

## An Experimental Method for the Scatter Correction of MV Images Using Scatter to Primary Ratios (SPRs)

Hosang Jeon\*, Dahl Park<sup>†</sup>, Jayeong Lee\*, Jiho Nam\*<sup>†</sup>, Wontaek Kim<sup>§</sup>, Yongkan Ki<sup>†</sup>,  
Donghyun Kim<sup>†</sup>, Ju Hye Lee<sup>†</sup>, Dongwon Kim<sup>§</sup>

\*Department of Radiation Oncology, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan,  
<sup>†</sup>Department of Radiation Oncology, Pusan National University Hospital, Busan, <sup>†</sup>Research Institute for  
Convergence of Biomedical Science and Technology, Pusan National University Yangsan Hospital, Yangsan,  
<sup>§</sup>Department of Radiation Oncology, Pusan National University School of Medicine, Busan, Korea

In general radiotherapy, mega-voltage (MV) x-ray images are widely used as the unique method to verify radio-therapeutic fields. But, the image quality of MV images is much lower than that of kilo-voltage x-ray images due to scatter interactions. Since 1990s, studies for the scatter correction have performed with digital-based MV imaging systems. In this study, a novel method for the scatter correction is suggested using scatter to primary ratio (SPR), instead of conventional methods such as digital image processing or scatter kernel calculations. We measured two MV images with and without a solid water phantom describing a patient body with given imaging conditions, and calculated un-attenuated ratios. Then, we obtained SPR distributions for the scatter correction. For experimental validation, a line-pair (LP) phantom using several Al bars and a clinical pelvis MV image was used. As the result, scatter signals of the LP phantom image were successfully reduced so that original density distribution of the phantom was restored. Moreover, image contrast values increased after SPR correction at all ROIs of the clinical image. The mean value of increases was 48%. The SPR correction method suggested in this study has high reliability because it is based on actually measured data. Also, this method can be easily adopted in clinics without additional cost. We expected that the SPR correction can be an effective method to improve the quality of MV image guided radiotherapy.

**Key Words:** Scatter to primary ratio, MV image, Scatter correction, Image guided radiotherapy

### 서 론

영상유도 방사선치료(IGRT, Image Guided Radiation Therapy)를 위해 사용되는 투과 X선 영상은 사용되는 에너지의 크기에 따라 치료방사선을 그대로 이용하는 고에너지(MV, mega-voltage) X선 영상과 별도의 X선 발생기를 이용하는 저에너지(kV, kilo-voltage) X선 영상으로 나눌 수 있다. Fig. 1에 나타난 바와 같이 kV 영상은 MV 영상에 비해

상대적으로 높은 해상도(resolution)와 대조도(contrast)를 제공하므로 환자 위치 확인이나 호흡 감시 등을 위해 널리 사용되고 있으나 치료 조사야 검증(field verification) 등 치료방사선에 대한 직접적인 검증이 어려우므로, 일반적으로 kV 영상에 기반한 IGRT 를 시행할 때에도 MV 영상은 필수불가결하다.

MV 영상의 낮은 해상도와 대조도는 고에너지 X선의 높은 투과성과 산란성에 기인하는 것으로 잘 알려져 있다. 이 때문에 MV 영상의 가독성은 kV 영상의 그것에 비해 현저히 낮으며, 치료 현장에서 종종 정확한 치료 조사야 검증이 어렵거나 반복 촬영으로 인한 환자의 과다 피폭 가능성이 존재한다.

한편 1990년대에 Amorphous silicon array를 기반으로 하는 디지털 MV 영상 획득 방법이 처음 제안되었다.<sup>1)</sup> 이때부터 MV 영상의 화질을 개선하기 위한 다양한 연구들도 함께 진행되어 왔는데, 이는 크게 두 가지로 나누어 볼 수

This study was supported by Research Institute for Convergence of biomedical science and technology Grant (30-2014-003), Pusan National University Yangsan Hospital.

Received 3 July 2014, Revised 29 July 2014, Accepted 5 August 2014

**Correspondence:** Jiho Nam (jihonam@hanmail.net)

Tel: 82-55-360-3450, Fax: 82-55-360-3449

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

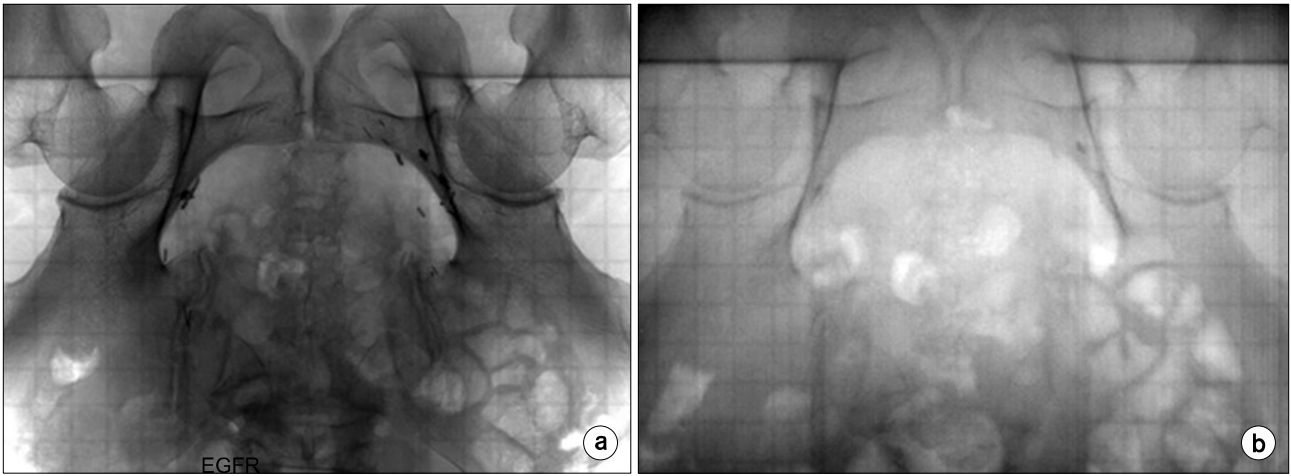


Fig. 1. Pelvis image comparison of (a) kV and (b) MV imaging modalities.

있다. 첫 번째는 일반 디지털 영상 처리 분야에서 널리 사용되어 왔던 다양한 영상 처리 필터(filter)들을 사용하는 방법이다.<sup>2,3)</sup> 이 방법은 사용자의 의도에 따라 비교적 자유롭고 간편하게 영상을 조작할 수 있다는 장점이 있지만, 사용자의 경험에 의존하는 주관적인 경향이 강할 뿐 아니라 영상에 나타난 환자의 해부학적 정보들이 다소 왜곡될 가능성이 있다. 두 번째는 전산 모사(Monte Carlo simulation)나 분석적 방법 등을 이용하여 MV 영상시스템의 산란 특성을 표현하는 고유의 커널(kernel)을 획득한 후 이를 이용하여 산란 효과에 의한 영상 잡음(Noise)을 제거하는 방법으로,<sup>4,8)</sup> 산란 효과가 MV 영상에 실제로 미치는 영향을 파악한 후 이를 제거하기 때문에 영상이 실제와 다르게 왜곡될 위험성이 작고 환자의 실제 투사 영상에 근접하게 복원할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 이를 위해서는 치료 빔의 특성 및 MV 영상시스템의 특성이 정확히 반영된 커널 정보가 모든 치료 조건들마다 주어져야 하며,<sup>5,7)</sup> 최종적으로 개선된 MV 영상을 얻기까지 상당한 계산 시간 및 비용이 소요되므로 임상 현장에서는 현실적으로 사용하기 어렵다.

본 연구에서는 고체 물 팬텀을 이용하여 MV 영상의 산란 성분을 산란선 대 일차선비(SPR, Scatter-to-primary ratio)의 형태로 획득하고 이를 원 영상에서 제거함으로써 MV 영상의 화질을 개선하는 실험적인 방법을 제안하였다. 이 방법은 인위적인 영상 조작을 하지 않으므로 환자의 해부학적 정보가 왜곡될 가능성이 낮으며, 산란 커널에 기반한 계산적인 방법 대신 직접적인 측정을 통해 산란 성분을 제거하므로 시간과 비용을 크게 줄일 수 있다는 장점이 있다. 본 연구에서는 두 가지 가정을 도입하였는데, 첫 번째는 환

자의 MV 촬영 부위의 두께가 균일하다는 것이며 두 번째는 MV 촬영용 빔이 체표면에 수직인 방향으로 평행하게 입사한다는 것이다. 전자의 경우 일반적으로 MV 촬영하는 부위들을 고려했을 때 체표면 굴곡이 큰 두경부를 제외하면 일반적으로 받아들일 만하며, 후자의 경우 재료 및 방법에서 간단한 계산을 통해 그 타당성을 입증하였다.

## 재료 및 방법

### 1. Theory

MV 영상장치의 적절한 보정(Gain/offset correction) 과정을 수행 후, 피사체(Object)가 존재하지 않을 때 Fig. 2(a)에 묘사한 실험 조건에서 영상을 촬영하면 물질과의 상호작용 없이 입사한 방사선 신호  $O(x,y)$ 만으로 이루어진 평평한 영상이 얻어진다. 이 때 동일한 촬영 조건에서 Fig. 2(b)와 같이 고체 물팬텀을 설치한 후 촬영하면 영상 검출기에는 팬텀에 의해 감쇄된 방사선 신호  $P(x,y)$ 가 검출되며, 그 크기는 산란 효과를 무시하면 식 1과 같이 계산할 수 있다. 이 때  $\mu_{eff}$ 는 방사선의 에너지 스펙트럼을 고려한 물에서의 평균 감쇄 계수이며,  $x$ 와  $y$ 는 영상검출기 표면에서 중심 좌표가 (0,0)일 때 해당 방사선이 입사한 위치의 좌표를 의미한다.  $t(x,y)$ 은 해당 방사선이 실제로 투과한 팬텀의 두께를 나타낸다.

$$P(x,y) = O(x,y) \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot t(x,y)} \quad (1)$$

한편 팬텀과 방사선의 상호작용으로 인해 발생하는 산란

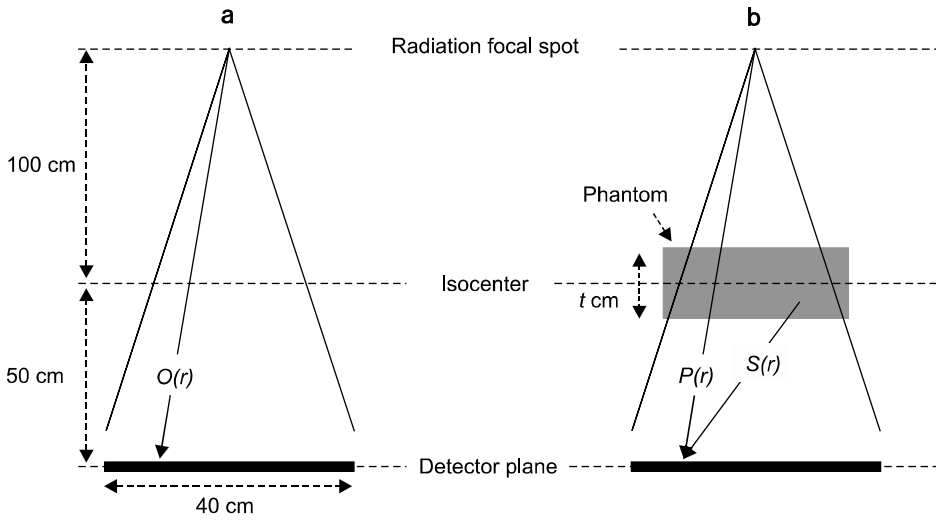


Fig. 2. Experimental conditions for (a) un-attenuated signals and (b) attenuated signals by the phantom.

신  $S(x,y)$ 이 추가로 영상검출기에 입사하게 되며, 이에 따라 영상 검출기에서 얻어지는 최종적인 MV 영상 신호  $I(x,y)$ 은 식 2와 같이 나타낼 수 있다.

$$I(x,y) = P(x,y) + S(x,y) \quad (2)$$

본 연구에서는 환자의 MV 영상 촬영 부위의 두께가 균일하다고 가정하므로  $t(x,y)$ 는 팬텀의 두께와 같은 상수로 간주하였으며, *sheikh-Bagheri* 등이 제시한 6 MV 에너지 스펙트럼<sup>9)</sup> 및 NIST에서 제공하는 물에 대한 에너지별 감쇄 계수를 사용하여<sup>10)</sup> 특정 두께의 팬텀을 촬영하였을 때의  $\mu_{eff}$ 를 산출하였다. 이를 이용하면 측정된  $O(x,y)$ 와 식 1을 통해 산란선이 제외된 순수한 감쇄 방사선인  $P(x,y)$ 를 간단히 계산할 수 있다. 단 이 때에는 방사선 빔이 팬텀 표면에 수직인 방향으로 평행하게 입사해야 한다는 가정이 필요한데, 실제 방사선 빔은 일정한 입체각(Solid angle)을 가지고 팬텀에 입사한다. 그러나 본 연구에서 사용한 실험 조건들을 토대로 계산해 보면  $P(0,0)$ 에 해당하는 팬텀 두께와  $P(r_{max})$ 에 해당하는 팬텀 두께의 차이는 약 0.9%에 불과하므로 평행 입사 가정으로 인한 큰 오차는 발생하지 않는다. 이 때  $r_{max}$ 는 영상검출기의 최대 반경을 의미한다. 결과적으로 두께  $t$ 를 가지는 팬텀에 대한 SPR은  $O(x,y)$ 와  $I(x,y)$ 의 측정을 통해 식 3과 같이 계산할 수 있다. 단, 영상 측정 과정에서 발생하는 random noise의 영향을 제거하기 위하여 측정된  $O(x,y)$ 와  $I(x,y)$ 를 각각 surface fitting 처리한 후에 사용하였다.

$$SPR(t) = \frac{S(x,y)}{P(x,y)} = \frac{I(x,y)}{O(x,y)} \cdot e^{-\mu_{eff} \cdot t} - 1 \quad (3)$$

위 식 3에서 획득한 SPR을 이용하면, 촬영 부위의 평균 두께가  $t$ 인 임의의 환자의 MV 영상  $C(x,y)$ 에서 산란 기여분을 제거한 영상  $C'(x,y)$ 는 최종적으로 식 4와 같이 얻을 수 있다.

$$C'(x,y) = \frac{C(x,y)}{SPR(t) + 1} \quad (4)$$

## 2. SPR measurements

MV 영상 획득을 위하여 전자영상포털장치(EPID, Electronic portal imaging device)를 이용하였는데, 치료용 선형가속기인 Varian 사의 Clinac iX에 장착된 aS1000 모델을 사용하였다. 이 EPID의 영상화 면적(active area)은 40 cm×30 cm이며, 14 bit의 방사선 영상을 제공한다. 매 영상당 약 1.3 MU(monitor unit)를 사용하였으며, 영상 잡음의 최소화를 위해 매 조건마다 20장의 영상을 반복 측정하여 평균 영상을 획득하였다. 또한 영상 신호 해석의 편의상 촬영한 모든 영상들을 반전(conversion) 처리하여 사용하였다. 본 연구에서 모든 실험 조건은 실제 임상 조건과 최대한 일치하도록 설정하였는데, 고체 물 팬텀(SP34, IBA dosimetry)은 30 cm×30 cm× $t$  cm의 직육면체로 구성하였고 팬텀의 질량중심점이 선형가속기의 회전중심점과 일치하도록 설치하였다. 본 실험에 사용한  $t$ 는 실제 환자의 부위별 두께 정도를 고려

하여 5, 10, 15, 20 cm로 결정하였다. 선원에서 회전중심점까지의 거리는 100 cm, 회전중심점에서 EPID 표면까지의 거리는 50 cm이며 MV 영상 촬영 시 빔 조사야의 크기는 40 cm×40 cm를 사용하였다. 구체적인 실험 조건들은 Fig. 2에 나타나 있다.

### 3. Experimental validation

본 연구에서 제안한 MV 영상의 산란 보정 알고리즘에 대한 검증은 두 가지 방법으로 수행되었다. 첫째로, Line pair (LP) 팬텀의 MV 영상을 촬영한 후 산란 보정을 시행하고 그 결과를 분석하였다. LP 팬텀의 촬영 조건은 Fig. 2(b)에 묘사한 SPR 촬영 조건과 동일하며, LP팬텀은 20 cm 두께의 고체 물 팬텀 위에 1 cm×12 cm×0.5 cm 의 알루미늄 막대 10개를 1 cm의 간격으로 배열하여 사용하였다. 둘째로, 실제 환자의 골반 부위 MV 영상을 획득한 후 산란 보정을 시행하여 그 결과를 분석하였다. 환자 영상의 경우 LP 팬텀의 그것과 달리 내부의 정확한 물성 정보를 얻는

것은 어려우므로, 임상에서 환자 위치 확인을 위해 많이 사용되는 골반연(Pelvic brim) 경계면 등의 영역에서 대조도를 분석하는 방법으로 산란 보정의 효과를 검증하였다. 본 연구에서는 총 5개의 관심영역(ROI, region of interest)을 지정하였으며, 이 때 각 ROI영상의 히스토그램은 뼈 부분의 화소값과 조직 부분의 화소값을 반영하는 두 개의 피크(peak)를 가지게 된다. 각 ROI의 대조도  $C_{ROI}$ 는 식 5를 이용하여 산출하였는데,  $HV$ 는 두 개의 피크 중 높은 값이며,  $LV$ 는 낮은 값을 의미한다. 마지막으로 보정 전후 영상 간의 정확한 대조도 비교를 위하여 전체 영상의 히스토그램의 폭  $W_{global}$ 을 이용하여 정규화하였다.

$$C_{ROI} = \frac{HV_{ROI} - LV_{ROI}}{W_{global}} \quad (5)$$

## 결 과

### 1. SPR measurements

6MV X선 빔의 에너지 스펙트럼과 물에 대한 에너지별 감쇄 계수들을 근거로 고체 물 팬텀의 두께에 따라 이론적으로 계산된 투과율은 약 32~74% 범위로 나타났으며, 구체적인 값들은 Table 1에 제시되어 있다. 주어진 두께들을 가진 팬텀에 대하여  $O(x,y)$ 과  $I(x,y)$ 를 촬영한 후 식 4를 이용하여 최종적으로 SPR을 획득하였으며, 그 결과는 Fig. 3에 나타나 있다. Fig. 3(a)는 영상검출기의 중앙을 지나는 SPR 프로파일을 팬텀 두께의 변화에 따라 도시하였는데,

Table 1. The un-attenuated ratios of 6MV x-ray beams for solid-water phantoms with four different thicknesses (calculated).

$t$ (cm)	$e^{-\mu_{eff} \cdot t}$
5	0.7374
10	0.5499
15	0.4143
20	0.3151

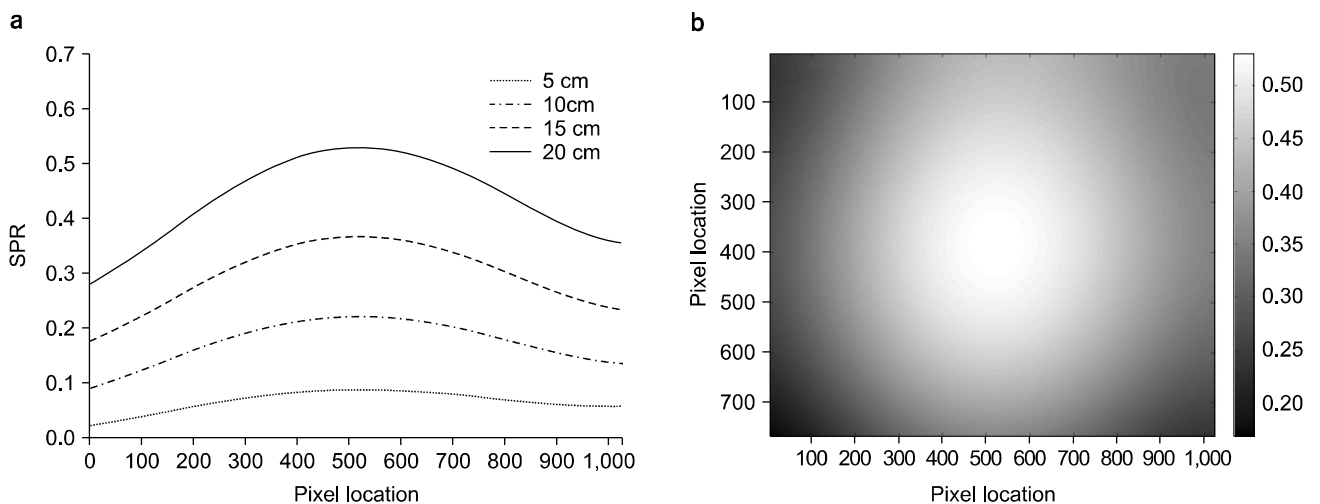


Fig. 3. (a) The comparison of horizontal SPR profiles for different phantoms having four thicknesses, and (b) a SPR map measured using the phantom with the thickness of 20 cm.

팬텀이 두꺼울수록 SPR이 증가하는 것을 알 수 있으며, 전체적인 SPR의 분포는 중심부에서 가장 높고 가장자리로 갈수록 낮아지는 양상을 보인다. Fig. 3(b)은 20cm 두께의 팬텀을 사용하였을 때의 SPR 분포를 나타내고 있다.

## 2. Experimental validation

본 논문의 모든 영상들은 정확한 화질 성능 비교를 위하여 각자의 최소 화소값과 최대 화소값 범위의 윈도우를 사용하여 표시하였다. Fig. 4는 LP 팬텀 영상의 산란 보정을 수행한 결과를 보여주고 있는데, 영상의 대조도가 크게 개선되었음을 알 수 있다. Fig. 4(c)에 나타난 프로파일 비교 결과를 보면 영상에 전체적으로 퍼져 있던 산란 성분이 제거된 것을 정량적으로 확인할 수 있다. 특히, 산란 성분의 불균일성에 의해 야기되었던 영상의 중앙 부분과 외곽 부분의 화소값의 과도한 차이가 크게 감소한 것을 알 수 있는데, 이는 산란 보정된 MV 영상이 LP 팬텀의 실제 밀도

를 잘 표현하고 있음을 의미한다.

환자의 골반 영상 보정 결과는 Fig. 5에 나타나 있으며, 산란 보정 후 영상의 대조도가 전체적으로 개선되었음을 육안으로 확인할 수 있다. 그림 상에 표시된 5개의 ROI 에서 각각 계산한 대조도는 Table 2에 제시되어 있는데, 산란 보정 결과 모든 ROI 에서 대조도가 증가하였으며 평균 증가율은 48%로 나타났다.

## 고찰 및 결론

Fig. 3(a)에 나타난 SPR 분포의 분석 결과 팬텀이 두꺼울수록 SPR도 증가하였으며, 영상 중앙과 외곽 영역의 산란 성분의 차이도 함께 증가하는 것으로 나타났다. 특히 두께 20 cm의 경우 SPR은 그 차이가 최대 3배 정도로 나타났다. 이는 X선의 에너지가 높을수록 전방 산란 확률이 높다는 Klein-Nishina Formula<sup>11)</sup>의 이론적 예측으로 설명이 가능하

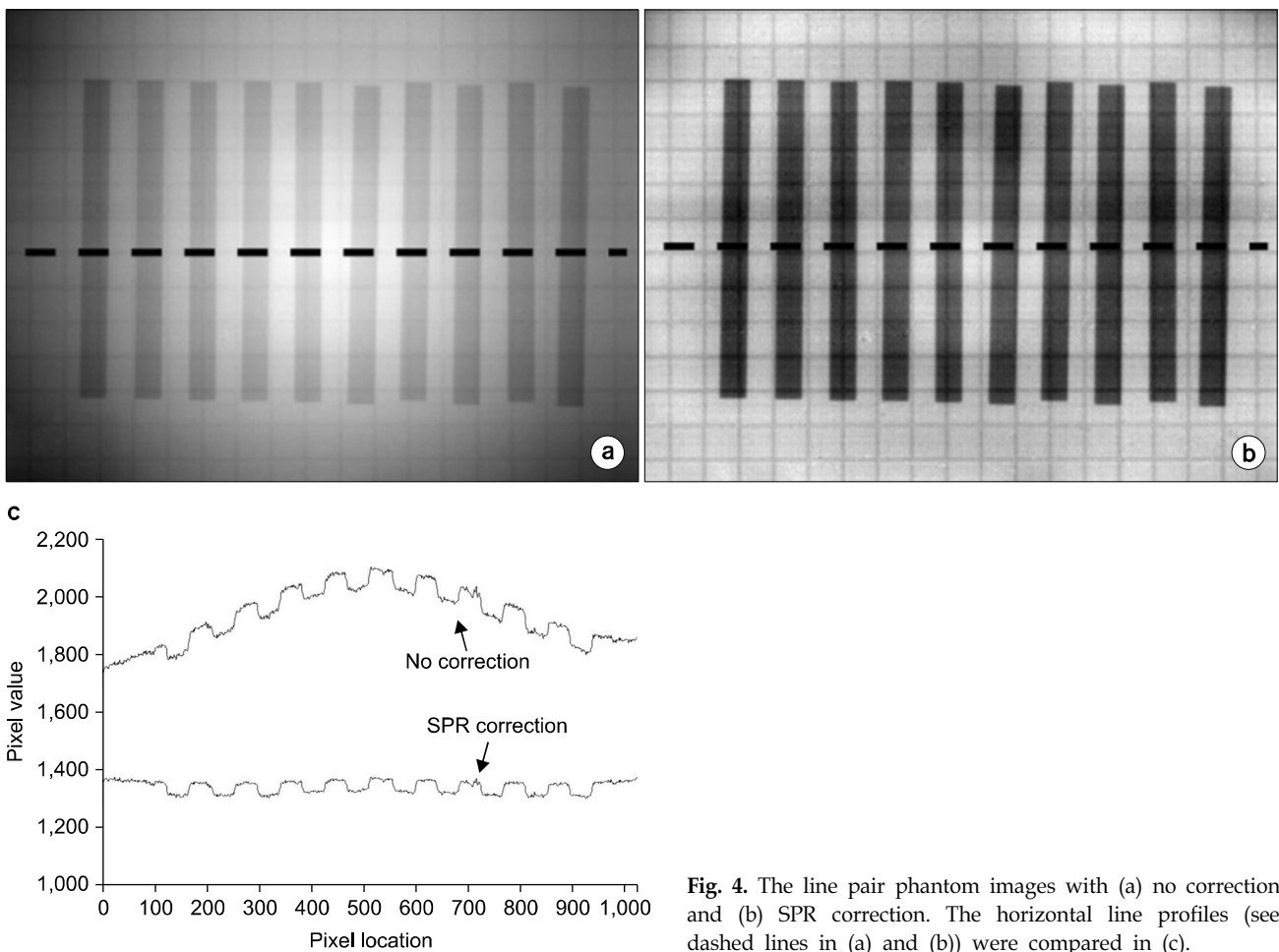


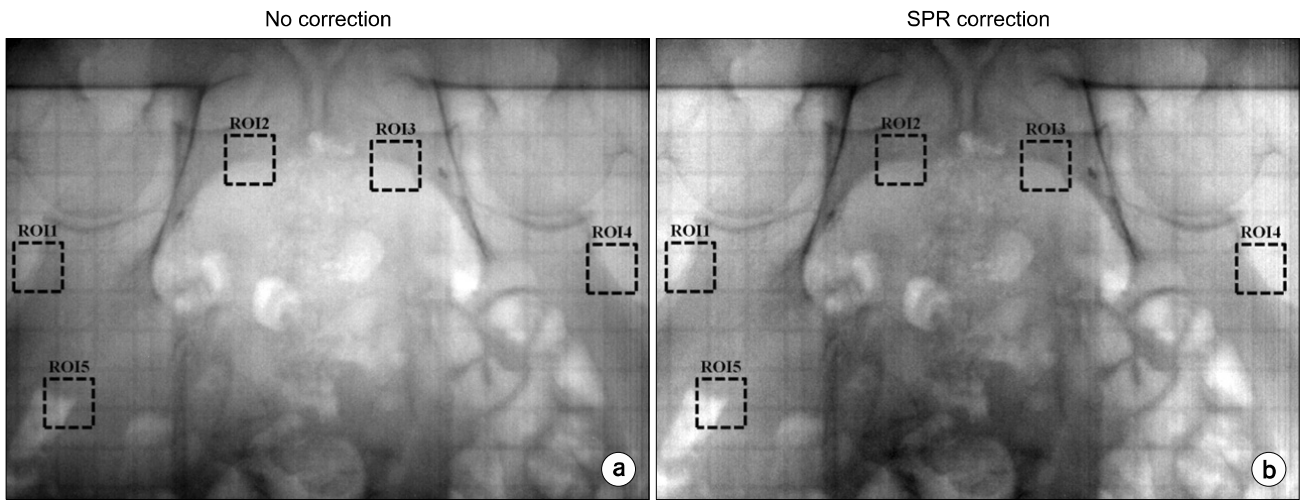
Fig. 4. The line pair phantom images with (a) no correction and (b) SPR correction. The horizontal line profiles (see dashed lines in (a) and (b)) were compared in (c).

**Table 2.** The normalized contrast values of image patches of five ROIs ( $\Delta_C$ : contrast difference of no corrected and SPR corrected ROIs).

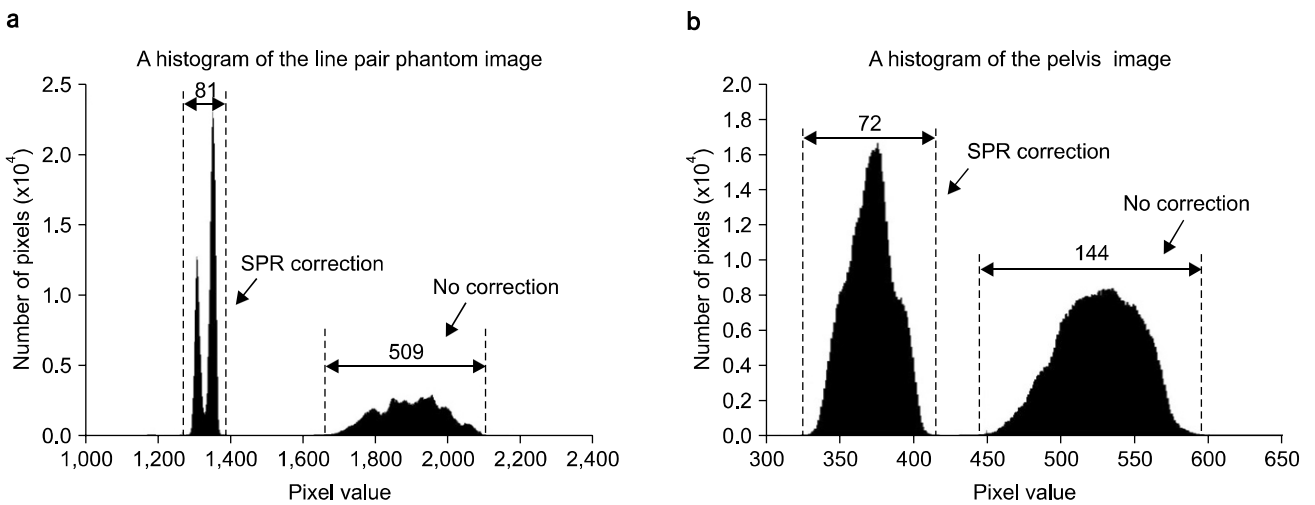
	$C_{ROI}$		$\Delta_C$
	no correction	SPR correction	
ROI1	0.111	0.250	0.139
ROI2	0.167	0.194	0.027
ROI3	0.132	0.139	0.007
ROI4	0.118	0.181	0.063
ROI5	0.139	0.222	0.083
Mean	0.133	0.197	0.064

다. 단, 이론적으로는 SPR 분포가 온전한 방사성 대칭 구조를 가져야 하지만 선형가속기의 조준기(Collimator) 시스템 내부 구조로 인해 Fig. 3(b)와 같이 외곽 영역에서는 약간의 비대칭성을 가진다.

Fig. 4(c)에 제시된 LP 팬텀을 이용한 검증 결과는 MV 영상의 산란 성분 제거라는 본 연구의 목적이 명확히 나타나 있다. 산란 성분에 의해 과다 측정되었던 화소값이 보정 후에는 전체적으로 감소하였음을 정량적으로 확인하였고, 특히 전방 산란에 의한 완만한 굴곡이 거의 제거되었음을 확인하였다. 결과적으로 보정된 영상의 프로파일은 LP 팬텀



**Fig. 5.** The comparison of (a) un-corrected and (b) corrected MV projection images of the pelvis. Five ROIs were marked on both images for the contrast evaluation.



**Fig. 6.** The comparison of un-corrected and corrected histograms for (a) the line pair phantom and (b) the pelvis image.

의 실제 밀도 정보에 관해 훨씬 정확한 정보를 제공하고 있음을 알 수 있다.

Fig. 6(a)에 나타난 LP 팬텀 영상의 히스토그램을 통해서도 동일한 검증이 가능하다. 보정 전 히스토그램에서는 서로 잘 구별되지 않는 여러 개의 피크가 혼재되어 있으나 보정 후 히스토그램에서는 명확한 두 개의 피크가 나타나는데, 이로써 영상에서 알루미늄 막대가 존재하는 영역과 그렇지 않은 영역이 명확히 구별됨을 알 수 있다. 또한, 산란 성분에 의한 완전한 굴곡이 제거되었기 때문에 보정 과정을 거치면서 전체 히스토그램의 폭이 약 16%로 크게 감소한 것을 알 수 있는데, 이는 디지털 영상의 화질 관점에서 매우 중요한 의미를 가진다. 일반적으로 디지털 영상장비의 주요 설계 인자인 비트(Bit) 수는 장비 제조 시에 특정 값으로 결정되는데, 이 때 히스토그램의 폭이 감소하면 동일한 크기의 밀도 차이를 표현할 때 상대적으로 더 많은 비트를 할당할 수 있게 된다. 따라서 영상의 대조도가 크게 개선될 수 있으며, 이는 MV 영상의 주요 사용 목적인 환자 내부의 해부학적 구조 식별을 용이하게 한다.

Fig. 5의 모든 ROI에서 대조도가 개선된 사실은 산란 보정이 영상에 전체적으로 영향을 주었음을 의미한다. 기존 영상의 경우 산란 성분으로 인한 굴곡 때문에 관독하고자 하는 세부 부위에 따라 윈도우 설정을 변경하여야 만족할 만한 성능을 얻을 수 있었지만, 보정된 영상은 고정된 윈도우 설정에서도 전체적으로 고른 대조도를 제공하므로 MV 영상 관독 소요 시간을 줄일 수 있어서 보다 효율적인 관독이 가능하다.

본 연구에서 제시한 MV 영상 보정 방법은 실제 측정 자료를 기반으로 하므로 단순한 디지털 영상처리 알고리즘에 비해 높은 신뢰성을 가진다. 그리고 측정과 전산 모사를 통해 얻은 산란 커널을 이용하여 영상을 보정하는 기존 연구들에 비해서는 시간과 비용이 크게 절약되는 반면 비슷한 보정 효과를 낼 것으로 기대된다. 또한 각 병원에서 기본적으로 구비하고 있는 팬텀을 이용하며 복잡한 계산 과정이 필요하지 않으므로 임상 현장에서 즉각적인 도입이 가능하다. 본 연구에서는 환자를 균일한 물팬텀으로 가정하므로 환자의 실제 해부학적 복잡성을 고려할 수 없다는 한계가 있으나, 환자 위치 확인이라는 MV 영상의 사용 목적 상 큰

문제가 되지 않음을 임상 영상 검증을 통해 확인하였다. 단, 두경부와 같이 본 연구에서 사용한 물팬텀의 단면적보다 현저히 작은 단면적을 가지는 인체 부위의 MV 영상을 얻을 때에는 별도의 소형 물팬텀을 이용한 SPR 분포를 획득하여 사용해야 할 것으로 생각된다.

결론적으로 본 연구 결과는 MV 영상을 이용한 IGRT의 질을 높이기 위한 하나의 효율적인 방법이 될 수 있을 것으로 기대된다.

## References

1. L.E. Antonuk, J. Boudry, W. Huang, D.L. McShan, E.J. Morton, J. Yorkston, M.J. Longo, R.A. Street: Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydro-generated amorphous silicon arrays. *Medical physics* 19(6):1455-1466 (1992)
2. R.C. Gonzalez, R.E. Woods, S.L. Eddins: *Digital image processing using MATLAB*. 2nd ed, Gatesmark Publishing Knoxville, (2009)
3. I. Pitas: *Digital image processing algorithms and applications*. ed, Wiley. com, (2000)
4. L. Spies, T. Bortfeld: Analytical scatter kernels for portal imaging at 6 MV. *Medical physics* 28(4):553-559 (2001)
5. L. Spies, M. Ebert, B.A. Groh, B.M. Hesse, T. Bortfeld: Correction of scatter in megavoltage cone-beam CT. *Physics in medicine and biology* 46(3):821-833 (2001)
6. L. Spies, P.M. Evans, M. Partridge, V.N. Hansen, T. Bortfeld: Direct measurement and analytical modeling of scatter in portal imaging. *Medical physics* 27(3):462-471 (2000)
7. V.N. Hansen, W. Swindell, P.M. Evans: Extraction of primary signal from EPIDs using only forward convolution. *Medical physics* 24(9):1477-1484 (1997)
8. J.S. Maltz, B. Gangadharan, S. Bose, D.H. Hristov, B.A. Faddegon, A. Paidi, A.R. Bani-Hashemi: Algorithm for X-ray scatter, beam-hardening, and beam profile correction in diagnostic (kilovoltage) and treatment (megavoltage) cone beam CT. *IEEE transactions on medical imaging* 27(12):1791-1810 (2008)
9. D. Sheikh-Bagheri, D.W. Rogers: Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Medical physics* 29(3):391-402 (2002)
10. "http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm"
11. O. Klein, Y. Nishina: Über die Streuung von Strahlung durch freie Elektronen nach der neuen relativistischen Quantendynamik von Dirac. *Zeitschrift für Physik* 52(11-12):853-868 (1929)

## 산란선 대 일차선비(SPR)를 이용한 MV 영상의 산란 보정을 위한 실험적 방법

\*양산부산대학교병원 방사선종양학과, †부산대학교병원 방사선종양학과, ‡양산부산대학교병원 의생명융합연구소,  
§부산대학교 의학전문대학원 방사선종양학교실

전호상\* · 박 달<sup>†</sup> · 이자영\* · 남지호\*<sup>‡</sup> · 김원택<sup>§</sup> · 기용간<sup>†</sup> · 김동현<sup>†</sup> · 이주혜<sup>†</sup> · 김동원<sup>§</sup>

고에너지(MV, Mega-voltage) X선 영상은 일반적인 방사선 치료 시 조사야의 영상 검증이 가능한 유일한 방법으로 널리 사용되고 있다. 그러나 고에너지 특유의 높은 콤프턴 산란 반응 특성으로 인해 저에너지 영상에 비해 화질이 크게 낮으며, 1990년대에 디지털 MV 영상이 소개된 이후 화질을 보완하기 위한 연구들이 활발히 이루어져 왔다. 본 연구에서는 디지털 영상처리 기법을 이용하거나 산란 커널 계산을 통해 화질을 개선하는 기존의 방법 대신 측정된 산란선 대 일차선비(SPR, Scatter to Primary Ratio)를 이용하는 새로운 방법을 제안하였다. 먼저 주어진 촬영 조건 하에서 환자를 모사하는 고체 물팬텀의 유무에 따라 각각 MV영상을 촬영하고 방사선의 투과율을 별도로 계산한 후 산란 성분이 포함된 일차선 영상과 포함되지 않은 일차선 영상을 각각 획득하였다. 이를 기반으로 산란 보정에 사용할 SPR 분포를 획득하였다. 그리고 알루미늄 막대를 이용한 line pair (LP) 팬텀 및 실제 환자 골반의 영상을 이용하여 산란 보정 효과의 검증을 수행하였다. SPR 측정 결과 팬텀 두께에 따른 SPR 분포들을 성공적으로 획득하였으며, LP 팬텀 검증 결과 영상의 산란 성분이 효과적으로 제거되어 팬텀 본래의 밀도 분포가 복원되었음을 확인하였다. 또한 환자 골반 영상 보정 결과 모든 관심영역에서 대조도가 평균 48% 증가하였다. 본 연구에서 제시한 MV 영상의 산란 보정 방법은 실제 측정 자료를 기반으로 하므로 높은 신뢰성을 가지며, 적은 시간과 비용으로도 임상 현장에서 즉각적인 도입이 가능하다. 결론적으로 본 연구는 MV 영상을 이용한 영상유도 방사선치료의 질을 높이기 위한 하나의 효과적인 방법이 될 수 있을 것으로 기대된다.

---

**중심단어:** 산란선 대 일차선비, MV 영상, 산란 보정, 영상유도방사선치료