

Usefulness of Application of Tube Voltage Changes to Reduce Patient Dose during Abdominal CT Follow up

Joon Yoon, HyeonJu Kim*

Department of Radiologic Technology, Dongnam Health University

Received: April 16, 2021. Revised: June 23, 2021. Accepted: June 30, 2021.

ABSTRACT

In order to reduce the irresistible radiation exposure of patients who perform periodic examinations using a CT among various scan parameters a method to reduce patient dose was investigated through changes in the tube voltage close to X-ray penetrating power. As a result of the experiment 100 kVp was applied instead of 120 kVp which is commonly used in clinical practice and CTDI decreased by about 41% during scan. In addition the degree of change in image quality was measured as 1046.1±3.7 HU for CT value and 71.4±7.9 for Pixel value and statistical analysis showed no significant difference (0.05<P). Therefore in the case of patients who repeatedly perform follow-up for the purpose of confirming the lesion site or recurrence after surgery or treatment if the scan conditions suggested in this paper are applied and examination the exposure dose caused by the CT scan is relatively reduced In addition to reducing patient dose it is thought that it can positively effective patients with anxiety about CT scans and the patient's prognosis.

Keywords: Abdomen CT, Kilo_voltage, CTDI, Image quality, CT scan

I. INTRODUCTION

컴퓨터단층촬영(CT: Computed Tomography)은 의료기술의 발달과 장치의 기술적 성능향상으로 의학적 응용 부분에서 빠른 속도로 발전하였다. 특히 다중검출 컴퓨터단층촬영(MDCT: Multi Detector Computed Tomography)의 개발로 높은 화질의 제공과 더불어 초 단위 이하의 검사 속도를 구현하여 연동운동이나 호흡운동에 의한 인공물의 발생을 감소시켰으며 신뢰도가 높은 의료영상정보를 제공할 수 있게 되었다. 그러나 우수한 장점만 강조되며 CT 검사에 의한 피폭선량의 문제점은 일부에서 간과되고 있는 것이 현실이다^[1]. 특히 나선형 스캔(Spiral scan) 방식의 MDCT의 경우 누적 선량이 상대적으로 높고 다른 검사와 비교 시 방사선 피폭이 높은 것으로 평가되고 있으며 임상에서 검사 건수 향상 및 다중영상(Multiphase)검사 등의 증가는 오

히려 환자가 받는 전체 방사선량을 증가시키고 있다. 최근 방사선 피폭 관련 학회에 따르면 CT 검사 시 부가되는 피폭선량은 관련 종사자뿐만 아니라 CT검사를 받는 환자의 암 발생의 위험성이 높아 이를 무시할 수 없다고 발표된 바 있다^[2-5]. 일반적으로 CT 검사를 하는 환자 중 수술을 하거나, 만성 질환 환자의 경우 주기적인 추적검사가 필요하여 피폭선량의 위험성을 고려하지 않을 수 없다. 임상에서 피폭선량 고려 시 단면두께와 영상 간격, pitch, 검사범위, 관전압, 관전류, Scan time 등이 해당한다^[6]. 방사선 피폭 중 질병의 진단목적으로 받은 피폭은 환자 측면에서 손해보다 이익이 많으므로 피폭이 정당화되고 방호를 최적화 한다면 정당성에 위배되지 않을 것으로 생각된다. 일반적으로 복부검사 시 대조도 분해능(Contrast resolution)이 우수한 영상을 획득하기 위해서는 고 관전압의 사용이 효과적이라고 통용되고 있지만, 다양한 인체구

* Corresponding Author: Hyeonju Kim

E-mail: gidoong75@dongnam.ac.kr

Tel: +82-031-24-6409

조의 물리적 차이와 각 조직의 에너지 특성이 달라서 고 관전압 적용이 대조도 분해능을 향상 될 것으로 단정하기에는 무리가 있다. 즉, 고 관전압 적용이 투과력의 향상과 노이즈 감소효과로 대조도 분해능을 향상되지만 X-선 흡수 차이를 감소시키므로 고 관전압의 사용은 오히려 대조도를 저하시키는 단점이 발생하는 원인을 제공할 수 있고, 환자의 표면 선량은 감소시키지만 전체 피폭선량 측면에서는 환자 선량을 증가시키는 원인이 된다^[7]. 이에 본 저자는 병원 내원 후 처음 CT 검사를 받는 환자를 제외한 만성질환을 앓고 있는 환자 또는 수술 후 추적검사를 통해 질병의 변위 또는 전이 상태 등을 판별하기 위해 CT 검사를 하는 환자의 복부 CT 검사 시 환자가 받는 피폭선량을 상대적으로 감소시킬 수 있는 방법 중 관전압 변화적용의 유용성을 실험을 통해 알아보하고자 한다.

II. MATERIAL AND METHODS

실험은 관전압을 제외한 모든 파라미터는 동일하게 고정 후 스캔하여 결과를 도출하였다. 실험 방법은 팬텀 실험과 임상에서 획득한 영상을 활용하여 분석하는 임상 실험으로 진행하였다. 실험에 사용한 장비는 GE MDCT(Discovery 750 HD, GE HEALTHCARE, Milwaukee, USA.)를 사용하였고 실험에 적용한 파라미터는 관전압은 120 kVp 기준, 80 kVp, 100 kVp, 140 kVp로 변화를 주었고, 50 cm의 SFOV, 5 mm의 슬라이스 두께, 0.5초의 tube rotation time, 250 mA로 설정하였다. 팬텀 실험 중 선량 측정은 아크릴 팬텀과 Ionization Chamber를 사용하여 관전압 변화에 따른 중심부와 주변부 선량을 측정하여 비교하였다. 선량 측정은 FLUKE (TRAID TNT Dosimeter 35050AT, FLUKE Biomedical, USA.)를 Ionization Chamber와 연결하여 사용하였다. CT 값의 비교분석은 증류수와 조영제를 희석한 팬텀 영상과 임상 복부 영상을 이용 AW 4.6 Volume Share 4(GE Healthcare. Co.)와 Image J(Version 1.41, W. Rashban, National Institutes of Health, USA) 프로그램을 이용하였다. 결과로 도출된 값은 SPSS 18.0(for Windows : SPSS Chicago, IL)를 이용하여 통계분석 하였다.

1. 선량 분석

1.1 아크릴 팬텀을 활용한 선량변화 분석

선량 측정은 Fig. 1과 같이 고정 후 팬텀 주변부(12시, 3시, 6시, 9시 방향)와 중앙부에 Ion chamber를 삽입시킨 후 관전압을 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp로 변화 적용하여 10회씩 스캔하였다. 스캔 시 reader기에 표시된 선량을 Eq. (1)에 적용하여 CTDI 값을 계산하였고, 임상에서 복부 CT검사 시 많이 적용하는 120 kVp를 기준으로 평균값을 비교하였다.

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_{center} + 2/3 CTDI_{periphery}$$

$$CTDI_{VOL} = CTDI_w / pitch \quad (1)$$

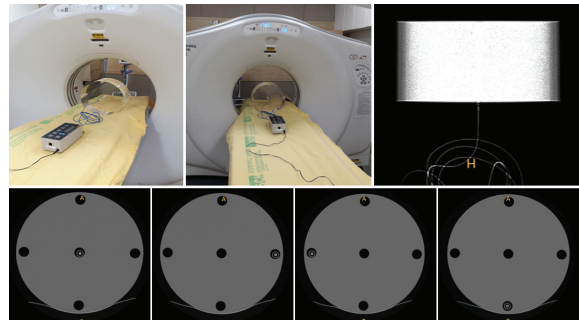


Fig. 1. Dose Measurement with change in kVp.

2. 화질 분석

2.1 팬텀을 활용한 화질변화 분석

증류수와 조영제를 10:1로 희석한 후 기포 없이 팬텀 내에 가득 채운 후 관전압을 80 kVp, 100 kVp, 120 kVp, 140 kVp 변화시켜 스캔하였다. 스캔된 영상의 중앙에 Fig. 2와 같이 약 5 cm 직경의 원형 ROI(Region of interesting)를 그려 Eq. (2)에 적용 CT 값을 기록하여 비교하였으며 정확도 향상을 위해 Image J 프로그램의 Histogram 분석기능을 활용하여 pixel value를 측정 후 결과의 객관성을 보완하였다.

$$CT\ Number = K \frac{(\mu_t - \mu_w)}{\mu_w} \quad (2)$$

μ_t : 조직의 감약계수

μ_w : 물의 감약계수

K : 확대정수(contrast factor 또는 scaling factor)

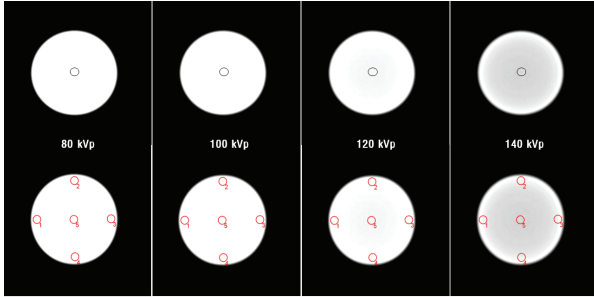


Fig. 2. Measurement of CT Value and Pixel Value Change according to kVp Change.

2.2 복부영상을 활용한 화질변화 분석

선행 실험으로 적용했던 관전압 100 kVp, 120 kVp 적용한 영상 중 BMI(body mass index) 18.5 ~ 24.9로 정상에 해당하는 30명의 검사 영상을 이용하였다. 동맥기(Arterial phase)영상을 이용하여 ROI를 그려 CT 값을 측정하였으며 ROI는 복부의 큰 혈관과 장기로 Aorta, Liver, Gall bladder, Pancreas, Spleen, Kidney, Abdominal fat, Lumbar vertebrae 등에 Fig. 3과 같이 직경 약 2cm의 관심 부위에 대한 CT Number값을 비교하였다.

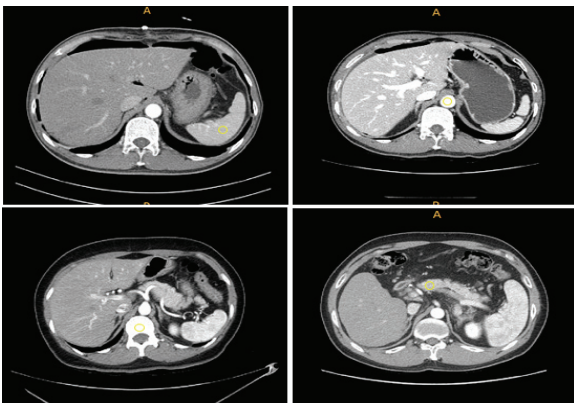


Fig. 3. Dose Evaluation with Variation of kVp.

III. RESULT

1. 선량 분석

1.1 아크릴 팬텀을 활용한 선량변화 분석

관전압을 변화시켜 아크릴 팬텀을 활용하여 CTDI를 측정 후 120 kVp 기준으로 비교하였으며 Table 1과 같이 80 kVp에서 1.28 mGy, 100 kVp에서 2.59 mGy, 120 kVp에서 4.4 mGy, 140 kVp에서 6.22 mGy로 측정되어 관전압이 증가할수록 CTDI 증가하였으며, 선량 변화율은 80 kVp에서 약 70.1 % 감소, 100 kVp에서 약 41.1 % 감소, 140 kVp에서 약 29.2 % 증가하였다.

Table 1. CTDI comparative analysis according to kVp (unit: mGy)

	80kVp	100kVp	120kVp	140kVp
Peripheral	1.5	3.1	5.1	7.3
Center	0.84	1.6	3.0	4.1
CTDI	1.28	2.59	4.4	6.22
Variation rate(%)	- 70.1	- 41.1	0	29.2

2. 화질 분석

2.1 팬텀을 활용한 화질변화 분석

증류수와 조영제를 가득 채운 팬텀을 이용 관전압을 변화시켜 스캔 후 영상의 CT 값과 Pixel value를 측정한 결과 Table 2와 Fig. 4와 같이 CT 값은 80 kVp에서 1365.9±4.4 HU, 100 kVp에서 1046.1±3.7 HU, 120 kVp에서 988.4±3.2 HU, 140 kVp에서 747.5±3 HU로 측정되었으며, Pixel value는 80 kVp에서 71.9±11.8, 100 kVp에서 71.4±7.9, 120 kVp에서 70.3±8.6, 140 kVp에서 64.1±3.9로 측정 되었다. 특히 CT 값에서는 100 kVp에서 기준인 120 kVp와 화질의 차이가 크지 않는 것으로 분석되었다(p>0.05). 또한 Pixel value에서도 80 kVp와 100 kVp에서 기준인 120 kVp와 화질의 차이가 크지 않는 것으로 분석되었다(p>0.05).

Table 2. CT and pixel value comparative analysis according to kVp (unit:HU & value)

kVp	CT value	p-value	pixel value	p-value
80	1365.9±4.4	0.01	71.9±11.8	0.18
100	1046.1±3.7	0.12	71.4±7.9	
120	988.4±3.2	0.01	70.3±8.6	
140	737.5±3.0	0.01	64.1±3.9	0.01

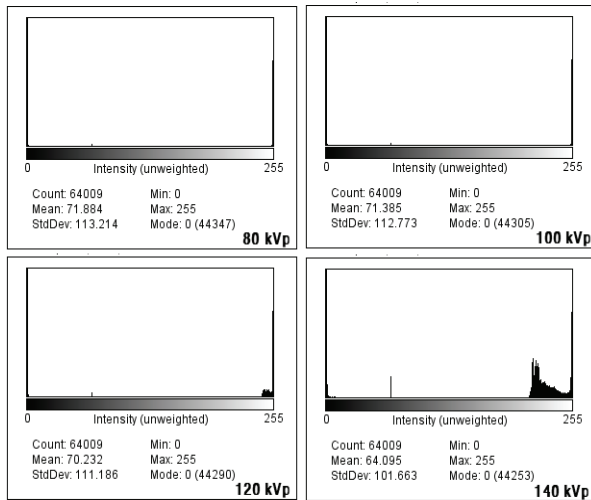


Fig. 4. Comparison using Pixel Value Graph.

2.2 복부영상을 활용한 화질변화 분석

복부영상을 이용하여 영상에 포함된 구조물을 이용하여 동일영역에 ROI를 설정 후 CT 값의 변화를 비교한 결과 Table 3과 같이 Aorta의 경우 100 kVp 에서 398.4±21.8 HU, 120 kVp 에서 321.3±18.1 HU, Liver의 경우 100 kVp 에서 94.1±14.8 HU, 120 kVp 에서 92.8±15.3 HU, Gall bladder의 경우 100 kVp 에서 24.3±18.6 HU, 120 kVp 에서 22.3±11.2 HU, Pancreas의 경우 100 kVp 에서 149.1±28.1 HU, 120 kVp 에서 123.8±16.7 HU, Spleen의 경우 100 kVp 에서 181.3±12.4 HU, 120 kVp 에서 164.1±11.9 HU, Kidney의 Cortex의 경우 100 kVp 에서 279.7±25.8 HU, 120 kVp 에서 241.8±21.4 HU, Kidney의 Medulla의 경우 100 kVp에서 70.1±19.6 HU, 120 kVp 에서 60.3±13.8 HU, Abdominal fat의 경우 100 kVp 에서 -81.8±14.1 HU, 120 kVp 에서 -78.6±11.1 HU, Lumbar vertebrae의 경우 100 kVp 에서 188.9±28.7 HU, 120 kVp에서 172.8±21.8 HU로

측정되었다. 모든 복부 장기에서 팬텀 연구와 동일하게 100 kVp 설정 시 CT 값이 120 kVp보다 증가하는 추세였으며, 특히 대동맥(aorta), 콩팥(kidney), 이자(pancrease), 지라(spleen) 등에서 100 kVp 설정 시 CT 값이 120 kVp보다 상대적으로 CT 값이 증가하였고 통계적으로 유의하게 차이가 있는 것으로 분석되었다(p<0.05).

Table 3. CT value by ROI according to kVp change (unit:HU)

	100 kVp	120 kVp	Increased rate (%)	p-value
Aorta	398.4±21.8	321.3±18.1	19.4	0.001
Liver	94.1±14.8	92.8±15.3	1.38	
Gall bladder	24.3±18.6	22.3±11.2	8.23	
Pancreas	149.1±28.1	123.8±16.7	16.9	
Spleen	181.3±12.4	164.1±11.9	9.48	
Cortex of kidney	279.7±25.8	241.8±21.4	13.6	
Medulla of kidney	70.1±19.6	60.3±13.8	13.9	
Abdominal fat	-81.8±14.1	-78.6±11.1	3.9	
Lumbar vertebra	188.9±28.7	172.8±21.8	8.5	

IV. DISCUSSION

CT 스캔을 이용하여 획득한 의료영상은 기타 의료 영상장비들과 비교 시 공간분해능과 대조도 분해능이 매우 우수하며 이러한 영상을 구현하기 위해서는 영상의 단면두께, 알고리즘, 관전압, 관전류 등 다양한 영상 좌우 인자를 적절히 선택해 주어야 한다^[8]. 특히 관전압은 X선의 투과력 또는 강도와 밀접한 관계가 있어 상대적으로 낮은 관전압을 적용 시 감약 차를 크게 만들며 영상의 노이즈를 증가시켜 화질 저하 현상의 원인이 된다^[9]. 보통 CT 장치에서는 80-140 kVp의 관전압을 선택하여 사용할 수 있지만 대부분의 CT장치에서는 120 kVp의 고 관전압으로 고정시켜 사용하고 있다. 고 관전압을 사용하는 목적에는 첫째, 인체를 투과하여 검출기에 도달하는 X-선량을 상대적으로 증가시켜 검출기의 효율성이 높아져 CT영상의 질을 증가시킨다. 둘째, 상대적인 뇌 조직이나 연부조직에 대한 뼈의

대조도를 감소시키는 등 진단영역이 넓어진다. 셋째, 각 조직의 감약 계수에 있어 에너지 의존에 따른 변동을 최소화시킨다^[10]. 하지만, 고 관전압의 사용은 환자의 표면선량은 감소시키지만 전체적인 측면에서는 환자의 피폭선량을 증가시키는 요인이 되고 있다. 이러한 이유로 최적의 영상을 얻기 위한 목적으로 인하여 환자에게 피폭되는 방사선량을 고려해야 하며 방사선학적 검사의 정확한 진단 방법으로 인한 환자의 이익은 항상 방사선의 위험과 비교해져야 한다^[11]. 이에 CT장치를 직접 사용하는 방사선사에게 있어서 피폭선량의 ‘최적화’라는 중대한 문제는 간과되어서는 안 될 것이다. 우리의 연구와 유사한 Yoshiharu Nakayama의 실험에 의하면 관전류 300 mA의 설정으로 120 kVp와 90 kVp의 관전압 사용 시 CTDI값은 각각 13.2 mGy, 5.7 mGy로 56.8%의 차이가 있다고 보고하였다^[12]. 이번 실험에서도 상대적으로 낮은 100 kVp의 관전압을 사용하여 CTDI값을 측정할 결과 120 kVp의 관전압을 사용 시보다 평균적으로 약 41 %가 감소 되는 것을 확인할 수 있었다. 이는 관전압을 낮추어 적용하는 것은 스캔 시 환자가 받는 환자선량을 감소시키는데 큰 의미가 있다고 판단할 수 있다. 또한 화질평가에서도 120 kVp를 사용한 영상과 100k Vp를 사용한 영상을 비교한 결과 큰 차이가 없다는 통계분석 결과를 도출할 수 있었으며 ($p>0.05$), 하지만 임상영상의 관심영역 설정을 통한 평가에서는 관전압 변화에 따른 CT 값의 증감율의 변화가 있었고 통계적 분석에서 유의한 차이가 있는 것으로 분석되었다($p<0.05$). 이는 자체분석결과 임상영상을 이용하여 분석하였기 때문이며 특히 환자의 몸무게 그리고 복부지름 등을 고려하지 못했기 때문이라고 판단하였다. 일반적으로 관전압을 감소시키는 것은 투과된 광자의 양에 직접적인 감소를 가져오므로 영상의 노이즈가 증가하게 되고 감약 차이가 큰 부위에서 선속 경화현상에 의한 인공물 (Beam hardening artifact)도 증가하게 된다. 특히 고식적인 Screen/Film system을 사용하는 환경에서는 영상의 화질 등을 조절할 수 있는 인자들을 유동적으로 조절할 수 없어 광자량 부족 등에 의한 영상 정보량의 변화를 보정해줄 수 없었지만 현재 대부분의 병원에서 영상전송 및 처리를 담당하는 PACS

system 환경에서는 Window setting 또는 Algorithm의 변화 조절을 통하여 이러한 단점에 대해 어느 정도 보정이 가능하다. 본 논문은 피폭선량을 낮추면서 기존영상과 가장 유사한 관전압의 범위를 찾아보기 위함이며, 관전압이 높으면 표면선량은 감소하나 전체 스캔에 대한 선량은 증가하여 환자의 피폭선량이 증가하여 기존검사에 적용한 관전압보다 상대적으로 낮은 100 kVp를 대체 관전압으로 적용 가능하다는 결과를 도출할 수 있었다. 특히 임상에는 언제나 처음 검사를 시행하는 환자만 내원하는 것이 아니라 대부분 추적검사를 위해 내원하는 환자의 비율이 높으며 이 환자분들이 내원할 때마다 CT검사를 한다면 환자의 피폭선량을 증가할 것이며 결국 국민 방사선 피폭선량은 후진국 수준으로 전락할 것으로 생각된다. 따라서 병변 판단이 중요한 시기와 치료 및 수술계획을 세워야 하는 시기를 제외한 수술 또는 치료 후 병변의 상태를 파악하는 추적검사의 경우만이라도 본 논문에서 제시한 검사조건을 적용하여 검사한다면 상대적으로 CT 검사에 의해 발생하는 피폭선량을 감소시켜 환자 선량의 감소와 더불어 CT검사에 대한 불안과 환자 선량이라는 측면에서 예후에도 긍정적인 도움을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

V. CONCLUSION

일반적으로 CT 검사 시 검사 부위 선량을 줄이기 위해 검사 프로토콜의 변경뿐만 아니라 납(Pb), 또는 비스무트(Bismuth) 등의 차폐체 적용 등의 시도는 되었지만 대부분 결과에서 불가항력적으로 화질의 저하를 감수하였다. 본 연구에서는 복부CT 추적검사를 시행하는 환자를 연구대상으로 한정하였으며 기존검사 방법과 가장 유사한 화질의 수준을 구현할 수 없지만, 화질을 기존검사와 유사하면서도 환자 선량을 낮출 수 있는 측면에서는 유용할 것으로 기대되며 특히, 추적검사를 위해 내원한 환자의 불안감소와 환자 선량한도 측면에서도 긍정적인 의미가 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgement

본 연구는 동남보건대학교 연구비 지원에 의하

여 수행된 것임

Reference

- [1] M. C. Kim, D. K. Han, S. K. Choo, "Comparison of radiation dose with change of technical in abdominal CT scanning", *Journal of Korean Society of Computed Tomographic Technology*, Vol. 4, No. 1, pp, 91-101, 2003.
- [2] D. J. Brenner, C. D. Elliston, E. J. Hall, W. E. Berdon, "Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 176, No. 2, pp, 289-296, 2001. <http://dx.doi.org/10.2214/ajr.176.2.1760289>
- [3] D. J. Brenner, C. D. Elliston, "Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening", *Radiology*, Vol. 232, No. 3, pp, 735-738, 2004. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2323031095>
- [4] D. J. Brenner, "Radiation risks potentially associated with low-dose CT screening of adult smokers for lung cancer", *Radiology*, Vol. 231, No. 2, pp, 440-445, 2004. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2312030880>
- [5] Shinji Yoshinaga, Kiyohiko Mabuchi, Alice J. Sigurdson, Michele Morin Doody, Elaine Ron, "Cancer risks among radiologists and radiologic technologists: review of epidemiologic studies", *Radiology*, Vol. 233, No. 2, pp, 313-321, 2004. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2332031119>
- [6] Y. H. Ko, K. K. Kim, D. Y. Kim, *Textbook of Computed Tomography*, Published Chung-Gu, Korea, Vol. 5 pp, 578, 2003.
- [7] H. J. Kim, J. H. Cho, C. S. Park, "Evaluation of Image Quality in Low Tube-Voltage Chest CT Scan", *Journal of Radiation Protection and Research*, Vol. 35 No. 4, pp, 135-141, 2010.
- [8] E. Lin, A. Alessio, "What are the basic concepts of temporal, contrast, and spatial resolution in cardiac CT?" *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, Vol. 3, No. 6, pp, 403-408, 2009. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcct.2009.07.003>
- [9] W. Huda, R. B. Abrahams, "Radiographic Techniques Contrast, and Noise in X-Ray Imaging", *American Journal of Roentgenology*, Vol. 204, No. 2, pp, 126-131, 2015. <http://dx.doi.org/10.2214/AJR.14.13116>
- [10] B. A. Birnbaum, N. H., J. Lee, J. S. Babb, "Multi-Detector Row CT Attenuation Measurements: Assessment of Intra- and Interscanner Variability with an Anthropomorphic Body CT Phantom", *Radiology*, Vol. 242, No. 1, pp, 109-128, 2007. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2421052066>
- [11] M. K. Kalra, M. M. Maher, T. L. Toth, L. M. Hamberg, M. A. Blake, J. A. Shepard, S. J. Saini, "Strategies for CT Radiation Dose Optimization", *Radiology*, Vol. 230, No. 3, pp, 619-628, 2004. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2303021726>
- [12] Yoshiharu Nakayama, Kazuo Awai, Yoshinori Funama, Masahiro Hatemura, Masanori Imuta, Takeshi Nakaura, Da Ryu, Shoji Morishita, Shamima Sultana, Natsuko Sato, Yasuyuki Yamashita, "Abdominal CT with Low Tube Voltage: Preliminary Observations about Radiation Dose, Contrast Enhancement, Image Quality, and Noise", *Radiology*, Vol. 237, No. 3, pp, 945-51, 2005. <http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2373041655>

반복적인 복부 컴퓨터단층촬영 시행 시 환자선량 감소를 위한 관전압 변화 적용의 유용성

윤준, 김현주*

동남보건대학교 방사선과

요 약

CT 장치를 이용하여 주기적인 검사를 시행하는 환자의 불가항력적 방사선 피폭을 줄이기 위해 다양한 스캔 파라미터 중 X선의 투과력과 밀접한 관전압의 변화를 통해 환자 선량을 감소시킬 수 있는 스캔 방법을 알아보았다. 실험결과 일반적으로 임상에서 많이 적용하는 120 kVp 대신 100 kVp를 적용하여 스캔 시 CTDI가 약 41 % 감소하였다. 또한 화질 변화정도는 CT value는 1046.1 ± 3.7 HU, Pixel value는 71.4 ± 7.9 로 측정되었으며 통계분석결과 큰 차이가 없는 것으로 분석되었다($0.05 < P$). 따라서 수술 또는 치료 후 병변부위 확인 또는 재발 유무 파악의 목적으로 추적검사를 반복적으로 시행하는 환자의 경우 본 논문에서 제시한 검사조건을 적용하여 검사한다면 상대적으로 CT 검사에 의해 발생하는 피폭선량을 감소시켜 환자 선량의 감소와 더불어 CT검사에 대한 불안과 환자의 예후에도 긍정적인 영향을 줄 수 있을 것으로 사료된다.

중심단어: 복부 컴퓨터단층촬영, 관전압, 컴퓨터단층촬영 선량지수, 화질, 컴퓨터단층촬영 스캔

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	윤 준	동남보건대학교 방사선과	교수
(교신저자)	김현주	동남보건대학교 방사선과	교수