

<원저>

Dual-energy 컴퓨터단층촬영에서 장비 제공선량과 측정선량 비교

김영균¹⁾·김연민²⁾¹⁾삼성서울병원 영상의학과·²⁾원광보건대학 방사선과

Comparison of Estimated and Measured Doses of Dual-energy Computed Tomography

Kim Yung-Kyoon¹⁾·Kim Yon-Min²⁾¹⁾Department of Radiology, Samsung Medical Center²⁾Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University

Abstract We will provide basic data on the evaluation of patient dose in terms of DECT quality control by comparing the equipment-provided dose with the measured dose according to the configuration method of the X-ray generator by the manufacturer of the dual-energy CT unit. For computed tomography (CT) equipment, Discovery 750HD, Aquilion ONE GENESIS Edition, and Somatom Definition Flash were used. The CTDI_{vol} value was measured by inserting the Unfors Xi ion chamber into a 32 cm PMMA acryl Phantom.

The results of estimated CTDI_{vol} DECT and measured CTDI_{vol} showed that the dose difference between DECT 80 + 140 kVp of G company was at least 0.51% and -1.90% max, and measured CTDI_{vol} was slightly lower ($p < 0.05$). The difference of 80 + 140 kVp of S company was the minimum of 5.84% and the maximum of 7.52% ($p < 0.05$). The measured CTDI_{vol} was less than estimated CTDI_{vol}. The C company's 80 + 135 kVp showed a difference of at least 7.58% and a maximum of 13.58% ($P < 0.05$), and all of measured CTDI_{vol} was less. The linearity of exposure dose for all DECT equipment was very linearly reflected with R^2 being 0.97 or above, and the measured dose of the ionization chamber was less than the predicted dose of the monitor.

Key Words: Dual energy CT, CTDI_{vol}, Estimated Radiation dose, Measurement Radiation dose, Quality assurance

중심 단어: 이중에너지 CT, CTDI_{vol}, 예측선량, 측정선량, 정도관리

I. 서 론

두 개의 서로 다른 에너지 준위의 X-선을 사용하여 데이터를 얻을 수 있는 이중에너지 컴퓨터단층촬영(dual energy computed tomography; DECT)은 2006년 임상에서 일상적으로 도입된 이래로[1, 2], 제조사별로 튜브와 검출기의 구성, 그리고 스캔방식에 따라서 다른 상업적인 형태로 개발되었다. S사의 이중선원 이중에너지(dual source dual energy; DSDE)CT는 두 개의 X-선관과 두 개의 검출

기가 94도로 결합되어 서로 다른 관전압을 인가하여 동시에 두 개의 다른 광자스펙트럼을 이용하여 영상화한다[1, 3-5]. 또한 G사의 단일 선원 이중에너지(single source dual energy; SSDE)CT는 하나의 X-선관에서 서로 다른 전압을 빠른 속도로 전환하여 저에너지와 고에너지 스펙트럼을 획득할 수 있다[5-7]. 그리고 T사의 SSDE CT 시스템은 두 개의 다른 관전압을 이용하여 동일한 부위를 각각 순차적으로 회전함으로써 다른 에너지 데이터를 획득할 수 있는 순차 스캔 방식이다. 이 방식은 DECT 스캔을 획득하는

This paper was supported by Wonkwang Health Science University in 2018

Corresponding author: Yon-Min Kim, Department of Radiotechnology, Wonkwang Health Science University, 514, Iksan Daero, Iksan-si, Jeonrabok-do, 54538, Korea / Tel: +82-63-840-1238 / E-mail: kimyonmin@wu.ac.kr

Received 13 July 2018; Revised 29 September 2018; Accepted 11 October 2018

Copyright ©2018 by The Korean Journal of Radiological Science and Technology

가장 빠르고 기술적으로 가장 간단한 방법 중 하나로서 획득한 데이터는 나중에 스펙트럼 분석을 위하여 결합할 수 있다[8-10].

다양한 방식의 DECT는 기존의 단일에너지 CT(single energy CT; SECT)를 사용하여 접근할 수 없었던 새로운 임상 정보를 제공할 수 있다[11,12]. 특히 최적의 대조도 대 잡음비(contrast to noise ratio; CNR)를 적용되는 단색광의 에너지를 찾아서 영상화 해주는 능력은 정상조직과 병변을 잘 구분하는데 매우 유용하다[13,14]. 그리고 DECT는 금속에 의한 인공물이 감소된 가상 단색 영상을 생성하여 정량 측정이 가능하다[15]. 또한 근골격계 단색 영상에서 통풍이 있는 환자의 나트륨 요도 퇴적물 특성을 분석하는데 도움이 되며, 금속 인공물을 감소시켜 금속 삽입물의 평가를 개선할 수 있다[16]. 흉·복부 영상에서는 림프노드와 폐의 악성 신생물을 특징화하고 간과 신장에서 발생하는 종양의 감별에 도움을 준다[17-20]. 이처럼 DECT가 임상에서 여러 가지 신체 부위의 평가를 위한 시도가 꾸준히 이루어져 왔고, 의료분야에서 환자의 진단 평가를 개선하는 데 있어 점점 더 중요한 역할을 할 것이 분명하다.

그러나 DECT의 뛰어난 임상적용 가능성으로 인한 검사의 증가는 누적 방사선량의 증가로 이어진다. CT 검사의 피폭선량은 의료분야에서 총 선량의 절반 이상을 차지하고, 전리방사선에 의한 개인과 집단의 피폭선량의 증가를 일으키는 심각한 우려를 낳고 있다[21]. 더욱이 CT 장비의 정도 관리(quality assurance; QA) 항목에서 환자 피폭선량 평가는 매우 중요한 항목으로서, CT 선량지표(CT dose index; CTDI_{vol}) 측정을 1년마다 의무적으로 시행하고 있다. 그러나 DECT에 관한 QA 규정은 법률로 제정되어 있지 않았기 때문에 피폭선량 평가를 시행하고 있지 않다. 그러므로 기존의 SECT보다 가치 있는 임상정보를 제공함과 동시에, 방사선피폭은 증가하지 않는다는 점을 증명하기 위하여 정확한 검증이 필요한 시점이다.

따라서 본 연구에서는 기존의 SECT와 비교하여 제조사별

로 다른 방식을 적용하고 있는 DECT의 피폭선량을 PMMA phantom 실험을 통하여 정량적으로 평가하고자 한다.

II. 대상 및 방법

1. 연구방법

CT 장비는 Discovery 750CT (General Electric Medical System, Milwaukee, USA), Somatom Definition Flash (Siemens Health Care, Forchheim, Germany), Aquilion ONE GENESIS Edition (Cannon Medical System Corporation, Tochigi, Japan)의 3대를 대상으로 하였고, 모든 장비는 실험하기 전 Tube Calibration을 시행하였다.

피폭선량 측정을 위하여 Fig. 1과 같이 복부용 32cm PMMA acryl Phantom의 중앙, 12시, 3시, 6시, 9시 방향에 연필형 Unfors Xi Ion chamber(Raysafe, Billdal, Sweden)를 삽입하여 흡수선량을 총 10회 이상 반복 측정 후, CTDI_{vol}으로 변환하였다. Unfors Xi 선량계는 Raysafe service부터 2016년 9월 교정을 받았다.

측정조건은 SECT에서 120 kVp, Rotation time 1.0 sec, Large Scan-FOV, CTDI_{vol}은 5단계로 구분하여 Axial 스캔 하였으며, DECT의 CTDI_{vol}은 SECT와 유사하게 설정하기 위하여 Table 1과 같이 mA를 조절하였다. 그리고 모든 CTDI_{vol} 측정은 총 10회 이상 반복 측정하였다.



(a) Phantom image (b) Axial view of measurement position
Fig. 1 Dose measurement using of PMMA phantom

Table 1 The parameter of CT equipment for dose measurement

Vendor	Scan mode	Tube voltage (kVp)	Tube current (mA)	Beam collimation (mm)
G	SECT	120	110, 160, 210, 270, 315	40.0
	DECT	80+140	275, 375, 630, 640, 600	
S	SECT	120	122, 184, 245, 306, 367	19.2
	DECT	80+140	154+28, 231+42, 308+56, 385+70, 462+84	
T	SECT	120	70, 140, 210, 280, 350	20.0
	DECT	80+135	230+40, 340+60, 460+80, 570+110, 680+120	

SECT: Single Energy Computed Tomography, DECT: Dual Energy Computed Tomography

피폭선량의 합격기준은 제조사별 자체 권고사항으로 규정되어 있다. 따라서 본 논문에서는 모든 제조사의 측정기준이 충분히 포함되도록 CTDI_{vol}을 5단계로 구분하여 실험하였다.

SECT와 DECT의 피폭선량을 평가하기 위하여 전리조로 측정된 선량(Measured CTDI_{vol})의 평균과 표준편차 그리고 변동 폭을 산출하였다.

DECT의 mA는 SECT의 CTDI_{vol}과 유사하게 총 5단계로 구분하였고, G사는 젬스톤 분광영상(gemstone spectral imaging; GSI) 54번, 31번, 1번, 15번, 10번 mode의 mean mAs를 사용하였다.

그리고 SECT와 DECT의 CTDI_{vol} 변환과정에서 Beam collimation은 10 mm로 보정하여 계산하였다.

2. 통계적 분석

통계는 PASW Statistics 18, Release 18.0.0 프로그램을 사용하였으며, 피폭선량의 직선성 평가를 위하여 모니터의 예측 선량과 전리조의 측정선량을 선형회귀 분석하였다. 이때 유의수준은 0.05 이하로 정하였다.

III. 결 과

1. G사의 피폭선량

G사의 CT장치 제어반 모니터 에서 표시되는 Estimated CTDI_{vol}과 전리조로 측정된 Measured CTDI_{vol}을 비교 평가한 결과는 Table 2와 같다. SECT 120 kVp는 최소 1.59%에서 최대 2.49%의 선량 차이를 보였으며, 전리조로 측정된

Measured CTDI_{vol}이 다소 적었다. 그리고 DECT 80+140 kVp는 최소 0.51%에서 최대 -1.90%의 선량 차이가 발생하였으며, Estimated CTDI_{vol} 17.49 mGy 이상의 집단에서 전리조로 측정된 Measured CTDI_{vol}이 다소 적었다. 또한 Estimated CTDI_{vol} 증가에 따른 Measured CTDI_{vol}의 변화를 선형회귀 분석한 결과, SECT 120 kVp의 R²은 0.971이었고 DECT 80+140 kVp의 R²은 0.978로 1에 가까워 직선성이 매우 선형적으로 반영되었다.

2. S사의 피폭선량

S사의 CT장치 제어반 모니터에서 표시되는 Estimated CTDI_{vol}과 전리조로 측정된 Measured CTDI_{vol}을 비교 평가한 결과는 Table 3과 같다. SECT는 최소 0.26%에서 최대 6.47%, 그리고 DECT의 80+140 kVp는 최소 5.84%에서 최대 7.52%의 차이가 발생하였으며($p < 0.05$), Measured CTDI_{vol}이 Estimated CTDI_{vol}보다 모두 적게 측정되었다. 그리고 Estimated CTDI_{vol} 증가에 따른 Measured CTDI_{vol}의 변화를 선형회귀 분석한 결과, SECT의 R²은 0.996이었고, DECT의 R²은 0.999이상으로 직선성이 매우 선형적으로 반영되었다.

3. T사의 피폭선량

T사의 CT장치 제어반 모니터에서 표시되는 Estimated CTDI_{vol}과 전리조로 측정된 Measured CTDI_{vol}을 비교 평가한 결과는 Table 4와 같다. SECT 120 kVp는 최소 7.29%에서 최대 8.61%, DECT의 80+135 kVp는 최소 7.58%에서 최대 13.58%의 차이가 발생하였으며($P < 0.05$), Measured CTDI_{vol}이 모두 적게 측정되었다. 그리고 Estimated CTDI_{vol} 증가에

Table 2 Results of dose measurement according to scan mode by G

Scan mode	Tube Voltage (kVp)	Estimated CTDI _{vol} (mGy)	Measured CTDI _{vol} (mGy)	CV (%)	R ²	P-value
SECT	120	8.82	8.68 ± 0.02	0.23	0.971	.000
		12.84	12.57 ± 0.04	0.32		
		17.65	17.24 ± 0.03	0.17		
		21.66	21.17 ± 0.06	0.28		
		25.27	24.64 ± 0.06	0.24		
DECT	80+140	8.96	9.13 ± 0.21	2.30	0.978	.000
		12.72	12.82 ± 0.36	2.81		
		17.49	17.40 ± 0.07	0.40		
		21.50	21.39 ± 0.56	2.62		
		25.13	24.96 ± 0.09	0.36		

SECT: Single Energy Computed Tomography, DECT: Dual Energy Computed Tomography

Table 3 Results of dose measurement according to scan mode by S

Scan mode	Tube Voltage (kVp)	Estimated CTDIvol (mGy)	Measured CTDIvol (mGy)	CV (%)	R ²	P-value
SECT	120	7.52	7.13 ± 0.01	0.14	0.996	.000
		11.34	10.70 ± 0.03	0.28		
		15.10	15.06 ± 0.02	0.13		
		18.86	17.64 ± 0.04	0.23		
		22.62	22.40 ± 0.06	0.27		
DECT	80+140	7.54	7.10 ± 0.08	1.13	0.999	.000
		11.31	10.53 ± 0.10	0.95		
		15.07	14.05 ± 0.17	1.21		
		18.84	17.44 ± 0.20	1.15		
		22.61	20.91 ± 0.26	1.24		

SECT: Single Energy Computed Tomography, DECT: Dual Energy Computed Tomography

Table 4 Results of dose measurement according to scan mode by T

Scan mode	Tube Voltage (kVp)	Estimated CTDIvol (mGy)	Measured CTDIvol (mGy)	CV (%)	R ²	P-value
SECT	120	4.80	4.45 ± 0.01	0.22	0.994	.000
		9.60	8.82 ± 0.02	0.23		
		14.40	13.16 ± 0.02	0.15		
		19.30	17.89 ± 0.02	0.11		
		24.10	22.19 ± 0.14	0.63		
DECT	80+135	8.10	7.00 ± 0.01	0.14	0.997	.000
		12.00	11.09 ± 0.02	0.18		
		16.10	14.49 ± 0.02	0.14		
		20.10	17.93 ± 0.03	0.17		
		24.00	21.61 ± 0.06	0.28		

SECT: Single Energy Computed Tomography, DECT: Dual Energy Computed Tomography

다른 Estimated CTDI_{vol}의 변화를 선형회귀 분석한 결과, SECT의 R²은 0.994이었고 DECT의 R²은 0.998이상으로 1에 가까워 직선성이 매우 선형적으로 반영되었다.

IV. 고 찰

최근 DECT 기술의 경쟁적인 도입에 따른 임상적용이 증가하는데 비하여 방사선 피폭선량의 평가에 대한 연구는 상대적으로 적다. 더욱이 어떤 연구도 제조사별로 다양한 X선 발생기 조사방식의 DECT 시스템을 사용하여 방사선량을 체계적으로 평가하지 않았다. 또한 모든 방사선 관련 종사자에게 있어서, 환자에게 스캔 매개변수의 변경을 적용하기 전에 그리고 새로운 프로토콜이나 기법을 구현하기 전에 방

사선량을 필수적으로 비교하는 것은 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서 제조사별로 다른 방식을 적용하고 있는 DECT 시스템의 피폭선량을 스캔 매개변수를 최대한 SECT와 동일하게 설정하여 정량적으로 평가하고자 하였다.

CTDI_{vol}은 일반적으로 X선 튜브 출력을 나타내는 신뢰성 있는 지표로서 환자가 받는 대략적인 장기선량을 표시하기 위하여 사용되는데, 보통 스캔 길이에 걸친 평균값이다 [22]. CTDI_{vol}의 제한점으로 팬텀 크기와 거의 비슷한 범위의 환자 크기에 대해서만 정확하며, 환자가 받는 실제 장기선량은 환자의 크기에 따라 크게 달라진다[23]. 그러나 CT 스캔의 방사선 노출을 이해하고 모니터링을 위하여 CT에서 일반적으로 사용되는 표준화된 값이다. 그리고 방사선 전문의가 해석하는 모든 CT 스캔에 대해 CTDI_{vol}을 검토하는 것을 권장할 정도로 객관적인 지표로 사용되고 있다[24]. 현

재 대부분의 CT 장치는 다양한 프로토콜에 따른 환자의 방사선량을 비교할 수 있도록 사용자 콘솔에 표시되어, X선 발생기의 출력 선량을 객관적으로 평가할 수 있는 지표로서 사용되기 충분한 요건을 갖추고 있다.

주요 3사의 DECT의 X선 발생기 조사방식은 SECT에 비하여 스캔 매개변수의 설정에 따라서 매우 제한적이며 다른 방식을 적용하고 있다. S사의 이중선원 CT는 2개의 X선 발생기와 2개의 검출기로 구성되며 각 발생기에서 같은 양의 X선이 방출되어 그 합한 양이 기존의 SECT와 동일한 방사선량이 조사되도록 설계되어 있다[25]. 그리고 SSCT의 종류는 G사의 0.5 sec의 빠른 관전압 변환 방식과 T사의 이중 순차 회전 방식이 있다. 이처럼 DECT는 광전효과가 더 크게 일어나는 저에너지와 콤프턴 효과로 인한 산란선이 많이 발생할 수 있는 고에너지 관전압을 동시에 사용하여 조사하는 방식을 채택하고 있으므로 피폭선량이 변화가 발생할 여지가 있다. CTDI_{vol}은 X선 발생기의 관전압 및 관전류를 포함하여 X선 선원 효율성, X선 선원의 필터링 및 콜리메이션 등의 스캔 매개변수에 크게 의존한다[26]. Schindera 등의 연구에서 80 kVp 및 675 mAs의 저전압 및 고전류 프로토콜을 사용하면 140 kVp 및 225 mAs의 표준 기술에 비해 유효 선량이 60% 감소한다는 것을 보여 주었다[27]. 이에 본 연구에서 DECT는 표면선량과 심부선량의 분포 차이와 관전압 변환에 따른 시간 차이와 간섭에 따라서 피폭선량의 변화가 발생할 것이라 사료되었다. 실제로 S사의 DSDE CT의 피폭선량은 최소 5.84% ~ 최대 7.52%의 차이가 발생하였으며, 이는 SECT 피폭선량 최소 0.26% ~ 최대 6.47%보다 훨씬 크게 나타났다. 또한 T사의 이중순차방식의 SSDE CT는 최소 7.58% ~ 최대 13.58%의 차이가 발생하였고, SECT 최소 7.29% ~ 최대 8.61%보다 오차가 컸다. DECT는 SECT에 비하여 피폭선량의 재현성이 더 낮게 나타남을 알 수 있었다.

몇몇의 선행연구에서 SECT와 DECT와의 선량비교를 평가하기 위한 노력들이 다소 있었다. DECT가 SECT에 비하여 전체적으로 선량이 높다는 연구가 있는데, 예를 들어 'Bauer RW'의 연구에서 흉부검사 시 1세대 이중선원 DECT 검사에서 예측되는 CTDI_{vol}이 기존의 SECT에 비교하여 약 10% 높고[28], 또한 'Cho YS'의 실험에서 AEC를 적용한 복부 DECT 검사에서는 SECT에 비하여 CTDI_{vol}이 6% 가량 높다고 언급하였다[29]. 이와는 반대로, 'Puryško AS'와 'Jepperson MA'의 간 및 요로 영상의 연구에서 프로토콜이 개선되면 방사선 선량이 SECT의 선량과 유사하거나 더 낮을 수도 있음이 밝혀졌다. 간세포암이 의심되는 환자의 연구에서 적절한 DECT의 프로토콜의 적용은 적용하여 SECT보다 방사선 선

적분선량(Dose length product, 이하 DLP)이 매우 의미 있게 감소하고 유효선량은 37% 감소되었다고 보고하였다[30, 31]. 더욱이 'Im AI'은 조영 전 영상의 스캔을 생략하고 가상 조영 전 영상을 획득함으로써 프로토콜에 따라 방사선량을 최대 47%까지 줄이는 동시에 영상 품질은 적절하게 획득이 가능하다고 언급하였다[32]. 또한 DECT 장비의 추가적인 선량 저감화 기술이 개발되어 임상에서 적용되었다. 최근 개발된 DSDE CT는 고에너지 X선 발생기에 주석 필터 설치하여 선량을 낮은 에너지 X선을 여과함으로써 방사선량을 줄일 수 있다[33]. 따라서 DECT의 방사선량은 제조업체와 프로토콜 그리고 특성화된 선량 저감화 기법에 따라 상당한 차이를 보인다. 여러 논문에서 발표한 SECT와 DECT간의 선량차이는 프로토콜에 따른 차이거나 추가적인 선량 저감화 기법에 따른 차이일 가능성이 매우 높다. 따라서 다른 기법으로 방사선 피폭에 대한 비교 보고서를 해석할 때 상당한 주의가 필요하다.

DECT의 뛰어난 유용성에 비하여, 현재의 법률상 CT장치의 QA 기준은 SECT에 관한 규정만 제정되어 있다. 더욱이 임상에서 적용되는 검사 프로토콜은 제조사의 권고사항과 임상판독의 협의를 통한 화질평가와 외부 논문의 결과를 참고하여 임의대로 사용하고 있는 실정이다. 따라서 본 논문은 PMMA phantom 실험을 통하여 X선 발생기의 피폭 선량을 객관적으로 평가하고자 하였다. 현재 DECT의 일정 규격의 표준팬텀을 이용한 피폭선량 평가를 시행하는 논문은 보고되지 않았다. 따라서 본 논문은 DECT의 QA를 방향을 제시하는 기초논문 자료로서 매우 유의미하다고 할 수 있다.

V. 결 론

제조사별로 DECT 방식에 따른 측정선량은 유의미한 차이를 보이지 않았다. 모든 DECT 장비의 피폭선량의 직선성은 R²이 0.97이상으로 매우 선형적으로 반영되었고, 전리조의 측정선량이 모니터의 예측 선량보다 대부분 다소 적었다. 그리고 이중순차 방식의 SSDE CT시스템의 측정 선량의 변동폭은 SECT와 비슷하였고, 빠른 관전압 전환형 SSDE CT와 SDSE CT시스템의 변동폭은 DECT가 SECT에 비하여 다소 높았으나 큰 차이는 보이지 않았다. 따라서 제조사별 DECT의 X선 발생기의 구성방식에 따른 피폭선량의 차이가 크지 않으므로 SECT의 피폭선량 평가만으로도 충분히 적절한 QA로 대체 가능함을 파악할 수 있었다.

REFERENCES

- [1] Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, Petersilka M, Gruber K, Suss C, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol*. 2006;16(2):256-68.
- [2] 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(6):1510-7.
- [3] Yoshizumi T. Dual Energy CT in Clinical Practice. *Med Phys*. 2011;38(11):6346.
- [4] McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG. Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-53.
- [5] Forghani R, De Man B, Gupta R. Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1. *Neuroimaging Clin N Am*. 2017;27(3):371-84.
- [6] Lam S, Gupta R, Kelly H, Curtin HD, Forghani R. Multiparametric Evaluation of Head and Neck Squamous Cell Carcinoma Using a Single-Source Dual-Energy CT with Fast kVp Switching: State of the Art. *Cancers (Basel)*. 2015;7(4):2201-16.
- [7] Li B, Yadava G, Hsieh J. Quantification of head and body CTDI(VOL) of dual-energy x-ray CT with fast-kVp switching. *Med Phys*. 2011;38(5):2595-601.
- [8] Omoumi P, Becce F, Racine D, Ott JG, Andreisek G, Verdun FR. Dual-Energy CT: Basic Principles, Technical Approaches, and Applications in Musculoskeletal Imaging (Part 1). *Semin Musculoskelet Radiol*. 2015;19(5):431-7.
- [9] Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol*. 1976;21(5):733-44.
- [10] Millner MR, McDavid WD, Waggener RG, Dennis MJ, Payne WH, Sank VJ. Extraction of information from CT scans at different energies. *Med Phys*. 1979;6(1):70-1.
- [11] Karcaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy CT re-visited with multidetector CT: review of principles and clinical applications. *Diagn Interv Radiol*. 2011;17(3):181-94.
- [12] Kim YK, Park SH, Kim YM. Comparison of Bone Volume Measurements Using Conventional Single and Dual Energy Computed Tomography. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(2):253-9.
- [13] Patel BN, Thomas JV, Lockhart ME, Berland LL, Morgan DE. Single-source dual-energy spectral multidetector CT of pancreatic adenocarcinoma: optimization of energy level viewing significantly increases lesion contrast. *Clin Radiol*. 2013;68(2):148-54.
- [14] Kim MS. Quantitative Analysis of Bone Mineral Measurements in Different Types of Dual-energy Absorptiometry Systems: Comparison of CT vs DEXA. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2017;40(2):311-6.
- [15] Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TR. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Eur Radiol*. 2011;21(7):1424-9.
- [16] Glazebrook KN, Guimaraes LS, Murthy NS, Black DF, Bongartz T, Manek NJ, et al. Identification of intraarticular and periarticular uric acid crystals with dual-energy CT: initial evaluation. *Radiology*. 2011;261(2):516-24.
- [17] Robinson E, Babb J, Chandarana H, Macari M. Dual source dual energy MDCT: comparison of 80 kVp and weighted average 120 kVp data for conspicuity of hypo-vascular liver metastases. *Invest Radiol*. 2010;45(7):413-8.
- [18] Graser A, Becker CR, Staehler M, Clevert DA, Macari M, Arndt N, et al. Single-phase dual-energy CT allows for characterization of renal masses as benign or malignant. *Invest Radiol*. 2010;45(7):399-405.
- [19] Chae EJ, Song JW, Seo JB, Krauss B, Jang YM, Song KS. Clinical utility of dual-energy CT in the evaluation of solitary pulmonary nodules: initial experience. *Radiology*. 2008;249(2):671-81.
- [20] Schmid-Bindert G, Henzler T, Chu TQ, Meyer M, Nance JW, Jr., Schoepf UJ, et al. Functional imaging of lung cancer using dual energy CT: how does iodine related attenuation correlate with stand-

- ardized uptake value of 18FDG-PET-CT? *Eur Radiol.* 2012;22(1):93-103.
- [21] Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Arch Intern Med.* 2009;169(22):2078-86.
- [22] McNitt-Gray MF. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. Radiation dose in CT. *Radiographics.* 2002;22(6):1541-53.
- [23] Li B, Behrman RH. Comment on the "report of AAPM TG 204: size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations" [report of AAPM TG 204, 2011]. *Med Phys.* 2012;39(7):4613-4; author reply 5-6.
- [24] Sodickson A. Strategies for reducing radiation exposure in multi-detector row CT. *Radiol Clin North Am.* 2012;50(1):1-14.
- [25] Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG. Technical principles of dual source CT. *Eur J Radiol.* 2008;68(3):362-8.
- [26] McCollough CH LS, Yu L. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology.* 2011; 259(2):311-6.
- [27] Schindera ST, Nelson RC, Mukundan S, Jr., Paulson EK, Jaffe TA, Miller CM, et al. Hypervascular liver tumors: low tube voltage, high tube current multi-detector row CT for enhanced detection-phantom study. *Radiology.* 2008;246(1):125-32.
- [28] Bauer RW, Kramer S, Renker M, Schell B, Larson MC, Beeres M, et al. Dose and image quality at CT pulmonary angiography-comparison of first and second generation dual-energy CT and 64-slice CT. *Eur Radiol.* 2011;21(10):2139-47.
- [29] Cho YS, Jeong WK, Kim Y, Heo JN. Radiation Doses of Dual-Energy CT for Abdominopelvic CT: Comparison with Single-Energy CT. *Journal of the Korean Society of Radiology.* 2011;65(5):505-12.
- [30] Purysko AS, Primak AN, Baker ME, Obuchowski NA, Remer EM, John B, et al. Comparison of radiation dose and image quality from single-energy and dual-energy CT examinations in the same patients screened for hepatocellular carcinoma. *Clin Radiol.* 2014;69(12):e538-44.
- [31] Jepperson MA, Cernigliaro JG, Ibrahim el SH, Morin RL, Haley WE, Thiel DD. In vivo comparison of radiation exposure of dual-energy CT versus low-dose CT versus standard CT for imaging urinary calculi. *J Endourol.* 2015;29(2):141-6.
- [32] Im AL, Lee YH, Bang DH, Yoon KH, Park SH. Dual energy CT in patients with acute abdomen; is it possible for virtual non-enhanced images to replace true non-enhanced images? *Emerg Radiol.* 2013; 20(6):475-83.
- [33] 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(6):347-53.