

Patient Radiation Exposure Dose in Computed Tomography

Pyong Kon Cho

Department of Radiological Science, Catholic University of Daegu

전산화단층촬영장치에서 환자피폭선량

조평곤

대구가톨릭대학교 방사선학과

Abstract

In case of a CT examinations, there is a difference in the distribution of radiation dose from that of general X-ray equipments, and it has been known to cause a great radiation exposure during the examinations. However, owing to its high reliability on the accuracy of a examinations result, its use has increased continuously. In consideration of such a circumstance, the CT equipment, radiation dose during CT examinations, diagnostic reference level, and solutions to reduce radiation dose were mentioned on the basis of previously reported data.

Key words: computed tomography, patient radiation exposure dose, diagnostic reference level, reduce patient dose

요약

전산화단층촬영장치(computed tomography, CT)을 이용한 검사의 경우 방사선량의 분포가 일반 X선 장치와 차이가 있고 검사로 인한 방사선 피폭이 많은 것으로 알려져 있다. 그러나 검사 결과의 정확성에 대한 신뢰도가 높아 그 이용도는 계속적으로 증가하고 있다. 이와 같은 상황을 고려하여 기존에 발표된 자료를 바탕으로 CT장치, CT검사에서의 방사선량, 진단참고준위 그리고 검사 시 방사선량 감소 방안에 대해 알아보았다.

중심단어: 전산화단층촬영장치, 환자피폭선량, 진단참고준위, 환자선량 감소

I. INTRODUCTION

일반 X선 검사와 비교하여 전산화단층촬영장치(computed tomography, CT)를 이용한 검사의 경우 방사선량의 분포가 차이가 있고, 일반 X선 검사보다 CT검사에서 환자에게 피폭되는 방사선량이 높다고 보고되고 있다^{[1],[2]}. 그럼에도 불구하고 의료기관에서 CT를 이용한 검사건수는 검사결과에의 신뢰성과 정확성 및 질환

의 조기발견에 대한 기대치 상승으로 해가 갈수록 증가하고 있는 실정이다. 그동안 CT는 발전에 발전을 거듭해왔다. 스캐닝 속도는 더 빨라졌고, 영상의 품질은 더욱 향상되었다. 또한 컴퓨터의 발달과 새로운 소프트웨어의 개발로 정확한 진단을 가능하게 할 수 있는 응용영역이 확장되었다. 이와 같은 모든 발전은 검사 시 환자에게 피폭되는 방사선량은 오히려 감소시키면서 가능해 졌다는 것에서 커다란 의의를 찾을 수 있다^[3]. 과거에는 CT가 새로워 졌다라고 할 경우 어떤 검사

됐든 검사 부위에서 질환을 발견하는데 더 많은 관심이 집중되곤 하여 질환을 발견할 수 있다는 신뢰성이 확보되면 상대적으로 방사선 피폭은 관심에서 벗어난 경우도 있었다. 그러나 현재의 의료 환경은 많이 변화되었다. 검사 시 적용되는 기술적인 파라미터를 폭넓게 적용 시키고 질환의 검출능력을 향상 시키면서 특히 성인 뿐 아니라 어린이를 위한 검사 시 가장 우선적으로 고려되는 사항이 방사선피폭에 대한 저감화 방안과 안전성이다. 최근 우리나라 식품의약품안전처(식약처)에서 발표된 자료에 의하면 최근 5년간(2007~2011년) 국내 진단용 방사선 검사 및 국민 일인당 연간 피폭선량의 경우 2007년 1억6천여만 건에서 2011년 2억2천여만 건으로 5년간 약 35% 증가 하였고, 국민 일인당 연간 진단용 방사선 피폭량은 2007년 0.93mSv에서 2011년 1.4mSv로 5년간 약 51% 증가한 것으로 보고되고 있다 [Fig. 1]. 그리고 2011년 국민 1인당 연간 진단용 방사선 피폭량 현황의 경우 검사건수 비율은 일반촬영 75%, CT 2.8% 인 반면 피폭량은 CT 56%, 일반촬영 32% 등으로 검사건수는 일반촬영이 훨씬 많았지만 방사선 피폭량은 CT가 많은 것으로 보고되고 있다[Fig. 2]. 1989년 영국 국립 방사능 방어 위원회(National Radiological Protection Board, NRPB) 보고 자료에 의하면 CT검사의 경우 모든 방사선 검사의 2% 밖에 차지하지 않는데 비해 국민 전체에 기여한 집단선량에는 20%정도 기여하고 이와 같은 기여도는 향후 더 증가할 것으로 예측하고 있다^{[4],[5]}. 우리나라의 경우 CT검사 시 진단참고준위에 관한 연구 자료를 보면 두부 약 48 mGy, 복부 약 20 mGy 또는 참고문헌 7와 같다^{[6],[7]}. 이와 같이 비록 전체적인 진단용 방사선 검사건수는 적지만 방사선 피폭량이 가장 많은 CT검사에서의 진단참고준위와 방사선량 감소 방안을 알아보하고자 본 연구를 진행하였다.

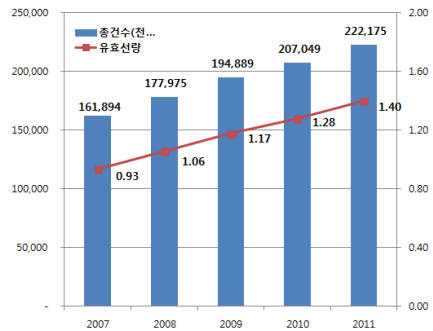


Fig. 1. Latest 5 years diagnostic radiographic examinations in Korea (2007~2011).

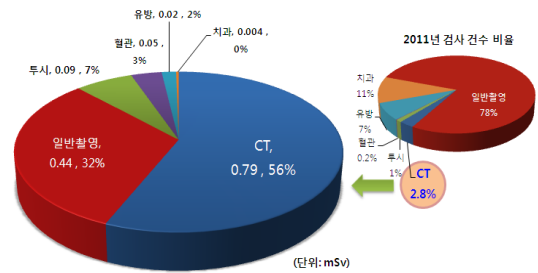


Fig. 2. Annual diagnostic radiographic examinations and radiation dose per capita in 2011 years.

II. MAIN SUBJECT

1. CT장치에서 정도관리와 방사선량

2010년 기준으로 전국의 의료기관에서 설치·운영 중인 진단용 방사선 발생장치 현황은 65,313대 이고, 이 중 부적합 장치는 376대로 1.36%에 해당 하였다. 우리나라의 경우 의료기관의 개설자 또는 관리자가 진단용 방사선 발생장치를 사용하기 전에 의료법 제37조(진단용 방사선 발생장치)에 의해 해당 진단용 방사선 발생장치를 검사기관의 검사를 받도록 규정하고 있다. 검사기관에서는 장치 검사 후 보건복지부령인 「진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙」에 명시된 기준을 충족하고 있는지 여부로 적부를 판정하고 있다. Fig. 1에서 보는 바와 같이 진단용 방사선 발생장치를 이용한 검사는 매년 증가하고 있고 이로 인한 방사선 피폭 또한 매년 증가하고 있다. 진단영역에서 방사선 피폭이 가장 많은 것으로 알려진 CT장치의 경우도 예외는 아니다. 컴퓨터 기술과 방사선장치가 결합된 장치

로서 기존의 일반 방사선을 이용한 영상장치보다 전기, 기계적으로 정밀도가 매우 높아 전기 및 온도, 습도 등 외부영향에 민감하여 그에 따른 고장 빈도도 높은 편이다. 또한, CT장치를 구성하는 부품들의 신뢰성 및 안전성의 저하로 영상의 질이 좌우되는 경우가 많으므로 CT장치의 성능을 최적화시키는 것이 매우 중요하다. CT장치에서 정도관리는 장치의 성능을 최적화시키며 영상의 질을 일정하게 유지시키기 위한 제반활동을 말한다. CT장치는 제조업체마다 정도관리에 사용되는 팬텀 및 측정방법에 조금씩 차이가 있으나 기본적인 검사항목은 대개 비슷하다. 이를 위해서 정기적이고 지속적인 평가항목 측정을 실시하며 여기서 얻은 자료를 기록하여 그 결과를 비교 검토하고 문제 발생 전에 자료의 변화를 검출할 수 있어야 한다. 이러한 정기적인 정도관리 외에 장치의 수리나 구성부품의 교체 후에도 정도관리를 실시하여 그 결과를 비교 검토하고 장치의 성능을 최적화시키는 것이 중요하다. 이러한 정도관리의 수행결과 장치의 성능을 일정하게 유지 관리 할 수 있어 모든 검사 시 방사선 피폭을 감소시킬 수 있고 더욱 우수한 영상을 통하여 보다 많은 정보를 획득하고 또한 진단의 효율을 높일 수 있다.

2. CT장치에서 방사선 피폭의 개념

방사선을 이용한 검사에서 환자에 대한 피폭선량을 표시하는 방법은 장치의 형태에 따라 다양하다. CT검사가 영상의학과에서 폭 넓게 이루어지고 있지만, 일반 X선 검사나 투시검사와는 X선 분포에 있어서 많은 차이점이 있다. 게다가 CT검사는 다른 검사와 비교할 때 환자에게 피폭되어지는 선량 또한 매우 높다. CT검사 에서 피폭선량이란 X선이 조사된 인체조직의 국소영역 내 아주 작은 용적에서 단위질량당 흡수된 에너지를 말 하는 것으로 이 선량은 주 선속뿐만 아니라 인체구조를 투과할 때 발생하는 산란선, X선 관으로부터 누설 되는 2차 방사선에 의해 조직 내 단층촬영 되는 단면과 직각 방향뿐 만 아니라 동일 단면내의 위치에 따라 차이가 생기게 되는데^[1] 이와 같이 CT 검사 시 인체에 피폭되어진 모든 선량을 포함한다.

3. 방사선량의 종류 및 측정단위

조사선량(exposure dose)은 X 또는 γ 선의 조사에 의

하여 공기 1kg 중에서 발생한 2차 전자에 의하여 만들어진 전하량으로 표준단위(unit : coulomb kg-1)는 Ckg-1, 특수단위(special unit : Röntgen)는 R 을 사용한다. 흡수선량(absorbed dose)은 X 또는 γ 선이 조직이나 물질의 어떤 지점에서 단위질량당 흡수된 평균에너지의 양으로 표준단위(unit : joule kg-1)는 Jkg-1, 특수이름(special name : Gray)은 Gy, 특수단위(special unit : rad)는 rad를 사용한다. 기관선량(organ dose)는 실제 환자가 받는 선량의 환자측면에서 기관(organ)에 흡수된 평균에너지의 양을 말하는 것으로, 기관선량의 측정에 사용되는 단위는 흡수선량과 동일한 mGy를 사용한다. 등가선량(equivalent dose)은 장기나 조직의 평균 흡수선량에 방사선가중치(wR)를 곱한 것으로 정의되고^[8], 표준단위(unit : sievert)는 Sv, 특수단위(special unit : rem)는 rem을 사용한다. 의료에 사용되는 거의 모든 방사선의 방사선가중치는 1 이어서 흡수선량과 등가선량의 수치 값은 같으나, 알파입자는 20, 중성자는 5 ~ 20 사이의 방사선가중치를 갖는다. 유효선량(effective dose)은 등가선량을 조직가중치로 가중하여 전 조직에 대해 합산한 양으로 유효선량의 단위도 등가선량과 동일하므로 표준단위(unit : sievert)는 Sv를 사용한다.

4. CT검사 시 피폭선량 표시방법

여러 번의 스캔으로 구성되는 CT장치에서의 선량표시 방법으로 많이 사용되고 있는 방법에는 MSAD(multiple scan average dose)와 CTDI(computed tomography dose index)등이 있고, 선량을 측정하기 위해서는 특별히 고안된 CT전용 전리함(ionization chamber)이 필요하다^[9-11].

MSAD는 multiple scan을 하는 CT검사에서의 방사선 피폭은 각 slice의 피폭량 외에 이웃하는 slice로부터의 산란선 중복현상이 발생되어 환자가 받는 선량은 한 개의 slice scan시의 선량과 다소 차이가 있고, 또한 CT 검사 시 테이블의 증감 (increment)을 고려한 선량표시 방법으로 (식 1)과 같이 정의한다^[9].

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-\frac{mL}{2}}^{+\frac{mL}{2}} D_{\text{eff}}(z) dz \text{ (mGy)} \text{ -- (식 1)}$$

DNI : z축 방향의 Multiple scan dose profile (=D(z))

N : slice 수

I : 테이블의 증감(increment)

m : 총 scan 수

CTDI는 Single slice scan에서 공기 중 또는 CT 선량 측정용 phantom에서 측정된 dose profile(D(z))의 z축 방향의 적분값을 절편두께로 나눈 값으로 (식 2)과 같이 정의한다^[10]. CTDI는 동일한 운영상황에서 환자가 받는 선량정보를 제공하며 장비의 성능을 관리하는 기준 선량의 역할을 하므로 장비의 사전검사 및 사후검사나 자체적인 정도관리를 할 때 주로 사용되고 있는 것으로 우리나라에서도 CT장치의 성능검사 시 CTDI값을 이용하여 판정하고 있다. CTDI는 정의하는 내용에 따라 표시방법이 CTDI in air(Dair, CTDIair), CTDI in phantom(CTDIH4T, CTDIFDA), CTDI in phantom(CTDI100), CTDI in phantom(CTDI100, c), CTDI in phantom(CTDI100, p), CTDIW in phantom(weighted computed tomography dose index, CTDIW), CTDIVOL(volume computed tomography dose index), CTDIDLp (dose length products, DLP) 등 매우 다양하다^{[1], [11]-[14]}.

$$CTDI_{ideal} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D_1(z) dz \text{ (mGy)} \text{ -- (식 2)}$$

D1(z) : z축 방향의 Single scan dose profile

T : 절편두께

전리함을 이용한 경우 CT장치를 위해 특별히 고안된 용적 약 3.2cc, 길이 10 ~ 15 cm인 전리함을 사용하였다^{[15]-[16]}. 전리함을 이용한 경우 사용하기 쉽고, 측정값을 바로 알 수 있다는 점, 측정의 정확성 과 내구성 등이 우수하여 오늘날 CT장치에 대한 정도관리 등에서 가장 많이 활용되고 있는 방법이나, 문제점은 동시에 여러 곳에서의 측정이 어렵고 전리함 용적이 작기 때문에 절편두께를 얇게 할 경우 측정값에 대한 정확도에 저하가 생길 수 있다는 단점이 있다^{[14], [17]}, 이 밖에도 열 형광선량계(TLD, thermoluminescent dosimeter) 방법은 조직이나 장기가 받는 선량을 가장 잘 설명할 수 있는 측정방법이다^[18]. TLD를 이용한 측정은 chip의 모양을 비교적 자유롭게 만들 수 있어 측정에 유리하고, 다양한 위치에서 선량을 측정할 수 있다는 점 등의 장점이 있으나, 시스템 구입 시 고가이고 시스템 운용에

전문 인력이 필요하다는 점 그리고 교정 및 사전 열처리 작업 시 많은 시간이 소요된다는 단점이 있다^[1].

5. CT장치와 선량감소

현재 임상에 설치 운영 중인 대부분의 CT장치는 다중검출기가 장착되어진 CT(multi detector row computed tomography, MDCT)이기 때문에 본 연구에서는 MDCT와 관련된 선량감소 방안에 대해 알아보려고 한다.

MDCT 장치의 방사선량에 영향을 줄 수 있는 스캐닝 파라미터는 여러 가지가 있다^[19]. 이와 같은 스캐닝 파라미터는 장치를 사용하는 사용자에게 의해서 조작이 가능한 파라미터와 조작이 불가능한 파라미터들이 포함되어 있다. 전자의 경우 방사선량을 최적화 할 수 있도록 조절하여 사용하여야 하고 관전압(tube potential), 관전류(tube current), 갠트리 회전 시간(gantry rotation time), 방사선 자동 조절장치(automatic exposure control), 검출기 구성(detector configuration), 피치(pitch), 환자테이블 속도(table speed), 절편두께조절(slice collimation), 스캔길이(scan length), 스캔모드(scan mode), 스캔부위(scan region of interest), 스캐닝 상(scanning phases), 스캔 후 처리 영상필터(postprocessing image based filters), 인공음영감소를 위한 소프트웨어 적용(metal artifacts reduction soft ware), 그리고 차폐장치 등이 여기에 해당된다^[20]. 또한 후자의 경우는 스캐너의 기하학적 구조(scanner geometry), X-ray beam filters, X선관 초점의 정확성(prepatient tracking of x-ray tube focal spot) 그리고 X선 통과경로에 따라 작동하는 재구성필터(projection adaptive reconstruction filter)등이 있다^[20]. 따라서 CT검사 시 의료진은 환자 검사 부위의 특징이나 환자의 상태 등을 고려하여야 하고 가능한 방사선량을 최적화 할 수 있도록 스캐닝 파라미터를 조정하여 사용하여야 한다.

비록 영상의 질(image quality)과 영상에서의 잡음(image noise)사이에는 반비례관계에 있다고 하더라도 여러 연구 자료에 의하면 진단을 하는데 정보의 소실 없이 방사선량을 감소시키면서 원하는 목적을 달성할 수 있다고 보고하고 있다^[19]. 따라서 MDCT를 이용한 검사 시 영상에서의 정보 손실 없이 영상의 질을 일정하게 유지하면서 방사선량을 감소시키기 위해서는 검

사부위에 대한 정확한 정보, 환자의 크기, 나이 또는 관심영역에 대한 검사 시 환자선량 감소를 위한 특정 스케닝 파라미터의 설정 등 모든 노력을 기울여야 한다.

6. CT 검사와 진단참고준위(Diagnostic Reference Level, DRL)

서론에서 언급된 바와 같이 CT 검사는 총 방사선검사 횟수 중 차지하는 비중은 적으나 환자가 받는 방사선량은 진단 방사선 분야에서 가장 많은 비중을 차지하고 있어 환자에게 피폭되는 선량을 유의하게 줄일 수 있다. 2000년 이후 MDCT가 개발 되어 도입되면서부터 CT를 이용한 검사 비율은 계속하여 증가하고 있고 2014년 1월 식품의약품안전처 발표 자료에 의하면 2007년 49.3%(0.46mSv), 2008년 49.9%(0.53mSv), 2009년 52.1%(0.61mSv), 2010년 54.7%(0.7mSv)로 꾸준히 증가하고 있는 추세이고 또한 검사에 따른 방사선 피폭도 증가하고 있는 추세이다. X선을 이용한 진단 검사 시 환자에 피폭되는 방사선량의 실태와 방사선의 영향에 대한 내용이 미국의 방사선과학 위원회 등에서 보고된 바 있다^{[21]-[25]}. 또한, 진단을 위한 방사선검사에서의 진단참고준위(diagnostic reference level)는 1996년 2월 국제원자력기구(International Atomic Energy Agency, IAEA)의 Safety Series No.115에서 권고되었다^[22]. 이것은 X선을 이용한 진단 검사 시 환자에 피폭되는 방사선량에 표준이 되는 선량이 필요하다는 것을 의미한다. 일찍이 국제방사선방어위원회(International Commission on Radiological Protection, ICRP)에서는 1991년 권고한 ICRP Publication 60에서 방사선을 의학적으로 이용하는 방사선원은 환자의 이득을 위하여 의도적으로 사용하며 제어 하에 있으므로, 방사선방어의 주목적은 방사선 피폭을 발생시키는 유익한 행위를 부당하게 제한하는 것이 아니라 사람에게 대한 적절한 방어기준을 정하는 것으로 하고 있다. 또한 의료피폭은 환자에게 손해보다는 직접적인 이익을 가져오는 진료에 한해 허가되는 정당성을 확보한 행위로서 환자방어를 위한 ALARA(As low as reasonably achievable)원리에 근거하여 진단영상의 임상에 문제가 되지 않는 적정범위에서 방사선량을 최소한으로 최적화해야 하며 각각의 진료행위에 대한 선량한도를 정하지 않는다. 라고 하였고, 2008년에는 ICRP publication 103을 발간하여 새로운 방사선방어체

계를 위한 권고를 마련하였다. 신권고안에 따르면 등가선량과 유효선량에서 방사선하중계수(radiation weighting factor)와 조직가중계수(tissue weighting factor)를 최신의 것으로 개정하였으며, 방사선방어의 3가지 기본원리인 정당화, 최적화 및 선량한도의 적용을 유지하였다. 또한 피폭상황(exposure situation)의 형태를 계획피폭상황(planned exposure situations), 비상피폭상황(emergency exposure situations), 기존피폭상황(existing exposure situations)으로 인정하였고 이들 상황에 대하여 정당성의 원리 및 방사선방어의 최적화를 적용하였다. 또한 계획된 피폭상황에서 규제되어지는 선원 모두에 대하여 유효선량 및 등가선량의 현재의 개인적인 선량한도를 유지하였다.

2007년 ICRP에서 새로이 권고한 의료피폭에서 방사선방어의 원리는 다음과 같다.

1) 의료목적검사의 정당화(Justification for medical procedures)

의료기관에서 방사선을 가지고 의료에서의 사용이 정당화하고, 의료피폭의 주목적이 환자에게 방사선으로 인한 해보다 이득이 있을 때 시행하도록 하고 있다.

2) 의료피폭에서 방사선방어의 최적화(Optimisation of protection in medical exposure)

의료영상을 목적으로 수행하는 검사에서는 환자의 방사선피폭에 대한 진단참고준위를 적용하도록 권고하고 있다.

3) 선량한도(Dose limits)

의료피폭에서는 환자에 대한 선량한도를 적용하지 않도록 권고하고 있다.

DRL은 일반적으로 진단 엑스선 검사 시 환자가 받는 방사선량을 측정하고 평가하여 진단에 참고할 수 있도록 권고하는 선량준위로 주로 의료 피폭에 적용하는 것으로 일반화된 방사선방어의 최적화의 결과로서 전문기관에 의해 설정되는 권고 값이다. DRL은 임상에서 문제가 되지 않는 적정범위에서 선량을 최소한으로 사용하도록 하고 국제적인 기관인 ICRP, IAEA, 유럽공동체(European Community, EC) 등과 미국의학물리학자협회(American Association of Physicists in Medicine, AAPM)등에서 CT 장치를 이용한 검사에서 각 부위별

CTDI, CTDIw, DLP(Dose Length Products)등의 진단참고준위(diagnostic reference level)을 설정하여 고시한 바가 있다. 이들 기관 또는 국가에서 진단참고준위를 설정할 때 많이 이용하고 있는 것이 75%, 80% 선량 값이다. 이와 같이 의료에서의 피폭 저감화를 위한 노력의 일환으로 국제기관 등에서 각 국의 실정에 적합한 DRL을 개발하여 적용 시킬 것을 권고하고 있다.

III. DISCUSSION

위와 같은 연구 자료를 바탕으로 CT검사에서의 방사선량 감소방안에 대해 요약하면 다음과 같다.

첫째, 우선 무엇 보다 중요한 것은 환자 및 보호자의 의료 지식수준이 향상되어 방사선 검사로 인한 기대에 부응할 수 있는 충분한 정보를 제공하여 신뢰가 담보되어진 상태에서 안전하게 검사 할 수 있도록 방사선 검사의 안전성에 대한 대국민 홍보와 방사선 관계 종사자들에 대한 각 진단용 방사선 발생장치의 특성을 고려한 교육이 선행되어야 할 것으로 생각된다.

둘째, CT장치에 대한 정도관리가 철저히 이루어져야 한다. 검사로 인한 피폭을 감소시키기 위해서는 장치에 대한 정기적인 성능 및 영상의 정도관리 항목에 대한 매일, 매주, 매월, 6개월, 1년 등 주기적인 관리가 필요하고 장치가 항상 최적의 상태를 유지 할 수 있도록 관리해야 한다.

셋째, 비록 동일한 검사라 할지라도 의료기관간 또는 장치를 운용하는 방사선사 그리고 영상을 판독하는 의사의 영상에서의 선호도에 따라 방사선피폭이 상당한 차이를 보인다. 궁극적으로 이와 같은 현실은 CT검사 시 스캐닝 프로토콜을 최적화함으로써 방사선량을 감소시킬 수 있다는 것으로 방사선 관계 종사자들의 지속적인 관심이 필요하리라 생각한다.

마지막으로, CT 검사의 정밀도와 검사결과의 신뢰성은 이미 많은 연구에서도 입증되었다. 단지 환자에게 피폭되는 선량에 대하여 진단에 따른 이득이 많고 검사 결과에 대한 신뢰성이 높아 선량한도를 정하지 않고 있다. 그러나 최근 연구 자료에는 CT 검사로 인한 암 발생 확률이 높아지고 있다는 연구결과들이 보고되고 있다. 따라서 ICRP, IAEA, EC, AAPM 등 여러 국제

기관에서는 환자에 대한 방사선 방어 최적화를 위해 각 검사 부위 별 DRL을 설정하여 적용할 것을 의료기관에 권고하도록 하고 있다. DRL의 설정과 적용은 궁극적으로 검사 시 방사선 피폭 저감화에 기여하리라 생각한다.

Acknowledgements

본 연구는 2014학년도 대구가톨릭대학교 연구비 지원에 의한 것임

Reference

- [1] J. Anthony Seibert, Gary T. Barnes, and Robert G. Gould. Specification, Acceptance testing and quality control of diagnostic X-ray imaging equipment. Medical physics monograph No. 20 pp. 899-936 1991.
- [2] Gray, J. E. Radiological protection issue in mammography and computed tomography proc. conf. (Vienna : IAEA) pp. 183-200 2001.
- [3] S. J. Golding, P. C. Shrimpton. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge?. The British Journal of Radiology, Vol. 75, pp. 1-4 2002.
- [4] Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Wall BF, Le Heron JC, Faulkner K. Survey of CT practice in the UK. Part 2: dosimetric aspects, NRPB R249. Chilton: NRPB, 1991.
- [5] Shrimpton PC, Edyvean S. CT scanner dosimetry. Br J Radiol 71 pp. 1-3 1998.
- [6] PyongKon Cho, BoKyung Seo, TaeKyu Choi, JangSeob Kim, YouHyun Kim, JongHak Choi et al. The development of a diagnostic reference level on patient dose for CT examination in Korea. Radiation Protection Dosimetry, (Vol.)129, No. 4, pp. 463-468 2008.
- [7] PyongKon Cho, JongHak Choi, SangHoon Cha, KiYeol Lee, DongChul Shin, JungHo Kang et al. The development of a guidance level for patient dose for CT examinations in Korea. Radiation Protection Dosimetry, (Vol.) 138, No. 2, pp. 137-143 2009.
- [8] Eric J. Hall. Radiobiology for The Radiologist. 5th edition, Lippincott Williams & Wilkins, pp. 299-319 2004.
- [9] T. B. Shope, R. M. Gagne and G. C. Johnson. A method for describing the dose delivered by transmission X-ray computed tomography. Medical Physics, 8, 488 1981.
- [10] A. Suzuki and M. N. Suzuki. Use of a pencil-shape ionization

- chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan. *Medical Physics*, (Vol.) 5, pp. 536-539, 19138.
- [11] Department of Health and Human service, Food and Drug Administration. 21 CFR part 1020, Diagnostic x-ray systems and their major components, amendments to performance standard, Final rule. *Federal Register*, (Vol.) 49, 1131, 1984.
- [12] Internet address of the Reference Database on CT dosimetry. <http://www.efomp.org>
- [13] Geleijns, et al., European guidelines on quality criteria for computed tomography. EUR 1692, 1999.
- [14] W. Leitz, B. Axelsson and G. Szendro. Computed tomography dose assessment - a practical approach. *Radiation Protection Dosimetry*, (Vol.) 513, No. 1-4, pp. 388-380, 1995.
- [15] National Institute of Radiological Science (supervisor), Report 1998 to the general Meeting of the International Science Committee on the Source. Effect and Risk of Radiation-Effect of Atomic Radiation Attachment C(exposure from the medical use of radiation). Jitsugyokoho, Tokyo. pp. 95-334 1990.
- [16] R. A. Jucius and G. A. Kambic. Radiation dosimetry in computed tomography(CT). *Proc. SPIE* 110, 1, 191313.
- [17] K. S. Pentlow and L. N. Rothenberg. Patient dose in computerized axial tomography. *Physics in Canada, Digest of fourth International Conference on Medical Physics*, 32, 31, 19136.
- [18] J. R. Cameron, N. Suntharalingam and G. Kenney, Thermoluminescent dosimetry, University of Wisconsin Press, Madison, WI, 1968.
- [19] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology*, 230 pp. 619-628 2004.
- [20] M. K. Kalra. MDCT: A practical approach. In S. Saini (Ed). "MDCT Radiation Dose" pp. 30-35, 2006.
- [21] National Institute of Radiological Science (supervisor), Report 1998 to the general Meeting of the International Science Committee on the Source, Effect and Risk of Radiation-Effect of Atomic Radiation Attachment C(exposure from the medical use of radiation). Jitsugyokoho, Tokyo. pp. 265-334, 1990.
- [22] IAEA, International basic safety standards for protection against ionizing radiation and the safety of radiation source, EADA Safety Series No.115, Vienna. pp. 279-280, 1996.
- [23] T. Orito, "Investigation of accrual situation of radiological techniques to take measures for patient exposure dose reduction", *Jpn. J. Radiological technology* 32, pp. 34-39, 1974.
- [24] T. Orito, S. Sanada, S. Koga, et al., "Changes in x-ray diagnostic technology and patient exposure dose comparison with 1973 and 1979", *A Monthly Journal of Medical Imaging and Information*, Vol. 12, No. 6, pp. 325-327, 1980.
- [25] S. Suzuki, T. Orito, Koga, et al., "Changes in x-ray diagnostic technology and patient exposure dose comparison with 1973 and 1979", *A Monthly Journal of Medical Imaging and Information*, Vol. 22, No. 6, pp. 359-363, 1990.