

입사표면선량 측정방법과 방사선사의 역할

— Methods for Measurement of Entrance Surface Dose and Roles of Radiation technologist —

고려대학교 보건대학 방사선과

김 유 현

I. 서 론

의료 방사선에 의한 피폭은 인위적으로 만들어낸 방사선 피폭 중 가장 큰 비중을 차지하고 있으며, 확률적 영향에 대한 위험에 문턱선량이 없다고 믿기 때문에 일반 대중이 받는 선량이 증가함에 따라 위해도가 증가한다. 따라서 최소한의 선량을 이용하여 진료를 해야 함은 당연하나 영상의 질을 유지한다는 조건에서 제약을 받고 있다.

의료방사선이 오래 전부터 인간의 질병을 진료(진단 및 치료)하는데 있어서 의학적인 측면에서나 경제적인 측면에서 가장 효과적이고도 유익하다는 것은 주지의 사실이며 전 세계적으로 의료방사선의 올바른 사용을 위하여 세계보건기구(WHO) 및 국제원자력기구(IAEA)가 주관하여 각 국의 이 분야 관련전문가들로 하여금 국제적인 지침서(protocol)를 만들어 이를 각 국에서 사용하도록 적극 권고하고 있으며 각 국은 자국의 실정에 맞게 이를 적용 사용하고 있다. 그 일환으로 환자피폭선량측정(Patient Dosimetry)은 QA 프로그램의 한 부분으로 간주되고 있으며 환자선량이 그 집단 중에서 상위 3/4이상인 시설을 확인하여, 그 시설에서의 환자피폭선량을 감소를 위한 방법을 모색하기 위한 활동으로 진행되고 있다. 즉, 진단방사선 검시 시 기준선량이 필요하며, IAEA 등 방사선 관련 국제기구에서는 지침서에 기준선량을 정하여 권고하고 있다. 이러한 기준선량은 방사선검사의 최적화(optimization)를 위한 어떤 도구로서 간주되며 병원에서의 정기적인 피폭선량조사는 방사선 검사의 정도관리를 위한 필수사항이 되었다.

근래에 들어 세계적으로 X선 시설이나 장치는 과학의 진보에 따라 상당히 빠른 속도로 발전하고 있으며 그 사용 또한 증가하고 있다. 특히 중재적방사선시술의 증가나, 많은 환자를 처리할 수 있는 Helical CT의 등장은 X-선 검사횟수의 증가와 이에 따른 피폭선량의 증가를 예상할 수 있다. 즉, 갈수록 많은 사람들이 의료행위로부터 전리방사선에 피폭되고 있고, 많은 경우 그로 인한 개인 선량이 다른 어떤 인위적인 행위에서 받는 것보다 높다. 선진 보건관리 시스템을 갖춘 나라에서는 연간 진단받는 회수가 1인당 1회에 접근하고 있다. 더욱이 동일한 유형의 검사에서 환자가 받는 선량은 장소에 따라 크게 차이를 내고 있는데 이는 이 분야에 선량을 감축할 여지가 많다는 것을 의미한다(ICRP 73, 1997). 영국의 자료에 의하면

같은 검사 일지라도 환자선량이 병원에 따라 최저값과 최고값이 50배까지 큰 폭의 차이를 보이고 있고 (NRPB, 1992) 우리나라에서도 역시 병원간의 차이가 상당히 클 것으로 예상은 되나 그에 대한 자료가 없어 알 수 없다. 이러한 상황에서 환자피폭선량과 관련된 용어를 정리해보고 환자피폭선량의 측정 방법에 대해 논의하며, 우리나라에서의 환자피폭선량의 현황과 피폭선량을 줄일 수 있는 방법에 대해 검토하고자 한다.

II. 환자선량(patient dosimetry quantities)

1. 흡수선량(Gy)

Fig. 1에서와 같이 선량측정에 있어서 여러 가지의 선량에 대한 용어가 사용되고 있다. 공기 커마는 공기의 단위질량 당 방사선에 의해 부여된 전하량이라는 개념에 의한 선량이며 흡수선량은 어떤 물질의 단위질량당 부여된 에너지의 양으로 정의한다(ICRU, 1993).

물질이 공기이고 광자의 에너지가 진단영역에 있을 때 에어커마와 흡수선량은 거의 같다.

환자선량 측정 시 선량계를 피부에 부착하는 것이 보통이다. 이들 선량계는 그 주어진 물질에서 입사표면선량(ESD) 또는 입사표면에어커마(ESAK)를 측정한다. 만일 공기 중에서라면 $ESD_{air} = ESAK$ 이다.

물론 흡수선량은 조직이나 근육과 같은 어떤 특수한 기관에 선량을 표현하는데 사용되며 이러한 경우에 흡수선량이 어떻게 정의 되는지를 아는 것은 중요하다.

예를 들면, 유방촬영에서, 평균유선선량을 사용하는 것이 보통인데 이것은 유방촬영에 있어서 위해를 평가할 경우, 유방의 어떤 부위, 즉 유선조직에서의 선량을 정량화하는 것이 중요하기 때문이다. 평균유선선량은 유방의 유선과 상피조직 그리고 유방기질이 받은 평균선량이다(NCRP, 1986).

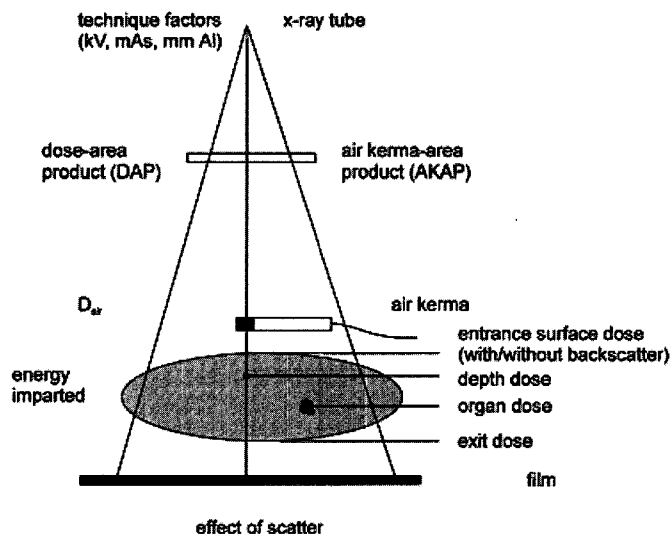


Fig. 1. Patient dosimetry quantities.

2. 등가선량(Sv)

ICRP 60(1991)에서 등가 선량(Equivalent Dose, H_T)을 소개하였다.

즉, 방사선의 종류에 따른 위해의 정도를 고려한 선량이다.

조직 T에서의 등가선량

$$H_T = \sum_R W_R D_{TR}$$

D_{TR} : 방사선 R에 의해 조직 T에 흡수된 선량

W_R : 방사선 하중계수(Table 1)

Table 1. Radiation weighting factors W_R

Type and energy range of radiation	W_R
Photons, electrons, muons	1
Protons(72 MeV)	5
Alpha particles, fission fragments, heavy nuclei	20
Neutrons < 10 keV, > 20 MeV	5
Neutrons 10~100 keV, > 2 MeV~20 MeV	10
Neutrons > 100 keV~2 MeV	20

3. 유효선량(Sv)

유효선량(Effective Dose, E)은 조직의 종류에 따른 위해의 정도를 고려한 선량이다. 그 식은 다음과 같다(ICRP, 1991).

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{TR}$$

유효선량은 그 조직의 하중계수를 곱한 조사된 조직의 가중등가선량의 총합이다.

조직 하중계수(W_T)는 Table 2와 같다.

-유효선량은 방사선위해와 가장 잘 연관된 량이다.

Table 2에 있는 조직하중계수는 근로연령(18~65세) 범위에서 특정 방사선위해와 관계가 있다. 예를 들어 어떤 기관 또는 조직이 조사된 경우 즉, 신체의 일부가 방사선에 조사된 경우에는 단지 피폭된 부분의 유효선량을 계산하여 그 위험을 예측할 수 있으며, 만약 신체 전체에 균일한 방사선이 조사된 경우에도 부분적으로 조사된 경우와 마찬가지로 가상적인 위험을 줄 수 있는 이론적인 선량으로 유효선량을 계산할 수 있다.

Table 2. Summary of tissue weighting factors(W_T , ICRP)

Tissue or organ	1977년	1991년	2005년
Gonads	0.25	0.20	0.05
Red bone marrow	0.12	0.12	0.12
Colon		0.12	0.12
Lung	0.12	0.12	0.12
Stomach		0.12	0.12
Bladder		0.05	0.05
Breast	0.15	0.05	0.12
Liver		0.05	0.05
Oesophagus		0.05	0.05
Thyroid	0.03	0.05	0.05
Skin		0.01	0.01
Bone surfaces	0.03	0.01	0.01
		-	0.01
		-	0.01
		-	0.01
Remainder	0.3	0.05	0.1
Total	1.00	1.00	1.00

4. 피폭선량측정 시 기준이 되는 선량용어

Table 3. Terms for patient dosimetry

일반촬영	조사선량 (mR) : 흡수선량 (mGy) : 입사표면선량(Entrance Surface Dose, ESD) 입사피부선량(Entrance Skin Dose, ESD) 입사표면공기커마((Entrance Surface Air Kerma, ESAK)	ESD _{air} =ESAK
투시촬영	흡수선량, 흡수선량율(mGy, mGy/min) 영상당 선량(Dose/image) 영상당 선량율(Dose Rate/image) 선량-면적 곱(dose-area product, Gy · cm ²) 공기커마-면적 곱(air kerma area product, Gy · cm ²) 최대피부입사선량율(Maximum skin entrance dose-rates) Normal 25 mGy/min High 100 mGy/min	IAEA
컴퓨터단층촬영	CTDI(Computed tomography dose index) CTDIw(Weighted Computed tomography dose index) MSAD(Multiple scan average dose) DLP(Does length product)	
유방촬영	평균유선선량(mean glandular dose, D_g)	

5. 선량한도, 선량구속값, 참고준위(ICRP 73)

의료상피폭에서의 방호의 최적화를 위해 사용되는 기본 선량용어의 특징은 Table 4에 설명한바와 같다.

의료피폭에서 방호 최적화는 반드시 환자의 선량을 감축한다는 의미는 아니다. 예를 들면 영상의 대조도와 분해능을 향상시키기 위해 그리드를 사용하고는 있지만 그리드를 제거하는 것이 선량을 2~4배 줄일 수 있다. 성인의 복부 방사선촬영에서는 산란 방사선이 중요한데 그리드를 제거함으로써 얻는 영상 질의 손실이 선량 감축 이득 이상을 상쇄하기 때문에 순 이득이 줄어들 것이다. 즉, 방호 최적화가 그리드의 제거를 요구하지 않을 것이다. 그러나 어린이의 방사선촬영에서는 산란 방사선의 양이 작고 따라서 그리드의 제거로 얻는 선량감축 이득이 약간의 영상 훼손에 의해 완전히 상쇄되지는 않는다. 이 때에는 방호 최적화가 그리드의 제거를 통한 선량의 감축을 요구하게 된다. 진단정보의 손실과 환자선량의 감축 사이에 정량적 균형을 지키는 것은 어렵다. 때로는 진단 성과기준을 두어 그 기준을 만족하는 바로 그 수준까지 선량을 낮추는 방법이 이용되나 이러한 잘라내기 접근법은 진단정보의 저하가 거의 수용불가 수준에 까지 이르러 정보의 질을 무시하게 되므로 방호 최적화의 최선의 방법은 아니다.

Table 4. Character of dose limitation, dose constraints, diagnostic reference level

양	특 성
구속값	
선량한도	국가 당국에 의해 설정되며 필수적이고 직업상피폭과 공중의 피폭에 적용한다. 의료상피폭(환자의 선량)에는 적용하지 않는다.
선량제약값	방호 최적화를 구성하는 일부로서 계획적으로만 사용된다. 국가 당국이나 경영진에 의해 설정된다. 직업상피폭과 공중의 피폭, 생의학 연구의 자원자 및 직업상이 아닌 환자 간호자에 대해 적용된다.
참고준위	
진단 참고준위	전문기관에 의해 설정되며 권고성이다. 환자의 선량이나 핵의약품의 섭취에 적용된다. 일관되게 초과할 경우에는 현장 검토가 필요하다.
기록준위	운영관리자나 국가당국에 의해 설정된다. 기록에서 사소한 정보를 피하도록 한다. 권고이지만 일관성있게 적용되어야 한다. 주로 직업상피폭과 관련하여 개인과 작업장에 대한 감시에 적용한다.
조사준위	운영관리자에 의해 설정된다. 초과했을 때는 국부적인 조사(대개 매우 단순한 형태)가 필요하다. 주로 직업상 피폭에 적용한다.
개입준위	국가당국에 의해 설정된다. 공중의 피폭에서 특정 대책으로 피할 수 있는 선량에 적용한다. 강제적인 경우가 많다.
조치준위	지정된 조치를 요구하는 준위로서 특히 개입을 개시할 결정에 사용된다. 그 이상에서는 해당 대응수단이 개입준위보다 큰 선량감축을 달성할 것으로 보이는 측정가능한 양을 나타낸다.

III. 선량 측정 방법

1. 열형광선량계(TLD)를 이용한 직접측정

TLD는 방사선에 매우 민감해서 매우 작게 만들어 사용할 수 있다. 리튬 플루라이드나 리튬 보레이트 같은 TLD 물질은 거의 조직 등가물질이어서 사진 상에 나타나지 않고 진단에 영향을 미치지 않아 진단 영역에서 환자 선량측정을 위해 보통 플라스틱 용기에 담아 테이프를 이용해 환자 피부에 직접 붙여 사용한다. 즉 촬영 부위의 조사야 중심에 TLD를 붙여 촬영 후 그 값을 읽어 입사표면선량(ESD)을 구할 수 있다.

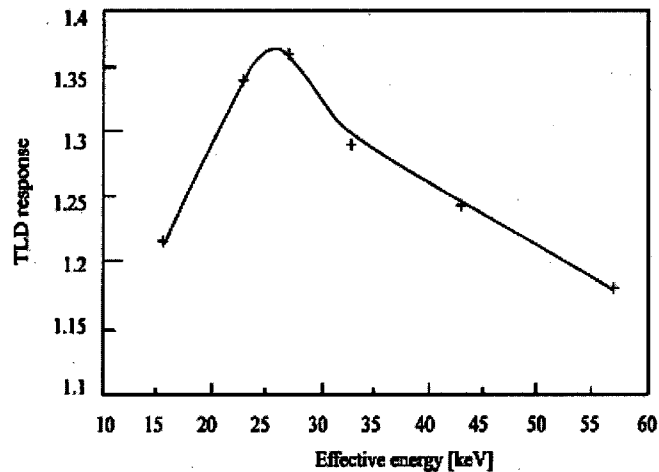


Fig. 2. TLD energy response(IAEA, 1995)

한편 TLD의 응답은 Fig. 2에서 보듯이 에너지에 따라 다르며 이 에너지반응 곡선은 TLD의 교정을 위해서 필요하다(McKinley, 1982; IAEA, 1995).

TLD를 이용한 환자피폭선량 조사는 상당한 시간이 걸릴 수 있는 일이므로 몇 주 동안의 fading 형상을 무시해야한다(Broadhead et al., 1997).

같은 양의 방사선량에 대해서도 개개의 TLD의 응답이 어느 정도 다를 수 있기 때문에 개개의 TLD의 감도(sensitivity)를 결정하는 것은 필요하다.

이와 같은 감도 측정은 각각 TLD를 알려진 방사선량에 되풀이하여 조사하여 그 값을 읽어 각각의 감도 교정계수를 구할 수 있다. 또한 sensitivity correction factor는 시간과 과거 피폭 정도에 따라 변하므로 주기적인 교정이 필요하다.

2. 전리조(Ionization chamber)를 이용한 피폭선량측정

- 1) 보통은 후방산란선량의 기여가 확실하지 않기 때문에 초점-전리조간거리(FCD)를 초점-피부간거리

(FSD)와 함께 전리조를 공기 중에서 설치하여 측정 후 후방산란계수(BSF)를 곱하여 입사표면선량을 구한다.

$$D = X_{\text{air}} \times f \times \text{BSF}$$

D : 입사표면선량(mGy)

X_{air} : 부위별 촬영거리에서 공기 중 조사선량(c/kg)

f : 흡수선량변화계수(c/kg - Gy conversion factor)

BSF : 후방산란계수

Table 5. Backscatter factors measured with TLDs and a water phantom

HVL (mm Al)	Field size (cm×cm)				
	10×10	15×15	20×20	25×25	30×30
3.0	1.26	1.28	1.29	1.30	1.30
2.5	1.28	1.31	1.32	1.33	1.34
3.0	1.30	1.33	1.35	1.36	1.37
4.0	1.32	1.37	1.39	1.40	1.41

선량측정에 사용되는 전리조는 반드시 교정기관에서 교정을 받아 그 교정계수를 사용하여야한다. 교정계수는 보통 mR/mR 또는 mGy/mR의 값으로 표시된다. 또한 정확한 측정값을 위해서는 온도기압보정이 필요하다.

2) 진단영역에 적당한 전리조(pancake 형태의 ionization chamber)를 촬영 부위의 환자 피부 위, 조사야 중심에 놓고 촬영 후 그 값을 읽어 입사표면선량(ESD)을 구할 수 있다.

입사표면선량은 다음 순서로 측정한다.

- ① 촬영부위에 따른 kVp, mAs, field size(at skin), focus to skin distance(FSD), focal spot size등, 성인 환자를 기준으로 한 모든 촬영 조건을 결정한다.
 - ② 팬텀(성인 환자)을 이용하여 촬영준비를 한다. 팬텀은 조직등가물질이 좋으나 아크릴 팬텀을 사용하기도 한다.
 - ③ 교정된 전리조(10~30 cc)를 사용하여 팬텀 위 x-ray 튜브 쪽, 조사야 중심에서 선량을 측정한다.
 - ④ 전리조를 이용한 경우 측정값이 조사선량 값이면 그 값에 0.00876을 곱한다(An exposure of 1 mR = 0.00876 mGy in air).
- 물론 흡수 선량값을 직접 읽을 수 있는 선량계도 있다.
- ⑤ 측정값을 아래 표에 기록하고 기준값과 비교한다.

Table 6. Sheet for entrance surface dose

Procedure		ESD (mGy) measured	ESD (mGy) IAEA	비 고
Skull	PA		5	
	Lat		3	
Chest	PA		0.4	
	Lat		1.5	
Abdomen AP			10	
Thoracic spine	AP		7	
	Lat		20	
Lumbar spine	AP		10	
	Lat		30	
Pelvis AP			10	
Hip AP			10	

3. 출력(Output)을 이용한 피폭선량계산

공기 중에서 측정된 장치의 출력을 이용하여 피폭선량을 다음 식에 의해 구할 수 있다.

$$D = \text{Output} \times (kV/80)^2 \times \text{mAs} \times F \times \text{BSF} \times (100 / \text{SSD})^2$$

D : Entrance surface dose [mGy]

Output: Output of the x-ray tube at 80 kV at SCD of 100 cm [mR/mAs]

F : R-Gy conversion factor

BSF : Back scatter factor

SSD : source-surface distance

ex) 출력이 8.0 mR/mAs인 장치를 이용하여 가슴 두께가 20 cm인 환자의 chest PA를 FFD 180 cm에서 120 kVp, 3 mAs의 촬영조건으로 촬영하였을 경우 환자가 받은 입사표면선량은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$D = 8.0 \times (120/80)^2 \times 3 \times 0.00876 \times 1.035 \times (100/160)^2 = 0.19[\text{mGy}]$$

4. NDD법을 이용한 피폭선량계

촬영조건을 바탕으로 Mori에 의해 개발된 Non Dosimeter Dosimetry-M(NDD-M)법에 의한 다음 식에 의해 계산하였다(森 剛彦, 2002).

$$D = NDD - M(f) \times mAs \times (1/FSD)^2$$

- D : entrance surface dose(mGy)
- NDD-M(f) : NDD-M factor(부표 2)
- mAs : tube current(mA) × exposure time(second)
- FSD : film-to-skin distance(m)

NDD법은 Brich가 발표한 30~150 kV 사이의 관전압, 필터의 두께, 타겟 각도 등에 따라 선질을 계산하는 이론적 방법에 기초를 두고 Mori 등에 의해 개발된 방법으로서 NDD-M factor는 필터의 두께가 1.5~9.0 mmAl, 40~150 kV 사이의 관전압에 대해 정류방식이 단상, 삼상, 인버터인가에 따라 구해진다 (Birch R, 1979).

ex) Inverter 장치 120 kVp, 3 mAs, filter : 2.5 mmAl, fsd : 1.6 m

120 kVp, 2.5 mmAl일 때 M-factor : 0.1434이니까

$$D(mGy) = 0.1434 \times 3 \times (1/1.6)^2 = 0.17[mGy]$$

IV. 우리나라의 피폭선량현황

2002년 식품의약품안전청의 발표에 의하면 우리나라의 방사선장치의 현황은 Table 7과 같다(식약청, 2002).

Table 7. Distribution of x-ray equipment

2002. 3. 31

진단용X선장치	진단용X선발생기	치과용X선발생기	CT	유방촬영장치	기관수	장치수
15,203	2,171	14,905	1,194	1,089	20,973	34,562

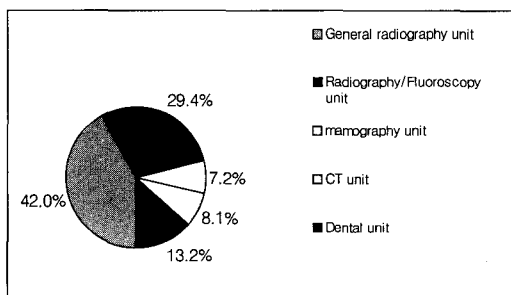


Fig. 3. Distribution of x-ray equipment

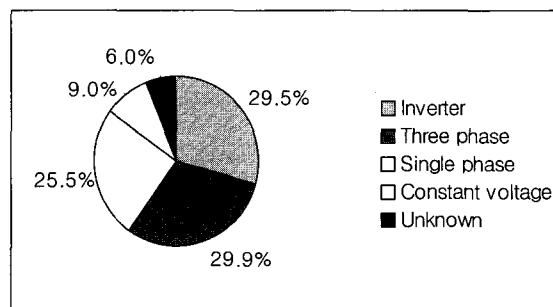


Fig. 4. Distribution of X-ray equipment by rectification way

한편 김 등의 조사에 의하면(김유현, 2005) 방사선발생장치의 분포현황은 Fig. 3에서와 같이 일반촬영용장치가 42%, 투시촬영장치가 29%, 치과용 장치가 13%, CT용 장치가 8% 그리고 유방촬영장치가 7%순으로 나타났다. 정류방식에 의해 분류하면 Fig. 4에서와 같이 삼상장치가 30%, 인버터 장치가 29%, 단상장치가 26%, 콘덴서 장치가 9%, 미상이 6%로 나타났다. 수광계에 의해 분류를 해보면 F/S형이 46%, CR형이 27%, DR형이 18%, 미상이 9%로 나타났다(Fig. 5). 검사 건수는 chest가 48%, spine이 17%, abdomen이 13% 순으로 조사되었다(Fig. 6).

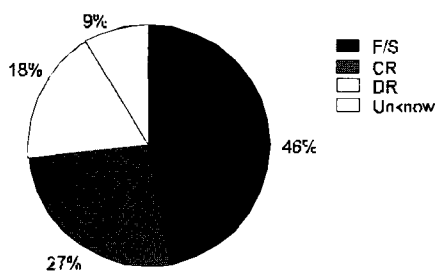


Fig. 5. Classification of X-ray Equipment by receptor system

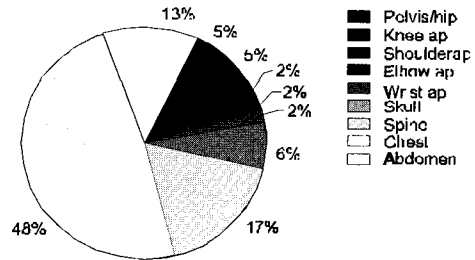


Fig. 6. Distribution of x-ray examination

Table 8. Calculated patient dose by NDD

Examination	No. of institutions	75% value	mean	SD	Japan	IAEA
SKULL AP	160	2.23	2.05	1.41	2.76	5.00
SKULL LAT	160	1.69	1.36	1.01	1.96	3.00
CHEST PA	155	0.28	0.31	0.49	0.25	0.40
CHEST LAT	136	2.87	1.8	1.53		
C-AP	160	1.23	1.14	0.97	1.00	
C-LAT	160	0.61	0.55	0.48		
T-AP	160	3	2.58	1.57	3.61	7.00
T-LAT	158	11.45	8.04	3.98	6.04	20.00
L-AP	160	3.85	3.18	1.76	5.60	10.00
L-LAT	154	15.48	12.27	8.61	12.54	30.00
SHOULDER AP	161	0.86	0.73	0.84		
WRIST	161	0.14	0.12	0.11		
ELBOW	161	0.18	0.17	0.17		
ABDOMEN	160	3.2	2.77	2.69	2.31	10.00
HIP AP	161	3.27	0.66	2.16		
HIP LAT	161	3.7	3.25	3.3		
KNEE AP	161	0.32	0.32	0.38		
PELVIS AP	160	3.37	2.77	2.65	3.20	
Chest(4-6years)	133	0.23	0.21	0.28	0.17	
Chest(0-3year)	148	0.21	0.16	0.16	0.11	

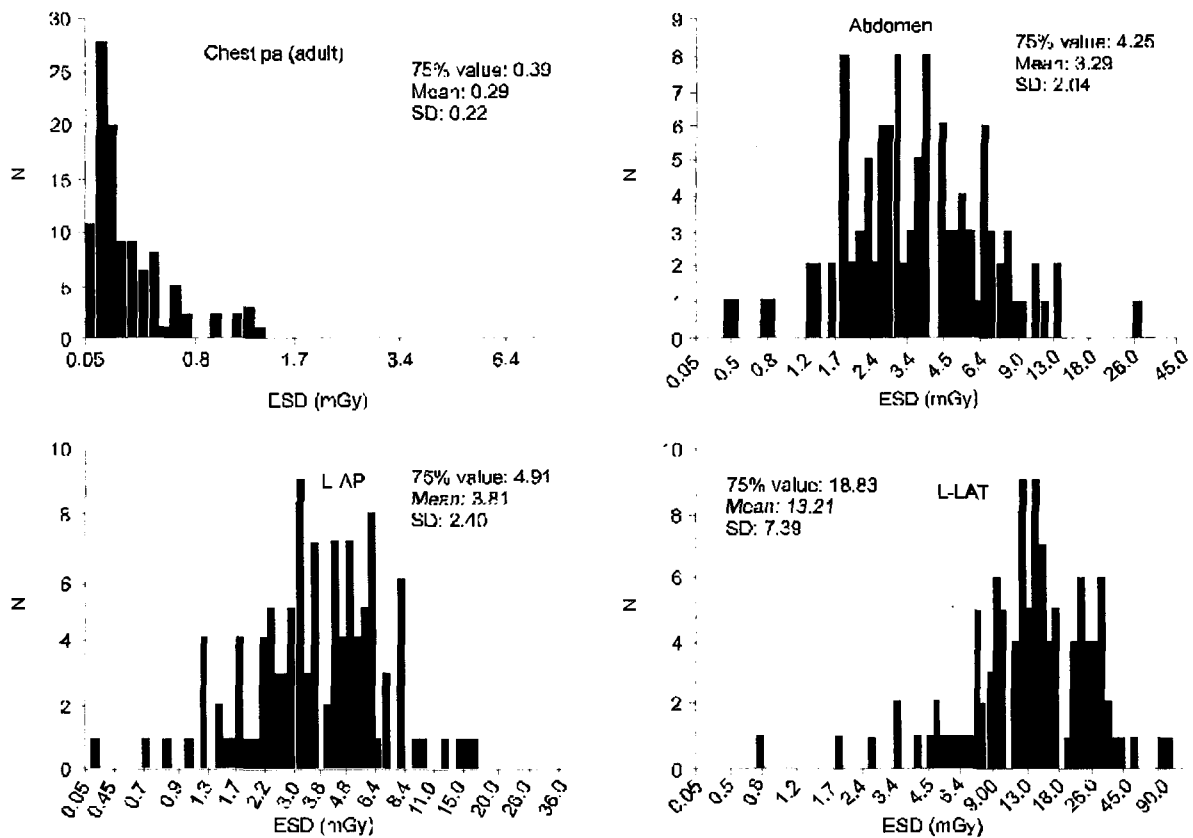


Fig. 7. The histograms of radiation dose in four types of radiography

병원 수, 75% 선량, 평균선량, 표준편차, IAEA 기준선량 등은 Table 7과 같이 나타났다. 75% 선량은 조사된 병원 중 75%의 병원에서 나타난 선량이다. 즉, 병원의 75%가 75% 선량보다 낮은 선량으로 환자를 촬영한다는 의미이다. 촬영부위별 입사표면선량은 두부 전후방향촬영, 흉부 후전방향촬영, 흉추 전후방향촬영, 요추 전후방향촬영, 복부 전후방향촬영의 경우 75% 선량이 각각 2.23, 0.28, 3.00, 3.85, 3.20 mGy로 나타났다(Table 8). 이들 선량은 IAEA 기준선량에 비해 두부 전후방향촬영 44.6%, 흉부 후전방향촬영 70.0%, 흉추 전후방향촬영 42.9%, 요추 전후방향촬영 38.5%, 복부 전후방향촬영 32.0%의 수준이다. 그러나 일본 Suzuki에 의해 조사된 선량과 비교해서는 많은 부위에서 높게 나타났다(Suzuki, 2004). 또한 모든 부위에서 75%선량이 평균선량보다 높게 나타났으며 특히 흉추 측 방향촬영과 요추 측 방향 촬영에서는 75%선량보다 평균선량이 각각 3.41, 3.21 mGy만큼 낮게 나타났다. Fig. 7은 20개의 촬영 부위 중 흉부 후전방향촬영, 복부 전후방향촬영, 요추 전후방향촬영, 요추 측 방향촬영 시 입사표면선량의 히스토그램이다. 히스토그램에 나타난바와 같이 입사표면선량의 분포는 흉부 후전방향촬영이 0.05~1.3 mGy, 복부 전후방향촬영이 0.45~26.0 mGy, 요추 전후방향촬영이 0.15~16.0 mGy, 요추 측 방향촬영이 0.75~97.0 mGy로 나타났다.

V. 대 책

이상과 같이 환자피폭선량과 관련된 용어와 환자피폭선량의 정량화 방법에 대해 논의하였으며, 우리나라에서의 환자피폭선량의 현황에 대해 검토해 보았다. 그러나 우리나라에서는 환자피폭선량을 측정 및 기록하지 않고 있어 의료방사선의 올바른 사용을 위한 선진국의 노력에 못 미치고 있다.

최소한 방사선사의 윤리강령에 “방사선사는 방사선 관리의 적정을 기하여 환자에 대한 피폭선량 경감을 위하여 노력하여야 한다.”는 내용의 실천을 위해서라도 환자피폭선량감소를 위한 노력을 해야 하며 다음과 같이 몇 가지 대책을 제시한다.

1. 방사선 행위의 정당화에 대한 확인

의료피폭에 있어서는 선량한도가 적용되지 않지만 방사선 진료 시 어느 정도의 선량한도를 적용하느냐는 환자의 이익을 고려하여 결정하여야한다. 원칙상 촬영의 정당화가 이루어지고 그에 따른 방어의 최적화가 되었다면 문제가 없다. 구체적으로 말해서 질병에 적절한 촬영의뢰가 이루지고, 촬영에 있어서 적절한 촬영 방법이 선택 되었는가? 또 사용하는 장치의 품질관리는 제대로 된 장치인가? 가 전제이다.

최근에는 각 병원마다 병원정보시스템(Hospital Information System, HIS) 또는 방사선정보시스템(Radiology Information System, RIS)을 사용하기 때문에 방사선촬영의뢰도 이러한 시스템을 이용한다. 이러한 시스템에서는 형식적으로 촬영의뢰내용을 그대로 복사하여 등록을 하거나 수 일전에 미리 촬영을 의뢰는 경우가 있다. 환자상태가 변하기 때문에 촬영당시 환자상태를 파악하여 적절한 촬영인가를 확인해야한다. 촬영 내용이 바뀔 수도 있고 추가될 수도 있다. 따라서 방사선사는 환자의 과거 검사기록을 파악하여 중복촬영하거나 똑같은 결과가 예상되는 검사의 필요성에 대해 의뢰의사에게 확인할 필요가 있다.

2. 방사선피폭의 최적화를 위한 노력

1) 최적화를 위한 선량 기준

방사선 촬영 시 피폭의 최적화를 위해 국제원자력기관(International Atomic Energy Agency, IAEA) 등 여러 기관에서 적절한 피폭선량을 제시하는 선량구속값이 있다(IAEA, 1996). 이러한 선량 구속값은 새로운 장치를 구입하거나 새로운 촬영법을 실시할 때 지표 또는 참고로 사용할 수 있다. 이러한 선량 구속값은 국가나 지역에 따라 다를 수 있다. 예를 들면, IAEA는 흉부후전방향촬영 시 입사표면선량은 개발도상국에서부터 선진국에 걸쳐 모두 0.4 mGy를 적용하고 있지만 미국 AAPM에서는 0.25 mGy를 일본에서는 0.3 mGy를 적용하고 있다(일본방사선기사회, 2005). 그러나 우리나라는 이러한 기준선량을 정하지 못하고 있는 실정이다. 이에 본 연구자는 우리나라의 피폭현황을 조사한 바 있어 이를 기초로 우리나라의 기준선량을 Table 9와 같이 권고한다. 대학종합병원과 의원급병원에서의 입사표면선량은 당연히 다를 수 있

다. 어쨌든 이러한 선량구속값이 최적화의 판단기준으로 사용될 수 있으며 그 이하의 선량에서 촬영이 이루어졌다면 최적화가 되었다고 생각된다. 또한 그 이하에서 촬영이 이루어질 수 없다면 촬영시스템이나 촬영조건의 설정 등에 대한 검토를 해야 한다.

2) 일상점검의 실시

의료피폭에서는 선량한도를 정하지 않는다고 하는 것은 KS규격에 의해 제조된 장치를 품질관리가 잘 된 상태에서 사용된다는 전제가 있어야한다. 또 의료피폭에 있어서 방호의 최적화를 실현하기 위해서는 피폭선량 감소를 위한 품질관리가 절대 필요하다. 최근 X선 장치의 제조기술이 좋고 고장도 적어 품질관리를 소홀이하는 경우가 있다. 또 CT나 MRI는 검사건수가 증가해 점검할 여유가 없는 경우도 있다. 그러나 일상 점검을 게을리 해서 장치의 고장이나 환자에게 과잉 피폭을 하는 경우가 있으므로 일상점검을 중요시해야한다. 시성에 따라 실정에 맞는 점검방법을 확립하는 것도 중요하다.

3) 촬영범위나 촬영내용의 검토

의사의 촬영의도를 정확하게 파악하고 적절한 촬영방법과 범위를 선택하여 환자에게 불필요한 피폭이 되지 않도록 노력하여야 한다.

4) 촬영조건의 검토

환자의 체격이나 나이에 맞는 촬영조건을 선택해야한다. 촬영조건은 환자피폭선량이나 화질에 직접적인 영향을 미친다. 예를 들면, 흉부촬영 시 피폭선량을 좌우하는 인자는 다음과 같다.

- 감광재료(필름, 증감지, CR)
- 현상처리조건(처리속도, 현상온도)
- X선고전압발생방식(인버터, 삼상, 단상)
- 촬영조건(관전압, 관전류)
- 부가필터
- 산란선 제거 그리드

5) 정확한 위치잡이

아무리 촬영조건을 잘 선택해서 피폭선량을 줄인다 해도 위치잡이가 잘못 되어 재 촬영을 한다면 의미가 없다.

6) 환자의 피폭선량 파악

병원에서 환자에게 투약할 경우 약효나 부작용 등을 고려하여 투여량을 결정하고 차트에 기록 보존한다. 마찬가지로 위험한 방사선을 환자에게 조사하는 경우에도 그 양을 기록 보존해야한다. 앞으로 환자에

Table 9. Diagnostic reference level in medical imaging(mGy)

Examination		Target value	korea	IAEA	Target value of Japan	
Radiographs	Skull AP	3.00	2,76	5.00	3.00	
	Skull LAT	2.00	1,78	3,00	2,00	
	Chest PA	0.30	0,28	0,4	0,30	
	Chest LAT	1,70	1,61		0,80	
	C-AP	1,50	1,44			
	C-Lat	0,60	0,57		0,90	
	T-AP	3,00	2,85	7,00	4,00	
	T-Lat	9,00	8,85	20,00	8,00	
	L-AP	4,00	3,56	10,00	5,00	
	L-Lat	12,00	11,45	30,00	15,00	
	Shoulder AP	0,80	0,77			
	Wrist	0,15	0,12		0,2	
	Elbow	0,20	0,19		0,2	
	Abdomen	3,00	2,87	10,00	3,00	
	Hip AP	3,00	2,9		2,00	
	Hip Lat	4,20	4,14			
	Knee AP	0,60	0,51		0,50	
	Pelvis AP	3,10	3,06		3,00	
	Child(4-6years)	0,28	0,26		0,20	
	Child(0-3years)	0,26	0,24		0,20	
Fluoroscopy	normal mode(mGy/min)	25	23,5	25		
	maximum mode(mGy/min)	100	41,6	100		
	Barium meal(Gy · cm ²)	25	60,80	25		
	Barium enema(Gy · cm ²)	60	95,40	60		
Computed tomography	CTDIw	Head	50	45,35	60	
		Abdomen	30	25,30	35	
Mammography	ESEK	11	10,65	11		
	MGD	2,4	2,37	3		

게 고시하는 것이 의무화될 경우 방사선사의 중요한 임무로 예상된다. 환자가 방사선진료 시 받는 선량을 측정 파악하는 것은 실제 방사선을 환자에게 조사하는 방사선사의 역할이었는데 이론을 제기할 사람은 없다. 따라서 각 의료시설마다 부표 1과 같은 X-선 검사시 기록사항을 표로 만들어 관리하는 것이 필요하다. 환자 전원의 피폭선량을 측정한다면 좋겠지만 실제 환자 촬영 시 피폭선량을 측정한다는 것은 상당히 곤란하다. 따라서 흉부촬영 등에 있어서는 그 병원에서의 평균 체격과 촬영 조건을 파악하고 등가 팬텀에

서 선량을 측정하여 각각의 환자 선량으로 환산하는 것도 한 방법이 될 수 있다. 그러나 확정적 영향이 있을 수 있는 IVR과 같은 검사는 각각의 환자에서 선량을 평가할 필요가 있다.

3. 최신기술에 대한 동향의 정확한 파악으로 방호를 극대화

- 증감지-필름 시스템에서는 X선량과 선질이 농도나 대조도에 결정적인 영향을 미치며 조사 후에 변형이 불가능하였으나 최근 CR 및 DR의 등장으로 상황이 많이 변화였다.
- 장치의 자동화에 따라 방사선사가 촬영조건에 신경을 덜 쓰게 되었으며 또한 촬영조건으로 피폭선량을 계산하기가 어려워졌다.
- 최근 흉부촬영 시 생식선 방호복을 사용해야 하는지에 대한 이론이 제기되고 있다. 품질관리가 철저한 환경에서 제조된 장치를 사용할 경우 생식선의 방호복이 필요 없고 오히려 환자에게 불필요한 불안감만 줄 수 있다는 의견이다. 방사선사는 의료방사선의 전문가로서 올바른 정보를 제공할 의무와 책임이 있다.

생식선에 가는 선량은 생식선에 직접 X선을 조사하는 경우와 산란선에 의한 경우가 대부분이다. 이런 직접 X선이나 산란선은 가동콜리메타를 사용하여 조사야를 제한함으로써 줄일 수 있다. 따라서 가동콜리메타를 장착한 장치와 하지 않은 장치의 사용에서의 방호조치가 다를 수 있다. 장치의 성능을 정확히 파악하고 그에 따른 데이터를 알고 있어야 그 시점에 맞는 대응을 할 수 있다.

4. 교육훈련 철저

방사선과 의사나 방사선사는 방사선이 인체에 미치는 여러 가지의 영향에 대해 잘 알고 있다. 따라서 가능한 작은 선량체계를 선택하고 방사선 기기의 품질관리를 철저히 함으로서 방사선 안전에 대처해야한다.

또한 방사선의 전문가로서 방사선 관계 시설의 종사자 중 비 전문가(심혈관검사에 관여하는 간호사, 순환기내과의사, 임상병리사 등)에 대한 교육훈련도 방사선사의 역할임을 명심해야한다.

5. 국민에게 정보의 제공과 설명

1) 새로운 정보의 수집과 정리에 대한 역할

의료계는 하루하루가 다르게 새로운 진단 및 치료법으로 진보하고 있어 현재의 새로운 기술이 내일은 진부한 기술로 변할 수 있다. 따라서 방사선사는 새로운 정보 수집을 게을리해서는 안 되겠다.

예를 들면, 가임여성의 방사선검사에 대해 ICRP가 권고한 이래 100 mGy 이하의 태아선량에서 악영향

이 검증되지 않아 사실상 “10일 규칙”이 철폐되었지만 지금도 여러 기관에서 이를 설명하고 있다(ICRP 84, 2002).

2) 방사선사간의 정보교환을 하여 통일된 행위로 일반국민으로부터 신뢰를 받을 수 있어야 한다.

앞에서 이야기한대로 ICRP에 의해 “10일 규칙”은 사실상 폐지되었지만 환자에게 10일 규칙을 설명하는 기관이 있고 또한 생식선 방어복을 착용하는 기관도 있고 그렇지 않은 기관도 있다. 이러한 것에 대한 설명이 정확히 이루어져야 환자로부터의 믿음을 받을 수 있다.

3) 방사선 관련 정보의 제공

방사선사협회나 방사선 단체에서는 일반 국민을 대상으로 심포지움 등을 통해 방사선 피폭 또는 방사선 진료 등에 관한 이해를 증진시키기 위한 일을 하여야 한다.

6. 방사선 검사에 대한 중요성 인식과 마음가짐

방사선검사를 행함에 있어서 그 행위가 환자에게 신뢰감을 주기 위해서는 깨끗한 검사 환경과 검사에 대한 정확한 설명, 친절한 검사 후의 기재 사항을 철저히 시행함으로써 지금 시행한 검사가 얼마나 중요하고 환자에게 분명한 이득이 있다는 것을 느낄 수 있도록 하여야 한다.

참 고 문 헌

1. Birch R, Marshall M: Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with Ge(Li) detector. *Phys Med Biol* 24:505-517, 1979.
2. Broadhead et al.: Automated thermoluminescent dosimetry for simple radiographic procedures. *Journal of Radiological Protection* 17, pp. 17-24, 1997.
3. IAEA, Radiation doses in diagnostic radiology and methods for dose reduction. IAEA-TECDOC-796, 1995.
4. IAEA: International basic safety standards for protection against ionizing radiation and the safety of radiation source. IAEA Safety Series No.115, Vienna, 279-280, 1996.
5. ICRP 60: commendation of the international commission on radiation protection. Publication 60, 1991.
6. ICRP 73: Radiological Protection and Safety in Medicine, 1997.

7. ICRP 84 : Pregnancy and medical radiation, 2002.
8. ICRU : 1993.
9. McKinley, A. F. : Thermoluminescent Dosimetry. Adam Hilger, Bristol, 1982.
10. NCRP : National Radiological Protection Board, England, 1986.
11. NRPB : National protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology, IPSM, 1992.
12. Suzuki S, Suhaman C, Tanimoto K, et al: Patient exposure doses from medical x-ray examinations in Japan. First Korea-Japan joint conference for radiological technologist, Gyeongju, p. 84, 2004.
13. 森 剛彦, 武藤 裕衣, 佐藤 齊, 長谷川光昭: X線診断撮影條件の調査に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案 日本醫學會誌 60(7) : 31-37, 2000.
14. 식품의약품 : 전국 시, 도 진단용방사선발생장치 신고현황, 2002.
15. 김유현 등 : 진단방사선영역에서 방사선장치의 이용실태 및 환자피폭선량에 관한 연구, 의학물리, 16(1), 2005.
16. 일본방사선기사회 : 일본방사선기사회잡지별책 03, 2005.

부표 1. X-선 검사시 기록사항

병원 명 :		남자 :		
환자 :	성별 :	몸무게 :		
	나이 :	키 :		
검사 명				
검사부위 두께				
X-ray generator	제조회사			
	형식			
	정류방식			
X-ray tube	제조회사			
	형식			
	초점각도			
	총여과	mmAl	mmAl	mmAl
Grid	Grid ratio			
	Strips/cm			
	Stat./Mov.			
AEC : Y or N				
Table top	Material			
	Al eq.	mmAl	mmAl	mmAl
Film make & type				
Screen make & type				
Film/screen Speed class				
Cassette type				
CR or DR type				
촬영조건	FFD(cm)			
	kV			
	mAs			
	AEC used	Y N	Y N	Y N
	Film size			
	초점크기(mm)			
	Film density	Y N	Y N	Y N
ESD	Calculation	mGy	mGy	mGy
	Measurement	mGy	mGy	mGy

부표 2. NDD-M 계수

Table 1. NDD -M [v.1.06]계수 (NDD-M(f)) 表
 $D(\text{mGy}) = \text{NDD} - \text{M}(f) \times \text{sec} \times (1/\text{fse})^2$

인버터装置

Al \ kV	40	50	60	70	80	90	100	110	20	130	140	150
1.5	0,0249	0,0414	0,0593	0,0782	0,0994	0,1203	0,1416	0,1626	0,1827	0,2007	0,2141	0,2197
2.0	0,0173	0,0308	0,0460	0,0626	0,0818	0,1010	0,1209	0,1409	0,1603	0,1782	0,1922	0,1993
2.5	0,0128	0,0240	0,0372	0,0520	0,0694	0,0872	0,1058	0,1247	0,1434	0,1608	0,1750	0,1830
3.0	0,0097	0,0193	0,0310	0,0442	0,0602	0,0766	0,0940	0,1119	0,1298	0,1467	0,1609	0,1695
3.5	0,0076	0,0159	0,0262	0,0382	0,0530	0,0682	0,0845	0,1014	0,1185	0,1349	0,1489	0,1580
4.0	0,0061	0,0133	0,0225	0,0335	0,0471	0,0614	0,0766	0,0927	0,1090	0,1248	0,1386	0,1478
4.5	0,0050	0,0112	0,0196	0,0296	0,0423	0,0556	0,0700	0,0852	0,1008	0,1160	0,1294	0,1388
5.0	0,0041	0,0096	0,0172	0,0265	0,0382	0,0507	0,0643	0,0787	0,0935	0,1083	0,1213	0,1308
5.5	0,0034	0,0083	0,0152	0,0237	0,0348	0,0465	0,0593	0,0730	0,0872	0,1013	0,1141	0,1235
6.0	0,0028	0,0072	0,0136	0,0214	0,0318	0,0428	0,0550	0,0680	0,0816	0,0951	0,1076	0,1169
6.5	0,0023	0,0063	0,0121	0,0194	0,0292	0,0395	0,0510	0,0634	0,0765	0,0895	0,1016	0,1107
7.0	0,0020	0,0056	0,0109	0,0177	0,0269	0,0366	0,0476	0,0594	0,0718	0,0844	0,0962	0,1052
7.5	0,0017	0,0050	0,0098	0,0162	0,0248	0,0341	0,0445	0,0558	0,0677	0,0798	0,0911	0,1000
8.0	0,0014	0,0044	0,0089	0,0148	0,0230	0,0318	0,0417	0,0524	0,0638	0,0755	0,0865	0,0952
8.5	0,0013	0,0039	0,0081	0,0136	0,0213	0,0297	0,0391	0,0494	0,0603	0,0716	0,0822	0,0907
9.0	0,0010	0,0035	0,0074	0,0126	0,0199	0,0278	0,0367	0,0466	0,0571	0,0679	0,0782	0,0866

Table 2. NDD -M [v.1.06]계수 (NDD-M(f)) 表
 $D(\text{mGy}) = \text{NDD} - \text{M}(f) \times \text{sec} \times (1/\text{fse})^2$

三相装置

Al \ kV	40	50	60	70	80	90	100	110	20	130	140	150
1.5	0,0245	0,0406	0,0580	0,0764	0,0970	0,1174	0,1383	0,1587	0,1784	0,1967	0,2103	0,2175
2.0	0,0170	0,0302	0,0450	0,0610	0,0798	0,0986	0,1180	0,1373	0,1565	0,1745	0,1886	0,1970
2.5	0,0125	0,0235	0,0363	0,0506	0,0677	0,0849	0,1031	0,1214	0,1397	0,1572	0,1714	0,1807
3.0	0,0096	0,0189	0,0302	0,0430	0,0586	0,0746	0,0916	0,1088	0,1263	0,1434	0,1575	0,1672
3.5	0,0075	0,0156	0,0256	0,0372	0,0515	0,0664	0,0823	0,0986	0,1154	0,1317	0,1457	0,1557
4.0	0,0059	0,0130	0,0220	0,0326	0,0458	0,0597	0,0746	0,0900	0,1060	0,1218	0,1354	0,1455
4.5	0,0048	0,0110	0,0191	0,0288	0,0411	0,0540	0,0681	0,0828	0,0979	0,1131	0,1264	0,1366
5.0	0,0039	0,0094	0,0168	0,0257	0,0372	0,0493	0,0625	0,0764	0,0909	0,1056	0,1185	0,1286
5.5	0,0033	0,0081	0,0148	0,0230	0,0338	0,0451	0,0577	0,0709	0,0847	0,0988	0,1113	0,1213
6.0	0,0027	0,0071	0,0132	0,0208	0,0309	0,0415	0,0534	0,0659	0,0792	0,0927	0,1048	0,1147
6.5	0,0023	0,0062	0,0118	0,0189	0,0283	0,0384	0,0496	0,0615	0,0742	0,0872	0,0990	0,1088
7.0	0,0019	0,0055	0,0106	0,0172	0,0261	0,0356	0,0462	0,0576	0,0697	0,0822	0,0936	0,1032
7.5	0,0017	0,0048	0,0096	0,0157	0,0241	0,0330	0,0432	0,0540	0,0656	0,0777	0,0887	0,0981
8.0	0,0014	0,0043	0,0087	0,0144	0,0223	0,0308	0,0404	0,0508	0,0619	0,0735	0,0842	0,0933
8.5	0,0012	0,0038	0,0079	0,0132	0,0207	0,0288	0,0379	0,0478	0,0585	0,0696	0,0800	0,0889
9.0	0,0010	0,0034	0,0071	0,0122	0,0193	0,0270	0,0357	0,0451	0,0554	0,0661	0,0761	0,0848

Table 3. NDD -M [v.1.06]계수 (NDD-M(f)) 表
 $D(\text{mGy}) = \text{NDD} - \text{M}(f) \times \text{sec} \times (1/\text{fsc})^2$

单相装置

Al \ kV	40	50	60	70	80	90	100	110	20	130	140	150
1.5	0,0127	0,0221	0,0329	0,0446	0,0577	0,0709	0,0848	0,0993	0,1137	0,1280	0,1412	0,1526
2.0	0,0085	0,0160	0,0247	0,0347	0,0462	0,0579	0,0705	0,0838	0,0971	0,1106	0,1234	0,1345
2.5	0,0061	0,0121	0,0196	0,0281	0,0383	0,0489	0,0604	0,0727	0,0851	0,0978	0,1100	0,1208
3.0	0,0045	0,0095	0,0159	0,0234	0,0326	0,0423	0,0528	0,0642	0,0758	0,0878	0,0994	0,1099
3.5	0,0034	0,0077	0,0133	0,0200	0,0282	0,0371	0,0468	0,0574	0,0682	0,0797	0,0907	0,1008
4.0	0,0027	0,0063	0,0112	0,0173	0,0247	0,0329	0,0419	0,0518	0,0620	0,0728	0,0833	0,0932
4.5	0,0021	0,0053	0,0096	0,0151	0,0219	0,0294	0,0379	0,0471	0,0567	0,0669	0,0770	0,0864
5.0	0,0017	0,0044	0,0083	0,0133	0,0197	0,0266	0,0344	0,0431	0,0522	0,0619	0,0715	0,0806
5.5	0,0014	0,0038	0,0073	0,0118	0,0177	0,0241	0,0315	0,0397	0,0482	0,0575	0,0667	0,0754
6.0	0,0012	0,0032	0,0064	0,0105	0,0161	0,0220	0,0289	0,0366	0,0448	0,0535	0,0623	0,0707
6.5	0,0010	0,0028	0,0057	0,0095	0,0146	0,0203	0,0267	0,0340	0,0417	0,0500	0,0584	0,0666
7.0	0,0008	0,0024	0,0050	0,0086	0,0133	0,0186	0,0247	0,0316	0,0389	0,0469	0,0549	0,0628
7.5	0,0007	0,0021	0,0045	0,0078	0,0122	0,0172	0,0229	0,0294	0,0364	0,0441	0,0517	0,0593
8.0	0,0006	0,0019	0,0040	0,0070	0,0113	0,0159	0,0214	0,0275	0,0342	0,0415	0,0488	0,0561
8.5	0,0005	0,0017	0,0036	0,0064	0,0104	0,0148	0,0200	0,0258	0,0321	0,0399	0,0462	0,0531
9.0	0,0004	0,0015	0,0033	0,0059	0,0096	0,0138	0,0187	0,0242	0,0302	0,0369	0,0437	0,0504