

## &lt;원저&gt;

방사선치료시 전자포털영상장치를 이용한  
잡음전력스펙트럼 방법론 측정비교\*- Comparison of Noise Power Spectrum Methodologies in Measurements by Using  
Various Electronic Portal Imaging Devices in Radiation Therapy -

<sup>1)</sup>원광보건대학교 방사선과 · <sup>2)</sup>서울아산병원 영상의학과 · <sup>3)</sup>백석문화대학교 방사선과 · <sup>4)</sup>동남보건대학교 방사선과  
<sup>5)</sup>강동경희대병원 영상의학과 · <sup>6)</sup>신구대학교 바이오 동물학과 · <sup>7)</sup>신구대학교 방사선과  
손순룡<sup>1)</sup> · 최관우<sup>2)</sup> · 정희원<sup>3)</sup> · 권경태<sup>4)</sup> · 김기원<sup>5)</sup> · 이영아<sup>6)</sup> · 손진현<sup>7)</sup> · 민정환<sup>7)</sup>

## — 국문초록 —

잡음전력스펙트럼 (noise power spectrum, NPS)은 noise 진폭의 측정과 균일한 방사선 영역으로부터 획득된 영상의 품질에 가장 일반적인 방법 중 하나이다. 이 연구의 목적은 megavoltage X-ray 에너지를 사용하여 다른 잡음전력스펙트럼 방법론들을 비교하는 것이다.

진단 영역에서의 잡음전력스펙트럼 평가 방법들은 국제 전기 규격 international electro-technical commission (IEC 62220-1) 기준을 사용하여 치료 영역에 적용되었다. 우리가 사용한 전자포털영상장치(electronic portal imaging device, EPID)는 Varian TrueBeam<sup>TM</sup>, Siemens BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>, Elekta iViewGT 그리고 Varian Clinac<sup>R</sup> iX aS1000이었다. 잡음전력스펙트럼의 관심영역을 측정하기 위해, 우리는 겹침 (overlapping), 비겹침 (non-overlapping), 평탄도 (flatness), 반음영 (penumbra) 4가지 인자를 사용하였다.

결과적으로는 Siemens BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>, Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter, Varian Clinac<sup>R</sup> iX aS1000, Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter free에서의 잡음 (noise) 분포는 기존의 첫번째, 두번째, 세번째 실험방법보다는 Elekta iViewGT보다 현격하게 높은 noise 분포가 나타남을 알 수 있다.

이번 연구는 다양한 인자들이 잡음전력스펙트럼의 megavoltage imaging (MVI)영상에서 MVI영역에서 잡음전력스펙트럼의 기준의 방법론으로 사용되어질 수 있다는 것을 보여주었다.

**중심 단어:** 잡음전력스펙트럼, 전자포털영상장치, 메가볼트 영상

## I. INTRODUCTION

디지털 영상에 관련된 환경은 컴퓨터방사선영상(computed radiography, CR)과 디지털 방사선영상(digital radiography, DR)의 빠른 발전과 함께 급속하게 발전되어 왔다. 치료영역에서도 전자포털영상장치(electronic portal

imaging device, EPID) 장비의 영상의 질을 평가하고 장비 운영의 다양한 특성들을 비교하는 것이 가능해졌다<sup>1,2)</sup>. 디지털 방사선 촬영장치의 개발에 있어서 megavoltage X-ray imaging (MVI) 메가볼트 영상은 많은 의학 영상에서 인기를 얻어왔으며, 또한 이러한 변화와 함께 영상품질의 발전된 방법으로써 MVI 잡음전력스펙트럼(noise power spectrum, NPS)에 대한 흥미가 증가하고 있다<sup>1,2)</sup>. 영상의

\* 이 연구는 2016년도 신구대학교 지원에 의해서 수행됨.

Corresponding author: Jung-Whan Min, Department of Radiological Technology, The Shingu University College of Korea, Seongnam 462-743, Korea / TEL: +82-31-740-1361 / E-mail: pmpmpm@daum.net

Received 27 January 2016; Revised 10 February 2016 ; Accepted 7 March 2016

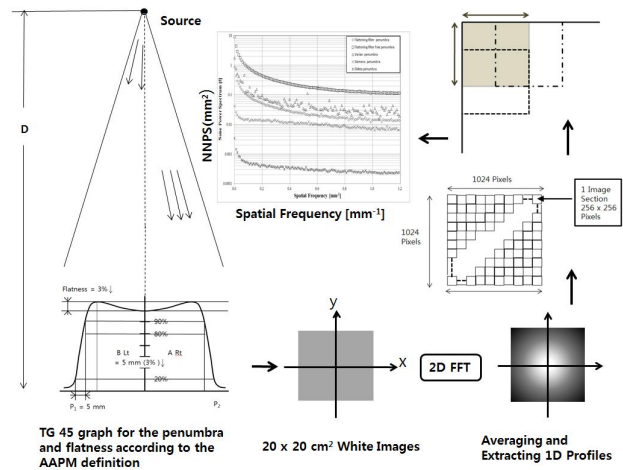
질을 평가하기 위해서 일반적으로 NPS, 변조전달함수(modulation transfer function, MTF), 양자검출효율(detective quantum efficiency, DQE)와 같은 3가지 측정 방법을 사용한다<sup>3-6)</sup>. EPID는 방사선 치료분야의 DR에서 흔하게 사용되는 하나의 대중적인 장비이다. 그리고, 영상화 품질은 방사선 치료영역에서 진단영역의 검사와 QA 장비들의 절차에 매우 중요하다. 또한, 이러한 영상 품질을 위한 NPS는 직접 비교를 위한 정량적인 방법을 사용하여 측정되었으며, NPS는 영상시스템의 잡음(noise) 점유를 검출하는데 사용되는 방법 중 하나이다. 최근에 American association of physicists in medicine (AAPM) and international electro-technical commission (IEC)의 전문가들은 측정의 기준을 개발하였다<sup>7,8)</sup>. 그리고, NPS의 결과값들을 비교하기 위해 중요한 이론적 차이점들이 있다고 보고되어졌다<sup>9)</sup>. 방사선 치료영역에서 NPS 평가에 적용될 수 있는 기준이 없기 때문에 우리는 진단 영역과 MVI 영역의 factor들을 비교하는 방법론을 제시한다. NPS는 이론적으로 MVI영역의 penumbra와 flatness 그리고 의학 영상화 시스템의 noise 점유를 묘사하는 중요한 요소이다<sup>10)</sup>. 따라서 Penumbra와 flatness는 치료영역에서 point dose 값과 3차원적 선량 분배로 표현 되어 진다. 또한, 진단영역에서의 NPS 측정들은 2차원적 fast Fourier transform (FFT)인 의학 영상으로부터의 white images를 사용하는 방법들이다. 최근에 AAPM과 IEC는 penumbra, flatness, NPS 측정들을 기준화 하였다<sup>7,11)</sup>. 한편으로는 진단영역의 영상은 IEC의 기준 측정 방법으로 측정되어져 왔다<sup>8)</sup>. 그러나 치료영역에서 NPS 방법론들을 구체적으로 제안하는 방법이 없으며, 일반적으로 2D의 NPS 방법과 3D선량 분배의 penumbra와 flatness는 차이가 있다. 따라서, 3D선량 분포에 대해서 2D화 하는 촬영방법을 생각하게 되었다. 우리는 penumbra와 flatness의 방법은 NPS 처리와 유사한 방법으로 측정 될 수 있다고 보고 있다. 그러므로, penumbra와 flatness는 NPS와 유사한 noise 점유 특성이 있다고 보여지며, 그래서 penumbra와 flatness는 IEC 62220-1 RQA5 방법들을 사용하여 측정되었고 normalized noise power spectrum (NNPS)는 white image를 사용한 2D FFT 방법으로 측정되었다. 따라서 본 연구의 목적은 치료장비의 megavoltage X-ray 에너지를 사용하여 측정에서 NPS 방법론들을 비교하는 것이다.

## II. TECHNICAL BACKGROUND

### 1. Flatness and Penumbra

Field size를  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ 으로 연 후 중심 축의 입사표면의 중심에서 양쪽 수평 등거리 지점은 참고점으로 지정되었다. 참고점은 기준측정 선량이며 수치들은 양쪽 면에서 비교되었다. 기준 참고점은 20~90%에서 가로로 이동 되었으며 추천 측정값은 5 mm 이하이다. 또한 percentage depth dose (PDD)의 20~90% 지점에서의 error는 반음영이었다 (Figure. 1)<sup>11)</sup>. 2D profile은 진단 영역에서 NPS 측정의 white 2D영상들로서 표현되어진다(Figure. 1).

가장 높고 낮은 선량 측정점은 flatness 측정을 위한 필름을 사용하여 80% 이내의 관심영역으로 field 크기의 중심축에서 확인이 되었다. 양쪽 측면들의 측정 선량 차이 비율은 기준선 값과 비교되어졌다. 그러므로 flatness와 penumbra는 NPS 측정들의 white 2D영상들로 표현된 전체 영역의 80%영역에서 측정되었다.



**Figure 1** TG 45 graph for the penumbra and flatness according to the AAPM definition. The one-dimensional NPS was expressed by averaging the axis direction from the bandwidth of the two dimensional NPS space, and the accumulation correction was calculated by extracted the ROI from the whole image size

### 2. Transmitted radiation

진단영역에서의 heel effect는 선량이 기하학적으로 영상의 왼쪽에 있는 음극 쪽에 더 많이 분배된다. 그래서 heel effect는 전체 영상을 평균하는데 중요하다. 그러나 MVI는 각각의 linear accelerator에서 산란선을 제거하는 필터를

요구한다. 따라서 치료영역에서는 특별한 특징이 있음을 알 수 있다.

첫째는 X-ray 방사선의 쪼개지는 전송으로 인하여 detector 밑면에서 빛 profile 이 균일하지 않다. 두번째는, 쪼개짐이 기준선 분배를 보여준다. 이러한 분배의 효과에 대한 보상을 증가시키기 위해, 전송 방사선의 profile 모양은 megavoltage energy percentage depth dose (PDD) profile 모양에 근접할 것이며, noise errors는 기준평가의 정확성에 영향을 줄 것이라고 사료된다(Figure. 1). 세번째는 일반적으로 길이당 매우 높은 감쇠는 detector의 밑면에서 입사에 의해 일어난다. 이상적으로, NPS 신호는 PDD에 의해 나타내어진 함수여야 한다. 하지만 noise 오류들로 인한 이상적인 특성으로부터의 편차를 나타낸다. 위 사항에 대한 편차가 있으므로 인해서 잘못된 NPS 평가를 초래한다. 또한 detector에 의한 감쇠는 효과를 최소화 하기 위해 다른 detector와 비교하여야 효과적일 수 있다. 따라서, 정확한 NPS 측정을 위해 MV X-ray의 초점과 크기는 제한되어야 하며, 선원은 수직이어야 한다<sup>4,5</sup>.

### 3. Other consideration

Off-axis ratio (OAR) factor는 측정점의 흡수 선량을 제외한 깊이와 중심축의 흡수 선량 비로 정의되어 진다. 방사선 치료 동안에 콜리메이터가 중심선속과 OAR의 치료위치에 따라 양쪽 면으로 균일하게 움직이는 것은 중요하다. 그러나 독립적으로 움직일 때 보통 콜리메이터로부터 치료 위치가 빈번하게 중심 축으로부터 바깥이 되기 때문에 치료 선량은 균일하지 않게 분배된다. 그러므로, 방사선의 비균일성으로 인해 error가 일어날 수 있다. 유사하게 2D영상의 QA는 진단영역의 영상과 산란에 의해 획득된 2D영상들의 바깥에서 같은 결과를 보여준다. 그래서 우리는 MVI 영역의 QA는 OAR factor가 고려되어야 하며, 이런 영향 인자로부터의 NPS측정은 noise 점유율에 대한 NPS측정을 가능하게 만들고 있다<sup>4,5</sup>.

## III. MATERIALS AND METHODS

### 1. The X-ray imaging system

측정들은 실제 임상에서 사용되는 4개의 DR MVI 시스템을 사용하였다. DR MVI 시스템들은 1 세대 lens-coupled video electronic portal imaging device (EPID) Siemens

BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>와 간접 검출 a-si 평판형 EPID Elekta iViewGT 그리고 Varian Clinac<sup>R</sup> iX와 Varian TrueBeam<sup>TM</sup> 장비의 Varian aS1000을 사용하였다. EPID 시스템들은 같은 타입의 형광 스크린(Lanex Fast-Back)을 활용하였으며, Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S 같은 과립 형광 물질 혹은 CsI 같은 구조를 지향하는 형광 물질로부터 만들어지는 원리를 가진 간접 검출 방식이다. Siemens BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>는 거울과 카메라 시스템의 렌즈가 결합되어 있는 41 × 41 cm<sup>2</sup>의 감도영역과 1024 × 1024의 광전 다이오드 배열을 가지고 있는 형광 화면 검출기와 132 cm의 source detector distance (SDD)를 두는 Siemens PRIMUS linac에 setup 되어 있다. 또한, Elekta iViewGT는 41 × 41 cm<sup>2</sup>의 감도영역과 1024 × 1280의 광전 다이오드 배열을 가지고 있고 Elekta Precise linac에 setup 되어 있다. 그리고 Varian Clinac<sup>R</sup> iX의 aS1000은 임상적 영상화로부터 독립적으로 사용될 수 있도록 setup 되었으며, 영상화 판넬 (IDU20)은 1 mm 구리 빌드업 판, Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb scintillating 형광층 그리고 유리 기질에 있는 얇은 필름 트랜지스터들에 의해 변환된 1024 × 768 광전 다이오드 배열을 포함한다. 픽셀 면적은 0.39 mm<sup>2</sup>이며 판넬은 40 × 30 cm<sup>2</sup>의 감도 영역을 가지고 있다. Varian사의 TrueBeam<sup>TM</sup> Portal Vision의 판넬은 40 × 30 cm<sup>2</sup>이며, 1024 × 768 광전 다이오드 배열을 포함한다. Varian TrueBeam<sup>TM</sup>의 수평평가는 flattening filter와 flattening filter free로 진행하였다. 위와 같이 4개의 EPID장비의 source-detector distance (SDD)는 132 cm으로 하였다.

### 2. Image acquisition

우리는 기존의 검출기와 동일하게 132 cm에서 EPID systems의 출력을 측정하였다. NPS값은 분해능과 연관이 있다. 예기치 못한 신호 편차에 의한 MV X-ray 영상 projection 동안 NPS는 영상 보정을 수행할 수 있다. 특히 획득된 noise 진폭은 아티팩트로 인식될 수 있다. Figure.1에 위치한 MV X-ray profile의 검출기 디자인은 NPS의 기술적 배경을 설명한다. 기준 MV 에너지 선속의 중심축은 검출기 방향을 관통한다. 2D white 영상들은 감쇠와 산란에 의해 획득되었고 2D FFT는 변환되었고 획득된 영상을 평균하였다. Matrix는 작은 영역으로부터 다양한 측정 방법에 의한 자세한 처리를 겪으며 몇몇의 추출된 1D profile들을 나타내게 된다(Figure. 1).

### 3. Analysis of the NPS

NPS는 영상 시스템의 점유와 noise 진폭들을 묘사 한다. 평가를 위해 white 영상들은 획득되었으며 NPS는 공간주파수 도메인에서 변동으로 표현되었다. Noise는 영상 시스템 신호로부터 불확실성과 부 정확성을 나타낸다. 이 연구에서 NPS 측정을 위한 실험들은 동일한 조건에서 실행되었다. 결과는 1D NPS 값을 대역대를 통한 2D NPS 공간으로부터의 축의 평균으로써 표현된다. 따라서 영상으로부터 2D FFT는 ROI영상에서 실행되었으며 축적 보정은 전체 영상크기에 추출 ROI에 의해 계산되었다. NPS 분석의 중요한 요인들은 아래와 같이 묘사된다. 우리는 2D white images 사용하였고 NPS data를 비교하였다.

NPS방법론은 처음 영상 data는  $256 \times 256$ 으로부터의 각각 영상 overlapping의 중심과 49 장의 ROI image section으로부터 획득되었다. 진단 영역에서 우리는 검출기들에 따라서 IEC 62220-1에 의해 정의된 방법을 사용하였고 공간주파수에 따라 noise 변화에 대해 비교를 하였다 (Figure. 2).

두번째로 영상 data는  $256 \times 256$ 으로부터의 각각 영상 non-overlapping의 중심과 16 장의 ROI image section으로부터 획득되었다. 우리는 검출기에 따라서 일반적인 방법을 사용하였으며 공간주파수에 따라 noise 변화에 대해 비교를 하였다(Figure. 3).

세번째로 영상 data는  $256 \times 256$ 으로부터의 각각 영상 non-overlapping의 중심과 12 장의 ROI image section으로부터 획득되었다. Flatness (평탄도)는 전체 2D영역에서 lateral의 20%부분을 포함하지 않기 때문에 12개의 영상

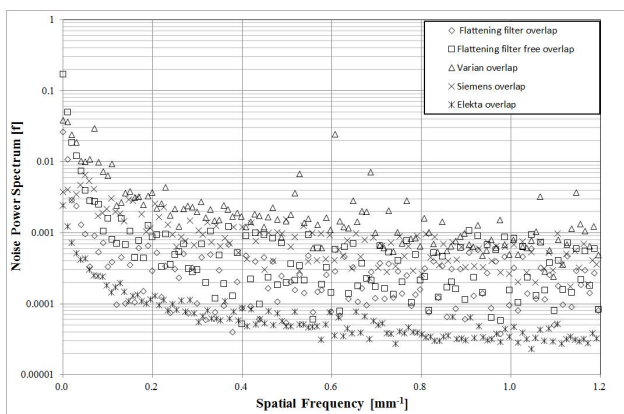
들은 오직 중간부분에서만 나타났다(Figure. 4).

네번째로 영상 data는  $256 \times 256$ 으로부터의 각각 영상 overlapping의 중심과 36 장의 ROI image section으로부터 획득되었다. 우리는 검출기들에 따라서 IEC 62220-1에 의해 정의된 방법을 사용하였으나 이론적으로 맞지 않았다. Bilateral은 penumbra (반음영) 정의에 의해 기준화 되었으며, 2D White 영상은 측면 부분 주변에 흡수와 산란에 의해 data를 소실할 수 있다. 그러므로, 우리는 4 구역으로 나누고 각각의 분면을 IEC방법을 이용하여 양 방향으로 기준화 하였으며, 검출기에 따라 우리는 공간주파수에 따른 noise 변화를 비교하였다(Figure. 5).

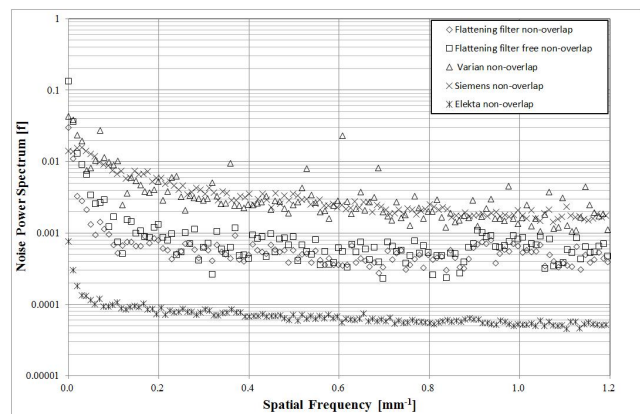
## V. RESULTS AND DISCUSSION

Noise가 기여한 white noise 영상들은 2D FFT 영상들로 표현되었으며, Figure 2-5는 연구된 4개의 EPID 검출기들에서 각각의 방향에 NPS profile들과 NPS에서의 추가적인 Gaussian 잡음의 효과를 나타낸다(Figure. 1). NPS는 EPID검출기들의 작은 field of view (FOV)와 큰 pixel size로 인해  $1.2 \text{ mm}^{-1}$ 까지로 제한되었다. 하지만 이러한 차이점에도 불구하고 공간 주파수가 증가할수록 검출기들은 noise 분포의 하락을 보였다. 공간 주파수가 증가할수록 noise 분포가 하락하는 우리의 연구 결과는 다른 이전의 연구 결과인 간접 검출기의 NPS 분포에 대한 결과와 유사한 분포를 보였으며, 낮은 noise 값은 NPS의 좋은 결과 값을 의미한다<sup>5)</sup>.

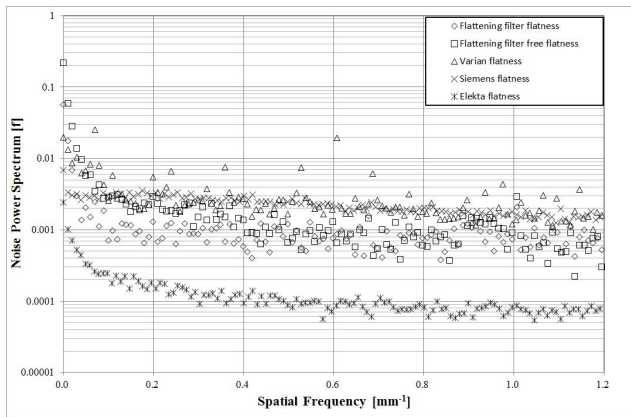
우리가 사용한 EPID검출기는 Siemens BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>와



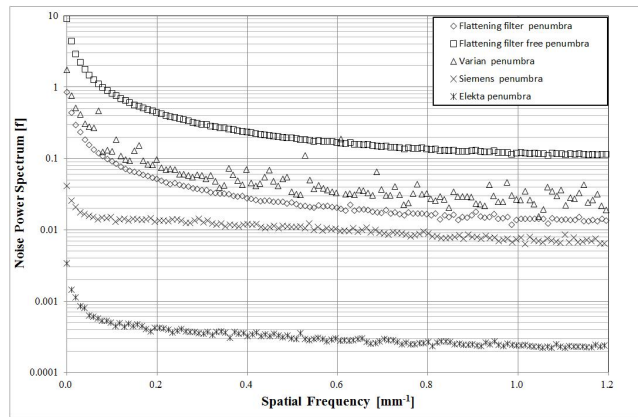
**Figure 2** Overlapping factor in a  $256 \times 256$  ROI size and image sections with 49 slices. IEC 62220-1 method according to detectors, and comparing the spatial frequency of the noise changes



**Figure 3** Non-overlapping factor for a  $256 \times 256$  ROI size and image sections with 16 slices. Selection of the common method according to detectors and comparison according to the spatial frequency of noise changes.



**Figure 4** Non-overlapping factor for a 256 × 256 ROI size and image sections with 12 slices. Flatness defined as the area except 20% of the side in the total 2D area



**Figure 5** Overlapping factor for a 256 × 256 ROI size and image sections with 36 slices. Bilateralism defined as the standard by using the penumbra definition

간접 검출 a-si 평판형 EPID Elekta iViewGT 그리고 Varian Clinac<sup>R</sup> iX와 Varian TrueBeam<sup>TM</sup> 장비의 Varian aS1000이었다. 검출기로부터 얻은 Figure 2-4는 즉 첫번째, 두번째, 세 번째 실험방법에서의 결과값은 Elekta iViewGT가 가장 좋은 noise 분포를 보였으며, Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter, Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter free, Siemens BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>, Varian Clinac<sup>R</sup> iX aS1000순으로 좋은 noise 분포를 보였다 (Figure. 2-4). 하지만, Figure 5는 Siemens BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>, Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter, Varian Clinac<sup>R</sup> iX aS1000, Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter free에서의 noise 분포는 기존의 첫번째, 두번째, 세번째 실험방법보다는 Elekta iViewGT보다 현격하게 높은 noise 분포가 나타남을 알 수 있다. 따라서 네번째 방법론에서는 1~4 문분마다 IEC규격과 같이 실험을 한 것으로 penumbra의 정의에 의해서 가장 좋지 않은 결과값을 얻을 수 있었다. 또한 결과에서 Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter와 Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter free는 비슷한 수준의 noise를 보이고 있지만 noise의 진동폭은 Varian TrueBeam<sup>TM</sup> flattening filter free가 더 큰 것을 확인 할 수 있는데 이는 flattening filter의 부재로 인해 선속 연화에 기인한다고 볼 수 있다. 따라서 noise는 불확실성을 나타내고 이러한 불확실성은 진단과 치료에 영향을 미치게 되는데 본 연구에서는 overlapping방법을 이용하여 ROI를 겹치게 함으로써 data의 불확실성을 줄일 수 있다고 보여진다.

또 다른 NPS의 특성은 선량과 공간주파수가 증가할 때 noise값은 감소하는 것이다. 에너지가 증가할 때 정량적인 평가는 약간 변화가 있는 것이 특징이다. NPS는 대조도와

연관이 있기 때문에 검출기의 신호값은 영상 진단 영역에서 초점이 맞춰져야 한다. 그러므로, 대조도 신호가 약간의 경우에 약함에도 불구하고, NPS는 쉽게 정의될 수 있는 영상 정보를 제공하는데 중요하다. 더해서, 신호검출 능력은 영상의 noise level에 상당히 영향을 받는다. 또한 Noise level이 높을 때 낮은 대조도 신호는 noise에 의해 포함되기 때문에 식별될 수 없다. 그리고 신호와 noise 사이의 관계는 단지 noise 진폭만으로 결정될 수 없다는 것이다. 신호는 noise로 부터의 공간주파수 경사의 차이점에 의해 영향을 받는다. 이는 noise의 property와 조건이 일반적으로 낮은 대조도 신호에 영향을 주기 때문에 영상 품질의 특성은 중요한 요소이다. 그러므로, NPS가 진단 영역에서 MVI의 동일한 영상을 제공하기 때문에 NPS 방법들은 방사선 치료영역에 적용 되어질 수 있다고 보여진다. 따라서, 우리는 다양한 영역의 ROI와 영상 중앙의 ROI를 비교하였다. ROI setting을 위해 NPS 커브들의 변화는 NPS 측정들의 실험으로부터 획득되었다. 저 주파수 영역에서 시스템적 증가는 오류 처리 영상의 고정된 패턴으로 인해 관찰되었다. 또한 고 주파수 영역에서 점차 감소하는 패턴이 관찰되었다. 0.3 mm<sup>-1</sup>이하의 ROI주파수에서 NPS는 시스템적 증가 패턴을 보였다. 그러므로 이 연구에서 우리는 0.3 mm<sup>-1</sup> 이상의 주파수 ROI는 NPS 측정에 매우 적절하다는 것을 알았다 (Figure. 2-5).

Figure. 2는 NPS의 가장 좋은 결과를 보여준다. 결과들은 ROI 크기가 완전히 NPS의 커브 모양에 영향을 주지 않는 것을 보여준다. 그러나 우리는 약간의 편차와 다양한 ROI의 NPS 커브를 획득하기 위해 큰 ROI를 제안한다. 우리는 overlapping ROI와 non - overlapping ROI 사이의

관계를 비교하였을 때를 보았듯이 모든 주파수 종류의 NPS data가 약간의 차이를 만든다는 것을 보여준다. 그리고, 다양한 위치를 기초로 한 NPS 측정들에서 NPS 커브들은 크게 변하지 않았다. 그러므로 MVI 에서의 QA 결과들은 flatness 방법들과 동일한 결과를 보여주었다(Figure. 4). 그러나 edge 영역 주변에 증가하는 noise 점유가 있었다. 이는 MVI의 QA는 반음영과 유사한 방법으로 측정이 되었기 때문에 우리는 반음영 방법을 추천하지 않는다.

결론적으로, 영상 품질의 평가는 modulation transfer function (MTF), noise power spectrum (NPS), noise equivalent quanta (NEQ), detective quantum efficiency (DQE)들이 있다<sup>12,13)</sup>. 본 실험에서는 그 중 가장 중요한 잡음요소와 관련 있는 정량적 평가방법을 이용하였다. 따라서 결과를 종합해보면, NPS 커브의 모양은 공간주파수가 증가할 때 감소한다는 것을 보여준다. 다양한 NPS 분석 방법들은 측정된 NPS에서 적은 효과를 주었으며, 각각의 검출기들은 MV 에너지에 다른 NPS 결과값을 보였다. 이는 여러 장비를 비교할 수 있다고 보여지며, 연구에 사용된 검출기들은 MVI NPS 측정들에 작은 영향을 주었다고 생각을 한다. 영향을 준다는 것은 측정되어질 수 있다고 본다. 또한, 일반적으로 선형적인 2D 선량분포의 영상을 가지고 선량이 3D처럼 분포되어지기 때문에 NPS는 진단 영역에서와 같이 비교될 수 없다고 보여진다. 그러나 반음영과 평탄도를 측정하는 처리가 선량분배의 불균형과 산란의 결과를 만들었기 때문에 우리는 방법론적 NPS QA가 진단영역에서와 같이 적용하거나 새로운 방법들을 사용한다면 매우 적절하게 영상에 대한 품질평가를 할 수 있다는 것을 알았다. 그 결과, 우리는 MVI영상화에 있어서 진단 영역에서 방법과 우리가 제안한 방법이 방사선 치료 영역에서 적용될 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

## V. CONCLUSION

4종류의 측정에서, NPS는 방법론적 MVI 영역에서의 반음영과 평탄도의 의학 영상 시스템에서의 noise 점유를 묘사하는데 중요한 요소이다. 따라서 MV 영역에서도 NPS 측정을 보여준 연구라고 할 수 있다. 이 연구는 MVI 영역에서 international IEC 62220-1 RQA5 기준과 QA 방법들을 이용하는 NPS 방법을 사용하였으며, 새로운 방법에 대해서 제안하였다. 따라서, 우리의 결과는 다양한 처리 factor들이 다른 방법론들의 MVI NPS 처리의 기준으로써 MVI NPS를 계산하는데 사용될 것이라고 제안한다.

## REFERENCE

1. 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
2. Sawant A, Antonuk LE, El-Mohri Y. Slit Design for Efficient and Accurate MTF Measurement at Megavoltage X-ray Energies. *Med Phys* 34, 1535-1545, 2007
3. Jung-Min Kim, Jung-Whan Min, Hoi-Woun Jeong et al: Correction Method of slit Modulation Transfer function on Digital Medical Imaging System. *Journal of Radiological Science and Technology*, 29(3), 133-139, 2006
4. Jung-Whan Min, Ki-Won Kim, Jung-Min Kim et al: Evaluation of image quality by using a tungsten edge block in a megavoltage (MV) X-ray imaging. *Korean Journal of Medical Physics*, 23(3), 154-161, 2012
5. Soon-Yong Son, Hoi-Woun Jeong, Jung Whan Min et al: Evaluation of Image Quality for Various Electronic Portal Imaging Devices in Radiation Therapy. *Journal of Radiological Science and Technology*, 38(4), 451-461, 2015
6. Soon-Yong Son, Hoi-Woun Jeong, Jung Whan Min et al: Measurement of Image Quality According to the Time of Computed Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*, 38(4), 365-374, 2015
7. Seibert JA, Bogucki TM, Ciona T, Huda W, Karellas A, Mercier JR, et al. Report of AAPM Task Group 10, 1, 2006
8. IEC (International Electrotechnical Commission), IEC 62220-1 (2003).
9. Cho HM, Kim HJ, Lee CL, et al: Imaging characteristics of the direct and mobile indirect digital radiographic systems. *Proc IEEE M19-199*, 3840-3846, 2007
10. H Illers, E Buhr, C Hoeschen: Measurement of the detective quantum efficiency (DQE) of digital X-ray detectors according to the novel standard IEC 62220-1. *Radiat Prot Dosimetry* 114 (1-3), 39-44, 2005

11. 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
12. 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
13. Hoi-Woun Jeong, Jung-Whan Min, Jung-Min Kim et al: Performance characteristic of a Cs I (TI) Flat panel detector radiography system. Journal of Radiological Science and Technology, 35(2), 109-117, 2012

---

•Abstract

## Comparison of Noise Power Spectrum Methodologies in Measurements by using Various Electronic Portal Imaging Devices in Radiation Therapy

Soon-Yong Son<sup>1)</sup>·Kwan-Woo Choi<sup>2)</sup>·Hoi-Woun Jeong<sup>3)</sup>·Kyung-Tae Kwon<sup>4)</sup>·Ki-Won Kim<sup>5)</sup>·  
Young-Ah Lee<sup>6)</sup>·Jin-Hyun Son and Jung-Whan Min<sup>7)</sup>

<sup>1)</sup>Dep. of Radiological Technology, Wonkwang Health Science University

<sup>2)</sup>Dep of Radiology, Asan Medical Center

<sup>3)</sup>Dep. of Radiological Technology, Baekseok Culture University College

<sup>4)</sup>Dep. of Radiological Technology, Dongnam Health University

<sup>5)</sup>Dep. of Radiology, Kyung Hee University Hospital at Gang-dong

<sup>6)</sup>Dep. of Bio-Technologist and Laboratory Animal, Shingu University College

<sup>7)</sup>Dep. of Radiological Technology, Shingu University College

The noise power spectrum (NPS) is one of the most general methods for measuring the noise amplitude and the quality of an image acquired from a uniform radiation field. The purpose of this study was to compare different NPS methodologies by using megavoltage X-ray energies.

The NPS evaluation methods in diagnostic radiation were applied to therapy using the International Electro-technical Commission standard (IEC 62220-1). Various radiation therapy (RT) devices such as TrueBeam<sup>TM</sup>(Varian), BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>(Siemens), iViewGT(Elekta) and Clinac<sup>R</sup> iX (Varian) were used. In order to measure the region of interest (ROI) of the NPS, we used the following four factors: the overlapping impact, the non-overlapping impact, the flatness and penumbra.

As for NPS results, iViewGT(Elekta) had the higher amplitude of noise, compared to BEAMVIEW<sup>PLUS</sup>(Siemens), TrueBeam<sup>TM</sup>(Varian) flattening filter, Clinac<sup>R</sup>iXaS1000(Varian) and TrueBeam<sup>TM</sup>(Varian) flattening filter free.

The present study revealed that various factors could be employed to produce megavoltage imaging (MVI) of the NPS and as a baseline standard for NPS methodologies control in MVI.

---

**Key Words:** Noise power spectrum (NPS), Electronic portal imaging device (EPID), Megavoltage X-ray imaging (MVI)