MDCT에서 절편두께에 따른 Noise 측정

문일봉[1] · 동경래[1,*] · 김미현[1,2] · 최성현[3,4] · 권대철[5] · 구은회[6]

[1]광주보건대학교 방사선과, [2]전북대학교대학원 방사선과학기술학과,
[3]강동경희대학교병원 영상의학과, [4]조선대학교 원자력공학과,
[5]신한대학교 방사선학과, [6]청주대학교 방사선학과

Measurement of the Noise according to the Slice Thickness in MDCT

Il-Bong Moon[1], Kyung-Rae Dong[1,*], Mi-Hyun Kim[1,2], Sung-Hyun Choi[3,4], Dae-Cheol Kweon[5] and Eun-Hoe Goo[6]

[1]*Department of Radiological Technology, Gwangju Health University, 73, Bungmun-daero 419 Beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62271, Republic of Korea*
[2]*Department of Radiation Science & Technology, Graduate School of Chonbuk National University, 567 Baekje-daero, Deokjin-gu, Jeonju-si, Jeollabuk-do 54896, Republic of Korea*
[3]*Department of Radiology, Kyung Hee University Hospital at Gang-dong, 892, Dongnam-ro, Gangdong-gu, Seoul 05278, Republic of Korea*
[4]*Department of Nuclear Engineering, Chosun University, 309, Pilmun-daero, Dong-gu, Gwangju 61452, Republic of Korea*
[5]*Department of Radiological Science, Shinhan University, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-shi, Gyeonggi-do 11644, Republic of Korea*
[6]*Department of Radiological Science, Cheongju University, 298, Daeseong-ro, Cheongwon-gu, Cheongju-si, Chungcheongbuk-do 28503, Republic of Korea*

Abstract - MDCT is used to determine how the noise changes as the slice thickness changes. Noise according to thickness of 1.5, 3.0, 5.0 and 10.0 mm was analyzed using the Siemens (Somatom Definition Flash, Germany) equipment and calibration conditions such as tube voltage and tube current using the calibration QC phantom. 1.5, 3.0, 5.0 and 10.0 mm, respectively. The mean HU was 1.5 mm (7.7 HU), 3.0 mm (4.9 HU) and was reduced by 59.5% from 1.5 mm. 5.0 mm (3.9 HU) and 97.6% compared to 1.5 mm, 10.0 mm (3.1 HU) and 148% less than 1.5 mm. It was found that as slice thickness increased, noise decreased, while slice thickness decreased. In conclusion, setting the appropriate slice thickness for each site may be useful for obtaining appropriate noise and image quality.

Key words : MDCT, Noise, Slice thickness

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

서 론

최근 국민의 경제 능력 향상과 함께 건강에 대한 관심이 증가됨에 따라 양질의 진단 검사를 요구하게 되었고, 넓은 진단 검사 부위와 빠른 검사 시간과 함께 보험 수혜가 적용되면서 전산화단층촬영(Computed tomography; CT)의 이용이 빠르게 증가하고 있으며 이러한 CT는 1972년의 임상적 적용이 소개된 이후 X선을 이용하여 임상의 영상의학 분야에서 고해상도의 인체횡단면 영상을 만드는 의료기술이 발전하였으며 검사 건수가 해마다 증가하고 있다. CT는 빠른 영상획득과 함께 재구성이 가능하여 혈관계, 신경계, 근골격계, 호흡기계, 소화기계, 비뇨기계, 심장 및 혈관 등의 영상의학검사에 주로 이용되고 있는 기기이다(Pomerantz *et al*. 1996; Giesler *et al*. 2002).

1990년에 Herical CT가 소개되었고 1994년에 듀얼소스 시스템(dual-slice CT)이 소개되었으며 1998년에 멀티 시스템이 도입되면서 임상에 적용되는 애플리케이션은 비약적으로 발전하였다(Hui *et al*. 1999; McCollough and Zink 1999).

1999년 일본 Toshiba사의 Taguchi 등이 기존의 나선식 CT (Single detector-row spiral; SDCT)에 다중절편 형식의 개념을 소개한 이래 다중절편 나선식 CT (Multi detector-row spiral CT; MDCT)는 심장, 흉부, 혈관조영 및 3차원 영상의 모델로 다양한 분야의 임상 진단에 유용하게 적용되고 있다(Taguchi *et al*. 1998). 3차원 CT 검사는 얇은 절편두께로 많은 영상을 획득하여 영상 속에 숨어있는 작은 질환을 검출하는 데 이용되고 있으며 이러한 MDCT는 이론적으로 1회의 회전 시에 검출기 열의 수효만큼의 단면영상을 획득할 수 있다. 또한 스캔 속도가 빠르고, z-축 해상도가 높으며, 더 넓은 체적을 포함할 수 있다는 장점을 가지고 있다(Lee *et al*. 2007; Moon *et al*. 2016).

MDCT가 보편화 되면서 기존 CT 장비에 비해 영상의 질이 향상되고 검사시간이 단축되지만, 절편의 두께가 감소하면서 영상에서 화질에 중요한 영향을 미치는 요인인 noise가 증가되는 양상을 볼 수 있다. 또한, 절편두께(slice thickness)를 줄이면 피폭선량도 증가하게 된다. 환자가 받는 방사선 선량이 증가하므로 목적하고자 하는 촬영부위를 정확히 지정하여 피폭량을 최소화할 필요가 있다. CT는 영상의학검사에서 환자의 진단과 치료에 매우 중요한 역할을 하며 최근 기술의 발달로 인하여 CT가 발전하여 임상에서 사용되고 있다. CT 검사로 인한 환자 피폭선량은 다른 진단용 방사선검사에 비해 높고 검사 건수도 많이 증가하였고 최근 진단영역에서의 CT 검사로 인한 방사선의 피폭을 최대한 줄이려는 노력으로 최적화된 프로토콜을 적용하여 CT 검사를 시행할 필요성이 있다(Klingenbeck-Regn *et al*. 1999; Kwon *et al*. 2010).

이러한 방사선 선량과 절편두께에 대한 노이즈를 연구할 필요성이 있어 실험적으로 팬텀을 적용하여 본 연구에서는 같은 조건의 파라매터에서 절편두께를 변화시킴에 따라서 noise 변화를 보고하고자 한다.

기기 및 방법

1. 기기

본 연구에서 CT 장치는 광주광역시에 위치한 일개 K대학에서 사용되고 있는 Siemens (Somatom Definition Flash, Erlangen, Germany)를 사용하였으며, calibration QC Phantom (Siemens, Erlangen, Germany)을 이용하여 실험하였다(Fig. 1).

2. 스캔 및 측정방법

팬텀을 이용한 스캔의 MDCT의 조건은 관전압은 120 kVp, 관전류는 200 mAs, scan time은 2.11 sec, FOV는 300 mm, kernel은 B31f medium smooth+로 설정하여 calibration QC phantom을 이용하여 스캔하였다(Table 1). 팬텀에서 절편두께에 따라 noise의 변화가 어떠한 영향을 미치는

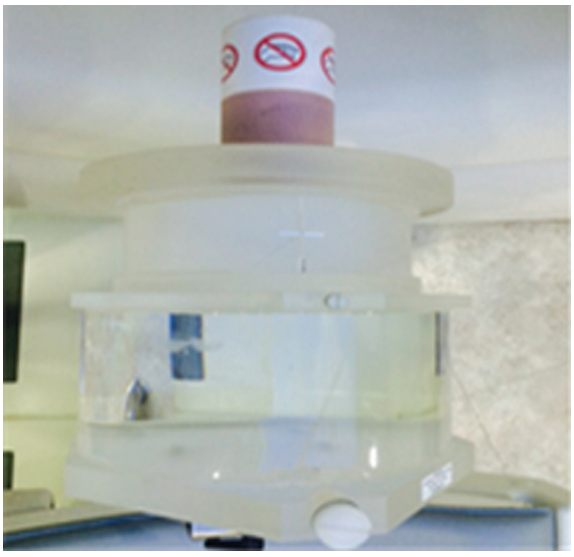

Fig. 1. Calibration QC phantom.

Table 1. Scan parameters

Parameter	Description
Slice thickness (mm)	1.5, 3, 5, 10
Tube voltage (kV)	120
Eff. mAs	200
Scan time (sec)	2.11
FOV (mm)	300
Kernel	B31f medium smooth+

지 알아보기 위하여 각각의 절편두께를 1.5 mm, 3 mm, 5 mm, 10 mm로 변화를 주어 촬영을 실시한 후 촬영한 영상에서 임의로 10번 측정하여 noise를 산출하여 평균값을 구하였다.

결 과

K대학의 CT장비(Siemens)를 사용하여 절편두께에 따른 noise의 변화를 임의로 10회 측정하여 평균값을 나타낸 결과는 Table 2 및 Fig. 2와 같이 측정되었다.

절편두께가 1.5 mm일 때 평균값은 7.736 HU (Fig. 3a), 3.0 mm일 때 평균값은 4.975 HU (Fig. 3b), 5.0 mm일 때 평균값은 3.914 HU (Fig. 3c), 10.0 mm일 때 평균값은 3.119 HU로 측정되었다 (Fig. 3d). 절편두께에 따른 noise는 절편두께가 증가함에 따라 감소하였다.

Table 2. Measurement of noise (HU) according to the slice thickness

Slice thickness (mm)	1.5	3	5	10
Mean (HU)	7.736	4.975	3.914	3.119

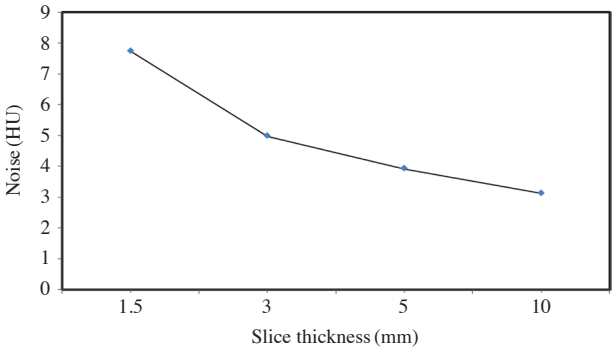

Fig. 2. Measurement of noise according to the slice thickness.

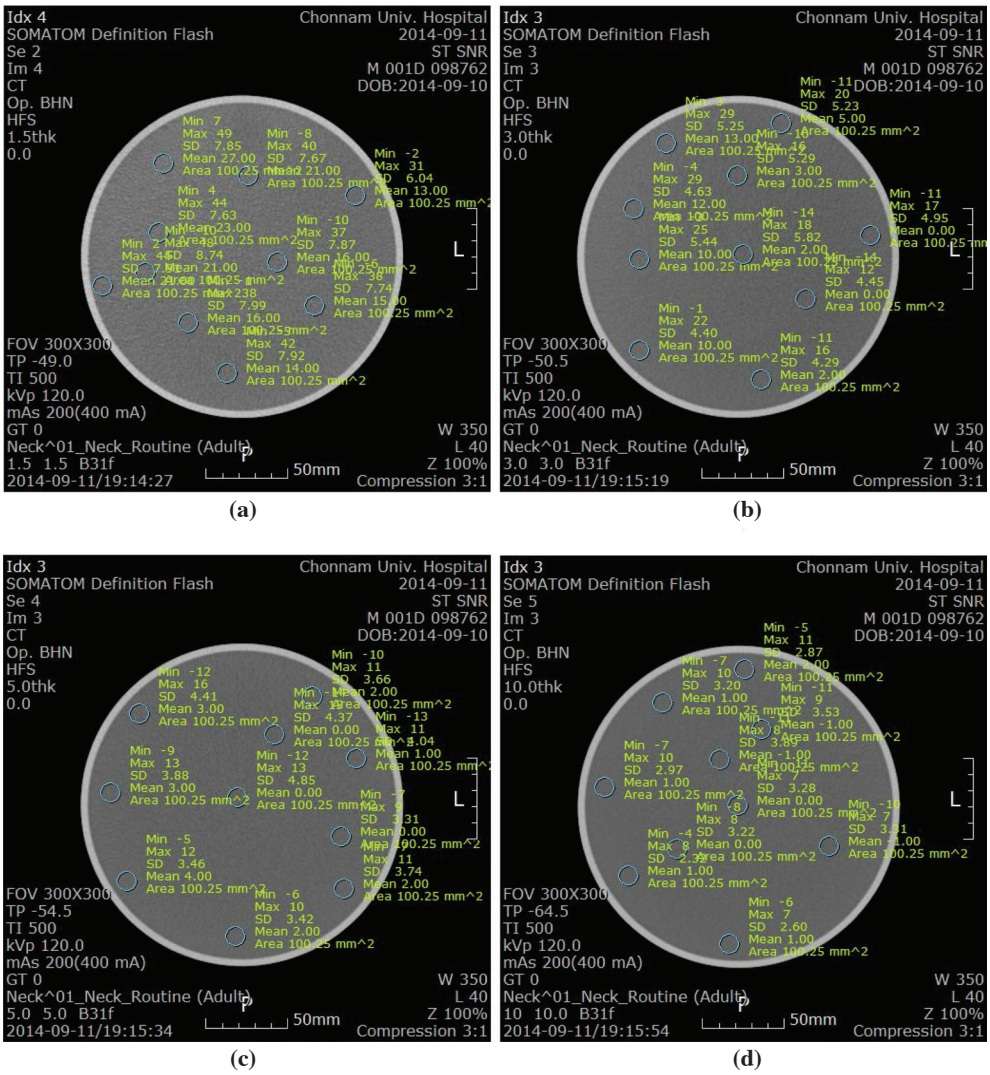

Fig. 3. Noise measurement of slice thickness 1.5 mm (a), 3 mm (b), 5 mm (c) and 10 mm (d).

절편두께에 따라 noise 평균값을 비교하였을 때 1.5 mm 기준으로 하여 3.0 mm일 때 평균적으로 55.49% 감소하였고, 5.0 mm일 때 97.64% 감소하였으며, 10.0 mm일 때 148.02% 감소하였다. 관심영역(Region of interest; ROI)에서 noise 측정 영상에서 MDCT의 스캔의 절편두께 변화에 따라 noise가 낮아지는 것을 확인할 수 있었다.

고 찰

최근 수년간 과학의 발달로 인해 평균 수명이 늘어남에 따라 건강에 대한 관심이 높아지고 있으며 이러한 CT 기기의 발전은 검사 범위의 확대 및 미세한 해부학적 구조를 영상화하는 데 큰 성과를 이루었지만 높은 해상력을 가진 영상을 구현하기 위해서는 재구성 기법의 얇은 절편두께를 요하는 등 환자의 피폭선량 증가를 가져왔다. MDCT (Multi detector-row spiral CT)는 기존의 CT에 비해 좀 더 빠른 자료를 얻음으로써, 횡축영상만을 얻을 수 있었던 기존의 CT 검사의 한계를 극복하여, 다면적 2차원 영상 및 3차원 영상을 얻을 수 있어, 영상진단의 정확성뿐만 아니라 다양한 영상 정보를 제공하는 장비이다. 그러나 최근의 임상에서 많이 적용되는 MDCT는 기존 CT에 비해 환자 피폭선량이 매우 높은 것으로 알려져 있다.

환자의 피폭선량에 영향을 미치는 인자인 noise는 잡음이라고도 불리며 물과 같은 동일한 물질을 스캔한 경우라도 모든 픽셀의 CT의 HU는 동일하지 않고 분산된 형태로 나타나는데 이 분산되는 값을 표준편차로 표시하는 것이다. Noise (SD)는 픽셀 크기(W)의 3/2 제곱에 반비례하고 선량(D)과 슬라이스 두께(T)의 1/2 제곱에 반비례함을 알 수 있다. 선량(mAs)을 4배로 증가시키면 noise는 절반으로 줄어들며, 슬라이스 두께를 1/2로 얇게 하면 Noise 레벨은 1.4배 증가된다. 그러므로 noise를 감소시키기 위해서는 두꺼운 슬라이스 두께를 사용하고 픽셀의 크기를 크게 하여 조사선량을 증가시킬 필요가 있다. 그러나 두꺼운 슬라이스 두께와 픽셀 크기가 커지면 공간 분해능은 반대로 감소하는 효과가 나타나고 환자의 피폭선량 또한 감소하게 된다.

CT 검사 시 영상의 공간 분해능을 향상시키기 위해 가능한 큰 매트릭스를 사용하여 픽셀 크기를 작게 만든다. 그러나 이때 노출선량을 증가시키지 않으면 노이즈가 증가하게 되고 이는 대조도 분해능을 저하시키고 환자의 피폭선량도 증가시키는 결과를 초래하게 되므로 적절한 촬영조건의 설정이 필요하다. 환자의 두께와 노이즈의 관계에서 환자의 두께가 8 cm 증가하면 노이즈가 2배로 증가됨을 알 수 있고, 절편두께와 노이즈 특성에서 절편두께가 증가함에 따라 noise는 감소함을 알 수 있다.

본 연구에서는 Siemens사의 CT 기기를 이용하여 절편두께에 따른 noise의 변화를 측정하여 평균을 조사해본 결과 절편두께 1.5 mm에서 7.736 HU, 3.0 mm에서 4.975 HU, 5.0 mm에서 3.914 HU, 10.0에서 3.119 HU로 점점 감소함을 나타내었고 noise 감소 비율도 1.5 mm 기준으로 3.0 mm는 55.49%, 5.0 mm는 97.64%, 10.0 mm는 148.02%로 감소하는 것을 보아 위의 이론과 일치하였다. 따라서 MDCT의 각 절편두께의 변화에 따른 최적의 절편두께를 설정하여 환자의 피폭선량을 줄일 수 있는 연구와 노력을 계속해야 할 것이다. 영상의 질에 대한 관련이 깊은 요소는 noise이고 영상 소음이 증가하면 방사선량은 감소하지만 영상 화질은 떨어지게 되어 있다. 임상적 진단이 가능한 정도에서의 noise는 허용하는 범위에서 방사선사는 CT 검사 프로토콜을 조정하는 것이 중요하다(Payne *et al*. 2005).

연구의 제한점은 첫째, 절편두께에 따른 피폭선량을 비교하여 영상의 질을 비교 평가하는 내용의 추가 연구가 필요하다. 둘째, 방사선의 선량과 관련 요소인 관전압, 관전류, pitxh, 빔폭조절(beam collimation), 스캔범위 및 횟수에 대한 다양한 파라매터를 적용하여 추가 연구가 필요하다(Kalra *et al*. 2004; Curtis 2010). 셋째, 영상의 정량적인 평가인 노이즈를 비교하는 평가와 함께 영상의학전문의 및 방사선사가 포함된 정성적인 비교를 통한 평가 연구가 추후 필요하다.

결 론

건강검진 및 병변 진단에 쓰이는 다중절편 MDCT의 사용빈도가 증가하고 있으며 우수한 영상획득과 검사시간이 단축하였고 절편두께가 두꺼워짐에 따라서 noise가 감소하여 환자의 피폭선량도 감소하여 절편두께가 얇아질 땐 피폭선량이 증가함을 알 수 있었다. 결론적으로 검사부위별로 적절한 절편두께를 설정하는 것이 적절한 noise와 영상의 질을 획득하고 환자의 피폭선량을 최소화하는 데 유용할 것으로 생각된다.

사 사

This work was supported by the Nuclear Safety Research Program through the Korea Radiation Safety Foundation (KORSAFe) and the Nuclear Safety and Security Commission (NSSC), Republic of Korea (Grant No. 1305033).

참 고 문 헌

Curtis JR. 2010. Computed tomography shielding methods: a

literature review. *Radiol. Technol.* **81**(5):428-436.

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.

Hui Hu. 1999. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Med. Phys.* **26**(1):5-18.

Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA and Saini S. 2004. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* **230**(3):619-628.

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):110-124.

Kwon SO, Dong KR, Kweon DC, Goo EH, Choi JW and Chung WK. 2010. Estimate of Radiation Doses in MDCT Using Patient Weight. *Korean J. Med. Phys.* **21**(3):246-52.

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.

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

Moo 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

Payne JT. 2005. CT radiation dose and image quality. *Radiol. Clin. North. Am.* **43**(6):953-962.

Pomerantz SM, Daly B, Krebs TL, NessAiver M, Kepes SY, Wong JJ, Severson M and Siegler C. 1996. Quality assurance for abdominal CT: a rapid, computer-assisted technique. *Am. J. Roentgenol.* **167**(5):1141-1145.

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

Received: 20 July 2017
Revised: 29 August 2017
Revision accepted: 10 September 2017