



CT검사의 방사선 피폭과 저감화 방법

박 용 구 · 정 승 은* | 가톨릭대학교 의과대학 서울성모병원 영상의학과

CT radiation dose and radiation reduction strategies

Michael Yong Park, MD · Seung Eun Jung, MD*

Department of Radiology, Seoul St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea College of Medicine, Seoul, Korea

*Corresponding author: Seung Eun Jung, E-mail: jungrad@gmail.com

Received November 10, 2011 · Accepted November 20, 2011

There has been a recent increase in attention focused on the potential risk of radiation-induced carcinogenesis from diagnostic radiology, with a particular emphasis on computed tomography (CT). After the rapid adoption of multidetector CT (MDCT), radiation doses from CT are now the single largest source of diagnostic radiation exposure to patients, and the carcinogenesis risk from diagnostic CT radiation dose exposure can no longer be ignored by physicians. To understand the exposure risk and monitor radiation dose exposure, an understanding and interest in CT dose reports is necessary. Almost all MDCTs now show and allow storage of the volume CT dose index (CTDIvol), dose length product (DLP), and effective dose estimations on dose reports, which are essential to assess patient radiation exposure and risks. To decrease these radiation exposure risks, the principles of justification and optimization should be followed. Justification means that the examination must be medically indicated and useful. Optimization means that the imaging should be performed using doses that are as low as reasonably achievable (ALARA), consistent with the diagnostic task. Optimization includes understanding and changing CT protocols to perform the same diagnostic task with the minimal amount of radiation exposure while maintaining diagnostic accuracy. Physicians and radiologists must be aware of the radiation risks associated with CT exams, and understand and implement the principles for patient radiation dose reduction.

Keywords: Computed tomography; Radiation exposure; Justification; Optimization

서 론

최근 computed tomography (CT) 기술의 발전으로 CT의 임상적인 유용성이 크게 증가되었고 이로 인해 검사건수가 급속히 증가되었다. CT검사는 전체 영상의학검사와 비교할 때 검사 건수에 비해 방사선 피폭이 차지하는 점유율이 높은데 1990년부터 1999년까지 시행된 미국의 한 조사

에 의하면 CT검사에 의한 방사선 피폭이 전체 영상의학검사에 의한 방사선 피폭의 67%를 차지하는 것으로 나타났다[1]. 2000년 이후에 다중검출기 CT (multidetector CT, MDCT)의 사용이 보편화되면서 CT검사 건수가 급격히 증가되었는데 미국은 1980년 연간 CT 촬영 건수는 3백만 건이었으나, 2006년 촬영 건수는 6천만 건으로 해마다 약 10%의 증가 추세를 보여 왔다[2]. 우리나라는 2009년 CT 설치대수 1,724

© Korean Medical Association

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

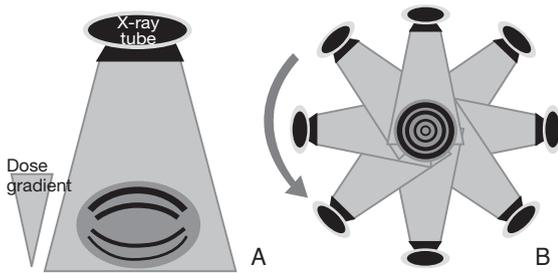


Figure 1. Radiation dose difference between general X-ray (A) and computed tomography (CT) (B). General X-ray radiography is projectional passing from one side of the body to the other in a single direction, which results in the highest radiation dose at the entry site of the beam and the least at the exit site of the beam (A). On the other hand, due to the 360 degree rotational nature of CT, radiation enters the body uniformly causing the highest radiation dose near the skin and the least radiation dose at the center of the body (B).

대이고 주요 OECD 국가 중 CT 설치는 3위이며 사용빈도 증가 추세가 다른 선진 국가들보다 높다. 건강보험심사평가원의 통계에서 보면 2003년 1백 7십만 여건의 CT 청구건수가 지속적으로 급격히 상승하여 2009년에는 4백 8십여만 건으로 증가하였고, 2005년 이후 매년 20% 정도의 증가추세를 보였다[3]. 또한 CT검사가 대부분의 임상 진료에 있어 기본이 되는 검사로 인정받고 있으나 캐나다영상의학과의사연합(Canadian Association Radiologists)에 의하면 약 30%의 CT검사나 방사선 영상검사가 불필요하며 유용한 정보를 주지 못한다고 발표하였다[4]. 이는 CT검사가 남발되고 있음을 알려주는 결과이다.

2007년 의학계의 가장 권위 있는 전문지인 New England Journal of Medicine에 Brenner와 Hall [5]이 발표한 논문에서는 미국에서 발생한 암의 1.5-2.0%는 CT의 의한 방사선 노출이 그 원인이라는 주장이 제기되면서 CT에 의한 방사선 피폭의 위험성에 대해 관심을 갖게 되었다. 방사선 피폭의 생물학적인 영향은 결정적 영향(deterministic effects)과 확률적 영향(stochastic effects)으로 나눌 수 있는데 일반적으로 결정적 영향이 나타날 수 있는 역치는 국소적인 방사선의 피폭이 100 mGy를 초과할 때로 간주되는데, 한번의 CT에서의 방사선 피폭은 대개 27 mSv 이하이므로 결정적인 효과에 의한 방사선 손상은 일어나기 어렵다고

알려져 있으나 2009년 미국 Food and Drug Administration은 뇌관류 CT (brain perfusion CT)를 시행한 수십 명의 환자에서 띠 모양의 탈모가 발생한 사실을 밝히며, 정상적인 경우보다 최대 8배의 방사선이 노출된 것이 원인인 것으로 경고한 바 있어 CT에 의한 방사선 위해 중 결정적 영향 역시 무시할 수 없는 것으로 인식이 바뀌고 있다[6]. 확률적 영향에 의한 방사선 위해는 좀 더 심각한 문제를 야기할 수 있는데, 이는 방사선 피폭이 암 발생의 원인이 될 수 있기 때문이다. 방사선에 의한 암 발생의 기전은 높은 에너지를 갖고 있는 전자가 DNA 끈을 직접 파괴하거나, 암을 유발하는 자유 산화물을 발생시켜서 일어나는 것으로 알려져 있으며 적은 양의 방사선에 의해서도 발생할 수 있어, CT에 의한 저선량의 방사선에서도 심각한 문제를 일으킬 수 있다[5].

방사선 피폭의 확률적 영향에 대한 과학적인 근거는 대부분 일본의 원폭 생존자들의 장기 추적검사에 기초한 것으로 이 연구에 의하면 50 mSv 이하의 낮은 방사선 피폭에 의해서도 유방암, 결장암, 갑상샘암, 폐암의 발생 위험이 증가하고 1945년에 50-150 mSv의 유효선량(effective dose)의 방사선 피폭을 받은 사람들이 70-80대에 이르러 암 사망률이 일반인에 비해 증가함을 증명하였다[7]. CT검사가 임상적으로 광범위하게 쓰이고 몇 번의 CT검사로 50-150 mSv의 방사선을 받을 수 있으며, 한 명의 환자에서 반복적으로 시행되는 경우가 흔하다는 점을 고려하면 이러한 위험도는 상당한 의미를 지닌다고 볼 수 있다. 또한 어린이의 경우에는 장기가 성장하고 방사선에 더 민감하고, 남아있는 여생이 길며, 여러 차례 검사를 할 가능성이 높으므로 방사선에 의한 암 발생률이 더 높다고 보고하고 있다[8,9]. 따라서 CT로 인한 방사선의 피폭을 최대한 줄이려는 노력이 필요하다.

CT 피폭의 특징 및 CT 선량표시

CT에서의 방사선 피폭은 일반 X선 촬영과는 다른 특성들을 가지는데 일반 X선 촬영할 경우는 입사피부선량이 높고 나가는 부분의 선량은 낮아지는 방사선량의 차이가 생기는데 반해 CT는 X선속이 360도 전 방향으로 환자주위를 돌기 때문에 비교적 균등한 선량 차를 보인다(Figure 1). 흔히 선

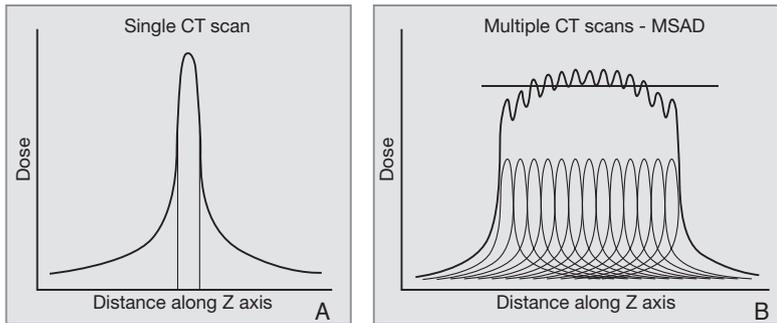


Figure 2. (A) The typical bell curve appearance of computed tomography (CT) radiation dose along the Z axis in a single CT scan slice is depicted. (B) The combined CT radiation dose and resultant multiple scan average dose (MSAD) along the Z axis for multiple CT scan slices is depicted.

량측정에 사용하는 32 cm 복부 팬텀의 경우 변연부에서 측정된 값(20 mGy)이 중앙부에서 측정된 값(10 mGy)의 두 배 정도가 된다. 하지만 16 cm 두부 팬텀의 경우 비슷한 조건에서 중앙부 및 변연부에서 측정된 값이 비슷하게 40 mGy 정도로 높아진다[10]. 동일 단면 내에서의 선량분포의 차이 외에도 환자의 Z축에 따른 선량의 차이가 있다. 영상화 되는 부위 밖의 조직도 반음영(penumbra)과 산란선의 영향을 받아 방사선의 분포는 꼬리가 있는 종모양이 된다(Figure 2A). 따라서 여러 번의 스캔을 하는 CT검사의 방사선 피폭은 각 절편의 피폭량 외에 이웃하는 절편으로부터의 산란선의 중복현상이 발생되어 환자가 받는 선량은 한 개의 절편 스캔에서의 선량을 서로 합치게 되어(multiple scan average dose), Figure 2B에서와 같이 선량이 증가하게 된다. 그러므로 CT에서는 특별한 선량지표인 CT dose index (CTDI)와 dose length product (DLP)를 사용한다. CTDI는 단일 슬라이스 스캔에서 공기 중 또는 CT선량측정용 팬텀에서 측정된 dose profile의 Z축 방향의 적분 값을 절편 두께로 나눈 값이다(Figure 2A). 이를 실제로 측정하기 위하여 100 mm 길이의 전리함(ionization chamber)의 중간에서 10 mm의 beam collimation으로 조사하였을 때 얻은 측정값이 CTDI₁₀₀이며, 팬텀의 가운데에 1/3의 가중치를 주고 가장자리에서 얻은 값에 2/3의 상대적으로 더 큰 가중치를 주고 계산한 값이 weighted CTDI (CTDI_w)이다. 아울러, 환자선량의 평가를 더욱 정확하게 하기 위해 도입되어

사용되는 스캔 축에서의 CTDI로 Z축에서 노출의 변동을 감안한 값인 volume CTDI (CTDI_{vol})이며 나선식 CT에서 CTDI_w를 피치(pitch)로 나눈 값이다. DLP는 모든 영상에 대한 총 선량의 측정값으로 CTDI_{vol}에 스캔한 길이를 곱한 값으로 단위는 mGy x cm이다. 앞서 언급한 값들은 방사선에 피폭되었을 때 인체 조직 및 장기에 흡수된 방사선 에너지를 물리적 차원의 선질에 대해서만 고려된 선량이며, 환자에 실질적 영향을 평가하는 데에는 생

물학적 차원의 확률적 영향을 고려하여 조직 및 장기에 가중치를 주는 선량인 유효선량이 더 유용된다[11]. 유효선량의 단위는 일반적으로 Sv 또는 mSv가 사용되며, DLP와 부위별 가중치 값을 곱해서 계산된다. CTDI와 DLP는 CT에 의해 발생하는 선량을 나타내는 수치로 중요하게 이용되지만, 표준팬텀을 가지고 측정하는 수치로 각각의 환자의 키, 체중, 나이, 체형 등 환자 고유의 특성을 반영하고 있지 않다. 검사 중 환자가 실제로 받는 선량을 정확히 측정할 수는 없다. 대부분의 MDCT에서 CT 촬영 parameter를 기반으로 수학적 계산을 이용하는 팬텀으로 예측선량을 계산하여 CTDI_{vol}과 DLP를 CT 콘솔에서 보여주고(Figures 3,4) 이를 picture archiving communication system (PACS)으로 전송하여 각 환자의 검사에서 환자선량을 추정할 수 있게 한다[12].

CT 피폭선량

1980년부터 2007년까지 전세계적으로 CT촬영에 의한 피폭선량을 보고한 논문들을 조사하여 CT 피폭선량을 알아본 결과에 따르면 한 번 스캔으로 보통 15-30 mGy의 선량을 받는다고 하며 의료기관에 따라 같은 검사라도 환자선량의 차이가 많았다[12-14]. 부위별 성인에서 평균환자선량은 두부 CT의 경우 1-2 mSv, 흉부 CT는 5-7 mSv, 복부 CT는 5-7 mSv, 골반 CT는 3-4 mSv, 심장 CT는 5-15 mSv, 심장

Accession Number:		2011 Sep 02			
Patient ID:		LightSpeed VCT			
Exam Description: CT Liver,Spleen,Panc					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	I35.750-I1310.750	6.17	198.28	Body 32
200	Axial	I100.000-I100.000	3.54	1.78	Body 32
3	Helical	I35.750-I1310.750	6.86	220.21	Body 32
3	Helical	I35.750-I1538.250	7.17	393.57	Body 32
3	Helical	I35.750-I1310.750	6.85	220.05	Body 32
Total Exam DLP:			1033.89		

Figure 3. This dose report was generated on a LightSpeed VCT scanner (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) during a 4 phase dynamic liver computed tomography (CT) in a 49-year-old man. Note the volume CT dose index (CTDIvol) and dose length product (DLP). Dose reports from this GE scanner include scanning type, scan range, CTDIvol, and DLP. Series 200 shows the radiation dose occurring during contrast bolus tracking. In this exam, a scout image was taken, followed by nonenhanced imaging, bolus tracking, arterial, portal, and delayed phase imaging with a total 4 phases. In this case, the portal phase scan range included the pelvis, which explains the relatively larger scan range and higher DLP. The total DLP for this patient is estimated as 1,033.89 mGy x cm.

04-Sep-2011 00:28							
Ward:							
Physician:							
Operator:							
Total mAs 15982		Total DLP 2096					
	Scan	kV	mAs / ref	CTDIvol	DLP	TI	cSL
Patient Position F-SP							
Topogram	1	120				5.3	0.6
Liver Pre	2	100	215 / 180	9.60	310	0.5	0.6
PreMonitoring	3	120	20	2.70	3	0.5	0.6
I.V. Bolus							
Monitoring	4	120	20	10.82	10	0.5	0.6
Liver Artery	8	120	196 / 180	15.06	485	0.5	0.6
Liver Portal	9	120	184 / 180	14.15	787	0.5	0.6
Liver Delay	10	120	202 / 180	15.54	501	0.5	0.6

Figure 4. This dose report was generated on a SOMATOM Sensation 64 (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) computed tomography (CT) scanner during a 4 phase dynamic liver CT. Note the volume CT dose index (CTDIvol) and dose length product (DLP). Dose reports from this scanner include kV, mAs/reference mAs, CTDIvol, DLP, and tube rotation time. This dose report shows separate premonitoring and monitoring radiation doses in regard to bolus tracking. In this exam, a scout image was taken, followed by nonenhanced imaging, bolus tracking, arterial, portal, and delayed phase imaging with a total 4 phases. For nonenhanced liver CT, tube current modulation using CareDose 4D was used at 100 kVp with a reference mAs of 180. 120 kVp was used on arterial to delayed phase enhanced images. In this case, the portal phase scan range included the pelvis, which explains the relatively larger scan range and higher DLP. Portal phase CTDIvol was 14.15 mGy, DLP was 787 mGy x cm, and total DLP was 2,096 mGy x cm. TI, time per rotation; cSL, collimated slice.

칼슘 점수 평가 CT는 1-3 mSv로 보고 되어 있다[11,13]. 두부 CT에서 수정체에 대한 선량은 30-50 mGy로 보고되었고 수정체가 직접 X선을 받지 않도록 스캔 각도를 조절할 경우 3-4 mGy, 90%까지 선량을 감소할 수 있으므로 스캔 각도 조절에 각별히 유의하여야 한다. 또한 유선선량이 매우 중요한데 흉부 CT의 경우 20-60 mGy, 관상동맥 CT의 경우 50-80 mGy, 심지어는 유방이 포함되지 않는 복부 CT의 경우에도 10-20 mGy 정도의 유방의 피폭이 일어난다. 미국에서는 유방촬영에서 평균유선선량의 3 mGy 이내가 되도록 제한하고 있는데 CT검사에서는 이에 비해 10배 이상의 유선선량을 나타낸다[13].

우리나라에서도 CT에서의 환자선량에 대한 실태조사를 시행하고 있다. 식품의약품안전평가원은 2008년에 전국적으로 200대의 CT에서 두부와 복부 팬텀을 이용한 선량을 직접 측정하고 각 의료기관의 촬영조건에 따른 환자 선량을 수학적 팬텀으로 계산하였다. 두부팬텀을 병원의 조건으로 측정 한 선량의 평균은 CTDIvol 47.74 ± 16.76 mGy, DLP 835.51 ± 293.31 mGy x cm, 유효선량 1.92 ± 0.67 mSv이었고, 복부팬텀을 병원의 조건으로 측정 한 선량의 평균은 CTDIvol 16.84 ± 9.18 mGy, DLP 421 ± 229.5 mGy x cm, 유효선량 6.32 ± 3.44 mSv 이었다[12], 이를 바탕으로 2009년 환자 선량 권고량 가이드라인을 발표하였는데 두부 CT 촬영시 CTDIvol은 60 mGy, DLP는 1,000 mGy, 복부 CT는

CTDIvol은 20 mGy, DLP는 700 mGy로 권고하고 있다 [15]. 2011년에는 여러 임상 적응증에 따른 환자선량의 조사하고 있다.

CT검사의 방사선 피폭 저감화 방법

CT검사에서 발생하는 환자의 피폭은 대부분 의사에 의해 결정된다. 의사는 CT를 시행하기에 앞서 과연 CT 검사에 의한 위험보다 이익이 많은지를 잘 따져보아야 하고, 임상적 의문에 대한 답을 얻을 수 있으면서 방사선을 사용하지 않는 다른 대체할 만한 검사 방법(예, 초음파검사나 자기공명영상검사)은 없는지 고려해야 한다. 따라서 의사는 의학적 판단뿐만 아니라 방사선 피폭에 대한 위험성을 잘 알고 있어야 하며 CT검사의 처방이나 검사를 하고자 할 때 이러한 위험성을 감수하더라도 환자의 이익이 이러한 위험성을 상쇄할 만큼 가치가 있다는 것을 판단해야 한다. 이것이 방사선 방어의 원칙 중 하나인 정당화(justification)에 해당한다[5,16].

CT검사에 대한 정당화는 정확한 정보나 인식(awareness), 적절한 검사(appropriateness), 감사 또는 평가(audit)와 더불어 의뢰의사의 책임감(responsibility), 제도적 뒷받침(regulation), 인적 물적 자원(resources)이 결합될 때에 잘 이루어질 수 있다. 유용한 검사란 그 검사로 인하여 임상적 진단에 도움이 되거나 치료에 영향을 미치는 검사이다. 하지만 많은 영상의학검사가 이러한 목적 달성에 미치지 못하고 환자에게 불필요한 방사선 피폭을 가져오고 있다. 이러한 주요 원인으로는, 1) 이미 다른 병원이나 의원에서 검사했던 검사를 반복하는 것, 2) 검사결과가 환자의 치료방침 결정에 도움이 되지 못하는 검사, 3) 질병이 진행하거나 회복되기 전에 시행되는 검사이거나 결과가 치료에 영향을 미치지 전에 이루어지게 되는 너무 잦은 검사, 4) 적절하지 못한 검사(영상기법이 매우 빨리 발전하고 있으므로 영상의학과 전문의와 상의하는 것이 도움이 되며 최적의 영상검사인지 확인해야 한다), 5) 적절하고 정확한 임상정보 제공과 영상검사의 목적이 제대로 전달되지 못하는 것, 6) 어떤 임상사들은 검사에 너무 의존하며 환자들도 많은 검사에 안도하게 되는 것들이 있다[16].

또 하나의 중요한 방사선 방어의 원칙은 최적화(optimization)이며, 이것은 심사숙고를 한 결과 이익이 위험보다 많은 것으로 판단하여 검사를 시행하는 경우에는 진단 가능한 적절한 화질을 얻을 수 있는 최소한의 방사선을 이용하여 검사하는 소위 as low as reasonably achievable 원리에 입각하여 검사를 시행하는 것이다[17]. 이런 최적화를 위해서 국가적으로 또는 세계적인 기관에서 진단참고준위(diagnostic reference level 또는 환자선량 권고량)의 가이드라인을 정하여 CT검사에서의 환자선량을 감소하려는 노력을 하고 있다[15,17]. 진단참고준위는 특정 의료절차에서 일상적 환자선량이 비정상적으로 높은지 확인하기 위해 사용되는 것으로 그 이상 사용해서는 안되는 기준은 아니며 진단참고준위는 실태조사를 통한 결과 선량분포의 삼사분위 값이므로 실제 검사에서는 진단참고준위보다 더 낮게 유지하려고 노력해야 한다.

CT검사의 최적화

CT검사는 다양한 임상 적응증에 따라 다양한 검사 프로토콜이 있고 이에 따라 환자선량도 다양할 수 밖에 없다. 한 부위를 검사할 때 여러 번 스캔할수록 환자선량은 증가된다. 임상 적응증에 따라 꼭 필요한 부분만 검사하는 최적화된 프로토콜을 가지고 있는 것이 중요하다[17,18]. CT검사서 최적화의 시작은 환자의 준비를 철저히 하는 것이다. 환자의 불안이나 협조부족으로 인한 불충분한 검사나 재검사를 시행하게 되면 환자의 선량이 올라가게 된다. 모니터 링기구(심전도, 산소포화도 등)와 환자의 정맥관이 정확히 위치해 있는지 점검하고 실제로 검사하기 전에 움직이지 않거나 호흡 참는 연습을 하면 재검사의 건수가 줄어든다. 필요한 방사선 피폭 보호장구(수정체, 갑상선, 유방, 생식선)를 사용하는 것이 좋다. 보호장구를 사용한 경우 환자선량을 38%까지 낮출 수 있다는 보고도 있다[19]. 어린이나 협조가 잘 되지 않는 환자의 경우 필요하면 진정이나 마취를 시행하여 한번에 검사를 끝내는 것도 환자선량을 감소하는 방법이다.

필름-스크린으로 사진을 촬영하는 경우에는 특성 곡선에 따라 방사선량이 어느 정도 이상이 되면 영상이 어두워지게

되고, 어느 이하가 되면 투과가 적게 되어 영상화질이 저하되는 현상을 보이므로 필름으로 사진을 얻을 때는 어느 정도 자동적인 방사선량이 조절이 된다고 볼 수 있다. 반면 CT와 같은 디지털영상에서는 영상화질이 방사선량이 증가할수록 계속적으로 증가하기 때문에 방사선량의 증가를 직접적으로 느끼기 못하므로 영상을 관독하고 관리하는 영상의학과 의사는 특별히 영상을 획득하는데 사용된 방사선량에 관심을 가지고 적극적으로 관리해야 한다. 그러면 이런 검사를 할 때 환자의 선량이 얼마나 되는지 쉽게 알 수 있는 방법은 CT 콘솔에서 보여주는 선량보고(dose report)이다. 선량보고를 보면 그 검사에서의 CTDIvol과 DLP를 알 수 있고 그 검사의 선량을 진단참고준위와 비교하여 볼 수 있다(Figures 3,4). MDCT이상의 장비에서는 선량보고를 볼 수 있으므로 반드시 PACS로 전송하고 저장해서 관독할 때 주의할 기울여야 한다. 영상화질에 가장 관련이 깊은 항목은 영상소음(image noise)이고 영상소음이 증가하면 방사선량은 감소하지만 영상화질은 떨어지게 되어 있다. 진단이 가능한 정도에서의 영상소음은 허용하는 범위에서의 검사 프로토콜을 조정하는 것이 중요하다[18].

방사선량과 관련이 있는 요소는 관전압, 관전류, 피치, 빔폭조절(beam collimation), 스캔범위 및 횡수이다. 보통 CT에서는 120 kVp의 관전압을 사용하는데, 어린이나 마른 환자의 경우는 80 kVp나 100 kVp의 관전압을 사용하여도 화질이 떨어지지 않고, CT 혈관조영검사 등은 조영제가 들어있는 혈관을 보는 검사이므로 조영제의 대조도를 높혀주는 80 kVp의 관전압 사용을 많이 권고하고 있다[18,20,21]. 관전류는 최소한으로 사용하고 자동노출장치를 사용하는 경우 인체의 부위에 따라 자동으로 조절되므로 선량조절에 유리하다[22]. DLP를 낮추는 것도 중요한 선량조절 방법이다. 불필요하게 검사범위를 넓게 잡을 필요가 없고 인접한 부위를 다른 프로토콜로 찍을 때 중복되는 부위에 대한 검사를 최소화 하도록 노력해야 한다. 꼭 필요한 경우가 아니면 조영증강 전 CT를 시행하지 않는 것이 좋고 조영증강 전 검사가 꼭 필요한 경우에도 조영증강 전 CT에서 얻어야 되는 정보에 따라 CTDI를 좀더 낮출 수 있는 방법을 고려해야 할 것이다. 꼭 필요한 경우가 아니면 다중위상 검사를 피하고

다중위상 검사가 꼭 필요하다면 추가되는 검사의 검사범위를 최소한으로 유지해야 한다. 조영증강 검사에서 스캔지연 시간이 진단에 크게 중요하지 않다면 test bolus나 bolus triggering의 사용을 하지 않는 것도 방사선량을 줄이는 방법이다[18,20]. 방사선량과는 직접적인 관련은 없으나 영상 재구성 필터(reconstruction filter)는 영상소음과 관련이 있으므로 가능한 경우 영상소음이 낮은 재구성필터를 사용하는 것이 같은 저선량에서 영상화질을 좋게 유지하는 방법이다[18,20].

결 론

의학에서 영상의학검사는 환자의 진단과 치료에 매우 중요한 역할을 하며 최근 기술의 발달로 인하여 CT가 발전하여 임상에서 매우 흔히 사용되고 있다. CT검사로 인한 환자 피폭선량은 다른 진단용 방사선검사에 비해 높고 검사건수도 많이 증가하였고 최근 진단영역에서의 저선량 방사선이 암을 발생할 수 있다는 보고가 있어 CT검사로 인한 방사선의 피폭을 최대한 줄이려는 노력이 필요하다. CT검사에서의 방사선 피폭의 저감화 방법에는 크게 2가지가 있다. CT검사가 꼭 필요한 경우만 검사를 시행하는 것과 꼭 필요해서 검사를 시행할 때는 검사의 목적에 맞으면서 최소한의 선량으로 검사를 시행할 수 있는 프로토콜을 사용하여야 하는 것이다. 이를 위해서 의사는 CT검사로 인한 환자의 이득에 대한 의학적 판단과 방사선 피폭의 위험성에 대하여 잘 알고 위험성을 감수하더라도 환자의 이득이 가치가 있다는 것을 판단해야 한다. 영상의학과 의사는 영상화질과 관련되어 있는 요소를 알고 CT 방사선량을 줄이는 최적화된 프로토콜로 CT검사를 시행해야 한다. 그러나 아직 많은 의사들과 영상의학과 의사가 이에 대한 인식이 부족하므로 이를 위한 교육프로그램이 필요하다.

핵심용어: 전산화단층촬영; 방사선 피폭; 정당화; 최적화

REFERENCES

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic

- Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. New York: United Nations; 2010.
2. Mettler FA Jr, Wiest PW, Locken JA, Kelsey CA. CT scanning: patterns of use and dose. *J Radiol Prot* 2000;20:353-359.
 3. Health Insurance Review & Assessment Service. 2005 National health insurance statistical yearbook. Seoul: Health Insurance Review & Assessment Service; 2006.
 4. You JJ, Levinson W, Laupacis A. Attitudes of family physicians, specialists and radiologists about the use of computed tomography and magnetic resonance imaging in Ontario. *Healthc Policy* 2009;5:54-65.
 5. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography: an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357:2277-2284.
 6. Safety investigation of CT brain perfusion scans: update 11/9/2010 [Internet]. Silver Spring (MD): U.S. Food and Drug Administration; 2010 [cited 2011 Nov 18]. Available from: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/Safety/AlertsandNotices/ucm185898.htm>.
 7. Pierce DA, Preston DL. Radiation-related cancer risks at low doses among atomic bomb survivors. *Radiat Res* 2000;154:178-186.
 8. Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176:289-296.
 9. National Research Council (US); Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2. Washington DC: National Academies Press; 2006.
 10. McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: topics in CT: radiation dose in CT. *Radiographics* 2002;22:1541-1553.
 11. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT: AAPM report no. 96 [Internet]. College Park (MD): American Association of Physicists Medicine; 2008 [cited 2011 Nov 18]. Available from: http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_96.pdf.
 12. Jung SE; Korean Institute for Accreditation of Medical Image. National survey of radiation dose of computed tomography in Korea. Seoul: Korea Food and Drug Administration; 2008.
 13. Mettler FA Jr, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog. *Radiology* 2008;248:254-263.
 14. Shrimpton PC, Jones DG, Hillier MC, Wall BF, Le Heron JC, Faulkner K; National Radiological Protection Board. Survey of CT practice in the UK. Chilton: National Radiological Protection Board; 1991.
 15. Kim DS. Guideline for diagnostic reference level of the radiation exposure of CT examination. Seoul: National Institute of Food and Drug Safety Evaluation; 2009.
 16. Borgen L, Strandén E, Espeland A. Clinicians' justification of imaging: do radiation issues play a role? *Insights Imaging* 2010;1:193-200.
 17. Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *Eur J Radiol* 2011 Jun 16 [Epub]. DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.05.025.
 18. Payne JT. CT radiation dose and image quality. *Radiol Clin North Am* 2005;43:953-962, vii.
 19. Curtis JR. Computed tomography shielding methods: a literature review. *Radiol Technol* 2010;81:428-436.
 20. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004;230:619-628.
 21. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics* 2006;26:503-512.
 22. Lee CH, Goo JM, Ye HJ, Ye SJ, Park CM, Chun EJ, Im JG. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics* 2008;28:1451-1459.



Peer Reviewers' Commentary

현재 CT 검사는 질병의 진단과 치료과정에 기본적이고 필수적인 검사도구로 인식되면서 그 사용이 급증하고 있다. 그러나 작은 양의 방사선 피폭으로도 암을 발생시킬 수 있다는 점에서 CT 검사에 의한 방사선 피폭의 문제점과 그에 대한 해결책을 구체적으로 제시하고 있다는 점에서 본 논문의 의의를 둘 수 있다. CT검사 시 방사선 피폭의 저감화를 위해서는 검사를 시행했을 때 환자에게 위험보다 이득이 더 크다는 정당화, 진단 가능한 적절한 화질을 얻을 수 있는 최소한의 방사선을 사용하는 최적화가 필요하다. 이를 위해 최적의 검사프로토콜, 재검사 방지를 위한 환자교육, 보호장구, 자동노출장치 사용을 하여야 하나 아직 부족한 점이 많이 있다. 본 논문이 이를 개선하기 위한 단초가 되기를 희망한다.

[정리:편집위원회]