

# 의료방사선 피폭의 물리적 측면과 국제동향

김희중 · 이창래

연세대학교 보건과학대학 방사선학과, 보건과학연구소

## Physical Aspects and International Trends of Medical Radiation Exposure

Hee-Joung Kim, Chang-Lae Lee

*Department of Radiological Science, College of Health Science, Yonsei University*

### = Abstract =

All medical procedures using radiation have potential risks. Therefore, physicians who use radiation and patients should consider the potential benefits and risks altogether when they use medical imaging techniques associated with radiation. The frequency of the radiation exposure which incurs within the medical diagnostic imaging was increased due to the recent development of various imaging modalities. Moreover, the increase in use of radiation equipment and improper medical procedures also led to patient radiation exposure. Consequently, in order to reduce the medical radiation exposure, various prevention methods such as reduction strategy and DRL (Diagnostic Reference Level) have been introduced domestically as well as internationally. The standard unit of measure for absorbed radiation and how the radiation exposure has been controlled domestically and internationally will be reviewed, and then we would provide methods to protect radiation exposure from medical diagnostic imaging procedures. Especially, we would review the units of CT which has higher dose in medical radiation exposure and introduce the dose reduction techniques in CT according to each manufacturer. Finally, we would discuss several ways to reduce the patient dose reduction in diagnostic radiology. Hence, with the development of medical instruments and technology to reduce medical radiation exposure, both broader and deeper understanding of medical radiation exposure and the transformation of consciousness to optimization of protection in medical exposure to reduce the patient dose are necessary.

**Key words:** radiation exposure, radiation protection, dose reduction, radiation units

## 서론

현대 의학에 있어서 의료방사선은 인간의 질병 진단과 치료

및 연구에 활용되어 인류를 질병으로부터 보호하고 의학을 발전시키는데 중요한 역할을 해 왔으며, 근래에는 방사선 의료장비가 인체의 생리학적, 병리학적 상태를 진단, 치료하는 가장 핵심적인 의료 장비로 활용되고 있다 [1]. 의료방사선 영상분야(Fig. 1)는 X-ray 일반촬영 (X-ray radiography), 컴퓨터 단층촬영 (CT, Computed Tomography), 초음파 (US, ultrasound), 자기공명영상 (MRI, Magnetic Resonance Imaging) 등으로 구성된 형태학적 영상 (anatomical imag-

통신저자: 김희중, (220-710) 강원도 원주시 연세대길 1번지 백운관 439호, 연세대학교 보건과학대학 방사선학과, 보건과학연구소  
Tel: 033-760-2475, Fax: 033-760-2562  
E-mail: hjk1@yonsei.ac.kr

ing)과 양전자단층촬영 (PET, Positron Emission Tomography), 단일광자단층촬영 (Single Photon Emission Computed Tomography) 등으로 구성된 기능학적 영상 (functional imaging) 그리고 PET/CT, SPECT/CT, PET/MRI 등의 융합영상 (multi modality imaging)으로 나눌 수 있다. 다양한 최첨단 융합 의료방사선 장치들이 경쟁적으로 개발되면서 환자진료 이용이 더욱 확대되고 있으며, 방사선을 이용한 질병 검사가 날로 증가하고 있고, 그에 따른 의료

방사선 피폭도 증가되고 있다 [2].

UNSCEAR 2000보고서에 따르면 전 세계적으로 엑스선검사 횟수가 1985~1990년에는 16억회에서 1990~1995년에는 19억회로 급격히 증가하였고 선진국에서는 진단 방사선 검사를 실시하는 횟수가 연간 1인당 1회에 접근하는 것으로 보고되고 있다 [3]. 또한 각 환자가 받는 방사선량은 엑스선검사 종류와 각 국가 및 각 의료기관에 따라 서로 다르며, 유럽연합이나 OECD 국가에서도 동일한 엑스선 검사를 받더라도 환자가

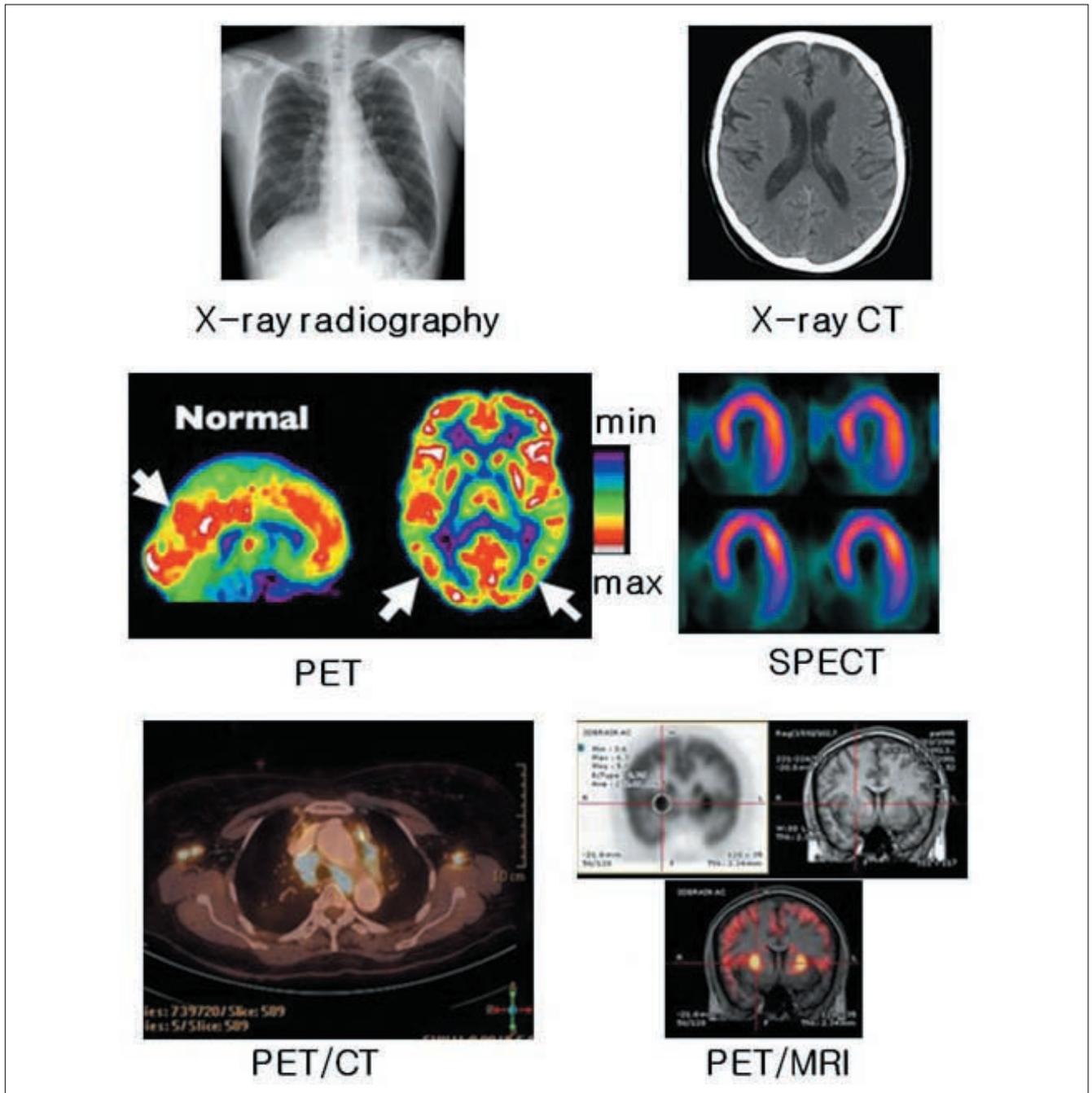


Fig. 1. Modalities in Medical Imaging

받는 선량은 의료 기관에 따라 10~20배의 큰 차이를 나타내고 있다 [4-6]. 이와 관련해 국내 식품의약품안전청은 지난 2007~2009년까지 125개 병원을 대상으로 국내 환자의 복부, 요추, 흉부 등 촬영 부위별 방사선 피폭 선량 정도를 조사한 결과 병원 별 각 부위 방사선량 차이는 많게는 37배나 차이가 나는 것으로 조사되었다 [7].

진단영상의학검사는 손해보다는 이득이 많다는 정당성이 확보되어 환자가 받는 방사선의 선량한도를 정하고 있지 않으나

환자선량 평가와 아울러 전 세계적으로 의료방사선 피폭을 줄이기 위한 저감화 대책이 국내뿐만 아니라 세계보건기구(WHO), 국제방사선방어위원회(ICRP), 국제원자력기구(IAEA), 방사선영향과학위원회(UNSCEAR), PAHO(Pan American Health Organization), OECD/NEA 등에 의해 국제적으로도 진행되고 있다.

특히, CT 엑스선 검사는 총 방사선검사 횟수 중 차지하는 비중은 적으나 환자가 받는 방사선량은 진단 방사선분야에서 많은 비중을 차지하고 있어(Table 1) 환자선량 저감을 위한 노력이 필요한 의료장비 중 하나이다 [8-10]. 따라서 CT 뿐만 아니라 의료피폭에 대한 제조회사의 기술진, 촬영을 의뢰하는 의사, 촬영을 실시하는 방사선사, 진료 영상을 판독 하는 영상 의학과 전문의 등은 환자선량을 저감할 수 있는 방안을 지속적으로 모색해야 한다 [11].

**Table 1. Effective Radiation Doses of Radiological Examinations**

Examination	Effective Dose [mSv]
Head CT	1 - 2
Chest CT	5 - 8
Abdomen and pelvis CT	8 - 11
Diagnostic coronary angiogram	3 - 10
PA and lateral chest x-ray	0.04 - 0.06
Average annual background radiation in the US	3.6

**Table 2. The Country Comparisons of Diagnostic Reference Level according to Body Part (units : mGy)**

촬영부위		WHO IAEA	영국 NRPB 1999	영국 NRPB 2000	영국 NRPB 2005	EC	일본	독일	한국
흉부	PA	0.4 0.1	0.3 0.07 (5세소아)	0.2 (5세소아)	0.14	0.3	0.3	0.3 0.1	0.34(2008) (5세소아 2010)
	LAT <sup>2)</sup>	1.5	1.5	1.0	0.55	1.5	0.8	1.5	-
요추	AP	10	10	5.8	5.06	10	5	10	4.08 (2009)
	LAT	30	30	13.8	11.2	30	15	20	12.65 (2009)
복부	AP	10	10	5.6	4.22	-	3	10	2.77 (2008)
골반	AP	10	10	4.2	3.73	10	3	10	3.42 (2009)
일반 X-ray	유방 CC	1(without grid)	-	2 (AGD <sup>3)</sup> )	-	-	2 (AGD)	10	-
		3 (with grid)	-	-	-	10	-	-	1.36 (2008)
	MLO	-	-	2(AGD)	-	10	-	10	-
흉추	AP	7	-	-	-	3.5	4	7	-
	LAT	20	-	-	-	10	8	12	-
두부	PA	5	5	3	2.04	5	3	5	2.23 (2010)
	AP								
	LAT	3	3	1.5	1.34	3	2	3	1.87 (2010)
전산화 단층촬영 (CTDI <sup>4)</sup> )	머리	50	60	-	-	60	40	60	60 (2009)
	복부	25	35	-	-	35	11	24	20 (2009)
치과X선	국내 치근단	7	3.9	-	-	-	-	-	3.1 (2010)
	파노라마	-	92 <sup>5)</sup>	-	-	-	-	-	110.9 <sup>5)</sup> (2010)
	세팔로	-	-	-	-	-	-	-	161.1 <sup>5)</sup> (2010)

자료제공 : 식품의약품안전청, 환자 방사선량 저감화 가이드라인 제시 2011

<sup>1)</sup> PA: 후진방향촬영, AP: 전후방향촬영 <sup>2)</sup> LAT: 측방향촬영, CC: 상하위촬영(Cranio-caudal), MLO: 내위사위촬영(Medio-lateral oblique) <sup>3)</sup> AGD: 평균유선선량(Average Glandular Dose) <sup>4)</sup> CTDI: 전산화단층촬영장치환자선량(Computed Tomography Dose Index)

<sup>5)</sup> 단위[ mGy · cm<sup>2</sup>, 면적선량측정]

### 국내의 환자선량 관리

WHO, IAEA, ICRP 등 국제기구가 공동으로 진단방사선분야에서의 환자 방어를 위하여 IAEA에서는 1996년 IAEA Basic Safety Standards (BSS no.115)를 마련하였고 [12] 2008년 한국 (연세대학교 방사선학과 김희중 교수)을 포함한 12개국이 참여한 가운데 CT 엑스선 검사 등 진단방사선 분야의 검사별 환자선량 guidance level을 보고한 바 있다. 국내에서는 1995년 진단용방사선발생장치의 안전관리에 관한규칙(보건복지부령제3호)이 개정된 이래 1983년부터 1989년까지 국립보건원 방어과가 전국적으로 의료기관 및 보건소를 대상으로 의료용방사선에 의한 피폭선량을 평가하였고 2006년부터 식품의약품안전청에서 환자선량 평가 관련 연구사업을 수행하고 있으며 국내 실정에 맞는 진단참고준위(DRL, Diagnostic Reference Level)을 설정하여 환자선량 관리대책을 마련하고 있다 [7].

환자선량 관리에 대한 국외 사례를 살펴보면 미국에서는 FDA (Food and Drug Administration) 뿐만 아니라 CDRH (Center for Devices and Radiological Health)는 매년 NEXT (Nationwide Evaluation of X-ray Trends) survey program을 운영하여 환자피폭 및 품질관리에 대한 결과를 보고하고 있으며 [13] ACR (American College of Radiology) 및 미국의학물리사협회 (AAPM, American Association of Physicists in Medicine) 등에서도 진단방사선 검사의 진단참고준위를 개발하고 있다. 영국에서는 1990년 IPSM (Institute of Physical Sciences in Medicine)의 Diagnostic Radiology Topic Group에 의해 Dosimetry Working Party를 설립하여 환자선량 평가를 위한 프로토콜

을 개발하였고 1992년 NRPB (현 Health Protection Agency)에서는 National Collation Centre를 확립하였다 [14, 15]. 또한 영국건강보호청 보고에 따르면 1992년부터 HPA 보고서를 기준으로 하여 전국환자선량데이터베이스를 작성하고 5년 마다 결과를 공개하고 있다. 2007년의 보고서에는 전국 316개 병원과 치과의원으로부터 약 30만건의 선량측정기록이 집계되어, 1995년의 결과와 비교하였다. 조사결과는 검사실간의 선량변동폭이 적어지고 전체적으로 선량이 감소하는 경향을 보였으며 검사항목에 따라서는 선량이 반으로 감소한 경우도 있었다. 비록 검사항목별로 선량이 반감하더라도 검사횟수가 배가되면 저감효과는 감소된다. 일본에서는 일본방사선의학종합연구소 (NIRS, National Institute of Radiological Sciences)에서 의료분야에서의 환자선량 및 집단선량을 평가 하였고[16] 일본내의 의료용 방사선 사용에 대한 nationwide survey를 수행하여 의료피폭으로 인한 방사선 사용에 대한 선량평가를 주기적으로 실시하고 있고 2007년 일본방사선기사회에서 피폭선량저감치 목표를 설정하여 의료피폭 저감활동을 수행하고 있다. 특히 일본 후쿠시마 원전 사고 이후 의료방사선 안전 및 의료피폭에 대한 자국민의 막연한 불안감을 해소하고 안전의식을 높이기 위해 노력하고 있다. 독일의 연방방사선방어청에서는 환자선량 평가 및 방사선감사시 DRL 및 렌트겐 규정을 개정하여 환자선량 관리를 실시하고 있다. 특히 검진시 진단참고준위를 기준으로 DRL을 권고 하여 사용하도록 하고 있다. 또한 연방방사선방어청은 DRL을 초과할 시에는 그 근거를 서면으로 작성하도록 규정하고 있으며 DRL을 초과하지 않도록 환자선량 관리를 수행하고 있다.

국내외적으로 의료피폭을 저감하기 위한 노력들이 있어 왔지만 새로운 영상기술 도입과 건강검진 증가로 엑스선을 이용

**Table 3.** Methods of Quantifying Ionizing Radiation

Method	Conventional Units	International System of Units, or SI
Radiation exposure	roentgens (R)	coulombs per kilogram (C/kg)
Absorbed dose	rads (rad)	gray (Gy)
Kinetic energy released per unit mass	rads (rad)	gray (Gy)
Equivalent dose	rems	sievert (Sv)
Effective dose	effective dose equivalent (Sv)	sievert (Sv)

Note.— Abbreviations of the units of measure are in parentheses.

**Table 4.** Radiation Dosimetry Parameters

Variable	Parameter	Physical Equivalent	Conventional Units	SI Unit
Radiation exposure	CTDI <sub>100</sub>	No. of ions produced in air by photons	C/kg	Roentgen (R)
Absorbed radiation dose	CTDI, CTDI <sub>w</sub> , CTDI <sub>vol</sub>	Radiation energy absorbed by patient's body	Gray (Gy)	Rad
Cumulative radiation dose	DLP	Total radiation energy absorbed by patient's body	mGy × cm	Mrad × cm
Effective dose	E	Biological effect of radiation dose received	Sievert (Sv)	rem

한 촬영 횟수도 크게 증가하고 환자가 받는 방사선 선량도 엑스선 검사 종류와 의료기관에 따라 서로 다르게 나타나고 있다 (Table 2). 최근 국내 식품의약품안전청은 [7] 엑스선 기기별 및 촬영 부위별 일반 엑스선 방사선량의 병원 간 차이를 조사한 결과 흉부(PA)의 경우 최소 0.05 mGy에서 최대 1.60 mGy로 32배 정도이며, 두부(AP)는 28배, 유방(AP) 5배, 복부(AP) 7배, 골반(AP) 22배, 요추(AP) 37배 등으로 나타났다. CT 촬영 방사선량의 경우 두부는 최소 10.8 mGy에서 최대 95 mGy로 9배 정도 차이를 났으며, 복부는 차이가 9배인 것으로 조사되었다. 따라서 엑스선 기기별 및 촬영 부위별 권고량을 제시하여 방사선량 저감화를 위한 노력을 하고 있다. 다른 나라와 비교를 해 보면 일반 엑스선 권고량 중 흉부(0.34 mGy)의 경우 WHO 권고량 0.4 mGy 보다 낮고, EU·독일(0.3 mGy) 등과는 비슷한 수준이었고 요추, 복부, 골반, 유방의 경우에는 WHO 권고량의 최소 28%에서 최대 62% 수준으로 EU·독일 등에 비해서도 낮다. 국내 CT 촬영 권고량 중 두부(60 mGy)는 UK (100 mGy)보다 낮고 독일-EU (60 mGy)와 동일한 수준이었다. 또한 복부에서는 국내 (20 mGy)가 UK (13 mGy)와 독일 (15 mGy)보다는 높고 EU (35 mGy)보다 낮은 수준이었다 [11].

## 방사선량 단위

환자에서의 방사선 피폭선량을 측정하는 것을 환자선량계측(patient dosimetry)이라 하며, 이것은 환자에서 방사선이 물질에 일정 에너지를 전달한 결과 발생하는 효과량을 말한다. Table 3은 방사선량 계측에 주로 사용되는 조사선량, 흡수선량, 커마, 등가선량, 유효선량의 단위에 대해 설명한 것이다 [12, 15].

### 1. 조사선량 (radiation exposure)

조사선량 (X)은 3 MeV 이하의 X선 또는  $\gamma$ 선에 의해 공기의 단위 질량 (dm)당 생성된 전하량 (dQ)으로 공간상에서 방사선량의 세기를 나타내는 양이다.

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

조사선량의 전통적인 단위는 렌트겐 (R)이고, SI 단위는 Ckg<sup>-1</sup>이다.

### 2. 흡수선량 (absorbed dose)

흡수선량 (D)은 모든 종류의 방사선에 의해 물질의 단위 질

량당 흡수된 에너지를 말한다. 다시 말해서 특정 미소체적 dV 내의 매질의 미소질량 dm에 부여된 에너지 d $\Sigma$ 를 dm로 나눈 몫이다.

$$D = \frac{d\Sigma}{dm}$$

여기서 d $\Sigma$ 는 다음 식과 같이 주어진다.

$$d\Sigma = dR_{in} - dR_{out} + d\Sigma Q$$

dR<sub>in</sub>은 미소체적 dV내로 들어오는 모든 하전입자 및 비하전입자의 에너지, dR<sub>out</sub>는 미소체적 dV로부터 떠나가는 모든 하전입자 및 비하전입자의 에너지, d $\Sigma Q$ 는 dV내에서 핵 및 기본 입자의 정지에너지의 모든 변화의 합이다.

### 3. 커마 (kerma, kinetic energy released per unit mass)

커마 (K)는 특정 미소체적 dV내의 매질의 미소질량 dm내에서 비하전 입자에 의하여 생성된 하전입자의 운동에너지 d $\hat{E}_{tr}$ 를 dm으로 나눈 몫이다.

$$K = \frac{d\hat{E}_{tr}}{dm}$$

커마의 단위는 Jkg<sup>-1</sup>이며, 이 단위의 특수이름은 그레이 (Gy)이다.

### 4. 등가선량 (equivalent dose)

등가선량 (H<sub>T</sub>)은 흡수선량 (D)에 방사선의 종류에 따른 생물학적 효과를 고려하여 보정한 양으로 조직 또는 장기의 흡수선량에 방사선가중치 (W<sub>R</sub>)를 적용한 양이다.

$$H_T = D \times W_R [Sv, rem]$$

$$1 Sv = 1 J/kg = 100 rem$$

### 5. 유효선량 (effective dose)

유효선량 (E)는 인체 내 조직간 선량분포에 따른 위험의 정도를 하나의 양으로 나타내기 위하여 각 조직의 등가선량에 해당 조직의 조직가중치를 곱하여 이를 모든 조직에 대해 합산한 양이다.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

여기서 w<sub>T</sub>는 조직가중치이며, D<sub>T,R</sub>은 방사선 R에 기인된 조직 또는 장기 T에 대한 흡수선량이고 유효선량의 단위는 Jkg<sup>-1</sup>이며 특수이름은 시버트 (Sv)이다.

## 의료방사선 피폭의 방어

의료피폭에서 전리방사선에 의한 생물학적 영향은 결정적 영향 (deterministic effect)과 확률적영향 (stochastic effect)로 나눌 수 있다 [17]. 결정적영향은 방사선이 어떤 조직에 반응을 나타내는 문턱선량 (threshold dose)이 존재하고 대부분 방사선이 세포사 (cell death)를 유발한 경우로 방사선을 받은 세포가 대다수 방사선에 의해 죽을 때 발생 할 수 있다. 일반적으로 결정적 영향이 나타날 수 있는 문턱선량은 국소적인 방사선의 피폭이 100 mSv를 초과할 때로 간주되기 때문에 진단에 사용되는 방사선 손상은 일어나기 어렵다. 확률적영향은 방사선 검사에 의한 주된 생물학적 영향으로 암 발생 및 유전적 영향과 관련되어 있으며 발생 확률은 방사선 피폭으로 인해 흡수된 방사선량에 의존한다.

ICRP는 1991년 권고한 ICRP Publication 60 [18]에서 2007년 3월 ICRP Publication 103 [19]으로 최종 승인하였다. 의료방사선에 의한 피폭은 환자에게 손해보다는 직접적인 이익을 가져오는 진료에 대한 허가되는 정당성을 확보하는 행위로서 환자방어를 위한 ALARA (As Low As Reasonably Achievable) 원리에 근거하여 진단영상의 입상에 문제가 되지 않는 적정범위에서 방사선량을 최소화 해야 한다. ICRP는 의료피폭 방사선 방어를 위해 의학검사의 정당화 (justification for medical procedures)와 의료피폭에서 방어의 최적화 (optimization of protection in medical exposure)를 권고하고 있지만 의료피폭에서는 환자에 대한 선량한도를 적용하지 않고 있다.

의료피폭을 방어하기 위해 방사선량을 측정하고 평가하여 진단에 참고할 수 있도록 권고하는 DRL를 국제기구에서는 제시하였다. 1982년 진단 엑스선 검사에서 환자선량 관리를 위한 환자방어 권고인 ICRP Publication 34 [5]과 1996년 의료분야에서 방사선 방어 체계의 적용을 위한 의료 방사선방어와 안전에 관한 가이드라인인 ICRP Publication 73 [6]을 발간 하였고 2008년에는 진단방사선 분야에서의 의료영상을 목적으로 수행하는 엑스선 검사에 대해서 환자방어를 위한 최적화를 위해 DRL을 적용하도록 ICRP Publication 103 [19]에서 권고 하였다.

## CT의 환자선량

### 1. CT 선량 측정방법

CT의 선량 계산에 사용한 방법은 [20, 21] CTDI, CTDI<sub>w</sub>,

CTDI<sub>VOL</sub> 그리고 DLP가 있다 (Table 4). CTDI란 식 (1)에서 공칭 슬라이스 두께 T로 분리된 single slice scan에서 dose profile의 Z-축 방향의 적분값이며, 연필형 ion chamber를 사용하여 측정된 실제 선량이다. 즉, ion chamber가 스캔축에 수직으로 스캔되어 얻어지는 모니터 측정값에 chamber의 길이 (10 cm)와 acryl의 conversion factor (F), chamber correction factor (tp), chamber calibration factor (cf)를 곱하고 슬라이스 수(n)와 슬라이스 두께(T)로 나눈 값이다.

$$CTDI = \frac{M \times \text{Chamber length (cm)} \times F \times tp \times cf}{n \times T} \quad (1)$$

M : measured value (R)

F : exposure to dose conversion factor (0.78 cGy/R in acryl)

tp : correction factor

cf : chamber calibration factor

n : number of slices

T : slice thickness (cm)

CT실 내부 온도와 압력을 측정하여 correction factor를 측정한다. Ionization chamber의 calibration factor도 측정한다. 위의 관계식을 이용하여 공기중에서 측정된 CTDI 값을 계산하고, phantom의 각 부위에서 측정된 CTDI 값을 사용하여 CTDI<sub>w</sub> 값을 계산한다.

CTDI<sub>w</sub>는 특정한 kVp와 mAs를 위한 scanner radiation output의 유용한 지표로써 환자 선량의 평가를 더욱 정확히 하기 위해 도입되어 사용되는 스캔축 (동일 단면축 또는 X, Y-축)에서의 선량지표이고 중앙부에서의 1/3 CTDI<sub>c</sub>와 주변부에서의 2/3 CTDI<sub>p</sub>를 합한 평균선량의 개념이다.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_c + \frac{2}{3}CTDI_p \quad (2)$$

식 (2)에서 CTDI<sub>c</sub>는 중심부의 선량이고 CTDI<sub>p</sub>는 주변부 4곳 선량의 평균값이다.

CTDI<sub>VOL</sub>은 여러개의 scan을 포함하는 특정한 scan protocol의 선량을 나타내기 위하여 연속적인 X-ray의 회전으로부터 방사선 선량 측면상의 차이(gaps)와 중복(overlaps)을 고려하는 것으로 식 (3)에서와 같이 Z-축에서의 노출의 변동을 감안하는 값으로 다음과 같이 나타낸다.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (3)$$

DLP (Dose Length Product)는 스캔 획득에 기인한 전체 에너지를 나타낸 것으로 일련의 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 식 (4)와 같이 나타내고,

$$DLP = CTDI_{vol} \times irradiated\ length \quad (4)$$

각기 계산된 흡수선량 값을 유효선량 값(effective dose, E)으로 환산하기 위하여 식(5)를 이용하였다. 식 (5)에서  $E_{DLP}$ 는 각 인체 부위별 유효선량의 비로써 복부의 유효선량은 DLP 당 유효선량 (effective dose)비 0.015 (mSv mGy<sup>-1</sup> cm<sup>-1</sup>)를 적용하여 계산한다 [22].

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad (5)$$

## 2. 제조사별 CT 환자선량 최소화 기술

최근 일본 후쿠시마 원전의 폭발로 인해 방사선에 대한 국민들의 불안이 늘고, 방사선 의료기기 안전에 대한 높은 관심에 맞물려 의료기기 업체에서는 의료피폭을 감소할 수 있는 첨단 방사선 의료기기 및 알고리즘을 앞 다투어 선보이고 있다.

제조사별 CT 환자선량 최소화 기술을 살펴 보면, 필립스(PHILIPS)사의 ‘아이도스4(iDose)’ 기술을 적용한 ‘인제뉴이티 CT’는 초당 33장의 데이터를 영상으로 재구성하는 속도가 매우 빠르고 1회 CT 촬영에 1 ~ 2 mSv 정도의 방사선량으로 촬영이 가능해 기존 CT에 비해 70 ~ 80%의 방사선량을 줄일 수 있게 하여 잦은 CT 촬영을 필요로 하는 환자의 안전을 높일 수 있게 되었다 [23, 24].

도시바 (TOSHIBA)사에서 최근 선보인 ‘Aquilion ONE’는 한 번의 แก트리 회전에 640장의 영상을 획득하여 16 cm의 범위를 촬영할 수 있는 기술로 움직임으로 심장영상 획득이 가능해 졌으며 빠른 스캔타임과 촬영 부위의 두께나 구조에 따라 방사선량을 자동조절 하는 기능 (AEC, Automatic Exposure Control)으로 환자의 선량을 40%까지 감소시킬 수 있는 ‘LowDose’ 프로토콜을 사용하고 있다 [25-28]. 지멘스 (SIEMENS)사에서는 spiral 검사 시 이미지 재구성에 필요하지 않은 scan 범위 직전과 직후에 발생하는 불필요한 피폭을 moving collimation으로 차단하는 기능인 ‘adaptive dose shield’ 기술 [29]과 환자의 size와 anatomy의 맞게 자동적으로 관전류를 조절하여 환자가 받게 될 피폭을 최소화하면서 최적의 영상을 획득하는 기능인 ‘CARE Dose 4D’ 소프트웨어 [30, 31]를 이용하여 환자 선량을 감소시키고 있으며 소아 환자를 위한 프로토콜 뿐만 아니라 타 회사와 마찬가지로 반복적 영상재구성을 통한 적은 환자선량으로 최적의 영상을 획득할 수 있는 기술을 선보이고 있다 [32, 33]. 지이 (GE)사

에서는 ASIR (Advanced Statistical Iterative Reconstruction)기술에 이어 저선량 구현기술(MBIR: Model-Based Iterative Reconstruction)을 사용하여 방사선량을 크게 줄이면서도 공간해상도는 50%, 대조도분해능은 75%까지 향상시키면서 기존 장비에 비해 방사선량을 8분의 1까지 줄이는 베오(VEO)기술을 적용하고 있다 [34, 35]. 이처럼 방사선 의료기기 회사들은 저선량 방사선 의료기기를 개발하여 기존보다 방사선량을 줄이는데 역점을 두고 있으며 앞으로도 저선량, 고품질 영상을 제공하는 기술개발에 박차를 가할 것으로 예상할 수 있다 [28].

## 의료피폭을 줄이기 위한 저감 대책

환자들이 안심하고 방사선 검사를 받을 수 있도록 의료피폭을 줄이기 위한 다양한 대책 마련이 필요하다. 첫째, ICRP, IAEA 등에서 진단 방사선 분야에서의 환자가 받는 선량에 대하여 진단에 따른 이득이 많고 특수성을 인정하여 선량한도를 명확히 정하고 있지 않지만 저감화를 위해 진단참고준위(DRL)에 대한 권고안을 마련하여 각국이 자국의 실정에 맞게 사용하도록 권고하고 있다. 국내 식품의약품안전청 및 각계 관련 학회에서는 환자선량 측정 가이드라인을 마련하여 환자선량 측정법 및 권고량을 의료기관에 제공함으로써 환자선량을 저감할 수 있도록 하여야 한다. 둘째, 환자에 대한 의료피폭 저감화를 위한 최적화는 환자중심의 방사선안전관리 체계로써 방사선 관계종사자의 의식전환이다. 이를 실현하기 위해 의료장치의 성능관리, 방사선 방호, 환자의 선량관리, 환자케어 (patient care)를 위한 주기적인 교육을 통하여 환자 방어의 최적화를 유지하면서 환자 선량을 감소할 수 있다. 셋째, 의료피폭 저감을 위해 최소한의 선량으로 진단에 필요한 최적의 화질을 얻기 위한 선량과 영상화질의 최적화를 위한 신개념 영상 재구성 알고리즘 및 영상획득 시스템 개발과 주기적인 성능관리를 철저히 하여야 한다. 현재 한국의 의료영상품질관리원 (<http://www.ikiami.or.kr>)에서 정기적인 성능 및 영상의 품질관리를 시행하고 있지만 여전히 의료장치의 주기적인 성능관리가 부족하고 그에 따른 추가 진단 및 환자 피폭선량이 증가되고 있다. 따라서 최적의 영상을 얻기 위한 선량과 화질의 최적 기술을 개발하고 사용자의 주기적인 성능관리를 통해 선량을 감소하여야 한다. 넷째, 의료 영상을 획득하기 위한 다양한 최첨단 융합형 및 신기술이 소개되고 있고 그 기능도 다양화 되고 있다. 따라서 방사선 의료기기들의 사용법에 맞는 표준촬영기법의 준수 및 방사선 장애방어용 기구 사용이 필요하다. 방사선 검사를 위해 다양한 신체 사이즈나 소아/성인에 맞는 표준 프

로토콜을 준수하고 필요한 영역만 검사하며 최대한의 중복 검사를 줄이면서 검사부위 주변은 적절한 방사선장해방어용기구의 사용으로 의료피폭을 저감하는 노력도 필요하다.

## 결론

최근 일본 후쿠시마 원전폭발 이후 인접 국가인 우리나라 등 전세계적으로 방사능에 대한 공포감이 심화되고 있는 가운데 의료 방사선 피폭에 대한 관심과 의료피폭을 줄일 수 있는 방안에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

방사선 의료 피폭을 줄이기 위해 진단 의료영상 분야를 살펴보면 전반적인 의료영상 장비와 획득 시스템의 발전으로 인해 피폭을 줄일 수 있다. 의료 방사선 영상은 아날로그 X-선 영상에서 디지털 X-선 영상으로 변화하면서 최소한의 선량으로 최적의 영상을 만들 수 있게 되었다. 필름 (film) 부터 CR (Computed Radiography) 그리고 DR (Digital Radiography) 영상으로 발전되면서 초기 상태의 데이터를 적절한 영상처리 과정을 통해 잡음이나 불균일성을 제거하여 신호를 높임으로써 최소한의 선량으로 최적의 영상을 만들 수 있다. 또한 투시조영 (fluoroscopy)이나 혈관조영 (digital subtraction angiography) 영상에서도 형광관, 영상증배관 그리고 모니터의 출력이 높아져 짧은 시간내 저선량으로 원하는 영상을 획득 할 수 있게 되었다. 최근 들어서 CT의 검출기 발전과 데이터 수집 속도의 증가로 인해 그 이용이 증가하게 되었고 PET/CT 그리고 SPECT/CT 등의 융합영상 이용으로 인해 의료기기업체나 의료기관 등 CT 촬영 시 환자의 피폭선량에 많은 관심을 가지게 되었다. 이를 해결하기 위해 짧은 획득 스캔타임 (scan time)과 반복재구성 (iterative reconstruction) 알고리즘의 개발로 인해 기존의 선량보다 훨씬 많은 선량을 줄일 수 있는 기술이 개발되고 있다. 이런 새로운 영상장치의 개발과 더불어 영상저장 및 전송시스템 (PACS)를 이용한 영상의 효율적인 관리를 통해 반복 촬영을 줄일 수 있게 되었고 환자의 피폭을 계속적으로 모니터링 할 수 있게 되므로 환자의 피폭을 줄일 수 있게 되었다. 무엇보다 의료관계종사자는 의료피폭에 대해 정확한 이해와 환자선량을 저감하고 환자방어의 최적화를 하겠다는 의식의 전환이 필요하고 더불어 의료기기업체 연구개발로 의료기기 발전을 꾀함으로써 환자의 방사선 피폭량을 감소시킬 수 있는 환경을 만드는 데에 노력을 기울여야 할 것이다.

## Acknowledgement

This work was supported by the Basic Atomic Energy

Research Institute (BAERI) of the National Research Foundation of Korea (KRF) grant funded by the Korean government (MEST) (No. 2011-0006368)

## 참고 문헌

1. K. Doi, "Diagnostic imaging over the last 50 years: research and development in medical imaging science and technology," *Physics in Medicine and Biology* 51, 5 (2006).
2. S. Mattsson and M. Söderberg, "Radiation dose management in CT, SPECT/CT and PET/CT techniques," *Radiation Protection Dosimetry* 147, 13-21 (2011).
3. U. N. S. C. o. t. E. o. A. Radiation and UNSCEAR., Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2000 report to the General Assembly with scientific annexes: Vol I Sources (Report & Scientific annexes AE). (United Nations, 2000).
4. NCRP 93; Ionizing Radiation Exposures of the Population of the United States, National Council on Radiation Protection and Measurement, (1987).
5. ICRP 34; Protection of the Patient in Diagnostic Radiology, *Ann ICRP* 9(2/3) (1982).
6. ICRP 73; Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Vol.30, No.4, Pergamon Press, Oxford (1996).
7. 식품의약품안전청, "환자 방사선량 저감화 가이드라인 (07 ~ 09년 국내 환자 방사선량 실태조사 결과)," (2011).
8. J. R. Mayo, J. Aldrich and N. L. Müller, "Radiation Exposure at Chest CT: A Statement of the Fleischner Society1," *Radiology* 228, 15 (2003).
9. R. Fazel, H. M. Krumholz, Y. Wang, J. S. Ross, J. Chen, H. H. Ting, N. D. Shah, K. Nasir, A. J. Einstein and B. K. Nallamothu, "Exposure to low-dose ionizing radiation from medical imaging procedures," *New England Journal of Medicine* 361, 849-857 (2009).
10. B. M. Stiles, F. Mirza, C. W. Towe, V. P. Ho, J. L. Port, P. C. Lee, S. Paul, D. F. Yankelevitz and N. K. Altorki, "Cumulative Radiation Dose From Medical Imaging Procedures in Patients Undergoing Resection for Lung Cancer," *The Annals of Thoracic Surgery* (2011).
11. 식품의약품안전청, "CT 엑스선검사에서의 환자선량 권고량 가이드라인," (2009).
12. IAEA, International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources. (Bernan Assoc, 1996).
13. N. E. o. X.-r. Trends(NEXT); (<http://www.fda.gov/cdrh/radhlth/next.html>).
14. D. Hart, M. Hillier and B. Wall, "Doses to patients from medical X-ray examinations in the UK 2000 review," (2002).
15. P. Shrimpton and H. P. Agency, Doses from computed tomography (CT) examinations in the UK-2003 review. (National Radiological Protection Board, 2005).
16. N. M., "patient exposures and dosimetry for X-ray procedures," *Textbook of medical dosimetry*, 13-15 (2006).
17. L. K. Wagner, P. J. Eifel and R. A. Geise, "Potential biological effects following high x-ray dose interventional procedures," *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 5, 71-84 (1994).
18. ICRP 60; Recommendation of the International Commission on Radiological Protection, *Ann ICRP* 21 (1991).

19. ICRP 103; The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Ann ICRP 21 (ICRP Publication 103).
20. L. M. Hamberg, J. T. Rhea, G. J. Hunter and J. H. Thrall, "Multi-Detector Row CT: Radiation Dose Characteristics1," Radiology 226, 762-772 (2003).
21. M. F. McNitt-Gray, "AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT," Radiographics 22, 1541-1553 (2002).
22. "European guidelines on quality criteria for computed tomography," Report EUR 16262. Office for Official Publications of the European Communities, Brussels (1999).
23. Y. Funama, K. Taguchi, D. Utsunomiya, S. Oda, Y. Yanaga, Y. Yamashita and K. Awai, "Combination of a Low-Tube-Voltage Technique With Hybrid Iterative Reconstruction (iDose) Algorithm at Coronary Computed Tomographic Angiography," Journal of Computer Assisted Tomography 35, 480 (2011).
24. E. P. Tamm, X. J. Rong, D. D. Cody, R. D. Ernst, N. E. Fitzgerald and V. Kundra, "Quality Initiatives: CT Radiation Dose Reduction: How to Implement Change without Sacrificing Diagnostic Quality," Radiographics (2011).
25. C. Kluner, P. A. Hein, O. Gralla, E. Hein, B. Hamm, V. Romano and P. Rogalla, "Does ultra-low-dose CT with a radiation dose equivalent to that of KUB suffice to detect renal and ureteral calculi?," Journal of Computer Assisted Tomography 30, 44 (2006).
26. J. Silverman, N. Paul and J. Siewerdsen, "Investigation of lung nodule detectability in low-dose 320-slice computed tomography," Medical physics 36, 1700 (2009).
27. A. J. Einstein, C. D. Elliston, A. E. Arai, M. Y. Chen, R. Mather, G. D. N. Pearson, R. L. DeLaPaz, E. Nickoloff, A. Dutta and D. J. Brenner, "Radiation Dose from Single-Heartbeat Coronary CT Angiography Performed with a 320-Detector Row Volume Scanner1," Radiology 254, 698-706 (2010).
28. C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz and J. M. Kofler Jr, "CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options1," Radiographics 26, 503-512 (2006).
29. P. D. Deak, O. Langner, M. Lell and W. A. Kalender, "Effects of Adaptive Section Collimation on Patient Radiation Dose in Multisection Spiral CT1," Radiology 252, 140 (2009).
30. A. Graser, B. Wintersperger, C. Suess, M. Reiser and C. Becker, "Dose reduction and image quality in MDCT colonography using tube current modulation," American Journal of Roentgenology 187, 695-701 (2006).
31. I. Mastora, M. Remy-Jardin, V. Delannoy, A. Duhamel, C. Scherf, C. Suess and J. Remy, "Multi-Detector Row Spiral CT Angiography of the Thoracic Outlet: Dose Reduction with Anatomically Adapted Online Tube Current Modulation and Preset Dose Savings1," Radiology 230, 116 (2004).
32. M. S. May, W. Wüst, M. Brand, C. Stahl, T. Allmendinger, B. Schmidt, M. Uder and M. M. Lell, "Dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography," Investigative Radiology 46, 465 (2011).
33. F. Pontana, A. Duhamel, J. Pagniez, T. Flohr, J. B. Faivre, A. L. Hachulla, J. Remy and M. Remy-Jardin, "Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients," European radiology, 1-8 (2011).
34. P. Prakash, M. K. Kalra, J. B. Ackman, S. R. Digumarthy, J. Hsieh, S. Do, J. A. O. Shepard and M. D. Gilman, "Diffuse Lung Disease: CT of the Chest with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique1," Radiology 256, 261-269 (2010).
35. K. Kilic, G. Erbas, M. Guryildirim, M. Arac, E. Igit and B. Coskun, "Lowering the Dose in Head CT Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction," American Journal of Neuroradiology 32, 1578-1582 (2011).

**= 초 록 =**

방사선을 이용한 모든 의료행위는 위험가능성을 갖고 있기 때문에 방사선을 사용하는 종사자나 환자는 방사선과 관련된 의료영상 기술을 이용할 때는 잠재이익과 가능한 위험에 대해 고려해야 한다. 의료 진단영상과 관련한 방사선피폭은 최근 다양한 방사선 영상장비의 개발과 활용에 따라 점점 증가되고 있는 추세다. 또한 의료방사선 사용횟수 증가와 부적합한 의료행위로 인해 환자피폭이 증가되고 있다. 따라서 국내뿐만 아니라 전세계적으로 방사선피폭을 줄이기 위한 저감화 대책 및 진단참고준위 (Diagnostic Reference Level)가 마련되고 있다. 따라서 흡수된 방사선의 표준 방사선량 단위를 살펴보고 국내외 환자선량을 어떻게 관리하고 있는지 그리고 의료방사선 피폭을 방어하기 위한 방법들을 살펴보고자 한다. 특히 의료방사선에서 CT의 선량단위 그리고 측정 방법과 환자선량을 줄이기 위한 각 제조사별 CT의 선량을 최소화 하는 기술을 소개하고 의료피폭을 줄이기 위한 몇 가지 방법에 대해서 논의 할 것이다. 의료 방사선 피폭을 줄이기 위해서는 의료기기 발전 동향과 함께 의료피폭에 대한 폭 넓은 이해와 환자선량을 저감하고 환자방호의 최적화를 하겠다는 의식의 전환이 필요하다.