

## 외국의 컴퓨터 단층촬영 장치의 방어시설 문헌 조사

\*경희대학교 의과대학 동서신의학병원 영상의학교실, †경희대학교 의과대학 경희의료원 영상의학교실,  
‡식품의약품안전청 방사선 안전과(KFDA, Radiation Safety Division)

장건호\* · 양달모\* · 성동욱† · 이광용‡ · 김혁주‡

전 세계적으로 컴퓨터 단층 촬영 장치(Computed Tomography, CT)의 임상 적용이 환자의 질병의 조기 진단에 매우 중요하게 사용되고 있으며 사용 빈도 또한 매년 급증하고 있다. 새로운 종류의 CT 장치들이 병변을 조기 진단하기 위하여 개발되고 있다. 이 방사선 발생 장치에 의한 환자나 작업 종사자들의 방사선 피폭이 불가피 할 수도 있다. 국내에서는 CT 장치에 대한 구체적인 방사선 방어나 방사선 시설에 대한 구체적인 규정이 확립되어 있지 않다. 본 논문에서는 국내에서의 CT 사용시설에 대한 방사선 방어 시설과 사용 기준에 대한 규정 마련에 토대를 이루기 위하여 외국에서의 CT 장비에 대한 방사선 방어 및 방사선 차폐에 대한 규정을 조사하였다. 조사방법으로는 구글 검색을 이용한 특정 키워드 검색과 방사선 관련 업무를 수행하는 특정 웹사이트를 직접 검색하는 방법을 사용하였다. 검색결과 캐나다, 미국, 영국 등의 국가에서 국가의 실정에 맞는 가이드라인을 사용하고 있었으나, 아직 이중 에너지 CT에 대한 가이드라인은 없는 것으로 나타났다. 한국에서도 국내 실정에 적합한 CT 장비에서의 방사선 방어, 차폐, 환자나 작업종사자 및 일반인에 대한 방사선 피폭에 대한 가이드라인의 설정이 필요하다고 생각된다.

**중심단어:** 컴퓨터단층촬영장치, 다중 검출기 CT, 이중 에너지 CT, 방사선 차폐, 방사선 방어

### 서 론

1972년 하운스필드(G. H. Hounsfield, 영국)에 의하여 처음 소개된 이후로, 전 세계적으로 컴퓨터 단층촬영 장치(computed tomography, CT)의 임상 적용이 환자 질병의 조기 진단에 매우 중요하게 사용되고 있으며 사용 빈도 또한 매년 급증하고 있다. 초기에 개발된 CT는 단일 에너지에 의한 하나의 절편(slice)을 영상화하였으나 이 장치가 개선되면서 단일 에너지에 의한 다수의 절편(multislice) 영상이 가능하도록 개발되었다. 또한 이 장치가 더욱 더 개발되어 다채널(multichannel) CT가 소개 되었으며, 현재는 단일에너지에 의한 16 채널 및 64 채널 CT 장치(multidetector computed tomography, MDCT)를 이용한 등방성 이차원 영상의 획득과 이 영상의 재구성 작업에 의학 삼차원 컬러 영상이 임

상에 주로 사용되고 있다.

또한 최근에 심장 구조 및 심장 기능 관련 영상에 관심이 집중되면서 새로운 CT 장비가 소개되어 임상에 사용되기 시작하였다. 이를 위하여 다중 에너지(multi-energy 혹은 multi-source computed tomography, MECT) CT가 개발되었다. 이 장치의 특징은 저 에너지 방사선 발생 장치와 상대적으로 높은 고 에너지 방사선 발생 장치를 함께 내장하고 있어, 이중 에너지를 사용한 장기 조직 간의 고 대조도 영상을 얻을 수 있어 심장의 영상에 매우 유용하게 사용되고 있으며, 또한 질병의 조기 진단을 위한 새로운 영상법의 개발에 획기적으로 기여하고 있다. 현재 국내에서도 도입되어 임상에 적용되기 시작하였으며, 앞으로는 많은 병원에서 이 장비를 사용하게 되리라고 생각된다. 이 방사선 발생 장치에 의한 환자나 작업 종사자들의 방사선 피폭이 불가피 할 수도 있다. 현재 국내에서는 CT 장치에 대한 구체적인 방사선 방어나 방사선 시설에 대한 구체적인 규정이 확립되어 있지 않다. 특히 최근에 개발되어 사용되기 시작하는 다중 채널 MDCT나 다중에너지 MECT 등에 대한 시설 기준 및 방사선 방어에 대한 국내외 관심이 높아지고 있다. 따라서 본 조사의 목적은 국내에서의 CT 사용시설에 대한 방사선 방어 시설과 사용 기준에 대한 규정 마련에 토대를

본 연구는 2008년도 식품의약품안전청 용역연구개발사업의 연구비 지원(08142 방사선394, DWS)에 의해 수행되었음.  
이 논문은 2008년 10월 17일 접수하여 2008년 12월 13일 채택되었음.  
책임저자 : 장건호, (134-727) 서울시 강동구 상일동 149번지 경희대학교 의과대학 경희대서울병원 영상의학과  
Tel: 02-440-6187, Fax: 02-440-6932  
E-mail: ghjahng@gmail.com

이루기 위하여 미국, 유럽, 및 일본 등의 국가에 대한 CT 장치에 대한 방어시설 및 차폐 시설에 관한 기준을 조사하였다. 특히 최근 개발되어 임상에 많이 적용되고 있는 다중 검출기 CT (multidetector row CT, MDCT)와 이중 에너지 혹은 이중 선원 CT (dual energy 혹은 dual-source CT, DECT) 장치에 대한 방사선시설 및 차폐시설에 관한 기준을 조사하여 한국에서의 기준 설정에 토대를 마련하기 위함이다.

**최신 컴퓨터단층 촬영 장치의 특성**

**1. Multidetector Row Computed Tomography, MDCT**

MDCT의 개발로 매우 짧은 시간 내에 넓은 부위를 영상화하여 삼차원의 영상을 만들 수 있는 계기가 마련되어 현재는 외국뿐만 아니라 국내의 대부분의 병원에서도 보유하고 있다. 이 장비는 계속적인 개발로 2개의 검출기(detector)에서, 4개, 16개, 64개의 검출기를 이용하여 영상을 얻을 수 있도록 개발되었다. CT 장비를 설명하기 위하여 기본적으로 이해를 하여야 하는 것이 피치(Pitch)이며, 이는 360도 회전 당의 테이블 움직임(mm)을 검출기의 수와 절편 콜리메이션(slice collimation, mm)의 곱으로 나눈 것이다. 피치의 적절한 선택은 임상에 실제적으로 적용되는 조건과 영상을 만드는 인자에 따라 결정되며, 따라서 피치는 많은 부위를 포함하기 위한 속도와 영상의 변질되는 것에 따라 영향을 받게 되며, 너무 작은 값이나 너무 큰 값의 피치를 사용하는 것은 적절치 못하다. 임상에서 사용되는 피치 값은 검사 부위에 따라 다르지만 대략 0.3에서 1 이하를 사용하고 있다. MDCT 장비를 이용한 최적의 영상의 질을 얻기 위해서는 부분체적효과(partial volume effect)를 최소화 하기 위하여 좁은 콜리메이션을 사용하여 영상을 얻는 것이 필요하며, 이 경우 영상의 잡음이 증가하여 영상의 질에 영향을 줄 수도 있다.

MDCT의 특징은 검출기를 작게 만들 수 있는 기술 개발에 영향을 의하여 공간 해상도를 높일 수 있고, 영상 촬영 시간을 줄일 수 있으며, 따라서 움직임에 의하여 발생하는 인공물을 최소화 할 수 있다. 또한 영상의 절편을 좁게 하여 삼차원 영상을 재구성할 수 있으며, 긴 혈관을 볼 수 있는 영상 촬영이 가능하게 되었다. 하지만, 영상 데이터의 양이 많아져서 컴퓨터의 저장용량이 증가되어야 하고 환자에서의 방사선량의 과 피폭을 막기 위하여 콜리메이션의 설정에 주의를 기울여야 한다. 또한 일반 CT나 X-선 장치에서 방사선의 량을 조절하는데 사용되는 mAs에 의존하기 보다는 실제 체적에 대한 CT 방사선 표준 값(CT Dose

Index)을 기준으로 영상 프로토콜을 사용하여야 한다. MDCT의 개발에 따른 임상 적용범위는 더욱 다양해져서 숨을 쉬지 않은 상태에서 폐 영상을 촬영하여 폐의 작은 Nodule 및 폐 내의 혈전(pulmonary emboli, blood clots)을 영상화 할 수 있게 되어 병의 조기 진단이 가능하게 되었다.

MDCT 장치는 측정기 요소들 사이에 작은 공간이 존재하여 구조적인 효율성이 하나의 절편을 얻는 기존의CT에 비하여 낮기 때문에 높은 방사선량을 사용하게 된다. MDCT에 의한 환자 당 효과선량(effective dose)이 단일 절편CT에 비하여 적게는 10%에서 많게는 35% 증가되는 것으로 되어있다.<sup>1,2)</sup> Helical 모드를 갖는 MDCT의 경우 각 체적에 대한 영상 획득 후에 영상의 재구성을 위하여 추가적인 절편을 얻어야 하기 때문에 약 10%의 효과선량이 증가되는 것으로 보고되고 있다.<sup>3,4)</sup>

**2. Dual-energy 혹은 Dual-source computed tomography, DECT**

DECT는 현재 이중 선원(dual source)을 이용하는 Siemens사와 에너지 선별 측정기(energy discriminating detectors)를 이용하는 필립스사와 전압을 선택적으로(kVp switching) 하는 GE사에 의하여 개발되고 있다. DECT는 여러 종류의 세 포조직을 선명하게 영상화 할 수 있는 장점이 있다. DECT 장비는 전압 선택(voltage switching) 및 무생물 필터(inorganic filters)의 조합을 이용하고 있다. 선원을 배치하는 방법에는 같은 평면 배치(coplanar configuration, Fig. 1a)와 갈자자형 배치(staggered configuration, Fig. 1b)의 두 가지가 있다. 전자는 시간 분해능(temporal resolution)을 향상시키거나 조직의 구별을 향상시키기 위하여 주로 사용되며, 후자는 곡선형으로 시간 분해능을 좋게 하는데 이용되고 있다. 따라서 전자는 두 개의 중심 방사선 피폭영역이 두 개의 방

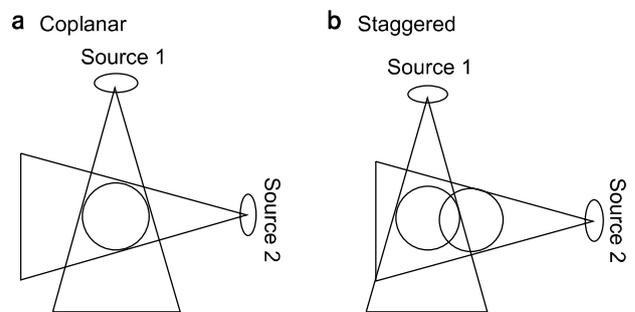


Fig. 1. Two types of source configurations: coplanar (a) and staggered (b).

사선원 간에 일치하는 반면에, 후자는 중심 방사선 피폭 영역이 약간 떨어져 있게 된다. Fig. 1은 두 개의 방사선 선원의 배열을 보여주고 있다. DECT는 따라서 2개의 방사선 발생 튜브와 각각이 64절편을 얻을 수 있도록 되어 있으며, 겐트리의 회전에는 약 330 msec 정도가 소요된다. X-선 파워는 각각이 80 kW 정도이며, 최대 160 kW까지 얻을 수 있다. 심장용으로 사용되는 경우 시간 분해능이 약 83 msec 정도이며, 다 편 재구성(multi-segment reconstruction)을 50 msec 이내에 수행할 수 있다. 대부분의 DECT의 경우 80 kV와 140 kV의 전압을 동시에 이용하여 영상을 얻을 수 있다. 또한 DECT를 이용하여 두 개 전압 모두 120 kV로 동시에 영상을 얻을 수도 있다.

DECT의 임상적용은 일반적인 CT 영상에서 얻는 모든 적용 외에 뼈 밀도 측정 및 칼슘 밀도 영상 및 연 조직 영상 및 심혈관 질환 영상 등을 할 수 있다. 하나의 에너지 CT를 이용할 경우 뼈 밀도만을 얻을 수 있는 반면에 두 에너지를 이용할 경우에는 뼈의 밀도뿐만 아니라 지방성분까지도 측정할 수 있다.<sup>5)</sup> DECT를 이용한 심혈관 조형술을 실시할 경우 하나의 방사선원을 갖는 MDCT에 비교하여 프로토콜을 최적화하면 환자에 피폭되는 방사선량을 감소시킬 수 있다는 보고가 있었다.<sup>6)</sup> 두 개의 에너지를 이용한 마이크로 CT (Micro-CT)의 경우는 알츠하이머성 치매 환자에서 나

타나는 Apo-E 등의 단백질 영상에도 사용될 수 있다.

### 조사 방법

CT에 대한 방사선 방어규제를 바탕으로 하여 키워드의 주된 관점을 다중에너지 CT (MECT)와 일반 CT 및 다중 채널 CT (MDCT)까지도 검색에 포함을 시켰다. 외국에서의 최근에 개발된 CT 장비에서의 방사선 방어 관련 자료를 얻기 위하여 두 가지의 방법을 사용하였다. 첫 번째로 사용한 방법은 인터넷 검색 엔진인 구글 검색(Google Search Engine)을 이용하여 Table 1에 나열한 여러 키워드를 이용하여 검색하였다. 각각의 검색 키워드에 대하여 200개의 링크를 검토하였다. 두 번째 사용한 방법은 방사선 관련 일을 주관하고 있는 국제적인 기관 혹은 단체의 특정 웹사이트에 직접 접속을 한 후에 그 사이트 내에서 문헌을 검색하였다. 이 특정 웹사이트는 Table 1에 나타나 있다. MDCT와 DECT와 관련된 방사선 피폭 및 차폐에 대한 문헌은 PubMed를 통하여 검색하였다. 얻어진 자료를 취합하여 각 국가별로 본 조사와 직접적인 관련된 사항을 정리하였다. 또한 최근에 발표된 CT 관련 논문 중에서 방사선 피폭 및 방어와 관련된 내용도 취합하였다.

### 조사 결과

#### 1. 캐나다

CT가 설치되어 환자를 검사하는 검사실을 제외한 곳에서의 근무자나 방사선 시설에 접근하는 일반인을 보호하기 위한 가이드라인을 제시하고 있다(www.bccdc.org).<sup>7)</sup> 근무자가 CT실 외부에서 연간 피폭되는 방사선량을 1 mSv로 한정하는 것이 방사선 방어의 목적이다. CT실의 방사선 방에 대한 차폐의 특징은 아래와 같다: 주당 40시간을 기준으로 하는 CT 장비의 사용에 대한 개인의 작업량(workload)은 200 환자를 넘지 않도록 한다. CT Unit은 최대 150 kVp로 작동하여야 한다. 방사선 차폐는 CT실 외부에 대한 방사선 방어로 작업종사자에 대해서는 연간 1 mSv 정도가 되도록 하며, 일반인에 대해서는 1 mSv이하가 되도록 설계되어야 한다. CT실 방의 크기는 3.5 m×6 m보다 작지 않도록 한다. CT를 조작하는 공간 내에서는 1차 방사선에 의한 방사선 피폭이 없도록 하여야 한다. CT 장비를 조작하는 곳의 유리 차폐는 1차 방사선을 차폐를 위해서는 사용하지 않아야 하며, 단지 2차 방사선(leakage and scatter radiation)을 차폐하는 데에 만 사용되어야 한다. 납 유리로 차폐된

Table 1. Keywords and special websites to search the Internet.

	Keywords	Searched websites
Contents	dual CT regulation, shield, protection	AAPM, FDA, NIH RCR, IRPA, ImPACT
	dual CT, dual CT guideline	CT Users Group in the UK
	dual CT radiation protection	UNSCEAR, ICRP, IAEA, WHO, NRC
	dual CT regulatory, legislation	
	dual CT regulation	
	dual CT	

CT: computed tomography. AAPM: the american association of physicists in medicine. FDA: food and drug administration. NIH: national institutes of health. RCR: the royal college of radiologists. IRPA: international radiation protection association, british. ImPACT: imaging performance assessment of CT scanners group in London, UK. UNSCEAR: The united nations scientific committee on the effects of atomic radiation. ICRP: international commission on radiological protection. IAEA: international atomic energy agency. WHO: world health organization. NRC: nuclear regulatory commission.

조작대(control booth)에서 방사선 작업 종사자에 대한 방사선 피폭은 연간 20 mSv이하가 되도록 설비되어야 한다. 방사선이 발생하는 순간에는 환자 이외에는 CT실 내부에 있어서는 안되며, 부득이하게 환자를 위하여 방사선 노출 시의 CT실 내부에 있어야 할 경우에는 납으로 된 앞치마(apron)를 이용하여 방사선을 차폐하여야 한다. CT실 외부에 대한 벽이나 문을 차폐 할 경우에는 그 곳에 상주하거나 잠시 머무는 경우 두 가지를 모두 고려하여야 한다. 상주(full occupancy)의 의미는 CT실 외부에 하루에 총 30분 이상을 머무는 작업 종사자나 일반인을 말한다. 잠시 머무는 경우(partial occupancy)는 하루 총 30분 이하를 머무는 경우를 의미하며, CT실에 인접한 사무실의 경우는 상주의 의미로 방사선 차폐를 하여야 한다. CT실 위 혹은 아래의 공간에 대한 차폐를 위하여 특별한 차폐를 하여야 한다. 이들을 바탕으로 하여 CT실 벽 혹은 바닥 및 천정의 방사선 차폐를 하여야 한다. Table 2는 위의 내용을 근거로 한 캐나다의 CT실 차폐에 대한 가이드라인을 정리한 것이다.

캐나다의 경우 CT의 방사선 안전에 대한 내용을 2006년 출판하였다.<sup>8)</sup> 여기에는 방사선 선량 및 위험성, 64채널 CT, 환자의 방사선 선량을 줄이는 방법, MDCT의 QC (quality control), 심장혈관 CT (coronary CT angiography, CTA) 및 치과용 Cone-Beam CT (dental CT, DCT 혹은 CBCT) 사용 시에 발생하는 방사선 선량에 대하여 설명하고, 또한 권고에 대하여 나열하고 있다. 캐나다의 연구 결과에 의하면 환자에서 일반 엑스선(X-ray) 장치에 비하여 CT 장치에 의한 방사선량이 약 20배 정도 증가하는 것으로 보고되었다.<sup>9)</sup> 또한 1991년과 비교하여 2002년에는 진단을 위한 환자 당의 피폭되는 방사선량이 3.3 mSv에서 6.0 mSv로 증가됨을 보고하였다.<sup>10)</sup> 캐나다의 경우 CCRPBHC (The Consumer and Clinical Radiation Protection Bureau of Health Canada)에

서 방사선 발생 장치의 안전적 사용을 위한 필수 항목들을 정의하고 있다.<sup>11)</sup> 여기에는 진단 방사선에 사용되는 일반 촬영 및 CT와 관련된 내용 또한 포함되어 있다. 방사선 발생장치에 대한 설계, 제조 및 이용에 대한 규제가 따로 연방정부(RED, radiation emitting device, 1985)와 주정부에(HARP, Healing Arts Radiation Protection Act, Ontario) 지정되어 있다.<sup>12)</sup> 이 규정에 따르면 방사선장치를 소유한 사람은 반드시 방사선방어 관리자(RPO, Radiation Protection Officer)를 두도록 명시되어 있다. 환자의 촬영 시에 검사장치 외에 대한 차폐에 대한 규제는 없으나 권고사항은 제시되어 있다. 방사선 작업 종사자에 대한 방사선 피폭 안전 규정이 OSHA (Occupational Health and Safety Act)에 명시되어 있다.<sup>13,14)</sup> 또한 ICRP (International Commission on Radiological Protection) 권고에 준한 규정을 준수하는 것으로 되어 있다. 또한 방사선 작업 종사자에 대한 방사선 차폐에 대한 규정이 명시되어 있다. CT실 외에 있는 작업 종사자에게 최소한의 방사선 피폭이 되도록 CT실 차폐에 대한 규정이 HARP Act에 규정되어 있다.<sup>14)</sup>

## 2. 미국

미국의 경우 진단용 방사선 장비 중에서 CT에 의하여 피폭되는 방사선이 약 67% 가량 된다고 보고하였다.<sup>15)</sup> 현재 CT실에 대한 설계보다는 CT의 QA와 QC에 보다 많은 관심을 기울이고 있으며, 이들 내용에 대해서는 매우 구체적인 가이드라인이 되어 있다. 이들에 대해서는 아래에 설명을 하겠다.

CT 장비의 성능검사(performance test)에 대한 첫 번째 언급은 1977년에 발간된 AAPM Report No. 1에 언급되었다.<sup>16)</sup> 이후로 CT 장비의 개발이 가속화 되면서 이 보고서를 개선한 CT 장치의 설계명세서 및 합격 판정 시험(acceptance

Table 2. Shielding requirements for a CT scanner in Canada.

Areas	Limitation of Radiation Exposure (mSv/year)	Shielding for up to 200 patients per week
Wall and control booth	Shielding to 1 mSv/Yr	1.6 mm lead and its equivalent for view window
	Shielding to 20 mSv/Yr	0.8 mm lead and its equivalent for view window
Hall or office wall	Full occupancy (1 mSv/Yr)	1.6 mm lead
	Partial occupancy (1 mSv/Yr)	0.8 mm lead
Intervening floor (above and below)	Full occupancy (1 mSv/Yr)	150 mm solid concrete
	Partial occupancy (1 mSv/Yr)	75 mm solid concrete
	No occupancy space	No shielding required
Doors	Same shielding requirements as their walls	

Quoted it from vancouver: Vancouver, British Columbia, Canada (www.bccdc.org).

testing, AT)에 대한 구체적인 내용이 1993년 보고된 AAPM Report 39에 설명되어 있다.<sup>17)</sup> 이 보고서의 특징은 CT실의 차폐에 대한 것과 CT 성능 검사를 분리하여 자세하게 설명하고 있다. 성능 검사 항목으로는 전자장비의 성능 검사, 영상 품질관리 및 방사선량의 측정에 대한 구체적인 내용이 수록되어 있다. 본 연구조사에서는 CT의 QA에 대한 내용을 위주로 하지 않기 때문에 자세한 내용은 AAPM 보고서 39를 참고하기 바란다.

AAPM 보고서 39에는 CT실 차폐에 대한 구체적인 내용이 언급되어 있다. CT실 차폐의 목적은 환자, 작업종사자 및 일반인에 대한 방사선 방어를 목적으로 한다고 규정하고 있다. NCRP (National Council on Radiation Protection and Measurements, <http://www.ncrponline.org/>) 보고서 49에<sup>18)</sup> 표준화된 방사선 차폐에 대한 내용이 나와 있으나 CT의 특성을 충분히 고려하지 못한 면이 있어 AAPM 39에서 조금 더 자세하게 설명하고 있다. 차폐 관련한 방사선 계산 방법으로 두 가지 방법이 제시되고 있다. 그 중 하나는 방사선 등고선 누출도(iso-exposure contours 혹은 iso-exposure curves, IEC)를 직접 사용하는 것이며, 다른 하나는 NCRP 보고서 49에서 제시된 등방성 점선원(isotropic point source, IPS) 방법을 이용하는 것이다. IEC 방법은 제조회사로부터 얻을 수 있으며 단위 거리 당 방사선의량을 한눈에 볼 수 있기 때문에 CT실 벽의 설계에 직접 이용할 수 있다. IEC를 CT실 차폐 설계에 이용하기 위해서는 수평방향(floor plan)에서 얻어진 IEC와 수직방향(elevation plan)에서 얻어진 IEC 두 개가 필요하다. 또한 이 IEC 평면도는 건물의 설계도의 크기에 맞게 나타나도록 하여야 한다. 따라서 IEC 설계도와 건물의 설계도를 중첩시키면 CT실 차폐에 대한 값을 얻을 수 있다. 영상 촬영 당 피폭되는 방사선량을 주당 환자수(workload)를 고려하여 최종적으로 계산하여야 한다. 또 다른 방법은 IPS 방법을 이용하는 것이다. 이는 이차방사선이 CT 겐트리의 중심에서 등방적으로 방사선을 누출시킨다는 가정을 이용하여 계산하게 된다. 따라서 겐트리 자체에서 차폐되는 효과를 무시하고 계산하는 것이다. 겐트리 위치를 45도 정도 회전시킨 상태에서 최대의 방사선 피폭이 발생하도록 1 m의 거리에서 측정하게 된다. 이때 벽의 투과도(required barrier transmission, B)을 주어진 주당 환자수를 이용하여 계산하게 되며,<sup>18)</sup> 이를 이용하여 요구되는 차폐 벽의 두께(required shielding thickness, T)를 계산하게 된다.<sup>19,20)</sup> 예를 들어 CT 겐트리로부터 2.5 m 떨어진 곳에 조작실이 있을 경우 이 곳의 차폐를 한다고 생각하자. 사용되는 전압은 140 kV이고 환자를 최대한으로 촬영한다

고 하고(workload=20,000 mA-min/week), 측정된 방사선의 양이(air kerma) 0.1 mGy/week이고 최대 점유율(full occupancy)이라고 가정하며, 제조회사에서 주어진 1 m 거리에서의 방사선 피폭(exposure rate)이 최대인  $3.8 \times 10^{-3}$  mGy/mA-min이라고 할 경우 투과도는  $B=0.008$ 이 되며, 차폐벽의 두께는  $T=1.18$  mm 남이 된다.

AAPM 보고서 39의 개정판으로 진단용 방사선 장비의 QC에 대한 구체적인 가이드라인이 2002년 AAPM 보고서 74번에 나와 있다.<sup>21)</sup> 이 보고서에 포함된 내용을 보면 QC에 사용되는 장비 및 각종 진단용 방사선 장비의 QC (일반 방사선 발생장치, 유방촬영 방사선 장치, 일반 토모용 장비, 이동식 방사선 장비, 프로토스코피 장치, 디지털 혈관촬영장치, 시네용(cine) 방사선 장비, CT 장비)가 포함되어 있다. 각 장비들에 대한 구체적인 QC 방법은 보고서를 참고하기 바란다. 이 외에도 CT 장비의 QC 및 QA에 대한 내용이 여러 문헌에 설명되고 있다.<sup>17,22,23)</sup> AAPM 보고서 74에 나타난 CT에 대한 QC의 내용은 제 12절에 기술되어 있으며, 단일절편(single slice) CT 및 나선형(helical 혹은 spiral) 다수의 절편(multi-slice) CT에 대한 언급이 있다. QC에 포함된 것 중 매일 실시해야 할 것과 6개월 정도에 1회 실시하여야 할 것이 설명되어 있고, 다수의 절편CT에 대한 특별한 고려 사항을 별도로 설명을 하고 있다. 자세한 내용은 보고서를 참조하기 바란다. 이 보고서를 기초로 한 각 주정부별 가이드라인이 또한 제시되고 있다([www.state.nj.us/dep/rpp](http://www.state.nj.us/dep/rpp)).<sup>24)</sup>

NCRP 보고서 147에는 의료에 사용되는 엑스선 장치에 대한 시설의 디자인 및 차폐에 대한 권고 사항이 수록되어 있다.<sup>25)</sup> 이 보고서는 1976년도에 보고된 고준위 방사선에 대한 NCRP 보고서 49를 수정한 것이다.<sup>18)</sup> 이 보고서에는 방사선 발생장치를 사용하는 내부 벽과, 외부 벽, 출입문 및 창문, 천장 및 바닥에 대한 방사선 차폐에 대한 자세한 내용이 수록되어 있다. 또한 차폐에 필요한 환자 촬영 건수에 대한 차폐 벽 두께에 대한 계산법이 설명되어 있다. CT실에 대한 방사선 차폐의 예가 제5.6절에 설명되어 있다. 진단용 방사선 발생장치에 대한 QA에 대해서도 NCRP 보고서 99에 가이드라인이 설명되어 있다.<sup>26)</sup> 하지만 이 가이드라인은 최신 CT 장비에 대한 설명이 부족하여 참고할 가치가 많지 않다.

### 3. 영국

영국의 경우 CT의 사용으로 지난 십 년간 의학적으로 사용되는 방사선량이 2배가 증가되었다고 보고되었다.<sup>27)</sup>

영국의 ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT scanners, London, UK) 단체는 CT 장치에 대한 방사선량 및 영상 촬영에 대해 평가 하였다.<sup>28)</sup> 영국의 국가적 차원의 환자에 대한 방사선 측정 프로토콜의 개발과 표준선량의 설정에 의해 환자에 피폭되는 방사선량이 1991년에 비하여 약 10~40% 감소되었다.<sup>27,29)</sup> 영국의 경우 HPA (Health Protection Agency) 기관에서 모든 환자에 대한 방사선량을 데이터베이스화하여 보관하고 있다.<sup>30)</sup> 이들 정보는 매 5년마다 통계 처리되어 출판된다.

영국의 경우도 진단용 의료장비에 대한 검사 및 검수에 대한 규정을 사용하고 있다.<sup>31-33)</sup> 또한 영국에서의 CT AT에 대한 가이드라인이 ImPACT에서 정하여 사용하고 있다 (www.impactscan.org/acceptance.htm).<sup>34)</sup> 진단용 장비에 대한 일반적인 검사항목에 대해서도 IPEM Report 77 (Institute of Physics and Engineering in Medicine)에 명시되어 있다 (www.ipem.ac.uk).<sup>35)</sup> 이 보고서에 대한 수정본인 IPEM Report 91이 출판되어 사용되고 있다.<sup>36)</sup> 새로운 보고서에는 다수의 절편 CT에 대한 내용도 포함되어 있다. 이 보고서의 제 12절에는 CT 장비에 대한 QC에 대한 가이드라인이 제시되고 있다. 또한 의료장비에 대한 DRL (diagnostic reference level)에 대한 가이드라인도 이미 설정하여 사용하고 있다.<sup>37)</sup> 진단 방사선 장비에서의 환자에 대한 방사선 감소 방법에 대한 보고서 또한 발표되었다.<sup>38)</sup> 진단 방사선 장비를 이용한 임상 검사와 관련된 가이드라인을 제시하고 있다.<sup>39)</sup> 특히 CT의 경우 CT 사용자 단체(CT Users Group)에서 2002년 지정한 가이드라인이 이용되고 있다.<sup>40)</sup>

#### 4. 기타 국가

스웨덴의 경우 진단용 방사선 장비에 대한 방사선 차폐 규정을 정하여 사용하고 있다.<sup>41)</sup> 이 규정에는 방사선 차폐에 대한 벽, 천정 및 바닥에 대한 차폐를 규정하고 있다. CT에서 사용되는 관 전압에 대한(100 kVp < 관전압 ≤ 150 kVp) 필요한 차폐 두께를 보면 벽은 2.5 m 떨어진 곳에 대하여 2.0 mm 납을 사용하고, 바닥 또한 2.0 mm 납을 사용하며, 천정은 1.0 mm 납을 사용하도록 규정하고 있다. 또한 출입문에 대한 규정도 사용하고 있다. 방의 크기가 클 경우에도 CT 방의 경우는 바닥으로부터 2.1미터까지는 1 mm 납 두께로 차폐를 하도록 하고 있다. 만일 납을 사용하지 못할 경우는 유사 밀도를 갖는 물질로 대체할 수 있으며, 차폐 두께는 조정되도록 되어있다. 예를 들면, CT에서 사용되는 약 150 kVp 이하에 대한 2 mm 납 두께는 콘크리트 밀도가 2,300 kg/m<sup>3</sup>일 경우 160 mm의 두께를 권고하며

만일 1,500 kg/m<sup>3</sup>의 벽돌을 이용할 경우는 250 mm 두께를 사용하도록 명시하고 있다.<sup>42,43)</sup>

일본의 경우 진단용 방사선 장비에 대한 규정이 미국의 AAPM에서 보고된 것과 유사하게 되어 있다. 의료법시행규칙(1948년 후생성령 제50호) 제24조에서 규정하는 X선 장치의 신고에 관해서는 「의료법시행규칙의 일부를 개정하는 성령(省令)의 시행에 관해」(2001년 3월 12일 의약발제 188호 의약국장통지)에 의거하여 구체적으로 설명하고 있다. 새로운 의료기술(복수의 X선관과 복수의 고전압발생장치를 탑재한 X선 장치)에의 대응을 도모하기 위하여, 2006년 후생노동과학연구비보조금(의료안전·의료기술평가총합연구사업)에 의존한 의료방사선 분야에 있어서 법령 정비 등 포함된 관리체제에 관련된 연구를 수행 중에 있다. 또한 ICRP 출판 33를 근거로 하여 환자의 의료안전 및 방사선 진료종사자의 방사선 방호에 대한 규정을 두고 있다. 따라서 CT실에 대한 차폐를 위한 누출선량 및 산란선량의 계산은 ICRP에서 제시된 것을 이용하고 있다. 또한 환자에 대한 방사선 피폭에 대한 가이드라인도 제시하고 있다. 예를 들어 다수의 절편 CT를 이용하여 하루에 30명의 환자를 주 5일 동안 120 kVp-300 mAs로 촬영할 경우 2.10 g/cm<sup>2</sup>의 콘크리트와 2.5 mm 두께의 납을 이용하여 CT 장비 후면을 차폐하도록 되어 있다. 이 가이드라인을 이용할 경우 IAEA (국제원자력기관)이나 WHO (세계보건기구) 등의 국제기관이 협동으로 작성한 「국제기본안전기준」(BSS) (1996년) 등의 가이드라인 수준과 유사하게 된다.

#### 5. 국제기구 및 단체

(1) ICRP (International Commission on Radiological Protection, www.icrp.org): ICRP에서는 의료용 방사선에 대한 방어 및 안전에 대한 보고서를 1996년에 발표하였다.<sup>44)</sup> ICRP 출판 87은 CT에 대한 환자의 방사선량에 대한 관리에 대하여 언급하고 있다.<sup>45)</sup> 환자에 최소한의 방사선 피폭으로 최적의 영상의 질을 얻도록 하는 것이 ICRP 87의 목적이고 진단을 위하여 얻는 부위에 대한 방사선 피폭 외의 주위 장기에 대한 방사선 피폭을 최대한도로 줄이는 것이 주요 내용이다. 예를 들어 머리 부위의 CT 검사 시에 주변 장기에 피폭되는 방사선량을 보면 눈이 50 mGy 그리고 갑상선이 1.9 mGy나 된다. 만일 가슴 촬영을 목적으로 할 경우 갑상선에는 2.3 mGy, 유방에 21 mGy의 방사선이 피폭될 수 있다. 최근에 개발된 CT 장비를 이용할 경우 환자에 대한 방사선 피폭을 줄일 수 있다. 예를 들면, 기존에 단일절편씩 촬영되는 CT에 비하여 나선형 CT를 최적으로

프로토콜을 만들 경우 환자에 피폭되는 방사선량을 줄일 수 있다. 또한 MDCT가 일반적으로 10%이상 환자에 대한 방사선 피폭이 많다고 언급하고 있다. ICRP 87은 각 장기에 대한 방사선 선량과 특히 소아 환자나 임신여성 그리고 가임 가능한 여성에 대한 CT 검사 시에 유의 사항을 설명하고 있다. 따라서 ICRP 87은 ICRP 34에서 설명되지 않은 CT에 대한 환자의 방사선 피폭에 대한 가이드라인이 되었다.<sup>46)</sup>

(2) IAEA (International Atomic Energy Agency, www.iaea.org): IAEA는 1996년도에 전리방사선에 대한 표준 방어를 설립하였으며,<sup>47)</sup> 의학용 방사선 피폭에 대한 방어를 2002년도 발표하였다.<sup>48)</sup> 또한 최근에 진단용 방사선 장비에 대한 안전 규제를 발표하였다.<sup>49)</sup> 이 보고서에는 작업종사자의 방사선 피폭, 환자의 방사선 피폭 및 일반인에 대한 방사선 피폭에 대한 상세한 내용이 수록되어 있다. 최근에 진단용 장비에 대한 방사선량 측정에 대한 기술보고서가 작성되었고, CT 장비에 대한 방사선 측정에 대해서도 기술되어 있다.<sup>50)</sup> 또 하나의 보고서에서는 환자에 대한 방사선 방어를 최적화에 대한 보고서가 발표되었다.<sup>51)</sup> 이 보고서에는 주로 CT에 대한 QC, 환자의 방사선량, 가슴 검사에 대한 영상의 질을 각 국가별로 평가하였다. 진단 방사선의 방사선량 및 방사선량 감소 방법을 설명한 기술 보고서 또한 발표되었다.<sup>52)</sup> 이들 보고서에는 CT에 대한 자세한 설명은 없고 일반적인 진단방사선 장치에 대하여 언급되어 있다.

### 토 론

CT 장치는 환자의 병을 진단하고 치료 효과를 밝히는데 매우 중요한 임상적 가치를 두고 있는 것은 말할 나위가 없다. 하지만, 외국에서 현재 사용되고 있거나 예정 중에 있는 환자나 방사선 종사자 및 일반인에 대한 방사선 피폭에 대한 안전 규제를 조속히 정하는 것이 필요하다고 생각된다. 따라서 최근에 개발되고 있는 CT 장비에 대한 이점을 최대한 살리면서 환자에게 최대한 이익을 줄 수 있는 방법을 마련하여야 한다고 생각된다. 따라서 CT실의 설계 및 방사선 방어에 대한 구체적인 가이드라인에 대한 규제가 필요하다고 생각된다. 현재 캐나다에서 사용되고 있는 설계 기준과(www.bccdc.org)<sup>53)</sup> 미국의 AAPM 보고서 39에<sup>17)</sup> 나와 있는 CT실 설계 기준에 대한 내용을 이용하면 표준화된 가이드라인을 정할 수 있을 것으로 생각한다. 방사선 시설에 대한 차폐는 하나의 선원을 이용한 CT나 두 개의 선원

을 이용한 DECT나 동일한 개념을 사용할 수 있다. 최대의 에너지를 갖는 방사선원에 대한 투과력을 이용한 방사선 차폐를 이용할 경우 문제가 되지 않을 것으로 생각된다. 따라서 현재 사용되고 있는MDCT, 심장혈관용 CT (coronary CT angiography, CTA), 치과용 콘빔 CT (cone-beam CT, CBCT), 및 최근 도입되어 심혈관 질환의 진단에 많이 사용되고 있는 DECT 각각에 대한 최대 에너지를 이용하면 되고, 새로이 개발되는 CT 장치에 대한 방사선 방어 또한 같은 방법으로 진행되면 될 것이다.

추가적으로CT 장치의 사용에 따른 일반인 및 방사선 작업종사자를 위한 방사선 방어 외에 환자에 대한 방사선 방어 및 차폐에 대한 의식이 필요하다고 생각 된다. CT 검사에 대한 환자의 방사선량 피폭이 같은 검사에 대하여 다른 임상 기관 간에 많게는 약 40배까지 변화할 수 있다는 보고되었다.<sup>54,55)</sup> 따라서 환자에 대한 방사선 차폐(patient shielding)에 대한 규제를 정하여 환자에게 피폭되는 방사선량을 최소화하는 것이 필요하다고 여겨진다. CT 모니터에서 계산되어 보여주는 환자에 대한 CTDI (CT dose index)와 진단에 필요한 기준치(diagnostic reference levels, DRL) 값이 영상을 보여주는 PACS (picture archiving and communications system)에서 볼 수 있도록 하여 최종적으로 각 환자에서의 방사선 피폭량을 계산할 수 있도록 규제를 하는 것 또한 권장할 수 있다.

### 결 론

현재 이중 에너지 컴퓨터 단층촬영 장치에 대한 직접적인 관련 내용은 없었으나, 하나의 에너지를 갖는 컴퓨터 단층촬영 장치에 대한 내용을 이용하여 수정할 경우 관련 규정을 얻어낼 수 있을 것으로 생각 된다. 특히 현재 구체적인 수치만 근거가 마련된 다른 국가에서 적용되고 있는 MDCT에 대한 규정을 이용할 경우에는 새로운 CT 장비를 설치하거나 기존에 설치되어 있는 장비의 일부분을 교체하는 경우 대한민국에 맞는 CT 장비의 방사선 차폐 및 환자에 대한 방사선 피폭의 최소화 및 진단용 방사선 장비의 관리 감독을 갖출 수 가이드라인을 설정하는데 도움이 될 수 있을 것으로 여겨진다.

### 참 고 문 헌

1. Brix G, Nagel HD, Stamm G, et al: Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide

- survey. *European radiology* 13:1979-1991 (2003)
2. **Yates SJ, Pike LC, Goldstone KE**: Effect of multislice scanners on patient dose from routine CT examinations in East Anglia. *The British journal of radiology* 77:472-478 (2004)
  3. **Dawson P**: Patient dose in multislice CT: why is it increasing and does it matter? *The British journal of radiology* 77 Spec No 1:S10-13 (2004)
  4. **Tzedakis A, Damilakis J, Perisinakis K, Stratakis J, Gourtsoyiannis N**: The effect of z overscanning on patient effective dose from multidetector helical computed tomography examinations. *Medical physics* 32:1621-1629 (2005)
  5. **Steenbeek JC, van Kuijk C, Grashuis JL**: Influence of calibration materials in single- and dual-energy quantitative CT. *Radiology* 183:849-855 (1992)
  6. **Stolzmann P, Scheffel H, Schertler T, et al**: Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *European radiology* 18:592-599 (2008)
  7. **Columbia B**: Guideline for determining the X-ray shielding requirements for computed tomography facility.
  8. **Group HHF**: Computed tomography radiation safety issues in Ontario (2006)
  9. **Aldrich J, Lentle B, Vo C**: ACRP-9: Radiation Doses for Medical Diagnostic Procedures in Canada. Advisory Committee on Radiological Protection of the Atomic Energy Control Board of Canada (1997)
  10. **Aldrich JE, Williams J**: Change in patient doses from radiological examinations at the Vancouver General Hospital, 1991-2002. *Canadian Association of Radiologists journal = Journal l'Association canadienne des radiologistes* 56:94-99 (2005)
  11. **Canada H**: Safety Code 20A: X-ray Equipment in Medical Diagnosis Part A: Recommended Safety Procedures for Installation and Use (2000)
  12. **Ontario QsPf**: Healing Arts Radiation Protection Act: Revised Statutes of Ontario 1990 (2001)
  13. **OHSA**: Occupational Health and Safety Act (R.R.O. 1990, Regulation 861) X-ray Safety (1990)
  14. **HARP**: Healing Arts Radiation Protection Act Safety Code (R.R.O. 1990, Reg. 543, s. 3.) (1990)
  15. **Mettler FA, Jr., Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA**: CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 20:353-359 (2000)
  16. **AAPM**: AAPM Report No. 1: Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners (1977)
  17. **AAPM**: AAPM Report No. 39: Specification and acceptance testing of computed tomography scanners (1993)
  18. **NCRP**: NCRP Report No. 49: Structural Shielding Design and Evaluation Medical Use of X-rays and Gamma Rays of Energies Up To 10 MeV, National Council on Radiation Protection and Measurements (1976)
  19. **Archer BR, Thornby JI, Bushong SC**: Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation. *Health physics* 44:507-517 (1983)
  20. **Simpkin DJ**: Shielding requirements for constant-potential diagnostic x-ray beams determined by a Monte Carlo calculation. *Health physics* 56:151-164 (1989)
  21. **AAPM**: AAPM Report No. 74: Quality control in diagnostic radiology (2002)
  22. **McCullough CH, Zink FE**: Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Medical physics* 26:2223-2230 (1999)
  23. **Fuchs TO, Kachelriess M, Kalender WA**: System performance of multislice spiral computed tomography. *IEEE Eng Med Biol Mag* 19:63-70 (2000)
  24. **State NJ**: Compliance guidance for computed tomography quality control: New Jersey Department of Environmental Protection (2001)
  25. **NCRP**: NCRP Report 147: Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities (2004)
  26. **NCRP**: NCRP Report 99: Quality assurance for diagnostic imaging (1988)
  27. **Hart D, Wall BF**: UK population dose from medical X-ray examinations. *European journal of radiology* 50:285-291 (2004)
  28. **ImPACT**: ImPACT Report 05068: 32 to 64 slice CT scanner comparison report version 13. NHS Purchasing and Supply Agency: Centre for Evidence-based Purchasing (2005)
  29. **Shrimpton P, Hillier M, Lewis M, Dunn M**: National Radiological Protection Board: Doses from computed tomography (CT). Examinations in the UK -2003 Review. (2005)
  30. **HPA**: Health Protection Agency Report: National patient dose database (NPDD) or national protocol for patient dose measurements in diagnostic radiology or national survey of computed tomography (CT) 2002-2003 (2003)
  31. **Government**: Statutory Instrument 2000 No. 1059: The Ionising Radiation (Medical Exposure) Regulations 2000 (2000)
  32. **HSE**: Health and Services Executive: Ionising Radiations Regulations 1999. Work with ionising radiation: Ionising Radiations Regulations 1999 Approved code of practice and guidance (1999)
  33. **IPEM**: Medical and Dental Guidance Notes (2005)
  34. **ImPACT**: ImPACT Publication: Information Leaflet No.1: CT Scanner Acceptance Testing version 1.02.
  35. **IPEM**: Institute of Physics and Engineering in Medicine Report 77: Essential guidance for diagnostic x-ray equipment
  36. **IPEM**: IPEM Report 91: Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-Ray Imaging Systems (2005)
  37. **IPEM**: IPEM Report 88: Guidance on the establishment and use of diagnostic reference levels for medical X-ray examinations (2004)
  38. **IPEM**: IPEM Report 82: Cost-effective methods of patient dose reduction in diagnostic radiology (2001)
  39. **IPEM**: IPEM Report 79: The critical examination of X-ray generating equipment in diagnostic radiology (1998)
  40. **IPEM**: IPEM Report 32: Part III: Computed Tomography X-Ray Scanners (2003)
  41. **SRPI**: Swedish Radiation Protection Institute (SSI FS 1991:1): The Swedish radiation protection institute's regulations on radiation shielding of X-ray installations for medical diagnostics (1991)
  42. **EUR**: Office for Official Publications of the European Communities Report EUR 16260: European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images (1996)

43. EUR: Office for Official Publications of the European Communities Report EUR 16262 EN: European guidelines on quality criteria for computed tomography (1999)
44. ICRP: International Commission on Radiological Protection Report 73: Radiological protection and safety in medicine (1996)
45. ICRP: ICRP Publication 87: Managing patient dose in computed tomography.
46. ICRP: ICRP Publication 34: Protection of the patients in diagnostic radiology (1983)
47. IAEA: IAEA Safety Series No. 115: International basic safety standards for protection against ionizing radiation and for the safety of radiation sources (1996)
48. IAEA: IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.5: Radiological protection for medical exposure to ionizing radiation (2002)
49. IAEA: IAEA Safety Report Series No. 39: Applying radiation safety standards in diagnostic radiology and interventional procedures using X-rays (2006)
50. IAEA: IAEA technical reports series No. 457: Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice (2007)
51. IAEA: IAEA Report IAEA-TECDOC-1423: Optimization of the radiological protection of patients undergoing radiography, fluoroscopy and computed tomography: Final report of a coordinated research project in Africa, Asia and eastern Europe (2004)
52. IAEA: IAEA IAEA-TECDOC-796: Radiation doses in diagnostic radiology and methods for dose reduction (1995)
53. BC: British Columbia: Guideline for determining the X-ray shielding requirements for computed tomography facility.
54. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M: National survey of doses from CT in the UK: 2003. The British journal of radiology 79:968-980 (2006)
55. Aldrich JE, Bilawich AM, Mayo JR: Radiation doses to patients receiving computed tomography examinations in British Columbia. Canadian Association of Radiologists journal = Journal l'Association canadienne des radiologistes 57:79-85 (2006)

## Reviews of Radiation Protection and Shielding for Computed Tomography in Foreign Countries

Geon-Ho Jahng\*, Dal Mo Yang\*, Dong-Wook Sung<sup>†</sup>, Kwang Yong Lee<sup>‡</sup>, Hyeog Ju Kim<sup>‡</sup>

\*Department of Radiology, East-West Neo Medical Center, Kyung Hee University,

<sup>†</sup>Department of Radiology, Kyung Hee Medical Center, Kyung Hee University,

<sup>‡</sup>Radiation Safety Division, Korea Food and Drug Administration (KFDA), Seoul, Korea

A computed tomography (CT) is a powerful system for the effectively fast and accurate diagnosis. The CT system, therefore, has used substantially and developed for improving the performance over the past decade, resulting in growing concerns over the radiation dose from the CT. Advanced CT techniques, such as a multidetector row CT scanner and dual energy or dual source CT, have led to new clinical applications that could result in further increases of radiation doses for both patients and workers. The objective of this study was to review the international guidelines of the shielding requirements for a CT facility required for a new installation or when modifying an existing one. We used Google Search Engine to search the following keywords: computed tomography, CT regulation or shield or protection, dual energy or dual source CT, multidetector CT, CT radiation protection, and regulatory or legislation or regulation CT. In addition, we searched some special websites, that were provided for sources of radiation protection, shielding, and regulation, RSNA, AAPM, FDA, NIH, RCR, ICRP, IRPA, ICRP, IAEA, WHO (See in Table 1 for full explanations of the abbreviations). We finally summarized results of the investigated materials for each country. The shielding requirement of the CT room design was very well documented in the countries of Canada, United States of America, and United Kingdom. The wall thickness of the CT room could be obtained by the iso-exposure contour or the point source method. Most of documents provided by international organizations were explained in importance of radiation reduction in patients and workers. However, there were no directly-related documents of shielding and patient exposure dose for the dual energy CT system. Based international guidelines, the guideline of the CT room shielding and radiation reduction in patients and workers should be specified for all kinds of CT systems, included in the dual energy CT. We proposed some possible strategies in this paper.

**Key Words:** Computed tomography, Multidetector row CT, Dual energy CT, Radiation shielding and protection, Patient radiation dose