

Radiation Dose Measurement for Bolus Tracking System with Brain CTDI Phantom in CT Scanning

Dae Cheol Kweon*

Department of Radiological Science, College of Health, Shinhan University

Received: December 05, 2024. Revised: December 27, 2024. Accepted: December 31, 2024.

ABSTRACT

The purpose of this study is to measure the dose according to tube voltage and tube current using a head CTDI phantom in a bolus tracking system for contrast agent injection in CT examination, evaluate the image with SNR, and use it as basic data for dose reduction according to CT examination. and can be applied. CT scans were performed on a head CTDI phantom by applying tube voltages of 80, 100, 120, and 140 kVp and tube currents of 10, 20, 30, 40, and 50 mA. The scan used a ROT of 0.5 sec and B30f kernel, and scanned at a thickness of 2.0 mm to measure dose, SNR, and noise. The dose results showed that as tube voltage and tube current increased, the phantom dose was at a minimum of 24.13 μ Gy at 80 kVp and 10 mA, and at a maximum of 407.28 μ Gy at 140 kVp and 50 mA, the dose increased 16.8 times. To evaluate image quality, the SNR of the phantom as tube voltage and tube current increased was as low as 2.3 at 80 kVp and 10 mA, and as high as 15.48 at 140 kVp and 50 mA, the SNR increased by 6.7 times the dose. Noise, which indicates image quality as a standard deviation in the image, was the lowest at 41.79 at 80 kVp, 10 mA, and the highest SNR was 7.94 at 140 kVp, 50 mA, and the dose was reduced by 81.35%. As various tube voltages and tube currents increased in CT scans, dose and SNR increased, but noise decreased. In conclusion, in order to apply the bolus tracking system, it can be applied to reduce dose by applying a combination of appropriate tube voltage and tube current to maintain image quality and reduce dose.

Keywords: Bolus tracking system, CNR, CTDI, Dose, Phantom

I. INTRODUCTION

CT(computed tomography) 검사는 비침습적이며 저렴한 비용으로 혈관조영 및 고해상력의 진단적 인 영상을 제공하고 있으나 검사에 따른 환자의 피폭선량의 선량감소를 위한 다양한 검사가 실제 임상에서 이루어 지고 있으며, 또한 CT 영상의 진단을 위해 조영제를 주입하여 조영제 증강의 최적 시간을 적용하는 볼루스 트래킹 시스템(bolus tracking system)을 이용하여 조영증강에 따른 최적의 영상을 획득하는 장점을 가지고 있어 임상에서 적용되고 있다^[1]. 이러한 CT 검사에서 적용되는 볼루스 트래킹 시스템은 혈관에 주입된 조영제를 실시간

으로 조영증강의 정도를 최적의 시간을 알아내기 위해 혈관 내에 임의의 관심영역 (region of interest; ROI)을 설정하고 조영제의 HU (Hounsfield Unit)에 대한 문턱 (threshold) 값을 설정한다. 조영제 주입과 동시에 조영증강의 정도를 실시간으로 모니터링하면서 추적하여 조영제 주입 전에 관심영역에 설정된 문턱 값에 조영제 증강 이 되었을 때 CT 스캔하는 방법이 현재 임상에서 적용되고 있다^[2]. 이러한 요소는 볼루스 트래킹 시스템을 사용할 때 방사선량을 결정하는 요인으로 사용될 수 있으며 이러한 반복적이고 단기간 CT 검사를 받는 것은 암 발생 가능성을 높이는 것으로 보고되어 있다^[3].

미국의 한 코호트 연구에서는 CT 검사를 받은

* Corresponding Author: Dae Cheol Kweon E-mail: dckweon@shinhan.ac.kr Tel: +82-31-870-3411 Address: 11644, 95, Hoam-ro, Uijeongbu-si, Gyeonggi-do, Republic of Korea, Shinhan University

전체 환자 중 0.7%에서 암이 발생한 것으로 나타났으며^[4], 1.5~2.0%에서 CT 검사로 인해 암이 발생한 것으로 나타났다^[5]. CT검사에서 필수적인 볼루스트래킹 시스템으로 모니터링 스캔 시 동일 부위에 반복적으로 방사선이 조사될 우려를 줄이기 위해서는 모니터링 스캔 횟수 결정인자를 적절하게 조절하여 방사선량에 따른 부작용을 최소화하려는 노력이 필요하다. 현재 CT검사에서는 방사선량을 줄이고 영상의 CNR (contrast to noise ratio)과 SNR (signal to noise ratio)을 높이기 위해 관전압을 120 kVp 보다는 100 kVp를 사용하여 검사하는 것을 권장하는 연구의 보고가 있다^[6].

본 연구는 CT검사에서 조영제 주입을 위한 볼루스트래킹 시스템에서 두부 CTDI 팬텀을 이용하여 실험적으로 관전압과 관전류에 따른 선량을 측정하고 SNR로 영상을 평가하여, 임상에서 CT의 볼루스트래킹 검사에 따른 환자의 선량감소를 위한 기초자료로 활용하여 적용하는데 목적이 있다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. CTDI Phantom

CT검사에서 사용한 두부용 CTDI CT dose index) 팬텀은 FDA 방사선 건강 센터에 의해 머리 CT 스캔에서 방사선량을 결정하는 기준으로 지정되었다. 연구에 이용한 CTDI 팬텀은 PMMA (polymethyl methacrylate)의 재질로 이루어져 있고, 직경이 16 cm 이고, 길이는 15 cm으로 제작된 CTDI 팬텀을 이용하여 선량을 측정하였다.



Fig. 1. CT scanning for dos calculation of CTDI head phantom.

CT검사에서 CTDI 팬텀의 방사선량을 측정하기 위해 보정된 전리함 계측기 (UNFORS Xi, Raysafe AB, Billda, Sweden)를 팬텀 중앙의 공동에 삽입하여 Fig. 1과 같이 스캔하였다.

2. CT Scanning

CT 스캔은 두부 CTDI 팬텀에서 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류는 10, 20, 30, 40, 50 mA를 적용하여 스캔하였다. CT 스캔은 128-row CT scanner (Somatom Definition AS+, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany)을 이용하여 스캔하였다. CT 검사에 적용한 파라미터는 ROT는 0.5 sec, B30f (medium smooth) kernel을 이용하였고, slice thickness는 2.0 mm의 두께로 스캔하였다.

선량을 측정하기 위해 CT 검사실의 환경에서 온도는 21°C, 습도는 45%로 유지하기 위해 항온항습기를 사용하였고, 측정의 정확성을 높이기 위해 선량을 측정하기 전의 1시간 동안 전리함을 실내에 배치하였으며 선량은 3회 스캔하여 평가 선량을 측정하여 평가하였다.

영상의 정량적 평가를 위해 영상에서 관심영역을 20×20 mm²로 하여 노이즈 및 SNR을 측정하여 영상을 Fig. 2와 같이 비교하였다. SNR 측정은 표준편차의 노이즈를 CT의 평균 HU로 나누어 계산하였다.

$$SNR = \frac{\text{mean} \times \text{enuation of ROI}}{SD \text{ of ROI}} \quad (1)$$

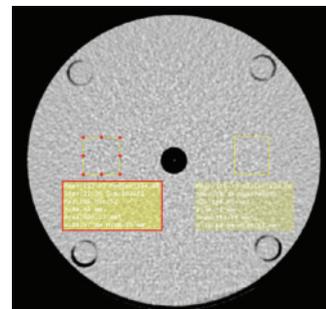


Fig. 2. Axial CT image demonstrates locations of two regions of interest.

영상의 노이즈 측정은 CT감약계수(Hounsfield

Unit)의 표준편차로 영상의 ROI에서 SD (standard deviation)의 값을 노이즈로 정하였다.

3. Statistical Analysis

통계분석은 통계프로그램 (SPSS, release 18; SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 실시하였다. 변수의 수가 적기 때문에 통계 분석에는 비모수적 테스트를 사용했다. 관전압과 관전류의 다양한 변화에 따른 방사선 선량과 SNR 및 노이즈 영상의 평균 차이를 비모수 반복측정을 위해 통계적인 방법으로 이원변량분석의 프리드만 테스트 (Friedman test)를 사용하였고, 사후검정(post hoc)은 윌콕슨 부호순위 검정(Wilcoxon Signed-Rank Test)을 이용하였고, 통계적 유의 수준 p 는 .05을 적용하였다.

III. RESULT

1. 관전압과 관전류 변화에 따른 선량

CT검사서 볼루스 트래킹 시스템을 적용하기 위해 두부 CTDI 팬텀과 전립함 계측기를 이용하여 다양한 관전압과 관전류에 따른 방사선 선량에 대한 전립함 계측기의 선량 결과는 Table 1과 같이 측정되었다.

Table 1. Results of absorbed dose at tube voltages and tube current [unit: μGy]

Tube Voltage (kV)	Tube Current (mA)					p value
	10	20	30	40	50	
80	24.13	40.44	58.24	83.93	103.77	< .05
100	40.70	78.54	114.78	152.37	188.63	
120	58.24	115.39	175.69	234.96	293.07	
140	79.54	162.82	247.85	329.30	407.28	

CT 스캔에 따른 관전압이 80 kVp에서 각각의 관전류가 10, 20, 30, 40, 50 mA에서의 선량의 결과는 24.13, 40.44, 58.24, 83.93, 103.77 μGy 로 측정되었고, 100 kVp에서는 40.70, 78.54, 114.78, 152.37, 188.63 μGy 로 증가하여 측정되었다. 120 kVp에서의 선량결과는 58.24, 115.39, 175.69, 234.96, 293.07 μGy 로 관전류가 증가함에 따라 선량도 증가하여 측정되었고, 관전압 140 kVp에서는 79.54, 162.82,

247.85, 329.30, 407.28 μGy 로 선량이 증가하였다.

CT 스캔에서 관전압과 관전류를 다양한 적용에 따른 선량의 변화는 Fig. 3과 같이 관전압과 관전류가 증가함에 따라 선량이 증가함을 보여주고 있다. CT 스캔에 따른 선량은 관전압과 관전류가 증가함에 따라 방사선 선량이 선형적으로 증가하였고, 선량은 Table 1에서와 같이 유의한 차이가 있었다 ($p < .05$).

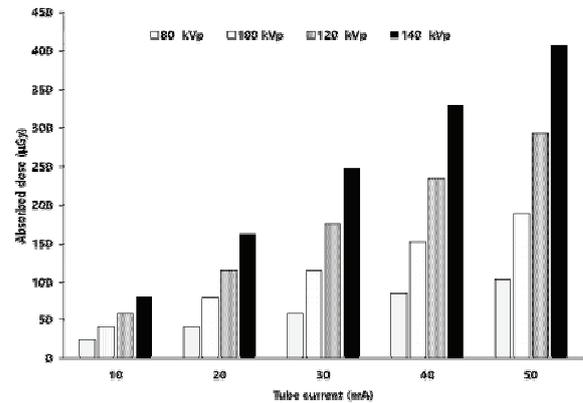


Fig. 3. Absorbed dose according to the tube voltage and tube current for the bolus tracking system CT scanning.

2. 관전압과 관전류 변화에 따른 SNR

정량적인 팬텀 스캔 영상의 평가를 위한 SNR의 평가에서는 Table 2와 같이 관전압이 80 kVp에서 SNR이 각각 10, 20, 30, 40, 50 mA는 2.3, 3.4, 3.88, 4.94, 5.32로 증가하였고, 100 kVp에서는 4.06, 5.28, 6.79, 7.67, 9.32로 증가하였다. 또한 120 kVp에서는 5.51, 8.02, 9.67, 10.96, 12.21로 관전류가 증가함에 따라 SNR도 증가고, 관전압 140 kVp에서 6.63, 9.47, 12.07, 13.28, 15.48로 비례하여 SNR이 증가하였다. 관전압과 관전류가 증가에 따른 SNR은 Table 2에서 유의한 차이가 있었다. ($p < .05$)

Table 2. CT image SNR at various tube voltages and tube current

Tube Voltage (kV)	Tube Current (mA)					p value
	10	20	30	40	50	
80	2.3	3.4	3.88	4.94	5.32	< .05
100	4.06	5.28	6.79	7.67	9.32	
120	5.51	8.02	9.67	10.96	12.21	
140	6.63	9.47	12.07	13.28	15.48	

3. 관전압과 관전류 변화에 따른 노이즈

영상 노이즈의 표준편차는 Table 3과 같이 관전압 80 kVp에서 노이즈가 10, 20, 30, 40, 50 mA에서 41.79, 27.24, 23.67, 19.14, 17.68로 감소하고, 100 kVp에서는 26.96, 20.59, 16.06, 14.3, 11.88로 감소하였다. 120 kVp에서는 21.45, 14.84, 12.15, 10.71, 9.77로 관전류가 증가하면 노이즈가 감소하였고, 관전압 140 kVp에서는 18.94, 13.08, 10.15, 9.32, 7.94로 감소하였다. 관전압과 관전류가 증가하면 Table 3과 같이 노이즈는 유의한 차이가 있었다 ($p < .05$). CT 스캔 영상을 관전압 80 kVp에서 각각의 CTDI 팬텀 영상을 Fig. 4와 같이 보여주고 있다.

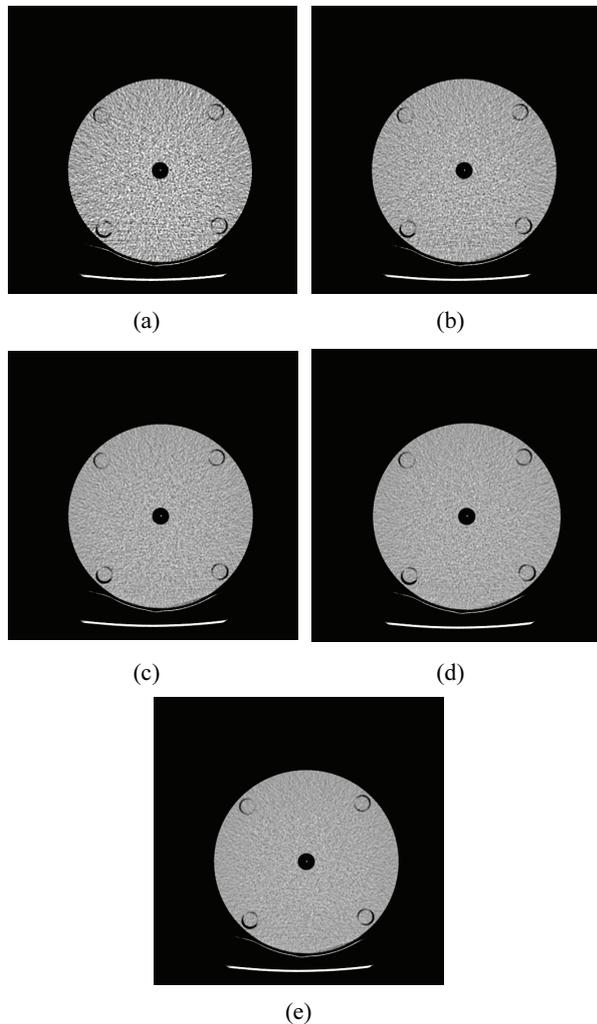


Fig. 4. CT image for tube voltage and tube current of 80 kVp and 10 mA (a), 20 mA (b), 30 mA (c), 40 mA (d) and 50 mA (e) for radiation dose measurement with CTDI head phantom.

Table 3. CT image noise at various tube voltages and tube current

Tube Voltage (kV)	Tube Current (mA)					p value
	10	20	30	40	50	
80	41.79	27.24	23.67	19.14	17.68	< .05
100	26.96	20.59	16.06	14.3	11.88	
120	21.45	14.84	12.15	10.71	9.77	
140	18.94	13.08	10.15	9.32	7.94	

IV. DISCUSSION

CT검사는 볼루스 트래킹 시스템을 이용하여 검사하고 있으며 모니터링을 위해 혈관의 동일한 영역에 관심영역을 설정하여 조영제를 주입하고 조영제의 증강에 따라 설정한 문턱(threshold)의 값에 도달 여부를 확인하기 위해 모니터링 스캔은 반복적으로 스캔이 이루어지고 있다. 이러한 반복적인 스캔에 따라 환자는 반복적인 모니터링 스캔으로 인해 방사선 피폭이 발생하여 피폭선량을 감소하는 방법에 관한 연구를 보고하였다^[7,8].

볼루스 트래킹 시스템을 사용하는 CT 스캔은 방사선에 반복적으로 노출된 후 고정된 관전압 및 관전류를 설정한 설정한 문턱 값의 HU에 도달할 때까지 시간 지연 후에 시작된다^[9]. 따라서 혈관 협착증이나 스캔 영역의 폐색이 있는 환자에게 볼루스 추적 기법을 이용한 CT검사를 시행할 경우 모니터링 스캔 횟수를 줄이고 모니터링 지연을 늘려 불필요한 방사선 피폭을 감소하기 방법이 필요하다. 이에 본 연구는 선량을 감소하기 위해 두부 팬텀을 이용하여 다양한 관전압과 관전류를 적용하여 선량을 측정하였고, 영상의 질을 SNR로 평가하였다.

볼루스 트래킹 시스템에서 관전압 120 kVp 사용은 다른 관전압보다 나은 품질의 영상을 생성하므로 정상 체형의 환자에 대한 CT 영상 연구에서 표준으로 적용하여 검사하고 있다^[10]. CT검사서 선량을 감소하기 위해서는 관전압과 관전류가 증가함에 따라 선형적으로 증가하여 관전압이 높은 조건과 관전류가 낮은 파라미터의 조합으로 하여 선량 감소를 할 수 있다.

이러한 볼루스 트래킹 시스템은 조영제 주입에

따른 실시시간으로 조영증강의 정도를 최적화하기 위한 기법으로 혈관의 내부에 관심영역을 설정하여 조영제 주입과 함께 모니터링을 실시하고, 사전에 설정된 문턱에 도달하였을 때 스캔하는 시스템으로 반복 스캔에 따라 환자는 선량의 피폭이 따른다^[11]. 이러한 선량피폭을 감소하기 위해 혈관조영술, 심장혈관조영술 검사를 비롯한 다양한 방법으로 관련된 연구가 지속되어 보고되었다^[12].

그러나 반복적인 모니터링에 따른 선량의 피폭 우려가 있어 관전압과 관전류를 적절하게 선택하여 선량을 감소할 필요가 있다^[13]. 이에 본 연구에서는 관전압은 80, 100, 120, 140 kVp으로 다양하게 설정하였고, 관전류는 낮은 10 mA에서 높은 50 mA 까지 10 mA 단위로 설정하여 팬텀으로 선량을 측정하였다. 선량 결과는 관전압과 관전류 증가에 따른 팬텀의 선량은 80 kVp, 10 mA에서 최저 24.13 μ Gy이었고, 140 kVp, 50 mA에서 최고 407.28 μ Gy로 선량이 16.8배가 증가하였다. 이러한 볼러스 트래킹 시스템을 관전압 120 kVp, 관전류 20 mA에서 두부 팬텀에 적용하여 선량이 0.18 mSv로 보고하였다^[9]. 이번 연구에서는 흡수선량이 관전압과 관전류가 증가함에 따라 선량이 증가하여 추후에 연구에서는 유효선량을 비교할 필요성이 있다. 기존의 볼러스 트래킹 시스템의 연구에서도 관전압과 관전류를 100 kVp, 50 mA와 120 kVp, 30mA로 설정하여 CT혈관조영술에 적용하여 폐에서 HUG가 25.1% 증가했으나 100kV에서 이미지 노이즈가 30% 증가했음에도 불구하고 SNR 또는 CNR 값에는 큰 영향이 없었고, 100kV에서는 방사선량은 40%까지 상당히 감소하고 영상이 유의미한 차이가 없어 관전압을 낮춘 100 kVp를 이용하여 선량감소를 권고하기도 했다^[14]. 그러므로 본 연구에서는 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp으로 선택할 수 있어 선량감소를 위해 저관전압 및 저관전류를 응용할 필요가 있다.

영상의 질을 평가하기 위해 SNR을 비교하여 평가하였으며 결과는 관전압과 관전류 증가에 따른 팬텀의 SNR은 80 kVp, 10 mA에서 최저 2.3이었고, 140 kVp, 50 mA에서 최고 15.48로 SNR이 선량이 6.7배가 증가하였고, 영상에서 표준편차로 영상의

질을 표시하는 노이즈는 80 kVp, 10 mA에서 최저 41.79이었고, 140 kVp, 50 mA에서 최고 7.94로 SNR이 선량이 81.35%가 감소하였다.

CT검사에서 선량감소를 위해 적용할 수 있는 볼러스 트래킹 시스템의 연구는 아래와 같은 연구의 제한점을 가지고 있다. 첫째, 두부 CTDI 팬텀을 적용하여 선량을 측정하여 추후연구에서는 임상환자를 대상으로 하여 환자의 선량 및 영상의 질을 측정하는 연구가 필요하고, 또한, 복부를 이용한 다양한 인체등가팬텀을 이용한 영상의 평가 필요하다. 둘째, 관전압을 다양한 80, 100, 120, 140 kVp 및 다양한 관전류를 적용하여 선량을 측정하는 연구가 필요하다. 세 번째는 CTDI 팬텀을 이용하여 선량감소를 목적으로 임상에서 환자를 대상으로 볼러스 트래킹 시스템을 적용한 CT검사에서 주입된 조영제의 HU를 측정하여 조영제 농도가 설정된 문턱값에 도달하여 선량감소가 실제 이루어지는 지를 추후 연구할 필요가 있다. 네 번째는 영상의 질을 평가하기 위해 팬텀의 특수성으로 SNR을 비교하였으나 CNR을 포함한 다양한 영상의 질을 평가하는 연구가 필요하다. 결과적으로 이러한 CTDI 팬텀을 이용하여 선량과 영상의 질을 측정하고 평가하여 연구의 제한점을 참고하여 추가적으로 연구하여 보고하고자 한다.

V. CONCLUSION

CT 검사에서 볼러스 트래킹 시스템을 사용하여 반복적인 모니터링 스캔으로 인해 방사선에 노출되어, 이를 해결하기 위한 방안으로 관전류와 관전압을 다양하게 적용하여 선량 및 SNR, 노이즈를 측정하였다. CTDI 팬텀을 이용한 CT 검사에서 관전압과 관전류가 증가함에 따라 방사선 선량이 증가하였고, SNR도 증가하였다. 그러나 영상의 질을 평가하는 노이즈는 감소하였다.

결론적으로 CT검사에서 볼러스 트래킹 시스템을 적용하기 위해서는 영상의 질을 유지하고 선량감소를 위해 적절한 관전압과 관전류를 적절히 적용하여 CT검사에 따른 환자의 선량감소를 위해 실험적인 결과 자료를 바탕으로 임상에서 적용하여 기초자료로 활용할 수 있다.

Reference

- [1] J. Kirchner, R. Kickuth, U. Laufer, M. Noack, D. Liermann, "Optimized enhancement in helical CT: experiences with a real-time bolus tracking system in 628 patients", *Clinical Radiology*, Vol. 55, No. 5, pp. 368-373, 2000. <http://dx.doi.org/10.1053/crad.2000.0376>
- [2] D. C. Kweon, J. E. Jung, Y. H. Ryu, W. K. Chung, "Comparison radiation dose with upper and lower limbs of automated injection of contrast media with a bolus tracking system in pulmonary embolism MDCT", *Journal of Radiation Industry*, Vol. 3, No. 4, pp. 232-328, 2009.
- [3] T. Kim, T. Murakami, S. Takahashi, K. Tsuda, K. Tomoda, Y. Narumi, H. Oi, H. Nakamura, "Effects of injection rates of contrast material on arterial phase hepatic CT", *AJR American Journal of Roentgenology*, Vol. 171, No. 2, pp. 429-32, 1998. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.171.2.9694469>
- [4] R. L. Zondervan, P. F. Hahn, C. A. Sadow, B. Liu, S. I. Lee, "Frequent body CT scanning of young adults: indications, outcomes, and risk for radiation-induced cancer", *Journal of the American College of Radiology*. Vol. 8, No. 7, pp. 501-507, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jacr.2010.12.025>
- [5] A. Sodickson, P. F. Baeyens, K. P. Andriole, L. M. Prevedello, R. D. Nawfel, R. Hanson, R. Khorasani, "Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults", *Radiology*, Vol. 251, No. 1, pp. 175-184, 2009. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2511081296>
- [6] D. J. Brenner, E. J. Hall, "Computed tomography-an increasing source of radiation exposure", *New England Journal of Medicine*, Vol. 357, No. 22, pp. 2277-2284, 2007. <http://dx.doi.org/10.1056/NEJMra072149>
- [7] C. H. McCollough, S. Leng, L. Yu, D. D. Cody, J. M. Boone, M. F. McNitt-Gray, "CT Dose Index and Patient Dose: They Are Not the Same Thing", *Radiology*, Vol. 259, No. 2, pp. 311-316, 2011. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.11101800>
- [8] S. Y. Lee, D. K. Han, "A Study on the reduction of patient's exposure dose according to the arrival time of contrast media in abdominal CT scan using bolus tracking technique", *Journal of the Korean Society of Radiology*, Vol. 15, No. 2, pp. 93-100, 2021. <http://dx.doi.org/10.7742/jksr.2021.15.2.93>
- [9] D. C. Kweon, J. Choi, "Analysis of radiation dose for the bolus tracking technique using the CTDI phantom of CT study", *Journal of Radiation Industry*, Vol. 13., No. 3, pp. 229-234, 2019. <http://doi.org/10.23042/radin.2019.13.3.229>
- [10] C. M. Heyer, P. S. Mohr, S. P. Lemburg, S. A. Peters, V. Nicolas, "Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120-kVp protocol: prospective randomized study", *Radiology*, Vol. 245, No. 2, pp. 577-583, 2007. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2452061919>
- [11] S. Park, M. Jang, K. Lee, H. Choi, Y. Lee, I. Park, S. Choi, "Optimal placement of the region of interest for bolus tracking on brain computed tomography angiography in Beagle dogs", *Journal of Veterinary Medical Science*, Vol. 83, No. 8, pp. 1196-1201, 2021. <http://dx.doi.org/10.1292/jvms.20-0724>
- [12] J. K. N. Matsumoto, A. N. Assuncao-Jr, R. N. Dantas Junior, J. A. B. Araujo-Filho, S. S. Solange de Sousa Andrade, C. H. Nomura, J. R. Parga, "Radiation dose reduction by adjusting bolus tracking parameters in a 320-detector row scanner", *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, Vol. 12, No. 4, pp. 312-315, 2018. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcct.2018.03.009>
- [13] D. C. Kweon, Y. G. Lee, "Detection for contrast media extravasation using bolus tracking system of CT", *Journal of the Institute Electronics and Information Engineers*", Vol. 53, No. 9, pp. 1435-1440, 2016. <http://dx.doi.org/10.5573/ieie.2016.53.9.137>
- [14] W. A. Moynihan, L. Bowden, P. Kiely, J. M. O' Brien, "A Comparison of 100 kVp versus 120 kVp CTPA acquisition with direct comparisons of test bolus and bolus tracking at same and different voltages in a multidetector 64 Slice CT scanner", *International Journal of Radiology and Radiation Therapy*, Vol. 4, No. 2, pp. 363-368. 2017. <http://dx.doi.org/10.15406/ijrrt.2017.04.00095>

CTDI 팬텀의 CT검사에서 블루스 트래킹 시스템 적용을 위한 선량 측정

권대철*

신한대학교 보건대학 방사선학과

요약

본 연구의 목적은 CT검사에서 조영제 주입을 위한 블루스 트래킹 시스템에서 두부 CTDI 팬텀을 이용하여 관전압과 관전류에 따른 선량을 측정하고 SNR로 영상을 평가하여 CT 검사에 따른 선량감소를 위한 기초자료로 활용할 수 있다. CT 스캔은 두부 CTDI 팬텀에서 관전압을 80, 100, 120, 140 kVp, 관전류는 10, 20, 30, 40, 50 mA를 적용하여 스캔하였다. 스캔은 ROT가 0.5 sec, B30f kernel을 이용하였고, 2.0 mm의 두께로 스캔하여 선량과 SNR 및 노이즈 측정하였다. 선량 결과는 관전압과 관전류 증가에 따른 팬텀의 선량은 80 kVp, 10 mA에서 최저 24.13 μ Gy이었고, 140 kVp, 50 mA에서 최고 407.28 μ Gy로 선량이 16.8배가 증가하였다. 영상의 질을 평가하기 위해 관전압과 관전류 증가에 따른 팬텀의 SNR은 80 kVp, 10 mA에서 최저 2.3이었고, 140 kVp, 50 mA에서 최고 15.48로 SNR이 선량이 6.7배가 증가하였다. 영상에서 표준편차로 영상의 질을 표시하는 노이즈는 80 kVp, 10 mA에서 최저 41.79이었고, 140 kVp, 50 mA에서 최고 7.94로 SNR이었고, 선량은 81.35%가 감소하였다. CT 스캔에서 다양한 관전압과 관전류가 증가함에 따라 선량과 SNR이 증가하였으나 노이즈는 감소하였다. 결론적으로 블루스 트래킹 시스템을 적용하기 위해서는 영상의 질을 유지하고 선량감소를 위해 적절한 관전압과 관전류를 조합하여 적용하여 선량감소에 적용하여 응용할 수 있다.

중심단어: 대조도 잡음비, 블루스 트래킹 시스템, 선량, CTDI 팬텀

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(단독저자)	권대철	신한대학교 보건대학 방사선학과	부교수