

Radiation Doses of Dual-Energy CT for Abdominopelvic CT: Comparison with Single-Energy CT

복부-골반의 이중 에너지 CT에서의 방사선량: 단일 에너지 CT와의 비교

Young Seo Cho, MD, Woo Kyoung Jeong, MD, Yongsoo Kim, MD, Jeong Nam Heo, MD

Department of Radiology, Hanyang University Guri Hospital, Hanyang University College of Medicine, Guri, Korea

Purpose: To compare radiation doses of dual-energy CT (DECT) to single-energy CT (SECT) by a phantom experiment, with the application of mean tube currents for abdomino-pelvic CT.

Materials and Methods: This study includes patients who were examined by contrast-enhanced CT for kidney evaluation. We divided the patients into six groups according to sex and body mass index. Each group consisted of five patients and a total of 30 patients were evaluated. We split the body parts (abdomen and pelvis), and calculated the mean tube current of each group as well as investigated the image noise. Applying the mean mAs from a CT scan, we measured the weighted CT dose index (CTDI_w) of DECT and SECT. We compared the measured CTDI_w to an estimated CTDI value displayed on the CT console. We also compared the radiation dose ratio of DECT to SECT (D/S ratio) for each subgroup. The radiation doses were compared by the student's *t*-test and analysis of variance.

Results: The difference of image noise between DECT and SECT was not statistically significant. Radiation dose of DECT was higher than SECT by about 21.6% (10.69 mGy, 8.79 mGy; $p < 0.0001$), and the measured CTDI of the DECT was significantly higher than the estimated CTDI by about 6% ($p < 0.001$). The D/S ratio was not significant between the six groups.

Conclusion: The measured CTDI_w of abdominopelvic DECT studies were significantly higher than those of SECT.

Index terms

Dual-Energy CT
Radiation Dose
Weighted CT Dose Index
Body Mass Index

Received August 3, 2011; Accepted September 2, 2011

Corresponding author: Woo Kyoung Jeong, MD
Department of Radiology, Hanyang University Guri Hospital, 249-1 Gyomun-dong, Guri 471-701, Korea.
Tel. 82-31-560-2592 Fax. 82-31-560-2551
E-mail: jeongwk@hanyang.ac.kr

Copyrights © 2011 The Korean Society of Radiology

서론

이중 에너지 CT는 최근 영상의학 영역에서 각광받고 있는 기법의 하나로, 다른 에너지 준위의 두 X선(80 kV와 140 kV, 혹은 100 kV와 140 kV)이 특정 물질에서 일으키는 감쇄 정도의 차이가 있다는 사실에 착안하여 물질의 종류를 구분할 수 있다는 원리를 이용한 방법이다(1-7). 이를 임상적으로 적용하여 CT상 칼슘결석과 요산결석을 구분하거나 조영제의 주성분 인 요오드의 구별을 통해 신장기계 종양의 조영증강 평가를 시도하고 있다(8, 9). 이와 같이, 동시에 다른 에너지 준위의 X선을 투과하기 위해 몇 가지 방법이 개발되었는데(10), 이중 선원 CT를 사용하여 이중 에너지 CT를 구현하는 방법(dual-source dual-energy CT scanning)이 비교적 초기에 개발되었고 많은 연구가 수행되었다. 이중 선원 CT는 2개의 X선 발생기와 2개

의 검출기 조합으로 구성되며 각 발생기에서 같은 양의 X선이 방출되어 그 합한 양이 기존 CT의 방사선량과 같도록 설계되어 있다(2). 하지만, 저자들은 이중 선원 구조에서는 광전효과가 더 크게 나타날 수 있는 저에너지 X선과 콤프턴효과로 인한 산란선이 많이 발생할 수 있는 고에너지 X선을 각각 따로 발생시켜 환자에게 이용하는 방식이기 때문에 이로 인한 환자의 피폭량은 더욱 증가할 수 있는 여지가 있다고 생각하였다. 그러나 지금까지 이중 선원 이중 에너지 CT로 복부 검사를 받은 환자의 피폭량에 대한 연구가 별로 없고, 다만 Ho 등(10)에 의해 수행된 이중 에너지 CT와 단일 에너지 CT 간의 방사선량 비교 논문이 있지만, 이중 선원 CT를 쓰지 않았고 자동 노출 조정 프로그램(automatic exposure control; AEC)이 적용되지 않은 상태의 비교이기 때문에 결과를 임상에 적용하기에 부족하다고 생각하였다.

따라서, 본 연구의 목적은 CT 선량지수(CT dose index; 이하 CTDI) 팬텀을 이용하여 복부-골반 CT 검사의 이중 에너지 기법과 단일 에너지 기법의 방사선량을 측정, 비교하고, CT 촬영기 자체에서 계산되어 나오는 예측 방사선량과 차이가 있는지 알아보려고 한다.

대상과 방법

본 연구는 실험적 연구로, 일부 데이터는 비노기계 CT 검사를 시행한 환자의 자료를 후향적으로 얻었다. 따라서 본원의 기관연구윤리심의위원회(IRB)에 연구 설계에 대하여 문의하였고, 사전 설명에 의한 동의는 면제받았다.

Subject for Investigation of Mean Tube Current

CT 선량지수 팬텀을 이용한 CT 스캐닝에 적용하기 위하여, 환자들의 CT 검사에서 평균 관전류(mean tube current)를 조사하였다. 연구에 포함된 환자는 2009년 9월부터 2010년 11월 사이에 혈뇨, 옆구리 통증 등의 증상으로 요로 결석 및 요로 감염, 혹은 기타 요로계 질환이 의심되어 상복부에서 골반강까지의 범위로 조영증강 전 이중 에너지 CT와 조영증강 후 단일 에너지 CT를 시행한 경우를 대상으로 하였다. CT 스캔에 적용되는 자동화된 관 전류 조절 시스템이 환자의 체형과 관련되기 때문에, 성별과 체질량 지수(body mass index; 이하 BMI)를 고려하여 조사하였고, 체질량 지수는 세계보건기구(WHO) 분류에 따라 세 개의 그룹으로 분류하였다. 즉, 저 BMI 그룹은 18.5 kg/m² 미만, 중등 BMI 그룹은 18.5 kg/m² 이상 25 kg/m² 미만, 고 BMI 그룹은 25 kg/m² 이상으로 하였다. 따라서 성별과 BMI 그룹을 조합한 6개의 소그룹으로 나누었고, 각각 5명의 환자를 조사대상에 포함시켰다. 평균 관전류는 우선 환자별로 장골능(iliac crest)의 윗쪽 경계선을 기준으로 복부 스캔과 골반 스캔으로 나누어 조사하였고, CT 스캐너로부터 재구성된 CT 영상의 dicom 정보에 삽입되어 PACS 시스템(Piview version 5. 0. 9. 80, Infinit, Seoul, Korea) 화면의 좌측 하단에 나타나는 관전류 정보를 모두 조사하여 평균을 구하였다. 그 다음, 각 소그룹에 속한 5명의 평균 관전류를 다시 평균 내어 대표값으로 하였다. 이러한 작업은 이중 에너지 CT의 80 kV 스캔과 140 kV 스캔에서, 그리고 단일 에너지 CT의 120 kV 스캔에서 각각 시행하였다.

CT Protocols

모든 CT 검사는 이중 선원 CT (Somatom Definition, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany)를 이용하여 시행되었다. 기존의 단일 에너지 CT 스캔은 단일 X선 발생기

만을 이용하고 관전압 120 kVp, 관전류는 자동 노출 조절 프로그램(CareDose 4D, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Germany)하에 환자의 체형에 따라 가변적으로 적용하게 하였다. 이 때 사용된 영상 질 지표인 질지표 관전류(Quality reference mAs)는 210 mAs로 하였다. 이중 에너지 CT 스캔은 두개의 X선 발생기를 사용하고 A선관은 관전압 140 kVp, B선관은 관전압 80 kVp로 하였고, 단일 에너지 CT와 마찬가지로 자동 노출 조절 프로그램을 적용하였다. A선관의 질지표 관전류는 80 mAs로 설정하였고, 자동적으로 B선관의 질지표 관전류는 440 mAs로 적용되었다. 두 검사법 모두 검출기 폭조절 14 × 1.2 mm, matrix는 512 × 512, 회전 시간은 0.5초의 프로토콜을 이용하였다. 단, 피치(pitch)의 경우 제조사의 추천대로 단일 에너지 CT는 0.8, 이중 에너지 CT는 0.6의 프로토콜을 사용하였다. 그리고 복부용 재구성 커널(smooth reconstruction kernel, B30F)을 이용하여 5 mm의 스캔 두께와 스캔 간격의 영상을 재구성하였다. 이중 에너지 CT 영상은 총 3가지의 영상으로 재구성되었는데, 80 kV 영상과 140 kV 영상, 그리고 80 kV와 140 kV 영상 데이터를 3 : 7의 비율로 선형 혼합(linear blending)하여 120 kV 영상의 CT 계수와 비슷하게 한 가중 영상(weighted blended image)을 얻었다. 비이온성 CT 조영제(Iohexol, Bonorex 350, 755 mg iodine/mL, Central Medical Solution, Seoul, Korea)는 dual-head 동력 주사기(power injector, Stellant, Medrad, Indianapolis, PA, USA)를 이용하여, 초당 약 3 mL로 주입하였으며, 조영제의 양은 환자의 체중에 따라 kg당 2 mL, 최소 80 mL에서 최대 160 mL의 범위에서 총량을 결정하였다. 역동 조영증강 CT 검사는 네 단계 - 조영증강 전, 걸질속질기(cortico-medullary phase), 신조영기(nephrographic phase), 배출기(excretory phase) - 로 이루어졌다. 조영증강 전 CT는 이중 에너지 CT 기법을 이용하였고, 비노기계 결석이 의심되는 환자에 대하여 우측 횡격막의 끝부분부터 치골 결합의 하단까지 포함하였다. 걸질속질기의 스캔은 덩어리 추적(bolus tracking) 방법을 이용하였고, 상행 대동맥의 CT 단위가 100 Hounsfield unit (HU)에 이른 후 8초 후에 스캔을 시작하도록 설정하였고 스캔 범위는 신장을 포함하는 상복부로 국한하였다. 신조영기의 스캔은 걸질속질기 스캔을 시작한지 30초 후에 얻었으며, 조영증강 전 CT와 동일한 스캔 범위를 적용하였다. 배출기의 스캔은 걸질속질기의 스캔을 시작한지 120초 후에 시행하였고, 양측 신장의 상단에서 방광의 경부까지 포함하였다.

Background Noise

이중 에너지 CT와 단일 에너지 CT 영상의 질을 비교하기 위

하여, 각 스캔의 영상잡음을 측정하였다. 이중 에너지 CT의 80 kVp와 140 kVp 스캔의 가중 혼합 영상 내부에 관심영역 (region of interest; 이하 ROI)을 그렸다. ROI는 좌간문맥의 제대부위(umbilical segment)에 약 200 mm² 크기로 그렸으며, 같은 작업을 SECT 스캔의 같은 위치에도 시행하였다. CT 스캔의 background noise값은 ROI 내부의 CT Hounsfield unit의 표준편차로 하였다. ROI 내 영상잡음 측정은 세 차례 반복되었으며, 평균값을 구하였다.

Measurement of CT Dose Index

CT 스캔 프로토콜은 환자 검사와 동일하도록 설정하였으나, CT 선량지수를 비교하는 것이 목적이므로 spiral mode 대신 sequence mode의 스캔을 하였고, 자동 노출 조절 프로그램을 사용하지 않고 환자로부터 계산된 관전류를 직접 적용하여 스캔을 각각 3회 반복 시행하였다. CT 스캔에서의 방사선 노출 측정과 선량 계산은 일반적인 CT 선량지수 측정 방법을 따랐다(11-15). CT 스캐너의 환자 테이블 위에 32 cm 직경의 폴리메틸 메타크릴레이트(polymethyl methacrylate; PMMA) 체부 팬텀(76-415, Fluke Biomedical, Everett, WA, USA)을 놓고 갠트리(gantry)의 중심부에 위치시켰다. 10 cm 길이의 CT 이온챔버(Victoreen Models 6,000-100, Fluke Biomedical, Everett, WA, USA)를 선량측정계(Victoreen 8,000 Nero mAx, Fluke Biomedical, Everett, WA, USA)에 연결한 다음 팬텀의 중심부와 주변부 구멍에 번갈아 위치시킨 후, 축상 스캔을 하여 중심부와 주변부 CTDI₁₀₀ (100 mm 범위의 CT 선량지수)을 측정하고 다음 식에 따라 가중 CT 선량지수(weighted CTDI)를 계산하였다.

$$CTDI_{100} = \frac{100 \times \text{value measured with dosimetry}}{\text{beam collimation} \times (\text{number of slice} \times \text{thickness of slice})}$$

$$\text{weighted CTDI (CTDIw)} = 1/3 \times \text{center CTDI} + 2/3 \times \text{peripheral CTDI}$$

또한 CT 스캐너 자체의 프로그램에 의하여 계산되어 CT 선

량 정보에 표시되는 추정 CT 선량지수(estimated CTDI)를 각각 조사하여 직접 측정한 가중 CT 선량지수와 비교하고자 하였다. 그리고 최종적으로 성별이나 BMI 수준, 복부와 골반 스캔 등의 외부 요인들이 이중 에너지 CT와 단일 에너지 CT의 피폭량 차이에 영향을 주는지 알아보기 위한 지수로 단일 에너지 CT의 방사선 선량에 대한 이중 에너지 CT의 방사선 선량의 비(이하 D/S ratio)를 구하였다.

$$D/S \text{ ratio} = \frac{\text{measured CTDIw of DECT}}{\text{measured CTDIw of SECT}}$$

Statistical Methods

이중 에너지 CT와 단일 에너지 CT의 영상잡음, 측정된 가중 CT 선량지수와 추정 가중 CT 선량지수를 비교하기 위하여, paired *t*-test를 사용하였다. 그리고 성별과 BMI에 따른 각 소그룹에서의 D/S ratio를 비교하기 위하여 independent *t*-test와 analysis of variance (ANOVA) test를 사용하였다. 통계적인 유의수준은 *p*값 0.05 미만으로 하였다.

결과

Patients Information and Mean Tube Current of Subgroups

전체 환자들의 평균 연령은 55.3세(28~78세)였으며, 남성은 평균 50.3세(28~78세), 여성은 평균 60.2세(41~71세)였다. 전체 환자의 평균 BMI는 22.3 kg/m²(15~30 kg/m²)였고, 남성의 BMI는 평균 22.2 kg/m²(17~28 kg/m²), 여성은 22.4 kg/m²(15~30 kg/m²)로 나타났다. 각 소그룹에 속한 환자의 BMI는 Table 1과 같다(Table 1). 각 소그룹별 평균 관전류는 Table 2와 같다.

Background Noise

이중 에너지 CT 스캔의 noise는 5.84 ± 0.90 HU였으며, 단일 에너지 CT 스캔의 6.00 ± 0.96 HU였다. Noise값은 단일 에너지 CT 스캔에서 다소 높았으나, 통계적으로 유의한 차

Table 1. Body Mass Indexes of Each Subgroups

Sex	Male (n = 15)			Female (n = 15)			
	Subgroup	Low (n = 5)	Intermediate (n = 5)	High (n = 5)	Low (n = 5)	Intermediate (n = 5)	High (n = 5)
BMI (kg/m ²)		17.7 (17-18)	22.6 (21-24) 22.2 (17-28)	26.4 (25.4-28)	16.6 (15-18)	22.9 (22-24.9) 22.4 (15-30)	27.6 (26-30)
				22.3 (15-30)			

Note. — BMI = body mass index

Table 2. Mean Tube Current of 6 Subgroups in DECT and SECT Scans

Subgroups		Mean Tube Current (mAs)											
		Low (n = 10)				Intermediate (n = 10)				High (n = 10)			
BMI	Sex	Male (n = 5)		Female (n = 5)		Male (n = 5)		Female (n = 5)		Male (n = 5)		Female (n = 5)	
Location		Abd	Pel	Abd	Pel	Abd	Pel	Abd	Pel	Abd	Pel	Abd	Pel
DECT	140 kVp	40	47	35	45	48	53	44	52	55	59	57	64
	80 kVp	220	294	189	293	268	320	262	324	315	335	311	338
SECT	120 kVp	104	124	92	119	123	144	116	138	141	161	152	175

Note.—Abd = abdomen, BMI = body mass index, DECT = dual energy CT scan, Pel = pelvis, SECT = single energy CT scan

Table 3. Measured Weighted CT Dose Indexes (CTDI_w) in Subgroups

Subgroups		Measured CTDI _w (mGy)		p-value	D/S Ratio
		DECT	SECT		
Sex	Male	10.81 ± 1.65	8.91 ± 1.89	< 0.0001	1.22
	Female	10.57 ± 2.02	8.66 ± 1.91	< 0.0001	1.23
BMI	Low	9.04 ± 0.94	7.22 ± 0.92	< 0.0001	1.25
	Intermediate	10.61 ± 0.85	8.85 ± 1.29	< 0.0001	1.21
	High	12.43 ± 0.98	10.29 ± 0.97	< 0.0001	1.21
Body part (Abdomen)	Male	10.26 ± 1.23	8.18 ± 1.06	< 0.0001	1.25
	Female	9.58 ± 1.69	7.85 ± 1.88	< 0.0001	1.23
	Total	9.92 ± 1.47	8.02 ± 1.49	< 0.0001	1.24
Body part (Pelvis)	Male	11.36 ± 1.15	9.64 ± 1.30	0.0002	1.18
	Female	11.56 ± 1.89	9.48 ± 1.65	< 0.0001	1.22
	Total	11.46 ± 1.52	9.56 ± 1.44	< 0.0001	1.20
Total		10.69 ± 1.67	8.79 ± 1.65	< 0.0001	1.22

Note.—BMI = body mass index, DECT = dual energy CT scan, D/S Ratio = Ratio of the dose of dual-energy CT scan to that of single-energy CT scan, SECT = single energy CT scan

이를 보이지 않았다($p = 0.110$).

Measured CT Dose Indexes of Subgroups

이중 에너지 CT 스캔에서 팬텀 실험으로 측정된 모든 환자의 평균 가중 CT 선량지수는 10.69 ± 1.67 mGy였으며, 단일 에너지 CT 스캔에서는 8.79 ± 1.65 mGy로 측정되었다. 이중 에너지 CT 스캔에서 단일 에너지 CT 스캔과 비교하여 약 21.6%가량 높았으며, 이는 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.001$). 성별과 BMI, 신체부위에 따른 분류에서도 이중 에너지 CT 스캔에서 측정된 가중 CT 선량지수는 단일 에너지 CT 스캔에서 측정된 가중 CT 선량지수보다 유의하게 높은 값을 보였다(Table 3). 남성에서 이중 에너지 CT 스캔의 측정된 평균 가중 CT 선량지수는 10.81 ± 1.65 mGy로 단일 에너지 CT의 평균 가중 CT 선량지수 8.91 ± 1.89 mGy보다 높았으며($p < 0.001$), 여성에서도 이중 에너지 CT 스캔의 평균 가중 CT 선량지수는 10.57 ± 2.02 mGy로 단일 에너지 CT 스캔의 평균 가중 CT 선량지수 8.66 ± 1.91 mGy보다 높았다($p < 0.001$). 복부의 이중 에너지 CT 스캔의 평균 가중 CT 선량지수는 9.92 ± 1.47 mGy로 단일 에너지 CT 스캔의 평균 가중 CT 선량지수 8.02 ± 1.49 mGy보다 높았고($p < 0.001$),

골반부는 이중 에너지 CT 스캔에서 11.46 ± 1.52 mGy, 단일 에너지 CT 스캔에서 9.56 ± 1.44 mGy로 전반적으로 복부보다 많은 방사선 선량이 측정되었고, 이중 에너지 CT 스캔에서 유의하게 높은 값을 보였다($p < 0.001$). 저 BMI 그룹과 중등 BMI 그룹, 고 BMI 그룹에서 팬텀 실험상 측정된 가중 CT 선량지수는 이중 에너지 CT 스캔에서 각각 9.04 ± 0.94 mGy, 10.61 ± 0.85 mGy, 12.43 ± 0.98 mGy로 BMI가 높아질수록 많은 방사선 선량을 보였으며, 단일 에너지 CT 스캔에서의 7.22 ± 0.92 mGy, 8.85 ± 1.29 mGy, 10.29 ± 0.97 mGy보다 모두 유의하게 높았다($p < 0.001$). 복부의 팬텀 실험상 측정된 가중 CT 선량지수는 남성 그룹의 이중 에너지 CT 스캔에서 10.26 ± 1.23 mGy, 단일 에너지 CT 스캔에서 8.18 ± 1.06 mGy로, 여성 그룹에서 측정된 이중 에너지 CT 스캔과 단일 에너지 CT 스캔의 9.58 ± 1.69 mGy, 7.85 ± 1.88 mGy보다 전반적으로 높았다. 또한 골반부에서 측정된 가중 CT 선량지수는 남성 그룹의 이중 에너지 CT 스캔에서 11.36 ± 1.15 mGy, 단일 에너지 CT 스캔에서 9.64 ± 1.30 mGy였고, 여성 그룹에서 이중 에너지 CT 스캔은 11.56 ± 1.89 mGy, 단일 에너지 CT 스캔은 9.48 ± 1.65 mGy로 남성 그룹에서 근소하게 높게 측정되었다(Table 3).

Measured versus Estimated CT Dose Indexes

이중 에너지 CT 스캔의 평균 측정 가중 CT 선량지수는 10.69 ± 1.67 mGy로 CT 장비상의 추정 CT 선량지수 10.11 ± 1.64 mGy보다 약 5.7%가량 통계적으로 유의하게 높았다 ($p < 0.001$). 남자에서 5.8%, 여자에서 5.7%의 유의한 차이를 보였고($p < 0.001$), 복부의 측정된 가중 CT 선량지수는 추정 가중 CT 선량지수에 비해 7.3%, 골반의 경우 4.5% 높았다($p < 0.001$). 또한 BMI에 따른 소그룹에서도 각각 저 BMI 5.9%, 중등도 BMI 5.8%, 고 BMI 5.6%로 비슷한 정도의 차이를 보였다($p < 0.001$). 단일 에너지 CT 스캔의 평균 측정 가중 CT 선량지수는 8.79 ± 1.65 mGy로 추정 CT 선량지수 8.73 ± 1.51 mGy와 유의한 차이를 보이지 않았다($p < 0.584$)(Table 4).

D/S Ratio in Subgroups

남성과 여성 그룹에서 팬텀 실험상 측정된 이중 에너지 CT와

단일 에너지 CT 스캔의 방사선 선량의 비(D/S비)는 각각 1.222 ± 0.086 , 1.230 ± 0.077 로 뚜렷한 차이를 보이지 않았다($p = 0.774$)(Table 5). 그리고 복부(1.247 ± 0.077)와 골반부(1.230 ± 0.081) 사이에도 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았으며($p = 0.119$), 저 BMI 그룹(1.256 ± 0.064)과 중등 BMI 그룹(1.209 ± 0.092), 고 BMI 그룹(1.212 ± 0.082) 간의 D/S비 또한 모두 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

고찰

이중 에너지 CT 검사의 임상적 응용에 대한 연구가 증가하는 것에 비해 환자 피폭에 대한 연구는 상대적으로 적은데, 2009년에 Ho 등(10)은 인형 모형을 이용한 연구에서 이중 에너지 CT의 방사선 선량이 기존의 단일 에너지 CT 검사와 비교하여 2~3배 높다고 보고하였다. 그러나 이러한 결과는 우리

Table 4. Comparison Between Measured and Estimated CT Dose Indexes (CTDI)

			Measured CTDIw (mGy)	Estimated CTDIw (mGy)	p-value
DECT	Sex	Male	10.81 ± 1.65	10.21 ± 1.29	< 0.001
		Female	10.57 ± 2.02	10.00 ± 1.96	< 0.001
	BMI	Low	9.04 ± 0.94	8.53 ± 1.08	0.001
		Intermediate	10.61 ± 0.85	10.02 ± 0.82	< 0.001
		High	12.43 ± 0.98	11.77 ± 0.98	< 0.001
	Body part	Abdomen	9.92 ± 1.47	9.24 ± 1.44	< 0.001
		Pelvis	11.46 ± 1.52	10.96 ± 1.38	< 0.001
	Total		10.69 ± 1.67	10.11 ± 1.64	< 0.001
	SECT	Sex	Male	8.91 ± 1.89	8.82 ± 1.17
Female			8.66 ± 1.91	8.83 ± 1.81	0.787
BMI		Low	7.22 ± 0.92	7.27 ± 0.91	0.723
		Intermediate	8.85 ± 1.29	8.63 ± 0.76	0.272
		High	10.69 ± 0.97	10.29 ± 0.92	0.973
Body part		Abdomen	8.02 ± 1.49	7.98 ± 1.31	0.762
		Pelvis	9.56 ± 1.44	9.48 ± 1.33	0.606
Total			8.79 ± 1.65	8.73 ± 1.51	0.584

Note.—BMI = body mass index, DECT = dual energy CT scan, SECT = single energy CT scan

Table 5. D/S Ratio in Subgroups

Subgroups	D/S Ratio	p-value
Sex	Male	1.222 ± 0.086
	Female	1.230 ± 0.077
Body part	Abdomen	1.247 ± 0.077
	Pelvis	1.230 ± 0.081
BMI	Low	1.256 ± 0.064
	Intermediate	1.209 ± 0.092
	High	1.212 ± 0.082
Total	1.226 ± 0.081	0.774

Note.—BMI = body mass index, D/S Ratio = Ratio of the dose of dual-energy CT scan to that of single-energy CT scan

연구의 결과와 비교하기에 제한이 되는 몇가지 요인이 있었다. Ho 등(10)의 연구는 기존의 단일 선원 다중검출기 CT (single source multi-detector CT)의 업그레이드를 통한 순간적이고 반복적인 관전압 변화기술을 이용한 이중 에너지 CT를 사용하였고, 방사선 선량 감소를 위한 자동 노출 조정 프로그램을 적용하지 않았다. 이는 자동 노출 조정 프로그램을 적용한 이중 선원 이중 에너지 CT 검사에 적용하기 어렵다.

최근 Schenzle 등(16)이 2010년 인체 모형을 이용한 연구에서 동일한 영상잡음 수준의 이중 에너지 CT와 단일 에너지 CT 영상은 통계적으로 유의한 방사선 선량의 차이를 보이지 않았다고 보고하였는데, 본 연구와 동일한 관전압(140 kVp, 80 kVp)을 적용한 1세대 이중 선원 이중 에너지 CT에 대한 연구임에도 다른 결과를 보인 이유는 검사 부위의 차이에 따른 CT 스캔 프로토콜의 차이에 의한 것으로 본 연구의 경우 이중 에너지 CT에서 80 kVp 선관의 질지표 관전류를 스캐너의 복부용 이중 에너지 CT 설정 초기값인 440 mAs로 설정하였지만, Schenzle의 연구의 경우 80 kVp 선관의 질지표 관전류를 340 mAs로 설정하였고, 또한 단일 에너지 CT에서도 질지표 관전류를 160 mAs로 설정하여 본 연구의 210 mAs와 차이가 있었다. 따라서 이들의 연구가 인체 모형과 TLD 배지를 이용하여 방사선량을 정확히 실측한 연구임에도, 복부 영역에서의 두 검사 간 방사선량의 차이를 비교하기에는 제한이 있다고 생각한다. 이에 비해 2011년 Bauer 등(17)은 흉부 검사시 1세대 이중 선원 이중 에너지 CT 스캔에서 예측되는 CTDI값이 기존의 단일 에너지 CT 스캔과 비교하여 약 10%가량 높다고 발표하였다. 이 역시 본 연구의 결과와는 비교하기 힘들지만, 이중 에너지 CT 검사시 환자의 방사선량이 증가한다는 본 연구의 결과와 궤를 같이한다. 본 연구에서 이중 에너지 CT와 단일 에너지 CT 스캔 영상의 질을 시사하는 영상 잡음값은 통계적으로 뚜렷한 차이를 보이지 않으므로 영상의 질은 비슷하다고 할 수 있으나, 방사선량은 이중 에너지 CT에서 단일 에너지 CT보다 약 21.6%가량 높게 측정되었다. 또한, 이중 에너지 CT에서 실측된 방사선량이 추정량보다 5.7%가량 높게 측정되었는데, 이는 직각으로 배치된 두 선관으로부터 발생하는 다른 종류의 X선이 피사 물질과 일으키는 상호작용(특히, 산란선의 발생 등)의 효과가 단일 선원 장비와는 달리 추정된 값보다 높기 때문일 것이라고 생각되며, 이를 토대로 두 검사 간 예측 CT 선량지수가 같도록 CT 스캔을 한다고 가정하더라도 단일 에너지 CT에 비해 약 5%가량의 방사선량 증가가 우려된다. 또한 본 연구의 범위에서는 벗어나지만, 피치로 인한 방사선량의 변화를 고려하여야 하는데, 제조사에서는 이중 에너지 CT를 사용할 경우에는 영상의 질 저하를 막기 위해 피치를 0.7 이하로 낮추어

사용하는 것을 권장하고 있다. 일반적으로 복부 CT 검사를 시행할 때 0.8 이상의 피치를 사용하는 점을 고려할 때, 14%가량의 추가 피폭이 발생하게 된다. 따라서, 이중 에너지 CT를 이용하여 복부 검사를 시행하는 경우에는 방사선 저감화를 위한 추가적인 노력이 필요하다. 즉, 영상의 질을 저하시키지 않는 범위에서 피폭량을 최소화 할 수 있도록 질지표 관전류의 수준을 낮추고 2개의 X선관에 가해지는 관전류의 비를 조정하여야 한다. 최근 개발된 이중 선원 CT 기기는 고에너지 X선관에 필터를 적용하여 낮은 에너지의 X선을 여과함으로써 두 선관에서 발생하는 X선의 스펙트럼을 분리하였는데 이를 이용하여 방사선량을 줄일 수 있다고 보고하였고(16), 또 다른 방법으로 최근 소개되고 있는 반복 원 데이터 재구성 알고리즘(iterative raw data reconstruction algorithm)을 이용하여 영상잡음의 증가 없이 방사선량을 줄일 수 있을 것으로 기대되지만 이러한 방법들이 일상적인 검사에 적용되기까지는 추가적인 연구가 필요할 것으로 사료된다. 이와 더불어 환자의 성별이나 체형에 따른 이중 에너지 검사의 최적화도 필요할 것으로 여겨지는데, 이번 연구의 결과를 토대로 살펴보면, 이중 에너지 CT 스캔과 단일 에너지 CT 스캔의 가중 CT 선량지수의 비율인 D/S ratio의 평균값은 1.216이었고, 남성과 여성, 복부와 골반, BMI의 높고 낮음에 따른 D/S ratio는 모두 1.22 내외로 이중 에너지 CT에서 높게 측정되었지만, 성별과 BMI, 신체 부위에 따른 소그룹 사이의 비교에서 D/S ratio는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다. 따라서 자동 선량 조절 프로그램이 단일 에너지 CT 검사와 마찬가지로 적절히 적용되었다고 추론할 수 있으며, 추가적인 파라미터의 조정(예를 들어, 환자의 성별이나 체형에 따른 질지표 관전류의 추가적인 조정)은 필요하지 않을 것으로 여겨졌다. 하지만, CT 선량지수는 직경 32 cm의 체부 팬텀을 기준으로 이루어졌으므로 소아나 마른 체형의 환자에게 선량을 과소평가하는 경향이 있고, 반대로 체중이 많이 나가는 환자의 방사선 선량을 과대평가할 수 있기 때문에(18, 19), 실측에 근거한 추가적인 최적화가 필요하겠다.

본 연구에는 몇 가지 제한점이 있었다. 첫째, 본 연구는 가중 CT 선량지수만을 측정하여 비교함으로써 갠트리가 1회전할 때 이중 에너지와 단일 에너지 CT 스캔의 선량의 차이를 밝히기는 하였지만, 실제 환자의 방사선량을 의미하는 선량길이곱(dose-length product)이나 유효선량을 제시하지 못하였다. 이에 대해서는 인체 모형을 이용한 후속 연구가 필요할 것으로 여겨진다. 두 번째로 BMI에 따른 CT scan의 환자군을 후향적으로 선택하였고, 이로 인하여 선택 편견이 작용할 수 있었다. BMI에 따라 5명씩 동일한 인원을 포함시켰지만, 실제로 BMI 18.5 kg/m² 미만의 저 BMI 그룹은 중등 혹은 고 BMI의 환자

군과 비교하여 수가 부족했다. 하지만 우리 연구에서 환자군의 선택은 성별이나 체형에 따른 CT 스캔의 평균 관전류 정보를 얻기 위한 것이므로, 환자군이 표준 인구를 반영하지 못하더라도 실험에 큰 영향을 끼치지 않는다고 생각된다. 셋째, 이중 에너지 CT 스캔은 조영제를 사용하지 않았고 단일 에너지 CT 스캔은 조영제를 사용한 영상이었다. 자동 노출 조정 프로그램에서 관전류 값은 정찰 영상(scout image)에 의하여 정해지므로 조영제의 사용 유무가 선량의 측정에 영향을 미치지 않았다. 따라서 조영제의 감쇄 인공물(attenuation artifact)에 의하여 영상의 noise 측정에 영향을 받을 수 있었다. 하지만, 비노기계 복부-골반 CT에서 조영제 농도를 고려하였을 때 그 영향은 미미할 것으로 생각된다.

이중 에너지 CT 스캔에서 팬텀을 이용하여 측정된 가중 CT 선량지수는 단일 에너지 CT 스캔보다 통계적으로 유의하게 높았고, 이중 에너지 CT 스캔에서 측정된 방사선 선량은 CT 기계에서 예측한 값보다 유의하게 높았다. 따라서 이중 에너지 CT 스캔을 일반적으로 시행함에 있어서 방사선량을 줄이려는 지속적인 노력이 필요하다.

참고문헌

- Flohr TG, Bruder H, Stierstorfer K, Petersilka M, Schmidt B, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a dual source CT scanner. *Med Phys* 2008; 35:5882-5897
- Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol* 2008; 68:362-368
- Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 2007;17:1510-1517
- Chae EJ, Seo JB, Goo HW, Kim N, Song KS, Lee SD, et al. Xenon ventilation CT with a dual-energy technique of dual-source CT: initial experience. *Radiology* 2008;248:615-624
- Goo HW, Chae EJ, Seo JB, Hong SJ. Xenon ventilation CT using a dual-source dual-energy technique: dynamic ventilation abnormality in a child with bronchial atresia. *Pediatr Radiol* 2008;38:1113-1116
- Nakayama Y, Awai K, Funama Y, Hatemura M, Imuta M, Nakaura T, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology* 2005; 237:945-951
- Siegel MJ, Schmidt B, Bradley D, Suess C, Hildebolt C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology* 2004;233:515-522
- Graser A, Johnson TR, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, et al. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol* 2008;43:112-119
- Graser A, Johnson TR, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M, et al. Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* 2009;252: 433-440
- Ho LM, Yoshizumi TT, Hurwitz LM, Nelson RC, Marin D, Toncheva G, et al. Dual energy versus single energy MDCT: measurement of radiation dose using adult abdominal imaging protocols. *Acad Radiol* 2009;16:1400-1407
- McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics* 2002;22:1541-1553
- Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 1981;8:488-495
- Bauhs JA, Vrieze TJ, Primak AN, Bruesewitz MR, McCollough CH. CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices. *Radiographics* 2008;28:245-253
- Perisinakis K, Damilakis J, Tzedakis A, Papadakis A, Theodoropoulos N, Gourtsoyiannis N. Determination of the weighted CT dose index in modern multi-detector CT scanners. *Phys Med Biol* 2007;52:6485-6495
- Goo HW. Individualized volume CT dose index determined by cross-sectional area and mean density of the body to achieve uniform image noise of contrast-enhanced pediatric chest CT obtained at variable kV levels and with combined tube current modulation. *Pediatr Radiol* 2011; 41:839-847
- Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, Michalski G, Lechel U, Nikolaou K, et al. Dual energy CT of the chest: how about the dose? *Invest Radiol* 2010;45:347-353
- Bauer RW, Kramer S, Renker M, Schell B, Larson MC, Beer-es M, et al. Dose and image quality at CT pulmonary angi-

ography-comparison of first and second generation dual-energy CT and 64-slice CT. *Eur Radiol* 2011;21:2139-2147

18. Miyazaki O, Horiuchi T, Masaki H, Nosaka S, Miyasaka M, Tsutsumi Y, et al. Estimation of adaptive computed tomography dose index based on body weight in pediatric

patients. *Radiat Med* 2008;26:98-103

19. Nickoloff EL, Dutta AK, Lu ZF. Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. *Med Phys* 2003;30:395-402

복부-골반의 이중 에너지 CT에서의 방사선량: 단일 에너지 CT와의 비교

조영서 · 정우경 · 김용수 · 허정남

목적: 성별과 체형에 따른 복부-골반 CT의 평균 관전류를 구한 후, 이를 적용한 팬텀 실험에서 단일 및 이중 에너지 CT의 가중 CT 선량지수를 비교하고자 하였다.

대상과 방법: 신장 검사를 위한 역동적 복부-골반 CT를 받은 환자 중 성별과 체질량 지수에 따라 5명씩 여섯 그룹 30명의 CT를 대상으로 하였다. 복부와 골반으로 나누어 평균 관전류의 그룹별 평균을 구하였고, 각각 CT 영상의 영상잡음을 구하였다. CT 선량지수 팬텀과 이온 챔버를 사용하여 각 평균 관전류를 적용한 단일, 이중 에너지 CT 스캔의 가중 CT 선량지수를 구한 후 비교하고, CT 스캐너 자체의 계산으로 얻어진 추정 CT 선량지수를 조사하여 각각 비교하였다. 또한 이중 에너지와 단일 에너지 CT의 방사선량의 비(D/S비)가 그룹 간 차이가 있는지 알아보았다. 통계적 방법으로 student *t*-test와 analysis of variance를 이용하였다.

결과: 이중 에너지와 단일 에너지 CT 간의 영상잡음은 유의한 차이를 보이지 않았다($p = 0.110$). 이중 에너지 CT의 방사선 선량은 단일 에너지에 비해 약 21.6%가량 높았고(10.69 mGy, 8.79 mGy; $p < 0.01$), 이중 에너지 CT에서 측정된 CT 선량지수가 추정 CT 선량지수보다 약 6%가량 높았다($p < 0.01$). 또한 D/S비는 성별, 체질량 지수, 신체 부분에 따라 뚜렷한 차이를 보이지 않았다.

결론: 복부-골반검사를 위한 이중 에너지 CT는 단일 에너지 CT에 비해 가중 CT 선량지수가 높다.

한양대학교 의과대학 구리병원 영상의학과학교실