

<원저>

간접평판형 검출기에서 국제전자기술위원회 기준을 통한 잡음전력스펙트럼 비교 연구

민정환¹⁾·정회원²⁾·김기원³⁾·권경태⁴⁾·정재용⁵⁾·손진현¹⁾·김현수¹⁾¹⁾신구대학교 방사선과 ·²⁾백석문화대학교 방사선과 ·³⁾한일병원 영상의학과⁴⁾동남보건대학교 방사선과 ·⁵⁾상계백병원 종양학과

Comparison of Noise Power Spectrum in Measurements by Using International Electro-technical Commission Standard Devices in Indirect Digital Radiography

Jung-Whan Min¹⁾·Hoi-Woun Jeong²⁾·Ki-Won Kim³⁾·Kyung-Tae Kwon⁴⁾·Jae-Yong Jung⁵⁾Jin-Hyun Son¹⁾·Hyun-Soo Kim¹⁾¹⁾Department of Radiological technology, Shingu University²⁾Department of Radiological Science, Baekseok Culture University³⁾Department of Radiology, Hanil General Hospital⁴⁾Department of Radiological Science, The Dongnam University⁵⁾Department of Radiation Oncology, Sanggye Paik Hospital

Abstract The purpose of this study was to compare image quality of indirect digital radiography (IDR) system using the International Electro-technical Commission standard (IEC 62220-1), and to suggest the analysis of noise power spectrum (NPS) which were applied to IEC 62220-1 in medical imaging. In this study, Pixium 4600 (Triaxel, France) which is indirect flat panel detector (FPD) was used. The size of image receptor (IR) is 7 × 17 inch (matrix 3001 × 3001) which performed 14bit processing and pixel pitch is 143 μm. In IEC standard, NPS evaluation were applied to RQA3, RQA5, RQA7 and RQA9. Because of different radiation quality, each region of interesting (ROI) were compared. The results of NPS indicated up to 3.5 mm⁻¹ including low Nyquist frequency. RQA5 indicated the lowest NPS and the others indicated higher NPS results relatively. NPS result of ROI a38 was higher than ROI a92 and this result indicated that there are more noise in left (cathode) than right (anode).

This study were to evaluate NPS by using different radiation quality and setting the each ROI, and to suggest the quantitative methods of measuring NPS

Key Words : Noise Power Spectrum, Indirect Flat Panel Detector, Region of Interest, Nyquist Frequency, Noise

중심 단어 : 잡음전력스펙트럼, 간접 평판형검출기, 관심영역, 나이퀴스트 주파수, 잡음

1. 서 론

디지털의 급속한 발전에 의해서 의료기관 내에 있는 의료 장비들은 디지털 방사선 촬영술(Digital radiography; DR)

의 발전을 가지고 왔다. 영상의학과 내에 있는 디지털 의료 장비라함은 몇 가지 구조 및 특성이 다른 의료 장비로 되어 있다. Photo stimulated phosphor (PSP)를 image plate (IP)로 사용하는 CR 장치이며, 평판형검출기(Flat panel

This study was supported by a SCK grant (2018) from the department of Radiological Technology, The Shingu University.

Corresponding author: Jung-Whan Min, Dept. of Radiological Technology, The Shingu University, 377 Gwangmyeong-ro, Seongnam, 13174, Republic of Korea / Tel: +82-31-740-1361 / E-mail: pmpmpm@daum.net

Received 09 August 2018; Revised 08 October 2018; Accepted 23 October 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

detector; FPD)를 이용한 DR 시스템은 직접방식(Direct type) FPD의 장치이며, 간접방식(Indirect type) FPD로 CsI(Tl)같은 형광체를 TFT위에 도포 된 것으로 X선 신호를 빛 신호로 변환하여 디지털 신호를 얻는 방식 등이 있다 [1,2]. 본 실험 연구를 위해서, 이들 장비들 중 영상의학과 내에서 가장 많이 사용하며, 가장 많이 선호하는 간접방식의 검출기를 이용하였다.

디지털 의료영상의 질을 평가하고 다양한 특성을 비교하는 것은 진단의 높은 정확성을 유지하며, 정기적인 질 평가(quality assurance; QA) 검사를 통해 영상 품질에 있어서 필수적이라고 말할 수 있다[3]. 또한, 진단영역의 방사선 의료영상들은 다양한 의료 기기들을 이용하여, 질적 향상 보정을 위해서 매일 적용 되어야한다고 생각한다[4-8]. 그리고 진단의 정확성을 높이기 위해서 QA 사항들을 충족시켜야 하는 것이 일반적인 중요사항이라 할 수 있다[3]. 위 사항을 충족시켜야 하는 사항, 항목 중에는 진단영역에서의 Heel effect에서 볼 수 있다. Heel effect는 질적 평가에 대해서 많은 부분을 차지하고 있는 것도 사실이다. 하지만, Heel effect로 인한 의료영상들은 화소값에 의해서 자연스럽게 잡음을 가지고 있는 하나의 영상으로 만들어지고 있으며, 인공물이 포함된 영상을 만들 수도 있다. 이 때 영상에서의 잡음은 방사선 영상 진단 평가를 방해할 수 있으며, 진단평가 방법이 예전과 같이 단순 잡음이라고 해석할 수 있는 단점이 있다. 이에 본 실험에서는 Root mean squar error (RMS) 아날로그 방식에서 벗어난 방법을 이해하고 기존의 아날로그에서 해석하는 방법에서 잡음전력스펙트럼 (Noise power spectrum; NPS)처럼 유용한 방법을 찾고자 하였다. 디지털 방사선 의료영상에서의 정량적인 평가방법이며, 국제전자기술위원회(International electro-technical commission standard IEC: 62220-1)의 기준에 있는 NPS는 진단영역의 방사선 의료영상 품질 평가에서 필수 항목이라고 할 수 있다[9]. NPS는 방사선 의료영상의 잡음에 대해서 진폭들을 묘사하며, 잡음 진폭의 측정과 균일한 방사선 영역으로부터 획득된 영상의 품질에 가장 일반적인 방법 중 하나라고 할 수 있다. IEC 방법 중 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9가 적용되었으며, 영상의 각각의 선질을 기준으로 동일선량의 영상을 비교하였다. 그리고 서로 다른 ROI 부분들을 비교하였으며, 방법적으로 재해석하는 내용을 포함하고 있다.

이에 본 저자들은 국제전자기술위원회에서 제시한 IEC 62220-1의 평가 방법을 이용하여 간접방식의 검출기시스템 장비의 영상 품질 내용을 비교[10-13] 분석하여 최적의 검사가 이루어질 수 있도록 자료를 제공하는 것이 본 연구를 실시한 목적이며, 의료영상에서 IEC기준을 통한 NPS에 대한 측정 비교 연구를 제시하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 실험도구

본 실험에 사용된 방사선 발생장치는 (AccuRay-650, DK Medical System, Korea)를 사용하였으며, 영상수용체(image receptor; IR)는 방사선의료 영상 시스템은 UNI-DR(Listem, korea)Image device는 Indirect FPD인 Pixium 4600 (Trixiell, France)을 사용하였다. Pixium 4600은 가로×세로, 17×17 inch (Matrix 3,001×3,001) 14bit로 수행한다. Pixel pitch로 143 μm이며, NPS는 낮은 나이퀴스트 주파수(Nyquist frequency) 포함하여 3.5 mm⁻¹까지 나왔다[Table 1].

실험의 내용을 보면 International electro-technical commission standard IEC: 62220-1의 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9가 측정에 적용되었으며, X선관 초점으로부터 FPD 표면까지의 거리는 150 cm이며, 부가필터를 사용하였다. 관전압은 측정별로 ±2 kVp였으며 관전압을 1~2 kVp를 조절하여 HVL이 측정되는 IEC 기준이 되도록 하였다. 그리고 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 선질을 맞추기 위해 알루미늄(Aluminium; Al) 부가 필터 1 mm (100×100×1 mm) 규격을 10, 21, 30, 40개를 사용하였고, 영상분석을 위해서는 의료방사선 영상 DICOM File을 이용한 ImageJ (Wayne Rasband National Institutes of Health, USA)프로그램을 사용하였다.

2. 실험배치 및 영상 분석 방법

실험을 시행하기 위해서 좌측의 Fig. 1 그림의 IEC 기준으로 같은 기하학적인 위치 선정을 하였으며, 위 그림에서와 같이 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 선질을 기준으로 동일선량의 방사선 의료영상이 획득되면, 순서도와 같이 2D

Table 1 Characteristics of digital radiography system

Image receptor type	Image pixel size	Matrix	Imaging area	Scintillator
Flat Panel Detector (FPD)	143 μm	3,001×3,001	43 × 43 cm ²	CsI:Tl

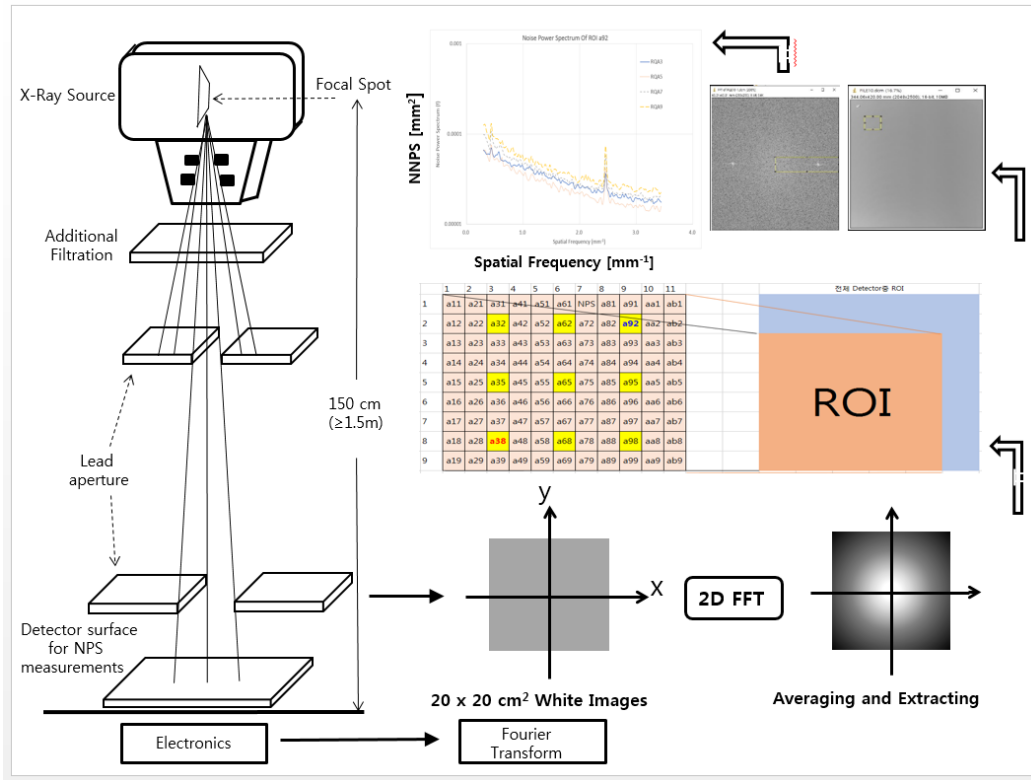


Fig. 1 2-D profile of the X-ray signal obtained at the boundary's surface. The signal should be obtained the response function and NPS flowchart of the overall procedures.

FFT를 하게 된다. 그리고 전체 Region of interest (ROI) 설정하고, 나머지 영역에 대해서는 다른 방법의 NPS 영역의 ROI를 설정한다[Fig. 1]. 그리고 NPS를 구형하였다. NPS를 평가하기 위해서 White 영상들은 IP에 피사체 없이 조사함으로써 획득된 영상으로 3,001×3,001 2D White images 사용하였고, NPS는 공간주파수의 함수로서 잡음의 진폭에서 변화를 측정하고 영상에서 잡음과 공간분해능 분포등을 형성한다. 본 실험의 QA는 알고리즘에서 사용된 NPS 스펙트럼의 산출 방법은 보고 된 방법들과 NPS측정의 정규화를 위한 International electro-technical commission IEC 62220-1 선속 품질을 사용하여 측정을 하였다[9].

III. 결 과

Fig. 2는 IEC 기준 RQA3의 방법으로 의료영상의 전체적인 NPS를 측정하고, 서로 다른 ROI a92, ROI a65, ROI a38에 대한 NPS 프로파일들과 NPS에서의 가우시안 잡음들을 나타낸다. RQA3의 NPS 결과 낮은 나이키스트주파수를 포함하여 3.5 mm⁻¹까지 나왔으며, 주파수가 증가하여도 비교적 균일한 잡음 분포를 보였다. 각각의 ROI별 잡음 분

포값은 나이키스트주파수 1.0 mm⁻¹을 기준으로 All NPS는 6.12E-05, ROI a92는 4.32E-05, ROI a65는 4.32E-05, ROI a38은 4.38E-05이다. 결과적으로 All NPS는 ROI a38 보다 값이 컸으며, ROI a92, ROI a65는 중간정도의 값을 표현한다. 그러므로 결과값으로 확인을 해보면, NPS의 대부분의 영상 내 좌측은 우측보다 더 높은 잡음 값을 표현하며, 결국 좌측(음극)에 더 많은 잡음이 있다는 것을 나타내며, 정량적인 값으로 보면, 우측보다는 NPS값이 크게 나타난다.

Fig. 3은 IEC 기준 RQA5의 방법으로 의료영상의 전체적인 NPS를 측정하고, 서로 다른 ROI a92, ROI a65, ROI a38에 대한 NPS 프로파일들이다. RQA5의 NPS 결과, 각각의 ROI별 잡음 분포값은 나이키스트주파수 1.0 mm⁻¹을 기준으로 All NPS는 5.47E-05, ROI a92는 3.51E-05, ROI a65는 3.51E-05, ROI a38은 4.12E-05이다. 결과적으로 All NPS는 ROI a38 보다 값이 컸으며, ROI a92, ROI a65는 중간정도의 값을 표현한다.

Fig. 4는 IEC 기준 RQA7의 방법으로 의료영상의 전체적인 NPS를 측정하고, 서로 다른 ROI a92, ROI a65, ROI a38에 대한 NPS 프로파일들이다. RQA7의 NPS 결과, 각각의 ROI별 잡음 분포값은 나이키스트주파수 1.0 mm⁻¹을 기준

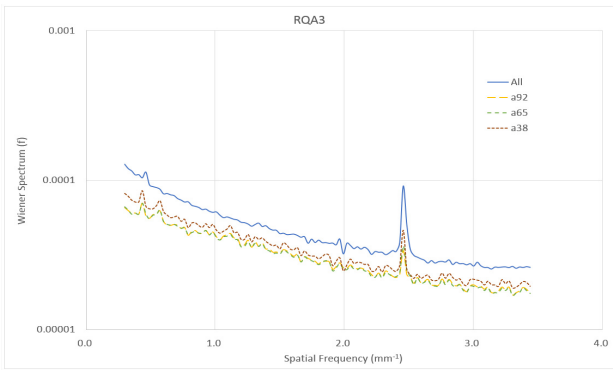


Fig. 2 NPS spectrum of the IDR FPD by using IEC RQA3 method

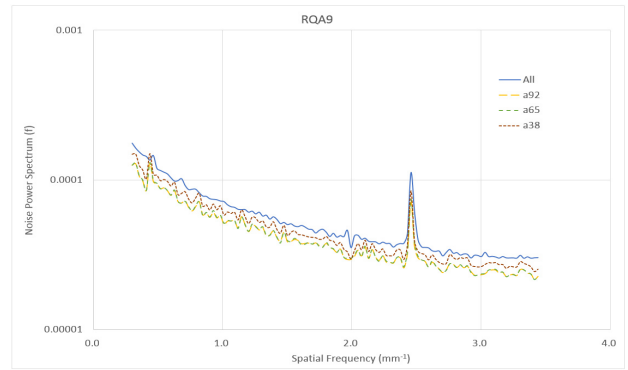


Fig. 5 NPS spectrum of the IDR FPD by using IEC RQA9 method

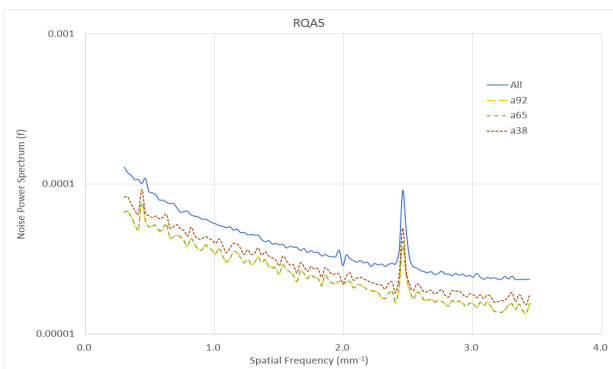


Fig. 3 NPS spectrum of the IDR FPD by using IEC RQA5 method

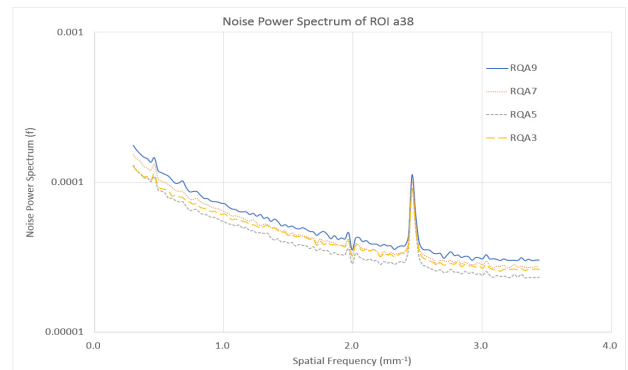


Fig. 6 NPS spectrum of the IDR FPD by using IEC method of ROI a38

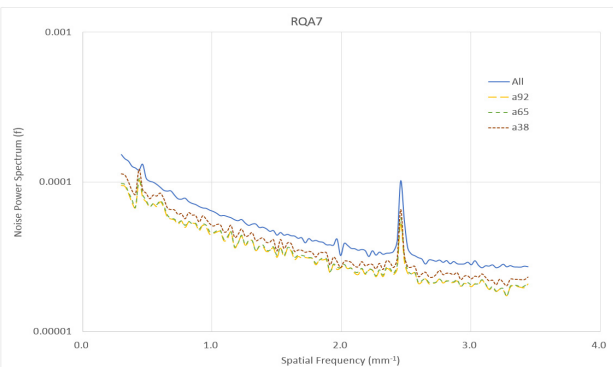


Fig. 4 NPS spectrum of the IDR FPD by using IEC RQA7 method

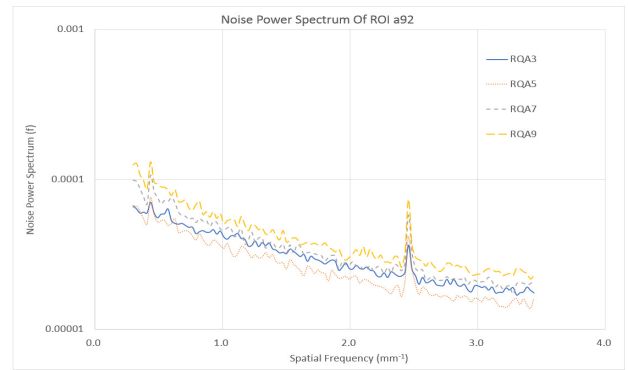


Fig. 7 NPS spectrum of the IDR FPD by using IEC method of ROI a92

으로 All NPS는 $6.42E-05$, ROI a92는 $4.51E-05$, ROI a65는 $4.61E-05$, ROI a38은 $5.19E-05$ 이다. 결과적으로 All NPS는 ROI a38 보다 값이 컸으며, ROI a92, ROI a65는 중간정도의 값을 표현한다.

Fig. 5는 IEC 기준 RQA9의 방법으로 의료영상의 전체적인 NPS를 측정하고, 서로 다른 ROI a92, ROI a65, ROI a38에 대한 NPS 프로파일들이다. RQA9의 NPS 결과, 각각의 ROI별 잡음 분포값은 나이키스트주파수 1.0 mm^{-1} 을 기

준으로 All NPS는 $7.21E-05$, ROI a92는 $5.42E-05$, ROI a65는 $5.42E-05$, ROI a38은 $6.29E-05$ 이다. 결과적으로 All NPS는 ROI a38 보다 값이 컸으며, ROI a92, ROI a65는 중간정도의 값을 표현한다.

Fig. 6은 IEC 기준 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 결과로 ROIa38의 NPS 프로파일 경향성을 볼 수 있는 그림이다. 각각의 IEC 기준 선질별 잡음 분포값은 나이키스트주파수 1.0 mm^{-1} 을 기준으로 RQA3는 $4.38E-05$, RQA5는

4.12E-05, RQA7은 5.19E-05, RQA9는 6.29E-05이다. 결과적으로 RQA5가 가장 낮은 값을 보이며, 상대적으로 나머지 방법은 큰 값을 볼 수 있다.

Fig. 7은 IEC 기준 RQA3, RQA5, RQA7, RQA9의 방법으로 ROIa92의 NPS 프로파일 경향성을 볼 수 있는 그림이다. 각각의 IEC 기준 선질별 잡음 분포값은 나이키스트주파수 1.0 mm^{-1} 을 기준으로 RQA3은 4.32E-05, RQA5는 3.51E-05, RQA7은 4.51E-05, RQA9는 5.42E-05이다. 결과적으로 RQA5가 가장 낮은 값을 보이며, 상대적으로 나머지 방법은 큰 값을 볼 수 있다. 그리고 Fig. 6에서의 값들과 비교가 되는 것은 전체적인 값의 경향성을 보면, ROI a92보다 ROI a38값이 더 크다는 것은 전체적인 영상이 좌측(음극)에 더 많은 잡음이 있다는 것을 나타내고 있다.

IV. 고 찰

CR 장비를 포함한 모든 진단영역에서의 방사선 의료기기는 [14-16] 다양성을 가지고 있으며, 본 실험연구에도 관련성이 있다고 본다. 진단영역에서의 디지털 시작을 알리는 장비이기도 하며, 향후 직접방법의 검출기와 같이 비교 평가의 대상이기도 하기 때문이다. 그래서 진단영역의 방사선 의료기기 검출기의 다양함에 따른 정량화 방법이 필요하며, 본 실험에서와 같이 IEC 규정에 맞는 질 관리가 필요할 것으로 생각이 된다. 내용을 조금 더 살펴보면, 잡음전력스펙트럼 (Noise power spectrum; NPS)은 정량적인 평가를 위해서는 우선 포아송 잉여잡음, 양자 잡음, 그 외의 양자 잡음, 추가적인 전자 잡음으로부터의 배제할 수 없는 구성요소로 되어있다. 또한 2차원의 NPS는 X축과 Y축 방향에서 중심을 기준으로 주파수별로 잡음의 분포를 확인할 수 있다 [16]. 그래서 NPS는 화소배열과 연관성이 있으며, 추가적인 기계적 잡음은 노출처럼 구조적인 형태를 띠고 있다. 따라서 양자잡음은 검출기의 노출에 비례하여 정량적으로 표현될 수 있다. 하지만 이러한 잡음들은 모든 검출기에서 존재하기 때문에 측정값에 크게 영향을 미치지 않지만, 다만, 잡음의 불확실성을 나타내고 이러한 불확실성은 영상 진단에 영향을 미치게 된다. 이들 잡음은 크게 영향을 미치지 않지만 영향이 어느 정도 정량적으로 나타내어 질 수 있다고 본다. 본 연구에서는 국제전자기술위원회 (IEC: 62220-1)의 기준에 따라 NPS측정을 위해 획득된 영상 중 전체의 중심부 80% 영역에 ROI를 설정하였으며, ROI는 256×256 의 크기로 128 pixel이 중복이 되게 설정하였다[9]. 전체 ROI는 90개 이상이 data를 적용하여 NPS를 구하였다[Fig. 1].

위 내용을 Fig. 6과 Fig. 7에서 보듯이 전체 영상에서의 NPS의 평균값을 기준으로 해서 일정영역의 부분을 나누어서 그중에서 Heel effect와 연관이 있는 ROI를 설정해서 좌측에는 ROI a38이 위치하며, 가운데는 ROI a92, 우측에는 ROI a65의 위치를 Fig. 1을 통하여 확인할 수 있으며, 일정영역들을 비교 평가하였다는데서 평가할 만한 논문이라 하겠다.

Fig. 2~5에서 연구된 4개의 IEC 방법에서 각각의 방향에 NPS 프로파일들과 NPS에서의 추가적인 가우시안 (Gaussian)잡음의 효과를 나타낸다. NPS는 낮은 나이키스트주파수를 포함하여 Field of view (FOV)와 작은 Pixel size로 인해 3.5 mm^{-1} 까지 나왔으며 주파수가 증가하여도 비교적 균일한 잡음 분포를 보였다. 각각의 ROI별 잡음 분포값은 나이키스트주파수 1.0 mm^{-1} 을 기준으로 값을 표현한다. 그러므로 결과 값으로 확인을 해보면, NPS의 대부분의 영상 내 좌측은 우측보다 더 높은 잡음 값을 표현한다. 결국 좌측(음극)에 더 많은 잡음 있다는 것을 나타내며, 정량적인 값으로 보면, 우측보다는 NPS값이 크게 나타난다. 하지만 이러한 차이점에도 불구하고 공간 주파수가 증가할수록 검출기들은 잡음 분포의 하락을 보였다. 공간주파수가 증가할수록 잡음 분포가 하락하는 본 연구 결과는 Jeong HW[2] 다른 이전의 연구 결과인 간접 검출기의 NPS 분포에 대한 결과와 유사한 분포를 보였다. 하지만 다르다고 할 수 있는 것은 RQA3,5,7,9의 선질을 기준으로 동일선량의 영상을 비교한 본 논문은 선질별로 해서 ROI영역을 지정해서 다양한 구간을 비교 평가한 점에 대해서 차별화를 둘 수 있다. 따라서 본 연구에서는 결과적으로 RQA5의 결과 값이 가장 우수한 특성을 지녔다고 할 수 있다. 그리고 낮은 잡음 값은 NPS의 좋은 결과 값을 의미한다. 또 다른 비교를 하자면 Kim KW[6,7] 등의 논문에서는 각기 다른 장비로 특성평가를 하였으므로 비교 대상이 될 수 없었으며, 주목할 만한 것은 DICOM 파일을 이용해서 특성방법을 설명하였다는데 의의가 있다고 할 수 있다. 또한, 특성방법의 전반적인 설명과 정량적인 평가 결과값을 제시하였다는데 있다.

본 연구에는 제한점을 가지고 있는데, DICOM 파일의 영상들은 정량적 평가에 대한 DICOM영상들을 사용함에 있어서도 신중히 접근하는 것이 좋을 것으로 생각된다. 그 이유는 방사선 의료장비들 중에는 Image collection을 실시한 Raw data출력이 지원되며, 장비에서는 DICOM으로 출력되기도 하기 때문이다. 또한, 주기적인 QA평가를 위해서 영상 의학과 내의 진단의료장비의 직선성과 재현성등 그리고 정량적 QA평가방법을 생각하여 지속적인 관찰이 필요할 것으로 생각된다.

내용을 종합해보면, 제한점을 가지고 있지만, 정확한 장비의 성능을 평가하고 진단하기 위하여 주기적인 영상학과 내의 진단의료장비의 유지보수가 필요하며, 본 연구는 IDR 장비의 QA 및 수행 평가에 기초 자료가 될 것으로 사료된다.

V. 결 론

의료기관 내의 진단의료장비에 있어서 정량적인 특성평가가 이루어졌으며, 향상된 의료영상의 특성을 확인하는 계기가 되어야 한다고 생각한다. 그리고 본 연구에서는 서로 다른 선질을 이용한 NPS측정에 대한 위치별 ROI를 설정하여 NPS에 대한 특성을 확인하고, 정량적인 평가방안을 제시하였다는 점에서 학술적 의의를 둘 수 있다.

REFERENCES

- [1] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Investigation of Physical Imaging Properties in Various Digital Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(3):363-370.
- [2] Jeong HW, Min JW, Kim JM, et al. Performance Characteristic of a CsI(Tl) Flat Panel Detector Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2012;35(2):109-117.
- [3] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) Report No 41: Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems, Bethesda, 1986.
- [4] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Measurement of Image Quality According to the Time of Computed Radiography System. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2015;38(4):365-374.
- [5] Min JW, Jeong HW, Kim KW, et al. Evaluation of Image Quality for Various Electronic Portal Imaging Devices in Radiation Therapy. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2015;38(4):451-461.
- [6] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Modulation Transfer Function for Computed Tomography by Using American Association Physics Medicine Phantom. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(2):193-198.
- [7] Kim KW, Jeong HW, Min JW, et al. Evaluation of the Performance Characteristic for Mammography by Using Edge device. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2016;39(3):415-420.
- [8] Fujita H, Tasai DY, Itoh T. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imaging*. 1992;11(1):34-39.
- [9] IEC (International Electro-technical Commission) 62220-1. Medical electrical equipment Characteristics of digital X-ray imaging devices Part 1: determination of the detective quantum efficiency. Geneva, 2003.
- [10] Antonuk LE, Boudry J, Huang W. Demonstration of megavoltage and diagnostic X-ray imaging with hydrogenated amorphous silicon arrays. *Med. Phys*. 1992;19(6):1455-1466.
- [11] Granfors PR, Aufrichtig R. Performance of a 41×41 cm² amorphous silicon flat panel X-ray detector for radiographic imaging applications. *Med. Phys*. 2000;27(6):1324-1333.
- [12] Finc C, Hallscheidt PJ, and Noeldge G. Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *Am. J. Roentgenol*. 2001;178(2):481-486.
- [13] Bacher K, Smeets P, Bonnarens K, et al. Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film screen radiography and phosphor-based computed radiography. *Am. J. Roentgenol*. 2003;181(4):923-929.
- [14] Schaetzling R. Computed radiography technology. *Proceeding of Radiological Society of North America*. 2003;10.
- [15] Dobbins JT, Ergun DL, Rutz L, et al. DQE (f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med. Phys*. 1995;22(10):1581-1593.
- [16] Dobbins III JT, Samei E, Ranger NT, Chen Y. Inter comparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Medical Physics*. 2006;33:1466-1475.