

DR(Digital Radiography)에서 관전압 및 자동노출제어장치의 감도 변화에 따른 검출기의 동적 범위 성능평가 방법연구

-Dynamic Step Wedge와 히스토그램 평가를 중심으로

A Study on the Dynamic Range Performance Evaluation Method of Detector with
Variation of Tube Voltage and Automatic Exposure Control (AEC) in Digital
Radiography (DR)

-Focused on the Dynamic Step Wedge and Histogram Evaluation

황준호*, 최지안*, 김현수**, 이경배*
경희대학교병원 영상의학과*, 신구대학교 방사선과**

Jun-Ho Hwang(kleenex0004@naver.com)*, Ji-An Choi(chlwdks33@naver.com)*,
Hyun-Soo Kim(hskim@shingu.ac.kr)**, Kyung-Bae Lee(yly7@hanmail.net)*

요약

본 연구는 자동노출제어장치 사용 시 관전압과 감도 변화에 따른 dynamic step wedge와 히스토그램의 동적 범위 분석을 통해 검출기의 성능을 평가하는 방법을 제안하고자 하였다. 실험방법은 관전압 60, 70, 81, 90 kVp 별로 검출기 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 선질, 입사표면선량, 관전류량, 동적 범위를 측정하여 검출기의 성능을 평가하고자 하였다. 그 결과 선질은 모두 합격 기준에 부합하였고, 입사 표면선량과 관전류량은 감도가 높게 설정될수록 단계적으로 감소하였다. Dynamic step wedge는 관전압이 높아질수록 관찰 가능한 동적 범위도 함께 증가하였고, 또한 히스토그램은 관전압과 감도가 높게 설정될수록 양자화 이격 현상과 히스토그램 양단의 정보량이 상실되는 언더플로우와 오버플로우가 나타났다. 결론적으로 검출기가 성능 저하로 인하여 자동노출제어장치 사용 시 관전압과 감도 변화에 따른 동적 범위를 제대로 구현해내지 못한다는 것을 알 수 있었고, 검출기 성능평가 시 dynamic step wedge와 히스토그램을 통한 평가가 유용하다는 점을 알 수 있었다.

■ 중심어 : | 자동노출제어장치 | 감도 | 검출기 | 동적 범위 | 히스토그램 |

Abstract

This study proposes a method to evaluate the performance of a detector by analyzing the dynamic step wedge and histogram according to the change of the tube voltage and sensitivity when using the Automatic Exposure Control (AEC). The performance of a detector was evaluated by measuring X-ray quality, Entrance Surface Dose (ESD), tube current, dynamic range corresponding to detector sensitivities of S200, S400, S800, S1000 per tube voltage of 60, 70, 81, 90 kVp. As a results, all of the qualities satisfied the acceptance criteria, and the Entrance Surface Dose and tube current were decreased stage by stage as sensitivity was set higher. In the dynamic step wedge, the observable dynamic range has also increased as tube voltage became higher. The histogram showed the quantization separation phenomena as the tube voltage was set higher. The higher the sensitivity, the more the underflow and overflow occurred in which the amount of information on both ends of the histogram was lost. In conclusion, the deterioration in the performance of the detector was found to be insufficient to realize the change of the tube voltage and sensitivity when using the Automatic Exposure Control, and it is useful to use dynamic step wedge and histogram in evaluating detector performance evaluation.

■ keyword : | Automatic Exposure Control (AEC) | Sensitivity | Detector | Dynamic Range | Histogram |

I. 서론

X선 검사는 디지털 방사선 시스템(Digital Radiography, DR)의 도입 이래로 직접변환방식(Direct Digital Radiography)과 간접변환방식(Indirect Digital Radiography)을 사용하여 임상에 적용되고 있다[1-3]. 직접 및 간접 디지털 방사선 시스템의 도입은 기존의 방식인 필름, 컴퓨터 방사선 검사 시스템(Computed Radiography, CR)과 비교했을 때 동적 범위(Dynamic Range)의 증가, 빠른 영상처리, 신호의 효율적인 변환 등 다양한 부분에 강점을 보이면서 기존의 방식을 대체하고 있다[4][5].

그러나 디지털 방사선 시스템 역시 방사선 발생장치이므로 exposure 횟수가 늘어날수록 장비의 수명이 줄어들며 이는 장비의 성능 저하로 이어지게 된다[6][7]. 방사선 발생장치의 성능 저하는 영상 화질에 큰 영향을 미치기 때문에 장비의 성능을 관리하고 평가하는 것은 중요하게 논의돼야 한다[7]. 국내에서는 이와 같은 문제를 해결하기 위해 방사선 발생장치의 성능을 평가하고 영상 화질을 최적화하려는 다방면의 연구를 진행하고 있고[6-8], 국제적으로도 여러 기관이 방사선 발생장치의 성능평가와 관련된 다양한 연구 결과를 발표하고 있다[9-12].

미국의학물리협회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)에서는 방사선 발생장치의 성능평가 항목을 X선 조사부와 X선 검출부로 나누고 있다[12]. AAPM은 X선 조사부에는 관전압, 관전류, 반가층(Half Value Layer, HVL), X선 검출부는 검출 양자 효율(Detective Quantum Efficiency, DQE), 검출기 감도 등의 항목을 언급하며 각 부분에서 모두 정도 관리가 이루어져야 함을 강조하고 있다. X선 영상은 조사부와 검출부가 유기적으로 연결되고 작용하여 만들어지기 때문에 두 항목 모두 성능을 유지하도록 관리돼야 영상의 최적화가 가능하기 때문이다[10-12]. 특히 디지털 방사선 시스템은 고식적 방법들과 비교했을 때 다양한 파라미터를 조합시켜 검사가 이뤄지므로 이러한 경향은 더욱 두드러진다[9].

다양한 인자 중 기존과 가장 크게 변화한 부분은 자

동노출제어장치(Automatic Exposure Control, AEC)의 도입이다[13-15]. 현재 디지털 방사선 시스템의 대부분은 자동노출제어장치를 이용하여 영상 화질과 방사선량을 최적으로 조절 가능하며, 자동노출제어장치를 사용하면 검출기의 감도가 설정된다[13-15]. 자동노출제어장치의 특성 상 두께에 따라 관전류량을 조정하게 되고[14], 이때 설정되는 검출기의 감도는 노출 지수(Exposure Index, EI)와 동적 범위에 영향을 주기 때문에 결국 X선 조사부와 검출부는 모두 유기적으로 동작하게 된다[10][12][14]. 과거에는 각 항목 중 X선 조사부와 관련된 연구가 주를 이뤘으나[7][8], 최근에는 국제적인 권고안의 경향을 반영하여 X선 검출부의 성능을 평가하려는 연구도 활발하게 진행되고 있다[16][17].

그럼에도 불구하고 X선 검출부의 항목과 관련된 연구들은 X선 조사부처럼 정형화된 틀과 명확한 기준이 부족하기 때문에 감도와 이온 챔버의 성능을 신호량으로 객관화 한다던지[13][15], 자동노출제어장치 사용 시 광자량의 변화를 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)와 대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)로 정량화하는 식의 제한된 형태로 이뤄지고 있다[13]. 국제기관의 권고안은 검출부에 영향을 줄 수 있는 X선 조사부의 항목인 관전류와 관전압의 중요성을 강조하고 있는데[12], 관전압과 관련된 검출부의 연구는 부족한 실정이다[14]. 아무리 광자량을 조절하여도 검출기 자체에서 관전압과 관련된 동적 범위를 제대로 구현하지 못한다면 영상 화질을 저하시킬 수 있다.

이에 본 연구는 자동노출제어장치 사용 시 검출기가 관전압과 감도 변화에 따른 동적 범위를 제대로 나타내는지를 연구하고, 검출기의 성능평가 방법을 제안하고자 하였다.

II. 대상 및 방법

1. 조사대상 및 실험기

실험은 2018년 12월 1일부터 10일까지 10차례에 걸쳐 30회씩 진행하였다. 방사선 발생장치는 A 대학병원의 Philips DIGITAL DIAGNOST VR 2대를 사용하였다.

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)는 감도가 S200, S400, S800, Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)는 S200, S400, S800, S1000까지 설정 가능하였으며 각 방사선 발생장치의 설정 가능한 감도까지 실험을 진행하였다. 검출기는 Trixell로 간접 검출 방식을 사용하며 Pixel Size는 143 μm , bit processing은 14 bits 이다[표 1].

표 1. 방사선 발생장치와 관련된 특성

방사선 발생장치	감도	검출기	Pixel Size (μm)	Bit processing (bits)
Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)	S200 S400 S800	Indirect Trixell	143	14
Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)	S200 S400 S800 S1000			

또한 실험에 영향을 줄 수 있는 변수의 통제를 위해 SID (Source Image Distance)는 100 cm, Field Size는 43 × 43, 이온 챔버는 좌상단, 중앙, 우상단, 총 여과는 5.1 mmAl, 관전류는 200 mA로 고정하였다[표 2].

표 2. 방사선 발생장치의 검사조건

챔버 위치	Field Size와 SID (cm)	총여과 (mmAl)	관전류 (mA)
좌상단 중앙 우상단	43 × 43 100	5.1	200

팬텀은 일반촬영 및 투시의 다목적 정도 관리에 사용하는 Primus A (IBA Dosimetry, Germany)를 사용하였다[그림 1].

선량계는 MagicMax Universal (IBA Dosimetry, Germany)과 Unfors Raysafe ThinX (Unfors, Sweden)를 이용하였다[그림 2].

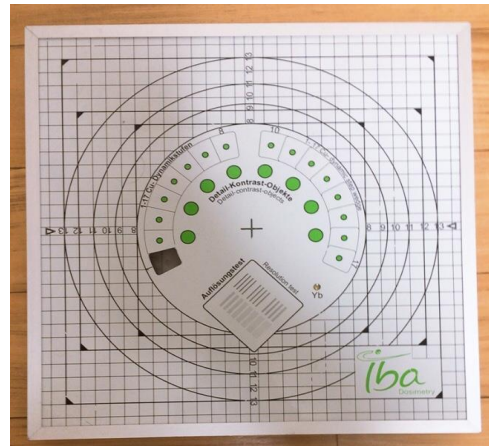


그림 1. Primus A phantom



그림 2. 다목적 선량계 MagicMax Universal과 Unfors Raysafe ThinX

실험에 이용한 영상은 PACS (Picture Archiving and Communication System) 상의 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일을 no compression으로 내려받은 것을 사용했고, 동적 범위는 Primus A 팬텀의 dynamic step wedge와 버전 1.51의 Image J를 통해 분석한 히스토그램을 통해 평가하였다. 이때 관심 영역(Region of Interest, ROI)은 전체 영역 중 팬텀이 위치한 중심부에 30 × 30 cm^2 으로 설정하였다.

2. 실험방법

2.1 관전압 변화에 따른 감도 별 선질 평가

관전압 변화에 따른 감도 별 선질 평가는 30번씩 측정하여 얻은 백분을 평균 오차(Percentage Average Error, PAE)와 반가층(Half Value Layer, HVL)으로 평

가하였다. 관전압을 60, 70, 81, 90 kVp로 변화시켜 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 백분을 평균 오차와 반가층을 측정하였고, 이때 검출기 중앙에 팬텀을 배열한 후 팬텀 좌하방에 MagicMax, 오른쪽에는 Unfors를 위치시켜 선질을 평가하였다.

2.2 관전압 및 감도 변화에 따른 입사표면선량과 관전류량 측정

관전압 및 감도 변화에 따른 자동노출제어장치의 정확성은 30번 조사하여 얻은 입사표면선량(Entrance Surface Dose, ESD)의 평균과 표준편차와 관전류량으로 평가하였다. 관전압을 60, 70, 81, 90 kVp로 변화시켜 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 입사표면선량과 관전류량을 측정하였다. 이때 입사표면선량의 평균과 표준편차는 IBM SPSS version 23 program (IBM Co., USA)을 사용해서 paired *t*-test를 통해 $p < 0.05$ 로 통계적 유의성을 분석하였다.

2.3 Primus A 팬텀을 통한 관전압 변화에 따른 감도 별 동적 범위의 정성적 평가

관전압 변화에 따른 감도 별 동적 범위의 정성적 평가는 30번 조사하여 얻은 Primus A 팬텀의 dynamic step wedge 영상을 통해 이뤄졌다. 관전압을 60, 70, 81, 90 kVp로 변화시켜 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 dynamic step wedge 영상을 얻어낸 후 3인 이상이 120 cm 거리에서 판독용 모니터를 통해 육안적으로 구분 가능한 dynamic step wedge를 평균과 표준편차로 수치화하였다.

2.4 Image J를 통한 관전압 변화에 따른 감도 별 동적 범위의 정량적 평가

관전압 변화에 따른 감도 별 동적 범위의 정량적 평가는 30번 조사하여 얻은 Image J의 히스토그램 분석을 통해 이뤄졌다. 관전압을 60, 70, 81, 90 kVp로 변화시켜 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 히스토그램을 얻어낸 후 Image J의 대수적 연산 분석 기능을 사용하여 각각의 관전압 변화에 따른 감도 별 히스토그램을 평균화하였다.

III. 결과

1. 관전압 변화에 따른 감도 별 선질

선질을 평가한 결과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)의 백분을 평균 오차와 반가층은 60 kVp일 때 MagicMax와 Unfors 차례로 S200은 1.5%, 3.0 mmAl, 1.8%, 3.0 mmAl, S400은 1.4%, 3.0 mmAl, 1.7%, 3.0 mmAl, S800은 1.2%, 3.0 mmAl, 1.5%, 3.0 mmAl, 70 kVp의 S200은 1.3%, 3.6 mmAl, 1.7%, 3.5 mmAl, S400은 0.9%, 3.5 mmAl, 1.5%, 3.4 mmAl, S800은 0.7%, 3.5 mmAl, 1.3%, 3.4 mmAl, 81 kVp의 S200은 - 2.5%, 4.2 mmAl, - 1.8%, 4.1 mmAl, S400은 - 2.0%, 4.2 mmAl, Unfors는 low signal, S800은 - 1.8%, 4.2 mmAl, Unfors는 low signal, 90 kVp는 Unfors는 모든 감도가 low signal, MagicMax는 S200은 - 2.2%, 4.9 mmAl, S400은 - 1.1%, 4.9 mmAl, S800은 0.5%, 4.9 mmAl 이었다[표 3].

표 3. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)의 백분을 평균 오차와 반가층

관전압 (kVp)	감도	선량계			
		MagicMax		Unfors	
		백분율 평균 오차 (%)	반가층 (mmAl)	백분율 평균 오차 (%)	반가층 (mmAl)
60	S200	1.5	3.0	1.8	3.0
	S400	1.4	3.0	1.7	3.0
	S800	1.2	3.0	1.5	3.0
70	S200	1.3	3.6	1.7	3.5
	S400	0.9	3.5	1.5	3.4
	S800	0.7	3.5	1.3	3.4
81	S200	- 2.5	4.2	- 1.8	4.1
	S400	- 2.0	4.2	-	-
	S800	- 1.8	4.2	-	-
90	S200	- 2.2	4.9	-	-
	S400	- 1.1	4.9	-	-
	S800	- 0.5	4.9	-	-

또한 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 백분을 평균 오차와 반가층은 60 kVp일 때 MagicMax와 Unfors 차례로 S200은 0.6%, 3.1 mmAl, 3.3%, 3.1 mmAl, S400은 0.5%, 3.1 mmAl, 2.9%, 3.1 mmAl, S800은 0.3%, 3.1 mmAl, 2.7%, 3.1 mmAl, S1000은 0.3% 3.1

mmAl, 2.5%, 3.1 mmAl, 70 kVp의 S200은 - 1.4%, 3.6 mmAl, 2.0%, 3.6 mmAl, S400은 - 1.3%, 3.6 mmAl, 1.4%, 3.6 mmAl, S800은 - 1.2%, 3.6 mmAl, 1.2%, 3.6 mmAl, S1000은 - 1.1%, 3.6 mmAl, Unfors는 1.3%, 3.6 mmAl, 81 kVp의 S200은 - 2.3%, 4.2 mmAl, 0.6%, 4.2 mmAl S400은 - 2.1%, 4.2 mmAl, Unfors는 low signal, S800은 - 1.7%, 4.2 mmAl, Unfors는 low signal, S1000은 - 1.5%, 4.2 mmAl, Unfors는 low signal, 90 kVp는 Unfors는 모든 감도가 low signal, MagicMax는 S200은 - 1.6%, 5.1 mmAl, S400은 - 1.2%, 5.1 mmAl, S800은 - 1.0%, 5.1 mmAl, S1000은 - 0.8%, 5.1 mmAl 이였다[표 4].

표 4. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 백분율 평균 오차와 반가층

관전압 (kVp)	감도	선량계			
		MagicMax		Unfors	
		백분율 평균 오차 (%)	반가층 (mmAl)	백분율 평균오차 (%)	반가층 (mmAl)
60	S200	0.6	3.1	3.3	3.1
	S400	0.5	3.1	2.9	3.1
	S800	0.3	3.1	2.7	3.1
	S1000	0.3	3.1	2.5	3.1
70	S200	- 1.4	3.6	2.0	3.6
	S400	- 1.3	3.6	1.4	3.6
	S800	- 1.2	3.6	1.2	3.6
	S1000	- 1.1	3.6	1.3	3.6
81	S200	- 2.3	4.2	0.6	4.2
	S400	- 2.1	4.2	-	-
	S800	- 1.7	4.2	-	-
	S1000	- 1.5	4.2	-	-
90	S200	- 1.6	5.1	-	-
	S400	- 1.2	5.1	-	-
	S800	- 1.0	5.1	-	-
	S1000	- 0.8	5.1	-	-

2. 관전압 및 감도 변화에 따른 입사표면선량과 관진류량

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)의 입사표면선량의 평균(±표준편차)은 60 kVp일 때 MagicMax와 Unfors 차례로 S200은 0.942(±0.001) mGy, 0.973(±0.003) mGy, S400은 0.471(±0.002) mGy,

0.492(±0.001) mGy, S800은 0.218(±0.002) mGy, 0.251(±0.003) mGy, 70 kVp일 때 S200은 0.381(±0.001) mGy, 0.413(±0.002) mGy, S400은 0.191(±0.003) mGy, 0.221(±0.002) mGy, S800은 0.087(±0.001) mGy, 0.111(±0.001) mGy, 81 kVp일 때 S200은 0.233(±0.001) mGy, 0.271(±0.001) mGy, S400은 0.131(±0.001) mGy, Unfors는 low signal, S800은 0.061(±0.001) mGy, Unfors는 low signal, 90 kVp일 때 Unfors는 모든 감도에서 low signal 이였고 MagicMax의 S200은 0.101(±0.001) mGy, S400은 0.051(±0.001) mGy, S800은 0.033(±0.001) mGy 이였다. 또한 데이터의 평균은 paired t-test를 한 결과 p<0.05로 통계적으로 유의한 차이가 있었다[표 5].

표 5. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)의 입사표면선량의 평균과 표준편차

관전압 (kVp)	감도	입사표면선량 (mGy)	
		MagicMax	Unfors
		평균(±표준편차)	평균(±표준편차)
60	S200	0.942(±0.001)	0.973(±0.003)
	S400	0.471(±0.002)	0.492(±0.001)
	S800	0.218(±0.002)	0.251(±0.003)
70	S200	0.381(±0.001)	0.413(±0.002)
	S400	0.191(±0.003)	0.221(±0.002)
	S800	0.087(±0.001)	0.111(±0.001)
81	S200	0.233(±0.001)	0.271(±0.001)
	S400	0.131(±0.001)	-
90	S800	0.061(±0.001)	-
	S200	0.101(±0.001)	-
	S400	0.051(±0.001)	-
	S800	0.033(±0.001)	-

p<0.05

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 입사표면선량의 평균(±표준편차)은 60 kVp일 때 MagicMax와 Unfors 차례로 S200은 1.166(±0.001) mGy, 1.213(±0.002) mGy, S400은 0.577(±0.001) mGy, 0.601(±0.001) mGy, S800은 0.291(±0.001) mGy, 0.324(±0.002) mGy, S1000은 0.232(±0.001) mGy, 0.261(±0.001) mGy, 70 kVp일 때 S200은 0.456(±0.002) mGy, 0.544(±0.002) mGy, S400은 0.231(±0.001) mGy, 0.341(±0.002) mGy, S800은 0.141(±0.001) mGy,

0.209(±0.001) mGy, S1000은 0.101(±0.001) mGy, 0.173(±0.001) mGy, 81 kVp일 때 S200은 0.255(±0.001) mGy, 0.290(±0.001) mGy, S400은 0.151(±0.001) mGy, Unfors는 low signal, S800은 0.113(±0.001) mGy, Unfors는 low signal, S1000은 0.099(±0.001) mGy, Unfors는 low signal, 90 kVp일 때 Unfors는 모든 감도에서 low signal 이었고 MagicMax의 S200은 0.151(±0.001) mGy, S400은 0.071(±0.001) mGy, S800은 0.033(±0.001) mGy, S1000은 0.027(±0.001) mGy 이었다. 또한 데이터의 평균은 paired *t*-test를 한 결과 *p*<0.05로 통계적으로 유의한 차이가 있었다[표 6].

표 6. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 입사표면선량의 평균과 표준편차

관전압 (kVp)	감도	입사표면선량 (mGy)	
		MagicMax 평균(±표준편차)	Unfors 평균(±표준편차)
60	S200	1.166(±0.001)	1.213(±0.002)
	S400	0.577(±0.001)	0.601(±0.001)
	S800	0.291(±0.001)	0.324(±0.002)
	S1000	0.232(±0.001)	0.261(±0.001)
70	S200	0.456(±0.002)	0.544(±0.002)
	S400	0.231(±0.001)	0.341(±0.002)
	S800	0.141(±0.001)	0.209(±0.001)
	S1000	0.101(±0.001)	0.173(±0.001)
81	S200	0.255(±0.001)	0.290(±0.001)
	S400	0.151(±0.001)	-
	S800	0.113(±0.001)	-
	S1000	0.099(±0.001)	-
90	S200	0.151(±0.001)	-
	S400	0.071(±0.001)	-
	S800	0.033(±0.001)	-
	S1000	0.027(±0.001)	-

p<0.05

관전류량을 평가한 결과는 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)가 60 kVp일 때 S200은 55.3 mAs, S400은 28.5 mAs, S800은 12.9 mAs, 70 kVp일 때 S200은 15 mAs, S400은 7.7 mAs, S800은 3.52 mAs, 81 kVp일 때 S200은 5.1 mAs, S400은 2.6 mAs, S800은 1.3 mAs, 90 kVp일 때 S200은 2.7 mAs, S400은 1.45 mAs, S800은 0.77 mAs 이었다. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)는 60 kVp일 때 S200은 59.3 mAs, S400은 31.1 mAs, S800은 15.7 mAs, S1000은 12.6

mAs, 70 kVp일 때 S200은 16.1 mAs, S400은 8.1 mAs, S800은 4 mAs, S1000은 3.2 mAs, 81 kVp일 때 S200은 5.3 mAs, S400은 2.7 mAs, S800은 1.3 mAs, S1000은 1.1 mAs, 90 kVp일 때 S200은 2.8 mAs, S400은 1.4 mAs, S800은 0.7 mAs, S1000은 0.5 mAs 이었다[표 7].

표 7. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)와 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 관전류량

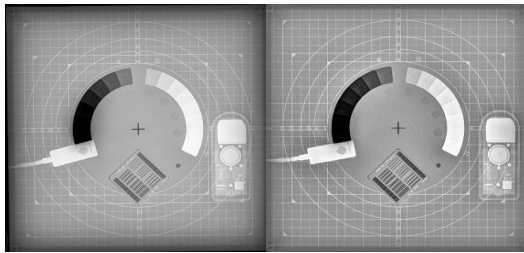
관전압 (kVp)	관전류량 (mAs)						
	Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)			Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)			
	S200	S400	S800	S200	S400	S800	S1000
60	55.3	28.5	12.9	59.3	31.1	15.7	12.6
70	15	7.7	3.52	16.1	8.1	4	3.2
81	5.1	2.6	1.3	5.3	2.7	1.3	1.1
90	2.7	1.45	0.77	2.8	1.4	0.7	0.5

3. 관전압 및 감도 변화에 따른 동적 범위의 정성적 평가

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)의 dynamic step wedge를 육안적으로 평가한 평균(±표준편차)은 60 kVp일 때 모든 감도에서 5(±0.3) ~ 13(±0.3), 70 kVp일 때 모든 감도에서 4(±0.3) ~ 15(±0.3), 81 kVp일 때 3(±0) ~ 14(±0), 90 kVp일 때 모든 감도에서 2(±0) ~ 15(±0) 이었고, Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)는 60 kVp일 때 모든 감도에서 4(±0) ~ 14(±0.3), 70 kVp일 때 3(±0) ~ 15(±0.3), 81 kVp일 때 2(±0) ~ 16(±0), 90 kVp일 때 2(±0) ~ 17(±0)로 나타났다[표 8][그림 3].

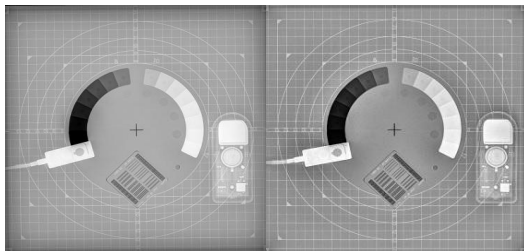
표 8. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)와 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 동적 범위의 정성적 평가

관전압 (kVp)	Dynamic step wedge	
	Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A) 평균(±표준편차)	Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B) 평균(±표준편차)
	60	5(±0.3) ~ 13(±0.3)
70	4(±0.3) ~ 15(±0.3)	3(±0) ~ 15(±0.3)
81	3(±0) ~ 14(±0)	2(±0) ~ 16(±0)
90	2(±0) ~ 15(±0)	2(±0) ~ 17(±0)



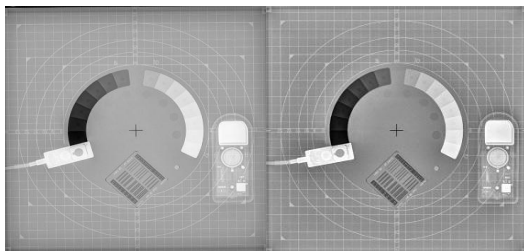
(a) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(A) 60 kVp

(b) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(B) 60 kVp



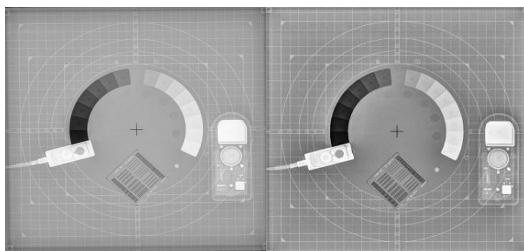
(c) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(A) 70 kVp

(d) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(B) 70 kVp



(e) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(A) 81 kVp

(f) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(B) 81 kVp



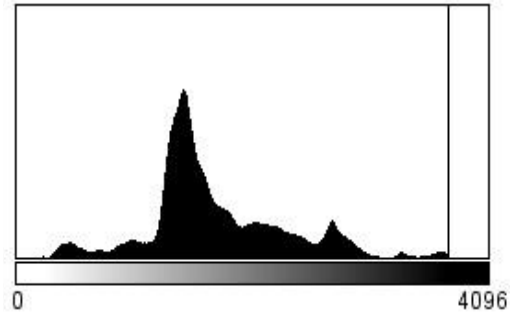
(g) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(A) 90 kVp

(h) Philips DIGITAL DIA
GNOST VR(B) 90 kVp

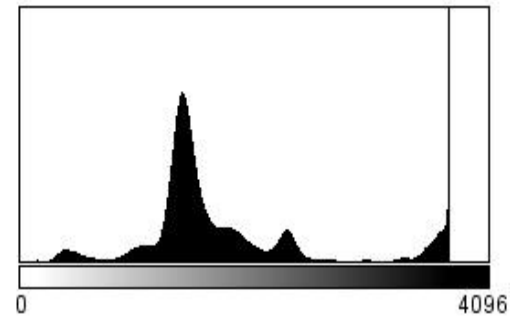
그림 3. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)와 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)의 dynamic step wedge 영상

4. 관전압 및 감도 변화에 따른 동적 범위의 정량적 평가

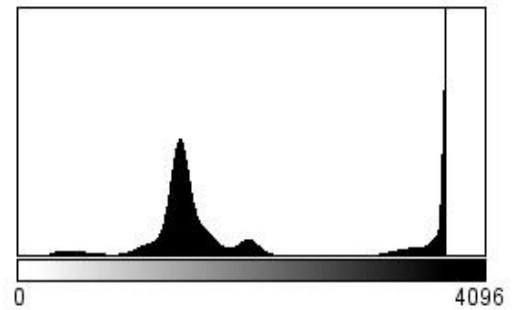
관전압 변화에 따른 감도 별 동적 범위의 히스토그램은 그림과 같이 나타났다[그림 4].



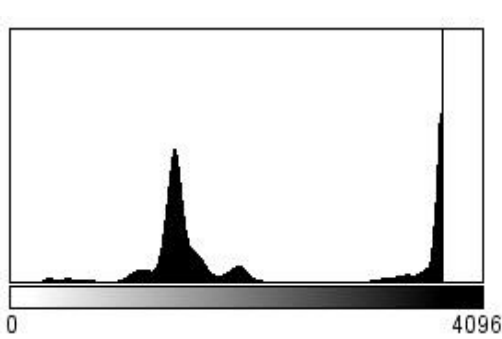
(a) Philips DIGITAL DIAGNOST
VR(A) 60 kVp S200



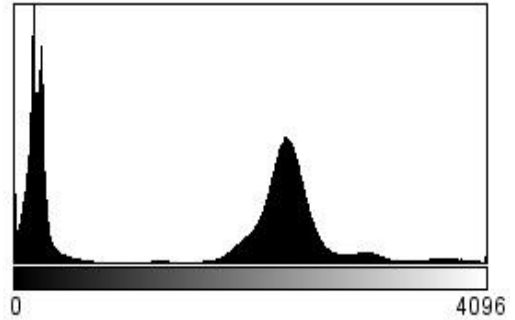
(b) Philips DIGITAL DIAGNOST
VR(A) 70 kVp S400



(c) Philips DIGITAL DIAGNOST
VR(A) 81 kVp S800

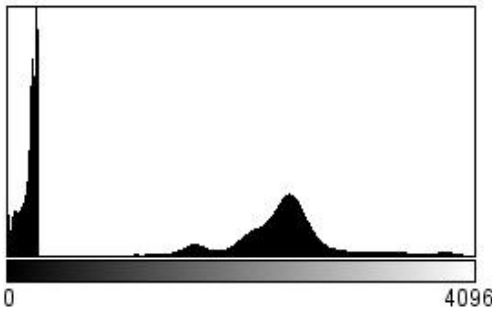


(d) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A) 90 kVp S800

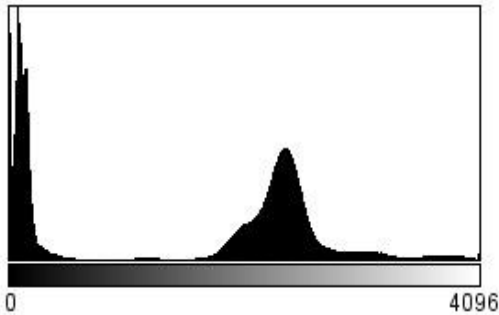


(h) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B) 90 kVp S1000

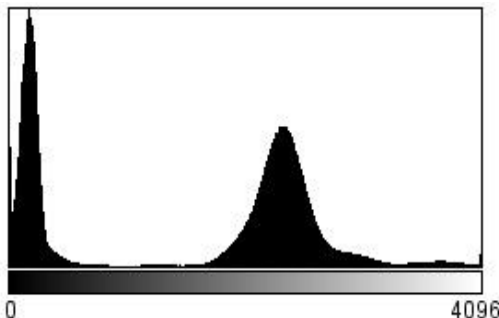
그림 4. 관전압 및 감도 변화에 따른 히스토그램



(e) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B) 60 kVp S200



(f) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B) 70 kVp S400



(g) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B) 81 kVp S800

IV. 고찰 및 결론

X선 영상의 형성은 관전압, 관전류, 조사 시간 등의 인자를 조합시켜 만들어진 광자가 검출기에 도달하는 정도로 정의될 수 있다[10][12]. 문제는 형성된 광자가 모두 검출기에 도달하는 것은 아니라는 점이다. X선은 검출기에 도달하기 전 물질 내에서 흡수와 산란에 의한 감약이 발생하기 때문이다[16][17]. 이때 흡수는 방사선 피폭선량으로, 산란은 영상의 잡음으로 이어지기 때문에, 영상의학 분야에서 이 둘의 영향을 최소화하는 것은 필수적인 과제로 여겨진다[9-12].

관전압은 X선의 에너지와 투과력의 정도를 결정하기 때문에 흡수와 산란을 최소화하는데 효과적인 방법이 될 수 있다[7][12][17]. 관전압의 증가는 에너지와 투과력의 증가로 이어지게 되고[12], 투과력의 증가는 방사선 피폭선량을 경감시킴과 동시에 X선이 검출기에 전달될 수 있는 확률을 증가시켜 동적 범위의 형성에 영향을 주기 때문이다[7][12]. 그렇기 때문에 관전압의 성능을 최적으로 관리하는 것은 중요한 부분이다.

그렇다고 관전압의 관리 자체가 최적의 영상을 보장하는 것은 아니다[7][9-12]. 그 이유는 X선 형성 자체의 메커니즘과 검출기의 상호작용에 기인한 문제로 볼 수 있다[10][12]. 보통 X선에 의한 영상의 형성은 관전압, 관전류 뿐만 아니라 다양한 인자의 조합에 의해 형성되므로, 변수를 통제했음에도 출력량 자체를 항상 일정하게 유지하는 것은 불가능하며 불규칙적인 데이터의 변

동을 가지게 된다[18][19]. 출력의 불안정성은 양자 잡음(Quantum Noise)을 동반한 포아손 분포(Poisson Distribution)로 주어지는데[18][19], 이러한 경향은 디지털 방사선 발생장치의 자동노출제어장치를 사용할 때 더욱 두드러진다[10][14]. 의료영역에서 X선에 의한 영상의 형성이 포아손 분포를 따른다는 것은 양자 잡음이 영상 내 원치 않은 무작위적인 확률의 변화, 즉 확률 밀도함수(Probability Density Function, PDF)를 따라서 형성된다는 것을 의미한다[18-20]. 포아손 분포에 의한 통계적 양자 잡음은 방사선 발생장치의 정도 관리를 통해 무작위적 변동을 줄임으로써 어느 정도 해결 가능한 부분이다[7][12][18-20].

문제는 X선이 검출기와 상호작용할 때 검출기의 성능 자체가 문제가 되어 잡음이 발생하거나 동적 범위를 제대로 구현하지 못하는 경우이다[10][12][14]. 전자의 경우 보편적인 검출기 성능평가 방법인 변조 전달 함수(Modulation Transfer Function, MTF)와 잡음 전력 스펙트럼(Noise Power Spectrum, NPS) 등을 이용하여 효과적인 평가가 가능한데, 이러한 방식들이 가우시안 분포(Gaussian Distribution)로 주어지는 검출기의 전자 잡음(Electronic Noise)을 과약하는데 특화된 방법이 기 때문이다[21][22]. 다만 동적 범위의 경우에는 다른 관점에서의 접근이 필요하다[12][23]. 동적 범위는 잡음보다는 오히려 관전압에 의해 형성되는 동적 범위와 자동노출제어장치 사용 시 설정되는 검출기의 감도와 더욱 관련이 깊기 때문이다[12][14][23].

이를 위해서는 노출지수와 감도 사이의 관계를 살펴 보아야 하는데, 감도란 검출기의 변환 기능을 의미한다. 즉 단위 면적 당 노출된 광자량을 얼마만큼 민감하게 인식할 수 있는지에 대한 정도 혹은 속도를 나타낸다[12][24-26]. 예를 들어 S200이라는 것은 광자량을 인식하는 정도 혹은 속도가 200이라는 의미이다[12][24]. 만약 노출지수가 우수한 검출기 응답 효율을 보인다면 광자량의 변화를 안정성 있는 감도로 재현하는 것이 가능하다[12][26]. 다만 감도와 노출지수는 제조사별로 산출 방식이 다르며 고려할 변수도 많아지며 동적 범위 자체를 평가하는 경우, 효율성이 떨어질 수 있다[14][23].

본 실험은 관전압, 반가층, 입사표면선량, 총 여파의

여부 등 고려할 변수가 많았기 때문에 하나의 선량계를 사용하는 경우에는 데이터의 신뢰성에 문제를 줄 수 있었다. 따라서 팬텀의 왼쪽에는 MagicMax를, 오른쪽에는 Unfors를 두어 결과 값의 산출하였다. 선질의 재현성의 경우에는 다소 다른 관점의 접근이 필요했다. 국제전기기술위원회(International Electrotechnical Commission, IEC)는 RQA 3, RQA 5, RQA 7, RQA 9의 선질 기준을 제시하고 있으며, 4가지 선질 기준을 모두 적용하기 부득이한 경우 RQA 5의 선질을 이용하도록 권고하고 있다[24][27]. 본 연구는 임상에서 주로 사용하는 관전압 범위인 60, 70, 81, 90 kVp의 동적 범위 평가를 통한 접근을 목적으로 하였기 때문에 IEC에서 제시하는 선질 기준을 따르는 것은 무리가 있었다. 이에 MagicMax의 auto calibration 기능을 이용하여 선질의 재현성을 확보하여 실험을 진행하였다.

방사선 발생장치의 경우에는 두 장비가 약간의 차이점은 있지만, 공통적으로 IEC 61267 및 국제표준화기구(International Organization for Standardization, ISO)의 ISO 9236-1과 관련된 감도 규약을 따름에도 불구하고[26][28], Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)가 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)와 비교했을 때 장비의 도입일에 따른 버전에 차이가 있어서 S1000을 구현하지 못하였다. 따라서 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)의 경우에는 장비가 최대 설정 가능한 S800까지 실험을 진행하였다. 또한 모든 실험은 신뢰성에 문제를 줄만큼의 차이는 발생하지 않았지만 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)가 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)보다 안정성과 결과 값이 떨어지는 양상을 보였고, Unfors는 81 kVp의 S400부터 90 kVp의 S1000까지 백분율 평균 오차, 반가층, 입사표면선량의 결과를 읽어내지 못하는 경우가 발생하였다. 이는 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(A)가 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(B)보다 노후화돼서 출력이 불안정하기 때문이며, 선량계의 경우에는 Unfors가 MagicMax보다 최소 선량(률), 조사 시간 등을 재현하는 성능이 한계를 가져서 비롯된 결과이다[29].

진단용 방사선 발생장치의 검사 기준에 따라 관전압

의 백분율 평균 오차는 설정치의 $\pm 10\%$ 이내, 반가층은 80 kVp일 때 최소 2.3 mmAl 이상 이어야 한다[7]. 자동노출제어장치 사용 시 관전압 및 감도 별 선질을 평가한 결과는 모두 보건복지부령 제338호에 따른 합격 기준에 부합 하였다. 특히 관전압과 감도가 증가했을 때에도 백분율 평균 오차는 모든 관전압과 감도에서 큰 차이 없이 일관성 있는 값을 유지하였고 반가층 또한 최소 기준인 2.3 mmAl 이상의 값을 나타냈다. 이는 실험에 사용한 방사선 발생장치들이 정도 관리가 잘 이뤄졌음을 시사함과 동시에 선질은 관전압과 감도 변화에 큰 영향을 받지 않고 안정됨을 유지한다는 것을 의미한다.

자동노출제어장치 설정 시 관전압 및 감도 변화에 따른 입사표면선량과 관전류량을 평가한 결과는 모든 관전압과 감도에서 입사표면선량과 관전류량이 일정하게 나타났고, 관전압과 감도 증가에 따라 단계적으로 감소 하였다. 이는 검출기가 자동노출제어장치의 감도 변화를 정확하게 인식한다는 것을 나타내며 검출기는 자동노출제어장치의 감도 변화를 정확하게 구현한다는 것을 의미한다[10][13-15][24].

동적 범위의 정성적 평가를 시행한 결과는 관전압과 감도의 증가에 따라 육안적으로 관찰 가능한 차이점이 나타났다. 우선 dynamic step wedge의 경우 관전압의 증가에 비례하여 관찰 가능한 동적 범위도 단계적으로 증가하였는데, 이는 관전압이 증가할수록 투과력 또한 함께 증가하여 관찰 가능한 동적 범위의 증가에 영향을 미치는 관전압의 특성이 전형적으로 반영됐음을 보여주는 결과이다[7][10].

이를 토대로 관전압과 감도 변화에 따른 동적 범위의 정량적 평가를 시행한 결과는 다양한 양상을 보였다. 히스토그램은 X선에 의해 형성된 정보량을 유한한 픽셀 값으로 표현한다는 점에서 검출기의 동적 범위를 나타낸다고 볼 수 있다[12][14][18]. 전체적으로 검출기는 영상의 동적 범위를 유니모달 히스토그램(Unimodal histogram)과 바이모달 히스토그램(Bimodal histogram)으로 재현하였으며, 검출기의 동적 범위보다 X선의 동적 범위가 커서 히스토그램의 낮은 부분과 높은 부분의 끝이 잘려나가 정보량을 회복할 수 없는 현상인 언더플

로우(Underflow)와 오버플로우(Overflow)가 나타났다. 특히 언더플로우와 오버플로우에 의한 히스토그램 양단의 정보량 손실은 모든 관전압에서 공통적으로 발생하였으며, 비교적 고감도인 S800과 S1000에서 더욱 두드러졌다. 즉 전체적으로 검출기는 성능 저하로 인해 관전압에 의한 X선의 동적 범위를 제대로 구현해내지 못했을 뿐만 아니라 감도가 증가하는 경우에는 언더플로우와 오버플로우에 의해 양단의 정보량의 손실도 더욱 커진다는 것을 알 수 있었다. 또한 관전압이 증가하는 경우에는 모든 감도에서 픽셀의 양자화 이격과 양자잡음을 의미하는 포스테리제이션(Posterization)과 폴스 컨투어링(False contouring) 현상이 나타나서 히스토그램의 피크치 부분의 연결이 자연스럽지 못하고 층을 형성하듯이 보이는 현상을 동반하였다.

본 연구는 다양한 형태의 검출기로 실험하지 못했다는 점에서 한계점을 가진다. 그럼에도 관전압과 감도 변화에 따른 동적 범위를 dynamic step wedge와 히스토그램의 분석을 통해 저하된 검출기의 성능을 평가하는 정성적 및 정량적 방법을 제시했다는 점에서 본 연구는 큰 의의가 있다.

참 고 문 헌

- [1] J. Oliveira, V. Correia, E. Sowade, I. Etxebarria, R. D. Rodriguez, K. Y. Mitra, R. R. Baumann, and S. Lanceros-Mendez, "Indirect X-ray Detectors based on Inkjet-Printed Photodetectors with a Screen-Printed Scintillator Layer," ACS Applied Material & Interfaces, Vol.10, No.15, pp.12904-12912, 2018.
- [2] K. Y. Shin and K. S. Karim, "a-Si:H TFT-Silicon Hybrid Low-Energy X-ray Detector," IEEE Transactions on Electron Devices, Vol.64, No.4, pp.1624-1629, 2017.
- [3] Z. Zhao, G. J. Gang, and J. H. Siewerdsen, "Noise, Sampling and the number of Projections in Cone-Beam CT with a Flat Panel Detector,"

- Medical Physics, Vol.41, No.6, p.061909, 2014.
- [4] G. J. Bansal, "Digital Radiography. A Comparison with Modern Conventional Imaging," *Postgraduate Medical J.*, Vol.82, No.969, pp.425-428, 2006.
- [5] S. Alexander, "Image Acquisition and Quality in Digital Radiography," *Radiologic Technology*, Vol.88, No.1, pp.53-66, 2016.
- [6] Y. H. Seoung, "Development of Self-Diagnosis Linearity Quality Assurance Technique in Computed Tomography by using Iodic Contrast Media," *J. of the Korea Contents Association*, Vol.15, No.5, pp.436-443, 2015.
- [7] Ministry of Health and Welfare No.338, *Rules for the Safety Management of Diagnostic Radiation Generators*, Ministry of Food and Drug Safety, 2015.
- [8] Y. J. Jeong, M. J. Kim, S. Y. Lee, T. H. Lee, and Y. H. Seoung, "Survey on Usage of Korean Quantitative Ultrasound for Proposing Quantitative Ultrasound Quality Control Guideline," *J. of Radiological Science and Technology*, Vol.41, No.4, pp.329-337, 2018.
- [9] P. Allisy-Roberts, P. Ambrosi, D. T. Bartlett, B. M. Coursey, L. A. DeWerd, E. Fantuzzi, and J. C. McDonald, *ICRU Report 76*, *J. of ICRU*, 2006.
- [10] E. Vano, D. L. Miller, C. J. Martin, M. M. Rehani, K. Kang, M. Rosenstein, P. Oriz-Lopez, S. Mattsson, R. Padovani, and A. Rogers, *ICRP Publication 135*, *ICRP*, 2017.
- [11] R. G. Lane, D. M. Stevens, J. P. Gibbons, L. J. Verhey, K. R. Hogstrom, E. L. Chaney, M. C. Martin, E. E. Klein, K. P. Doppke, B. R. Paliwal, R. E. Wendt III, and M. G. Herman, *Report of AAPM Task Group 90*, AAPM, 2006.
- [12] S. J. Shepard, J. Wang, M. Flynn, E. Gingold, L. Goldman, K. Krugh, D. L. Leong, E. Mah, K. Ogden, D. Peck, E. Samei, and C. E. Willis, *Report of AAPM Task Group 116*, AAPM, 2009.
- [13] J. S. Lee, S. J. Ko, S. S. Kang, J. H. Kim, D. H. Kim, and C. S. Kim, "Quantitative Evaluation of Image Quality using Automatic Exposure Control and Sensitivity in the Digital Chest Image," *J. of the Korea Contents Association*, Vol.13, No.8, pp.275-283, 2013.
- [14] J. H. Hwang and K. B. Lee, "A Study on the Quantitative Analysis Method through the Absorbed Dose and the Histogram in the Performance Evaluation of the Detector according to the Sensitivity Change of Auto Exposure Control (AEC) in DR (Digital Radiography)," *J. of the Korea Contents Association*, Vol.18, No.1, pp.232-240, 2018.
- [15] J. S. Lee and H. H. Park, "Evaluation on Organ Dose and Image Quality by changing kVp and Ion Chamber Combination while Taking Digital Chest Lateral Decubitus PA Projection," *J. of the Korea Contents Association*, Vol.15, No.1, pp.316-323, 2015.
- [16] J. A. Choi, J. H. Hwang, and K. B. Lee, "Analysis of Dosimeter Error and Need for Calibration Guideline by Comparing the Dose Area of the Built-in Dose Area Product and the Moving Dose Area Product when using Automatic Exposure Controller in Intervention," *J. of the Korea Contents Association*, Vol.18, No.11, pp.508-515, 2018.
- [17] J. H. Hwang, J. H. Jeong, H. S. Kim, and K. B. Lee, "Study on the Change of Absorbed Dose and Image Quality according to X-ray Condition of Detector in Digital Radiography(DR)," *J. of the Korea Contents Association*, Vol.17, No.9, pp.99-106, 2017.
- [18] G. Dougherty, *Digital Image Processing for*

Medical Applications, Cambridge, 2009.

[19] G. Dougherty, *Pattern Recognition and Classification*, Springer Science & Business Media, 2012.

[20] D. Spiga, "X-ray Beam-shaping via Deformable Mirrors: Surface Profile and Point Spread Function Computation for Gaussian Beams using Physical Optics," *J. of Synchrotron Radiation*, Vol.25, No.1, pp.123-130, 2018.

[21] A. K. Gilcrist, A. Jain, D. R. Bednarek, K. R. Hoffmann, and S. Rudin, "Accurate MTF Measurement in Digital Radiography using Noise Response," *Medical Physics*, Vol.37, No.2, pp.724-735, 2010.

[22] E. Samei, N. T. Ranger, J. T. Dobbins, and Y. Chen, "Intercomparison of Methods for Image Quality Characterization. I. Modulation Transfer Function," *Medical Physics*, Vol.33, No.5, pp.1454-1465, 2006.

[23] S. Yang, J. B. Han, N. G. Choi, and S. G. Lee, "The Review of Exposure Index in Digital Radiography and Image Quality," *J. of the Radiation Protection*, Vol.38, No.1, pp.29-36, 2013.

[24] IEC, *IEC 62494-1 : Medical Electrical Equipment - Exposure Index of Digital X-ray Imaging Systems - Part 1: Definitions and Requirements for General Radiography*, 2008.

[25] A. K. Poznanski, H. W. Fischer, J. E. Gray, W. R. Hendee, J. G. Kereiakes, H. L. Kundel, W. J. Tuddenham, and J. A. Zagzebski, *Report of NCRP No.99*, NCRP, 1988.

[26] IEC, *IEC 61267 : Medical Diagnostic X-ray Equipment - Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics*, 2005.

[27] IEC, *IEC 62220-1 : Medical Electrical Equipment - Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices - Part 1: Determinations of the Detective Quantum Efficiency*, 2003.

[28] ISO, *ISO 9236-1 : Photography - Sensitometry of Screen/Film Systems for Medical Radiography - Part 1: Determination of Sensitometric Curve Shape, Speed and Average Gradient*, 2004.

[29] <http://www.raysafe.com/en/Products/Equipment/RaySafe%20ThinX#Downloads>, 2018.12.11.

저 자 소 개

황 준 호 (Jun-Ho Hwang)

준회원



- 2016년 2월 : 신구대학교 방사선학과(방사선학사)
- 2017년 9월 ~ 현재: 고려대학교 의용과학대학원 의학물리과(석사과정 중)
- 2015년 3월 ~ 현재 : 경희대학교

교병원 영상의학과

<관심분야> : 방사선학, 의료기기, 영상정보학

최 지 안 (Ji-An Choi)

준회원



- 2016년 2월 : 을지대학교 방사선학과(방사선학사)
- 2017년 7월 ~ 현재 : 경희대학교병원 영상의학과

<관심분야> : PACS, 방사선학, 영상정보학

김 현 수 (Hyun-Soo Kim)

정회원



- 2001년 1월 : 연세대학교 보건대학원(보건학 석사)
- 1991년 7월 ~ 2005년 8월 : 강남세브란스병원 영상의학과
- 2005년 9월 ~ 현재 : 신구대학교 방사선과 교수

<관심분야> : 방사선학, 보건학

이 경 배(Kyung-Bae Lee)

정회원



- 2011년 8월 : 가톨릭대학교 생명 의과학과(이학석사)
- 2014년 8월 : 가톨릭대학교 생명 의과학과(이학박사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 경희대학교병원 영상의학과

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선학, 영상정보학