

제조사별 다중 검출기 컴퓨터단층촬영 장비의
관전류 자동노출조절 기법의 방사선량 감소 평가
Evaluation of Radiation Dose Reduction from
the Automatic Exposure Control Technique
in Different Manufactures Multi-Detector
Computed Tomography

김 영 옥* · 성 열 훈**

Abstract

The purpose of the study was to evaluation of the radiation dose reduction using various automatic exposure control (AEC) systems in different manufactures multi-detector computed tomography (MDCT). We used three different manufacturers for the study: General Electric Healthcare, Philips Medical systems and Siemens Medical Solutions. The general scanning protocol was created for the each examination with the same scanning parameters as many as possible. In the various AEC systems, the evaluation of reduced-dose was evaluated by comparing to fixed mAs with using body phantom. Finally, when we applied to AEC for three manufacturers, the radiation dose reduction decreased each 35.3% in the GE, 58.2% in the Philips, and 48.6% in the Siemens. This applies to variety of the AEC systems which will be very useful to reduce the dose and to maintain the high quality.

Keywords: Multi-Detector Computed Tomography, Automatic Exposure Control, Radiation Dose Reduction

* 분당서울대병원 영상의학과

** 청주대학교 방사선학과

1. 서 론

인체의 병변을 진단하는데 사용되는 컴퓨터단층촬영(computed tomography; CT) 검사 시 적절한 X-선 주사 매개변수(scan parameter)의 선택은 낮은 방사선량으로 우수한 영상정보를 획득할 수 있다. 특히 최근에 도입된 다중 검출기 컴퓨터단층촬영(multi-detector computed tomography; MDCT)들은 동일한 주사 매개변수라도 나선형 CT보다 10~30% 정도 선량증가를 보인다[1,2]. 이를 극복하기 위해 X-선 조사 시 환자의 크기와 모양 등을 고려하여 방사선량을 자동적으로 조절할 수 있는 자동노출 제어(automatic exposure control; AEC)장치가 등장하였다. 특히 소아 환자 등에서 불필요한 방사선 피폭을 줄일 수 있도록 고안되어 있다[3,4]. 지난 몇 년간 CT 장비 제조사들의 가장 큰 중점과제는 AEC 개발이었다[5]. 오늘날 모든 MDCT는 삼차원적으로 관전류를 자동 제어하는 AEC를 장착하였다. 각 제조회사마다 기본원리와 동작방식 등에서 약간의 차이는 있지만, 가장 주요한 목적은 환자의 형태(두께 변화), 크기, 감약차(인접한 부위에서의 방사선 흡수량 차이)에 따라 관전류를 자동으로 조절해서 서로 다른 영상들 사이에서 질적인 변화를 감소시켜 영상의 질을 일정하게 유지시키고, 노출의 적정화를 통해 선량을 감소시키는 것이다[6,7].

대표적인 제조사들의 AEC기법의 특징을 살펴보면, General Electric (GE)사의 AEC 시스템(일명 AutomA 3D)은 환자 크기 AEC와 Z-축 AEC를 합한 Auto-mA와 회전 AEC인 Smart-mA로 구성되어 있다. AEC 적용 시 몇 가지 사항을 선택 할 수 있는데, 어떤 방식의 선량 변조(dose modulation)를 사용할 것인지 그리고 관전류의 범위 즉 최소 관전류값과 최대 관전류값을 설정할 수 있으며 영상 재구성 알고리즘을 어떤 모드로 사용할지를 사용자가 선택할 수 있다[8]. 또한 Philips의 AEC 시스템(일명 DoseRight)은 환자 크기 AEC 기법인 ACS와 회전 AEC 기법인 D-DOM, 그리고 Z-축 AEC 기법인 Z-DOM으로 구성되어 있다. 이 때 ACS는 참조 영상의 일정 잡음을 얻기 위해 관전류량을 조절해 주는 AEC 기법이다. 즉 CT 스캔 전에 정찰(topogram 또는 surview 또는 scout)영상을 통해 환자의 크기 감약에 대한 정보를 얻어 참조 영상과 조합을 하는데 참조 영상의 피사체보다 환자의 크기가 크면 관전류량은 증가하며, 작으면 감소한다. D-DOM은 인체의 비대칭적인 구조를 가진 부위(경부와 골반부 등)와 같이 X-축과 Y-축의 길이 차이가 많이 나는 부위에서 X-선관이 회전하는 동안 실시간으로 관전류를 조절하는 회전 AEC 기법이다. Z-DOM은 정찰영상에 의한 환자의 Z-축을 따라 모든 절편에서 같은 영상 품질을 얻기 위해 Z-축의 관전류량을 조절하는 AEC 기법이다[6]. 이때 ACS는 독립적으로 사용할 수 있으며, ACS와 D-DOM 또는 Z-DOM의 조합으로 동시적용은 가능하지만 D-DOM과 Z-DOM의 동시적용은 불가능하다[9]. 마지막으로 Siemens의 AEC 시스템(일명 CARE Dose 4D)은 참조 관전류량(reference mAs)에 기초한 방식이며, 환자의 체형이나 관심부위 크기에 따라서 약함(weak), 보통(average), 강함(strong)의 세기로 강약을 조절 할 수 있게 설계되었다[10,11]. 설정 값들은 장비의 "Scanner option"의 Examination Configuration에서 변경할 수 있다. 예를 들어 설정 값이 약함/강함이면, 관전류의 변화는 얇은 부위에 대

해서는 관전류가 감소하고, 두꺼운 부위에서는 관전류가 증가하게 된다[12,13]. 최근에는 이러한 AEC 특성을 이용한 선량감소 효과에 대한 연구가 있었다[14,15]. 하지만 이들 연구는 특정 부위와 한 장비에 국한된 단점이 있다. 일반적으로 대형병원인 경우 여러 제조사의 CT 장비가 있음에도 불구하고 다양한 장비 별 AEC 기법 적용 유무에 따른 선량 감소에 대한 비교 연구는 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 대표적인 CT 장비 제조사인 GE사, Philips사 그리고 Siemens사의 64 MDCT로 인체등가 모형을 이용하여 관전류, CT 선량 지수(dose index volume, CTDIvol), 선량길이곱(dose length product, DLP)의 변화를 측정하여 방사선량의 감소(dose reduction; DR) 정도를 비교 평가하였다.

2. 실험장비 및 방법

2.1 실험장비

연구에 사용한 CT 장비는 각 제조회사의 64 MDCT를 사용하였다. 사용된 CT 장비의 종류는 LightSpeed VCT (General Electric, USA), Brilliance (Philips, USA), 그리고 SOMATOM Definition (Siemens, Germany) 모델이다. 실험에 이용한 모형은 인체 전신모형(KUPBU-50, Kyoto Kagaku Co. Ltd, Japan)으로 실물크기의 내장형 첨단 합성 골격, 폐, 간, 종격과 신장으로 구성된 인체 등가 모형이다.

2.2 실험방법

모든 실험에서 X-선 주사 매개변수를 가능한 한 동일하게 하였고 나선형 주사 모드(helical scan mode)를 적용하였다. X-선 관전압은 120 kV, X-선관 회전시간은 0.5 초, 절편두께와 절편간격은 각각 5.0 mm, 필터는 표준 알고리즘을 사용하였고, 재구성 표준 커널을 적용하였다. 그리고 보기영역 (field of view; FOV)은 400 mm, 영상 매트릭스 크기는 512 × 512로 영상을 획득하였다.

2.2.1 General Electric (GE)사의 AEC

GE사의 64 MDCT의 AEC 시스템은 X-선관의 360° 회전 영상 정보를 이용하는 Full mode와 360° 회전 영상정보에 45° 회전 영상정보를 더하는 Plus mode가 있다 [16]. 아울러 환자 크기 AEC와 연계된 Z-축 AEC가 가능한 Auto-mA 3D 소프트웨어가 사용되고 있다. Auto-mA 3D는 정찰영상에서 얻어진 데이터와 잡음 지수(noise index, NI)의 설정을 통해 자동적으로 관전류를 조절하는 시스템이다. GE사에서 제공하는 NI는 부위별, 절편별로 값이 다르며 최소, 최대 관전류값도 제공하고 있지만 이 값은 사용자에게 의해 수동설정이 가능하다. 최근에는 기존의 Auto-mA 외에 환자 크기 AEC와 회전 AEC가 가능한 Smart-mA가 추가로 개발되었다[7]. 따라서 본 연구에서

는 Plus mode와 Full mode를 동시에 진행하였다. AEC 적용 시에는 두 가지로 값을 변화시켰다. 다시 말하면 Auto-mA만 사용하거나, Auto-mA와 Smart-mA를 동시에 적용하였으며, 이러한 조건과 고정관류기법을 비교하였다. 흉·복부 모형의 검사 시 GE사에서 제공하는 참조 값인 NI 값과 최소, 최대 관전류 값을 기본으로 최소값에 변화를 주어 실험에 적용하였다. 검사 방향은 머리부터 발쪽으로 진행하였다. AEC를 적용 시 잡음 지수 값은 GE사에서 참조로 제시하는 38로 하고 최소, 최대 관전류를 각각 절편당 100, 750 mA로 하였다. 아울러 고정관전류기법에서 관전류값은 잡음 지수 38에 해당하는 105 mA (53 mAs)로 하였다.

2.2.2 Philips사의 AEC

Philips사의 64 MDCT의 AEC 시스템은 환자 크기 AEC 기법인 ACS와 회전 AEC 기법인 D-DOM, 그리고 Z-축 AEC 기법인 Z-DOM으로 구성되어 있다. Philips사의 AEC 기법은 참조 영상에 기초하여 영상 잡음 준위를 결정하는 방식이며 먼저 주사되어 임상적으로 적절한 영상 품질을 갖는 것으로 판단된 참조 영상들을 이용하였다[17].

검사 방향은 발부터 머리쪽으로 진행하였다. 본 연구에서는 ACS와 D-DOM, ACS와 Z-DOM의 세 가지 조합과 고정관전류기법과 비교하였다. 이때 고정관전류는 제조사에서 흉부검사 시 권고하는 200 mAs를 절편당 표준 값으로 고정하였다.

2.2.3 Siemens사의 AEC

Siemens사의 64 MDCT의 AEC 시스템은 참조 관전류량에 기초한 방식이기 때문에 본 실험을 위해 흉부 모형 X-선 조사 시 유효관전류(mAseff)를 100 mAseff로 설정하고, 검사 방향은 머리부터 발쪽으로 진행하였다. Siemens AEC의 특징은 환자의 체형이나 관심부위 크기에 따라서 약함, 보통, 강함의 세기로 강약을 조절할 수 있게 설계된 것으로 본 실험에서는 이 값들을 3개의 조합으로 설정하여 그 특징들을 알아보았다.

2.2.4 방사선량 측정 방법

CT에서 방사선량측정은 단일절편조사의 평균선량을 측정하기 위한 지표로 CTDI_w (weighted CT dose index)와 여러 개의 절편조사에서 연속적인 영상사이의 간격이나 중첩을 고려한 CTDI_{vol}이 있으며, (1)에서 CTDI_w를 pitch로 나누어 준 값으로 단위는 mGy를 사용한다[18].

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad \text{식 (1)}$$

이때 Pitch는 (2)와 같다.

$$Pitch = \frac{\text{Table movement per rotation}}{\text{Detector row collimation (or spacing)}} \quad \text{식 (2)}$$

그리고 피사체에 조사된 모든 영상에 대한 총 선량 값으로 DLP (dose length product)이 있으며, (3)에서 CTDI_{vol}에 조사된 거리를 곱하여 나타나며 단위는 mGy·cm가 사용된다[19].

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan_length \quad \text{식 (3)}$$

그 결과 값은 CT 장비에서 국제 의료영상표준 (Digital Imaging and Communications Medicine; DICOM) 파일에 표시된 정보를 이용하여 자동으로 계산하여 기록하여 보여 주고 있다[20]. 고정관전류기법과 AEC 적용 시 얻어진 DLP값으로 방사선량의 감소 정도를 (4)과 같이 계산하였다.

$$Dose\ reduction(DR) = \frac{DLP_{Fix-mA} - DLP_{AEC}}{DLP_{Fix-mA}} \times 100\% \quad \text{식 (4)}$$

2.2.5 통계적 분석

결과데이터는 SPSS software (SPSS 15.0 for Windows, SPSS, USA)로 통계학적 분석을 실행하였다. 각 제조사들의 AEC 적용 후 감소된 선량들의 분산분석은 일원분산분석(One-way analysis of variance; ANOVA)을 시행하여 집단 간의 분산검정을 하였다. 이 때, 통계적인 유의성은 P 값이 0.05보다 크게 나오면 그룹들 사이에 유의한 차이가 없다고 분석하였다.

3. 결 과

3.1 방사선량 측정 결과

3.1.1 GE사의 방사선량 감소 결과

[그림 1]에서 Plus mode은 평균 mAs값이 53 mAs인 고정관류기법에 비해, 방사선량 감소 변화율은 Auto-mA만 적용 시에는 24.3% 감소, Auto-mA와 Smart-mA 동시 적용 시 35.3% 감소하였다. 또한 Full mode에서 방사선량 감소 변화율은 Auto-mA만 적용 시에는 14.7% 감소, Auto-mA와 Smart-mA 동시 적용 시 18.3% 감소하였다. 따라서 Plus mode를 선택했을 시에는 Full mode보다 방사선량 감소 감소율이 Auto-mA만 적용 시 9.6%, Smart-mA와 동시 적용 시 17.0%의 차이로 더 높은 감소율을 보였다.

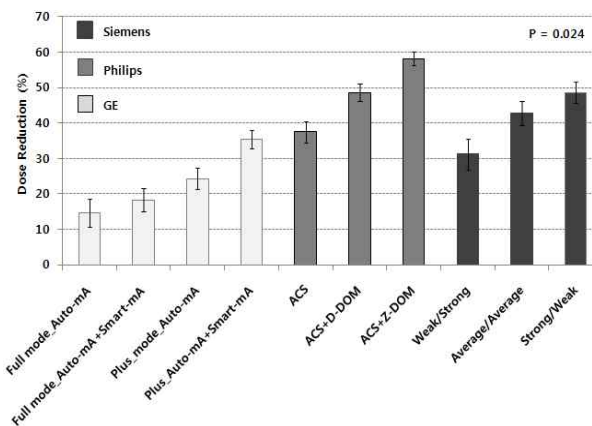
3.1.2 Philips사의 방사선량 감소 결과

[그림 1]에서 고정관전류 표준값에 비해 ACS 적용 시 방사선량 감소 값이 37.5%, ACS와 D-DOM은 48.6%, ACS와 Z-DOM은 58.3%로 측정되었다. 따라서 방사선량

의 감소율은 ACS 적용 시보다 ACS와 D-DOM 혹은 Z-DOM을 동시에 적용 시에 더 많은 감소율을 보였다.

3.1.3 Siemens사의 방사선량 감소 결과

[그림 1]에서 AEC의 세기 설정 값 중 얇은 부위에서는 관전류가 감소되고, 두꺼운 부위에서 관전류가 증가되는 약함/강함의 조합에서 방사선량 감소 값은 31.2%로 감소율이 제일 낮게 측정되었고, 그 반대의 경우인 강함/약함의 조합에서 방사선량 감소율은 48.6%로 제일 높게 측정되었다.



[그림 1] The Dose reduction due to an AEC systems of the GE, the Philips and the Siemens

4. 결론 및 토의

AEC 시스템은 환자의 크기, 체형, 감약 정도에 따라서 관전류가 변화 하여 방사선량을 감소시킬 수 있다. 반면, AEC 시스템이 적용 되지 않으면, 체형이 작은 환자들은 불필요하게 많은 방사선량에 노출될 수밖에 없다. CT 장비의 각 제조사들마다 AEC 시스템은 약간씩 다른 목적들을 가지고 있기 때문에 AEC 시스템의 영상 품질 준위를 정의하는 방식 차이가 있다. 즉 Siemens사는 참조 관전류량 값을 이용하고, Philips사는 참조 영상을 이용하였다. 이때 Philips사는 권고하는 참고 두께 (33cm)보다 작은 소아나 두부와 같은 경우에는 사용이 곤란하다. 그리고 GE사는 잡음 지수 값을 이용하여 최소, 최대 관전류 범위를 사용자가 선택할 수 있다. 따라서 각 제조사의 장비의 X-선관, 검출기 구조, 기하학적 주사기법, 빔의 여과 등과 같은 하드웨어, 소프트웨어적인 구조가 달라 직접적으로 장비 간 AEC 성능을 비교하는 것을 아주 복잡하고 어렵다. 하지만, 흉·복부 모형실험을 통해 모든 제조사들의 AEC 시스템이 평균 $35.95 \pm 14\%$ 의 선량을 감소시키고 있음을 확인할 수 있었다($P=0.024$). 고정관류기법과 비교하여 AEC 적용 시 방사선량의 감소는 GE사는 Plus mode에서 Auto-mA와

Smart-mA를 같이 작동 했을 때 35.3%, Philips사는 ACS와 Z-DOM를 같이 작동했을 때 58.2%, 그리고 Siemens사는 강함/약함의 조합에서 48.6%로 가장 많은 방사선량 감소 효과가 있는 것으로 나타났는데 이것은 회전 AEC 기법과 Z-축 AEC 기법을 동시에 적용하는 할 때 방사선량의 감소가 더 크기 때문이며 흉·복부의 견관절부위에서는 관전류가 증가하고, 공기로 가득 찬 폐 부위에서는 관전류가 감소되기 때문이다[10,11]. 따라서 결합된 AEC 기법의 형태가 방사선량 감소 효과에 더 큰 영향을 미친다는 것을 알 수 있었다.

5. 참 고 문 헌

- [1] Dawson, P. "Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter?", Br J Radiol 77 (2004) : S10-13
- [2] Yates, S. J. Pike, L. C. and Goldstone, K. E. "Effect of multi-slice scanners on patient dose from routine CT examination in East Anglia", Br J Radiol 77 (2004) : 472-478
- [3] Iball, G. R. Brettell, D. S. and Moore, A. C. "Assessment of tube current modulation in pelvic CT", Br J Radiol 79 (2006) : 62-70
- [4] Rizzo, S. Kalra, M. Schmidt, B. and et al "Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis", Am J Roentgenol 186 (2006) : 673-679
- [5] Kalra, M. K. Naz, N. Rizzo, S. M. and et al "Computed tomography radiation dose optimization: scanning protocols and clinical application of automatic exposure control", Curr Probl Diagn Radiol 34 (2005) : 171-181
- [6] Nicholas, K. "MHRA report 05016: CT scanner automatic exposure control systems". (2005)
- [7] McCollough, C. H. Bruesewitz, M. R. and Kofler, J. M. "CT dose reduction and dose management tools: overview of available options", Radiographics 26 (2006) : 503-512
- [8] Namasivayama, S. Kalra, M. K. Pottalaa, K. M. and et al "Optimization of Z-Axis Automatic Exposure Control for Multi-detector Row CT Evaluation of Neck and Comparison with Fixed Tube Current Technique for Image Quality and Radiation Dose", Am J Neuroradiol 27 (2008) : 2221-2225
- [9] Lewis, M. Keat, N. and Edyvean, S. "Report 06013: 32 to 64 slice CT scanner comparison report version 14", London, England ImPACT, 2006. Available <http://www.impacstscan.org>. Accessed June 16, (2008)
- [10] Rizzo, S. Kalra, M. Schmidt, B. and et al "Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis", Am J Roentgenol 186 (2006) : 673-679

- [11] Mulkens, T. H. Bellinck, P. Baeyaert, M. and et al “Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation”, *Radiol* 237 (2005) : 213-223
- [12] Kalra, M. K. Naz, N. Rizzo, S. M. and Blake, M. A. “Computed Tomography Radiation Dose Optimization: Scanning Protocols and Clinical Applications of Automatic Exposure Control”, *Curr Probl Diagn Radiol* 34 (2005) : 171-181
- [13] Kalra, M. K. Rizzo, S. M. and Novelline, R. A. “Reducing radiation dose in emergency computed tomography with automatic exposure control techniques”, *Emerg Radiol* 11 (2005) : 267-274
- [14] Seoung, Y. H. Kim, Y. O. and Choe, B. Y. “Reducing of Craniofacial Radiation Dose Using Automatic Exposure Control Technique in the 64 Multi-Detector Computed Tomography”, *Korea J Med Phy* 21(2) (2010) :137-144
- [15] Lee, J. S. Kweon, D. C. and You, B. G. “Radiation Dose Reducing Effect during the AEC system in the Chest and Abdomen of the MDCT Scanning. J Korea Cont Associ 9(3) (2009) : 225-231
- [16] Gutierrez, D. Schmidt, S. Denys, A. and et al “CT-automatic exposure control devices: What are their performances?”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 580 (2007) : 990-995
- [17] Tsapaki, V. Aldrich, J. E. Sharma, R. and et al “Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project”, *Radiol* 240(3) (2006) : 828-834
- [18] IEC, “Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography”, IEC publication No. 60601 -2-44. Ed. 2.1. International Electrotechnical Commission (IEC) Central Office, Geneva, Switzerland (2002)
- [19] EC, European Commission. “European guidelines on quality criteria for computed tomography”, Report EUR 16262 EN. Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (2000)
- [20] American Association of Physicists in Medicine(AAPM) Report No 96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. New York: AAPM (2008)

저 자 소 개

김 영 옥



고려대학교 의용과학대학원 이학석사 취득, 관심분야는 물리 및 방사선 선량관리이고 현재 분당서울대학교병원 영상의학과 재직 중이다.

주소: 경기도 성남시 구미동 300번지 분당서울대학교 병원 영상의학과

성 열 훈



가톨릭대학교 공학사, 공학석사, 의물리공학 박사취득, 관심분야는 의학물리 및 방사선 안전관리이고 현재 청주대학교 방사선학과 교수로 재직 중이다

주소: 충북 청주시 상당구 대성로 298번지 청주대학교 방사선학과