

Measurement of Patient Dose from Computed Tomography Using Physical Anthropomorphic Phantom

Kiwon Jang · Choonsik Lee · Jungwan Kwon* · Jaiki Lee*

Innovative Technology Center for Radiation Safety

*Dept. of Nuclear Engineering, Hanyang University

물리적 팬텀을 이용한 CT 촬영 환자의 피폭 선량 측정 및 평가

장기원 · 이춘식 · 권정완* · 이재기*

방사선 안전 신기술 연구센터

*한양대학교 원자력공학과

(2005년 1월 19일 접수, 2005년 6월 30일 채택)

Abstract - The computed tomography(CT) provides a high quality in images of human body but contributes to the relatively high patient dose. The frequency of CT examination is increasing and, therefore, the concerns about the patient dose are also increasing. In this study the experimental determination of patient dose was performed by using a physical anthropomorphic phantom and thermoluminescent dosimeter(TLD). The measurements were done for the both axial and spiral scan mode. As a result the effective doses for each scan mode were 17.78 mSv and 10.01 mSv respectively and the fact that the degree of the reduction in the patient dose depends on the pitch scan parameter was confirmed. The measurement methods suggested in this study can be applied for the reassessment of the patient dose when the technique in CT equipment is developed or the protocol for CT scanning is changed.

Key words : Computed Tomography, Patient Dose, Anthropomorphic Phantom, TLD

요약 - 전산화단층촬영(Computed Tomography, CT)은 높은 품질의 인체 단층 영상을 제공하지만 기존의 진단 X선 촬영에 비해 상당히 높은 선량을 환자에게 부여한다. 더욱이 CT 촬영의 수요는 계속적인 증가추세를 보이고 있어 CT 촬영 환자의 선량에 대한 관심이 높아지고 있다. 이에 본 연구에서는 물리적 실측 팬텀과 열형광 선량계를 이용하여 CT 촬영으로 인한 환자의 피폭 선량을 측정을 통해 평가해 보았다. 촬영방식을 기존의 축방향 스캔과 현재 주류를 이루고 있는 나선형 스캔으로 구분하여 선량 측정을 수행하였으며 그 결과 환자의 유효선량이 각각 17.78 mSv, 10.01 mSv 으로 평가되었다. 또한 나선형 스캔 시 환자 선량의 감축 정도는 pitch에 의존한다는 기존의 연구결과를 재확인할 수 있었다. 본 연구에서 사용한 실측 기법은 CT 기술 발전에 기인한 촬영 프로토콜의 변화가 있는 경우 환자 선량 재평가에 응용할 수 있다.

중심어 : 전산화단층촬영, 환자 선량, 인형 실측 팬텀, 열형광 선량계

서 론

치료 및 진단 목적의 의료 상 피폭에서는 직업 상 피폭과 달리 환자의 이익이 제한되지 않도록

그 행위가 정당화될 경우 개인 선량에 어떤 한도를 적용하지는 않고 있다. 그러나 정당화된 의료 행위라도 방호의 최적화라는 관점에서 환자의 조직 증가선량 및 유효선량 평가와 그 체계 수립은

중요하다. 이에 전산화 단층 촬영(Computed Tomography, CT)에서의 피검자 선량 평가는 그 의미가 크다. CT 촬영 환자의 피폭 선량이 계속적인 관심의 대상이 되고 있는 것은 많은 수의 단층 영상을 획득하는 과정에서 기존의 전통적 진단 X선 촬영으로 인한 피폭 선량과 비교할 수 없는 매우 큰 선량이 환자에게 부여되기 때문이다. 실제 진단 부위나 목적에 따라 차이는 있지만 CT 촬영에 기인한 체내 장기 흡수선량이 10-100mGy에 이르는 것으로 보고된 바 있다[1]. 더욱이 국내에서는 CT장비 보급의 증대와 CT 촬영비가 건강보험 급여 대상에 포함됨에 따라 그 검진 횟수는 꾸준한 증가 추세에 있어 평균적 국민 방사선량에 대한 CT의 기여도는 더욱 증가할 것이다. 이에 국내외적으로 많은 CT 선량 평가 연구가 이루어져 왔으나 체내 장기의 선량을 직접 측정할 수 없어 대부분의 연구는 몬테칼로 계산 방식에 근거하여 이루어져 왔다[2, 3]. 그러나 치료 방사선 분야에서 주로 사용되는 측정기법을 활용한다면 장기의 흡수선량을 간접적으로 측정할 수는 있다. 실제로 란도(Alderson Rando) 실측 팬텀을 이용하여 다양한 진단 방사선 절차에서 환자의 유효선량을 평가한 연구가 수행된 바 있다[4, 5, 6]. 이에 본 연구에서는 활용 사례가 많지 않은 ATOM (CIRS, Virginia, USA) 실측 팬텀을 이용하여 CT 진단 행위로 인한 환자의 정량적 선량 정보를 확보하고 이를 바탕으로 유효선량을 평가함으로써 CT 선량 평가를 실험적으로 수행하였다.

재료 및 방법

물리적 인형 팬텀

본 연구에서는 성인 남성을 대표하는 ATOM 팬텀을 이용하여 장기 흡수선량을 측정하였다. 표 1에 팬텀의 규격을 제시하고 그림1에 팬텀의 외관을 보였다. 팬텀은 두께 2.5cm인 39개의 슬라이스로 구성되어 있고 각 슬라이스 단면에는 직경 3mm의 구멍들이 배열되어 있어 열형광 선량계와 같은 작은 선량계를 삽입하여 선량의 분포를 측정할 수 있게 되어 있다. 팬텀 물질은 뼈 조직과 골수 조직이 균등하게 혼합되어 있는 것으로 가정된 혼합뼈 (Average bone), 연조직, 척수, 폐, 뇌 등의 서로 다른 5개 물질로 제작되었으며 30 keV와 20 MeV 사이의 광자 에너지 영역에서 충분한 조직등가성을 제공하고 있다. 이는

Table 1. Specifications of the ATOM phantom.

Specifications	Phantom Data
Description	Adult Male
Height	173cm
Weight	73kg
Thorax Dimensions	23cm×32cm

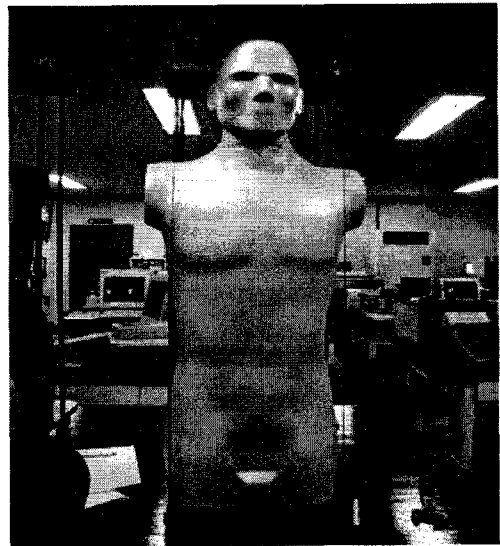


Fig. 1. Extended shape of the ATOM (CIRS, USA).

Table 2. Elemental composition and density of phantom material.

Element	Percent by weight				
	Average bone	Soft tissue	Spinal cord	Lung	Brain
C	0.3703	0.5744	0.5427	0.6336	0.5360
O	0.3566	0.2459	0.2659	0.2046	0.2649
H	0.0483	0.0847	0.0736	0.0832	0.0816
N	0.0097	0.0165	0.0217	0.0315	0.0153
Ca	0.1524	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
P	0.0290	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
Mg	0.0619	0.0762	0.0937	0.0000	0.0998
Cl	0.0005	0.0019	0.0022	0.0137	0.0019
Al	0.0000	0.0000	0.0000	0.0329	0.0000
Density (g/cm ³)	1.60	1.05	1.07	0.21	1.07

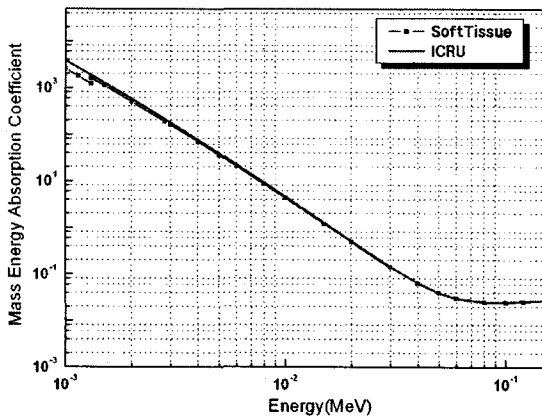


Fig. 2. Comparison of mass energy absorption coefficient of ATOM soft tissue with the ICRU soft tissue.

표2의 물질 구성 정보를 바탕으로 계산한 팬텀의 연조직 물질의 질량 에너지 흡수계수를 국제 방사선 단위 측정 위원회(International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU)에서 제시한 연조직[7]의 질량 에너지 흡수계수와 비교해 볼 때(그림2) 거의 일치한다는 사실에서 확인할 수 있다.

장기위치 선정

국제 방사선 방호 위원회(International Commission for on Radiological Protection, ICRP)의 보고서인 ICRP 60은 유효선량 산출에 필요한 12개의 주요 장기와 10개의 나머지 조직(remainder)을 제시하였고[8] 이들 장기의 위치 및 부피를 팬텀 내에 선정하는 작업을 수행하였다. 란도를 이용한 선행 연구에서는 해부학적 도해서(atlas)를 바탕으로 실제 인체 단면을 팬텀 슬라이스 단면에 그려 넣는 방법이 일반적이었으나[5,6] 본 연구에서는 주관적인 해부학적 정보를 사용함으로써 발생하는 오차를 최소화하기 위해 MIRD 수학적 팬텀을 이용하였다. MIRD형 팬텀은 1969년 Synder 등에 의해 최초로 고안되었으며 인체 내의 각 장기를 해석기하학적으로 모사하였다[9]. 따라서 장기의 형태가 실제 장기와 차이를 보이지만 MIRD에서 제시하는 장기 위치의 객관성에 의미를 두고 실제 팬텀 내 장기 구획을 수행하였다. 그림3과 같이 ATOM 팬텀의 각 슬라이스에 해당하는 MIRD5팬텀의 단면도를 구하여 각각의 장기를 팬텀 간 몸통 두께 및 길이를 보정해 그려 넣은 후 TLD를 삽입할 위치를 선정하였다.

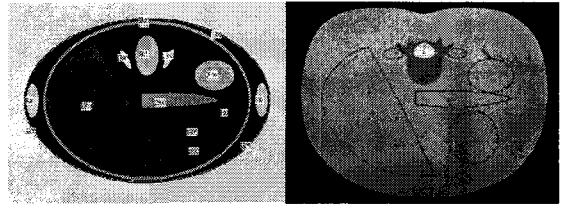


Fig. 3. Determination of organ locations within ATOM phantom (right) using MIRD mathematical phantom (left).

열형광 검출기 (Thermoluminescent Dosimeter, TLD) 시스템

본 연구에서는 GR-200(Conqueror Electronics Technology Co., Ltd., Beijing, China) TLD를 사용하여 선량 측정을 수행하였다. 이는 LiF:Mg, Cu,P로 제작한 TL 물질로서 직경 1mm, 길이 6mm의 막대(rod)형으로 성형한 선량계이다. GR-200은 $\mu\text{Gy} \sim \text{Gy}$ 단위의 선량 범위에서 선형 응답을 보이며 기존의 TLD-100 선량계에 비해 실온에서 비교적 안정된 반응을 보이는 장점을 지니고 있다[10]. TLD 교정은 ^{137}Cs 감마선장에서 8.76 mGy의 공기커마에 조사시켜 이루어졌으며 편차가 $\pm 10\%$ 이내에 있는 소자 (ECF) 만을 사용하였다.

TL 판독기는 Harshaw Model 3500 (Harshaw/Bicron, Solon, Ohio, USA)을 사용하였다. 이는 플란켓(planchet)을 이용한 가열방식이며 매뉴얼 타입으로 1회에 1개 소자의 판독이 가능하다. GR-200 소자의 TL 판독 과정은 135°C 에서 10초간 예열(preheat)한 후 $10^\circ\text{C}/\text{sec}$ 의 가열속도로 240°C 까지 가열하여 이를 10초간 유지하여 획득한 글로우 곡선(glow curve)의 TL 강도를 적분하여 이루어진다. 모든 가열 및 냉각과 데이터 획득은 PC 소프트웨어를 통해 이루어진다. 각 소자는 매 회 사용 전 240°C 에서 10분간 열처리(annealing)하여 사용하였다.

CT 촬영 프로토콜

본 연구에서는 국립 암센터의 GE Hispeed CT/i (GE Medical Systems, Milwaukee, WI) 모델을 사용하여 CT 촬영을 수행하였다. 촬영 기법은 축방향 스캔 및 나선형 스캔으로 구분하였으며 각각의 촬영 인자(scan parameter)는 70 kg 성인 남성을 기준으로 하였다. 이를 표3에 정리하여 제시하였다. 또한 주요 장기들이 위치해 있어 환자의 유효선량이 상당한 복부 촬영에 대하여 측정을 수행하였으며 안정된 TL 판독 값을 얻기 위해 같은 촬영을 2회 반복하였다.

Table 3. Scan parameters of the abdomen examination.

	Tube voltage (kV)	Tube current (mAs/rotation)	Slice width (mm)	Slice increment (mm)	Pitch
Axial mode	120	220	7	7	-
Spiral mode	120	220	7	-	1.8

장기 선량 환산 인자 (Conversion factors)

TL 소자는 공기 상태에서 교정되었으므로 TL 판독 결과는 공기의 흡수선량이 된다. 따라서 이를 특정 물질 내에서의 흡수선량으로 변환시켜주는 환산인자가 필요하다. 본 연구에서는 공기에 대한 특정 물질의 질량 에너지 흡수계수의 비를 식(1)과 같은 과정을 통해 계산하여 환산 인자로 사용하였다[11].

$$D_{mat} = D_{air} \frac{\int E \phi (\mu_{en}(E) / \rho)_{mat} dE}{\int E \phi (\mu_{en}(E) / \rho)_{air} dE} \quad (1)$$

위의 식에서 $E\phi$ 는 에너지 플루언스를 의미하며 이는 실험에 사용된 CT 장비의 X선 발생장치 정보와 SPECT78[12] 프로그램을 통해 계산하였다. SPECT78은 X선 발생장치의 표적 물질 및 각도, 관전압 등의 정보를 이용하여 0.5 keV 단위의 에너지 구간별로 단위 면적 당 광자수를 산출해내는 프로그램이다. 또한 각 팬텀 물질의 질량 에너지 흡수계수는 표2의 물질 구성 정보와 Seltzer 등이 제공한 각 원소별 X-선 질량 에너지 흡수계수 자료를 이용하여 다음과 같이 계산하였다[13].

$$(\mu_{en}/\rho)_c = \sum_i w_i (\mu_{en}/\rho)_i \quad (2)$$

이 때 w_i 는 i 번째 원소의 질량분율 (fraction by weight)이며 $(\mu_{en}/\rho)_c$ 는 혼합물 또는 화합물의 질량 에너지 흡수계수, $(\mu_{en}/\rho)_i$ 는 i 번째 원소의 질량 에너지 흡수계수를 의미한다. 이때 주어진 에너지 영역 외의 중간 에너지 영역에 대한 내삽은 주어진 데이터베이스를 바탕으로 log-log cubic-spline 법을 이용하였으며 K-shell edge (3~4 keV) 아래 영역에서는 linear log-log 법에 근거하여 내삽 하였다[13]. 그림4에 혼합물, 연조직, 폐를 구성하는 팬텀 물질의 질량 에너지 흡수계수 계산결과를 도시하였다.

뼈 표면 및 적색골수의 선량평가

팬텀 내 혼합뼈는 뼈 조직과 골수 조직이 균등하게 혼합되어 있는 것으로 가정하여 제작된 물질이기 때문에 혼합뼈 물질 내에서 측정된 선량으로부터 유효선량 산출에 필요한 뼈 표면과 적색골수의 선량을 산출하여야 한다. 뼈표면의 선량은 Drexler 등과 같은 방식으로 산출하였으며 이는 다음 식(3)과 같다[14].

$$H_{bone\ surface} = \sum_i H_i \frac{V_i}{\sum_i V_i} \quad (3)$$

여기서 H_i 는 골격 체계를 8개 영역(i)으로 나누고 각 위치별로 측정된 혼합뼈의 등가 선량을 의미하며 여기에 부피비를 반영하여 뼈 표면의 선량을 산출한다. 각 영역에 해당하는 부피비는 MIRD에서 제시하는 값을 사용하였다.

골격계의 각 위치에서 광자에 의한 에너지 기여도는 다음 식(4)와 같으며 이 때 양변을 적색골수의 질량으로 나누게 되면 식(5)와 같이 나타낼 수 있다. 즉 각 위치별로 측정된 혼합뼈에서의 흡수선량을 혼합뼈에 대한 적색골수의 질량 에너지 흡수계수의 비로(그림5) 보정하여 적색골수의 흡수선량을 산출할 수 있다[15].

$$E_{mi} = E_{si} w_i \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_s} \quad (4)$$

$$w_i = \frac{M_{mi}}{M_{si}}$$

여기서 M_{mi} 는 각 위치에서의 적색골수의 질량이며 M_{si} 는 혼합뼈의 질량을 의미한다. 또한 $(\mu_{en}/\rho)_s$ 는 뼈조직의 질량 에너지 흡수계수, $(\mu_{en}/\rho)_m$ 는 적색골수의 질량 에너지 흡수계수이다.

$$D_{mi} = D_{si} \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_s} \quad (5)$$

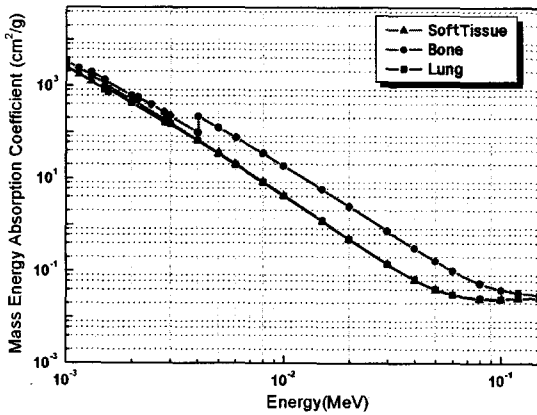


Fig. 4. Mass Energy Absorption Coefficient of phantom material.

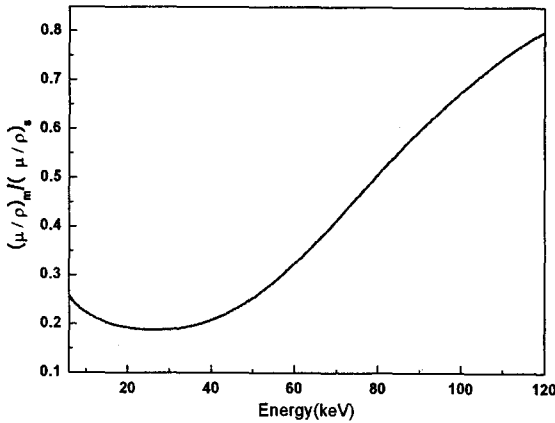


Fig. 5. Mass Energy-Absorption Coefficient ratio, active red bone marrow to skeleton, as a function of photon energy.

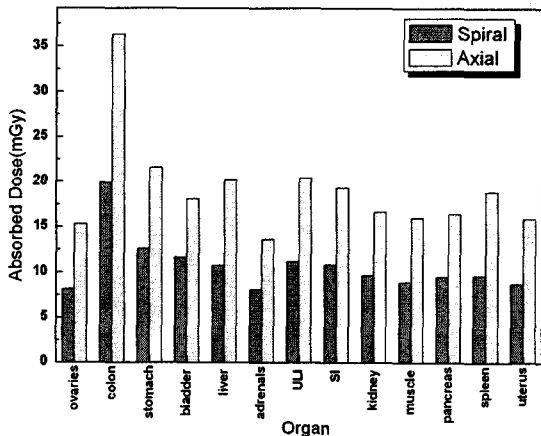


Fig. 6. Comparison of organ doses from axial scan with spiral scan.

Table 4. Comparison of organ absorbed dose and effective dose from axial and spiral CT scan.

	Axial (mGy) ^a	Spiral (mGy) ^b	Ratio ^c
testes	21.21	15.34	0.72
ovaries	15.49	8.24	0.53
lungs	12.02	5.62	0.47
stomach	21.88	12.81	0.59
liver	20.49	10.90	0.53
esophagus	8.79	4.32	0.49
thyroid	0.51	0.18	0.36
brain	0.07	0.04	0.58
ULI	20.71	11.32	0.55
SI	19.63	11.00	0.56
kidneys	16.90	9.77	0.58
muscle	16.22	9.04	0.56
pancreas	16.65	9.62	0.58
spleen	19.13	9.74	0.51
uterus	16.14	8.87	0.55
red bone marrow	9.94	5.39	0.54
Effective Dose(mSv)	17.78	10.01	0.56

c=b/a

결과 및 토의

주요 장기의 흡수선량을 촬영 모드 별로 비교한 결과와 이를 바탕으로 산출한 유효선량을 그림 6과 표 4에 나타내었다. 축방향 스캔의 경우 스캔 범위 내에 위치하는 장기들은 대개 15-20 mGy 범위의 흡수선량을 보였으며 이 중 결장(colon)의 흡수선량이 약 37 mGy로 가장 크게 나타났다. 반면 나선형 스캔 경우 스캔 범위 내 장기의 흡수선량 범위는 9-12 mGy로 나타나 축방향 스캔에 비해 선량이 현저히 감소했음을 확인할 수 있었다. 또한 축방향 스캔 시 환자의 유효선량은 17.78 mSv 이었으며 나선형 스캔을 수행할 경우 유효선량은 약 44% 정도 감소한 10.01 mSv 로 평가되었다.

기존의 CT 촬영 방식은 축방향 스캔으로 매 단층마다 촬영과 침대의 이동이 번갈아 이루어지고 환자의 호흡 정지 및 개시를 반복하면서 촬영 시간이 길어 환자의 피폭선량이 상당하였다. 반면 나선형 스캔의 경우 촬영과 침대의 이동이 동시

에 이루어지기 때문에 1회의 호흡정지만으로 장기 전체의 촬영이 가능할 정도로 촬영시간을 단축시킬 수 있어 피폭 선량 또한 감소하게 된다. 뿐만 아니라 그 임상적 가치도 높아 1990년대 보급된 이후 현재 CT 검진의 주류를 이루고 있다. 그러나 기존의 몬테칼로 계산 방식으로는 나선형 스캔을 모사하기가 어려워 이에 대한 선량 평가는 기존의 축방향 스캔에 대하여 수행한 선량 평가 결과에 pitch라는 인자를 반영하여 이루어지고 있다. 실제 선량이 pitch 인자에 역비례하여 감소한다는 사실을 실험적으로 입증한 연구 사례가 보고된 바 있다[16]. 본 연구에서도 이를 실험적으로 측정하고 선량 감축 정도를 평가하여 이를 표 4에 나타내었다. 그 결과 스캔 범위 내에 위치하는 주요 장기의 흡수선량의 비가 $1/pitch(0.56)$ 값에 근사하게 나타나 선량 감축 정도가 pitch에 의존함을 확인할 수 있었다. 그러나 식도, 폐, 갑상선 그리고 고환의 경우 약간의 차이를 보이는데 이는 식도와 폐의 경우 장기의 일부분만이 스캔 범위에 포함되어 있어 1차 빔과 산란선에 의한 영향을 동시에 받기 때문인 것으로 판단된다. 또한 갑상선과 고환의 경우에는 스캔 범위 밖에 위치하여 오직 산란선에 의한 영향만을 받아 이 같은 경향에서 벗어난 것으로 사료된다.

결 론

본 연구에서는 CT 촬영으로 인한 환자의 방사선 피폭량을 평가하기 위해 실측 펜덱과 열형광 검출기를 이용한 측정기법을 사용하여 복부 촬영 환자의 정량적 선량정보와 그 특성자료를 확보하였다. 또한 더 나아가 현재 CT 촬영의 주류를 이루고 있는 나선형 스캔으로 인한 환자의 피폭 선량을 측정하여 그 감축정도를 추가적으로 평가해보았으며 그 결과 선량이 pitch에 의존하여 감소한다는 기존의 연구 결과를 재확인할 수 있었다. 그러나 pitch를 이용한 대략적인 선량 평가보다는 향후 몬테칼로 시뮬레이션 기법을 보완하여 체계적인 선량 계산 체계를 수립할 필요가 있으며, 이에 본 연구에서 획득한 환자의 정량적 선량 정보가 활용될 것으로 기대된다.

또한 본 연구에서 수행한 복부 촬영의 경우 간과 대장의 영상을 얻기 위해 폐 하단과 골반을 포함하는 넓은 범위의 스캔이 이루어져 몸통의 상당 부분이 빔에 노출되었으며 이로 인해 환자의 선량이 높게 나타났다. 더욱이 스캔 범위는 촬영을

수행하는 사람의 주관적 판단에 결정되며 이는 환자 개인 간 피폭 선량의 변동을 의미하기 때문에 불필요한 피폭을 최소화하기 위해 환자 체격에 따른 구체적인 촬영 프로토콜의 수립이 필요하다고 본다.

CT의 경우 지속적인 기술적 발전을 거듭하고 있으며 임상적 활용 면에서도 그 수요는 계속 증가할 것으로 기대되고 있으나 환자가 받는 선량은 아직까지 상당한 수준을 보이고 있다. 따라서 본 연구에서 확보한 환자의 선량 정보는 CT로 인한 의료상 피폭의 ALARA에 기여하고 환자의 불필요한 피폭을 절감할 수 있는 방안에 적극 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 방사선안전기술연구센터 (iTRS)의 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

1. ICRP, *Managing Patient Dose in Computed Tomography*, International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 87 (2001)
2. NRPB, *Survey of CT Practice in the UK Part 3: Normalised Organ Doses Calculated using Monte Carlo Techniques*, National Radiological Protection Board, NRPB-R250(1991)
3. GSF, *The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods, Part VI: Organ doses from tomographic examinations*, Gesellschaft Für Strahlen- und Umweltforschung mbH, GSF Rep 30/91(1991)
4. K.K.L. Fung, W. B. Gilboy, "Anode heel effect on patient dose in lumbar spine radiography," *Br. J. Radiol*, 73, 531-536 (2000)
5. J. Geleijns, J. G. Van Unnik, J. Zoeteliff, D. Zweers, J. J. Broerse, "Comparison of two methods for assessing patient dose from computed tomography," *Br. J. Radiol*, 67, 360-365(1994)

6. A. Calzado, S. Ruiz Sanz, M. Melochor, E. Vano, "A comparison of measured and calculated organ doses from CT examinations," *Radiat. Prot. Dosim.*, 57 (1-4), 381-385(1995)
7. ICRU, *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement*, International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU Publication 44(1989)
8. ICRP, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60(1991)
9. W. S. Snyder, M. R. Ford, G. G. Warner, "Estimates of Specific Absorbed Fraction for Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom," Society of Nuclear Medicine, New York, MIRD Pamphlet No. 5. Revised (1978)
10. J. L. Muñiz et al., "A study of LiF GR-200 for radiotherapy mailed dosimetry," *Phys. Med. Biol.*, 42, 2569-2576(1997)
11. J. L. Ioppolo, R. I. Price, T. Tuchyna, C. E. Buckley, "Diagnostic x-ray dosimetry using Monte Carlo simulation," *Phys. Med. Biol.*, 47, 1707-1720(2002)
12. K. Cranley, B. J. Gilmore, G. W. A. Fogarty, L. Desponds, *Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data*, The Institute of Physics and Engineering in Medicine Report No.78(1997)
13. J. H. Hubbell, S. M. Seltzer, "Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients," National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg (at <http://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/cover.html>)(1996)
14. G. Drexler, "Verlauf der Ionendosis an Grenzschichten, In Microdosimetry", Proc. Symp. Microdosimetry, Ispra, 13-15, EIR3747 d-f-e, European Communities, Brussels(1968)
15. Rosenstein M., "Organ Doses in Diagnostic Radiology," US Department of Health, Education and Welfare, Bureau of Radiological Health BRH Tech. Publ., DA 76-8030(1976)
16. Michael F. McNitt-Gray, Christopher H. Cagnon, "Radiation dose in Spiral CT: The relative effects of collimation and pitch," *Med. Phys.*, 26(3), 409-414(1999)