

Analysis of X-ray Tube Alignment by Diagnostic Voltages Considering Anode Heel Effect(AHE): A Simulation Study

Young-Seok Ji¹, Jae-Seok Kim^{2,*}

¹Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital

²Department of Radiology, Daejeon Health University

Received: October 30, 2024. Revised: November 28, 2024. Accepted: November 30, 2024.

ABSTRACT

Although radiation equipment are developing rapidly, general research on fundamental physics approaches is relatively lacking. Therefore, this study aims to analyze the energy difference of Anode Heel Effect(AHE) based on the tube voltages range of 50 kVp to 125 kVp of X-ray tube, and ultimately suggest an appropriate tube alignment for general radiography that can be used clinically. The radiation simulation was performed using the MCNP(Monte Carlo N-Particle), and the X-ray tube was modeled as E7869X(Japan) used in stationary X-ray equipment(Samsung GC58A). The tube voltages used in this study were 50, 65, 80, 95, 110, and 125 kVp, and the photon spectrum was analyzed to compare trends using MCNP and TASMIP(Tungsten Anode Spectral Model Interpolating Polynomials), and the AHE analysis was calculated into 1,849 sections consisting of 1 cm². Comparisons between the anode and the cathode side photon values of 50 kVp(0.1%), 65 kVp(9.1%), 80 kVp(16.5%), 95 kVp(16.3%), 110 kVp(20.6%), and 125 kVp(28.1%). Therefore, based on these findings, it is determined that the tube range requiring consideration of the AHE is 80, 95, 110, and 125 kVp, while for 50 and 65 kVp, AHE consideration is deemed unnecessary.

Keywords: Anode Heel Effect, Monte-carlo Simulation, X-ray Tube, Alignment, Voltage

I. INTRODUCTION

진단용 방사선은 일반영상검사(General X-ray), 투시영상검사(Fluoroscopy), 전산화단층검사(Computed Tomography), 골밀도검사(Bone Densimetry) 등 여러 의료분야에서 폭넓게 사용되고 있으며^[1], 의료분야 활용도가 높아짐에 따라 진단용 방사선은 인체에 가장 큰 피폭의 비중을 차지하고 있다^[2-4]. 진단용 방사선발생장치의 최신 동향은 저선량 및 고화질 영상을 획득을 목적으로 비약적으로 발전하고 있는 추세이며^[5-7], 대부분의 연구는 저선량기법과 화질개선기법으로 AI (Artificial Intelligence) software, 알고리즘(Algorithm), 필터부착물(Additional filter) 등에 국한되어 근본적인 물리학적 접근방식의 연

구는 상대적으로 미흡한 실정이다^[8,9].

저선량과 화질 개선을 위한 방사선원 기준의 대표적인 물리학적 접근방법은 Anode Heel Effect (AHE) 연구이다^[6,10-12]. AHE는 음극(Cathode)에서 방출된 전자가 양극(Anode)의 고밀도 물질과 충돌하면서 발생하는 방사선이 양극 측으로 투과될수록 양극 두께가 두꺼워지면서 양극 측이 음극 측보다 상대적으로 방사선 방출이 낮아지는 물리학적 현상이다. 양극 측에서 방사선 강도(Intensity)가 상대적으로 저하되어 의료기관에서는 환자의 두께가 얇은 부분을 양극 측으로 두꺼운 부분은 음극 측으로 배열하여 환자들이 받는 불필요한 선량을 줄이고, 화질 개선을 위해 노력하고 있다^[11-13]. 실제 임상에서는 흉부촬영(Chest radiography)의 경우, 폐첨부(Apex)

* Corresponding Author: Jae-Seok Kim

E-mail: m4f5r@naver.com

Tel: ***-****-****

및 횡격막(Diaphragm)은 각각 양극, 음극 측으로 배열하고, 복부촬영(Abdomen radiography)의 경우, 상복부 및 하복부는 각각 양극, 음극 측으로 배열하고 있다.

AHE의 영향을 주는 가장 큰 요인은 양극 각도 및 양극 물질 구성요소이다^[11]. 양극 각도는 진단용 방사선분야에서는 7°에서 20°까지 다양하게 활용되며, 이러한 각도 변화에 따라 양극 및 음극 측의 방사선 에너지 차이는 30%에서 45%까지로 보고된다^[6,11,12]. 최근 의료장비가 발전함에 따라 영상동적 범위(Image dynamic range)가 넓어지고, 후처리기법(Post-processing)이 영상에 적극 적용되어 AHE의 영향이 적다고 보고되지만^[11,14], 필연적으로 발생하는 AHE를 적절하게 활용할 수 있는 근본적인 연구를 토대로 여러 기법들과 융합되는 복합 연구가 필요하다.

따라서 본 연구는 진단용으로 활용되는 X-ray(엑스선) 튜브의 관전압 범위인 50 kVp에서 125 kVp까지를 기준으로 관전압 세기에 따른 AHE의 에너지 차이를 분석하고, 최종적으로 임상에서 활용 가능하도록 23년도 질병관리청 보고서^[15]에서 제시된 일반촬영 관전압을 기준한 촬영 별 적절한 양극 및 음극 측 배열을 제시하고자한다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 방사선 시뮬레이션 모델링

방사선 시뮬레이션은 Monte Carlo N-Particle Transport Code (MCNP6 ver.1.0, Los Alamos National Security, USA)을 사용하였다. MCNP는 중성자, 광자, 전자를 중점으로 구조가 복잡한 검사실, 조사실, 원자로 등에서 활발히 활용되고 있다. MCNP는 물질 간 구역을 정의하는 Cell card, 구형, 원통형, 사각형 등의 물체의 형상을 구현하는 Surface card, 에너지 종류와 방출, 각 물질의 밀도, History, Tally 등을 정의하는 Data card를 종합하여 입자 수송을 시뮬레이션하는 전산모사 코드이다.

엑스선 튜브는 GC85A(Samsung medison, Suwonsi, South Korea)에서 사용중인 E7869X(Canon Electron

Tubes & Devices Co., Ltd., Otawara-shi, Japan)를 모델링하였다. E7869X의 양극 각도는 12°이며, 구성 물질은 Rhenium-Tungsten으로 구성되어 있고, 최대 2.6 mm Al / 75 kV(IEC 60522 : 1999)의 여과 특성을 보인다. 따라서 납(Lead, 11.35 g/cm³), 알루미늄(Aluminum, 2.6989 g/cm³), 텅스텐(Tungsten, 19.3 g/cm³), 철(Steel, 7.872 g/cm³), 진공(Vacuum, 1E-20 g/cm³) 등의 물질로 구성된 엑스선 튜브를 MCNP에서 동일하게 Fig. 1 - (a)와 같이 모델링하였다.

2. 관전압에 따른 광자 스펙트럼 획득 방법

MCNP 코드 내 관전압은 50 kVp 부터 125 kVp 까지 총 6 가지 경우로 적용하였다(50, 65, 80, 95, 110, 125 kVp). 음극에서 방출된 전자가 양극과 충돌하여 방사선입자가 방출되는 지점(Source point)을 기준으로 임상 상황과 동일하게 알루미늄 콜리메이터를 사용하여 FOV(Field of view)는 43.18 cm² (17 in²) 크기로 구현하였다. 또한 방사선 선량 획득은 Fig. 1 - (a)와 같이 방사선 방출지점에서 100 cm 이격된 위치에 50 cm²의 크기의 Radiation box (R-box)를 구현하였으며, 해당 R-box에서 흡수한 광자를 평가하기 위해 *F8:p Tally를 적용하여 1E+10 번(NPS)의 분석을 진행하였다. 단위는 환산을 통해 keV의 광자 스펙트럼을 획득하였다. MCNP 광자 스펙트럼과 TASMIP (Tungsten Anode Spectral Model Interpolating Polynomials) 광자 스펙트럼은 각각 6 가지의 관전압별 발생 비율을 각각 산출하였고, 최종 정규화 과정을 통해 경향성을 확인하였다^[16].

3. 관전압에 따른 AHE 분석 방법

엑스선 튜브 및 기타 모델링은 스펙트럼 획득 방법과 동일하며, 방사선 방출지점에서 100 cm 이격된 위치에 50 cm²의 크기의 R-box에서 FMESH:p Tally를 적용하여 1E+10 번(NPS)의 반복분석을 진행하였다. 단위는 Flux/cm³로 정의하였으며, 관전압 별 AHE를 분석하기 위한 Mesh Tally의 획득 간격은 Fig. 1 - (b)와 같이 1 cm³의 크기로 x 축으로 43 번 측정 후 y 축으로 43 가지 층(Layer)으로 구분하여 양극 및 음극 측을 세부적으로 분석하였다.

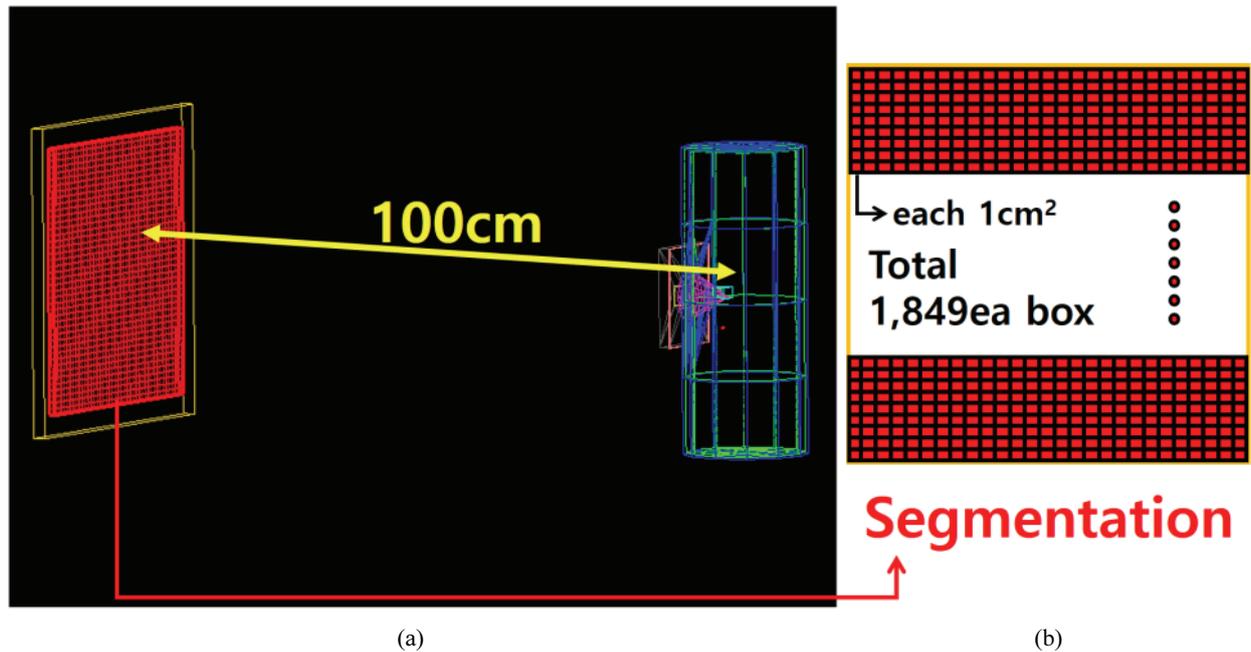


Fig. 1. MCNP simulation geometry. (a) photon-counts between X-ray tube and Radiation-box, (b) segmentation for analysis of Anode Heel Effect(AHE).

III. RESULTS

1. 관전압에 따른 광자 스펙트럼 획득 결과

Fig. 2와 같이 MCNP과 TASMIP 프로그램을 통해 산출된 50 kVp부터 125 kVp까지의 관전압은 일치하는 경향성을 확인하였으며, 두 가지 프로그램에서 특성(Characteristic) 엑스선은 동일하게 80 kVp부터 관찰할 수 있었다.

2. 관전압에 따른 AHE 분석 방법

43 cm의 7 cm(3 분할) 기준, 50 kVp부터 125 kVp까지 방사선 강도는 각각 2.65E-10, 1.2E-9, 3.06E-9, 7.02E-9, 1.21E-8, 1.97E-8로 산출되었고, 양극의 최측 7 cm에서는 각각 1.66E-10, 9.29E-10, 2.3E-9, 4.59E-9, 8.03E-9, 1.15E-8로 산출되었으며, 음극의 최측 7 cm에서는 각각 1.8E-10, 1.05E-9, 2.92E-9, 6.4E-9, 1.16E-8, 1.93E-8로 산출되었다. 따라서, Table. 1와 같이 양극 측의 방사선 강도는 중심점

기준, 50 kVp부터 125 kVp까지 각각 62.8%, 77.5%, 75.3%, 65.4%, 66.2%, 58.4% 감소하였고, 음극 측의 방사선 강도는 중심점 기준, 50 kVp부터 125 kVp까지 각각 67.8%, 87.8%, 95.5%, 91.2%, 95.8%, 98% 감소하였다.

Fig. 3, Fig. 4와 같이 세부적으로 분석한 43 cm의 1 cm 기준 중심점의 방사선강도는 50 kVp부터 125 kVp까지 각각 7.53E-11, 3.78E-10, 1.02E-9, 2.38E-9, 4.03E-9, 6.38E-9로 산출되었고, 양극의 최측 1 cm에서는 각각 4.65E-11, 2.57E-10, 8.33E-10, 1.3E-9, 2.37E-9, 3.12E-9로 산출되었으며, 음극의 최측 1 cm에서는 각각 5.63E-11, 3.4E-10, 1.09E-9, 2.19E-9, 3.96E-9, 6.61E-9로 산출되었다. 따라서, 양극 측의 방사선 강도는 중심점 기준, 50 kVp부터 125 kVp까지 각각 61.8%, 67.9%, 81.3%, 54.5%, 58.8%, 48.9% 감소하였고, 음극 측의 방사선 강도는 중심점 기준, 50 kVp부터 125 kVp까지 각각 74.8%, 90.1%, 106.7%, 91.9%, 98.3%, 103.7%의 증감 수치를 확인하였다.

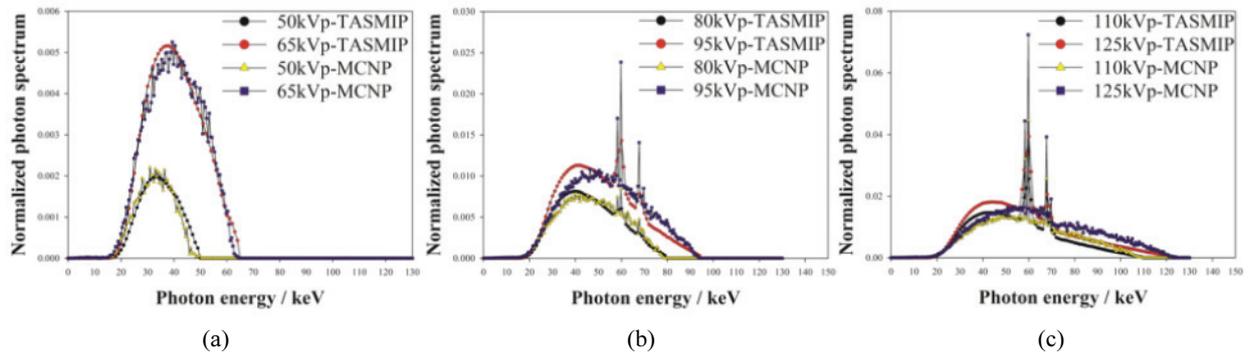


Fig. 2. X-ray spectrum analysis each kVp of MCNP, TASMIP. (a): 50, 65 kVp, (b): 80, 95 kVp, (c): 110, 125 kVp

Table 1. Anode and Cathode radiation effect analysis each 7 cm interval.

kVp	Anode (+) direction			Center (1 cm)	Cathode (-) direction		
	+21 cm	+14 cm	+7 cm		-7 cm	-14 cm	-21 cm
50 kVp	6.55E-11	6.8E-11	7.75E-11	7.53E-11	6.86E-11	7.18E-11	6.56E-11
	87%	90.4%	103%	100%	91.1%	95.4%	87.1%
65 kVp	3.37E-10	3.8E-10	3.96E-10	3.78E-10	3.83E-10	3.92E-10	3.71E-10
	89.2%	100.5%	104.7%	100%	101.3%	103.7%	98.1%
80 kVp	8.56E-10	1.03E-9	1.07E-9	1.02E-9	1.08E-9	1.03E-9	1.03E-9
	83.6%	100.7%	104.7%	100%	104.9%	100.1%	100%
95 kVp	1.83E-9	2.24E-9	2.34E-9	2.38E-9	2.26E-9	2.24E-9	2.18E-9
	76.7%	94%	98%	100%	94.7%	93.7%	91.6%
110 kVp	3.09E-9	3.86E-9	4.19E-9	4.03E-9	4.14E-9	4.08E-9	3.89E-9
	76.8%	95.9%	104.1%	100%	102.9%	101.4%	96.7%
125 kVp	4.61E-9	6.05E-9	6.73E-9	6.38E-9	6.69E-9	6.58E-9	6.41E-9
	72.4%	94.9%	105.6%	100%	104.9%	103.2%	100.6%

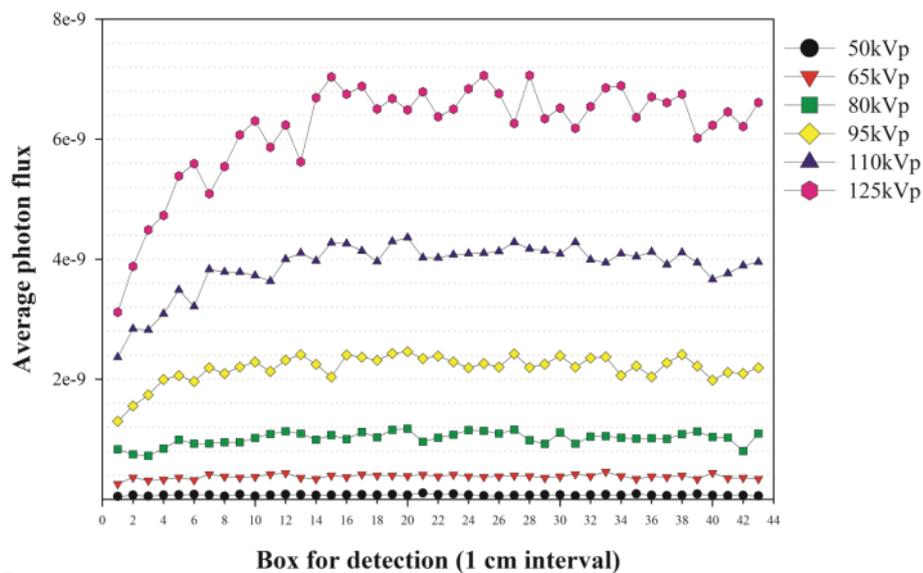


Fig. 3. X-ray intensity analysis each kVp(50, 65, 80, 95, 110, 125 kVp) at 1 cm interval, x-axis of "0" direction is Anode and x-axis of "44" direction is Cathode.

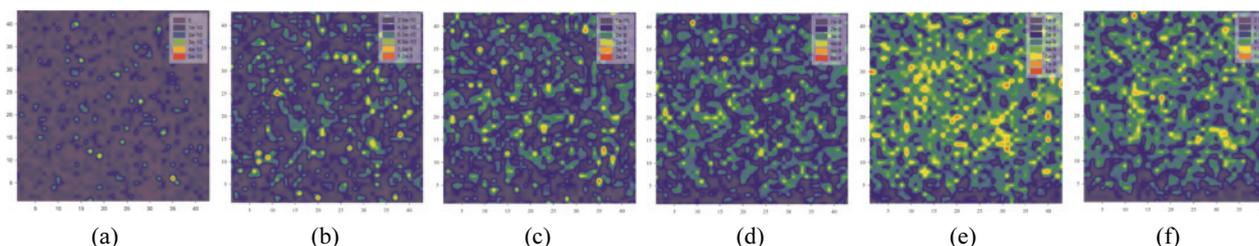


Fig. 4. Contour mode analysis each kVp, the bottom of the y-axis is Anode and the top is Cathode direction.
 (a): 50 kVp, (b): 65 kVp, (c): 80 kVp, (d): 95 kVp, (e): 110 kVp, (f): 125 kVp.

IV. DISCUSSION

본 연구는 임상에서 직접적으로 사용하는 관전압 범위를 기준으로, AHE를 분석하여 촬영 부위에 따라 변경되는 관전압에서의 엑스선 튜브의 적정 배열(양극, 음극 배열)을 제시하는 최초의 연구이다. 1 cm 간격의 AHE 분석결과, 양극 측과 중심 측의 비교에서 가장 큰 차이를 보이는 관전압은 가장 높은 125 kVp 였으며(48.9%), 이어서 95 kVp(54.5%) 110 kVp(58.8%), 50 kVp(61.8%), 65 kVp(67.9%), 80 kVp(81.3%)로 확인하였다.

관전압별 광자 스펙트럼 획득에 사용된 시뮬레이션 프로그램은 TASMIP와 MCNP였으며, 저관전압(50, 65, 80 kVp)과 고관전압(95, 110, 115 kVp)에서 그래프 경향성의 차이를 보였다. 관전압 광자 스펙트럼 획득을 위해 사용하는 프로그램은 일반적으로 TASMIP 이외에도 SRS-78(IPEM Report No.78)이 활용된다^[1,3,16,17]. TASMIP와 SRS-78의 가장 큰 차이점은 양극의 각도 설정 유/무이다. TASMIP는 16°의 양극 각도가 고정되어 있으나, SRS-78의 경우 각도를 임의로 변경할 수 있다. 하지만, SRS-78의 경우 특정 저 관전압에서 필터(Filtration)를 높게 설정할 경우 스펙트럼이 산출되지 않는 한계점이 있다. 본 연구에서 적용된 2.5 mm Al 필터 기준 50 kVp와 65 kVp의 광자 스펙트럼이 프로그램에서 산출되지 않아 SRS-78 프로그램은 연구에서 제외하였다. 이러한 양극 각도의 차이로 TASMIP 프로그램을 이용한 결과와 실제 본원의 엑스선 튜브(양극 각도: 12°)를 동일하게 모사한 MCNP의 광자 스펙트럼 결과는 Fig. 2와 같이 상이할 수밖에 없다. 하지만 흥미로운 점은 양극 각도의 차이가 고관전압(95, 110, 115 kVp) 부분에서 두드러지며, 저관전압

(50, 65, 80 kVp) 부분에서는 큰 차이가 없었다.

1 cm 및 7 cm 기준한 AHE의 세부 분석결과 모두 양극 측이 상대적으로 음극 측보다 선량 강도 감소율이 높음을 확인하였지만, 관전압별 양, 음극 측의 차이가 적은 경우도 있었다. 세부적으로 분석한 1 cm 간격 기준, 최 측의 양, 음극 총 선량강도 비율은 50 kVp에서 125 kVp까지 높아질수록 82.6%, 75.4%, 76.2%, 59.4%, 59.8%, 47.1%의 수치를 보이며 일반적으로 관전압이 높아질수록 AHE가 비례하여 증가함을 확인하였고, 7 cm 간격 기준에서는 50 kVp에서 125 kVp로 갈수록 99.9%, 90.9%, 83.5%, 83.7%, 76.4%, 71.9%로 관전압과 AHE의 경향성이 1 cm 기준보다 높음을 확인하였다. 7 cm 간격 기준, 50 kVp는 양극 및 음극 측에서 각각 87%, 87.1%의 선량강도를 보이며 0.1% 차이로 AHE가 없었으며, 65 kVp의 경우는 9.1%로 10% 미만의 낮은 선량강도 차이를 보였다. 하지만 80 kVp부터 양극 및 음극 측에서 각각 83.6%, 100%의 선량강도를 보이며 16.5%의 차이로 상대적으로 높은 관전압인 80, 95, 110, 125 kVp에서는 엑스선 튜브의 배열을 고려할 필요가 있다.

AHE의 선량과 화질과의 관계에서 높은 선량(음극 측)이 높은 화질에 직접적으로 비례한다는 선행 연구결과가 보고된다^[6,11,12,18]. 하지만 높은 선량은 환자의 피폭 증가를 의미하므로 화질과 선량 부분을 모두 종합적으로 고려해야한다. 50 kVp와 65 kVp의 경우 양극, 음극 측의 차이가 10% 미만으로 엑스선 튜브 배열에 상관없이 임상에 적용해도 무관하다고 판단한다. 따라서 손, 상지 부, 발, 하지 부, 머리 부, 경추 부의 상대적으로 얇은 부분의 경우 엑스선 튜브 배열을 고려하지 않는 것을 추천한다. 하지만, 머리 부의 경우 안와의 피폭을 줄이기 위해

엑스선 튜브의 음극 측이 아래쪽 방향으로 향하는 것을 고려할 필요가 있다. 80, 95 kVp의 경우 양극, 음극 측의 차이가 15% 이상으로 엑스선 튜브 배열을 고려해야한다. 따라서, 흉추, 요추, 골반, 복부의 상대적으로 두꺼운 부위의 경우 인체의 해부구조상 엑스선 튜브의 음극 측을 두꺼운 부분으로 배열하는 것을 추천한다. 고관전압 촬영인 110, 125 kVp의 경우 양극, 음극 측의 차이가 20% 이상으로 대표적으로 흉부촬영 시 엑스선 튜브의 음극 측이 복부 방향으로 향하는 것을 추천한다.

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 첫째, 광자를 획득한 FOV는 임상에서 가장 넓게 사용되는 43.18 cm² (17 in²) 크기로 고정하여 진행하였다. 해부학적 부위에 따라 본 연구와 상이한 FOV로 촬영하는 경우도 있겠지만, 대부분의 일반촬영 검사 중 넓은 FOV를 사용하는 흉부, 복부 촬영의 비중이 높다는 점과 FOV가 작은 경우(±7 cm, ±14 cm), Table 2의 결과와 같이 AHE는 중심 대비 10% 미만의 차이를 보이므로 의미가 적다고 판단한다. 둘째, 시뮬레이션으로 진행한 연구로 실제 측정의 결과가 진행되지 않았다. 하지만 본 연구는 1 cm²의 크기로 x 축으로 43 번 측정 후 y 축으로 43 번 측정한 1,849 구

역의 측정 결과를 분석하였다. 따라서, 임상에서 구현하지 못하는 시뮬레이션 방식의 연구로의 의의가 있다고 판단한다.

V. CONCLUSION

50 kVp부터 125 kVp까지의 양극 및 음극의 AHE 차이는 각각 0.1%, 9.1%, 16.5%, 16.3%, 20.6%, 28.1%로 10% 미만의 차이를 보이는 50, 65 kVp는 AHE를 고려할 필요가 없으며, 80, 95, 110, 125 kVp는 AHE를 고려하여 엑스선 튜브를 배열해야한다. 즉, 양극, 음극 배열은 저관전압에서는 고려할 필요가 없으며, 고관전압에서는 고려되어야 한다.

임상에 즉각 적용할 수 있도록 23년도 질병관리청 보고서^[15]를 기준한 관전압 분류표와 본 연구 결과를 종합한 엑스선 튜브의 적정 배열을 Table 2와 같이 권고한다.

Acknowledgement

본 연구는 대전보건대학교 전문기술 석사 연구비 지원으로 수행되었습니다.

Table 2. Results based on diagnostic reference level data(2023) and this research data

X-ray Projections	5 ages		10 ages		Adult	
	Median value ^[15]	Tube Alignment	Median value ^[15]	Tube Alignment	Median value ^[15]	Tube Alignment
Hand PA	45 kVp		50 kVp		52 kVp	
Elbow AP	50 kVp		54 kVp		56 kVp	
Ankle AP	50 kVp		53 kVp		57 kVp	
Knee AP	53 kVp	N/A-AHE	55 kVp	N/A-AHE	60 kVp	N/A-AHE
Humerus AP	55 kVp		60 kVp		65 kVp	
Femur AP	58 kVp		65 kVp		70 kVp	
Shoulder AP	60 kVp		64 kVp		70 kVp	
C-spine AP			-		70 kVp	
Hip-joint AP	65 kVp	N/A-AHE	70 kVp	N/A-AHE	75 kVp	
Skull AP	65 kVp		65 kVp		75 kVp	
T-spine AP			-		75 kVp	
Pelvis AP	65 kVp	N/A-AHE	70 kVp	N/A-AHE	76 kVp	A-AHE
Abdomen AP	65 kVp		70 kVp		78 kVp	
L-spine AP			-		80 kVp	
Chest PA	70 kVp	N/A-AHE	90 kVp	A-AHE	102 kVp	

N/A-AHE: Not applicable Anode Heel Effect, A-AHE: Applicable Anode Heel Effect

Reference

- [1] Y. I. Cho, J. H. Kim, "Evaluation of the Effectiveness of 3D Printing Shielding Devices using Monte Carlo Simulation in Plain Radiography", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 14, No. 3, pp. 303-311, 2020. <https://doi.org/10.7742/JKSR.2020.14.3.303>
- [2] Korea Disease Control and Prevention Agency, "Guidelines for Recommended Patient Doses for Plain Radiography Imaging", *Radiation Safety Management Series*, No. 30, 2012.
- [3] S. Y. Lee, Y. H. Seoung, "Evaluation of Effective Dose with National Diagnostic Reference Level using Monte-Carlo Simulation", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 15, No. 7, pp. 1041-1047, 2021. <https://doi.org/10.7742/JKSR.2021.15.7.1041>
- [4] K. P. Kim, "Assessment of Radiation Exposure of Korean Population by medical radiation", Korea Disease Control and Prevention Agency, 2020.
- [5] ICRP, "Radiological Protection in Medicine", International Commission on Radiological Protection, ICRP publication 105, 2007.
- [6] H. A. A. B. Mraity, L. Walton, A. England, J. Thompson, L. Lanca, P. Hogg, "Can the anode heel effect be used to optimise radiation dose and image quality for AP pelvis radiography?", *Radiography*, Vol. 26, No. 2, pp. e103-e108, 2020. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2019.11.094>
- [7] H. M. Warren-Forward, R. Beckhaus, "A Standardised Approach to Optimisation", *Radiographer*, Vol. 51, No. 3, pp. 105-110, 2004. <https://doi.org/10.1002/j.2051-3909.2004.tb00007.x>
- [8] E. H. Kim, K. Muroi, T. Koike, J. M. Kim, "Dose Reduction and Image Quality Optimization of Pediatric Chest Radiography Using a Tungsten Filter", *Bioengineering*, Vol. 9, No. 10, pp. 583, 2022. <http://dx.doi.org/10.3390/bioengineering9100583>
- [9] A. A. Borkowski, N. A. Viswanadhan, L. B. Thomas, R. D. Guzman, L. A. Deland, S. M. Mastorides, "Using Artificial Intelligence for COVID-19 Chest X-ray Diagnosis", *Federal Practitioner*, Vol. 37, No. 9, pp. 398-404, 2020. <http://dx.doi.org/10.12788/fp.0045>
- [10] G. H. Kim, R. N. Lee, "Effect of target angle and thickness on the heel effect and X-ray intensity characteristics for 70 kV X-ray tube target", *Progress in Medical Physics*, Vol. 27, No. 4, pp. 272-276, 2016. <https://doi.org/10.14316/pmp.2016.27.4.272>
- [11] 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. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2021.02.014>
- [12] N. N. Ratini, I. M. Yuliara, W. Windaryoto, "Anode Heel Effect Application with Step Wedge Against Effect of Signal to Noise Ratio in Computed Radiography", *International Journal of Health Sciences*, Vol. 4, No. 3, pp. 75-82, 2020. <https://doi.org/10.29332/ijhs.v4n3.467>
- [13] K. J. Jang, N. H. Kim, J. H. Lee, S. B. Lee, "Distribution of X-ray Strength in Exposure Field Caused by Heel Effect", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 5, No. 5, pp. 223-229, 2011. <https://doi.org/10.7742/JKSR.2011.5.5.223>
- [14] L. Lança, A. Silva, "Digital radiography detectors - A technical overview: Part 2", *Radiography*, Vol. 15, No. 2, pp. 134-138, 2009. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2008.02.005>
- [15] Korea Disease Control and Prevention Agency, "Diagnostic Reference Level Guidelines for General X-ray Part", *Medical Radiation Series*, No. 28, 2023.
- [16] J. M. Boone, J. A. Seibert, "An accurate method for computer-generating tungsten anode x-ray spectra from 30 to 140 kV", *Medical Physics*, Vol. 24, No. 11, pp. 1661-1804, 1997. <https://doi.org/10.1118/1.597953>
- [17] S. Evans, "Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra and Other Data(CD-ROM REVIEW)", *Journal of Radiological Protection*, Vol. 18, No. 1, pp. 206, 1998. <https://doi.org/10.1088/0952-4746/18/1/026>
- [18] T. Mearon, P. C. Brennan, "Anode heel affect in thoracic radiology: a visual grading analysis", *Physics of Medical Imaging*, Vol. 6142, pp. 1148-1156, 2006. <https://doi.org/10.1117/12.641623>

진단용 관전압 범위에서 양극 경사효과를 고려한 엑스선관 배열분석: 시뮬레이션 연구

지영석¹, 김재석^{2,*}

¹분당서울대학교병원 영상의학과

²대전보건대학교 방사선학과

요 약

진단용 방사선장비는 급속도로 발전하여 많은 연구들이 이뤄지고 있지만, 기본적인 물리학 접근의 방사선장비 연구는 상대적으로 부족한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 50 kVp부터 125 kVp까지 임상에서 사용하는 관전압 범위를 기준으로 양극경사효과(Anode Heel Effect)의 에너지 차이를 분석하고, 임상에서 사용하는 일반촬영검사에 적합한 엑스선 튜브 정렬을 제안하는 것을 목적으로 한다. 방사선 시뮬레이션은 MCNP (Monte Carlo N-Particle, USA)를 사용하였으며, 엑스선관은 GC85A (Samsung, Korea) 장비에서 사용하는 E7869X의 도면을 통해 모사하였다. 본 연구에서 사용한 관전압은 50, 65, 80, 95, 110, 125 kVp였으며, 광자 스펙트럼은 MCNP와 TASMIP(Tungsten Anode Spectral Model Interpolating Polynomials)를 활용하여 경향성을 비교하였고, AHE는 1 cm²로 구성된 1,849 가지 구역을 선정하여 세부적 분석을 진행하였다. 양극과 음극 측 광자 획득 비율은 50 kVp (0.1%), 65 kVp (9.1%), 80 kVp (16.5%), 95 kVp (16.3%), 110 kVp (20.6%), 125 kVp (28.1%)로 산출되었다. 따라서 AHE를 고려해야 하는 관전압 범위는 80, 95, 110, 125 kVp이며, 50, 65 kVp는 AHE를 고려하지 않아도 무방하다고 판단한다.

중심단어: 양극경사효과, 몬테카를로시뮬레이션, 엑스선관 튜브, 배열, 관전압

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	지영석	분당서울대학교병원 영상의학과	방사선사
(교신저자)	김재석	대전보건대학교 방사선학과	교수