

Effects of Iterative Reconstruction Algorithm, Automatic Exposure Control on Image Quality, and Radiation Dose: Phantom Experiments with Coronary CT Angiography Protocols

Seongmin Ha*, Sunghee Jung[†], Hyuk-Jae Chang[†], Eun-Ah Park[‡], Hackjoo Shim[§]

*Yonsei – Cedars–Sinai, Integrative Cardiovascular Imaging Research Center,

[†]Graduate School of Medical Sciences, College of Medicine, Yonsei University,

[‡]Department of Radiology, Seoul National University Hospital,

[§]Toshiba Medical Systems Korea, Seoul, Korea

In this study, we investigated the effects of an iterative reconstruction algorithm and an automatic exposure control (AEC) technique on image quality and radiation dose through phantom experiments with coronary computed tomography (CT) angiography protocols. We scanned the AAPM CT performance phantom using 320 multi-detector-row CT. At the tube voltages of 80, 100, and 120 kVp, the scanning was repeated with two settings of the AEC technique, i.e., with the target standard deviations (SD) values of 33 (the higher tube current) and 44 (the lower tube current). The scanned projection data were reconstructed also in two ways, with the filtered back projection (FBP) and with the iterative reconstruction technique (AIDR-3D). The image quality was evaluated quantitatively with the noise standard deviation, modulation transfer function, and the contrast to noise ratio (CNR). More specifically, we analyzed the influences of selection of a tube voltage and a reconstruction algorithm on tube current modulation and consequently on radiation dose. Reduction of image noise by the iterative reconstruction algorithm compared with the FBP was revealed eminently, especially with the lower tube current protocols, i.e., it was decreased by 46% and 38%, when the AEC was established with the lower dose (the target SD=44) and the higher dose (the target SD=33), respectively. As a side effect of iterative reconstruction, the spatial resolution was decreased by a degree that could not mar the remarkable gains in terms of noise reduction. Consequently, if coronary CT angiography is scanned and reconstructed using both the automatic exposure control and iterative reconstruction techniques, it is anticipated that, in comparison with a conventional acquisition method, image noise can be reduced significantly with slight decrease in spatial resolution, implying clinical advantages of radiation dose reduction, still being faithful to the ALARA principle.

Key Words: Iterative reconstruction, AEC, Low-dose CT, CCTA, Phantom experiment

서 론

This research was partly supported by the research collaboration program of Seoul National University Hospital and Toshiba Medical Systems Korea [06-2012-3020] and by the ICT R&D program of MSIP/IITP [10044910, Development of multi-modality imaging and 3D simulation-based integrative diagnosis-treatment support software system for cardiovascular diseases].

H. Shim is an employee of Toshiba Medical Systems Korea. None of the other authors have conflict of interest to be disclosed.

Received 3 February 2015, Revised 6 March 2015, Accepted 16 March 2015

Correspondence: Hackjoo Shim (hackjoo.shim@toshiba-medical.co.kr)

Tel: 82-2-860-8046, Fax: 82-2-855-8052

© 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.

최근 전세계 의료영상 중 전산화단층촬영장치(Computed Tomography: CT)가 활용되는 비중은 18%로 엑스레이 촬영장치(23%) 다음의 위치를 차지하고 있다.¹⁾ 특히 지난 십 년 동안 CT의 영상획득 시간이 짧아졌을 뿐만 아니라 영상의 화질도 개선되었기 때문에 의료현장에서 환자의 병변을 판독하는 장비로서 비약적으로 발전했다.²⁾

팬텀 실험을 통한 연구는 방사선 피폭의 위험이 없으므로, 여러 영상획득 변수를 임의대로 적용이 가능하며, 각 변수가 영상 화질과 방사선량에 미치는 영향을 정량적으로 측정할 수 있다.

CT 영상 획득의 다양한 변수 중 관전압과 관전류 등과 함께 영상 재구성 알고리즘은 화질에 큰 영향을 준다. 즉, CT 영상 획득 후, 해부학적 검사 부위와 검사 목적 질환에 따라 적절한 재구성 알고리즘을 적용하여야 최적의 영상을 획득할 수 있고, 이에 대한 다양한 연구가 진행되어 왔다.^{4,6)}

CT의 구성 일부인 X-선관(X-ray tube)로부터 생성된 X-선이 피사체를 투과하면 감약(attenuation)이 발생하고, 이 감약 정보가 검출기(detector)에 의하여 전기적 신호로 변환된다. X-선관과 검출기가 피사체 주위를 회전하여 얻는 감약 정보를 로우(raw) 데이터 혹은 투영(projection) 데이터라한다. 로우 데이터를 역투영하여 영상을 계산하는 과정을 영상 재구성이라 하며, 역투영에 의한 스무딩(smoothing) 현상을 보정하고, 고주파 성분도 복원하는 필터(filter) 혹은 커널(kernel)을 적용한 필터 보정 역투영법(filtered back projection: FBP)이 가장 널리 쓰이는 재구성 기법이다.

이에 반하여, 반복적 재구성(iterative reconstruction: IR) 기법은 스캐너 모델과 통계 영상 잡음 감소 모델을 활용한 인공물(artifact) 및 잡음 저감 기술을 로우 데이터에 적용하여 FBP 영상을 재구성 한 후, 촬영 대상 환자에 적응적인 영상 기반의 잡음 저감 기술을 적용하고, 이를 최초의 FBP 재구성 영상과 혼합하는 과정을 반복한다. 또는, 반복적 과정을 로우 데이터 공간과 재구성 영상 공간 사이를 포괄하여 수행하는 기법도 이에 해당한다.

이러한 반복적 재구성 기법은 잡음 및 인공물을 미리 정의된 모델을 특정 환자와 검사 대상에 적응적으로 활용하므로, 고식적인 필터보정역투영(FBP) 재구성 기법보다, 같은 방사선량을 이용하여 우월한 화질의 영상을 재구성하거나, 또는, 적은 방사선량으로써 동등한 화질의 영상을 재구성하는 장점이 있다. 그러나, 그 방대한 계산량에 의한 긴 소요 시간으로써 범용적 활용에 제한이 있었으나, 최근 컴퓨터 기술의 비약적 발달로 계산 시간이 많이 단축되어 현재 CT 분야에서 실질적으로 큰 공헌을 하고 있다.^{7,8)} 각 CT 제조사에서는 고유의 IR 기법(Siemens Healthcare의 IRIS, GE Healthcare의 Veo, Toshiba Medical Systems Corporation의 AIDR-3D, Philips Healthcare의 iDose4)을 개발하여 제공하고 있으며, 본 논문에서는 AIDR-3D (Toshiba Medical Systems Corporation, Otawara, Japan)를 적용하였다.⁹⁾

관전류 노출자동조절(Automatic Exposure Control: AEC)은 신체의 각 부위의 두께, 크기, 감약 계수 등이 상이함에도 불구하고, 일관된 화질의 영상을 획득하도록 관전류(tube current)를 자동적으로 조절하여, 결과적으로 방사선량

을 감소시키는 기법이다. 각 CT 제조사에서는 적용 범위와 기술이 차이가 있지만 고유의 AEC 기술을 소개하였으며, 본 논문에서는 촬영부위의 조직 구조와 영상의 두께 등을 고려하여 영상의 질은 유지한 채 최적의 선량으로 조절할 수 있는 ^{SURE}Exposure 3D 기능을 사용하였다.

관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술(Coronary Computed Tomography Angiography: CCTA)은 가느다란 혈관인 관상동맥을 대상으로 협착(stenosis)의 여부와 정도를 판단하는 것이 주목적이므로,¹⁰⁾ 낮은 잡음의 세기, 대조대잡음비, 공간적 해상도 등에 의해 평가되는 화질에 대한 요구 조건이 엄격하다. 그러나, 피폭 선량에 대한 각성과 우려는 상존하므로, 방사선량과 화질 간의 균형(trade-off)는 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술에 있어서 가장 중요한 문제이다. 반복적 재구성 알고리즘의 화질 개선 혹은 선량 감소의 효과와,¹²⁾ 관전류 자동노출조정 기법의 환자의 신체 크기, 내부 장기의 잡음 정도를 고려한 최적의 관전류 설정 효과에 대한 각각의 연구 결과는 다수 존재하나, 이 두 가지 기법을 동시에 적용하였을 때, 영상 화질과 방사선량에 미치는 영향에 대한 연구는 많지 않다.

이에 본 논문에서는 특히, 16 cm의 광폭 검출기(wide-area detector)를 보유한 CT에서의 이 두 가지 기법이 동시에 적용되었을 때의 효과를 관상동맥 CT 조영 프로토콜을 이용한 팬텀 실험을 통하여 평가하고자 한다.

재료 및 방법

CT 촬영에 사용된 장비는 640 MSCT (Multi Slice CT; Aquilion ONE, Toshiba Medical Systems, Otawara, Japan)이며, 관상동맥 CT 혈관 조영 영상을 대상으로, 촬영을 위한 변수 설정은 진행하였다. 관전압은 80, 100, 120 kVp, 관전류는 관전류 자동노출조정 기법을 사용하였으며, 겐트리(gantry) 회전속도는 0.35 s/rot., 절편 두께는 0.5 mm, 콜리메이션(collimation)은 0.5×320 mm, 촬영범위는 160 mm, 관측 시야(field of view, FOV)는 240 mm로 설정하였다.

본 연구에서 사용된 AEC는 심장 프로토콜에서 주로 사용하는 두 값(SD33: high quality, SD44: low quality)을 적용하였다. 후처리 과정의 매개변수는 재구성 알고리즘 설정과 영상 커널을 조정하였다. 그리고 관상동맥 CT 조영 영상에 적합한 샤프(sharp) (FC43) 커널을 적용하였다.

연구에 사용된 팬텀(phantom)은 AAPM (American Association of Physicists in Medicine)의 CT 성능평가용 팬텀이다. AAPM 팬텀의 직경은 21.6 cm이며 아크릴 재질의 원통

형으로 제작되었고, 대조도, 감약계수균일도, 공간분해능, 절편두께 등 다양한 CT 성능 평가 모듈들로 구성되어 있다. 이 중 본 연구에서는 공간분해능, 대조도 평가 모듈을 사용하였으며, 공간분해능 모듈에서 변조전달함수(Modulation Transfer Function: MTF), 대조도 평가 모듈에서 대조도비(eq. 1)를 측정하였다. 그리고 공간분해능 모듈의 물 부분에서 영상의 잡음 및 표준편차를 측정하였다(Fig. 1).

$$CNR = \frac{\text{density}_{\text{acrylic}} - \text{density}_{\text{contrast}}}{\text{average}(SD_{\text{acrylic}} + SD_{\text{contrast}})} \quad (1)$$

관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술에 맞춰 3가지의 변수(관전압, AEC, 재구성알고리즘)를 고려하여 진행되었다. 관전압, 관전류는 선량에 영향을 미칠 뿐만 아니라, 영상의 화질에도 영향을 주는 변수(scan protocol)이며, 재구성 알고리즘은 선량에 영향을 주지 않지만 영상의 화질에 큰 영향을 주는 변수(reconstruction protocol)이다.

실험 과정으로는 팬텀의 공간분해능 모듈과 대조도 평가 모듈을 조립한 뒤, 영상 변수의 관전압을 80, 100, 120 kVp로 설정하고 각 관전압에서 AEC의 설정을 고선량(SD33), 저선량(SD44)으로 설정하여 촬영한 뒤, 로우 영상을 획득하였다. 획득한 로우 영상을 FBP와 IR (AIDR3D-Standard)을 적용하여 재구성하였다.

공간분해능은 정량적 평가와 정성적 평가로 나누어 측정하였다. 정량적 평가는 Fig. 1의 a-1인 공간분해능 모듈의 가느다란 텅스텐 줄을 이용해 MTF를 측정하였으며, 정성적 평가는 a-2의 구멍 패턴을 이용하여 각각의 변수 영상의 공간분해능을 비교하였다.

여기서 MTF란 영상의 공간해상도를 평가하는 지표로써, 영상시스템상 입력 신호 대비 출력 신호의 비율로 나타낸

다. 본 논문의 MTF는 점 확산 함수(Point Spread Function: PSF)를 계산한 뒤 푸리에 변환을 하여 얻은 영상의 임펄스 응답(impulse response)으로 표현한다.¹³⁻¹⁶ 관전압에서 FBP와 IR의 MTF 값을 계산하여 AEC에 따른 관전류가 적용된 각 관전압에 대해 두 알고리즘의 영상 화질을 정량적으로 비교하였다.¹⁷

대조도 평가는 0.1% 조영제 부분과 조영제 주변부인 아크릴 부분의 비를 통해 대조도 평가 모듈인 Fig. 1의 b에서 대조도비(Contrast-to-Noise Ratio: CNR)를 측정하였고, 감약계수의 평균 및 표준편차, 영상의 잡음 감소 비(eq. 2)는 공간분해능 평가 모듈의 물 부분에서 구하였다. 측정된 원형 관심영역(Region of Interest: ROI)은 공간분해능 모듈의 철사 줄 양쪽 물 부분을 측정하였고, 연속된 5개의 영상 절편에서 측정하였다. 영상의 잡음 감소 비는 재구성 알고리즘의 FBP 대비 IR의 영상 잡음 감소비를 계산하였다.

$$\text{영상 잡음 감소비} = \frac{(SD_{\text{AIDR3D}} - SD_{\text{FBP}})}{SD_{\text{FBP}}} (\%) \quad (2)$$

측정된 데이터를 이용해서 선량 감소에 영향을 주는 AEC와 후처리를 통해 영상의 화질에 영향을 주는 재구성 알고리즘이 화질 및 선량에 미치는 영향을 확인하였다. 본 논문에서는 관전압이 관전류에 미치는 영향, 관전류의 변화에 따른 재구성 알고리즘, 관전압이 선량에 미치는 영향을 도출하였다. 최종적으로는 AEC를 통해 획득한 저선량 영상에서 IR을 적용했을 때 기존 프로토콜의 영상 대비 화질의 변화를 확인하였다.

관전압 변화에 따른 관전류의 영향은 AEC에서 설정한 값(SD33: high quality, SD44: low quality)을 관전압에 따라 변화를 살펴보고, 관전류의 변화에 따른 재구성 알고리

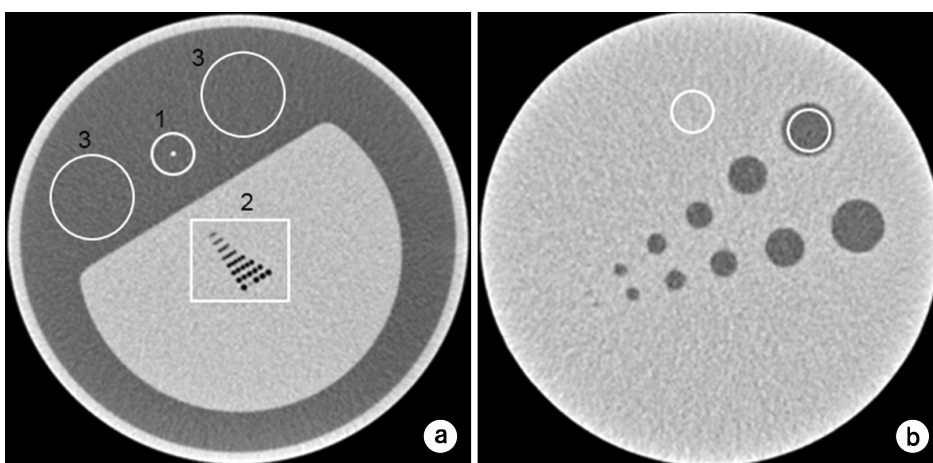


Fig. 1. Region of interest of phantom module. (a) spatial resolution: (a-1) thin wire part, (a-2) qualitative part, (a-3) water part, (b) (b-1) low-contrast part, (b-2) water part.

좁은 AEC 설정 값인 고선량(SD33), 저선량(SD44)의 비율 ((44/33)≃1.33)을 기준으로 한 뒤, 각 알고리즘과 비교하였다. 관전압이 선량에 미치는 영향은 고정된 관전압에서 단위 관전류당 선량(CTDIvol) 값으로 비교하였으며, 최종적으로 AEC를 통해 획득한 저선량 영상에서 IR을 적용한 영상과 기존 프로토콜의 화질 및 선량을 비교하였다.

결 과

임상 적용 전 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술 프로토콜에 맞춰 관전압, 관전류, 재구성 알고리즘을 변화시킨 영상을 획득하고 기존의 영상획득 방법인 FBP영상과 화질 비교 및 선량을 측정하였다.

먼저 AEC를 통해 노출된 관전류는 80 kVp의 고선량(SD33)에서 222 mA, 저선량(SD44)에서 136 mA이고, 100

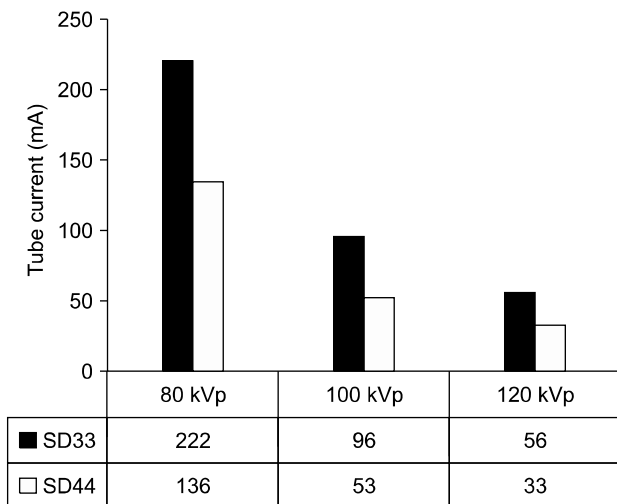


Fig. 2. Comparisons of tube current from AEC was adjusted dose. According to rise 80 kVp to 120 kVp, tube current was increased the tube current in order to adjust the optimal dose.

kVp의 고선량에서 96 mA, 저선량에서 53 mA이며 120 kVp의 고선량에서 56 mA, 저선량에서 33 mA이었다(Table 1) (Fig. 2).

선량(CTDIvol)은 80 kVp의 고선량에서 5.0 mGy, 저선량에서 3.6 mGy이고, 100 kVp의 고선량에서 4.5 mGy, 저선량에서 2.6 mGy이며 120 kVp의 고선량에서 4.4 mGy, 저선량에서 2.4 mGy로 측정되었다.

즉, 정량적 화질의 평가 중 영상의 잡음은 IR이 FBP보다 전체적으로 감소된 것을 확인할 수 있다(Table 2). 대조도비는 IR이 FBP보다 평균 84%가 높았으며, 특히 선량이 낮을수록 FBP에 비해 IR이 더 높은 대조도비를 보였다. 공간분해능 측정결과로써 정량적 평가인 MTF는 전체적으로 FBP가 IR에 비해 높은 값을 보였다(Fig. 3). 정성적 평가인 구멍 패턴에서는 유의한 차이가 없었다(Fig. 4).

관전압이 관전류에 미치는 영향을 살펴보면 80 kVp에서 100 kVp로 관전압을 증가시키면 관전류는 평균 59% 감소, 100 kVp에서 120 kVp로 관전압을 증가시켰을 때 관전류는 평균 40% 감소했으며, 관전압 80 kVp에서 120 kVp로 증가시켰을 때 관전류는 평균 75%가 감소하였다.

관전류의 변화에 따른 재구성 알고리즘은 SD44/SD33

Table 2. Standard deviations and CNRs in phantom image of FBP and IR at each kVp.

Voltage	Target SD	Measured SD		Measured CNR	
		FBP	IR	FBP	IR
80 kVp	SD33	10.2	6.8	8.8	11.0
	SD44	14.2	8.2	8.2	13.3
100 kVp	SD33	10.8	6.2	11.2	16.4
	SD44	16.2	8.3	7.1	13.9
120 kVp	SD33	9.9	6.2	9.1	14.2
	SD44	14.1	7.5	8.1	11.7

SD: standard deviation, CNR: contrast-to-noise ratio, FBP: filtered back projection IR: iterative reconstruction.

Table 1. Radiation doses (CTDIvol, DLP and effective dose) at each kVp.

Voltage	Target SD	Tube current (mA)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy)	Effective dose (mSv), k=0.014
80 kVp	SD33	222	5.0	105.8	1.5
	SD44	136	3.6	75.3	1.1
100 kVp	SD33	96	4.5	95.4	1.3
	SD44	53	2.6	55.4	0.8
120 kVp	SD33	56	4.4	91.7	1.3
	SD44	33	2.4	51.2	0.7

SD: standard deviation, CTDI: computed tomography dose index, DLP: dose length product.

식에 FBP를 적용하였을 때, 1.39, 1.51, 1.42, IR을 적용하였을 때 1.20, 1.35, 1.20이며 평균 1.44, 1.25로 계산되었다. 초기 설정 값의 비율인 1.33대비 표준오차는 FBP 3%, IR 4%로 계산되었다(Fig. 5).

관전압이 선량에 미치는 영향은 고정된 관전압에서 단위 관전류당 선량값으로 계산하였다. 80 kVp일 때 평균

0.025 mA/mGy, 100 kVp일 때 0.048 mA/mGy, 120kVp일 때 0.076 mA/mGy로 계산되었으며, 관전압이 높아질수록 관전류당 선량의 비가 높아졌다.

AEC를 통해 획득한 저선량 영상에서 IR을 적용했을 때 기존 프로토콜의 영상 대비 화질의 변화는 80 kVp에서 저선량일 때 FBP대비 IR 영상의 잡음이 9% 더 적었고, 100 kVp일 때는 7%, 120 kVp일 때 10%가 더 적게 나타났다. 뿐만 아니라 80 kVp의 고선량 CTDIvol이 5.0 mGy이며 IR을 적용했을 때 영상의 잡음은 6.81, 대조도비는 10.98인데

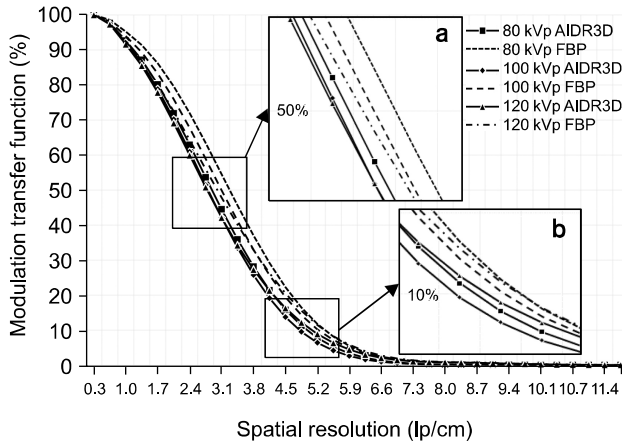


Fig. 3. Tube voltage according to applied AEC was compared with MTF of FBP and AIDR3D algorithm. (a) In MTF of 100% to 50%, the more right side be located, the more image was contained noise. (b) In MTF of 50% to 10%, the more right side be located, the more image was sharp.

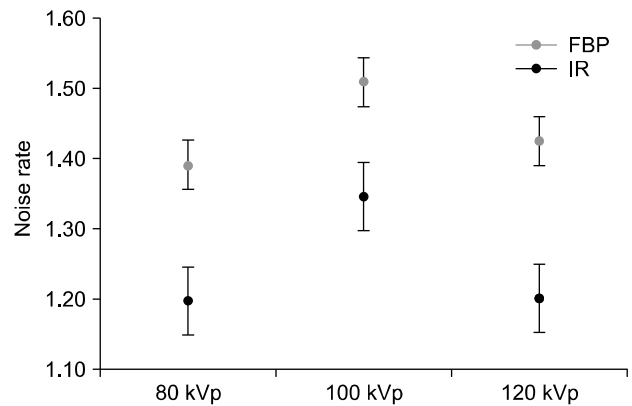


Fig. 5. Noise rates of automatic exposure control options: (SD44/SD33, reference: (44/33)≅1.33).

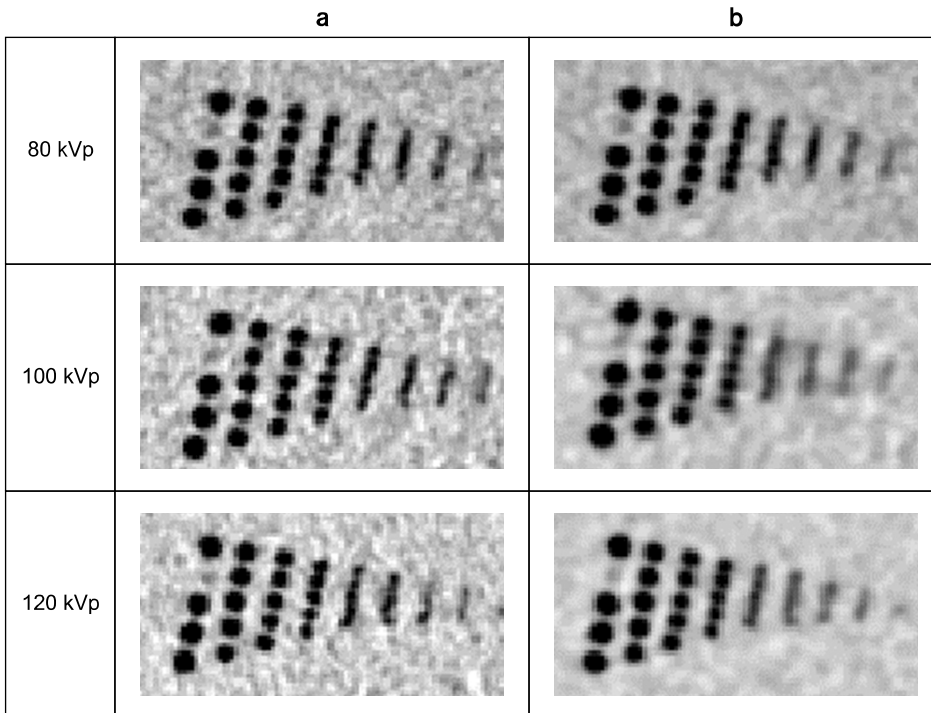


Fig. 4. Spatial resolutions of hole pattern with (a). Filtered back projection (FBP) and (b). Iterative reconstruction (AIDR 3D).

Table 3. Noise and CNR reduction rates of IR compared with FBP.

Voltage	Target SD	Noise reduction from FBP	CNR improvement from FBP
80 kVp	SD33	33.3%	25.0%
	SD44	42.3%	62.2%
100 kVp	SD33	42.6%	46.4%
	SD44	48.8%	95.8%
120kVp	SD33	37.4%	56.0%
	SD44	46.8%	44.4%

SD: standard deviation, CNR: contrast-to-noise ratio, FBP: filtered back projection.

반해, 120 kVp의 저선량 CTDIvol은 2.4 mGy이며 IR 적용 시 영상의 잡음은 7.48, 대조도비는 11.72이다. 80 kVp에서 120 kVp로 변경 시, 선량은 약 2배 감소하였으며, 영상의 잡음 역시 9.8% 감소하였지만, 대조도비는 6.74% 증가하였다(Table 3).

고 찰

CT 영상의 품질을 결정짓는 요소는 다양하기 때문에 스캔 변수, 재구성 변수를 알맞게 조절해야 환자의 병변을 정확히 판별할 수 있다. 하지만 하드웨어의 종류, 스캔 변수와 재구성 변수를 모두 고려한 경우의 수는 많기 때문에 특정 병변이나 치료할 부위를 먼저 고려한 뒤 선택적으로 정해진 프로토콜을 사용해야 정확하고 최적의 선량으로 영상 결과를 얻을 수 있다.

관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술에서 협착된 부위를 정상혈관과 구분하기 위해서는 영상 화질의 유지가 필수 조건이며, 동시에 방사선량을 최소화하는 프로토콜을 선택하여 환자에게 필요 이상의 방사능 노출을 줄여야 한다.^{6,18)} ICRP (International Commission on Radiological Protection)에 따르면 연간 일반인의 피폭량은 1 mSv, 심각한 환자의 방사능 치료 시 10 mSv로 제한하고 있다.¹⁹⁾ 기존 심장 프로토콜 사용 시 피폭량은 조영제를 사용하지 않은 심장혈관 CT의 제한 선량이 1~3 mSv, 조영제를 사용한 심장혈관 CT가 1~20 mSv이며 환자 BMI (body mass index)에 따라 상이하게 나타난다.²⁰⁾

본 논문에서는 16 cm의 종축 범위로 촬영하였고 DLP (Dose Length Product)에 k factor (심장기준 k=0.014)를 곱하여 유효선량(effective dose)을 계산한 결과 0.7 mSv에서 1.5 mSv로 나타났다(Table 1). 팬텀의 지름은 21.6 cm로 평균

성인의 가슴둘레에는 미치지 못하지만, SFOV (Scan Field of View)를 심장크기에 맞춰 촬영을 하였고, 프로토콜에 따른 상대적 비율의 결과가 도출되기 때문에 유의미할 것으로 보인다.

본 논문의 결과로 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술 시 AEC와 IR을 동시에 적용시키면 영상의 잡음수준과 대조도비를 유지한 채 선량을 줄일 수 있는 것을 확인했다. 특히 선량이 낮은 영상에서 IR의 효율이 높게 나타났는데, 그 예로서, 100 kVp에서는 AEC의 저선량 설정(목표SD=44)에서 FBP에 비해 평균 45.9% 잡음 저감 효과를 보였으며, 이는 AEC의 고선량 설정(목표SD=33)의 평균 37.8%를 상회한 것을 들 수 있다. 게다가 각 변수들의 상관관계(correlation)를 파악하였기 때문에 추후 환자의 BMI에 맞춰 프로토콜을 설정한다면 더욱 정확한 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술을 촬영할 수 있을 것으로 예상된다.²¹⁾ 예를 들면, 관전압을 100 kVp에서 80 kVp로 낮춰 촬영할 때 관전류가 약 60% 감소함을 예상할 수 있으며, 선량의 변화 값도 예상 가능하다. 또한 AEC 값의 비를 통해 영상의 화질을 예상할 수 있다. 또한 AEC와 IR을 적용한 고선량 영상에서 영상의 잡음 표준편차가 10이 나왔다면, AEC와 IR을 적용한 저선량에서 영상의 잡음 표준편차는 약 13으로 예상할 수 있다.

결 론

본 연구에서는 관상동맥 전산화 단층촬영 혈관 조영술 프로토콜에서 AEC를 활용한 선량 최적화 기법과 IR 기법을 동시에 적용했을 때의 효과(선량 및 화질개선)를 평가하였다. 그 결과 AEC와 IR을 동시에 적용했을 때 고정된 관전류 및 FBP에 비해 선량은 적게 사용되며, 영상의 화질은 큰 차이가 없게 나타났다. 추후의 연구는 본 논문의 프로토콜을 실제 임상에 적용하여 유용성을 평가하는 방향으로 진행될 것이며, 그 유용성에 따라 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영술에 충분히 활용 가능할 것으로 예상된다.

References

1. MEDPAC: A Data Book: Healthcare Spending and the Medicare Program. Medicare Payment Advisory Commission, (2013)
2. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, et al: Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer, Arch Intern Med 169(22):2079-2086 (2009)

3. **ICRP Publication 102**: Managing patient dose in multi-detector computed tomography(MDCT).Ann ICRP 37(1):1-79 (2006)
4. **Hsieh J**: Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances, SPIE, (2009)
5. **Dougeni E, Faulkner K, Panayiotakis G**: A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning, Eur J Radiol 81(4):665-683 (2011)
6. **Payne JT**: CT radiation dose and image quality, Radiol Clin North Am 43(6):953-962 (2005)
7. **Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al**: Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study, AJR Am J Roentgenology 193(3):764-771 (2009)
8. **Xu J, Mahesh M, Tsui BM**: Is iterative reconstruction ready for MDCT?, J Am Coll Radiol. 6(4):274-276 (2009)
9. **Denis T, Kalra MK, Gevenois PA**: Radiation dose from multidetector CT. 2nd ed, Springer (2012), pp 152-154
10. **Von Spiczak J1, Morsbach F, Winklhofer S, et al**: Coronary artery stent imaging with CT using an integrated electronics detector and iterative reconstructions: first in vitro experience, J Cardiovasc Comput Tomogr 7(4):215-222 (2013)
11. **Ohashi K, Ichikawa K, Hara M**: Examination of the optimal temporal resolution required for computed tomography coronary angiography, Radiol Phys Technol 6(2):453-460 (2013)
12. **Gervaise A, Osemont B, Lecocq S**: CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT, European radiology 22(2):295-301 (2012)
13. **Nakaya Y, Kawata Y, Niki N, et al**: A method for determining the modulation transfer function from thick microwire profiles measured with x-ray microcomputed tomography, Medical Physics 39(7):4347-4364 (2012)
14. **Ohkubo M, Wada S, Matsumoto T, et al**: An effective method to verify line and point spread functions measured in computed tomography, Medical physics 33(8):2757-2764 (2006)
15. **L. del Risco Norrliid, C. Rönnqvist, K. Fransson, et al**: Calculation of the modulation transfer function for the X-ray imaging detector DIXI using Monte Carlo simulation data, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A 466(1):209-217, (2001)
16. **Samei E, Ranger NT, Dobbins JT 3rd, et al**: Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function, Medical physics 33(5):1454-1465 (2006)
17. **Kenneth AF, Nicholas JH, Beth AS, et al**: Measurement of the presampled two-dimensional modulation transfer function of digital imaging systems, Medical physics 29(5) 913-921 (2002)
18. **Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al**: Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology 230(3):619-628 (2004)
19. **ICRP publication 103**: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Ann ICRP 37(2-4):(2007)
20. **Halliburton SS, Abbara S, Chen MY, et al**: SCCT guidelines on radiation dose and dose-optimization strategies in cardiovascular CT, Journal of Cardiovascular Computed Tomography 5(4):198-224 (2011)
21. **Sharma RK, Voelker DJ, Sharma RK**: Coronary computed tomographic angiography (CCTA) in community hospitals: "current and emerging role", Vasc Health Risk Manag 25(6): 307-316 (2010)

반복적 재구성 알고리즘과 관전류 자동 노출 조정 기법의 CT 영상 화질과 선량에 미치는 영향: 관상동맥 CT 조영 영상 프로토콜 기반의 팬텀 실험

*연세 — Cedars-Sinai 심장융합영상연구센터, †연세대학교 의과대학 의과학과,
‡서울대학교병원 영상의학과, §도시바메디칼시스템즈코리아

하성민* · 정성희† · 장혁재† · 박은아‡ · 심학준§

본 논문에서는 반복적 구성 기법과 관전류 노출자동조정 기법이 영상의 화질과 방사선량에 미치는 영향을 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영 영상(coronary computed tomography angiography, CCTA)을 대상으로 팬텀 실험에 기반하여 평가하고자 한다. 이를 위하여 미국 의학물리학회(American Association of Physics in Medicine) 표준의 성능 평가 팬텀을 320 다중검출열 CT로써 촬영하였다. 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp의 관전압에 있어서, 관전류 노출자동조정 기법은 저선량 목표 표준편차(SD=44)와 고선량(목표 표준편차=33)의 두 가지 설정으로써 촬영하였다. 재구성 변수로서는 필터보정 역투영(FBP)와 반복적 재구성 방법을 설정하여, 전부 12개의 재구성 영상을 획득하였다(12=3 (80, 100, 120 kVp)×2 (저선량(목표 SD=44), 고선량(목표SD=33))×2 (필터보정역투영, 반복적 재구성). 영상의 화질은 잡음의 세기(표준편차), 변조전달함수, 대조대잡음비(CNR)에 의하여 평가하였으며, 관전압과 관전류 노출자동조정 기법에서의 목표 선량과 대소 및 재구성 기법의 선택이 화질과 방사선량에 미치는 영향을 관찰하였다. 반복적 재구성 기법은 필터보정역투영 기법보다 영상 잡음을 대폭 감소시켰으며 이는 저선량의 경우 더욱 뚜렷하였다. 즉, 잡음의 세기는 관전류 노출자동조절의 설정이 고선량(목표SD=33)과 저선량(목표SD=44)인 경우, 각각 평균 38%와 평균 46% 감소하였다. 반복적 재구성 기법에 의하여, 변조전달함수에 의한 공간적 해상도의 평가에 있어서 미약한 감소를 보였으나, 이로써 잡음 저감과 대조대잡음비(CNR)에 있어서의 현저한 개선을 상쇄할 정도의 영향에는 미치지 못 하였다. 결과적으로, 관상동맥 전산화단층촬영 혈관조영 영상의 획득에서 있어서, 반복적 재구성 기법과 관전류 노출자동조정 기법을 동시에 사용하는 것은 영상의 화질을 개선하면서 공간적 해상도의 저하 등 그 부작용은 최소화함으로써, 합리적으로 획득 가능한 한 최소한의 선량(ALARA)의 원칙에 충실한 실제 임상적 효과를 의미한다고 기대할 수 있다.

중심단어: 반복적 재구성법, 관전류 자동 노출 조정 기법, 저선량 CT, 관상동맥 전산화 단층촬영 혈관 조영술, 팬텀 실험