

## Evaluation of Image Quality by Using a Tungsten Edge Block in a Megavoltage (MV) X-ray Imaging

Jung-Whan Min<sup>\*†</sup>, Jin-Hyun Son<sup>†</sup>, Ki-won Kim<sup>†</sup>, Jung-Woo Lee<sup>†</sup>, Soon-Yong Son<sup>§</sup>, Geum-Mun Back<sup>||</sup>, Jung-Min Kim<sup>||</sup>, Yeon-Rae Kim<sup>\*\*</sup>, Jae-Yong Jung<sup>\*</sup>, Sang-Young Kim<sup>\*</sup>, Do-Wan Lee<sup>\*</sup>, Bo-Young Choe<sup>\*</sup>

\*Department of Biomedical Engineering, Research Institute of Biomedical Engineering, College of Medicine, The Catholic University, Seoul, <sup>†</sup>Department of Radiological Science, The Shingu University College, Seongnam, <sup>‡</sup>Department of Radiation Oncology, The Konkuk University Hospital, <sup>§</sup>Department of Radiology Team, The Asan Medical Center, <sup>||</sup>Department of Radiation Oncology Team, The Asan Medical Center, <sup>¶</sup>Department of College of Health Science, Radiologic Science, The Korea University, Seoul, <sup>\*\*</sup>Department of Radiological Technology, Choonhae Health College, Ulsan, Korea

Digital Radiography (DR) has rapidly developed in megavoltage X-ray imaging (MVI). Thus, a very simple and general quality assurance (QA) method is required. The purpose of this study was to evaluate the modulation transfer function (MTF), the noise power spectrum (NPS) and the detective quantum efficiency (DQE) for MVI using general QA method and computed radiography (CR) device. We used tungsten edge block with  $19 \times 10 \times 1$  cm<sup>3</sup> thickness and 6MV energy. For detector, CR-IP (image plate), CR-IP-lead, the CR-IP-back (lanex TM fast back screen), CR-IP-front (lanex TM fast front screen) were used and pre-sampling MTF was calculated. The MTF of CR-IP-front showed the highest value with 1.10 lp/mm although the CR-IP showed the only 0.70 lp/mm. The best NPS was observed in CR-IP front screen. According to the increase in spatial frequency, our results showed that DQE was approximately 1.0 cycles/mm. The present study demonstrates that the QA method with our home-made edge block can be used to evaluate MTF, NPS and DQE for MVI.

**Key Words:** Modulation transfer function (MTF), Noise power spectrum (NPS), Detective quantum efficiency (DQE), Megavoltage x-ray imaging (MVI)

### 서 론

백만 볼트 영상(megavoltage imaging, MVI)에서 변조전달 함수(modulation transfer function, MTF), 잡음전력스펙트럼(noise power spectrum, NPS), 양자검출효율(detective quantum efficiency, DQE)에서 평가는 막대 패턴(bar-pattern)과 슬릿(slit) 방법들이 있지만 MTF 측정에 어려움으로 인해 임상 정도관리(quality assurance, QA)에서 흔하게 사용되지 않는다. 그러나 전통적으로 엣지(edge) 방법은 MVI에서 가장 간단한 QA 방법을 제공한다. 세기변조 방사선치료

(intensity modulation radiation therapy, IMRT)는 종양 체적에 높은 수준의 선량을 제공한다. 종양 체적의 바깥에서 선량의 경사와 위험 계산은 종양 목표 체적의 정확한 위치잡이를 요구한다.<sup>1-5)</sup> IMRT는 전자 포탈 영상장치(electronic portal imaging device, EPID) 시스템의 확장을 포함한 향상된 목표 위치잡이를 위한 영상유도 방사선치료(image guided radiation therapy, IGRT)의 원칙을 기초로 한다. 선량분배의 제공과 정확한 위치잡이는 3차원적 영상에 사용되는 2차원적 선량을 평가하고 설치를 확인하는 것을 기초로 하기 때문에 최근에 높은 DQE의 EPID는 상당한 관심사가 되었다.<sup>6-11)</sup> 임상에서 엄격한 검사와 광범위한 QA를 통한 EPID 시스템의 유지는 매우 중요하다. 그러나 EPID에서 현재의 QA 방법들은 지표들이 독립적으로 정의될 수 있고 사용자의 민감도나 영상화 조건에 의존한다는 사실 때문에 제한되었다. 그리고 EPID에서 현재의 QA 방법들은 EPID 팬텀의 분해능을 사용함으로써 다른 영상 측정들과 비교할 수 있다. 그렇지만, 선량 분배 차트가 항상 균일하지 않기 때문에 QA 절차는 CR 장비로 정기적으로 수행되어야만 한

본 연구는 한국연구재단의 일반연구자지원사업 기본연구과제(2010-0008096)와 원자력기초공동연구소사업(2009-0078390), 중견연구자지원사업 도전(도약) 연구(2012-007883), 그리고 지식경제부 신성장동력장비 경쟁력강화사업(10040427)의 지원을 받아 수행하였습니다. 이 논문은 2012년 5월 26일 접수하여 2012년 9월 11일 채택되었음. 책임저자 : 최보영, (137-701) 서울시 서초구 반포4동 505번지 가톨릭대학교 성의교정 의과대학원 의공학교실  
Tel: 02)2258-7233, Fax: 02)2258-7760  
E-mail: bychoe@catholic.ac.kr

다(Fig. 1). 또한 QA 지표들은 영상화 측정과 검출기에서 필수적이라고 여겨진다.

MTF는 방사선사진 영상화의 매개변수를 묘사하는데 중요하다. MTF의 정확한 측정에 따라서 DQE를 자세하게 표현할 수 있다. 이 연구에서 edge spread function (ESF)은 전통적인 방법인 엣지 블록을 이용하여 얻었으며, MTF는 빠른 푸리에 변환(fast Fourier transformation, FFT)으로 계산되었다.<sup>12-18)</sup> MV 에너지에서 MTF 측정들의 기술은 이전에 보고되었다.<sup>19-24)</sup> 또한, CR 기술들은 전통적인 방사선 사진의 제한을 극복해 왔고 다양한 임상 영역에서 발전하고 있으며, DR의 사용이 점점 확대되고 있다.<sup>25-28)</sup> 본 연구의 목적은 측정의 높은 정확성을 유지하기 위해 MVI에서 엣지 블록을 사용하여 DQE 측정을 평가하는 것이며, 전통적인 MVI 엣지 방법을 사용하여 정확하게 MTF, NPS, DQE를

측정하는 간단하고 효과적인 MVI QA 방법을 연구하고자 한다.

## 재료 및 방법

### 1. 기술적 배경

엣지 방법은 아날로그 시스템뿐만 아니라 디지털 X-ray 영상 시스템의 ESF를 결정하기 위해서도 사용된다. Fig. 2에서 MV 에너지의 중심축은 엣지블록 측면을 지나간다. 블록을 지나갈 때 에너지는 엣지 경계면(boundary surface)에서 데이터를 소실하면서 감쇠되고 산란된다. 증가되는 감쇠와 산란으로 인해 텅스텐 엣지 블록을 통과하는 에너지는 획득된 데이터의 오차를 증가시킬 것이다. 수많은 광자들이 밀면을 통과 할 때 감쇠에 의한 산란이 증가하기 때문에 더 크고 높은 밀도의 블록이 필요하다. 그리고 X-ray의 산란되는 특성으로 인해 엣지의 표면을 통과한 후의 선속 profile은 균일하지 않다. 그러므로 증가되는 감쇠를 위해 고밀도의 큰 블록이 필요하다. 또 다른 효과는 ESF 기준에 따라 잡음 수준의 증가이다. 잡음은 기준평가의 정확성에 추가적인 효과를 줄 수 있으며 MTF가 계산될 때 오차를 증가시킬 수도 있다. 게다가, 높은 잡음 수준은 ESF를 제한할 수 있다. 그러므로 저자들은 ESF과 MTF 함수들을 결정하기 위해서 임펄스 함수를 사용하였다.

엣지 블록은 고밀도 물질인 텅스텐( $\sim 19.3 \text{ g/cm}^3$ )으로 구성되었다. 감쇠는 점선 입사에 의해 엣지 블록의 경계면에서 일어날 수 있다. X-ray는 엣지 간격을 구성하는 엣지 경계면을 부분적으로 통과한다. 저자들은 텅스텐 엣지 블록을 사용하여 엣지 영상의 반응 함수를 획득하였다(Fig. 2).

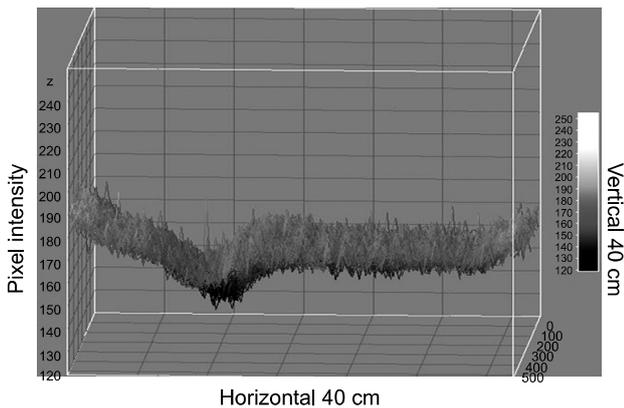


Fig. 1. Dose distribution charts in the LINAC were expressed as 3D.

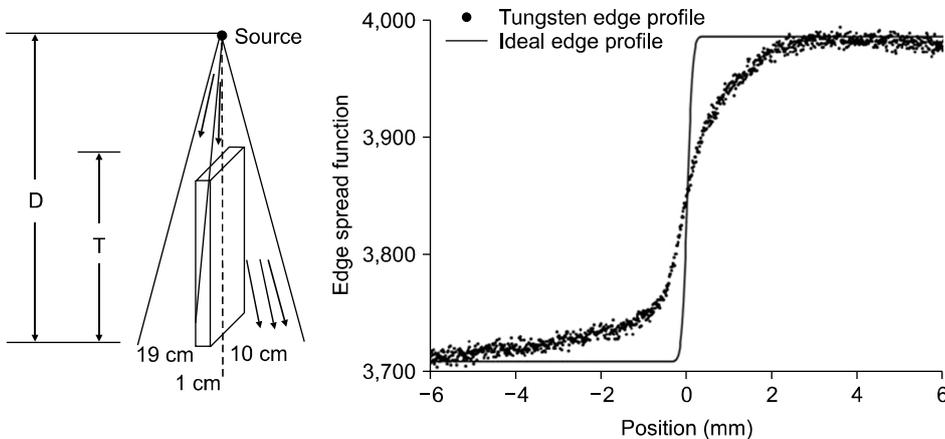


Fig. 2. This is a schematic illustration (not to scale) of the cross-sectional view of the edge, placed under the LINAC source. The dashed line indicates the central axis of the beam and the one-dimensional profile of the X-ray signal obtained at the exit surface of the edge. Ideally, the signal should be an edge function, as indicated by the solid line. The real tungsten edge image was added to the dotted line and real measured or graphical data. D is the distance between the source and the exit surface and T is the height of the edge block.

블록의 감쇠는 이러한 효과를 최소화하기 위해 효과적이어야 한다. MTF를 측정할 때 엣지 블록의 준수사항은 금속 블록의 두께의 감소와 함께 비례적으로 감소한다. 그러므로 전송과 감쇠는 매우 연관이 있으며 측정을 평가하는데 중요하다. 선원에서 멀리 떨어진 X-ray가 엣지 블록을 통과할 때 잡음은 산란되기 때문에 기준이 되는 ESF보다 더 많이 증가한다. 반대로 X-ray가 기준 초점으로부터 관통하는 선속이 산란에 의해 덜 영향을 주었을 것이다. 그러므로 MTF 측정에 영향을 주지 않기 위해 엣지 블록은 선원의 중심축에 수직이어야만 한다.

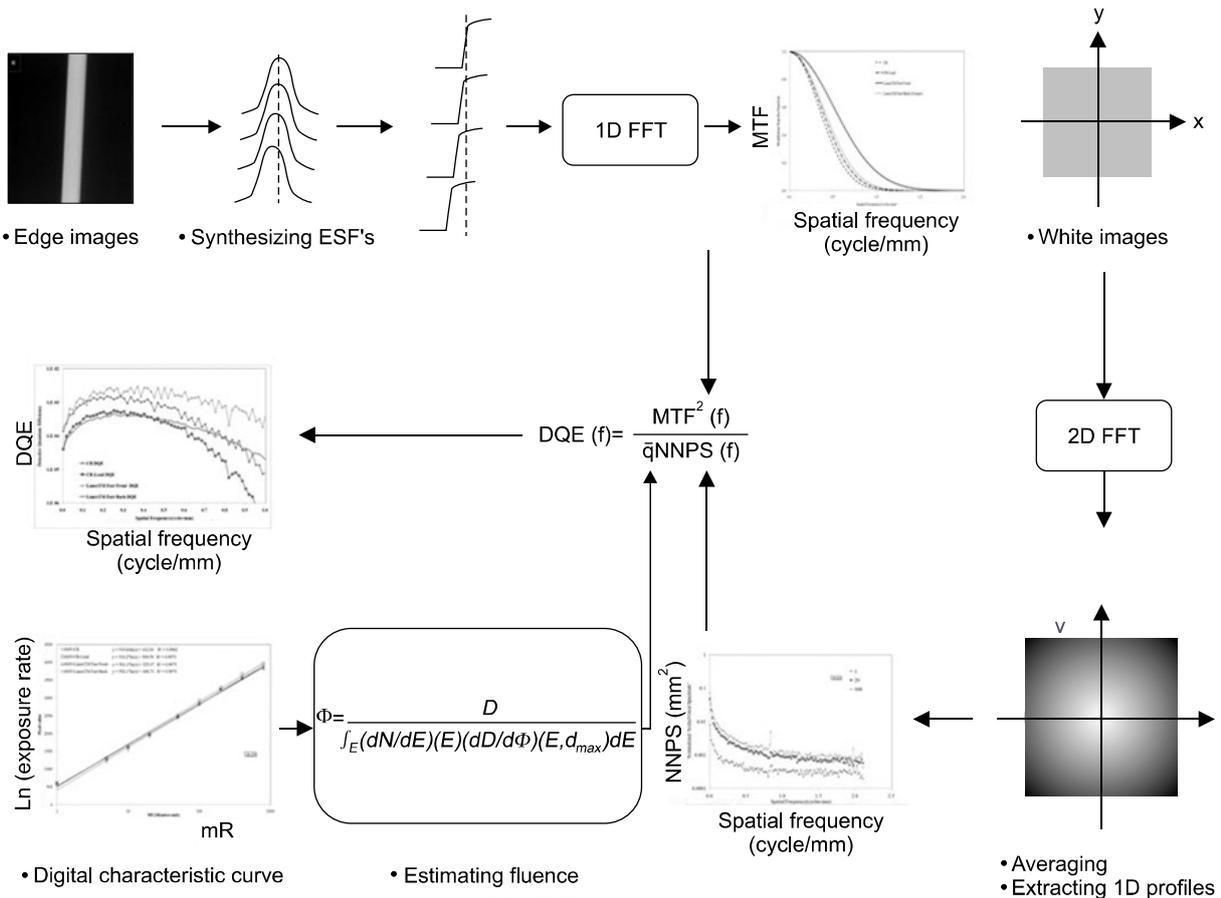
### 2. 엣지(edge) 블록

감쇠는 크고 고밀도의 블록을 요구한다. 저자들은 관통,

산란, 방사선의 감쇠에 최적이라고 여겨지는 가장 단순하고 간결한 소재인 텅스텐 엣지 블록을 사용하였다. 엣지 블록은 철( $\sim 7.9 \text{ g/cm}^3$ )보다 높은 밀도인 약  $19.3 \text{ g/cm}^3$ 의 텅스텐으로 구성되었으며  $19 \times 10 \times 1 \text{ cm}^3$  크기를 가진다.

### 3. 영상 획득

Kodak 2000 RT photo stimulating phosphor (PSP)를 기반으로 해서 CR plus (Kodak, USA) 시스템을 사용하였고 1 모니터 유닛 (monitor unit, MU)과 138 cm 거리에 있는 검출기 위에 엣지 블록을 올려놓고 6 MV 에너지로 측정하였다. Fig. 2는 선형가속기(linear accelerator, LINAC: Varian, USA) 선원 밑에 있는 엣지 블록의 단면 도식 삽화(크기 변경불가)이다. D는 선원과 출구표면 사이의 거리이며 T는



**Fig. 3.** MTF was measured by using one-dimensional FFT of ESF. NPS was calculated by using white image, acquired by exposure without object in IP. The one-dimensional NPS value was expressed by averaging the axis direction from the bandwidth of the two-dimensional NPS space. We applied two-dimensional FFT to ROI images and performed scale revision by using the average ROI extracted from the whole image. DQE was evaluated from the measured MTF and NPS.

엣지 블록의 높이이다. 점선은 선속의 중심축이며 X-ray 신호의 1차원적 profile은 점선 엣지 블록의 출구 표면에서 획득하였다. 이상적으로 신호는 Fig. 2의 실선에 의해 나타난 것처럼 엣지 함수여야 한다.

NPS를 결정할 때 MV 에너지는 선속의 중심축을 기준으로 검출기를 관통한다. 이때 이차원적 영상은 검출기에서 감쇠와 산란으로 획득된다. 노출 후에 영상 데이터는 영상 처리과정 없이 획득되었으며 2차원적 FFT를 사용하여 변환되고 영상이 평균되었다. 매트릭스(matrix)는 작은 영역으로부터 다양한 측정에 의해 나뉘었다. 세분 과정은 다양한 획득된 데이터의 일차원적 profile로 추출되었다(Fig. 3).

DQE는 측정된 MTF와 NPS로부터 평가될 수 있다. Rogers에 의해 보고된 것으로서 fluency factor  $\Phi$ 는 물속( $d_{max}=1.5$  cGy for 6 MV, by Equation (1))에서 최대 에너지 선량이나 검출기 표면에 입사된 개방 영역(open field)을 대표하는 선량으로써 결정될 수 있다.<sup>29)</sup> Fluency dose factor는 검출기 표면에 입사된 방사선 스펙트럼  $dN/dE$ 에 의해 정의될 수 있다. 우리의 QA 알고리즘에서 fluency factor를 측정하는 광자 스펙트럼은 식(1)로 표현된다.<sup>30)</sup> 영상 획득을 위해 DQE는 Fig. 3에서 제시된다.

$$\Phi = \frac{D}{\int_E (dN/dE)(E)(dD/d\Phi)(E, d_{max})dE} \quad (1)$$

#### 4. X-ray 영상시스템

MTF 측정들은 Kodak 2000RT PSP를 기반으로 해서 CR Plus 시스템을 사용하여 수행하였다. MV 영상 장치에서 photo stimulable phosphor (PSP) CR-IP, CR-IP-Lead (hexalon lead screen), CR-IP-Front (phosphor screen-based detector Lanex Fast-Front [terbium-doped gadolinium oxysulfide granular phosphor ( $Gd_2O_3:S:Tb$ , 133 mg/cm<sup>2</sup>)]+1 mm thick copper plate)와 CR-IP-Back (Lanex Fast-Back)의 4가지 타입의 검출기를 사용하였다.

Clinac 2100C/D (Varian, USA) 시스템은 임상적으로 사용되었다. 또한 검출기와 스크린이 분리된 일반적인 방사선 사진 시스템에서 획득된 영상들은 234  $\mu$ m 픽셀 분해능에 적용하였다.

#### 5. 변조 전달 함수

엣지 블록 QA 팬텀으로부터 획득된 관심영역(region of interest, ROI)은 Fig. 3에서 MTF를 평가하는데 사용되었다. ROI는 선쌍 공간주파수의 위치를 나타내며 진폭과 주파수

의 선쌍 정규화에 적절한 다양한 조건들을 획득하는데 사용된다. 이전의 연구에서, Giger와 Doi는 분해능 특성과 관련이 있는 디지털 시스템에 관한 inherent pre-sampling MTF를 보고하였다.<sup>31,32)</sup> 그리고 나서 Fujita 등이 pre-sampling MTF를 측정하는 유용한 방법을 개발하였다.<sup>17)</sup> Pre-sampling MTF는 에일리어싱(aliasing) 오차를 포함하지 않기 때문에 pre-sampling MTF는 아날로그 필름과 스크린 시스템 혹은 다른 디지털 X-ray 시스템과 비교될 수 있다. Pre-sampling MTF는 분해능 특성들을 평가하는 가장 신뢰성 있는 방법이다. Giger와 Doi에 의해 제시된 것처럼 전체 시스템의 이차원적  $MTF_{overall}(u,v)$ 은 식(2)에 의해 표현되어진다.<sup>31)</sup>

$$MTF_{overall}(u,v) = \left\{ [MTF_A(u,v) \times MTF_S(u,v)]^* \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(u-m/\Delta x, v-n/\Delta y) \right\} \times MTF_F(u,v) \times MTF_D(u,v) \quad (2)$$

여기서, U, V은 공간주파수를 나타내며 \*은 간단하게 디지털화 이전의 아날로그 값과 표본값을 먼저 계산하는 것을 표현한다.  $MTF_A$ 는 디지털화 이전의 아날로그로 계산된 값을 나타낸다.  $MTF_S$ 은 표본 MTF,  $MTF_F$ 은 MTF의 영상화 처리과정이며  $MTF_D$ 은 MTF의 표현이다. 표본 MTF에 의한 곱해진 아날로그 MTF는 pre-sampling MTF를 제공한다. 임상에서 사용되는 디지털 영상장치는 측정된 편차에 의해 선형성의 정도를 평가한다. 연구에서 MTF는 ESF의 일차원적 FFT를 사용하여 측정되었다. 처음에 엣지 블록은 중앙에 위치하고 오른쪽 그리고 왼쪽으로 회전 혹은 움직인 뒤 수직에서 2°~3° 정렬 혹은 이동 되었으며 MV X-ray는 균일하게 조사되었다.

#### 6. 잡음전력스펙트럼

NPS는 감쇠된 넓은 선속 반응에 의해 생성된 검출된 영상 신호에서 변화에 대한 푸리에 반응의 힘으로써 표현된 검출기의 불확실성의 스펙트럼(spectrum)이며 open field로 언급된다. 우리의 QA 알고리즘에서 사용된 NPS 스펙트럼의 산출 방법은 식 3에서 보여지며 보고된 기술들과 NPS 측정의 정규화를 위한 IEC 62220-1 standardization 측정을 기초로 하였다.<sup>33-35)</sup>

잡음은 영상시스템에서 신호의 불확실성과 부정확성을 나타낸다. 그러므로, NPS는 영상 시스템의 점유와 잡음특성을 나타낸다. NPS를 평가하기 위해 영상들은 영상판(image plate, IP)에 피사체 없이 조사함으로써 획득되었다.

$$NPS(u_n, v_k) = \lim_{N_x, N_y, M \rightarrow \infty} \frac{\Delta x \Delta y}{M \cdot N_x N_y} \sum_{m=1}^M \left\langle \left| \sum_{i=1}^{N_x} \sum_{j=1}^{N_y} (I(x_i, y_j) - S(x_i, y_j)) \exp(-2\pi i(u_n x_i + v_k y_j)) \right|^2 \right\rangle \quad (3)$$

$$NPS_{normalized}(v, u) = \frac{NPS(v, u)}{(large\_area\_signal)^2} \quad (4)$$

식 3에서 M은 ROI 256×256 영상의 평균 횡수로써 ROI의 수이다. 각각, N<sub>x</sub>과 N<sub>y</sub>는 X와 Y 방향의 픽셀 수이며 ΔX와 ΔY는 X와 Y 방향의 픽셀 간격이며 U와 V는 X와 Y 방향의 공간주파수를 나타낸다. 그리고 I (X<sub>i</sub>, Y<sub>j</sub>)은 선형적인 데이터, 강도이며 S (X<sub>i</sub>, Y<sub>j</sub>)는 평균 강도를 나타낸다.<sup>17)</sup> 정규화된 NPS (normalized nps, NNPS) (4)는 Dobbins 등<sup>33)</sup>이 이전에 보고하였고 식을 사용하여 획득되었다. 일차원 NPS값은 대역폭 2차원 NPS 공간으로부터 축 방향을 평균함으로써 표현한다.

저자들은 ROI 영상들에 관해 2차원 FFT를 적용하였다. 전체 영상으로부터 추출된 평균 ROI를 사용하여 scale revision을 하였다. 또한, 1,024×1,024 2차원 NPS 영상을 사용하여 NPS 값들을 측정하였다. 그리고 데이터는 49장의 ROI 256×256 영상 영역들로부터 각각의 overlapping의 중심 영역으로부터 획득되었다. 기본적으로 저자들은 IEC 62220-1 기준에 정의된 방법을 선택하였고 공간주파수와 검출기에 따라 잡음의 변화를 비교하였다.

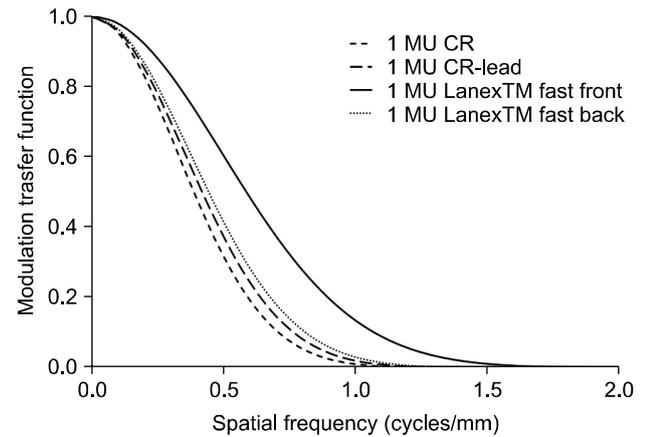


Fig. 4. We used the edge method to calculate MTF for the dose of 1 MU. Commonly, MTF indicates proportional value, but we expressed MTF as value of spatial resolution and sharpness.

### 7. 양자검출효율

식 5에서 DQE는 신호대 잡음비의 개념으로부터의 생산된 영상의 물리적인 평가 중의 하나이다. DQE는 시스템에서의 input 신호대잡음비 (signal to noise ratio, SNR)의 제곱에 의해 나뉘진 출력 SNR의 곱으로 정의된다.

$$DQE(u) = \frac{G^2 \cdot MTF^2(u)}{\Phi \cdot NPS(u)} \quad (5)$$

또한, DQE는 input과 output 신호대 잡음비의 특성으로부터 MTF를 계산한 후에 획득하였다. DQE는 영상의 특성 경사도(gradient)를 나타낸다. 반대로 NPS는 잡음의 특성과 시스템에 관통한 영역당 X-ray 광자를 나타낸다.

### 결 과

시스템 안정성을 알아보기 위해 (R<sup>2</sup>>0.9996) 값에 대한 선형성을 검사하였다. 그리고 네 가지 종류의 검출기의 MTF를 측정하였다. 결과들은 각각의 검출기의 MTF 값을 나타냈다. 1 MU선량에서 MTF는 MTF 커브의 50% 지점과 교차하는 값에서 시스템의 선예도를 알아보기 위해 평가하였다. CR-IP-front에 측정된 MTF는 0.61 lp/mm이었으며 CR-IP-back은 CR-IP-front 보다 낮은 0.46 lp/mm이었다. The CR-IP-lead와 the CR-IP는 각각 0.42 lp/mm와 0.38 lp/mm로 높은 수준의 선예도를 보였다. 공간분해능의 지표인 10% MTF에서는 CR-IP가 단지 0.70 lp/mm를 나타냈지만 CR-

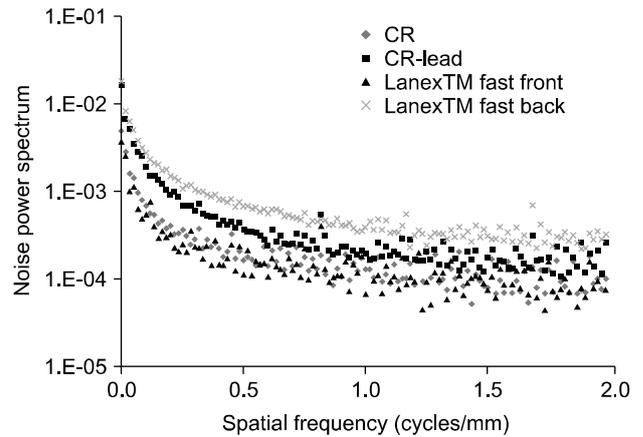


Fig. 5. We used the edge method to calculate NPS for the dose of 1 MU. Noise distribution indicated the effect of additional Gaussian noise signals in NPS.

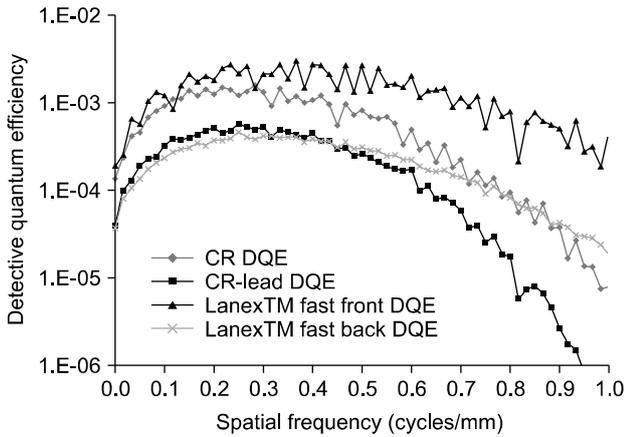


Fig. 6. In the edge method for calculating DQE, performance rapidly decreased with the increase of spatial frequency.

IP-front 는 1.10 lp/mm로 측정됨으로써 높은 공간주파수를 나타내었다(Fig. 4).

Fig. 5는 CR-IP-front의 NPS 측정은 주파수대별로 가장 높은 잡음값을 나타냈다. 다음으로 가장 높은 값은 CR-IP와 CR-IP-lead 순으로 획득되었다. 반대로 CR-IP-back은 가장 높은 잡음값을 보였다. 잡음분포는 다른 검출기에서 약간의 차이가 있었다. NPS에서 잡음분포는 추가적인 가우시안 잡음신호들의 영향을 나타내었다.

Fig. 6은 검출기들의 DQE 결과들을 보여준다. CR-IP-front 이 가장 좋은 DQE를 보였다. 다음으로 CR-IP와 CR-IP-lead 은 가장 좋은 결과를 보였다. 반대로, CR-IP-back은 저 주파수에서 가장 낮은 값을 보였다. 그러나 공간주파수의 증가와 함께 결과는 CR-IP와 CR IP-lead에서 획득된 것보다 더 좋았다. 그리고, 공간주파수의 증가와 함께 네 가지 검출기 DQE 값은 대략 1.0 cycles/mm이었다.

### 고 찰

X-ray의 divergent 특성으로 인해 전송방사선은 직접적으로 엣지 boundary surface를 관통한다. 선속 profile은 엣지 블록의 표면을 통과한 후에 균일하지 않았다. 잡음은 기준 평가의 정확성에 추가적인 영향을 줄 수 있으며 MTF가 계산될 때 오차를 증가시킬 수 있다. 또한, 임상 장비들에서 차폐 물질과 두꺼운 부분에서 증가되는 전자 밀도로 인해 LINAC으로부터 X-ray 선원의 정확한 선량 계산은 어렵다. 따라서 영상의 품질이 전자 밀도에 의해 생성된 전방산란에 의해 영향을 받기 때문에 분해능은 감소한다.

NPS는 측정 기준을 위해 NPS를 측정하기 위해 IEC 62220-1에 의해 보고되고 추천 된 방법을 기본으로 하였다. NPS를 측정하기 위해 CR-IP, CR-IP-lead, CR-IP-back, CR-IP-front를 사용하였다. CR-IP-front의 NPS 측정은 주파수대별로 가장 높은 잡음값을 나타냈다. 다음으로 가장 높은 값은 CR-IP와 CR-IP-lead순으로 획득되었다. 반대로 CR-IP-back은 가장 높은 잡음값을 보였다. 잡음분포는 다른 검출기에서 약간의 차이가 있었다. NPS에서 잡음분포는 추가적인 가우시안 잡음신호들의 영향을 나타내었다. 중간 주파수의 경사는 NPS 곡선의 모양에 의해 정해졌다. 그 결과, open field의 NPS는 추가적인 가우시안 잡음 신호의 영향을 나타내었다. 따라서, NPS는 쉽게 정의 될 수 있는 영상 정보를 제공하는데 중요하다. 그리고, 신호 검출은 영상의 잡음 수준에 의해 상당히 영향을 받는다. 따라서, 신호는 잡음으로부터의 공간주파수 경사에서 차이점에 영향을 받았다. 잡음의 점유와 조건은 일반적으로 낮은 대조도 신호에 영향을 주기 때문에 영상 품질의 특성은 중요한 요소이다.

DQE는 다른 검출기에서 약간의 차이가 있었다. 공간주파수가 증가할 때 높은 DQE는 좋은 검출기 값을 나타낼 수 있다고 여겨왔다. 사실 주파수 선량의 선형적인 변화는 기준값을 나타내지 않는다. 보통 의학 영상 시스템에서, 일반적인 진단 방사선사진의 범위는 1.0에서 3.0 cycles/mm까지이다. 유사하게 디지털 MVI EPID는 약 0.7~0.8 cycles/mm이다. 그리고, 공간주파수의 증가와 함께 네 가지 검출기 DQE 값은 대략 1.0 cycles/mm이었다. 일반적으로 진단 영역과 대비하여 백만 볼트 영역에서의 영상화가 급격하게 발전하게 되어온 과정에서 네 가지 검출기가 디지털 방사선사진 검출기들보다 더 좋을 수 있다는 것을 제한한다.<sup>36)</sup> 일반적으로 진단 목적에서 높은 DQE는 향상된 영상 품질을 제공할 수 있으며 유사한 SNR을 제공하며 방사선 선량을 줄일 수 있다. 실험방법들과 다른 막대 패턴(bar-pattern) 방법은 확산에 의한 중간으로부터 증가된 블록의 두께를 보여지게 된다. 그러므로, 막대 패턴(bar-pattern) 방법은 MV 에너지에서 DQE를 측정하는데 확산에 의한 두께에 대한 의존성이 있다. 또한 픽셀 크기를 사용하는 막대 패턴(bar-pattern) 방법과 엣지 방법의 차이점이 있다. 디지털 데이터는 픽셀 크기보다 작은 간격으로 샘플링 되어야만 한다. 그러므로 데이터 정확성은 엣지 블록의 높이와 크기에 의존한다. 슬릿(slit) 방법은 아날로그 방법뿐만 아니라 디지털 X-ray 영상 시스템의 선 확산 함수(line spread function, LSF)를 결정하는데도 사용될 수 있다. 슬릿 방법은 방

사선의 관통이 정확한 data 획득을 위한 작은 스톱 간격으로 인해 쉽지 않은 어려움이 있다. 기하학적 구조는 정확한 DQE 측정을 위한 기초 구성요소를 포함해 이해 되어야만 한다. 그러므로 막대 패턴과 스톱 방법에는 어려움이 있지만, 간단하면서 설치 쉬운 MVI의 DQE에서 엡지 방법은 방사선 치료 영역에 사용될 수 있다고 제안한다.

## 결 론

공간주파수의 증가와 함께 우리 네 가지 타입의 DQE는 일반적인 MVI에서 획득한 0.7~0.8 cycles/mm의 DQE보다 대략 1.0 cycles/mm이었다. DQE 측정은 정확한 MTF에 의존한다. 그리고, 기준 IEC62220-1가 적용된다면 진단 영역에서 측정된 값은 성취될 수 있다. 그러나, 특별하게 MVI에 적용되는 기준들이 없다. 그 결과, 저자들은 새로운 기준이 필요하다고 제안한다. 엡지 방법은 QA 영상 품질의 평가에 적용될 수 있으며, 엡지 블록 방법은 임상 QA에서 4가지 타입의 검출기 시스템의 영상화 특성을 제공할 수 있다. 또한 이 최적화된 엡지 기술은 MVI 평가에 기초로 사용될 수 있고 MTF와 NPS와 DQE를 측정하고 영상 품질을 특징 짓는 것에 사용될 수 있다.

## 참 고 문 헌

1. Antonuk LE: Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. *Phys Med Biol* 47:31-65 (2002)
2. Gayou O, Miften M: Commissioning and clinical implementation of a mega-voltage conebeam CT system for treatment localization. *Med Phys* 34:3183-3192 (2007)
3. Pouliot J, Bani-Hashemi A, Chen J, et al: Low-dose megavoltage cone-beam CT for radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 61:552-560 (2005)
4. Langen KM, Meeks SL, Poole DO, et al: The use of megavoltage CT (MVCT) images for dose recomputations. *Phys Med Biol* 50:4259-4276 (2005)
5. Meeks SL, Harmon JF, Langen KM, et al: A Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit. *Med Phys* 32:2673-2681 (2005)
6. Pang G, Rowlands JA: Development of high quantum efficiency, flat panel, thick detectors for megavoltage x-ray imaging: a novel direct conversion design and its feasibility. *Med Phys* 31:3004-3016 (2004)
7. Sawant A, Antonuk LE, El-Mohri Y, et al: Segmented phosphors: MEMS-based high quantum efficiency detectors for megavoltage x-ray imaging. *Med Phys* 32:553-565 (2005)
8. Sawant A, Antonuk LE, El-Mohri Y, et al: Segmented crystalline scintillators: An initial investigation of high quantum efficiency detectors for megavoltage x-ray imaging. *Med Phys* 32:3067-3083 (2005)
9. Rathee S, Tu D, Monajemi TT, et al: A bench-top megavoltage fan-beam CT using CdWO<sub>4</sub>-photodiode detectors. I. System description and detector characterization. *Med Phys* 33:1078-1089 (2006)
10. Samant SS, Gopal A: Analysis of the kinestatic charge detection system as a high detective quantum efficiency electronic portal imaging device. *Med Phys* 33:3557-3667 (2006)
11. Samant SS, Gopal A: Study of a prototype high quantum efficiency thick scintillation crystal video-electronic portal imaging device. *Med Phys* 33:2783-2791 (2006)
12. Judy PF: The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. *Med Phys* 3:233-236 (1976)
13. Cunningham IA, Fenster A: A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finiteelement differentiation. *Med Phys* 14:533-537 (1987)
14. Samei E, Flynn MJ, Reimann DA: A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 25:102-113 (1998)
15. Buhr EG, Gunther-Kohfahl S, Neitzel U: Accuracy of a simple method for deriving the presampled MTF of a digital radiographic system from an edge image. *Med Phys* 30:2323-2331 (2003)
16. Metz CE, Doi K: Transfer function analysis of radiographic imaging systems. *Phys Med Biol* 24:1079-1106 (1979)
17. Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al: A simple method for determining the modulation transferfunction in digital radiography *IEEE Trans. Med Imaging* 11:34-39 (1992)
18. Dobbins JT, Ergun DL, Rutz L, et al: DQE<sub>f</sub> of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys* 22:1581-1593 (1995)
19. Droege RT, Morin RL: A practical method to measure the MTF of CT scanners. *Med Phys* 9:758-760 (1982)
20. Droege RT, Rzeszotarski MS: An MTF method immune to aliasing. *Med Phys* 12:721-725 (1985)
21. Munro P, Rawlinson JA, Fenster A: Therapy imaging (A signal-to-noise analysis of a fluoroscopic imaging system for radiotherapy localization). *Med Phys* 17:763-772 (1990)
22. El-Mohri Y, Jee KW, Antonuk LE, et al: Determination of the detective quantum efficiency of a prototype, megavoltage indirect detection, active matrix flat-panel imager. *Med Phys* 28:2538-2550 (2001)
23. Antonuk LE, El-Mohri Y, Siewerdsen JH, et al: Empirical investigation of the signal performance of a high-resolution, indirect detection, active matrix flat-panel imager (AMFPI) for fluoroscopic and radiographic operation. *Med Phys* 24:51-70 (1997)
24. Antonuk LE, El-Mohri Y, Huang W, et al: Initial performance evaluation of an indirect-detection, active matrix flat-panel imager AMFPI<sub>1</sub> prototype for megavoltage imaging. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 42:437-454 (1998)
25. Park HS, Cho HM, Jung J, et al: Comparison of the image Noise Power Spectra for Computed Radiography. *Korean Phys Soc* 54:236-243 (2009)

26. Cho HS, Ghoi SG, Lee BS, et al: Image quality evaluation of highly-intergrated digital X-ray imaging sensor for dental intraoral-imaging applications. Korean Phys Soc 51:30-34 (2007)
27. Rampado O, Isoardi P, Ropolo R: Quantitative assessment of computed radiography quality control parameters. Phys Med Biol 51:1577-1593 (2006)
28. Ciantar D, Fitzgerald M, Cotterill AD, et al: Correlation between quantitative and subjective assessment of image quality in paediatric radiology. Radiat Prot Dosim 90:185-188 (2000)
29. Rogers DWO: Fluence to dose equivalent conversion factors calculated with EGS3 for electrons from 100 keV to 20 GeV and photons from 20 keV to 20 GeV. Health Physics 46: 891-914 (1984)
30. Mohan R, Chui CS, Lidofsky L: Energy and angular distributions of photons from linear accelerators. Med Phys 12: 592-597 (1985)
31. Giger ML, Doi K: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 1. Modulation transfer function. Med Phys 11: 287-295 (1984)
32. Giger ML, Doi K, Metz CE: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 2. Noise Wiener Spectrum. Med Phys 11:797-805 (1984)
33. Dobbins III JT, Samei E, Ranger NT, et al: Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. Med Phys 33:1466-1475 (2006)
34. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al: AAPM code of practice for radiotherapy accelerators AAPM code of practice for radiotherapy accelerators. Med Phys 21:1093-1121 (1994)
35. Min JW, Suh TS, Choe BY, et al: Comparison of noise power spectrum methodologies in measurements by using megavoltage X-ray energies. Korean Phys Soc 60:129-136 (2012)
36. Gopal A, Samant SS: Use of a line-pair resolution phantom for comprehensive quality assurance of electronic portal imaging devices based on fundamental imaging metrics. Med Phys 36: 2006-2015 (2009)

## 텅스텐 엣지 블록을 이용하여 Megavoltage (MV) 영상의 질 평가

\*가톨릭대학교 성의교정 의과학연구원 의공학교실, †신구대학교 방사선과, ‡건국대학교병원 방사선종양학과, 서울아산병원 §영상의학과, ||방사선종양학과, ¶고려대학교 방사선과, \*\*춘해보건대학 방사선과

민정환\*† · 손진현† · 김기원† · 이정우† · 손순룡§ · 백금문||  
김정민¶ · 김연래\*\* · 정재용\* · 김상영\* · 이도원\* · 최보영\*

최근 백만 볼트 영상(megavoltage imaging, MVI)에서 급격히 발전해 온 디지털 방사선영상(digital radiography, DR)은 치료용 방사선영상 기술이 발전함에 따라 매우 정확하면서 간단하게 측정할 수 있는 일반적인 정도관리(quality assurance, QA) 방법을 요구하게 되었다. 본 연구의 목적은 일반적인 QA 방법과 computed radiography (CR) 장비를 사용하여 MVI의 변조전달함수(modulation transfer function, MTF), 잡음전력스펙트럼(noise power spectrum, NPS), 양자검출효율(detective quantum efficiency, DQE)을 평가하고자 하였다. 텅스텐으로 구성된 19×10×1 cm<sup>3</sup> 두께의 엣지(edge) 블록을 사용하였으며, 6 MV energy를 사용하였다. 또한 검출기는 CR-IP (image plate), CR-IP-lead, the CR-IP-back (lanex TM fast back screen), CR-IP-front (lanex TM fast front screen)를 사용하였으며, pre-sampling MTF를 계산하였다. CR-IP의 MTF는 0.70 lp/mm를 나타내었고, CR-IP front의 MTF는 1.10 lp/mm로서 가장 높은 값의 고해상도 공간분해능을 보였다. 가장 우수한 검출기의 NPS는 CR-IP front screen에서 확인되었다. 공간주파수가 증가함에 따라 1.0 cycles/mm의 가까운 DQE를 획득하였다. 본 연구결과로서 자체 제작한 엣지 블록 방법은 MVI의 MTF, NPS, DQE를 평가하는 일반적인 QA 방법으로 사용될 수 있음을 확인하여 주었다.

**중심단어:** 변조 전달 함수(MTF), 잡음 전력 스펙트럼(NPS), 양자 검출 효율(DQE), 백만 볼트 영상(MVI)