

Analysis of the Effect of Anode Angle on the Heel Effect and Image Quality in Digital Radiography Systems

Chang-gi Kong*

Department of Radiological Science, Wonkwang Health Science University

Received: October 04, 2024. Revised: November 11, 2023. Accepted: November 30, 2023.

ABSTRACT

This study aimed to quantitatively analyze the effect of anode angle on the heel effect and image quality in digital radiography systems. For this purpose, two X-ray devices with anode angles of 12° and 16° (Accuray D6 and INNOVISION-SH) were used to compare the radiation dose distribution and the signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) in thoracic spine images, using a chest phantom under identical imaging conditions.

In the radiation dose distribution study, it was observed that the device with a 12° anode angle showed more pronounced dose distribution non-uniformity, with a sharp decrease in dose from the cathode side to the anode side. In contrast, the 16° anode angle device exhibited a more gradual dose decrease and a more uniform distribution than the 12° device. It was confirmed that a smaller anode angle intensified the heel effect, causing the radiation intensity to be distributed unevenly.

In the thoracic spine image analysis, it was found that, with an anode angle of 16°, the SNR and CNR improved when the chest phantom was placed in the standard orientation (T12 on the cathode side and T1 on the anode side). This suggests that the anode angle and patient positioning influence the effect of the heel effect on image quality. Compared to the reverse orientation (T1 on the cathode side and T12 on the anode side), the standard orientation provided superior image quality.

Based on these findings, it is recommended that, in clinical practice, awareness of the anode angle and accurate differentiation between standard and reverse positioning during thoracic spine imaging with digital radiography systems can enhance image quality and improve diagnostic reliability.

Keywords: Anode angle, Heel Effect, Radiation dose distribution, Signal to Noise Ratio, Contrast to Noise Ratio

I. INTRODUCTION

일반촬영용 엑스선 장치를 이용한 검사는 질병을 진단하는 데 필수적인 역할을 하고 있다. 엑스선이 인체에 전달될 때 균일한 방사선 선량 분포를 확보하는 것은 영상의 해상도와 품질에 영향을 미치며, 방사선 조사선량의 분포는 핵심적인 변수 중 하나로 간주하고 있다.^[1]

엑스선 장치에서 방사선은 양극에서 발생하며,

이 방사선의 세기와 분포는 여러 요인에 의해 영향을 받는다. 그중 양극 경사각은 방사선 빔의 형성과 분포에 결정적인 역할을 한다. 양극 경사각은 엑스선 튜브에서 방출되는 방사선의 세기와 조사 영역 내 방사선 선량 분포를 변화시키는 중요한 요소로, 각도에 따라 방사선 빔의 형성이 달라질 수 있다^[2].

힐 효과(Heel Effect)는 엑스선 튜브에서 발생하는 대표적인 현상으로, 방사선의 불균일한 분포를 유발한다. 방사선이 양극 경사각을 따라 방출될 때,

*Corresponding Author: Chang-gi Kong

E-mail: changi26@naver.com

Tel:063-840-1234

양극에서 멀어질수록 방사선 강도가 감소하여 조사 영역 내에서 방사선 강도의 차이가 발생한다. 이는 영상의 균일성에 영향을 미칠 뿐만 아니라 불필요한 방사선 노출을 초래할 수 있어 임상적으로 중요한 문제로 여겨지고 있다^[3].

임상에서 디지털 방사선영상 시스템으로 검사시 양극 경사각의 영향을 충분히 고려하지 않고 촬영을 시행하는 경우가 종종 있다. 이에 본 연구는 디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각 12°와 양극 경사각 16°를 이용하여 양극 경사각의 차이가 방사선 선량 분포에 미치는 영향을 조사하고, 양극 경사각이 방사선 선량 분포와 힐 효과에 어떤 영향을 미치는지 정량적으로 평가하고자 하였다. 또한, 디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각과 환자의 방향이 영상 품질에 미치는 영향을 평가하고자 하였다. 정량적인 화질평가를 위해 흉부 팬텀을 정방향(T12 측 음극 방향, T1 측 양극 방향)과 역방향(T1 측 음극 방향, T1 측 양극 방향)으로 배치하여 영상을 획득하고, 흉추부에서 신호대 잡음비(SNR)과 대조도대 잡음비(CNR)를 분석하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 실험 장비

본 실험은 광주 소재의 H 재활병원에서 보유한 디지털 방사선영상 장비로 Accuray D6(DK Medical Systems, Korea)와 INNOVISION-SH(DK Medical Systems, Korea)를 이용하였다. Accuray D6 장비의 엑스선 튜브는 양극 경사각 12°, 음극 크기(Cathode size)는 소초점 (0.6)/ 대초점 (1.2) mm RAD-14 (Varex Imaging, USA), INNOVISION-SH 장비의 엑스선 튜브는 양극 경사각 16°, 음극 크기는 소초점 (0.6)/ 대초점 (1.2) mm (SHIMADZU CORPORATION, JAPAN)이다. 조사선량 측정은 Magicmax Universal XR Detector(IBA dosimetry, Germany)를 이용하여 측정하였다.

2. 실험 방법

본 실험에서 촬영 조건은 INNOVISION-SH와 Accuray D6 장비를 사용하여 흉추부 일반촬영 조

건으로 설정하였으며, 관전압 75 kVp, 관전류 320 mA, 관전류량 25 mAs, 초점과 수용체의 거리는 100 cm로 고정하였다.

첫 번째 방사선 선량 분포 측정을 위한 실험은 17 인치 × 17 인치 수용체(detector) 크기를 기준으로 Fig. 1, 2와 같이 한 칸의 크기를 6 cm × 6 cm으로 하여, 총 49지점을 설정하였다. 1번(Aa) 지점에서 7번(Ag) 지점을 장비의 음극 측으로 설정하고, 43번(Ga) 지점에서 49번(Gg) 지점으로 장비의 양극 측으로 설정하여 두 장비 모두 각 지점에서 49회 측정을 진행하였다.

두 번째 흉부 팬텀을 이용한 실험은 첫 번째 실험 조건과 동일하게 관전압 75 kVp, 관전류 320 mA, 관전류량 25 mAs, 초점과 수용체의 거리는 100 cm로 고정하였고, Fig. 3과 같이 양극 경사각 12°와 양극 경사각 16°에서 흉부 팬텀을 정방향과 역방향으로 배치하여 영상을 각각 획득하고, 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비를 분석하였다.



(a) Actual focal angle of anode 12° (b) Actual focal angle of anode 16°

Fig. 1. Exposure dose dosimetry of the equipment in each block.

	a	b	c	d	e	f	g
A	1	2	3	4	5	6	7
B	8	9	10	11	12	13	14
C	15	16	17	18	19	20	21
D	22	23	24	25	26	27	28
E	29	30	31	32	33	34	35
F	36	37	38	39	40	41	42
G	43	44	45	46	47	48	49

Fig. 2. Exposure dose dosimetry of the equipment in each block.



(a) Thoracic phantom at an anode angle of 12° (b) Thoracic phantom at an anode angle of 16°
 Fig. 3. Thoracic phantom at 12° and 16° anode angles.

3. 분석 방법

디지털 방사선영상 시스템의 양극의 경사각 12°와 16°에서 방사선 선량 분포 측정을 위해 조사선량 측정용 Magicmax Universal Software (IBA dosimetry, Germany)를 이용하여 두 장비 모두 동일한 실험방법으로 조사선량의 측정값을 취득하였고, Microsoft Excel office professional plus 2016 버전을 이용하여 분석하였다.

양극의 경사각 12°와 16°의 두 그룹 간 통계분석은 샤피로 윌크 검정을 통해 두 그룹의 데이터가 정규 분포를 따르지 않는 것을 확인하였고, 등분산 검정을 통해 두 그룹 간 분산이 동일하지 않음을 확인하였다. 정규 분포를 따르지 않고 분산도 동일하지 않으므로, 비모수적 검정인 윌콕슨 순위 합 검정을 사용하여 두 그룹 간 차이를 분석하였습니다. 또한, 방사선 선량 분포의 균일성을 비교하기 위한 분산값은 독립표본 t-검정을 통해 분석하였다.

팬텀 영상을 분석은 PACS에 전송된 의료영상표준 (DICOM; Digital Imaging and Communications in Medicine) 3.0 파일을 윈도우용 수치 해석 및 프로그래밍 환경을 제공하는 소프트웨어(Image J 1.54g, National Institutes of Health(NIH), USA)를 사용하였다.

양극 경사각 12°에서 흉부 팬텀을 정방향과 역방향으로 배치하여 영상을 각각 획득하고, 양극 경사각 16°에서도 동일한 방법으로 흉부 팬텀을 정방향과 역방향으로 배치하여 영상을 각각 획득하였다. 화질평가를 위해 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비 지표를 이용하였고, Image J 프로그램을 이용하

여 영상의 배경과 관심 영역의 신호를 수치로 획득하여 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비를 계산하였다.

신호대 잡음비를 구하는 방법은 Eq. (1)과 같으며 관심 영역 신호강도 평균값에서 배경 신호강도 평균값의 차를 구하고, 배경 신호강도의 표준편차로 나누어 신호대 잡음비를 계산하였다.

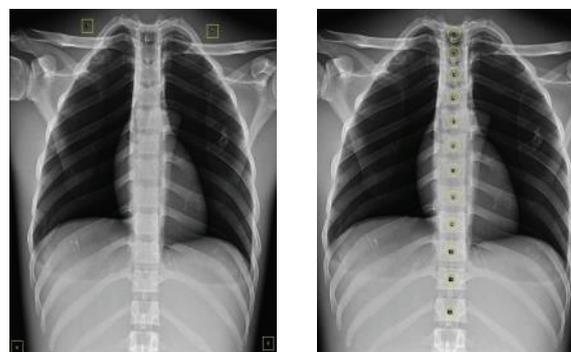
$$SNR = \frac{ROISI_{Avg}}{Background SD} \quad (1)$$

대조도대 잡음비는 주변잡음에 대한 관심 영역의 대조도를 나타내는 값으로 Eq. (2)와 같으며 관심 영역 신호강도 평균값에서 배경 신호강도 평균값의 차를 구한 다음 관심 영역 표준편차와 배경의 표준편차를 구하여 더한 값으로 나누어 대조도대 잡음비를 계산하였다.

$$CNR = \frac{|ROISI_{Avg} - Background SI_{Avg}|}{Background SD} \quad (2)$$

배경 신호강도에 대한 측정 방법은 Fig. 4의 (a)와 같이 흉부 팬텀의 밖의 배경이 되는 지점에서 1시, 5시, 7시, 11시 방향의 4개 지점을 설정하여 평균값과 표준편차 값을 측정하였다.

흉추부에서 관심 영역 신호강도의 측정 방법은 Fig. 4의 (b)와 같이 흉추 1번에서 흉추 12번의 흉추 중심에서 각각 관심 영역을 설정하여 총 12개 지점에서 평균값과 표준편차 값을 측정하였다.



(a) Background (b) Foreground
 Fig. 4. ROI measurement value of chest phantom.

III. RESULT

1. 양극의 경사각 12°에서 조사선량 측정값

양극의 경사각 12°일 때 조사선량을 측정하기 위하여 번호 순서대로 1번(Aa) 지점부터 49번(Gg) 지점까지 각 지점당 1회씩 측정하였고, 조사선량의 측정 결과는 Table 1과 같다.

각 지점에서 1회씩 총 49회 측정한 결과, 음극에 가까운 A라인(평균 155.3 mR)과 B라인(평균 163.7 mR)이 가장 높은 선량값을 나타냈다. 특히 Bc 지점에서 172.1 mR로 가장 높은 선량을 나타냈다. 반면, G라인의 평균 선량값은 87.0 mR로 크게 감소하였다.

표준편차를 함께 계산하여 각 라인 내 선량 변동성을 분석한 결과, A ~ B라인에서의 변동성은 작았으나 G라인에 가까워질수록 선량 변동성이 증가하는 경향이 확인되었다. B라인의 평균 선량값은 163.7 mR로 가장 높았으며, 음극 측에서 약 12 cm 떨어진 지점에서 최고값이 기록되었다. 또한, c라인의 평균 선량값은 142.6 mR로 나타났으며, 이를 기준으로 a, b 라인 및 d ~ g 라인으로 갈수록 선량이 점차 감소하는 패턴이 관찰되었다. 힐 효과로 인해 음극 측에서 강한 방사선이 방출되고, 양극 측으로 갈수록 선량이 급격히 감소한다는 것을 확인하였다.

Fig. 5, 6과 같이 각 지점에서의 방사선 선량 분포를 색상으로 시각화하여 변화 패턴을 쉽게 파악하기 위해 히트맵과 3D 그래프를 사용하였다.

Table 1. Radiation dose distribution at different points with a 12° anode angle

		cathode						
mR		a	b	c	d	e	f	g
A		156.9	161.2	162.7	161.2	156.4	149.1	139.3
B		162.4	170.1	172.1	170.5	165.9	157.5	147.2
C		158.6	164.3	166.6	166.0	160.8	153.0	141.8
D		146.3	151.9	153.9	152.9	149.3	141.5	131.8
E		126.2	130.5	133.5	131.5	128.3	123.3	113.7
F		100.1	102.8	105.3	103.1	102.4	99.4	98.6
G		83.0	87.9	92.8	91.7	90.2	84.6	78.7
		anode						

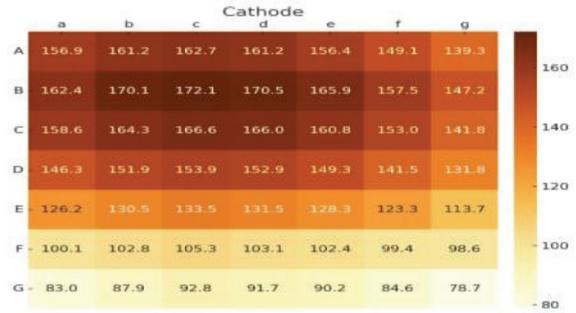


Fig. 5. Heatmap of radiation dose distribution at each point with a 12° anode angle.

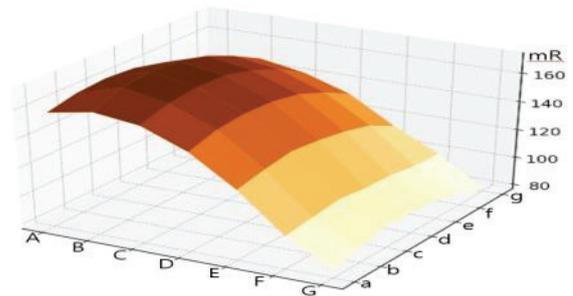


Fig. 6. 3D visualization of radiation dose distribution with a 12° anode angle.

2. 양극의 경사각 16°에서 조사선량 측정값

양극의 경사각 16°일 때 조사선량을 측정하기 위하여 번호 순서대로 1번(Aa) 지점부터 49번(Gg) 지점까지 각 지점당 1회씩 측정하였고, 조사선량의 측정 결과는 Table 2와 같다.

각 지점에서 총 49회 측정한 결과, 음극에 가까운 A라인(평균 161.2 mR), B라인(평균 169.4 mR), C라인(평균 171.3 mR)에서 가장 높은 선량값을 나타냈으며, 특히 Cd 지점에서 179.1 mR로 최대값을 나타냈다. 반면, G라인의 평균 선량은 115.6 mR로 크게 감소하였다.

표준편차를 계산하여 각 라인 내 선량의 변동성을 분석한 결과, A ~ C라인에서는 변동성이 적었으나 D라인에서 G라인으로 갈수록 선량이 감소하는 경향이 확인되었다. C라인의 평균 선량값은 171.3 mR로 가장 높았으며, 음극 측에서 약 6 cm 떨어진 지점에서 최고값이 기록되었다. 또한, d라인의 평균 선량값은 161.3 mR로 가장 높았으며, 이를 기준으로 a, b, c 라인 및 e, f, g 라인으로 갈수

록 선량이 점차 감소하는 패턴이 관찰되었다.

힐 효과로 인해 음극 측에서 강한 방사선이 방출되고, 양극 측으로 갈수록 선량이 점진적으로 감소한다는 것을 확인하였다.

Fig. 7, 8과 같이, 각 지점에서의 방사선 선량 분포를 색상으로 시각화하여 변화 패턴을 쉽게 파악하기 위해 히트맵과 3D 그래프를 사용하였다.

Table 2. Radiation dose distribution at different points with a 12° anode angle

		cathode						
mR	a	b	c	d	e	f	g	
A	153.3	161.7	165.7	167.8	165.3	160.8	153.6	
B	160.3	171.9	174.6	176.5	172.2	171.0	159.3	
C	161.0	171.8	175.7	179.1	176.1	172.4	163.3	
D	157.7	163.0	170.7	173.3	168.9	166.0	155.5	
E	149.6	155.7	161.8	164.2	161.0	158.3	147.9	
F	133.9	141.9	146.2	148.6	145.1	142.9	136.4	
G	110.4	114.7	119.0	119.4	118.7	116.7	110.2	
		anode						

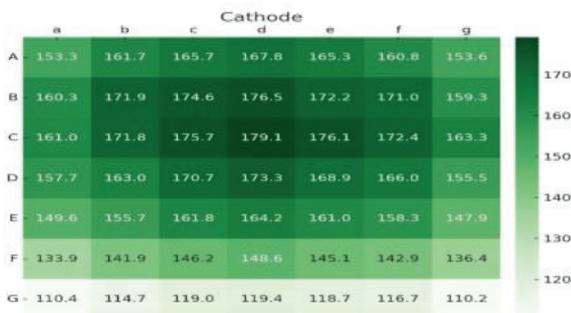


Fig. 7. Heatmap of radiation dose distribution at each point with a 16° anode angle.

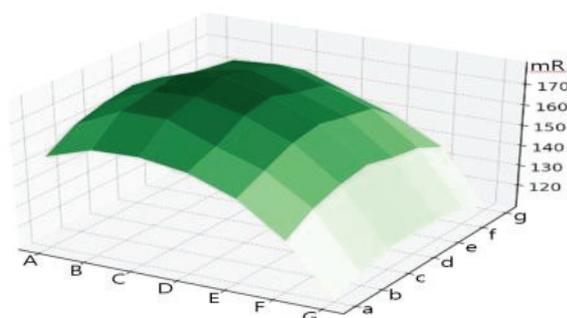


Fig. 8. 3D visualization of radiation dose distribution with a 16° anode angle.

3. 양극의 경사각 12°과 16°의 조사선량 측정값 비교

양극 경사각이 12°일 때는 음극 측에 가까운 A, B 라인에서 양극 측에 가까운 C, D, E, F, G 라인으로 갈수록 평균 선량값이 감소하는 경향을 보였다. 반면, 경사각이 16°일 때는 12°에 비해 전반적으로 더 높은 평균 선량값이 나타났다. Fig. 9, 10을 보면 두 경사각 모두 비슷한 패턴을 따르지만, 양극 측(D, E, F, G 라인)에서 선량값 차이가 더 크게 나타나며, 특히 d, e, f, g 라인에서 더 큰 차이가 관찰되었다. 이 중에서도 G라인에서 가장 큰 차이가 나타났는데, 경사각 12°에서 G라인의 평균 선량값은 86.99 mR였고, 경사각 16°에서는 115.59 mR로 32.88 %의 차이가 있었다. 또한, 경사각 12°에서 G라인의 표준편차는 5.12였으며, 16°에서는 3.95로 나타났다.

양극의 경사각 12°와 16°의 두 그룹 간 통계분석은 비모수적 검정인 윌콕슨 순위 합 검정을 사용하여 두 그룹 간 차이를 분석하였고, 분석결과는 Table 3과 같다. 두 그룹 간의 차이는 통계적으로 유의하게 나타났다($p < 0.05$).

Table 3. Comparison of radiation dose measurements for anode angles of 12° and 16°

Group	Median	U-statistic	p-value
Anode angle 12°	141.8	678.5	0.0002
Anode angle 16°	160.8		

방사선 선량 분포의 균일성을 비교하기 위해 분산 값을 계산한 결과, 경사각 12°에서는 A라인에서 70.43, B라인에서 79.16, C라인에서 78.26, D라인에서 62.20, E라인에서 44.51, F라인에서 12.92, G라인에서 26.24로 나타났다. 특히 B라인(79.16)과 C라인(78.26)의 분산 값이 가장 높아 방사선 선량 분포의 변동성이 컸으며, A ~ D 라인 구간에서 상대적으로 높은 변동성을 보였다. 반면, F와 G라인의 분산 값은 각각 12.92와 26.24로 나타나 이 구간에서 방사선 선량 분포는 비교적 균등하게 나타났다.

경사각 16°에서는 A라인에서 33.53, B라인에서 46.49, C라인에서 45.80, D라인에서 44.19, E라인에서 38.63, F라인에서 28.08, G라인에서 15.64로 분산

값이 나타났다. B라인(46.49)과 C라인(45.80)에서 가장 높은 분산 값을 보였으며, 경사각 12°의 평균 분산 값이 53.39였던 반면, 16°에서는 36.05로 더 낮은 분산 값을 기록하였다.

양극 경사각 12°와 16° 분산 값의 평균 차이를 검증하기 위해 독립표본 t-검정으로 분석하였고, 분석 결과는 Table 4와 같다. 두 그룹 간의 차이는 통계적으로 유의하게 나타났다($p < 0.05$).

Table 4. Comparison of radiation dose measurements for anode angles of 12° and 16°

Group	Mean±SD	t-statistic	p-value
Anode angle 12°	53.94±25.71	2.65	0.022
Anode angle 16°	36.19±11.48		

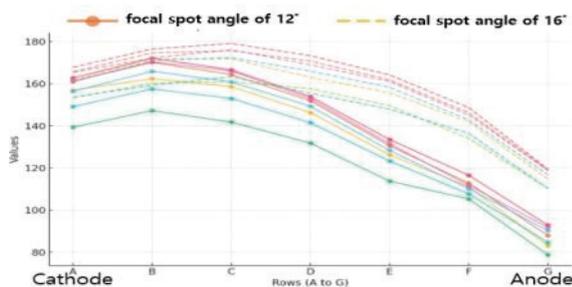


Fig. 9. Comparison of radiation dose distribution for 12° and 16° anode angles.

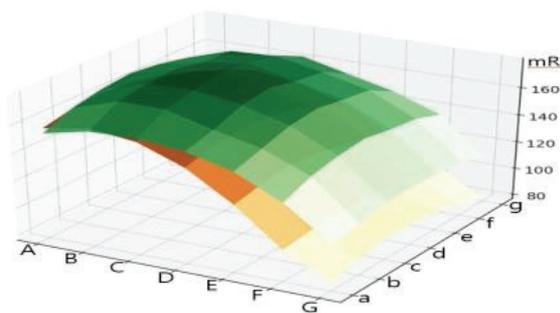


Fig. 10. 3D Visualization of radiation dose distribution for 12° and 16° anode angles.

4. 흉부 팬텀의 정방향과 역방향에서 양극 경사각에 따른 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비 측정

양극 경사각 12°에서 흉부 팬텀을 정방향(T12 측 음극 방향)과 역방향(T1 측 음극 방향)으로 배치하여 영상을 각각 획득하고, 양극 경사각 16°에서도

동일한 방식으로 흉부 팬텀을 배치하여 영상을 각각 획득하여, 흉추부에서 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비를 측정하였다. 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비의 측정 결과는 Table 5와 같다.

양극 경사각 12°의 흉부 팬텀 정방향에서 신호대 잡음비는 5.42, 역방향에서 4.93로 나타났으며, 양극 경사각 16°의 정방향에서 신호대 잡음비는 6.94, 역방향에서는 5.61로 나타났다.

신호대 잡음비는 흉부 팬텀을 정방향으로 하였을 때, 양극 경사각 12°보다 16°에서 6.94로 가장 높게 나타났고, 양극 경사각 12°보다 16°에서 28.04 % 높게 나타났다. 양극 경사각 12°와 16°에서 흉부 팬텀의 방향을 역방향과 정방향으로 하였을 때를 비교하면, 양극 경사각 12°의 역방향보다 정방향에서 9.94 % 높게 나타났고, 양극 경사각 16°에서도 역방향보다 정방향에서 23.71 % 높게 나타났다.

대조도대 잡음비도 흉부 팬텀을 정방향으로 하였을 때, 양극 경사각 12°보다 16°에서 5.93로 가장 높게 나타났고, 양극 경사각 12°보다 16°에서 42.89 % 높게 나타났다. 양극 경사각 12°와 16°에서 흉부 팬텀의 방향을 역방향과 정방향으로 하였을 때를 비교하면, 양극 경사각 12°의 역방향보다 정방향에서 9.50 % 높게 나타났고, 양극 경사각 16°에서도 역방향보다 정방향에서 29.48 % 높게 나타났다.

Table 5. Comparison of SNR and CNR at anode angles of 12° and 16° in forward and reverse directions

	SNR	CNR
Anode angle of 12° (forward direction)	5.42	4.15
Anode angle of 12° (reverse direction)	4.93	3.79
Anode angle of 16° (forward direction)	6.94	5.93
Anode angle of 16° (reverse direction)	5.61	4.58

IV. DISCUSSION

엑스선 일반촬영에서 발생하는 힐 효과는 영상의 품질과 정확성에 중대한 영향을 미치는 중요한 현상이다. 힐 효과는 엑스선관의 양극과 음극의 경사각에 따라 엑스선 강도가 불균등하게 분포하는

현상으로, 음극 측에서의 엑스선 강도가 양극 측보다 더 높게 나타난다^[4]. 이는 엑스선 튜브 내에서 타겟 경사각에 의해 발생하는 물리적 현상으로, 특히 경사각이 작을수록 더 강하게 나타나는 것으로 알려져 있고^[5]. 이 불균등한 엑스선 강도는 의료 영상의 균등성을 저해하고 진단의 정확성을 떨어뜨릴 수 있다^[6].

본 연구에서는 디지털 방사선영상 시스템에서 양극의 경사각 12°와 16°인 두 엑스선 장비를 사용하여, 각각의 경사각에 따른 방사선 선량 분포를 정량적으로 평가하였다. 음극 크기가 0.6/1.2 mm로 동일한 장비를 사용하여 힐 효과에 영향을 미칠 수 있는 변수를 통제하였다. 각 지점에서 조사선량을 측정하고, A라인에서 G라인, a라인에서 g라인까지의 평균값과 분산 값을 계산 후 분석하였다.

양극 경사각 12° 장비의 조사선량 측정 결과, 엑스선의 중심인 D라인을 기준으로 음극 측에 가까운 A, B 라인에서 더 높은 선량값을 보였고, 양극 측으로 갈수록 선량값은 감소하였다. 특히 B라인이 가장 높은 평균 선량값인 163.7 mR을 나타냈으며, 이는 음극 측에서 엑스선이 직접 방출되는 경로에 더 가까워 상대적으로 높은 선량을 기록한 것으로 판단된다. 반면, G라인에서는 평균 선량값이 87.0 mR로, A라인에 비해 약 43.97 % 감소하는 경향을 보였다. 이러한 감소는 힐 효과로 인한 물리적인 현상으로 설명할 수 있다.

양극 경사각 16° 장비의 경우, 음극 측 A, B, C 라인에서 선량값이 더 높았으며, C라인이 평균 171.3 mR로 가장 높은 값을 나타냈다. B라인에서 C라인으로 갈수록 선량값은 다소 증가하였으며, 이는 엑스선의 방출 각도와 경로와 관련이 있는 것으로 보인다. G라인에서는 평균 선량값이 115.6 mR로 나타났으며, A라인과 비교하면 약 28.29 % 감소하였다. 양극의 경사각 12°와 16°의 두 그룹 간 통계분석은 비모수적 검정인 윌콕슨 순위 합 검정을 사용하여 두 그룹 간 차이를 분석하였고, 분석결과 두 그룹 간의 차이는 통계적으로 유의하게 나타났다($p < 0.05$).

이는 양극 경사각 12°와 비교할 때 양극 경사각 16°에서 더 균등한 방사선 선량 분포를 나타낸 것

을 확인하였다.

분산 값 분석결과, 양극 경사각이 12°일 때의 평균 분산 값은 53.39로 나타났으며, 16° 경사각에서는 36.06으로, 12° 경사각에서의 방사선 선량 분포 차이가 더 크게 나타났다. 양극 경사각 12°와 16° 분산 값의 평균 차이를 검증하기 위해 독립표본 t-검정으로 분석하였고, 분석결과 두 그룹 간의 차이는 통계적으로 유의하게 나타났다($p < 0.05$).

분산 값으로 양극 경사각 12°와 비교할 때 양극 경사각 16°에서 더 균등한 방사선 선량 분포를 나타낸 것을 확인하였다.

Fig. 6, 8, 9, 10에서 방사선 선량 분포 패턴을 시각적으로 확인할 수 있었다. 12°와 16° 경사각 모두 음극에서 양극으로 갈수록 선량이 감소하는 유사한 패턴을 보이나, 16° 경사각에서 더 균등한 방사선 선량 분포가 관찰되었다. G라인에서는 두 경사각 간의 선량 차이가 가장 크게 나타났으며, 이는 경사각이 작을수록 힐 효과가 더 강하게 작용함을 시사한다. 특히, 16° 경사각에서는 A ~ G 라인 구간의 선량 감소 폭이 상대적으로 작아, 넓은 부위를 촬영할 때 균등한 방사선 선량 분포를 제공할 수 있음을 보여준다.

본 연구의 결과는 양극 경사각에 따른 힐 효과의 영향이 방사선 선량 분포의 불균등성에 큰 영향을 미친다는 사실을 입증하였다. 특히, 양극 경사각이 작을수록 선량의 불균등성이 증가하며, 음극과 양극 간의 선량 차이가 커지는 것을 확인할 수 있었다.

이러한 결과는 기존 문헌과도 일치한다. C. T. Chang 등의 연구에 따르면, 양극 경사각이 작을수록 힐 효과가 더 강하게 나타나며, 방사선의 강도가 불균등하게 분포한다는 결과를 보고하고 있다^[7]. 본 연구 역시 이러한 결과를 확인하였으며, 경사각이 클수록 엑스선의 방사선 선량 분포가 더 균등하게 분포된다는 점을 실험적으로 증명하였다.

또한, 디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각에 따른 환자의 방향이 영상 품질에 미치는 영향을 평가하고자 흉부 팬텀을 이용하여 양극 경사각 12°와 16°에서 흉부 팬텀을 정방향(T12 측 음극 방향, T1 측 양극 방향)과 역방향(T1 측 음극 방향,

T1 측 양극 방향으로 배치하였다. 흉추 1번에서 흉추 12번의 흉추 중심으로 각각 관심 영역을 설정하여 총 12개 지점에서 평균값과 표준편차 값을 측정하여 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비를 분석하였다.

신호대 잡음비는 흉부 팬텀을 정방향으로 배치했을 때, 양극 경사각 16°에서 6.94로 가장 높게 나타났으며, 12°보다 28.04 % 높게 나타났다. 양극 경사각 12°와 16°에서 팬텀을 역방향과 정방향으로 비교한 결과, 12°에서는 정방향이 역방향보다 9.94 % 높았고, 16°에서는 23.71 % 더 높게 나타났다.

대조도대 잡음비도 팬텀을 정방향으로 배치했을 때, 양극 경사각 16°에서 5.93으로 가장 높았으며, 12°보다 42.89 % 더 높게 나타났다. 양극 경사각 12°와 16°에서 팬텀을 역방향과 정방향으로 비교한 결과, 12°에서는 정방향이 역방향보다 9.50 % 높았고, 16°에서는 29.48 % 더 높게 나타났다.

디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각을 16°로 설정하고 팬텀을 정방향으로 배치할 때 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비가 향상되는 것을 확인하였다. 이는 양극 경사각과 환자의 방향이 힐 효과에 미치는 영향을 시사하며, 역방향 촬영보다 정방향 촬영이 더 우수한 영상 품질이 나타나는 것을 확인하였다.

S. H. Kim 등에 의하면 디지털 방사선영상 시스템에서 힐 효과는 큰 차이로 나타나지는 않았다^[8]고 이야기하였고, M. W. Kuck 등에 의하면 현재까지 발표된 Heel Effect 관련 연구가 디지털 방사선영상시스템에서 영상 품질에 미치는 영향을 입증하지도, 반증하지도 못하고 있다^[9]고 이야기하고 있다.

그러나 본 연구를 통해 디지털 방사선영상 시스템에서도 양극 경사각과 촬영 방향이 영상 품질에 미치는 영향이 크다는 것을 확인하였다.

디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각을 인지하고, 흉추부를 촬영할 때 정방향과 역방향을 정확히 구분하여 촬영하면 영상의 품질을 높이고 진단의 신뢰도를 높일 수 있을 것으로 판단한다.

본 연구에서는 엑스선의 방사선 선량 분포와 흉

부 팬텀을 이용한 영상 중심으로 분석하였다. 연구의 변수를 줄이기 위해 두 장비 모두 음극 크기는 0.6/1.2 mm로 동일한 장비를 사용하였으나, 현재 사용 중인 장비로 선량 분포의 변수(양극 마모 정도, 성분, 수명, 사용시간 등등), 감쇠 계수(attenuation coefficient)와 필터 효과(filter effect) 등을 고려하지 않은 한계가 있다. 향후 연구에서는 여러 변수를 고려한 추가 연구와 다양한 경사각을 가진 장비를 사용한 추가 연구도 필요할 것을 사료된다.

V. CONCLUSION

본 연구를 통해 디지털 방사선영상 시스템에서 힐 효과의 강도와 방사선 불균등성이 경사각에 따라 어떻게 변화하는지를 확인하였다. 양극의 경사각 12°와 16° 모두 음극 측으로 근접한 지점의 방사선량이 높았으며, 양극 측으로 갈수록 선량이 감소하는 전형적인 힐 효과를 관찰할 수 있었다. 특히, 양극의 경사각 12°에서 방사선 선량 분포의 불균등성이 크게 나타났고, 양극과 음극 사이의 선량 차이가 두드러졌다. 반면, 양극의 경사각 16°에서는 방사선 분포가 더 균등하게 나타났으며, 양극 측으로 갈수록 방사선 선량 분포가 완만하게 감소하는 경향을 보였다. 또한, 흉부 팬텀 영상에서 양극 경사각이 16°일 때, 정방향 촬영에서 흉추부의 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비가 모두 높게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

임상에서 디지털 방사선영상 시스템을 이용하여 검사할 때 양극 경사각을 인지하고, 흉추부를 촬영할 때 정방향과 역방향을 정확히 구분하여 검사하면 영상의 품질을 높이고 진단의 신뢰도를 높일 수 있을 것으로 판단한다.

Acknowledgement

본 연구는 2024년 원광보건대학교 교내연구비 지원으로 수행되었음.

Reference

- [1] J. A. Seibert, "X-ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 1: Basic Principles of

X-ray Production", *Journal of Nuclear Medicine Technology*, Vol. 32, No. 3, pp. 139-147, 2004.

- [2] J. Lazić, V. Sobić, S. Cikarić, et al., *Radiologija (Radiology – University Manual)*, Medicinska Knjiga, 1997.
- [3] M. W. Kusk, J. M. Jensen, E. H. Gram, J. Nielsen, H. Precht, "Anode heel effect: Does it impact image quality in digital radiography? A systematic literature review", *Radiography*, Vol. 27, No. 3, pp. 967-981, 2021
<https://doi.org/10.1016/j.radi.2021.02.014>
- [4] S. G. Shin, H. Y. Leen, "The Anode Heel Effect caused by changing the Angle of X-Ray Tube", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 10, No. 6, pp. 435-442, 2016. <https://doi.org/10.7742/jksr.2016.10.6.435>
- [5] M. C. Chou, "Evaluation of Non-Uniform Image Quality Caused by Anode Heel Effect in Digital Radiography Using Mutual Information", *International Journal Of Molecular Sciences*, Vol. 23, No. 5, p. 525, 2021.
<https://doi.org/10.3390/e23050525>
- [6] M. W. Kusk, J. M. Jensen, E. H. Gram, J. Nielsen, H. Precht, "Anode heel effect: Does it impact image quality in digital radiography? A systematic literature review", *Radiography*, Vol. 27, No. 3, pp. 967-981, 2021.
<https://doi.org/10.1016/j.radi.2021.02.014>
- [7] C. T. Chang, M. C. Chou, "Comparison of Non-Uniform Image Quality Caused by Anode Heel Effect between Two Digital Radiographic Systems Using a Circular Step-Wedge Phantom and Mutual Information", *Entropy*, Vol. 24, No. 12, p. 1781, 2022.
<https://doi.org/10.3390/e24121781>
- [8] S. H. Kim, "Evaluation of Dose and Image Quality According to Heel Effect of Diagnostic Radiation Generator", Department of Radiological Science, The Graduate School of Health Promotion Hanseo University, pp. 1-52, 2020.
- [9] M. W. Kusk, J. M. Jensen, E. H. Gram, J. Nielsen, H. Precht, "Anode heel effect: Does it impact image quality in digital radiography? A systematic literature review", *Radiography*, Vol. 27, No. 3, pp. 976-981, 2021.

디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각이 힐 효과와 영상 품질에 미치는 영향 분석

공창기*

원광보건대학교 방사선과

요약

본 연구는 디지털 방사선영상 시스템에서 양극 경사각이 힐 효과에 미치는 영향과 영상 품질에 미치는 영향을 정량적으로 분석하고자 하였다. 이를 위해 양극 경사각이 12°와 16°인 두 가지 엑스선 장비(Accuray D6와 INNOVISION-SH)를 사용하여 동일한 촬영 조건에서 방사선 선량 분포와 흉부 팬텀을 이용한 흉추부의 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비를 비교하였다.

방사선 선량 분포 연구 결과, 양극 경사각이 12°인 경우 방사선 선량 분포의 불균등성이 더 심하게 나타났다. 음극에서 양극으로 갈수록 선량이 급격히 감소하는 경향을 보였다. 반면, 양극 경사각이 16°인 경우 선량 감소가 완만하였으며, 12°보다 더 균일한 분포가 나타났다. 양극 경사각이 작을수록 힐 효과가 더 강하게 나타나며, 방사선의 강도가 불균등하게 분포함을 확인하였다.

흉추부 영상 분석결과, 양극 경사각 16°에서 흉부 팬텀을 정방향(T12 측 음극 방향, T1 측 양극 방향)으로 배치할 때 신호대 잡음비와 대조도대 잡음비가 향상되는 것을 확인하였다. 이는 양극 경사각과 환자의 방향이 힐 효과가 미치는 영향을 시사하며, 역방향(T1 측 음극 방향, T12 측 양극 방향) 촬영과 비교하면 정방향 촬영이 더 우수한 영상 품질이 나타나는 것을 확인하였다.

본 연구 결과를 바탕으로 임상에서 디지털 방사선영상 시스템을 이용하여 검사할 때 양극 경사각을 인지하고, 흉추부를 촬영할 때 정방향과 역방향을 정확히 구분하여 검사하면 영상의 품질을 높이고 진단의 신뢰도를 높일 수 있을 것으로 판단한다.

중심단어: 양극 경사각, 힐 효과, 방사선 선량 분포, 신호대 잡음비, 대조도대 잡음비

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	공창기	원광보건대학교 방사선과	교수