

<원저>

피폭선량 산출을 통한 피부입사선량 계산: 머리 및 손목을 중심으로

- Entrance Surface Dose according to Dose Calculation : Head and Wrist -

¹⁾전남대학교병원 영상의학과·²⁾동신대학교 방사선학과

성호진¹⁾·한재복²⁾·송종남²⁾·최남길²⁾

— 국문초록 —

본 연구에서는 진단용 X선 검사에서 환자에게 피폭되는 두부 및 사지를 다양한 선량 계산법을 통해 실측 선량과 비교·실험하였다. 또한 촬영 장비의 형태, 장비 설정조건, X선의 용량, X선관과 환자와의 거리, X선 후방산란 차이 등을 고려한 새로운 계산 방법을 제시하여 피폭선량을 산출하였다.

그 결과 피부입사선량이 기존의 선량 계산법보다 실측과의 오차가 줄어들었으며, 환자가 피폭되는 선량을 쉽게 계산할 수 있었고 의료선량 평가가 이루어지게 되어 방사선 관련 종사자들의 의료 선량 관리가 더욱 수월해지는 계기가 될 것으로 사료된다.

중심 단어: 피부입사선량, 선량 계산, 의료 선량 관리

1. 서 론

의료 영상 시설이나 장비는 과학의 진보로 비약적으로 발전하고 있으며, 그 시설 및 검사가 증가하고 있다. 이에 국내 종사자의 피폭관리는 방사선 안전관리 규칙에 의하여 관리 되고 있다. 환자의 경우 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)에서 진단절차, 중재방사선 절차 또는 치료 절차와 관련하여 의료에 의한 이익을 우선시 하고 있기 때문에 선량 한도와 선량제약치가 규정되어 있지 않다¹⁾. 따라서 피폭을 관리할 필요가 없다고 생각할 수 있으나, 방사선 검사를 행함에 있어 정당성을 부여하는 것일 뿐이지 의료피폭에 대한 선량이 관리되어지지 않아도 좋다는 의미가 아니다.

이러한 의료 선량 관리를 위해서 열형광선량계(thermoluminescence dosimeter, TLD) 및 전리조(transmission ionization chamber)를 이용한 실측 방법과 선량계가 없는

상태에서 환자의 피폭선량을 계산하는 간접 방법 등이 있다. 선량계를 이용한 실측 방법이 가장 정확한 방법이지만, 방사선 조사야 내에 측정기와 연결되는 전선이나 검출기 물질이 존재하는 경우 가능하고, 조사야에서 일정 부분의 영역이 벗어나는 경우 측정이 불가능한 상황이 발생한다. 또한, 측정 및 분석 시간의 소요 그리고 피폭 장애에 대한 부정적인 측면이 있다. 간접 측정 방식의 경우에는 공기 중에서 측정된 장치의 출력을 이용한 입사표면선량 계산법과 촬영 조건을 바탕으로 1984년에 Edmonds에 의한 계산, 1999년에 NCRP (National Council on Radiation Protection)의 자료를 토대로 Tung과 Tasi의 계산, Mori에 의해 개발된 Non Dosimeter Dosimetry-M (NDD-M)법 등이 있다. 이는 피폭선량 실측 장비 및 시간에 구애 없이 임상에서 환자의 피폭선량 평가가 가능하다²⁾. 하지만 환자 피폭선량을 계산하는 방법이 국내·외에서 여러 가지 방법으로 인해 복잡하고 실측 방법과의 정확도에서 차이가 나는 문제점이

Corresponding author: Nam-Gil Choi, Department of Radiological Science, Dongshin University, 185 Geonjae-Ro, Naju-si, Jeonlanamdo, 58245, Korea / Tel: +82-61-330-3574 / E-mail: way2call@naver.com

Received 20 July 2016; Revised 13 September 2016; Accepted 19 September 2016

있다³⁾.

따라서 기존의 선량 계산 방법을 보완한 새로운 간접 계산 방법을 제시하여 실측 선량간의 오차를 줄일 뿐만 아니라 방사선 관련 종사자들의 의료선량 평가가 쉽게 이루어질 수 있도록 연구하고자 하였다.

II. MATERIALS AND METHODS

1. 실험 대상 및 방법

두부에 따른 피부입사선량(entrance surface dose, ESD)을 측정하기 위해 ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)-44 표준으로 제작된 Rando Man Phantom (Alderson Co, Australia)을 사용하였다. 제작된 Rando Man Phantom은 신장 174 cm, 체중 73.5 kg으로 각 2.5 cm 두께별로 쌓여진 팬텀이다. 또한 손목에 따른 ESD를 측정하기 위해 Acryl phantom(7 cm)을 사용하였다. 인체 연부 조직, 뼈, 폐 등 등가 물질로 구성되어 팬텀을 측정하고자 하는 부위에 유리 소자를 3개 부착하여 방사선 피폭을 측정하였다. 유리 선량계는 선량의 측정 범위가 10 uGy~10 Gy로서 선량의준성 및 잠상 퇴행이 작은 GD-352M을 가지고 열처리 과정을 거친 후 반복하여 사용하였다⁴⁾.

또한 촬영 장비에 대해서는 multi function meter NEROTM mAx (Victoreen Model 8000, Moedling, Austria)를 사용하여 관전압, 관전류, 조사시간 및 조사선량률을 측정하여 재현성 평가를 시행하였다. 결과는 보건복지가족부령 제 349호에 의거하여 백분율 평균오차의 값을 구하여 (1)식과 같이 평가하였다. NEROTM mAx의 유효 kVp는 75%, 감도는 low, 측정 지연시간은 +10 ms로 정하였다. 유효 kVp는 NEROTM mAx 디텍터에 측정된 kVp 평균값에 설정된 % kVp이상의 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 변압기 장치인 경우 $\pm 15\%$ 이내로 하여 실측 ESD와 선량 계산 공식을 통한 ESD 편차를 줄일 수 있도록 하였다.

2. 선량계산 공식을 이용한 피폭선량 산출

1984년에 Edmonds는 진단용 발생 장치의 출력된 SSD (source to skin distance), 관전류량(mAs), 관전압(kVp), T (total filtration in mm aluminum)을 이용하여 skin dose을 다음 (2)식과 같이 도출하였다⁵⁾.

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

그러나 Edmonds는 질량 에너지 흡수 계수와 후방산란으로 고려되지 않은 air kerma에 한해서 피부선량을 도출하므로 피부입사선량간의 오차가 발생한다⁶⁾.

Tung과 Tasi는 NCRP의 자료를 토대로 자유공기노출 (free air exposure, FAE)을 산출하였다. FAE, 후방산란 계수 및 공기에 대한 조직의 평균 에너지 흡수 산란 계수를 곱하여 ESD를 얻었다. Tung과 Tasi는 ESD를 다시 다음과 같이 (3)식을 고안하였다. $(\mu_{en}/\rho)_{air}^{tissue}$ 는 모든 진단 X-ray 에너지에서 약 1.06정도이며, Harrison에 따라 field 크기에 따른 BSF을 계산하였다⁷⁾.

$$ESD(mGy) = FAE \times 0.00877 \times \left(\frac{(\mu_{en}/\rho)_{tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \right) \times BSF \quad (3)$$

또한, 1999년에 Tung과 Tasi는 Edmonds가 고안한 ESD 식에서 ESD와 X선 튜브 포텐셜 관계 및 ESD와 Al 필터의 상관관계에 대해 연구하여 다음 (4)식을 고안하였다⁷⁾.

$$ESD(mGy) = c \left(\frac{kVp}{FSD} \right)^2 \left(\frac{mAs}{mmAl} \right) \quad (4)$$

Tung과 Tasi에 의해 고안된 출력 장치 독립 상수 C는 2.775였지만, 2006년 Hanan에 의해 C는 0.2775로 수정되어 ESD를 산출하고 있지만 둘 다 사용되고 있다⁸⁾.

Mori에 의한 NDD-M은 촬영 장비의 정류 방식에 따라 ESD를 산출한다. 3상 전파 정류에 의한 ESD는 다음 (5)식과 같이 계산되었다²⁾. 단상 전파정류장치는 ESD $\times 0.55$, 인버터 장치는 ESD $\times 0.95$ 를 곱하면 된다.

$$ESD(mGy) = 6.5 \times kV(f) \times f \times mAs \times \left(\frac{1}{FSD} \right)^2 \times 0.88 \times 10^{-2} \quad (5)$$

여기서 $kV(f)$ 는 관전압 보정계수, f 는 총여과 보정계수를 나타낸다. 0.88×10^{-2} 는 흡수선량 환산계수(mR-mGy 변환계수)이다.

표면 선량을 계산하기 위한 간이 환산법은 관전압, 관전류, 시간, 거리, 여과판 등에 의해 보정계수로 변환하여 계산한다. 간접 방식에 의해 표면선량을 도출해 낸 식을 통하여 수정된 식은 다음 (6)식과 같다.

$$ESD(mGy) = 0.00877 \times kVf^a \times \left(\frac{1}{SSD}\right)^2 \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{tissue} \times \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air} \times \frac{mAs}{(\sqrt{T_1 + T_2}) \times 0.9} \times BSF^b \quad (6)$$

a, b=constant

$0.00877(mGy/mR)$ 은 FAE의 mR에서 자유 공기 흡수선량(mGy)으로 변환하는데 사용된 계수다. Tung과 Tasi에 의해 $(\mu_{en}/\rho)_{air}^{tissue}$ 는 모든 진단 X-ray 에너지에서 약 1.06 정도이다⁷⁾. 또한 mAs는 관전류(mA)×조사시간(sec)으로 이루어진 관전류량이며, T_1 은 고유 필터, T_2 는 부가필터이다. SSD는 소스와 피부간의 거리이다. 촬영 조건과 부위에 각각 다른 kVp(관전압)과 BSF (back scatter factor)에 지수(a, b)를 곱하여 ESD를 계산한다.

3. 측정 방법 및 비교 분석

임상에서 사용하고 있는 촬영조건에 따라 정하여 환자테이블 위에 인체 팬텀을 위치시켜 두부에 3개의 유리선량계를 부착하였고, 손목 촬영의 경우 acrylic phantom(7 cm 두께)에 유리 소자를 부착하였다. 이를 바탕으로 임상 촬영조건과 동일하게 검사를 시행하여 실측 ESD를 측정하여(Fig. 1), 선량 계산을 통한 ESD와 비교 분석하였다.

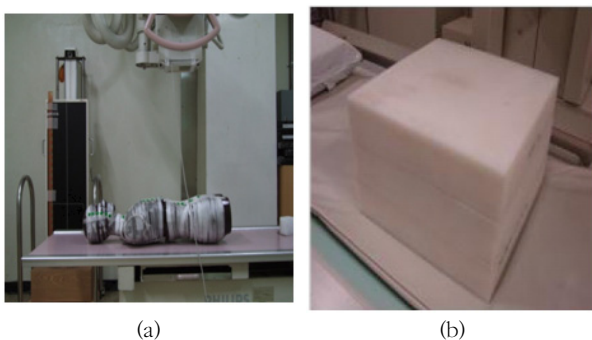


Fig. 1 Set up of test equipment at supine (a) of the Rando Man Phantom and acrylic Phantom (b)

III. 결 과

1. 두부 정면상 촬영조건에 따른 ESD 비교

의료기관 30여 곳을 측정된 결과 두부 정면상 촬영 조건은 관전압은 50~87(avg: 73.1) kVp, 관전류량은 8~40 (avg: 22.0) mAs, 고유필터는 0.7~1.7 cmAl, 부가필터 0.1~1.5 cmAl로 나타났다. 두부 정면상 촬영 조건으로 실측 ESD 평가 결과 최소 0.24 mGy~최대 3.13 mGy 로 나타났다. Hanan식은 최소 0.01 mGy에서 최대 2.79 mGy 의 차이가 났다. NDD식은 최소 0.03 mGy에서 최대 1.24 mGy 의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0.03 mGy에서 최대 2.15 mGy의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0 mGy에서 최대 0.82 mGy의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 -0.05 ± 0.23 mGy, Hanan식은 0.05 ± 0.73 mGy, NDD식은 -0.45 ± 0.34 mGy, Edmonds식은 -0.03 ± 0.58 mGy, Tung식은 0.40 ± 0.29 mGy이다. Tung(*)의 field size는 30×30 cm², HVL은 2 mmAl로 ESD를 계산하였다. 두부 정면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.08이고, BSF의 지수는 1.28이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0 mGy에서 최대 0.41 mGy의 차이가 났다.

두부 정면 상 촬영조건에 따른 Tung식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 높은 경향을 보였으며,

NDD식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 또한 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다(Table 1, Fig. 2).

2. 손목 정면상 촬영조건에 따른 ESD 비교

의료기관 30여 곳을 측정된 결과 손목 정면상 촬영 조건은 관전압은 42~67(avg: 49.2) kVp, 관전류량은 2~13 (avg: 5.0) mAs, 고유필터는 0.7~2.5 cmAl, 부가필터 0.9~2.0 cmAl, 1.0 cm Al+0.1 cmCu로 나타났다. 손목 정면상 촬영 조건으로 실측 ESD 평가 결과 최소 0.07 mGy~최대 0.50 mGy로 나타났다. Hanan식은 최소 0 mGy에서 최대 0.16 mGy의 차이가 났다. NDD식은 최소 0 mGy에서 최대 0.20 mGy의 차이가 나타났다. Edmonds식은 최소 0 mGy에서 최대 0.16 mGy의 차이가 나타났다. Tung식에서는 최소 0 mGy에서 최대 0.20 mGy의 차이가 나타났다. 오차로 인한 평균은 수정된 식은 0.00 ± 0.02 mGy, Hanan식은 0.00 ± 0.04 mGy, NDD식은 -0.07 ± 0.04 mGy, Edmonds

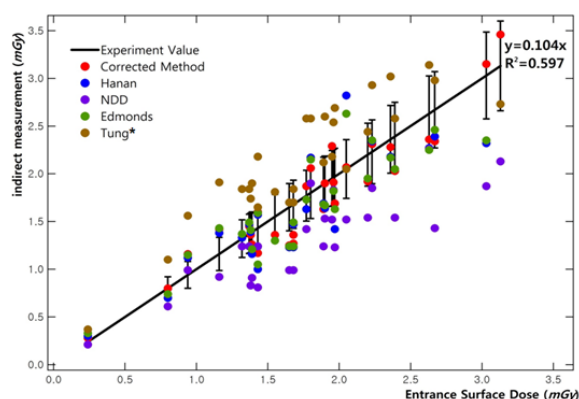


Fig. 2 The relation between directly measurement and different mathematical equations(Skull AP)

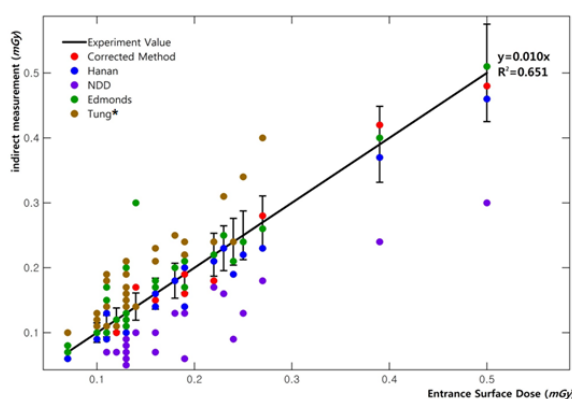


Fig. 3 The relation between directly measurement and different mathematical equations(Wrist AP)

Table 1 Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (Skull AP)

Medical Institution	Tube Voltage (kVp)	Milliampere seconds (mAs)	Inherent Filter		Additional Filter		distance (cm)	Rectification Type	Screen Size		ESD ^a (mGy)	CMP ^b (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
			Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			Width(cm)	Length(cm)						
A	50	8	0.9	—	1.0	—	100	three phase	25	30	0.24	0.28	0.30	0.21	0.33	0.37
B	70	12	0.9	—	1.5	—	100	three phase	25	30	0.80	0.80	0.70	0.61	0.74	1.10
C	72	16	0.9	—	1.2	—	100	single phase	43	43	0.94	1.16	1.12	0.99	1.15	1.56
D	68	22	0.9	—	1.2	—	100	single phase	43	43	1.16	1.42	1.38	0.92	1.43	1.91
E	70	20	0.9	—	1.2	—	100	three phase	43	43	1.32	1.37	1.33	1.24	1.37	1.84
F	70	20	0.7	—	1.2	—	100	three phase	41	41	1.37	1.45	1.47	1.24	1.49	1.84
G	68	20	0.7	—	1.2	—	100	three phase	25	30	1.38	1.36	1.39	0.83	1.41	1.74
H	75	18	1.5	—	1.0	—	132	three phase	43	43	1.39	1.26	1.16	0.91	1.21	1.90
I	76	20	0.9	—	1.2	—	100	three phase	43	43	1.43	1.60	1.57	1.24	1.59	2.18
J	74	16	1.0	—	1.5	—	100	three phase	40	40	1.43	1.17	1.00	0.81	1.05	1.65
K	80	15	0.9	—	1.2	—	100	three phase	25	30	1.55	1.36	1.30	1.30	1.30	1.81
L	75	16	1.0	—	1.1	—	100	three phase	25	30	1.65	1.25	1.23	0.99	1.24	1.70
M	75	16	0.9	—	1.2	—	110	three phase	41	41	1.68	1.27	1.23	0.99	1.24	1.70
N	72	20	0.7	—	1.2	—	100	three phase	40	40	1.68	1.36	1.47	1.24	1.49	1.84
O	70	28	0.9	—	1.5	—	100	three phase	40	40	1.77	1.87	1.63	1.42	1.73	2.58
P	74	25	0.9	—	0.9	—	100	three phase	25	30	1.80	2.06	2.17	1.90	2.15	2.58
Q	75	20	0.9	—	1.0	—	100	three phase	41	41	1.89	1.63	1.69	1.24	1.68	2.12
R	81	21	0.9	—	1.5	—	100	three phase	43	43	1.90	1.90	1.64	1.53	1.67	2.60
S	76	20	0.7	—	0.1	—	100	three phase	25	30	1.95	2.29	4.12	1.52	3.66	2.18
T	80	21	0.9	—	1.2	—	100	three phase	42	42	1.96	1.91	1.83	1.83	1.82	2.54
U	60	40	1.7	—	1.2	—	100	three phase	25	30	1.97	1.69	1.42	1.23	1.63	2.69
V	76	20	1.1	—	—	—	103	three phase	25	30	2.05	2.07	2.82	1.52	2.63	2.05
W	72	25	0.7	—	1.2	—	100	three phase	51	51	2.20	1.92	1.95	1.54	1.95	2.44
X	72	30	0.7	—	1.2	—	100	three phase	25	30	2.23	2.31	2.34	1.85	2.35	2.93
Y	80	25	0.9	—	1.2	—	100	three phase	46	46	2.36	2.28	2.18	2.17	2.17	3.02
Z	74	25	0.7	—	1.2	—	100	three phase	25	30	2.39	2.03	2.05	1.54	2.05	2.58
AA	80	26	0.9	—	1.2	—	100	three phase	42	42	2.63	2.36	2.27	2.26	2.25	3.14
AB	68	40	0.7	—	1.2	—	107.5	three phase	25	30	2.67	2.34	2.39	1.43	2.46	2.98
AC	87	30	0.9	—	1.5	—	100	three phase	43	43	3.03	3.15	2.32	1.87	2.35	3.68
AD	72	28	0.7	—	—	—	100	three phase	45	45	3.13	3.46	5.92	2.13	5.28	2.73

Note: aEntranceSurfaceDose, bCorrectedMethod

Table 2 Results of the comparison ESD directly measurement and that calculated by different mathematical equations (Wrist AP)

Medical Institution	Tube Voltage	Milliamperere seconds	Inherent Filter		Additional Filter		distance (cm)	Rectification Type	Screen Size		ESD ^a (mGy)	CM ^b (mGy)	Hanan (mGy)	NDD (mGy)	Edmonds (mGy)	Tung (mGy)
	(kVp)	(mAs)	Al(cm)	Cu(cm)	Al(cm)	Cu(cm)			Width(cm)	Length(cm)						
A	42	3	1.5	—	1.0	—	100	three phase	40	40	0.07	0.06	0.06	0.04	0.07	0.10
B	43	3	0.9	—	1.5	—	100	three phase	20	25	0.07	0.07	0.07	0.04	0.08	0.10
C	47	3	0.7	—	1.2	—	100	three phase	20	25	0.10	0.09	0.10	0.04	0.11	0.12
D	48	3	1.0	—	0.9	—	110	Inverter	30	25	0.10	0.09	0.10	0.04	0.12	0.13
E	46	3	0.9	—	1.2	—	100	Inverter	41	41	0.10	0.09	0.09	0.04	0.10	0.11
F	45	5	0.7	—	1.2	—	107.5	three phase	20	25	0.11	0.14	0.15	0.07	0.17	0.19
G	45	3	0.7	—	1.2	—	100	three phase	41	41	0.11	0.09	0.09	0.04	0.10	0.11
H	44	5	0.9	—	1.2	—	100	single phase	43	43	0.11	0.13	0.13	0.04	0.15	0.18
I	50	3	0.7	—	1.0	—	100	three phase	25	30	0.11	0.11	0.13	0.11	0.14	0.14
J	55	2	1.5	—	—	—	100	three phase	43	43	0.12	0.10	0.12	0.07	0.12	0.11
K	50	3	0.9	—	1.2	—	100	three phase	25	30	0.13	0.10	0.10	0.08	0.11	0.14
L	44	6	0.7	—	1.2	—	100	three phase	42	42	0.13	0.16	0.17	0.09	0.20	0.21
M	48	4	0.7	—	1.2	—	100	three phase	51	51	0.13	0.13	0.14	0.06	0.15	0.17
N	46	4	1.0	—	1.5	—	100	three phase	40	40	0.13	0.11	0.10	0.05	0.12	0.16
O	48	5	2.5	—	1.0	0.1	100	three phase	27	35	0.13	0.12	0.09	0.04	0.12	0.21
P	45	4	0.9	—	1.2	—	100	three phase	43	43	0.13	0.11	0.11	0.06	0.13	0.15
Q	45	5	0.7	—	1.2	—	100	Inverter	20	25	0.13	0.14	0.15	0.07	0.17	0.19
R	50	3	0.7	—	—	—	100	three phase	20	25	0.14	0.17	0.30	0.10	0.30	0.14
S	48	5	0.9	—	1.2	—	100	three phase	43	43	0.16	0.16	0.16	0.07	0.18	0.21
T	50	5	1.5	—	1.0	—	100	three phase	43	43	0.16	0.15	0.14	0.10	0.17	0.23
U	52	5	1.0	—	1.1	—	100	three phase	20	25	0.18	0.18	0.18	0.13	0.20	0.25
V	51	5	0.7	—	1.2	—	100	three phase	25	30	0.19	0.19	0.20	0.13	0.21	0.24
W	49	5	0.9	—	1.5	—	100	three phase	43	43	0.19	0.16	0.14	0.06	0.17	0.22
X	51	5	0.9	—	0.9	—	100	three phase	20	25	0.22	0.18	0.21	0.17	0.22	0.24
Y	53	6	0.9	—	1.2	—	100	three phase	42	42	0.23	0.23	0.23	0.16	0.25	0.31
Z	47	6	—	—	2.0	—	100	three phase	41	41	0.24	0.21	0.19	0.09	0.21	0.24
AA	55	6	0.9	—	1.5	—	100	three phase	43	43	0.25	0.24	0.22	0.13	0.24	0.34
AB	60	6	0.8	—	1.9	—	100	three phase	33	28	0.27	0.28	0.23	0.18	0.26	0.40
AC	67	7	0.9	—	1.5	—	100	three phase	43	43	0.39	0.42	0.37	0.24	0.40	0.59
AD	52	13	0.9	—	1.3	—	100	three phase	20	25	0.50	0.48	0.46	0.30	0.51	0.65

Note: aEntranceSurfaceDose, bCorrectedMethod

Table 3 Weighted factor by radiological examinations

	a	b
Skull AP	2.08	1.28
Wrist P	2.08	1.27

식은 0.02 ± 0.04 mGy, Tung식은 0.05 ± 0.05 mGy이다. Tung(*)의 field size는 30×30 cm², HVL은 2 mmAl로 ESD를 계산하였다. 손목 정면상 촬영 조건으로 수정된 식의 관전압 지수는 2.08이고, BSF의 지수는 1.27이었다. 유리 선량계를 통한 실측값과 수정된 식의 차이는 최소 0 mGy에서 최대 0.04 mGy의 차이가 났다.

손목 정면상 촬영조건에 따른 Tung식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 높은 경향을 보였으며, NDD식의 ESD값이 실측에 따른 ESD값 보다 더 낮은 경향을 보였다. 각 의료기관의 실측 조건에 따른 평균 ESD값과 NDD식의 값이 가장 큰 차이를 보였다(Table 2, Fig. 3).

3. 촬영 부위에 따른 가중치 비교

X선 발생장치의 선질은 관전압의 최대치에 의해 결정되며 필터의 두께 증가로 스펙트럼의 형태가 고에너지 쪽으로 치우치며 평균에너지를 증가시킨다. 그러나 전류와 조사 시간은 환자의 표면 선량에 있어 전자의 운동 에너지에 영향을 주지 않고 X선의 양을 변동시킨다. 촬영 거리 역시 X선의 선질에 영향을 미치지 않고, X선의 빔의 강도에 관한 거리 역자승의 법칙으로 효과를 나타낸다. 두부 정면상이 $a=2.08$, $b=1.28$, 손목 정면상의 경우 $a=2.08$, $b=1.27$ 로 나타났다(Table 3). 피사체의 ESD에 좌우인자로는 크게 관전압 및 조사시간의 증가로 관전압의 지수 a 및 BSF의 지수 b 에 영향을 미친다.

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) 등이 있다. 질병의 진단, 치료, 예방 등에 필수적인 중요한 역할을 하고 있기 때문에 방사선 위험에 노출되어 있지만, 방사선 피폭의 장해를 최소화하기 위한 노력이 필요하다. 이는 방사선종사자가 피검자에게 조사되는 피폭선량을 정확히 알고 방사선 검사를 시행한다면 환자의 불안을 해소하고, 피폭선량 경감에 향상시킬 뿐만 아니라 불필요한 피폭선량을 줄이게 될 것이다⁹⁾. 미국에서는 미국의학물리사협회(American Association of Physics in Medicine, AAPM)를 중심으로 환자선량 권고치에 대한 활동을 활발히 하고 있는데, 협회에서는 DRL이라는 용어보다는 참조값(reference value)이라는 용어를 사용하고 있다¹⁰⁾. 영국은 영국방사선방호위원회(National Radiological Protection Board, NRPB)에 의해 전역에 걸쳐 환자의 방사선량을 측정한다. 이를 바탕으로 국가환자선량 데이터 베이스를 구축하여 분포도를 작성하고 국가 환자선량 권고량을 제안하고 있다¹¹⁾. IAEA에서는 방사선 검사 시 최적화된 영상을 얻기 위해 안전 기준아래 촬영 조건 기준에 따라 검사를 시행하고 있다. 진단참고준위를 모범등급(guidance level, GL)이라는 표현을 사용하며 기본 안전규정보고서를 발간하여 의료방사선에 대한 적절한 규제를 시행하고 있다¹¹⁾. 그러나 IAEA의 모범등급은 유럽 성인을 기준을 바탕으로 하고 있다¹²⁻¹⁴⁾. 유럽 성인과 국내 성인의 체격 및 체형이 다르므로 IAEA의 기준으로 GL을 설정하는 것

은 고려되어야 한다. 진단 참고 준위를 설정을 위해 방사선 검사에서 발생하는 환자의 조사량 측정하는 방법은 크게 2가지로 분류한다. 미국의 CRCPD의 Technical White Paper: Monitoring and Tracking of Fluoroscopic Dose의 자료에 의하면 직접 측정 방법과 간접 측정법으로 분류하고 있다¹⁵⁾. 직접 측정법은 일반적으로 인체 및 란도 팬텀 등으로 특정 위치에 유리소자 및 선량계를 배치하여, 선량을 기록하여 최대 피폭선량을 제시한다. 국내에서는 의료방사선에 대한 직접 실태조사를 시행하고 진단참고준위 설정을 위해 유리선량계를 비롯하여 ion chamber, DAP meter, multi-detector-O system (Unfors)나 OSL Macrostar Reading System등을 통하여 측정하고 있다. 그러나 임상에서 피폭선량 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 선행되어 왔다. Edmonds의 표면 선량 계산은 관전압, 관전류, 반기층, SSD 측정이 되면 환자 표면선량을 도출해 낼 수 있다. 그러나 피부 선량에 대한 공기커마의 상호관계 및 후방산란시 에너지 흡수선량의 상호계수를 고려하지 않는 특징이 있다. 1998년에 연구한 Tung은 FAE와 후방산란을 고려한 피부에 대한 평균 에너지 흡수계수 비율을 계산하여 ESD를 계산하였다. 그러나 Tung식은 제한된 field size와 HVL 때문에 실측 ESD와 오차가 발생한다. Mori에 의해 개발된 NDD-M법은 후방 산란선을 고려하며 단위를 mGy로 사용하고, X선의 출력선량을 알지 못하더라도 X선 장치의 정류 방식별로 단상전파정류, 3상전파정류, 인버터장치로 구분하여 각 관전압 및 총 여과별 계수별로 측정 그 값으로 계산을 할 수 있게 한 방법이다. Non Dosimeter Dosimetry에 의한 환자선량 추측 방법은 기존의 선량값을 표시하지 않는 방사선 발생장치에 있어서 환자 선량값을 추측하는 유용한 방법으로 활용이 가능하다¹⁶⁾. 하지만 실무의 현장에서 DICOM 정보를 파악하고 다시 계산을 하기에는 현실적인 어려움이 있다. 이러한 간접적인 방식은 방사선 장비의 기술적인 요인 및 X선의 측정 방식에 대하여 정확한 정보를 가지지 못하면 정확한 피폭선량을 평가할 수 없다. 또한 장치의 정도관리가 정확하지 않은 장치에서는 오차가 크게 발생하는 특징이 있다³⁾. Mori에 의해 개발된 NDD-M은 실측정한 ESD값과 가장 큰 오차가 있었다. 수정된 식은 기존 식에 관전압과 BSF, 고유 필터와 부가필터를 가중치 두어 실측 ESD값과 유사하게 ESD의 값을 도출해 내는 것이다. 본 연구에서는 유리 선량계에 의한 실측 ESD가 선량 계산 공식을 통한 ESD보다 전체적으

로 높게 나타났다. 진단용 X선 촬영 장치의 노후, 외부 전력의 불안정성, 촬영실 내부의 온도와 습도에 대한 변화로 인한 촬영 장치의 성능 저하로 출력의 불안정성의 요인으로 볼 수 있다. 그리고 관전압, 관전류, 조사시간에 대한 재현성 차이로 인하여 영상의 질 및 ESD에 영향을 미치기 때문이다. 오차를 줄이기 위한 우선 의료 정도 관리가 선행 되어야만 실측에 따른 피폭 선량 오차를 줄이게 될 것이다. 의료 피폭에 선량관리가 소홀해진다면 과다 혹은 과소 노출로 직·간접적으로 환자 및 의료인에게 영향을 끼칠 것이다. 그러나 간접 측정법의 환자 선량 계산 모니터링의 완벽한 시스템을 구축할 수는 없다. 그렇다고 환자 전원을 직접 측정으로 피폭선량을 측정하여 평가한다는 것은 현실적인 어려움이 있다. 따라서 각 일반 촬영 등에 있어, 그 병원에서의 평균 체격과 촬영 조건을 파악하고 수정된 간접 방식의 선량 계산으로 환자 선량을 환산하여 평가하는 것이 더 도움이 될 것이다. 이에 각 기능 등을 사용할 수 있는 가장 좋은 지표를 사용하여 환자의 방호를 구축하여야 할 것이다. 그러나 이번 연구의 한계는 다음과 같다. 첫째, 제한된 의료기관의 수로 피폭선량을 산출을 위한 ESD 평가가 제한 될 수 있다. 둘째, 임상에서 많이 사용되는 일반 방사선 촬영에 대한 ESD 평가가 이루어진다면 더 다양한 결과를 도출해 낼 수 있을 것이다. 즉, 촬영 거리 및 촬영 조건의 변화로 인한 ESD 결과가 더 다양하게 이루어 질 것이다. 셋째, 고형적인 피사체로 연구가 이루어져 피검사체의 체형 및 체격의 고려에 따른 변수를 고려한다면 실제 환자에 대한 ESD 평가를 할 수 있을 것이다.

V. 결 론

진단 방사선량의 피부 선량을 평가하기 위해 선량계를 통한 실측 방법을 이용하지 않고 다양한 선량 산출 계산 방법이 있다. 본 연구에서는 기존의 식을 바탕으로 관전압, 고유 필터, 부가필터, 그에 따른 BSF에 가중치를 두어 ESD를 제시하였다. 이에 간접 식간의 피폭 선량 차이를 제시할 뿐만 아니라 실측을 통한 방사선 피폭 선량간의 오차를 줄이게 되어 좀 더 정확한 의료 피폭선량 평가가 마련되어 질 것이다. 또한 환자가 받는 의료 피폭에 대한 관리가 더욱 용이하게 되고, 장소 및 시간에 구애 받지 않고 환자피폭선량 저감화에 더 노력하게 계기가 될 것이다.

REFERENCES

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, 12(9), 2381-2387, 2001
2. Japan society of radiological technology, Non-Dosimeter-Dosimetry (NDD) method, Ibaragi Branch office, Mito, 1996
3. Sungchul Kim, Chongyeal Kim, Sungmin Ahn: Calculation method of entrance skin dose in X-ray beam quality factor, the Journal of the Korea Contents Association, 10(2), 258-267, 2010
4. Technical Report: Explanation Material of RPL, Glass Dosimeter, Small Element System, Asahi Technvc Glass corporation, 2000
5. IR Edmons: Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures, Br J Radiology, 57, 733-744, 1984
6. Saad Abdulrrahman A. Al-Shehri: Assessment of beam characteristics of some X-ray units at Security Forces Hospital and their applications in paediatric dose calculation, King Saud University, 2006
7. Chunan, J. Tong, H. Tsai: Evaluations of Gonad and Fetal Doses for Diagnostic Radiology, Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B), 23(2), 107-113, 1999
8. Hanan Fawaz Akhdar: Assessment of Entrance skin dose and effective dose of some routine Examinations using calculation technique, King Saud University, 2007
9. 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
10. Gray JE, Archer BR, Butler PF, Hobbs BB, Mettler FA, Pizzutiello RJ, Schueler BA, Strauss KJ, Suleiman OH, Yaffe MJ, Re AAPMTG: Reference values for diagnostic radiology: Application and impact, Radiology, 235, 354-358, 2005
11. 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
12. P. C. Shrimpton, B. F. Wall, D. G. Jones, et al.: A national survey of doses to patients undergoing a selection of routine x-ray examinations in English hospitals. NAPB-R200. National Radiological Protection Board, Oxon, 1986.
 13. National Radiological Protection Board: Patient doses reduction in diagnostic radiology. Documents of the NCRP. 1(3), 1990
 14. 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
 15. Technical White Paper: Monitoring and Tracking of Fluoroscopic Dose, CRCPD Publication #E-10-7, 2010
 16. T.Ishiguchi, S.Iwanami, S.Kawastsu, T.Ishigaki and S.Koga: Radiation Exposure by Routine Radiographic Exminations, Multicenter Study in Japan with Thermoluminescenece Dosimetry and Estimation from the Radiographic Data, Nagoya University School of Medicine, Japan, 7-21, 2000

•Abstract

Entrance Surface Dose according to Dose Calculation : Head and Wrist

Ho-Jin Sung¹⁾·Jae-Bok Han²⁾·Jong-Nam Song²⁾·Nam-Gil Choi²⁾

¹⁾*Department of Radiology, Chonnam National University Hospital*

²⁾*Department of Radiological Science, Dongshin University*

This study were compared with the direct measurement and indirect dose methods through various dose calculation in head and wrist. And, the modified equation was proposed considering equipment type, setting conditions, tube voltage, inherent filter, added filter and its accompanied back scatter factor. As a result, it decreased the error of the direct measurement than the existing dose calculation. Accordingly, diagnostic radiography patient dose comparison would become easier and radiographic exposure control and evaluation will become more efficient. The study findings are expected to be useful in patients' effective dose rate evaluation and dose reduction.

Key Words : Entrance Skin Dose, Dose Calculation, Dose Management