

디지털 방사선 시스템(DR)의 복부와 골반부 검사 시 관전압과 감도 변화에 따른 영상 화질과 방사선 출력의 안정성 평가

Evaluation of Image Quality and Stability of Radiation Output according to Change in Tube Voltage and Sensitivity when Abdomen and Pelvis Examination of Digital Radiography (DR)

황준호*, 양형진**, 최지안***, 이경배***

경희대학교병원 영상의학과/고려대학교 의용과학대학원 의학물리학과*, 고려대학교 의용과학대학원 의학물리학과**, 경희대학교병원 영상의학과***

Jun-Ho Hwang(kleenex0004@naver.com)*, Hyung-Jin Yang(yangh@korea.ac.kr)**
Ji-An Choi(chlwdks33@naver.com)***, Kyung-Bae Lee(ylly7@hanmail.net)***

요약

본 연구는 자동노출제어장치 사용 시 파라미터 조합에 따른 영상 화질과 방사선 출력을 분석하여 임상에 적용할 수 있는 최적의 방법을 모색하고자 하였다. 실험방법은 관전압 70, 81 kVp와 자동노출제어장치(Automatic Exposure Control, AEC)의 감도 S200, S400, S800, S1000을 조합해서 복부와 골반부의 입사 표면선량, 관전류량, 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR), 대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR), 시간-방사선량 곡선을 구하였다. 그 후 영상 화질과 출력의 안정성을 평가하였다. 그 결과 입사 표면선량, 관전류량, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비, 대조도 대 잡음비는 관전압과 감도가 높게 설정될수록 감소하였다. 또한 관전압과 감도가 높게 설정될수록 시간-방사선량 곡선은 출력의 안정성이 줄어드는 양상을 보였다. 결론적으로 복부와 골반부 검사 시 관전압과 감도를 높게 조합할수록 검출기는 영상 화질과 방사선 출력을 정상적으로 재현해내지 못하였다. 따라서 비교적 낮은 관전압과 감도를 조합하여 검출기가 파라미터의 조합을 인식할 때 발생하는 오차 범위를 최소화해야 영상 화질과 방사선 출력의 안정성을 최적화할 수 있다는 것을 알 수 있었다.

■ 중심어 : | 디지털 방사선 시스템 | 관전압 | 감도 | 영상 화질 | 방사선 출력 |

Abstract

The purpose of this study is to find the optimal method for clinical application by analyzing image quality and radiation output according to parameter combination when using the Automatic Exposure Control (AEC). The experimental method combines 70, 81 kVp with sensitivity S200, S400, S800 and S1000 of the Automatic Exposure Control for Entrance Surface Dose (ESD), current volume, Signal to Noise Ratio (SNR), Contrast to Noise Ratio (CNR), Time-to-Radiation Dose Curve in abdomen and pelvis. And then, image quality and radiation output stability were evaluated. As a results, Entrance Surface Dose, current volume, Signal to Noise Ratio, Contrast to Noise Ratio decreased as the tube voltage and sensitivity were set higher. In addition, the higher tube voltage and sensitivity, the Time-to-Radiation Dose Curve showed a poor output stability. In conclusion, the higher the combination of tube voltage and sensitivity in the use of Automatic Exposure Control, the more problems can be seen in image quality and stability of the radiation output. Therefore, a relatively low combination of tube voltage and sensitivity showed that the image quality and radiation output stability could be optimized by minimizing the error range that would occur when the detector recognized a combination of parameters.

■ keyword : | Digital Radiography (DR) | Tube Voltage | Sensitivity | Image Quality | Radiation Output |

I. 서론

디지털 방사선 시스템(Digital Radiography, DR)은 영상의학에서 폭넓게 사용하는 방식으로 기존에 필름, 컴퓨터 방사선 검사 시스템(Computed Radiography, CR)과 비교했을 때 영상처리 속도, 다양한 파라미터의 조합, 후처리 방식, 동적 범위(Dynamic Range)의 증가 등 다양한 부분에서 강점을 가진다[1-3].

그중 다양한 파라미터의 조합과 후처리 방식은 방사선량과 영상 화질 측면에서 긍정적인 영향을 미친다[4-6]. 디지털 방사선 검사는 보통 관전압, 이온챔버, 자동노출제어장치(Automatic Exposure Control, AEC)의 사용, 감도(Sensitivity) 조합을 통해 방사선량과 영상 화질을 최적으로 조절 가능하다[4][5]. 그리고 후처리 방식은 시스템 오류, 출력의 불안정성 등에 의해 발생하는 잡음(Noise), 아티팩트(Artifact) 등을 보정함으로써 영상 화질의 저하를 어느 정도 보상하고, 나아가 재촬영률을 줄일 수도 있다[5][6].

이러한 장점에도 불구하고 국제방사선방호위원회(The International Commission on Radiological Protection, ICRP), 미국의학물리협회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)는 무분별한 디지털 방사선의 사용을 경고하고 있다[7-10]. 방사선 검사는 의료 영역에서 발생할 수 있는 방사선 위해를 다방면으로 고려하여 이득이 수반되는 경우에만 그 정당성을 인정받는다[8-10]. 이러한 이득을 얻기 위해 사용하는 디지털 방사선 시스템의 파라미터들은 오히려 불필요한 방사선 노출을 증가시키는 원인이 되고 있다[8-11]. 디지털 방사선 시스템의 특성상 굉장히 넓은 동적 범위 내에서 방사선 노출이 이뤄지는데, 문제는 과잉노출 뒀음에도 영상 화질은 별다른 영향 없이 일정함을 유지하는 경우이다. 이때는 정확한 방사선량 역시 파악할 수 없다[4][7][8].

문제점의 대안으로 노출지수(Exposure Index, EI)가 도입됐다[10][11]. 노출지수는 넓은 동적 범위에서 방사선 노출이 얼마만큼 이뤄졌는지를 객관적으로 표현할 수 있다[10][12]. 다만 노출지수는 제조사에 따른 산출방식이 다르고 다양한 파라미터가 조합되는 경우

그 변수들을 일일이 통제할 수 없다는 한계점을 가진다[10-12].

다양한 파라미터가 조합되는 디지털 방사선 시스템은 출력의 불안정성에 의해 X선이 고르게 분포하지 않아 적절한 방사선량과 영상 화질을 보장할 수 없는 경우가 생긴다[11-13]. 그런데 노출지수는 방사선 출력의 변동 자체를 평가하는 방식은 아니기 때문에 방사선량의 최적화 정도를 파악할 수 없다. 동시에 후처리 기술을 이용했음에도 영상 화질을 보장할 수 없다면, 그 원인이 무엇인지를 파악할 수 없다는 문제점이 있다[6][8-12].

이에 본 연구는 다양한 파라미터 중 관전압, 자동노출제어장치의 감도를 조합시키는 경우 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)와 대조도 대 잡음비(Contrast to Noise Ratio, CNR)로 영상 화질을 평가하고 시간-방사선량 곡선으로 방사선 출력의 안정성 유지 여부를 분석하여 최적화된 파라미터 모델의 임상 적용 여부를 알아보고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 조사대상 및 실험기기

실험은 2019년 6월 1일부터 10일까지 10차례에 걸쳐 30회씩 진행하였다. 방사선 발생장치는 A 대학병원에서 사용 중인 Philips의 DIGITAL DIAGNOST VR 2대이다. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)은 감도가 S200, S400, S800, Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)는 S200, S400, S800, S1000까지 설정 가능하였다[그림 1].



그림 1. 실험에 사용한 방사선 발생장치

감도와 더불어 추가적인 파라미터의 조합은 관전압 70, 81 kVp, 검출기는 Trixell 제품으로 간접 검출 방식의 평판형 검출기(Flat Panel Detector, FPD), Pixel Size는 143 μm , bit processing은 14 bits이다 [표 1].

표 1. 방사선 발생장치의 파라미터 선택

방사선 발생장치	감도 설정	관전압 (kVp)	검출기	Pixel Size (μm)	Bit processing (bits)
Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)	S200 S400 S800	70, 81	Trixell	143	14
Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)	S200 S400 S800 S1000				

또한, 사전에 실험에 영향을 줄 수 있는 변수를 통제하였다. Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 모두 노출 방식은 자동노출제어장치의 사용, Ion chamber는 이상단, 정중앙, 좌상단, SID (Source to Image Distance)는 100 cm, Field Size는 43 × 43 cm^2 , 총 여과 당량은 4.8 mmAl, 관전류는 400 mA로 고정하였다[표 2].

표 2. 방사선 발생장치의 변수 통제

노출 방식	챔버 위치	Field Size와 SID (cm)	총 여과 (mmAl)	관전류 (mA)
자동 노출 제어 장치	이상단 정중앙 좌상단	43 × 43 100	4.8	400

팬텀은 인체 등가 물질로 구성된 란도 팬텀을 사용하였고 실험 부위는 임상 영역에서 자주 검사하는 복부와 골반부로 정하였다[그림 2].



그림 2. 인체 등가 물질로 구성된 Rando phantom

선량계는 다목적 반도체 선량계인 MagicMax Universal (IBA Dosimetry, Germany)을 사용하였다 [그림 3].



그림 3. 다목적 반도체 선량계 MagicMax Universal

영상 화질 분석은 Image J Version 1.52a (National Institutes of Health, USA)를 이용하여 각 영상에 해당하는 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비를 평균과 표준편차로 수치화했다.

2. 실험방법

2.1 관전압과 감도 조합에 따른 자동노출제어장치의 정확성 평가

자동노출제어장치의 정확성은 입사표면선량 (Entrance Surface Dose, ESD)과 관전류량으로 평가하였다. 입사표면선량과 관전류량을 측정하기 위해 팬텀을 검출기의 정중앙에 전후 방향 바로 누운 자세로 배열한 후 복부는 25번, 골반부는 30번에 MagicMax Universal의 Multi-Detector XR을 위치시켰다[그림 4].



그림 4. 팬텀과 선량계의 배열

그 후 방사선을 각각 30번씩 조사해서 복부와 골반부의 관전압을 70, 81 kVp로 변화시킨 후 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 입사표면선량과 관전류량의 평균과 표준편차를 구하였다.

2.2 영상 화질 분석

영상 화질의 분석에는 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 표준의 no compression 영상을 사용하였다. 실험방법에 따라 30회씩 검사한 복부와 골반부의 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비를 Image J를 통해 평균화하였다. 관심영역(Region of Interest, ROI)을 $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ 로 영상 중앙의 오른쪽과 왼쪽에, 백그라운드 표준편차는 영상의 오른쪽 아래로 설정한 후, 식 (1)과 (2)를 이용하여 영상 화질을 분석하였다. 이때 Pixel Number는 35×35 이었다(그림 5).

$$\text{신호 대 잡음비} = \frac{\text{mean value of ROI}}{\text{SD of BG}} \quad (1)$$

- * mean value of ROI : 관심영역 신호강도 평균
- * SD of BG : 백그라운드 표준편차

$$\text{대조도 대 잡음비} = \left| \frac{(BG SI_{avg} - ROI SI_{avg})}{SD of BG} \right| \quad (2)$$

- * BG SI_{avg} : 백그라운드 신호강도 평균
- * ROI SI_{avg} : 관심영역 신호강도 평균

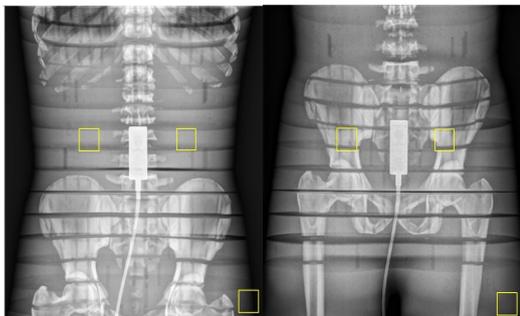


그림 5. 영상 화질의 분석

이때 검사 기법 당 산출된 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비의 평균과 표준편차를 비교하여 통계적 유의

성을 분석하였다. 통계 프로그램 IBM SPSS version 23 program (IBM Co., USA)을 사용하여 paired *t*-test를 시행하였다. 통계의 유의수준은 95%의 신뢰구간에서 $p < 0.05$ 인 경우 신뢰성이 있는 것으로 정하였다.

2.3 시간-방사선량 곡선의 산출

파라미터 조합에 따른 방사선 출력의 안정성은 Magicmax Universal에 내장돼있는 시간-방사선 곡선 기능을 이용하여 분석했다. 복부와 골반부의 관전압을 70, 81 kVp로 변화시켜 감도 S200, S400, S800, S1000에 해당하는 시간-방사선량 곡선을 산출하였다.

III. 결과

1. 관전압과 감도 조합에 따른 자동노출제어장치의 정확성 평가

자동노출제어장치의 정확성을 평가한 결과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)의 복부 입사표면선량과 관전류량은 70 kVp, S200일 때 $132.4(\pm 0.3) \text{ mR}$, $27.3(\pm 0.2) \text{ mAs}$, $205.1(\pm 0.1) \text{ mR}$, $42.2(\pm 0.1) \text{ mAs}$, 81 kVp, S200일 때 $87.4(\pm 0.1) \text{ mR}$, $12.7(\pm 0.2) \text{ mAs}$, 81 kVp, S200일 때 $130.2(\pm 0.1) \text{ mR}$, $20(\pm 0.1) \text{ mAs}$ 이었다[표 3].

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)의 골반부 입사표면선량과 관전류량은 70 kVp, S200일 때 $119.7(\pm 0.2) \text{ mR}$, $56.7(\pm 0.2) \text{ mAs}$, $250.2(\pm 0.3) \text{ mR}$, $54.5(\pm 0.1) \text{ mAs}$, 81 kVp, S200일 때 $78.9(\pm 0.1) \text{ mR}$, $23.2(\pm 0.3) \text{ mAs}$, $156.3(\pm 0.2) \text{ mR}$, $23.6(\pm 0.3) \text{ mAs}$ 이었다. 이때 복부와 골반부의 입사표면선량과 관전류량은 모두 관전압과 감도가 증가할수록 단계적으로 감소하였다[표 3].

표 3. 입사표면선량과 관전류량

부위	관전압 (kVp)	감도	Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)		Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)	
			입사 표면 선량 (mR)	관전류량 (mAs)	입사 표면 선량 (mR)	관전류량 (mAs)
복부	70	S200	132.4 (±0.3)	27.3 (±0.2)	205.1 (±0.1)	42.2 (±0.1)
		S400	68.3 (±0.2)	14.4 (±0.3)	101.8 (±0.2)	23.1 (±0.2)
		S800	30.7 (±0.4)	6.51 (±0.3)	50.7 (±0.2)	11.3 (±0.3)
		S1000	-	-	40.1 (±0.2)	9.1 (±0.1)
		S200	87.4 (±0.1)	12.7 (±0.2)	130.2 (±0.1)	20 (±0.1)
복부	81	S400	44.3 (±0.2)	6.6 (±0.1)	64.2 (±0.2)	10 (±0.1)
		S800	19.6 (±0.2)	2.9 (±0.1)	32.2 (±0.1)	5.1 (±0.1)
		S1000	-	-	25.3 (±0.2)	4 (±0.1)
		S200	119.7 (±0.2)	56.7 (±0.2)	250.2 (±0.3)	54.5 (±0.1)
		S400	60.8 (±0.3)	28.9 (±0.2)	124.8 (±0.3)	27.3 (±0.3)
골반부	70	S800	28.5 (±0.3)	13.2 (±0.2)	62.4 (±0.1)	13.8 (±0.3)
		S1000	-	-	48.9 (±0.3)	10.9 (±0.3)
		S200	78.9 (±0.1)	23.2 (±0.3)	156.3 (±0.2)	23.6 (±0.3)
		S400	39.4 (±0.3)	11.7 (±0.1)	76.6 (±0.1)	11.7 (±0.1)
		S800	17.8 (±0.2)	5.43 (±0.1)	39.2 (±0.1)	6.1 (±0.2)
골반부	81	S1000	-	-	28.3 (±0.2)	4.7 (±0.1)

2. 영상 화질 분석

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 복부 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비는 70 kVp, S200일 때 78.32(±0.1), 81.41(±0.2), 84.94(±0.1), 88.51(±0.3), 81 kVp, S200일 때 81.04(±0.2), 83.44(±0.1), 87.31(±0.2), 91.17(±0.2) 이었다[표 4].

Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 골반부 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비는 70 kVp, S200일 때 75.04(±0.3), 78.94(±0.1), 80.31(±0.2), 84.19(±0.1), 81 kVp, S200일 때 77.42(±0.1), 83.30(±0.3), 84.44(±0.1), 87.49(±0.2) 이었다. 이 때 복부와 골반부의 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비는 같은 감도에서는 관전압의 증가에 비례하였고, 감

도가 증가하는 경우에는 감소하였다. 각 실험에서 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비는 p<0.05로 통계적으로 유의한 차이를 보였다[표 4].

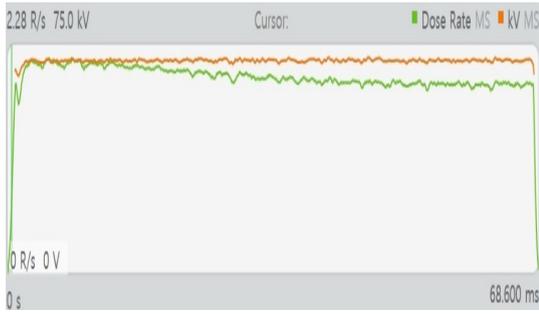
표 4. 영상의 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비

부위	관전압 (kVp)	감도	Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)		Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)	
			*SNR	*CNR	*SNR	*CNR
복부	70	S200	78.32 (±0.1)	81.41 (±0.2)	84.94 (±0.1)	88.51 (±0.3)
		S400	70.91 (±0.2)	75.76 (±0.1)	80.41 (±0.3)	84.14 (±0.2)
		S800	66.69 (±0.2)	71.13 (±0.1)	73.33 (±0.2)	78.49 (±0.2)
		S1000	-	-	70.57 (±0.1)	72.21 (±0.3)
		S200	81.04 (±0.2)	83.44 (±0.1)	87.31 (±0.2)	91.17 (±0.2)
복부	81	S400	75.71 (±0.3)	78.52 (±0.2)	82.46 (±0.2)	88.49 (±0.3)
		S800	71.16 (±0.3)	74.83 (±0.2)	76.54 (±0.1)	82.94 (±0.3)
		S1000	-	-	74.33 (±0.1)	79.34 (±0.2)
		S200	75.04 (±0.3)	78.94 (±0.1)	80.31 (±0.2)	84.19 (±0.1)
		S400	71.77 (±0.2)	75.34 (±0.2)	76.35 (±0.3)	81.48 (±0.1)
골반부	70	S800	67.17 (±0.3)	72.11 (±0.3)	73.10 (±0.1)	76.89 (±0.3)
		S1000	-	-	71.31 (±0.2)	75.37 (±0.2)
		S200	77.42 (±0.1)	83.30 (±0.3)	84.44 (±0.1)	87.49 (±0.2)
		S400	73.81 (±0.2)	79.44 (±0.3)	81.74 (±0.1)	85.11 (±0.3)
		S800	69.15 (±0.1)	77.11 (±0.2)	77.18 (±0.3)	80.09 (±0.3)
골반부	81	S1000	-	-	75.57 (±0.3)	78.93 (±0.2)

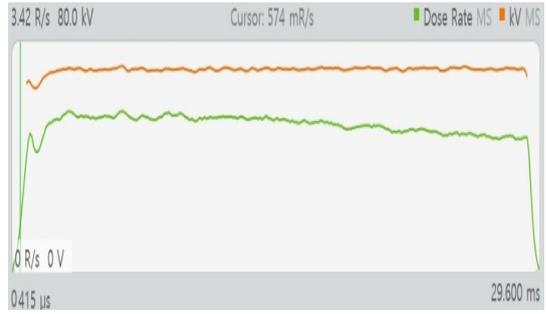
*p<0.05

3. 시간-방사선량 곡선의 산출

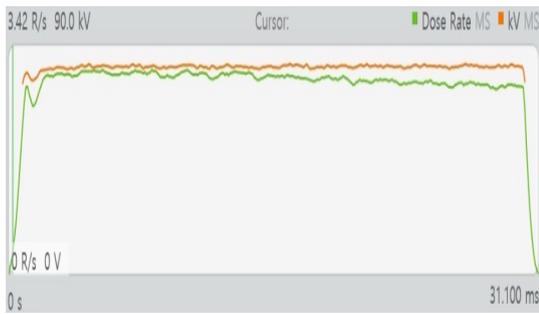
관전압과 감도 조합에 따른 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)과 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)의 시간-방사선량 곡선은 아래 그림과 같이 나타났다. 관전압과 감도가 증가할수록 조사시간의 시작과 끝의 그래프 기울기가 완만해졌고 선량의 분포는 중앙으로 집중하는 형태를 보였다[그림 6].



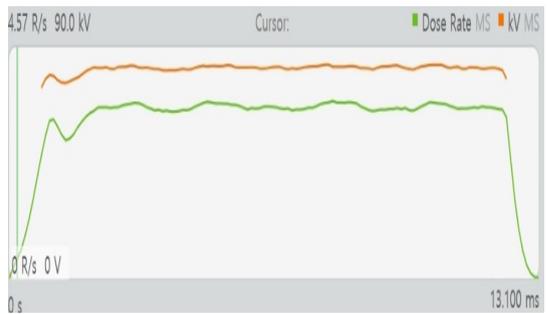
(a) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1) 70 kVp S200



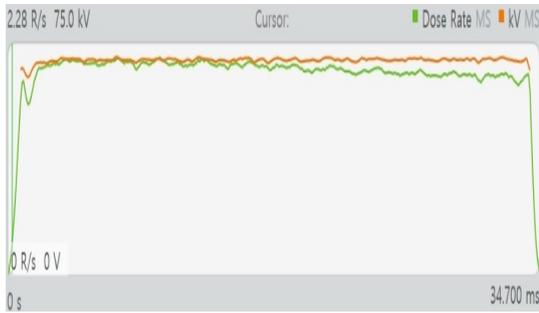
(e) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 70 kVp S800



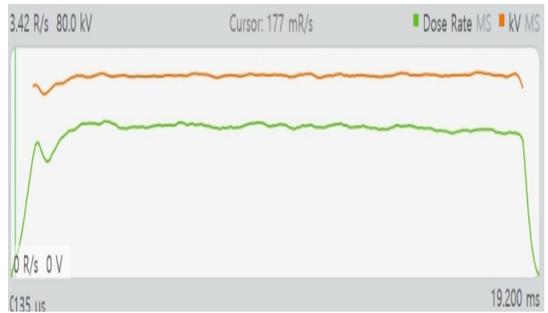
(b) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1) 81 kVp S200



(f) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 81 kVp S800



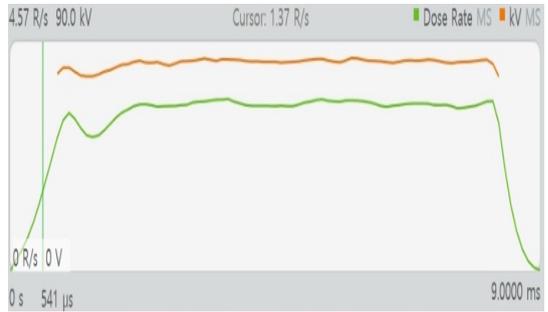
(c) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1) 70 kVp S400



(g) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 70 kVp S1000



(d) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1) 81 kVp S400



(h) Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2) 81 kVp S1000

그림 6. 시간-방사선량 곡선

IV. 고찰 및 결론

X선 영상의 형성은 X선 조사부와 검출부의 상호작용을 통해 이뤄진다[7][13]. X선 조사부는 주로 광자의 생성에 관여한다[10]. 생성된 광자는 조사부의 변수들을 일정하게 통제했음에도 불구하고 출력량 자체를 일정하게 유지할 수 없는 문제를 가져서 영상 내에 원치 않은 확률적인 변화를 만들어낸다[13-15]. 이는 곧 포아송 분포(Poisson Distribution)를 따르는 양자 잡음(Quantum Noise)으로 주어진다[14][15]. X선 검출부는 광자의 생성에 영향을 주지는 않지만, 광자를 검출하여 영상의 형성에 관여하므로 검출기 성능 자체가 문제가 되거나 잘못된 파라미터를 선택하는 경우 조사부와 마찬가지로 잡음을 유발할 수 있다. 이때 검출기, 증폭기에서 발생한 잡음은 가우시안 분포(Gaussian Distribution)를 따르는 전자 잡음(Electronic Noise)으로 주어진다[14][15].

디지털 방사선 시스템은 다양한 파라미터를 조합하기 때문에 잡음이 발생하여 영상 화질과 방사선 출력의 안정성이 크게 좌우될 수 있다[16]. 따라서 영상 내의 원치 않은 확률적인 변화를 최소화하기 위해서는 올바른 파라미터들의 조합을 선택하여 방사선 출력을 일정하게 유지하고 검출기와의 상호작용 확률을 늘리는 작업이 필요하다[16][17]. 이에 착안하여 본 연구는 X선 조사부와 검출부의 파라미터들을 조합시킬 때 나타나는 불규칙한 변동을 분석하여 영상 화질과 방사선 출력의 안정성을 모두 보장하는 방법을 모색하고자 하였다.

본 실험은 관전압, 이온챔버, 감도 조합 등 다양한 변수를 조합했기 때문에 선질의 신뢰성을 확보할 필요가 있었다. 국제전기기술위원회(International Electrotechnical Commission, IEC)에서는 RQA 3, RQA 5, RQA 7, RQA 9 선질 기준을 제시하고 있으며, 모든 선질을 사용하기 어려운 경우에는 RQA 5의 사용을 명시하고 있다[17-20]. 본 연구에서는 임상에서 자주 사용되는 다양한 파라미터 조합에 감도가 변화하는 경우, 방사선 출력 또한 안정성을 유지하는지를 알아보는 것에 초점을 두었기 때문에 국제전기기술위원회의 선질로 결과를 산출하는 것은 무리가 있었다. 따라서 MagicMax의 자동 calibration 기능을 통해서 선질의

신뢰성을 확보하였다.

실험에 사용한 방사선 발생장치는 국제표준화기구(International Organization for Standardization, ISO)와 국제전기기술위원회의 지정된 감도 규범에 따라 설계됐음에도 도입일에 따른 버전 차이가 존재하여, Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)이 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)와 비교했을 때 S1000을 표현해내지 못했다[17-20]. 이에 각 방사선 발생장치의 구현 가능한 감도까지 파라미터를 조합시켜 실험을 진행하였다.

또한, 모든 실험에서 신뢰도에 영향을 줄 만큼 큰 차이를 보이지는 않았지만, Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)이 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)와 비교했을 때 안정성과 결과 값이 떨어지는 양상을 보였다. 이는 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)이 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)보다 노후화해서 영상을 형성하는 성능에 문제가 생겨 비롯된 결과이다. 특히 입사표면선량과 관전류량의 경우에는 장비의 노후화로 인한 안정성의 저하가 뚜렷하게 반영되어 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(1)이 Philips DIGITAL DIAGNOST VR(2)와 비교했을 때 데이터의 차이가 크게 나타났다.

실험 부위는 복부와 골반부로 정하였다. 보통 흡수선량은 인체 부위별로 차이가 나는데, 이는 인체를 구성하는 조직의 두께와 밀도가 다르기 때문이다[21]. 흡수선량은 뼈, 근육, 지방, 공기 순으로 증가하고[21], 자동노출제어장치는 두께, 밀도가 클수록 더 많은 방사선량을 발생시킨다[8-11]. 복부와 골반부는 다른 부위에 비교했을 때 두께가 두껍고 밀도가 커서 많은 방사선량이 발생하며, 경우에 따라선 부적절한 방사선 노출도 빈번하게 발생한다[9][21]. 이는 영상 화질과 방사선 출력이 불안정할 확률도 커지는 것을 의미한다. 본 실험은 영상 화질과 방사선 출력의 안정성을 분석 기준으로 삼았기 때문에, 다른 부위보다 비교적 두께와 밀도가 높은 복부와 골반부가 데이터 산출에 적합해서 실험 부위로 선정하였다. 이때 관전압은 장비의 기본설정값, 임상에서 복부와 골반부 검사 시 자주 사용하는 관전압 범위, 식품의약품안전처에서 최적화를 위한 조건으로 제시하는 조건을 종합적으로 고려하여 70 kVp, 81 kVp로 선정하였다[22].

관전압과 자동노출제어장치, 감도 조합에 따른 입사표면선량과 관전류량은 모든 부위의 파라미터 조합에서 일정한 값으로 나타났고, 관전압과 감도가 증가할수록 단계적으로 감소하였다. 이는 검출기가 파라미터의 조합에 따른 특성의 변화를 정확하게 인식한다는 것을 시사하며, 자동노출제어장치 또한 문제없이 작동한다는 것을 의미한다[10][20].

복부와 골반부 검사 시 영상 화질은 상대적으로 높은 관전압과 낮은 감도를 조합했을 때 입사표면선량과 관전류량이 낮음에도 불구하고 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비가 높게 나타났다. 일반적으로 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비는 검사조건에 비례하여 증가하는 경향을 보이는데[11][23], 본 실험에서는 같은 감도에서는 관전압이 커질수록 증가하였고, 감도가 낮아질 때 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비가 개선되는 양상을 보였다. 그 이유는 X선 영상 형성의 메커니즘과 관련된 문제로 볼 수 있다[23][24].

보통 X선 영상의 형성은 광자와 검출기가 상호작용하는 정도, 즉 흡수와 산란의 영향을 얼마만큼 최소화할 수 있는지에 따라 결정된다[13]. 이때 관전압은 X선질과 투과력을 결정하고, 관전압의 증가는 투과력의 증가로 이어진다[6][9][10]. 투과력의 증가는 방사선 피폭을 감소시키면서 X선이 검출기와 상호작용할 수 있는 확률을 증가시켜 흡수와 산란에 의한 신호의 손실을 최소화할 수 있다[25]. 영상의 화질이 개선된 것은 이러한 메커니즘을 따라 수반된 결과이다.

감도가 커짐으로써 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비가 감소한 이유는 감도와 노출지수의 관계에서 찾을 수 있었다. 감도란 단위 면적 당 노출된 광자를 검출기가 얼마만큼 민감하게 인식할 수 있는지에 대한 변환 기능으로, 노출지수와 검출기의 성능과 관계된 요소이다[20]. 만약 검출기의 X선 인식 능력이 뛰어나다면 노출지수의 변화를 안정된 감도로 재현하는 것이 가능하다[10]. 감도가 불필요하게 높은 경우에는 검출기의 재현성이 광자를 인식하는 속도를 따라가지 못하는 시스템적 현상이 발생하는데, 이로 인해 인식 속도와 재현성 사이에 오차가 발생하여 잡음이 증가하게 된다[17-20]. 따라서 다른 변수는 통제됐음에도 불구하고, 신호 대 잡음비와 대조도 대 잡음비가 감소된 것은 감도 증가에 비례하여 잡음

도 증가하는 검출기의 특성이 전형적으로 반영됐음을 보여주는 결과이다.

이를 토대로 시간-방사선량 곡선을 통해 방사선 출력의 안정성을 평가한 결과는 다양한 양상을 나타냈다. 시간-방사선량 곡선은 감도가 같을 때, 상대적으로 저 관전압인 70 kVp에서 조사시간의 시작과 끝부분의 그래프 기울기가 급하고 선량 분포가 조사시간과 거의 일치하는 형태를 보였고, 81 kVp 에서는 그래프 기울기가 다소 완만하면서 선량 분포가 중앙으로 몰리는 형태를 동반하였다. 이런 특징은 감도가 증가함에 따라 더욱 두드러지게 나타났다. 같은 관전압에서 감도의 증가에 비례하여 기울기의 완만함과 선량 분포의 중앙 집중화는 더욱 뚜렷해지는 경향을 보였고, 비교적 높은 관전압과 감도를 조합하는 경우에는 이러한 현상이 더욱 심화됐다. 기울기가 급하다는 것은 방사선량을 형성하는데 필요한 상승시간(Rising time)이 짧아 방사선량을 고르게 분포시켜 피폭선량을 줄임과 동시에 허용부하를 안정적으로 유지할 수 있다는 것을 의미하는데[20][25][26], 너무 높은 관전압과 감도의 조합은 상승시간을 증가시켜 방사선 출력의 안정성을 저해하는 요인으로 작용한다는 것을 알 수 있었다[26][27].

본 연구는 검출기의 종류가 제한된 실험이라는 한계점을 가진다. 그럼에도 파라미터 조합에 따른 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비, 시간-방사선량 곡선을 분석하여 영상 화질과 방사선 출력의 안정성을 평가했다는 점은 큰 의의가 있다. 복부와 골반부 검사 시 관전압과 감도를 너무 높게 조합하면 검출기는 영상 화질과 방사선 출력을 정확하게 재현할 수 없으므로, 비교적 낮은 관전압과 감도를 조합하여 검출기의 재현성을 최대화해서 임상에 적용하는 작업이 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] G. Li, T. C. Greene, T. K. Nishino, and C. E. Willis, "Evaluation of Cassette-based Digital Radiography Detectors using Standardized Image Quality Metrics: AAPM TG-150 Draft Image Detector Tests," J. of Applied Clinical

- Medical Physics, Vol.17, No.5, pp.391-417, 2016.
- [2] D. S. Kim and E. Kim, "Noise Power Spectrum of the Fixed Pattern Noise in Digital Radiography Detectors : Noise Power Spectrum of the Fixed Pattern Noise," Med. Phys., Vol.43, No.6, pp.2765-2773, 2016.
- [3] N. W. Marshall, C. V. Ongeval, and H. Bosmans, "Performance Evaluation of a Retrofit Digital Detector-based Mammography System," Physica Medica : Eur. J. of Med. Phys., Vol.32, No.2, pp.312-322, 2016.
- [4] S. C. Kim, H. K. Lee, Y. S. Lee, and J. H. Cho, "Evaluation of Automatic Exposure Control System Chamber for the Dose Optimization when Examining Pelvic in Digital Radiography," J. of X-ray Science and Technology, Vol.23, No.3, pp.321-330, 2015.
- [5] B. Louise, F. Ronan, C. Conor, G. Aoife, D. Mark, G. Dermot, O. Geraldine, and D. Anita, "Doses under Automatic Exposure Control (AEC) for Direct Digital Radiographic (DDR) X-ray Systems," Radiation Protection Dosimetry, Vol.147, No.1/2, pp.210-214, 2011.
- [6] M. Reade, S. Cournane, J. McCavana, and J. Lucey, "Modeling CTDLvol through Analysis of the Localiser Image: Towards Estimating Factors Influencing Automatic Exposure Control Tube Output," Physica Medica : Eur. J. of Med. Phys., Vol.52, pp.172-172, 2018.
- [7] ICRP, ICRP Publication 135, 2017.
- [8] ICRP, ICRP Publication 93, 2004.
- [9] ICRP, ICRP Publication 105, 2007.
- [10] 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.
- [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] J. K. Dave, A. K. Jones, R. Fisher, K. Hulme, L. Rill, D. Zamora, A. Woodward, S. Brady, R. D. MacDougall, L. Goldman, S. Lang, D. Peck, B. Apgar, S. J. Shepard, R. Uzenoff, and C. Willis, "Current State of Practice Regarding Digital Radiography Exposure Indicators and Deviation Indices: Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 232," Med. Phys., Vol.45, No.11, pp.e1146-e1160, 2018.
- [13] R. K. Grewal, N. Young, L. Colins, N. Karunnaratne, and N. Sabharwal, "Digital Chest Radiography Image Quality Assessment with Dose Reduction," Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine, Vol.35, No.1, pp.71-80, 2012.
- [14] G. Dougherty, *Digital Image Processing for Medical Applications*, Cambridge, 2009.
- [15] G. Dougherty, *Pattern Recognition and Classification*, Springer Science & Business Media, 2012.
- [16] 최지안, 황준호, 이경배, "인터벤션에서 자동노출제어 장치 이용 시 내장형 면적 선량계와 이동형 면적 선량계의 면적선량 비교를 통한 선량계 오차분석과 교정지침 필요성 연구," 한국콘텐츠학회논문지, 제18권, 제3호, pp.508-515, 2018.
- [17] IEC, IEC 61267 : Medical Diagnostic X-ray Equipment - Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics, 2005.
- [18] IEC, IEC 62220-1 : Medical Electrical Equipment - Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices - Part 1: Determinations of the Detective Quantum Efficiency, 2003.
- [19] IEC, IEC 62494-1 : Medical Electrical Equipment - Exposure Index of Digital X-ray Imaging Systems - Part 1: Definitions and Requirements for General Radiography, 2008.
- [20] 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.
- [21] E. B. Podgorsak, *Radiation Physics for Medical Physicists*, Springer, 2016.
- [22] 식품의약품안전처, *영상의학 검사(일반촬영)에서의 표*

준 촬영기법, 2014.

- [23] 김상현, “디지털 흉부단층촬영검사에서 감도와 관전압 변화에 따른 영상 최적화,” 한국방사선학회 논문지, 제 12권, 제4호, pp.541-547, 2018.
- [24] J. T. Smith, A. J. Couture, J. R. Stowell, and D. R. Allee, “Optically Seamless Flexible Electronic Tiles for Ultra Large-Area Digital X-ray Imaging,” IEEE Transaction on Components, Packaging, and Manufacturing Technology, Vol.4, No.6, pp.1109-1115, 2014.
- [25] 황준호, 이경배, “DR (Digital Radiography)에서 자동노출제어장치의 감도변화에 따른 검출기 성능평가 시 흡수선량과 히스토그램을 통한 정량적 분석방법에 관한 연구,” 한국콘텐츠학회논문지, 제18권, 제1호, pp.232-240, 2018.
- [26] <https://www.iba-dosimetry.com>, 2019.06.03.
- [27] 보건복지부, *진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙*, 2015.

최 지 안(Ji-An Choi)

준회원



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

〈관심분야〉 : PACS, 방사선학, 영상정보학

이 경 배(Kyung-Bae Lee)

정회원



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

〈관심분야〉 : 자기공명영상학, 방사선학, 영상정보학

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 : 경희대학교병원 영상의학과

〈관심분야〉 : 방사선학, 의료기기, 영상정보학

양 형 진(Hyung-Jin Yang)

정회원



- 1981년 2월 : 서울대학교 물리학과(물리학학사)
- 1983년 2월 : 서울대학교 물리학과(물리학석사)
- 1990년 5월 : 인디애나대학교 물리학과(물리학박사)
- 1992년 3월 ~ 현재 : 고려대학교

교수

〈관심분야〉 : 양자역학, 물리학, 의학물리학