 화질에 있어 질적 차이를 구분할 수 없고 11 dB 이상이 되면 상당히 유사한 영상으로 본다는 선행연구가 보고되어 있다(Van *et al*. 2003; Liu *et al*. 2011). 본 연구에서는 영상 전체에 발생한 noise를 감소시킴으로써 영상의 화질을 좋게 만드는 기법인 noise reduction 기능을 사용하여 높은 mAs를 이용하는 mobile abdomen X-ray이 검사 시 화질의 저하 없이 환자뿐 아니라 검사자, 주변 환자, 보호자 그리고 관계종사자들의 불필요한 피폭선량을 줄이고자 하였다. 하지만 Phantom을 이용한 연구라는 점에서 실제 환자의 BMI를 적용시키지 못한 한계점을 나타냈다. 뿐만 아니라, 높은 단계의 noise reduction 기법 사용 시 발생될 수 있는 blurring으로 인해 복부 판독 시 중요시되는 bowel gas와 abscess 간의 구별 정도를 파악하지

못한 문제점을 드러냈다. 하지만 noise reduction 기법이 있는 DR(Digital Radiation) mobile X-ray 검사 시 노출조건이 낮아도 영상의 질에 큰 변화가 없는 것으로 확인되어 피폭선량을 감소시킬 것으로 사료된다.

## 결 론

Mobile abdomen X-ray 검사 시 noise reduction 기법에 대해 선량 평가와 화질 평가를 하여 이에 대한 유용성 평가를 제시하였다. 최소한의 노출 조건으로 영상의 질적 변화 없이 선량을 최대 70%까지 감소시킬 뿐 아니라 주변 환자와 보호자 그리고 관계종사자들에 대한 불필요한 피폭선량까지 감소시킬 수 있었다. X-ray 노출 조건이 부족하여 noise로 인해 영상의 화질이 저하되는 것을 보정해 주는 software의 기법이 발전할수록 피폭선량이 줄어들 것이라 사료된다.

## 참 고 문 헌


보건복지부. 2006. 진단용 방사선 발생 장치의 안전관리에 관한 규칙. 제349호.

Brenner DJ, Doll R, Goodhead DT, Hall EJ, Land CE, Little JB and Ron E. 2003. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: assessing what we really know. *Proc. Natl. Acad. Sci.* **100**(24):13761-13766.

Brenner DJ and Hall EJ. 2007. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.* **357**(22):2277-2284.

Brody AS, Frush DP, Huda W and Brent RL. 2007. Radiation risk to children from computed tomography. *Pediatrics* **120**(3): 677-682.

Hong SS, Kang KM, Seong MS and Lee JW. 2012. Study on dose and image quality by Added filter and Grid change when exam abdominal fluoroscopy. *Korean J. Digit. Imaging Med.* **14**(2):47-56.

Jung AY. 2011. Medical radiation exposure in children and dose reduction. *J. Korean Med. Assoc.* **54**(12):1277-1283.

Kim JH. 2019. Imaging informatics: a new horizon for radiology in the era of artificial intelligence, big data, and data science. *J. Korean Soc. Radiol.* **80**(2):176-180.

Lee KJ, Kim MK, Lee JW and Kim HW. 2013. Research for The Environmental Optimization of Dose and Image quality in Digital Radiography. *IEIE.* **50**(2): 203-209.

Liu H and Heynderickx I. 2011. Visual attention in objective image quality assessment: Based on eye-tracking data. *IEEE TCSVT.* **21**(7):971-982.

National Research Council. 2006. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2. Washington DC: National Academies Press.

Park GM, Lim MS, Kim JW and Kim YS. 2019. Evaluation and comparison of Signal to Noise using image post-processing technique of Portable x-ray device. *KSRIT.* 81-88.

Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, Uffmann M and Prokop M. 2008. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *European Radiology* **18**(9):1818-1830.

Schauer DA and Linton OW. 2009. National Council on Radiation Protection and Measurements report shows substantial medical exposure increase. *RSNA.* **253**:293-296.

UNSCEAR. 2000. Source and Effects of Ionization Radiation, AnnexD Medical Radiation Exposure. UNSCEAR 2000.

Van Soldt RTM, Zweers D, van den Berg L, Geleijns J, Jansen JTM and Zoetelief J. 2003. Survey of posteroanterior chest radiography in The Netherlands: patient dose and image quality. *BJR.* **76**(906):398-405.


Received: 11 February 2021
Revised: 24 February 2021
Revision accepted: 11 March 2021