

## &lt;원저&gt;

## 방사선촬영에서 면적선량 및 새로운 실질면적선량 개념의 비교 평가

최우철<sup>1)</sup>·김용민<sup>1)</sup>·김정수<sup>2)</sup><sup>1)</sup>대구가톨릭대학교 방사선학과·<sup>2)</sup>대구보건대학교 방사선과

## Comparative Evaluation of Kerma Area Product and New Fundamental of Kerma Area Product on Radiography

Woo Cheol Choi<sup>1)</sup>·Yongmin Kim<sup>1)</sup>·Jung Su Kim<sup>2)</sup><sup>1)</sup>Department of Radiological Science, Daegu Catholic University<sup>2)</sup>Department of Radiologic-Technology, Daegu Health College

**Abstract** Kerma Area Product (KAP) is best indicator of radiation monitoring on radiographic examinations. KAP can be measured differently depending on the X-ray irradiation area, air kerma, source-skin distance, type of equipment, etc. The major factors are exposure area and the air kerma. The KAP currently used only considers the exposure area with X-rays and has a problem that KAP is always excessively overestimated from the dose received by an actual subject. Therefore, in this study, in order to measure the accurate KAP, a new area dose calculation that can be calculated by dividing the area where the actual X-ray is irradiated is presented, and the KAP is the real area. We compared and analyzed how much it was overestimated compared to the dose. The Skull AP projection and seven other projection were compared and analyzed, and the KAP was overestimated in each test by 52% to 60%. In this way, the effective KAP (EKAP) calculation developed through this study should be utilized to prevent extra calculation of the existing KAP, and only the accurate patient subject area should be calculated to derive the accurate area dose value. EKAP is helpful for control the patient's exposure dose more finely, and it is useful for the quality control of medical radiation exposure.

**Key Words:** Kerma Area Product, Effective Kerma Area Product, Patient radiation exposure, Radiography, Quality Control

**중심 단어:** 면적선량, 실질면적선량, 환자피폭선량, 방사선촬영, 품질관리

## I. 서론

2017년 질병관리본부 연구결과에 따르면 진단목적의 방사선영상촬영장치의 사용량은 2015년 기준으로 2.65억 건으로 2012년에 비해 14% 증가하였다[1]. 의료방사선은 질병의 진단과 치료에서 필수적으로 사용되고 있으며, 그 사용빈도가 지속적으로 증가하고 있다. 의료방사선 피폭선량 저감을 위해 방사선방어와 관련된 단체에서는 방사선영상촬영장치를 사용하는 검사에 있어 환자의 방사선량을 모니터링하고 기록하기 위해 면적선량(kerma area product; KAP) 값을 사용하기를 권고하고 있다[2-5]. KAP값은 초점을 기

준으로 발생하는 방사선(X선)의 중심축을 수직단면으로 잘랐을 때 전체 조사면적과 공기커마를 곱한 값으로 나타낼 수 있으며, X선이 입사되는 면적이 반영된 방사선량을 표현할 수 있다. 입사되는 방사선의 강도는 거리역자승에 비례하여 감소되고, 조사된 X선의 면적은 거리자승에 비례하여 증가되므로 강도와 면적이 서로 상쇄된다. 따라서 KAP값은 X선 초점과 피사체사이 빔축 상의 어떤 위치에서나 같은 값을 가질 수 있다. KAP값의 측정은 면적선량계(KAP meter)를 이용하여 측정하거나 X선의 출력량을 이용하여 계산할 수 있으며, KAP는 환자에게 입사되는 총방사선량을 나타내기에 적절한 방법으로 Gy·cm<sup>2</sup>의 단위를 사용한다[6].

Corresponding author: Kim Jung Su, Department of Radiologic-Technology, Daegu Health College, 15, Yeongsong-ro, Buk-gu, Daegu, 41453, Republic of Korea / Tel: +82-53-320-1318 / E-mail: rtkjs@korea.ac.kr

Received 21 December 2020; Revised 9 February 2021; Accepted 23 February 2021

Copyright ©2021 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

일반 X선검사와 투시검사, 혈관조영검사와 같은 진단용 X선 검사에서 KAP값은 환자의 방사선량을 평가하는 지표로 사용되고 있다. 또한 이러한 KAP값은 환자의 유효선량을 추정하기 위한 도구로 사용되기도 한다[7]. 하지만 KAP값은 X선 조사면적, 공기커마, 검사자의 장비 조사야 설정 등에 따라 그 값이 다르게 측정될 수 있으며, 이중 가장 중요한 요인으로는 X선 조사면적과 기준점에서의 공기커마이다 [8]. 현재 임상환경에서 사용되고 있는 KAP값은 X선이 조사되는 조사야 전체면적에 대한 선량값은 나타내고 있다. 이는 실제 피사체의 면적보다 넓은 면적을 반영하여 측정되거나 계산된 값으로 실제 피사체가 받은 선량 보다 항상 과도하게 산정되고 있는 문제점을 가지고 있다. 따라서 본 연구에서는 기존의 KAP가 실제 환자가 받은 선량보다 높게 측정되는 문제점을 보완하여 보다 정확한 KAP값을 산정하기 위한 새로운 방안을 제시하고 이를 기존의 KAP와 비교 평가하여 새로운 KAP의 개념을 소개하고자 한다.

## II. 대상 및 방법

### 1. 실험장비

본 연구에서는 촬영 부위별의 KAP를 측정하기 위해 인체 등가전신촬영팬텀인 PBU-50(KYOTOKAGAKU, Japan)을 사용하였으며, 영상획득을 위한 실험장치는 최대관전압 125 kVp, 최대관전류 500 mA의 AccuRay-525R(DK medical, Korea) X선장비를 사용하였다. 조사야 표면의 공기커마값을 측정하기 위하여 반도체 타입의 Ray Safe Xi 멀티미터(Raysafe, Sweden)를 사용하였다. 측정기는 2019년 10월 07일 제조사에 의해 교정되었다.

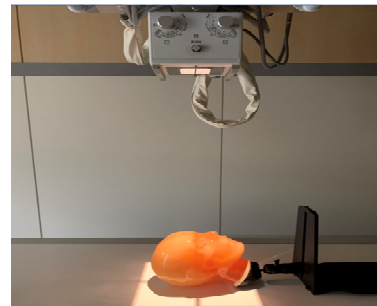
### 2. 실험방법

본 연구의 실험에서는 두부와 상하지 분리가 가능한 PBU 50 인체등가팬텀을 사용하여 두부 전후방향과 측방향, 팔꿈치 관절 전후방향 및 측방향, 손 후전방향, 발목관절 측방향과 발의 측방향 영상을 획득하였다. 실험에 사용한 촬영거리는 100 cm으로 설정하였으며, 각 검사에 대한 X선조사 조건은 Table 1과 같다. 각 검사 조건은 식품의약품안전처의 영상의학 검사표준 촬영기법의 촬영조건을 참고하여 사용하였다[9]. X선 영상을 획득한 이후에 동일한 조건에서 피사체 팬텀을 제거한 후 X선 테이블 위에서 반도체타입 측정기를 이용하여 동일한 검사 조건으로 각 부위별 3회 X선을 조사하여 공기커마값을 획득하였다. 두부 측방향 촬영은 각기

**Table 1.** X-ray inspection site and conditions

	Tube Voltage (kVp)	Milliampereseconds (mAs)	distance (cm)
Skull AP	75.00	25.00	100.00
Skull Lat. (a)	77.00	25.00	100.00
Skull Lat. (b)	77.00	32.00	100.00
Hand PA	50.00	5.00	100.00
Elbow AP	55.00	5.00	100.00
Elbow Lat.	50.00	5.00	100.00
Foot Lat.	55.00	8.00	100.00
Ankle Lat.	55.00	5.00	100.00

다른 조건으로 설정하여 2회 실험하였다. 영상획득을 위한 X선조사는 Fig. 1과 같고, 공기커마 측정을 위한 반도체타입 측정기의 배치는 Fig. 2와 같다. KAP 값의 계산을 위해서는 측정기를 이용하여 측정된 공기커마값에 획득한 영상의 면적을 곱하여 산정하였다. 각 공기커마값의 측정과 동시에 관전압, 조사시간을 동시에 측정하여 촬영조건 정확성이 허용오차 안에 들어가는지 확인 후 공기커마 값을 기록하였다.



**Fig. 1.** This picture showed X-ray examination of Skull AP projection



**Fig. 2.** Air kerma measured on X-ray table without phantom



(a) Skull AP

(b) Elbow Lat

(c) Foot Lat

Fig. 3. Real object area measured on the large J software

피사체의 면적산출은 Image J(National Institutes of Health, US)를 이용하여 그레이 스케일을 조절하고 피사체의 윤곽선을 추출하는 방법을 사용하였다. 추출된 윤곽선의 영상은 Fig. 3과 같다.

새로운 개념의 면적선량의 산출은 측정된 공기커마값과 영상에서 피사체에 해당하는 면적을 곱하여 산출하였으며, 기존의 면적선량값은 조사야 전체면적에 대한 공기커마값의 곱으로 산정하여 비교하였다.

### III. 결과

#### 1. 공기커마, 전체면적, 피사체면적

두부 정면촬영에서 측정된 조사야 면적은  $885.44 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마값의 평균은  $1.33 \text{ mGy}$ 이었으며, 두부 측면검사(a)에서 측정된 조사야 면적은  $1,148.58 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마값의 평균은  $1.44 \text{ mGy}$ 였다. 두부 측면검사(b)에서 측정된 조사야 면적은  $893.76 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마값의 평균은  $1.98 \text{ mGy}$ 이었으며, 손의 후전방향촬영에서 측정된 조사야 면적은  $546.00 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마값의 평균은  $0.11 \text{ mGy}$ 였다. 팔꿈관절의 전후면촬영에서 측정된 조사야 면적은  $551.93 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마값의 평균은  $0.14 \text{ mGy}$ 이었으며, 팔꿈관절의 측방향에서 측정된 조사야 면적은  $477.52 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기

커마 값의 평균은  $0.10 \text{ mGy}$ 였다. 발의 측면촬영에서 측정된 조사야 면적은  $512.40 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마 값의 평균은  $0.23 \text{ mGy}$ 이었으며, 발목관절의 측면촬영에서 측정된 조사야 면적은  $418.14 \text{ cm}^2$ 이었고, X선 테이블위에서 측정된 공기커마값의 평균은  $0.14 \text{ mGy}$ 였다. 본 연구에서는 측정된 공기커마값과 전체면적, 피사체 면적은 Table 2와 같다.

#### 2. 실질면적선량값 산출

7개의 검사법에서 전체면적의 넓이와 피사체면적의 넓이는 평균적으로 49.97%로 차이가 나타났으며, 각 검사영상에서 측정된 면적과 공기커마값을 이용하여 계산된 면적선량의 평균값과 피사체의 실제면적과 공기커마값을 이용하여 계산한 실질면적선량 평균값은 두부 전후방향촬영 영상에서 평균 56.56%의 차이가 나타났고, 두부 측방향촬영(a)는 평균 60.92%의 차이가 나타났으며, 두부 측방향촬영(b)에서는 평균 45.38%, 손의 후전방향촬영에서는 53.55%, 팔꿈관절의 전후방향촬영에서는 평균 58.68%, 팔꿈관절의 측방향촬영에서 평균 61.49%, 발의 측방향촬영과 발목관절의 측방향촬영에서는 평균 58.72%와 평균 54.75%의 차이가 나타났다. 각 검사에서 산정한 면적선량값과 실질면적선량값, 두 값의 차이 비율로 실질면적선량값에 비해 기존의 면적선량값이 과도하게 산정된 비율은 Table 3과 같다. 8개 검사에 대한 면적선량값의 과도산정된 비율은 52%~60%까지 다양하게 나타났다.

**Table 2.** Air Kerma, kVp, total area and Real object area of each examinations

	total area (cm <sup>2</sup> )	real object area (cm <sup>2</sup> )	air kerma (mGy)
Skull AP	885,44	384,62	1,33
			1,33
			1,33
Skull Lat, (a)	1148,58	448,85	1,44
			1,45
			1,44
Skull Lat, (b)	893,76	488,17	1,98
			1,99
			1,98
Hand PA	546,00	253,65	0,11
			0,11
			0,11
Elbow AP	551,93	228,03	0,14
			0,14
			0,14
Elbow Lat,	477,52	228,03	0,10
			0,10
			0,10
Foot Lat,	512,40	211,53	0,23
			0,23
			0,23
Ankle Lat,	418,14	189,18	0,14
			0,14
			0,14

**Table 3.** Calculated kerma area product, effective kerma area product and over estimated ratio

	kerma area product (mGy · cm <sup>2</sup> )	effective kerma area product (mGy · cm <sup>2</sup> )	over estimated ratio (%)
Skull AP	1181,17	513,08	56,56
	1180,29	512,69	56,56
	1180,29	512,69	56,56
Skull lat, (a)	1658,55	648,13	60,92
	1665,44	650,82	60,92
	1657,40	647,68	60,92
Skull lat, (b)	1777,68	970,97	45,37
	1779,47	971,94	45,38
	1776,79	970,48	45,38
Hand PA	62,02	28,81	53,54
	62,24	28,91	53,55
	61,97	28,78	53,55
Elbow AP	77,98	32,22	58,68
	78,04	32,24	58,68
	78,20	32,31	58,68
Elbow lat,	51,33	19,77	61,48
	51,04	19,65	61,50
	51,47	19,82	61,49
Foot lat,	118,56	48,94	58,72
	118,62	48,96	58,72
	118,97	49,11	58,72
Ankle lat,	60,17	27,22	54,76
	60,12	27,20	54,75
	60,58	27,41	54,75

## IV. 고 찰

일반 X선검사나 투시검사, 혈관조영검사에서 환자의 선량을 나타내는 지표로는 면적선량값을 추천하고 있으며, 해외에서도 일반 X선검사에서 면적선량을 이용하여 선량관리를 하고 있다[7,10]. 특히 면적선량계의 정확성과 관련한 선행연구에서 고정식 면적선량계의 오차가 상당한 것으로 평가하였다[11]. 또한, 진단용X선촬영장치의 간접선량계산법과 관련한 선행 연구에서 면적선량값의 도출에 있어 X선촬영조건과 조사야면적이 관여하는 것을 나타내었으며, 또 다른 선행연구에서는 조사야크기와 X선량에 따른 상관관계여부를 확인하여 조사야 크기에 따라 면적선량이 증가하고 있음을 확인하였다[12, 13]. 이와 더불어 면적선량을 이용하여 입사선량에 관한 측정 비교 등 피폭선량 측정기기와 환자의 피폭선량 저감화를 위한 연구들이 진행되고 있다[14]. 여러 선행연구를 통해 면적선량값은 조사야 크기, X선량, 관전압 등 많은 요인에 의해 증가할 수 있으며, 면적선량의 정확성을 높이는 연구가 필요할 것이라 사료된다. 이에 따라서 본 연구에서는 7개의 검사법의 전체면적과 실제 피사체가 받은 면적의 넓이와 공기커마값을 측정·계산하여 각각 면적선량을 산출하였다. 면적의 넓이는 조사야의 전체면적과 실제 피사체면적을 비교한 결과 조사야의 전체면적이 실제피사체면적에 비해 평균적으로 49.97% 과도하게 산정되는 확인하였다. 이는 면적선량에 과도한 산정을 유발하는 원인이 된다. 이로 인하여 각 검사영상에서 측정된 면적과 공기커마 값을 이용하여 계산된 면적선량은 기존의 면적선량이 실제피사체를 고려한 새로운 개념의 면적선량값보다 약 52%~62% 과도산정 되었다. 과도하게 산정된 부분은 실제 환자가 아닌 빈공간에 조사된 X선이다. 그러므로 빈공간에 조사된 X선의 피폭값을 포함한 면적선량은 정확성이 낮을 수 있다.

본 연구의 결과에 따라 면적선량은 입사되는 방사선량과 면적의 넓이가 증가함에 따라 면적선량값이 증가함을 보여 주었다. 임상현장에서 디지털디텍터의 보급과 더불어 조사야를 디텍터 전체 크기로 열어두고 영상을 후처리하여 조사면적을 알 수 없도록 하는 경우 실제 환자가 받은 것으로 기록되는 면적선량은 조사야 면적의 증가로 상당히 높게 기록된다. 이러한 형태는 환자의 피폭선량 관리에 있어서도 잘못된 정보를 관리하는 사례를 낳을 수 있다. 따라서 피폭선량 관리 측면에서도 기존의 면적선량값과 본 연구의 실질면적선량을 비교 평가하는 것은 X선 영상의 품질관리 측면에서도 유리할 것으로 생각된다. 그러므로 기존의 면적선량보다 실제 피사체의 영역을 고려한 새로운 개념의 면적선량을 사용하여 환자의 피폭선량을 나타내는 것이 보다 정확한

환자의 피폭선량을 나타내는 방법으로 사료된다. 이에 본 연구에서는 이러한 새로운 면적선량의 개념을 실질면적선량(effective kerma area product; EKAP)로 명명하고 기존의 면적선량과 함께 실질면적선량을 사용하는 것이 X선영상 검사에서 보다 정확한 선량평가를 가능하게 하고 더불어 정확한 품질관리를 가능하게 할 것으로 생각한다.

기존에 사용하던 면적선량 계산법에서 고안된 EKAP 계산법은 전체 조사된 빔의 영역에서 실제 환자의 부위에 조사된 영역을 구분하여 방사선량을 계산할 수 있다. EKAP 계산식은 전체조사면적에서 실제 환자가 조사받지 않은 면적의 차와 식(2)와 같이 KAP 계산법(식1)에서 역으로 도출한 공기커마를 곱한 값으로 나타낼 수 있으며, 아래 식(3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$Kermaareaporduct = Air\ kerma \times Total\ exposure\ area \quad (1)$$

$$Air\ Krema = Total\ exposure\ area / Kermaarea\ Product \quad (2)$$

$$Effective\ air\ kremaproduct = Air\ krema \times (Total\ exposure\ area - Blankarea) \quad (3)$$

본 연구에서는 제안하는 EKAP 계산법은 공기커마값, 실제피사체영역 상관관계가 있는 것으로 생각된다. 따라서 영상에서 피사체의 실제면적을 정확히 산정하는 것이 더욱 정확한 EKAP값을 산정할 수 있을 것으로 사료된다. 본 연구에서는 EKAP의 개념을 소개하고자하는 것이 목적이었으므로 EKAP값의 도출을 위해 Image J의 임계값 설정하고, 이를 메뉴얼 방식으로 산정하였다. 이는 본 연구의 제약사항으로 이후 영상처리를 통해 윤곽선 추출을 자동화하고 임계값을 추출하는 알고리즘을 이용하여 실제피사체영역을 산정한다면 보다 정확한 EKAP값의 산정이 가능할 것으로 생각되며 이는 정확한 환자선량의 산정이 될 것으로 생각된다[15].

## V. 결 론

본 연구를 통해 개발된 실질면적선량 계산법을 활용하여 기존의 면적선량의 과도한 산정을 방지하고 정확한 환자의 피사체 면적만 산출한 계산법을 개발하였으며, 기존의 면적선량 값이 본 연구에서 제시한 실질면적선량에 비해 얼마나 과대평가되고 있는지 비교분석하였다. 결론적으로 기존의 면적선량 정보와 본 연구를 통해 개발된 실질면적 선량정보를 동시에 비교하여 X선 장치의 품질관리(X선 출력, 콜리메이터 등)가 가능할 것으로 생각되며, 추후 프로그램으로 개발되어

실질면적선량이 일반화 된다면 환자의 피폭선량 보다 정확하게 할 수 있을 것이다. 또한, 실질면적선량 값은 환자의 피폭 관리에 있어 면적선량을 정확하게 산출할 수 있어 의료방사선 최적화를 위한 중요한 도구로 활용될 것이라 사료된다.

## REFERENCES

- [1] Korea Disease Control and Prevention Agency. Assessment of Radiation Exposure of Korean Population by Medical Radiation, 2017. Available from: [https://www.prism.go.kr//homepage/entire/retrieveEntireDetail.do?research\\_id=1351000-201700153](https://www.prism.go.kr//homepage/entire/retrieveEntireDetail.do?research_id=1351000-201700153)
- [2] Korea Disease Control and Prevention Agency. 2012 Guideline on patient dose suggestion of general radiology, 2012. Available from: [https://nifds.go.kr/brd/m\\_15/view.do?seq=5365&srchFr=&srchTo=&srchWord=&srchTp=&itm\\_seq\\_1=0&itm\\_seq\\_2=0&multi\\_itm\\_seq=0&company\\_cd=&company\\_nm=&page=88](https://nifds.go.kr/brd/m_15/view.do?seq=5365&srchFr=&srchTo=&srchWord=&srchTp=&itm_seq_1=0&itm_seq_2=0&multi_itm_seq=0&company_cd=&company_nm=&page=88)
- [3] ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3). 1991. Available from: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%2060>
- [4] IEC. "IEC 60601-1-3", Medical electrical equipment-Part 1-3: General requirements for basic safety and essential performance-Collateral Standard: Radiation protection in diagnostic X-ray equipment, 2013. Available from: <https://webstore.iec.ch/publication/2591>
- [5] Lin PJP, Schueler BA, Balter S, Strauss KJ, Wunderle KA, La France MT, et al. Accuracy and calibration of integrated radiation output indicators in diagnostic radiology: A report of the AAPM Imaging Physics Committee Task Group 190. Medical Physics. 2015;42(12):6815-6829.
- [6] Huda W. Time for unification of CT dosimetry with radiography and fluoroscopy. Radiation Protection Dosimetry. 2008;128:129-132.
- [7] Le Heron JC. Estimation of effective dose to the patient during medical x-ray examinations from measurements of the dose-area product. Physics in Medicine & Biology. 1992;37(11):2117.
- [8] Huda W. Kerma-area product in diagnostic radiology. American Journal of Roentgenology. 2014;203(6):565-569.
- [9] Ministry of Food and Drug Safety. Standard imaging technique in radiological examination (General Radiography). Radiation Safety Management Series No. 38. 2014. Available from: [https://mfds.go.kr/brd/m\\_210/view.do?seq=12408&srchFr=&srchTo=&srchWord=&srchTp=&itm\\_seq\\_1=0&itm\\_seq\\_2=0&multi\\_itm\\_seq=0&company\\_cd=&company\\_nm=&page=86](https://mfds.go.kr/brd/m_210/view.do?seq=12408&srchFr=&srchTo=&srchWord=&srchTp=&itm_seq_1=0&itm_seq_2=0&multi_itm_seq=0&company_cd=&company_nm=&page=86)
- [10] Petoussi-Hens H, Panzer W, Zankl M, Drexler G. Dose-area product and body doses. Radiation Protection Dosimetry. 1995;57(1-4):363-366.
- [11] Jung JE, Won DY, Jung HM, Kwon DC. Calibration Examination of Dose Area Product Meters using X-ray. Journal of the Korean Society of Radiology. 2017;11(1):37-42.
- [12] Kim JS, Kim SH, Jeon MC, Ju WH, Jeong MG, et al. Development of Indirect Dosimetry by Calculation Method in the Diagnostic X-ray Equipment. Journal of Radiological Science and Technology. 2018;41(6):587-594.
- [13] Son JH. Comparison of Dose Measurement of Glass Dose Meter, Semiconductor Dose Meter, and Area Dose Meter in Diagnostic X-ray Energy. Journal of Radiological Science and Technology. 2019;42(6):483-489.
- [14] Choi JH, Kang GJ, Chang SG. Comparison on the dosimetry of TLD and PLD by dose area product. Journal of Korea Contents Association. 2012;3:244-50.
- [15] Yoon Y, Kim H, Park M, Kim J, Seo D, et al. Monte Carlo simulation-based feasibility study of a dose-area product meter built into a collimator for diagnostic X-ray. Radiation Protection Dosimetry. 2014;162(3):421-426.

구분	성명	소속	직위
제1저자	최우철	대구가톨릭대학교	대학원생(석사)
공동저자	김용민	대구가톨릭대학교	교수
교신저자	김정수	대구보건대학교	교수