CT 장비별 관전압의 변화에 따른 노이즈, SNR 평가 – 자동노출제어방법과 수동노출제어방법 비교 –

문일봉[1] · 곽종길[2,3] · 성호진[4] · 박상원[5,6] · 김미현[1,7] · 동경래[1,*]

[1]광주보건대학교 방사선과, [2]동신대학교 보건의료학과, [3]KS 병원 종합건진센터,
[4]전남대학교병원 영상의학과, [5]과학기술연합대학원대학교 방사선종양의과학,
[6]한국원자력의학원 RI응용연구부, [7]전북대학교대학원 방사선과학기술학과

Evaluation of Noise and SNR according to Change of Tube Voltage by CT Equipment – Comparison of Automatic Exposure Control Method and Manual Exposure Control Method –

Il-Bong Moon[1], Jong-Gil Kwak[2,3], Ho-Jin Sung[4], Sang-Won Park[5,6],
Mi-Hyun Kim[1,7] and Kyung-Rae Dong[1,*]

[1]*Department of Radiological Technology, Gwangju Health University,*
73, Bungmun-daero 419 beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62271, Republic of Korea
[2]*Department of Public Health and Medicine, Dongshin University Graduate School,*
185, Geonjae-ro, Naju-si, Jeollanam-do 58245, Republic of Korea
[3]*Comprehensive Medical Examination Center, KS Hospital,*
220, Wangbeodeul-ro, Gwangsan-gu, Gwangju 62248, Republic of Korea
[4]*Department of Radiology, Chonnam National University Hospital,*
42, Jebong-ro, Dong-gu, Gwangju 61469, Republic of Korea
[5]*Radiological and Medico-Oncological Sciences, University of Science and Technology,*
217, Gajeong-ro, Yuseong-gu, Daejeon 34113, Republic of Korea
[6]*Division of RI-convergence Research, Korea Institute of Radiological and Medical Sciences,*
75, Nowon-ro, Nowon-gu, Seoul 01812, Republic of Korea
[7]*Department of Radiation Science & Technology, Graduate School of Chonbuk National University,*
567 Baekje-daero, Deokjin-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do 54896, Republic of Korea

Abstract - Advances in medical technology to evaluate the variety and frequency of the diagnostic test to learn the change of the noise value and the SNR according to the change in the tube voltage as a target in the MDCT trend to increase throughout the world for the high image acquisition and appropriate patient dose. This study in both the scan time, slice thickness, kernel value of S's and the same equipment Somatom Definition Flash Tube voltage 80, 100, 120, is changed to 140 kVp to measure the noise and SNR. Noise and SNR measurement is measured 10 times for each condition

* Corresponding author: Kyung-Rae Dong, Tel. +82-62-958-7668,
Fax. +82-62-958-7669, E-mail. krdong@hanmail.net

by setting the ROI in Clibration QC Phantom of the same size are shown as mean. Change in the noise in the first Care Dose 4D decreased 60.8% increase relative to 80 kVp to 100 kVp to, decreased 46.3% increase in 120 kVp, increasing to 39.8% and decreased to 140 kVp. And mA Fix (200 mA) decreased 63.1% increase in the 100 kVp based 80 kVp, decreased 48.7% increase in 120 kVp, decreased to 41.7% increase in when 140 kVp. First, the change in SNR Care Dose 4D decreased by −100% increase in 100 kVp based 80 kVp, 120 kVp to increase during −366.7% decrease, decreased to −433.3% increase in when 140 kVp and mA fix (200 mA) The 83.3% increase relative to the increase in 100 kVp, 80 kVp, increase 120 kVp increased by 250%, increased from 383.3% increase in when 140 kVp. In this study with an increase in the tube voltage was found with the Noise SNR is reduced, the noise proper to valuable diagnostic image acquisition, with the tube voltage value and the optimum SNR is believed to minimize patient dose.

Key words : MDCT, Noise, SNR, Cupola control equipment, Manual control

서 론

최근 CT (Computed tomography; CT)기술의 발전으로 인한 진단가치의 향상으로 CT검사의 비중이 증가하고 있으며 다양한 미디어의 영향으로 일반인들의 의학지식 수준이 향상되고 있는 추세이다. 이로 인해 병원 내에서도 방사선 피폭에 대해 민감해진 환자케어에 더욱 초점을 맞추게 되었다. 다양한 분야에 효과적으로 사용되고 있는 다중채널컴퓨터단층촬영 (Multi-detector computed tomography; MDCT)은 기존의 CT 장비가 X선을 한 번 방출하여 한 단면 영상을 만드는 데 비해 초고속 X선을 한 번 방출하여 64개의 단면 영상을 촬영하여 고해상도 3차원 입체 컬러 영상을 얻는 첨단 방사선 진단 장비로 심장, 뇌, 전신혈관 및 혈류질환을 보다 정밀하게 진단하고 5초 이내에 심장관상동맥질환, 심근심장기능 검사 등의 전반적인 심장질환 검사와 위, 대장 등의 소화기계 질환 검사가 가능하다. 또한 MDCT는 기존의 CT 장비에 비하여 검사시간을 단축시키고 환자의 움직임에 의한 허상을 감소시키며 환자의 고통을 최소화하는 비침습적 검사로 환자의 편의성을 최대화하고 인체 각 장기에서 발생하는 병변의 발견 및 주위 장기로의 전이와 파급정도를 한 차원 더 정확하게 진단할 수 있다(Giesler *et al*. 2002; Moon *et al*. 2017). 특히, 전산화단층검사 시 적절한 X선 노출 검사 조건의 선량은 낮은 방사선량으로 더 좋은 영상정보 획득이 중요하다. 최근 추세인 진단을 위해 촬영 시 선량감소의 중요성에 발맞추어 선량증가를 극복하기 위해 X선 조사 시 환자의 크기와 모양 등을 고려하여 방사선량을 자동적으로 조절할 수 있는 자동노출제어 (AEC)장치가 등장하였다(Klingenbeck-Regn *et al*. 1999; Lee *et al*. 2007). 자동노출제어장치는 제조사별로 특징이 다른데 S사의 AEC 시스템(Care Dose 4D)의 경우 관전류량에 기초한 방식이며, 환자의 체형이나 관심부위 크기에 따라서 약함(Week), 보통(average), 강함(strong)의 세기로 강약을 조절할 수 있게 설계되었다(McCollough and Zink 1999).

본 연구에서는 Siemens사의 장치를 사용하여 자동노출제어일 때는 관전압 80, 100, 120, 140 kVp만 변화를 주었고 수동노출제어일 때는 관전압 80, 100, 120, 140 kVp와 관전류 200 mA를 주어 촬영을 하였다. 또한 자동노출제어장치를 사용했을 때의 노이즈 값과 SNR 값이 수동노출제어장치를 사용했을 때보다 얼마나 효율적이고 신뢰할 수 있는지를 알아보고자 하였다.

대상 및 방법

1. 검사방법

CT 장비는 광주광역시에 위치한 C대학에서 사용되고 있는 SIEMENS (Somatom Definition Flash, Germany)를 사용했으며, 노이즈 및 SNR 비교는 Calibration QC Phantom을 사용하여 측정하였다(Fig. 1).

2. 검사조건

실험을 위해 사용한 장비의 프로토콜은 Table 1과 같다. 노이즈와 SNR 측정을 위한 조건으로 scan time은 2.77 sec, slice thickness는 5 mm, Kernel값은 B31f medium smooth+, FOV는 300 mm로 동일하게 하고 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp로 변화를 주었다.

3. 측정방법

노이즈 측정은 CT계수(Housfield Unit)의 표준편차로 영상의 ROI에서 SD (Standard deviation)값이 노이즈이다. 각 장비의 관전압은 80, 100, 120, 140으로 변화시켜 노이즈를 측정하였고 측정방법은 Calibration QC Phantom의 ROI를 100.25 mm^2로 일정하게 설정하여 각 조건마다 10회 측정하여 평균값으로 나타내었다. SNR (signal to noise ratio) 측정은 노이즈를 CT Number값으로 나누어 계산하였다(Eq. 1).

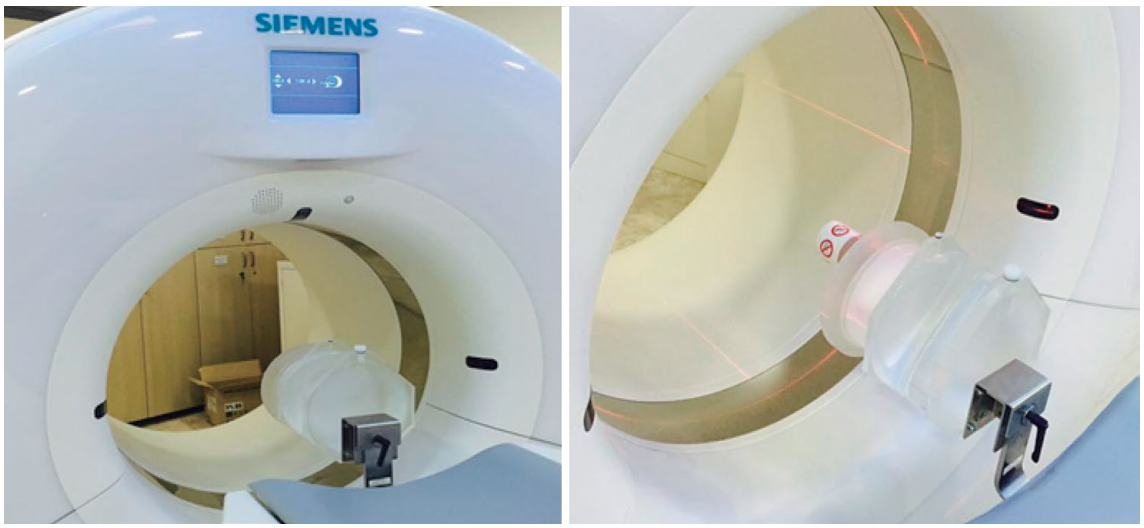

Fig. 1. The measurement of Noise, SNR with Calibration QC Phantom.

Table 1. Exposure setting for noise and SNR measurement (B31f medium smooth+)

	A[1]	B[2]	C[3]	D[4]
mAs	156	150	139	150
Scan time (sec)	2.77	2.77	2.77	2.77
Slice thickness (mm)	5	5	5	5
Kernel	B31f*	B31f*	B31f*	B31f*
FOV (mm)	300*300	300*300	300*300	300*300

Note: [1]80 kVp + 200 mA and 80 kVp + Care Dose 4D, [2]100 kVp + 200 mA and 100 kVp + Care Dose 4D, [3]120 kVp + 200 mA and 120 kVp + Care Dose 4D, [4]140 kVp + 200 mA and 140 kVp + Care Dose 4D

$$\mathrm{SNR} = \frac{\text{CT Density (Number)}}{\text{SD (Noise)}} \quad (1)$$

결 과

관전압 변화에 의한 CT Number, 노이즈, SNR 평가는 Calibration QC Phantom의 ROI를 100.25 mm^2로 일정하게 설정하여 각 조건마다 10회의 SD와 SNR를 측정하여 평균값으로 나타낸 결과는 Table 2와 같다.

CT Number의 변화는 우선 Care Dose 4D에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 −54.2%, 120 kVp로 증가 시 −127.1%, 140 kVp로 증가 시 −125%로 증가했으며, mA Fixed (200 mA)에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 62.7%, 120 kVp로 증가 시 117.6%, 140 kVp로 증가 시 170.6%로 증가하였다(Fig. 2).

노이즈의 변화는 우선 Care Dose 4D에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 60.8%, 120 kVp로 증가 시 46.3%, 140 kVp로 증가 시 39.8%로 감소하였으며, mA Fixed (200 mA)에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 63.1%, 120 kVp로 증가 시 48.7%, 140 kVp로 증가 시 41.7%로 감소하였다(Fig. 3).

SNR의 변화는 우선 Care Dose 4D에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 −100%, 120 kVp로 증가 시 −366.7%, 140 kVp로 증가 시 −433.3%로 감소하였으며, mA Fixed (200 mA)에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 83.3%, 120 kVp로 증가 시 250%, 140 kVp로 증가 시 383.3%로 증가하였다(Fig. 4).

고 찰

CT에서 영상의 질은 인체의 미세한 구조를 정확하게 영상으로 나타낼 수 있는가에 의해 좌우되며, 영상의 질을 결정하는 중요한 요소는 노이즈, 균일도, 공간분해능, 대조도 분해능, 인공물, 선량 등이 있으며 이러한 영상의 질을 결정하는 요소들은 객관적으로 평가되어야 한다. CT검사 시 영상의 화질과 방사선 피폭선량에 영향을 미치는 기술적인 요소로는 Slice thickness, kVp, mAs, 조사야, 환자의 위치 등이 해당된다(Taguchi and Aradate 1998; Moon *et al*. 2017). CT에서 고화질의 영상을 얻기 위해서는 고관전압이 사용되어야 하는데 최근 피폭선량에 대한 관심이 증가함에 따라 저선량으로 보다 정확한 영상정보를 얻는 것에 초점을 맞추고 있다. 고선량 CT는 저선량 CT에 비해 선명한 영상을 얻을 수 있다는 장점이 있지만 진단적인 가치는 유사한 데에 비해 환자선량이 높다는 단점이 있다. 반면에 과도하게 환자선량을 낮추게 되면 진단가치가 떨어지는 영상을 얻게 될 수 있다(Huh 2008; Yoo *et al*. 2010; Lee *et al*. 2014; Ha *et*

Table 2. Evaluation of CT Number, Noise and SNR by Variation of Tube Voltage

	CT Number		Noise		SNR	
	Care Dose 4D	mA Fixed (200 mA)	Care Dose 4D	mA Fixed (200 mA)	Care Dose 4D	mA Fixed (200 mA)
80 kV	−0.48	0.51	10.90	8.24	−0.03	0.06
100 kV	0.26	0.32	6.63	5.20	0.03	0.05
120 kV	0.61	0.60	5.05	4.01	0.11	0.15
140 kV	0.60	0.87	4.34	3.44	0.13	0.23

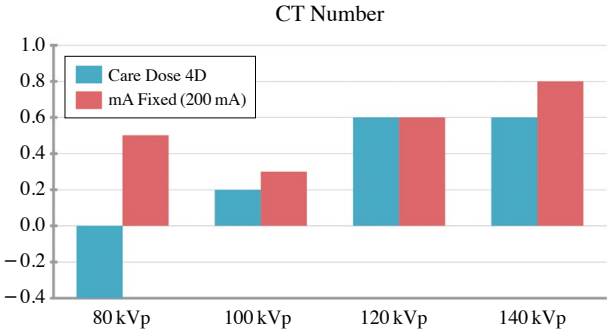

Fig. 2. Average value of CT Number by Variation of Tube Voltage.

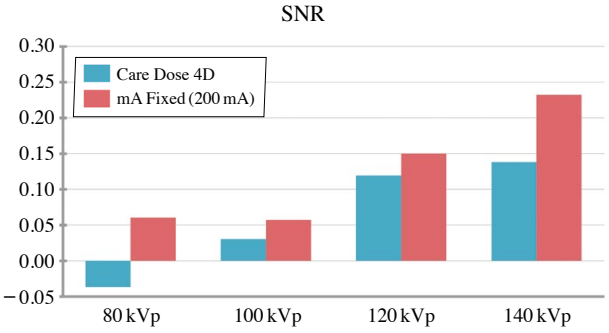

Fig. 4. Average value of SNR by Variation of Tube Voltage.

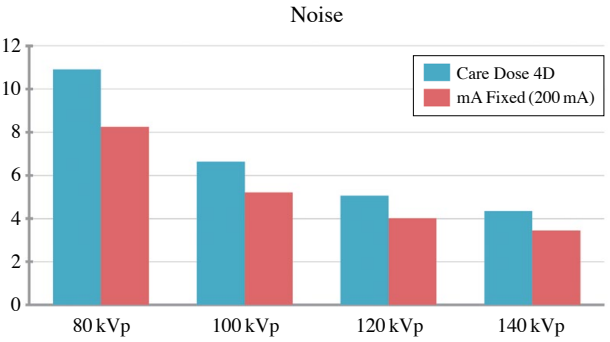

Fig. 3. Average value of Noise by Variation of Tube Voltage.

al. 2015; Moon *et al*. 2016). 본 연구에서는 관전압의 변화에 따른 노이즈와 SNR값을 알고자 하였다. C대학의 MDCT 장비 (Somatom Definition Flash, Germany)와 Calibration QC Phantom을 이용하여 관전압의 변화에 따른 Noise와 SNR의 변화를 연구하여 관전압이 80, 100, 120, 140 kVp로 증가함에 따라 CT Number와 SNR의 값은 증가하고, 노이즈의 값은 감소한다는 결과를 얻었다. 그리고 자동노출제어방법과 수동노출제어방법을 비교해 봤을 때 노이즈값에서는 수동노출제어방법에서는 80 kVp를 기준으로 100 kVp로 증가 시 24.4%, 120 kVp로 증가 시 36.8%, 140 kVp로 증가 시 43% 감소하였고, 자동노출제어방법에서는 80 kVp을 기준으로 100 kVp로 증가 시 22.6%, 120 kVp로 증가 시 34.5%, 140 kVp로 증가 시 41% 감소하여 자동노출제어방법이 수동노출제어방법에 비해 더 크게 감소하였다. 본 연구와 비슷한 사례로 문일봉 외 2명의 'MDCT에서 관전압 변화에 따른 노이즈와 선량의 변화'라는 연구 결과에서 관전압에 증가에 의한 노이즈 변화는 80 kVp를 기준으로 100 kVp로 증가 시 46.4%, 120 kVp로 증가 시 85.1%, 140 kVp로 증가 시 135.5% 감소하였다. 이를 통하여 관전압의 증가에 따라 노이즈가 감소되는 결과가 나타남으로써 본 연구와 결과가 일치함을 알 수 있다 (Moon *et al*. 2014; Moon *et al*. 2017). 유용한 검사란 그 검사로 인하여 임상적 진단에 도움이 되거나 치료에 영향을 미치는 검사이다. 하지만 많은 영상의학검사가 이러한 목적 달성에 미치지 못하고 환자에게 불필요한 피폭을 주고 있다. CT검사는 사용자의 기술적인 요소들에 의해 환자의 피폭과 영상의 질이 결정된다. 현재는 CT 검사의 적용과 수요가 증가추세에 있기에 영상의학과 의사나 방사선사들은 환자에게 최소한의 선량을 주면서 진단가치가 있는 영상화질을 유지할 수 있도록 이와 관련된 CT 검사 프로토콜과 재구성변수를 충분히 이해하고 실전에 사용할 수 있어야 한다.

결 론

본 연구 결과, CT Number는 80 kVp를 기준으로 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 증가함에 따라 Care Dose 4D는 −54.2%, −127.1%, −125% 감소하였고, mA Fixed는 62.7%, 117.6%, 170.6% 증가하였다. 노이즈는 80 kVp를 기준으로 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 증가함에 따라 Care Dose 4D는 60.8%, 46.3%, 39.8% 감소하였고, mA Fixed는 63.1%, 48.7%, 41.7 감소하였다. 마지막으로 SNR은 80 kVp

를 기준으로 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 증가함에 따라 Care Dose 4D는 −100%, −366.7%, −433.3% 감소하였고, mA Fixed는 83.3%, 250%, 383.3% 증가하였다. 이를 통하여 관전압의 증가에 따라 노이즈가 감소됨을 알고, 우수한 영상의 질을 얻기 위해서 적정한 노이즈값을 유지하며 관전압을 낮추어 사용한다면 진단가치가 높은 영상획득에 더불어 환자선량 또한 줄일 수 있을 것이라고 사료된다.

ACKNOWLEDGEMENT

The research has been conducted by the Research Grant of Gwangju Health University in 2017 (3017021).

참 고 문 헌

Giesler T, Baum U, Ropers D, Ulzheimer S, Wenkel E, Mennicke M, Bautz W, Kalender WA, Daniel WG and Achenbach S. 2002. Noninvasive visualization of coronary arteries using contrast-enhanced multidetector CT: influence of heart rate on image quality and stenosis detection. *Am. J. Roentgenol.* **179**(4):911-916.

Ha SM, Jung SH, Chang HJ, Park EA and Shim HJ. 2015. Effects of iterative reconstruction algorithm, automatic exposure control on image quality, and radiation dose: phantom experiments with coronary CT angiography protocols. *Prog. Med. Phys.* **26**(1):28-35.

Huh JY, Bhum HN, Jung JB, Kim CG and Sun JB. 2008. A study on the reduction of radiation dose when examining coronary artery through CT tube current modulation employing 64VCT. *J. Kor. Soc. Comput. Tomogr. Technol.* **10**(1):41-45.

Klingenbeck-Regn K, Schaller S, Flohr T, Ohnesorge B, Kopp AF and Baum U. 1999. Subsecond multi-slice computed tomography: basics and applications. *Eur. J. Radiol.* **31**(2): 1999.

Lee CL, Jeon SS, Nam SR, Cho HM, Jung JY and Kim HJ. 2007. Dose measurements using phantoms for tube voltage, tube current, slice thickness in MDCT. *Korean J. Med. Phys.* **18**(3):139-143.

Lee HJ, Kim HS, Lim KB, Kang SH and Lim JS. 2014. The study on functions of Automatic and semi-Automatic in Automatic Tube Voltage Selection software. *J. Kor. Soc. Comput. Tomogr. Technol.* **16**(2):139-150.

McCollough CH and Zink FE. 1999. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med. Phys.* **26**(11):2223-2230.

Moon IB, Dong KR and Kim KC. 2016. The impact of the AEC mode of tube current on the dose at CT scans. *J. Radia. Ind.* **10**(2):49-54.

Moon IB, Dong KR, Kim MH, Choi SH, Kwon DC and Goo EH. 2017. Measurement of the Noise according to the slice thickness in MDCT. *J. Radia. Ind.* **11**(3):151-155.

Moon IB, Kim CB and Dong KR. 2014. The variation of noise and radiation dose according to the tube voltage in MDCT. *J. Adv. Eng. and Tech.* **7**(4):175-178.

Moon IB, Kwak JG, Ryu YH, Sung HJ, Goo EH and Dong KR. 2017. Dose comparison according to the tube voltage, the tube current change in CT image. *J. Radia. Ind.* **11**(4):277-281.

Taguchi K and Aradate H. 1998. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med. Phys.* **25**(4):550-561.

Yoo HJ, Cheong SM and Suh DS. 2010. Radiation dose and image quality in neck angiography: comparison of dual source computed tomography and multi-detector computed tomography. *J. Kor. Soc. Comput. Tomogr. Technol.* **12**(2): 27-32.

Received: 30 June 2018
Revised: 12 August 2018
Revision accepted: 20 August 2018