

Evaluation of Radiation Dose for Dual Energy CBCT Using Multi-Grid Device

Eun Bin Ju*, So Hyun Ahn[†], Sam Ju Cho[†], Ki Chang Keum[†], Rena Lee[‡]

*Department of Medical Science, Ewha Womans University,

[†]Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Yonsei University,

[‡]Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Ewha Womans University, Seoul, Korea

The paper discusses radiation dose of dual energy CT on which copper modulation layer, is mounted in order to improve diagnostic performance of the dual energy CT. The radiation dose is estimated using MCNPX and its results are compared with that of the conventional dual energy CT system. CT X-ray spectra of 80 and 120 kVp, which are usually used for thorax, abdominal, head, and neck CT scans, were generated by the SPEC78 code and were used for the source specification 'SDEF' card for MCNPX dose modeling. The copper modulation layer was located 20 cm away from a source covering half of the X-ray window. The radiation dose was measured as changing its thickness from 0.5 to 2.0 mm at intervals of 0.5 mm. Since the MCNPX tally provides only normalized values to a single particle, the dose conversion coefficients of F6 tally for the modulation layer-based dual energy CBCT should be calculated for matching the modeling results into the actual dose. The dose conversion coefficient is 7.2×10^4 cGy/output that is obtained from dose calibration curve between F6 tally and experimental results in which GAFCHORMIC EBT3 films were exposed by an already known source. Consequently, the dose of the modulation layer-based dual energy cone beam CT is 33~40% less than that of the single energy CT system. On the basis of the results, it is considered that scattered dose produced by the copper modulation layer is very small. It shows that the modulation layer-based dual energy CBCT system can effectively reduce radiation dose, which is the major disadvantage of established dual energy CT.

Key Words: Dual energy cone beam CT, Dose evaluation, Monte Carlo Simulation, Modulation layer, Beam hardening effect

서 론

IMRT 및 IGRT 치료에 있어 콘빔 CT는 환자의 위치 확인을 위해 없어서는 안 되는 영상 획득 장비이다.^{1,2)} 현재 사용되는 콘빔 CT는 단일 에너지를 이용하여 영상을 획득하고, 주로 밀도가 높은 뼈 조직 영상만을 이용하여 환자의

위치를 확인한다.³⁾ 그러나 방사선 치료시의 표적(Target)이 되는 종양은 밀도가 낮은 연조직이므로 이중에너지 영상 기능이 강화된 콘빔 CT가 사용 될 경우 종양의 위치 확인에 중요한 역할을 할 것으로 생각된다.

이중에너지 CT 영상 시스템은 현재 팬빔(Fan beam) CT 시스템에서 많이 사용되고 있는데, 동일한 영상 획득 시간 내에 두 개의 kVp 에너지 영역의 CT 영상을 거의 동시에 얻는 영상 획득 기술이다.^{4,5)}

이중에너지 영상을 획득하기 위해 사용되는 방법에는 에너지가 각각 다른 두 개의 튜브와 두 개의 검출기로 이루어진 시스템(Siemens Medical Systems, Forchheim, Germany),⁶⁻¹⁰⁾ 한 개의 튜브와 한 개의 검출기로 짧은 시간에 튜브 전압을 변환시키며 스캔하는 시스템(Toshiba, Tokyo, Japan),¹¹⁻¹³⁾ 한 개의 튜브를 이용하면서 두 층으로 구성된 검출기에서 각각 검출효율이 다른 두 에너지를 스캔하는 시스템(Philips, Cleveland, OH) 등이 있다.^{14,15)}

This research was supported by the Radiation Safety Research Programs (1305033) through the Nuclear Safety and Security Commission. This research was supported by International Cooperation Program for Industry and Technology funded by the Ministry of Trade, Industry and Energy (No. N032400027).

Received 11 March 2016, Revised 25 March 2016, Accepted 28 March 2016

Correspondence: Rena Lee (renalee@ewha.ac.kr)

Tel: 82-2-2650-5337, Fax: 82-2-2654-0363

© This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

서로 다른 관전압을 가진 2개의 선원과 2개의 검출기로 구성된 이중 선원 CT 시스템은 이중 선원이 90도 회전된 편차(offset)를 가지고 동일한 갠트리(gantry) 내에서 회전하며 이중에너지 영상을 얻는 시스템이다. 이러한 시스템은 기존 X-선 튜브와 검출기 물질을 그대로 적용할 수 있고, 영상 재구성 기술 또한 기존의 방법을 적용할 수 있다는 장점이 있다. 특히, 두 개의 튜브로부터 각각 비슷한 광자량으로 다양한 에너지를 얻을 수 있도록 관전압과 관전류를 자유롭게 조절할 수 있다는 점이 가장 중요한 장점이다. 반면, 이 시스템의 단점은 CT 갠트리 내의 공간이 더 작은 2번째 검출기를 놓기에도 부족하기 때문에, 이중에너지 CT 스캔의 FOV의 제한이 있다는 점이다. 또한, X-선 선속방향이 다른 에너지의 X-선 선속방향에 대해 수직이기 때문에 교차 산란선(cross-scatter)에 의해 검출된 데이터를 오염시키는 결과를 초래하고, 피폭선량도 증가하게 된다는 단점이 있다.

기존의 단일 선원 64 채널 다중 검출기로 이루어진 CT에서 하드웨어의 추가적인 변화 없이 소프트웨어 업그레이드만을 통해 순간적이고 반복적인 관전압 변화 기술을 이용한 이중 에너지 CT시스템은 아주 빠른 발광 효율을 가진 새로운 섬광 검출기(Garnet crystal scintillator detector)와 높은 관전압의 X-선 튜브와 튜브 관전압을 빠르게 변화시키는 체계의 결합으로 이루어져 있다. 이러한 기술은, X선 튜브의 관전압이 펄스형태의 곡선과 같은 형태를 띠게 되고, 투사 영상은 투사 할 때 마다 높은 펄스와 낮은 펄스에서 각각 1장의 영상을 획득하게 된다. 따라서, 추가적인 하드웨어가 필요하지 않으므로, 낮은 가격으로도 구현할 수 있다는 장점이 있는 반면, 저 에너지 영상과 고 에너지 영역의 영상 간의 정확한 영상처리가 필요하기 때문에, 영상 획득 속도가 느리다는 단점이 있다.

1개의 X-선 튜브와 두 개의 층으로 이루어진 검출기를 적용한 CT 시스템은 서로 다른 광자 스펙트럼을 생성하지 않고도 입사 에너지에 대한 분해능이 높은 물질인 $Gd_2O_3S_2$ 에 ZnSe 또는 CsI 등을 적용한 2층의 검출기를 사용하여 이중에너지 영상을 얻는 방법이다. 이 시스템은 단순히 검출기 부분만 변형하여 사용이 가능하고, FOV의 제한이 없다는 장점이 있지만, 획득 가능한 스펙트럼이 차이가 제한적이고, 구조적인 특성에 의해 선량 획득 효율이 낮다는 단점이 있다.

본 연구에서는 구리판을 이용한 에너지 변조 필터를 적용하여 이중에너지 영상을 획득하는 장비를 개발하기에 앞서, 환자 선량에 대한 영향을 평가하는 것이 필수적이기 때

문에 몬테칼로 전산모사를 이용하여 선량을 평가하고, 기존의 다른 방법들과 비교하였다.

재료 및 방법

본 연구에 사용된 연구용 콘빔 CT 장비는 Toshiba 사 X-선 튜브(D054SB, Toshiba, Japan)와, PaxScan 2520V (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) 검출기로 구성되며, 관전압은 40~120 kVp, 관전류는 1~24 mA 범위에서 구동이 가능하다(Fig. 1). 검출기-선원 간 거리는 90.0 cm, 선원-물체 간 거리는 360도 회전하면서 촬영할 때, 0.5도 간격으로 720장을 획득하였다.

콘빔 CT의 영상의 질을 분석하기 위하여 본 연구실에서 제작한 팬텀은 콘빔 CT의 field-of-view를 고려하여 직경 12.0 cm, 높이 15.0 cm의 PMMA (Polymethyl methacrylate) (밀도: 1.19 g/cm^3) 내부에 직경 6.0 cm의 물(밀도: 1.00 g/cm^3), Teflon (밀도: 2.25 g/cm^3), 공기(밀도: $1.21\text{E-}3 \text{ g/cm}^3$)의 3층으로 이루어져 있다(Fig. 2).

몬테칼로 전산모사를 이용하여 에너지 변조 필터에 의한 영상 선량 변화를 평가하기 위하여 MCNPX (ver. 2.6.0, Los Alamos National Laboratory, USA)를 사용하였다. 두경부, 흉부, 복부 촬영에 주로 사용되는 관전압인 80, 120 kVp에 대한 스펙트럼을 SPEC78 프로그램으로 생성하여 선원으로 모사하였다. 구리 물질로 이루어진 에너지 변조 필터(밀도: 8.96 g/cm^3)는 두께를 0.5 mm부터 2.0 mm까지 0.5 mm 간격으로 변화시켜가면서 선원으로부터 20.0 cm 거리에 X-선 창을 절반만 가리도록 모델링하였다. 팬텀이 받는 표면 선량을 계산하기 위하여 표면으로부터 2.0 mm 깊이에 한 번

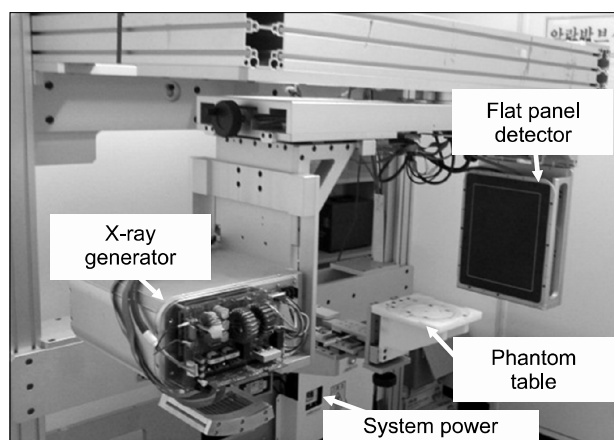


Fig. 1. 전산모사에 모델링한 연구용 콘빔 CT.

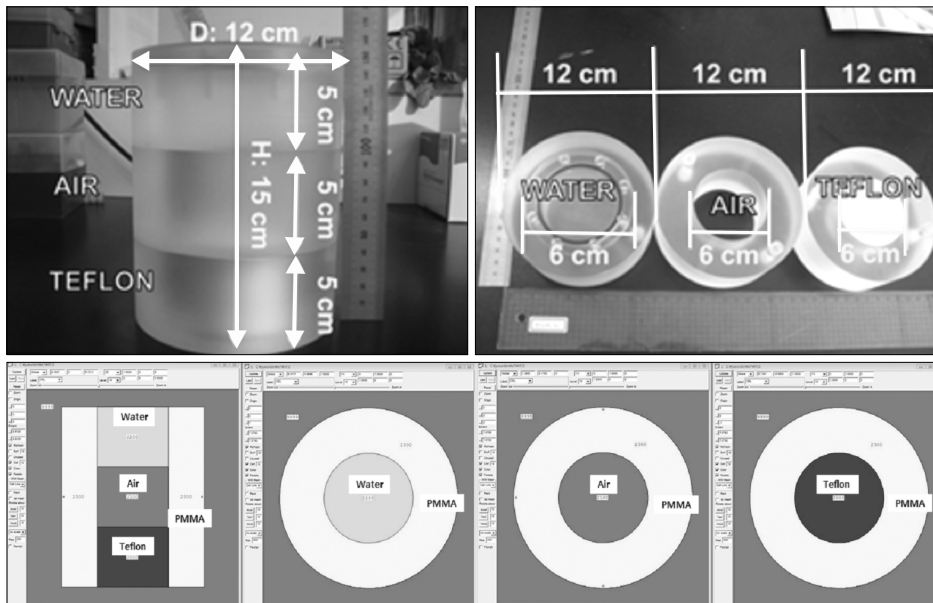


Fig. 2. 영상 평가용 팬텀과 전산모사 모델링 단면도.

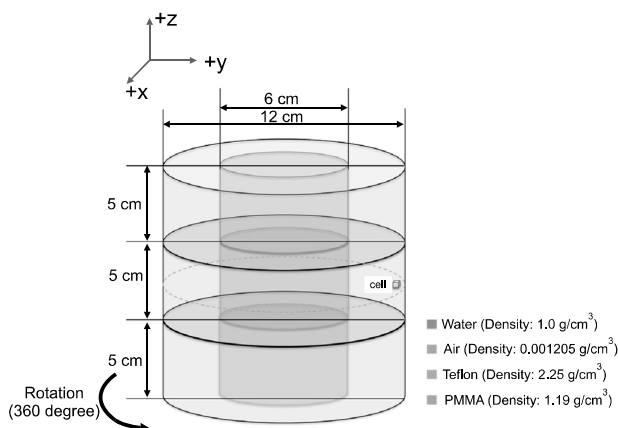


Fig. 3. 선량 평가용 cell의 위치 개념도.

의 길이가 1.0 mm인 정육면체 cell을 팬텀 표면에 위치시켰다(Fig. 3). 콘빔 CT의 회전은 tr card를 이용하여 10도 간격으로 360도 회전을 모사하였고 f6 tally를 이용하여 정육면체 cell에서의 output을 계산하여 Gafchromic EBT3 필름에 5.0 mm bolus를 얹어 80 kVp, 6 mA로 4번 반복하여 실제 측정된 선량값으로부터 환산한 교정 상수를 이용하여 선량으로 환산하였다(Fig. 4). Gafchromic EBT3 필름에 알고 있는 선량을 조사시켜 EPSON Expression 10000XL (Seiko Epson Corp., Nagano, Japan)를 사용하여 판독하여 선량 곡선을 획득하였다. 에너지 변조 필터에서 발생한 산란선에 의해 팬텀이 받는 선량을 평가하기 위하여 MCNPX의 TAG 옵션을 사용하였다.

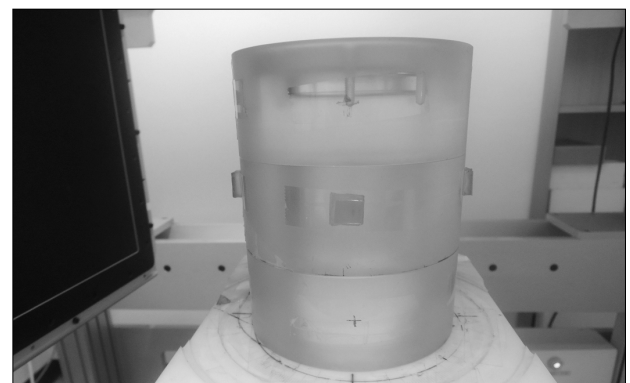


Fig. 4. 선량 교정용 EBT3 필름 측정.

결 과

EBT3 필름을 6 MV 선원에서 0부터 50 cGy까지 5개의 선량에 대하여 조사시켜 선량 환산 곡선을 획득하였다. Fig. 5는 획득한 선량 환산 곡선과 팬텀에 EBT3 필름을 부착하여 콘빔 CT의 표면 선량을 4회 반복 측정한 결과를 보여준다. 반복 측정 결과, 관전압 80 kVp과 6 mA의 조건으로 콘빔 CT 촬영 시, 평균 10.1 cGy (표준편차 2.7 cGy) 조사됨을 알 수 있었다. 실험과 동일한 조건으로 MCNPX의 f6 tally로 획득한 결과값과 측정값 간의 선량 환산 인자는 7.2×10^4 cGy/output으로 구해졌다.

MCNPX의 f6 tally를 이용하여 관전압이 80, 120 kVp일 때 팬텀이 받는 선량을 계산하였다. Fig. 6과 같이 80과 120

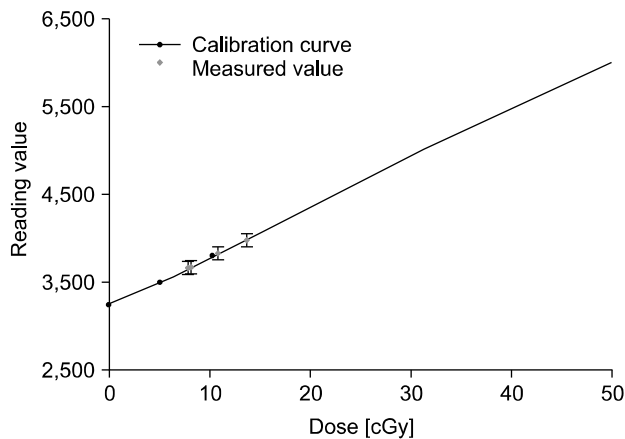


Fig. 5. MV 선량 환산 곡선과 팬텀에서 4번 반복 측정된 측정 선량.

kVp에서 선량은 각각 10.1과 9.8 cGy로 80 kVp가 약 3% 높은 선량을 보였다.

에너지 변조 필터의 두께에 따른 선량을 계산한 결과, 0.5 mm 두께의 에너지 변조 필터를 위치시켰을 때 선량은 두 관전압에 대하여 모두 4.0 cGy로 에너지 변조 필터가 없을 때와 비교하여 약 40%로 감소하였다. 에너지 변조 필터의 두께가 2.0 mm까지 두꺼워질 때 팬텀이 받는 선량은 약 33%까지 감소하였다. 에너지 변조 필터에서 콤프턴 산란 반응에 의해 생성된 산란선에 의한 선량은 전체 선량의 0.04%로 매우 낮은 수치를 보였다.

고찰 및 결론

본 연구에서 EBT3 필름을 이용하여 관전압 80 kVp인 콘빔 CT의 선량을 획득하기 위하여 6 MV 빔으로 획득한 선량 환산 곡선을 사용하였다. 참고문헌에 따르면 EBT3 필름의 4 MV대비 35 keV의 상대 측정 민감도는 50 cGy에서 0.99로 약 1% 낮게 측정하는 경향이 있음을 언급하였다.¹⁸⁾ 따라서 본 논문에서 분석한 선량값은 실제 콘빔 CT의 선량과 약 1%의 선량 불확도를 가질 수 있다.

또한, 80 kVp가 120 kVp에 비해 영상 선량이 3% 더 높은 이유는 표면선량을 구하기 위해 팬텀 표면으로부터 2.0 mm 안쪽의 cell에서 선량을 보았기 때문에 상대적으로 저에너지 X-선이 많은 80 kVp에서 더 많은 X-선이 흡수되기 때문으로 판단된다.

이중에너지 콘빔 CT에서 필터를 사용하면 두 가지 에너지 영역에 대한 영상을 획득할 수 있고, 필터가 없는 영상은 기존 콘빔 CT와 동일한 수준의 영상 품질을 가질 것이다.

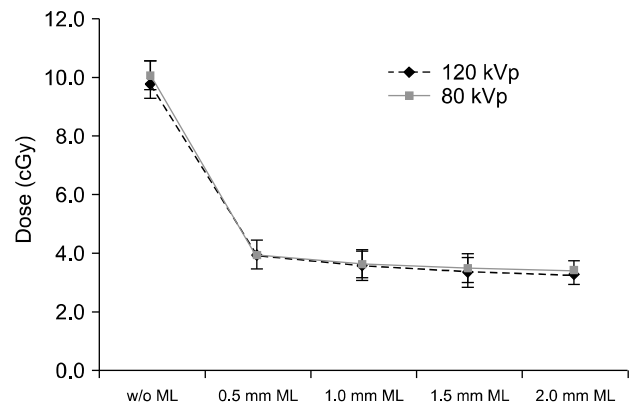


Fig. 6. 전산모사로 획득한 에너지 변조 필터 두께별 선량.

필터가 있는 영상은 구리 필터를 사용하더라도 구리판에 의한 산란선이 선량을 증가시키지 않음을 확인하였고, 필터가 없을 때와 비교하여 모든 필터 두께에 대해 약 40% 정도의 선량이 예상된다. 따라서, 필터가 있는 경우 영상 품질을 향상시키기 위해 약 2.5배의 intensity를 사용하여도 선량은 필터가 없을 때와 같은 수준으로 유지됨을 알 수 있었다. 추후 실험과 전산모사를 이용하여 영상 품질 평가에 대한 연구를 수행할 계획이며, 본 연구의 결과는 필터를 이용한 이중에너지 콘빔 CT의 선량평가 기초 데이터로써 의미가 있다.

이중에너지 CT 시스템의 임상적 응용에 관한 연구가 증가하는 것에 비해, 환자 피폭 선량에 관한 연구는 상대적으로 적다.^{19,20)}

Ralf W. Bauer 등의 연구에 따르면,⁸⁾ 1세대 이중에너지 CT 기술인 이중 선원 CT (140/80 kVp) 시스템에서의 CTDIvol 값은 9.2 ± 3.3 mGy 이고, 단일 선원 CT (120 kVp) 시스템에서 CTDIvol 값은 8.5 ± 2.6 mGy이므로, 이중 선원 CT 시스템에서의 CTDIvol 값이 단일 선원 CT 시스템에서의 CTDIvol 값보다 10% 가량 높다고 발표하였다. 또한, Sandra S. Halliburton 등의 연구에 따르면,²²⁾ 심장 촬영 CT에서 이중 선원 CT의 평균 유효선량은 11.7 mSv이고, 단일 선원 CT의 평균 유효선량은 10.9 mSv로써, 이중 선원 CT 시스템에서의 유효선량이 단일 선원 CT 시스템에서의 유효선량보다 약 10% 높다고 할 수 있다.

그리고, Lisa M. Ho 등의 연구에 따르면,⁸⁾ 순간적이고 반복적인 관전압 변화 기술을 이용한 이중 에너지 CT시스템의 CTDIvol 값은 49.4 mGy, 단일 선원 CT 시스템의 CTDIvol 값은 16.2 mGy이다. 이중 에너지 CT 시스템의 유효 선량의 범위는 22.5~36.4 mSv 이고, 단일 선원 CT 시

탐의 유효선량의 범위는 9.4~13.8 mSv이다. 따라서, 이중 에너지 CT 시스템의 유효선량은 단일 선원 CT 시스템의 유효선량보다 2배 높은 것으로 발표하였다.

이와 대조적으로, 에너지 변조 필터에 기반한 이중 에너지 영상 획득 기술을 적용한 본 연구에서는 이중 에너지 콘빔 CT 시스템의 선량이 단일 에너지 CT 시스템의 선량보다 33~40% 감소함을 알 수 있다. 또한, 에너지 변조 필터의 두께가 0.5 mm일 때와 2.0 mm일 때의 선량 감소의 정도는 7% 이내였으며, 에너지 변조 필터에서 발생한 산란선에 의한 선량 증가 효과는 거의 없었다.

따라서, 인체 내 물질 분별력이 우수하여 임상에 널리 응용되었던 기존 이중 에너지 CT 시스템의 상대적으로 피폭 선량이 높다는 단점을 효과적으로 개선할 수 있다.

References

1. Ding GX, Duggan DM, Coffey CW et al: A study on adaptive IMRT treatment planning using kV cone-beam CT. *Radiotherapy and Oncology* 85(1):116-125 (2007)
2. AAPM Task Group No. 142: Quality assurance of medical accelerators. American Association of Physicists in Medicine. (2009)
3. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, Martinez AA: Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 53(5):1337-1349 (2002)
4. Danad I, Fayad ZA, Willemink MJ, Min JK: New applications of cardiac computed tomography: dual-energy, spectral, and molecular CT imaging. *Cardiovascular Imaging* 8(6):710-723 (2015)
5. Johnson T: Dual energy CT in clinical practice. Springer Science & Business Media (2011), pp:3-8
6. Primak AN, Giraldo JR, Liu X, Yu L, McCollough CH: Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration. *Medical physics* 36(4):1359-1369 (2009)
7. Petersilka M, Bruder H, Krauss B, Stierstorfer K, Flohr TG: Technical principles of dual source CT. *European journal of radiology* 68(3):362-368 (2008)
8. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M et al: Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *European radiology* 17(6):1510-7 (2007)
9. Bauer RW, Kramer S, Renker M et al: Dose and image quality at CT pulmonary angiography—comparison of first and second generation dual-energy CT and 64-slice CT. *European radiology* 21(10):2139-2147 (2011)
10. Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K et al: Dual energy CT of the chest: how about the dose? *Investigative radiology* 45(6):347-353 (2010)
11. Ho LM, Yoshizumi TT, Hurwitz LM et al: Dual energy versus single energy MDCT: measurement of radiation dose using adult abdominal imaging protocols. *Academic radiology* 16(11):1400-1407 (2009)
12. Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y et al: Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology* 259(1):257-262(2011)
13. Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, Klotz E: Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Medical physics*, 13(3):334-339 (1986)
14. Hao J, Kang K, Zhang L, Chen Z: A novel image optimization method for dual-energy computed tomography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 722:34-42 (2013)
15. Altman A, Carmi R: A Double-Layer Detector, Dual-Energy CT—Principles, Advantages and Applications. *Medical Physics* 36(6):2750-2750 (2009)
16. Virginia T, John E, Raju S et al: Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest, and Abdominal CT—IAEA-coordinated Research Project. *Radiology* 240(3):828-834 (2006)
17. Song WY, Kamath S, Ozawa S et al: A dose comparison study between XVI[®] and OBI[®] CBCT systems. *Med phy* 35(2):480-486 (2008)
18. Brown TA, Hogstrom KR, Alvarez D et al: Dose-response curve of EBT, EBT2, and EBT3 radiochromic films to synchrotron-produced monochromatic x-ray beams. *Medical physics* 39(12):7412-7417 (2012)
19. Cho YS, Jeong WK, Kim Y, Heo JN: Radiation Doses of Dual-Energy CT for Abdominopelvic CT: Comparison with Single-Energy CT. *Journal of the Korean Society of Radiology* 65(5):505-512 (2011)
20. Raju R, Thompson AG, Lee K et al: Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: a prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *Journal of cardiovascular computed tomography* 8(4):282-288 (2014)
21. Kerl JM, Bauer RW, Maurer TB et al: Dose levels at coronary CT angiography—a comparison of dual energy-, dual source- and 16-slice CT. *European radiology* 21(3):530-537 (2011)
22. Halliburton SS, Sola S, Kuzmiak SA et al: Effect of dual-source cardiac computed tomography on patient radiation dose in a clinical setting: comparison to single-source imaging. *Journal of cardiovascular computed tomography* 2(6):392-400 (2008)

에너지 변조 필터를 이용한 이중 에너지 콘빔 CT의 선량 평가

*이화여자대학교 의과학과, [†]연세대학교 의과대학 방사선종양학교실,

[‡]이화여자대학교 의학전문대학원 방사선종양학교실

주은빈* · 안소현[†] · 조삼주[†] · 금기창[†] · 이레나[‡]

본 연구에서는 이중에너지 영상을 획득하는 방법으로, 구리판을 이용한 에너지 변조 필터를 사용하였을 때의 선량을 계산 및 측정하였고, 기존의 다른 방법들과 선량을 비교하였다. 몬테칼로 전산모사를 이용하여 에너지 변조 필터에 의한 선량 변화를 평가하기 위하여 MCNPX를 사용하였다. 두경부, 흉부, 복부 촬영에 주로 사용되는 관전압인 80, 120 kVp에 대한 스펙트럼을 SPEC78 프로그램으로 생성하여 선원을 모사하였고, 구리 물질로 이루어진 에너지 변조 필터(밀도: 8.96 g/cm³)는 두께를 0.5 mm부터 2.0 mm까지 0.5 mm 간격으로 변화시켜가면서 선원으로부터 20.0 cm 거리에 X-선 창을 절반만 가리도록 모델링 하였다. 몬테칼로 전산모사 값과 실제 선량 값을 비교하기 위해서는 교정 상수가 필요하므로, Gafchromic EBT3 필름에 알고 있는 선량을 조사한 후 판독하여 선량 교정 곡선을 획득하였다. 실험과 동일한 조건으로 MCNPX의 f6 tally로 획득한 결과값과 측정값 간의 선량 환산 인자는 7.2×10^4 cGy/output으로 구해졌으며, 관전압 80 kVp와 관전류 6 mA의 조건으로 콘빔 CT 촬영 시, 평균 10.1 cGy (표준편차 2.7 cGy) 조사됨을 알 수 있었다. 에너지 변조 필터에 기반한 이중 에너지 영상 획득 기술을 적용한 본 연구에서는 이중 에너지 콘빔 CT 시스템의 선량이 단일 에너지 CT 시스템의 선량보다 33~40% 감소함을 알 수 있다. 또한, 에너지 변조 필터에서 발생한 산란선에 의한 선량 증가 효과는 거의 없었다. 따라서, 인체 내 물질 분별력이 우수하여 임상에 널리 응용되었던 기존 이중 에너지 CT 시스템의 상대적으로 피폭선량이 높다는 단점을 효과적으로 개선할 수 있다.

중심단어: 이중에너지 콘빔 CT, 선량평가, 몬테칼로 전산모사, 에너지 변조 필터, 선속 경화 효과