

Evaluation of Image Quality according to the Use of Attachable X-ray Table Equipped with Heating Device

Jongnam Song^{*,**}, Eungkon Kim^{*}

Dept. of Computer Engineering, Suncheon National University^{},*

*Dept. of Radiology, Dongshin University^{**}*

가열장치를 구비한 부착형 X선 촬영대의 사용에 따른 화질 평가

송종남^{*,**}, 김응곤^{*}

순천대학교 컴퓨터공학과^{*}, 동신대학교 방사선학과^{**}

Abstract

This study aims to evaluate the image quality of CR and DR that are scanned with the use of the attachable carbon heater X-ray scanner table equipped with heating device by measuring SNR and CNR before and after the attachment of the said table. In the aluminum staircase testing, CR increased SNR and CNR when attached with the table, while DR decreased SNR and CNR. In the human-body model phantom testing, CR increased SNR and CNR only in the low-energy low-dose radiation and the high-energy high-dose radiation, but decreased SNR and CNR under all other conditions. In conclusion, the use of such table can make the patient feel comfortable by removing his or her anxiety, thus helping the testing, but in the actual clinical application thereof, if the thickness and material of the bottom film and the protective film, including the carbon heater, are not considered, it affects the picture quality, thereby requiring continuous research on the use of such table.

Key Words : X-ray Table, SNR (signal to noise ratio), CNR (contrast to noise ratio)

요약

본 연구의 목적은 CR과 DR에서 가열장치를 구비한 부착형 탄소발열체 X선 촬영대의 사용에 따른 SNR과 CNR을 측정하여 부착 전과 부착 후의 화질을 평가하고자 한다. 알루미늄 계단 실험에서 CR은 부착 후에 SNR과 CNR이 증가하였지만 DR에서는 SNR과 CNR이 감소하였다. 인체모형팬텀 실험에서는 CR의 경우에 저에너지 저선량과 고에너지 고선량에서만 SNR과 CNR이 증가하였지만 다른 모든 조건에서는 SNR과 CNR이 감소하였다. 결론적으로 환자에게 온화한 느낌과 안전감을 제공하고 심적인 불안감을 해소하여 검사에 도움을 줄 수 있지만 임상적용에 있어서는 탄소발열체를 포함한 바닥필름과 보호필름의 두께와 재질을 고려하지 않으면 화질에 영향이 주기 때문에 향후 지속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

중심단어 : X선 촬영대, 신호 대 잡음비, 대조도 대 잡음비

I. INTRODUCTION

X선 발생장치는 X선관에 기계적 에너지를 전기적 에너지로 변환시키는 장치로서 X선원장치, X선 고전압 발생장치와 이들 부속품의 조합으로 구성되어 있다. X선 기계장치는 X선을 이용하여 진단 또는 치료하기 위해 사용하는 X선 투시촬영대, X선 촬영대, X선관과 테이블을 지지하는 장치, X선 치료대를 총칭한다^{[1]-[2]}. X선 촬영대는 X선 진단을 위하여 왜곡이 발생하지 않는 장소의 제공과 함께 인체를 고정시킬 수 있고 의료용 영상장치를 장착하여 X선 촬영 또는 X선 투시를 하는 장치이다. 이러한 종래의 X선 촬영장치는 X선 발생장치, X선 기계장치 및 X선 촬영대에 대한 구조를 개선하려는 연구들이 이루어지고 있었다. 특히 피검자가 직접 신체를 접촉하게 되는 진단테이블 즉 X선 촬영대는 냉기를 느낄 정도로 차가운 느낌이 들기 때문에 불만이 발생하여 이를 개선하기 위한 시도가 진행되었지만 별다른 성과를 이루지 못하였다. 이러한 이유로 X선 촬영대의 하단에 가열장치를 설치하는 연구와 노력이 있었는데 X선 감약과 화질에 문제가 발생하여 적절한 가열장치를 설계를 하지 못하였다.

가열장치로써 기존의 발열체는 텅스텐 소재인 Sheath Heater로 금속 보호관에 전열선을 코일 모양으로 내장하고 절연 분말인 산화마그네슘을 넣어 함께 충전하여 열선과 보호관을 절연한 관 모양의 히터이다. 그리고 니크롬선을 이용한 가열장치도 니켈과 크롬을 합금한 전열선의 하나로 전기저항이 큰 합금이지만 X선 감약에는 문제가 발생하였다. 그러나 탄소발열체 주 원소인 탄소 자체는 K-흡수단이 0.28 KeV이고 공기인 산소는 0.53 KeV으로 산소보다 약 2배 정도가 적다고 할 수 있다. 이와 같이 탄소는 X선 감약이 최소가 되지만 공기층은 X선 영상형성과정에서 감약에 영향을 준다고 볼 수 있다. 특히 피사체와 필름간의 거리가 증가하면 불선예도가 증가하여 화질이 떨어질 수 있기 때문에 부착은 아주 중요한 문제 중에 하나라고 볼 수 있다^{[3]-[4]}.

최근 탄소발열체를 이용하여 X선 촬영대를 따뜻하게 가열하고 환자에게 차가운 느낌을 없애고 온화한

느낌과 안전감을 제공시켜주는 가열장치를 구비한 X선 촬영장치용 촬영대의 고안 및 설계가 진행이 되고 있다. 이러한 부착형 탄소발열체 X선 촬영대는 기존부터 사용 중에 있는 X선 장비를 활용할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 구성으로는 기존 X선 촬영대, 탄소발열체, 전극선, 난연 처방된 보호필름과 바닥필름으로 구성되어 있다. 탄소발열체의 특징은 바닥필름에 카본나노튜브(CNT)를 도포하고 오염물질 흡착제인 활성탄을 박피하였으며, 동박으로 전극을 만든 후 PET 소재의 필름으로 라미네이팅 처리한 최첨단의 원적외선 발열체를 말한다^{[5]-[6]}.

또한, 필름부에 해당하는 분야에서 요구되는 기능 중에 하나가 절연상태인데 비닐 또는 연신폴리프로필렌(oriented polypropylene, OPP)이 아닌 절연용 PET 필름을 사용해야 한다. 필름은 형태에 따라 반투명과 투명으로 구분되는데 반투명이 절연과 난연용으로는 우수하다고 볼 수 있다. 용도와 설치 장소에 따라 두께는 0.275 mm, 0.338 mm, 0.48 mm로 나누고 있는데 가장 많이 이용하고 있는 두께는 0.48 mm를 사용하고 있다.

의료용 X선 촬영대에 탄소발열체를 적용함에 있어서는 가열장치의 기능보다 X선 감약에 따른 화질의 문제가 우선시 되어야 한다. 탄소발열체 가열장치를 구비한 부착형 X선 촬영대는 X선관 하부에 위치한 영상검출장치인 영상판(image plate, IP), 필름, 검출기에서 흡수하는 X선 감약이 최소화된다고는 생각이 되지만 이것은 단순한 이론적 근거가 지나지 않는다.

이에 본 연구에서는 탄소발열체로 가장 통상적으로 빈번하게 사용하는 총 두께 0.48 mm의 가열장치를 구비한 부착형 X선 촬영대의 사용에 있어 CR (computed radiography)과 DR (digital radiography)장비에 탄소발열체를 부착하여 부착 전과 부착 후에 SNR과 CNR을 측정하여 화질을 평가하고자 한다.

II. MATERIALS AND METHOD

1. 실험 장비

본 실험에서 화질평가에 있어 대상이 되는 장치는 현재 특히 출원이 진행 중에 있는 가열장치를 구비한

엑스레이 촬영장치용 진단테이블 즉 X선 촬영대이다. 가열장치를 구비한 총 두께 0.48 mm의 면상발열체를 기존의 X선 촬영대에 부착한 후 서로 다른 특성을 가지고 있는 CR과 DR 장비를 이용하여 부착 전과 부착 후의 영상을 평가하였다[Fig. 1].

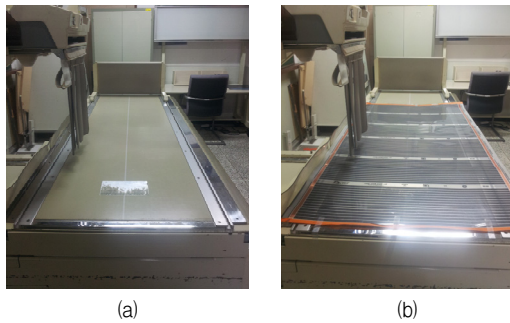


Fig. 1. (a) Before an attached carbon heating element, (b) After an attached carbon heating element.

CR의 실험장비는 모 대학에서 보유한 Agfa 25.0 (compact plus, Leverkusen, Germany) 시스템으로 grid를 사용하지 않았고 카세트는 35×43 cm, 픽셀 매트릭스 크기는 3480×4230, 픽셀 크기는 100 μm, 해상력은 10 pixels/mm이었다. 그리고 DR의 실험장비는 모 대학병원에서 보유한 Philips DigitalDiagnost (Amsterdam, Netherlands) 시스템으로 grid를 사용하여 검출기 크기는 43×43 cm, 매트릭스 크기는 2880×3001, 픽셀 크기는 196 μm, 해상력은 7.1 pixels/mm이었다.

2. 실험 방법

부착형 가열장치를 구비한 X선 촬영대의 사용에 따른 화질을 평가하기 위하여 CR의 X선 촬영대와 DR의 X선 촬영대에서 카본면상발열체의 부착 전·후로 나누었다. X선 조사에 있어 사용한 피사체는 뼈, 공기, 폐, 연부조직의 성분으로 이루어져 있는 인체조직등가물질로 구성된 인체모형팬텀과 알루미늄 계단을 이용하여 FFD는 100 cm로 고정하고 조사야는 검출기 및 image plate에 맞추어 최소화하였다[Fig. 2].

노출조건은 인체모형팬텀에서 저관전압은 50, 고관전압은 120 kV로 하였고 저관전류량은 0.5, 고관전류량은 10 mAs로 조사하였다. 그리고 알루미늄 계단에서는 관전압은 45 kV, 관전류량은 8 mAs로 조사하였다.

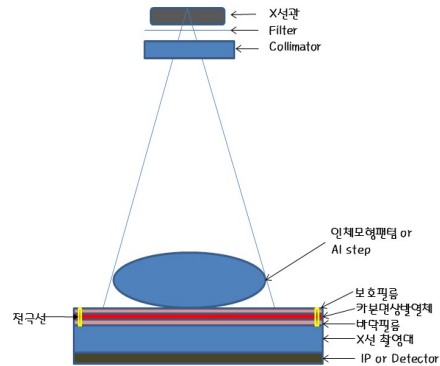


Fig. 2. Schematic drawing of phantom and Al step.

3. 분석 방법

CR과 DR 장비에서 획득한 의료영상표준(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 3.0 파일을 무손실압축방식으로 PACS (picture archiving and communication system)로 전송하였다. 그리고 영상 평가를 위한 지표를 알아보기 위해 윈도우용 수치 해석 및 프로그래밍 환경을 제공하는 소프트웨어(Image J 1.46, National Institutes of Health (NIH), USA)를 사용하여 DICOM 파일에서 히스토그램을 확인하고 영상신호를 수치적으로 획득한 후 표준편차(standard deviation, SD)와 평균 신호값(mean pixel value, MPV)을 측정하여 분석하였다.

4. 평가 방법

화질을 평가하기 위한 방법으로 SNR과 CNR 지표를 이용하였는데, 알루미늄 계단에서는 두께와 밀도의 변화에 따른 화질을 평가하였고 인체모형팬텀에서는 물체와 물체 밖의 배경에 대한 화질을 평가하였다.

SNR과 CNR값은 높을수록 노이즈에 대한 신호와 대조도가 높은 것으로 평가되고 있다. 노이즈의 감소 및 제거는 영상에서 중요한 정보를 유지하면서 영상의 화질을 높인다고 볼 수 있다^[7]. 또한 X-선 광자의 수는 일반적으로 signal을 의미하며 각 pixel에 기록된 X-선 광자의 평균수가 N이라면 각 pixel 당 noise는 다음의 식(1)과 같다.

$$\sigma = \sqrt{N} \dots\dots\dots (1)$$

(σ : standard deviation or noise)

SNR (signal to noise ratio)을 구하는 방법은 다음 식 (2)과 같으며 배경 신호강도 평균값에서 관심영역 신호강도 평균값의 차를 구하여 관심영역 전체의 표준편차로 나누어 SNR을 계산하였다.

$$SNR = \frac{Background SI_{Avg} - ROI SI_{Avg}}{ROI SD} \dots\dots\dots (2)$$

CNR (contrast to noise ratio)은 주변잡음에 대한 관심영역의 대조도를 나타내는 값으로 식(3)과 같으며 배경 평균 신호값에서 관심영역 평균 신호값의 차를 구한 다음 배경의 표준편차와 관심영역의 표준편차를 구하여 더한 값으로 나누어 CNR을 계산하였다.

$$CNR = \frac{|Background SI_{Avg} - ROI SI_{Avg}|}{\sqrt{Background SD^2 + ROI SD^2}} \dots\dots\dots (3)$$

배경에 대한 측정 방법으로 알루미늄 계단에서는 계단 밖의 배경이 되는 지점에서 12시, 3시, 6시, 9시, center의 5개 지점에서 특정 영역을 설정하였고 인체모형팬텀에서는 물체가 가운데에 존재하기 때문에 center를 제외한 4개 지점에서 특정 영역을 설정하여 배경에 대한 표준편차와 평균 신호값(mean pixel value, MPV)을 측정하였다^[8].

관심영역(region of interest, ROI)에 대한 측정 방법으로 알루미늄 계단에서는 두께와 밀도에 대한 영향을 보기 위하여 알루미늄 22 계단에 대한 표준편차와 평균 신호값을 측정하였다. 인체모형팬텀에서는 가슴 사진에서 평가기준이 되는 관심영역을 기준으로 하여 전방갈비뼈와 후방갈비뼈는 중복이 되기 때문에 중복이 되지 않는 지점에서 양쪽 갈비뼈의 2개 지점에서 신호값을 측정하였고 폐를 제외한 지점에서는 양쪽 빗장뼈를 중심으로 2개 지점에서 영역을 대상으로 총 4개 지점에서 측정하였다.

III. RESULT

1. 알루미늄 계단에서 SNR에 대한 결과 값

면상발열체를 부착하기 전과 후의 화질을 평가하기 위한 방법으로 CR과 DR 장비에서 두께와 밀도에 따른 변화를 알아보기 위해 알루미늄 계단을 이용하여

X선 조사한 후 SNR을 측정하였다. 그 결과 부착 전에서 CR은 12.77±3.49, DR은 10.17±4.51이었고 부착 후에서 CR은 15.73±2.95, DR은 9.76±4.36으로 CR에서는 23.17% 증가하였고, DR에서는 6.40% 감소하게 나타났다[Table 1].

Table 1. Measurement value for SNR to the Al step

		CR	DR
1 step SNR	부착 전	6.980	2.514
	부착 후	13.329	2.315
2 step SNR	부착 전	8.328	4.066
	부착 후	11.943	3.817
3 step SNR	부착 전	9.461	4.975
	부착 후	12.985	4.927
4 step SNR	부착 전	10.596	6.060
	부착 후	14.309	5.746
5 step SNR	부착 전	10.183	6.352
	부착 후	13.402	6.242
6 step SNR	부착 전	10.023	7.115
	부착 후	12.917	6.592
7 step SNR	부착 전	10.332	7.570
	부착 후	12.970	7.370
8 step SNR	부착 전	11.061	8.057
	부착 후	13.988	7.821
9 step SNR	부착 전	12.171	8.909
	부착 후	15.195	8.774
10 step SNR	부착 전	12.670	9.095
	부착 후	15.497	8.939
11 step SNR	부착 전	13.872	9.652
	부착 후	16.967	9.397
12 step SNR	부착 전	14.489	10.256
	부착 후	17.266	9.663
13 step SNR	부착 전	14.230	10.645
	부착 후	17.231	9.987
14 step SNR	부착 전	13.837	10.963
	부착 후	16.646	10.543
15 step SNR	부착 전	13.945	11.468
	부착 후	16.543	10.868
16 step SNR	부착 전	13.874	12.128
	부착 후	16.312	11.457
17 step SNR	부착 전	13.656	12.765
	부착 후	15.877	11.910
18 step SNR	부착 전	13.187	13.072
	부착 후	15.397	12.613
19 step SNR	부착 전	13.143	13.606
	부착 후	15.300	13.206
20 step SNR	부착 전	14.960	15.073
	부착 후	17.573	14.292
21 step SNR	부착 전	15.418	17.790
	부착 후	18.198	16.977
22 step SNR	부착 전	24.653	21.766
	부착 후	26.321	21.375
Total	부착 전	12.77±3.49	10.17±4.51
	부착 후	15.73±2.95	9.76±4.36

2. 알루미늄 계단에서 CNR에 대한 결과 값

면상발열체를 부착하기 전과 후의 화질을 평가하기 위한 방법으로 CR과 DR 장비에서 두께와 밀도에 따른 변화를 알아보기 위해 알루미늄 계단을 이용하여 X선 조사한 후 CNR을 측정하였다. 그 결과 부착 전에서 CR은 0.10 ± 0.03 , DR은 0.08 ± 0.02 이었고 부착 후에서 CR은 0.12 ± 0.03 , DR은 0.07 ± 0.02 으로 CR에서는 24% 증가하였고, DR에서는 7.22% 감소하게 나타났다[Table 2].

Table 2. Measurement value for CNR to the Al step

		CR	DR
1 step CNR	부착 전	0.094	0.043
	부착 후	0.166	0.040
2 step CNR	부착 전	0.091	0.064
	부착 후	0.130	0.059
3 step CNR	부착 전	0.097	0.069
	부착 후	0.134	0.069
4 step CNR	부착 전	0.104	0.078
	부착 후	0.148	0.072
5 step CNR	부착 전	0.084	0.071
	부착 후	0.113	0.070
6 step CNR	부착 전	0.076	0.074
	부착 후	0.099	0.065
7 step CNR	부착 전	0.074	0.073
	부착 후	0.094	0.069
8 step CNR	부착 전	0.080	0.072
	부착 후	0.104	0.069
9 step CNR	부착 전	0.092	0.078
	부착 후	0.117	0.076
10 step CNR	부착 전	0.095	0.073
	부착 후	0.117	0.071
11 step CNR	부착 전	0.109	0.075
	부착 후	0.135	0.071
12 step CNR	부착 전	0.113	0.077
	부착 후	0.135	0.069
13 step CNR	부착 전	0.106	0.077
	부착 후	0.130	0.069
14 step CNR	부착 전	0.098	0.076
	부착 후	0.119	0.071
15 step CNR	부착 전	0.096	0.078
	부착 후	0.115	0.071
16 step CNR	부착 전	0.093	0.082
	부착 후	0.110	0.074
17 step CNR	부착 전	0.088	0.087
	부착 후	0.103	0.076
18 step CNR	부착 전	0.081	0.087
	부착 후	0.095	0.081
19 step CNR	부착 전	0.079	0.089
	부착 후	0.092	0.084
20 step CNR	부착 전	0.100	0.103
	부착 후	0.120	0.093
21 step CNR	부착 전	0.107	0.133
	부착 후	0.128	0.122
22 step CNR	부착 전	0.245	0.176

Total	부착 후	0.242	0.171
	부착 전	0.10 ± 0.03	0.08 ± 0.02
	부착 후	0.12 ± 0.03	0.07 ± 0.02

3. 인체모형팬텀에서 SNR에 대한 결과 값

면상발열체를 부착하기 전과 후의 화질을 평가하기 위한 방법으로 CR과 DR 장비에서 인체모형팬텀을 이용하여 X선 조사한 후 SNR을 측정하였다. 그 결과 CR에서는 저에너지인 50 kV, 0.5 mAs에서 238.59% 증가하였고 50 kV, 10 mAs에서 7.39% 감소하게 나타났다. 또한 CR에서 고에너지인 120 kV, 0.5 mAs에서 20.49% 감소하였고, 120 kV, 10 mAs에서는 43.92% 증가하였다.

DR에서는 저에너지인 50 kV, 0.5 mAs에서 5.69% 감소하였고 50 kV, 10 mAs에서 1.72% 감소하게 나타났다. 고에너지인 120 kV, 0.5 mAs에서 4.69% 감소하였고, 120 kV, 10 mAs에서는 6.36% 감소하게 나타났다[Table 3].

Table 3. Measurement value for SNR to the anthropomorphic phantom

		CR	DR
50 kV, 0.5 mAs SNR	부착 전	4.773	5.001
	부착 후	16.161	4.716
50 kV, 10 mAs SNR	부착 전	13.977	9.041
	부착 후	12.943	8.885
120 kV, 0.5 mAs SNR	부착 전	15.770	17.768
	부착 후	12.538	16.933
120 kV, 10 mAs SNR	부착 전	17.093	7.742
	부착 후	24.601	7.249

4. 인체모형팬텀에서 CNR에 대한 결과 값

면상발열체를 부착하기 전과 후의 화질을 평가하기 위한 방법으로 CR과 DR 장비에서 인체모형팬텀을 이용하여 X선 조사한 후 SNR을 측정하였다. 그 결과 CR에서는 저에너지인 50 kV, 0.5 mAs에서 184.37% 증가하였고 50 kV, 10 mAs에서 7.60% 감소하게 나타났다. 또한 CR에서 고에너지인 120 kV, 0.5 mAs에서 45.77%

감소하였고, 120 kV, 10 mAs에서는 14.33% 증가하였다.

DR에서는 저에너지인 50 kV, 0.5 mAs에서 5.69% 감소하였고 50 kV, 10 mAs에서 1.72% 감소하게 나타났다. 고에너지인 120 kV, 0.5 mAs에서 4.69% 감소하였고, 120 kV, 10 mAs에서는 6.36% 감소하게 나타났다 [Table 4].

Table 4. Measurement value for CNR to the anthropomorphic phantom

		CR	DR
50 kV, 0.5 mAs CNR	부착 전	0.032	0.012
	부착 후	0.091	0.012
50 kV, 10 mAs CNR	부착 전	0.092	0.032
	부착 후	0.085	0.030
120 kV, 0.5 mAs CNR	부착 전	0.142	0.146
	부착 후	0.077	0.129
120 kV, 10 mAs CNR	부착 전	0.272	0.074
	부착 후	0.311	0.066

IV. DISCUSSION

스크린-필름 시스템에 비해 디지털 엑스선 영상 시스템은 복잡한 구성을 하고 있으므로 잡음의 원인이 되는 인자들이 더 많이 존재한다. 스크린-필름 시스템에서는 엑스선 광자 모틀(mottle)이 잡음의 주된 원인이었으나 디지털 시스템에서는 엑스선 광자 모틀외에도 엑스선 검출기의 구조 잡음, 회전발광의 광자 잡음, 전기 시스템 잡음, 양자화 잡음 등 다양한 부분에서 발생한다. 낮은 선량영역에서는 스크린-필름 시스템과 같이 엑스선 광자 모틀이 지배적이지만 높은 선량영역에서는 선량에 의존하지 않는 엑스선 검출기의 구조 잡음이 지배적이다^{[9][10]}.

디지털 의료영상은 방사선 광자 검출기를 통해 X선 광자와 물리적 반응 후 전기적 영상신호로 변환 후 컴퓨터로 전송하는 시스템을 말한다. 이러한 X선 광자 검출방식은 CT, RF, CR, angiography, direct DR system, indirect DR system 등 다양한 장비가 있으며 검출기의 형태도 다양하다고 볼 수 있다. 단층검사의 경우에는

왜곡의 영향이 덜 하여 X선 촬영대 위에 평평하고 딱딱한 테이블대신에 환자보호용 패드를 설치하여 부드러운 촉감을 줄 수 있지만 인체의 전면부, 중앙부, 후면부가 중복이 되는 CR, DR, RF는 딱딱하고 차가운 느낌을 유발하는 금속성 물질에 가까운 재질을 사용한다.

이에 본 연구에서 제안하고자 했던 내용은 가열장치를 구비하면서도 따뜻한 느낌을 제공하는 부착형 탄소발열체 X선 촬영대의 사용에 따른 화질을 평가하여 임상 적용에 대한 유용성을 알아보고자 하였다. 실험의 결과를 살펴보면, 두께에 따른 변화를 알아보기 위한 알루미늄 계단에서 SNR이 부착 전과 부착 후에서 CR에서는 23.17% 증가하였고, DR에서는 6.40% 감소하게 나타났다. 알루미늄 계단에서 CNR은 CR에서는 24% 증가하였고, DR에서는 7.22% 감소하게 나타났다. 이러한 결과는 CR에서 부착 후에 탄소발열체가 산란선을 감소시키는 결과를 보였다. 하지만 DR에서는 검출기의 특성상 산란선의 제거는 되었지만 상대적으로 광자량의 흡수도 동반되는 결과를 보여 SNR과 CNR이 감소하였다고 볼 수 있다.

인체모형팬텀에서는 부착 후에 CR에서 저에너지 저선량과 고에너지 고선량에서는 SNR과 CNR이 모두 증가하였지만 저에너지 고선량과 고에너지 저선량에서는 모두 감소하게 나타났다. DR에서는 저에너지 저선량, 저에너지 고선량, 고에너지 저선량, 고에너지 고선량 모두에서 부착 후에 SNR과 CNR이 감소하게 나타났다. 이러한 결과는 CR에서 저에너지 저선량과 고에너지 고선량에서는 연선의 차단 효과가 있다고 볼 수 있지만 다른 조건에서는 광자의 흡수로 인한 양자노이즈의 발생이 증가하였다고 볼 수 있는 대목이다.

본 실험은 특허가 출원 중에 있는 연구과제로서 실험과정에서 고려하지 못했거나 후속 연구에서 고려해야 할 제언과 제한점은 다음과 같다. 첫째, 탄소발열체에서 기능과 용도에 따른 두께에 대한 고려가 없었던 점이다. 이번 실험에서는 가장 통념적으로 이용하고 있는 두께 0.48 mm를 대상으로 실험을 하였는데 카본블랙 자체의 K흡수단은 거의 무시될 정도이지만 바닥필름과 보호필름의 재질과 두께에 따라 X선의 감약이 발생하여 화질의 저하를 초래하였다.

둘째, CR과 DR 장비에서 그리드의 사용 유무를 통일하지 못했다는 점이다. 그리드의 사용은 산란선을 제거하기 때문에 대비가 상승하여 SNR과 CNR이 증가하지만 영상의 화질에 영향을 주는 1차선도 차단이 되는 단점이 있다. 이러한 이유로 에너지를 증가하여 검사를 하는데 본 실험에서는 이러한 상황에 대한 체계적인 프로토콜의 성립이 필요하다고 볼 수 있다.

V. CONCLUSION

가열장치를 구비한 탄소발열체의 부착형 X선 촬영대를 고안하여 CR과 DR에 적용하기 위해 부착 전과 부착 후에 화질을 평가하여 다음과 같은 결론을 도출하였다. 환자에게 온화한 느낌과 안전감을 제공하고 심적인 불안감을 해소하여 검사에 도움을 줄 수 있지만 임상적용에 있어서는 탄소발열체를 포함한 바닥필름과 보호필름의 두께와 재질을 고려하지 않으면 화질에 영향이 주기 때문에 향후 지속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

Reference

- [1] G. S. Kwan, K. G. Kim et al., "Medical Radiography Machinery", Dai-Hak Pub., 2008.
- [2] S. S. Kang, D. K. Kweon, et al., "The Latest Radiography Machinery", Chung-Gu Pub., 2008.
- [3] S. S. Park, G. S. Kim, K. S. Lee, et al., "Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology", Dai-Hak Pub., 2000.
- [4] D. M. Kim, S. S. Kim, et al., "Analog & Digital PACS Medical Imaging Information Science", Dai-Haks Pub., 2008.
- [5] H. S. Kim, "Environment-friendly conductive coating composition for plane heater", Korea Intellectual Property Office, 10-1045795-0000, 2011.
- [6] I. S. Lee, K. H. Lee, "Development of high efficiency heater using carbon heating material"
- [7] S. Y. Choi, S. J. Go, S. S. Kang, "Denosing of Digital Mammography Images Using Wavelet Transform", Korea Society of Radiology, Vol.7, No.3, pp.181-189, 2013.
- [8] S. Y. Soon, K. W. Choi, J. W. Min, J. H. Son, K. W. Kim, J. H. Jung, "Evaluation of quantitative on T-spine exhalation technique and T-spine breathing technique of natural breathing", Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society,

Vol.14, No.9, 2013.

- [9] J. T. Bushberg, "The essential physics of medical imaging", Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [10] I. A. Cunningham and R. Shaw, "Signal-to-noise optimization of medical imaging systems", JOSA A, Vol.16, pp.621-632, 1999.