
선질계수에 의한 피부입사선량 계산법

Calculation Method of Entrance Skin Dose in X-ray Beam Quality Factor

김성철*, 김종일**, 안성민*
가천의과대학 방사선학과*, 전북대학교 과학학과**

Sung-Chul Kim(sckim@gachon.ac.kr)*, Chong-Yeal Kim(kimbo@chonbuk.ac.kr)**,
Sung-Min Ahn(sman@gachon.ac.kr)*

요약

방사선피폭에 대한 관심이 높아지면서 X선 검사에 환자에게 조사되는 피폭선량을 정확히 알고 있다는 것은 환자의 불안을 해소하고 또 방사선사나 의사가 피폭선량 경감의식을 향상시키는 데 중요하지만, 임상에서 측정기를 보유하고 있는 시설은 극소수에 불과하다.

본 연구에서는 bit system 및 NDD-M법의 특징을 살려서 우리나라에 사용되고 있는 진단용 X선장치의 출력선량을 직접 측정하여 도표화 하고, X선 출력선량을 아는 경우 또는 모르는 경우 모두에서 적절히 적용할 수 있게 두 가지 방법을 제시하여 실측선량과 비교 실험을 하였다.

그 결과 bit system 및 NDD-M법보다 정확도가 우수한 결과를 나타내어 임상에서 환자가 받는 선량을 더욱 쉽게 알 수 있게 됨으로 방사선관련 종사자들의 의료피폭에 대한 관심이 더욱 높아지고 의료선량감소에 한층 더 노력하는 계기가 될 것으로 사료된다.

■ 중심어 : | 피부입사선량 | 선질계수 | 출력선량 |

Abstract

This interest in radiation exposure makes increasing doctor's awareness and knowledge of radiation dose in patients during X-ray test important in reducing patient's uneasiness. However, very few facilities are equipped with measurement instruments. Therefore, an intensive study to find out patient dose using computational method has been initiated.

This study used special features of the bit system and NDD-M and directly measured the output dose of diagnostic X-ray instruments used in Korea to create tables. Two different methods were found to be adequate when applied to cases when X-ray outputs were both known and unknown, and comparative experiments with real measurement doses were carried out.

Presented methods were found to provide more accurate results compared to the bit system and NDD-M. Therefore, patient dose during clinical trials were found to be more easily acceptable to medical personnel in the radiation field in terms of radiation exposure and reduction of medical X ray dose.

■ keyword : | Entrance Skin Dose | Beam Quality Factor | X-ray Output |

I. 서론

전리방사선은 의료진단목적으로 1세기 이상 사용되어 왔으며[1], 우리나라에는 1913년 세브란스 병원에 처음 X선 장치가 도입되었다. 이후 방사선의 이용가치는 급격하게 발전되어 의학·공학·이공학 등의 분야에서 광범위하게 이용되고 있으며, 그중에서도 국민소득의 증가와 전 국민 의료보험으로 인한 개개인의 건강관리에 대한 요구가 고조됨에 따라 방사선의 의학적 이용도는 더욱 증대되고 있다[2].

환자들에게 조사되는 진료를 목적으로 사용되는 모든 방사선에 의한 피폭을 의료피폭이라고 말한다. 또한 이러한 의료피폭은 확률적 영향에 대한 위험 문턱선량이 없다고 믿기 때문에 일반인이 받는 선량이 증가함에 따라 위해도는 증가하게 된다. 또한 동일한 유형의 검사에서 환자가 받는 선량은 검사장소나 검사장비 또는 검사하는 사람에 따라 많은 차이를 나타내고 있는데, 이는 선량을 충분히 감소시킬 수 있다는 것을 의미한다. 유럽위원회(European Commission)나 경제협력개발기구(OECD)국가에서 조사한 자료에 의하면 동일한 유형의 방사선진단과정에서 받는 환자의 피폭이 의료기관에 따라 10배에서 20배의 차이가 있음이 밝혀진바 있다[3-5]. 이러한 원인으로 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency ; IAEA) 및 국제방사선방호위원회(International Commission on Radiological Protection ; ICRP) 등에서는 진단방사선 영역에서의 의료피폭에 대한 권고선량 및 진단참고준위를 제시하게 되었으며[6][7], 미국 및 기타 유럽 등에서도 방사선선량 측정 및 관리 등에 관한 자료를 발표하고 있다[1][8]. 우리나라에서도 식품의약품안전청에서 2007년에 환자선량측정 가이드라인을 제시하였다[9].

환자의 피폭선량을 측정하기 위한 가장 정확한 방법은 선량계를 이용한 실측방법이다. 하지만 선량계가 고가이다 보니 실제 임상에서는 거의 보유를 하지 못하고 있는 실정이다. 이러한 이유로 선량계가 없는 상태에서 환자의 피폭선량을 계산하는 방법이 국내 및 국외에서 여러 가지 방법으로 시도되고 있다[10-14]. 하지만 사

용에 따른 여러 가지 제약사항이 많으며, 또한 임상에서 바로 적용을 하기가 복잡하고 방법에 따라 정확도가 낮아 질 수 있는 문제점이 있다.

본 논문에서는 국내에 사용 중인 진단용 X선장치의 선량 및 선질을 실제 측정하여 그 값을 기본으로 피부입사선량을 계산할 수 있는 측정법을 개발하였으며, 그 정확도를 실제 전리조를 이용한 측정값과 비교 검토하였다.

II. 실험방법

1. 임상 X선장치의 출력선량 측정

1.1 장치의 선정

X선장치의 출력선량은 진단용 X선장치로 국내에서 가장 많이 사용되고 있는 인버터장치 57대와 단상전과 정류 26대를 각각 전리조선량계로 실측 하였다. 또한 실험에 사용된 장치의 성능 객관성을 위해 진단용방사선발생장치의 안전관리에 관한 규칙[15]에 의한 성능 검사 후 적합 판정을 받은 장치를 기준으로 하였다.

1.2 실험방법

실험배치도는 초점-전리조건 거리(Focus-Detector Distance : FDD)를 100 cm, X선 조사면적은 20 cm × 20 cm로 하고 테이블에서의 후방산란선의 영향을 없애기 위해 전리조의 아래쪽에 2.0 mm의 납을 위치시켰다. 실험조건은 관전압을 40 kVp에서 150 kVp까지 10 kVp 단위로 변화시키면서 각각 조건에서 2회씩 측정하여 평균값을 사용하였다. 이때 관전류는 100 mA, X선 조사시간은 0.1 sec로 동일하게 하였다. 출력선량의 측정시 가장 큰 영향을 줄 수 있는 총 여과값은 한국공업규격(KS A 4021)[16]의 기준을 참고하여 2.5 mmAl을 기준으로 측정하였으며, 총 여과값이 2.5 mmAl이 안되는 경우에는 부가여과를 실시하여 총여과 값을 2.5 mmAl로 일정하게 하였으며, 총 여과값이 2.5 mmAl을 초과하는 경우에는 측정된 선량에서 초과 여과값에 해당하는 감약비 만큼 실험자료를 통하여 계산하였다. 이때 부가여과판으로 사용한 알루미늄은 순도 99.99%의

GAMMEX RMI 115H 여과판을 사용하였다. X선장치의 출력선량의 측정에는 Victoreen사의 NERO mAx(Model 8000)를 이용하였다. 전리조 volume은 45 cc이며, 1 mR~9999 mR의 측정범위를 가지고 있다.

실험에 사용하기 전에 전리조는 국가기관에서 표준 선질에 의해 교정을 실시하였으며, 교정계수는 ISO NS 80 선질에 의해 교정된 교정계수 0.808을 적용하여 교정된 선량값으로 사용하였다[17].

2. 관전압 및 여과값 변화에 따른 출력선량

2.1 실험장치의 선정 및 성능평가

관전압 및 여과값 변화에 따른 출력선량의 측정은 위 실험(1. 임상 X선장치의 출력선량 측정)의 결과에서 평균 출력선량을 나타내는 장치 중 장치의 성능을 평가하여 성능이 가장 우수한 X선장치를 인버터장치 1대 및 단상전파정류장치 1대를 선정하여 실시하였다.

인버터장치는 (주)Listem사의 REX-525RF로, 장치의 형식명은 IRF-500-125이며, 단상전파정류 X선장치는 동강의료기의 DKⅡ-550R으로 장치의 형식명은 R-500-150인 장치로 실험하였다. 장치의 성능평가는 관전압 시험, 관전류 시험, 타이머 시험을 측정하였고, 성능의 정확한 평가를 위해 접속형측정기인 Dynallyzer III(Divider : M-96311, Reader:M-96320, Radcal co.)를 이용하여 측정하였으며, 또한 오실로스코프(Tektronix co., TDS 2002, 60MHz, 1GS/s)를 연결하여 관전압 및 관전류의 파형도 관찰하였다.

2.2 실험방법

관전압을 40 kVp에서 120 kVp까지 2 kVp단위로 변화시키면서 각 관전압변화에 따라 총 여과값이 1.5, 2.0, 2.5, 3.0, 3.5, 4.0, 4.5, 5.0 mmAl이 되게 변화시키면서 각 2회씩 측정하여 평균값을 사용하였다. 이때 실험에 사용한 총 여과값의 범위를 1.5~5.0 mmAl값으로 정한 것은 한국공업규격에 의해 진단용 X선장치의 총여과의 최소값이 장치의 최고정격에 따라 최소한 1.5 mmAl~2.5 mmAl 이상 이어야 하기 때문이다.

인버터장치에 사용된 X선관은 LTN-25(Toshiba co.)으로 X선관의 여과가 0.9 mmAl이므로 총 여과값이 1.5

mmAl ~ 5.0 mmAl이 되게 하기 위해서 0.6 mmAl ~ 4.1 mmAl를 추가하여 실험을 실시하였으며, 단상전파정류 X선장치에 사용된 X선관은 E7252X(Toshiba co.)로 X선관의 여과가 0.9 mmAl이므로 인버터장치와 동일하게 부가여과를 실시하였다.

실험에서 총여과의 최소값이 1.5 mmAl이므로 총여과 변화를 정확하게 실험하기 위해 [그림 1]과 같이 고유여과값을 가지는 콜리메터를 분리시킨 후, 전리조 위치에서의 X선 조사면적이 20 cm×20 cm이 되는 4 mm 납판을 제작하여 X선관 전면에 부착한 후 그 앞쪽에 부가여과판을 증가시키면서 실험하였다.

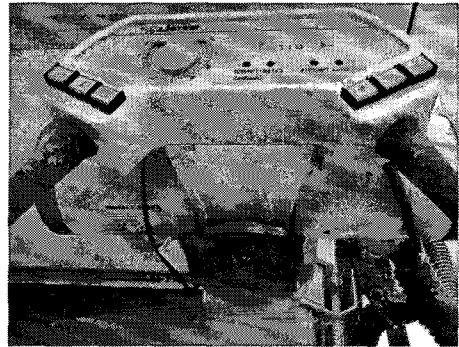


그림 1. 총여과 변화에 따른 선량 측정 배치

3. 선량계산 공식의 산출

피부입사선량은 피부면에서의 공기커마값에 피사체에서의 후방산란계수를 곱해주면 되기 때문에 다음과 같은 형태로 된다.

$$D = K_E \cdot B \cdot 0.00876 \cdot mAs \cdot \left(\frac{1}{FSD} \right)^2 [mGy] \quad (1)$$

단, D : 피부입사선량(mGy)

K_E : 입사표면 공기커마

B : 후방산란계수

0.00876 : mR-mGy 변환계수

mAs : 관전류시간곱

FSD : 초점-피부표면간 거리(m)

여기서, 전리조로 측정된 여과변화 및 관전압변화에 따른 입사표면공기커마값과 mR-mGy변환계수 및 후

방산란계수[18]를 한 번에 곱하여 하나의 상수값으로 만들면, 식 (1)은 다음과 같이 간단하게 된다. 이때 후방 산란계수는 각 관전압별로 총여과 2.5mmAl, 조사야 20×20 cm², 물팬텀의 조건을 기준으로 하였다.

$$D = \text{선질보정계수}(q) \cdot mAs \cdot \left(\frac{1}{FSD}\right)^2 [mGy] \quad (2)$$

4. 계산법과 실측선량의 비교실험

완성된 선량 계산공식의 유용성 여부를 판단하기 위해 우리나라 임상에서 각 부위별 촬영조건을 토대로 환자의 입사표면선량을 계산방법과 실측방법 및 기존에 있던 bit system, NDD-M법과의 비교를 실시하였다. 이때 bit system은 mR의 값으로 계산되기 때문에 비교하기 위하여 mR-mGy 변환계수를 0.00876으로 사용하여 변화시켰으며, 후방산란계수는 80kV를 기준으로 하여 1.37[18]을 사용하였다.

실험조건은 김[19] 등에 의한 촬영조건을 기초로 abdomen(복부), chest PA(흉부 후전방향촬영), skull AP(두부 전후방향 촬영), wrist(손목) 등 4가지 부위를 실험하였다. 선량측정은 피사체에서 발생하는 산란선을 정확하게 측정하기 위해 Radcal사의 2026C모델을 이용하였으며, 출력선량 측정용 선량계와 상호 비교 측정하여 교정하였다. 실험에 사용된 팬텀은 American Association of Physicists in Medicine (AAPM) 팬텀 [20]을 이용하여 측정하였다.

III. 결과

1. 임상 X선장치의 출력선량

임상에 사용되고 있는 인버터장치와 단상전과정류장치의 관전압별 출력선량을 측정된 결과 인버터장치는 관전압 80kV에서의 출력선량은 4.11~8.20 mR/mAs로 나타났으며, 평균 5.88 mR/mAs로 나타났다. 또한 저관전압인 40 kV에서는 변동계수가 다른 관전압범위에 비해 높게 나타나 장치별 출력선량의 차이가 큼을 알 수 있었다[표 1].

단상전과정류장치의 출력선량은 관전압 80 kV에서 1.95~4.45mR/mAs로 나타났으며, 평균값은 3.14 mR/mAs로 나왔다[표 2]. 그리고 단상전과정류장치에 비해 인버터장치의 경우 출력선량은 관전압 80kVp에서 약 1.87배 많게 나타났으며, 저관전압에서는 2.51배에서 고관전압에서는 1.66배로 고관전압으로 갈수록 선량의 차이는 줄어들었다.

표 1. 임상 인버터장치의 출력선량

kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120
최대	2.13	3.67	5.02	6.58	8.20	9.97	12.01	14.25	16.96
최소	0.61	1.40	1.95	3.00	4.11	5.05	6.37	7.51	8.81
평균	1.18	2.22	3.28	4.53	5.88	7.33	8.97	10.71	12.54
표준편차	0.460	0.537	0.709	0.870	1.069	1.221	1.418	1.611	1.934
변동계수	0.389	0.242	0.216	0.192	0.182	0.167	0.158	0.150	0.154

표 2. 임상 단상전과정류장치의 출력선량

kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120
최대	0.97	1.61	2.75	3.35	4.45	5.83	7.37	9.02	10.59
최소	0.23	0.67	1.08	1.67	1.95	2.47	3.17	4.08	4.78
평균	0.47	1.04	1.67	2.41	3.14	4.08	5.23	6.49	7.57
표준편차	0.229	0.303	0.447	0.519	0.721	0.866	1.185	1.531	1.709
변동계수	0.489	0.292	0.268	0.215	0.230	0.212	0.227	0.236	0.226

2. 관전압 및 여과값 변화에 따른 출력선량

2.1 실험장치의 성능평가

선질변화에 따른 출력선량의 변화를 측정된 X선장치의 성능을 평가한 결과 인버터장치의 경우 관전압의 백분율평균오차(Percent average error : PAE)가 -2.8%~2.8%로 기준값(± 10%)[15]에 비해 매우 우수하게 나타났다. 또한 관전류는 -2.2~4.3%로 나타나 기준값인 ± 15%에 비해 정확도가 높았으며, 타이머의 정확도도 양호한 결과를 나타냈다. 또한 oscilloscope를 통하여 관찰한 X선 출력파형에서도 장치의 이상이 없었다.

단상전과정류 장치는 관전압의 정확도가 -0.5%~3.3%, 관전류의 정확도가 -2.5%~4.9%, 타이머정확도가 0~1.25%로 모두 양호한 결과를 보였으며, oscilloscope에 의한 파형도 이상이 없게 나타났다.

2.2 관전압 및 여과값 변화에 따른 출력선량

인버터장치와 단상전파정류장치의 관전압변화 및 총여과 변화에 따른 출력선량(mR/mAs)은 [그림 2][그림 3]과 같이 나타났다.

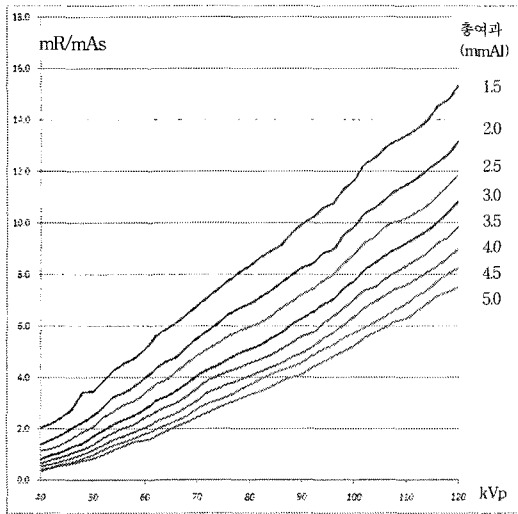


그림 2. 인버터장치의 kV 및 총여과변화에 따른 선량변화

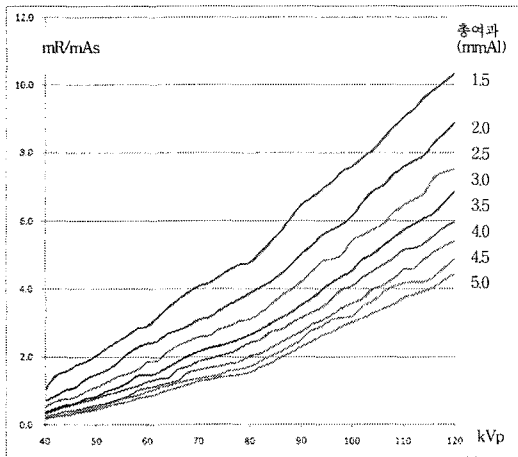


그림 3. 단상전파정류장치의 kV 및 총여과변화에 따른 선량 변화

3. 선량계산 공식의 적용

[그림 2] 및 [그림 3]의 각 결과에 후방산란계수 및 mR-mSv변환계수를 곱하여 1차 선질계수를 구한 후, 이렇게 얻어진 값을 각 관전압변화에 따른 1차 선질계

수의 변화를 그래프로 작성한 후 각각 총여과별 2차의 추세식을 구한 다음 [표 3][표 4], 최종적으로 1 kV단위의 선질계수(q)를 계산하여 [표 5]와 [표 6]를 작성하였다.

식 (2)의 공식에 [표 5][표 6]의 각 촬영조건의 선질계수(q)를 선택하여 계산하면 피부입사선량을 계산할 수 있다. 이 경우는 사용 중인 X선장치의 출력선량을 모르는 경우에 사용하는 공식이 된다.

$$D = \text{선질계수}(q) \cdot \text{mAs} \cdot \left(\frac{1}{\text{FSD}}\right)^2 [\text{mGy}] \quad (2)$$

이 결과는 NDD-M법에 의한 계수표와 거의 유사한 결과를 나타내었지만 실제 일본에서 측정된 NDD-M법의 계수와 우리나라에서 측정된 계수와는 조금의 차이를 볼 수 있어 출력선량값에 다르다는 것을 알 수 있다.

두 번째로 인버터장치의 출력선량을 알고 있는 경우에는 식 (2)의 선질계수값이 정류방식별로 평균선량을 기준으로 작성된 값이기 때문에 장치의 각 출력선량(mR/mAs)값을 기준 출력선량인 5.88로 나눈 후 나머지 계산을 수행하면 정확한 입사표면선량을 계산할 수 있다.

$$D = \frac{\text{장치출력(인버터)}}{5.88} \cdot q \cdot \text{mAs} \cdot \left(\frac{1}{\text{FSD}}\right)^2 [\text{mGy}] \quad (3)$$

표 3. 인버터장치의 총여과별 선질계수 추세식

총여과 (mmAl)	2차 추세식	편향계수
1.5	$y = 3.587E-06x^2 + 0.0014x - 0.04394$	$R^2 = 0.9993$
2.0	$y = 4.018E-06x^2 + 0.0011x - 0.03974$	$R^2 = 0.9991$
2.5	$y = 4.435E-06x^2 + 0.0009x - 0.03393$	$R^2 = 0.9985$
3.0	$y = 6.104E-06x^2 + 0.0005x - 0.02333$	$R^2 = 0.9991$
3.5	$y = 6.149E-06x^2 + 0.0004x - 0.01966$	$R^2 = 0.9988$
4.0	$y = 6.289E-06x^2 + 0.0003x - 0.01640$	$R^2 = 0.9989$
4.5	$y = 5.806E-06x^2 + 0.0003x - 0.01602$	$R^2 = 0.9991$
5.0	$y = 5.922E-06x^2 + 0.0001x - 0.01240$	$R^2 = 0.9994$

표 4. 단상정류장치의 총여과별 선질계수 추세식

총여과 (mmAl)	2차 추세식	편향계수
1.5	$y = 6.929E-06x^2 + 0.0003x - 0.01081$	$R^2 = 0.99850$
2.0	$y = 7.598E-06x^2 + 1.3185E-06x - 0.00353$	$R^2 = 0.99827$
2.5	$y = 6.895E-06x^2 - 3.6178E-05x - 0.00367$	$R^2 = 0.99835$
3.0	$y = 7.322E-06x^2 + 0.0002x + 0.00161$	$R^2 = 0.99868$
3.5	$y = 6.465E-06x^2 - 0.0002x + 0.00086$	$R^2 = 0.99916$
4.0	$y = 6.481E-06x^2 - 0.0003x + 0.00311$	$R^2 = 0.99857$
4.5	$y = 5.531E-06x^2 - 0.0002x + 0.00079$	$R^2 = 0.99568$
5.0	$y = 5.195E-06x^2 - 0.0002x + 0.00121$	$R^2 = 0.99796$

표 5. 인버터장치의 선질계수(q)

kV	Total filtration(mmAl)							
	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
40	0.0179	0.0114	0.0087	0.0065	0.0049	0.0039	0.0027	0.0027
41	0.0199	0.0130	0.0101	0.0077	0.0059	0.0048	0.0035	0.0033
42	0.0218	0.0146	0.0116	0.0088	0.0070	0.0057	0.0043	0.0040
43	0.0238	0.0163	0.0130	0.0100	0.0081	0.0065	0.005	0.0046
44	0.0257	0.0179	0.0144	0.0112	0.0092	0.0074	0.0059	0.0053
45	0.0277	0.0195	0.0159	0.0124	0.0103	0.0083	0.0068	0.0060
46	0.0296	0.0211	0.0173	0.0135	0.0113	0.0092	0.0076	0.0067
47	0.0316	0.0227	0.0187	0.0147	0.0124	0.0101	0.0084	0.0074
48	0.0335	0.0243	0.0202	0.0159	0.0135	0.0110	0.0093	0.0081
49	0.0354	0.0259	0.0216	0.0171	0.0145	0.0119	0.0101	0.0088
50	0.0373	0.0275	0.0230	0.0183	0.0156	0.0128	0.0110	0.0096
51	0.0392	0.0291	0.0245	0.0195	0.0167	0.0137	0.0118	0.0103
52	0.0411	0.0308	0.0259	0.0207	0.0178	0.0147	0.0127	0.0111
53	0.0430	0.0324	0.0274	0.0219	0.0189	0.0156	0.0136	0.0118
54	0.0449	0.0340	0.0288	0.0231	0.0200	0.0166	0.0145	0.0126
55	0.047	0.0356	0.0302	0.0243	0.0211	0.0176	0.0154	0.0134
56	0.0487	0.0372	0.0317	0.0256	0.0222	0.0186	0.0163	0.0142
57	0.0506	0.0388	0.0331	0.0268	0.0234	0.0196	0.0172	0.0150
58	0.0525	0.0405	0.0346	0.0281	0.0245	0.0206	0.0181	0.0159
59	0.0544	0.0421	0.0360	0.0293	0.0256	0.0216	0.0191	0.0167
60	0.0563	0.0437	0.0375	0.0306	0.0268	0.0229	0.0200	0.0175
61	0.0582	0.0454	0.0389	0.0318	0.0279	0.0236	0.0210	0.0184
62	0.0600	0.0470	0.0404	0.0331	0.0291	0.0247	0.0219	0.0193
63	0.0619	0.0486	0.0417	0.0344	0.0302	0.0257	0.0229	0.0201
64	0.0638	0.0503	0.0433	0.0357	0.0314	0.0268	0.0239	0.0210
65	0.0657	0.0519	0.0448	0.0370	0.0326	0.0279	0.0249	0.0219
66	0.0677	0.0536	0.0463	0.0383	0.0337	0.0289	0.0259	0.0229
67	0.0695	0.0552	0.0478	0.0396	0.0349	0.0300	0.0269	0.0238
68	0.0714	0.0569	0.0493	0.0410	0.0361	0.0311	0.0279	0.0247
69	0.0732	0.0586	0.0508	0.0423	0.0373	0.0323	0.0290	0.0257
70	0.0751	0.0602	0.0523	0.0436	0.0386	0.0334	0.0300	0.0266
71	0.0770	0.0619	0.0538	0.0450	0.0398	0.0345	0.0311	0.0276
72	0.07893	0.06360	0.05527	0.04636	0.04102	0.03568	0.03211	0.02860
73	0.08084	0.06529	0.05679	0.04774	0.04227	0.03685	0.03318	0.02960
74	0.08275	0.06699	0.05831	0.04913	0.04352	0.03802	0.03427	0.03061
75	0.0847	0.0687	0.0599	0.0505	0.0448	0.0392	0.0354	0.0316
76	0.0866	0.0704	0.0614	0.0519	0.0461	0.0404	0.0365	0.0327
77	0.0885	0.0721	0.0629	0.0534	0.0474	0.0416	0.0376	0.0337
78	0.0904	0.0739	0.0645	0.0548	0.0487	0.0429	0.0387	0.0348
79	0.0924	0.0756	0.0661	0.0562	0.050	0.0441	0.0399	0.0358

kV	Total filtration(mmAl)							
	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
80	0.0943	0.0773	0.0676	0.0577	0.0513	0.0453	0.0410	0.0369
81	0.0963	0.0791	0.0692	0.0592	0.0527	0.0466	0.0422	0.0380
82	0.0982	0.0808	0.0708	0.0606	0.0540	0.0479	0.0433	0.0391
83	0.1002	0.0826	0.0724	0.0621	0.0554	0.0492	0.0445	0.0402
84	0.1022	0.0844	0.0740	0.0636	0.0567	0.0505	0.0457	0.0414
85	0.1042	0.0862	0.0756	0.0652	0.0581	0.0518	0.0469	0.0425
86	0.1062	0.0879	0.0773	0.0667	0.0595	0.0531	0.0482	0.0436
87	0.1082	0.0897	0.0789	0.0683	0.0610	0.0544	0.0494	0.0448
88	0.1102	0.0916	0.0806	0.0698	0.0624	0.0558	0.0507	0.0460
89	0.1122	0.0934	0.0822	0.0714	0.0638	0.0572	0.0519	0.0472
90	0.1142	0.0952	0.0839	0.0730	0.06530	0.0585	0.0532	0.0484
91	0.1163	0.0971	0.0856	0.0746	0.0668	0.0599	0.0545	0.0496
92	0.1183	0.0989	0.0873	0.0762	0.0683	0.0613	0.0558	0.0508
93	0.1204	0.1008	0.0890	0.0778	0.0698	0.0628	0.0571	0.0520
94	0.1225	0.1026	0.0907	0.0795	0.0713	0.0642	0.0584	0.0533
95	0.1249	0.1045	0.0925	0.0811	0.0728	0.0657	0.0597	0.0545
96	0.1267	0.1064	0.0942	0.0828	0.0744	0.0671	0.0611	0.0558
97	0.1288	0.1083	0.0960	0.0845	0.0760	0.0686	0.0625	0.0571
98	0.1309	0.1103	0.0977	0.0862	0.0776	0.0701	0.0638	0.0584
99	0.1331	0.1122	0.0995	0.0880	0.0792	0.0716	0.0652	0.0597
100	0.1353	0.1141	0.1013	0.0897	0.0808	0.0731	0.0666	0.0610
101	0.1374	0.1161	0.1032	0.0915	0.0824	0.0747	0.0681	0.0624
102	0.1396	0.1181	0.1050	0.0932	0.08410	0.0762	0.06950	0.0637
103	0.1418	0.1201	0.1068	0.0950	0.0858	0.0778	0.0709	0.0651
104	0.1441	0.1221	0.1087	0.0968	0.0875	0.0794	0.0724	0.0664
105	0.1463	0.124	0.1106	0.0987	0.0892	0.0810	0.0739	0.0678
106	0.1486	0.1261	0.1125	0.1005	0.0909	0.0826	0.0754	0.0692
107	0.1509	0.1281	0.1144	0.1024	0.0927	0.0842	0.0769	0.0706
108	0.1532	0.1302	0.1163	0.1043	0.0945	0.0859	0.0784	0.0720
109	0.1555	0.1323	0.1183	0.1062	0.0963	0.0875	0.0799	0.0734
110	0.1578	0.1344	0.1202	0.1081	0.0981	0.0892	0.0815	0.0749
111	0.1602	0.1365	0.1222	0.1100	0.0999	0.0909	0.0831	0.0764
112	0.1625	0.1386	0.1242	0.1120	0.1018	0.0926	0.0846	0.0779
113	0.1649	0.1407	0.1262	0.1140	0.1036	0.0943	0.0862	0.0793
114	0.1673	0.1429	0.1282	0.1160	0.1055	0.09610	0.0879	0.0808
115	0.1698	0.1450	0.1303	0.1180	0.1075	0.0978	0.0895	0.0823
116	0.1722	0.1472	0.1323	0.1200	0.1094	0.09960	0.0911	0.08390
117	0.17470	0.14940	0.1344	0.1221	0.1114	0.0104	0.0928	0.0854
118	0.1772	0.1516	0.1365	0.1242	0.1134	0.1032	0.0945	0.0870
119	0.1797	0.1538	0.1387	0.1263	0.1154	0.1050	0.0962	0.0885
120	0.1823	0.1561	0.1408	0.1284	0.1174	0.1069	0.09787	0.0901

표 6. 단상전파정류장치의 선질계수(q)

kV	Total filtration(mmAl)							
	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
40	0.0123	0.0071	0.0056	0.0035	0.0038	0.0023	0.0030	0.0019
41	0.0132	0.0079	0.0062	0.0040	0.0042	0.0027	0.0032	0.0021
42	0.0141	0.0087	0.0069	0.0045	0.0046	0.0030	0.0034	0.0024
43	0.0150	0.0096	0.0075	0.0051	0.0005	0.0034	0.0037	0.0026
44	0.0159	0.0104	0.0081	0.0056	0.0054	0.0038	0.0039	0.0028
45	0.0169	0.0112	0.0088	0.0062	0.0058	0.0042	0.0042	0.0031
46	0.0178	0.0120	0.0094	0.0068	0.0062	0.0046	0.0045	0.0034
47	0.0188	0.0129	0.0101	0.0073	0.0067	0.0050	0.0048	0.0036
48	0.0198	0.0137	0.0108	0.0079	0.0071	0.0054	0.0051	0.0039
49	0.0207	0.0146	0.0114	0.0085	0.0076	0.0059	0.0054	0.0042
50	0.0217	0.0154	0.0121	0.0091	0.0080	0.0063	0.0058	0.0045
51	0.0228	0.0163	0.0128	0.0097	0.0085	0.0067	0.0061	0.0049
52	0.0238	0.0171	0.0136	0.0103	0.0090	0.0072	0.0065	0.0052
53	0.0248	0.0180	0.0143	0.0109	0.0095	0.0076	0.0069	0.0056
54	0.0259	0.0189	0.0150	0.0115	0.0100	0.0081	0.0073	0.0059
55	0.0269	0.0198	0.0158	0.0121	0.0106	0.0086	0.0077	0.0063
56	0.0280	0.0206	0.0165	0.0128	0.0111	0.0090	0.0081	0.0067
57	0.0290	0.0215	0.0173	0.0134	0.0117	0.0095	0.0085	0.0071
58	0.0302	0.0224	0.0180	0.0140	0.0122	0.0100	0.0090	0.0075
59	0.0313	0.0233	0.0188	0.0147	0.0128	0.0105	0.0095	0.0079
60	0.033	0.0242	0.0196	0.0154	0.0134	0.0110	0.0099	0.0083
61	0.0336	0.0252	0.0204	0.0160	0.0140	0.0116	0.0104	0.0087
62	0.0348	0.0261	0.0213	0.0167	0.0146	0.0121	0.0109	0.0092
63	0.0359	0.0270	0.0221	0.0174	0.0152	0.0127	0.0114	0.0096
64	0.0371	0.0280	0.0229	0.0181	0.0159	0.0132	0.0120	0.0101
65	0.0383	0.0289	0.0238	0.0188	0.0165	0.0138	0.0125	0.0106
66	0.0395	0.0299	0.0246	0.0195	0.0172	0.0143	0.0131	0.0111
67	0.0407	0.0309	0.0255	0.0203	0.0179	0.0149	0.0136	0.0116
68	0.0420	0.0319	0.0264	0.0210	0.0186	0.0155	0.0142	0.0121
69	0.0432	0.0329	0.0273	0.0218	0.0193	0.0161	0.0148	0.0126
70	0.0445	0.0339	0.0282	0.0225	0.0200	0.0168	0.0154	0.0131
71	0.0458	0.0349	0.0292	0.0233	0.0207	0.0174	0.0160	0.0137
72	0.04710	0.0360	0.0301	0.0241	0.0214	0.0180	0.0167	0.0142
73	0.0484	0.0370	0.0210	0.0249	0.0222	0.0187	0.0173	0.0148
74	0.0497	0.03810	0.0320	0.0257	0.0230	0.0193	0.0179	0.0154
75	0.0510	0.0391	0.0330	0.0266	0.0237	0.0200	0.0186	0.0160
76	0.0524	0.0402	0.0340	0.0274	0.0245	0.0207	0.0193	0.0166
77	0.0537	0.0413	0.0350	0.0282	0.0253	0.0214	0.0200	0.0172
78	0.05508	0.04244	0.03599	0.02911	0.02613	0.02212	0.02066	0.01779
79	0.0565	0.0436	0.0370	0.0300	0.0270	0.0228	0.0214	0.0184

kV	Total filtration(mmAl)							
	1.5	2	2.5	3	3.5	4	4.5	5
80	0.0579	0.0447	0.0381	0.0309	0.0278	0.0236	0.0221	0.0191
81	0.0593	0.0459	0.0391	0.0318	0.0287	0.0243	0.0228	0.0197
82	0.0607	0.0471	0.0402	0.0327	0.0295	0.0251	0.0236	0.0204
83	0.0622	0.0483	0.0413	0.0337	0.0304	0.0259	0.0243	0.0210
84	0.0636	0.0495	0.0424	0.0346	0.0313	0.0267	0.0251	0.0217
85	0.0651	0.0507	0.0435	0.0356	0.0322	0.0275	0.0259	0.0224
86	0.0666	0.0519	0.0446	0.0366	0.0331	0.0283	0.0266	0.0231
87	0.0681	0.0532	0.0458	0.0376	0.0341	0.0291	0.0274	0.0238
88	0.06956	0.0545	0.0469	0.0386	0.0350	0.0200	0.0282	0.0243
89	0.0711	0.0558	0.0481	0.0397	0.0360	0.0308	0.0291	0.0253
90	0.0726	0.0571	0.0493	0.0407	0.0369	0.0317	0.0299	0.0260
91	0.0742	0.0584	0.0505	0.0418	0.0379	0.0326	0.0307	0.0268
92	0.0758	0.0598	0.0517	0.0429	0.0389	0.0335	0.0316	0.0275
93	0.0773	0.0611	0.0529	0.0440	0.0399	0.0344	0.0324	0.0283
94	0.0789	0.0625	0.0542	0.0451	0.0409	0.0354	0.0333	0.0291
95	0.0805	0.0639	0.0555	0.0463	0.0420	0.0363	0.0342	0.0299
96	0.0822	0.0654	0.0567	0.0474	0.0430	0.0373	0.0350	0.0307
97	0.0838	0.0668	0.0580	0.0486	0.0441	0.0383	0.0359	0.0315
98	0.0855	0.0683	0.0593	0.0498	0.0452	0.0393	0.0368	0.0323
99	0.0871	0.0698	0.0607	0.0511	0.0463	0.0403	0.0378	0.0331
100	0.0888	0.0713	0.0620	0.0523	0.0474	0.0413	0.0387	0.0340
101	0.0905	0.0728	0.0634	0.0536	0.0485	0.0424	0.0396	0.0348
102	0.0922	0.0744	0.0648	0.0549	0.0496	0.0434	0.0406	0.0357
103	0.0940	0.0760	0.0662	0.0562	0.0508	0.0445	0.0415	0.0366
104	0.0957	0.0778	0.0676	0.0575	0.0519	0.0456	0.0425	0.0375
105	0.0975	0.0792	0.0690	0.0588	0.0531	0.0467	0.0434	0.0383
106	0.0992	0.0809	0.0704	0.0602	0.0543	0.0478	0.0444	0.0392
107	0.1010	0.0825	0.0719	0.0616	0.0555	0.0490	0.0454	0.0401
108	0.1028	0.0842	0.0734	0.0630	0.0567	0.0502	0.0464	0.0411
109	0.1046	0.0860	0.0749	0.0644	0.0580	0.0514	0.0474	0.0420
110	0.1065	0.0877	0.0764	0.0659	0.0592	0.0526	0.0484	0.0429
111	0.1083	0.0895	0.0779	0.0674	0.0605	0.0538	0.0494	0.0439
112	0.1102	0.0913	0.0795	0.0689	0.0618	0.0550	0.0504	0.0448
113	0.1120	0.0931	0.0811	0.0704	0.0631	0.0563	0.0515	0.0458
114	0.1139	0.0950	0.0826	0.0720	0.0643	0.0576	0.0525	0.0468
115	0.1158	0.0969	0.0842	0.0735	0.0657	0.0588	0.0535	0.0478
116	0.1178	0.0988	0.0859	0.7513	0.0670	0.0602	0.0546	0.0487
117	0.1197	0.1007	0.0875	0.0768	0.0683	0.0615	0.0557	0.0497
118	0.1217	0.1027	0.0892	0.0784	0.0697	0.0629	0.0567	0.0508
119	0.1236	0.1047	0.0909	0.0801	0.0718	0.0642	0.0578	0.0519
120	0.1256	0.1067	0.0926	0.0818	0.0725	0.0656	0.0589	0.0528

세 번째로 단상전과정류장치의 출력선량을 알고 있는 경우는 식 (3)과 마찬가지로 단상출력선량을 3.14로 나누어 주면 된다.

$$D = \frac{\text{장치출력(단상)}}{3.14} \cdot q \cdot mAs \times \left(\frac{1}{FSD}\right)^2 [mGy] \quad (4)$$

4. 계산법과 실측선량의 비교실험

AAPM펜텀을 이용하여 실측선량과 계산식에 의한 방법의 차이를 알아보았으며, 기존에 사용되던 bit법 및 NDD-M법과도 비교를 하였다.

표 7(1). 계산법과 실측값의 선량비교(출력선량 모름)

단위 : mGy

구분	실측값	계산식		Bit system		NDD-M법	
		계산	상대비	계산	상대비	계산	상대비
Abdomen	2.535	2.628	1.037			2.708	1.068
Chest PA	0.395	0.410	1.038			0.423	1.071
Skull AP	2.501	2.491	0.996			2.475	0.990
Extremity	0.106	0.105	0.991			0.121	1.142

* bit법은 출력선량을 모르기 때문에 계산이 불가함

표 7(2). 출력선량 : 4.957 mR/mAs

단위 : mGy

구분	실측값	계산식		Bit system		NDD-M법	
		계산	상대비	계산	상대비	계산	상대비
Abdomen	2.143	2.216	1.034	2.037	0.951	2.708	1.264
Chest PA	0.351	0.346	0.986	0.336	0.957	0.423	1.205
Skull AP	1.997	2.100	1.052	1.800	0.901	2.475	1.239
Extremity	0.091	0.088	0.967	0.090	0.989	0.121	1.330

표 7(3). 출력선량 : 8.197 mR/mAs

단위 : mGy

구분	실측값	계산식		Bit system		NDD-M법	
		계산	상대비	계산	상대비	계산	상대비
Abdomen	3.526	3.664	1.039	3.361	0.953	2.708	0.768
Chest PA	0.558	0.572	1.025	0.556	0.996	0.423	0.758
Skull AP	3.318	3.473	1.047	3.120	0.940	2.475	0.746
Extremity	0.126	0.146	1.159	0.116	0.921	0.121	0.960

부위별 촬영조건은 복부는 74 kV, 30 mAs, FSD 0.82 m, 흉부는 105 kV, 10 mAs, FSD 1.65 m, 두부전후방향

은 72 kV, 30 mAs, FSD 0.82 m, 사지는 47 kV, 5 mAs, FSD 0.95 m에서 실시하였다.

[표 7](1),(2),(3)과 같이 계산식에 의한 방법은 0.967~1.159배의 양호한 차이를 나타내었으며, bit system은 출력선량을 모르는 경우는 계산을 할 수가 없었으며, 또한 저관전압 및 낮은 촬영조건이 있는 경우는 계산을 할 수가 없다. 본 연구와 비슷한 방법으로 계산되는 NDD-M법은 정확히 교정된 장치일 경우에는 0.990~1.142배로 대체로 양호한 결과를 나타내었지만, 장치의 정확도가 낮아 출력선량이 높거나 낮은 경우에는 0.746~1.330의 큰 차이를 나타냈다.

V. 고찰 및 결론

의학의 발전에 따라 방사선피폭의 위험이 없는 초음파, 자기공명영상 등의 새로운 기술이 발전하고 있으며, 이의 시술빈도가 높아져가고 있으나 아직도 방사선학적 검사의 대부분은 전리방사선을 사용하여 이루어지고 있으며, 방사선 진단기기 및 방호시설의 발전에도 불구하고 환자 및 의료종사자의 방사선에 대한 노출의 기회가 늘어나고 있고, 병원에서의 방사선 피폭의 위험성에 대한 관심 또한 높아져 가고 있다. 그러나 인공방사선의 대부분을 차지하는 의료용, 특히 진단방사선과 영역에서의 방사선피폭정도에 관한 지식은 일반인, 혹은 타 분야를 전공하는 의료인은 물론, 방사선과 분야의 의료인들조차 자신의 환경에 대한 지식이 미약하여 일반인에게 방사선에 의한 위험성의 정도를 정확하게 이해시키는 데 어려움을 겪고 있다[21].

방사선피폭에 대한 관심이 높아지면서 X선 검사시에 피검자에게 조사되는 피폭선량을 정확히 알고 있다는 것은 환자의 불안을 해소하고 또 방사선사나 의사가 피폭선량 경감의식을 향상시키는 데도 중요하다. 그러나 임상에서 측정기를 보유하고 있는 시설은 극소수에 불과하다[22]. 이러한 이유 등으로 계산에 의하여 환자선량을 알기위한 많은 연구가 진행되었으며, 그 중에 가장 보편적인 방법이 bit system과 NDD-M법[13][14]이다.

두 방법의 가장 큰 특징은 bit system은 피부의 입사선량, 즉 입사면에서의 공기커마를 측정하기 때문에 후방산란계수를 고려하지 않은 조사선량의 개념으로 단위 [mR]으로 사용하고 있으며, X선장치의 출력선량을 반드시 알고 있어야 계산을 할 수 있고, 저관전압 및 저출력의 X선장치에서는 적용을 할 수 없는 특징이 있다. NDD-M법은 후방산란선을 고려하며, 단위를 [mGy]로 사용하고, X선 장치의 출력선량을 알지 못하더라도 X선 장치의 정류방식별로 단상전과정류, 3상전과정류, 인버터장치로 구분하여 각 관전압 및 총여과별 계수를 표로 나타내어 그 값으로 계산을 할 수 있게 한 방법이지만, 장치의 정도관리가 정확하지 않은 장치에서는 오차가 크게 발생하는 특징이 있다.

두 방법 모두 표에서 각각 관련 값을 찾기에는 번거로움이 있으며, 또한 X선장치의 출력선량측정을 각자의 나라인 미국과 일본에서 실시했기 때문에 우리나라에 바로 적용하기에는 오차가 발생할 수 밖에 없는 현실이다.

본 연구에서는 bit system 및 NDD-M법의 특징을 살려서 우리나라에 사용되고 있는 진단용 X선장치의 출력선량을 직접 측정하여 도표화 하고, X선 출력선량을 아는 경우 또는 모르는 경우 모두에서 적절히 적용할 수 있게 두 가지 방법을 제시한 후 실측선량과 비교 실험을 해보았다.

정확도가 높은 계산에 의한 입사표면선량 측정법의 연구로 임상에서 환자가 받는 선량을 더욱 쉽게 알 수 있게 됨으로 방사선관련 종사자들의 의료피폭에 대한 관심이 더욱 높아지고 의료선량감소에 한층 더 노력하는 계기가 될 것으로 사료된다.

참고 문헌

- [1] E. Stephen Amis, Priscilla F. Butler, Kimberly E. Applegate, Steven B. Brinbaum, Libby F. Brateman, James M. Hevezi, Fred A. Mettler, Richard L. Morin, Michael J. Pentecost, Geoffrey G. Smith, Keith J. Strauss and Robert K. Zeman, "American college of radiology white paper on radiation dose in medicine," Journal of the american college of radiology, Vol.4, No.5, pp.272-284, 2007.
- [2] 임봉식, "한국에서 방사선관련 종사자들의 개인 피폭선량 실태에 관한 연구", 방사선기술과학, 제 29권, 제3호, pp.185-195, 2006.
- [3] ICRP, *Based on International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 92*, 2004.
- [4] UNSCEAR, *Sources and Effects of Ionizing Radiation. (Report to the General Assembly) (New York : United Nations), 2000.*
- [5] 조평곤, *CT진단 검사를 위한 최적선량 준위에 관한 연구*, 고려대학교대학원, 2007.
- [6] IAEA, *International basic safety standards for protection against Ionizing radiation and for the safety of radiation sources. IAEA safety series No. 115*, 1996.
- [7] ICRP *supporting Guidance 2, Diagnostic reference levels in medical imaging : Review and additional advice. ICRP committee 3*, 2002.
- [8] NRPB, *National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology, IPSM*, 1992.
- [9] 식품의약품안전청, *환자선량측정 가이드라인. 방사선안전관리시리즈 No.14*, 2007.
- [10] 김우란, 이춘식, 이재기, "진단X선에 의한 성인의 진단행위별 유효선량평가", 방사선방어학회지, 제27권, 제3호, pp.155-164, 2002.
- [11] 김정민, 석진용, "촬영조건에 의한 환자 피폭선량의 자동계산 프로그램", 대한방사선기술학회지, 제25권, 제2호, pp.35-38, 2002.
- [12] 김정민, 허준, 임태량, 석진유치, 앵정달야, "흉부 X선 사진농도로 부터 표면선량을 산출하는 방법", 대한방사선기술학회지, 제22권, 제1호, pp.13-20, 1999.

[1] E. Stephen Amis, Priscilla F. Butler, Kimberly E. Applegate, Steven B. Brinbaum, Libby F. Brateman, James M. Hevezi, Fred A. Mettler, Richard L. Morin, Michael J. Pentecost, Geoffrey G. Smith, Keith J. Strauss and Robert

- [13] E. I. DuPont de Nemours & Co., Inc, *The Bit system of Technique Management, 8th ed, Wilmington. Delaware.*
- [14] *Japan society of radiological technology Ibaragi branch office, Non-Dosimeter-Dosimetry(NDD) Method. Japan society of radiological technology Ibaragi branch office. Mito. 1996.*
- [15] 진단용방사선발생장치의 안전관리에 관한 규칙, 보건복지가족부령 제1호, 2008.
- [16] 한국표준협회, KS A 4021, 의료용 X선장치 통칙, 1997.
- [17] 한국표준협회, KS A ISO 4037-1, 광자에너지에 따른 응답결정과 선량계 및 선량율계 교정용 엑스, 감마 기준방사선-제1부:방사선특성과 발생방법, 2003.
- [18] *Host aichinger, Joachim dierker, Sigrid joite-barfuß, and Manfred sabel, Radiation Exposure and Image Quality in X-ray Diagnostic Radiology, Springer, 2004.*
- [19] 김유현, 최종학, 김성수, 이찬엽, 조평근, 이영배, 김철민, “진단방사선영역에서 방사선장치의 이용실태 및 환자피폭선량에 관한 조사연구”, 의학물리, 제16권, 제1호, pp.10-15, 2005.
- [20] *AAPM report No. 31, Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-ray Exposure, 1990.*
- [21] 한준구, 박재형, 강위생, 한만청, 김주완, “진단방사선과 촬영실에서의 방사선 피폭”, 대한방사선 의학회지, 제26권, 제2호, pp.422-427, 1990.
- [22] 김정민, 김성철, 최종학, 고신관, 이인자, 김선철, 신귀순, 양한준, *방사선영상정보학, 신평출판사, 2008.*

저자 소개

김 성 철(Sung-Chul Kim)

정회원



- 2009년 8월 : 전북대학교 방사선 과학기술학과(이학박사)
- 2001년 3월 ~ 현재 : 가천의과학대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 방사선기기, 의료선량

김 중 일(Chong-Yeal Kim)

정회원

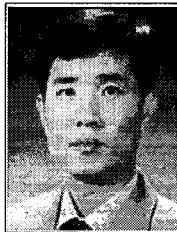


- 1991년 12월 : The University of Texas at Austin Dept. of Physics(Ph.D.)
- 1998년 3월 ~ 현재 : 전북대학교 과학학과 교수

<관심분야> : 핵공학, 방사선선량

안 성 민(Sung-Min Ahn)

정회원



- 2010년 2월 : 한서대학교 화학과(이학박사)
- 1998년 3월 ~ 현재 : 가천의과학대학교 방사선학과 교수

<관심분야> : 핵의학, 방사선관리