

# 입사 표면 선량 계산에 따른 진단용 X-선 촬영시 피폭선량 비교 연구

## Comparative Study of Radiation Exposure using Entrance Skin Dose Calculation Technique in Diagnostic X-Ray Radiography

한재복\*, 최남길\*\*, 성호진\*\*\*

전남대학교 전자컴퓨터공학과\*, 동신대학교 방사선학과\*\*, 조선대학교 원자력공학과\*\*\*

Jae-Bok Han(way2call@naver.com)\*, Nam-Gil Choi(crs723@hanmail.net)\*\*,

Ho-Jin Sung(knightjin@hanmail.net)\*\*\*

### 요약

본 연구는 유리 선량계를 이용한 진단용 X선 장치 선량 및 선질의 입사표면선량 값과 선질 계수에 의한 계산 측정법을 바탕으로 비교 평가하여 의료 피폭 선량에 대해 연구하였다. 실제 측정에 의한 ESDs 값이 Mori에 의한 NDD-M 법에서 가장 큰 차이를 보였으며, Edmonds에 의한 계산법이 가장 적은 차이를 보였다. 또한 정류 방식에 따른 실 측정과 선량 계산법 차이는 삼상 정류 방식, 단상 정류 방식, 인버터 방식으로 차이가 적게 나타났다. 본 연구 결과는 향후 진단용 X-선 촬영 장치의 사용에 있어 환자의 피폭 선량을 예측하고 검사 조건을 조절하여 의료 피폭 선량을 절감할 수 있을 것이다.

■ 중심어 : | 계산 측정법 | 직접 측정 | 표면선량 |

### Abstract

The aim of this study is to compare radiation dose in diagnostic X-ray radiography and calculated by different mathematical equation. The result of ESDs direct measurement and that calculated by Mori NDD-M shows the biggest difference. On the other hand, equation by Edmonds shows the lowest difference of ESDs. Also, Rectification due to the difference between direct dose measurement and calculation method commutated three-phase, single phase and inverter type, show less difference in the drive way. In conclusion, this study can be helpful for expecting radiation dose-exposure and control exposure parameters for the diagnostic x-ray radiography.

■ keyword : | Mathematical Equation | Direct Measurement | Entrance Surface Doses |

## 1. 서론

최근 영상의학과 시설 및 장치는 과학의 진보에 따라 상당히 빠른 속도로 발전하고 있으며, 그 사용 또한 증가하고 있다. 특히 아날로그 촬영에서 디지털 촬영 장

치의의 변화, 중재적 방사선 기술의 증가, Helical 및 다검출기 CT의 등장은 이전보다 동일한 시간에 많은 검사를 시행하게 되어 전체적인 피폭선량 증가를 예상할 수 있다[1-4]. 보건 복지부령에 따라 방사선 작업 종사자의 경우 진단용 방사선 안전 관리체계에 따라 교육

및 피폭선량계에 대한 관리가 행해지고 있다. 하지만 국내 환자의 경우 의료건강에 대한 더 큰 이익으로 인해 방사선 검사를 행함에 있어 피폭 선량관리 체계에 대해서는 미흡한 실정이다. 이에 방사선의 피폭으로 인한 의료 종사자들의 생물학적 영향과 위해도에 따른 연구가 활발히 진행되고 있다. 국제 원자력기구(International Atomic Energy Agency ; IAEA) 및 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection ; ICRP) 등 국외에서는 진단방사선 영역에서의 의료피폭에 대한 권고선량 및 진단 참고 준위를 제시하였다[5][6]. 영국방사선 방호위원회는 5년 주기로 환자정보와 단순 방사선 촬영, 중재적 시술을 포함한 투시 방사선 촬영 등 피폭선량 분포도를 수집한 결과를 토대로 환자피폭선량을 권고하고 있다[7]. 방사선 검사 시 같은 검사를 시행하더라도 방사선 촬영장비의 조건, 기기의 노후 정도, 방사선 종사자의 기술적 방법에 따라 환자가 받는 피폭 선량은 매우 다르다. 환자의 피폭선량을 측정하기 위한 방법으로 열형광선량계(Thermoluminescence dosimeter) 및 전리조(transmission ionization chamber)를 이용한 실측 방법 뿐만 아니라 선량계가 없는 상태에서 환자의 피폭선량을 계산하는 방법이 있다. 선량계를 이용한 실측 방법이 가장 정확한 방법이지만, 고가의 측정 장비, 측정 및 분석 시간 소요 그리고 피폭 장해에 대한 부정적인 측면이 있다. 반면에 공기 중에서 측정된 장치의 출력을 이용한 입사표면선량 계산법과 촬영 조건을 바탕으로 Mori에 의해 개발된 Non Dosimeter Dosimetry-M(NDD-M)법 등 장비 및 시간에 구애 없이 임상에서 피폭 선량 평가가 가능하다[8]. 하지만 환자 피폭선량을 계산하는 방법이 국내·외에서 여러 가지 방법으로 인해 복잡하고 실측 방법과의 정확도에서 차이가 나는 문제점을 드러내고 있다[9].

이에 본 논문에서는 유리 선량계를 이용한 진단용 X선 장치 선량 및 선질의 입사표면선량 값과 선질 계수에 의한 계산 측정법을 바탕으로 비교 평가하여 의료 피폭 선량에 대해 연구하였다.

## II. 실험 대상 및 방법

### 1. Alderson Rando Phantom 및 유리선량계

ICRU(International Commission on Radiation Units and Measurements)-44 표준으로 제작된 Rando Man Phantom(Alderson Co, Australia)은 신장 174 cm, 체중 73.5 kg으로 각 2.5 cm 두께별로 쌓여진 팬텀이다. 인체 연부 조직, 뼈, 폐 등 물질로 구성되어진 팬텀을 측정하고자 하는 부위에 유리 소자를 부착하여 방사선 피폭을 측정하였다.

유리 선량계는 선량의 측정 범위가 10 uGy ~ 10 Gy로서 선량의존성 및 감상 퇴행이 작은 GD-351을 가지고 Annealing 과정을 거친 후 반복하여 사용하였다[10].

### 2. 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량률

Multifunction meter NERO™ mAx(Victoreen Model 8000, Moedling, Austria)를 사용하여 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량률 측정하였다. 결과는 보건복지가족부령 제 349호에 의거하여 백분율 평균오차의 값을 구하여 식(1)과 같이 평가하였다. NERO™ mAx의 유효 kVp는 75%, 감도는 low, 측정 지연시간은 +10 ms로 정하였다. 유효 kVp는 NERO™ mAx 디텍터에 측정된 kVp 평균값에 설정된 % kVp 이상의 peak만을 포함하였다.

$$PAE = \frac{X_p - \bar{X}}{X_p} \times 100(\%) \quad (1)$$

PAE : percent average error,  $X_p$  : 관전압 및 관전류 지시치,  $\bar{X}$  : 측정치의 산술 평균치

관전압(kVp)의 백분율 평균 오차는 설정 치에 대하여  $\pm 10\%$ 이내, 관전류는(mA)는  $\pm 15\%$ 이내, 그리고 관전류량(mAs)은 변압기장치인 경우  $\pm 15\%$ 이내이어야 한다.

### 3. 촬영 조건과 피폭선량 측정

진단용 X선 장치로는 인버터 방식의 Philips사 bucky Diagnost (Eindhoven, Netherlands), 단상전과정류 X선

장치는 Listem사의 REX-525R (Won-ju, South Korea) 삼상전과정류 X선 장치는 Shimadzu사의 UD150L-30E(Mt Waverley, Australia)을 이용하여 ESDs 및 DAP를 측정하였다.

피검자의 검사조건은 임상에서 노출 조건과 동일하게 검사를 시행하였으며, 흉부와 같이 넓은 관용도를 보기 위하여 튜브와 인체팬텀인 Rando Man Phantom 간의 거리를 180 cm 되는 곳에 두고 고관전압, 저선량 촬영을 하였으며, 그 외는 촬영 거리를 동일한 근거리(100 cm)로 촬영 조건을 변화시키며 관전압, 관전류, 조사시간에 따라 측정하였다[그림 1].

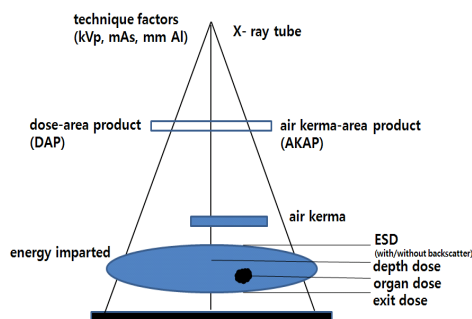


그림 1. 환자 선량측정을 위한 도안 제작

### 3.1 측정방법

환자 테이블에 위에 위치한 Rando Man Phantom을 측정하고자 하는 부위 등척추뼈 6번, 허리척추뼈 4번, 허리척추뼈 측면 4번에 유리 소자 3개를 부착 한 후 촬영 조건하에 선량 면적곱(Dose Area Product: DAP) 및 입사표면선량(Entrance Surface Doses: ESDs)을 측정하였다[그림 2].

DAP의 공식은 다음 식 (2)과 같다.

$$DAP(Gy \cdot cm^2) = Dose \times Area \quad (2)$$

ESD는 DAP와 관계는 다음(3)과 같다.

$$DAP = \left( \frac{ESD}{BSF} \right) \times A_{FFD} \times \left( \frac{FSD}{FFD} \right)^2 \quad (3)$$

BSF : back scatter factor,  $A_{FFD}$  : focus film distance at the DAP position, FSD : focus skin distance, FFD : focus film distance

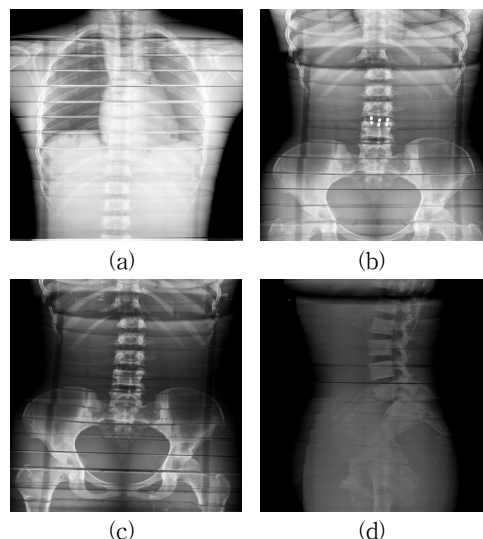


그림 2. 인체부위 측정의 차이에 따른 Rando Man Phantom의 영상: (a) chest (b) abdomen (c) L-spine (d) L-spine lat.

### 3.2 선량계산 공식을 이용한 피폭선량 산출

1984년에 Edmonds는 진단용 발생 장치의 출력된 SSD(Source to Skin Distance), mA,  $(kVp)^{1.74}$ ,  $T$ (total filtration in mm Aluminum)을 이용하여 ESDs를 계산하였다. Edmonds에 고안되어진 ESDs는 다음 (4)와 같다[11].

$$ESD(\mu Gy) = \frac{836 \cdot (kVp)^{1.74} \cdot mAs}{SSD^2} \left( \frac{1}{T} + 0.1147 \right) \quad (4)$$

모든 진단 X-ray 에너지에서  $(\mu_{en}/\rho)_{air}^{tissue}$ 는 약 1.06, BSF는 자유 공기내의 흡수선량에 대하여 팬텀이 있을시 조직 흡수선량에 대한 비의 값을 나타낸다[12].

또한, 1999년에 Tung과 Tasi는 Edmonds가 고안한 ESDs식에서 ESDs와 X-ray 튜브 포텐셜 관계 및 ESDs와 Al 필터의 상관관계에 대해 연구하여 다음 (6)식을 고안하였다[12].

$$ESD(mGy) = c \left( \frac{kVp}{FSD} \right)^2 \left( \frac{mAs}{mm Al} \right) \quad (5)$$

Tung과 Tasi는 고안되어진 출력 장치 독립 상수  $c$ 는 2.775였지만, 2006년 Akhdar에 의해  $c$ 는 0.2775로 수정되어 ESD를 산출하고 있지만 둘 다 사용되어지고 있다[13].

일본에서는 촬영조건을 바탕으로 Mori에 의해 개발된 NDD-M(Non Dosimeter Dosimerty-M)는 다음 (7)식에 의해 ESDs가 계산되었다[8].

$$ESD(mGy) = NDD - M(f) \times mAs \times \left( \frac{1}{FSD} \right)^2 \quad (6)$$

NDD-M factor는 필터의 두께 및 관전압에 대해 정류방식이 단상, 삼상, 인버터 방식에 따라 값이 정해져 구해진다.

### III. 결 과

#### 1. 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량을 재현 시험

피사체 대조도와 사진농도를 좌우하고 환자의 피폭 선량 감각에 중요한 역할을 하는 관전압과 촬영시간 및 X선량을 좌우하는 관전류는 77 kVp, 40 mAs (103 ms, 388 mA) 기준 값을 가지고 측정한 결과 77.3 kVp, 유효 평균값 76.9 kVp, Peak는 78.1 kVp, 평균 조사시간은 103.4 ms였으며, 출력선량은 5.84 mR/mAs 였다.

#### 2. 진단용 X선 장치의 실 측정에 따른 DAP 및 ESDs 비교

임상에 사용되고 있는 출력 장치에 따라 동일한 촬영 조건을 기초로 하여 비교하였다[표 1]. 삼상 전과 정류 장치가 DAP 및 ESDs가 가장 높았으며, 인버터방식이 가장 낮았다. 촬영 조건에 따라 ESDs는 최대 1.70배, 최소 1.09배의 차이를 보였으며, 허리척추 뼈 ESDs가 고 관전압, 저관전류, 원거리로 촬영하는 흉부 ESDs보다 더 큰 변화의 폭을 보였다.

표 1. 정류방식과 다양한 노출변수에 따른 DAP와 ESDs

type	exposure	DAP <sup>1)</sup> (mGy·cm <sup>2</sup> )	ESDs <sup>2)</sup> (mGy)		
			Device 1	Device 2	Device 3
Inverter	74 kVp, 20 mAs	826.1	2.326 ± 3×10 <sup>-3</sup>	2.410 ± 5×10 <sup>-3</sup>	2.682 ± 5×10 <sup>-3</sup>
	70 kVp, 25 mAs	943.8	3.294 ± 5×10 <sup>-3</sup>	3.078 ± 1×10 <sup>-3</sup>	3.129 ± 6×10 <sup>-3</sup>
	77 kVp, 40 mAs	1347.6	6.686 ± 10×10 <sup>-3</sup>	6.962 ± 10×10 <sup>-3</sup>	6.398 ± 5×10 <sup>-3</sup>
	117 kVp, 3.2 mAs	449.8	0.387 ± 2×10 <sup>-3</sup>	0.331 ± 2×10 <sup>-3</sup>	0.458 ± 2×10 <sup>-3</sup>
single phase	74 kVp, 20 mAs	2231.6	1.956 ± 4×10 <sup>-3</sup>	2.094 ± 4×10 <sup>-3</sup>	2.252 ± 6×10 <sup>-3</sup>
	70 kVp, 25 mAs	2855.2	2.541 ± 6×10 <sup>-3</sup>	2.535 ± 6×10 <sup>-3</sup>	2.520 ± 4×10 <sup>-3</sup>
	77 kVp, 40 mAs	3626.6	6.528 ± 5×10 <sup>-3</sup>	7.092 ± 9×10 <sup>-3</sup>	7.366 ± 7×10 <sup>-3</sup>
	117 kVp, 3.2 mAs	843.3	0.325 ± 1×10 <sup>-3</sup>	0.320 ± 1×10 <sup>-3</sup>	0.353 ± 1×10 <sup>-3</sup>
three phase	74 kVp, 20 mAs	1913.5	2.402 ± 2×10 <sup>-3</sup>	2.480 ± 4×10 <sup>-3</sup>	2.429 ± 7×10 <sup>-3</sup>
	70 kVp, 25 mAs	2366.9	3.468 ± 4×10 <sup>-3</sup>	3.274 ± 5×10 <sup>-3</sup>	3.487 ± 3×10 <sup>-3</sup>
	77 kVp, 40 mAs	3870.2	9.219 ± 13×10 <sup>-3</sup>	8.825 ± 13×10 <sup>-3</sup>	10.930 ± 36×10 <sup>-3</sup>
	117 kVp, 3.2 mAs	915.3	0.433 ± 2×10 <sup>-3</sup>	0.429 ± 1×10 <sup>-3</sup>	0.422 ± 2×10 <sup>-3</sup>

<sup>1)</sup>DAP: Dose Area Product, <sup>2)</sup>ESDs: Entrance Surface Doses

#### 3. 실측 선량과 계산법에 따른 ESDs 비교

각 촬영조건에 따른 피부입사선량을 출력선량에 따라 계산하였다. 계산에 의한 출력 선량과 실측 선량에 따른 선량 차이가 다르다는 것을 알 수 있었다. 실제 측정에 의한 ESDs 값이 Mori에 의한 NDD-M 법에서 가장 큰 차이를 보였으며, Edmonds에 의한 계산법이 가장 적은 차이를 보였다. 선량 계산 공식을 통해 서로 비교해 본 결과, Edmonds와 Tung에 의한 계산식이 1.11배에서 ~ 1.46배의 차이를 보였다. 또한 Edmonds와 Mori에 의한 NDD-M한 계산식은 1.27배에서 ~ 2.98배의 차이를 보였다. 정류 방식에 따른 실 측정과 선량 계산 법 차이는 삼상 정류 방식, 단상 정류 방식, 인버터 방식으로 차이가 적게 나타났다[표 2][표 3][표 4].

표 2. 인버터 방식에서 실측 선량과 계산법에 따른 ESDs 비교(T: 2.5 mm Al)

exposure	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)	NDD (mGy)		direct measurement (mGy)
74 kVp, 20 mAs	1.539	1.215	70 kVp 1.040	80 kVp 1.388	2.472
70 kVp, 25 mAs	1.746	1.359	70 kVp 1.300	80 kVp 1.735	3.167
77 kVp, 40 mAs	3.298	2.632	70 kVp 2.080	80 kVp 2.776	6.682
117 kVp, 3.2 mAs	0.168	0.150	110 kVp 0.123	120 kVp 0.141	0.392

표 3. 단상 정류 방식에서 실측 선량과 계산법에 따른 ESDs 비교(T: 2.5 mm Al)

exposure	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)	NDD (mGy)		direct measurement (mGy)
82 kVp, 25 mAs	2.374	1.934	80 kVp 2.0 0.957	90 kVp 1.447 1.222	3.08
85 kVp, 20 mAs	2.022	1.670	80 kVp 2.0 0.766	90 kVp 1.158 0.978	3.66
94 kVp, 30 mAs	3.613	3.064	90kVp 2.0 1.737	100 kVp 2.115 1.812	7.49
100 kVp, 15 mAs	0.621	0.535	100 kVp 2.0 0.326	· · ·	1.04
			2.5 0.279	·	

표 4. 삼상 정류 방식에서 실측 선량과 계산법에 따른 ESDs 비교(T: 2.5 mm Al)

exposure	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)	NDD (mGy)		direct measurement (mGy)
72 kVp, 12 mAs	0.880	0.690	70 kVp 0.607	80 kVp 0.554	1.28
80 kVp, 20 mAs	1.762	1.420	70 kVp 1.354	80 kVp ·	2.07
84 kVp, 63 mAs	6.044	4.934	80 kVp 4.265	90 kVp 5.348	8.27
120 kVp, 3 mAs	0.165	0.148	120 kVp 0.129	· ·	0.44

#### IV. 고 찰

인공 방사선의 대부분을 차지하는 의료용 방사선은 병원 외래 및 입원 환자에게 가장 기본적으로 시행되고 있는 흉부 X선 촬영에서부터 CT(Computed

Tomography)와 PET(Positron Emission Tomography)까지 방사선 위험에 노출되어 있다. 이와 아울러 질병의 진단, 치료, 예방 등에 필수적인 중요한 역할을 하고 있기 때문에 방사선 피폭의 장해를 최소화하기 위한 노력이 필요하다. 방사선 종사자가 피검자에게 조사되는 피폭선량을 정확히 알고 방사선 검사를 시행한다면 환자의 불안을 해소하고, 피폭선량 경감에 향상시키는 데 기여할 것이다[15]. IAEA에서는 방사선 검사시 최적화된 영상을 얻기 위한 안전 기준아래 촬영 조건 기준에 따라 검사를 시행하고 있다. 그러나 IAEA의 모범등급(guidance levels)은 유럽 성인을 기준을 바탕으로 하고 있다[16-18]. 한국인의 체형, DR(Digital Radiography) 및 AEC(Auto Exposure control)등에 따른 기술 발전에 따라 모범 등급이 고려되어야 한다. 그러나 임상에서 피폭 선량 측정기를 보유하고 있는 시설은 극소수에 불과할 뿐만 아니라, 피검자에 피폭되는 선량을 정확한 값을 알려 주기 위해서는 측정 및 분석 시간이 많이 소요되는 단점이 있다. 이러한 이유 등으로 계산에 의한 환자 선량을 알기 위해 많은 연구가 진행되어 왔다. Edmonds의 표면 선량 계산은 관전압, 관전류, 반가층, SSD 측정이 되면 환자 표면선량을 도출해 낼 수 있다. 그러나 피부 선량에 대한 공기커마의 상호관계 및 후방산란이 발생할 때 에너지 흡수선량의 상호계수를 고려하지 않는 특징이 있다. 1998년에 연구한 Tung은 FAE와 후방산란을 고려한 피부에 대한 평균 에너지 흡수계수 비율을 계산하여 ESDs을 계산하였다. Mori에 의해 개발된 NDD-M법은 후방산란선을 고려하며 단위를 mGy로 사용하고, X선의 출력선량을 알지 못하더라도 X선 장치의 정류 방식별로 단상전과정류, 3상 전과정류, 인버터장치로 구분하여 각 관전압 및 총여과별, 계수별로 측정하여 그 값으로 계산을 할 수 있게 한 방법이다. 하지만 장치의 정도관리가 정확하지 않은 장치에서는 오차가 발생하는 특징이 있다[9]. 또한 관전압은 10 kVp, 총 여과별 0.5 mm Al 두께로 나타내어 크게 세분화되지 못하였기 때문에 피검자가 검사하여 피폭되는 선량과 비교하는 데는 한계가 있다. Mori에 의해 개발된 NDD-M법은 실측정한 선량과 가장 큰 오차가 있었다. 본 연구는 유리 선량계에 의한 실측정이 진단

용 X선 출력선량에 의한 입사 표면 선량 계산보다 ESDs가 전체적으로 높게 나타났다. 진단용 X선 촬영 장치의 노후, 외부 전력의 불안정성, 촬영실 내부의 온도와 습도에 대한 변화로 인한 촬영 장치의 성능 저하로 출력의 불안정성을 일으킬 수 있다. 그리고 관전압, 관전류, 조사시간에 대한 재현성 차이로 인하여 영상의 질 및 ESDs에 영향을 미치기 때문이다. 이번 연구의 한계는 다음과 같다. 첫째, 출력 선량의 측정 시 가장 큰 영향을 줄 수 있는 총 여과값을 좀 더 세분화하지 못했다. 적정 여과 판을 사용할 경우 평균에너지가 높아질 뿐만 아니라 투과력도 높아지기 때문에 환자 피폭 선량을 감소시킬 수 있다[19]. 둘째, 임상에서 가장 많이 사용되고 있는 네 가지 검사 방법 외에 추가적으로 사지 촬영 및 두부 촬영에 대한 ESDs를 측정하지 않았다. 방사선 피폭조건인 촬영조건인 관전류량과 관전압에 차이를 두고 측정하면 더 다양한 결과를 도출해 낼 수 있을 것이다. 셋째, 실제 검사를 촬영 할 때 환자의 체격, 연령 및 건강 상태에 따른 변수가 작용하기 때문에 절대적인 결과로는 여길 수는 없을 것이다.

## V. 결론

본 연구에서는 진단용 X선 발생 장치에 대한 실측 선량과 계산에 의한 입사 표면 선량 차이를 알 수가 있었고 정류 방식에 따른 실 측정과 선량 계산법 차이는 삼상 정류 방식, 단상 정류 방식, 인버터 방식으로 차이가 적게 나타났다. 이러한 결과는 환자의 피폭 선량에 관해서 촬영 장비의 형태, 장비 설정조건, 노후화 및 피폭 선량 감소 방안 적용여부, 그리드의 사용비율, 방사선사의 인식 정도에 따라 차이가 난다. 이러한 점을 고려하여 실측 선량과 계산에 의한 입사 표면 측정법을 계산한다면 환자 피폭 선량 관리에 기여 할 뿐만 아니라 선량 감소에 이바지 할 수 있을 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

- [1] S. E. Peters and P. C. Brennan, "Digital radiography, are the manufactures's settings too high?," Optimization of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index, *Eur Radio*, Vol.12, pp.2381-2387, 2002.
- [2] W. Huda, A. M. Sagewicz, and K. M. Ogedn, "Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system," *Med Phys*, Vol.30, pp.442-448, 2003.
- [3] N. A. Gkanatsios, W. Huda, and K. R. Peters, "Effect of radiographic techniques (kVp and mAs) on image quality and patient doses in digital subtraction angiography," *Med Phys*, Vol.29, pp.1643-1650, 2002.
- [4] A. A. Bankier, C. chaefer-Prokop, and De Maertelaer V, "Air Trapping: Comparison of Standard-Dose and Simulate Low-Dose Thin-Section CT Techniques," *Radiology* Vol.242, pp.898-906, 2007.
- [5] IAEA, "International basic safety standards for protection against Ionizing radiation and for the safety of radiation sources," IAEA safety series No.115, 1996.
- [6] ICRP, "Supporting Guidance 2, Diagnostic reference levels in medical imaging : Review and additional advice", ICRP committee 3, 2002.
- [7] HPA, "Dose to patients from radiographic and fluoroscopic x-ray imaging procedures in the UK - 2005 Review," Chilton, UK, Health Protection Agency, HPA-RPD-029, 2007.
- [8] Japan society of radiological technology, Non-Dosimeter-Dosimetry (NDD) method, Ibaragi Branch office, Mito, 1996.
- [9] S. C. Kim, C. Y. Kim, and S. M. Ahn, "Calculation method of entrance skin dose in X-ray beam quality factor," *the Journal of the*

[1] S. E. Peters and P. C. Brennan, "Digital

Korea Contents Association, Vol.10, No.2, pp.258-267, 2010.

[10] Technical Report, Explanation Material of RPL, Glass Dosimeter, Small Element System, Asahi Technv Glass corporation, 2000.

[11] I. R Edmons, "Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures," Br J Radiol, Vol.57, pp.733-744, 1984.

[12] J. Chunan, H. Tung, and Tsai, "Evaluations of Gonad and Fetal Doses for Diagnostic Radiology," Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B) Vol.23, No.2, pp.107-113, 1999.

[13] Hanan Fawaz Akhdar, "Assessment of Entrance skin dose and effective dose of some routine Examinations using calculation technique," king saud university, 2007.

[14] Japan society of radiological technology, Non-Dosimeter-Dosimetry (NDD) method, Ibaragi Branch office, Mito, 1996.

[15] International Atomic Energy Agency, "International basic safety standards for protection against ionizing radiations and for safety of radiation sources," IAEA Safety Series No.115-1, IAEA, Vienna, 1994.

[16] P. C. Shrimpton, B. F. Wall, and D. G. Jones, "A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine x-ray examinations in English hospitals," NAPB-R200. National Radiological Protection Borad, Oxon, 1986.

[17] National Radiological Protection Board, "Patient doses reduction in diagnostic radiology," Documetns of the NCRP, Vol.1, No.3, 1990.

[18] The Institute of Physical Sciences in Medicine (IPSM), NRPB and College of Radiographers (CR), National protocol for patient dose measurement in diagnostic radiology. NRPB, Oxon, 1992.

[19] J. Huh, C. K. Kim, I. J. Lee, and W. S. Shin, "A Study on the Effect of Rare Earth Screen Filter," Journal of Korean Society of radiological technology, Vol.11, No.1, pp.17-23, 1988.

저 자 소 개

한 재 복(Jae-Bok Han)

정회원



- 2001년 2월 : 호남대학교 컴퓨터 공학과(공학사)
  - 2003년 2월 : 전남대학교 전자공학과(공학석사)
  - 2007년 ~ 현재 : 전남대학교 전자공학과 박사과정
  - 2009년 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수
- <관심분야> : 객체분할, 의료영상압축

최 남 길(Nam-Gil Choi)

정회원



- 1989년 8월 : 조선대학교 대학원 화공식품전공(공학석사)
  - 2009년 8월 : 동신대학교 대학원 방사선물리학과(이학박사)
  - 1980년 ~ 2010년 : 전남대학교 병원 영상의학과
  - 2011년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 방사선학과 교수
- <관심분야> : 보건통계, 방사선물리

성 호 진(Ho-Jin Sung)

정회원



- 2008년 2월 : 전남대학교 물리학과(이학사)
  - 2010년 8월 : 전남대학교 물리학과(이학석사)
  - 2010년 8월 : 조선대학교 원자력공학과 (박사과정)
  - 2007년 7월 ~ 현재 : 전남대학교병원 영상의학과
- <관심분야> : 방사선물리, 고에너지물리