

## 인체 모형을 이용한 다중 검출기 컴퓨터단층촬영기기의 다양한 자동노출제어 시스템에 대한 연구

김영옥<sup>1</sup>, 성열훈<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>분당서울대학교병원 영상의학과, <sup>2</sup>청주대학교 방사선학과

### A Study on Various Automatic Exposure Control System in Multi-Detector Computed Tomography by Using Human Phantom

Yong-Ok Kim<sup>1</sup> and Youl-Hun Seoung<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Seoul National University Bundang Hospital

<sup>2</sup>Department of Radiological Science, Cheongju University

**요 약** 다중 검출기 컴퓨터단층촬영(multi-detector computed tomography; MDCT) 장비에서 이용되는 다양한 자동노출제어(automatic exposure control; AEC) 시스템에 대한 선량 감소 정도와 영상의 품질을 비교 평가하였다. 연구에 이용한 AEC 시스템은 General Electric(GE)사의 Auto-mA 3D, Philips사의 DoseRight, 그리고 Siemens사의 Care Dose 4D를 이용하였다. 모든 실험에서 X-선 노출 조건을 가능한 한 동일하게 하였다. 다양한 AEC 시스템에서 선량 감소 평가는 인체 모형을 이용하여 고정관류기법과 비교하여 평가하였다. 또한 영상 품질은 CT 계수(number)의 표준 편차를 이용하여 영상의 잡음을 측정하였다. 그 결과 AEC 시스템을 적용할 때 Auto-mA 3D는 35.3%, DoseRight는 58.2%, Care Dose 4D는 48.6%의 최대 선량감소가 있었으며, 영상품질에서는 Care Dose 4D의 강함/약함 (Strong/Weak)의 조합에서 유의한 차이가 없었다(P=0.269). 이런 다양한 AEC 시스템의 적용은 고품질의 영상을 유지하면서 선량을 감소 하는데 매우 유용 할 것이라고 사료된다.

**Abstract** The purpose of the study was to evaluation of the radiation dose reduction and the possibility of the maintainability of the adequate image quality using various automatic exposure control (AEC) systems in multi-detector computed tomography (MDCT). We used three AEC systems for the study: General Electric Healthcare (Auto-mA 3D), Philips Medical systems (DoseRight) and Siemens Medical Solutions (Care Dose 4D). 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 human phantom. The image quality of the phantom was evaluated with measuring the image noise (standard deviation) by insert regions of interests. Finally, when we applied to AEC for three manufacturers, the radiation dose reduction decreased each 35.3% in the Auto-mA 3D, 58.2% in the DoseRight, and 48.6% in the Care Dose 4D. And, there was not statistical significant difference among the image quality in the Strong/Weak of the Care Dose 4D(P=0.269). This applies to variety of the AEC systems which will be very useful to reduce the dose and to maintain the high quality.

**Key Words** : Multi-Detector Computed Tomography, Automatic Exposure Control, Radiation Dose Reduction, Image Quality

\*Corresponding Author : Youl-Hun Seoung

Tel: +82-10-2909-7974 email: radimage@cju.ac.kr

접수일 12년 01월 31일

수정일 12년 03월 07일

게재확정일 12년 04월 12일

## 1. 서론

인체의 병변을 진단하는데 사용되는 컴퓨터단층촬영(computed tomography; CT) 검사 시 적절한 X-선 노출 검사조건(scan parameter)의 선택은 낮은 방사선량으로 우수한 영상정보를 획득할 수 있다. 특히 최근에 도입된 다중검출기 컴퓨터단층촬영(multi-detector computed tomography; MDCT)들은 동일한 주사 매개변수라도 고식적 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 자동노출제어(automatic exposure control; AEC)장치가 등장하였다.

제조사들의 AEC 기법의 특징을 살펴보면, General Electric (GE)사의 AEC 시스템(일명 Auto-mA 3D)은 환자 크기 AEC와 Z-축 AEC를 합한 Auto-mA와 회전 AEC 인 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[3]. 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 환자위치(topogram 또는 survview 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, Y-축의 길이 차이가 많이 나는 부위에서 X-선관이 회전하는 동안 실시간으로 관전류를 조절하는 회전 AEC 기법이다. Z-DOM은 환자위치영상에 의한 환자의 Z-축을 따라 모든 절편에서 같은 영상 품질을 얻기 위해 Z-축의 관전류량을 조절하는 AEC 기법이다[4]. 이때 ACS는 독립적으로 사용할 수 있으며, ACS와 D-DOM 또는 Z-DOM의 조합으로 동시적용은 가능하지만 D-DOM과 Z-DOM의 동시적용은 불가능하다[5]. 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[6]. 예를 들어 설정 값이 약함/강함이면, 관전류의 변화는 얇은 부위에 대해서는 관전류가 감소하고,

두꺼운 부위 에서는 관전류가 증가하게 된다[7].

일반적으로 대형병원인 경우 여러 제조사의 CT 장비가 있음에도 불구하고 다양한 AEC 시스템 적용 유무에 따른 선량 감소 및 영상 품질 변화에 대한 비교 연구는 미흡한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 64 MDCT로 인체등가 모형을 이용하여 다양한 AEC 시스템의 방사선량의 감소(dose reduction; DR) 정도와 영상의 품질을 비교 평가하였다.

## 2. 실험장비 및 방법

### 2.1 실험장비

실험에 사용한 CT 장비는 각 제조회사의 64 MDCT를 사용하였다. 사용된 CT 장비의 종류는 LightSpeed VCT (General Electric, GE, USA), Brilliance (Philips, USA), 그리고 SOMATOM Definition (Siemens, Germany) 모델이다. 실험에 이용한 모형은 그림 1과 같이 인체 모형(KUPBU-50, Kyoto Kagaku Co. Ltd, Japan)으로 실물크기의 내장형 침단 합성 골격, 폐, 간, 종격과 신장으로 구성된 인체 등가 모형이다.



[그림 1] CT 갠트리 위의 인체 팬텀 설치  
[Fig. 1] Setting human phantom on the CT gantry

### 2.2 실험방법

모든 실험에서 X-선 노출 검사조건은 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 Auto-mA 3D의 AEC

GE사의 64 MDCT의 AEC 시스템은 X-선관의 360°

회전 영상 정보를 이용하는 Full mode와 360° 회전 영상 정보에 45° 회전 영상정보를 더하는 Plus mode가 있다 [8]. 아울러 환자 크기 AEC와 연계된 Z-축 AEC가 가능한 Auto-mA 3D 소프트웨어가 사용되고 있다. Auto-mA 3D는 환자위치영상 에서 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 사용자에 의해 수동설정이 가능하다. 최근에는 기존의 Auto-mA 외에 환자 크기 AEC와 회전 AEC가 가능한 Smart-mA가 추가로 개발되었다[9]. 따라서 본 연구에서는 Plus mode와 Full mode를 동시에 진행하였다. AEC 적용 시에는 두 가지 값을 변화시켜 Auto-mA만 사용하거나, Auto-mA와 Smart-mA를 동시에 적용하였으며, 이러한 조건과 고정관류기법을 비교하였다. 인체 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 DoseRight의 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[10]. 검사 방향은 발부터 머리 쪽으로 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 Care Dose 4D의 AEC

Siemens사의 64 MDCT의 AEC 시스템은 참조 관전류량에 기초한 방식이기 때문에 본 실험을 위해 흉부 모형 X-선 조사 시 유효관전류(mAs<sub>eff</sub>)를 100 mAs<sub>eff</sub>로 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 3 개의 조합으로 설정하

여 그 특징들을 알아보았다.

## 2.3 영상 품질 측정 방법

AEC 시스템이 영상 품질에 미치는 영향을 평가하기 위해서 고정관전류 기법과 AEC를 적용했을 때 얻어진 영상에 관심영역(region of interest; ROI)을 그려 영상 잡음을 측정하여 비교하였다.

각 제조사별 CT 장비에서 얻어진 영상의 잡음을 평가하기 위해서 Extended Brilliance Workspace (Version 3.5, Philips Medical Systems, The Netherlands)라는 소프트웨어를 이용하였다. 영상 평가 부위는 각 영상의 절편에서 중앙부와 주변부(동, 서, 남, 북 방향)로 하는 5 부위에 ROI를 수동으로 그린 후 자동 계산된 CT 계수의 표준편차 값으로 영상 잡음을 구한 후, 잡음의 평균값을 계산하였다. 이때 균일성(homogeneity)을 해치 지 않는 범위 내에서 ROI의 크기는 약 1 cm<sup>2</sup>설정하였다. 여기서 얻어진 영상의 잡음 값으로 상대적 영상 잡음(relative image noise)을 계산 하였고, 이 값은 고정관전류기법 사용 시 영상의 잡음 값을 기준으로 AEC 시스템과 비교하였다. 이렇게 측정된 잡음 값은 고정관전류기법과 비교하여 AEC 적용 시 영상의 잡음이 얼마나 변화하는지를 평가할 수 있게 변동계수(coefficient of variation; CV)를 (1-1)과 같이 산출하였다. 여기서  $\sigma$ 는 측정된 잡음의 표준편차값이고,  $\mu$ 는 잡음의 평균값을 의미한다.

$$CV = \frac{\sigma}{\mu} \times 100\% \quad \text{식 (1-1)}$$

GE, Philips사의 AEC 시스템과 같이 Z-축 AEC와 회전 AEC가 각각 구분되어 구성된 경우는 회전 AEC의 성능평가를 위해서 인체 모형에서 가장 균일한 부위에서 영상의 잡음을 평가하였다. ROI의 크기는 1 cm<sup>2</sup>로 하고 각 영상의 절편에서 중앙부와 주변부(동, 서, 남, 북 방향)의 5 부위를 평가하였다.

## 2.4 방사선량 측정 방법

CT에서 방사선량측정은 단일절편조사의 평균선량을 측정하기 위한 지표로 CTDI<sub>w</sub> (weighted CT dose index)와 여러 개의 절편조사에서 연속적인 영상사이의 간격이나 중첩을 고려한 CTDI<sub>vol</sub>이 있으며, (2-1)에서 CTDI<sub>w</sub>를 pitch로 나누어 준 값으로 단위는 mGy를 사용한다[11].

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad \text{식 (2-1)}$$

이때 Pitch는 (2-2)와 같다.

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

그리고 피사체에 조사된 모든 영상에 대한 총 선량 값으로 DLP (dose length product)이 있으며, (2-3)에서 CTDI<sub>vol</sub>에 조사된 거리를 곱하여 나타나며 단위는 mGy·cm가 사용된다[12].

$$DLP = CTDI_{vol} \times scan\_length \quad \text{식 (2-3)}$$

그 결과 값은 CT 장비에서 국제 의료영상표준(Digital Imaging and Communications Medicine; DICOM) 파일에 표시된 정보를 이용하여 자동으로 계산하여 기록하여 보여주고 있다[13]. 고정관전류기법과 AEC 적용 시 얻어진 DLP값으로 방사선량의 감소 정도를 (2-4)과 같이 계산하였다.

$$Dose\ reduction\ (DR) = \frac{DLP_{Fix-mA} - DLP_{AEC}}{DLP_{Fix-mA}} \times 100\% \quad \text{식 (2-4)}$$

## 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. 그리고 AEC 적용 전·후의 영상 품질 비교 평가는 대응표본 T 검정(paired t-test)를 사용하였다. 이 때, 통계적인 유의성은 P 값이 0.05보다 크게 나오면 그룹들 사이에 유의한 차이가 없다고 분석하였다.

## 3. 결 과

### 3.1 영상 품질 측정 결과

#### 3.1.1 AutomA 3D의 영상 품질

Full mode에서 고정관류기법과 비교해 평균 SD값과 CV값은 감소하였다. 잡음의 CV값은 고정관전류기법에 비해 AEC 기법인 Auto-mA는 24.7% (P=0.001), Auto-mA와 Smart-mA를 같이 적용한 경우에는 25.0% (P=0.001)로 더 낮게 측정 되었다[표 1].

[표 1] GE의 AEC 시스템에서 CT 영상의 변동계수와 영상 잡음의 표준편차 값에 대한 분석

[Table 1] Analysis on the standard deviation of image noise and the coefficient of variation for CT images in the GE AEC

Setting	GE AEC (AutomA 3D)			
	Mean	*SD	**CV[%]	P-value
off	9.62	3.44	32.6	-
AutomA	12.36	3.09	25.0	P=0.001
AutomA + SmartmA	13.03	3.23	24.7	P=0.001

\*Standard deviation, \*\*Coefficient of variation

또한 Plus mode에서 회전 AEC인 Smart-mA 성능평가는 가장 균일한 부위라고 판단된 요추 2~3번(절편 71번) 준위에서 이루어졌다. 이때 영상의 잡음 값은 중앙부에서 Auto-mA는 14.1, Auto-mA와 Smart-mA는 12.3으로 주변부에 비해 다소 높은 결과를 보였으며, 상대적인 영상의 잡음 값은 Smart-mA와 Auto-mA를 같이 적용하면 관전류의 감소는 물론 영상의 잡음의 변화도 더 적다는 것을 알 수 있다.

#### 3.1.2 DoseRight의 영상 품질

고정관류기법과 비교해 평균 SD값은 다소 증가하였지만, 잡음의 CV값은 고정관전류기법에 비해 ACS는 32.0% (P=0.001), ACS와 D-DOM를 같이 적용한 경우에는 27.2% (P=0.001)로 더 높게 측정 되었지만 ACS와 Z-DOM를 같이 적용한 경우에는 23.3% (P=0.015)로 낮게 측정 되었다[표 2]. 또한 회전 AEC인 D-DOM 성능 평가는 가장 균일한 부위라고 판단된 요추 2~3번(절편 5번) 준위에서 이루어졌다. 영상의 잡음 값은 중앙부에서 ACS는 4.5, ACS와 D-DOM 동작 시 5.2로 주변부에 비해 다소 높은 결과를 보였으며, 상대적인 영상의 잡음값은 주변부와 큰 차이가 없었다.

[표 2] Philips의 AEC 시스템에서 CT 영상의 변동계수와 영상 잡음의 표준편차 값에 대한 분석

[Table 2] Analysis on the standard deviation of image noise and the coefficient of variation for CT images in the Philips AEC

Setting	Philips AEC (DoseRight)			
	Mean	*SD	**CV[%]	P-value
Off	5.01	1.35	27.0	-
ACS	5.60	1.79	32.0	P=0.001
ACS+ D-DOM	6.01	1.63	27.2	P=0.001
ACS+ Z-DOM	6.75	1.57	23.3	P=0.015

\*Standard deviation, \*\*Coefficient of variation

### 3.1.3 Care Dose 4D의 영상 품질

고정관류기법과 비교해 평균 SD값은 다소 증가하였지만, 잡음의 CV값은 고정관류기법에 비해 약함/강함의 조합에서는 26.5% (P=0.045), 보통/보통의 조합에서 24.4% (P=0.048), 그리고 강함/약함의 조합에서는 24.5% (P=0.269)로 더 낮게 측정되었다[표 3].

[표 3] Siemens의 AEC 시스템에서 CT 영상의 변동계수와 영상 잡음의 표준편차 값에 대한 분석

[Table 3] Analysis on the standard deviation of image noise and the coefficient of variation for CT images in the Siemens AEC

Setting	Siemens AEC (Care Dose 4D)			
	Mean	SD	CV[%]	P-value
off	7.52	2.25	30.0	-
***W/S	8.70	2.30	26.5	P = 0.045
****A/A	9.93	2.42	24.4	P = 0.048
****S/W	10.9	2.68	24.5	P = 0.269

\*Standard deviation, \*\*Coefficient of variation

\*\*\*Weak/Strong, \*\*\*\*Average/Average, \*\*\*\*\*Strong/Weak

### 3.2 방사선량 측정 결과

#### 3.2.1 AutomA 3D의 방사선량

그림 2에서 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.

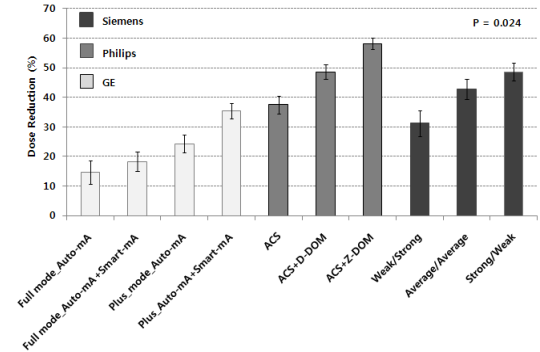
#### 3.2.2 DoseRight의 방사선량

그림 2에서 고정관류류 표준값에 비해 ACS 적용 시 방사선량 감소 값이 37.5%, ACS와 D-DOM은 48.6%, ACS와 Z-DOM은 58.3%로 측정되었다. 따라서 방사선량의 감소율은 ACS 적용 시보다 ACS와 D-DOM 혹은 Z-DOM을 동시에 적용 시에 더 많은 감소율을 보였다.

#### 3.2.3 Care Dose 4D의 방사선량

그림 2에서 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/약함

의 조합에서 방사선량 감소율은 48.6%로 제일 높게 측정되었다.



[그림 2] GE, Philips 그리고 Siemens사의 자동노출제어 시스템에 의한 방사선량 감소

[Fig. 2] The Dose reduction due to an AEC systems of the GE, the Philips and the Siemens

## 4. 결론 및 토의

CT 장비의 각 제조사들마다 AEC 시스템은 약간씩 다른 목적들을 가지고 있기 때문에 AEC 시스템의 영상 품질 준위를 정의하는 방식 차이가 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 것은 한계가 있다. 그러나 인체 모형 실험을 통해 모든 제조사들의 AEC 시스템이 평균 35.95±14%의 선량을 감소시키고 있음을 확인할 수 있었다(P=0.024). 특히 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, 공기रो가 가득 찬 폐 부위에서는 관전류가 감소되기 때문이다[14]. 따라서 결합된 AEC 기법의 형태가 방사선량 감소 효과에 더 큰 영향을 미친다는 것을 알 수 있었다. 그리고 선행된 AEC의 성능과 영상 품질을 평가하는 많은 연구에서는 재질이 균질한 모형이나 임상영상을 이용하고 있었다[15]. 그러나 본 연구에서는 인체등가 모형을 이용하여 환자 크기와 회전 AEC 기법 그리고 Z-축 AEC 기법을 각각 적용하고, 동시에 적용하는 등의 방법으로 설정값을 다양하게 바꾸어 실험하여 각각의 영상 품질을 평가하였

다. 그 결과 GE사의 AEC 기법인 Auto-mA 3D와 Philips사의 AEC 기법인 DoseRight는 영상잡음에 유의한 차이를 보였다( $P=0.001$ ). 이는 선행된 연구들에서 일반적으로 AEC을 사용하면 잡음이 증가한다고 보고와 일치하고 있었다[16]. 그러나 Siemens사의 AEC 기법인 Care Dose 4D는 강함/약함의 조합에서는 P 값이 0.269로 유의한 차이 없이 각 절편에서 영상잡음을 일정하게 유지시키고 있어 우수한 영상의 질을 획득하고 있었다. 따라서 이런 다양한 AEC 시스템의 적용은 고품질의 영상을 유지하면서 선량을 감소하는데 매우 유용 할 것이라고 사료된다.

## References

- [1] Dawson, P. "Patient dose in multi-slice CT: Why is it increasing and does it matter?", Br J Radiol, 77, pp. S10-13, 2004.
- [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, pp. 472-478, 2004.
- [3] Namasivayama, S. Kalraa, 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, pp. 2221-2225, 2008.
- [4] Nicholas, K. "report 05016: CT canner automatic exposure control systems", MHRA, 2005.
- [5] Lewis, M. Keat, N. and Edyvean, S. "Report 06013: 32 to 64 slice CT scanner comparison report version 14", London, England ImPACT, 2006.
- [6] 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, pp. 673-79, 2006.
- [7] 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, pp. 171-181, 2005.
- [8] 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, pp. 990-995, 2007.
- [9] McCollough, C. H. Bruesewitz, M. R. and Kofler, J. M. "CT dose reduction and dose management tools: overview of available options", Radio- graphics, 26, pp. 503-512, 2006.
- [10] 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), pp. 828-834, 2006.
- [11] 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.
- [12] 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.
- [13] American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No 96. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. New York: AAPM, 2008.
- [14] Kalra, M. K. Maher, M. M. Toth, T. L. and et al. "Strategies for CT radiation dose optimization", Radiology, 230, pp. 619-628, 2004.
- [15] Söderberg, M. and Gunnarsson, M. "Automatic exposure control in computed tomography an evaluation of systems from different manu-facturers. Acta Radiologica, 6, pp. 625-634, 2010.
- [16] Mulken, 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, pp. 213-223, 2005.

김 영 옥(Yong-Ok Kim)

[정회원]



- 2003년 2월 : 고려대학교 보건대학 방사선과 (보건학사)
- 2010년 2월 : 고려대학교 의용과학대학원 의학물리학과 (이학석사)
- 2003년 3월 ~ 현재 : 분당서울대학교병원 영상의학과 재직 중

<관심분야>  
의학물리, 컴퓨터단층영상학

성 열 훈(Youl-Hun Seoung)

[정회원]



- 2002년 2월 : 가톨릭대학교 정보통신공학과 (공학사)
- 2005년 8월 : 가톨릭대학교 일반대학원 컴퓨터공학 (공학석사)
- 2010년 8월 : 가톨릭대학교 일반대학원 의학물리공학 (의학박사)
- 2011년 3월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학과 교수

<관심분야>

디지털의료영상정보, 의학물리, 방사선영상학